

随伴陰性変動関連電位を利用した脳波スイッチの提案と ROC 解析による評価

加藤 康広*¹ 米村 朋子*² 鮫島 和行*¹ 前田 太郎*² 安藤 英由樹*²

BCI Switch Using Detection of Contingent Negative Variation and
Its Evaluation Based on ROC Analysis

Yasuhiro X Kato*¹, Tomoko Yonemura*², Kazuyuki Samejima*¹, Taro Maeda*², and Hideyuki Ando*²

Abstract – Our aim of this study is to develop a brain-computer interface (BCI) for use in our day-to-day lives. However, most of conventional BCIs have not taken into account the user's intention, especially in a case that the BCIs are always-running. In such a situation, these BCIs must work only when a user desires to use, but these BCIs might also work by a user's unintentional thought. We, therefore, proposed a new BCI system called the BCI switch. The BCI switch was designed to be activated by detection of the contingent negative variation (CNV)-related potentials, depending on user intentions for startup or shutdown of a conventional BCI system. Detection of CNV-related potentials was chosen to improve the single-trial discrimination of user intentions to switch because CNV had a high signal-to-noise ratio and needed high concentration for its elicitation. In this study, we evaluated its efficacy by using a receiver operating characteristic analysis. The result suggests that our proposed system might work as a switch of startup or shutdown by single-trial detection of imaginary response to user's intention without physical reaction.

Keywords : Brain Computer Interface, EEG, Contingent Negative Variation, BCI switch

1. はじめに

脳波から得られた情報によって外部機器を操作することを目指したブレインコンピュータ・インタフェース (Brain-Computer Interface: BCI) は、生活の質 (Quality of Life: QOL) を向上するための福祉機器として、その開発が精力的に進められている^{[1]–[9]}。BCI を福祉機器に応用する理由として (1) 脳波からの情報によって外部機器を操作することで、身体動作による操作がかならずしも必要とならない (2) 脳波を検出する電極を頭皮上に設置するため、非侵襲な計測手法である (3) 脳波計は比較的小型であり、使用時の生活活動を妨げにくいなどといった利点があり、その実現が高く期待されている。これまでに提案された多くの BCI は、特定の課題時における脳波の変化を計測・解析することで、課題に応じた使用者の意図を判定し、外部機器を操作する方法を採用している。例えば、 α 波や β 波などの定常的な周波数を解析する方法^[1] や、身体動作のイメージによる脳活動の変化を解析する方法^{[2], [6]}、点滅している光源の注視など感覚入力にもとづく脳活動の変化を利用した方法^{[3], [7]} な

どである。ところが、これら従来の BCI は、使用者の使用意図の有無に応じて作動させる機構が欠如しており、非使用時において BCI の使用意図の有無に関わらずに作動するといった誤作動が危ぶまれていた^{[4], [5]}。この主な原因は、課題遂行時と類似した脳波が非使用時に検出された場合、課題遂行の意図の有無に関わらずに BCI が作動することにあった。また、これら BCI のセットアップや片づけなどは、使用者自身が随意に適時行える仕様となっていなかった。つまり、BCI の起動と停止には使用者以外の他者のサポートを必要とし、使用者が望むタイミングに合わせて BCI を利用することは困難であった。

そこで、このような問題を解決するために本稿では、BCI の使用意図に応じて BCI を起動・停止 (ON/OFF) という二値判定について、後述する誤作動の少ないと考えられる事象関連電位を利用した脳波スイッチを提案する。脳波スイッチとは、使用者が BCI を作動させたい、または停止 (アイドリング) させたいという意図を脳波から読み取って、BCI を起動・停止させるスイッチシステムである。いわば、テレビのリモコンに備わっている電源スイッチである。このシステムによって、非使用時には BCI が待機状態となり、懸念されていた非使用時における誤作動を抑止することができる (図 1)。

*1: 玉川大学 脳科学研究所

*2: 大阪大学 大学院情報科学研究科

*1: Brain Science Institute, Tamagawa University

*2: Graduate School of Information Science and Technology, Osaka University

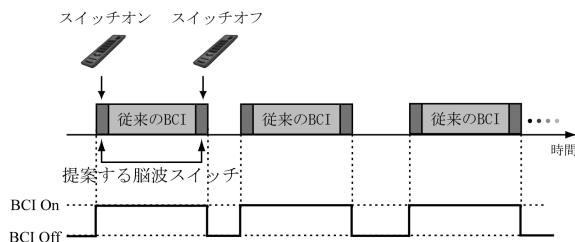


図1 脳波スイッチを組み込んだBCIの概要
Fig.1 Concept of our proposed BCI switch system integrated with conventional BCI

このような脳波スイッチは、判定の処理時間が短く、高い判定精度を持ち、そして身体動作を伴わずに思考のみによって作動できることが望ましい。これらの要求を実現するために、本稿では、集中の程度に応じて惹起する随伴陰性変動 (Contingent Negative Variation: CNV) 関連電位^{[10] - [13]}を単一の記録電極、単一試行からの検出・判定によって作動する脳波スイッチシステムを提案し、その実現性の評価をROC (receiver operating characteristic) 解析を用いて検討した。

2. 脳波スイッチ

本稿で提案する脳波スイッチは、連続した視覚刺激 S1 と S2 を周期的に使用者に提示し、同時に脳波を連続記録する。その際、記録した脳波から使用者のスイッチの意図の有無 (高い集中の程度) を CNV 関連電位の惹起の程度から識別することで BCI を起動・停止できるようにデザインした。

使用意図の識別に利用する CNV 関連電位は、2つの

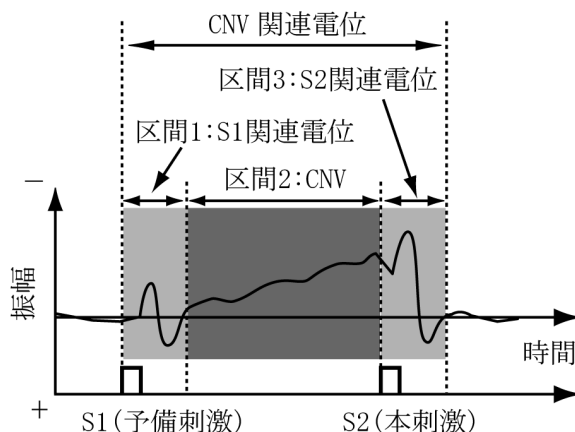


図2 CNV 関連電位とその3つの特徴区間 (区間1: S1 関連電位, 区間2: CNV, 区間3: S2 関連電位)

Fig.2 CNV-related potentials and three representative features (region 1: S1-related evoked potentials region 2: CNV, region 3: S2-related potentials).

連続した刺激間における高い集中によって惹起する事象関連電位 (Event-Related Potential: ERP) であり、図2に示す3つの特徴的な区間がある^{[11] - [13]}。これらの区間は、予備刺激 (S1) に対して P300 様の応答を示す S1 関連電位の区間1, S1 から本刺激 (S2) までの間に集中の程度に応じて陰性への変動を伴う S1-S2 陰性変動の区間2, S2 後に再び P300 様の応答を示す S2 関連電位の区間3である。このような CNV 関連電位を脳波スイッチに用いる主な理由は (1) 高い検出率 (2) 処理の負荷軽減 (3) 長時間使用時における高い快適性などの利点にある。具体的にはそれぞれ、(1) CNV 関連電位の惹起に高い集中が要求されると同時に、特徴区間を3つ有することで他の信号と区別しやすくなり、検出率が高まる (2) 注意・認知 (P300 など) や身体動作に関する事象関連電位や視覚誘発電位の解析に必要な一般的な加算平均数がそれぞれ 20 ~ 50 回, 30 ~ 50 回, 100 ~ 200 回であるのに対して、CNV 関連電位の加算平均数は 10 ~ 20 回と高い SN 比を有し、処理に必要な加算回数を減少させることができる (3) CNV 関連電位の計測に必要な記録電極は頭頂部1点で十分であり、電極装着など使用者の負担を軽減できるなどである。従って CNV 関連電位を利用することで、使用者の意図に応じた情報をより効率的に抽出し、かつ誤作動を軽減できると考えられる。

CNV 関連電位を惹起させるには、S2 に対して素早くボタン押しを課すことで集中度を高めることが一般的な方法^{[10] - [13]}である。本稿では、身体の自由が著しく制限されている重度の頸髄損傷や萎縮性側索硬化症などの重度身障者の利用を考慮し、身体動作を伴わない課題によって CNV 関連電位を惹起させる方法を用いた^{[14], [15]}。具体的には、S1 直後から S2 までの間により多くの計数を行う課題によって集中の程度を高め、思考のみで CNV 関連電位を惹起させるを試みた。視覚刺激を用いた理由は、音響刺激などの他の感覚刺激と比較して、視覚刺激から視線をそらすなどによって容易に感覚刺激を遮断でき、非使用時と使用時で異なる環境を設定しやすいことにある。また、刺激提示のタイミングや時間などの刺激の制御や、刺激源の移動や設置がしやすかったことにある。

3. 実験方法

3.1 実験参加者

視力または矯正視力の正常な 22 ~ 33 歳 (平均 24.3 ± 3.3 歳) の健常者 10 名 (男性 10 名) が実験に参加した。実験は、大阪大学大学院情報科学研究科研究倫理委員会の定めるガイドラインに準拠し、承認を受けて実施した。

随伴陰性変動関連電位を利用した脳波スイッチの提案とROC 解析による評価

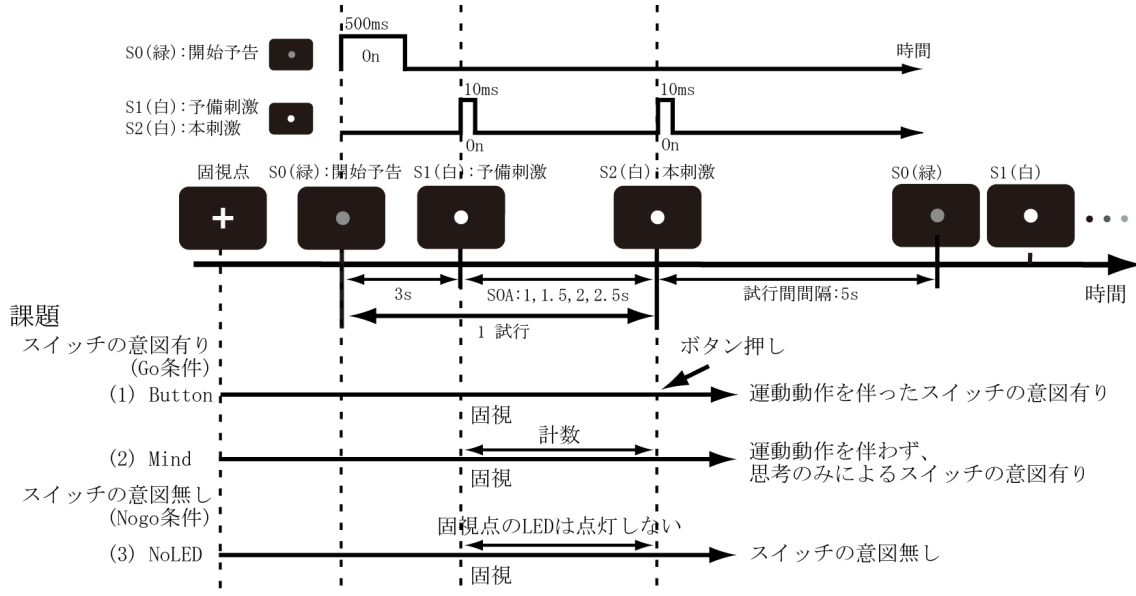


図 3 脳波スイッチを評価する実験パラダイム

Fig. 3 Experimental paradigm to evaluate BCI switch system

3.2 実験パラダイム

図 3 に示す実験パラダイム（予期的反応課題）を用いて、スイッチしようとする使用意図の有無に応じて惹起した CNV 関連電位を記録し、オフラインでスイッチの意図の有無を評価した。参加者への課題は、(1) S2 提示後、可能な限り素早くボタンを押すことでスイッチを意図する Button 条件 (2) S1 から S2 の間、ボタン押しなどの身体動作を伴わず、計数を可能な限り（心の中で可能な限り数え）行って集中の程度を高めることでスイッチを意図する Mind 条件、(3) S1 から S2 の間にスイッチを意図せず、視野外に視覚刺激がある NoLED 条件の 3 条件である。これら 3 条件を、スイッチの意図有りとする Go 条件 (Button と Mind) と、スイッチの意図無しとする Nogo 条件 (NoLED) に分け、Button と NoLED の条件と、Mind と NoLED の条件間における CNV 関連電位の各区間の応答を比較検討した。

刺激パラダイムは次の通りである（図 3 参照）。S1, S2 とともに白色 LED (0.5cm × 0.5cm, 点灯時間 10ms, 点灯時 3000mcd) を用いた。固視点 (3cm × 3cm) は、黒色の板面上に布置し、その中心部に LED を重ねて設置した。S2 刺激のタイミング予測による心理的負荷の減少を抑制するために、S1 と S2 の間隔 (SOA: stimulus onset asynchrony) は、1s, 1.5s, 2s, 2.5s と 4 種類設けてランダムに提示した。また、瞬目によるアーチファクトを抑制するため、S1-S2 間における瞬目を回避する目的で、S1 提示 3s 前に緑色 LED (点灯時間 500ms) による S0 刺激を提示した。また、試行間隔 (S2-S0 間) は 5s とした。連続する S0-S1-S2 刺

激を 1 試行とし、SOA4 条件を各 5 試行ずつ繰り返した計 20 試行を 1 セットとした。課題の条件 (Button 条件, Mind 条件, NoLED 条件) ごとに、3 セット実験を行った。課題と SOA の提示順序は参加者ごとにカウンタバランスされた。

3.3 脳波測定

LED による視覚刺激下における脳波を測定した。Ag-AgCl の記録電極 (電極インピーダンス: 20kΩ 以下) を用いて、BIOPAC 社の MP SYSTEM シリーズ生体アンプにより脳波を測定した (サンプリング周波数: 400Hz)。電極の位置は、国際標準電極配置法 (10/20 法) に従って、基準点を両耳朶連結とし、Cz と Oz (ゲイン: 5000, 通過帯域: 0.05-35Hz) から測定した。CNV 関連電位の記録には Cz の利用が一般的だが、椅子のヘッドレストや枕に設置した電極から脳波を記録することを考慮して、Oz からの記録も行った。また、眼電図 (electrooculogram: EOG) によるアーチファクトを除去するため、左眼窩上縁 (ゲイン: 5000 倍, 通過帯域: 0.1-35Hz) から EOG を同時に測定した。刺激と記録などのシステム全体のイベント制御は、Microchip 社の PIC (dsPIC33f MPLAB-ICD2) によって行った。参加者は、蛍光灯下の室内 (300-350lx) において、背もたれとヘッドレストの付いた椅子に座り、正面の視距離 1m の点に設置された白色 LED を注視した。NoLED 条件においては、LED を視野外 (視度 110°, 視距離 1m) に設置した。また測定時は、体動、瞬目、歯ぎしり、発声をできるだけ行わないように参加者に求めた。

3.4 評価方法

S1 前 500ms から S1 までの平均電位を基線として校正した後、CNV 関連電位を 3 つの区間にわけて、区間ごとに評価を行った。CNV 関連電位の区間 1 と区間 3 では、Go/Nogo (Button/NoLED または Mind/NoLED) 条件毎に加算平均したテンプレートを作成した後、記録した脳波とテンプレートとの相互相関を単一試行ごとに求めた。これらは各課題計 20 試行の内、区間 1 では、SOA 条件に依存しないため前半 10 試行をテンプレート作成、評価に後半 10 試行利用した。区間 3 では、SOA 条件毎のテンプレート作成に各 3 試行計 12 試行、評価に各 2 試行計 8 試行利用した。

区間 2 は、解析区間における脳波の平均振幅の大きさを試行ごとに求め、この符号を反転したものを集中の評価値とした。また、評価値の導出にテンプレートを必要としないため、全てのデータを評価に用いた。

次に、区間 1 と区間 3 では最小の相関値 0 から最大の相関値 1 まで閾値 (各区間に対応する CNV 関連電位を有りとする判定基準) を変化させ (ステップ幅 0.025)、区間 2 では平均振幅の最小値から最大値まで閾値を変化させた (ステップ幅 2.5%)。その際、閾値を越えた Go 条件を TPR (True Positive Rate)、Nogo 条件を FPR (False Positive Rate) として ROC 曲線を求めた。得られた ROC 曲線が従来研究とほぼ同様の形状を示したことから、従来手法に則り、台形法による ROC 曲線の下領域面積 (以下、ROC 面積) の算出を行った^[16]。そして、ROC 面積が判別率 (正答率) と等しい^{[17], [18]} ことから、条件ごとに ROC 面積の大きさを評価した。例えば、判別率の高いシステムにおいては、FPR に対して TPR が大きくなるので ROC 面積が 1 に近づき、判別率の低いシステムにおいては、FPR と TPR に差ができず ROC 面積は 0.5 となる。

解析区間を最適化することでどの程度判定率を高められるかを検証するために、区間ごとにおける ROC 面積による評価は、解析区間を固定した条件と、ROC 面積を最大となるよう解析区間を最適化した条件で検討した。解析区間を固定した条件では、区間 1 と区間 3 は、S1 または S2 オンセット後 0ms から 500ms まで、区間 2 は S1 後 500ms から S2 オンセットまでとした。解析区間を最適化した条件では、区間 1 と区間 3 は、S1 または S2 オンセット後 0ms から 1000ms までの区間において時間窓を 100ms ずつ増加し、ROC 面積が最大となる解析区間を最適な解析区間とした。区間 2 は、S1 関連電位が最も陽性に変動した点を始点、S2 オンセットを終点として、終点を 100ms ずつ始点側に移動し、ROC 面積が最大となる解析区間を

最適な解析区間とした。これらの最適化は各区間において参加者ごとにおこなった。

以上の方法から (1) 解析区間を固定または最適化による ROC 面積への影響 (Button/NoLED または Mind/NoLED) (2) 身体動作 (Button) 条件と思考のみ (Mind) 条件による ROC 面積への差 (3) Cz と Oz の電極位置による ROC 面積への影響を評価した。

4. 結果

参加者間で平均化した CNV 関連電位の各区間における ROC 面積を表 1 に示す。この結果から、解析区間を固定または最適化した場合の影響を Button/NoLED 条件または Mind/NoLED 条件ごとに評価した結果を図 4 に、解析区間を固定した条件で基準化した区間毎における ROC 面積の増加率を図 5 に、解析区間を最適化した場合の Button/NoLED と Mind/NoLED の条件から身体動作と思考のみによる ROC 面積の影響を評価した結果を図 6 に、解析区間を最適化した場合の Cz と Oz の電極位置による ROC 面積への影響を評価した結果を図 7 にそれぞれ示す。

図 4 に示す各区間および条件別の ROC 面積における二要因分散分析 (解析区間処理 2 × 測定部位 2) の結果、解析区間を固定した条件より最適化した条件で有意に大きくなった。特にこの傾向は、区間 2 と区間 3 において Button/NoLED と Mind/NoLED の両条件で共通していた。また、Oz の面積は Cz と同程度もしくは Cz よりも有意に大きくなる傾向が認められた。解析区間の主効果は図 4 (a) [$F(1,9)=21.93$] (b) [$F(1,9)=18.19$] (c) [$F(1,9)=67.25$] (d) [$F(1,9)=0.01$] (e) [$F(1,9)=19.15$] (f) [$F(1,9)=53.88$]、測定部位の主効果は (a) [$F(1,9)=6.39$] (e) [$F(1,9)=14.38$]、交互作用は (b) [$F(1,9)=4.34$] で有意 (全て $p < 0.05$) となった。図 5 に示す ROC 面積の増加率における三要因分散分析 (区間 3 × 条件 2 × 測定部位 2) の結果、区間の主効果 [$F(2,18)=6.17$] と、区間と課題の相互作用 [$F(2,18)=4.46$] が有意 (全て $p < 0.05$) であった。下位検定 (Ryan 法) より、CNV 関連電位である区間 2 が Button/NoLED 条件におい

表 1 CNV 関連電位の ROC 面積の結果
Table 1 Results of mean ROC areas of CNV-related potentials.

解析区間	Go/Nogo条件	電極位置	ROC面積 (参加者間平均±標準偏差)			
			区間1	区間2	区間3	
固定	Button/NoLED	Cz	0.52±0.10	0.56±0.09	0.63±0.12	
		Oz	0.57±0.06	0.54±0.07	0.59±0.07	
	Mind/NoLED	Cz	0.58±0.13	0.48±0.11	0.65±0.11	
		Oz	0.59±0.15	0.53±0.11	0.57±0.11	
	最適化	Button/NoLED	Cz	0.55±0.11	0.61±0.09	0.69±0.11
			Oz	0.60±0.07	0.68±0.04	0.65±0.05
Mind/NoLED		Cz	0.59±0.12	0.62±0.08	0.72±0.10	
		Oz	0.58±0.14	0.71±0.05	0.65±0.11	

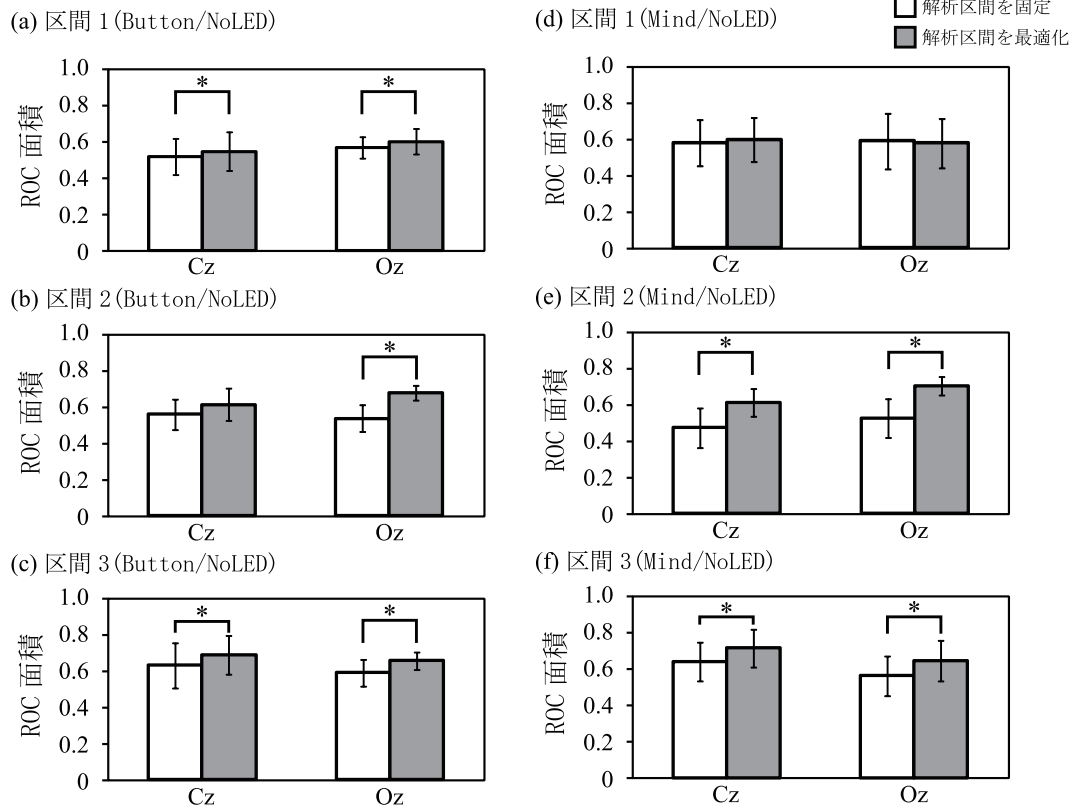


図4 解析区間を固定した条件と最適化した条件間で比較した ROC 面積 (a) Button/NoLED 条件における区間1の ROC 面積, (b) Button/NoLED 条件における区間2の ROC 面積, (c) Button/NoLED 条件における区間3の ROC 面積, (d) Mind/NoLED 条件における区間1の ROC 面積, (e) Mind/NoLED 条件における区間2の ROC 面積, (f) Mind/NoLED 条件における区間3の ROC 面積, Cz と Oz は電極の記録部位を示す. *: $p < 0.05$

Fig. 4 ROC area compared fixed region of analysis with optimized regions of analysis. (a) ROC area in region 1 of Button/NoLED condition, (b) ROC area in region 2 of Button/NoLED condition, (c) ROC area in region 3 of Button/NoLED condition, (d) ROC area in region 1 of Mind/NoLED condition, (e) ROC area in region 2 of Mind/NoLED condition, (f) ROC area in region 3 of Mind/NoLED condition, Cz and Oz are location of recording electrode. *: $p < 0.05$

て有意に高い増加率を示したことが認められた。増加が認められないことを示す増加率 100% (基準値) との差の検定 (Welch の t 検定) の結果, 区間 1 の Mind/NoLED 条件と区間 2 の Button/NoLED 条件 (Cz) 以外の全てが有意 ($p < 0.05$) に増加したことが認められた。解析区間を最適化した Button/NoLED と Mind/NoLED 条件における各区間の ROC 面積を, 図 6 に示した。各測定部位別に二要因分散分析 (条件 $2 \times$ 区間 3) を行った結果, 条件の主効果と交互作用に有意な差は認められなかったことから, 思考のみによって惹起される CNV 関連電位が身体動作によって惹起される CNV 関連電位と同様の応答を示すことがわかった。区間の主効果のみ図 6 (a) [$F(2,18) = 4.81$], (b) [$F(2,18) = 10.09$] で有意 (全て $p < 0.05$) であった。下位検定の結果, 面積は後の区間になるに従って大きくなり, Oz では区間 2 と区間 3 は同程度となる

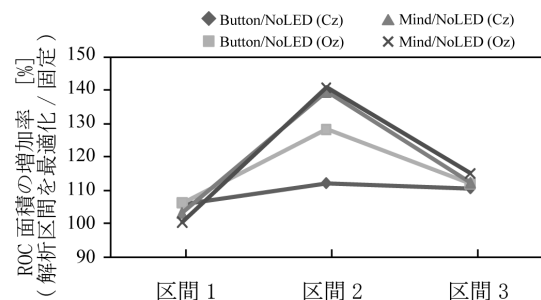


図5 解析区間の固定条件で基準化した ROC 面積の増加率

Fig. 5 Growth rate of ROC area normalized by fixed region of analysis.

ことが認められた。

図 7 に, Cz と Oz で検出された解析区間を最適化した ROC 面積を示す。Button/NoLED と

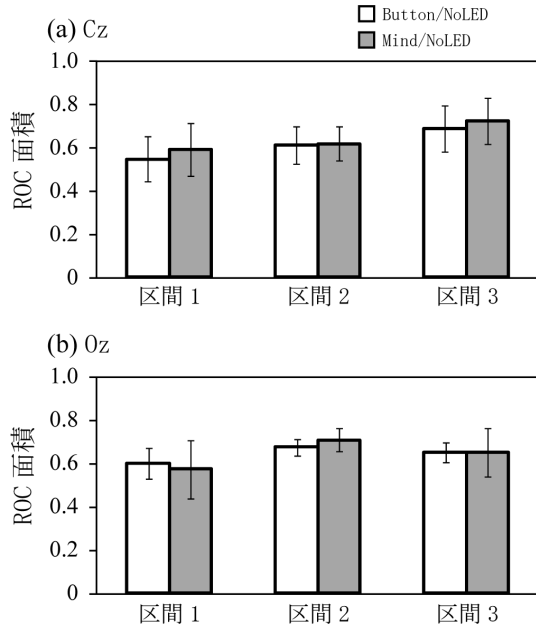


図 6 解析区間を最適化した条件にて Button/Mind 条件と Mind/NoLED 条件を比較した ROC 面積

Fig. 6 ROC area of optimized region of analysis compared Button/Mind condition with Mind/NoLED condition

Mind/NoLED 条件における二要因分散分析 (測定部位 2 × 区間 3) の結果, 区間の主効果は図 7 (a) [$F(2,18)=5.38$] (b) [$F(2,18)=6.09$], 交互作用は (b) [$F(2,18)=4.74$] で有意 (全て $p < 0.05$) となった. 下位検定の結果, 面積は後の区間になるに従って大きくなること, Mind/NoLED 条件の区間 2 では Cz より Oz の ROC 面積が有意に大きくなること, 後の区間になるに従い大きくなるが, Oz では区間 2 と区間 3 は同程度であることが認められた. Cz が Oz より高い平均値を示した区間が 2 区間 (Mind/NoLED 条件の区間 1 と 3) で認められたが, 統計的有意な差のある区間は認められなかった. 以上から, 本稿の実験パラダイムでは, CNV 関連電位の検出に一般的に利用されている頭頂部の Cz に加え, 後頭部の Oz から信号を検出できることが確認できた.

5. 考察

本稿では, 各区間における ROC 面積から単一試行毎の判定率を参加者ごとに算出することで, 思考のみの課題から使用意図に応じた CNV 関連電位の検出可能性を検討した. その結果 (1) 各参加者に対して条件ごとに解析区間を最適化することによって ROC 面積が増加すること (2) 思考による課題と身体動作による課題の ROC 面積が同程度であったこと (3) 後頭部の Oz と頭頂部の Cz からの応答は, 同程度もしくは Oz がより大きいことが主に観察できた. 区間 1

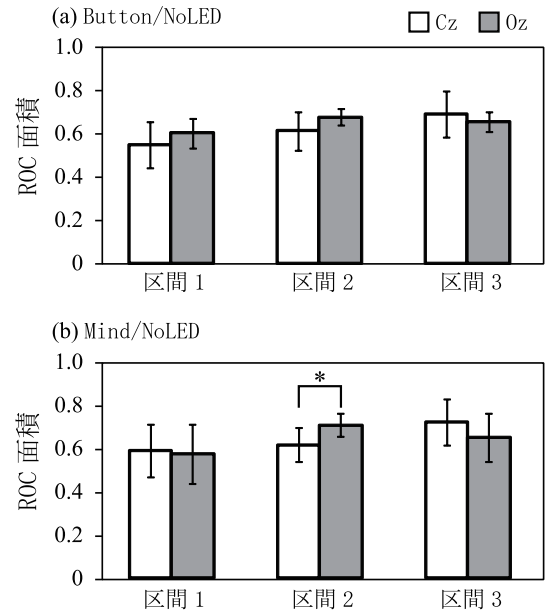


図 7 解析区間を最適化した条件にて Cz と Oz の記録電極の位置を比較した ROC 面積 (a) Button/Mind 条件 (b) Mind/NoLED 条件. *: $p < 0.05$

Fig. 7 ROC area of optimized region of analysis compared locations of recording electrode between Cz and Oz, (a) Button/Mind condition, (b) Mind/NoLED condition. *: $p < 0.05$

と区間 3 の ROC 面積においては, 視覚野を含む後頭部の Oz が頭頂部の Cz より ROC 面積が大きくなることが考えられたが, 有意差は認められなかったものの Button/NoLED 条件の区間 1 を除いて Cz の ROC 面積が大きい傾向を示した. この理由として, 本実験で検出された CNV 関連電位は, 視覚刺激に対する応答と集中 (注意) に対する応答を同時に反映していたのではないかと考えられる. また, 区間 2 の ROC 面積においては, Button/NoLED 条件では有意差が認められなかったが, Oz の ROC 面積は Cz より大きい傾向を示した. このことから, CNV 関連電位の検出に従来利用されている頭頂部の Cz に加え, 後頭部の Oz から集中に対する応答を十分に検出できると考えられる. よって, 重度身障者らが脳波スイッチを利用する際, ヘッドレストや枕に設置した電極を利用することで, より容易に脳波を計測することが可能になると考えられる.

スイッチを作動させる方法として, 本稿のように課題の意図/非意図を推定する方法以外にも, 特定のコマンドを入力することによりシステムを起動する方法が考えられる. たとえば, P300speller^[19] である. P300speller では, 複数ある文字入力のいずれかの入力を, スイッチの入力として認識させ, 残りの入力については反応しないという方式が考えられる. 高い判定

率を示す P300speller の研究では、オフライン解析において 36 種類の入力に対し 10s の入力時間で 70% 程度の正答率を示している。この入力の一つをスイッチの起動としての適用を考えると、おおよそ 0.90 の ROC 面積に相当する判別精度と考えられる。ただし、これは最大 19 個の電極と 15 回の加算平均から得られた値であり、本稿のように単一の電極から単一試行での判定をした場合は、判別精度の低下が容易に想像できる。また福祉機器としての利用を前提とすると、複数の電極を設置することによる不快さや加算回数の増加によって処理時間が長くなることは判別率を向上する適切な改善方法ではない。本稿の方法のように単一の電極または可能な限り少ない電極で単一試行での識別による BCI の操作が望ましい。

しかしながら、本稿で得られた 65 ~ 70% 程度の判定率は、スイッチとして十分な判別精度を得られたとはいえない。判定率を向上するために、参加者に課題や教示を精査することやトレーニングを行うことによって集中の程度を高めることや、サポートベクターマシン^{[20],[21]}などを用いた識別器の利用が必要であり、これを今後の課題としたい。

6. むすび

本稿では BCI の誤作動を抑止するために、従来の BCI を起動・停止するためのスイッチを設けた脳波スイッチを提案し、評価した。その結果、思考のみの計数課題によって惹起した脳波を単一の電極から記録し、CNV 関連電位を検出することで、スイッチの意図の有無を単一試行で判別できる可能性を示した。今後は、識別器の向上とオンライン化を進めたい。

謝辞

本研究の一部は、文部科学省科学研究費補助金基盤研究 A (22240008)、及び若手研究 B (23700495) の助成を受けた。

参考文献

- [1] Bozinovski, S., Sestakov, M., Bozinovska, L.: Using EEG alpha rhythm to control a mobile robot; *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol.3, pp.1515-1516 (1988).
- [2] Wolpaw, J.R. McFarland, D.J.: Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans; *Proceedings of the National Academy of Sciences*, Vol.101, No.51, pp.17849-17854 (2004).
- [3] Lalor, E.C., Kelly, S.P., Finucane, C., Burke, R., Smith, R., Reilly, R.B., McDarby, G.: Steady-state VEP-based Brain-Computer Interface control in an immersive 3D gaming environment; *Journal*

- on Applied Signal Processing*, Vol.19, pp.3156-3164 (2005).
- [4] Mason, S.G., Birch, G.E.: A brain-controlled switch for synchronous control applications; *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.47, No.10, pp.1297-1307 (2000).
- [5] Townsend, G., Graimann, B., Pfurtscheller, G.: Continuous EEG classification during motor imagery - Simulation of an Asynchronous BCI; *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol.12, No.2, pp.258-265 (2004).
- [6] 牛場潤一: ブレイン-マシンインタフェースによる神経リハビリテーション; *ヒューマンインタフェース学会誌*, Vol.13, No.3, pp.125-130 (2011).
- [7] 神作憲司: BMI による環境制御とコミュニケーションの補助; *ヒューマンインタフェース学会誌*, Vol.13, No.3, pp.137-140 (2011).
- [8] 長谷川良平: 脳波による意思伝達装置の実用化に向けて: 認知型 BMI 「ニューロコミュニケーター」の開発; *ヒューマンインタフェース学会誌*, Vol.13, No.3, pp.141-146 (2011).
- [9] 藤沢順也, 唐山英明, 廣瀬通孝.: VR 環境における運動想起を用いた BCI システムの構築と CSP による被験者の訓練負担軽減に関する研究; *電子情報通信学会論文誌 D*, Vol.J91-D, No.11, pp.2616-2623 (2008).
- [10] Walter, W.G., Cooper, R., Aldridge, V.J., McCallum, W.C.: Contingent negative variation: an electric sign of sensorimotor association and expectancy in the human brain; *Nature*, Vol.203, pp.380-384 (1964).
- [11] Wilkinson, R.T., Susan, S.M.: Selective attention, contingent negative variation and the evoked potential; *Biological Psychology*, Vol.1, No.3, pp.167-179 (1974).
- [12] 丹羽真一, 鶴紀子 (編書): 事象関連電位 - 事象関連電位と神経情報科学の発展; 新興医学出版社, pp.96-112 (1997).
- [13] Belkic, K., Savic, C., Djordjevic, M., Ugljesic, M., Mickovic, L.: Event-related potentials in professional city drivers: heightened sensitivity to cognitively relevant visual signals; *Physiology & Behavior*, Vol.52, No.3, pp.423-427 (1992).
- [14] Jarvilehto, T., Fruhstorfer, H.: Differentiation between slow cortical potentials associated with motor and mental acts in man; *Experimental Brain Research*, Vol.11, No.3, pp.309-317 (1970).
- [15] Ruchkin, D.S., Sutton, S., Mahaffey, D., Glaser, J.: Terminal CNV in the absence of motor response; *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol.63, No.5, pp.445-463 (1986).
- [16] Grier, J.B.: Nonparametric indexes for sensitivity and bias: computing formulas; *Psychological Bulletin*, Vol.75, No.6, pp.424-429 (1971).
- [17] Green, D.M.: General prediction relating yes-no and forced-choice results; *Journal of the Acoustical Society of America*, Vol.36, No.5, pp.1042 (1964).
- [18] Stanislaw, H., Todorov, N.: Calculation of signal detection theory measures; *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, Vol.31, No.11, pp.137-149 (1999).
- [19] Krusienski, D.J., Sellers, E.W., McFarland, D.J., Vaughan, T.M., Wolpaw, J.R.: Toward enhanced P300 speller performance; *Journal of Neuroscience Methods*, Vol.167, No.1, pp.15-21 (2008).
- [20] Scherberger, H., Jarvis, M.R., Andersen, R.A.: Cortical local field potential encodes movement intentions in the posterior parietal cortex; *Neuron*,

Vol.46, No.2, pp.347-354 (2005).

- [21] Kamitani, Y., Tong, F.: Decoding the visual and subjective contents of the human brain; *Nature Neuroscience*, Vol.8, No.5, pp.679-685 (2005).

(2012年1月5日受付, 7月9日再受付)

著者紹介

加藤 康広 (正会員)



2007年東京大学大学院工学系研究科博士課程修了。同年日本電信電話株式会社コミュニケーション科学基礎研究所リサーチアソシエイト, 2010年より玉川大学脳科学研究所 嘱託研究員。神経インタフェース, 聴覚生理学, 意思決定の神経機構, 福祉工学に関する研究に従事。博士(工学)。

米村 朋子



2007年九州大学大学院人間環境学府博士後期課程修了。同年名古屋大学エコトピア科学研究所研究員, 2008年より大阪大学大学院情報科学研究科, JST - CREST 特任研究員。視知覚と眼球・上肢運動の相互作用に関する研究に従事。博士(心理学)。

鮫島 和行



1999年東京農工大学工学研究科電子情報工学専攻博士課程修了。同年科学技術振興事業団 ERATO 川人学習動態脳プロジェクト研究員, 2001年国際電気通信基礎技術研究所人間情報科学研究科第3研究室研究員, 2003年同研究所脳情報研究所計算神経生物学研究室 研究員, 同年科学技術振興事業団 CREST 脳を創る メタ学習と神経修飾物質研究員(兼任), 2005年玉川大学学術研究所 COE 講師, 2008年より同大学准教授。強化学習, 大脳基底核のモデルと計算論に関する研究に従事。博士(工学)。

前田 太郎



1987年東京大学工学部卒業。同年通産省工業技術院機械技術研究所, 1992年東京大学先端科学技術研究センター助手, 1994年同大学大学院工学系研究科助手, 1997年同研究科講師, 2000年同大学大学院情報学環講師, 2002年日本電信電話株式会社コミュニケーション科学基礎研究所主幹研究員, 2007年より大阪大学大学院情報科学研究科教授。人間の知覚特性・神経回路のモデル化, テレイグジスタンスの研究に従事。博士(工学)。

安藤 英由樹



1998年愛知工業大学大学院工学系研究科修士課程修了。同年同研究科博士課程進学。1999年理化学研究所 BMC JRA 配属, 2000年科学技術振興事業団「協調と制御」領域グループメンバーとして東京大学情報学環研究員, 2004年日本電信電話株式会社コミュニケーション科学基礎研究所リサーチアソシエイト, 2007年同研究所リサーチスペシャリスト, 2008年より大阪大学大学院情報科学研究科准教授。感覚伝送技術, 感覚運動情報工学, パーチャルリアリティに関する研究に従事。博士(情報理工学)。