

ウェアラブルコンピュータとモバイル脳波計を利用した 没入型脳情報計測装置の開発

Development of immersive brain information communication system using
wearable computer and mobile EEG

2041028



研究代表者

国立研究開発法人
情報通信研究機構

研究員

横 田 悠 右

[研究の目的]

ヒトの脳活動を解読し、コンピュータに情報を伝達するブレインマシンインタフェース(BMI)の研究が世界中で盛んに行われている。例えば、海外では身体が麻痺した患者がロボットアームを脳信号から操作した例が報告されている。また日本では、脳波から文字入力を行い意志を伝達したり、車いすの操作する等の研究が行われている。しかしながら、こうした従来のBMIは主に有線型の大型脳波計とPCモニターによってシステムが構築されている。そのため、ユーザの行動範囲は機械が使用できる範囲内に限定されており、いつでも、どこでも自由にBMIを利用することは困難である。こうした現状を打破するため、本研究は機械が人間の行動を制限せず、一般生活で利用できるBMIシステムの構築を狙いとしている。

研究代表者は、手軽に脳情報を計測するインタフェースの開発および健常者も利用できる応用技術の研究を続けている。その成果の一環としてウェアラブル脳波計を開発した(図1)。この脳波計はワイヤレス通信、バッテリー駆動で動作するためユーザは機械に縛られることなく、どこでも好きな場所で脳波を計測できる。またアクティブ電極(電極内にアンプが設置されている)を採用しており、ノイズの多い実環



図1 ウェアラブル脳波計
ワイヤレス通信、アクティブ電極、バッテリー駆動
が特徴である

境下においても安定した計測が可能である。さらにジェルペーストを必要としないドライ電極を使用しており、脳波計測の準備に必要な時間を大幅に削減している。ドライ電極の使用は髪をジェルで汚すこともないため、ユーザの脳波計測に対する心理的抵抗感を下げることに貢献している。より手軽な脳波計測を実現するための次なる狙いは、持ち運び可能な小型モニターを使用することで脳波計測システム全体の小型化を実現することである。そこで本研究では、小型モニターとしてヘッドマウントディスプレイ(HMD)を利用することを提案した。HMDと小型脳波計を組み合わせれば、システムのウェアラブル性は更に拡大する。また、HMDの装

着はユーザに高い没入感環境を与えるため、外部環境から受ける視覚ノイズの影響を小さくできる。ヒトが集中して脳波を計測できる環境を構築することも独創的なポイントである。

[研究の内容, 成果]

本研究では、HMD は Oculus Rift DK2 (Oculus VR 社製)、小型脳波計は Polymate Mini AP108 (ミユキ技研製)を用いてウェアラブル脳波計測システムを構築した。

1. HMD における脳波計測環境の構築

1.1. HMD への電極設置

一般的な脳波計測では図2に示したような電極が設置された専用のキャップを装着する。しかしながら、HMD を同時に装着する場合、こうした電極付きのキャップではHMD と物理的な干渉が発生する。また、キャップの上から無理にHMD を装着しようとする、電極がHMD のバンドによって強く圧迫されるためユーザが強い痛みを感じる。HMD のバンドを緩めることで圧迫を軽減する解決法も考えられるが、頭に2つのデバイスを装着するため、ユーザに対して大きな負担がかかってしまう。

本研究ではこのハードウェア課題に対して、HMD のバンド上に3D プリンタで作成した電極専用のブラケットを設置することで解決した(図3)。専用ブラケットは、後頭部近傍に3つと頭頂近傍に1つ配置しており、それぞれのブ



図2 一般的な脳波キャップ

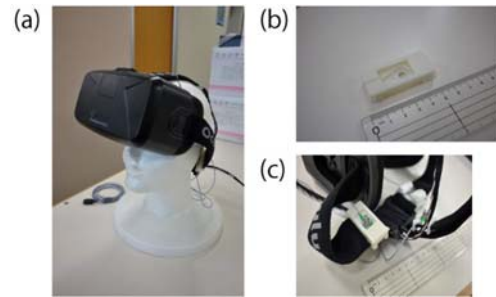


図3 (a) Oculus Rift DK2 と脳波計の装着例 (b) 電極専用ブラケット (c) HMD のバンドにブラケットと電極を設置。HMD 装着と同時に脳波が計測できるため利便性が大幅に向上した。

ラケットにはジェルペーストを使用せずとも脳波計測が可能になるドライ電極(ユニークメディカル社製)を設置した。ブラケットはドライ電極の利用を考慮した構造になっているおり、HMD のバンドで頭が強く締め付けられても電極が頭皮に痛みを与えることはない(図3(b)(c))。かえって、バンドによる締め付け効果によってドライ電極は頭皮にしっかりと接触するため、安定した脳波計測が実現できた。HMD に電極を直接設置したことで、HMD を装着するだけで脳波が計測可能になるため、従来の脳波計測システムよりも格段に利便性が向上した。

1.2. HMD のモニタ性能検証

脳波の特徴は、ミリ秒単位の高い時間解像度で脳活動を計測できることであるため、実験に使用するモニタには、出来る限り素早く刺激を描画できることおよび常に一定の時間間隔で映像の書き換えが行える性能が求められる。一般的な脳波実験では高速描画が可能なブラウン管モニタが使用されている。一方、本研究で使用している Oculus Rift DK2 は有機 EL ディスプレイを採用している。有機 EL ディスプレイは脳波実験において使用実績が少なく、ミリ秒単位での描画遅延や不定な間隔での映像の書き換えが発生する可能性も考えられる。

有機 EL ディスプレイの描画性能を検証するため、本研究では 15 Hz の一定間隔で刺激を呈示するようプログラムした場合のモニタの出力を HMD の画面の上に設置した光センサにて検

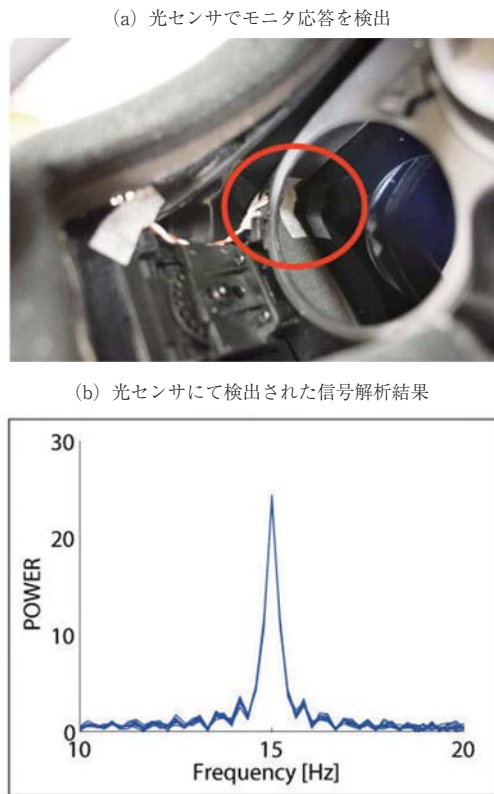


図4 (a) HMD の左上に光センサを設置し、モニタから出力される光情報を検出 (b) 光センサにて検出された信号のフーリエ解析結果。ユーザの意図したタイミングで刺激が描画されていることが確認された。

出した。HMD に取り付けた光センサの様子と光センサにて検出した信号のフーリエ変換解析結果を図4に示す。実験の結果、15 Hz のパワーが大きく増大しておりプログラムの想定通りの出力が得られていることが判明した。実験では、15 Hz の刺激は10回繰り返して呈示されているが、試行ごとのばらつきも発生しておらず、有機ELディスプレイにおいても安定した描画が実現できていることを確認した。

2. SSVEP を用いたウェアラブル脳波計測システムの検証実験

開発したウェアラブル脳波計測システムの有用性の検証を行うため、定常状態視覚誘発電位(SSVEP)と呼ばれる脳波成分を用いるBMI実験を行なった。SSVEPは、視覚誘発電位と呼ばれる視覚刺激を観測したときに生じる一過性の脳活動が連続的に生じた成分である。一定

の時間間隔で視覚刺激が呈示されると、視覚誘発電位も同じく一定の時間間隔で生じる。したがって、一定の時間間隔で刺激を呈示すると、その周波数に対応する脳活動が活性化する。この活動がSSVEPである。実験では、15 Hz および20 Hz の2種類の点滅する刺激を呈示して被験者がどちらの刺激を注視しているかを脳波から推定した。

実験は15名の健康で正常な、あるいは矯正視力の被験者(男性10名、女性5名、年齢20-24歳)によって行われた。1名の被験者については、計測トラブルから、もう1名の被験者については推定精度がチャンスレベルを著しく下回ったため解析から除外した。

検証実験では、SSVEPを誘発させるための視覚刺激として正方形のチェッカボード反転刺激を使用して、2択の識別課題を行なった(図5)。刺激サイズはそれぞれ視野角15度である。被験者は、1/2位相ごとに位相が異なる15 Hz で点滅するチェッカボードの反転刺激を左右に配置してタグ付けした条件と、15 Hz と20 Hz の周波数で点滅する刺激をそれぞれ左右に配置して周波数タグ付けした条件の二種類の識別を行なった。刺激は、チェッカボード中央に固視点が表示された静止状態から、定められた周波数での反転を繰り返す点滅状態に遷移するもので、15 Hz は4フレーム、20 Hz は3フレームごとに反転し、いずれも2秒間持続する。刺激間時間間隔は2.5秒から3.5秒の間でラン

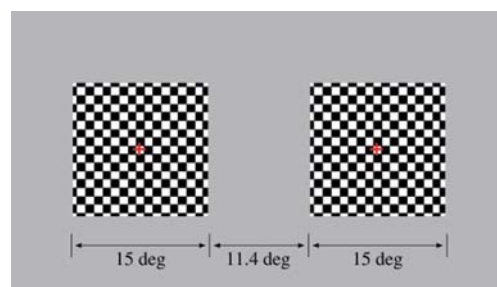


図5 脳波計測システムの検証実験において使用されたチェッカボード
位相タグ付け条件では、15 Hz の間隔で刺激が反転するが、1/2ごとに左右で位相が異なる。周波数タグ付け条件では、左のチェッカボードが15 Hz、右のチェッカボードが20 Hz で反転する。

ダムとした。視覚刺激は Matlab および Psychtoolbox によって生成され、60 Hz のフレームレートの HMD に呈示された。また、実験中の脳波は HMD の後頭部のバンドに装着されている 3 つのドライ電極からサンプリング周波数 500 Hz で計測された。

被験者が注視しているチェッカボードの識別は、位相テンプレートマッチングと呼ばれる手法によって行われた^[1]。位相テンプレートマッチングとは、識別対象となる視覚刺激に対応する脳活動から、あらかじめ対応するテンプレートを作成しておき、目標とする脳活動とのマッチングの適合度を図ることによって脳活動を識別する手法である。実験では、あらかじめ 15 Hz および 20 Hz で点滅するチェッカボードをそれぞれ 20 回注視したときの脳活動を計測し、被験者ごとに位相テンプレートを作成した。その後、作成した位相テンプレートを用いて 2 択の識別を行なった。識別課題は、点滅前にキューによって選択する刺激がランダムに呈示され、被験者は指示された側の点滅刺激を注視した。識別課題は 40 回行われた。

図 6 に、15 Hz 位相タグ付けと 15 Hz-20 Hz 周波数タグ付けのすべての被験者の識別結果を示す。15 Hz 位相タグ付けによる識別結果は 75% 以上の被験者において 80% 以上の識別精度が実現された。15 人のうち 2 人は 40 回すべての試行で正しい識別に成功した。被験者間平均は $84.9 \pm 13.1\%$ であった (図 6(a))。わずか 20 回の脳波データ学習から、80% 以上の識別性能は、過去の脳波実験の結果と比較しても、遜色ない結果であり、HMD とウェアラブル脳波計を用いたシステムが非常に有用であることが示された。一方、周波数タグ付けの被験者間平均は $72.6 \pm 16.4\%$ にとどまり、位相タグ付けより識別結果は低かった (図 6(b))。位相タグ付けと周波数タグ付けの識別結果の違いは、15 Hz の視覚刺激の方が、脳波のパワーと位相情報が安定しており、さらに刺激の視認性が優れていたためと考えられる。

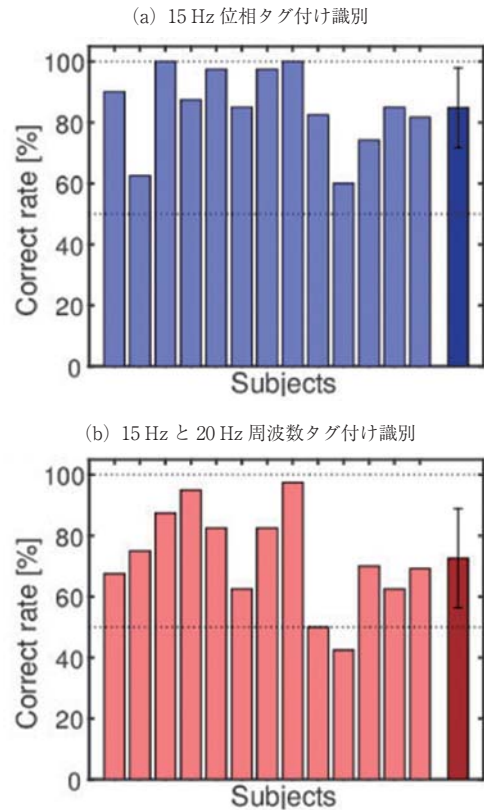


図 6 (a) 15 Hz 位相タグ付け識別結果。平均 80% 以上の高い精度で脳波から 2 択の行動が選択できた
(b) 15 Hz と 20 Hz 周波数タグ付け識別結果

[今後の研究の方向性、課題]

HMD とウェアラブル脳波計によりかぶるだけで没入感の高い環境で手軽に脳波計の計測が可能になった。HMD による高い没入感呈示は、映画やゲームの体験において、ユーザがコンテンツに対してより一層集中して楽しめる環境を与える。ゲームを体験しているときの脳波データをゲームのパラメータとして設定できれば、ユーザは自らの脳活動を確認しながらゲームをプレイすることができる。従来の実験室で行うような単純な課題ではなく、ユーザのモチベーションを高めるコンテンツを導入することで長時間計測も可能になると考えている。

しかしながら、ウェアラブル化という観点から、現在のシステムではモニタへの刺激呈示や解析にはノート PC を使用しており、すべての機器がウェアラブル化されてはいない。さらな

るウェアラブル性を追求するため、今後はスマートフォンで脳波が解析できるシステムを制作する。研究代表者のグループは、既にスマートフォンおよびネットワークを介して脳波データを通信できるシステムを開発している。スマートフォンでワンタッチで脳波の計測、さらには得られた脳波データの解析結果をその場ですぐに参照できれば、脳情報を用いた社会産業への応用展開はさらに加速されるものと考えている。

[参考文献]

- [1] 篠崎隆志, 村田勉, 定常的視覚誘発脳活動の遷移状態における時間特性, 日本生体磁気学会誌, 24: 1, 84-85, 2011

[成果の発表, 論文等]

1. 横田悠右, 成瀬康, 脳波による脳使用率の定量評価システムの開発に向けた基礎的研究, ヒューマンインタフェースシンポジウム 2014, CD-ROM, 2014
2. 篠崎隆志, 横田悠右, 成瀬康, SSVEP の位相テンプレートマッチング解析を用いた可搬な BMI システムの構築, 信学技報, 114, 514, 211-216, 2015
3. 篠崎隆志, 横田悠右, 成瀬康, ヘッドマウントディスプレイと SSVEP の位相テンプレートマッチング解析を用いた BMI システム, 第 38 回日本神経科学大会, 2015