

ウェアラブル NIRS を用いた鉄道運転中の脳活動計測と評価

相原 啓人^{*1}, 清水 涼^{*2}, 高仲 隆太郎^{*3}, 綱島 均^{*4}

Measurement and evaluation of brain activity for train drivers using wearable NIRS

Keito AIBARA^{*1}, Ryo SHIMIZU^{*2}, Ryutaro TAKANAKA^{*3} and Hitoshi TSUNASHIMA^{*4}^{*1} Graduate School of Nihon University

1-2-1 Izumi-cho, Narashino-shi, Chiba 275-8575, Japan

^{*2,*3,*4} Nihon University

1-2-1 Izumi-cho, Narashino-shi, Chiba 275-8575, Japan

Received: 6 March 2018; Revised: 5 October 2018; Accepted: 1 February 2019

Abstract

Human errors of train drivers may cause serious damage. Therefore, research on human error prevention has been conducted by many researchers. In this context, brain activity measurement of train drivers using Near-infrared Spectroscopy (NIRS) has been conducted to monitor the condition of train drivers. In this study, we developed a compact wireless wearable NIRS that can be used in natural environments. The wearable NIRS has been used to measure train drivers brain function using a train driving simulator. Experimental results showed that brain activity of DLPFC increased when the driver made braking operation. The experiment for train driving with an accidental event was carried out to evaluate the relation between driver's attention and the brain activity. As a result, there was a difference in brain activity between with and without prior notice. Results showed that the increased attention of the train driver can be appeared in NIRS signal from the outer part of prefrontal cortex.

Keywords : Railway, Train driver, Human error, NIRS, Condition monitoring**1. 緒 言**

鉄道運転時のヒューマンエラーによる事故の件数は少ないものの事故があった場合に大きな被害が発生する。とくに鉄道運転士におけるヒューマンエラーは眠気、疲労、焦りなどを感じた際に通常とは異なる状態で運転を行い信号冒進や速度超過をしてしまう可能性がある。そのため異常運転をしてしまった際に自動列車停止装置 (ATS: Automatic Train Stop) などの保安装置を用いて事故を防いでいる。しかし、これらの保安装置を用いても必ずしも事故を防ぎきれないわけではない。そのため鉄道運転士の段階で異常を検知し事故のリスクの顕在化を防ぐ必要があると考えられる。

そこで運転士の心身の状態を生理量や運転操作から推定し、運転支援に活用する研究が行われている(長谷川他, 2007), (丸茂他, 2009)。特に脳活動計測を用いたものに注目すると秋保らは、128 チャンネルの高密度脳波計を使用して、鉄道運転シミュレータを運転中の脳活動計測を行っている(秋保他, 2017)。しかし、実環境への適用には多くの問題があると考えられる。一方、近赤外分光法 (NIRS: Near Infrared - spectroscopy) を用い、運転中の認知判断を行っている重要な脳の部位である前頭前野の計測をし、脳活動の特徴を分析する研究が行われている(小島他, 2007)。

No.18-00116 [DOI:10.1299/transjsme.18-00116], J-STAGE Advance Publication date : 8 February, 2019

本論文は、第26回交通・物流部門大会 (TRANSLOG2017) の掲載内容に基づいた論文である。

^{*1} 学生員, 日本大学大学院 生産工学研究科 (〒275-8575 千葉県習志野市泉町 1-2-1)^{*2} 日本大学 生産工学部^{*3} 学生員, 日本大学 生産工学部^{*4} フェロー, 日本大学 生産工学部

E-mail of corresponding author: tsunashima.hitoshi@nihon-u.ac.jp

従来型の NIRS には計測のためのケーブルや頭部に装着するプローブの重量の面から、実環境における鉄道運転士の脳活動計測に問題があった。最近、軽量で完全ワイヤレス型のウェアラブル NIRS が開発され、自動車のドライバの脳機能計測などに応用されている(門井他, 2017)。ウェアラブル NIRS を用いた研究として、須藤らは認知記憶課題や暗算課題などの実験課題とウェアラブル NIRS を連動させ、容易に計測から解析まで行えるシステムの開発を行い、ウェアラブル NIRS を用いた脳機能計測の有効性を確認している(須藤他, 2017)。そのため、ウェアラブル NIRS の鉄道運転士の脳活動計測への応用も可能であると考えられる。

ウェアラブル NIRS は、実験参加者への負担が少なく常時計測が可能であり、実環境での計測に適している。しかし、チャンネル数が少なく脳機能画像が構成できないため、賦活部位の同定は困難である。一方、先行研究でも使用されたチャンネル数が多いマルチチャンネル NIRS は、実験参加者への負担が大きく自然な状態での計測には問題が多い。本研究では、脳機能画像により賦活部位が同定可能であり、実験参加者への負担がより少ない、マルチチャンネル NIRS (スペクトラテック, OEG-16) を用いて脳活動計測を行い、賦活部位の同定を行う。次に、ウェアラブル NIRS (アステム, Hb131-S) を用いて脳活動計測を行い、賦活部位を含むチャンネルの信号から脳活動の計測が行えるか検討する。

2. NIRS の原理

近赤外分光装置は「生体の窓」と呼ばれる生体透過性が高い近赤外領域の光 (700-900nm) を用いてヘモグロビンの濃度変化を計測する手法である(Jöbsis, 1977)。神経活動が生じた際に局所的に血流量が増加し血中のヘモグロビン濃度が変化する。また近赤外光の透過光、拡散光の減衰量から酸素化ヘモグロビン(oxy-Hb)、脱酸素化ヘモグロビン(deoxy-Hb)の濃度変化を計測することが可能である。oxy-Hb, deoxy-Hb それぞれ吸光スペクトルが異なることから、透過光量に基づきそれぞれのヘモグロビンの濃度変化を求めることができる。

脳活動計測においては、頭表に配置した送光ファイバから近赤外光を照射し、頭皮、頭蓋骨、髄液で吸収・拡散されながら脳表に達し、再び頭表まで戻ってきた透過光量が受光ファイバによって計測される。この透過光量に基づいて、脳表のヘモグロビンの濃度変化を算出することができる。脳活動による局所的な脳内酸素消費は 5%程度であるのに対し、それに伴って供給される局所脳内血流の増加は 30-50%と消費に対して大きく上回る。そのため、脳活動が発生した領域では、典型的に oxy-Hb の増加と deoxy-Hb の減少を示す(小川, 上野, 2007)。神経活動に伴い活動神経近傍の領域では oxy-Hb が増加することが知られており(酒谷, 2012)、oxy-Hb の変化量に注目することにより、脳の活動状態を知ることが可能である。NIRS においては、oxy-Hb が脳の賦活を最も反映するパラメータであるとされている(福田, 2003)。本研究においても oxy-Hb の変化量を主たる評価基準として脳活動の分析を行う。

また、NIRS には空間分解分光法(SRS: Spatial resolved spectroscopy)という計測方法がある。SRS は受光部を 2 つ設けて、光路長が異なる 2 つの条件を計測することにより酸素飽和度を計測する方法である(斎藤, 市来寄, 2004)。本研究で使用するウェアラブル NIRS (Hb131-S) は SRS を用いているため酸素飽和度も計測することが可能になっている。酸素飽和度は、oxy-Hb との相関が高く、皮膚血流の影響を受けにくい指標として有効であるが、oxy-Hb と比較して感度がやや低く、現時点では主たる評価指標として、脳活動評価に用いられている例が少ない(志村, 2006)。そこで、deoxy-Hb, 酸素飽和度については、アーチファクトの有無を判別するための補助的な指標として使用する。

3. 実験方法

3-1 実験装置

本実験では鉄道を運転する際の脳活動計測を行うために、マルチチャンネル NIRS (OEG-16, スペクトラテック, 16ch, サンプリング周期 0.66 秒) ウェアラブル NIRS (Hb131-S, アステム, 4ch, サンプリング周期 0.5 秒) を用いて脳活動計測を行った。マルチチャンネル NIRS は鼻根から一番下列のチャンネルが 40mm になるよう装着を行い(柳沢他, 2009)、ウェアラブル NIRS の 1ch がマルチチャンネル NIRS の 13ch 近傍に対応するように装着した。図 1 に計測装置である OEG-16 と Hb131-S の計測チャンネルを示す。

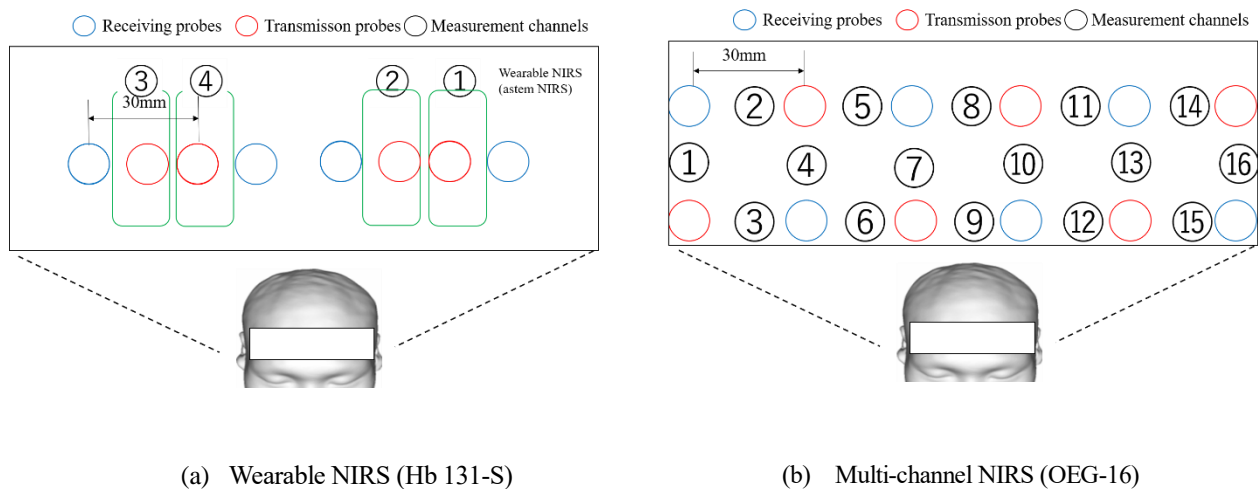


Fig.1 Channel placement of NIRS (Hb131-S and OEG16) used in this study.

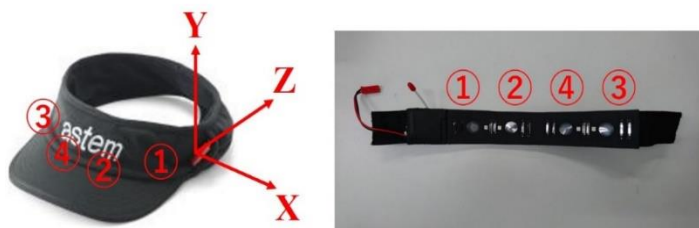


Fig. 2 Wearable NIRS: Hb131-S. The device can measure NIRS signals from four parts of prefrontal cortex. The number indicates channels. Accelerometers for X, Y and Z direction are equipped for measuring head movement.



Fig. 3 Experimental set-up using train simulator. Participants join the driving experiment with wearable NIRS.

また図 2 に計測装置である Hb131-S を示す. Hb131-S は完全ワイヤレスかつ軽量であり, 鉄道運転などの作業を阻害することなく計測が可能である. また Hb131-S は一般的な NIRS で計測が行える oxy-Hb, deoxy-Hb の他に酸素飽和度の計測も可能である.

また鉄道の運転を模擬する環境として, 鉄道運転シミュレータを用いて鉄道運転士の脳活動計測を行った(長谷川他, 2007). 鉄道運転シミュレータは走行位置, 速度, 加速度, マスコンハンドルのノッチの位置の運転記録がされている. 図 3 に実験風景を示す.

3・2 定位置停止課題

先行研究(小島他, 2007)において, 停止を目的とした減速操作を行っている区間(以下, 減速区間と記載する)で, 前頭前野背外側において oxy-Hb の増加が確認されている. しかし, マルチチャンネル NIRS (OMM-3000, 42ch) を使用した計測では, 実験参加者への負担が大きく, 長時間の実験を行うことが困難である. そこで, 実験参加者への負担が小さく, より自然な計測が可能なるマルチチャンネル NIRS (OEG-16, 16ch) における計測を行い, 賦活部位の同定を行う. 次に, さらに小型で実環境においても常時使用可能なウェアラブル NIRS を用いた計測可能性の検討を行った.

定位置停止課題では, インフォームドコンセントを行った健康な自動車運転の経験のある 20 代の男性 9 名を実験参加者とし, 鉄道運転シミュレータの操作時の脳活動計測を行った. 定位置停止課題においては, ウェアラ

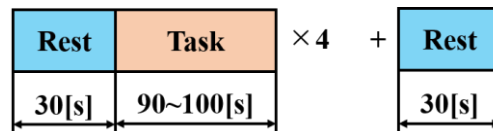


Fig.4 Experimental design for train driving in normal condition. Participants drive train with speed limits and stop at the required position of the station.

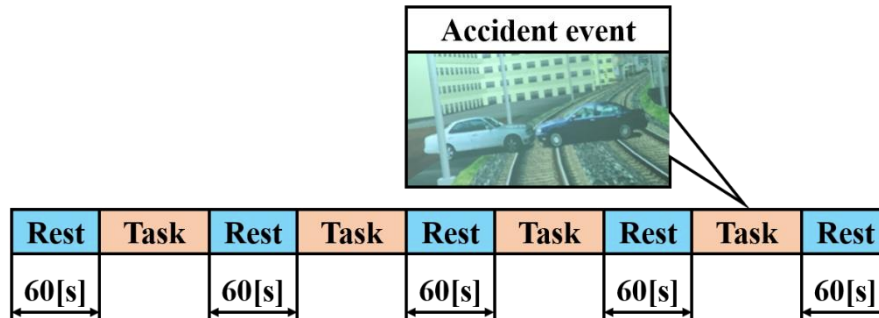


Fig. 5 Experimental design for train driving with an accidental event.

Obstacles will be appeared on the track with or without prior notice.

ブル NIRS Hb131-S の他に、マルチチャンネル型の NIRS である OEG-16(16ch)を用いて前頭前野全体の計測を行った。マルチチャンネル NIRS と比較を行うことで、ウェアラブル NIRS を使用して鉄道運転士の脳活動計測が行えるか検討した。本稿では特にチャンネル位置が同一である、ウェアラブル NIRS の 1ch とマルチチャンネルの 13ch に着目した。

定位置停止課題における実験デザインを図 4 に示す。定位置停止課題ではレスト時に閉眼安静を 30 秒間行い、タスク時は約 940m のある 1 駅区間における発車から定位置停止までを制限速度に従って加減速のみの運転をするように教示した。レストとタスクを 1 試行として計 4 試行を行った。また実験は 2 日間に分けてそれぞれの装置を用いて行った。

3・3 線路支障物課題

秋保らは、128 チャンネルの高密度脳波計を使用して、鉄道運転シミュレータにおいて、線路に支障物を出現させ運転士の脳活動を評価している(秋保他, 2017)。本研究においても同様にして、線路に支障物を出現させ、脳血流から運転中の脳活動を評価できるかを検討する。特に、運転中に外部環境情報を適切に処理し、異常時に適切な運転行動がとれる状態(以下、注意状態と記載する)かどうかを評価する。一般的に、漫然と運転している場合と外的環境に適切に注意を向けている状態では、前者の方が、脳活動が低い傾向にあると考えられる。

線路支障課題では、インフォームドコンセントを行った健康な自動車運転の経験のある 20 代の男性 11 名を実験参加者とし、線路上に車を支障物として出現させる事故イベントを設けて注意状態の計測をウェアラブル NIRS で可能かの検討を行った。実験デザインを図 5 に示す。支障物発見時に、速やかに非常ブレーキを作用させなければ安全に停車できない位置に支障物を出現させた。また支障物の出現を知らせずに行う実験と支障物の出現を知らせて行う実験を各実験参加者で 1 回ずつ行った。

支障物の予告なしの実験では、定位置停止課題と同様の実験デザインで 3 試行目まで実験を行い、4 試行目において支障物を出現させた。次に、支障物の出現を予告した実験を行った。支障物の予告をした実験では、1 から 4 試行のうちのどこかで支障物が出現することを予告した。またタスク中に支障物が出現したら速やかに停止するように教示した。線路支障物課題のタスクにおいては走行距離が約 1400m の駅間を選定し、レストは 60 秒として実験を行った。

4. 実験結果と評価

4・1 NIRS 信号の解析方法

NIRS 信号には呼吸や心拍などといった生体信号の揺らぎが含まれていることや長時間の計測においては実験全体のトレンド含まれることがある。そのため、離散ウェーブレット変換を用いた多重解像度解析(柳澤他, 2009)を行い、実験デザインに対応した脳活動成分のみを抽出する信号処理を行う。

ウェーブレット変換は、マザーウェーブレットと呼ばれる小さな波 $\psi(t)$ を平行移動、伸縮させて解析したい波形 $S(t)$ の局所的な様子を表し、これをもとに解析していく方法である。離散ウェーブレット変換は次式で表現できる。

$$D_{m,n} = \int_{-\infty}^{\infty} S(t)\psi_{m,n}(t)dt \quad (1)$$

離散ウェーブレット解析の2進格子配置は、正規直交となるように選ばれ、原信号の完全な再生が冗長なしに可能になる。多重解像度解析(MRA: multi-resolution analysis)は離散ウェーブレット変換を用いて信号を階層構造に分解するものである。対象の波形 $S(t)$ をいくつかの近似成分(低周波成分)と詳細成分(高周波成分)に分解するものである。レベル j における信号の詳細成分は、

$$d_m(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} D_{m,n}\psi_{m,n}(t) \quad (2)$$

となり原信号は以下の式で表せられる。

$$S(t) = a_j(t) + \sum_{m=-x}^j d_m(t) \quad (3)$$

ここで、 d_m は詳細成分、 a_j は近似成分である。マザーウェーブレット $\psi(t)$ はコンパクトサポートであり正規直交基底となる Daubechies のウェーブレットを用いる。このウェーブレットは、生成指数 N によって形状が変化する特徴がある。柳澤は、生成指数と NIRS 信号の再構成結果について評価を行っており、 $N=7$ 以上であれば十分な再構成結果が得られることを示している(柳澤, 2012)。本解析においては、 $N=7$ とした。本研究で行った解析の一例を図6に示す。

また NIRS 信号は計測開始時を基準とした oxy-Hb と deoxy-Hb の相対変化量の計測を行えるが、相対変化量では実験参加者間の比較、統計処理が難しいといったことがあげられる。そのため多重解像度解析を行った oxy-Hb および deoxy-Hb それぞれのデータを、平均値が0、標準偏差を1になるように次式により標準得点化を行った。

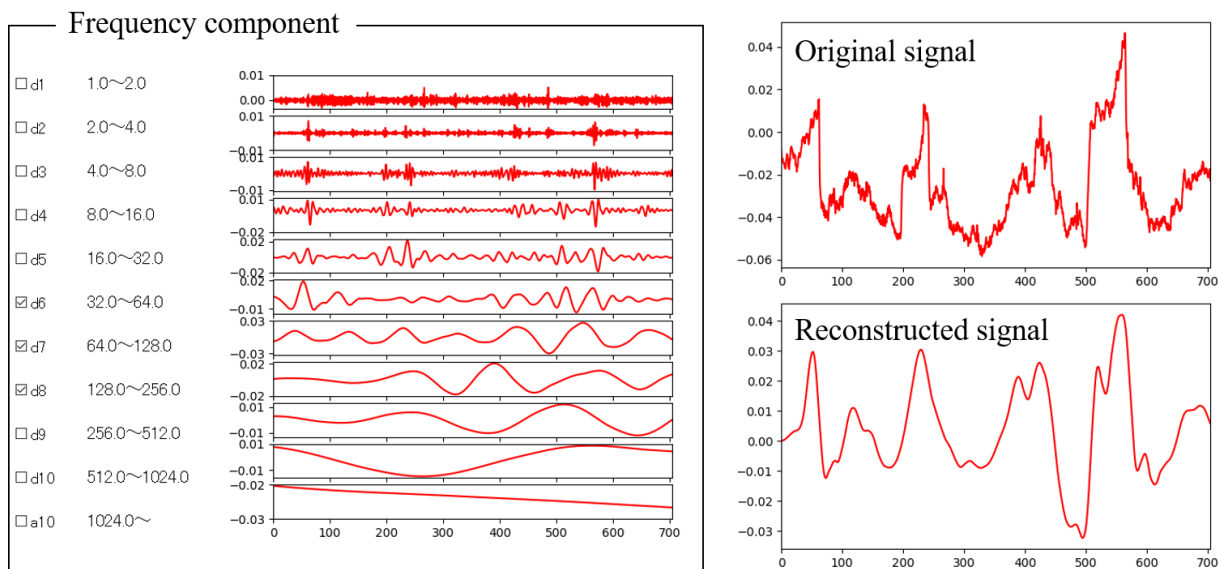


Fig. 6 Original signal and reconstructed signal using discrete wavelet transform. Detail components d6, d7 and d8 are used for the signal reconstruction.

$$Z = \frac{X - \mu}{\sigma} \tag{4}$$

ここで X は oxy-Hb あるいは deoxy-Hb の再構成後の信号、 μ, σ はそれらの平均と標準偏差である。

実験の性質上、実験参加者によって運転から開始停止までの時間が異なるため、各実験参加者における NIRS 信号を線形補間によるリサンプリングを行い、時系列データを距離データに変換し、運転シミュレータから得られるデータと直接比較できるようにした。さらに、各実験参加者の距離データに変換した NIRS 信号を加算平均して統計処理を行った。

4・2 定位置停止課題

各実験参加者 9 名のマルチチャンネル NIRS の計測データに対して、多重解像度解析を行い標準得点化し、時系列データから距離データに変換し 1 試行ずつの加算平均($n=9$)を行った結果を図 7 に示す。図 7(a)に速度とノッチデータ、図 7(b)に oxy-Hb と deoxy-Hb の結果を示す。図 7(a)からノッチの値が負の値になった時が停止を目的とした減速開始点とすると、図 7(b)から減速を開始後に oxy-Hb 信号が上昇する傾向が確認できた。

またチャンネル数が減少しているウェアラブル NIRS において着目すべき部位を特定するために、実験の最初の閉眼安静時、運転開示から加速終了時までの加速操作時と減速開始位置から停止位置までの減速操作時の脳機能画像をそれぞれ作成し評価を行った。図 8(a)に閉眼安静時の脳機能画像、図 8(b)に加速操作時の脳機能画像、図 8(c)に減速操作時の脳機能画像を示す。

図 8 の脳機能画像から、安静時には脳の大きな変動がないことがわかる。また運転時には加速操作のみと単調であり oxy-Hb が減少傾向にある。特に減速操作時には停止操作が複雑であり、操作を習得するために、両外側部が賦活したと考えられる。浅賀らの先行研究から操作の学習をする際には前頭前野の両外側部での賦活、中央部での賦活は見られないことが確認されている(浅賀他, 2016)。また小島らの大型のマルチチャンネル NIRS を用いた運転士の先行研究においても両外側部での賦活が確認されている(小島他, 2007)。そのため、本研究においても同様の傾向を示したことから、運転士の脳活動計測が NIRS で行えることを確認した。

本研究で使用したマルチチャンネル NIRS において、両外側部での脳の賦活が確認されたため、ウェアラブル NIRS においても両外側部に着目して、各実験参加者の NIRS 信号の解析を行った。ウェアラブル NIRS にお

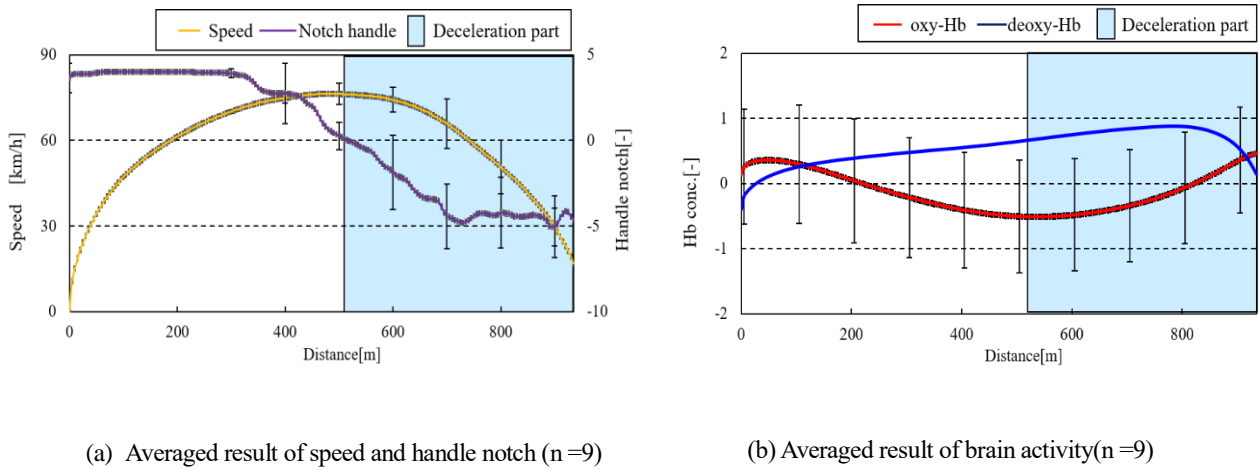


Fig. 7 Results of experiment for train driving in normal condition using OEG16. It can be seen that the brain activity increases with braking operation.

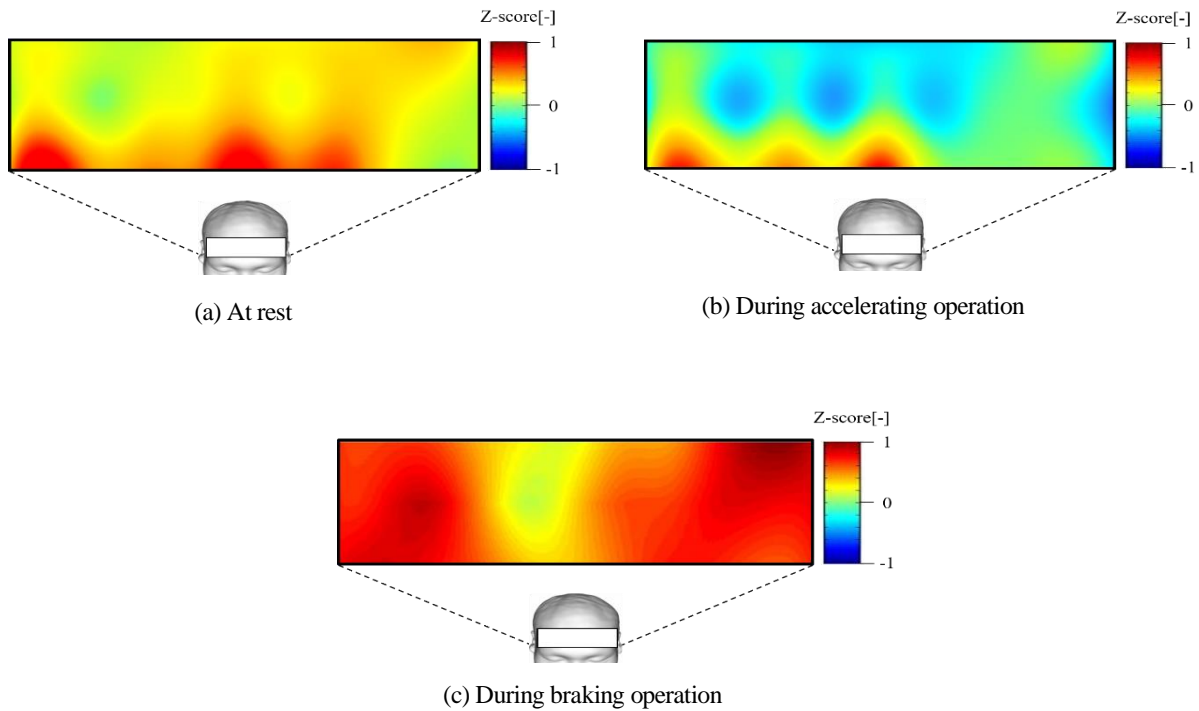


Fig. 8 Results of functional brain imaging. The lower picture indicates the functional brain imaging during braking operation. It shows that outer portions of prefrontal cortex are activated.

る左外側部(1ch)のマルチチャンネル NIRS と同様の解析をし、その結果を図 9 に示す。距離ごとの速度とノッチデータの加算平均(n=9)の結果を図 9(a)に示す。距離ごとの左外側部における oxy-Hb、deoxy-Hb 信号と酸素飽和度の加算平均(n=9)の結果を図 9(b)に示す。

図 9(a)において、ノッチの値が負となり減速し始めている位置を減速開始位置とした。図 9(b)より、減速開始位置から停車までの間に oxy-Hb と酸素飽和度が増加する傾向が確認できた。また、右外側部でも上記の傾向が確認できた。そのためウェアラブル NIRS を用いた鉄道運転士の脳活動計測が良好に行えることを確認した。

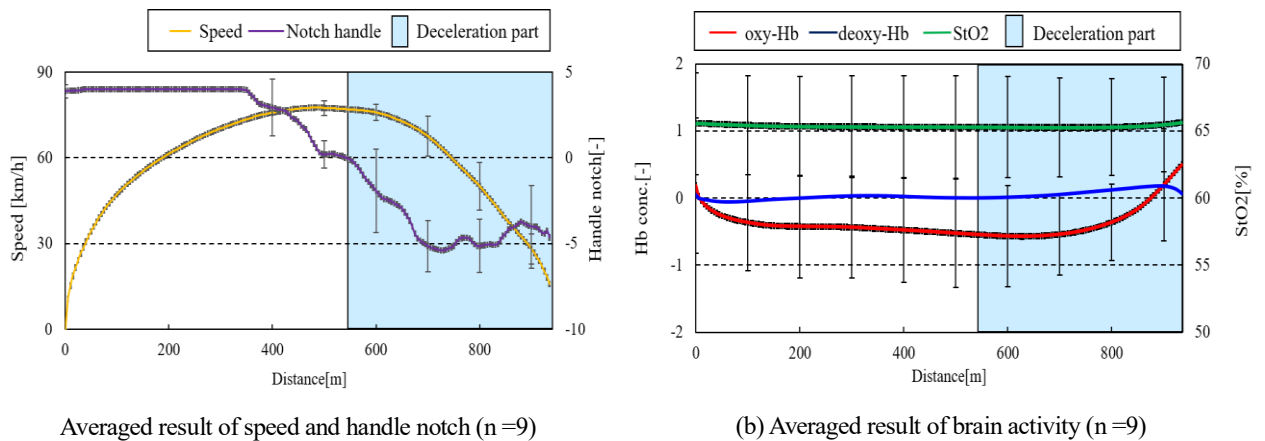


Fig. 9 Results of experiment for train driving in normal condition using wearable NIRS: Hb131-S, Ch. 1(left outer portion). It can be seen again that the outer part of brain activity increases with braking operation.

4・3 線路支障物課題

定位置停止課題時と同様に、実験参加者 11 名のウェアラブル NIRS の計測データに対して、多重解像度解析、標準得点化を行い、1 試行ずつの加算平均 (n=11) を行った。線路支障物の予告の有無にかかわらず同様の解析を行った。本稿では注意時に賦活するとされている外側部において解析を行った。

予告せずに支障物の出現をさせた試行におけるノッチ、車両速度と線路支障物位置を図 10(a) に示す。この時の NIRS 信号(1ch)を図 10(b)に示す。全実験参加者において予告せずに車を出現させた際に、速やかに減速操作を開始できなかったため線路支障物との衝突が発生した。そのなかでも、最も線路支障物に対して近くに停止した実験参加者を基準(965m 地点)として加算平均を行った。

その結果、通常の走行をしている際は、運転操作が少なく集中力が低下したため oxy-Hb、酸素飽和度ともに大きく減少したと考えられる。また、支障物を発見し大きく減速する際に oxy-Hb、酸素飽和度が増加する傾向が確認できた。この傾向は線路に支障物を発見してから対応するために脳活動レベルが上昇したと考えられる。

次に、予告をして支障物の出現をさせた試行における各実験参加者の加算平均したノッチと車両速度を図 11(a) に示す。この時の加算平均した NIRS 信号(1ch)を図 11(b)に示す。また予告した実験と同様に、最も手前で停止した実験参加者を基準(865m)に解析を行った。支障物との衝突をしなかったため線路支障物の出現に対して注意を向けていたと考えられる。また図 11(b)の脳活動計測の結果から、加速時に oxy-Hb と酸素飽和度は減少する傾向を示したものの図 10(b)の予告があった際と比較すると oxy-Hb の変動は小さくなった。酒井らの先行研究において、注意レベルが高いと oxy-Hb の値が大きくなる傾向を確認している(酒井浩, 加藤寿宏, 2006)。そのため、線路支障物課題時に、より注意を払った状態で運転していると考えられる。また酸素飽和度と oxy-Hb に高い相関が確認できたことから、アーチファクトの影響を受けずに良好な計測が行えていると考えられる。

支障物の予告をせずに行った試行は、全実験参加者においても支障物を発見した際に安全に停止することができなかった。これに対して、支障物の予告をして行った試行では、全実験参加者において支障物の直前で停止することができた。その際の oxy-Hb は、予告せずに行った試行より高く、運転操作以外に支障物の出現に対して常に注意を働かせていたものと考えられる。全ての実験参加者において同様の傾向が確認できたため、ウェアラブル NIRS を用いて鉄道運転士の注意状態の評価が行える可能性を示した。

5. 結 言

本研究ではウェアラブル NIRS を用いた鉄道運転士の脳活動モニタリングを最終目的として、ウェアラブル NIRS を用いた鉄道運転士の脳活動計測が行えるかの検討と注意状態の評価が行えるかの検討を行った。

まず、一般的な定位置停止課題を行い、マルチチャンネル NIRS とウェアラブル NIRS の比較検討を行った。その結果、いずれの NIRS 装置においても減速操作で oxy-Hb が上昇し、先行研究と同様の結果を確認した。ま

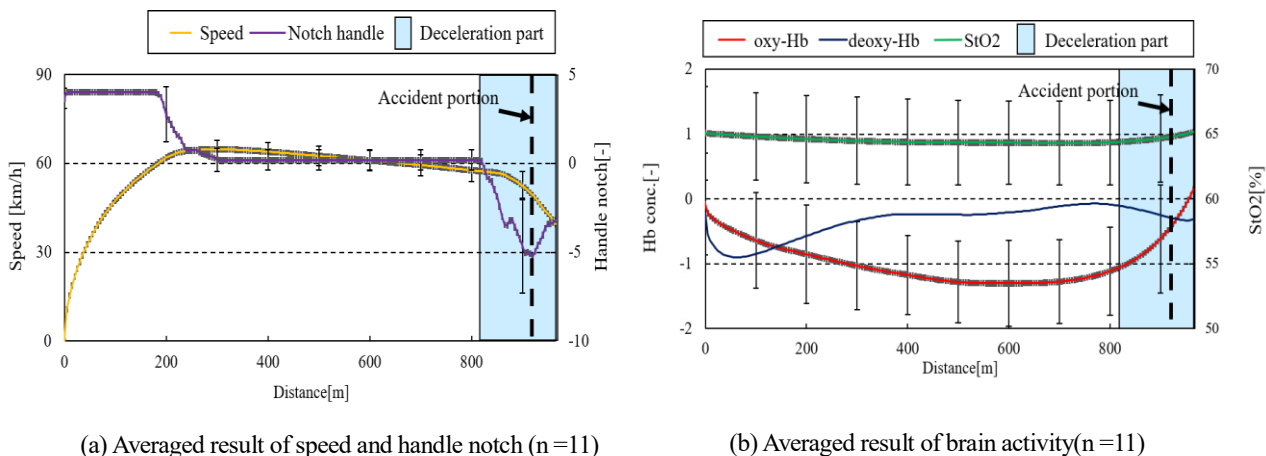


Fig. 10 Results of experiment for train driving without an accident using wearable NIRS: Hb131-S, Ch. 1(left outer portion with prior notice).It can be seen that brain activity was not high enough to stop the train safely if the train driver drives the train without enough attention.

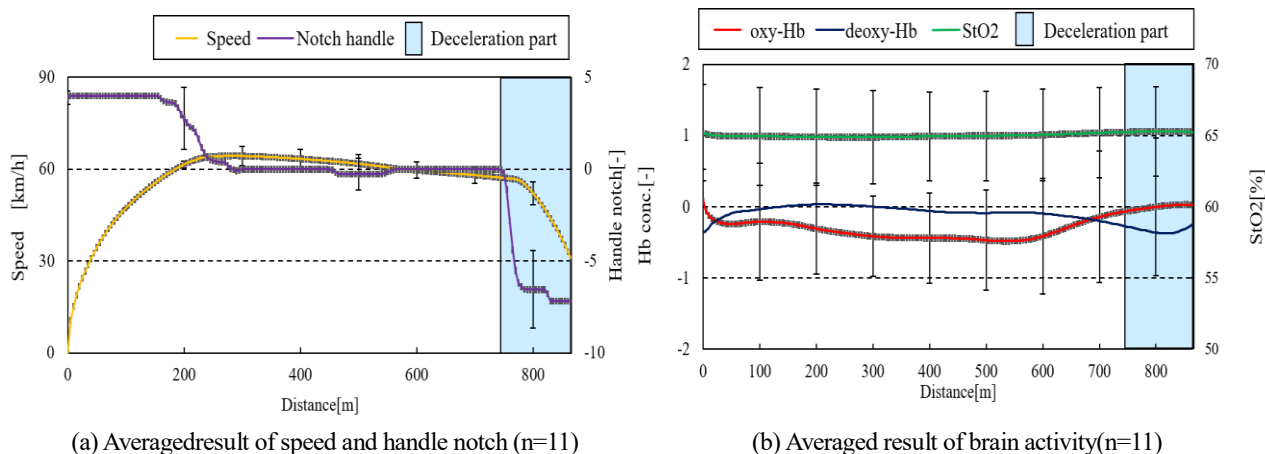


Fig. 11 Results of experiment for train driving with an accident using wearable NIRS: Hb131-S, Ch. 1(left outer portion with prior notice). It can be seen that brain activity was high enough to stop the train safely.

たウェアラブル NIRS においては酸素飽和度の上昇も確認できたため、ウェアラブル NIRS を用いた鉄道運転士の脳活動計測が可能であることを確認した。

次に、ウェアラブル NIRS を用いて線路支障物課題を行い、支障物の予告をせずに行った場合と予告をした場合の条件下で脳活動計測を行い、注意状態の評価が行えるか検討した。その結果、支障物の予告をせずに行った場合では、支障物を発見する前の oxy-Hb が低いレベルにあること、また、予告をした場合においては、予告をせずに行った場合より oxy-Hb が高いレベルにあることから、ウェアラブル NIRS を用いて運転士の注意レベルを脳活動からモニタリングできる可能性を示した。

今後は、ウェアラブル NIRS を用いた鉄道運転士の脳活動計測が、実車環境下においても行えるか検討を行う。

謝 辞

本論文を執筆するにあたり、実験にご協力頂いた里園萌夏氏(日本大学)、巻島紗妃氏(日本大学)に感謝します。

文 献

- 秋保直弘, 中川千鶴, 吉江幸子, 小島崇, 池畑政輝, 鈴木綾子, 牛場潤一, 機械学習を用いた脳波による鉄道運転作業中の心理的動揺推定の検討, ヒューマンインターフェースシンポジウム 2017 論文集 (2017), pp. 255-258.
- 浅賀裕介, 綿貫 啓一, 身体知獲得過程における動作の再現性と脳賦活反応との関係, 日本機械学会論文集, Vol.82, No.842(2016), DOI:10.1299/transjsme.16-00150.
- 福田正人, 精神疾患の診断・治療のための臨床検査としての NIRS 測定, MEDIX, Vol.39 (2003), pp. 4-10.
- 長谷川靖, 綱島均, 丸茂喜高, 小島崇, 機能的近赤外分光(fNIRS)装置を用いた列車運転時の高次脳機能計測(習熟による脳活動の変化について), 第 14 回鉄道技術連合シンポジウム論文集 (2007), pp.409-412.
- Jöbsis, F. F., Non-invasive infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters, Science, Vol.198, No.4323 (1977), pp.1264-1267.
- 門井健介, 江口義明, 長野剛平, 柳澤一機, 綱島均, ウェアラブル NIRS を用いたドライバの覚醒度低下検出に関する研究 日本大学生産工学部第 50 回学術講演会講演概要 (2017), pp.671-672.
- 小島崇, 綱島均, 伊藤聡美, 塩沢友規, 機能的近赤外分光(fNIRS)装置を用いた列車運転時の高次脳機能計測, 日本人間工学会, Vol.43, No.4 (2007), pp. 193-199.
- 丸茂喜高, 綱島均, 山崎大生, 飯塚泰行, 小島崇, 列車運転士のブレーキ操作解析による異常状態の検知, 日本大学生産工学部研究報告 A, Vol.42, No.1 (2009), pp. 1-7.
- 小川誠二, 上野照剛, 非侵襲・可視化技術ハンドブック, エヌ・ティー・エス (2007), pp.291-330.
- 斎藤良一, 市来寄潔, 近赤外分光法による非侵襲的脳酸素代謝モニタリング, 慶応医学, Vol.81, No.2 (2004), pp.109-115.
- 酒井浩, 加藤寿宏, 注意制御課題実施時の前頭前野領域における血中ヘモグロビン濃度の変化-仮名拾いテストを用いた検討-, 京都大学医学部保健学科紀要, Vol.3(2006), pp. 1-15.
- 酒谷薫, NIRS-基礎と臨床-, 新興医学出版社, (2012), pp. 1-34.
- 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—, コロナ社 (2009).
- 須藤健, 柳澤一機, 綱島均, ウェアラブル NIRS を用いた脳活動計測システムの開発, 日本大学生産工学部第 50 回学術講演会講演概要 (2017), pp.1035-1036.
- 柳澤一機, 綱島均, 丸茂喜高, 広瀬悟, 清水俊行, 泰羅雅登, 土師知己, 機能的近赤外線分光法装置(fNIRS)を用いた高次脳機能計測と評価, ヒューマンインターフェース学会論文誌, Vol.11, No.2(2009).
- 柳澤一機, 綱島均, 丸茂喜高, 伊藤誠, 稲垣敏之 NIRS を用いた自動車運転時の脳機能計測(運転支援システムによるドライバの負担軽減の評価), ヒューマンインターフェース学会論文誌, Vol.14, No.2(2012), pp. 99-108.

References

- Akiho, N., Nakagawa, T., Yoshie, S., Kojima, T., Ikehata, M., Suzuki, A. and Ushiba, J., Experimental study on the application of the machine learning method to EEG signal when a train driver becomes unsettled in driving, Human Interface Society 2017 (2017), pp. 255-258(in Japanese).
- Asaka, Y. and Watanuki, K., The relationship between brain activity and accuracy of replicating actions in the process of embodied knowledge acquisition, Transactions of the JSME (in Japanese), Vol.82, No.842(2016), DOI:10.1299/transjsme.16-00150.
- Fukuda, M., Near-infrared spectroscopy as a clinically available laboratory test for diagnosis and treatment of psychiatric disorders, MEDIX, Vol.39 (2003), pp. 4-10 (in Japanese).

- Hasegawa, Y., Tsunashima, H., Marumo, Y. and Kojima, T., Measurement of higher brain function of train driver by using functional near-infrared imaging, J-RAIL2007 (2007), pp. 409-412(in Japanese).
- Jöbsis, F. F., Non-invasive infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters, Science, Vol.198, No.4323 (1977), pp. 1264-1267.
- Kadoi, K., Eguchi, Y., Nagano, K., Yanagisawa, K. and Tsunashima, H., Development of brain activity measurement system using wearable NIRS, Proceedings of the 50th Symposium at College of Industrial Technology, Nihon University (2017), pp. 671-672(in Japanese).
- Kojima, T., Tsunashima, H., Itho, S. and Shiozawa, T., Measurement of brain function of train driver using functional near-infrared spectroscopy (fNIRS), The Japanese Journal of Ergonomics, Vol.43, No.4(2007), pp. 193-199.
- Marumo, Y., Tsunashima, H., Yamazaki, H., Iizuka, Y. and Kojima, T., Detecting unusual driving of train driver by analyzing braking behavior, Journal of The College of Industrial Technology, Nihon University, Vol.42, No.1 (2009), pp. 1-7 (in Japanese).
- Ogawa, S. and Ueno, T., Noninvasive and Visualizing Technology Handbook, NTS (2007), pp. 291-330 (in Japanese).
- Saito, R. and Ichikizaki, K., Noninvasive cerebral oxygen metabolism monitoring by near infrared spectroscopy, Journal of the Keio Medical Society, Vol.81, No.2 (2004), pp. 109-115 (in Japanese).
- Sakai, H., Kato, T., A change of the blood hemoglobin density in a prefrontal area at the time of attention control task enforcement, Departmental Bulletin Paper of the Kyoto University, Vol.3(2006), pp. 1-15 (in Japanese).
- Sakatani, K., NIRS: Basic and Clinical Application, SHINKOH IGAKU SHUPPAN, (2012), pp.1-34 (in Japanese).
- Shison, T., Prefrontal lobe measurement using near infrared spectroscopy -evaluation of early detection methods and rehabilitation methods of dementia-, Corona Publishing (2009) (in Japanese).
- Sudo, T., Yanagisawa, K. and Tsunashima, H., Development of brain activity measurement system using wearable NIRS, Proceedings of the 50th Symposium at College of Industrial Technology, Nihon University (2017), pp. 1035-1036 (in Japanese).
- Yanagisawa, K., Tsunashima, H., Marumo, Y., Hirose, S., Shimizu, T., Taira, M. and Doshi, T., Measurement and evaluation of higher brain function using functional near-infrared spectroscopy (fNIRS), Human Interface Society, Vol.11, No.2 (2009).
- Yanagisawa, K., Tsunashima, H., Marumo, Y., Itou, M. and Inagaki, T., Measurement of driver's brain function by using NIRS (Evaluation of reduction in driver's workload by driving assistance system), Human Interface Society, Vol.14, No.2 (2012), pp. 99-108 (in Japanese).