

# 論文

## 個人の運動体力に合わせた中高年者向け自転車エルゴメータの インテリジェント負荷制御法

佐々木 績<sup>†</sup>      木竜 徹<sup>†,††</sup>      林 容市<sup>†††</sup>      田中喜代次<sup>††,††††</sup>

Intelligent Workload Control of Cycle Ergometer for the Elderly Based on  
Each Physical Work Capacity

Isao SASAKI<sup>†</sup>, Tohru KIRYU<sup>†,††</sup>, Yoichi HAYASHI<sup>†††</sup>, and Kiyoji TANAKA<sup>††,††††</sup>

あらまし 運動時の心拍数と表面筋電図とをモニタリングすることで、中高年者向けの自転車エルゴメータ負荷制御法の検討を進めている。ここでは、漸増負荷テストで推定した筋疲労関連の指標の経時変化から 18 名の中高年者を 4 種類のタイプに分類できることを示す。更に、それぞれのタイプから選んだ 8 名に対して 9 か月間にわたる 5 回の継続実験を実施することで、個人差の大きい中高年者層に適した負荷制御法をどのようにカスタマイズしたらよいかについて述べる。具体的には、期間中に実施した漸増負荷テストでの心拍数と筋疲労関連の指標とからなる散布図を三つの区間に分割し、区間ごとにファジー負荷制御でのメンバシップ関数を設計した。その上で、負荷を一時的に増加させるなどして、無酸素性作業閾値と主観的な指標を考慮したファジールールの検討を行った。その結果、個人の運動体力に合わせ、安全性を保ちながら無酸素性代謝閾値前後での運動で達成感の得られる負荷制御法の提供が可能となった。

キーワード 負荷制御, 客観的指標, 主観的指標, 無酸素性代謝閾値, ファジーシステム

### 1. ま え が き

近年、より充実した生活を送るために自分の健康は自分で守り、増進していこうとする「ウェルネス」の概念による健康づくりの実践活動が盛んとなり、様々な健康関連増進機器の開発が進んだ。ここでは、幅広い年齢層に利用されている自転車エルゴメータに注目する。自転車エルゴメータの負荷制御法に関する研究では心拍数、血圧、呼吸数の動態をフィードバックする方法の報告 [1], [2] があるが、個人差が目立つ中高年者となると、必ずしも十分な負荷制御法が実現できて

いないのが現状である。筆者らも、運動時の心拍数と表面筋電図からの筋疲労評価指標をモニタリングすることで、ファジー推論による自転車エルゴメータの負荷制御法を検討してきた [3]~[5]。その結果、筋肉に負担とならない安全な負荷制御が可能となった。しかし、運動後に被験者から「負荷が軽すぎる」という感想が聞かれ、運動に対する達成感を得るには不十分であった。

本研究では、中高年者に対して継続実験を行い、個人の運動体力に適した負荷を提供するための負荷制御法の実現を目指す。その方法として、第 1 に負荷制御に用いるファジールールやメンバシップ関数の新たな設計方法を述べる。すなわち、表面筋電図から得られる筋疲労評価指標の経時変化には個人差が見られ、いくつかのタイプに分類できるため、それぞれのタイプに対してファジールールを個別に設計する。また、運動中の心拍数と筋疲労評価指標との振舞いに違いが見られるので、その散布図を複数のセグメントに分割し、セグメントごとにメンバシップ関数を設計する。第 2 に、運動中に一時的な漸増負荷を加えることで主観的

<sup>†</sup> 新潟大学大学院自然科学研究科, 新潟市  
Graduate School of Sciences and Technology, Niigata University, Niigata-shi, 950-2181 Japan

<sup>††</sup> 筑波大学先端学際領域研究センター, つくば市  
Center for Tsukuba Advanced Research Alliance, University of Tsukuba, Tsukuba-shi, 305-8577 Japan

<sup>†††</sup> 筑波大学体育科学研究科, つくば市  
Doctoral Program of Health Sport Sciences, University of Tsukuba, Tsukuba-shi, 305-8574 Japan

<sup>††††</sup> 筑波大学体育科学系, つくば市  
Institute of Health Sport Sciences, University of Tsukuba, Tsukuba-shi, 305-8574 Japan

な運動強度の指標（ここでは Borg の RPE : ratings of perceived exertion）[6] の特徴を探り、負荷制御に反映させる方法を検討する。

以上のようにして、運動状態を的確にとらえ、かつ主観的な指標をも反映させるインテリジェント負荷制御法を提案する。その上で、有効性を検証するため、8名の中高齢者に対して9か月にわたる継続実験を行った結果について述べる。

## 2. インテリジェント負荷制御法

### 2.1 方針

中高年者の場合、運動体力には個人差が蓄積されてきており、疲労が強く現れる部位は循環器系、呼吸器系、末梢系などに分散している[7]。また、既往症や投薬があり、継続的な運動につれて生体機能は徐々に変化していくことが予想される。したがって、被験者によって、疲労による生体信号の経時変化の特徴は異なるであろう。そこで、定期的な漸増負荷テストでの運動体力チェックによってメンバシップ関数とファジールールを設計することにする。

従来より、全身持久性を示す指標として、運動時の呼気ガス分析から推定する無酸素性代謝閾値（AT : Anaerobic Threshold）がある。また、血中乳酸濃度の指標として、乳酸性閾値（LT : Lactate Threshold）がある[8]。これらは、運動の進行に伴った代謝産物の蓄積によって、指標の値が急しゅんに増加する点から推定する閾値であり、スポーツ科学で広く用いられている。しかし、AT、LTの測定には大掛りな装置を必要とし、拘束的であったり、侵襲的であったりする。したがって、在宅などで手軽に運動を行う場面では、より実用的な方法が必要となる。

そこで、運動強度ごとに客観的な心拍数と筋疲労評価指標のサンプルを分割し、その特徴からメンバシップ関数を設計することにする。一方、ファジールールの設計では基本的に客観的指標の経時変化を用いているが、客観的指標に加えて主観的指標（RPE）を反映させるため、一時的にATを超える漸増負荷を加える実験を行う。そして、エネルギー代謝から見て適度といわれる RPE 12~16（“比較的らく”~“きつい”と“かなりきつい”の中間）程度[9]の負荷を維持できるようにする。

以上のような方針で、より精度の高い、個人の運動体力に合わせた負荷制御法を目指す。なお、生体機能が変化する場面を想定し、定期的に漸増負荷テストを

行い負荷制御情報を更新する必要性についても検討する。

### 2.2 評価指標

実用的な場面を考慮し、客観的指標として無侵襲で手軽に計測できる心拍数（HR : Heart Rate）と表面筋電図を計測する。ここで、表面筋電図はペダル位置センサからの入力トリガとする一定時間間隔の信号を対象とする。実際には、振幅情報である整流化平均値（ARV : Averaged Rectified Value）と周波数情報である平均周波数（MPF : Mean Power Frequency）とを算出し[10]、数分間のARVとMPFとの時系列から、これらの相関係数  $\gamma_{ARV-MPF}$  を筋疲労評価指標として求める[11]。一方、主観的指標としては、BorgのRPEを計測する。ここで、RPEは自覚的な運動強度を6~20までの15段階で評価したものであり、20歳代前半の男性においてRPEの10倍が心拍数に相当しているといわれている[9]。しかし、中高年ではこの値は低くなり、薬の服用によってはこの関係が成立しないことに注意が必要である。

### 2.3 セグメンテーション

運動中の生体機能の経時変化は、一つのトライアルを通じて一定ではない。ここでは、漸増負荷テストでのHRと  $\gamma_{ARV-MPF}$  とを要素とするHR- $\gamma_{ARV-MPF}$  散布図により、運動中の機能変化の特徴抽出を行うことにする[10]。すなわち、FCM法（Fuzzy C-Means Method）を用いて、多次元のデータを運動強度の異なる複数のセグメントに分割する。FCM法は、多次元データの各要素に対して重み付けを行い、その重みから分割するセグメントの中心点を推定する以下のような方法である[12]。

- (1) 集合内の各要素（HR,  $\gamma_{ARV-MPF}$ ）にランダムな重み付けを行う。
- (2) 各要素の重みからFuzzyを用いてセグメントの中心を求め、仮分割する。
- (3) 仮分割したセグメントの中心と各要素との距離を用いて、各要素の重みを変更する。
- (4) (2)と(3)の繰返しの結果、中心は収束し、各要素の属するセグメントを決定する。

### 2.4 ファジー推論による負荷制御

HR- $\gamma_{ARV-MPF}$  散布図から得られたセグメントごとにファジー推論を設計し、より細かな負荷制御を実現する。メンバシップ関数は、前件部、後件部ともに、台形型と三角型で構成した[5]。ここで、パラメータ  $x$  に対する三角型のメンバシップ関数  $A(x)$  は、

$$A(x) = \frac{1}{\alpha}(-|x - \beta| + \alpha), \alpha > 0 \quad (1)$$

となり、台形型では三角型のどちらか1辺を用いた。前件部のメンバシップ関数はHRと $\gamma_{ARV-MPF}$ とし、それぞれのパラメータには、FCM法によって得られた各セグメントでのサンプル(HR,  $\gamma_{ARV-MPF}$ )から推定した平均値と標準偏差( $\mu_k, \sigma_k$ )を用いた。すなわち、 $k$ 番目のセグメントの平均を $\mu_k$ 、標準偏差を $\sigma_k$ としたとき、式(1)の各パラメータを $\alpha = \sigma_k$ 、 $\beta = \mu_k$ とした。ファジールールは、漸増負荷テストでのHRと $\gamma_{ARV-MPF}$ の経時変化を見て、 $\gamma_{ARV-MPF}$ の経時変化で分類したタイプ(4.1参照)ごとにif-then型で記述した。

負荷制御に用いた式は、

$$WL_{n+1} = WL_n - \delta_n \cdot \Delta WL \quad (2)$$

である[5]。式(2)によれば、 $n$ th-frameでの負荷制御パラメータ $\delta_n$ 、負荷 $WL_n$ と $\Delta WL$ とから $(n+1)$ th-frameの負荷 $WL_{n+1}$ を決定する。負荷の増加率 $\Delta WL$ の推定には、体格から決定するWassermanらの方法[13]を用いた。ここで、ファジー推論の後件部は負荷制御用パラメータ $\delta_n$ である。 $\delta_n$ は疲労が大きいほど1に近づくものとし、三角型で-1から1の範囲に設計した。なお、非ファジー化には重心法を用いた。

## 2.5 主観的指標の取扱い

客観的指標(HR,  $\gamma_{ARV-MPF}$ )だけによる負荷制御法では、負荷の増加によるHRの増加や筋疲労の特徴が現れた後、負荷がほぼ一定のまま推移することが多く、時間の経過によってRPEが上昇するのみであった[11]。また、客観的指標は運動体力を部分的に表しているだけで、必ずしもすべての被験者でHR,  $\gamma_{ARV-MPF}$ からの情報が十分なわけではない。

ここでは、AT付近での負荷制御と主観的指標との関係に注目する。なお、AT付近の運動についてはRPE12~14(“比較的らく”と“ややきつい”の中間~“きつい”と“かなりきつい”の中間)に相当するとの報告があり[8]、これは運動体力に合った適度な負荷を判断する際の良い基準となる。そこで、客観的指標による負荷制御がほぼ一定の値で推移し始めてから、一時的にATを超えるように負荷を一定時間幅で増加させることにした。これによって、ATを超える負荷を被験者へ与え、負荷の増減を通じて運動による達成感を実現できるか否かを検討する。この結果はファジー

ルールの設計に反映させる。

## 3. 実験

### 3.1 実験プロトコル

茨城県取手市内に住む男女中高年者18名(63.5±7.5歳)に対して、自転車エルゴメータ(コンビ社製STB-1400)を用いた実験を行った。基礎体力を測るための漸増負荷テストは、0Wからランプ状に負荷を上昇させて行った。ここで、 $\Delta WL$ として15W/min, 10W/min, 5W/minの3種類を用意し、Wassermanらの方法で推定した値に近いものを用いた。なお、継続時間は被験者が運動を続けることができないと判断するまでの時間とした。その上で、漸増負荷テストの結果から $\gamma_{ARV-MPF}$ の経時変化が異なる三つのタイプの8名に対して、負荷制御実験を2か月ごとに行い、9か月間のほぼ中間で、再度、漸増負荷テストによる負荷制御情報の更新を試みた。この間、HR- $\gamma_{ARV-MPF}$ 散布図を三つにセグメンテーションして、メンバシップ関数を設計した効果をみる負荷制御実験を行った。また、一時的に負荷を増加させたときのRPEの変化を見るために、運動開始10分後と20分後に負荷を強制的に1分間に10W増加させた(継続時間は1分)。なお、一時的な漸増負荷前後は式(2)による負荷制御を行った。運動継続時間は30分である。ここで、すべての運動において、回転数を60rpm(メトロノームを使用)にするよう指示し、運動中、被験者には経過時間、負荷、心拍数は知らせないようにした。また、運動終了後、運動指導者が安全と判断するまでクールダウンのための運動を続けてもらった。

### 3.2 実験条件

4線アクティブアレー電極を右脚大腿表面に筋線維の方向に沿って貼付し、外側広筋より電極間隔1cmで3チャンネルの表面筋電図を計測した。外側広筋は実用的な面から選択した。また、動的運動時における表面筋電図の処理は文献[5]を参照のこと。生体信号の計測はペダルを5回転するごとに1回行った。表面筋電図計測のタイミングは外側広筋が収縮する一定のクランク角度に対するペダル位置とし、その位置は透過型ホトインタラプタによって検出した。この1回の計測を一つのframeとする(60rpmなので、1分間に12frameとなる)。すなわち、表面筋電図は一つのframeでの5回転目に409.6msを増幅度60dB, 5.3Hz~1kHzの帯域で差動導出した。その後、サンプリング周波数5kHz, 量子化ビット数12bitでPC

に記録した。また、耳朶に自転車エルゴメータ付属の光学式脈波センサを取り付け、HRを表面筋電図の計測直後に各frameでシリアルポートからPCに記録した。更に、運動中に呼吸代謝装置（マインソート社製、Oxycon Alpha）による呼気ガスの計測を30秒ごとに行い、ATを推定した。また、漸増負荷テスト中には、1分ごとに採血を行い、乳酸分析の結果からLTの推定を行った。一方、運動中にRPEテストを1分ごとに行い、被験者の自覚的運動強度を推定した。ここで、RPEは脚部、呼吸循環、全身疲労の順[8]に3種類の質問をした。

### 3.3 信号処理

それぞれのframeにおいて表面筋電図からARVとMPFとを推定した(1分間に12サンプル)。更に、24個のframe(2分)を一つのblockとし、frameごとにシフトしながら $\gamma_{ARV-MPF}$ を求めた。この運動開始2分以降のHRと $\gamma_{ARV-MPF}$ は時系列データ及び散布図として負荷制御情報の設計に用いた。ここで、散布図をまだ疲労していない運動前期、疲労がかなり進んだ運動後期、更にその中間の運動中期に分割した。なお、ここではMATLAB Fuzzy ToolboxのFuzzy C-Meansを用い、セグメント数を3として推定した。

## 4. 結果

### 4.1 漸増負荷テスト

被験者18名中16名に対して、 $\Delta WL$ を10W/minないし15W/minとして、対象とする期間前の2年間にわたり漸増負荷テストを2回以上(最大4回)行った。更に、その16名中8名に対しては、8名を選別した最後の漸増負荷テストから6か月以上経過した時点で、被験者の体格から $\Delta WL$ を推定し直し、5W/min、10W/min、15W/minのうちから最も近い値を選択した。18名のうち、残りの2名は $\Delta WL$ を10W/minとした漸増負荷テストを1回行った。

ここで、HRとARVとは負荷の増加に伴い、すべての被験者で増加した(ただし、Subject MSは投薬の影響により、100bpm以下に抑えられていた)。しかし、負荷の増加に伴うMPFの変動には個人差があり、 $\gamma_{ARV-MPF}$ の時系列にはいくつかのタイプが見られた。すなわち、負荷が増加するにつれて、 $\gamma_{ARV-MPF}$ が正の相関から負の相関に移行するタイプA(男3名、女2名)、運動前半は $\gamma_{ARV-MPF}$ が負の相関、若しくは無相関を示し、運動中盤から後半にかけて、 $\gamma_{ARV-MPF}$ が正の相関を経て負の相関に移行する

タイプA'(男4名、女2名)、負荷が増加しても、 $\gamma_{ARV-MPF}$ が負の相関のまま大きく変化しないタイプB(男1名、女4名)、負荷が増加するにつれて、 $\gamma_{ARV-MPF}$ が負の相関から正の相関に移行するタイプC(男1名)、の4種類に分類できた。ここではタイプAとタイプBについて、代表的な結果を以下に記述する。

タイプAに属するSubject MS(図1(a))の運動時間は約10分、最大負荷は150Wであった( $\Delta WL=15W/min$ )。HRは運動開始時65bpm程度であったが、運動開始から3分後(45W)に増加を始め、10分後に最大荷重まで増加した。このときのHRは95bpmであった。また、 $\gamma_{ARV-MPF}$ は運動開始から5分まで0.5前後を示した後、減少を始め、運動開始から6分後(90W)で0となった。その後は-0.3から0.4付近を示し、8分後以降は-0.5付近まで減少した。呼吸代謝装置による呼気ガス分析の結果、ATは計測開始から5分後の75Wであり、AT時のHRは76bpm、RPEは脚部、呼吸、全身ともに9(“らく”)であった。採血による乳酸分析の結果、LTは運動開始から6分後の90Wで、RPEは脚部、呼吸、全身ともに13であった。

次に、タイプBに属するSubject EH(図1(b))の運動時間は12分間、最大負荷は120Wであった( $\Delta WL=10W/min$ )。HRは運動開始後80bpm程度から増加し、最大165bpmまで増加した。また、 $\gamma_{ARV-MPF}$ は運動開始から終了まで、常に負のまま(-0.1~-0.8)であった。ATは計測開始から7分後の70Wであり、このときのHRは120bpm、RPEは脚部、呼吸、全身ともに9であった。LTは運動開始から8分後の80Wで、HRは133bpm、RPEは脚部が11(“比較的らく”)、呼吸、全身が10(“かなりらく”と“比較的らく”の中間)であった。

各被験者ごとに見られる生体機能の変化の特徴は、常に一定ではない。例えば、数か月以上の間隔をおいて、漸増負荷テストを行った結果、タイプA'のSubject THは(HR,  $\gamma_{ARV-MPF}$ )の散布図が図2のように変化した。このように、1人の被験者であっても、年月を経ることにより、HR- $\gamma_{ARV-MPF}$ 散布図に違いが見られた。この結果はセグメンテーションと定期的なカスタマイズの必要性を支持するものである。

### 4.2 継続的負荷制御実験

被験者ごとの(HR,  $\gamma_{ARV-MPF}$ )の散布図をFuzzy C-Meansを用いて運動前期、運動中期、運動後期の三

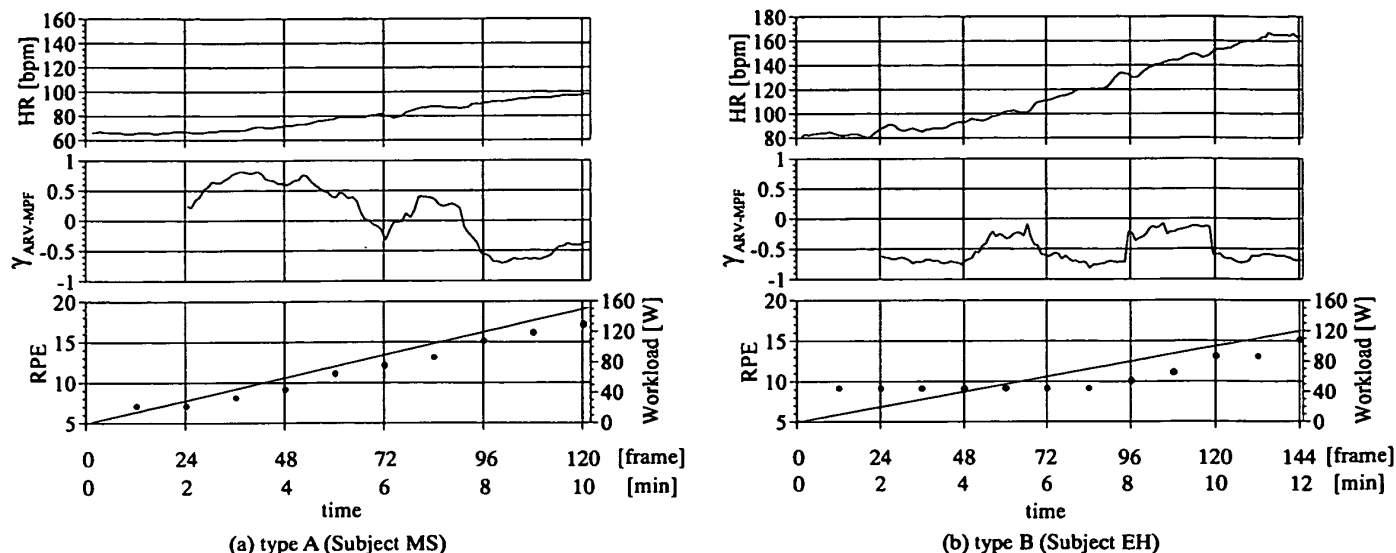


図 1 漸増負荷テストでの評価指標の経時変化. 上段から, HR,  $\gamma_{ARV-MPF}$ , 負荷 (実線) と RPE (点)  
 Fig. 1 Time-varying behavior of indices during progressively increasing workload. From top to bottom, HR,  $\gamma_{ARV-MPF}$ , and workload (solid line) with RPE (dot).

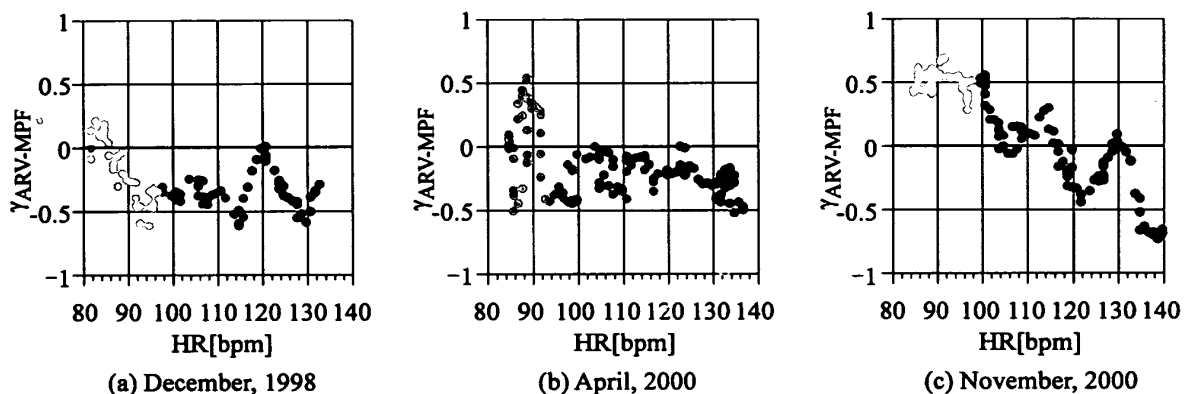


図 2 23 か月にわたる HR- $\gamma_{ARV-MPF}$  散布図の変化 (Subject TH). 三つのセグメントを濃度を変えて表示  
 Fig. 2 Change in the HR- $\gamma_{ARV-MPF}$  scatter graphs during 23 months (Subject TH). Samples were divided into three segments with different darkness.

つのセグメントに分割し (例えば, 図 2 参照), メンバシップ関数を作成した. 次に, HR と  $\gamma_{ARV-MPF}$  との経時変化に応じて, それぞれのタイプに合わせてファジールールを作成した.

タイプ A では, 負荷があまり高くない運動前半において, HR に注目した負荷制御を行った. 更に, セグメンテーションによって得られた運動中期付近まで HR が上昇した後に,  $\gamma_{ARV-MPF}$  の推移に注目し, 末梢系の疲労を考慮した負荷制御を行った. 一方, タイプ B の被験者は,  $\gamma_{ARV-MPF}$  が負に集中しているため,  $\gamma_{ARV-MPF}$  の分布が各セグメントで大きく異なることはない. また, 運動前期から  $\gamma_{ARV-MPF}$  が負であるという筋疲労の特徴が見られる. そこで, 運

動前半はタイプ A と同様に運動中期付近まで HR を増加させ,  $\gamma_{ARV-MPF}$  が運動中期, 運動後期にあるときは末梢系が疲労していると判断するファジールールとした.

タイプ A に属する Subject MS の負荷制御実験 (期間中 1 回目のトライアル, 4 か月前に負荷制御情報を設計) では, 運動開始から 9 分後に 82 W (81 bpm) の最大負荷を得た. その後, 負荷は緩やかに減少し運動終了時に 60 W 程度となった. 全身の RPE は運動開始 9 分 (82 W) で 15 (“きつい”) を示し, 22 分までに 7 (“非常にらく”) まで減少した. 運動開始 4 分までと 28 分以降に  $\gamma_{ARV-MPF}$  は負の相関を示すが, それ

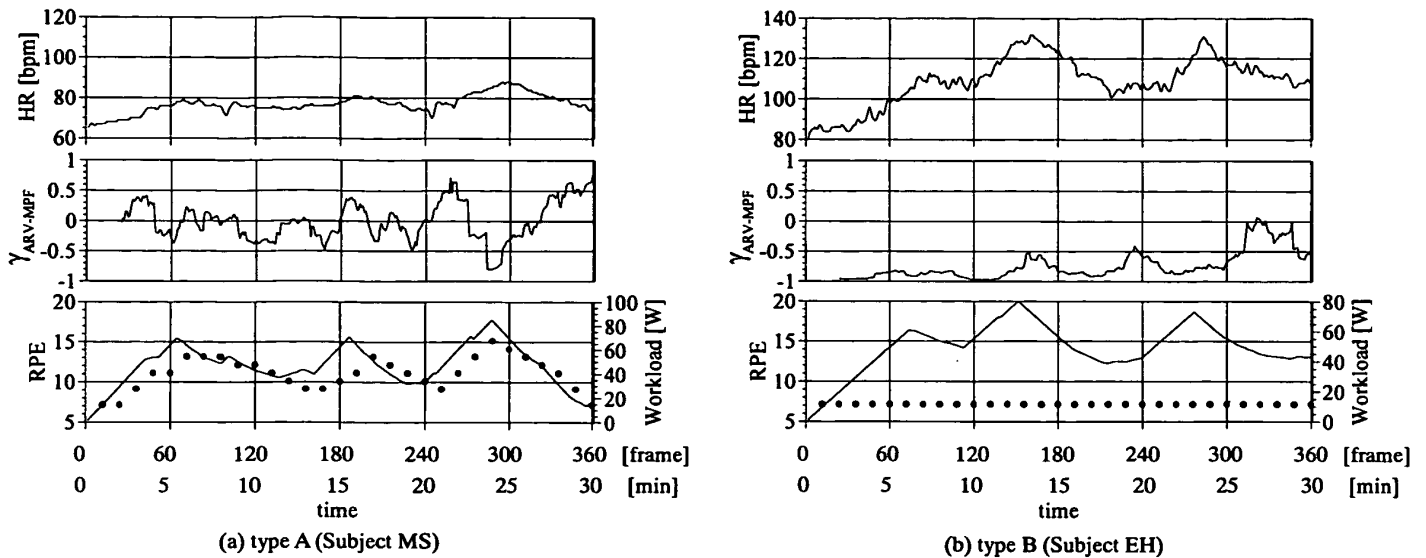


図3 負荷制御中に一時的な負荷の増加を加えた場合での評価指標の経時変化. 上段から, HR,  $\gamma_{ARV-MPF}$ , 負荷 (実線) と RPE (点)

Fig. 3 Time-varying behavior of indices during controlled workload with temporarily increases showed by arrows. From top to bottom, HR,  $\gamma_{ARV-MPF}$ , and workload (solid line) with RPE (dot).

以外の時刻では0付近若しくは正の相関を示した[11]. 主観的な情報を得るため, 一時的にATを超えた負荷増加実験(図3(a), 期間中5回目のトライアル, 2か月前に負荷制御情報を作成)においては, 運動開始から6分以降, 運動終了までHRは80bpm程度を推移した. また, 運動開始から13分後と20分後の漸増負荷によって,  $\gamma_{ARV-MPF}$ は $-0.5 \sim -0.8$ 付近まで減少が見られ, RPEは上昇した.

次に, タイプBに属するSubject EHの負荷制御実験(期間中1回目のトライアル, 3か月前に負荷制御情報を設計)では, 最大負荷が運動開始から9分後に79W(120bpm)となった. その後, 70W付近で運動終了まで推移した. そのときのHRは120bpm程度であった. また, RPEは運動開始9分までは7であったが, 徐々に増加し, 運動終了時には11を示した[11]. 一時的にATを超える負荷増加実験(図3(b), 5回目のトライアル, 2か月前に負荷制御情報を作成)においては, 運動開始から10分後と20分後の漸増負荷によって, HRが約20bpm上昇した. また,  $\gamma_{ARV-MPF}$ は変化が少なく負の値のまま推移した.

## 5. 考 察

### 5.1 漸増負荷テスト

18名の中高齢者を対象にした漸増負荷テストによって,  $\gamma_{ARV-MPF}$ の経時変化から四つのタイプを明らかにした. ここでは, 漸増負荷テストで見られた筋疲

勞のタイプの特徴を検討してみる.

タイプAは時間につれて(負荷の増加につれて) $\gamma_{ARV-MPF}$ が漸減するタイプで, 筋疲労が観察されやすいタイプである. 外見的にも, 筋肉質である. $\gamma_{ARV-MPF}$ の漸減は筋疲労によるARVの増加とMPFの減少とからなる. これらの評価指標の特徴は, 従来の研究報告にも多く見られる. タイプA'では, ある程度負荷が増加するまで(Subject THでは60W)MPFの変化が見られないタイプである. この場合, 負荷が低いときに筋活動の変化を十分にとらえにくい状態, 例えば, 脂肪層が厚いなどの状態になっていることが考えられる. しかし, 一定の負荷値を超えるとタイプAと同様な変化が見られるようになる. なお, 図2に示したSubject THは約2年間でタイプAへと移行した例である.

一方, タイプBは運動中の $\gamma_{ARV-MPF}$ が常に負であり, 負荷の増加に伴う顕著な変化が見られないタイプで, 女性に多く見られた. このタイプの被験者は負荷が低い段階で, 既に筋疲労がすすんでいるか, または, 負荷が増加しても筋活動の変化を十分にとらえることができないタイプであると考えている. したがって, タイプAやタイプA'よりも疲労の判断基準を低い負荷にする必要があると考えている.

最後に, タイプCに分類されたSubject KYは, 日ごろから積極的に運動を行っている70歳代の男性で

ある。この場合、運動中期以降に筋活動の評価指標が変化しなくなった。その原因として、もともと筋力が低下しているなど、筋疲労に伴う変化が観察されにくい状態にあったと思われる。したがって、このような被験者の場合、 $\gamma_{ARV-MPF}$  が正であっても、その解釈には注意が必要である。実際、運動後の感想は「呼吸がきつい」であり、末梢系の疲労をとらえがたいタイプである。

以上のように、中高年者の場合、加齢やトレーニングによって運動による体力が徐々に変化していく。したがって、運動体力に応じた適度な負荷を実現するには、定期的な負荷制御情報の更新が必要である。

## 5.2 負荷制御実験

### 5.2.1 セグメンテーションによる効果

(HR,  $\gamma_{ARV-MPF}$ ) 散布図のセグメンテーションによって8名の被験者のうち、7名の被験者において負荷制御時の負荷がAT付近へと上昇した。これは、より細かに設計したメンバシップ関数で運動中期に制御するようなルールとしたため、 $\delta$  を変化をさせ始めるHRの閾値を高く設定できたことによる。ここで、同じ負荷での運動においても時間の経過によって、HRは増加することが報告されている[8]。このことから、目標とするHRの値が同じ場合、負荷の増分を大きくした方がより高い負荷に到達することができる。Subject THの場合、従来の負荷制御法では最大負荷が運動開始から11分後の65Wであったが、提案する負荷制御法により、6分30秒後に65Wに到達している。これは、疲労と判断するメンバシップ関数の閾値が高くなったため、負荷の増加が緩やかになる点が遅くなる、つまり、時間経過による疲労が進む前に負荷を増加させることができ、最大負荷の増加につながったと考えられる。また、従来の方法では8人中3人はATより高い負荷になることはなかった。しかし、提案する方法によれば、被験者全員の負荷が一度はATを超える負荷となった。なお、7人の被験者がLTを超えない負荷に制御され、血中乳酸濃度の著しい上昇を防いだ負荷制御ができた。

一方、運動中のRPEの最大値を比較した結果、8名中6名が同じ値若しくは提案する方法が高くなった。この結果、運動中の主観的な運動強度を上昇させることで、運動に対して“負荷が軽すぎる”という感想を解消できたと考えられる。

### 5.2.2 一時的な漸増負荷の影響

運動中、一時的に負荷を増加させることによって、

客観的指標や主観的指標に変化が見られた。タイプAのSubject MSの場合、13分後と20分後の漸増負荷の後、HRが約10bpm上昇し、 $\gamma_{ARV-MPF}$  が正から負に転じた(図3(a))。このことから、一時的な負荷の増加が循環器系や末梢系に影響を与えたことになる。また、RPEも負荷と連動して変化していることから、この被験者は負荷の変化に対して敏感であったと考えられる。

一方、タイプBのSubject EHでは、HRの上昇が見られたが、 $\gamma_{ARV-MPF}$  は負のままわずかに変化するのみであり、25分以降に負荷が軽くなってから0に近づいた。すなわち、運動初期において疲労が進んでしまい、途中に一時的に加えた負荷の増加に対してもRPEが7と低い値のまま推移し、主観的指標の変化が起きていない。その理由としては、被験者が運動中の負荷の変化をうまく感じとることができないか、筋疲労をうまく計測できていないことが考えられる。

以上のことから、タイプAのような被験者の場合、負荷制御運動中のRPEが低い場面では、一時的に負荷を増加させることで、ATを超えて達成感のある運動を与えることが可能であると考えられる。しかし、タイプBの被験者のように主観的指標があいまいな場合、負荷の増加が運動体力的に過大な負荷となってしまう危険性がある。

## 6. むすび

18名の中高年者に対して自転車エルゴメータによる漸増負荷テストを行い、筋疲労に関連した指標の経時変化によって4種類のタイプに分類した。更に、それぞれのタイプから選んだ8名の被験者に対して9か月にわたる継続実験を行った。その際、漸増負荷テストでタイプごとに見られた心拍数と筋疲労評価指標との経時変化からファジールールを、更にその散布図をFuzzy C-Meansで運動区間ごとにセグメンテーションした結果からメンバシップ関数を設計した。なお、個人ごとの特徴はしだいに変化したため、期間中にメンバシップ関数を更新した。また、AT付近の運動中に一時的に負荷を増加させることで、タイプごとに主観的指標と客観的指標との関係を考慮したファジールールの検討を行った。その結果、個人ごとに無酸素性代謝閾値(AT)前後で乳酸性閾値を超えない程度の負荷にカスタマイズすることができた。

今後は、外側広筋以外の筋活動、継続的な運動による効果、客観的指標と主観的指標の関係の検討を進め、

更に安全で運動に対する達成感が得られるような負荷制御法の開発を進めていく予定である。

謝辞 筑波大学体育科学系、田中研究室の学生の皆様、東取手病院フィットネス教室の中西とも子さん、そして、計測を快く引き受けて頂きました被験者の皆様に深く感謝致します。また、本研究はセコム上信越との共同研究であり、ここに感謝致します。

## 文 献

- [1] 信田宣司, 長谷川陽三, 田中喜代次, 松浦義行, 竹田正樹, 熊崎泰仁, 浅野勝己, “心拍変動フィードバック管理負荷制御方式に基づく正弦波的運動負荷トレーニングの肥満および高血圧に及ぼす影響,” 臨床スポーツ医学, vol.8, no.1, pp.65-73, 1991.
- [2] A. Shionoya, M. Hasegawa, and H. Miyake, “Development of ergometer controlling an exercise work load by combination of heart rate and respiration frequency biomechanics of human movement,” Proc. 13th Japanese Society of Biomechanics conference, pp.536-541, 1997.
- [3] 小川克徳, 木竜 徹, 斉藤義明, “筋活動を考慮した自転車エルゴメータの負荷制御,” 信学論 (D-II), vol.J81-D-II, no.2, pp.421-428, Feb. 1998.
- [4] T. Kiryu, K. Takahashi, and K. Ogawa, “Multivariate analysis of muscular fatigue during bicycle ergometer exercise,” IEEE Trans. BME, vol.BME44, no.8, pp.665-672, 1997.
- [5] 山口謙一郎, 木竜 徹, 田中喜代次, 斉藤義明, “中高年者向け自転車エルゴメータのリモート負荷制御システム,” 信学論 (D-II), vol.J83-D-II, no.2, pp.840-847, Feb. 2000.
- [6] G. Borg, G. Ljunggren, and R. Ceci, “The increase of perceived exertion, aches and pain in the legs, heart rate and blood lactate during exercise on a bicycle ergometer,” Eur J Appl Physiol, vol.54, no.4, pp.343-9, 1985.
- [7] 特集 運動時の代謝量の測定, ME 誌, vol.8, no.11, 1994.
- [8] 大蔵倫博, 上野 M. リンダ, 田中喜代次, “最大下多段階漸増負荷による自転車運動中の自覚的運動強度を利用した全身持久性体力推定法:一般若年男性の検討,” 体育学研究, vol.43, no.2, pp.102-116, 1998.
- [9] 運動処方指針 (原著第五版), アメリカスポーツ医学会編, 南江堂, 1997.
- [10] 佐々木績, 木竜 徹, 山口謙一郎, 岩城 護, 斉藤義明, “自転車エルゴメータ運動負荷制御のための多変量生体信号からの運動状態のセグメンテーション,” 信学技報, MBE 99-9, May 1999.
- [11] 佐々木績, 木竜 徹, 芝井桂介, 田中喜代次, 丸山喜大, “運動指標に基づく中高年者向け自転車エルゴメータのインテリジェント負荷制御,” 第15回生体生理工学シンポジウム論文集, pp.237-240, 2000.
- [12] J-S.R. Jang, “ANFIS: Adaptive-network-based Fuzzy inference system,” IEEE Trans. Syst., Man, & Cybern., vol.23, no.3, pp.665-685, 1993.

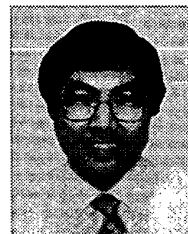
- [13] K. Wasserman, J.E. Hansen, D.Y. Sue, R. Casaburi, and B.J. Whipp, Principles of Exercise Testing and Interpretation — Including Pathophysiology and Clinical Applications, Third ed., Lippincott Williams and Wilkins, 1999.

(平成 13 年 4 月 13 日受付, 7 月 31 日再受付)



佐々木 績

平 11 新潟大・工・情報卒。平 13 同大大学院博士前期課程了。同年東日本旅客鉄道(株)入社。在学中の3年間、中高年者向け自転車エルゴメータの負荷制御法の研究に従事。



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。昭 61 同大助教授, 平 7 同大大学院教授, 平 8 筑波大学 TARA センター客員研究員, 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, バイオメカニズム学会, IEEE 各会員。



林 容市

平 9 福島大・教育・特別教科教員養成課程(保健体育)卒。平 11 筑波大学院修士課程(スポーツ健康科学専攻)了。現在, 運動処方での有酸素性運動における強度設定法の開発に従事。



田中喜代次

昭 49 中京大・体育・体育卒。昭 52 カリフォルニア州立大大学院修士課程了(運動生理学専攻)昭和 57 筑波大学院博士課程了(体育科学専攻)同年大阪市立大教養部・講師, 平 1 筑波大体育科学系講師, 平 5 同助教授, 平 8 同大先端学際領域研究(TARA: Tsukuba Advanced Research Alliance)センター人間生態システム研究アспектプロジェクト代表兼任。この間, 人の全身持久性体力(有酸素性能力)の評価, 有疾病者に対する運動療法の処方, 健康度・老化度・QoLの評価尺度の開発に従事。アメリカスポーツ医学会評議員, 国際老年運動学会理事, 日本運動生理学会理事, 日本体育学会理事, 日本臨床生理学会評議員。