

体性感覚誘発電位の作業負荷推定指標化の N-back タスクによる評価

Evaluation of work load estimation index of somatosensory evoked potential by N-back task

千葉 晃一^{*1} 横田 悠右^{*2} 成瀬 康^{*2} 矢入 郁子^{*1}
Koichi Chiba Yusuke Yokota Yasusi Naruse Ikuko Yairi

^{*1} 上智大学大学院理工学研究理工学専攻情報学領域
Graduate School of Science and Engineering, Sophia University

^{*2} 国立研究開発法人 情報通信研究機構
National Institute of Information and Communications Technology

Abstract: The purpose of this study is to elucidate a method that uses somatosensory evoked potential as an estimation index of workload. Realtime estimation of the workload in the brain by AI system will enable to increase the concentration of people by keeping a moderate tension. The quality of interaction between the system and people could be largely increased by intervention of interacting when people lost the concentration. We measured and analyzed the activity of the brain during the execution of the N-back task while presenting somatosensory stimuli to 10 participants without impairment. As a result, amplitude modulation was seen with N9 which is one of somatosensory evoked potential components. In addition, a t test was performed on it, and a significant difference was observed. The Bonferroni method was used to correct the p value.

1. はじめに

急速な IT 化により、コンピュータのディスプレイなど表示機器 (VDT: Visual Display Terminals) を使用した作業が、時間、量ともに増加し、それに伴う精神的・身体的な疲労を訴える作業が増加している。VDT 作業は、長い間ディスプレイを見つめ、座ったままの姿勢で作業をするため、「拘束的」である。その上、VDT 作業負荷は、肉体労働に比べて軽微であるが、連続した作業であるため、疲労が蓄積しやすく一定の期間を経て障害が、顕在化することが多い。このように VDT 作業における疲労は、作業者の健康に影響を与えると伴に、作業効率の低下も懸念される[1]。

これまで、VDT 作業に関する実験や研究は、数多くなされており、健康管理上の対策やハード面の改善などに大きな成果が認められている。しかし、多くの課題も残されている。疲労は、概念や定義が広く、VDT 作業時の疲労ははっきり定義づけされていない[1]。

脳内の作業負荷をリアルタイムに AI システムが推定する方法を確立し、過度な疲労を検知した時点で、随時 VDT 作業者に警告を与えれば、VDT 作業者は、それに基づいて休息を得て作業効率を低下させず、さらに健康を維持できるのではないかと考えられる。そのシステムを実現させるためには、生体情報から疲労に関する信号を抽出できることが不可欠である。

近年、脳活動計測による精神作業負荷 (MWL: mental work load) の評価が注目されている[2]。MWL は、脳内の作業負荷に応じて常に変化する。脳内の作業負荷は、思考や集中といった活動状態では高く、休息状態では低くなる。リアルタイムに作業負荷を推定する方法が確立されれば、MWL を適正なレベルに維持することにより、過度な負担を避け、適度な緊張感を維持することが可能となるため、

脳内の作業負荷を推定し指標化することは重要である[3]。

従来の EEG を用いた脳内の作業負荷推定指標化の研究では、聴覚定常状態応答 (ASSR: Auditory Steady State Responses) を用いた手法が用いられてきている[4]。しかし、この手法は、発話や対話などの聴覚刺激を含む作業への適用が困難という欠点がある。そこで、私たちは発話や対話などの聴覚刺激を含む作業への適用を目指し、体性感覚刺激によって誘発される体性感覚誘発電位 (SEP: Somatosensory Evoked Potentials) を作業負荷の推定指標とする手法を提案し、その実現可能性について検討する。SEP は、皮膚表面などを物理刺激された時に現れる事象関連電位 (ERP: Event Related Potential) の成分であり、上肢 (正中、尺骨神経) あるいは下肢 (後頸骨、総腓骨神経) を電気刺激することによって得られる。その伝導路は抹消神経大径有髄繊維、脊髄後索、内側毛帯、視床、大脳皮質感覚野と考えられている[5]。

私たちは、同じ視覚刺激内の難度を調整するために N-back タスクを採用した。N-back タスクは、短期作業記憶の研究で使用されてきた作業記憶タスクである[6]。負荷係数 N を調整することにより、視覚刺激の物理的特徴を維持しつつ、認知作業負荷の程度を調節することが可能である。本研究では、負荷係数 N を調整することで、N-back タスクによって引き起こされる脳波記録 (EEG: Electroencephalogram) を用いて SEP 変調を調べた。

参加者には、一定の体性感覚刺激を与えながら、異なる作業負荷を与えると予想される 3 種類の N-back タスクである 0-back タスク、1-back タスク、2-back タスクを実施した。また、SEP を誘発するために、1Hz の電流刺激を使用した。本稿では、SEP を指標として用いることができるかどうかを、タスクの難易度を調整できる N-back タスクを行っている被験者の脳波を解析し評価した。

連絡先: 千葉晃一, 上智大学理工学専攻情報学領域,
〒120-0001 東京都足立区大谷田 3-12-23 ライオンズプラザ
北綾瀬 1025 号, 080-2055-3191, chiba@yairilab.net

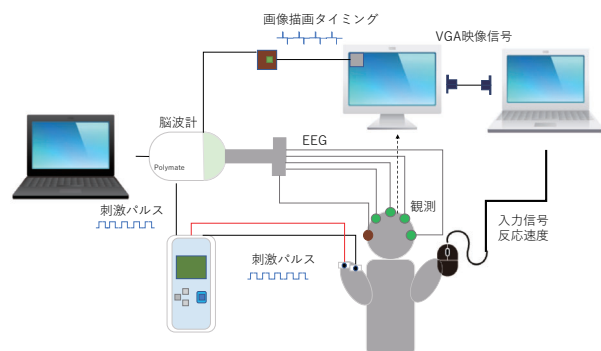


図1 実験システムの概要図

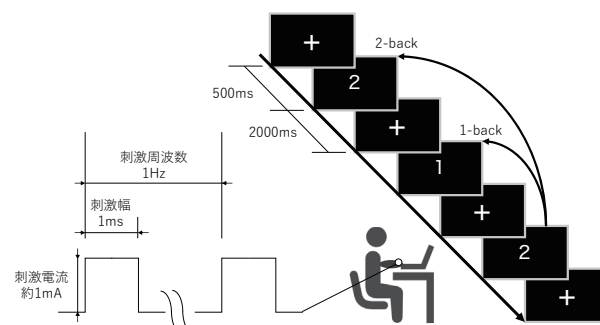


図2 視覚刺激及び触覚的な反復電流刺激の概要図

2. 実験デザイン

2.1 参加者

実験に協力した参加者は12名の健康な日本人(男性12名, 年齢20~25歳)である。すべての参加者は正常な体性感覚および正常または矯正された正常視力を有していた。参加者には、実験手順の説明をした後、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の承認を受けている。2名の参加者は健康状態に異常があったため分析から除外する。

2.2 実験システム概要

実験システムの概要図を図1に示す。本研究はSEPを観測するために、実験イベント(主に刺激提示タイミング)をミリ秒(ms)単位で取得する必要がある。そのため、脳波計の外部入力端子にポータブル型の定電流刺激装置のトリガ信号を入力した。また、画像の描画タイミングを見るためにモニターの左上にフォトディレクタを設置した。実験イベントの開始と終了のタイミングを提示画像の左上の色変化で示し、それをフォトディレクタで検出した。そして、脳波計の外部入力端子に検出した画像の描画タイミングを入力した。参加者にはマウスクリックによってN-backタスクの解答を入力してもらった。

2.3 実験機器

脳波計測には、32chEEGシステム(Polymate Mini AP108)とアクティブ電極(AP-U040(A) ミュキ技研)を用いた。電極は、CP4, CP6, TP8に設置した。参加者は頭頂を計測しマークした後、Czに位置を合わせて脳波キャップ(g.GAMMAcap g.tec medical engineering)を被せCP4, CP6, TP8をマークした。その後、皮膚前処理剤(Nuprep イーストメディック)を用いて、頭皮を研磨することで皮膚インピーダンスを低下させた後、脳波・筋電図用ペースト(エレフィックス Z-181JE(チューブ入) NIHON KOHDEN)を用いてアクティブ電極を固定した。すべての信号は、左乳様突起を基準電極、右乳様突起をグラウンドとした。

体性感覚刺激には、ポータブル型定電流刺激装置(USE-00 株式会社ユニークメディカル)を用いた。当装置は、刺激幅1.0ms, 刺激周波数1.0Hz, 刺激波形位相モノフェーシックの定電流刺激を提示可能である。参加者はウェットティッシュ(天然アルコール除菌 ウェットオールコーヨー化成)で左手の示指を拭き、示指に心電図電極(エールローデ SMP-300 株式会社メッツ)を付け、鰐口クリップを用いて電極とポータブル型定電流刺激装置を接続した。

視覚刺激としてのN-backタスクにはPC(MacBookPro 13-inch, 2017, Appl製), MATLAB Psychtoolbox(MathWorks製), スタンダードモニタ(FlexScan L761T-C EIZO製)を用いた。視覚刺激のための画像はVideo Graphics Array映像信号により提示され、椅子に腰かけた参加者が、90~100cm離れた場所から観測した。

2.4 実験手続き

はじめに、実験参加者に対して、体性感覚刺激としての触覚的な反復電流刺激(以降、電流刺激と略記)を与える間に、視覚刺激としてのN-backタスクを実行してもらうという説明を行った。電流刺激及び視覚刺激の概要図を図2に示す。まず、参加者にCP4, CP6, TP8のEEG計測のため、頭部に電極を取り付けた。最初に参加者の頭頂(Cz)を測定計測した後、Czを基準として脳波キャップ(g.tec, g.GAMMAcap)を着用し、CP4, CP6, TP8をマークした。その後、CP4, CP6, YP8に導電性ペーストを塗りアクティブ電極を装着した。脳波データのサンプリング周波数は1kHzとした。

次に、電流刺激のため参加者の左手の示指にポータブル定電流刺激装置を取り付け、電流の強さを0.1mAから0.1mAずつ数値を上げながらそれぞれ30秒(s)間の刺激提示を繰り返した。個々の参加者の感覚閾値を探索した。参加者には以降の実験中、電流刺激を無視するよう指示した。参加者がN-backタスクを実行している間、常に1Hzの間隔で感覚閾値の3倍電流刺激を提示し、EEGを記録した。

すべてのN-backタスク実験で、我々は500ミリ秒(ms)の間、スクリーン上に「1」または「2」の文字(それぞれ50%の割合)をランダムに提示するタスクを100回ずつ試行した。各試行の間には2000ミリ秒(ms)の間、固定点を有する空白の画像を提示した。N-backタスクは、0-back, 1-back, 2-backの順に実行した。それぞれのタスクは250秒(s)行われた。0-backタスクでは、参加者は視覚的判別を行った。具体的には、参加者は対応するボタンを押して画面に提示されている現在の番号を解答した。1-および2-backタスクでは、参加者は、現在の番号が以前のN個の番号と一致するかどうかを解答した。参加者は、右手の人差し指または中指を使用してボタンを押した。本実験は、0-back, 1-back, 2-backの順に実行された。すべての参加者は実験開始前に説明を受け、練習テストを行った。

2.5 脳波解析

データ解析ソフトとして MATLAB(MathWorks 製)を用いた。はじめに、計測された連続データに対して FIR バンドパスフィルタ(5-100Hz)をかけた。さらに、電源ノイズを除去するためにバンドストップフィルタ(50Hz)をかけた。次に刺激に対する脳電位を、加算平均法を用いて抽出した。加算平均法とは、脳波データを、事象にそろえて整列させ、データポイント毎に加算平均する方法である。データポイントとは、サンプリング周波数を用いてサンプリングしたポイントごとのデータのことである。[7]。

今回はポータブル型の定電流刺激装置からのトリガデータからオンセットタイミングを抽出した。トリガタイミングからデータの切り出しを-200 ミリ秒(ms)~1000 ミリ秒(ms)の間で行い、データポイント毎に加算平均を行った。ベースライン補正は切り出したデータの範囲の平均値で行った。

3. 結果

実験参加者はそれぞれ participant1~10 とした。各実験参加者の電流刺激の強さを表 1 に、各タスクの正答率を表 2 に、反応時間を表 3 に示す。トリガデータからトリガタイミングを抽出し、データを切り出してデータポイント毎に加算平均した全実験参加者の加算平均波形を図 3 に示す。データポイントは 1000 ポイントあり、250 秒の計測データなので、約 250 回の加算を行っている。

N9 に関する t 検定の結果を表 4-6 に示す。両側検定の p 値がそれぞれ 0-1back の t 検定では 0.0048, 0-2back t 検定では 0.0005, 1-2back t 検定では 0.0025 である。しかし、複数回繰り返された検定では、全体において帰無仮説が棄却される可能性である familywise error rate を補正する必要がある。

私たちは、非常に保守的な familywise error rate の調整法である Bonferroni 法で補正をかけた。検定総数が 3 なので、それぞれの検定の有意水準を 5%から $5/3=1.666...$ に変更する。つまり、有意水準を $0.05/3 = 0.0166...$ に変更する。そのようにしても、両側検定の p 値がそれぞれ 0-1back の t 検定では 0.0048, 0-2back の t 検定では 0.0005, 1-2back の t 検定では 0.0025 であるため、すべてにおいて有意差があることを示している。

表 1 実験参加者の電流刺激の強さ

刺激強度	感覚閾値(mA)	呈示強度(mA)
Participant1	0.9	2.7
Participant2	0.8	2.4
Participant3	0.7	2.1
Participant4	1.0	3.0
Participant5	0.8	2.4
Participant6	0.6	1.8
Participant7	0.8	2.4
Participant8	0.9	2.7
Participant9	0.7	2.1
Participant10	0.8	2.4
Average	0.8	2.4

表 2 実験参加者のタスク毎の正答率

正答率	0back(%)	1back(%)	2back(%)
Participant1	100	96	85
Participant2	99	97	85
Participant3	98	93	90
Participant4	98	97	92
Participant5	97	82	73
Participant6	100	87	89
Participant7	100	94	97
Participant8	100	98	98
Participant9	100	96	91
Participant10	98	89	62
Average	99.0	92.9	86.2

表 3 実験参加者のタスク毎の反応時間

平均解答時間	0back(sec)	1back(sec)	2back(sec)
Participant1	0.409	0.642	1.165
Participant2	0.460	0.647	1.218
Participant3	0.565	0.748	1.136
Participant4	0.352	0.369	0.487
Participant5	0.486	0.853	0.999
Participant6	0.338	0.568	0.636
Participant7	0.435	0.702	0.742
Participant8	0.328	0.495	0.641
Participant9	0.434	0.666	1.043
Participant10	0.465	0.861	1.055
Average	0.427	0.655	0.912

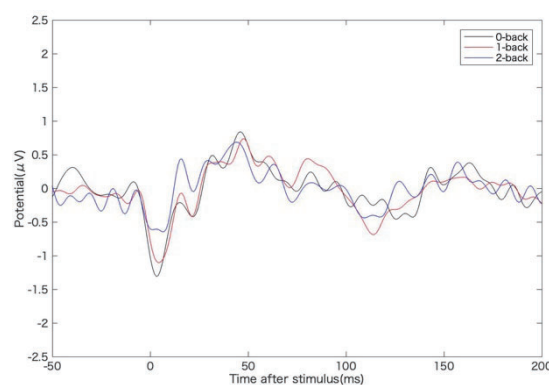


図3 全実験参加者の加算平均波形

表 4 N9 に関する 0-1back の t 検定の結果

	0-back	1-back
平均	-1.502	-1.259
分散	0.1376	0.1581
観測数	10	10
ピアソン相関	0.8574	
仮説平均との差異	0	
自由度	9	
t	-3.713	
P(T<=t) 片側	0.0024	
t 境界値 片側	1.8331	
P(T<=t) 両側	0.0048	
t 境界値 両側	2.2622	

表 5 N9 に関する 0-2back の t 検定の結果

	0-back	2-back
平均	-1.502	-0.934
分散	0.1376	0.0738
観測数	10	10
ピアソン相関	0.4911	
仮説平均との差異	0	
自由度	9	
t	-5.355	
P(T<=t) 片側	0.0002	
t 境界値 片側	1.8331	
P(T<=t) 両側	0.0005	
t 境界値 両側	2.2622	

表 6 N9 に関する 1-2back の t 検定の結果

	1-back	2-back
平均	-1.259	-0.934
分散	0.1581	0.0738
観測数	10	10
ピアソン相関	0.7874	
仮説平均との差異	0	
自由度	9	
t	-4.136	
P(T<=t) 片側	0.0013	
t 境界値 片側	1.8331	
P(T<=t) 両側	0.0025	
t 境界値 両側	2.2622	

4. 考察

全体の正答率と解答時間から 0-back, 1-back, 2-back とタスクの難易度に応じて正答率が低下し, 反応時間が増加していることがわかる. このことから, 物理的な刺激を一定に保ちながらタスクの難易度を変えることができたといえる. 全被験者の加算平均波形から本実験で注目していた体性感覚誘発電位の N9 を観測することが出来, また, 0-back, 1-back, 2-back と段階的に N9 の振幅が小さくなっているように見られた. Bonferroni 法で補正をかけた t 検定でも, 両側検定の p 値から, すべてにおいて有意差があることが示されている.

上記のことから, 体性感覚誘発電位の N9 成分の振幅は作業の難易度と反比例することが考えられる. このことから, 体性感覚誘発電位の N9 を作業負荷の推定指標とする手法の実現可能性を示せた.

5. おわりに

本稿では, 体性感覚刺激によって誘発される体性感覚誘発電位を作業負荷の推定指標とする手法の解明のため, 12 名の健常な被験者を対象に, 体性感覚刺激としての電流刺激を呈示しつつ N-back タスク実行中の脳の活動を測定し, 10 名のデータを用いて分析を行った. その結果, 体性感覚誘発電位の成分の一つである N9 に注目した場合, 0-1back, 0-2back, 1-2back 間のすべてにおいて Bonferroni 法で補正をかけた t 検定を行い有意差が見られた. 今回の分析で, 体性感覚誘発電位を作業負荷の推定指標とする手法の実現可能性を示せた.

今後の展望として, あらかじめ作業負荷を与えたときの実験参加者ごとの加算平均波形と, 事象とは無関係に生じる背景脳波を抽出する. その後, 加算平均波形を学習データとしてモデルを作成し, 測定中の脳波データから背景脳波を取り除きつつ, 画像認識を行うことで, リアルタイムに作業負荷の推定を行っていきたいと考えている.

参考文献

- [1] 八百百合子, et al. 独立成分分析を利用した VDT 入力作業時の疲労の評価. IT ヘルスクエア誌, 2008, 2.2: 66-79.
- [2] MESHKATI, N.; HANCOCK, P. A. (ed.). Human mental workload. Elsevier, 2011.
- [3] SHERIDAN, T. B.; STASSEN, H. G. Definitions, models and measures of human workload. In: Mental Workload. Springer, Boston, MA, 1979. p. 219-233.
- [4] YOKOTA, Yusuke, et al. Estimation of Human Workload from the Auditory Steady-State Response Recorded via a Wearable Electroencephalography System during Walking. Frontiers in human neuroscience, 2017, 11: 314.
- [5] 尾崎勇; 橋本勲. 体性感覚誘発電位と体性感覚誘発電脳磁場の最近の進歩. 臨床神経生理学, 2012, 40.1: 19-28.
- [6] OWEN, Adrian M., et al. N-back working memory paradigm: A meta-analysis of normative functional neuroimaging studies. Human brain mapping, 2005, 25.1: 46-59.
- [7] 入戸野: 心理学のための事象関連電位ガイドブック, 北大路書房, 第1章 p10 2005.