

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 29 年 8 月 9 日現在

機関番号：57701

研究種目：挑戦的萌芽研究

研究期間：2015～2016

課題番号：15K12614

研究課題名(和文) ALS患者の生活の質を向上させる雑音に強い脳-コンピュータインターフェースの開発

研究課題名(英文) Noise robust brain computer interface that improve the quality of life of the ALS patient

研究代表者

原田 治行 (HARADA, HARUYUKI)

鹿児島工業高等専門学校・電子制御工学科・嘱託教授

研究者番号：80192285

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 2,500,000円

研究成果の概要(和文)：本研究は、複数の電極で測定した脳波の高周波成分間の相関とバイノーラル・ビートに着目し、少数の電極でも認識率が高く対雑音性に優れたBCIの研究を行い、次の結果を得た。(1)タスク実行後の脳波の高周波成分の特徴ベクトルのグラフをモニタ上にリアルタイムに被験者にフィードバックして訓練するシステムを構築した結果、個人差があるが判別率が向上した。(2)各タスクの特徴ベクトルの要素の差の有意性を多重比較検定法で検定し、有意である要素で判定すれば、電極数を減らせる可能性を示した。(3)バイノーラル・ビートを用いれば脳波の高周波成分が優勢になるが、その状態でメンタルタスクを実行しても認識率は向上しなかった。

研究成果の概要(英文)：By focusing on the binaural beats and the correlation between the high frequency components of the measured brain wave, we studied BCI that had high recognition rate and was superior in anti-noise characteristics even if the number of electrodes was few, and got the following results.

(1) The recognition rate was improved by the training system that feeds back the graph of the characteristic vector on the monitor to a test subject in real time, but there were individual differences of the recognition rate. (2) We examined the significance of the difference of the element of the characteristic vector of each task by a multiple comparison assay and we showed that if we selected the meaningful elements of the characteristic vector, we might be able to reduce the number of the electrodes. (3) If the binaural beats were used, the high frequency components of brain wave would become dominant, but the recognition rates were not improved, even if mental tasks were executed in such a condition.

研究分野：デジタル信号処理 医用生体工学

キーワード：ヒューマンインターフェイス BCI ALS患者 バイノーラル・ビート

1. 研究開始当初の背景

残存機能が著しく低下した筋萎縮性側索硬化症 (ALS) 患者などの生活の質 (QOL) を向上させるために、手足の動作や会話などの通常的手段に依存しないで支援する意思伝達システムの1つである脳 - コンピュータインターフェイス (BCI) の研究が盛んに行われている。しかし、脳波の、帯域のパワースペクトル密度の増減や P300 などの特徴量をもとに意思の検出を行うシステムは雑音に対して弱く、また脳波の測定部位を増やすことで認識率を上げを試みているが、測定システムが大掛かりになり被験者への負担増加が懸念される [1]。

2. 研究の目的

本研究の目的は、高周波帯域の脳波 [1] の電極間の相関 [2] とバイノーラル・ビート [3] に着目し、対雑音性に優れ、少数の計測部位でも認識率の高いシステムの開発を試みることである。

3. 研究の方法

(1) 実験 : 高周波帯域の脳波は、感性やイメージタスクだけではなく運動想起を判別する場合に有効かを予備実験で調べた。

先行研究において、運動想起のタスクを判別する際に運動野付近の電極から得られる脳波のスペクトログラムを扱う方法もあるが、本研究では運動の意図は後部頭頂葉や運動前野の複数の部位で関係があるという報告 [4] に基づいて、電極を国際 10/20 法により、前頭葉に左右 2 か所 (F3, F4)、側頭葉に左右 2 か所 (T3, T4)、頭頂葉に左右 2 か所 (C3, C4)、後頭葉に左右 2 か所 (O1, O2)、計 8 か所に配置して脳波の変化を測定し、タスク実行時の電極間の相互相関係数 [2] に着目した。測定は、鹿児島工業高等専門学校生命倫理委員会の承認に基づき被験者のインフォームド・コンセントを得た後に、アクティブ電極を持った生体信号収録装置 Polymate AP216 を使用してサンプリング周波数 250Hz で男性 3 人の被験者 A, B, C に対してシールドルーム内で 1 分間測定した。また、基準電極を両耳の耳朶として基準電極導出法を用いた。メンタルタスクは、右手運動想起 (右手イメージ)、左手運動想起 (左手イメージ)、右足運動想起 (右足イメージ)、左足運動想起 (左足イメージ)、およびリラックスとした。

各電極から得たデータから相互相関係数を特徴量とした特徴ベクトルを作成してタスクの判別を行った。電極 i で測定した 1 秒間当たり $n = 250$ 個のデータを

$$D_i[1], D_i[2], \dots, D_i[k] \quad (k = 1 \sim n, i = 1 \sim 8)$$

と定義して、電極 i と電極 j の相互相関係数を次式から求めた [2]。

$$R_{(i, j)} = \frac{\sum_{k=1}^n (D_i[k] - \bar{D}_i)(D_j[k] - \bar{D}_j)}{(n - 1)S_{D_i}S_{D_j}}$$

ここで、 \bar{D}_i, \bar{D}_j は D_i, D_j の平均値であり、 S_{D_i}, S_{D_j} は D_i, D_j の標準偏差である。この計算をすべての電極の組み合わせについて行い、この相互相関係数を要素にもつ特徴ベクトルを次式のように定義した。

$$P = (R_{(1, 2)}, R_{(1, 3)}, \dots, R_{(6, 8)}, R_{(7, 8)})$$

各タスクの 60 秒間の測定データに対して 60 個の特徴ベクトルを作る。相互相関係数を用いたテンプレートマッチングの可能性を探るために、前半の 20 個の特徴ベクトルの平均をテンプレートとし、後半の 40 個の特徴ベクトルをテスト用データとして、ユークリッド距離を用いて判別を行った。判別率を出す際に、脳波の高周波帯域が感性やイメージタスクに密接に関係しているという報告 [1] から運動想起に対する有効性も検討するために、被験者ごとに低周波帯域 (4 ~ 20Hz)、高周波帯域 (波帯域 : 30 ~ 100Hz)、全周波帯域 (4 ~ 100Hz) に分けて判別を行った。結果を表 1 に示す。運動想起欄の a, b, c, d, e は、それぞれ、右手イメージ、左手イメージ、右足イメージ、左足イメージ、リラックスを表す。個人差があるが、低・全周波帯域に対して高周波帯域の脳波を用いた場合の判別率が良く、高周波成分の脳波は感性やイメージタスクだけではなく運動想起を判別する場合も有効であることが示された。

表 1 判別率

被験者	帯域	運動想起					平均
		a	b	c	d	e	
A	低周波	17	17	17	60	40	30
	高周波	50	57	60	67	83	63
	全周波	20	20	59	53	47	40
B	低周波	13	47	7	10	30	21
	高周波	53	100	60	60	80	71
	全周波	33	77	3	37	17	33
C	低周波	47	30	43	27	60	41
	高周波	73	13	70	67	70	59
	全周波	73	30	67	43	80	59

凡例 a: 右手イメージ, b: 左手イメージ, c: 右足イメージ, d: 左足イメージ, e: リラックス

(2) 実験 : タスクを判別する実際の状況に合わせるために、実験のように連続して測定したデータを分割してテンプレート用とテスト用のデータに分けるのではなく、試行を複数回行った平均値で作成したテンプレートを用いて、その後の試行結果を判別した。ただし、側頭葉の電極 (T3, T4) については筋電図と浅側頭動脈の脈動が混入するために除外し、代わりに頭頂葉に左右 2 か所の電極 (P3, P4) を追加した。また、メンタルタスクは、右手イメージ、左手イメージ、

リラックスとして男性3人の被験者D,E,Fに対して実験を行った。

1回の試行を10秒間行った脳波の高周波成分の各電極間の相関係数を求め、特徴ベクトルの要素とした。要素数は、8電極から2電極を選ぶ組み合わせで28あり、その並びは、1-6番までが左脳の電極間の相関係数、7-12番までが右脳の電極間の相関係数、13番以降は左脳と右脳の電極間の相関係数とした。5回実施した結果を、横軸を電極の組み合わせ、縦軸をその組み合わせに対する相関係数として特徴ベクトルのグラフで表すと、5本の特徴ベクトルのグラフは、ばらつく場合があることが判明した。

そこで、タスク実行後の特徴ベクトルのグラフを、パソコンのモニタ上にリアルタイム表示したものを被験者にフィードバックし、被験者はそれを見てタスクの試行ごとの特徴ベクトルのグラフが重なるように訓練できるシステムを構築した。その結果、各被験者ともに、リラックスと右手イメージの特長ベクトルのグラフは訓練によって概ね重なるようになった。例として、図1に被験者Eのリラックスの訓練前後の5回試行した特徴ベクトルを示す。しかし、左手イメージの特徴ベクトルの訓練後のグラフについては、被験者Dは概ね重なったが、被験者E,Fはばらついた。例として、図2に被験者Eの訓練後に5回試行した左手イメージと右手イメージの特徴ベクトルを示す。また、各被験者の5回のタスクの特徴ベクトルの平均値から求めたテンプレートとその標準偏差を、図3,4,5に示す。各被験者とも特徴ベクトルの要素の13番から28番は、1番から12番に比べて大きく変化している。したがって、13番以降の相関係数の値をテンプレートとして用いて、テンプレートマッチングで各タスクの判別ができる可能性が示された。また、13番以降の相関係数の標準偏差は、ほぼ一定であった。

被験者D,Eに対して、日を改めて同様にしてテンプレートを求めたものを、図6,7に示す。これらより、特長ベクトルは測定の間隔をあけると若干異なり、被験者Eのリラックスは、大きく異なった。リラックスについては、被験者に「深呼吸をして、力を抜き、なるべく何も考えないようにする」と指示するが、右手イメージと左手イメージのメンタルタスクに比べて漠然としているために時間を置くことによって異なったメンタル状態になった可能性がある。このことは、前回のタスクの判別から時間の間隔があいている場合は、新たにテンプレートを作り直す必要があることを示唆している。

(3) 実験

タスクの判別に寄与しない特徴ベクトルの項目を減らして少数の測定部位にすることができると、各タスクの特徴ベクトルの要素の差の有意性を多重比較検定法で統計的

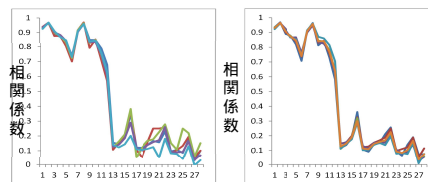


図1 被験者Eのリラックスの特徴ベクトル

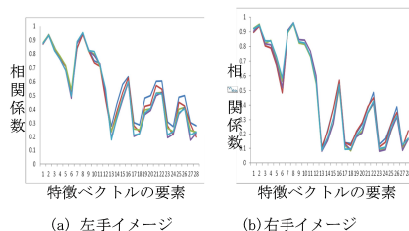


図2 被験者Eの訓練後の特徴ベクトル

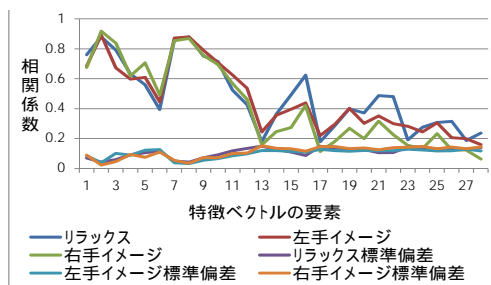


図3 被験者Dの各タスクのテンプレートの特徴ベクトルと標準偏差

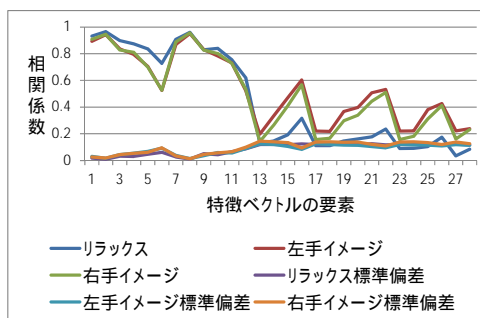


図4 被験者Eの各タスクのテンプレートの特徴ベクトルと標準偏差

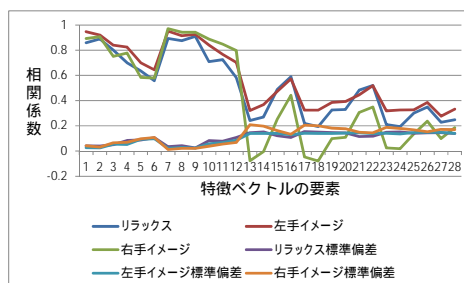


図5 被験者Fの各タスクのテンプレートの特徴ベクトルと標準偏差

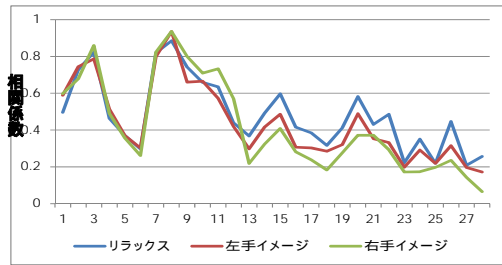


図 6 被験者 D の各タスクのテンプレートの特徴ベクトルと標準偏差

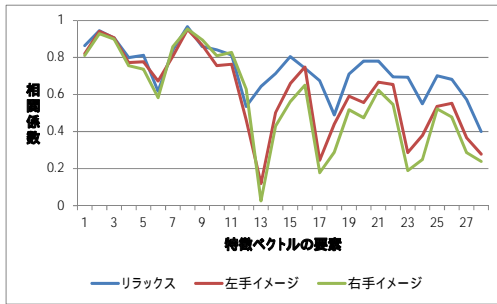


図 7 被験者 E の各タスクのテンプレートの特徴ベクトルと標準偏差

に検定し、判定に有効な特徴ベクトルの要素の選定を行うことを試みた。実験で用いたタスク 5 回の 50 秒間のデータを 1 回の試行として、そのデータを 100 個のデータ区間に分割し、1 区間で各電極間の相関係数を求め、100 個の相関係数の平均値を特徴ベクトルの要素とした。被験者 D の左手イメージの特徴ベクトルの 15 番目の相関係数の分布は図 8 になる。この分布が正規分布に仮定できるかどうかをアンダーソン・ダーリン検定とダゴスティノ・パーソン検定で判定した結果、5%の有意水準では電極間の相関係数の分布は両方の検定を満たし、正規分布に仮定できることが判明した。また、13 番以降の他の要素も 5%の有意水準で概ね正規分布に仮定できることが判明した。

3 つのタスクの特徴ベクトルの 3 集団間に差があるかないかを統計的に調べるために平均値の差の検定を行った。集団数が 2 を超えて、相関係数の分布はおおむね正規分布に従い、標準偏差はほぼ等しいとみなせるので、多重比較検定の Tukey 法を用いた。有意水準を 5%として検定を行った結果を表 2 に示す。電極の番号 ~ は、左脳 (F3, C3, P3, O1), 右脳 (F4, C4, P4, O2) である。印が平均値の差が有意であることを示す。被験者 E, F についても同様の処理を行うと、多重比較検定結果のすべて印となる要素番号は異なった。13 から 28 番の各要素には統計的に有意差がある相関係数の平均値が含まれるので、3 種類のタスクを判別できる根拠が示された。また、すべて印がついた要素番号を用いてテンプレートを作成すれば、電極数を減らせる可能性も示唆

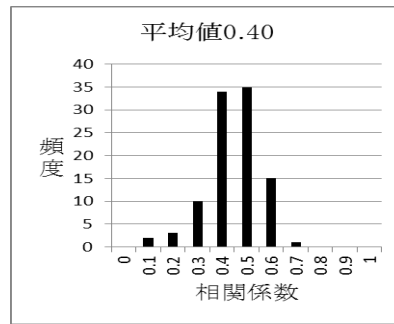


図 8 左手イメージの要素番号 15 の相関係数の分布

表 2 被験者 D の Tukey 法による平均値の差の多重比較検定結果

要素番号	13	14	15	16	17	18	19	20
電極合せ	-	-	-	-	-	-	-	-
組み合わせ1		x				x	x	
組み合わせ2	x							
組み合わせ3				x				

要素番号	21	22	23	24	25	26	27	28
電極合せ	-	-	-	-	-	-	-	-
組み合わせ1				x	x		x	
組み合わせ2								
組み合わせ3								

組み合わせ1: リラックス・左手イメージ 組み合わせ2: リラックス・右手イメージ
組み合わせ3: 左手イメージ・右手イメージ

表 3 テンプレートの要素番号 13-28 を用いた判別率

被験者	運動想起			平均
	a	b	e	
D	88	88	100	92
E	75	13	100	63
F	100	38	100	79

凡例 a: 右手イメージ, b: 左手イメージ, e: リラックス

表 4 各タスクの組み合わせの平均の差が有意であるものを用いた判別率

被験者	運動想起			平均
	a	b	e	
D	100	88	100	96
E	75	13	100	63
F	100	75	100	92

凡例 a: 右手イメージ, b: 左手イメージ, e: リラックス

された。表 2 の被験者 D の場合は、すべてのタスクの組み合わせに印がついている要素番号は、15, 17, 20, 21, 22, 23, 26, 28 である。被験者 E の場合は、21, 23, 24, 25, 27 である。被験者 F の場合は、13, 14, 17, 18, 19, 20, 21, 23, 24, 27, 28 である。

各被験者に対して、タスクを実行した結果をリアルタイムにフィードバックして訓練した後に、1 回あたり 10 秒間のタスクを、5 秒間隔をあけて 10 回行い、最初の 2 回でテンプレートを作成し、残りの 8 回で判定を行った結果を表 3, 4 に示す。表 3 は 13 番以降の要素を用いて判定したものであり、表 4

は多重比較検定の結果、各タスクの組み合わせの要素の差が有意であるものを選んで判定した結果である。被験者 D, F については判別率の向上が見られた。被験者 E については判別率の変化はなかった。また、以上の内容を通常環境の室内で行っても同様の結果が得られた。これは、高周波帯域の脳波、およびアクティブ電極の使用により、ノイズの影響が抑制されたものと推察される。

(4) 実験

バイノーラル・ビート[3]を用いて 波帯域の脳波が出やすくなれば、その環境下でタスクを実行すると、判別率が向上するかどうかの実験を行った。実験方法は、まず、男性 3 人の被験者 D, E, F に対して開眼リラックス時の各電極における脳波の 帯域の脳波全体に占めるパワー比を求めた。次に、バイノーラル・ビート音を聞いた時の各電極における脳波の 帯域の脳波全体に占めるパワー比を求めて、各帯域のパワーが開眼リラックス時の何倍になるかを計算して、 帯域の脳波の出やすさを調べた。バイノーラル・ビートは、ヘッドフォンを介して、それぞれ左右の耳に (200, 210Hz), (200, 220Hz), (200, 230Hz), (200, 240Hz) の正弦波を出力して発生させた。

各被験者ともに同様な結果が得られたが、図 9 に、被験者 D の開眼リラックス時の各電極における脳波の 帯域の脳波全体に占めるパワーの構成率を示す。 波が優勢である。また、バイノーラル・ビートを変化させたときの各帯域のパワーが開眼リラックス時の何倍になるかを計算したものを表 5 に示す。 波帯域のパワー比は 1 を下回り、開眼リラックス時に比べてパワーは減少している。また、 波帯域のパワーは増加して優勢となっている。

次に、バイノーラル・ビートを聞いて 波帯域の脳波が優勢な状況下でメンタルタスクを実行すると認識率が上がるかどうかの試験をおこなったが、認識率は向上しなかった。

<引用文献>

- [1]丸山貴司, 中川匡弘: ヒト脳波のイメージタスクに対する高周波成分の変化, 電子情報通信学会論文誌, Vol. J95-D, no. 6, pp. 1410-1420, 2012.
- [2]田中一男, 松永和之, 堀滋樹: 移動ロボットの脳動制御, 電気学会論文誌, Vol. 124, no. 3, pp. 890-896, 2004.
- [3] Method of and apparatus for inducing desired states of consciousness: Monroe :United States Patent 5356368
- [4]M. Desmurget, K. T. Reilly, N. Richard, A. Szathmari, C. Mottoliese, A. Sirigu: Movement Intention After Parietal Cortex Stimulation in Humans, Science, Vol. 324, pp811-813, 2009.

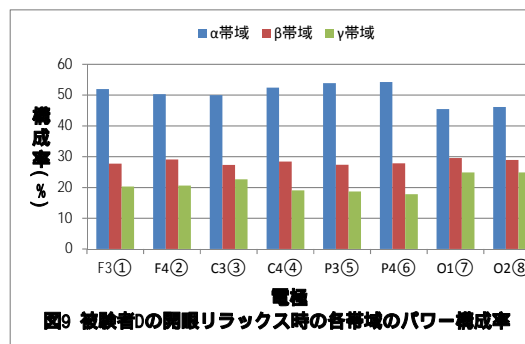


表5 被験者Dの開眼リラックス時と比較した各帯域のパワー比

周波数(Hz)	帯域	電極								平均
		F3	F4	C3	C4	P3	P4	O1	O2	
200-210	α	0.7	0.8	0.8	0.8	0.8	0.8	0.7	0.8	0.8
	β	1.6	1.2	1.1	1.2	1.2	1.2	1.3	1.2	1.2
	γ	1.0	1.1	1.3	1.3	1.4	1.3	1.2	1.1	1.2
200-220	α	0.6	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7	0.6	0.7	0.7
	β	1.8	1.3	1.2	1.3	1.2	1.3	1.3	1.3	1.3
	γ	1.0	1.3	1.4	1.4	1.5	1.4	1.3	1.2	1.3
200-230	α	0.6	0.8	0.7	0.8	0.7	0.8	0.7	0.7	0.7
	β	1.9	1.2	1.2	1.2	1.2	1.2	1.3	1.3	1.3
	γ	0.9	1.2	1.4	1.4	1.5	1.4	1.2	1.2	1.3
200-240	α	0.5	0.7	0.6	0.6	0.6	0.6	0.6	0.7	0.6
	β	2.1	1.4	1.3	1.4	1.3	1.4	1.4	1.4	1.5
	γ	0.8	1.2	1.4	1.5	1.6	1.5	1.3	1.2	1.3

4. 研究成果

バイノーラル・ビートにより、高周波帯域の脳波が優勢になることは確認できたが、認識率は向上しなかった。しかし、以下の成果が得られた。

- (1) 高周波帯域の脳波を用いた場合の判別率が良く、高周波成分の脳波は感性やイメージタスクだけではなく、運動想起を判別する場合も有効であるが、判別結果は個人差があることが示された。
- (2) 前回のタスクの判別から時間の間隔があいている場合は、新たにテンプレートを作り直す必要があるが、高周波帯域の脳波とアクティブ電極の使用およびタスク実行後の特徴ベクトルのグラフをリアルタイムで被験者にフィードバックすることにより、通常的环境下でも個人差はあるものの、高い認識率を得る可能性を示すことができた。
- (3) さらに、特徴ベクトルの要素の差が有意な要素を選ぶことにより、個人差はあるものの、認識率を向上させ、電極数を減らして被験者への負担を軽減させる可能性を示した。

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)
- 〔学会発表〕(計 2 件)
- (1) 松山亮大, 原田治行, "脳波の高周波成分に着目した BCI の研究," 平成 27 年度電気・情報関係学会九州支部連合大会 CDROM, 15-3P-10, p568(2015)
 - (2) 柏田大貴, 原田治行, 玉利陽三, "脳波の高周波成分に着目した BCI の研究," 平成 27 年度電気・情報関係学会九州支部連

6 . 研究組織

(1)研究代表者

原田 治行 (HARADA Haruyuki)
鹿児島工業高等専門学校・
電子制御工学科・嘱託教授
研究者番号： 80192285

(2)研究分担者

(なし)

(3)連携研究者

(なし)

(4)研究協力者

松山 亮大 (MATSUYAMA Ryota)
柏田 大貴 (KASHIWADA Daiki)