

科学研究費助成事業（学術研究助成基金助成金）研究成果報告書

平成 25 年 6 月 7 日現在

機関番号：12605

研究種目：挑戦的萌芽研究

研究期間：2011～2012

課題番号：23650059

研究課題名（和文） 脳のデジタル通信：感覚刺激による変調と脳波からの復調

研究課題名（英文） Digital Communication Through the Brain: Modulation With Perceptual Stimuli and Demodulation from the Brain

研究代表者

田中 聡久 (TANAKA Toshihisa)

東京農工大学・大学院工学研究院・准教授

研究者番号：70360584

研究成果の概要（和文）：

定常的視覚誘発電位に基づく脳コンピュータインタフェースには、コマンドを増加させると視覚刺激に利用可能な周波数が不足するという問題がある。また、周波数によって誘発電位の発生強度が異なるため、コマンド間で識別率が異なり、入力されやすいコマンドや入力されにくいコマンドが存在してしまうという問題がある。これらを解決するために、異なる周波数の2種類の視覚刺激でバイナリ符号を定義し、その符号をコマンドに割り当てる方法を提案した。これは、デジタル通信における周波数偏移変調に基づいて、脳コンピュータインタフェースの視覚刺激を変調する方法であるといえる。本研究では、10コマンドのオンライン実験を行って従来の方法と提案する方法とを比較した。実験結果から、提案する方法は、コマンド間の識別率の差異が小さい、信頼性の高いBCIを実現できることが示された。

研究成果の概要（英文）：

A brain-computer interface (BCI) based on steady-state visual-evoked potentials (SSVEP) has two difficulties: limitation of the number of commands and uneven probabilities of command execution. To address these problems, the present research project proposed a paradigm of BCI using frequency-modulated visual stimuli. The commands are translated into code words consisting of binary digits, to which visual stimuli with distinct frequencies are assigned. Frequencies of SSVEP are recognized to detect bits, and a command to be executed is determined from the sequence of detected bits. Experimental results showed that the proposed paradigm achieved a reliable BCI with higher accuracies and balanced command executing probabilities.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
交付決定額	2,900,000	870,000	3,770,000

研究分野：信号処理工学

科研費の分科・細目：情報学・メディア情報学・データベース

キーワード：信号処理、脳波計測、インタフェース

1. 研究開始当初の背景

脳コンピュータインタフェース (BCI; Brain-Computer Interface) は、ヒトの脳活動を観測し、機器の制御やコミュニケーションのためのコマンドに変換するシステムである。BCIは、重度の運動障害をもつ人が外界とコミュニケーションをとることを可能

にする。図1に示すように、BCIは脳活動を電磁的なデータとして取得し、そこから何らかの特徴を抽出する。この特徴をクラス分類することで、利用者が想起したコマンドを識別する。そして、これをデバイス命令に変換してコマンドを実行し、その結果を利用者にフィードバックする。特徴抽出およびクラ

ス分類のためには、効率的な信号処理技術が必要である。

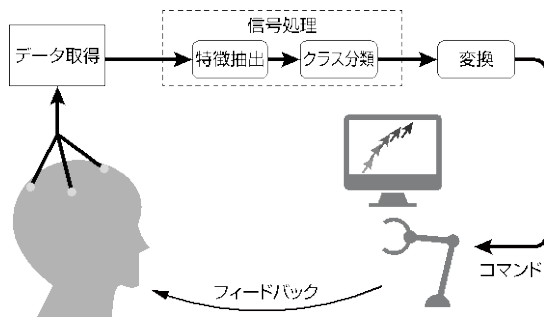


図 1 BCI の概念図。

脳活動の観測には、脳波（EEG; Electroencephalogram）や脳磁図（MEG; Magnetoencephalogram）、機能的磁気共鳴画像（fMRI; functional Magnetic Response Imaging）などが用いられるが、時間分解能の高さや測定簡易性から、EEG 測定に基づく BCI が広く用いられる。EEG における特徴には、 α 波や μ 律動などの律動成分や、事象関連電位（ERP; Event Related Potential）、視覚誘発電位（VEP; Visual Evoked Potentials）などがあり、これらを利用した BCI が提案されている。VEP は視覚刺激によって自然に発生する電位なので、これを利用した BCI には、使用者のトレーニングが必要ないか少なく済むという特長がある。さらに、システム構成が簡易であり情報伝達速度（ITR; Information Transfer Rate）が高いという特長をもつため、実用的な BCI の方法として VEP の利用が有望視されている。

VEP のひとつが、定常的視覚誘発電位（SSVEP; Steady-State Visual Evoked Potentials）である。この SSVEP を利用した BCI が広く提案されている。SSVEP は、点滅光源などの周期的な視覚刺激によって脳の視覚野に誘発される電位であり、視覚刺激と等しい周波数の周期信号とその高調波によって構成される。SSVEP を利用した BCI では、異なる点滅周波数をもった複数の視覚刺激を入力コマンドに割り当て、利用者に提示する。したがって、SSVEP が強く発生するような視覚刺激が必要となるが、SSVEP の強度は視覚刺激の大きさ、点滅周波数や、視覚刺激が模様をもつ場合その空間周波数といった条件によって変化する。SSVEP を強く発生させる点滅周波数は 5-30 Hz 程度に集中しており、さらに、視覚刺激の提示装置のリフレッシュレートによって視覚刺激のとりうる周波数が制約を受ける。そのため、BCI の入力コマンド数を増加させると、視覚刺激に使用する周波数が不足してしまうという問題がある。

また、周波数によって SSVEP の強度が異なる

ため、BCI のコマンド間で識別率が異なり、入力されやすいコマンドと入力されにくいコマンドとが存在してしまうという問題もある。

2. 研究の目的

SSVEP を利用した BCI におけるこれらの問題を解決するために、異なる点滅パターンをもった 2 種類の視覚刺激でバイナリ符号を定義し、その符号をコマンドに割り当てる方法を提案する。この割り当てはデジタル通信における符号化と変調に等しく、点滅パターンが通信路における送信シンボルにあたる。視覚刺激が送信機、脳波計が受信機にあたることから、この BCI は、脳を介したデジタル通信と捉えることができる。この方法では、すべての視覚刺激で同じ点滅周波数を使用するため、コマンド間の識別率の偏りを緩和することができる。また、デジタル通信のように誤り検出が可能になり、識別率の低下を抑えられる。

本研究では、10 コマンドの BCI の実験を行い、従来の SSVEP を利用した BCI の方法と提案する方法とを比較する。実験結果から、提案した方法は、コマンド間の識別率の差異が小さい、信頼性の高い BCI システムを実現することを示す。

本研究における脳波測定実験は、東京農工大学研究倫理委員会の承認に基づき、被験者のインフォームド・コンセントを得て行った。

3. 研究の方法

前節で指摘したコマンド数の制約とコマンド間の識別率の差異という問題を解決するために、SSVEP に基づく BCI において視覚刺激を変調する方法を提案した。この BCI のパラダイムを図 2 に示す。

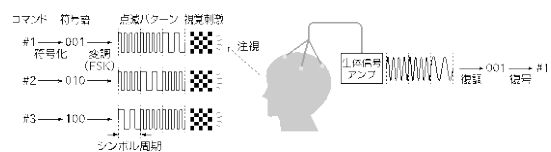


図 2 変調視覚刺激を用いた BCI のパラダイム。

この BCI では、コマンドを符号化し、各符号に異なる点滅パターン（図 2 では異なる周波数）の視覚刺激を割り当てる。そのため、原理的にはコマンドによる識別率の偏りをなくすることができる。また、この操作はデジタル通信における変調に等しい。そして、生体信号アンプで観測した EEG を解析して符号を判定し、コマンドを決定する。これはデジタル通信における復調と復号に等しい。

提案する BCI では、はじめにコマンドをバ

イナリ符号からなる符号語に変換する。このバイナリ符号を点滅パターンの異なる2種類の視覚刺激で表現し、被験者に提示する。この操作は、2種類の点滅パターンに異なる周波数を用いる場合はデジタル通信における周波数偏移変調 (FSK; Frequency-Shift Keying), 異なる位相を用いる場合は位相偏移変調 (PSK; Phase-Shift Keying) となる。1つの送信符号に一定時間の点滅パターンを割り当てる。そして、一定周期で視覚刺激の点滅パターンが切り替わる。各周期における点滅パターンがデジタル通信路における送信シンボルにあたるので、以下、この周期をシンボル周期という。

生体信号アンプで観測した EEG を解析し、シンボル周期ごとに SSVEP の周波数や位相を識別して符号を判定する。これは、デジタル通信における復調にあたる。

復調によって得られた符号列から入力コマンドを決定する。これは、デジタル通信における復号にあたる。

この BCI のパラダイムに FSK 変調を使用した場合、SSVEP の周波数ごとに識別率が異なることから、符号 ``0`` と符号 ``1`` の識別率が異なってしまう。しかし、図3の例のように、すべての符号語を構成する符号 ``1`` の数、符号 ``0`` の数をそれぞれ同じにすることで、各コマンドの理論上の識別率を等しくすることができる。

視覚刺激 (コマンド)	送信符号								シンボル周期 (時刻)
	1	2	3	4	5	6	7	8	
#1	0	0	1	1	0	0	1	1	→
#2	0	1	0	1	0	1	0	1	
#3	0	1	1	0	0	1	1	0	
#4	1	0	0	1	1	0	0	1	
#5	1	0	1	0	1	0	1	0	
#6	1	1	0	0	1	1	0	0	

復号	SSVEPから判定した 受信符号								復号に要した シンボルの数
	1	2	3	4	5	6	7	8	
例1	0	1	0	1	...				4
例2	0	0	0	1	0	1	...	6	
例3	0	1	0	0	0	1	0	...	7

図3 変調視覚刺激を用いた BCI における復号方法の例。

提案する BCI のパフォーマンスを測定するために、BCI の実験を行った。被験者は20代の男性10名である。各被験者について2日間に渡って実験を行い、両日とも同じ実験内容とした。

電極配置を拡張 10-20 法で Pz, Oz, O1, O2,

Iz とし、電極には Guger Technologies (g.tec) の焼結 Ag/AgCl アクティブ電極 g.ACTIVEelectrode, g.ACTIVEground (GND 用), g.GAMMAearclip (リファレンス用, イヤクリップ型) を使用した。これらを電極帽 g.EEGcap によって被験者の頭部に固定し、電源ユニット g.GAMMAbox によって駆動させた。g.GAMMAbox の出力を日本光電工業の生体信号アンプ MEG-6116 に接続し、信号を増幅した。MEG-6116 に内蔵されたアナログフィルタは、ローカットフィルタを 0.5 Hz, ハイカットフィルタを 100 Hz に設定した。増幅された信号を、コンテックの A/D コンバータ AT10-163202F-PE により 1200 Hz でサンプリングした。A/D コンバータの制御および観測信号の記録には Matlab のツールボックスである Data Acquisition Toolbox を使用した。サンプリング後のデータをさらに 240 Hz にダウンサンプリングした。

Matlab のツールボックスである Psychtoolbox を用いて視覚刺激を作成し、23 インチ液晶ディスプレイに提示した。ディスプレイの画面解像度は 1920×1080 ピクセル、リフレッシュレートは 120 Hz である。被験者はディスプレイの正面に着座し、ディスプレイから顔までの距離は 75 cm とした。図4に示すように、画面上に 10 個の視覚刺激を 2 行 5 列に表示した。視覚刺激は各辺が 60 mm (視野角 4 deg) の正方形チェッカーボードであり、チェッカーボードの空間周波数は 2 c/deg である。左上から Z 字型の順で、各視覚刺激をターゲット T1, T2, ..., T10 とする。

まず、変調視覚刺激を用いた BCI において使用する視覚刺激の点滅周波数およびシンボル周期を決定するために、10 種類の周波数の視覚刺激を提示して脳波を測定し、オフライン解析を行った (Phase 1)。次に、変調視覚刺激を用いた場合のターゲットごとの識別率の違いを調べるために、Phase 1 によって決定した点滅周波数とシンボル周期による変調視覚刺激を提示し、識別率を求めた (Phase 2)。そして、点滅周波数をコマンドに割り当てる方法 (従来の SSVEP に基づく BCI) と、変調視覚刺激を用いる方法 (提案する BCI) とで BCI のパフォーマンスを比較するために、それぞれオンライン BCI の実験を行い、情報伝達レート (Information Transfer Rate; ITR) を求めた (Phase 3)。



図 4 視覚刺激提示画面. 左上から Z 字型の順で, 各視覚刺激をターゲット T1, T2, ..., T10 とする. T1 には, 被験者へのフィードバックのための白枠を表示している.

4. 研究成果

まず, Phase 1 の実験によって決定した 2 種類の周波数を用いたとき, シンボル周期を変化させた場合の期待 ITR を図 5 に示す. これによって, 最適なシンボル周期を決定した.

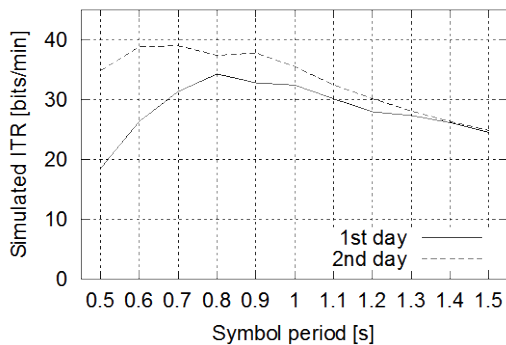


図 5 Phase 1 の実験によって決定した, 変調視覚刺激に使用する点滅周波数およびシンボル周期と, それらの値を使用したときに期待される ITR.

図 6 に, Phase 2 の実験において測定したターゲットごとのコマンド識別率を示す. ターゲットに周波数を割り当てる従来の方法では点滅周波数に対する識別率がそのままコマンドの識別率となり, 識別率に偏りが生じている. とくに, 30 Hz を割り当てたターゲット T10 の識別率が低い. 一方, ターゲットに符号語を割り当てて変調視覚刺激を使用した方法では, コマンド識別率の偏りが小さ

くなり, 本提案手法の有効性がわかる.

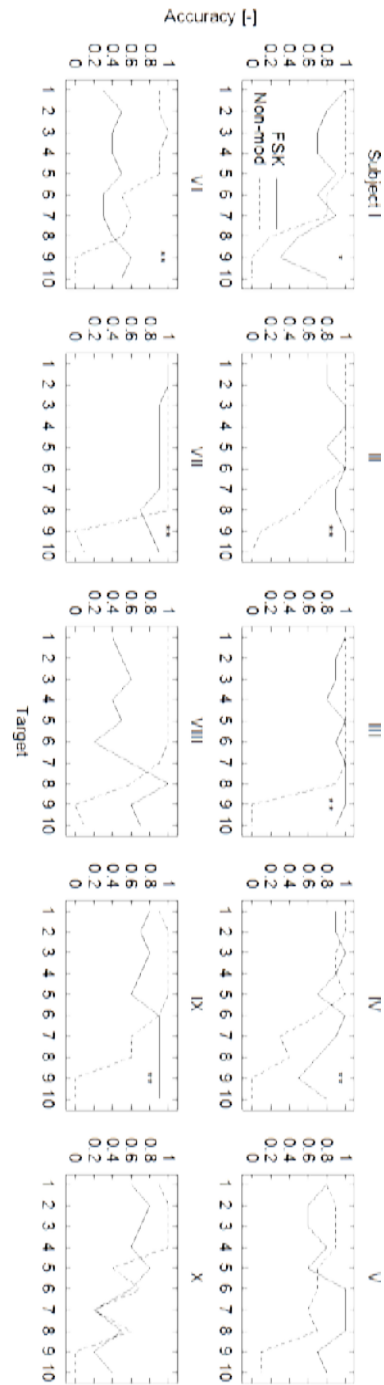


図 6 Phase 2 の実験において測定した, 被験 I~X におけるターゲットごとのコマンド識別率. 図中にコマンド間の識別率分散についての F 検定の結果を, * ($p < 0.05$), ** ($p < 0.01$) でしめした.

つぎに Phase3 について、識別率と ITR の測定を行った。被験者 VI と X は BCI の識別率が極めて低いためこれらを棄却し、8 人の結果を集計したところ、識別率の平均値は従来の変調なし SSVEP で 71.25 %、標準偏差は 10.30、また提案する FSK SSVEP で 81.75%、標準偏差は 12.65 となった。これに対し、要因を BCI の種類と測定日とする反復測定分散分析 (ANOVA with repeated measures) を適用したところ、BCI の種類に関しては $p < 0.05$ で有意な差が認められた。

以上の結果により、提案した方法によって、コマンド間の識別率の差異が小さい、信頼性の高い BCI システムを実現できることを示した。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計 3 件)

1. Y. Kimura, T. Tanaka, H. Higashi, and N. Morikawa, "SSVEP-based brain-computer interfaces using FSK-modulated visual stimuli," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, 2013 採録決定 (査読あり)

[学会発表] (計 4 件)

1. 森川直樹, 木村陽介, 田中聡久, "位相偏移変調視覚刺激を用いた脳コンピュータインタフェース," 2013 年 電子情報通信学会総合大会, 岐阜大学, 2013 年 3 月 21 日.

2. T. Tanaka, C. Zhang, and H. Higashi, "SSVEP frequency detection methods considering background EEG," in *Proc. of The 6th International Conference on Soft Computing and Intelligent Systems, and The 13th International Symposium on Advanced Intelligent Systems (SCIS-ISIS 2012)*, pp. 1138-1143, Kobe Convention Center (Kobe Portopia Hotel), Nov. 20-24, 2012

3. C. Zhang, Y. Kimura, H. Higashi, and T. Tanaka, "A simple platform of brain-controlled mobile robot and its implementation by SSVEP," in *Proc. of the 2012 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN 2012)*, Brisbane, Australia, June. 10-15, 2012.

4. 木村陽介, 東広志, 田中聡久, "FSK 変調した視覚刺激による BCI," 電子情報通信学会ニューロコンピューティング研究会, 東北大学, 2011 年 11 月 25 日.

6. 研究組織

(1) 研究代表者

田中聡久 (TANAKA Toshihisa)
東京農工大学・大学院工学研究院・准教授
研究者番号: 70360584

(2) 研究分担者

なし

(3) 連携研究者

なし