

主観性と筋群活動パターンの複合評価に基づく  
 競技自転車のサドル高さ決定システムの開発  
 A Saddle Height Determination System for a Bicycle Road Racer  
 based on Multiple Evaluation for both Subjectivity and Muscular Activity Patterns

徳安達士†, 松本慎平††, 平木場浩二‡, 章忠‡‡  
 Tatsushi Tokuyasu, Shimpei Matsumoto, Koji Hirakoba and Zhong Zhang

## 1. はじめに

自転車競技, 特にロードレースでは, ハンドルやサドルなどの機材設定は選手の競技パフォーマンスに多大な影響を及ぼす. 自転車ロードレーサーのフレームとその他の構成機材をFig. 1に示す. 筋肉の活動水準や関節可動域を制限する自由度としてサドル高さ (Fig. 1中の $q_1$ ) があり, これは自転車の乗車姿勢を決定付ける構成機材のひとつである. ロードレーサーの自由度設定において, サドル高さ自由度の調整が最も重要な意味を持つであろうことは, 経験的あるいは学術的にも考えられている<sup>1)</sup>. その証拠に, 自転車競技の選手は, 微調整によりサドル高さを決定した後, その他構成機材の微調整を行う. サドル高さが重視される理由のひとつに, ビンディングペダルの常用化が挙げられる. ビンディングペダルとは, スキーのビンディングを応用した技術であり, ペダルとシューズを固定する機構である. 元来, 身体運動科学やスポーツ医学分野の学術領域では, 主に汎用的利用下での自転車運動を研究対象としてきた. すなわち, ペダリング運動は, 等速度の条件下で下肢筋に張力を発揮させ, 心肺機能に一定の負荷刺激を与える手段として定義されてきた. 一方, 競技用自転車では, 汎用的利用を目的とした自転車のペダリング運動とは大きく異なっている. 具体的には, 自転車競技では, ビンディングペダルを十分に利用した体勢に基づき, 全身の筋出力を効率的にクランクの回転に変換するペダリング技術が提唱され, また広く実践されている. 以上のことから, 両者の相違は明白である.

現状において, プロ自転車選手であっても, サドル高さは極めて不明瞭, かつ経験的な情報を頼りに調整されている. 具体的には, サドル高さの決定は, 走行中の局所筋疲労や関節可動域の制限に起因する身体動作感覚の主観的評価や, 他者からの助言を参考に行われている. しかしながら, 現在までにサドル高さと競技パフォーマンスとを関連づける科学的な根拠は明示されてこなかった. よって, サドル高さの決定値が選手の主観的快適感を充足している場合であっても, 身体生理学的観点から評価すれば, 局所的な筋疲労蓄積を誘発させる設定であることや, 自転車運動を構成する筋群の能力が十分に発揮されない非効率的な設定であることも多分に起こり得る. 競技選手の経験則のみに依存する限りは, 与えられた設定が競技者にとって効率的な調整値を有しているかどうかを一般的な立場から判断することは困難である. それ故, 競技選手による身体動作感覚の主観的評価を参考にしながら, また, 運動生理学的

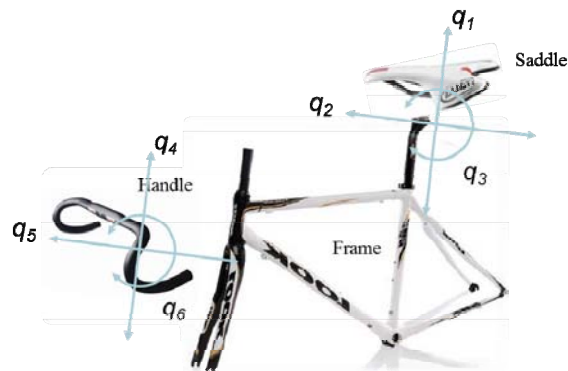


Fig. 1 Mechanical components of a bicycle road racer

な負荷状況も含めた観点から”最適”なサドル高さを定義し, その探索法を構築していくことが必要である.

自転車競技を取り巻く上述した背景を踏まえ, 我々はロードレーサーのサドル高さ自動制御装置 (以降, 実験装置) の開発に着手した. 自転車運動中の身体情報処理に基づいた選手個人の身体機能に応じた最適なサドル高さを自動探索するシステムの開発のためには, 以下の課題を順に解決すべきであると本研究は考えている.

- 自転車運動中の生体情報の取得
- サドル高さの評価基準
- 評価基準によるフィードバックシステムの構築

本論文では, サドル高さと筋活動に関連する評価基準の確立を目指して開発を進めてきた実験装置の試作機について, まず, その機材構成の詳細を紹介する. 次に, 運動中の下肢筋群表面筋電位に着目し, これを選手の生体情報として取得し処理可能なソフトウェアの解析手法を説明する. 解析ソフトウェアは, 表面筋電位による下肢筋群活動量の算出, 多変量解析手法を用いた筋活動パターンの定義, サドル高さの違いによる筋活動パターンの評価点の計算を動的に実行する. サドル高さ評価基準の判定には, 筋活動パターンと熟練競技者の主観的評価に基づいて設計されたファジールールを用いた. 構築されたメンバーシップ関数群と推論テーブルとを実験装置に適用することで, 選手個人の最適なサドル高さの決定システムの構築を目指した. 本論文の手法により, 自転車運動中の身体情報の動的な変化と選手の身体動作感覚の統合的評価によるサドル高さの導出技術が提案された. また, 熟練競技被験者と健常男性被験者の各1名ずつが参加した実験からは, 自転車競技経験の差に依存しない同様の傾向が確認された. 最後に, 実験装置の評価実験から得られた結果を踏まえた考察を行い, 今後の課題について述べる.

† 大分工業高等専門学校 機械工学科, ONCT

†† 広島工業大学 情報学部, HIT

‡ 九州工業大学 情報工学部, KIT

‡‡ 豊橋技術科学大学 機械工学系, TUT

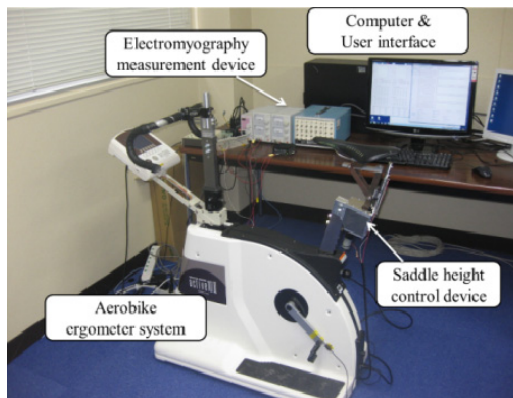


Fig. 2 A bicycle ergometer system

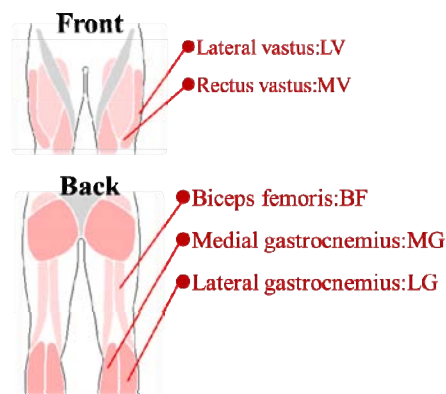


Fig. 3 Schematic diagrams of subjective muscles

## 2. 関連研究

自転車運動を工学的に観察した研究や、自転車運動の効率化に関する研究はこれまでに多数報告され、また有益な知見を残している。本研究と関連する注目すべきいくつかの研究を紹介する。

Hug らは、表面筋電位を利用してペダリング運動における下肢筋群の活動パターンについて観察した。特に、下肢筋群の活動パターンは、パワー出力、ペダリング効率、乗車姿勢、シューズとペダルの接合、トレーニング状況、筋疲労にどの程度影響を受けるかを調査した<sup>2)</sup>。ここで、Hug らは、自転車運動時における下肢筋群活動を特徴付ける手法や、ペダリング運動時、ペダリング速度、パワー出力、運動姿勢、筋疲労といった各種要因の表面筋電位に与える影響を示し、この報告は現在も重要な基礎資料として利用されている。Patterson らは、ペダル出力としてクランクに垂直な点における力を測定した<sup>3)</sup>。ペダル負荷量と一分間当りのペダル回転数の関係から、ペダリング効率に関する実験を行い、その結果、高水準の酸素摂取量を引き起こす場合であっても、90-100[rpm]であれば負荷量に関わらず筋疲労蓄積を最小化できると結論付けた。Andrew らは、初心者と熟練者におけるペダリング運動時の筋活動パターンの違いについて検討すると共に、乗車姿勢によって動員される筋群の推移について観察した<sup>4)</sup>。その結果、初心者と熟練者の乗車姿勢の違いは筋疲労回復に大きく現れることを明らかにした。木越らは、5秒間の全力ペダリング運動における座位姿勢の変化が下肢筋群の筋活動および最大パワーに及ぼす影響について検討し、サドル高さは筋張力および最大パワーに影響を及ぼす可能性があると指摘した<sup>6)</sup>。Gamez らは、サドル表面に添付した圧力センサによる踏力測定と走行感覚に関するアンケート結果を分析し、選手の股下長に対する適切なサドル高さを導き出した<sup>7)</sup>。星川は、自転車競技経験者と未経験者の差はペダル踏力に現れることを示した。さらに、代謝的にとって多少不利であっても、ペダル合力を最小とするペダリング傾度を経験者は好むことを明らかにした<sup>8)</sup>。

上述した先行研究においては、筋活動パターンから身体の内面的構造にとって適切なサドル高さを探索する技術要素までは提唱されていない。そこで、我々は、下肢筋群の表面筋電位に対する知的な情報処理技法に基づいたサドル高さの自動探索手法の開発をこれまで進めてきた。本研究で

は、筋量や関節の柔軟性といった特徴量個人によって異なると考えている。したがって、骨格長に基づく統計学的な最適値の算出や、身体動作感覚に基づく主観的評価に依存した最適サドル高さの導出は困難であると考えており、この前提は先行研究のそれとは異なった点である。

## 3. 方法

### 3.1 システム構成

Fig. 2 に本研究で使用する実験装置の外観を示す。本実験装置では、市販の自転車エルゴメータ（竹井機器工業株式会社、Active10 II）に本研究が独自に設計構築したサドル高さ調整装置を搭載している。本装置は、サドル高さ方向の1自由度に対して0.3mmの精度で制御可能である。また、自転車エルゴメータと接続された汎用コンピュータ上に、オンライン解析ソフトウェアを実装している。解析ソフトウェアは Visual Basic 2008 を開発環境として採用しており、Windows API を利用することで1kHzの実時間処理を実現している。同時に、本研究で筋電位計測器として用いる多チャンネル高感度増幅器（日本光電社、MEG-6108）の出力を取り込むことができる。これらにより、選手の生体情報の変化に応じた動的処理が可能となる。また、クランクの長さは一般的に身長170cm前後の選手が利用する170mmを採用し、ハンドルは同様に420mm幅のものを採用している。実験装置は、実際のロードレーサーと同様にビンディングペダル（シマノ株式会社、PD-R540）を取り付けている。ポジション調整の運動時制御は本実験装置により可能となるため、従来のポジション調整には不可欠であった乗降の繰り返しが不要となる。連続的な乗車感覚に基づいて運動姿勢を決定できる点は、本実験装置の大きな利点である。サドル高さ調整量と生体情報とを対応付ける決定関数の処理法については、次節以降で説明する。

### 3.2 筋電計測および活動量推定

表面筋電位に基づくペダリング運動の評価は一般的な手法であり、数多くの知見が容易に得られることから<sup>9)</sup>、本論文も同様の手法を採用した。まず、被験者の生体情報として、自転車運動中の下肢筋群の表面筋電位を取得する。測定対象筋群は、自転車運動に必要とされ、かつ表面電極を添付しやすい大腿直筋（RV）、内側広筋（MV）、大腿二頭筋（BF）、内側腓腹筋（MG）、外側腓腹筋（LG）とした。測定箇所を Fig. 3 に示す。ペダル1回転に要する各

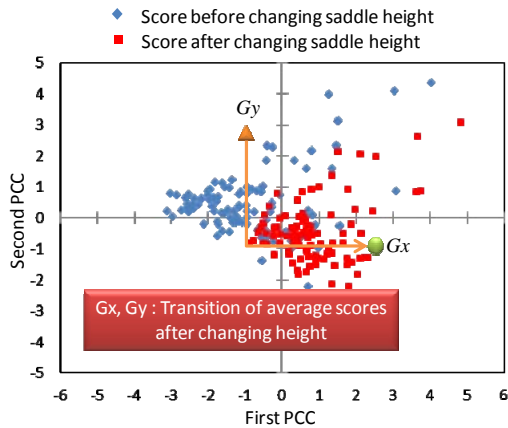


Fig. 4 Difference of PCA Scores

筋群の活動量を推定するために、表面筋電位に対して高速フーリエ変換処理を施す。ここで、被験者は 93[rpm]の一定ペースで自転車運動を行っている。通常、自転車競技では、90[rpm]がパフォーマンスを最大限に引き出す運動であると言われている。本論文で採用した 93[rpm]は、1回転ごとに筋活動量を算出するためである。93[rpm]では、ペダル一回転に必要な時間は 0.65 秒程度である。よって、64[msec]毎の表面筋電位に対して、対称境界条件を用いたFFTを10回実施できる。この処理により、1回転運動あたりの筋活動量を算出し、得られた10個のスペクトルデータについて、各データの最大値を計算する。最終的に、それらの平均値を1回転あたりの筋活動量として推定する。

### 3.3 サドル高さ評価法

準備として、各被験者は 50[W]の負荷に設定した自転車エルゴメータで運動を行う。そして、被験者に感覚的に好ましいとするサドル高さを示唆させることで、基準高さを定義する。次に、動的負荷による運動負荷試験を行い、被験者の嫌気性閾値を求める。ここでは、事前に運動負荷試験により調査される各被験者の嫌気性閾値に達する負荷を基準負荷と定める。なお、被験者には十分なウォーミングアップと休息を取らせた後で測定運動を開始させる。

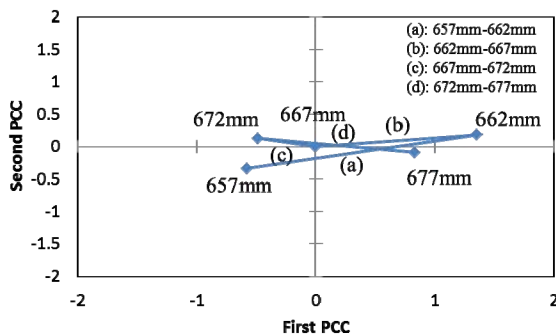
基準高さから-10mmを初期高さとし、基準負荷において93[rpm]の一定ペースで測定運動を開始する。被験者が実験装置で運動を開始し、心拍数が嫌気性閾値に達したあとで各筋群活動量の推定を開始する。本研究は、先行研究の成

果を参考にして多変量解析手法を適用した<sup>10)</sup>。ペダル1回転毎に推定される各筋群の活動量に対して、主成分分析(PCA)を実施し、これをサドル高さ変動前の主成分得点として扱う。主成分得点が100プロット算出された後、サドル高さを5mm上昇させて、引き続き100プロットを算出する。これをサドル高さ変更後の主成分得点として扱う。なお、被験者には実験の趣旨を十分に説明し、メトロノームの音に合わせて93[rpm]のペースを保つこと、測定運動開始からおよそ64秒後にサドル高さが5mm上昇し、その後およそ64秒後に測定が終了することを伝えた。本実験では、サドル高さは運動時に動的に上昇する。

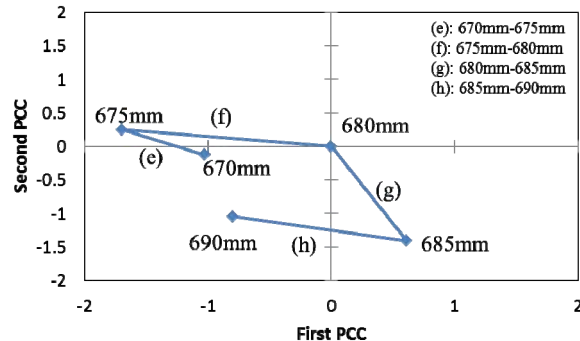
主成分得点の差について Fig. 4 に示す。PCA は得られた筋活動量全てを用いて行うが、得点それぞれに対応するサドルの高さを記憶しているため、サドル高さの違いに応じた分布の差を検証することができる。具体的には、Fig. 4 に示すとおり、第一主成分方向の推移量を  $G_x$ 、第二主成分方向の推移量を  $G_y$  と定義し、サドル高さ変更前後の主成分得点平均点の推移量を算出して評価する。最後に、サドル高さ変更前後の主成分得点平均点の推移量について変化規則を見出し、サドル高さの評価基準を定義する。

合計 200 プロットを収集・分析した後、前 100 プロットを破棄する。そして、後 100 プロットと、次に得る 100 プロットを利用して、新たな主成分得点表を生成する。この処理を繰り返すことで、サドル高さの変化前後の主成分得点の差を連続的に検証することが可能となる。上記手続きは、PCA の手続きを解析ソフトウェア上でオンライン化することで実現可能となる。具体的には、PCA の内部処理として、筋活動データの標準化および相関行列の固有ベクトルの求解など一連の手続きは、サドル高さ変更前後の筋活動情報に対して並列的に実行している。

なお、PCA に関して、計測対象の筋群活動の絶対量はそれぞれ大きく異なっている点に着目した。本研究の目的は、効率的な運動を導き出すサドルの高さを探索することである。本研究は、自転車運動に重要となる筋群の活動量が相対的に均衡し、かつ安定した活動が生み出される状態に注目し、これを有効な運動姿勢と仮定した。機材設定による関節可動域の制限が前提であるが、筋群の均衡した活動により、局所的な筋疲労の発生を予防できると考えている。以上から、それぞれの筋活動情報の関係性を考慮したもとで解析する必要があると考え、PCA に相関行列を適用した。



(a) PCA score sheet for the skilled cyclist



(b) PCA score sheet for the beginner cyclist

Fig. 5 Experimental results for PCA score sheet, in which the relative transitions of averaged PCA scores before and after changing saddle height are plotted

Table 1 Eigenvectors of PCA results for the skilled cyclist

subjective	(a)657-662		(b)662-667		(c)667-672		(d)672-677	
	E.V.1	E.V.2	E.V.1	E.V.2	E.V.1	E.V.2	E.V.1	E.V.2
LV	0.5111	0.1653	-0.0662	-0.4696	0.5192	0.4206	0.4746	0.4915
MV	0.298	0.6841	-0.2666	0.4342	0.5791	-0.2726	-0.4482	-0.0739
BF	0.5116	-0.0398	0.6324	-0.3381	0.2037	0.777	-0.2965	0.6726
MG	-0.5559	0.1288	0.6502	0.1259	-0.3345	0.288	0.6036	-0.3532
LG	-0.2816	0.6975	0.3191	0.6789	0.4917	-0.249	0.3487	0.4193

Table 2 Eigenvectors of PCA results for the beginner cyclist

subjective	(e)670-675		(f)675-680		(g)680-685		(h)685-690	
	E.V.1	E.V.2	E.V.1	E.V.2	E.V.1	E.V.2	E.V.1	E.V.2
LV	0.4811	-0.2208	0.4384	-0.5219	0.485	-0.2858	0.1455	-0.299
MV	0.4777	-0.0501	0.3637	0.5086	0.5218	-0.0593	0.5446	0.075
BF	0.4743	-0.2598	0.4561	-0.4514	0.4907	-0.364	0.2553	0.7574
MG	0.4731	-0.0636	0.5195	0.0412	0.4557	0.4014	0.6416	0.1029
LG	0.3027	0.9366	0.4446	0.5134	0.2097	0.7881	0.4533	-0.5663

## 4. 結果

### 4.1 主成分分析

機材設定により関節可動域が制限された場合、身体的特徴が類似していれば同様の傾向が得られることは我々の先の実験で確認されている。また、過去の文献[1-5]においても、筋活動の特徴を把握することが目的である場合、被験者の人数は少数である。よって、本実験では、熟練競技者 A と健常男性 B の各 1 名を被験者とする事でデータの再現性の観点から十分であると考え、サドル高さ評価基準の設定のための予備実験を行った。各被験者の基準負荷は、被験者 A が 200[W]、被験者 B が 175[W]であった。また、基準高さは非検者 A が 667mm、被験者 B が 680mm であった。被験者 A では、初期高さをそれぞれ(a)657mm、(b)662mm、(c)667mm、(d)672mm として、それぞれの初期高さから 5mm 上昇させ、サドル高さ変更前後の主成分得点平均点の推移を求めた。被験者 B については、初期高さを(e)670mm、(f)675mm、(g)680mm、(h)685mm として、同様に測定を実施した。得られた結果を Fig. 3 および Table 1, 2 にそれぞれ示す。前章で述べた手法により得られた主成分得点の推移について、Fig. 5(a)に被験者 A、Fig. 5(b)に被験者 B の結果をそれぞれ示す。Fig. 3 では、基準高さにおける分析結果を評価表の原点にプロットし、各初期高さにおけるサドル高さ変更前後の推移量を相対的に示す形とした。Fig. 5 により、両者の顕著な違いが提示されている。特に、最も低い位置から少し低い位置の遷移である(a)-(e)、少し低い位置から基準高さの遷移(b)-(f)、基準高さから少し高い位置の遷移(c)-(g)、少し高い位置から最も高い位置の遷移(d)-(h)を比較すると、ベクトルは完全に逆であることは特に興味深い。しかし、Fig. 5 の情報だけでは、両者間の関係性や生体反応との対応付けなどを深く考察することは困難であるため、更なる分析を進める必要がある。そこで、Fig. 5(a)の主成分得点表を導いた固有ベクトルを Table 1 に、Fig. 5(b)を導いた固有ベクトルを Table 2 にそれぞれ示す。以降、Table 1, 2 で得た結果に基づき制御則を構築する。

### 4.2 評価基準の設定

被験者が好み、かつ身体運動科学的にも有効なサドル高を導く制御則を構築するため、Table 1 に提示する被験者 A の固有ベクトルと Fig. 5(a)に示した解析の結果とを関連付けながら、考えられる内的変動の推移について考察する。本研究で測定対象とした筋の自転車運動に関連する主な働きは、RV、MV、BF による膝関節の伸展と股関節の屈曲、

MG、LG による足首関節の底屈である。サドル高が上昇するにつれて、クランクの上死点から下死点までの踏み下げ運動に MG と LG による足首関節の底屈運動が多用されることになり、両筋群の運動負荷が上昇することになる。こうした身体構造的な一般的傾向を踏まえると、的確なサドル高とは、身体的には、負荷が均衡して分散される状態であると考えられる。我々は、内的な変動と同程度に、選手の乗り心地感が重要な役割を果たすものであると考えている。このことを踏まえながら Table 1 の数値結果と Fig. 5(a)とを対応付けて考えたところ、前述したサドル高さの上昇と共に表出する筋活動の変化が Table 1 の第一固有ベクトルの変化から確認される。熟練競技者である被験者 A にとっては、基準高さ上下 10mm の差は大きく、身体動作感覚的にも違和感として十分に認識できるほど筋活動パターンを大きく変化させるものであった。一方、被験者 B の結果である Table 2 と Fig. 5(b)についても分析したところ、筋活動パターンの一般的变化を見出すことは困難であった。また、被験者 B は基準高さ上下 10mm の変動によって、ペダリング運動に対する違和感を示唆していないことから、サドル高さの変動により筋活動パターンに大きな変化があったとは考えにくい。本研究のように的確なサドル高を微細な調整の中で探索し解を導出するためには、特定の筋活動パターンの変化の傾向に頼るのではなく、筋群の振る舞いそのものを大域的な視点から分析し、評価する必要があると考える。

上述した考察を踏まえ、Table 2 の結果から、5 カ所の筋群活動量が高くなるほど第一主成分得点は単純に高得点になると考えた。これにより、PCA 得点表のばらつきが大きさを各サドル高さの違いを純粋に評価することは可能である。ここで、Table 2(e)-(f)の得点のばらつきを分析したところ、サドル高さに応じた顕著な違いを確認することはできなかったが、Fig. 5(a)および(b)の縦軸、すなわち第二主成分得点の推移に着目すると、被験者 A は被験者 B の結果よりばらつきが小さいことがわかった。被験者 A は熟練競技者であるため、被験者 B よりも筋群活動パターンがサドル高さに影響されやすいと考えるならば、サドル高さの変更による筋活動パターンの変化は多く、被験者 A は無意識的に一定の出力を維持するために異なる筋群の出力の均衡を変化させて対応していると考えられる。そして、そのことは第一固有ベクトルの大きさおよび符号に現われており、被験者 B の第一固有ベクトルの値がすべて正であることは、サドル高さに応じた筋群活動パターンの変化が小さく、各筋群は一樣に一定の出力を維持していると考えることがで

Table 3 Transition of eigenvectors for the skilled cyclist's experiment

Subjective	60 second		120 second		180 second		240 second	
	E.V.1	E.V.2	E.V.1	E.V.2	E.V.1	E.V.2	E.V.1	E.V.2
LV	0.3642	0.5285	0.5424	0.1583	0.4464	0.0303	-0.4612	-0.4416
MV	0.5049	0.1788	0.5368	-0.1865	0.1371	0.8408	0.3609	0.1222
BF	0.498	-0.4922	0.3317	0.1516	0.486	-0.2782	0.4882	-0.2883
MG	0.4737	-0.4613	0.4569	-0.5953	0.5816	0.2925	-0.1182	0.8407
LG	0.3742	0.4834	0.3145	0.7502	-0.4555	0.3594	-0.6362	0.012

Table 4 Transition of eigenvectors for the beginner cyclist's experiment

Subjective	60 second		120 second		180 second		240 second	
	E.V.1	E.V.2	E.V.1	E.V.2	E.V.1	E.V.2	E.V.1	E.V.2
LV	0.2852	0.7791	0.6217	-0.2551	0.5552	-0.4098	-0.2118	0.6534
MV	0.4913	0.3765	0.6183	-0.1122	0.6068	-0.021	-0.3793	0.554
BF	0.4725	-0.325	0.3889	0.3234	-0.171	0.1894	0.5972	0.0304
MG	0.4909	-0.2311	-0.2824	-0.393	0.1858	0.8645	-0.5045	-0.2612
LG	0.4617	-0.3036	-0.0108	0.8144	0.5096	0.22	-0.4474	-0.4438

きる。従って、本研究はサドル高さと筋群活動パターンを関連づける主成分得点表の意味を次のように仮定して、制御量の導出に用いた。

- I. 第一主成分得点は筋活動量の絶対値に関係する
- II. 第二主成分得点は筋群活動パターンの相違に関係する

上記より、本研究が提唱するサドル高さ評価基準では、被験者にとってより有効なサドル高さに近づくほど、サドル高さに応じた平均値の差を検証した場合、第一主成分得点および第二主成分得点の遷移はより少なくなると考えている。具体的には、被験者にとって的確なサドル高さとは、負荷が局所的に蓄積されるのではなく、運動に必要な筋群が均衡した活動を引き出すことが可能な設定であるため、その付近に近づくにつれて遷移ベクトルの大きさはゼロに収束すると考えている。

### 4.3 制御則

前節で定義したサドル高さ評価基準に従い、かつ被験者の運動時の主観を取り入れた自動調整を行うため、PCAの出力を入力とし、サドル高さ制御量を出力とするファジィ推論を構築した<sup>11)</sup>。ファジィ推論よりサドル高さを探索するには、サドル高さ変更前後に算出される主成分得点平均値の推移量( $G_x$ ,  $G_y$ )を前件部への入力として与える。推論部でファジィ化された適合度を後件部への入力として与え、この適合度を用いて制御量を決定する。

推移量の正負に関しては、前節で定めた評価基準に従って決定する。但し、第二主成分方向の Fig. 5(b)に従って、推移量が正の場合はサドル高さを上昇させ、負の場合はサドル高さを下降させることにする。例えば、第一、第二主成分方向の遷移値の大きさをメンバシップ関数で表現し、

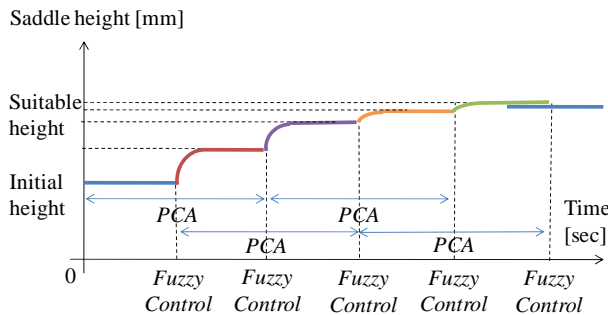


Fig. 6 Scheme of fuzzy control system based on online PCA

前件部の推論で利用する。一方後件部は制御量に対応しており、同様にメンバシップ関数で表現する。これは被験者の筋群活動パターンと対応付けてその制御量の大きさをあらかじめ設定する。メンバシップ関数群および推論表は評価基準の要求に合うように構築した。サドル高さ制御レベルを持つ 12×12 個のメンバシップ関数より算出される適合度は、Mini-Max 重心法の適用により非ファジィ化され、サドル高さ調整量として導かれる。

上記によるサドル高さ探索計画は、Fig. 6 のようになる。フィードバック信号としてサドル高さ変更前後の主成分得点を利用するため、オンライン PCA が並行的に実施されることになる。初期高さを問わず、ファジィ推論は適切なサドル高さに近づくように調整量を算出し、やがて調整量が連続的に 0.3mm 以下に算出されるようになれば探索は終了となる。

### 4.4 ファジィ制御実験

被験者 A による実験結果を Fig. 7(a)に示す。ここでは初期高さを 660mm として実施した。ペダル負荷として、各被験者の基準負荷とそれより 100[W]少ない負荷の 2 パターンで実施した。また、基準負荷での実験における 60 秒毎の固有ベクトルを Table 3 に示す。同様に、被験者 B の結果を Fig. 7(b)および Table 4 に示す。各実験において、ペダル回転数は 93[rpm]とした。

## 5. 考察

Fig. 7 から、いずれの実験条件においても一定時間経過後からサドル高さが下降していることがわかる。特に、両被験者においてペダル負荷が大きな条件であるほど、下降するタイミングが早期で、下降度が大きいことがわかる。Table 3, 4 は、各実験における 60 秒毎の固有ベクトルを示しているが、時間の経過により各固有ベクトルの正負が著しく変更していることから、これらは筋群活動パターンの変動を示していると考えられる。特に、実験開始直後は、どちらも第一固有ベクトルの符号がすべて正である。運動開始直後は、各筋群ともに筋群活動量を増加させる方向でサドル高さを制御する動きを見せる。しかし、時間の経過とともに固有ベクトルの正負が入り交ることから、一定のペダル回転力を得るための筋群活動パターンに変化が現れたと考えられる。筋群活動パターンの変化については、実験毎に若干異なる傾向が見られるが、これは表面電極を毎回正確に同じ位置に添付できないことや被験者の実験当日の体調などが影響していると考えられる。一方で、被験

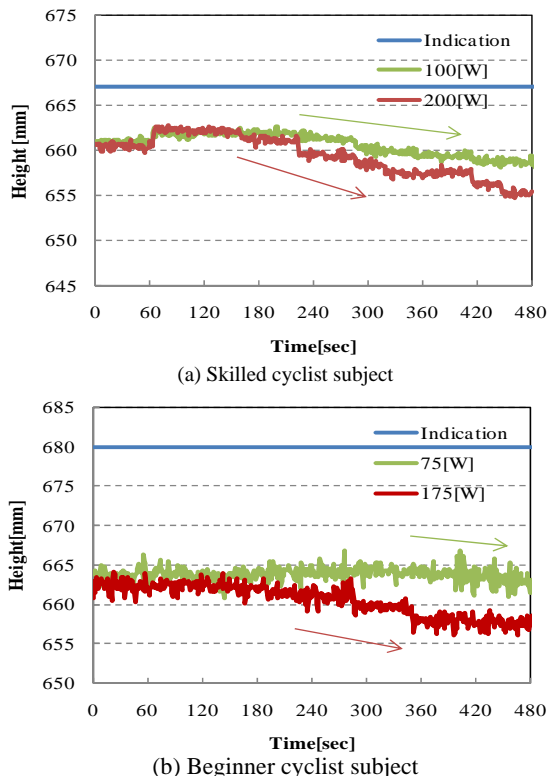


Fig. 7 Changes in saddle height with time course of exercise

者を問わず実験開始一定時間経過後に実験装置がサドルの下降を指示する傾向は再現性が確認されている。

当初目的としていた有効なサドル高さの導出は今後の継続課題として残された。しかしながら、上記の実験結果により、本論文が当初想定していなかった新たな変動傾向を発見できたといえる。Fig. 7に示すとおり実験データの再現性が確認されただけでなく、被験者の自転車運動経験の差に依存しない結果が得られることを示した。

的確な自動制御の鍵となる要因として、筋疲労の影響を見逃すことはできない。表面筋電位から分析される筋疲労は、周波数特性として現れることがよく知られている<sup>12)</sup>。本論文では高速フーリエ変換によるスペクトルから筋活動量を推定しており、このことが筋疲労の影響を顕著にしたと考える。本論文が筋肉の活動量を定義するために利用した表面筋電位の振幅は、同時に周波数成分に変化が発生するという前提に基づいた条件設定である。しかし、サドル高さ自動制御実験の結果からは、時間の経過と共に、サドルの高さの単調な減少が確認された。実験では、被験者が好むサドル高さとは全く逆方向の制御が再現されている。このことから、運動と共に単調に増加する筋疲労の影響が顕著に示されたと結論付けることができる。よって、筋疲労による表面筋電位の周波数特性をデータベース化し、筋疲労の補正項を定義して制御量に加算するなどの操作を行えば、最適サドル高さの探索は可能であると考えられる。

## 6. おわりに

本研究は自転車選手の競技力に対するサドル高さ設定の重要性に着目し、運動中の身体情報に基づくサドル高さ決定手法を提案した。本論文では、自由度をサドル高さに限定し、自転車運動に深く寄与する筋群に表面電極を接着した。得られた下肢筋群の表面筋電位処理に基づき、より有効な運動を引き出すことが可能な姿勢の自動探索法を構築

すると共に、そのための実験装置を開発した。評価基準として、FFT、PCAを適用し、主成分得点の変化を観測することによって生体情報の動的な変化を観察した。また、熟練競技者の筋活動パターンに基づいてPCAの分析結果を関連付けたファジィ推論を構築し、サドル高さ制御に応用した。実験では、被験者の自転車競技経験を問わず、一定時間経過後からサドル高さが下降するという再現性の強い結果が得られた。本実験の結果から示された変動は、筋疲労による表面筋電位の周波数特性への影響にあると考えることができる。したがって、今後は筋疲労影響の除去について検討する。また、競技経験の異なる被験者を用意し、下肢筋で発揮される力や関節モーメントの量・パターンを体力レベル毎に詳細に分析することで、ペダリング運動のスキル評価に繋げていくことを考えている。このことより、回転数とロード競技のサイクリストが用いている回転数とは一致しないため、筋への力学的な負担量から検討を加えることで、新たな視点を与えることが期待できる。

## 謝辞

本研究の一部は、財団法人上月スポーツ・教育財団「第7回(2009年度)スポーツ研究助成事業」および豊橋技術科学大学「平成22年度高専連携プロジェクト」の助成を受けた成果である。ここに記して謝意を表します。

## 参考文献

- 1) D. Wilson, *Bicycling Science*, 3rd Edition, The MIT Press, 2004.
- 2) F. Hug and S. Dorel, "Electromyographic analysis of pedaling: A review", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 19, Issue 2, pp. 182-198, 2009.
- 3) R. Patterson. and M. I. Moreno, "Bicycle pedaling forces as a function of pedaling rate and power output", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol. 22, No. 4, pp. 512-516, 1990.
- 4) A. R. Chapman et al., "Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 18, pp. 359-371, 2008.
- 5) A. R. Chapman et al., "The influence of body position on leg kinematics and muscle recruitment during cycling", *Journal of Science and Medicine in Sport*, vol. 11, pp. 519-526, 2008.
- 6) 木越 他, 短時間の全力自転車ペダリング運動における座位姿勢の相違が筋活動および最大パワーに及ぼす影響, *体力科学*, Vol52, No.2, pp.167-178, 2003.
- 7) J. Gamez et al., "Determination of the Optimal Saddle height for Leisure Cycling", *The engineering of sports* 7, pp. 255-260, 2008.
- 8) 星川 他, ペダリングにおけるスキルの評価. *バイオメカニクス学会誌*, 17 (3), 173-182, 1993.
- 9) M. Bilodeau, et al., "EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 13, pp. 83-92, 2003.
- 10) 佐々木 他, 個人の運動体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*, J85-D-II/2, pp. 329-336, 2002.
- 11) 井上 他, 熟練ライダーの運転知識に基づく知的二輪車運転支援システム, *知能と情報*, 21(1), pp.24-31, 2009.
- 12) 木塚 他, *表面筋電図*, 東京電機大学出版局, 2006.