

間欠的足関節底屈運動中の筋疲労に収縮間 インターバルが及ぼす影響

下田 学¹⁾ 福永 哲夫²⁾ 金久 博昭³⁾ 川上 泰雄²⁾

Manabu Shimoda¹, Tetsuo Fukunaga², Hiroaki Kanehisa³ and Yasuo Kawakami²: Influence of inter-contraction interval on muscle fatigue development during intermittent maximal plantar flexions. Japan J. Phys. Educ. Hlth. Sport Sci. 53: 87–97, June 2008.

Abstract : The purpose of the present study was to investigate the effect of varying inter-contraction intervals on central and peripheral muscle fatigue during intermittent contractions. Six healthy men carried out maximal unilateral isometric plantar flexions 50 times, separated with an interval of 2, 4, 10, or 30 s. Supramaximal electrical stimuli (twitches) were imposed percutaneously on the tibial nerve during and after every 10th contraction to assess the level of voluntary activation. The surface electromyogram (EMG) was recorded from the medial and lateral gastrocnemius (MG and LG) and soleus (Sol) muscles. Plantar flexion torque and other parameters were maintained over contractions with 30-s intervals, while the torque as well as EMG activity of the MG, LG and Sol and the level of voluntary activation decreased significantly under conditions using 2-, 4-, and 10-s intervals. The amount of decrease in the parameters was greater for shorter intervals. With 2-s intervals, the twitch torque decreased significantly, the half-relaxation time of the twitch torque increased significantly, and the EMG mean power frequency of the MG and LG shifted significantly toward lower frequencies, whereas no significant changes were found under other conditions. These results indicate that there are differences in the contributions of central and peripheral fatigue, both of which are a function of inter-contraction interval.

Key words : repetitive exercise, voluntary contraction, electrical stimulation, plantar flexion torque, surface electromyography

キーワード : 反復運動, 随意収縮, 電気刺激, 足関節トルク, 表面筋電図

1 はじめに

最大努力で筋収縮を持続するとき、時間経過に伴って筋出力が低下する。随意的な努力を持続しているにもかかわらず最大筋出力が低下する現象は「筋疲労」と定義される (Merton, 1954; Enoka and Stuart, 1992)。これまで、筋疲労を引き起こす要因を調べるために、神経活動のコントロールや筋の収縮特性といった神経—筋の活動について調べられてきた (Bigland-Ritchie and Woods, 1984;

Gibson and Edwards, 1985; Enoka and Stuart, 1992)。神経—筋の活動において、筋疲労を引き起こす要因として、神経系の興奮水準の低下 (大脳および脊髄運動ニューロンレベルを含む) が考えられている (Asmussen, 1979)。また、神経系の興奮とは別に、神経—筋間の伝達不全、筋膜におけるインパルスの伝播不全 (Bellemare and Garzaniti, 1988; Fuglevand et al., 1993) や単収縮力の低下 (Nordlund et al., 2004) など、筋の力発揮機能の低下も示唆されている。前者の筋疲労は「中枢性疲労」、神経筋接合部より下位で生じる要因によっ

1) 早稲田大学スポーツ科学研究センター
〒359-1192 埼玉県所沢市三ヶ島 2-579-15
2) 早稲田大学スポーツ科学学術院
〒359-1192 埼玉県所沢市三ヶ島 2-579-15
3) 東京大学大学院総合文化研究科
〒153-8902 東京都目黒区駒場 3-8-1
連絡先 川上泰雄

1. *Sport Science Research Center, Waseda University*
2-579-15 Mikajima, Tokorozawa, Saitama 359-1192
2. *Faculty of Sport Sciences, Waseda University*
2-579-15 Mikajima, Tokorozawa, Saitama 359-1192
3. *Department of Life Sciences, The University of Tokyo*
3-8-1 Komaba, Meguro, Tokyo 153-8902
Corresponding author ykawa@waseda.jp

て引き起こされる筋疲労は「末梢性疲労」と呼ばれる (Bigland-Ritchie, 1981). そして、それぞれの因子の関与は、実施された運動課題に依存する (Enoka and Stuart, 1992).

間欠的筋収縮は持続的筋収縮と共に身体運動でよく行われる筋活動の様式であり、トレーニング効果や人間の筋出力特性を調べる研究においてもしばしば用いられる。間欠的筋収縮運動における力発揮は収縮間のインターバル（以下インターバルと記す）の影響を受ける。したがって、間欠的筋収縮運動においてインターバルについて調べることは、間欠的な筋収縮を伴う運動を繰り返すスポーツ活動やトレーニングにとって重要である。連続した間欠的筋収縮において、インターバルが短い（1~10s）とき、中枢性および末梢性疲労の両者が生じる (McKenzie and Gandevia, 1991; Taylor et al., 2000; Nordlund et al., 2004). 一方、10秒間の最大随意等尺性肘関節屈曲動作を18回、10, 40, 100 および 200 秒のインターバルで反復したとき、電気刺激によって誘発された筋の単収縮力と収縮時間において、10 および 40 秒インターバルでは顕著に変化した。100 および 200 秒のインターバルでの変化は小さかったという報告がある (McKenzie and Gandevia, 1991). これは、間欠的筋収縮において、長いインターバルのときには、末梢性疲労が生じないか、末梢性疲労が生じてもその影響が小さいことを示唆している。これらのことから、間欠的筋収縮では、インターバルの長さによって、筋疲労に中枢性および末梢性疲労が関与する度合いが異なるものと推察される。間欠的運動中の筋疲労に関しては、これまで、収縮スピードの変化や協同筋による疲労の程度の違いなどの観点から行った研究が認められる (Vøllestad et al., 1997; Kawakami et al., 2000) が、上記の論文 (McKenzie and Gandevia, 1991; Taylor et al., 2000; Nordlund et al., 2004) を含めて、インターバルの長さと中枢性および末梢性疲労との関連性について詳細に調べられた研究は未だ存在しない。そこで、本研究では、間欠的等尺性最大足関節底屈運動において、中枢性および末梢性疲労に及ぼすインターバルの影響を検討することを目的とした。

II 方 法

1. 被験者

被験者は健常な男性6名であった。被験者の年齢、身長および体重は、それぞれ 31.3 ± 8.8 歳、 175.2 ± 4.0 cm、 69.8 ± 7.2 kg（平均値±標準偏差）であった。実験内容について、東京大学大学院総合文化研究科倫理審査委員会において承認を受けた。そして、事前にすべての被験者に対して、実験の目的、方法および予期される危険性について、十分に説明を行い、参加の承諾を得た。

2. 実験方法

1) 設定および運動課題

実験用のベンチに被験者をうつ伏せに寝かせ、腰をベルトでベンチに固縛した。右足を筋力計（アシックス、Myoret）のフットプレートにのせ、力発揮をしたときフットプレートから踵が離れないように足首近くの足の前部とフットプレートを非伸縮性のストラップで固縛した。足関節は下腿に対して垂直の位置から 10° 背屈させた。

運動は右足のみの等尺性最大足関節底屈運動とした。運動課題実施の前に最大随意収縮試行を2回行い、その後、十分な休息時間を設けた。最大随意収縮試行では、3秒間の力発揮とした。力発揮と電気刺激を安定して継続できる収縮時間および最短のインターバルを求めるため、事前に実施した試験の結果、収縮時間を2秒、最短のインターバルを2秒とした。運動課題は、間欠的な2秒間の最大随意収縮の50回反復を2, 4, 10 および 30 秒間のインターバルで行うものとし、被験者全員に合計4試行行わせた (Fig. 1)。動作の収縮時間とインターバル時間の比率 (Duty cycle) の範囲は、先行研究に準じて決定した (McKenzie and Gandevia, 1991; Nordlund et al., 2004)。筋力計からのトルク信号は A/D 変換 (ADInstruments, PowerLab) ののちパーソナルコンピュータ (Apple, Macintosh PowerBook G3) に取り込み、運動中にコンピュータスクリーン上でモニターした。2秒間の最大随意収縮力の発揮について、事前に計測

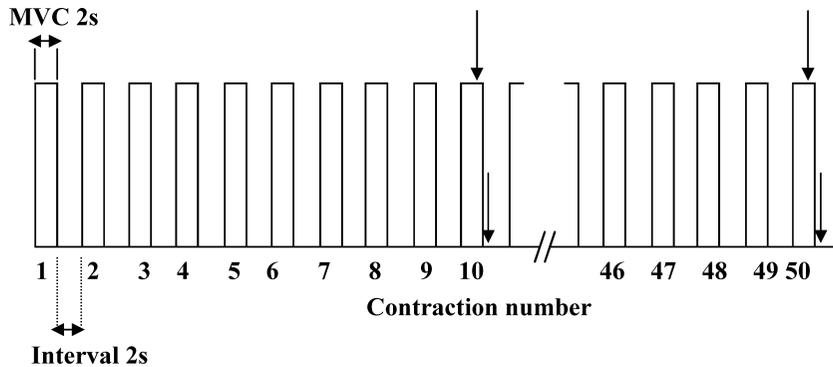


Fig. 1. An experimental protocol of the fatigue test. Maximal voluntary unilateral isometric plantar flexions were performed 50 times with an inter-contraction interval of 2s in this example. Four trials were carried out with inter-contraction interval of 2, 4, 10 and 30s. MVC: maximal voluntary contraction, Interval: inter-contraction interval. Arrows indicate the time at which supramaximal electrical stimuli (twitch) were imposed.

した最大随意収縮トルクの大きさを、できるだけ持続して発揮するよう被験者に指示するとともに、実験中、終始監視した。実施する試行の順序はランダムに設定し、1日につき1試行のみ行った。試行間には最低1日の間隔をあけた。

2) 電気刺激および筋電図

電気刺激には、電気刺激装置（日本光電、SEN-3301）およびアイソレータ（日本光電、SS-1963）を用いた。被験者の右脚の膝窩表面に直径2.5cmの電極を1cm間隔で2枚貼付し、脛骨神経の経皮刺激を行った。単収縮トルクに生じる直列弾性要素のコンプライアンスの影響を最小限に抑えるため、100 μ s幅の矩形波刺激を3度（10ms間隔）連続（Triplet）して加えた（Kawakami et al., 2000）。あらかじめ、刺激部位および単収縮トルクの最大値を確認し、その電圧を超える刺激を加えた（超最大刺激）。間欠的筋収縮の反復10回目毎に、収縮中およびそれに続く弛緩中に刺激を加えた。

筋収縮中の電気刺激による神経系の興奮水準の計測において、被験者には課題を完了するまで高いモチベーションを維持することが求められる。また、被験者に予告をしないで電気刺激を加えると、筋収縮中の神経系の興奮水準が低下することが指摘されている（Bigland-Ritchie and Woods, 1984）。そこで、実験結果に生じる被験者のモチベーションの影響を最小限に抑えるため、足底屈

トルクをオシロスコープに表示して被験者にフィードバックするとともに、電気刺激実施前の告知を行い、電気刺激を受けても被験者の努力が最大レベルで持続できるよう配慮した。

筋電図は双極表面誘導法を用い、低域遮断周波数5Hz、高域遮断周波数1kHzにて生体アンプ（日本光電、MEG-6116M）により増幅した。腓腹筋内側頭（MG）、腓腹筋外側頭（LG）、ヒラメ筋（Sol）および前脛骨筋（TA）の筋腹中央部に直径5mmの筋電図電極（ユニークメディカル、TN201-222）を30mm間隔で貼付して筋放電を導出した。また、外果の中心に不関電極を貼付した。電極を貼付する部位はサンドペーパーで十分に皮膚の角質層を削り、電極貼付後、筋電図信号にノイズの混入がないことを確認した。トルクと筋電図の信号は1kHzのサンプリング周波数で前述と同様の方法でパーソナルコンピュータに記録した。

3. 分析

トルクおよび筋電図について、すべての収縮時の信号の中央部1s間を分析の対象とし、トルクおよび全波整流後の筋電図について分析区間の電圧の平均値を求めた（以下、それぞれの値をトルクおよび筋電図振幅と記す）。筋放電の周波数成分は、デジタル化された信号の512ポイントをハミング窓で高速フーリエ変換し、平均パワー周波

数 (mean power frequency: MPF) を求めた (Kwatny et al., 1970). 1-9, 11-19, 21-29, 31-39 および 41-49 回のそれぞれ 9 回の収縮について, トルク, 筋電図振幅および MPF の平均値を求めた.

神経系の興奮水準は, 10, 20, 30, 40 および 50 回目の収縮中およびそれぞれの収縮直後の弛緩中の電気刺激で誘発されたトルクから次式によって求めた.

$$\text{神経系の興奮水準} = \left(1 - \frac{\text{収縮中に誘発されたトルク}}{\text{弛緩中に誘発されたトルク}}\right) \times 100(\%) \text{ (Allen et al., 1995)}$$

弛緩中に電気刺激で誘発されたトルクについて, トルクのピーク値を単収縮トルクとして求めた. そして, トルクの増加が確認された時点からピーク値までの時間を収縮時間として, トルクのピーク値からピーク値の半分まで低下した時点を弛緩時間として求めた.

11-19, 21-29, 31-39 および 41-49 回のトルク, 筋電図振幅の平均値について, 1-9 回の平均値を初期値として, 初期値に対する割合を求めた. 20, 30, 40 および 50 回目の神経系の興奮水準, 単収縮トルク, 収縮時間および弛緩時間について, 10 回目の値を初期値として, 初期値に対する割合を求めた.

4. 統計

各データは平均値±標準偏差で表した. インターバル毎, すべての項目について, 反復回数の増加に伴う変化のパターン, すなわち, 反復回数の増加に伴う増減を調べるため, 反復回数を要因とした反復測定一元配置分散分析によって検定した. また, 反復回数とインターバルを要因とした場合の比較を反復測定二元配置分散分析で検定し, 各項目における反復回数の増加に伴う変化に及ぼすインターバルの影響を交互作用の有無から確認した. 本研究では運動後の変化に着目し, 交互作用が認められた場合, 反復運動の最終回の値, すなわち, トルク, 筋電図振幅および MPF の 41-49 回目の値, 神経系の興奮水準, 単収縮トルク, 収縮時間および弛緩時間の 50 回目の値について,

ボンフェローニの多重比較検定によってインターバル間の比較を行った. 有意水準は危険率 5% 未満とした.

III 結 果

30 秒インターバルでのトルクは, 運動終了まで初期値レベルが維持された. それに対し, 2, 4 および 10 秒インターバルでのトルクは, 初期値に対してそれぞれ $58.6 \pm 8.4\%$, $72.2 \pm 10.6\%$ および $83.3 \pm 12.1\%$ まで有意に低下した. また, トルク変化のパターンにはインターバルと反復回数との間に有意な交互作用が認められ, 30 秒インターバルと 2 および 4 秒インターバルとの間, ならびに 10 秒インターバルと 2 秒インターバルとの間に有意差が認められた (Fig. 2).

筋電図振幅の平均値は, 30 秒インターバルの場合に有意な変化は認められなかった. 一方, 2, 4 および 10 秒インターバルでの筋電図振幅の平均値は, 運動の継続に伴い, 初期値に対して, MG では $58.2 \pm 12.0\%$, $75.2 \pm 23.0\%$, $79.5 \pm 23.0\%$, LG では $58.6 \pm 10.5\%$, $67.1 \pm 12.2\%$, $82.1 \pm 25.4\%$, Sol では $63.4 \pm 13.2\%$, $76.3 \pm 11.5\%$, $78.2 \pm 19.9\%$ まで有意に低下し, トルクと並行した変化を示した. また, 筋電図振幅変化 (平均値の変化) のパターンには, インターバルと反復回数との間に有意な交互作用が認められ, MG, LG および Sol において, 30 秒インターバルと 2 秒インターバルとの間に有意差が認められた. また, LG において, 10 秒インターバルと 2 秒インターバルとの間に有意差が認められた (Fig. 3).

神経系の興奮水準は, 30 秒インターバルの場合に有意な変化は認められなかった. しかし, 2, 4 および 10 秒インターバルでは, 初期値に対して, それぞれ $75.5 \pm 7.9\%$, $75.8 \pm 11.0\%$, $85.6 \pm 15.2\%$ まで有意に低下し, 間欠的最大筋収縮中の筋疲労における中枢性疲労の関与を示唆する先行研究に一致した (McKenzie and Gandevia, 1991; Taylor et al., 2000; Nordlund et al., 2003). また, 神経系の興奮水準変化のパターンにはインターバルと反復回数との間に有意な交互作用が認められ, 30 秒インター

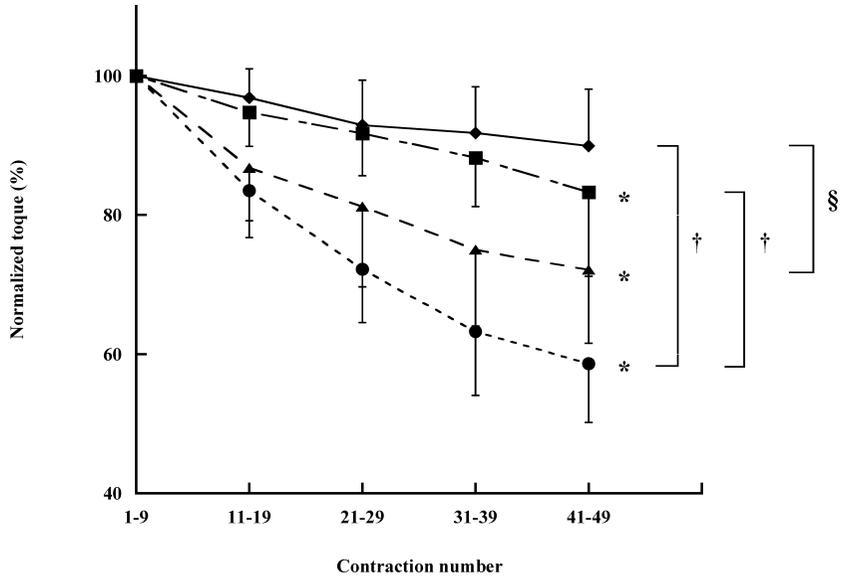


Fig. 2. Changes in voluntary plantar flexion torque during the fatigue test with 2 (●), 4 (▲), 10 (■) and 30s (◆) intervals. Data were pooled for consecutive sets of 9 contractions over subjects.

*Significantly different from the initial value (average of 1-9 contractions), †Significantly different from 2s interval test,

‡Significantly different from 4s interval test.

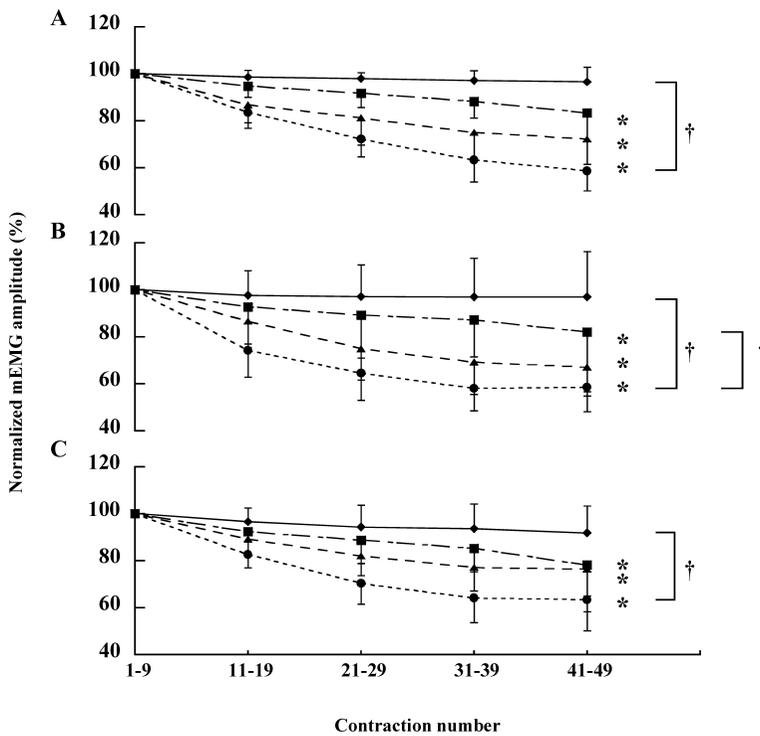


Fig. 3. Changes in mEMG (average of 1s during contraction) of MG (A), LG (B) and Sol (C) during the fatigue test with 2 (●), 4 (▲), 10 (■) and 30s (◆) intervals. Data were pooled for consecutive sets of 9 contractions over subjects.

*Significantly different from the initial value (average of 1-9 contractions), †Significantly different from 2s interval test.

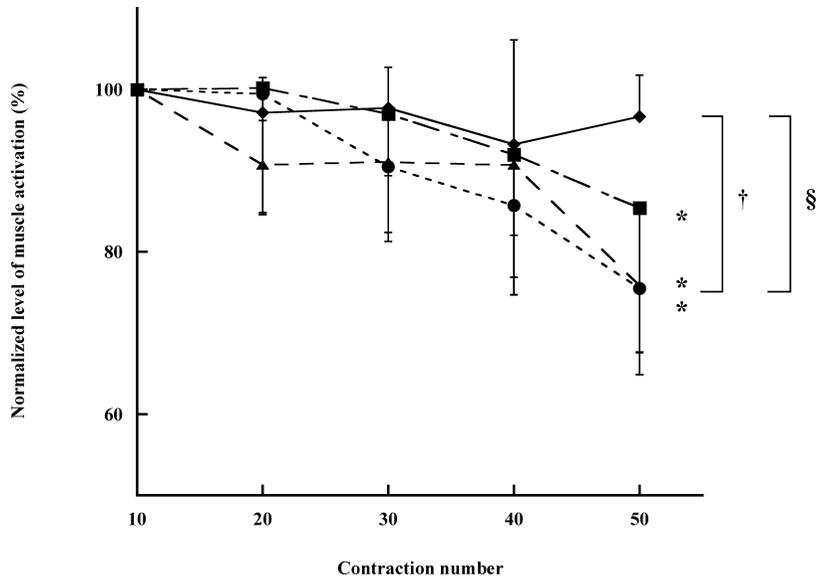


Fig. 4. Changes in voluntary activation during the fatigue test with 2 (●), 4 (▲), 10 (■) and 30 s (◆) intervals, Voluntary activation= $[1 - (\text{increment of torque by twitch during maximal voluntary contraction}) / (\text{twitch torque during relaxation})] \times 100(\%)$. *Significantly different from the initial value after 10th contraction, †Significantly different from 2 s interval test, §Significantly different from 4 s interval test.

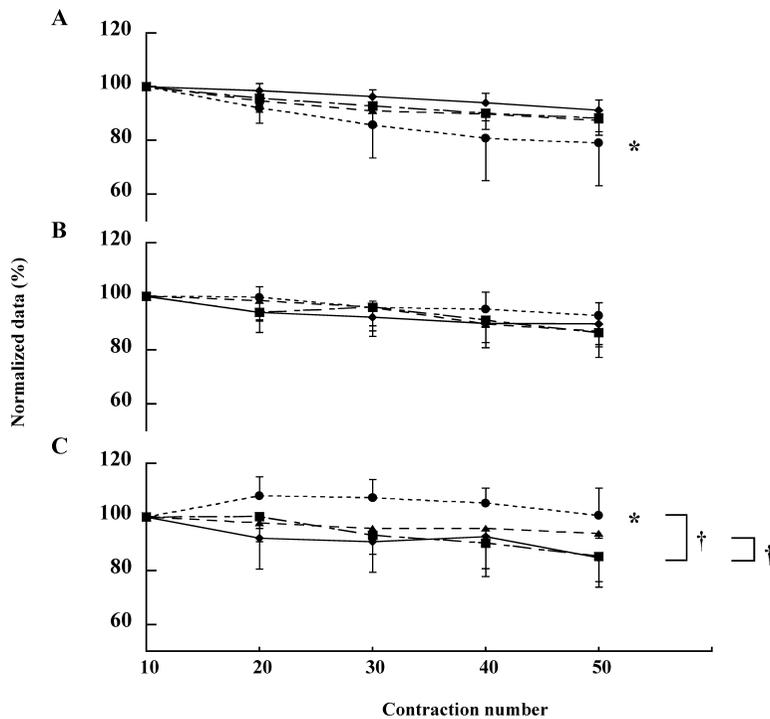


Fig. 5. Changes in torque (A), time to peak torque (B) and half-relaxation time (the elapsed time from the peak to 50% of peak) (C) of twitch during the fatigue test with 2 (●), 4 (▲), 10 (■) and 30 s (◆) intervals. Average data of all subjects. *Significantly different from the initial value after 10th contraction, †Significantly different from 2 s interval test.

バルと2および4秒インターバルとの間に有意差が認められた (Fig. 4).

単収縮トルクは、2秒インターバルでのみ初期値に対して79.1±15.9%まで有意に低下した。その他のインターバルでは明確な変化が認められなかった (Fig. 5A)。収縮時間は、どの試行にも初期値との間に有意な差異は認められなかった (Fig. 5B)。弛緩時間は、2秒インターバルでのみ初期値に対して有意に増加し、20回反復後の単収縮において、106.6±7.9%の弛緩時間の増加が認められた (Fig. 5C)。また、単収縮トルクおよび収縮時間変化のパターンには、インターバルと反復回数との間に有意な交互作用は認められなかった。一方、弛緩時間変化のパターンにおいて、インターバルと反復回数との間に有意な交互作用が認められた。そして、30および10秒インターバルとの間に有意差が認められた。その他のインターバル間には有意差が認められなかった。これは、2および4秒インターバルの間に、明確

な差異が観察されなかった被験者が存在したためであるが、本研究の結果は、そのような個人差を上回るインターバルの影響が30および10秒インターバルと2秒インターバルの間には存在したことを意味する。

MPFは、MGおよびLGが2秒インターバルでのみ初期値に対して有意な低下 (MG: 78.5±11.7%, LG: 84.7±13.5%)を示した。両筋ともMPF変化のパターンにはインターバルと反復回数との間に有意な交互作用が認められた。そして、MGにおいて、30秒インターバルと2秒インターバルとの間に有意差が認められた。また、LGにおいて、30、10および4秒インターバルと2秒インターバルとの間に有意差が認められた。しかし、その他のインターバル間には明確な差が認められなかった。Solは、すべてのインターバルで、運動の継続に伴う変化は認められなかった (Fig. 6)。

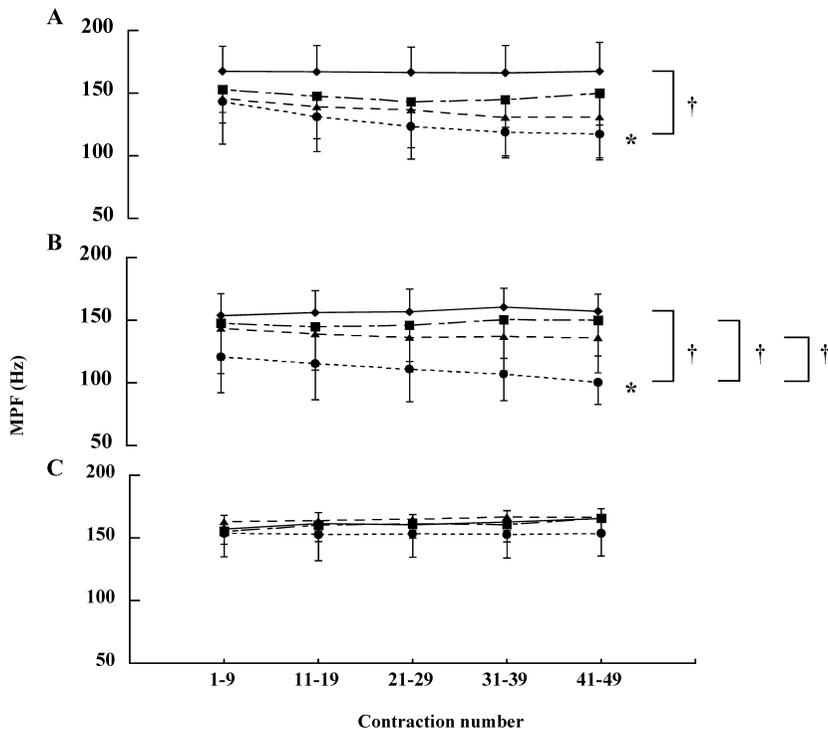


Fig. 6. Changes in MPF of MG (A), LG (B) and Sol (C) during the fatigue test with 2 (●), 4 (▲), 10 (■) and 30s (◆) intervals. Data were pooled for consecutive sets of 9 contractions over subjects.

*Significantly different from the initial value (average of 1-9 contractions), †Significantly different from 2 s interval test.

IV 考 察

本研究における主な知見は次の5点である。すなわち、(1) 足関節底屈トルクは、30秒インターバルで運動終了まで初期値がほぼ維持され、2, 4および10秒インターバルで運動の継続に伴って低下した。(2) MG, LG および Sol の筋電図振幅は、2, 4および10秒インターバルで運動の継続に伴って低下した。(3) 神経系の興奮水準は、2, 4および10秒インターバルで低下した。(4) 2秒インターバルでのみ弛緩中の単収縮トルクが低下し、弛緩時間が増加した。(5) 2秒インターバルでのみ MG および LG の MPF が低下した。これらの結果は、2秒間の最大等尺性収縮による間欠的足関節底屈運動において、30秒インターバルでは筋疲労が生じず、30秒より短いインターバルで筋疲労が生じる、そして、短いインターバルほど筋疲労が大きくなることを示唆する。また、筋疲労が生じた2, 4および10秒インターバルでは中枢性疲労が、2秒インターバルでは中枢性疲労と末梢性疲労の両者が生じ、インターバルによって、中枢性疲労と末梢性疲労の発現が異なることを示唆する。

トルクと筋電図振幅は、2, 4および10秒インターバルで運動の継続に伴う低下が認められた。そして、筋電図振幅はトルクとほぼ並行して変化した。この変化は3つの筋群 (MG, LG および Sol) で同様に認められ、インターバルが短いほど大きく低下した。運動中、力の低下に並行して筋電図振幅が低下する現象は最大筋収縮運動時に観察される (Bigland-Ritchie et al., 1983)。これは、神経筋接合部での伝達不全や筋線維活動電位の振幅低下が考えられている (Enoka et al., 1989)。一方、筋疲労が生じる筋活動において、速筋線維の選択的な疲労による単収縮力の低下あるいは弛緩速度の低下に対応して運動ニューロンの発火頻度が低下する「Muscle wisdom」と呼ばれる現象が存在することが指摘されている (Enoka and Stuart, 1992)。本研究で認められた筋電図の振幅の低下は、発揮される力に合わせて筋の興奮性が調節された結果

であり、直接、中枢性神経機構 (Central nervous system: CNS) の機能低下を示してはいない可能性もある。いずれにしても、2, 4秒インターバルの筋電図振幅が10秒インターバルより大きく低下したことから、インターバルの差異が筋収縮機能のみならず、CNSにも影響を及ぼすことが明らかになった。また、神経系の興奮水準において、4秒インターバルと10秒インターバルとの間に有意差は認められなかったが、2, 4秒インターバルでは、10秒インターバルより大きく低下した。先行研究において、間欠的肘関節屈曲運動のインターバルの長さとの神経系の興奮水準の間には相関関係が認められなかったと報告されている (McKenzie and Gandevia, 1991)。しかし、最大随意筋収縮中の筋の興奮の程度や中枢性疲労の発現は、筋群によって異なることが示唆されている (Belanger and McComas, 1981; McKenzie et al., 1992; Allen et al., 1998)。それゆえ、足関節底屈運動と肘関節屈曲運動では、インターバルの長さとの中枢性疲労の関係が異なることも考えられる。いずれにしても、筋電図振幅と神経系の興奮水準の低下という本研究の結果から、10秒以下のインターバルでの間欠的筋収縮では、神経系の興奮水準と筋活動の両方の低下が引き起こされることが推察される。しかし、2秒インターバルと4秒インターバルの間には明らかな差異が認められなかったことから、2秒間の最大随意足関節底屈運動では、4秒以上のインターバルにおいてインターバルが短くなるほど中枢性疲労も拡大すると推察される。

2秒インターバルにおいて、単収縮トルクが低下したときの筋活動電位 (M波) には変化が認められなかった。先行研究においても、間欠的足関節底屈運動中のM波に変化が認められなかったことが報告されている (Kawakami et al., 2000; Nordlund et al., 2003)。このことは、単収縮トルクの低下は、神経一筋間の伝達不全や筋内膜の興奮性の低下 (Behm and St-Pierre, 1997) ではなく、筋の興奮収縮連関の不全を反映しているものと推察される。また、筋の収縮・弛緩は、筋原線維内の Ca^{2+} 濃度によって、前者は受動的に、後者は能動的に調整されており (Vøllestad et al., 1997; Ørtenblad et al.,

2000; 和田ほか, 2006), 弛緩時間の延長は筋小胞体への Ca^{2+} の再取り込み速度の低下によるものであることが推察される。さらに, 単収縮中には筋腱相互作用によって筋線維の短縮および伸長が生じることが示されている (Oda et al., 2007)。筋収縮の連続による腱組織の力学的特性の変化を原因とする筋線維伸長速度の低下が弛緩時間の延長となって現れた可能性を指摘することもできる。この点については収縮中の筋線維動態に着目した今後のさらなる検討が必要であろう。

筋が収縮するとき, 筋内圧が増加し, 筋内から血液が流出し, 弛緩中に血液が筋内へ流入する。間欠的筋収縮ではインターバルにより筋内へ流入する血液量に差異が生じ, インターバルが短いほど筋内の血液量が減少することが考えられる (Bigland-Ritchie and Woods, 1984)。また, 収縮時間とインターバルが短いとき, すなわち, 筋収縮の頻度が高いとき, ATP の利用率が高まることが報告されている (Chasiotis et al., 1987; Bergström and Hultman, 1988)。そこで, 短いインターバルでは筋収縮の頻度が高く, ATP の利用率が高まるため, 長いインターバル (低い筋収縮頻度) より ATP の消費が大きくなることも推察される。さらに, 筋内血液量と筋の収縮機能の関係に係わる要因として, 血流が制限された場合, 筋内で産生された H^+ が蓄積すること (Metzger and Moss, 1990) や収縮時に筋内から放出される K^+ の補填が妨げられることが示唆されている (Sjøgaard et al., 1988)。そこで, 2 秒インターバルでは筋内 ATP が大きく低下すること, また, 筋への血流が制限されることに伴い, 筋内の H^+ の除去や K^+ の補填が妨げられることによって, 筋収縮機能の低下が引き起こされることも推察される。

2 秒インターバルでは, MG および LG の MPF が低周波帯域へ移行することが認められた。MPF は, 筋疲労の進行に伴って低周波帯域へ移行することが報告されている (Madeleine et al., 2002; Orizio et al., 2003)。この変化には, 1) 運動単位活動電位の形状変化, 2) 活動電位の伝導速度の変化, 3) 運動単位の発火の同期化, 4) 運動単位の発火頻度の変化が反映されている (Bigland-Ritchie et al.,

1992)。さらに, 筋内の血液量の変化が MPF に影響を及ぼすことも示唆されている (Merletti et al., 1984; De Luca, 1997)。そこで, 2 秒インターバルの筋疲労には, 腓腹筋で運動単位の活動電位の形状変化, 運動単位の発火の同期化, 運動単位の発火頻度の変化や伝導速度の低下, さらに筋内血液量の低下の影響も含まれていると推察される。一方, Sol には運動の継続に伴う変化が認められなかった。Sol は腓腹筋に比べて遅筋タイプの筋線維が多く分布し, かつ, 遅筋タイプの筋線維は, 速筋タイプよりも疲労耐性が高いことが報告されている (Caffier et al., 1992; Fitts, 1994)。そこで, MG および LG と Sol の MPF に認められた差異には, 筋線維タイプの差異も反映されていると考えられる。MPF の低下から運動単位の発火頻度の低下の関与が推察されるが, 単収縮トルクの減少と弛緩時間の延長と連動した運動単位の発火頻度の低下には, 前述した Muscle wisdom も反映されている (Enoka and Stuart, 1992)。本研究において, 2 秒インターバル中に単収縮トルクの低下および弛緩時間の延長が認められたことから, 2 秒インターバルにおいて, 末梢性疲労が生じたことが考えられる。また, 統計的に有意な変化は認められなかったが, 短いインターバルほど, 単収縮トルク, MG および LG の MPF の低下が大きく, 4 および 10 秒インターバルにおいても末梢性疲労が生じたと推察される。

本研究の結果, 最大足関節底屈運動中に生じる筋疲労について, 30 秒インターバルは筋疲労が生じなかったこと, 10 秒インターバルでも中枢性疲労が推察されたこと, また, 2 秒インターバルに中枢性および末梢性疲労の両者が確認されたことから, インターバルの長さや中枢性および末梢性疲労との関連性が示唆される。そして, これらの知見は, トレーニングや研究の目的に合わせたインターバルの設定に役立つものと考えられる。

V ま と め

本研究は, 等尺性最大足底屈運動を 2, 4, 10 および 30 秒間のインターバルで 50 回反復した際のト

ルク、神経興奮水準、下腿三頭筋の筋放電量の変化を捉え、収縮間インターバル（インターバル）の変化が中枢性および末梢性疲労に及ぼす影響について検討することを目的とした。その主な結果は以下の通りであった。

1) 等尺性足底屈トルクおよびその他の測定値において、30秒インターバルでは運動の継続に伴う変化は認められなかった。一方、2, 4および10秒インターバルにおいて、トルク、筋電図振幅および神経系の興奮水準は運動の継続に伴って低下し、短いインターバルほど大きく低下した。

2) 2秒インターバルにおいて、単収縮のトルクが低下し、弛緩時間（Half-relaxation time）が増加した。

3) 2秒インターバルにおいて、腓腹筋の平均パワー周波数が低周波帯域へ移行した。しかし、その他のインターバルでは明らかな変化が認められなかった。

以上の結果から、最大等尺性収縮による間欠的足関節底屈運動において、インターバルによって中枢性疲労と末梢性疲労の発現が異なり、インターバルが短くなるほど中枢性疲労に末梢性疲労が加わることで筋疲労が亢進すると推察された。

文 献

- Allen, G. M., Gandevia, S. C. and McKenzie, D. K. (1995) Reliability of measurements of muscle strength and voluntary activation using twitch interpolation. *Muscle Nerve*, 18: 593–600.
- Allen, G. A., Gandevia, S. C. and McKenzie, D. K. (1998) Twitch interpolation of the elbow flexor muscles at high forces. *Muscle Nerve*, 21: 318–328.
- Asmussen, E. (1979) Muscle fatigue. *Med. Sci. Sports*, 11: 313–321.
- Belanger, A. V. and McComas, A. J. (1981) Extent of motor unit activation during effort. *J. Appl. Physiol.*, 51: 1131–1135.
- Behm, D. G. and St-Pierre, D. M. M. (1997) Effects of fatigue duration and muscle type on voluntary and evoked contractile properties. *J. Appl. Physiol.*, 82: 1654–1661.
- Bellemare, F. and Garzaniti, N. (1988) Failure of neuromuscular propagation during human maximal voluntary contraction. *J. Appl. Physiol.*, 64: 1084–1093.
- Bergström, M. and Hultman, E. (1988) Energy cost and fatigue during intermittent electrical stimulation of human skeletal muscle. *J. Appl. Physiol.*, 65: 1500–1505.
- Bigland-Ritchie, B. (1981) EMG/Force relations and fatigue of human voluntary contractions. *Exerc. Sport Sci. Rev.*, 9: 75–117.
- Bigland-Ritchie, B., Johansson, R., Lippold, O. C. J. and Woods, J. J. (1983) Contractile speed and EMG changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions. *J. Neurophysiol.*, 50: 313–324.
- Bigland-Ritchie, B. and Woods, J. J. (1984) Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve*, 7: 691–699.
- Caffier, G., Rehfeldt, H., Kramer, H. and Mucke, R. (1992) Fatigue during sustained maximal voluntary contraction different muscles in humans: dependence on fibre type and body posture. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 64: 237–243.
- Chasiotis, D., Bergström, M. and Hultman, E. (1987) ATP utilization and force during intermittent and continuous muscle contractions. *J. Appl. Physiol.*, 63: 167–174.
- De Luca, C. J. (1997) The use of surface electromyography in biomechanics. *J. Appl. Biomech.*, 13: 135–163.
- Enoka, R. M., Robinson, G. A. and Kossev, A. R. (1989) Task and fatigue effects on low-threshold motor units in human hand muscle. *J. Neurophysiol.*, 62: 1344–1359.
- Enoka, R. M. and Stuart, D. G. (1992) Neurobiology of muscle fatigue. *J. Appl. Physiol.*, 72: 1631–1648.
- Fitts, R. H. (1994) Cellular mechanisms of muscle fatigue. *Physiol. Rev.*, 74: 49–94.
- Fuglevand, A. J., Zackowski, K. M., Huey, K. A. and Enoka, R. M. (1993) Impairment of neuromuscular propagation during human fatiguing contraction at submaximal forces. *J. Physiol.*, 460: 549–572.
- Gibson, H. and Edwards, R. H. T. (1985) Muscular exercise and fatigue. *Sports Med.*, 2: 120–132.
- Kawakami, Y., Amemiya, K., Kanehisa, H., Ikegawa, S. and Fukunaga, T. (2000) Fatigue responses of human triceps surae muscles during repetitive maximal isometric contractions. *J. Appl. Physiol.*, 88: 1969–1975.
- Kwatny, E., Thomas, D. H. and Kwatny, H. G. (1970) An application of signal processing techniques to the study of myoelectric signals. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* vol. BME 17:

- 303–312.
- Madeleine, P., Farina, D., Merletti, R. and Arendt-Nielsen, L. (2002) Upper trapezius muscle mechanomyographic and electromyographic activity in humans during low force fatiguing and non-fatiguing contractions. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 87: 327–336.
- McKenzie, D. K. and Gandevia, S. C. (1991) Recovery from fatigue of human diaphragm and limb muscles. *Respir. Physiol.*, 84: 49–60.
- Merletti, R., Sabbahi, M. A. and De Luca, C. J. (1984) Median frequency of the myoelectric signal. Effects of ischemia and cooling. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 52: 258–265.
- Merton, P. A. (1954) Voluntary strength and fatigue. *J. Physiol.*, 123: 553–564.
- Metzger, J. M. and Moss, R. L. (1990) Effects on tension and stiffness due to reduced pH in mammalian fast- and slow-twitch skinned skeletal muscle fibers. *J. Physiol.*, 428: 751–764.
- Nordlund, M. M., Thorstensson, A. and Cresswell, A. G. (2004) Central and peripheral contributions to fatigue in relation to level of activation during repeated maximal voluntary isometric plantar flexions. *J. Appl. Physiol.*, 96: 218–225.
- Oda, T., Kanehisa, H., Chino, K., Kurihara, T., Nagayoshi, T., Fukunaga, T. and Kawakami, Y. (2007) In vivo behavior of muscle fascicles and tendinous tissues of human gastrocnemius and soleus muscles during twitch contraction. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 17: 587–595.
- Orizio, C., Gobbo, M., Diemont, B., Esposito, F. and Veicsteinas, A. (2003) The surface mechanomyogram as a tool to describe the influence of fatigue on biceps brachii motor unit activation strategy. Historical basis and novel evidence. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 90: 326–336.
- Ørtenblad, N., Sjøgaard, G. and Madsen, K. (2000) Impaired sarcoplasmic reticulum Ca^{2+} release rate after fatiguing stimulation in rat skeletal muscle. *J. Appl. Physiol.*, 89: 210–217.
- Sjøgaard, G., Savard, G. and Juel, C. (1988) Muscle blood flow during isometric activity and its relation to muscle fatigue. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 57: 327–335.
- Taylor, J. L., Allen, G. M., Butler, J. E. and Gandevia, S. C. (2000) Supraspinal fatigue during intermittent maximal voluntary contractions of the human elbow flexors. *J. Appl. Physiol.*, 89: 305–313.
- Vøllestad, N. K., Sejersted, I. and Saugen, E. (1997) Mechanical behavior of skeletal muscle during intermittent voluntary isometric contractions in humans. *J. Appl. Physiol.* 83: 1557–1565.
- 和田正信・坂本 誠・杉山美奈子・松永 智 (2006) 高強度運動における筋疲労の要因：無機リン酸，グリコーゲンおよび活性酸素種の影響. *体育学研究*, 51: 399–408.

(平成19年5月11日受付)
(平成19年11月24日受理)