

# 第 14 回日本光脳機能イメージング研究会 抄録集

日時： 2011 年 7 月 23 日  
場所： 星陵会館(東京都千代田区永田町)  
大会長： 星詳子(東京都医学総合研究所)

後援 (株)島津製作所  
(株)日立メディコ  
協賛 (株)日立製作所  
(株)スペクトラテック



## 第 14 回日本光脳機能イメージング研究会 プログラム

10:00-10:05	開会挨拶	渡辺英寿(世話人代表:自治医科大学)
10:05-10:45	大会長講演	「難問解法のテクニック NIRS」 星詳子(東京都医学総合研究所) 座長:渡辺英寿
10:45-11:20	教育講演 1	「脳波と fMRI の同時計測 -基礎と睡眠研究への応用-」 宮内哲(情報通信研究機構 未来 ICT 研究所) 座長:星詳子
11:20-11:55	教育講演 2	「SPM による脳機能画像データ解析」 河内山隆紀(京都大学 霊長類研究所 白眉プロジェクト ATR-Promotion 脳活動イメージングセンタ) 座長:加藤俊徳
11:55-13:00	昼食	
13:00-13:35	特別講演 1	「NIRS の特性を生かした研究手法 ～ヘモグロビン濃度変化量の比率を用いた解析法～」 實藤雅文(九州大学医学部小児科) 座長:福田正人
13:35-14:10	特別講演 2	「fNIRS は脳機能信号を計測しているか? - 二つの異なるモデルに基づく信号分離の試み -」 山田亨(産業技術総合研究所ヒューマンライフテクノロジー研究部門) 座長:山田幸生
14:10-14:30	休憩	
14:30-16:14	一般演題(8 題)	座長:灰田宗孝 渥美義賢 (講演 10 分、質疑 3 分)
16:14-16:20	閉会挨拶	
16:20-18:00	ポスター1(9 題) ポスター2(8 題)	座長:福田正人 座長:星詳子 (16:30 からポスター前にて趣旨説明各 5 分質疑含む、1、2 並行)

### 一般演題

- 1 硬膜動静脈ろう塞栓術前後の運動負荷時の NIRS における変化  
志藤里香、秋山武紀、大平貴之、吉田一成  
慶應義塾大学医学部脳神経外科
- 2 視覚反応課題の運動学習に伴う脳血流動態の変化  
青景遵之 1,2)、中川慧 1,3)、福利崇 1)、河原裕美 1)、弓削類 1)  
1)広島大学大学院保健学研究科、2)うちおグリーンクリニック、3)石原脳神経外科病院
- 3 fNIRS を用いた食品の風味評価と甘味刺激応答に関する考察  
大塚貴子 1)、隅谷栄伸 1)、井上正雄 2)、山口由衣 2)  
1)公益財団法人 東洋食品研究所、2)(株)島津製作所

- 4 反復到達運動時における腹外側前頭前野の役割  
後藤広太郎 1)、星詳子 2)、佐多正至 3)、宇野英樹 4)、高橋誠 5)、室橋春光 6)  
1)東京農業大学生物産業学部、2)東京都医学総合研究所ヒト統合脳機能プロジェクト、3)北海道大学大学院工学研究科、4)北星学園大学社会福祉学部、5)北海道大学大学院工学研究科、6)北海道大学大学院教育学研究科
- 5 文字流暢性課題遂行時の前額部 NIRS(近赤外分光鏡)信号への皮膚血流の影響  
高橋俊光 1,2)、滝川順子 2)、川越礼子 2)、岩野孝之 2)、渋谷賢 3)、北澤茂 1,2)  
1)大阪大学大学院生命機能研究科、2)順天堂大学医学部生理学第一講座、3)杏林大学医学部統合生理学教室
- 6 多チャンネル NIRS による‘見かけの脳内ヘモグロビン酸素飽和度’計測の試み  
川口文男 1)、灰田宗孝 2)、大橋三男 1)  
1)(株)スペクトラテック、2)東海大学医療技術短期大学
- 7 倍解像度 NIRS データの ICA による信号源分離  
佐野 俊文 1)、檀一平太 1)、横田英典 2)、小黒啓司 2)、檀はるか 2)、渡辺英寿 2)  
1)自治医科大学医学部 先端医療技術開発センター 脳機能研究部門、2)自治医科大学医学部 脳神経外科学教室
- 8 階層ベイズモデルを用いた拡散光トモグラフィー実験による 空間分解能の評価ー  
下川文明 1)、小阪卓史 1)、山下宙人 1)、廣江総雄 1)、網田孝司 2)、井上芳浩 2)、佐藤雅昭 1)  
1) ATR 脳情報解析研究所、2)(株)島津製作所 医用機器事業部技術部

## ポスター

- 1-1 慢性閉塞性肺疾患の労作時呼吸困難と前頭葉皮質脳活動との関係  
東本有司、本田憲胤、山縣俊之、深井有美、沖本奈美、綿谷奈々瀬、忌部周、宮嶋宏之、山藤啓史、牧野靖、市橋秀夫、佐藤隆司、西山理、宮良高維、佐野博幸、岩永賢司、中島宏和、富田桂公、久米裕昭、福田寛二、東田有智  
近畿大学医学部 呼吸器アレルギー内科 リハビリテーション科
- 1-2 Prefrontal cortical hemodynamic change due to facial expression switching task in autism spectrum disorders  
Hiroki Higuchi 1,2), Masaaki Narita 3), Mami Tazoe 4), Kaoru Sakatani 5), Naoko Narita 1),  
1) Institute of Education, Bunkyo University、2) Kansei Behavioral and Brain Sciences, Graduate School of Comprehensive Human Sciences, University of Tsukuba、3) Developmental and Regenerative Medicine, Mie University、4) Department of Clinical Psychology, Japan Lutheran College、5) Department of Neurological Surgery, Nihon University School of Medicine
- 1-3 児童青年期の気分障害者における近赤外分光鏡を用いた脳機能の評価  
小野靖樹 1)、村上雅子 2)、木下愛深 2)、菊知充 1)、棟居俊夫 1)、三邊義雄 1)  
1)金沢大学附属病院神経科精神科、2)臨床心理
- 1-4 近赤外計測法を用いた精神疲労測定  
根本彩香 1)、柏倉健一 2)、新井良彦 2)、羽鳥枝里 3)、中澤勇太 4)、野邊地秀人 5)  
1)竹田綜合病院、2)群馬県立県民健康科学大学、3)中央群馬脳神経外科病院、4)原町赤十字病院、5)東京都立多摩総合医療センター
- 1-5 近赤外分光法(NIRS)を用いた身体的疲労の評価に関する研究  
神田順也  
関西大学大学院理工学研究科システムデザイン専攻
- 1-6 音楽が人体に及ぼす影響  
松崎真実  
お茶の水女子大学人間発達科学専攻(榎原洋一研究室)
- 1-7 BGM 聴取時の作業効率に関する脳部位の検討  
新井良彦 1)、柏倉健一 1)、根本彩香 2)、羽鳥枝里 3)、中澤勇太 4)、野邊地秀人 5)  
1)群馬県立県民健康科学大学、2)竹田綜合病院、3)中央群馬脳神経外科病院、4)原町赤十字病院、5)東京都立多摩総合医療センター

- 1-8 リズム的刺激に依存した前頭脳血流の時系列応答とモデリング  
岩坂正和、虎谷知樹、水川友里  
千葉大学
- 1-9 NIRS を用いた遅延聴覚フィードバック条件下における脳活動 -非吃音者と吃音者の比較-  
石田修、小林久男、河野武志  
埼玉大学
- 2-1 NIRSによる脳血流変化量に基づく食品の嗜好性判断  
熊谷昌則  
秋田県総合食品研究センター
- 2-2 近赤外計測法を用いた前頭葉の知的機能測定  
羽鳥枝里 1)、柏倉健一 2)、新井良彦 2)、根本彩香 3)、中澤勇太 4)、野邊地秀人 5)  
1)中央群馬脳神経外科病院、2)群馬県立県民健康科学大学、3)竹田総合病院、4)原町赤十字病院、5)東京都立多摩総合医療センター
- 2-3 ワーキングメモリ課題を用いた読解力の神経基盤の探索  
安村明、松田剛、開一夫  
東京大学 大学院 総合文化研究科
- 2-4 Visual working memory task における高齢者の前頭前野活動の特徴  
大星有美 1)4)、菊知充 2)、八木俊輔 1)4)、吉川悦次 3)、間賀田泰寛 4)、尾内康臣 1)  
1)浜松医科大学メディカルフォトンクス研究センター生体光医学研究部門生体機能イメージング研究室、2)金沢大学子どものこころの発達研究センター、3)浜松ホトニクス(株)中央研究所、4)浜松医科大学メディカルフォトンクス研究センター応用光医学研究部門分子病態イメージング研究室
- 2-5 The relationship between brain activation and controlled voluntary force-matching handgrip task - a NIRS study-  
Furusawa Adriane A, Tsubaki Atsuhiko, Matsumoto Kayomi, Nakabayashi Miyoko, Onishi Hideaki  
新潟医療福祉大学 医療技術学部 理学療法学科
- 2-6 揃い型歩行学習における大脳皮質活動の変化  
植田耕造、信迫悟志、森岡周  
畿央大学大学院健康科学研究科
- 2-7 演題取り下げ
- 2-8 大脳運動野上の経頭蓋磁気刺激による直下皮質内の血流変動  
古林俊晃 1)、寺尾安生 2)、望月仁志 3)、宇川義一 3)  
1)東北文化学園大学 医療福祉学部、2)東京大学 医学部 神経内科、3)福島県立医科大学 医学部 神経内科
- 2-9 ヒト構造画像を用いた拡散光トモグラフィのための光伝播過程に関する研究  
小阪卓史 1)、下川文明 2)、山下宙人 2)、佐藤雅昭 2)  
1) 奈良先端科学技術大学院大学、2)ATR 脳情報解析研究所

世話人代表	渡辺英寿	自治医科大学
事務局長	酒谷 薫	日本大学医学部
世話人	渥美義賢	国立特別支援教育総合研究所
	岡田英史	慶應義塾大学理工学部
	加藤俊徳	(株)脳の学校 (KATOBRAIN Co., Ltd.)
	灰田宗孝	東海大学医療技術短期大学
	福田正人	群馬大学医学部
	星 詳子	東京都医学総合研究所
	宮井一郎	森之宮病院
	山田幸生	電気通信大学
	(五十音順)	

事務局 日本大学医学部  
連絡先 joffbis@gmail.com

## 難問解法のテクニック NIRS

星 詳子

東京都医学総合研究所 ヒト統合脳機能プロジェクト

### 1. はじめに

NIRS は、非破壊分析法として食品科学や農業など様々な領域で用いられているが、医学への応用は 1977 年に Jöbsis が近赤外光を用いて動物の心臓や脳の酸素化状態を非侵襲的に計測したのが初めてで、以来、生体組織における血流・酸素代謝モニタ法として研究・開発が進められてきた。その後、1990 年代になって NIRS が神経活動に連動した脳血流変化に伴うヘモグロビン (Hb) 変化をとらえることができるということが相次いで報告され、本法は新しい脳機能イメージング法 (functional NIRS, fNIRS) としても注目されるようになった。装置の簡便性、計測時の低拘束性など NIRS の持つ利点により、その応用範囲は認知脳科学にとどまらず、工学や教育学など様々な領域に広まりつつある。一方、NIRS には解決困難な問題がいくつかあり、NIRS 計測に制約を与えているが、このことが十分に理解されておらず、誤った使用がしばしば見受けられる。ここでは、NIRS の問題点を整理して、その問題攻略法を紹介する。

### 2. NIRS の問題点

#### 2.1 脳内 Hb 計測の非定量性

一般に市販されている装置は、連続光 (continuous wave light) を用いて modified Beer Lambert 則 (図1) に基づいて Hb 濃度変化を求めており、CW 計測装置と呼ばれている。CW 計測装置は光路長を求めることができないため、得られる信号は Hb 濃度変化に光路長が掛け合わさった値であるが、装置によって用いられている波長や演算式が異なり、さらに演算式によってはモル吸光係数も未知数として取り扱っているものがあり<sup>1)</sup>、NIRS 信号は物理単位をもたない。従って、NIRS 信号は [mM・mm] (濃度 X 長さ) の単位で表現されることもあるが、単位をもたないあるいは任意単位 (au) として表現されるのが適切であると考えられる。

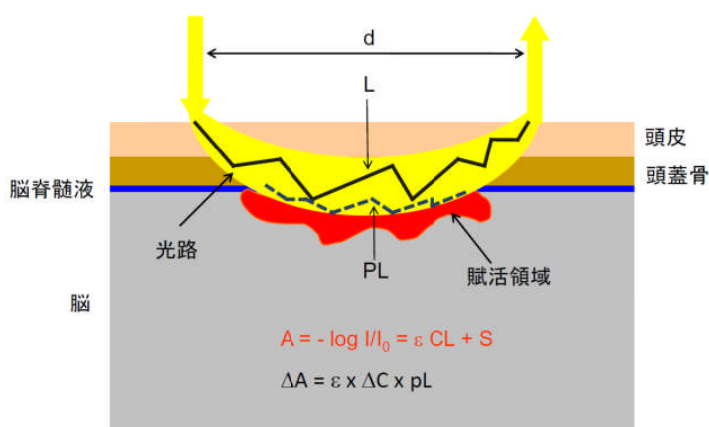


図1 頭部における光伝播と modified Beer Lambert 則

d: 照射-受光間距離 A, 光減衰; I, 透過光量; I<sub>0</sub>, 照射光量; ε, モル吸光係数; C, 濃度; L, 総光路長; S, 散乱などによる光減衰; PL, 部分光路長

また、脳賦活時のように血流変化が脳内に局限している場合には、血流変化の生じている部分の光路長 (部分光路長) との積になる (図1)。時間分解計測法<sup>2)</sup>などを用いることによって総光路長を計測することはできるが、部分光路長を計測する方法は今のところない。また、シミュレーションの結果は、総光路長から部分光路長を予測することはできず、また総光路長以上に部分光路長の計測部位による違いが大きいことを示唆しており、CW 計測装置で Hb を定量的に計測することはできない。さらに、NIRS 計測では照射と受光ファイバペアの位置に

よって、信号の振幅は異なるため、NIRS 信号の振幅の部位間ならびに個体間比較は、血流反応の大小の比較にはならない。

## 2.2 脳外組織の影響

皮膚血流に変化が生じた場合、それが NIRS 信号に影響することは必至であるが、皮膚血流変化がどのような場合に生じ、その影響がどの程度であるのかについては予測できない。これは、皮膚血流調節因子は複数存在し、一般に交感神経の興奮は皮膚血流を減少させるが、心拍の増加は皮膚血流を増加させるなど、課題遂行時には相反する現象が同時に生じるためと考えられる。また、トポグラフィで得られる画像は、頭蓋骨や脳脊髄液の厚さの影響も受けるため、定量的な解釈や詳細な機能局在の議論をするのには適していない。

## 2.3 統計解析ツールボックスの使用制限

fMRI や PET 計測では、SPM (statistical parametric map) に代表されるような標準的な脳画像統計解析法が確立しており、それらの解析ソフトを用いることによって、大量のデータを半ば自動的に解析することができる。一方、NIRS 計測では、定量性を欠きかつ脳外組織の影響を受けるという NIRS 信号の性質から、fMRI・PET で用いられている方法をそのまま応用することはできない。また、被験者によって頭と脳の大きさ・形状は異なるが、光ファイバのホルダーの大きさ・形状は一定であるため、計測された脳領域に個体差が生じることは避けられず、個人解析を行わずに集団解析のみから結論を得ることはできない。また、NIRS 信号は時系列データで個々のデータは独立でないため、一回のみの計測で安静時と課題遂行時のデータを paired t test で検定することはできないなど、NIRS 信号の性質に起因する統計解析法に対する使用制限がある。

## 3. 問題攻略法

### 3.1 実験デザインの工夫

#### 3.1.1 実験デザイン

上述の問題を回避するためには、実験デザインを工夫することが重要と考える。NIRS 計測でよく用いられている実験デザインは、基本的には fMRI の実験デザインと同じで、刺激呈示方法に基づく分類とデータ解析方法に基づく分類がある。前者は、ブロックデザインと事象関連デザインの2種類で、後者にはカテゴリカル、パラメトリック、ファクトリアルデザインなどがあり、ブロックデザインや事象関連デザインと組み合わせて用いられる。ブロックデザインでは、一定時間持続して課題や刺激呈示が行われ、次に一定時間持続する別の課題、刺激、あるいは安静状態が続き、繰り返し回数は実験目的に応じて決められる。事象関連デザインでは、比較的短い刺激を複数回適当な間隔で繰り返し与え、脳活動を施行ごとの加算平均としてとらえる。

カテゴリカルデザインは、異なる二つの状態(課題遂行中と安静状態など)における脳活動の差を調べる方法で差分法とも呼ばれる。パラメトリックデザインとは、①実験条件の変化(課題難易度など)あるいは②被験者における反応の変化(課題成績など)に対応して変化する脳活動を特定する方法であるが、個体間比較が必要になる②のパラメトリックデザインは、NIRS 計測の実験デザインとしては不適切なことが多い。

ファクトリアルデザインは、認知的構成要素の組み合わせが異なる課題を用いて、特定の認知的構成要素に対する脳活動や要素の交互作用を調べる方法である。この実験デザインは、最近 NIRS 計測でもよく利用されるようになってきているが、NIRS 信号は部位間比較ができないということを念頭において用いる必要がある。

#### 3.1.2 データ解析

NIRS 信号強度の群間比較(たとえば患者群と健常群)に意味がないという事実は、本法が臨床の場に普及する妨げになってきたが、カテゴリカルデザインを用いた群間比較は可能である。たとえば、患者群と健常群において、タスク間比較(コントロールタスクとテストタスクなど)の結果に違いを認めるかどうかというような比較は行うことができる。例として健常者と統合失調症患者が、前頭葉機能を調べる言語流暢性課題(VFT)とカテゴリー流暢性課題(CFT)とそれぞれの課題に対するコントロール課題を行っている時の、左前頭極における NIRS 計測を紹介する。図 2 は、統合失調症患者群と健常者群における、コントロール課題とテスト課題での oxy-Hb の変化を示している。患者群では二つの課題でそれぞれのコントロール課題遂行中より有意に oxy-Hb が増加したが、健常群では VFT でコントロール課題に比べて有意な増加を認めないという結果で、統合失調症でよく知られている前頭葉機能低下を示唆する所見は、この計測からは得られなかった。

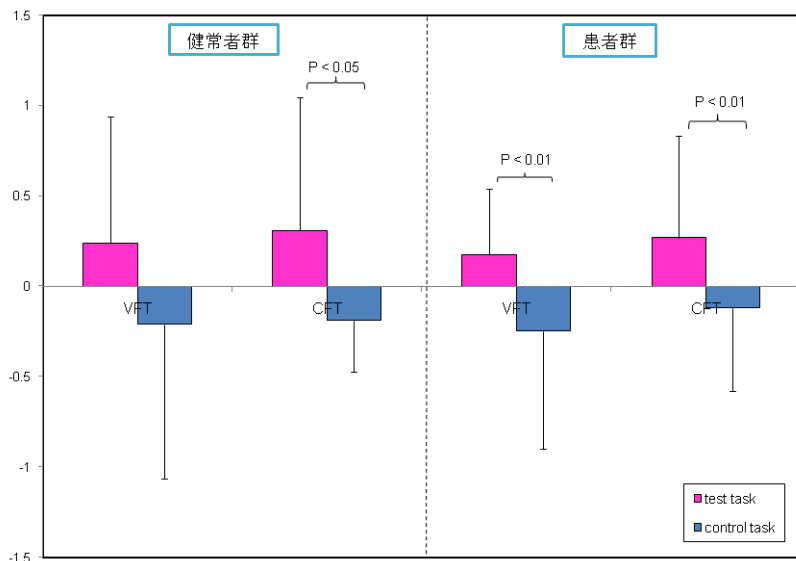


図 2 健常者群と統合失調者群における言語流暢性課題(VFT)とカテゴリー流暢性課題(CFT)、ならびにコントロール課題遂行時の oxy-Hb の変化

また、事象関連デザインによる解析は信号の絶対値を必要とせず、時間分解能がすぐれている NIRS には適した解析法と思われる。ただし、NIRS 装置に課題あるいは刺激呈示時点を示す同期信号を入力する必要があり、同期信号の時間軸上の位置が解析の正確さを左右するので、NIRS 装置のサンプリングタイムはできるだけ短く設定するのが望ましい。解析方法として、fMRI では、あらかじめ信号変化のパターンを血行動態応答関数 (hemodynamic response function, HRF) で予測し、一般線形モデルの説明変数を HRF で convolution (畳みこみ) して解析を行って活動領域を検出しているが、同様の方法が NIRS でも用いられている。一方、HRF を用いない解析も可能である。一例として、快・不快感情生成に関連した脳領域検出のために、14 秒間の安静時間をはさんで、快・不快・中性感情を誘発する写真 (各感情写真 30 枚づつ合計 90 枚) をランダムな順番で 6 秒間提示し、それを見ている時の前頭前野の Hb の変化を NIRS で計測した

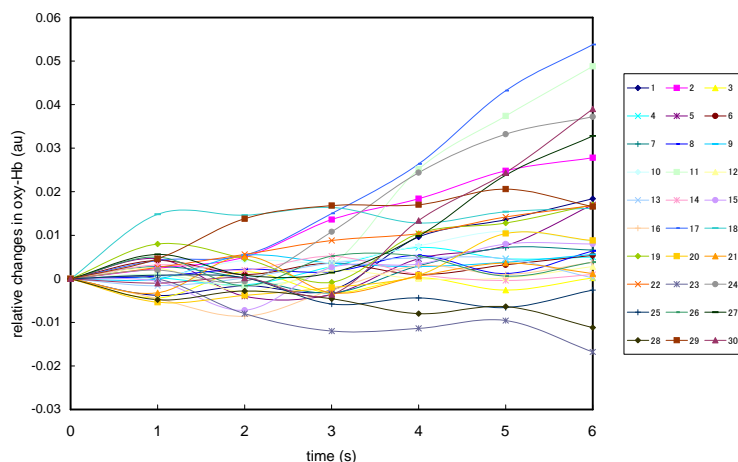


図3 不快画像を見ている時の oxy-Hb の変化。一人の被験者の左腹外側前頭前野を覆う頭皮上(1ch)で計測した 30 施行の結果



(サンプリング時間は 70 ms) 時の解析法を示す。図 3 は、左腹外側前頭前野を覆う頭皮上で計測された、30 枚の不快画像に対して呈示時を 0 秒として 6 秒間の oxy-Hb のトレースを示している。この場合 0, 1, 2, 3, 4, 5, 6 秒の oxy-Hb の値はそれぞれ独立であると仮定して、まず two-way ANOVA で各時間における oxy-Hb の平均値に差があるかを検定し、次に 1 秒と他の時間における oxy-Hb の平均値を Dunnett 法で解析し、この例では 4 秒以降に有意の oxy-Hb 増加が観察された<sup>3)</sup>。

### 3.2 マルチチャンネルシステムの効果的な使い方

NIRS の問題点で述べたように、NIRS 信号の振幅の部位間比較をしても血流反応の大小の比較にはならないということは、トポグラフィ画像に意味がないということになる。しかし、脳活動領域がどのあたりであるのかという最初のスクリーニング的検査には有用で、この結果をもとに関心領域を定めてより少ないチャンネル数で計測することが可能になる。また、マルチチャンネルの場合は、脳活動の時間的・空間的变化を観察するのに適しており、さらに解析法を工夫するとにより脳領域間の機能の違いを検出することができる。

### 3.3 選択的・定量的脳内 Hb 濃度計測の可能性

脳外組織の信号を除去する方法として、計測される頭皮上からの深さが照射-受光間距離によって変化することを利用して、複数の異なる照射-受光間距離で計測するマルチディスタンス法がよく用いられている<sup>4)</sup>。マルチディスタンス法を用いて光拡散理論に基づいて解析する空間分解計測法<sup>5)</sup>を利用して脳の酸素飽和度をもとめる方法<sup>6)</sup>や、主成分分析<sup>7)</sup>・独立成分分析<sup>8)</sup>などを用いて systemic な変化成分を除去する方法も試みられている。時間分解計測法では、ピコ秒オーダーの極短パルス光を生体に照射し、照射部位から数センチメートル離れた体表に現れた光を同じくピコ秒オーダーの時間分解能を持つ超高速光検出器で測定する。ここで得られた時間に対する検出光の強度分布を光拡散理論に基づいて解析することにより、より選択的に脳内 Hb 濃度変化を定量的に検出できるが、完全には脳外組織の影響を除去することができない<sup>9)</sup>。選択的・定量的脳内 Hb 濃度計測には、多チャンネルシステムを用いて計測し、計測データから逆問題を解いて吸収係数などの光学特性値の生体内分布を断層画像としてあらわす拡散光トモグラフィ(Diffuse Optical Tomography, DOT) が最も有望な方法で、我々は現在時間分解計測法を用いた DOT 開発を進めている<sup>10)</sup>。

## 4. おわりに

NIRS は 30 年以上の歳月をかけて開発が進められ、計測技術は着実に進歩しているが、NIRS の基本的な問題は残されたままで、脳外組織の影響を受けずに高い空間分解能で脳活動を検出することができる fMRI と同じ次元で機能局在を論じることはできないと考える。fMRI や PET の代用品ではなく、これらの方法では計測が難しい対象に応用してこそ、NIRS を使う価値があると思われる。開発当初より NIRS は“useful tool”なのか、それとも“expensive toy”なのかと問われ続けてきたが、NIRS の限界を超えることなく、本法の利点・長所を生かすことができれば“useful tool”であると考えられる。

### 【参考文献】

- 1) Hoshi Y, et al. J. Appl. Physiol. 86: 1842-1848, 1997. 2) Delpy DT, et al. Phys. Med. Biol. **33**:1433-1442, 1988. 3) Hoshi Y, et al. J Neuroimaging, 21:e94-e101, 2011. 4) Yamada T, et al. J Biomed Opt, 14: 064034, 2009. 5) Farrell TJ, et al. Med. Phys., 19:879-888, 1992. 6) Suzuki S, et al. Proc. SPIE, 3579:582-592, 1999. 7) Boas DA, et al. Opt. Lett., 29: 1506-1508, 2004. 8) Kohno S, et al. J. Biomed. Opt., 12: 062111, 2007. 9) Sato C, et al. Appl. Opt, 46, 2785-2792, 2007. 10) Zhao H, et al. J. Biomed. Opt. 12: 062107, 2007.

## 脳波とfMRIの同時計測 -基礎と睡眠研究への応用-

宮内哲<sup>1</sup>, 寒重之<sup>1</sup>, 小池耕彦<sup>1</sup>, 三崎将也<sup>2</sup>

- 1 (独)情報通信研究機構 未来 ICT 研究所 CREST-Brain Imaging Group
- 2 アメリカ国立精神衛生研究所 (NIH/NIMH)

fMRI はヒトの非侵襲脳機能研究にとって不可欠の計測法となっているが、他の神経生理学的指標との同時計測という点に関しては、非常に高い静磁場と撮像時の傾斜磁場に起因する顕著なノイズが混入するため、PET や NIRS に比べて困難であった。近年、fMRI と神経生理学的指標の同時計測は、さまざまなアーチファクト除去法が考案され、多くの研究が報告されている。本講演では、fMRI と脳波及び他の神経生理学的指標の同時計測システムについて説明した後、このシステムを用いて行った研究を紹介する。

### 1 脳波-fMRI 同時計測システム

図 1 に MRI のマグネット内で記録した脳波と心電図を示した。記録された脳波と心電図には主に三種類のノイズが混入している(参考文献 4)。

#### (1) 傾斜磁場による誘導電流 (図 1-①)

撮像に伴う傾斜磁場の変動に伴って、脳波電極に電流が誘導され、図 1-①に示したような著明なノイズが混入する。fMRI で一般に用いられる one shot EPI では、0.05~0.1 秒毎に一枚の画像を撮像するため、傾斜磁場によるノイズも 10~20Hz の基本周波数を含んでおり、脳波の  $\alpha$

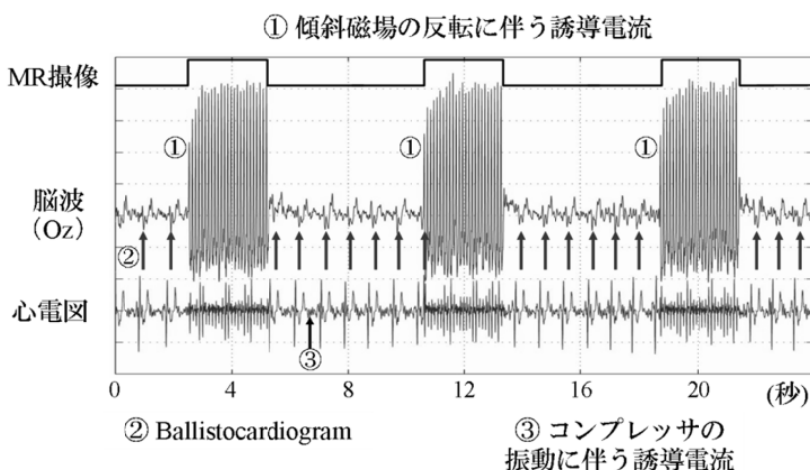


図 1 マグネット内で記録した脳波と心電図

$\sim\beta$  波帯域と重なっているため、通常の帯域除去フィルタでは除去できない。最も一般的なノイズ除去法は、被験者の頭部が動かない限り混入してくるノイズ波形は同じなので、撮像の開始時点に合わせて脳波上に混入する傾斜磁場ノイズを加算平均してノイズのテンプレートを作成し、元のノイズが混入した脳波からテンプレートを差し引く事によって除去する方法である。

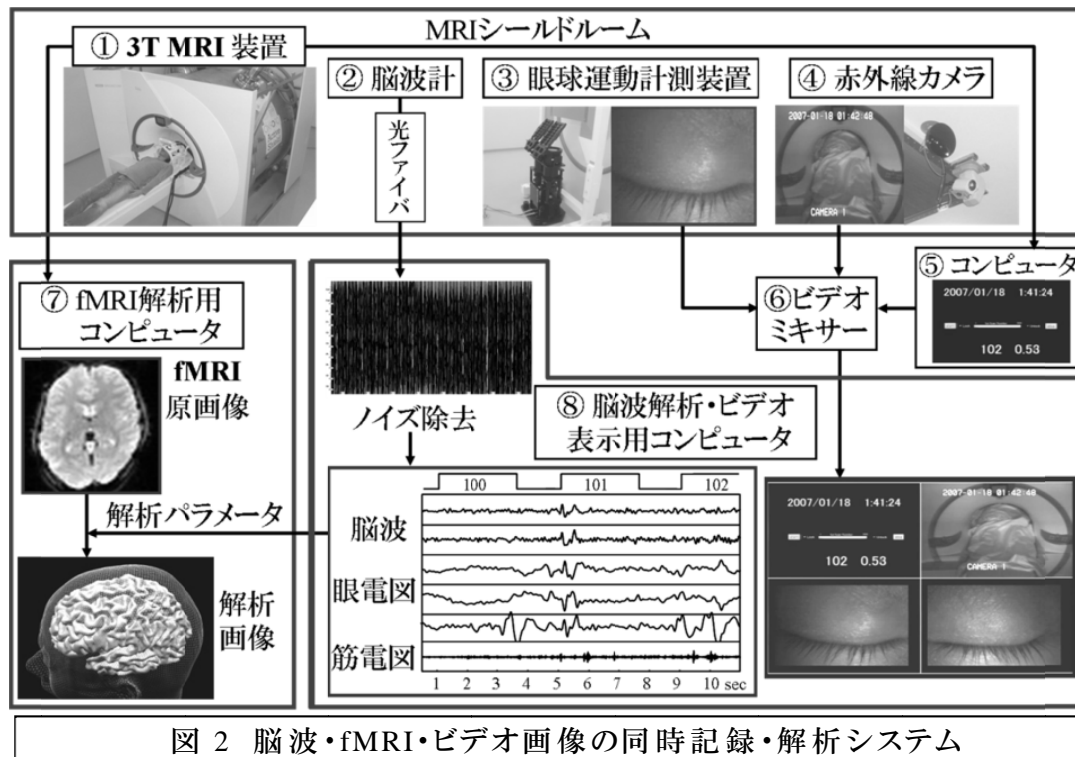
#### (2) Ballistocardiogram (BCG, 図 1-②)

図 1 では、心電図上に R 波が出現した直後に、脳波に棘波様のノイズが混入している (②, 上向き矢印)。心臓の拍動に伴う心弾図成分により頭皮上の脳波電極が高磁場中で振動することによって発生する誘導電流が原因であると考えられている。傾斜磁場ノイズと同様、被験者の頭部が動かなければ混入してくるノイズ波形は同じなので、心電図を同時に計測し、心電図の R 波から一定期間の脳波を加算平均する事により、BCG のテンプレートを作成し、元の BCG が混入した脳波からテンプレートを差し引く事によって除去可能である。

#### (3) コンプレッサの振動による誘導電流 (図 1-③)

図 1 では見えにくいですが、脳波にも心電図にも 17-18Hz のノイズが重畳している。これは超伝導マグネットの液体ヘリウムを冷却するためのコンプレッサの振動が MR 装置の patient table に伝わり、被験者の頭部に装着した脳波電極もマイクロン単位で振動し、高磁場内で導電体が動くこと

により誘導電流が発生し、脳波上にノイズとして出現する。このノイズは一定の周波数で恒常的に発生しているため、帯域除去フィルタで除去する事も可能だが、脳波計測時にコンプレッサを停止する方が望ましい。



以上の処理によってノイズを除去できるが、頭部の微小な動きでもBCGと同じ原理でノイズが混入するため、マグネット外で記録した脳波と比べるとノイズが多く、脳波の特定の周波数帯域の微小な変化を検出したり、眼電図による小さい眼球運動の同定は困難である。われわれは脳波とfMRIの同時計測に加えて、赤外線カメラで被験者の全身及び眼球周囲の画像を時間的に同期して記録する事により、微小な頭部の動きや眼球運動を検出している。

## 2 脳波とfMRIの同時計測を用いた研究

上記のシステムを用いた研究として、REM睡眠時の急速眼球運動に伴う賦活領域を調べた研究(参考文献5)と、覚醒水準の変動に伴うDefault Mode Networkの変化を調べた研究(参考文献10)を紹介する。

### (1) REM睡眠時の急速眼球運動に伴う賦活

REM睡眠時には覚醒時のサッケードと同様の急速な眼球運動が出現し、この時期に覚醒させると夢見の報告が非常に高い割合で得られる。REM睡眠時の急速眼球運動と夢見の関連についてはREM睡眠発見直後から、覚醒時のサッケードと同様に夢の中での視覚像を追うために出現するという説(走査仮説)が提唱されているが、視覚イメージを持たないはずの先天性盲人でも急速眼球運動が出現すること等から否定的見解をとる研究者が多い。

REM睡眠時の急速眼球運動の出現時点で揃えて脳波を加算平均すると、網膜からの視覚入力はないにもかかわらず、覚醒開眼時のサッケードに伴って出現す

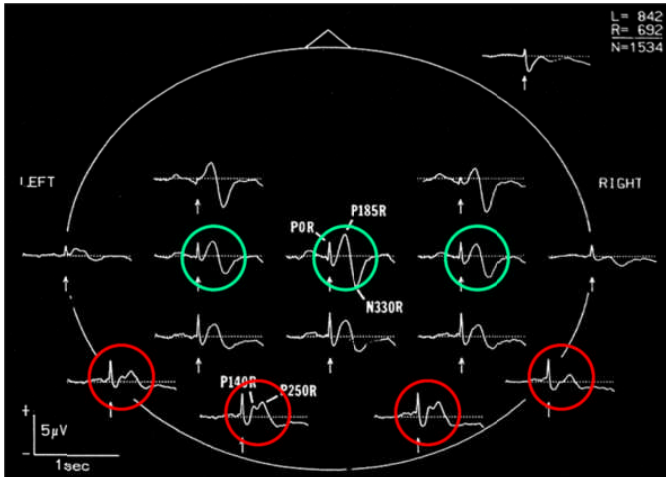


図 3 REM 睡眠時の急速眼球運動の出現時点で揃えて加算平均した脳波

る電位(ラムダ波)に類似した成分が後頭の視覚野優位に出現する(図 3, 参考文献 1,2,7). この成分がどの視覚領域から出現しているかを同定するために, 上記のシステムを用いて REM 睡眠時の脳波とfMRIを同時計測し, 急速眼球運動の出現に伴う賦活領域を検討した.

その結果, 眼球運動関連領域に加えて, 一次視覚野を中心に視覚野の広範な賦活が認められた(図 4, 参考文献 5).

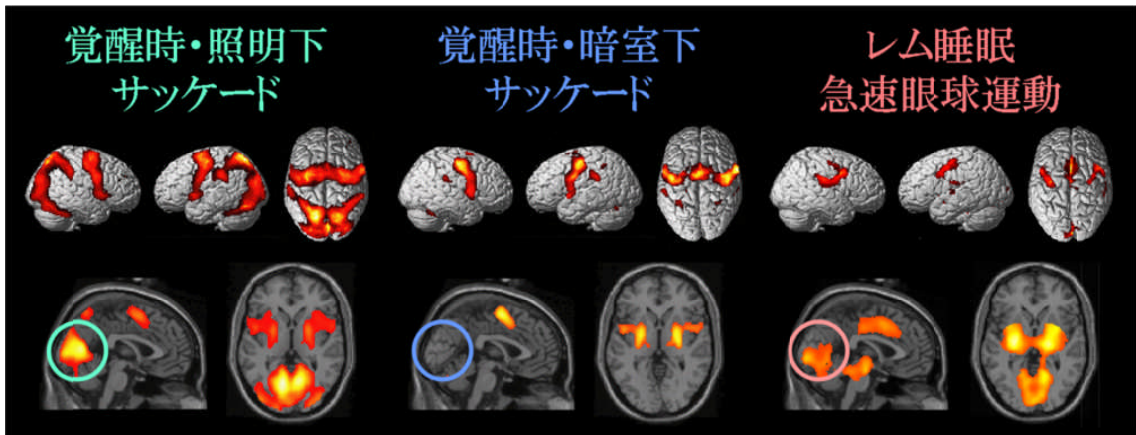


図 4 覚醒時・照明下サッケード(左), 覚醒時・暗室下サッケード(中), REM 睡眠・急速眼球運動(右)による賦活

(2) 覚醒水準の変化に伴う Default Mode Network (DMN) の変化

近年, 安静覚醒時の fMRI データを用いて, 領域間の信号の相関から機能的結合性(functional connectivity)を計算して, 全脳の自発性活動を数種類のネットワークとして評価し, 健常者と神経・精神疾患患者での相違や意識との関連を検討する研究が注目されている(resting-state fMRI). 自発性脳活動ネットワークの中核的存在として考えられているのが Default Mode Network である.

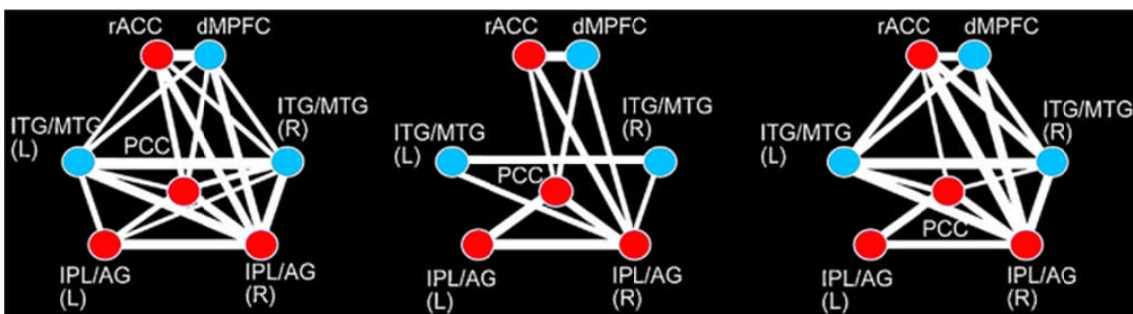


図 5 浅い NREM 睡眠(左), 徐波睡眠(中), REM 睡眠(右)時の DMN

われわれは脳波と fMRI の同時計測システムを用いて、健常者の覚醒・NREM 睡眠・REM 睡眠時の fMRI データから覚醒水準・意識水準の変動に伴う DMN の変化を検討した(参考文献 8,9,10)。その結果, DMN の core 領域である後部帯状回(PCC)と前部帯状回(rACC), 下頭頂小葉(IPL)間では有意な結合性の変化を認めず, DMN の sub 領域である内側前頭前野(MPFC), 下・中側頭回(ITG/MTG)の結合性に有意な変化を認めた(参考文献 10)。講演では意識との関連から考察を行う。

### 3 結 語

脳波と fMRI の同時計測は, 電極の装着やノイズ除去に要する手間を考えると, 広く普及するとは考えにくい, fMRI 単独では計測できない覚醒水準の変化に伴う賦活の変化やレム睡眠時の急速眼球運動などの自発性活動に伴う脳活動を捉える方法としては最も有効である。また, 覚醒水準・意識水準の変動に伴う間脳・中脳・脳幹などの脳深部の活動を検討する上でも重要である。

#### 参考文献

1. Electrophysiological evidence for dreaming: human cerebral potentials associated with rapid eye movement during REM sleep. Miyauchi S, Takino R, Fukuda H, Torii S, *Electroencephalogr clin. Neurophysiol* 66(4): 383-390, 1987.
2. Evoked potentials during REM sleep reflect dreaming. Miyauchi S, Takino R, Azakami M, *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 76(1): 19-28, 1990.
3. Watching fMRI through EEG windows -EEG と fMRI の同時計測による NREM 睡眠中の脳活動-. 宮内哲, 小川脳機能研究所年報 3: 81-86, 2003.
4. functional MRI と脳波の同時計測. 宮内哲, 三崎将也, 福永貴秀, 寒重之. *臨床脳波* 47(6): 362-371 永井書店 2005.
5. Human brain activity time-locked to rapid eye movements during REM sleep. Miyauchi S, Misaki M, Kan S, Fukunaga T, Koike T. *Experimental Brain Research.* 192(4): 657-667, 2009.
6. 自発性 K 複合に伴う fMRI 信号変化と心拍変動との関係 - EEG/fMRI 同時計測を用いた検討-. 寒重之, 小池耕彦, 三崎将也, 宮内哲. *臨床神経生理学* 37(6): 423-431, 2009.
7. Temporal coupling of rapid eye movements and cerebral activities during REM sleep. Ogawa K, Abe T, Nittono H, Yamazaki K, Hori T, *Clinical Neurophysiology.* 120(1): 18-23, 2009.
8. fMRI を用いた睡眠中の自発性および誘発性脳活動の研究. 寒重之, 小池耕彦, 三崎将也, 宮内哲. *睡眠医療* 4(4): 505-510, 2010.
9. 自発性脳活動が示す脳部位間の機能的結合. 小池耕彦, 寒重之, 三崎将也, 宮内哲. *Clinical Neuroscience.* 10(10): 1187-1190, 2010.
10. Connectivity pattern changes in default-mode network with deep non-REM and REM sleep. Koike T, Kan S, Misaki M, Miyauchi S. *Neuroscience Research.* 69(4): 322-330, 2011.

## SPM による脳機能画像データ解析

河内山隆紀

京都大学 霊長類研究所 白眉プロジェクト

株式会社 ATR-Promotion 脳活動イメージングセンタ

非侵襲的脳機能画像法の進展によりヒト高次脳機能の解明は大きく進んだ。その進展は陽電子放射断層撮像法 (Positron Emission Tomography ; PET)、機能的磁気共鳴画像法 (functional Magnetic Resonance Imaging ; fMRI)、近赤外線スペクトロスコピー法 (Near Infra-Red Spectoroscopy ; NIRS) などの新しい脳機能画像法の技術開発に支えられている。しかしながら、様々な研究者が多様な興味に対して脳機能画像法を用いるためには、計測法の進展に加えていわゆるソフトウェア的な側面：計測法を生かすことのできる実験計画法の整備や計測データの特性を考慮した解析方法の開発も必要であった。本教育講演では、脳機能画像法の実験計画法や解析法に着目し、特に現在標準的な解析ソフトウェアの 1 つである SPM (Statistical Parametric Mapping) についての原理と応用について分かりやすく説明する。

### SPM について

Statistical Parametric Mapping は、ロンドン大学・神経学研究所の Karl Friston を中心としたグループが開発を続けている脳機能画像解析用のソフトウェアである ([www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/](http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/))。SPM が扱うことのできる脳活動計測データは、長らく PET や fMRI などのボクセル時系列データのみであったが、近年、脳波 (Electroencephalography ; EEG)・脳磁図 (Magnetoncephalography ; MEG)・電気生理学データ (例えば Local field potential ; LFP) が新たに解析可能な計測手法として加わった。また KAIST が提供するツールボックスには、NIRS データをサポートするものもある。全ての機能が論文化されているという信頼性に加えて、優れた GUI と豊富なマニュアル類、メーリング・リストを利用したユーザ参加による環境整備など、使いやすさにおいても比類のない脳機能画像解析ソフトである。

脳機能画像法を学ぶための参考文献

【教科書】

- ◎ 1. Huettel SA, Song AW, McCarthy G, **Functional Magnetic Resonance Imaging**, Sinauer Associates Inc; 2 edition, 2009 (fMRI の原理・解析・実験法についての大学院レベルの標準的な教科書である。)
- 2. Penny WD, Friston KJ, Ashburner JT, Kiebel SJ, Nichols TE, **Statistical Parametric Mapping: The Analysis of Functional Brain Images**, Academic Press; 1 edition, 2006 (脳機能画像データ解析ソフトである SPM の原理についての解説書である。内容は少し難しく基礎的な数学的な知識を必要とする。)
- 3. Jezzard P, Matthews PM, Smith SM, **Functional Mri: An Introduction to Methods**, Oxford University Press, USA; New Edition, 2003
- 4. Moonen CTW, Bandettini PA, Aguirre GK, **Functional Mri (Medical Radiology)**, Springer-Verlag; 1 edition, 1999

【論文・総説】

- 5. Poldrack RA, **Region of interest analysis for fMRI**, Soc Cogn Affect Neurosci, 2(1):67-70, 2007 (脳機能画像法でよく用いられる ROI 解析についての注意点がまとめられている。6 との併読を勧める。)
- ◎ 6. Poldrack RA, Fletcher PC, Henson RN, Worsley KJ, Brett M, Nichols TE, **Guidelines for reporting an fMRI study**, Neuroimage, 40(2):409-414, 2008 (方法や結果を検討する際の注意点、また論文での記載事項についてのガイドラインが示されている。本論文の Appendix A に記載されていることが理解できる程度の知識が望まれる。)
- 7. Ridgway GR, Henley SM, Rohrer JD, Scathill RI, Warren JD, Fox NC, **Ten simple rules for reporting voxel-based morphometry studies**, Neuroimage, 40(4):1429-1435, 2008 (脳機能画像法の中でも Voxel Based Morphometry における注意点、方法・結果の報告の仕方が述べられている。)
- 8. Carter CS, Hecker S, Nichols T, Pine DS, Strother S, **Optimizing the design and analysis of clinical functional magnetic resonance imaging research studies**, Biol Psychiatry, 15;64(10):842-849, 2008

## NIRS の特性を生かした研究手法 ～ヘモグロビン濃度変化量の比率を用いた解析法～ 九州大学医学部小児科 實藤雅文

非侵襲的脳機能計測には様々な手法があるが、空間分解能に優れ解析方法も確立している fMRI が圧倒的な地位を築き上げている。一方、近赤外線分光法(NIRS)は、空間分解能が低く脳深部計測ができないという欠点があり、現時点では、脳機能計測の代表的な手法とはなっていない。しかし、時間分解能が比較的良く、体動の制約や騒音が少ないというメリットを生かし、fMRI では計測が困難なタスクや被験者を対象とすれば、他では得られない新しい知見を数多く見出せると考えられる。ただしそのためには、光路長が測定できずにヘモグロビン濃度(Hb)変化の定量化ができないという NIRS 固有の問題にアプローチすることが一つの課題となる。我々はまず、成人の無意味図形のエピソード記憶を対象として研究を開始し、1つのチャンネル内における2つの条件(a, b)で計測した Hb 変化量の比率を用いた指標  $[a/(a+b), b/(a+b)]$ を用いて解析を行うことで、この問題をクリアした(Sanefuji et al, 2007)。また、この方法を用いると、NIRS で得られる生データに比べ、指標ではデータのばらつきが少なくなり正規性が保たれ、より検出力の高い parametric 解析を使用できることも見出した(図)。さらに我々は、同じ方法を用いて、小児期における絵のワーキングメモリ戦略の変化を、脳機能計測として初めて示した(Sanefuji et al, 2011)。この研究では、幼児を対象とし、event-related design で、視覚と聴覚刺激を用いており、それぞれ、体動の制約が少ない、時間分解能が良い、騒音が少ないという NIRS のメリットを最大限に引き出すことができた。NIRS を用いて研究をするにあたっては、NIRS の限界を認識しつつも「fMRI にはない NIRS の特徴を生かす」ことが重要と考えられる。

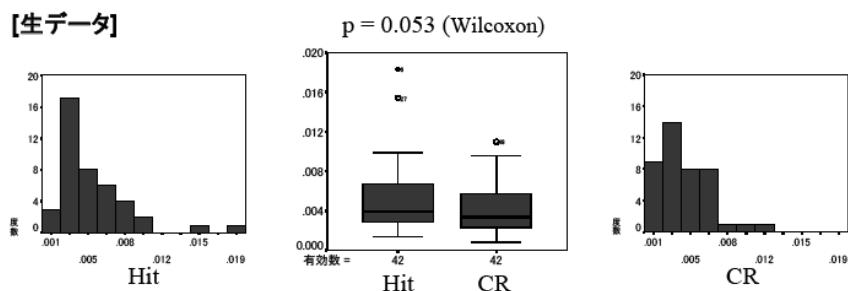
### [文献]

Sanefuji M, Nakashima T, Kira R, et al. The relationship between retrieval success and task performance during the recognition of meaningless shapes: an event-related near-infrared spectroscopy study.

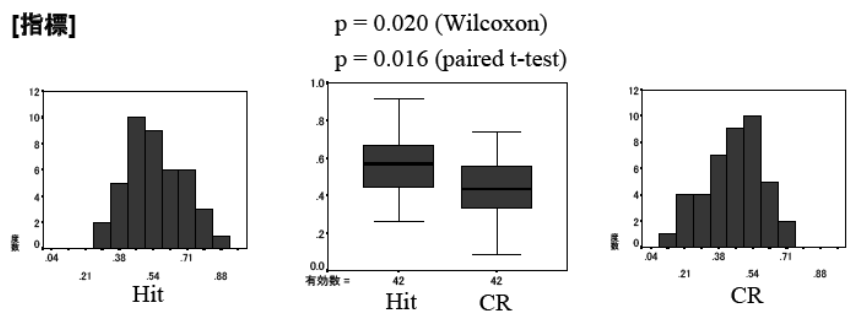
Neurosci Res. 2007 59(2):191-8.

Sanefuji M, Takada Y, Kimura N, et al. Strategy in short-term memory for pictures in childhood: a near-infrared spectroscopy study. Neuroimage. 2011 54(3):2394-400.

### [生データ]



### [指標]





## fNIRS は脳機能信号を計測しているか？ - 二つの異なるモデルに基づく信号分離の試み -

産業技術総合研究所 ヒューマンライフテクノロジー研究部門 山田 亨

### 1. はじめに

fNIRS は脳機能活動に伴って脳皮質組織で生じる局所的な血流変化を分光学的に計測する手法である。同様の現象を観測する fMRI や PET などの技術と比較して簡便で安全性も高い反面、その計測信頼性には多くの問題が残されている<sup>1</sup>。その中で特に深刻な問題として表層組織での血流変化があげられる。姿勢変化<sup>2,3,4</sup>、呼吸変化<sup>2,4,5</sup>、手指運動課題<sup>4,6</sup>、語流暢課題<sup>7</sup>、認知課題<sup>6</sup>などに伴う表層組織の血流変化による NIRS 信号変動がすでに報告されているが、その生成機序の解明を含む体系的取り組みは遅れている。このような全身性血流調節の影響下にあつて脳皮質組織に必ずしも由来しない信号変動と、神経活動に伴った脳皮質組織での信号を分離するために我々が近年行ってきた試みについて以下に述べる。

### 2. 光学的多層モデルに基づく脳皮質組織の光吸収変化の計測<sup>4</sup>

一つの解決方法として、脳皮質組織での血流変化を選択的に計測する手法(Multidistance, MD 法)を考案した。従来の fNIRS 計測における照射-検出プローブ 1 の配置に対して図1のように検出プローブ 2 を新たに導入する。照射-検出プローブ間距離( $d_i$ )が異なる二つの計測で検出される光は、それぞれに各組織層( $L$ )で異なる光路を通過してくる。血流変化の生じる表層組織(sp)と脳皮質(gm)のみに注目し、そこで生じる吸収変化( $\Delta\mu_a^L$ )と散乱変化( $\Delta\mu_s^L$ )を考えるなら、測定される吸光度( $\Delta A_d$ )は以下で表せる。

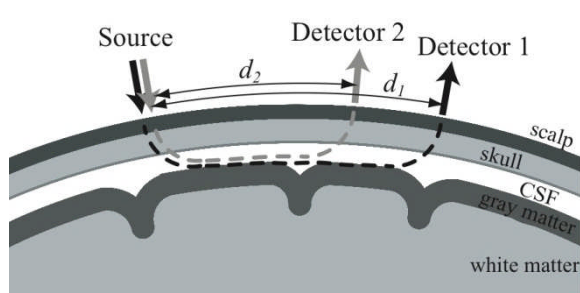


図1 MD 法による計

$$\Delta A_{d1} = l_{d1}^{sp} \Delta\mu_a^{sp} + m_{d1}^{sp} \Delta\mu_s^{sp} + l_{d1}^{gm} \Delta\mu_a^{gm} \quad (1)$$

$$\Delta A_{d2} = l_{d2}^{sp} \Delta\mu_a^{sp} + m_{d2}^{sp} \Delta\mu_s^{sp} + l_{d2}^{gm} \Delta\mu_a^{gm}$$

ここで、シミュレーションでの考察から gm 層での散乱変化項は無視した。二つの検出位置が  $k = l_{d1}^{sp} / l_{d2}^{sp} = m_{d1}^{sp} / m_{d2}^{sp}$  を満たすように定めることにより脳皮質での光吸収変化を

$$\Delta\mu_a^{gm} = \frac{\Delta A_{d1} - k \Delta A_{d2}}{l_{d1}^{gm} - k l_{d2}^{gm}} \quad (2)$$

と求めることができる。この条件として  $d_1=30\text{mm}$ ,  $d_2=20\text{mm}$  のプローブ配置が必要である。

片側手指運動課題時の信号変動を従来の fNIRS 計測と MD 法を用いた場合で比較した結果を図2に示す。従来法では左右の運動野直上に置かれたチャンネル(Ch1, Ch7)以外でも課題遂行と同期した信号変動が生じていることが分かる。この信号変化はオキシヘモグロビン変化( $\Delta\text{HbO}$ )においてとりわけ顕著である。他方、MD 法では左/右の手指運動に対応する右/左の運動野(Ch7-8, Ch1-2)でのみ、課題と同期して  $\Delta\text{HbO}$  増大とデオキシヘモグロビン減少( $\Delta\text{HbR}$ )が生じていることが分かる。

脳機能活動に伴う NIRS 信号に関しては多くの報告がなされてきた。初期には  $\Delta\text{HbO}$  増大が卓越するとの報告もみられたが、表層血流の影響に配慮した近年の研究では  $\Delta\text{HbO}$  増大と  $\Delta\text{HbR}$  減少が

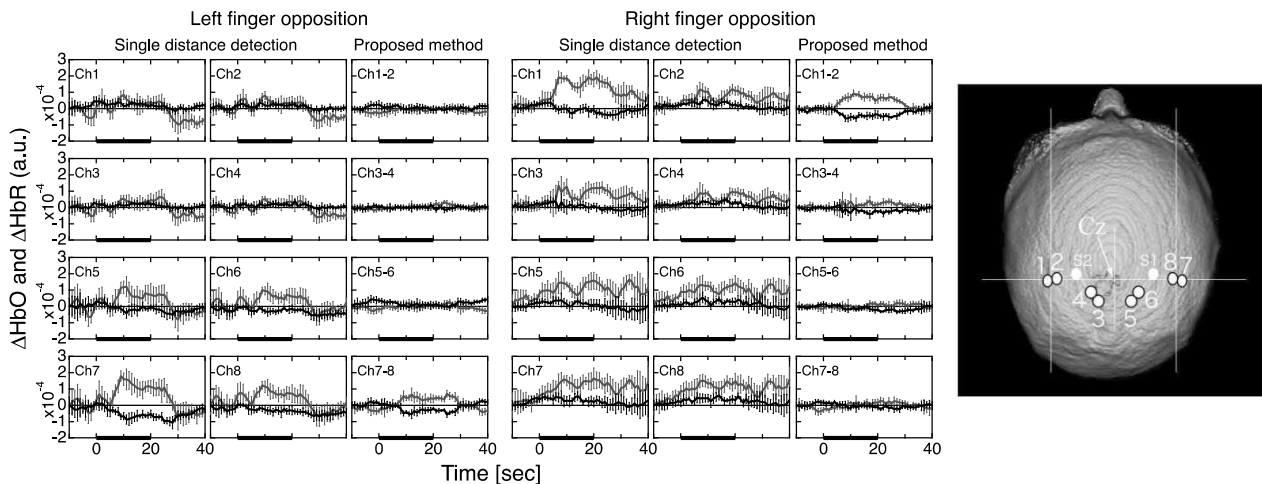


図2 タッピング課題遂行時の従来法とMD法による計測結果の比較。(灰: ΔHbO, 黒: ΔHbR)

同時に生じるとの結果が増加している<sup>8-10</sup>。図2の結果は、従来のNIRS信号には表層組織由来のΔHbOの変動が大きく重畳しており、MD法が有効にこれを低減できたことを示している。

### 3. 血流動態モデルに基づく脳機能信号と全身性信号の分離<sup>11</sup>

図2に示したデータを横軸ΔHbO, 縦軸ΔHbRとする二次元座標にプロットしたものを図3に示す。脳組織由来の血流信号(黒)は負の傾きをもつ直線に沿うトラジェクトリを描き、他方、表層組織由来の血流が重畳した信号(灰)はこれとは異なるトラジェクトリを描くことが分かる。我々は、このことからfNIRS信号にはΔHbO, ΔHbRの相関が異なる二つの血流動態の影響が混在していると考え、

以下の二式からなるモデルを構築した<sup>11</sup>。

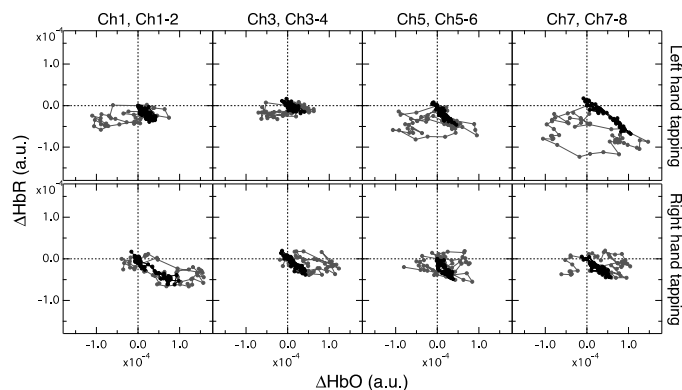


図3 ΔHbOとΔHbRが描くトラジェクトリ (灰: 従来法, 黒: MD法)

$$\begin{pmatrix} O \\ D \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} O_F \\ D_F \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} O_S \\ D_S \end{pmatrix}, \quad (3)$$

$$\begin{pmatrix} D_F \\ D_S \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_F & 0 \\ 0 & k_S \end{pmatrix} \begin{pmatrix} O_F \\ O_S \end{pmatrix}$$

ここで、(O, D)は通常のfNIRS計測で得られるオキシ, デオキシの変化量を意味し、(O<sub>F</sub>, D<sub>F</sub>)と(O<sub>S</sub>, D<sub>S</sub>)はそれぞれ脳機能性血流変動と全身性血流変動におけるオキシ, デオキシ成分

である。この二つの異なる血流動態を表す式(3)の定数k<sub>F</sub>, k<sub>S</sub>を適切な方法を用いて定めることができれば、以下のように二つの血流変動成分への分離が可能になる。

$$\begin{pmatrix} O_F \\ D_F \end{pmatrix} = \frac{1}{k_F - k_S} \begin{pmatrix} -k_S & 1 \\ -k_F \cdot k_S & k_F \end{pmatrix} \begin{pmatrix} O \\ D \end{pmatrix}, \quad \begin{pmatrix} O_S \\ D_S \end{pmatrix} = \frac{1}{k_F - k_S} \begin{pmatrix} k_F & -1 \\ k_F \cdot k_S & k_S \end{pmatrix} \begin{pmatrix} O \\ D \end{pmatrix} \quad (4)$$

我々は、図3における脳組織での血流変動(黒)の傾きや他の報告からk<sub>F</sub>の値を定め、このときに二つの血

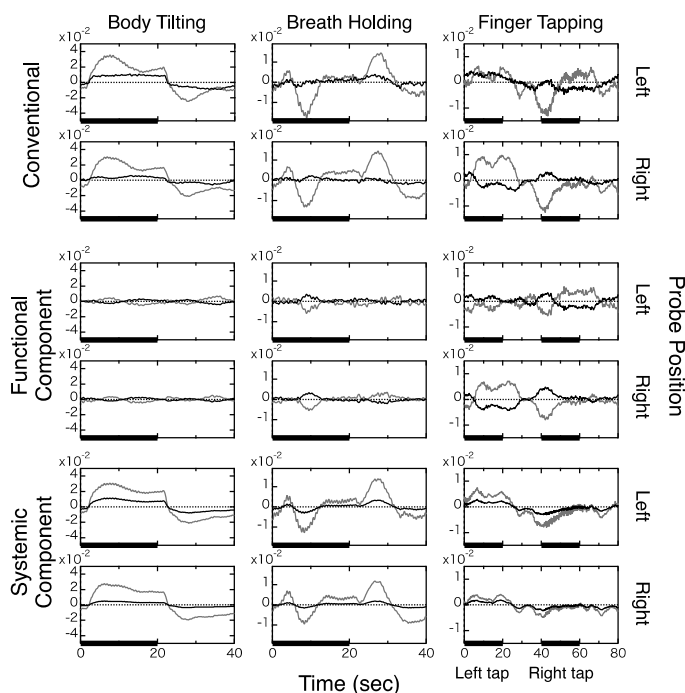


図4 血流動態モデルに基づく従来信号(上段)の脳機能(中段),全身性(下段)の成分への分離。(灰:  $\Delta\text{HbO}$ , 黒:  $\Delta\text{HbR}$ , Left/Right: プローブの設置頭部位置)

スラインドリフトが認められた。これに対して、分離された脳機能信号は左右の遂行指と反対側の右左のチャンネル位置で明瞭な  $\Delta\text{HbO}$  の増大( $\Delta\text{HbR}$  の減少)が認められた。全身性信号では、左右の別なく課題と同期した  $\Delta\text{HbO}$  の増大( $\Delta\text{HbR}$  の増大)およびベーススラインドリフトが見られた。

#### 4. これら二つの手法で得られた脳の信号の比較

以上に、まったく異なる二つの計測モデルに基づいた fNIRS 計測における脳からの信号の分離について述べた。前者は、頭部が一様な層が積層した構造であると仮定して、脳皮質層での吸収変化のみを抽出する方法である。後者は、脳機能時に特有な血流動態は全身性の血流動態とは異なることを仮定して、両者を分離する方法である。ここで、得られた二つの結果の異同を検証することは、脳皮質組織で脳機能

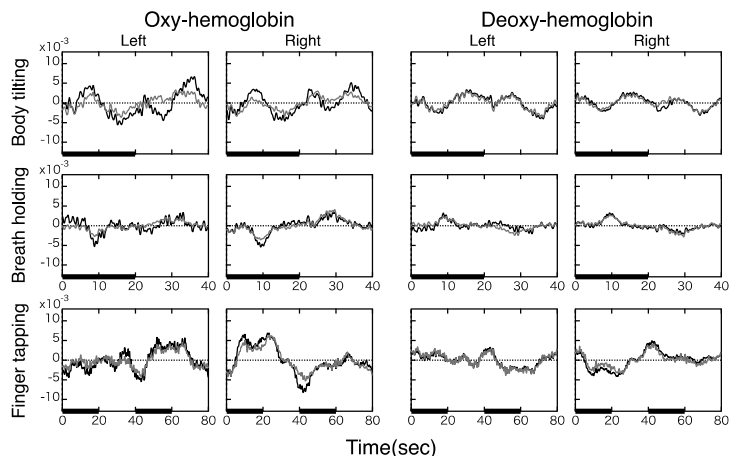


図5 二つの異なるモデルに基づく fNIRS 信号成分の比較 (灰: MD 法, 黒: 脳機能血流成分, Left/Right: プローブ位置)

流変動間の相互情報量が最小となるように  $k_S$  の値を定めることで、 $(O_F, D_F)$ と $(O_S, D_S)$ を一意に確定した。

左右の運動野直上に置かれたチャンネルで計測した結果を図4に示す。ここでは、 $k_F = -0.6$ を用いた。上記手法で求めた  $k_S$  は測定チャンネルや課題条件ごとに値が異なったが、そのほとんどは  $0 < k_S < 0.5$  の範囲にあった。従来法を用いた計測では、上体傾斜や呼吸停止に伴い大きな信号変動が観測された。式(4)を用いて分離された全身性信号でこれと非常に類似した信号変動が見られた。一方で、分離された脳機能信号では、ほとんど信号変動が見られなかった。手指運動課題では、従来法の計測信号は左右の別なく課題と同期した  $\Delta\text{HbO}$  の増大および長い時間領域でのベース

スラインドリフトが認められた。これに対して、分離された脳機能信号は左右の遂行指と反対側の右左のチャンネル位置で明瞭な  $\Delta\text{HbO}$  の増大( $\Delta\text{HbR}$  の減少)が認められた。全身性信号では、左右の別なく課題と同期した  $\Delta\text{HbO}$  の増大( $\Delta\text{HbR}$  の増大)およびベーススラインドリフトが見られた。この結果を問う意味で興味深い。この結果を図5に示す。ただし、二つの測定法では光路長の寄与の程度が異なるため、絶対値比較は行えない。このため、二つの方法で得た信号の時間変動が互いに最もよく重なるように一方の縦軸の倍率を調整した結果を示した。

上体傾斜、呼吸停止、手指運動課題のいずれの場合でも、二つの手法で得

たオキシ、デオキシの信号はきわめてよく似ていることが分かる。このことは、脳皮質組織中の血流は体動その他の影響をほとんど受けることなく恒常的に保たれており、当該領域の神経活動に伴ってオキシ増大とデオキシ減少が同時に生じることを強く示唆している。

## 5. おわりに

fNIRS 計測は簡便で安全であり、測定原理や対象の生理学を熟知していないユーザーも利用できる優れた計測手法である。それゆえにまた、脳に由来しない種々の類似信号を脳機能信号と誤認してしまう危険性も高い。本稿で示した結果のみから結論できることは決して多くはないが、NIRS 信号には脳機能由来の成分が含まれており、適切な手段を用いれば分離できると考えてよさそうである。特に、血流動態モデルに基づく信号分離法は、市販の NIRS 装置で今までに得たデータに対しても事後的に適用可能である。これらの研究が広く fNIRS 計測の信頼性向上の一助となれば、我々にとって幸いである。

## Reference

1. Orihuela-Espina F, et al., Quality control and assurance in functional near infrared spectroscopy (fNIRS) experimentation, *Phys. Med. Biol.*, **55**, 3701–3724 (2010).
2. 江田英雄ほか, 近赤外分光画像による非侵襲脳活動計測の誤差要因, 日本生物物理学会第 40 回年会(2002).
3. 武田湖太郎ほか, 頭部傾斜が Near-infrared spectroscopy 計測へ与える影響, *脳科学とリハビリテーション*, **8**, 21-24 (2008).
4. Yamada T, et al., Multidistance probe arrangement to eliminate artifacts in functional near-infrared spectroscopy, *J. Biomed. Opt.*, **14**, 064034 (2009).
5. Obrig H and Villringer A, Beyond the visible - imaging the human brain with light, *J Cereb Blood Flow Metab.*, **23**, 1-18, (2003).
6. Franceschini MA, et al., Diffuse optical imaging of the whole head, *J. Biomed. Opt.*, **11**, 054007 (2006).
7. Takahashi T, et al., Influence of skin blood flow on near-infrared spectroscopy signals measured on the forehead during a verbal fluency task, *NeuroImage*, in press (2011).
8. Sheth SA, et al., Linear and Nonlinear Relationships between Neuronal Activity, Oxygen Metabolism, and Hemodynamic Responses Neuron, **42**, 347-355 (2004).
9. Huppert TJ, et al., A temporal comparison of BOLD, ASL, and NIRS hemodynamic responses to motor stimuli in adult humans, *NeuroImage* **29**, 368–382 (2006).
10. Zeff BW, et al., Retinotopic mapping of adult human visual cortex with high-density diffuse optical tomography. *Proc Natl Acad Sci USA.*, **104**, 12169-12174 (2007).
11. 山田亨, 梅山伸二, 生体光計測装置、プログラム及び生体光計測方法, 特願 2011-113081.

## 硬膜動静脈ろう塞栓術前後の運動負荷時の NIRS における変化

志藤里香 秋山武紀 大平貴之 吉田一成

慶應義塾大学医学部脳神経外科

症例は70歳男性。左下肢の脱力発作を主訴に当院外来を受診し静脈洞交会近傍に後頭動脈、後硬膜動脈を栄養血管とするシャントを伴う硬膜動静脈ろうを認め、上矢状静脈洞および皮質静脈の逆流を伴っていた。手術は栄養血管を凝固し、シャントを二期的に閉鎖した。術前、一回目術後、二回目術後に近赤外分光法（NIRS）を30秒間の手の掌握運動による運動負荷施行下で運動野を中心に行い、経過を観察した。術前には運動野ではtotal Hbおよびoxy Hbの増加と同時にdeoxy Hbも増加を認め、また運動野周囲からは盗血現象と思われる所見を認めた。一回目の手術は静脈洞の部分的塞栓を行ったが、術後のNIRSでは運動負荷開始後前半の16秒間に渡りdeoxy Hbの著明な上昇と相対するoxy Hbの低下を認め、運動負荷後半においてはoxy Hbの上昇とdeoxy Hbの低下、total Hbの上昇を認めた。二回目の手術では静脈洞のシャント部分を完全閉塞したが手術後のNIRSにおいてはoxy Hb, Total Hbの上昇とともにdeoxy Hbの低下を認めた。患者の自覚症状は一回目術後には左下肢の脱力症状はなくなり、二回目術後には下肢の触覚も改善を認めた。NIRSの反応と手術における皮質血流の変化について考察する。

## 視覚反応課題の運動学習に伴う脳血流動態の変化

青景遵之<sup>1,2)</sup>, 中川 慧<sup>1,3)</sup>, 福利 崇<sup>1)</sup>, 河原裕美<sup>1)</sup>, 弓削 類<sup>1)</sup>

1) 広島大学大学院保健学研究科 2) うちおグリーンクリニック 3) 石原脳神経外科病院

### 【背景】

運動学習は、リハビリテーションにおける運動機能回復、動作の獲得など到大変重要である。fNIRS は、PET や fMRI と異なり、拘束性が低く、運動時の測定が可能である。畠中らは、pursuit rotor task を用いて、運動学習による前頭葉の血流動態変化を報告している<sup>1)</sup>。また、宮井らは、脳卒中患者の歩行改善に伴う運動関連領域の血流動態変化を明らかにしている<sup>2)</sup>。しかしながら、運動学習時には頭頂連合野の関連が報告されている<sup>3)</sup>が、NIRS 研究にて、頭頂連合野の活動を示した報告は少ない。本研究では、視覚反応課題を反復し、NIRS を用いて、運動学習の前後半における頭頂連合野の脳血流動態変化を明らかにすることを目的とした。

### 【方法】

対象は、右利き健康成人 10 名（男 8 名 女 2 名 年齢  $27.9 \pm 7.0$  歳）とした。本研究は、広島大学大学院保健学研究科心身機能生活制御科学講座倫理委員会の承認を得て行った。課題は、視覚反応課題とした。対象には、安静時にはスクリーン上に提示された手を見るように指示し、実行時には指の上にランダムな順序で提示された白点に合わせて、素早く左手指タッピングを行うように指示した。測定は、FOIRE3000（島津製作所）を使用し、プローブは Cz を中心に 49ch 配置し（図 1）、安静 20 秒・実行 20 秒・安静 20 秒のブロックデザインを 8 試行行った（図 2）。解析は、前後半 4 試行の加算データから、GLM 解析を利用してグループ解析を行った。運動成績は、最初の 1 試行目と最後の 8 試行目の反応時間とエラー回数を測定した。

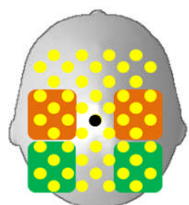


図 1・プローブ配置。

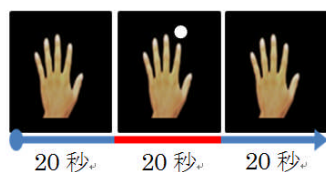


図 2・ブロックデザイン。

### 【結果】

課題成績では、反応時間に有意差はなかった（data not shown）が、エラー回数では有意な減少がみられた（図 3）。課題中の脳血流動態は、広範囲に反応が認められた（図 4）。運動関連領域では前後半で変化がなかった（図 5A）が、頭頂連合野では、前半と比較して、後半に血流動態の変化が有意に大きくなった（図 5B）。

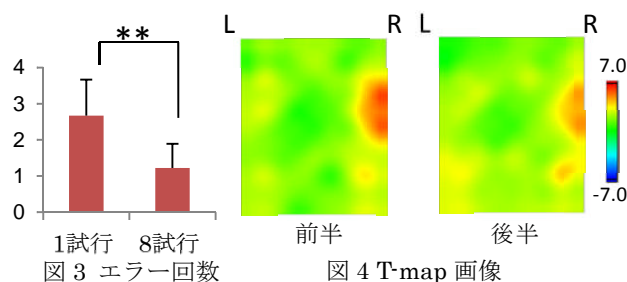


図 3 エラー回数

図 4 T-map 画像

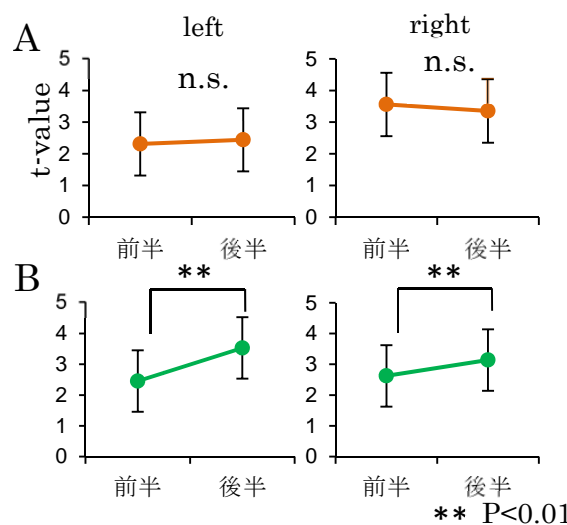


図 5 前後半の脳血流動態の変化

A 運動関連領域 B 頭頂連合野

### 【考察】

本研究の結果より、両側運動関連領域には変化がなかったが、頭頂連合野では、前半よりも後半に大きな血流動態の変化がみられた。頭頂連合野は、視覚と体性感覚の統合処理を行っており、運動前野と関連して視覚誘導性運動における感覚運動変換に関与している。本研究では視覚反応課題の反復により、頭頂連合野の活性化が起り、視覚・体性感覚の統合処理が向上し、感覚運動変換における誤動作が少なくなったことでエラー回数が減少したと推察される。

### 参考文献

- 1) Hatakenaka M, et al. Frontal regions involved in learning of motor skill--A functional NIRS study. Neuroimage 34(1):109-116.2007
- 2) Miyai I, et al. Premotor cortex is involved in restoration of gait in stroke. Ann Neurol 52(2):188-194.2002
- 3) Doyon J, Benali H. Reorganization and plasticity in the adult brain during learning of motor skills. Curr Opin Neurobiol 15:161-167.2005

## fNIRSを用いた食品の風味評価と甘味刺激応答に関する考察

大塚貴子\*1、隅谷栄伸\*1、井上正雄\*2、山口由衣\*2

(\*1(公財)東洋食品研究所、\*2(株)島津製作所)

### 【目的】

食品の風味評価には主に官能評価が用いられるが、評価者の個人差もあり客観性に欠けることが多い。我々は、食品の風味を定量化する手段として、近赤外光脳機能イメージング法(以下fNIRS)を用いた評価方法を検討している。今回、ヒトの味覚応答に関して知見を得たので報告する。

### 【方法】

同意書に基づき協力を得た健常な男女22名(男性16名、女性6名)を対象に、官能評価中の脳活動を調べた。課題は「試料を味わう事」とし、ティーバッグ紅茶を用いて、その茶葉量が通常量の2倍量の条件で熱水抽出した「渋味品」と、それを熱水で2倍希釈した「通常品」の2種類を準備した。濃度の異なる紅茶をベースにし、砂糖を0%、1%、3%、6%添加して甘味濃度の異なる試料を4種類調製した。試飲時の順序効果を考慮し、砂糖添加量を段階的に増加させた場合と、段階的に減少させた場合の試験を、通常品及び渋味品にてそれぞれ行った。試験中は閉眼とし、安静30秒-課題15秒-安静30秒を1セットとして8セットを連続して行った。8セットのうち4セットを水、4セットを紅茶飲料として水と紅茶を交互に提示した。試料温度は室温とし、提示はストロー付きシリンジにて行い、課題後に吐き出し、すすぎを行い、甘味、渋味、好みについての評価をフリースケールにて求めた。fNIRS(島津製作所製FOIRE3000)を用い、oxyHbの濃度長変化を計測した。計測部位は前頭葉腹側部及び側頭葉とし、国際式10-20法に準拠しT3、T4を受光プローブR14、R3にあわせた。左右両側に3×5のプローブを配置し、44chの同時計測を行った。データ解析にあたっては、課題開始点にて0点補正を行った後、水を評価した4回の平均値を用いてバックグラウンド補正を行い、各試料におけるoxyHb濃度長変化を算出した。風味評価の能力が脳活動に及ぼす影響を調査するため、同被験者に対して官能評価を行い、甘味に対する識別能力の高い被験者と低い被験者を分類した。

### 【結果と考察】

甘味に対する識別能力の高い被験者グループの結果を見ると、通常品において、砂糖添加量を増加させた場合のCh20および43で、砂糖添加量が増加するにつれてoxyHb濃度長変化が大きくなる傾向が示唆された。通常品の砂糖添加量を減少させた試験及び渋味品を用いた試験では添加量と相関しているかどうかは明確ではなかった。一方、甘味識別能力の低い被験者では、oxyHb濃度長が小さい傾向が示された。以上の結果から、被験者の味覚感度や、甘味と渋味の相互作用が脳活動に影響を及ぼしている可能性が示唆された。

測定の個体差が大きいため、万人共通の尺度はなく定量化は難しいが、甘味において風味識別能力が高い被験者では低い被験者に比べてoxyHb濃度長が大きい傾向が示された事から、官能評価能力の判定やトレーニングによる効果の検証に応用できる可能性が期待される。



## 反復到達運動時における腹外側前頭前野の役割 —近赤外線スペクトロスコピーによる検討—

後藤広太郎 (東京農業大学生産学部)、星詳子 (東京都医学総合研究所ヒト統合脳機能プロジェクト)、佐多正至 (北海道大学大学院工学研究科)、宇野英樹 (北星学園大学社会福祉学部)、高橋誠 (北海道大学大学院工学研究科)、室橋春光 (北海道大学大学院教育学研究科)

### 1. 問題と目的

我々は先の運動学習実験において、腹外側前頭前野 (VLPFC) が運動学習後期においても活動を継続し、通常の到達運動においても活動していることを確認した。しかし、通常の到達運動を反復させた場合に、VLPFC がどのような活動変化を示すのかは明らかにされていない。

よって本研究では、通常の到達運動を継続している状態における VLPFC の活動変化について検討した。

### 2. 方法

**被験者:** インフォームドコンセントが得られた右利きの健康成人 10 名 (男性 4 名, 女性 6 名;  $25.7 \pm 6.6$  歳) を対象とした。

**到達運動装置:** 被験者は胸の高さに設置された水平なテーブルに向かって着席し、HMD (head-mounted display) を装着した。ターゲットなどの視覚情報は、液晶プロジェクタを用いてスクリーンに投影され、さらにビデオカメラを介して HMD 画面上に呈示された。被験者は自身の指先を見ることはできず、HMD 画面上に提示される指先の位置を示すカーソルを頼りに、スクリーンの下に設置されたテーブル面に沿って到達運動をおこなった。到達運動中の指先位置は、被験者の利き手人差し指の先に装着された磁気センサのレーザーバーコイルによってモニタした。

**NIRS:** Hb 変化の測定には、赤外線酸素モニタ (NIRX-300, 浜松ホトニクス) を使用した。プローブは照射-受光間距離 3 cm として、左右の前額部 2 箇所 (国際電極基準 10-20 方式の F7 及び F8 を中点として水平に装着) に取り付け、Hb 相対濃度変化を計測した。

**到達運動実験課題:** カーソルと指手先の位置を一致させた通常の到達運動課題を用いた。到達運動課題は利き手のみで行い、被験者には HMD を通して平面上に投影されるターゲット (スタート地点から距離 13cm に設定) に向けて、できる限り正確に素早く手を移動させるよう教示した。ターゲットは全てのブロックにおいて前方右 45 度の位置に呈示され、各運動課題の前後に 30 秒の安静期間を設定して、10 試

行 10 ブロックを実施した。

**行動指標:** 運動精度を確認するため「到達運動軌跡長」を指標として設定した。

### 3. 結果

**行動指標:** 一要因分散分析の結果、到達運動軌跡長においては、統計的に有意な差は見られなかった。また、ブロックが進むにつれて、被験者によってはブロック最初の試行において、到達運動の軌跡が顕著に長くなるケースも時折確認された。

**Hb 相対濃度変化:** 8 人の被験者全員について、左右両部位共に第 1 ブロック遂行時に顕著な oxy-Hb の増加が確認されたが ( $P < 0.05$ )、それ以降のブロックにおいては、被験者によって変化パターンにバラつきが見られた。

### 4. 考察

行動指標の結果から、到達運動課題に関しては実験を通して一定の学習 (適応) 状態が維持されていたものと解釈される。これは、既に学習された随意運動の一つと考えられた。

次に、oxy-Hb 相対濃度変化値の結果から、到達運動課題ブロック数が進行するにつれて、左右 VLPFC の oxy-Hb 増加量に個人差が見られた。このことは、到達運動に VLPFC が恒常的には関与せず、別の脳部位にその役割がシフトしていることを伺わせた。

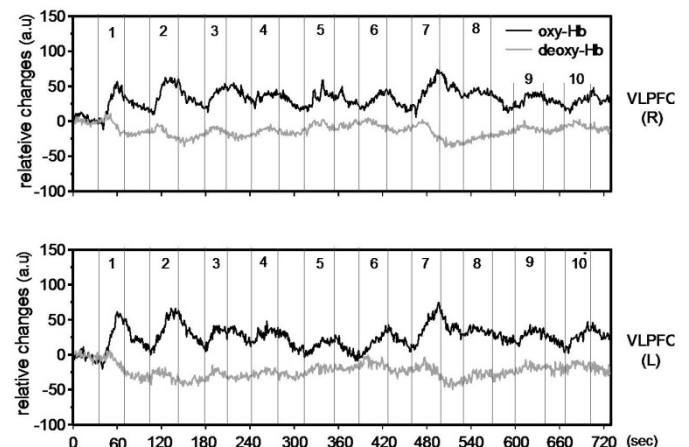


図 1: 到達運動遂行時における oxy-Hb 相対濃度変化



## 文字流暢性課題遂行時の前額部 NIRS(近赤外スペクトロスコピー)信号への皮膚血流の影響

高橋俊光<sup>1,2</sup>、滝川順子<sup>2</sup>、川越礼子<sup>2</sup>、岩野孝之<sup>2</sup>、渋谷賢<sup>3</sup>、北澤茂<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>大阪大学大学院生命機能研究科、<sup>2</sup>順天堂大学医学部生理学第一講座

<sup>3</sup>杏林大学医学部統合生理学教室

近年、文字流暢性課題(VFT)遂行中の前頭極の活動に焦点を当てた近赤外スペクトロスコピー(NIRS)研究が多く報告されている。一方で PET や fMRI を用いた研究では前頭極の活動はほとんど見出されておらず、両手法間に結果の不一致が見られる。一般に NIRS 計測では、頭皮の血液動態が計測信号に影響を与えることが知られている。そこで本研究では、VFT 遂行中の前額部の NIRS 信号の変化が皮膚血流の変化と関係しているかどうかを調べた。

50名の健常被験者に対し、前額部より通常の probe 間隔(30 mm, FAR)の 11 点の NIRS 信号とともに、皮膚の血液動態の影響が主であるとされる短い probe 間隔 (5 mm, NEAR)の 2 点の NIRS 信号および Doppler 皮膚血流計による皮膚血流を VFT 時に同時に計測した。また、自律神経活動の関与を知るために Doppler 信号に含まれる脈波成分の頻度と大きさの時間変化を調べた。また、課題中に前額部の一部を圧迫止血する実験を行った(N=14)。

FAR と NEAR の  $\Delta \text{oxyHb}$  信号は高い正の相関を示した( $R^2 = 0.91$ )。また、Doppler 信号に含まれる脈波の振幅の時間変化は FAR の  $\Delta \text{oxyHb}$  信号と高い相関を示した( $R^2 = 0.92$ )。さらに、前額部の圧迫実験では、圧迫周辺部の NIRS 応答が消失した。

この結果は、文字流暢性課題に関係した前額部の  $\Delta \text{oxyHb}$  変化は、主に課題負荷による自律神経活動に伴って生じる頭皮の局所的な血液動態の変化を反映したものである可能性を示唆する。

## 多チャンネル NIRS による‘見かけの脳内ヘモグロビン酸素飽和度’計測の試み

川口文男<sup>1</sup>、灰田宗孝<sup>2</sup>、大橋三男<sup>1</sup>

<sup>1</sup> (株) スペクトラテック <sup>2</sup> 東海大学医療技術短期大学

脳内のヘモグロビン酸素飽和度 (HbSpO<sub>2</sub>) を実時間で簡便に計測できる、主にベッドサイド利用を目的とした装置が、臨床から求められている。

近年脳機能イメージングへの普及が進んでいる‘多チャンネル NIRS’は HbSpO<sub>2</sub> と関連するヘモグロビン量変化を計測・表示しており、このヘモグロビン信号を用いた脳内 HbSpO<sub>2</sub> の計測が試みられているが十分な精度は得られていない<sup>1)</sup>。一方、NIRS と類似の構成で、指などの末梢の透過光の脈動を利用して末梢動脈の HbSpO<sub>2</sub> 値を求める‘パルスオキシメータ’が臨床で利用されている<sup>2)</sup>。この原理を NIRS に適用して脳局所の HbSpO<sub>2</sub> を求める‘経頭蓋パルスオキシメータ’の研究が進んでおり、脳循環患者の脳内 HbSpO<sub>2</sub> 低下の計測など、臨床での有効性が確認されている<sup>3)</sup>。

報告者らは、スペクトラム拡散技術を応用した脳機能測定用の‘多チャンネル NIRS’を開発し評価してきた。<sup>4)</sup>今回は多チャンネル NIRS の脳循環への適用可能性を評価するため、従来装置 (スペクトラテック製、OEG16 : 16ch、光源波長 770, 840nm) に経頭蓋パルスオキシメータ機能を追加した新たなシステムを試作し、ヒト頭部での脳内 HbSpO<sub>2</sub> 計測を試みた。本機では光検出部の周波数および感度特性を改良し、脈動検出精度を向上した。さらに、計測信号の脈動から‘見かけの酸素飽和度’を算出し表示する実時間ソフトウェアを開発し実験に用いた。

本機によるヒト前頭前野の健常計測例では計算タスク中でも安定した 90%台の HbSpO<sub>2</sub> 値が得られている。一方、脳血流患者では計算タスク中の HbSpO<sub>2</sub> 低下が計測されており、本手法の臨床有効性を示唆していた。

1) A. Maki, et al.: Med Phys. 22 (1995)

2) M. Franceschini, et al.: Adv Exp Med Biol. 530:61-73(2003)

3) R. Stingele, et al.: Comparative Biochemistry and Physiology Part A 134  
539-543(2003)

4) Y. Kita, et al.: Brain & Dev. 33(6):494-503 (2011)

# 倍解像度 NIRS データの ICA による信号源分離

## Source Separation using ICA for Double-Density Optical Topography Signals

佐野 俊文<sup>†</sup>, 檀 一平太<sup>†</sup>, 横田英典\*, 小黒啓司\*, 檀はるか\*, 渡辺英寿\*

自治医科大学医学部 <sup>†</sup>先端医療技術開発センター 脳機能研究部門, \*脳神経外科学教室

〒329-0498 栃木県下野市薬師寺 3311-1

E-mail: tsano@jichi.ac.jp

### はじめに

Near-infrared Spectroscopy (NIRS)による脳機能測定は、空間分解能の低さと、皮膚血流や拍動等のアーティファクト信号の混入による影響を受けるといふ2つの大きな欠点を抱えている。本報告で我々は、通常の NIRS データの倍解像度を実現できる Double-density Optical Topography (DDOT)と、脳活動や皮膚血流ノイズ等の信号源を分離できる Independent Component Analysis (ICA)を組み合わせることで、NIRS における欠点を相補的に改善できるかを検証する。

### 実験

被験者は右利きの成人男性3人(S1, S2, S3)であった。実験タスクは4[Hz]程度の右手親指-人差し指タッピングとした。実験はレスト(20[s]), タスク(20[s])の10回反復を1試行として、プローブ位置を変更して計2試行を行った。図1に国際10-20法による Cz, C3 と送光プローブ(図中赤丸), 受光プローブ(図中青丸), 測定チャンネルを示す。図に示したようにプローブは通常の倍密度で配置され、測定は1.5[cm]間隔に48チャンネルで行うことができる。図1(a)の配置で測定したデータを Data1, 図1(b)の配置で測定したデータを Data2 とした。

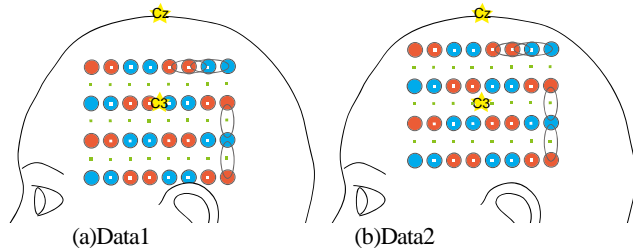


図1 プローブ, チャンネル配置図

### 結果

#### DDOT データの ICA 結果

被験者 S1 の実験により測定した Data1 に対し ICA を行った結果を例示する(図2, 3)。図2は HRF 関数の回帰分析でノイズであると判断された成分の1つである。この成分は1[Hz]付近の PSD が高く、拍動に関連した成分であると考えられる。図3は回帰分析により実験タスクに関連した脳活動信号であると判断された成分である。この成分はタスクの周波数(0.025[Hz])付近で PSD が高い。次に図3の独立成分と、Data1 と同様に Data2 から ICA により抽出された独立成分の空間分布を図4に示す。各画素は図1のチャンネル配置に対応している。図より、2つの異なるプローブ配置での測定において、同等の領野に賦活が見られることが分かる。また、図4(a)より空間分布が負の重みとして算出されている。これは一般的に ICA が信号源の大きさに関する情報を保障しない為である。しかし、賦活領野の特定においてこのことは問題にならない。

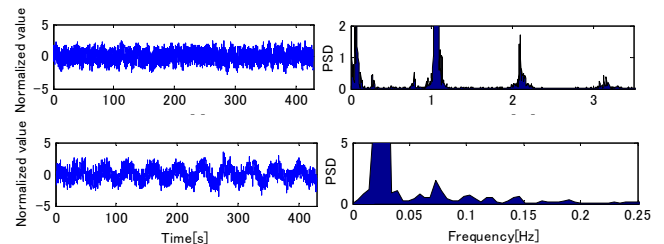
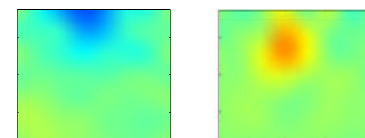


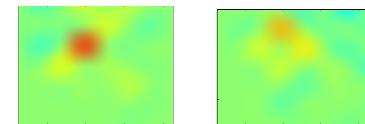
図2 独立成分1 (左:時間波形, 右:スペクトル)

図3 独立成分2 (左:時間波形, 右:スペクトル)



(a)Data1 (b)Data2

図4 独立成分の空間分布



(a)Set1 (b)Set2

図5 Data2 を通常配置に分解したときの空間分布

#### DDOT データと通常型配置データの比較

DDOT データを分解し、2つの通常型配置データ(Set1, Set2)として比較を行う。図4は被験者 S1 の Data2 を分解し、それぞれ ICA を行った結果の空間分布である。図より、Set1 のプローブ配置で計測を行った場合は信号源を捕らえることができるが、Set2 ではそれが難しいといえる。またこの Data2 の回帰分析における正規化回帰係数 $\beta$ の値は、DDOT で 0.579, Set1 で 0.378, Set2 で 0.573 であった。このことから、DDOT データから分離された独立成分は空間分布と時間構造の両方で通常型配置よりも良好な結果が得られたといえる。

#### まとめ

今回、DDOT と ICA の組み合わせによって、NIRS の空間情報の低さと S/N 比の悪さを相補的に改善できるかを検討した。まず、ICA を用いることで DDOT データから、ノイズとタスクに関連した脳活動信号を分離でき、HRF 関数による回帰分析でこれらを判別できることが確認できた。また、DDOT データと通常型配置データの ICA 結果の比較によって、DDOT によって改善された空間情報が ICA の解析精度を向上させると共に、独立成分の空間分布からの賦活領野の特定が容易になるという結果が得られた。

これにより DDOT による倍解像度は過剰な解像度ではなく、ICA と組み合わせることでより高い性能での信号源分離が行えることが分かった。

## 階層ベイズモデルを用いた拡散光トモグラフィー ー実験による空間分解能の評価ー

下川文明 1), 小阪卓史 1), 山下宙人 1), 廣江総雄 1), 網田孝司 2), 井上芳浩 2), 佐藤雅昭 1)

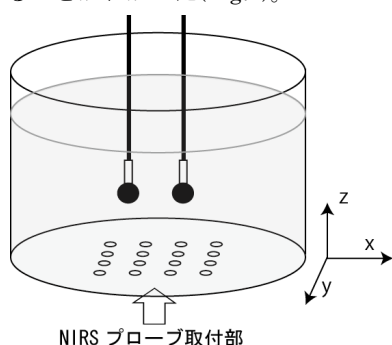
1) ATR 脳情報解析研究所、2) (株)島津製作所 医用機器事業部技術部

E-mail: shimokawa@atr.jp

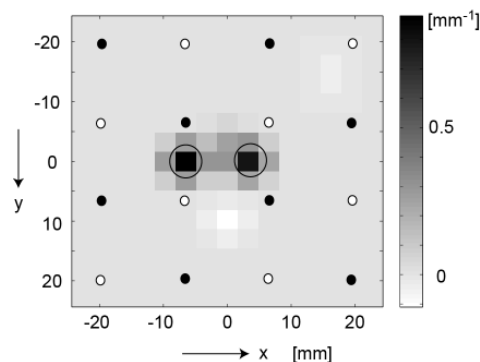
近年、NIRS 信号精度の向上を目的としたプローブ配置の高密度化が行われており[1]、また、その計測信号を最大限に活かすために拡散光トモグラフィ (DOT) と呼ばれる手法[1,2]が用いられてきている。DOT は、光の伝播過程を解く順問題と、それを用いて推定を行う逆問題、の二つのステップから成るが、我々は特に逆問題の解法を工夫することにより推定結果の改善を目指している(※)。

我々は、階層ベイズモデルを用いた DOT を行った際にどの程度の空間分解能が達成可能であるのかを調べるために、NIRS プローブ配置密度を変えながら (13, 18.4, 26mm) ファントム水槽実験を行った(Fig.1)。

まず、一つの吸光体のみを入れ、プローブ配置密度と推定可能な深さの関係を調べたところ、配置密度がそれぞれ[26, 18.4, 13mm]のとき、推定限度はそれぞれ[15-17.5, 20-22.5, 22.5mm]であった。このように高密度になるにしたがって、深い信号源も推定できることがわかった。また、空間分解能を調べるために、二つの吸光体を入れて推定を行ったところ、プローブ密度よりも短い距離にある二つの吸光体が分離可能であることがわかった(Fig.2)。



**Fig.1** ファントム水槽実験。大脳皮質と同じ光学特性[2] (散乱係数と吸収係数)を持つ液体を入れ、信号源としては吸光体を入れて、NIRS 装置 (FOIRE 3000、島津製作所) を用いて計測を行った。



**Fig.2** 二つの吸光体を x 方向に 10mm 離し、 $z=17.5\text{mm}$  の深さに置いたときの推定結果。 $z=17.5\text{mm}$  の xy 平面における推定結果を見ている。黒い円は真の吸光体の位置。黒点・白点は送光・受光プローブの位置を表す。プローブ配置密度は 13mm とした。

(※)これまで DOT の逆問題では主に Tikhonov 正規化法 [1,2]が用いられているが、強い信号源に大きなペナルティを課すために推定解が空間的に広がってしまうという特徴を持つ。我々は、スパース化の事前分布を組み込んだ階層ベイズモデルを用いて逆問題を解くことにより、脳活動の様なある程度空間的に局在した活動を適切に求めることが可能である[3](Fig.2)。

[1] B. W. Zeff et al., PNAS 104 (2007) 12169-12174.

[2] D. A. Boas and A. M. Dale, Applied Optics 44 (2005) 1957-1968.

[3] M. Sato et al, NeuroImage 23 (2004) 806-826.

## 慢性閉塞性肺疾患の労作時呼吸困難と前頭葉皮質脳活動との関係

近畿大学医学部 呼吸器アレルギー内科<sup>1)</sup> リハビリテーション科<sup>2)</sup>

東本有司<sup>1)</sup>、本田憲胤<sup>2)</sup>、山縣俊之<sup>2)</sup>、深井有美<sup>1)</sup>、沖本奈美<sup>1)</sup>、綿谷奈々瀬<sup>1)</sup>、忌部周<sup>1)</sup>、宮嶋宏之<sup>1)</sup>、山藤啓史<sup>1)</sup>、牧野 靖<sup>1)</sup>、市橋秀夫<sup>1)</sup>、佐藤隆司<sup>1)</sup>、西山 理<sup>1)</sup>、宮良高維<sup>1)</sup>、佐野博幸<sup>1)</sup>、岩永賢司<sup>1)</sup>、中島宏和<sup>1)</sup>、富田桂公<sup>1)</sup>、久米裕昭<sup>1)</sup>、福田寛二<sup>2)</sup>、東田有智<sup>1)</sup>

背景:慢性閉塞性肺疾患(以下 COPD)において, 労作時呼吸困難(以下 DOE)は活動制限となる主な症状となっている. しかし, COPD 患者の DOE と脳皮質活動の関係についてはほとんど解明されていない.

目的:COPD 患者における DOE に関連した脳皮質活動を観察する.

方法:対象は COPD 患者 10 名と年齢をマッチさせたコントロール 10 名. 最大運動負荷の40%で定常運動負荷を 10 分間施行し, DOE は 1 分毎に Borg scale を用いて聴取し, 同時に呼気ガス分析, 経皮酸素飽和度, 血圧測定も行った. 脳皮質活動は光トポグラフィ(ETG-7100)を用いて計測した. 前頭前野領域に 1 つ, 左右頭頂部に 2 つの測定プローブを装着し, 脳皮質の oxyhemoglobin (OxyHb), deoxyhemoglobin (deoxy-Hb), ならびに total hemoglobin (total Hb)濃度を測定した.

結果:COPD群、コントロール群ともに定常運動負荷時に前頭前野領域プローブで OxyHb 濃度が増加したが, 頭頂部では増加しなかった. OxyHb 濃度変化はCOPD群とコントロール群の間に有意差はなかった. 両群とも、DOE は前頭前野領域プローブ OxyHb 濃度変化と有意に相関した.

結論:COPD 患者の労作時呼吸困難は前頭前野領域の脳皮質活動と関連があることが示唆された(本研究は科研費(課題番号 23591128)の助成を受けたものである).

# Prefrontal cortical hemodynamic change due to facial expression switching task in autism spectrum disorders

Hiroki Higuchi<sup>1,2</sup>, Masaaki Narita<sup>3</sup>, MamiTazoe<sup>4</sup>, Kaoru Sakatani<sup>5</sup>, Naoko Narita<sup>1</sup>

(<sup>1</sup>Institute of Education, Bunkyo University, <sup>2</sup>Kansei, Behavioral and Brain Sciences, Graduate School of Comprehensive Human Sciences, University of Tsukuba, <sup>3</sup>Developmental and Regenerative Medicine, Mie University, <sup>4</sup>Department of Clinical Psychology, Japan Lutheran College, <sup>5</sup> Department of Neurological Surgery, Nihon University School of Medicine)

## I. Introduction

Impaired social interaction as early as first year of life is core symptom of Autism spectrum disorders (ASD). In addition, it is widely known that ASD patient shows dysfunction of social brain composed by superior temporal sulcus (STS), fusiform face area (FFA), amygdala and prefrontal cortex (PFC). However, recent studies have shown that the brain function related to the social brain is not necessarily deficit in ASD patients. In our previous study using geometric switching task, hemodynamic change was instantly observed in response to the task switch in the controls but not in ASD subjects, although task performance rate were almost equivalent. This result implies that ectopic or alternative brain signal processing system might be one of the neurofunctional pathology of ASD. Based on this study, we conducted further study using same reciprocal disposition of WM and non-WM tasks using facial expressions as stimuli to explore whether evoked hemodynamic change is distinguishable from that of geometric shape stimuli.

## II. Materials and Methods

Five ASD patients (IQ>70 by WISC III, aged of 14-46, 2 females) and 22 healthy controls (aged of 19-38, 12 females) participated in this study. We measured relative concentration of [oxy-Hb] and [deoxy-Hb] using 2-channel NIRS machine (NIRO200, Hamamatsu Photonics Inc). In activation paradigm, the tasks that required WM (WM task) and the tasks that did not require WM (NWM task) appeared alternatively. For both WM and NWM tasks, the number of photographs used as stimuli was orderly increased from 1 to 6, and the tasks were programmed and performed in WM-NWM order. For the WM task, the subjects were instructed to memorize photographs that appeared one by one every 3 seconds on the PC screen (WM stimuli), and subsequently explore and touch the photographs in consecutive order as memorized within next 15 seconds, from a multiple choice panel that appeared on the screen (WM exploration). For the NWM task, all test photographs appeared at the same time in an inset together with multiple choices on the same screen. The measured brain region is mainly matched to Bradman's area (BA) 8/9. To further investigate atypical hemodynamic pattern in ASD patient, we conducted additional experiment using multi-channel NIRS system (OMM-2001, Shimadzu Corporation). The participant was one ASD patient (diagnosed as High Function Autism, 30 years old, female) who volunteered also for the experiment using 2-channel NIRS.

## III. Result

The behavioral and hemodynamic changes showed certain discrepancy between ASD and control group, which is different from our precious data using geometric shapes as stimuli. The first key finding of this study is the lower task performance rate in ASD patients than in control group. In particular, the accuracy rate of the task in ASD group tended to be lower when the memory loads getting higher. Second, when the control group was divided into three groups according to their accuracy rate, prefrontal activation pattern seemed to be relevant with task performance rate. In high and middle accuracy group, the oxy-Hb concentration was gradually increased as memory load increased, whereas in the low accuracy group, the changes in oxy-Hb seems to follow an inverted U-shape. No relevance between task performance and DLPFC activity was found in ASD subjects, although they show large individual differences. An experiment done with one ASD patient using multi-channel NIRS system showed that hemodynamic change in channel-35, which is mainly matched to FG, was markedly increased during geometric shapes switching task, but not in facial expression switching task.

## IV. Discussion

In our present study, task performance was relatively correspondent with DLPFC activity in control group, which is suggesting that our result might be affected by motivation and emotion which Cortico-basal ganglia-thalamus (CBT) loop is engaged in. Numerous studies investigating anatomical/functional brain system and dopaminergic/serotonergic neurons in CBT loop imply ectopic brain function. Since ASD patients who showed high accuracy in NWM task did not necessarily showed hemodynamic changes in DLPFC, there could be a possibility that ASD patients deal with the task using ectopic or alternative brain circuit than in the controls. In summary, to our knowledge this is the first study to find out correlation between DLPFC activation and task performance using NIRS and this function might be impaired in ASD patients. Low accuracy in ASD patients might be derived from ectopic functional connectivity and neurofunctional characteristics relevant to social brain and CBT loop.



## 児童青年期の気分障害者における近赤外スペクトロスコピーを用いた脳機能の評価

小野靖樹、村上雅子\*、木下愛深\*、菊知充、棟居俊夫、三邊義雄

金沢大学附属病院神経科精神科、臨床心理\*

### 【目的】

成人における気分障害者についてはすでに言語流暢性課題を用いた近赤外スペクトロスコピーの検討がなされ、うつ状態の評価に用いられているが、児童青年期の気分障害者の評価については現状では十分に行われていない。児童青年期の場合、たとえうつ状態で発症したとしても双極性障害である可能性も高く薬剤治療を行う際にも慎重を要す。今回近赤外スペクトロスコピーのほか、Das Naglieri Cognitive Assessment System(DN-CAS)による前頭葉機能の評価、静脈血採血による 3-methoxy 4-hydroxyphenylethylene glycol(MHPG)の測定を施行し、その有用性を検討した。

### 【方法】

健常ボランティア 8 名 (男:女=6:2)、平均年齢 13.5 歳とうつ状態で当院に通院あるいは入院加療している気分障害者 12 名 (男:女=2:10)、平均年齢 15.9 歳について、言語流暢性課題を用いた近赤外スペクトロスコピーと DN-CAS による前頭葉機能の評価、静脈血採血による MHPG の測定を施行した。近赤外スペクトロスコピーは日立メディコ社製 ETG-4000 の 24-channel を用いた。6x6cm<sup>2</sup> の大きさで、内側下端が、脳波測定基準である国際 10-20 法に基づき Fp1, Fp2 になるように設置した。言語流暢性課題は、80 秒間『はい』を繰り返すコントロール課題と、『て』、『い』、『し』のつくことばをそれぞれ 60 秒間言ってもらふ課題を交互に繰り返した。なお近赤外スペクトロスコピーは全例に施行できたが、採血は健常ボランティア群 6 名、患者群 6 名、また DN-CAS は健常ボランティア群 8 名全例、患者群 6 名であった。

### 【結果】

近赤外スペクトロスコピーでは健常ボランティア 2 名では頭部の動きが顕著であり除外した(moving average method)。またインテグラル解析にて、言語流暢性課題による酸化ヘモグロビンの変化は健常群に比べ患者群で低下を認めたが有意な差は得られなかった。一方 DN-CAS ではプランニング 95 106(正常群 患者群、以下同様)、同時処理 110 105、注意 97 103、継時処理 115 105 であり、プランニングにおいて患者群で有意に低下を認めたが(ANOVA  $p=0.48$ )、その他の機能では有意差を認めなかった。また MHPG も患者群 3.12ng/ml で健常群 3.68ng/ml に比較して低下傾向を認めたが、有意差を認めなかった。

### 【考察】

今回は被検者数が少なく、また年齢や性において 2 群に差を認め不十分な検討であり、DN-CAS のプランニングのみでしか健常群と患者群の間で統計的有意差を確認することができなかった。したがって MHPG、近赤外スペクトロスコピーによる評価は、従来用いられてきた前頭葉機能評価に対して有用性を認めることができなかった。

## 近赤外計測法を用いた精神疲労測定

根本彩香 1)、柏倉健一 2)、新井良彦 2)、羽鳥枝里 3)、中澤勇太 4)、野邊地秀人 5)

1)竹田総合病院、2)群馬県立県民健康科学大学、3)中央群馬脳神経外科病院、4)原町赤十字病院、5)東京都立多摩総合医療センター

### 1. 背景と目的

精神疲労の評価は、主として質問紙法や visual analogue scale などの主観的スケールが用いられており、客観的方法が確立しているとは言えない。本研究では、疲労に関連する脳部位を特定し、疲労強度と当該部位の脳賦活との関係性を評価することで、精神疲労の客観的測定法としての有効性を検討する。

### 2. 方法

- ・近赤外計測装置：OEG-16
- ・疲労測定機器：ATMT
- ・内田式クレペリン
- ・健常成人 11 名(男性 6 名、女性 5 名)

#### ■実験手順と解析方法

- ①ATMT 実施(クレペリン前) ※同時に脳機能測定
- ②内田クレペリン検査…人為的疲労モデルの作成
  - ・クレペリン(15分×2セット、途中休憩約3分)
  - ・実施後の疲労度を被験者にインタビュー
- ③ATMT 実施(クレペリン後) ※同時に脳機能測定
  - ・ATMT 作業時間は各3分間

疲労度の評価は、主観的評価およびクレペリン検査前後の ATMT の結果を用いた。また、ATMT 実施時の脳賦活結果から、疲労関連領域の特定、精神疲労の程度と当該部位の応答特性との相関を求めた。

### 3. 結果

Fig.1 に主観的疲労度の結果を示す。クレペリン検査で疲労度が増加したことが確認される。

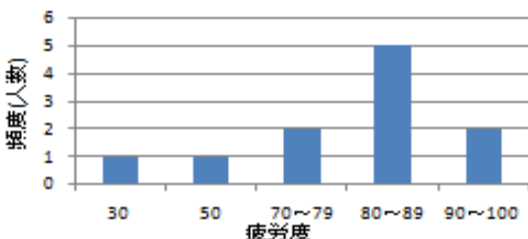


Fig.1 主観的疲労度

Fig.2 にクレペリン検査前後の賦活応答の変化を示す。クレペリン前に対するクレペリン後の信号値の変化(左)及び対応するグラフ(右)を示した。

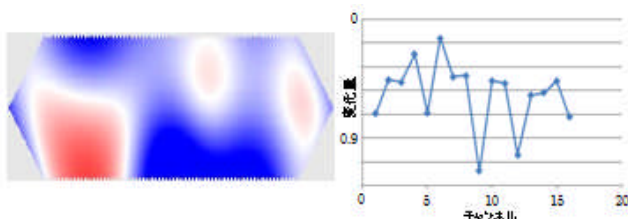


Fig.2 クレペリン前後の信号値の変化 (n=9)

Fig.3-5 は、変化が大きかった右外側前頭前野、底部前頭前野、左外側前頭前野における疲労前と疲労後のタイムコースを示したものである。

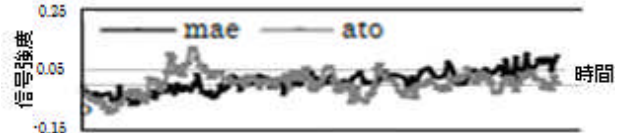


Fig.3 右外側前頭前野(ch6)のタイムコース

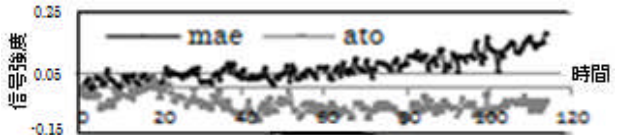


Fig.4 底部前頭前野(ch9)のタイムコース

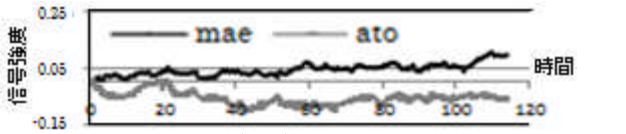


Fig.5 左外側前頭前野(ch12)のタイムコース

Fig.3 より、クレペリン検査後に右外側前頭前野における信号値の経時的な増加がみられた。また、Fig.4,5 より、底部前頭前野、左外側前頭前野において信号値の相対的な減少がみられた。

### 4. 考察

主観的評価結果及び ATMT 応答時間の変化から、クレペリン実施により疲労は増加したと考えられる。

賦活測定結果からは、底部前頭前野、左外側前頭前野における信号値の低下と、右外側前頭前野における信号値の相対的な増加が確認された。これまでの研究では、疲労に関連する信号変化は、①底部前頭前野の上昇、②右外側前頭前野の低下、③左外側前頭前野の低下と一致しておらず、今回の結果は最後の報告を支持するものとなった。

底部前頭前野および左外側前頭前野の信号低下は、疲労感の増大による賦活応答の低下を反映したものと推測された。

### 5. まとめ

本研究では、疲労により底部前頭前野および左外側前頭前野での応答の低下が認められた。一方、右外側前頭前野の信号値はクレペリン前後でほとんど変化がなかった。疲労前後の前頭前野各領域における賦活の変化は、被験者に対する課題の種類により異なると考えられた。

また、解析の結果、ATMT 応答時間、主観的疲労度、及び脳賦活応答量の間には有意な相関は見られなかった。しかし疲労感の増大による全体的な脳賦活応答の低下が推測され、疲労の客観的評価につながる可能性が示唆された。



# 近赤外分光法(NIRS)を用いた身体的疲労の評価に関する研究

○神田 順也<sup>†</sup> 村中 徳明<sup>††</sup>

<sup>†</sup> 関西大学大学院 理工学研究科

<sup>††</sup> 関西大学システム理工学部 電気電子工学科

## 1. はじめに

近年、労働形態や労働内容が大きく変化に伴い、慢性的な疲労によって過労死や労働災害数は毎年増加傾向にある。そのため、慢性疲労の測定や評価の研究が多くされている。また、脳機能を非侵襲的に計測できる装置に発展により情動に関する研究が注目されている。[1][2]

そこで本研究では、脳活動から身体的疲労を評価する手法について検討を行う。脳活動計測には光トポグラフィ装置を用いる。身体的疲労の評価が可能になれば、未然に過労死や労働災害を防ぐことが可能になると考えられる。

## 2. 脳活動計測方法

脳活動を計測する部位は、前頭部の 22 箇所を計測する。測定時間については、測定準備時間 (Pre 時間) を 5 秒、被験者に刺激を与える時間 (Task 時間) を 10 秒、安静時間 (Rest 時間) を 20 秒とする。この試行を 2 回繰り返し、計測データを加算平均する。Task 時間には足の曲げ伸ばしや腕の曲げ伸ばし等の、簡単な動作を行い、これを刺激とする。被験者には疲労蓄積する作業を行ってもらい、疲労蓄積の前後に脳活動を計測する。疲労蓄積前後の脳の活動状態を比較することで疲労を評価する。解析箇所は前頭部の運動前野および補足運動野に該当する 4 箇所を対象とする。

## 3. 疲労の評価方法

疲労蓄積前の脳活動に着目すると、Task 時間および Rest 時間に酸素化ヘモグロビン濃度の増加が見られない。しかし、疲労蓄積後の脳活動に着目してみると、Task 中に酸素化ヘモグロビンが増加している。この脳活動の変化は疲労が蓄積したため生じたものとして考えられる。この脳活動の変化を数値化することによって疲労を評価する。そのため、Task 時間 10 秒間の酸素化ヘモグロビン濃度を 0.1 秒間隔でデータを測定し、データの平均値を求める。そして、解析箇所全ての平均値を計算する。本研究では、疲労蓄積後の酸素化ヘモグロビンの平均値が疲労蓄積前に比べて大きい場合、疲労が蓄積したと考える。

## 4. 評価実験

被験者は 20 代の健常男性 16 名に、疲労が蓄積する屋内で自転車エルゴメーターを使った自転車ペダリング運動を行ってもらう。この際、作業前と作業後の脳活動を計測し、提案手法によって解析する。16

名のうち 11 名は Task 時間に足の曲げ伸ばしの動作、5 名は腕の曲げ伸ばしの動作を行う。そして、酸素化ヘモグロビンの平均値を比較することで、評価方法の有効性を検証する。作業時間は 200kcal 消費まで行い、年齢・安静時心拍数より求めた最大心拍数の 65% の運動強度で算出した心拍数まで負荷をかけていく。また作業後は心拍数と血流の速さを作業前の値まで下げるために 20 分間休憩してもらい脳活動を計測する。

## 5. 実験結果

提案手法による解析結果から、Task 時間に足の曲げ伸ばしを行った 11 名のうち 10 名、また Task 時間に腕の曲げ伸ばしを行った 5 名全員が、疲労蓄積後に酸素化ヘモグロビンが増加し、疲労の蓄積が確認できた。しかし、被験者にはほぼ確実に疲労を蓄積させるような作業を行ってもらったにもかかわらず、被験者 1 人においては酸素化ヘモグロビン濃度の増加が見られなかった。このことから脳活動計測前の運動の状態に影響が考えられるが、評価方法の有効性がある程度示すことが出来たと考えられる。

## 6. 考察

本実験で解析した部位は運動前野および補足運動野に該当する 4 箇所であったが、被験者によって酸素化ヘモグロビン濃度の増加量が異なり、個人差の影響があると考えられる。このことから、計測時の作業内容を変更する必要があると考えられる。

本研究で提案した手法によって被験者の疲労の蓄積を確認できたが、他の被験者との疲労の度合いの比較は困難である。今後は被験者の主観評価などを行い、解析結果との比較・検討を行う必要があると考えられる。

## 7. おわりに

本研究では、光トポグラフィ装置を用いて脳活動を測定し、身体的疲労を評価する手法を提案した。今後は、被験者の主観的疲労度やコンディション等をアンケートにより調査し、身体疲労を定量的評価していく手法についても検討する。

## 参考文献

[1]小林幸夫, 小谷泰則, 武者利光, 脳活動情報処理: 非ノイマン処理への道, 森北出版, 2006.

[2]川上満幸, 兼子和香子, 青木真一: 自動車運転における作業負担に香りが及ぼす影響, 日本経営工学会論文誌, Vol. 51, No. 3, pp213-219 2000.

## 音楽が人体に及ぼす影響

テンポの異なる音楽聴取中の活動におけるNIRS法による脳血流変化測定  
Effects of music on anxiety and mood by NIRS analysis of brain activity during imitations of rhythmic exercises and drum playing at different tempo

松崎真実

MAMI MATSUZAKI

お茶の水女子大学大学院 人間発達科学専攻

Ochanomizu University Graduate School of Humanities and Science

### 目的

音楽は日常生活に多く使用されており、テンポの速い音楽は興奮作用を、遅い音楽はリラックス作用を生み出すと思われる。本研究において、速さの異なる音楽と比較対象としてのメトロノームの単音でリズム模倣、ドラム模倣を行ったときにブローカ野の脳血流に差が見られるか、また、各タスク感で差が生じるのかを調べた。同時に音楽がどのように心理状態に変化を与えるのかも検討した。

### 方法

研究対象：音楽歴の有無を事前に調査し、均等に振り分けた成人各群 11 名、計 22 名

実験機材：Near Infrared Spectroscopy(日立製作所)

STAI(緊張を測る質問紙検査) POMS(心理状態を測る質問紙検査)

使用楽曲：速さが普通程度(四分音符=92~115) 遅い(同=62~69) 速い(同=126~130)

実験計画：NIRS計測前、計測後にSTAI、POMSを実施 手拍子、手拍子+足踏み、簡単なリズム模倣、難しいリズム模倣、ドラム模倣をリズム行為の実験者指示の後、被験者に模倣してもらい、全行為をNIRSにて計測した。

### 結果

速い音楽対メトロノーム音 126 において、手拍子時に音楽群が有意に活性化した。

速い音楽とメトロノーム音 92 の時、手拍子対手拍子+足踏みのタスク間比較において、手拍子時が有意に活性化した。

STAI、POMSにおける緊張、不安の値の変化にて、音楽群のスコアが有意に低下した。

### 考察

リズムの速さだけが脳血流に影響を与えるのではなく、音楽の何らかの要素である y メロディー、和声、音楽感などが差異を生み出していると推察される。

手拍子のみより、足踏みを介入させることにより、音聴取への集中が薄れた可能性や、脳の他の部位の活性化の可能性が考えられる。

音楽にはメトロノーム音にはない心理作用がある。不安減少、緊張解消に役に立っていることが STAI、POMS によって示された。

## BGM 聴取時の作業効率に関する脳部位の検討

新井良彦 1)、柏倉健一 1)、根本彩香 2)、羽鳥枝里 3)、中澤勇太 4)、野邊地秀人 5)  
 1)群馬県立県民健康科学大学、2)竹田総合病院、3)中央群馬脳神経外科病院、4)原町赤十字病院、  
 5)東京都立多摩総合医療センター

### 1. 目的

本研究の目的は、バックグラウンド・ミュージック (BGM) が単純作業の作業効率に与える影響を脳機能的に評価することである。クレペリンの作業量変化を単純作業のスケールとして用いた。作業と同時に、近赤外計測装置を用いて作業中の前頭前野の賦活を観察することで、作業関連部位及び音楽聴取時に変化を示す部位を特定し、その応答特性を評価した。

### 2. 使用機器

- 近赤外計測装置 (OEG-16)
- Classic BEST 100 canon(EMI ジャパン)
- BEST SLECTION 2010 東方神起 Purple Line (rhythm zone)
- 内田クレペリン精神検査

### 3. 対象と方法

健常ボランティア 8 名 (男性 4 名、女性 4 名)。被験者は、5 種類の課題を実施した。課題は 180 秒、その前後にコントロールを 20 秒設定した。

- ①クレペリン作業のみ
- ②クラシックのみ
- ③ポップスのみ
- ④クレペリン作業+クラシック
- ⑤クレペリン作業+ポップス

### 4. 結果

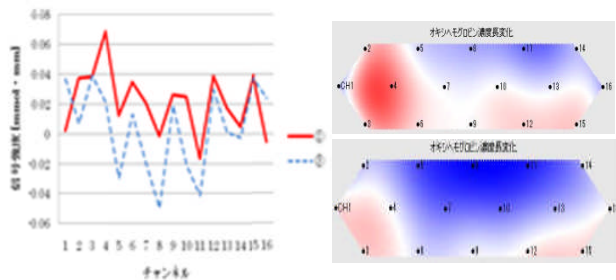


図 1. 「音楽のみ」(上②、下③)

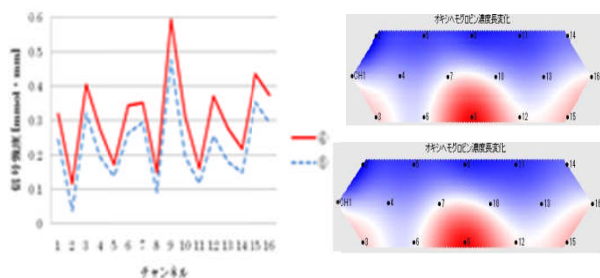


図 2. 「クレペリン作業+音楽」(上④、下⑤)

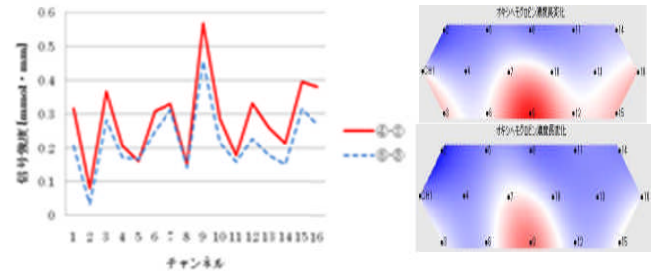


図 3. 音楽聴取時の作業効果 (④-②、⑤-③)  
(上:クラシック、下:ポップス)

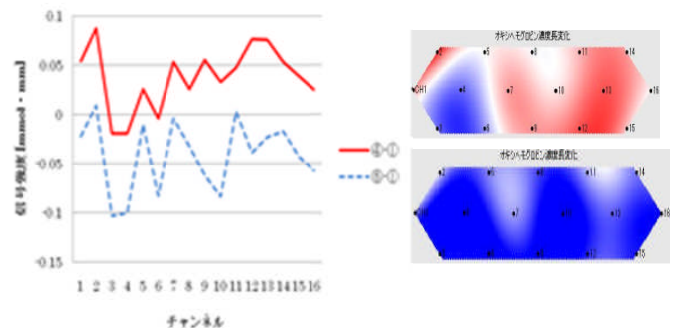


図 4. 作業時の音楽効果 (④-①、⑤-①) (上:クラシック 下:ポップス)

クレペリンの回答数は、「クレペリン作業+クラシック」及び「クレペリン作業+ポップス」の両課題とも「クレペリン作業のみ」よりも増加した。

「クレペリン作業のみ」で底部前頭前野、右外側前頭前野、左外側前頭前野が賦活した。図 1 より「音楽のみ」の課題では、右外側前頭前野が賦活した。図 2 及び 4 より「クレペリン作業+音楽」課題における音楽効果は左外側前頭前野で観察された。また、ポップスよりもクラシックの方が全体的に賦活は大きかった。

### 5. 考察

BGM 聴取の結果、クレペリン検査の作業効率は上昇した。この効果は、左外側前頭前野の活動の上昇と関連していると推測された。音楽のみで賦活が見られなかった当該部位の活動は、作業と音楽との相互作用の効果として観察された。

一方、クレペリン作業中の底部前頭前野の賦活は、課題に対する意欲、解答への満足感の反映と推測された。実験で使用した音楽に限定すれば、ポップスよりもクラシックの方が全体的に賦活は大きかった。ただし、被験者の好みに影響される可能性があり、引き続き検討が必要と考えられた。



# リズム的刺激に依存した前頭脳血流の時系列応答とモデリング

岩坂正和、虎谷知樹、水川友里  
千葉大学

## 1. 目的

本研究では、頭部表皮および大脳皮質近傍の血流全体の時系列パターンにおける、認知的および運動刺激の影響を調べることを目的とした。特に、歌唱や咀嚼行為といったリズム的な動作と認知活動を伴った場合、自律神経系にかかわる心拍や呼吸などの影響と、そのプロセスが脳内に還元されるべき時系列刺激がどのようにかかわるかに興味を持った。ここでは、歌唱という呼吸を伴う音楽的な活動を行っている際の脳血流を測定することにより、音楽と呼吸が脳血流に与える影響を測定した。これにより、音楽療法への科学的アプローチを図ると共に、NIRS における呼吸の影響の解明を試みた。また、咀嚼を行った際の左右前頭葉の血流量を測定することで、咀嚼における前頭葉への影響と左右での血流量の差異を測定した。

## 2. 実験方法

被験者 6 名に、童謡「赤とんぼ」(作詞：三木露風，作曲：山田耕筰)を歌唱してもらい、その間の脳血流を 1 チャンネル NIRS を用いて測定した。測定は被験者ごとに 3 回ずつ行った。測定箇所は、国際法である 10-20 法の F4 と F8 の間、すなわち右前頭葉とした。音源はスピーカーから被験者に呈示し、被験者はそれに合わせて歌詞を完全に暗記した状態で目を瞑り立位で歌った。また 3 名の被験者には、左前頭葉 (F3~F7 の中間) で測定した場合の脳血流、一定のリズムで歌唱中の息継ぎと同じような呼吸をした場合の脳血流、ランダムなタイミングで歌唱中の息継ぎと同じような呼吸をした場合の脳血流の測定も行った。

一方、咀嚼行為時の計測では、被験者に適当な食物(パン、おにぎり等)を咀嚼してもらい、その間の左右前頭葉それぞれの脳血流を 1 チャンネル NIRS を用いて測定した。コントロール実験として、何も口に含まず咀嚼を行う実験を行った。

## 3. 結果

歌唱中は、酸素化ヘモグロビンのネガティブピークが、呼気(歌い出し)点とよく一致する傾向にあることが見受けられた。各実験における酸素化ヘモグロビンのネガティブピークと呼気(歌い出し)点との一致率を調べた。歌唱中は右前頭葉でも左前頭葉でも一致率が高く、一定のリズムで呼吸した場合も高かったが、ランダムなタイミングで呼吸した場合では一致率が低かった。また歌唱時も、曲序盤では一致率が低かった(27.8%および 11.1%)。

咀嚼行為時の計測では、右前頭葉の脳血流が咀嚼を行っている際にのみ、リズムに同期するような血流増減を繰り返した。だが、左前頭葉では右前頭葉のような顕著な変化は見られず、咀嚼のリズムに同期するような血流変化は見られなかった。

## 4. 結語

歌唱中の右前頭葉および左前頭葉の脳血流の酸素化ヘモグロビンのネガティブピークが、呼気(歌い出し)点とよく一致することが示された。この結果は、C. E. Elwell[1]が同じ近赤外分光法で得た“呼気中で脳血流の酸素化ヘモグロビン上がる”という結果に等しく、Elwell らの現象を再現できたといえる。よって歌唱中の脳血流は、呼吸の影響を大きく受けていると考えられる。しかし、曲序盤や、ランダムなタイミングで歌唱中の息継ぎと同じような呼吸をした場合の一致率は低かった。曲序盤に没入状態となることにより、脳血流は脳神経系の活動と呼吸とに影響を受けている状態から、呼吸の影響が強くなる状態へとシフトしていると考えられる。

また咀嚼測定では、左右前頭葉の脳血流変化に大きな差異が生じていることがわかった。このことから、咀嚼時の前頭葉での血流変化が、咀嚼行為により脳機能にラテラリティを生じているという知見が得られた。今後は呼吸との関連性を見ることで嚥下機能への影響を測定し、老人介護等へ応用する方向で脳機能と咀嚼・嚥下の相関とメカニズムの解明を試みる。

[1] C. E. Elwell, et al: “Influence of respiration and changes in expiratory pressure on cerebral Haemoglobin Concentration Measured by Near Infrared Spectroscopy”, Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism. Vol. 16, 353-357 (1996)

## NIRS を用いた遅延聴覚フィードバック条件下における脳活動

- 非吃音者と吃音者の比較 -

石田修<sup>1)</sup> 小林久男<sup>2)</sup> 河野武志<sup>3)</sup>

1) さいたま市立養護学校, 2) 埼玉大学教育学部, 3) 鶴ヶ島市立栄小学校

### 【問題と目的】

非吃音者では、発話中に自分の声をわずかな時間(50~200ms 程度)遅らせて聴覚にフィードバックする遅延聴覚フィードバック(delayed auditory feedback : DAF)により、発話の流暢性が乱され人工吃音が生じるのに対し、吃音者では逆に吃音がある程度改善するという DAF 効果がみられることが知られている。非吃音者や吃音者を対象にした PET や fMRI を用いた脳機能計測から、主に両側の上側頭回、右下前頭回が DAF 効果に関与していることが報告されている。本研究では、近赤外分光法(Near-Infrared Spectroscopy : NIRS)を用いて非吃音者と吃音者を対象に DAF 効果とそれに関わる脳活動について検討した。

### 【対象と方法】

非吃音者 22 名(男性 3 名・女性 19 名; 平均年齢 22.05 歳±3.30 歳; 全員右利き), 吃音者 10 名(男性 9 名・女性 2 名; 平均年齢 28.82 歳±7.96 歳; 全員右利き)を対象とした。NAF(normal auditory feedback)条件と DAF 条件(200ms の遅延)の 2 条件を設定した。それぞれの条件で別の音読課題(A, B)を 1 回ずつ実施し、その前後に休憩(60 秒)をとった(Fig. 1)。音読課題は「イソップ寓話集」(2002)から 2 編を選定した(A: モーラ数 294, B: モーラ数 292)。NAF 条件と DAF 条件の順番については、カウンターバランスをとった。脳血流計測には、OMM-3000(島津製作所)を用い、左右の上側頭回、中・下側頭回を中心に計 20ch(右側 ch1~ch10, 左側 ch11~ch20)より記録した。分析については、行動指標としてはモーラ数及び非流暢性頻度を、脳血流は、酸素化ヘモグロビン(oxygenated-hemoglobin : oxy-Hb)を指標として、課題開始前 10 秒間をベースラインにして、NAF 条件と DAF 条件で比較した。

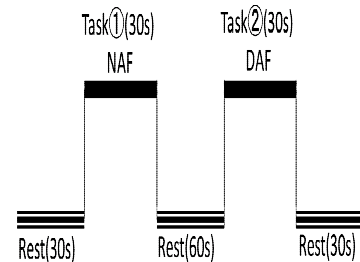


Fig. 1 実験デザイン

【結果と考察】

非吃音者は、NAF 条件下に比べて DAF 条件下でモーラ数が有意に減少し、非流暢性頻度が有意に増加した。脳血流については、DAF 条件下において右聴覚野、右下前頭回の活動が高まることが示された。吃音者は DAF 条件下において吃音者間で行動指標に差がみられたため、非流暢性頻度が増加した DAF 効果なし群(6 名)と非流暢性頻度が減少した DAF 効果あり群(4 名)の 2 群に分けて非吃音者と比較した。DAF 効果なし群は、右計測部位において非吃音者と類似の傾向がみられた。DAF 効果あり群は、DAF 効果なし群に比べて左計測部位の一部において非吃音者と類似の傾向がみられ、NAF 条件下に比べて DAF 条件下では左聴覚野に活動の高まりがみられた。以上のことから、非流暢発話には右聴覚野、右下前頭回が関係し、流暢発話には左聴覚野が関係していることが示唆された。

## NIRSによる脳血流変化量に基づく食品の嗜好性判断

熊谷昌則（秋田県総合食品研究センター）

**【目的】**近年、脳科学の手法を取り入れたニューロ・マーケティング（神経マーケティングまたは心脳マーケティング）に関心が持たれている。マーケティングに脳機能計測の手法を取り入れることによって、消費者心理や行動スタイルの解明につながり、消費者の本音や無意識下の反応が引き出せるのではないかと期待されている。本研究の目的は、食品の外観評価時における被験者の嗜好や感性情報を非明示的に、脳血流変化を指標として脳から直接、読み取れないかどうかを検証することである。現在、その基礎データの蓄積に取り組んでおり、若干の知見が得られたので以下に報告する。

**【方法】**被験者は、インフォームドコンセントの手続きがとられた、健常な右利きの20～40代の女性であり、そのうち本研究では8名（平均年齢33.6歳）のデータについて解析を行った。被験者には、17インチのCRT上に種々の食品画像2種類を1組として呈示し、初めに、どちらか一方を頭の中で嗜好選択させた後に、今度は1種類ずつ画像を呈示し、それぞれをタスクとして15秒間、注視させた。その後、直ちにどちらの画像を選択したのか（どちらともいえないを含む）、報告を求めた。この試行を異なる画像の種類10組に対して繰り返し実施して、10分間の安静休憩を挿入した後、さらに別の画像10組に対して同様の試行を実施した。脳血流変化量は光トポグラフィイーETG-4000(日立メディコ)を用いたNIRSにより、左右前頭部における3×3(12ch)×2モードで測定した。データ解析は、どちらか一方の嗜好選択された画像を見ているときのタスク中と、そうではない画像を見ているときのタスク中のOxy-Hb変化量を、正規化処理[ $Z\text{-score} = ((\text{画像提示後5秒} \sim 15\text{秒までの変化量の平均}) - (0\text{秒} \sim 5\text{秒までの平均変化量})) / (0\text{秒} \sim 5\text{秒の変化量の標準偏差})$ ]後に平均値の差の検定や判別解析に供した。

**【結果】**はじめに、それぞれの被験者の前頭部に配置した左右12chの計24chのZ-scoreを用いて、どちらか一方の嗜好選択された画像を見ているときのタスク中と、そうではない画像を見ているときのタスク中のOxy-Hb変化量に違いがあるかどうかをそれぞれのch毎にt検定で評価したところ、被験者8名のうち6名については、危険率5%で有意差の認められるchが存在した。しかしながら、24chのうち7chで有意差の認められた被験者がいる一方で、有意差が認められたのは1chのみという被験者も3名いた。被験者間で一致して、特定のch（または領域）による違いは認められず、個人差が大きかった。つぎに、24chのZ-scoreに対して判別分析を適用したところ、判別モデル構築時には全被験者平均で98.1%の正答率で嗜好選択を正しく判別できることがわかった。しかしながらcross-validationによる判別モデルの評価では、正答率が全被験者平均で45.6%であり、最も正答率が高い被験者であっても66.7%にとどまった。以上の結果から、食品画像刺激に対する外観評価時に嗜好選択の違いが前頭前野両側部の脳血流量に何らかの影響を及ぼしていることが示唆されたが、それは異なる被験者間で普遍的な応答とはいえなかった。しかしながら、同一の被験者内で構築された判別モデルを使えば、その被験者個人の嗜好や感性情報を非明示的に抽出できる可能性がある。ただし、さらなる精度向上が必要であり、実験方法やデータ解析法の改善が求められる。本研究の一部は科研費(22500751)の助成を受けて実施された。

## 近赤外計測法を用いた前頭葉の知的機能測定

羽鳥枝里 1)、柏倉健一 2)、新井良彦 2)、根本彩香 3)、中澤勇太 4)、野邊地秀人 5)

1)中央群馬脳神経外科病院、2)群馬県立県民健康科学大学、3)竹田綜合病院、4)原町赤十字病院、5)東京都立多摩総合医療センター

### 1. 背景と目的

知的機能の詳細は現在も不明な点が多い。空間的思考・判断能力は、知能検査の構成要素ではあるものの、課題実施能力と脳賦活との相関性については、これまでほとんど報告は無い。今回我々は、空間的知的機能と脳賦活との関係性に着目し、図形課題実施時の脳賦活検査を行った。本研究は、知的機能に関連する領域を特定し、課題の難易度と脳賦活応答との関係について検討することを目的とした。

### 2. 方法

被験者には印刷した知的課題(IQtest.dk)を制限時間(3分)内に解答する課題を与えた。IQtest.dkは、複数の図形の特徴から一定の規則性を見出すテストである。解答作業中の脳活動を計測した。

- ・対象：健常成人7名(男子3名、女子4名)
- ・近赤外計測装置：スペクトラテック OEG-16
- ・解析ソフト：BR システムズ fNIRS Data Viewer

データ収集時間は180秒の課題逐行時間(タスク時間)の前後に20秒間の安静時間を含めた220秒間とした。課題は、難易度の異なる複数の問題(全12問)で構成した。難易度は3段階とし、被験者には易しい問題から順に提示、自主的に解く形式とした。なお、各問題の開始時にトリガー信号を付加し、課題番号が解析時に分かるようにした。

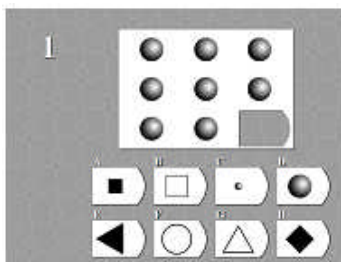


図1 課題例

解析は、fNIRS Data Viewerを用いて行った。解析にはoxyHbのデータを用いた。変化量は安静時に対する相対的な信号増加率として計算した。

### 3. 結果

全被験者の加算平均画像を示す。

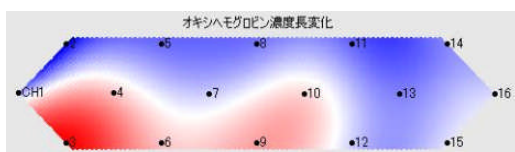


図2 全被験者の加算平均画像

図2より、信号はCH3で最大となり、その他CH4、CH6付近、CH9、CH10付近でも増加した。

反応が大きかったCH3とCH9に関して、全被験者の加算平均タイムコースを示す。

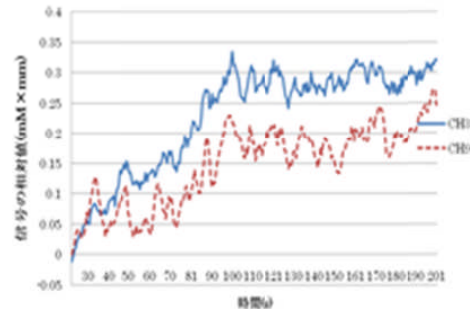


図3 経過時間に対する信号値

測定開始から100秒付近までは経過時間とともに信号値の上昇がみられたが、その後大きな変化はなかった。またCH3とCH9とを比較すると、CH3の方が信号値が高かった。

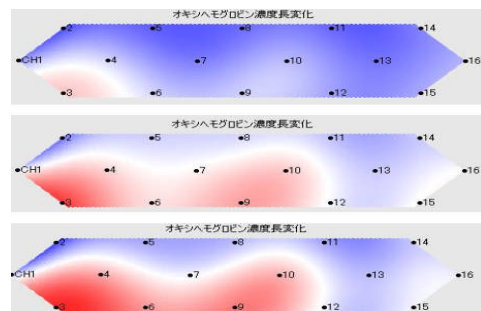


図4 課題の難易度別賦活(上から易、中、難)

易問題(図上)解答時にCH3付近の応答が増加し、CH9、10付近でも若干の増加が見られた。中難易度(図中)ではCH3付近の応答が増加し、反応の領域も拡大した。同時にCH9、10付近も信号が上昇した。高難易度課題(図下)では、信号の大きさ、反応領域に変化は見られなかった。

### 4. まとめ

知的課題の実施時に信号の上昇がみられた領域は右外側前頭前野と底部前頭前野であった。右外側前頭前野は図形認識及び規則性の探索・認知を反映して賦活され、底部前頭前野は課題実施時における情動活動(達成感、正答への迷い、あきらめなど)を反映した結果と推測している。また、課題の難易度と脳賦活応答は一定レベルまでは相関していることが分かった。



## ワーキングメモリ課題を用いた読解力の神経基盤の探索

安村 明, 松田 剛, 開 一夫  
 東京大学  
 a\_yasumura@arabeg.c.u-tokyo.ac.jp

### Abstract

本研究の目標は読解力の神経基盤を探索することである。使用した課題は一般的な読解力課題の成績と高い相関を示す音読での Reading Span Test (RST) である。RST 実施中の脳活動を近赤外分光法 (NIRS) を使用して測定した。15名の参加者のデータが解析に用いられ RST の成績と RST 実施中の左下前頭回 (lIFG) の活動変化との間に有意な正の相関が認められた。この結果から lIFG 領域での読解力の神経基盤の存在を示唆することができた。

**Keywords** — reading comprehension, working memory, Inferior frontal gyrus, Near-infrared spectroscopy (NIRS)

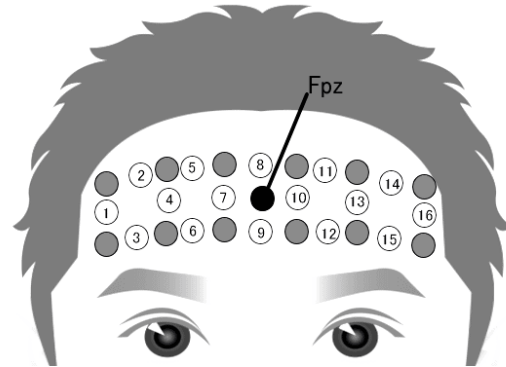


図 2: NIRS の測定場所。国際 10/20 システムに準拠した Fpz を中心に設定し、lIFG は 14~16 チャンネルの平均により算出した。

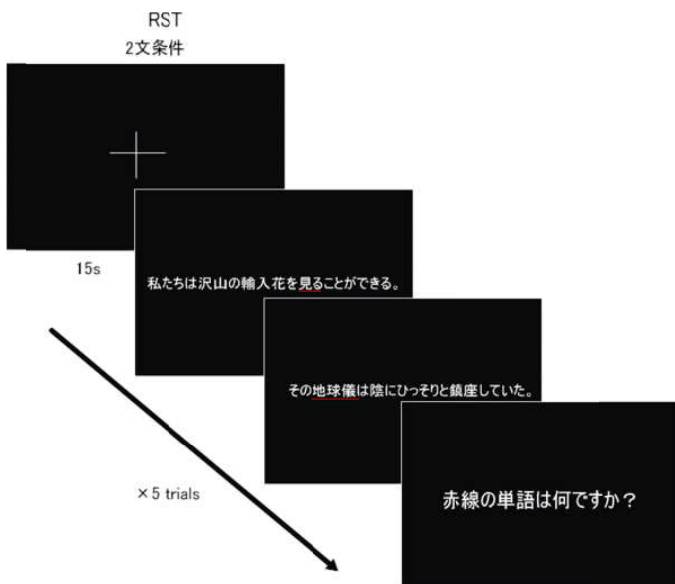


図 1: 2 文条件での RST の流れ。レスト時間は 15s で、5 試行繰り返される。

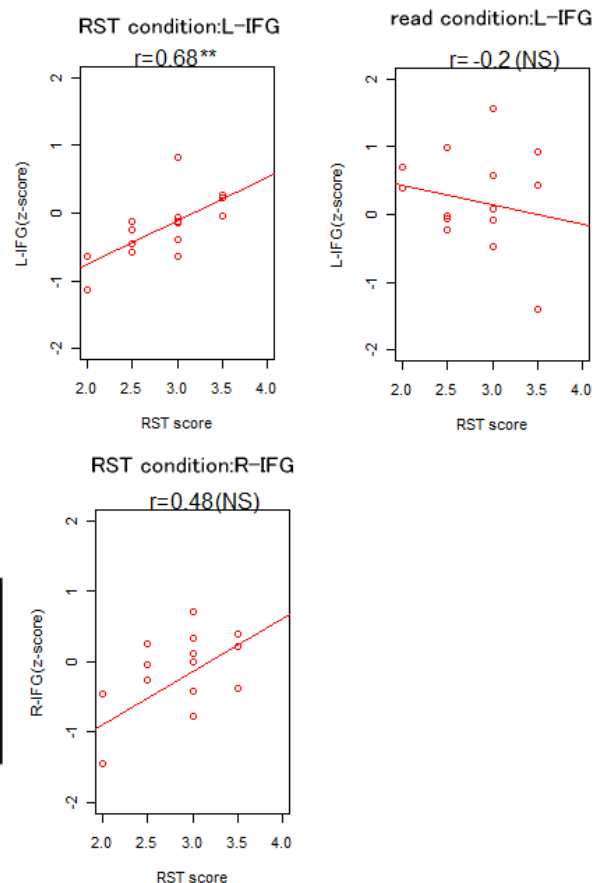


図 3: 左上が RST 遂行時の lIFG の活動変化と RST の成績との相関関係, 右上が音読遂行時の lIFG の活動変化と RST の成績との相関関係, 下が RST 遂行時の rIFG の活動変化と RST の成績との相関関係。



## Visual working memory task における高齢者の前頭前野活動の特徴

大星有美<sup>1,4</sup>, 菊知充<sup>2</sup>, 八木俊輔<sup>1,4</sup>, 吉川悦次<sup>3</sup>, 間賀田泰寛<sup>4</sup>, 尾内康臣<sup>1</sup>

<sup>1</sup>浜松医科大学生体機能イメージング研究室      <sup>2</sup>金沢大学子どものこころの発達研究センター  
<sup>3</sup>浜松ホトニクス（株）中央研究所              <sup>4</sup>浜松医科大学分子病態イメージング研究室

### 【目的】

認知機能は加齢に伴い、認知処理スピードや正確性が低下し、状況の変化における認知行動の切り替えが鈍化することはよく知られている。この現象は高齢者の特徴とされているが、高齢者のこのような状況下の脳機能活動についてはよくわかっていない。そこで今回、近赤外分光法（near-infrared spectroscopy : NIRS）装置を用いて、attention や switching 機能を要する visual working memory task における前頭前野での脳血流反応を捉えることにより高齢者の脳機能活動の特徴について検討した。

### 【方法】

健常若年者 60 名（平均年齢 21.7 歳）と健常高齢者 60 名（平均年齢 71.0 歳）を対象とした。NIRS 装置は、16 チャンネルの Spectratech 社製 OEG-16 を使用し、脳血流変化の指標として酸素化ヘモグロビン（以下、oxy-Hb）濃度の変化を用いた。NIRS プローブは、国際脳波 10-20 法に準じ前頭前野に装着し、MRI 撮像で位置を確認した。タスクには、手の画像を使用した visual working memory task を用いた。タスク時間を 14 秒ずつ 2 つに区切り、①タスク前半（T1）、②タスク後半（T2）、③タスク終了後 14 秒間（Post）とし、チャンネル毎に、各時間の oxy-Hb 変化の平均値を算出後、SPSS により統計的解析を行った。

### 【結果及び考察】

認知行動面の比較では、若年者群が高齢者群よりも有意に反応時間が速く、正答スコアが高かった。二元配置分散分析により、ch9・10・12（前頭葉内側領域）において、時間と群の間に交互作用（ $p < 0.05$  corrected）が示され、この部位における両群間の時間による変化に差がみられた。若年者では、この 3 チャンネルにおいて、T1 で oxy-Hb 濃度が急激に上昇し、T2 では急激に低下するのに対し、高齢者では、T1 での上昇が若年者と比較し低く、T2 及び Post にかけて緩徐な下降を示した。また、高齢者群内の検討から、ch5・7・8・11・14（前頭葉背側領域）で反応時間と T1 の oxy-Hb の変化量の間にも負の相関が示された。反応が速い高齢者ほど前頭葉背側部の初期血流変化が大きいことが示唆された。

今回の結果から、高齢者の前頭前野内側部では、課題遂行における初期活動の反応性が悪く脳血流の遷延化が生じている可能性がある。なかでも背側前頭前野の活動が低下している高齢者ほど認知行動の変換がより困難となることが推察された。正常高齢者よりもさらに緩徐運動を特徴とするパーキンソン病ではさらに反応性低下が推察されるが、今後検討する必要がある。

## The relationship between brain activation and controlled voluntary force-matching handgrip task - a NIRS study-

Adriane A. Furusawa<sup>1)</sup>, Atsuhiko Tsubaki<sup>1)</sup>, Kayomi Matsumoto<sup>1)</sup>, Miyoko Nakabayashi<sup>2)</sup>, Hideaki Onishi<sup>1)</sup>

<sup>1)</sup> Niigata University of Health and Welfare

<sup>2)</sup> Hamagumi Medical and Educational Center

Grip force control depends on the integrity of the sensorimotor system, when injury to sensorimotor areas of the brain occurs there may be impairment in controlling force. Several studies have shown the importance of sensorimotor cortical regions in human motor control, however the relationship between force output control and brain activation remain unclear. The purpose of this study was to investigate and to characterize cortical responses by changes of hemoglobin oxygenation measured by functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) during control of two different voluntary force matching handgrip task for five minutes.

Seven (2male and 5 female, aged  $20.5 \pm 0.84$  years) right-handed healthy volunteers participated in this study. We used 43-channel (34 channels with 2.5-3.0 cm and 9 channels with 1.5cm of distance) NIRS system (OMM-3000/1, Shimadzu) with 12 light-incident and 12 detector fibers and it was place over the sensorimotor region of the left hemisphere.

Participants sited on a chair with the elbow flexed at  $90^\circ$  and with the forearm rest in a desk and then were asked to squeeze a hand dynamometer repetitively. Prior to the experiment, the force level of maximal voluntary contraction (MVC,  $24.77 \pm 9.54$  Kg) during handgrip was measured for each participant, and all participants trained to exert target forces at two different levels, 10% and 50% of the MVC. The exerted force levels was continuously monitored by software (PowerLab; AD Instruments) and displayed on a monitor as visual feedback. The electromyogram (EMG) was measure from the extensor digitorum muscles. The handgrip task was performance for 300 s. Rest period was given before (30s) and after (60s) of the motor task. Each task was recorded twice.

The result demonstrated a stronger  $\Delta$ oxyHb signal during higher force (50% MVC) than 10%MVC task condition, indicating that more cortical output neurons and interneurons participate in generating descending commands and processing additional sensory information.

## 揃い型歩行学習における大脳皮質活動の変化

植田 耕造<sup>1,2)</sup>, 信迫 悟志<sup>2)</sup>, 藤田 浩之<sup>2)</sup>, 森岡 周<sup>2)</sup>

<sup>1)</sup>星ヶ丘厚生年金病院リハビリテーション部, <sup>2)</sup>畿央大学大学院健康科学研究科

【目的】近年, 脳機能イメージング装置によりヒトの歩行運動中, 歩行運動イメージ中の脳活動が調べられている(Miyai 2001, Fougere 2010)が, 歩行運動を反復した際の脳活動の変化を報告したものは少ない. その理由として, 歩行がすでに学習された動作であるということがある. 揃い型歩行は, 正常歩行とは歩行リズムやパターンが異なっている. そこで今回, 正常歩行とは異なる歩行様式である揃い型歩行を用いて, 揃い型歩行を反復した際の脳活動の変化, つまり歩行学習時の脳活動を測定したので報告する.

【方法】健康者 7 名(男性 5 名, 女性 2 名, 平均年齢 23.1±2.1)を対象とし, 揃い型歩行動作を行ってもらい, その際の脳活動を機能的近赤外分光イメージング(NIRS,FOIRE-3000,Shimadzu)にて計測した. 揃い型歩行は 15m を任意速度で行い, 3 名は右足から, 4 名は左足から振り出した. これを揃い型 1 とした. 揃い型 1 を 3 回施行し, 次に各々振り出す足を逆にして行った. これを揃い型 2 とし, 3 回実施した. 被験者の踵に取り付けた荷重スイッチシステム(DKH)を NIRS と同期させ, 踵接地のタイミングを NIRS 上に取り込んだ. 計測は, 安静 20 秒後に各歩行課題を行った. NIRS は, 横 5×縦 6 でファイバーを配列し, 左右前頭から頭頂を含む 49 チャンネルで測定した. 測定項目は酸素化ヘモグロビン濃度長(oxy-Hb)とした. 解析に用いる時間帯は, 各歩行課題安静時の 7 秒から 12 秒中の 5 秒間, 各歩行課題時の 1 から 5 歩間, 5 から 10 歩間とした. なお, 1 から 5 歩間, 5 から 10 歩間のデータ抽出時は, それぞれ 1 歩目, 5 歩目の踵接地のタイミングから 4 秒遅らせ, そこから 5 歩分の時間帯のデータを抽出した. 1 から 5 歩間, 5 から 10 歩間の 2 つの時間帯において, チャンネルごとに effect size を算出し, 左右感覚運動野(SMC), 補足運動野(SMA), 左右運動前野(PMC), 左右頭頂領域(PC)における ROI 解析を実施した. その後, Wilcoxon 符号順位検定を用いて, 揃い型 1 と揃い型 2 の歩行課題間の統計分析を 2 つの時間帯において実施した.

【結果】揃い型 1 に比べて揃い型 2 は, 1 から 5 歩間の時間帯において, 左右 PMC で有意な oxy-Hb の減少を示し(P<0.05), 5 から 10 歩間の時間帯において, 左右 PMC と右 SMC で有意な oxy-Hb の減少を示した(P<0.05). また, 両時間帯とも SMA 以外の領域は揃い型 1 に比べて揃い型 2 で oxy-Hb の増加傾向を示したのに対し, SMA のみ増加傾向を示した. 歩行速度は, 揃い型 1 が 3.58±0.83km/h, 揃い型 2 が 3.04±0.86km/h であった.

【考察】上肢の連続的運動学習課題において, 新しい順序の学習では PMC がより高い活動を示し, 学習された順序動作では, SMA がより高い活動を示す(Jenkins 1994). 揃い型 1 から揃い型 2 への, 有意な左右 PMC の活動の減少, SMA の増加傾向は, 揃い型歩行という新規な歩行様式の学習に関与したと考えられる.

## 大脳運動野上の経頭蓋磁気刺激による直下皮質内の血流変動

古林俊晃<sup>1)2)</sup>、望月仁志<sup>2)</sup>、寺尾安生<sup>3)</sup>、宇川義一<sup>2)</sup>

1) 東北文化学園大学医療福祉学部 2) 福島県立医科大学医学部神経内科 3) 東京大学医学部神経内科

【目的】経頭蓋磁気刺激（TMS）は、神経生理の研究や臨床で今日幅広く応用されている。TMS の単発刺激は、瞬時にコイル直下の皮質内にある神経細胞を比較的狭い範囲で興奮させる。近赤外線光トポグラフィ（NIRS）は大脳皮質の神経活動を二次的に血液動態の変化として捉える事ができる。今回、我々は NIRS 計測用に開発された double square coil と多チャンネル NIRS システムを用い、運動野の単発 TMS による皮質内の血流変化を観察した。

【方法】対象は、健常成人 8 名（31-48 歳）である。NIRS（ETG-100, 日立メディコ）は、赤外線投射用と検出用の 6 組のプロローベ（17 チャンネル：Ch）からなり、その中央（9ch）を左の第一背側骨間筋支配一次運動野上（M1）に置いた。この位置を基準とし 5 つの関心領域を設定した。Motor cortex 領域（M1）、それより前方に Premotor cortex 領域（PM）、さらにその前方に Frontal cortex 領域（FC）、また M1 領域より後方に Anterior parietal cortex 領域（APC）、さらにその後方に Posterior parietal cortex 領域（PPC）とし解析を施した。被験者が行う課題は、右第一背側骨間筋の弛緩状態（Rel）及び持続的 10%MVC（Act）とした。この時、M1 上（Ch9 のプロローベホルダー上）に置かれた double square coil から単発 TMS を与えた。TMS の刺激強度は FDI の Act 時における閾値（AMT）、120%及び 140%AMT の 3 種類とした。NIRS 計測は、TMS 呈示前 5 秒（BL）を含む 24 秒間行った。

【結果】概して、Rel 条件では全ての皮質領域において、TMS の刺激強度に伴い Oxy-Hb は増加する傾向を示した。一方、Act 条件では FC を除き、TMS の刺激強度に伴い Oxy-Hb は減少する傾向を示した。この時、両条件において Deoxy-Hb は M1、APC および PPC で減少する傾向が見られた。経時的変化の解析の結果、Rel 条件では、いずれの領域においても Oxy-Hb は BL に対し TMS 後 3-6 秒で有意な増加を示した（ $p<0.05$ ）。一方、Act 条件では、いずれの領域においても、BL に対し TMS 後 9-12 秒で有意な減少を示した（ $p<0.05$ ）。

【考察】Rel 条件では、TMS 後 3-6 秒の間で刺激強度に依存して Oxy-Hb の増加がみられた。Act 条件では、Rel 条件に比し Oxy-Hb の早期の増加は顕著でなく、むしろその後（TMS 後 9-12 秒）の減少が顕著となった。Rel 条件では、TMS の刺激による皮質脊髄路神経細胞（PTN）の興奮が M1 領域の血流増加を、また TMS による筋収縮による sensory feedback が感覚野領域の血流を増加させたと考えた。一方、Act 条件では、筋収縮を持続するため PTN の興奮性が高まっており、それに伴う血流増加が既に生じており、結果的に TMS による血流増加は顕著に見られなかった。しかしながら、その後の血流の減少は PTN を含む介在神経の一過性の興奮後に見られる Silent period (SP) を反映した結果と考えた。

NIRS による血流の増加は、TMS による一過性の脳の興奮性を、Act 条件で見られた減少は、皮質内の SP をそれぞれ反映すると考えた。

ヒト構造画像を用いた拡散光トモグラフィのための光伝播過程に関する研究

小阪卓史 \*1, 下川文明 \*2, 山下宙人 \*2, 佐藤雅昭 \*2

\*1 奈良先端科学技術大学院大学, \*2 ATR 脳情報解析研究所

E-mail: takashi-k@is.naist.jp

NIRS の観測信号から脳内部の活動源を3次元的に推定する拡散光トモグラフィ(DOT)[1]では、脳活動が生じたときの観測信号の変化を、ヒト頭部内における光の伝播過程を用いてモデル化(順モデル)し、求めたモデルに基づいて観測信号から脳内部の活動源推定を行う。しかし、光の伝播過程は、ヒト頭部構造に大きく依存するため、推定に用いる順モデルの精度、強いては、活動源推定の精度もまた、構造に影響をうける。

本研究では、脳皮質上に脳活動を仮定し、その時の観測信号から活動源推定を行うことにより、ヒト頭部構造に起因する DOT 順モデルの差異が、いかに活動源推定の精度に影響を与えるか評価した。

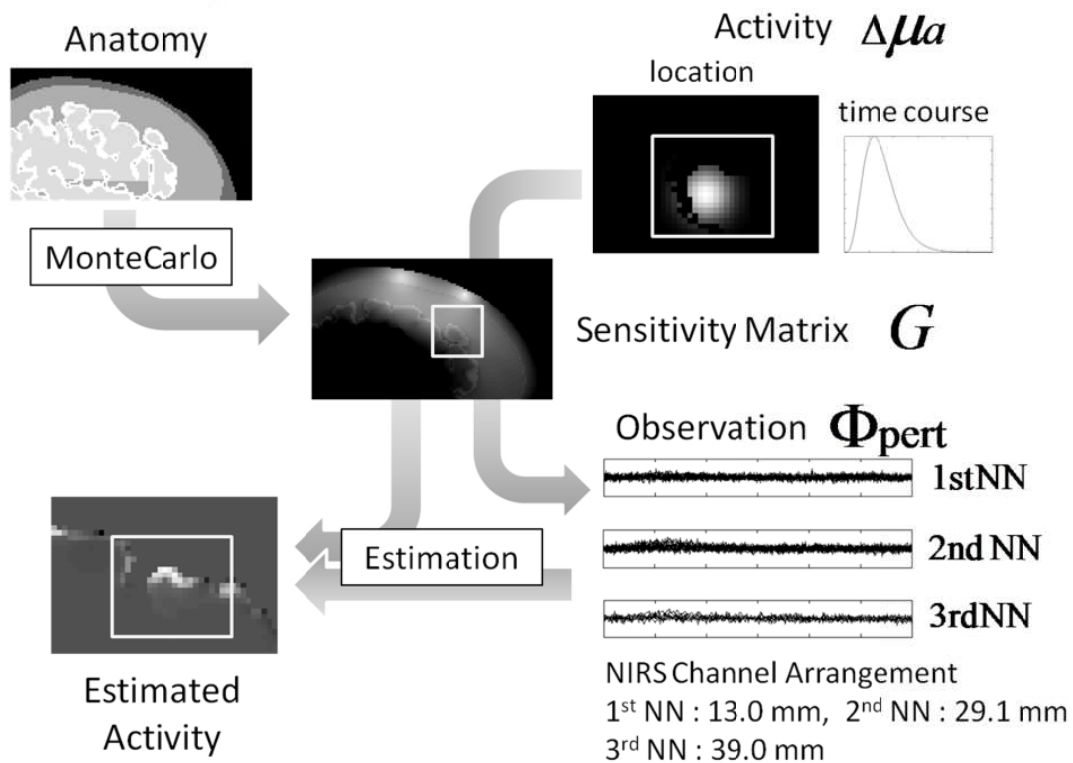


Fig.1 処理フロー

まず、MRI 構造画像からヒト頭部モデルを作成し、モンテカルロ・シミュレーション[2]により DOT 順モデルである感度行列  $G$  を計算する。今回は、運動課題を想定し、運動野付近の脳活動を仮定し、感度行列とを組み合わせることにより、NIRS の観測信号を生成する。そして、生成した NIRS 観測信号と、求めた順モデルから、逆推定を行い、仮定した脳活動源が正確に推定されるかどうかを評価した。

[1] D. A. Boas and A. M. Dale, Applied Optics 44 (2005) 1957 – 1968.

[2] Qianqian Fang and D. A.Boas, Optics Express 17 (2009) 20178 - 20190