

バイオフィードバックトレーニングが 脳血流分布に及ぼす影響

福井大学 高田 宗樹
(共同研究者) 名古屋大学 宮尾 克
青山学院大学 塩沢 友規
愛知学院大学 渡邊 智之
愛知医科大学 高田 真澄

Distribution of Cerebral Blood Flow during Biofeedback Training

by

Hiroki Takada

University of Fukui

Masaru Miyao

Nagoya University

Tomoki Shiozawa

Aoyama Gakuin University

Tomoyuki Watanabe

Aichi Gakuin University

Masumi Takada

Aichi Medical University

ABSTRACT

Near-infrared spectroscopy (NIRS) is less restrictive for examinees than other brain function imaging methods such as positron emission tomography or functional magnetic resonance imaging. In addition, fixation of the head and recumbence on a special device during measurement are unnecessary with NIRS. Biofeedback

training (BFT) elucidates the importance of mental training, and monitors and encourages the learning of psycho-physiological control necessary for muscle performance. Electromyography of examinees' rectus femoris muscles and near-infrared spectroscopy were simultaneously conducted to investigate the relationship between BFT and local cerebral blood flow. The influence of a kicking motion on brain functioning was confirmed. These findings suggest that BFT is effective in activating working memory.

要 旨

近赤外分光分析法を利用した脳機能イメージング (NIRS) は、機能的磁気共鳴画像法 (fMRI) や陽電子放射型断層撮像法 (PET) などの他の手法に比べて、計測中の被験者に対して低拘束かつ非侵襲的である。トレーニング等の動作が伴う場合にも計測でき、他の電気生理学的な検査事項との同時計測も可能である。一方、近年着目されているバイオフィードバックトレーニングはメンタルトレーニングの重要性を明らかにするだけでなく、被験者の筋パフォーマンスを監視して、心理生理学的制御の学習を促す。本研究では、大腿直筋の筋電図と NIRS を同時計測して、バイオフィードバックトレーニングと局所脳血流の関係を調査した。その結果、蹴り上げ動作が脳機能を変化させる可能性が示唆され、特にワーキングメモリを活性化することが期待される。

緒 言

バイオフィードバックトレーニングにおける動作や筋パフォーマンスを監視するために、筋電図はしばしば用いられる。1908年にハーバード大学で始まった Jacobson (1938) の研究では先駆的にバイオフィードバック法を利用しており、漸近的筋弛緩法という形で実を結ぶ¹⁾。これは不安をコントロールする方法として用いられており、セルフケアや健康増進を促進すると考えられている。デサントスポーツ科学 Vol. 36

る²⁾。バイオフィードバックの応用や歴史的な展望については Gatchel and Price (1979), Gaarder and Montgomery (1981), Basmajian (1989) らが詳しい^{3,4,5)}。バイオフィードバックトレーニング (BFT) は健康増進に関する手技としてだけでなく、脳機能の発達・維持に影響を及ぼすものとして期待されている^{6,7)}。BFTと脳機能の関係は、今後、注目されるであろう。報告によれば、BFTは四肢や関節の単なる随意運動ではなく、脳において高度な統合機能が関与して成立する運動であるといわれている。

歩行における股関節屈曲動作を行うための股関節屈筋群が加齢に伴い急激に減少することが最近注目されている。股関節屈筋群には大腿直筋や腹筋などが含まれ、これらが高齢者の転倒にも関係していることが指摘されている。一方、特定の筋の自己制御を促進することを目的として、被験者に筋電図信号またはその信号を処理したものを提示するバイオフィードバック技術がある。筆者らはこれを利用して、大腿直筋などの「局所運動」を行い、高齢者の転倒予防・健康増進に寄与するための技術開発を行ってきた。教師信号の提示の方法は、視覚的あるいは聴覚的に行われることが多い。

近年開発された非侵襲な脳活動を計測する技術に近赤外分光分析法を利用した脳機能イメージング (NIRS) がある。装置診断の小型化などに伴い、脳科学が急速に発達し脳の様々な動きが解

明されつつある。加えて、NIRSは、機能的磁気共鳴画像法 (fMRI) や陽電子放射型断層撮像法 (PET) などの他の手法に比べて、計測中の被験者に対して低拘束である^{8,9,10)}。

NIRSは血中ヘモグロビン (Hb) の濃度変化を計測する手法である。近赤外光の波長領域では生体内で吸収されることは限られており¹¹⁾、光が到達する深度が大きいことが期待される。近赤外光は頭皮上から脳組織内に拡散していき、頭皮上から約20-30 mm深部にある大脳皮質に到達するといわれている¹²⁾。一方、大脳皮質は頭皮上から15-20mm程度の深さに位置し、神経活動と毛細血管が密集している。そのため、大脳皮質は、脳活動に伴う脳内血中ヘモグロビン濃度変化の計測に適した組織である。また、この大脳皮質は、運動、感覚、言語、認知といった脳機能と深く結びついた組織である。NIRSでは、大脳皮質を計測対象とし、頭皮上からの多チャンネル反射光計測で大脳皮質の活動を計測する。この計測法では、頭皮上に送光プローブと受光プローブを設置する。生体組織に対し透過性が高い波長である700-900nm程度の波長の近赤外光を送光プローブから照射し、大脳皮質の表面で散乱・反射した光を、受光プローブで検出する。

血液中には酸素と結合した酸化ヘモグロビン (Oxy-Hb) と、酸素と結合していない脱酸化ヘモグロビン (Deoxy-Hb) の2種類が存在し、両ヘモグロビンの吸光スペクトルは異なっている¹¹⁾。本研究ではこの性質を利用して、2波長 λ_1, λ_2 の近赤外照射光の強度と比した検出光の減衰量から、血中のOxy-Hbの濃度変化 C_o と、Deoxy-Hbの濃度変化 C_d をCW法に従って計測する。CW法はmodified Lambert-Beer (MLB)法に基づいて、Oxy-HbとDeoxy-Hbの計測開始時からの濃度変化に光路長を乗じたものを計算する^{11,13)}。一般に、生体は強い散乱体であるため、照射から検出までの光路長は計測できない。よって、得られる

計測値はHbの絶対値ではない。

NIRSによる計測では、他の計測方法と同様にneuro-vascular couplingを仮定している¹³⁾。これは脳の活動神経近傍において血管が拡張し、酸素やグルコースを多く含む動脈血 (エネルギー源) が供給され、Oxy-HbとDeoxy-Hbが変化することである¹⁴⁾。その上で、脳血流量の変化を測定することによって脳部位の活性状態を推定することができる。実際、このHb濃度の増減 C_o, C_d が脳神経活動を反映していることが示されている^{15,16)}。

近赤外分光装置を用いた脳活動計測により、低負荷「全身運動」(歩行)中における前頭前野(ワーキングメモリのルートであり、注意・認知・情動のコントロールに作用)や運動前野(運動の計画・準備に関係した脳の領域)は活性化される¹⁷⁾。実際に、歩行訓練により高齢者の認知機能が改善される報告がある¹⁸⁾。また、申請者らが行った先行研究において、特異な「局所運動」(咀嚼運動)が前頭前野の活性を亢進する可能性を見出している¹⁹⁾。

本研究では、健常高齢者と生理学的な特性が著しく異なる健常若年者を対象として、BFTが脳、特に前頭前野に及ぼす影響を明らかにすることを目的として、大腿直筋筋電図とNIRSの同時計測を行い、BFTの運動タスクが局所脳血流に及ぼす影響について検討を行う。

1. 実験方法

四肢に異常が認められない7名の若年健常者(22±1歳)を対象に以下の手順にて、大腿直筋を対象としたバイオフィードバックトレーニング時の生体計測を行う。ここでは、市販の携帯型多用途生体アンプ・収録装置Polymate AP1532 (TEAC Co., 東京)に筋電図変換ボックスAP-U027 (TEAC Co., 東京)を接続し、専用のプリアンプ付き双極筋電図電極を利用することによ

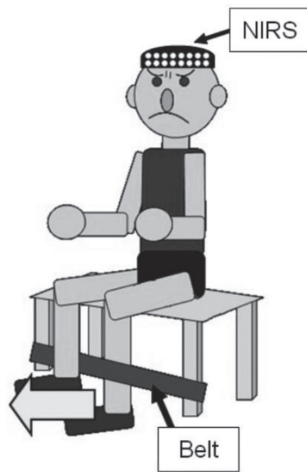


図1 大腿直近を対象としたバイオフィードバックトレーニング実験

り、表面筋電図を計測する。また、AP Monitor (NoruPro, 東京) を用い、2kHz のサンプリング周波数で PC に記録し、リアルタイムで筋活動量を被験者に提示する。尚、被験者には事前に実験の説明を充分に行い、書面にて了承を得た。本実験については、名古屋大学大学院情報科学研究科倫理委員会の承認を得ている。

- 1) 被験者を固定された4脚の椅子に深く座らせ、左右何れか利き足で下腿部下端に固定されたベルトを前方に蹴り出させる (図1)。
- 2) 大腿直筋の筋腹をやや外して、筋電図電極を数センチメートルの間隔で貼付し、数秒間の最大随意収縮動作を行わせる。この筋収縮期における表面筋電図の積分波形の平均値を算出して、最大随意収縮の a ($60 < a < 80$) % に相当する筋活動量を見積もる。
- 3) 最大随意収縮の a % に相当する筋活動量を教師信号として、被験者に提示し、40秒収縮 (うち前半20秒間は筋活動量を漸増させた。以降、過渡期と表記する。後半20秒間は筋活動量を一定にさせた。以降、筋収縮期と記す)、40秒弛緩 (うち前半20秒間は後安静期、後半20秒間は前安静期と記す) とする間欠的な合図

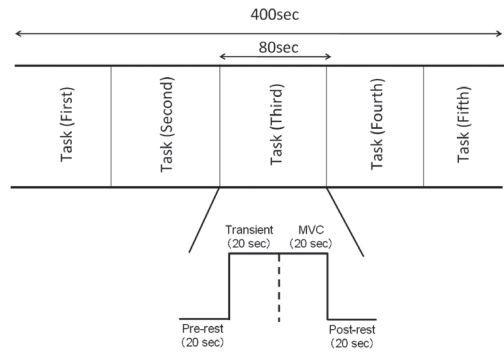


図2 実験プロトコル

を5周期行う (図2)。ここで得られる400秒間の筋電図波形について、0.1秒間を積分区間とする整流平滑化をリアルタイムで行い、この積分波形を (教師信号に重ねて) 被験者に提示する。ここでは、高域・低域遮断フィルタのカット周波数をそれぞれ1kHz、16Hzに設定し、交流除去フィルタを入れることにより、表面筋電図からノイズを除去して「センサ出力信号評価システム」により評価を行う。

- 4) 3) と同時に光脳機能イメージング装置 LABNIRS (島津製作所, 京都) を用いて、7.7Hz のサンプリング周波数で C_o および C_d を計測した。頭部ホルダを被験者の頭部に装着し、送・

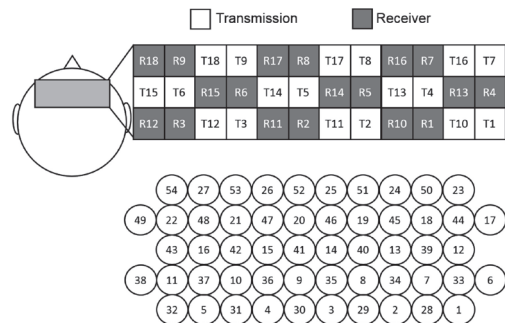


図3 照射・受光プローブの配列

受光用のプローブを図3に示すように設置した。脳血流量の濃度変化の計測は全て前頭葉を対象として、計測部位数は54であった (54

ch). 紙面の都合上, 本稿ではこのうち C_0 を解析対象とする.

被験者ごとに BFT の各周期における前安静期の C_0 の平均値, および標準偏差を用いて標準化を行った. 前安静期, 過渡期, 筋収縮期, 後安静期においてサンプリング時間ごとに加算平均をとった後, 被験者全員を通じた C_0 の平均値を算出した. 前安静期, 過渡期, 筋収縮期, 後安静期ごとに, 各チャンネルの C_0 の平均値 μ , 標準偏差 σ , およびその分布の歪度, 尖度を算出し, 分布の形自体も確認した. 各期の分布が正規分布 $N(\mu, \sigma^2)$ とみなせるかを χ^2 検定にて検討し, 前安静期における C_0 と筋収縮期における C_0 の母平均に差があるとみなせるかをウェルチの t 検定にて比較した. 尚, 有意水準は 0.05 とした.

2. 結果

センサ出力信号評価システムにて BFT の成績を確認した. 教師信号に対する筋パフォーマンス追従は, どの被験者についても良好であった.

前安静期, 過渡期, 筋収縮期, 後安静期ごとに, 各チャンネルの C_0 の平均値, 標準偏差, およびその分布の歪度, 尖度を算出した (表 1-4). 数値はいずれも図 3 のプローブの配列に従った. また, これらの表における負値に下線を施した. 前安静期は概ね 0 であった C_0 は, 過渡期を経て筋収縮期にはいずれの計測部位 (ch) においても, 数 [mM · cm] に増大している (表 1). ウェルチの t 検定によれば, 筋収縮期における C_0 は前安静期における C_0 と比較すると, いずれの ch においても有意に増大していた (表 5a). t 分布の自由度は 643, 有意水準 0.05 の t 境界値 (両側検定) は 1.96 であった.

次に, 前安静期, 過渡期, 筋収縮期, 後安静期ごとに脳血流量の変化に関する分布の形も確認した. 典型例を図 4 に示す. 歪度および尖度の計算結果 (表 3-4) からもうかがえるが, 安静時

には正規分布に近い分布とみなせるものの, BFT 時には平坦化された分布や多峰性となるものが散見された (図 4). 各期の平均値 μ , 標準偏差 σ を用いて (表 1-2), 各期の C_0 の分布が正規分布 $N(\mu, \sigma^2)$ とみなせるかを χ^2 検定にて検討したところ, 上述の所見が統計学的に裏付けられた (表 5b-5c). 筋収縮期においては全ての ch で正規分布とはみなすことができなかつた (表 5c).

3. 考察

本研究では BFT の運動タスクが前頭前野の局所脳血流量の変化に及ぼす影響を検討した. いずれの ch においても, 筋収縮期における C_0 は前安静期におけるそれと比較すると, 有意に増大していた ($p < 0.05$). 蹴り上げ動作が脳機能を変化させる可能性が示唆された.

C_0 の分布の歪度および尖度については, 前安静期において 0 値付近にあり, 正規分布の性質を示しているものの, 前頭前野の非頭頂側ではこの性質はみられない (表 3a, 4a). BFT 時には負値となる ch が殆どを占め (表 3b, 3c, 4b, 4c), 正規分布の性質を示していない. 実際, 筋収縮期には平坦化された分布や多峰性となるものが散見された (図 4b). 加えて, 各期の平均値 μ , 標準偏差 σ を用いて (表 1-2), 各期の C_0 の分布が正規分布 $N(\mu, \sigma^2)$ とみなせるかを χ^2 検定にて検討した. 自由度を 9, 有意水準を 0.05 とすると, χ^2 境界値は 19.02 である. 前頭前野の非頭頂側では, 前安静期においても正規分布とみなすことができない ch が殆どであった (表 5b).

前述したように, NIRS による計測では neurovascular coupling を仮定している. 加えて, CW 法で用いる数理モデル (線形行列) の制約から, 以下を仮定することになる¹¹⁾.

1) Hb の変化は脳のみで生じている. 近赤外光の吸収変化を引き起こす物質は脳における Oxy-Hb と Deoxy-Hb のみである.

表1 C₀の平均値.

前安静期 (a), 過渡期 (b), 筋収縮期 (c), 後安静期 (d) における脳血流量の変化[mM・cm]を分析した.
 数値は図3のプロープの配列に従った. 負値には下線を施した.

(a)	0.11	0.18	0.09	0.09	0.06	<u>0.07</u>	0.00	<u>0.06</u>	0.08	0.08	
0.05	0.22	0.18	0.15	0.14	0.02	0.16	0.08	0.10	0.06	0.02	<u>0.07</u>
	0.28	0.23	0.28	0.16	0.26	0.26	0.23	0.15	0.12	0.12	
0.14	0.20	0.21	0.13	0.10	0.14	0.18	0.12	0.12	0.11	0.08	0.04
	0.15	0.14	0.06	0.10	0.10	0.06	0.06	0.07	0.07	0.06	

(b)	2.89	2.42	2.42	2.11	2.42	2.21	2.14	1.94	2.32	2.63	
2.98	2.02	2.16	1.51	2.03	2.19	1.72	1.72	1.72	1.70	1.94	2.28
	2.29	1.78	2.57	2.13	2.65	2.34	2.13	2.01	1.60	1.65	
1.93	1.64	1.43	0.95	1.28	1.17	1.26	1.20	1.05	1.44	1.07	1.35
	1.46	1.13	0.58	0.59	0.63	0.54	0.58	0.96	0.84	0.94	

(c)	6.51	6.11	6.26	5.26	6.71	5.82	6.26	4.86	6.15	7.19	
8.69	6.11	5.61	3.85	5.52	5.56	4.06	4.02	5.02	5.05	5.88	6.44
	6.08	4.68	6.80	5.43	6.05	5.05	4.72	4.57	4.26	4.31	
5.25	3.92	4.32	2.17	2.78	2.27	2.53	2.29	2.47	3.51	3.23	3.45
	3.67	2.24	1.45	1.18	1.35	0.99	1.10	1.68	1.46	1.83	

(d)	1.45	1.51	1.08	0.96	1.65	1.07	1.66	1.14	2.19	2.90	
3.12	2.57	1.80	1.47	2.13	2.06	2.37	1.88	2.62	2.72	2.93	2.77
	2.24	2.01	2.69	2.11	2.43	2.24	2.38	2.20	2.32	1.95	
1.67	1.76	1.68	0.79	0.83	0.89	1.10	0.95	1.23	1.58	1.62	1.29
	0.77	0.64	0.32	0.41	0.52	0.36	0.36	0.50	0.37	0.44	

表2 C₀の標準偏差.

前安静期 (a), 過渡期 (b), 筋収縮期 (c), 後安静期 (d) における脳血流量の変化[mM・cm]を分析した.

(a)	0.25	0.26	0.32	0.32	0.28	0.25	0.20	0.22	0.21	0.24	
0.22	0.19	0.27	0.21	0.25	0.29	0.22	0.18	0.18	0.20	0.26	0.37
	0.22	0.22	0.27	0.23	0.28	0.24	0.24	0.24	0.19	0.20	
0.19	0.22	0.18	0.21	0.23	0.19	0.21	0.21	0.20	0.21	0.18	0.23
	0.20	0.21	0.18	0.19	0.19	0.18	0.18	0.20	0.19	0.21	
(b)	0.94	0.72	0.73	0.57	0.81	0.72	0.69	0.67	0.97	1.35	
1.65	0.78	0.64	0.39	0.63	0.72	0.45	0.46	0.53	0.69	1.15	1.57
	0.78	0.50	0.73	0.60	0.72	0.57	0.44	0.48	0.45	0.62	
0.86	0.47	0.50	0.30	0.34	0.31	0.33	0.30	0.30	0.40	0.53	0.85
	0.50	0.31	0.25	0.22	0.23	0.23	0.22	0.24	0.28	0.29	
(c)	1.11	0.86	0.93	1.11	1.44	1.13	1.17	0.76	0.91	0.69	
1.23	1.31	1.18	1.00	1.31	1.21	0.95	0.81	1.36	0.98	0.78	0.44
	1.05	1.01	1.35	1.00	0.86	0.75	0.93	0.82	0.97	0.61	
0.78	0.79	1.09	0.48	0.46	0.36	0.42	0.39	0.57	0.72	0.60	0.26
	0.78	0.43	0.45	0.34	0.34	0.26	0.27	0.31	0.24	0.25	
(d)	1.61	1.43	1.60	1.54	1.86	1.71	1.56	1.21	1.43	1.55	
2.11	1.56	1.47	1.06	1.58	1.71	1.08	1.02	1.42	1.10	1.24	1.36
	1.37	1.11	1.67	1.43	1.38	1.25	1.15	1.01	1.03	0.94	
1.16	0.93	1.13	0.57	0.69	0.58	0.57	0.51	0.64	0.89	0.83	0.78
	0.96	0.62	0.47	0.37	0.40	0.30	0.32	0.45	0.36	0.47	

表3 C₀の歪度.

前安静期 (a), 過渡期 (b), 筋収縮期 (c), 後安静期 (d) における脳血流量の変化[mM・cm]を分析した.

(a)	1.32	1.02	0.44	0.28	0.58	0.86	1.08	1.04	0.81	0.27	
0.37	0.38	0.42	0.66	0.39	0.41	0.43	0.54	0.32	0.32	0.21	0.69
	0.79	0.52	0.92	0.82	0.88	0.97	0.99	1.25	0.51	0.18	
0.30	0.32	0.09	0.12	0.45	0.22	0.36	0.55	0.22	0.66	0.26	<u>0.07</u>
	0.17	0.29	<u>0.06</u>	<u>0.11</u>	0.02	<u>0.12</u>	<u>0.10</u>	0.07	0.16	0.67	
(b)	<u>0.81</u>	<u>0.32</u>	<u>0.47</u>	<u>0.58</u>	<u>0.94</u>	<u>0.83</u>	<u>0.72</u>	<u>0.70</u>	<u>0.73</u>	<u>1.16</u>	
<u>1.27</u>	<u>0.62</u>	<u>0.49</u>	<u>0.30</u>	<u>0.70</u>	<u>0.79</u>	<u>0.40</u>	<u>0.31</u>	0.07	<u>0.76</u>	<u>1.16</u>	<u>1.34</u>
	<u>0.74</u>	<u>0.33</u>	<u>0.58</u>	<u>0.57</u>	<u>0.42</u>	<u>0.34</u>	<u>0.15</u>	<u>0.57</u>	0.03	<u>1.06</u>	
<u>1.06</u>	<u>0.35</u>	<u>0.54</u>	<u>0.15</u>	<u>0.22</u>	<u>0.33</u>	0.00	0.31	<u>0.21</u>	<u>0.54</u>	<u>0.93</u>	<u>1.40</u>
	<u>0.77</u>	0.02	<u>0.17</u>	0.07	0.04	<u>0.10</u>	0.23	<u>0.08</u>	0.06	<u>0.56</u>	
(c)	<u>0.03</u>	<u>0.04</u>	0.08	0.00	0.01	0.08	<u>0.04</u>	0.20	<u>0.14</u>	<u>0.43</u>	
<u>0.36</u>	<u>0.03</u>	0.22	0.05	<u>0.07</u>	<u>0.01</u>	0.04	0.22	0.16	0.00	<u>0.60</u>	<u>1.13</u>
	<u>0.07</u>	0.01	<u>0.16</u>	<u>0.20</u>	<u>0.20</u>	0.14	0.19	0.19	0.26	<u>0.17</u>	
<u>0.25</u>	<u>0.02</u>	<u>0.06</u>	0.06	<u>0.08</u>	<u>0.02</u>	<u>0.19</u>	0.19	0.24	0.18	0.06	<u>0.45</u>
	0.06	0.05	0.08	0.20	<u>0.02</u>	0.02	0.10	0.22	0.11	0.51	
(d)	2.35	2.52	2.66	2.47	2.37	2.41	2.55	2.45	1.88	1.66	
1.48	1.72	2.20	2.16	1.74	1.47	1.73	1.86	1.58	1.75	1.19	1.00
	2.20	2.18	1.96	1.69	1.83	1.88	2.03	2.09	1.89	1.57	
2.08	1.87	2.05	1.93	1.78	1.62	2.05	2.07	1.59	1.98	1.36	0.99
	2.63	2.14	1.85	1.52	1.47	1.13	1.53	2.12	2.03	2.04	

表4 C₀の尖度.

前安静期 (a), 過渡期 (b), 筋収縮期 (c), 後安静期 (d) における脳血流量の変化[mM・cm]を分析した.

(a)	2.58	1.93	0.20	<u>0.02</u>	0.31	1.03	2.04	1.52	1.47	<u>0.45</u>		
	<u>0.27</u>	0.33	0.23	1.46	0.04	<u>0.04</u>	0.26	0.80	0.36	<u>0.11</u>	<u>0.10</u>	<u>0.39</u>
	1.37	<u>0.01</u>	1.30	1.03	0.74	1.58	1.54	2.48	0.66	<u>0.15</u>		
	0.36	0.55	<u>0.47</u>	0.33	0.25	0.31	<u>0.10</u>	0.90	<u>0.13</u>	1.45	0.26	<u>0.59</u>
	0.19	0.35	0.42	<u>0.25</u>	<u>0.06</u>	<u>0.23</u>	<u>0.05</u>	0.09	0.34	1.42		
(b)	<u>0.81</u>	<u>0.32</u>	<u>0.47</u>	<u>0.58</u>	<u>0.94</u>	<u>0.83</u>	<u>0.72</u>	<u>0.70</u>	<u>0.73</u>	<u>1.16</u>		
	<u>1.27</u>	<u>0.62</u>	<u>0.49</u>	<u>0.30</u>	<u>0.70</u>	<u>0.79</u>	<u>0.40</u>	<u>0.31</u>	0.07	<u>0.76</u>	<u>1.16</u>	<u>1.34</u>
	<u>0.74</u>	<u>0.33</u>	<u>0.58</u>	<u>0.57</u>	<u>0.42</u>	<u>0.34</u>	<u>0.15</u>	<u>0.57</u>	0.03	<u>1.06</u>		
	<u>1.06</u>	<u>0.35</u>	<u>0.54</u>	<u>0.15</u>	<u>0.22</u>	<u>0.33</u>	0.00	0.31	<u>0.21</u>	<u>0.54</u>	<u>0.93</u>	<u>1.40</u>
	<u>0.77</u>	0.02	<u>0.17</u>	0.07	0.04	<u>0.10</u>	0.23	<u>0.08</u>	0.06	<u>0.56</u>		
(c)	<u>1.29</u>	<u>0.60</u>	<u>0.33</u>	<u>1.13</u>	<u>1.05</u>	<u>1.00</u>	<u>0.73</u>	<u>0.77</u>	<u>0.82</u>	<u>0.09</u>		
	<u>1.09</u>	<u>1.20</u>	<u>1.07</u>	<u>1.20</u>	<u>1.17</u>	<u>1.35</u>	<u>1.21</u>	<u>1.05</u>	<u>1.14</u>	<u>0.89</u>	<u>0.39</u>	1.11
	<u>1.02</u>	<u>1.05</u>	<u>1.09</u>	<u>1.03</u>	<u>0.81</u>	<u>0.60</u>	<u>0.85</u>	<u>0.74</u>	<u>0.73</u>	0.01		
	<u>1.17</u>	<u>1.29</u>	<u>1.14</u>	<u>0.89</u>	<u>0.93</u>	<u>0.70</u>	<u>0.77</u>	<u>0.70</u>	<u>0.85</u>	<u>0.86</u>	<u>0.69</u>	0.47
	<u>1.17</u>	<u>1.05</u>	<u>1.00</u>	<u>0.86</u>	<u>0.95</u>	0.18	<u>0.38</u>	<u>0.53</u>	<u>0.36</u>	0.29		
(d)	5.37	6.17	6.73	5.57	5.20	5.30	6.15	5.73	3.45	2.53		
	1.73	2.81	4.46	4.32	2.48	1.38	2.13	2.87	2.01	3.12	1.32	0.53
	4.54	4.44	3.46	2.45	2.94	2.96	3.45	4.18	3.49	2.47		
	4.29	3.18	4.25	3.82	2.99	2.26	4.10	4.27	2.44	3.75	1.78	0.56
	6.88	4.49	3.65	2.79	2.27	1.96	3.08	5.14	5.19	4.61		

表5 C₀に関する統計検定量.
 ウェルチのt検定におけるt値 (a) *. 前安静期 (b) および筋収縮期 (c) における χ^2 値**.

(a)	53	55	55	58	52	56	56	53	42	35	
33	42	54	57	52	52	59	62	54	43	30	27
	47	53	55	58	58	63	71	65	57	44	
38	51	43	42	54	54	53	55	49	55	33	28
	46	50	32	31	34	30	34	54	43	47	

*筋収縮期におけるC₀は前安静期に比して増大したかをウェルチのt検定にて検討した.
 いずれのchのt値もt境界値を上回っている (a).

(b)	314	196	33	37	24	66	232	104	108	20	
13	10	16	147	16	23	24	23	12	12	12	92
	58	22	68	63	55	80	113	302	32	9	
15	11	5	15	27	9	16	54	7	156	12	13
	4	20	14	6	11	7	9	7	3	74	

(c)	103	93	110	114	145	174	84	66	67	63	
152	45	61	55	105	101	84	61	87	39	79	155
	70	70	67	75	60	81	38	61	37	31	
78	60	60	26	37	17	39	16	30	44	13	17
	85	59	36	40	34	21	9	15	6	25	

** χ^2 検定における度数分布表の階級数は、1水準あたりの観測数が351であることから、
 スタージェスの公式に従い10とした。

- 2) 係数行列に存在する光路長ファクタは波長に依存しない。
- 3) MLB法における定数項(散乱による減光度)は、計測中は一定とみなせる。

特に、1) から暑熱寒冷曝露に伴う皮膚交感神経活動の変化が生じるようなタスクや、過度な運動に伴う末梢性の熱放散が急速に生じるようなタスクは、CW法だけでなく、近赤外分光法を用いる

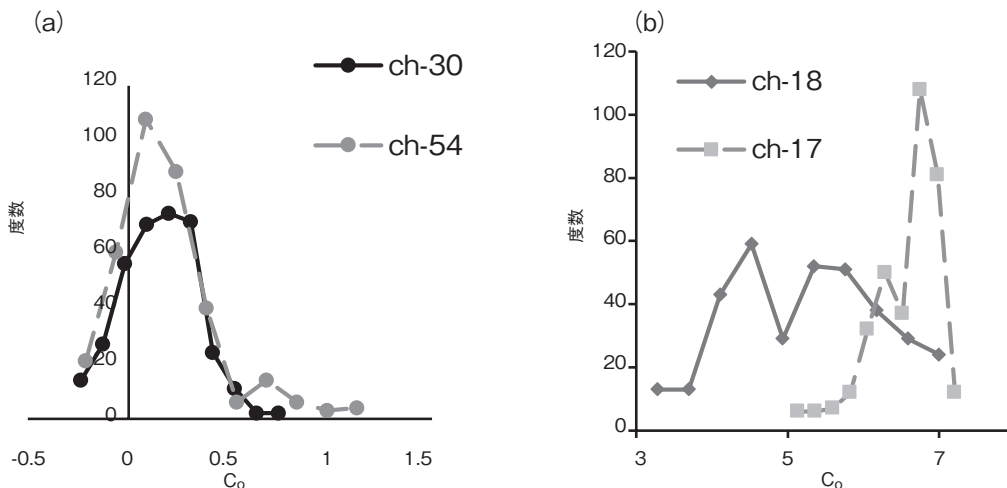


図4 C_o の分布の典型例. 前安静期 (a), 筋収縮期 (b)

計測の対象とならない。全身運動は末梢レベルでの生理的応答を惹起するのみでなく、運動野や運動前野の活動により前頭前野や視床下部を介して内因性疼痛抑制系に作用する可能性が示されており興味深い²⁰⁾、脳機能計測による検証は一般的に不向きである。他方、BFTのような制限された運動はNIRSの測定に適していると考えられる。

通常、光路長が異なると考えられる部位の計測値は原理的には比較できない。しかし、光路長に依存しない解析方法として、信号値を確率事象の実現値とみて統計量を計算し、課題に対応した賦活の有無を検定する方法が知られている²¹⁾。統計処理には一般線形モデル (GLM) を用えており、脳の賦活化があった際に、その信号はいくつかの基本関数と誤差の線形和で表されることを仮定している。本稿で明らかになったように、運動タスク時における脳血流量の変化に関する時系列からは正規分布から大きく乖離した分布が観測されており、その生成子の複雑性を慎重に議論することが期待される。

今後は、3) において計測された表面筋電図と、同時に4) において計測されたOxy-Hb, Deoxy-Hb および Total-Hb の濃度変化に関する時系列

データに対してコヒーレンス解析を行うことを予定している。

4. 結 語

本研究ではBFTの運動タスクが前頭前野の局所脳血流量の変化に及ぼす影響を検討した。筋収縮期におけるOxy-Hbの濃度変化は前安静期におけるそれと比較すると増大することが明らかになった。蹴り上げ動作が脳機能を変化させる可能性が視示唆され、特にワーキングメモリを活性化することが期待される。また、運動タスク時における脳血流量の変化に関する時系列からは正規分布から大きく乖離した分布が観測された。今後はその生成子の複雑性を多角的に議論した上で、数理モデル化を図る。

謝 辞

本研究に対し助成を賜りました公益財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団に厚く御礼申し上げます。また、解析にはPrince of Songkla Universityの松浦康之博士に多大な協力を頂いた。深く感謝いたします。

文 献

- 1) Jacobson E., *Progressive Relaxation*, University of Chicago Press, Chicago (1938)
- 2) Snyder M., Lindquist R., *Complementary Alternative Therapies in Nursing* (3rd edition), Springer Publishing, New York (1998)
- 3) Gatchel R. J., Price K. P., *Critical Applications of Biofeedback*, Pergamon Press, New York (1979)
- 4) Gaarder K. R., Montgomery, P. S., *Clinical Biofeedback: A Procedural Manual for Behavioral Medicine*, Williams & Wilkins, Baltimore (1981)
- 5) Basmajian S., *An Anthology of Visual Poetry and Collage*, Sober Minute Press, Chicago (1989)
- 6) Calomeni M. R., Rocha J. A., Silva A. P., Ribeiro L. H., Marques L., Siza M. A., Silva V. F., Brain stimulation used as biofeedback training for recovery of motor functions deteriorated by stroke, *Arq. Neuropsiquiatr.*, 71 (3), 159–164 (2013)
- 7) Nanhoe-Mahabier W., Allum J. H., Pasma E. P., Overeem S., Bloem B. R., The effects of vibrotactile biofeedback training on trunk sway in Parkinson's disease patients, *Parkinsonism Relat. Disord.*, 18(9), 1017–1021 (2012)
- 8) Villringer A., Dirnagl U., Coupling of brain activity and cerebral blood flow: basis of functional neuroimaging, *Cerebrovasc. Brain Metab. Rev.*, 7, 240–276 (1995)
- 9) Villringer A., Chance B., Non-invasive optical spectroscopy and imaging of human brain function, *Trends Neurosci.*, 20, 435–442 (1997)
- 10) Okamoto M., Dan H., Sakamoto K., Takeo K., Shimizu K., Kohno S., Oda I., Isobe S., Suzuki T., Kohyama K., Dan I., Three-dimensional probabilistic anatomical cranio-cerebral correlation via the international 10-20 system oriented for transcranial functional brain mapping, *NeuroImage*, 21 (1), 99–111 (2004)
- 11) 志村孚城(編著), 近赤外分光法による前頭前野計測, コロナ社, 東京(2009)
- 12) 渡辺英寿, 室田由美子, 中島千鶴, 近赤外線光トポグラフィを用いた失語症回復過程の計測, 高次脳機能研究, 25 (3), 215-223 (2005)
- 13) Zardecki A., Multiple scattering corrections to the Beer-Lambert law, *Proc. SPIE* 1983, 103-110 (1983)
- 14) 小泉英明, 活動する脳を見る – 高次脳機能の視覚化, 現代科学, 1997 (11), 27-33 (1997)
- 15) Hoshi Y., Tamura M., Detection of dynamic changes in cerebral oxygenation coupled to neural function during mental work in man, *Neurosci. Lett.*, 150, 5-8 (1993)
- 16) Kato T., Kamei A., Takashima S., Ozaki T., Human visual cortical function during photic stimulation monitoring by means of near-infrared spectroscopy, *J. Cereb. Blood Flow Metab.*, 13, 516-520 (1993)
- 17) Miyai I., Tanabe H., Sase I., Eda H., Oda I., Konishi I., Tsunazawa Y., Suzuki T., Yanagida T., Kubota K., Cortical mapping of gait in human: A near-infrared spectroscopic topography study. *NeuroImage.*, 14, 1186-1192(2001)
- 18) Middleton L. E., Mitnitski A., Fallah N., Kirkland S. A., Rockwood K., Changes in cognition and mortality in relation to exercise in late life: a population based study, *PLoS One*, 3(9) : e3124 (2008)
- 19) Matsuura Y., Taniguchi T., Sugiura A., Miyao M., Takada H., Distribution of cerebral blood flow during gum-chewing, *Forma*, 27, 1-4 (2012)
- 20) Taylor A. F., Kuo F. E., Children with attention deficits concentrate better after walk in the park, *J. Attention Disorders*, 23, 36-56 (2008)
- 21) Friston K. J., Holmes A. P., Worsley K. J., Poline J. P., Frith C. D., Frackowiak R. S. J., Statistical parametric maps in functional imaging: a general linear approach, *Hum. Brain Mapp.*, 2, 189– 210 (1995)