

眼電位 (EOG) を用いた電動車いすの制御方法 の改善: SVMによる不随意性瞬目と随意性瞬 目の識別

Saito, Hirotsugu / 齊藤, 弘輸

(出版者 / Publisher)

法政大学大学院理工学・工学研究科

(雑誌名 / Journal or Publication Title)

法政大学大学院紀要. 理工学・工学研究科編 / 法政大学大学院紀要. 理工学・工
学研究科編

(巻 / Volume)

58

(開始ページ / Start Page)

1

(終了ページ / End Page)

8

(発行年 / Year)

2017-03-31

(URL)

<https://doi.org/10.15002/00014114>

眼電位(EOG)を用いた電動車いすの制御方法の改善 -SVMによる不随意性瞬目と随意性瞬目の識別-

IMPROVEMENT OF CONTROL METHOD OF AN ELECTRIC WHEELCHAIR USING ELECTROOCULOGRAM

-Distinction of involuntary blink and voluntary blink by identifier based on Support Vector Machine-

齊藤弘諭

Hirotsugu SAITO

指導教員 石井千春 教授

法政大学大学院理工学研究科機械工学専攻修士課程

In our previous study, a control system for electric wheelchairs based on electrooculogram (EOG) was developed. Using the motorized joystick control device developed in our previous study, the electric wheelchair can be controlled by a command assigned to user's each eye movement (right gaze, left gaze, up gaze, down gaze and blink). In this study, in order to improve the control system, an involuntary blink and voluntary blink were distinguished by using an identifier based on Support Vector Machine, in which the feature vector is composed of the maximum spectrum value of the result of frequency analysis for each EOG signal. To evaluate the proposed identifier, experiments on investigating accuracy of blink distinction between involuntary blink and voluntary blink were conducted. Then, the proposed identifier was applied to the electric wheelchair control to enhance the performance of stop command. In order to verify an effectiveness of the improved control system, running experiments in slalom course and stopping experiments in straight course were carried out, and the results were compared to those of the previous control system. Experimental results showed that the steering performance of the electric wheelchair was improved.

Key Words : *Electrooculogram (EOG), Support Vector Machine (SVM), Blink, Electric wheelchair*

1. 緒論

身体機能の衰えや障がいにより歩行が困難になった方が移動に用いる福祉用具として車いすが普及している。

さらに、筋力の低下により一般的な車いすの利用が困難になった方が利用する電動車いすも珍しいものではなくなった。しかし、難病の一つに指定される筋委縮性側索硬化症(ALS)や筋ジストロフィーなどといった運動神経細胞が侵される病気では、電動車いすのジョイスティック操作も困難になる。そこで、ALS患者のQOL向上のため近年注目されているのがヒトの生体信号である。

近年、生体信号の一つである筋電位(Electromyogram: EMG)や脳波(Electroencephalogram: EEG),そして比較的個人差が少なく扱いやすい眼電位(Electrooculogram: EOG)などを用いた研究が急速に進んでいる。また、電動車いすの操作方法として、様々な手法が提案されている。眞鍋ら[1]は、顔の表情筋の5つの動作(開口,閉口,左右ウィンク,瞬目)を用いている。小西ら[2]は、頸,両肩,頬の

筋電位を用いている。高橋ら[3]は、眼電位(右方視,左方視,眉間のしわ寄せ)と筋電位(あごの噛みしめ)を用いている。田中ら[4]は、被験者に左方向や右方向に直接対応する思考や動作をイメージしてもらい、その脳波を識別することで操作を行っている。奥川ら[5]は、眼電位を用いて、随意性瞬目と左右ウィンクにより操作を行っている。

しかしながら、これらの方法には以下のような問題点がある。①筋肉の一部を使用して電動車いすを操縦する方法は、一部の全身麻痺,麻痺高位者には適用することができるが、進行したALS患者には適用できない[1][2]。②眉間にしわを寄せる動作やあごの噛みしめは、進行したALS患者には困難である[3]。③ウィンクができない人は電動車いすを操縦することができない[1][5]。④判別率を高めるために長時間のトレーニングを必要とし、基準電極を合わせ18個もの電極を用いることから、それらの着脱に時間を要する[4]。

そこで著者ら[6]は、EOGを用いて眼球運動の識別を行い、誰でも簡単かつ感覚的に操作できる電動車いす操縦システムを開発した。しかし、不随意性瞬目と随意性瞬目を識別できないことから、停止したくない場合にも不随意性瞬目によって停止してしまう問題があった。

そこで本研究ではさらに、電動車いすを操縦する際に問題となった不随意性瞬目、随意性瞬目の識別を機械学習の一つであるサポートベクターマシン(SVM)を用いることにより可能にした。菊地ら[7]の研究にもあるように、近年 SVM は生体信号を識別する方法として多く用いられている。

2. 眼電位 (EOG)

眼球運動を測定する方法には、角膜反射法、強膜反射法、オプティカルレバー法、サーチコイル法、動画撮影法、EOG 法などが存在する。その多くが眼球位置を記録することで眼球運動を検出するが、電動車いすを操縦する上で重要である「視野」の妨げになってしまうものや人体に害を及ぼす可能性のあるものも存在する。一方、本研究で用いる EOG 法では、ヒトの眼球が角膜側は正に、網膜側は負に帯電していることを利用しており、視野の妨げになるものはなく、安全に眼球運動を検出することができる。

(1) 眼電位測定方法

EOG 法では図 1 に示すように、目の周りに貼り付けた 4 つの電極および耳たぶの基準電極により、電位差の変化から眼球運動を検出する。

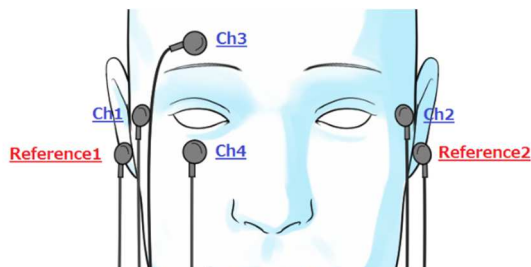


Fig.1 Position of surface and reference electrodes

(2) 眼電位波形

右方視、左方視、上方視、下方視、瞬目をした際の眼電位波形を図 2 に示す。

図 2 からわかるように、眼電位波形には 1 つの動作に対して 2 つのピークが存在する。また、この形は右方視と左方視、上方視と下方視でそれぞれおおよそ逆位相をとるような形となっていることがわかる。

(3) 個人差の比較

眼電位波形の個人差を確認するため、健常な 20 代成人の被験者を 3 人用意し、右方視、左方視、上方視、下方視、瞬目の 5 動作において眼電位波形を記録し、その波形の形および値の大きさについて比較を行った。図 3 に 3 人の被験者の右方視波形を、表 1 に右方視の際の値の大

きさの比較を示す。

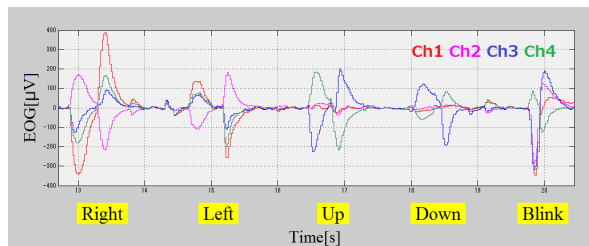


Fig.2 EOG waveform for each gaze

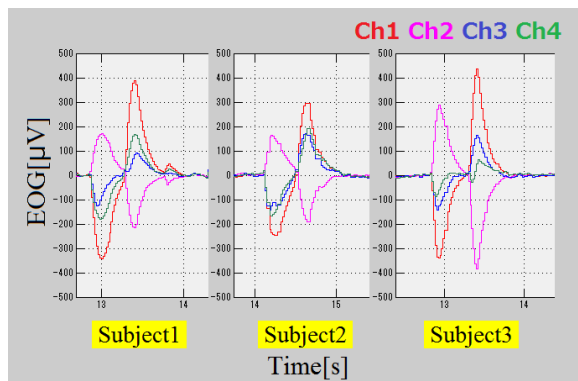


Fig.3 Comparison of EOG waveform of right gaze

Table 1 Magnitude of EOG of right gaze in Ch1 [μV]

	Top			Bottom		
	MAX $^{\circ}$	MIN $^{\circ}$	Ave. $^{\circ}$	MAX $^{\circ}$	MIN $^{\circ}$	Ave. $^{\circ}$
Subject A	403 $^{\circ}$	309 $^{\circ}$	389 $^{\circ}$	-237 $^{\circ}$	-374 $^{\circ}$	-301 $^{\circ}$
Subject B	320 $^{\circ}$	264 $^{\circ}$	286 $^{\circ}$	-227 $^{\circ}$	-306 $^{\circ}$	-280 $^{\circ}$
Subject C (1 st day)		414 $^{\circ}$			-324 $^{\circ}$	
Subject C (2 nd day)	453 $^{\circ}$	379 $^{\circ}$	418 $^{\circ}$	-320 $^{\circ}$	-381 $^{\circ}$	-356 $^{\circ}$
Subject C (3 rd day)	364 $^{\circ}$	325 $^{\circ}$	341 $^{\circ}$	-273 $^{\circ}$	-306 $^{\circ}$	-292 $^{\circ}$
Subject C (4 th day)	417 $^{\circ}$	334 $^{\circ}$	387 $^{\circ}$	-319 $^{\circ}$	-348 $^{\circ}$	-332 $^{\circ}$

波形に関しては右方視、左方視では Ch1 および Ch2 が、上方視、下方視では Ch3 および Ch4 の波形が被験者によらずほぼ一致することがわかった。また、上方視においては Ch1 および Ch2 がはっきり正負を取るものと、はっきりしないものとの 2 通り存在し、瞬目に関しては Ch1~Ch4 まですべて同じ形になるものと、Ch4 のみ正負逆になるものとの 2 通り存在することがわかった。

表 1 より、眼電位波形はおおよそ $-400 \mu\text{V}$ から $400 \mu\text{V}$ の値をとるが、その個人差は $\pm 100 \mu\text{V}$ ほど存在することがわかった。またその違いは個人差のみならず、その日の被験者の状態や電極の厳密な貼り付け位置にも影響することがわかった。

3. 眼球運動の識別方法

(1) 識別動作

眼球運動の中でも右方視、左方視、上方視、下方視、瞬目の 5 つの動作の識別を行う。株式会社ミュキ技研製の生体信号測定装置(Polymate II)を用いて 4Ch 分の眼電位を測定し、MATLAB/Simulink により測定した電位差データ

を処理することで動作を識別する。

(2) 識別方法

はじめに、2.3 節で述べたような眼電位波形の個人差をできるだけ少なくするために、信号の正規化を行う。計測を始めてからの 10 秒間で波形の最大値を取得し、その最大値で以降に取得する信号を除することにより、自動的に値が-1~1 に収まるよう正規化を行った。右方視、左方視、上方視、下方視、瞬目 (3 回) の順に視線を移動した際の正規化波形を図 4 に示す。

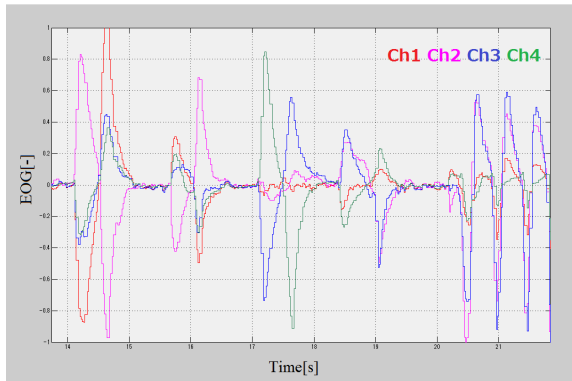


Fig.4 Normalized EOG waveform for each gaze

2.2 節でも述べたように、1 つの視線移動において波形のピークが 2 箇所見られる。このことから、正規化された眼電位波形において、1 回目のピーク値と 2 回目のピーク値にそれぞれ閾値を設け、その値を超えた時の 4 極の波形パターンに基づき、右方視、左方視、上方視、下方視、瞬目の 5 動作を識別する。表 2 に識別のための条件、およびその割当値を示す。割当値は、識別を行うために便宜的に各ピークの特徴に応じて割当てた値である。2.3 節で述べたように、上方視および瞬目の動作においては特徴の現れ方が 2 通り存在し、どちらかの条件を満たせばよい。

Table 2 Condition of identification

		Ch1	Ch2	Ch3	Ch4	Assigned value
Right	1st peak	-	0.1<Ch2	Ch3<0.1	Ch4<0.1	11
	2nd peak	+	Ch2<0.1	-0.1<Ch3	-0.1<Ch4	12
Left	1st peak	+	Ch2<0.1	-0.1<Ch3	-0.1<Ch4	12
	2nd peak	-	0.1<Ch2	Ch3<0.1	Ch4<0.1	11
Up	1st peak	-0.2<Ch1<0.2	-0.2<Ch2<0.2	-	+	16
	2nd peak	-	+	+	-	18
Down	1st peak	-0.2<Ch1<0.2	-0.2<Ch2<0.2	+	-	18
	2nd peak	+	-	-	+	16
Blink	1st peak	-	-	-	-	22
	2nd peak	+	+	+	+	25
		+	+	+	-0.4<Ch4<0	

表 2 の条件を満たすと、図 5 上に示すように割当値が出力される。ここで、1 回目と 2 回目のピーク値における割当値の差を取ることで、右方視で 1、左方視で-1、上方視で 2、下方視で-2、瞬目で 3 という値が得られ、各

動作を識別することができる。

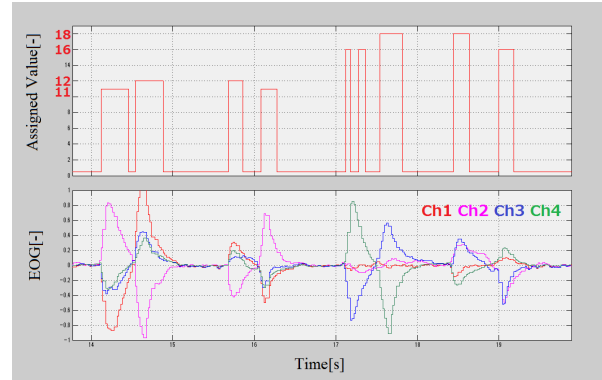


Fig.5 Assigned value

(3) 眼球運動識別実験

健康な成人 5 名 (21 歳から 22 歳、平均年齢 21.6 歳、被験者 A のみ訓練済み) に対して、右方視、左方視、上方視、下方視、瞬目の 5 つの動作を各 6 回ずつ最低 5 セット (瞬目は任意の回数) 行い、識別率を求めた。ここで、識別結果は眼球運動と同じ動作を検出した際でも、他の動作が同時に検出された場合は誤識別とみなし、完全にその動作のみが検出された場合のみ識別成功とみなした。各被験者に対する各動作の測定回数を表 3 に示す。

Table 3 The number of times of measurement for each gaze

	Right	Left	Up	Down	Blink
A	60	60	60	60	555
B	36	36	36	36	264
C	30	30	30	30	240
D	30	30	30	30	238
E	30	30	30	30	240

(4) 実験結果

被験者 A~E それぞれの識別率を表 4 に示す。表 4 より、右方視、左方視、瞬目は全体的に識別率が高いが、上方視、下方視においては、被験者 E 以外は著しく識別率が悪い箇所が存在した。これは眼電位波形の個人差が原因であると考えられる。

例えば、被験者 A の下方視の識別率は 31.7% であるが、被験者 A の下方視の際の眼電位波形は図 6 左に示すように、図 6 右の理想波形に比べて Ch1 の値の正負が逆転しており、Ch2、Ch4 の反応も非常に小さい。このため、右方視、左方視の識別条件に当てはまってしまう、誤識別されることがあった。

Table 4 Accuracy of identification (common method) [%]

	Right	Left	Up	Down	Blink	Ave.
A	100	100	98.3	31.7	98.9	85.8
B	94.4	33.3	69.4	94.4	99.2	78.2
C	96.7	63.3	16.7	63.3	77.9	63.6
D	100	83.3	16.7	66.7	91.2	71.6
E	96.7	96.7	86.7	96.7	96.7	94.7
Ave.	97.6	75.3	57.6	70.6	92.8	78.8

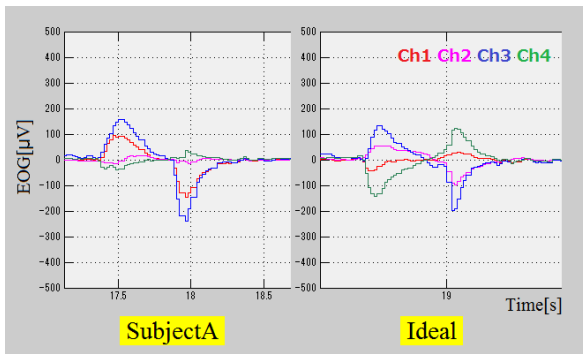


Fig.6 EOG waveform of down gaze (subject A and ideal)

そこで、被験者 A の下方視に対する識別条件を、表 5 に示すように、Ch1 は正負を逆転した形にし、Ch2 は値に特徴が見られなかったため条件を設けず、Ch4 は値の制限を設けて修正した。これにより、被験者 A の下方視の識別率が向上した。

Table 5 Modified condition of down gaze for subject A

		Ch1	Ch2	Ch3	Ch4	Assigned value
Down	1 st peak	+	None	+	$-0.4 < \text{Ch4} < 0.1$	18
	2 nd peak	-	None	-	$-0.1 < \text{Ch4} < 0.4$	16

これより、被験者 E 以外の被験者に対しては、個人の眼電位波形の特徴に応じて試行錯誤的に識別条件を修正し、新たに個人別の識別方法を用意した。その際の識別結果を表 6 に示す。

次節で述べる動作コマンドの重要度を考慮したため、あまり使用しない下方視の識別率が低下した被験者も存在するが、表 4 に比べて全体的に識別率が改善されている。5名の被験者に対する平均値として 87.5%の識別率が得られた。

Table 6 Accuracy of identification (individual method) [%]

	Right	Left	Up	Down	Blink	Ave.
A	98.3	100	95.0	93.3	99.6	97.3
B	100	100	66.7	94.4	99.2	92.1
C	90.0	66.7	66.7	33.3	93.3	70.0
D	100	83.3	63.3	83.3	88.2	83.6
E	96.7	96.7	86.7	96.7	96.7	94.7
Ave.	97.0	89.3	75.7	80.2	80.2	87.5

誤識別の多くは、瞬目を行った際に表 2 における割当値 16,18 の条件にも当てはまってしまう、瞬目直後の上方視と下方視に誤識別が起こるというものであった。これらは瞬目から眼球運動を行うまでの時間をある程度空けることにより改善することができる。また、訓練により識別率が向上することも確認されている。

4. 眼電位操作実験

(1) 動作コマンド

電動車いすの操作方法については、瞬目を 2 回行った後 2 秒以内に右方視を行うことで右斜め前、左方視を行

うことで左斜め前、上方視を行うことで前進、下方視を行うことで後退を行い、瞬目時は常に停止するように設定した。また、眼球運動が複数識別されてしまった時も停止するように設定した。

(2) 実験装置

実験には、図 7 左に示す、スズキ株式会社製電動車いす (型式 MC3P4) を使用し、電動車いすのジョイスティック操作部に、図 7 右に示す小西ら[2]の研究において製作された、市販の電動車いすに取り付け可能な操縦装置を取り付ける。この操縦装置は、2つのモーターを制御することによりジョイスティックに角度を与える。各動作コマンドに対して設定した、操縦装置を駆動するモーターの目標値を表 7 に示す。各動作コマンドが与えられた際に、操縦装置の各モーターがこの目標値に追従するように PID 制御系を構成した。



Fig.7 Electric wheelchair and joystick control device

Table 7 Corresponding action and motor target value

Command	Action	Front-back motor target value [rad]	Right-left motor target value [rad]
Right gaze	Turn right	0.25	-0.31
Left gaze	Turn left	0.25	0.53
Up gaze	Go forward	0.55	0.23
Down gaze	Go back	-0.49	0.25
Blink	Stop	0.00	0.00

(3) 実験方法

図 8 に示すように、5m×2.8m の区画に丸いすを 2 個 (間隔は 2m) 置き、ジョイスティック操作と眼球運動による操作のスラローム走行時にかかる時間を測定した。なお、実験は最も識別率が高かった被験者 A が行った。

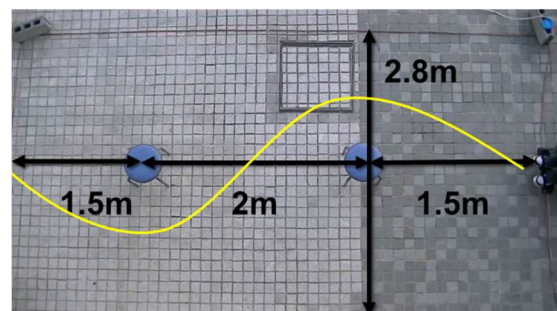


Fig.8 Experimental environment of slalom test

(4) 実験結果

眼電位操作, ジョイスティック操作それぞれにかかった時間とその平均値を表 8 に示す.

Table 8 Result of experiment [s]

	1st	2nd	3rd	Ave.
EOG	80.69 ^o	69.47 ^o	76.69 ^o	75.62 ^o
Joystick	27.19 ^o	25.72 ^o	26.84 ^o	26.58 ^o

眼球運動による操作では, ジョイスティック操作に比べて約 3 倍時間がかかった. この理由として, 不随意性瞬目をした際にも停止信号としてとらえてしまい, 度々停止してしまうこと, 動作を変更するたびに停止してコマンドを入力しなければならないこと, およびジョイスティックに操縦デバイスを取り付けることにより, ジョイスティックの傾斜角度に制限がかかってしまい, 手動によるジョイスティック操作に比べて, 電動車いすの動作が遅くなってしまったことが挙げられる.

5. 不随意性瞬目と随意性瞬目の識別

(1) 不随意性瞬目と随意性瞬目

4.4 節の結果より, より快適な操縦性能を得るためには不随意性瞬目と随意性瞬目の識別が必要不可欠であることがわかった. 随意性瞬目の大きさは個人により大きな違いがあり, 図 9(C)に示すように眉を動かして大きな随意性瞬目を行う人もいれば, 図 9(B)に示すように, 不随意性瞬目の波形 (図 9(A)) と違いがないほど小さな随意性瞬目を行う人もいる. 生波形の値では不随意性瞬目(A)と随意性瞬目(B)に大きな差が現れないため, 閾値での識別は困難であることがわかる.

そこで, 単に波形の大きさに注目するのではなく, 図 10 に示すように, 瞬目波形を MATLAB/Simulink を用いて式 (1)の短時間フーリエ変換を行い, 周波数解析することにより数値を比較した.

$$STFT(t, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} EOG(t) \omega(\tau - t) e^{-i\omega t} dt \quad (1)$$

ここで, $EOG(t)$ は眼電位生データ, $\omega(\tau - t)$ は窓関数である. また, 短時間フーリエ変換を行う上での Simulink 上の条件は, サンプリング周波数 50Hz, 窓関数をハミング窓, 窓幅 12, オーバーラップ 11 とした. これにより, Ch1~Ch4 まで, それぞれ 0, 4.2, 8.3, 12.5, 16.7, 20.8, 25Hz の周波数でのスペクトル値を得ることができる. ここで, 眼電位などの生体信号は低周波数帯域において特徴が見られることが多いため, 0, 4.2, 8.3, 12.5, 16.7Hz に絞ってスペクトル値を確認した.

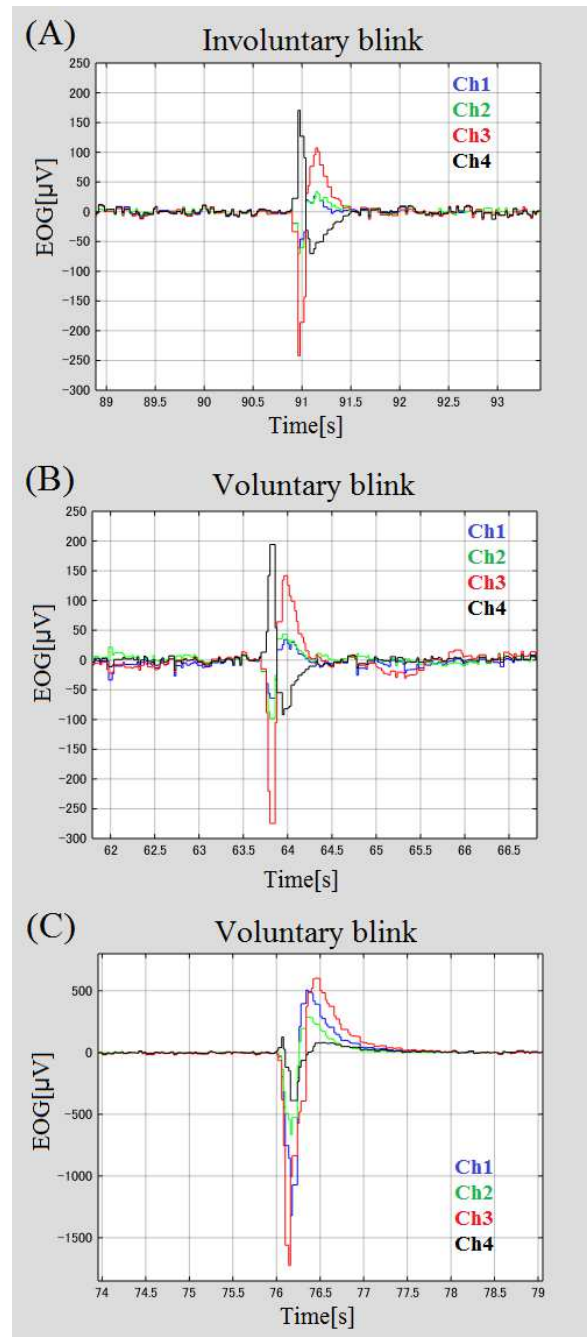


Fig.9 Comparison of EOG waveform for blink

図 10 から, 生波形の大きさには違いが見られなかった不随意性瞬目(A)と随意性瞬目(B)が, 短時間フーリエ変換を行うことにより, スペクトル値に違いが出るということが分かった. また, 大きな随意性瞬目を行う場合は生波形で比べるより, さらに大きく差が出るということが分かった.

そこで, 短時間フーリエ変換を行うことにより得られる 0, 4.2, 8.3, 12.5, 16.7Hz の各周波数でのスペクトル値のうち, それぞれの電極における最大スペクトル値を特徴量と設定し, 次節で述べるサポートベクターマシンを用いることで両者を識別することとした.

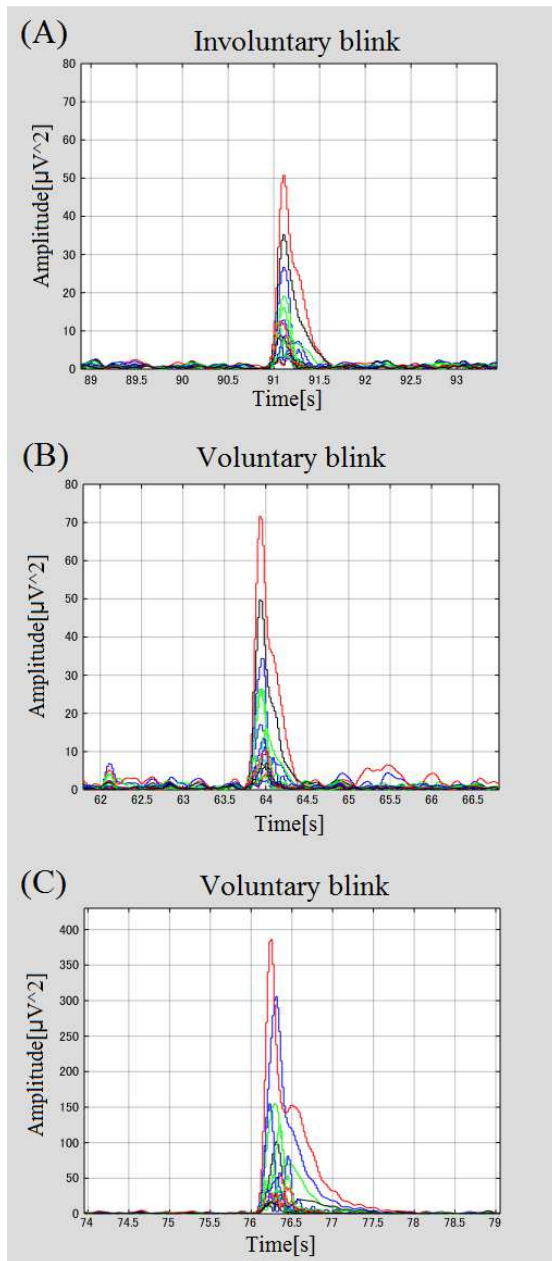


Fig.10 Comparison of frequency analysis for blink

(2) サポートベクターマシン (SVM)

SVMは教師あり学習を用いる2クラスのパターン識別手法であり、教師データから2クラス間の最大マージンを求めることで識別境界を決定する。また、SVMはカーネル関数を用いることでパターンを高次元特徴空間へ写像し、特徴空間上で線形分離を行うことができるため、線形問題のみならず非線形問題にも適用することができる。このため未学習データに対して高い識別性能を得ることができ、近年注目を集めている学習法である。

識別関数を式(2)のように定める。

$$y_n = \text{sign}(\mathbf{w}^T \mathbf{x} - h) \quad (2)$$

ここで、 \mathbf{w} は重みベクトル、 h は閾値、 \mathbf{x} は特徴量ベクトルである。このとき、マージン最大化問題は次の最適化問題

として与えられる。

$$\min_{\mathbf{w}, h} \frac{1}{2} \|\mathbf{w}\|^2 \quad (3)$$

$$\text{subject to } y_n(\mathbf{w}^T \mathbf{x} - h) \geq 1 \quad (4)$$

ただし、式(4)は制約条件である。一般的に、この最適化問題は双対問題に帰着して解かれる。ラグランジュ関数を導入すると、この最適化問題は次に示すようなラグランジュ乗数 α に関する最適化問題に帰着する。

$$\max_{\alpha} \sum_{n=1}^N \alpha_n - \frac{1}{2} \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^N \alpha_n \alpha_m y_n^T y_m K(\mathbf{x}_n, \mathbf{x}_m) \quad (5)$$

$$\text{subject to } \sum_{n=1}^N \alpha_n y_n = 0, \alpha \geq 0 \quad (6)$$

ただし、 $K(\mathbf{x}_n, \mathbf{x}_m)$ はカーネル関数である。この最適化問題を解くことにより、2クラスを識別する関数を算出することができる。その識別関数に識別したいデータを代入することにより、不随意性瞬目と随意性瞬目の識別を行った。

なお、本研究ではカーネル関数として式(7)に示すRBFカーネルを用いた。

$$K(\mathbf{x}_n, \mathbf{x}) = \exp(-\gamma \|\mathbf{x}_n - \mathbf{x}\|^2) \quad (7)$$

本実験では、リアルタイムで瞬目を識別することが必要となるため、常に0.5秒間のデータを保持するよう設定し、図11に示すように、瞬目の第2ピークが表2に示した瞬目識別条件に当てはまった瞬間に、そこから0.5秒前までのデータを読み出す。そのデータを5.1節で述べた短時間フーリエ変換により周波数解析し、4つの電極それぞれの最大スペクトル値を並べた4次元ベクトルを特徴量とした。特徴量ベクトルを式(8)に示す。

$$\mathbf{x} = [STFT_{max_{ch1}}, STFT_{max_{ch2}}, STFT_{max_{ch3}}, STFT_{max_{ch4}}]^T \quad (8)$$

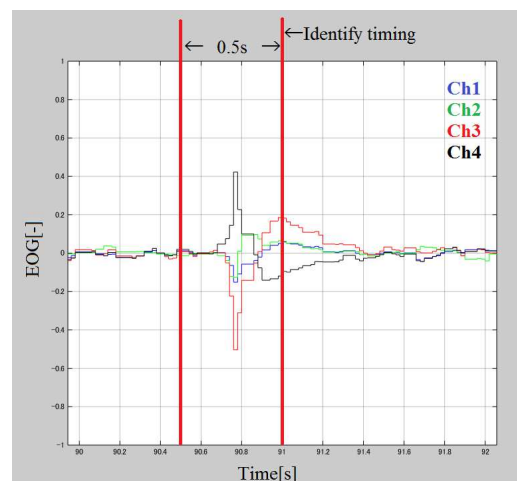


Fig.11 Time interval for feature extraction

(3) 瞬目識別実験

教師データおよび検証データの収集のため、7日間に分けて瞬目に対する眼電位データを収集した。ここで、随意性瞬目は正面を向いた状態で、不随意性瞬目は動画を見ている際に取得した。

識別器を作成するため、前半4日間で不随意性瞬目・随意性瞬目それぞれ1600個ずつ波形を収集した。ここで、教師データは実験環境(電極の貼り付け位置, インピーダンス, 正規化の誤差)の違いにも対応できるように、4日間で収集したデータの中からランダムに不随意性瞬目・随意性瞬目それぞれ100個ずつ抽出し、識別器を作成した。また、教師データに選ばれなかった1500個のデータの中からランダムに不随意性瞬目・随意性瞬目それぞれ100個ずつのデータセットを15セット作成し、検証データとした。

後半3日間では、教師データと異なる実験環境での識別率も確認するために、前半4日間とは異なる最大値のもとで正規化を行い、不随意性瞬目・随意性瞬目それぞれ60個ずつのデータセットを16セット作成し、検証データとした。

(4) 瞬目識別結果

前半4日間における15セットの検証データおよび後半3日間における16セットの検証データにおける識別率を表9に示す。

Table 9 Accuracy of blink identification [%]

(a)Former 4 days			(b)Latter 3 days				
	involuntary blink	voluntary blink		involuntary blink	voluntary blink		
Day1-4	1 ^o	91 ^o	91 ^o	Day5-7	1 ^o	98 ^o	98 ^o
	2 ^o	89 ^o	96 ^o		2 ^o	88 ^o	100 ^o
	3 ^o	85 ^o	94 ^o		3 ^o	87 ^o	80 ^o
	4 ^o	92 ^o	98 ^o		4 ^o	95 ^o	98 ^o
	5 ^o	89 ^o	87 ^o		5 ^o	97 ^o	82 ^o
	6 ^o	88 ^o	93 ^o		6 ^o	92 ^o	97 ^o
	7 ^o	87 ^o	95 ^o		7 ^o	67 ^o	95 ^o
	8 ^o	93 ^o	94 ^o		8 ^o	83 ^o	93 ^o
	9 ^o	88 ^o	95 ^o		9 ^o	93 ^o	98 ^o
	10 ^o	81 ^o	97 ^o		10 ^o	97 ^o	88 ^o
	11 ^o	93 ^o	93 ^o		11 ^o	93 ^o	80 ^o
	12 ^o	87 ^o	94 ^o		12 ^o	80 ^o	97 ^o
	13 ^o	92 ^o	97 ^o		13 ^o	92 ^o	98 ^o
	14 ^o	92 ^o	93 ^o		14 ^o	93 ^o	98 ^o
	15 ^o	90 ^o	96 ^o		15 ^o	92 ^o	78 ^o
Average	89.1 ^o	94.2 ^o	Average		89.8 ^o	91.8 ^o	

表9より、全体的に高い識別率が得られたが、随意性瞬目の識別率が78%になるところがあった。ここで、随意性瞬目は電動車いすを停止させるときのコマンドとして用いられるため、実際に使用する際には随意性瞬目を不随意性瞬目と誤認識されてはならない。そこで、随意性瞬目の識別率を高めるために、不随意性瞬目の教師データにおいて、随意性瞬目の数値に近いものを意図的に削除して、識別器を再度作成した。表9と同様の方法で識別率を求めた結果を表10に示す。

Table 10 Accuracy of blink identification (after modification) [%]

(a)Former 4 days			(b)Latter 3 days				
	involuntary blink	voluntary blink		involuntary blink	voluntary blink		
Day1-4	1 ^o	76 ^o	99 ^o	Day5-7	1 ^o	87 ^o	100 ^o
	2 ^o	72 ^o	100 ^o		2 ^o	75 ^o	100 ^o
	3 ^o	70 ^o	96 ^o		3 ^o	80 ^o	100 ^o
	4 ^o	71 ^o	100 ^o		4 ^o	83 ^o	100 ^o
	5 ^o	77 ^o	100 ^o		5 ^o	85 ^o	100 ^o
	6 ^o	77 ^o	100 ^o		6 ^o	92 ^o	100 ^o
	7 ^o	73 ^o	99 ^o		7 ^o	68 ^o	93 ^o
	8 ^o	69 ^o	100 ^o		8 ^o	88 ^o	95 ^o
	9 ^o	81 ^o	100 ^o		9 ^o	82 ^o	98 ^o
	10 ^o	66 ^o	100 ^o		10 ^o	95 ^o	95 ^o
	11 ^o	73 ^o	99 ^o		11 ^o	83 ^o	97 ^o
	12 ^o	73 ^o	100 ^o		12 ^o	75 ^o	100 ^o
	13 ^o	77 ^o	97 ^o		13 ^o	83 ^o	100 ^o
	14 ^o	72 ^o	99 ^o		14 ^o	87 ^o	100 ^o
	15 ^o	73 ^o	99 ^o		15 ^o	90 ^o	100 ^o
Average	73.3 ^o	99.2 ^o	Average		82.2 ^o	98.6 ^o	

教師データを変更することにより、随意性瞬目をほぼ100%識別することができるようになり、停止に対する安全性が高まったと言える。しかし、不随意性瞬目の識別率は減少し、不随意性瞬目でも停止してしまう可能性が高まった。

6. 操縦性能比較実験

(1) スラローム走行

4.3節の図8に示した実験と同じ方法で、不随意性瞬目と随意性瞬目の識別を行う場合(SVMあり)と行わない場合(SVMなし)で走行性能にどれだけの差が出るかを検証した。走行時間と走行中に停止した回数の結果を表11に示す。

Table 11 Traveling time and times of stop in slalom test

	without identifier (SVM)		with identifier (SVM)	
	time [s] ^o	times of stop ^o	time [s] ^o	times of stop ^o
1	63.09 ^o	8 ^o	64.40 ^o	8 ^o
2	58.85 ^o	9 ^o	64.06 ^o	8 ^o
3	73.41 ^o	11 ^o	62.33 ^o	7 ^o
4	70.99 ^o	12 ^o	75.47 ^o	10 ^o
5	65.73 ^o	11 ^o	66.04 ^o	10 ^o
Average	66.41 ^o	10.2 ^o	66.46 ^o	8.6 ^o

表11より、不随意性瞬目と随意性瞬目の識別を行っても、走行時間にそれほど差は見られなかったが、停止回数は減少する傾向が見られた。

停止回数が減少したにも関わらず、走行時間が変わらなかった理由として、このスラローム走行実験においては、長い直線区間が1か所しかないため、不随意性瞬目による停止がほとんど発生せず、走行時間に大きく影響しなかったものと考えられる。また、不随意性瞬目と随意性瞬目を識別することにより、識別に多少の時間がかかってしまうため、タイムラグが発生する。停止回数の減少により短縮された走行時間が、そのタイムラグによって

相殺されていると考えられる。

(2) 直線停止実験

6.1 節のスラローム実験では、不随意性瞬目と随意性瞬目の識別を行った場合と行わなかった場合での操縦性能の差異を検証したが、それほど大きな差は現れなかった。そこで、図 12 に示すように、10m の直線距離に 2m 毎に停止線を設け、停止位置では随意性瞬目により停止を行い、停止位置以外で不随意性瞬目により何回停止してしまうかを計測する実験を行った。

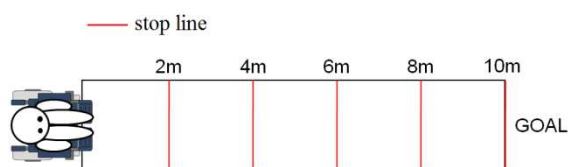


Fig.12 Experimental environment of stop test

実験コースには停止線が 5 か所あるため、停止回数が 5 回であれば誤認識がないことになる。実験結果を表 12 に示す。

Table 12 Traveling time and times of stop in stop test

試行回数	without identifier (SVM)		with identifier (SVM)	
	time [s]	times of stop	time [s]	times of stop
1	96.98 ^o	13 ^o	82.28 ^o	5 ^o
2	85.03 ^o	13 ^o	73.62 ^o	5 ^o
3	87.87 ^o	11 ^o	81.19 ^o	6 ^o
4	83.03 ^o	11 ^o	77.02 ^o	6 ^o
5	80.97 ^o	9 ^o	81.82 ^o	5 ^o
Average	86.78 ^o	11.4 ^o	79.19 ^o	5.4 ^o

表 12 より、不随意性瞬目と随意性瞬目の識別を行った場合では、3 回目と 4 回目を除いて停止回数は 5 回となり、平均でも 5.4 回と、瞬目の誤認識がほとんど見られなかった。不随意性瞬目と随意性瞬目の識別を行わなかった場合では、停止回数は倍程度となり、停止線までに 1 度は不随意性瞬目で停止してしまう結果となった。また、停止回数が多いため、走行時間も長くなる結果となった。

以上のことから、スラローム走行では直線区間が少ないため大きな差が見られなかったが、直線距離を走り続ける場合には、不随意性瞬目と随意性瞬目の識別を行うことの有用性が示されたと言える。

7. 結論

本研究では、眼電位を用いて眼球運動を識別し、電動車いすを操縦するシステムを開発した。そして、不随意性瞬目と随意性瞬目を周波数解析の結果から SVM を用いてリアルタイムで識別することを可能にした。これにより、不随意性瞬目により意図しない停止を行う可能性が低くなり、電動車いすの操縦性能が高まった。このことから、ALS のような運動神経細胞を侵される病気を患った方でも自分の意思で行動することができるようになると考えられる。一方、眼電位の個人による波形の違いは無視できず、高い識別率を得るためには個人別の調整が必要となった。

今後の課題として、上方視と瞬目の類似性による誤認識を減らすことが必要である。また、訓練による識別率の向上について調査を行うことが求められる。

参考文献

- 1) 眞鍋考雄, 田村宏樹, 淡野公一: 顔表情筋電位を用いた電動車椅子の制御実験, 情報科学技術フォーラム講演論文集, Vol.8, No.3, pp.541-542, 2009
- 2) 小西遼一, 石井千春: 生体信号により電動車いすを操縦するためのデバイスの開発, LIFE2014 生活生命支援医療福祉工学系連合大会, GS3-3, 2014
- 3) K. Takahashi, T. Nakauke and M. Hashimoto: Hands-Free Manipulation Using Simple Bio-Potential Interface System, Journal of System Design and Dynamics, Vol.1, No.4, 2007
- 4) 田中一男, 大竹博, 坂本博一: 脳波による車椅子の自動操縦実現のための 2 つの試み, 計測自動制御学会論文集, Vol.44, No12, pp.1006-1008, 2008
- 5) 奥川恭平, 中西正樹, 満倉靖恵, 高橋正樹: 随意性瞬目を用いた電動車いすの環境認識に基づく走行制御と実験的検証, 日本機械学会論文集, Vol.80, No.813, 2014
- 6) 齊藤弘諭, 小西遼一, 石井千春: 眼電位(EOG)を用いた電動車いすの制御, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'15 講演論文集, No.15-2, 2A1-H09, 2015
- 7) T. Kikuchi and C. Ishii: Identification of Finger Operation using Support Vector Machine and Control of Myoelectric Prosthetic Hand based on Integrated Electromyogram, Proceedings of the 2014 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, pp.1272-1277, 2014