

## 脳波駆動機器における動作信頼性評価および誤動作率低減に関する検討

富樫 亮太 (鶴岡工業高等専門学校 生産システム工学専攻, s170021@edu.tsuruoka-nct.ac.jp)

小野寺 良二 (鶴岡工業高等専門学校 創造工学科, r-onodera@tsuruoka-nct.ac.jp)

穴戸 道明 (鶴岡工業高等専門学校 創造工学科, m-shishido@tsuruoka-nct.ac.jp)

### Evaluation of operation reliability and malfunction rate reduction in noncontact control of motor

Ryota Togashi (Department of Advanced Engineering, National Institute of Technology, Tsuruoka College, Japan)

Ryoji Onodera (Department of Creative Engineering, National Institute of Technology, Tsuruoka College, Japan)

Michiaki Shishido (Department of Creative Engineering, National Institute of Technology, Tsuruoka College, Japan)

#### 要約

近年、少子高齢化に伴う介護支援の労働力不足が社会的問題として認識されている。そのような社会的背景の中で、脳波で外部機器を非接触制御する技術 (Brain-Computer Interface: BCI) は盛んに研究されている。しかし、BCIが社会に還元され日常生活のサポートに応用される速度は鈍い現状にある。その要因として、高コストや複雑な制御動作を要することに起因するシステムの不安定性等がある。これらのことから、本研究では、シリアル動作に特化するというシステムの単純化を図るBCIを構築し、その動作信頼性 (課題成功率・誤動作率) を評価してきた。その結果、技術的課題として、モータの制御手法が不適切であることや、簡易脳波計の評価精度が低いこと等が挙げられた。本稿では、モータの制御手法を変更した方式を提案し、従来手法と提案手法間における①課題成功率の向上効果、②誤動作率の低減効果について評価した。実験では、各被験者 ( $n = 10$ ) に対して、両手法によるモータ制御実験を5回ずつ実施した。その結果、評価項目①では全被験者において課題成功率の向上を確認した。また、評価項目②においても同様に、全被験者において誤動作率の低減を確認した。その後、両項目について10名のデータからそれぞれ平均を算出し、有意水準1%で対応のあるt検定を実施した。その結果、課題成功率が13.3%有意に増加、誤動作率が8.8%有意に低下した ( $p < .01$ )。このことから、従来手法よりも提案手法の方がより随意性・安全性に優れることが示唆された。

#### キーワード

Brain-Computer Interface, 脳波, 課題成功率, 誤動作率, 集中

#### 1. 緒言

昨今の少子高齢化にともない、介護支援の労働力不足が社会的課題として問題視されている (厚生労働省, 2015)。とりわけ、介護福祉分野では省力化が求められており (厚生労働省, 2017)、実用的で利便性のあるデバイス開発への期待は大きい。例えば、これまでも操作者の支援を目的としたさまざまなインタフェース開発がなされてきた (井上他, 2012; 中沢, 2016; 長谷川, 2008; 松本, 2009)。

その一方で、生体から得られる情報をひとつの制御信号とみなしてコンピュータに入力することで、ヒトと機械との通信に利用しようとする考えがある。この考え方に脳機能の指標を適応すれば、ヒトの意思を動作や言語を媒介せず、ダイレクトに機械制御に利用することが可能となる (木村・山崎, 2010)。この脳機能の指標を入力信号として機械制御を行う技術をBrain-Computer Interface (BCI) と呼ぶ。BCIの実現により、脊髄損傷による四肢麻痺患者や進行性神経疾患などで完全に運動機能を失った場合でも、周囲とのコミュニケーションチャネルの確保が可能となる。

近年、医療現場に用途が限定されていた脳波は、リラクゼーションやコミュニケーション用のツール、車を遠隔操作するためのインタフェース、ロボットアームのリアルタイム制御、車いすを用いた移乗支援などのように、娯楽産業や交通シス

テムの分野、介護福祉分野への普及が進んでいる (天間他, 2014; 平田他, 2012; 毛利, 2016)。しかしながら、BCIは研究の領域を拡大しているが、いまだ研究の域を出ず、十分に社会に還元されていない状況にある。現状のBCIは、複雑な制御機構を有することによるシステムの不安定性、計測機器の低コスト化などの課題が指摘されている (雑賀他, 2009)。よって、システムの単純化を図り、シリアル動作に特化することで、介護福祉分野におけるニッチ市場への技術還元の加速化を狙える。とりわけ、誤差を含んでも構わない機器操作への応用が期待される。一方で、こうした技術還元を目指した研究は数多くあるが、動作信頼性評価は十分になされていない。

これまで本研究では、ユーザの精神状態 (集中・弛緩) を1.0 sec毎に評価し入力信号として利用することで、単数のモータを制御するBCIシステムを構築してきた。その動作信頼性は、平均応答時間が2.0 sec、課題成功率は最高で63.4%と高値を示した。一方で、誤動作率は平均16.5%確認され、改善の必要性が示唆された。誤動作率低減へ向けた技術的課題として、駆動条件によるものや、簡易脳波計の計測データ精度が低いことがあげられた。

本研究では、思考時間全体で多数決方式を取る手法 (提案手法) と1 sec毎に入力信号を与える手法 (従来手法) の動作信頼性を評価した。とくに、モータ制御課題の実施における課題成功率の向上効果および誤動作率の低減効果を明らかにした。

## 2. モータ制御手法

### 2.1 従来手法によるモータ制御

従来手法では、1 sec 毎に集中・弛緩を評価し、モータに入力を与えていた。本稿では、従来手法によるモータ制御手法をPUT (Per Unit Time)方式と呼称する。

PUT方式の問題点として、集中状態にあるにも関わらず、弛緩状態であると判定されたとき、1 sec 単位でモータの駆動や停止といった誤動作に直結する。このことから、モータの駆動が断続的になり、安全性に欠ける・被験者にストレスを与えるなどの問題が生じる。したがって、モータの断続的駆動と簡易脳波計の評価精度の補完は解決すべき課題であるといえる。

### 2.2 提案手法によるモータ制御

日高他 (2015) は、1 sec 単位で脳波状態を判定した後、思考時間全体 (例：10秒間の脳波データ) で多数決方式をとる voting 判定を提案し、簡易脳波計の評価精度を補完している。本研究では、voting 判定を採用したモータ制御方式をVOT (Vote)方式と呼称し、BCIシステムに実装する。

図1にVOT方式によるモータ制御例を示す。VOT方式では、思考時間全体で集中・弛緩を評価し、モータに入力を与える。まず、PUT方式と同様に1 sec 毎に集中・弛緩を評価する。その後、思考時間全体で集中と弛緩のどちらが多数を占めるか判定し、過半数 (閾値：6/10) を占める方をその思考時間を代表する精神状態とする。このとき、思考時間全体でC (Concentration)と判定された場合はモータを駆動、R (Relaxation)と判定された場合はモータを停止するアルゴリズムを構築した。その後、評価区間を1 sec ずらし、再度同様の判定を行う。この方式を導入することで、連続的なモータ駆動と簡易脳波計の評価精度の補完が期待される。

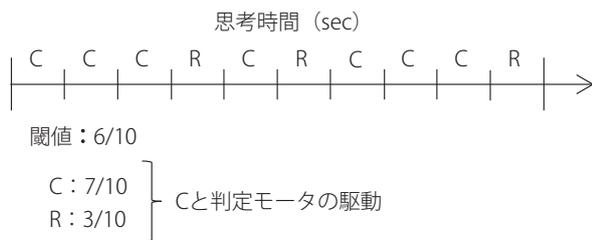
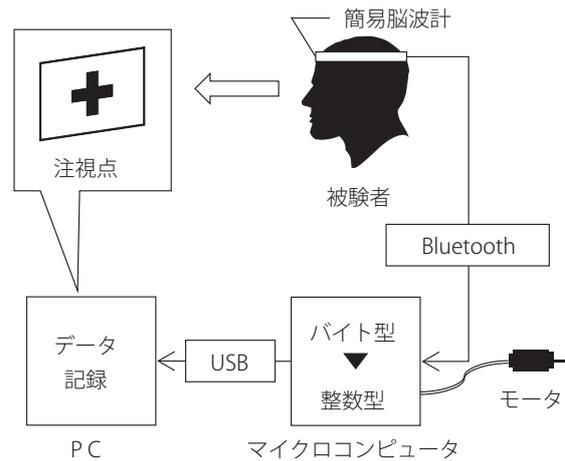


図1：VOT方式によるモータ制御手法

## 3. 実験装置

### 3.1 BCIシステム概要

図2にBCIシステムの概略図を示す。BCIシステムは、簡易脳波計 (MindWave Mobile, NeuroSky)、マイクロコンピュータ (Arduino UNO R3, Arduino)、モータ (RE-260, MABUCHI MOTOR)、PCより構成される。まず、簡易脳波計より脳波を512 Hzでサンプリングし、注意機能値 (attention: 集中、meditation: 弛緩) を評価する。その後、マイクロコンピュータにて計測データをバイト型から整数型へ変換し、PCに記録する。このとき、簡易脳波計とマイクロコンピュータ間はBluetoothによる無線通信よりデータの送信を行い、マイク

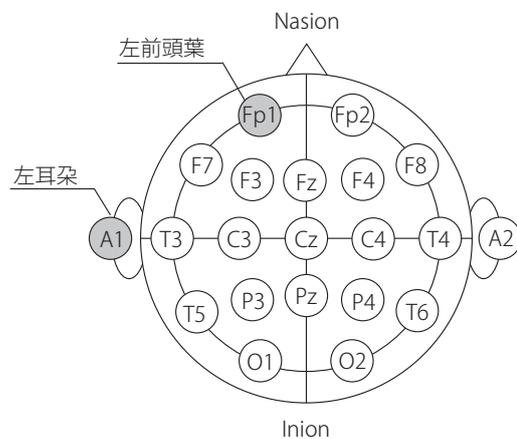


ロコンピュータとPC間はUSBケーブルによる有線通信にてデータの送受信を行う。計測データが駆動条件を満足したとき、モータが駆動する設定とした。また、眼球運動による生体ノイズの混入を防ぐためPC画面中央に注視点を表示した。

### 3.2 簡易脳波計概要

従来からある脳波計測は、高額で大掛かりな装置が用いられ、導電性ジェルを付けた電極を多数頭部に取り付けるウェット型のものが主流である (牧他, 2012)。このため、我々が想定する日常生活での使用は困難である。そこで本研究では、社会への技術還元加速化を図るため、低拘束・低コストが特徴である簡易脳波計に着目した。従来の脳波計は、てんかんや意識障害などの症状を判別するため高い計測精度が要求される。一方、簡易脳波計はBCIへの応用や学習効率の把握など、産業に応用するため低コスト化が要求される。したがって、本研究では可搬性を有し低コストである点を優先した簡易脳波計を用いることとした。

簡易脳波計は、前額部に位置する1点のドライ型電極 (測定電極) と耳朶に位置する基準電極の電位差により脳波を計測しており、脳波の電圧データ、FFT解析による各周波数帯域の抽出 ( $\delta$ 波、 $\theta$ 波、 $\alpha$ 波、 $\beta$ 波、 $\gamma$ 波)、eSenseアルゴリズムによる集中・弛緩の算出 (それぞれ0~100の範囲で評



価)が可能である。本システムでは、この集中・弛緩をモータ駆動の入力信号として利用した。

図3に国際10-20法に基づく電極配置図を示す。測定電極が位置する箇所は、国際10-20法に基づいており、Fp1とよばれる。Fp1は、左前頭葉部と呼ばれ思考や行動、意欲、注意、情動処理などのヒト固有の高次脳機能を司る部分であるとされ(佐藤, 2012)、測定部位の妥当性は確保されている。

#### 4. 動作信頼性評価

##### 4.1 被験者の選定および実験環境

本実験は、機器の使用によって人体への影響がないことを確認している。そのため、被験者への影響はない。また連結不可能匿名化したデータのみを用いているため、個人情報の保護は十分になされている。さらに実験への参加・中止は、本人の意思に委ねられており、実験参加者の心理的苦痛をもたらさないものと想定される。

被験者は、19～22歳の健常である学生10名(平均年齢21.1 ± 1.04)とし、事前に実験の趣旨と方法について説明し、十分な理解を得た。

実験は、①外部からの影響を最小限に抑えられること、②電磁的ノイズに強いことの2点から、2.7 × 2.6 × 2.0 mのシールドルーム内に実施した。また、室内環境の不快感による被験者の注意機能状態の変化を防ぐために、室内温度を24～26℃、湿度を55～70%に維持した(Peder, 2018)。

##### 4.2 実験課題

図4に実験タイムチャートを示す。実験は、閉眼安静(Rest)とモータ制御区間(Task)の2パートで構成される。モータ制御区間を30 sec、その前後の閉眼安静を60 secとし、全実験時間を150 secとした。モータ制御区間は、インターバルとローテーションから構成され、インターバルは瞬目や体動を許容する区間、ローテーションはモータの駆動想起によりモータ駆動を試みる区間である。また、被験者に対しPCの画面上に表示された“+”によって、インターバとローテーションを5 sec毎、交互に取り組むように指示する。

閉眼安静は、興奮状態の脳波を安静状態にさせることが目的である。さらに、脳波へのノイズ混入を防ぐために、全実験時間において不要な体動や瞬目を控えるように指示した。

##### 4.3 評価方法

実験では、PUT方式とVOT方式間における①課題成功率の

向上効果、②誤動作率の低減効果を評価する。1人の被験者に対して、2手法によるモータ制御課題を各5回ずつ実施し、課題成功率と誤動作率を算出した。その後、手法の差異による課題成功率の向上効果および誤動作率の低減効果であることを確認するために、10人分のデータの平均を算出し、対応のあるt検定を実施した。検定は、両側検定であり有意水準は1%とした。

モータの駆動が5 sec間の場合を成功(100%)、3 sec以上を部分的成功(50%)と定義し、それぞれの個数をS、Pとする。その後、課題成功率を式(1)より導出した。

$$\text{課題成功率}(\%) = \frac{S + (P \times 0.5)}{15} \times 100 \quad (1)$$

誤動作率は、全実験時間 $T_E$ (sec)に対する総誤動作時間 $T_M$ (sec)の割合より算出した。全実験時間を通して、誤動作を起こした時間をタイマーで計測し、誤動作率を式(2)より導出した。

$$\text{誤動作率}(\%) = \frac{T_M}{T_E} \times 100 \quad (2)$$

##### 4.4 実験結果および考察

図5にPUT方式とVOT方式の課題成功率および誤動作率を示す。課題成功率では、VOT方式がPUT方式と比較し有意に向上した( $p < .01$ )。これは、VOT方式の方がPUT方式よりも随意的にモータを制御できたことを意味し、十分な精度改善

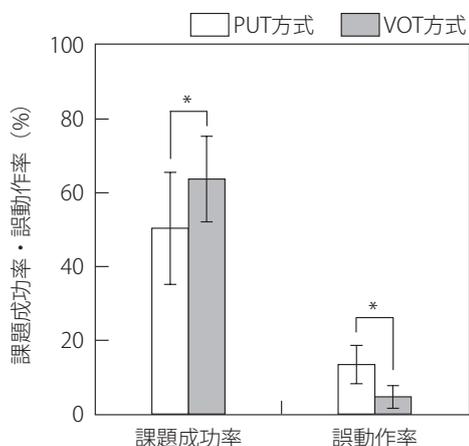


図5：PUT方式およびVOT方式における課題成功率・誤動作率  
注：Mean ± S.D., \*:  $p < .01$

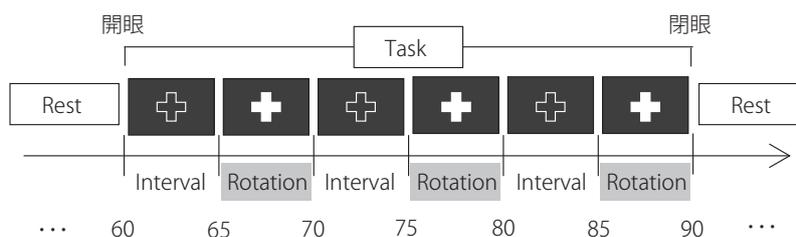


図4：実験タイムチャート

を確認した。VOT方式が優れた結果であるのは、モータが連続的駆動することで被験者にストレスを与えなかったことが要因として考えられる。一方、PUT方式ではモータへの信号入力1 sec毎であったため、簡易脳波計にて誤判定が生じた際に、1 sec単位でモータの駆動や停止といった誤作動を起こした。その結果、モータの駆動が断続的になり被験者にストレスを与えることによって課題成功率が低下したと考えられる。

誤動作率では、VOT方式がPUT方式と比較し有意に低下した ( $p < .01$ )。これは、VOT方式がPUT方式よりも誤動作が少なくモータを制御できていることを意味し、安全性に関して改善がなされた。VOT方式において誤動作率が低下したのは、簡易脳波計にて誤判定が生じた場合でも、その前後のデータを参照するという方式であるため、簡易脳波計の評価精度を補完できていたことが要因として考えられる。PUT方式では、閉眼安静区間 (Rest) で誤動作が平均13.4%確認された。閉眼安静区間に誤動作が生じた際、モータの駆動音が被験者に聴覚刺激としてフィードバックされることにより、弛緩状態を乱され誤動作に繋がる問題を確認した。一方で、VOT方式では平均4.6%とほぼ誤動作を生じなかったため、弛緩状態が維持されモータのさらなる誤動作は生じなかった。

両手法で確認された問題点として、モータ制御区間 (Task) が終了し閉眼安静区間に移行する際に、視覚刺激や集中状態の維持によって脳波が乱れた状態になることによりモータが誤動作するケースを確認した。この問題点の解決策として、①区間が移行する際の脳波を測定し、②その脳波の特徴量を機械学習にかけ、③ある特定の特徴を検出するとモータを停止させるというアルゴリズムを構築することが考えられる。

## 5. 脳波パワー優勢率による特徴解析

### 5.1 脳波

脳波は、脳の神経細胞から出る微弱な周期性の電位変動、またはそれを記録したものである。脳波の電圧は数十 ( $\mu V$ ) 程度と非常に微弱であり、人間の精神活動や意識状態の変化に伴い異なるパターンを示す。

表1に各周波数帯域の名称と心理状態を示す。脳波は一般的に $\delta$ 波、 $\theta$ 波、 $\alpha$ 波、 $\beta$ 波、 $\gamma$ 波の5つに分類されるが、 $\delta$ 波は睡眠時に発生する脳波であるため、覚醒時を扱う本実験では発生しないと仮定し、 $\theta$ 波、 $\alpha$ 波、 $\beta$ 波の3種類とした。また、 $\gamma$ 波は極度の緊張時や高レベルの認知処理時に発生する脳波であるため解析から除外した。

弛緩状態では $\alpha$ 波が優位に出現することはよく知られているが、弛緩時に $\theta$ 波が増加したという研究事例もあるため

表1：各周波数帯域の名称と心理状態

Type of EEG	Frequency band (Hz)	Human states
$\delta$	0.5 ~ 3	Sleep
$\theta$	4 ~ 7	Doze
$\alpha$	8 ~ 13	Relax
$\beta$	14 ~ 30	Open eyes, Act
$\gamma$	31 ~	Focus

(Gregg and Richard, 2004)、 $\alpha$ 波、 $\beta$ 波に加えて $\theta$ 波も解析対象とした。

### 5.2 脳波パワー優勢率の算出

本解析では、簡易脳波計より抽出された $\theta$ 波、 $\alpha$ 波、 $\beta$ 波のパワースペクトルを用いる。さらに、これらの帯域の全帯域中に含まれる割合を求めることで、特徴解析を行うことを考える。

簡易脳波計から抽出された各パワーの総和を求め、全体のパワー総和に含まれる割合 (脳波パワー優勢率と呼称) を相対的な数値として表す。

各周波数帯域のパワーを $P_i$  ( $i = \theta, \alpha, \beta$ )、各周波数帯域のパワー総和を $P_{sum}$ とすると、 $P_{sum}$ は式(3)で表される。

$$P_{sum} = P_{\theta} + P_{\alpha} + P_{\beta} \quad (3)$$

脳波パワー優勢率 $G_i$ は全体のパワー総和に対する $i$ 波パワー比率であり、式(4)によって求めることができる。

$$G_i = \frac{P_i}{P_{sum}} \quad (4)$$

### 5.3 3次元状態図による脳波特徴解析

前田他 (2012) は、脳波全体の挙動をマクロに解析するため、導出した脳波パワー優勢率を3次元状態図で表現している。この解析方法を参考にし、本解析では、閉眼安静区間とモータ制御区間における脳波をマクロに解析することを目指す。導出した脳波パワー優勢率 $G_i$ を、X軸に $\theta$ 波、Y軸に $\alpha$ 波、Z軸に $\beta$ 波を対応させることで、3次元状態図で表現する。脳波を3次元状態図でプロットすることにより、各脳波パワー優勢率の関連性を確認できる。これにより、被験者が集中・弛緩状態にあるとき脳波パワー優勢率がどのように分布するのかを確認する。

図6に脳波パワー優勢率の3次元状態図を示す。弛緩状態における分布 (Rest) は、身体的または精神的に落ち着いている状態で多く観測される傾向にある $\theta$ 波、 $\alpha$ 波の割合が高くなる。一方、集中状態 (Task) では、覚醒状態で優位に出現

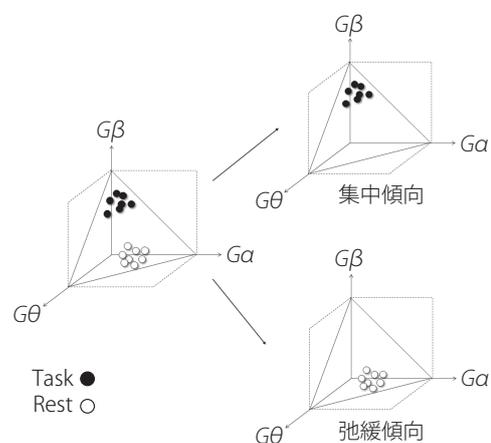


図6：脳波パワー優勢率の3次元状態図

する  $\beta$  波の割合が高くなると想定される。これを3次元パワール散布図で表現すると、三角形平面における中央付近の低い位置に分布するほど弛緩傾向が高くなる。一方、より高い位置で左奥付近に分布するほど集中傾向が高くなると考えられる。 $G_\alpha$ 、 $G_\theta$ 、 $G_\beta$ の座標軸先端を結ぶように描かれた三角形平面は  $G_\alpha + G_\theta + G_\beta = 1$  を表しており、脳波パワー優勢率はこの平面上に分布する。

#### 5.4 実験結果および考察

表2に閉眼安静区間およびモータ制御区間における各脳波パワー優勢率の平均値を示す。閉眼安静区間とモータ制御区間の脳波パワー優勢率を比較すると、 $\alpha$  波は21.2%の減少、 $\beta$  波は13.6%の増加を確認した。 $\alpha$  波のパワー優勢率の減少は、閉眼状態から開眼状態へ移行する際に生じる  $\alpha$  波ブロッキングによるものと、 $\beta$  波のパワー優勢率の増加に伴うものであると推測される。一方、 $\beta$  波のパワー優勢率の増加は、被験者が集中状態になることに起因するものであり、妥当な結果となった。

表2：閉眼安静区間およびモータ制御区間における各脳波パワー優勢率の平均値

	Rest (%)	Task (%)
$G_\alpha$	6.2	13.7
$G_\theta$	71.1	49.9
$G_\beta$	22.7	36.3

図7に被験者Bの脳波パワー優勢率の分布を示す。閉眼安静区間の脳波パワー優勢率は、三角形平面の右下側に集中して分布しており、被験者は弛緩傾向であることが分かる。一方、モータ制御区間の脳波パワー優勢率の分布は、三角形平面の中央右付近に分布しており、被験者は集中傾向であることが確認できる。

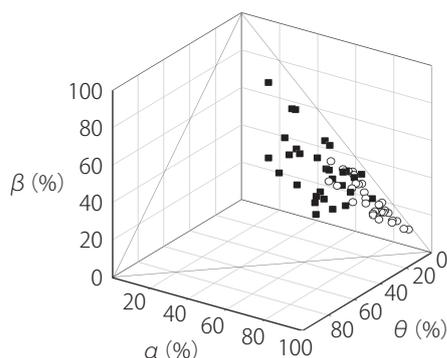


図7：脳波パワー優勢率の分布図(被験者B)

#### 6. 結言

本研究では、VOT方式とPUT方式においてモータ制御課題を実施し、動作信頼性を課題成功率と誤動作率より評価した。また、モータ制御課題時における被験者の脳波を3次元状態図よりマクロに解析した。得られた結果の要約を以下に示す。

- VOT方式とPUT方式間でt検定を実施した結果、課題成功率が13.3%有意に増加、誤動作率が8.8%有意に低下した。
- 脳波を3次元状態図より解析した結果、閉眼安静区間では弛緩傾向、モータ制御区間では集中傾向を確認した。
- VOT方式の平均誤動作率は、4.6%と低値を示し、福祉機器への応用可能性が示唆された。

#### 引用文献

- Gregg, D. J. and Richard, F. (2004). EEG spectral analysis of relaxation techniques. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, Vol. 29, No. 4, 245-254.
- 長谷川良平 (2008). ブレイン-マシンインタフェースの現状と将来. 電子情報通信学会誌, Vol. 91, No. 12, 1066-1075.
- 日高智貴・王元元・河合由起子・奥田次郎 (2015). 脳波を用いたスマートフォンのアプリ自動制御方式. 情報処理学会インタラクティブ2015論文集, 647-652.
- 平田雅之・柳澤琢史・松下光次郎・Morris Shayne・神谷の康・鈴木隆文・吉田毅・佐藤文博・齋藤洋一・貴島晴彦・後藤哲・影山悠・川人光男・吉峰俊樹 (2012). ブレイン・マシン・インターフェースによる機能支援—リアルタイムロボットアーム制御とワイヤレス完全体内埋込装置の開発— (特集ニューロリハビリテーションの進歩). Vol. 21, No. 7, 541-549.
- 井上剛伸・塚田敦史・酒井美園・坂上勝彦・諏訪基 (2012). 重度障害者の自律移動支援機器の開発に関する研究—個別対象によるオーファン・プロダクツの開発—. バイオメカニズム, Vol. 21, 65-77.
- 木村達洋・山崎清之 (2010). 最近のBrain-Computer-Interface (BCI) 研究の動向. 東海大学紀要 開発工学部, Vol. 20, 7-12.
- 厚生労働省 (2015). 平成27年「介護保険事業状況報告(年報)」。 [https://www.mhlw.go.jp/topics/kaigo/osirase/jigyo/15/dl/h27\\_point.pdf](https://www.mhlw.go.jp/topics/kaigo/osirase/jigyo/15/dl/h27_point.pdf). (閲覧日2019/2/14)
- 厚生労働省 (2017). 平成29年 介護サービス施設・事業所調査の概況. <https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kaigo/service17/dl/gaikyo.pdf>. (閲覧日2019/2/14)
- 前田陽一郎・一井亮介・高橋泰岳 (2012). 脳波情報を用いたリラクゼーションサウンド生成システムの構築. 知能と情報(日本知能情報ファジィ学会誌), Vol. 24, No. 5, 967-978.
- 牧義人・中村剛士・加納政芳・山田晃嗣 (2012). 簡易な脳波センサにおける開眼・閉眼の影響の調査. 日本知能情報ファジィ学会ファジィシステムシンポジウム講演論文集, Vol. 28, 631-636.
- 松本吉央 (2009). 人の移動を支援するビジョン技術—車いすのビジョン—. 日本ロボット学会誌, Vol. 27, No. 6, 608-612.
- 毛利元昭 (2016). 脳波計測実験のための簡易で安価な環境構築. Com=コム: 愛知大学情報メディアセンター紀要, Vol. 26, No. 1, 49-62.
- 中沢信明 (2016). 福祉ロボットとヒューマンインタフェース. エレクトロニクス実装学会誌, Vol. 19, No. 6, 389-393.

- 
- 雑賀広記・三浦直樹・王碩玉 (2009). 黙読を用いた Brain-Computer Interface の開発. *バイオメディカル・フアジィ・システム学会誌*, Vol. 11, No. 1, 61-66.
- 佐藤正之 (2012). 前頭葉の機能解剖と神経心理検査—脳賦活化実験の結果から—. *高次脳機能研究*, Vol. 32, No. 2, 227-236.
- 天間勇樹・松本峻・松原幹・橋本泰成 (2014). 電動車椅子を制御するBMIによる脳波訓練法の開発 (MEとバイオサイバネティックス). *電子情報通信学会技術研究報告 = IEICE technical report : 信学技報*, Vol. 114, No. 79, 5-8.
- Wolkoff, P. (2018). Indoor air humidity, air quality, and health: An overview. *International Journal of Hygiene and Environmental Health*, Vol. 221, No. 3, 376-390.

(受稿：2019年2月19日 受理：2019年8月1日)