

聴覚の選択的注意における NIRS 信号解析

栗本 育三郎^{*1} 川上 直樹^{*2} 舘 暲^{*3}

NIRS Signal Analysis using Variance Plot for Auditory Selective Attention

Ikusaburo Kurimoto^{*1}, Naoki Kawakami^{*2} and Susumu Tachi^{*3}

Abstract – In near-infrared spectroscopy(NIRS), there is optical pathlength problem. Thus, NIRS measurements cannot be compared between subjects and or regions within a subject. In this study, we propose a separation method for the optical pathlength influence by the variance plot analysis using the variance of the sample mean to NIRS time series signal. As a validation example, we conducted variance plot analysis on auditory selective attention by 10 subjects of normal adult males. As a result, in 8 subjects out of 10 subjects for auditory area on the left side and 7 subjects out of 10 subjects on the right side for auditory area, channels corresponded which are activated concentrating on listening to music.

Keywords : NIRS, Variance plot, value, Auditory selective attention

1 はじめに

これまでの VR 空間構成法の研究は、視聴覚・触覚等を中心とした感覚提示系の高度化が主であった。今後の VR 空間のシステム構成においては、人をシステムとしてとらえ、その中核である脳との相互作用、日常活動における感覚提示系の脳機能の注意に関する研究が不可欠となる。脳機能計測装置としての PET(Positron Emission Tomography)・fMRI(functional Magnetic Resonance Imaging)・MEG(MagnetoEncephaloGraphy)・EEG(ElectroEncephaloGram) は、その装置の形状、測定形態により、日常の環境下・体動のある脳活動を計測するのが困難であった。脳機能の聴覚における選択的注意は、Cherry のいわゆるカクテルパーティ効果研究 [1] をはじめに、ここ数年 fMRI を用いた研究 [2][3] 等が行われてきている。この fMRI では、音を聞くという自然な環境下での計測ではない。近年、近赤外分光法 (Near Infrared Spectroscopy 以下 NIRS と略す。) を用いた脳機能解析装置が研究開発されてきたが、微小な脳賦活である選択的注意を計測できた例はない。VR 空間の構成を考える時、PET・fMRI・MEG・EEG は不適で、一方 NIRS は、ウェアラブルな装置としての道を拓く可能性がある。

この計測原理は、近赤外光を頭部表面から照射し、

頭蓋骨を経て大脳皮質を通過減衰した信号強度から、Beer-Lambert 則より透過域 (組織・骨・血中の酸素化・脱酸素化ヘモグロビン) の光路長 (Optical Pathlength) とそれらの吸収係数により酸素化・脱酸素化ヘモグロビン、その和のトータルヘモグロビンの濃度変化を算出するものである。

その研究は、1977 年 Jobsis が非侵襲近赤外モニタリングについて記述したのをはじめに [4]、1988 年には、Chance 等や Delpy 等によって異なる光路長 (Optical Pathlength) 由来の問題が議論され TRS 法 (Time Resolved Spectroscopy) による計測が試みられた [5][6]。1993 年 Hoshi・Kato・Villringer 等によって、日常の環境下での脳機能計測が報告された [7][8][9]。その後、酸素モニタとして、装置が製品化された。2002 年 Zhao 等によって人の脳での異なる光路長のファクタ (Optical Differential Pathlength Factor) のマップについて報告がなされた [10]。2003 年 Hoshi 等によって、この光路長由来の問題のため計測の値について取り扱いの有効性と限界が指摘された [11]。近年、脳機能計測の必要性から、この光路長由来の部位間・被験者間相互比較ができない問題を含みつつ、数社から多チャンネルの型の近赤外光トポグラフィ [12]、fNIRStation [13] 等が開発された。

これらの装置において、この光路長問題は未解決である。そのため、同一部位のタスク変化のモニタリングにのみ有効で、ヘモグロビンの濃度変化は部位や被験者間の相互比較が不可能である。

NIRS 計測のための標準化を目指し Schroeter 等 [14] や Plichita 等 [15] は fMRI で用いられている一般線形化モデル (GLM) を試行、これらのフィルタリング過

^{*1}木更津工業高等専門学校 情報工学科

^{*2}東京大学大学院情報理工学系研究科

^{*3}慶應大学大学院メディアデザイン研究科

^{*1}Department of Information and Computer Engineering, Kisarazu National College of Technology

^{*2}Graduate School of Information Science and Technology, The University of Tokyo

^{*3}Keio University Graduate School of Media Design

程において、大脳皮質血流の時系列成分を加工または消失する可能性がある。これまで筆者等は、部位間・被験者間の相互比較を目指し、NIRS 時系列信号における確率過程の「べき則」に注目して自己相関解析法を提案し、タスク時とレスト時の挙動について報告してきた [16][17][18][19][20][21]。この研究では、NIRS 時系列信号のべき則パラメータ を求める過程で脈波などの周期変動が推定に影響し改善する余地があった。

本研究では、VR 空間において人をシステムとしてとらえ、その中核である脳との相互作用、日常活動における感覚提示系の脳機能の注意に関する基礎研究を行う。そこで、今回、部位間・被験者間のヘモグロビン濃度差の相互比較を目指し、自己相関・分散による光路長影響分離を論じ、その分散を用いた分散プロット解析を NIRS 時系列信号に適用することを提案した。検証例として、被験者正常成人男性 10 例による聴覚の選択的注意における分散プロット解析を実施し、部位間・被験者間の比較検討を行った。

2 実験方法

2.1 被験者

正常な聴力を持つ 22 歳から 25 歳 (平均 23.3 歳) の右利き 9 名, 左利き 1 名の成人男性 10 名が事前に口頭による趣旨説明を受け、実験に同意し参加した。

2.2 刺激と課題

聴覚における選択的注意を調べるために、音楽を右耳に講演を左耳で聞けるようにイヤフォンを配置した。左右の音にそれぞれ意識集中させ選択して聞くように指示し、音楽集中 15 秒, レスト 30 秒, 講演集中 15 秒, レスト 30 秒を 1 回の周期として 10 回繰り返した。講演は、被験者の共通認識のあるロボットコンテストを取り上げ、その提案者である森政弘先生の講演録音を用いた。音楽は、様々な音の影響を避けるためパッパの無伴奏チェロ組曲 3 番を用いた。聴覚における選択的注意のタスク設計を図 1 に示す。

2.3 計測

測定対象の聴覚野の基準となるシルビウス裂の推定には、宜保等の方法 [23] により、耳孔と目尻を結ぶ線を基準とし定規を作成した。この推定法により、聴覚野を含む脳表の部位を基準化する脳表マップ作成のため、実験の趣旨に同意した、成人 47 歳男性 1 例による MRI (シーメンス株式会社製 1.5T Symphony) の T1・T2 法による撮影を行った。頭部表面の位置にマーカー (アダラトカプセル) を取り付け、頭表と脳表の透明視画像を作成し、シルビウス裂の位置を特定した (図 2 参照)。また、当初、プローブホルダは図 3 のバンド型を用い装着・位置決めは 1 時間程度要したが、現在は、図 2 の上部右の写真に示すマーカーを取り付け

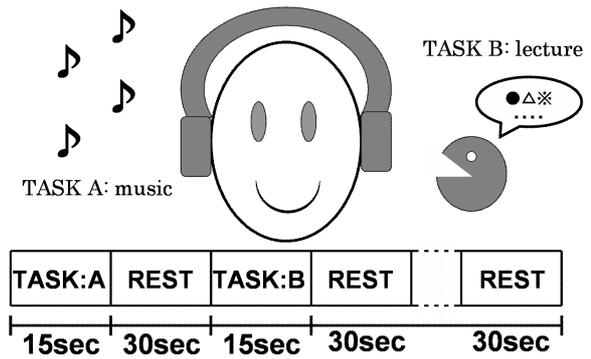


図 1 聴覚における選択的注意 (音楽・講演) のタスク設計

Fig.1 Stimuli of auditory task for selective attention of music and lecture.

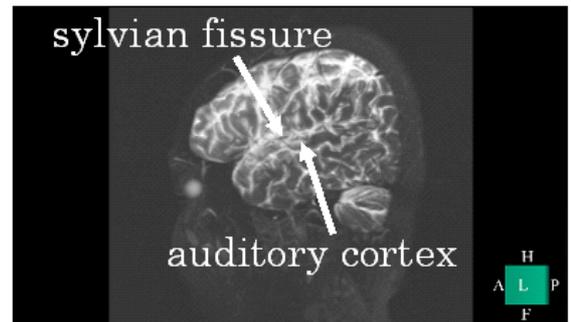
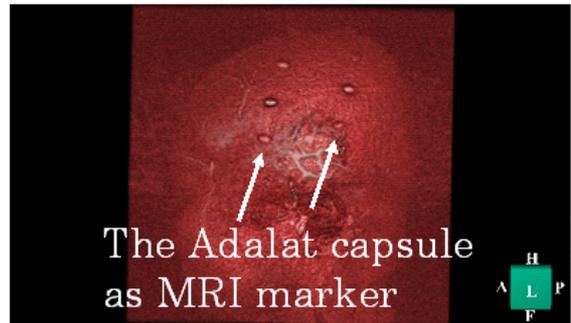


図 2 MRI 脳表提示による頭部表面とシルビウス裂・聴覚野と表在性シルビウス静脈の推定

Fig.2 Position assumption of auditory cortex and sylvian fissure, superior temporal gyrus and superficial sylvian vein from head surface using MRI (T1,T2 method) for NIRS measurement.

た水泳帽に、穴を開け使用している。装着の時間は、10 分程度となり装着性が向上した。使用した脳機能解析装置は、24 チャンネル光トポグラフィ (株式会社日

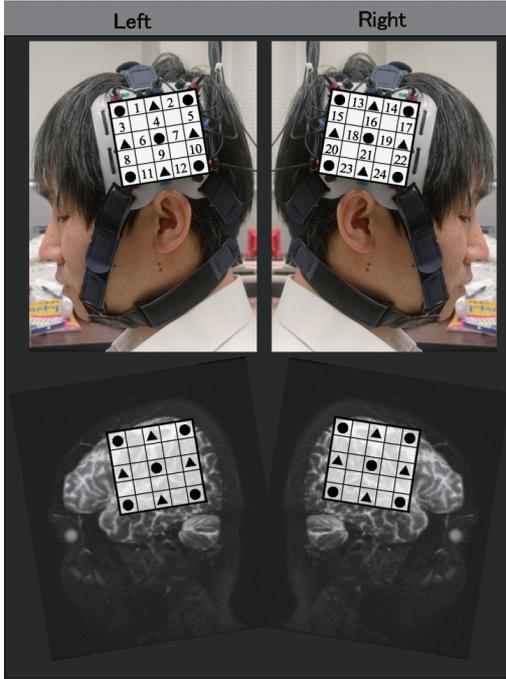


図3 NIRSの光源およびセンサーとチャンネル配置 (CH1 から CH24)

Fig. 3 Channels arrangement of light sources and sensors for NIRS.

立メディコ製 ETG-100, 波長 830nm, 780nm) である。光トポグラフィセンサーの CH1 から CH24 のチャンネル配置を図 3 に示す。(●: 照射側ファイバ, ▲: 検出側ファイバ) からなり, 照射側ファイバと検出側ファイバの間を計測チャンネルと呼ぶ。

3 解析方法

3.1 光路長と従来の解析法

NIRS の時系列信号は, 近赤外光を用いて, 入射光と検出光強度に Beer-Lambert 則を適用し, 式 (1) に示すヘモグロビンの濃度差を算出する。

$$\begin{aligned}\Delta c_{oxy}d &= (c'_{oxy} - c_{oxy})d \\ \Delta c_{deoxy}d &= (c'_{deoxy} - c_{deoxy})d \\ \Delta c_{total}d &= \Delta c_{oxy}d + \Delta c_{deoxy}d\end{aligned}\quad (1)$$

ここで, c'_{oxy} はタスク下での脳賦活後の酸素化ヘモグロビン濃度, c_{oxy} は脳賦活前の酸素化ヘモグロビン濃度を現す。また, c'_{deoxy} はタスク下での脳賦活後の脱酸素化ヘモグロビン濃度, c_{deoxy} は脳賦活前の脱酸素化ヘモグロビン濃度を現す。 Δc_{total} はトータルヘモグロビンの濃度変化を表す。NIRS 時系列信号は, ヘモグロビンの濃度変化と近赤外光の通過域の光路長 (Optical Pathlength) d の積が出力される。 d は部位間・被験者間で異なる [5][6][10][11]。

光路長の影響のある従来法 (移動平均・タスク加算平均) 評価のために, CH 毎のデータからスプライン

補間したカラーマップ画像を作り, 基準となる脳部位に貼り, 聴覚野近傍の賦活状況を検討する。図 4(上) は被験者 10 例中の HK (右利き) の音楽に集中した時, 図 4(下) は講演に集中した時のデータを示す。図 5(上) は被験者 10 例中 SM (右利き) の音楽に集中した時, 図 5(下) は講演に集中した時のデータを示す。被験者 HK では, 聴覚野の近傍の賦活を認めることが困難で, それ以外部位の値が大きい。また, 被験者 SM では, 値が低く賦活が認められない。このように光路長の影響により, 部位間・被験者間比較が不可能である。

図 6 は, 被験者 HK (CH8 の酸素化ヘモグロビン濃度変化: 以下 OxyHb と略す。10Hz サンプリングのデータを表す。) の聴覚野におけるタスク周期分の生の NIRS 時系列データである。このデータを見ると, 多くの不規則成分を含んでいることが判る。この生データから, 自己申告にて実施した音楽集中 (task A)・講演集中 (task B) 状態を区別する必要がある。この不規則成分の中には, 脳表在性血流・大脳皮質毛細管血流, 心臓脈波成分, ヘモグロビンと近赤外光との相互作用による情報が含まれている。しかしながら, 移動平均・加算平均その他のフィルタリング手法では, 選択的注意等の微小な脳賦活を抽出できず, また脳血流成分情報を消失・加工してしまう可能性がある。さらに光路長問題のため部位間・被験者間比較できない。この問題を解決するため, これまで著者等は, この不規則信号な NIRS 時系列信号における自己相関解析法を提案し, タスクとの関連性抽出を試みている [18][19][20][21]。時系列信号が自己相似性の特徴を有している時, 自己相関は「べき則」として近似できる。NIRS 時系列信号に「べき則」が現れれば, 自己相似性の特徴を見出すことができる。

3.2 自己相関・分散の光路長影響分離

期待値を E で表し, 式 (1) のヘモグロビン濃度変化 Δc_{oxy} , Δc_{deoxy} , Δc_{total} の時系列信号を $x(t)$, 光路長 d とする。検出信号は積 $x(t)d$ となる。 $E[x(t)d] = dE[x(t)]$ であるから, NIRS ヘモグロビン濃度変化時系列信号 (以下 NIRS 時系列信号と略す。) に対して, 自己相関をとると, 式 (2) となり, d の影響は消去される。

$$\begin{aligned}& \frac{E[d^2(x(t) - E[x(t)])(x(t + \tau) - E[x(t)])]}{E[d^2(x(t) - E[x(t)])^2]} \\ &= \frac{E[(x(t) - E[x(t)])(x(t + \tau) - E[x(t)])]}{E[(x(t) - E[x(t)])^2]}\end{aligned}\quad (2)$$

また, 分散は, 式 (3) に示すように d の影響を log 変換により分離できる。

$$\begin{aligned}& \log(E[d^2(x(t) - E[x(t)])^2]) \\ &= 2 \log d + \log(E[(x(t) - E[x(t)])^2])\end{aligned}\quad (3)$$

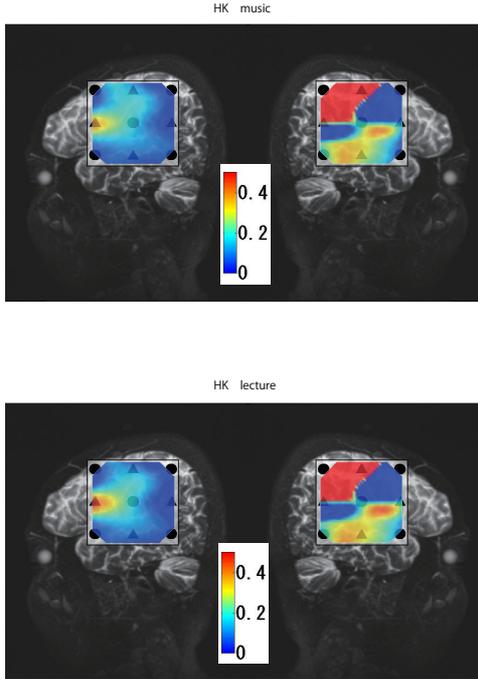


図 4 音楽集中時、講演集中時の CH 毎の NIRS 時系列信号を 5 秒移動平均、タスク 10 回加算平均を行った結果 (被験者 HK)
 Fig. 4 Moving average and additional average of NIRS channels data for attended a music and a lecture (subject :HK).

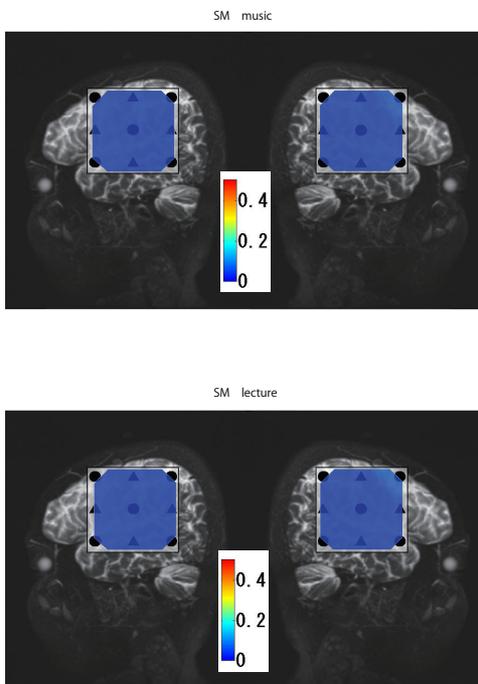


図 5 音楽集中時、講演集中時の CH 毎の NIRS 時系列信号を 5 秒移動平均、タスク 10 回加算平均を行った結果 (被験者 SM)
 Fig. 5 Moving average and additional average of NIRS channels data for attended a music and a lecture (subject :SM).

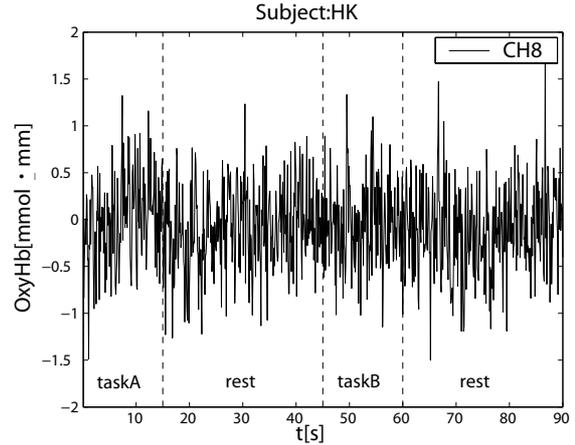


図 6 音楽集中時、講演集中時の聴覚野近傍 (CH8) の NIRS 信号 (被験者 HK) 音楽集中時: task A(15sec)rest(30sec), 講演集中時: task B(15sec)rest(30sec)
 Fig. 6 NIRS time series data of auditory cortex (subject:HK):CH8 for rest and tasks during attended a music(task A) and a lecture(task B).

3.3 自己相関解析

自己相関は、式 (2) に示す様に、光路長 d による影響を消去できる。観察期間を短時間とし定常性を確保すると、自己共分散は式 (4) のように表現できる。

$$\rho(\tau) = \frac{1}{N-\tau} \sum_{k=0}^{N-1-\tau} \{x(k) - \mu\} \{x(k+\tau) - \mu\} \quad (4)$$

$(\tau = 0, 1, \dots, \tau_{max})$

ここで、 $x(k)$ は NIRS ヘモグロビン濃度変化時系列信号で、 μ はその平均値、 N は、データ数、 $k = 1, 2, \dots, N$ を表す。また、 τ_{max} は最高遅延時間である。自己相関は、式 (4) を分散 ($\rho(0) = \sigma^2$) で割って、式 (5) となり、常に $\Phi(0) = 1$ である。 τ が短時間の場合、定常性が確保され、 d の影響は消去される。時系列信号の自己相関によって、信号の周期性、長期短期記憶性の観察が可能となる [24]。

$$\Phi(\tau) = \frac{\rho(\tau)}{\rho(0)} \quad (5)$$

そこで NIRS 時系列信号の自己相関をとると、不規則成分が相関の無いホワイトノイズである場合、 $\Phi_N(\tau) = 0$ となる。また、タスクの信号成分とノイズの信号成分も相関がないと除去され、式 (6) となる。

$$\Phi(\tau) = \Phi_S(\tau) + \Phi_N(\tau) \quad (6)$$

1 例として、図 6 に示した被験者 HK (右利き) 左側聴覚野 CH9 での NIRS 信号の選択的注意における自己相関解析結果を、図 7・図 8 に示す。図 7 が音楽

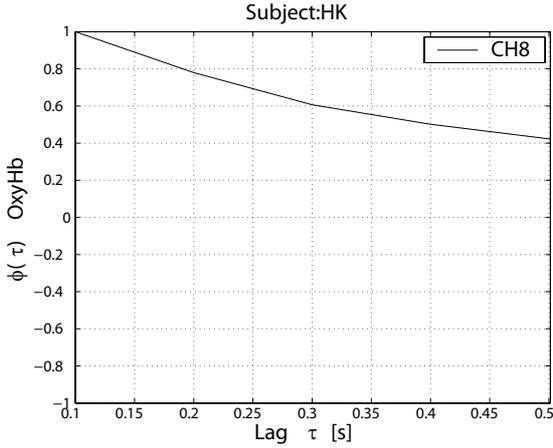


図 7 音楽集中時の聴覚野 (CH8) における OxyHb の NIRS 信号の自己相関
 Fig. 7 Autocorrelation of OxyHb NIRS data at auditory cortex(subject:HK):CH8 for rest and tasks during attended a music.

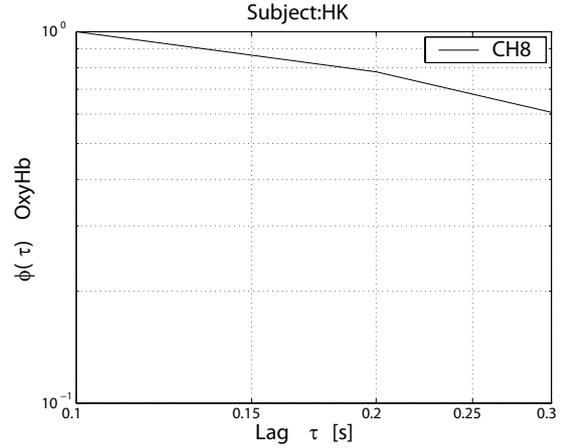


図 9 音楽集中時聴覚野 (CH8) における OxyHb の NIRS 信号の自己相関の log 変換
 Fig. 9 Autocorrelation of OxyHb NIRS data at auditory cortex(subject:HK):CH8 for rest and tasks during attended a music on log-log scale.

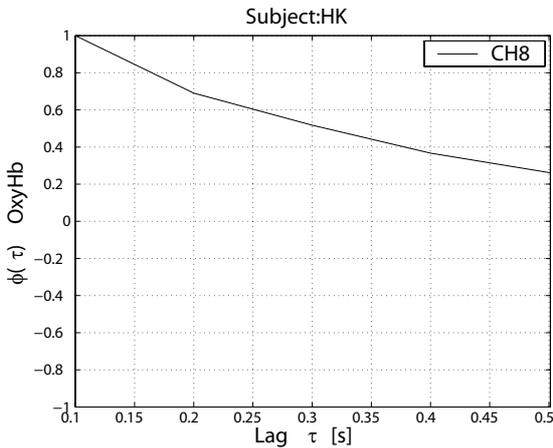


図 8 講演集中時の聴覚野 (CH8) における OxyHb の NIRS 信号の自己相関
 Fig. 8 Autocorrelation of OxyHb NIRS data at auditory cortex(subject:HK):CH8 for rest and tasks during attended a lecture.

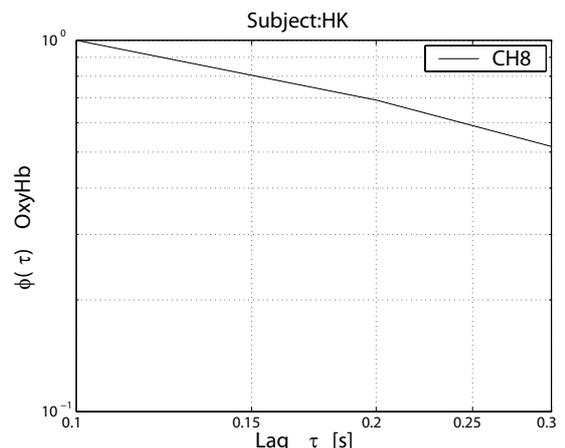


図 10 講演集中時聴覚野 (CH8) における OxyHb の NIRS 信号の自己相関 log 変換
 Fig. 10 Autocorrelation of OxyHb NIRS data at auditory cortex(subject:HK):CH8 for rest and tasks during attended a lecture on log-log scale.

集中 1 タスク目 15 秒の自己相関解析結果，図 8 が講演集中 1 タスク目 15 秒の自己相関解析結果である。

自己相関のべき則として，自己相関の式 (5) は式 (7) として近似できる。

$$\Phi(\tau) \sim |\tau|^{-\alpha} \quad (7)$$

ここで， $\Phi(\tau)$ を NIRS ヘモグロビン濃度変化時系列データの確率過程の特徴を表すパラメータとする。さらに，式 (7) を対数変換すると，式 (8) を得ることができる。

$$\frac{\log \Phi(\tau)}{\log |\tau|} \sim -\alpha \quad (8)$$

時系列信号が自己相似性の特徴を有している時，自

己相関は，式 (7) のように $|\tau|^{-\alpha}$ の「べき則」として近似できる。NIRS 時系列信号に「べき則」が現れれば，自己相似性の特徴を見出すことができる。

図 7，図 8 を log-log スケールにしたものを図 9，図 10 に示す。

これらを見ると遅れ時間 τ とともに減少していく「べき則」過程が観察できる。左聴覚野の CH8 における音楽集中時・講演集中時一試行目を比べると，音楽集中時の方が傾きが小さく，講演集中時の方が傾きが大きいことが判る。このように NIRS 時系列信号聴覚野で $\Phi(\tau)$ は，自己相関の「べき則」 $|\tau|^{-\alpha}$ が観察され，選択的注意などの NIRS 時系列信号の確率過程において，音楽集中・講演集中時の自己相似パラメータ

値での評価ができることが確認された。しかしながら、自己相関では脈波などの影響があり 値の推定に影響がでる問題があった。そこで、解析タスク区間を分割して、標本平均の分散を求める分散プロットによる解析法 [24] を NIRS 信号において適用することを提案する。

3.4 分散プロットによる 値の推定法

分散は、式 (3) に示す様に、光路長 d による影響を \log 変換により分離できる。NIRS 時系列信号の分散プロットは、タスク期間が 15 秒で、サンプリングが 0.1s なので解析対象の時系列区間のデータは、 $N = 150$ 点となる。それを重なりのない m_c 個に分割する。2 分割から 75 分割まですると k の整数値は、75, 50, 30, 25, 15, 10, 6, 5, 3, 2 となる。そのそれぞれの標本平均を $\bar{x}_1(k), \bar{x}_2(k), \bar{x}_3(k), \dots, \bar{x}_{m_c}(k)$ となり、ここで、対象となる解析区間の平均値は式 (9) で表される。

$$\bar{x}(k) = \frac{1}{m_c} \sum_{m=1}^{m_c} \bar{x}_m(k) \quad (9)$$

この解析区間平均とそれぞれの m_c 個の標本平均に対する標本分散を求めると式 (10) となる。

$$s^2(k) = \frac{1}{m_c - 1} \sum_{m=1}^{m_c} (\bar{x}_m(k) - \bar{x}(k))^2 \quad (10)$$

$$\log(s^2(k)) = \log A - \alpha \log k \quad (11)$$

横軸を k 、縦軸に $s^2(k)$ の値をそれぞれ \log - \log スケールにプロットし、最小二乗法を適用し、式 (11) の傾き を推定する。

一般に $0 < \alpha < 1$ の値を示す場合、この確率過程は長期記憶プロセス、1 以上を短期記憶プロセスと呼んでいる。また、ハースト数 (Hurst Parameter)[25] を H とすると

$$\alpha = 2(1 - H) \quad (12)$$

式 (12) の関係があり、 $0 < \alpha < 1$ の時、 $1 > H > 0.5$ と換算できる。また、Madelbrot 等は、計算機シミュレーションにて、標準偏差とハースト数 H との σ^{H-1} 関係をフラクショナルガウス雑音を例に導出している [26]。

4 結果

4.1 分散プロットによる 値比較

一例として被験者 HK の左聴覚野 CH9 の酸素化ヘモグロビン (OxyHb) の NIRS 信号の音楽集中タスク時、講演集中タスク時の分散プロットを \log - \log スケールにとると、図 11 の破線となり、その最小 2 乗フィッ

ティングにより近似したものが実線となる。これを観察すれば、CH9 は講演集中時の傾き 値が大きく音楽集中時は小さいことがわかる。

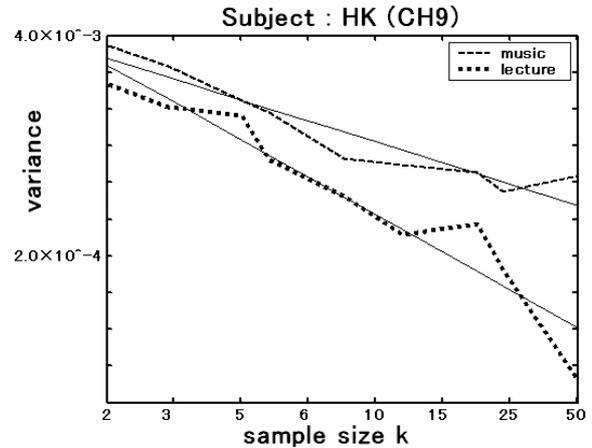


図 11 音楽集中時、講演集中の時の聴覚野 (CH9) における OxyHb の NIRS 信号の分散プロット

Fig. 11 Variance plot of OxyHb NIRS data at auditory cortex(subject:HK):CH9 for rest and tasks during attended a music and a lecture on log-log scale.

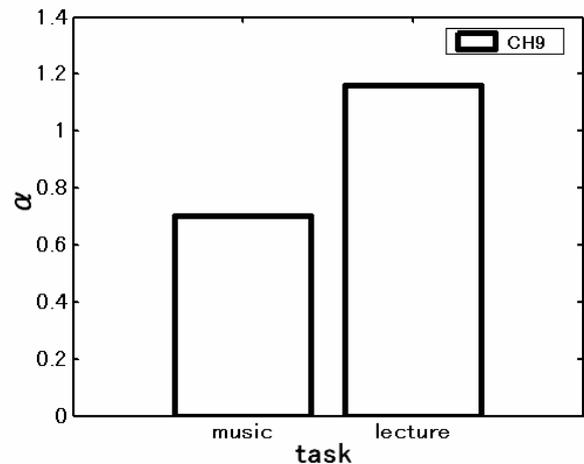


図 12 聴覚野 (CH9) における音楽集中時、講演集中時 10 回分の OxyHb の NIRS 信号の分散プロットの平均 値

Fig. 12 Average value of α for 10 times of OxyHb NIRS data at auditory cortex(subject:HK):CH9 for rest and tasks during attended a music and a lecture.

次に同じ被験者 HK の左聴覚野 CH9 の OxyHb の NIRS 信号の全タスク期間の音楽集中、講演集中時の平均 値を図 12 に示す。講演集中時、平均 値 = 1.16 となり、音楽集中時、平均 値 = 0.70 であった。これらにより、左聴覚野近傍の被験者 HK の CH9 における分散プロット解析では、講演集中時より音楽集中時の OxyHb の 値の方が低く観察された。

4.2 被験者 10 例の 値比較

表 1 に 10 人の被験者の OxyHb の NIRS 信号の音楽集中時における最小平均値 を抽出し、その値と対応するチャンネルを表示した。また、その同一チャンネルの講演集中時の 値を示した。これらを見ると、音楽集中時の最小平均値 が左聴覚前側野前側 CH8 で被験者 10 例中 8 例、右聴覚野の前側 CH22 で 10 例中 7 例が抽出された。このとき講演集中時の 値は、前者左側で 10 例中 7 例、右側で 10 例中 6 例大きく観察された。

脳部位との関係における提案手法の評価のため、2 例の被験者 (HK, SM) に対して、聴覚の選択的注意における平均 値を CH ごとに求めスプライン補間して、基準とした脳部位に重ね合わせたカラーマップ図を、図 13、図 14 に示す。これらを観察すると、被験者 HK、被験者 SM では、聴覚野の賦活を認めることが可能で、音楽集中時・講演集中時の差が観察できる。光路長の影響のある従来手法評価のための全タスク期間の平均値カラーマップと脳部位の結果において、被験者 HK では、聴覚野の近傍の賦活を認めることが困難で、それ以外部位の値が大きい。(図 4 参照) また、被験者 SM では、値が低く賦活が認められない。(図 5 参照) 提案手法では、部位間・被験者間比較が可能である。

表 1 全被験者における音楽集中時、10 回分の OxyHb の NIRS 信号の分散プロットによる最小の平均 値とそのチャンネルならびにその同一チャンネルにおける講演集中時の分散プロットの値

Table 1 Average value of minimum for 10 times of OxyHb NIRS data and the CH of Number at auditory cortex during attended a music. Average value of during attended a lecture at the same CH(10 subjects).

Subject	Left			Right		
	CH	Music Min α	Lecture α	CH	Music Min α	Lecture α
HK	8	0.499	0.317	22	0.293	0.224
KO	8	0.187	0.239	22	0.286	0.223
MK	8	0.570	0.874	22	0.552	0.509
MN	9	0.491	0.765	16	0.487	0.661
SM	8	0.295	0.805	22	0.324	0.520
SO	8	0.322	0.446	22	0.490	0.297
TG	8	0.283	0.544	22	0.202	0.425
TS	8	0.432	0.361	17	0.183	0.327
YK	12	0.385	0.536	23	0.252	0.401
YK2	8	0.538	0.453	22	0.414	0.492

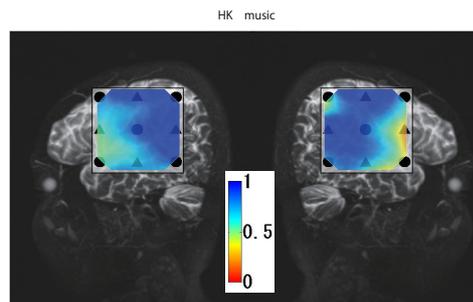


図 13 被験者 HK の音楽・講演集中時における CH 毎の分散プロットの 10 回平均 値マップ

Fig. 13 Average value of (subject:HK) using variance plot against channels of OxyHb NIRS data for tasks(attended 10 times music and lecture).

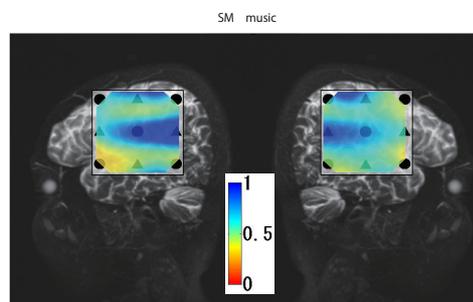


図 14 被験者 SM の音楽・講演集中時における CH 毎の分散プロットの 10 回平均 値マップ

Fig. 14 Average value of (subject:SM) using variance plot against channels of OxyHb NIRS data for tasks(attended 10 times music and lecture).

5 考察

プローブの位置決めの際には、当初は、図3のバンド型を用いたが位置決めと装着に1時間程度を要し、現在では、頭部に水泳帽をかぶり、それにマーカを付け、その水泳帽をプローブホルダーとして利用する方法を実施している。その結果、装着時間が10分程度となり装着性が向上につながった。

NIRS 時系列信号に対して、選択的聴覚注意タスクにおいて、音楽集中時と講演集中時の対象区間を分割し、分割した小区間のデータ数を横軸に縦軸に標本平均の分散をとり、その \log 変換より、傾き k を求める分散プロット解析の適用を提案し実施した。被験者10例の解析結果から、音楽集中時における最小 k を抽出したところ、聴覚野の近傍のチャンネルの k 値が0.6以下となった。この $0 < k < 1$ の値は、式(12)より、ハースト数と対応し、Madelbrot 等 [26] が標準偏差 σ^{H-1} の関係をフラクショナルガウス雑音を用いて、計算機シミュレーションにて検証している。また、低く抽出された k 値の CH は聴覚野と一致することから、聴覚タスクにおける聴覚野の働きを示唆するものと考えられる。また、音楽集中時の最小平均値 k が左聴覚前側野前側 CH8 で被験者10例中8例、右聴覚野の前側 CH22 で10例中7例が抽出された。提案手法による平均 k 値によるカラーマップでは、部位間・被験者間で聴覚野近傍の賦活が抽出できた。これは、Altenmuller 等の音楽に関わる賦活部位の報告と一致する [27][28]。これらにより NIRS 時系列信号に対して、提案した確率分布の形状にのみ依存した分散プロットによる解析法を適用することで、聴覚注意タスクなどの微少な脳賦活に対して、部位間・被験者間比較の可能性が確認できたと考えられる。

6 まとめ

プローブの位置決めの際には、当初バンド型の物を用いていたが、装着に1時間程度必要であった。現在では頭部に水泳帽をかぶり、それにマーカを付け MRI で撮影し、位置決めをし、その水泳帽をプローブホルダーとして利用する方法で装着時間が10分程度となり、これは、ウェアラブル性の改善につながった。

NIRS 脳機能計測においては、大脳皮質の形状(脳溝・回・裂)により光路長が違い、ヘモグロビン濃度差の被験者・部位間の相互比較ができない本質的問題がある。また、NIRS 時系列信号には、大脳皮質血流の情報が含まれているにもかかわらず、移動平均タスク加算平均等のフィルタリング法では、その情報の成分を消失あるいは加工する可能性がある。そこで、本研究では、部位・被験者間相互比較のために、時系列信号の確率分布の形状に注目して分散(形状依存・移動

無依存・倍率 \log 変換分離)を用い、NIRS 時系列信号に対して分散プロット解析を適用することを提案した。選択的聴覚注意における音楽集中・講演集中時の分散特性と脳賦活との関連性を解析した。10例の被験者に対して、選択的聴覚注意タスク時(音楽集中、講演集中タスク、レストタスクを10回繰り返し)の NIRS 時系列信号を聴覚野近傍で計測した。聴覚タスクの音楽集中時と講演集中時における NIRS 時系列データを、対象区間で分割し、分割した小区間のデータ数を横軸に縦軸に分散を \log - \log スケールにプロットし、その傾きから k 値を推定する分散プロット解析を実施した。その結果、10例の被験者において、最小平均 k の値が被験者毎の CH が聴覚野近傍と一致することから、聴覚タスク時の聴覚野の働きを示唆するものと考えられる。また、音楽集中時の最小平均値 k が左聴覚前側野前側 CH8 で被験者10例中8例、右聴覚野の前側 CH22 で10例中7例が抽出された。さらに提案手法による平均 k 値によるカラーマップでは、部位間・被験者間で聴覚野近傍の賦活が抽出できた。これらにより提案した NIRS 時系列信号に対しての分散プロット解析による k 値が、選択的聴覚注意等の微少な脳賦活における部位間・被験者間評価の指標の一つになりうることを示した。

今後の課題として、これまで実現できなかった VR 空間での感覚提示系タスクと関連脳部位に対して、位置決め精度向上と本手法によるデータ解析を進めデータベース化していく等が挙げられる。

謝辞

本研究を遂行するにあたり、計測にご協力いただいた長岡技術科学大学の中川教授・同研究室の学生諸君、公立長生病院神経内科(高次脳機能障害)古本医長に深く感謝いたします。

参考文献

- [1] Cherry E. C., "some experiment on the recognition of speech, with one and two ears", J.Acoustic Soc, Am, 25, pp975-979, 1953.
- [2] Altmann Christian F, Henning Michaela, Doring Maria Katharina, Kaiser Jochen, "Effects of feature-selective attention on auditory pattern and location processing", Neuroimage, Vol.41 No.1 pp69-79, 2008.
- [3] Sabri Merav, Binder Jeffrey R, Desai Rutvik, Medler David A, Leitl Michael D, Liebenthal Einat, "Attentional and linguistic interactions in speech perception", Neuroimage, Vol.39 No.3 pp1444-56, 2008.
- [4] Jobsis, F.F., "Noninvasive infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen during sufficiency and circulatory parameters", Science 198,

- No.4323, 1264-1267, 1977.
- [5] Chance, B., Leigh, J.S., Miyake, "Comparison of time-resolved and -unresolved measurements of deoxyhemoglobin in brain", Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A. 85, 4971-4975, 1988.
- [6] Delpy, D.T., Cope, M., van der Zee, P., "Estimation of optical pathlength through tissue from direct time of flight measurement", Phys. Med. Biol. 33, 1433-1442., 1988.
- [7] Kato, T., Kamei, A., Takashima, S., "Human visual cortical function during photic stimulation monitoring by means of near-infrared spectroscopy", J. Cereb. Blood Flow Metab. 13, 516-520, 1991.
- [8] Hoshi, Y. Tamura, M., "Detection of dynamic change in cerebral oxygenation coupled to neuronal function during mental work in man", Neurosci, Lett. 150, 5-8, 1993.
- [9] Villringer, A., Plank, J., Hock, C., "Near-infrared spectroscopy(NIRS):a new tool to study hemodynamic changes during activation of brain function in human adults", Neurosci Lett.154, 101-104, 1993.
- [10] Zhao, H., Tanikawa, Y., Gao, F., "Maps of optical differential pathlength factor of human adult forehead, somatosensory motor and occipital regions at multi-wavelengths in NIR", Phys, Med. Biol. 47, 1-18, 2002.
- [11] Hoshi, Y., "Function near-infrared optical imaging: utility and limitations in human brain mapping. Psychophysiology", Vol.40, No.4, pp511-20, 2003.
- [12] 小泉 英明, 牧 敦, "脳と心を観る 無侵襲高次脳機能イメージング", 電子情報通信学会誌, vol.87, pp.207-214, 2004.
- [13] 網田 孝司, 河野 理, 石川 亮宏, 常石 召一, 清水 公治, "近赤外光イメージング装置 NIRStation(ニルステーション)", MEDICAL NOW, 別冊, No.54, pp.20-21, 2004.
- [14] Matthias, L.S., Markus, M.B., Karsten, M., "Towards a standard analysis for functional near-infrared imaging", NeuroImage 21, pp.283-290, 2004.
- [15] Plichta, M.M., Heinzel, S., Ehrlis, A.-C., "Model-based analysis of rapid event-related functional near-infrared spectroscopy (NIRS) data: Archaic validation study", NeuroImage 35, pp.625-634, 2007.
- [16] 栗本 育三郎, 大枝 真一, 松下 晋, 中川 匡弘, 館 暉, "聴覚タスクにおける NIRS 信号解析," 第3回光脳機能イメージング研究会抄録集, pp.15-16, 2005.
- [17] 栗本 育三郎, 村上 克之, 大枝 真一, 田中 祐介, 中川 匡弘, 古本 英晴, 館 暉, "計算タスクにおける NIRS 信号解析," 第5回光脳機能イメージング研究会, pp.10-11, 2005.
- [18] I.Kurimoto, K.Murakami, S.Ooeda,M, Nakagawa and S.Tachi, "Autocorrelation for Verification of Task Dependence and Cross Correlation for Separation of Heart Pulse Wave in NIRS Signal using Optical Topography to BCI," Journal of The Japan Society for Welfare Engineering, Vol9, No.1, pp.27-33, 2007.
- [19] I.Kurimoto, K.Murakami, K.Yonemura, S.Ooeda, M.Nakagawa and S.Tachi, "Autocorrelation Analysis for Visual Selective Attention using Optical Topography to BCI," Journal of The Japan Society for Welfare Engineering, Vol9, No.1, pp.34-40, 2007.
- [20] I.Kurimoto, K.Murakami, S.Ooeda Y.Tanaka, M.Nakagawa, H.Furumoto and S.Tachi, "Dimension Analysis of Autocorrelation NIRS Signal for Subtraction Task to BCI," Journal of The Japan Society for Welfare Engineering, Vol9, No.1, pp.41-46, 2007.
- [21] 佐瀬 巧, 栗本 育三郎, 中川 匡弘, "近赤外光トポグラフィのための対話的時系列脳機能信号解析システム," 日本高専学会誌, 第13巻, 第2号, pp63-68, 2008.
- [22] 山本 翔太, 栗本 育三郎, 古本 英晴, 館 暉, "シースル型脳立体観察ディスプレイの開発," 日本高専学会誌, 第13巻, 第2号, pp.57-62, 2008.
- [23] Gibo,H., Carver,C.C., Rhoton, A.L., "Microsurgical anatomy of the middle cerebral artery", Journal of Neurosurgery 54, pp151-169, 1981.
- [24] Beran,J., "Statistics for Logn-Memory processes. Monographs on Statistics and Applied Probability", New York:Champman and Hall, 1994.
- [25] Hurst,H.E., "Long-term storage capacity of reservoirs", Trans.Am.soc.,Civil Engineers,pp116,770-799,1951.
- [26] Mandelbrot,B.B., Wallis,J.R.,"Computer experiments with fractional Gaussian noises. Part 1:Sample graphs, averages and variances. Water Resources Reseach 5, pp228-241,1969.
- [27] Altenmuller.E.O., "How Many Music Centers Are in the Brain?", Annals New York fo Sciences, Vol.930, pp273-280, 2001.
- [28] Altenmuller.E.O., " Music in Your Head", Scientific American Mind, Vol.14, pp24-31, 2004.

(2009年1月19日受付)

[著者紹介]

栗本 育三郎 (正会員)



1983年長岡技術科学大大学院・工・電気・電子システム工学専攻修士課程修了。同年株式会社島津製作所・医用機器事業部。1987年木更津高専・電子制御工学科助手。1996年東大大学院・工・計数工学専攻文部省内地研究員。1999年木更津高専・情報工学科助教授。2005年同高専・情報工学科教授。2009年東大大学院・情報理工・論文学位認定。博士(情報理工学)。人工現実感,人の機能拡張,脳機能信号解析の研究に従事。

川上 直樹 (正会員)



1996年東工大・理工・電気・電子工学専攻修士課程修了。1999年東大・工・先端学際工学専攻博士課程修了。工学博士。同年東大院・工・計数工学科助手。2002年東大院・情報理工・システム情報学専攻講師。バーチャルリアリティの研究に従事。

舘 暲 (正会員)



1968年東大・工・計数工学科卒。1973年同大大学院・工・計数工学専攻博士課程修了。工学博士。同年同大・工・計数工学科助手。1975年通産省工技院機械技研研究員,マサチューセッツ工科大学客員研究員を経て,1989年東大先端科学技術センター助教授。1992年同センター教授。1994年同大・工・計数工学科教授。2001年同大大学院・情報理工・システム情報学専攻教授。2009年慶應大院・メディアデザイン研究科教授。トレイグジスタンス,人工現実感の研究に従事。日本バーチャルリアリティ学会初代会長。