

自転車エルゴメーター駆動時における大脳皮質活動

—近赤外線分光法による検討—

Human Motor Cortex Oxygenation Measured by NIRS during Ergometer Exercise

中林美代子^{1,2)} 大西 秀明²⁾ 古沢アドレアネ明美²⁾

MIYOKO NAKABAYASHI^{1,2)}, HIDEAKI ONISHI²⁾, ADREANE A. FURUSAWA²⁾

¹⁾ Department of Rehabilitation, Niigata Prefectural Hamagumi Rehabilitation for Children with Disabilities: 1-5932 Suidouchou, Chuou, Niigata-city, Niigata 951-8121, Japan. TEL +81 25-266-7123 E-mail nakabayashi.miyoko@pref.niigata.lg.jp

²⁾ Department of Physical Therapy, Graduate School, Niigata University of Health and Welfare

Rigakuryoho Kagaku 26(2): 239-245, 2011. Submitted Sep. 13, 2010. Accepted Nov. 21, 2010.

ABSTRACT: [Purpose] The aim of this study was to clarify the activity of the lower limb area of the sensory motor cortex during bicycle ergometer exercise at light loads using functional near infra-red spectrometry (fNIRS) and its relationship with exercise load as well as the temporal changes in cortex activity. [Subjects and Method] The subjects were 9 healthy adults. There were 4 exercise tasks of constant work and pedaling rates, and 2 tasks of changing the pedaling rate (but not work rate) during exercise. Each of the tasks were performed in 3 contiguous sets, and we examined and compared the changes in oxygenated hemoglobin (oxyHb) at 5-second intervals from the start of exercise. [Results] In the 4 tasks of constant work and pedaling rates, the change in oxyHb over 5~10 seconds from the start of exercise was significantly higher than over 0~5, 10~15 and 15~20 seconds, and the transient increase in oxyHb decreased despite the continuation of exercise. In the 2 tasks in which the pedaling rate was changed, we found that oxyHb gradually decreased after the initial increase at the start of exercise, but increased again with increase of the pedaling rate. [Conclusion] We revealed the activity of the lower limb area of the primary motor cortex during bicycle ergometer exercise. We also demonstrated that the effect of changing the pedaling rate during exercise is to increase the blood flow in the lower limb area of the primary motor cortex.

Key words: fNIRS, bicycle ergometer, sensory motor cortex

要旨: [目的] 本研究の目的は、近赤外光イメージング装置を用いて、軽負荷での自転車駆動中における大脳感覚運動野下肢領域の活動と運動負荷量との関係および皮質活動の時間的変化を明らかにすることである。[方法] 対象は健康成人9名とした。運動課題は、一定の仕事率および回転数で駆動する4課題と、駆動途中で回転数のみを変化させる2課題である。全課題とも3セット連続で行い、駆動開始直後から5秒間ごとの時間区分(区間)にわけ、各区間の酸素化ヘモグロビン(oxyHb: oxygenated hemoglobin)量の変化について比較検討した。[結果] 一定の仕事率と回転数の4つの課題では、運動開始後5~10秒間は0~5秒間、10~15秒間、15~20秒間の各区間と比較して、oxyHb変化量が有意に高いことが示され、一旦増加したoxyHbは駆動中であるにもかかわらず減少した。回転数を変化させる2つの課題では運動開始直後にoxyHbが増加した後徐々に減少するが、駆動回転数を増加させた際に再度増加が認められた。[結語] 自転車駆動時の一次運動野下肢領域の活動状態を捉えることができた。また、運動遂行中に駆動回転数の変化を与えることで一次運動野下肢領域の血流量の増加が認められることが判明した。
キーワード: 近赤外線分光法, 自転車エルゴメーター, 大脳感覚運動野

¹⁾新潟県はまぐみ小児療育センター: 新潟県新潟市中央区水道町1-5932 (〒951-8121) TEL 025-266-7123

²⁾新潟医療福祉大学大学院 理学療法分野

I. はじめに

運動機能と脳活動に関連する研究については、2000年代になってMiyaiらが積極的に行っており、トレッドミル上歩行時の大脳皮質活動¹⁰⁾や脳卒中後遺症患者を対象とした歩行練習の効果判定や介入法などの検討に関する研究を報告している¹⁰⁻¹⁵⁾。

理学療法場面においては、持久力改善などを目的として20~120 Watts程度の負荷強度の自転車エルゴメーター駆動練習を用いることが多い。自転車駆動は、両脚の屈筋と伸筋による交互性運動であることや、回転運動のペースが歩行と類似していることから¹⁶⁾中枢神経疾患患者の練習にも応用されている。Fujiwaraら¹⁷⁾は、脳卒中患者を対象に5 Nmの運動負荷において自転車エルゴメーター駆動練習でより正常に近い筋活動が得られたと報告している。健康人を対象に、10 Nmの定負荷においてエルゴメーター運動は歩行様の下肢の筋活動パターンを再学習するに有効な手段となることや¹⁸⁾、3 Nmの低負荷70 rpmの駆動速度において下肢伸筋群のトレーニングに有効な手段となることが報告されている¹⁹⁾。また、Brookeら²⁰⁾は30~60 Watts運動負荷において、田中ら²¹⁾は10 Nmの負荷においてそれぞれ自転車駆動が痙縮を減弱させると報告している。このように自転車駆動練習効果についていくつかの報告があるものの、自転車駆動時が大脳皮質活動についてどのような影響を及ぼしているか明かにしているものはみあたらない。

ヒトを対象とした脳活動をイメージングする装置として、脳磁図 (MEG: magnetoencephalography)、陽電子放射断層装置 (PET: positron emission tomography)、機能的核磁気共鳴断層撮影装置 (fMRI: functional magnetic resonance imaging)、近赤外分光法 (NIRS: near-infrared spectroscopy) などがある。NIRSは、近赤外線光を用いて神経活動時の酸素化ヘモグロビン (oxyHb: oxygenated hemoglobin) および脱酸素化ヘモグロビン (deoxyHb: deoxygenated hemoglobin) の濃度変化を独立して計測できる装置であり、他の脳機能計測装置に比較して空間分解能がやや劣るものの、計測環境の制限が比較的少なく被験者の身体拘束は著しく少ないという利点がある。1993年にHoshi¹⁾やKato²⁾、Villringer³⁾らが、脳神経活動に同期した脳内ヘモグロビン変化量を計測することにより把握することが可能であると報告して以来急速に発展してきている。特に、視覚機能^{4,5)}や言語機能^{6,7)}、認知機能^{8,9)}に関する研究分野で積極的に利用されているが、計測環境に制限が少なく、粗大運動時の脳活動を計測できるという特徴を利用した運動機能に関する研究は少ないのが現状である。

運動負荷量と大脳皮質活動との関係について

Kawashimaら²²⁾やSadatoら²³⁾はPETを用い、手の運動の一次運動野の賦活が力や速度と正の相関を示すと報告している。しかし、粗大運動継続中の大脳皮質活動量の変化はPETやfMRIで見ることができない。

本研究では、NIRSを用いて自転車駆動時における大脳皮質の酸素化ヘモグロビン変化量を経時的に計測し、軽負荷での自転車駆動中における大脳皮質活動と運動負荷量との関係および皮質活動の時間的変化を明らかにすることを目的とした。また、課題実行中に駆動回転に変化を与えることで大脳皮質活動にどのような影響を及ぼすのかを明らかにすることにより、中枢神経疾患患者への自転車駆動を用いた理学療法への基礎としたいと考える。

II. 対象と方法

1. 対象

健康成人9名、35.4 ± 6.6歳 (平均年齢 ± 標準偏差)、男性5名・女性4名である。本研究の実施に際し被験者に実験内容を十分に説明し、書面で承諾を得た。また、本研究の内容については、我々が所属する施設の倫理委員会の承認 (承認番号17006) を得た。

2. 方法

近赤外光イメージング装置OMM3000/8 (NIRS, 島津製作所)および自転車エルゴメーター (AEROBIKE 75XL II, COMBI) を使用した。近赤外光送受光プローブ固定用のホルダを頭頂部に固定し、近赤外光送受光用プローブ8本 (T1からT8) と受光用プローブ8本 (R1からR8) の計16本を3 cm間隔で縦4列と横4列に配列した。本装置は送光用プローブと隣接する受光用プローブの間を計測部位とし、合計24chになる仕様である。脳波電極配置である国際10-20法に準じ、左右の外耳孔を結ぶ線と鼻根からの垂線の交点を中心点 (CZ) とし、このCZにチャンネル16 (Ch-16) が位置するようにプローブを装着した。

運動課題は表1に示す6種類の自転車駆動課題とし、それぞれ3セットを連続して行った。実験プロトコルは先行研究を参考にして¹¹⁻¹⁴⁾、休息時間を駆動時間の2倍に設定した。また、運動終了後の休息時間を運動時間の2倍にすることでoxyHbが安静レベルに戻ることを事前に確認した。運動課題の順番は無作為とした。自転車駆動時のサドル高は、ペダル最下位の状態で膝関節が30°屈曲する高さとし、休息時は自転車エルゴメーターのハンドルを把持し、体幹・頭部を正中位保持した座位姿勢とした。頭部の振動が計測に及ぼす影響を最小限とするため、休息時および駆動中のいずれにおいても自転車エルゴメーター上のモニターを注視する

ことと、駆動中は体幹の動揺を最小限にすることを指示した。

運動課題は、軽負荷で被験者が過剰に力むことなくリズムカルに駆動できるものとした。仕事率を10 Watts および30 Watts、回転数を30 rpm および60 rpm とし、この組み合わせで運動課題を設定した。課題1から課題4までは、自転車駆動時の仕事率および回転数が脳活動時に及ぼす影響を検討するための課題である。課題5と6は駆動中に回転数を変化させた際の脳活動を検討するための課題で、駆動開始後15秒の時点で回転数を30回転から60回転へと変化させた(表1)。

NIRSは大脳皮質の神経活動に伴って変化するoxyHb, deoxyHb, 総ヘモグロビン (totalHb : total hemoglobin) の濃度変化を捉えることによって脳活動を計測する。このNIRS装置により計測されたoxyHb, deoxyHb, totalHb のデータを130 msec のサンプリング間隔でパーソナルコンピュータに取り込んだ。脳細胞の活動時に同期して変動する指標として最も感度が良いとされるoxyHb 変化量を連続した同一課題3セットで加算平均した。ただし、各3回の運動開始時の値が基準になるように設定した。さらに、下肢運動領域に相当すると考えられる4つのチャンネル (Ch-9, 12, 13, 16) を関心領域としてoxyHb変化量の平均をもとめた。次に時間区分(区間)ごとに被験者9名の平均値を算出し代表値とした。NIRSを用いた先行研究では、ブロックデザインの検査における時間経過のパターン分析や²⁶⁾、関心領域を用いた集団解析であれば信頼性があるとされている²⁷⁾。そのため、本研究では全ての課題について、駆動時間における脳活動の流れを明らかにするためにそれぞれ駆動開始後5秒間毎のデータを抽出し時間的変化を検討した。統計処理にはSPSS11.0j (エス・ピー・エス・エス株式会社) を使用し、休息時に対する駆動時のoxyHb変化量の経時的変化を反復測定一元配置分散分析で比較した。事後検定はTukey HSD法を用い有意水準は5%とした。また、oxyHb変化量が最も高かった駆動時間の区間をもとめ、その区間のoxyHb変化量を課題1と課題3, 課題2と課題4間で対応のあるt検定を用いて比較した。有意水準は5%未満とした。

III. 結果

回転数および負荷量と脳活動との関係について、課題1から4の各被験者における頭頂部4チャンネルのoxyHb波形を加算平均したものを図1a-dに示す。全ての課題でoxyHbが運動開始直後に増加して高値を示した後、駆動中であるにもかかわらず減少するパターンが観察された。また、課題終了後の休息時には一旦減少するも次第に休息時のレベルに戻っていくパターンが

表1 課題1-6の運動プロトコル
休息・駆動・休息を3セット連続で実施した。

	仕事率 (Watts)	回転数 (rpm)	休息 (秒)	駆動 (秒)	休息 (秒)
課題1	10	30	20	20	20
課題2	10	60	20	20	20
課題3	30	30	20	20	20
課題4	30	60	20	20	20
課題5	10	30→60*	30	30	30
課題6	30	30→60*	30	30	30

* 課題5・6では、駆動開始後15秒時点で回転数を30回転から60回転へと変化させた。

観察された。

運動課題1から4については、課題1 (F(3, 32)=12.85, p<0.05), 課題2 (F(3, 32)=4.52, p<0.05), 課題3 (F(3, 32)=3.38, p<0.05) および課題4 (F(3, 32)=7.85, p<0.05) と、oxyHb変化量が駆動時間帯に影響されて有意に異なっていた(表2)。各課題時における運動開始後5秒時間毎のoxyHb変化の平均値を比較すると、課題1においては、駆動開始後5~10秒間では0~5秒間、10~15秒間および15~20秒間に比べ有意に高かった (p<0.05)。課題2においては、駆動開始後5~10秒間では10~15秒間および15~20秒間に比べ有意に高かった。課題3においては、駆動開始後5~10秒間では10~15秒間に比べて有意に高かった (p<0.05)。課題4においては、駆動開始後5~10秒間では10~15秒間および15~20秒間に比べて有意に高かった (p<0.05)。一定の仕事率および回転数で駆動する場合は、関心領域において駆動開始後5~10秒間でoxyHb変化量が最も高いことが認められた(表2)。

また、oxyHb変化量が高かった駆動開始後5~10秒間におけるoxyHb変化量を同一回転数の課題で比較すると、課題1と課題3および課題2と課題4の間で有意な差は認められなかった(表3)。

駆動回転数の変化と脳活動との関係について、課題5および課題6における各被験者の頭頂部4チャンネルの加算平均波形を図1-e, fに示す。両課題において、駆動開始直後から上昇して高値を示した後、減少を示すものの、駆動回転数を切り替えた駆動開始15秒後より、再度上昇するパターンが示された。また、駆動終了後減少するものの徐々に休息時のレベルに戻っていくパターンが観察された。

運動課題5および6では、課題5 (F(5, 48)=8.24, p<0.05), 課題6 (F(5, 48)=8.1, p<0.05) で、oxyHb変化量が駆動時間帯に影響されて有意に異なっていた。各課題時における運動開始後5秒時間毎のoxyHb変化の平均値を比

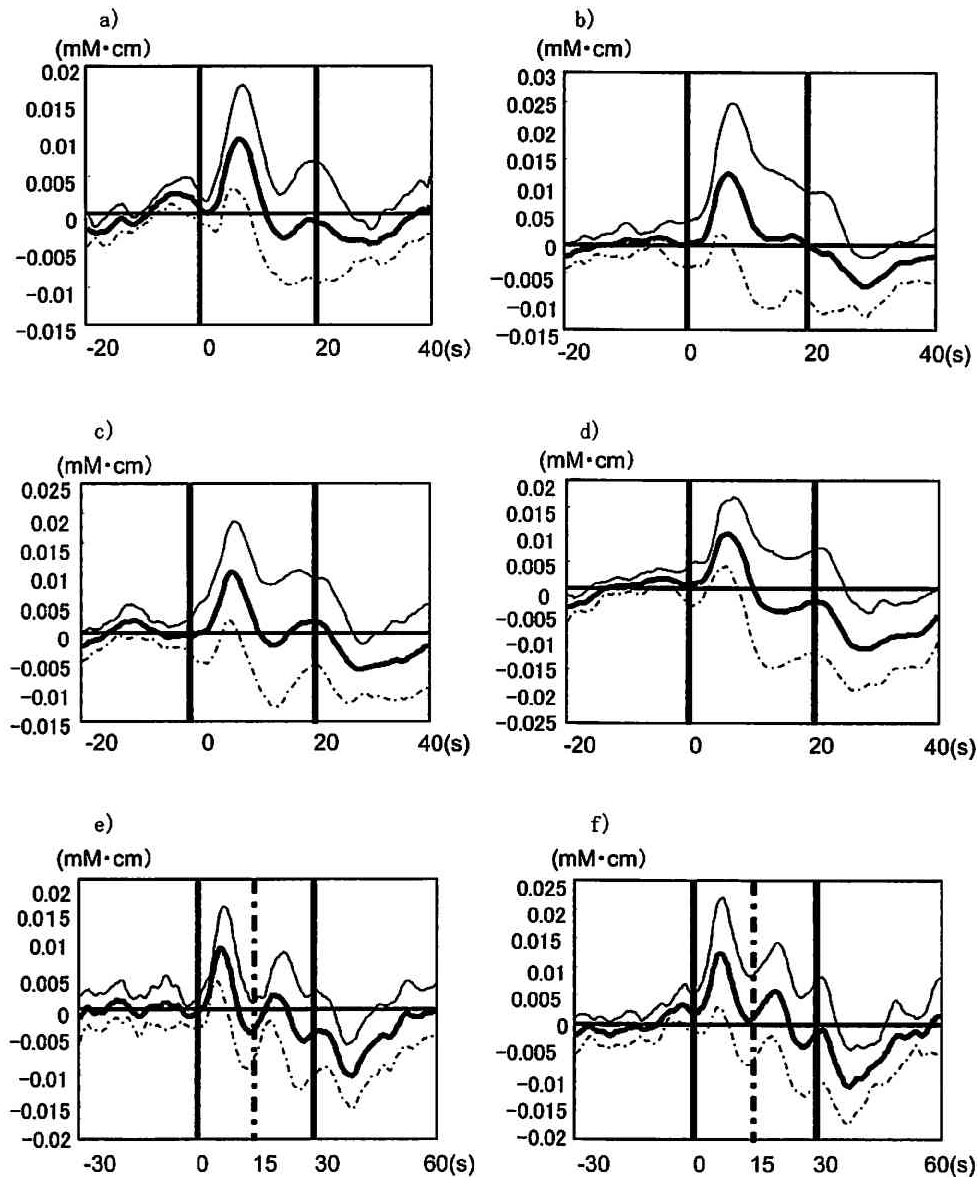


図1 被験者9名平均の頭頂部関心領域のoxyHb変化量

a): 課題1, b): 課題2, c): 課題3, d): 課題4, e): 課題5, f): 課題6

太線はoxyHb変化量の平均値, 細線及び点線はoxyHb変化量の標準偏差を示す。

e)およびf)の縦の破線は回転数を変化させた時点である。

較すると(表4), 課題5においては, 駆動開始後0~5秒間は25~30秒間に比べoxyHbの変化量が有意に高かく ($p < 0.05$), 駆動開始後5~10秒間では10~15秒間, 15~20秒間, 20~25秒間, 25~30秒間に比べ有意に高かった ($p < 0.05$). 課題6では, 駆動開始後5~10秒間は10~15秒間, 20~25秒間, 25~30秒間に比べ有意に高かく ($p < 0.05$), 0~5秒間および15~20秒間は25~30秒間に比べ有意に高かった ($p < 0.05$).

IV. 考 察

NIRSはfMRIやPET, MEGでは計測不可能な粗大運動時における脳活動を計測することができ, ヒトを対象とした運動制御機構の解明や運動学習に応用することができる有益な手段である。本研究では, NIRSの特性を利用し健常者を対象にして自転車駆動時における大脳皮質血流変化の特徴を明らかにした。

自転車駆動時における脳活動を関心領域について解析した結果, 自転車駆動開始直後からoxyHbの増加が

表2 課題1から4における運動開始後0~5秒間, 5~10秒間, 10~15秒間, 15~20秒間のoxyHb変化量 (n=9)

駆動課題	駆動時間 (s)	oxyHb変化量 (mM・cm)
課題1 (10 Watt 30rpm)	0~5	0.00224 ± 0.00298
	5~10	0.00839 ± 0.00742* ¹
	10~15	-0.00118 ± 0.00664
	15~20	-0.0017 ± 0.00788
課題2 (10 Watt 60rpm)	0~5	0.00298 ± 0.00483
	5~10	0.00947 ± 0.01115* ²
	10~15	0.00075 ± 0.01046
	15~20	0.00027 ± 0.00885
課題3 (30 Watt 30rpm)	0~5	0.00271 ± 0.00572
	5~10	0.00737 ± 0.00914* ³
	10~15	-0.00116 ± 0.01021
	15~20	0.00095 ± 0.00939
課題4 (30 Watt 60rpm)	0~5	0.00372 ± 0.00268
	5~10	0.0073 ± 0.00825* ²
	10~15	-0.00311 ± 0.01112
	15~20	-0.00335 ± 0.00991

平均値±標準偏差 (mM・cm)
^{*1}: 0~5秒間, 10~15秒間, 15~20秒間と比較して oxyHb 変化量が有意に高い。
^{*2}: 10~15秒間, 15~20秒間と比較して oxyHb 変化量が有意に高い。
^{*3}: 10~15秒間と比較して oxyHb 変化量が有意に高い。

表3 課題1から4における駆動開始後5~10秒間の関心領域におけるoxyHb変化量の比較 (n=9)

駆動課題	関心領域のoxyHb変化量 (mM・cm)
課題1 (10 Watt 30rpm)	0.00839 ± 0.00742
課題2 (10 Watt 60rpm)	0.00947 ± 0.01115
課題3 (30 Watt 30rpm)	0.00737 ± 0.00914
課題4 (30 Watt 60rpm)	0.0073 ± 0.00825

平均値±標準偏差 (mM・cm)
 下肢運動領域に相当すると考えられる 4 つのチャンネル (Ch-9, 12, 13, 16) を関心領域とした。
 oxyHb 変化量が最も高かった駆動開始後 5~10 秒間では, 課題1と課題3, 課題2と課題4でoxyHb 変化量に有意な差なし。

認められた。oxyHb 変化量は脳細胞の活動時に同期して変動する指標として最も感度がよいと報告されており^{10,11,13,24,25,28}、本研究においてもoxyHbの変化に着目して解析を行った。運動開始に伴う関心領域のoxyHb変化量の増加は、運動開始による一次運動野の神経活動に伴い血流量が増加した結果であると考えられる。しかし、手指タッピング動作時におけるoxyHbの変化のように運動継続中にoxyHbの増加が維持されるのではなく²³、運動開始5秒後から8秒後には、増加してい

表4 課題5および6における運動開始後0~5秒間, 5~10秒間, 10~15秒間, 15~20秒間, 20~25秒間, 25~30秒間のoxyHb変化量 (n=9)

駆動課題	駆動時間 (s)	oxyHb変化量 (mM・cm)
課題5 (10 Watt 30~60rpm)	0~5	0.00278 ± 0.00169 * ¹
	5~10	0.00653 ± 0.0074 * ²
	10~15	-0.00266 ± 0.0058
	15~20	0.00038 ± 0.00324
	20~25	-0.00053 ± 0.00829
課題6 (30 Watt 30~60rpm)	25~30	-0.00433 ± 0.00718
	0~5	0.00597 ± 0.00601 * ¹
	5~10	0.00928 ± 0.00979 * ³
	10~15	0.00152 ± 0.00822
	15~20	0.00451 ± 0.00777 * ¹
20~25	0.00063 ± 0.00949	
25~30	-0.00291 ± 0.00919	

平均値±標準偏差 (mM・cm)
^{*1}: 25~30秒間と比較して oxyHb 変化量が有意に高い。
^{*2}: 10~15秒間, 15~20秒間, 20~25秒間, 25~30秒間と比較して oxyHb 変化量が有意に高い。
^{*3}: 10~15秒間, 20~25秒間, 25~30秒間と比較して oxyHb 変化量が有意に高い。

たoxyHbが減少しはじめ、自転車駆動中に安静時レベルになることが示された。Suzukiら¹³)は42チャンネルNIRS装置を用いて健康者を対象にしてトレッドミル歩行動作中のoxyHbの変化を解析し、運動開始直後の加速期の間に下肢感覚運動領域においてoxyHbの明確な増加が見られ、運動継続中にoxyHbは安静レベルに戻ると報告している。本研究においても運動継続中に一旦増加したoxyHb変化量が減少してくるという結果が得られた。このことより、自転車駆動時のoxyHbの変化のパターンは歩行動作と同様の特徴を示していたと考えられる。

自転車駆動中に一旦増加したoxyHbが減少した理由として、軽い仕事率の自転車駆動においては自転車駆動回転数が目標回転数に達するまでは、下肢運動領域の活動が増加するが、目標回転数に達した後、下肢の運動を調整するための努力を必要とせず自動的要素が強い運動となるために、運動野の活動レベルが減少したと考えられる。同等のペースで運動を継続すると運動関連領域においてoxyHbが一旦上昇した後、途中で低下する現象がみられるが²⁹、自転車駆動においても同一回転数で駆動運動を継続していることで、下肢運動領域において駆動運動に対し慣れが起こりoxyHbが減少したことが考えられる。Foxら³⁰)は脳神経活動時には酸素消費は5%程度であっても局所脳血流は50%程度上昇し、一時的に脳組織が必要とする以上の酸素が神経活動部位に供給されると報告している。運動開

始直後では運動関連領域の神経活動に伴う酸素消費に比較して、一時的に過剰な酸素が神経活動部位に送られるが、自転車駆動回転数が目標回転数に到達すると、運動関連領域の活動が減少することに加え、過剰に増大していた脳血流量が減少するため oxyHb が著明に減少したものと考えられる。また、運動による血圧および脈拍の変動と脳血流との関係も追及していく必要がある。

軽負荷の自転車駆動時においては、仕事率の増加に伴う下肢運動領域の oxyHb の増加は認められなかった。手指の運動でみられる、一次感覚運動野の活動と運動の力や速度との相関は^{22,23)}、トレッドミル上の歩行動作時における下肢感覚運動野の oxyHb 変化量と歩行速度との間には認められず¹³⁾、このことは本研究結果と一致している。歩行や自転車駆動動作は巧緻性の必要な手指の運動と異なり、小脳や脳幹、脊髄レベルでの自動調節機能が大きく関与するためではないかと考えられる。

駆動回転数を途中で変化させた課題では、駆動開始直後に oxyHb が上昇し、その後減少したが、回転数を変化させた時点で再度 oxyHb が増加した。これは、自転車駆動回転数を一定に維持している状態から回転数を変化させることにより、変化に応じて適切に調整・維持するために再度下肢運動領域の活動が増加したためではないかと考えられる。すなわち同一回転数で運動を続けるよりも、駆動回転数に変化を与え駆動運動に対し慣れを起こさせないことが、関心領域の活動を持続的に高めることにつながることを示唆された。また、課題5で回転数を変化させた後に oxyHb が有意に増加しなかったのは、軽い仕事率の駆動運動のために各被験者の oxyHb のピーク時間に大きなバラツキが認められたためではないかと考えられる。本研究においては、S/N比が良く神経細胞の活動に鋭敏である oxyHb の変化量²⁸⁾を中心に解析を行ったが、Kato³¹⁾の提唱する脳酸素交換機能マッピング方法など、データのバラツキを減少させるための解析方法も検討する必要がある、今後の検討課題としたい。

本研究で使用した NIRS 装置の計測チャンネルは24チャンネルであり、Suzukiら¹³⁾の報告のように前頭前野における oxyHb の変化を捉えることはできず、頭頂部下肢運動関連領域の活動状態に留まった。軽負荷の粗大運動では随意運動制御における大脳皮質の広範囲な部位の活動も考えられる。随意運動制御には一次運動野、運動前野、補足運動野、帯状回運動野などの関与があり、今後チャンネル数を増やし他領域との関係を捉えることも必要と考えられる。

本研究より、自動的要素が強い軽負荷自転車駆動時においては、一時的に脳活動が増加するものの、運動

継続中に皮質活動量が減少することと、駆動中に運動回転数を変化させることにより、再度皮質活動が増加することが明らかとなった。リアルタイムに運動遂行時の脳皮質活動の活動状態を捉えることができる NIRS は、運動機能改善にむけた理学療法的手段を確立するために有効な手段であり、脳機能に着目した新たな運動療法の考案に応用していきたい。

引用文献

- 1) Hoshi Y, Tamura M: Detection of dynamic changes in cerebral oxygenation coupled to neuronal function during mental work in man. *Neurosci Lett*, 1993, 150(1): 5-8.
- 2) Kato T, Kamei A, Takashima S, et al.: Human visual cortical function during photic stimulation monitoring by means of near-infrared spectroscopy. *J Cereb Blood Flow Metab*, 1993, 13(3): 516-520.
- 3) Villringer A, Planck J, Hock C, et al.: Near-infrared spectroscopy (NIRS): a new tool to study hemodynamic changes during activation of brain function in human adult. *Neurosci Lett*, 1993, 154(1-2): 101-104.
- 4) Takahashi K, Ogata S, Atsumi Y, et al.: Activation of the visual cortex imaged by 24-channel near-infrared spectroscopy. *J Biomed Opt*, 2000, 5(1): 93-96.
- 5) Onishi M, Kusakawa N, Masaki S, et al.: Measurement of hemodynamics of auditory cortex using magnetoencephalography and near infrared spectroscopy. *Acta Otolaryngol Suppl*, 1997, 532: 129-131.
- 6) Watanabe E, Maki A, Kawaguchi F, et al.: Non-invasive assessment of language dominance with near-infrared apectoscopic mapping. *Nuerosci Lett*, 1998, 256(1): 49-52.
- 7) Sakatani K, Xie Y, Lichty W, et al.: Language-activated cerebral blood oxygenation and hemodynamic changes of the left prefrontal cortex in poststroke aphasic patients. A near-infrared spectroscopy study. *Stroke*, 1998, 29(7): 1299-1304.
- 8) Hoshi Y, Tamura M: Dynamic multichannel near-infrared optical image of human brain activity. *J Appl Physiol*, 1993, 75(4): 1842-1846.
- 9) Watanabe E, Maki A, Kawaguchi F, et al.: Noninvasive cerebral blood volume measurement during seizures using multichannel near infrared spectroscopic topography. *J Biomed Opt*, 2000, 5(39): 287-290.
- 10) Miyai I, Tanabe H, Sase I, et al.: Cortical mapping of gait in humans: a near-infrared spectroscopic topography study. *Neuro Image*, 2001, 14(5): 1186-1192.
- 11) Miyai I, Yagura H, Oda I, et al.: Premotor cortex is involved in restration of gait in stroke. *Ann Neurol*, 2002, 52(2): 188-194.
- 12) Miyai I, Yagura H, Hatakenaka M, et al.: Longitudinal optical image study for locomotor recovery after stroke. *Stroke*, 2003, 34: 2866-2870.
- 13) Suzuki M, Miyai I, Ono T, et al.: Prefrontal and premotor cortices are involved in adapting walking and running speed on the treadmill: an optical imaging study. *Neuroimage*, 2004, 23(3): 1020-1026.
- 14) Miyai I, Suzuki M, Hatakenaka M, et al.: Effect of body weight

- support on cortical activation during gait in patients with stroke. *Exp Brain Res*, 2006, 169(1): 85-91.
- 15) Mihara M, Miyai I, Hatakenaka M, et al.: Sustained prefrontal activation during ataxic gait: A compensatory mechanism for ataxic stroke? *Neuroimage*, 2007, 37(4): 1338-1345.
- 16) Raasch CC, Zajack FE: Locomotor strategy for pedaling-muscle group and biomechanical functions. *J Neurophysiol*, 1999, 82(2): 515-525.
- 17) Fujiwara T, Liu M, Chino N, et al.: Effect of pedaling exercise on the hemiplegic lower limb. *Am J Phys Med Rehabil*, 2003, 82(5): 357-363.
- 18) 田中直次郎, 小林 賢, 東海林淳一・他: 種々の駆動姿勢におけるエルゴメーター運動中の筋活動の変化と歩行時筋活動との比較 (第1報). *総合リハビリテーション*, 2003, 31: 1167-1174.
- 19) 神谷晃央, 横山明正, 新野浩隆・他: エルゴメーター運動の基礎的研究—駆動速度・ピッチ音・肢位による筋活動の変化. *総合リハビリテーション*, 2005, 33: 753-758.
- 20) Brooke JD, McIlroy WE, Collins DF: Movement features and H-reflex modulation. I. Pedalling versus matched controls. *Brain Res*, 1992, 582(1): 78-84.
- 21) 田中直次郎, 東海林淳一, 小林 賢・他: エルゴメーター運動と歩行におけるH反射の変化 (第2報). *臨床脳波*, 2003, 45: 433-440.
- 22) Kawashima R, Inoue K, Sugiura M, et al.: A positron emission tomography study of self-paced finger movements at different frequencies. *Neuroscience*, 1999, 92(1): 107-112.
- 23) Sadato N, Ibanez V, Deiber MP, et al.: Frequency dependent changes of regional cerebral blood flow during finger movements. *J Cereb Blood Flow Metab*, 1996, 16(1): 23-33.
- 24) Hoshi Y, Kobayashi N, Tamura M, et al.: Interpretation of near-infrared spectroscopy signals: a study with a newly developed perfused rat brain model. *Appl Physiol*, 2001, 90(5): 1657-1662.
- 25) Martin W, Ursula W, Vlad T, et al.: Different time evolution of Oxyhemoglobin and Deoxyhemoglobin concentration changes in the visual motor cortices during functional stimulation: a near-infrared spectroscopy study. *Neuroimage*, 2002, 16(3): 704-712.
- 26) Suto T, Fukuda M, Ito M, et al.: Multichannel near-infrared spectroscopy in depression and schizophrenia. *Biol Psychiatry*, 2004, 55(5): 501-511.
- 27) Schecklmann M, Ehlis AC, Plichta MM, et al.: Functional near-infrared spectroscopy: A long-term reliable tool for measuring brain activity during verbal fluency. *Neuroimage*, 2008, 43(1): 147-155.
- 28) Strangman G, Culver JP, Ythompson JH, et al.: A quantitative comparison of simultaneous BOLD fMRI and NIRS recordings during functional brain activation. *Neuroimage*, 2002, 17(2): 719-731.
- 29) 宮井一郎: 心理学関係の基礎と応用 (II) —運動の高次調節の皮質機構を中心に—. *日本光脳機能イメージング研究会*, 2005, 4: 33-35.
- 30) Fox PT, Raichle ME: Focal physiological uncoupling of cerebral blood flow and oxidative metabolism during somatosensory stimulation in human subjects. *Proc Natl Acad Sci USA*, 1986, 83(4): 1140-1144.
- 31) Kato T: Principle and technique of NIRS-Imaging for human brain FORCE: fast-oxygen response in capillary event. *International Congress Series*, 2004, 1270: 85-90.