

前頭前野の脳活動を用いた Brain-computer interface の開発のための判別手法の検討

A study of classification methods for brain-computer interface using brain activity in the prefrontal cortex

三野 哲志[†] 参沢 匡将[‡] 広林 茂樹[‡]
Satoshi Sanno Tadanobu Misawa Sigeki Hirobayashi

1. はじめに

近年、脳情報を入力としてユーザの意図を反映する Brain-computer interface (BCI) の研究が盛んに行われている。BCI は、脳波計 (EEG) や皮質脳波計 (ECoG) などによって計測される脳活動の情報からユーザの意図を検出し、機器を制御するシステムであり、脊椎損傷などによる全身麻痺患者や、筋萎縮側索硬化症 (ALS) 患者などのためのコミュニケーション支援システムとして期待されている[1]。BCI の先行研究では、脳活動を 2 通りの状態 (ON 状態, OFF 状態など) に分類し、どちらの状態であるかを判別することでユーザの意図を読み取るシステムが多く報告されている。ユーザは特定の心的課題を行うことによって脳活動の状態を変化させることができる。この心的課題には、運動のイメージや暗算、注意の有無などの 2 択の課題が用いられている[2]。

本研究では前頭前野に反映される心的課題に着目する。前頭前野は、脳の中でも認知や情報の選択、意思決定に関して重要な領域と考えられており、前頭前野が活動しなくなると人間らしさを失い、コミュニケーションを行うことすら難しくなる場合がある[3]。よって、前頭前野が活動している限り、外部とコミュニケーションを行うことは重要であり、前頭前野の脳活動を用いたシステムは重要であると考えられる。また、前頭前野の脳活動は頭髪のない額に計測装置を取り付けることで計測できるため、装着が容易であるという利点も挙げられる。本研究では前頭前野に反映される心的課題のひとつとして、ユーザの自発的な集中の有無を BCI に用いることについて検討を行う。

BCI は、実装方法によって同期型 BCI と非同期型 BCI に分類することができる[4]。同期型 BCI では、一定時間ごとにキューやトリガーによる刺激が提示される。ユーザは刺激に従って心的課題を行う。システムはユーザが心的課題を開始するタイミングや行う期間を指定することができ、その期間の脳活動を分析することで、ユーザの意図を読み取ることができる。対して、非同期型 BCI では、キューやトリガーは提示されない。ユーザは任意のタイミングで心的課題を行うことができるが、システムは一定時間ごとに脳活動を分析し、ユーザの意図を読み取らなければならない。本研究では、EEG を用いて 6 名の被験者の集中時の脳活動を計測し、同期型、非同期型それぞれの BCI を想定した集中の有無の判別を行った。

[†] 富山大学大学院理工学教育部知能情報工学専攻,
Graduate School of Science and Engineering for Education,
University of Toyama

[‡] 富山大学大学院理工学研究部 (工学),
Graduate School of Science and Engineering, University of
Toyama

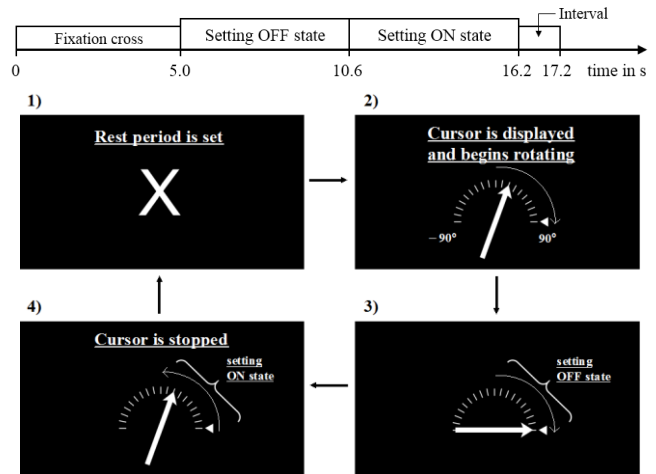


図1 データ取得タスク

2. タスク概要

判別のための脳活動データを得るためのデータ取得タスクについて説明する。本研究では、被験者の集中の状態を 2 通りの状態 (ON (集中している状態), OFF (集中していない状態)) に割り当てる。データ取得タスクでは、スクリーン上に回転するカーソルを表示し、カーソルの回転を被験者が集中することによって停止させるというインターフェースを想定しており、一度のタスクの流れで OFF 状態, ON 状態それぞれについて約 5.6 秒間の脳活動データを得ることができる。本研究では、以下のデータ取得タスクを 50 回繰り返すことで 100 の脳活動データ (ON 状態 50, OFF 状態 50) を得る。タスクの流れを図 1 に示す。

- 1) 画面中心に“X”を表示し、被験者の脳活動を安定させ、集中状態を OFF 状態にするために 5 秒間のレストを設ける。
- 2) 回転するカーソルの-90°または 90°の位置に三角形のマークを表示し、カーソルは初期角度 (0°) から回転を始める。カーソルは 0.625 秒ごとに 10°回転する。マークは、奇数回目の試行では 90°の位置に、偶数回目の試行では-90°の位置に表示される。被験者がカーソルを止めるために集中し始める位置をマークの位置と仮定し、マークを表示する。
- 3) 被験者は、カーソルがマークの位置まで回転するまでの間、OFF 状態を維持する。
- 4) カーソルがマークの位置まで回転したら、被験者はカーソルを止めることを想定して ON 状態に切り替え、カーソルが停止するまで維持する。カーソルはマークの位置から 80°回転した後、停止する。停止後は 1 秒間のインターバルを設ける。

3. 実験

20~22歳の6名の被験者(男性5名, 女性1名)に対して実験を行った。前頭前野の脳活動の計測装置としてEEG (Thought Technology社製 ProComp infinity) を用い、国際10-20法におけるFp1, Fp2, F7, F8の位置に電極を配置して4チャンネルの脳波を計測した。被験者はそれぞれ、データ取得タスクを3回試行した。ただし、被験者Aは2回目と3回目の試行時に、被験者Bは3回目の試行時に、脳波の計測手順に誤りがあったため、それらの試行のデータは検閲から除外した。

脳波の分類方法のひとつとして、周波数帯を δ (0.5-4Hz), θ (4-8Hz), α (8-13Hz), β (13-30Hz)に分ける方法がある[5]。被験者の脳波の波形の例として、図2に被験者BのFp2電極における δ 帯の振幅の時間変化を示す。振幅値は2秒間の時間窓を用いて0.625秒ごとに高速フーリエ変換を用いて計算された。図2の波形では、OFF状態と比べ、ON状態のときには振幅が減衰している。精神活動時には脳波の振幅は減衰すると言われており、ON状態のときに振幅が減衰することは妥当であると考えられる[6]。また、すべての被験者の波形において同様の振幅の減衰が見られ、t検定によって有意差を得た周波数帯が存在した。よって、自発的な集中の有無の判別は可能であり、心的課題として用いることに適していると考えられる。

3.1 集中の有無の判別

同期型、非同期型それぞれのBCIを想定し、約5.6秒間のON状態、OFF状態の脳波のうち、十分に集中している、またはしていない状態の脳波として、それぞれの集中状態の維持を開始してから2.5秒後の各周波数帯(δ , θ , α , β , δ - β (0.5-30Hz))の振幅値を学習データとし、2秒間の時間窓を用いてSupport vector machineによる判別を行った。同期型BCIを想定した判別では、学習データと同じく、集中状態の維持を開始してから2.5秒後の振幅値のみを判別した。対して、非同期型BCIを想定した判別では、レスト後からインターバルまでの時系列データに対して、0.625秒ごとに判別を行った。結果を表1に示す。Accuracyは5-fold cross validationによる判別率である。またCombiは複数の周波数帯の情報を組み合わせた特徴量である。表1から、同期型、非同期型のどちらにおいても、Combiを特徴量として用いた場合の判別率が高いという結果を得た。特に同期型では、平均76%の判別率を示したことから、この特徴量を用いることで、集中の有無の判別を用いたBCIを開発することが可能であると考えられる。

同期型に比べ、非同期型の判別率は低かった。図3は、全被験者の平均を取った非同期型の判別率の時間推移を示しており、集中状態を切り替える境界付近の判別率が低いことが分かる。図2の被験者Bの δ 帯の振幅の時間変化からは、境界付近ではまだ十分に振幅が減衰していないように見え、境界付近では誤判別が発生しやすくなっていると考えられる。よって、境界付近に見られる振幅の減衰傾向などを学習することで、判別率の向上が見込めると考える。また、 δ 帯とCombiの判別率の推移を比べると、Combiでは境界付近での判別率の低下が押さえられているように見える。よって、複数の周波数帯の情報を考慮することは、判別精度の向上に貢献すると考える。

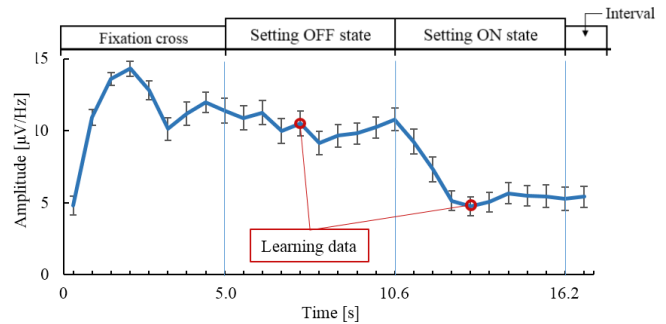


図2 被験者Bの δ 帯の振幅の時間変化

表1 判別結果

Average	Accuracy (%)											
	Synchronous					Asynchronous						
	δ	θ	α	β	δ - β	Combi	δ	θ	α	β	δ - β	Combi
	72	72	71	68	72	76	64	64	63	60	64	66

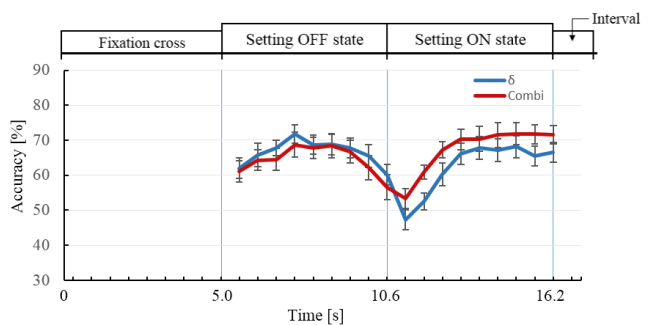


図3 非同期型の判別率の時間推移

4. まとめ

本研究では前頭前野に反映される心的課題に着目し、そのひとつとして、自発的な集中の有無をBCIに用いることについて検討を行った。被験者6名に対して実験を行い、同期型、非同期型それぞれのBCIを想定した集中の有無の判別を行った。複数の周波数帯の情報を組み合わせた特徴量を用いることで、同期型のBCIを開発することは可能であると考えられ、非同期型のBCIを想定した場合の判別精度向上も可能であると考えられる。

参考文献

- [1] G. Pfurtscheller, D. Flotzinger, and J. Kalcher. "Brain-computer interface: a new communication device for handicapped persons", *Journal of Microcomputer Applications*, Vol.16, No.3 (1993).
- [2] F. Lotte, M. Congedo, A. L'ecuyer, F. Lamarche, B. Arnaldi, et al. "A review of classification algorithms for eeg-based brain-computer interfaces", *Journal of neural engineering*, Vol.2, No.4 (2007).
- [3] E.K. Miller and J.D. Cohen, "An integrative theory of prefrontal cortex function", *Annual review of neuroscience* Vol.24, No.1 (2001).
- [4] G. Townsend, B. Graimann, and G. Pfurtscheller, "Continuous EEG classification during motor imagery-simulation of an asynchronous BCI", *Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol.12, No.2 (2004).
- [5] C. Babiloni, N. Marzano, M. Iacoboni, F. Infarinato, P. Aschieri, P. Buffo, G. Cibelli, A. Soricelli, F. Eusebi, and C. Del Percio. "Resting state cortical rhythms in athletes: A high-resolution eeg study", *Brain research bulletin*, Vol.81, No.1 (2010).
- [6] W. Klimesch, M. Doppelmayr, H. Russegger, T. Pachinger, and J. Schwaiger, "Induced alpha band power changes in the human eeg and attention", *Neuroscience letters*, Vol.244, No.2 (1998).