異なる負荷での反復的な最大ペダリング時の運動誘発電位の変化

三田村 将 史¹⁾ 遠 藤 隆 志²⁾ 高 橋 麗³⁾ 小宮山伴与志⁴⁾

CHANGES IN THE MOTOR EVOKED POTENTIALS DURING REPETITIVE MAXIMUM PEDALING WITH DIFFERENT LOADS

MASASHI MITAMURA, TAKASHI ENDOH, REI TAKAHASHI and TOMOYOSHI KOMIYAMA

Abstract

Eleven healthy subjects repetitively performed maximal cycling movement for 10 s with 20 s rest intervals. The load of the cycling was respectively set to 30% (high frequency task, HF task) and 80% (high power task, HP task) of the optimal load for exerting maximum anaerobic power. Each task was finished when the exerted maximal power was decreased to 80% of the initial value. While performing each task, transcranial magnetic stimulation (TMS) was delivered to the motor cortex which was effectively able to evoke motor evoked potential (MEP) from the thigh muscles. Electromyographic (EMG) activity of the left rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL) and the MEP was analyzed.

The maximal power exerted was decreased to 80.6 ± 1.58 % in the HF task, and 77.3 ± 0.77 % in the HP task. The number of repeated sets in each task was 10.1 ± 1.45 (HF task) and 4.1 ± 0.25 sets (HP task). The MEP area of the RF and VL was not changed significantly in the HF task, though it was significantly increased in the latter half of the HP task. A two-way ANOVA showed that the time course of the changes in the MEP area was significant in the VL ($p < 0.01$), but not in the RF. In both tasks, the duration of the MEP was progressively prolonged in each 10 sec pedaling, and the prolongation was evident in the latter half of the tasks. However, the magnitude of the prolongation was significantly larger during the HP task. The ratio of the integrated amplitude of the EMG and the exerted power at the initial 5 bouts of cycling (EMG/Power ratio) was significantly increased in both the RF and VL, suggesting that peripheral muscular fatigue was induced during at the latter half of each task. Furthermore, the EMG/Power ratio in the VL was significantly higher during the HP task than the HF task.

These results suggest that central fatigue plays a significant role in decreasing the maximum power output, and that it takes place in a muscle-dependent fashion. It was also suggested that during low load, but relatively higher cadence frequency, central fatigue other than that involving the motor cortex accounts for the decreased power output.

(Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med. 2003, 52 : 555~564)

key word : fatigue, motor evoked potential, cycling, EMG

I. 序 論

一般的に、筋疲労は持続的もしくは間断的な筋収縮に伴って生ずる筋力やパワーの低下として

定義することが可能であり、その生理学的機序は概略的に末梢性疲労と中枢性疲労に大別される^{1~4)}。末梢性疲労には活動筋に対するエネルギー供給の低下や興奮・収縮連関の機能低下等が

¹⁾ 日本光電東京(株)

〒113-0033 東京都文京区本郷2-27-20

²⁾ 東京学芸大学大学院連合学校教育学研究科

〒184-0015 東京都小金井市貫井北町4-1-1

³⁾ 千葉大学大学院教育学研究科

〒263-8522 千葉市稲毛区弥生町1-33

⁴⁾ 千葉大学教育学部

〒263-5822 千葉市稲毛区弥生町1-33

Nihon Kohden Tokyo, Co. Ltd.

2-27-20 Hongo Bunkyo-ku, Tokyo

The Graduate School of Education, Tokyo Gakugei University

4-1-1 Nukuikitamachi, Koganei City, Tokyo

Graduate school of Education, Chiba University

1-33 Yayoi-cho, Inage-ku, Chiba City, Chiba

Faculty of Education, Chiba University

1-33 Yayoi-cho, Inage-ku, Chiba City, Chiba

含まれ⁵⁻⁸⁾, 中枢性疲労には皮質運動野に対する興奮性入力低下や皮質運動野細胞の錐体路細胞自身の興奮性低下, さらに脊髄運動ニューロンに対する抑制性入力の増大や運動ニューロン自身の興奮性低下等が関与すると考えられる^{1,3)}. これまで, 中枢性疲労の実体に関しては不明な点も多かったが, 近年開発された経頭蓋的磁気刺激(transcranial magnetic stimulation, TMS)を応用することにより, 筋疲労発現時の大脳皮質運動野の興奮性変化を調べることも可能となった⁹⁻¹⁴⁾.

TMSは, 導電コイルに大容量の電気を瞬時に流すことによりパルス磁場を作り, その磁場に沿って発生する渦電流によって頭蓋骨下にある脳神経細胞を興奮・活動させるというものである¹⁵⁾. TMSは非侵襲的に被験者に痛みを与えずに皮質運動野の興奮性を調べることが可能であり, 近年筋疲労研究にも大きな成果を収めつつある¹⁴⁻¹⁶⁾. 随意運動時に皮質運動野に対してTMSを与えると筋電図(electromyogram, EMG)上に興奮性および抑制性の反応が観察される. TMS後に短潜時で出現するEMG反応は運動誘発電位(motor evoked potential, MEP)と呼ばれ, 直接的または経シナプスの皮質運動野の錐体細胞が興奮し, その興奮が脊髄 α 運動ニューロンそして神経筋接合部を介して骨格筋を活動させた結果生じたものである¹⁶⁾. 従って, MEPは皮質運動野から骨格筋に至る経路の興奮性を間接的に評価する手段として用いられている¹⁴⁻¹⁶⁾. これまで, 持続的な最大随意筋収縮(MVC)の発揮によって筋疲労が進行すると, MEPの増大とMEP出現後に観察されるEMG消失期間(silent period, SP)が延長することから, MEPやSPは中枢性疲労を評価する指標として用いることが可能と考えられる⁹⁻¹⁴⁾.

筋疲労の生理学的機序は運動強度, 筋の収縮形態, 活動筋, さらに運動時間等の運動課題に依存して変化し, この特性は筋疲労の運動課題依存性と呼ばれる²⁾. TMSにより最大努力時の中枢性疲労を調べた先行研究では, 静的な筋収縮が運動課題として用いており, 無酸素性最大パワー発揮能力の評価等に用いられる律動的な高強度の反復

運動である最大努力によるペダリング運動遂行時に中枢性疲労がどの様に発現するかに関しては不明な点が多い. さらに, 左右下肢筋群の協調動作であるペダリングの制御には中枢パターン発振器(central pattern generator, CPG)が重要な役割を果たすと考えられることから, ペダリング運動時には静的なMVCの疲労特性とは異なる知見が見出せる可能性がある¹⁷⁻¹⁹⁾. そこで, 本研究ではTMSを用いて, 強度の異なる2種類の間断的な最大努力によるペダリング運動を課題とし, その中枢性疲労の動態について明らかにすることを目的とした. 特に本研究では, 最大パワーが発揮可能な負荷の30%および80%負荷でのペダリング運動を用い, それぞれの課題遂行時の最大パワーが80%に低下する時点までのMEPおよびそのEMG関連パラメータの変化について検討した.

II. 方 法

A. 被験者および実験手順

被験者は過去3年以上, 週3回以上継続的な身体トレーニング実施している男性11名(年齢18~25歳)であった. 事前に実験の目的と方法を十分に説明し, 実験参加の同意を得た後に実験を行った. EMG信号は左大腿直筋(rectus femoris, RF)および外側広筋(vastus lateralis, VL)より双曲表面誘導法を用い, 時定数0.01, 高域遮断周波数1kHzにて生体アンプ(日本電気三栄, 1253A)により増幅することにより記録した. 記録電極(日本光電, M-150, Ag/AgCl, 直径約1cm)は被験者の左側RFおよびVLの筋腹部に30mm間隔で貼付した. 電極の貼付に先立ち, サンドペーパーで皮膚を適度に削り, 消毒用エタノールで拭くことにより皮膚抵抗を約10k Ω まで落とした. 膝関節角度は, 自作のゴニオメータを各被験者の左膝外果が回転軸となるよう取り付けることにより測定した. ペダリング頻度は, 自転車エルゴメータ(PowerMax V, コンビ株)の内部に取り付けた光電管センサ(ココリサーチ社, PS102)からTTLパルスを導出し, そのパルスの周波数を1分当りの頻度(rpm)に換算することにより測定した. また, ペダリング運動中, 負荷は一定であったので,

頻度に負荷を乗ずることにより瞬間の発揮パワーを算出した。全てのデータはA/Dコンバータ(Micro1401, CED Co. Ltd., UK)を介して、汎用コンピュータにサンプリング周波数3 kHzで取り込み、ハードディスクに記録した。

B. 経頭蓋的磁気刺激

TMSには磁気刺激装置(日本光電, SMN-1100)を用いた。8の字コイルの中心位置は各被験者でMEPの振幅が最大になる位置とし、多くの被験者でコイルの中心位置は国際10-20法によるCzから0~2 cm右側方であった。コイルは常に頭蓋骨に対して垂直に置き、電流方向は前中(antero-medial)もしくは中心(medial)方向となるようにした。TMSの刺激強度は約3%MVC発揮時におけるMEP発現閾値の約1.2倍であり、この刺激強度では安静状態ではRFおよびVLからMEPは誘発されなかった。運動課題遂行中の頭部動揺を可能な限り軽減するため、大型の三脚を改造した頭部固定台に被験者の頭部をゴムバンドで固定した。刺激を与えるペダル位置は、ペダリング運動中の1サイクルにおける筋放電開始直後とし、エルゴメータ内部に取り付けられた光学センサから出力されるTTLパルスを取りガーとして、課題遂行中、常時事前に決定された位置でTMSが与えられるようにした。

C. 運動課題

本実験を行う前に、各被験者は3種類の異なる負荷での10秒間の最大努力ペダリング運動を2分間の休息を挟んで行う最大無酸素パワー推定テ

スト(標準テスト)を行った。得られた結果の2次曲線回帰分析から最大パワーが発揮可能な最適負荷を算出した。被験者は、十分なウォーミングアップの後、算出された最適負荷の30%および80%の負荷で、10秒間の全力ペダリング運動を最大発揮パワーが最初のセットの80%に低下するまで20秒間の休息を挟んで反復的に行った。以後、30%負荷で行った課題を高頻度課題(high frequency task, HF 課題)、80%の負荷で行った課題を高パワー課題(high power task, HP 課題)とする。TMSは各セットの運動開始1.5秒、5秒および8.5秒後に与えた。HFおよびHP課題は2週間以上の間隔をあけ、被験者の体調のよい日を選んで行った。

D. データ解析方法

MEPに関しては面積値およびMEP発現から

Figure 1. A typical recording obtained from a single subject during a high frequency (HF) task. The top trace shows instantaneous changes in power. The middle and bottom traces show EMG signal of VL and RF, respectively. Motor evoked potentials (MEPs) obtained during the early (E), middle (M) and late (L) phases of the experimental session are shown in the bottom panels. Abbreviations S1, S2 and S3 indicate the MEPs evoked at 1.5 sec, 5 sec and 8 sec after the initiation of the pedaling task. TMS; the time at which the TMS was given. Onset; the initiation of the MEP. End; the end of the MEP potential. D; Duration of the MEP.

その後に続く筋電図消失時点までの時間を持続時間とし、それぞれ算出した(図1参照)。それぞれのデータは、被験者ごとに1セット目における1回目の刺激により得られた値を基準として標準化し、その時間経過による変化を示した。ただし、発揮パワーについては、1セット目の最大値である、運動開始から5秒後に与えられた2回目の刺激時点のデータを基準値として採用した。また、各被験者によって、ペダリング運動の行われたセット数が異なるため、全体のセット数を100%としその相対値で3分割した。そして、前半の0から33%, 34から66%, 67から100%のセットで得られたデータを、それぞれ初期相(Early phase, E相)、中期相(Middle phase, M相)、後期(Late phase, L相)として表記した。また、各セット中1.5, 5および8.5秒後の刺激をそれぞれS1, S2およびS3として表記した。各運動課題時における表面筋電図振幅と発揮パワーの関連性について検討するため、各セット開始直後の5回転についてEMG面積を積算し、その間に増加したパワーで除した値(EMG/Power比)を求めた。

E. 統計処理

すべてのデータは平均値±標準誤差として示した。HF課題とHP課題では、各セット中の変化について、一元配置の分散分析を用いた。この検定で有意であった際には、FisherのLSDを用いてすべての組み合わせの比較を行った。さらにHF課題とHP課題において、各セット間での変化について、二元配置の分散分析を用いた。HF, HP課題間での比較にも二元配置の分散分析を用いた。この検定で有意であった際には、この後に多重比較を行った。すべての検定において、危険率5%以下を有意とした。

Ⅲ. 結 果

A. 発揮パワーの変化について

課題終了時における最大発揮パワーはHF課題においては $80.6 \pm 1.58\%$ まで、HP課題では $77.3 \pm 0.77\%$ まで有意に低下した(それぞれ $p < 0.01$)。HF課題およびHP課題において、発揮パワーが80%に低下するまでの平均セット数はそれぞれ 10.1 ± 1.45 および 4.1 ± 0.25 セットであった。

Figure 2. A typical recording obtained from a single subject during the HP task. The same format as shown in Fig. 1.

B. 大腿直筋における MEP の変化

図1および2に1名の被験者から得られた HF 課題(図1)および HP 課題(図2)の第1試行時のパワー、VL と RF の EMG および運動開始から約1.5秒後(S1), 約5秒後(S2)および約8秒後(S3)に誘発された MEP の記録例を示した。両課題ともにペダリング運動中 TMS により VL および RF から短潜時の誘発電位(MEP)が誘発可能であった。一般的に、S2 および S3 で誘発された MEP は S1 で誘発されたものより増大する傾向にあった。図3 AおよびCにそれぞれ HF(黒シンボル)および HP 課題(白シンボル)時の E 相(丸), M 相(四角)および L 相(三角)における MEP 面積および持続時間の変化を示した。HF 課題における MEP 面積は E 相では大きな変化は

なく、M相およびL相では S3 で30%程度増加する傾向を示したが有意な変化ではなかった($p > 0.05$)。一方、HP 課題では E 相から L 相にかけて MEP 面積は有意に増加した($p < 0.05$)。HF 課題における持続時間は各相とも S1 に比して S2 もしくは S3 で10%程度増加する傾向を示し、休息後の S1 ではほぼ初期値に回復する傾向を示していた。一方、HP 課題では、持続時間は E 相から M 相($p < 0.05$)および M 相から L 相に有意な増加が見られた($p < 0.01$)。各相内にも増加傾向が見られ、E 相では、S1 に比して S2 では11%、S3 では19%有意に増加した(それぞれ $p < 0.01$)。M 相では12%、L 相では13%増加する傾向を示したがこれらは有意な変化ではなかった($p > 0.05$)。疲労の進行に伴い持続時間は延長したが課題間で相違が見られ、HF 課題に比して HP 課題の延長が M 相および L 相で有意に大きかった(それぞれ $p < 0.01$)。

C. 外側広筋における MEP の変化

図3のBおよびDにそれぞれ HF および HP 課題の MEP 面積および持続時間の変化を示した。HF 課題では MEP 面積は E 相では大きな変化はなく、M 相、L 相では S1 と S3 との間で20%程度増加する傾向が見られたが有意な変化ではなかった($p > 0.05$)。持続時間は E から L 相間に有意な変化は見られず、また各相内でも S1 から S3 へ増加する傾向が見られたが有意な変化ではなかった($p > 0.05$)。一方、HP 課題における MEP 面積は E 相から M 相および L 相へそれぞれ有意に増加していた(それぞれ $p < 0.01$)。また、E 相では、S1 から S3 にかけて24% ($p < 0.05$)、L 相においても23%有意な増加を示した($p < 0.01$)。持続時間も E 相から L 相で有意な増加が認められた($p < 0.01$)。相内においても E 相では S1 から S3 にかけて23% ($p < 0.01$)、L 相においても S1 から S3 にかけて27%へ有意に増加した($p < 0.05$)。

課題間の比較については、MEP 面積は HF および HP 両課題ともに E 相では有意な変化は見られなかったが、M 相および L 相では HP 課題の増大が有意に大きかった(それぞれ $p < 0.01$)。持続

Figure 3. Changes in the MEP area (A and B) and duration (C and D) of RF (A and C) and VL (B and D) obtained during the HF and HP tasks. Circles, squares and triangles show the data obtained during the E phase, M phase and L phase, respectively. Filled and open symbols show data obtained during the HF and HP task, respectively. Data are shown as the grand mean and S.E. Results for a two-way ANOVA are shown as # ($p < 0.05$), ## ($p < 0.01$).

時間は全ての相で HP 課題のほうが HF 課題より有意に高い増加傾向を示した (S1; $p < 0.05$, S2; $p < 0.01$, S3; $p < 0.01$).

D. EMG/Power 比の変化

図 4 に運動課題開始直後の 5 回転について EMG 面積を積算し, その間に増加したパワーで除した値である EMG/Power 比の E, M および L 相における変化を示した. EMG/Power 比は RF では HF (●) および HP (○) 両課題において E 相から L 相にかけて有意に増加した ($p < 0.01$). また, VL でも HF 課題では 17%, HP 課題では 30% 有意に増加した (それぞれ $p < 0.01$). また, L 相では HF 課題に比して HP 課題における EMG/Power 比が有意に大きかった ($p < 0.05$).

IV. 考 察

自転車エルゴメータによるペダリング運動は最

Figure 4. Changes in EMG/power ratio for RF (A) and VL (B) during the HF and HP tasks. Filled and open circles show the data obtained during the HF and HP tasks. The results for a one-way ANOVA are shown as * ($p < 0.05$) and ** ($p < 0.01$).

大無酸素パワーの推定方法として広く用いられ, 一流短距離走者や跳躍選手は非常に高い最大無酸素パワーを有し, 低負荷による最大頻度も高いことが明らかにされている^{20,21}). 本研究では HF 課題で約 80%, HP 課題では約 77% まで最大パワーが低下したことから, それぞれの課題のペダリング運動は大腿四頭筋群に筋疲労を引き起こすのに十分であったと考えられる.

A. 中枢性疲労の運動課題依存性

上肢筋群において, 等尺性筋収縮による持続的な MVC 発揮中に力の低下や運動単位の随意的増員度 (voluntary activation, VA) の低下に連動して MEP と MEP 後に観察される SP が漸増することが明らかにされている^{3,11}). すなわち, 筋疲労発現時には皮質運動野を駆動する興奮性入力が増大するため MEP が増大するが, 同時に皮質運動野に対する抑制性入力も急峻に増大するために SP が延長する^{13,14}). そして, 筋疲労がさらに進行し, 抑制性入力の影響が大きくなると VA が低下し, 結果的に発揮筋力も低下するものと考えられる. 従って, MEP の増大と SP の延長は中枢性疲労を示す重要な指標と考えられている^{3,11,13,14}). 本研究では, 回転速度が高かったため, EMG 活動時間が短く, SP が正確には測定できなかったが, 発揮パワーの低下と MEP の有意な増大の両者が観察されたことから中枢性疲労が生じたものと考えることが可能であろう.

本研究では, HP 課題において最大パワーの漸減にともない RF および VL の MEP 面積に有意な増加が観察されたが, HF 課題では MEP 面積に有意な増大は見られなかった. この MEP 面積に関する課題依存性の原因として次の機序が考えられる. つまり, HF と HP 課題は両者とも同一動作のペダリング運動を最大努力で行うものの, 負荷が異なるためペダリング運動に必要な発揮筋力や運動単位の増員様式に差異があったものと考えられる. すなわち, HP 課題では負荷が大きいため回転慣性が大きく, 最大頻度 (すなわち最大パワー) に達するまでの発揮筋力が大きい. また, 頻度が最大に達し, それを持続するためには個々

のペダリング運動での筋活動時間と発揮筋力を大きくするように運動単位の活動様式を随意的に制御する必要がある。この様な筋活動様式には脊髄 CPG による制御に比して大脳皮質による随意制御がより重要になると考えられる。一方、HF 課題では負荷が軽く回転慣性が小さいため運動開始後短時間で頻度が最大に達するが、それ以後の頻度が高いので左右の下肢筋群をタイミング良く高速で交互に協調的に活動させることが重要となる。この様な高速の左右のリズムを伴うフィードフォワード制御的な運動様式²³⁾では大脳皮質による随意制御に比して CPG を介した制御がより重要な役割を果たすようになるものと考えられる。この様な下肢筋群の活動動態と中枢制御の違いが発揮パワー低下の時間経過に差を生じさせ、結果として MEP 変化の相違を生んでいる可能性がある。今後さらなる検討を要するが、HP 課題で MEP の増大が大きかったことは、HP 課題における最大パワーの低下には皮質運動野や皮質運動野を駆動する脳内機構を含めた中枢性疲労が大きく関与し、一方、HF 課題では皮質以下の脳幹や脊髄を中心とした中枢性疲労が重要な役割を果たしている可能性が示唆される。

B. MEP 持続時間と EMG/Power 比からみた末梢性疲労の推定について

TMS 後に見られる MEP は、頭蓋骨外部に発生した強磁場に沿って生じる渦電流が経シナプスのもしくは直接的に皮質運動野の錐体(路)細胞を興奮させ、この興奮が脊髄運動ニューロンならびに筋線維に伝達され筋電図上に記録されたものである^{15,16)}。従って、MEP の面積と持続時間は皮質運動野のみならず運動ニューロンプールや筋細胞膜の興奮性にも依存する。特に、MEP 持続時間は脊髄運動ニューロンの非同期活動や筋細胞膜の興奮性にも影響を受けることも考慮する必要がある。先行研究において、無酸素性作業閾値上でのペダリング運動後の乳酸値の増加と M 波の持続時間との関連が示されていること⁷⁾、また閾値下のペダリング運動後に M 波の持続時間が増加することが報告されている²²⁾。従って、MEP の持続

時間の増加は中枢性のみならず末梢性疲労をも含むと考えられる。本研究において MEP 持続時間は HF 課題では有意な変化を示さず、一方 HP 課題では有意な増加を示した。この結果は、HP 課題で高パワーを反復的に発揮した結果、筋細胞膜の活動電位伝播速度の低下や運動ニューロン活動の非同期化が生じたことが原因と考えられる。この、HP 課題における MEP 持続時間の延長には末梢性疲労による影響が含まれるとの推察は、EMG/Power 比が HF 課題に比して HP 課題で有意に大きかったことから支持される。

先行研究において EMG 量と発揮筋力の比の急激な変化は末梢性疲労を評価する有効な指標であることが明らかにされている^{24,25)}。この方法を本研究に応用するためには、原理的には EMG 量とペダル回転軸回りの発揮トルクを測定する事が妥当と考えられるが、技術的に困難であったので、本研究では発揮トルクと比例関係にあると考えられる発揮パワーを用いた。EMG/Power 比は RF では課題依存性はみられなかったが、VL では HP 課題の方が HF 課題に比して有意に高値を示した。この結果は、RF が股関節と膝関節運動に関与する 2 関節筋であり VL が膝関節伸展にのみ関与する単関節筋であること、ペダリング運動における大きな力発揮では VL が主要な役割を果たしていたことと関連があらう²³⁾。

C. 脊髄反射との関連

本実験条件では、安静状態では MEP は RF、VL とともに誘発されなかったが、ペダリング運動中には MEP が出現し、運動課題の進行にともないその振幅が増大した。このことは、運動課題の遂行にともない皮質脊髄路ー運動ニューロンプール筋に至る運動出力経路が促通を受けたことを示唆する。MEP の増大はペダリング運動にともなう末梢感覚受容器から脊髄運動ニューロンに対する促通効果だけでも説明可能であるが、脊髄運動ニューロンの興奮性を高める筋紡錘由来の Ia 入力 CPG システムや受動的な筋伸張を起源とするシナプス前抑制が機能し減弱していると考えられている^{27,28)}。また、ⅢもしくはⅣ群線維か

ら運動ニューロンに対する入力筋疲労によって亢進すると考えられるが, これらの入力は興奮性と抑制性効果が混在するため, 運動ニューロンの興奮性を高めるのに貢献しているか否かは明らかではない^{14, 29)}. また, 筋疲労の進行にともなって反回抑制は亢進し運動ニューロンに抑制効果を及ぼしている可能性が指摘されている³⁰⁾. さらに, 乳様突起レベルでの下行路に対する電気刺激により, 筋疲労時には皮質脊髄路と運動ニューロン間のシナプス効率が低下していることも指摘されている³¹⁾. 従って, 本研究で観察された HP 課題における MEP の増大は筋疲労の亢進によって皮質脊髄路自身もしくは皮質運動野に対する興奮性入力が増大し, 皮質運動野からの出力が増大したことを強く示唆する. 一方, HF 課題で MEP に有意な増大が観察されなかった原因として, CPG 等の皮質運動野より下位の運動中枢の疲労によるパワー発揮の低下が考えられるが, この証明には今後さらなる研究が必要である.

V. 要 約

1. 健康成人男子11名を対象として, 自転車エルゴメータによる最大パワーが発揮可能な負荷の30% (HF 課題) および80% (HP 課題) の負荷で10秒間の最大努力によるペダリング運動を, 20秒の休息を置いて各最大パワーが80%以下になるまで間断的に行い, 大腿直筋(RF)ならび外側広筋(VL)の表面筋電図の変化ならびに経頭蓋的磁気刺激によって誘発された運動誘発電位(MEP)の変化について検討を加えた.
2. 最大発揮パワーは HF 課題では運動課題の第一セットと比較して 10.1 ± 1.45 セットで 80.6 ± 1.58 まで, HP 課題では 4.1 ± 0.25 セットで 77.3 ± 0.77 まで低下した.
3. MEP 面積に関し, RF では HF 課題で有意な増加が見られなかったが, HP 課題では課題前半に比して課題後半では有意な増大が観察された. 一方, VL では HP 課題において課題中盤から後半に MEP 面積は有意に増大したが, HF 課題では有意な変化は見られなかった. 結果として, VL では MEP 面積の変化に関し

HF 課題と HP 課題間に有意な差が観察された.

4. MEP 持続時間は RF および VL ともに10秒間のペダリング中に漸増し, さらに課題の中盤から後半にかけて有意に延長した. しかし, MEP 持続時間の延長は HF 課題に比して HP 課題の方が有意に大きかった.
5. 運動開始直後の5回転についての EMG の積算面積とその間に増加したパワーの比 (EMG/Power 比) は運動課題の進行にともなって有意に増大した. さらに, VL では EMG/Power 比は HF 課題に比して HP 課題の方が有意に大きかった.
6. これらの結果は, ペダリング運動による間断的な最大パワー発揮の低下に中枢性疲労が関与し, この中枢性疲労は RF よりも VL で大きいことを示唆する. また, 低負荷での高回転運動課題では発揮パワーの低下に大脳皮質運動野以外の中枢性疲労が関与する可能性が考えられた.

(受理日 平成15年7月2日)

VI. 参 考 文 献

- 1) Bigland-Ritchie, B., Jones D. A., Hosking G. P., Edwards, R. H. Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle. Clin. Sci. Mol. Med., (1978), **54**, 609-614.
- 2) Enoka, R. M. Neurobiology of muscle fatigue. J. Appl. Physiol., (1992), **72**, 1631-1648.
- 3) Gandevia, S. C., Allen, G. M., McKenzie, D. K., Central fatigue : critical issues, quantification and practical implications. Plenum, New York, (1995), 281-294.
- 4) 矢部京之助, 筋疲労の神経機構, 体育の科学, (1990), **40**, 365-371.
- 5) Esbjornsson-Liljedahl, M., Sundberg, C. J., Norman, B., Jansson, E., Metabolic response in type I and type II muscle fibers during a 30-s cycle sprint in men and women. J. Appl. Physiol., (1999), **87**, 1326-1332.
- 6) Duchateau, J., Hainaut, K., Electrical and mechanical failures during sustained and intermittent contractions in humans. J. Appl. Physiol., (1985), **58**, 942-947.
- 7) Arnaud, S. Correlation between muscle metabolism and changes in M-wave and surface electromyogram: dynamic constant load leg exercise in un-

- trained subjects. *Muscle Nerve*, (1997), **20**, 1197-1199.
- 8) Beelen, A., Sargeant, A. J., Jones D. A., de Ruiter, C. J., Fatigue and recovery of voluntary and electrically elicited dynamic force in humans. *J. Physiol.*, (1995), **484**, 227-235.
 - 9) Hollge, J., Kunkel, M., Ziemann, U., Tergau, F., Geese, R., Reimers, C. D., Central fatigue in sports and daily exercises. A magnetic stimulation study. *Int. J. Sports Med.*, (1997), **18**, 614-617.
 - 10) Zijdwind, I., Zwarts, M. J., Kernell, D., Potentiating and fatiguing cortical reactions in a voluntary fatigue test of a human hand muscle. *Exp. Brain. Res.*, (2000), **130**, 529-532.
 - 11) Taylor, J. L., Gandevia, S. C., Transcranial magnetic stimulation and human muscle fatigue. *Muscle Nerve*, (2001), **24**, 18-29.
 - 12) Taylor, J. L., Allen, G. M., Butler, J. E., Gandevia, S. C., Supraspinal fatigue during intermittent maximal voluntary contractions of the human elbow flexors. *J. Appl. Physiol.*, (2000), **89**, 305-313.
 - 13) Taylor, J. L., Butler, J. E., Allen, G. M., Gandevia, S. C., Changes in motor cortical excitability during human muscle fatigue. *J. Physiol.*, (1996), **490**, 519-528.
 - 14) Taylor, J. L., Butler, J. E., Gandevia, S. C., Changes in muscle afferents, motoneurons and motor drive during muscle fatigue. *Eur. J. Appl. Physiol.*, (2000), **83**, 106-115.
 - 15) 古林俊晃, 宇川義一, 経頭蓋的磁気刺激による随意的運動解析. *体育の科学*, (1996), **46**, 477-486.
 - 16) Day, B. L., Electric and magnetic stimulation of human motor cortex: surface EMG and single motor unit responses. *J. Physiol.*, (1989), **412**, 449-473.
 - 17) Zehr, E. P., Hesketh, K. L., Chua, R., Differential Regulation of Cutaneous and H-Reflexes During Leg Cycling in Humans. *J. Neurophysiol.*, (2001), **85**, 1178-1184.
 - 18) Duysens, J. & Van De Crommert, Neural control of locomotion; the central pattern generator from cats to humans. *Gait Posture*, (1998), **7**, 131-141.
 - 19) Cheng, J., Brooke, J. D., Misiaszek, J. E., Staines, W. R., Crossed inhibition of the soleus H reflex during passive pedaling movement. *Brain Res.*, (1998), **779**, 280-284.
 - 20) 深代千之, 若山章信, 原田康弘, トップアスリートの体力とパフォーマンスー陸上・短距離選手について. *体育の科学*, (1991), **41**, 262-268.
 - 21) Ward-Smith, A. J. & Radford, P. F., Investigation of the kinetics of anaerobic metabolism by analysis of the performance of elite sprinters. *J. Biomech.*, (2000), **33**, 997-1004.
 - 22) Lepers, R., Hausswirth, C., Maffiuletti, N., Brisswalter, J., van Hoescke J. Evidence of neuromuscular fatigue after prolonged cycling exercise. *Med Sci Sports Exerc.*, (2000), **32**, 1880-1886.
 - 23) 船渡和男, クランキングによる自転車ペダリングへのパワー発揮. *J. J. Sports Sci.*, (1992), **11**, 194-199.
 - 24) 小宮山伴与志, 河合辰夫, 古林俊晃, 反復的な1分間の最大筋力発揮時におけるヒラメ筋と前脛骨筋の筋疲労について. *体力科学*, (2000), **49**, 597-602.
 - 25) Hautier, C. A., Arzac, L. M., Deghdegh, K., Souquet, J., Belli, A., Lacour, J. R., Influence of fatigue on EMG force ratio and cocontraction in cycling. *Med. Sci. Sports Exerc.*, (2000), **32**, 839-843.
 - 26) Endoh, T., Mitamura, M., Komiyama, T., Interaction between central and peripheral muscle fatigue during intermittent maximal voluntary contractions. *Adv. Exerc. Sports Physiol.*, (2001), **7**, 184.
 - 27) Capaday, C., Lavoie, B. A., Barbeau, H., Schneider, C., Bonnard M. Studies on the corticospinal control of human walking. I. Responses to focal transcranial magnetic stimulation of the motor cortex. *J. Neurophysiol.*, (1999), **81**, 129-139.
 - 28) Simonsen, E. B. & Dyhre-Poulsen, P., Amplitude of the human soleus H reflex during walking and running. *J. Physiol.*, (1999), **515**, 929-939.
 - 29) Gandevia, S. C., Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol. Rev.*, (2001), **81**, 1725-89.
 - 30) Kukulka, C. G., Moor, M. A., Russel, A. G., Changes in human α -motoneuron excitability during sustained maximum isometric contractions. *Neurosci. Lett.*, (1986), **68**, 327-333.
 - 31) Gandevia, S. C., Petersen, N., Butler, J. E., Taylor, J. L., Impaired response of human motoneurons to corticospinal stimulation after voluntary exercise. *J. Physiol.*, (1999), **521**, 749-759.