

## 論 文

## アシスト付自転車でのマルチ時間スケールのサイクリング運動評価

坂口 正和<sup>†</sup>      本多 直孝<sup>†</sup>      木竜 徹<sup>†a)</sup>

Evaluation of Cycling Exercise with Multi-Timescales at Power-Assisted Bicycles

Masakazu SAKAGUCHI<sup>†</sup>, Naotaka HONDA<sup>†</sup>, and Tohru KIRYU<sup>†a)</sup>

あらまし 現在のアシスト付自転車は踏力のみでアシストを判断しており、サイクリング運動によって起こるマルチ時間スケールな運動生理学的変化をほとんど反映していない。ここでは、アシスト比を変化させ、距離の異なる二つのコースで63名のデータを計測し、フィールドでのサイクリング運動による変化に合わせた自律神経活動と筋活動の評価のタイミング及び時間スケールを明らかにした。その結果、アシスト比の増加は自律神経機能を有意に増加させ、筋疲労とされる筋活動パターンの減少が見られた。また、筋疲労の有無とは関係なくアシストによって登坂時での安定したケイダンスを維持することが分かった。しかし、基礎体力が低ければアシストは効果的ではなかった。

キーワード アシスト付自転車, マルチ時間スケール, 筋活動, 自律神経活動

## 1. ま え が き

近年、健康増進への関心が高まっており、アシスト付自転車の新たな可能性に注目が集まっている。この場合、高齢者を含めた幅広い年齢層も対象となり、その日の体調や時間による変化を考慮する必要がでてきている。ここで、自転車運動は、搭乗者がもつ筋力、有酸素能力といった基礎体力のみで決まるのではなく、ペダルリングスキル [1]、モチベーションの三つが関係している。「基礎体力」は最大酸素摂取量や最大発揮筋力、「スキル」はペダルの漕ぎ方、そして「モチベーション」は運動に対する意欲で評価できる [2], [3]。そこで、これからのアシスト付自転車の開発では、アシストによる搭乗者の運動生理学的な変化をオンサイトでとらえ、適度なアシスト効果を提供することが一つの目標となる。

ここでは、その準備段階としてアシスト付自転車のアシスト比を変更させ、距離の異なる二つのコースでの実験によって、複数の時間スケールからなる自律神経活動と筋活動の変化を、いつ、どこで評価すべきかを明らかにする。

## 2. 実 験

## 2.1 フィールド実験

新潟大学工学部棟周りの840mの周回コース(図1(a)。以下、基礎コース)で、タイヤ径が前輪26インチ、後輪20インチのオフロードタイプで試作したアシスト付自転車を用いて実験を行った。解析を行う際に、大まかなこう配の変化からコースを登坂及び登坂前後の三つの区間に分けた。登坂区間の距離は約230mであり、登坂開始を $lc$  (low corner)、登坂終了直前を $hc$  (high corner) とした。1人につき1周約4分の走行を、最短でも5分間の休憩をはさみ、計5トライアル走行してもらった。この際、トライアルごとにアシスト比を1:0.5, 1:0.5, 1:1, 1:1.5, 1:2の順で変えた。アシスト比は、(搭乗者の加えた踏力):(モーターからのアシスト)の比である。

リゾート施設内での2100mの周回コース(図1(b)。以下、一般コース)では、前後輪のタイヤ径が26インチの市販アシスト付自転車(PASリチウムLPZ26LL, ヤマハ発動機社製) [4]を用いた。基礎コースと同様に三つの区間に分け、 $lc$ ,  $hc$ を定義した。登坂区間は約400mであった。1人につき1周約8分の走行を、最短でも20分間の休憩をはさんで、計4トライアル走行してもらった。アシスト比は1:1の「強モード」と、1:1未満の「入モード」があり、トライアルご

<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@eng.niigata-u.ac.jp

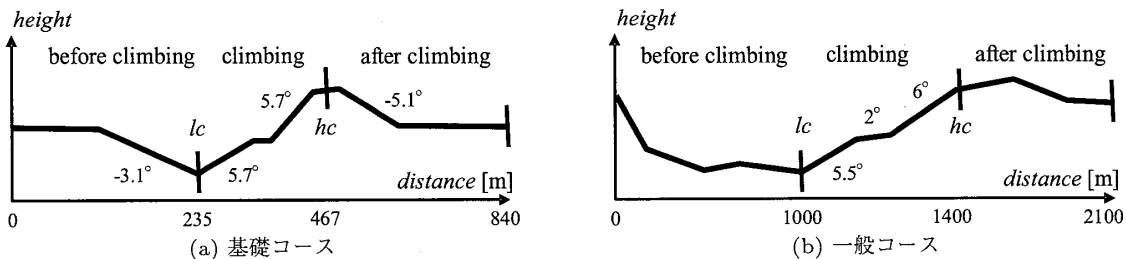


図1 コースと区間の分け方

Fig. 1 Overview of circuit path (side view): (a) the short-circuit course around buildings and (b) the long-circuit course in the resort field.

とに強, 入, 強, 入モードの順で変えた. ただし, 両コースとも, 習熟効果の影響を排除するため, 最初のトライアルは試験走行とし, 解析には使用しなかった. また, 走行時はペダル回転数が 60 rpm になるようにピッチ音で指示した. 被験者には事前にビデオと口頭で実験の手順を説明した. また, 実験に伴うリスクや, いかなるときでも被験者の意思により実験を途中で中止できることを書面と口頭で伝えた上で, 承諾を得てから同意書にサインをしてもらった.

## 2.2 基礎体力測定

被験者の基礎体力を探るため, 有酸素性能力測定と等速性筋力測定を行った. 有酸素性能力測定は, 自転車エルゴメータ (ERGOMETER 232C<sub>XL</sub>, COMBI社製) を用いて漸増負荷試験 (若者: 20 watt/min, 中高年齢者: 15 watt/min) を行い, 有酸素性能力の指標である最大酸素摂取量を測定した. また, 一定の速度で運動するように制御された等速性筋力測定装置 (SYSTEM3, BIODEX 社製) により, 最大発揮筋力を測定した. 等速性筋力測定の測定部位は左右の膝関節と股関節の計 4 箇所とし, 関節の動きは伸展と屈曲, 動作速度は 60 deg/s を 3 往復, 180 deg/s を 5 往復とした.

## 2.3 計測

サイクリング運動の評価として心電図と表面筋電図を計測した. 心電図は直径 3 cm 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で計測し, 表面筋電図は 2-bar アクティブアレイ電極 (DE-2.3, DELSYS 社製) を右外側広筋の皮膚表面に貼付して計測した. これらの電極を小型の計測ユニット (MyoMonitor-II, DELSYS 社製) へ接続し, ウエアラブルタイプでの生体信号計測を行った. 生体信号アンプの帯域幅は心電図が 0.5~30 Hz, 表面筋電図が 20~450 Hz, 増幅率はともに 60 dB であった. 車両情報としてペダル付近に搭載されたトルクセンサからペダルトルクを計測した. そこから, 各ストロークのペダルトルクピーク

点を求め, ピーク点の時間間隔を推定することでケイダンスを算出した. ここで, 各信号のサンプリング周波数は 2048 Hz, 量子化ビットは 12 bit である.

また, メンタルワークロードの主観的評価として NASA-TLX (National Aeronautics and Space Administration Task Load Index) を計測した. NASA-TLX には六つの項目があり, 各項目に対して, 1~9 の値を指差すことで主観的評価を得た. その後, 9 段階の評価値と重み係数の積の平均値 (WWL: Weighted workload) を総合的な評価値として算出した [5]. なお, メンタルワークロードが大きいほど WWL の値は大きくなる.

## 3. 解析

### 3.1 マルチ時間スケールによる評価

サイクリング運動による変化を正確に評価するためには, 自律神経活動と筋活動, それぞれに適した時間スケールを適用する必要がある [6]. 自律神経活動が数 10 秒で変化するのに対して, 筋活動は数 10 ミリ秒 [7] と時間スケールに差がある. ここでは, 自律神経活動を登坂前後の区間ごと (基礎コースは約 50 秒と約 70 秒, 一般コースは約 150 秒と約 120 秒) に, 筋活動を登坂中のストロークごと (約 1 秒) に解析した.

### 3.2 区間ごとの自律神経機能

心拍変動から呼吸性洞性不整脈 (RSA: Respiratory Sinus Arrhythmia) [8] 関連の指標を算出し, 区間ごとに求めた平均値 ( $pr_{RSA}$ ) で自律神経活動の影響を評価した. 具体的な手順として, 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. 次に, 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

パワー成分を副交感神経活動の働きを反映するとされる RSA 成分として推定した。更に、個人差を抑えるため、リサンプリング時刻における RSA パワー比率を求め、コース区間の登坂前と登坂後に加えて、登坂後の休息時  $pr_{RSA}$  を自律神経活動の評価値とした [6]。

### 3.3 ペダルストロークごとの筋活動

活発な筋活動を行っている登坂中（基礎コース：約 80 ストローク、一般コース：約 180 ストローク）の表面筋電図から筋活動を解析した。主動筋となる外側広筋は、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 [1]。ペダルが最上点のときをクランク角 0 deg とすると、外側広筋の動作範囲はクランク角 10~132 deg と広く、ストロークの前後半部分では筋活動が異なる [9]。実際、ストローク後半では、力が抜けたことによる表面筋電図の周波数成分の低下が見られた。ここで、表面筋電図の周波数成分は筋疲労時に低域化 [10] するが、力を抜いた場合にも同様の現象が起こる [11]。そこで、ストローク前半（200 ミリ秒）を対象に、ブロック処理（解析区間長 100 ミリ秒、シフト長 10 ミリ秒）し、表面筋電図の振幅情報である整流化平均値（ARV：Averaged Rectified Value）を求めた。同様に、周波数情報である平均パワー周波数（MPF：Mean Power Frequency）を帯域幅 5~300 Hz として短時間フーリエ変換することで算出した。その上で、ストロークごとに ARV と MPF の時系列（11 サンプル）を求め、これらの相関係数  $\gamma_{ARV-MPF}$  をペダルストロークごとに求めた [12]。更に、筋疲労の時間スケールが数秒であることから、10 ストロークごとの  $\gamma_{ARV-MPF}$  の平均値を筋疲労の評価値とした。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ことが分かっている [13]。

## 4. 結果

被験者は成年男性 50 名（21.4 ± 1.4 歳）、中老年男性 7 名（59.7 ± 6.4 歳）、中年女性 6 名（49.2 ± 8.4 歳）の計 63 名であり、「基礎コース」では成年男性 50 名、「一般コース」及び基礎体力測定では成年男性から 10 名（22.1 ± 0.7 歳）と、中老年男性 7 名、中年女性 6 名の計 23 名の計測データを用いた。ここでは、最大酸素摂取量と最大発揮筋力から「基礎体力」、筋活動パターンから「スキル」を含む筋疲労、WWL から「モチベーション」、そしてケイダンスから「パフォーマンス」を評価した。なお、多変量解析等の統計解析には JMP 6 を使用し、平均値の有意差検定には  $t$  検定を

用いた。また、有意水準 5% で無相関の検定を行った。

### 4.1 基礎体力とフィールド実験結果の関係

基礎体力測定で計測したすべての筋力データを主成分分析し、筋力に関するパラメータの選択をした。その結果、第一主成分に最も関与していた右股関節屈曲で動作速度 60 deg/s での最大発揮筋力（以下、 $TRQ_{max}$ ）を筋力の指標とした。なお、第一主成分の寄与率は 84% で、部位や動作による筋力の差は小さかった。また、有酸素性能力の指標である最大酸素摂取量（以下、 $VO_{2max}$ ）と  $TRQ_{max}$  との相関係数は 0.84 で有意であった。

次に、一般コースでのフィールド実験結果から、3 周目（入モード）での登坂後とその後の休息時  $pr_{RSA}$ 、 $lc$  と  $hc$  での  $\gamma_{ARV-MPF}$ （10 ストロークの平均値）、WWL を対象に、基礎体力に関する  $VO_{2max}$  と  $TRQ_{max}$  との関係を探った。その結果、相関係数は  $VO_{2max}$  と登坂後の休息時  $pr_{RSA}$  で 0.52、 $VO_{2max}$  及び  $TRQ_{max}$  と WWL ではそれぞれ -0.57 で有意であった。一方、 $TRQ_{max}$  と  $hc$  での  $\gamma_{ARV-MPF}$  では 0.35、 $VO_{2max}$  と登坂後の  $pr_{RSA}$ 、 $TRQ_{max}$  と  $lc$  での  $\gamma_{ARV-MPF}$  ではそれぞれ 0.09 と 0.21 程度しか相関がなく、有意ではなかった。なお、フィールド実験結果では、登坂後の  $pr_{RSA}$  と  $lc$  での  $\gamma_{ARV-MPF}$  の相関係数は 0.42 であったが、有意ではなかった。

### 4.2 トライアルごとの評価

パワーアシストの効果を探るため、トライアルごとに登坂後の  $pr_{RSA}$  と  $hc$  での  $\gamma_{ARV-MPF}$  を比較した（表 1）。登坂後では、両コースともアシスト比が増すにつれ  $pr_{RSA}$  が増加した。なお、有意水準で見ると、基礎コースでのアシスト比 1:1.5 と 1:2 との間で  $p < 0.05$ 、他のアシスト比との間で  $p < 0.01$ 、一般コースでの 1 周目（入モード）と 2 周目（強モード）の間で  $p < 0.05$ 、2 周目（強モード）と 3 周目（入モード）の間で  $p < 0.01$  であった。次に、 $hc$  での  $\gamma_{ARV-MPF}$  を比較したところ、両コースともアシスト比に対する有意な変化は認められなかった。すなわち、基礎コースではアシスト比が増すにつれ  $\gamma_{ARV-MPF}$  が負の値から 0 へ近づいた。しかし、一般コースでは、筋疲労が抑えられると期待される強モードの際に、 $hc$  での  $\gamma_{ARV-MPF}$  が -1 に近づき、入モードの際より筋疲労が進んだような特徴を示した。

### 4.3 登坂中の筋活動パターン

基礎体力測定を実施した成年男性 10 名の基礎コースと一般コース、及び中老年男性 7 名と中年女性 6 名

表 1 登坂におけるアシスト比ごとの  $pr_{RSA}$  と  $\gamma_{ARV-MPF}$   
Table 1  $pr_{RSA}$  before and after climbing and  $\gamma_{ARV-MPF}$  at  $lc$  and  $hc$  under different assist ratios.

		short-circuit course N=50				long-circuit course N=23		
		1:0.5(1st)	1:1(2nd)	1:1.5(3rd)	1:2(4th)	standard(1st)	powerful(2nd)	standard(3rd)
$pr_{RSA}$ [%]	before climbing	24.1±7.58	24.3±6.31	26.1±7.26	27.3±7.04	25.4±7.36	25.6±8.32	25.7±8.26
	after climbing	21.1±8.01	23.4±7.19	26.0±8.19	27.3±8.69	21.9±7.61	24.1±8.22	20.7±6.78
$\gamma_{ARV-MPF}$	$lc$	-0.15±0.2	-0.14±0.2	-0.14±0.2	-0.12±0.2	-0.14±0.3	-0.19±0.3	-0.23±0.3
	$hc$	-0.16±0.3	-0.13±0.2	-0.10±0.2	-0.05±0.2	-0.12±0.3	-0.23±0.2	-0.18±0.3

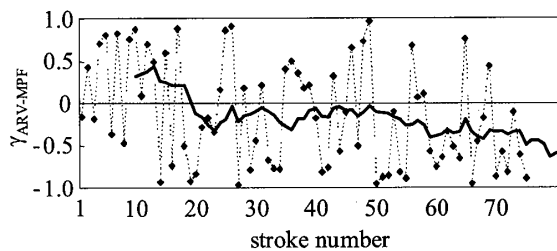


図 2 ストロークごとの  $\gamma_{ARV-MPF}$  と 10 ストロークごとの  $\gamma_{ARV-MPF}$  の移動平均

Fig. 2 Time-series of  $\gamma_{ARV-MPF}$  and its moving average in every 10-strokes.

での一般コースを対象に、登坂中の  $\gamma_{ARV-MPF}$  をストロークごとに解析した。この場合、ストロークごとのペダルの漕ぎ方は一定でなく、また MPF の推定精度が粗いことから、 $\gamma_{ARV-MPF}$  が大きく振れることが分かる (図 2)。そこで、10 ストロークを一つのセグメントとして  $\gamma_{ARV-MPF}$  の平均値を求め、平均値の符号のシーケンスで登坂時の筋活動を以下の五つのパターンに分けた。すなわち、登坂中での符号がすべて負のシーケンスとなり、筋疲労が想定される FC (Fatiguing Contractions), 正から負となり筋疲労が次第に進む GF (Gradually Fatiguing Contractions), 負から正となる筋活動の交代が見られる AC (Alternative Contractions), 正のまま筋疲労が見られない nFC (non-Fatiguing Contractions), そして、符号が繰り返し変化する不安定な筋活動が見られる uSC (un-Stable Contractions) とした。アシスト比ごとの筋活動パターンの構成比を図 3 に示す。一般コースでは、入モード、強モードともにパターンの構成比は大きく変わらなかった。基礎コースでは、アシスト比が増すにつれて、4 トライアルあった FC の割合が 2 トライアルに減少した。

次に、筋活動パターンごとに対象とした被験者 23 名の一般コースでの各指標の平均値を比較した (表 2)。一般コースにおける FC (36/69 トライアル) のうち、WWL の中央値 (5.55) より高い被験者は

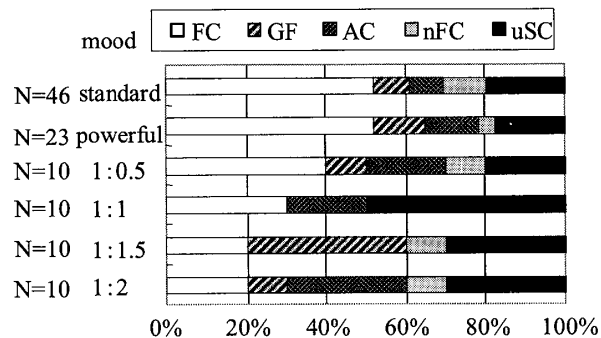


図 3 アシスト比ごとの筋活動パターンの構成比

Fig. 3 Percentages of five muscle contraction patterns at different power-assist ratios.

56% (20 トライアル) であった。また、 $VO_{2max}$  の中央値 (35.92 ml/(min·kg)) で  $VO_{2max}$  の高い群 (HVO<sub>2</sub>: Higher  $VO_{2max}$ ) と低い群 (LVO<sub>2</sub>: Lower  $VO_{2max}$ ) に分けたところ、LVO<sub>2</sub> 群の被験者が 69% (25 トライアル) であった。なお、FC に比べ nFC、及び uSC で  $VO_{2max}$  が有意に高く ( $p < 0.05$ ),  $TRQ_{max}$  は nFC ( $p < 0.05$ ) で有意に高かった。更に、WWL は FC に比べて nFC ( $p < 0.05$ ) と AC ( $p < 0.05$ ) で有意に低かった。

以上のことから、筋疲労が想定される FC では LVO<sub>2</sub> 群の被験者が多く、 $TRQ_{max}$  も低く、その多くのトライアルで強いストレスを感じていた。

#### 4.4 ケイダンスから見たパフォーマンス

パワーアシスト、基礎体力、及びスキルを含む筋疲労の観点から登坂時のケイダンス変化に現れるパフォーマンスに注目した。ここでは、走行中のケイダンスを 60 rpm に合わせるように指示していたことから、ケイダンスの乱れをパフォーマンスの低下とした。

パワーアシストとパフォーマンスの関係を見るために、アシスト比ごとのケイダンスの平均値を比較した。その結果、1 周目の入モードでは  $56.4 \pm 6.1$  rpm, 2 周目の強モード時は  $59.0 \pm 4.6$  rpm, 3 周目の入モードでは  $56.0 \pm 6.9$  rpm であった。ここで、1 周目と 2 周

表 2 筋活動パターンごとの評価指標

Table 2 Evaluation indices in each muscle contraction pattern in the long-circuit course.

group name	number of trial	WWL	Physical fitness test		$pr_{RSA}$ [%]		$\gamma_{ARV-MPF}$		cadence [rpm]
			$VO_{2max}$ [ml/(min·kg)]	TRQ max [Nm/kg]	after climbing	rest	$lc$	$hc$	
FC	36	5.83±0.84	33.4±5.8	1.85±0.46	19.3±6.1	24.8±4.1	-0.34±0.14	-0.31±0.16	56.0±6.9
GF	7	6.11±1.22	39.7±14.0	2.18±0.39	26.4±5.7	31.6±5.8	0.24±0.20	-0.26±0.28	58.6±2.4
AC	7	4.86±0.96	40.9±11.4	2.15±0.35	26.6±12.7	27.7±4.6	-0.27±0.13	0.15±0.34	57.8±3.0
nFC	6	4.87±0.94	44.3±7.9	2.53±0.40	26.3±8.1	34.8±6.9	0.09±0.24	0.31±0.17	59.3±4.2
uSC	13	5.40±0.62	40.7±10.8	2.02±0.57	23.8±6.2	31.4±8.7	-0.07±0.22	-0.14±0.14	58.1±6.3

表 3  $VO_{2max}$  の違いによるケイダンスTable 3 Cadence of  $HVO_2$  and  $LVO_2$  during climbing.

cadence [rpm]	$HVO_2$ N=11				$LVO_2$ N=12			
	total	1st	2nd	3rd	total	1st	2nd	3rd
		60.3±1.6	60.1±1.4	60.5±1.8	60.3±1.8	54.2±7.0	53.0±6.7	57.5±5.9

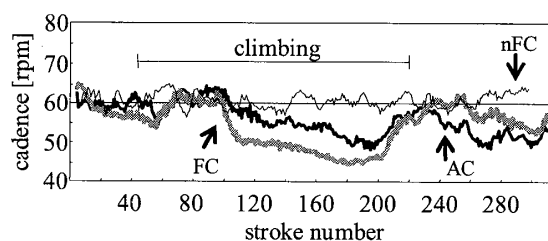


図 4 FC, AC, nFC でのケイダンスの例

Fig. 4 Typical behaviors of cadences in FC, AC, and nFC during climbing in the long-circuit course.

目, 2 周目と 3 周目の間にはそれぞれ有意差があり ( $p < 0.01$ ), アシスト比が高いほど 60 rpm を維持できていた。

基礎体力とパフォーマンスの関係を探るため,  $HVO_2$  群と  $LVO_2$  群間のケイダンスの平均値を比較した (表 3)。その結果,  $HVO_2$  群は  $60.3 \pm 1.6$  rpm なのに対し,  $LVO_2$  群は  $54.2 \pm 7.0$  rpm と有意に低かった ( $p < 0.01$ )。また,  $VO_{2max}$  が低いほど 60 rpm を下回る傾向は, 強モードよりも, 入モードで顕著であった。

スキルを含む筋疲労とケイダンスの関係を見るため, 筋活動パターンごとにケイダンスの平均値を比較した (表 2)。nFC は  $59.3 \pm 4.2$  rpm と最も 60 rpm に近く, FC では  $56.0 \pm 6.9$  rpm と最も低い値だった。その結果, nFC では登坂中ケイダンスをほぼ 60 rpm に維持しているのに対し, FC では傾斜がきつい登坂中間付近でケイダンスが 50 rpm 程度まで低下した (図 4)。

## 5. 考 察

### 5.1 基礎体力から見たサイクリング運動

$VO_{2max}$  と登坂後の  $pr_{RSA}$  との相関はほとんどなく, 有酸素性能力から登坂後の  $pr_{RSA}$  を推定することはできなかった。しかし,  $VO_{2max}$  と登坂後の休息時  $pr_{RSA}$  との間には 0.52 の有意な相関 ( $p < 0.05$ ) があり, 休息時の  $pr_{RSA}$  は推定できそうである。

TRQ<sub>max</sub> と  $lc$ ,  $hc$  での  $\gamma_{ARV-MPF}$  にはそれぞれ, 0.21, 0.35 の相関しかなく, また有意ではなかった。筋疲労はペダリングスキルと関係するので, TRQ<sub>max</sub> と  $lc$ ,  $hc$  での  $\gamma_{ARV-MPF}$  のみから登坂中の筋疲労を推定するのは難しいと考えている。

また,  $VO_{2max}$  及び TRQ<sub>max</sub> と WWL は  $-0.57$  の有意な相関 ( $p < 0.05$ ) があり, 基礎体力が高い人ほど身体に余裕があると感じていた。これは, 容易に理解できる結果であるが, その場でのサイクリング運動による変化よりも基礎体力が主観的評価に関与していたことになる。実際, 登坂後の  $pr_{RSA}$  及び  $hc$  での  $\gamma_{ARV-MPF}$  と WWL とはほとんど相関は見られなかった。これは, 比較的短時間の走行実験によるためかもしれない。

### 5.2 トライアルごとに見たパワーアシストの効果

登坂前後の  $pr_{RSA}$  と  $lc$  及び  $hc$  における 10 ストロークの  $\gamma_{ARV-MPF}$  の平均値からアシストによる効果を調べた (表 1)。両コースにおいて幅広い年齢層を対象としても, アシスト比の増加に伴い登坂後の  $pr_{RSA}$  が増加していたことから, パワーアシストは登坂後の

自律神経活動に有利に働くといえる。この結果は、これまでの報告 [6] を支持するものであった。また、登坂後の休息時  $pr_{RSA}$  と  $VO_{2max}$  の相関係数が 0.52 であったことから、アシスト比の増加に伴う  $pr_{RSA}$  の増加は、基礎体力の  $VO_{2max}$  が増加したような効果を搭乗者にもたらす可能性があった。しかし、中年女性のうち 2 名の被験者は、アシスト比に関係なく、トライアル数が増すにつれ  $pr_{RSA}$  が減少した。これは、2 名の  $VO_{2max}$  が 22.7 と 30.1 ml/(min·kg) で低いことが原因で、強モードのパワーアシストでもアシスト量が不十分だったと考えられる。このように、自律神経活動への効果を推定するには、登坂後の数分間の振舞いを見るのが好ましいと考える。実際には、登坂等の強い負荷が加わった後の数分間で、自律神経活動への効果を推定することになる。なお、両コースとも各トライアル走行前 1 分間の平均心拍数に有意差がなかったことから、 $pr_{RSA}$  への順序効果は抑えられたと考える。

一方、両コースとも  $hc$  での  $\gamma_{ARV-MPF}$  だけではアシスト比による変化は認められず、パワーアシストにより筋疲労を抑える効果は確認できなかった。これは、登坂開始直後と登坂終了直前の 10 秒程度のスナップショットの評価では、筋活動を正確にとらえられないことを示す。しかも、一般コースでは、予想に反して強モード時の方が、入モード時よりも  $\gamma_{ARV-MPF}$  が -1 に近かった。ここで、 $lc$  での  $\gamma_{ARV-MPF}$  に注目すると、強モード (2 周目) では、 $lc$  よりも  $hc$  の方が -1 に近く、筋疲労が進む際の特徴が見られたが、入モード (1, 3 周目) では逆だった。しかし、約 500 m の登坂終了直前に筋疲労が回復するとは考えにくいいため、登坂中の筋活動パターンに何らかの変化が起こったと考えるのが妥当であろう。そこで、スナップショット的评价に代えて、10 ストロークごとの  $\gamma_{ARV-MPF}$  の平均値を求め、平均値の符号のシーケンスから登坂中の筋活動パターンを調べる方法を用いた。

### 5.3 登坂でのパワーアシストの効果

筋活動パターンごとのケイダンス (表 2) から、FC が最も目標のパフォーマンス (60 rpm) に遠いことが分かった。ここで、ケイダンスが  $60 \pm 1.0$  rpm 以内を高いパフォーマンス、それ以外を低いパフォーマンスとすると、一般コースにおける FC の 36 トライアル中、高いパフォーマンスを発揮していたトライアルが 9 トライアルあった。この 9 トライアルでの被験者の基礎体力は  $VO_{2max}$  :

$47.50 \pm 8.8$  ml/(min·kg),  $TRQ_{max}$ :  $2.38 \pm 0.4$  N·m/kg であり、中央値 (35.92 ml/(min·kg), 1.95 N·m/kg) より高かった。ここで、 $HVO_2$  群の被験者 MO (53.13 ml/(min·kg), 3.04 N·m/kg) と、 $LVO_2$  群の被験者 KN (30.12 ml/(min·kg), 1.72 N·m/kg) の 2 名を比較した (図 5)。その結果、 $HVO_2$  群の被験者 MO は目標のケイダンスをほぼ達成しており、筋活動パターンが FC であっても、高いパフォーマンスを発揮した。つまり、筋疲労により大部分の被験者にパフォーマンスの低下が見られたものの、基礎体力が比較的高い被験者で筋疲労であってもパフォーマンスが低下しない例があった。

また、一般コース (23 名) の入モード (1 周目) と強モード (2 周目) のケイダンスを比較したところ、入モードでは 8/23 トライアルが高いパフォーマンスだったが、強モードでは 12/23 トライアルが高いパフォーマンスであり、4 名が高いパフォーマンスへと改善された。図 6 は、一般コースにおいて入モード、強モードともに FC に分類された被験者 KN である。この例のように、アシスト比の増加 (強モード) で、パフォーマンスが改善する例があった。

以上の結果、登坂中での筋疲労を探るには、登坂中での約 10 秒ごとのシーケンスからなる筋活動パターンの評価が適切と思われる。また、一般コースでのパワーアシスト効果の逆転を説明するには、主動筋を検討する必要がある。つまり、筋疲労の蓄積により、登

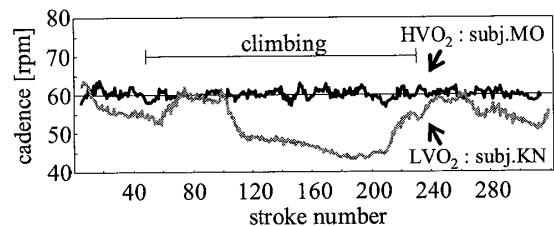


図 5 FC での  $VO_{2max}$  の異なる被験者のケイダンスの例  
Fig. 5 Typical behaviors of cadences in FC during climbing in the long-circuit course.

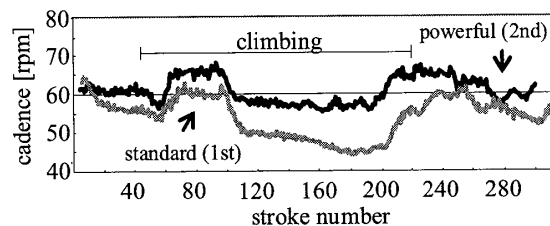


図 6 FC の被験者のアシスト別のケイダンスの例  
Fig. 6 Effect of power-assist on cadences in FC during climbing in the long-circuit course.

坂の途中で負荷のかかる部位を分散させるため、被験者が漕ぎ方を変えることが予想される。このように、主動筋の交代 [14], [15] が起こっていたならば、外側広筋だけでは、筋疲労を把握できていなかった可能性がある。これへの対策は、ペダリングスキルと筋活動の計測に関する今後の課題である。また、筋疲労に関して、本実験プロトコルで順序効果はないと思われるが、更に検証する必要がある。

## 6. むすび

アシスト付自転車での新たなアシスト制御を目指し、基礎体力とフィールド実験での計測データを比較することで、フィールドでのサイクリング運動による変化に合わせた評価のタイミング及び時間スケールを明らかにした。その結果、自律神経活動は登坂後から休憩までの数分間の変化を考慮すればよかった（基礎コースと一般コース、63名）。一方、筋活動は登坂中の約10秒ごとのシーケンスの変化を調べることが適当（一般コース、23名）と思われるが、パワーアシストの効果を更に評価するには、登坂中でのペダリングスキルを解析する必要がある。

謝辞 本研究を進めるにあたり御協力頂いた方々、実験に参加して頂いた被験者の方々に深く感謝致します。

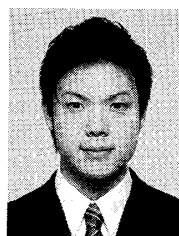
## 文 献

- [1] 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.
- [2] A.W. Meyers, J.P. Whelan, and S.M. Murphy, "Cognitive behavioral strategies in athletic performance enhancement," *Prog. Behav. Modif.*, vol.30, pp.137-164, 1996.
- [3] M. Knafitz and F. Molinari, "Assessment of muscle fatigue during biking," *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.*, vol.11, no.1, pp.17-23, 2003.
- [4] <http://www.yamaha-motor.jp/pas/>
- [5] 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—NASA-TLX と SWAT の紹介および簡便法の提案," *人間工学*, vol.29, no.6, pp.399-408, 1993.
- [6] 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.
- [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, Feb. 2000.
- [8] 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," *日本時間生物学会会誌*, vol.7, no.1, pp.27-35, 2001.
- [9] "自転車 A to Z," *Bicycle club*, vol.40, pp.149-153, 樫

出版社, 1999.

- [10] P. Bonato, G. Gagliati, and M. Knafitz, "Analysis of myoelectric signals recorded during dynamic contraction," *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol.15, no.6, pp.102-111, 1996.
- [11] 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)*, vol.J85-D-II, no.3, pp.523-532, March 2002.
- [12] T. Kiryu and J. Yamagata, "Relationship between muscle activity and autonomic regulation during cycling with a torque-assisted bicycle," *Proc. 28th Annu. Int. Conf. of the IEEE/EMBS*, pp.2702-2705, New York, NY, 2006.
- [13] 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.
- [14] 大畑光司, 市橋則明, "大腿四頭筋の筋疲労による筋活動比の変化について," *京都大学医学部保健学科紀要: 健康科学*, vol.2, pp.15-19, 2005.
- [15] M. Kouzaki and M. Shinohara, "The frequency of alternate muscle activity is associated with the attenuation in muscle fatigue," *J. Appl. Phys.*, vol.101, no.3, pp.715-720, 2006.

(平成 20 年 5 月 13 日受付, 9 月 18 日再受付)



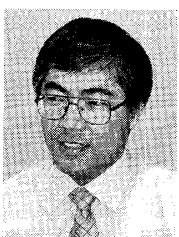
坂口 正和

平 18 新潟大・工・福祉人間卒。平 20 同大大学院修士課程（人間支援科学）了。在学中、アシスト比可変自転車における運動評価に関する研究に従事。



本多 直孝

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、アシスト比可変自転車におけるストロークごとの筋疲労評価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。