



単一チャンネルによる片耳内部脳波計測の基礎評価

Preliminary Evaluation of a Unilateral, Single-Channel In-Ear and Around-the-Ear EEG System

伊藤月雲¹⁾, 崔高超²⁾, 唐山英明¹⁾

Tsukumo ITO, Gaochao CUI, and Hideaki TOUYAMA

1) 富山県立大学 工学研究科 (〒939-0398 富山県射水市黒河 5180, {u455003@st., touyama@}pu-toyama.ac.jp)

2) 富山県立大学 情報工学部 (〒939-0398 富山県射水市黒河 5180, cuigaochao@pu-toyama.ac.jp)

概要: 近年, 従来の頭皮部からの脳波計測に代わり, 簡便な計測を可能にする耳内部脳波の研究が行われている. 耳内部脳波計測デバイスの普及には電極数や装着位置の単純化が不可欠であると考えられる. 本研究では, 片側耳内部とその周辺のみ電極を装着した状態でのシンプルな単一チャンネル脳波計測システムを提案し, その基礎評価を実施した. 実験では開閉眼課題を行い, 結果として安静閉眼時に比べ, 開眼時の α 波の PSD 相対バンドパワーの有意な減少 ($p = 0.009$) が確認され, β 波の PSD 相対バンドパワーにおいても開閉眼の主効果で有意差 ($p = 0.035$) が認められた.

キーワード: 脳, 計測・認識, 耳内部脳波, α ブロッキング

1. はじめに

脳波 (Electroencephalogram, EEG) は, 脳の神経活動から生じる微弱な電位変動であり, 人間の認知状態や感情, 健康状態を知るための指標となる[1, 2]. 脳波を利用するブレイン・コンピュータ・インタフェース (BCI) は, 医療分野でのコミュニケーション支援から, エンターテインメント分野への応用など, 幅広い分野での応用が期待されている[3, 4].

しかし, 脳波を日常生活で活用するうえで, 従来の頭皮部からの脳波計測手法は, 装着の煩雑さや外観が目立つといった課題を抱えている. このような課題を解決するために, 近年, 耳内部脳波 (In-Ear EEG) が提案されており, 日常生活での応用を目指し, 研究が進められている[5, 6].

耳内部脳波を実用的なものにするためには, 電極位置や電極数の単純化が必要であると考えられるが, 多くの先行研究が耳内部脳波の可能性を示唆する一方で, 基準電極や接地電極を耳から離れた頭皮部に装着する構成[7]が見られ, これは耳内部脳波の装着の簡便さや目立ちにくさの利点を損なうものであると考えられる. また, 両耳にまたがる電極配置[8]では装置の小型化や片耳での利用を妨げる可能性がある. 加えて, 本研究と類似の電極配置で片側からの耳内部脳波計測を試みた Kavch らの報告[9]では, 複数のドライ耳内部電極を用いた評価を行っており, 単一チャンネルでの性能評価が明確に行われていない. そこで本研究では, 探査, 基準, 接地電極を片側の耳内部とその周

辺のみに設置する構成を提案し, 単一の耳内部電極を用いた耳内部脳波計測と基礎評価を行った. 基礎評価に当たって, 脳波の生理現象である, 開閉眼に伴う α 波の変動 (α ブロッキング) [10]を用いて, α 波と β 波の PSD 相対バンドパワーの解析を行い, システムの信号検出能力を評価した.

本研究で提案する電極構成と単一チャンネルのシンプルな耳内部脳波計測システムが耳内部脳波計測デバイスの小型化や簡素化に貢献し, その普及を促進することが期待される.

2. 方法

2.1 実験参加者

本研究には, 健常男性 10 名 (年齢 = 21.8 ± 1.0 歳) が参加した. 本実験はヘルシンキ宣言に従い, 富山県立大学「人を対象とする研究」倫理審査部会による審査・承認を得て実施された. また, 参加者から, 事前に書面による同意を受けた.

2.2 実験概要

本実験では, 開閉眼課題による α ブロッキング計測実験を行った. 参加者は安静状態でディスプレイ (24 inch) の 60 cm 前に座り, ディスプレイに表示される十字を注視する 40 秒間の開眼状態と, 目を閉じてリラックスする 40 秒間の閉眼状態を合わせて 1 セットとして, 1 セッション内に計 2 セット実施された. 開眼の合図には 2000 Hz の純音

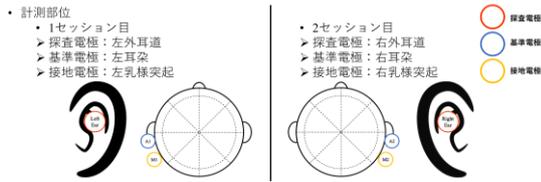


図 1: 計測部位

刺激, 閉眼の場合には 1000 Hz の純音刺激を用いた。

計測は, 1 セッション目にすべての電極を左耳側に装着して行い, 次の 2 セッション目にすべての電極を右耳側に装着し直して, 同様の計測を繰り返した。

2.3 計測機器

本研究では, 計測機器としてワイヤレス脳波アンプ (Neuro-DCcap21 mini, Medical Computer Systems Ltd., ロシア) を用いた。脳波アンプの探査電極にはイヤープース型のドライ電極を用いた。探査電極の素材は導電性シリコンであり, 参加者の外耳道の大きさに合わせて探査電極のサイズを変更し, 10 名中 8 名が大サイズ, 2 名が小サイズで計測した。基準電極と接地電極には, 皮膚表面に張り付けるディスク型電極を用い, クリップ型コネクタを介して脳波アンプに接続された。電極位置は図 1 のように探査電極を片側耳内部, 基準電極を同側耳朶, 接地電極は同側乳様突起とした。

脳波アンプの入力インピーダンスは 1 G Ω 以上であり, 接触インピーダンスについては信号の損失率が 0.1 % 未満となる 1 M Ω まで許容した。計測直前にインピーダンスチェックを行い, すべての計測で接触インピーダンスが 1 M Ω 以下であることが確認された。

計測設定および記録は専用ソフトウェア (NeoRec, Medical Computer Systems Ltd., ロシア) を用いて行った。サンプリングレート 500 Hz, 入力ダイナミックレンジ \pm 150 mV, ADC モード: MaxPerformance とした。記録時に, 1-50 Hz のバンドパスフィルタと 60 Hz のノッチフィルタを適用した。

2.4 解析

2.4.1 前処理

記録された開閉眼に対応する 40 秒のデータから, 開閉眼の移行に伴う過渡的な応答を除去するため, 冒頭 4 秒を解析から除外し, 各 36 秒のエポックを抽出後, 次の前処理を適用した。最初に 2 次のバターワース IIR フィルタを用いたゼロ位相フィルタリングにより, 再度 60 Hz の電源ノイズを除去した。次に, 各チャンネルの時系列データからその中央値を減算し, ベースライン補正を行った。続いて, 4-30 Hz の 4 次のバンドパスフィルタを適用した。最後にスパイク除去を 2 段階で行った, まず, 第 1 段階として中央絶対偏差に基づくロバスト Z スコアを用いて振幅の大きな外れ値を検出し, 線形補間を行った。その後, 第 2 段階で db4 ウェーブレット変換を用いて, 第 1 段階で検出できなかった振幅が小さい高周波のスパイク状ノイズ

を検出し, 局所的に重みづけされた線形回帰 (LOWESS) を用いて補間を行った。

2.4.2 スペクトル解析

前処理後のデータに対して, マルチテーパー法 (PMTM) を用いてパワースペクトル密度 (PSD) の推定を行った。この手法は, 複数の直行するテーパーを用いてスペクトル漏れを最小化し, ノイズの多い非定常信号にも適用できるため, 脳波解析においても用いられている [11, 12]。本研究では, PMTM により, α 波 (8-13 Hz) と β 波 (13-30 Hz) 帯域の PSD 相対バンドパワーを算出した。PSD 相対バンドパワーの算出では, PSD 総パワーを θ 波 (4-8 Hz), α 波, β 波を合わせた 4-30 Hz の帯域とした。

2.4.3 統計検定

本研究の検定では, α 波と β 波の相対バンドパワーをそれぞれ従属変数として, 条件 (開眼・閉眼) と計測部位 (左耳・右耳) の 2 つの要因の主効果および交互作用 (条件・計測部位) を評価するため, 二元配置反復測定分散分析 (2-way RM ANOVA) を採用した。事後検定では, まずシャピロ・ウィルク検定により各比較ペアの差分データの正規性を評価した。その結果に基づき, 正規性が認められた場合は対応のある t 検定, 認められなかった場合はウィルコクソンの符号順位検定を採用した。本研究では, すべての事後検定でウィルコクソンの符号順位検定が採用された。有意水準は $p < 0.05$ とした。

3. 結果

3.1 α 波の PSD 相対バンドパワー

全参加者の α 波の PSD 相対バンドパワーに対して, 二元配置反復測定分散分析を行った結果 (図 2), 条件 (開眼・閉眼) の主効果に有意差が認められた ($p = 0.009$)。一方で, 計測部位 (左耳・右耳) の主効果 ($p = 0.931$), 交互作用 (条件・計測部位) ($p = 0.760$) では有意差が認められなかった。

事後検定では左右両耳において, 閉眼時に比べて開眼時に α 波の PSD 相対バンドパワーの有意な減少が認められ, 典型的な α ブロッキングが確認された (図 3)。

3.2 β 波の PSD 相対バンドパワー

全参加者の β 波の PSD 相対バンドパワーに対して, 二元配置反復測定分散分析を行った結果 (図 4), 条件 (開眼・閉眼) の主効果に有意差が認められた ($p = 0.035$)。一方で, 計測部位 (左耳・右耳) の主効果 ($p = 0.640$), 交互作用 (条件・計測部位) ($p = 0.749$) では有意差が認められなかった。

事後検定では左右両耳において, 閉眼時に比べて開眼時に β 波の PSD 相対バンドパワーの有意差が検出されなかった (図 5)。

4. 考察

本研究では, 片耳内部とその周辺で完結する単一チャンネル耳内部脳波計測システムが, 妥当な信号を計測可能で

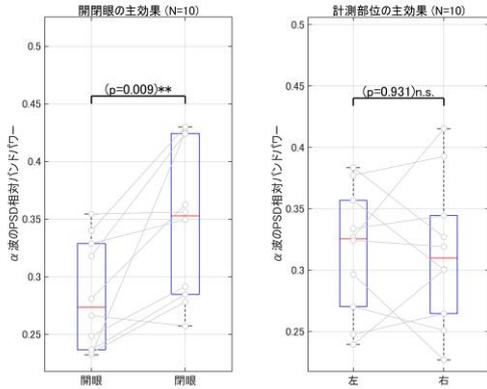


図 2: 二元配置反復測定分散分析 (α波の PSD 相対バンドパワー)

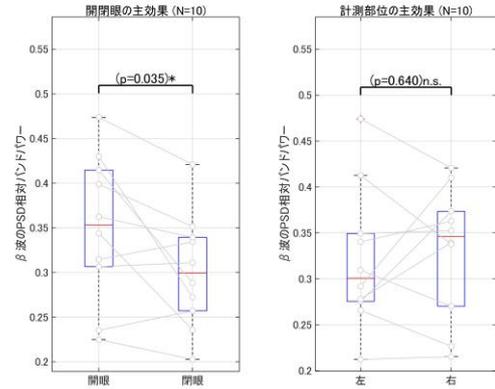


図 4: 二元配置反復測定分散分析 (β波の PSD 相対バンドパワー)

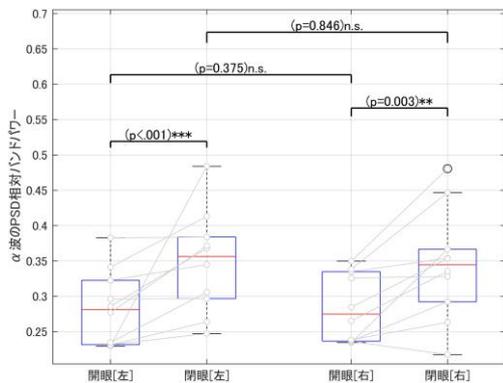


図 3: 事後検定：ウィルコクソンの符号順位検定 (α波の PSD 相対バンドパワー)

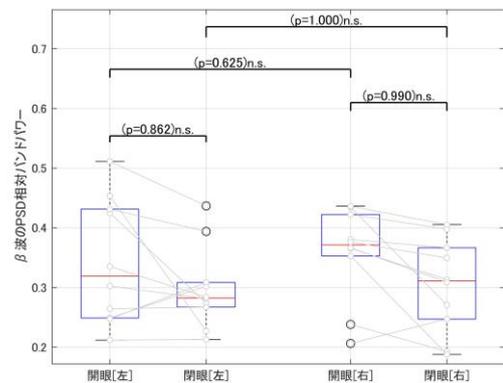


図 5: 事後検定：ウィルコクソンの符号順位検定 (β波の PSD 相対バンドパワー)

あることを α 波と β 波の解析を通じて実証することを目的とした。

結果として、提案するシステムは α ブロッキングを安定して捉えることができている、多電極システムでの評価が主であった Kaveh らの研究に対して、本研究では単一チャンネルでの性能を明確に示すことができたと考えられる。

α ブロッキングでは、閉眼状態から開眼状態への移行に伴い、α 波のパワーが減少するが、一方で β 波のパワーが増大する現象も頭皮部からの脳波計測で報告されている [10]。β 波の PSD 相対バンドパワーの結果について、二元配置反復測定分散分析の主効果が有意であったことは、本システムが、α ブロッキングにおいて、α 波変動より信号強度の小さい β 波変動を捉える感度を持つことを示唆している。

事後検定で有意差が出なかった点について、α ブロッキングでの β 波の変動は α 波の変動と比較して、変動量が小さく、個人差が大きいことが知られている [10] ため、本研究のサンプルサイズ (N = 10) では、データを分割して行う事後検定の検出力が不足していた可能性が考えられる。

今後の展望として、実験参加者を増やしたうえでの β 波変動のさらなる解析や事象関連電位の計測可能性を探り、

より複雑な認知課題への応用に取り組んでいく。

5. 結論

従来の頭皮部からの脳波計測では、日常生活での応用を考えると、電極装着の煩雑さや外観が目立つといった課題を抱えており、それらを解決するために耳内部脳波計測が提案されているが、先行研究では、電極位置や単一チャンネルでの評価に課題が残っていた。

本研究では、すべての電極を片耳で完結させるシンプルな単一チャンネル耳内部脳波の電極構成を提案し、システムの基礎評価を行った。

結果として、本システムでは α ブロッキング現象が安定して捉えられ、開眼時には閉眼時よりも統計的に有意な相対バンドパワーの減少を実証した。加えて、システムの信号検出能力をより深く検証するため、β 波の相対バンドパワーを解析したところ、開閉眼の条件が β 波の相対バンドパワーにも有意な変動を引き起こす結果が確認された。

これらの結果は、提案する電極構成が、単一チャンネルで脳波の基礎律動を明確に捉えることのできる感度を有することを客観的に示すものである。

結論として、本研究は耳内部脳波デバイスの小型化や簡

素化へつながる基礎的な知見を提供し、デバイスの普及に寄与する。将来的にユーザーの装着負担を最低限にしたウェアラブル BCI などの脳波技術の日常生活への応用が期待される。

謝辞

本研究の実験において、計測にご協力いただいた池内文乃さん、渋谷ほのかさんに深く感謝します。

参考文献

- [1] Teplan, M : Fundamentals of EEG measurement , Measurement science review, vol. 2, no. 2, pp. 1-11, 2002.
- [2] 入戸野宏 : 事象関連電位ガイドブック, 北大路書房, pp. 1-40, 2005.
- [3] Wolpaw, J. R, et al : Brain-computer interfaces for communication and control, Clinical neurophysiology, vol. 113, no. 6, pp. 767-791, 2002.
- [4] Nijholt, A, et al : Turning shortcomings into challenges: Brain - computer interfaces for games , Entertainment Computing, vol. 1, no. 2, pp. 85-94, 2009.
- [5] Looney, D, et al : The in-the-ear recording concept: User-centered and wearable brain monitoring, IEEE Pulse, vol. 3, no. 6, pp. 32-42, 2012.
- [6] Kaongoen, N, Jo, S : The future of wearable EEG: a review of ear-EEG technology and its applications, Journal of Neural Engineering, vol. 20, no. 5, 051002, 2023.
- [7] Fiedler, P, et al : Single-channel in-Ear-EEG detects the focus of auditory attention to concurrent tone streams and mixed speech, bioRxiv, 2017.
- [8] Juez, J, et al : Signal quality evaluation of an in-ear EEG device in comparison to a conventional cap system , Frontiers in Neuroscience, vol. 18, 2024.
- [9] Kaveh, R, et al : Wireless User-Generic Ear EEG, IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, vol. 14, no. 4, pp. 727-737, 2020.
- [10] Pfurtscheller, G, Lopes da Silva, F. H : Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles, Clinical Neurophysiology, vol. 110, no. 11, pp. 1842-1857, 1999.
- [11] Thomson, D. J : Spectrum estimation and harmonic analysis, Proceedings of the IEEE, vol. 70, no. 9, pp. 1055-1096, 1982.
- [12] Prerau, M. J, et al : Sleep Neurophysiological Dynamics Through the Lens of Multitaper Spectral Analysis , Physiology, vol. 32, no. 1, pp. 60-92, 2017.