

論文 / 著書情報  
Article / Book Information

|                   |   |
|-------------------|---|
| 題目(和文)            | EOGを用いた視線入力インタフェースの研究   |
| Title(English)    |   |
| 著者(和文)            | 真鍋宏幸  |
| Author(English)   | Hiroyuki Manabe   |
| 出典(和文)            | 学位:博士(工学),<br>学位授与機関:東京工業大学,<br>報告番号:甲第9885号,<br>授与年月日:2015年3月26日,<br>学位の種別:課程博士,<br>審査員:八木 透,井村 順一,篠田 浩一,中島 求,宮崎 祐介  |
| Citation(English) | Degree:.,<br>Conferring organization: Tokyo Institute of Technology,<br>Report number:甲第9885号,<br>Conferred date:2015/3/26,<br>Degree Type:Course doctor,<br>Examiner:,,,,, |
| 学位種別(和文)          | 博士論文  |
| Type(English)     | Doctoral Thesis   |

平成26年度 学位論文

EOGを用いた視線入力インタフェースの研究

指導教員 八木 透 准教授

東京工業大学

情報理工学研究科 情報環境学専攻

真鍋 宏幸

# 目次

|                                 |           |
|---------------------------------|-----------|
| <b>第 1 章 緒論</b>                 | <b>1</b>  |
| 1.1 将来の日常生活                     | 1         |
| 1.1.1 未来の日常生活と視線入力インタフェース       | 4         |
| 1.2 視線と眼球運動                     | 6         |
| 1.2.1 視線の応用事例                   | 9         |
| 1.3 視線計測                        | 10        |
| 1.3.1 計測手法                      | 10        |
| 1.3.2 計測デバイスの様式                 | 12        |
| 1.3.3 デバイスの実例                   | 13        |
| 1.4 EOG 法による視線計測                | 15        |
| 1.4.1 EOG 法の利点と課題               | 17        |
| 1.5 本研究の目的と本論文の構成               | 19        |
| <b>第 2 章 EOG の非線形性を利用した視線推定</b> | <b>22</b> |
| 2.1 はじめに                        | 22        |
| 2.1.1 従来の視線推定手法                 | 25        |
| 2.2 提案手法                        | 27        |
| 2.2.1 非線形モデルに基づく視線推定            | 28        |
| 2.2.2 非線形関数の推定                  | 29        |
| 2.2.3 精度向上に向けた改良                | 29        |
| 2.3 評価                          | 31        |
| 2.3.1 実験条件                      | 31        |
| 2.3.2 計測した EOG                  | 32        |
| 2.3.3 EOG の非線形性                 | 33        |

|            |                                    |           |
|------------|------------------------------------|-----------|
| 2.3.4      | 視線角度の推定 . . . . .                  | 36        |
| 2.4        | 議論 . . . . .                       | 44        |
| 2.5        | 結論 . . . . .                       | 45        |
| <b>第3章</b> | <b>ヘッドホン/イヤホンを用いた視線推定</b>          | <b>46</b> |
| 3.1        | はじめに . . . . .                     | 46        |
| 3.2        | ヘッドホン/イヤホン装着部位からの EOG 計測 . . . . . | 48        |
| 3.2.1      | 耳介周辺での EOG 計測 . . . . .            | 49        |
| 3.2.2      | 外耳道及びその近傍の耳介での EOG 計測 . . . . .    | 50        |
| 3.2.3      | 課題 . . . . .                       | 51        |
| 3.3        | 複数の EOG を用いた視線推定 . . . . .         | 56        |
| 3.3.1      | 原理 . . . . .                       | 56        |
| 3.3.2      | 評価 . . . . .                       | 58        |
| 3.3.3      | 議論 . . . . .                       | 61        |
| 3.4        | 実装 . . . . .                       | 62        |
| 3.5        | 結論 . . . . .                       | 63        |
| <b>第4章</b> | <b>導電性ゴムを用いたイヤホン EOG</b>           | <b>65</b> |
| 4.1        | はじめに . . . . .                     | 65        |
| 4.2        | 関連研究 . . . . .                     | 66        |
| 4.3        | 評価を行ったプロトタイプ . . . . .             | 68        |
| 4.4        | 基礎的評価 . . . . .                    | 70        |
| 4.4.1      | 実験手順 . . . . .                     | 70        |
| 4.4.2      | 電極電位のバランス . . . . .                | 72        |
| 4.4.3      | 計測した EOG . . . . .                 | 72        |
| 4.4.4      | 基線の安定性 . . . . .                   | 73        |
| 4.4.5      | モーションアーチファクト . . . . .             | 74        |
| 4.5        | 実用的評価 . . . . .                    | 75        |
| 4.5.1      | ユーザへの適合性 . . . . .                 | 76        |
| 4.5.2      | 日常生活におけるモーションアーチファクト . . . . .     | 80        |

|                                  |            |
|----------------------------------|------------|
|                                  | iii        |
| 4.6 議論 . . . . .                 | 85         |
| 4.7 結論 . . . . .                 | 89         |
| <b>第 5 章 視線を用いたアプリケーション</b>      | <b>91</b>  |
| 5.1 ミダスタッチ問題 . . . . .           | 91         |
| 5.2 アプリケーション事例 . . . . .         | 93         |
| 5.3 本研究で製作したアプリケーション . . . . .   | 95         |
| 5.3.1 注視対象物の読み取り . . . . .       | 96         |
| 5.3.2 視線ジェスチャによるコマンド入力 . . . . . | 98         |
| 5.3.3 音を併用した選択 . . . . .         | 100        |
| <b>第 6 章 結論</b>                  | <b>105</b> |
| 6.1 本研究における到達点と残された課題 . . . . .  | 105        |
| 6.2 本研究の意義と与え得る影響 . . . . .      | 109        |
| <b>参考文献</b>                      | <b>112</b> |
| <b>関連業績</b>                      | <b>130</b> |
| <b>謝辞</b>                        | <b>132</b> |

# 第1章

## 緒論

人は五感を通じて外界の情報を受け取っている。“百聞は一見にしかず”ということわざにも表れているように、視覚は五感の中で、最も多くの情報を受け取っているとされている<sup>1</sup>。一方で、“目は口ほどに物を言う”ということわざもある。つまり人の目は、感覚器であると同時に、自らの意識や意図を外界に表出する器官でもある。本研究で取り組む視線入力インタフェースは、後者の役割に着目し、ユーザの意図を検出するために視線を積極的に活用しようとするものである。

初期の計算機が登場してから、パーソナルコンピュータ、そしてスマートフォンへと変遷していく中で、我々はコンピュータを日常生活の中に取り込み、その利便性を飛躍的に高めてきた。現在では、コンピュータの低廉化やネットワークの高度化、また GUI (Graphical User Interface) の普及などにより、誰もがいつでもどこでも所望の情報にアクセスできるようになっている。さらなる利便性の向上を目指し、技術はさらに高度化していく。例えば、コップや家具など実環境中にある様々なオブジェクトにコンピュータが埋め込まれ、ユーザはそれらのオブジェクトと直接インタラクションすることができるようになっていくだろう。そのような将来では、GUI に変わる新たなインタラクション手法が必要であり、視線入力インタフェースはそのための重要な1つ手段となる。

### 1.1 将来の日常生活

2015年の現在、スマートフォンが広く普及しており、フィーチャーフォンと呼ばれる旧来型の携帯電話の姿は見かけなりつつある。“いつでもどこでも”できることは格段に増えており、特定の場所に縛られることは少なくなった。代表的なスマートフォンである Apple の iPhone が

---

<sup>1</sup>人が五感を使って受け取る情報のうち視覚が 83%を占めるという説や、コミュニケーションで交わされるメッセージ全体のうち、主に視覚で受け取るノンバーバル言語が 65%以上を占める [5] などの説がある。

発表された2007年1月から10年弱の年月で、我々の日常生活は一変した、と言ってもよいだろう。さらに遡り、携帯電話が普及し始める前の1990年代前半当時から考えれば、現在の日常生活はまるで別世界のように感じられるかもしれない。我々の日常生活に大きな革新をもたらす技術の進展はめざましい。未来の我々は、今はまだ想像できないような日常生活を、当たり前のように過ごすことになるだろう。

スマートフォンが登場する前には、PDA (Personal Digital Assistance) があり、携帯電話が登場する前には、自動車電話があった。技術は幾重にも積み重なって進展していくものであり、将来の日常生活も、今日の技術がさらに発展し、広く普及した中で営まれるはずである。そこで、今ある技術や概念、トレンドの中から、ユビキタスコンピューティング、ウェアラブルコンピューティング、パーソナルファブ리케이션に着目し、将来の日常生活について考える。

### ユビキタスコンピューティング

1991年に M. Weiser は、後に大きな影響を与えることになる論文 [6] を発表した。彼が提唱したユビキタスコンピューティングは、無線で接続された無数のコンピュータが生活の中に溶け込み、ユーザはそれらを意識することなく利用する、というものであった。その後、様々な研究が行われてきており、実環境とのインタラクション手法として、実世界指向インタフェース [7] や、タンジブルインタフェース [8] などが提案されてきた。実写映像に CG を重ね合わせる Augmented reality (AR) [9] も、実環境とのインタラクションを実現する方法の1つである。近年では、環境中の様々な表面上で入出力が行える WorldKit [10] や、部屋全体がインタラクティブな空間となる RoomAlive [11] などが提案されている。また、AR マーカ [12] やタグ [13]、マーカーレスでの画像認識技術 [14]、ミューチップ [15] などは、個々のオブジェクトを識別するのに有用である。

さらに、計算機の小型化や低消費電力化、無線通信技術の発展などにより、Internet of Things (IoT) [16] も実現されつつある。このような状況を考えれば、様々なスマートオブジェクトに取り囲まれ、それらとインタラクションしながら日常生活を送る、という未来を容易に想像することができる。

## ウェアラブルコンピューティング

1990年代に、MIT メディアラボからウェアラブルコンピューティングが提案されている [17]. 常時 ON のデバイスを常に身につけることで、ユーザはいつでもどこでも素早く情報にアクセスすることができるようになる. 指輪型のキーボード [18] や、指差しにより機器を特定した後に手指のジェスチャで操作を行う指輪型のデバイス [19], ユーザの腕をタップすることで入力を行う Skinput[20] など、様々な入力手法が提案されてきた.

脳波や筋電信号など、電極を用いて計測される電気的な生体信号を利用した入力手法は、肢体不自由者向けの入力デバイスとして検討されることが多かったが、ウェアラブルコンピューティングに適用することもできる [21, 22]. 近年では、脳波を利用した necomimi<sup>2</sup>や、筋電信号を利用した Myo<sup>3</sup>など、健常者を対象とした製品が登場してきており、電極を用いた入力デバイスが違和感なく受け入れられる日も近いと考えられる.

一方の出力手法については、2013年から提供が開始された Google Glass<sup>4</sup>をはじめとする HMD (Head Mounted Display) やスマートウォッチ (例えば、Sony SmartWatch 3<sup>5</sup>や、Samsung Galaxy Gear<sup>6</sup>など) の技術開発、製品発売が活発化してきている. 日常生活で常時利用可能な出力デバイスとして、すでにヘッドホンがあるが (例えば、ヘッドホンを用いたオーディオナビゲーション [23]), 映像を出力できる HMD やスマートウォッチが広く普及する頃には、さらに多様なインタラクションが実現されているだろう.

## パーソナルファブリケーション

パーソナルファブリケーション [24, 25, 26] は、N. Gershenfeld らが提唱する個人によるものづくりのことである. 従来は高価であった 3D プリンタ、レーザカッターなどの加工機械の急速な低価格下、それらの機械を安価に利用できる場 (例えばファブラボ<sup>7</sup>) の登場、Arduino<sup>8</sup>など手軽に開発を行えるマイコンや Processing<sup>9</sup>など初心者でも扱えるプログラミング言語などの登場により、ユーザ個人で製作可能な領域が大きく広がっている. 近年では、インクジェットプ

---

<sup>2</sup><http://jp.necomimi.com/news/index.html>

<sup>3</sup><https://www.thalmic.com/en/myo/>

<sup>4</sup><https://www.google.com/glass/start/>

<sup>5</sup><http://www.sonymobile.co.jp/product/smartwear/swr50/>

<sup>6</sup><http://www.samsung.com/jp/consumer/mobilephone/gear/gear/SM-V7000ZKADCM>

<sup>7</sup><http://fablabjapan.org/>

<sup>8</sup><http://www.arduino.cc/>

<sup>9</sup><https://www.processing.org/>

リントを用いた電気回路の作成 [27], 3D プリンタによる光学部材の直接的な組み込み [28], さらにディスプレイそのものの製作 [29] などが行えるようになってきている。

ユーザが簡単かつ安価に実用的なレベルで製作できるようになれば, これまでのように企業が大量生産した画一的な製品だけでなく, ユーザの好みやニーズに合わせた多種多様なデバイスが日常生活の中で利用されていくだろう。

### 1.1.1 未来の日常生活と視線入力インタフェース

ユビキタスコンピューティング, ウェアラブルコンピューティング, そしてパーソナルファブリケーションは今後間違いなく発展し, 我々の日常生活に大きな影響を与えていくことになる。家電はさらに知的に動作するようになり, 身の回りの日用品の多くにコンピュータが搭載されていく。テレビなどのように, 特定のオブジェクトとユーザが直接インタラクションすることもあれば, 部屋の温度管理などのように, 特定のオブジェクトを意識しない場合もあるだろう。ユーザが能動的に入力を行う場合もあるだろうし, 環境側がユーザの意図を汲んで自動的に何らかの動作を行うこともあるだろう。入力には複数の手段が用意されており, ユーザは状況に応じて適切な手段を選ぶことができる。ジョギング中には, 身につけた複数のウェアラブルデバイスの中から最も適したものを用いて入力を行い, ソファでくつろいでいる時には環境側に用意されている入力手段が用いられる。同様に, ユーザが情報を引き出す場合や環境側からユーザに情報を出力する場合も, HMD に提示するのか, ヘッドホンを介して提示するのか, 環境中にあるディスプレイを使うのか, など状況に応じて適切な出力が選択される。ユーザは自らの状況に応じて, カスタマイズされた入出力デバイスや, 好みのインタラクションシステムを製作していくこともできるため, この状況は加速していく。

テレビやエアコンなどの家電だけでなく, カーテンや壁, さらに家具や文具・工具, 日用品, あるいは書類など, 家庭内でユーザがインタラクション可能なオブジェクトの範囲は格段に広がる。家から出た場合には, 交通標識や店の看板, 建物や銅像, スーパーマーケットで陳列されている商品や博物館の展示品, すれ違う人々などとも, 今以上のインタラクションを行うことができるようになるだろう。

このような未来では, 視線が重要な役割を果たすようになる。視線は, ユーザの意図や状況を素早く適切に把握するために用いられる。例えば, ユーザが電源を入れるコマンドを入力した時に, 対象となる機器が何なのかを視線から判断することができる。視線を用いることで,

操作対象となる無数の機器の中から、労力を要することなく素早く正確に所望の機器を選択できるようになる。また、公共ディスプレイを見ている時のユーザの視線から、ユーザが興味を持つコンテンツの詳細情報を提示することもできる。逆に、積極的に配信される情報の中から、ユーザが興味のないものを排除することもできる。例えば、多数の店が並ぶ通りを歩けば、各店舗から様々な広告がユーザに届くことになる。ユーザのディスプレイは、多数の広告で埋まってしまい、役に立たなくなってしまう。ここでユーザが見た店、看板に限って情報を提示していけば、そのような問題を解決することができる。さらに、運転時や学習時の視線から、ユーザの疲労度や集中度合いを判定し、危険を回避したり、より効率的な時間配分の提案やタスク実行の支援などが行えるようになるだろう。

また、視線を能動的に動かすことができる点に着目すれば、視線の動きをジェスチャとして認識し、ハンズフリーかつボイスフリーな入力手段として利用することもできる。両手が荷物でふさがっている状況や、料理中など両手が濡れているもしくは汚れている状況などで、ハンズフリーな入力手段は有益である。また、運転中や日曜大工などの作業中であっても同様である。音声入力はハンズフリー入力の有力な手段として知られているが、常に音声入力を利用できるとは限らない。雑音環境下はもちろん、逆に静粛さが求められる場面では音声入力は利用できない。また、システムからの問い合わせにユーザが応答する時だけでなく、ユーザが自発的に入力する時も入力対象とするならば、音声入力は常時 ON でなければならない。そうした場合には、入力を意図しない音声による誤入力を避けるために、入力前に特定の合図を送ることが取り決められていることが多い。例えば Google Glass では、“ok glass” というフレーズが用いられている。しかし、多くの人が Google Glass を利用するようになったら、他人の“ok glass”で自分の Google Glass が反応してしまう。一人一人が別なフレーズを用いれば解決できるが、候補となる適切なフレーズはそれほど多くはない。さらに音声入力では、入力内容を他人に知られてしまうという問題もある。このような音声入力をを用いることが不適切な場面においても、視線によるジェスチャ入力は有効に機能する。多種多様な入力手段をユーザに提供し、状況に応じてユーザが適切な手段を選択できることが重要である。

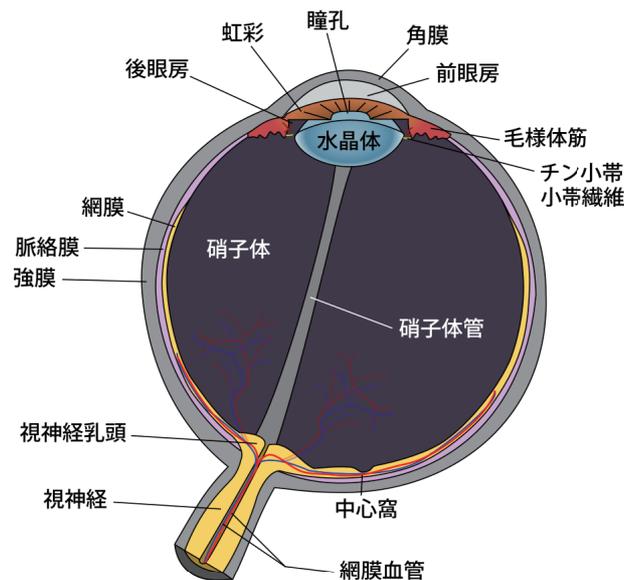
視線入力インタフェースは、ユーザの視線を計測し、それをユーザの入力として積極的に利用した入力手段のことである。すでに視線入力インタフェースは、ALS (amyotrophic lateral sclerosis. 筋萎縮性側索硬化症) 患者のような重度肢体不自由者で利用されているが、本論文で取り組むのは、将来の日常生活の中で一般のユーザが利用するための視線入力インタフェー

スである。後述するように、装着型の視線計測デバイスはすでに存在する。必要な時にそれらのデバイスを装着もしくは起動して視線計測を行えば、日常生活の中に視線入力インタフェースを導入することができる。それに対し、本論文で目指す視線入力インタフェースでは、常時 ON となっている視線計測デバイスを日常生活の中で常時装着しておき、ユーザの意図を即座に検出する。両者の違いは、視線入力インタフェースを利用する前に、ユーザの明示的な操作が必要であるか否かにある。後者であれば、視線入力インタフェースを用いた入力を、より素早く行うことができるのは明らかであるが、メリットはそれだけに限らない。視線入力インタフェースを利用するための障壁が低くなることに伴い、利用が促進され、視線入力インタフェースによる利便性を多くの人々が享受できるようになるだろう。また、常時ユーザの視線を観察することで、ユーザ自身が気づかない変化やユーザが明示的に行動を起こす前の予兆などを検出することができるようになるだろう。このような状況になれば、現在想定しているアプリケーションだけでなく、さらに多様なアプリケーションが生まれてくるに違いない。

常時 ON なデバイスを常時携帯するようになったことで、人々の生活スタイルが激変した好例に携帯電話がある。ユーザが電話をかけたいと考えた時、固定電話のある場所まで移動すれば、ユーザは電話をかけることができた。それに対して携帯電話では、手に持っている携帯電話を使って電話をかけることができる。電話をかけるまでの時間は短縮されたが、どちらの場合であっても電話をかけることができる。しかし、コミュニケーションを取るためのコストが激減したことによって、人々のコミュニケーションに対する考え方は大きく変わった。また、携帯電話の利用が進むにつれ、当初想定されていたコミュニケーション以外にも、様々なアプリケーションが登場するようになった。PC とスマートフォンを対比させて考えた場合も同様である。タスクやアプリケーションを実行するまでの煩わしさを解消し、そのために要する時間を短縮することのメリットは、単にタスク完了時間が短縮されるだけではなく、我々の生活に変革をもたらされることである。これはまさしく、ウェアラブルコンピューティングで目指すところである。本研究では、常時 ON で常時装着が可能な視線計測手法を開発し、それを日常生活の中に導入することで、未来の日常生活の利便性向上に貢献することを目指す。

## 1.2 視線と眼球運動

人の眼球の構造を図 1.1 に示す。外界の光は角膜や水晶体を經由し、網膜に到達する。光刺激は網膜にある視細胞によって電気信号に変換され、視神経を通じて中枢へと伝えられる。視細

図 1.1: 眼の構造<sup>11</sup>.

胞は網膜上に一様に分布しているのではなく、中心窩で密度が高くなっている。そのため、中心窩に結像する光刺激は、高い空間分解能で知覚することができる。対象物を注視するということは、対象物からの光線を中心窩で結像させることである（注視している点を注視点<sup>10</sup>と呼ぶ）。中心窩は視角  $5^\circ$  程度<sup>12</sup>であり、中でも特に解像度の高い領域は  $1.2^\circ$  程度 [31] である。なお、中心窩から  $20^\circ$  程度の領域は中心視野（それ以外の領域は周辺視野）と呼ばれる。眼球には、注視軸、光軸、瞳孔中心線など様々な軸や線を定義することができるが、注視点と中心窩を結ぶ線が視線（もしくは視軸）である [32]。

眼球もしくは頭部を移動させることで、注視点を移動させることができる。眼球運動と頭部運動の分担比は条件によって変わり、およそ  $15^\circ$  以下であれば目中心、それを超える場合には頭中心の見方となる [30]。眼球には、外直筋、内直筋、上直筋、下直筋、下斜筋、上斜筋の6本の筋肉が接続されており、それらの筋が機能することで、眼球は3軸の回転を行うことができる。ただし、眼球は一点を中心として回転する構造とはなっていないため、厳密な回転中心が

<sup>10</sup>注視（固視）中であっても眼球はわずかに動いている。そのため注視点を一点に決定するためには、注視点が空間的に一定の範囲内に収まっている、眼球運動の速度が一定の範囲内に収まっている、などの基準が用いられる [30]。なお、文献 [30] では注視と固視どちらも“fixation”を当てており、本論文では厳密に区別する必要がない限り、両者は同一のものとして扱い、使い分けは慣例に従う。

<sup>11</sup>[http://ja.wikipedia.org/wiki/ファイル:Schematic\\_diagram\\_of\\_the\\_human\\_eye\\_ja.svg](http://ja.wikipedia.org/wiki/ファイル:Schematic_diagram_of_the_human_eye_ja.svg)

<sup>12</sup>視角は物体（の大きさ）と目がなす角度のことであり、見た目上の大きさを表す。月の場合、視角は約  $0.5^\circ$  である。

あるわけではない。一般的に、眼球を上／下に向ける運動は上転／下転，外／内側に向ける運動は外転／内転，眼球の（角膜を前，網膜が後ろとしたときの）前後の軸を中心とした回転運動は回旋と呼ばれている<sup>13</sup>。眼球の運動の自由度は高く，かつ能動的な眼球運動も可能であるが，完全に自由なわけではない。実際の眼球運動では，以下のような分類される運動（固視は運動ではなく状態）が観測される。さらに細かな分類がなされることもあるが，ここでは触れない。

- サッケード (saccade)
- 滑動性眼球運動 (smooth pursuit eye movement)
- 前庭動眼反射 (vestibulo-ocular reflex)
- 視運動性眼振 (optokinetic nystagmus)
- 輻輳・開散 (vergence eye movement)
- 固視 (fixation)

以下で簡単に，それぞれについて説明する。詳しくは文献 [30, 33, 34, 35] などを参照されたい。サッケードは，サッカードもしくは衝動性眼球運動などとも呼ばれており，短時間での高速な眼球運動のことである。最大速度は  $600^\circ/\text{s}$  を超えることもある [33]。サッケードとサッカードの間は，固視の状態となる。サッケードは，風景を見る，物を探す，本を読むなど，日常生活の多くの場面で観測され，その頻度は1秒当たりおよそ3回である [34]。サッケード中は視覚刺激への感度が抑制される（サッケード抑制）が，完全に知覚できなくなるわけではない [30, 36]。

滑動性眼球運動は，追従性眼球運動とも呼ばれており，ゆっくりと動く対象物に視線を追従させる時に起こる眼球運動である。サッケードとは異なり，視線の軌跡は滑らかなものとなる。最大追従速度は  $50^\circ/\text{s}$  程度であり，それを超える速度の場合にはサッケードに切り替わる [33]。滑動性眼球運動には運動視覚刺激の存在が必須であり [33]，追尾対象の物体がない場合に意識的に滑動性眼球運動を行うことはできない [32]。

眼球を動かさずに頭部が回転した場合，網膜上に投影される像は頭部の回転に合わせて移動することになる。そのままでは頭部の回転によって像が不安定になり，注視対象を中心窩で捉

---

<sup>13</sup>角膜を前，網膜が後ろとすれば，上転／下転がピッチ，外転／内転がヨー，回旋はロールにあたる。

え続けることができない。前庭動眼反射は、頭部の回転を補償する眼球運動であり、これにより網膜上の像を安定化させることができる。

視運動性眼振は、動いている電車や車の窓から外の景色を見ているときなどに観察される眼球運動であり、流れる景色を追う遅い緩徐相と、逆向きの急速相の2種類の成分からなる。前庭動眼反射と同じく代償性眼球運動の一種である。

上記の眼球運動は、両眼の共役的な運動であったのに対し、輻輳・開散は非共役的な運動である。対象物までの距離が近い場合に、両眼が内転するのが輻輳、逆に距離が遠い場合の両眼の外転が開散である。輻輳から対象物までの奥行きの手がかりをつかむことができる。

固視は、停留とも呼ばれており、視線が一点を注視している状態である。この場合であっても、眼球は完全に停止してはおらず、細かな運動（固視微動）が行われている。

### 1.2.1 視線の応用事例

視線は様々な分野で応用されている。R. H. S. Carpenter は “The oculomotor system is a microcosm of the brain” と述べており [37]、特に認知心理学の分野では、視線を用いた研究が数多く行われてきた。文献 [38] には、注意やワーキングメモリ、学習、長期記憶、意思決定を含む認知処理の影響を受けるサッケードから、認知メカニズムを探る研究例が紹介されている。ビジュアルサーチや読書など、より高度なタスクを用いた研究例は、文献 [39] にまとめられている。文献 [40] では、複雑な実世界の景色を人はどのように認知するのか、そのための手法や得られた知見が述べられている。そこで得られる知見は、認知心理学や視覚神経科学だけでなく、マシンビジョンの観点からも重要である。より広範な知見については、文献 [30, 31, 35, 41] などを参照されたい。

具体的な研究例として例えば、文字を読むときの停留位置と停留時間の関係の調査 [42] や、文書読解モデルの提案 [43] などが行われている。Noton らは、視線の動きに特定のパターンがあることを発見し、それをスキャンパスと名付けた [44]。今日では、スキャンパスは特徴的な視線パターンという意味で広く使われている [32]。他にも、人が注目する領域の自動推定 [45] や、逆に視線を誘導する研究 [46] などもある。

また、視線は眼振などの眼球運動障害の検査 [47] に用いられるのはもちろんのこと、自閉症児への適用も試みられており [30]、自閉症のリスク指標として有用であることが示されている [48]。

視線はコミュニケーションにおいて重要な役割を担っている。視線計測によって自然なコミュニケーションが阻害されるのを避けるために、多くの研究では観察者が主観的に視線方向を決定してきた [32] が、近年では、視線計測装置を活用した研究が行われている [49, 50]。また、遠隔コミュニケーションでアイコンタクトを実現する研究 [51] なども行われている。

工学に近い領域や実用的な場面で、視線を利用する研究も数多い。例えば、ユーザの視線情報を利用することで、Web ページ [52] や広告 [53] のデザインを改善することが行われている。また、様々な状況下での熟練者の視線の動きの分析や初心者との比較などが行われている。例えば、将棋 [54] やビデオゲームのパックマン [55] だけでなく、有視界飛行時のパイロット [56] やクリケット [57] においても視線計測が行われている。より安全な運転技術の習得を目的とした運転中のドライバーの視線計測 [58] や、ドライバーの疲労検出 [59] などもある。また、地下鉄駅舎内を歩行した時の視線を、装着型の視線計測装置を用いて計測した例 [60] もある。

本論文で扱う視線入力インタフェースでは、視線をユーザの入力手段として積極的に利用する。数多くの研究 [61, 62, 63, 64] がなされており、例えば、視線を用いることで、マウスよりも素早い選択が可能 [65] となったり、ハンズフリー／ボイスフリーでの入力 [2] を実現することができる。また、視線入力オートフォーカス機構が搭載された一眼レフカメラが市販されたこともある [66]。第5章で、視線入力インタフェースのアプリケーションについて詳しく述べる。

## 1.3 視線計測

視線入力インタフェースを実現する第一歩は、視線を計測することである。異なる原理に基づく、いくつかの計測手法が知られている。ここでは、それらの手法の計測原理と、計測デバイスの実例を紹介する。

### 1.3.1 計測手法

視線計測手法には、大きく分けて光学的／電氣的／物理的手法の3種類がある。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 [67]、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ー法 [68] のほか、赤外光の代わりに周囲の環境光を利用した手法 [69] が知られている。

眼球の形状は球体に近いが、角膜が飛び出ているため、完全な球ではない。そして、角膜の

曲率中心と、眼球の回旋中心は一致していない。そのため、外部から角膜に向けて光を照射すると、角膜で反射する光の位置が眼球の回転に応じて変化する。この原理を利用した視線計測手法が角膜反射法である。計測デバイスは、光源と眼球を撮影するカメラで構成され、角膜での光の反射像（プルキニエ像）の位置から視線を推定する。計測精度を高めるため、計測前にあらかじめ準備した多数のターゲットを順に注視するキャリブレーションが必要となるが、その手間を低減する手法が提案されている。例えば、一点キャリブレーション [70] や、キャリブレーションフリーでの計測 [71] などがある。また、公共ディスプレイへの適用を想定し、移動するターゲットを目で追う動きをキャリブレーションに用いることで、ユーザにキャリブレーションを意識させない方法 [72] もある。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。

角膜と強膜で光の反射率が異なることを利用するのが、強膜トラッカー法である。角膜と強膜境界付近に光を照射しておき、その反射光の強度を検出する。眼球が回転することで、光の照射範囲内での角膜と強膜の比率は変化する。角膜の割合が増えれば反射光強度は低下し、逆に強膜の割合が増えれば光の強度が増す。通常は、メガネのフレームに、LED などの光源とフォトダイオードなどの受光素子のペアを複数設置した構成を取るが、環境光を光源として利用し、メガネのレンズに太陽電池を貼付する方法 [73] も提案されている。

人が他者の視線を把握するのと同様に、RGB カメラを用いて視線を計測する手法は、角膜反射法ほどの計測精度を得ることは難しいが、特別なハードウェアを必要としない点で優れている。そのため、視線計測を想定していない、スマートフォンやタブレットなどのカメラ付きデバイスであっても、視線計測を行うことができる [59, 74]。RGB カメラではなく、赤外線カメラを用いて瞳孔を検出する手法 [75] も考案されている。カメラを用いた視線計測手法は VOG (video-oculography) と呼ばれることもある。

電気的手法である EOG 法 (electrooculography) は、眼球近傍に複数の電極を貼付し、眼球運動に伴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く、高速サンプリングも可能なため、医療分野で用いられている [76, 77]。EOG 法については後で詳述する。

一方、物理的手法には、一様な磁界内にいるユーザの角膜にコイルを装着し、眼球運動に伴ってコイルに生じる誘導電流を利用するサーチコイル法や、角膜反射法において反射光の強度を増大させるために、微小な鏡を角膜に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く、日常的な長時間計測には適さない。

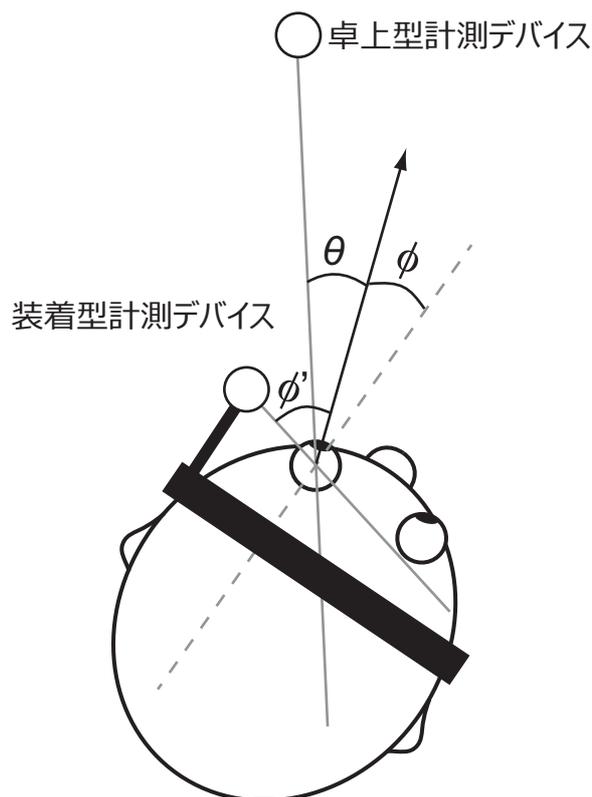


図 1.2: 視線計測デバイスが算出する角度.

卓上型デバイスでは角度  $\theta$  もしくはディスプレイ上の注視点を計測するのに対し，装着型デバイスが計測するのは角度  $\phi$  もしくは角度  $\phi'$  を計測する．一点を注視しながら頭部を回転させた場合， $\theta$  は変化しないが， $\phi$  は変化する．

各種計測手法の詳細については文献 [33] を参照されたい．

### 1.3.2 計測デバイスの様式

視線計測デバイスには，装着型と卓上型，およびその中間的な可搬型がある．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時に用いられる．ユーザは何も装着する必要がなく，視線を妨げられることもない．また，計測手順の簡略化も進められている [70, 71] ことから，ユーザがディスプレイのどの領域を注視しているのかを計測する時に最適である．しかし，利用場所や頭部の動きが制限される．

一方の装着型デバイスは，頭部に固定して計測を行うため，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）という問題がある．

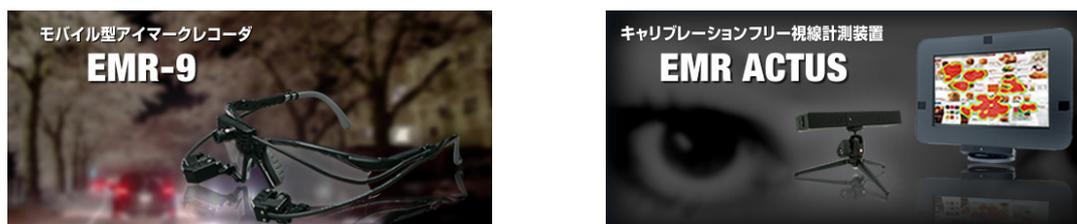


図 1.3: ナックイメージテクノロジー社の装着型デバイス EMR-9 (左) および卓上型デバイス EMR ACTUS<sup>14</sup> (右) .



図 1.4: Tobii Technology 社の装着型デバイス Tobii Glasses 2<sup>15</sup> (左) . および卓上型デバイス Tobii X2-60 Eye Tracker<sup>16</sup> (右) .

可搬型 (文献 [74] など) は, ユーザが手に持つスマートフォンやタブレットで視線計測を行う様式である. 場所の制限を受けないという点では装着型と同じであるが, 以下に述べる基準点の点では卓上型と同じである.

卓上型と装着型では視線を計測する基準点 (デバイスの設置位置) が異なるために, 計測する対象が異なるという点に注意が必要である. 図 1.2 に, 片眼の視線計測時の例を示す. ユーザの視線を黒い矢印で, ユーザの正面方向を点線で, 卓上型/装着型計測デバイスと眼球を結ぶ線を灰色の実線で表す. この時, 卓上型計測デバイスが計測するのは角度  $\theta$  もしくはディスプレイ上の注視点であるのに対し, 装着型デバイスが計測するのは角度  $\phi$  もしくは角度  $\phi'$  である. ここで, ユーザが一点を注視しながら頭部を回転させると,  $\theta$  は一定であるが,  $\phi$  (もしくは  $\phi'$ ) は変化することになる. 計測結果が異なっているように見えるが, どちらも同じ視線を計測している.

### 1.3.3 デバイスの実例

複数のメーカーから, 視線計測デバイスが市販されている. 装着型と卓上型それぞれの計測デバイスを, 同一のメーカーが取り扱っていることが多い. また, 視線計測デバイスを組み込んだ

<sup>14</sup><http://www.eyemark.jp/>

<sup>15</sup><http://www.tobii.com/en/eye-tracking-research/global/products/hardware/tobii-glasses-eye-tracker/>

<sup>16</sup><http://www.tobii.com/en/eye-tracking-research/global/products/hardware/tobii-x2-60-eye-tracker/>



図 1.5: SMI 社の装着型デバイス SMI Eye Tracking Glass 2 Wireless<sup>17</sup> (左) および卓上型デバイス SMI RED<sup>18</sup> (右) .



図 1.6: The Eye Tribe 社の 99 ドル卓上型デバイス The Eye Tribe Tracker<sup>19</sup>.

ディスプレイとして提供されている場合もある。

例えば、ナックイメージテクノロジー社 (図 1.3), Tobii Technology 社 (図 1.4), SensoMotoric Instruments (SMI) 社 (図 1.5) からは、数多くの視線計測デバイスが発売されている。

上記の製品を含め、一般的に視線計測デバイスは高価 (数万ドル程度) であることが多いが、高速かつ高精度な視線計測を行うことができる。例えば、ナックイメージテクノロジー社の EMR-9 では、240Hz でのサンプリングが可能であり、SMI 社の RED500 は 500Hz での計測が行える。計測デバイスの分解能は  $0.1^\circ$  ほどであり、視線計測精度は  $0.5^\circ$  程度となっている。

近年では非常に安価なデバイスも登場している。例えば、The Eye Tribe 社は 99 ドルと非常に安価な卓上型デバイス (図 1.6) を提供している。精度は  $0.5^\circ$  から  $1^\circ$  とされており、高額な他社製品とほぼ同等となっている。

市販されている視線計測デバイスの多くは、角膜反射法を用いているが、ジェイアイエヌ社が 2014 年に発表した J!NS MEME (図 1.7) は、EOG 法を用いていることが特徴である。一

<sup>17</sup><http://www.eyetracking-glasses.com/>

<sup>18</sup><http://www.smivision.com/en/gaze-and-eye-tracking-systems/products/red-red250-red-500.html>

<sup>19</sup><https://theeyetribe.com/products/>



図 1.7: ジェイアイエヌ社の装着型デバイス J!NS MEME<sup>21</sup>.

般ユーザ向けに EOG 法を適用する製品としては、おそらく世界初であり、興味深い試みである。“今の自分の疲れが見える。気分が見える。眠気が見える”<sup>20</sup>と説明されており、絶対的な視線を計測するのではなく、眼球運動から装着者の心理状態や疲労などを推定することに主眼が置かれている。このようなアプリケーションでは、ユーザを常時観察し続けることが重要となる。そのためには、ユーザが計測デバイスを常時装着し続けられるよう、デバイスを小型に実装する必要がある。低消費電力で駆動できることが強く望まれる。他の視線計測手法よりも、少ない消費電力で視線を計測することができる EOG 法は、J!NS MEME で想定されているアプリケーションなどで、有効に機能することが期待される。

## 1.4 EOG 法による視線計測

第 2 章以降で提案手法を述べる前に、従来の視線推定手法について説明する。図 1.8 に EOG 法による視線推定手法の原理を示す。眼球には、角膜網膜電位と呼ばれる常在電位があることが知られている。伊月らの電池モデル [78] を用いれば、角膜側が正に、網膜側が負に帯電していると考えればよい。この理由について、文献 [33] では次のように述べられている。“眼球がどのように dipole に帯電している理由は、網膜細胞の代謝が角膜側に比較して極めて優性であり、その結果活動量が高い網膜側は全体として負の電位を維持していると考えられている。一方細胞の活動が不活発な角膜側は網膜側に比較してプラスに帯電するという理由によって眼球全体が dipole に帯電していることになる”。

図に示すように、両眼の中央と中央のターゲットを結ぶ線と、両目の中央と各ターゲットを結ぶ線のなす角を視線角度  $\theta$  とし、視線を右方向に向けた場合 ( $\theta$  を増大させる) を考える。図のように、眼球近傍に貼付された 2 つの電極のうち、右側の電極には、正に帯電した右の眼球の角膜

<sup>20</sup><https://www.jins-jp.com/jinsmeme/>

<sup>21</sup><https://www.jins-jp.com/jinsmeme/product/>

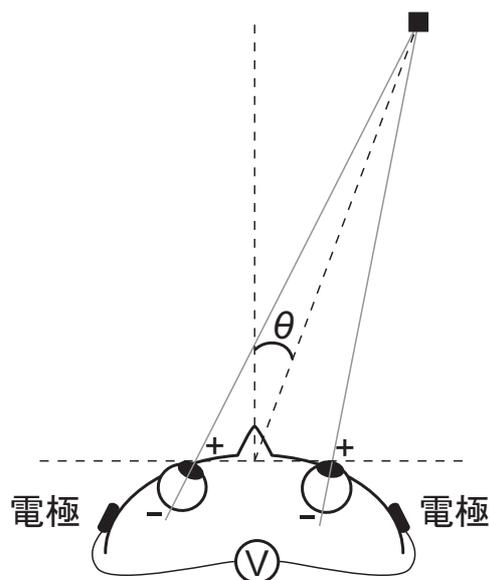


図 1.8: EOG 法の原理.

眼球には角膜側を正，網膜側を負とする常在電位（角膜網膜電位）が存在しており，眼球運動に伴い周囲の電位分布が変化する．EOG 法は，眼球近傍に貼付した 2 つの電極で検出した電位変化から視線角度  $\theta$  を推定する．

が接近し，負に帯電した網膜は遠ざかる．そのため，右側の電極の電位は上昇する．逆に，左側の電極には，角膜が遠ざかり，網膜が接近するため，電位が降下する．各電極の電位そのものを計測することはできないが，2 つの電極の電位差は計測することができる．視線を右方向に向けた時に，両電極の電位差は右側の電極の電位が上昇する方向に変化（右電極電位－左電極電位であれば，正の方向に変化）する．また，視線が左方向に向いた時には，その逆向きに電位差が変化する．つまり，電極間の電位差が直接，視線角度  $\theta$  を表すこととなる．通常，EOG 法では眼球近傍に貼付した 2 つの電極ペア間の電位差を直流結合した差動増幅回路を介して計測し，その結果から視線を推定する．計測した電位差を EOG (electrooculogram) と呼び，EOG を用いて視線を推定する手法が EOG 法 (electrooculography) である．脳波 (EEG: electroencephalogram)，心電図 (ECG: electrocardiogram)，筋電信号 (EMG: electromyogram) など多くの電氣的生体信号が交流結合の増幅器を用いて計測されるのに対し，直流結合の増幅器を用いることが EOG 計測の特記すべき特徴となっている．計測した EOG と視線角度  $\theta$  は，非線形で複雑な関係となっているが [78, 79, 80, 81]，視線を推定する場合には，EOG と視線角度  $\theta$  は線形であると単純化されることが多い．ほぼ線形であると見なされる領域は，水平方向に  $\pm 35^\circ$  以内 [82]， $\pm 45^\circ$  以内 [83] などの報告がある．

### 1.4.1 EOG 法の利点と課題

全ての手法に利点と欠点があるように、EOG 法にも利点と欠点がある。他の視線計測手法と比較して EOG 法が優れているのは、

- 高速な計測を安価に行うことができる
- 低消費電力な計測を行うことができる
- 視線計測可能な範囲（ダイナミックレンジ）が広い
- 瞼を閉じていても計測ができる
- ユーザの視野を妨げない

などが挙げられる<sup>22</sup>。例えば、カメラを用いた光学的な手法の場合、100Hz 以上のサンプリングレートで計測を行うためには、高価な高速カメラを用いる必要があるのに対し、EOG 法では数 kHz サンプリングでの計測も容易に行うことができる。このことは、最小限の遅延でサッケードを検出することが必要な、ラインディスプレイを用いた 2 次元画像提示手法であるサッケードディスプレイ [84] で、EOG 法が用いられていることからわかる。EOG 法では、電位差を計測すればよく、電位差から視線への変換も容易なため、低消費電力での計測が可能である。一方、光学的手法ではカメラや光源を駆動するための電力に加え、高度な画像認識処理を実時間で行うための計算機の電力が必要となる。角膜反射法を用いても、サンプリング周波数を例えば 1Hz 以下に低下させるなどすれば、低消費電力化は可能である。しかし、それでは実現できるアプリケーションが制限されてしまう。また、強膜トラッカー法はカメラを必要としないため、消費電力は比較的少ない。光源の明るさを低下させることで、さらに消費電力を削減することもできるが、ノイズの影響を受けやすくなるという問題がある。それらに対し、高速で安価、しかも低消費電力という EOG 法の特徴は、常時 ON で常時装着することを想定した視線計測手法が満たすべき条件である。また、他の手法では視線計測範囲に制限があり、視線を最大限動かすと、計測範囲外となってしまうことがあるが、EOG 法にはそれがない。このことは、意図的で大きな動きを伴う視線ジェスチャを検出しやすいと言える。光学的手法では、眼球が露出していない、つまり瞳を閉じた状態での眼球運動を検出することはできないが、

---

<sup>22</sup>文献 [30] では EOG 法の最大の利点として、“データ処理に膨大な時間と労力が必要ないこと”が挙げられている（同 298 ページ）。

EOG法では可能である。例えば、睡眠におけるREM (rapid eye movement) 睡眠では、文字通り眼球運動が生じているが、EOG法を用いれば、その様子を記録することもできる。また、視線ジェスチャに適用した場合、瞳を閉じていても入力が可能であるため、他人の目を気にすることなく、入力を行うこともできる。日常生活で視線入力インタフェースを活用することを考えた場合には、ユーザの視野を妨げないという点も重要である。光学的手法では、カメラやフォトセンサなどで眼球を捉える必要がある。逆に言えば、それらのデバイスはユーザの視野の中に含まれてしまう。一部とは言え、日常的に視線を妨げられるのは、望ましいことではない。一方、EOG法の課題として、次の2点が挙げられる。

- 正確な視線角度を求めることが難しい
- 顔面に電極を貼付しなければならない

EOG法では、計測信号の直流成分が視線角度に直接対応する。計測信号にノイズが含まれない状況、もしくはノイズ成分が無視できる程度に小さい状況では、正しい視線角度を得ることができる。しかし、実際に計測される信号には、緩やかな基線の変動であるドリフト<sup>23</sup>が生じるため、正しい視線角度が得られるのは、非常に限定された状況下（具体的には、キャリブレーション直後）のみとなる。つまり一般には、EOG法を用いて視線の絶対的な角度を求めることはできない。この課題は、EOG法を視線入力インタフェースに適用する際に大きな制約となる。視線の絶対角度を求めることができなければ、ユーザが何を注視しているのかを検出することもできなくなり、注視対象物をキーとしたインタラクションを実現することはできない。EOG法を用いることで、サックードなどの短時間での大きな眼球運動の“変化量”を正確に計測することはできるので、視線ジェスチャ入力への応用は可能であり、これまでも多くの研究事例がある。しかし、正確な視線角度推定が行えないために、設定可能なジェスチャの種類が制限される。例えば、眼球が右方向に30°回転する時に、開始時点での視線が正面を向いているのか、左を向いているのかを判別することができないため、いずれの場合であっても同じジェスチャとするしかない。このように、EOG法における正確な視線の絶対角度が求められないという課題によって、視線入力インタフェースの活用の幅は大きく損なわれてしまうことになる。

また、“顔面に電極を貼付しなければならない”という第二の課題は、EOG法を日常生活に導入する際の大きな障害となる。帯電した眼球が作る電界の変化を検出するためには、電極は

<sup>23</sup>固視微動の中にドリフトと呼ばれる眼球運動が存在する [31]。しかし、本論文で取り扱うドリフトは眼球運動のドリフトではなく、眼球運動とは無関係に計測信号が変化するドリフトのことである。

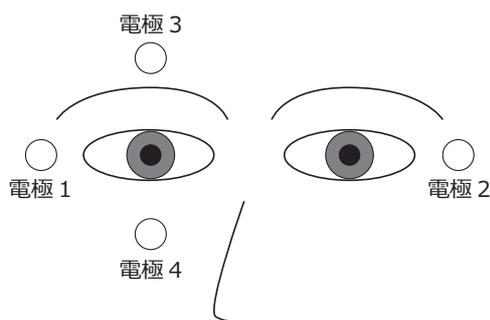


図 1.9: EOG 法での一般的な電極配置.

電極 1 および 2 を用いて視線運動の水平成分を検出し、電極 3 および 4 で垂直成分を検出する。図示していないが、グラウンド電極も必要である。

眼球近傍に貼付されなければならない。図 1.9 に、EOG 法での一般的な電極配置を示す。電極 1 と電極 2 の差が眼球運動の水平成分に対応し、電極 3 と 4 の差が垂直成分に対応する。ここで示した 4 つの電極以外に、グラウンド電極も必要である。日常生活の中で、視線や表情を表出する顔は重要なコミュニケーションチャンネルである [5]。中でも重要な目の近傍に、図 1.9 のように複数の電極を貼付することは、日常生活を送る上で大きな妨げとなるだろう。剥き出しの電極を顔面に貼付するのではなく、メガネやゴーグルに電極を組み込むことも試みられている [61] が、日常生活への導入を考えた場合、顔面からデバイスを排除することが望ましい。

また、EOG 計測では主に、導電性ペーストを必要とする皿電極もしくは使い捨ての湿式電極が用いられることも、日常的な利用を阻害する要因となる。いずれの電極も水分が含まれていなければならないため、蒸発の影響を受ける長時間の計測には不適當である。また、導電性ペーストを必要とする場合には、そのための管理や準備などの煩わしい作業が伴ってしまい、使い捨て電極を用いる場合には、高コストとなってしまう。日常生活で利用するためには、継続的に利用可能な乾式電極が適用されることが望ましい。

## 1.5 本研究の目的と本論文の構成

視線入力インタフェースが日常生活の中で常時利用可能になれば、ユーザは便利で快適な生活を営むことができ、また技術の進展による恩恵を円滑に享受できるようになると考える。そのためにはまず、日常的に利用可能な視線計測デバイスが必要であり、その上で視線を活用したアプリケーションの有用性を示していくことが重要である。

本研究の目的は、日常生活での常時利用を想定した視線入力インタフェースの開発である。す

で述べたように、EOG法は高速で安価な計測を低消費電力で行うことができるため、常時ONを実現する視線計測手法として適している。しかし、その一方でEOG法には“正確な視線角度を求めることが難しい”，“顔面に電極を貼付しなければならない”という2つの課題がある。このことは逆に、この2つの課題を解決することができれば、日常生活で常時利用が可能な視線入力インタフェースの実現に近づくことができるということでもある。そこで、本研究では上記の課題解決に取り組み、それらが解決可能であることを示す。

本論文の構成は以下の通りである。

第1章「緒論」で、将来の日常生活と視線入力インタフェースについて述べる。次に視線や眼球運動、既存の視線計測手法や計測デバイスの概要について触れ、常時ONな視線計測デバイスを常時装着することが重要となることを述べる。低消費電力で視野を妨げないEOG法はそのための有力な視線計測手法となり得るが、「正確な視線角度を求めることが難しい」および「顔面に電極を貼付しなければならない」という2つの課題を解決する必要があることを示す。

第2章「EOGの非線形性を利用した視線推定」で、EOG法を用いて絶対的な視線角度を推定する手法について述べ、EOGの非線形性を利用することで視線角度が得られることを示す。本手法を用いることで、ドリフトによって生じるオフセットの補正を、ユーザが意識することなく高頻度に行うことができ、“正確な視線角度を求めることが難しい”課題を解決することができる。高速で安価かつ低消費電力というEOG法の特徴を失うことなく、他の視線計測手法で得られる視線の絶対角度を常に求めることができるようになる。その結果、従来光学的手法が採用されていたメガネ型視線計測デバイスをEOG法で作り替えることができ、デバイスの長時間駆動もしくは小型化が実現する。このメリットは、日常生活の中で常時装着する視線計測デバイスとして強く望まれる点である。なお、本章は文献[1] (H. Manabe, M. Fukumoto, T. Yagi, “Direct Gaze Estimation Based on Nonlinearity of EOG,” IEEE Trans. Biomedical Engineering, 2015) に対応する。

第3章「ヘッドホン／イヤホンを用いた視線推定」では、ヘッドホンもしくはイヤホン装着位置に電極を貼付しても、視線推定が可能であることを述べ、顔面から電極を排除できることを示す。この手法を用いることで、“顔面に電極を貼付しなければならない”課題を解決することができる。これまでの装着型視線計測手法では、顔面に何らかのデバイスを装着する必要があるのに対し、本手法ではその必要がなく、すでに日常生活の中で受け入れられているヘッドホン／イヤホンを装着するだけで、視線入力インタフェースを利用することができるように

なる。視線入力インタフェースのために、日常生活を送る中で重要な顔に新たなデバイスを装着するのではなく、すでに常時装着しているデバイスに視線計測機能を加える本手法は、視線入力インタフェースを日常生活に導入するためのハードルを大きく引き下げる。なお、本章は文献 [2] (真鍋 宏幸, 福本 雅朗, “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,” 情報処理学会論文誌, 2011) に対応する。

第 4 章「導電性ゴムを用いたイヤホン EOG」では、第 3 章で述べるイヤホン型デバイスを想定し、導電性ゴムで作成したイヤホンのイヤーチップ電極が、日常的に利用可能な EOG 電極となり得ることを示す。日常生活の中で EOG を計測する場合、ノイズ、特に眼球運動以外の動きに伴うモーションアーチファクトの混入が問題となる。EOG 法を日常生活に取り入れる場合には、モーションアーチファクトが小さく抑えられていることが必要不可欠である。その一方、電極の管理が容易で、装着の手間が少なく、安価であることも重要である。本章では、提案手法である銀フィラーを用いた導電性ゴム電極を含む、5 種類のイヤホン用電極の評価を行い、提案手法がモーションアーチファクトに対して頑強であることなど、その有用性を明らかにする。本手法を用いた場合、視線計測が可能なイヤホンは、既存のイヤホンと見分けが付かない程度になっており、日常生活に導入する際の障壁をさらに下げることができる。なお、本章は文献 [3] (H. Manabe, M. Fukumoto, T. Yagi, “Conductive Rubber Electrodes for Earphone-Based Eye Gesture Input Interface,” *Personal and Ubiquitous Computing*, 2015) に対応する。

続く第 5 章「視線を用いたアプリケーション」では、視線入力インタフェースを用いたアプリケーションについて議論する。既存研究で提案されてきたアプリケーション事例を取り上げるとともに、視線を用いたアプリケーションを考える上で熟慮が必要なミダタッチ問題回避手法について述べる。さらに、本研究で製作したアプリケーションについて述べ、日常生活における視線入力インタフェース、およびそれを用いたアプリケーションの有用性を示す。なお、5.3.3 小節は文献 [4] (H. Manabe, T. Yagi, “EOG-based Eye Gesture Input with Audio Staging,” *Proc. ETRA '14*, 2014) に対応する。

そして第 6 章「結論」で、各章で得られた知見をまとめ、本研究の到達点を示す。また、残された課題と解決の方向性を示すとともに、本研究を行った意義について総括する。

## 第2章

# EOGの非線形性を利用した視線推定

### 2.1 はじめに

本章では、EOG法の第一の課題である“正確な視線角度を求めることが難しい”ことを解決するためのEOGの非線形性を利用した視線推定手法について述べる。

従来のEOG法では、サッケードのような短時間での視線移動時の変化量は比較的正確に推定することができる。しかし、長時間に渡って絶対的な視線位置を推定することが困難であるという課題がある。この要因は、計測したEOGから視線を推定する方法にある。原理上EOGと視線は直接対応しており、絶対的な視線位置はEOGの直流成分から推定される。誤差を含まない理想的なEOGを利用することができれば、恒常的に正しく視線を推定することができるはずであるが、実際に計測されるEOGには誤差が含まれる。従来のEOG法では、直前に推定した視線位置に、その時点から現在までの間に生じた視線変化量の推定値を加えることで、視線位置を更新していく<sup>1</sup>。そのため、ある時刻 $t$ で推定値に誤差 $A$ が含まれている場合、それ以降の推定値には誤差 $A$ に加え、時刻 $t$ から現在までの視線変化量の推定誤差 $B$ が合算されることになる。このような累積的な手法は、簡便な処理で推定値が得られる反面、誤差が蓄積していくという課題がある。なお、角膜反射法などの光学的な視線推定手法では、直前の推定値とは独立に、視線の絶対位置をその都度直接推定することができるため、誤差が蓄積していく問題は生じない。

計測されるEOGに含まれるノイズには、計測器（アンプ）のノイズ、主に商用電源由来の外来ノイズなどのほか、ドリフトが知られている。ノイズのうち高周波成分は、ローパスフィルタを適用することで除去することができる。視線の絶対角度推定は、比較的低い周波数だけ

---

<sup>1</sup>EOGと視線は直接対応しているので、EOGから直接的に視線を求めることもできるが、その場合であってもEOGの変化量から視線変化量を推定し、視点位置を更新しているのと同じである。このような表現をしているのは、EOGに含まれるドリフトを取り除く前処理が行われる場合も含めるためである。

に着目すれば良いため、50Hzなどの商用電源由来の外来ノイズはあまり問題とはならない。計測器のノイズに含まれる低周波成分には、温度ドリフトなどがあるが、最近のアンプでは低く抑えられている<sup>2</sup>。EOG法において、視線推定結果に最も大きな影響を与えるノイズは、経過時間と共に計測信号の直流レベルが徐々にシフトするドリフトである。ドリフトの成分は周波数が非常に低く、ドリフトによって基線がシフトしたのか、視線が変化したことによってEOGが変化したのかを見分けることはできない。そのため、計測したEOGにドリフトが含まれた場合（実際の計測ではほぼ間違いなく含まれる）には、時間経過と共に視線推定値の誤差が大きくなってしまい、視線の絶対角度を正しく推定することはできない。具体的には、ユーザが頭部を固定して同一のターゲットを注視し続けていても、推定した視線角度が徐々に変化していってしまう、視線移動の前後で同一のターゲットを注視しても同一の推定角度とはならない、などの問題が生じる。

EOG法を視線入力インタフェースとして用いる場合、推定精度を低下させるドリフトは大きな課題となる。銀-塩化銀電極の利用や入念な皮膚の前処理、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 [33] はドリフトを低減させるために有用であるが、さらなる効果を得るために、これまで次の3つの手法が採用されてきた。

第一の手法は、ドリフトの影響を小さくしようとする試みである。例えば、ウェーブレット変換を用いた手法 [64] では信号処理によりドリフトを低減する。この手法は、ドリフトを無視できる期間が長くなるという点では有効であるが、その期間を過ぎドリフトが無視できなくなれば正確な推定ができない。また、交流結合アンプを用いてEOGの計測を行う方法もある（得られたEOGを交流EOGと呼ぶことがある）。一般的なEOG法では直流結合アンプを用いた計測が行われるのに対し、交流結合アンプを用いることで、低周波ノイズであるドリフトを含まない計測信号を簡単に得ることができる [85]。交流EOGから視線位置推定を行う手法 [86] も提案されているが、滑動性眼球運動などのようにゆっくりとした眼球運動を検出できないことや、一度推定値に誤差が生じてしまうと、それ以降の推定値にも累積的に誤差が含まれてしまうという問題がある。

第二の手法はキャリブレーションに関連する。EOG法を用いて視線推定を行うためには、初期キャリブレーションとオフセットキャリブレーションの2種類のキャリブレーションが必要である。初期キャリブレーションは、視線推定を行う前に電極貼付位置やユーザごとの違いを調

---

<sup>2</sup>例えば、Texas Instrumentsの計装アンプINA118の温度ドリフトは最悪値で $0.5\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ となっている。

整するために行われる。オフセットキャリブレーションは、ドリフトにより生じたオフセットを調整するために、視線推定を行っている途中で行われる。オフセットキャリブレーションは、特定のターゲット1つを注視すればよく、簡単に行うことができる [87]。オフセットキャリブレーションの直後は、ドリフトにより生じる誤差を無視することができるので、その誤差が無視できなくなるまでは、正確な視線推定を行うことができる。ドリフト課題解決の第二の手法では、オフセットキャリブレーションを頻繁に行うことで、正確な視線位置推定を目指す [87]。しかし、オフセットキャリブレーションは、ユーザに特定の視線移動を要求するため、本来行っているインタラクションを中断させてしまうという問題がある。視覚誘発電位 (VEP: visual evoked potential) を用いてオフセットキャリブレーションを行う手法 [88] もあるが、注視対象物を点滅させる必要があり、日常生活に導入することは難しい。

インタラクションそのものを調整するのが第三の手法である。視線の絶対位置ではなく、サッケードのような短時間での相対的な変化量に基づく視線によるジェスチャを用いれば、ドリフトを無視することができる。すでにサッケードに基づいた視線入力インタフェースが多く提案されている [61, 62, 64]。この手法は、一部のアプリケーションに対して有効であるが、インタラクションをデザインする際の大きな制限となる。

このように、個々の手法だけではドリフト課題を解決することはできず、これまでは複数の手法を組合せてドリフトの影響を低減させてきた。しかし、いまだにドリフト課題は十分に解決されておらず、EOG 法における最も大きな課題として認知されている。

EOG は眼球運動に伴い変化する信号であり、それを積極的に用いて視線推定を行う手法が EOG 法である。一方、脳波計測においては EOG はノイズであり、負の影響をもたらす。正確な脳波を取得するという観点から、脳波から EOG の成分を取り除く試みが多くなされてきた [89]。例えば、独立成分解析 (independent component analysis) を含むブラインド信号源分離 (blind source separation) [90, 91] や、回帰分析 [92, 93] を用いた手法が提案されており、それらの手法の比較 [94] も報告されている。EEG と EOG とが双方向に混入するために、この問題は複雑になっている [95, 96]。これらの手法は、計測される脳波と EOG の信号の違いに着目している。一方、眼球を物理的、運動学的、電気的にモデル化する研究も行われてきた。例えば、単純なモノポールモデルが多くのデータを適切に説明したとの報告 [79] や、複数のダイポールモデルを評価した研究 [80]、ダイポールモデルの1つである電池モデルと計測結果の比較 [78] などがある。また、それらのモデルを用いて EEG からのノイズ除去を試みた研究 [97] もある。

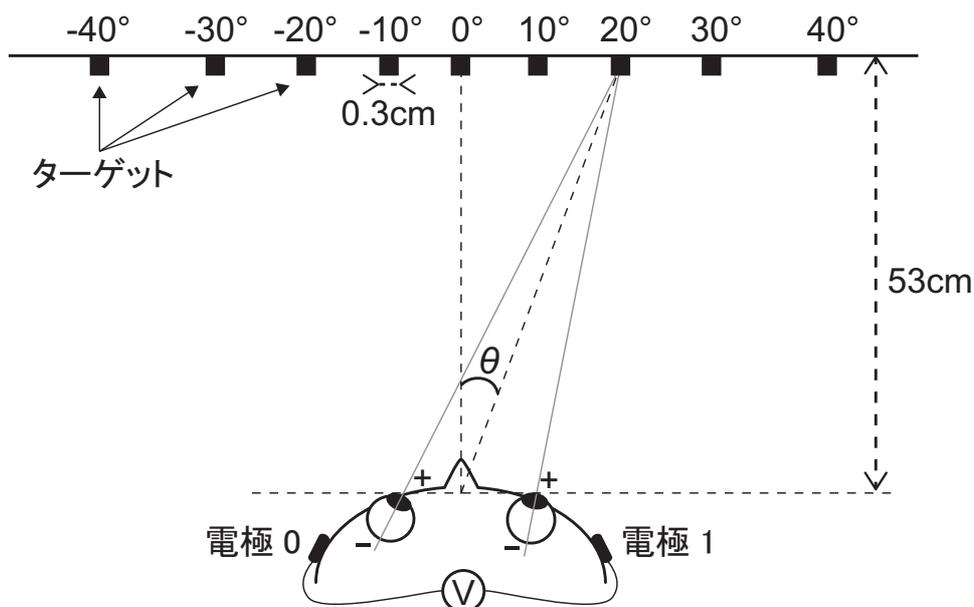


図 2.1: 実験で用いた視線ターゲット配置.

本実験では、ターゲットは水平方向に  $10^\circ$  ごとに配置した。両目の中央と中央のターゲットを結ぶ線と、両目の中央と各ターゲットを結ぶ線のなす角を視線角度  $\theta$  とした。なお、本図では顔は拡大して表示している。

それらのモデルを用いて計測信号をある程度説明することはできるものの、十分精密なモデルはいまだ存在しない。しかし、これらの研究から EOG と視線角度の関係は非線形であるという重要な示唆が得られる。EOG の非線形性はわずかなものであるため、これまでの多くの EOG 法に基づく手法では線型モデルを仮定してきた。この簡略化は実用上うまく機能しているように見えるが、線型モデルを用いることが結果的にドリフトによる性能低下を招いている。

本章の目的は、EOG の非線形性を利用することで、ドリフトによって生じたオフセットを自動的に調整する手法を提案し、ドリフト課題に対する現実的な解決手法を提供することである。

### 2.1.1 従来の視線推定手法

単純化するために、水平方向の眼球運動のみを考える。EOG は電極 0 と電極 1 の電位である  $E_0$  および  $E_1$  によって決定される (図 2.1 参照)。計測される EOG には、理想的な角膜網膜電位成分であり、視線角度  $\theta$  の関数である  $p$  と、眼球運動とは無関係なノイズや直流オフセット成分である  $e(t)$  が含まれる。なお、直流オフセットの主な要因は、電極電位の差である。詳細は文献 [98] を参照されたい。  $e(t)$  の中で、非常に低い周波数成分がドリフトである。計測され

る EOG を  $\overline{EOG}$  とすると、以下のように書ける.

$$\overline{EOG}(t) = E_1(t) - E_0(t) \quad (2.1)$$

$$= p(\theta(t)) + e(t) \quad (2.2)$$

$e(t)$  の直流成分は、 $p(\theta)$  に比べてはるかに大きいため、視線推定には EOG の差分信号が用いられる.

$$\Delta\overline{EOG}(t_1, t_0) = \overline{EOG}(t_1) - \overline{EOG}(t_0) \quad (2.3)$$

$$= p(\theta(t_1)) - p(\theta(t_0)) + \Delta e(t_1, t_0) \quad (2.4)$$

従来手法では、 $p(\theta)$  は  $\theta$  に線形であると仮定する. そこで、比例係数  $a$  を用いて、 $\theta(t)$  は次のように書くことができる.

$$p(\theta(t_1)) - p(\theta(t_0)) = a(\theta(t_1) - \theta(t_0)) \quad (2.5)$$

係数  $a$  は、初期キャリブレーション時に求めることができる. 初期キャリブレーションでは、ユーザはターゲットを用いて視線角度を  $\theta_0$  から  $\theta_1$  (その差を  $\Delta\theta$  とする) へと動かす. この眼球運動は短時間で行われるため、 $\Delta e$  は無視でき、 $a$  を求めることができる.

$$a = \frac{\Delta\overline{EOG}}{\Delta\theta} \quad (2.6)$$

最終的に、視線角度の推定値  $\hat{\theta}(t)$  は、 $\Delta e(t, t_0)$  を 0 と仮定することで、

$$\hat{\theta}(t) = \frac{1}{a} \{ \Delta\overline{EOG}(t, t_0) - \Delta e(t, t_0) \} + \theta(t_0) \quad (2.7)$$

$$\approx \frac{1}{a} \Delta\overline{EOG}(t, t_0) + \theta(t_0) \quad (2.8)$$

と求めることができる. 推定精度の低下は、 $\Delta e(t, t_0)$  が 0 とは見なせなくなるために起こる. 例えば、図 2.3 に計測した EOG が示されている. 図の左右の端の領域において、被験者は同一のターゲット (図 2.1 の中央のターゲット) を注視している. もし、 $\Delta e$  が 0 と見なせるのであれば、同一のターゲットを注視しているときの計測値は同一の値となるはずである. しかし、実際の計測結果では、 $\Delta e$  は 0 とはならず、計測値はドリフトによって変化してしまっている.

第一のドリフト解決手法では、 $\Delta e$  を小さくすることを試みる。視線推定精度が高く維持される時間を長くすることはできるが、一度ドリフトが生じてしまえば無力となる。現在の時刻  $t$  と基準となる時刻  $t_0$  が十分に近ければ、 $\Delta e(t, t_0)$  は無視できる程度に小さくなるため、結果的に推定値に含まれる誤差も小さくなる。つまり、 $t_0$  の更新（オフセットキャリブレーション）を頻繁に行うことで、高い推定精度を維持することができる。これが第二のドリフト解決手法である。しかしこの方法には、ユーザの活動がしばしば中断されてしまうという問題がある。第三の手法は、アプリケーションをサッケードに基づくものに変えてしまうことである。これは、視線の絶対角度  $\hat{\theta}$  ではなく、短時間での視線の変化量  $\Delta\hat{\theta}$  を用いることを意味する。サッケードの直前および直後の時刻を  $t_0$  と  $t_1$  とすると、式 (2.7) から  $\Delta\hat{\theta}$  は以下のように求めることができる。

$$\Delta\hat{\theta} = \hat{\theta}(t_1) - \hat{\theta}(t_0) = \frac{1}{a} \{ \Delta\overline{EOG}(t_1, t_0) - \Delta e(t_1, t_0) \} \quad (2.9)$$

$$\approx \frac{1}{a} \Delta\overline{EOG}(t_1, t_0) \quad (2.10)$$

これは、サッケードの都度、 $t_0$  を更新していくことに相当する（ただしこの場合、 $\theta(t_0)$  の取得及び更新は必要ない）。サッケードの前後での比較のため、 $p(\theta(t_1)) - p(\theta(t_0))$  は大きな値となり、時間差が短いためドリフトは小さくなる。そのため、常時  $\Delta\hat{\theta}$  を精度良く推定することが可能である。なお、 $\Delta\hat{\theta}$  を積算しても、視線の絶対角度とは一致しない。それは、推定値に誤差が含まれること、小さなサッケードが無視されること、サッケードを伴わないで視線が変化することがあることなどのためである。

## 2.2 提案手法

提案手法は、第二のドリフト解決手法に分類されるが、キャリブレーションはサッケードの都度、自動的に行われる。提案手法は、EOG は視線角度の非線形関数と見なす、視線の絶対角度および変化量をターゲットを用いることなく EOG の短時間の変化量のみから直接求める、ユーザの意図的な動作が不要である点に特徴がある。

ユーザが周囲にある対象物を注視している時、サッケードと停留とが 200~400ms の範囲 [99] で繰り返される。読書中の停留時間は 100~500ms であり、その多くは 200~350ms の範囲に収まる [43]。提案手法ではサッケードの都度（上記の例では 1 秒に数回の割合で）、キャリブ

レーションが実行されるため、式(2.7)の $\Delta e$ は常に0と見なせるようになり、サッケード直後だけでなく次のサッケードまでの間も正確な視線推定が可能となる。

### 2.2.1 非線形モデルに基づく視線推定

提案手法では、複数の EOG を用いる。i 番目の EOG は式(2.4)を用いて、以下のように書くことができる。

$$\Delta \overline{EOG}_i(t_1, t_0) = p_i(\theta(t_1)) - p_i(\theta(t_0)) + \Delta e_i(t_1, t_0) \quad (2.11)$$

ここで、サッケードが起こる直前の時刻を $t_0$ 、直後の時刻を $t_1$ とする。 $p_i(\theta(t_1)) - p_i(\theta(t_0))$ は、サッケードに対応して大きくなる。逆に、 $\Delta e_i(t_1, t_0)$ は、短時間での変化量であるため元々小さく、大きな $p_i(\theta(t_1)) - p_i(\theta(t_0))$ に対して考えれば、無視することができる( $\Delta \hat{\theta}$ を求めた時と同様)。つまり、時刻 $t_0$ から時刻 $t_1$ の間のサッケードに対応する $\Delta \overline{EOG}_i$ は、次のように書き表すことができる。

$$\Delta \overline{EOG}_i(t_1, t_0) \approx p_i(\theta(t_1)) - p_i(\theta(t_0)) \quad (2.12)$$

この式は時刻の関数であるかのように書かれているが、 $\theta(t_0)$ と $\theta(t_1)$ を、 $\theta_0$ と $\theta_1$ に読み替えば、実際には視線角度 $\theta$ の関数であることが重要である。そこで、提案モデルの中で使用する式が $\theta$ の関数であることを明確にするために、 $\Delta \overline{EOG}$ の代わりに $\Delta \mathbf{EOG}$ を用いる。

$$\Delta \mathbf{EOG}_i(\theta_1, \theta_0) \approx p_i(\theta_1) - p_i(\theta_0) \quad (2.13)$$

ここで、 $p_i(\theta)$ が既知の非線形関数であり、 $M$ 個の EOG が計測されていれば、2つの角度の推定値 $\{\hat{\theta}_1, \hat{\theta}_0\}$ を、次の式を解くことで求めることができる。

$$\sum_{i=1}^M \{\Delta \mathbf{EOG}_i - (p_i(\theta_1) - p_i(\theta_0))\}^2 \rightarrow \min \quad (2.14)$$

複数の短時間における変化量 $\Delta \mathbf{EOG}$ から、視線の絶対角度を求めることができる、つまり、ドリフトによって生じたオフセットを補正することができるようになる。しかも、オフセットの補正はサッケードの都度行われ、ユーザの明示的な動作は不要である。

### 2.2.2 非線形関数の推定

提案手法を用いて視線を推定するためには、観測値である  $\Delta\overline{\text{EOG}}_i$  が  $\theta$  の非線形関数  $p_i(\theta)$  として表され、かつ  $p_i(\theta)$  が既知でなければならない。  $p_i(\theta)$  の関数の形があらかじめ決まっており、いくつかの係数を求めればよい場合には、係数を初期キャリブレーションで以下のように推定することができる。視線を  $\theta_{k0}$  から  $\theta_{k1}$  に動かした時の、  $i$  番目の EOG の変化量  $\Delta\overline{\text{EOG}}_{i,k}(\theta_{k1}, \theta_{k0})$  を記録しておく。これを繰り返すことで、  $K$  個の  $\{\Delta\overline{\text{EOG}}_{i,k}, \theta_{k0}, \theta_{k1}\}$  が得られる。以下の式で定義される  $\sigma_i^2$  を最小化することで、  $p_i(\theta)$  の係数を求めることができる。

$$\sigma_i^2 = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K \{\Delta\overline{\text{EOG}}_{i,k}(\theta_{k1}, \theta_{k0}) - (p_i(\theta_{k1}) - p_i(\theta_{k0}))\}^2 \quad (2.15)$$

### 2.2.3 精度向上に向けた改良

提案手法の原理はすでに述べたとおりであるが、いくつかのオプションを適用することにより視線推定精度向上が可能である。具体的なオプションには、適用する  $p(\theta)$  の関数、重みの導入、複数のサッケードの利用がある。

#### 適用する非線形関数

EOG と眼球の関係を表すモデルは、すでにいくつか提案されており（例えば文献 [78]），それらを  $p(\theta)$  として用いることができる。しかし、それらのモデルは、多くのパラメータを含む複雑な関数となっている。例えば、モノポールもしくはダイポール、および電極の三次元の位置、眼球近傍の生体組織の電氣的パラメータなどが必要である。これらのパラメータは、初期キャリブレーションで全て決定しなければならないが、そのためには、特殊な計測装置や、大量の計測データが必要となる。提案手法の目的は、正確な視線推定を行うことにあり、正確なモデルを適用することではない。そこで、我々は  $p(\theta)$  に  $\theta$  の多項式を用いることとした。このことは、眼球の電氣的／生理学的なモデルではなく、計測信号の特徴に着目することに対応する。単純な多項式を用いることで、決定すべき係数の数が減り、電極配置やユーザが異なる場合であっても、適切な推定できるようになることが期待できる。  $p(\theta)$  として、  $\theta$  の  $N$  次多項式を用いる場合、  $i$  番目の EOG は以下のように表され、係数  $\{a_{ij}\}$  は、式 (2.15) を用いて求める

ことができる。

$$p(\theta) \approx \sum_{j=1}^N a_j \theta^j \quad (2.16)$$

$$\Delta \overline{\text{EOG}}_i(\theta_1, \theta_0) \approx \sum_{j=1}^N a_{ij} (\theta_1^j - \theta_0^j) \quad (2.17)$$

### 重み

重みを適用することで、各 EOG が視線推定結果に与える影響を調整することができる。 $\Delta \overline{\text{EOG}}_i$  に対する重みを  $w_i$  とすると、視線推定式は次のように書き直すことができる。

$$\sum_{i=1}^M w_i^2 \{ \Delta \overline{\text{EOG}}_i - (p_i(\theta_1) - p_i(\theta_0)) \}^2 \rightarrow \min \quad (2.18)$$

重みが 0 もしくは 1, つまり  $w_i = 0 \text{ or } 1$ , であれば、計測した EOG を視線推定に用いるか否かを設定することができる。また、式 (2.15) を用いて  $p_i(\theta)$  を求める時の、誤差 (標準偏差) の逆数を重みとすれば ( $w_i = \sigma_i^{-1}$ ), それぞれの EOG が推定結果に与える影響を正規化することができる。

### 複数サッケード

式 (2.14) もしくは (2.18) では、サッケードの前後の 2 つの視線角度を求めており、1 回のサッケードから 2 つの角度が得られる。日常生活における眼球運動は通常、サッケードと停留の繰り返しであり、追従眼球運動等はあまり生じない。サッケードと停留の一連の繰り返しを考えた場合、連続する  $N$  回のサッケードは  $N+1$  個の視線角度を伴う。例として、サッケードが 2 回生じた時を考える。初期状態の視線角度が  $\theta_{-1}$  とすると、一回目のサッケードで視線角度は  $\theta_0$  に変化し、二回目のサッケードでは  $\theta_0$  から現在の視線角度である  $\theta_1$  に変化する。2 回のサッケードで関連する角度は、 $\theta_{-1}$ ,  $\theta_0$ ,  $\theta_1$  の 3 つであり、それらの角度を 2 つのサッケードから求めることができる。複数のサッケードから視線角度を求めることで、精度向上が期待される。なぜなら、求めるべき角度に対する、EOG のデータセットの量が増大するため、個々の EOG に含まれるノイズの影響が小さくなるためである。先ほどのサッケードが 2 回生じた例において、一回目のサッケードが生じた段階で推定した視線角度を、二回目のサッケード時点で行われる推定に用いればよいのではないかと、と思われるかもしれない。しかし、一回目のサッケード

ドで得られた視線角度には、誤差が含まれており、この誤差は検出不可能である。誤差を含む推定値を次の推定に用いると、新たな誤差の要因となる。誤差は現在の推定に影響するだけでなく、将来の全ての推定に悪影響を及ぼす。そのため、直前の推定ですでに視線角度が得られていた場合であっても、視線角度に推定値は用いず、あくまで未知数として扱うこととした。N回のサッケードからN+1個の視線角度を推定するには、 $\Delta\overline{\text{EOG}}_{i,n}$ をn番目のサッケードとして、次の式を解けば良い ( $1-N \leq n \leq 0$  現在のサッケードが  $n=0$ 、その直前のサッケードは  $n=-1$ )。

$$\mathbf{F}_n(\theta_{n+1}, \theta_n) = \sum_{i=1}^M w_i^2 \{ \Delta\overline{\text{EOG}}_{i,n} - (p_i(\theta_{n+1}) - p_i(\theta_n)) \}^2 \quad (2.19)$$

$$\sum_{n=1-N}^0 \mathbf{F}_n(\theta_{n+1}, \theta_n) \rightarrow \min \quad (2.20)$$

最終的に求められたN+1個の角度、 $\{\hat{\theta}_1, \hat{\theta}_0, \dots, \hat{\theta}_{1-N}\}$ 、の中で $\hat{\theta}_1$ が現在の視線角度に対応する。

## 2.3 評価

提案手法の有用性を検証するために、5人の被験者による評価実験を行った。

### 2.3.1 実験条件

多くの電極を用いることで、計測されるEOGの数が増え、視線推定精度が向上すると考えられる。本実験では、7個のEOG計測電極（直径8mmの銀-塩化銀電極）と1個のグランド電極を用いた。7個の計測用電極の配置を図2.2に示す。通常のEOG計測で用いられる電極（2, 3, 4, 6番）に加え、眼球から遠く離れた1番と7番、そして眉の間にある5番の電極を用いた。グランド電極は左頬に貼付した。

図2.1に示すように、水平方向に $-40^\circ$ から $+40^\circ$ まで $10^\circ$ 間隔で、9つのターゲットを用意した。図中、顔とターゲットの縮尺は異なっている。被験者には、顎当て台に顎を載せて頭部を固定し、ターゲットを注視するよう指示した。7個の電極から得られる信号は、直流結合アンプを用いて増幅し、50Hzノッチフィルタおよび30Hzローパスフィルタを適用し、200Hzにてサンプリングした。7つの信号からは、21種類のEOGが得られる ( ${}_7C_2 = 21$ )。その後、高周

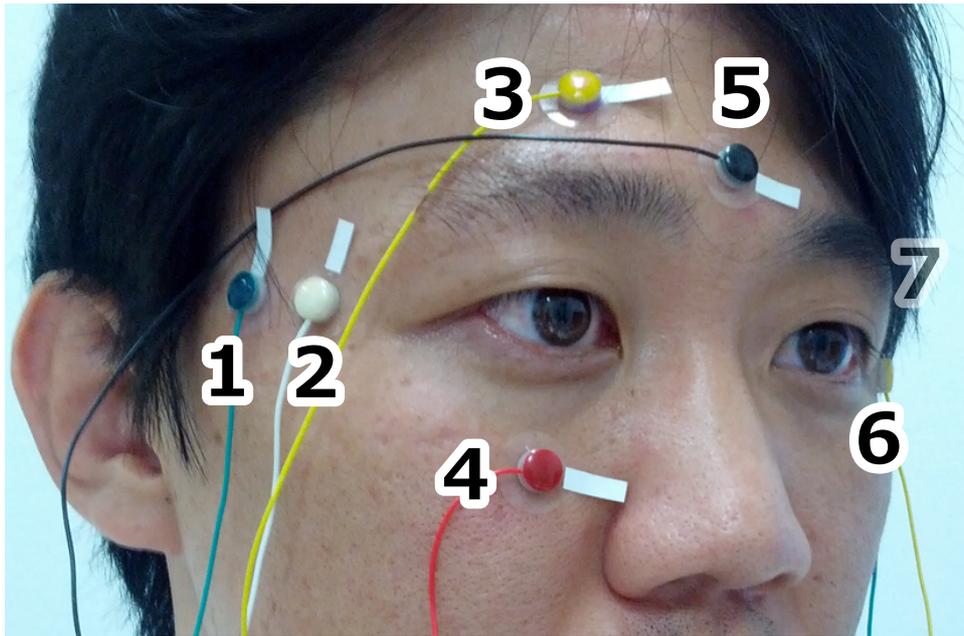


図 2.2: 実験に用いた電極配置.

7 番の電極は写真に写っていないが、1 番の電極と対称の位置に配置されている。一般的な EOG 法で用いる電極位置は、水平方向の眼球運動を計測するために用いられる 2 番と 6 番、垂直方向のための 3 番と 4 番である。

波ノイズを抑制するために、250ms 幅のメディアンフィルタを適用した。5 人の被験者は、全員男性であり、実験中メガネは装着していない。彼らには実験の目的を説明し、いつでも実験を中止できることを伝えておいた。

### 2.3.2 計測した EOG

被験者には 2 種類の課題、課題 (i) と課題 (ii) を実行してもらい、その際の EOG を計測した。図 2.3 と 2.4 に、計測した EOG の例を示す。図 2.3 は課題 (i) であり、被験者は視線角度を、 $0, 10, 20, 30, 40, 30, \dots, -30, -40, -30, \dots, 0^\circ$  と順に動かしている。図 2.4 は課題 (ii) であり、視線の動きは、 $0, 10, 0, 20, 0, 30, \dots, 0, -30, 0, -40, 0^\circ$  となっている。図の中の“1-2”は、1 番と 2 番の電極から得られた EOG であることを表しており、図中に示した EOG は全て 1 番の電極との差である。計測した EOG は、階段状の波形をしており、被験者の眼球運動を反映している。平坦な領域は停留に対応しており、急激に変化している領域はサッケードに対応する。図の中の  $\overline{\Delta\text{EOG}}(40, 30)$  は、視線角度が  $30^\circ$  から  $40^\circ$  へと変化するサッケードに対する“1-6”の EOG の変化量を表している<sup>3</sup>。図 2.3 の全てのサッケードは、視線角度の変化量が  $+10^\circ$  もしくは  $-10^\circ$  である。それに対し、図 2.4 のサッケードでは、視線角度の変化量は  $-40^\circ$  から  $+40^\circ$  まで様々な値となつて

<sup>3</sup>厳密には、 $\overline{\Delta\text{EOG}}_{“1-6”}(40, 30)$  と表記すべきであるが、簡略化している。

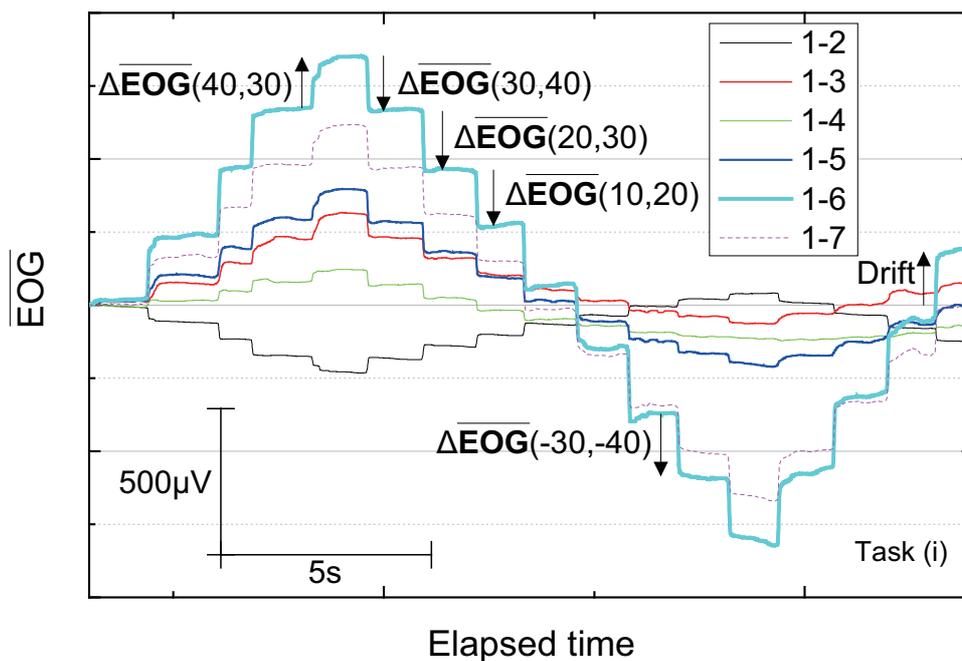


図 2.3: 課題 (i) の一例.

被験者は  $10^\circ$  間隔で設置されたターゲットを順に注視する. サッケード時の EOG の変化量を,  $\Delta\overline{EOG}_i$  として手動で切り出した. 図では 21 種類の EOG の中から 6 種類のみを提示している.

いる. “1-2” 以外の EOG では, 視線角度が増加すると EOG も大きくなっている. また, 同一の眼球運動に対する振幅の変化量は, それぞれの EOG で異なっている. なお, 両図の左右の端の時刻では, 被験者は中央のターゲット ( $0^\circ$ ) を注視しているが, ドリフトが生じているため, 計測した EOG の値が異なっている.

図で示した 16 回のサッケードを含む一連の眼球運動が 1 つの課題である. 被験者には, 課題 (i) を 20 以上, 課題 (ii) を 10 以上行うよう指示した. 計測後, 目視による検査を行い, 瞬目や誤ったターゲットの注視など, 明らかに大きなノイズが含まれる信号は分析の対象から除外した. その結果, 被験者ごとの分析に用いる課題の回数は, 課題 (i) が 22, 23, 23, 20, 19, 課題 (ii) が 11, 12, 12, 11, 12 であった. 分析に用いる課題 (i) 全体をデータセット (i) と定義する (課題 (ii) も同様). 例えば, 被験者 1 のデータセット (i) には, 課題 (i) が 22 回含まれる. 次に, 図に示すように  $\Delta\overline{EOG}_i$  を手動で切り出した.

### 2.3.3 EOG の非線形性

一人の被験者 (被験者 1) のデータセット (i) における  $\Delta\overline{EOG}_i$  の一部を図 2.5 に示す. 図では,  $\Delta\overline{EOG}_i(\theta + 10, \theta)$  は直接  $\theta$  に,  $\Delta\overline{EOG}_i(\theta - 10, \theta)$  は符号を反転させて  $\theta - 10$  にプロット

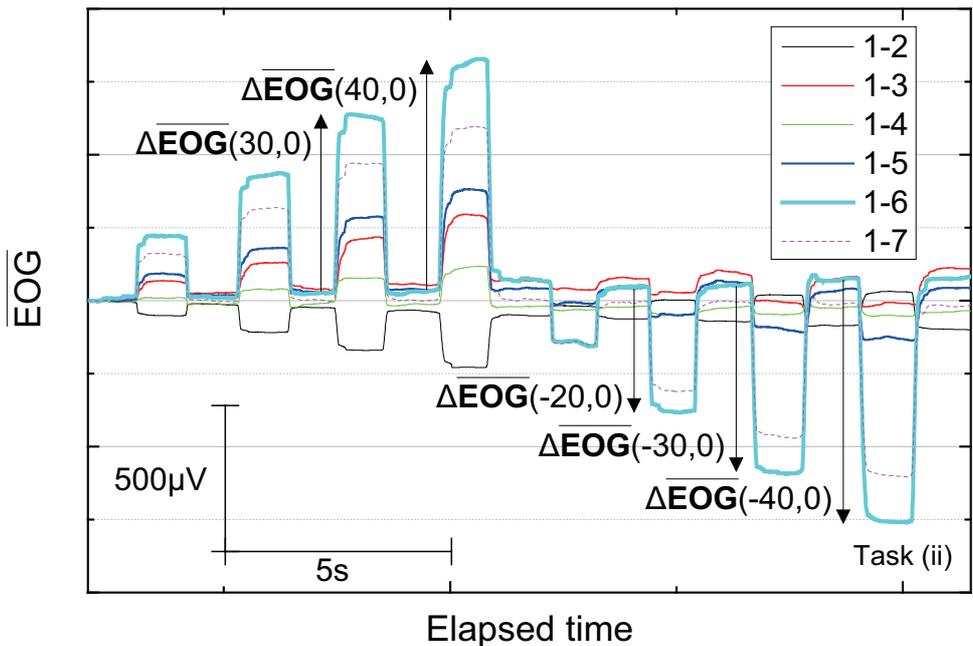


図 2.4: 課題 (ii) の一例.

被験者は、中央のターゲット、他のターゲット、そして中央のターゲットと注視する. 図 2.3 と同様に、 $\overline{\Delta EOG}_i$  は手動で切り出した.

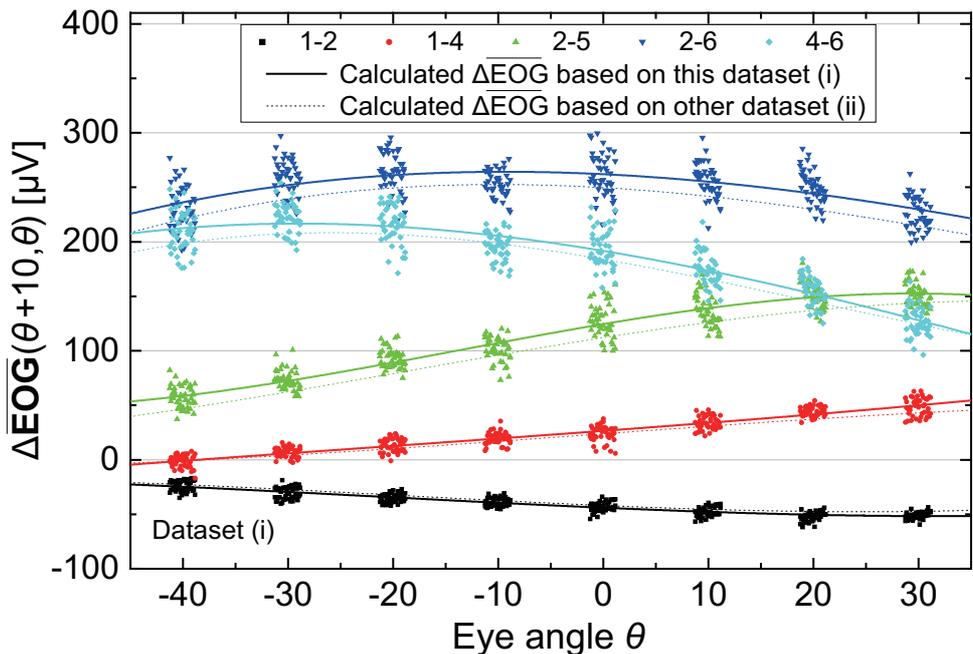


図 2.5: 計測した  $\overline{\Delta EOG}_i$  と計算値.

データセット (i). 計測値は散布図として、計算値は実線で示している. この結果は一人の被験者の結果である.  $\overline{\Delta EOG}_i(\theta + 10, \theta)$  と  $-\overline{\Delta EOG}_i(\theta, \theta + 10)$  を、共に  $\theta$  にプロットしてある.  $\overline{\Delta EOG}_i$  は視線角度に依存しており、 $\overline{\Delta EOG}_i$  と視線角度の間には非線形性があることがわかる. なお、破線はデータセット (ii) から求めた計算値である.

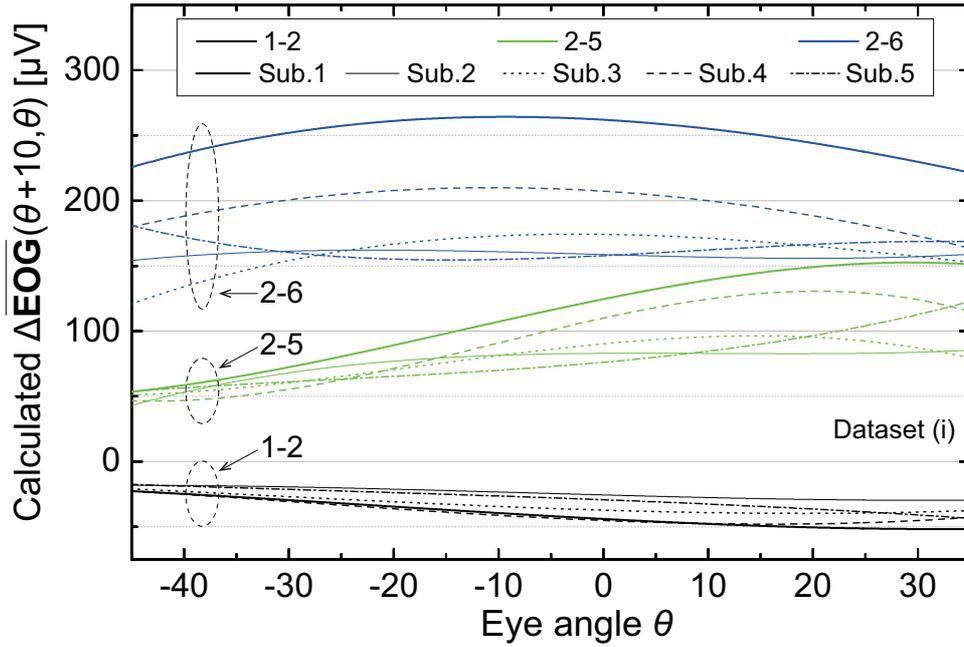


図 2.6: 全ての被験者における  $\Delta\overline{\text{EOG}}_i$  の計算値.

データセット (i). 被験者によって、多少の違いは見られるが、全て同様な非線形性を示している。例えば、視線角度が増加すると  $\Delta\overline{\text{EOG}}_{\text{“1-2”}}$  は減少し、 $\Delta\overline{\text{EOG}}_{\text{“2-5”}}$  は増加している。

している。これは、式 (2.13) から、 $\Delta\overline{\text{EOG}}_i(\theta_1, \theta_0) = -\Delta\overline{\text{EOG}}_i(\theta_0, \theta_1)$  となるためである。例えば、 $\Delta\overline{\text{EOG}}_i(10, 0)$  と  $-\Delta\overline{\text{EOG}}_i(0, 10)$  はいずれも、 $0^\circ$  にプロットされている。なお、オーバーラップを避けるために、各点は水平方向にシフトしてプロットした。

全ての  $\Delta\overline{\text{EOG}}_i$  は、視線角度の変化量が  $10^\circ$  であるため、もし、 $\Delta\overline{\text{EOG}}_i$  が線形であるならば、プロットは水平な直線でなければならない。通常、水平方向の眼球運動を計測するのに用いられる  $\Delta\overline{\text{EOG}}_{\text{“2-6”}}$  は、視線角度によらず一定の値を保っているように見えるものの、他の  $\Delta\overline{\text{EOG}}_i$  は、視線角度  $\theta$  によって値が変化していることがわかる。これは、EOG と視線角度が非線形の関係にあることを示している。式 (2.15) を用いて、 $\theta$  の 4 次多項式として算出した  $p_i(\theta)$  を用いて計算した  $\Delta\overline{\text{EOG}}_i(\theta + 10, \theta)$  を図の実線で示す<sup>4</sup>。また、データセット (ii) から同様に  $p_i(\theta)$  を導出し、そこから計算された  $\Delta\overline{\text{EOG}}_i(\theta + 10, \theta)$  を点線で示す。 $\Delta\overline{\text{EOG}}_i$  の計算値は、異なるデータセットに対しても、計測結果をよく近似している。

全ての被験者に対し、4 次多項式として  $p_i(\theta)$  を算出し、そこから求めた  $\Delta\overline{\text{EOG}}_i(\theta + 10, \theta)$  を図 2.6 に示す。被験者によらず、EOG の非線形性が明確に確認できる。被験者間で細かな違いはあるが、大まかな傾向は同じである。例えば、視線角度が増加すると  $\Delta\overline{\text{EOG}}_{\text{“1-2”}}$  の値は低下し、 $\Delta\overline{\text{EOG}}_{\text{“2-5”}}$  の値は上昇している。

<sup>4</sup>4 次多項式として  $p_i(\theta)$  を求めた場合、その差分である  $\Delta\overline{\text{EOG}}_i(\theta + 10, \theta)$  は、3 次曲線となる。

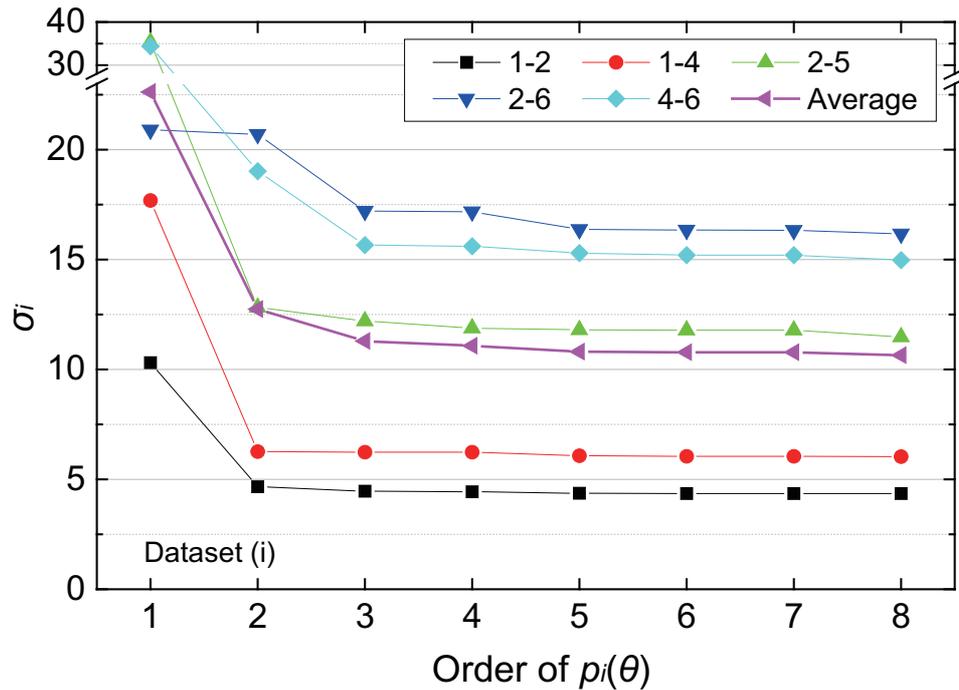


図 2.7:  $p_i(\theta)$  推定時に得られる  $\sigma_i$  .

データセット (i). 式 (2.15) を用いて  $p_i(\theta)$  を推定した時の  $\sigma_i$  . 推定する  $p_i(\theta)$  の次数が上がるにつれて  $\sigma_i$  が小さくなるが、4 次もしくは 5 次でほぼ飽和している.

データセット (ii) に対しても、4 次多項式の  $p_i(\theta)$  は計測値をよく表しており、課題が異なっても同様な傾向が見られることを確認した.

### 2.3.4 視線角度の推定

提案手法を計測データに適用する場合、いくつかのオプションがあり、それらを組み合わせると、大量な場合の数となる. 具体的なオプションは、 $p(\theta)$  の次数、2 種類のデータセットをどのように適用するのか、重みを適用するか否か (適用するならば、どのような重みを用いるのか)、何回のサッケードを用いるのか、である. 以降ではまず、 $p(\theta)$  の次数の影響について述べる. 次に、最も基本的なオプションの組合せと最も効果的な組合せを適用したときの一人の被験者の結果を示し、提案手法によって視線の絶対角度を求めることができることを示す. 最後に、オプションを組み合わせることによる改善を、全被験者の結果を用いて示す.

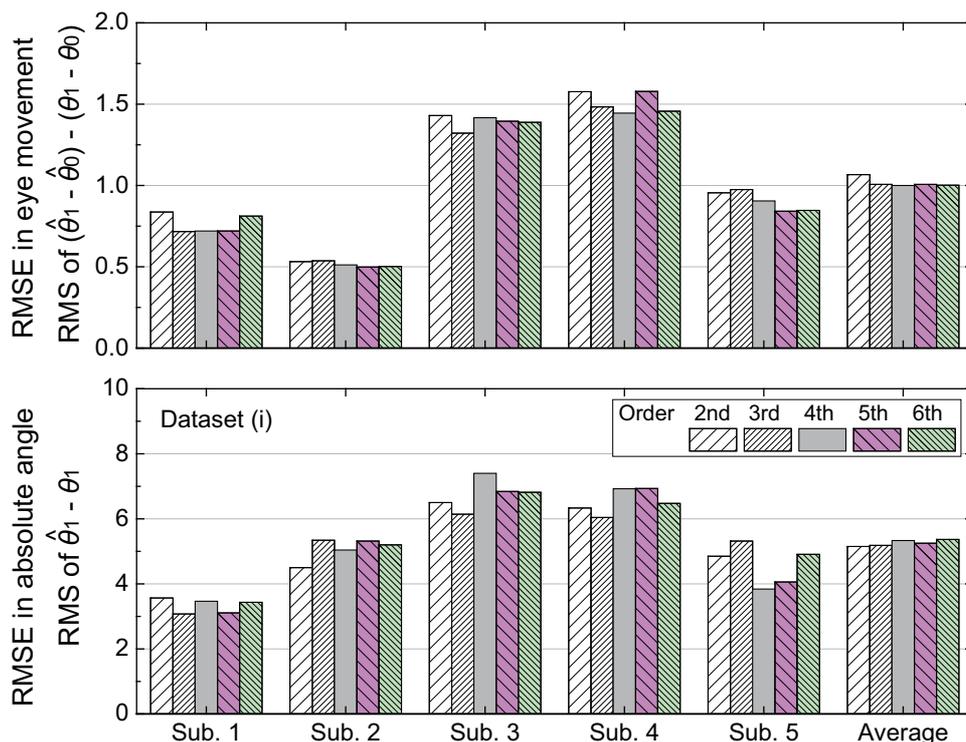


図 2.8:  $p(\theta)$  の次数による視線推定誤差.

データセット (i). 上図は視線角度の変化量, 下図は絶対角度における誤差を表す. 推定は重み付き, 2つの角度推定 (1回のサッケード利用) で行った.  $p(\theta)$  の次数は, 視線推定誤差にほとんど影響を与えない.

### 非線形関数の次数

図 2.7 に, 式 (2.15) を用いて  $p_i(\theta)$  を求めたときに得られる  $\sigma_i$  を示す (被験者 1 のデータセット (i)). このグラフは, 推定した  $p_i(\theta)$  がどの程度計測値を表しているかを示している. 図中の平均は, 全ての EOG の平均を表す. データセット (i) は, 本質的に 8 通りの  $\{\theta_{k1}, \theta_{k0}\}$  しか含んでいないため, 8 が最大の次数であり<sup>5</sup>, 8 次多項式における  $\sigma_i$  は, 計測値のばらつきを反映している. 次数が増加すれば,  $\sigma_i$  は減少しているが, その程度は 4 次もしくは 5 次でほぼ飽和している. この傾向は, 他の被験者, データセットでも同様であった.

次に, 非線形関数  $p(\theta)$  の次数を変化させたときの視線推定精度を求めた. まず, データセット (i) を 2 つに分割する. データセットに  $2N$  個の課題が含まれている場合,  $N$  個の課題と  $N$  個の課題の 2 つに分割する. 一方を初期キャリブレーション, つまり  $p_i(\theta)$  の推定に用い, 他方を視線推定に用いる. その後, 役割を入れ替え, 再度推定を行い, 推定結果を統合する. 後の実験も, 1 つのデータセットを用いる場合には, このような手続きで行った.

推定誤差を二乗平均平方根誤差 (RMSE: root mean square error) として算出した結果を図

<sup>5</sup>8 次多項式は一般に 9 つの係数を持つが, 式 (2.16) で定数項を 0 としているので, 決定すべき係数の数は 8 となる.

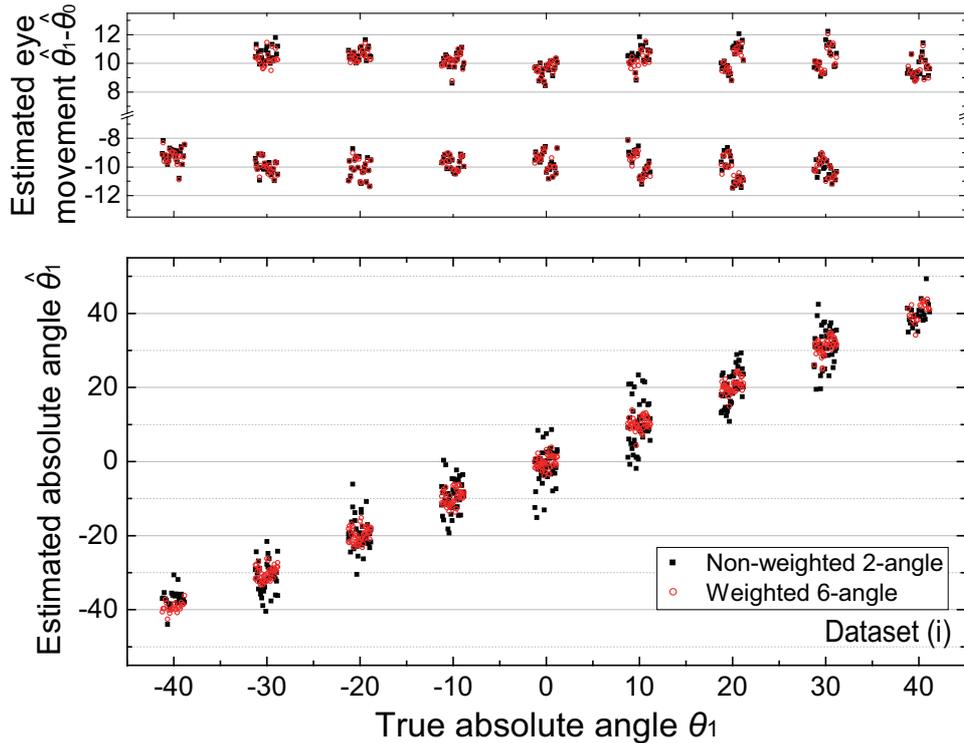


図 2.9: 被験者 1 の推定結果の例.

データセット (i). a) 重みなし 2 角度推定, b) 重み付き 6 角度推定, の 2 通りの組合せの結果を示す. 視線角度の変化量 (上図) と視線の絶対角度 (下図) いずれも推定することができており, オプションを組み合わせることで精度が向上する.

2.8 に示す. 上図は, 視線の変化量の誤差 ( $(\hat{\theta}_1 - \hat{\theta}_0) - (\theta_1 - \theta_0)$  の二乗平均平方根) を表しており, 下図は, 視線の絶対角度の誤差 ( $\hat{\theta}_1 - \theta_1$  の二乗平均平方根) を表している. 式 (2.15) を用いて  $p_i(\theta)$  を求める時に得られる  $\sigma_i$  の逆数を重みとして適用しており, 1 回のサッケードに対する 2 つの角度を推定した (以降では, N 回のサッケードに対する N+1 つの角度推定を, N+1 角度推定と表記する. この場合は 2 角度推定となる).

図から, 次数は誤差にほとんど影響を与えないことがわかる. そのため, 適用する次数は重要ではない. 図 2.5 からわかるように, 計測信号は誤差を含むため, ある程度の広がりがある. 関数の次数を増加させ, 計測値を正確に近似できるようにしても, 計測信号に含まれる誤差が, その効果を打ち消してしまうことが考えられる. このことは逆に, 厳密なモデルから  $p_i(\theta)$  を求める必要はなく,  $p_i(\theta)$  に単純な多項式を用いれば十分であることを示唆する. 図 2.7 および図 2.8 の結果と, グラフにプロットすると 4 次多項式が計測信号を最も良く近似しているように見えることから, 以降の実験では 4 次多項式を用いることとした.

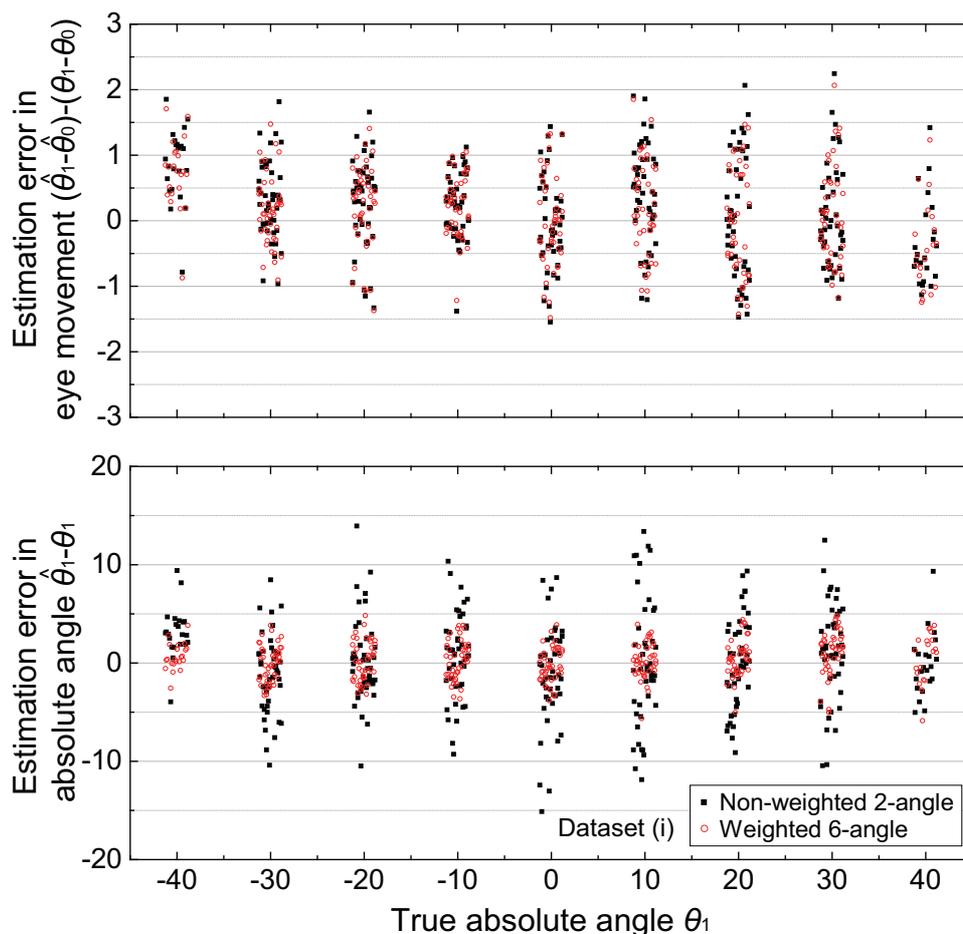


図 2.10: 図 2.9 における推定誤差.

データセット (i). 上図は視線角度の変化量, 下図は視線の絶対角度の誤差を表す. オプションを組み合わせることで, 絶対角度の精度が向上しているが, すでに高い精度が得られている視線変化量に改善は見られない.

### 一人の被験者における推定結果

データセット (i) を用いた時の, 被験者 1 の視線推定結果を図 2.9 に示す. 図には, a) 重みなし 2 角度推定, b) 重み付き 6 角度推定の 2 通りの結果を示す. 前者は最も基本的な組合せであり, 後者は実験した中で最も効果的な組合せである. 上図に視線角度の変化量,  $\hat{\theta}_1 - \hat{\theta}_0$  を示し, 下図に視線の絶対角度,  $\hat{\theta}_1$  を示す. 推定した絶対角度  $\hat{\theta}_1$  が真の値に対応していること, 重みと複数サッケードを適用することで視線推定精度が向上していることが確認できる. また, 真の値が  $+10$  もしくは  $-10^\circ$  である視線角度の変化量の推定値  $\hat{\theta}_1 - \hat{\theta}_0$  は, 非常に高い精度で推定できていることがわかる.

図 2.9 における推定誤差を図 2.10 に示す. 視線角度の変化量の誤差は, 95%以上の割合で  $\pm 1.5^\circ$  の範囲に収まっており, オプションによる精度改善は見られない. 視線の絶対角度における推定誤差は, 視線角度の変化量の誤差に比べて大きい, 適切なオプションを適用するこ

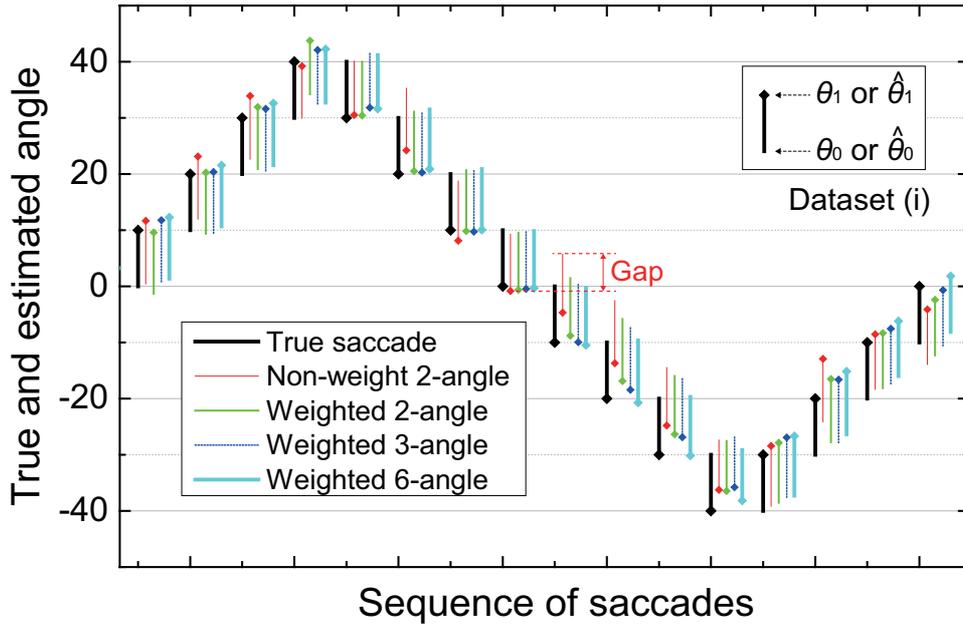


図 2.11: 様々なオプションの組合せによる推定結果.

データセット (i). 重み付き 6 角度推定では高精度な推定が行われており、直前の推定結果と現在の結果の連続性が保たれている。一方、推定精度が低い組合せでは、推定結果にギャップが生じている。

とで精度を向上させることができる。これらの図は、提案手法を用いることで、サッケードに対応した EOG の変化量から視線の絶対角度を推定できること、また従来法と同様に視線角度の変化量についても精度よく推定できることを示している。

図 2.11 に、様々なオプションを適用したときの  $\hat{\theta}_1$  および  $\hat{\theta}_0$  を示す。提案手法は、視線角度の変化量を正確に推定できるので、棒の長さは真の値とほぼ一致する。しかし、絶対角度の推定精度はそれほど高くはないため、理想的には一致すべき直前の推定で得られた  $\hat{\theta}_1$  と、現時点で推定した  $\hat{\theta}_0$  の間にギャップが観測される。重み付き 6 角度推定では高い精度が得られるため、そのギャップは小さく、連続性が保たれている。

データセット (ii) を用いた場合にも上記の結果と同様に、提案手法は絶対角度の推定が行うことができ、オプションが精度を向上させることを確認することができた。

### 全被験者での推定結果

データセット (i) における全ての被験者の、視線変化量および視線の絶対角度の推定誤差を図 2.12 に示す。視線変化量に対しては、全被験者の平均で  $1.0^\circ$  と高い推定精度が得られているが、オプションを適用することによる精度の改善は見られない。一方、全ての被験者で視線の絶対角度の推定が行えており、オプション適用による改善が確認できる。全被験者の誤差の平

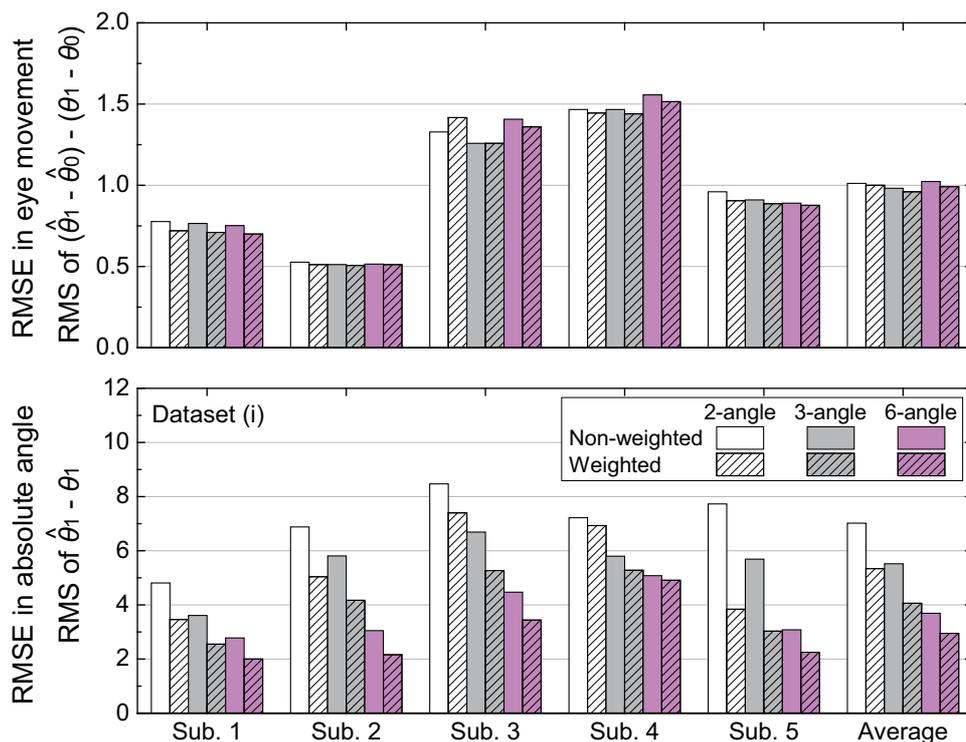


図 2.12: 全被験者に対する様々なオプションの組合せにおける推定誤差。

データセット (i). 上図に視線角度の変化量, 下図に視線の絶対角度の誤差を示す. 被験者によらず, 重みおよび複数サッケードオプションは, 推定精度を向上させる. 重みなし 2 角度推定における絶対角度の誤差は全体平均で  $7.0^\circ$  であるのに対し, 重み付き 6 角度推定では  $3.0^\circ$  となっている. また, 視線角度の変化量の誤差は  $1.0^\circ$  であった.

均は, 重みなし 2 角度推定の場合に  $7.0^\circ$  であるのに対し, 重み付き 6 角度推定では  $3.0^\circ$  と改善している.

データセット (ii) の結果を図 2.13 に示す. 視線変化量の誤差は,  $1.2^\circ$  から  $1.3^\circ$  であり, 絶対角度の誤差は重みなし 2 角度推定で  $5.1^\circ$ , 重み付き 2 角度推定で  $2.2^\circ$  となった. 従来研究では, 視線推定誤差  $0.8^\circ$  が得られているとの報告がある [100]. この値は, 絶対角度の観点から求めたものであるが, 直前の視線角度は既知 (通常は中央) であることが前提である. これは, 本研究における視線角度の変化量,  $\hat{\theta}_1 - \hat{\theta}_0$  に相当すると言える. 誤差に対するそのような違いはあるが, 本実験で得られた  $2.2^\circ$  という値は, 従来研究で報告されてきた精度や他の視線計測手法で得られている精度に近づきつつあると言えるだろう. 従来手法を用いた場合に, 本研究における視線絶対角度に相当する推定精度がどの程度になるのかを, 通常用いられる “2-6” を用いて計算することができる. 各課題の直前に, ユーザが特定のターゲットを注視する従来のオフセットキャリブレーションが行われたと想定し, その課題の最後の計測値を視線角度に変換した. これは, 図 2.3 における “Drift” と, その角度への変換に対応する. 全被験者を平均すると, 課題 (i) では  $5.2^\circ$ , 課題 (ii) では  $3.5^\circ$  となった. ドリフトは時間経過と共に小さくなるた

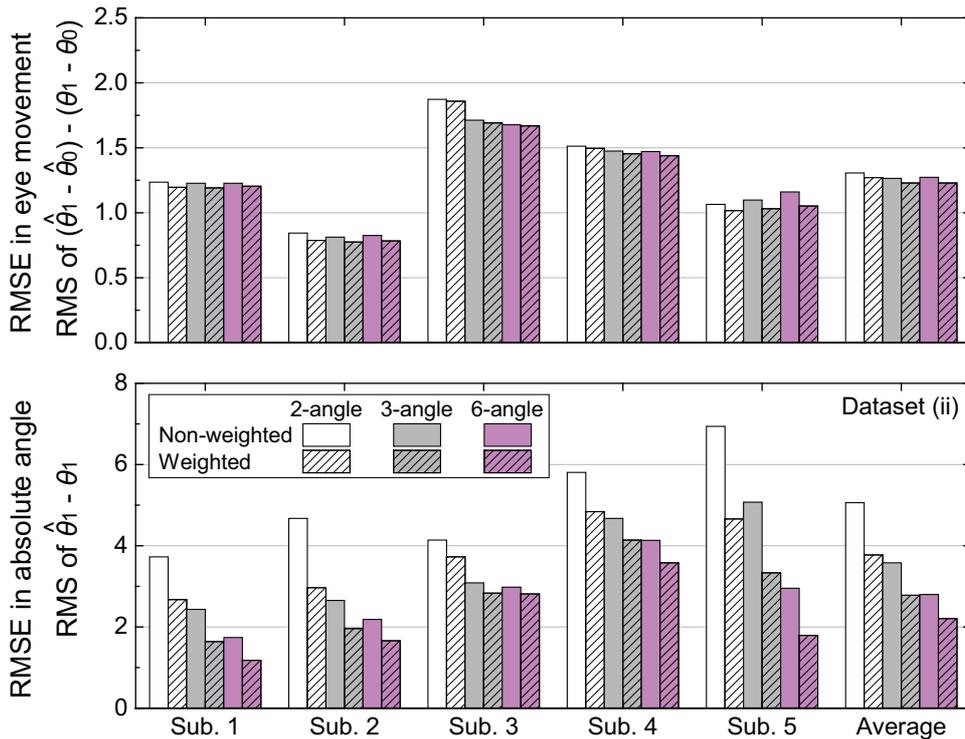


図 2.13: 全被験者に対する様々なオプションの組合せにおける推定誤差.

データセット (ii). 上図に視線角度の変化量, 下図に視線の絶対角度の誤差を示す. 図 2.12 と同様に, オプションは推定精度を向上させる. 重みなし 2 角度推定における絶対角度の誤差は全体平均で  $5.1^\circ$  であるのに対し, 重み付き 6 角度推定では  $2.2^\circ$  となっている. また, 視線角度の変化量の誤差は  $1.2^\circ \sim 1.3^\circ$  であった.

め, 課題 (i) よりも後に計測した課題 (ii) では誤差が小さくなっている. この想定では, およそ 20 秒に一度という極めて頻繁なオフセットキャリブレーションが必要であり, 非現実的である. キャリブレーションを, 2 つの課題につき 1 回行うよう頻度を低下させた場合の誤差は課題 (i) で  $12.7^\circ$ , 課題 (ii) で  $6.7^\circ$  となった. この結果は, 従来手法が視線推定精度を保つために必要とする高頻度なキャリブレーションの煩わしさを, 提案手法が解消できることを表している.

上記の結果は, 初期キャリブレーションおよび視線推定に, 同じデータセットを用いて得られたものである. 実際のシステムでは, 初期キャリブレーションに用いる課題と, 視線推定に用いる課題は異なる. つまり, 初期キャリブレーションで用いられていないサッケードに対しても, 視線推定を行う必要がある. そのため, 異なるデータセットを用いた場合の推定精度を評価することが重要である. 図 2.14 に, 初期キャリブレーションにデータセット (i) を, 視線推定にデータセット (ii) を用いた場合の結果を示す. データセット (ii) における 75% のサッケード (12/16) は, データセット (i) には含まれていない. この場合の視線の絶対角度の誤差は, 重みなし 2 角度推定で  $5.9^\circ$ , 重み付き 6 角度推定で  $3.0^\circ$  であった. 未知のサッケードに対しても, 視線の絶対角度を推定することができ, オプションは推定精度を向上させることがわかる. 視

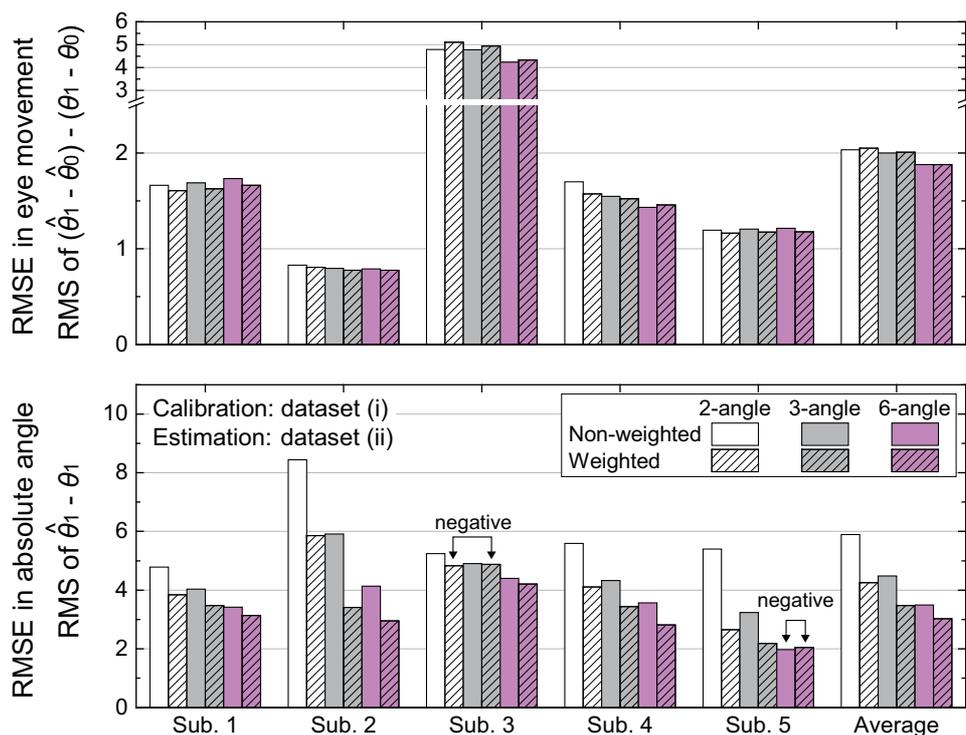


図 2.14: 全被験者に対する様々なオプションの組合せにおける推定誤差。

データセット (i) を初期キャリブレーションに用い、データセット (ii) を視線推定に用いた。キャリブレーションと推定に異なる課題を用いた場合であっても、提案手法は視線の絶対角度を推定できる。重みなし 2 角度推定における絶対角度の誤差は全体平均で  $5.9^\circ$ 、重み付き 6 角度推定では  $3.0^\circ$  であった。また、視線角度の変化量の誤差は  $1.9^\circ \sim 2.1^\circ$  であった。

線角度の変化量は、被験者 3 だけ大きな誤差が生じているが、全体の平均で  $1.9^\circ \sim 2.1^\circ$  であった。データセット (i) および (ii) の役割を交換した時には、絶対角度の誤差は重み付き 6 角度推定で  $3.7^\circ$ 、変化量の誤差は  $0.8^\circ \sim 1.0^\circ$  であった。同一のデータセットを用いる場合と比較して、誤差は大きくなっているが、精度低下は限定的であり、達成した精度は実用的な範囲内にあると考えられる。これらの結果から、提案手法は異なる課題に対しても有効に機能すると言える。またこのことは、初期キャリブレーションを簡略化できる可能性を示唆しており、実用性の改善に貢献することができる。

オプションによる効果は、2つの組合せで負の影響が見られたが、それ以外の組合せ (178 組) では推定精度が向上している。負の影響が見られた 2つの組合せはいずれも、図 2.14 で確認することができ、被験者 3 の重み付きでの 2 角度推定と 3 角度推定、被験者 5 の 6 角度推定における重み付きと重みなしである。また、オプションによって有意に精度を改善することを、ウィルコクソンの符号順位検定により確認した。

## 2.4 議論

提案手法が視線の絶対角度および視線角度の変化量を推定できることを、実験結果から確認することができた。しかし、提案手法を EOG を用いたインタラクションシステムの中に実装する前に、解決しておかなければならない課題がいくつかある。一点目は、リアルタイムでの自動サッケード抽出である。既存のサッケード検出手法 [99] などが利用できると考えられる。二点目は、垂直方向の眼球運動を含む様々な眼球運動に対応することである。三点目は、直前の推定時における  $\hat{\theta}_1$  と、現在の  $\hat{\theta}_0$  のギャップを小さく、滑らかにすることである。可能性のある方法として、推定時の確度情報を用いることが挙げられる。例えば、式 (2.18) で最小化された値は、ある種の確度を表している。もし現在の値が、直前の値よりも小さい場合には、直前の  $\hat{\theta}_1$  を無視しても良いだろう。逆に、現在の値の方が大きい場合には、直前の推定で得られた  $\hat{\theta}_1$  を、現在の  $\hat{\theta}_1$  を推定する際に用いればよい。四点目は、どのサッケードに対して、また何回のサッケードに対して本手法を適用すればよいのかを明らかにすることである。もしノイズレベルが同じであれば、EOG の変化量が大きいほど、SN 比が高くなる。この考えに従えば、大きなサッケードにのみ選択的に適用すべきである。また、サッケード間の時間間隔が短い場合には、複数サッケードオプションが有効に機能するが、間隔が長くなってしまった場合には、推定精度が低下することが考えられる。これは、間隔が長くなってしまった場合には、その間隔中に検出できない程度に小さな眼球運動が含まれている可能性が高くなり、現在の  $\theta_0$  は直前の  $\theta_1$  と一致するという仮定が成立しにくくなるためである。そのため、提案手法の適用基準をあらかじめ定めて必要がある。

本手法そのものではなく、日常生活に適用する際に考慮すべき点を以下に示す。本実験では電極配置に関しての最適化は行わなかったが、有効な電極配置を調査し、電極数の削減やユーザに受け入れられやすい電極位置を模索していくことが必要だろう。今回は、サッケード以外の眼球運動、例えば追従性眼球運動は扱わなかったが、もし実装したシステムでそれらの眼球運動も扱うのであれば、既存手法とどのように組み合わせていくのかも考えていく必要がある。また、視線推定精度を向上させ、すでに既存手法で達成されている精度に近づけていくことも重要である。

## 2.5 結論

本章では、EOG と視線角度の間の非線形性を利用した視線推定手法を提案した。提案手法は、サッケードによって生じる EOG の変化量を用いるだけで、そのサッケード前後の視線の絶対角度を求めることができる。5 人の被験者が 2 種類の課題を行っている際の EOG を計測し、分析を行った。EOG は視線角度に対して非線形性を有していること、提案手法は視線の絶対角度および変化量を推定できることを示した。また、重みや複数サッケードを適用することで、推定精度を向上させることができることも示した。視線の絶対角度の誤差は  $4^\circ$  以下であり、高精度に視線角度の変化量を推定することができた。

EOG 法は小さな電力で視線を計測できるため、ウェアラブルデバイスを用いた場合でも、視線を常時計測することができる。しかし、従来の EOG 法には“正確な視線角度を求めることが難しい”という課題があるため、他の視線計測手法ですでに実現されている実用的な視線計測を行うことができなかった。提案手法はその課題に対し、現実的な解決法を提供する。その結果、EOG 法を用いても他の計測手法と同様な視線計測デバイスを実装することが可能となる。例えば、これまでのメガネ型やゴーグル型などの装着型視線計測デバイスでは光学的な視線計測手法が用いられてきたが、それを EOG 法に置き換えることができるようになり、低消費電力のメリットを活かした常時 ON な視線計測やデバイスの小型化が実現できる。つまり本手法は、EOG 法の課題を解決し、日常生活に導入可能で実用的なデバイスの開発に寄与する。

## 第3章

# ヘッドホン／イヤホンを用いた視線推定

### 3.1 はじめに

第2章では、EOG法の第一の課題である“正確な視線角度を求めることが難しい”ことを解決する提案手法について述べ、EOG法が常時ONを実現する装着型視線計測手法として有効であることを示した。装着型の視線計測手法を用いることで、いつでもどこでも視線計測を行うことができるようになるが、光学的な手法やEOG法も含むこれまでの装着型視線計測手法では、顔に新たな視線計測デバイスを装着する必要がある。日常生活の中に視線入力インタフェースを導入する際、計測デバイスが常に、重要な役割を担っている顔を覆うことは望ましくない。一方、視線入力インタフェースを利用する時にだけ装着する場合には、利便性が大きく失われてしまう。この問題は、顔面を覆わないデバイスによって視線計測ができれば解決可能である。本章では、EOG法の第二の課題である“顔面に電極を貼付しなければならない”ことを解決する、ヘッドホン／イヤホンを用いた視線推定手法について述べる。

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。EOG法を日常生活に導入する際に大きな課題となるのが、複数の電極が眼を取り囲む形となってしまうことである。貼付する電極数の削減 [101, 102]、ゴーグル [61]、はちまき [103]、帽子 [102] 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面を覆ってしまうことには変わりはなく、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SN比の信号を得るためである。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。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、顔面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

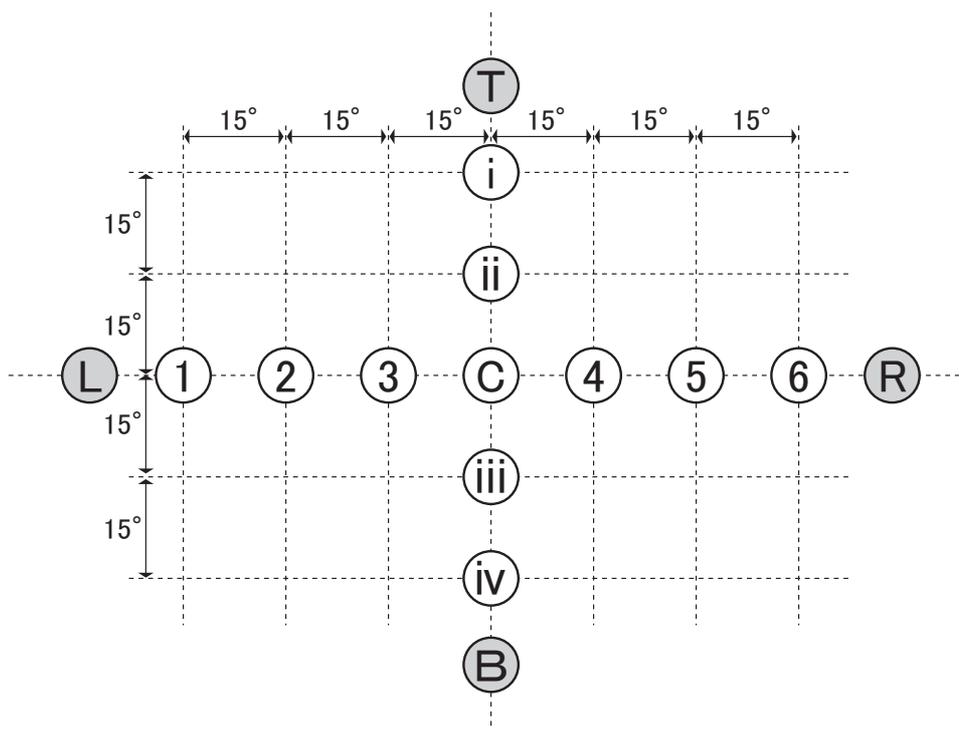


図 3.1: 注視実験時のターゲット配置.

水平および垂直方向に  $15^\circ$  間隔でターゲットを配置した (1~6 と i~iv, さらに正面の C の合計 11 個). 図中の L, R, T, B はターゲットではなく眼球を最大限に動かした時の注視点を表す.

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.

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/イヤホンに着目した. ヘッドホン/イヤホンに電極を設置し、EOG 法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.

まず、ヘッドホン/イヤ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 SN 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/垂直成分の重量など、ヘッドホン/イヤホンを用いることで新たに課題が生じる. それらの課題に対する解決手法について述べ、実験により有効性を確認する.

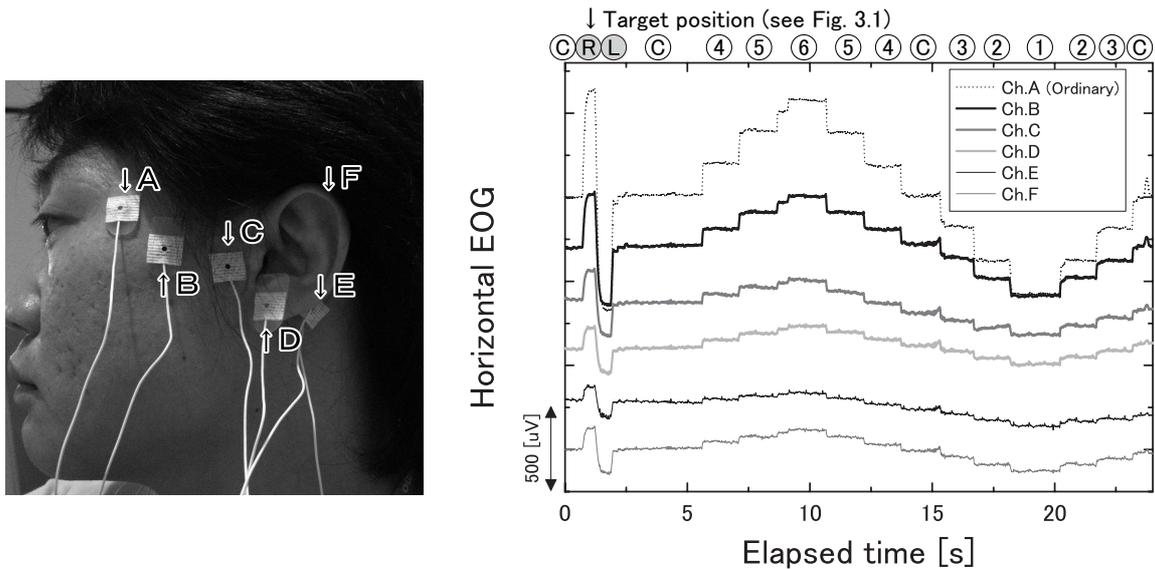


図 3.2: 電極配置と EOG 計測結果 (水平方向) .

顔面の側面に A~F の 6 個の電極を貼付し、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。グランド電極は反対側側面の頬に配置している。EOG の振幅が数分の一程度に減衰するが、眼球から離れた位置の電極を用いても水平方向の眼球運動を検出することができる。

### 3.2 ヘッドホン/イヤ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れるデバイスであるヘッドホン/イヤホンに着目した。イヤパッドなどに電極を組み込めば、ヘッドホン/イヤ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測が行えるようになる。

まず、ヘッドホン/イヤ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  $15^\circ$  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 3.1. 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時の 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時の右, 左, 上, 下の視線位置を表す。計測には Neuroscan 製 SynAmps<sup>2</sup> (増幅率 10 倍, 24 ビット AD 変換) を使い、DC カップリング、30Hz のローパス及び 50Hz のノッチフィルタを適用した上で、200Hz にてサンプリングを行った。

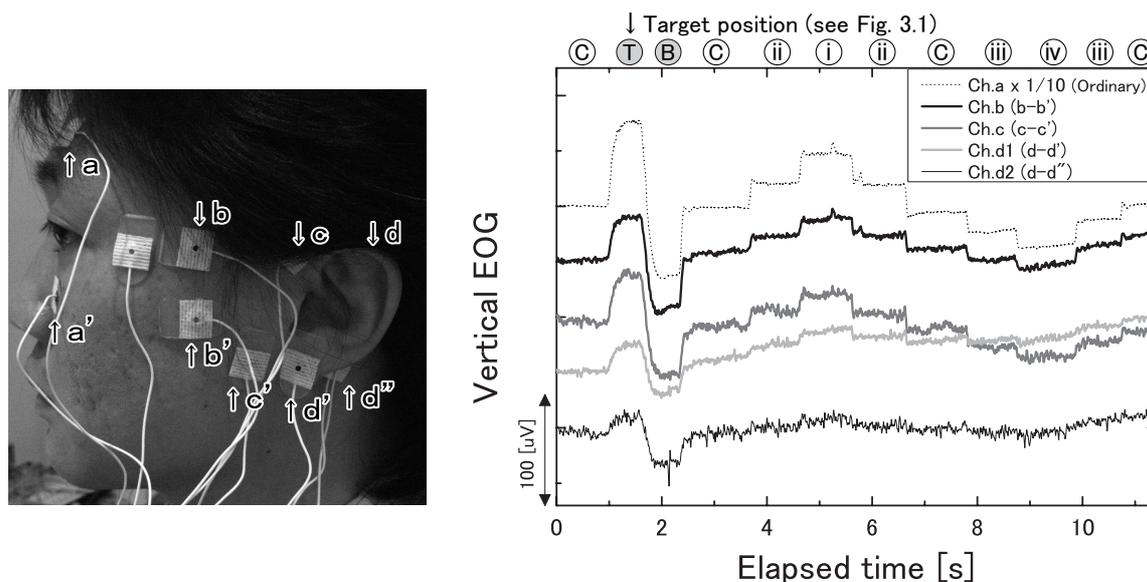


図 3.3: 電極配置と EOG 計測結果 (垂直方向) .

顔面の側面に配置した a~d” までの 9 個の電極を用いて、垂直方向の眼球運動を計測した。全ての EOG で眼球運動を計測できるが、振幅が 1/20 以下と大幅に減衰している。

### 3.2.1 耳介周辺での EOG 計測

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

図 3.2 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、グランド電極が頬に 1 つ貼付されている。全て市販の使い捨て銀-塩化銀電極<sup>1</sup>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時の EOG 計測結果を図 3.2 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わかる。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

<sup>1</sup>日本光電製 NCS 電極 NM-31

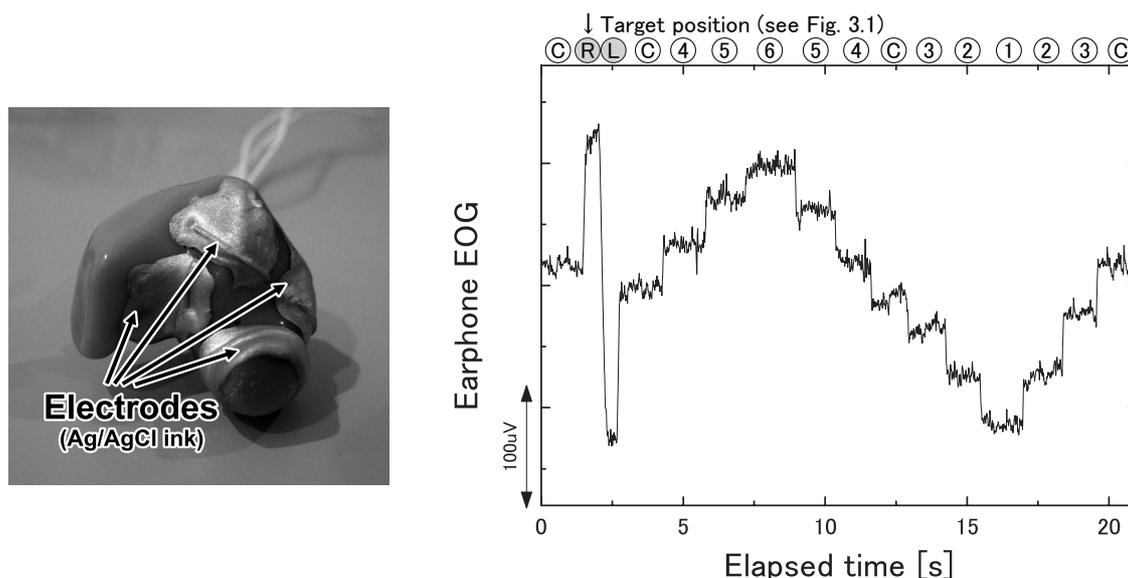


図 3.4: 製作した耳型電極と EOG 計測結果 (Earphone EOG. 水平方向のみ).

耳型電極の表面に銀-塩化銀インクを塗布し電極として利用した。水平方向の眼球運動を検出することはできたが、垂直方向の計測は困難であった。

であっても眼球を最大限に動かした場合に  $100\mu\text{V}$  以上の振幅が得られている。

次に図 3.3 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 3.2 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 3.3 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'' の各電極ペアから得られる EOG である。図に示す全ての EOG で眼球運動に伴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。例えば、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 SN 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わかった。

### 3.2.2 外耳道及びその近傍の耳介での EOG 計測

次に canal/in-ear 型のイヤホンを想定し、外耳道入口部及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 3.4 の写真に示

す。右耳用の 4 箇所（1 箇所はグランド電極を想定）、左耳用の 3 箇所に銀-塩化銀インク<sup>2</sup>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 [104] はあるが、EOG を計測した例は見当たらない。

図 3.4 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 3.2 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 を取り得る。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、眼球運動に伴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、外耳道入口部及びその近傍の耳介からでも EOG を計測できることがわかる。

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*、オーバーヘッド型のヘッドホンが接触し得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、製作した耳型電極などを用いて外耳道入口部及びその近傍の耳介から得られる EOG を *Earphone EOG* と表記する。

### 3.2.3 課題

以上の実験から、電極を耳介周辺や外耳道入口部及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 3.5 の 1～4 の左右 4 電極とアース電極の計 9 電極）を用いている。

#### ドリフトの増大

図 3.2 や図 3.3 をみれば、EOG の振幅減少に伴って、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。

<sup>2</sup>BAS 製 参照電極用銀塩化銀インク (No.011464)

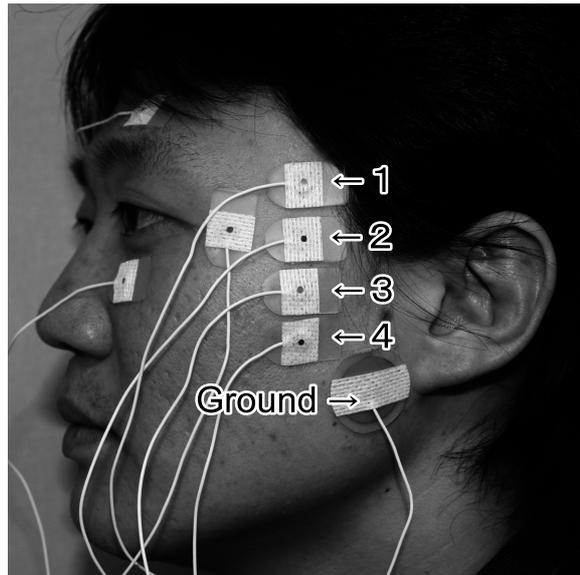


図 3.5: 大型ヘッドホンのイヤパッド部を想定した電極配置.

実際のヘッドホンを想定し、実践的な電極配置で実験を行う。顔面の片側面に1~4の4電極（逆側も同様）とグラウンド電極で合計9電極とした。図には参照用の *Ordinary EOG* 計測電極も見える。

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点を注視し続けた時の EOG 計測結果を図 3.6 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*、両側及び同側の電極ペアを用いた *Headphone EOG*（前者は図 3.5 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 3.5 の電極 1 と電極 3 のペアで垂直に対応）、及び図 3.4 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た直後に正面を見た時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わかる。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 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、眼球運動に伴う 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 3.6 と同様の試行を 10 回行った時のドリフトの分布を図 3.7 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

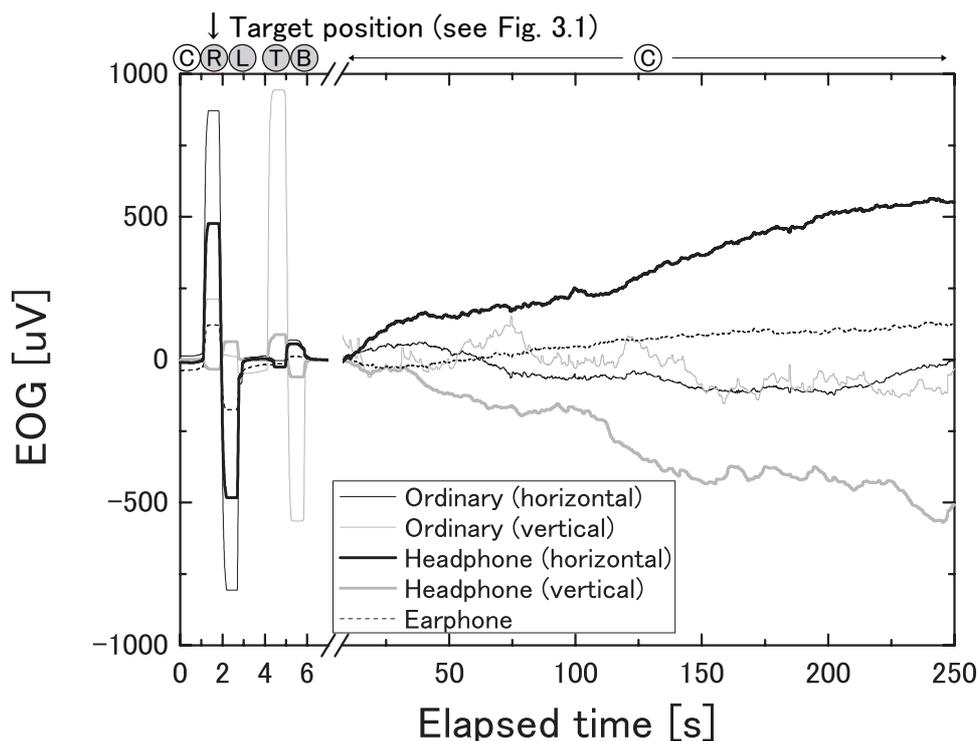


図 3.6: ドリフトの一例.

1 点を注視し続けても、EOG の計測値はドリフトにより変化していく。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、ドリフトによる傾きも一定ではない。

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（試行毎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 3.7 から算出される各 EOG 間のドリフトの相関係数は $-0.32 \sim 0.17$ （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 $0.87$ ）となっており、相関はほとんど見られなかった。つまり、ドリフトは計測の都度異なっており、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言える。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氣的/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、例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。

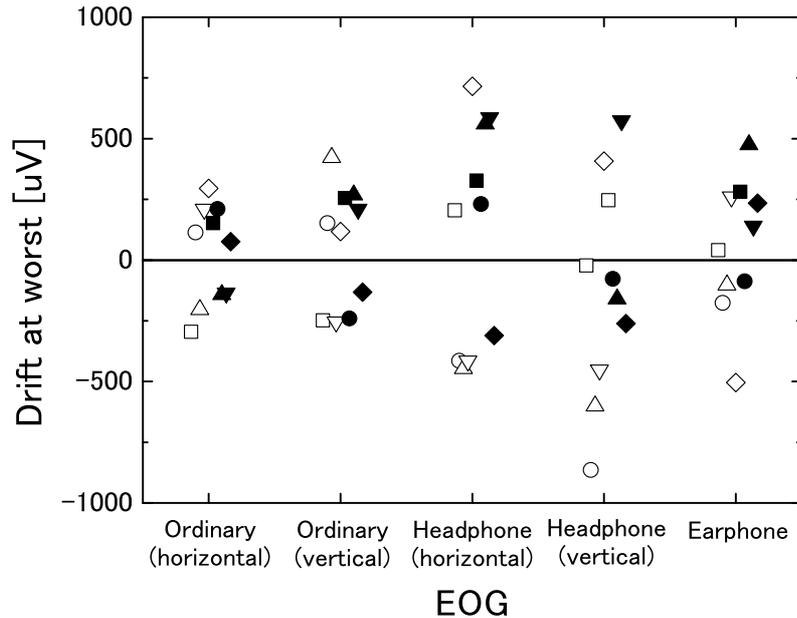


図 3.7: 多数試行時におけるドリフトの最悪値.

同じシンボルは同一試行時の結果を表す. 電極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. 各 EOG 間の相関係数は $-0.32 \sim 0.17$ であり, 相関はほとんど見られなかった.

#### 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, 400ms のメディアンフィルタを適用した結果を図 3.8 に示す.

同時に計測した *Ordinary EOG* (図 3.8 (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 3.8 (b) に示した *Headphone EOG* の 2 つの例 (Horizontal: 図 3.5 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している.

重畳す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.

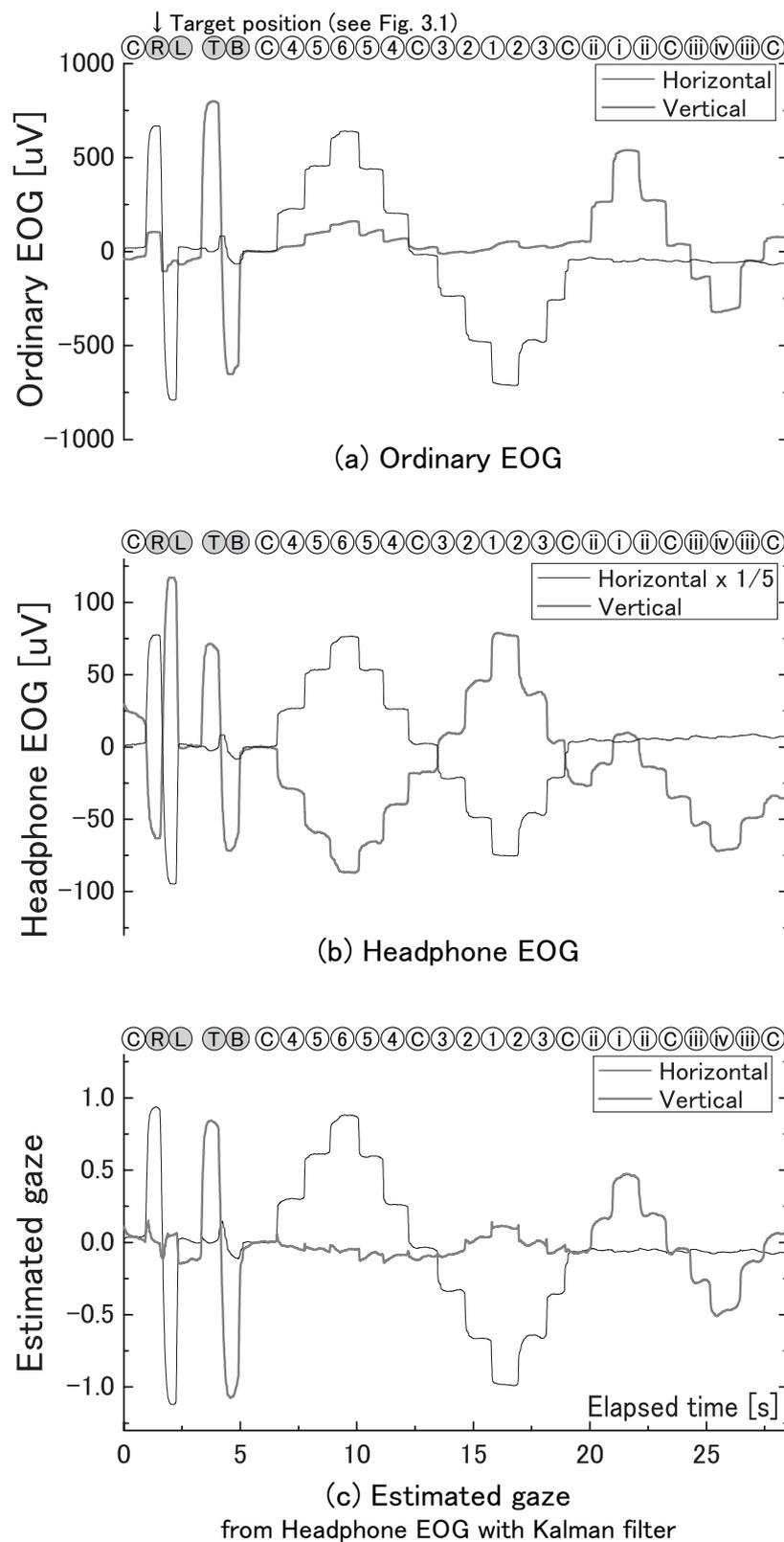


図 3.8: 水平/垂直成分の分離

上から (a) Ordinary EOG, (b) Headphone EOG, (c) Headphone EOG (b) に対して水平/垂直成分の分離を行った結果. (a) Ordinary EOG 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のに対し、(b) Headphone EOG の Vertical には垂直成分と同程度の大きさで水平成分が重畳している. Headphone EOG にカルマンフィルタを適用した (c) では、ほぼ正しく水平/垂直成分を分離できている.

### 3.3 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、眼球運動に伴う振幅が各 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 [105] を適用することで両課題の解決を試みた。

なお、カルマンフィルタの EOG への適用例として、EOG を自己回帰モデルに当てはめ、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 [106] が挙げられる。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。

また、第2章で述べた EOG の非線形性を利用した推定手法は、サッケードが生じた時に視線の絶対角度を求め、オフセットキャリブレーションによりドリフト課題を解決する第二の手法（2.1 節参照）であったのに対し、本手法はドリフトそのものを低減する第一の手法に対応する。

#### 3.3.1 原理

第2章で述べたように、視線の変化量と EOG の変化量は厳密には非線形の関係にあるが、過去の研究から線形であると見なすことができる [83]。また、現状の第2章の手法は水平方向にのみ適用されているのに対し、本章では水平および垂直両成分を対象とする。そのため、ここでは簡単化のために線型モデルを適用することとする。

2つの電極  $i$  と  $j$  で得られる EOG の観測値を  $\overline{EOG}_{ij}(t)$ 、視線を表す2次元ベクトルを  $\mathbf{x}(t)$ 、視線から EOG への変換行列を  $\mathbf{Z}_{ij}$  とすると、

$$\overline{EOG}_{ij}(t) = \mathbf{Z}_{ij} \cdot \mathbf{x}(t) + e_{ij}(t) \quad (3.1)$$

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,

$$\overline{\mathbf{EOG}}(t) = (\overline{\mathbf{EOG}}_{12}(t), \dots, \overline{\mathbf{EOG}}_{ij}(t), \dots)^T \quad (3.2)$$

と置き, 同様に  $\mathbf{Z}$ ,  $\mathbf{e}(t)$  を定義すると,

$$\overline{\mathbf{EOG}}(t) = \mathbf{Z} \cdot \mathbf{x}(t) + \mathbf{e}(t) \quad (3.3)$$

と書くことができる. さらに,  $\Delta \overline{\mathbf{EOG}}(t) = \overline{\mathbf{EOG}}(t) - \overline{\mathbf{EOG}}(t-1)$  とすれば,

$$\Delta \overline{\mathbf{EOG}}(t) = \mathbf{Z} \cdot \Delta \mathbf{x}(t) + \Delta \mathbf{e}(t) \quad (3.4)$$

となる.  $\mathbf{e}(t)$  は, ドリフト成分を含むノイズ項であり,  $\Delta \mathbf{e}(t)$  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.

$$\Delta \mathbf{x}(t+1) = \mathbf{F} \cdot \Delta \mathbf{x}(t) + \mathbf{w}(t) \quad (3.5)$$

(3.4), (3.5) 式は, 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  $\Delta \overline{\mathbf{EOG}}(t)$  から  $\Delta \mathbf{x}(t)$  の推定値  $\Delta \hat{\mathbf{x}}(t)$  を求めることができる. さらに, 視線  $\mathbf{x}(t)$  の推定値  $\hat{\mathbf{x}}(t)$  は基準位置  $\mathbf{x}_0$  を使って

$$\hat{\mathbf{x}}(t) = \sum \Delta \hat{\mathbf{x}}(t) + \mathbf{x}_0 \quad (3.6)$$

と求めることができる.

本手法を適用するためには,  $\mathbf{Z}$ ,  $\Delta \mathbf{e}(t)$ ,  $\mathbf{x}_0$  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.

$\mathbf{Z}$  及び  $\Delta \mathbf{e}(t)$  は, 初期キャリブレーションによって取得する. 例えば, ヘッドホン装着時に視線を素早く上下左右に動かし ( $\Delta \mathbf{e}(t)$  が無視できるため,  $\mathbf{Z}$  が求まる), その後一点を注視する ( $\Delta \mathbf{e}(t)$  の共分散行列が求める) 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 [87] であるため,  $\mathbf{Z}$  は一度求めれば十分である. 一方,  $\Delta \mathbf{e}(t)$  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．

視線方向を求める時には，正確な  $\mathbf{x}_0$  が必要になる． $\mathbf{x}_0$  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，適時オフセットキャリブレーションにより  $\mathbf{x}_0$  を更新しなければならない．このオフセットキャリブレーションに，第2章で述べた手法を適用することが望ましいが，まだ水平成分しか対象としておらず，また正確なサッケードの自動抽出にも課題がある．

そこで，以下のような簡便なオフセットキャリブレーション手法が考えられる．オフセットを補正するためには，その時点での眼球運動の「中心」だけを求めれば良いので，例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，ユーザが要求する時に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．

### 3.3.2 評価

本手法の有効性を確認するために，*Headphone EOG* 及び *Earphone EOG* を用いた評価実験を行った．

#### ドリフトの低減

図 3.9 に 1 点を注視し続けた時に，同時計測を行った *Ordinary EOG* (a)，図 3.5 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 (400ms 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， ${}_8C_2 = 28$  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* 及び *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<sup>3</sup>．

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 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良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わからなければドリフトが小

<sup>3</sup>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．

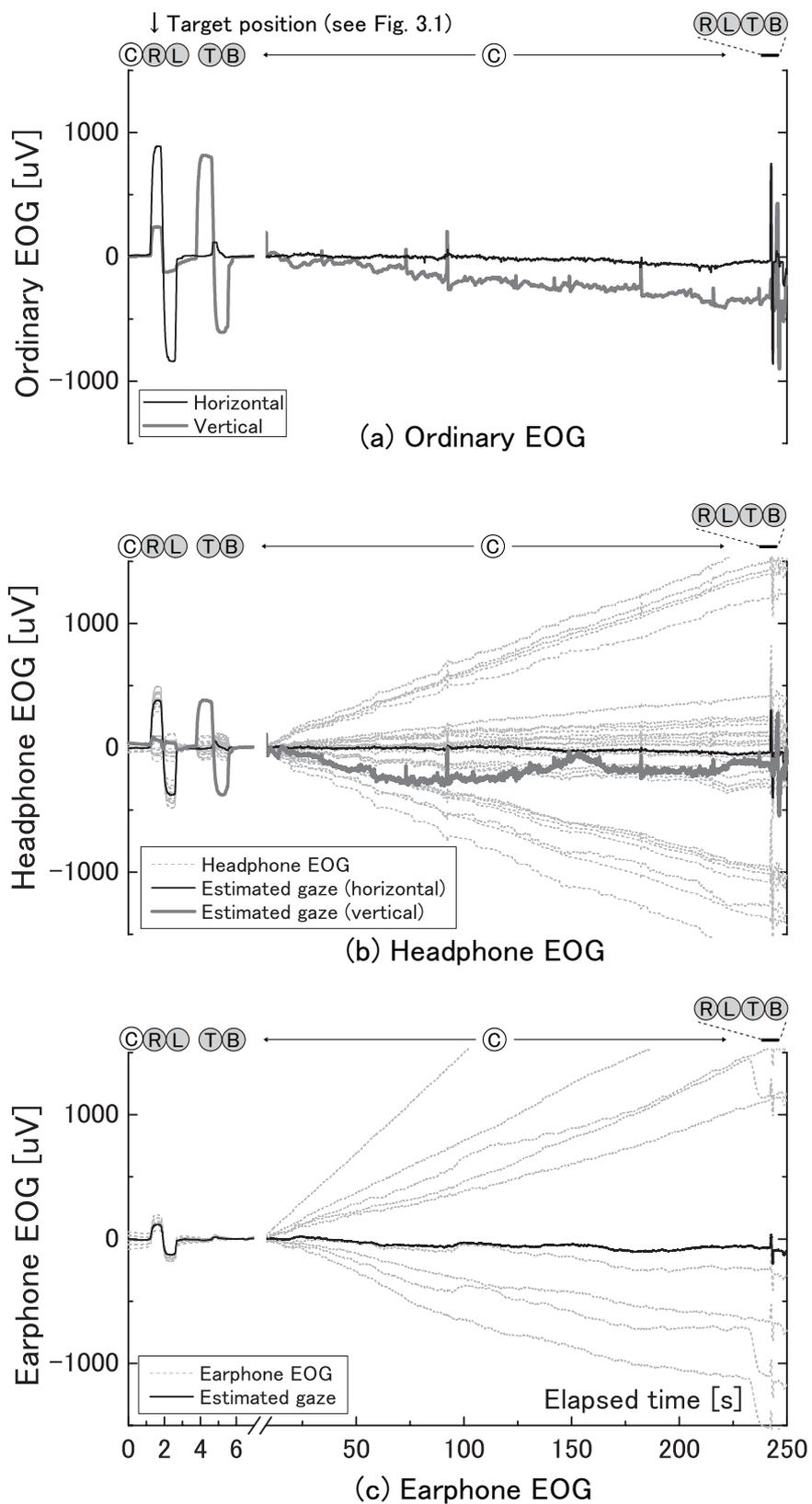


図 3.9: カルマンフィルタによるドリフトの低減

上から (a) *Ordinary EOG*, (b) *Headphone EOG*, (c) *Earphone EOG*. *Headphone EOG* と *Earphone EOG* における複数の EOG には、様々な向きや大きさのドリフトが観測される。本手法を適用することでいずれに対しても、ドリフトの影響を低減できている。

さいかどうかもわからない。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 3.9 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、ドリフトを低減できていることがわかる。

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。

### 水平／垂直成分の分離

同様にして求めたカルマンフィルタを用いて、図 3.8 (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 3.8 (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。

### 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 3.1 をベースに、 $15^\circ$  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  $C \rightarrow 6 \rightarrow 1 \rightarrow C \rightarrow i \rightarrow iv \rightarrow C$  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  $\times$  3 名  $\times$  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 3.10 に示す。 $15^\circ$  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  $2\sigma$  となっている。例えば、中央のターゲット C に対する推定位置は左方向に  $1.8^\circ$ 、下方向に  $2.1^\circ$  ずれており、水平／垂直方向の標準偏差は  $4.5 / 6.4^\circ$  である。

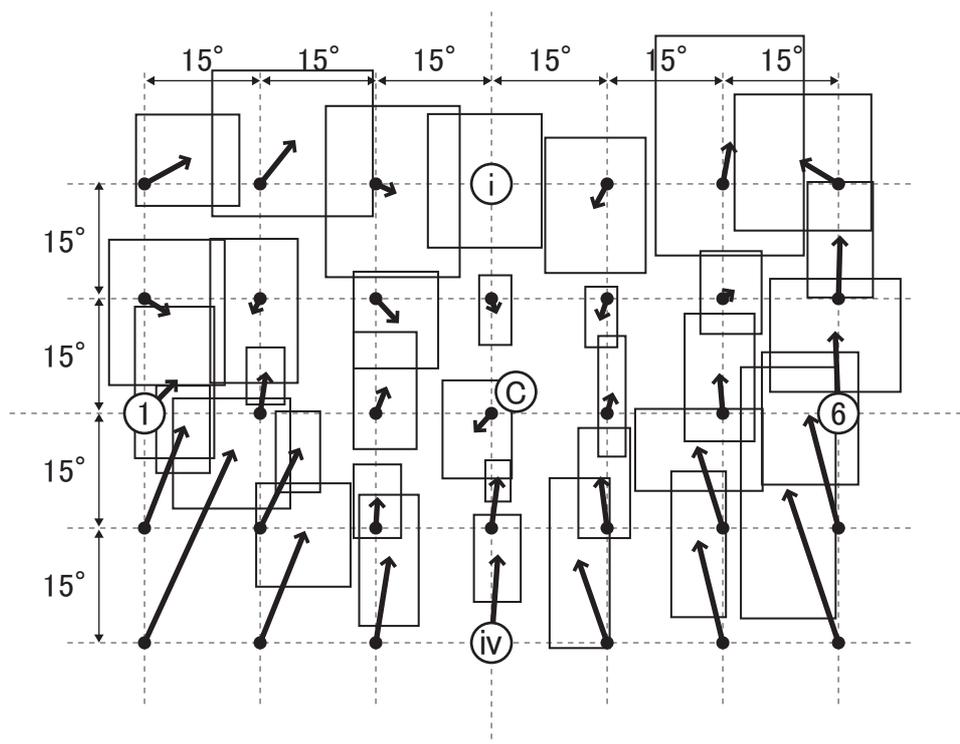


図 3.10: 注視後 5 秒経過時の視線推定位置

15° 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（矢印が誤差ベクトル）．推定位置を中心とする四角は標準偏差を表す（辺の長さが  $2\sigma$ ）．例えば，中央のターゲット C に対する推定位置は左方向に 1.8°，下方向に 2.1° ずれており，水平／垂直方向の標準偏差は 4.5 / 6.4°.

### 3.3.3 議論

図 3.10 から，垂直方向の誤差及び標準偏差が，水平方向に比べて大きくなっていることがわかる．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，SN 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，誤差及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  $\pm 45^\circ$  / 垂直  $-38.7 \sim 30.7^\circ$  [83] 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 3.5 参照），眼球下転時にはより顕著に非線形性が表れると考えられる．第 2 章で述べた手法のように，EOG の非線形性を考慮する必要があるだろう．

*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。今後、電極数を増やす、推定アルゴリズムを改良するなどして精度を向上させることが必要である。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。

例えば、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3.10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3.10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 $2.5^\circ$ ／垂直 $6.8^\circ$ であるのに対し、1秒経過時点では水平 $2.3^\circ$ ／垂直 $5.0^\circ$ 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。これは、2.1節で述べたドリフト解決のための第三の戦略であるインタラクションの調整に相当する。また、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ミダタッチ問題（5.1節で詳述する）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（例えば、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。

### 3.4 実装

以上の結果を用いてオーバーヘッド型ヘッドホン及びインイヤ型イヤホンへの実装を行った。以下では、ヘッドホン／イヤホンへの実装について述べ、製作したプロトタイプを用いたアプリケーションについては、第5章で述べる。

#### オーバー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ーヘッド型ヘッドホンへの実装を行った（図3.11）。左右それぞれに導出用の4個、さらにリファレンスとグラウンド用の計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。



図 3.11: オーバーヘッド型ヘッドホンプロトタイプ

左右それぞれに 5 個の銀-塩化銀電極を、ヘッドホンのイヤパッド部に組み込んでいる。導電性ジェルを染みこませたスポンジを介して電極と皮膚が接触する。2 台のカメラはユーザの視野全体を撮影するカメラである。

なお、図には 2 台のカメラが見えるが、これらはユーザの注視対象物を検出するために視野全体を撮影するカメラである。

### インイヤ型イヤホンへの実装

次に *Eaphone 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イヤホンへの実装を行った (図 3.12)。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。

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。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、バ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。

## 3.5 結論

本章では、ヘッドホン/イヤホン装着部位に配置した電極を用いて EOG 計測が可能なことを明らかにし、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



図 3.12: インイヤ型イヤホンプロトタイプ

外周部に3つの銀-塩化銀電極電極を配置し、筐体内部にプリアンプを組み込んでいる。

を適用する手法を試み、その有効性を示した。さらに、オーバーヘッド型ヘッドホンプロトタイプとインイヤ型イヤホンプロトタイプの製作を行った。

提案手法は、EOG法の第二の課題である“顔面に電極を貼付しなければならない”ことを解消する。角膜反射法を始めとする光学的な手法や、これまでのEOG法では、視線を計測するために顔に新たなデバイスを装着する必要があったのに対し、本手法ではすでに身につけているヘッドホン／イヤホンを装着すれば視線を計測することができる。視線入力インタフェースを利用するために新たなデバイスを装着するのではなく、すでに日常的に装着しているデバイスで視線入力インタフェースが利用可能とすることで、日常生活への導入障壁を著しく低下させることができる。

また、多数のEOGを用いてドリフトを抑制する手法は、ドリフト課題に対する第一の手法（ドリフトの影響を抑制する）としても有効である。複数のEOGを利用するという点で、第2章で述べた、EOG法を用いた視線の絶対角度推定手法も同じであり、両者を組み合わせることは容易である。それぞれが、ドリフト課題に対する第一および第二の手法となっているため、組み合わせることでより強力にドリフト課題を解決することが期待できる。

## 第4章

# 導電性ゴムを用いたイヤホンEOG

### 4.1 はじめに

いつでもどこでも音楽が楽しめるヘッドホン／イヤホンは、すでに日常的なデバイスとなっている。多くの場所にあり、長時間利用されるヘッドホン／イヤホンを用いることで、様々な応用が考えられる。例えば、継続的な健康モニタリング [107] は重要なアプリケーションの1つだろう。また、ヘッドホン／イヤホンに入力機能があれば、ユーザはいつでもどこでも目視することなく素早い入力が可能になるため、ウェアラブルコンピューティングの観点から有益である。入力機能を備えたヘッドホン／イヤホンがすでに市販されているが、そのほかにも様々な研究が行われている。例えば、弱い力でも入力ができるようにタッチセンサを組み込んだイヤホン [108] や、頭部のジェスチャを検出するヘッドホン [109] がある。フォトインタラプタを組み込むことで表情を検出するイヤホン [110] や、左右どちらの耳に装着しているのかを近接センサを用いて検出するイヤホン [111]、ヘッドホンへのタップを簡単な回路で検出する手法 [112] などの提案もある。

ヘッドホン／イヤホンに入力機能を付け加えるために、電気的な生体信号の計測が行われることもある。例えば、表情を認識することを目的に、導電性の薄片を設置したイヤホンを用いた筋電信号の計測が試みられている [113]。

第3章で述べた EOG 法に基づくヘッドホン／イヤホンを用いた視線入力インタフェースは、日常生活への導入に適している。特にイヤホン型のデバイスは、小型であることや乾式電極を利用していることから、日常生活に取り込みやすいと考えられる。しかし、製作した2種類のイヤホン型プロトタイプのうち、1つはユーザに合わせたカスタムメイドのイヤホンを用いていたためコストが高いという課題があり、もう一方は電極位置が固定されているため利用可能なユーザが限定されるという課題があった。

本章では、日常生活に適したイヤホン型視線入力インタフェースを実現する、導電性ゴムを用いたイヤチップ電極について述べ、提案手法を含む複数のプロトタイプと比較実験の結果を示す。

## 4.2 関連研究

耳介の形状は、個人認証を行うことも可能 [114] なほどに、ユーザごとに様々である。正確な EOG 計測を行うためには、電極と皮膚とが常時正しく接触していることが必要なため、多くのユーザに適用できる統一的な設計は難しい。第3章で、評価のために特定ユーザに合わせたカスタムメイドのイヤホンを用いたことや、製作したインイヤ型ヘッドホンプロトタイプでは利用可能なユーザが限られることも、これが理由である。

フレキシブル電極は、従来の電氣的生体信号計測用電極の課題を解決することができる [98]。導電性繊維を用いた電極は、フレキシブル電極の有力な実現方法であり、その多くは銀でコーティングした糸で編まれている。導電性繊維を用いたシャツ [115] や、ベッドシート [116] で ECG を計測することができ、ヘッドキャップで EOG を計測することも試みられてきた [117]。導電性繊維による電極は有望な素材であるが、大きさや内耳や外耳の表面の複雑な形状の観点から、イヤホンに適用するのは難しいと考えられる。

導電性フィラーを練り込んだゴムは、フレキシブルな EOG 電極の候補となり得る。様々な導電性素材がフィラーとして用いられるが、カーボンブラックが最も一般的である。銀フィラーは導電率を向上させるが、柔軟性が失われる。導電性ゴムを用いた生体信号計測がすでに試みられている。プラチナ触媒のシリコンゴム [118] やニッケルでコーティングしたグラファイトをフィラーとして用いたゴム [119] を用いた ECG 計測例のほか、カーボンフィラーを用いて EEG 計測を行った例もある [120]。また、眼球近傍に設置した導電性ゴム電極を用いた EOG 計測も行われている [121]。多くのカナル型イヤホンでは、固定と遮音のために、ゴムでできたイヤチップを備えており、そのイヤチップを導電性ゴムに置き換えることで、EOG 計測用の電極として機能させることができると考えられる。ここで、EOG の直流レベルが直接視線角度に対応しており、一般的には直流結合による計測が行われることに注意しなければならない。仮に交流結合を用いる場合であっても、極めて低いカットオフ周波数を持つハイパスフィルタが適用されなければならない。ECG や EMG など多くの電氣的生体信号では、それに比べて高いカットオフ周波数を持つ交流結合によって計測される。実際、上記の従来研究もカットオフ周

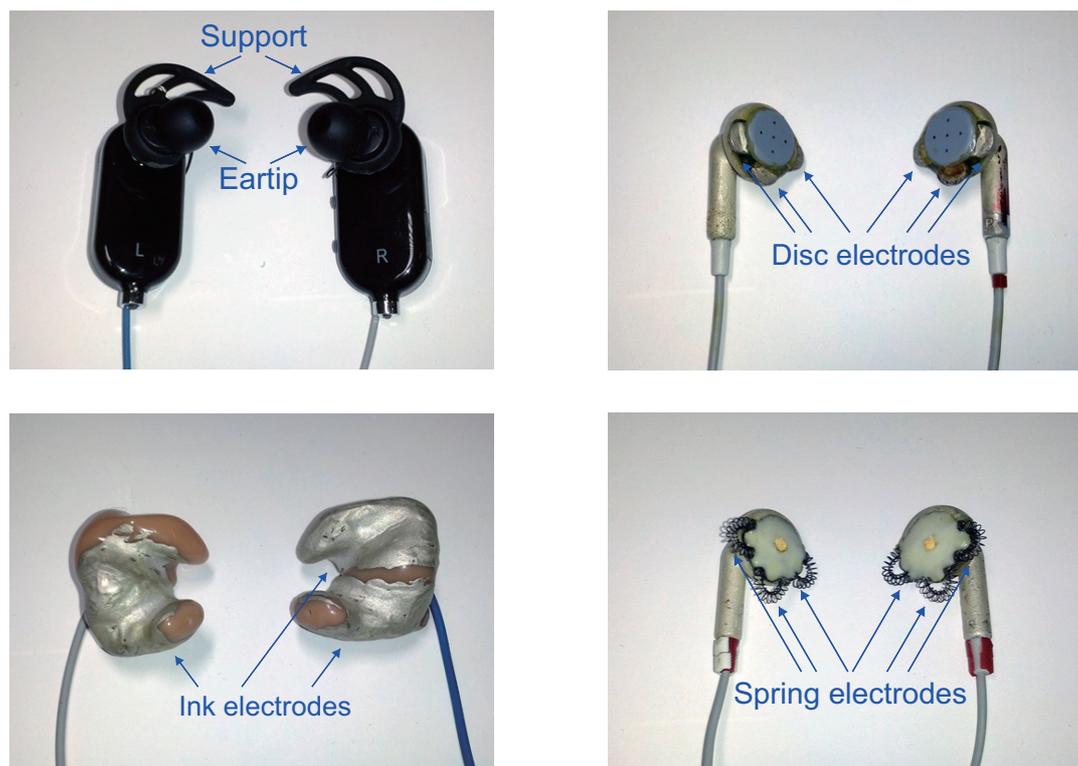


図 4.1: 実験に用いたプロトタイプ.

左上から時計回りに, “Rubber”, “Disc”, “Mold”, “Spring”. それぞれの左右一組のイヤホンには, 少なくとも 3 つの独立な電極が設置されている. “Disc” と “Mold” は, 第 3 章で製作したもの.

波数が比較的高い交流結合による計測例である. 直流結合, もしくは極めて低いカットオフ周波数を持つ交流結合による計測では, 電極と電解質による電気化学的な反応の結果である電極電位の安定性が, 極めて重要な要素となる. なぜなら, 電極電位 (の差) は計測信号に直接重畳するためである.

新たな電極を評価するために, 数多くの手法が用いられてきた. 指標の 1 つに, 電極と皮膚間のインピーダンスがある [118, 122]. そのような電気的な特性は計測しやすいが, 計測される生体信号に影響を与える要素の一部に過ぎない. 専門家の目視による評価もしばしば行われる [118, 119]. しかし, それらは主観的なものとなりやすい. 新しい電極と基準となる電極で計測した信号の相関やスペクトラム [123], 計測信号に含まれるノイズの二乗平均平方根 [122] を用いた客観的な評価も行われてきた. しかし, 計測した信号には大きな変動が見られることも多く, 適切な評価を行うことは難しい. 電極と皮膚の間の電気的な反応や, 生体内での電気的な現象は, 常に同じであるわけではないため, 計測信号は計測の都度, 変化する. また, 皮膚の前処理によっても影響を受けることが指摘されている [98]. この皮膚の前処理の影響は, 日常的な利用を想定した時の信頼性の確保を困難にする.

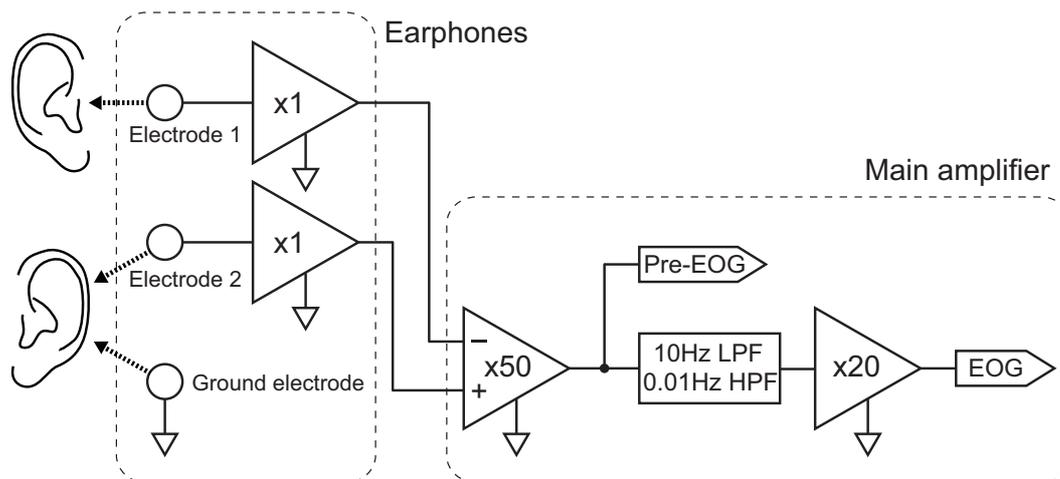


図 4.2: EOG 計測回路.

簡略化して表示してある．電極 1 と 2 は，左右の異なるイヤホンに設置されており，グラウンド電極は一方のイヤホンに設置されている．直流結合により得られる信号が Pre-EOG であり，本章における EOG は 0.01Hz のハイパスフィルタを適用した交流結合での計測値である．

### 4.3 評価を行ったプロトタイプ

イヤホン型 EOG 電極を日常生活の中で利用するためには，直流結合による正確な計測が行えること，1つのデバイスで多くのユーザに適用できること，快適に装着できること，そして簡単に利用できることなど，多くの要求条件がある．カナル型イヤホンのイヤーチップを導電性ゴムで作成し，それを電極として用いることで，それらの要求条件を満たすことができると考えられる．そこで，提案電極を含む4種類のプロトタイプ，“Rubber”，“Disc”，“Mold”，“Spring”（図 4.1）を製作し，性能の評価を行った．

“Rubber”プロトタイプでは，導電性フィラーの異なる2種類を製作したため，評価を行ったプロトタイプは全部で5種類である．それぞれのイヤホンは，少なくとも1つ以上の電極を備えており，イヤホンを左右ペアにすると，電極数は3（1つはグラウンド電極であり，残りの2つがそれぞれのイヤホンに設置されている EOG 導出用電極）となる．それぞれのイヤホンには，プリアンプが内蔵されており，アクティブ電極として動作する．

#### “Rubber”

提案電極である“Rubber”は，イヤホンが強力に固定されるように設置されたサポート（フック）を有するカナル型イヤホンを想定している．外耳道に挿入されるイヤーチップと，耳介の窪みに引っかかるサポートは，共に導電性ゴムで製作しており，それぞれが独立した電極として

機能する。一般的に利用されているカーボンブラックをフィラーに用いた導電性ゴムと、生体信号計測においてしばしば用いられる銀と、カーボンを混合したフィラーを用いた導電性ゴムの2種類を製作した。以降では、前者を“C rubber”，後者を“Ag rubber”と表記する。実際には，“Ag rubber”はカーボンフィラーの導電性ゴムと銀フィラーの導電性ゴムを混合して製作した。いくつかの混合比率を試してみたが、今回の実験で用いたプロトタイプは両者を50%ずつ混ぜ合わせたものである。その体積抵抗は $7.6\Omega\text{cm}$ ，硬度はA58/Sであった。銀フィラーのみとした場合には，導電率を向上させることができるが，イヤチップとしては固くなりすぎてしまい，快適に装着することができなかった。

### “Disc”

第3章で製作したインイヤ型ヘッドホンプロトタイプである“Disc”は，電氣的生体信号計測において広く用いられている，小さな円盤状の銀-塩化銀電極を，イントラコンカ型のイヤホンに実装したものである。それぞれのイヤホンは3つの円盤状の電極を備えているが，それらのうちいくつかは電氣的に短絡している。3つの電極を設置したのは，皮膚と電極の接触を常に保つためである。

### “Mold”

ユーザの耳の形状に合わせて作られたカスタムメイドのイヤホンは，高い装着性と遮音性が特徴であり，ミュージシャンなどが利用している。第3章の評価で用いた“Mold”プロトタイプは，カスタムメイドのイヤホンの外装に，銀-塩化銀のインクを用いて電極を実装したものである。

### “Spring”

“Spring”は，“Disc”と同型のインイヤ型ヘッドホンに実装したプロトタイプである。電極として機能する銀-塩化銀メッキした3つの細いバネをイヤホン周囲に設置している。バネは耳介の形状に応じて曲がり，皮膚に圧力をかけながら接触を保つ。

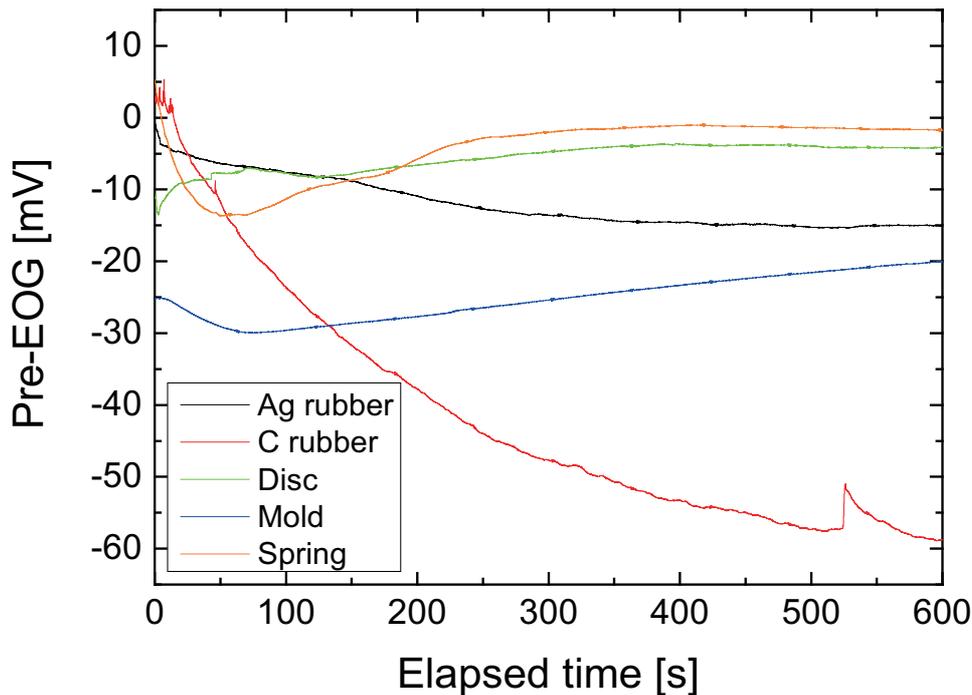


図 4.3: 計測した Pre-EOG の一例.

Pre-EOG (の絶対値) は 2 つの電極電位のバランスを表す. “C rubber” を除く全てのプロトタイプで Pre-EOG は小さな値となっており, かつ変動も小さい.

## 4.4 基礎的評価

今回の場合, 複数のプロトタイプを用いた同時計測が行えないため, 電極を適切に評価することは難しい. そこで, 結果の信頼性を高めるために複数の試行に基づいた評価を, 計測される EOG を始めとする各プロトタイプの基礎的な側面, 実環境での適合性など実用的な側面の 2 つの観点から行う.

### 4.4.1 実験手順

プロトタイプを, 図 4.2 に示すテスト回路に接続し, EOG および電極電位のバランスを表す Pre-EOG の 2 つを, 200Hz サンプリングで記録した.

耳介をアルコールで清拭した後に, 被験者はプロトタイプを装着する. その後, 正面を 10 分間注視し続けた. 実験中被験者は, 1 分ごとに視線を左右に最大限動かした. この実験は特定の 1 名の被験者に対し, 10 日間実施した. 一日の実験の中で, 全てのプロトタイプを装着し, 装着する順番は入れ替えている. それぞれのプロトタイプで, 10 回の計測データが得られた.

なお, Pre-EOG は直流結合での増幅を行っているが, この回路で最終的に得られる EOG は

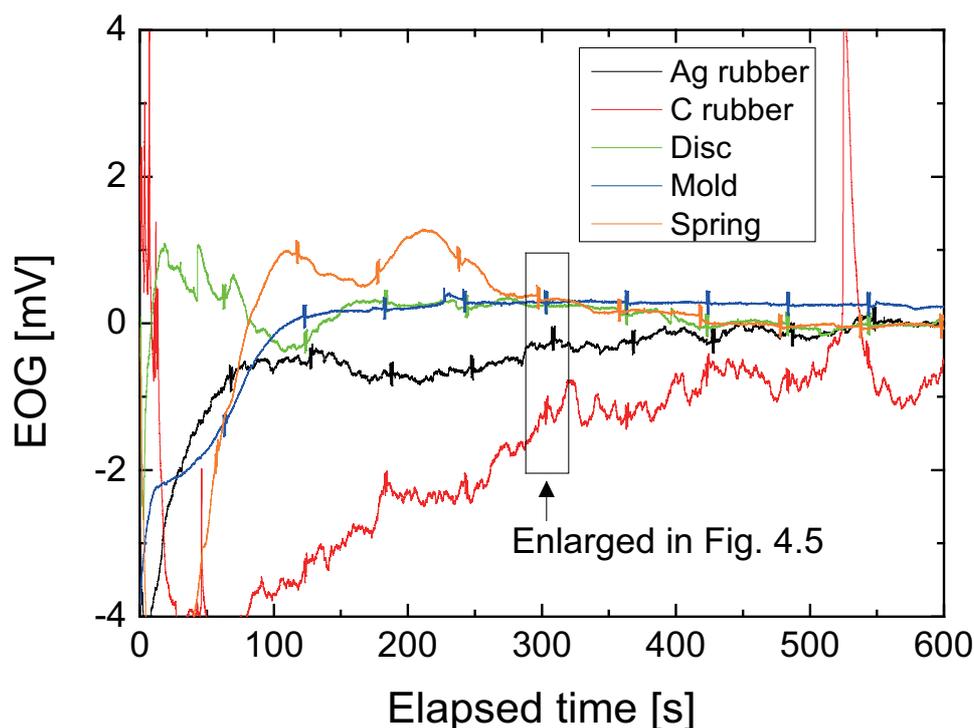


図 4.4: 図 4.3 の Pre-EOG に対応する EOG.

1 分ごとの視線の動きは、小さな素早い変動として観測される。基線の安定性はプロトタイプによって異なっている。

0.01Hz のハイパスフィルタを通してしているため、厳密には交流結合となっている。イヤホン型視線入力インタフェースの主な用途は視線ジェスチャ入力であると考えられるため、必ずしも直流結合で計測を行う必要はない。また、交流結合を用いることで、アンプが飽和するのを防ぐことができる。しかし、正確にジェスチャを検出するためには、直流結合での計測時と同様な信号が得られることが望ましい。従来の交流結合による EOG 計測では、カットオフ周波数が 0.08Hz[124] や 0.1Hz[125] のハイパスフィルタが適用されており、得られる信号は直流結合での信号とは全く異なる。一方、0.01Hz などの極めて低いカットオフ周波数を持つハイパスフィルタを適用すれば、ジェスチャが持続している数秒間に限れば直流結合時とほぼ同等な信号を得ることができる。そのため本実験で得られる EOG は、従来研究における交流結合を用いた計測値よりもむしろ直流結合に近い。なお、導電性ゴム電極を用いた EOG 計測事例 [121] においても交流結合が用いられているが、計測波形やそのスペクトルを見ると、比較的高いカットオフ周波数を持つハイパスフィルタが適用されていると考えられる。

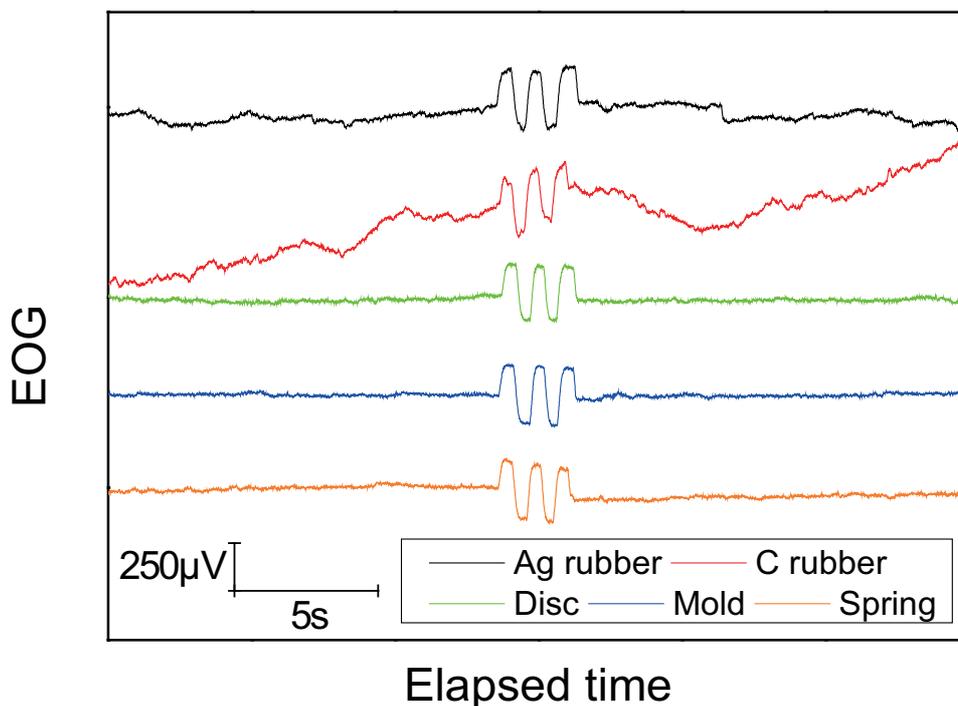


図 4.5: 図 4.4 の一部分を拡大した様子

全てのプロトタイプで、明示的に行った視線の動きを明確に確認することができる。また、“Disc” や “Mold”, “Spring” では、基線が非常に安定している。

#### 4.4.2 電極電位のバランス

図 4.3 に、記録した Pre-EOG の例を示す。カーボン電極では Pre-EOG の絶対値が大きな値を示しているのに対し、銀-塩化銀もしくは銀でできた電極では小さな値となっている。また、後者では変動も小さい。電極電位の差やその変動が大きい場合には、アンプを飽和させてしまったり、大きなドリフトが誘導されてしまうため、電氣的生体信号計測用電極として不向きである。図 4.3 に飽和している信号はないが、実験中 “C rubber” では、アンプが飽和してしまうことが何度かあった<sup>1</sup>。

#### 4.4.3 計測した EOG

図 4.3 に対応する EOG を図 4.4 に、また、一部を拡大した様子を図 4.5 に示す。図 4.4 では、ハイパスフィルタの影響により、値が徐々にゼロに近づいている。基線の安定性はプロトタイプによって異なっているが、1 分おきに行った視線の動きは全てのプロトタイプで明確に検出することができる。なお、これらの図では図の上向きが視線の右方向に対応している。

<sup>1</sup>用いた回路では  $\pm 100\text{mV}$  を超えると、アンプが飽和する

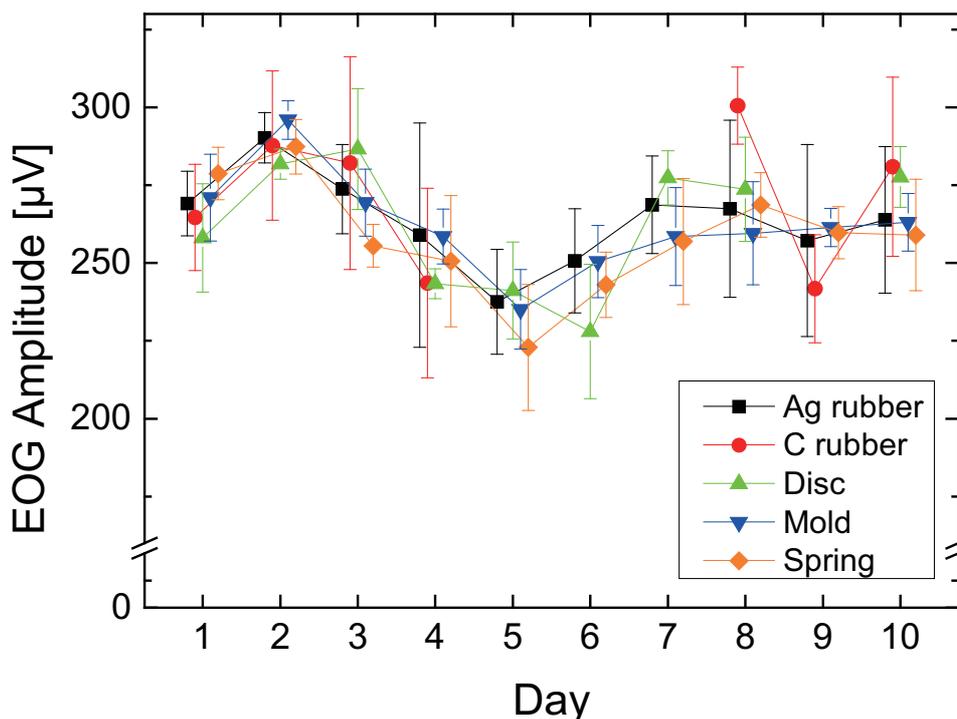


図 4.6: EOG の振幅値.

計測日によって多少の変化が見られるが、同一日で考えると全てのプロトタイプで同レベルの EOG が観測されている。

視線を左右に動かした時の EOG の振幅は約  $250\mu\text{V}$  であり、全てのプロトタイプで同じ値となっている。全ての記録データに対して、手動で抽出した EOG の振幅の平均と標準偏差を図 4.6 に示す。“C rubber” では、複数の計測日で計測信号が飽和してしまい、視線の変化に伴う EOG の振幅は観測できなかった。EOG の振幅は、周囲の照度によって変化することが知られており [126]、振幅が日によって異なることは不自然ではない。ここで重要なことは、各プロトタイプで電極の位置が多少異なるものの、同一日であれば全てのプロトタイプで同レベルの EOG の振幅が観測されたことである。このことは、電極の評価は主に基線の安定性やノイズによって行うことができることを意味する。

#### 4.4.4 基線の安定性

図 4.4 および図 4.5 は、基線の安定性がプロトタイプによって大きく異なっていることを示している。視線の動きを正しく認識するためには、基線が安定していることが望ましい。基線の安定性の指標として、5 秒間の時間幅で計測信号を切り出した時の標準偏差を用いる。図 4.4 における 530 秒付近の“C rubber” のノイズのように、唐突的またパルス状のノイズが観測される

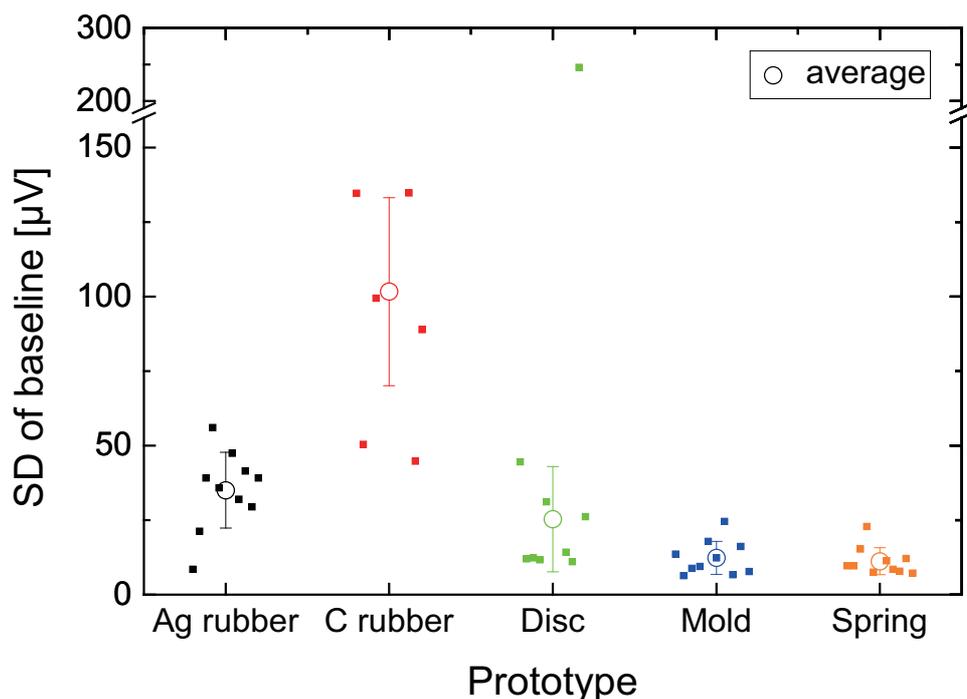


図 4.7: 基線の安定性を表す標準偏差の分布。

右側 2 つのプロトタイプは非常に安定している。“Ag rubber” はその 2 つよりも劣っているが、その大きさは致命的ではない。

ことがあるので、10 分間に渡って算出した標準偏差の中央値を評価値とした。これにより、1 分ごとの視線の動きによる影響も排除することができる。中央値と、その平均を図 4.7 に示す。飽和した信号では標準偏差の値が 0 になってしまうので、除外してある。また、強力な商用電源ノイズが重畳したために外れ値となった“Disc” の一例は、平均を算出する対象から除いた。

“Mold” と “Spring” では、常に安定した基線が得られるのに対し、“C rubber” は常に不安定である。“Disc” は安定している時と安定していない時とが混在している。“Ag rubber” は、“Mold” と “Spring” と比較した場合には安定していないが、致命的な値ではない。なぜなら、認識する対象となる EOG の振幅は、得られた標準偏差よりもはるかに大きいからである。10 分間の計測データの中の後半の 5 分間だけを対象として標準偏差を計算すると、値は小さくなるものの、傾向に違いは見られなかった。

#### 4.4.5 モーションアーチファクト

日常生活の中で利用することを考えた場合、電極は、モーションアーチファクトの影響を受けにくく、頑強であることが必要である。モーションアーチファクトが無視できない場合、false positive が発生することになる。先の実験の後、被験者はプロトタイプを装着し続け、モーショ

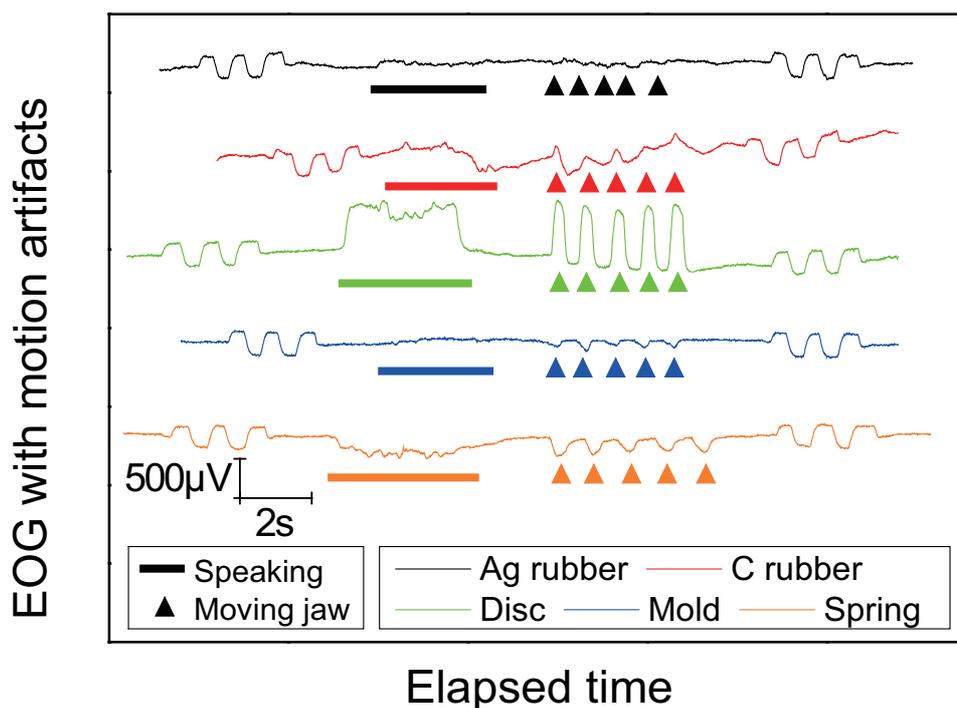


図 4.8: 運動中の EOG.

“Disc” では、いずれの動きに対しても極めて大きなモーションアーチファクトが観測されるのに対し、“Ag rubber” と “Mold” では EOG にほとんど変化が見られず、動きに対して頑強である。

ンアーチファクトの確認を行った。被験者は、数秒間発話し、顎の開閉を 5 回行い、運動の前後で、視線を動かした。この手順を、1 日あたり 3 回繰り返し行い、それぞれのプロトタイプに対して 30 回のデータを記録した。計測した EOG の例を図 4.8 に示す。太線は発話区間を表し、三角は顎の開閉を表している。発話区間における標準偏差を図 4.9 に、手動で抽出した顎の開閉に伴うアーチファクトの振幅（peak-to-peak の値）を図 4.10 に示す。

“Disc” では極めて大きなアーチファクトが観測されており、その値は、視線に伴う変化量よりも大きい。“C rubber” と “Spring” でのアーチファクトの多くは、視線に伴う変化量と同程度のレベルである。それらに対し、“Ag rubber” と “Mold” のアーチファクトは、小さいことがわかる。それだけでなく、“Ag rubber” と “Mold” では試行ごとのアーチファクトが一定の範囲内に収まっている。

## 4.5 実用的評価

実験により、第 3 章で製作した “Mold” は高い性能を有しており、提案手法である “Ag rubber” の性能も、それに相当することが示された。ここでは、実際に利用する際に重要となる 2 つの

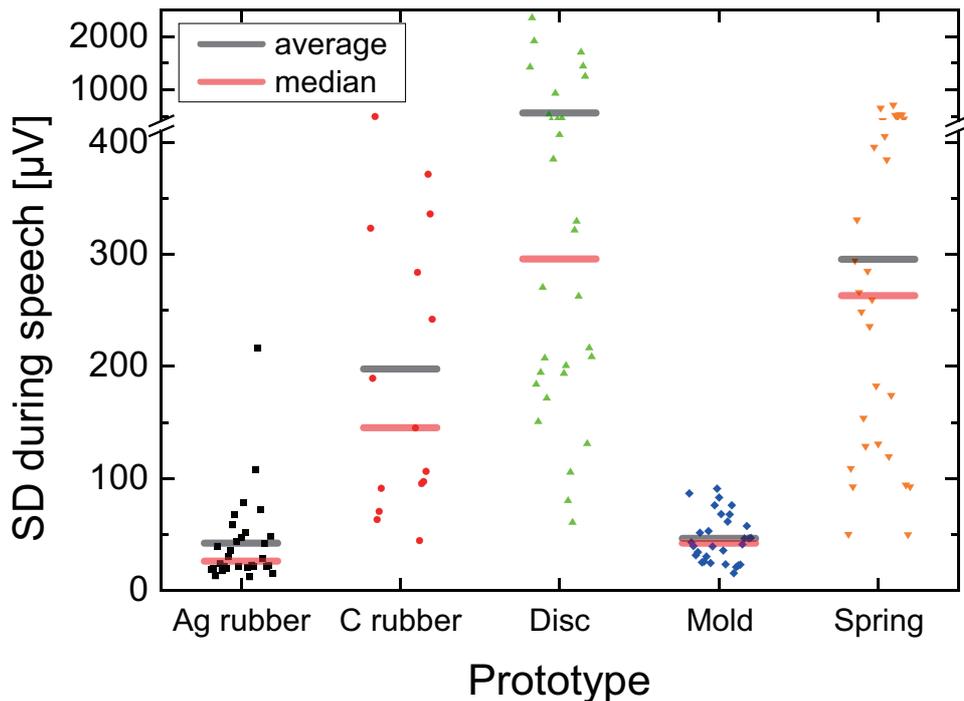


図 4.9: 発話区間中の標準偏差.

“Ag rubber” と “Mold” ではアーチファクトが小さく、かつほぼ一定の値に収まっているのに対し、他のプロトタイプでは試行ごとに程度が異なる大きなアーチファクトが重畳する。

懸念点である、多数のユーザへの適合性および日常生活で生じるモーションアーチファクトに関する評価を行う。

#### 4.5.1 ユーザへの適合性

日常生活の中で実用的に利用する時に満たすべき要求事項の1つに、多くのユーザへの適合性がある。もし、多くのユーザが “Ag rubber” を利用することができれば、ユーザごとに調整した電極を用意する必要がなくなり、提案電極を低コストで提供することができるようになる。ここでは、第5章で述べる、目で操作する音楽プレーヤアプリケーションを使い、異なるユーザへの適合性とモーションアーチファクトに対する頑強性を評価する。製作した音楽プレーヤアプリケーションには、複数のジェスチャおよびコマンドが登録されているが、本実験ではその中から、右から左のジェスチャによる “再生／一時停止”，右を2回繰り返すジェスチャによる “次の曲”，左を2回による “前の曲” の3種類（図 4.11 参照）のみを用いた。

実験には、6人の被験者が参加した。“Ag rubber” は1つのサイズしか製作しておらず調整も効かないため、全ての被験者は男性である。“C rubber” は、先の実験で EOG 計測用電極として不適合であり、“Mold” は特定の被験者専用となっているため、“Ag rubber”，“Disc”，“Spring”

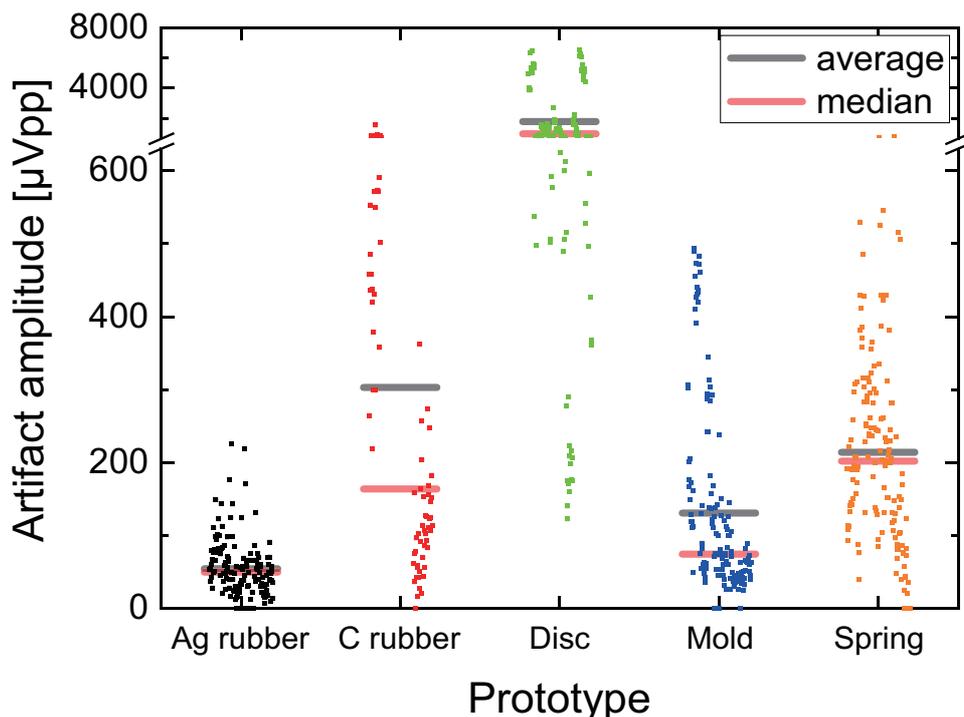


図 4.10: 顎の開閉に伴うアーチファクトの振幅.

“Ag rubber” のアーチファクトは、視線に基づく変化量よりも小さい。他のプロトタイプでは大きなアーチファクトが誘導されやすく、しかも試行ごとにその振幅が大きく変化している。

の3種類のプロトタイプに関して評価を行った。

### 実験手順

音楽プレーヤを自由に操作できるようになることを目的に、プロトタイプを装着して約10分間、被験者に製作したアプリケーションを利用させた。プロトタイプを装着する前に、被験者の耳をアルコールで清拭している。基線が安定するもしくは約5分経過した後に、評価実験を開始した。実験中、被験者の前に設置したディスプレイには、次に入力すべきコマンドと、ジェスチャを開始するまでの秒数が提示される。コマンドは10秒ごとに入力しなければならない。はじめの実験では、被験者はコマンドを入力し終えた後、次のコマンドまで安静になることが許された（安静条件）。次の実験では、被験者は残りの秒数（5, 4, 3, 2, 1）を読み上げるよう指示され、“1”を発声し終えてから1秒後にコマンドに対応する視線ジェスチャを行った（発話条件）。いずれの場合も30回（3種類のコマンドを各10回）行った。被験者へのフィードバックは、目の前に設置されたディスプレイからのみ行われ（音楽プレーヤは無音に設定されている）、視線ジェスチャが正しく認識されたのか否かを知ることはできない。これは、1つの

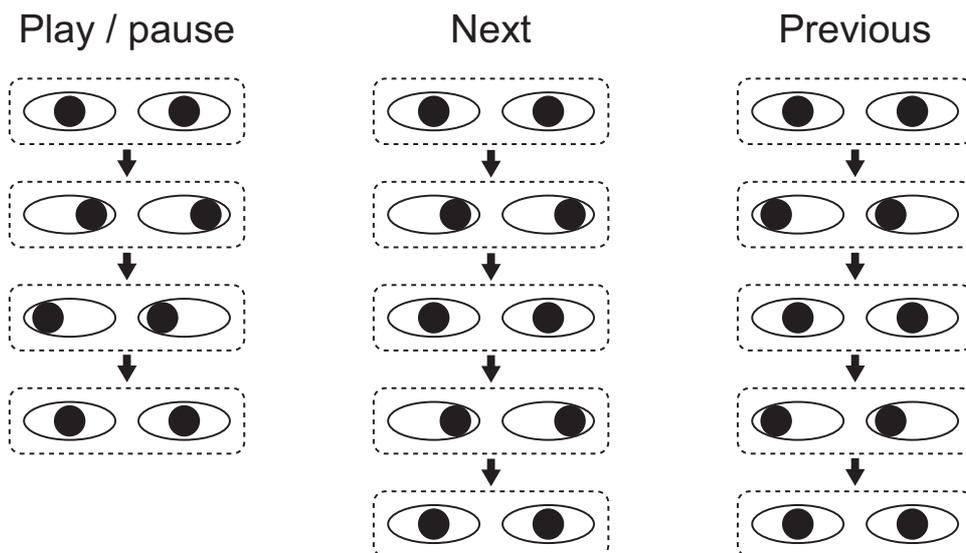


図 4.11: 評価に用いた視線ジェスチャ.

ユーザの視点から描いてある。観察者がユーザの正面から見た場合、向きは逆となる。

コマンドに対して複数の視線ジェスチャが行われることや、実験中に視線ジェスチャを認識されやすいように変化させてしまうことを防ぐためである。視線ジェスチャへの習熟度合いのばらつきや、後に装着する電極の方が有利な評価となりやすいことの影響を低減するために、装着するプロトタイプ順番は被験者ごとに変化させた。

## 認識結果

False negative, false positive, recognition error の 3 種類の指標をエラーとして抽出した。False negative は、被験者が視線ジェスチャを行ったことをシステムが認識しなかった場合に対応し、false positive は、被験者が視線ジェスチャを行っていないにもかかわらずシステムがコマンドとして認識してしまった場合に対応する。Recognition error は、被験者は視線ジェスチャを行いシステムもそれを検出したが、システムが認識したコマンドが被験者が意図したコマンドではなかった場合に対応する。

図 4.12 に結果を示す。上図は安静条件、下図は発話条件の結果を示す。被験者の明らかなミスによる recognition error が、被験者 4 で 1 回生じたが、これは結果から除外されている。エラーの内容は、被験者によって異なっている。被験者 1 が完璧な入力を行ったのに対し、一部の被験者では 30 回の試行で 10 回以上のエラーが生じている。エラーの多くが false negative であったが、false positive と recognition error も生じている。安静条件に注目すると、被験者 3 を除けば、“Ag rubber” でのエラーは他のプロトタイプと同程度である。なお、被験者 3 の結

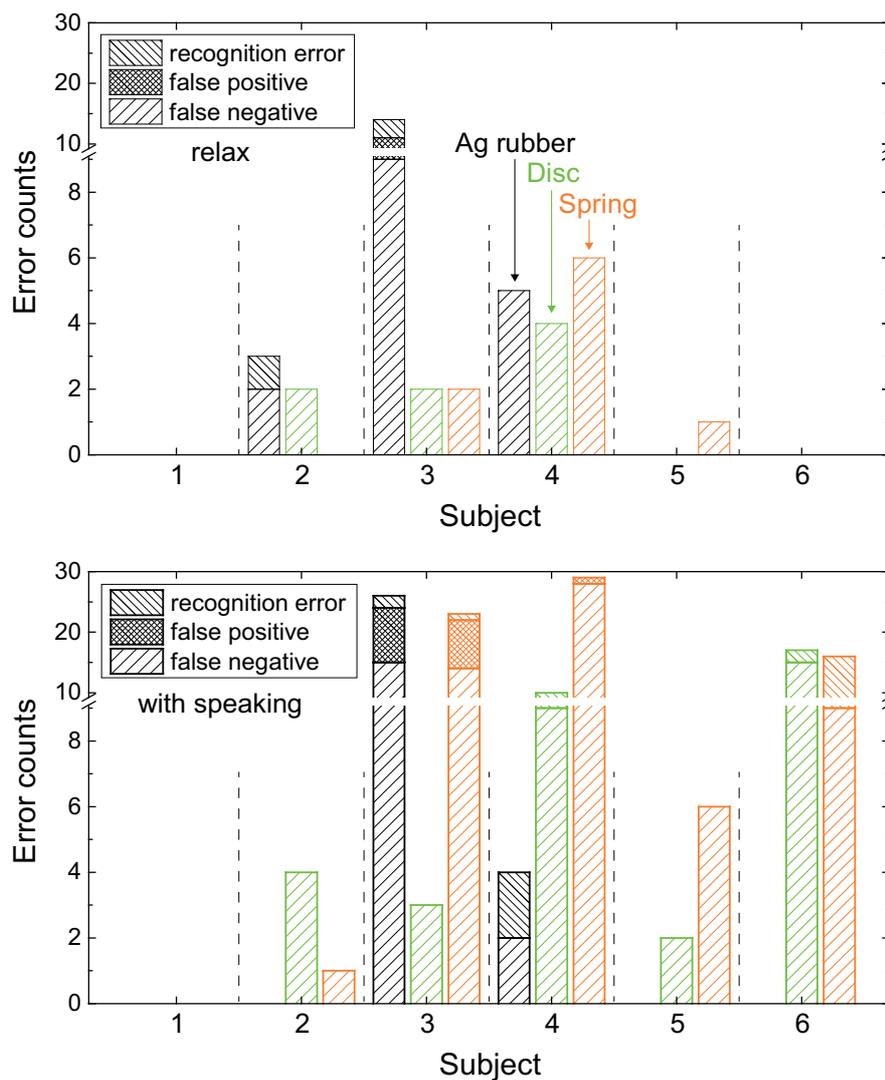


図 4.12: 視線ジェスチャの認識結果.

上図は安静条件，下図は発話条件での結果を表す．エラーの数は被験者によって異なるが，大半は false positive となっている．被験者 3 を除き，“Ag rubber” は幅広い適合性を有していることが確認でき，他のプロトタイプと比較して運動に対する頑強性が高いことがわかる．

果については後で議論する．

先の実験で “Ag rubber” の基線安定性が低いことが示されており，本実験においても同様な傾向が見られたが，視線ジェスチャの認識率低下は見られない．2 種類の条件を比較した場合，“Disc” と “Spring” では，発話条件の方がエラーが多くなっている．この傾向は，被験者 6 で顕著に確認することができる．一方，“Ag rubber” では発話条件であってもエラーが増加しておらず，モーションアーチファクトに対して頑強であることがわかる．この結果は，提案手法である “Ag rubber” が，多くのユーザに適合し，運動に対して頑強であることを裏付けるものである．

## 快適性

実験終了後、被験者に各プロトタイプを装着した時の快適性について質問した。多くの被験者が“Spring”は痛みを伴い、日常生活の中で利用するのは難しいと回答した。一方、“Ag rubber”と“Disc”に対する不満はほとんどなく、通常のカナル型イヤホン、インイヤー（イントラコンカ）型イヤホンと同様であるとした。“Ag rubber”、“Disc”のどちらがより望ましいか質問したところ、被験者によって回答が異なっており、それは被験者ごとの一般的なイヤホンに対する好みを反映していると考えられた。

### 4.5.2 日常生活におけるモーションアーチファクト

日常生活では様々な運動が生じており、ほぼ全ての運動が EOG 計測に影響を与えると考えられる。特に、笑う、食事をするなどのように顔や口の動きが伴う場合には、外耳道の形状が変形し、計測可能なモーションアーチファクトが導出されると考えられる。また、頷く、歩くなどのように頭部もしくは体全体の運動では、イヤホンにかかる慣性力が皮膚と電極の接触状態を変化させることが予想される。提案手法である“Ag rubber”が、運動に対して頑強であることが明らかとなったが、アーチファクトを無視することはできない。従って、モーションアーチファクトがどのように計測信号を歪ませるのか、そして視線ジェスチャの認識にどの程度の影響を与えるのか理解しておくことが重要となる。

## 実験手順

4.4 節の基礎的評価で示されているように、計測されるモーションアーチファクトを、完全に再現することはできない。そこで、基礎的評価と同様に、繰り返しの計測により評価の信頼性を向上させる。特定の被験者1名に対し、11種類の運動中の EOG 計測を1日あたり2回、5日間行った。その結果、1つの運動に対して10回のデータを得られる。それぞれの運動を行う順番は、ランダムに入れ替えている。

被験者は、耳をアルコールで清拭した後に、“Ag rubber”プロトタイプを装着した。電極を装着して5分経過後から計測を行い、視線を左右に動かした後に運動を開始した。運動中は視線は動かさず、約10秒間の運動の持続もしくは運動の5回の繰り返し、いずれかを行った。運

動終了後に再度視線を動かした。また、評価指標の算出を行うためのモーションアーチファクトの区間抽出は手動で行った。

先の実験と同じアプリケーションを用いて、運動中の視線ジェスチャの認識実験も行った。4.5.1 項の実験手順と異なるのは、運動を開始してから 10 秒後に視線ジェスチャを行う点（運動をやめるのは、視線ジェスチャが完了した後）、コマンドの指示を声で行った点、特定の被験者 1 名（図 4.12 の被験者 1）のみが実験に参加した点である。視線ジェスチャは運動中に行われるため、認識が成功する条件が厳しくなっている。被験者に起因するエラーを抑制するため、本実験には熟練した被験者のみが参加した。

### 評価を行った運動

全ての運動を評価することは困難であるため、10 種類の運動に安静を加えた、合計 11 種類の運動に対して評価を行った。キータイピングや貧乏揺すりなど、小さなアーチファクトしか生じないと考えられる運動は除外し、大きなアーチファクトが生じると考えられた運動を主に選定した。評価を行った運動は以下の通りである。

- “relax” – 運動はせず、安静状態。参照用。
- “speak” – 連続的な数字読み上げる
- “bite” – 歯をかみしめる
- “cookie” – クッキー（柔らかい食品）を食べる
- “gummy” – グミ（固い食品）を食べる
- “drink” – ペットボトルの水を飲む
- “yawn” – 繰り返しかくびをする
- “head” – 頭を左右に傾ける
- “chair” – イスに座る／立つを繰り返す
- “walk” – まっすぐ歩く
- “jog” – まっすぐジョギングする

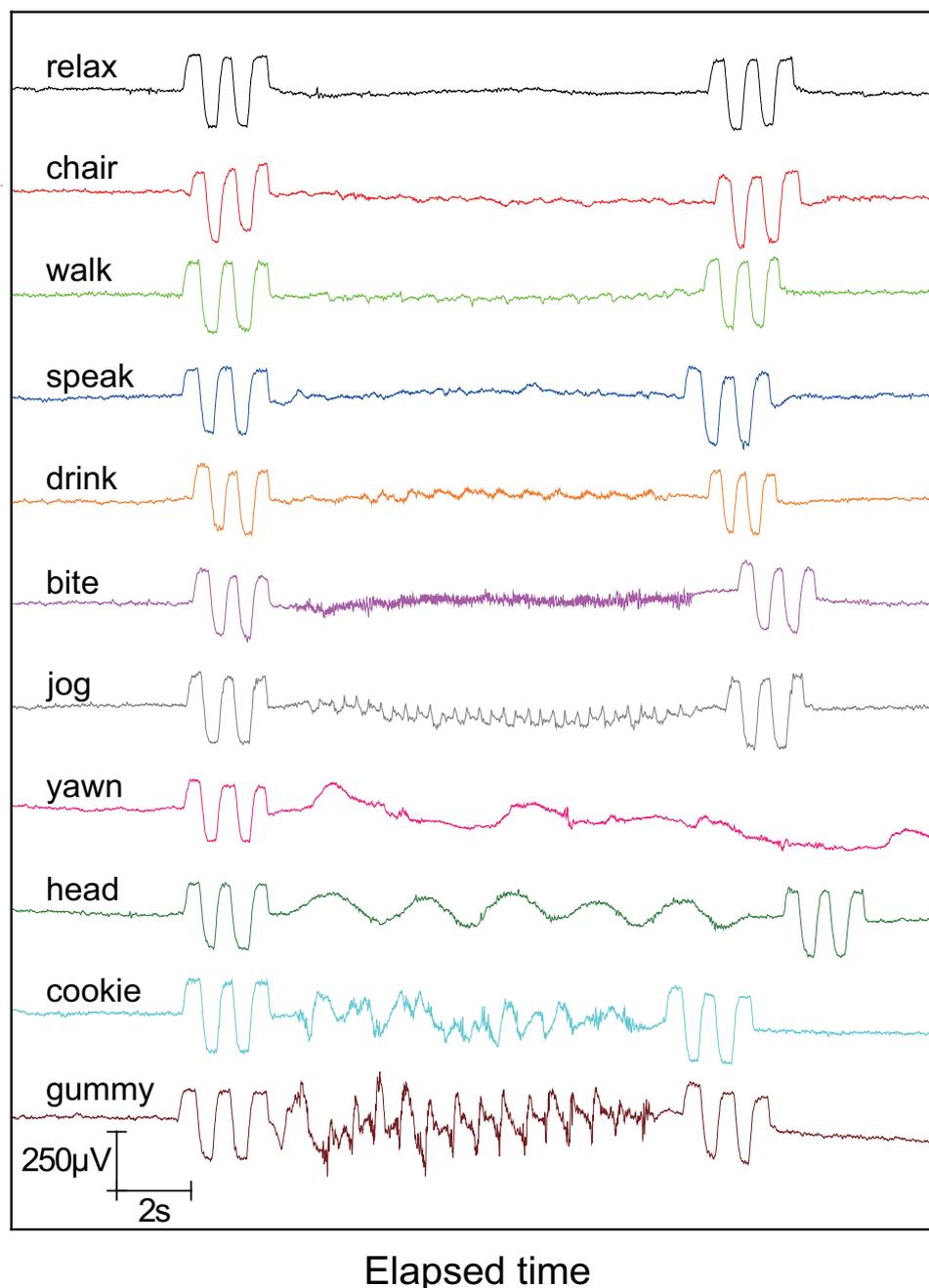


図 4.13: “Ag rubber” を用いて計測したモーションアーチファクトの例.

アーチファクトの振幅、波形、周波数、基線の変化量などは運動により異なっている。被験者は運動の前後に視線を動かしている。

歯をかみしめる “bite” は、力を発生させ続けるだけであり、動きを伴わない。“cookie” と “gummy” では、食品を口の中に入れてある状態から運動を開始する。“yawn” では、大きく口を広げ、あたかもあくびをしているかのような運動を行う。“head” は、首を回転させるのではなく、首をかしげる運動（ヨーではなくロールに対応）である。“yawn”, “head”, “chair” は

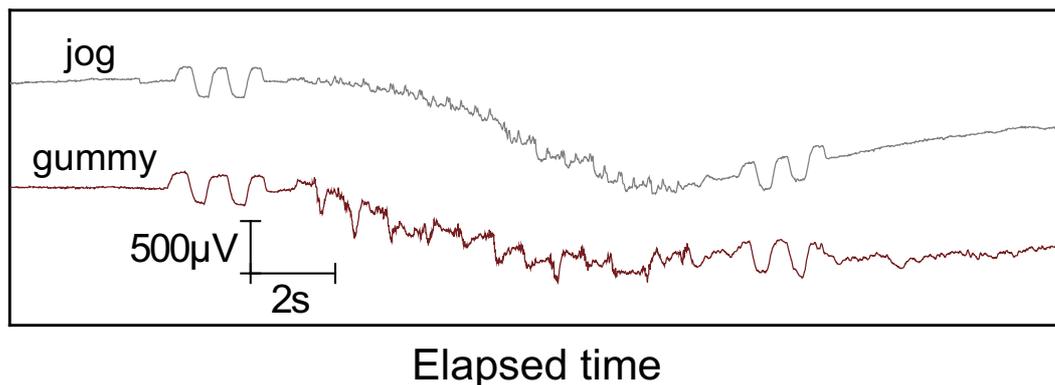


図 4.14: “jog” と “gummy” における大きな基線変動の例.

特定の運動では、図に示すようなゆっくりとした大きな基線変動が何度か観測された.

運動を 5 回繰り返したのに対し、それ以外は 10 秒間運動を維持した.

#### 計測したモーションアーチファクト

図 4.13 に、計測したアーチファクトの例を示す. モーションアーチファクトの振幅の大きさ順に提示しており、“relax” のアーチファクトが最も小さく、“gummy” が最も大きい. 運動終了後の視線の動きが “yawn” で図中に見られないのは、運動が長時間継続しているためである.

運動によって、アーチファクトの振幅、波形、周波数、基線の変化量などが異なっている. “chair”, “walk”, “speak” などの運動では、アーチファクトは無視できる程度に小さい. “drink”, “bite”, “jog” でのアーチファクトも小さいが、無視できる程度に小さいわけではない. “bite” で高い周波数のアーチファクトが見られるのは、EMG が観測されているためである. ローパスフィルタのカットオフ周波数を高くすると、このアーチファクトは大きくなる. 一方、“yawn”, “head”, “cookie”, “gummy” では、大きなアーチファクトが観測される. “yawn” と “head” のアーチファクトはゆっくりと変動しており、“cookie” と “gummy” では小刻みなものとなっている. それらの違いは、運動の物理的なメカニズムを反映している.

図 4.13 に示した “yawn” の例では、基線レベルが徐々に変化しているが、その大きさはわずかである. このことは、アーチファクトが主に交流成分で構成されていることを示唆している. しかし一部の運動では、大きな基線変動が見られることがあり、この場合のアーチファクトは、交流成分と直流成分（正確には、直流成分というよりも極めて低い周波数の交流成分）の両方を含んでいる. “jog” と “gummy” における大きな基線変動の例を図 4.14 に示す.

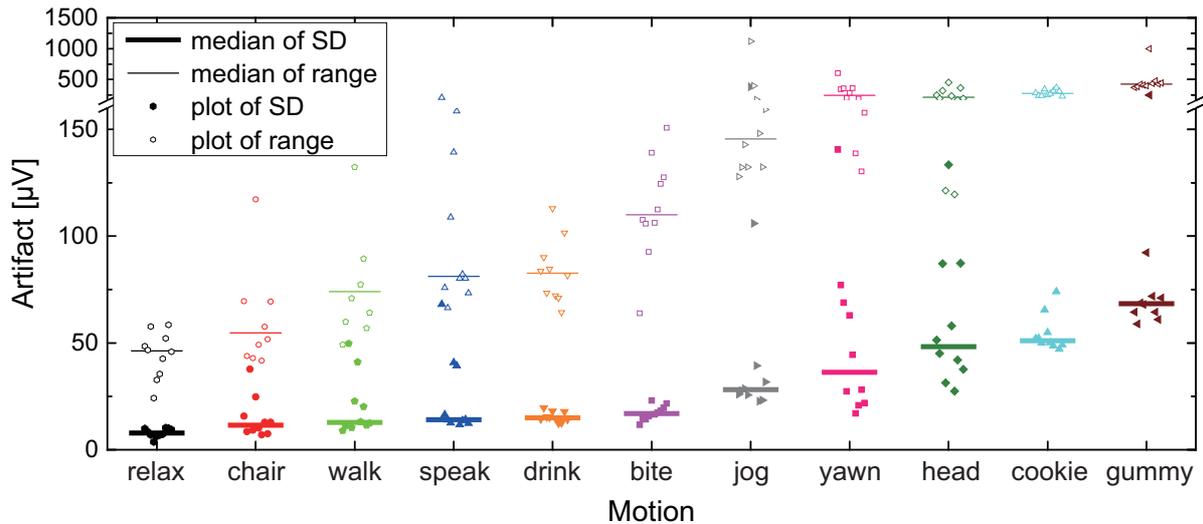


図 4.15: “Ag rubber” を用いた時のモーションアーチファクトの定量化。

計測信号の評価指標として、基線の変動の程度を表す標準偏差と計測値の最大と最小の範囲（レンジ）を抽出した。運動によって重量するアーチファクトの大きさやその分布などの特徴が異なっている。

#### モーションアーチファクトの定量化

先の評価時と同様、運動中の標準偏差を算出した。また、計測信号の最大値と最小値の差（レンジ）を基線変動の指標として抽出し、両者を図 4.15 に示す。図中で標準偏差として表されているアーチファクトの大きさは、運動によって異なる値となっている。それだけでなく、アーチファクトの分布も、運動によって異なっている。例えば、“drink” と “bite” では常に一定の大きさとなっている。このようなアーチファクトに対処するのは、比較的容易である。しかし、“yawn” と “head” では、アーチファクトの大きさは試行ごとに異なっており、対処が難しい。また、図 4.14 に示したような、視線変化によるダイナミックレンジである  $250\mu\text{V}$  を超える大きな基線変動が、“jog”、“yawn”、“head”、“gummy” で見られる。サッケードに基づいたアプリケーションでは、ゆっくりとした基線変動は認識精度に影響を与えにくい、視線ジェスチャとして低速の眼球運動を用いる場合には、基線変動は認識精度に影響を与える。

#### 運動中の視線ジェスチャ認識

“walk”、“jog”、“head”、“gummy” の 4 つの運動に対して、運動中の視線ジェスチャ認識実験を行った。“Ag rubber” だけでなく、運動に対し比較的頑強な “Spring” の 2 種類のプロトタイプを用いて実験を行った。実験環境の都合上、“walk” と “jog” は、まっすぐではなく、円を描くように、歩行もしくはジョギングを行った。4.5.1 項と同様に分析した結果を、図 4.16 に示す。

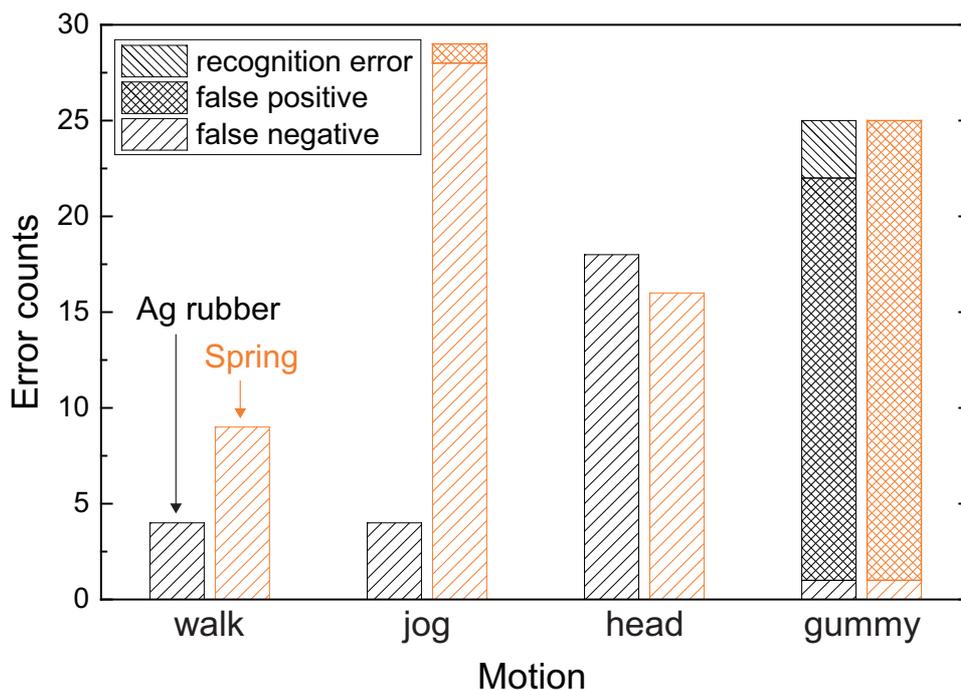


図 4.16: “Ag rubber” と “Spring” を用いた時の、運動中の視線ジェスチャ認識結果。アーチファクトに応じてエラーの種類が異なっていること、“Ag rubber” は相対的に高い頑強性を有していることがわかる。

“gummy”での主要なエラーは false positive であり、これは大きなアーチファクトがしばしば、視線ジェスチャを判定するための閾値を上回ることを反映している。それほど大きなアーチファクトを伴わない残りの3種類の運動における主要なエラーは false negative であった。この原因については後で議論する。“gummy”と比べると、エラーの数が少なくなっており、これらの運動に対してはより頑強であると言える。“walk”と“jog”を比較すると、“Spring”ではエラーの数が劇的に増加しているのに対し、“Ag rubber”では変化が見られない。“jog”で“Spring”を用いた場合には、コマンド入力の成功は1回のみであったが、“Ag rubber”では、85%以上の入力が成功している。この結果から、“Ag rubber”は相対的に頑強性が高いこと、false positive と false negative を減らすことが重要であることがわかる。

## 4.6 議論

日常的に利用することを想定したイヤホン型視線ジェスチャ入力インターフェースに適した電極についての結論を下す前に、複数の視点から議論を行う。

### モーションアーチファクトに対する頑強性

実験により、“Ag rubber”はモーションアーチファクトに対して頑強であることが示された。日常生活に適用することを考えれば、この特性は非常に望ましい。口を動かすと、耳介と外耳道の形状は変化する。この変形により、電極が皮膚に触れている領域や電極そのものの位置が変化し、モーションアーチファクトの原因となる。イヤーチップは外耳道に押し当てられているため、物理的な変形が抑制されると考えられる。さらに、イヤーチップ全体が電極として機能するため、局所的な変形の影響を受けにくい。“Mold”に対しても同様なことが言えるが、“Rubber”の方が影響を受けにくい。一方、“Disc”と“Spring”では、電極と皮膚が局所的に接触しているため、計測信号は物理的な変形の影響を直接受けてしまう。

“Ag rubber”は相対的に高い頑強性を有しているが、日常生活の運動によって無視できない程度のアーチファクトが混入する。“walk”、“jog”、“head”では、アーチファクトがそれほど大きくないにも関わらず、false negativeが発生した。アーチファクトが計測信号を抑制したため、検出閾値を下回ってしまったことや、運動中に視線ジェスチャを行うことが難しいことなどが要因として考えられる。特に、“head”運動中に視線ジェスチャを行うことは、大変難しい。“jog”における“Spring”で、false negativeが生じたのは、計測信号にあまりにも大きな変動が見られたために、アプリケーションが認識を停止させたためである。“Ag rubber”では、このような現象は見られなかった。どの要因が最も影響しているのかを把握することは難しいが、視線ジェスチャを行う前に、ユーザが運動をやめることでfalse positiveを減らすことができる。このような対応は、利用上の制限となるが、現実的で効果的な解であると考えられる。ただし、全てのfalse positiveをなくすことはできない。False positiveを減らすためには、アーチファクトの抑制、認識手法の改善、また運動認識の併用などが考えられる。またこれらの手法は、false negativeの抑制にも有用だろう。

アーチファクト自体を抑制する直接的な解決手法は、認識精度を向上させる。考えられる例に、電極表面に極小の構造を設けることである。この手法は、モーションアーチファクトへの頑強性を向上させることが報告されている [127]。さらに、電極と皮膚の接触状態が変化するのを抑制するために、ゴム電極の硬度を最適化することも考えられる。また、モーションアーチファクトは運動の特徴を反映する。例えば、素早い運動によるモーションアーチファクトの周波数は高くなる。意図的な視線の動きに伴う計測信号は、運動中のアーチファクトが含まれる計測信号と、しばしば異なっていることが実験結果からわかる。このことは、計測信号の振幅だ

けでなく特徴を捉えて、視線ジェスチャを認識するアルゴリズムを適用すれば、計測信号に大きなアーチファクトが混入しても、正しく視線ジェスチャを認識できる可能性を示唆している。また、加速度センサなどを用いて運動を認識し、その運動に対応するアーチファクト成分を計測信号から減算することで、認識精度を向上させることもできるだろう。日常的な運動によって生じるアーチファクトについて、さらなる研究が必要である。例えば、大きなアーチファクトが生じる運動は何か、アーチファクトにはどのような特徴があるのか、そして、それらにどのように対応していくのがよいのか、などを明らかにしていくことが重要である。また、“head”運動で大きなアーチファクトが観測された原因を特定することも重要である。“Ag rubber”と“Spring”のどちらの場合でも、大きなアーチファクトが見られた。“head”運動中、水平および垂直方向の眼球運動はほとんどなく、眼球運動はほぼ回旋のみとなる。眼球の回旋が EOG に影響を与えることや、単にイヤホンに働く慣性力が電極と皮膚の接触状態を変化させることなどが、原因として考えられる。いずれの場合であっても、視線と身体的ジェスチャの組合せによる入力 [128] などへの応用を考えた場合、“head”で生じる大きなアーチファクトを有効に活用することができるだろう。

モーションアーチファクトをさらに前向きに利用することも考えられる。外耳道の中に設置したマイクを使った食品のタイプの認識 [129]、イヤホンに設置した電極で顔の変化（表情）の認識 [113] などがすでに試みられている。提案電極を用いることで、視線の動きだけでなく、食品モニタリングや表情に関する補助的な情報を収集することも考えられる。

### 基線安定性の向上

視線ジェスチャを認識する上では致命的ではないものの、“Ag rubber”の基線安定性は高くはない。直流結合による計測だけでなく、ECG や EMG などの交流結合による計測においても、基線の安定性は計測信号の品質に影響を与えるため、基線安定性が高いことが望ましい。“Ag rubber”と、基線が安定している他のプロトタイプとの違いは、電極の素材である。前者は銀であり、後者は銀-塩化銀である。一般の電氣的生体信号計測において、銀電極よりも銀-塩化銀電極が好んで利用されるのは、銀-塩化銀電極の電極電位が安定しているからである。導電性ゴムのフィラーを、銀から銀-塩化銀に変えることで、基線の安定性が向上することが期待できる。

### 適合性と快適性の向上

4.5.1 項における被験者3の結果は、他の被験者の結果とは異なっている。“Ag rubber”で多くのエラーが発生しており、“Disc”において発話条件による認識精度の低下がほとんど見られない。イヤーチップのサイズが被験者3の外耳道に合わず、“Ag rubber”が適切に皮膚と接触していないことが、最も考えられる原因である。複数のサイズのイヤーチップが提供されれば、被験者3のエラーは減少し、多くのユーザへの適合性が向上するだろう。逆に、被験者3の外耳形状が“Disc”にうまく適合し、外耳の変形を抑制したことが、発話条件での精度低下を抑制した原因であると考えられる。被験者3では3番目の電極として“Disc”を使用したため、それ以前に行われた皮膚の前処理の影響があったことも、別な要因として考えられる。

実験で得られた知見の1つは、導電性ゴムのフィラーが全て銀である必要はなく、他の素材でできたフィラーを用いてもよい、ということである。これは、イヤーチップの硬度が幅広く調整可能であることを意味する。そのため、複数のサイズを用意するだけでなく、硬度を調整することでも、装着時の快適性を向上させることができる。導電性ゴムを用いた電極は、例えば腕時計型の電極を用いたEMG計測などのようにEOG以外の生体信号計測においても有用であると考えられる。フィラーの混合比率は、硬度だけでなく、コストやおそらくは性能にも影響する。安価で高性能なフレキシブル電極の開発が望まれる。

### 日常生活に適した電極

2種類の実験を通じて、“Ag rubber”と他に候補となり得る電極の比較を行った。実験の結果、以下の点が確認された。提案電極における基線の安定性は高くないが、視線ジェスチャ認識を行う際に問題となるほどではない。提案電極はモーションアーチファクトに対し相対的に高い頑強性を有している。提案電極は多くのユーザに適合する。提案電極は通常のイヤホンと同程度の装着感、快適性を有する。また、日常的に生じる運動によりアーチファクトを生じ、認識エラーを増大させることがあるが、“Spring”と比較して提案電極はエラーが少ない。

残る要求事項は、コストと耐久性である。実際、“Spring”プロトタイプのパネ電極のうちの1本は切れてしまった。パネを太くすれば耐久性は増すが、同時に装着時の不快感も増してしまう。提案電極のイヤーチップの場合であれば、壊れたり経年劣化が生じた場合であっても、簡単かつ安価に交換することができる。通常のイヤーチップよりも、導電性のイヤーチップの製作コストは高くなるが、他のプロトタイプに比べた場合には安価であろう。全ての要求事項、評

価指標に対し、常に優れている電極は存在しない。トレードオフを考慮して、用いる電極は選択されるべきである。例えば“Spring”は、眼球運動以外の運動がほぼない環境、具体的にはALS患者や実験室での短時間の計測に適しているだろう。日常生活の中で利用するための多くの要求事項、性能改善の可能性を考慮すれば、提案手法である“Ag rubber”が、評価を行ったプロトタイプの中で最も適切な電極であると考えられる。

#### 日常的に利用可能な視線ジェスチャ入力に向けて

実験により新たな知見が得られたが、日常生活における視線ジェスチャ入力インタフェースの全ての側面について検討されたわけではない。例えば、電極装着前に被験者の耳をアルコールで清拭している。これは、実験条件を統一するために行われたものであるが、日常生活では望ましいものではない。

また、実験では極めて単純な視線ジェスチャを用いた。しかし、日常生活の中では、入力の意図を伴わない単純な視線運動がしばしば観察されるため [130]、実験で用いた視線ジェスチャを日常生活の中に適用するのは困難である。日常生活への適用を想定し、ジェスチャを注意深く再設計する必要がある。その時、頭部のジェスチャとの組合せ [128] は有効な手段となるだろう。

より多くの被験者による、より現実的な環境に近い環境でのさらなる調査が望まれる。また、一日の中で変化するモーションアーチファクト、照明環境による EOG の変化など、そのような環境で生じる新たな課題に対しても取り組んでいく必要があるだろう。

## 4.7 結論

イヤホン型の視線ジェスチャ入力に適した電極を特定するため、提案手法である導電性ゴム電極を含む、複数のプロトタイプを製作した。基礎的評価により、銀フィラーを用いた導電性ゴムによるイヤチップ電極 (“Ag rubber”) は、モーションアーチファクトを抑制し、好ましい性能を発揮することが示された。実用的評価により、提案手法は幅広いユーザ適合性と、装着時の快適性を有していることが示された。また、日常生活で生じる各種の運動によるアーチファクト、運動中での視線ジェスチャ入力の認識精度の計測を行った。これらの実験結果から、日常生活で利用するイヤホン型視線ジェスチャ入力において、銀フィラーを含む導電性ゴム電

極が最も適した電極であると考えられる。

なお、今回の結果に影響を与える要素には、電極の素材、形状、そして運動など様々なものがあるが、本章で行った実験はそのうちの一部の組合せに関してである。結果を一般化するためには、様々な組合せを体系的に探求していくことが必要である。

## 第5章

# 視線を用いたアプリケーション

これまで、第2章ではEOGを用いた視線の絶対角度推定手法、第3章ではヘッドホン/イヤホンを用いた視線推定手法、第4章ではイヤホンからEOGを計測するための導電性ゴム電極について述べてきた。それぞれの提案手法は、日常生活に導入可能な、小型で常時ONな装着型視線計測デバイスの実現に貢献する。しかし、仮に日常生活で利用可能な視線計測デバイスが開発されたとしても、それを用いた有益な応用がなければ、実際の日常生活で視線入力インタフェースが活用されることはないだろう。本章では、視線入力インタフェースにはどのような利点と欠点があり、どのようなアプリケーションに適しているのか、またインタラクションをデザインする上で注意すべきこと、などについて議論するとともに、本研究で製作したアプリケーションについて述べる。

### 5.1 ミダスタッチ問題

ギリシア神話の“王様の耳はロバの耳”の登場人物としても知られるミダス王は、あるとき触れるもの全てを黄金にする力を授かる。その力を試すために石に触れると、石は金に変わった。しかし、食事をしようと食べ物に触れると、食べ物は金に変わり食べるができなくなってしまう。この神話にちなんで名付けられたのが、ミダスタッチ問題である。

入力インタフェースの目的は、ユーザの意図を、素早く正確に、かつユーザに負荷を与えることなく検出し、それをシステムに伝達することである。そのために、多くの入力インタフェースでは、特定の明示的な入力操作が行われた時に、その操作に対応する機能呼び出すという実装形式が取られている。例えば、“a”に割り当てられたスイッチを押すと文字“a”が入力され、2本の指でつまむような動作（ピンチイン）を行うと表示が縮小する。逆にユーザ側から言えば、ある機能を実行したければ対応する入力操作を行えばよい、となる。ユーザの意図と

入力インタフェースが受け取る入力操作が一致していればよいが、両者が一致しない場合は問題となる。

入力インタフェースが検出対象とする入力操作に、入力の意図の有無によらず行われる操作が割り当てられてしまっている時に生じるのが、ミダタッチ問題である。入力インタフェースは、入力操作は全てユーザの入力意図の結果であると仮定しており、単純に入力操作を検出するだけである。その結果、ユーザに入力意図がない場合であっても、対象となる入力操作が行われた場合には対応する機能が呼び出され、ミダス王と同様の状況に陥る。

ミダタッチ問題は、様々な入力インタフェースで生じる。さらに、ユーザの入力意図を入力操作として検出する限り、本質的に解決不可能である。例えば、モノがキーボードの上に乗っていたり、ネコがキーボードの上を歩けば、ユーザの意図とは無関係に文字が入力される。キーボードは、キーを押したのがユーザなのか、モノなのか、ネコなのかを判別しない。しかし、キーボード入力の場合、ミダタッチ問題は重要な課題とは考えられていない。その理由は、このような誤操作が生じる確率が低く、実用上無視できるからである。一方、ジェスチャ入力や音声入力などでは、上記の誤操作が無視できない確率で生じる。中でも視線入力インタフェースは、目が感覚器官として絶えず機能しているためにミダタッチ問題は重要な課題となる。ミダタッチ問題を本質的に解決するためには、入力操作を介してではなくユーザの入力意図を直接検出する必要があるが、少なくとも現在の技術では難しい。日常的に生じやすい操作ではなく偶発的には生じにくい操作を割り当て、誤入力が生じる可能性を低下させるのが、通常ミダタッチ問題の回避策である。例えば、特徴的な動きを伴うジェスチャや、特定の言葉に続けてコマンドを発する音声入力、他のモーダル（例えばスイッチ）を併用するなどが挙げられる。しかしこれらの方策は、入力スピードを低下させユーザに複雑な入力操作を強いる。つまり、誤入力の可能性を低下させることと入力効率を向上させることはトレードオフの関係となっており、実用的な入力インタフェースを設計する際には、両者を適切にバランスさせることが重要である。

マウスのようなポインティングデバイスでは、ポインティング後のクリック操作により、効率的な入力とミダタッチ問題の回避が両立される。同様に、視線入力インタフェースをポインティングデバイスとして用いる場合には、クリックに相当する入力操作を何に割り当てるのが肝要となる。これまでに、視線の停留時間 [131]（停留時間が一定時間を超えた場合に入力と見なす）、瞬目 [132]、前提動眼反射 [128]、開散性眼球運動 [133] など視線に関連する動作の

利用のほか、マウス [134]、指のジェスチャ [135] との併用などが用いられてきた。また、選択作業時と非選択作業時の視線の動きの違いを検出する方式 [136] や、コマンドを記述している領域とそれを視線で選択するための領域を分離する方式 [137]、ディスプレイの外に設置したターゲットを利用する方式 [138] もある。

ここで、注意しなければならないことは、入力効率の低下だけでなく、高速な選択、ハンズフリーかつボイスフリーなどの視線入力インタフェースの特徴を失わせたり、特定の条件下でしか有効に機能しない入力インタフェースになってしまう可能性があることである。例えば、視線とその停留時間を利用してオブジェクトを選択した方が、通常行われるマウスによる選択よりも速い [65] が、オブジェクトを選択するのではなく単純な目視による確認を行うことができなくなってしまう。このような実装は日常的な利用には適さない。

また、入力インタフェースの段階でミダスタッチ問題を回避するのではなく、ミダスタッチ問題があることを前提に、インタラクション全体を設計することも検討されるべきである。例えば、注視対象物の付加情報を音でユーザにフィードバックする場合であれば、ユーザが容易に無視できるよう小音量で提示することで、誤って実行されてもユーザに与える影響を少なくすることができる。一方、正しく実行された場合にはユーザの選択的聴取が期待できる。さらに、インタラクションを設計する際には、ビジュアルフィードバックがユーザの視線を動かすことにも注意が必要である。

なお、ミダスタッチ問題は入力操作と機能を対応させた場合に生じるため、遠隔コミュニケーションにおける視線一致や、ライフログのための注視対象物の継続的な撮影など、明示的な入力操作を必要とせず、視線を連続的な観測値として扱う場合には問題とはならない。

## 5.2 アプリケーション事例

視線を入力インタフェースとして利用する試みは、ALS 患者など重度肢体不自由者向けであることが多かった。安価に計測が行える EOG 法では多くの適用事例がある [85, 102, 139, 140, 141, 142]。計測装置が比較的簡単に利用できるようになってくるに従い、近年では健常者向けに様々な入力インタフェースが提案されている。

一般大衆向けに視線入力インタフェースが実用化した例に、一眼レフカメラが挙げられる。1992年に発売された EOS5QD には、視線入力オートフォーカス機構が搭載されており、5つのフレームの中から、ファインダを覗いている撮影者が注視したフレームに焦点を合わせるこ

ができた [66]. シャッターボタンを押すことでフォーカス合わせが開始されるため, ミダスタッチ問題も自然に回避されている. 大野は, 視線を利用したインタフェースをコマンド型と非コマンド型に分けて紹介している [32]. この分類に従えば, EOS5QD の視線入力オートフォーカスはコマンド型にあたるであろう.

視線入力インタフェースの典型的な応用例は, ディスプレイに表示された複数のターゲットの中から目的のターゲットを注視し, 選択することである. 例えば, メニュー選択 [137, 139], オブジェクト選択 [65, 131, 134, 135], コマンド選択 [132], 文字入力 [143] などがある<sup>1</sup>. Isokoski が提案したディスプレイ外に設置したターゲットを注視することで文字入力を行う手法 [138] は, ディスプレイを用いた時に生じるミダスタッチ問題を巧妙に回避していると言える. また, カーソルを注視点にジャンプさせた後に, カーソル位置をマウスで微調整するマウスとの併用方式 [144] や, EOG 法を用いた汎用ポインティングデバイスとしての応用 [62, 87, 141] もある. これらの応用は, 視線を用いることで素早い選択を達成する (一般ユーザ向け), もしくは視線のみで意図を伝達する (重度肢体不自由者向け) ことを目指している.

ディスプレイ上のターゲットが明確には選択されないタイプの応用もある. 例えば, 視線情報から特定したユーザが興味を持っているターゲットを拡大表示するとともに音声で詳細情報を提示する [145], ディスプレイ上のテキストを読んでいる時に視線の動きに合わせて画面をスクロールさせる [146], 両眼の 3 次元位置情報を用いて 3 次元仮想空間内の立体モデルの操作する [147] などがあり, 視線情報からユーザを支援することに主眼が置かれる.

装着型の計測デバイスを用いることで場所の制約がなくなり, 注視対象物の特定がディスプレイ内だけでなく実環境でも可能となる. 例えば, Aided Eyes では実環境中を動き回るユーザの視線を計測し画像認識を組み合わせることで, 注視対象物とのインタラクションを可能にする [148]. Toyama らも同様の手法を提案している [149]. Leelasawassuk らは, ユーザの視線を利用したオブジェクトの 3D モデルを生成手法を提案している [150]. また, ライフログのために撮影した一人称視点の動画からサムネイル画像を抽出する際に, 同時に記録しておいた視線情報を用いることも試みられている [75]. ユーザが注視対象物を選択したい場合に, 対象物を注視し続けながら頭部を動かす Mardanbegi らの前庭動眼反射に基づく対象物選択手法 [128] は, 実環境中における実用的なミダスタッチ問題回避である.

視線の絶対位置を計測することなく, 注視対象物を特定する方法もある. 例えば, 注視対象

---

<sup>1</sup>ターゲットがメニュー, オブジェクト, コマンド, 文字と異なっても本質的な違いはない. なお, ターゲットをどのカテゴリに分類するのかは, それぞれの論文中の記述と主な用途から本論文著者が判断した.

となり得る複数のオブジェクトをそれぞれ独立に動かせば、視線の動きからユーザが注視しているオブジェクトを特定することができる [72]. また、点滅しているターゲットを注視した際に生じる視覚誘発電位を用いることで、注視しているターゲットを特定することもできる [151]. ユーザが環境側に設置してあるデバイスを注視しているか否かを、デバイスが備えるカメラが検出する方式 [152] も、複雑な視線計測処理を行わずに注視対象物を特定する手法と言える。

一方、注視対象物を特定、選択するのではなく視線の動き（視線ジェスチャ）でコマンドを入力する視線入力インタフェースも数多く提案されている。視線ジェスチャを用いることで、視線の絶対位置を正確に計測する必要がなくなるため、視線の絶対位置を推定することが困難な EOG 法でしばしば採用されている [61, 85, 101, 102, 124, 125, 153, 154, 155]. 視線の絶対位置を計測可能な光学的な計測手法であっても、精度向上のためのキャリブレーションが不要になることや、装着型視線計測デバイスの装着位置がずれた場合に生じる視線の推定位置のオフセットの影響を受けなくなるため、視線ジェスチャ入力是有効である [130]. 視線ジェスチャ入力の用途としては、メニュー選択 [124, 125], 文字入力 [85], 車いすの制御 [102, 153], 家電制御 [155] などが挙げられている。認識対象の視線ジェスチャは、単純な左右の動きだけでなく、8方向のサックード（例えば [85]）や、単純な視線の動きを複数組み合わせさせたジェスチャ（例えば [61]）が用いられることもある。視線ジェスチャ入力は、ハンズフリーかつボイスフリーな入力が可能であり、ほぼ全ての状況で素早く入力を開始できる。また、重度肢体不自由者が車いすなどを操作する際に、ユーザが見ている方向に車いすを動かす [69] こともできるが、視線ジェスチャを用いることでユーザの意図をコマンドとして明示的に入力できるようになる。

他にも、視線情報を用いた行動認識 [64] や、ドキュメントタイプ認識 [156] なども行われている。また、通常は注視対象物を特定するために視線計測が用いられるが、逆に注視していないことに着目してマウスカーソルの移動を高速化させる手法 [157] や、ユーザがディスプレイを見ているときのみディスプレイを駆動させることで消費電力を低減させる手法 [158] も提案されている。

### 5.3 本研究で製作したアプリケーション

本研究で検討を行った3つのアプリケーションとについて述べる。2つは実際に実装を行い、製作した EOG 計測プロトタイプと接続した。そのうちの1つである視線ジェスチャを用いた音楽プレーヤアプリケーションは、第4章の評価でも用いた。

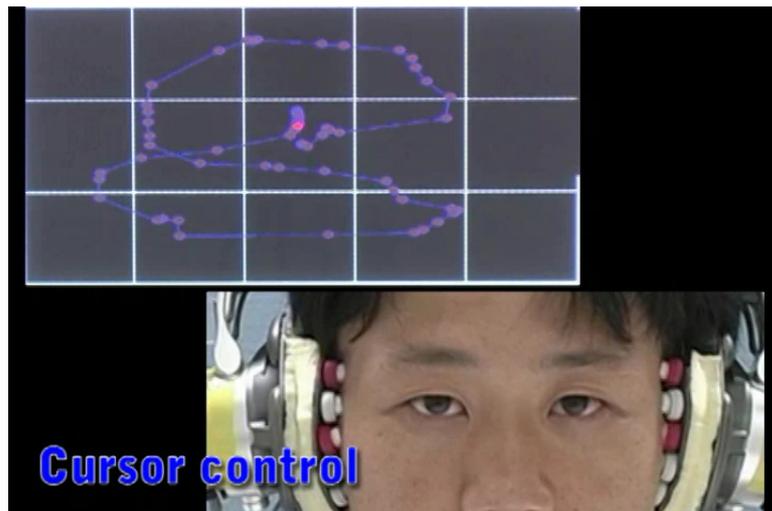


図 5.1: 視線の動きによるカーソルコントロールの様子。

第3章のオーバーヘッド型ヘッドホンを用いれば、視線の水平／垂直成分両方を推定することができる。図は、被験者が視線を8の字に動かした時のカーソルの軌跡を表している。

### 5.3.1 注視対象物の読み取り

一つ目は、第3章のオーバーヘッド型ヘッドホンへの実装と組み合わせた、ユーザの注視対象物（QRコード）を読み取るアプリケーションである。このアプリケーションでは、実世界にあるオブジェクトを視線を用いて特定することができる。

オーバーヘッド型ヘッドホンを用いることで、視線の水平／垂直成分いずれも取得することができる。視線を8の字に動かした時のアプリケーション出力例を図5.1に示す。ユーザの注視対象物を撮影するためには、新たにカメラを設置する必要がある。そこで、ユーザの前方の景色を撮影するために、2台のカメラをヘッドホンに装着した（図3.11参照）。次に、EOG法に基づき推定した視線位置から撮影画像中の注視対象領域を切り出す。対象領域内を検索し、QRコードがあればそれを読み取り、読み取った結果はユーザに音でフィードバックされる。最終的に、ユーザはハンズフリーかつボイスフリーで、注視対象物の情報を引き出すことができる。注視したQRコードを読み取った時の様子を図5.2に示す。

実装したアプリケーションでは、読み取り対象はQRコードのみであったが、他のビジュアルコードの利用、マーカレスでの画像認識などと組み合わせることもできる。また、対象領域を静止画として単純に記録していけば、ユーザの日常生活における注視対象の履歴を蓄積することができ、ライフログなどに応用することができる。視線推定精度が向上していけば、小さな対象物であっても、正確に検出することができるようになる。

なお、第3章で述べたように、ヘッドホンを用いて視線計測を行った場合の視線推定精度は



図 5.2: 注視による QR コードの読み取りの様子.

興味のある QR コードを発見したら、ユーザは視線を中央→右→左→ QR コードの順で動かす。このジェスチャをトリガーとすることで、ミダスタッチ問題を回避する。同時にオフセットキャリブレーションを行い、視線の推定精度を向上させる。視線推定後、対応する画像領域を切り出し、領域内に QR コードが含まれているか調査し、含まれている場合には読み取った結果を音声でユーザにフィードバックする。図では参考のために、切り出し領域（緑枠）や QR コード（赤枠）を含む 2 台のカメラが撮影した画像が提示しているが、実際の利用状況ではユーザへの映像フィードバックは行われない。

低い。また、ドリフトによって生じる基線変動により、オフセットキャリブレーションから時間が経つにつれ、精度はさらに低下するため、常時正しい視線を推定し続けることはできない。そこで、QR コードを読み取る前に、オフセットキャリブレーションを行うための視線ジェスチャを組み合わせている。製作したアプリケーションでは、中央→右→左→対象 QR コード注視、というジェスチャが生じた時に、オフセットキャリブレーションを行い、対象 QR コードを注視している時の視線位置を推定した。これは、第 2 章で述べたドリフト課題に対する第三の手法であると見ることもできる。このような実装は、視線推定精度が低いために必要があったが、視線入力インタフェースの本質的な課題であるミダスタッチ問題を回避する方法にもなっている。

日常的の利用シーンを考えれば、注目する対象物があったときには、視線移動することなく、対象物の情報が取得できることが望ましい。しかし、現状の実装では、対象物の情報を引き出そうとした場合には、対象物から視線をそらし、特定のジェスチャを行わなければならない、使い勝手がよいとは言えない。視線推定精度が高まり、オフセットキャリブレーションが不要になっていけば、特定のジェスチャではなく、注視時間や瞬目のほか、音声やスイッチ入力などの他の手段をトリガとすることもできるだろう。そのためには、第 2 章で述べたオフセットキャリブレーション手法や、EOG の非線形性を考慮した手法を取り入れ、推定精度を向上させてい



図 5.3: 視線ジェスチャを用いた音楽プレーヤの操作

視線を（操作者から見て）時計回りに回転させるジェスチャが割り当てられたボリュームアップコマンドが実行された時の様子。音楽プレーヤを操作する基本的コマンド（再生/ポーズ、次の曲、前の曲、ボリュームダウン）のほか、携帯電話の着信を取るコマンドも実装している（表 5.1）。

くことが重要である。

### 5.3.2 視線ジェスチャによるコマンド入力

第二のアプリケーションは、第3章のオーバーヘッド型ヘッドホンおよびインイヤ型ヘッドホンと組み合わせる、視線ジェスチャを用いた音楽プレーヤ操作である。ユーザはハンズフリーかつボイスフリーで音楽プレーヤを操作することができる。このアプリケーションは、ユーザによる明示的な視線ジェスチャを起点とするコマンド型であり、第4章の評価でも用いた。図 5.3 に、オーバーヘッド型ヘッドホンを装着し、このアプリケーションを利用している時の様子を示す。また、表 5.1 に視線ジェスチャとコマンドの割り当て例を示す。

このアプリケーションで考慮すべきことは、視線ジェスチャの設計とコマンドの数および種類についてである。まず、設計可能な視線ジェスチャについて考える。インイヤ型ヘッドホンでは視線の水平成分しか推定できないのに対し、オーバーヘッド型ヘッドホンでは垂直成分も推定できるという違いがあるが、いずれの場合であっても、ジェスチャのプリミティブな要素であるサッケードは、その変化量しか正確に推定することができない（第2章で述べた手法を組み合わせれば、視線の絶対角度を推定できるようになるが、第3章で実装したプロトタイプでは、正確に推定できるのは変化量のみである）。そのため、例えば視線を“右に30度動かした”ことはわかっていても、それが“0度から+30度への移動”なのか、それとも“-30度から0度

表 5.1: 音楽プレーヤにおける視線ジェスチャの設定例

| command     | eye gesture     |
|-------------|-----------------|
| play/pause  | • → ← ← → •     |
| next        | • → ← → ← •     |
| previous    | • ← → ← → •     |
| volume up   | • ↑ ↘ ↙ ↖ ↗ ↓ • |
| volume down | • ↑ ↙ ↘ ↗ ↖ ↓ • |

サックードで視線ジェスチャを構成した場合の例. 通常の矢印←は正面注視から上下左右および斜め方向に視線を向けた時の大きさに相当するサックードを, ←←←は通常矢印の2倍の大きさのサックードを表す. 開始および終了時の“•”は正面注視を表している. 例えば, 再生/ポーズを行う場合には視線を正面→右→左→正面と動かす. また, ボリュームアップでは視線を正面→上→右→下→左→上→正面と動かす. 上下, 斜め方向のサックードから垂直成分を取り除くことで, インイヤ型ヘッドホンでも利用可能な組合せとなっている. 具体的には, 視線を正面→(正面)→右→正面→左→(正面)→正面と動かせば, ボリュームアップとなる. なお, この設定例ではサックード間の時間間隔は一定としている. この表に書かれているジェスチャは, 論文 [2] の表 1 に記載されているジェスチャと同じであるが, サックードに着目した表記法を変更している.

への移動”なのかわからない. この場合, 視線を中央→右→中央と動かすジェスチャと, 左→中央→左と動かすジェスチャを区別することはできないが, ジェスチャは視線が正面に向いている状態から開始されるという制約を設けることで, 後者を排除することはできる. ジェスチャとして採用するサックードを, 中央→右 (もしくは左→中央), 中央→左 (もしくは右→中央), 右→左とその逆向きの4種類とした場合 (表 5.1 では, 前の3つをそれぞれ“→”, “←”, “←←←”と表記),  $n$  回のサックードを組み合わせて設計可能なジェスチャの数は, 正面注視から開始した場合  $2^n$  個となる. さらにサックード間の時間を短時間と長時間の2種類用意した場合には, ジェスチャの総数は  $2 \times 4^{n-1} = 2^{2n-1}$  個となる. 垂直方向のサックードを活用すれば, さらに多くのジェスチャを用意することもできる.

ここで問題となるのは,  $n$  が小さいジェスチャは日常生活においても頻繁に生じやすいということである (文献 [130] では, 入力意図を伴わない状況下で生じる視線の動きを調査している). 例えば,  $n=1$  のジェスチャは視線を右もしくは左に一回向けるだけであり,  $n=2$  の場合であっても状況はそれほど変わらない. これではミダタッチ問題が顕在化してしまうため, それを回避するために  $n$  を大きくする必要がある. 一方,  $n$  が大きすぎる場合には, ジェスチャを記憶し実行することが難しくなるという問題が生じる. そこで, 適切な  $n$  の範囲の中でジェスチャを設計しなければならない. 実装したアプリケーションでは, 表 5.1 に示す  $n=3$  から 6 のジェスチャを用いたが, 日常生活で実用的に利用することを考えた場合には, より大きな  $n$  を用いることも含め慎重に再設計する必要がある. なお, ジェスチャを行う時の容易さの観点から言えば, ジェスチャの開始が正面中央であるのに対応し, 終了も正面であることが望ましい.

ジェスチャ入力を行う場合、単にジェスチャを記憶しているだけでは不十分であり、さらにどのジェスチャがどのコマンドに対応しているのかも合わせて記憶しておかなければならない。ジェスチャとコマンドの対応関係を、ユーザの好みに合わせて設定しても、そうでない場合と比べて、記憶に差が見られなかった [159] という報告はあるが、次の曲と前の曲などの対称関係にあるコマンドは対称ジェスチャに割り当てる、頻繁に利用するコマンドは容易に実行できるジェスチャに割り当てるなどの工夫が求められる。そのような工夫を行っても、コマンドの数を増やすためにはジェスチャの  $n$  を増加させる必要があるため、実用的に設定可能なジェスチャとコマンドのペアは高々10程度であろうと考えられる。また、ジェスチャ入力の false negative も false positive も共に0であれば、どのようなコマンドを割り当ててもよいが、両者が無視できないようであれば、意図せずに実行しても問題がないようなコマンド（例えば音楽プレーヤの操作コマンド）しか割り当てることができない。即座の実行が躊躇されるコマンドを割り当てる場合には、実行する前に、本当に実行するのかをユーザに問い合わせる必要があるだろう。また、視線ジェスチャを音声入力の起動コマンドに割り当てることも考えられる。音声入力であれば、多様で複雑な入力が可能となる。さらに視線と音声の2種類のモーダルを使うことで、それぞれを単独で用いる時のミダタッチ問題をある程度回避することもできる。当然、それらを組み合わせることができるので、ユーザの利用環境に応じて適切に設計することが重要である。

### 5.3.3 音を併用した選択

第三のアプリケーションは、音刺激を併用した入力である。システム側から複数の選択肢が音情報として提示され、ユーザはその中から所望の選択肢を選択する、もしくは選択しない場面を想定している。具体的には、ある機能を実行するか否かの2択や、4つのコマンドの中から1つを選択し実行することなどが考えられる。このアプリケーションの実装は行わなかったため、ここでは基礎検討の結果について述べる。

メニュー選択時に、ビジュアルフィードバックではなくオーディオフィードバックを用いた研究では、オーディオフィードバックを用いることで選択時間が短縮することが示されている [160]。また、人は複数音源の3次元位置を識別することができるため、音と位置の両方を用いた情報提示が可能である。3次元音空間を利用して、文書の位置 [161]、コンテンツの経過時間 [162]、コマンド [109] を提示した研究がある。さらに、カクテルパーティ効果として知られて

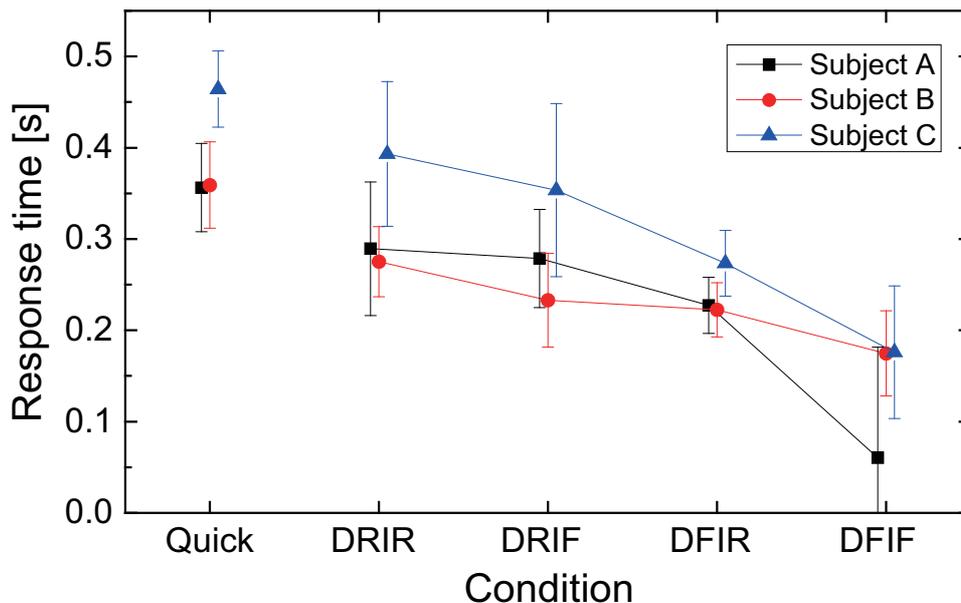


図 5.4: 音刺激に対する反応時間

音刺激の向きと刺激の間隔, 2つのパラメータを固定もしくはランダムに設定した4種類の条件で実験を行った. “DFIR”は Direction Fixed, Interval Randomized の略であり, 音刺激の向きは左右交互で固定されているが刺激間隔がランダムであることを表す. 音刺激に対して0.5秒以下で反応することができている.

いる選択的聴取を活用することで, 複数の候補を同時に提示することもでき [162, 163], さらに頭部のジェスチャを用いた選択 [164] が試みられている.

ヘッドホン/イヤホンを利用した視線入力インタフェースでは, 音を提示することは容易であり, さらに複数の候補を同時に提示することができるため, 素早い選択が期待できる. 候補を選択する方法として視線を用いれば, ユーザはヘッドホンを装着するだけでハンズフリーな選択を行うことができるようになり, 頭部ジェスチャのような大きな動作を行う必要もなくなる. この選択手法を入力意図の確認に用いれば, ミダスタッチ問題を回避することができる. また, 1つの視線ジェスチャに複数のコマンドを割り当てておき, そのジェスチャが検出された後に, 音を併用したコマンド選択を行うようにすることで, ユーザが記憶しておかなければならないジェスチャの数を減らすことができる. その他にも, コマンドとジェスチャの組合せを固定する必要がなくなるため, 他の手法と組み合わせて入力を高速化させることもできる. 例えば, 1から100までの自然数の中から任意の自然数を1つ選択する状況でバイナリサーチアルゴリズムと組み合わせれば, 数回のジェスチャで任意の数を入力することができるようになる. さらに, より複雑で視覚的に提示しづらいコマンドを扱う時にも有効である. 例えば, 複数の曲を提示する場合, 曲名をディスプレイ上に提示するよりも, 曲自体を音として提示した方が望ましい場合がある.

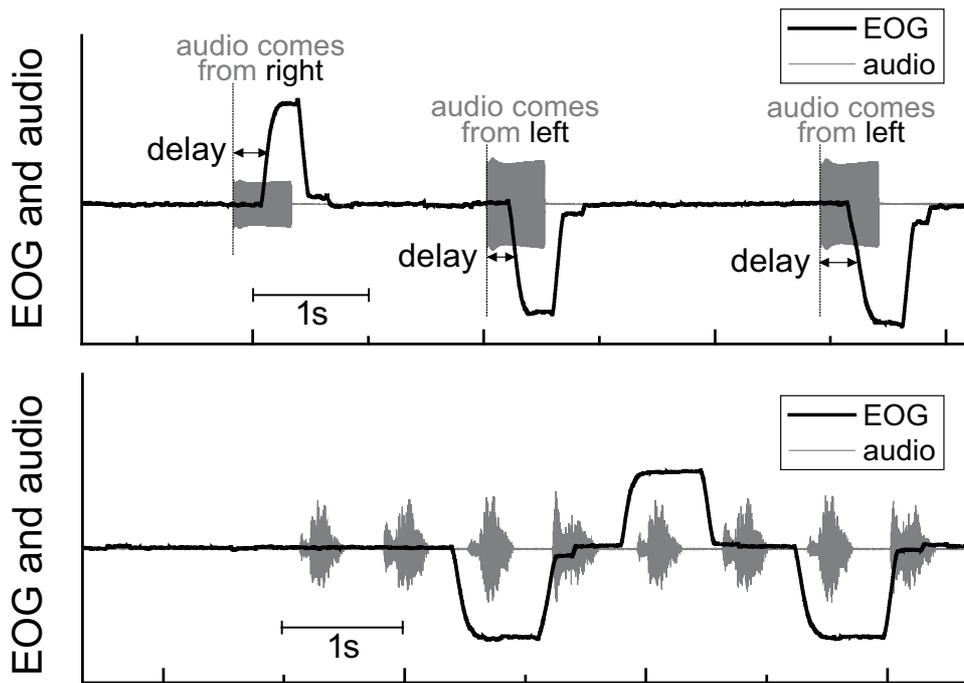


図 5.5: EOG と音の計測例.

図 5.4 における“DRIR”条件下での反応時間の計測例（上図）. delay が反応時間に対応し、表示上の音の振幅は左右の方向を表す. 下図は、図 5.6 に示すように回転する 4 つの音源の中から 1 つを特定した時の計測例. 被験者は 3 回目の音刺激でユーザは正しく反応を開始している.

本選択手法の有用性を確認する前に、音刺激があるときの能動的な眼球運動性能の調査を行った. 0.5 秒間持続する 500Hz の音刺激を左右どちらか一方のヘッドホンから提示し、被験者は極力早く音刺激の向きに視線を向ける. 音刺激の向きと刺激の間隔、2 つのパラメータを固定した場合（左右交互、2 秒間隔）とランダムに設定した場合（左右どちらかから刺激が来るかランダム、1~3 秒間隔の範囲でランダム）を組み合わせた 4 通りの条件で実験を行った. 2 秒ごとに左右交互に音刺激を与える“DFIF”（Direction Fixed, Interval Fixed）条件、音刺激は左右交互であるが刺激間隔がランダムな“DFIR”（Direction Fixed, Interval Randomized）条件、音刺激の方向はランダムであるが刺激間隔は一定な“DRIF”条件、そして音刺激の方向も刺激間隔もランダムな“DRIR”条件の 4 つである. 音刺激が生じてから、計測される EOG が変化するまで（正確には EOG の変化量が最大変化量の半分を超えた時点まで）の遅延を計測した（図 5.5 の上図参照. 音の振幅が異なっているように表示されているが、表示上の振幅は左右の方向を表しており、実際の音量は左右で一定である）. また、リファレンスとして音刺激なしの状態で見線を左右に極力素早く動かす“Quick”条件での計測も行った. なお、“Quick”条件では視線が中央を通過した時点から、次に中央を通過した時点までの時間を計測している. 図 5.4 に、3 名の被験者の結果を示す. 条件によって反応時間が変化しており、その順番は被験

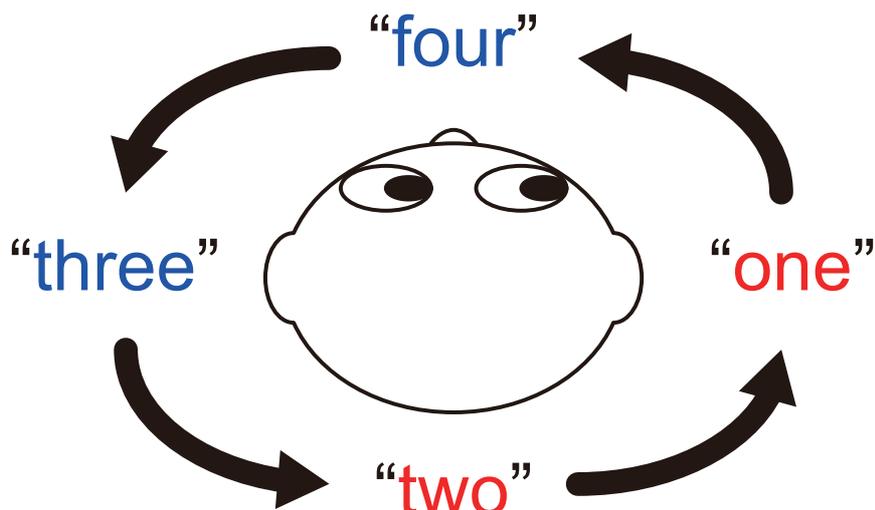


図 5.6: 位置が移動する複数の音源を用いた選択手法

装着したヘッドホンから4種類の音源が同時に聞こえる。図に示した瞬間、右ヘッドホンから“one”，左ヘッドホンから“three”が聞こえ，“two”と“four”は左右のヘッドホンから低音量で聞こえる。矢印に従って音源の位置は一定間隔で移動する。所望の音源の向きに視線を動かすことで、ユーザはそれを選択することができ、図では“one”が選択される。

者によらず同じであった。刺激を最も予測しやすい DFIF 条件での反応時間は 0.2 秒程度であり、最も予測しづらい DRIR 条件では 0.3~0.4 秒ほどであった。“Quick”条件の所要時間は約 0.5 秒となっており、音刺激ありの反応時間よりも長い。このことから、音刺激を与える場合には 0.5 秒以上の間隔を空ける必要があることがわかる。

次に、同時に提示された複数音源の中から、指示された音源を視線を用いて選択する実験を行った。音源として女性声による“one”と“two”，男性声による“three”と“four”の4種類（全ての音源の長さは0.4秒）を用意し、それらの音源を図5.6に示すように、ユーザ周囲の音空間上に配置した。図に示した瞬間、右ヘッドホンから“one”が、左ヘッドホンから“three”が聞こえ，“two”と“four”は左右のヘッドホンから低音量で聞こえる（なお、図では便宜上“four”が前，“two”が後ろにあるように記載しているが、本実験では厳密に音源位置を前後に設定しているわけではない）。全ての音源は同時に再生を開始するため、4種類の音が同時に聞こえる。0.5秒もしくは0.7秒ごとに音源の位置は図の矢印に従って移動する。ユーザにはあらかじめ特定の音源を指示しておき、指示された音源が左右の位置に来たときに、視線をその向きに向けるよう依頼した（図では“one”に視線が向いている）。図5.5の下図が、0.7秒ごとに音源位置が移動した時の例である。3回目の音刺激でユーザは正しく反応を開始しており、同時に4つの音刺激を提示しても、特定の音源の位置を素早く把握し、音刺激に合わせて視線を動かすことができていることがわかる。0.5秒ごとに移動した場合であっても、4回目の音刺激までに

正しく反応を開始できた割合は80%を超えていた。この結果は、位置が移動する複数の音源を用いた選択手法が有効であることを示唆する。

一回目の反応時ではなく、 $n$ 回以上連続して反応があったときに選択を実行するようにすれば、意図しない視線の動きによるミダタッチ問題を回避することもできる。また、所望の選択肢が含まれていない場合には、音刺激を無視すればよい（視線を動かさない、もしくは音源の移動と無関係に視線を動かす）。

ただし、本手法では音源の同定までに極端に時間がかかる場合や、音源位置を誤って定位してまう場合が散見されること、またタスク実行に集中力が必要なことが課題として挙げられる。

## 第6章

### 結論

本章では，本研究における到達点と残された課題，また本研究の意義と与え得る影響について述べ，本博士論文の結論とする．

#### 6.1 本研究における到達点と残された課題

将来の日常生活では，環境中に多数配置されたスマートデバイスがユーザを支援していくことで，利便性や快適性がより高まり，誰もがより高度なタスクを実行できるようになっていくだろう．ユーザがスマートデバイスとインタラクションするために，複数の入出力インタフェースが用意されており，状況に応じて適したものが選択される．このような想定の中では，環境中の様々なオブジェクトを素早く特定／選択可能で，ハンズフリーかつボイスフリーな入力を行うことができる視線入力インタフェースは，特に重要な入力インタフェースとなり得る．そして，進展する技術の恩恵を十分に享受するためには，いつでもどこでも視線入力インタフェースが利用できることが必要である．

そこで本研究では，複数ある視線計測手法の中から EOG 法に着目し，日常生活で利用可能な視線入力インタフェースの開発に取り組んだ．EOG 法は安価で簡便な手法であるため，すでに重度肢体不自由者向けの入力インタフェースとしての活用が試みられてきた．近年では，EOG 法の高速，低消費電力，ユーザの視界を妨げないなどの特徴から，健常者向けの入力インタフェースとして用いられることも増えてきたが，一般的であるとは言えない．その原因は，以下の2点にあると考えられた．

- 正確な視線角度を求めることが難しい
- 顔面に電極を貼付しなければならない

前者は視線入力インタフェースの代表的な応用例である注視対象物の特定を困難にし、後者は日常生活への導入を困難にする。従来、これらは解決すべき課題として認識されていたが、実用的な解決策は存在していなかった。もし、これらの課題を解決することができれば、他の視線計測手法にはない EOG 法の利点を活用し、日常生活に導入可能な視線入力インタフェースを実現することが可能となる。

本研究では前者の課題に対し、EOG の非線形性を利用した視線の絶対角度推定手法を提案した（第2章）。計測される EOG（の変化量）と視線角度（の変化量）はほぼ線形に見なせることが知られており、EOG 法を用いた視線入力インタフェースの多くで線型モデルが用いられてきた。しかし、厳密には両者の関係は非線形であり、EOG の変化量は視線角度の変化量だけでなく視線の絶対角度にも依存する。提案手法では、EOG を視線角度の非線形関数でモデル化しておき、サッケードが生じた時に得られる複数チャンネルの EOG の変化量からサッケード前後の視線絶対角度を推定する。実験の結果、 $4^\circ$  以下の誤差で視線の絶対角度を推定できることを示した。

これまで、視線計測手法として一般的な角膜反射法などの光学的手法では、視線の絶対角度を常に高精度に検出することができていた。それに対して EOG 法は、視線計測手法の1つとして考えられてきていたものの、視線の絶対角度を常に正しく推定することはできず、短時間での視線角度の変化量しか安定的に推定することはできなかった。EOG の非線形性を利用した本手法は、サッケード前後の EOG 変化量から直接視線の絶対角度を推定することができるため、時間と共に誤差が蓄積していく従来法の致命的な問題が発生しない。この結果、光学的な手法を用いる必要があった視線の絶対角度に基づく視線入力インタフェースを、EOG 法でも実現することができる、つまり光学的手法を EOG 法で置き換えることができるようになる。高速、安価、低消費電力という EOG 法の特徴を活かすことで、日常生活への導入を目的とした、常時 ON と小型化が両立した装着型視線計測デバイスを実現することができる。

また、後者の課題に対し、ヘッドホン／イヤホンを利用した視線計測手法を提案した（第3章）。ヘッドホン／イヤホンはすでに日常的な装着デバイスとして認知されており、ヘッドホン／イヤホンを用いて視線計測を行うことができれば、日常生活への導入障壁が大幅に低下する。EOG 法の原理上、電極を眼球近傍に貼付することが望ましいが、必ずしも必要なわけではない。まず、大型のオーバーヘッド型ヘッドホンの装着部位に配置した電極を用いて、EOG 法に基づく視線計測が可能であることを示した。次に、EOG 振幅の減少によるドリフトの相対的

な増大と電極配置の制限による水平／垂直成分の重畳の2つの課題が生じることを明らかにし、多数の EOG にカルマンフィルタを適用することの有効性を示した。さらに、オーバーヘッド型ヘッドホンとインイヤ型イヤホンへの実装を行いプロトタイプを製作した。

各種の光学的手法や従来の EOG 法では、顔に新たな視線計測デバイスを装着する必要があった。重度肢体不自由者や、常時ハンズフリーかつボイスフリーな入力が可能でなければならない人々などのように、新たに利用可能となる視線入力インタフェースの恩恵が、常時デバイスを装着する困難さを上回る場合には、そのような顔面を覆うデバイスでも受け入れられるだろう。しかし、顔は日常生活を営む上で重要な役割を担っており、新たなデバイスを常時顔に装着することは、多くのユーザにとって受け入れがたい。その上、視線入力インタフェース普及の初期段階では、それによる恩恵は限定的なものとなる。一部のユーザでしか利用されなければ、多種多様なアプリケーションが創出されることも期待できず、視線入力インタフェースが日常生活に導入されることもなくなる。それに対し、提案手法はすでに日常的に装着しているデバイスであるヘッドホンに視線計測機能を組み込むことに成功した。この装着型視線計測デバイスは、これまでのデバイスよりもはるかに多くの人々に受け入れられ、視線入力インタフェースの日常生活への導入および普及に貢献するはずである。

続く第4章では、導電性ゴムを用いたイヤチップ電極を含む、複数の電極プロトタイプを製作し、イヤホンを用いた視線ジェスチャ入力における実用的な電極構成について検討を行った。銀フィラーを含む導電性ゴムを電極に用いた場合、銀-塩化銀電極ほどの基線安定性は得られなかったが、視線ジェスチャを認識する際にはあまり問題とはならないこと、他の電極に比べてモーションアーチファクトが少なく、多くのユーザに適合することを明らかにした。EOG の計測性能だけでなく、コストや故障、経年劣化時の対応などの観点からも、銀フィラーを含む導電性ゴムを電極は実用的な電極であると考えられた。さらに、日常生活の中で生じるモーションアーチファクトの計測を行い、対処法の検討を行った。

第2章から第4章で新たな視線計測手法を提案し、EOG 法における2つの課題を試みた。これらの取り組みにより、日常生活に導入することを想定した常時 ON な装着型視線計測デバイスの実現に向け、大きく前進することができた。しかし、視線入力インタフェースが日常生活で利用されるようになるためには、計測手法の課題が解決されるだけでは不十分であり、視線入力インタフェースを用いることで実現されるアプリケーションが十分に有益であることを示す必要がある。第5章では、視線入力インタフェースおよびそれを利用したアプリケーション

を設計する際に熟慮が必要なミダタッチ問題について述べ、種々の回避手法を紹介した。また、従来手法をアプリケーションの視点から紹介するとともに、本研究で検討した3つのアプリケーションについて述べた。

日常生活で利用可能な視線入力インタフェースを実現するために行った本研究の取り組みを、視線計測デバイス（第3章，第4章），視線推定アルゴリズム（第2章，第3章），アプリケーション（第5章）の3つのレイヤーにまとめたものが図6.1である。本図が、本研究の成果である。

提案手法はEOG法における2つの重要な課題に対する現実的で実用的な解決手法を提供し、本研究が日常生活に導入可能な視線入力インタフェースの開発に貢献できたと確信している。しかし、実際に視線入力インタフェースを日常生活で利用するまでには、さらに多くの取り組みが必要である。それぞれの取り組みにおける解決すべき課題はすでに各章で述べた通りであるが、さらにそれぞれの取り組みを統合し、EOG法の課題を同時に解決しなければならない。具体的には、第2章で述べた視線の絶対角度推定手法は、EOG法における重要な課題の中の1つ“正確な視線角度を求めることが難しい”を解決するが、顔面に多数の電極を貼付しているために、もう一方の課題“顔面に電極を貼付しなければならない”をより顕在化させてしまっている。一方、第3章で述べたヘッドホン/イヤホン型視線計測手法は、“顔面に電極を貼付しなければならない”課題を解決するが、ドリフトの影響を強く受けるようになるため、“正確な視線角度を求めることが難しい”課題をより複雑化させてしまっている。また、第4章で述べた導電性ゴム電極は、利便性の高い電極を提供するが、適用例がイヤホン型計測デバイスに留まっており、アプリケーション設計の自由度が制限されてしまっている。それぞれの取り組みの中で得られた知見、個々の課題解決手法だけでなく、関連研究の成果も取り入れながら、日常生活で利用可能な視線入力インタフェースを実現するための複数の課題を同時に解決していかなければならない。

例えば、第2章の成果は、EOGの非線形性を利用することの有用性を示しており、第3章の推定手法に非線形性を組み入れることで精度向上が期待できる。第3章の推定手法は、多数のEOGを用いることでドリフトそのものを低減できるため、第4章のイヤホン型デバイスに組み入れることで、より安定した信号が得られる可能性がある。また、第4章の導電性ゴム電極を第3章のオーバーヘッド型ヘッドホンデバイスに組み込めば、実用性の向上に貢献するだろう。さらに、第2章の手法と第3章の手法を組み合わせれば、ドリフト課題をより強力に解決する

ことできるようになるだろう。

また、提案手法で得られた視線推定精度は、既存の光学式の視線計測手法で達成されている精度には及ばない。一般に、推定精度は高いことが望ましく、提案手法の精度を向上させていくことが必要である。しかし、視線を用いたアプリケーションへの応用を考えた場合、その目的は視線を用いることではなく、ユーザが所望の結果を素早く簡単に得られることである。そのため、視線計測結果だけでなく、カメラで取得するユーザ視点での画像や、各種センサで取得するユーザの頭部の位置や向きなどの情報もあわせて利用することが重要となる。そして、それら複数の情報を活用することで、アプリケーション全体としての精度を向上させることができる。例えば、ユーザが注視している対象物を特定するために、ユーザ視点の画像に視線計測結果を単純にマッピングするのではなく、取得した画像から対象物候補をあらかじめ抽出しておき、それらの候補の中から視線計測結果を用いて注視対象物を特定することもできる。前者であれば、視線推定精度がアプリケーションで実現できること（例えば、アイコンを選択する場合であれば、アイコンの大きさや配置密度）に直結するが、後者であれば、アプリケーションが直接的に要求する視線推定精度を満たしていない場合であっても、他の情報を用いて要求水準とのギャップを補間することができる。視線計測精度からアプリケーションを考えるだけでなく、アプリケーションと他に活用可能な情報から、要求される視線計測精度を明らかにし、その目標に向けて提案手法の精度を向上させていくことも重要である。

## 6.2 本研究の意義と与え得る影響

EOG 法における 2 つの課題，“正確な視線角度を求めることが難しい”，“顔面に電極を貼付しなければならない”は、従来認知されていた課題であったが、現実的な解決策は存在していなかった。これまで EOG 法があまり注目されず、その利用場面も肢体不自由者用入力インタフェースなどに限定的であったのは、EOG 法がそれらの課題を抱えていたことが大きな要因であると考えられる。しかし EOG 法は安価で高速、低消費電力、さらにユーザの視野を妨げないという、常時 ON な装着型視線計測デバイスに適した手法であり、日常生活での利用を想定した視線入力インタフェースとしてふさわしいと考えられる。そこで、本研究では両課題に対してそれぞれ実用的な解決策を提案し、その有効性を示した。今後さらに取り組むべき課題は残されているが、目的とした日常生活で利用できる視線入力インタフェースの実現に向けて前進することができた。

本研究の意義は、まず第一に、視線入力インタフェースを日常生活に導入することを目指し、それに適合する装着型視線計測デバイスの開発を行ったことである。具体的には、常時 ON、つまり長時間連続的に視線を計測でき、すでに日常的に装着しているデバイスを用いて顔面を覆うことなく視線計測が可能な計測デバイスを具体化することに成功した。視線入力インタフェースの導入障壁を低く抑えることで、早期普及や利用促進のほか、多彩なアプリケーションの登場が期待される。第二の意義は、視線計測手法の検討を行う際に、EOG 法を他の手法と比較できるレベルに昇華させたことにあり、具体的には、EOG 法を用いて他の手法では当然であった視線の絶対角度を、経過時間によらずに推定できるようになったことである。角膜反射法、強膜トラッカー法、EOG 法など多種の視線計測手法において、全ての点で優れている手法は存在しない。現実的に選択可能で異なる特徴を持つ計測手法が複数存在していることが、アプリケーションの特性に応じた適切な手法の採用を可能にし、最終的にはアプリケーション設計の自由度の向上、視線入力インタフェースの早期実用化と普及に貢献する。その影響は視線入力インタフェースだけでなく、視線を用いた行動認識、コミュニケーション支援、心理状態の把握、認知処理過程の解明など、様々な領域に広がっていく可能性を秘めている。

また、本研究の成果は EOG 法だけでなく、脳波や筋電信号などの他の生体信号計測分野にも影響を与えることが期待される。例えば、第2章や第3章で示した、多数の観測値から真値を推定する手法は、脳波や筋電信号などの生体信号におけるノイズ除去に応用できる可能性があり、第4章の導電性ゴム電極も、EOG 以外の生体信号計測に適用することが可能である。

### アプリケーション



図 5.2  
注視による QR コード読取



図 5.3  
視線ジェスチャによる音楽操作

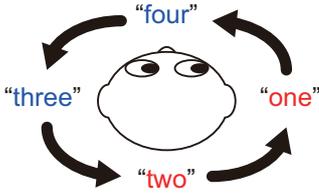


図 5.6  
回転音源を用いた選択

### 視線推定アルゴリズム

$$p(\theta) \approx \sum_{j=1}^N a_j \theta^j \quad (2.16)$$

$$F_n(\theta_{n+1}, \theta_n) = \sum_{i=1}^M w_i^2 \{ \Delta \overline{EOG}_{i,n} - (p_i(\theta_{n+1}) - p_i(\theta_n)) \}^2 \quad (2.19)$$

$$\sum_{n=1-N}^0 F_n(\theta_{n+1}, \theta_n) \rightarrow \min \quad (2.20)$$

$$\Delta \overline{EOG}(t) = Z \cdot \Delta x(t) + \Delta e(t) \quad (3.4)$$

$$\Delta x(t+1) = F \cdot \Delta x(t) + w(t) \quad (3.5)$$

$$\hat{x}(t) = \sum \Delta \hat{x}(t) + x_0 \quad (3.6)$$

非線形性を利用した視線絶対角度推定      多数の EOG を用いたドリフトの抑制

### 視線計測デバイス



図 3.11  
ヘッドホン型デバイス



図 4.1  
イヤホン型デバイス

図 6.1: 本研究の成果

視線入力インタフェースの実現に向けた3つのレイヤにおける成果。視線計測デバイスレイヤでは、EOG法における“顔面に電極を貼付しなければならない”課題をヘッドホン/イヤホン型デバイスを用いることで解決した。さらに導電性ゴムによるイヤータップ電極をイヤホン型デバイスに適用することで、モーションアーチファクトに頑強なEOG計測を実現した。視線推定アルゴリズムのレイヤでは、サッケードを用いた自動オフセットキャリブレーションに適用可能な、EOGの非線形性を利用した視線の絶対角度推定手法を提案した。また、多数のEOGを用いることでドリフトを抑制する手法の有効性を確認した。これらの手法により、“正確な視線角度を求めることが難しい”課題を解決することができる。アプリケーションレイヤでは、2つのアプリケーションの実装と1つのアプリケーションの基礎検討を行った。視線入力インタフェースを用いることで、実世界にあるオブジェクトを素早く特定することができ、極めて小さな動作（視線ジェスチャ）を用いたハンズフリーかつボイスフリー入力を実現することができる。

## 参考文献

- [1] H. Manabe, M. Fukumoto, and T. Yagi, “Direct gaze estimation based on nonlinearity of EOG,” *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, 2015. [DOI] 10.1109/TBME.2015.2394409 (©2015 IEEE. Reprinted, with permission, from H. Manabe, M. Fukumoto, and T. Yagi, “Direct Gaze Estimation Based on Nonlinearity of EOG,” *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, 2015.)
- [2] 真鍋 宏幸 and 福本 雅朗, “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,” *情報処理学会論文誌*, vol. 52, no. 4, pp. 1515–1526, 2011.
- [3] H. Manabe, M. Fukumoto, and T. Yagi, “Conductive rubber electrodes for earphone-based eye gesture input interface,” *Personal and Ubiquitous Computing*, vol. 19, no. 1, pp. 143–154, 2015. [DOI] 10.1007/s00779-014-0818-8 (With kind permission of Springer Science+Business Media)
- [4] H. Manabe and T. Yagi, “EOG-based eye gesture input with audio staging,” in *Proc. Symp. Eye Tracking Research & Applications (ETRA '14)*, 2014, pp. 381–382.
- [5] 黒川 隆夫, *ノンバーバルインタフェース*, 原島 博, Ed. 電子情報通信学会, 1994.
- [6] M. Weiser, “The computer for the 21st century,” *Scientific american*, vol. 265, no. 3, pp. 94–104, 1991.
- [7] 暦本 純一, “実世界指向インタフェース: 実空間に拡張された直接操作環境,” *情報処理*, vol. 43, no. 3, pp. 217–221, 2002.
- [8] H. Ishii and B. Ullmer, “Tangible bits: Towards seamless interfaces between people, bits and atoms,” in *Proc. Conf. Human Factors in Computing Systems (CHI '97)*, 1997, pp. 234–241.

- [9] R. Azuma, Y. Baillet, R. Behringer, S. Feiner, S. Julier, and B. MacIntyre, “Recent advances in augmented reality,” *IEEE Computer Graphics and Applications*, vol. 21, no. 6, pp. 34–47, 2001.
- [10] R. Xiao, C. Harrison, and S. E. Hudson, “WorldKit: Rapid and easy creation of ad-hoc interactive applications on everyday surfaces,” in *Proc. Conf. Human Factors in Computing Systems (CHI '13)*, 2013, pp. 879–888.
- [11] B. Jones, R. Sodhi, M. Murdock, R. Mehra, H. Benko, A. Wilson, E. Ofek, B. MacIntyre, N. Raghuvanshi, and L. Shapira, “RoomAlive: Magical experiences enabled by scalable, adaptive projector-camera units,” in *Proc. Symp. User Interface Software and Technology (UIST '14)*, 2014, pp. 637–644.
- [12] H. Kato and M. Billinghurst, “Marker tracking and HMD calibration for a video-based augmented reality conferencing system,” in *Proc. IEEE/ACM Workshop Augmented Reality (IWAR '99)*, 1999, pp. 85–94.
- [13] H. Manabe, W. Yamada, and H. Inamura, “Tag system with low-powered tag and depth sensing camera,” in *Proc. Symp. User Interface Software and Technology (UIST '14)*, 2014, pp. 373–382.
- [14] Y. Genc, S. Riedel, F. Souvannavong, C. Akinlar, and N. Navab, “Marker-less tracking for AR: A learning-based approach,” in *Proc. Symp. Mixed and Augmented Reality (ISMAR '02)*, 2002, pp. 295–304.
- [15] 宇佐美 光雄 and 井村 亮, “ミューチップ : ユビキタスネットワークの世界を広げる砂粒チップ (いかにして無線タグ用超小型 ic チップは生まれたか),” *電子情報通信学会誌*, vol. 87, no. 1, pp. 4–9, 2004.
- [16] L. Atzori, A. Iera, and G. Morabito, “The internet of things: A survey,” *Computer Networks*, vol. 54, no. 15, pp. 2787 – 2805, 2010.
- [17] T. Starner, S. Mann, B. Rhodes, J. Levine, J. Healey, D. Kirsch, R. W. Picard, and A. Pentland, “Augmented reality through wearable computing,” *Presence*, vol. 6, no. 4, pp. 386–398, 1997.

- [18] M. Fukumoto and Y. Tonomura, ““Body coupled fingerring”: Wireless wearable keyboard,” in *Proc. Conf. Human Factors in Computing Systems (CHI '97)*, 1997, pp. 147–154.
- [19] 塚田浩二 and 安村通晃, “Ubi-finger: モバイル指向ジェスチャ入力デバイスの研究,” *情報処理学会論文誌*, vol. 43, no. 12, pp. 3675–3684, 2002.
- [20] C. Harrison, D. Tan, and D. Morris, “Skinput: Appropriating the body as an input surface,” in *Proc. Conf. Human Factors in Computing Systems (CHI '10)*, 2010, pp. 453–462.
- [21] 山田 奨治, “脳波キーボードの入力速度向上手法と評価,” *電子情報通信学会論文誌 A*, vol. 79, no. 2, pp. 329–336, 1996.
- [22] 平岩 明, 内田 典佳, 下原 勝憲, and 曾根原 登, “筋電操作ハンドの制御のための皮膚表面筋電信号のニューラルネットによる認識,” *計測自動制御学会論文集*, vol. 30, no. 2, pp. 216–224, 1994.
- [23] J. Wilson, B. Walker, J. Lindsay, C. Cambias, and F. Dellaert, “SWAN: System for wearable audio navigation,” in *Proc. IEEE Symp. Wearable Computers (ISWC '07)*, 2007, pp. 91–98.
- [24] N. Gershenfeld, *Fab: the coming revolution on your desktop—from personal computers to personal fabrication*. Basic Books, 2008.
- [25] C. Mota, “The rise of personal fabrication,” in *Proc. Conf. Creativity and Cognition (C&C '11)*, 2011, pp. 279–288.
- [26] G. Stemp-Morlock, “Personal fabrication,” *Communications of the ACM*, vol. 53, no. 10, pp. 14–15, 2010.
- [27] Y. Kawahara, S. Hodges, B. S. Cook, C. Zhang, and G. D. Abowd, “Instant inkjet circuits: Lab-based inkjet printing to support rapid prototyping of ubicomp devices,” in *Proc. Conf. Ubiquitous Computing (UbiComp '13)*, 2013, pp. 363–372.

- [28] K. Willis, E. Brockmeyer, S. Hudson, and I. Poupyrev, “Printed optics: 3D printing of embedded optical elements for interactive devices,” in *Proc. Symp. User Interface Software and Technology (UIST '12)*, 2012, pp. 589–598.
- [29] S. Olberding, M. Wessely, and J. Steimle, “PrintScreen: Fabricating highly customizable thin-film touch-displays,” in *Proc. Symp. User Interface Software and Technology (UIST '14)*, 2014, pp. 281–290.
- [30] 荻阪 良二, 中溝 幸夫, and 古賀 一男, Eds., **眼球運動の実験心理学**. 名古屋大学出版会, 1993.
- [31] 淀川 英司, 中根 一成, and 東倉 洋一, **視聴覚の認知科学**. 電子情報通信学会, 1998.
- [32] 大野 健彦, “視線から何がわかるか -視線測定に基づく高次認知処理の解明,” **認知科学**, vol. 9, no. 4, pp. 565–576, 2002.
- [33] 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.
- [34] K. Rayner, “Eye movements in reading and information processing: 20 years of research,” *Psychological bulletin*, vol. 124, no. 3, pp. 372–422, 1998.
- [35] 福島 邦彦, 大串 健吾, and 斎藤 秀昭, **視聴覚情報処理**. 森北出版, 2001.
- [36] 水科 晴樹, 内川 恵二, and 横井 健司, “サッカー時の刺激変位知覚における刺激サイズの影響,” **日本視覚学会誌 *Vision***, vol. 15, no. 2, pp. 69–77, 2003.
- [37] R. Carpenter, “Frontal cortex: Choosing where to look,” *Current Biology*, vol. 4, no. 4, pp. 341 – 343, 1994.
- [38] S. Hutton, “Cognitive control of saccadic eye movements,” *Brain and Cognition*, vol. 68, no. 3, pp. 327 – 340, 2008.
- [39] S. P. Liversedge and J. M. Findlay, “Saccadic eye movements and cognition,” *Trends in Cognitive Sciences*, vol. 4, no. 1, pp. 6 – 14, 2000.
- [40] J. M. Henderson, “Human gaze control during real-world scene perception,” *Trends in Cognitive Sciences*, vol. 7, no. 11, pp. 498 – 504, 2003.

- [41] G. Underwood, Ed., *Eye Guidance in Reading and Scene Perception*. Elsevier Science, 1998.
- [42] F. Vitu, G. W. McConkie, P. Kerr, and J. O'Regan, "Fixation location effects on fixation durations during reading: an inverted optimal viewing position effect," *Vision Research*, vol. 41, no. 25-26, pp. 3513 – 3533, 2001.
- [43] E. D. Reichle, A. Pollatsek, D. L. Fisher, and K. Rayner, "Toward a model of eye movement control in reading." *Psychological review*, vol. 105, no. 1, p. 125, 1998.
- [44] D. Noton and L. Stark, "Scanpaths in eye movements during pattern perception," *Science*, vol. 171, no. 3968, pp. 308–311, 1971.
- [45] C. Privitera and L. Stark, "Algorithms for defining visual regions-of-interest: Comparison with eye fixations," *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 22, no. 9, pp. 970–982, 2000.
- [46] 畑 元, 小池 英樹, and 佐藤 洋一, "解像度制御を用いた視線誘導," in *インタラクション 2014 予稿集*, 2014, pp. 57–64.
- [47] 上村 卓也, "自発眼振検査について," *耳鼻と臨床*, vol. 8, no. 4, pp. 253–261, 1962.
- [48] A. Navab, K. Gillespie-Lynch, S. P. Johnson, M. Sigman, and T. Hutman, "Eye-tracking as a measure of responsiveness to joint attention in infants at risk for autism," *Infancy*, vol. 17, no. 4, pp. 416–431, 2012.
- [49] R. Vertegaal, R. Slagter, G. van der Veer, and A. Nijholt, "Eye gaze patterns in conversations: There is more to conversational agents than meets the eyes," in *Proc. Conf. Human Factors in Computing Systems (CHI '01)*, 2001, pp. 301–308.
- [50] K. Jokinen, M. Nishida, and S. Yamamoto, "Eye-gaze experiments for conversation monitoring," in *Proc. Universal Communication Symp. (IUCS '09)*, 2009, pp. 303–308.
- [51] A. Jones, M. Lang, G. Fyffe, X. Yu, J. Busch, I. McDowall, M. Bolas, and P. Debevec, "Achieving eye contact in a one-to-many 3D video teleconferencing system," *ACM Trans. Graphics*, vol. 28, no. 3, pp. 64:1–64:8, 2009.

- [52] J. H. Goldberg, M. J. Stimson, M. Lewenstein, N. Scott, and A. M. Wichansky, “Eye tracking in web search tasks: Design implications,” in *Proc. Symp. Eye Tracking Research & Applications (ETRA '02)*, 2002, pp. 51–58.
- [53] S. Berger, U. Wagner, and C. Schwand, “Assessing advertising effectiveness: The potential of goal-directed behavior,” *Psychology and Marketing*, vol. 29, no. 6, pp. 411–421, 2012.
- [54] T. Ito, H. Matsubara, and R. Grimbergen, “Chunking in shogi: New findings,” in *Proc. Conf. Advances in Computer Games (ACG '05)*, 2006, pp. 140–154.
- [55] T. Ohno and H. Ogasawara, “Information acquisition model of highly interactive tasks,” in *Proc. Conf. Cognitive Science (ICCS/JCSS '99)*, vol. 99, 1999, pp. 288–293.
- [56] P. Kasarskis, J. Stehwien, J. Hickox, A. Aretz, and C. Wickens, “Comparison of expert and novice scan behaviors during VFR flight,” in *Proc. Symp. Aviation Psychology (ISAP '01)*, 2001.
- [57] M. F. Land and P. McLeod, “From eye movements to actions: How batsmen hit the ball,” *Nature neuroscience*, vol. 3, no. 12, pp. 1340–1345, 2000.
- [58] P. Chapman, G. Underwood, and K. Roberts, “Visual search patterns in trained and untrained novice drivers,” *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, vol. 5, no. 2, pp. 157 – 167, 2002.
- [59] W. B. Horng, C. Y. Chen, Y. Chang, and C. H. Fan, “Driver fatigue detection based on eye tracking and dynamk, template matching,” in *Proc. IEEE Conf. Networking, Sensing & Control (ICNSC '04)*, vol. 1, 2004, pp. 7–12.
- [60] 鈴木 利友, 岡崎 甚幸, and 徳永 貴士, “地下鉄駅舎における探索歩行時の注視に関する研究,” *日本建築学会計画系論文集*, no. 543, pp. 163–170, 2001.
- [61] A. Bulling, D. Roggen, and G. Tröster, “It’s in your eyes: Towards context-awareness and mobile HCI using wearable EOG goggles,” in *Proc. Conf. Ubiquitous Computing (UbiComp '08)*, 2008, pp. 84–93.

- [62] B. Estrany, P. Fuster, A. Garcia, and Y. Luo, “Human computer interface by EOG tracking,” in *Proc. Conf. Pervasive Technologies Related to Assistive Environments (PETRA '08)*, 2008, pp. 96:1–96:9.
- [63] H. Manabe and M. Fukumoto, “Full-time wearable headphone-type gaze detector,” in *Extended Abstracts Conf. Human Factors in Computing Systems (CHI '06)*, 2006, pp. 1073–1078.
- [64] A. Bulling, J. Ward, H. Gellersen, and G. Tröster, “Eye movement analysis for activity recognition using electrooculography,” *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 33, no. 4, pp. 741–753, 2011.
- [65] L. E. Sibert and R. J. K. Jacob, “Evaluation of eye gaze interaction,” in *Proc. Conf. Human Factors in Computing Systems (CHI '00)*, 2000, pp. 281–288.
- [66] *EOS5QD 使用説明書*, キヤノン, 1992.
- [67] T. Ohno, N. Mukawa, and A. Yoshikawa, “FreeGaze: A gaze tracking system for everyday gaze interaction,” in *Proc. Symp. Eye Tracking Research & Applications (ETRA '02)*, 2002, pp. 125–132.
- [68] 下田 宏, 二階堂 義明, 梅田 直樹, 林 直樹, and 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.
- [69] 松本 吉央, 怡土 順一, 竹村 憲太郎, and 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. 15, pp. 10–21, 2006.
- [70] T. Ohno, “One-point calibration gaze tracking method,” in *Proc. Symp. Eye Tracking Research & Applications (ETRA '06)*, 2006, pp. 34–34.
- [71] T. Nagamatsu, J. Kamahara, and N. Tanaka, “Calibration-free gaze tracking using a binocular 3D eye model,” in *Extended Abstracts Conf. Human Factors in Computing Systems (CHI '09)*, 2009, pp. 3613–3618.

- [72] M. Vidal, A. Bulling, and H. Gellersen, “Pursuits: Spontaneous interaction with displays based on smooth pursuit eye movement and moving targets,” in *Proc. Conf. Ubiquitous Computing (UbiComp '13)*, 2013, pp. 439–448.
- [73] M. Ozawa, K. Sampei, C. Cortes, M. Ogawa, A. Oikawa, and N. Miki, “Wearable line-of-sight detection system using micro-fabricated transparent optical sensors on eyeglasses,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 205, no. 1, pp. 208 – 214, 2014.
- [74] C. Holland and O. Komogortsev, “Eye tracking on unmodified common tablets: Challenges and solutions,” in *Proc. Symp. Eye Tracking Research & Applications (ETRA '12)*, 2012, pp. 277–280.
- [75] Y. Ishiguro and J. Rekimoto, “GazeCloud: A thumbnail extraction method using gaze log data for video life-log,” in *Proc. Symp. Wearable Computers (ISWC '12)*, 2012, pp. 72–75.
- [76] 大賀 真理子, 田村 修, 石本 寛子, and 浅井 香, “視線の方向による眼振の変化の解析,” in *日本眼科紀要*, vol. 32, no. 6, 1981.
- [77] M. Marmor, M. Brigell, D. McCulloch, C. Westall, and M. Bach, “ISCEV standard for clinical electro-oculography (2010 update),” *Documenta Ophthalmologica*, vol. 122, pp. 1–7, 2011.
- [78] 伊月 宣之, 久保 賢倫, 白石 学, 西川ヨシー (ヨシは“緯”の糸偏を示偏に変えた字) , and 三村 康男, “眼球常存電位解析のための眼球の電池モデル,” *日本眼科学会雑誌*, vol. 99, no. 9, pp. 1012–1016, 1995.
- [79] V. Häkkinen, K. Hirvonen, J. Hasan, M. Kataja, A. Värri, P. Loula, and H. Eskola, “The effect of small differences in electrode position on EOG signals: Application to vigilance studies,” *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 86, pp. 294–300, 1993.
- [80] P. Berg and M. Scherg, “Dipole models of eye movements and blinks,” *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 79, pp. 36–44, 1991.

- [81] F. Simini, A. Touya, A. Senatore, and J. Pereira, “Gaze tracker by electrooculography (EOG) on a head-band,” in *Proc. 10th International Workshop on Biomedical Engineering (IWBE '11)*, 2011, pp. 1–4.
- [82] N. Itsuki, M. Yamada, M. Kubo, and K. Shinomiya, “Improved method for measuring electrooculogram and its evaluation,” in *Proc. IEEE Conf. Control, Automation, Robotics and Vision (ICARCV '04)*, 2004, pp. 947–952.
- [83] D. Kumar and E. Poole, “Classification of EOG for human computer interface,” in *Proc. Joint EMBS-BMES Conf.*, vol. 1, 2002, pp. 64–67.
- [84] 安藤 英由樹, 渡邊 淳司, 雨宮 智浩, and 前田 太郎, “ウェアラブル・サックード検出を利用した選択的視覚情報提示の研究,” *日本バーチャルリアリティ学会論文誌*, vol. 10, no. 4, pp. 505–512, 2005.
- [85] K. Yamagishi, J. Hori, and M. Miyakawa, “Development of EOG-based communication system controlled by eight-directional eye movements,” in *Proc. IEEE Conf. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC '06)*, 2006, pp. 2574–2577.
- [86] N. Itakura and K. Sakamoto, “A new method for calculating eye movement displacement from AC coupled electro-oculographic signals in head mounted eye-gaze input interfaces,” *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 5, no. 2, pp. 142–146, 2010.
- [87] 久野 悦章, 八木 透, 藤井 一幸, 古賀 一男, and 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, 1998.
- [88] D. W. Patmore and R. B. Knapp, “Towards an EOG-based eye tracker for computer control,” in *Proc. Conf. Assistive Technologies (ASSETS '98)*, 1998, pp. 197–203.
- [89] R. Croft and R. Barry, “Removal of ocular artifact from the EEG: a review,” *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, vol. 30, no. 1, pp. 5 – 19, 2000.
- [90] R. N. Vigário, “Extraction of ocular artefacts from EEG using independent component analysis,” *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 103, no. 3, pp. 395 – 404, 1997.

- [91] C. A. Joyce, I. F. Gorodnitsky, and M. Kutas, “Automatic removal of eye movement and blink artifacts from EEG data using blind component separation,” *Psychophysiology*, vol. 41, no. 2, pp. 313–325, 2004.
- [92] A. Schlögl, C. Keinrath, D. Zimmermann, R. Scherer, R. Leeb, and G. Pfurtscheller, “A fully automated correction method of EOG artifacts in EEG recordings,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 118, no. 1, pp. 98 – 104, 2007.
- [93] D. Moretti, F. Babiloni, F. Carducci, F. Cincotti, E. Remondini, P. Rossini, S. Salinari, and C. Babiloni, “Computerized processing of EEG-EOG-EMG artifacts for multi-centric studies in EEG oscillations and event-related potentials,” *International Journal of Psychophysiology*, vol. 47, no. 3, pp. 199 – 216, 2003.
- [94] G. L. Wallstrom, R. E. Kass, A. Miller, J. F. Cohn, and N. A. Fox, “Automatic correction of ocular artifacts in the EEG: a comparison of regression-based and component-based methods,” *International Journal of Psychophysiology*, vol. 53, no. 2, pp. 105 – 119, 2004.
- [95] T.-P. Jung, S. Makeig, C. Humphries, T.-W. Lee., M. J. McKeown, V. Iragui, and T. J. Sejnowski, “Removing electroencephalographic artifacts by blind source separation,” *Psychophysiology*, vol. 37, pp. 163–178, 3 2000.
- [96] J. Kelly, D. Siewiorek, A. Smailagic, J. Collinger, D. Weber, and W. Wang, “Fully automated reduction of ocular artifacts in high-dimensional neural data,” *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol. 58, no. 3, pp. 598–606, 2011.
- [97] J. Kierkels, G. van Boxtel, and L. Vogten, “A model-based objective evaluation of eye movement correction in EEG recordings,” *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol. 53, no. 2, pp. 246–253, 2006.
- [98] E. McAdams, “Biomedical electrodes for biopotential monitoring and electrostimulation,” in *Bio-Medical CMOS ICs*, ser. Integrated Circuits and Systems, H.-J. Yoo and C. Hoof, Eds. Springer US, 2011, pp. 31–124.

- [99] D. D. Salvucci and J. H. Goldberg, “Identifying fixations and saccades in eye-tracking protocols,” in *Proc. Symp. Eye Tracking Research & Applications (ETRA '00)*, 2000, pp. 71–78.
- [100] J. Rapela, T.-Y. Lin, M. Westerfield, T.-P. Jung, and J. Townsend, “Assisting autistic children with wireless EOG technology,” in *Proc. IEEE Conf. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC '12)*, 2012, pp. 3504–3506.
- [101] J. Hori, K. Sakano, and Y. Saitoh, “Development of communication supporting device controlled by eye movements and voluntary eye blink,” in *Proc. IEEE Conf. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC '04)*, vol. 2, 2004, pp. 4302–4305.
- [102] C.-H. Law, M. Leung, Y. Xu, and S. Tso, “A cap as interface for wheelchair control,” in *Proc. IEEE/RSJ Conf. Intelligent Robots and Systems*, vol. 2, 2002, pp. 1439–1444.
- [103] C. K. ho and M. Sasaki, “Brain-wave bio potentials based mobile robot control: Wavelet-neural network pattern recognition approach,” in *Proc. IEEE Conf. Systems, Man, and Cybernetics (SMC '01)*, vol. 1, 2001, pp. 322–328.
- [104] 西田 裕明, 野口 佳裕, 小松 崎篤, and 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,” in *日本耳鼻咽喉科学会会報*, vol. 97, no. 9, 1994, pp. 1613–1620.
- [105] 片山 徹, *新版応用カルマンフィルタ*. 朝倉書店, 2000.
- [106] P. Bonnet, V. Buzenac, P. Baylou, M. Najim, and J. Paty, “EOG segmentation using kaiman and hysteresis filters,” in *Proc. IEEE Conf. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC '92)*, vol. 6, 1992, pp. 2570–2571.
- [107] M.-Z. Poh, K. Kim, A. Goessling, N. Swenson, and R. Picard, “Heartphones: Sensor earphones and mobile application for non-obtrusive health monitoring,” in *Proc. IEEE Symp. Wearable Computers (ISWC '09)*, 2009, pp. 153–154.
- [108] V. Buil, G. Hollemans, and S. van de Wijdeven, “Headphones with touch control,” in *Proc. Conf. Human Computer Interaction with Mobile Devices & Services (MobileHCI '05)*, 2005, pp. 377–378.

- [109] S. Brewster, J. Lumsden, M. Bell, M. Hall, and S. Tasker, “Multimodal ‘eyes-free’ interaction techniques for wearable devices,” in *Proc. Conf. Human Factors in Computing Systems (CHI '03)*, 2003, pp. 473–480.
- [110] 谷口 和弘, 西川 敦, 小林 英津子, 宮崎 文夫, and 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装用型入力装置,” in *インタラクション 2010 予稿集*, 2010, pp. 243–246.
- [111] K. Matsumura, D. Sakamoto, M. Inami, and T. Igarashi, “Universal earphones: Earphones with automatic side and shared use detection,” in *Proc. Conf. Intelligent User Interfaces (IUI '12)*, 2012, pp. 305–306.
- [112] H. Manabe and M. Fukumoto, “Tap control for headphones without sensors,” in *Proc. Symp. User Interface Software and Technology (UIST '11)*, 2011, pp. 309–314.
- [113] A. Sano, T. Tomita, and H. Oba, “Applications using earphone with biosignal sensors,” in *ヒューマンインタフェース学会研究報告集*, vol. 12, no. 6, 2010, pp. 1–6.
- [114] K. H. Pun and Y. Moon, “Recent advances in ear biometrics,” in *Proc. IEEE Conf. Automatic Face and Gesture Recognition (FG '04)*, 2004, pp. 164–169.
- [115] J. Ottenbacher, S. Romer, C. Kunze, U. Grossmann, and W. Stork, “Integration of a Bluetooth based ECG system into clothing,” in *Proc. IEEE Symp. Wearable Computers (ISWC '04)*, vol. 1, 2004, pp. 186–187.
- [116] M. Peltokangas, J. Verho, and A. Vehkaoja, “Night-time EKG and HRV monitoring with bed sheet integrated textile electrodes,” *IEEE Trans. Information Technology in Biomedicine*, vol. 16, no. 5, pp. 935–942, 2012.
- [117] A. Vehkaoja, J. A. Verho, M. Puurtinen, N. Nojd, J. O. Lekkala, and J. Hyttinen, “Wireless head cap for EOG and facial EMG measurements,” in *Proc. IEEE Conf. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC '05)*, 2005, pp. 5865–5868.

- [118] J. Muhlsteff and O. Such, “Dry electrodes for monitoring of vital signs in functional textiles,” in *Proc. IEEE Conf. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC '04)*, 2004, pp. 2212–2215.
- [119] C. Y. Ryu, S. H. Nam, and S. Kim, “Conductive rubber electrode for wearable health monitoring,” in *Proc. IEEE Conf. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC '05)*, 2005, pp. 3479–3481.
- [120] F. Jenkner, “A new electrode material for multipurpose bio-medical application,” *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 23, no. 6, pp. 570–571, 1967.
- [121] M. Trikha, A. Bhandari, and T. Gandhi, “Automatic electrooculogram classification for microcontroller based interface design,” in *Proc. IEEE Systems and Information Engineering Design Symp. (SIEDS '07)*, 2007, pp. 1–6.
- [122] A. Searle and L. Kirkup, “A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes,” *Physiological Measurement*, vol. 21, no. 2, p. 271, 2000.
- [123] G. Gargiulo, P. Bifulco, R. Calvo, M. Cesarelli, C. Jin, and A. van Schaik, “A mobile EEG system with dry electrodes,” in *Proc. IEEE Biomedical Circuit and Systems Conf. (BioCAS '08)*, 2008, pp. 273–276.
- [124] 坂本 和崇 and 板倉 直明, “交流眼電図式眼球斜め方向移動を用いた多選択型視線入力インタフェース,” *電子情報通信学会論文誌 D*, vol. 92, no. 2, pp. 189–198, 2009.
- [125] 加納 慎一郎, 二見 亮弘, 吉信 達夫, and 星宮 望, “交流眼電図を用いた視点移動によるメニュー選択法,” *電気学会論文誌 C*, vol. 129, no. 10, pp. 1822–1827, 2009.
- [126] A. Rouck and D. Kayembe, “A clinical procedure for the simultaneous recording of fast and slow EOG oscillations,” *International Ophthalmology*, vol. 3, no. 3, pp. 179–189, 1981.
- [127] K. Sparks and A. Rood, “Comparison of ECG signal quality between a novel dry electrode and a standard gel electrode,” in *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 38, 2006, S5.

- [128] D. Mardanbegi, D. W. Hansen, and T. Pederson, “Eye-based head gestures,” in *Proc. Symp. Eye Tracking Research & Applications (ETRA '12)*, 2012, pp. 139–146.
- [129] O. Amft, M. Stäger, P. Lukowicz, and G. Tröster, “Analysis of chewing sounds for dietary monitoring,” in *Proc. Conf. Ubiquitous Computing (UbiComp '05)*, 2005, pp. 56–72.
- [130] H. Drewes and A. Schmidt, “Interacting with the computer using gaze gestures,” in *Proc. Human-Computer Interaction (INTERACT '07)*, 2007, pp. 475–488.
- [131] R. J. K. Jacob, “What you look at is what you get: Eye movement-based interaction techniques,” in *Proc. Conf. Human Factors in Computing Systems (CHI '90)*, 1990, pp. 11–18.
- [132] K. S. Park and K. T. Lee, “Eye-controlled human/computer interface using the line-of-sight and the intentional blink,” *Computers & Industrial Engineering*, vol. 30, no. 3, pp. 463 – 473, 1996.
- [133] 工藤 慎也, 岡部 浩之, 蜂須 拓, 佐藤 未知, 福嶋 政期, and 梶本 裕之, “開散性眼球運動による奥行き方向への視線入力手法,” in *情報処理学会研究報告 HCI*, vol. 151, no. 6, 2013, pp. 1–4.
- [134] S. Zhai, C. Morimoto, and S. Ihde, “Manual and gaze input cascaded (MAGIC) pointing,” in *Proc. Conf. Human Factors in Computing Systems (CHI '99)*, 1999, pp. 246–253.
- [135] K. Pfeuffer, J. Alexander, M. K. Chong, and H. Gellersen, “Gaze-touch: Combining gaze with multi-touch for interaction on the same surface,” in *Proc. Symp. User Interface Software and Technology (UIST '14)*, 2014, pp. 509–518.
- [136] 大野 健彦, “視線インタフェースにおける選択過程と取得過程の識別,” in *インタラクティブシステムとソフトウェアに関するワークショップ予稿集 (WISS '97)*, 1997, pp. 65–70.
- [137] 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.

- [138] P. Isokoski, “Text input methods for eye trackers using off-screen targets,” in *Proc. Symp. Eye Tracking Research & Applications (ETRA '00)*, 2000, pp. 15–21.
- [139] J. LaCourse and J. Hludik, F.C., “An eye movement communication-control system for the disabled,” *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol. 37, no. 12, pp. 1215–1220, 1990.
- [140] D. R. Asche, A. M. Cook, and V. N. H. W., “A three-electrode EOG for use as a communication interface for the non-vocal, physically handicapped,” in *Proc. Annu. Conf. Engineering in Medicine and Biology*, vol. 18, 1976, p. 2.
- [141] Y. Tomita, Y. Igarashi, S. Honda, and N. Matsuo, “Electro-oculography mouse for amyotrophic lateral sclerosis patients,” in *Proc. IEEE Conf. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC '96)*, vol. 5, 1996, pp. 1780–1781.
- [142] J. Gips, C. P. Olivieri, and J. J. Tecce, “Direct control of the computer through electrodes placed around the eyes,” in *Human-Computer Interaction: Applications and Case Studies*, 1993, pp. 630–635.
- [143] 伊藤 和幸, 数藤 康雄, and 伊福部 達, “重度肢体不自由者向けの視線入力式コミュニケーション装置,” *電子情報通信学会論文誌 D*, vol. 83, no. 5, pp. 495–503, 2000.
- [144] 大和 正武, 神代 知範, 門田 暁人, and 松本 健一, “視線・マウス併用型インタフェースのドラッグ&ドロップ操作への適用,” *情報処理学会論文誌*, vol. 44, no. 1, pp. 166–175, 2003.
- [145] I. Starker and R. A. Bolt, “A gaze-responsive self-disclosing display,” in *Proc. Conf. Human Factors in Computing Systems (CHI '90)*, 1990, pp. 3–10.
- [146] 大和 正武, 門田 暁人, 高田 義広, 松本 健一, and 鳥居 宏次, “視線によるテキストウィンドウの自動スクロール,” *情報処理学会論文誌*, vol. 40, no. 2, pp. 613–622, 1999.
- [147] 今野 秀威, 後藤 敏行, and 竹上 健, “両眼の位置検出を利用した多次元操作インタフェースの検討,” *映像情報メディア学会誌*, vol. 61, no. 4, pp. 518–525, 2007.
- [148] Y. Ishiguro, A. Mujibiya, T. Miyaki, and J. Rekimoto, “Aided Eyes: Eye activity sensing for daily life,” in *Proc. Augmented Human Conf. (AH '10)*, 2010, pp. 25:1–25:7.

- [149] T. Toyama, T. Kieninger, F. Shafait, and A. Dengel, “Gaze guided object recognition using a head-mounted eye tracker,” in *Proc. Symp. Eye Tracking Research & Applications (ETRA '12)*, 2012, pp. 91–98.
- [150] T. Leelasawassuk and W. W. Mayol-Cuevas, “3D from looking: Using wearable gaze tracking for hands-free and feedback-free object modelling,” in *Proc. Symp. Wearable Computers (ISWC '13)*, 2013, pp. 105–112.
- [151] Y. Wang, R. Wang, X. Gao, B. Hong, and S. Gao, “A practical VEP-based brain-computer interface,” *IEEE Trans. Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 14, no. 2, pp. 234–240, 2006.
- [152] J. S. Shell, R. Vertegaal, and A. W. Skaburskis, “EyePliances: Attention-seeking devices that respond to visual attention,” in *Extended Abstracts Conf. Human Factors in Computing Systems (CHI '03)*, 2003, pp. 770–771.
- [153] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo, and E. López, “System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography,” *IEEE Trans. Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 10, no. 4, pp. 209–218, 2002.
- [154] 高 トククン, 中井 直輝, 板倉 直明, 水戸 和幸, and 水野 統太, “Eye gesture 入力インタフェースシステムの開発,” in *電子情報通信学会技術研究報告 HIP*, vol. 112, no. 46, 2012, pp. 31–36.
- [155] M. Kirbis and I. Kramberger, “Mobile device for electronic eye gesture recognition,” *IEEE Trans. Consumer Electronics*, vol. 55, no. 4, pp. 2127–2133, 2009.
- [156] K. Kunze, Y. Utsumi, Y. Shiga, K. Kise, and A. Bulling, “I know what you are reading: Recognition of document types using mobile eye tracking,” in *Proc. Symp. Wearable Computers (ISWC '13)*, 2013, pp. 113–116.
- [157] 山中 祥太, 栗原 一貴, and 宮下 芳明, “注視していないことを利用したポインティング高速化手法とその評価,” *インタラクティブシステムとソフトウェアに関するワークショップ予稿集 (WISS '12)*, vol. 30, no. 3, pp. 53–63, 2013.

- [158] V. Moshnyaga, K. Hashimoto, and T. Suetsugu, “A camera-driven power management of computer display,” *IEEE Trans. Circuits and Systems for Video Technology*, vol. 22, no. 11, pp. 1542–1553, 2012.
- [159] 木村 朝子, 柴田 史久, 鶴田 剛史, 酒井 理生, 鬼柳 牧子, and 田村秀行, “ジェスチャ操作を活用する広視野電子作業空間の設計と実装,” *情報処理学会論文誌*, vol. 47, no. 4, pp. 1327–1339, 2006.
- [160] S. Zhao, P. Dragicevic, M. Chignell, R. Balakrishnan, and P. Baudisch, “earPod: Eyes-free menu selection using touch input and reactive audio feedback,” in *Proc. Conf. Human Factors in Computing Systems (CHI '07)*, 2007, pp. 1395–1404.
- [161] M. Fernström and C. McNamara, “After direct manipulation—direct sonification,” *ACM Trans. Applied Perception*, vol. 2, no. 4, pp. 495–499, 2005.
- [162] M. Kobayashi and C. Schmandt, “Dynamic soundscape: Mapping time to space for audio browsing,” in *Proc. Conf. Human Factors in Computing Systems (CHI '97)*, 1997, pp. 194–201.
- [163] Y. Ikei, H. Yamazaki, K. Hirota, and M. Hirose, “vCocktail: Multiplexed-voice menu presentation method for wearable computers,” in *Virtual Reality Conference, 2006*, March 2006, pp. 183–190.
- [164] 中尾 勇介, 池井 寧, 広田 光一, and 廣瀬 通孝, “ウェアラブル指向型頭部ジェスチャ入力インタフェースに関する研究,” *日本バーチャルリアリティ学会論文誌*, vol. 12, no. 4, pp. 607–614, 2007.
- [165] H. Manabe, M. Fukumoto, and T. Yagi, “Conductive rubber electrodes for earphone-based eye gesture input interface,” in *Proc. Symp. Wearable Computers (ISWC '13)*, 2013, pp. 33–40.
- [166] H. Manabe, M. Fukumoto, and T. Yagi, “Automatic drift calibration for EOG-based gaze input interface,” in *Proc. IEEE Conf. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC '13)*, 2013, pp. 53–56.

- [167] 真鍋 宏幸 and 福本 雅朗, “ヘッドフォンを用いた常時装用視線インタフェース,” in **インタラクション 2006 論文集**, 2006.
- [168] 真鍋 宏幸, “ヘッドホン型視線入力インタフェースの研究,” in **次世代ヒューマンインタフェース開発最前線**. 株式会社エヌ・ティー・エス, 2013, pp. 173–183.

## 関連業績

### 論文

- H. Manabe, M. Fukumoto, T. Yagi, “Direct Gaze Estimation Based on Nonlinearity of EOG,” IEEE Trans. Biomedical Engineering (in press) [1].
- H. Manabe, M. Fukumoto, T. Yagi, “Conductive Rubber Electrodes for Earphone-Based Eye Gesture Input Interface,” Personal and Ubiquitous Computing, Vol. 19, No. 1, pp. 143-154, 2015 [3].
- 真鍋 宏幸, 福本 雅朗, “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,” 情報処理学会論文誌, Vol. 52, No. 4, pp. 1515-1526, 2011 [2].

### 国際会議

- H. Manabe, T. Yagi, “EOG-based Eye Gesture Input with Audio Staging,” Proc. ETRA '14 [4].
- H. Manabe, M. Fukumoto, T. Yagi, “Conductive rubber electrodes for earphone-based eye gesture input interface,” Proc. ISWC '13 [165] .
- H. Manabe, M. Fukumoto, T. Yagi, “Automatic drift calibration for EOG-based gaze input interface,” Proc. IEEE EMBC '13 [166].
- H. Manabe, M. Fukumoto, “Full-time wearable headphone-type gaze detector,” Extended abstracts CHI '06 [63].

### 国内会議

- 真鍋 宏幸, 福本 雅朗, “ヘッドフォンを用いた常時装用視線インタフェース,” インタラクシオン 2006 論文集 [167].

#### 書籍（一部執筆）

- 真鍋 宏幸, “第2章第3節 ヘッドホン型視線入力インタフェースの研究,” 次世代ヒューマンインタフェース開発最前線 [168].

## 謝辞

本研究を進め学位論文をまとめるにあたり、多くの方々からご支援とご指導を頂きました。特に、指導教官である東京工業大学大学院 情報理工学研究科 情報環境学専攻 八木 透 准教授には、私を博士課程学生として受け入れて頂き、さらに3年間にわたる博士課程の間、終始暖かい激励とご指導を頂きました。心より感謝申し上げます。

学位論文審査において、貴重なご指導とご助言を頂いた、東京工業大学大学院 情報理工学研究科 情報環境学専攻 井村 順一 教授、東京工業大学大学院 情報理工学研究科 計算工学専攻 篠田 浩一 教授、東京工業大学大学院 情報理工学研究科 情報環境学専攻 中島 求 教授、東京工業大学大学院 情報理工学研究科 情報環境学専攻 宮崎 祐介 准教授に深く感謝いたします。

また、株式会社NTTドコモ 先進技術研究所 主幹研究員 福本 雅朗 博士（現 Microsoft Research）には、本研究を進める上で多大なご協力を頂きました。本研究のみならず、研究の進め方、研究者としての生き方などについてもご指導頂いた私の師匠である福本博士に、心より感謝申し上げます。

博士課程進学を認めて頂いた、株式会社NTTドコモ 先進技術研究所 所長 村瀬 淳 博士（現 日本電信電話株式会社 先端技術総合研究所 所長）、本研究の遂行を暖かく見守って頂いた、株式会社NTTドコモ 先進技術研究所 主幹研究員 堀越 力 博士（現 湘南工科大学 情報工学科 教授）、株式会社NTTドコモ 先進技術研究所 主幹研究員 稲村 浩 博士に感謝いたします。

最後に、これまで私をあたたく応援してくれた妻のユカ、息子の龍ノ介、駿、徹羽に心から感謝します。