

屋外運動中の事象関連電位の計測とその解析

—ウェアラブル BMI の実現に向けて—

Measurements and the Analyses of Event-Related Potentials in Ambulatory Conditions Toward the Wearable Brain-Machine Interfaces



唐山 英明 (Hideaki TOUYAMA, Ph.D.)

富山県立大学准教授

(Toyama Prefectural University, Associate Professor)

電子情報通信学会 情報処理学会ほか 会員

受賞：2008 年「BCI シミュレータの発明」映像情報メディア学会 丹羽・高柳賞（業績賞）2008 年「VR 技術と融合した BCI の先導的研究」映像情報メディア学会 藤尾フロンティア賞 2007 年「バーチャルリアリティ技術を利用した脳-コンピュータインタフェースに関する研究」船井情報科学振興財団 船井情報科学奨励賞 2006 年「視覚誘発電位を利用した CAVE 内の仮想物体制御に関する研究」日本バーチャルリアリティ学会 学術奨励賞
研究専門分野：生体情報工学 BMI BCI バーチャルリアリティ

あらまし 本研究では、身体装着型のブレインマシンインタフェースの実現に向けて、これまでに調査されなかった屋外環境での運動中の脳波の質的劣化について調査を行った。聴覚刺激によって誘発される脳波の一種である事象関連電位を、運動状態にある 5 名の被験者から計測した。特に、運動状態として、屋外環境での直立状態、同環境歩行状態、同環境走行状態を対象とし、また、屋内環境における安静着座状態との比較を行った。実験の手法として、いわゆるオドボール課題を適用した結果、屋外環境においても事象関連電位のひとつである P300 が明瞭に検出された。その後、脳波データから P300 が出現しているかどうか判別するために、機械学習を適用し、その判別性能を算出した。その結果、安静着座状態、直立状態、歩行状態において、それぞれ、95.4、96.3、87.3% の判別正答率を得ることができた。以上の実験結果から、将来的に屋外環境でも動作可能なロボットスーツ制御などの身体装着型 BCI の実現が期待できる。

1. 序論

BCI (Brain Computer Interface) や BMI (Brain Machine Interface) ^{*1} は脳活動を取得し、それを用いてコンピュータや機械を操作するインタフェース技術である^{(1),(2)}。特に BCI はこれまで、身体に障がいがあり意思疎通が困難なユーザのコミュニケーションツールとして注目を集めてきた。脳活動計測手法には様々あるが、例えば、脳波を用いたものでは、キーボードやバーチャル空間移動アプリケーションなどが研究室レベルで実現している。

中でも、特に脳波を使う BCI は可搬であり、安価、簡便であるという利点があるが、一方で、脳波によるコミュニケーションツールの弱点の一つとして、BCI がユーザの身体を拘束してしまうことが挙げられる。BCI はアーティファクト（ノイズ成分）^{*2} に非常に弱く、ユーザの身体運動時のアーティファクトが脳活動情報に少なからず混入するため、ユーザは BCI の使用時には身体を安静な状態で固定することが求められてきた。そのため、従来の BCI は長時間、連続で利用することが難しいとされている。現状、BCI は一般に普及しておらず、この点で大きな課題が残されている。BCI に限定せずとも、脳波計測においては計測が長時間にわたることで、被験者が眠気を催すことが大きな問題となっている。もし運動しながら、あるいは体の動きを許容する脳波計測が可能であるならばこの問題を解決することができるであろう。またこのような技術が実現した場合には、じっとしていることが難しい被験者（幼児など）の脳波計測にも応用の可能性があると考えられる。

また、従来の BCI 利用時の身体拘束を緩和すること以外にも、運動状態においても BCI が利用できることが判明すれば人生のすべてをデジタルデータとして記録し、後に追体験可能なライフログ^③や高齢者の歩行運動などをサポートするロボットスーツの制御^④など、ウェアラブルコンピュータの分野で応用することが可能になるに違いない。

運動状態における BCI の利用に関しては、Lotte らの先行研究において歩行中の被験者の脳波を計

屋外運動中の事象関連電位の計測とその解析

—ウェアラブル BMI の実現に向けて—

Measurements and the Analyses of Event-Related Potentials in Ambulatory Conditions Toward the Wearable Brain-Machine Interfaces

測する屋内実験が行われ、歩行状態においても事象関連電位・P300*3 の検出が可能であることが示唆されている⁽⁵⁾。また、運動時脳波からアーティファクトを取り除くことを目指して研究が行われている⁽⁶⁾。

本研究の目的は屋外の運動状態での BCI の使用を想定し、ユーザの運動強度により BCI の性能がどの程度低下するかを検証することで、BCI 利用時のユーザの身体拘束をどこまで緩和することができるかを考察することである。

本稿は次のように構成される。第 2 章で実験・解析方法について、第 3 章で実験・解析結果、最終章で結論について述べる。

2. 実験・解析方法

2. 1 実験装置

実験に参加した被験者は、著者を含む健康な成人男性 5 名 (s1、s2、s3、s4、s5) である。被験者の年齢は、s1 が 39 歳、s4 が 22 歳、s2、s3、s5 が 21 歳である。被験者のうち s1 は脳波を計測する実験の被験者を複数回行った経験があったが、他の被験者は今回の実験が初めての脳波計測であった。実験は、富山県立大学キャンパス (富

山県射水市) 周辺の人通りのある歩道で行われた。歩道のそばにある車道では頻繁に自動車が行っており、歩道では被験者が実験中に近隣の住人とすれ違うこともあったが、その場合でも実験を中止せずに続行した。実験を行った歩道の写真を図 1 に示す。

実験中の被験者の様子を図 2 に示す。被験者はコンピュータと生体信号計測装置を入れたバックパックを背負い、利き手にカウンタを持った状態で、コンピュータに接続されたヘッドホンを装着し、ヘッドホンから提示される聴覚刺激を聴きながら後述するオドボール課題を行った。実験中、生体信号計測装置で計測された脳波をコンピュータの内部に保存した。生体信号計測装置が脳波の計測を開始すると同時に、コンピュータ内部のプログラムへ通信が行われ、それをトリガとしてプログラムが時間の計測を開始し、被験者にランダムなタイミングで聴覚刺激を提示する仕組みとなっている。

脳波は被験者の頭皮に装着された表面電極によって非侵襲な方法で計測され、その電極位置は国際 10-20 法⁽⁷⁾で定められた正中中心部である。また、表面電極にはアクティブ電極を用いた。これ

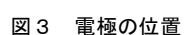


図 1 実験を行った歩道

Measurements and the Analyses of Event-Related Potentials in Ambulatory Conditions Toward the Wearable Brain-Machine Interfaces



被験者の眼球周辺 4 ヶ所に電極を装着した。このうち、眼球の上下(図 3 中の E1 と E2) と左右(図 3 中の E3 と E4) の電位差を計測し、被験者の瞬目と眼球の上下左右運動を記録することができる。



屋外運動中の事象関連電位の計測とその解析

—ウェアラブル BMI の実現に向けて—

Measurements and the Analyses of Event-Related Potentials in Ambulatory Conditions Toward the Wearable Brain-Machine Interfaces

2. 2 実験課題

実験では P300 を誘発するためにオドボール課題^{*4}と呼ばれる課題を被験者に課した。オドボール課題とは、識別可能な複数の刺激をランダムに提示し、出現頻度の低い特定の刺激に合わせて被験者に所定の動作を行わせたり考えたりさせる方法であり、P300 を出現させるために用いられる。

被験者のヘッドホンから 1 秒おきに、2000Hz の純音（目標刺激）、および 500Hz の純音（非目標刺激）をランダムで提示した。実験は 1 セッションが 2 分間で、4 セッションの実験を通して各運動状態ごとに目標刺激が合計 96 回、非目標刺激が合計 288 回提示される。（ただし被験者 s1 の実験に関しては、制御プログラムの都合上、直立状態のときに目標刺激が合計 94 回、歩行状態のときに合計 98 回、走行状態のときに合計 95 回、着座状態のときに合計 96 回提示された。）

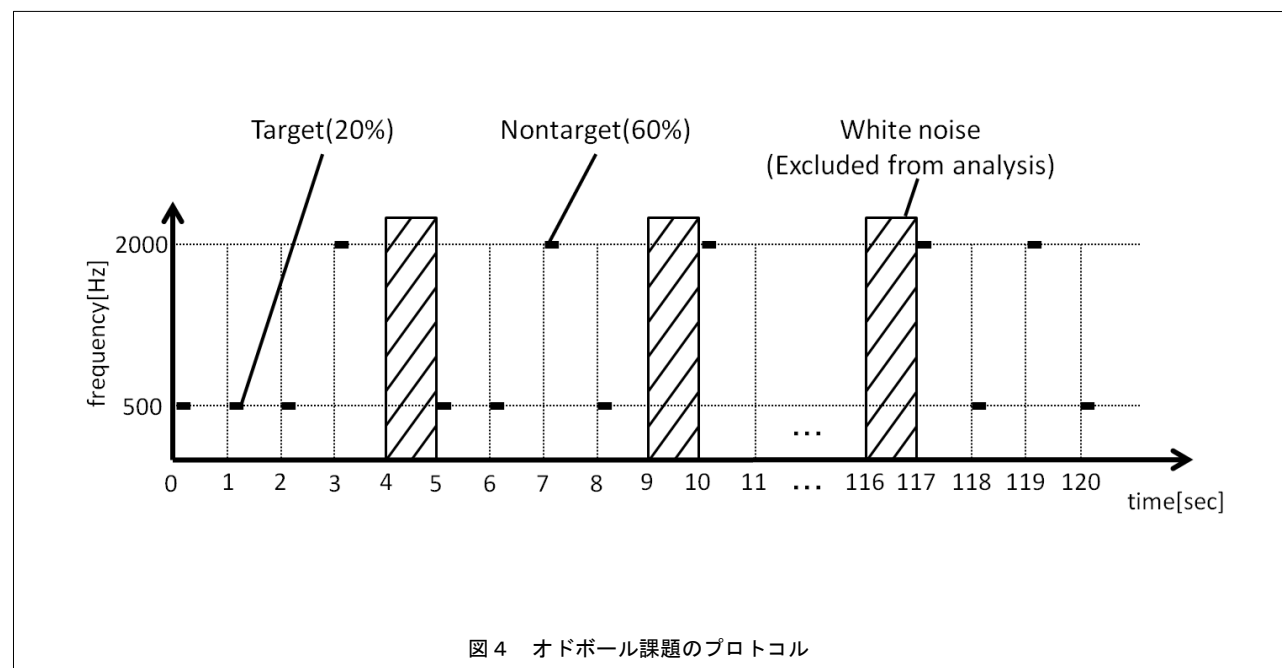
被験者は出現頻度の低い 2000Hz の純音が出現した回数を利き手のカウンタを押して数え、500Hz の純音は無視した。このとき、被験者が 2000Hz の純音に注意を向ける際にのみ P300 が出現すると考えられる。また、聴覚刺激が 4 回提示されるごとに（4 秒経過するごとに）、被験者

はホワイトノイズが提示される。ホワイトノイズを提示している間の脳波は解析から除外されるため、被験者には必要であればその間に瞬目や視線の移動を行うように指示した。実験のプロトコルを図 4 に示す。

被験者は屋外にて、実験者がランダムな順番で指示する運動状態（直立、歩行、走行）でそれぞれ 4 セッションの課題を行った。実験中、被験者は景観中の遠方に目印となるものを自ら定め、その一点に視線を固定し、なるべく眼球運動をしないように課題を行った。また、屋外での計測を終えたあと、被験者は屋内に戻り、十分に休息をとった後に着座状態で 4 セッションの計測を行った。またこのとき、各セッションが終わるごとに被験者が押したカウンタの数を確認し、被験者が適切に課題を達成したことを確認した。

2. 3 解析方法

解析方法を図 5 に示す。聴覚刺激の提示された時刻を 0sec として脳波のデータを目標刺激、非目標刺激ごとに複数回加算平均^{*5}する。この際、刺激提示直前の脳波の平均電位を基線とした補正を行った。その後、バンドパスフィルタを適用して



屋外運動中の事象関連電位の計測とその解析

—ウェアラブル BMI の実現に向けて—

Measurements and the Analyses of Event-Related Potentials in Ambulatory Conditions
Toward the Wearable Brain-Machine Interfaces

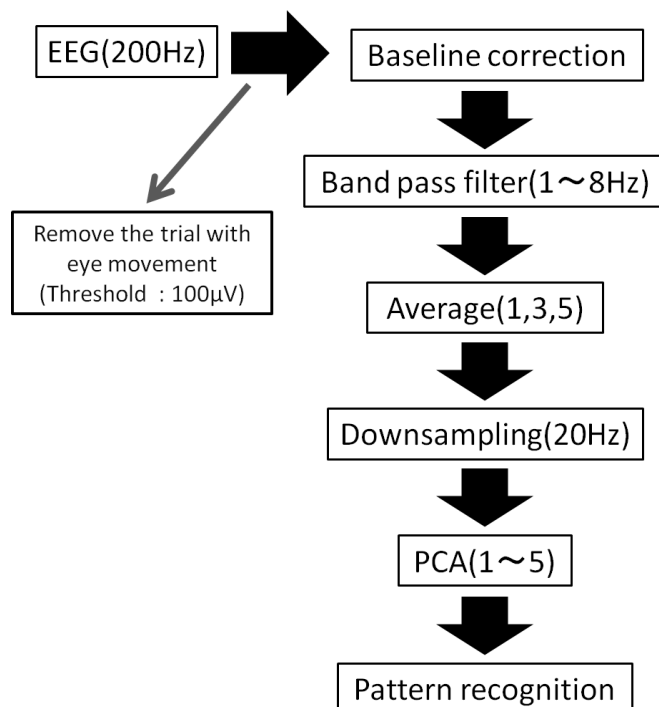


図5 信号処理の流れ

高周波ノイズを除去したうえで、ダウンサンプリングを行った。特徴次元を圧縮するため主成分分析を用いて特徴を抽出した後、識別器が P300 を認識する正答率を用いて求める。主成分分析については、第 1 主成分から第 5 主成分の間でパターン認識^{*6}の正答率が最も高くなるような主成分を採用した。このとき、累積寄与率が 0.7 を下回ることにはなかった。パターン認識の学習と識別においては、目標刺激を提示した脳波と非目標刺激を提示した脳波の 2 つのクラスで行った。

また、眼球の上下もしくは左右の電位が一定のしきい値を超えた試行については、瞬目または眼球移動によるアーティファクトが発生したと判断し、加算処理には加えずに除外した。

以上、すべてのデータ収集後、オフラインで解析を行った。その結果を次章に示す。

3. 実験・解析結果

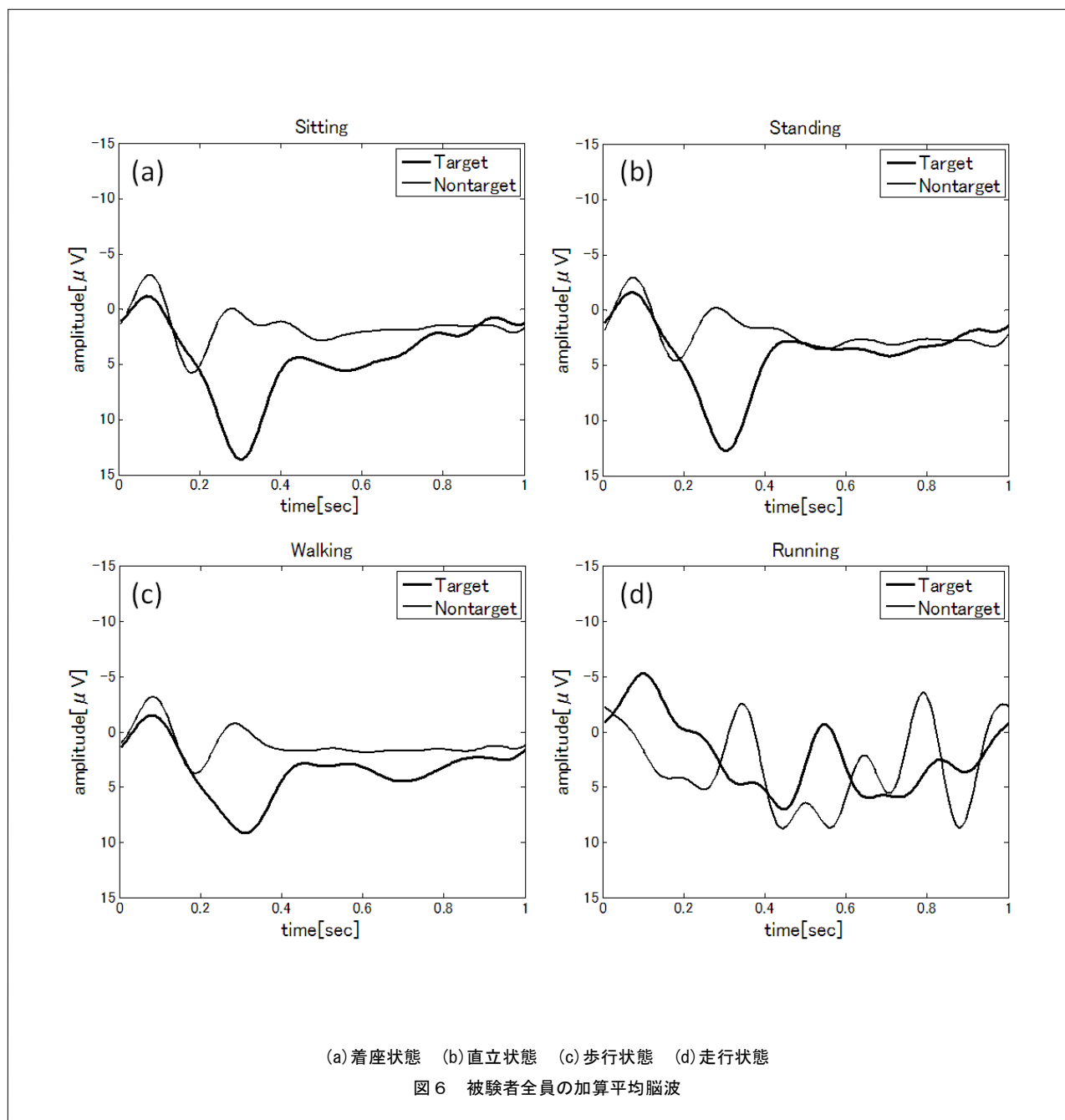
着座状態（屋内）、直立状態、歩行状態、走行状態における被験者すべての脳波の加算平均波形を図 6 (a) ~ (d) に示す。グラフは縦軸が電位で横軸が時間である。時間は聴覚刺激を提示した時刻を 0sec とした。また縦軸は下方向が正の電位である。図中の太線の波形が目標刺激を提示したときの脳波、細線の波形が非目標刺激を提示したときの脳波である。また、それぞれの波形の加算平均回数は、着座状態が 477 回、直立状態が 465 回、歩行状態が 472 回、走行状態が 397 回である。各運動状態で加算平均回数が異なるのは、眼電がしきい値を超えた試行が除去された影響による。

図 6 (a)、(b)、(c) いずれの場合も、目標刺激を提示してから約 300ms 後をピークとした陽性の 4 反応が出現しており、これが P300 だと考え

屋外運動中の事象関連電位の計測とその解析

—ウェアラブル BMI の実現に向けて—

Measurements and the Analyses of Event-Related Potentials in Ambulatory Conditions
Toward the Wearable Brain-Machine Interfaces



られる。しかし図6 (d) から、走行状態にある被験者の脳波から P300 を検出することは困難であるといえる。

P300 の出現を確認できた着座状態、直立状態、歩行状態でのパターン認識の正答率の被験者平均を図7に示す。横軸は被験者の運動状態と加算平均回数、縦軸は正答率で、これは目標刺激に対す

る正答率と非目標刺激に対する正答率の平均で求めた。また、図中のエラーバーは被験者5名の正答率の標準誤差である。

4. 考察

着座状態から歩行状態までの被験者の脳波の加算波形 (図6) とパターン認識の正答率 (図7)

屋外運動中の事象関連電位の計測とその解析

—ウェアラブル BMI の実現に向けて—

Measurements and the Analyses of Event-Related Potentials in Ambulatory Conditions
Toward the Wearable Brain-Machine Interfaces

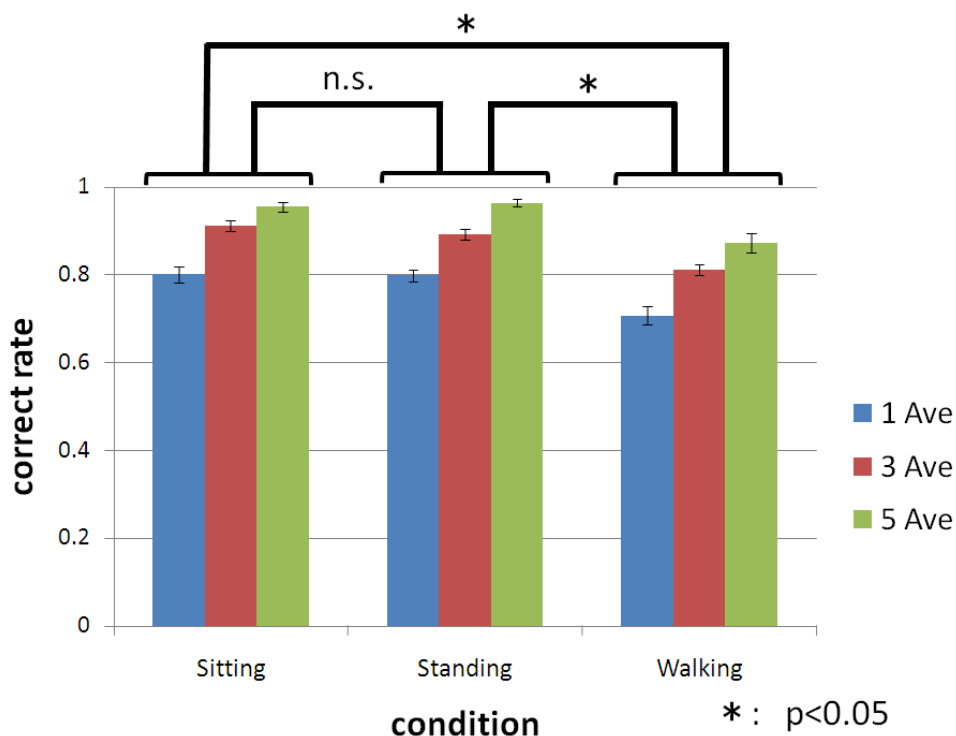


図7 パターン認識の正答率

を見ると、P300 振幅は着座状態よりも歩行状態の方が小さくなっており、またパターン認識の正答率は着座状態よりも歩行状態の方が低く、正答率と P300 の振幅には正の相関関係があるといえる。

被験者の運動状態で BCI の性能がどの程度低下するかについて検討する。5 名の被験者の各運動状態の正答率を用いて、有意水準を 0.05 として各運動状態の正答率に有意差があるかについて、ボンフェローニ法を用いて多重比較検定を行った。その結果、すべての加算回数において着座状態と直立状態の間に有意差はなく、歩行状態と着座状態、歩行状態と直立状態の間には有意差があった。

この結果より、歩行状態では BCI の性能は低下するが、直立状態では着座状態と同様に BCI を利用できる可能性が示された。すなわち、これまで多くの BCI のユーザは屋内着座状態で身体を拘束される必要があったが、これにより、より精神

的、肉体的に負荷の少ない姿勢で BCI を利用できると考えられる。また歩行状態においても、加算平均処理を施すことで P300 の出現を明瞭に確認でき、かつパターン認識の正答率を 5 回加算平均で 85% 以上に改善させることができるため、適切な特徴抽出を行うことでユーザが歩行状態においても BCI を利用できると考えられる。しかしながら、特に加算平均処理のない歩行運動時の脳波を利用できる場合、応用可能性が大きく広がるため、アーティファクト除去について調査を継続していきたい。

今後は、本研究結果に基づき、実際にオンラインで動作する屋外ウェアラブル BCI を開発し、その性能について検証を進めると同時に、従来にないアプリケーションの創出に注力したいと考えている。

屋外運動中の事象関連電位の計測とその解析

—ウェアラブル BMI の実現に向けて—

Measurements and the Analyses of Event-Related Potentials in Ambulatory Conditions Toward the Wearable Brain-Machine Interfaces

5. まとめ

本研究では、BCI 利用時のユーザの身体拘束の緩和およびウェアラブルコンピュータへの応用を目指し、被験者の運動強度と脳波の劣化の相関関係を検証した。被験者は運動強度の異なる 4 つの状態（屋内着座状態、屋外直立状態、屋外歩行状態、屋外走行状態）で聴覚刺激によるオドボール課題を行い、そのとき発生すると期待される P300 が運動強度によってどの程度劣化するかについて調べた。

脳波を加算平均した波形より、運動強度が大きくなるにしたがって P300 が劣化している様子を確認できた。次に脳波から特徴を抽出しパターン認識を行った。パターン認識の正答率を求めたところ、正答率は運動強度が大きくなるほど低下する傾向にあることが分かった。また、直立状態では着座状態と同等の性能で BCI を使用できる可能性があり、BCI 利用時の身体拘束の緩和やブレインライフログなどのウェアラブルコンピューティングへの応用可能性が示された。

今後は独立成分分析などを用いた信号処理により生体信号によるアーティファクトを取り除くことで、より激しい運動状態での BCI の利用についてさらなる検証を進める。

用語解説

* 1 : BCI と BMI

近年活発に研究されている分野である。脳活動を計測し、その情報をコンピュータや義手などの機械への命令に翻訳する画期的な技術が研究・開発されており、これをブレインコンピュータインタフェース (BCI) やブレインマシンインタフェース (BMI) と呼ぶ。脳活動の計測手法は様々で、例えば、脳波計測や機能的磁気共鳴画像法などがある。得られた脳情報は、高度な信号処理手法によって、コンピュータなどへの命令に翻訳され、考えるだけでロボットを操作することも可能である。しかしながら、現状は翻訳できる命令の数が限られ、翻訳の精度が低い問題が

あるため、これを解決するために研究が続けられている。

* 2 : アーティファクト

脳波は極めて微弱な電気信号であり、その計測は容易ではない。特に、計測環境の問題や筋肉の活動から混入するノイズ成分、すなわちアーティファクトが含まれることが普通である。BCI や BMI を実現するには、このようなアーティファクトを適切な信号処理手法によって取り除くことが求められる。信号処理手法はその問題に依存し、様々な可能性がある。

* 3 : 事象関連電位と P300 電位

特定の事象に関連して出現する脳波の一種である。例えば、画像や文字や音などの刺激に対して事象関連電位が出現することがある。事象関連電位にはいくつか種類があるが、特に、刺激提示後約 300 ミリ秒後に出現する陽性の電位を P300 と呼び、注意に関連する脳活動であることが知られている。

* 4 : オドボール課題

P300 を計測する際によく用いられる実験手法である。高頻度刺激の中に容易に区別可能な低頻度刺激を織り混ぜると、その低頻度刺激に対して P300 がよく出現することが知られている。このような知見に基づいて、脳波キーボードが実現している。

* 5 : 加算平均処理

上記のアーティファクトの除去を行うひとつの手法である。特に、P300 などのように事象に関連して出現する脳波の場合、多数回の計測結果をその刺激提示時刻を合わせて加算し、平均した場合、アーティファクトは減衰し、信号部分（この場合、P300）が成長する。これを加算平均処理という。この原理により、脳波形の特徴を確認することが可能となる。

* 6 : 機械学習とパターン認識

本研究での機械学習やパターン認識技術は、脳波を判別する際に用いられる。機械学習で

屋外運動中の事象関連電位の計測とその解析

—ウェアラブル BMI の実現に向けて—

Measurements and the Analyses of Event-Related Potentials in Ambulatory Conditions Toward the Wearable Brain-Machine Interfaces

は、事前に教示データとしての脳活動データを蓄積して、これを基に、翻訳ソフトウェアを構築する。機械学習は、脳波データからそのヒトの状態を翻訳・推定するようなパターン認識問題においてよく採用される。

参考文献

- (1) Jonathan R. Wolpaw, et al. "Brain-Computer Interface Technology: A Review of the First International Meeting", *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, **Vol.8**, **No.2**, (2000).
- (2) Jonathan R. Wolpaw, et al. "Brain-computer interfaces for communication and control", *Clinical Neurophysiology*, **113**, pp.767-791, (2002).
- (3) Jim Gemmell, et al. "MyLifeBits: Fulfilling the Memex Vision", *ACM Multimedia Systems Journal*, pp.235-238, (2002).
- (4) Suzuki Kenta, et al. "Intention-based walking support for paraplegia patients with Robot Suit HAL", *Advanced robotics: the international journal of the Robotics Society of Japan*, **21(12)**, pp.1441-1469, (2007).
- (5) Fabien Lotte, et al. "Towards Ambulatory Brain-computer Interfaces: A Pilot Study with P300 Signals", *ACM International Conference Proceeding Series*, **Vol.422**, pp.336-339, (2009).
- (6) J. T. Gwin, K. Gramann, S. Makeig, D. P. Ferris, Removal of Movement Artifact From High-Density EEG Recorded During Walking and Running, *J Neurophysiol.* **103**: 3526-3534, (2010).
- (7) H. Jasper, "The ten-twenty electrode system of the International Federation", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, **No.10**, pp. 371-375, (1958).

この研究は、平成19年度SCAT研究助成の対象として採用され、平成20年度～22年度に実施されたものです。