

Twitch Interpolation Technique を応用した筋の随意的動員度と 疲労耐性の評価に関する研究

山田 洋* 木塚朝博** 増田 正**
木竜 徹*** 岡田守彦****

EVALUATION OF VOLUNTARY MUSCLE ACTIVATION AND TOLERANCE FOR FATIGUE USING TWITCH INTERPOLATION TECHNIQUE

HIROSHI YAMADA, TOMOHIRO KIZUKA, TADASHI MASUDA, TORU KIRYU and MORIHIKO OKADA

Abstract

The purpose of this study is to examine the validity of muscle fatigue evaluation using maximum voluntary torque (MVT), and to identify the dependence of individual's tolerance for fatigue on the capacity to exert MVT. In 14 young male subjects (10 regular exercisers and 4 sedentary), MVT was measured during isometric knee extension, and voluntary activation (VA), which reflects motor unit activation, was evaluated using the twitch interpolation technique. In addition, the maximum endurance time (ET) was measured, and behavior of the mean power frequency (MPF) and the average rectified value (ARV) of surface EMGs from the vastus lateralis muscle were analyzed during constant force isometric contractions of 60% MVT (short-duration fatigue task ; SDF task) and 20% MVT (long-duration fatigue task ; LDF task). Correlations were examined among these five variables. The results were as follows :

- 1) Subjects were divided into a high voluntary activation group (HVA group) and a low voluntary activation group (LVA group). Four sedentary subjects were included in the latter group.
- 2) MVT was significantly larger in the HVA group than in the LVA group ($p < 0.01$). A significant positive correlation ($r = 0.72$) was found between MVT and VA ($p < 0.01$).
- 3) A significant negative correlation ($r = -0.71$) was found between MVT and endurance time (ET) for the LDF task ($p < 0.01$). The ET was significantly longer in the LVA group than in the HVA group ($p < 0.01$).
- 4) The MPF of voluntary EMG decreased consistently, as ARV increased during isometric contraction in both tasks ($p < 0.01$), indicating the development of fatigue in the muscle. The final change of MPF relative to the initial value was significantly greater in the SDF task than in the LDF task ($p < 0.05$).
- 5) A significant correlation ($r = -0.83$) was seen between the relative change in MPF and ARV in the SDF task ($p < 0.01$).
- 6) For the SDF task, the final change of MPF and ARV relative to the initial value was significantly greater in the LVA group than in the HVA group ($p < 0.05$).

These results indicate that tolerance for local muscle fatigue usually evaluated as maximum endurance time, may depend on individual differences in VA, the VA, in turn, depending on adaptation to exercise, and that there appears to exist a corresponding adaptative strategy of the neuromuscular system during fatiguing contractions. Usefulness of our procedure using the twitch interpolation technique in evaluating muscle fatigue was also suggested.

(*Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med.* 2000, 49 : 315~328)

key words : twitch interpolation technique, muscle fatigue, mean power frequency, average rectified value, voluntary activation, endurance time

*筑波大学大学院体育科学研究科
〒305-8574 つくば市天王台1-1-1

**工業技術院生命工学工業技術研究所
〒305-8566 つくば市東1-1

***新潟大学大学院自然科学研究科
〒950-2181 新潟市2の町五十嵐8050

****筑波大学先端学際領域研究センター
〒305-8577 つくば市天王台1-1-1

*Graduate School of Health and Sport Sciences, University of Tsukuba,
Tennodai 1-1-1, Tsukuba-shi, 305-8574*

*National Institute of Bioscience and Human Technology, Higashi 1-1,
Tsukuba-shi, 305-8566*

*Graduate School of Science and Technology, Niigata University, Ikarashi
8050, Ninocho, Niigata-shi, 950-2181*

*Center for Tsukuba Advanced Research Alliance, University of
Tsukuba, Tennodai 1-1-1, Tsukuba-shi, 305-8577*

I. 緒 言

体育・スポーツ科学における筋疲労は、パフォーマンス向上のためのトレーニング、コンディショニング、あるいは傷害予防等の立場から、重要な研究課題のひとつである。そのため、筋疲労の定量的な測定、その進行や回復経過の評価法、および疲労耐性の個人差の把握のための手法の開発が求められている¹⁾。この筋疲労の発現や疲労耐性の評価はパフォーマンスの低下を指標とするのが一般的であり、筋力の低下率、筋力持久時間や持続回数の計測が行われてきている²⁻⁵⁾。これらを各個人間で比較するためには、負荷のレベルを揃える必要があるが、これは一般に最大随意収縮(maximum voluntary contraction; MVC)での出力を基準とする比率(%MVC)でなされている⁶⁾。その場合、パフォーマンスの低下や疲労耐性の個人差の主因は筋線維組成やエネルギー利用率の違い等にもとめられることが多い⁷⁻¹⁰⁾。

一方、近年表面筋電図による疲労発現と進行、疲労耐性に関する研究が行われるようになり¹¹⁾、%MVCによる負荷を課した時の表面筋電位のパワーの増大、パワースペクトルの低域シフト等が指標として用いられている¹²⁻¹⁶⁾。パワーの増大は主として運動単位(motor unit; MU)の動員に^{10,17)}、スペクトルの低域シフトは主として代謝産物の蓄積に基因する筋線維伝導速度の低下^{18,19)}、および運動単位発射の同期化等^{20,21)}に起因することが明らかにされている。これらの手法は比較的簡便であり、疲労時の筋の代謝状態や運動単位の振る舞いを非侵襲的に見積もることができること、しかも疲労の進行をリアルタイムに追跡できることから、その利用は拡がりつつあり、筋疲労モニタ等も考案されている²²⁾。

しかし、これらの研究では、いずれもMVCが基準となっているところが問題である。なぜなら、従来のMVCは上位中枢レベルでの抑制などの生理・心理的要因によって影響を受けるために、MVC測定法自体が問題を含んでいるからである。事実、トレーニングの有無によりMVC発揮時の努力度が異なるという報告²³⁾や、MVCが小

さい被験者ほど持久時間が長くなる等の報告がなされている²⁴⁾。

これらの問題を補う手法として、MVCと最大上電気刺激による収縮力を比較することが伝統的に行われてきている^{3,25)}。これらの手法を礎にBelanger and McComas²⁶⁾は、前脛骨筋、腓腹筋、大腿四頭筋を対象として異なったレベルでの等尺性収縮中に、随意収縮力に電気刺激により誘発された張力を重量させる手法(twitch interpolation technique; TI法)を用い、随意収縮におけるMUの動員の度合いをあらゆる随意的動員度(voluntary activation; VA)の見積もりを提案している。現在、このTI法は、筋力発揮時の心理的要因を取り除く手段として、また、随意的動員度を見積もる手段として多くの研究に用いられている²⁷⁻²⁹⁾。しかしながら、TI法を表面筋電図計測による疲労評価の負荷設定に組み込んだ研究はされておらず、VAの度合いが表面筋電図からみられた疲労進行過程にどのように影響をおよぼしているかについての吟味はなされていない。また、現行の疲労評価では、個人の疲労耐性の把握を試みた研究はほとんどみられないため、体育・スポーツ分野への応用には難点があるといえる。

そこで本研究はBelanger and McComas²⁶⁾の手法に従い、真の最大筋力を推定し、それを用いて局所筋疲労の評価法を再考することを研究の目的とした。そのためにTI法と表面筋電位計測を組み合わせ、膝の伸展運動についてMVC時の筋出力とMUの動員能力を反映するVAの関係を検討した。さらにVAの高い群と低い群を対象として、一定力・等尺性収縮中の外側広筋より表面筋電位を導出し、疲労進行にともなう表面筋電位パラメータの変化動態を比較検討した。

II. 方 法

A) 被験者と実験設定

被験者はT大学に所属する健康な男子学生14名で、年齢は21~29歳(身長176.2±5.5cm、体重72.9±6.0kg)であった。被験者にはあらかじめ実験の趣旨を説明したうえで了承を得た。被験者は全て右利きで、10名は大学まで定期的にスポー

ツを行ってきたスポーツ経験者, 残り4名はこれまで定期的なスポーツ経験のない者であった. 実験の概略を図1に示す. 等速性筋収縮装置

(Cybex770-NORM, Cybex社製)を用いて, 被験者に随意等尺性膝伸展を行わせ, 同時に外部より電気刺激を加え, 外側広筋の表面筋電図と表面お

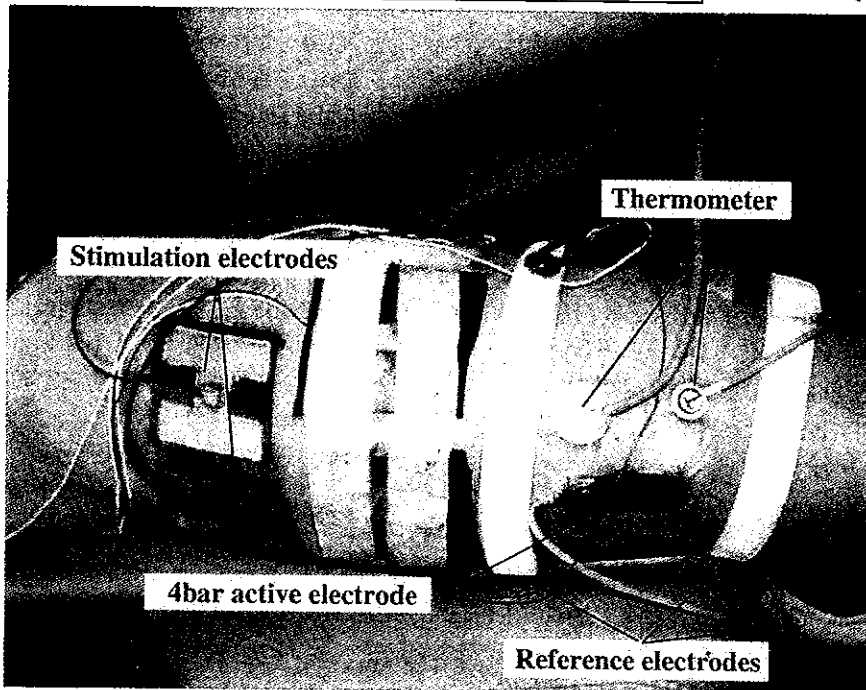
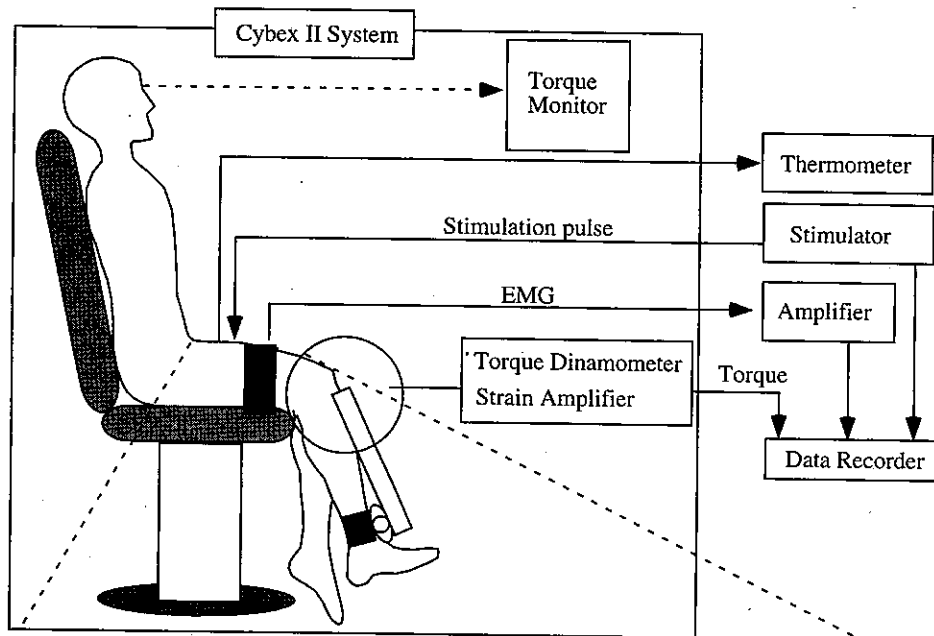


Fig. 1. Experimental set up for recording muscular torque, EMGs and muscle temperature as well as stimulating the vastus lateralis muscle (above), and arrangement of pick-up and stimulation electrodes over the muscle (below).

よび深部温を記録した。実験は全ての被験者において右足を対象として行った。被験者は前方のディスプレイに表示された膝関節伸展トルクをモニタし、視覚フィードバックにより一定トルクを維持した。

B) 電気刺激

生体電気刺激装置(EMG ELECTRONIC STIMULATOR SEM-4201, 日本光電社製)を用い、60 mm×60 mmの導電ゴム性パッドを刺激電極として、外側広筋上のモーター・ポイントを刺激した²⁷⁾。モーター・ポイントの同定は、Masuda³⁰⁾の手法を基に、電気刺激により筋線維上の誘発波の伝播がより顕著に認められ、かつ最も低い電圧で反応がみられる部位とした¹¹⁾。なお、従来のTI法では単収縮力(twitch force)を用いるのが主流であるが、膝の伸展については、単収縮による張力は随意の張力に比べて極めて小さいために頻発刺激による強縮収縮力(tetanic force)を用いた。刺激パルスは持続時間 0.1 msec の矩形波で、刺激は 30 Hz、8 発トレイン刺激を 5 秒間隔で行った^{28,29)}。刺激強度は、誘発電位の振幅が変化しない最大上強度を被験者毎に決定し、その値は 70 ~ 300 V の範囲にわたっていた。

C) プロトコール

各試技に先立ち、被験者に約3秒間の MVC による等尺性膝伸展を行わせ、発揮トルク(maximum voluntary torque: MVT)を測定した。膝関節角度は日本整形外科学会の基準による膝関節角度75度(膝完全伸展位を 0 度とし、大腿長軸の延長線と下腿長軸のなす角度)とした。試技は3分間の休息をはさんで2回行った。

10分間の休息後、VAを算出するために、計測した MVT の 20%、40%、60%、80%、100% トルクをランダムに5秒間発揮させ、同時に外部より電気刺激を加え、随意トルクに重畳する強縮トルク(superimposed tetanic torque; STT)を記録した(VAテスト)。なお、各試技の前後に随意収縮なしの電気刺激による強縮トルク(resting tetanic torque; RTT)を記録した(図2A)。

さらに10分間の休息後、60% MVC (short duration fatigue task; SDF 課題) および 20% MVC (long duration fatigue task; LDF 課題)の強度の疲労課題を行った。疲労課題は、各試技において被験者が発揮トルクの目標レベルを維持できなくなるまで行わせ、臨界点(failure point; FP)はターゲットの-10%とし、収縮開始から FP までの時間を持久時間(endurance time; ET)とした。試技はランダムに行い、各試技の間には30分以上の休息をとった。なお、各課題の前後に RTT を記録した。

D) 筋電位と温度の記録方法

筋電位導出電極には4線アレイ型アクティブ電極(DEM社)を用い、隣接した線より3チャンネルを差動導出した。得られた筋電位データは時定数0.03秒、高域遮断周波数1kHzで増幅後、電気刺激のトリガー信号、発揮トルクとともにデータレコーダ(SONY Data Recorder PC 208 Ax, SONY社製)に記録した。被験筋の表面温と深部温は温度計(コアテンプ, テルモ社製)によりモニタした。記録した筋電位データは、サンプリング周波数2kHz、12bitでA/D変換した。なお、収縮開始直後は発揮張力が安定しないために、VAテストと疲労課題では、発揮トルクが目標レベルに達してからのデータを解析に用いた。

E) 解析方法

波形解析処理を施す際に、電気刺激により誘発されたトルクとその背景で行われている随意トルクおよびEMGを解析の基本単位とした(図2)。VAテストの解析区間は随意トルクおよびEMGについては、電気刺激トリガー前の1000 msec から800 msecを、誘発トルクおよびEMGについてはトリガー後5 msec から200 msecとした。各被験者のVAはBelanger et al.²⁶⁾の方法に従い、以下の式によって算出した。

$$VA = \{1 - (STT/RTT)\} \times 100$$

疲労課題の解析区間は、随意パラメータについては電気刺激トリガー前9000 msecから8000

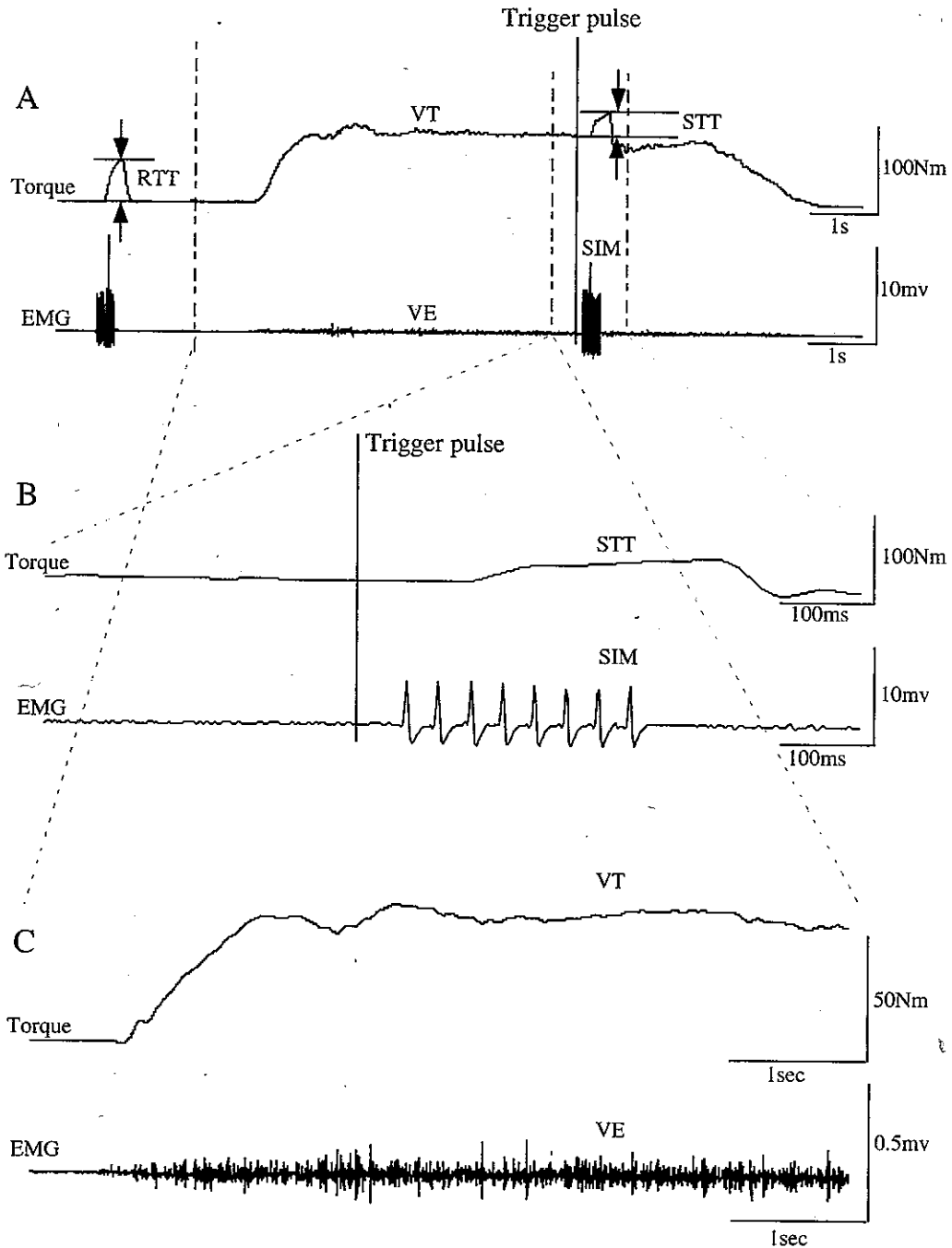


Fig. 2. Parameters analyzed for knee extension torque and surface EMG. A: Voluntary and evoked parameter of twitch interpolation technique. RTT; resting tetanic torque, STT; superimposed tetanic torque, VT; Voluntary torque, VE; voluntary EMG, SIM; superimposed M-wave. B: Superimposed tetanic torque and M-wave. C: Voluntary torque and EMG.

msec を, 誘発パラメータについてはトリガー後 5 msec から 200 msec とした. EMG は全波整流後の時間当たりの平均値 (average rectified value; ARV) を算出するとともに, 高速フーリエ変換によりパワースペクトルを求め, その平均周波数 (mean power frequency; MPF) を算出した.

F) 統計処理

データは平均値±標準偏差として示した. 各パラメータ間の相関関係については, ピアソンの積率相関分析を用い, 二群間の平均値±標準偏差の比較には Student の t-test を用いた. いずれの検定も有意水準は 5% 未満とした.

Ⅲ. 結 果

A) MVT と VA の関係

図 3 は VA テストにおける MVT と STT の関係について, 対照的な 2 例の結果を示している. いずれの場合も STT が収縮レベルの増大にともない, 徐々に小さくなっていくが, A の例では STT が収縮レベルの増大にともない徐々に小さくなり, 80% MVC レベルではほぼ消失するのに対し, B の例では STT が 100% MVC レベルでも識別できる.

MVC 時は筋力の維持が困難であったり, 震えなどの影響が大きくなるため MVC 時の VA の

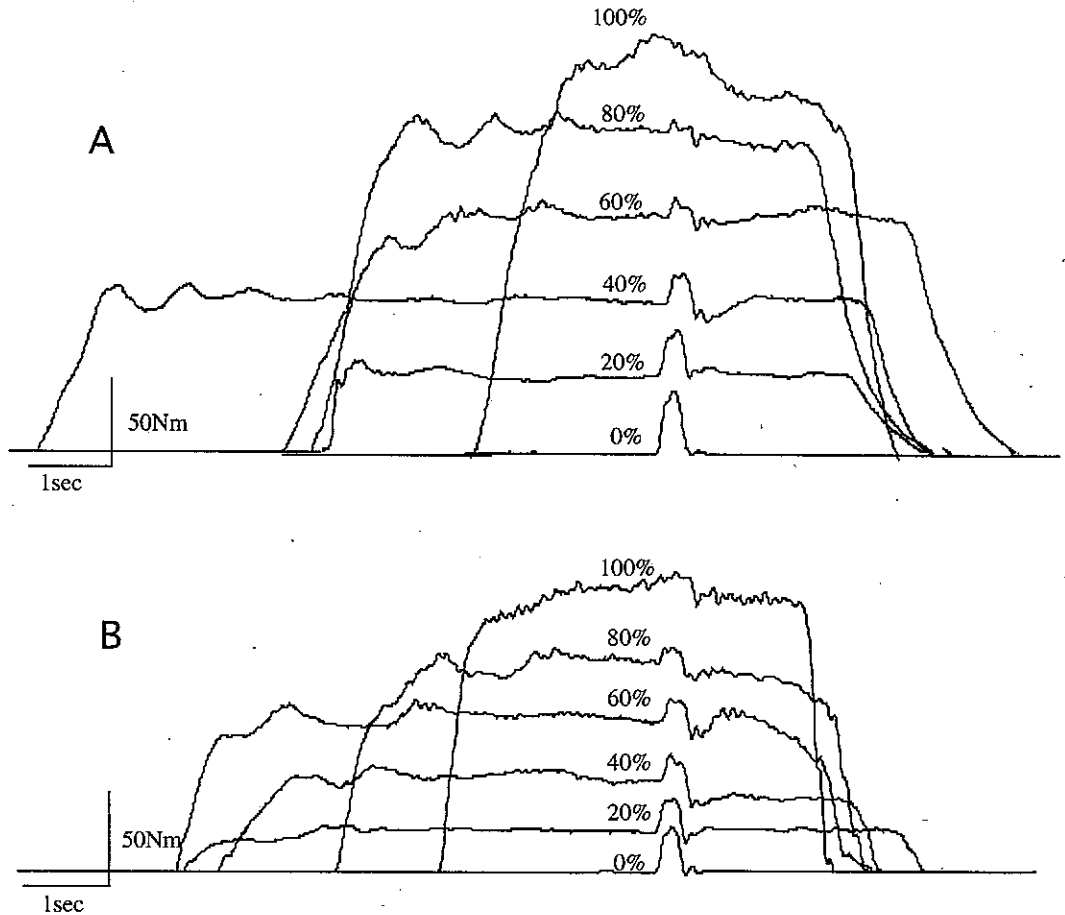


Fig. 3. Relationships between voluntary torque and superimposed tetanic torque at each contraction level. Typical examples of high voluntary activation (A) and low voluntary activation (B).

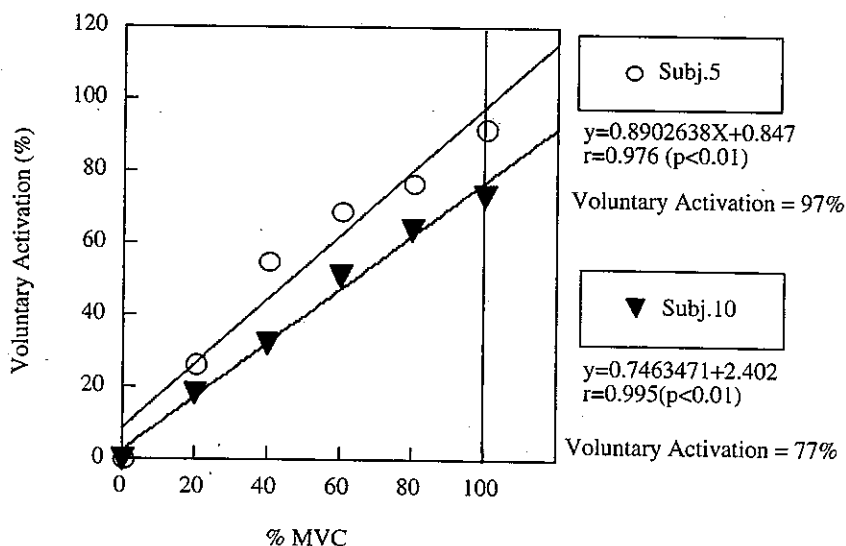


Fig. 4. Typical patterns of voluntary activation in two subjects calculated from relationship between resting tetanic torque and superimposed tetanic torque at each contraction level.

みを単独に用いるのには危険がともなう。そのため、各収縮強度において随意的動員率 VA をプロットし、回帰直線より MVC 時における VA を算出した。図 4 は図 3 の 2 例について、これらを示したものである。いずれも収縮力の増大にとまない VA がほぼ直線的に増大するが、MVC に

おける VA に 20% 程度の差があることがわかる。算出した VA の平均値が 80.2% であったこと、および先行研究の結果³⁾をふまえて MVC 時に VA 80% 以上で筋力を発揮できている被験者、すなわち、高度に MU を動員できている被験者を高動員群 (high voluntary activation 群; HVA 群)、そうでない被験者を低動員群 (low voluntary activation 群; LVA 群) とした (図 5)。なお、非運動経験者 4 名はすべて後者に含まれた。最大随意トルク (MVT) は HVA 群で 236.7 ± 44.1 Nm, LVA 群で 137.2 ± 20.1 Nm であり、両群の差は有意であった ($p < 0.01$)。また、MVT と VA には正の相関関係が認められ ($r = 0.724$, $p < 0.01$)、VA の大きい被験者で MVT が大きかった。

B) MVT と ET の関係

図 6 は MVT と ET の関係を示している。SDF 課題における ET は HVA 群で 82.0 ± 25.8 秒, LVA 群で 114.9 ± 47.6 秒, 同様に LDF 課題で 807.3 ± 492.2 秒, 1258.3 ± 553.3 秒であり、LDF 課題における両群の ET にのみ有意差が認められた ($p < 0.05$)。LDF 課題では MVT が小さい被験

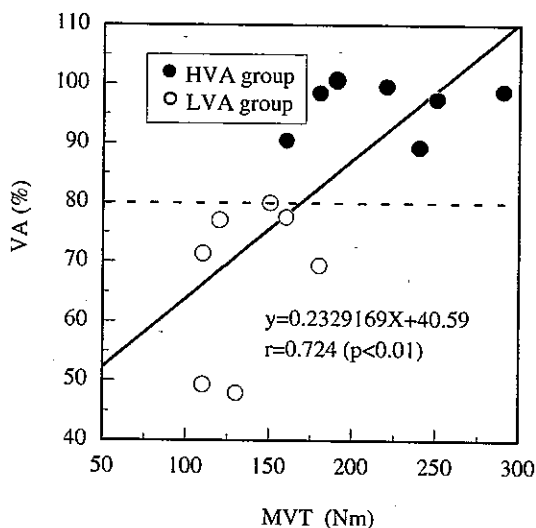


Fig. 5. Correlation across subjects between MVT and VA.

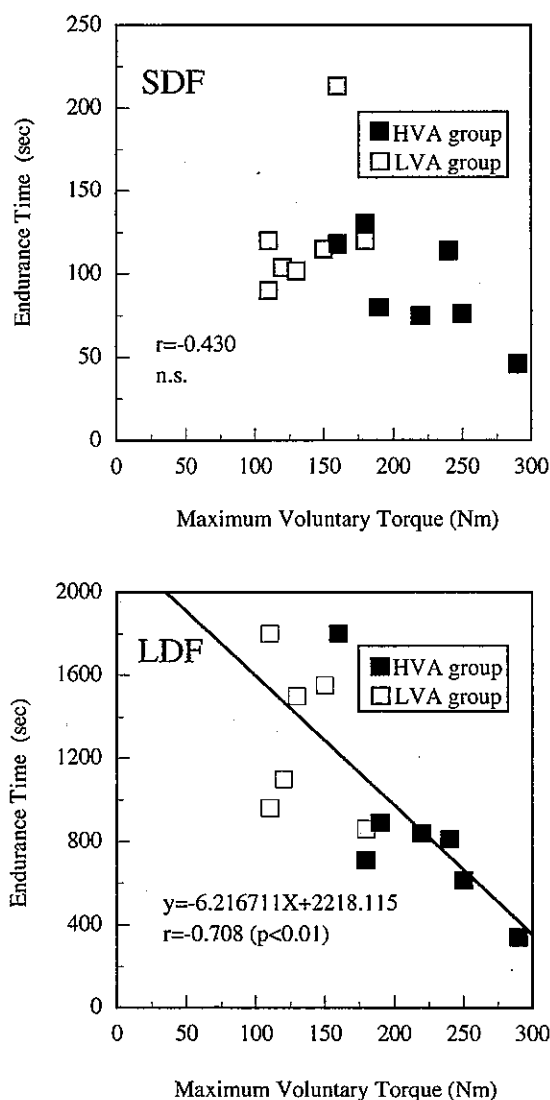


Fig. 6. Relationships between MVT and ET in SDF (above) and LDF (below) task.

者ほど ET が長く、両者の間に有意な負の相関関係 ($r = -0.708$, $p < 0.01$) が認められるが、SDF 課題では両者の間に有意な相関関係はみられなかった。

C) 収縮持続にともなう EMG の変化

疲労課題において、収縮の持続にともない MPF は直線的な低下を示し、ARV もまたほぼ直線的に増大したが、その変化傾向には個人差がみ

られた。このような疲労進行過程をより忠実に特徴づけるために、Mannion and Dolan³¹⁾の方法に従い、各 EMG パラメータの経時変化に回帰直線をあてはめて変化量を求め、FP における値を初期値に対する相対値 (%) で表した (表 1)。MPF は SDF 課題では $86.8 \pm 9.4\%$ 、LDF 課題においては $92.9 \pm 5.9\%$ といずれも初期値に比べ有意に低下したが、課題間における有意差は認められなかった。一方、ARV は SDF 課題では $175.7 \pm 72.5\%$ 、LDF 課題においては $167.1 \pm 91.2\%$ といずれも初期値に比べ有意に増大したが、課題間における差はやはり認められなかった。

図 7 は各疲労課題における MPF と ARV の変化率の相関関係を示している。SDF 課題では高い負の相関関係 ($p < 0.05$, $r = -0.830$) が認められたのに対し、LDF 課題では有意な相関関係を示さなかった。すなわち、SDF 課題においてのみ MPF の低下率が大きい被験者ほど ARV の増大率も大きかった。これら疲労にともなう EMG 変化の個人差を検討するために、図 8 は両課題における MPF、ARV および深部温 (MT) の最終変化率 (初期値に対する FP 値の % 表示) を HVA 群と LVA 群で比較している。MPF の低下率は SDF 課題において LVA 群で有意に大きかったが、LDF 課題においては有意差は認められなかった。また、ARV の増加率も同様の傾向を示した。深部温は両群間に差は認められなかったが、SDF 課題にくらべ、LDF 課題においてその上昇幅が有意に大きかった。

IV. 考 察

A) 随意的動員度 VA とパフォーマンスの関係
今回の実験における等尺性膝伸展運動について、VA の高い群 (HVA 群) と低い群 (LVA 群) がみられ、両群間で MVT や疲労耐性も異なっていた。VA の算出に影響を与える方法論的な問題として、電気刺激を加える部位および刺激強度などが指摘されている³²⁾。しかし、今回の実験では、モーターポイントの同定を十分に吟味していること、誘発筋電位の大きさが変化しない十分な刺激強度であったこと、さらに全ての被験者について

Table 1. Endurance time (ET) and final change of EMG parameter relative to their initial values.

Subj.No.	SDF			LDF		
	ET(s)	MPF(%)	ARV(%)	ET(s)	MPF(%)	ARV(%)
1	80.0	97.2	111.4	890.0	89.4	106.7
2	75.0	80.1	246.4	842.0	89.9	439.9
3	46.0	89.7	102.8	340.0	87.0	207.7
4	65.0	95.1	150.2	355.0	82.2	119.2
5	76.0	94.9	126.7	614.0	94.8	152.3
6	118.0	92.2	141.5	1800.0	101.1	113.6
7	114.0	91.7	126.2	810.0	97.5	144.3
8	115.0	71.2	323.5	1550.0	91.6	178.5
9	213.0	78.8	301.3	1800.0	100.5	140.0
10	104.0	74.1	230.0	1098.0	91.0	269.0
11	90.0	92.1	144.1	630.0	92.6	145.0
12	60.0	72.7	177.7	430.0	85.5	110.8
13	120.0	87.0	177.5	1800.0	100.2	105.0
14	102.0	97.5	100.5	1500.0	97.6	106.8
mean	98.4	86.8	175.7	1032.8	92.9	167.1
±SD	40.5	9.4	72.5	554.9	5.9	91.2

随意収縮力に重畳する強縮張力が認められたことを考慮すると本研究に用いた刺激方法は適切であったと考えられる。また、本研究では MVC 時の VA を単独に用いるのではなく、各収縮強度 (%MVC) について VA を算出し、その回帰式から MVC 時の VA を見積もっている。この回帰係数は平均で 0.89 と高い値を示したことから、VA 算出の精度も十分に高かったといえる。

MVT を HVA 群と LVA 群で比べると、前者において MVT が有意に大きく、また、MVT と VA に有意な正の相関関係がみられた。すなわち、筋力のすぐれる者ほど VA が高いという結果が得られた。Bigland-Ritchie et al.²⁷⁾ も大腿四頭筋を対象に、随意収縮力と電気刺激による張力を比較し、十分に訓練がされていない被験者については完全に筋を活動させることができず、最大随意筋力に電気刺激による収縮力が加算されることを示している。また、トレーニングにより VA の能力が向上すること^{23,33)}、あるいは不活動により能力が低下すること等も報告されている³⁴⁾。これらのことと、今回、非運動経験者 4 名はすべて LVA 群に含まれたことをふまえると、VA はその個人における運動適応等による後天的な要因に影響を受ける可能性があると思われる。

一方、疲労課題については LDF 課題において

MVT と持久時間 ET に有意な逆相関がみられ、HVA 群よりも LVA 群で ET が有意に大きかった。SDF 課題においても同様の傾向がみられたが、有意ではなかった。収縮強度と ET の関係については、両者が互いに逆相関をもち^{35,36)}、しかも対数関係にあるという報告がなされている^{31,37,38)}。これらを考慮すると LVA 群は HVA 群に比べ、同じ負荷強度 (60% MVT) における動員度 (VA) が低いために、相対的負荷が小さくなり、そのために ET が延長したものと考えられる。実際に猪飼と矢部³⁾ は筋力発揮におよぼす心理的要因と生理的要因の影響について調べ、個人により両者に差があること、そして両者の差が大きい被験者ほど ET が延長する傾向があることを示している。

MVT の大きさと ET の関係を直接取り扱っている研究は少ないが、佐渡山²⁴⁾ は上腕二頭筋を対象として MVT の 50% の負荷での疲労テストを行かせたところ、ET に個人差があり、MVT との間には負の相関関係があることから、これらが筋線維タイプに関連した筋の代謝機能の違いに依存すると考察している。しかし、今回得られた結果をふまえると、パフォーマンスとしての ET によって評価される疲労耐性の違いには、筋の代謝的特性の違いだけでなく、VA 能力の違いが少な

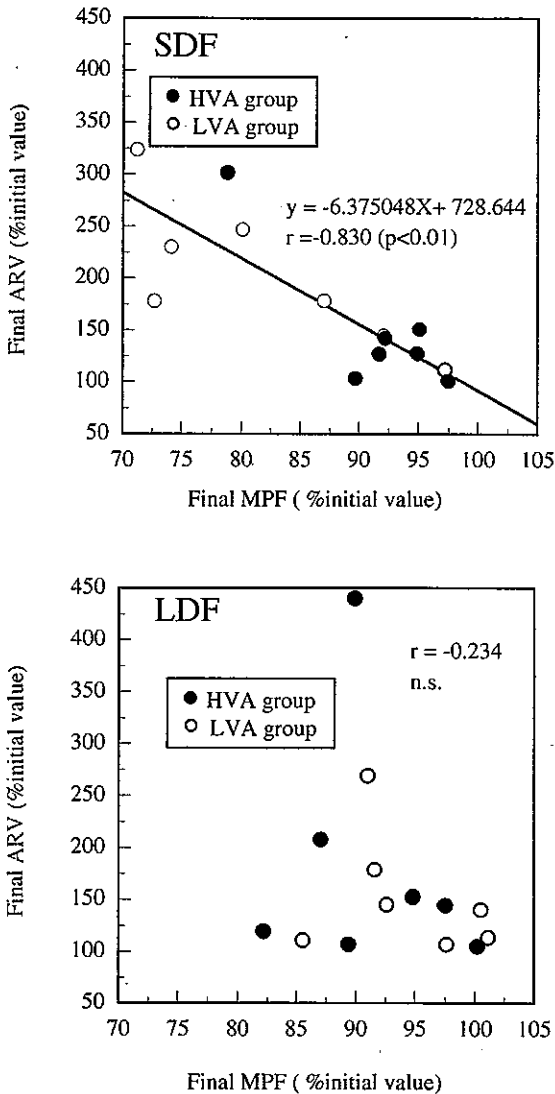


Fig. 7. Correlation across subjects between final change of MPF and ARV. Values are expressed as percentage to the initial value.

からず関わっている可能性が高い。

B) 疲労中の EMG 変化の課題差について

収縮持続にともない、両課題において一貫した MPF の低下(徐波化)がみられたが、最終変化率は LDF 課題よりも SDF 課題で有意に大きかった。一貫した徐波化の進行については、先行研究の結果^{39,40)}と同様であり、持続的筋収縮と血流

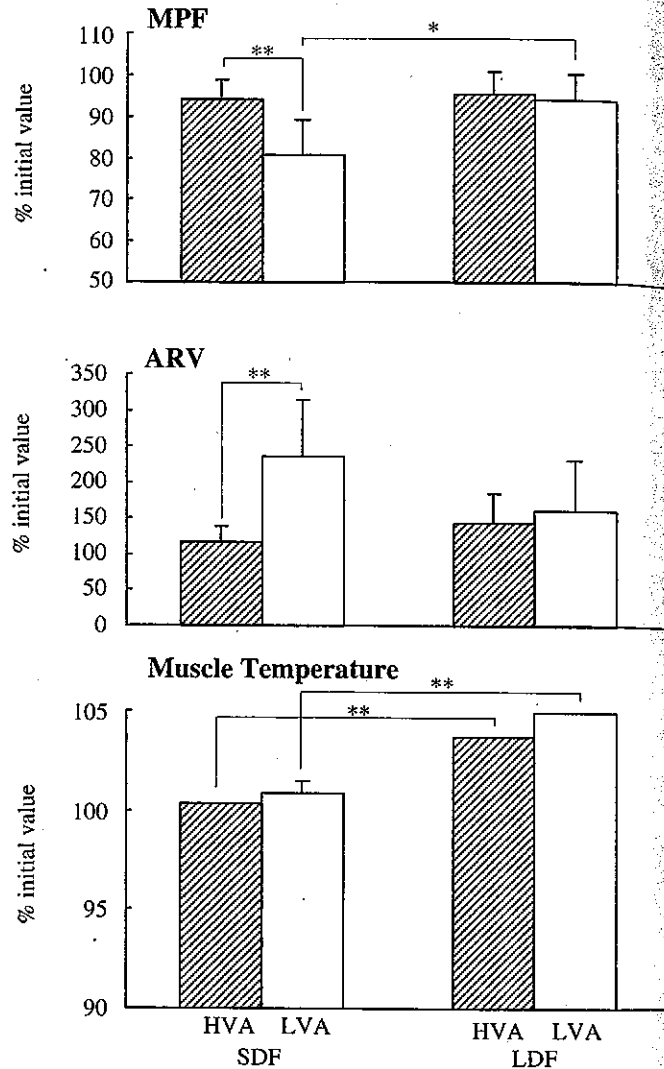


Fig. 8. Final change of MPF, ARV and muscle temperature relative to their initial values. Comparisons are made between HVA and LVA groups and between SDF and LDF tasks. Values are mean \pm SD. * p < 0.05, ** p < 0.01

阻害による乳酸の蓄積に起因する pH の低下が筋線維伝導速度(conduction velocity; CV)の低下を引き起こしたこと、および運動単位発射の同期化等により筋放電パターンが変化したことにより生じたと考えられる^{18~21,41)}。ただし、LDF 課題については、筋収縮の強度が多くの被験者において AT 強度より低いために乳酸の生成が抑えられたこと⁴²⁾、あるいは筋温度の上昇による CV

の増加⁴³⁾と疲労による CV の低下が相殺しあったために徐波化が低減された可能性が推察される。

一方、ARV については、SDF 課題ではほぼ一貫したパターンで増大し、LDF 課題では変化パターンに個人差が大きかったが、最終変化率では両課題間に有意差はなかった。先行研究も同様の結果を報告しているものが多い^{17,37,44)}。筋の代謝機構に依存する徐波化とは異なり、ARV の増大には運動単位の動員やすでに動員されている運動単位の発射頻度の増加などの中枢要因が関与するが^{9,10,17,45)}、これらは、MPF 低下にみられる末梢の代謝系機能低下の補償機構であるという考え方が⁴⁶⁾。今回、SDF 課題において MPF 低下と ARV 増大の間には有意な相関関係が認められたことはこの考えを支持しており、高強度・短時間疲労課題において、末梢の代謝系機能低下が大きく、この補償機構の役割が大きいことを意味していると思われる。LDF 課題において両者に相関が認められなかった理由としては、MPF の低下が小さかったこと、および低強度・長時間の収縮であるために、協働筋群間での活動交代が生じていた可能性が考えられる。

C) VA の違いが EMG 変化におよぼす影響について

疲労中の EMG 変化を LVA 群と HVA 群で比較すると(図 8)、MPF、ARV ともに最終変化率は LVA 群で HVA 群より大きい。この変化だけみると、パフォーマンスとしての ET の長い LVA 群の方が代謝機能をより大きく低下させ、筋放電様式も変化している(運動単位発射の同期化や運動単位の動員で補償している)ようにみえる。しかし実際は、VA が低い LVA 群は余力が多いため ET が延長し、その分 MPF が低下し、ARV による補償的増大が大きいわけである。

このような LVA 群と HVA 群の ARV 補償機構の違いを生じさせる要因については以下のように説明できる。Basmajian and DeLuca⁴⁷⁾は、三角筋などの大筋群では 70%MVC までの筋出力増大を動員によって行い、それ以上を発火頻度の調

節(rate coding)によって行うのに対し、第一背側骨間筋のような小筋群では 50%MVC までを動員、それ以上を rate coding によって行うことを報告している。大腿四頭筋も大筋群であることを考慮すると、60%MVC を完全に発揮できている HVA 群はわずかな動員と rate coding による補償により筋力維持をしなければならないために振幅の増大をとまわずに疲労困憊に至るケースが多かった可能性が大きい。これに対し、LVA 群では 60%MVC 発揮時の動員度が低いために動員と rate coding を十分に使って補償ができ、結果として ET が延長したと考えられる。

従って、疲労による EMG 変化の違いはむしろ VA の違いを反映していると考えた方が良い。Bigland-Ritchie et al.²⁷⁾も疲労中の EMG 変化のタイムコースから、最大随意収縮による疲労中に EMG 振幅が低下するタイプ(すなわち動員度が高く、中枢性ドライブが低下する)と EMG が一定のタイプ(動員度が低く、中枢性ドライブが増大する)に大別できることを報告している。前述のように VA はトレーニング等の影響を受けるので、EMG 変化もその影響を受けている筈である。Duchateau and Hainaut²³⁾は母指内転筋を対象として、疲労にともなう誘発 M 波の持続時間延長および面積増大等の変化がトレーニングにより低減することを報告している。これらの結果は、運動適応により EMG 変化が小さくなることを示唆している。今回の LVA 群と HVA 群についても同様に考えることができる。

ET や EMG パラメータを用いて疲労耐性を評価する場合、従来通りの %MVC による負荷設定では、生理的・心理的要因の違い(VA の違い)が実際の負荷レベルを不統一なものにするために、信頼性のある結果を得ることが期待できない。したがって今回我々が行ったような twitch interpolation technique を応用して VA をチェックし、MVC を補正することによって、負荷レベル、ひいては疲労中の中枢性補償の度合いを揃えることが望ましいといえる。

V. ま と め

本研究では, 最大随意トルク (MVT) 計測とそれを用いた疲労評価法を再考すること, および MVT 発揮能力に依存する疲労耐性の違いを同定することを研究の目的とした。そのために, 14人の被験者(運動経験者10名, 非運動経験者4名)を対象として, 膝の等尺性伸展における MVT と, 運動単位の動員能力を反映する随意的動員度 (VA) を twitch interpolation technique を応用して算出した。さらに 60% MVT (短時間疲労課題; SDF 課題) および 20% MVT (長時間疲労課題; LDF 課題) の一定力等尺性収縮の持久時間 (ET) を測定し, VA, MVT との関係を検討するとともに, 外側広筋より導出した表面筋電図の平均周波数 (MPF) と積分値 (ARV) の変化動態を比較検討した。結果は以下の通りである。

- 1) 等尺性膝伸展について, 最大随意収縮における VA の高い群 (HVA 群) と低い群 (LVA 群) がみられ, 非運動経験者 4 名はすべて後者に含まれた。
- 2) LVA 群より HVA 群で MVT が有意に大きく, MVT と VA に有意な正の相関関係がみられた。
- 3) LDF 課題において MVT と ET に有意な逆相関がみられ, HVA 群よりも LVA 群で ET が有意に大きかった。SDF 課題においてもこれらと同様の傾向がみられたが, 有意ではなかった。
- 4) 収縮持続にともない, 両課題において一貫した MPF の低下とそれに随伴する ARV の増大がみられた。最終変化率は MPF では LDF 課題よりも SDF 課題で有意に大きかったが, ARV では有意差はなかった。
- 5) SDF 課題において MPF 低下と ARV 増大の最終変化率の間には有意な相関関係が認められたが, LDF 課題では両者間に有意な相関関係が認められなかった。
- 6) SDF 課題において, LVA 群は HVA 群に比べ, MPF と ARV の最終変化率が有意に大きかった。LDF 課題でも同様の傾向がみられた

が有意ではなかった。

これらのことから, パフォーマンスとしての持久時間にみられる筋の疲労耐性の違いは, VA の違いに大きく依存していること, VA は運動適応に左右される可能性があること, またそれに応じた疲労中の神経・筋の適応戦略があることが示されるとともに, 局所筋疲労評価における本手法の有用性が示唆された。

(受理日 平成12年1月31日)

参 考 文 献

- 1) 木竜徹. 局所筋疲労を表面筋電図でみる. パイオメカニズム学会誌. (1997) 21: 75-80.
- 2) Mosso, A. Ueber die Gesetze der Ermüdung. Untersuchungen an Muskeln des Menschen. Arch. f. Physiol. (1890) 89-168.
- 3) 猪飼道夫, 矢部京之助. 筋力と疲労の研究(II). 体育の科学. (1967) 17: 166-172.
- 4) 矢部京之助. 筋疲労の神経機構. 体育の科学. (1990) 40: 365-371.
- 5) James, C., Sacco, P. and Jones, D. A. Loss of power during fatigue of human leg muscles. J. Physiol. (1995) 484: 237-246.
- 6) Solomonow, M., Moritani, T. and Maton, B. Standards for reporting EMG data. J. Electromyogr. Kinesiol. (1995) 6: III
- 7) Gollnick, P. D., Piehl, K. and Saltin, B. Selective glycogen depletion pattern in human muscle fibres after exercise of varying intensity and at varying pedalling rates. J. Physiol. (1974) 241: 47-57.
- 8) Komi, V. and Tesch, P. EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. Eur. J. Appl. Physiol. (1979) 42: 41-50.
- 9) 永田晟. 筋と筋力の科学. 不昧堂. (1984) 122-125.
- 10) Moritani, T., Muro, M. and Kijima, A. Electromechanical changes during electrically induced and maximal voluntary contractions: Electrophysiologic responses of different muscle fiber types during stimulated contractions. Exp. Neurol. (1985) 88: 471-483.
- 11) DeLuca, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. J. Appl. Biomechanics. (1997) 13: 135-163.
- 12) 小木和孝, 袴田 忠. 筋疲労時の表面筋電図の周波数解析. 労働科学. (1962) 38: 519-528.
- 13) Kadefors, R., Kaiser, E. and Petersén, I.: Dynamic spectrum analysis of myopotentials and with special reference to muscle fatigue. Electromyography. (1968) 8: 39-74.
- 14) Hagberg, M. and Ericson, B. E. Myoelectric power spectrum dependence on muscular contraction level

- of elbow flexors. *Eur. J. Appl. Physiol.* (1982) **48**: 147-156.
- 15) Mills, K. R. Power spectral analysis of electromyogram and compound muscle action potential during muscle fatigue and recovery. *J. Physiol.* (1982) **326**: 401-409.
- 16) Merletti, R. and Roy, S. Myoelectric and mechanical manifestations of muscle fatigue in voluntary contractions. *JOSPT.* (1997) **24**: 342-353.
- 17) Maton, B. Human motor unit activity during the onset of muscle fatigue in submaximal isometric contraction. *Eur. J. Appl. Physiol.* (1981) **46**: 271-281.
- 18) Lindström, L., Magnusson, R. and Petersön, I. Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. *Electromyography.* (1970) **10**: 341-356.
- 19) Sadoyama, T., Masuda, T. and Miyano, H. Relationships between muscle fibre conduction velocity and frequency parameters of surface EMG during sustained contraction. *Eur. J. Appl. Physiol.* (1983) **51**: 247-256.
- 20) Naeije, M. and Zorn, H. Relationships between EMG power spectrum shifts and muscle fibre action potential conduction velocity changes during muscular fatigue in man. *Eur. J. Appl. Physiol.* (1982) **50**: 23-33.
- 21) Kranz, H., Williams, A. M., Cassell, J., Caddy, D. J. and Silberstein, R. B. Factors determining the frequency content of the electromyogram. *J. Appl. Physiol.* (1983) **55**: 392-399.
- 22) Stulen, F. B. and DeLuca, C. J. Muscle fatigue monitor: A noninvasive device for observing localized muscular fatigue. *IEEE. Trans. Biomed. Eng.* (1982) **29**: 760-768.
- 23) Duchateau, J. and Hainaut, K. Training effects on muscle fatigue in man. *Eur. J. Appl. Physiol.* (1984) **53**: 248-252.
- 24) 佐渡山亜兵. 静的筋疲労の指標としての筋線維伝導速度. *日本人間工学会誌.* (1991) **27**: 97-102.
- 25) Merton, P. A. Voluntary strength and muscle fatigue. *J. Physiol.* (1954) **123**: 553-564.
- 26) Belanger, A. Y. and McComas, A. J. Extent of motor unit activation during effort. *J. Appl. Physiol.* (1981) **51**: 1131-1135.
- 27) Bigland-Ritchie, B., Jones, D. A., Hosking, G. P. and Edwards, R. H. T. Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle. *Clin. Sci. Mol. Med.* (1978) **54**: 609-614.
- 28) Bigland-Ritchie, B., Furbush, F. and Woods, J. J. Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: central and peripheral factors. *J. Appl. Physiol.* (1986) **61**: 421-429.
- 29) Newham, D. J., McCarthy, T. and Turner, J. Voluntary activation of human quadriceps during and after isokinetic exercise. *J. Appl. Physiol.* (1991) **71**: 2122-2126.
- 30) Masuda, T. Interface device which displays the propagation of motor unit action potentials on a television screen. *Med. & Biol. Eng. & Comput.* (1985) **23**: 493-495.
- 31) Mannion, A. F. and Dolan, P. Relationship between myoelectric and mechanical manifestations of fatigue in the quadriceps femoris muscle group. *Eur. J. Appl. Physiol.* (1996) **74**: 411-419.
- 32) 小宮山伴与志, 河合辰夫, 古林俊晃. 筋疲労の神経生理学的機序. *千葉大学教育学部研究紀要.* (1994) **42**: 53-72.
- 33) Herbert, R. D., Dean, C. and Gandevia, S. C. Effects of real and imagined training on voluntary muscle activation during maximal isometric contractions. *Acta Physiol. Scand.* (1998) **163**: 361-368.
- 34) Behm, D. G., St-Pierre, D. M. M. and Perez, D. Muscle inactivation: assessment of interpolated twitch technique. Effects of hand dominance. *J. Appl. Physiol.* (1996) **81**: 2267-2273.
- 35) Van Dieën, J. H., Oude Vrielink, H. H. E., Housheer, A. F., Lotters, F. B. J. and Toussaint, H. M. Trunk extensor endurance and its relationship to electromyogram parameters. *Eur. J. Appl. Physiol.* (1993) **66**: 388-396.
- 36) West, W., Hicks, A., Clements, L. and Dowling, J. The relationship between voluntary electromyogram, endurance time and intensity of effort in isometric handgrip exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.* (1995) **71**: 301-305.
- 37) Hagberg, M. Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise. *J. Appl. Physiol.* (1981) **51**: 1-7.
- 38) 小木和孝. 現代人と疲労. 紀伊國屋書店. (1983) 54-55
- 39) Okada, M. Some properties of the 'Global' electromyogram in man as revealed by frequency analysis. *J. Fac. Sci. Univ. Tokyo* (1971) **4**: 61-80.
- 40) DeLuca C. J. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *CRC Crit. Rev. Biomed. Eng.* (1984) **11**: 251-279.
- 41) 徳永 徹. 咬筋筋疲労過程における筋電位伝導速度および周波数パラメータの観察. *補綴誌.* (1989) **33**: 804-817.
- 42) 森谷敏夫, 根本 勇. スポーツ生理学. 朝倉書店. (1994) 160-171
- 43) Bigland-Ritchie, B., Donovan, E. F. and Roussos, C. S. Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. *J. Appl. Physiol.* (1981) **51**: 1300-1305.
- 44) Fuglevand, A. J., Bilodeau, M. and Enoka, R. M. Short-term immobilization has minimal effect on the strength and fatigability of human hand muscle. *J. Appl. Physiol.* (1993) **78**: 847-855.
- 45) Viitasalo, J. H. T. and Komi, P. K. Signal Character-

- istics of EMG during fatigue. *Eur. J. Appl. Physiol.* (1977) 37: 111-121.
- 46) 森谷敏夫. 筋肉と疲労. *体育の科学*. (1992) 42: 335-341.
- 47) Basmajian, J. V. and DeLuca, C. J. *Muscles Alive*. Williams & Wilkins, Baltimore. (1985) 125-167.