

ウェアラブルユニットと個人適合プロセスによる 自転車エルゴメータシステムの開発

田村 直喜[†] 王 質輝[†] 林 容市[‡] 木竜 徹[†]

[†]新潟大学大学院自然科学研究科 〒950-2181 新潟県新潟市五十嵐2の町8050番地

[‡]筑波大学大学院人間総合科学研究科 〒305-8574 つくば市天王台1-1-1 (体育科学系棟)

E-mail: [†] tam-nao@bsp.bc.niigata-u.ac.jp, [†] kiryu@bc.niigata-u.ac.jp

あらまし ウェアラブルユニットと個人適合プロセスによる新たな自転車エルゴメータシステムの開発を行った。ウェアラブルユニットは生体信号の計測と制御機能を分離させる機能を持ち、運動中も携帯可能な装置である。これによって、生体情報に基づく負荷制御を行うことができる。その上で、一時的な漸増負荷を加えながら負荷制御を行うことで個人の運動体力に適した負荷制御の個人適合プロセスを目指した。ここでは、本システムを用いて2ヶ月間の実証実験を行った結果を報告する。すなわち、負荷を変化させた際に、筋疲労を表す指標がどの範囲で推移しているかを調べ、更に、運動中の負荷との相関を求めた。これによって、個人適合プロセスの評価法を検討した。なお、提案する方法を調べるため、負荷に対する心拍数と自覚的運動強度との相関を比較した。

キーワード 健康増進, ウェアラブルユニット, 個人適合プロセス, 主観的指標, 客観的指標

Development of Cycle Ergometer Exercise System

with a Wearable Unit and a Personal Customization Process

Naoki TAMURA[†] Zhihui WANG[†] Yoichi HAYASHI[‡] and Tohru KIRYU[†]

[†] Graduate School of Science and Technology, Niigata University, 8050 Ikarashi-2nocho, Niigata 950-2181, Japan

[‡] University of Tsukuba Graduate School of Comprehensive Human Science 1-1-1 Tennodai, Tsukuba 305-8574 Japan

E-mail: [†] tam-nao@bsp.bc.niigata-u.ac.jp, [‡] kiryu@bc.niigata-u.ac.jp

Abstract We developed a cycle ergometer system with a wearable unit and a personal customization process. Wearable unit has the functions of biosignals measurement and control separately from the exercise machines. Therefore, it is possible to provide appropriate workload control based on individual biosignals at any place. Besides, we aimed at a personal customization process accommodating individual exercise ability. In experiments we carried out consecutive experiments for 2 months. The correlation coefficients between muscular fatigue indices and workload or the rating of perceived exertion were investigated for evaluating the proposed system.

Keyword health promotion, wearable unit, personal customization process, subjective index, objective index

1. 緒言

近年、健康増進に関する調査・研究が盛んに進められ、その中でも運動を継続的に支援していく方法が注目を集めている。また、生体情報の計測やモニタリングを行う機器の小型化、多機能化も進められている。その結果、健康に関するモニタリングサービスや調査に多くの関心が向けられ、モニタリング機能を持つ様々なタイプのウェアラブルユニットが登場した。ここで、生体信号に

基づく負荷制御は、筋骨格系や循環器系に無理なく安全に運動を行わせるための効果的な手法であり、個人の運動能力や身体の状態に適した負荷を決定することができる。先行研究においても、自転車エルゴメータを用いて生体情報を基に運動時の負荷制御を行った報告がある[1]。しかし、計測と制御機能が一体化され、限られた運動メニューの中、ユーザが自ら選択し、運動機器に組み込まれた運動プログラムに依存した運動を行わなければならない

かった。そこで著者らは、場所や機器の制約を受けることなく、ユーザ個人の運動能力や身体の状態に適した負荷制御を提供することを目的とし、インターネットを利用した自転車エルゴメータシステムの開発を進めている[2]。このシステムでは、ウェアラブルユニットを用い、従来の運動機器に組み込まれていた計測機能と制御機能とを分離させた。その結果、これらの機能を兼ね備えたユニットを用いることで、様々な運動機器に対応させることが可能となった。この際、運動を行っているユーザの生体信号を基に運動パターンが決められるため、ユーザがどのような運動機器で運動しようと、ユーザに適した運動を行わせることが可能となる。

2. 運動負荷制御

2.1 負荷制御法

自転車エルゴメータのペダル位置に設置したセンサからのトリガを起点に、409.6msの表面筋電図を計測し、frame毎に整流化平均値 (ARV: Averaged Rectified Value) と平均周波数 (MPF: Mean Power Frequency) をそれぞれ求めた。更に、24 frameをひとつのblock (2min) としてこれを解析区間とした。その上で、ひとつのframeをシフト長としてARVとMPFの相関係数 $\gamma_{ARV-MPF}$ の時系列を連続するN frameから求めた。これを客観的な筋疲労の評価指標として活用した。一方、主観的な評価指標として自覚的運動強度 (RPE: Rating of Perceived Exertion) を用いた[3]。RPEの適切なレベルは11 (比較的楽く) ~13 (ややきつい) であり、無酸素性代謝閾値(AT: Anaerobic Threshold)に相当すると言われている。なお、RPEを客観的な評価指標と比較するため、スプライン補間をして、frame毎に等間隔でサンプリングを行った。

図1に負荷制御時における負荷パターンの概形を示す。Phase-1, Phase-3, Phase-5では漸増負荷実験と同様に、一時的な漸増負荷を加えた。この時の負荷 (WL: Work Load) は、被験者の身長や体重などのデータを計測し、Wassermanの式[4]に基づいてWLの増減幅、 ΔWL を決定した。一時的な漸増負荷が終わると、Fuzzy推論により推定した総合的疲労度 δ と ΔWL を用いて、(n+1)th frameにおけるWLを決定した[1]。Phase-1の漸増負荷運動の開始からPhase-3の一時的漸増負荷の開始までの時間を T_1 とし、以下、一時的な漸増負荷の終点から次のWLの開始点までの区間を T_2 , T_3 , ..., T_x とした。なお、一時的な漸増負荷を加える際に、客観

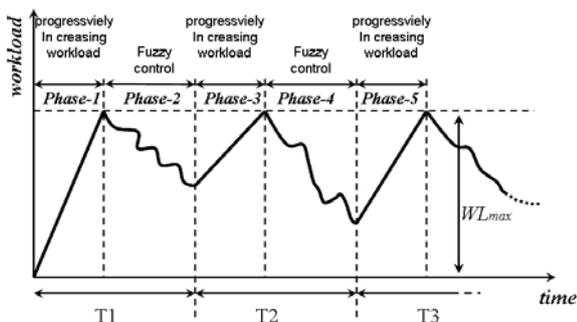


図1 負荷制御実験の負荷パターンの概形

的評価指標だけで判断して加えるのではなく、主観的な評価指標も考慮して加えた。この様に、一時的な漸増負荷を加えるタイミングや負荷の強度について個人毎に検討し、個人適合を図った。

一時的な漸増負荷を加える目的は、長時間の運動による慣れからくるもの足りなさを解消するため、また、曖昧になった負荷に対する意識を再認識させるためである。その際に、従来の被験者の客観的な指標だけから判断するのではなく、計測した主観的な指標も参照し、一時的な漸増負荷を加えるタイミングを計った。

2.2 個人適合プロセス

漸増負荷実験の結果から、被験者の心拍数(HR: Heart Rate)と筋疲労を表す評価指標 $\gamma_{ARV-MPF}$ との散布図を作成し、被験者を4つのタイプに分類した。その上で各々に Membership 関数を設計し、タイプ毎に Fuzzy ルールを設計した。ここで、 T_x や WL_{MAX} を変化させることで、一時的な漸増負荷の最適なタイミングや強度を探った。なお、 WL_{MAX} は漸増負荷実験時にRPEが13に達したときのWLと定義し最初の実験に用いた。2回目以降の実験においては、被験者の運動状態を考慮し次の WL_{MAX} を決定した。これらパラメータを決定する判断材料として、一時的な漸増負荷時における $\gamma_{ARV-MPF}$ の減少割合と $\gamma_{ARV-MPF}$ -RPE (脚)の相関、一時的な漸増負荷を加えた際にHRの上昇が終わるまでの時間をパラメータとした。また、HR-RPE (呼吸)についての相関も用いた。 $\gamma_{ARV-MPF}$ に関しては、負荷が加わった際に減少しない被験者も報告されているため、漸増負荷時に、被験者がその負荷の増加を感じているか確認する目的でWL-RPE (脚)の相関を求めた。なお、どのパラメータを優先させ実験を行うかは被験者によって異なるので、適時判断した。

2.3 ウェアラブルユニット

これまでに、自転車エルゴメータを用いて動的に負荷を制御するウェアラブルユニットのプロトタイプを開発した[2]。また、個人適合プロセスの支援を行うために、ウェアラブルユニットに計測機能と制御機能を構築した。ここで、運動機器とウェアラブルユニットと間の通信は、利便性を向上させるため無線通信とした。開発したウェアラブルユニットはプロトタイプであるが、自転車エルゴメータを用いた個人適合プロセスを行う際の一部として十分であった。

ウェアラブルユニットはLinuxオペレーティングシステム (CPU: 66MHz)とメモリ容量2MBからなる。また、IPアドレスをボード上に搭載し、増幅率60dBの増幅器と12bitの分解能を持ったA/Dコンバータ、無線LANカードとしてPCMCIAタイプのスロット、更に、生体信号を計測する6チャンネルの電極を内蔵する。サンプリング周波数は5kHzである。自転車エルゴメータからのHRの取得と自転車エルゴメータへの負荷制御命令の出力には赤外線無線通信を用いた。運動プログラムは、所定のFuzzyルールやMembership関数を使い、HRや表面筋電図を評価することで、被験者に適した負荷の値を計算した。しかし、ウェアラブルユニットに搭載されている記憶領域が小さいため、外部コンピュータ

を用いて運動プログラムを実行させ負荷を計算させた。ウェアラブルユニットと外部コンピュータとの通信は、有線または無線方式のTCPソケット通信を使った[2]。

3. 実験

3.1 計測条件

負荷制御が可能な自転車エルゴメータ（COMBI社製STB-1400）を用いて実験を行った。ここで、負荷制御実験中の生体信号を計測する装置として、開発したウェアラブルユニットを用いた。表面筋電図は4線アクティブアレイ電極（DEM製）を使用し、右足外側広筋表面に貼付して計測した。また、HRは自転車エルゴメータに付属している光学式脈波センサで計測した。HRは表面筋電図を計測するタイミングに合わせてTCPソケット通信で自転車エルゴメータから外部PCに伝送し記録した。

3.2 実験プロトコル

研究室の中に100-Base-T Ethernet接続を用いて、仮想的にインターネットに基づいた環境を構築し、2ヶ月間に渡りウェアラブルユニットを用いてフィールド実験を実施した。本実験の目的は、ウェアラブルユニットを用いて被験者に自転車エルゴメータで運動してもらい、生理的なデータの収集と、被験者個人に適した負荷制御システムの構築とにある。被験者は男性10名、女性1名の若年者(21.3±1.7歳)である。実験の流れは先行研究と同様で、被験者の基礎体力を測るため、全ての被験者に対して漸増負荷実験を行い、被験者の運動能力を評価した。漸増負荷実験は、0Wから1分毎に男性の場合は15W、女性の場合は10W、ランプ状に負荷を漸増した。この運動を被験者の判断の下、これ以上継続することが困難になるまで行ってもらった。ペダルの回転数は60[rpm]とし、運動中の被験者自身のHR、WLなどの情報は本人には提示せずに実験を行った。なお、RPEテストは運動中1分毎に行い、その際に「脚」、「呼吸」、「全身」についての被験者の主観的な疲労度を推定した。

4. 結果

4.1 漸増負荷実験

全ての被験者に対して漸増負荷実験を行ったデータの一覧を表1に示す。文献[1]に基づいてタイプ分けを行った。負荷が増加するにつれて、 $\gamma_{ARV-MPF}$ が負へ移行するType-Aは男性5名、運動前半は $\gamma_{ARV-MPF}$ が負の相関または無相関で、後半にかけて負の相関へ移

表1 漸増負荷実験の結果一覧

被験者	YA (M)	TC (M)	NH (M)	MJ (M)	SK (M)	TS (M)	JY (M)	TU (M)	ED (F)	TO (M)	KY (M)
年齢[歳]	22	22	23	22	22	22	22	22	22	23	22
Type	A	A	B	A	A'	A	B	A'	B	A	A'
増減率 [W/min]	15	15	15	15	15	15	15	15	10	15	15
運動時間 [min]	9	10	11	11	10	10	10	9	9	11	10
最大負荷[W]	136	150	165	157	150	150	150	132	92	167	150

行するType-A'は男性5名、 $\gamma_{ARV-MPF}$ が負の相関のままか大きく変化しないType-Bは3名(男性2名、女性1名)、 $\gamma_{ARV-MPF}$ が負から正の相関に移行するType-Cは0名であった。これに基づき、各々の被験者に対してMembership関数とFuzzyルール設計を行った。

4.2 負荷制御実験

図2に被験者YA、KYに一時的な漸増負荷を加えたときのHR(細線)とWL(太線)の時系列変化を示した。被験者YAの漸増負荷実験での分類はType-A、被験者KYの分類はType-A'であった。

被験者YAの負荷パターンは、T₁=159th frame、T₂=100th frame、T₃=101th frameと設定した。また、Phase-3、Phase-5を各24framesとして、この区間に一時的な漸増負荷を加えた。このときのWL_{MAX}は初期設定の段階で90Wとし、Phase-1で負荷を90Wまで増加させた。Phase-2は111framesとし、この区間でFuzzy制御を行い、T₁~T₃でFuzzy制御が十分に行えるように間隔を開けた。T₂、T₃共にWLの極大値は90Wであった。ただし、Fuzzy制御を行っているときの極小値が、T₂で約20W、T₃で約14Wであった。HRはT₃で158bpmまで上昇した。全身のRPEはPhase-2で11~12へ増加し、Phase-4で11~13へ増加した。しかし、この被験者からは一時的な漸増負荷を加えた時に、 $\gamma_{ARV-MPF}$ の低下は見られなかった。また実験終了後に得られた主訴は、「もう少し負荷を重たくして欲しい」であった。

被験者KYの負荷パターンは、T₁=163th frame、T₂=100th frame、T₃=99th frameと設定した。また、Phase-3、Phase-5を各24framesとして一時的な漸増負荷を加え、このときのWL_{MAX}を初期設定で115Wとした。Phase-1での極大値は99Wであった。Phase-2を91framesとしてFuzzy制御を行い、少しくつめの運動を印象付けるためにT₁を少し長めに取り、T₂、T₃の間隔を少し近くした。T₂でのWLの極大値は105W、T₃でのWLの極大値は102Wであった。その結果、HRはT₃で141bpmまで上昇した。全身のRPEはPhase-3で8~13へ増加し、Phase-5で9~12へ増加した。また、一時的な漸増負荷を加えた際に $\gamma_{ARV-MPF}$ はPhase-3で0から-0.2まで減少し、Phase-5でも0から-0.2まで減少した。また、実験終了後に被験者から得られた主訴は、「程よい汗をかけて気持ち良かった。次回もこのパターンでお願いします」であった。

5. 考察

被験者YAにはPhase-3で46W、Phase-5で49Wの負荷を増加させたが、RPE(脚)にはあまり変化が見られなかった。このことから、被験者があまり負荷を感じ取れていないと思われる。この時WLとRPE(脚)との相関係数は、Phase-3で-0.65、Phase-5では0.49であった。RPE(脚)が負荷の増加に伴って増加していくことを考えれば、WLとRPE(脚)との相関係数は正の相関になると考えられる。しかし、ここではそれ程大きな正の相関は見られなかった。また、被験者自身が循環器系の機能を運動中に認

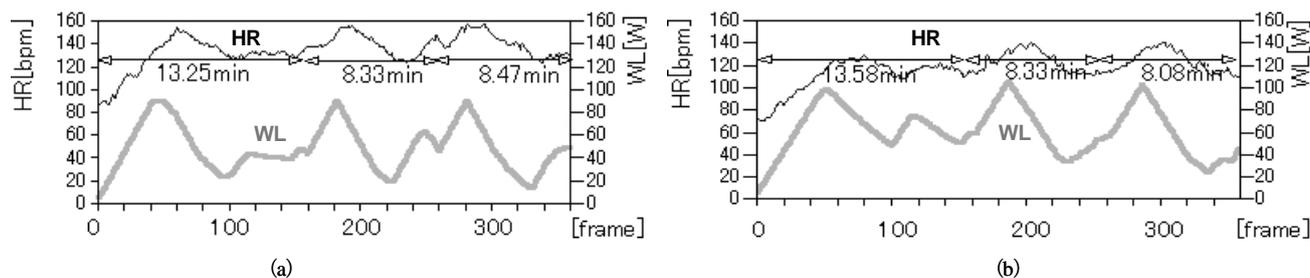


図2 負荷制御実験結果 (a) 被験者 YA, (b) 被験者 KY

識できるかを探るため、HR と RPE (呼吸) との相関を求めた。HR, RPE (呼吸) 共に負荷の増加に伴って増加することを考えれば、ここでも相関係数が正を示すと考えられる。しかし、この被験者は HR の増加に伴って RPE (呼吸) が減少し始め、HR の減少時に RPE (呼吸) が増加した。このことから、被験者の循環器系の自己認識と客観的なデータとの間に、時間的な差が生じていると考えられる。

客観的指標と主観的指標との間にどれだけ差が生じているのかを見るために、更に $\gamma_{ARV-MPF}$ と RPE (脚) との相関係数を求めた。被験者 YA の場合、Phase-3 で約-0.1 (0.05→-0.05) の減少、Phase-5 では 0.26 (-0.27→0.01) の増加が見られた。Phase-3 では相関係数が-0.68 であったのに対し、Phase-5 では 0.47 と正の相関を示していた。ただし、RPE (脚) では負荷の増加に伴って数値が上昇した。従って、被験者 YA にとってこの運動パターンは負荷の値が軽かったため運動が楽しくなり過ぎ、十分に適合していなかったと考えられる。

被験者 KY の場合、Phase-3, Phase-5 で各 44W ずつ負荷を増加させた。その際に WL と RPE (脚) との相関係数は、それぞれ 0.99 と 0.81 であった。また、HR と RPE (呼吸) についての相関係数もそれぞれ 0.86 と 0.70 となり、高い相関となった。このことから、被験者 KY は運動中に運動強度を十分認識していたと考えられる。なお、 $\gamma_{ARV-MPF}$ と RPE (脚) との相関係数はそれぞれ -0.84 と -0.67 であった。以上のことから、被験者 KY にとってこの運動パターンと運動強度が適切であったと思われる。

一時的な漸増負荷を加えるタイミングを計るために、主観的評価指標と客観的評価指標のどちらを優先させるべきかに関しては、運動を行う被験者によって異なる。よって、より多くの被験者から運動中のデータを収集し、解析と統計処理を行うことで、どれ位の大きさの負荷をどのタイミングで加えるのか見極めていく必要がある。一時的な漸増負荷を加えた際に、筋疲労の減少がみられない被験者でも、WL と RPE (脚)、HR と RPE (呼吸) の相関が高ければ、運動中もしっかりと負荷を感じ取れていると判断できるので、主観的評価を中心とした負荷制御が可能になると思われる。

6. まとめ

本研究では、開発したウェアラブルユニットを自転車エルゴメータ負荷制御システムで運用し、一時的な漸増負荷を加えるタイミングと負荷の強度を、個人の運動能力や状態に適合させる試みを行った。その際に、主観的指標と客観的指標とを考慮することで、個人の運動能力により適合させる方法を提案した。被験者 11 名 (21.3 ± 1.7 歳) を対象とした実験では、一時的な漸増負荷を加えるタイミングを探りながら、個人に適合した運動であるか否かを客観的指標と主観的指標との相関係数を使って評価できた。今後は、主観評価と客観評価の双方を考慮した制御方法を更に検討する必要がある[6]。

謝辞

本研究の一部は中谷電子技術振興財団の第 20 回研究助成金によって行ったものである。ここに、深く感謝致します。

文献

- [1] T. Kiryu, K. Sasaki, K. Tanaka: Providing appropriate exercise levels for the elderly, IEEE Eng Med Biol Mag, pp. 116-124, 2001.
- [2] Z. Wang, T. Kiryu, and N. Tamura: Personal Customizing Exercise with a Wearable Measurement and Control Unit, J. NeuroEngineering and Rehabilitation, pp. 2-14, 2005.
- [3] 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.
- [4] K. Wasserman, J.E. Hansen, D.Y. Sue, R. Casaburi, and B.J. Whipp and R. Casaburi: Principle of Exercise Testing and interpretation Including Pathophysiology & Clinical Applications, Third ed., Lippincott Williams and Wilkins, 1999.
- [5] 芝井桂介, 木竜 徹, 林 容市, 田中喜代次: 個人適合を目指した自転車エルゴメータの負荷制御法, 第 17 回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp. 139-142, 2002.
- [6] 林 容市, 田中喜代次, 中垣内真樹, 木竜 徹: 強度を自己選択した運動中における骨格筋活動と強度認知との関係, 体育学研究, vol. 50, no. 4, pp. 437-447, 2005.