

筋肉のふるえを利用した 持久性運動中の疲労回復のコツ

鹿屋体育大学 田 卷 弘 之
(共同研究者) 同 萩 田 太
同 竹 倉 宏 明
同 倉 田 博

Effects of the Enhanced Physiological Tremor on Muscle Fatigue During Static Endurance Exercise

by

Hiroyuki Tamaki, Futoshi Ogita,
Hiroaki Takekura, Hiroshi Kurata
*Department of Physiological Sciences,
National Institute of Fitness and Sports*

ABSTRACT

We investigated the electromyographic (EMG) properties and circulatory response during, before and after the enhanced physiological tremor (EPT) events. Six healthy male subjects performed the prolonged static contractions in triceps surae muscles at an ankle joint angle of 120° at 20% of maximal voluntary contraction (MVC) as a fatigue test. The physiological tremor enhanced by prolonged static muscle contractions, which tremor cycle was 8-10Hz, disappeared after lasting for 10-20 sec. All subjects could continue to sustain the same workload after the EPT events. We observed 1) significant ($p<0.05$) decreases in the EMG activity of gastrocnemius muscles to the initial level of the fatigue test, and 2) significant ($p<0.05$) increases in leg blood flow and the vascular conductance after the EPT events compared to before EPT events appeared. Repetitive muscle

contractions induced by the EPT events are seemed to contribute as a muscle pump function during the prolonged static muscle contractions. This suggests the functional significance of the EPT for the temporary reduction of muscle fatigue during endurance work.

要 旨

長時間の静的筋収縮持続中に発現する生理的振戦 (EPT) の特徴ならびに EPT が神経-筋活動および末梢循環に及ぼす影響について検討した。被験者 (男子 6 名, 年齢 21 - 34 歳) はまず長座姿勢で, 関節角度を 120° に保ち, 背屈方向への一定負荷 (20%MVC) に抗して右脚足関節を保持し続ける, 下腿三頭筋の等尺性収縮を長時間持久テストとして実施した。テスト時に下腿三頭筋各筋の表面筋電図, 膝窩動脈血流速度, 血圧を記録した。EPT (振戦サイクル 8-10Hz) はいったん開始されると約 10-20 秒間続いたが収束し, その後も作業継続が可能であり, 持久限界は示さなかった。EPT 前と比較して, 筋放電活動は腓腹筋において EPT 後に有意に ($p < 0.01$) 減少し, 作業開始時のレベルに戻った。一方, 動脈血流量および血管コンダクタンスは有意に ($p < 0.01$) 増大した。EPT による動的筋収縮の反復が筋ポンプ作用として筋血流を改善し, 持久的筋作業による神経-筋の機能低下を遅延させ, 一時的な疲労キャンセル機能としての役割を果たす可能性が示唆された。

緒 言

持続性運動中の持久能力に関して, エネルギー供給や筋の酸化能力, 代謝産物の除去能力といったエネルギー代謝の観点から多く検討されてきている⁸⁾。加えて, 筋活動持続能力を決定する生理学的因子としてさらに, 神経系の機能も検討するに値する。持続作業中に筋疲労が生じた場合に, かけ声などによる大脳皮質の脱制止により低下し

ていた筋力が回復することがよく知られている^{3, 13)}。この中枢神経系の疲労改善と共に, 末梢性の疲労回復に貢献する神経性調節を示す報告もある。協働筋において持続的運動中に活動参加している筋に機能低下が生じると, これまで活動参加していなかった筋と交代し, 活動を休止する¹⁰⁾。この調節により筋力や仕事量の低下が抑えられ, 翌日の持久的作業にも疲労の影響が少ないことが示唆されている¹¹⁾。また, 長時間の運動持続時に生じる筋の「ふるえ」は持久限界の象徴としてとらえられがちであるが, ふるえが発現してもやがて消失・停止し, その後も運動継続できることも確認されている¹²⁾。このことは, ふるえが必ずしも運動の持久限界を示すものではなく, 筋活動を継続するための神経系の働きのひとつとして検討することができる。

そこで本研究では, 長時間の持久性運動中に発現する筋のふるえ (生理的振戦) について, 神経-筋活動を観察してその特徴を検討した。また, 従来から検討されている循環系機能を含め, 筋のふるえが神経-筋系の機能低下をいかに改善し, 持久的運動を継続するかを検討した。

1. 実験方法

1. 1 対象者およびプロトコル

被験者は健康な成人男子 6 名 (年齢 21 - 34 歳, 身長 169.3 ± 5.0 cm, 体重 63.0 ± 7.5 kg) であった。被験者には予め実験の内容等に関して十分な説明を行い, その後, 実験参加の同意を得た。

被験者はまず長座姿勢で, 足関節角度を 120° に保ち, 背屈方向への一定負荷に抗して右脚足関

節を保持し続ける，下腿三頭筋の等尺性収縮を実施した．本作業の継続は所定の負荷および関節角度が保持できなくなった時点まで行い，60分を超えた場合はそこで実験を終了することとした．負荷は実験に先だち，等尺性最大随意収縮時の足関節底屈筋力を測定し，その20%を設定した．加重方法は，木製の円盤の円周上に作成した溝の一部と荷重とをステンレス製のワイヤーロープで連結し，円盤を足関節を軸にして指示角度まで回転させ，その状態で常に一定の荷重がかかるようにした⁹⁾．エレクトロゴニオメーターにより足関節角度を求め，それをポリグラフのオシロスコープ上に表示し，一定速度で移動するビームを所定の位置（120°）に合わせることで足関節角度を保持した．

各測定機器により記録された測定項目は，実験風景全体を撮影したビデオ画像と共に各計測機器に入力されるタイムコードシグナルで同期をはかり，分析に供した．

1. 2 最大筋力の測定

下腿三頭筋の長時間持久テストの前後に，足関節底屈の最大随意収縮（Maximal Voluntary Contraction, MVC）を行った．ロードセルを使用して，足関節角度を120°に設定し，長時間持久テストの時と同一の姿勢並びに装置を介して行った．5秒間のMVCを各試行間に十分な休息をさみ3回行い，最も高い値を最大筋力値とした．

1. 3 筋電図

最大筋力の測定および長時間持久テスト時に，同時に表面電極導出法により，下腿三頭筋（外側腓腹筋：LG，内側腓腹筋：MG，ヒラメ筋：SOL）の筋電図を記録した．また，それらの筋電図を検波整流し記録した．使用した電極は直径10mmのAg/AgCl双極誘導電極で，電極間距離30mm，時定数0.03秒であった．

1. 4 動脈血流速度および血圧の計測

膝窩動脈における血流動態を超音波診断装置（TOSHIBA, SSH-140A）により定量した．膝窩部（前脛骨動脈，後脛骨動脈との分岐点より1-2cm程度上位部）に7.5MHzの探触子をあて，Bモード法により膝窩動脈画像を，パルスドプラ法により血流速度波形を得た．膝窩動脈画像は運動開始前，運動開始直後，EPT前後において測定された．おのおの得られた画像はビデオテープに連続録画し，後に画像処理・計測ソフト（Media Cybernetics, ImagePro Plus ver.4.0）を用いて，膝窩動脈径および血流速度積分値を計測した．血流速度積分値は連続した5拍以上の速度波形を対象として計測し，その平均値を用いた．膝窩動脈血流量： \dot{Q}_{pa} （ml/min）は以下のように算出した．

$$\dot{Q}_{pa} = (\text{血管径}/2)^2 \times \pi \times \text{血流速度積分値} \times \text{脈拍数}$$

また，被験者の左手中指にカフを装着し，指動脈圧波モニター（Ohmeda, Finapres 2300）を用いて縮期血圧，拡張期血圧および平均血圧を1拍毎に記録した．

1. 5 データ分析

下腿三頭筋の静的筋収縮持続中に，筋電図の記録から確認される下腿三頭筋各筋における群化放電を伴った振戦（EPT）の発現回数およびその持続時間を計測した．EPT前後における筋放電活動の相対的变化を検討するため，おのおのEPT持続時間と同じ時間をEPT前後に設定し分析対象とした．各計測項目について，平均値および標準偏差を算出した．平均値の差の検定には，有意水準5%で対応のある t 検定および一元配置分散分析を行った．

2. 実験結果

20% MVC強度で筋作業を持続していくと，下腿三頭筋各筋の筋放電活動は時間経過と共に漸次増大した．持久テスト開始後平均18分目でEPT

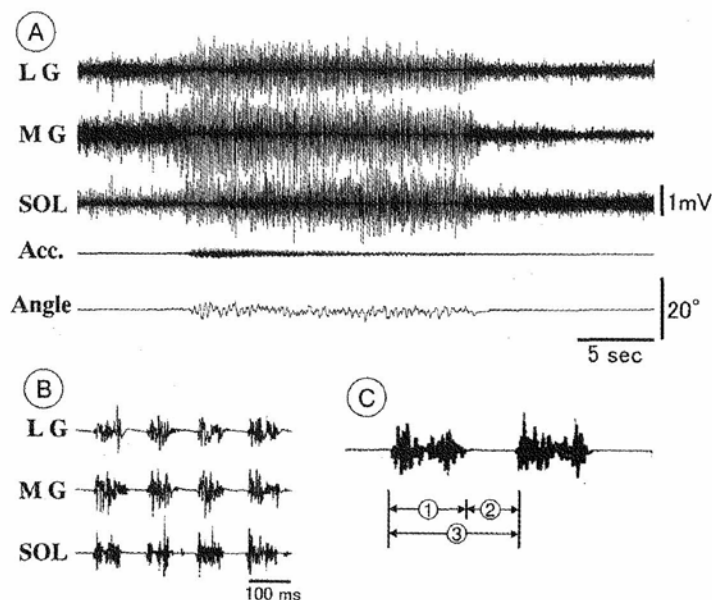


図1 長時間持久テスト中に観察される下腿三頭筋の筋電図および加速度計 (Acc), 足関節角度 (Angle) の記録例。
 (A) 生理的振戦 (EPT) の発現およびその前後の記録, (B) EPT時の群化放電の記録例,
 (C) 1周期における筋放電期間と休止期間の例. LG; 外側腓腹筋, MG; 内側腓腹筋, SOL; ヒラメ筋.

が発現し (図1-A), 約10-20秒間持続した後収束・停止し, その後も同様の作業が継続できた. EPT時にみられる各筋の明瞭な群化放電 (図1-B) は8-10Hzの律動的周期で放電と休止を繰り返した. 1周期中の放電と休止 (図1-C) の比は, 約11:9であった. EPTの発現頻度は持久テスト後半の方が約2.2倍多く ($p<0.01$), またEPTの持続時間も約1.8倍長くなった ($p<0.01$). EPTが開始されると筋放電は急増し, その時のrsEMGはEPT直前の値と比較して1.7-2.4倍有意に ($p<0.01$) 増大した (図2). EPT前後の筋放電活動を持久テスト開始時の値で標準化して比較した場合, EPT後のLGおよびMGはEPT前の約1/2に減少し, 持久テスト開始時のレベルに戻った (図3). SOLには有意な変化は見られなかった.

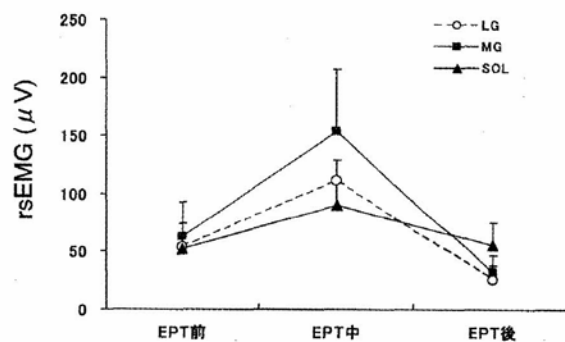


図2 EPT発現時およびその前後のrsEMG絶対値の変化
 * $p<0.01$ vs EPT前.

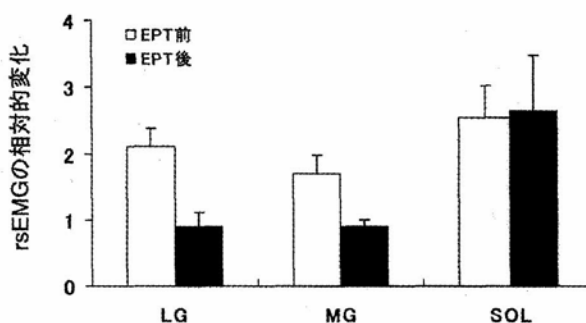


図3 EPT前と後の下腿三頭筋各筋のrsEMG相対値の比較. 長時間持久テスト開始時の値で標準化した.
 * $p<0.01$ vs EPT前.

EPTによる循環系応答を持久テスト開始時の値で標準化して検討した. 平均血圧は運動開始時から1回目のEPT前まで漸次増加したが, EPT直前に大きく増大し, EPTが発現すると減少し始め, EPT後に有意に ($p<0.01$) 減少した. EPT前と比較したとき, EPT後では約11%減少した. 膝窩動脈径と血流速度から算出した膝窩動脈血流量は, EPT前に比べEPT後に約2.5倍有意に ($p<0.01$)

増加した (図4). 血流速度と血圧から算出した血管コンダクタンスも同様にEPT後に約2.4倍有意に ($p<0.01$) 増加した (図4).

3. 考察

本研究では, 静的筋収縮を持続することで, い

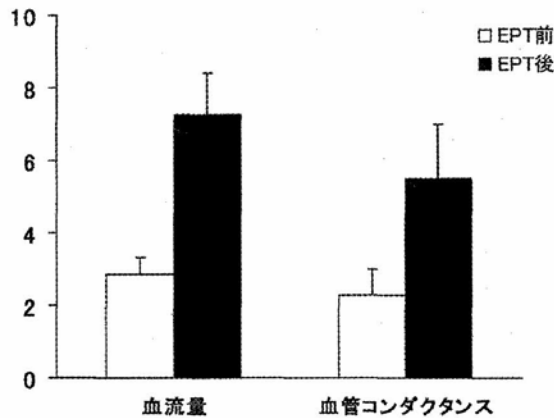


図4 EPT前と後の膝窩動脈血流量および血管コンダクタンスの相対値の比較。長時間持久テスト開始時の値で標準化した。
* $p < 0.01$ vs EPT前。

いわゆる「ふるえ」を誘発する筋の群化放電を伴うEPTを観察することができた。負荷強度が高い筋作業持続中に発現するEPTは、作業継続を困難にし、作業中断を余儀なくさせるため持久限界の象徴的現象としてとらえられる傾向にある。しかしながら、本実験で観察されたように、EPTはやがては収束・停止し、課題となる筋作業を継続することが可能となった。持久的筋作業時に発現するEPTは必ずしも持久限界を示すものではないことが示唆された¹²⁾。だが、このEPT発現の特徴として、持久テスト後半の方が発現頻度が増加し、EPT持続時間も長くなることが示されたことから、神経-筋系の機能低下（疲労）がEPT発現に強く関与しているものと思われる。20% MVC程度で静的筋収縮を持続した場合、個人差はあるが持久時間は10-25分程度である¹⁾。本実験で、最初のEPT発現時間が平均18分目であったことは、この持久限界と時間的に一致している。疲労困憊に至る直前にEPTを誘発し、筋の機能低下を一時的に回避しようとする神経系の調節機能を思わせる。

一般に、筋の機能低下は運動持続時間に伴い大きくなることから、作業後半にEPTを数多く、長く実施される理由として、疲労遅延作用としてEPTを行っている可能性が考えられる。EPT時の群化放電期間は、放電とその休止が極めて明瞭に

分かれていることが特徴的であった。振戦1周期中に放電休止期間の占める割合は約45%であり、特に、作業後半においては、群化放電が現れる頻度および持続時間は増大し、総放電休止時間は約4倍多くなる。この活動休止が筋の機能低下の抑制や遅延に対してどの程度有効であるかは定かではないが、断続的な筋収縮ではより長く運動を継続できるということが知られている^{1, 4)}。筋活動と休止を律動的に繰り返す筋放電様式は、持続的な筋収縮活動が終始遂行される活動様式に比べ、少なくとも筋の機能低下を遅延する方向へ作用する可能性があるものと思われる。

また、筋活動休止時間の確保に加え、律動的な筋の収縮-弛緩の反復は、「筋ポンプ」としても作用する^{2, 6, 7)}。筋持久時間を規定する末梢循環はポンプ作用により改善され、筋疲労の遅延につながる。筋収縮運動の頻度と筋血流量との関係を検討した報告によれば、筋収縮頻度の増加と共に血流量は増加し、8（回/秒）前後で最大を示す⁶⁾。振戦周期が8-10HzであるEPTは筋血流量の増大に有効な手段といえる。特に、筋の機能低下に伴い、運動単位の発火頻度や活動参加数が増大し、筋放電活動が高まる（約2倍）EPT前の時期には、活動筋による血管への機械的圧迫により末梢循環に悪影響があったものと考えられる。そのため、筋の機能低下を起こす代謝産物の洗い出しにも働く筋血流をEPTのポンプ作用により確保することは、一時的な疲労遅延に有効となる。

また、本研究においては、EPT後に膝窩動脈血流量がEPT前に比べて有意に増大した。筋収縮活動の停止期には血流量が増大するとの報告もあり⁵⁾、EPT後に腓腹筋の筋放電活動がEPT前の半分程度に低下したことは、EPT後の膝窩動脈血流量の増大に大きく貢献したものと思われる。事実、EPT後の血管コンダクタンスの増大は、全体的な筋活動の低下による血管への機械的圧迫が減少し、血流量増大に貢献したことを推測させる。

これらのことから、持久的な静的運動中に発現するEPTは、筋活動の休止期間を獲得し、時間的に機能回復をはかるだけでなく、筋ポンプ作用として筋活動の減少による血流量の増大を促進し、一時的な筋機能低下の遅延に貢献していたのではないかと考えられた。

4. 総括

本研究では下腿三頭筋の等尺性収縮を長時間持続して生理的振戦（EPT）を誘発させ、特にその発現前後の神経-筋活動の変化と循環系応答との関連性について多角的に検討し、いわゆる「ふるえ」が持久的運動中の筋機能低下を改善するかを検証した。その結果、以下の成績が得られた。

1) 静的筋収縮の持続で明瞭なEPTが誘発され、10-20秒間持続した後に収束・停止し、EPT時にみられる筋放電は、群化放電とそれに続く相対的放電休止期が律動的に繰り返され、その周期は約8-10Hzであった。

2) EPTの発現頻度は持久テスト後半の方が多く、またEPTの持続時間も長くなった。

3) EPT前後の様相を比較すると、腓腹筋の筋放電活動は有意に減少し、膝窩動脈血流量および血管コンダクタンスは有意に増大した。

以上の成績より、EPTによる筋収縮の反復（ふるえ）は、結果として活動休止時間の確保と、筋ポンプ作用による末梢循環の改善により、EPT後の神経-筋系の活動を一時的に運動開始時のレベルに戻し、筋疲労遅延に貢献することが示唆された。

謝辞

本研究に対して助成を賜った（財）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。

文献

- 1) Hagberg M.: Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise. *J. Appl. Physiol.*, 51, 1-7 (1981)
- 2) Horstman DH, Gleser M, and Delehunt J: Effects of altering O₂ delivery on $\dot{V}O_2$ of isolated, working muscle. *Am. J. Physiol.*, 230, 327-334 (1976)
- 3) Ikai M. and Steinhaus A.H.: Some factors modifying the expression of human strength. *J. Appl. Physiol.*, 16, 157-163 (1961)
- 4) Jørgensen K, Fallentin N, Krouh-Lund C and Jensen B: Electromyography and fatigue during prolonged, low-level static contractions. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 57, 316-321 (1988)
- 5) Kagaya A and Ogita F: blood flow during muscle contraction and relaxation in rhythmic exercise at different intensities. *Ann. Physiol. Anthropol.*, 11, 251-256 (1992)
- 6) Kjellmer I: The effect of exercise on the vascular bed of skeletal muscle. *Acta Physiol. Scand.*, 62, 18-30 (1964)
- 7) Lewis SF, Taylor WF, Graham RM, Pettinger WA, Schutte JE, and Blomqvist CG: Cardiovascular response to exercise as functions of absolute and relative work load. *J. Appl. Physiol.*, 54, 1314-1323 (1983)
- 8) 根本勇；筋持久力トレーニングのスポーツ生理学、スポーツ生理学、森谷敏夫、根本勇編、pp160-171、朝倉書店、東京（1994）
- 9) Tamaki H, Kitada K, Akamine T, Sakou T and Kurata H: Electromyogram patterns during plantarflexions at various angular velocities and knee angles in human triceps surae muscles. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 75, 1-6 (1997)
- 10) Tamaki H, Kitada K, Akamine T, Murata F, Sakou T, and Kurata H: Alternate activity in the synergistic muscles during prolonged low-level contractions. *J. Appl. Physiol.*, 86, 1943-1951 (1998)
- 11) 田巻弘之、北田耕司、倉田 博：筋肉の利用方法の違いが疲労の発生と翌日の仕事量に及ぼす影響。デサントスポーツ科学, 21, 170-176 (2000)
- 12) 田巻弘之、大畑寿夫、中澤公孝、倉田 博：下腿三頭筋の等尺性収縮持続時にみられる足関節の振戦と律動的群化放電。体力科学, 50, 752 (2001)
- 13) 矢部京之助：最大筋力と疲労。体育学研究, 11, 77-85 (1966)