

## 論 文

## 筋活動状態を考慮した自転車エルゴメータの負荷制御

小川 克徳<sup>†</sup> 木竜 徹<sup>†</sup> 斉藤 義明<sup>†</sup>

## Break Control of Bicycle Ergometer Based on Muscle Activity

Katsunori OGAWA<sup>†</sup>, Tohru KIRYU<sup>†</sup>, and Yoshiaki SAITOH<sup>†</sup>

あらまし トレーニングやリハビリテーションでは適度な運動負荷を与えることが望まれ、従来より心拍数や酸素摂取量を用いた運動強度の決定が行われている。しかし、運動負荷の決定には呼吸循環器系の指標だけでは不十分な場面があり、末梢性（筋肉）の疲労も考慮する必要がある。末梢性疲労の指標として血中乳酸濃度を用いる方法があるが、実際のトレーニングやリハビリテーションに適用するためには、手軽に行うことができる表面筋電図を用いた方法がより適していると思われる。本論文では、多チャンネルで計測した表面筋電図より得られる評価指標と心拍数とを対象に多変量解析を行い、運動強度の推定を行った。更に、ファジー推論を用いて運動強度より運動負荷を決定し、自転車エルゴメータにフィードバックすることによって負荷制御を行った。その結果、筋肉活動や心拍数の急激な変化を抑えた運動負荷の制御を行うことができた。

キーワード 筋疲労、自転車エルゴメータ、主成分分析、負荷制御、ファジー制御

## 1. ま え が き

自転車エルゴメータは手軽な健康機器として広く普及しており、トレーニングやリハビリテーションに対しても有効な機器である。トレーニングやリハビリテーションでは適度な運動負荷を与えることが望まれるが、従来より、運動強度の推定には心拍数や酸素摂取量を目安とした方法 [1] が用いられている。しかし、これらの方法ではあらかじめ最大運動強度を測定しておかなければならず、また、薬物の中にはこれらの指標に影響を与えるものもあり、心疾患をもつ患者や脳血管障害などで筋疲労感が鈍った患者に対して危険が伴うという欠点がある。従って、運動強度を推定する際には、呼吸循環器系による代謝量の計測 [2] だけでなく、末梢系、特に筋肉の疲労も重要な問題となる。筋疲労の要因は中枢性要素と末梢性要素に大別できる [3]、[4]。ここで、中枢性疲労としては、運動ニューロンの発火頻度の減少による機能低下が考えられており、一方、末梢性疲労としては、筋収縮エネルギー源の枯渇、疲労代謝産物の蓄積、神経筋接合部の伝達不全などが挙げられる。末梢性疲労は、例えば疲労代謝産物である血中乳酸濃度を調べることで推定で

きる [1]、[3]、[5]。この方法では、負荷実験中の血液中の乳酸濃度の増加こう配の変化を指標として用いており、被験者を最大運動下まで追い込む必要がなく、トレーニング中の筋疲労の影響についても考慮することができる。しかし、計測のための採血が被験者の負担となる、動作前後の休止状態でしか計測できない、同一部位での連続計測が不可能などの問題点があり、また、必ずしも活動筋からの採血ではないため、筋疲労の推定には十分ではない。また、血液中酸素飽和度を近赤外光で調べる方法 [2] では相対的な値しか得られず、絶対的な運動強度を見る点では不十分である。以上のことから、現在、市販の自転車エルゴメータでは主に心拍数が指標として用いられている。これは、乳酸しきい値が心拍数の増加が緩やかになる変曲点とも関係がある [6] からである。しかし、心拍数は乳酸濃度以外のさまざまな要因の影響を受ける [7]。

筆者らは、多チャンネルで計測した表面筋電図と心拍数を用いて自転車エルゴメータ運動時の筋活動状態を推定してきた [8]～[10]。表面筋電図は取扱いが比較的簡単で非侵襲的に計測を行うことができ、実際のトレーニングやリハビリテーションにも適していると思われる。しかし、動的運動時での従来の筋疲労推定では、筋張力の増加と筋疲労とが同時に進行するため、単独の評価指標から筋疲労状態を推定することが難し

<sup>†</sup> 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, 950-2102 Japan

い[5],[11],[12]. すなわち, 筋張力増加時には遅筋系線維から速筋系線維という順番に運動単位のリクルートメントが起こり, 表面筋電図の振幅成分および周波数成分の増加が見られる. 一方, 筋疲労時には血中乳酸濃度が上昇することによって筋内の pH が低下し, 筋電位の伝導速度 (CV: Conduction Velocity) の低下や周波数成分の低域へのシフトが起こる [13]. 加えて, 動的運動時には血液の循環があり, 上記の現象がさまざまな場面で起きてくることが予想される. ここでは, 表面筋電図評価指標に心拍数を加えた分布が多次元空間で示す経時変化に着目し, 多変量解析によって筋活動状態の推定を行った. 更に, その結果より運動強度をファジールールで決定し, エルゴメータにフィードバックすることによって, 過度の運動強度による障害を防止する, より安全で効果的なりハビリテーションを実現することを考えた.

## 2. 方法

### 2.1 筋電図評価指標の推定

表面筋電図は多数の筋線維の活動電位が時間的・空間的に複雑に干渉した集合波形である. 表面筋電図から筋の活動様式の推定や運動の制御を行うため, 従来よりさまざまな評価指標が提案されてきている [14]. その中で, 筋電図の振幅情報であり筋の活動状態を反映する整流化平均値 (ARV: Averaged Rectified Value) は, 筋張力の増加や筋疲労に伴って上昇する [13]. また, 周波数情報である平均周波数 (MPF: Mean Power Frequency) は, 筋疲労に伴う CV の低下により低域にシフトする [13],[15].

今, 筋電図信号を  $EMG(t)$ , そのスペクトル密度関数を  $S(f)$  とすると, ARV および MPF は次式で表される.

$$ARV = \frac{1}{t_j - t_i} \int_{t_i}^{t_j} |EMG(t)| dt \quad (1)$$

$$MPF = \frac{\int_{f_l}^{f_h} f \cdot S(f) df}{\int_{f_l}^{f_h} S(f) df} \quad (2)$$

但し,  $t_i, t_j$  は ARV を求める際の解析区間 (frame) の開始および終了時刻,  $f_l, f_h$  は MPF を求める際の最低および最高周波数である. また,  $S(f)$  は frame 内の  $EMG(t)$  より FFT を用いて推定する. 定常性を仮定した解析法を用いた場合, 解析区間内での筋張力

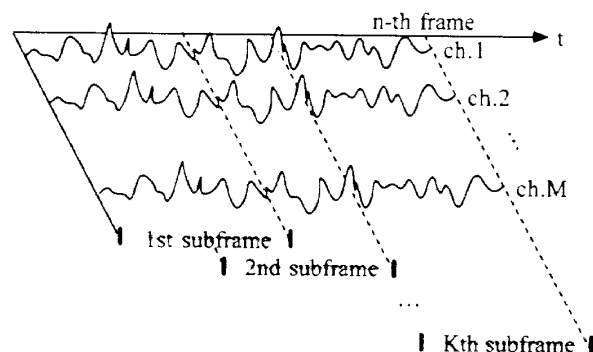


図1 subframe の定義  
Fig.1 Definition of subframes.

の変化が問題となる. そこで, 評価指標推定の際には, 一つの frame をオーバーラップする  $K$  個の subframe に分割し, 解析を行った (図 1).

また, 動的運動時には, 神経支配帯の電極位置に対する相対的な移動が表面筋電図評価指標に影響を及ぼすことが報告されている [8],[16]. そのため, それぞれの subframe で, 多チャンネルアレー電極で計測した表面筋電図より求めた評価指標のうち, 影響が少ないチャンネルを適時選択する方法 [16] を用いた. 多チャンネルアレー電極は線状の電極を並行に一定間隔で並べた構造をしており, 電極の相対的な位置関係より筋肉の解剖学的構造の影響を抑えることができる. すなわち,  $n$  番目の frame における  $k$  番目の subframe について,  $M+1$  線アレー電極による双極導出チャンネル  $m$  で求めた値  $ARV_{n,k}^{(m)}$ ,  $MPF_{n,k}^{(m)}$  に対して,

$$ARV_{n,k} = \max \left\{ ARV_{n,k}^{(m)} \right\}_{m=1}^M \quad (3)$$

$$MPF_{n,k} = \min \left\{ MPF_{n,k}^{(m)} \right\}_{m=1}^M \quad (4)$$

とすればよい [8],[16]. その後,

$$ARV_n = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K ARV_{n,k} \quad (5)$$

$$MPF_n = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K MPF_{n,k} \quad (6)$$

を  $n$  番目の frame での代表値とした.

### 2.2 主成分分析

動的運動時には筋張力の増加と筋疲労とが同時に進行するため, それらの影響が評価指標に分散して含まれていると考えられる. そこで, 評価指標の多次元時系列が多次元空間上でどのように分布を変化させて

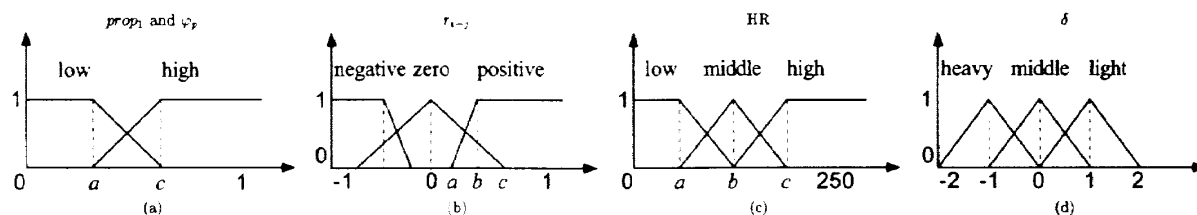


図2 メンバシップ関数  
Fig.2 Membership functions.

いくのかを解析するため、評価指標の主成分分析を行った。

算出された  $P$  次の評価指標について、それぞれ平均 0 とした  $N$  個の連続する frame から得られた時系列  $\mathbf{g}_p$  を列ベクトルとする  $N \times P$  行列

$$G = [\mathbf{g}_1, \mathbf{g}_2, \dots, \mathbf{g}_p, \dots, \mathbf{g}_P] \quad (7)$$

を定義する。行列  $G$  より相関行列  $R$  の成分で、 $i$  番目と  $j$  番目の評価指標の相関係数  $r_{i-j}$  を以下のように求める。

$$C = \frac{1}{N-1} G^T G \quad (8)$$

$$r_{i-j} = \frac{c_{ij}}{\sqrt{c_{ii} \cdot c_{jj}}} \quad (9)$$

但し、 $c_{ij}$  は  $C$  の  $i$  行  $j$  列の要素であり、また、 $T$  は行列の転置を表す。

更に、 $R$  を固有値分解することにより固有値  $\lambda_p$ 、固有ベクトル  $\phi_p$  を求める。固有値は値の大きい順に  $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_p, \dots, \lambda_P$  とし、それぞれ対応する固有ベクトルを  $\phi_p$  とする。

$$\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \dots \geq \lambda_p \geq \dots \geq \lambda_P$$

$$\phi_p = \left( \phi_1^{(p)}, \phi_2^{(p)}, \dots, \phi_P^{(p)} \right)^T \quad (10)$$

$$p = 1, \dots, P$$

ここで、固有値の寄与率  $prop_p$  は以下のように定義される。

$$prop_p = \frac{\lambda_p}{\sum_{i=1}^P \lambda_i}, \quad p = 1, \dots, P \quad (11)$$

### 2.3 総合評価パターン

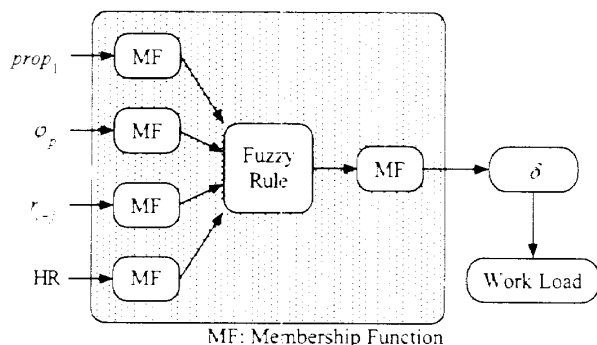
主成分分析の結果について、寄与率から評価指標分布の統計的構造を決定することができ、更に、その固有ベクトルの成分から筋活動の変化に関する評価指標を推定することができる。これらを総合的に判断す

るために、モザイク状の総合評価パターン [9],[10] による評価を試みた。総合評価パターンでは縦軸方向にパラメータを配置し、横軸を時間軸としてパラメータの経時変化を表現した (具体的には 4. を参照)。パラメータとしては、 $prop_1$ 、 $\varphi_p$ 、 $r_{i-j}$  を用いた。ここで、 $\varphi_p$  は第 1 固有ベクトルの成分  $\phi_p^{(1)}$  の絶対値を表す。各パラメータはそれぞれの絶対値での被験者間での平均値  $\overline{prop_1}$ 、 $\overline{\varphi_p}$ 、 $\overline{|r_{i-j}|}$  をしきい値として、 $prop_1$ 、 $\varphi_p$  ではしきい値以上となる区間についてスクリーンで塗りつぶし、 $r_{i-j}$  についてはしきい値を境に正の相関、無相関、負の相関部分を分けて塗りつぶした。

### 2.4 ファジー推論を用いた筋活動状態の推定

実験より得られる評価指標には、被験者間の体力レベルの差による個人差が見られる。また、特定の被験者についても、その時々コンディションによって得られる評価指標が異なる。ここでは、個人差のあるあいまいな評価指標を取り扱うため、複数の if-then 型のルールにより推論を行うことができるファジー推論 [17],[18] を用いた。

ファジーシステムの入力 (前件部) は、主成分分析より得られたパラメータのうち  $prop_1$ 、 $\varphi_p$ 、 $r_{i-j}$  と心拍数 (HR) である。メンバシップ関数 (MF) は、それぞれの絶対値で、被験者間での平均値 ( $\overline{prop_1}$ 、 $\overline{\varphi_p}$ 、 $\overline{|r_{i-j}|}$ 、 $\overline{HR}$ ) と標準偏差 ( $\sigma_{prop_1}$ 、 $\sigma_{\varphi_p}$ 、 $\sigma_{|r_{i-j}|}$ 、 $\sigma_{HR}$ ) より決定した。すなわち、 $prop_1$ 、 $\varphi_p$  では単調型で MF を構成し、図 2 で  $a = \overline{prop_1} - \sigma_{prop_1}$ 、 $c = \overline{prop_1} + \sigma_{prop_1}$  ( $a = \overline{\varphi_p} - \sigma_{\varphi_p}$ 、 $c = \overline{\varphi_p} + \sigma_{\varphi_p}$ ) とした。 $r_{i-j}$  と HR の MF は三角型で構成し、 $a = \overline{|r_{i-j}|} - \sigma_{|r_{i-j}|}$ 、 $b = \overline{|r_{i-j}|}$ 、 $c = \overline{|r_{i-j}|} + \sigma_{|r_{i-j}|}$  ( $a = \overline{HR} - \sigma_{HR}$ 、 $b = \overline{HR}$ 、 $c = \overline{HR} + \sigma_{HR}$ ) とした。ファジーシステムの出力 (後件部) である活動状態は MF を三角型で設計し (図 2 (d))、その比によって動的運動時筋疲労度  $\delta$  を表現した。なお、非ファジー化には重心法を用いており、 $\delta$  が  $-1 \sim 1$  となるよう MF を設計した。ファジールールは、総合評価パターンで



MF: Membership Function  
 図3 ファジーシステム  
 Fig.3 Fuzzy system.

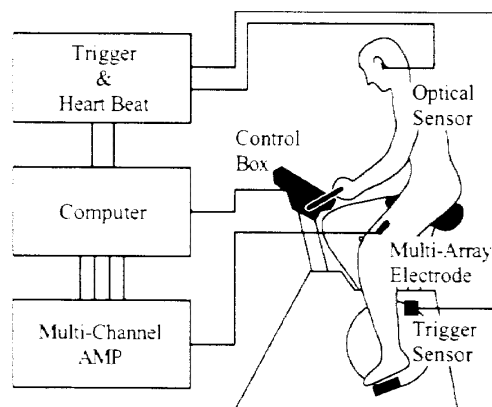


図4 実験システム  
 Fig.4 Experimental system.

見られた特徴について、疲労に至っていないと思われる区間、疲労していると思われる区間ごとに見られたパラメータの分布より作成した。

## 2.5 制御

推定した  $\delta$  を用いてエルゴメータへフィードバックする運動負荷を決定した。ここでは、 $n$  番目の frame における運動負荷  $WL_n$  を

$$WL_n = WL_{n-1} - \delta_{n-1} \cdot \Delta WL \quad (12)$$

$$(-1 \leq \delta \leq 1)$$

として、 $\delta$  に応じて負荷を変化させ筋活動状態を考慮した運動負荷の推定を行った。ここで、 $\Delta WL$  は漸増負荷実験における frame ごとの運動負荷の変化幅を表す。

実際のファジーシステム (図 3) の設計においては、漸増負荷実験での解析結果の特徴を用いて決定を行った。任意の trial 前半で明らかに疲労状態に至っていないと思われる区間では  $\delta > 0$  となるように設定し、後半の疲労状態の区間に見られる特徴を示す場合に  $\delta < 0$  を示すようにルールを作成した。また、心拍数を入力に加えることにより、心拍数が高くなりすぎた場合についても従来と同様に許容する心拍数の上限を超えないようルールを追加した。

## 3. 実験

### 3.1 実験プロトコル

23~25 歳の健康な成年男子 7 名に対し、自転車エルゴメータ (日本光電社製: STB-1400) を用いて、三つの trial からなる漸増負荷実験と、その結果に基づいた負荷制御実験を行った (図 4)。

漸増負荷実験では 55 rpm のサイクル運動を行い、1st trial および 3rd trial では 10 分間、2nd trial で

は 20 分間で負荷を 100~200 W まで連続的に増加させた。このとき、それぞれの trial の間には 10 分間の休憩をおいた。その後、漸増負荷実験の結果に疲労の特徴が見られた被験者 5 名について、同様のタイムスケジュールで負荷制御実験を行った。負荷制御実験では、各 trial の最初の 2 分間では漸増負荷実験の場合と同様に負荷を増加させ、それ以後は一つの frame を計測するごとにファジーシステムを用いて  $\delta$  を推定し、式 (12) より運動負荷を決定してエルゴメータへフィードバックした。また、それぞれの実験直後には、Borg の新自覚的運動強度 (RPE: Rate of Perceived Exertion) [19] の調査を行った。なお、実験前に負荷 100 W、10 分間のウォーミングアップを行い、10 分間の休憩の後、それぞれの実験を行った。

推定された筋疲労度と呼吸循環器系の疲労とを比較するため、特に 2 名の被験者について呼吸代謝測定装置 (Sensor Medics 社製: MMC4400tc) を用いた無酸素性作業しきい値 (AT: Anaerobic Threshold) の計測を行った。AT とは、代謝性 (ATP の合成) およびそれに伴うガス交換変化が起こる運動強度指標のことであり、漸増負荷運動中の代謝性の二酸化炭素生成に乳酸緩衝性の酸素摂取、二酸化炭素生成が加わることによる換気の変化より推定することができる。計測の際には、運動負荷を 0 W から 1 分間に 15 W ずつ漸増させながら 60 rpm 程度の回転速度で 15 分以下のサイクル運動を行った。

### 3.2 実験条件

電極間隔 10 mm の 4 線アレー電極 (DEM 社製) を右脚太腿表面に筋線維の走行方向に沿って貼付して固定し、外側広筋から表面筋電図を計測した。このとき、

あらかじめ行った等尺性運動時の筋電図より神経支配帯位置を推定し、できるだけ電極が神経支配帯上に乗らないよう位置を決定した。計測は、1サイクルの運動について、外側広筋が収縮する一定のクランク角度時点から409.6ms行い、5サイクルに1回、データの収集を行った。なお、ホトインタラプタによって一定のクランク角度を検出した。計測の際には、3チャンネルの双極導出筋電図を生体電気用アンプ（日本光電社製：AB-601G）で増幅度66dB、1.6Hzから1kHzの帯域で差動増幅した。その後、サンプリング周波数5kHz、量子化ビット数12bitsでA-D変換し、パーソナルコンピュータ（GATEWAY2000社製：P5-100）上に記録した。収集した表面筋電図は、サイクル運動に同期した2Hz以下の基線の動揺や、A-D変換の際のコンピュータノイズを含むため、2次のパワースペクトルをもつ5~500Hzの帯域通過デジタルフィルタで前処理を行った。また、耳朶より脈波を光学式センサ（自転車エルゴメータに付属）で計測し、脈波のpeak to peak間隔よりHRを推定した。

AT計測時には、心拍数、換気量、酸素摂取量、二酸化炭素排出量、運動負荷を15秒に1回計測し、ATを決定した。また、2チャンネルの筋電図をサンプリング周波数2kHz、量子化ビット数14bitsでA-D変換し、PC上に記録した。

### 3.3 解析条件

解析の際の前処理として、1frameを解析区間長204.8ms、シフト長102.4msの三つのsubframeに分割し、評価指標を推定した。また、式(7)の $g_p$ としてARV、MPF、HR、WLを用いた。このとき、22frame(2min)を一つのblockとして主成分分析を行った。すなわち、1st、3rd trialでは5blocks、2nd trialでは10blocksを解析した。なお、WLは、漸増負荷実験の際には一定の割合で増加するが、負荷制御実験では筋活動状態に応じて変動するため、 $g_p$ に加えた。

負荷制御実験では、漸増負荷実験の結果を用いてファジーシステムを作成した。前件部には $prop_1$ 、 $\{\varphi_p\}$ 、 $r_{ARV-MPF}$ 、 $r_{HR-WL}$ を用いた。ファジールールは、漸増負荷実験時の総合評価パターンの解析結果より、表1のように設定した。例えば、 $prop_1$ 、 $\varphi_{HR}$ 、 $\varphi_{WL}$ がhighで $\varphi_{ARV}$ 、 $\varphi_{MPF}$ がlowのとき $\delta$ をlightとし、 $r_{ARV-MPF}$ がnegativeで $r_{HR-WL}$ がpositiveではないとき $\delta$ をheavyとした。

表1 ファジールール  
Table 1 Fuzzy rules.

$prop_1$	$\varphi_p$				$r_{i-j}$		HR	$\delta$
	ARV	MPF	HR	WL	ARV-MPF	HR-WL		
high	low	low	high	high				light
					not -	+		light
							low	light
low	high	high	low	low				heavy
					-	not +		heavy
							high	heavy

+ : positive - : negative 0 : zero

## 4. 結果

### 4.1 漸増負荷実験

算出された筋電図評価指標（図5）にいくつかの特徴が見られた。ARVでは負荷にほぼ比例した増加が見られ、各trialの後半、負荷が150Wを超えた付近から急激に上昇する例があった。MPFでは負荷が増加するにつれて減少する傾向が見られた。しかし、各trial前半に増加し、後半に減少する例が3名の被験者で見られ、増加する例も2名の被験者で見られた。HRは負荷の増加に対しほぼ比例して上昇した。その中で、trial後半に心拍数の上昇率が低下する点が見られ、そのとき心拍数は180bpm以上の高い値を示した。ほとんどの被験者が、同一の負荷に対して後半のtrialほど高い心拍数を示した。また、各trial後半での心拍数の上昇率が低下する変化点での負荷は、3rd trialほど低くなる傾向が見られた。

総合評価パターン（図6(a)）では、特徴的な分布が見られた。 $\varphi_p$ では、trial前半は $\varphi_{HR}$ 、 $\varphi_{WL}$ 、後半は $\varphi_{ARV}$ 、 $\varphi_{MPF}$ に高い値を示す分布が多く見られた。また、 $r_{i-j}$ では、trial後半に $r_{ARV-MPF}$ が負となり、前半に高かった正の相関 $r_{HR-WL}$ が後半に低下する例が被験者が7名中5名に見られた。

RPEの調査では、被験者7名中5名が7（かなり強い）以上を示し、また、各trial後半に心拍数の上昇率の低下がほとんどの被験者で見られた。これらの結果より、漸増負荷実験の各trial後半ではATに近い疲労を示していると思われる。

### 4.2 負荷制御実験

作成したファジーシステム（図3）を用いて、推定した運動負荷をフィードバックし、負荷制御実験を行った。その結果、漸増負荷実験時に、各trial後半に見られたARVの急激な上昇やMPFの急激な低下が見られなくなり、全体的に筋電図評価指標の変化の幅が小さくなった。HRについても、全体的に低い値を示し、

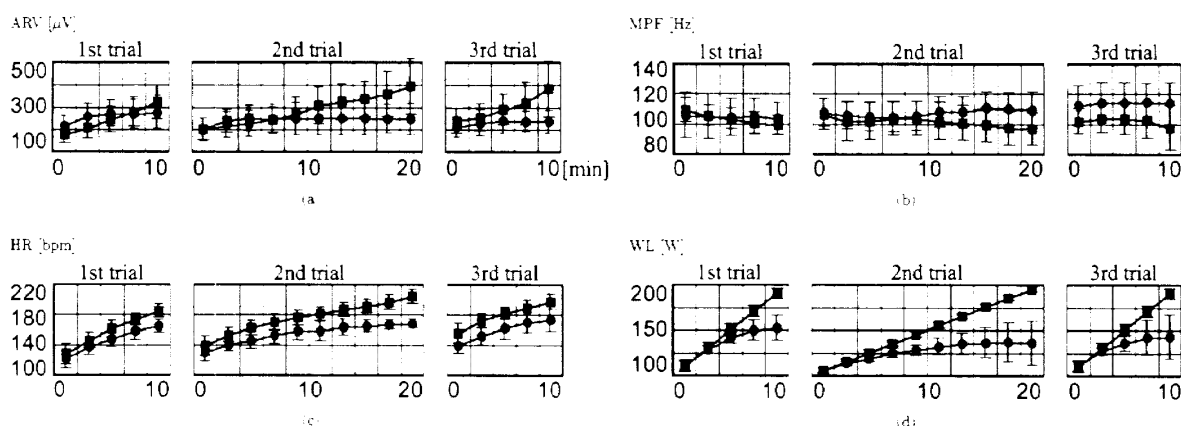


図5 被験者7名から推定した評価指標の経時変化 (■: 漸増負荷実験, ●: 負荷制御実験)  
 Fig.5 Evaluation indices estimated among seven subjects. (■: ramp exercise, ●: controlled exercise)

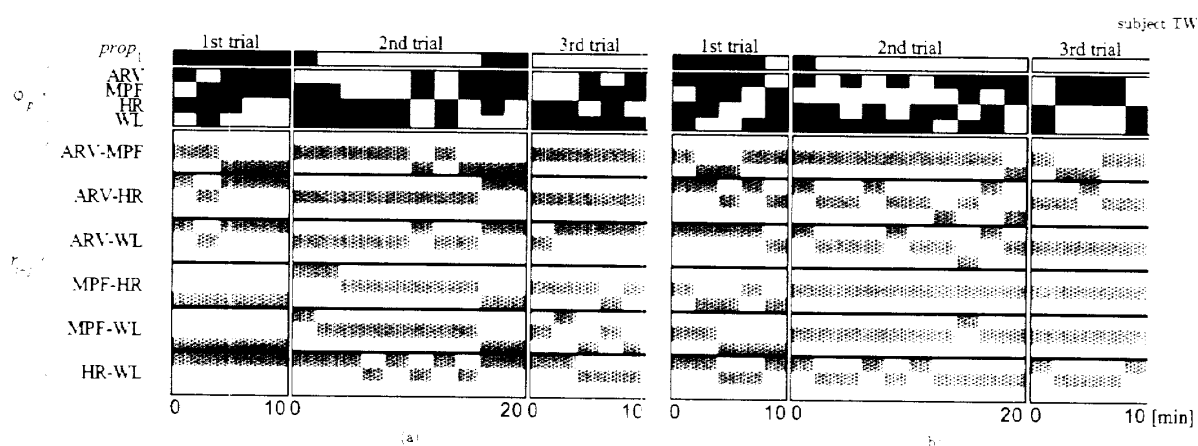


図6 総合評価パターン (a) 漸増負荷実験 (b) 負荷制御実験  
 Fig.6 Total evaluation pattern (a) in ramp exercise (b) in controlled exercise.

急激な上昇が見られなくなった (図5)。

漸増負荷実験の場合と同じきい値を用いた総合評価パターン (図6(b)) では著しい違いは見られなかったが、疲労傾向が見られる区間が減少した (1st trial, 2nd trial 後半の  $\{r_P\}$ ,  $r_{ARV-MPF}$ )。RPE については、すべての被験者が漸増負荷実験の場合より低い値を示した。

### 4.3 ファジーシステムによる運動負荷の決定

図7に、漸増負荷実験の結果により推定された運動負荷と、負荷制御実験の際に推定されエルゴメータにフィードバックされた運動負荷の一例を示す。この例では1st trialでは推定された負荷が与えられた負荷とほぼ等しいが、trialが進むにつれて筋疲労が生じ、2nd trial半ばで推定される負荷が減少し始めた。このことより、筋疲労が進むにつれて運動負荷の上昇を少なくし、更に疲労が進むと運動負荷を低下させる制御が行われていたと考えることができる。

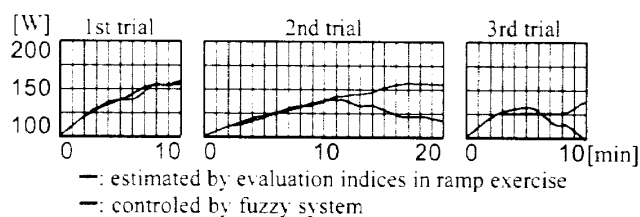


図7 運動負荷の経時変化  
 Fig.7 Work load.

### 4.4 AT計測実験

被験者 KO, TW (図6の被験者) の2名についてATの計測を行った。ATは、①換気量 ( $\dot{V}_E$ )、二酸化炭素排出量 ( $\dot{V}CO_2$ ) の非直線的増加、②  $\dot{V}_E/\dot{V}CO_2$  の変化を伴わない  $\dot{V}_E/\dot{V}O_2$  ( $\dot{V}O_2$ : 酸素排出量) の上昇、③ 終末呼気二酸化炭素分圧の変化を伴わない終末呼気酸素分圧の上昇、④ 呼吸商 R ( $\dot{V}CO_2/\dot{V}O_2$ ) の急激な上昇などにより決定することができる。これ

らの条件より AT を決定した結果, 被験者 KO では 90 W 前後, TW では 150 W 前後となった。また, 同時に計測した表面筋電図より算出した表面筋電図評価指標については, ARV では負荷に比例した漸増が見られ, MPF では被験者 KO で若干の低下が見られたが, 両者ともに変化の幅は小さかった。

## 5. 考 察

従来より, 筋張力の増加時には, 運動単位のリクルートメントによる ARV や CV の増加が見られ [12], [20], 一方, 筋疲労時には, 血中乳酸濃度の上昇による CV の低下などの影響を受けて, 表面筋電図の周波数成分が低域へシフトすることによる MPF の低下が知られている [15]。生化学的には, 運動開始後, 初期段階では劇的に ATP 要求量が増大するため血液供給量不足となり, 無酸素的反応によるエネルギー供給によって運動が行われるが, 次第に心拍数が上昇し有酸素的反応へと移行していく [3]。一般に, 乳酸などの代謝的産物の蓄積が筋疲労の原因と言われているが, 動的運動時には, 一定随意収縮運動の場合と異なり 1 回の運動時間が短く周期的である場合が多いため, 血液循環による代謝産物の筋肉外への拡散も同時に進行することになる。また, 筋温の上昇が筋疲労を進める方向に作用することが言われており [12], 特定の原因によって筋疲労が進行するとは言いきれない。そのため, 総合評価パターンによる多次元時系列の統計的解析結果の判断が必要となる。

漸増負荷実験で総合評価パターンに見られた特徴は, 運動の最終段階でほとんどの被験者が有酸素的運動から部分的な酸素不足による無酸素的運動となり疲労したと思われる。 $\varphi_p$  では, trial 前半は  $\varphi_{HR}$ ,  $\varphi_{WL}$ , 後半は  $\varphi_{ARV}$ ,  $\varphi_{MPF}$  に高い値を示す分布が多く見られた。これは, trial 後半の ARV の上昇や MPF の低下によって, 評価指標の分布が多次元空間内で変化したためと思われる。このために  $r_{ARV-MPF}$  の負の相関が高くなり, また, 心拍数の上昇率の低下より,  $r_{HR-WL}$  の正の相関が低下したものと考えられる。以上の特徴をファジールールで表現し負荷制御を行った結果, 筋疲労の特徴が現れず, 更に心拍数の上昇率低下と最高心拍数の減少を実現できた。実際, 総合評価パターンでも疲労の特徴を示す区間が減少した。以上の点で全身的状态を判断した上での適当な負荷制御が実現できたと考えている。

AT を計測した 2 名の被験者のうち, TW について

AT と負荷制御実験の関係を見てみると, 漸増負荷実験については, AT と思われる 150 W を過ぎた時点付近から ARV の上昇率が上がり, MPF が低下を始めている。また, HR では 3rd trial で 150 W 付近からほとんど上昇が見られなくなる。このとき, 総合評価パターンも疲労の特徴を示しており, 呼吸循環器系の指標である AT も含んでいたと思われる。

## 6. む す び

漸増負荷実験での筋活動状態の推定を行うために動的運動時の筋電図を多チャンネルアレー電極で計測し, 総合評価パターンによる筋活動状態の評価を行った。また, その特徴を用いたファジーシステムを構築し, 推定した筋活動状態を考慮した運動負荷をフィードバックした。その結果, 運動強度を適度に抑えた負荷制御の試みを示せた。今後は, 長時間の一定負荷実験を行って, より詳細な筋活動状態の推定を行う予定である。また, 自転車エルゴメータ運動において, 呼吸を指標とした換気性しきい値による制御 [21] や筋疲労を抑えることのできる負荷の存在 [22] が指摘されており, 本論文での結果との比較が必要であろう。

謝辞 本研究を進めるにあたり, 実験に御協力を頂きました長岡技術科学大学体育保健センターの塩野谷明先生に感謝致します。また, 本研究の一部は医科学応用研究財団 (平成 4 年度), 文部省科学研究費補助金 (07680936) によるものである。

## 文 献

- [1] 荒川規矩男, 河合忠一編, “運動療法の実際,” pp.13-37, 南江堂, 1991.
- [2] “運動時の代謝量の測定,” ME 誌, vol.8, no.11, 1994.
- [3] 森谷敏夫, 根本 勇編, “スポーツ生理学,” pp.86-100, 朝倉書店, 1994.
- [4] B. Bigland-Ritchie, D.A. Jones, G.P. Hosking, and R.H.T. Edwards, “Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle.” *Clinical Science and Molecular Medicine*, vol.54, pp.609-614, 1978.
- [5] J. Mateika and J. Duffin, “The ventilation, lactate and electromyographic thresholds during incremental exercise tests in normoxia, hypoxia and hyperoxia,” *Eur. J. Appl. Phys.*, vol.69, pp.110-118, 1994.
- [6] P. Schürch. “スポーツ能力診断,” pp.9-32, オーム社, 1991.
- [7] K. Matsukawa, P.T. Wall, L.B. Wilson, and J.H. Mitchell, “Reflex responses of renal nerve activity during isometric muscle contraction in cats,” *Am. J. Phys.*, vol.259, pp.1380-1388, 1990.
- [8] 木竜 徹, 高橋弘誠, 斉藤義明, “多変量解析による漸増負荷実験での筋電図作業閾値の推定,” 信学技報, IT94-120,

- 1995.
- [9] 小川克徳, 木竜 徹, 齊藤義明, “動的運動時における筋活動状態の評価,” 第10回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp.261-264, 1995.
- [10] 小川克徳, 木竜 徹, 齊藤義明, “筋活動状態を考慮した自転車エルゴメータの負荷制御,” 第11回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp.505-508, 1996.
- [11] 周 起煥, 李 哲圭, 南谷晴之, 大西祥平, 山崎 元, “連続ダイナミック動作時の筋疲労の解析—動作筋電図の中間周波数と血中乳酸濃度の特性,” 信学論 (D-II), vol.J74-D-II, no.8, pp.1098-1107, Aug. 1991.
- [12] J.S. Petrofsky, “Frequency and amplitude analysis of the EMG during exercise on the bicycle ergometer,” Eur. J. Appl. Phys., vol.41, pp.1-15, 1979.
- [13] C. De Luca, “Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans,” CRC Crit. Rev. Bioeng., vol.11, pp.251-279, 1984.
- [14] 三田勝己, “筋電図計測,” ME 誌, vol.5, no.1, pp.33-36, 1991.
- [15] R. Merletti, L. R. Lo Conte, and C. Orizio, “Indices of muscle fatigue,” J. Electromyography and Kinesiology, vol.1, no.1, pp.20-33, 1991.
- [16] 金子秀和, 木竜 徹, 齊藤義明, “双極導出表面筋電図測定における神経支配電の妨害およびその一低減法,” 信学論 (D-II), vol.J74-D-II, no.3, pp.426-433, March 1991.
- [17] 寺野寿郎, 浅居喜代治, 菅野道夫編, “ファジィシステム入門,” オーム社, 1987.
- [18] 菅野道夫, “ファジィ制御,” 日刊工業新聞社, 1988.
- [19] アメリカスポーツ医学協会編, “運動処方基礎と実際,” pp.204-208, 広川書店, 1994.
- [20] T. Sadoyama, T. Masuda, and H. Miyano, “Relationship between muscle fiber conduction velocity and frequency parameters of surface EMG during sustained contraction,” Eur. J. Appl. Phys., vol.51, pp.247-256, 1983.
- [21] 塩野谷明, 柏田耕志, 長谷川光彦, 三宅 仁, “心拍・呼吸情報併用制御型自転車エルゴメータ開発のための基礎的研究—換気性作業閾値近似推定システムとそのフィードバック方法について,” 第12回医療情報学連合大会論文集, pp.203-206, 1992.
- [22] T. Moritani, T. Takaishi, and T. Matsumoto, “Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold,” J. Appl. Phys., vol.74, pp.1729-1734, 1993.

(平成9年3月17日受付, 9月3日再受付)

## 小川 克徳



平7新潟大・工・情報卒, 平9同大大学院博士前期課程了, 同年日本電信電話株式会社入社。在学中は, 動的運動時における筋活動状態の推定や負荷制御についての研究に従事。

## 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, IEEE, バイオメカニクス学会各会員,

## 齊藤 義明 (正員)



昭38新潟大・工・電気卒, 昭40北大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, 安全刺激およびハイパサーミアに興味をもっている, 医師, 歯科医師および獣医との円滑な意志の伝達をめざしている, 日本ME学会評議員, 日本ハイパ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,