

論文

神経工学的制御を目指したウェアラブル運動機能計測・制御ユニットの開発

山下 一樹[†] 木竜 徹^{†a)}

Development of a Wearable Unit for On-Site Measurement and Control of Powered Health Promotion Machines by NeuroEngineering Approach

Kazuki YAMASHITA[†] and Tohru KIRYU^{†a)}

あらまし 計測機能に加えて制御機能も搭載することで、1台のウェアラブルユニットによって、個人個人に適切な負荷やアシストで様々な健康増進機器をその場で制御することを目指した。開発したウェアラブルユニットはLinuxボードを基本とし、5チャンネル分の表面筋電図と心電図が付属のA-D変換器を通じて計測できる。その他、運動増進機器とのインタフェース、ネットワーク接続するための有線・無線LANポート等を有する。検証実験として、自転車エルゴメータの漸増負荷テストの際に計測した表面筋電図と心拍数からファジー制御パラメータを推定し、同一被験者に対して自転車エルゴメータの負荷制御と電動ハイブリッド自転車のアシスト制御を試みた。5名の被験者の結果、運動環境や機器の種類に制限されることなく、健康増進機器の神経工学的制御の可能性が見えた。

キーワード ウェアラブルユニット, 神経工学, 負荷制御, アシスト制御, 健康増進

1. まえがき

近年、健康志向の高まりとともに、運動の選択肢や運動をする人の年齢層が広がりを見せている。それとともに、個人の運動能力や身体の状態を推定し、それに適した負荷やアシストによって健康増進機器を制御しようとする個人性重視のアイデアがある。

これまで、アシスト制御の多くはバイオメカニクス的アプローチから行われてきた。例えば電動アシスト自転車のパワーアシスト[1]では、時間スケールが数msのトルクのみを入力指標として制御している。しかし、疲労状態に陥ってしまったときには、アシストが得られないという欠点がある。そこで、心拍数や表面筋電図といったマルチスケールの生体情報を用いることで、疲労の程度を多方面から推定した結果に基づく神経工学的制御を提案する。これにより、適度な疲労を要する筋力向上や自律神経系を活性化させる場面

で、疲労困憊に陥らないような制御を目指す。

神経工学的制御を実現するには、ユビキタス環境で運動状態を計測できるウェアラブルユニットが欠かせない。しかしながら、既存のウェアラブルユニットの多くは計測機能のみであり[2]~[4]、健康増進機器を制御するには別途、PCを外部から接続する必要があった。これは、ユーザに煩雑な作業を要求する。また、制御機能があっても健康増進機器ごとにウェアラブルユニットを限定・特化して開発するため、ユーザ側からすると、そのつど、制御機能を調整する必要があった。更に、実際の運動は屋外をはじめネットワーク環境のない場合が多く、生体情報を利用する環境はいまだに限定されたままである。

そこで、本研究では計測機能に加えて制御機能も搭載させることで、運動する環境や健康増進機器を限定しない、よりユビキタスなウェアラブルユニットの開発を行った。更に、実際に自転車エルゴメータとアシスト比可変電動ハイブリッド自転車において負荷制御またはアシスト制御を行い、同一被験者に対して、その効果を検証した。

[†] 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, 8050 Igarashininocho, Niigata-shi, 950-2181 Japan

a) E-mail: kiryu@eng.niigata-u.ac.jp

2. 設 計

2.1 神経工学的制御を実現するウェアラブルユニット

神経工学的制御では、時間スケールの異なる複数の生体信号を計測することで、疲労の程度を多方面から統合的に推定し、それを反映したアシスト制御を行う。生体信号としては、末梢系の反応であり数 ms の時間スケールの表面筋電図と、循環器系の指標で数十秒の時間スケールである心拍数を用いる。ここで、膝関節角度に合わせた筋活動の活発な区間で表面筋電図を計測し、筋疲労評価指標を推定する。その上で、個人ごとにカスタマイズされたファジー推論を用い、統合的な指標である疲労度を評価し、それをアシストにフィードバックする。これら生体信号計測・疲労評価・アシスト制御の一連のプロセスをオンサイトで行うために、次のようなウェアラブルユニットを開発した。

ウェアラブルユニットは Linux ボード (L-CardA, LASER5 製) を基本とし、独自に追加した生体信号計測用 A-D 変換ユニットとからなる。大きさは縦 106 mm, 横 185 mm, 高さ 45 mm, 重さが約 500 g で、単 3 電池 6 本により駆動する。Linux ボードは 131 MHz の MIPS CPU, 48 MByte のメモリを有し、OS には Linux kernel 2.4 が搭載されている。その他、外部の運動増進機器に接続するためのインタフェースとして RS232C シリアルポート、赤外線ポート、315 MHz 帯無線ポート、ネットワークに接続するための 10BASE-T LAN ポートを有する。更に、コンパクトフラッシュポートを経由した無線 LAN カードを用いることで、無線 LAN と接続することも可能である。また USB ポート経由で、USB フラッシュメモリを外部ハードディスクとして利用することもできる。生体信号としては、最大で 5 チャンネル分の表面筋電図と心電図の計測が可能である。A-D 変換ユニットは量子化ビット 12 bit で、サンプリング周波数を 1 kHz から 5 kHz まで 1 kHz 単位で設定できる。

負荷制御またはアシスト制御では、制御プログラムと制御パラメータが必要となる。制御パラメータとは個人適合のためのパラメータであり、身体的能力や疲労時の生体の特徴が反映されている。ここでは、制御プログラムが計測モジュールを介して計測インタフェースからのデータを取得し、制御パラメータを適合させた上で、制御モジュールを介して健康増進機器を操作する (図 1)。その結果、ユーザは利用したい健康増進

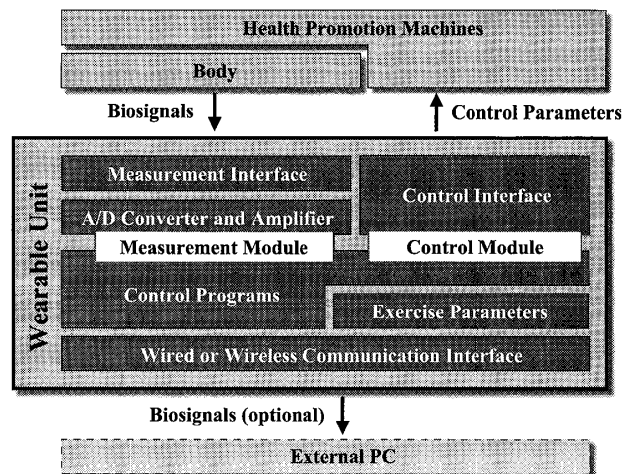


図 1 ウェアラブルユニットの構成
Fig.1 Configuration of a wearable unit.

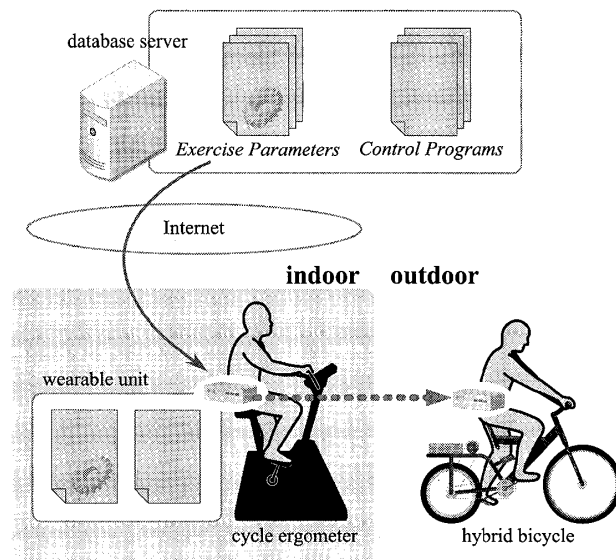


図 2 シームレスな運動環境を提供するウェアラブルユニット

Fig.2 Wearable unit for seamless exercise.

機器の制御プログラムと制御パラメータを、あらかじめネットワーク上のデータベースサーバからウェアラブルユニットにダウンロードしておけば、ネットワーク環境に左右されず健康増進機器の制御が可能となる (図 2)。

ウェアラブルユニットによる制御のシーケンスダイアグラムを図 3 に示す。ウェアラブルユニットは通常の PC に比べ性能面では大きく劣る。そこで、運動中のすべての生体信号を計測して制御に用いるのではなく、特徴抽出部分のみを計測し、制御に利用する。例えば、自転車エルゴメータでは、ある膝関節角でトリガ信号を発するセンサによって、一定の解析区間に対応した表面筋電図と心電図を計測する。一つのサイク

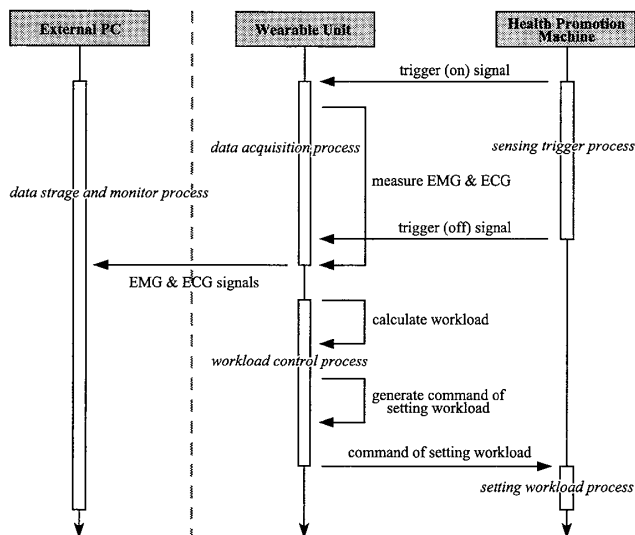


図 3 制御のシーケンスダイアグラム
Fig. 3 Control sequence.

ルの生体信号を計測した後、あらかじめ設定された制御法に従って次の負荷制御値を計算する。そして、負荷制御値を制御対象とする健康増進機器に適した制御コマンドに変換して送信する。この繰返しにより、連続的に健康増進機器の制御を行う。また、ウェアラブルユニットはデータサーバの機能を備えているため、外部 PC への計測データの保存やモニタリングが可能である。

2.2 モニタリングシステム

ユーザが運動中の評価指標や制御情報を的確に認識しようとしたとき、このウェアラブルユニットには表示装置がない。しかしながら、今回開発したウェアラブルユニットは Linux ボードを基本としているため、ウェアラブルユニット自体を WEB Server にすることが可能である。そこで LAN 経由で、生体情報（心拍数、筋疲労評価指標など）と制御情報を、ブラウザ上の Java Applet によりリアルタイムに閲覧できるシステムも併せて開発した。

ここで、あらかじめウェアラブルユニットの WEB Server のデータ領域には、Java Applet プログラムである閲覧用 class ファイルと、それを呼び出すための HTML ファイルを用意しておく。また、ウェアラブルユニット上で実行するアシスト制御プログラムは、WEB Server のデータ領域上に、随時、各計測指標をファイルとして書き出す。ユーザは、外部 PC 上でブラウザを介してウェアラブルユニット上の HTML ファイルにアクセスし、閲覧用 class ファイルを取得する。ブラウザ上で実行された class ファイルは随時

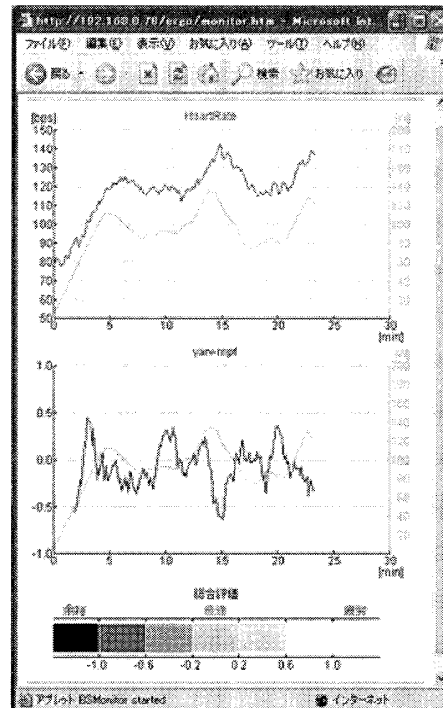


図 4 Java Applet を用いた生体情報と制御情報の閲覧
Fig. 4 Monitoring biosignals and control parameters with a Java Applet.

自動的にウェアラブルユニット上のファイルにアクセスし、データをグラフ化してブラウザに表示する。なお、閲覧用 class ファイルのデータサイズは 7kByte で、Java 実行環境は JRE1.4 以上に対応する。

これによって、運動中の評価指標と制御情報はブラウザ上の Java Applet により連続的でグラフィカルに閲覧できる（図 4）。生体情報は変化を確認できるように時系列で表示し、ファジー推論の出力である総合疲労度は直感的に確認できるようにレベルインジケータで表示した。ウェアラブルユニットがネットワークに接続されていれば、どのネットワークの PC からでも閲覧でき、また、ネットワーク環境のないフィールドにおいては、PDA 等の小型表示デバイスをもつ装置と P2P 接続させることで閲覧が可能である。

2.3 負荷制御法

自転車エルゴメータで開発したファジー負荷制御法では、循環器系疲労評価指標（心拍数）と末梢系疲労評価指標（筋疲労評価指標）を用いた [5]。すなわち、ペダル位置または一定のトリガポイントに設置したセンサからのトリガを起点に、一定時間の表面筋電図と心拍数（HR: Heart Rate）を計測し、これを一つのフレームとした。フレームごとに表面筋電図の整流化平均値（ARV: Averaged Rectified Value）と平

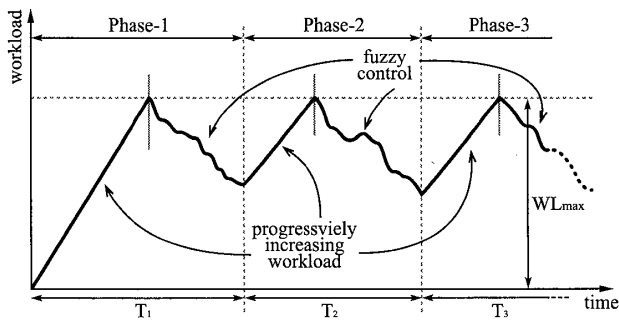


図5 負荷パターンの概形
Fig. 5 Overview of workload pattern.

均周波数 (MPF: Mean Power Frequency) をそれぞれ求めた。更に N 個の連続するフレームを一つのブロックと定義し、この区間で ARV と MPF の相関係数 $\gamma_{ARV-MPF}$ を推定した。このように、ブロックをフレームごとにシフトしながら、 HR と $\gamma_{ARV-MPF}$ の時系列を求めた。なお、 $\gamma_{ARV-MPF}$ は活発な筋活動時に筋疲労が見られると負の値を示す [5]。

図5に負荷制御時における負荷パターンの概形を示す。漸増負荷区間とファジー負荷制御区間を一つのPhaseとし、負荷パターンをPhaseの繰り返しで構成した [5]。漸増負荷区間では、フレームごとに ΔWL だけ増加させ一時的な漸増負荷を加える。なお、一時的な漸増負荷を加える目的は、長時間の運動の慣れからくるもの足りなさを解消するため、またあいまいになった負荷に対する意識を再認識させるためである。一時的な漸増負荷区間が終了するとファジー負荷制御区間となる。 HR , $\gamma_{ARV-MPF}$ からファジー推論により推定される総合的疲労度 δ を用い、 $(n+1)$ th フレームにおける負荷を

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

と定義する。ここで、 δ は1から-1の範囲で疲労が大きいほど1に近づくようになっている。つまり、 δ によって負荷の増減幅が調整されることになる [5]。なお、漸増負荷区間とファジー負荷制御区間には負荷の最大基準 (WL_{max}) を設けて、負荷を制限した。ファジー推論にはメンバシップ関数とファジールールが必要で、個人ごとに用意しておく。あらかじめ漸増負荷テストを行い、被験者の HR と $\gamma_{ARV-MPF}$ のサンプルを、Fuzzy C-Means法を用いて三つのセグメントに分割した。そのうち、有酸素運動が期待される運動中期の状態に遷移するように、ファジールールとメンバシップ関数のパラメータを決めた [6]。よって、制御

結果からこの設計した運動中期の領域に分布した割合により、制御の評価を行った。

アシスト制御では、制御出力を負荷 WL ではなくパワーアシスト比 (AR : power Assist Ratio) に反映させる。ここで、 AR は「乗っている人が出す力 (踏力)」:「モータが出す力」の割合で表すこととすると、0%, 50%, 100%はそれぞれ 1:0, 1:1, 1:2 に対応する。すなわち $(n+1)$ th フレームにおけるアシスト比を

$$AR_{n+1} = AR_n + \delta_n \cdot \Delta AR \quad (2)$$

と定義して制御する。ここで同じく、 δ は1から-1の範囲で疲労が大きいほど1に近づくようになっている。なお、 AR は下限を0%, 上限を100%と設定した。

3. 結 果

同一被験者に対して、自転車エルゴメータの自動負荷制御とアシスト比可変電動ハイブリッド自転車の自動アシスト制御を行い、ウェアラブルユニットで計測・制御を一体化する効果を検証した。被験者は健康な成人男性5名 (21.5 ± 0.3 歳) とし、自転車エルゴメータは屋内、電動ハイブリッド自転車については屋外において実験した。なお、被験者には事前実験内容について十分な説明を行い、同意を得てから実験を行った。ウェアラブルユニットと自転車エルゴメータ、及び電動ハイブリッド自転車は赤外線ポートで接続した。

3.1 ファジー推論の設計

負荷制御のための準備として自転車エルゴメータで漸増負荷テストを行い、メンバシップ関数及びファジールールを設計した。左脚外側広筋皮膚表面に2-barアクティブアレー電極 (DE-2.3, Delsys 製) を筋線維走行方向に貼付し、表面筋電図を計測した。この際、神経支配帯を挟まないように貼付位置を調整し [7]、電極を専用の両面テープで貼付した。自転車エルゴメータには磁気センサを取り付け、5回転に1回、大腿四頭筋が活動する一定のクランク角度から256msの表面筋電図をサンプリング周波数2kHzで計測し、これを一つのフレームとした。その上で、24フレームを一つのブロックとして筋疲労評価指標 $\gamma_{ARV-MPF}$ を算出した。また、自転車エルゴメータに付属する光学式脈派センサを被験者の耳たぶに装着し、表面筋電図を計測するタイミングで赤外線ポート経由で HR を取得した。なお、被験者にはペダルの回転数は60rpmになるように電子メトロノーム音により指示した。負荷を15W/minのスピードで0Wからランプ状に増加

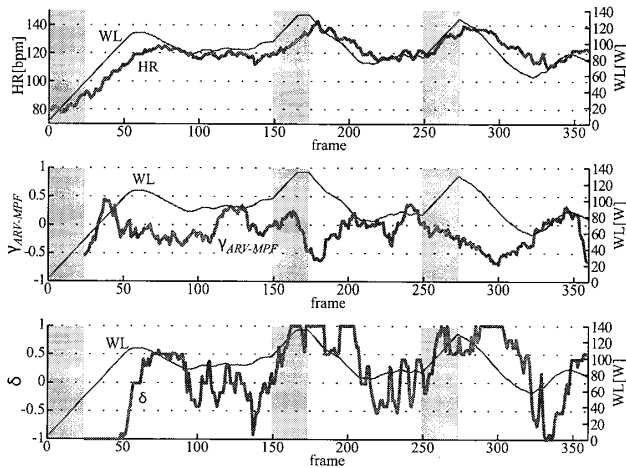


図6 自転車エルゴメータの自動負荷制御実験結果
Fig. 6 Workload control for cycle ergometer exercise.

させ、被験者が自覚的に限界と感じる時点まで行った。ここで、運動中の被験者自身のHR、WLなどの情報は本人に提示せずに実験を行った。

3.2 自転車エルゴメータの自動負荷制御

負荷制御が可能な自転車エルゴメータ (STB-1400, COMBI 製) を用い、ウェアラブルユニットによって自動負荷制御実験を行った。HR 及び $\gamma_{ARV-MPF}$ は漸増負荷テストと同様にして計測・算出した。その他は漸増負荷テストと同様とした。運動時間は1日30分間とし、被験者ごとに生体信号による自動負荷制御実験を3日間行った。ここで、制御は77.6kByteの自転車エルゴメータ用の自動負荷制御プログラムを用い、制御パラメータはメンバシップ関数とファジールール、 ΔWL , WL_{max} とした。負荷の増減幅となる ΔWL は被験者の身長、体重などの体格データより Wasserman の式 [8] に基づき決定した。

図6に被験者GTに対する自動負荷制御実験の結果の一例を示す。影付きの部分に24フレームの一時的な漸増負荷を加えた。ここで ΔWL は24W, WL_{max} を135Wとした。なお、漸増負荷テストでは、 $\gamma_{ARV-MPF}$ は運動開始直後に負または無相関を示すが、負荷の増加に伴い正の相関となった後、また徐々に負の相関に移行した。

運動開始直後から最初の漸増負荷区間にかけて、WLは最低負荷である5Wから112Wまで上昇し、その後、HRの上昇により減少傾向になり、90W付近で推移した。HRは125bpmまで上昇したが、その後は115bpmから120bpm付近で推移した。それに対し、 $\gamma_{ARV-MPF}$ は大きく負の相関を示さなかった。すなわち、運動初期では筋疲労指標よりHRの状態が大き

く反映された。2回目以降の漸増負荷区間では、WLがあらかじめ設定した最大負荷135Wまで達し、その後、ファジー制御により80W付近に推移した。HRは最大143bpmまで上昇したが、ファジー制御により120bpm付近に収束するように制御できていることを確認した。また、 $\gamma_{ARV-MPF}$ も漸増負荷区間後では-0.5を下回り、筋疲労が生じたと判断された。しかし、その後はファジー制御によるWLの低下とともに0に近い状態に推移しており、筋疲労に対する対応が十分に行われた。よって、運動中盤からはHRに加え $\gamma_{ARV-MPF}$ も効果的に制御に反映できたといえる。ここで、漸増負荷の状態よりもその直後に算出された $\gamma_{ARV-MPF}$ が大きな負の相関を示した。これは、 $\gamma_{ARV-MPF}$ が直前の24フレームを反映した指標で、若干の遅れがあるためである。以上の結果、すべての被験者で、従来と同様な負荷制御 [5] が可能であった。

3.3 電動ハイブリッド自転車における自動アシスト制御

実験に用いた車両はタイヤ径20インチの電動ハイブリッド自転車 (YAMAHA 発動機製) で、アシスト比を0%から100%に制御できる外付けユニットがある [9]。走行コースは新潟大学工学部棟周辺の870mの周回コースとし、5周連続で走行してもらった。スタート地点から237mの場所から傾斜3.4°の登坂、その後いったん平坦な区間を過ぎた後、傾斜5.7°の急な登坂区間が存在する [9]。

周回コースの登坂区間を漸増負荷区間と考え、メンバシップ関数とファジールールを自転車エルゴメータと同一とし、表面筋電図の計測条件も同様とした。ただし、 $\gamma_{ARV-MPF}$ は登坂区間の距離とウェアラブルユニットの応答性を考慮して、12フレームを一つのブロックとして算出した。HRは直径5mmの電極面をもつディスプレイサブル電極を用い、胸部誘導心電図をウェアラブルユニットにより計測することで算出した。制御出力をARとし、被験者全員についてARの初期値を50%、 ΔAR を10%とした。ここでも、被験者にはペダルの回転数は60rpmになるように電子メトロノーム音により指示した。制御には、77.5kByteの電動ハイブリッド自転車用自動アシスト制御プログラムを用いた。

図7に、被験者GTに対する電動ハイブリッド自転車におけるアシスト制御実験の結果を示す。5周にかかった所要時間は約25分で309フレーム (1周当り

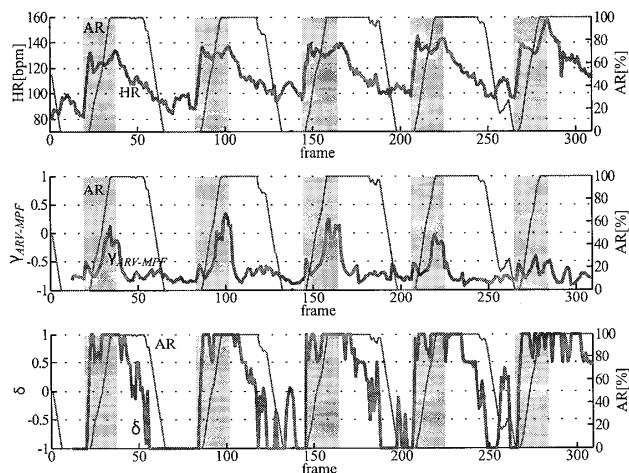


図7 電動ハイブリッド自転車のアシスト制御実験結果
Fig.7 Power assist control for a hybrid bicycle.

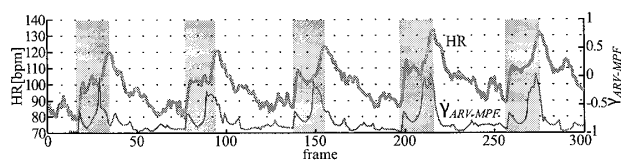


図8 電動ハイブリッド自転車のアシスト比固定実験結果
Fig.8 Constant power assist for a hybrid bicycle.

約 62 フレーム) である。図中に影の付けた部分が登坂区間にあたる。ここで、AR はアシスト量を示すものであり、実際の負荷を示すものではない。

HR はどの周においても登坂区間で約 140 bpm 付近まで上昇し、その後、平たん・下り坂区間で 100 bpm まで減少していた。それに対応して AR は登坂区間から登坂区間後にかけて高くなり、平たん・下り坂区間にかけて徐々に低くなっていった。ここで、HR が登坂区間中間に 140 bpm まで上昇後、更に傾斜の急な登坂区間になっても頭打ちになっている点からアシスト制御の効果が見られた。また、特に後半は AR が高い位置で維持する時間が長くなり、HR が約 100 bpm 付近まで減少するのに寄与していた。ただ、それでも周回を重ねるにつれて HR は全体的に上昇した。

これまでの実験によれば [5], [9], $\gamma_{ARV-MPF}$ は登坂区間前半では上昇し 0 近辺に移行するが、登坂区間中盤から後半にかけては筋疲労の影響で負の相関になる。これは、被験者 GT の漸増負荷テストの結果と一致する。周回ごとに比較すると、周回を重ねるにつれて、登坂前半から既に負の相関の傾向が強くなり筋疲労の傾向が見られた。

図 8 は、比較実験として AR を 25% で固定して 5 週連続走行した場合の結果である。HR は登坂区間ははじめで約 105 bpm まで上昇し、平たんとなる中盤

ではそのまま推移するが、急こう配となる登坂区間終盤で 120 bpm 以上まで上昇した。また、周回を重ねるにつれて HR は全体的に上昇したがアシスト制御時ほど上昇することはなかった。 $\gamma_{ARV-MPF}$ はアシスト制御時と同じように変化をしたが、周回を重ねても登坂区間で負の相関が強くなることはなかった。しかし、登坂終了直後の $\gamma_{ARV-MPF}$ に注目すると、アシスト制御時よりも負の相関が強くなるが多かった。

3.4 自転車エルゴメータと電動ハイブリッド自転車の制御結果の比較

被験者 GT の自転車エルゴメータと電動ハイブリッド自転車の制御結果について、 $(HR-\gamma_{ARV-MPF})$ 散布図を図 9 に示す。ここで、図 9(c) は AR を 25% で固定したときの結果である。図中に四角で影を付けて囲んだ部分が、メンバシップ関数とファジールールの設計で漸増負荷時の運動中期の状態に収束するように目指した領域である。表 1 に、自転車エルゴメータと電動ハイブリッド自転車について、被験者ごとに $HR-\gamma_{ARV-MPF}$ 散布図上で制御結果が設計した領域に適合した割合を示す。自転車エルゴメータの負荷制御では、全被験者が 15% 以上の適合率を見せ、また全体的な分布も広範囲で疲労状態への偏りもなかった。電動ハイブリッド自転車のアシスト制御では、被験者 YI が 20% 以上の適合率を見せたが、他の被験者は 5% 以下の適合率で、HR が高い領域に多く分布してしまった。AR を 25% で固定した場合は、全被験者がおおむね 10% 以下の適合率で、HR と $\gamma_{ARV-MPF}$ が低い領域に多く分布した。

4. 考 察

4.1 ウェアラブルユニットの効果

自転車エルゴメータの自動負荷制御及び電動ハイブリッド自転車のアシスト制御を、同一の被験者に対して実施した。また、自転車エルゴメータの自動負荷制御は屋内で、電動ハイブリッド自転車のアシスト制御はネットワーク環境のない屋外で行った。よって、ユーザはこのウェアラブルユニットを身に付けているだけで、煩雑な配線や運動環境を制限されることなく、運動機能の変化に応じた健康増進機器の制御ができる。特に、電動ハイブリッド自転車のように運動環境が屋外の場合、ネットワーク環境を必要としないウェアラブルユニットは有用である。ただし、ネットワーク環境は制御プログラムのダウンロードや、モニタリングなど目的や必要に応じて使用することで、よりウェア

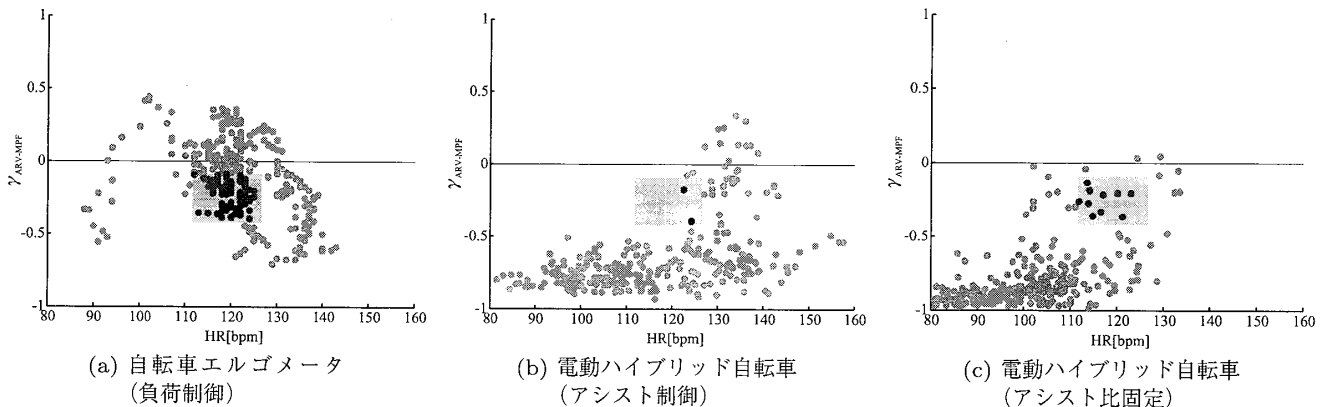


図9 (HR- $\gamma_{ARV-MPF}$) 散布図における目的の領域
Fig. 9 Target area in the (HR, $\gamma_{ARV-MPF}$) scatter graph.

表1 (HR- $\gamma_{ARV-MPF}$) 散布図において目的の領域に制御された割合 (%)
Table 1 Ratio of target area in the (HR, $\gamma_{ARV-MPF}$) scatter graph (%).

	被験者				
	GT	DO	DW	MO	YI
自転車エルゴメータ (運動時間が30分間の負荷制御)	28.8	51.6	29.1	22.0	16.3
電動ハイブリッド自転車 (走行コース5周のアシスト制御)	0.7	2.1	3.2	0.8	20.6
電動ハイブリッド自転車 (走行コース5周をアシスト比25%で固定)	3.5	0.3	0	0	13.4

ラブルユニットの利便性を高めることができる。

また、制御機能を搭載したことにより、計測-制御系が単純になり動作が安定した。既存のウェアラブルユニットでは計測系と制御系が別々に開発されているために、複合的な要因やそれらを結ぶ経路上の問題でのリスクが高かった。それに対し、このユニットでは計測と制御を一貫したプログラムの中でコーディングできるため、簡潔・軽快であり、開発・保守も容易である。ただ、実行環境の性能が、すべてウェアラブルユニットに拠るために、現在のところあまり高度な機能・性能は求めることができない。

既存のウェアラブルユニットはあらかじめプログラムが組み込まれ[4]、仕様がブラックボックスなのに対し、Linux ボードを基本とするこのウェアラブルユニットの仕様は公開され、制御プログラムを自由に搭載することができる。そのため、このウェアラブルユニットは高い汎用性をもっている。本研究では健康増進を目的として健康増進機器を制御対象としたが、リハビリテーションの分野でもこのウェアラブルユニットを活用することができるのではないかと考えている[10]。

4.2 電動ハイブリッド自転車の制御法の検討とウェアラブルユニットの性能的限界

電動ハイブリッド自転車のアシスト比固定の場合とアシスト制御した場合では、設計した領域に適合した

割合がさほど変わらない結果となったが(表1)、特徴に違いが見られた。アシスト比固定の電動ハイブリッド自転車の場合、HRは130bpm程度までしか上昇しないが、 $\gamma_{ARV-MPF}$ は登坂区間終了前後で-0.9前後の大きな負の相関を示し、筋疲労の傾向が強かった。それに対し、アシスト制御をした場合、登坂区間終了前後で $\gamma_{ARV-MPF}$ はアシスト固定時ほど負の相関を示さず、局所的にはある程度筋疲労を軽減した可能性がある。しかし、HRが140bpm付近の高い状態で推移し、周回を重ねるにつれて $\gamma_{ARV-MPF}$ は登坂前半から既に-0.5以下で負の相関の傾向が強くなり、筋疲労の傾向が見られた(図7)。これは、登坂区間においてアシストをもらうまでに時間がかかり、蓄積した疲労が平坦・下り坂区間で回復する前に、次の登坂区間に移行した可能性がある。実際に被験者からも、健康増進を目的としたとしても、ARを25%で固定して走行した場合と比べてきついの感想を聞いた。もっと早い時期にアシストを与えることができれば、この状態を軽減できたのではないかと考えた。また、自転車エルゴメータと同じパラメータのメンバシップ関数を使うことが適切なのか、ARの最小値を0%より大きくしたらどうかなど、検討する必要がある。

自転車エルゴメータの負荷制御に比べ、電動ハイブリッド自転車のアシスト制御では、設計で目指した制御ができなかった。本研究で適用した制御法では、入

力系の時間スケールは HR が数十秒, $\gamma_{ARV-MPF}$ が 1~2 分である. それに対し, 自転車エルゴメータの負荷制御は運動時間が数十分であり, 十分なアシストをもらえる時間スケールがある上での制御であった. よって, 自転車エルゴメータのような運動時間が長く, ゆっくりとした負荷の変動が特徴の有酸素運動を目指す場合は, 今回の時間スケールの指標には充分対応可能であった. 一方, 電動ハイブリッド自転車のアシスト制御は, 数分程度の短い運動が断続的に発生し, 更に登坂区間など外因性の急激な負荷の変化に対応する必要があった. そのため, 自転車エルゴメータで設計した制御系の時間スケールでは大きすぎて, 十分なアシストを適切なタイミングで得られない結果となった. 本研究では, $\gamma_{ARV-MPF}$ を 12 フレーム (60 秒) から算出していたが, 今後一つのフレームから筋疲労指標を算出できないか検討してみる必要がある [9]. また, $\gamma_{ARV-MPF}$ における MPF を求めるための FFT 演算に大きなリソースを消費しているため, これ以上の高速化には, CPU 自体の高速化, または DSP の搭載が必要である.

5. む す び

既存のウェアラブルユニットは生体信号の計測機能のみを有しているが, 本研究では制御機能も搭載したウェアラブルユニットを開発した. 開発したウェアラブルユニットを用いて, 同一の被験者 5 名に対して, 自転車エルゴメータとパワーアシスト付き電動ハイブリッド自転車の神経工学的制御を試みた. その結果, 開発したウェアラブルユニットは健康増進機器の種類や運動環境に制限されることなく機能し, 計測と制御の一体化による効果を示した. ただし, 自転車エルゴメータで設計した制御アルゴリズムがそのまま電動ハイブリッド自転車に利用できたわけではなく, 制御ロジックの最適化には更なるフィールド実験を必要とする.

謝辞 ウェアラブルユニットの開発に関しては, これまで中谷電子計測技術振興財団 (平成 15 年度) や様々な共同研究先からの研究補助を, また, フィールド実験に関してはカシオ科学振興財団 (平成 17 年度) の研究補助を受けた. ここに, 深く感謝申し上げます.

文 献

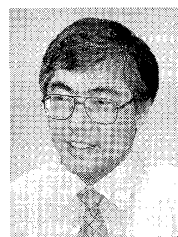
- [1] <http://www.yamaha-motor.jp/pas/>
- [2] Z. Wang, T. Kiryu, and N. Tamura, "Personal customizing exercise with a wearable measurement and control unit," *J. NeuroEngineering Rehabil.*, vol.2, no.14, 2005.
- [3] J. Yao and S. Warren, "Applying the ISO/IEEE 11073 standards to wearable home health monitoring systems," *J. Clin. Monit. Comput.*, vol.19, pp.427-436, 2005.
- [4] M. Sung, C. Marci, and A. Pentland, "Wearable feedback systems for rehabilitation," *J. NeuroEngineering Rehabil.*, vol.2, no.17, 2005.
- [5] T. Kiryu, K. Sasaki, and K. Tanaka, "Providing appropriate exercise levels for the elderly," *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol.20, no.6, pp.116-124, 2001.
- [6] 佐々木 績, 木竜 徹, 林 容市, 田中喜代次, "個人の運動能力にあ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," *信学論 (D-II)*, vol.J85-D-II, no.2, pp.329-336, Feb. 2002.
- [7] 青木航太, 木竜 徹, "筋線維伝導速度推定における運動時の実用的電極貼付位置決定," *信学技報*, MBE2003-65, 2003,
- [8] K. Wasserman, J.E. Hansen, D.Y. Sue, R. Casaburi, and B.J. Whipp, *Principle of Exercise Testing and Interpretation Including Pathophysiology & Clinical Applications*, Third ed., Lippincott Williams and Wilkins, 1999.
- [9] 山形 潤, 木竜 徹, "呼吸性洞性不整脈と筋活動から見た登坂におけるハイブリッド自転車の効果," *信学論 (D)*, vol.J90-D, no.2, pp.578-585, Feb. 2007.
- [10] C. Mavroidis, J. Nikitczuk, B. Weinberg, G. Danaher, K. Jensen, P. Pelletier, J. Prugnarola, R. Stuart, R. Arango, M. Leahey, R. Pavone, A. Provo, and D. Yasevac, "Smart portable rehabilitation devices," *J. NeuroEngineering Rehabil.*, vol.2, no.18, 2005.

(平成 19 年 3 月 29 日受付, 8 月 8 日再受付)



山下 一樹

平 17 新潟大・工・福祉人間卒. 平 19 同大大学院修士課程 (人間支援科学) 了. 在学中, ウェアラブルユニットによる健康支援システムの開発に関する研究に従事.



木竜 徹 (正員)

昭 52 新潟大学大学院工学研究科了. 同年同大助手を経て, 平 7 同大学院教授, 現在に至る. 工博. 生体信号 (表面筋電図や心拍変動など) から見たリアルとバーチャルな運動における生体機能の解析, 及び, 健康支援システムの開発に関する研究に従事.