

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 30 年 6 月 15 日現在

機関番号：13903

研究種目：若手研究(B)

研究期間：2015～2017

課題番号：15K21078

研究課題名(和文)点滅視覚刺激を用いた健常者用脳波インタフェースの検討

研究課題名(英文)Study on Brain Computer Interface by SSVEP for healthy people

研究代表者

船瀬 新王 (Funase, Arao)

名古屋工業大学・工学(系)研究科(研究院)・准教授

研究者番号：60378239

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,000,000円

研究成果の概要(和文)：本研究はSSVEPを利用した脳波インタフェースを健常者へ応用するために必要な知見を得るための研究である。この研究は、特にSSVEPを発生させるために必要なチェッカーボードの形状、チェッカーボードと使用者の距離の影響、学習なしにSSVEPを抽出するためのアルゴリズムの開発を行った。その結果、チェッカーボードの形状はサイズは大きければ大きいほどSSVEPの誘発率が大きくなった。また、チェッカーボードの目の細かさは細かいほど誘発率が大きくなった。距離に関しては、距離に影響を受けるタイプの被験者とそうでない被験者がいることがわかった。最後に学習なしに90%以上の判別率を持つアルゴリズムの構築に成功した。

研究成果の概要(英文)：Our purpose of this study is to obtain knowledge on developing brain computer interfaces for healthy people. Especially we focus on shape of checkerboard for generation of SSVEP, effectual length between users and visual stimuli, and algorithm without subject's training. Results in this study is as following. 1) The bigger size of checkerboard is, the larger power of SSVEPs is. 2) The more the number of grid in checkerboard is, the larger power of SSVEPs is. 3) There are two type of subject in relationship between length and power of SSVEPs. 4) We developed the algorithm without subject's training. Detecting rate is over 90%.

研究分野：生体情報処理

キーワード：脳波 インタフェース SSVEP

1. 研究開始当初の背景

昨今の脳科学研究の発達により、脳科学の知見を工学的に応用する研究が数多く行われている。この脳科学の工学的な応用の一つとして Brain Computer Interface(BCI)、Brain Machine Interface(BMI)と呼ばれる、脳から発生した信号を入力としたインタフェースの研究が行われている。これらのインタフェースの特徴は体を動かすことなしに、インタフェースへ入力信号を送ることができるという点である。つまり、考えただけでものを動かすことができるというものである。よって、体の動きを計測することのできない末期の ALS や筋ジストロフィーの患者らに対する唯一であり最終的なインタフェースと考えられている。

当然のことながら、BCI・BMI は健常者においても使用することは可能である。しかしながら、実際に健常者が現時点の BCI・BMI を使用することは無いと思われる。これは、「誰でも簡単に使用することのできるインタフェースでないこと」が一番の理由である。

よって、我々はこれまで研究を行ってきた脳波を用いた BCI である脳波インタフェースの研究を推し進め、健常者に対する脳波インタフェースの構築を目指して研究を行っている。

現時点における脳波インタフェースの問題点は以下の3点に集約される。

- A) 脳波インタフェースを使用する前に、トレーニング期間が必要である。
- B) それぞれの被験者に対してパラメータチューニングが必要である。
- C) 簡単に電極を頭部に固定するのが難しい。

それぞれの問題点は、脳波インタフェースを健常者において使用できるようにするためには重要な解決課題である。C)に関しては乾式電極の考案や google glass のようなメガネ型のウェアラブルデバイスの商用化で目処が着きつつある。よって、問題は A)、B) の問題である。

脳波インタフェースにおいてはどのような脳波を使用するかでさまざまな種類が存在するが、この2つの問題点を解決することが可能であると思われる脳波は、Steady-state visual evoked potential (SSVEP) と呼ばれる脳波である。この脳波は、外部からの視覚刺激の点滅周波数に同期し、脳波上の周波数のパワーが上昇するというものである。

この脳波は、「外部刺激に起因する脳波であるために、他の脳波と比較して安定して計測が可能である」、「単純な周波数解析を使用するだけでも特徴量の抽出が可能である」という他の脳波が持ち得ていない性質を持っている。つまり、A)、B)の問題点を解決することが可能である脳波である。

我々は SSVEP を用いた脳波の性質に近年

着目して研究を行っており、特に学習を使用することが必要としない SSVEP の分類手法の基礎的研究(A. Itai, A. Funase, Proc. of EMBC, 2011)や長時間点滅刺激を注視した際の脳波変動に関連する脳波の基礎的研究(A. Funase, et. al. Proc. of, 2013)を行っている。

本申請は、この SSVEP の性質をさらに明らかにし、実際の SSVEP を用いた健常者のための脳波インタフェースの構築への応用を目指したものである。

2. 研究の目的

先に示したとおり、本申請は SSVEP の性質を明らかにし、SSVEP を使用した脳波インタフェースにおける問題点、B)使用のためにはトレーニング期間が必要である。C)使用のためにはパラメータチューニングが必要であるという問題点を解決することである。

従来研究において、長期間視覚刺激を点滅させた際には、その SSVEP のパワーは一定ではなく変動を行うことを明らかにした(A. Funase, et. al. Proc. of, 2013)。つまり単純に SSVEP のパワーに対して閾値処理を行うだけでは個体内差を処理できないことを示唆している。また、視覚刺激に対応した SSVEP の中心周波数と周辺周波数の比を見ることによって、学習を必要とすることなく注視している視覚刺激の周波数が特定できる可能性を明らかにした(A. Itai, A. Funase, Proc. of EMBC, 2011)。

よって、学習を必要とすることなく SSVEP を分類するためにさらに本申請では以下のことを明らかにすることを目標とする。

- I 点滅刺激を注視した際の中心周波数とその近傍の周波数の関係性
従来研究において、中心周波数とその近傍の周波数のパワーの関係は中心周波数のパワーはその近傍の周波数のパワーよりも大きいという仮定に基づいて SSVEP の判別器を作成した。しかしながら、この仮定が正しいかどうかの検討は行っていない。よって、この仮定が成立するかを検討する。
- II SSVEP を用いた脳波インタフェースの長期利用時の問題点の抽出
実際に SSVEP を用いた脳波インタフェースにて複数コマンドを実行する際には、複数の点滅視覚刺激を使用する。また、健常者が本脳波インタフェースを使用する際には点滅刺激を操作したい複数の生活家電等に提示しておく必要がある。前者においては、中心視野と周辺視野に点滅視覚刺激が SSVEP にどのように影響を受けるかが不確定であり、後者については、被験者と刺激の距離や外光の影響を加味する必要がある。これらの本目的はこれらの影響を明らかにす

- る。
- III (目的 II)を考慮した SSVEP の分類方法の提案と多数の被験者によるその妥当性の検討
従来研究で使用した判別器が、上述の(目的 II)上で使用できるかを検討する。
- IV 乾式電極にて計測した脳波に対する提案する SSVEP の分類方法の妥当性
一般的な脳波研究は湿式の電極を使用する。しかしながら、健常者用のインタフェースをして考えるならば頭部にジェル等をつける湿式の電極は使用できない。そこで、乾式の電極で SSVEP がどのように変化し、分類可能かを検討する。
- 上述の内容 I~IV を本研究の目的とする。

3. 研究の方法

上述の目的の達成のために、以下のサブゴールを設ける。

- (SG1)：中心周波数と周辺周波数のパワーの関係性 (目的 I より)
- (SG2)：中心視野と周辺視野での SSVEP のパワーの関連性 (目的 II より)
- (SG3)：点滅視覚刺激と被験者との距離における関連性 (目的 II より)
- (SG4)：点滅視覚刺激と周辺の明るさとの関連性 (目的 II より)
- (SG5)：(SG2)~(SG4)までの関係性を考慮した(SG1)へのフィードバック (目的 III より)
- (SG6)：乾式電極を使用した際の脳波計測とその分類方法に関する検討 (目的 IV より)
- SG1~SG4 の内容については、SSVEP の誘発実験となる。まずは、この実験について述べる。

被験者をディスプレイの 60cm 前に座らせる。図 1 のようにディスプレイの中央にチェッカーボードと固視点を配置する。チェッカーボードの白と黒を 15Hz で 90 秒間反転させ、被験者に観察させ、その間の脳波を計測する。1 回の計測を 1 試行とする。チェッカーボードの 1 辺の長さは 5.625cm, 4.5cm, 3.375cm, 2.25cm, 1.125cm の 5 種類を使用する。チェッカーボードの格子数は 3x3, 4x4, 5x5, 6x6, 7x7, 8x8, 9x9, 10x10 の 8 種類を使用する。そのため、本実験では 40 種類のチェッカーボードを使用し、合計で 40 試行を行う。電極は国際 10-10 法に基づいた O1, O2, Oz 電極を使用し、Reference 電極としてそれぞれ C3, C4, Cz 電極を、GND として額に配置した電極を使用する。

表 1 実験環境

サンプリング周波数	1000Hz
反転周波数	15Hz
刺激呈示時間	90 秒
被験者	成人男性 14 名, 成人女性 1 名

脳波データはサンプリング周波数 1000Hz で計測を行う。実験環境を表 1 に示す。

その解析については以下のように行う。

計測した脳波にハミング窓をかけてフーリエ変換を行う。フーリエ変換によって算出された 15Hz のパワーを SSVEP のパワーとする。チェッカーボードの 1 辺の長さが 4.5cm で格子数が 5x5 の場合の SSVEP のパワーを基準とし、その他の試行は基準との比を計算する。チェッカーボードの大きさを固定する場合と格子の大きさを固定する場合の 2 種類の SSVEP のパワー比の変動を調査する。ただし、図 2 のようにチェッカーボードの格子数が奇数の場合と偶数の場合で固視点の影響が異なるため、格子数が奇数の場合と偶数の場合を分けて解析を行う。

また、計測した脳波に対して短時間フーリエ変換を行い、実験の前半と後半の SSVEP のパワーの平均を比較する。短時間フーリエ変換の窓サイズは 1024 サンプル、シフト幅は 512 サンプルで行う。このとき、1 ステップから 10 ステップまでを実験前半とし、11 ステップから 20 ステップまでを実験後半とする。

このような実験環境と解析手法を基本として SG1~SG4 までの状況を確認する。

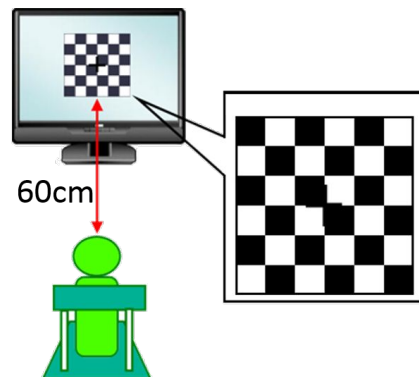


図 1 実験の概要図

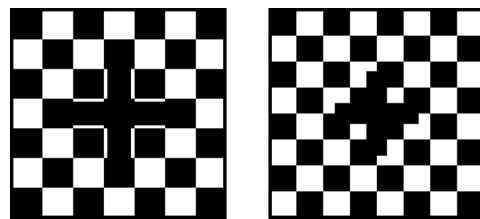


図 2 チェッカーボードの格子数が奇数の場合 (左) と偶数の場合 (右) の固視点の見え方

SG6 に関しては、以下のようなアルゴリズムで抽出の確認を行う

SSVEP 検出アルゴリズムの構築にあたり研究発表 で用いられる検出アルゴリズムを参考にする。研究発表 では乾式脳波計 V-amp を用いて安静時と刺激呈示時の判別を

行っており、それぞれの平均検出率は 89.0% と 83.7% という値を示している。下に先行研究(1)のアルゴリズムを示す。

1. 基準電極を Cz 電極として Oz 電極で計測された脳波データと Cz 電極で計測された脳波データの差分を算出する
2. 算出した差分のデータに対し窓幅 2000[sample], シフト幅 1[sample]で短時間フーリエ変換を行い各周波数のパワーを算出する
3. 短時間フーリエ変換を 5 シフト分行い、算出される 5 個のパワーのデータに対し、刺激周波数とその前後 2 つの周波数で最大のパワーをもつ周波数をそれぞれ算出する
4. 算出される 5 個の結果の内、呈示する刺激周波数と一致する周波数が含まれる数を算出する
5. 5 個の結果がすべて刺激周波数と一致した場合は SSVEP が発生したと判断する。一致しない場合は SSVEP が発生していないと判断する。
6. 全計測データに対し 2~5 を 1 試行とし、繰り返し実行する。

研究発表 のアルゴリズムで用いられる Oz 電極は Emotiv EPOC に存在しない。代替りの電極として Oz 電極と同様に後頭部に位置する O1 電極と O2 電極の 2 電極を用いる。またそれぞれの基準電極として F3 電極と F4 電極を用いる。先行研究(1)で用いられる V-amp はサンプリング周波数が 1000[sample/sec] であり、Emotiv EPOC のサンプリング周波数 128[sample/sec]と大きく異なる。そのため SSVEP 検出アルゴリズムの性能が高くなる短時間フーリエ変換の窓幅を改めて定める必要がある。そのため短時間フーリエ変換の窓幅を 1[s]から 10[s]まで 1[s]刻みに変化させ SSVEP の検出を行う。本実験では O1 電極と O2 電極の 2 電極で計測されるデータを用いる。また、SSVEP 検出アルゴリズムの各試行で 5 回短時間フーリエ変換を行う。つまり各試行で短時間フーリエ変換の結果は 10 個算出される。10 個のデータの内、刺激周波数と一致する割合を含有率とし、各窓幅の 60[s]間の計測データで算出される各試行の含有率の平均を算出する。

4. 研究成果

上述の研究の方法を使用して SG1 ,SG3 ,SG6 について明確な結果を得ることができた。SG2, SG4 においては、未だ検討が必要な結果を得た。本内容ですべての内容について示すことは不可能であるために、SG3 および SG6 の主要な結果を示すものとする。

まずは、チェッカーボードの形状に関連する結果である。図 3 に被験者 S1 の格子数が偶数でチェッカーボードの 1 辺の長さが 4.5cm の場合の結果を示すこの結果より、格子数が増加すると SSVEP のパワー比も増加する傾向を確認した。この傾向を特徴 1 とする。

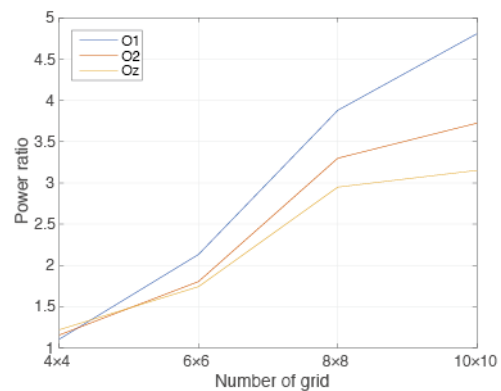


図3 被験者 S1 の格子数が偶数でチェッカーボードの 1 辺の長さが 4.5cm の場合の結果

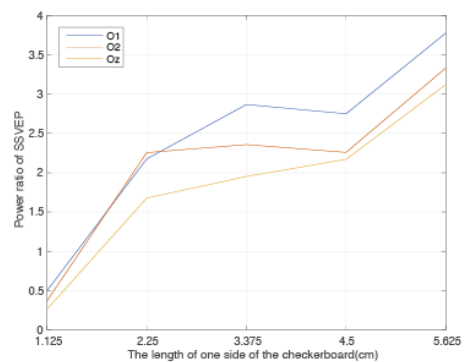


図4 被験者 S1 の格子数が 9x9 の場合の結果

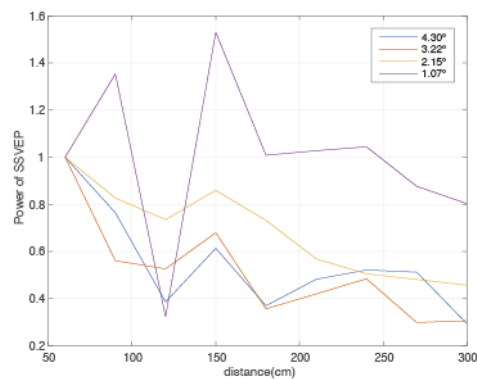


図5 被験者 S2 の電極 Oz の距離とパワーの関係

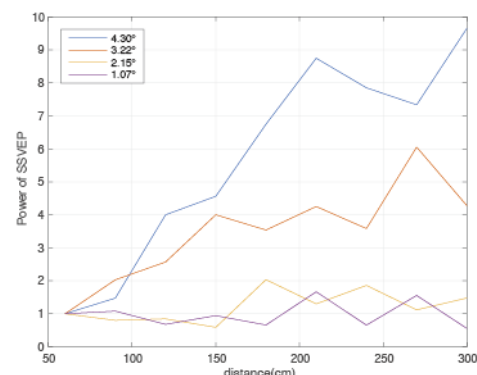


図6 被験者 S1 の電極 Oz の距離とパワーの関係

特徴 1 は 67%の被験者の電極毎において確認できた傾向である。図 4 に被験者 S1 の格子数が 9×9 の場合の結果を示す。この結果より、チェッカーボードの 1 辺の長さが増加すると SSVEP のパワー比も増加する傾向を確認した。この傾向を特徴 2 とする。特徴 2 は 73%の被験者の電極毎において確認できた傾向である。

図 5 に被験者 S2 の電極 Oz の、図 6 に被験者 S1 の解析結果を示す。横軸は被験者とディスプレイとの距離を示し、縦軸は SSVEP のパワーの変動率を示す。被験者 S2 について、被験者とディスプレイとの距離が大きくなるほど、SSVEP のパワーが減少する結果を得た。被験者 S1 について、視野角が 1.07 の場合を除き、被験者とディスプレイとの距離が大きくなるほど、SSVEP のパワーが上昇する結果を得た。被験者 S2 において、被験者とディスプレイとの距離が大きくなるほど、SSVEP のパワーが減少することを確認した。被験者とチェッカーボードとが成す視野角を変化させず距離を大きくした場合、視覚刺激が被験者に与える照度は小さくなる。つまり、被験者に与える刺激量が減少したため、SSVEP のパワーが減少したと考察する。被験者 S1 において、被験者とディスプレイとの距離が大きくなるほど、SSVEP のパワーが上昇することを確認した。つまり被験者 S2 において、SSVEP に与える影響として、照度変化より大きな影響を与える要因が存在すると考える。要因として、ヒトの眼の水晶体によるピント調整の影響が考えられる。被験者とディスプレイとの距離が大きくなったことにより、被験者の眼の水晶体はピント調整で収縮する。水晶体が収縮した場合、ヒトの視野の範囲は減少する。この結果、被験者とチェッカーボードとが成す視野角は変化しなくとも、被験者の視界におけるチェッカーボードの割合が増加する。そのため、SSVEP のパワーが増加したと考察する。

次に開発したアルゴリズムの抽出率等に関連した結果である。

図 7 に被験者 6 名の 1[s] から 10[s] までの 1[s] おきの窓幅における含有率の平均を示す。青が 12[Hz] の含有率の平均、赤が 15[Hz] の含有率の平均を示す。図 2 より窓幅が長くなるにつれ、含有率の平均が高くなることが確認できる。窓幅を長くすることで検出アルゴリズムの性能を高めることができるが、即応性を持たせるため長すぎる窓幅は避ける必要がある。窓幅が増えることによる含有率の平均の上昇幅に着目する。5[s] から 7[s] 間で上昇幅は減少している。よって SSVEP 検出アルゴリズムに用いる短時間フーリエ変換の窓幅は 5[s] が妥当であると考えられる。

さらにこの結果を踏まえて、安静時と刺激呈示時を判別するアルゴリズムを以下のように構築した。

1. O1 電極, O2 電極で計測したそれぞれの脳波データに対し窓幅 640[sample],

シフト幅 1[sample] で短時間フーリエ変換を行い各周波数のパワーを算出する

2. O1 電極, O2 電極における 5 シフト分、計 10 個の算出されるパワーのデータに対し、刺激周波数 12[Hz] とその前後の周波数(11.6[Hz], 11.8[Hz], 12.2[Hz], 12.4[Hz])の中で最大のパワーをもつ周波数をそれぞれ算出する
3. 算出される 10 個の結果の中で、刺激周波数 12[Hz] と一致する周波数が含まれる割合を含有率とし算出する
4. 1~3 を 1 試行とし全計測データに対し繰り返し実行する

図 8 に被験者 7 名の 12[Hz] における刺激呈示時と安静時で含有率 0[%] ~ 100[%] となるそれぞれの回数の平均をヒストグラムで示す。横軸が含有率、縦軸が各含有率の頻度を表している。また青が安静時の含有率の頻度、赤が刺激呈示時の含有率の頻度を表している。図 8 より含有率 0[%] で安静時の頻度が高くなり、含有率 50[%] と 100[%] で刺激呈示時の頻度が高くなることを確認できる。これより SSVEP の検出に成功したと考える。構築できたものとする。

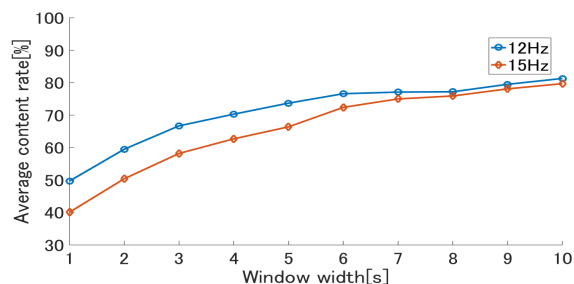


図 7 角窓幅における含有率の平均

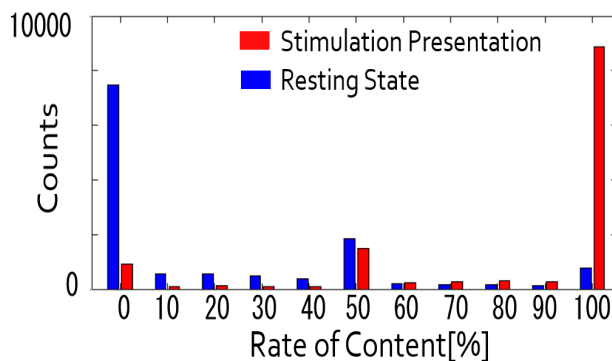


図 8 12Hz における刺激呈示時と安静時の含有率

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 0 件)

〔学会発表〕(計 10 件)

N. Toyama, A. Funase, et. al., Study on the Size and Number of Grid-square for Optimal Checkerboard to Evoke SSVEP, LE2016, 2016

遠山尚人, 船瀬新王, 他, チェッカーボードの格子数と SSVEP とのパワー変動の関連性について, 生体医工学学会東海支部大会, 2016

鈴木柚子, 船瀬新王, 他, SSVEP 実験時のヒトと金魚の周辺視野における比較実験方法の検討, 生体医工学学会大会, 2017

遠山尚人, 船瀬新王, 他, 同一被験者に対して別日に SSVEP 誘発実験を行った際の定量性について, 生体医工学学会大会, 2017

関, 船瀬新王, 他, 乾式脳波計で観測される SSVEP の検出アルゴリズムの検討-レスト状態の検知可能なアルゴリズム-, 生体医工学学会大会, 2017

N. Toyama, A. Funase et. al., Study on Variable Trend Between Condition of Checkerboard and Power of SSVEP, LE2017, 2017

Y. Suzuki, A. Funase, et. al. Measuring nerve potential and detecting SSVEP in optic tectum of goldfish, LE2017, 2017

鈴木柚子, 船瀬新王, 他, 金魚の視蓋における 15Hz の光点滅刺激提示時の SSVEP の検出, 電気学会 C 部門大会, 2017

遠山尚人, 船瀬新王, 他, チェッカーボードの条件と SSVEP のパワーの時間変化について, 電気学会 C 部門大会, 2017

林将弘, 船瀬新王, 他, 簡易脳波計 Emotiv EPOC を用いた SSVEP 検出・判別アルゴリズムの検討, 電気学会研究会, 2018

〔図書〕(計 0 件)

〔産業財産権〕

出願状況(計 0 件)

取得状況(計 0 件)

〔その他〕

ホームページ等
なし

6. 研究組織

(1)研究代表者

船瀬新王 (Arao Funase)

名古屋工業大学・大学院工学研究科・准教授
研究者番号: 60378239

(2)研究分担者
なし

(3)連携研究者
なし

(4)研究協力者
なし