

眼電位操作デバイスのための基礎技術

A basic study of EOG control device

2021021



研究代表者

豊橋技術科学大学
エレクトロニクス先端融合研究所テニユアトラック
准教授

南 哲 人

[研究の目的]

体の一部が自由に制御できない人にとっては、我々が何気なく行っている日常的な行動でさえ、困難な状況が多く存在する。患者が満足に行動するためには、補助器具のサポートが必要であり、誰もが簡単に扱えるシステムの開発が望まれている。しかしながら、従来の補助器具は、患者が自由に使いこなすためには、長期の訓練を必要とする場合が多く、また、患者の意志どおりに行動することが困難な場合がある。そこで我々は、重度の運動性障害をもつ患者の行動をサポートする新しいインターフェースの作成を目的とする。そして、インターフェースの入力として、眼球運動機能に着目し、眼球運動から直感的に機械を制御するシステムの構築を目指した。さらに、眼電位や視線計測では得られない情報を利用するインターフェースの検討として、定常状態視覚誘発電位(SSVEP)による複数移動対象の追跡の実験も行った。

我々が、外界の情報を、視覚系を通じて受け取る場合、視線運動が必然的に生じる。視線運動というのは、日常的に行っている自然な行動である。視線運動を行う際、眼球を動かすために、これにより電位が生じる。この電位は眼電位と称され、眼電位は目の周りの皮膚上に配置した電極にて観測される。この眼電位を入力とし、視線運動から直観的に機械を制御するシステムのインターフェース構築を行った。視線運

動を用いたインターフェース構築のために視線運動時の眼電位計測を行う実験を行い、被験者の眼球運動時に生じた眼電位を用いて、各運動条件時の眼球運動の判別精度を調べた。

さらに、眼電位や最近安価になって利用されつつある高速カメラによる視線検出以外に、注目される技術としては、定常状態視覚誘発電位(SSVEP)がある。SSVEPは、ヒトが特定周波数で点滅する視覚刺激を注視する、もしくは注意を向けるだけで、脳波における特定周波数成分の振幅が増大するという現象である。SSVEPは、BMIで用いられる他の一過性の脳波成分(たとえばP300)などと比較すると、眼球運動、体の動きなどのノイズに対して耐性があることが知られており、安定的に観測できる。

これら、眼電位と定常状態視覚誘発電位を使ったデバイスの開発のための、基礎研究とデバイスのプロトタイプを提示するのが本研究の目的である。

[研究の内容、成果]

1. 眼電位操作の基礎技術

眼球運動時に生じる眼電位を計測する実験手続きとして、図1にあるように電極を目の周りに配置し、図2に示すような実験パラダイムにて視線運動を教示する。視線移動条件は、画面中央を含む9方向とし、それに加え、左右のウ

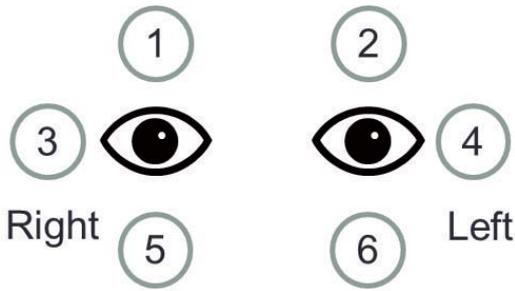


図1 電極配置

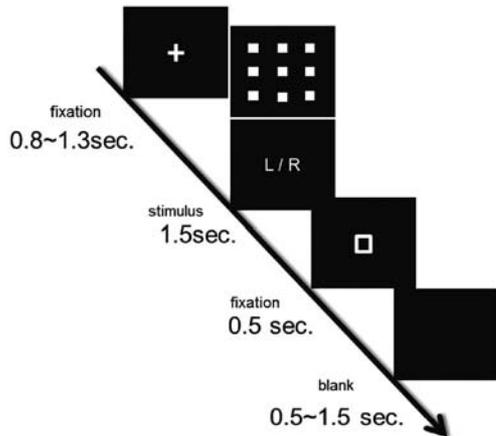


図2 実験パラダイム

インク 2 条件も教示し、計測する。実験条件にウイंकを加えたのは、ユーザをサポートするインターフェースが一方的に視線運動を追従し、判別するだけでなく、判別をユーザにフィードバックし、ユーザ自身が決定を行える機能を持たせることを可能にするためである。これら

11 条件は、条件毎に 30 試行ずつ行い、それらはランダムな順序で提示された。固視点が呈示される画面中心から、呈示されたマーカの位置へ視線移動を行う、あるいは、呈示された側の眼のウイंकを行うことを繰り返した。なお、実験の途中に、必要に応じ、休憩のための 3 分程度のインターバルを 1 度設けた。参加者は 6 名で、いずれの被験者も眼鏡等で補正された正常な視覚能力であることを確認した。各被験者は計測を行う前に、各条件 3 試行程度の練習を行い、十分に実験の目的と、視線運動の方法を理解してもらった。

実験によって得られた眼電位計測データより、図 3, 4 に示す、課題遂行中の視線運動時の眼電位の時間推移が得られた。図 3, 4 に示す結果は、視線運動前の画面中央固視時の平均電位を基準とし、被験者全体で平均した、各条件時の、各電極位置における変化をプロットしたものである。これによって、電極の配置位置と、視線運動方向によって、眼電位の時間変化が確認できた。目尻側に配置された電極から観測される眼電位は、眼球運動の水平方向を、目の下部に配置した電極から観測される眼電位は、垂直方向への移動を反映して眼電位が生じていることが結果からわかる。また、目の上部に配置した電極は、まばたきやウイंकのようなまぶたの開閉に応じた眼電位が生じやすいことがわ

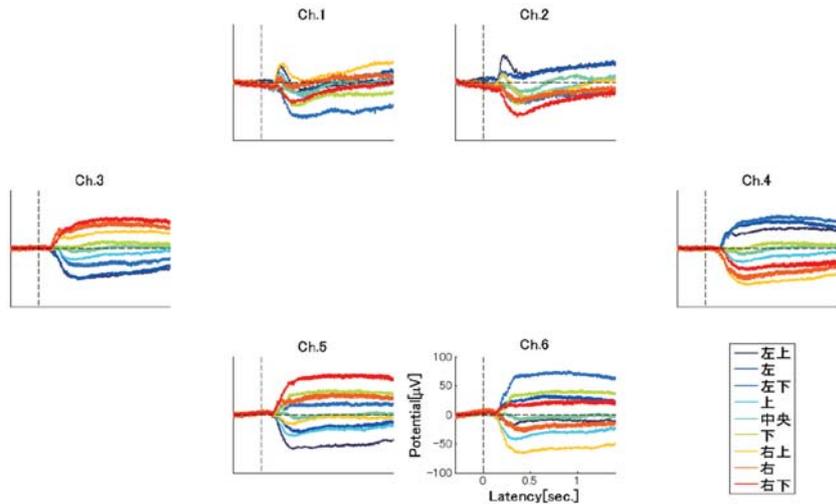


図3 視線移動時の各電極の眼電位

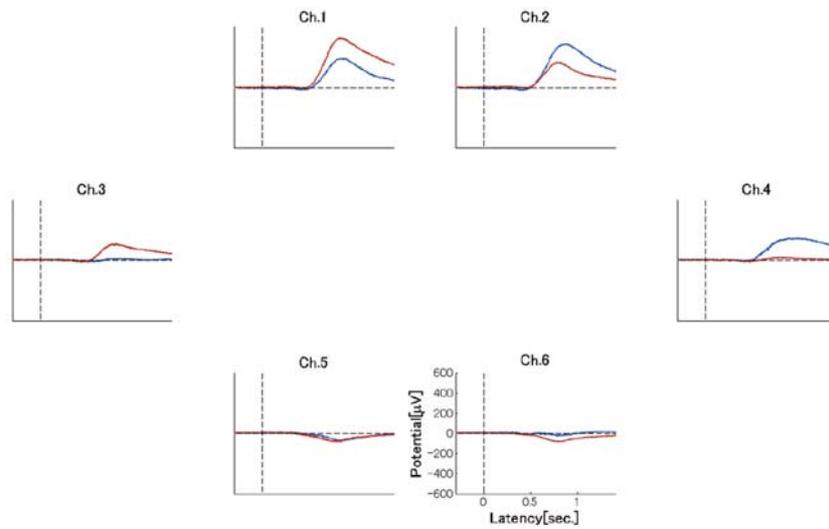


図4 ウィンク時の各電極の眼電位

かる。特に、視線運動を教示した後、0.5秒付近から1.0秒までの眼電位変化が各視線運動方向とウィンクの条件でそれぞれ差が生じていることも確認できる。そこで、刺激呈示後0.5秒から1.0秒までの0.5秒の時間窓の眼電位を平均した、被験者毎に全電極の電位データを利用し、k近傍法(k=10)による判別分析を用いたLOOCV(Leave-One-Out Cross Validation)を行うことで、視線運動の判別精度を求めた。視線運動方向9方向及び左右ウィンクの11条件を判別した結果を表1に示す。判別結果は条件数11のチャンスレベルである、0.09を大きく上回る精度で判別できた。また、視線運動方向では眼電位変動が生じにくい目の上部に配置した2電極を除いた、視線運動方向に応じた顕著に電位が生じると推察される両目の目尻側と目の下部に配置した4電極のみ用いて同様に判別精度を求めたところ、精度が向上した。これにより、視線運動方向の判別には4電極のみで十分であることがわかる。

なお、条件を緩め、上下左右4方向の運動方

表1 判別精度

	被験者1	被験者2	被験者3	被験者4	被験者5	被験者6
11条件 6ch	0.6576	0.6909	0.7515	0.7970	0.5909	0.4939
11条件 4ch	0.6909	0.7545	0.7970	0.8364	0.6364	0.5576
上下左右 4条件 4ch	0.8833	0.9167	0.9417	0.9333	0.8917	0.7917

向のみを判別する場合、4電極のみの電位を用いて行った判別の精度は8割から9割強となり、非常に高いものとなった。

以上の結果をまとめると、視線運動方向を計測した眼電位からチャンスレベルを大きく上回る精度で判別することができた。なおかつ、少ない試行数の教師データで、高精度で判別できたことから、被験者毎にキャリブレーションすることは、カメラデバイスを用いる眼球運動計測装置を用いたインターフェースより容易であり、試行数を増やすことで、より安定し、判別が高精度で行えることが期待できる。

2. SSVEPによる複数物体追跡

11名(平均年齢23歳)が被験者として実験に参加した。本研究は、静かな環境のシールドルームで行われ、VSG2/5(Cambridge Research System製)によって刺激を制御し、19インチのCRTモニター(800×600 pixels; refresh rate: 120 Hz)を用いて刺激を呈示した。実験パラダイムを図5に示す。刺激は四角(Square)、ひし形(Diamond)、丸(Circle)の3つの形を使用した。四角が12 Hz、ひし形が13.33 Hz、丸が15 Hzの周波数で明滅し、それぞれが時計回りに回転する。被験者は四角単体、ひし形単体、丸単体の単体注視条件と、四角と

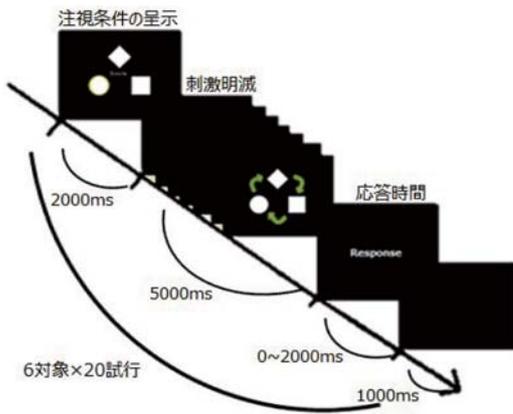


図5 実験パラダイム

ひし形、四角と丸、ひし形と丸の複数注視条件、計6つの注視条件のいずれかを注視してもらう。注視条件を図4に示す。これらの注視条件を各20トライアルずつ行うため計120トライアル行った。全トライアルを4つのセッションに分け、ランダムな順番で各注視条件のトライアルを行った。刺激は、ディスプレイ上の中央に視野角 $7.32^\circ \times 7.32^\circ$ 、被験者から60cm離れた黒の背景上に呈示された。各セッションの始まりに画面中央に固視点($0.3^\circ \times 0.3^\circ$)が5000ms呈示され、その後に画面中央に固視点が表示され、四角、ひし形、丸が5000ms明滅し、それぞれが時計回りに回転する。各トライアルは、タスク呈示が2000ms、刺激呈示が5000ms、応答時間が0~2000ms、刺激間時間間隔 (ISI: Inter Stimulus Interval) が1000msの順に呈示された。刺激の大きさはそれぞれ100ピクセルで、画面中心から100ピクセルの距離で描画されている。また、各セッションの初めに、実験タスクとは別にコントロールタスクとして、移動物体に注視していない場合の脳波を取得するために、回転物体呈示中に画面中央を5000ms注視するように教示した。

また、被験者が指示された条件を注視していたかを確認するため、注視条件の刺激の色が変わった回数をカウントするタスクを与えた。複数注視条件の場合は注視していた刺激の色が変わった回数の合計数をカウントさせた。脳波計

測には64チャンネルのActive Two (Biosemi製)を用いた。計測された脳波データに対して、1~90Hzのバンドパスフィルタをかけ、注視条件ごとにデータを分類し、脳波データに含まれるアーチファクトを除去した後、コントロール条件の脳波との差を求めた。手順としては、後頭電極 (PO7, PO3, POz, PO4, PO8, O1, Oz, O2, Iz) のSSVEPパワースペクトルを求め、コントロールタスクで計測した脳波を周波数変換し、加算平均したものとSSVEPパワースペクトルの差を求めた。この時、SSVEP振幅の大きさは被験者、試行毎に異なると考え、被験者毎、また試行ごとに11.8~15.2Hz間のパワーの最大値で全周波数帯のパワーを割って正規化した。また、CCAによりSSVEPから試行ごとに相関係数を導出後、大小関係によって注視条件を判別し、判別率を導出した。色カウントタスクが不正解だった試行は解析から除外した。

図6に複数注視条件の被験者平均のSSVEPのパワーを示す。各注視条件に対応した周波数帯で高い振幅が見られ、各周波数帯で注視した2条件は有意にパワーが大きいことを確認した ($p < 0.05$)。また、CCAによる判別率は、12および13.33Hzを注視していた条件で60%、12および15Hzが52%、13.33および15Hzが50%であり、チャンスレベル (33.3%) より有意に高いことを確認した。これらの結果から、SSVEPにより3つの移動対象の中から2つの

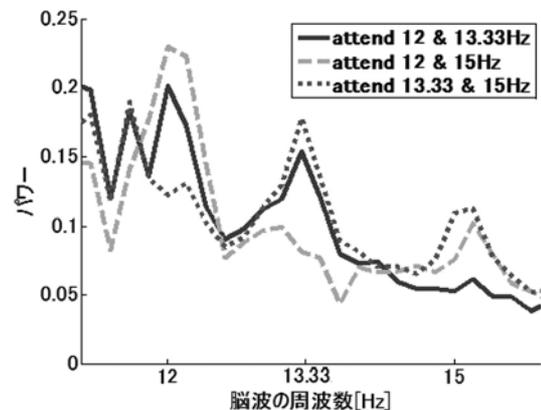


図6 複数注視条件のSSVEPパワー

対象についても追跡可能である可能性が示唆された。

複数注視条件における被験者毎の判別率を導出し、平均した結果は次のようになった。12 および 13.33 Hz を注視していた条件で 59.74%、12 および 15 Hz が 52.07%、13.33 および 15 Hz が 49.62% であり、単体注視条件ほど高い判別率とはならなかった。しかし、12 および 13.33 Hz を注視していた条件はチャンスレベルと比べ、有意な差があり ($p < 0.001$)、また 12 および 15 Hz を注視していた条件もチャンスレベルと比べ、有意な差があった ($p < 0.05$)。最後に 13.33 および 15 Hz を注視していた条件もチャンスレベルと比べ、有意な差があった ($p < 0.01$)。この結果から、SSVEP により複数の移動対象の中から 2 つの対象の注視状態を抽出できたと考える。

[今後の研究の方向, 課題]

本研究によって、眼電位を用いて視線運動方向が高精度で判別できた。また、本来の視線運

動によって生じた電位と突発的なノイズをより正確に区別することが、リアルタイムで判別する際重要になるため、より適切な信号処理を行うことが課題として挙げられる。

今後は、眼電位と SSVEP との組み合わせによって、より精度を高めるとともに、視線位置だけでは特定できない被験者の注視している対象を推定していきたい。実際に視線を移動することなく注意を向けるだけで SSVEP の振幅が変調するので、新しい入力デバイスとして同様に着目されている高速カメラを使った眼球運動計測による視線入力デバイスではとらえきれない現象を SSVEP は捉えることができると考えられる。そのために、視線入力と SSVEP によるハイブリッド入力デバイスなどの展開も期待できる。

[成果の発表, 論文等]

新海崇紘, 南 哲人, 中内茂樹, 定常状態視覚誘発電位による複数移動対象の追跡, 第 37 回日本神経科学大会 (Neuroscience2014) (発表予定)