

平成 23 年度
順天堂大学大学院スポーツ健康科学研究科 修士論文

サドル高がペダリング運動時のエネルギー消費量および
下肢筋活動に及ぼす影響

スポーツ科学領域
スポーツ医科学専門分野
村出 真一郎

論文指導教員 形本 静夫 教授

合格年月日 平成24年2月27日

論文審査員 主査 内藤 久士

副査 河合 祥改

副査 形本 静夫

目次

第1章 諸言.....	1
第2章 関連文献の考証.....	3
第1節 定常ペダリング運動時のエネルギー消費量に影響を及ぼす因子.....	3
(1) ケイデンス.....	3
(2) ペダリングスキル.....	4
(3) パーツの種類や形状.....	4
a) ハンドル形状.....	4
b) クランク長.....	5
c) 車輪の種類.....	5
d) サドル高.....	5
第2節 サドル高に関連する自転車研究.....	6
(1) サドル高の設定方法.....	6
(2) 至適サドル高.....	6
(3) サドル高と障害へのリスク.....	7
(4) エネルギー消費量（酸素摂取量）.....	7
(5) 下肢筋活動.....	8
(6) パワー発揮.....	9
(7) 被験者の特性.....	10
(8) 自転車によるエルゴメトリ方法の相違.....	10
第3章 実験方法.....	12
第1節 被験者.....	12
第2節 実験デザイン.....	12

第3節 測定項目	13
(1) 酸素摂取量	13
(2) 心拍数.....	13
(3) EMG.....	13
第4節 統計処理.....	14
第4章 結果.....	15
第1節 酸素摂取量および心拍数.....	15
第2節 iEMG	15
第5章 考察.....	16
第6章 結論.....	21
第7章 要約.....	22
謝辞.....	23
引用文献.....	24
欧文要約.....	30
図・表	32

第1章 諸言

自転車競技において選手達は適切なポジションを決定し、より高い走行パフォーマンスを引き出すため、自転車を構成する様々なパーツのサイズや形状、位置関係を適切にセットすることが必要とされる⁹⁾²⁶⁾³⁶⁾。例えば、自転車走行時の機械的パワー出力やエネルギー消費量は、乗車姿勢⁷⁾²²⁾³²⁾⁴⁵⁾、ハンドルの形状²³⁾⁴⁶⁾⁴⁸⁾、クランク長¹²⁾²⁷⁾³⁴⁾³⁹⁾、車輪の種類¹⁴⁾²⁸⁾、フレームの形状¹³⁾²⁸⁾のみならずサドル高⁸⁾²⁵⁾⁴⁰⁾⁴²⁾⁴³⁾⁴⁴⁾⁵²⁾によっても影響される。

例えば、一定負荷時のエネルギー消費量（酸素摂取量）のサドル高との関係について、Shennum と deVries⁵²⁾は、自転車エルゴメータ運動を用いた実験結果から、ペダリング運動時の酸素摂取量はサドル高の低下とともに減少し、恥骨結合高の 108-109% のときに最小となることを示した。一方、Nordeen-Snyder⁴⁰⁾は、女子大学生を用いた非固定式ローラー上でのロード用自転車による実験結果から、最大下ペダリング運動時の酸素消費量はサドル高の変化に伴い V 字状に変化し、転子高の 100%（恥骨結合高の 107%）のときに最小値が得られることを報告した。これら 2 つの研究において、酸素消費量が最小となるサドル高（至適サドル高）には大きな違いは見られないが（それぞれ恥骨結合高の 108-109% および 107%）、サドル高の増加に伴う酸素摂取量の変化には、大きな違いがみられる。Sandersons と Amoroso⁴⁹⁾は、ペダリング中の下肢の筋活動量は、サドル高の増加とともに増加することを報告している。ペダリング運動における下肢の筋活動量は酸素摂取量と正の相関関係を示すことを考えると、Sandersons と Amoroso⁴⁹⁾の結果は、Shennum と deVries⁵²⁾の結果を支持するが、Nordeen-Snyder⁴⁰⁾の結果は支持しない。しかし、Shennum と deVries⁵²⁾および Sandersons と Amoroso⁴⁹⁾が負荷装置として固定式の自転車エルゴメータを用いているのに対し、Nordeen-Snyder⁴⁰⁾は、1 台のロード用自転車による非固定式ローラーサイクリングを用いた。固定式の自転車エルゴメータ運動とロード用自転車運動では、得られる生理学的応答が異なることが示唆されている²⁴⁾。したがって、用いたエルゴメータ運動の違いが、サドル高の変化に伴う酸素摂取量応答の違いをもたらした可能性がある。また、Nordeen-Snyder⁴⁰⁾は、一般女子学生に非固定式のローラーによるペダリング運動を行わせている。このため、被験者は非固定式のローラーによるペダリング運動に習熟していなかったことが考えられ、サドル高の変化がペダリング運動の

安定性に影響を及ぼし、これが異なる酸素摂取量応答をもたらした可能性を否定することはできない。したがって、実際のサイクリング運動時のサドル高－酸素摂取量関係を検討するためには、非固定式のローラー上でのペダリング運動に習熟した自転車競技選手を用いて検討することが不可欠であると考えられる。

そこで本研究では、自転車競技選手に各自のロード用自転車を用いて非固定式ローラー上を走行させ、サドル高の違いが呼吸循環応答（酸素摂取量・心拍数）と下肢の筋活動に及ぼす影響を、実際のペダリング運動に近い運動様式を用いて検討することを目的とした。

第2章 関連文献の考証

自転車競技のパフォーマンスを向上させるため、これまで多くの研究において、自転車部品の設定を最適化し、運動時の生理学的応答の効率化させる方法を見つけ出すことに焦点がおかれてきた。自転車運動時の生理学的応答は、サドル高、クランク長、ハンドルの形状等をはじめとした様々なポジションの設定の影響を受けて変化し、パフォーマンスに影響を与える³⁰⁾。本研究では、サドル高と生理学的応答との関連を追究に關係する方法論やパラメータに焦点を絞ってこれまでの知見を総覧し、今後解決すべき問題点を明らかにするための文献考証を行う。

第1節 定常ペダリング運動時のエネルギー消費量に影響を及ぼす因子

(1) ケイデンス

自転車走運動では、同一スピードであっても、ギア比を変化させることでペダリングの負荷とスピードをコントロールすることができる。ケイデンスとは、このペダリングスピードのことを言い、1分間あたりのペダリング頻度を表す。

これまでの研究によれば、一定パワー出力による自転車運動時のエネルギー消費(酸素摂取量)は、ケイデンスに対し下に凸の二次曲線的關係を示し¹⁾¹⁰⁾¹⁵⁾¹⁶⁾³⁵⁾⁵³⁾、最少の酸素摂取量が得られるケイデンス(至適ケイデンス)が存在することが知られている。至適ケイデンスについては、これまで多くの先行研究が行われ、負荷や被験者の特性により変化することが示されてきた。例えば Coast と Welch¹⁶⁾はさまざまなパワー出力に対する至適ケイデンスを調べ、パワー出力の上昇に伴い至適ケイデンスの値も高くなること示した。

また、至適ケイデンスは、運動型式によっても異なる可能性のあることが指摘されている。例えば、負荷運動として固定式自転車エルゴメータを用いた場合の至適ケイデンスは 40rpm (50W) ~70rpm (200W) の範囲にあり、自転車競技選手と非鍛錬者間で違いは見られない¹⁰⁾。しかし、自転車競技選手の至適ケイデンスは、各自の自転車の前輪を固定したエルゴメトリ運動と (Brisswltter ら¹¹⁾、80rpm) と前輪を固定しないエルゴメトリ運動 (Hagberg ら²⁴⁾、90rpm) の場合では、異なる値が報告されている。

このように自転車運動時の至適ケイデンスは、用いる運動型式やパワー出力、対象とする被験者などによって異なることから、自転車運動の研究においては、ケイデンスやそれに影響を与える要因について配慮することが必要とされる。

(2) ペダリングスキル

自転車競技選手は、トレーニングにおいてペダリング時の疲労発現を抑制し、より経済的なペダリング動作へと適応するために、高いケイデンスを用いてペダル踏力を低下させることを意識的に行うよう提唱されている²⁴⁾。Faria²⁰⁾は、自転車走行に際して非熟練者は低いケイデンスを用いる傾向にあるが、自転車競技選手は 90 rpm 以上の高いケイデンスを用いていることから、一般に、競技者はトレーニングによって高いペダリングスキルをみにつけていると報告している¹⁶⁾。これらのことは等負荷の運動において被験者の経験の差はエネルギー消費に影響を与えるという事が考えられる。

(3) パーツの種類や形状

自転車運動時のパフォーマンス改善や障害を予防するためには、自転車を構成する様々なパーツのサイズや形状、位置関係を適切にセットすることが重要であると考えられている⁹⁾。自転車走行時の機械的パワー出力やエネルギー消費量は、ハンドルの形状²³⁾⁴⁶⁾⁴⁸⁾、クランク長¹²⁾²⁷⁾³⁴⁾³⁹⁾、車輪の種類¹⁴⁾²⁸⁾、フレームの形状¹³⁾²⁸⁾のみならずサドル高⁸⁾²⁵⁾⁴⁰⁾⁴²⁾⁴³⁾⁴⁴⁾⁵²⁾によっても影響を受ける。

a) ハンドル形状

Gnehm ら²³⁾や Ashe²⁾らは、ハンドル形状（ドロップ式 vs エアロ式）あるいはグリップ位置による呼吸循環応答の変化を調査した。その結果、エアロハンドルバー姿勢による一定負荷運動時の酸素摂取量および心拍数は、ドロップ式ハンドルによるアップライド姿勢時よりも有意に高かったことを観察した。彼らは、エアロハンドルバー姿勢がペダリング運動の経済性を低下させた要因として、(a) 極端な前傾姿勢保持のため、上肢の筋動員が起こる。(b) 股関節角度のより大きな屈曲角度が、股および膝関節に関わる筋のカー速度ならびに張力-長さ曲線関係上の位置を変化させる。(c) 股関節屈曲角度の増加が、腸骨部および大腿部の血流を変化させること、などを挙げている。

b) クランク長

一定速度で走行するとき必要とされる力はクランク長に依存し、クランク長を大きくすれば力の入力は小さくなるが、ペダリングの円周速度は大きくなる。つまり、クランク長を大きくすれば力は小さくなるが、ペダリングの円周速度は大きくなる。つまり、クランク長を大きくすれば筋の収縮に際して力は小さくてすむが、収縮速度を増加させなければならず、クランク長の変化がエネルギー消費量に及ぼす影響は一樣ではないことが報告されている。クランクの長さを変え Morris と Londeree³⁹⁾は酸素摂取量、Inbar ら²⁷⁾はパワーの測定を行った結果、酸素摂取量や発揮パワーは有意に異なる事が報告されている。また、MacDermid ら³⁴⁾も 5 mmのクランク長の違いによりパフォーマンスは影響を受けることを示した。従って同一被験者を対象にして測定を行う際には、同一のクランク長を用いる必要がある。

c) 車輪の種類

自転車の車輪の種類にはサイズや重量、さらにスポーク数など様々な種類の車輪がある。これらの車輪の違いは生理学的応答に影響を与える報告がされている。

例えば Olds ら⁴¹⁾は車輪のサイズ、Capelli ら¹⁴⁾や Jeukendrupe ら²⁸⁾は車輪のスポーク数の違いがペダリング運動時の酸素摂取量やパワー発揮に影響を及ぼすと報告した。彼らは、車輪の空力の違いや重量による路面の抵抗の差が原因であると考察している。これらのことは実験時に用いる車輪は同じものを使用しなければならない事を示している。

d) サドル高

サドル高は自転車のポジションを決定する上で非常に重要な要因であるとされる。自転車ペダリング運動においてサドルは下肢筋群が力を発揮するため上体を支える非常に重要なポジションである。サドル高を変えると、ペダリングに参画する関節の動きの範囲が変化する⁴⁰⁾。このサドル高の変化は自転車乗車時の生理学的応答（酸素摂取量、筋活動）に影響をあたえ、パフォーマンスに影響を与える因子（エネルギー消費量、パワー出力、ペダリング効率）に変化を及ぼすことがこれまで多くの研究で注目されてきた⁸⁾⁹⁾²⁵⁾⁴⁰⁾⁴²⁾⁴³⁾⁴⁴⁾⁴⁹⁾⁵²⁾。

第2節 サドル高に関連する自転車研究

(1) サドル高の設定方法

サドル高の定義は、研究ごとに定義が種々存在している。a) サドル頂点-ボトムブラケット、b) サドル頂点-ペダル軸、等クランク長を含めるか、含めないか等基準点異なることがある。またサドルの中心部の頂点を基準に用いるか、サドルの先端を基準とする方法も存在する。多くの研究ではサドル頂点-ペダル軸までの長さをサドル高として用いている。

また、先行研究では基準となるサドル高の計測方法に違いがあるため注意しなければならない。i) 股下（恥骨結合高）109%の方法 ii) 大腿骨転子部高の方法 iii) LeMond法 iv) ヒールの方法などがある。i) Hamley と Thomas²⁵⁾や Shennum と DeVries⁵²⁾は床から股下（恥骨結合高）までの高さを計測しその値の109%を基準のサドル高に用いた⁴²⁾⁵⁶⁾。また、この高さは Ericson¹⁹⁾が床から座骨結節の113%高であることも報告している。ii) 大腿骨転子部高（転子高）を基準とする方法は、Nordeen-Snyder⁴⁰⁾や Donnelly ら¹⁷⁾が用いている、この長さはシューズを履き直立した被験者の大転子高から床までの長さである。iii) LeMond法はサドルとボトムブラケット（BB）の中心の長さを股下の長の88.3%に合わせる方法である¹²⁾¹³⁾。この方法はツール・ド・フランスを3度優勝したグレッグ・レモンの実証的経験に基づいている。この方法はクランク長の違いを考慮しないため注意しなくてはならない⁹⁾。iv) 最もサイクリストの間で用いられる実践的方法はヒール法である。シューズを履いたまま、かかとがペダル上にあり、クランクがシートチューブに沿ってあるときサイクリストの足が完全に伸展しサドルに固定される状態の長さである¹²⁾¹³⁾。

これらサドル高の設定方法は、ミリの高さの違いにも生理学的応答は影響を受けるため、先行研究との比較や実験に用いる際の測定には十分注意が必要とされる。

(2) 至適サドル高

エネルギー消費量の指標とされる酸素消費量が最小となるサドル高（至適サドル高）について、Nordeen-Snyder⁴⁰⁾は、女子大学生を用いた非固定式ローラー上でのロード用自転車による実験結果から、最大下ペダリング運動時の酸素消費量はサドル高の変化に伴いV字状に変化し、転子高の100%（恥骨結合高の107%）のときに最小値が

得られることを報告した。一方 Shennum と deVries⁵²⁾は、ペダリング運動時の酸素摂取量はサドル高の低下とともに減少し、恥骨結合高の 108-109%のときに最小となることを報告している。これら 2 つの研究において至適サドル高時の酸素摂取量の大きな違いは見られないが、サドル高の増加に伴う酸素摂取量の変化には、大きな違いがみられる。これらの違いには、被験者や実験に用いた自転車及び自転車エルゴメータの違いが影響を与えていることが考えられる。したがって、至適サドル高と酸素摂取量の本質的な関係はペダリングスキルが高い自転車競技選手も実際のサイクリングに近いエルゴメトリ運動を用いて検討する必要性があることが示唆される。

(3) サドル高と障害へのリスク

サイクリングは長時間の運動である事が多い、ツール・ド・フランスに代表されるロードレースにおいては、1日 4~7時間をサドルに座ったままペダリング運動を行う。このため長時間のサイクル運動は膝や腰の障害を引き起こす原因となることも示唆されている³⁾⁹⁾⁵⁶⁾⁵⁷⁾⁵⁸⁾。従って自転車の適切なポジションの選択はパフォーマンスに影響を及ぼすだけでなく障害を予防する事にもつながる。適切なサドル高に設定することは長時間、安定して自転車に乗るため重要な条件の一つとされる。

サドル高の変化が下肢の障害リスクへあたえる影響について Peveler ら⁴²⁾はサドル高の設定により大腿四頭筋腱炎や大腿靭帯損傷などの障害を恥骨結合高の 109%のサドル高を用いることで 74%の者が膝の障害を軽減できることを示している。また Vrints ら⁵⁶⁾も恥骨結合高の 109%より低いサドル高では、機械的な効率を低下させ膝関節に負担をかけることになると考察している。

これらの先行研究の結果より、今後の研究では、サドル高の検討はサイクリングパフォーマンスの改善や至適ケイデンス高の視点のみならず、下肢の障害予防の面からも行う必要性が示唆される。

(4) エネルギー消費量（酸素摂取量）

Nordeen-Snyder⁴⁰⁾は一定負荷の自転車ペダリング運動中サドル高が酸素摂取量に与える影響を調査した。その結果サドル高と酸素摂取量は V 字状の二次曲線的な関係を示し、サドル高の基準（100%）に用いたサドル高で酸素摂取量は最小となり、最も効率のよい至適なサドル高であると報告している。さらに、山路と石崎⁵⁹⁾が PWC₁₇₀

によって評価をおこなった研究においても転子高 99%サドル高で最小になると報告している。またこの実験に参加した被験者の主観的サドル高も転子高 99%サドル高であった。しかし、一方で Shennum と deVries⁵²⁾や Peveler⁴²⁾はペダリング運動時の酸素摂取量はサドル高の低下とともに減少し、恥骨結合高の 108-109%のときに最小となることを報告している。これらの結果、低いサドル高での高いサドル高よりも低い酸素摂取量は筋内の血流量が制限されたためであるとされる。これは筋内の血流量の制限は一回拍出量の減少を生じさせる原因となる事は知られており Astrand⁵⁾、運動時の酸素摂取量は心拍数の関係には強い相関があることから低いサドル高における酸素摂取量の低下を説明している。これらのことから、サドル高の影響は呼吸循環器応答に顕著に表れることを示し、サドル高を調査する研究において評価に用いる因子の一つとなるといえる。

(5) 下肢筋活動

ヒトが走ったり、歩いたりという運動を行っている時、そのもととなる駆動力は筋の収縮によって生み出される。このような筋活動を知る方法として、筋電図法 (Electrprmyography : EMG) がある。筋電図法には針筋電図法 (needl EMG) と表面筋電図法 (surface EMG) があるが、体育、スポーツなどの分野では神経の一節の活動状態を非侵襲的に記録できる表面筋電図が主に用いられている。筋電図の定量的分析には、その活動電位を電氣的に積分した値が用いられる。筋放電の区間積分値は、その筋収縮によって発生する張力に比例的³³⁾³⁸⁾、あるいは指数関数的に増加する事が知られている³⁷⁾⁶⁰⁾。Lippold³³⁾は、下腿伸筋群随意収縮力と表面電極から得られた積分筋電図 (Integrated EMG:iEMG) には、高い相関で直線関係を得た。これらのことは筋電図がペダリングによる筋活動の調査において評価するために用いる要因の一つとなることを示している。

先行研究によっても、自転車ペダリング運動が下肢筋活動に影響を与える要因について明らかにされている。Ericson ら²⁰⁾は、エルゴメータを用いて仕事率 120-240W、ケイデンスは 60-100rpm に設定しペダリング運動を行った時の筋活動量の測定を行った。その結果 a) 負荷の増加 (120 から 240W へ) により、下肢筋群の活動は有意に増加する。b) 仕事率を 120W に固定しケイデンス (60 から 100rpm) を上げることにより、大腿直筋と大腿二頭筋を除くすべての筋で筋活動が有意に増加する。c) サ

ドル高を上げるとペダリング動作中の股・膝関節の屈曲可動域は減少し、高さを下げると屈曲可動域は増加する。またサドルの高さを上げることにより、中殿筋、内側ハムストリングス、腓腹筋内側頭の筋活動が増加する。d) 足部の位置、第二中足骨頭をペダルの中心とした場合を前方位置とし、そこから後方へ 10cm 移動した位置を後方位置として比較すると、前方位置では後方位置と比較し、中殿筋と大腿直筋の筋活動が減少し、ヒラメ筋のみ筋活動が増加する。

Jorge と Hull²⁹⁾や山路と石崎⁵⁹⁾はサドル高の違いによる筋放電量の特性を調べているが、これらの結果ではサドル高が高くなると大腿二頭筋や腓腹筋の筋放電量が高まり、逆にサドル高が低くなると大腿四頭筋や前脛骨筋の筋放電量が高まることを報告している。Sanderson と Amoroso⁴⁹⁾は 3 つの異なる高さのサドル高の筋活動を調査し、サドル高の上昇と共に筋活動量は上昇する事を報告している。この低いサドル高時の筋活動の減少は Kennedy と Cersswell ら³¹⁾のデータにより部分的にも説明できる。さらに Sanderson ら⁴⁹⁾は筋長における足関節角度変化の効果は膝関節角度の変化より優勢であるとしている。そのため高いサドル高では足関節角度変化の効果が膝関節角度に影響を及ぼし始めるサイクルはかなり遅いことがいえる。これらのサドル高による下肢筋活動への影響の調査の結果は、サドル高研究においてその他の因子である酸素摂取量等生理学的応答の変化を説明するために用いることができると考えられる。

(6) パワー発揮

股下 109%サドル高を用いた長時間の連続したペダリング運動の実験を行った Hamley と Thomas²⁵⁾は股下 109%サドル高の時に最も長時間の運動を持続できまた最も大きなパワーを発揮されると報告している。一方で、同様に股下 109%サドル高を用いた Peveler⁴³⁾⁴⁴⁾の研究では膝関節の角度によりパワー出力は異なることを報告している。このように、サドル高の変化によりペダリング時のパワー発揮が変化するのは、ペダリング時の関節角度が変わることによって筋の長さ - 張力関係が変化する事や、股関節、膝関節、足関節が変化する事で力 - 速度関係が変化する事に起因していると考えられている^{50) 8)}。さらに、サドル高の変化は、下肢筋群の共同作用に変化をあたえ下肢筋群の長さや収縮速度の操作をもたらすことを知られている⁵⁵⁾。この共同作用バランスが崩れることで、膝や腰の障害を引き起こす原因にもなっていることから、最大パワー発揮ができる角度においても、この共同作用のバランスが崩

れ、膝や腰の障害を引き起こす原因となる可能性についての考慮が必要であると考えられる。

(7) 被験者の特性

同一運動負荷の実験において対象とする被験者の性別、年齢、体重、およびスポーツ歴等の身体特性によって生理学的応答は異なることが知られている。Nordeen-Snyder⁴⁰⁾が行ったサドル高の研究では、被験者は非鍛錬者の女子大学生であった。一方で Shennum と deVries⁵²⁾の研究では、参加した被験者は自転車経験のある16-18歳の男子であった。同一負荷の最大下の運動であっても被験者間の身体特性や、熟練度によって絶対値は異なり生理学的応答には差が生まれることが知られている。また、女性と男性では骨格の位置が異なりサドル高の位置決定のため身体計測上の補正も重要である。これらのことから、実験の対象となる被験者にあったエルゴメトリーやサドル高の補正が必要であることがいえる。

(8) 自転車によるエルゴメトリー方法の相違

自転車に関する研究では、実験に用いる自転車及びエルゴメータにより負荷調節やエルゴメトリーが異なる事が問題となる。例えば、サドル高の研究では Shennum と deVries⁵²⁾や Sandersons と Amoroso⁴⁹⁾が負荷装置として固定式の自転車エルゴメータを用いている。固定式とは自転車の車輪軸を固定しタイヤ部に抵抗器で負荷をかける方式であり、運動時は自転車が固定されるためバランスを取る必要はない。一方で、Nordeen-Snyder⁴⁰⁾は、1台のロード用自転車による自転車が安定しない非固定式ローラーサイクリングを用いたため、自転車を安定させるため左右のバランスを取る必要があったと考えられる。谷本ら⁵⁴⁾は固定式ローラーと非固定式ローラーによるキネマティックデータの比較と下肢の筋活動への影響を調査し、固定式と非固定式とでは筋活動には有意な影響は見られなかったものの関節動作への影響が異なることを報告している。自転車エルゴメータや前輪固定式の自転車と前輪非固定式のトレッドミルによる走行とでは、同負荷環境で非固定式のトレッドミルを走行した場合の至適ケイデンスは91rpm (Hagbergら²⁴⁾)である一方、固定式のエルゴメータを用いた研究では80rpm (Brisswilerら¹¹⁾)となり非固定式環境での結果と相違がみられる。これらのことからトレッドミル上や固定式の自転車エルゴメータ運動とロード用自転車運動で

は身体動揺が起き、得られる生理学的応答が異なることが示唆されている²⁴⁾。したがって被験者の身体特性はそれぞれ異なるため、目的に合わせて、関連するその他の因子影響を取り除く必要があることがいえる。

第3章 実験方法

第1節 被験者

被験者は、全国大会レベルの大会出場経験を持つ大学自転車競技部に所属する男子大学生14名であった。彼らの年齢、身長、体重、競技歴およびトレーニング頻度（平均値±標準偏差）は、それぞれ20.9 ± 1.7歳、173.3 ± 4.9 cm、67.0 ± 6.0 kg、6.5 ± 1.5年ならびに6 ± 0日/週であった。被験者は、研究に先立ち、あらかじめ研究の目的、内容、手順、危険性について口頭および文章にて説明を受けた。すべての被験者が研究参加に関する同意書に署名した。本研究は、順天堂大学大学院スポーツ健康科学研究科研究等倫理委員会の承認を得て行われた。

第2節 実験デザイン

各被験者は、測定の前少なくとも3時間前から摂食を控え、体重の測定を受けたのち、種々のサドル高による最大下のペダリング運動テストを受けた。すなわち、被験者は各自のロード用の自転車と用具（ユニフォーム、ペダル、シューズ）を用いて、実際のロード走行を近似するフリー式のローラー（AC-MAGROLLER、MINOURA、JAPAN）による4分間のペダリング運動を行った。このローラーは3本のローラー（直径100 mm、幅395 mm）で構成されるトレーニング機器であるが、被験者は全員トレーニングや試合で使用経験があり、ローラー上でのペダリングにはよく慣れていた。そのため、実験に先立ち事前の練習は行われなかった。また、本研究では、タイヤ圧が転がり抵抗に及ぼす影響を最小にするために、全ての自転車のタイヤ圧を8気圧にセットした。

サドル高は、各被験者が普段トレーニングや試合で用いているサドル高（ペダル軸中心-サドル頂点≒ヒール法¹²⁾³⁶⁾を基準として、その95%、97.5%、100%、102.5%、105%の5条件を用いた。また、ケイデンスは60 rpmと90 rpmの2種類とした。サドル高条件の試行順序は、順序効果が相殺されように配慮し、ケイデンスについては90 rpm条件を先に行った。各ケイデンスにおけるギア比はほぼ同一の走行速度（31km/hr）が得られるように、90 rpm; 53 x 21、60 rpm; 53 x 15とした。各被験者は、各条件下で各試行間に5分間の椅座位休息を挟みながら4分間のペダリング運動を行い、呼吸循環応答および下肢筋活動の測定を受けた。全ての測定は室温および湿

度が 20 °C および 50 % に設定された恒温恒湿環境実験室内で行われた。

第 3 節 測定項目

(1) 酸素摂取量

自転車運動中のエネルギー消費量を評価するために酸素摂取量を測定した。酸素摂取量の測定は、自動呼吸代謝測定装置 (AE300-S、MINATO MEDICAL SCIENCE、JAPAN) を用いて 1 分ごとに連続して行い、最後の 1 分間に得られた測定値をエネルギー消費量の指標として用いた。また、同測定装置内の酸素分析器および二酸化炭素分析計は、2 種類の既値濃度の較正ガス (O_2-N_2 : 20.73%-Balance、 O_2-CO_2 : 14.97 %-5.00 %、 N_2 -Balance、住友精化、JAPAN) を用いて、各被験者のテストの前に行った。

(2) 心拍数

心拍数は、心拍数計 (CS400、POLAR、FINLAND) を用いて運動中連続して 5 秒ごとに記録し、3 分 30 秒から 3 分 40 秒の間に表示されたデジタル値を読み取って用いた。

(3) EMG

各サドル高条件によるペダリング運動中の表面筋電図活動を無線式多チャンネルテレメータシステム (TELEMYO DTS、NORAXON、U.S.A.) を用いて記録した。まず、被験筋の電極貼付部位の皮膚を剃毛し、アルコール綿および皮膚前処理剤 (スキンプュア、日本光電社、JAPAN) を用いて電極間接触抵抗を 5 k Ω 以下になるまで清掃処理したのち、2 個の表面電極 (BLUE SENSOR P、AMBU、U.S.A) を電極間距離 3cm にて貼付した。各被験者の右脚の大臀筋、大腿二頭筋、腓腹筋、外側広筋および前脛骨筋から導出した筋電図活動は、サンプリング周波数: 1500 Hz、Band pass filter: 10~500 Hz にて連続して A/D 変換し、パーソナルコンピュータ内に記録・保存した。同時に、時間同期されたデジタルビデオカメラ (SONY、DCR-TRV30、JAPAN、60 fpm) による動作映像をパーソナルコンピュータに記録した。EMG のその後の分析には、運動中 2 分 50 秒 から 3 分 00 秒 までの 10 秒間の記録を用いた。すなわち、システム内の EMG 解析ソフト (MR-XP 1.07、NORAXON、U.S.A) を

用いて、録画された映像を基に 10 秒の測定時間内での最初の 5 ペダリングサイクルの筋電図活動を抽出し、抽出した各ペダリングにおける 4 局面（ペダリングの頂点を 0° とし 0-90°、90-180°、180-270° および 270-360°）を対象として全波整流して積分筋電図値 (iEMG) を求めた。すべての iEMG 値は、100% サドル高時の 1 回転分の iEMG に対する比として正規化 (Normalized iEMG) したのちに、5 ペダリングサイクルの平均値が求められた。

第 4 節 統計処理

統計処理は SPSS Software (17.0, SPSS, USA) を用いて行った。サドル高が酸素摂取量および心拍数に与える影響は、一元配置分散分析を用いて、それぞれのケイデンス条件ごとに行った。また、Normalized iEMG のサドル高による変化は、ケイデンス条件および筋群ごとに二元配置分散分析により行った (サドル高×各局面)。いずれの場合も、有意水準は $p < 0.05$ とした。主効果に有意差が認められた場合は、Bonferroni 補正を事後検定に用いた。本研究においてえられたデータは、全て平均値 ± 標準偏差で表記した。

第4章 結果

第1節 酸素摂取量および心拍数

2種類のケイデンス条件における各サドル高による酸素摂取量および心拍数の変化を図1と2に示した。

ケイデンス条件に関わらず、サドル高が酸素摂取量および心拍数に及ぼす影響には、有意な主効果が観察され ($p < 0.001$)、サドル高が高くなるほど酸素摂取量および心拍数は増加した。

第2節 iEMG

60および90rpm条件におけるサドル高と放電量の指標としての各筋のNormalized iEMG との関係を図3および4に示した。60rpm条件では大臀筋および腓腹筋の放電量がサドル高の増加とともに有意に増大する傾向を示し ($p < 0.001$)、90rpm条件においては大臀筋の放電量にサドル高の増加に伴う有意な増加 ($p < 0.001$) が観察された。しかし、その他の筋の放電量には、サドル高の増加に伴う有意な変化は認められなかった。

また、図5および6には、各ケイデンス条件において、ペダル1回転を4局面(0-90、90-180、180-270、270-360度)に分けたときの放電量の変化をサドル高を関数として示した。その結果、大臀筋の放電量においてのみ、両ケイデンス条件において、サドル高×ペダリング局面間の有意な交互作用が認められ(60 rpm: $p = 0.018$ 、90 rpm: $p = 0.045$)、サドル高の増加によりペダリングの初期局面(ドライブ局面)における筋電図活動が増加する傾向にあった。

第5章 考察

本研究の主要な知見の一つは、用いたサドル高の範囲で、酸素摂取量はサドル高の増加とともに上昇し、もっとも低いサドル高のときに、もっとも小さな酸素摂取量値が得られたことであった。

この結果は、非固定式ローラーによる一定負荷ペダリング運動時の酸素摂取量がサドル高の増加とともにV字状に変化し、転子高の100%（恥骨結合高の107%）に相当するサドル高のときに酸素摂取量をもっとも少なくなったことを報告したNordeen-Snyder⁴⁰⁾の結果とは異なるものであった。ShennumとdeVries⁵²⁾は、一定負荷ペダリング運動時の酸素摂取量はサドル高の低下とともに減少し、最小の平均値は100%座骨結節高、¹⁾恥骨結合高の105%のときに得られたことを示している。ShennumとdeVries⁵²⁾が用いたサドル高（100～112%座骨結節高:105～117%恥骨結合高に相当）は、Nordeen-Snyder⁴⁰⁾の研究において、サドル高の増加とともに酸素摂取量が増加する範囲（107～112%恥骨結合高）にほぼ相当していることから、これら2つの先行研究の結果に、矛盾はないものと考えられる。

しかし、ShennumとdeVries⁵²⁾の研究結果を注意深く観察すると、座骨結節高—恥骨結合高関係の解釈に大きな誤りがあると考えられる。彼らは被験者の恥骨結合高（84.6cm）は座骨結節高（80.8cm）よりもおよそ5%高い値を示したとしている。この事実（座骨結節高＝0.955×恥骨結合高）に基づけば、彼らが用いた100～112%座骨結節高のサドル高は、105～117%恥骨結合高相当ではなく、95～107%恥骨結合高に相当することになり、むしろサドル高の低下とともに酸素摂取量が増加する範囲⁴⁰⁾で実験が行われていたことになる。また、転子高—恥骨結合高関係には大きな性差が認められることも考慮することが必要であると考えられる。例えば、日本人の場合、女性の転子高（81.5cm）と恥骨結合高（74.9cm）にはおよそ恥骨結合高に対して8.8%の違いが見られるが、男性における差はわずか1.2%にしか過ぎない（転子高87.6cm、恥骨結合高86.6cm）。Nordeen-Snyder⁴⁰⁾の研究における被験者は女性であったことから、100%転子高は107.1%恥骨結合高に一致するとする彼の研究結果は人体計測上ほぼ妥当であったと思われる。もし、彼の研究の被験者が男性であった場合、実験はおよそ96～106%恥骨結合高に相当するサドル高が用いられていたことになり、2つの先行研究で用いられたサドル高の範囲に、本質的な差はなかったことになる。

一方、本研究で用いたサドル高は、選手自身がヒール法¹²⁾³⁶⁾をもとに若干の修正を加えて、レースや日常のトレーニングで用いている高さ(100%)の95~105%に相当するものであった。被験者14名のうち、9名について触診法によって計測した転子高(88.3cm)と100%サドル高(87.6cm)との間にはおよそ1%の違いしか見られなかった。これらのことを考慮すると、本研究で用いたサドル高は、転子高のほぼ94~104%、恥骨結合高の95~105%に相当することになり、2つの先行研究と同様なサドル高の範囲で実験が行われていたことになる。したがって、本研究の結果は、Nordeen-Snyder⁴⁰⁾の結果とは異なり、Shennum と deVries⁵²⁾の結果を支持するものであると考えられる。

本研究において、Nordeen-Snyder⁴⁰⁾と異なる研究結果が得られた原因としては、つぎのことが考えられる。

一つは、被験者の違いである。本研究における被験者は、非固定式のローラー上でのペダリング運動に習熟した14名の自転車競技選手であった。彼らは、いずれも大学選手権、国民体育大会あるいは日本選手権への出場経験や入賞経験を持ち、レース時のウォームアップやクールダウン、あるいは日頃のトレーニングにおいて、非固定式のローラーを用いたペダリング運動を頻繁に行っている。彼らは、全員が非固定式のローラーによるペダリング運動を“手放し”でも行えることから、本研究の実験運動にはほぼ完全に習熟していたと考えられる。これに対し、Nordeen-Snyder⁴⁰⁾の被験者は一般女子大学生であった。彼女らには、実験前にローラー上でのペダリング運動の練習の機会が与えられていたが、その間に選手達と同様なローラー上での安定したペダリング技術を身に付けたとは考えにくい。このことが、特に低いサドル高において不安定なペダリング運動を生起させ、高い酸素摂取量をもたらしたのかもしれない。

もう一つの可能性は、使用されたロード用自転車に起因する問題である。本研究では、各被験者がトレーニングやレースで使用しているロード用自転車を用いて実験運動を行った。したがって、ペダリング運動時の機械的パワー出力やエネルギー消費量に影響を与える自転車のフレームサイズや形状¹³⁾²⁸⁾、ハンドル²³⁾⁴⁶⁾⁴⁸⁾、クランク長¹²⁾²⁷⁾³⁴⁾³⁹⁾は、それぞれの被験者の体格にほぼ適合していたものが用いられていたと考えられる。このことから、測定された生理学的応答は独立変数であるサドル高の変化をより忠実に反映していたと判断される。これに対し、Nordeen-Snyder⁴⁰⁾の研究においては、1台のロード用自転車しか用いられていない。したがって、先に示した自転車

を構成する諸要素は必ずしも各被験者の体格に合ったものではなく、独立変数であるサドル高の変化が V 字状の酸素摂取量応答をもたらした可能性が考えられる。

さらに考えられる別の要因としては、2 つの研究で行われた運動強度の違いがあげられる。2 つの研究における運動時の酸素摂取量はおよそ 1.60L~2.10L とほぼ同程度であった。しかし、本研究の被験者が持久的に鍛錬された男子自転車競技選手であったのに対し、Nordeen-Snyder⁴⁰⁾の被験者は一般女子学生であった。したがって、2 つの研究における被験者の有酸素能力には大きな違いがあったと考えられる。運動に対する生理学的応答は運動強度によって異なることから⁵⁾、被験者の有酸素能力の違いが同一絶対運動強度に対する相対運動強度 ($\dot{V}O_2\max$) にもたらし、これがサドル高の変化に伴う酸素摂取量応答を異ならせた可能性が考えられる。全国レベルの競技力を持つ本研究の被験者が 60rpm による 5 つのサドル高条件において示した運動中の平均心拍数は 119 拍/分であった。この心拍数水準は最大酸素摂取量のおよそ 40% に相当するので⁶⁾、彼らの最大酸素摂取量はおよそ 4.2L/分程度であったと推察される。一方、一般女子学生の場合、推定される最大酸素摂取量はおよそ $40\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{分}^{-1}$ である⁴⁾。したがって、Nordeen-Snyder の被験者の最大酸素摂取量は、彼女らの体重からはおよそ 2.5L/分程度であったと推定される。したがって、彼女たちの推定相対運動強度は $65\sim 70\% \dot{V}O_2\max$ となり、本研究の被験者よりも、 $25\sim 30\% \dot{V}O_2\max$ も高い強度で実験運動を行っていたと考えられる。この相対運動強度は、一定負荷運動に対する酸素摂取量の持続的な増加をもたらす無酸素性作業域値を超える運動強度であることが指摘されている⁵⁾。したがって、このことが、2 つの研究においてサドル高の変化に伴う異なる酸素摂取量応答をもたらしたのかもしれない。本研究と同様な知見を、Shennum と deVries⁵²⁾がよくトレーニングされた自転車競技選手を用いて得ていることは、このような可能性を一部支持するものであろう。しかしながら、2 つの研究における結果の違いに、上述したいずれの要因、あるいはいずれの要因の組み合わせが関与しているかについては、本研究では言及することができない。そのためには、さらなる研究が必要とされよう。

ところで、本研究では、サドル高の変化がペダリング運動の中心をなす下肢の筋活動に及ぼす影響を評価するために、複数の筋の筋活動は表面筋電図法を用いて測定・評価した。その結果、60rpm 条件では大臀筋および腓腹筋に、90rpm 条件では大臀筋の Normalized iEMG にサドル高の変化に依存した有意な増加が認められた。Jorge

と Hull²⁹⁾はサドル高の増加に伴い腓腹筋の放電量がわずかに増加する傾向にあることを観察しているが、本研究の 60rpm 条件における結果はこれを支持するものであった。動的運動における iEMG と酸素摂取量との間には正の相関関係が見られることを考慮すると、本研究において観察されたサドル高の変化に伴う酸素摂取量応答は、下肢の筋活動、特に大臀筋や腓腹筋の活動変化が関与していることが示唆される。その中でも、大臀筋で見られたサドル高×ペダリング局面の有意な交互作用が観察されたことから、ペダリングのドライブ局面の初期相（0～90 度）における大臀筋の活動変化が重要な意味を持つことが示唆されたが、その酸素摂取量応答に変化に対する絶対的寄与については、本研究の結果からは言及することができない。

いずれにしろ、本研究においては、酸素摂取量および筋活動のいずれの面からも、「至適サドル高」の存在を明らかにすることができなかった。すなわち、本研究で用いたサドル高の範囲は、ロード用自転車を用いた Nordeen-Snyder⁴⁰⁾の研究とほぼ同じであったが、最も少ない酸素摂取量は最も低いサドル高条件（95%:ほぼ 94%転子高）で得られた。この事実はこのサドル高でもっとも経済的なペダリングが可能になることを示しており、ロードサイクリングでは、転子高のほぼ 100%に相当するサドル高を用いることよりもこの水準のサドル高を用いることが推奨されることになる。

しかしながら、低すぎるサドル高は障害へのリスクが高まる事や、発揮されるパフォーマンスに影響を与えることが議論されており⁹⁾²⁵⁾²⁶⁾⁴²⁾本研究の結果から、直ちに低いサドル高を用いることは推奨できないと考えられる。下腿と大腿のなす角度が 25～35 度の範囲にあれば、膝にかかる力を抑制して膝の障害を回避することができる²⁵⁾²⁶⁾⁴²⁾のみならず、無酸素パフォーマンスの改善も期待できることが指摘されているが、骨結合高法と膝角度法によって決定された至適サドル高は同様ではない⁴³⁾⁴⁴⁾。Peveler⁴²⁾は、恥骨結合高の 109%を用いると、74%の者が推奨される 25～35%膝角度の範囲外のサドル高を示し、そのうち 55%の者は 35 度より大きい膝角度を示したことを報告している。本研究では、各サドル高時の膝角度を測定していないが、もっとも少ない酸素摂取量が得られた 95%サドル高は恥骨結合高のほぼ 96%に相当するものであったので、膝の障害発生が予想される 35 度の膝角度を超えていた可能性が極めて高い。したがって、95%サドル高の使用を推奨することはできない、と判断することは合理的であると思われる。本研究では、被験者がレースやトレーニングにおいて最も快適にペダリングできると感じているサドル高を用いた。このときの膝角度は測定

していないが、Peveler⁴²⁾は、彼らの被験者 30 名のうち、5 名の自転車競技選手が彼らの自転車にセットしているサドル高は平均 26.8 度膝角度で、全員が推奨される 25～35 度膝角度の範囲のサドル高を示したことを報告している。この事実は、自転車競技選手は長時間のレースやトレーニングにおける障害の回避やパフォーマンスの発揮にもっとも適したサドル高を、経験的に選択していると考えられる。したがって、本研究の結果は、低強度で時間の短いサイクリングにおける至適サドル高について適用できても、比較的高強度で長時間にわたるサイクリングやレースには適用できないと考えられる。

以上まとめると、本研究では実際の自転車走行に近い運動様式と自転車競技選手を用いて、最大下ペダリング運動時におけるサドル高－酸素摂取量関係を検討した。用いたサドル高の範囲（94～104%転子高：96～105%恥骨結合高）は、2 つの先行研究⁴⁰⁾⁵²⁾とほぼ同様であった（95～107%恥骨結合高）。その結果、サドル高の増加とともに酸素摂取量は徐々に増加し、V 字状の変化は観察されなかった。酸素摂取量の最小値は、転子高のほぼ 95%に相当するもっとも低いサドル高のときに得られた。しかし、このサドル高は、先行研究において、膝の障害の発生確率が高くなることが指摘されている膝角度範囲にある可能性が高かった³⁾⁹⁾³⁶⁾⁵⁶⁾⁵⁷⁾⁵⁸⁾。このことから、比較的高い強度で長時間にわたってペダリング運動を行う自転車競技選手の至適サドル高は、酸素摂取量のみならず障害発生や運動パフォーマンスの面からも検討する必要性があることが示唆される。

第6章 結論

フリー式ローラーを用いた比較的低強度のペダリング運動において、サドル高の上昇とともに酸素摂取量および大臀筋の筋活動は増加する。

第7章 要約

- 1) 本研究では、自転車競技選手に自身のロードバイクによるフリーローラー走行を行わせサドル高の変化が酸素摂取量および下肢筋活動におよぼす影響をあきらかにしようとした。
- 2) 自転車競技部員 14 名が被験者として本研究に参加した。被験者はサドル高を各被験者が普段トレーニングや試合で用いているサドル高を基準として、その 95%、97.5%、100%、102.5%、105%の 5 条件を用いた。また、60 rpm と 90 rpm の 2 種類のケイデンスで測定を行った。
- 3) 実験の結果、ケイデンス条件に関わらず、サドル高が酸素摂取量および心拍数に及ぼす影響には、有意な主効果が観察され ($p < 0.001$)、サドル高の上昇にしたがって酸素摂取量および心拍数は増加した。
- 4) 60rpm 条件では大臀筋および腓腹筋の放電量がサドル高の増加とともに有意に増大する傾向を示し ($p < 0.001$)、90rpm 条件においては大臀筋の放電量にサドル高の増加に伴う有意な増加 ($p < 0.001$) が観察された。
- 5) フリーローラーを用い自転車競技選手を対象とした本研究において、サドル高の影響は先行研究と異なり至適なサドル高を見つけることはできなかった。したがって、高強度で長時間にわたってペダリング運動を行う自転車競技選手の至適サドル高は、酸素摂取量のみならず障害予防や運動パフォーマンスの面からも検討することが課題となる。
- 6) 比較的低強度の最大下ペダリング運動において鍛錬された自転車競技選手が、各自のロード用自転車を用いて、種々のサドル高によりペダリング運動を行ったときの酸素摂取量はサドル高の増加とともに増大し、至適サドル高は明らかにならなかった。

謝辞

本稿を終えるにあたり、実験に協力して頂いた自転車競技部員ならびに研究室の方々にご指導、ご協力をいただきましたことに深く感謝の意を表します。特に博士研究員の坂本彰宏氏には大変多くのご教授をいただきました。心から感謝いたします。

引用文献

- 1) Abbiss CR, Peiffer JJ, Laursen PB. (2009). Optimal cadence selection during cycling. *International Sportmed.* 10(1):1-15.
- 2) Ashe MC, Scroop GC, Frisken PI, Amery CA, Wilkins MA, Khan KM. Body position affects performance in untrained cyclists. (2003). *British Journal of Sports Medicine.* 37(5):441-444.
- 3) Asplund C, St Pierre P. (2004). Knee pain and bicycling - Fitting concepts for clinicians. *Physician and Sportsmedicine.* 32(4):23-30.
- 4) Åstrand I. (1960). Aerobic work capacity in men and women with special reference to age. *Acta physiologica Scandinavica. Supplementum.* 49(169):1-92.
- 5) Åstrand P-O. (1952). Experimental studies of physical working capacity in relation to sex and age. *Munksguard. copenhagen.*
- 6) Åstrand P-O, I. rhyning. (1954). A nomogram for calculation of aerobic capacity (physical fitness) from pulse rate during submaximal work. *J. Appl. Physiol.* 7:218-221.
- 7) Bains F. (2011). Evaluation of the relationship between the body positioning and the postural comfort of non-professional cyclists: a new approach. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness.* 51(1):59-65.
- 8) Bini RR, Tamborindéguy AC, Mota CB. (2010). Effects of Saddle Height, Pedaling Cadence, and Workload on Joint Kinetics and Kinematics During Cycling. *Journal of Sport Rehabilitation.* 19(3):301-314.
- 9) Bini R, Hume PA, Croft JL. (2011). Effects of Bicycle Saddle Height on Knee Injury Risk and Cycling Performance. *Sports Medicine.* 41(6):463-476
- 10) Boning D, Gonen Y, Maassen N. (1984). Relationship between work load, pedal frequency, and physical fitness. *International journal of sports medicine.* 5(2):92-97.

- 11) Brisswalter J, Hausswirth C, Smith D, Vercruyssen F, Vallier JM. (2000). Energetically optimal cadence vs. freely-chosen cadence during cycling: Effect of exercise duration. *International Journal of Sports Medicine*. 21(1):60-64.
- 12) Burke ER. (1994). Proper Fit of the Bicycle. *Clinics in Sports Medicine*. 13(1):1-14.
- 13) Burke ER. (2003). High-Tech Cycling. *Human Kinetics*.
- 14) Capelli C, Rosa G, Butti F, Ferretti G, Veicsteinas A, Diprampero PE. (1993). Energy-Cost and Efficiency of Riding Aerodynamic Bicycles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 67(2):144-149.
- 15) Chavarren J, Calbet JAL. (1999). Cycling efficiency and pedalling frequency in road cyclists. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 80(6):555-563.
- 16) Coast JR, Welch HG. (1985). Linear increase in optimal pedal rate with increased power output in cycle ergometry. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 53(4):339-342.
- 17) Donnelly JE, Blair SN, Jakicic JM, Manore MM, Rankin JW, Smith BK. (2009). Appropriate Physical Activity Intervention Strategies for Weight Loss and Prevention of Weight Regain for Adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 41(2):459-471.
- 18) Ericson MO, Bratt A, Nisell R, Nemeth G, Ekholm J. (1986). Load moments about the hip and knee joints during ergometer cycling. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. 18(4):165-172.
- 19) Ericson MO, Nisell R. (1986). Tibiofemoral joint forces during ergometer cycling. *The American journal of sports medicine*. 14(4):285-290.
- 20) Ericson MO, Nisell R, Arborelius UP, Ekholm J. (1985). Muscular activity during ergometer cycling. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. 17(2):53-61.
- 21) Faria IE. (1992). Energy-expenditure, aerodynamics and medical Problems in cycling – an update. *Sports Medicine*. 14(1):43-63.

- 22) Fonda B, Panjan A, Markovic G, Sarabon N. (2011). Adjusted saddle position counteracts the modified muscle activation patterns during uphill cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 21(5):854-860.
- 23) Gnehm P, Reichenbach S, Altpeter E, Widmer H, Hoppeler H. (1997). Influence of different racing positions on metabolic cost in elite cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 29(6):818-823.
- 24) Hagberg JM, Mullin JP, Giese MD, Spitznagel E. (1981). Effect of pedaling rate on submaximal exercise responses of competitive cyclists. *Journal of applied physiology: respiratory, environmental and exercise physiology*. 51(2):447-451.
- 25) Hamley EJ, Thomas V. (1967). Physiological and postural factors in the calibration of the bicycle ergometer. *The Journal of physiology*. 191(2):55-56.
- 26) Holmes JC, Pruitt AL, Whalen NJ. (1994). Lower-extremity overuse in bicycling. *Clinics in Sports Medicine*. 13(1):187.
- 27) Inbar O, Dotan R, Trousil T, Dvir Z. (1983). The effect of bicycle crank-length variation upon power performance. *Ergonomics*. 26(12):1139-1146.
- 28) Jeukendrup AE, Martin J. (2001). Improving cycling performance - How should we spend our time and money. *Sports Medicine*. 31(7):559-569.
- 29) Jorge M, Hull ML. (1986). Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *Journal of biomechanics*. 19(9):683-694.
- 30) 形本静夫. (1985). 自転車走行運動における力,スピード,エネルギー. *Japanese journal of sports sciences*. 3(10):792-798.
- 31) Kennedy PM, Cresswell AG. (2001). The effect of muscle length on motor-unit recruitment during isometric plantar flexion in humans. *Experimental Brain Research*. 137(1):58-64.
- 32) Korff T, Fletcher G, Brown D, Romer LM. (2011). Effect of "Pose" cycling on efficiency and pedaling mechanics. *European Journal of Applied Physiology*. 111(6):1177-1186.

- 33) Lippold OCJ. (1952). The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. *The Journal of physiology.* 117(4):492-499.
- 34) Macdermid PW, Edwards AM. (2010). Influence of crank length on cycle ergometry performance of well-trained female cross-country mountain bike athletes. *European Journal of Applied Physiology.* 108(1):177-182.
- 35) Marsh AP, Martin PE. (1997). Effect of cycling experience, aerobic power, and power output on preferred and most economical cycling cadences. *Medicine and Science in Sports and Exercise.* 29(9):1225-1232.
- 36) Mellion MB. (1991). Common cycling injuries – management and prevention. *Sports Medicine.* 11(1):52-70.
- 37) Metral S, Cassar G. (1981). Relationship between force and integrated EMG activity during voluntary isometric anisotonic contraction. *European journal of applied physiology and occupational physiology.* 46(2):185-198.
- 38) Moritani T, deVries HA. (1978). Reexamination of the relationship between the surface integrated electromyogram (IEMG) and force of isometric contraction. *American journal of physical medicine.* 57(6):263-277.
- 39) Morris DM, Londeree BR. (1997). The effects of bicycle crank arm length on oxygen consumption. *Canadian Journal of Applied Physiology-Revue Canadienne De Physiologie Appliquee.* 22(5):429-438.
- 40) Nordeen-Snyder KS. (1977). The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics. *Medicine and science in sports.* 9(2):113-117.
- 41) Olds TS, Norton KI, Lowe ELA, Olive S, Reay F, Ly S. (1995). Modeling road-cycling performance. *Journal of Applied Physiology.* 78(4):1596-1611.
- 42) Peveler WW. (2008). Effects of saddle height on economy in cycling. *Journal of Strength and Conditioning Research.* 22(4):1355-1359.
- 43) Peveler WW, Pounders JD, Bishop PA. (2007). Effects of saddle height on anaerobic power production in cycling. *Journal of Strength and Conditioning Research.* 21(4):1023-1027.

- 44) Peveler WW, Green JM. (2011). Effects of saddle height on economy and anaerobic power in well-trained cyclists. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 25(3):629-633.
- 45) Peveler W, P B, J S, M R. (2004). Effects of training in an aero position on anaerobic power output. *Official Research journal of The American Society of Exercise Physiologists*. 7(5):52-56.
- 46) Peveler W, P B, J S, M R. (2005). Effects of training in an aero position on metabolic economy. *Official Research journal of The American Society of Exercise Physiologists*. 8(1):44-50.
- 47) .Price D, Donne B. (1997). Effect of variation in seat tube angle at different seat heights on submaximal cycling performance in man. *Journal of Sports Sciences*. 15(4):395-402.
- 48) Ryschon TW, Straygundersen J. (1991). The effect of body position on the Energy-Cost of cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 23(8):949-953.
- 49) Sanderson DJ, Amoroso AT. (2009). The influence of seat height on the mechanical function of the triceps surae muscles during steady-rate cycling. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 19(6):e465-471.
- 50) Sanderson DJ, Martin PE, Honeyman G, Keefer J. (2006). Gastrocnemius and soleus muscle length, velocity, and EMG responses to changes in pedalling cadence. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 16(6):642-649.
- 51) Sargeant AJ. (1994). Human Power output and muscle fatigue. *International Journal of Sports Medicine*. 15(3):116-121.
- 52) Shennum PL, deVries HA. (1976). The effect of saddle height on oxygen consumption during bicycle ergometer work. *Medicine and science in sports*. 8(2):119-121.
- 53) Sidossis LS, Horowitz JF, Coyle EF. (1992). Load and velocity of contraction influence gross and delta-mechanical efficiency. *International Journal of Sports Medicine*. 13(5):407-411.

- 54) 谷本 道哉, 高田 祐輔, 栗原 俊之, 村出 真一郎, 柳谷 登志雄, 形本 静夫.
(2010). フリーローラーと固定ローラーにおける自転車運動の動作および筋活動
の比較. *Memoirs of the Faculty of B.O.S.T. of Kinki University*. (26):63-78.
- 55) Too D. (1990). Biomechanics of cycling and factors affecting performance.
Sports Medicine. 10(5):286-302.
- 56) Vrints J, Koninckx E, Van Leemputte M, Jonkers I. (2011). The Effect of
Saddle Position on Maximal Power Output and Moment Generating Capacity
of Lower Limb Muscles During Isokinetic Cycling. *Journal of Applied
Biomechanics*. 27(1):1-7.
- 57) Wanich T, Hodgkins C, Columbier JA, Muraski E, Kennedy JG. (2007). Cycling
injuries of the lower extremity. *Journal of the American Academy of
Orthopaedic Surgeons*. 15(12):748-756.
- 58) Ward SR, Terk MR, Powers CM. (2005). Influence of patella alta on knee
extensor mechanics. *Journal of Biomechanics*. 38(12):2415-2422.
- 59) 山地 啓司, 石崎 修. (1990). 自転車駆動時のサドル高への高さが最大酸素摂取
量と PWC₁₇₀ へ与える影響. *富山大学教育実践研究指導センター紀要*. 6:55-60.
- 60) Zuniga EN, Simons EG. (1969). Nonlinear relationship between averaged
electromyogram potential and muscle tension in normal subjects. *Archives of
physical medicine and rehabilitation*. 50(11):613-620.

Effect of saddle height on oxygen consumption and EMG of lower limb muscles
during submaximal cycling on a free-roller in competitive cyclists

Shinichiro Murade

Abstract

Oxygen consumption ($\dot{V}O_2$) during pedaling exercise has been shown to increase when the saddle height is low or high as compared to the optimal height. However, this change has not been confirmed using both actual road bicycles and competitive cyclists. Meeting these experimental conditions is particularly important to apply the findings to the field because the kinetics and kinematics of pedaling may differ between cycle ergometer and actual bicycle, and with experience. Therefore, this study investigated the effect of saddle height on $\dot{V}O_2$ with both of the above conditions being met. Fourteen male competitive cyclists (age: 20.9 ± 1.7 yr, experience: 6.5 ± 1.5 yr) performed 4-min submaximal pedaling using their own road bicycles on a free-roller with a selected gear to produce the speed of 31km/h at 60 and 90 rpm (120-150 w). Five saddle heights (95, 97.5, 100, 102.5 and 105 % of preferred saddle height) were randomly assigned for each cadence without informing the subjects of the saddle height condition. During each trial, $\dot{V}O_2$ and heart rate (HR) were measured. Surface EMG signals were also recorded unilaterally (the right side) from the gluteus maximus (GM), biceps femoris (BF), gastrocnemius lateral head (GL), vastus lateralis (VL) and tibialis anterior (TA) between 2'50" and 3'00" of each pedaling trial. Increased saddle height resulted in a quadratic rise in $\dot{V}O_2$ ($p < 0.001$) and HR ($p < 0.01$) for both cadences. Unlike the previous finding (Nordeen-Snyder, 1977), $\dot{V}O_2$ did not show a V-shaped change with varying saddle heights. Similar to the previous results (Sanderson et al., 2006), iEMG were greater for higher saddles for the GM (60 & 90 rpm, $p < 0.001$) and GL (60 rpm, $p = 0.001$). During the other muscles, saddle effects on iEMG were not present. In this study, we used both competitive cyclists and their own road bicycles at setting saddle height of preferred height.

Therefore, the saddle height of competitive cyclists did not match optimal saddle

height of previous study. The reason for lower saddle height may lead to injury or poor performance. In conclusion, the preferred height of competitive cyclists was not always appraised for $\dot{V}O_2$ and EMG.

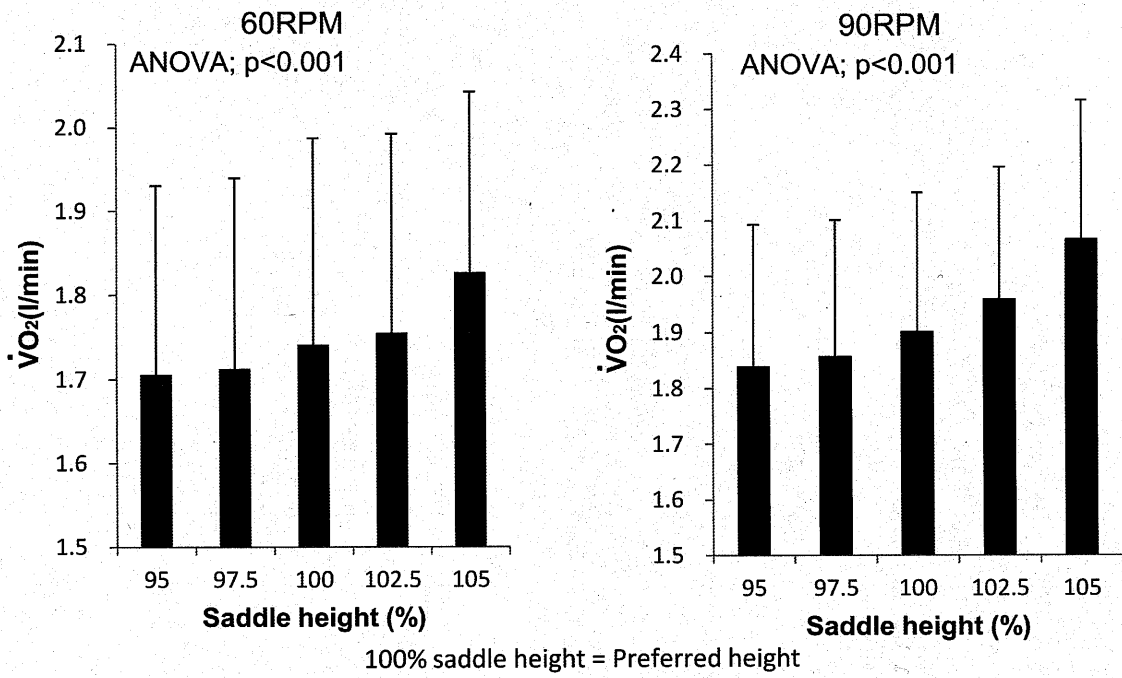


Fig1. Effect of saddle height on $\dot{V}O_2$ for 60 and 90 rpm.

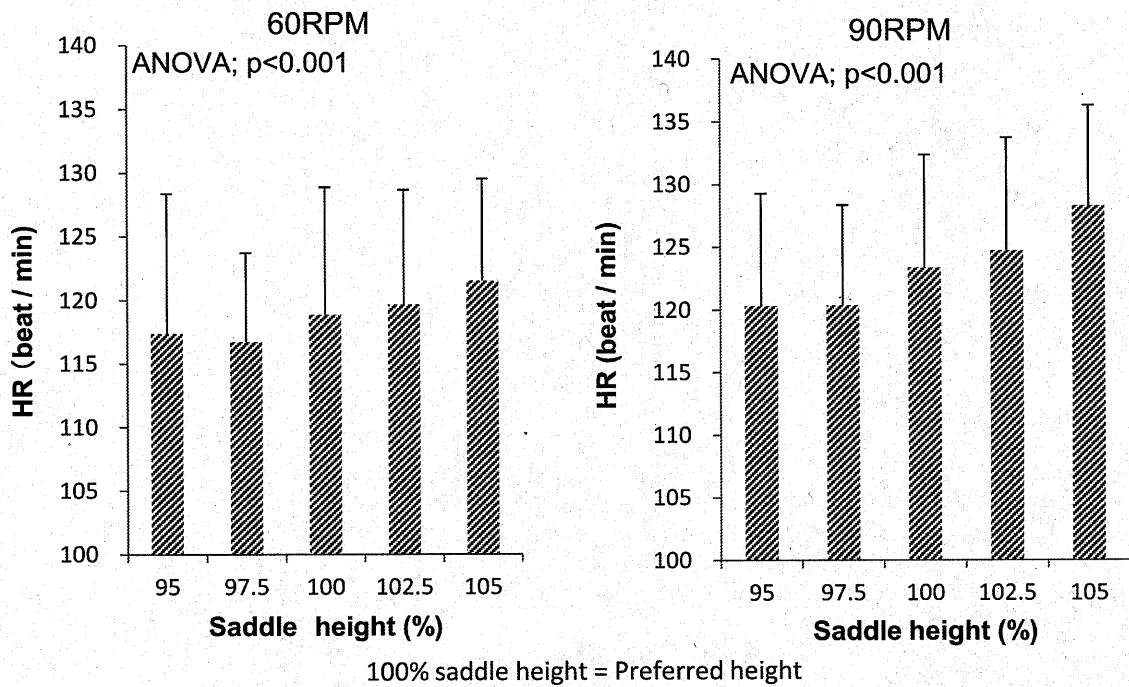


Fig2. Effect of saddle height on HR for 60 and 90 rpm.

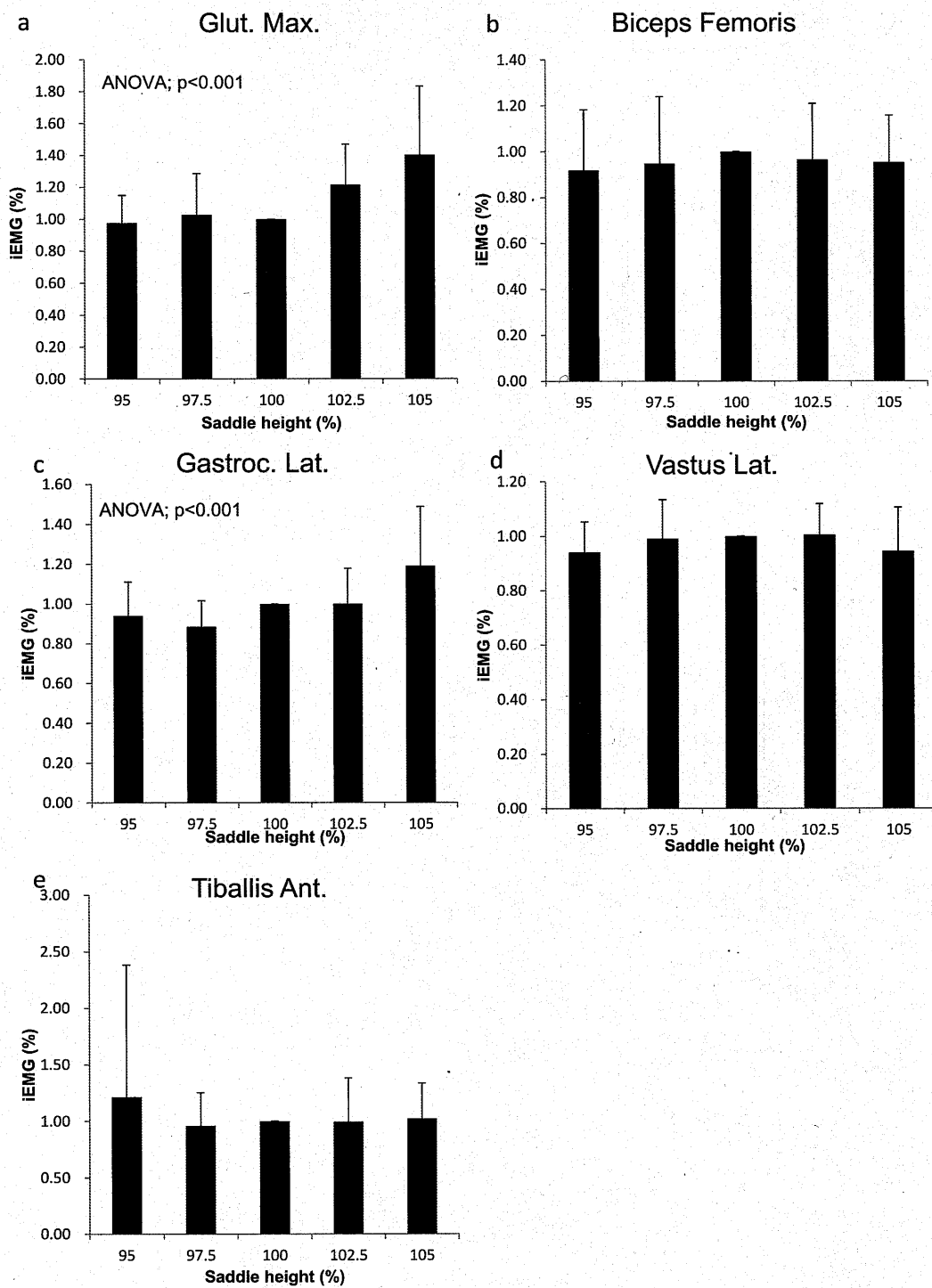
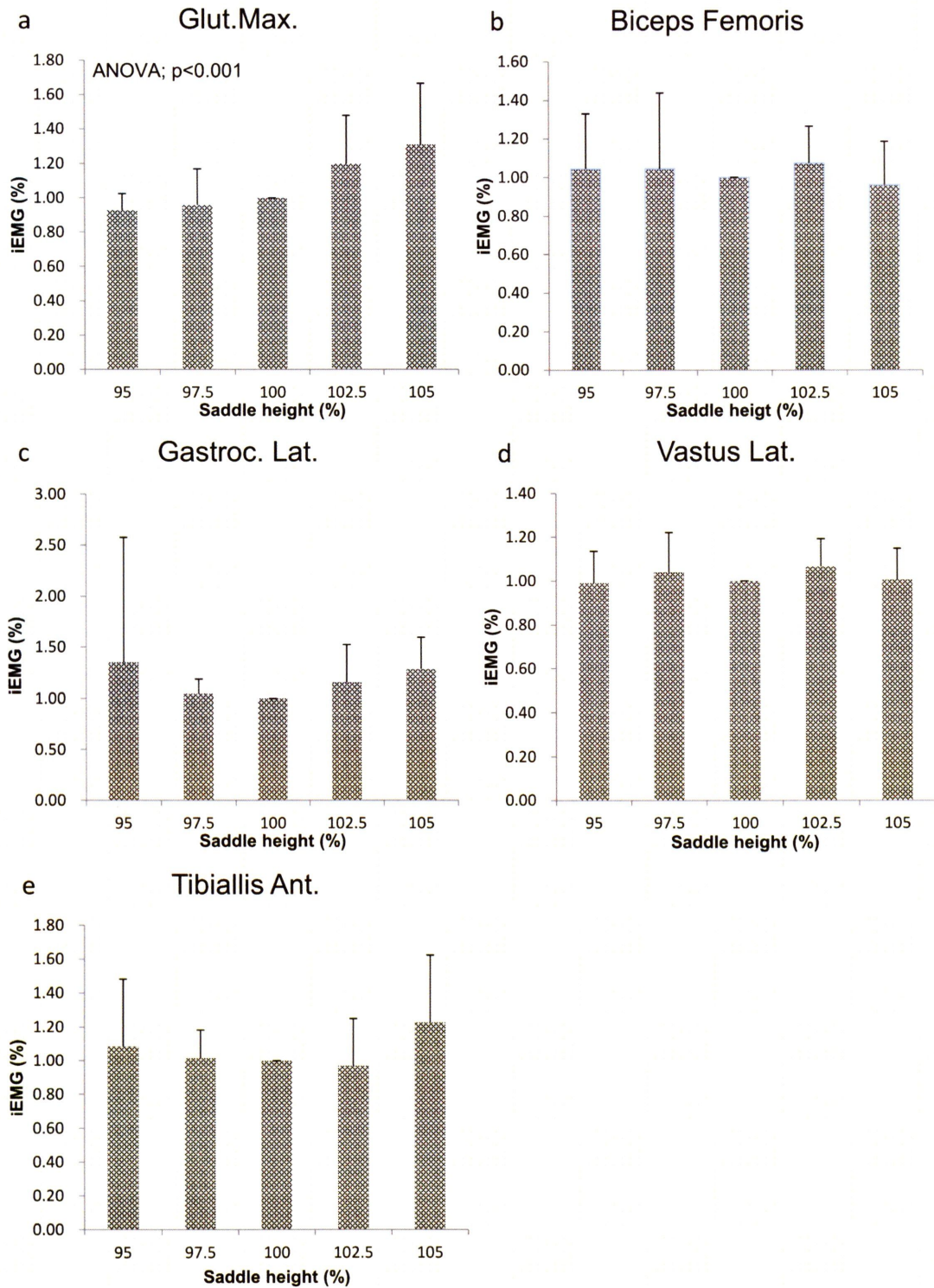


Fig 3. Effect of saddle height on iEMG for 60 RPM. a. Gluteus maximus b. biceps femoris c. gastrocnemius d. vastus lateralis e. tibialis anterior
100% saddle height = Preferred height



**Fig 4. Effect of saddle height on iEMG for 90 RPM. a. Gluteus maximus b. biceps femoris c. gastrocnemius d. vastus lateralis e. tibialis anterior
100% saddle height = Preferred height**

60 RPM

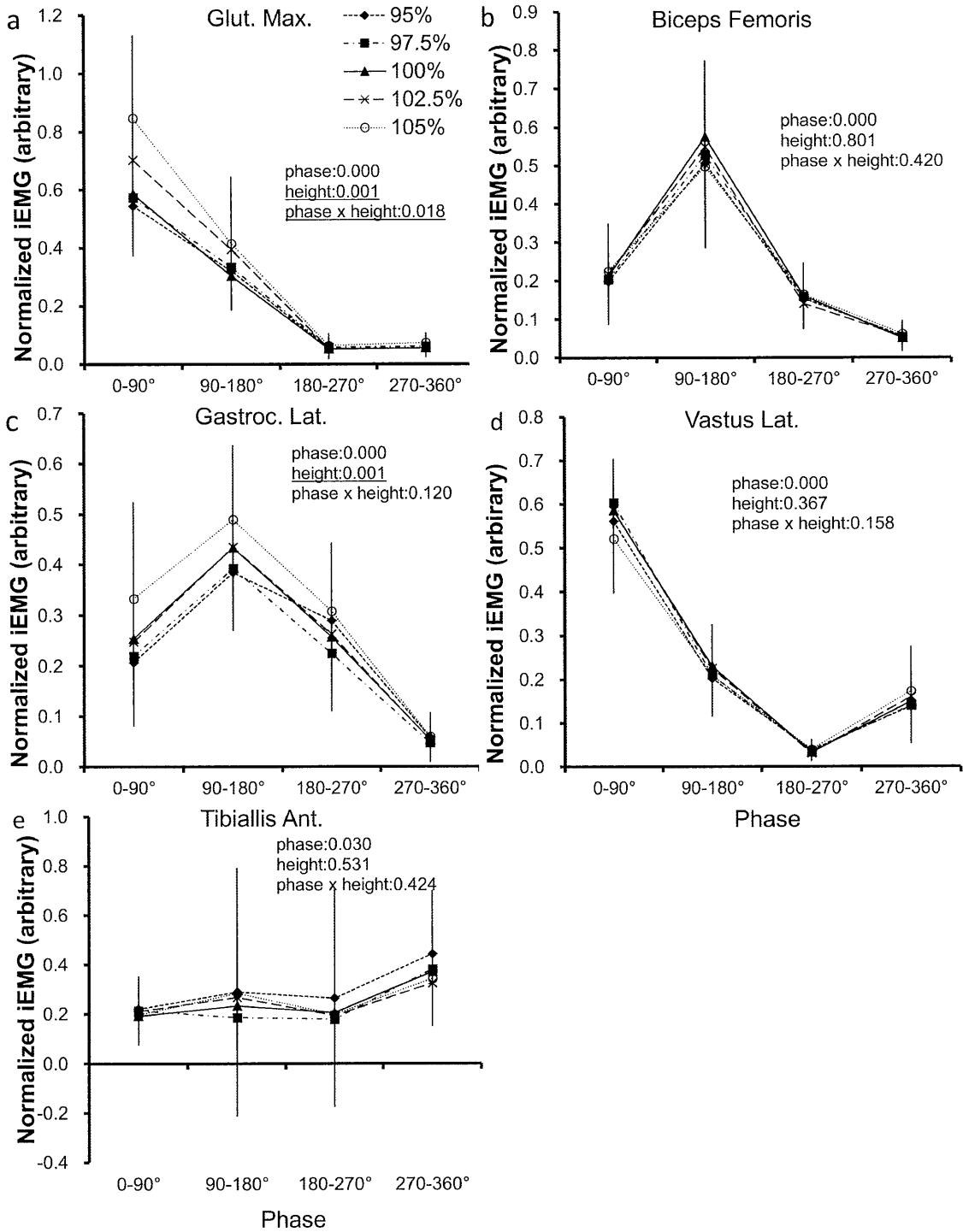


Fig 5. Effect of saddle height and pedaling phase on normalized iEMG for 60 RPM. a. Gluteus maximus b. biceps femoris c. gastrocnemius d. vastus lateralis e. tibialis anterior

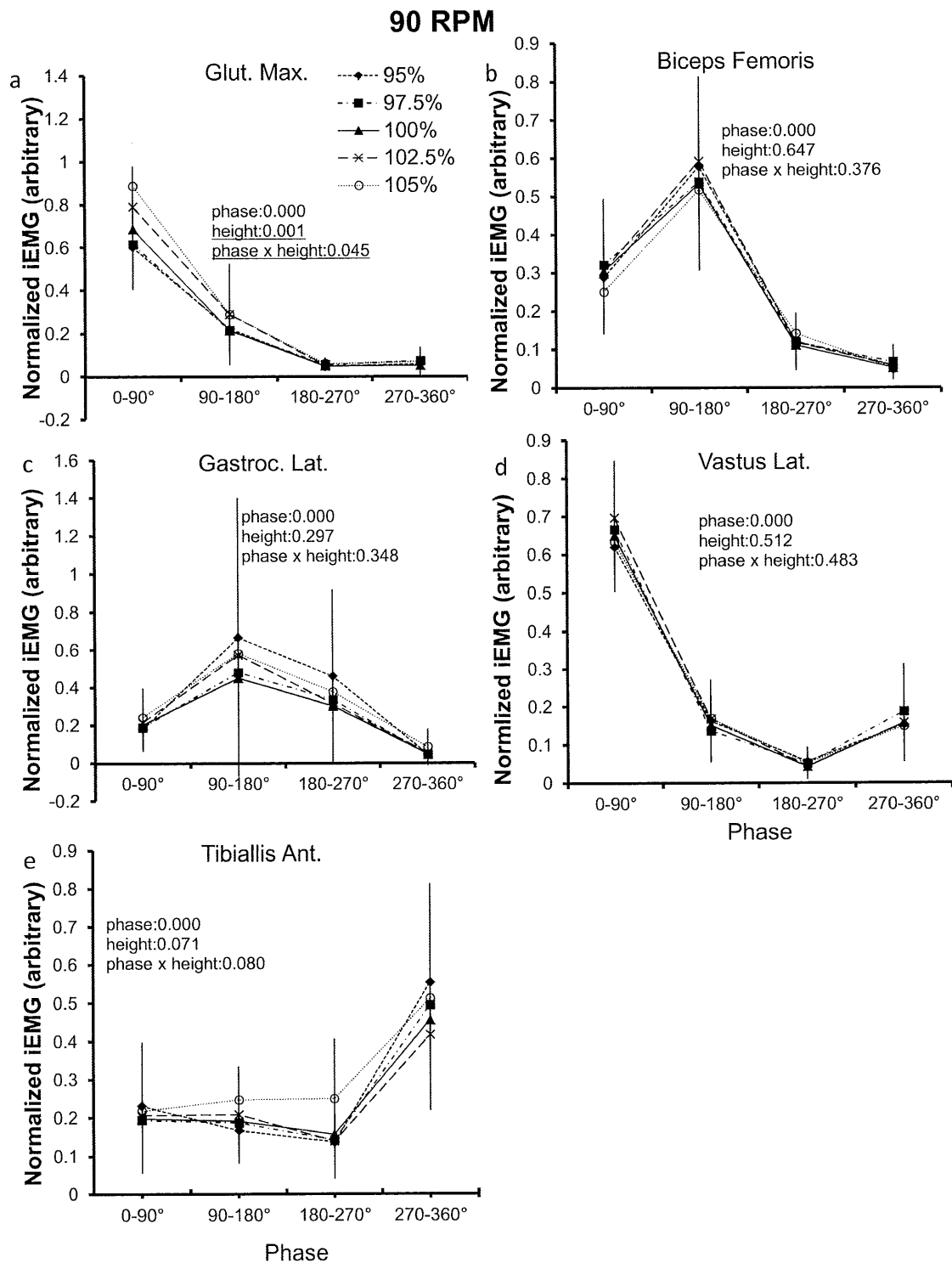


Fig 6.Effect of saddle height and pedaling phase on normalized iEMG for 90 RPM. a.Gluteus maximus b.biceps femoris c.gastrocnemius d.vastus lateralis e.tibialis anterior