

脳波を用いた肘関節屈曲運動イメージの識別法の検討

Classification method of elbow flexion motor imagery using Electroencephalogram

大久保祐希*¹

Yuki OHKUBO

山本詩子*²

Utako YAMAMOTO

廣安知之*²

Tomoyuki HIROASU

*¹同志社大学大学院生命医科学研究科

Graduate School of Life and Medical Sciences, Doshisha University

*²同志社大学生命医科学部

Faculty of Life and Medical Sciences, Doshisha University

In this paper, we proposed a feature extraction method to classify left- or right hand elbow flexion motor imagery (MI) using electroencephalogram (EEG) data. In the proposed method, features of MI classification are extracted to use FFT (Fast Fourier Transform) overlap processing. The sampling number of FFT is less than 1.0 second and the time point which produces the maximum difference of the power spectrum of the motion image between right and left motor cortex is regarded as a feature. We recorded 20 subjects of EEG of elbow flexion MI and we performed left- or right classification with the features extracted by the proposed method and SVM (Support Vector Machine). Compared classification accuracy of the proposed method with the one of the previous method, the proposed method is superior to the previous method in 15 of 20 subjects.

1. はじめに

近年, EEG や fNIRS (functional Near-Infrared Spectroscopy) 装置などの非侵襲計測装置の発展に伴い, ヒトの脳機能に関する研究が活発化している. それにより, ヒトの高次脳機能が解明されつつあり, その利用対象として BMI が注目されている. BMI とは末梢神経系, 感覚器, 運動器を介さず, 脳と機械間で直接相互作用させる技術の総称であり, 医療・福祉技術としての応用が期待されている [Weiss 94], [Pfurtscheller 06]. BMI が実現できれば, 運動障害を持つ患者の日常生活における不便を解消するために, 脳波を用いて患者の意図する運動を外部機器に反映させることができ [Ubeda 12], 生活の質を向上させることが可能である.

BMI における過去の研究では, 右手, もしくは左手の運動イメージ時における脳波を EEG で計測し, FIR (Finite Impulse Response) フィルタを用いて識別に用いる特徴量を抽出する方法が考案されている [Moubayed 12], [Haselsteiner 00]. これらの研究では運動イメージを行う時間を 1 秒以上とり, イメージを行なっている全ての時間における脳波から特徴量を抽出している. しかし, 実際に運動を行なっている場面での BMI の利用を考慮すると, イメージには 1 秒以上の時間を要しないため, 不必要な脳波のデータ処理も行なっている可能性がある.

そこで本論文では, オーバーラップ処理を用いた FFT によってパワースペクトルの積分値を算出し, 特徴量とする手法を提案する. オーバーラップ処理による FFT は, 周波数解析においてパワースペクトルを評価する際に有効な手法として用いられている [Li 10], [Pfurtscheller 06]. 本手法では, FFT を行う際のサンプル数を 1 秒以下にし, 左右の運動野付近において運動イメージ時のパワースペクトルの差が最大となる時間を算出する. 算出した時間は他の区間より強く運動をイメージできた時間であるため, 左右識別に有効な特徴量が抽出可能であると考えられる.

本稿では, 提案手法の有効性を検討するために, EEG を用いて左右肘関節屈曲運動における運動イメージ時の脳波を測

定し, 提案手法を用いて左右識別のための特徴量を抽出する. 左右の肘関節屈曲運動は, 物を持ち上げるなど日常生活において基本的な運動であるためこの運動に着目した. 抽出した特徴量を用いて SVM (Support Vector Machine) により左右識別を行い, 既存手法との比較を行う.

2. 提案手法

本手法では, EEG によって測定された脳波にオーバーラップ処理による FFT を行いパワースペクトルを得る. その後, パワースペクトルの積分値を左右識別の特徴量として使用する. 以下に特徴量抽出の手順を示す.

1. 2つのチャンネルに着目する. それらのチャンネルのデータに対して, 運動イメージを開始した時間から FFT のサンプル数までの脳波に, ハミング窓をかけ FFT を行う.
2. FFT から得られた値の絶対値をとり, パワースペクトルの積分値を算出する.
3. ハミング窓を 1 サンプル移動し, FFT を行う.
4. 2. ~ 3. を運動イメージが終わる時間まで繰り返す. (オーバーラップ率は 99%)
5. 左右の運動野におけるパワースペクトル積分値の差の絶対値が最大となる時間を算出し, その時間を FFT 開始時間とする.
6. その他の測定チャンネルに対して, 5. で得られた FFT 開始時間から FFT のサンプル数までの脳波に, ハミング窓をかけ FFT を行う.
7. 6. で得られた値のパワースペクトル積分値を算出し, 左右識別のための特徴量として用いる.

図 1 は左肘関節屈曲運動の運動イメージ時において, ある測定チャンネル A, B のパワースペクトル値の差が最大となる時間が 510ms であることを表している.

連絡先: 大久保 祐希, 同志社大学大学院生命医科学研究科, 京都府 京田辺市多々羅都谷 1-3, 0774-65-6130, yohkubo@mis.doshisha.ac.jp

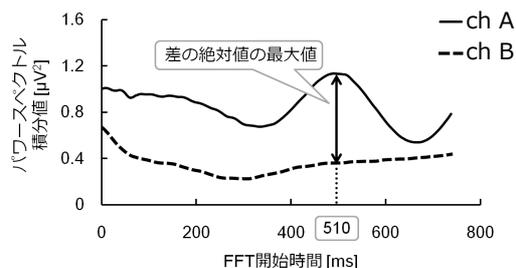


図 1: FFT 開始時間決定の例

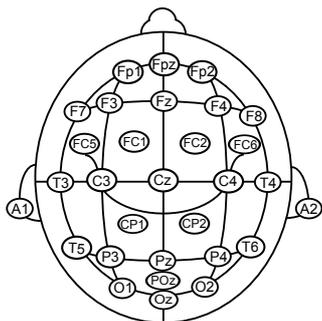


図 2: 測定部位

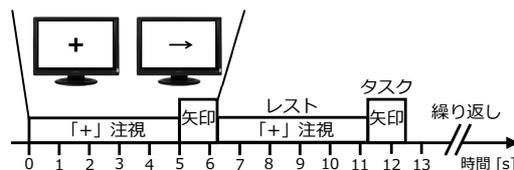


図 3: 課題の流れ

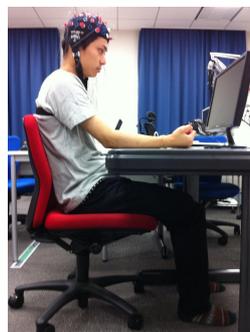


図 4: 実験風景

3. 実験

3.1 実験目的

本実験では、肘関節屈曲運動の運動イメージにおける左右識別に関して、提案手法の有効性を検証する。

3.2 使用機器と測定部位

使用機器は、生体計測器としてティアック社の Poly-mate AP1532, アクティブ電極変換器として g.tec 社の g.GAMMAbox を使用した。サンプリング周波数は 1kHz, AD 変換器は 16 ビットである。電極の設置方法は国際 10-20 法 [Jurcak 07] を参考に行い、基準電極を A1, A2, 接地電極を AFz とした。探査電極は計 28ch を使用した。図 2 に測定部位を示す。

3.3 被験者

被験者は、年齢：22~24 歳、利き腕：左 1 名、右 19 名の成人男性計 20 名である。被験者には、事前に本実験の趣旨、方法、課題等について十分に説明し、実験に関する同意が得られた人を対象としている。

3.4 課題の流れ

課題の流れは先行研究 [Carrera-Leon 12] を参考に設計した。図 3 に課題の流れを示す。レストでは画面中央に「+」を 5 秒間表示し、被験者はそれを注視する。タスクでは画面中央に左右のどちらかを向く矢印を 1.25 秒間表示し、被験者はその矢印が示す方向の腕における屈曲運動を 1 回のみイメージする。矢印の表示回数は、左右でそれぞれ 10 回ずつであり、被験者は 1 つの課題に対し計 20 回の運動イメージを行う。1 つの課題の合計施行時間は 130 秒である。また、それぞれの被験者はこの課題を 5 回ずつ行ったため、計 100 回の運動イメージを試行した。

被験者は椅子に座った状態で課題を行い、被験者と画面の距

離を 70cm とした。また被験者は肘を机の上に置き、左右の前腕を肩幅、且つ画面と垂直にし、軽く握りこぶしを作り手の甲を下にした状態で課題を行った。図 4 に実験風景を示す。

3.5 特徴量の抽出方法

3.5.1 提案手法

FFT の開始時間を決定する際、運動に関係する脳波である β 波と μ 波に着目する [McFarland 00], [Pfurtschella 06]。 β 波の帯域は 13-30Hz である [Engel 10] が、その中に含まれる 13-16Hz を使用する [Moubayed 12]。この β 波の帯域は low β 帯域と呼ばれている [Moubayed 12], [Laufs 06]。 μ 波の帯域を 8-12Hz とする。また、FFT のサンプル数を 512, パワースペクトル積分値の差の絶対値を算出するチャンネルとして C3-C4, FC1-FC2, FC5-FC6, CP1-CP2 の 4 パターンを検討した。これらのチャンネルは感覚運動野付近に位置し、左右半球において対象に位置しているため選出した。

3.5.2 既存手法

既存手法として先行研究 [Moubayed 12] の手法を使用する。 low β 帯域である 13-16Hz と μ 波の帯域である 18-12Hz をバンドパス FIR フィルタにより抽出する。そして、タスク区間におけるフィルタをかけたそれぞれの脳波を二乗し平均値をとり、それらを左右識別のための特徴量とする。

3.6 識別方法

識別方法には、SVM を用いた。SVM は教師あり学習を用いる識別手法の一種である。今回の実験では識別に用いるチャンネルの数を 2~4 とした。例えば、識別に用いるチャンネルの数が 2 の場合、1 つのチャンネルで β 波と μ 波の帯域における特徴量がそれぞれ 1 個ずつあるため、計 4 個の特徴量を用いて識別を行う。また、測定チャンネルが 28ch あるため、 ${}_{28}C_2 = 378$ 通りの組み合わせが成立する。全ての組み合わせにおける識別率を算出し、最も高いチャンネルの組み合わせの識別率を使用した。これらのチャンネルは、FFT 開始時間を決定するために使用したチャンネルと同一でなくともよい。識別率の算出には 4-fold 交差検定を用いた。

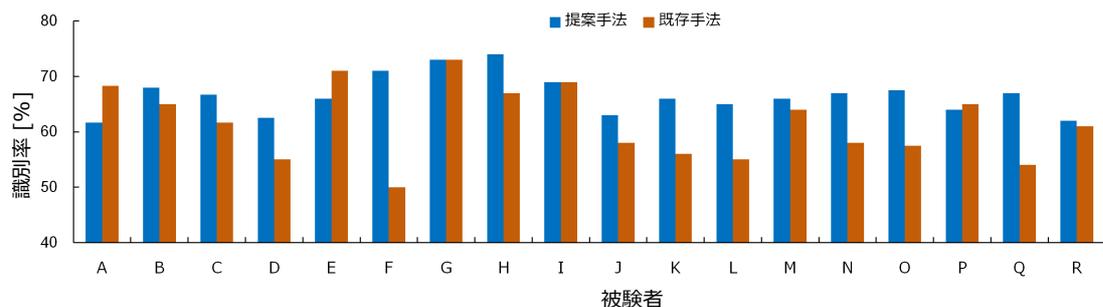


図 5: 各被験者における提案手法の最大識別率と既存手法の識別率 (β 帯域 : 13-16Hz)

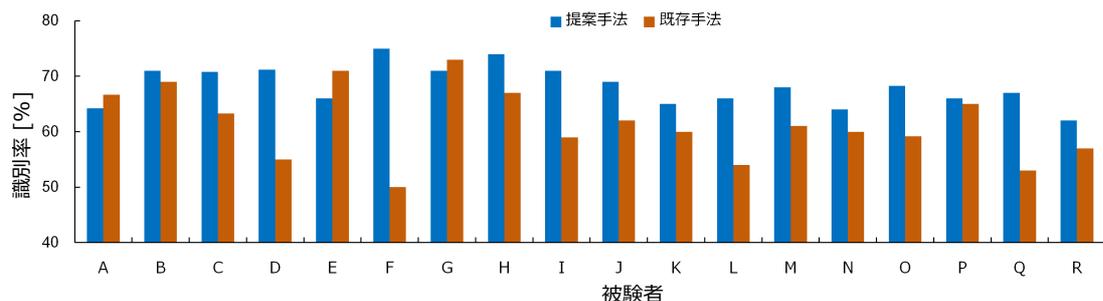


図 6: 各被験者における提案手法の最大識別率と既存手法の識別率 (β 帯域 : 13-30Hz)

4. 実験結果

図 5 に各被験者において提案手法における最大識別率と既存手法の識別率を示す。図 5 より被験者 A, E, G, I, P 以外の被験者において既存手法より提案手法の識別率が高いが、被験者 A, E, G, I, P では既存手法より識別率が低いことが分かる。表 1 に提案手法を用いた際の各被験者における最大識別率時の FFT 開始時間決定チャンネルを示す。表 1 には異なる FFT 開始時間決定チャンネルを使用したものの最大識別率が同じであった場合、被験者を重複して記載している。表 1 より、CP1-CP2 を FFT 開始時間決定チャンネルとして使用した被験者が 9 人と最も多い結果が得られた。

5. 考察

図 5 より被験者 A, E, G, I, P において先行研究より提案手法の識別率が低いことがわかる。今回の実験では FFT におけるサンプル数を 512 としていたため、周波数分解能は約 2Hz となる。そのため、 β 波の帯域を広げることで使用できるパワースペクトル値が多くなり、識別率の向上が可能であると考えられる。13-30Hz は β 波におけるすべての帯域であり [Engel 10], β 波の帯域を広げることで識別率の向上が可能であるという報告もある [Muller-Gerkinga 99]。そこで β 波の帯域を 13-30Hz として実験を行った。

表 1: 提案手法を用いた際の各被験者における最大識別率時の FFT 開始時間決定チャンネル (β 帯域 : 13-16Hz)

FFT 開始時間決定チャンネル	被験者
C3-C4	N, T
FC1-FC2	C, D, H, K, N, O
FC5-FC6	B, E, I, J, N, R
CP1-CP2	A, F, G, K, L, M, P, Q, S

表 2: 提案手法を用いた際の各被験者における最大識別率時の FFT 開始時間決定チャンネル (β 帯域 : 13-30Hz)

FFT 開始時間決定チャンネル	被験者
C3-C4	D, H, M, N, O,
FC1-FC2	B, C, E, F, G, K, O, P, R, T
FC5-FC6	I, L
CP1-CP2	A, I, L, Q, S

図 6 に β 波の帯域を 13-30Hz にした時の提案手法における最大識別率と既存手法における識別率を示す。図 6 より被験者 A, E, G 以外の被験者は既存手法より提案手法を用いた時の方が識別率が高い結果が得られた。この結果より β 波の帯域を 13-30Hz にした時、提案手法における識別率が既存手法より高い被験者は 20 人中 17 人という結果が得られた。

表 2 に β 帯域が 13-30Hz である場合に関する提案手法を用いた際の各被験者における最大識別率時の FFT 開始時間決定チャンネルを示す。表 2 も表 1 と同様に、異なる FFT 開始時間決定チャンネルを使用したものの最大識別率が同じであった場合、被験者を重複して記載している。表 2 より、FC1-FC2 を FFT 開始時間決定チャンネルとして使用した被験者が 10 人と最も多い結果が得られた。提案手法を用いる場合、これらの結果から β 波の帯域を 13-30Hz, FFT 開始時間決定チャンネルとして使用するチャンネルは FC1-FC2 にするべきであると考えられる。

6. おわりに

本論文では、EEG を用いて運動に関係する脳波を取得し、左右識別を行う際に使用される特徴量の抽出手法を検討した。提案手法では、運動イメージ時の脳波にオーバーラップ処理による FFT を行い、パワースペクトルを算出する。運動野付近のチャンネルでパワースペクトルの差が最大となる時間を求

め、その時間から全測定チャンネルにおいてFFTを適用し特徴量を抽出する。特徴量として用いる β 波の帯域を13-16Hzとし、20人の被験者に対しSVMを使用し識別を行った。そして既存手法と識別率を比較した結果、被験者によっては既存手法を上回る識別率を得ることができた。また、本手法では識別に用いる特徴量は周波数分解能に影響されることが考えられる。そのため、 β 波の帯域を13-30Hzとした結果、20人中17人の被験者において識別率の向上が確認できた。

参考文献

- [Weiss 94] T. Weiss, E. Hansen, R. Rost, L. Beyer, F. Merten, C. Nichelmann and C. Zippel. Mental practice of motor skills used in poststroke rehabilitation has own effects on central nervous system activation. *International Journal of Neuroscience*. **78**(3-4), pp. 157-166 (1994)
- [Pfurtscheller 06] G. Pfurtscheller and C. Neuper. Future prospects of ERD/ERS in the context of brain-computer interface (BCI) developments. *Event-Related Dynamics of Brain Oscillations*. **159**, pp. 433-437. Elsevier (2006)
- [Ubeda 12] A. Ubeda, J.M. Azorin, N. Garcia, J.M. Sabater and C. Perez. Brain-machine interface based on EEG mapping to control an assistive robotic arm. *Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 2012 4th IEEE RAS EMBS International Conference on*, pp. 1311-1315 (2012)
- [Moubayed 12] N.A. Moubayed, B.A.S Hasan, J.Q. Gan, A. Petrovski and J. McCall. Continuous presentation for multi-objective channel selection in Brain-Computer Interfaces. *In Evolutionary Computation (CEC), 2012 IEEE Congress on*. pp. 1-7 (2012)
- [Haselsteiner 00] E. Haselsteiner and G. Pfurtscheller. Using time-dependent neural networks for EEG classification. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*. **8**(4), pp. 457-463 (2000)
- [Li 10] K. Li, X. Li, S. Ma and G.W. Irwin. Life System Modeling and Intelligent Computing. Springer (2010)
- [Pfurtscheller 06] G. Pfurtscheller, G.R. Muller-Putz, A. Schlogl, B. Graimann, R. Scherer, R. Leeb, C. Brunner, C. Keinrath, F. Lee, G. Townsend, C. Vidaurre and C. Neuper. 15 years of BCI research at graz university of technology: current projects. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*. **14**(2), pp. 205-210 (2006)
- [Jurcak 07] V. Jurcak, D. Tsuzuki and I. Dan. 10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: Their validity as relative head-surface-based positioning systems. *NeuroImage*. **34**(4), pp. 1600-1611 (2007)
- [Carrera-Leon 12] O. Carrera-Leon, J.M. Ramirez, V. Alarcon-Aquino, M. Baker, D. D'Croz-Baron and P. Gomez-Gil. A Motor Imagery BCI Experiment using Wavelet Analysis and Spatial Patterns Feature Extraction. *In Engineering Applications (WEA), 2012 Workshop on*. pp. 1-6 (2012)
- [McFarland 00] D. J. McFarland, L.A. Miner, T.M. Vaughan and J.R. Wolpaw. Mu and Beta Rhythm Topographies During Motor Imagery and Actual Movements. *Brain Topography*. **12**(3), pp. 177-186 (2000)
- [Pfurtschellera 06] G. Pfurtschellera, C. Brunnera, A. Schlogla and F.H. Lopes da Silvab. Mu rhythm (de)synchronization and EEG single-trial classification of different motor imagery tasks. *NeuroImage*. **31**(1), pp. 153-159 (2006)
- [Engel 10] A.K. Engel and P. Fries. Beta-band oscillations - signalling the status quo?. *Current Opinion in Neurobiology*. **20**(2), pp. 156-165 (2010)
- [Laufs 06] H. Laufs, J.L. Holt, R. Elfont, M. Krams, J.S. Paul, K. Krakow and A. Kleinschmidt. Where the BOLD signal goes when alpha EEG. *NeuroImage*. **31**(4), pp. 1408-1418 (2006)
- [Penfield 37] W. Penfield and E. Boldrev. Somatic motor and sensory representation in the cerebral cortex of man as studied by electrical stimulation. *Brain*. **60**, pp. 389-443 (1937)
- [Muller-Gerkinga 99] J. Muller-Gerkinga, G. Pfurtscheller and H. Flyvbjerg. Designing optimal spatial filters for single-trial EEG. *Clinical Neurophysiology*. **110**(5), pp. 787-798 (1999)