

原著論文

体感振動刺激が及ぼす生体反応と単調作業課題への影響

小西 建斗¹⁾, 萩原 啓²⁾¹⁾ 立命館大学大学院 情報理工学研究科, ²⁾ 立命館大学 情報理工学部Influence of Physiological Response and Monotonous Work
by Body Sensory Vibration StimulusKento KONISHI¹⁾, Hiroshi HAGIWARA²⁾¹⁾ Graduate School of Information Science and Engineering, Ritsumeikan University²⁾ College of Information Science and Engineering, Ritsumeikan University

Abstract: The objective of this study is to monitor the changes in physiological index. We measured the Alpha Attenuation Coefficient (AAC), High Frequency Component (HF) and oxygenated hemoglobin (oxyHb) as objective parameters and RAS (Roken Arousal Scale) as subjective parameters of experimental participants while performing simple tasks related to motor skills, which is necessary for a safe driving. The oxyHb signal was monitored from the frontal association and somatosensory areas using near infrared spectroscopy (fNIRS). NIRS can measure changes in brain hemodynamics during tasks noninvasively and unconstrained. Experimental results showed the value of oxyHb and AAC increased. On the other hand, HF and tracking error decreased when experimental participants were exposed to body sensory vibration. From these findings, we suggested that body sensory vibration stimuli were valid for monotonous work for a relatively. In conclusion, we could show the usability of body sensory vibration stimuli for monotonous work such as UniMove and it influence autonomic and central nervous system.

Keywords: fNIRS, oxyHb, Body Sensory Vibration Stimuli, Monotonous Work

キーワード: 近赤外線分光法, 酸素化ヘモグロビン, 体感振動刺激, 単調作業課題

1. はじめに

近年の技術革新に伴い、漫然運転などのドライバのヒューマンエラーを防止するための技術として画像認識[1]やステアリングによる心電図計測を用いた研究がなされている[2]。それらに加え、自動停止システムなどの技術により交通事故による死者数は年々減少傾向にある。しかし、依然として操作者自身が原因となる居眠り運転や運転操作ミスが事故の多くの割合を占めている[3]。現在、自動車に搭載されているもので、ドライバの眠気を検知すると、コーヒークップのマークが点灯する機能などがあるが、様々なセンシング手法でドライバの状態や異常を検知しても、検知後に適切なフィードバック、及び注意喚起を行わなければ操作者自身が原因となる事故は減らないと考える。このようにセンシング技術は進歩するものの、どのようなフィードバック、及び注意喚起がドライバにとって効果的なのかは明らかになっていない。そこで、本研究では運転操作に影響なく呈示可能な体感振動刺激に着目した。振動を扱った研究はシートベルトを振動させるものや手掌に呈示して

いるものが挙げられる。しかし、シートベルトを振動させると内臓に非常に近い位置を刺激することになり、内臓との共振が懸念され、結果的に乗り物酔いの原因にもなりうる。また手掌となると、ステアリングを振動させることになり、誤操作の原因になりかねない。評価指標の観点から見ると、心拍変動のみなど限られた生理指標の中で行われているなどの課題がある[4-6]。これらを考慮した上で、座面からの振動呈示を行い、脳機能活動を含めた振動刺激による生理的影響の考察を行った。本研究は実用化に向けて、まず体感振動刺激が人間の脳内血行動態や心拍変動、脳波等の生体反応と単調作業課題に与える影響を明らかにすることを目的とした研究である。本研究から振動刺激がドライバの覚醒度上昇や眠気防止、脳活動の活性化が示されれば、ドライバの異常検知時におけるフィードバック、注意喚起手法としての提案に繋がると考えている。

2. 実験方法

2.1 実験概要

本実験では実験参加者を健康な21~24歳の成人13名(男性11名、女性2名、利き手は右利き)とし、計測に先立って十分なインフォームド・コンセントを得た後に行った。行動指標として標的追従課題(UniMove)、生理指標として脳波、心電図、

2015年1月14日受理. (2015年3月12-13日シンポジウム「モバイル15」にて発表)

脳内血行動態を計測、主観評価として RAS(Roken Arousal Scale)を用いた。パフォーマンス中における体感振動刺激の有無によるパフォーマンス結果や生理データ、および主観評価へどのような影響を与えるのかを統計処理を行い調査した。

2.2 体感振動刺激

本実験では任意波形作成ソフト DF1906 DIGITAL FUNCTION GENERATOR DF0106 (エヌエフ回路設計ブロック)を用いて波形を作成した。パイロミュージックアンプ VMA-20(アクーヴ・ラボ)、信号発生器にはファンクションジェネレータ DF1906(エヌエフ回路設計ブロック)を用い、振動発生器パイロトランスデューサ Vt708(アクーヴ・ラボ)で振動を発生させた。人間の振動感覚受容器は振動刺激を呈示する時間が長くなると順応しやすくなり[7]、体感振動刺激の効果が薄れるという先行研究が報告されている[8]。従って、先行研究の刺激間隔 4 秒、振動呈示時間 3 秒よりも振動呈示時間を短くし、かつ総刺激時間間隔を変えない様に刺激間隔を 6.5 秒、振動呈示時間を 0.5 秒とした。人間の振動感覚の受容器はパチニー小体とマイスナー小体が存在することが知られている。マイスナー小体は体表面に存在し、体表面感覚に由来するもので低周波振動の受容器である。本研究では体表面に存在するマイスナー小体のみへの振動刺激呈示を行うためにマイスナー小体の最低閾値である 30Hz を用い、着座している椅子の座面から行った。また、振動刺激は振幅 0.55mm、加速度 0.05m/sec^2 として与えた。振動は人間が自動車本来の揺れ(3~6Hz)とは異なる周波数として認識が可能であり、強度はスマートフォンの振動よりやや強めの刺激を呈示した。

2.3 計測指標

2.3.1 標的追従課題(UniMove)

UniMove は画面上を 8 の字に動くターゲットをマウスで追従するという標的追従課題である。このときマウスを操作する手は被験者の利き手とし、課題は LabVIEW(日本ナショナルインスツルメンツ)にて作成した。本課題は非常に単調なため遂行中は常に集中した緊張状態を保持し続ける必要がある。追従誤差を算出し、振動の有無による操作の正確性の違いを調査するために採用した。

2.3.2 脳内血行動態

脳内酸素化ヘモグロビン濃度変化の計測には近赤外光イメージング装置 OMM-3000(島津製作所)を用いた。NIRS(near-infrared spectroscopy)の計測部位は前頭連合野、および体性感覚野を計測した。図 1 のようにプローブの装着を行い、チャンネルを設定した。発光プローブと受光プローブの間隔は 3cm とし、国際 10-20 法に則り、CZ が 18ch の前方 3cm

に位置するように装着した。本研究では運転に必要な認知判断を司るとされる前頭連合野と、振動の感知・操作に関係する体性感覚野に着目した。脳内血行動態変化から神経活動を脳の部位別に定量的評価が可能な指標と考えられる。

2.3.3 心電図

心電図計測には多用途脳波計 EEG1100 (日本光電)を用いた。心電図の電極は 3 点誘導法に従い左右の鎖骨 2 箇所と左の肋骨の下から 2 番目に当たる箇所に装着した。なお、装着前には脱脂を行い皮膚面の接触インピーダンスを下げるために皮膚前処理剤で擦り、アルコール脱脂綿で拭き取り電極を装着した。本研究においてはドライバのリラックス度合い、眠気を評価する指標として計測を行った。

2.3.4 脳波

脳波計測には多用途脳波計 EEG1100 (日本光電)を用いた。電極は図 2 に示すように国際 10-20 法に則り、O1、O2、A1、A2、アースとして額(Z)に装着した。ドライバの覚醒度を定量的に評価する指標として計測を行った。

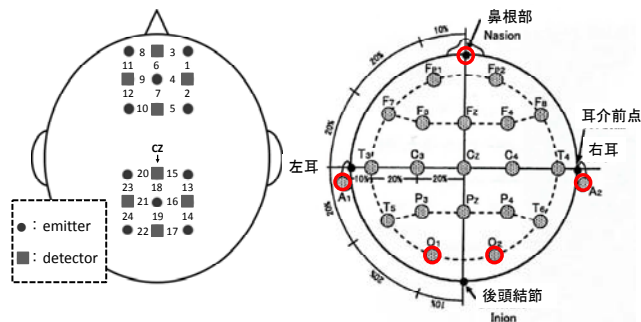


図 1 fNIRS 装着位置 図 2 脳波電極装着位置

2.3.5 RAS (Roken Arousal Scale)

実験の開始時と終了時に主観評価の計測として疲労・覚醒主観評価指標 RAS(Roken Arousal Scale)を実施した[9]。RAS とは産業科学技術研究開発プロジェクト「人間感覚計測応用技術」で開発された主観評価法で、精神的作業負担の主観評価法のひとつである。各因子(眠気、全般的活性、リラックス、緊張、注意集中困難、意欲減退)は、それぞれ 2 つの評価語((眠気:まぶたが重いとを感じる、眠い)、(全般的活性:活力がみなぎっている、積極的な気分だ)、(リラックス:くつろいだ気分だ、ゆったりした気分だ)、(緊張:緊張している、どきどきしている)、(注意集中困難:思考が鈍っている、注意集中ができにくい)、(意欲減退:やる気が出ない、何かする事に乗り気がしない))からなる。評定方法としては(1. あてはまらない~3. 少しあてはまる~5. かなりあてはまる~7. 非常にあてはまる)の 7 段階評定法を採用しており、記入時の状態に該当する評価段階を選択する。評価は、各因子に対応する 2 項目の平均評定値によ

て評価する。ドライバの生理的な結果が被験者状態を反映しているのか、また人間の主観として実際どのように感じているのかを調査するために計測を行った。

2.4 実験プロトコル

実験プロトコルを図3に示す。RAS、安静座位、AAT(Alpha Attenuation Test; α 波減衰テスト)、タスク、AAT、安静座位、RASを1サイクルとした。タスクは安静座位、UniMoveの2種類に対しそれぞれ振動刺激あり、振動刺激なしの計4セットを行った。タスクにおける安静座位はUniMoveと比較するために計測を行った。本実験では生理指標の計測に重きを置いており、脳波を指標とするAATの前に安静状態を入れタスク前後でのRASと安静座位の位置をサンドウィッチ構造(タスクを中心にして前後を対称な関係)にするため、このようなプロトコルで実験を行った。また、順序効果を考慮し、タスクは実験毎にランダムとした。実験前後の安静座位は生体信号のベースライン補正のために行い、本実験での安静座位は開眼状態とした。

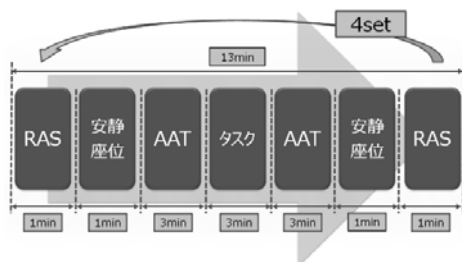


図3 実験プロトコル

3. 解析方法

3.1 標的追従課題(UniMove)

標的追従課題では標的の位置座標を (x_1, y_1) とし、マウスの位置座標を (x_2, y_2) とした。それぞれの位置座標データがサンプリングレート 12Hz で得られる。下記の(1)式を用いて得られた位置座標を代入し、標的追従誤差 L を算出した。評価としてはタスク3分間の平均追従誤差、追従時ばらつき、および1分間毎の平均追従誤差の変化に注目した。

$$L = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2} \quad (1)$$

3.2 NIRS データ

NIRSにより計測される指標は、酸素化ヘモグロビン濃度変化(oxyHb)、脱酸素化ヘモグロビン濃度変化(deoxyHb)、及び両者の和である総ヘモグロビン濃度変化(totalHb)の3指標である。NIRSから得られる脳活動の指標はいくつか存在するが、本研究では先行研究より局所脳血流変化と最も相関が強いとされる酸素化ヘモグロビン濃度変化(oxyHb)を解析対象とした[10]。NIRSで計測されるヘモグロビン濃度変化は近赤外光が生体中の血液により吸収散乱される性質を利用し、その吸光

物質濃度の時間的変化を算出する modified Lambert-Beer 則に基づいているため、計測開始時の初期値からの相対的な変化を算出したものとなる[11]。また NIRS 計測において、計測装置における高周波成分のノイズ、および呼吸、心拍などの生体が起源となるノイズが混入することが知られている[12]。それらを除くべく、NIRS 信号に対し 0.001Hz のハイパスフィルタ、0.1Hz のローパスフィルタを適用し、基準線を抽出した。

なお、本研究で解析対象とした前頭連合野ならびに体性感覚野において oxyHb の上昇をもってその部位での活性化と定義し脳内の神経系活動がなされたと判断した。しかし、生の生体信号での oxyHb の増減の判断は計測されたデータに被験者の個人差を伴い難しく目視による主観的な評価しかできない。先に述べたように、oxyHb の値は計測開始時の初期値からの相対的な変化の値でしかなく、その時々の変化の絶対値ではない。そのため、解析を行うにあたり変化の増減傾向が非常に重要な意味を持つ。そこで、 δ -oxyHb を用いた[13]。 δ -oxyHb とは生波形にフィルタ処理と標準化を行った波形に対して微分フィルタをかけ、傾きが正の部分を増加成分、傾きが負の部分を減少成分とし、その際増加成分(グラフの0より大きい成分の面積の総和)から減少成分(グラフの0より小さい成分の面積の総和)を減算した値である。これにより、元波形が瞬間的に増加傾向なのか、減少傾向なのかが分かり、それらを算出することで定量的に NIRS データを評価することが可能となり、被験者間の個人差を考慮した解析が可能となる。これを図4に示す。 δ -oxyHb により、値が正の場合、元波形は増加傾向にあり、値が負の場合、元波形は減少傾向となる。 δ -oxyHb の値をタスク全体、もしくはタスク1分毎で加算平均することでタスク中における oxyHb の増減傾向の判断を可能とした。

なお、解析にあたっては脳の神経が活動した際に遅れておこる神経血管カップリング反応を考慮し[14]、 δ -oxyHb ではタスク開始10秒を除き解析を行った。

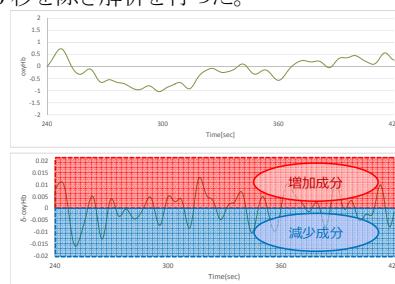


図4 δ -oxyHb

3.3 HF(High Frequency Component)

心電図の解析には心拍 HF を用いた。HF は心拍変動の周波数解析で算出される 0.15Hz-0.4Hz の周波数成分を累積したものであり、副交感神経系の活動度合を示す指標である。本研究では心電図の棘波である P,Q,R,S,T 波のうち R 波と R 波の間隔をとることで心拍周期の変動を得た。

HF は生理信号を処理して求めるため、被験者間に個人差が生じる。そこで被験者毎で標準化を行った後に標準化した値を加算平均した。これにより、各被験者間でタスク、振動の有無での比較を行うことが可能となる。なお、今回はタスクの前後での HF の変化を比較した。

3.4 AAC(Alpha Attenuation Coefficient)

AAT(Alpha Attenuation Test;α 波減衰テスト)[15]により覚醒度の定量的評価を行った。閉眼安静時の α 波出現量と開眼による α 波の減衰が個人の覚醒度に対応して変動することを利用し、閉眼 30 秒、開眼 30 秒を繰り返し、各開閉眼時の α 波帯域パワースペクトルからその比率である AAC を覚醒度とし下記の(2)式で求めた。AAC は生体信号である α 波を用いて算出するため個人差が生じる。そこで被験者で標準化を行った後に標準化した値を加算平均した。これにより、各被験者間でタスク、振動の有無での比較を行うことが可能となる。なお、HF との比較を考慮して AAC でもタスクの前後での変化を比較した。なお、解析には O1-A2 より導出した α 波を用いた。

$$AAC(\alpha\text{波減衰係数}) = \frac{\text{閉眼時平均パワー}}{\text{開眼時平均パワー}} \quad (2)$$

3.5 RAS

各因子(眠気、全般的活性、リラックス、緊張、注意集中困難、意欲減退)の値をタスク前後で比較を行った。各個人での値を算出した後に加算平均を行った。検定にはウィルコクソンの符号順位検定を用いた。

4. 結果

4.1 標的追従課題(UniMove)

図 5 のグラフは式(1)より算出された平均追従誤差を示している。標的追従課題はプロトコルの 1 サイクルの 240 秒~420 秒の際に遂行されており、3 分間のデータになっている。グラフは 3 分間のデータを 1 分刻みにした変化推移になっており、左から時系列順になっている。また、右端は 3 分間の加算平均データとなっている。図 5 のグラフより、3 分間において振動刺激を呈示した時に有意に追従誤差が小さくなっていることが分かる(p<0.05)。また、タスク全体を通して振動刺激なしに比べ、振動刺激呈示時に追従誤差が小さく、この傾向はタスク終盤になっても続いていることが分かる。

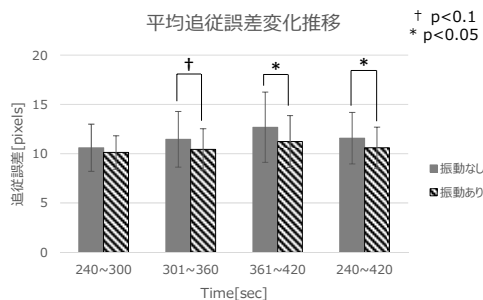


図 5 平均追従誤差

4.2 NIRS データ

図 6、図 7 のグラフはそれぞれ安静座位、UniMove の各チャンネルの δ-oxyHb の加算平均値である。1、6、11ch は前頭連合野、14、19、24ch は体性感覚野を示す。安静座位、UniMove において前頭連合野と体性感覚野は増減傾向が相反している。UniMove では体性感覚野において振動刺激の有無による比較において差が有意傾向を示した(p<0.1)。

また、このような解析方法ではタスク 3 分間における増減は分かるが、タスク中における時系列的な変化は分からない。そこで、タスク 3 分間を 1 分刻みにした δ-oxyHb の解析を行った。前頭連合野、体性感覚野の中心のチャンネルにあたるそれぞれ 6ch と 19ch とし、安静座位(図 8、図 9)、UniMove(図 10、図 11)とする。図 8、図 10 の結果から刺激開始直後に前頭連合野にて δ-oxyHb が減少し、時間が経過するに従い有意傾向(p<0.1)及び有意差(p<0.05)をもって増加することが分かる。また、UniMove ではその後有意に減少し(p<0.05)、変化量では安静座位に比べ UniMove を行なっている時の方が大きくなっていることも分かる。体性感覚野では 3 分間の加算平均値では有意傾向が確認されたが、時系列変化では特徴的な増減傾向は認められなかった。

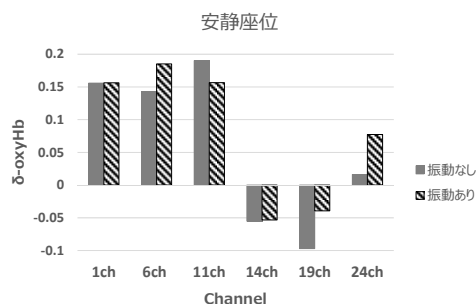


図 6 δ-oxyHb チャンネル別加算平均データ(安静座位)

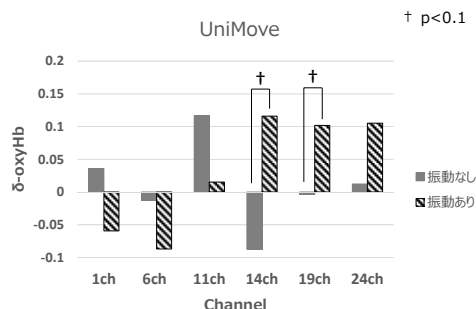


図 7 δ-oxyHb チャンネル別加算平均データ(UniMove)

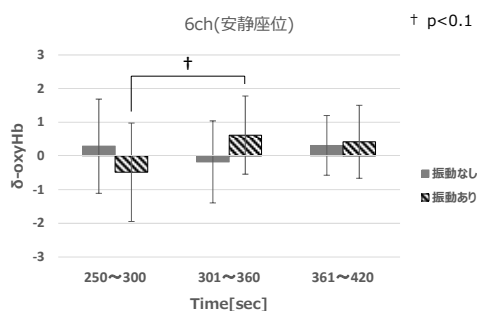


図 8 δ -oxyHb 部位別変化推移データ(安静座位 6ch)

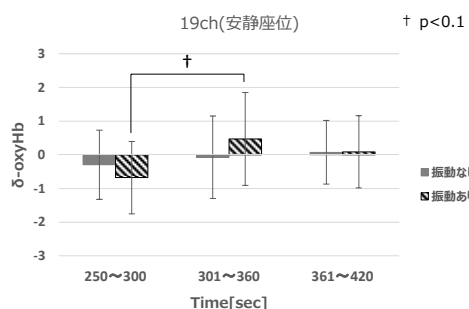


図 9 δ -oxyHb 部位別変化推移データ(安静座位 19ch)

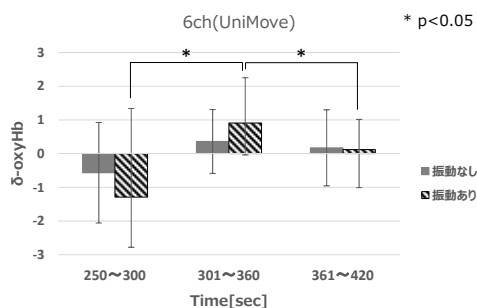


図 10 δ -oxyHb 部位別変化推移データ(UniMove 6ch)

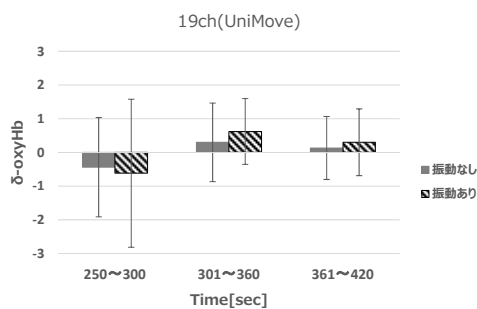


図 11 δ -oxyHb 部位別変化推移データ(UniMove 19ch)

4.3 HF

図 12 は HF のタスク前後での変化量を比較したグラフである。タスク後の HF 値からタスク前の HF 値を減算したのとなっており、ベースラインより正の成分をタスク前後での増加量とし、負の成分をタスク前後での減少量と定義する。UniMove 振動刺激呈示時には HF が減少し($p < 0.1$)、副交感神経系の活動を抑制する傾向が見られた。

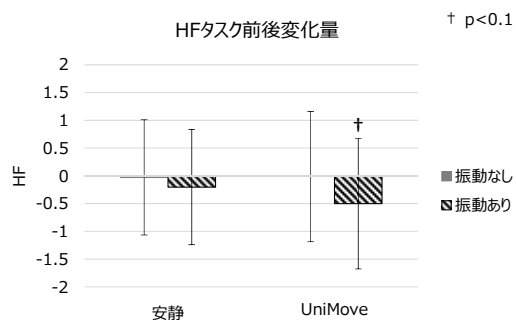


図 12 HF タスク前後変化量

4.4 AAC

図 13 は AAC のタスク前後での変化量を比較したグラフである。タスク後の AAC 値からタスク前の AAC 値を減算したのものであり、ベースラインより正の成分をタスク前後での増加量とし、負の成分をタスク前後での減少量と定義する。安静座位では振動刺激の有無で比較すると、振動刺激ありでなしに比べ覚醒度の変化量が増加しており($p < 0.05$)、振動刺激を呈示しない時にはタスクの前後で覚醒度の変化量が減少している($p < 0.01$)。

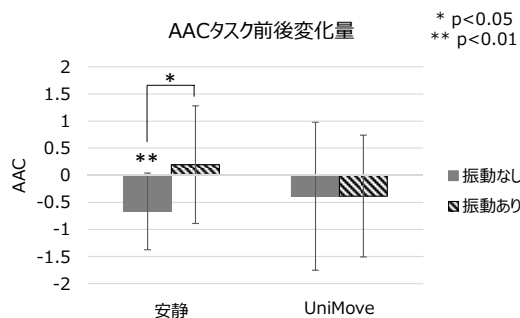


図 13 AAC タスク前後変化量

4.5 RAS

眠気において、安静座位振動刺激なしでは有意に眠気が増加していた($p < 0.01$)。UniMove においても振動刺激なしでは眠気が増加し($p < 0.1$)、振動刺激呈示で眠気が減少した($p < 0.1$)。また、UniMove の全般的活性においても振動刺激を呈示することで増加し($p < 0.1$)、振動刺激なしでは減少していた($p < 0.05$)。これらは全て統計的有意差及び有意傾向が確認された。

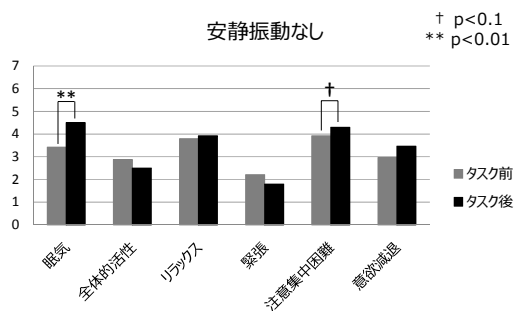


図 14 RAS(安静振動なし)

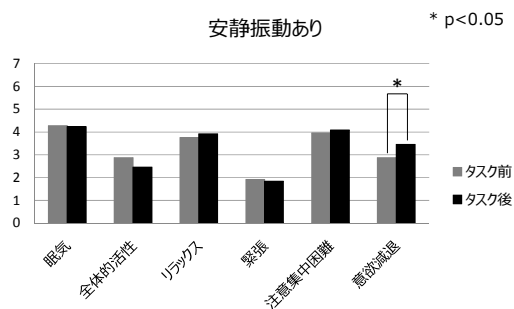


図 15 RAS(安静振動あり)

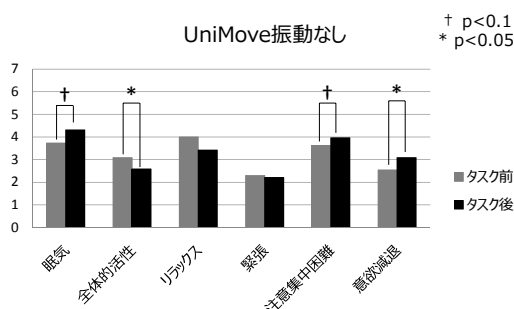


図 16 RAS(UniMove 振動なし)

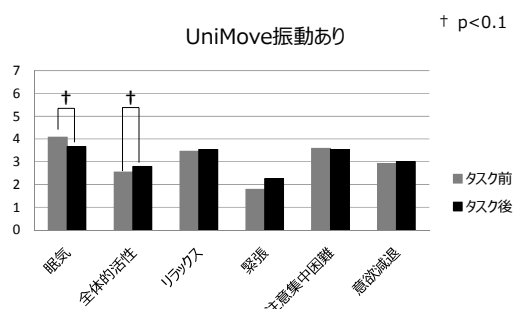


図 17 RAS(UniMove 振動あり)

5. 考察

行動指標である UniMove では振動刺激を呈示することで平均追従誤差が減少し、1 分毎の変化推移でもタスクの後半で振動刺激の有無による統計的有意差が見られた。脳内血行動態では、前頭連合野の δ -oxyHb の時系列解析(図 8、10)において振動刺激による δ -oxyHb の増加が見られた。UniMove、安静座位振動刺激呈示時にも同様の増加が見られたことから、

UniMove の影響も含め振動刺激が前頭連合野の活性へ影響があることが示唆された。つまり、脳機能の活性化により単調作業課題がより正確に行われたと考える。先行研究の課題ではタスクの後半になるにつれ、振動刺激に順応し、振動の有無による追従誤差に変化が見られなかった。本研究では先行研究と比較して振動呈示時間を短くすることで、先行研究に比べ追従誤差が有意に減少し、タスクの後半にも振動刺激の有無で有意な差が確認された(図 5)。このことから、先行研究に比べより効果的な振動刺激の呈示を行うことができ、振動刺激が単調作業の正確性向上、脳の活性に有用であることが示された。

自律神経系の活動状態を示す副交感神経系活動度では、振動刺激呈示により HF がタスク前後で減少していることから副交感神経系活動度が抑制されている。一方、中枢神経系の活動状態を示す脳波では、安静座位時において振動刺激呈示によって覚醒度が増加しており、また振動刺激なしでは有意に減少していた。このことから、自律神経系活動、中枢神経系活動の指標においても振動刺激が眠気防止、覚醒度維持に有用であることが示唆された。

RAS においても振動刺激呈示を行うことで眠気減少、全体的活性増加が統計的有意傾向にあることから生体反応と主観評価の両者から振動刺激の影響が確認できた。

前頭連合野の脳内血行動態 δ -oxyHb の増加はタスク開始 1 分から 2 分にかけてのみであった。また、UniMove ではタスク後半で減少する傾向が見られた。これは学習効果による脳の活動部位の変化[16]、もしくは脳の神経活動によるエネルギー需要が供給を上回ったこと[17-18]が考えられる。本研究のタスクは非常に単調であることから学習効果による脳活動部位の変化と考えられる。活動部位が前頭連合野から変化したのが、パフォーマンスの結果からは統計的有意差が確認され、タスクの後半でも振動刺激の有無で有意な差が見られた。タスクの結果と脳内血行動態の関係性を今後も追求していく必要がある。

加えて、UniMove 時の体性感覚野の脳内血行動態では振動刺激呈示によって振動なしに比べ増加したが(p<0.1)、これが振動刺激によるものであるか定かでない。というのも、もし振動刺激による増加であれば、安静座位条件でも同じ様に振動なしに比べ振動ありで増加するはずである。このことから、UniMove というタスクが体性感覚野への影響があると考えられる。また、振動刺激と追従課題(手を動かすという行為)の影響を受け、体性感覚野の血行動態が増加したものと考える。

本研究における単調作業課題は3分間の遂行であったが、今後の実用化などを検討する際には長時間の運転を考慮したタスクの遂行が必要となる。さらには振動刺激の効果の持続、ドライバが眠気を感じた時に刺激を呈示するシステムを考慮した実験が必要となる。さらには単調な追従課題も実際に近い

ようなドライビングシミュレーターにおいて、振動を呈示した際にどのような生理的変化、パフォーマンス変化をするのかも明らかにしていく必要がある。

6. まとめ

本研究において体感振動刺激が単調作業課題、および中枢神経系、自律神経系に対して有用であることが生理的指標、主観評価、パフォーマンスの向上から示された。本研究から、ドライバの眠気検知時などに行うフィードバック、注意喚起手手法として振動刺激の可能性が示唆された。今後、振動刺激の呈示をランダムに行う、周波数の変更など振動刺激そのものを考慮した検討も行っていく必要がある。さらに、脳内血行動態のような神経血管反応による解釈や実験におけるタスク遂行時間についても解析方法や実験方法を考慮した研究を行っていく必要がある。

謝辞

本研究の一部は、文部科学省私立大学戦略的研究基盤形成支援事業(平成25年～平成29年)の助成を受けたものである。

参考文献

- [1] 大見拓寛: 運転者の居眠り状態評価の画像センサ, 人工臓器, vol.42(1), pp.99-103(2013).
- [2] 大坂元久, 村田広茂, 加藤貴雄: 自動車ステアリングからの心電図の心拍変動のカオス解析, 第47回生体医工学会大会論文集, pp.734-735(2008).
- [3] 内閣府: 平成25年交通安全白書 第2節 平成25年中の道路交通事故の状況, pp.8, 23(2013).
- [4] 杉本潤哉, 萩原啓: 手掌への振動刺激による脳内血行動態と心拍変動への影響, Journal of Mobile Interactions, vol.4(1/2), pp.9-14(2014).
- [5] 十名敦史: 自動車運転シミュレーターにおける覚醒度の評価, 東京大学大学院新領域創成科学研究科修士論文(未刊行).
- [6] 野村 佳匡: 人体振動評価の実験に用いる振動発生装置, 騒音制御, vol.26(6), pp.398-403(2002).
- [7] 宮岡徹・間野忠明: 手指および手掌における振動感覚順応, The Japanese Journal of Psychonomic Science, vol.5(2), pp.63-69(1986).
- [8] 小西建斗, 萩原啓: 単調作業課題と認知判断課題における体感振動刺激の有用性, The Japanese Journal of Ergonomics, vol.50, pp.396-397(2014).
- [9] 高橋誠, 北島洋樹, 本城由美子: 精神的作業負担チェックリストの作成とそれによる眠気とリラックス状態の関係構造の検討, 労働科学 vol.72(3), pp.89-100(1996).
- [10] Hoshi Y, Kobayashi N, Tamura M: Interpretation of near-infrared spectroscopy signals: A study with a newly developed perfused rat brain model, J Appl Physiol, vol.90, pp.1657-1662(2001).
- [11] 志村孚城: 近赤外分光法による前頭前野計測 - 認

知症の早期発見とリハビリテーション方法の評価-, pp40, コロナ社(2009).

- [12] Matthews F, Pearlmutter BA, Ward, TE, et al.: Hemodynamics for brain-computer interfaces, IEEE Signal Processing Magazine, vol.25(1), pp.87-94 (2008).
- [13] H.Iwasaki, H.Hagiwara: Availability and future prospects of functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) in usability evaluation, Human Factor and Ergonomics. vol.27, pp.6368-6377(2012).
- [14] 福田正人: 精神疾患と NIRS 光トポグラフィー検査による脳機能イメージング, pp52, 中山書店(2009).
- [15] 萩原啓, 荒木和典, 道盛章弘, 斉藤正己: 覚醒度の定量的評価方法とその応用に関する研究, 精神神経学雑誌, vol.99(1), pp.23-24(1997).
- [16] 丹治順: アクション, pp. 99-103, 医学書院(2011).
- [17] Yuka Satou, Tatsuya Ishitake, Hideo Ando, Kaori Nagatomi, Michiko Hoshiko, Yoshiyasu Tsuji, Hideki Tamaki, Akira Shigemoto, Midori Kusano, Mihoko Mori, Kunio Hara: Effect of Short-term Exposure to Whole Body Vibration in Humans: Relationship between Wakefulness Level and Vibration Frequencies, Kurume Medical Journal 56, pp.17-23(2009).
- [18] Zengyong Li, Ming Zhang, Xiaoyin Zhang, Shixun Dai, Xingxin Yu, Yan Wang: Assessment of cerebral oxygenation during prolonged simulated driving using near infrared spectroscopy: its implications for fatigue development, European Journal of Applied Physiology, vol.107, Issue 3, pp.281-287(2009).

著者紹介

小西 建斗 (学生会員)



1991年12月4日生。2014年3月立命館大学情報理工学部知能情報学科卒業。同年4月立命館大学大学院情報理工学研究科人間情報科学コース入学。現在に至る。主にNIRS,心電図,脳波,体感振動刺激の研究に従事。モバイル学会,日本人間工学会関西支部の会員。

萩原 啓 (正会員)



1953年5月25日生。1977年大阪大学基礎工学部生物工学科卒業。同年松下電工株式会社入社。電器 R&D センター健康科学研究所主幹研究員を経て2003年立命館大学へ。現在,立命館大学情報理工学部知能情報学科教授。博士(医学)。生体情報計測評価技術,特に睡眠・覚醒・生体リズムの研究に従事。モバイル学会,日本生体医工学会,ヒューマンインタフェース学会,日本人間工学会の会員。