

原 著

Near-infrared spectroscopy (NIRS) を用いた Brain-Machine Interface (BMI) システムにおけるセンサ装着位置の検討

小野 哲治¹⁾・伊藤 憲治²⁾・関本 荘太郎²⁾
角田 晃一²⁾

Study on the sensor attachment location in brain-machine interface (BMI) system using near-infrared spectroscopy (NIRS)

Tetsuji ONO¹⁾・Kenji ITOH²⁾・Sotaro SEKIMOTO²⁾
Koichi TSUNODA²⁾

要 旨

先行研究で、国際10-20法の F8、Fz、F7 における計測データの性差や左右差について詳細な解析を行ったものが少ないことから、本研究では、センサ装着位置を検討するため、F8、Fz、F7 の左右性指標に基づく緩変化値と脈波成分について、表計算ソフト (Microsoft Excel 2010) のデータ分析機能を用いて性差を含めた解析および比較を行い、開発を進めている BMI システムの応用性評価、計測データの統計処理方法、脳活動情報検出法の NIRS について検討した。

解析結果より、脳活動時の神経伝達・左右半球処理など、各種処理には性差がある可能性が示唆された。このことから、本研究で採用した統計処理方法は、簡単に解析を行うことができ、開発を進めている BMI システムの応用性評価、センサの位置決め、BMI への応用・導入につながる基礎的な統計処理方法として有意義であると考えられる。

今後、本研究で採用した解析方法だけではなく、多元配置分散分析を用いて交互作用など詳細な解析を行う必要があると考える。また、ECG、EEG、カプノメータなどを同時に使用した計測から、計測データの解析を行い、各種ノイズ解析および除去方法さらに脳内モード・ネットワークとのインターフェースについて、センサの位置決めや心拍変動パターンはじめ新たな生体情報の有効性などに関する検討を課題とする。

キーワード : Near-infrared spectroscopy (NIRS)、Brain-Machine Interface (BMI)、
緩変化値、脈波成分、左右性指標 (ラテラルリティ指標)

1. はじめに

人間の脳では、局所の活動量の変化に応じて当該部位に活動のエネルギー源となる酸素などを送る血液量に変化する。その際、酸素運搬の役目を担うのが、主

に赤血球に含まれるヘモグロビン(Hb)である。Hbは色素たんぱく質であり、酸素と結合した酸素化ヘモグロビン(Oxy-Hb)は鮮紅色、結合していた酸素を離れた脱酸素化ヘモグロビン(Deoxy-Hb)は暗赤色を呈する。この性質を利用し、頭皮から微弱な近赤外光を照

1) 群馬パース大学 臨床工学科 2) 東京医療センター 臨床研究センター

射し、散乱、反射などにより頭皮に伝搬した光を検出することでHbの濃度変化(波形変化)を計測する方法が光トポグラフィ Near-infrared spectroscopy (NIRS) である¹⁾。

NIRSの生体への応用は、1977年にデューク大学のJobsisが近赤外光を用いて人と猫の脳ならびに露出された犬の心臓における酸素化状態を非侵襲的に計測したのが始めとされており、以降、生体組織の血流・酸素代謝モニタ法としての研究や開発、神経活動に連動した脳血流変化に伴うHb濃度変化をとらえることができるという報告がされてきた¹⁾。

Brain-machine interface (BMI) を構築するための非侵襲的な脳活動計測には、磁気共鳴機能画像法 (fMRI: functional magnetic resonance imaging)、陽電子放出断層撮影 (PET: positron emission tomography)、脳波 (EEG: electroencephalogram)、脳磁図 (MEG: magnetoencephalography)、NIRS などがある。このうち、EEGとNIRSはリアルタイムで信号を得ることが可能で、BMIへの応用に適していると考えられる。特に、EEGはBMIへの応用の研究が多くされており、自発脳波を用いてディスプレイ上のカーソルを操作することに成功したという報告がある²⁾。しかしこの方法にはいくつかの欠点がある。例えば、EEGは電磁波によるノイズの影響を受けBMIの誤作動の原因となる。また、P300電位、 μ 波、 β 波など普段制御することの少ない脳活動を利用するため、被験者にオドボール課題など、長期の訓練が要求される。そこで本研究では、特別な訓練を必要とせず、EEGに比べ電磁波の影響を受けにくいNIRSを用いたBMIへの応用のための基礎的な解析および比較を行った。

著者らは、NIRSの計測データを解析することにより、認知・言語に関係した課題負荷に対する脳領域ごとの活動状況が把握できるため、センサとしてBMIへの応用が可能であることを学会で報告してきた。しかし、国際10-20法のF8(右前側頭)、Fz(前頭極正中)、F7(左前側頭)におけるDeoxy-Hb、Oxy-HbおよびTotal-Hbの計測データの性差や左右差については詳細な解析を行っていない。そこで、他研究においても性差や左右差を主眼に解析を行ったものが少ないことから³⁾、本研究では、センサとしての装着部位を検討するため、F8、Fz、F7の左右性指標に基づく緩変化値と脈波成分について性差を含めた解析および比較を行い、開発を進めているBMIシステムの応用性

評価、計測データの統計処理方法、脳活動情報検出法のNIRSについて検討した。

2. 方 法

2.1 原理

2.1-1 脳神経活動と脳血流

脳における神経活動が、特に大脳皮質の特定領域周辺の脳血流を増加させることは広く知られている。神経活動の開始直後(1秒以内)に脳血流は増加し、神経活動中は持続して高く、神経活動の低下に呼応して脳血流も低下する。このとき、脳血流の変化率が神経活動量に依存することも知られており、このような神経活動と脳血流の関係を神経血管カップリングという。

神経血管カップリングのメカニズムは、神経活動に伴って酸素およびグルコースの代謝が進み、脳血管が拡張し、脳血流が増加することで説明される。神経活動が起こっている脳の局所において毛細血管も拡張するため組織の血流量が増加し、Hbの酸素還元率も変化する。これが神経活動を直接的に計測せずに脳の局所的活動を推測するPETやfMRIなどの脳機能イメージング検査の基本的な原理であるが、多くの血管拡張因子の関与が考えられ、脳血流増加のメカニズムは十分に解明されていない。

血液が組織へ酸素を供給することは脳においても同じであるが、神経活動に伴う脳血流の調整についての酸素の関与は小さいといわれている。この酸素環境と脳血流調整のメカニズムについても未解明の部分はあるが、神経活動に対応した脳の特定領域において局所脳血流が増加することは確かである。

脳がその部分により異なる機能を担っているとする脳機能局在論については、局在の排他性や可塑性など、様々な問題点はあるものの、基本的には科学的事実と考えられている。脳が神経活動を行う際に局所脳血流を計測し、神経活動の種類と脳血流増加の空間範囲の対応がつけられているからである。ただし、血流の増加によりOxy-Hbは増加するが、血管の太さなどにより、必ずしもDeoxy-Hbがウォッシュアウトされるとは限らない。このようなOxy-HbとDeoxy-Hbの変化の差異を情報とすることは有用と考えられるため、脳機能解明の研究を進める際には、Oxy-Hb、Deoxy-Hbおよび両者を合わせたTotal-Hbについて情報を取得し、検討することが重要である⁶⁻⁸⁾。

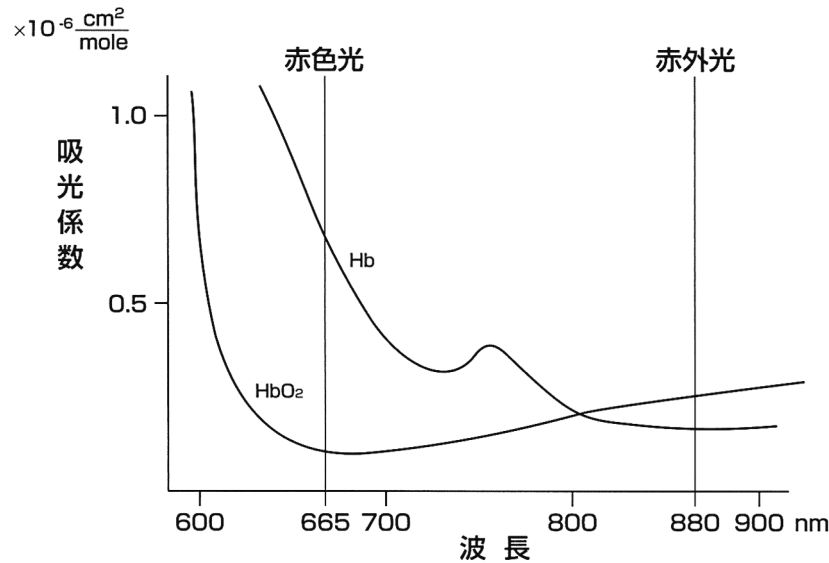


図1 Hbの分光吸光特性

2.1-2 近赤外光による生体計測

生体組織の光学的測定には、波長が700~900nmの近赤外光が利用される。これは、近赤外光よりも波長の短い可視光などではHbによる吸収が大きく、また長い波長では水による吸収が大きくなり、光が生体内を進むことが困難なためである。また、近赤外光の波長領域では生体の透過が容易である。

この波長領域での光の吸収はDeoxy-HbとOxy-Hbによって生じるが、両者は異なる吸収スペクトルを持ち、800nm近傍が等吸収点となっている。このためDeoxy-HbとOxy-Hbの吸光係数が既知であることを利用して、複数の波長で吸光量変化を計測することでDeoxy-HbとOxy-Hbの濃度変化（波形変化）を算出することが可能となる（図1）。

2.1-3 局所脳血流の計測方法

頭皮上に設置した照射プローブから頭蓋内に向けて照射された光は、頭皮、頭蓋骨により吸収・散乱を繰り返して大脳皮質に到達した後、同様の過程を経て一部は頭皮に戻ってくる。このようにして戻ってきた光を検出プローブが受光し、この光を光電子増倍管により電気信号に変換したものが生のデータ列（時間の関数）となる。この時系列データに対して拡張ランベルト・ベールの法則（Modified Lambert-Beer law）を利用することによりOxy-Hb、Deoxy-Hbの濃度情報が算出される（図2）。

この時、照射プローブと検出プローブの位置関係は重要であり、この間隔が長い場合、検出プローブに到

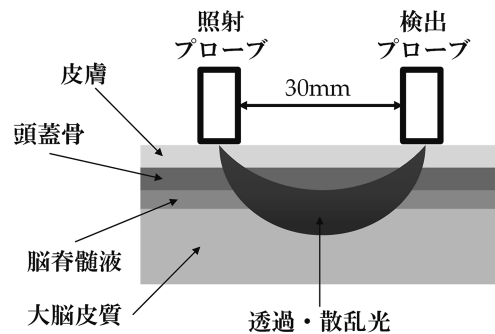


図2 NIRSの計測原理

達する光量が少なくなりS/N比が低下するため精度の低い測定となる。逆に短い場合は、大脳皮質を通過する光量が少ないため局所脳血流情報としての利用価値が低くなる。これらのことから、照射プローブと検出プローブの間隔は、頭皮上で30mm程度が適切とされている¹⁾。

2.1-4 拡張ランベルト・ベールの法則

光源と検出器を一直線に向い合せ、その中間に吸光係数 ϵ 、濃度 C 、厚さ d のサンプルを配置した場合、サンプルの透過光強度 I_{out} とサンプルへの入射光強度 I_{in} の比を透過率といい、透過率の常用対数の反数を吸光度という。

$$\text{透過率} = \frac{I_{out}}{I_{in}}$$

$$\text{吸光度} = -\log_{10} \frac{I_{out}}{I_{in}}$$

サンプルが透明な液体の場合に有用とされるランベルト・ベールの法則は、吸光度がサンプルの光路長（濃度と厚さの積）に比例することを表している。

$$-\log \frac{I_{out}}{I_{in}} = \varepsilon Cd$$

この比例定数 ε を吸光係数という(図3)。吸光係数は、物質と波長により決まる定数であることから、ランベルト・ベールの法則を利用すれば、入射光強度 I_{in} と透過光強度 I_{out} から物質の濃度が算定可能となる。

しかし、溶液に散乱体が混在する場合には光路長が長くなることや、散乱光も検出プローブに入射することからランベルト・ベールの法則は適用できない。このため、ランベルト・ベールの法則を散乱体が混在する場合に拡張したものが開発された。散乱光が混在する場合、長さは不明ではあるが光路長を d' 、基準濃度とサンプル濃度の差を ΔC 、散乱の影響についても基準濃度との差を ΔS とすると、次式で透過率とこれらの関係を示すことができる。この関係式を拡張ランベルト・ベールの法則 (Modified Lambert-Beer law) という¹⁾。

$$-\log \frac{\Delta I_{out}}{I_{in}} = \varepsilon \Delta Cd + \Delta S$$

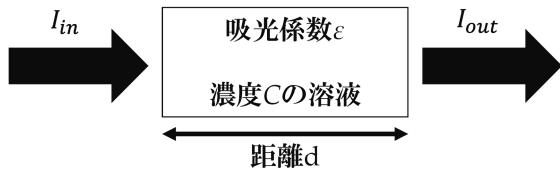


図3 ランベルト・ベールの法則 (Lambert-Beer law)

表1 ウェアラブル光トポグラフィ WOT-220の仕様²³⁾

項目	仕様	
型式	WOT-220	
計測 ch	22ch	
計測項目	ヘモグロビン変化 (Oxy、Deoxy、Total)	
光源	レーザダイオード 705nm、830nm	
データ取込間隔	200ms	
計測モード	スタンドアロンモード／無線 LAN 接続モード	
計測時間	バッテリー	スタンドアロン時／約2.5時間 無線 LAN (IEEE802.11b) 接続時／約2時間
	AC アダプタ	48時間
外部入出力	入力：2 ch (アナログ)／出力：2 ch (TTL、取込間隔毎)	
データ出力形式	CSV (ヘモグロビン信号変化、受光強度変化)	

2.1-5 脳血流評価

以上のことから、頭皮上に約30mmの間隔で照射プローブと検出プローブを配置し、一定に保たれた照射プローブからの光に対する受光プローブの光強度を計測すれば、基準状態（特定負荷を加えない状態）との比較で次式が成立する。

$$-\log_{10} \frac{\Delta I_{out}(\lambda)}{\Delta I_{in}(\lambda)} = \{\varepsilon_{oxy}(\lambda)\Delta C_{oxy} + \varepsilon_{deoxy}(\lambda)\Delta C_{deoxy}\}d' + \Delta S$$

ここに、

$I_{in}(\lambda)$ ：測定系に入射する波長 λ の光強度

$\Delta I_{out}(\lambda)$ ：負荷時と無負荷時の透過光強度の差異

$\varepsilon_{oxy}(\lambda)$ ：波長 λ の光に対する Oxy-Hb の吸光係数

$\varepsilon_{deoxy}(\lambda)$ ：波長 λ の光に対する Deoxy-Hb の吸光係数

ΔC_{oxy} ：Oxy-Hb の負荷時と無負荷時の濃度差

ΔC_{deoxy} ：Deoxy-Hb の負荷時と無負荷時の濃度差

d' ：光路長 (不確定)

である。

上式において、 ΔC_{oxy} 、 ΔC_{deoxy} および d' は未知数であるが、異なる波長 λ で光強度を計測することにより上式を連立させることで、 ΔC_{oxy} 、 ΔC_{deoxy} を算出可能である。

2.2 使用機器など

本研究で使用したデータの収集には、22チャンネルで頭部全体の計測が可能な NeU 社製ウェアラブル光トポグラフィ WOT-220⁴⁾ により収集した⁵⁾。装置の基本

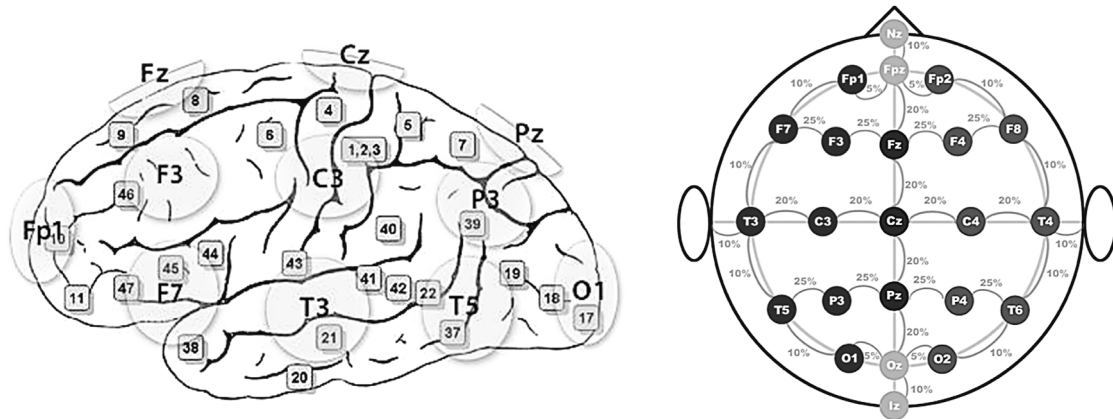


図4 Brodmann Areas with 10-20 Electrode Sites

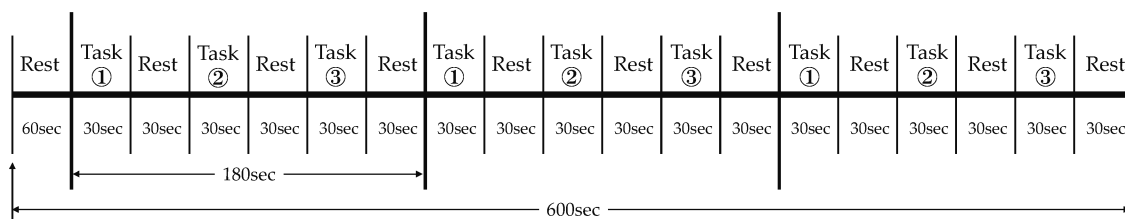


図5 計測間隔

性能を表1に示す。

また、計測データの統計処理は、表計算ソフト (Microsoft Excel 2010) のデータ分析機能を利用した。

2.3 研究データ

本研究で使用したデータは、独立行政法人国立病院機構東京医療センター臨床研究センターにおいて研究用に取得したデータである。データ取得対象者 (研究対象者) は、精神疾患などの傷病を持たない日本人健康者で、利き腕が右手であることを条件に抽出された、男性7名 (年齢12~53歳)、女性7名 (年齢22~51歳) である。

2.4 倫理的配慮

本研究では、独立行政法人国立病院機構東京医療センター臨床研究センターにおける倫理審査を受けており、研究対象者からインフォームドコンセントを受けてデータを収集 (計測) した。

2.5 データ収集方法

2.5-1 測定プローブ

測定用プローブは、脳波記録の国際基準10-20法 (図

4) に一致するように配置し、Fz、F7およびF8を参照点とした。具体的には、Fzは前頭極正中 (測定プローブ12ch)、F7は左前側頭 (測定プローブ17ch)、F8は右前側頭 (測定プローブ5ch) である。

測定中のプローブの動きを制御すると同時に入射部・検出部のファイバが皮膚と密着するように適度な強さでプローブを固定した。また、ファイバと皮膚の間に髪の毛が入ると光が吸収・散乱するため、プローブ設置には十分配慮した。

2.5-2 計測環境

神経活動に関する計測を行う際に環境設定は重要である。特に本研究では音を刺激とし、測定に光を用いるため、周囲の音や光の混入はノイズとなる。これらを防ぐため、防音室内を薄暗くして測定した。測定中の被験者は着座とし、緊張や傾眠などによる頭部の動揺がないように適宜指示を行った。

2.5-3 課題負荷

神経活動を生じさせる刺激として音刺激を課題負荷とした。刺激の大きさを考慮し、音声、バイオリンおよび虫の音の3種類を選定し、30秒間の課題負荷 (Task) と無負荷 (Rest) を繰り返した (図5)。

測定開始から60秒間の無音期間の後、Task①(音声)30秒、Rest30秒、Task②(バイオリン)30秒、Rest30秒、Task③(虫の音)30秒、Rest30秒を1クールとし、1被験者につき3クールの繰り返し測定を行った。

2.6 解析方法

最初の無音時間を含む10分間の測定データから、一人一人の被験者について2.1-5に示した方法により ΔC_{oxy} 、 ΔC_{deoxy} を算定し、これらの合算値として ΔC_{totaly} を算定する。このとき、濃度変化の基準とするのは、最初の無音時間帯(直前の無音時間帯)の刺激直前の10秒間(すべて)のデータを時間平均した値とした。

このようにして得られた被験者データは時間の関数であるが、特定区間の平均値などにより以下の指標を導出し、性差および課題種による差異について検討した。

2.6-1 左右性指標

神経解剖学的に大脳半球の働きには左右差があり、ある特定の機能への関係の強さにより優位半球と劣位半球に分けられる。例えば言語機能については、右利き成人の95%程度が左半球優位とされることが多い。

本研究においては聴覚に関する左右性を問題とすることになるが、音刺激に対する左右の大脳半球における相同部位の神経活動量を比較する次式により左右性指標(Laterality Index; LI)を定義した⁹⁾。

$$LI = (L - R) / ((L + R) / 2)$$

L および R は、 ΔC_{oxy} 、 ΔC_{deoxy} および ΔC_{totaly} のそれぞれ時間データについて、左側頭部(F8)および右側頭部(F7)における最大値を用いて算定した。

2.6-2 緩変化値

刺激音に対する神経活動は、年齢、性別とは無関係に、刺激直後に発現する。この大きさにより刺激に対する反応が比較可能と考えられることから、刺激直後の5秒間と刺激音に慣れたと考えられる5秒以降の反応値を用いて、緩変化値(Slow Change Value; SVC)を次式により定義した^{10,11)}。

$$SVC = \frac{1}{25} \int_5^{30} \Delta C_{oxy}(t) dt - \frac{1}{5} \int_0^5 \Delta C_{oxy}(t) dt$$

Fz、F7およびF8の位置における ΔC_{oxy} 、 ΔC_{deoxy} および ΔC_{totaly} のそれぞれについて、Task時のデータ

を対象に緩変化値を算定した。

2.6-3 脈波成分

刺激音が持続的に負荷されているTask中のヘモグロビン濃度の変化は、刺激に対する神経活動量を反映していると考えられる。このことから、次式により脈波成分(Pulse Wave Component; PWC)を定義し、反応の大きさを検討する指標とした。

$$PWC = \frac{1}{30} \int_5^{30} \Delta C_{oxy}(t) dt$$

これについても、Fz、F7およびF8の位置における ΔC_{oxy} 、 ΔC_{deoxy} および ΔC_{totaly} のそれぞれについて、Task時のデータを対象に算定した。

3. 結果

3-1 左右性指標(ラテラリティ指標)の比較

Oxy-Hbの男女比較の結果、男女共に、Rest、音声、バイオリンで左右性指標の値がマイナス(-)であり右半球が優位、虫の音は値が0で左右差なしであった。

二元配置分散分析の結果、性別による有意差は認められなかった(観測された分散比:4.104、F境界値:5.987)。

表2 左右性指標値

	男性平均	女性平均
Rest	-1	-0.1
音声	-1	-0.4
バイオリン	-1	-0.3
虫の音	0	0

3-2 緩変化値の比較

Oxy-Hbの二元配置分散分析の結果、F8では性別による有意差が認められた(観測された分散比:9.692、F境界値:5.987)。F7では性別による有意差は認められなかった(観測された分散比:0.671、F境界値:5.987)。Fzでは性別による有意差は認められなかった(観測された分散比:0.429、F境界値:5.987)。

3-3 脈波成分の比較

Oxy-Hbの二元配置分散分析の結果、F8では性別による有意差が認められた(観測された分散比:13.190、F境界値:5.987)。F7では性別による有意差が認められた(観測された分散比:14.474、F境界

表3 二元配置分散分析結果（左右性指標）
分散分析表

有意水準=0.05

変動要因	変動	自由度	分散	観測された分散比	P-値	F境界値
課題負荷の種類	0	0	65535	65535	#NUM!	#NUM!
性別	0.587426353	1	0.587426353	4.104169395	0.0891718	5.987377607
交互作用	0	0	65535	65535	#NUM!	#NUM!
繰り返し誤差	0.858775011	6	0.143129169			
合計	1.446201365	7				

表4 二元配置分散分析結果（F8、緩変化値）
分散分析表

有意水準=0.05

変動要因	変動	自由度	分散	観測された分散比	P-値	F境界値
課題負荷の種類	0	0	65535	65535	#NUM!	#NUM!
性別	0.278408747	1	0.278408747	9.6923171	0.020762701	5.987377607
交互作用	2.77556E-17	0	65535	65535	#NUM!	#NUM!
繰り返し誤差	0.172348105	6	0.028724684			
合計	0.450756852	7				

表5 二元配置分散分析結果（F7、緩変化値）
分散分析表

有意水準=0.05

変動要因	変動	自由度	分散	観測された分散比	P-値	F境界値
課題負荷の種類	0	0	65535	65535	#NUM!	#NUM!
性別	0.072589232	1	0.072589232	0.671185542	0.443954819	5.987377607
交互作用	0	0	65535	65535	#NUM!	#NUM!
繰り返し誤差	0.648904611	6	0.108150768			
合計	0.721493843	7				

表6 二元配置分散分析結果（Fz、緩変化値）
分散分析表

有意水準=0.05

変動要因	変動	自由度	分散	観測された分散比	P-値	F境界値
課題負荷の種類	0	0	65535	65535	#NUM!	#NUM!
性別	0.000953313	1	0.000953313	0.428539194	0.536978127	5.987377607
交互作用	0	0	65535	65535	#NUM!	#NUM!
繰り返し誤差	0.013347383	6	0.002224564			
合計	0.014300696	7				

表7 二元配置分散分析結果（F8、脈波成分）
分散分析表

有意水準=0.05

変動要因	変動	自由度	分散	観測された分散比	P-値	F境界値
課題負荷の種類	0	0	65535	65535	#NUM!	#NUM!
性別	5.238793279	1	5.238793279	13.19013184	0.010941294	5.987377607
交互作用	0	0	65535	65535	#NUM!	#NUM!
繰り返し誤差	2.383051213	6	0.397175202			
合計	7.621844492	7				

表8 二元配置分散分析結果 (F7、脈波成分)
分散分析表

有意水準=0.05

変動要因	変動	自由度	分散	観測された分散比	P-値	F境界値
課題負荷の種類	0	0	65535	65535	#NUM!	#NUM!
性別	0.089441687	1	0.089441687	14.47499142	0.008919676	5.987377607
交互作用	6.93889E-18	0	65535	65535	#NUM!	#NUM!
繰り返し誤差	0.037074296	6	0.006179049			
合計	0.126515983	7				

表9 二元配置分散分析結果 (Fz、脈波成分)
分散分析表

有意水準=0.05

変動要因	変動	自由度	分散	観測された分散比	P-値	F境界値
課題負荷の種類	0	0	65535	65535	#NUM!	#NUM!
性別	0.046565962	1	0.046565962	12.78259781	0.011709514	5.987377607
交互作用	0	0	65535	65535	#NUM!	#NUM!
繰り返し誤差	0.021857511	6	0.003642918			
合計	0.068423472	7				

値:5.987)。Fzでは性別による有意差が認められた(観測された分散比:12.783、F境界値:5.987)。

4. 考 察

ラテラリティ指標を用いて左右性指標の男女比較を行った結果、男女共に左右性指標がマイナス(-)であり右半球が優位であった。二元配置分散分析においても、性別による有意差は認められなかった。このことから、センサの位置は、右側頭葉の測定プローブの5ch (F8) に有用性があり、左右性指標はセンサの位置決め指標として有効であると考えられる。

緩変化値の比較を行った結果、F8の比較で性別による有意差が認められた。F7の比較で性別による有意差は認められなかった。Fzの比較で性別による有意差は認められなかった。このことから、センサの位置は、左前側頭の測定プローブの17ch (F7)、前頭極正中の測定プローブの12ch (Fz) に有用性があり、緩変化値はセンサの位置決め指標として有効であると考えられる。

脈波成分値の比較を行った結果、F8、F7、Fzの比較で、性別による有意差が認められた。脈波成分は、交感神経の関与や循環動態などを反映すると考えられているため、BMIに応用・導入でき得る脳活動情報として重要である。そのため、例数を増やした精査、

多元配置分散分析による交互作用の解析が必要であると考える。

脈波成分と緩変化値は定義式より相関があると考えられることから、脈波成分と緩変化値は、課題負荷に対して同じ変化が起きていることが推測される。今後、脈波成分と緩変化値の関係について解析、比較および検討が必要であると考えられる。

人間は、緊張やストレスに反応してノルアドレナリンが分泌され、その作用により交感神経が活性化され、血管が収縮し、血圧が上昇する。また、アドレナリンも分泌され心拍数が上昇する。男性と女性で緊張やストレスを感じる大きさに違いがあるため、緩変化値と脈波成分の男女比較において、Rest時、Task時それぞれのOxy-Hbの波形変化で性差が生じたと考えられる¹¹⁻¹³⁾。ノルアドレナリンやアドレナリンに関係しているのがセロトニンである。セロトニンは交感神経系を刺激し、血圧や心拍数を上昇させ、また体温調節をして覚醒状態を維持する効果がある。そして、ノルアドレナリンやアドレナリンの働きを適度に保ち、不安やイライラを抑え、精神状態をバランスの良い安定した状態に保っている。この性ホルモンに影響されるセロトニンの分泌量も男性と女性では異なり¹⁴⁾、Rest時、Task時それぞれのOxy-Hbの波形変化で性差が生じたと考えられる。

5. 結 論

本研究は、独立行政法人国立病院機構東京医療センター臨床研究センターで計測したNIRSのデータを利用して、表計算ソフト（Microsoft Excel 2010）のデータ分析機能のうち、二元配置分散分析法を用いた解析を行った。

解析結果より、脳活動時における神経伝達・左右半球処理など、各種処理には性差がある可能性が示唆された。このことから、本研究で採用した統計処理方法は、簡単に解析を行うことができ、開発を進めているBMIシステムの応用性評価、センサの位置決め、NIRSのBMIへの応用・導入につながる基礎的な統計処理方法として有意義であると考えられる。

著者らは、BMIへの応用・導入として、人工透析装置の血液流量制御や除水量制御のセンサ、人工呼吸器の酸素濃度制御や換気量制御のセンサの開発を進めており、センサの装着位置、課題負荷の種類、計測回数、計測時間など検討する必要があると考える。また、本研究で採用した表計算ソフト（Microsoft Excel 2010）のデータ分析機能を用いた解析方法だけではなく、今後、多元配置分散分析を用いて交互作用など詳細な解析を行う必要があると考える。

他研究で、NIRSの計測値が、Brain-computer interface (BCI)への応用・導入が可能な脳活動情報として報告されている¹⁵⁻¹⁷⁾。今後、NIRSとECG、EEG、カプノメータなどを同時に使用した計測から、計測データの解析を行い、各種ノイズ解析および除去方法さらに脳内モード・ネットワークとのインターフェースについて、センサの位置決めや心拍変動パターンはじめ新たな生体情報の有効性などに関する検討を課題とする¹⁸⁾。

6. 謝 辞

本研究の一部は平成28および29年度科研費(25462628/26350600)の補助を受けた。

7. 利益相反

本論文内容に関連する利益相反事項はない。

8. 参考文献

1) 福田正人 (監修). NIRS波形の臨床判読, 中山

書店. 2011, 120p., ISBN 978-4-521-73368-5.

- 2) Huang D, Lin P, Fei DY, Chen X, Bai O. Decoding human motor activity from EEG single trials for a discrete two-dimensional cursor control. *J Neural Eng.* 2009, 6: 046005.
- 3) Cameron TA, Lucas SJ, Machado L. Near-infrared spectroscopy reveals link between chronic physical activity and anterior frontal oxygenated hemoglobin in healthy young women. *Psychophysiology.* 2015, 52: 609-617.
- 4) NeUホームページ. http://www.hitachi-hightech.com/jp/products/ind_solutions/ict/human/brain/(参照2018-8-1).
- 5) Tsunoda K, Takazawa M, Sekimoto S, Itoh K. Does hand posture affect the reliability and reproducibility of measures of brain function? *Neuropsychiatry.* 7: in press.
- 6) 酒谷 薫. NIRS—基礎と臨床—, 新興医学出版社. 2012.
- 7) 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, 中山書店. 2009.
- 8) 宮内 哲. 脳のイメージング, 共立出版. 2016
- 9) Mohamed L, Seghier. Laterality index in functional MRI: methodological issues. *Magnetic Resonance Imaging.* 2008, 26: 594-601.
- 10) 小野哲治, 他. 光トポグラフィーの言語関連脳活動解析及びBMIへの応用. 信学総大論. 2015, A-13-4.
- 11) 小野哲治, 他. NIRS(near-infrared spectroscopy)を用いた新システムの開発に向けて. 人工臓器学会. 2017, O13-17.
- 12) Mesquita RC, Franceschini MA, Boas DA. Resting state functional connectivity of the whole head with near-infrared spectroscopy. *Biomed Opt Express.* 2010, 1: 324-336.
- 13) Pfurtscheller G, Daly I, Bauernfeind G, Muller-Putz GR. Coupling between intrinsic prefrontal HbO₂ and central EEG betapower oscillations in the resting brain. *PLoS One.* 2012, 7: e43640.
- 14) Smallwood J, Schooler JW. The science of mind wandering: empirically navigating the stream of consciousness. *Annu Rev Psychol.*

- 2015, 66: 487-518.
- 15) Barth C, Villringer A, Sacher J. Sex hormones affect neurotransmitters and shape the adult female brain during hormonal transition periods. *Front Neurosci.* 2015, 9: 37.
 - 16) Minagawa-Kawai Y. Optical brain imaging reveals general auditory and language-specific processing in early infant development. *Cereb Cortex.* 2011, 21: 254-261.
 - 17) 加納慎一郎. Brain-Computer Interface (BCI) におけるバイオフィードバック. *バイオフィードバック研究.* 2009, 38 : 27-33.
 - 18) Tsunoda K, Sekimoto S, Itoh K. Near-infrared-spectroscopic study on processing of sounds in the brain; a comparison between native and non-native speakers of Japanese. *Acta Otolaryngol.* 2016, 136: 568-574.