

体性感覚誘発電位を用いた認知作業負荷推定アルゴリズムの検討

An examination of EEG based cognitive workload estimation algorithms using the somatosensory evoked potential

松岡里奈子[†] 千葉 晃一[†] 小森谷 篤[†] 横田 悠右[‡] 成瀬 康[‡] 矢入 郁子[†]
 Rinako Matsuoka Koichi Chiba Atsushi Komoriya Yusuke Yokota Yasushi Naruse Ikuko Eguchi Yairi

1. はじめに

認知作業負荷は脳の内部状態に応じて絶えず変化し、思考や集中などアクティブな状態では高く、休止状態では低くなる[1]。リアルタイムでの認知作業負荷推定が可能になれば、車両運転中のドライバーの倦怠感レベルの測定や入院患者のリハビリ中の運動や飛行機を操縦中のパイロットの精神的負荷の評価など多くの分野での活用が期待される[2]。集中度を測定可能な手法の一つに、聴覚定常応答(ASSR)を用いた認知作業負荷推定がある[3]。これは脳波を用いて音声刺激に対する反応から認知作業負荷を推定する手法である。しかし、ASSR には、対話などの作業中での測定が不可能であることや、騒音や雑音を伴う環境下での利用が難しく活用の場が制限されるという問題点がある。そこで、本研究では、対話中でも使用可能で周囲環境に影響されにくい触覚刺激を用いて、体性感覚誘発電位(SEP)を作業負荷の推定指標とする手法を提案する。本稿は、視覚 N-back タスクを用いた実験を通して提案手法の実現可能性を示すとともに、位相同期指標の一つである PLI や周波数解析の分析を通して認知作業負荷推定アルゴリズムの考察を行う。

2. 体性感覚誘発電位を用いた認知作業負荷測定

2.1 実験システム

実験システムの概要図を図 1 に示す。体性感覚刺激にはポータブル型定電流刺激装置(USE-100 株式会社ユニークメディカル)を使用した。脳波計測には 16chEEG システム(Polymate Mini API08)を使用した。電極は CP4、CP6、TP8 に配置した。左乳様突起を基準電極、右乳様突起をグラウンドとした。サンプリング周波数は 1kHz とした。

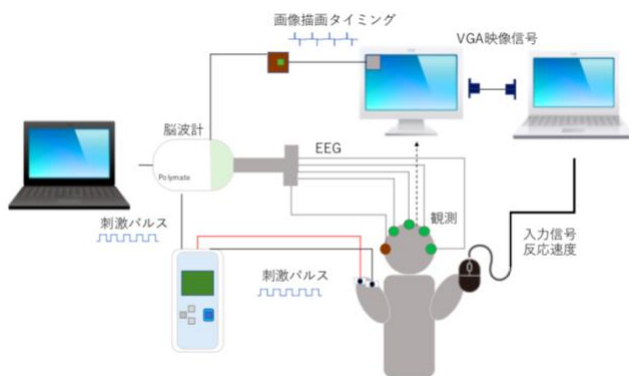


図 1 実験システムの概要図

2.2 実験手順

実験には 12 人の健康な日本人(男性 12 名、年齢 20~25 歳)が参加した。実験参加者には実験手順を説明した後、書面による同意を得た。本研究は上智大学『人を対象とする研究』に関する倫理委員会により承認されている。2 名の参加者は強い眠気を訴えるなどの異常があり、入眠状態を示す脳波が確認されたため、解析からは除外された。

はじめに頭頂(Cz)を基準として実験参加者に脳波キャップを着用させ、定められた位置にアクティブ電極が装着された。また、実験参加者の左手の第二指に電流刺激としてポータブル定電流刺激装置が装着された。その後、電流の強さを 0.1mA から 0.1mA ごとに電流を強くして 30 秒間の刺激提示を繰り返すことで、参加者個々人の感覚閾値が計測された。参加者は以降の実験では電流刺激を無視するよう指示された。参加者は 1Hz の間隔で感覚閾値の 3 倍の強度の電流刺激提示を受けながら N-back タスク(0-back、1-back、2-back)を実行した。

本実験で使用した N-back タスクは、参加者から約 90~100cm 離れたスクリーン上に「1」または「2」の文字をそれぞれ 50%の確率でランダムに提示するものであり、各タスクにおいて文字は 100 回提示された。各文字の提示時間は 500ms、各文字の提示間に中央に十字の固定点を含む画像を表示する時間は 2000ms とした。0-back タスクは実験参加者に PC 画面に提示されている番号が 1 か 2 かをマウスクリックで解答する方式とした。1 および 2-back タスクは表示されている番号が N 個前の番号と一致するかどうかをマウスクリックで解答する方式とした。本実験は 0-back、1-back、2-back の順に実行された。

3. 推定アルゴリズムの検討

3.1 事象関連電位

定電流刺激装置のトリガーデータを用いて 1Hz の刺激提示タイミングが抽出された。得られた脳波データは刺激提示タイミング毎に分割され加算平均された。タスク毎に 5 分間弱の計測データであるので、加算平均の回数は 1 参加者あたり 280 回前後である。全実験参加者の加算平均波形を図 2 に示す。0-back、1-back、2back とタスク難易度順に概ね体性感覚誘発電位 N9 の振幅が小さくなっている。N9 に関する t 検定の結果、両側検定の p 値が 0-1back タスク間で 0.0048、0-2back タスク間で 0.00050、1-2back タスク間で 0.0050 となり、全てのタスク間において有意差があること

[†] 上智大学 Sophia University[‡] 国立研究開発法人情報通信研究機構 National Institute of Information and Communications Technology

が示された。このことから、体性感覚誘発電位 N9 が認知作業負荷推定に有効である可能性が示された。

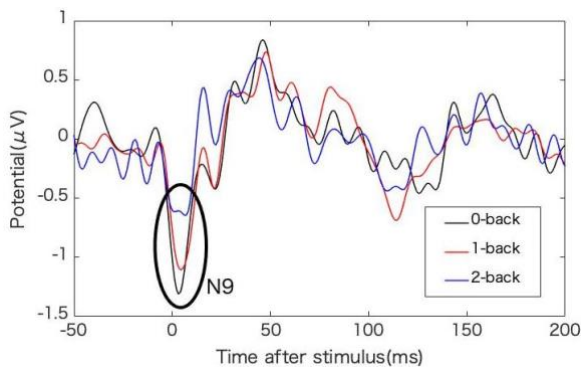


図2 全実験参加者の加算平均波形

3.2 PLI

PLI は試行間で振動成分がどれほど同期しているかを調べることで位相解析手法である。得られた実験データの場合、電流刺激が提示された 1Hz 帯に最大のピークが観測されることが期待される。しかしながら、全参加者のデータ分析を通してそのような事象は観測されなかった。1例として参加者1名の 2-back タスクでの PLI 解析結果を図3に示す。本実験では全参加者の全タスクでの PLI 値は同様の傾向を示し、電流刺激が提示された 1Hz 帯でのピークは確認されなかった。その原因として電気刺激が小さいことと、より高い周波数での刺激提示が必要であった可能性が考えられる。

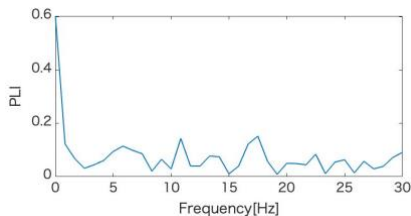


図3 被験者1名の PLI 解析結果

3.3 周波数解析

周波数解析はある脳波信号に周波数の律動性脳波成分がどのくらい含まれるか解釈するために行われる手法である。全実験参加者の平均パワースペクトル比を図4に示す。脳波の周波数帯域の特徴として θ 波(4~8Hz)は内的注意や瞑想状態において増大すること、 α 波(8~13Hz)は安静状態で増大して精神負荷を必要とするタスクで減少すること、 β 波(13~40Hz)は興奮や緊張状態で増大することが、それぞれ知られている。周波数帯域ごとのタスク間のパワースペクトル比の t 検定において、 α 波の両側検定の p 値が 0-2back タスク間で 0.00084 となり、0-2back において有意差があることが示された。このことから、 α 波のパワースペクトルからの作業負荷推定の可能性が示されたといえる。0-1back、1-2back の p 値はそれぞれ 0.1656、0.2220 であった。

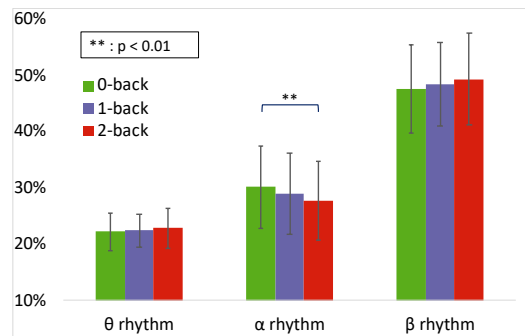


図4 全実験参加者の平均パワースペクトル比

3.4 考察

全参加者の加算平均法の結果は、体性感覚誘発電位 N9 成分の振幅とタスク難易度が反比例することを示している。この傾向をもとに作業負荷推定の手法を開発することが可能であると考えられる。

周波数解析の結果、 α 波のパワースペクトル比が 0-2back タスク間で有意な差が見られた。 α 波が安眠時などのリラックス状態で増大することを考慮すると、この結果は、0-back タスクから 2-back タスクにかけて比較的リラックスした状態から緊張・集中状態への遷移を反映したものだと考えられる。本稿では α 波が集中の度合いや認知作業負荷を評価するために利用できる可能性が示された。

PLI 解析では全実験者の 0-back、1-back、2-back タスクのデータを比較しても注目すべき傾向は観測されなかった。本稿では作業負荷推定手法としての可能性を示せなかったが、電気刺激の電流値や周波数を変更するなどの改善をすれば PLI でも作業負荷推定が可能である可能性は残されているといえる。

4. おわりに

本稿では視覚 N-back タスク用いた実験を通して、体性感覚誘発電位(SEP)を用いた認知作業負荷推定手法の実現可能性を検討した。その結果、体性感覚誘発電位 N9 成分の振幅とタスク難易度が反比例すること、 α 波のパワースペクトル比が 0-2back タスク間で有意な差が見られたことから、推定手法実現可能性を示すことができた。今後は電流刺激だけではなく他の触覚刺激による作業負荷推定も検証する予定である。

謝辞

本実験に参加、協力下さった全ての皆様に深く感謝いたします。本研究は、JSPS 科学研究費補助金、基盤(B)17H01946、基盤(B) 20H04476 の助成を受けたものです。

参考文献

- [1] Strayer, D. L., Turrill, J., Cooper, J. M., Coleman, J. R., Medeiros-Ward, N., & Biondi, F. Assessing cognitive distraction in the automobile. *Human factors*, 57(8), 1300-1324. (2015).
- [2] Yokota, Y., Tanaka, S., Miyamoto, A., & Naruse, Y. Estimation of Human Workload from the Auditory Steady-State Response Recorded via a Wearable Electroencephalography System during Walking. *Frontiers in human neuroscience*, 11, 314. (2017)
- [3] Yokota, Y., & Naruse, Y. Phase coherence of auditory steady-state response reflects the amount of cognitive workload in a modified N-back task. *Neuroscience research*, 100, 39-45. (2015).