

# 運動効率の向上を目的とした自転車運動における姿勢評価のための実験装置の開発

松本 慎平

## 目 次

要約	1
1. はじめに	2
2. 関連研究	4
3. システム構成	6
4. 方法	10
5. 実験	13
6. 考察	15
7. おわりに	18
謝辞	18
参考文献	19

## 要約

現在、自転車はその運動効率の高さから成人病対策やリハビリテーションと幅広く利用されている。また、自転車は環境負荷の低い交通手段としても世界的に注目されている。自転車はユーザの身体的な特徴、例えば骨格や身体の柔軟性に対してサドルとハンドルの位置や角度を調整することで対応させる。しかしながら、サドルやハンドルの設定方法は、指導者の主観的な意見や、本人自身の経験則に基づいた目分量での設定、あるいは、走行中の感覚を頼りにする不明瞭な方法で行われている。現在までに、ユーザの身体的機能と自転車ポジションとを相互的に評価する方法が提案されていないため、従来の方法で定められたポジションがユーザにとって最適なものであるか、利用者の身体的特徴を考慮したポジションであるかどうかは不明である。多くの自転車利用者がポジション設定の重要性を見落としており、その場合、筋肉や関節部に過度の負担を強いる運動姿勢で利用している。このことは日本だけでなく、自転車文化が盛んなヨーロッパ各国においても同様である。また、不適切な姿勢での運動は自転車運動において重要な筋肉に均等に疲労が蓄積されない。その結果、局所的な筋疲労蓄積を誘発し、必要以上の疲労を感じることになり、慢性痛や走行中の注意力を散漫させることで交通事故を引き起こす要因として問題視されている。同様に、不適切な自転車ポジションでの利用は身体機能を最大限に発揮することはできない。

本研究では、的確な自転車運動を可能とするポジション設定支援を目的として、運動姿勢評価のための実験装置を開発する。まず、サドル高さの違いが身体パフォーマンスに与える影響について考察するために、自転車運動下での動的なサドル高さ調整を可能とする実験装置の開発を目的とする。ここでは、独自に鉛直方向位置制御機構を設計構築し、これを市販のサイクルトレーナに取り付けることでサドル高さ自動調整装置を完成させる。熟練したサイクリストならば走行中の運動感覚から 0.3mm 単位でサドル高さの違いを体感することができることから、サドル高さ自動調整機構には 0.3mm の精度で位置制御することが望まれる。実験条件として、正確な運動負荷設定、回転数の維持、計算機の実時間処理など、より厳密な運動情報の管理を可能とするため、これまで我々が開発を進めてきた制御装置の改良を行う。

次に、自転車運動に深く関係している下肢筋群に注目し、その筋電情報をオンラインで統計解析処理することで、有効な運動姿勢導出の可能性を検証する。有効な運動姿勢を得るため、制御装置と汎用計算機とを接続し、サドル高さ調整機構を制御することが可能なソフトウェアを開発し、同時に、筋活動の統計解析を視覚的に可能とするユーザインタフェースを設計する。その他、フィードバック可能なポジションの評価基準の構築を目指す。実験では、被験者の身体構造を踏まえて最適な高さを導出することができるかどうかの可能性を検証する。

本研究では、持続的なペダリング運動において下肢筋群を効率的に活動させるサドル高さを、独自の評価指標に基づいて導出することを目的としている。自転車運動と筋電図をキーワードとした先行研究はいくつかあるが、本研究のように利用者個人の身体内部の情報に基づき、独自の評価指標を打ち立て、これに基づきユーザの身体的特徴及び機能に適したサドル高さの自動探索法を提案するものは著者らが調査した範囲内では見当たらない。上記目標に向けたアプローチとして、ペダリング運動に伴う下肢筋群の活動量を表面筋電図から導出し、これに基づいたサドル高さの評価指標の設定を試みる。本研究では、基礎研究として、自転車のポジションをサドル高さのみに限定し、シューズとペダルをビンディングにより固定する条件のもと、利用者の身体的特性を考慮した最適なサドル高さの導出に取り組んだ。本研究は最適なサドル高さを「下肢筋群の疲労を均等に分散させる高さ」と定義し、自転車運動で特に必要とされる下肢筋群の活動を相対的にバランス良く高めるサドル高さの評価方法に取り組んだ。

<sup>1</sup> 代表者所属: 広島工業大学 情報学部 知的情報システム学科

<sup>2</sup> 共同研究者所属: 大分工業高等専門学校 機械工学科

## 1. はじめに

近年、自動車に過度に依存した交通体系からの脱却に向けて、自転車が多くの注目を集めている。自転車は子供から高齢者まで手軽に利用できる交通手段である。通勤・通学や買物などの日常生活における手軽な乗り物として、また、サイクリング、旅行等といった余暇活動の道具として、様々な目的で多くの人に利用され、有効な移動手段のひとつとして認識されつつある。最近では、地球環境問題に対する人々の関心が高まる中、環境対策への理解や意識の向上により、地球にやさしい交通手段として注目を集めている。自転車は環境負荷が極端に少ないため、環境問題の中でも最も深刻だと考えられている地球温暖化への有効な解決手段として期待されている[1]。さらに、健康志向の高まりを背景に、メタボリックシンドローム対策としても自転車の利用ニーズは高まりつつある。自転車は古くから、その運動効率の高さから、リハビリテーションやトレーニングの分野においても積極的に取り入れられてきた。健康増進への効果は十分に期待できることから、今後、国民生活における自転車の役割はさらに大きくなることが予想される。

世界的に見ても、自転車は注目を集めている。前述したとおり、排気ガスを出さない環境負荷の低い交通手段として、自転車の利用価値は見出されている。地球温暖化につながる化石燃料の消費を減らすために、また排気ガスや騒音による都市環境の悪化を改善するために、自動車利用削減と他の交通手段へのシフトは世界的に進められており、その中でも自転車は理想的な都市内交通手段として位置付けられている。オランダ、デンマーク、ドイツなどの欧州諸国では、自転車利用を推進させるため、早くから自転車専用レーンの設置、自転車用信号機設置、公共交通への自転車の持ち込み許可、公共レンタサイクル整備等が進められてきた。米国でも数年ほど前から、連邦政府による地球温暖化防止策の選択メニューのひとつとして自転車の利用促進が含められ、カリフォルニア、オレゴン、ウィスコンシンなどの州では、州単位の自転車マスタープランを立て、都市単位の自転車マスタープランの制定に補助金を出している。我が国では、政府の「地球温暖化対策推進大綱」を契機として、自転車利用環境の整備は積極的に推進されるようになった。特に、安全安心への不安、少子高齢化の進展、人口減少、中心市街地の衰退等の問題など、自転車で移動可能な道路環境は、街の活性化や安全性の確保に寄与すると考えられる[2]。

単なる移動手段から、交通安全確保、環境保全、健康増進へと利用目的の大きな変貌を遂げつつある自転車であるが、自転車への関心が高まる一方、自転車利用の安全性・快適性の面に関して、様々な課題が表面化してきている。そのひとつとして、まず、交通環境における問題が指摘されている。自転車利用に対する気運の高まりに比例して、自転車の関連する交通事故は年々増加傾向にある。先に述べたいくつかの先進国では、自転車の利用を想定した交通整備が積極的に行われているが、日本はまだその段階には至っていない。安全な自転車走行空間の不足や放置自転車対策、自転車・歩行者の安全な通行の確保など、行政が解決すべき問題は山積みされたままである[3]。

政策面の遅れ以上に大きな問題となっていることは、自転車の構造に関する関心の低さであり、乗車姿勢に関する諸問題は人体に深刻な状況をもたらすことが懸念される。汎用自転車の場合、誤ったポジションで長時間かつ長距離で自転車に乗車することは、膝痛、腰痛、肩こりなどの慢性痛を誘発させる可能性は極めて高い。また、集中力の低下により、事故の発生を招く可能性も考えられる。自転車競技の場合、乗車姿勢の設定はより重要な問題となる。適切な運動姿勢では、安定した走行が長時間可能なことから、活動筋群の疲労は偏りなく蓄積されると考えられるが、不適切な姿勢では筋群毎に活動水準が異なるために筋疲労が局所的に蓄積されると考えられる。このことは走行中に身体運動感覚上の違和感や余計な疲労として感じることに繋がり、結果的に、選手のパフォーマンスを低下させることになる。

現在、一般用自転車を始めとして、ロードレーサー、マウンテンバイクなど、独自の形状を有する様々な自転車が生産されている。自転車は利用者の身体的な特徴、例えば骨格や身体の柔軟性に対してサドルとハンドルの位置や角度を調整することで対応させる。しかし、自転車の形状や身体的特徴に応じて乗車姿勢は大きく異なってくるため、的確な運動姿勢で乗車するためには、バイオメカニクスに関する高度な専門知識と豊かな自転車走行経験が必要とされる。乗車姿勢に関する問題は、一般人だけではなく、自転車の専門家、すなわち自転車競技者にとっても、古くから困難な問題として位置付けられてきた。自転車競技者であっても、自分に適した乗車姿勢を見いだすことは容易ではない。競技自転車では、舗装路面の走行に最も適したロードレーサーと呼ばれる形状の自転車が用いられている。ロードレーサーの場合、一般的な自転車の形状とは随分異なっている。競技用自転車の場合、股関節および膝関節の可動域や筋肉の活動水準が制限されるため、サドルの位置は極めて重要なポジション設定要素となる。サドルの高さ以外にも、ハンドルの高さや幅、ハンドルまでの距離、クランクの長さなど、運動姿勢を決定付ける有効な要因は数多く考えられる。また、各自のポジションには明確な答えがなく定量的な評価基準も定められていない。さらに、同じ人が同じ自転車に乗る場合であっても、そのときのコンディションや走る場所、スキルアップの度合いによって最適なポジションは大きく変化する。こういった背景が、運動姿勢に対する客観的評価を困難にしている。サドルやハンドルの設定方法は、指導者の経験に基づいた目分量での設定や走行中の感覚を頼りにする不明瞭な方法で行われている。また、自転車の形状や身体的特徴に応じて乗車姿勢は大きく異なるため、豊富な走行経験に基づいて、運動姿勢に関する高度な専門知識が要求される。

自転車ロードレース競技では、選手は長時間同じ乗車姿勢を取り、常に路面状況やレース展開を読み続け、かつ強度な運動レベルを保つことが要求される。ポジションの定量的な評価方法がない現在において、ポジション調整の基準は、走行時に覚えた身体動作感覚でしかなく、すなわち現状においては経験と勘に基づいたものに頼らざるを得ない状況である。また、そうした感覚を頼りに、降車した状態においてサドル高さを正確に 1mm 上昇もしくは下降させることも非常に煩わしい作業である。仮に、実走行前に、走行状態を保ったまま自動的に自分に合ったポジションを自動調整できる装置があるならば、現在のポジション調整作業の煩わしさを改善できると考えられる。競技自転車を対象に、客観的かつ定量的なポジションを定義することができれば、対象を一般の人々にまで広げることで、自転車の機材設定に起因する諸問題の解決に貢献されることが考えられる。

本研究は、運動中の連続的な感覚を頼りにしながらポジション調整を可能とする装置を開発する。自転車運動に要求される筋肉の筋電情報に基づいて、より効率的な運動を行えるポジションの自動探索を目的として、自転車運動中の筋活動の基礎的解析を行う。最適な運動姿勢を生体情報から推定するため、下肢筋群の中でも自転車運動により深く関係していると考えられる内側広筋、外側広筋、大腿二頭筋、内側下腿三頭筋、外側下腿三頭筋に注目し、その筋電情報を測定する。

本論文では、まず、これまで開発を進めてきたサドル高さ自動調整機構の設計構築と市販のサイクルトレイナへの組み付け作業を行う。サドル高さ自動調整機構は、ウォームギアとラックギアを組み合わせることで、DC サーボモータの回転運動を鉛直方向の運動へと変換することで実現した。また、リニアポテンシオメータを用いてラックの変位量を測定することでサドル高さを検出する。次に、制御装置と汎用計算機とを接続し、サドル高さ調整機構を制御することが可能なソフトウェアを開発する。本研究では、筋電の変動に対する影響とその要因を可能な限り取り除くため、競技用自転車を対象とし、自由度をサドルの高さのみに限定する。自転車運動に深く関係する筋に対して、その筋電情報をオンラインで統計解析処理することで、有効な運動姿勢導出の可能性を検証する。表面筋電図の解析には、線形解析手法である高速フーリエ変

換法(Fast Fourier Transform, FFT)を用いるのが一般的である。そこで、筋電取得ソフトウェアにより得られた筋電情報は、FFTにより、筋電の連続的な時系列データを周波数ごとに分割した離散的なデータに変換される。生体信号をFFT解析することによって、生体諸機能を量的および質的に評価する。次に、主成分分析(Principal Component Analysis, PCA)により、各筋肉の働きを総合的に評価し、自転車運動中の筋活動解析による最適なサドル高さへの自動調整の可能性を検証する。

## 2. 関連研究

自転車のペダリング運動では、その運動の結果として出力された生体の生理学的応答、機械的効率、筋の最大パワー出力や呼吸循環器系応答[4]などに関心が寄せられてきた。ペダリング動作に対するバイオメカニクスの観点からの研究は、筋電図による分析が主流であった。筋電図は、筋収縮に伴う活動電位を記録したものであり、ペダリング運動時の神経調節メカニズムの解明に有効な指標である。筋電図評価は、義手・車椅子など医療・福祉分野への利用を目指した研究が進められ、その成果は報告されている[5]。主に、大きな筋肉が測定対象として利用されている。

体脂肪燃焼(肥満治療・予防)のためには、最適な運動負荷指標が必要とされている[6]。自転車運動においては、ある運動負荷にたどりつくと、筋の疲労物質である乳酸が生成され始め、その代償として二酸化炭素排泄量も急激に増加し始める。この乳酸が蓄積される運動負荷閾値の筋電図測定による推定と各個人の筋電図が増加しない運動負荷の閾値の推定は、非常に高い相関関係が認められ、筋電図は筋疲労評価に対して積極的に用いられている。筋電図は、腰痛[6]や運動神経疾患の評価[7]にも応用可能であるため、臨床分野での利用価値は高いとされている。

筋電図および筋音図に対するFFT処理や平均周波数を算出する周波数解析は、基礎的な実験方法として既に確立されている。また、FFTは筋疲労の解析に有効であると古くから考えられている。いくつかの研究を紹介する。佐藤らは、周波数特性では中央パワー周波数の低下による筋疲労の推定が可能なこと、そして周波数帯域では疲労特性は大きく反映されないことを指摘した[8]。特に、表面筋電図に情報として現れる筋の疲労に注目し、疲労の進行と共にスペクトルの帯域が低周波領域に移動することを示した成果は、本研究にとって重要であると考えられる。筋は運動により疲労するものである。筋の疲労特性を表面筋電位の時間周波数特性の観点から評価すると、筋疲労時の表面筋電位には、積分筋電値の上昇(量的変化)および平均周波数の低下(質的变化)が現れることがわかっている[9]。筋疲労に関する特徴を踏まえ、FFTとその他の解析手法を組み合わせた成果として、吉田らは、表面筋電図の非線形性に着目し、非線形解析手法であるカオス解析手法とFFTを併用した疲労検出法の有効性を示した[10]。その他には、表面筋電位のFFTを用いずに解析する方法[11]、表面筋電図シミュレーションモデル[12]など、多くの興味深い成果が確認できる。最近では、表面筋電図に対して、Wavelet変換を用いた周波数解析が注目されている。Wavelet変換による時間周波数解析は、FFTのように時間情報を失わないことから、動作の変化と対比してその変化を観察することが可能である[13]。自転車エルゴメータによる漸増運動負荷中の解析においても、Wavelet解析の有効性は報告されている[14]。

自転車運動の解析とその応用に関する研究としては、電動自転車のアシスト方法やアシストに応じた運動の解析[15,16]、自転車エルゴメータの応用[17]など、現在もなお積極的に取り組まれている。自転車運動において、筋活動に影響を与える最も大きな要因は筋疲労であると考えられる。自転車運動を行った際、筋疲労が局所的に蓄積されるのではなく、必要な筋肉に疲労が平均的に蓄積されるペダリングが望ましい

と考えられる。筋疲労の影響を取り扱った研究成果として、田村らは、筋電図と心拍数の計測、これらの指標を基に自転車エルゴメータの負荷制御を行った[18]。木竜は、自転車エルゴメータ運動において、ダイナミックな運動時でのPCAの時間変化から筋疲労の評価を行い、疲労を示さない群と示す群とを分類した[19]。自転車運動の中でも、特に自転車競技においては、サイクリストは状況に応じてフォームを変化させ、ペダリングを最適化していると考えられる。姿勢の変化が限定される自転車運動では、体幹部の屈曲及び伸展はペダリング中の筋活動に影響を及ぼすことが予想されるが、これらの関係についての知見は乏しい。こうした背景を踏まえて、高嶋らは、自転車競技において、サイクリストは状況に応じてフォームを変化させペダリングを最適化していると考えられる前提のもと、体幹の屈曲による姿勢変化に着目し、姿勢に関する言語指示が筋活動及び代謝動態に及ぼす影響について調査した[20]。その結果、体幹部の姿勢変化を促す言語指示は、ペダリングに関与する筋群の活動動態に影響を及ぼし、さらに主観的運動強度や退社動態にも変化をもたらすことを明らかにした。

ペダリング運動に焦点を絞り、その運動の解析と評価に関する研究をいくつか紹介する。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[21]。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[22]。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。高石によると、仕事率一定条件下で、高回転ペダリングに慣れた自転車利用者であれば90-100[rpm]付近までは力学的に優位であると述べた[23]。ただし、ここで議論した効率とは酸素消費量に関するものであり、作業筋自体の疲労は、酸素消費量の量とは必ずしも一致しない。Chapman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[24, 25]。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た。その結果、サドル高さは筋張力および最大パワーに影響を及ぼし、結果としてペダル踏力に差が生じる可能性があることを指摘した[26]。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[27]。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頻度を経験者は好むことを明らかにした[28]。

動的運動時の特徴を定量化し、知的な処理の実現を目指した研究はいくつか確認することができる[29]。小川らは、多チャンネルで計測した表面筋電図より得られる評価指標と心拍数とを対象に多変量解析を行い、ファジィ推論を用いて強度の負荷制御を自転車エルゴメータに実装した[30]。山口らは、自転車エルゴメータ運動中の表面筋電図から推定される評価指標と心拍数を対象にPCAを行い、その結果から更に負荷制御用疲労度をファジィ推論で推定した[31]。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、経験者は代謝的には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頻度を好むことも明らかにしている[32]。

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を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を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。

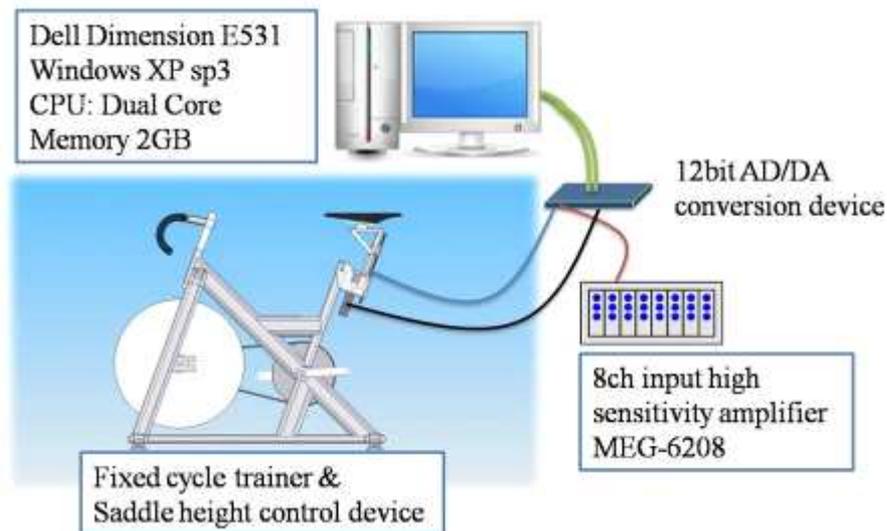


図 1 システム構成

### 3. システム構成

図 1 は本研究が開発するサドル高さ自動調整装置(以下、実験装置)の概略図である。本装置は、AD/DA ボードを搭載したデスクトップコンピュータ(Windows 7 OS, Intel iCore5 2.4GHz, 3.0GByte)、開発環境は Microsoft Visual Basic 2008、表面筋電図測定装置として、高感度増幅器一式(日本光電社製、高感度増幅器 AB-611J, 入力箱 JB-611J, 収納ケース本体 MEG-6108M)、そして本研究が独自に設計構築したサドル高さ自動調整機構を搭載した固定サイクルトレーナで構成されている。本装置の基本機能として、自転車運動中に動的なサドル高さの自動制御、かつ自転車運動に関与する下肢筋群の表面筋電データを実時間計測、そして表面筋電データをオンラインで統計的に処理することができる。これにより、被験者にとってより好ましいサドル高さを計算し、装置のサドル高さに反映することを目指している。

本実験装置の駆動システムとして、図 2 に制御フローを示す。被験者は実験装置の初期状態において自転車運動を開始する。運動中の筋活動量は表面筋電図に基づいて量的および質的に評価される。サドル高さを被験者にとって最適な高さへと導くためには、サドル高さの評価基準を設定する必要がある。第 2 章に述べたとおり、自転車運動中の生体情報に基づいた自転車機材設定に関する定量的な評価基準はこれまでに定義されていないため、本研究において独自に定義する必要がある。サドル高さ評価基準の定義については、第 4 章にて詳述するが、本研究では、熟練した自転車競技者のサドル高さに関する主観的評価と筋活動形態とを複合的に評価して評価基準を定義することを方針とする。具体的には、将来的な課題であるが、運動中の下肢筋群活動形態に関する変数を入力値とし、最適なサドル高さを出力するファジィ推論を検討している。算出されたサドル高さの候補値は、実験装置のサドル高さに反映されることになる。

以上を繰り返し行うことで、実験装置のサドル高さはユーザの最適値に近づけられるのではないかと考えている。これにより、ユーザは実験装置上で運動を続けるだけで、望ましいサドル高さを入手することができるようになる。本研究が構築した装置は、コンピュータ、実験装置、筋電計測器で構成される。実験装置は市販の固定サイクリングトレーナに、本研究で独自に設計構築したサドル高さ調整機構を搭載したもので、サドル高さを上下に 0.3mm の精度で自動制御することができる。

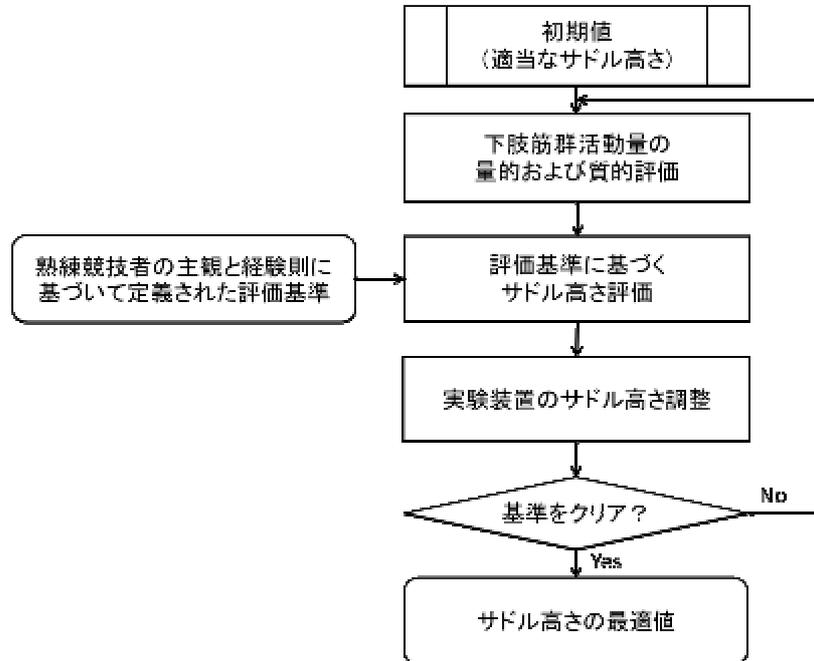


図 2 サドル高さ自動調整装置の制御フロー

### 3.1 サドル高さ自動調整機構の概要

図3に著者らがこれまでに開発したサドル高さ調整機構の3DCAD図面を示す。駆動方式として、DCモータ(Maxon motor Inc. RE-max29 22Watt, GP32A gear head)のシャフトに固定されたウォームギアの特性を利用して、DCモータの回転運動をラックの鉛直運動へと変換させる。これにより、鉛直方向にかかる体重に対する重力補償が物理的になされる。ラックの滑らかな運動を補助するために、リニアスライダを組み付けた。また、ラックの先端に特殊な加工を施し、サドルのレール部を支える部品を設計した。これらの機構に求められる仕様としては、自転車運動中に下肢に装置が触れないこと、運動中にサドル固定部が振れないことが考えられるが、上記の構造によりこれらの構造上の仕様は満足している。サドル高さの検出のために、リニアポテンシオメータ(アルプス電気製, 60mm50K $\Omega$ )をラックに取り付け、ラックの変位量をサドル高さの変位量として換算することとした。リニアポテンシオメータの出力は12bitのAD変換器(Interface Inc. PCI-3523 A)を介してPCに取り込んでいるので、実験装置で検出可能な高さ分解能は約0.3mmとなる。

サドル高さ自動調整装置に用いる固定サイクリングトレーナは、正確な負荷設定や実際の走行感に近いトレーニング環境を提供する武井機器工業社製 Active10IIを採用した。Active10IIには、実際のロードレーサーと同様のポジション設定が可能となるように、ハンドル部周辺とクランク部周辺に追加工を加えた。特に、クランク部へは、左右のペダル間隔(Qファクタ)がロードレーサーと同寸法になるようにした。図3はサドル高さ調整機構をActive10IIに搭載するために構築した三次元CAD図面である。この図面に従って完成した実験装置を図4に示す。

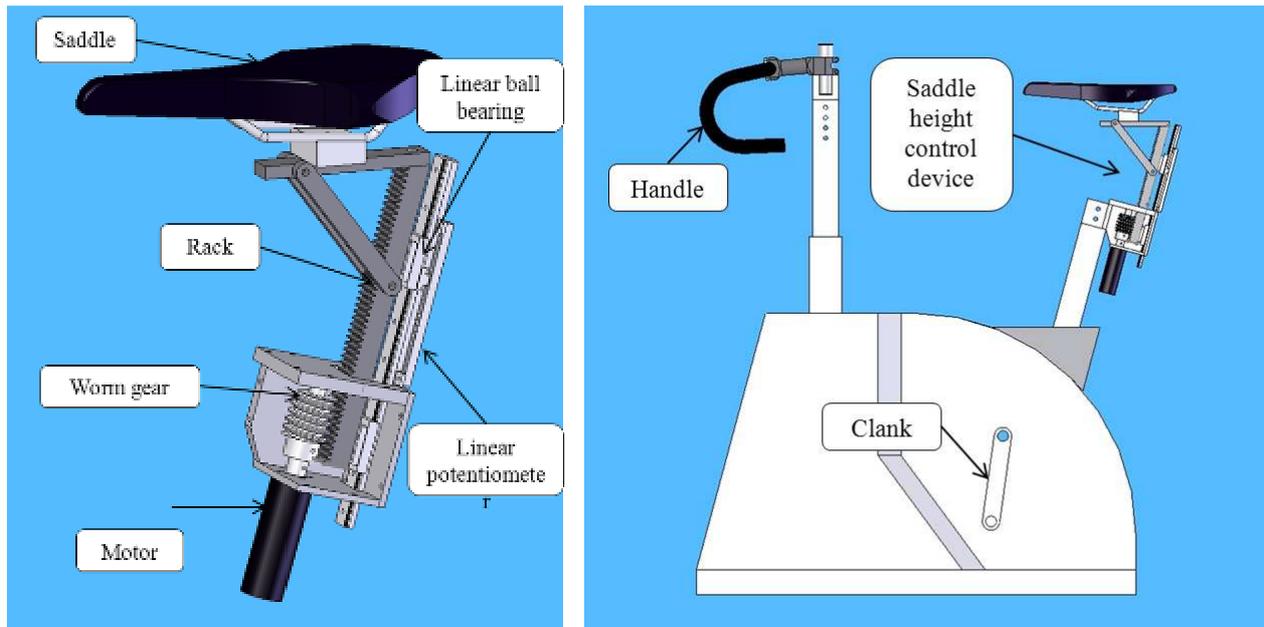


図 3 サドル高さ自動調整機構の三次元組立図(左)と三次元 CAD による実験装置完成図(右)



図 4 サドル高さ自動調整装置の外観図

### 3.2 ソフトウェア

本節では、実験装置の制御プログラムと表面筋電図のオンライン解析を統合的に処理するソフトウェアについて記述する。システムを起動すると、図7のインターフェースが表示される。ソフトウェアの開発環境は、Windows 7 OS, Microsoft Visual Basic 2008 である。表面筋電図の実時間処理のために、Windows APIの一部に手を加えることで、1000Hzの実時間処理を実現した。図5では、取得される表面筋電データの生波形とFFT処理されたパワースペクトルがチャンネル毎にリアルタイムで表示される。また、現在のサドル高さをオンラインで表示される機能や、サドル高さ制御のために実験装置に制御される各種信号の値をモニタ

リングできる。また、被験者に自転車運動を一定のペースで実施させるために、ベープ音を発する機能を搭載している。

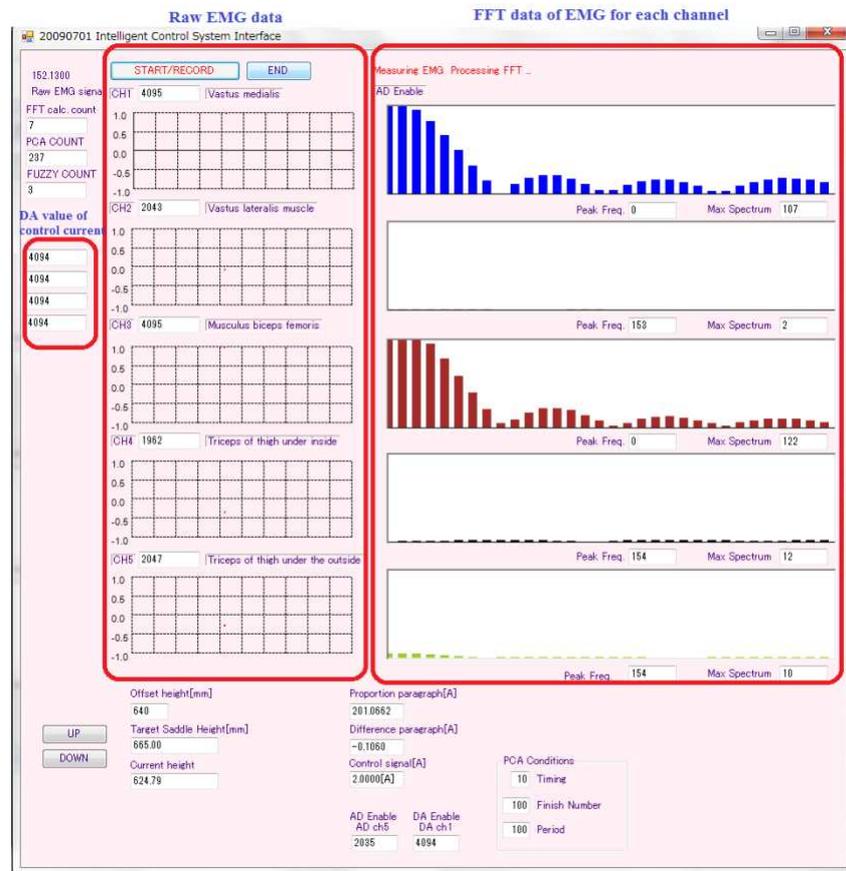


図 5 サドル高さ調整装置のユーザインタフェース

本研究では、5つの下肢筋群について表面筋電データを取得し、FFTにより各筋群活動量を算出している。FFTによる活動量の算出方法については第4章において詳述する。5つの筋群活動量を主成分分析することにより、サドル高さと下肢筋群の活動形態を関連付ける手掛かりを模索する。本研究では、熟練した自転車競技者1名を被験者として用い、異なるサドル高さ毎の主観的な評価と筋群活動量の主成分分析結果を関連付ける作業を行う。またこの作業によりサドル高さの評価基準を定めることとし、サドル高さの最適値を自動探索するための条件として利用する。本手法を採用するための機能的条件として、主成分分析のオンライン化が不可欠である。つまり、サドル高さを変化させた前後で、筋活動形態がどのように変化したかを知るためには、各サドル高さが変わるたびに主成分分析を実行する必要がある。この主成分分析のオンライン化の副産物として、表面筋電図の測定条件を平滑化する働きがある。表面筋電図は、表面電極の添付場所により得られるデータが異なる。したがって、熟練競技者の筋群活動形態をデータベース化して、被験者の活動形態をこれに近づけようとするアプローチは不適切である。

実験時には、図5のインタフェースと同じくして、図6のインタフェースが表示される。5つの下肢筋群を対象として行った主成分分析結果から、第1主成分と第2主成分の累積寄与率が約85%を上回ることがわかった。したがって、図6のインタフェースには、第1主成分を横軸、第2主成分を縦軸とした主成分評価表を、サドル高さ変動前後の2つについて表示する。また、各主成分得点の根拠となる相関行列、固有ベクトル値および累積寄与率をオンラインで表示する。

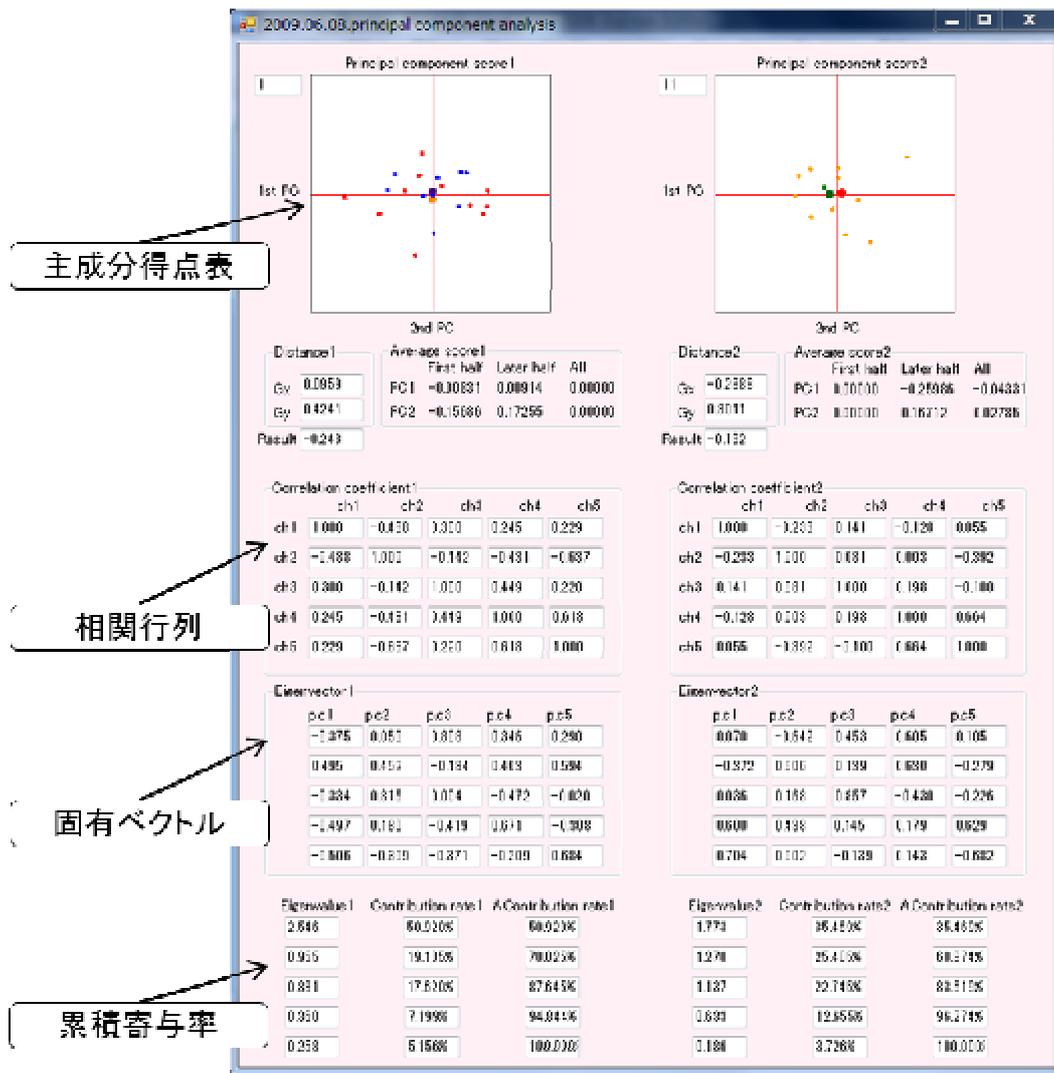


図 6 オンライン主成分分析表示インターフェース

## 4. 方法

自転車運動において主要な筋群の活動状況をオンラインで統計処理および提示し、効率的な運動姿勢導出の可能性を検証する。ここでの「効率的な運動」の定義は、筋肉の平均的活動を達成し筋疲労蓄積の分散する運動である。第3章において、自転車運動中に動的なサドル高さ調整を可能な実験装置を構築した。本章では、サドル高さ最適値の導出に向けた表面筋電位の処理手法、主成分分析による下肢筋群の活動形態の表示方法について詳述する。

### 4.1 表面筋電位処理手法

先述したとおり、本研究は、自転車運動に深く関与している内側広筋、外側広筋、大腿二頭筋、内側下腿三頭筋、外側下腿三頭筋に注目し、それらの表面筋電図を測定し、各筋群の活動量を推定する。図7はこれらの筋群の位置とそれぞれを測定するために添付した表面電極を示す。自転車運動は、各筋群の伸縮・伸張の繰り返しがうまく連動し、ペダルを回転させるための運動を実現していると考えられる。バイオメカニクスの観点から、サドル高さの違いにより活動筋群の活動状態を推察すると、例えばサドルが高い場

合には、ペダルをクランクの最下点近くまで押し込むために内側下腿三頭筋や外側下腿三頭筋の活動が誘発されると考えられる。逆にサドル高さが低い場合には、主に膝関節を上下させる役割を持つ大腿直筋および大腿二頭筋の活動が活発化する。本研究が注目している内側広筋、外側広筋、大腿二頭筋、内側下腿三頭筋、外側下腿三頭筋は、サドル高さによってその活動形態が顕著に変化するため、それらの変化は比較的容易に確認することができる。

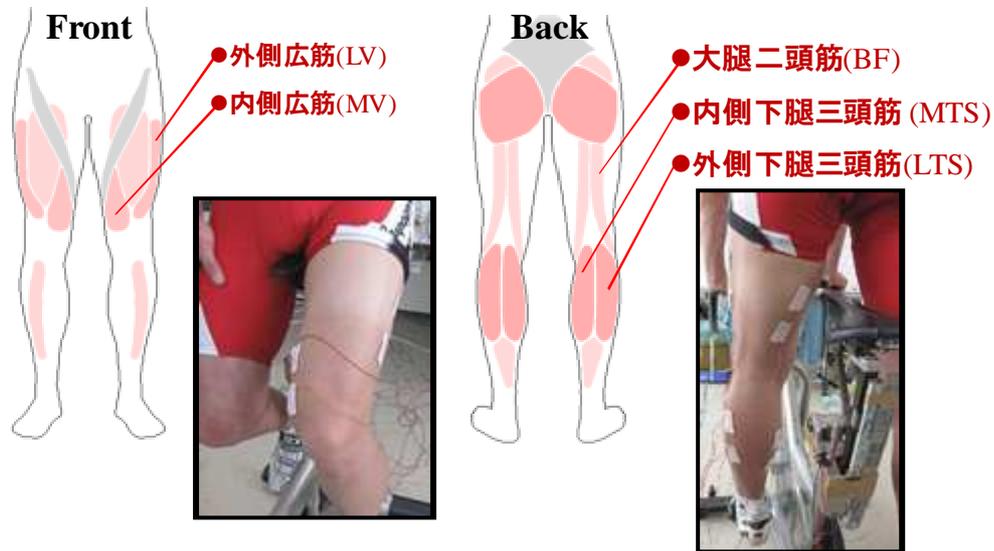


図 7 表面筋電図測定対象筋群

表面筋電図の解析には、一般的な線形解析手法である高速フーリエ変換(Fast Fourier Transform : FFT)を用いる。ただし、窓関数には対象境界条件を用いることとした。これにより低周波数帯の分析精度を損なうことなく FFT を実行できる。FFT の計算量は少なく、本研究で用いた汎用的計算機(Intel Core i5 2.4GHz, 2.0GByte)であっても実時間処理が十分可能である。得られた筋電情報は、FFTにより、表面筋電図の連続的な時系列データを周波数ごとに分割した離散的なデータに変換される。離散的なデータは複数出力されるため、FFTを10回実施して得られるパワースペクトルを平均化して、そのピーク値を1点出力する。本研究では、このピーク値をペダラー一回転に費やした筋活動量として利用する。

ペダリング回転数を 93[rpm]としたとき、ペダラー一回転に必要な時間は約 666[msec]である。本研究では、表面筋電を 1000Hz のサンプリングレートで取得しており、64[msec]ごとに対象境界条件を適用し、FFT を施す。つまり、10回 FFT を実施すれば、640[msec]となり、およそペダラー一回転分の時間に相当する。運動を継続すれば、毎回のペダル運動あたり 26[msec]のずれが生じて積算されていくが、本研究では毎回のペダル運動において誤差が平均的に分散するものと仮定する。筋活動量を得るまでの一連の流れを図 8 に示す。

#### 4.2 主成分分析による筋活動形態の表示手法

ペダル運動毎に出力される5つの下肢筋群活動量は、PCAで処理される。これにより、自転車運動下における各筋群の活動状況を総合的に評価することができる。なお、サドル高さの変化による主成分得点の変化を観測することで、サドル高さとの筋群活動形態の関連性について見いだすことを目的とする。

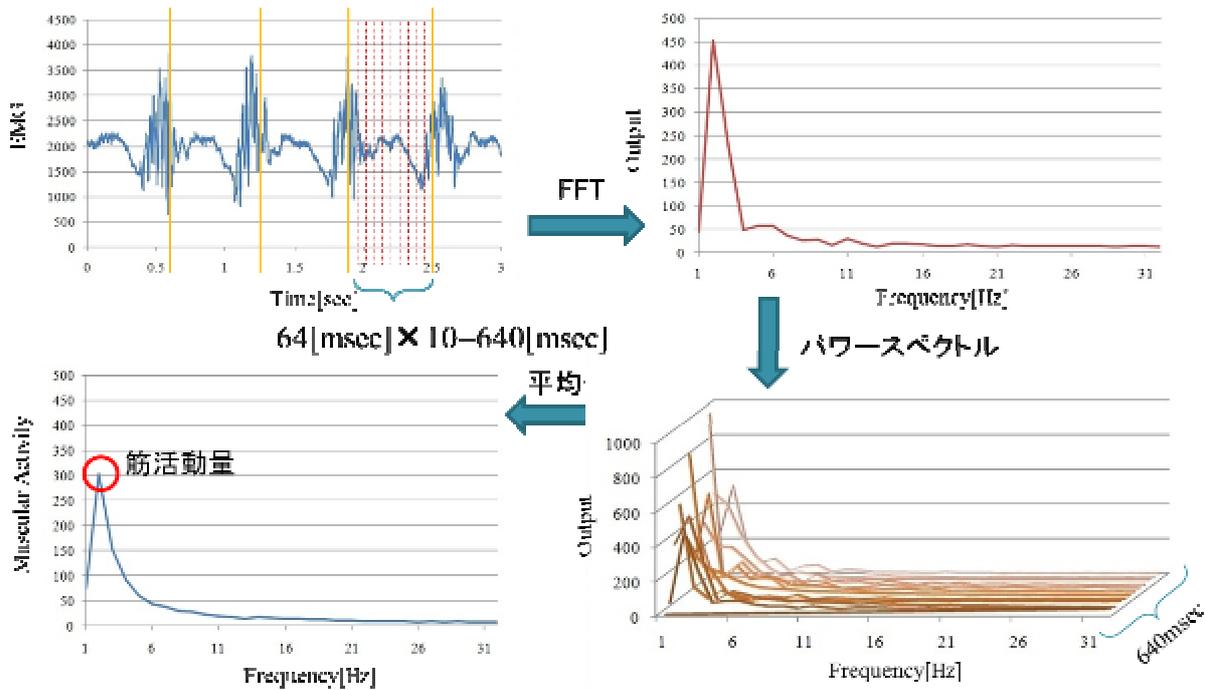


図 8 筋電情報の生データからピーク値一点を出力するまでの流れ

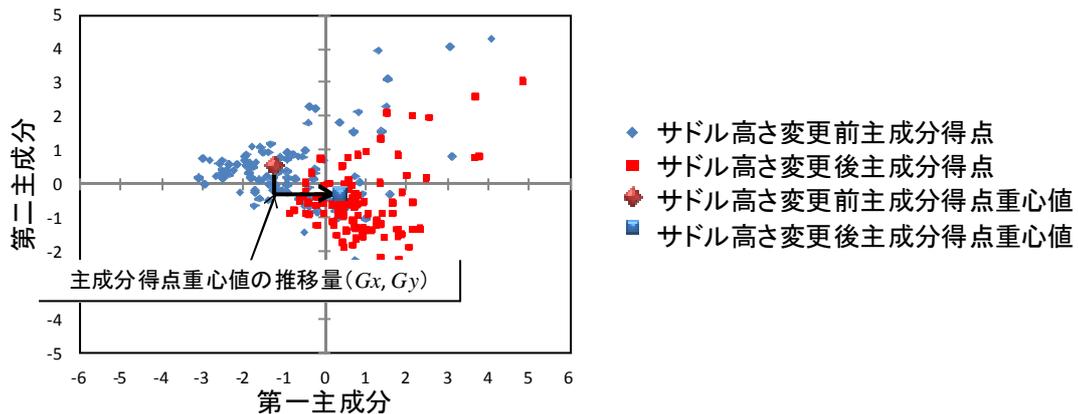


図 9 主成分得点を用いた評価手法

本手法では、サドル高さの変化前後で、それぞれ主成分得点が複数表示されることになる。主成分分析の特性上、データの出所が同一であれば、全主成分得点の平均点はゼロになる。しかしながら、本研究では、解析の途中でサドル高さを変更するため、一度に分析するデータ対象は、2つのデータ群に分離されることになる。ここでは特に、算出されるすべての主成分得点にサドル高さの情報を記憶させることで、サドル高さ変化前後の主成分得点分布を同一の得点表に表示することができる。さらに本研究では、サドル高さ変化前の主成分得点分布についてその重心値を求め、同様にサドル高さ変化後についても重心値を求める。すると、両者は主成分得点表の原点について対称的な位置づけになる。従って、サドル高さ変化前の主成分得点の重心値を原点とした主成分得点評価表を再構成し、サドル高さ変化後の主成分得点の重心値が再構成された得点表のどの象限に存在するかを評価の基準とすることができる。図9に主成分得点の重心値を用いた評価手法について示す。

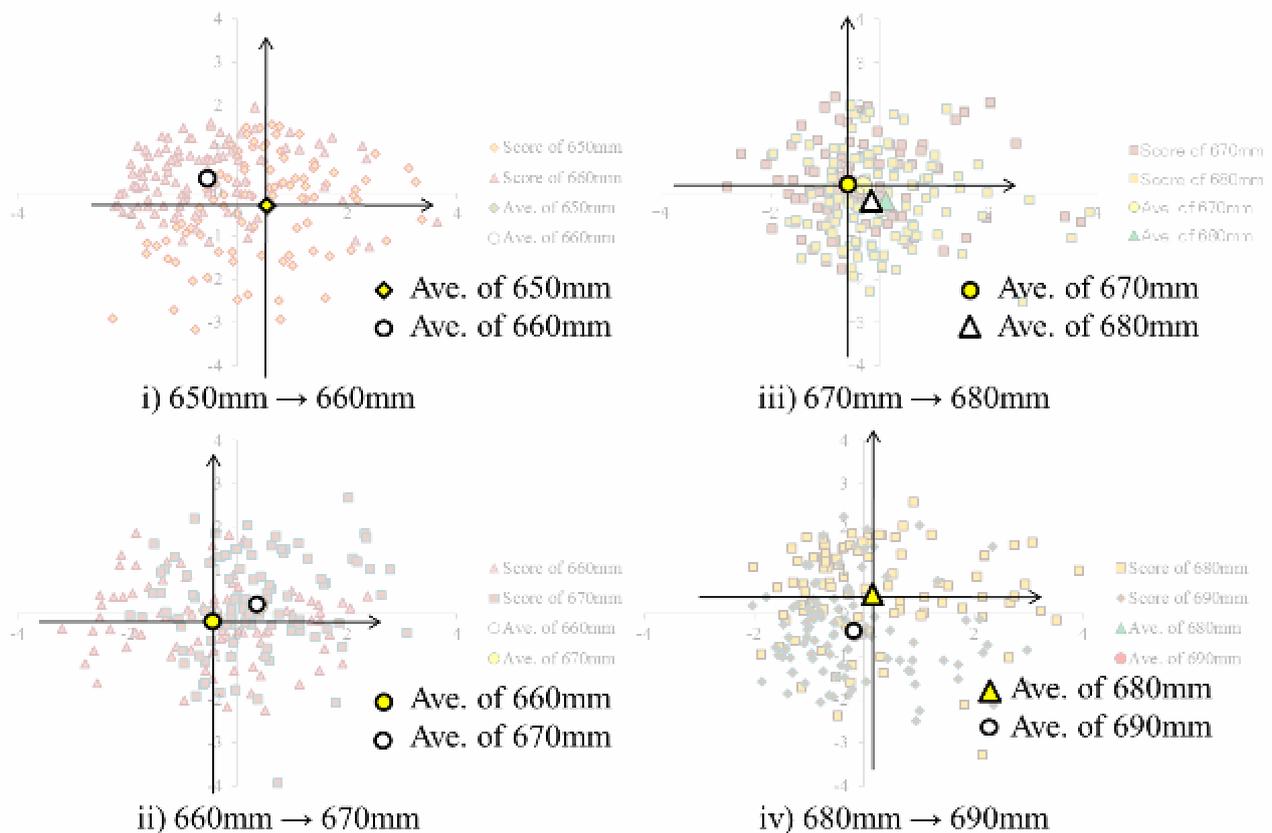


図 10 異なる実験条件下で得られた主成分得点表

## 5. 実験

### 5.1 条件

被験者情報として、競技経験 10 年の元全日本実業団登録選手であり、2008 年度には複数のフランス自転車連盟公認レースに参加した経歴を持つ健康な成人男性を熟練競技者被験者として採用した。実験においては、実験装置上での自転車運動下において動的にサドル高さを変化させ、測定対象とする 5 つの下肢筋群活動量について主成分分析を施し、サドル高さ変更前後で主成分得点重心値がどのように推移するかについて観察する。ここで、被験者が普段の自転車活動で採用しているサドル高さが 670mm であることから、自転車運動中のサドル高さ変化を以下の 4 パターンとした。650mm から 690mm までの 10mm 刻みの高さに対する被験者の主観的評価は、650mm は十分に低い、660mm は低い、670mm は適度、680mm は高い、690mm は十分高いである。

- 条件 i) 650mm→660mm
- 条件 ii) 660mm→670mm
- 条件 iii) 670mm→680mm
- 条件 iv) 680mm→690mm

実験方法を条件 i) を例に説明する。実験装置の設定として、自転車運動の負荷を 150[W] とした。負荷量は、事前実験で被験者が 93[rpm] のペースで運動したときに心拍数が 120[bpm] 程度で安定した負荷で

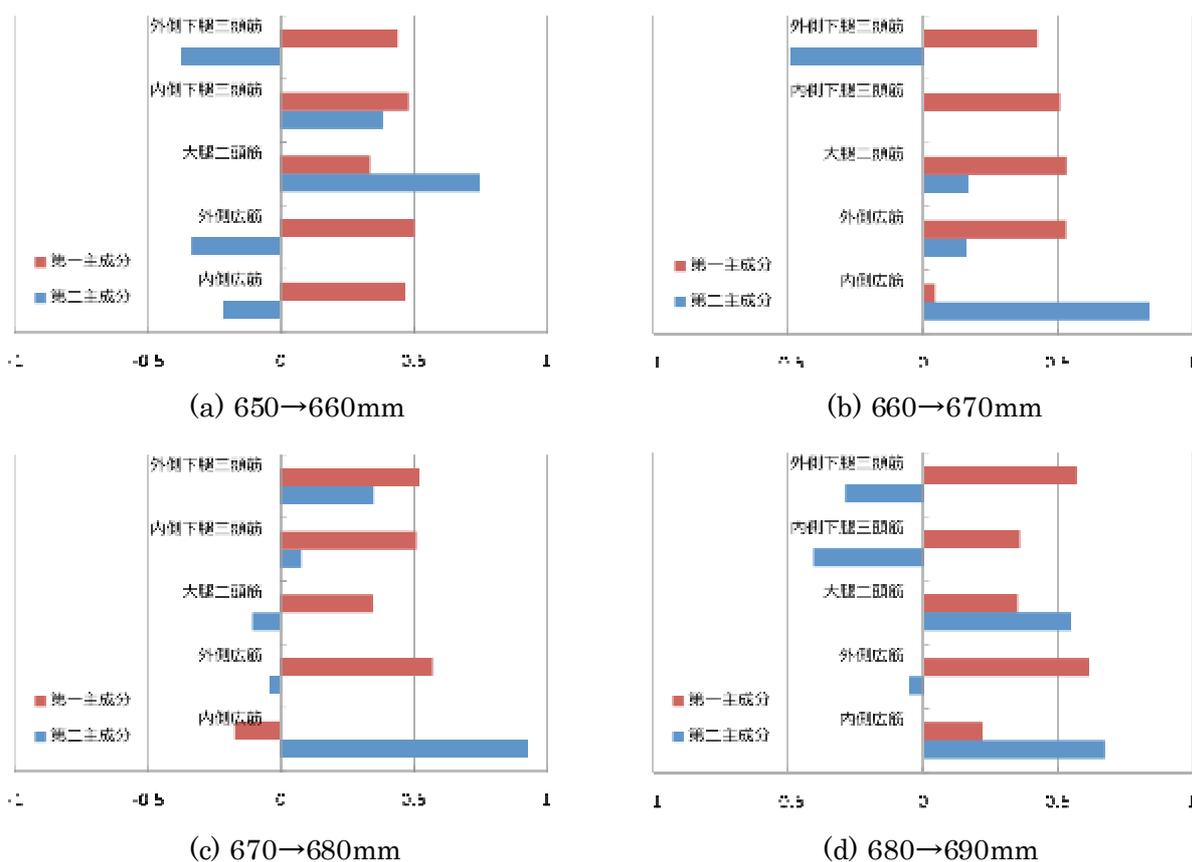


図 10 固有ベクトル

ある。被験者の最大心拍数が 198[bpm]であることを考えると、最大心拍数の約 60%となり、この数値は被験者にとっては有酸素運動レベルで継続的な運動が可能な運動負荷であり、被験者にとっては長時間の運動に対しても疲労を感じない程度の負荷である。

## 5.2 結果

前節で述べた 4 つのサドル高さの設定条件について実験を行い、結果として図 10 のように 4 つの主成分得点表を得た。これらは、サドル高さ変更前の主成分得点重心値を原点として主成分評価表を再構成し、サドル高さ変更後の主成分得点重心値をプロットした。散布図の X 軸は第一主成分、Y 軸は第二主成分をそれぞれ示している。

i) では、サドル高さ 650mm の主成分得点平均値の位置を基準とすると、サドル高さ 660mm の主成分得点平均値の位置は第 2 象限に推移した。同様に、もとの高さの主成分得点平均値の位置を基準とすると、サドル高さを 660mm から 670mm に変化させた場合は、第 1 象限に推移した。また、670mm から 680mm に変化させた場合は第 4 象限へ、680mm から 690mm に変化させた場合は第 3 象限へそれぞれ推移した。サドル高さが十分低い状態からサドル高さを変化させた場合、被験者が好むサドル高さへと近づくにつれて第 2 象限から第 1 象限へと重心値が移動することが確認できる。逆に、被験者が好む高さからさらに高くなると、今度は第 4 象限から第 3 象限へと重心値が推移した。サドル高さの上昇とともに、サドル高さ変更後の主成分得点重心値は第 2 象限から時計回りで各象限を推移していることになる。

PCA の結果から、サドルの高さに応じた顕著な違いが確認された。主成分得点の重心の変化する方向

について、図 11 に示す固有ベクトルに基づいて筋活動状況を推定する。固有ベクトルを用いて、主成分得点表のサドル高さに応じた重心の変化と同様の結果を得られるように筋活動量を設定し、任意の値を代入することで、計測対象の 5 つの筋肉の動作を疑似再現した。

サドル高さを 650mm から 660mm に変化させた場合、主成分得点の重心は第 2 象限へ移動している。図 11 (a)の固有ベクトルより、内側広筋、外側広筋の働きが相対的に若干強まり、大腿二頭筋への負荷がサドル高さを上げることに低下したため第一主成分が負、第二主成分が正となったと考えられる。これは、サドル高さがとても低いと主に太ももの筋肉が働き、サドル高さを高くしたことによってふくらはぎ部分を構成する内側・外側下腿三頭筋の負荷が抑制された結果ではないかと考えられる。ここで行った考察の通り、内側・外側広筋には正の小さい値、大腿二頭筋には負の小さい値、内側・外側下腿三頭筋には負の大きい値を代入した結果、第 2 象限への重心の変化が再現された。

サドル高さを 660mm から 670mm に変化させた場合、主成分得点の重心は第 1 象限へ移動した。図 11(b)の固有ベクトルから考えると、大腿部を構成する内側・外側広筋の活動量が相対的に高まったためであると考えられる。このとき、サドルはより高く変化するため、臀部を構成する筋肉の負荷は先程の結果と同様に減少するものと考えられる。一方で、ふくらはぎ部分の負荷の大きな変化は考えられない。そこで、内側・外側広筋には正の小さい値(650mm→660mm よりも少し大きな値)、大腿二頭筋には負の小さい値、内側・外側下腿三頭筋には 0 を筋稼働量として代入した結果、第 1 象限への重心の変化が確認された。

サドル高さを 670mm から 680mm に変化させた場合、主成分得点の重心は、第一主成分は正、第二主成分は負となり、第 4 象限に移動した。この変化から考えられることは、大腿二頭筋の働きが弱まること以外直感的な理解はない。そこで、内側広筋及び大腿二頭筋に負の小さな値、外側広筋には正の小さな値、内側・外側下腿三頭筋には 0 を筋稼働量として代入した結果、第四象限への重心の変化を得た。このことから、被験者が好むサドル高さよりもさらに高く設定した場合、内側広筋の働きは相対的に弱まることが確認された。

サドル高さを 680mm から 690mm に変化させた場合、主成分得点の重心は、第一・第二主成分共に負となり、第 3 象限に移動した。非常に高い位置でサドルを設定した場合、大腿部の筋肉の働きが弱くなり、ペダルに力を伝えることができないと判断できる。その結果、脚部への負荷は減少し、筋活動は上半身へ遷移することが推測される。そこで、内側・外側広筋、大腿二頭筋のそれぞれに負の小さな値、内側・外側下腿三頭筋には 0 を筋活動量として代入した結果、第 3 象限への重心の変化を得た。

## 6. 考察

まず、図 10 及び図 11 に示した主成分分析結果について考察する。実験では、サドルの高さ設定の変化に応じた顕著な違いが確認された。固有ベクトルを踏まえた仮定から、大腿二頭筋にはサドルの高さが高いほど、その働きが弱まるのが推察される。この結果は、被験者とともに我々が経験的に明らかにしている知見と一致している。サドル高さ上昇に伴う臀部の筋肉の働きの低下は、自転車の乗車経験があれば理解可能である。外側・内側下腿三頭筋は、サドル高さを 650mm→660mm に変化させた場合にのみ、相対的に働きの大きな減少が考えられるものの、それ以上の高さにおいては相対的な変化は発生していないと本研究では仮定した。経験的には、ふくらはぎ部分の負荷は、サドル高さが低くなる程大きくなるように感じられる。これはペダリング運動時に踝関節が屈曲しすぎるのを防ぐために、ふくらはぎの筋群が伸張することに起因する活動量の上昇であると考えられる。この知見に基づいた場合、サドル高さの上昇に伴っ

てふくらはぎ部分の相対的な働きは単調減少するように考えられるが、650mm→660mm に変化させた場合にのみ負荷の大きな減少が再現されたのが興味深い。ふくらはぎ部分の筋肉の絶対量は、他と比較して小さい。ふくらはぎ部分に負荷が偏ってしまうことにより、被験者は運動量を越えた大きな疲労を感覚し、その結果パフォーマンス低下を引き起こす原因になるのではないかと考える。また、ふくらはぎは大腿部と比較して筋量が小さく、そして小さな筋肉ほど、運動負荷は感覚的に大きく感じられる。したがって、ふくらはぎ部分の局所的な筋疲労蓄積を違和感として被験者は表現しているとも考えられる。つまり、ふくらはぎ部分の負荷を減らすことのできるサドル高さ、すなわち 660mm 以上の的確なサドル高さの存在を仮定することができる。また本研究の実験からは、運動生理学的にも妥当な結論が得られたため、今後も同条件での実験を継続し、追跡調査を行う必要がある。

本論文で実施した実験について特に興味深い結果は、大腿部を構成する筋である外側・内側広筋の 2 つのサドルの高さに応じた働きの変化である。具体的には、内側広筋は被験者の好むサドル高さである 670mm に向かう過程では相対的に強く働き続け、逆に、670mm 以上の高さからは、筋活動は相対的に減少している可能性が指摘された。一方外側広筋では、680mm までサドル高さを上昇させる過程において、その活動は相対的に強くなり、680mm→690mm からは、活動の相対的な減少が考えられる結論を得た。太ももを構成する二つの筋肉であっても活動の違いを指摘することができる結果が得られたのは興味深い。以上を踏まえると、太ももを構成する筋肉に的確なサドル高さは深く関連しているのではないかと考えられる。特に、サドル高さを変化させた場合における外側・内側広筋の二つの筋肉の働きの違いを捉えることは重要であると考えられる。筋肉が均一に働けば、被験者は感覚的に快適に感じ、その結果、そのサドル高さを好むようになると考えられる。とりわけ、外側・内側下腿三頭筋の変化を除いて実験を再現した結果、実際と同様の主成分得点重心値の推移形態を得ることができた。以上から、自転車運動において特に重要な筋は、太ももを構成する 3 つの筋群ではないかと考えられる。これら 3 つの筋群が均一に働くサドル高さを検出できれば、複数の被験者に適用できるのではないかと考えられる。同じ動きの繰り返して構成される自転車では、運動量の大きさは一定であると考えられる。したがって、サドルの高さの変化は、絶対的運動量の各筋肉への負荷配分を変化させているだけと仮定できる。筋肉の絶対量に応じた的確なバランスで負荷を配分可能なサドル設定こそが、被験者にとって最も有効なサドル高さではないかと考えられる。なお、外側・内側下腿三頭筋の働きは、サドル高さに応じてそれほど大きな影響は考えられなかったことから、現在の段階では、特に考慮する必要はないと考えている。

得られた分析結果を利用して、自動制御に向けた予備実験を行った。本研究では、ファジィ推論によるサドル高さ最適値の導出法を検討した。ファジィ推論を用いることで、人間の経験や知識を定量的に評価することが可能となると考えた。そのため、被験者が好む高さ、すなわち快適性という重要な要因をアルゴリズムに含めることがファジィ推論を適用した大きな理由である。本研究が用いるファジィ推論では、サドル高さ変化後の主成分得点重心値の座標を入力とする。サドル高さがより適した方向に変化した場合、サドル高さ変化後の主成分得点重心値がどの程度推移するかを統計的に知ることができれば、これをファジィルールとして適用可能であると考えている。本研究では、ファジィルールを構築するために、1名の熟練自転車競技者を被験者として、豊富な練習量と競技経験を通して培われたサドル高さに対する主観性と筋群活動形態に関する模範ルールを構築した。ここで被験者数を 1名とした理由は、測定対象が生体であることから、複数名の被験者からデータを採取したとしても個体差や自転車スキルの度合いによってデータの集約が困難になる可能性が高いからである。先行研究を参考にしても、彼らが対象とした被験者数も少数であることから、ま

ず1名の熟練競技者で金字塔を打ち立てることがからはじめ、徐々に自転車スキルに幅を持たせるべくアルゴリズムに修正を加え、最終的に競技経験のない一般の人々にも対応できるようなアプローチが好ましいと考えた。

サドル高さの自動制御シミュレーションを行った結果、サドル高さは上昇や下降を繰り返しながらサドル高さ変化は小さくなっていった。また、ペダルの負荷を変化させた結果、負荷が小さい場合はサドル高さの変動は小さいままおおよそ一定のサドル高さに収束した。負荷が大きい場合、サドル高さが収束するまでの変動が大きかった。これは、筋疲労の影響により、筋活動量にばらつきが生じたからではないかと考えられる。運動負荷が大きい場合、短時間運動している間に筋肉は疲労するため、主成分得点が想定していた方向とは違う象限に大きく遷移した結果であると考えられる。

自動制御シミュレーションの結果を踏まえ、疲労が筋肉に与える影響をより十分に考慮しなければならないと考える。筋肉の活動量を定義するため、現時点では筋電の振幅だけを評価手法に取り入れている。このことは、筋疲労の発生と共に筋活動量は低下すると文献に報告されていたことや[18]、また、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、本研究が想定していたとおりのサドル高さ制御を得ることはできなかった。さらに、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に制御されている。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。本研究は、疲労の影響を第一に考慮しなければならないと考える。そこで、まずは本研究がこれまで対象としてきた5つの筋肉について、1サイクルのペダリング運動における筋電位発生のタイミングをグラフ化し、再度得られた時系列を十分に観察する必要があると考える。一定以上の負荷を与えた場合で1サイクルごとに時系列解析を行うことで、筋疲労の影響が示されるのではないかと考えている。この実験と並行して、ほとんど負荷のかからない状態において、最適なサドル高さが得られるかどうか調査すべきではないかと考えている。自動制御シミュレーションでは、ある程度の負荷で実験結果に基づいたファジィ推論表を利用している。本研究が採用した条件で実験を行った結果、筋疲労の影響でサドル高さは少しずつ減少し、本研究が期待したとおりの動作を示さなかった。本研究では、負荷がかかっていない状態での運動は調査していない。そこで、本研究での実験条件を一度棄却し、仮に筋疲労が現れない状況を意図的に用意した場合での変化を調査したいと考える。この場合、外負荷はゼロとなるため、内負荷のみが発生するのではないかと考えることができる。その結果として、単純に筋肉を動かした結果から得られる反応を観測できると期待している。以上を実現するため、まずペダリング運動における5つの筋群のFFT解析による振幅と周波数変化の様子をグラフ化する必要がある。FFTについては、32個のデータを使うことを前提にして、ゼロ詰め作業を行ってなめらかな周波数変化がみられるように変更する。ここではPCAの変化を考慮しない。または、サドル変動なしで、PCAの値がどのように変化していくかを調査することも重要な課題になるのではないかと考える。それ以外では、3段階程度の負荷をそれぞれ与えた場合の疲労による筋電波形の変化の様子を調査することにより、振幅と周波数の変化と関連性を考察する必要があると考える。

## 6. おわりに

本研究では、競技自転車であるロードレーサーの構造特性とユーザの身体機能特性とを、ユーザの競技力発揮という面において効率化することを目指した。まず、開発した実験装置を用いて、サドル高さの評価基準を定めた。実験装置には、市販の固定サイクルトレーナを改造し、さらに本研究が独自に設計した

サドル高さ調整機構を搭載した。動的な自転車運動条件下においてサドル高さを自動制御できる機構だけみても自転車競技界には類を見ない装置である。特に、サドル高さだけでなく前後位置、角度などの自動調整も可能となれば、それだけでもユーザのポジション調整の効率化に貢献できると考えられる。現段階においては、身体運動情報として下肢筋群の表面筋電位のみを対象としている。これは被験者が熟練競技者であり、ペダルを回転させる運動に対する下肢筋群の運動制御が長期の反復練習によって精度よく培われたもので、サドル高さの違いによる活動筋群の変化を明確に捉えることができるという仮定によるものである。今後、本研究ではさらに、大臀筋、腹直筋、広背筋など、腰回り構成筋群の活動情報を取り入れ、その影響や変化についても検討していく予定である。

熟練競技者の自転車乗車感覚は、一般人もしくは他のスポーツ競技者のそれを遙かに凌駕しており、わずか 0.3mm のサドル高さ変化を違和感として検出し、それが高いか低いかを正確に指摘することができる。本論文で試行した 4 段階のサドル高さ変化は、被験者にとっては極めて大きな変化であり、その証拠として主成分分析結果には顕著な活動形態の変化が現れている。そして、それらの結果は、被験者の主観と筋活動形態との関連性を統合するに十分な結果であり、主成分得点重心値を要とした自動制御アルゴリズムの実装により、サドル高さ自動調整装置の完成が見込まれる。今後、サドル高さの自動制御実験の段階へと移行した場合、僅かな筋活動量の変化を現在のシステム構成仕様で対応できるかについての懸念があるが、サンプリング周波数を 2000Hz へと向上させることや AD コンバータの測定分解能を 16bit に拡張するなどの手立てで対応可能であると考えている。

将来的に、自転車を利用する一般人に本装置を適用できるようにすることが期待される。一般利用者への適用を可能とするためには、競技経験の異なる被験者で実験を行い、まずは自転車運動すなわちペダルの回転運動を実現するペダリングスキルを定量的に評価する必要がある。なぜならば、一般利用者もしくは競技経験の浅い競技者は、サドル高さが 1mm でも変わることによってパフォーマンスに影響がでることは確かだが、それを走行感覚から事後検出することが困難であるためである。本研究が行った予備調査では、熟練競技者被験者は、サドル高さが増えることで下肢筋群の活動割合が大きく変化しているのに対し、素人や競技経験の浅い被験者のそれには大きな変化は見られない。従って、素人被験者の自転車運動をいくら調査しても活動筋群の変化に関する知見は得られないのである。このことは後になってわかったことであるが、本研究では熟練競技者被験者の自転車運動を模範データとして考えており、自転車運動において理想とされる筋群活動形態を明らかにするアプローチを試みた形となっている。そして、本研究においては自転車機材設定の自由度をサドル高さのみに限定して実験を行っているが、実際には自転車の基本乗車姿勢は、サドル高さ以外にサドルの前後位置、取り付け角度、ハンドルの高さ、前後位置、取り付け角度によって決定される。本研究において、サドル高さの変化に対する確かな評価基準を得たことを糧に、今後は機材設定自由度を徐々に増やしていくことを計画している。

## 謝辞

本研究を実施するにあたり、九州工業大学 平木場浩二教授、大分工業高等専門学校 大庭恵一准教授、豊橋技術科学大学 章忠教授の協力を得た。また、本研究の成果の一部は、財団法人上月スポーツ・教育財団 第 7 回「スポーツ研究助成事業」の助成によるものである。ここに記して謝意を表します。

## 参考文献

- [1] 環境省, 平成 19 年版環境白書, 2007.
- [2] 自転車活用推進研究会, 我が国の自転車政策のあり方に関する調査報告書, 2001.
- [3] 古倉宗治, 自転車利用促進のためのソフト施策, ぎょうせい, 2006.
- [4] R. Hagan, S. Weis, and P. Raven, Effect of pedal rate on cardiorespiratory responses during continuous exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol.24, No.10, 1088-1095, 1992.
- [5] 西川大亮, 兪文偉, 横井浩史, 嘉数侑昇, 筋電義手制御のためのオンライン学習法, 信学論, J82-D-II, No.9, pp.1510-1519, 1999.
- [6] Y. Yoshitake, H. Ue, M. Miyazaki, and T. Moritani, Assessment of lower-back muscle fatigue using electromyography, mechanomyography, and near-infrared spectroscopy. *European Journal of Applied Physiology*, Vol.84, pp.174-179, 2001.
- [7] T. Moritani and Y. Yoshitake, The use of electromyography in applied physiology, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol.8, No. 6, pp. 363-381, 1998.
- [8] 佐藤寿晃, 森直樹, 千葉登, 随意収縮および電気刺激による筋疲労後の筋電図的解析, 山形保健医療研究第 9 号, pp.11-17, 2006.
- [9] 木塚朝博, 木竜徹, 増田正, 佐渡山亜兵, 表面筋電図, 東京電機大学出版局, 2006.
- [10] 吉田英恵, 氏家英樹, 石村康生, 和田充雄, 表面筋電図のカオス解析手法による筋疲労の評価, バイオメカニズム学会誌, Vol. 28, No. 4, pp.201-212, 2004.
- [11] 田村宏樹, 奥村大, 淡野公一, 表面筋電位を FFT 処理しないで動作識別する方法の検討, 電子情報通信学会論文誌, J90, 9, pp.2652-2655, 2007.
- [12] 中村亨弥, 金子秀和, 木竜徹, 鈴木慎也 他, 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, 電子情報通信学会論文誌, J85, 3, pp.523-532, 2002.
- [13] 大谷和則, 木竜徹, 斉藤 義明, 時間周波数解析による周期運動時心拍変動の自律神経系成分の抽出, 電子情報通信学会論文誌, J81-D-2, No. 2, pp.429-436, 1998
- [14] 山田英司, 加藤浩, 宮本賢作, 田中聡 他, 自転車エルゴメータ駆動中における大腿直筋のウェーブレット変換による筋電図周波数解析 : IEMGT 前後における各周波数帯域の変化, 理学療法学, Vol.30, No.6, pp. 357-361, 2003.
- [15] 坂口正和, 本多直孝, 木竜徹, 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, 電子情報通信学会論文誌 (D), Vol. J92-D, No. 2, pp. 208-214, 2009.
- [16] 大滝将司, 木竜徹, アシスト付自転車での筋疲労がパフォーマンスに与える影響, 電子情報通信学会技術研究報告 (MBE), Vol. 108, No. 371, pp. 25-28, 2008.
- [17] 山崎健, 蘇日塔拉図, 反復される漸増漸減型自転車エルゴメータ負荷への心拍応答, 新潟大学教育人間科学部, 自然科学編第 9 巻 2 号, pp.55-62, 2007.
- [18] 田村直喜, 王質輝, 山下一樹, 木竜徹, ウェアラブル計測制御ユニットを用いた自転車エルゴメータの負荷制御法, 第 44 回日本生体医工学会論文集, pp. 576, 2005.
- [19] 木竜徹, 局所筋疲労を表面筋電図でみる, 新潟大学大学院自然科学研究科 情報理工学専攻 バイオメカニズム学会誌, Vol.21, No.2 1997
- [20] 高嶋渉, 石井好二郎, 稲森謙吾, 山口太一, 他, 姿勢変化が最大下自転車運動におけるペダリング

動態に及ぼす影響, 体力科学, Vol.55, No. 6, pp.762, 2006.

- [21] F. Hug and S. Dorel, Electromyographic analysis of pedaling: A review, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 19, Issue 2, pp. 182-198, 2009.
- [22] R. Patterson and M. 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.
- [23] 高石鉄雄, 最適なペダリング速度, *バイオメカニクス研究*, vol. 8, no. 1, pp. 42-51, 2004.
- [24] A. Chapman, B. Vicenzino, P. Blanch and P. Hodges, Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists, *J. of Electromyography and Kinesiology*, vol. 18, pp. 359-371, 2008.
- [25] A. Chapman, B. Vicenzino, P. Blanch, J. Knox, S. Dowlan and P. Hodges, 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.
- [26] 木越清信, 尾縣貢, 田内健二, 大山圭悟 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.
- [27] J. Gámez, M. Zarzoso, A. Raventós, M. Valero et al., Determination of the Optimal Saddle height for Leisure Cycling", *The engineering of sports* 7, pp. 255-260, 2008.
- [28] 星川秀利, 木村裕一, 玉木啓一, 藤本浩志 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.
- [29] 佐々木績, 木竜徹, 林容市, 田中喜代次, 個人の運動体力に合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, *電子情報通信学会論文誌*, J85, 2, pp.329-336,2002.
- [30] 小川克徳, 木竜徹, 斉藤義明, 筋活動状態を考慮した自転車エルゴメータの負荷制御, *電子情報通信学会論文誌*, J81, 2, pp.421-428,1998.
- [31] 山口謙一郎, 木竜徹, 田中喜代次, 斉藤義明, 中高年者向け自転車エルゴメータのリモート負荷制御システム, *電子情報通信学会論文誌*, J83, 2, pp.840-847,2000.
- [32] 星川秀利, 自転車エルゴメータにおけるペダリング運動のバイオメカニクスの研究, 早稲田大学大学院人間科学研究科 平成 15 年度博士論文, 2004.