

論文

様々な筋収縮レベルにおける重畳M波による筋疲労過程の解析

一関 紀子[†] 木竜 徹[†] 斉藤 義明^{††}

Analysis of Muscle Fatigue Process Using Superimposed M Wave at Several Contraction Levels

Noriko ICHINOSEKI[†], Tohru KIRYU[†], and Yoshiaki SAITOH^{††}

あらまし リハビリテーションやトレーニングの場面では、簡便かつ定量的に筋疲労を推定する方法が望まれている。本論文では、誘発筋電図を用いて定量的に筋疲労を推定する方法について検討を加えた。つまり、様々な筋収縮レベルにおいて、一定随意収縮運動中に電気刺激にて誘発される重畳M波 (Superimposed M wave) を計測し、M波の特徴点での瞬時周波数 (Instantaneous Frequency: IF) と背景筋活動から得られる平均周波数 (Mean Power Frequency: MPF) との関係について、MPF-IF 散布図で調べた。その結果、低い筋収縮レベルでは、MPF と IF との間に有意な正の相関が認められないか、相関係数が負であったのに対し、高い筋収縮レベルでは、高い正の相関を示すグループと有意な相関がなくなるグループとに分類できた。これらの、筋収縮レベルによる MPF-IF 散布図や MPF と IF との相関係数の違いを用いて、定量的に筋疲労を推定できる可能性を示した。

キーワード 筋疲労, 筋電図, 重畳M波, 瞬時周波数, 平均周波数

1. まえがき

よりよい生活を得るために生涯スポーツが普及する一方で、運動不足病を引き起こす環境が多くなっている。また、競技スポーツでは選手の低年齢化や専門化に伴う overuse [1] が後を絶たない。overuse の予防や運動不足の解消のためには、適度な運動量を見極め、筋の疲労状態を知ることが必要である。また、支援工学の分野でも、歩行訓練などでの運動量を決定する目安として、筋疲労をモニタすることが望ましいといわれている [2]。更に、機能的電気刺激 (functional electrical stimulation: FES) による筋疲労は、生理的な状態よりもかなり早く生じる [3]。このように、運動や電気刺激によって生じる筋疲労を計測し、評価することは重要な課題となっている。

筋疲労の推定法には、これまで局所酸素動態 [4]、筋音 [5]、血中乳酸濃度 [6]、筋張力 [7] や筋電図 [8] などが報告された。この中で、筋張力及び表面筋電図計測

は非侵襲的で簡便な推定法であるが、筋張力は意図的に制御することが可能であり、客観性に欠ける。表面筋電図が運動中の筋疲労の測定に用いられたのは、疲労に伴いそのパワースペクトルが低域周波数に移行するからである [9]。しかし、一定随意収縮時の表面筋電図を用いた筋疲労の推定には中枢性疲労の要素が含まれており [10]、客観的に末梢の疲労を評価するには不十分である。一方、末梢のみの疲労を推定するものとして、電気刺激による M 波を用いる方法 [11] があるが、M 波が筋の機能的状態変化を十分に表現しているわけではない。また、従来の方法は、数十～数百秒にわたって評価パラメータがどのように変化していくのかを判断するものである。これに対して、フィールドで必要としているのは、長時間にわたる運動の合間にスナップショット的に疲労の状態を定量的に推定する方法である。

筆者らは、一定随意収縮運動 (voluntary sustained contraction) 時の筋活動に M 波を重畳させた重畳 M 波 (Superimposed M-wave: 図 1) を用いる方法を検討してきた [12]。この方法は背景筋活動と重畳 M 波とを同時に計測するもので、従来のように M 波のみを用いて末梢の疲労を推定する場面 [11] とは異なる。

[†] 新潟大学大学院自然科学研究科, 新潟市
Graduate School of Science and Technology, Niigata University, Niigata-shi, 950-2181 Japan

^{††} 新潟大学工学部, 新潟市
Faculty of Engineering, Niigata University, Niigata-shi, 950-2181 Japan

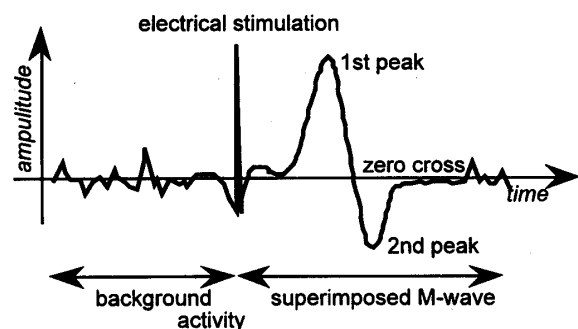


図1 背景筋活動と重畳 M 波
Fig. 1 Preceding background activity and superimposed M-wave.

更に、単なる経時変化ではなく、背景筋活動の平均周波数 (mean power frequency: MPF) と重畳 M 波の瞬時周波数 (instantaneous frequency: IF) との関係から、中枢性と末梢性疲労とのかかわりを推定する点に特徴がある。これまで、最大随意収縮 (maximum voluntary contraction: MVC) の 70% について検討を行ってきた結果 [12], MPF と IF の相関係数は疲労に伴い減少すること, MPF-IF 散布図が相関係数により二つのグループに分けられることなどがわかった。しかし、中枢性疲労と末梢性疲労とのかかわりを議論するには、より低い筋収縮レベルについても検討する必要がある。また、この方法で一つのパフォーマンステストとして疲労の状態を推定しようとした場合、70% MVC では負荷が高すぎて危険である。

そこで、本研究では様々な筋収縮レベルでの重畳 M 波を計測し、MPF-IF の相関関係を求めて、筋疲労過程について解析を行った。ここでいう筋疲労過程とは、経時的な筋の機能的状態変化を指す。その結果から、本方法をパフォーマンステストとして使用する際の適正な筋収縮レベルについて検討した。

2. 計測方法

2.1 計測条件

実験装置の構成図を図 2 に示す。試技は座位による右脚つま先上げ運動とし、被験筋は試技の主働筋である右脚前脛骨筋とした。計測時は筋力測定装置 (OG 技研製, GT-30) に被験者の腰部及び大腿部をベルトで固定し、非被験筋からの筋力への関与を防ぐようにした。膝関節角度は約 90° である。また、筋張力モニタを用いて、被験者に筋張力を視覚フィードバックした。以上の状態で、一定随意収縮中の筋に対して電気刺激を与え、それによって誘発される重畳 M 波を計

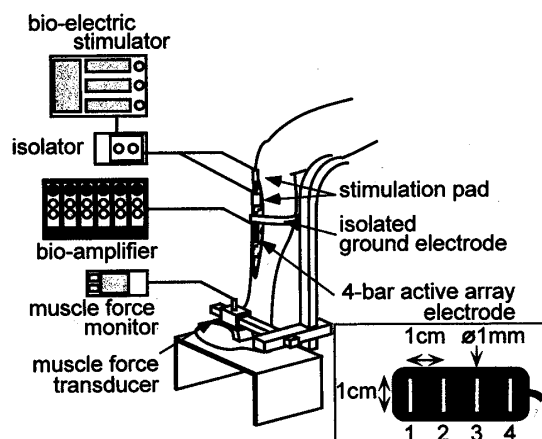


図2 実験構成図
Fig. 2 Experimental system.

測した。

電気刺激は、生体用電気刺激装置 (日本光電製, SEN-7203) を用いて、随意収縮運動中に刺激頻度 1 Hz, 強度 100 Vp-p で与えた。刺激電極には 25 mm × 25 mm の刺激パッド (オムロン製 HV PAD) を、表面筋電図計測には 4 線アクティブアレー電極 (DEM 製) を用いた。アレー電極の隣り合う電極間隔は 1 cm であり、1-2 と 3-4 の各ペア (図 2) で 2 チャンネルの双極表面筋電図を計測した。刺激電極は深腓骨神経付近で、表面電極は被験筋の筋腹から約 3 cm 下部付近で重畳 M 波の振幅が最大となる場所をオシロスコープで探した。更に、電気刺激によるアーチファクトを防ぐため、電極と刺激パッドの間に不関電極を巻き付けた。

生体計測用アンプ (日本光電製, AB-601G) の利得は 54 dB である。表面筋電図を 2 チャンネル、電気刺激波形、筋張力をそれぞれ 1 チャンネルの合計 4 チャンネルを、サンプリング周波数 5 kHz, カットオフ周波数 2 kHz, 時定数 0.1 sec で計測し、量子化ビット数 12 bit で A-D 変換してコンピュータのハードディスクに記録した。

2.2 プロトコル

被験者は健康な成人男性 16 名 (22.3 ± 0.6 歳) とした。実験のプロトコルを図 3 に示す。実験は 5 日間行い、1 日に 1 試技を行った。初日に、3 分間以上の休憩を挟んで 3 度 MVC を計測し、その平均をその個人の MVC とした。筋収縮レベルは、20, 30, 40, 50, 70% MVC とした。計測時間は、それぞれ 600 秒, 420 秒, 360 秒, 300 秒, 100 秒である。なお、計測前に 15 分間の安静時を設け、被験者に筋張力を出すよ

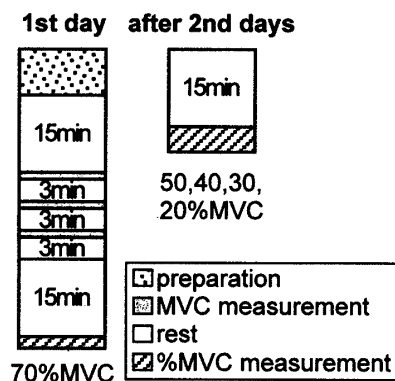


図3 実験プロトコル
Fig. 3 Experimental protocol.

う指示してから 2, 3 秒後に計測を開始した。被験者には、できるだけ指定した筋張力を維持し、計測中は発言しないこと、疲労を感じた時点で手を挙げて合図すること、更に疲労により設定した筋張力を維持できなくなった後も、できるだけ筋張力を落とさないよう指示した。

3. 解析

3.1 信号処理

重量 M 波の解析では、電気刺激トリガを基点にトリガ前 20 ms, トリガ後 100 ms を一つのエポック (600 sample) とする波形を対象にした。すなわち、連続する 5 エポックに対してジッターを補正した加算平均波形 [13] を求めた。これを m フレームでの重量 M 波とし、1 エポックずつ時間軸上をシフトさせて瞬時周波数の時系列 $\{if_m\}$ を得た。同様に背景筋活動での MPF についても 5 エポックごとに求め、その平均値 mpf_m を m フレームでの MPF の代表値とした。したがって、MPF, IF ともに、 M 秒の計測データに対して $(M-4)$ フレームの時系列が得られる。

ここで IF は、重量 M 波の振幅の各特徴点での瞬時周波数として算出した [13]。瞬時周波数の算出にはヒルベルト変換を用いた。いま、加算平均波形 \tilde{h}_n のヒルベルト変換対を \hat{h}_n とすると、これによる解析信号 \tilde{h}_n は、

$$\tilde{h}_n = \hat{h}_n + j \cdot \hat{h}_n \quad (1)$$

となる。ただし、 n は \tilde{h}_n での相対時刻であり、 j は虚数単位である。 \tilde{h}_n の算出にはフーリエ変換を用いた。ここで、 \tilde{h}_n の瞬時周波数 if_n は、 \tilde{h}_n の瞬時位相

θ_n の時間差分として、

$$if_n = \frac{1}{2\pi} \cdot \frac{\theta_{n+\Delta n} - \theta_n}{\Delta n} \quad (2)$$

により求める。ただし、 Δn はサンプリング周期であり、 θ_n は以下のように表される。

$$\theta_n = \tan^{-1} \frac{\hat{h}_n}{\tilde{h}_n} \quad (3)$$

以下、 \hat{h}_n の first peak, zero cross (重量 M 波が 0V と交差する点), second peak 時刻での瞬時周波数を if_{fp} , if_{zc} , if_{sp} とする。

なお、背景筋活動区間に対して FFT を施し、周波数帯域 5~500 Hz で MPF を推定した。

3.2 MPF-IF パターン

本研究では、MPF と IF の時系列変化だけではなく、MPF-IF 散布図 (MPF-IF パターン) の相関係数から筋疲労過程を推定した。すなわち、末梢性疲労と中枢性疲労の影響を受けるといわれている背景筋活動の MPF [14] と、中枢性疲労の影響は少ないものと考えられている M 波 [10] での IF との相関関係を用いることで、中枢性疲労と末梢性疲労とのかかわりをスナップショット的に表現できることを期待している。

ここでは、筋張力過程を参考に MPF-IF の関係を時間経過と散布図の 2 通りに分割した。すなわち、時間経過としては計測開始から failure point (筋張力が指定した A%MVC から低下した最初の時点 [15]) までを Phase I, 筋張力が $(A-5)$ %MVC まで低下した時点から計測終了までを Phase III (ただし、この区間でも筋張力を維持しようと努力している)、その中間を Phase II とした (図 4)。Phase II では筋張力は $(A-5)$ %MVC までほぼ直線的に低下しており、すべての被験者が Phase II で被験筋の疲労感を訴えた。

一方、MPF-IF パターンには相関係数の異なる 2 群が存在したので、 $\{mpf, if\}_{Phase I}$, $\{mpf, if\}_{Phase III}$ をトレーニングデータとして、マハラノビス距離を用い、 $\{mpf, if\}_{all}$ に判別分析を施した。これによって相関係数の異なる G1, G2 の二つのグループに分割した。ここで、マハラノビスの距離は、

$$D^2(\mathbf{z}) = (\mathbf{z} - \boldsymbol{\mu})^{-1} \cdot \mathbf{S}^{-1} \cdot (\mathbf{z} - \boldsymbol{\mu}) \quad (4)$$

で与えられる。ただし、 \mathbf{z} は $\{mpf, if\}_{all}$ を成分とするベクトル、 \mathbf{S} , $\boldsymbol{\mu}$ はそれぞれ母集団 ($\{mpf, if\}_{Phase I}$ あるいは $\{mpf, if\}_{Phase III}$) のグループの分散共分散行列及び母平均ベクトルである。また、それぞれの

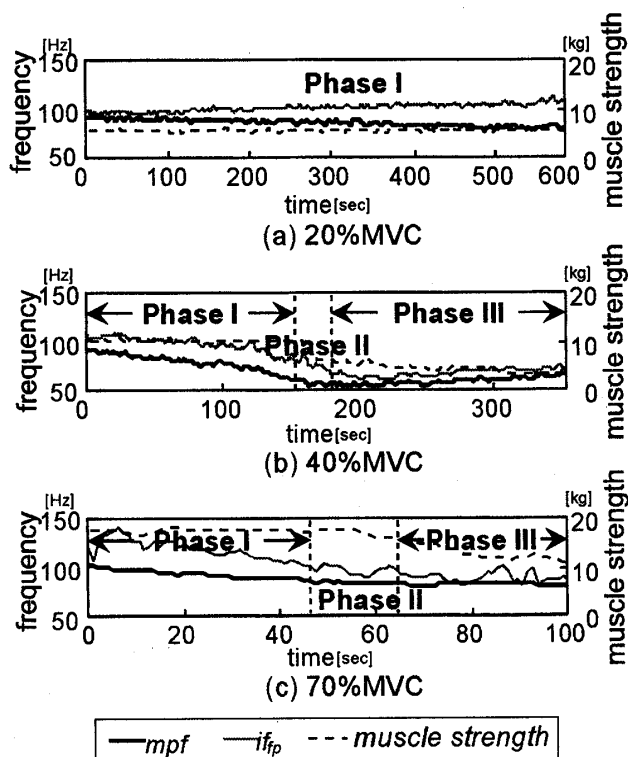


図4 20%, 40%, 70%MVCにおける mpf, if_{fp} 及び筋張力の経時変化

Fig. 4 Time-series of mpf, if_{fp} and muscle strength at 20%, 40% and 70%MVC.

MPF と IF との相関係数 γ ($p < 0.01$) を調べ, 更に, G1 と G2 に対して相関係数の差の検定 [16] ($p < 0.01$) を行った.

4. 結果

16名の被験者のうち12名で重畳M波が継続して計測できたため, 今後は12名について解析を進めることとする.

すべての被験者において, 20%MVCでは筋張力を維持したが, 50%MVCでは約110秒の時点で, 70%MVCでは約40秒の時点で failure point が出現した. また, 30%MVCでは8名が約140秒の時点で, 40%MVCでは11名が約235秒の時点で failure point を示した.

mpf は 20%MVC では緩やかに減少したが, 30~70%MVC では failure point まで急激に減少し, その後10名がほぼ一定の値を維持し, 2名がやや増加した(図4). 重畳M波の三つの特徴点のうち, すべての被験者の全試技において first peak のみが継続して計測することができた. そこで first peak での瞬時周波数 if_{fp} についてのみ解析を進めた. その結果, す

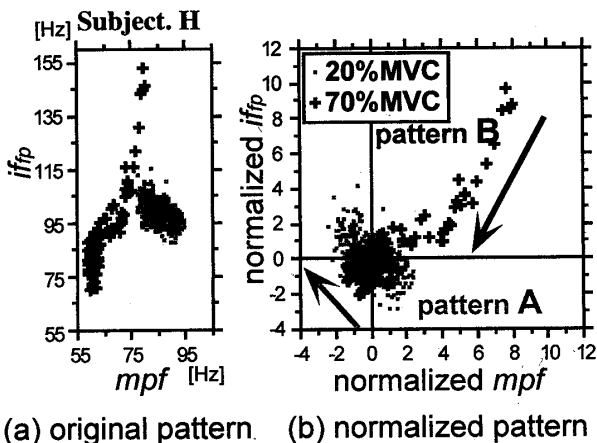


図5 MPF-IF パターンと標準化 MPF-IF パターン
Fig. 5 MPF-IF pattern and normalized MPF-IF pattern (20 and 70%MVC).

べての被験者で 20%MVC での if_{fp} は一定, または緩やかに増加した. 30%MVC では増加が5名, 減少が5名と混合していた. 40~70%MVC ではすべての被験者で if_{fp} は減少した.

MPF-IF パターンを図5に示す. MPF-IF パターン(図5(a))では, 主に2種類のパターンが観測できた. それぞれパターンA, パターンBとする. パターンAは主に20%MVCで多く見られ, 8名がこのパターンを示した. パターンAは相関の異なる2グループに分けることができないもので, 相関係数が負の値, 若しくはゼロに近い正の値をとるものである. パターンBは70%MVCで多く見られ, 7名がこのパターンを示した. パターンBは, G1で高い正の相関を示すが, G2では相関係数が低くなるものである. 30~50%MVCでは, 筋張力が高くなるにつれてパターンAからパターンBに推移する結果となった. ここで, MPF-IF パターンでは, 被験者により周波数の絶対値が様々であり(図5(a)), 比較検討しづらいという問題があった. そこで, 個人差を抑える必要がある場合は, より特徴が明確に表現できる標準化 MPF-IF パターン(図5(b))を用いた. 標準化 MPF-IF パターンは, $\{mpf, if\}_{Phase III}$ を母集団として平均0, 分散1になるようすべてのサンプル $\{mpf, if\}_{all}$ について標準化を施して得た. 図6は3名の被験者の20%MVC及び70%MVCの標準化 MPF-IF パターンを重ねたものである. 被験者によって周波数の絶対値には差があるが, 標準化することによって分布の特徴がより明らかになることがわかる.

表1 mpf と if_{fp} との相関係数 γ
 Table 1 Correlation coefficient γ between mpf and if_{fp} .

| Subject | 20%MVC | | 30%MVC | | 40%MVC | | 50%MVC | | 70%MVC | |
|---------|--------|----|--------|-------|--------|-------|--------|-------|--------|-------|
| | G1 | G2 | G1 | G2 | G1 | G2 | G1 | G2 | G1 | G2 |
| A | -.55 | | -.37 | .67* | .56 | .62* | .98** | .42 | .87** | .36 |
| B | -.27 | | .29 | .89** | .94** | .61* | .90** | .35 | .64* | .28 |
| C | -.19 | | .56 | .51 | .93** | .83** | .93** | .85** | .94** | .17 |
| D | .04 | | | | .14 | .72* | .67* | .01 | .90** | .25 |
| E | -.65* | | -.67* | .09 | -.26 | .21 | .85** | .28 | .88** | .81** |
| F | .32 | | | | .88** | -.40 | .54 | -.46 | .91** | -.55 |
| G | -.43 | | -.67* | -.04 | .86** | -.39 | .59 | .20 | .98** | .11 |
| H | .36 | | -.15 | .55 | .29 | .44 | .85** | .68* | .97** | .68* |
| I | .02 | | | | | | .66* | .17 | -.28 | .63* |
| J | .19 | | | | .54 | .56 | .81** | .10 | .79* | .16 |
| K | .25 | | .57 | .55 | -.32 | .85** | .95** | .28 | .95** | .80** |
| L | -.81** | | .33 | .47 | -.64* | .44 | .97** | .90** | .06 | .38 |

** : $r > 0.8, p < 0.01$ * : $r > 0.6, p < 0.01$

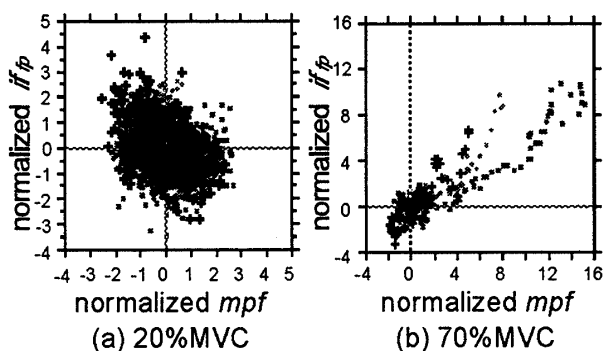


図6 3名における標準化 MPF-IF パターン

Fig. 6 Normalized MPF-IF patterns (20 and 70%MVC) from three different subjects.

mpf と if_{fp} との相関係数 γ を表 1 に示す。ここでは、 γ が 0.8 以上 ($p < 0.01$) のものに注目する。G1 では、50%MVC、70%MVC とともに 10 名の被験者が有意な正の相関を示した。しかし、40%MVC では、有意な正の相関を示すものは 4 名と減少した。更に、30%MVC では有意な正の相関は認められず、2 名の被験者で有意な負の相関を示した。一方 G2 では、有意な正の相関を示したものが 70% で 2 名、50 及び 40%MVC で 2 名、30%MVC では 1 名であり、G1 に比べ高い相関係数を示した試技は少なかった。また、すべての被験者でグループ分けをしなかった 20%MVC では、10 名の被験者で有意な相関が認められず、2 名の被験者で有意な負の相関が認められた。

5. 考 察

ここでは、運動単位 (motor unit : MU) のインパ

ルス発火頻度の低下や derecruitment (活動する MU 数の減少) など神経伝達系の疲労を中枢性疲労とし、活動筋での代謝産物の蓄積やエネルギー源の枯渇など生化学的な代謝にかかわる疲労を末梢性疲労として考察を進める。

5.1 MPF-IF パターンから見た筋疲労過程

随意収縮による背景筋活動は、%MVC が低い場合、主に遅筋線維の活動によって支えられ、%MVC が高くなるにつれて速筋線維の recruitment (活動する MU 数の増加) が起こる。一方、最大強度刺激による M 波では、%MVC とは無関係に背景筋活動よりも速筋線維の特徴がより多く関与する。以下では、図 7 の標準化 MPF-IF パターンのモデル図を使って、様々な筋収縮レベルで筋疲労がどのような過程で生じたのかについて考察する。

15~20%MVC 前後の筋収縮時には、筋血流量が徐々に阻害され、その結果、筋代謝産物の蓄積により pH が次第に低下する。それによる筋細胞内酸化のため、興奮収縮連関が影響を受け筋張力が低下し、その代償としてインパルス発火頻度の増加や新たな MU の recruitment が起こると考えられている [17]。また、最大下収縮 (40~60%MVC) の場合、M 波の振幅が徐々に増加する (potentiation) との報告もある [18]。ここで、末梢性疲労が起きていないのであれば、IF は減少せずに一定に遷移するであろう (図 7(a))。しかし、本研究の結果では、20%MVC において IF が漸増する図 7(b) を示す被験者もいた (12 名中 6 名)。本来、最大強度刺激ですべての速筋線維が誘発されているならば、このような IF の漸増は考えにくい。また、

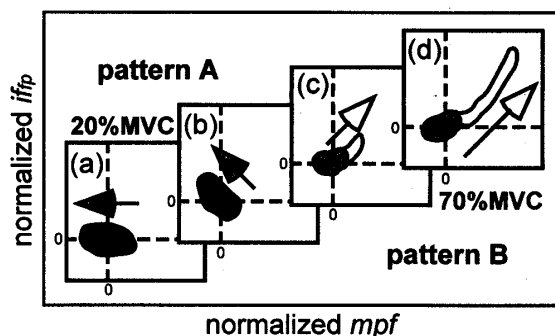


図7 標準化 MPF-IF パターンモデル図

Fig. 7 Model of a normalized MPF-IF pattern.

20%MVC は、血流が完全に阻止されていない状態での数百秒を超える筋収縮運動であり、筋張力は最後まで維持されている (図 4(a)). このことから、筋線維に対するアレー電極位置のずれは考えられない。以上のことから、20%MVC では末梢の部分である筋は活動できる状態にあるが、中枢性疲労が生じて MU のインパルス発火頻度の低下や derecruitment が起こり、その結果引き起こされた筋張力の低下を補うために速筋線維が recruitment されたことが、IF の漸増として現れたのではないかと推測される。つまり、末梢性疲労は起きていないため IF は一定若しくは増加するが、中枢性疲労が起きているため MPF が減少したものと考えられる。しかし、低い収縮レベルでの IF の漸増の生理的解釈については、更なる検討が必要である。

一方、70%MVC では (図 7(d)) のような変化を示した (12 名中 9 名)。70%MVC のような筋張力の高い運動では、速筋線維が最初から筋活動の主体となり、急激な代謝産物の蓄積が起こる。つまり、IF だけでなく MPF でも速筋線維の影響が最初から強く現れる。したがって、両者に同様な影響を与えている成分が G1 に関与しているものと考えられる。すなわち、パターン B の G1 は主に Phase I の部分で占められており、筋張力が維持されているにもかかわらず、時間の経過とともに mpf と if_{fp} とはともに減少し、高い正の相関を示した。それに対して G2 では相関係数 γ が減少し、低い正の相関若しくは負の相関を示した。G2 は主に Phase III の部分で占められ、 mpf 、 if_{fp} とともにほとんど変化しないグループである。中には、 mpf は時間の経過とともに若干増加するものも見られた (12 名中 2 名) が、 if_{fp} は増加することはない。つまり、高い収縮レベルでの G2 では代謝産物の蓄積や derecruitment により、活動する筋線維がほと

んど残っていないことが推測され、中枢からの指令に対して反応できない状態を表しているものと思われる。なお、G2 では筋張力が低下し、収縮開始時に比べて最大で 5 mm 程度の電極位置のずれが生じている可能性がある。このずれが標準化 MPF-IF パターンにどの程度影響を与えているのか、更にアレー電極で他のチャンネルを使うことで対処できるのかについては、今後の検討課題である。

以上のことから、標準化 MPF-IF パターンを比較することにより、中枢性疲労と末梢性疲労とのかかわりを見ることができると考えられる。すなわち、高い収縮レベルではパターン B となり、G1 で末梢性疲労、G2 で中枢性疲労と末梢性疲労の影響を反映しているものと考えられる (図 7(d)). 一方、低い収縮レベルではパターン A となり、中枢性疲労 (筋張力を維持しようとする中枢での対応) を反映しているものと考えられる (図 7(a), (b)). しかし、疲労困憊時には高い収縮レベルであっても G2 のみが生じる場合 (図 7(a)) が考えられ、%MVC を計測できない場面では注意を要する。

5.2 筋疲労推定法の応用

本方法を用いて運動前後に筋疲労をチェックすることにより、トレーニング計画立案の支援ができる。具体的には、毎日のスポーツのトレーニングなどにおいて、運動前に前日の疲労の蓄積をチェックし、トレーニング後にはその日の疲労をチェックすることにより、overuse を予防できることを期待している。

%MVC の違いによって MPF-IF パターンに特徴があることがわかった。これは筋疲労過程による違いであると考えられる。このことから、ここでは、低い%MVC で計測を行ったのにもかかわらずパターン B を示した場合、筋は末梢性疲労が現れるくらいに疲労が蓄積していると考えられる。実際、3 日間にわたってトレッドミル運動の前後に一定随意収縮運動中の筋電図を計測して検討したところ、30%MVC という低い筋収縮レベルであったにもかかわらず、3 日目には 70%MVC で見られたパターン B を示した [19]。したがって、様々な筋収縮レベルで示した結果を用いて個人の特徴を把握しておけば、筋疲労の蓄積や回復の状態を推定することができるものと期待している。

ここで、パフォーマンステストに本方法を用いる際には、負担が少ない低い%MVC で計測を行うことが安全の上で望ましい。また、筋疲労が生じているときとの差を明らかにするため、G1 で有意な正の相関を

示さないような低い%MVCで行う必要がある。表 1 によれば、40%MVC 以上の%MVC では、G1 で有意な正の相関係数が見られることから、筋疲労の評価には 20 ないし 30%MVC が適しているものと考えられる。Miller ら [20] によると、40%MVC ではクレアチンリン酸 (creatine phosphate: CrP) 濃度が減少し、細胞内 pH の低下を引き起こすが、30%MVC ではアデノシン 3 リン酸, CrP, 乳酸に大きな変化は生じない。また、Maton ら [21] は、20~30%MVC は MU の発火パターンが切り換わるしきい値であると報告している。これらのことから、30%MVC 付近は代謝及び MU の発火パターンが切り換わる%MVC であると考えられる。以上のことから、安全性及び生理学的背景を考慮して、筋疲労の評価には 30%MVC が適しているものと考えている。

フィールドのパフォーマンステストに応用するためには、更に解決しなければならない問題がいくつかある。個人差への対応としては、標準化 MPF-IF パターンを用いた上で、筆者らは Fuzzy 推論による方法を提案してきている [12]。しかし、これは 70%MVC のものであり、30%MVC の場面への設計変更が必要である。また、フィールドでは筋張力をモニタすることが難しいことから、重りを負荷として与えるなど筋張力によらない G1, G2 へのグループ分けの方法を検討することも必要である。本研究の結果から、MPF と IF との相関係数 γ は、筋疲労推定には非常に有効な指標となることが示唆されたが、中枢と末梢性疲労とをより明確に分離して評価するためには、更に検討を加える必要がある。例えば、一定随意収縮のみの場合と、電気刺激のみの場合などとも比較検討の必要があるものと思われる。

6. む す び

12 名に対して、様々な筋収縮レベルで重畳 M 波を計測し、周波数領域で解析を行った。その結果、MPF-IF パターンにいくつかの筋疲労過程に対応した特徴があることを示した。更に、それらをもとにした筋疲労推定法について検討を加えた。

今後は局所酸素動態や血中乳酸濃度などの生化学的手法との比較や、エネルギー代謝からの検討を加えるとともに、児童や高齢者などの被験者数を増やし、それに伴って発生する個人差を扱う方法や、より有効な計測条件や解析方法について検討を加え、実際の筋疲労推定法に近づけていく予定である。

文 献

- [1] W.M. Walsh, R. Hald, and L.E. Peter, *Musculoskeletal injuries in sports. The team physician's handbook*, pp.251-258, Hanley & Belfus, 1990.
- [2] 藤江正克, 土肥健純, 根本泰弘, 酒井昭彦, 吉田 輝, 佐久間一郎, 鈴木 真, “バーチャルリアリティを活用した歩行訓練機器,” ME 誌, vol.12, no.8, pp.29-37, 1998.
- [3] 市江雅芳, 半田康延, “機能的電気刺激 (FES) の現状と未来,” ME 誌, vol.13, no.2, pp.20-27, 1999.
- [4] T. Hakamada, K.K. McCully, B. Chance, and H. Iwane, *Exercise and oxygen toxicity*, pp.481-510, Elsevier Science Publishers, Amsterdam, 1994.
- [5] 伊藤保志, 赤滝久美, 三田勝巳, “筋疲労に至る持続性筋収縮における筋活動様式の変化—筋音図法による解析,” 人間工学, vol.33, no.3, pp.175-181, 1997.
- [6] R. Margaria, “The possible mechanism of contracting and playing the oxygen debt and the role of lactic acid in muscular contraction,” *Am. J. Physiol.*, vol.106, pp.689-715, 1933.
- [7] T. Moritani, W.M. Sherman, M. Shibata, T. Matsumoto, and M. Shinohara, “Oxygen availability and motor unit activity in humans,” *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol.64, pp.552-556, 1992.
- [8] B.A. Davis, L.S. Krivickas, R. Maniar, D.A. Newandee, and J.H. Feinberg, “The reliability of monopolar and bipolar fine-wire electromyographic measurement of muscle fatigue,” *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol.30, no.8, pp.1328-1335, 1998.
- [9] K. Kogi and T. Hakamada, “Frequency analysis of the surface electromyogram in muscle fatigue,” *J. Sci. Labour. (Tokyo)*, vol.38, pp.519-528, 1962.
- [10] B. Bigland-Ritchie, “EMG and fatigue of human voluntary and stimulated contractions,” in *Human Muscle Fatigue*, eds. R. Porter and J. Whelan, pp.130-156, London: Pitman Medical, 1981.
- [11] 川初清典, 矢部京之助, 山本高司, “疲労による誘発筋電図 (M 波) の変化,” 体育学研究, vol.19, no.1, pp.33-39, 1974.
- [12] T. Kiryu, M. Morishita, H. Yamada, and M. Okada, “A muscular fatigue index based on the relationships between superimposed M wave and preceding background activity,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.45, no.10, pp.1194-1204, 1998.
- [13] T. Kiryu, Y. Saitoh, and K. Ishioka, “A muscle fatigue index based on the relationship between preceding background activity and myotatic reflex response (MMR),” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.39, pp.105-111, 1992.
- [14] R. Merletti, L.L. Conte, and C. Orizio, “Index of muscle fatigue,” *J. Electromyography and Kinesiology*, vol.1, pp.20-33, 1991.
- [15] J.V. Basmajian and C.J. De Luca, *Muscle Alive: Their Functions Revealed by electromyography*, p.202, Williams & Wilkins Published, 1985.
- [16] 市原清志, *バイオサイエンスの統計学*, p.233, 南江堂,

1996.

- [17] T. Moritani, M. Muro, and A. Nagata, "Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue," *J. Appl. Physiol.*, vol.60, pp.1179-1185, 1986.
- [18] A. Nagata and J.C. Christianson, "M-wave modulation at relative levels of maximal voluntary contraction," *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol.71, pp.77-86, 1995.
- [19] 一関紀子, 木竜 徹, 杉本英夫, "オーバートレーニング予防を目的とした筋疲労評価法," 第16回バイオメカニズム・シンポジウム前刷, pp.23-32, 1999.
- [20] R.G. Miller, J.A.K. Braun, K.R. Sharma, and M.W. Weiner, "Mechanisms of human muscle fatigue. Quantitating the contribution of metabolic factors and activation impairment," *Adv. Exp. Med. Biol.*, vol.384, pp.195-210, 1995.
- [21] B. Maton and D. Gamet, "The fatigability of two agonistic muscles in human isometric voluntary sub-maximal contraction: An EMG study. II. Motor unit firing rate and recruitment," *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol.58, no.4, pp.369-374, 1989.

(平成11年8月19日受付, 12年2月28日再受付)



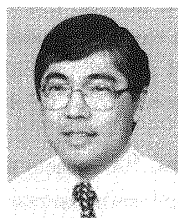
斉藤 義明 (正員)

昭38新潟大・工・電気卒。昭40北大大学院修士課程了。同年より新潟大学に勤務。昭46同助教授, 現在同教授, 現在に至る。工博。この間, 半導体電子回路, 情報処理, ME機器について研究。最近では生体の各種臓器の高感度計測, 安全刺激及びハイパーサーミアに興味をもっている。医師, 歯科医師及び獣医との円滑な意思の伝達を目指している。日本ME学会評議員, 日本ハイパーサーミア学会評議員, 情報処理学会, 日本人工臓器学会, IEEE各会員。



一関 紀子 (正員)

平7新潟大・教育・小教保体卒。平9同大大学院教育学研究科修士課程了。成長速度曲線を用いた成長段階の推定に関する研究に従事。同大大学院自然科学研究科博士後期課程情報理工学専攻了。誘発筋電図を用いた筋疲労評価とその応用に関する研究に従事。学術博士。平12国立長寿医療研究センター研究員, 現在に至る。日本体育学会, 日本運動生理学会, 日本バイオメカニクス学会, 日本体力医学会, IEEE各会員。



木竜 徹 (正員)

昭50新潟大・工・電子卒。昭52同大大学院修士課程了。同年同大歯学部・助手。下顎運動測定装置, 咀嚼筋筋電図自動診断の研究に従事。昭54同大・工・情報助手, 昭58同講師を経て, 昭61同助教授, 平7同大大学院教授, 現在に至る。工博。非定常生体信号処理を目的とし, 非定常性の特徴分類, 時変性パラメータ推定等研究に従事。最近では, 動的筋活動の解析を進めている。日本ME学会評議員, バイオメカニクス学会, IEEE各会員。