

前頭前野の脳活動を用いた EEG-based brain-computer interface の開発 のための判別精度の検証

三野 哲志†

参沢 匡将‡

広林 茂樹‡

† 富山大学大学院理工学教育部知能情報工学専攻

‡ 富山大学大学院理工学研究部 (工学)

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る [1]。このため、BCIは、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 [2]。BCIの先行研究では、脳活動を2通りの状態 (ON, OFF 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。この状態には、運動イメージや暗算の有無、事象関連電位 (ERP) の P300 成分が発生するかどうかなどの2択が用いられている [3]。このようなBCIに用いる脳状態のひとつとして、本研究ではユーザの2通りの心理状態 (集中している, 集中していないなど) を用いることについて検討を行う。

心理状態の情報を得るために、本研究では前頭前野の脳活動に着目した。前頭前野は、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、その脳活動は心理状態を反映していると考えられる [4]。そこで、本研究では、EEGを用いて6名の被験者の前頭前野の脳活動を計測し、2通りの心理状態の判別を行った。

2 タスク概要

判別のためのデータを得るためのタスクについて説明する。本研究では、被験者の心理状態を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。このタスクでは、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ったインターフェースを想定している。タスクでは、以下の流れを25回繰り返すことで50対の判別用データを得る。タスクの流れを図1に示す。

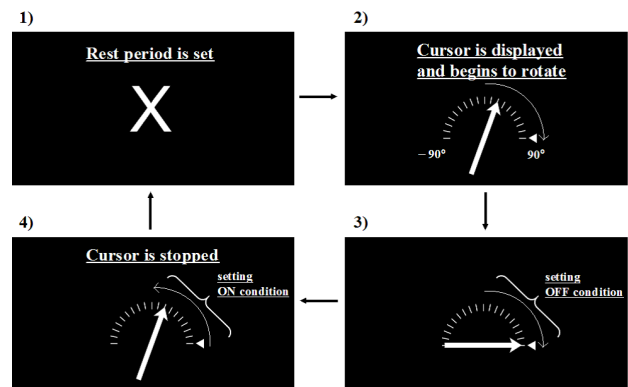


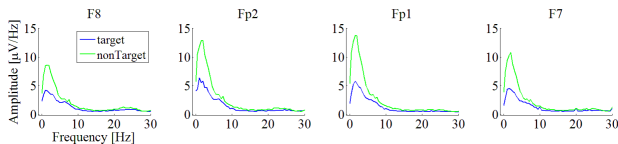
図 1: タスクの流れ

- 1) 画面中心に“X”を表示し、被験者の脳活動を安定させ、心理状態を 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° か 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 -90° から 90° の範囲で 10° ずつ、0.65秒刻みで回転する。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。ここでは、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) その後、被験者はカーソルを止めるために心理状態を 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。これは約5秒間分の時系列データを判別用データとして得るためである。
- 5) システムは、ON状態、OFF状態のときの計測信号の時系列データを判別用データとして得る。

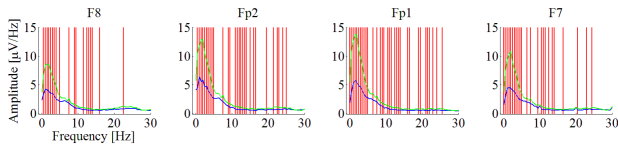
3 実験

20~22歳の6名の被験者 (男性5名) に対して実験を行った。被験者はそれぞれ、タスクを3回試行した。ただし、被験者Aは1回、Bは2回だけ行った。EEGにはThought Technology社製の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。

A study on the discrimination accuracy for development of EEG-based brain-computer interface using brain activity in the prefrontal cortex
†Satoshi SANNO ‡Tadanobu MISAWA ‡Shigeki HIROBAYASHI
†Graduate School of Science and Engineering for Education, University of Toyama
‡Graduate School of Science and Engineering, University of Toyama



(a) 周波数領域の平均波形



(b) t 検定結果

図 2: 被験者の波形の例

被験者の波形の例として、被験者 B の周波数領域の波形を図 2 に示す。青色の実線は ON 状態の、緑色の実線は OFF 状態の平均波形を表している。(a) に平均波形を示し (b) には平均波形に加えて、各周波数帯域の振幅に対する t 検定結果を示している。t 検定によって有意差を得た周波数帯は赤色の実線で示す ($p < 0.01$)。図 2 から、OFF 状態と比べて、ON 状態のときには振幅が減衰していることが分かる。精神活動時には α , β 波帯において減衰が起こるとされており、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 [5]。

一般に脳波の周波数帯は δ (0.5-4Hz), θ (2-4Hz), α (4-13Hz), β (13-30Hz) 波帯に分けられる [6]。まず、各帯域に含まれる周波数の振幅の平均値を特徴量として、Support vector machine (SVM) によって判別を行った。結果を表 1 に示す。Accuracy は 5-fold Cross Validation による判別率である。 $\delta - \beta$ は 0.5-30Hz の周波数帯を表している。また、各被験者の最も判別率の高い特徴を赤色で示している。結果から、特徴量として用いるのに最適な周波数帯は被験者ごとに異なっていることが分かる。また図 2 (b) から、被験者 B に関しては、有意差のある周波数が各帯域に離散的に存在していることが分かる。他の被験者にも同様の傾向が見られた。これらの理由から、有意差の高い (t 検定の p 値の低い) 周波数の情報を組み合わせた特徴量を用いた場合の判別を行った。P-value は全判別用データ内の p 値の低い周波数を組み合わせた特徴量であり、Ch は 4 つの計測チャンネルごとの p 値の低い周波数を組み合わせた特徴量である。また Band は 4 つの周波数帯ごとの p 値の低い周波数を組み合わせた特徴量である。表 1 から、Band が最も高い判別率を示した。

4 考察

表 1 より、P-value, Ch に比べ Band の判別率がより高かった。これは、Band は 4 つの周波数帯それぞれに

表 1: 判別結果

Subject	Trial	Accuracy (%)					P-value	Ch	Band
		δ	θ	α	β	$\delta - \beta$			
A	1	82	84	79	73	86	90	90	93
	2	81	77	75	70	80	84	81	82
C	1	71	70	64	63	68	73	73	74
	2	80	78	71	71	76	81	81	86
	3	69	70	76	66	70	78	80	78
D	1	62	67	68	62	62	72	72	77
	2	63	63	66	66	66	70	70	72
	3	65	63	64	63	68	73	74	79
E	1	69	65	71	71	70	75	75	76
	2	62	64	66	61	65	83	78	80
	3	68	69	66	59	67	70	72	72
F	1	86	82	85	79	86	89	89	87
	2	67	68	73	68	67	86	86	84
	3	81	73	72	66	80	83	83	87
Average		72	71	71	67	73	79	79	81

存在していた有意差のある周波数の情報を反映できるためではないかと考える。この 4 つの周波数帯ごとの周波数を組み合わせた特徴量を用いた判別は、平均 81% の判別率を示した。このことから、この特徴量を用いることで、2 通りの心理状態の判別を用いた高精度な BCI を開発することが可能であると考えられる。

5 まとめ

本研究では、BCI に用いる脳状態のひとつとして、2 通りの心理状態を用いることについて検討を行った。心理状態の情報を得るために、前頭前野の脳活動に着目し、被験者 6 名に対して実験を行った。複数の特徴量を用いて 2 通りの心理状態の判別率を求めた結果、4 つの周波数帯ごとの周波数を組み合わせた特徴量を用いることで、2 通りの心理状態の判別を用いた BCI を開発することは可能であると考えられた。今後は他の脳状態を用いた場合の判別率との比較を行う予定である。

参考文献

- [1] J.R. Wolpaw, N. Birbaumer, W.J. Heetderks, D.J. McFarland, P.H. Peckham, G. Schalk, E. Donchin, L.A. Quatrano, C.J. Robinson, T.M. Vaughan, et al. Brain-computer interface technology: a review of the first international meeting, 2000.
- [2] G. Pfurtscheller, D. Flotzinger, and J. Kalcher. Brain-computer interface? a new communication device for handicapped persons, 1993.
- [3] F. Lotte, M. Congedo, A. Lécuyer, F. Lamarche, B. Arnaldi, et al. A review of classification algorithms for eeg-based brain-computer interfaces, 2007.
- [4] E.K. Miller and J.D. Cohen. An integrative theory of prefrontal cortex function, 2001.
- [5] W. Klimesch, M. Doppelmayr, H. Russegger, T. Pachinger, and J. Schwaiger. Induced alpha band power changes in the human eeg and attention, 1998.
- [6] C. Babiloni, N. Marzano, M. Iacononi, 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, 2010.