

## 歩行比の違いが脳活動に及ぼす影響-近赤外線分光法(NIRS)を用いた検討-

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2011-03-15 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 久保田, 雅史, 松尾, 英明, 水上, 保孝, 佐々木, 伸一, 嶋田, 誠一郎, 北出, 一平, 亀井, 健太, 北野, 真弓, 野々山, 忠芳, 鯉江, 祐介, 成瀬, 廣亮, 竹野, 建一, 小林, 茂, 馬場, 久敏 メールアドレス: 所属:
URL	<a href="http://hdl.handle.net/10098/3076">http://hdl.handle.net/10098/3076</a>

## 一般演題

# 歩行比の違いが脳活動に及ぼす影響

—近赤外線分光法 (NIRS) を用いた検討—

- 1) 福井大学医学部附属病院リハビリテーション部
- 2) 福井大学大学院医学系研究科
- 3) 福井大学医学部器官制御医学講座整形外科領域  
久保田雅史<sup>1) 2)</sup>, 松尾 英明<sup>1)</sup>, 水上 保孝<sup>1)</sup>,  
佐々木伸一<sup>1)</sup>, 嶋田誠一郎<sup>1)</sup>, 北出 一平<sup>1)</sup>,  
亀井 健太<sup>1)</sup>, 北野 真弓<sup>1)</sup>, 野々山忠芳<sup>1)</sup>,  
鯉江 祐介<sup>1)</sup>, 成瀬 廣亮<sup>1)</sup>, 竹野 建一<sup>3)</sup>,  
小林 茂<sup>3)</sup>, 馬場 久敏<sup>3)</sup>

キーワード：歩行比 (walk ratio), 内側感覚運動皮質 (medial sensorimotor cortices; mSMC), 近赤外線分光法 (near-infrared spectroscopy; NIRS)

### 【目的】

様々な実験的研究から、四足歩行は一次運動野のみでなく<sup>1), 2), 3)</sup>, 脳幹の歩行中枢や脊髄のcentral pattern generators (以下, CPG) によって制御されている<sup>4), 5), 6)</sup>ことが示されてきた。ヒトの歩行においては, Fukuyamaら<sup>7)</sup>はSPECT (single photon emission computed tomography) を用い, 歩行中に補足運動野, 内側感覚運動皮質 (medial sensorimotor cortices; mSMC), 線状核, 小脳を含む複数の領域が活動していたことを報告した。近年, 近赤外線分光法 (near-infrared spectroscopy; NIRS) の発展により, 神経活動にカップリングした脳血流変化に伴うヘモグロビン (Hb) 変化の計測から脳の活動状態を捉える事が可能となり, 歩行中にmSMCや補足運動野の脳活動が出現することが報告されている<sup>8)</sup>。さらに, その歩行中の脳活動は, 健常成人では歩行制御中枢が脳幹や脊髄のCPGへシフトするため歩行速度には影響を受けにくい, 歩行能力が低下した高齢者では歩行制御中枢のシフトが困難であり歩行速度と一定の相関があるとされる<sup>9), 10)</sup>。しかし, その他の時間距離因子, 運動学的因子等の歩行パターンを変更させるによって脳活動に影響が生じるかに関しては明らかにされていない。

歩行比とは歩幅をケイデンスで除した値であり, 日常生活における成人の歩行は速度が変化しても歩行比はほぼ一定である<sup>11), 12)</sup>。歩行比を変更させる歩行は理学療法の臨床の場で用いることがあるが, 日常生活では経験が少なく, 歩行制御中枢のシフトが困難であるかもしれない。我々は, 歩行比を増加又は減少する歩行パターンによって, mSMCにおける脳活動が自由歩

行時のものとは異なるのではないかと仮説を立てた。そこで, 本研究の目的は, NIRSを用いて異なる歩行比での歩行タスク中の脳活動を評価し, 特にmSMCの脳活動に影響を与えるかを明らかにすることである。

### 【対象及び方法】

対象は整形外科的疾患の既往を有さない健常成人7名ととした。平均年齢24.9±3.4歳, 平均身長171.3±4.0cm, 平均体重69.8±3.8kgであり, 全例右利きの男性であった。被検者には測定に先立ってインフォームドコンセントを得た。

歩行はトレッドミル (AR-100, MINATO) 上での裸足歩行とし, 被検者には測定前に後述する歩行タスクを十分練習させた。脳活動の計測には発光プローブ10個と吸光プローブ8個から構成される24chの光トポグラフィシステム (ETG-100, HITACH) を用

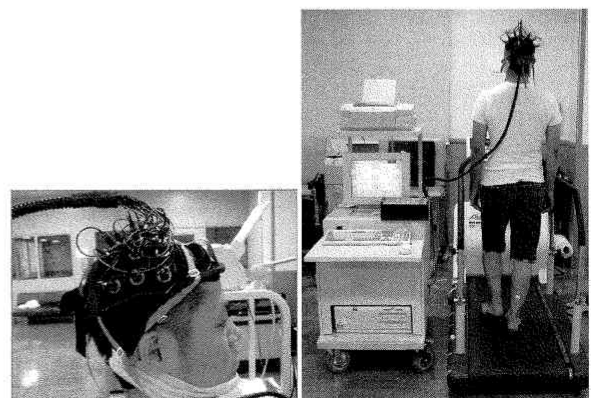


図1：プローブの固定 (A) 及び実験風景 (B)

い、サンプリング周波数は10Hzとした。歩行中に安定した計測ができるように、頭皮に当てたオプトードは専用ホルダーで十分固定した(図1)。プローブ間の距離は3.0cmに設定し、両側の前頭頭頂領域を12チャンネルずつ、それぞれ9×9cmの範囲をプローブで覆った。また、国際10-20法におけるCzを基準点とし、Kuboyamaら<sup>13)</sup>やMiyaiら<sup>8)</sup>の方法を参照にして、チャンネル15が右mSMCに該当するようプローブは設置した。

歩行タスクは異なる歩行比での歩行を評価するために、4 km/hのトレッドミル速度において大股歩行、通常歩行、小股歩行の3タスクとし、歩幅の設定は、各被検者にできるだけ大股または小股で歩くよう指示した。30秒間の安静立位の後に50秒間の歩行タスクを実施し、各歩行タスク間には30秒間の安静立位を行った。歩行タスクは普通歩行、大股歩行、小股歩行を1セットとし、合計5セットを連続して行った。また、測定中には頭位を可能な限り動かさないよう指示し、前方の壁に張り付けた点を常に注視していた。

#### データ解析

局所循環動態の評価としてmSMCにおけるoxy-Hb, deoxy-Hb及びtotal-Hbを経時的に計測した。各歩行タスク直前の安静立位期間中のヘモグロビン量を基準として、歩行タスク中のヘモグロビン変化量を抽出し、さらに5回の歩行タスクをそれぞれ加算平均した。さらに、oxy-Hbはタスクに関連した脳活動量を最もよく反映する<sup>8), 14), 15), 17)</sup>と言われており、局所脳皮質の

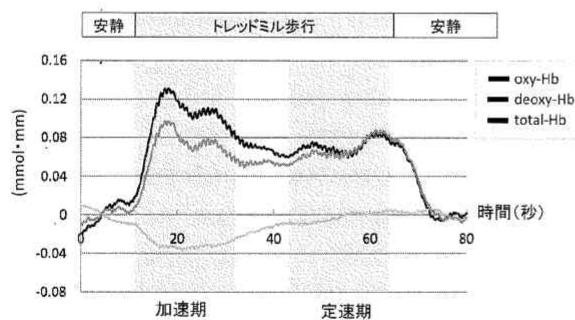


図2：典型例の普通歩行時のヘモグロビン変化

活動量の指標としてoxy-Hbを用いた。静止位から十分一定速度になるまでに20秒程度要するため、歩行開始から20秒間を加速期、歩行開始30秒後から50秒までの20秒間を定速期とし、加速期及び定速期でのoxy-Hbのピーク値を各歩行タスク間で比較した。また、定速期間中の歩数から平均歩幅やケイデンスを算出し、歩行比は歩幅をケイデンスで除した値とした。統計解析は一元配置分散分析の後、post hoc testとしてTukey-testを用いた。有意水準は5%とした。

#### 【結果】

7名中6名に関しては、歩行タスク中はoxy-Hbの増加とdeoxy-Hbの軽度低下を示し、特に加速期にoxy-Hbは急激に増加しており、定速期では安静期と比較して軽度増加した値で一定となっていた(図2)。しかし、7名中1名に関しては、歩行時のoxy-Hb及びdeoxy-Hbの波形が一般的な脳活動時の波形とは異なっていたため、以降の解析には用いなかった。

小股歩行、普通歩行、大股歩行の歩幅はそれぞれ0.39±0.04m, 0.60±0.03m, 0.68±0.07mであり、歩行比は0.0029±0.001m/steps/min, 0.0054±0.001m/steps/min, 0.0090±0.001m/steps/minであった(表1)。

チャンネル15におけるoxy-Hb増加量は、加速期では大股歩行が小股歩行や普通歩行と比較して有意に高値を示しており、定速期では大股歩行が普通歩行と比較して有意に高値を示していた。また、定速期における小股歩行は普通歩行と比較して高値を示す傾向にあった(図3)。

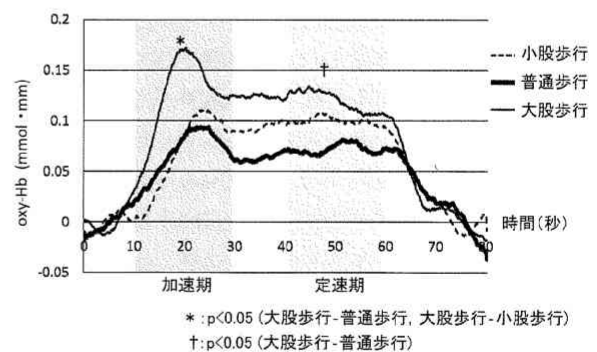


図3：各歩行タスクにおける酸素化ヘモグロビン(oxy-Hb)

表1：歩行パラメータの結果

	歩幅 (m)	ケイデンス (steps/min)	歩行比 (m/steps/min)
小股歩行	0.40±0.04	135.6±4.1	0.0029±0.0005
普通歩行	0.59±0.03*	109.5±5.3*	0.0055±0.0004*
大股歩行	0.68±0.07*‡	75.8±6.7*‡	0.0090±0.0014*‡

\*：小股歩行と比較し有意差あり (p<0.05)

‡：普通歩行と比較し有意差あり (p<0.05)

## 【考察】

本研究の結果より、7名中6名の歩行タスク中のmSMCの局所循環動態は、oxy-Hbの増加と、deoxy-Hbの軽度低下を示し、歩行タスク終了とともに基線へ収束していた。典型的な運動制御タスク時の脳活動はoxy-Hbの高値とdeoxy-Hbの低値を示すが、これは局所脳血流が脳活動に伴う酸素消費や代謝亢進を先駆的に上回るためであるとされている<sup>14), 15), 16)</sup>。本研究では、1名の歩行タスク中の脳活動は前述するパターンの波形が得られなかった。歩行中の頭位の変化<sup>18)</sup>や、毛髪などの光透過障害因子が関与していたかもしれない。

本研究結果で最も重要な点は、定速期での歩行中の脳活動は歩行比の増加によって有意に高値を示し、歩行比の減少においても脳活動が増加した傾向にあったことである。先行研究より、手指のタッピングタスク<sup>19), 20), 21), 22)</sup>や把握運動<sup>23)</sup>においては、振幅の拡大や頻度の増加に伴い一次運動野の手の領域の脳活動が増加する。しかし、歩行動作は脊髄のCPGや小脳、視床下部、脳幹歩行中枢、大脳皮質などの階層的機構によって制御されている。すなわち、脊髄のCPGは体性感覚神経の入力により左右交代性歩行様運動が生成され、定速歩行中の下肢のリズミカルな運動を制御する。脳幹では視覚・前庭感覚入力から姿勢保持を行うだけでなく、中脳歩行誘発野 (midbrain locomotor region; MLR) は大脳皮質などからの出力を受け、延髄内側網様体を介し、脊髄へ出力する重要な役割を担う。さらに、大脳では外界の複雑な環境での高次な運動制御や運動の開始を制御する。定速歩行中には歩行が自動化され、運動制御中枢が下位へシフトするため、単純に歩行速度の増加 (歩幅の拡大とケイデンスの増加) がmSMCの活動へと影響しないと推察されている<sup>9)</sup>。一方、歩行比の変更によりmSMCの活動が増加したことは、意識的に歩行パターンを変更させる必要があり<sup>11)</sup>、歩行制御中枢が下位へシフト困難であったことを示している。よって、理学療法場面において積極的に歩行比を変更させた歩行練習を行うことは、mSMCの活動を高めながらの歩行練習が可能であると推察された。

全ての歩行タスクにおいて、mSMCのoxy-Hbは加速期に最も高値を示していた。これはMiyaiら<sup>8)</sup>や、Suzukiら<sup>9)</sup>の先行研究と同様な結果であった。歩行運動の開始には、欲求、逃避などの行動に関わる大脳辺縁系や外界の認識に基づき行動を開始する大脳連合野による契機が必要<sup>24)</sup>となり、大脳皮質からの運動制御が重要となる。さらに大股歩行における加速期のoxy-Hbは他の歩行タスクと比較して有意に高値を示していたことから、トレッドミル歩行での大股歩行は床面の移動に合わせた下肢の運動制御や姿勢制御がより必要であることや、下肢筋の収縮がより必要となるため

であると考えられた。

NIRS信号は呼吸循環機能、恒常作用といった生理学的反応にも影響を受ける<sup>25), 26)</sup>。すなわち、運動強度の増強は脳血流量やtotal-Hb濃度を増加させることが明らかとなっている<sup>27), 28)</sup>。本研究では心拍数や血圧などの生理学的評価を同時に行わなかったため、各歩行タスク間にどの程度の運動強度の差があるかは不明であり、生理学的反応がoxy-Hbを変化させていたかもしれない。しかし、どの歩行タスクも歩行速度は4 km/hで一定にしており、歩行タスク間の運動強度の差はそれほど大きくないと推察される。さらに、そういった生理学的反応による影響を明確に除外した方法はなく、今後の検討課題でもある。

## 【結論】

本研究の結果より、異なる歩行比でのトレッドミル歩行は歩行制御中枢をシフトすることが困難となり、mSMCの脳活動が増加すると考えられた。

## 【文献】

- 1) Ferrier D. : The Functions of the Brain. Smith, Elder, London. 1876
- 2) Penfield W. : The Cerebral Cortex of Man : A Clinical Study of Localization of Function. MacMillan, New York. 1950
- 3) Leyton ASF, Sherrington ES. : Observation on the excitable cortex of the chimpanzee, orangutan, and gorilla. J Exp Physiol. 1917 ; 11 : 135 - 222.
- 4) Armstrong DM. : The supraspinal control of mammalian locomotion. J Physiol. 1988 ; 405 : 1 - 37.
- 5) Mori S, Matsuyama K, Mori F, et al. : Supraspinal sites that induce locomotion in the vertebrate central nervous system. Adv Neurol. 2001 ; 87 : 25 - 40.
- 6) Nutt JG, Marsden CD, Thompson PD. ; Human walking and higher-level gait disorders, particularly in the elderly. Neurology. 1993 ; 43 : 268-279.
- 7) Fukuyama H, Ouchi Y, Matsuzaki S, et al. : Brain functional activity during gait in normal subjects : a SPECT study. Neurosci Lett. 1997 ; 228 : 183 - 186.
- 8) Miyai I, Tanabe CH, Sase I, et al. : Cortical mapping of gait in human : a near-infrared spectroscopic topography study. NeuroImage. 2001 ; 14 : 1186 - 1192.

- 9) 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 : 1020 - 1026.
- 10) Harada T, Miyai I, Suzuki M, et al. Gait capacity affects cortical activation patterns related to speed control in the elderly. *Exp Brain Res*. 2009 ; 193 : 445 - 454.
- 11) Sekiya N, Nagasaki H. : Reproducibility of the walking patterns of normal young adults : test-retest reliability of the walk ratio (step-length/step-rate). *Gait Posture*. 1998 ; 7 : 225 - 227.
- 12) Nagasaki H, Ito H, Hashizume K, et al. : Walking patterns and finger rhythm of older adults. *Percept Mot Skills*. 1996 ; 82 : 435 - 447.
- 13) Kuboyama N, Nabetani T, Shibuya K, et al. : The Effect of Maximal Finger Tapping on Cerebral Activation. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci*. 2004 ; 23 : 105 - 110.
- 14) Hoshi Y, Kobayashi N, Tamura M. : Interpretation of near-infrared spectroscopy signals : a study with a newly developed perfused rat brain model. *J Appl Physiol*. 2001 ; 90 : 1657 - 1662.
- 15) Strangman G, Culver JP, Thompson JH, et al. : A quantitative comparison of simultaneous BOLD fMRI and NIRS recordings during functional brain activation. *NeuroImage*. 2002 ; 17 : 719 - 731.
- 16) Wolf M, Wolf U, Toronov V, et al. : Different time evolution of oxyhemoglobin and deoxyhemoglobin concentration changes in the visual and motor cortices during functional stimulation : a near-infrared spectroscopy study. *NeuroImage*. 2002 ; 16 : 704 - 712.
- 17) Miyai I, Yagura H, Oda I, et al. : Premotor cortex is involved in restoration of gait in stroke. *Ann Neurol*. 2002 ; 52 : 188 - 194.
- 18) Timothy L, Alan CM, Clare EE, et al. : Changes in Cerebral Blood Volume with Changes in Position in Awake and Anesthetized Subjects. *Anesth Analg*. 2000 ; 90 : 372 - 6.
- 19) Blinkenberg M, Bonde C, Holm S, et al. : Rate dependence of regional cerebral activation during performance of a repetitive motor task : a PET study. *J Cereb Blood Flow Metab*. 1996 ; 16 : 794 - 803.
- 20) Kawashima R, Inoue K, Sugiura M, et al. : A positron emission tomography study of self-paced finger movements at different frequencies. *Neuroscience*. 1999 ; 92 : 107 - 112.
- 21) Rao M, Bandettini PA, Binder JR, et al. Relationship between finger movement rate and functional magnetic resonance signal change in human primary motor cortex. *J Cereb Blood Flow Metab*. 1996 ; 16 : 1250Z - 1254.
- 22) 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 : 23 - 33.
- 23) Ehrsson HH, Fagergren A, Jonsson T, et al. : Cortical activity in precision-versus power-grip tasks : an fMRI study. *J Neurophysiol*. 2000 ; 83 : 528 - 536.
- 24) 有働正夫 : 歩行の生起. *神経進歩*. 1991 ; 352 (2) : 189 - 196.
- 25) Gratton G, Corballis PM. Removing the heart from the brain : compensation for the pulse artifact in the photon migration signal. *Psychophysiology*. 1995 ; 32 (3) : 292 - 9.
- 26) Zhang Q, Brown EN, Strangman GE. Adaptive filtering for global interference cancellation and real-time recovery of evoked brain activity : a Monte Carlo simulation study. *J Biomed Opt*. 2007 ; 12 (4) : 044014.
- 27) Neils H. Secher, TS, Johannes J, et al. : Cerebral blood flow and metabolism during exercise : implications for fatigue. *J Appl Physiol* 2008 ; 104 : 306 - 314.
- 28) Jensen G, Nielsen HB, Ide K, et al. : Cerebral oxygenation during exercise in patients with terminal lung disease. *Chest*. 2002 ; 122 (2) : 445 - 50.