

論文

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

山口謙一郎[†] 木竜 徹[†] 田中喜代次^{††} 斉藤 義明^{†††}

Remote Workload Control System of Cycle Ergometer for Older Adults

Kenichiro YAMAGUCHI[†], Tohru KIRYU[†], Kiyoji TANAKA^{††}, and Yoshiaki SAITOH^{†††}

あらまし 中高年者に対し、安全で最適な運動環境を提供する方法について提案する。中高年者の運動に伴う疲労の出現部位は、既往症や投薬などにより、循環系、呼吸系そして筋肉と個人ごとにバランスが崩れて現れる可能性がある。この場合、従来から行われている心拍数や酸素摂取量など単独の評価指標による運動負荷制御では不十分である。本論文では、自転車エルゴメータ運動中の表面筋電図から推定される評価指標と心拍数を対象に主成分分析を行い、その結果から更に負荷制御用疲労度をファジー推論で推定した。また、中高年者に対してより効果的かつ継続的な運動環境を提供するため、Javaを用いたネットワークプログラムを作成した。ここでは、実際に中高年者7名に対してフィールド実験を行い、本システムの有効性を確認した。

キーワード 中高年者、自転車エルゴメータ、主成分分析、ファジー推論、Java

1. ま え が き

近年、高齢化が日本の主要な社会問題の一つとしてクローズアップされている。高齢化社会の抱える問題の解決策は、運動により中高年者の健康状態を維持、そして増進することに集約できる。しかし、中高年者の運動には様々な制約が伴う[1]。具体的には、体力差や既往症による個人差があり、一律の運動環境に適合できない可能性が高い。また、潜在的疾病や、過用性症候群（overuse）のおそれ、更に通院の負担などが挙げられる。また、日が経つにつれ、体力や運動能力は変化する。このような中で、スポーツドクタからの適切な指導を受けられるような恵まれた環境で実際に定期的な運動が行えるのは、運動が必要な中高年者全体の中でもほんの一握りであろう。そのため、中高年者に対してより効果的かつ継続的な運動環境を提供する必要があると考えている。

本論文では、在宅にあっても本人の既往症や投薬、体力を考慮に入れた最適な運動メニューを提供する仕

組みを提案する。具体的には、自転車エルゴメータ運動を対象として、表面筋電図、心拍数を計測し、それらの生理指標から運動負荷をファジー推論を用いて決定する。また、生体信号のモニタや負荷制御情報（メンバシップ関数、ファジールール）の定期的な再構築をコンピュータネットワークにより実現する[2]。ここでは、リモート負荷制御システムについて述べるとともに、実際に中高年者に対して運動負荷制御を行い、システムの有効性を検証した。

2. 運動処方

従来の運動負荷制御方法としては、心拍数の動態を運動負荷にフィードバックする方式[3]や、呼吸周期による制御[4]などがある。これらの制御方式は、健常者を基準としたものである。中高年者を対象とする場合、既往症や投薬などの影響により、心拍数動態の変化や最大心拍数の変動などが健常者と異なることが予想される。したがって、従来の心拍数だけの負荷制御では、最適な運動を提供するのは難しい。また、運動能力の違いにより循環系、呼吸系、筋肉など被験者によって異なった部位に疲労感が出現する[5]。この点を考慮して、循環系と筋肉の疲労を考慮に入れた負荷制御が提案された[6]。

ここで、全身持久性の指標としてはエネルギー代謝を呼気ガス分析で調べて求められる無酸素性代謝しきい値（Anaerobic Threshold, AT）がある。一方、筋

[†] 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

^{††} 筑波大学体育科学系, つくば市

Institute of Health Sport Sciences, University of Tsukuba, Tsukuba-shi, 305-0045 Japan

^{†††} 新潟大学工学部, 新潟市

Faculty of Engineering, Niigata University, Niigata-shi, 950-2181 Japan

肉の疲労を推定するには血中乳酸濃度，血中酸素飽和度を推定する方法がある．これは，運動の進行に伴い，筋肉に代謝産物の蓄積が起こり，乳酸しきい値 (Lactate Threshold, LT) と呼ばれる時点で乳酸の増加が急峻になるからである．しかし，これらの方法は在宅で使用するには手間がかかりすぎる [7]．それに対して，表面筋電図信号は筋疲労を推定する方法として手軽である．ここでは，主成分分析とファジー推論とを用いることにより，心拍数と筋活動から運動中の総合的疲労度を推定し，運動負荷レベルが LT 近傍で維持できるような負荷制御を目指した．

3. 方法

3.1 評価指標

循環系の運動に対する反応をモニタするために，心拍数 (Heart Rate, HR) を計測した．また，生体に対して無侵襲で手軽に筋活動状態をモニタするために，表面筋電図を計測した．その後，表面筋電図から振幅情報である整流化平均値 (Averaged Rectified Value, ARV)，周波数情報である平均周波数 (Mean Power Frequency, MPF) を推定した．従来，これらの評価指標に対して，疲労に伴う ARV の上昇，MPF の低下が知られている [8]．

表面筋電図解析のために，ペダル位置センサからの入力をトリガとして，一定時間の筋電図を計測する．これを一つの frame として， n 番目の frame における ARV と MPF を推定した [6]．また，その時点で出力された瞬時心拍数を HR とした．

3.2 主成分分析

動的運動では，計測された評価指標に疲労の特徴が分散されて含まれ，その状態が時間の経過とともに変化する．そこで，各評価指標の特徴を定量化するために主成分分析を行った [9]．ここでは，連続する K 個の frame を一つの block として m 番目の block において平均 0，分散 1 に標準化した $\{arv_n\}_{n=m}^{m+K-1}$ ， $\{mpf_n\}_{n=m}^{m+K-1}$ そして， $\{hr_n\}_{n=m}^{m+K-1}$ を変数とした．

その後，一つの frame ごとにシフトさせながら，連続的にオーバーラップする block 内のデータに対して，主成分分析を行うこととした．

主成分分析では，第 p 主成分の寄与率 $prop_p$ ，評価指標 i, j 間の相関係数 γ_{i-j} ，そして評価指標 q の第 1 固有ベクトルの成分 φ_q を求めた．これらの評価指標を総合的に判断し，負荷制御値を求めるファジールール作成の指針とするために，総合評価パターンによる分析を行った．

総合評価パターン [10] は，縦軸を各評価指標，横軸を時間とし，各評価指標の負荷の増加に伴う変化をモザイク状に表現したものである．すなわち，連続する M 個の block を一つの segment とし，トライアル内で求めた各評価指標の平均値， $\overline{prop_p}$ ， $\overline{\varphi_q}$ ， $|\overline{\gamma_{i-j}}|$ をしきい値として， $prop_p$ ， φ_q に対してはしきい値以上となる segment を塗りつぶし， γ_{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．segment ごとの色分けによって，運動の進行に伴う各評価指標の時間推移の特徴を容易に判断できる．ここで， $prop_1$ がしきい値以上となる segment での φ_q や γ_{i-j} の時間推移に注目し，呼気ガス分析によるエネルギー代謝からの判断と対比した．

3.3 ファジー負荷制御

疲労に伴う生体信号の時間的推移は，必ずしも各被験者間で一致しない．また，主成分分析による推定が十分に行えない場面も予想される．そこで，ファジー推論 [11] を用いて，各個人にあった“疲労度”の定義を試みた．ここでは，中高年者向きに筋活動と心臓への負担を考慮した“疲労度”を再定義する．

ファジー推論の入力 (前件部) は，ARV, MPF, HR, それぞれの γ_{i-j} ，また主成分分析を行った結果から， $prop_1$ ， φ_{ARV} ， φ_{MPF} そして φ_{HR} とした．なお，メンバシップ関数のパラメータは被験者ごとに，入力 s の平均値 (\bar{s}) と標準偏差 (σ_s) から，図 1 のように $a = \bar{s}$ ， $b = \bar{s} - \sigma_s$ ， $c = \bar{s} + \sigma_s$ とした [6]．また，ファジーシステムの出力 (後件部) は負荷制御パ

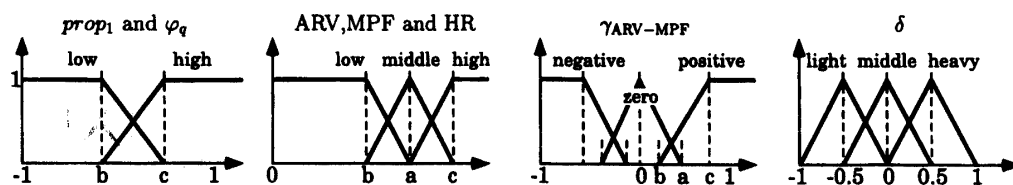


図 1 メンバシップ関数
Fig. 1 Membership functions.

ラメータ δ とした。なお、非ファジー化には重心法を用いた。

中高年者向きのファジールールの設計では、被験者ごとに漸増負荷実験 (5.1 参照) で作成された総合評価パターンから疲労の特徴を読み取り、その傾向を if-then 形式で記述した。ここで、運動初期及び AT を超えたときでの無酸素性運動において $\gamma_{ARV-MPF}$ は負の相関若しくは無相関であり、有酸素性運動を維持している区間では、 $\gamma_{ARV-MPF}$ が正の相関となるような傾向を示した。ここでは、運動負荷レベルが LT 近傍で維持できるようにするため、運動初期に現れる可能性がある $\gamma_{ARV-MPF}$ の負の相関を無視し、循環系の疲労がある程度進んだ後 (HR がある程度上昇した後)、筋疲労を考慮に入れる表 1 のようなファジールールを作成した。

運動負荷 (WorkLoad, WL) WL_{m+1} は m 番目の

表 1 ファジールール
Table 1 Fuzzy rules.

HR	γ_{i-j}	δ
	ARV-MPF	
low		low
middle		middle
	positive	middle
	zero	middle
high	negative	heavy
		heavy
	positive	middle
	zero	middle
	negative	heavy

block で求めた $\delta_m (-1 \leq \delta_m \leq 1)$ から以下のように決定する [6].

$$WL_{m+1} = WL_m - \delta_m \cdot \Delta WL \quad (1)$$

ただし、 ΔWL は最大負荷変化幅である。ここで、疲労が大きいくほど δ は 1 に近づき、余力が予想される場合は -1 に近づくように、後件部のメンバシップ関数を設計した。

3.4 リモートメンテナンスシステム

運動回数の増加に伴う生体内部状態の変化に、定期的に負荷制御情報を更新しようと考えた。しかし、各ユーザ宅にある自転車エルゴメータ 1 台 1 台に対してそのような更新を行うには手間とコストがかかりすぎる。そこで、ユーザの PC (Subject's PC)、Communication Center (C.C.) そしてスポーツドクタの PC (Doctor's PC) の 3 台の PC から構成される自転車エルゴメータリモートメンテナンスシステムを提案する (図 2)。本システムを用いることにより、ユーザとスポーツドクタは都合のよい時間に運動、負荷制御情報の作成などが Web Browser を介して簡単に行える。

スポーツドクタは C.C. にアクセスし、負荷制御情報作成用の Java Applet で、各被験者ごとにカスタマイズした負荷制御情報を作成して、C.C. に保存する。ユーザはカスタマイズされた負荷制御情報を C.C. からダウンロードした後、それに基づいて実際に運動を行う。運動中にも時々刻々と生体情報は記録されている。しかし、電極位置の不具合などによりデータの妥

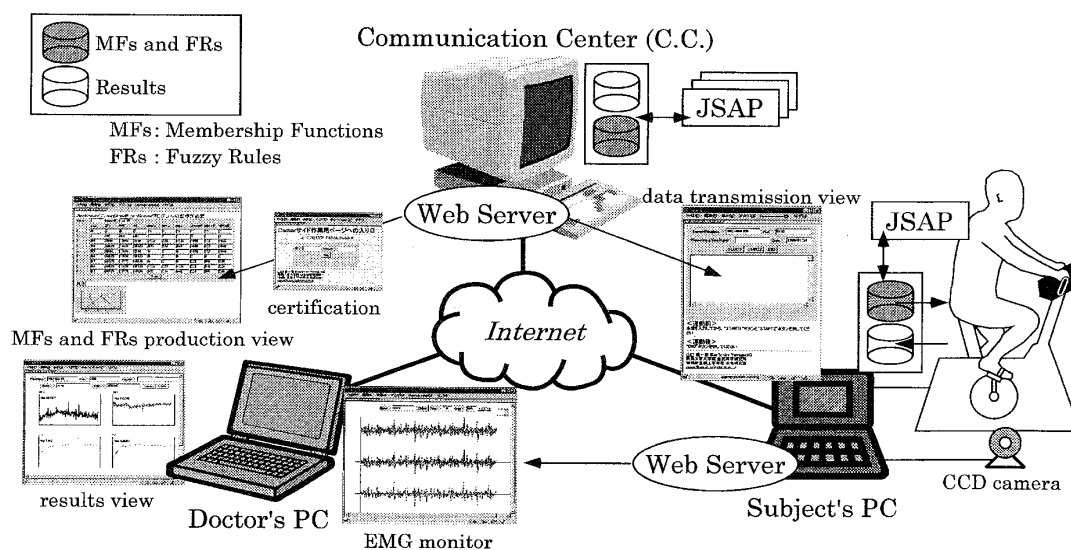


図 2 リモートメンテナンスのネットワーク構成
Fig. 2 Computer network for remote maintenance.

当性が保てなくなる可能性がある。そこで、スポーツドクターは必要に応じて Subject's PC に直接アクセスし、リアルタイムで計測中の筋電図波形をモニターしたり、C.C. にアクセスすることで、ユーザの計測結果を確認して、負荷制御情報の妥当性を検討することができるようにした。運動終了後、ユーザは再度 C.C. にアクセスし、計測結果をアップロードする。計測結果は、運動中に算出した ARV, MPF, HR, WL そして疲労度 δ とした。

4. 実験

4.1 実験プロトコル

実験は、取手市内に在住の男女中高年者 7 名 (60.0 ± 6.65 歳) を対象として行った。被験者の中には、心疾患、高血圧症、肥満など何らかの疾病をもった者も含まれ、全員定期的で、なおかつ適切な指導のもとでフィットネス運動を行っている。被験者に計測内容について十分説明した後、負荷制御実験の基礎実験として、異なる日に 2~3 回の漸増負荷実験を行った。その後、漸増負荷実験の計測結果をもとに作成した負荷制御情報を用いて、負荷制御実験を 1 回行った。計測には、PC から直接負荷をコントロールできる自転車エルゴメータ (日本光電社製: STB-1400) を用いた。また、メトロノームの音で運動が 60 rpm となるよう指示した。

漸増負荷実験では、2 分間無負荷状態でウォーミングアップした後、0 W から 1 分ごとに 15 W ずつランブ状に負荷を漸増した。ただし、被験者の安全のため被験者が運動を続けられないと判断した場合、運動を中止することとした。運動負荷制御実験においては、運動開始後 2 分間は 30 W から 50 W まで 1 分ごとに 10 W ずつ負荷を漸増させた後、負荷制御を行った。次の frame の運動負荷を決定する際、直前までの 24-frame を考慮に入れ、一つの frame ごとにシフトしながら逐次的に δ を推定した。その結果から式 (1) のように運動負荷を決定した。ただし ΔWL は、12-frame (約 1-min) で 10 W 漸増させるため、0.833 W とした。なお、運動時間は一律 30 分とした。

4.2 実験条件

電極間隔 10 mm の 4 線アクティブアレー電極 (DEM 社製) を右足外側広筋に添付し、運動中の神経支配帯の影響を避けるため、3 チャンネルの表面筋電図を同時計測して、処理した [6]。表面筋電図の計測は、フォトダイオードとフォトトランジスタからなる透過型フォ

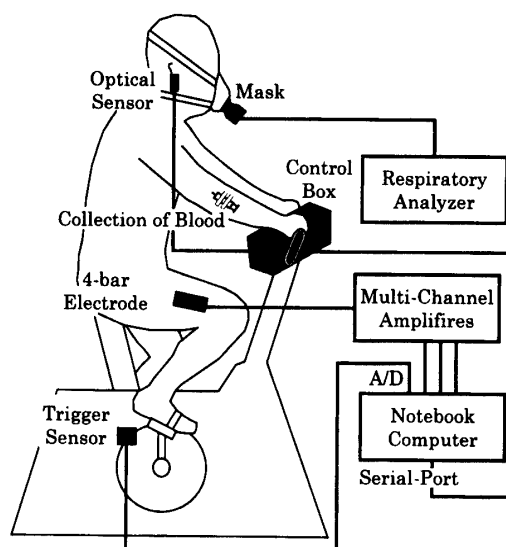


図3 計測
Fig. 3 Measurement.

トインタラプタ (東芝社製: TLP832) によりペダル位置を検出し、筋活動が始まる一定のクランク角度から 5 サイクルごとに 1 回行った。計測の際、3 チャンネルの双極導出表面筋電図を生体用アンプで増幅度 60 dB, 5.6 Hz-1 kHz の帯域で差動増幅した。サンプリング周波数を 5 kHz, 量子化ビット数 12 bit で A-D 変換し、ノート PC (Sotec 社製: S3P133G) に記録した。収集した表面筋電図は周期的な運動による基線の動揺などのノイズを低減させるため、2 次のバターワース特性をもつ 5~500 Hz の帯域通過デジタルフィルタで前処理を行った。

また、光学式センサ (自転車エルゴメータに付属) を用いて耳朶より計測した脈波から自転車エルゴメータ付属のコントロールボックスで HR を算出し、筋電図を計測するタイミングで (5 サイクルごとに) シリアルポートを介してノート PC に保存した。なお、1 分ごとに身体全体、呼吸代謝、脚部における Brog の自覚的運動強度 [12] (Ratings of Perceived Exertion, RPE) の調査を行った^(注1)。

エネルギー代謝の基礎データとして、呼吸代謝装置 (Mijnhart 社製: Oxycon Alpha) で呼気ガスの分析を行い、AT を推定した。また、漸増負荷実験中に肘正中皮静脈より 1 分ごとに採血を行い、LT を測定した (図 3)。更に、4 線電極付近の皮膚表面上に温度計 (Tabai Espec 社製: RT-10) の温度センサを取り

(注1): 自覚的な運動強度を 15 段階に分けて 6~20 までの点数を付けた尺度で、その 10 倍が心拍数と関係しているといわれている。

付け、1分ごとに皮膚表面温度を記録した。なお、被験者の安全を確保するため、テレメータ心電計（フクダ電子社製：AU-513）により心電図を連続的に監視した。

4.3 解析条件

ペダル位置センサからのトリガを基点に 409.6 ms の表面筋電図を収集し、評価指標を推定した。主成分分析の block 長は、24-frame（約 2-min）とした。その後は、一つの frame を計測するごとに block をシフトさせながら、連続的に主成分分析を行った。また、総合評価パターンは、連続する 24-block（約 2-min）を一つの segment として、一つの segment 内の平均値としきい値により作成した。

4.4 ネットワーク実験

Subject's PC (Sotec 社製:S3P133G, Windows95) を取手市に、Doctor's PC-1 (Dell 社製:LM P-133ST, Windows NT 4.0 workstation) と C.C. (Dell 社製:DELL Inspiron3200, Windows NT 4.0 workstation) を新潟市に配置し、ISDN 回線を通じてネットワーク接続し、ネットワークシステムの検証を行った。双方のネットワークは ISDN ルータ (Cisco Systems 社製:1003) を介して接続し、画像データなど 128 kbit/s 以上転送しようとしたときに、B1, B2 の 2 チャンネルを使用するように設定した。また、Java 言語の有効性を検証するために、プラットフォームの異なる Doctor's PC-2 (Apple 社製:iMac, MacOS8.5) を配置した。

このシステムでは、Subject's PC のローカルディスクに直接アクセスする必要があるが、署名されていない Java Applet は、セキュリティの確保のため Java Applet をダウンロードしたマシンのローカルディスクにアクセスすることを許されていない [13]。そのため、JSAP (Java Stand Alone Program) を仲介してデータをやり取りする方法を用いた。つまり、Subject's PC に負荷制御情報の保存、計測結果の読取りに、また C.C. には同様に負荷制御情報の転送、計測結果の保存のための JSAP を作成した。

それぞれの JSAP の実行環境は JDK1.0.2, Java Applet の実行には Netscape Communicator 4.5 を用いた。更に、被験者の監視には CCD カメラ (Winnov 社製:VC-1010) と CU-SeeMe3.0J を用いた。

5. 結果

5.1 漸増負荷実験

漸増負荷実験の計測は最低 7 分間（最終負荷 105 W）から最高 14 分間（最終負荷 210 W）で終了した。また、運動可能な時間は被験者ごとに、2 ないし 3 回の運動ではほぼ同じであった。図 4 は $\{arv, mpf, hr\}$ を、3 次元空間上で表現したものである。図 4(a), (b) に示したように、運動中に各評価指標が推移する 2 種類のタイプが存在した。

まずタイプ A (図 4(a)) は、7 名中 2 名にみられた。負荷の増加に伴い ARV と HR は上昇するが、暫くして MPF が低下するタイプである。このときの総合評価パターンを図 5(a-1) に示す。総合評価パターンでは、1st-segment から MPF はしきい値以上となっていたが、その後、4th-segment でしきい値以下になっ

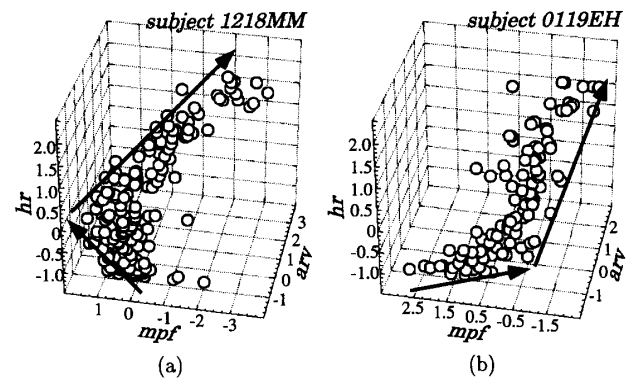


図 4 各評価指標の空間的分布

Fig. 4 3D scatter graph of evaluation indices.

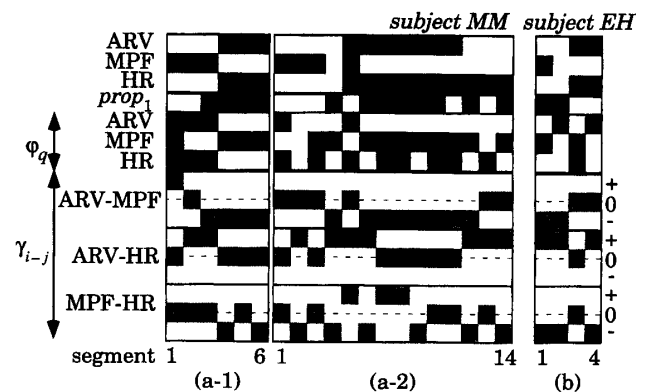


図 5 総合評価パターン (a-1) タイプ A 漸増負荷実験 (a-2) タイプ A 負荷制御実験 (b) タイプ B 漸増負荷実験

Fig. 5 Total evaluation pattern (a-1) type A in ramp exercise (a-2) type A in controlled exercise (b) type B in ramp exercise.

ていた。 $\gamma_{ARV-MPF}$ は、3rd-segment で負の相関になっていた。タイプ A に含まれる被験者 MM の呼吸代謝装置による呼気ガス分析の結果、計測開始より 5 分 30 秒後に換気量 ($\dot{V}E$)、二酸化炭素排出量 ($\dot{V}CO_2$) が急激に上昇した。したがって、AT はこの時点付近であると推定した。AT 時の WL は 80 W 前後であり、HR は 105 bpm であった。また、 $\gamma_{ARV-MPF}$ は正の相関から無相関になっていた。更に、RPE は 8 (“非常にらく” と “らく” の間) であった。採血による乳酸濃度分析の結果、LT は運動開始から 7 分後であった。LT 時の WL は 105 W、HR は 113 bpm、そして $\gamma_{ARV-MPF}$ は -0.8 前後であり、最も負の相関が強い時点とほぼ一致していた。なお、RPE は 10 (“らく” と “ややらく” の間) であった。運動は LT から約 6 分後に終了した。また、被験筋近傍の皮膚表面温度は、AT 時付近まではほぼ一定であったが、その後漸増し、最終的に約 $2^\circ C$ 上昇した。

一方、タイプ B (図 4(b)) は、ARV と HR は運動に伴い上昇するが、MPF は運動開始直後から低下し、運動後半では一定若しくは上昇するタイプである。総合評価パターンを図 5(b) に示す。運動中 $\gamma_{ARV-MPF}$ は負の相関を示していた。また、運動後半において無相関になっていた。MPF も 1st-segment においてしきい値以上であったが、2nd-segment 以降は、しきい値以下であった。タイプ B に含まれる被験者 EH の AT は運動開始から 4 分 30 秒後であった。AT 時の WL は 70 W、HR は 110 bpm 前後であった。このとき、RPE は 12 (“ややらく” と “ややきつい” の間) であった。また、LT は運動開始から 6 分後であった。LT 時の WL は 90 W、HR は 128 bpm 前後であった。このとき、RPE は 13 (“ややきつい”) であった。運動は LT 時から約 90 秒後に終了した。このとき、被験筋近傍の皮膚表面温度は、約 $0.6^\circ C$ 上昇した。

5.2 負荷制御実験

漸増負荷実験の結果をもとに、タイプ A に属する被験者 MM について負荷制御情報を作成 (3.3 参照) し、運動負荷制御を試みた。これらの負荷制御情報を適応させて得られた各評価指標の推移を図 6 に、総合評価パターンを図 5(a-2) に示す。120th-frame まで δ は漸増し、その後、140th-frame まで δ が -0.5 に低下している。これは、表面筋電図信号がノイズの影響を受けたものであるが、 ΔWL が $0.833 W$ と小さく、24-frame 程度 (約 2-min) の δ の低下であれば WL 自体にほとんど影響を与えていない。その後、

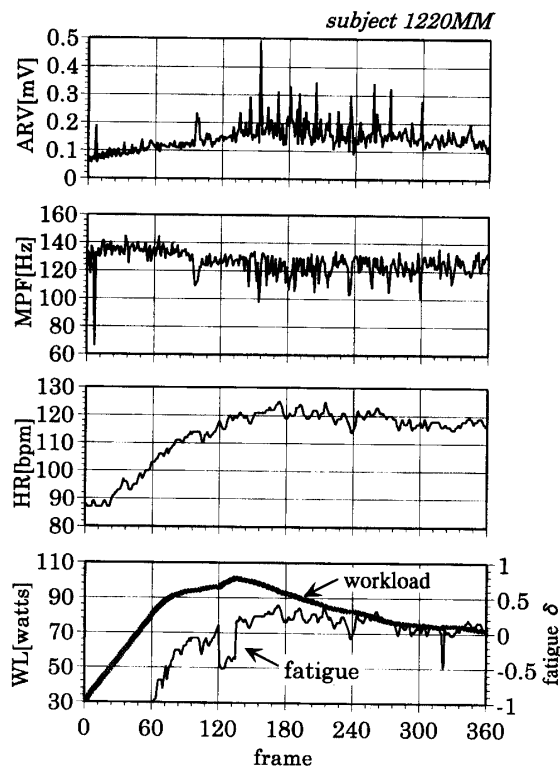


図 6 負荷制御実験結果

Fig. 6 Results of workload control experiment for subject MM.

WL は 100 W から 70 W まで緩やかに漸減した。このとき、HR は 120 bpm 付近で一定であった。また 300th-frame まで、ARV の分散が大きくなり MPF も動揺していた。この間 $\gamma_{ARV-MPF}$ は強い負の相関を示していた。また、RPE は 9 (“らく”) 前後であった。なお、皮膚表面温度は約 $4.0^\circ C$ 上昇していた。

5.3 ネットワークの運用

ネットワーク実験では、ISDN 回線を用いてデータの転送を行った。負荷制御情報は 1 kbytes 以下のテキストファイルであるため、転送は 1 秒未満で終了した。30 分間の計測の際、転送用の計測結果は約 20 kbytes となった。Subject's PC \rightarrow C.C. の転送には、14.7 秒 (2 回測定)、C.C. \rightarrow Doctor's PC への転送・表示までに約 40 秒を要した。表面筋電図データのモニタでは、約 60 kbytes (2048 ポイント \times 3 チャンネル) のデータを転送し、表示するまでに 9.1 秒 (3 回測定) を要した。

6. 考 察

6.1 漸増負荷実験

タイプ A に含まれる被験者 MM は、今回の被験者 7

名中、運動時間が最長であった。この被験者の漸増負荷実験でみられた MPF の変曲領域は AT ないし LT 付近である。MPF は筋活動電位の伝導速度の影響を受けており、速筋系線維ほどこの伝導速度が速い。このことから、変曲領域に至るにつれ速筋系線維の動員による伝導速度の上昇が生じ、その後筋内の代謝産物の蓄積によって (LT を超えて) 伝導速度の低下が生じたものと考えている。MPF のこのような特徴から、運動初期で $\gamma_{ARV-MPF}$ は正の相関を示し、80 W (AT 付近) で $\gamma_{ARV-MPF}$ が無相関となり、LT 後には、 $\gamma_{ARV-MPF}$ が強い負の相関を示したのではないかと考えられる。なお、皮膚表面温度は AT 以降上昇していたにもかかわらず (通常 1°C の上昇に対して 0.5 m/s の伝導速度の上昇が報告されている [14])、このような明らかな疲労の特徴 [8] がみられた。しかし、LT 後も約 6 分の運動が可能であったのは、循環系・代謝系の能力が高く、血流による被験筋内の代謝産物の排出が円滑に行われていたことに起因すると思われる。「脚よりも呼吸が苦しい」という運動後の内省報告から、運動が継続できなくなったのは、体内の CO_2 濃度が上昇し換気が促進され、心肺機能の働きが限界に至ったためと考えられる。

また、タイプ B に含まれる被験者 EH は一般的な中年女性であり、運動時間も平均的であった。この被験者の場合、MPF が低下していたことから、運動開始直後から伝導速度が下がっていたと推測できる。これは、運動初期において無酸素性運動から、有酸素性運動への移行がスムーズに行われず、早い段階で、筋内に代謝産物の蓄積したことが要因の一つとして挙げられる。「呼吸よりも脚がきつい」という運動後の内省報告から、運動負荷に対する循環系・代謝系の働きが十分ではなく、動的運動にもかかわらず、代謝産物の消却が円滑に行われず被験筋内に蓄積されていたと考えられる。

6.2 負荷制御実験

タイプ A に含まれる被験者 MM の漸増負荷実験の結果をもとに、HR がある程度上昇してから筋活動状態を考慮に入れる制御方針のもとで、運動負荷制御実験を行った。なお、若年者を対象とした実験の際、運動負荷制御中の HR は漸増負荷実験結果における $\overline{\text{HR}}$ 付近に収束することを確認している [2]。

被験者 MM の $\overline{\text{HR}}$ は 127.28 bpm であったが、実際には 140th-frame 以降、 120 bpm 付近を推移した。また、 $\gamma_{ARV-MPF}$ は負荷制御運動中、予想より低い値

で推移していた。漸増負荷実験で推定された LT レベルより低い負荷であるにもかかわらず、HR が上昇しているのは、何らかの原因により循環系能力が通常よりも低く、被験筋内の代謝産物の排出がスムーズに行われていなかったため、負荷の低い段階で筋疲労が起こったと思われる。しかし、結果的に筋疲労により負荷の上昇が抑制され、ほぼ LT レベルの運動に保たれたと考えられる。この場合、従来の HR のみの運動負荷制御では、筋肉に対してオーバワークになった可能性が高い。ゆえに、筋疲労を考慮に入れた運動負荷制御の有効性を示すことができたと考えている。

ほかにタイプ B の被験者 EH に対しても、同様なルールで負荷制御実験を行ったが十分ではなかった。被験者ごとにどのようにルールを調整するかは今後の検討課題である。

6.3 ネットワーク実験

C.C., Subject's PC はローカルディスクに計測結果や、負荷制御情報を保存する。しかし、Doctor's PC は多数の被験者を扱い、異なった場所、異なった端末、そして異なった人が、負荷制御情報を作成をする可能性がある。この理由で、ローカルディスクへのデータの保存をしていない。また、Doctor's PC の役割は、ほぼプラットホームに依存していないので柔軟性の高いシステムであり、実用上問題のない程度の時間でデータ転送が可能であった。

しかし、現状のシステムでは各ユーザ宅にある Subject's PC に常時、Web Server や、JSAP を起動しておく必要がある。これは、情報セキュリティ上問題を生じかねない。また、中高年者にとって、操作が困難であるという問題もある。今後は、スポーツドクタなどが、安全な方法で Subject's PC 自体のリモート管理を行えるような仕組みが必要になるだろう。

7. む す び

本研究では、中高年者一人ひとりに最適となる負荷制御情報に基づいて、実際に運動負荷制御を行った。ここで最適な負荷制御は漸増負荷実験の結果を主成分分析することにより、ファジー推論で実現した。その結果、循環系、筋肉を考慮に入れた運動負荷制御方法は中高年者にとって有効と考えられた。また、負荷制御情報のリモートメンテナンスシステムを構築し、データの転送や利便性を示すことができた。

今後は、より安全で楽しく運動ができる新たな負荷制御方法を検討し、日々変化する体力 (健康状態) に

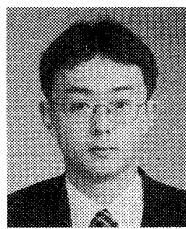
具体的に対応できるシステムを実現する予定である。

謝辞 本研究の一部はセコム上信越（株）との共同研究による。

文 献

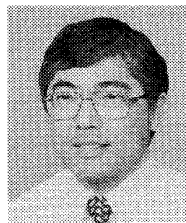
- [1] 三宅良彦, 朝日洋一, 渡辺尚彦, 村山正博, “内科から見た高齢者に適する運動とは?”, 臨床スポーツ医学, vol.4, no.12, pp.1367-1371, 1987.
- [2] 山口謙一郎, 木竜 徹, 田中喜代次, 斉藤義明, “高齢者向け自転車エルゴメータ負荷制御システム,” 第19回バイオメカニズム学術講演会論文集, pp.57-62, 1998.
- [3] 信田宣司, 長谷川陽三, 田中喜代次, 松浦義行, 竹田正樹, 熊崎泰仁, 浅野勝己, “心拍変動フィードバック管理負荷制御方式に基づく正弦波的運動負荷トレーニングの肥満および高血圧に及ぼす影響,” 臨床スポーツ医学, vol.8, no.1, pp.65-73, 1991.
- [4] 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,” Proceedings of 13th Japanese Society of Biomechanics conference, pp.536-541, 1997.
- [5] 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法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.
- [6] 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.
- [7] “運動時の代謝量の測定,” ME 誌, vol.8, no.11, 1994.
- [8] R. Merletti, L.R. Lo Conte, and C. Orizio, “Index of muscle fatigue,” J.Electromyography and Kinesiology, vol.1, no.1, pp.20-33, 1991.
- [9] 田中 豊, 脇本和昌, 多変量解析法, pp.53-99, 現代数学社, 1997.
- [10] T. Kiryu, K. Takahashi, and K. Ogawa, “Multivariate analysis of muscular fatigue during bicycle ergometer exercise,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.44, no.8, pp.665-672, 1997.
- [11] 菅野道夫, ファジィ制御, 日刊工業新聞社, 1993.
- [12] G. Borg, “Perceived exertion: A note on “history” and methods,” Med. Sci. Sports Exerc., vol.5, pp.90-93, 1973.
- [13] G. マグロー, E.W. フェルデン, JAVA セキュリティ, トッパン, 1997.
- [14] S. Morimoto, Y. Umazume, and M. Masuda, “Properties of spike potentials detected by a surface electrode in intact human muscle,” Japan J. Physiol., vol.30, pp.71-80, 1980.

(平成 11 年 3 月 15 日受付, 9 月 10 日再受付)



山口謙一郎

平 9 新潟大・工・情報卒. 平 11 同大学院博士前期課程了. 同年伊藤忠テクノサイエンス (株) 入社. 在学中は, ネットワークを用いたトレーニングシステムの開発に従事.



木竜 徹 (正員)

昭 50 新潟大・工・電子卒. 昭 52 同大学院修士課程了. 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.



田中喜代次

昭 50 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 57 筑波大大学院博士課程了 (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, ヒトの全身持久性体力 (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, 日本臨床生理学会評議員, 日本運動生理学会理事, 日本教育医学会常任理事.



斉藤 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, 安全刺激及びハイパ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.