

## 論 文

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  
自転車の効果山形 潤<sup>†</sup> 木竜 徹<sup>†a)</sup>Physical Impact of Hybrid Bicycle during Climbing in terms of Respiratory  
Sinus Arrhythmia and Muscle ActivityJun YAMAGATA<sup>†</sup> and Tohru KIRYU<sup>†a)</sup>

あらまし 坂道でも疲れることなく走行でき、アシストによって力を補助するハイブリッド自転車が普及している。このように機械システムによって人間の能力を補助する場合、制御に人間の行動様式を反映させるのが望ましいといわれている。しかし、従来の制御には生体情報は考慮されていなく、人間にどのような影響を与えるかは詳しく知られていない。そこで、本研究では生体に大きく負荷がかかる登坂に注目し、ハイブリッド自転車による効果を探った。その結果、アシストは呼吸性洞性不整脈を活発にする働きが見られたが、筋疲労を補うには十分な効果をもたらしていない場合が約65%あった。更に同一被験者でもトライアルにより状態が変化すること、呼吸性洞性不整脈と筋活動の振舞いは一致していないことが分かり、それぞれ独立して考える必要があることが明らかとなった。

キーワード ハイブリッド自転車, 呼吸性洞性不整脈, 筋疲労, パワーアシスト

## 1. ま え が き

近年、機械システムによって人間の能力を補助するアシスト機器として、パワーアシスト機能を付加したハイブリッド自転車が普及している。これらの機器は自動制御とは違い人間がもつ能力を補助することが目的であり、自動制御では得られない身体を動かしたという実感が得られる。しかし、ハイブリッド自転車のアシスト制御は、一定速度までは人間が加えたトルクと車両からのアシストトルクが1:1であり、一定速度を超えると比率が1以下に低下する[1]。つまり人間の状態が固定であるという仮定のもとに、制御が決定されている。そのため、人間の状態が変化する場合、特に筋力低下を起こした場面では、本来の目標を達成することが不可能になってしまう。これらの問題を解決するには、機器を使用した場面での生体情報を計測し、その結果を機器にフィードバックする必要がある。

本研究では、市販のハイブリッド自転車走行中に生体情報と車両情報を計測し、トライアルごとの心拍変動及び登坂中のストロークごとの筋活動を詳細に解析することで、アシスト制御の効果を探った。

## 2. 生体機能の評価

運動時における生体機能はエネルギー代謝、循環器系、神経筋系等、様々な時間スケールからなる生体情報として計測される。この生体情報には呼気ガス、心電図、筋電図、血圧、呼吸数などがある。ただし、必ずしもすべての生体機能を客観的にとらえられないことから、実用的な場面ではRPE (Ratings of Perceived Exertion) やNASA-TLX (National Aeronautics and Space Administration Task Load Index) 等の主観的指標が利用されている[2]。

本研究では、生体情報として心電図、表面筋電図を計測し、車両情報としてペダルトルク、速度、ケイダンス(単位時間当りのクランク回転数)を計測した。また主観的指標として、NASA-TLXを計測した。ここで、運動に伴う自律神経系の活動が知られており、筋交感神経系[3]や呼吸性洞性不整脈[4]などからの研

<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, 950-2181 Japan  
a) E-mail: kiryu@bc.niigata-u.ac.jp

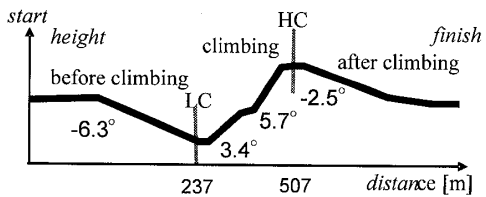


図1 走行経路の概略

Fig.1 Overview of circuit path. (side view)

究がある。これらの生体情報は各々独自の時間スケールで変動しており、適当な時間スケールでの解析・評価が必要である。また、運動能力は個人差が大きく、同じ運動でも各被験者にとっての運動強度が同じでない点に留意しなければならない。

### 3. 実験

実験に参加した被験者は健康な21~24歳の成人男性8名と成人女性5名の計13名である。以下に実験プロトコルを示す。

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発動機社製, PX20)である。また、こう配が最もきつい走行経路でのトルクのオーバレンジを防止するため、自動変速機(SHIMANO社製)を用いた。走行コースは新潟大学工学部棟周辺の830mの走行経路である(図1)。ここで、大まかなこう配の変化から、走行経路を登坂及び登坂前後の三つの区間に分けた[5]。

コースを1周するには3分弱を要したので、トライアルごとに2分程度の休憩をとらせ、走行と休憩の合計時間が5分となるようプロトコルを設定した。その上で、5あるいは6トライアルの自転車走行実験を行った。また、アシストの効果を探る目的で、連続するトライアル中に意図的にアシストなしのトライアルを含ませた。ただし、トルクセンサがアシストシステムに内蔵された車両を使用しているため、アシストoffの場合にはトルクの計測が不可能となる。

### 4. 計測

ペダルトルクはクランク内部に装備されているトルクセンサで計測した。また、クランク軸と後輪スポークにそれぞれ磁石を装着し、車体フレームに固定された磁力センサからのパルス波でケイダンスを計測し、更に速度を推定した。一方、直径5mmの電極面をもつディスプレイ電極を用い、胸部誘導心電図を計測した。また、電極間隔10mmのバッファアンプ内

蔵型4線アクティブアレー電極を左右外側広筋の皮膚表面に筋線維走行方向に貼付して、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[6]、双極導出にて左右両足各1チャンネルを連続計測した。なお、電極は専用の両面テープで貼付し、その上をネット状のシールで固定した。このように計測した6チャンネルの生体信号及び車両情報(トルク、速度、ケイダンス)をコネクションボックスで統合し、PCMCIAタイプのA-D変換カード(National Instruments社製, DAQ Card-700)で、ノートブックPC(Panasonic社製, CF-B5)のハードディスクに記録した。以上の計測装置を緩衝材とともにバッグに入れ、被験者に背負わせた。総重量は約5kgである。生体信号アンプの増幅度と時定数は、表面筋電図で60dBと30ms、心電図で46dBと150msである。PCへ取り込む際のサンプリング周波数は5kHzとし、量子化ビットは12bitである。更に、サイクリング運動ごとにNASA-TLXを計測した。NASA-TLXは精神的要求、身体的要求、時間的圧迫感、作業達成度、努力、不満からなる[2]。これら六つの評価値に対して、口頭により1~9の数値ボードで指示させた。

### 5. 信号処理

ここでは、ペダルストロークごとの車両情報と筋活動や登坂前後での心拍変動を推定する方法を述べる。

#### 5.1 車両情報

解析区間長 $L(400\text{ms})$ で、クランクパルスを起点にサンプル時刻 $i$ におけるトルクセンサからの出力電圧 $V(i)$ の平均値を推定し、センサ特性の係数 $K$ を用いて、 $n$ 番目のペダルストロークでのトルク

$$trq(n) = K \frac{1}{L} \sum_{i=t}^{t+L} V(i) \quad (1)$$

とした。ただし、 $t = c.time_n$ は $n$ 番目のクランクパルス時刻である。同様にして、スピード $spd(m)$ を $m$ 番目のホイールパルスから

$$spd(m) = \frac{2\pi r}{w.time_{m+1} - w.time_m} \quad (2)$$

で求めた。ただし、 $r$ はタイヤ径、 $w.time_m$ は $m$ 番目のホイールパルス時刻である。

#### 5.2 生体情報

トルクと同様に、解析区間長 $L(400\text{ms})$ で $n$ 番目のクランクパルスを起点に、表面筋電図 $\{semg(i)\}$

から振幅情報である整流化平均値 (ARV: Averaged Rectified Value), 更に短時間フーリエ変換 (STFT: Short-Term Fourier Transform) によって平均パワー周波数 (MPF: Mean Power Frequency) を算出した.

$$ARV(n) = \frac{1}{L} \sum_{i=t}^{t+L} |semg(i)| \quad (3)$$

$$MPF(n) = \frac{\sum_{f=f_l}^{f_h} f \cdot S(f, n)}{\sum_{f=f_l}^{f_h} S(f, n)} \quad (4)$$

ここで  $f_h = 300$  Hz,  $f_l = 5$  Hz であり,  $S(f, n)$  は  $n$  番目の解析区間内での  $\{semg(i)\}$  を STFT した際のパワースペクトルである.

次に, 計測した心電図から不等間隔の R-R 間隔時系列を求め, スプライン補間した時系列を 4 Hz でリサンプリング処理することで, 等間隔の R-R 間隔時系列データとした. R-R 間隔時系列データに対し時間周波数解析を行い, 0~1.0 Hz までのすべての帯域でパワースペクトルを求めた. なお, 時間周波数解析には Gabor 関数を基底としたウェーブレット変換を用いた. その上で 0.3~0.6 Hz 帯域のパワー成分を自律神経系関連の呼吸性洞性不整脈 (RSA: Respiratory Sinus Arrhythmia) 成分として推定した. 更に, 個人差を抑えるため, 4 Hz のリサンプリング時刻  $j$  における RSA パワー比率

$$RSA\text{-ratio}(j) = \frac{\sum_{f=f_{l\_rsa}}^{f_{h\_rsa}} W(f, j)}{\sum_{f=f_{l\_wl}}^{f_{h\_wl}} W(f, j)} \quad (5)$$

を求めた. ただし,  $[f_{l\_rsa}, f_{h\_rsa}]$  は RSA 成分の周波数帯域,  $[f_{l\_wl}, f_{h\_wl}]$  はすべての周波数帯域である.

以上のようにして求めた評価指標は時系列データであり, トライアルに要する時間が均一でないことから, トライアル間で比較することが困難である. そこで, スピードの計測に使用したホイールパルスの間隔時間を利用して, 時系列データを距離系列データに変換し, 図 1 の区間ごとでのトライアル間の比較を可能にした.

## 6. 解 析

登坂中はコースの中で最も大きなトルクが必要であ

り, 身体的な負担が大きくなるため, 被験者は何らかの戦略をもってこの区間を走行する. したがって, 登坂前後では疲労感や爽快感に伴う行動様式の変化が現れやすい. ここでは, 登坂前後の RSA と登坂中の筋活動を対象とする.

### 6.1 時間スケールを考慮した解析

生体情報を解析するにあたり, 時間スケールが異なることに注意しなければならない. 文献 [4] によれば, RSA は自律神経系と心肺系の肺内ガス交換の機能を反映するといわれており, 時間スケールが数十 s と長い. また, 運動によって呼吸が激しくなると安静時と同じ周波数帯域の観察ではとらえられなくなる. 負荷が大きな場面では, 呼吸が激しくなると同時に, エネルギー供給のため肺のガス交換効率よりも呼吸数の増加が優先される. こうして, 運動時には RSA の減少や, 消失が起こる. ここで, RSA に関与する自律神経系と心肺系とは独立にコントロールされている可能性があるが, 休息と緊張においては両者が同じ方向に反応する. 以上のことから, 登坂走行前後の区間で RSA を解析する. 一方, 筋活動が変化する時間スケールは数十 ms と短いため [7], 登坂走行時のペダルストロークごとの変化を観察できるだけでなく, ストローク内での筋活動も探れる.

### 6.2 トライアルごとの RSA の解析

休息と運動による RSA の変化を見るため, 登坂の影響を登坂前後の区間で判断した. すなわち, トライアルごとに登坂前の区間 (約 50 秒) で RSA-ratio の平均値  $pr_{RSA}$  を求め, すべての 103 トライアルから推定した  $pr_{RSA}$  の中央値 (21.3%) を参照に, 20% 以上のトライアルを HRSA (High RSA), 20% 未満を LRSA (Low RSA) とした. なお, 今回の実験では RSA 成分が高い HRSA は心肺系に余裕が見られる状態, RSA 成分が低い LRSA は心肺系に余裕が見られない状態と考えられる [4].

### 6.3 ペダルストローク内での筋活動の解析

筋活動の解析では, 一般にある程度の区間長 (ペダルストローク等) での代表値を推定する (5.2 参照). しかし, 自転車運動時での筋活動は数十 ms ほどの短い区間で変化するから, ペダルストローク内での筋活動も解析した.

外側広筋は自転車運動時に, ペダルを踏み込み回転させるために必要なトルクを発生させている. その筋活動の活発な動作範囲はクランク角 10 度から 132 度と広いため, ストローク前半部分と後半部分では筋

活動の違いが予測される [8]. そこで, 登坂開始から終了までの約 50~70 ストロークの表面筋電図を対象とし, ピークトルクの時刻を目安に, ペダルストロークごとの表面筋電図波形 (400 ms) を前半と後半に分けて MPF を推定した. こうして求めた MPF のストローク前半部分を MPF-*fh*, 後半部分を MPF-*lh* とする. 更に, この表面筋電図から解析区間長 50 ms, シフト長 25 ms で MPF, ARV, トルクの時系列 (15 サンプル) を求めた. ここで, 表面筋電図は筋疲労時に周波数が低下することが報告されている [9]. しかし, 筋張力を抜いた場合でも周波数の低下が確認されている [10]. そこで, すべてのトライアルで登坂中のストロークを解析した上で, 登坂区間の途中に平坦部分があることから, 登坂開始直後と登坂終了直前での 5 ストロークを筋活動評価の対象とした. すなわち, ARV と MPF の時系列からストロークごとに相関係数  $\gamma_{ARV-MPF}$  を推定し, 5 ストロークにおける平均値をトライアルの代表値とした. 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 [11].

#### 6.4 マンマシンシステム

アシストによって人間の能力を補助する場合, 機械システムに人間の行動様式を反映させるマンマシンシステムを考える必要がある [12]. この際, サイクリング運動はこぎ方に影響を受けることが報告されている [13]. そこで,  $\gamma_{ARV-MPF}$  と同様に, ストローク内での ARV とペダルトルクの時系列からストロークごとの相関係数  $\gamma_{ARV-trq}$  を推定し, 平均値を求めた. ここで,  $\gamma_{ARV-trq}$  が 1 に近いほど筋活動が効率良くトルクに変換されていると考えられる.

更に, アシストは本来の機能を超越する運動をもたらすため, 主観的評価にも大きな影響を及ぼす. そこで, NASA-TLX から三宅らの方法 [14] で総合的なメンタルワークロード (MWL) を算出した.

## 7. 結果

以下の有意差検定には対応のある  $t$  検定を用いた. なお, 有意水準は 5% である.

#### 7.1 ペダルストローク内での筋活動

登坂開始直後 (LC: Lower Corner) と登坂終了直前 (HC: Higher Corner) での 5 ストロークの平均として推定した MPF-*fh* と MPF-*lh* を, アシストの on/off で分類した. その結果, アシストの on/off, 登坂時の位置にかかわらず有意差は認められなかったが, LC より HC で MPF が低下した. なお, アシス

トの on/off にかかわらず, 62 トライアルでは MPF-*fh* より MPF-*lh* が低下し, 有意差も見られた. しかし, 力を抜くことで MPF の低下が起きることが報告されているので, HC での  $\gamma_{ARV-MPF}$  から各トライアルにおける被験者の筋活動を調べた. すなわち,  $\gamma_{ARV-MPF} > 0$  のトライアルをグループ P (Positive),  $\gamma_{ARV-MPF} < 0$  のトライアルをグループ N (Negative) とした. 各グループの典型的なトライアルにおける HC での表面筋電図, ARV, MPF, ペダルトルクを図 2 に示す. グループ P では, 一つのストローク内で ARV と MPF がほぼ同じようにストロークの後半にかけて低下した. 一方, グループ N ではストロークの前半で MPF が低下し, ストロークの後半に向けて MPF の微増が見られた. 一方, ARV はストロークの前半で増加し, 後半にかけて減少した. これは筋疲労の特徴である [11], [15].

#### 7.2 RSA と筋疲労による 4 グループ

運動の持続性の観点からアシスト制御を見ると, 自律神経活動と筋活動の関係を考慮しなければならない. そこで, 登坂前での  $pr_{RSA}$  と登坂終了直前の HC での  $\gamma_{ARV-MPF}$  との関係から四つのグループに分類し, 特徴を探ることとした (表 1, 図 3). 図 3 より HRSA を示した 61 トライアルでも 40 トライアル (65.6%) で  $\gamma_{ARV-MPF} < 0$  となり, LRSA を示した 42 トライアルでも 18 トライアル (42.9%) で  $\gamma_{ARV-MPF} > 0$  となった. すなわち, HRSA でも筋疲労が生じており, 一方, LRSA でも筋疲労が顕著でない例があった.

グループごとに登坂の影響を観察するため, 登坂前後の  $pr_{RSA}$  と登坂終了直前の HC での  $\gamma_{ARV-MPF}$  との関係散布図を示す (図 4). 登坂終了後では, グループに関係なく  $pr_{RSA}$  は 20% へ向かい, 休息時では  $pr_{RSA}$  は登坂終了後より約 10% 増加した. なお, HRSA-P, HRSA-N の登坂前と登坂終了後, 登坂終了後と休息時との間には有意な変化が見られた. 特に, HRSA-P の  $pr_{RSA}$  は他のグループより変化が大きかった.

#### 7.3 登坂での各評価指標の比較

登坂中での筋疲労と車両情報との関係に着目し, 各評価指標についてグループごとに各指標を比較した (表 2). ここで,  $\gamma_{ARV-MPF}$  と  $\gamma_{ARV-trq}$  では, 運動パフォーマンスの違いを見るため LC と HC での平均値を比較した. 表 2 より,  $\gamma_{ARV-MPF}$  は HRSA-P 以外は LC よりも HC で負の方向へシフトした.  $\gamma_{ARV-trq}$  は LRSA-P の LC で弱い相関を示し, 更にトルクは

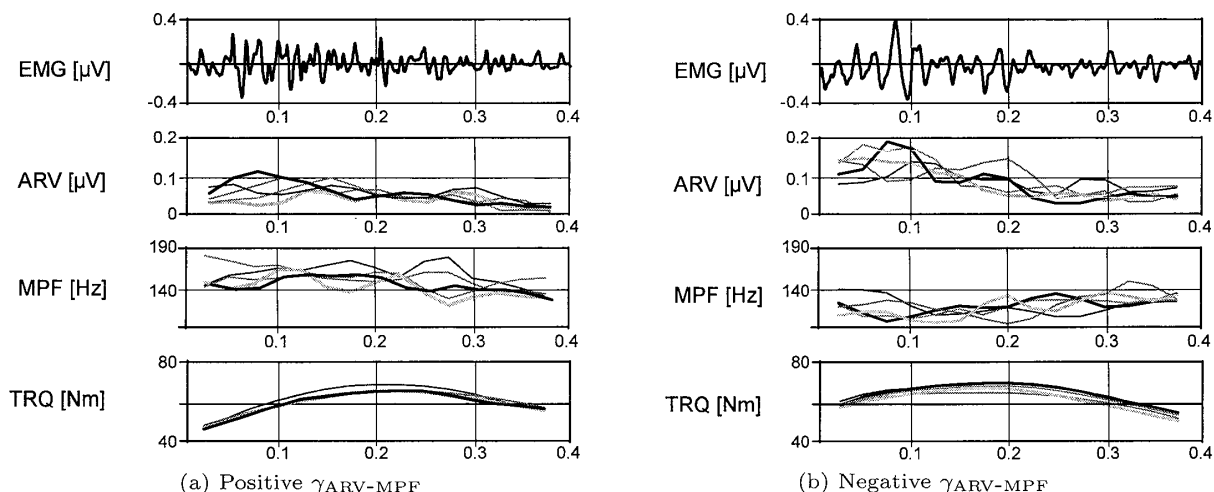


図 2 上段より、1 番目のペダルストロークにおける表面筋電図、登坂終了直前での連続する 5 ストロークごとの ARV と MPF の時系列、及びペダルトルク、表面筋電図とペダルトルクは 5 kHz サンプリングでの時系列。

Fig. 2 From top to bottom, surface EMG at 1st stroke, ARV, MPF and torque for consecutive five pedal strokes just before the hilltop.

表 1 トライアルごとの分類

Table 1 Number of trials for each group and trial.

assist on	1st trial	2nd trial	3rd trial	4th trial	5th trial	6th trial	total
HRSA-P	1	1	4	7	3	3	19
HRSA-N	9	10	2	5	7	2	35
LRSA-P	0	0	1	2	3	3	9
LRSA-N	0	1	5	4	4	3	17
subtotal	10	12	12	18	17	11	80

assist off	1st trial	2nd trial	3rd trial	4th trial	5th trial	6th trial	total
HRSA-P	1	0	1	0	0	0	2
HRSA-N	2	0	3	0	0	0	5
LRSA-P	2	4	2	1	0	0	9
LRSA-N	3	3	0	0	1	0	7
subtotal	8	7	6	1	1	0	23

表 2 登坂区間での各指標評価

Table 2 Evaluation of each group during climbing.

	HRSA_P	HRSA_N	LRSA_P	LRSA_N
speed [km/h]	18.3 ± 2.1	16.4 ± 2.4	16.2 ± 2.5	15.9 ± 2.2
torque [Nm]	31.0 ± 8.6	23.4 ± 7.1	29.2 ± 7.9	25.3 ± 6.1
$\gamma_{ARV-MPF,LC}$	0.11 ± 0.23	-0.39 ± 0.22	0.39 ± 0.22	-0.31 ± 0.25
$\gamma_{ARV-MPF,HC}$	0.19 ± 0.33	-0.47 ± 0.15	0.18 ± 0.11	-0.34 ± 0.21
$\gamma_{ARV-trq,LC}$	0.70 ± 0.22	0.66 ± 0.31	0.55 ± 0.24	0.79 ± 0.10
$\gamma_{ARV-trq,HC}$	0.66 ± 0.18	0.62 ± 0.33	0.66 ± 0.21	0.64 ± 0.22

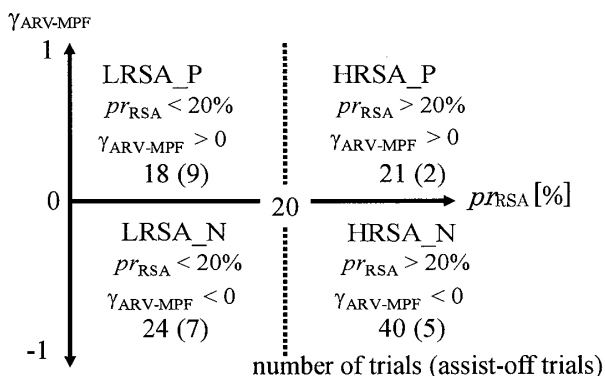


図 3 RSA と筋疲労によるグルーピング

Fig. 3 Definition of four groups by RSA and muscle fatigue.

HRSA-P より HRSA-N 及び LRSA-N で約 6 Nm の有意な減少が見られた。つまり筋疲労が見られない HRSA-P に比べ HRSA-N, LRSA-N は筋疲労によりペダルに加わる力が減少したことが分かる。また、スピードでも HRSA-P よりも HRSA-N 及び LRSA-N

で約 2 km/h の有意な減少が見られた。

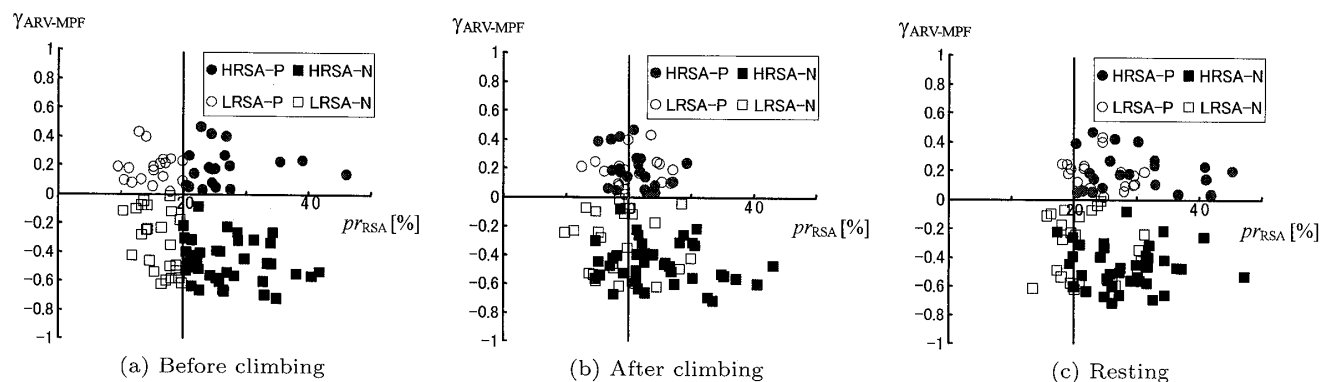
### 7.4 NASA-TLX のメンタルワークロード (MWL)

NASA-TLX の各項目、及び MWL をグループごとに求めた。MWL は数値が高いほど身体に余裕がない状態を表している。その結果、HRSA-P と HRSA-N に対して LRSA-P と LRSA-N で MWL は有意に増加した。ここで、LRSA-P は精神的欲求以外の項目で高い値を示し、LRSA-N は身体的欲求、努力、不満の 3 項目で特に高い値を示した。

## 8. 考 察

### 8.1 グループごとの効果の特徴

時間スケールを考慮し、どの場面でどのような生体情報を観察すれば運動機能の特徴をとらえられるかに注目した様々な評価を行った。その結果、登坂終了直前での  $\gamma_{ARV-MPF}$  と登坂前の  $pr_{RSA}$  の関係によるグループ分けを提案した。この際、筋疲労が起きていな

図4 登坂前後における  $pr_{RSA}$  の変化Fig. 4 Scatter graph of each  $pr_{RSA}$  and  $\gamma_{ARV-MPF}$  just before the hilltop during climbing.

い HRSA-P で、登坂終了後からの  $pr_{RSA}$  の変化が大きかった点に注目した (図4 参照)。

HRSA-P は RSA が活発で筋疲労を示さなかったグループであり、全体の約 2 割が含まれ、ほとんどがアシスト on である。このグループは登坂終了時に対して休息時に大幅に  $pr_{RSA}$  が増大したことから、アシストが心肺系に余裕をもたらし、登坂に対する回復がスムーズであったものと思われる。更に速度とトルクは最大値をとり、 $\gamma_{ARV-trq}$  も約 0.68 であった。これらのことからアシストをうまく使用し、効率の良い運動を行っていたのであろう。

HRSA-N は RSA が活発であるが、筋疲労を示したグループである。このグループは全体の約 4 割が含まれ、ほとんどがアシスト on である。HRSA-P と比較するとトルクは有意に減少した。つまり、このグループはもともとの筋力が弱いグループと考えられ、従来の 1:1 パワーアシストでは搭乗者の筋に十分なアシストを提供できなかったと思われる。

LRSA-P は登坂前の  $pr_{RSA}$  が低いが、筋疲労を示さなかったグループである。このグループは半数がアシスト off のトライアルであったにもかかわらず筋疲労状態を示していなかったことから、もともとの筋力が強いと考えられる。更に、 $pr_{RSA}$  が登坂終了後に大幅に増大したことから、登坂前から交感神経が優位に働き RSA を抑制したのではないかと [16]。

LRSA-N は RSA が不活発で筋疲労を示したグループである。休息時の  $pr_{RSA}$  も全体的に低い値を示したことから、他のグループより心肺系に余裕が見られない状態であらう。また、 $\gamma_{ARV-trq}$  を見ると効率の良いペダリングを行っているが筋疲労を示した。更に、速度も最低値を示したことから、もともとの筋力が弱い

と考えられる。つまり、LRSA-N は本来もっている運動機能が低いため、従来のアシストでは十分な補助がなされていなかったと思われる。

## 8.2 筋活動の評価

アシスト on/off にかかわらず登坂開始直後より登坂終了直前で、有意差はないものの MPF の低下が見られた。また、ストローク内では前半の MPF- $fh$  より後半の MPF- $lh$  が有意に低下した。ここで、後半の MPF が低下した 62 トライアル中、40 トライアルでは  $\gamma_{ARV-MPF} < 0$  であった。実際、ストローク前半 (ペダリングにより明らかに力を抜いていない場面) の特徴から、 $\gamma_{ARV-MPF} < 0$  では筋疲労により MPF が低下したと考えられる。なお 40 トライアル中、31 トライアルがアシスト on の状態であった。アシスト on の状態でも筋疲労を示したことになり、1:1 パワーアシストでは搭乗者に十分な量を提供できなかったのではないかと。一方、62 トライアル中  $\gamma_{ARV-MPF} > 0$  を示した 22 トライアルでは、アシストを効率良く利用し、ペダリングの前半に力を入れ、後半で力を抜いていたことをうかがわせる。

以上のことから、ペダリング運動時の筋活動評価では、MPF の単独の評価よりも、ストロークごとに推定した  $\gamma_{ARV-MPF}$  が有効であった。ただし、ペダリングには筋の使い方によってはストローク後半から拮抗筋を使うこぎ方もあるため [8], [13], 単にアシストを効率良く利用したとは判断できない。更に、複数の筋活動を対象とした実験を行う必要がある。

## 8.3 客観的評価と主観的評価の比較

MWL によると HRSA-P, HRSA-N に比べ LRSA-P, LRSA-N が強い疲労状態を示した。この関係は登坂前の  $pr_{RSA}$  による分け方と一致する。ここで、RSA

は自律神経系の指標としてストレスとの関係が報告されている [17]. つまり, 主観的評価は RSA とアシストの影響を強く受け, 筋活動の状態をほとんど含まないように思える. グループごとに客観的評価と主観的評価を比較してみると, HRSA-P は客観的評価で余裕がある状態であり, 主観的評価でも疲労を示していない. HRSA-N は  $\gamma_{ARV-MPF} < 0$  のグループだが, MWL では疲労を示さない. このグループは筋活動の状態を把握できていないため, オーバークに至る危険性がある. 一方, LRSA-P は精神的欲求以外の項目で高い値を示した. 客観的評価で筋疲労が起きていないことが予想されるが, 登坂開始直後での  $\gamma_{ARV-trq}$  が他のグループより低い値を示した.  $\gamma_{ARV-trq}$  が弱い相関であることは筋活動を効率良くトルクに変換できていないことになる. つまり, 自分の意思よりも自転車が進まず, それがストレスとなって RSA に影響を及ぼし, 登坂前の  $pr_{RSA}$  が低い値を示したのではないか. LRSA-N は身体的欲求, 努力, 不満の 3 項目で特に高い値を示し, 運動に対して余裕がないことを思わせる. 客観的評価でも余裕がない状態と判断されることから, 疲労状態と考えられる. よって, 評価を行う際に主観のみではオーバークの危険性があり得る. 逆に, 客観的指標のみでは精神的な疲労を判断できない. したがって, 両方の観点から評価する必要がある.

## 9. 生体情報によるアシスト制御の検討

トライアルを重ねるにつれて, MPF が移動するグループ (MPF-S) ととどまるグループ (MPF-R) が存在することが分かっている [18], このグループに対して, 図 4 と同じ座標軸でトライアルごとの推移を観察した (図 5). その結果, 同一被験者でもグループ間の移動が見られた. したがって, 同一被験者でもその日の体調や時間により生体情報が変化するため, 被験者ごとにアシスト制御を設定するのではなく, あくまでも搭乗する時点での運動機能の状態を反映できるアシスト制御を設計することが必要であろう.

登坂を含む自転車運動では, 登坂前後で自律神経系の調整機能への変化が予想される. ここでは, 自律神経系と心肺系の機能を反映する RSA が比較的推定しやすいこと, 更に, 休息と運動では自律神経系と同じ方向で変化することから, 個人差を抑えたパラメータとして  $pr_{RSA}$  を推定した. また, アシスト制御に生体情報を考慮するには, 自律神経系や心肺系と神経筋系

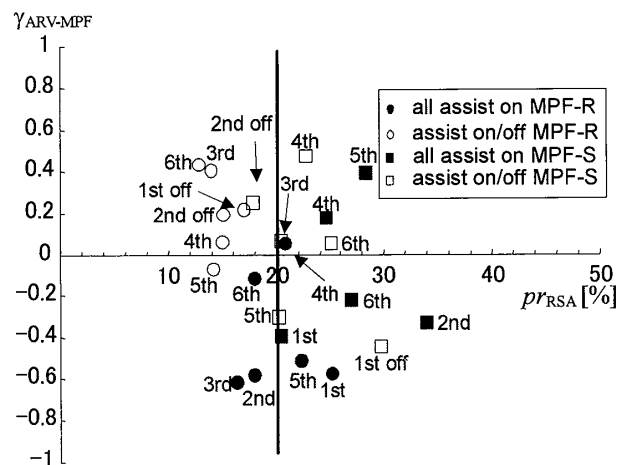


図 5 MPF-R/S でのトライアルの変化  
Fig. 5 Trial-by-trial shift in relation to the variation of muscle activity.

の時間スケールが異なることに注意しなければならない. よって,  $pr_{RSA}$  を使用してパワーアシストを制御する場合にはリアルタイムでの制御は難しく, 次の運動前の休息時にアシスト比を調整する程度での利用が望ましい. 一方, 神経筋系への対応では, 数ストロークごとの  $\gamma_{ARV-MPF}$  をアシスト比やアシストパターンでのリアルタイム制御に用いることができるだろう.

## 10. むすび

ハイブリッド自転車運動時の運動機能を時間スケールの違いに着目して様々な解析と評価を行った. その結果, 登坂前の呼吸性洞性不整脈のパワー比率 ( $pr_{RSA}$ ) と登坂終了直前での筋疲労評価指標 ( $\gamma_{ARV-MPF}$ ) とで四つのグループに分類し, 登坂による運動機能へのアシストの効果が評価できることを示した. すなわち, アシストは呼吸性洞性不整脈を活発にする働きが見られたが, 筋疲労を補うには十分な効果をもたらしていない場合が約 65%あった. 更に, 同一被験者でもトライアルにより状態が変化すること,  $pr_{RSA}$  と  $\gamma_{ARV-MPF}$  の振舞いは一致していないことから, アシスト制御ではそれぞれを独立して考える必要があることが明らかとなった.

ここで,  $pr_{RSA}$  は自律神経系と心肺系の機能を反映している. そこで, 今後はアシスト比を変更した場合の生体の状態変化を, 呼気ガス分析を含めた客観的指標や主観的指標で更に詳しく検討し, 生体情報と車両情報の関係を考慮した制御システムの提案を行う予定である.

謝辞 貴重なデータを最初に提供して頂き, 更に解

析の手掛りを提案して頂いた入島和代氏, 加藤慎也氏, そしてヤマハ発動機株式会社の守屋貴於氏, 水野康文氏に深く感謝致します。

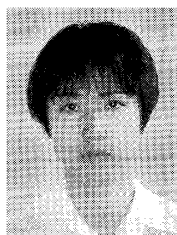
## 文 献

- [1] <http://www.yamaha-motor.jp/pas/>
- [2] S.G. Charlton and T.G. O'Brien, Handbook of human factors testing and evaluation, pp.109-110, Lawrence Erlbaum Association, 2002.
- [3] J.H. Mitchell, "Neural control of the circulation during exercise," Med. Sci. Sports. Exerc., vol.22, no.2, pp.141-154, 1990.
- [4] 早野順一郎, "ゆらぎと休息: 能動機能としての呼吸性洞性不整脈," 日本時間生物学学会誌, vol.7, no.1, pp.27-35, 2001.
- [5] 加藤慎也, 木竜 徹, 守屋貴於, 水野康文, "生体情報を用いたパワーアシスト付き自転車の設計," 第18回生体生理シンポジウム論文集, pp.133-134, 2003.
- [6] 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.
- [7] S. Karlsson, J. Yu, and M. Akay, "Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: A comparative study," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.47, no.2, pp.228-238, 2000.
- [8] "自転車 A to Z," Bicycle club, vol.40, pp.149-153, 榎出版社, 1999.
- [9] P. Bonato, G. Gagliati, and M. Knafitz, "Analysis of myoelectric signals recorded during dynamic contractions," IEEE Eng. Med. Biol. Mag., vol.15, no.6, pp.102-111, 1996.
- [10] 中村亨弥, 金子秀和, 木竜 徹, 鈴木慎也, 斉藤義明, "Karhunen-Loeve 展開を用いた筋活動状態評価法への Motor Unit 発火パターンの影響," 信学論 (D-II), vol.J85-D-II, no.3, pp.523-532, March 2002.
- [11] T. Kiryu, I. Sasaki, K. Shibai, and K. Tanaka, "Providing appropriate exercise levels for the elderly," IEEE Eng. Med. Biol. Mag., vol.20, no.6, pp.125-132, 2001.
- [12] 村田厚生, 人間工学概論, pp.54-57, 泉文堂, 1992.
- [13] 前田 寛, 石橋健司, 岡内優明, 自転車と健康, pp.112-126, 東京電機大学出版局, 1999.
- [14] 三宅晋司, 神代雅晴, メンタルワークロードの主観的評価法, pp.399-408, 日本人間工学会, 1993.
- [15] 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.
- [16] 勝田 茂, 和田正信, 松永 智, 入門運動生理学, pp.45-46, 杏林書院, 1997.
- [17] J.H. Houtveen, S. Rietveld, and E.J.C. de Geus, "Contribution of tonic vagal modulation of heart rate, central respiratory drive, respiratory depth, and respiratory frequency to respiratory sinus arrhythmia during mental stress and physical exercise," Psy-

chophysiology, vol.39, no.4, pp.427-436, 2002.

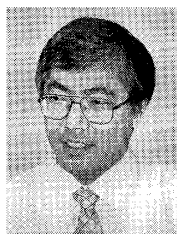
- [18] 山形 潤, 木竜 徹, "筋疲労評価指標を用いたハイブリッド自転車制御システムの検討," 第44回日本生体医工学会大会論文集, p.577, 2005.

(平成18年3月24日受付, 7月31日再受付)



山形 潤

平16新潟大・工・福祉人間卒. 平18同大大学院修士課程(人間支援科学)了. 在学中, 呼吸性洞性不整脈と筋活動からみたハイブリッド自転車の効果についての研究に従事.



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.

従事.