

第7回 日本光脳機能イメージング研究会

共催: 日本生体医工学会・専門部会(医療福祉分野におけるヒューマンインターフェイス研究会)

開催日時: 2007年7月14日(土) 10時より18時20分

会場 : 財団法人星陵会 星陵会館
千代田区永田町 永田町下車徒歩3分

会費 : 1,000 円

大会長 灰田 宗孝

世話人

会長	渡辺英寿	自治医科大学
事務局長	酒谷 薫	日本大学医学部
	渥美義賢	国立特殊教育総合研究所
	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	東海大学医学部
	福田正人	群馬大学医学部
	星 詳子	東京都精神医学総合研究所
	宮井一郎	ポバース記念病院
	山田幸生	電気通信大学

(五十音順)

事務局 日本大学医学部 松田 景子
連絡先 sakatani@med.nihon-u.ac.jp、matsuda@med.nihon-u.ac.jp

後援: (株)日立メデイコ
(株)島津製作所

プログラム

大会長挨拶 灰田宗孝 10:00～10:10

一般演題 1 座長:岡田英史 加藤 俊徳(5題 各 12分、討論 5分) 10:10～11:35

①近赤外拡散反射型光トポグラフィにおける表在性信号の影響とその除去

○藤井麻美子 上智大学理工学部電気電子工学科

②「NIRSデータの2次元グラフによる検討」

○田村 博 田村ヒューマンインタフェース研究所

③NIRS 軌道地図から見た脳の活性部位

○田村 博 田村ヒューマンインタフェース研究所 大森 正子 神戸女子大学

④Scope of resampling-based methods in fNIRS group analysis

○Archana K. Singh^{1,2}, Masako Okamoto¹, Lester Clowney¹, James B. Cole² and Ippeita Dan¹

¹National Food Research Institute, Tsukuba, Japan ²University of Tsukuba, Japan

⑤実用的なバーチャルリアリティ訓練システム実行時の脳活動計測と予備的評価

○渡部 直人 (財)電力中央研究所地球工学研究所構造工学領域

昼食 11:35～12:15

ランチョンセミナー 座長:灰田 宗孝 12:15～12:55

休憩 12:55～13:05

講演 座長:酒谷 薫 (2題 各 30分講演 10分質疑)

①精神疾患と口腔機能

日本大学 成田 紀之 13:05～13:45

②スペクトラム拡散変調の生体測定への応用可能性について

株式会社スペクトラテック 大橋 三男 13:45～14:25

大会長講演 座長:渡辺 英寿 (30分講演 10分質疑)

NIRS 信号の持つ意味 灰田宗孝 14:25～15:05

休憩 15:05～15:15

一般演題 2 座長:酒谷 薫 星詳子 (12分口演 5分質疑) 15:15～16:40

①多点NIRSによる前頭前野Hb濃度絶対値計測ー大型スクリーンによる視覚刺激を例としてー

○恒次祐子1), 朴範鎮2), 大前悦子3), 小田元樹3), 山下豊3), 宮崎良文2)

1)(独)森林総合研究所, 2)千葉大学環境健康フィールド科学センター

②脳血流パターンにおける音楽の時系列構造との同期現象

- 岩坂正和 千葉大学大学院工学研究科、杉田克生 千葉大学教育学部
- ③急性の中等度運動で高まる認知機能は関連脳部位の活動と連関するか
:fNIRSによる局所血流応答の解析から
- 柳澤弘樹, 征矢英昭 (筑波大学大学院人間総合科学研究科),
岡本雅子, 檀一平太 (食品総合科学研究所)
- ④音声の方向指示に対するボタン操作時の脳内反応～ NIRS データに対する加算平均処理
- 瀧上美喜 大阪市立大学大学院 生活科学研究科
- ⑤機能的近赤外分光装置(fNIRS)によるドライバの脳活動計測
- 長谷川 靖 日本大学大学院 生産工学研究科、綱島 均 日本大学生産工学部
小島 崇 日本大学大学院 生産工学研究科、丸茂 喜高 日本大学生産工学部

休憩

16:40～16:50

一般演題 3 座長:福田正人 渥美 義賢 (12分口演 5分質疑) 16:50～18:00

- ①「競技かるたにおける選手の近赤外光による脳の反応(その1)」
- 津久井 勤、小林好真、雨木庄平、千代間大和、小林達郎 (以上全日本かるた協会)
武田昌一(近畿大学)、廣瀬百合子(一橋大学)、灰田宗孝(東海大学)、
井上正雄(島津製作所)、川口文男(日立メディコ)
- ②拡散光トモグラフィ装置を用いた未熟児頭部の *in vivo* 測定
- 福沢 遼¹⁾、上野 雅範¹⁾、大川 晋平¹⁾、山田 幸生¹⁾、日下 隆²⁾、西田 智子²⁾、磯部健一²⁾、
谷川 ゆかり³⁾、高 峰⁴⁾、佐藤 知絵⁵⁾、星 詳子⁵⁾
- ¹⁾電気通信大学、²⁾香川大学 医学部、³⁾産業技術総合研究所、⁴⁾天津大学、⁵⁾東京都精神医学
総合研究所
- ③重症心身障害児・者への介入に役立つNIRSの使用
- 平野大輔^{1,2)}、谷口敬道³⁾、武田湖太郎^{4,5)}、岩崎博之⁶⁾、滝口慎一郎¹⁾、関戸真理恵¹⁾、
下泉秀夫¹⁾、杉原素子³⁾
- ¹⁾国際医療福祉リハビリテーションセンター 重症心身障害児施設 なす療育園、²⁾国際
医療福祉大学大学院 医療福祉学研究科 保健医療学専攻、³⁾国際医療福祉大学 保健医療
学部 作業療法学科、⁴⁾国際医療福祉大学病院 神経内科、⁵⁾科学技術振興機構 CREST、
⁶⁾心身障害児総合医療療育センター
- ④視空間情報保持を必要とする鏡映描写課題における前頭前野の賦活
- 篠崎 眞太郎, 小林 春美 東京電機大学理工学研究科
- ⑤近赤外線分光法で毛細管血流以外の測定は可能なのか?
- 仲本 博 川崎医科大学 医用工学システム循環器、太田茂、河野孝幸 川崎医療福祉
大学 大学院 医療技術学研究科 医療情報学専攻

閉会の挨拶

酒谷 薫

18:20

近赤外拡散反射型光トポグラフィにおける表在性信号の影響とその除去

藤井 麻美子 (上智大学理工学部)

1. 緒言

近赤外画像診断装置が多方面で注目されている。しかし、現在の近赤外光機器ではトポグラムが得られるに過ぎず、局所脳循環変化と自立神経活動の影響を受ける皮膚循環変化とを区別することはできない。この問題を解決するため現行装置の特性を生かした上で深さ情報を取り出すことを試み、簡単なファントム実験を行ったのでシミュレーションとあわせて報告する。アルゴリズムについては参考文献を参照されたい。

2. 実験装置

10 光源 8 検出器の実験装置を時分割多重光源駆動連続データ取得方式により実現した。すなわち、半導体レーザー(780nm)10 個を順次独立に低周波でパルス駆動する。検出器側がアバランシェフォトダイオードで連続受光し、16bitAD コンバータでデータ取得後、タイミングから各光源の送光を識別する。また、送信用ファイバと受信側ファイバとの間隔が 30mm と 15mm 間隔の組み合わせのデータを画像再構成に利用した(図 1)。図 2 に送信用および受信用ファイバの配置を示す。また画像再構成で用いたボクセルの配置を示す。

3. ファントム

測定試料はポリスチレン粒子を染料の水溶液に分散させ $\mu_a = 0.02\text{mm}^{-1}$ (計測値)、 $\mu_s' = 1\text{mm}^{-1}$ (計算値)に濃度調整した。血流変化を想定し、M: $2 \times 2 \times 2(\text{mm})$ 、S: $1.15 \times 1.15 \times 2(\text{mm})$ 、L: $4 \times 4 \times 4(\text{mm})$ の黒アクリル吸収体を用意し、ファイバ面からの距離(深さ)を固定してファントム用コンテナ内で水平移動させた。

4. 実験結果

不要信号を想定した吸収体 S を表面から約 1mm の位置に設置し画面 $y=0$ 水平面に沿って右から左に動かす。また同時に、関心信号を想定し吸収体 M を表面から約 10mm の位置に設置し $y=-15\text{mm}$ に沿って左から右に移動させる。この状態を連続的に計測し、そのときの画面の 1 コマを抜き出し、図 3 に示す。左図(a)は 30mm 間隔の観測データから求めた源信号画像である。光源の直下にちょうど吸収体 S が位置していると見られ著しく大きな擾乱が見られる。中央(b)図は提案法の filter によって深部信号のみを取り出した結果で、適切な位置と思われるところに変化が見られる。右図(c)は浅い部位の信号のみを取り出し画像化したもので、この成分が吸収体 S の影響と言ってよい。

5. 結果及び考察

1 波長の実験試作装置を製作した。提案する再構成アルゴリズムを用いることにより、深部の循環情報のみを画像化できることをファントム実験によって示した。本

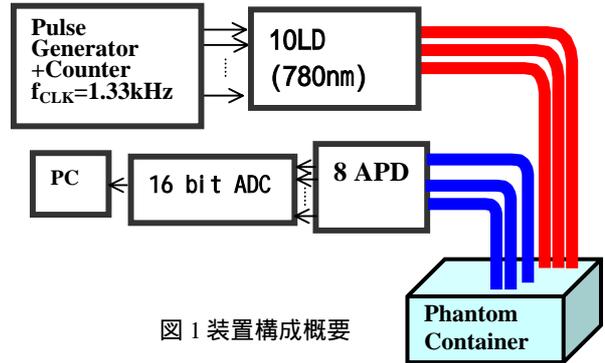


図 1 装置構成概要

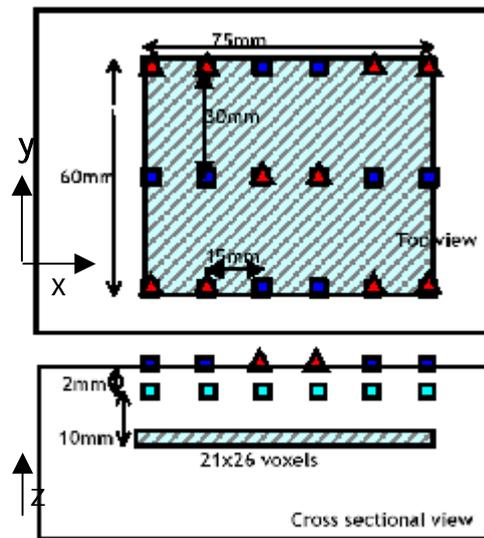


図 2 Optode 配置と提案アルゴリズムで用いた voxel の配置

手法により元観測データを深部信号による成分と表在性成分による成分とに分離できる。大脳皮質における信号を選択的に取り出すことができるだけでなく、表在性の観測データを、臨床データの信頼度の評価に使用することもできる。

6. 参考文献

- [1] 遠藤 怜子, 藤井 麻美子, 中山 淑, "脳活動画像化のための拡散反射型光 CT とその画像再構成法", 第 5 回日本光脳機能イメージング研究会抄録集, 2005
- [2] 藤井 麻美子, 中山 淑, 川中 彰, "拡散反射型光 CT におけるアルゴリズムの検討", "生体医工学第 45 巻特別号 CD - ROMPS1-14-2, 2007

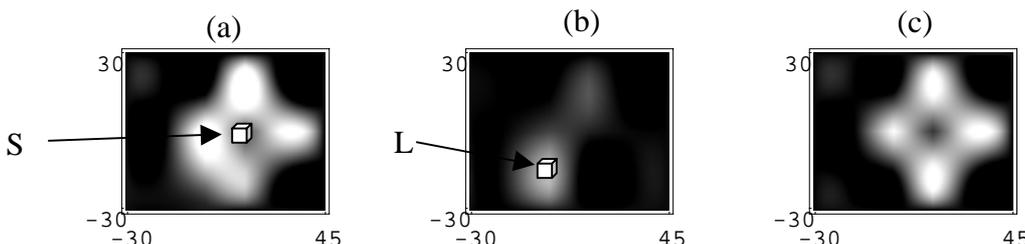


図 3 ファントム実験による画像 (a)現行法、(b)提案法：深部信号による画像 (c)提案法：表在信号による画像：吸収体 S をが深さ $Z=-1\text{mm}$ で図の矢印で示す位置に、まだ吸収体 L が深さ $z=-10\text{mm}$ で図の矢印で示す位置にそれぞれあると考えられる結果

NIRSデータの2次元グラフによる検討

田村 博 (田村ヒューマンインタフェース研究所)

NIRS は酸化・還元ヘモグロビンの濃度変化を同時計測することを特徴としており、両者の統一した解析法が求められている。筆者は酸化・還元ヘモグロビン濃度をXY軸とする2次元平面にプロットしてNIRS軌道を描く方法を考案し、図1に示すような3つの基本軌道を導いた。図1aはTTL=Oxy+Deoxy=一定(0)の場合であり、ここではOxyとDeoxyが逆相で変化しておりTTLは一定となる。これに対して図1bはOxyとDeoxyが同相で変化する場合でTTLの変化が速く、該当部位が活性化している。図1cはOxyとDeoxyが前2者とは異なる位相で変化しており、該当部位の活動によりOxyの消費とDeoxyの生成が行われた結果を反映していると理解される。これらの軌道にそれぞれ休止、活性、ループ軌道と命名する。

縦横の尺度を等しくとれば、休止・活性軸は直交するのであるが、尺度が可変の場合には軸の方向が明確にはならない。

そこで座標軸を45°回転させて横に休止軸、縦に活性軸をとるとNIRS軌道をより分かりやすく描くことができる。この場合、

活性軸
TTL=Oxy+Deoxy

休止軸
=Oxy-Deoxy

となる。図2は図1の座標を変換して描いたNIRS軌道である。

軌道地図 測定チャンネル毎にこのような軌道を描き比較することにより、一つの作業中に脳のどの部位が活動し、どの部位が休止しているかを示すことができる。これを軌道地図と呼ぶ。

むすび

モバイル学会ではこの解析法を用いて、ケータイ文字入力と手指の日常の動作との関連が研究されている。NIRS軌道および軌道地図の作成には、広く普及しているエクセルが使われる。しかし、データ量が簡単に10Mバイトを越え、グラフも30,50枚と多くなるのでそれなりの工夫が必要である。軌道解析に興味をお持ちの方々のために講習・実習のご案内を出しているため、ご照会ください。その際、解析希望データの有無、そのチャンネル数、データ数、VBの活用経験、講習・実習に持参できるノートPCの有無、開催時期についての希望などをお聞かせください。

文献

- [1] 田村,大森: NIRS 軌道からみた手・指動作と脳活動,モバイル2007 研究論文集, pp.1-6,モバイル学会(2007,5)
- [4] Tamura, H., Omori, M., Choui, M.: NIRS trajectories in Oxy-Deoxy Hb plane and the trajectory map to understand

brain activities related to human interface, pp. 994-1003, Proc. HCII 2007/7, Springer-Verlag 2007

連絡先: 神戸市中央区港島中町6-14
ポートピアプラザC1803

Phone+FAX: 078-303-1560, tamura@mobilergo.com

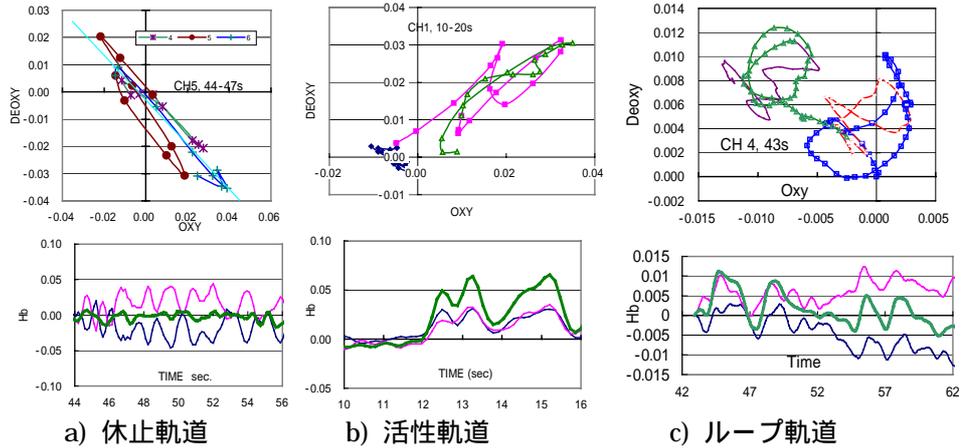


図1 基本的なNIRS軌道(060518sanoXY1547_40_80 HCII)

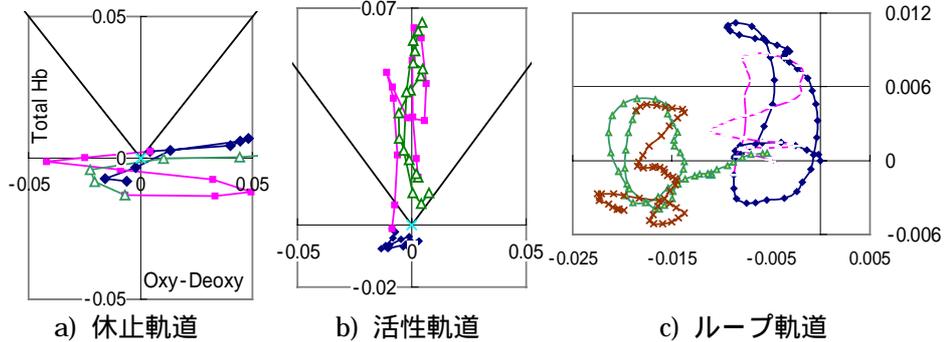


図2 休止・活性座標系での基本的軌道(MAKI 手処理 ¥モバイル07 ¥TTLGraph.)

NIRS 軌道地図から見た脳の活性部位

田村 博 (田村ヒューマンインタフェース研究所)

大森 正子 (神戸女子大学)

はじめに

別稿では NIRS データを平面上にプロットして、NIRS 軌道を描き、その形から酸化、脱酸化ヘモグロビンの動的な変化を一体的に把握する方法を示した、また計測各チャンネルの軌道を空間的に整列した軌道地図を作成し、特定作業時の活性部位を見出すことについて述べた。

軌道地図

先の報告[1]ではケータイ文字入力作業時の酸化・脱酸化ヘモグロビン濃度を座標軸にとった場合の軌道地図を示した。図 2 は休止・活性座標系に変換した場合の軌道地図を示している。活性軸成分(Ttl Hb)は縦軸に、休止軸成分(Oxy-Deoxy)は水平方向にとられている。右脳前頭前部には活性軸方向の軌道が見られるのに対して、左脳前頭部では、休止軸方向の軌道変化が多く見られる。ケータイ文字入力作業では右脳が活発に活動し、左脳は休止状態の近いことを示唆している。

図 2 で水平、垂直の目盛り線は0.05に対応している。活性軸方向の変化で見ると6Ch.を除く、他のチャンネルで0.05の枠内にとどまっている。これに対して水平方向では10,19,28,14などのチャンネルでは5目盛り以上、その他の幾つかのチャンネルでも相当な幅の変動が認められる。

図 3 は Ch.32 の休止軸成分(ミドリ)を対し、移動平均をとって Mov. Ave(アカ)で示している。

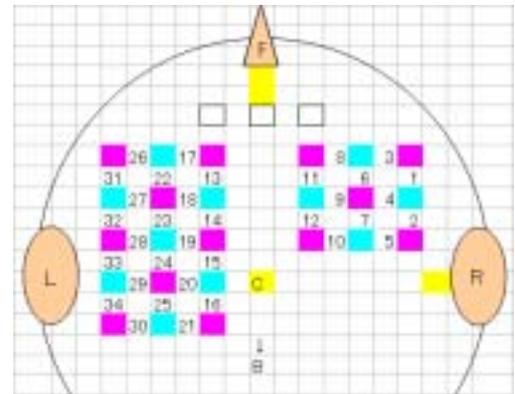


図 1 計測チャンネル配置

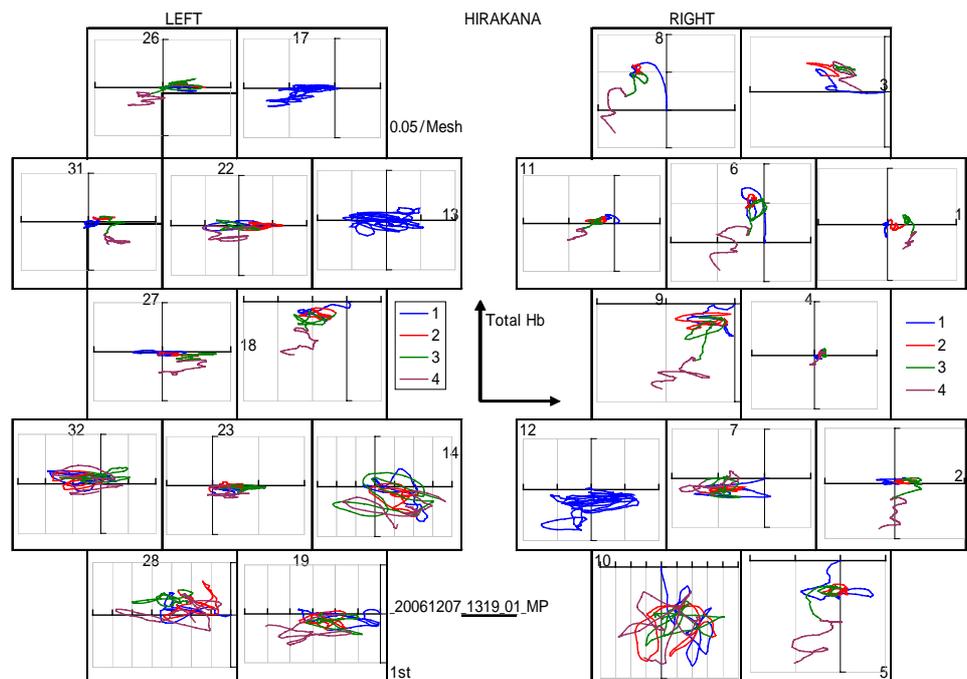


図 2 ケータイ文字入力時の軌道地図 休止・活性座標

休止軸成分は、脳組織の酸素循環に関係があると考えられ、変動幅の他に高速・低速の変動が認められる(図 3)ので、一括して休止軸成分と呼ぶのではなく、

その特性の相違を考慮した分析が必要であり、今後検討したい。

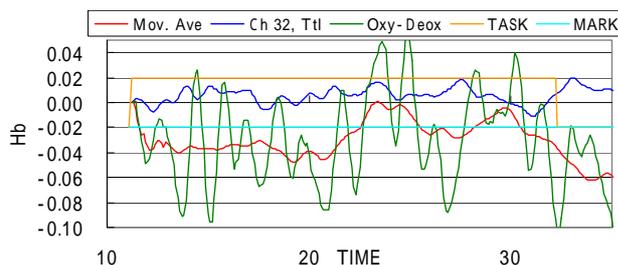


図 3 活性・休止成分の時間波形

文献

- [3] 田村, 大森, 丁井: NIRS 応答波形の 2 次元軌道を用いた大脳活動の理解, モバイル学会 研究報告集 vol.3, pp. 9-15, (2007/1)
- [4] Tamura, H., Omori, M., Choui, M.: NIRS trajectories in Oxy-Deoxy Hb plane and the trajectory map to understand brain activities related to human interface, (to be published in Proc. HCII 2007/7)

Scope of resampling-based methods in fNIRS group analysis

**Archana K. Singh^{1,2}, Masako Okamoto¹, Lester Clowney¹,
James B. Cole² and Ippeita Dan¹**

¹National Food Research Institute, Tsukuba, Japan

²University of Tsukuba, Japan

Functional near infrared spectroscopy (fNIRS) is an emerging non-invasive technique that allows the monitoring of human brain activity in a natural environment. Most fNIRS group analyses rely on the two-stage general linear model based on parametric test. This method needs certain distributional assumptions that cannot be ascertained in fNIRS neuroimaging data, because 1) the physiological nature of the hemodynamic signal is not yet known with certainty, 2) subjects are few and rarely sampled at random, and 3) the assumption regarding homogeneity of variance among subjects is unlikely to be true even if the data are sampled from the same head location for all subjects. In addition, the fNIRS data is spatially correlated, therefore the Bonferroni correction tends to be too conservative and FDR control method also needs an assumption of a certain spatial correlation that is difficult to investigate.

Moreover, often fNIRS data are unbalanced, because it allows monitoring in situations when subjects cannot be prohibited from moving (e.g. in the case of awake infants), which adds motion-related noise. This noise needs to be removed, resulting in a different number of observations between channels, and between conditions.

Requiring fewer assumptions, resampling-based permutation and bootstrap tests might relax the assumptions of parametric model, and they can deal with any underlying spatial correlation. We explore these methods with real, unbalanced and simulated fNIRS data and emphasize their ability to control familywise error and to strengthen inferences at the population level, especially in comparison with the equivalent parametric and permutation methods.

実用的なバーチャルリアリティ訓練システム実行時の脳活動計測と予備的評価

渡部 直人^{1,2}, 原田 哲也², 永村 慎吾²

1:(財)電力中央研究所, 2:東京理科大学基礎工学部

【はじめに】技術継承や安全教育、あるいは学校教育に資するため、バーチャルリアリティ(以下VR)技術を用いた訓練システムが各方面で開発されている。同システムの普及を図るためには、様々な観点から導入の効果を具体的に示す必要が生じている。報告者らは、VR訓練システム実行時の生体反応を評価することが一つの手がかりになるものと考え、非侵襲かつ効率的に計測する装置としてのNIRS装置を用いて、実用的なVR訓練システム実行時における被験者の脳機能を計測・評価した。

【訓練システム概要】今回用いたVR訓練システム(以下VREEDS)は、図1に示すような原子力発電所より発生する使用済み燃料放射性輸送容器(最大直径約2.5m・長さ約6.0m)を搭載した専用運搬船の船倉内で、放射線計測器を用いて、同容器の定められた計測ポイント8カ所の放射線量を計測するもので現実の業務をほぼ再現している。被験者は自らの操作で計測ポイントに移動(ウォークスルー)し、計測器先端を計測ポイントのマークに適切に当て、計測器のスケールを適切なレンジに設定するとともに

に、目盛りを正確に読み、なおかつ正確に10キー入力する必要がある。目印の少ない閉塞された空間内で同一作業を多数回繰り返す必要があるため、レンジ切替忘れ、読取間違い、計測の飛ばし、などのヒューマンエラーの発生が想定される。

【実験方法】20歳前後の成人男性被験者13名の協力により、VREEDSを連続して5周実行し(前後に閉眼安静のレスト40sec設定)、日立メディコ製ETG-4000(3x5ホルダーで22ch)によりその際の前頭前野におけるoxy-Hbの変動を測定した。実験に際しては、再下段中央の照射プローブ(赤No.12)が国際10-20法の鼻根側10%点(前頭極Fp1とFp2の中間点)に相当するよう調節した。NIRS計測と同時にビデオ録画も行い、ヒューマンエラーの増大を図るためタイムプレッシャ(1周4分間の制限)とアラーム音を付加した。

【結果】被験者毎に5周分のoxy-Hbデータから、計測のイベント前後20secのデータを切り出し、輸送容器側面6点と端面2点に分けてそれぞれ加算平均し、1周目、3周目、5周目のoxy-Hbの波形を比較した結果、以下の傾向が見られた。

1)周回を重ねると、同一被験者で評価した場合oxy-Hbレベルが低下するchが多く、今回の13人の被験者にほぼ共通している。また、計測イベントの前後計20secには、いくつかの明瞭なピークを示す事例が多く、計測器のレンジ切替、読みとり作業の他、計測器先端をポイントに当てる行為(正しい角度で当てないと計測に入れない)などもこれらのピーク反応の原因と推察される。

2)1周目から5周目に進行するにつれて、被験者のおよそ2/3の事例では、主に反応するchが左前頭葉、左右前頭葉(双極)などに「局在化」する傾向が見られ、残りの被験者では未局在状態と判断された。

【考察】前頭前野の判断・読みとり・入力作業を伴うと推察される上記「計測作業」を繰り返し実施することにより、1)5周目でもoxy-Hb上昇が見られるchが残るのに対して、他のchではoxy-Hbの反応レベルが低下する傾向が見られ、被験者の短期的な習熟に伴う脳機能の局在化傾向が見られる、さらに2)その過程には個人差があるように推察される。今後は、最終的な短期的習熟の結果どのchに絞り込まれるか、個人毎の傾向も踏まえて検討するとともに、ビデオ録画した飛ばしや読みとり間違いなどのヒューマンエラーとoxy-Hb変動の相関性、ならびに長期的な習熟の影響についても検討を進めたい。

【まとめ】放射線計測という現実の作業をバーチャルリアリティ訓練システムで再現(換言すれば非侵襲化)し、訓練中の脳活動をNIRS装置で計測した。その結果、VR訓練中の被験者の脳活動を捉え得ることを確認するとともに、繰り返し作業にともなう前頭前野の習熟の様子と、活動領域の局在化の可能性について予備的な傾向を捉えることができた。

上記の評価・分析を行うにあたり、東海大学医学部灰田宗孝先生より貴重なご指導を頂きました。心よりお礼を申し上げます。

【文献】

1)灰田宗孝:脳機能計測における光トポグラフィ信号の意味,MEDIX VOL.36, pp17-21

2)渡部直人他:VR訓練実行時の脳内活動計測に関する計測方法の予備検討,VRSJ 10th, pp7-8, 2005



図1 放射線計測作業の状況

精神疾患と口腔機能

日本大学松戸歯学部顎咬合機能治療学 准教授 成田紀之

精神疾患にともなう口腔の身体化症状には、咬合違和感、唾液や味覚（苦味）などの口腔感覚異常などが挙げられる。とくに、執拗に噛み合わせの違和感を訴える咬合違和感症は、咬合調整や補綴治療によりかえって違和感の訴えが増悪することがあり、歯科医にとって難渋する症例である。

また、噛み合わせの違和感は咀嚼筋の痛みによっても自覚されることから、その要因が心的であるのか顎機能病態によるのか、さらには咬合が直接的要因となっているのかを鑑別し、診断することは歯科医の難題とされている。

これまで、精神疾患患者において、賦活課題による前頭前野の活動性の低下が報告されている。そこで、咀嚼を‘積極的に前頭前野を賦活しえる課題’と位置づけ、口腔に身体化症状を訴える精神疾患患者を対象として、咀嚼運動にかかわる前頭前野の活動性について検討を行っている。

健常者では、咀嚼に同期した有意な活動性が前頭前野の背外側領域に示される。また、咀嚼の想起によっても同様の活動性を認める。一方、精神疾患患者では、咀嚼ならびに咀嚼の想起による前頭前野の活動性は、いずれにも健常者に比べて有意な低下を示している。

前頭前野背外側領域については、運動意欲、報酬への関心、ならびに食感覚とのかかわりが報告されている。また、精神疾患（うつ病）では、前頭前野の活動性から相対的な不快予測の優位性が報告されている。

以上のことから、精神疾患患者に示された咀嚼にともなう前頭前野の低活性は、咀嚼への意欲の低下ならびに報酬に対する関心の低下、さらには口腔の感覚認知過程での変調を示唆するものと考えられた。

本研究会では、口腔機能、なかでも咀嚼にともなう大脳皮質の活動性をもとに、口腔の身体化症状をともなう精神疾患患者における口腔機能の特質について講演をいたします。

スペクトラム拡散変調の生体測定への応用可能性について

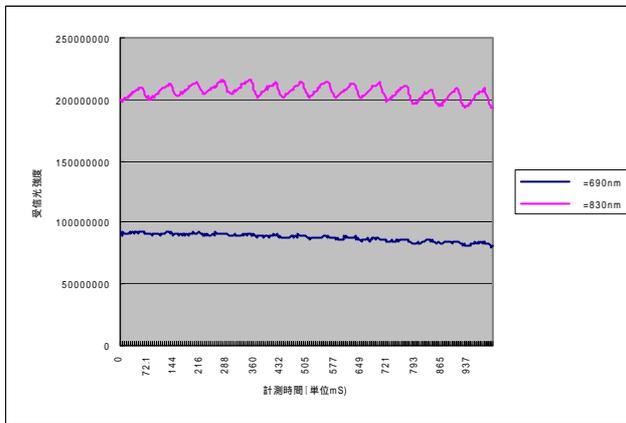
株式会社スペクトラテック 大橋三男

(ohashi@spectratech.co.jp www.spectratech.co.jp)

生体測定、特に脳機能計測に有用な測定方法である近赤外分光分析法 (NIRS) において、その基礎をなす測定時の光多重変調技術として従来 TDMA⁽¹⁾ あるいは FDMA⁽²⁾ が使われてきた。

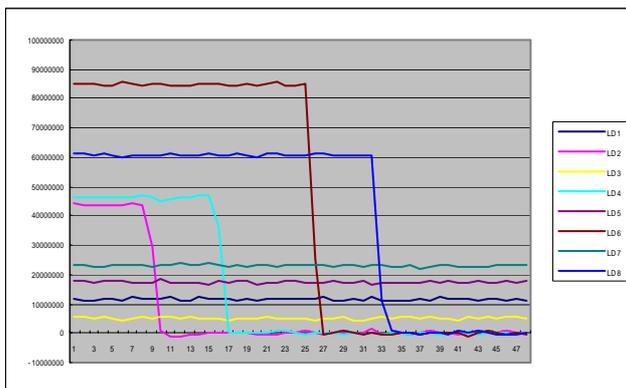
昨今のデジタル技術の発達とともに携帯電話の通信技術として広く知られる CDMA⁽³⁾ すなわちスペクトラム拡散変調を使って今回基礎的な計測実験を行い、生体測定への有用性が認められたのでここに報告する。

CDMA による多元接続方式は ON/OFF 制御で変調するレーザ光変調とは極めて相性がよく、従来手法に比べて多重化の理想状態に近づけられる。また、その自己相関性の強さから外乱光による影響も少なく、さらに従来手法に比べて容易に多チャンネル化、高速化、高 S/N 化を実現できる可能性が見えてきた。図に示すように、非常に高い S/N とチャンネル分離能が得られる。



5MHz 帯域をもつホトマルを使って 1MHz のチップ周波数、拡散率 15 ビット (理論帯域 1.5 Hz) で取得した側頭葉での 3cm 距離での実測波形。

レーザ出力：2mW/830nm
ホトマル GAIN： 5×10^6
SNR：49.5dB (弊社製ファントムにて)



3cm 間隔で 3 行 3 列に配置したファントムを使って、帯域 100KHz の APD を使い、100KHz のチップ周波数、拡散率 16 ビットで取得した各チャンネル分離能力の実測波形。

レーザー注入：4 箇所、各 2 波長
使用波長：690nm, 830nm
レーザ出力：2mW/830nm
APD GAIN： 10^7

- (1) TDMA：Time Division Multiple Access 時分割多重
- (2) FDMA：Frequency Division Multiple Access 周波数分割多重
- (3) CDMA：Code Division Multiple Access 符号分割多重

参考文献

- 1) W-CDMA 移動通信方式 立川敬二監修 丸善
- 2) スペクトラム拡散通信 山内雪路著 東京電気大学出版局
- 3) ヘクト光学 Eugene Hecht 著 丸善
- 4) 生体信号処理の基礎 佐藤俊輔 吉川 昭共著 コロナ社

光信号の意味

光トポグラフ信号の解釈について

東海大学医学部 灰田 宗孝

1. 脳機能測定法

脳機能の測定法には表 1 に示すように種々の方法があるが、大別すると脳の神経活動を直接測定する脳波 (EEG)、脳磁図 (MEG) と脳の神経活動に伴う代謝の増加や脳血流増加を測定するポジトロン・エミッション・トモグラフィ (PET)、あるいはシングルフォトン・エミッション・トモグラフィ (SPECT)、近赤外光 (NIR) あるいは機能的 MRI (f-MRI) などがある。それらの特徴は表に示してあるが、その中で近赤外光は比較的安価であり、測定時の被験者の体位に制限がない等、脳機能測定として優れた一面がある。

表 1、脳機能測定法

方法	検出対象	空間分解能	時間分解能	価格
PET	脳血流	中	低い	高価
SPECT	脳血流	中	低い	中程度
EEG	神経活動	低い	高い	安価
MEG	神経活動	高い	高い	高価
NIR	脳血流	低い	やや高い	安価
f-MRI	脳血流	高い	やや高い	中程度

脳血流は脳の自動調節能のため図 1 に示すように血圧が変化しても、脳血流は一定に保たれる性質がある。脳血流が変化するのは脳の代謝の変化による。

図 1 脳血流と血圧

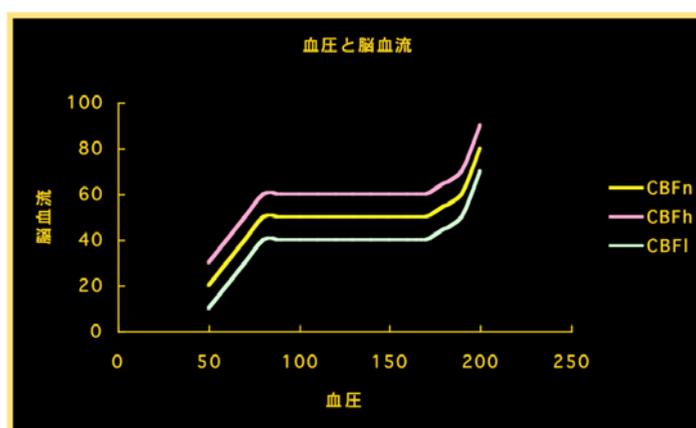


図2に示すように、脳の神経活動により、代謝が増加するが、それに対して脳血流は代謝の増加以上に増加する。そのためタスクの後、oxy-Hbが増加することとなる。

図3にPETを用いた脳機能画像を示す。 H_2O^{15} を用い、タスクは手の把握運動である。左手の運動では右脳に、右手の運動では左脳が活性化されているのが判る。しかし、この測定には数十万円かかっており、安易には実施できない。

図3 PET 脳機能画像

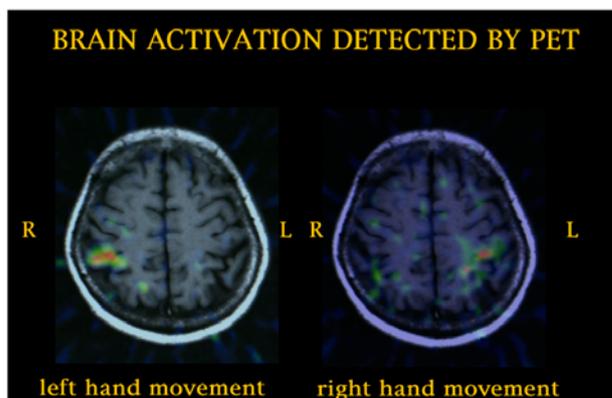
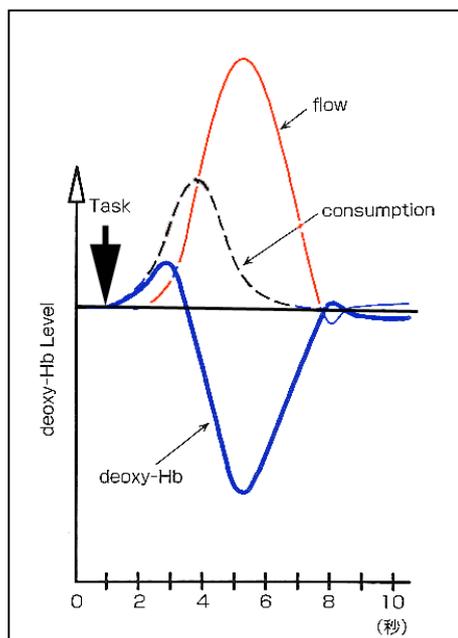


図2. 脳の神経活動と代謝、脳血流変化



一方、NIR法は安価であるので利用しやすい。次に光トポグラフ法を説明する。

図4は日立メディコ製光トポグラフ装置ETG-100で有る。780nm、830nmの2波長を用い、周波数変調法と位相敏感回路(PSD)を使って、各チャンネルの分別を行っている。

図4 光トポグラフ装置

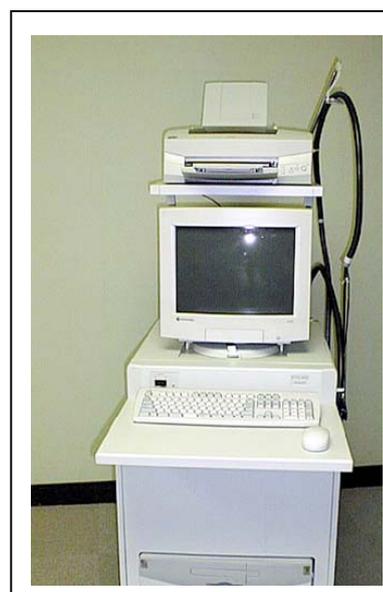


図5 oxy-Hbとdeoxy-Hbの消光係数の波長依存性

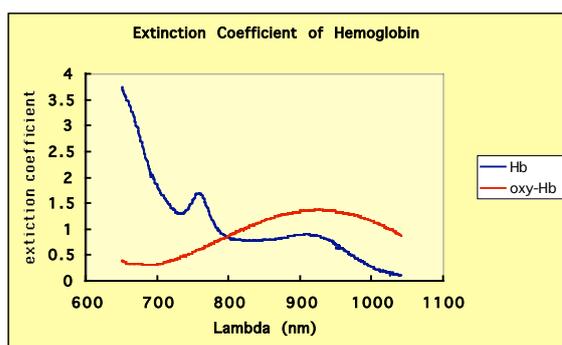
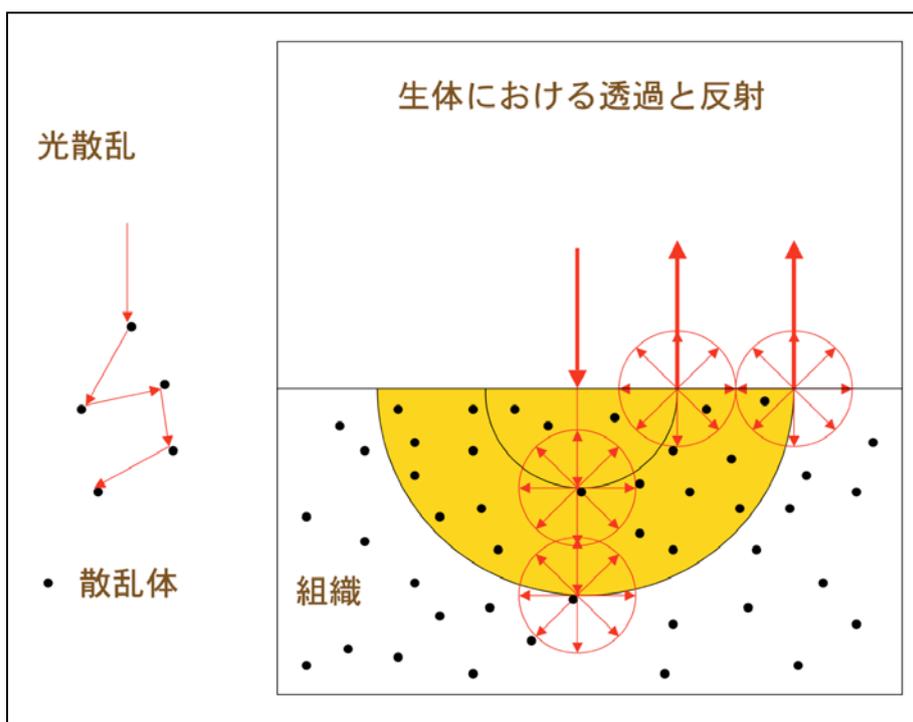


図5から判るように oxy-Hb、と deoxy-Hb の 780nm と 860nm における吸収は全く逆であり、2波長の吸収量と拡散による損失に波長依存性が無いとの仮定で連立方程式を解くことで、oxy-Hb、deoxy-Hb 濃度を求められる。しかし、生体は図6に示すように、強い散乱体であることから、実際の光が進んだ距離（光路長）が求まらない。

2. 生体における光

図6 生体に於ける光散乱



生体における光計測の特徴は、1 強い散乱がある、2. 光路長の測定が難しい、3. 定量的値を得るためには特別な工夫が必要、例えば時間分解曲線とか周波数変調法などを用いる必要がある。光路長 L が判れば、次式により吸収係数 μ_a が求められる

$$I = I_0 \exp(-\mu_a \cdot L)$$

ここで、 I および I_0 は検出光と入射光の強度、 L は光路長である。

4. 光トポグラフ

光トポグラフ装置で用いるファイバースコープを図7に示す。先端は約 1mm である。これらのファイバースコープを図8aに示すホルダーに取り付け、図8bに示すように頭部に装着し、測定した。

タスクは図 8c に示すように、レスト 1 分、タスク 1 分のブロックデザインを用いた。タスクとして、タスクとして、手の把握運動を採用した。3 回のレスト、2 回のタスクそれぞれ加算平均し、タスクの値からレストの値を引いた値を表示した。ファイバーは送光と受光を行う。

図 8a ホルダー



図 8c タスク

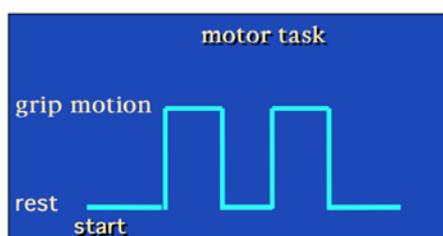


図 7 プローブ

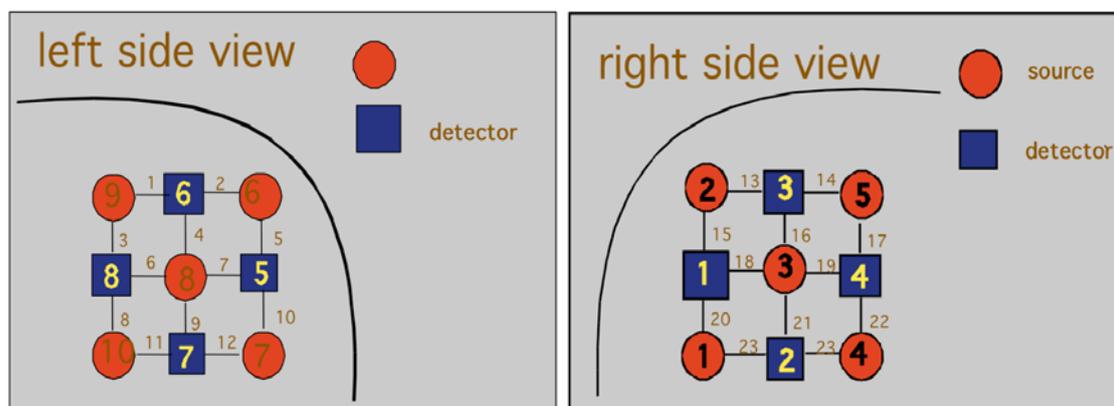


図 8b 頭部への装着

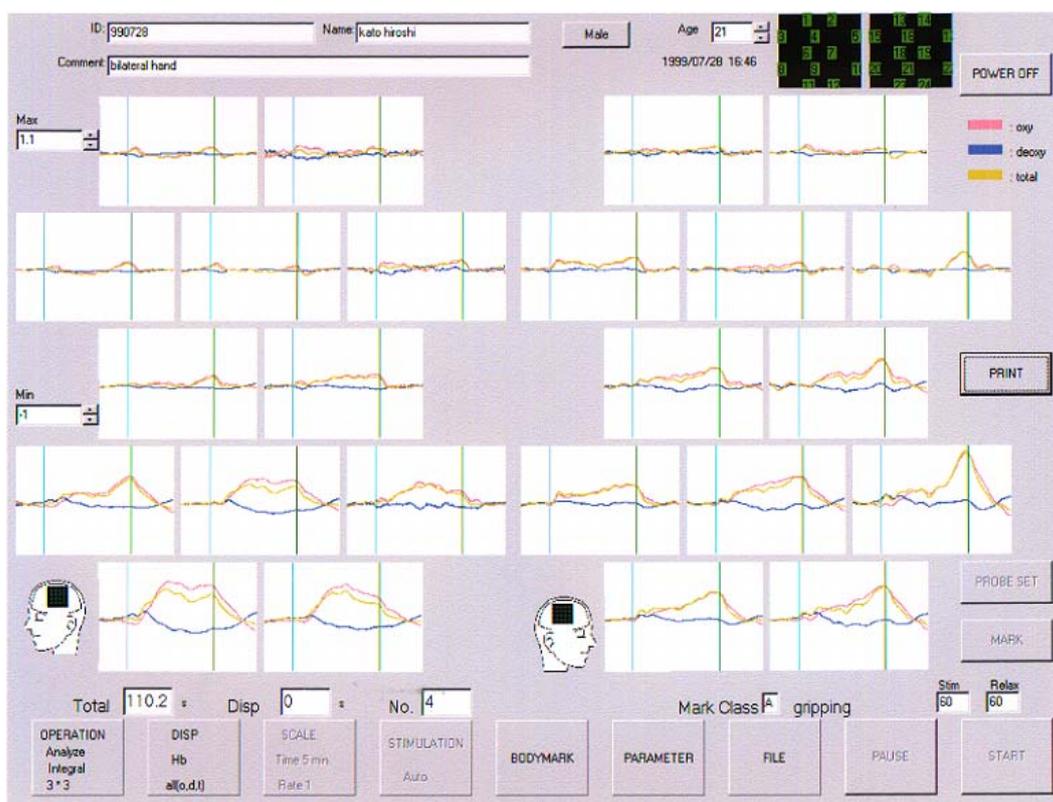


図 9 の配列で赤が光源、青が受光ファイバーである。各、光源の光はそれぞれ異なった周波数で振幅変調されているため、受光ファイバーに入った光がどの光源から来た光かを弁別可能である。

図 9 ファイバー配置



例えば青6番のファイバーには赤9, 赤6, 赤8の光が検出されるが、それぞれ異なる周波数で変調されているので、それぞれの周波数のフィルターで弁別できるのである。従って、この配置では片側12部位の吸収を検出出来る。このような状況で検出された、光トポグラフのヘモグロビン変化図を図10に示す。図10 光トポグラフ、手の把握運動に対するヘモグロビンデータ。



5. ファントム実験

このように得られたヘモグロビンデータが、正しく検出されているかをファントムを用いて検証した。図11に示すファントムを用いて測定した。

散乱体としては10% ($\mu_s = 1.1 \text{ cm}^{-1}$)、吸収体として墨汁+血液とした。血液は酸素を十分付加した oxy-Hb としての血液と、還元剤を用い、deoxy-Hb としての血液を用いた。

それらを滴下していったときの、光トポ装置で検出されるヘモグロビン量をそれぞれ図12a、図12bに示す。

図11 ファントム

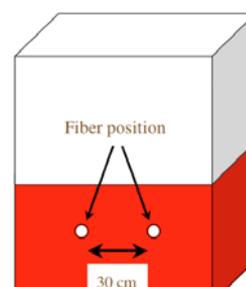
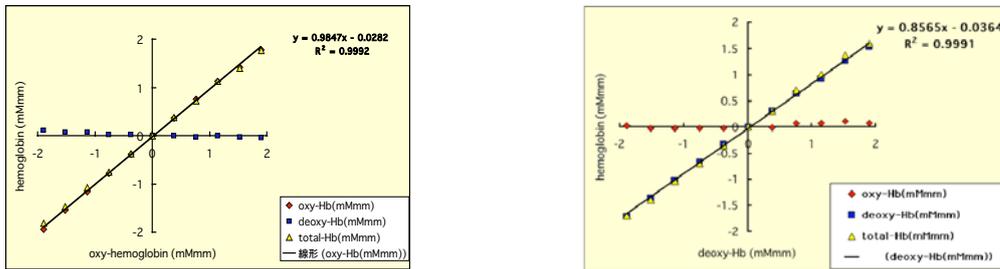


図 12a oxy-Hb を滴下した場合の信号。図 12b deoxy-Hb を滴下した場合の信号



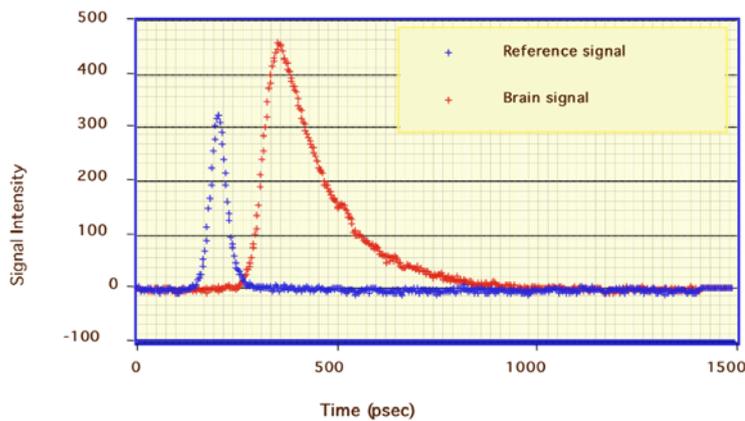
何れも直線性良くそれぞれのヘモグロビンを検出出来ており、他のヘモグロビンに変化がないことが示されている。つまり、実際の脳の測定では光路長が判らず絶対値は求まらないものの、ヘモグロビン量に比例した信号が得られていることが示された。次ぎに光路長の測定について説明する。

6. 光路長の測定

図 13 に時間分解法の測定結果を示す。

図 13 時間分解曲線

青の信号は入力信号、赤の信号はラットの脳を通過してきた光の信号である。



このように脳内を通過してきた信号について拡散方程式をベースにした Patterson 関数 $I(t)$ が知られている。平均光路長 $\langle L \rangle$ は下記の式で計算できる。

$$\langle L \rangle = c \int I(t) t dt / \int I(t) dt$$

ここで $I(t)$ は上記の赤の曲線の様な透過光の時間分解曲線、 c はこの媒体中の光の速度である。

$$I(t) = (4\pi Dc)^{-3/2} t^{-5/2} \frac{1}{\mu_s'} \exp(-\mu_a ct) \exp\left(-\frac{d^2 + (1/\mu_s')^2}{4Dct}\right)$$

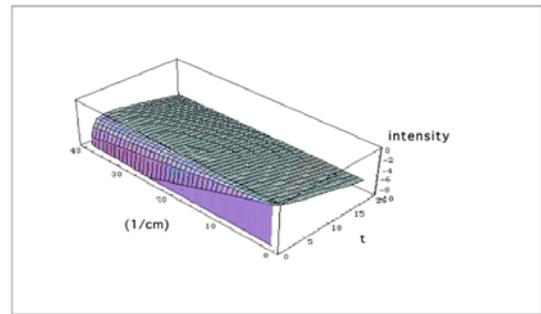
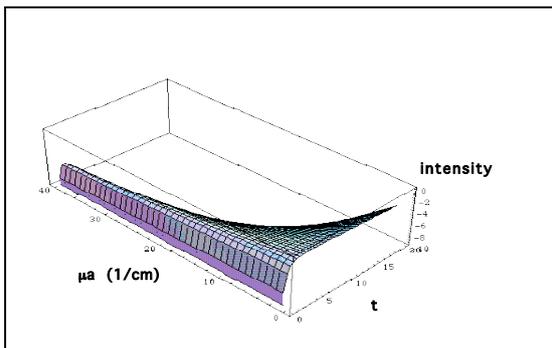
where D is the diffusion coefficient given as

$$D = \frac{1}{3(\mu_a + \mu_s')}$$

この方程式に基づき、パルス状の入力光に対する透過光の時間変化 (TRS) 曲線 (縦軸は対数を取っている) について、吸収係数 μ_a を変化させた場合を図 14、散乱係数 μ_s を変化させた場合を図 15 に示す。

図 14 吸収係数 μ_a の変化依存性

図 15 散乱係数 μ_s の変化依存性



吸収係数 μ_a が増加すると図 14 より光路長が急速に短縮することが判る。一方散乱係数 μ_s が増加すると曲線が丸くなるが、光路長の変化は少ない。実際の頭皮の外からの反射型の測定における光路長を *A. Sassaroli (A. Sassaroli, Y. Yamada et al. Optical Rev 7:420-425 2000)* らの豚を用いた TRS の結果を基に計算した。この場合の測定状況を図 16 に、その結果を図 17 に示す。

図 16 測定状況 光源と検出器の距離は 8mm である。758nm、794nm、824nm の 3 波長。

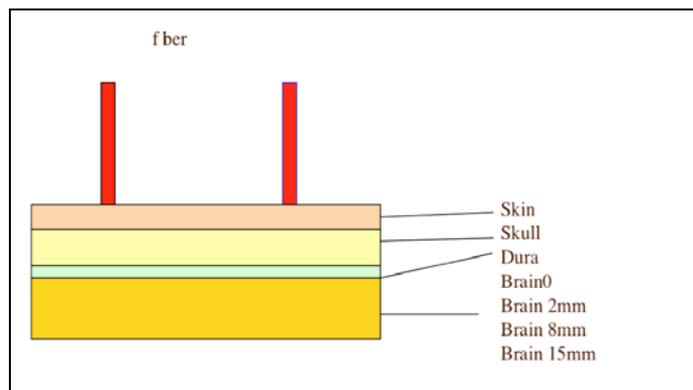


図 17a 各部位の平均光路長 758nm

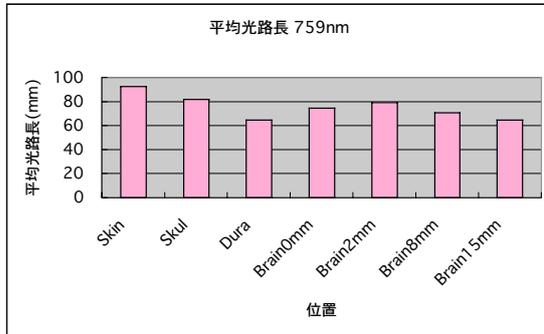


図 17b 各部位の平均光路長 794nm

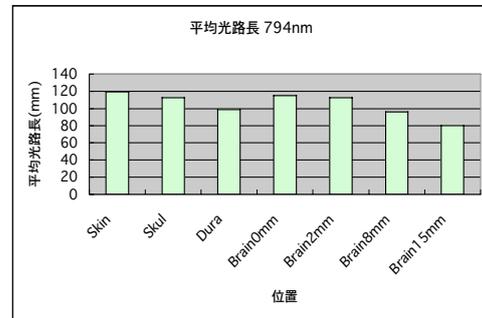
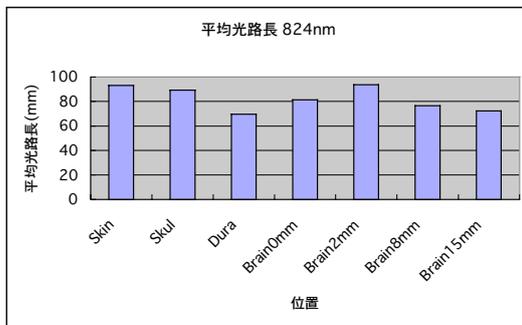


図 17c 各部位の平均光路長 824nm

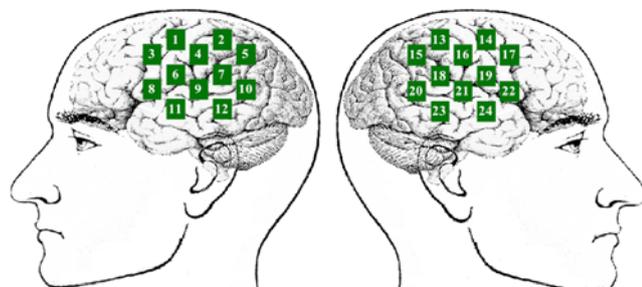


皮膚、頭蓋骨、脳の光路長が長いこと、部位により光路長が異なることが判る。そこで、光トポで測定しているプローブの配置における光路長を位相変調法(浜松ホトニクス製)で測定した結果を図 18 に示す。

図 18a 図 18b に示す配置のプローブ間の光路長の測定結果

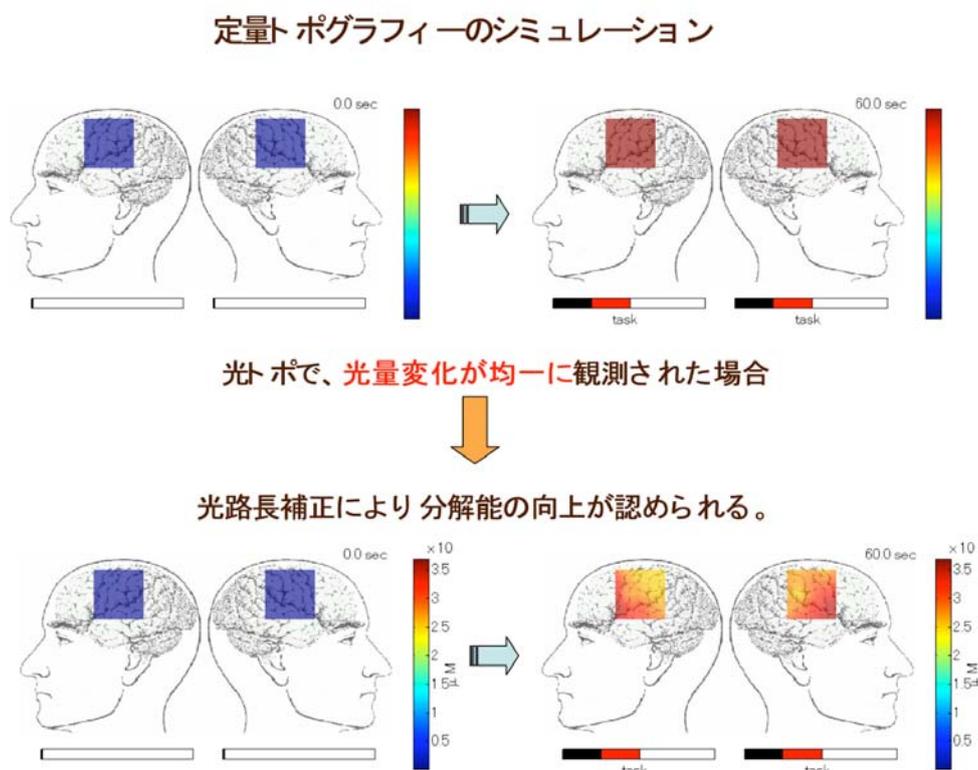
786MPL(mm)	836W2(mm)	Location
168.3	171.6	1
192.4	189.0	2
133.1	132.7	3
171.3	174.2	4
164.1	173.1	5
158.1	160.8	6
177.7	177.9	7
121.1	121.8	8
146.3	144.9	9
188.7	179.8	10
123.8	131.5	11
147.2	148.5	12
183.4	177.1	13
189.8	183.5	14
158.1	160.4	15
148.6	151.6	16
150.6	147.9	17
182.8	182.9	18
136.5	137.6	19
174.4	172.5	20
139.8	139.7	21
121.0	122.6	22
142.3	142.6	23
130.2	130.3	24

図 18b プローブ配置



通常の光トポグラフでは光路長が判らないため $\mu a \cdot L$ と吸収係数と光路長の積で表示している。図 14a で示すように吸収係数が大きくなると光路長が短くなるため、積の変化は吸収係数そのものの変化より小さくなる。そこで光トポの信号を上記の光路長で補正した結果を図 19 に示す。図で示すように分解能が改善しているように見える。

図 19 光路長により補正した光トポグラフ

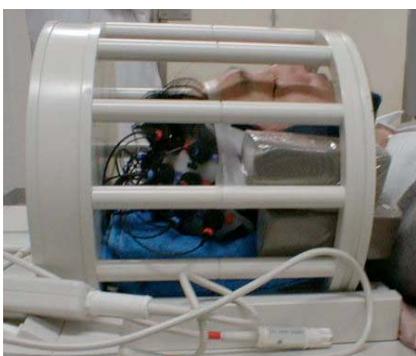


しかし、この補正にも問題がある。それは実際に光路長が変化しているのは脳だけであるから、脳の光路長変化で補正するべきであるとの点である。

7. f-MRI と光トポグラフの同時測定

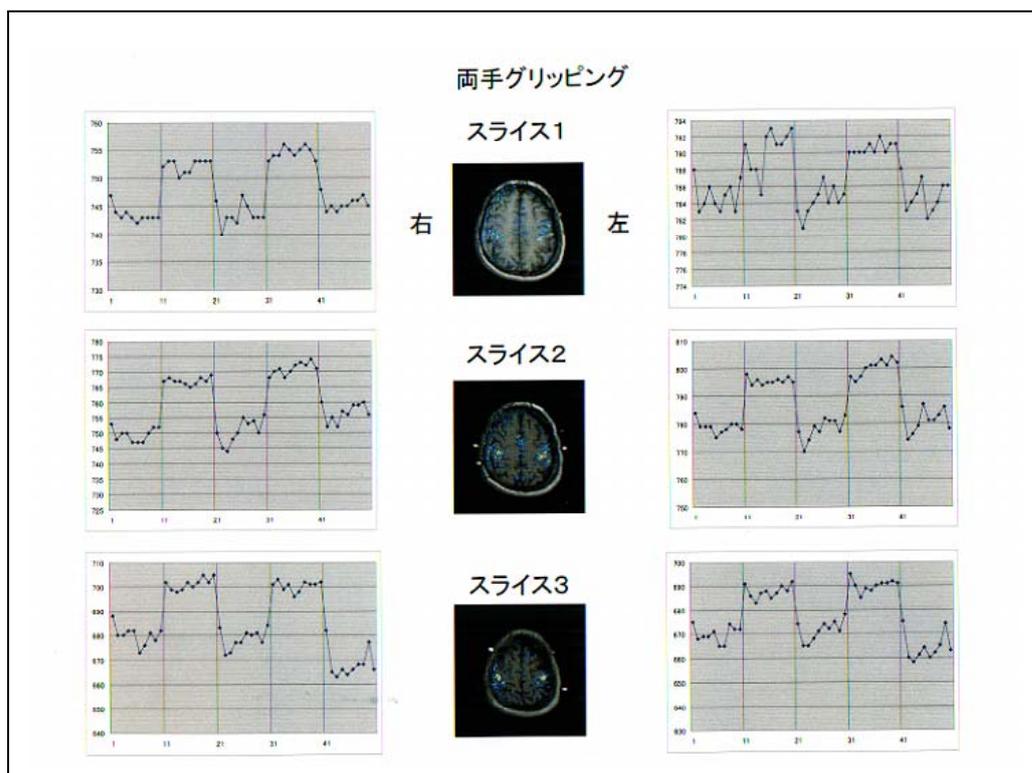
次に、光トポグラフ信号の意味を理解するために、光トポグラフと functional MRI (f-MRI) 信号との関係を測定した。図 20 に示すように MRI 頭部コイルの中の被験者頭部に光トポグラフのプローブを装着し、頭部が動かない様固定して測定した。

図 20 MRI 頭部コイル中の被験者



また、プローブホルダーの中にニンニクエキスの錠剤を入れ、MRIT1 強調画像を測定し、プローブ位置を確認した。図 21 に f-MRI の測定結果を示す。

図 21 f-MRI 測定結果。中央の画像 (MRIT1WI) の白点はプローブ位置を示す。



この信号とプローブ位置から判る光トポの近いチャンネルの信号との相関を図 22 に示す。

図 22a 右脳結果

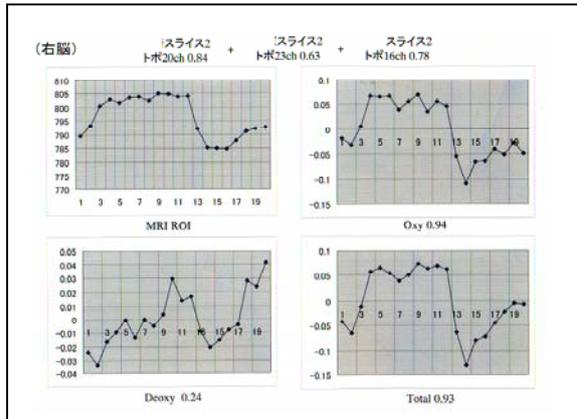
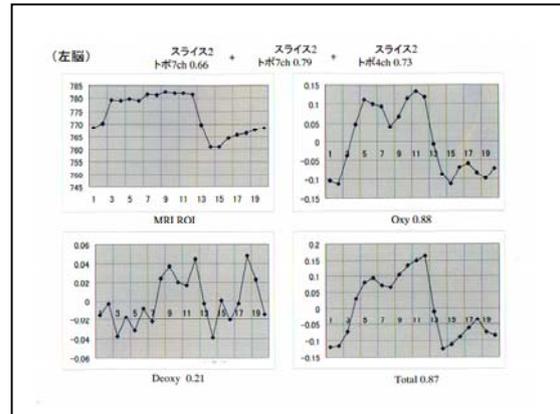


図 22b 左脳結果



Oxy-Hb は右脳 $r=0.94$ 、左脳 $r=0.88$ 、deoxy-Hb は右脳 $r=0.24$ 、左脳 $r=0.21$ 、total-Hb は右脳 $r=0.93$ 、左脳 $r=0.87$ であり、oxy-Hb、total-Hb は統計学的有意に相関が認められた。しかし、deoxy-Hb では相関が得られなかった。このことから、光トポグラフィの信号は単なる BOLD 効果では説明出来ないことが判る。

8. 光信号の意味

f-MRI と光トポグラフィ信号で deoxy-Hb の相関関係が低い事が示され、光トポグラフィで見ている信号は必ずしも f-MRI とは同一ではないと考えられる。そこで、光トポグラフィについて、その信号の特徴を考えてみたい。まず、近赤外光でその吸収に一番関与するのは毛細血管などの細い血管である。この事は Lie H (Lie H, et al: Med Phys 22: 1209-1217, 1995) が報告している。それを以下に示す。

低い吸収係数の組織の中に、高い吸収係数の血管が存在するときの、見かけの吸収係数 μ_a は以下の式で示される。

$$\langle \mu_a \rangle = \mu_a + f_v (\mu_a^b - \mu_a) \exp[-r(\mu_a^b - \mu_a)]$$

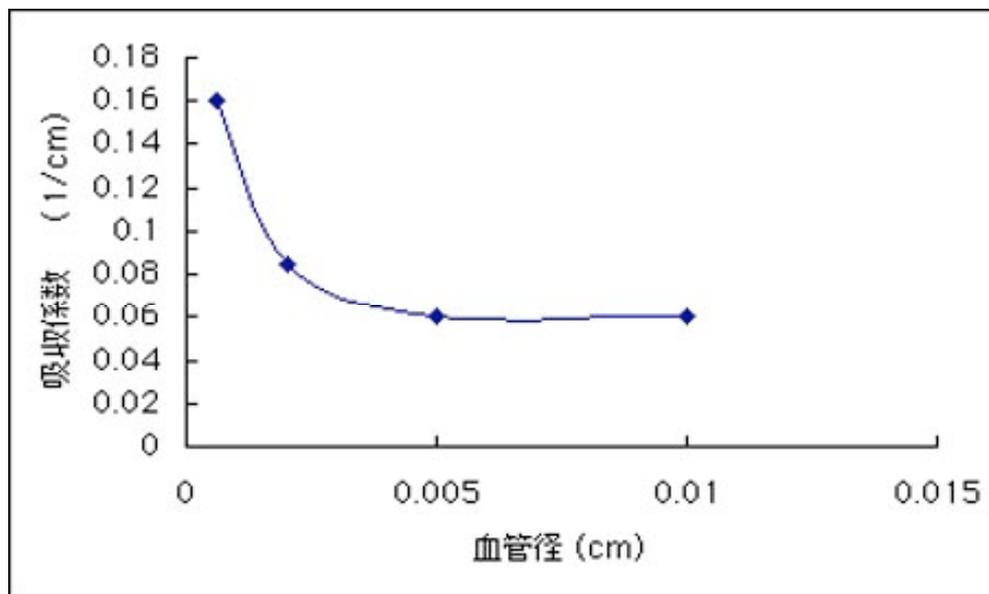
ここでは見かけの吸収係数、 μ_a は血管内のヘモグロビンの吸収係数、 μ_a^b はその他の脳組織のバックグラウンドとしての吸収係数、 f_v は血管の脳組織全体での体積率、 r は血管径である。毛細血管は $7 \mu\text{m}$ の赤血球がやっと通れる太さ、 $r=0.006\text{mm}$ 程度とし、脳内の局所平均赤血球体積が 1.50% 、ヘマトクリットが大血管のそれと比べ 72.4% に希釈されて居ることを考慮し、このような希釈は毛細血管しか考えられないことから、毛細血管の f_v は 0.02 と推定できる。

$$\mu_a^b - \mu_a : 3-5 \text{ cm}^{-1}$$

$$\mu_a : 0.06 \text{ cm}^{-1}$$

上記の式に、具体的数値を入れて計算すると図 23 に示す曲線となり、細い血管ほど、吸収に寄与する事がわかる。

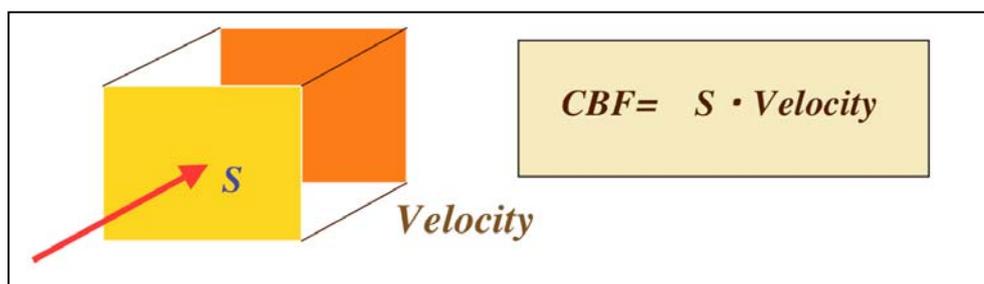
図 23 血管径と見かけの吸収係数



Lie H, et al: *Med Phys* 22: 1209-1217, 1995.

一方、脳血流 (CBF) 図 24 の様に断面積 (S) と速度 (v) の積と考えられる。

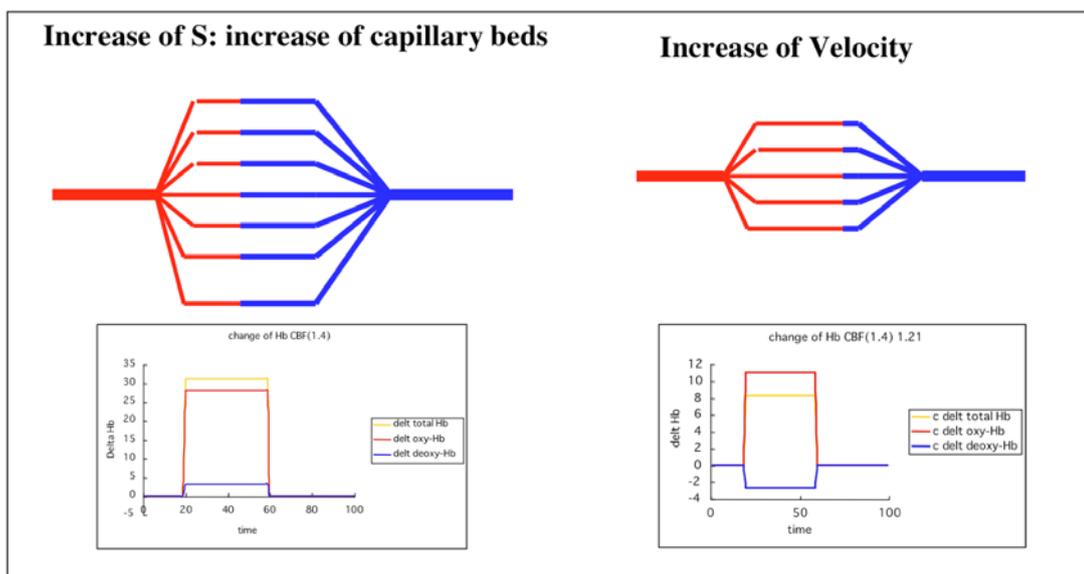
図 24 脳血流 (CBF) の意味



そこで、同じ脳血流増加でも S の増加による場合と v の増加による場合が存在する。ここで、deoxy-Hb の検出について、両者で大きな違いが生ずる。S の増加による脳血流増加では、脳の活性化に伴い局所で産生された deoxy-Hb は図 25 に示すように、全て検出されるため必ず増加する。一方、脳血流が v の増加によるものであると、図 24 右側に示すように毛細血管レベルでの動脈血が増加し、deoxy-Hb は減少する。もし、光で検出しているヘモグロビンが主として毛細血管に存在するものとし、更に、毛細血管流出して静脈に入ると急速にその径を

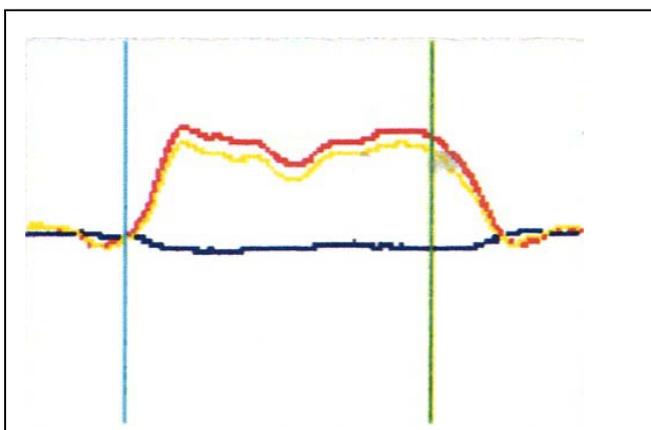
増加することから、光では検出出来ないとする、脳血流の増加に伴い deoxy-Hb は減少することとなる。

図 25 脳血流変化における S の増加 (Capillary bed の増加) と v の増加



通常の光トポグラフの信号は図 26 に示すように、oxy-Hb と total-Hb が増加し、deoxy-Hb が低下するパターンをとる。

図 26 典型的脳的光トポグラフ信号のパターン



上記の光トポグラフの信号は、主として毛細血管中のヘモグロビンを検出し、太い血管は見えないと考えると、図 27 のように、脳の代謝が 10% 増加し、脳血流が 40% 増加、その時速度 v が 21% 増加したとするシミュレーション結果は図 26 の典型的パターンの特徴を良く反映している。現時点で、このような deoxy-Hb

が減少する事を説明出来るモデルは他に認められない。

図 27 光トポグラフ信号のシミュレーション結果

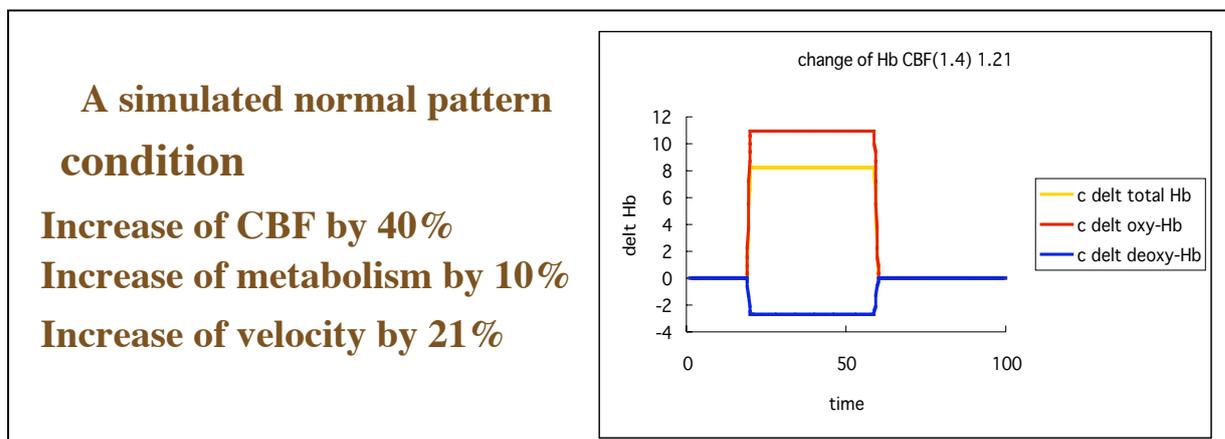


図 29 内頸動脈閉塞患者の光トポグラフ測定結果

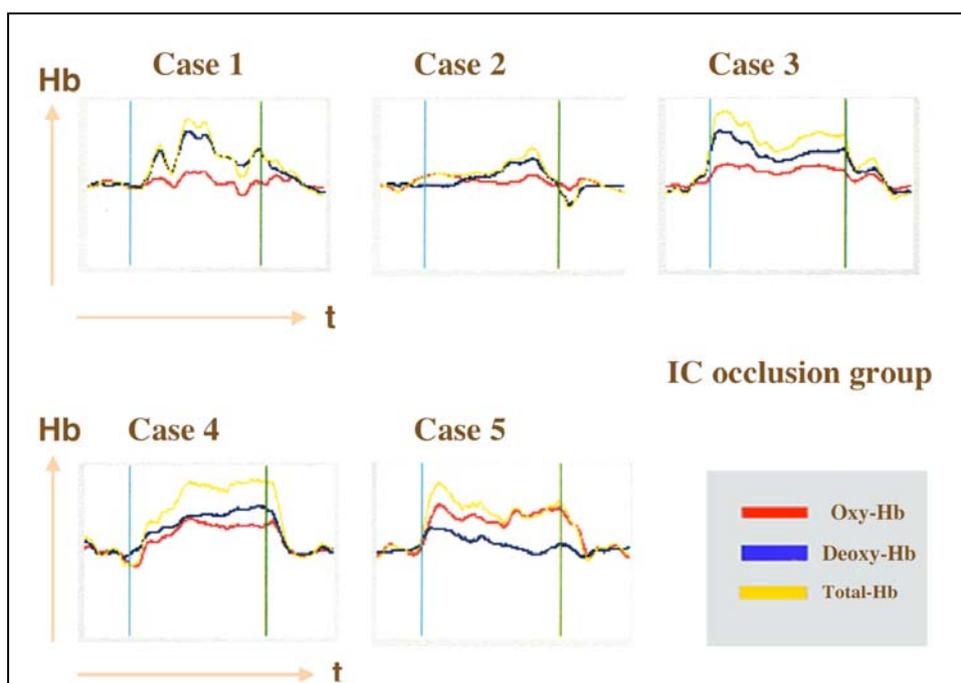
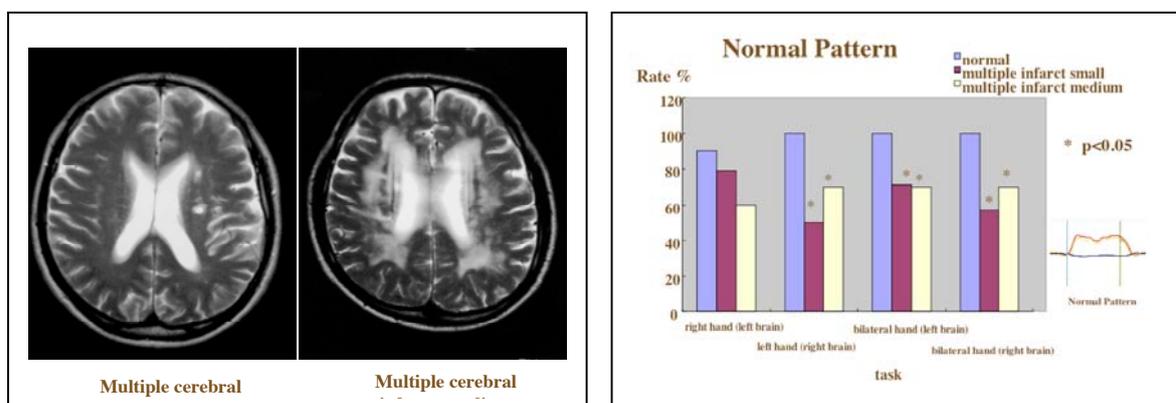


図 30、31 に示すように多発脳梗塞患者においても上記の典型的パターン(normal pattern)の出現頻度が低下していることもこのモデルで説明できる。

図 30 多発脳梗塞の MRI 像

図 31 normal pattern の出現頻度



以上をまとめると以下のようなになる

○ 光トポグラフの信号は主として毛細血管に由来する

○ 太い血管は同静脈を問わず、見えない。

以上を言い換えると、

① 光は通りやすい (吸収の少ない) 部分を通った光が主となる。

従って、毛細血管が主となり、太い血管は検出されない。

この条件のもとで信号を解釈すると

- ① total-Hb の増加は血管床(S)の増加を示し、速度(v)には依存しない。
- ② oxy-Hb の増加はS と v のいずれが増加しても増加する
- ③ deoxy-Hb 低下は v の増加を反映する

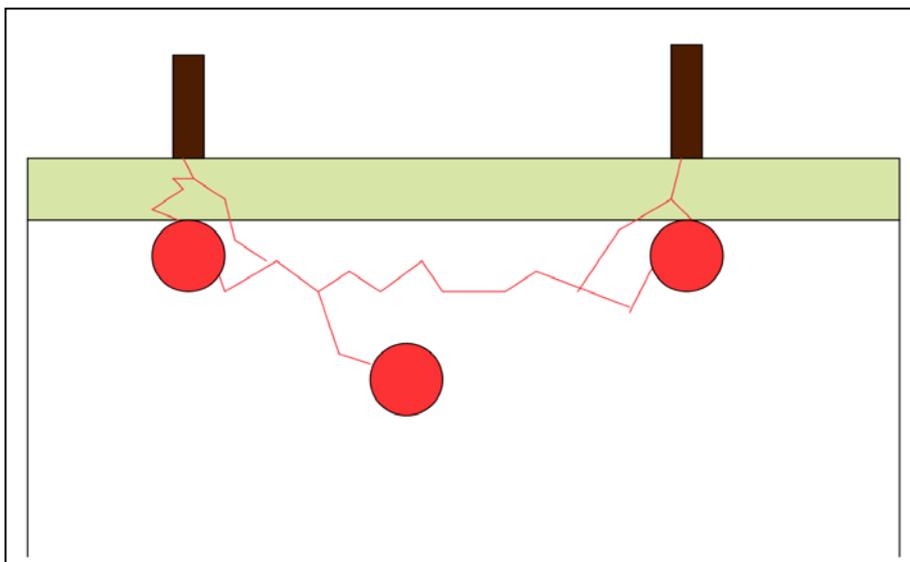
図 32 に以上を図示する。

図 32 oxy-Hb、deoxy-Hb と v の関係



しかし、図 33 に示す様に、光プローブの直下にある太い血管は測定されうる。

図 33 血管とプローブの関係



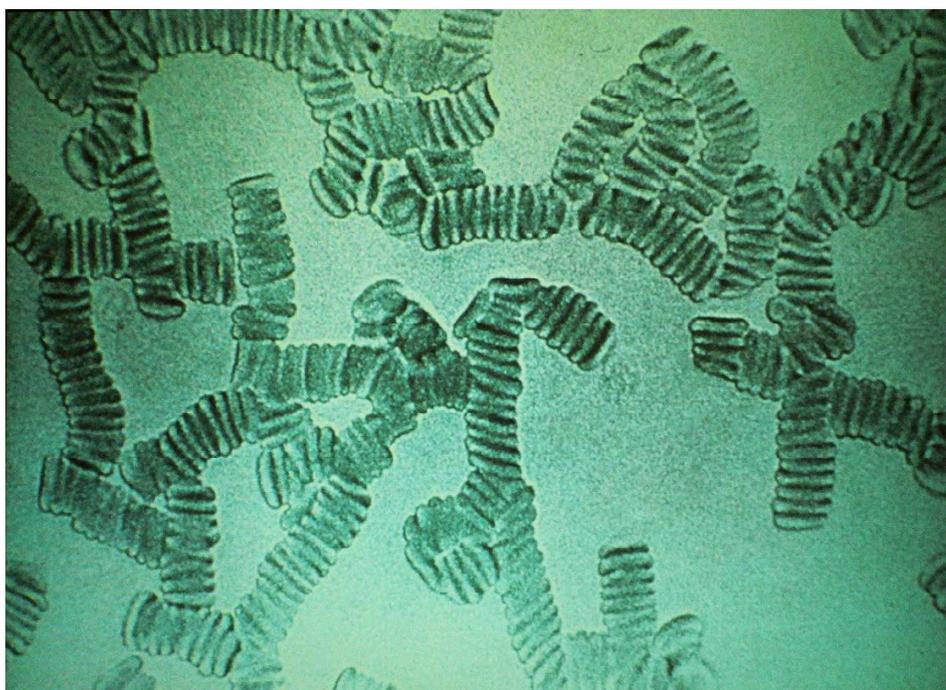
図から判るように太い血管にあたらなくて検出器にたどり着いた光が一番強いので、それらの数が多いと、太い血管にあたって、弱った光は検出できない。しかし、プローブの直下に血管があると血管にあたらなくて光の数が減るので、

その影響が見られるようになると思われる。

9. 赤血球連銭形成 RBC Aggregation

赤血球は血液を放置すると赤血球同士が接着し合い赤血球塊を形成することが知られている。この現象は連銭形成とか Aggregation、あるいはルーロー形成と呼ばれている。図 34 に実際の赤血球凝集した様子を示す。

図 34 赤血球凝集



このように赤血球が凝集すると赤血球の無い空間が増加し、結果として光の透過性が増加する。この凝集したときの血液の光透過性の変化を利用し、赤血球凝集能の測定装置を開発したのが富田らである。(M. Tomita, F. Gotoh, et al, Whole-blood red blood cell aggregometer for human and feline blood. *Am. J. physiol.* 251 (Heart Circ. Physiol.): H1205-H1210, 1986)。以下、富田らの論文を紹介することで RBC aggregation (RBC-A) の光計測に与える影響について説明する。

図 35 に透明ビニールチューブにヘパリン添加血液を入れ、それを静止した状況と流した状況下での光の透過性の様子を示す。光はチューブの上方から入れている。血液が流れている時は図の右側の状況で判るように、中央が黒く

なり、光が十分透過していない事が判る。一方、血液が静止している場合は図の左側に示すようにかなりの光が透過していることが判る。

図 35 血液が動いている場合（右）と静止している場合（左）の光の透過性。

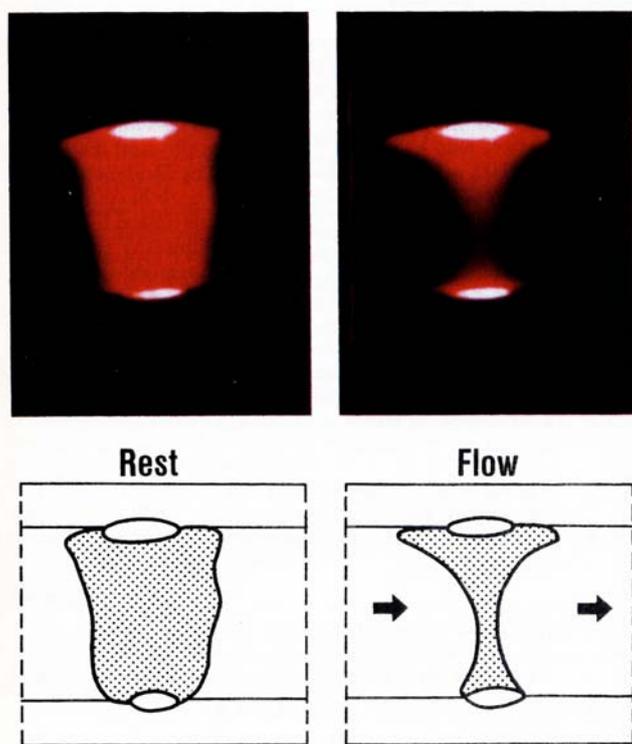


図 36 に RBC-A を測定する筆者らが使用していた装置を示す。

図 36a 光源の発光ダイオード

図 36b 測定装置

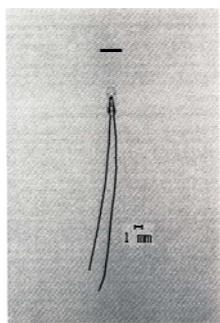


FIG. 1. Junction light-emitting diode sealed in a glass tube with a covering lens at top end; top piece of clear adhesive of silicon photo-diode.



ビニールチューブを挟んで発光ダイオードの光がチューブにあたり、透過した光ダイオードで検出する。

図 37 状況下で血液の流れを急に止めると、aggregation のため、指数関数的に光の透過度が増加していく。

図 37 血流停止時の光透過度の変化

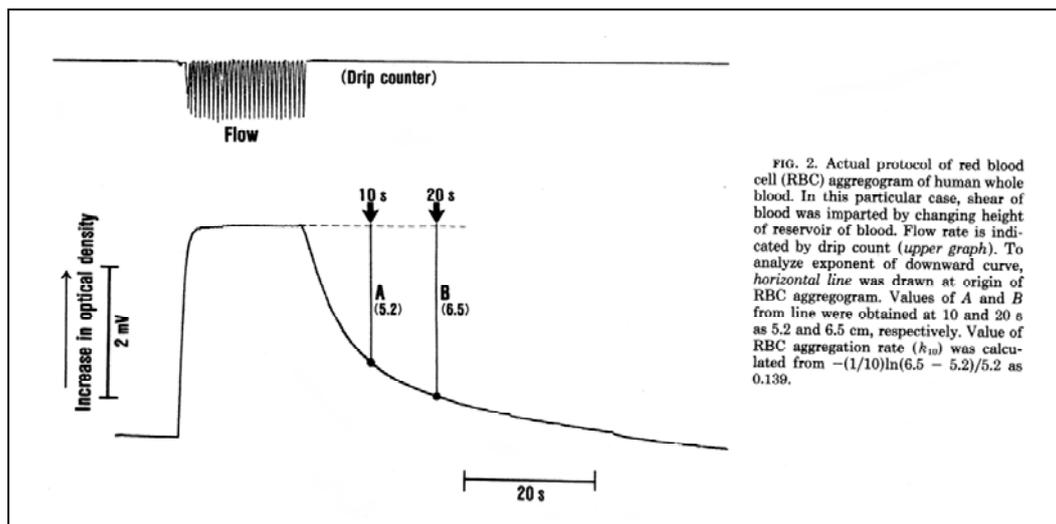


FIG. 2. Actual protocol of red blood cell (RBC) aggregogram of human whole blood. In this particular case, shear of blood was imparted by changing height of reservoir of blood. Flow rate is indicated by drip count (upper graph). To analyze exponent of downward curve, horizontal line was drawn at origin of RBC aggregogram. Values of A and B from line were obtained at 10 and 20 s as 5.2 and 6.5 cm, respectively. Value of RBC aggregation rate (k_{10}) was calculated from $-(1/10)\ln(6.5 - 5.2)/5.2$ as 0.139.

図 38 aggregation の再現性 3 回の試行の結果を示す。k はほぼ同一である。

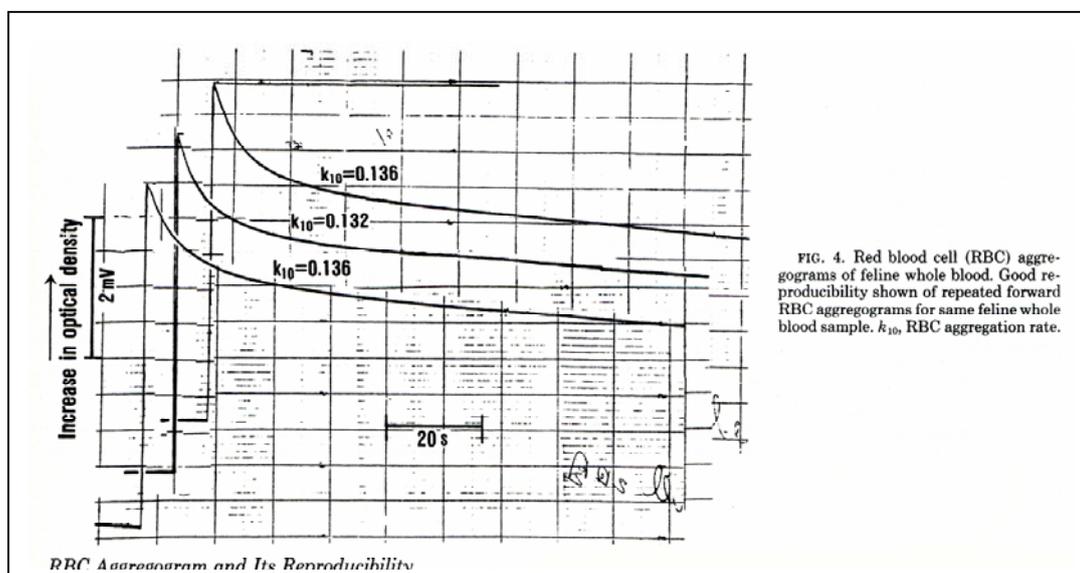


FIG. 4. Red blood cell (RBC) aggregograms of feline whole blood. Good reproducibility shown of repeated forward RBC aggregograms for same feline whole blood sample. k_{10} , RBC aggregation rate.

図 38 にこの測定の再現性を示す。3 回の測定でその時定数は 0.136, 0.132, 0.136 とほぼ同一であることから、再現性は非常に良く、この現象は血液固有のパラメータと成りうることを示している。表 2 に猫の血液におけるヘマトクリットと RBC-A の時定数との関係を示す。また、図 39 に透過度が 1/2 に成るまでの時間 $t_{1/2}$ とヘマトクリットとの関係を示す。当然の事ながら、血液が濃くな

ると（ヘマトクリットが上昇すると）、赤血球は凝集しやすくなり $t_{1/2}$ は短くなる。図から判るように通常のヘマトクリット 30～40%であれば、 $t_{1/2}$ は 4～5 秒である。

図 39 ヘマトクリットと $t_{1/2}$ の関係

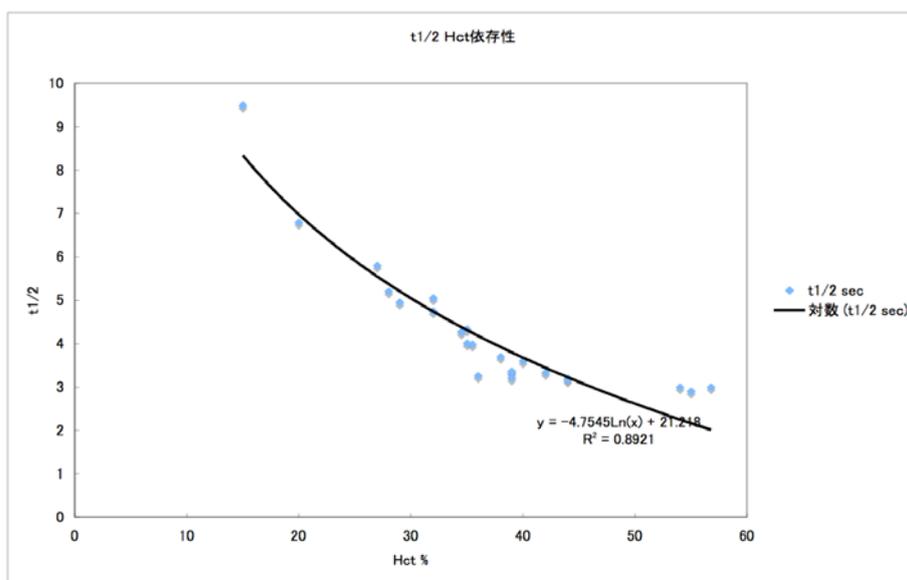
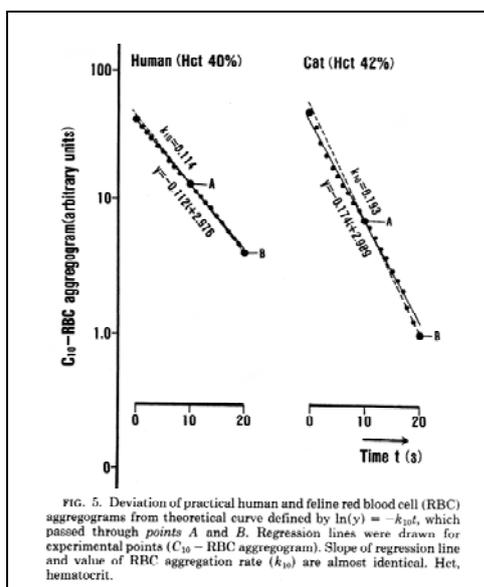


図 40 に猫と人間と RBC aggregation の比較を示す



両者はほぼ同様の傾向を示している。

Aggregation 自体は血液が静止していると発生するが、血液に流れがあるなど、剪断応力 she stress がある程度以上では赤血球の凝集は壊れバラバラとなる。

Aggregation の時間は赤血球自身の表面電荷(z-potential)に依存し、アルブミンが多くなると時間は延長し、グロブリンが増えると短縮する。脳梗塞発症後や炎症などがあると短縮する。

富田氏は雑誌 *NeuroImage* に通常の NIR の測定に、この赤血球の凝集が強い影響があるので、それを無視して測定した結果は誤りであるとの論文を、2 報報告しているの、ここでそれに触れたい。論文は *M. Tomita, M. Omata, N. Suzuki. Contribution of the flow effect caused by shear-dependent RBC aggregation to NIR spectroscopic signals. NeuroImage 33:1-10, 2006*、と *M. Tomita. Flow effect impacts NIRS, jeopardizing quantification of tissue hemoglobin. NeuroImage 33:13-16, 2006* である。

図 41 にこの論文に出てくる shear rate の計算の仕方を示す。

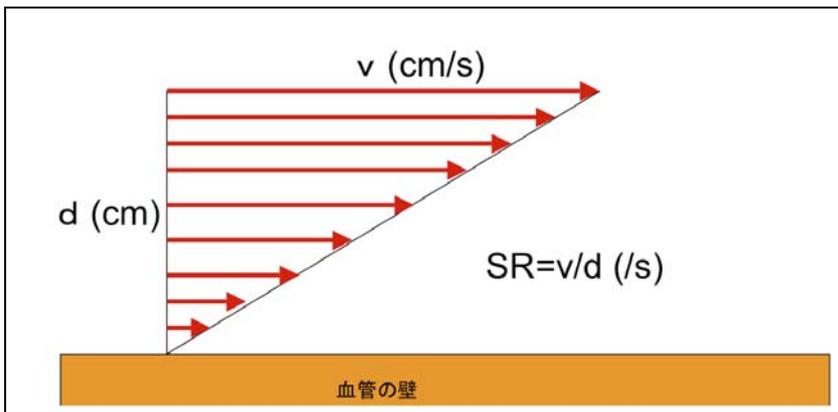
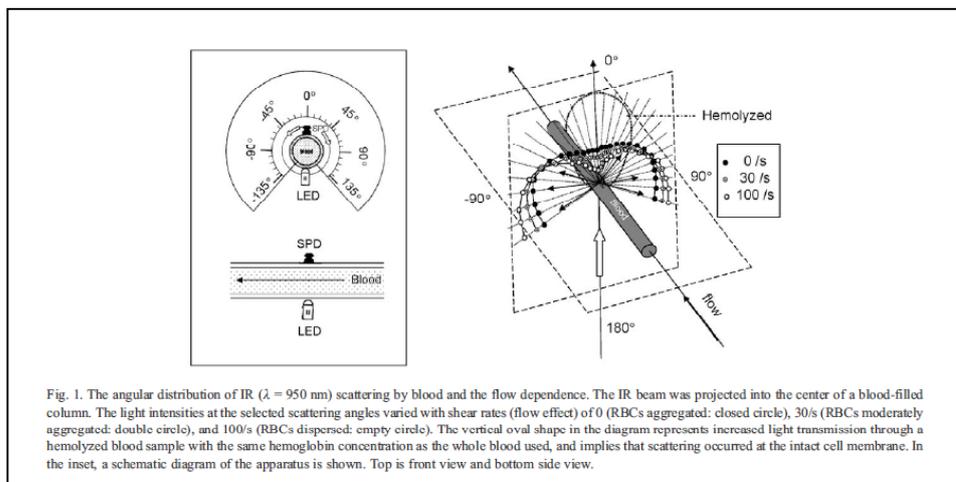


図 42 に富田氏によるチューブ内の血液による光散乱の shear rate を 0, 30/s, 100/s と変えた場合の依存性を示す。

図 42 側方散乱の血流依存性



図から判る様に、溶血すると光は主として前方に進むが、溶血していないと、

share rate の値 0 (静止)、30/s、100/s と変化するにつれ、側方散乱が強くなる。

図 43 にチューブ内のヘモグロビンを NIR にて測定した場合の oxy-Hb、deoxy-Hb の測定値の share rate 依存性を示す。

図 43 oxy-Hb および deoxy-Hb 測定値の share rate 依存性

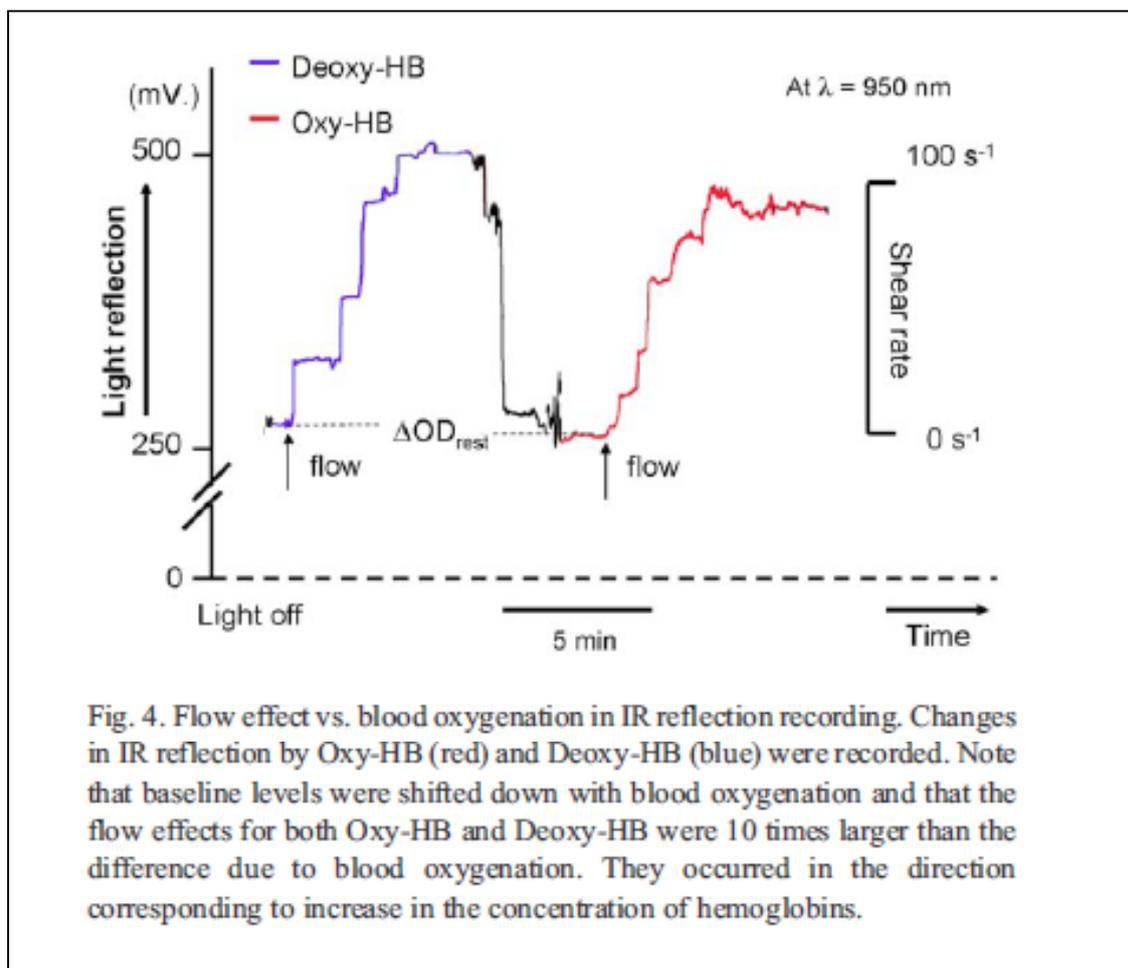


図 44 は富田氏が flow effect を考慮しなければならない血管のレベルを模式化したものである。flow effect は流れの速い動脈や径の細い毛細血管では考慮する必要はないと富田氏も指摘してる。問題は静脈側である。静脈は動脈に比べ毛細血管からでると急速に合流し、その径を太くする。そのため流速が遅くなり share rate が小さくなり、aggregation が発生し易くなる。富田氏は NIR の測定では、この静脈側の flow effect が測定結果に大きく関与しているはずであると、警鐘を鳴らしているのである。続報で図 45 に示すように、富田氏は oxy-Hb と deoxy-Hb の測定値の share rate 依存性を報告してい

る。この図から判るように shear rate が増加すると RBC aggregation は低下し、oxy-Hb と deoxy-Hb、そして total-Hb は増加する事が示されている。つまり shear rate が大きくなると赤血球凝集が起きにくくなり、その分光の吸収が増え、ヘモグロビン量が増加した様に検出されるのである。

図 44 Flow effect と血管系のレベル

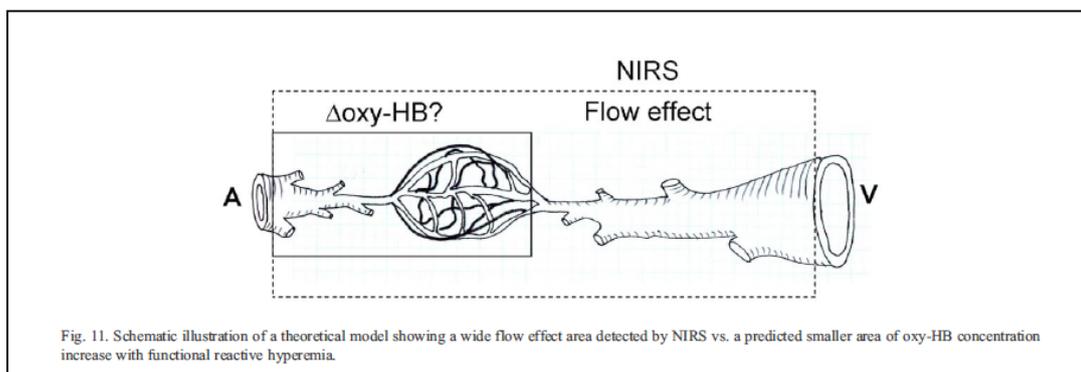
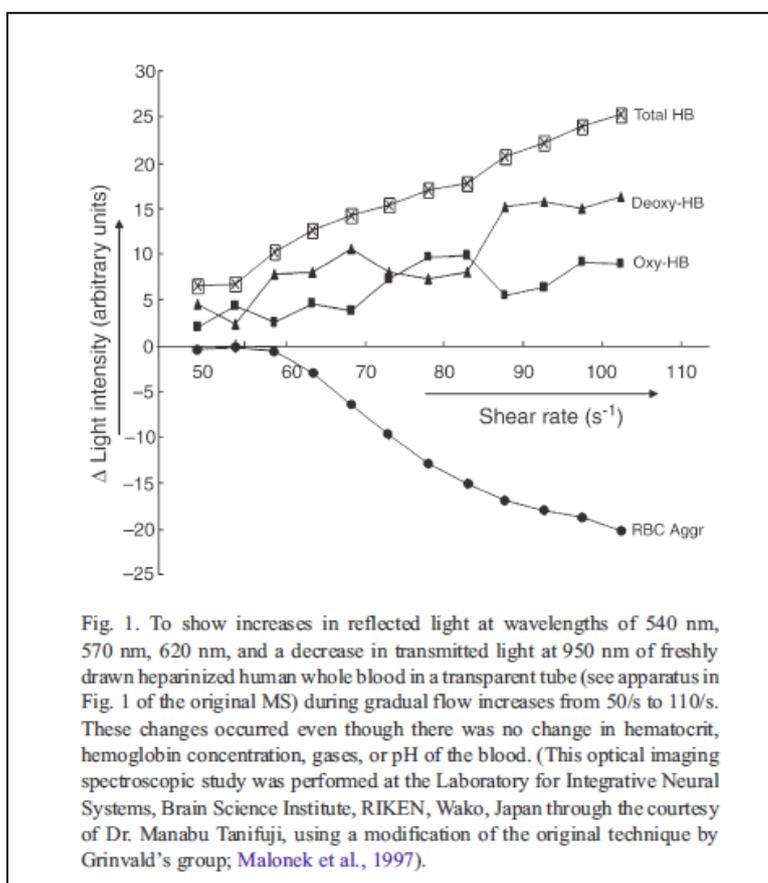


図 45 oxy-Hb、deoxy-Hb および total-Hb の shear rate 依存性



以上の富田氏の問題提起に対し、光トポグラフィの信号にどのような影響が有

るかを検討してみたい。

富田氏の実験は全て直径 2-3mm のビニールチューブで行われており、実際の血管としてはかなり太いものに相当する。

図 46 組織内の光の通過状況

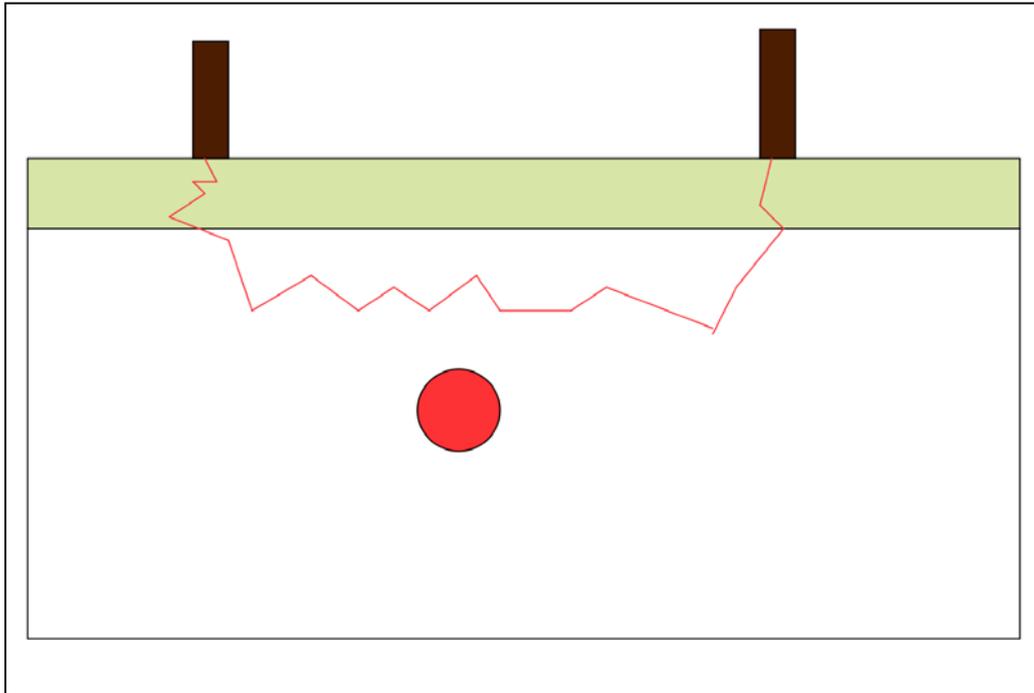


図 46 に示すように光は透過し易い部分を通った光と太い血管で強く吸収されて弱くなった光が共に検出器に到達すると、強い光成分が主として検出結果として評価されることとなり、太い血管での変化は殆ど検出できないと考えられる。図で示す何もない空間には毛細血管網があり、そこをのみを通ってきた光が最も強いと考えると、前述の結論である、光トポグラフィは主として毛細血管中のヘモグロビンを検出していると考えられる。富田氏の主張する flow effect はそれほど強い影響は無いと考えられる。脳は肝臓や腎臓などと違ってかなり白い。このことは血管の密度がかなり低く、光が通りやすい事を示す。しかし、静脈の太さは連続的であり、aggregation が起き、NIR の検出に影響を与える静脈の太さが、具体的に一体どの程度か判らない現状では、flow effect を全く否定することもできない。

もし、flow effect が光トポグラフィ信号に関与すると仮定すると、最近よく行われている脳の活性化の検出にどのような影響があるか考えておく必要がある。脳の活性化部位では脳血流が増加していること、それによる oxy-Hb、total-Hb の増加を脳の活性化として評価している。図 45 に示すように脳血流

増加による share rate の増加は oxy-Hb、deoxy-Hb、total-Hb の見かけ上の増加をもたらす。つまり、活性化をより強調する事となる。しかし、deoxy-Hb は静脈側まで検出されているとすると増加するはずであるが、活性部位では deoxy-Hb は低下して検出されており、deoxy-Hb に関しては静脈側の検出は出来ておらず、flow effect の影響は無いものと考えられる。いずれにしても、このことは近赤外光によるヘモグロビンの定量化には深刻な問題提起でもある。現時点では光路長が測定できず定量化されていないので、問題はない。また定量化された場合は、散乱係数の測定が出来ていることを意味し、この flow effect も含め測定されると思われる。

以上、光トポグラフに於ける信号の意味について考察してきた。光トポグラフを利用する方々の参考になれば幸いである。

当日はさらに体動など光トポグラフに影響を与える因子についても紹介したが、この結果は以前の光脳機能研究会ですでに発表した内容であることから、今回の会長講演の要旨からは割愛した。この部分に関しては別途報告する。

多点 NIRS による前頭前野 Hb 濃度絶対値計測 - 大型スクリーンによる視覚刺激を例として -

恒次祐子¹⁾, 朴範鎮²⁾, 大前悦子³⁾, 小田元樹³⁾, 山下豊³⁾, 宮崎良文²⁾

1) (独)森林総合研究所, 2) 千葉大学環境健康フィールド科学センター, 3) 浜松ホトニクス(株)中央研究所

【はじめに】 これまでに近赤外分光分析法(NIRS)を用いた脳酸素代謝モニタリングにより, 様々な刺激に対する前頭前野の活動の変化を測定してきた。また時間分解分光法(TRS)を用いた前頭前野ヘモグロビン(Hb)濃度絶対値計測を行い, 安静時における前頭前野 Hb 濃度には個人差があること, また安静時 Hb 濃度と刺激時の Hb 濃度変化量の間には何らかの関係がある可能性があることを報告した¹⁾。

本研究では左右前額部 5ヶ所ずつ, 計 10ヶ所の部位について, それぞれ安静時 Hb 濃度ならびに視覚刺激時の Hb 濃度変化を測定した。これにより, 前頭前野内の部位による活動の違いを検討し, さらに安静時 Hb 濃度と刺激時の Hb 濃度変化との関係を部位ごとに検討した。

【実験方法】 被験者は 20 代(21.6 ± 1.5 歳)の男子大学生 19 人とした。視覚刺激は縦 3.40m × 横 6.25m の大型スクリーンに, 内装の異なる居室の写真 3 種類を高解像度プロジェクターを用いて映し出すことによって行った。視覚刺激前に被験者をスクリーン正面に置いた椅子に閉眼にて座らせ, 安静状態にて前頭前野 10ヶ所(図 1)の Hb 濃度絶対値を計測した(浜松ホトニクス社 TRS-10)。その後スクリーンに何も映さない状態で多チャンネル NIRS(浜松ホトニクス社 C9866)のセンサーを前額部に設置し, ホールの照明を落として脳活動をモニターした。活動の安定を確認後, 写真を 90 秒間スクリーンに映し出し, その間 2 秒ごとに Hb 濃度の変化を計測した。刺激の順番はランダムとした。

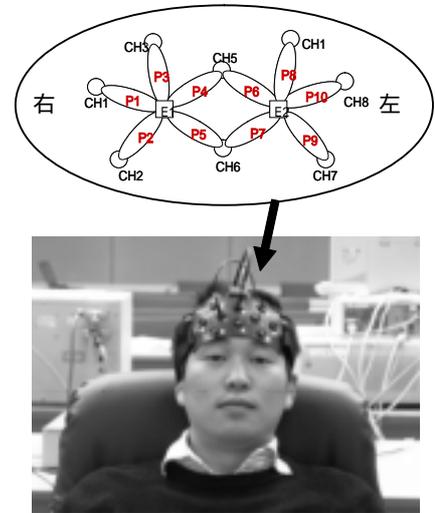


図 1 センサー位置と測定部位(P1 ~ P10)

【結果と考察】 視覚刺激時の各部位における酸素化 Hb(O₂Hb)濃度の変化より, 部位によって活動が上昇する傾向を示した部位と,

低下する傾向を示した部位があることが認められた。また, 安静時 O₂Hb 濃度と刺激時の濃度変化量(90 秒間の平均)との相関係数を部位別に検討したところ, 刺激の種類に関わらず安静時濃度と刺激時の変化量が有意な

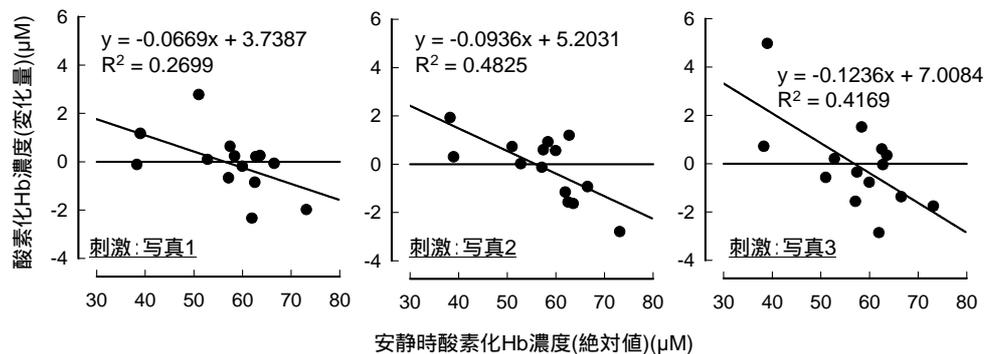


図 2 安静時濃度と刺激時濃度変化量との関係(O₂Hb)

負の相関を示した部位があった。図 2 に一例として測定部位 P2 における安静時の O₂Hb 濃度と刺激時の濃度変化量との関係を示す。この部位では刺激の種類に関わらず安静時の Hb 濃度が高い場合に刺激時の Hb 濃度低下量が大きい傾向が認められた。このような検討を進めることにより, 前頭前野の脳血液動態の持つ意味の解釈がより深まるものと期待される。

1) Tsunetsugu Y and Miyazaki Y, Measurement of absolute hemoglobin concentrations of prefrontal region by near-infrared time-resolved spectroscopy: examples of experiments and prospects. J Physiol Anthropol Appl Human Sci, 24(4): 469-472, 2005

脳血流パターンにおける音楽の時系列構造との同期現象

Musically Induced Synchronization in Human Brain Hemodynamics

岩坂正和 (千葉大学大学院工学研究科) 杉田克生 (千葉大学教育学部)

M. Iwasaka, K. Sugita (Chiba Univ.)

本研究は、音楽の生物学的基盤の解明をヒト大脳皮質血流の時系列パターンに基づいて進めることを目的とした。音楽のダイナミクスに関わる脳活動の時系列情報を脳血流パターンから抽出するため、近赤外分光による脳血流計測装置(1チャンネル)を用い、音楽の能動的聴取(演奏等)と受動的聴取の際のヒト大脳表面近傍の血流動態の時系列ダイナミクスを計測した。ヘモグロビン酸素化(および血流)の時間変化と楽曲特徴との相関解析を進めた。特に鍵盤楽器、弦楽器、声楽および声/楽器による演奏プロセスでの脳活動のデータ蓄積を行った。楽曲演奏時の能動的音楽聴取と、録音再生音楽刺激による受動音楽聴取における脳血流ダイナミクスを、個々人の音楽経験度を指標に分類しつつ計測を進めた。

我々のこれまでのケーススタディでは、特に鍵盤楽器の演奏期間中、ヒト前頭葉で血流量(および酸素化ヘモグロビン・レベル)のレベル低下が見られ、その間の血流変動パターンには曲構造と同期した例が多く観測された。この血流パターンは同一被験者(演奏者)がくり返し同一曲を連続演奏した際には再現よく類似した血流パターンが出現し、異なる被験者間でも同じ演奏曲目であれば類似した血流パターンが得られた。さらに、前頭前野と聴覚領野とで血流パターン位相が逆転することを見いだした(図1)[1]。一方、弦楽器(マンドリン)の場合、演奏開始・終了に再現性よく一致した血流の増加・減少がみられ、この現象は弦楽器演奏における脳身体特性を反映したものと推察された。

演奏タスク中に前頭葉全域で見られた血流量(酸素化ヘモグロビン)のレベル低下は、先に報告された視覚系刺激[2]や演奏模擬表現(片寄ら)[3]での脳血流時系列パターンと類似したものであり、音楽に没頭することによる前頭脳活動の抑制・安静化と解釈することも可能である。能動的音楽聴取(演奏)と受動的音楽聴取(鑑賞)の脳血流パターン[4]の比較解析をNIRSによって推進することで、脳内において外界の事象を真似る仕組みにおける身体性の役割、そして現代人に限らず生命一般のダイナミクス・リズム形成における音楽の果たす役割の解釈も促進されると期待できる。

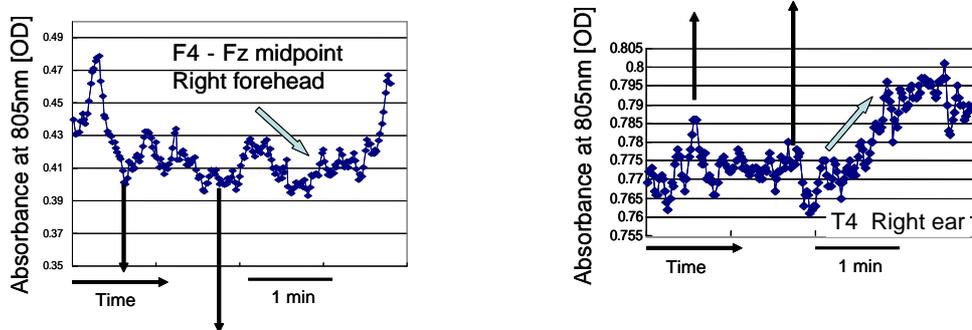


図1 音楽演奏タスク(エレクトーン)における、前頭前野と聴覚領野での血流パターン位相逆転現象の例。同一曲目を2回演奏し、それぞれ右前額と右耳付根近傍で測光した吸光度を示す。矢印は双方のパターン間での逆行形の明確な箇所を示す。

謝辞 本研究はその一部を(財)島津科学技術振興財団および(財)ヤマハ音楽振興会からの研究助成によりました。また、千葉大学 石井琢郎さん、下茂円さん、揚原祥子先生他、音楽認知計測プロジェクトの方々には謝意を表します。

文献

- [1] 岩坂正和：音楽知覚生成に関わる前頭葉ヘモダイナミクス、第21回 生体生理工学シンポジウム論文集、335-338 (2006)
- [2] S. Shimada, K. Hiraki, G. Matsuda, I. Oda: Decrease in prefrontal hemoglobin oxygenation during reaching tasks with delayed visual feedback: a near-infrared spectroscopy study, *Cognitive Brain Research*, 20, 480-490 (2004)
- [3] 片寄晴弘：音楽における没入感に関する検討 技能の拡張と身体性の視点から 音楽とエンタテインメント、日本バーチャルリアリティ学会誌、9-1, 10-14 (2004)
- [4] 岩坂正和、菅生恵子、下茂円、石井拓郎、上原敬生、錦城明日香、揚原祥子、杉田克生：近赤外分光法による脳血流計測を用いた能動・受動的な音楽聴取時の脳活動観察、情報処理学会研究報告、2007-MUS-69、1-6 (2007)

急性の中等度運動で高まる認知機能は関連脳部位の活動と連関するか ：fNIRSによる局所血流応答の解析から

柳澤弘樹, 征矢英昭 (筑波大学大学院人間総合科学研究科),
岡本雅子, 檀一平太 (食品総合科学研究所)

【背景と目的】

運動が認知機能を高める効果をもつことが明らかになってきたが、その詳細な機構はほとんど知られていない。中等度運動は、stroopテストなど認知課題の成績をあげることは報告されているものの、その際の脳活動は測れていない。最近、認知機能の評価法として、fNIRS(functional near-infrared spectroscopy) を用い、課題を課した際の成績と課題中の脳神経活動とを同時に評価する方法が開発された。この方法では、神経活動は局所脳血流(rCBF: regional Cerebral Blood Flow)と比例して活性化することから、認知機能を左右する要因として局所血流の反応性を挙げるができる。これまで、fNIRSを用いて、Stroop課題時に中前頭回や前頭前野外側部(LPFC:lateralprefrontal cortex)の局所血流反応が高まることが確認されている。また、血管性痴呆の患者ではstroop課題成績と認知課題中の血流反応が共に低下することがわかっている。果たして運動による認知課題の成績向上には、関連する脳部位でrCBFが増加しうるのだろうか。本研究では、一過性の中等度運動が認知機能に及ぼす効果ならびに脳機構について、fNIRS を用いた局所血流応答の動態から明らかにすることを目的とした。

【方法】

対象は21歳から24歳の健常な成人男子8名である。まず、全ての被験者は自転車エルゴメータによる漸増負荷実験で最大酸素摂取量(VO_2max)を測定した。そして50% VO_2max の強度で10分間のペダリング運動を行い、皮膚血流と中大脳動脈血流速度が安静時の値に回復するために要する時間を測定した。この結果をもとに実験プロトコルを作成して、本実験を行った。

本実験では、50% VO_2max の強度で10分間のペダリング運動を行い、運動の前後で認知課題中の局所血流反応を測定した。前頭機能テストは、color-wordStroop test(Stroop課題)を用いて事象関連のrCBFをfNIRS (機能的近赤外分光分析法: ETG-7000) で測定した。測定領域は、中前頭回を含む前頭前野外側部である。チャンネルごとの脳測定位置の同定は仮想レジストレーション法にて行った。

【結果・考察】

Stroop課題の反応時間は運動群で有意に向上した。その際の局所血流応答はFAの広い範囲で増加し、とりわけ前頭前野外側部と中前頭回で顕著にみられた。これは、ST課題に関連したLPFC周辺領域の神経活動が、運動後の課題時により大きく亢進し、このことが課題遂行に何らかの影響を及ぼした可能性がある。この結果は、一過性の中等度運動で向上する認知機能が、認知課題に関連したLPFC周辺の部位における神経活動の活性化と連関する可能性を示唆する。今後、課題の難易度や運動条件との関係をより詳細に検討する必要がある。

音声の方向指示に対するボタン操作時の脳内反応
 ~ NIRS データに対する加算平均処理 ~

淵上美喜*, 岡田 明*, 大森正子**, 田村 博***

*大阪市立大学大学院, **神戸女子大学, ***田村ヒューマンインタフェース研究所

1. はじめに

我々は、操作者の身体と機器とが対面しない環境における操作時の方向認知に関する研究を行っている。これまでの実験では、操作ボタンを用いた方向選択課題により、操作者が方向を判断して適切なボタンを押すという一連のプロセスにおける行動指標（反応時間およびエラー率）や、NIRS 測定による生理指標をもとに考察を進めている¹⁾²⁾。本稿では、実験によって得られた NIRS 計測データから Excel を用いた解析によって脳の活性状態を推測する手法について紹介する。

2. 実験内容

実験では、スピーカーからランダムに指示される方向（「うえ」、「した」、「みぎ」、「ひだり」）に従って適切なボタンを押すという課題（4 方向×10 試行）を実行中の実験協力者の脳内血中 Hb 濃度が計測された。実験の様子を図 1 に示す。



図 1. 実験風景

3. データ解析

まず、各タスクにおける反応時間（方向指示の音声提示されてからボタンを押すまでの時間）を確認したところ、すべてのタスクにおいて音声提示から 1sec 以内にボタン押し動作が完了していた。よって、実験中にサンプル周期 0.1sec で継続的に計測された NIRS データ（酸化 Hb, 脱酸化 Hb, 総 Hb）のうち、ボタンを押す 1sec 前から 0.5sec 後までのデータが各タスクの実行に主に参与しているとみなし、それらのデータを分析の対象とした。それら全 40 試行のデータを 4 方向別に分類して方向毎に加算平均を施し、ボタン押し前後の変化を相対的に比較できるように、各タスクにおいてボタンを押

した時点が基準となるようデータ処理を行った。それらのデータのうち、まずは総 Hb の変化を比較することでボタン操作前後の脳内の活性部位を包括的に概観し（図 2）、その後、酸化 Hb と脱酸化 Hb を指標とした 2 次元軌道（図 3）を描くことにより、各タスクの実行に対する酸化・脱酸化 Hb の活性度を把握することができる。

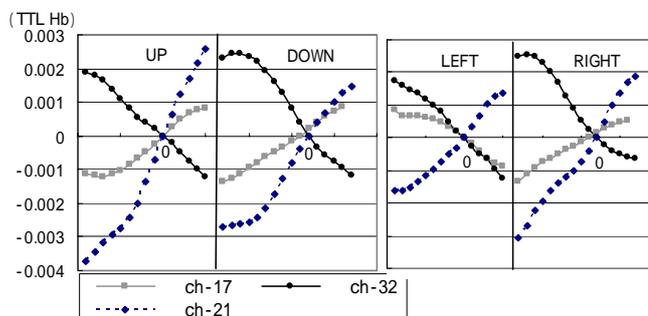


図 2. 総 Hb の相対比較

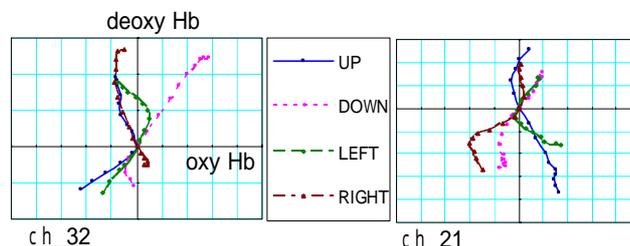


図 3. 酸化・脱酸化 Hb の 2 次元軌道

4. まとめ

今回の実験では、音声の方向指示に対する反応についての NIRS 波形を条件別に加算平均することによって、ボタン押し前後の脳の活性状態を相対的に比較することができた。今後、更なる実験を進めることにより、分析手法を確立すると共に、機器操作時の脳活動に関する知見を深めていきたい。

参考文献

1) 淵上, 岡田, 大森, 田村: 操作ボタンの方向選択に対する NIRS 反応, モバイル 2007 研究論文集, pp. 15-20, モバイル学会 (2007. 5)
 2) Fuchigami, M., Okada, A., Omori, M., Tamura, H. : A Comparative Study of Brain Activities Engaged in Interface Operations by Means of NIRS Trajectory Map, pp.830-839, HCII 2007/7, Springer-Verlag 2007

機能的近赤外分光装置 (fNIRS) によるドライバの脳活動計測

日本大学大学院 長谷川 靖 日本大学生産工学部 綱島 均
日本大学大学院 小島 崇 日本大学生産工学部 丸茂 喜高

[はじめに] 自動車事故原因として多くを占めるものにヒューマンエラーがあり、それにより発生する事故の防止が急務とされている。ヒューマンエラーによる事故を未然に防ぐためには、ドライバの運転作業の認知工学的、人体生理学的な関係を明らかにする必要がある。運転中にドライバは様々な状況判を行い、それに従って運転操作を行っている。自動車の運転には、人の意思や行動に関係する高次脳機能として、前頭連合野の活動が深く関係していると考えられる。そこで、運転操作行動と運転操作時の前頭連合野の活動の関係を解明することを目的として、機能的近赤外分光装置(fNIRS)を用いて、自動車運転中のドライバの脳活動を計測する実験を行った(図1)。

[方法] 被験者は普通自動車運転免許を保有する健康な20代の学生5名(男性4名、女性1名)とした。また、計測部位は前頭部とし、全42chで計測を行った(図2)。また、実験の再現性・安全性を確保するためにドライビングシミュレータをもちいて実験を行い、脳機能計測とあわせてドライバの運転行動と運転状況を記録した。次に、実験で得られたNIRS信号に離散ウェーブレット変換による多重解像度解析を用いることで、運転操作に関係すると信号を抽出し、再構成を行った。

[課題内容] 被験者には以下A～Cの課題を与えた。

課題A: 目標位置停止運転課題。市街地の直線道路を一定速度(40km/h)で走行し、途中4ヶ所ある交差点の停止線を停止目標として停止する運転操作を行う。

課題B: 市街地における運転を模擬した課題。市街地を想定したコースを音声の道案内に従い走行するもので、以下の2つの条件下での実験を各1走行ずつ行った。

- B- 他車両が存在せず、危険予測を必要とするイベントが発生しない。
- B- 他車両が存在し、危険予測を必要とするイベントが発生する。

課題C: 高速道路における運転を模擬した課題。高速道路を想定したコースを走行するもので、以下の2つの条件下での実験を各1走行ずつ行った。

- C- 他車両が存在せず、危険予測を必要とするイベントが発生しない。
- C- 他車両が存在し、危険予測を必要とするイベントが発生する。

[まとめ] ドライビングシミュレータを用いて、自動車を運転中のドライバの脳活動計測を行った。その結果、目標位置に停止するためのブレーキ操作時に、前頭前野背外側部において、脳活動が活性化する傾向みられた(図3)。また、ドライバが注意した、もしくは危険と感じたと思われる場面において前頭前野背外側部、前頭前野中央部において脳活動が活性化する傾向がみられた。さらに、同じコースでも自車両のみで単独走行する場合と他車両が存在し危険予測を伴う場合とでは、後者において先行車を追い越すなどの運転操作を行ったとき急激に脳活動が活性化する傾向が観察された。

本研究は文部科学省科学研究費補助金基盤研究A(課題番号18201031 非拘束モニタリングにもとづく追突防止支援と過信抑制インタフェース:研究代表者 筑波大学大学院 伊藤誠)の補助を受けた。



図1 ドライビングシミュレータによる運転実験

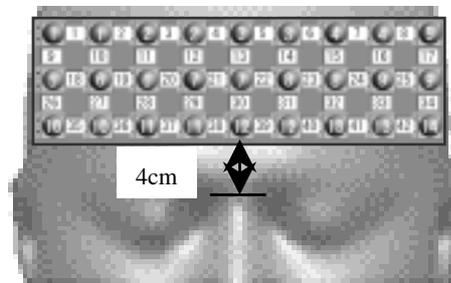


図2 fNIRS 計測位置

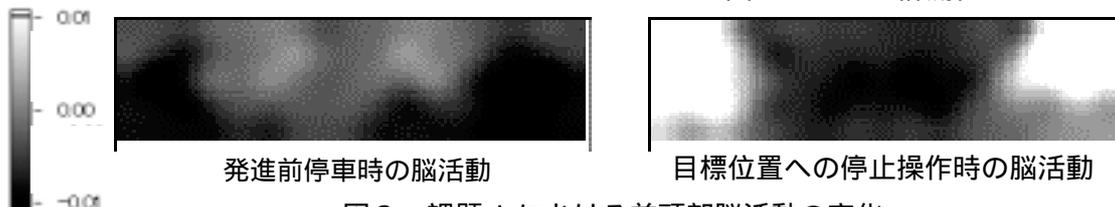


図3 課題Aにおける前頭部脳活動の変化

「競技かるた」における選手の近赤外光による脳の反応（その1）

（社）全日本かるた協会 津久井 勤、小林好真、雨木庄平、千代間大和、小林達郎
近畿大学 武田昌一、一橋大学 廣瀬百合子、東海大学 灰田宗孝
（株）島津製作所 井上正雄、（株）日立メディコ 川口文男

1. まえがき

「競技かるた」は「小倉百人一首」を使用した畳の上でのスポーツである。読手の読みを聞いて、いち早く反応し、出札を取る競技である。相手より早く自陣の札が無くなれば勝である。このような競技中の選手の脳の反応を近赤外光で捉え、実力の違いや、年齢層の違いなど一連のデータベースを取って、そこから一定の知見を引き出すことを目的に開始した。まだ始めたばかりであり、ここではその一例を紹介する。

2. 試合方法と選手の心構え概要

「小倉百人一首」を使用した遊び方はいろいろあるが、「競技かるた」は対面で争う競技で、個人戦と団体戦がある。この競技は、特別決められた大会以外は男女の区別無く、年齢の制約無く対戦することが出来る。ただ、実力差が有りすぎると、一方的な試合になるので、協会では級別（A級からC級、地方の大会ではD級からF級など）の認定を行っており、同じ級者同士で試合することになっている。

各選手はそれぞれの持ち札25枚（従って、残りの50枚は空札になる）を三段に並べ、15分間の暗記時間がある。その後、読手による序歌（百人一首以外の歌）から始まる。次いで、序歌の下の句（七七）を繰り返し替えて読まれ、最初の札の上の句（五七五）が1秒おいて読まれる。その後は前に読まれた札の下の句が読まれ試合は継続する。前述のように、選手の持ち札が無くなれば勝ちとなる。

試合に当たって、選手は平日頃の研鑽を通じて、「心技体」を修得し、札に始まり札に終わる「かるた道」を身につけるように努力している。

3. 実験方法

今回の実験には、主として島津製作所製近赤外光イメージング装置と併せて日立メディコ製光トポグラフィ装置とを使用させて頂いた。読みの始まる15秒前から計測を始めて、下の句の読みの始まりから30秒間の合計45秒間を計測した。なお、下の句が読み終わり、次の札の上の句が始まる所でチェックを掛けている。

正式な試合で50枚の札が場に、50枚は空札であるが、今回は予備試験であるので、30枚の札を場に、40枚程度の読みで終了とした。また、試合と並行してビデオ取りを行って、試合の進行状況の把握を行っている。

4. 実験結果の要約

どのようなスポーツでも同じであるが試合中には、選手の心理状態が大きく影響する。そのため、いろいろな場合での多くの実験を通して一定の傾向を見いだしていく必要がある。その観点に立てば今回はその最初の試みである。

試合の留意点の一つは、札を取るときに空札があることである。二つめは、決まり字があることである。それも試合の進行に伴って変化することである。三つめは、相手陣地の札を取ったときや自陣の札が取られた場合の心理状態である。さらには、お手つきをした場合や競っているときの心理状態の変化などいろいろな場面が予想できる。こうした場合に対して選手はどのような心理状態にあるか検証していく必要がある。

今回の結果からは、全体的に見て比較的冷静に対処している選手とそうでない選手のいることや、決まり字に対する反応などがおおそ把握することが出来た。さらに、全体的に比較的冷静であっても、相手に札を取られた場合には、その後に活性化している状況が把握され、選手の心理状況も出ているように思われる。今後、更に解析を続けて今後の実験計画を立てて行く予定である。

5. 謝辞

今回の実験に当たって、発表者以外にも多くの方のご協力を頂いたことに謝意を表します。

拡散光トモグラフィ装置を用いた未熟児頭部の *in vivo* 測定

福沢 遼¹⁾、上野 雅範¹⁾、大川 晋平¹⁾、山田 幸生¹⁾、日下 隆²⁾、西田 智子²⁾、磯部 健一²⁾、谷川 ゆかり³⁾、高峰⁴⁾、佐藤 知絵⁵⁾、星 詳子⁵⁾

¹⁾電気通信大学、²⁾香川大学 医学部、³⁾産業技術総合研究所、⁴⁾天津大学、⁵⁾東京都精神医学総合研究所

【目的】

近赤外光は生体に対して比較的高い透過性を有するため、無侵襲で生体計測ができる利点を持っている。拡散光トモグラフィは近赤外光を利用し、生体組織の血液量および酸素化状態の断層像を描画する技術である。また低い拘束性を有するため未熟児(低出生体重児)に対する常時モニタリング装置として活用できるものと期待されている。本研究はこの拡散光トモグラフィ技術を低出生体重児を対象とした脳画像診断技術に活用することを目標とし、臨床応用への基礎知見を得ることを目的としている。

【原理】

生体組織に照射された光は強く散乱され、拡散的に伝播し組織表面の多点同時計測が可能である。画像再構成は次のプロセスで行う。まず生体組織中の光学特性値である吸収係数および換算散乱係数の初期分布を仮定し、光伝播モデルに基づき順問題計算を行う。各々の検出点での光強度の計算結果が測定結果と比較され、それらが一致すれば、仮定した光学特性値分布が解であると考え、一致しなければ誤差に基づき光学特性値分布を仮定し直し、収束するまで順問題計算を繰り返す。得られた2波長における吸収係数分布から $\rho_{\text{oxy-Hb}}$ と deoxy-Hb の吸収スペクトルを用いて血液の情報を得ることができる。

【測定方法】

被験者は超低出生体重児で在胎週数 23.6 週、出生体重 658g、頭囲 23.3cm である。自発呼吸はできず人工呼吸器を必要とした。測定には両親からのインフォームドコンセントと関係機関の倫理委員会の承認を得て行われた。光ファイバーを装着後、十分に落ち着いた段階で「安静状態」におけるデータセットを数回取得した。その後、動脈血中の CO_2 分圧を低下させ脳内の血流変化を誘導するため、人工呼吸器の設定で呼吸回数を 25 から 40(回/分)へ、最大吸気圧を 1.4 から 1.6(kPa)へと上昇させる操作を行い、「過換気状態」としてデータセットを数回取得した。

【結果】

解析には「安静状態」と「過換気状態」のデータセットを用い2状態間の差の画像再構成を行い、 oxy-Hb 濃度変化、 deoxy-Hb 濃度変化、 total-Hb 変化、酸素飽和度変化に関する断層像を取得した。その結果、脳室周囲の白質領域において血液量の減少が顕著に見ることができた。これにより、低二酸化炭素血症により血管が収縮し、血液量が局所的に特に白質領域で減少する傾向を確認することができたと考えられる。

重症心身障害児・者への療育的介入に役立つ NIRS の使用

平野大輔^{1,2)}, 谷口敬道³⁾, 武田湖太郎^{4,5)}, 岩崎博之⁶⁾
滝口慎一郎¹⁾, 関戸真理恵¹⁾, 下泉秀夫¹⁾, 杉原素子³⁾

- ¹⁾国際医療福祉リハビリテーションセンター 重症心身障害児施設 なす療育園
- ²⁾国際医療福祉大学大学院 医療福祉学研究科 保健医療学専攻
- ³⁾国際医療福祉大学 保健医療学部 作業療法学科
- ⁴⁾国際医療福祉大学病院 神経内科
- ⁵⁾科学技術振興機構 CREST
- ⁶⁾心身障害児総合医療療育センター

【はじめに】

本研究の目的は、近赤外分光法(Near-infrared spectroscopy; NIRS)を用いることにより、家族や療育者が観察から捉えてきた重症心身障害児・者の応答を明らかにし、生活場面での具体的な療育的介入を考える手立てに役立てることである。

平成 16 年度より測定を開始し、具体的な療育的介入に結びついた 4 事例について報告する。

【対象と方法】

1. 事例紹介および測定目的

事例 1(大島の分類 1)

5 歳 女児 低酸素脳症後遺症による四肢麻痺、知的障害、てんかん 裸眼視力 0.03、眼鏡装用 0.4
測定目的：生活場面で疑問視されていた眼鏡装用の必要性を検討すること。

事例 2(大島の分類 1)

31 歳 男性 脳性麻痺(痙直型四肢麻痺)、知的障害

測定目的：家族にしか分からない本事例の応答を明らかにして療育的介入に結び付けること。

事例 3(大島の分類 1)

23 歳 女性 低酸素脳症後遺症による四肢麻痺、知的障害、てんかん

測定目的：人と玩具に関する応答性の違いを明らかにして療育的介入に結び付けること。

事例 4(大島の分類 1)

15 歳 女児 レット症候群、知的障害、てんかん

測定目的：人とテレビアニメに関する応答性の違いを明らかにして療育的介入に結び付けること。

2. 測定方法

NIRS 測定には日立メディコ製光トポグラフィ装置 ETG-4000 を使用し、プローブの配置は、事例 1 のみ前頭部(3*3)と後頭部(3*3)、他の事例は前額部(3*5)とした。測定課題はブロックデザインとし、測定目的に合わせて各々プロトコルを設定した。なお、データの分析は酸化ヘモグロビン濃度値の変化($\Delta[\text{Oxy-Hb}]$)に着目し、Matlab を用いて z-score を基に有意水準を算出した。測定および分析は事例の頸部の動きの影響がないように考慮した。

【結果】

事例 1 は、アイコンタクトをした時の裸眼時と眼鏡装用時との比較を行なった。前頭部と後頭部の領域において、 $\Delta[\text{Oxy-Hb}]$ の増加が眼鏡装用時に多くの部位で認められた。事例 2 は、父親が「こいつは演歌が好きだな」と述べていた通り、呼名やクラシック等に比べて、演歌を聴かせた際に前額部の特定の部位で $\Delta[\text{Oxy-Hb}]$ の増加が認められた。事例 3 は、玩具の提示や CD の音楽に比べて、人が関わった時に前額部の多くの部位で $\Delta[\text{Oxy-Hb}]$ の増加が認められた。事例 4 は、人が関わった時に比べて、テレビアニメを見せた時に $\Delta[\text{Oxy-Hb}]$ の増加が前額部の多くの部位で認められた。

【考察】

上記の結果から、NIRS は家族や療育者が主観的に捉えてきた重症心身障害児・者の応答そのものを測定課題とすることができ、得られた結果を生活場面での具体的な療育的介入に直接結び付けることができると考えられた。

視空間情報保持を必要とする鏡映描写課題における前頭前野の賦活

Activation of the prefrontal cortex during a computerized mirror-drawing task with visuo-spatial information

篠崎 眞太郎, 小林 春美

東京電機大学理工学研究科

1. 目的

車の運転を行うときに人は行き先や通過地点をイメージしたり歩行者や他の車の位置情報などを処理しながら、様々な運転操作を行う。このように、視空間メモリは手による操作と平行して使われることが多い。しかし従来の視空間ワーキングメモリに関する研究は、n-back 課題のような視空間ワーキングメモリに特化した実験が多く行われた(例えば Glahn et al., 2002)。比較的複雑な操作と同時に視空間ワーキングメモリ課題を行わせるような実験研究は少ない。手による操作は繰り返すと一般に熟達するが、その際の前頭前野(PFC)活動の変化を調べた研究も少ない。Kobayashi, Yasuda, & Suzuki (2005, 2006)によるNIRSを用いた熟達とPFCに関する研究では、星型鏡映課題を同日中に繰り返し行うにしたがい、前頭前野背側部(DLPFC)における脳血流は減少したと報告している。視空間ワーキングメモリ課題を繰り返したときでも前頭前野の活性は下がるのだろうか。

本研究では、コンピュータゲーム化した星型鏡映課題に、通過点の位置に関する記憶課題を加えることにより、比較的複雑な操作と同時に視空間ワーキングメモリ課題を行ったときのPFCの活性を調べた。なお被験者には、あらかじめゲーム化した星型鏡映課題における手の操作に熟達させることにより、記憶を必要とする条件と必要としない条件を比較することを意図した。

2. 方法

参加者 年齢23歳から25歳までの理工系大学生9名。全員が右利きで健康であった。

準備 国際10-20法によりFzの位置を特定し、Figure 1のようにプローブを左右のDLPFCの活動が測定できると予測した位置に装着した。酸化・脱酸化ヘモグロビン濃度変化(Oxy-, Deoxy-Hb)の測定は、日立メディコ製 ETG-4000(サンプリングレート0.1 sec)を用いた。

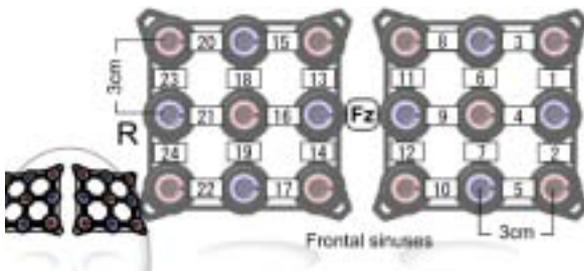


Figure 1. プローブの設置

手順 本研究では、実験用にパソコン上で動作するコンピュータゲーム化した鏡映課題を作成し使用した。ゲームはパソコンのディスプレイ上に表示された2本の星型の線の間を、左右操作が反転したジョイスティックで軌跡を描きながら点を移動させ、指定された順序で通過点を通過するというものだった。実験は本課題40秒、80秒のレスト、10秒の課題前の通過点記憶を1セットとした。課題内訳は、通過点表示後、課題実行中はそれが隠されており通過点の記憶を必要とする通過点非表示条件を4試行、課題実行中も継続して通過点が表示されており通過点の記憶を必要としない通過点表示条件を4試行の計8試行であった。通過点は、星型の先端近くにやなどの形で表示した。本実験では現実的

な機械操作に近い環境で熟達の様子を確認するためにジョイスティックを使用した。ゲーム化したことにより、1)被験者が星型の線の間から線を外にはみ出して描いた場合も、正確に元の場所から戻して再開させる事ができたこと、2)エラーの回数や描画距離の正確な時系列のログをとり、2本の星形の線の間と外側で軌跡の色を変えたことで、停滞時間、エラーから復帰するまでの時間などを正確に記録し熟達具合を調べることが可能となった。本研究では、PFCのどの領域が課題遂行によって変化するかを目的とするので、行動に関するデータの結果は含んでいない。

3. 結果・考察

酸化・脱酸化ヘモグロビン濃度変化(Oxy-, Deoxy-Hb)の値を被験者別、チャンネル別に標準化(z-score)した。このz-scoreを通過点表示条件、通過点非表示条件のうち、各条件で試行の前半(1,2試行)・後半(3,4試行)に分け平均化した。試行(前半・後半)、大脳半球(右・左)、通過点(表示・非表示)を独立変数とし、z-scoreの脳血流の値(Oxy-Hb)を従属変数とした3要因分散分析を行った。結果、右半球の方が左半球より値が大きいう結果が得られた($F(1,9)=4.313, p<.05$)。そこで右半球において各課題において活性化したチャンネルのz-scoreの値を0と比較するt-testを行った(Table 1)。通過点非表示条件の試行の前半では、Ch 22と24(DLPFCのBA46に相当する領域)が高い活性を示した。一方通過点表示条件では、試行の後半ではCh 13と15(DLPFCのBA9に相当する領域)の活性が低下した。視空間ワーキングメモリ課題を繰り返したとき前頭前野の活性は下がるのが確かめられた。

Table 1. 課題において有意に活性化した右半球のチャンネル

Right	Hidden Marks (Oxy-Hb)		Indicated Marks(Oxy-Hb)	
	Ch	Mean z-score	Ch	Mean z-score
1st-2nd	13	-0.952*		
	22	1.132*		
	24	1.248**		
3rd-4th			13	-1.089*
			15	-0.908*

* $p<.05$, ** $p<.01$, *** $p<.001$;
two-tailed one sample t-test vs. chance level of 0.

この研究は東京電機大学平成15-19年度文部科学省21世紀COEプログラム「操作能力熟達に適應するメカトロニクス」の補助を受けた。

主要参考文献

- Glahn D.C., Kim J., Cohen M.S., Poutanen V-P., Therman S., Bava S., Van Erp T.G.M., Manninen M., Huttunen M., Lönnqvist J., Standertskjöld-Nordenstam C.G., & Cannon T.D. (2002) Maintenance and manipulation in spatial working memory: Dissociations in the prefrontal cortex. *NeuroImage*, 17, 201-213.
- Kobayashi, H., Yasuda, T., & Suzuki, S. (2006) The relations between development of humans' manipulative skills and physiological signals of brain and hand. *International Journal of Assistive Robotics and Mechatronics*, 7(1), 49-61.

近赤外線分光法で毛細管血流以外の測定は可能なのか？

仲本 博 川崎医科大学 医用工学システム循環器、
太田茂、河野孝幸 川崎医療福祉大学 大学院 医療技術学研究科
医療情報学専攻

近赤外線分光法 (NIRS, near-infrared spectroscopy) は、脳血流測定に応用されている(例 ETG-100, 日立メディコ)。一つ一つの素子では、近赤外の2波長ないし3波長で測定し、算出されたデータは、照射部の浅い領域での毛細管床のヘモグロビンの量を反映していると言われている。この素子を我々は、大きな径の血管に応用した。更に、バリデーションスタディとして、ラットの洗浄赤血球を用い、クローズドサーキットで、血流ポンプを用い血流を変化させた時のセンサーの応答を調べた。

ヒトの門脈直上に、センサーを配置し、流動食を摂取後の変化は、信号は約1時間で徐々に増大しピークに達し、また徐々に1時間で旧値に戻った($p < 0.05$)。これは、門脈血流が徐々に増加してピークに達した後に、徐々に旧値に戻ることを意味すると考えられた。実際の超音波による測定例では、500 ml/min の血流が2倍強の増加を示した。

クローズドサーキットによる結果では、生体と異なり、灌流血流を段階的に 10ml/min から 100ml/min に増加させると信号も段階的に増強した。これは、ヒトにおける前者の結果とは正反対であった。後者では、赤血球の流動透光性という(血液の流れに沿って赤血球が配向するため光透過率が減少する)性質に関連があり、血液を灌流しているガラス管とセンサーの受光の位置関係によっては、血流の透光性が高まれば、受光プローブに届く光量が増大する条件が実現したと考えた。