

(19)

オーバートレーニング予防を目的とした筋疲労度評価法

(新潟大学大学院自然科学研究科) 一 関 紀 子, 木 竜 徹

(新潟大学教育人間科学部) 杉 本 英 夫

(新潟大学工学部) 斉 藤 義 明

1. はじめに

競技スポーツでは選手の低年齢化や専門化に伴うスポーツ障害やオーバートレーニング (overtraining) が後を絶たない。overtraining¹⁾ は様々な意味に用いられるが、ここでは慢性疲労状態を指す overtraining syndrome²⁾ と捉えることとする。overtraining の予防のためには、身体状態の適正範囲の上限を見極める指標が必要となる。一方、運動不足を引き起こす環境が多くなってきている反省から、生涯スポーツが普及しつつある。このようなことから、運動量や疲労の状態を定量的に把握しようとする研究が進められてきた。

スポーツ現場では、一般的に全身疲労の状態を把握することが必要である。ここで全身疲労とは、動的運動によって生じる「疲労」を意味する。全身疲労の蓄積や回復状態の推定法には、スポーツ医科学的手法として尿検査や血液検査、パフォーマンステストなどがある³⁾。尿検査や血液検査は、スポーツドクターの協力が必要となるが、アマチュアスポーツではこのような協力体制が整っていることは少ない。またパフォーマンステストは、トレッドミル走時の呼気ガス代謝や血中乳酸値を測定することが多く、これも実際に使用するのには困難である。

一方、運動中の局所疲労である「筋疲労」だけであれば、その推定法として局所酸素動態⁴⁾、筋音⁵⁾、血中乳酸濃度の測定⁶⁾ や筋電図計測⁷⁾ などが報告されており、特に表面筋電図計測は非侵襲的で簡便な

推定法である。

任意時点での筋疲労推定法として、著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⁸⁾。この方法は、数 100 秒にわたって背景筋活動と重畳 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性疲労を推定する場合⁹⁾ と異なる。つまり、M 波の単なる時間的なふるまいではなく、背景筋活動の平均周波数 (mean power frequency : MPF) と重畳 M 波の瞬間周波数 (instantaneous frequency : IF) との相関関係から筋疲労を推定する方法である。これまで、最大随意収縮 (maximum voluntary contraction : MVC) の 20, 30, 40, 50, 70% に対する実験について検討してきた¹⁰⁾。その結果、筋収縮レベルによって MPF-IF 散布図の分布の様子が異なり、相関係数の異なる 2 つのグループに分けられることが明らかになってきた。たとえば、70% MVC では筋疲労に

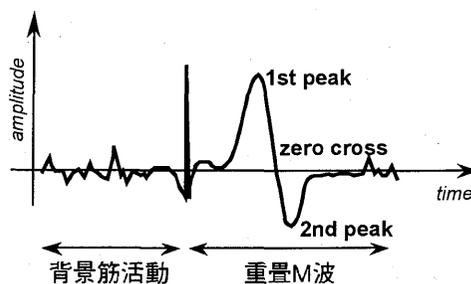


図 1 背景筋活動と重畳M波

伴い相関係数がしだいに減少し2つのグループとなる特徴が見られたが、20% MVC では負の相関係数を示す1つのグループとなった。これらの特徴から、MPF-IF 散布図の相関係数によって、筋疲労の変化過程を任意時点で定量的に評価することができると考えている。

最近、トレッドミル走で、下腿筋の酸素飽和度、つまり酸素化レベルが低下する¹¹⁾ことが報告された。このことは、下腿筋の筋活動と動的運動であるトレッドミル走の運動量とに関係があることを示しており、下腿筋での筋疲労推定が全身疲労の推定に結びつく可能性を示唆したものと考えられる。

そこで本研究では、MPF-IF 散布図から筋疲労状態を推定するとともに、心拍変動をスペクトル解析し、数日にわたる運動において全身疲労と筋疲労との関係について調べた。

2. 方 法

2.1 計測条件

トレッドミル走の前後で筋電図と心電図を同時計測した。実験装置の構成図を図2に示す。一定随意収縮運動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

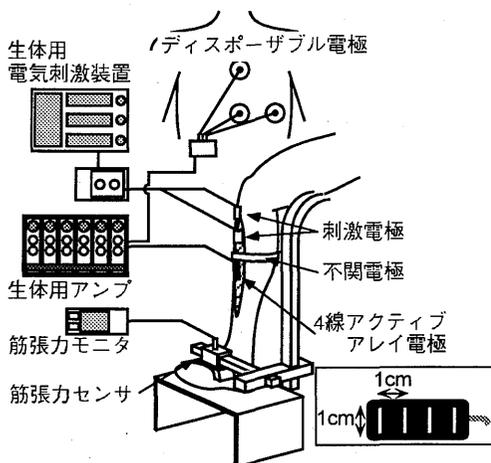


図2 実験構成図

の腰部およ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、筋張力モニターとオシロスコープを用いて、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ながら、重畳M波および心電図を計測した。

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線アクティブアレイ電極(DEM製)を用いた。アレイ電極は長さ1 cm幅1 mmの白金電極が4本並んだものであり、最小電極間隔は1 cmである。刺激電極は深腓骨神経付近で、また、4線アクティブアレイ電極は被験筋の筋腹から約3 cm下部付近で位置を変えながら、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。

さらに、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1 cm幅のストラップ状の不関電極を巻き付けた。なお、電極間隔1 cmのペアで2チャンネル計測した表面筋電図のうち、各試技において、計測中の重畳M波の振幅、潜時ともに大きく変化せず、同じ様な波形が安定して現れたチャンネルを選択した。一方、心電図をAg-AgCl ディスポーザブル電極(日本光電製, Vitrode J-150)を用いて、胸部誘導にて計測した。なお、心電図、筋電図ともに生体計測用アンプ(日本光電製, AB-601 G)の利得は54 dB, カットオフ周波数2 kHz, 時定数0.1 secである。

以上の様にして、表面筋電図を2チャンネル、心電図、電気刺激波形、筋張力をそれぞれ1チャンネルとした合計5チャンネルを、サンプリング周波数5 kHz, 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 実験プロトコル

実験プロトコルを図3に示す。被験者は健康な成人男性2名(22歳)である。なお、トレッドミル走

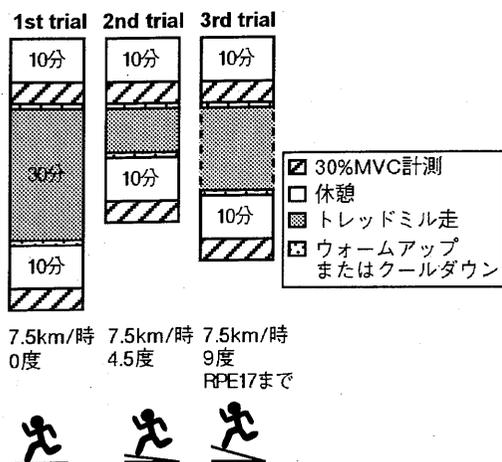


図3 フィールド実験プロトコル

のフィールド実験を行う前に、予備実験として12名の一定随意収縮運動時(20%~70% MVC)を行い、そのうち、自覚的な疲労感が強い者と弱い者の2名を選択した。また、安全性を高めるためには低い筋張力が望ましいこと、筋張力が低すぎると計測時間が伸びることなどを考慮して、フィールド実験では30% MVCを用いることとした。

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。その後、30% MVCの筋収縮レベルで300秒間の計測を行った。なお、被験者に収縮を指示してから2、3秒後に計測を開始した。被験者に対して、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、さら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。

運動はトレッドミル(日本光電製, STS-7500)での走運動である。走運動の速度は7.5 km/hとし、初日に傾斜0°を30分(1st trial)、2日目に傾斜4.5°を10分(2nd trial)、3日目に傾斜9°をBorgの自覚的運動強度(Ratings of Perceived Exertion: RPE)¹²⁾が17(非常にきつい)を示すまで(3rd trial)行い、走運動前後に重畳M波を計測した。なお、運動中は1分毎にRPEを調べた。さらに、各trialの運動強度(Mets¹³⁾)を求めた。

3. 解析

3.1 重畳M波

3.1.1 MPF, IFの算出

重畳M波の解析では、電気刺激トリガを基点にトリガ前20ms, トリガ後100msをひとつの波形(600 sample)とし、対象とした。すなわち、連続する5波形に対してゆらぎを補正した加算平均波形¹⁴⁾を求めた。これを*m*フレームでの重畳M波とし、1波形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波形ごとに求め、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、重畳M波の振幅の各特徴点での瞬時周波数として算出した¹⁴⁾。ここでは、瞬時周波数の算出にヒルベルト変換を用いた。いま、加算平均波形*h*(*n*)のヒルベルト変換対を*h̃*(*n*)とすると、これによる解析信号*h̃*(*n*)は、

$$\tilde{h}(n) = h(n) + j \cdot \hat{h}(n) \tag{1}$$

となる。ただし、*n*は*h*(*n*)での相対時刻であり、*j*は虚数単位である。*h̃*(*n*)の算出にはフーリエ変換を用いた。ここで、*h*(*n*)の瞬時周波数*if*(*n*)は、*h̃*(*n*)の瞬時位相*θ*(*n*)の時間差分として、

$$if(n) = \frac{1}{2\pi} \cdot \frac{\theta(n + \Delta n) - \theta(n)}{\Delta n} \tag{2}$$

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。

$$\theta(n) = \tan^{-1} \frac{\hat{h}(n)}{h(n)} \tag{3}$$

以下、*h̃*(*n*)のfirst peak, zero cross(重畳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、MPFおよびIFを推定する際の周波数帯域は5~500 Hzとした。

3.1.2 MPF-IFパターン

本研究では、MPFとIFの時系列変化だけでは

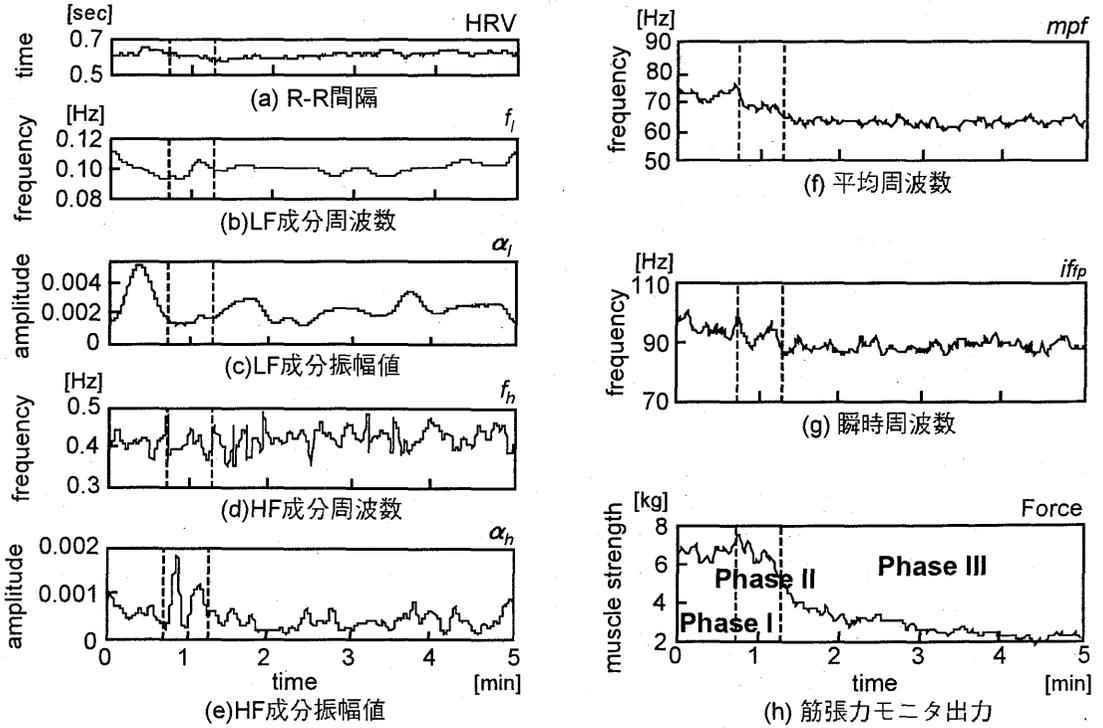


図4 各パラメータの経時変化 (3rd trial 運動後)

なく、MPF-IF 散布図の相関係数から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時でのMPF¹⁵⁾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¹⁶⁾のIFとの相関関係を用いることで、中枢と末梢の筋疲労との関わりが時間につれて定量的に表現できることを期待している。

ここでは、MPF-IF パターンを疲労過程を追って2通りに分割した。はじめに、筋張力の時間変化を参考にして区間分割を行った。すなわち、筋張力の変化を参考に、計測開始から failure point (筋張力が指定した値よりも低下する時点) までを Phase I、筋張力が5% MVC だけ低下した時点から計測終了までを Phase III、その中間を Phase II とした (図4(h))。Phase II では筋張力は5% MVC まで直線的に低下しており、被験者は Phase II で被験筋の疲労感を訴えた。一方、時系列による変化をMPF-IF 散布図でもさぐるため、 $\{mpf, if\}_{Phase III}$ を母集団として平均0、分散1になるよう全てのサ

ンプル $\{mpf, if\}_{all}$ について標準化を施し、これを標準化MPF-IF パターンとした。その際、標準化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2つのグループに分割した。ここで、マハラノビスの距離は以下のように表される。

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

ただし、 z は $\{mpf, if\}_{all}$ 、 S 、 μ 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および母平均ベクトルである。こうして得たG1とG2について、MPFとIFの分散 (σ_{mpf}^2 、 σ_{ifp}^2) を調べた。また、それぞれのMPFとIFとの相関係数 (γ , $p < 0.05$) を調べ、相関係数の有意差の検定¹⁷⁾ ($p < 0.01$) を行った。

3.2 心拍変動

3.2.1 R-R 間隔時系列

得られた心電図波形より R 波を求め、R 波の発生時刻と次の R 波の発生時刻との差をその時刻での R-R 間隔とした。さらに、3 次スプライン補間を用いて 4 Hz でリサンプリングした R-R 間隔時系列を得た。ここでは R-R 間隔時系列にみられる心拍変動 (HRV) から自律神経系の影響をさぐる。

3.2.2 Wavelet 変換

自律神経系の影響をさぐるため、HRV に対して Gabor 関数のマザーウェーブレットを用いた連続 Wavelet 変換¹⁸⁾を行った。これにより、HRV の低周波成分 (LF 成分)、高周波成分 (HF 成分) を求め、各々の各主要成分周波数 $f_l(m)$, $f_h(m)$ と、主要成分振幅 $a_l(m)$, $a_h(m)$ のふるまいを解析した。

ここで、スケール s での Wavelet 変換の結果 $W_{ab}(s, m)$ から、目的とする主要成分周波数の時間変化 $f_*(m)$ の抽出を以下のように行った。はじめに、目的とする成分が存在すると思われる周波数帯域 $[a, b]$ の範囲で HRV の Wavelet 変換 $W_{a,b}(s, m)$ 取り出し、 s 方向に Hamming window $H_{ab}(s, m)$ をかけて

$$|W'_{ab}(s, m)| = |H_{ab}(s, m)| \cdot |W_{ab}(s, m)|$$

$$(a \leq s \leq b, m = 1, \dots, M) \quad (5)$$

とし、 $\max_s \{|W'_{ab}(s, m)|\}$ を示したピーク周波数を時刻 m での $f_*(m)$ とした。次に、 $f_*(m)$ を逐次的に推定するため、 $f_*(m)$ に対して $m+1$ における $\max_s \{|W'_{ab}(s, m+1)|\}$ を $f_*(m) \pm d/2$ の範囲で求めた。このようにして $f_*(m)$ の時系列変化を得た。なお、 $f_*(m) = f_p/s$ であり、 f_p はガボール関数のピーク周波数である。

以上のように主要成分周波数 $f_*(m)$ とその時の主要成分振幅 $a_*(m)$ を推定した。さらに、 $f_*(m)$ および $a_*(m)$ の平均値に対して、trial 内の場合 Student の t 検定 ($p < 0.01$) を、trial 間の場合一元配置分散分析法 ($p < 0.01$) を行った。

4. 結 果

1 st trial 終了時の RPE は、Subject A が 13 (ややきつい)、Subject H は 11 (やや楽である) であり、2 nd trial 終了時の RPE は、Subject A で 16 (きついと非常にきついの中間)、Subject H で 10 (楽であるとやや楽であるの中間) であった。走運動の Mets は速度によって規制されるため、両被験者の Mets は同じ (1 st trial で 8.14 Mets, 2 nd trial で 9.75 Mets, 3 rd trial で 11.35 Mets) であったが、3 rd trial の運動時間は被験者で異なり、Subject A が 4 分、Subject H が 19 分であった。また、筋張力が failure point に至るまでの時間を運動前後で比較すると、Subject A で 63~83 秒、Subject H で 79~117 秒短くなった。

MPF および IF の絶対値の変化は、個人差が大きく特徴的な変化をみだせなかった。したがって、ここでは絶対値の変化ではなく、標準化 MPF-IF パターンを用いることとする。標準化 MPF-IF パターンに関しては、G1 はほぼ Phase I で構成され、G2 はほぼ Phase III で構成された。なお、Phase II は G1 または G2 に分類された。つまり、G1 は測定開始から前半に出現し、G2 は後半に出現した。そこで、以後、MPF-IF パターンの G1 および G2 についてのみ検討することとする。また、特にことわらない限り、IF は if_{fp} とし、標準化 MPF-IF パターンは MPF-IF パターンと略す。

4.1 予備実験

20%~70% MVC で重畳 M 波を計測した結果、筋疲労過程につれて異なる変化を示す 2 種類の MPF-IF パターンが報告されている¹⁰⁾。いま、20% MVC で多く見られ、相関係数が負の値、もしくは 0 に近い正の値をとる G2 のみを示す場合をパターン A (疲労の蓄積が少ない状態) とする。一方、70% MVC で多く見られ、G1 で高い正の相関を示すが、G2 では相関係数が 0 に近づくものをパターン B (疲労状態) とする。これらの特徴は予備実験を行った 12 名中 7 名でみられた。

7名に含まれる Subject A, H は, 20% MVC でパターン A を示した. また, Subject A は 50% および 70% MVC で, Subject H は 70% MVC でパターン B を示した. また, その他の筋張力ではパターン A とパターン B とが混じり合った状態に分布した.

4.2 トレッドミル走

図5は Subject A の 1st trial 運動前と 3rd trial 運動後の MPF-IF パターンである. 1st trial では, 運動前後ともに予備実験と同様にパターン A に近い分布となった. しかし, 2nd trial および 3rd trial では, 運動後にパターン B を示した. なお, Subject A は, 3rd trial 運動前にも, パターン B に近い分布となった.

1st trial の MPF-IF パターンでは, 運動前後での分布の違いはほとんどなく, G1 と G2 の境界もはっきりしなかった. 運動前の G1 ($n=170$) は, $\sigma_{mpf}^2=3.05$, $\sigma_{ifp}^2=1.38$ であり, 運動後の G1 ($n=151$) は $\sigma_{mpf}^2=2.81$, $\sigma_{ifp}^2=1.48$ であった. 一方, 3rd trial では, 運動前後で分布の様子が異なった. 特に運動後では, G1 と G2 が明らかに異なるグループであることがわかる. すなわち, 運動前は G1 ($n=149$) での σ_{mpf}^2 が 3.28, σ_{ifp}^2 が 3.98 であったのに対し, 運動後では分布の範囲が広まった ($\sigma_{mpf}^2=5.01$, $\sigma_{ifp}^2=2.76$, $n=46$). これは, Subject H でも同様の結果であった.

G1 と G2 での相関係数 γ のすべてを図6に示

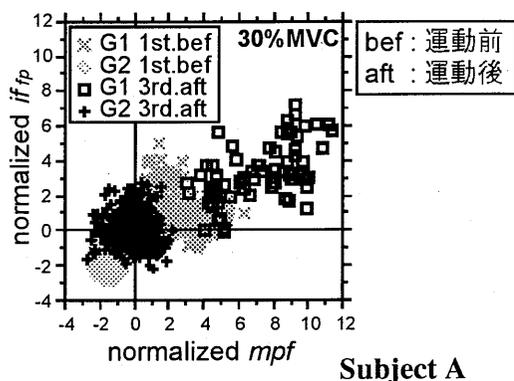


図5 MPF-IF パターンの変化

す. 1st trial では, 両被験者とも有意ではなかったものの, 運動前後ともに G2 が G1 よりも γ が大きくなった. しかし, 2nd trial では, Subject A は G2 ($\gamma=0.358$) が G1 ($\gamma=0.404$) よりも運動前は有意ではないものの小さく, さらに運動後では有意に小さかった. 一方, Subject H では, 運動前に G2 ($\gamma=0.519$) が G1 ($\gamma=-0.198$) よりも有意に大きかったのに対して, 運動後では G2 ($\gamma=0.142$) が G1 ($\gamma=0.462$) よりも有意に小さくなった. さらに, 3rd trial 運動前では, Subject A では G2 ($\gamma=0.549$) が G1 ($\gamma=0.834$) よりも有意に小さく, Subject H では G2 ($\gamma=0.440$) が G1 ($\gamma=0.314$) よりも有意ではないものの大きかった. 運動後は両被験者とも G2 (Subject A: $\gamma=-0.039$, Subject H: $\gamma=0.142$) が G1 (Subject A: $\gamma=0.553$, Subject H: $\gamma=0.462$) よりも有意に小さかった.

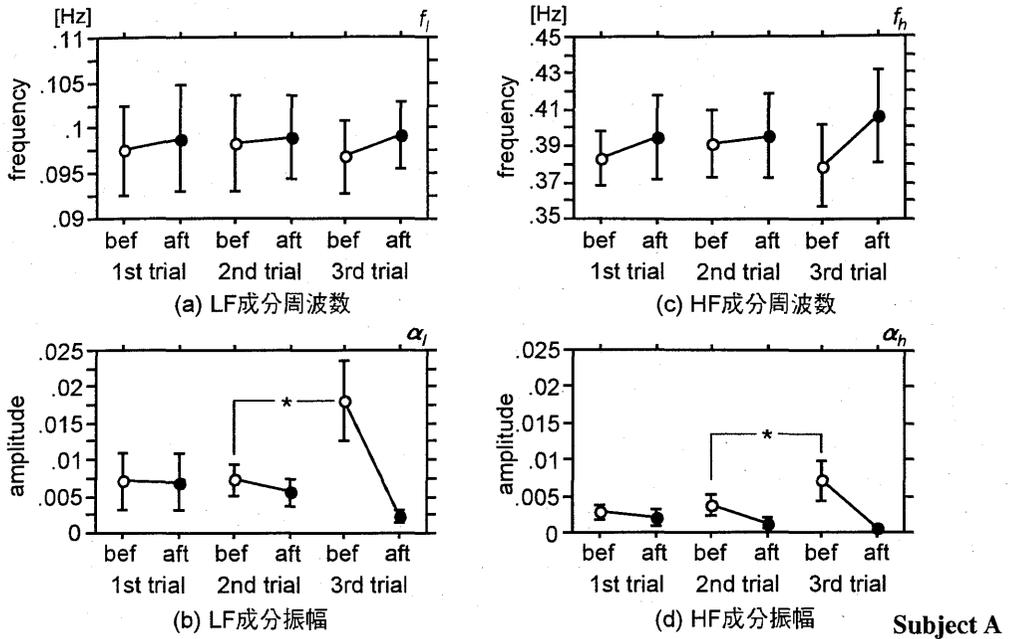
R-R 間隔時間は, トレッドミル走運動後に運動前よりも小さくなった (図4(a)). 各主要成分周波数は, LF 成分に対して $[a, b]=[0.05, 0.15]$ Hz, $d=0.1$ Hz とし, HF 成分に対しては, $[a, b]=[0.2, 0.8]$ Hz, $d=0.2$ Hz として求めた.

HF 成分と LF 成分の変化を図7に示す. 図中では, 注目した箇所のみ有意差を表示した. 各 trial では, $f_*(m)$ は運動前に比べ運動後に有意に増加した (図7(a), (c)). 一方, $a_*(m)$ は3日間を通して運動後に減少した (図7(b), (d)). さらに, trial 間の関係を調べたところ, trial が増えるにつれて運動前では $a_h(m)$ が有意に増加するのに対し,

Subject	1st trial		2nd trial		3rd trial		
	G1	G2	G1	G2	G1	G2	
A	bef	387	589	404	358	834	549
	aft	236	481	662	-091	553	-039
H	bef	543	611	.198	.519	314	.440
	aft	.184	351	462	.142	462	.142

: $p < 0.01$
 : $p < 0.05$
 : $p < 0.01$

図6 G1, G2 での γ の変化



$d.f. = 1200, * : p < 0.01$ 注: trial内 f_* および trial間 α_* はすべて有意差有り。

図7 HRVのHF成分とLF成分の変化

運動後は $\alpha_*(m)$ が有意に減少する傾向が見られた。なお、 $\alpha_*(m)$ の平均値は、Subject Aが Subject Hよりも有意に小さかった。

5. 考察

5.1 筋疲労と従来の運動指標との関係

Subject Aは、3rd trial開始時に連日の実験による全身の疲労感を訴えていた。このことから、 γ あるいはMPF-IFパターンの出現様式の特徴(3rd trial運動前にパターンBに近い分布となる)と全身疲労との間の関係があると考えられる。このような関係に再現性があれば、筋疲労が出現する時期を推定することで、全身疲労の状態を把握できる可能性があるものと思われる。

2nd trialおよび3rd trialの運動後に、両被験者で筋疲労の特徴(G1で正の相関を示し、G2では0に近い弱い相関を示す)が見られた。これは、G1では急激な代謝産物の蓄積やMotor Unitのderecruitmentにより、活動可能な筋線維が減少してい

くためであると解釈できる¹⁹⁾。また、G2では活動できる筋線維がほとんど残っていない状態をも表しているのであろう。

また、Subject Aは3rd trialにおいて、短い運動持続時間で急激にRPEが増加することから、Subject AはSubject Hにくらべ耐疲労能力が低いものと考えられた。すなわち、Subject Hでは、予備実験のパターンAと同様に、3rd trial運動前の γ ではG2よりもG1が大きいのに対し、Subject AではすでにG2の方が小さかった。この点は、被験者の持久力と関係がありそうである。

5.2 HRVからの全身疲労の評価

トレーニングを行っていない人は、行っている人よりもHF成分周波数が低いと報告されている²⁰⁾。また、LF成分とHF成分のパワーは、トレーニングを行っている人の方が高いとの報告もある²¹⁾。このHF成分周波数は、本研究では $f_l(m)$ に相当し、LF成分とHF成分のパワーは、それぞれ $\alpha_l(m)$ 、 $\alpha_h(m)$ に相当する。Subject Aの $\alpha_*(m)$ の平均値がSubject Hよりも低かったことは、Subject Aが

Subject H よりも持久力が低いことと関係があるものと考えられる。すなわち、Subject A は 2nd trial ですでに大きな RPE を訴え、3rd trial の運動時間が短かった。

3rd trial では、運動後 10 分以上経過しても呼吸が平常に戻らなかった。そのため、3rd trial で、運動後の $f_h(m)$ の増加が大きかったものと思われる。このことから、この時、全身疲労状態にあったものと考えられる²²⁾。一方、動的運動による血流量の増大などにより、圧受容器などの交感神経活動が活発化する²³⁾ことが知られており、この影響が、運動後の $f_i(m)$ の増加や $a_i(m)$ の減少として現れているとの報告がある²⁴⁾。

5.3 心拍変動と筋疲労

ここでは、Subject A の 1st trial と 3rd trial について注目する。1st trial の RPE は 13 であり、Mets は 8.14 Mets であった。運動持続時間は 30 分である。MPF-IF パターンは、運動前後ともパターン A に近い分布を示した。これは、予備実験の 30% MVC の結果と同様である。また、運動前後で G1 の分布の範囲はそれほど変化せず、G1 と G2 とを視覚的に区分することは困難であった。HRV は、運動前後で $a_*(m)$ が減少したが、それほど大きな変化はみられなかった。

一方、3rd trial での RPE は 17 であり、Mets は 11.35 Mets であった。運動持続時間は 4 分である。なお、3rd trial の運動持続時間は、RPE が 17 を示すまでの時間であり、Subject A は Subject H にくらべ急激に RPE が増加した。MPF-IF パターンをみると、1st trial と同じ 30% MVC の一定随意収縮運動であるにもかかわらず、運動後にパターン B を示し、運動前にもパターン B に近い分布となった。HRV は 3rd trial で大きな変化がみられた。つまり、trial 内で比較すると、3rd trial の運動前後で $f_*(m)$ および $a_*(m)$ の平均値の差が大きくなった。また、3rd trial 運動前の $a_*(m)$ の平均値は、1st trial 運動前の $a_*(m)$ の平均値にくらべ 2 倍以上大きかった。

RPE や運動持続時間から、Subject A にとって 3

rd trial では 1st trial よりも運動強度が高く、運動後は全身疲労状態であったものと考えられる。また、運動前にも Subject A は連日のトレッドミル走運動による全身の疲労感を訴えていたことから、3rd trial 運動前にはすでに蓄積の疲労が生じていた可能性がある。

以上の結果から類推すると、MPF-IF パターンのパターン B の出現、運動前後の $a_*(m)$ の大きな差は、全身疲労の特徴を表しているであろう。さらに、運動前にもこのような特徴がみられた場合、オーバートレーニングに結びつくような蓄積の疲労状態にあるのではないかと思われる。しかし、さらに生化学的手法との比較、検討が必要である。

6. ま と め

重畳 M 波による筋疲労評価法について検討を加え、全身疲労との関係を調べた。すなわち、2 名に対して、3 日間の運動を行い、その前後に 30% MVC の筋収縮レベルで重畳 M 波と心拍変動とを計測し、周波数領域で解析を行った。その結果、筋疲労度評価結果と自律神経系のふるまいとから、筋疲労を調べることで全身疲労の経過との関係を定量的に示せる可能性が示唆された。

今後は被験者数を増やし、血中乳酸濃度などの生化学的な手法と比較しながら、検討を加える予定である。

参 考 文 献

- 1) Kereszty, A.: *Overtraining in Encyclopedia of Sports Science and Medicine*, ed. Larson, L.A., Macmillan N.Y., 218-222, (1971).
- 2) Kuipers, H. & Keizer, H.A.: *Overtraining in Elite Athletes, Sports Medicine*, 6, 79-92, (1988).
- 3) 川原貴: オバートレーニングの概念とその臨床像, 臨床スポーツ医学, 7, 5, 537-541, (1990).
- 4) Hakamada, T., Iwane, H., Shimomitsu, T., Katsumura, T., Murase, N., Nishio, S., Osada, T., Kurosawa, Y., & Chance, B.: Noninvasive measures of oxidative metabolism on working human muscles by near-infrared spectroscopy, *J. Appl. Physiol.*, 81, 3, 1410-1417, (1996).
- 5) Barry, D. T., Geiringer, S. R., & Ball, R. D.: Acoustic

- myography: a noninvasive monitor of motor unit fatigue, *Muscle Nerve*, 8, 3, 189-194, (1985).
- 6) Margaria, R.: The possible mechanism of contracting and playing the oxygen debt and the role of lactic acid in muscular contraction, *Am. J. Physiol.*, 106, 689-715, (1933).
 - 7) Davis, B. A., Krivickas, L. S., Maniar, R., Newandee, D. A., & Feinberg, J. H.: The reliability of monopolar and bipolar fine-wire electromyographic measurement of muscle fatigue, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 30, 8, 1328-1335, (1998).
 - 8) Kiryu, T., Morishita, M., Yamada, H., & Okada, M.: A Muscular Fatigue Index Based on the Relationships Between Superimposed M Wave and Preceding Background Activity, *IEEE Trans. on BME*, BME 45-10, 1194-1204, (1998).
 - 9) 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*, 19-1, (1974).
 - 10) 一関紀子, 本宮宣明, 木竜徹, 斉藤義明: 様々な筋収縮レベルでの重畳M波による筋疲労度評価指標の検討, 第19回バイオメカニズム学術講演会講演予稿集, 51-56, (1998).
 - 11) Nishio, S., Iwane, H., Hamaoka, T., Shimomitsu, T., Katsumura, T., Osada, T., Sako, T., Higuchi, H., & Kurosawa, Y.: Muscle oxygen consumption changes in lower extremity in bicycle exercise and treadmill exercise measured by near infrared spectroscopy, *2nd Asian Congress of Sports Medicine Abstract*, 150, (1996).
 - 12) Borg, G. A.: Perceived exertion: a note on "history" and methods, *Med. Sci. Sports*, 5, 2, 90-93, (1973).
 - 13) アメリカスポーツ医学協会編 (日本体力医学会体力科学編集委員会監訳): 運動処方の指針, 原著第4版, 16, 南江堂, (1993).
 - 14) Kiryu, T., Saitoh, Y., & Ishioka, K.: A muscle fatigue index based on the relationship between preceding background activity and myotatic reflex response (MMR), *IEEE Trans. Biomed. Eng. BME*, 39, 105-111, (1992).
 - 15) Merletti, R., Lo Conte, L., & Orizio, C.: Index of muscle fatigue, *J. Electromyogr. Kinesiol.* 1, 20-33, (1991).
 - 16) Bigland-Ritchie, B.: EMG and fatigue of human voluntary and stimulated contractions, *Human Muscle Fatigue*, London: Pitman Medical, 130-156, (1981).
 - 17) 市原清志: バイオサイエンスの統計学, 233, 南江堂, (1996).
 - 18) 大谷和則, 木竜徹, 斉藤義明: 時間周波数解析による周期運動時心拍変動の自律神経系成分の抽出, *電子情報通信学会論文誌*, J81-D-II, 2, 429-436, (1998).
 - 19) Thomas, C. K., Woods, J. J., & Bigland-Ritchie, B.: Impulse propagation and muscle activation in long maximal voluntary contractions, *J. Appl. Physiol.*, 67, 1835-1842, (1989).
 - 20) Dixon, E. M., Kamath, M. V., McCartney, N., & Fallen, E. L.: Neural regulation of heart rate variability in endurance athletes and sedentary controls, *Cardiovasc. Res.*, 26, 713-719, (1992).
 - 21) Puig, J., Freitas, J., Carvalho, M. J., Puga, N., Ramos, J., Frnandes, P., Costa, O., & Falcao de Freitas, A.: Spectral analysis of heart rate variability in athletes, *J. Sports Med. Phy. Fitness*, 33, 44-48, (1993).
 - 22) 万木良平監修: スポーツ医学の基礎, 252, 朝倉書店, (1993).
 - 23) 真島英信: 生理学, 279, 文光堂, (1986).
 - 24) Hayano, J., Taylor, J. A., Mukai, S., Okada, A., Watanabe, Y., Tanaka, K., & Fujinami, T.: Assessment of frequency shifts in R-R interval variability and respiration with complex demodulation, *J. Appl. Physiol.*, 77, 6, 2879-2888, (1994).

EVALUATION OF MUSCLE FATIGUE FOR PREVENTING OVERTRAINING

Noriko ICHINOSEKI*, Tohru KIRYU*, Hideo SUGIMOTO**,
and Yoshiaki SAITOH***

**Graduate School of Science and Technology, Niigata University*

***Faculty of Education and Human Sciences, Niigata University*

****Faculty of Engineering, Niigata University*

Myoelectric (ME) signals are useful for estimating muscle fatigue, but the estimation of *fatigue* in the field is difficult. *Fatigue* is related not only to the neuromuscular system but also to the cardiorespiratory system. We studied a method of evaluating muscle fatigue using a superimposed M wave (SM wave) and background activity at several contraction levels. The SM wave is the electrically elicited M wave superimposed on a voluntary contraction. We estimated the mean power frequency (MPF) of background activity and the instantaneous frequency (IF) at the first peak of the SM wave. The MPF and IF were uncorrelated, or sometimes showed negative correlation, during low-level contractions. At high-level contractions, however, MPF and IF were closely correlated at the beginning and then became uncorrelated as muscle fatigue progressed. The samples {mpf, ifs} were classified into two groups, G 1 and G 2, depending on the features between two contraction phases: muscle force sustaining phase, and degeneration phase.

Hence the purpose of this study was to expand our method of *fatigue* estimation in the field, based on results at different contraction levels. The use of low-level contractions seems suitable in field assessment.

Two healthy male subjects (22 years old) ran

on a treadmill for three consecutive days. On the first day, the running speed was 7.5 km/h; on the second day, an incline of 4.5 degrees was added; and on the third day, an incline of 9 degrees was used. We measured 5 minutes of biosignals at 30 % of maximum voluntary contraction (MVC) during the endurance period before and after exercise. Each subject was seated in a chair, with a force transducer attached to the instep of the foot. We fixed a pair of stimulation pads on the motor point area and adjusted the stimulation levels to obtain the highest superimposed M wave. We measured heart rate, force output, and ME signals from the tibialis anterior muscle.

The MPF-IF pattern of the first day was the same as those at low-level contractions. On the third day, however, they showed features of muscle fatigue like those at high-level contractions. This change in the MPF-IF patterns was probably correlated with the accumulation of muscle fatigue and agreed with subjective reports. Furthermore, the spectrum analysis of heart rate variability showed augmented autonomic nervous activity on the third day: increase in frequencies and decrease in amplitudes of the low- and high-frequency components. Our method is, therefore, effective for assessing muscle fatigue quantitatively and has potential for evaluating *fatigue* from local muscular fatigue.