

博士（人間科学）学位論文

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的研究

A biomechanical study of pedaling
exercise on the bicycle ergometer

2003年7月

早稲田大学大学院 人間科学研究科

星川 秀利

Hidetoshi, Hoshikawa

目次

第1章 序論

1.1	はじめに	p 1
1.2	先行研究の考証	p 2
1.3	先行研究の問題点	p 6
1.3	本論文の目的	p 7
1.4	本論文の構成	p 8

第2章 本研究で構築した自転車エルゴメータ・システムの概要

2.1	はじめに	p 10
2.2	自転車エルゴメータ	p 10
2.3	踏力・角度データ計測システム	p 11
2.4	ポジション調節システム	p 12
2.5	データ処理方法および基礎実験結果	p 13

第3章 ペダリング運動のスキル評価

3.1	ペダリング運動時のペダル踏力及び力効率指数に及ぼすスキルの影響【研究課題1】	
3.1.1	はじめに	p 18
3.1.2	方法	p 19
3.1.3	結果	p 23
3.1.4	考察	p 27
3.1.5	まとめ	p 30
3.2	ペダリング運動時の負荷が力効率指数に及ぼす影響【研究課題2】	
3.2.1	はじめに	p 32
3.2.2	方法	p 32
3.2.3	結果	p 34
3.2.4	考察	p 37
3.2.5	まとめ	p 39

第4章 ペダル回転数の選択

ペダリング運動時の回転数がサイクリスト及び非サイクリストの足・膝・股関節トルクに及ぼす影響【研究課題3】

4.1	はじめに	p 4 1
4.2	方法	p 4 2
4.3	結果	p 4 6
4.4	考察	p 5 1
4.5	まとめ	p 5 5

第5章 サドル高の選択

ペダリング運動時のサドル高の低下が膝関節に及ぼす影響【研究課題4】

5.1	はじめに	p 5 7
5.2	方法	p 5 8
5.3	結果及び考察	p 5 8
5.4	まとめ	p 6 3

第6章 総合討論

6.1	ペダリング運動のスキル評価	p 6 4
6.2	一定仕事率でのペダリング運動時の回転数の選択	p 6 6
6.3	サドル高の低下が膝関節に及ぼす影響	p 6 8
6.4	結論	p 6 9

引用文献	p 7 1
------	-------

謝 辞

研究業績

第1章 序 論

1.1 はじめに

自転車エルゴメータによるペダリング運動は、運動負荷試験（藤田；1993）、リハビリテーション（Campbell と Glenn；1982, Leach, James と Wai lewski；1981, Mclead と Blackburn；1980, Ritterら；1983）や運動時の生体の神経・生理応答の研究などにおける負荷装置として一般的に用いられている。また、有酸素運動のトレーニング機器や、自転車競技のパフォーマンステスト（Hawley と Noaks；1992, Coyleら；1991）などにも利用されている。

このように自転車エルゴメータが頻繁に用いられる理由としては、負荷の定量とその操作・調節が簡便であり、また負荷の再現性が高い（藤田，1988）ことが挙げられよう。さらに、フレームが地面に固定されているため転倒などの危険性もなく、運動様式が単純であることから特別な訓練も必要とせず誰もが実施でき、体動によるアーチファクトが少ないことなどから、運動時の様々な神経・生理学的データの計測に適している。

これまで、自転車エルゴメータによる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、例えば機械的効率（Dickinson；1929, Bigland-Ritchie, Graichen と Woods；1973, Gaesser と Brooks；1975, 金子, 山崎と豊岡；1979）、筋の最大パワー出力（中村, 武藤と宮下；1984, McCartney, Heigenhauser と Jones；1983）や呼吸循環器系応答（Hagan, Weis と Raven；1992, Womackら；1995, Whippら；1982）などに関心が寄せられてきた。しかし、自転車エルゴメータの主運動であるペダリング動作が下肢筋のどのような活動によって生じているのかといった、バイオメカニクスの観点からの研究は少なく、これまでこの種の研究は筋電図による分析が主流であった（Houtzら；1959, Goto, Toyoshima と Hoshikawa；1976）。

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。また、等尺性筋収縮時の筋力と積分筋電図との間に一定の関係が見いだされており、筋張力の推定が可能であると報告されている（Bigland-Ritchie；1981）。しかし、ペダリング運動のような動的な運動では下肢筋の活動パターンの把握はできても、筋力や関節モーメントなどの力学

量の推定は困難である。

ところで、下肢で発揮された筋張力は、ペダルを介して自転車エルゴメータ装置（マシン）のクランク、ギア、チェーンそして負荷装置に伝達される。したがって、ペダルで作用している力（ペダル踏力）はヒューマン・マシン・インターフェイスとしてその相互作用を知る上で重要である。また、ペダル踏力はペダリング運動時の下肢の位置計測データと共に逆動力学解析することで関節モーメントを算出でき、下肢筋で発揮された筋力を定量的に推定することが可能となっている。

このように、ペダル踏力が計測可能な自転車エルゴメータを構築し、下肢関節で発揮される関節モーメントの量・パターンなどのバイオメカニクスの変量が定量化できれば、ペダリング運動時の下肢筋による運動生成のメカニズムの解明や、筋・関節への負担の定量に有用であると考えられる。

例えば、下肢筋で発揮される力や関節モーメントの量・パターンを詳細に分析することで、ペダリング運動のスキルを評価することが可能となるであろう。また、一定仕事率でペダル回転数を変化させた際に、エネルギー消費的に最も経済的な回転数が存在することが知られているが（Dickinson；1929，Coastら；1986），この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ことが知られている。この問題に関しては、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も可能となるかも知れない。さらに、自転車はサドルやハンドルで体重を支持し下肢関節への負担が少ないと言われるが、サドル高が低い場合、関節可動域が減少しより屈曲した状態で力を発揮することになるため、下肢関節へ過度の負担をかけることになるとも思われる。しかし、このような関節への力学的な負担という観点からサドル高の検討はなされていない。

上述したスキル評価、ペダル回転数の選択、及びサドル高の影響に関する問題点を取り上げ検討を加えることは、ペダリング運動におけるバイオメカニクスの解析の有効性を示すと共に、競技力向上および生理学的に未解決な問題における新たな視点の提供、さらには整形外科的な障害の予防、などについて重要な知見が提供されるものと期待される。

1.2 先行研究の考証

1.2.1 ペダリング運動のスキル

ペダルに加えられた力(ペダル踏力)は、全てがクランクを回す力として伝達される訳ではない。ペダル踏力の内、クランクに対して垂直方向の成分(クランク力)のみが有効であり、法線方向の成分は無駄な力となる。ペダリング運動のスキルを考えた場合、ペダル踏力をいかに無駄なくクランク力に変換できるかは重要な要因であると考えられる。そこで、このペダル踏力の内、クランク力に変換される割合は、力効率指数(index of effectiveness; IE)と呼ばれ、スキル評価の指標になり得る可能性が指摘され検討がなされている。

IEはその計算方法の違いから、瞬時、平均、down phaseおよびup phaseのそれぞれについて報告されている。

1) 瞬時の力効率指数(iIE)

サンプリングデータの一点一点でペダル踏力とクランク力の割合を算出したものである。

LafortuneとCavanagh(1980)は、60rpmで155Wの一定負荷ペダリング運動中のサイクリストのiIEを求め、クランク角71度で最大値を、289度で最小値を示すことを明らかにした。また、DavisとHull(1981)は、80rpmで85W、140Wおよび200Wのペダリング運動時のiIEを検討している。その結果、クランク角が180度付近までは負荷による影響は見られなかったが、クランク角200度以降では200WのiIEに改善が見られたことを報告した。また、彼らはサイクリストにペダリング技術の指導を行い、その前後でのiIEを検討し、下死点から上死点で著しい改善があったことも報告している。

2) 平均の力効率指数(tIE)

ペダル1回転のデータについてペダル踏力とクランク力をそれぞれ積分し、その割合を算出したものである。

PattersonとMoreno(1990)は、普段自転車に乗ってはいるが競技会への参加経験のない被験者を用いて、40～120rpmまで10rpm毎のペダル回転数で、100Wおよび200Wのペダリング運動を行わせた際のtIEを求め、ペダル回転数と仕事率の影響を検討した。その結果、100W時のtIEはペダル回転数の増加に伴って46%から16%まで減少し、一方200Wでも53%から26%へ減少したが、100W時よりも高い値であったことを報告している。

また、Lafortune(1986)は、eliteサイクリスト(E群)とrecreationalサイク

リスト (R 群) で tIE を比較し, E 群では 54% と R 群の 48% よりも高値を示したことを報告している。しかし, 彼らの報告 (Lafortune ; 1986) には設定負荷やペダル回転数が明示されておらず, さらに得られた差が統計的に有意であったかどうかについても記載されていない。

これに対して, Coyle ら (1991) は, 一流 (elite-national class ; En 群) およびそれより若干競技レベルの劣る自転車競技選手 (good-state class ; Gs 群) に 90rpm で 1 時間継続可能な負荷でのペダリング運動を行わせ, その際の tIE を算出した。その結果, Gs 群で 69.3% と En 群の 63.5% よりも有意に高く, 競技レベルの低いグループで高値が得られたことを報告している。

3) down および up phase の力効率指数 (dIE, uIE)

ペダル回転を上死点から下死点までの踏み込み期 (down phase ; dIE) と下死点から上死点までの回復期 (up phase ; uIE) に分け, その区間でペダル踏力とクランク力を積分し, その割合を算出したものである。

前述の Lafortune (1986) の報告では, 統計的な差は記載されていないが, dIE は E 群で 75% と R 群の 73% とほぼ同じ値を示したが, uIE では E 群で -12% と R 群の -29% よりも負の値が小さく, tIE で E 群が高値を示したのは uIE によるものであることを報告している。

同様に, 前述の Coyle ら (1991) は dIE も算出し, Gs 群で 74.8% と En の 70.8% よりも有意に高く, tIE と同様に競技レベルの低いグループで高い値が得られたことを報告している。

1.2.2 一定仕事率でのペダリング運動時における回転数の選択

自転車エルゴメータによるペダリング運動では, 一定仕事率であっても負荷とペダル回転数の組み合わせを変えることで, 幾通りもの条件設定が可能となる。つまり, 「高負荷・低ペダル回転数」から「低負荷・高ペダル回転数」といった異なる条件が存在し, どの条件で運動するかで生体に及ぼす影響が異なり, 異なった生理的応答を示すことが予想される。

このように一定仕事率でペダル回転数を様々に変化させると, 酸素摂取量が最も少なくなるエネルギー消費的に効率的なペダル回転数 (経済的ペダル回転数) が存在することが知られている (Boning ら ; 1984, Coast と Welch ; 1985, Coast ら ;

1986, Dickinson; 1929, Hagberg ら; 1981, Marsh と Martin; 1993, Merrill と White; 1984, Pugh; 1974, Seabury ら; 1977, Takaishi ら; 1994, 1996, 1998). この理論的な背景として、ペダル回転数が遅くなると、筋が等尺性に近い収縮形態となり筋緊張を維持するために多くのエネルギー消費を必要とすること、逆にペダル回転数が速くなると内部抵抗に抗して収縮するためのエネルギー消費を必要とすることが考えられ、これらの2要因の和が最小となるペダル回転数が存在することとなる(金子; 1990). また、ペダル回転数が速くなると、フライホイールを回す外的仕事量に関与しない脚自体を動かす内的仕事量が増加することも、高ペダル回転数時の酸素摂取量の増加に関与している(Francescato ら; 1995).

この経済的ペダル回転数は、30 ~ 80rpm (Coast ら; 1986, Dickinson; 1929, Marsh と Martin; 1993, Takaishi ら; 1996, 1998) と広範囲に存在している。これは、経済的ペダル回転数が負荷強度に依存し、その増加に伴って高い回転数に移行するためである(Boning ら; 1984, Coast と Welch; 1985, Seabury ら; 1977). 例えば、Coast と Welch (1985) は、40 ~ 120rpm のペダル回転数を用いて、負荷を 100 ~ 300W まで変化させた時、負荷の増加に伴って経済的ペダル回転数が約 50rpm から 80rpm 近辺へ移行したことを示している。

ところで、一定仕事率でのペダリング運動中に自由に回転数を選択させた際、好んで用いるペダル回転数(preferred cadence)が存在することが報告されている。Marsh と Martin (1993) は、200W 時の好みのペダル回転数は 85rpm であり、経済的なペダル回転数の 56rpm とは異なっていることを報告している。また、サイクリストが好むペダル回転数は、競技中に彼らが用いているペダル回転数 90 ~ 110rpm (Hagberg ら; 1979, Lucia, Hoyos と Chicharro; 2001, Marsh と Martin; 1997, Patterson と Moreno; 1990, Sargeant; 1994) と類似しているとの報告も多い。これに対して、Redfield と Hull (1986) は、一定仕事率でのペダリング運動中の足・膝・股関節に作用するモーメントを算出し、各関節で発揮されたモーメントをクランク 1 回転で平均した値が 105rpm で最小になることを示した。この結果は、好みの回転数を選択する要因として、エネルギー消費に関する効率性ではなく、下肢筋への負担を軽減させることに関連が深いことを示唆している。

1.2.3 ペダリング運動におけるサドル高の影響

自転車エルゴメータに乗車する際、サドル高は各自で選択しなければならない。サドル高の高・低は下肢の関節可動域、さらには下肢筋の「筋長 - 筋力」関係を変化させ、生体への負担に影響を及ぼすものと考えられる。

Hamley と Thomas (1967) は、あらかじめセットした仕事量を完了するまでに要する時間を様々なサドル高で比較し、恥骨結合の 109% の高さで最も短い時間 (約 8.1 秒) であったことを報告している。

一方、Nordeen-Snyder (1977) は、女子学生を被験者とし大転子長の 95, 100, 105% のサドル高で、60rpm で 799kpm/分 (約 133W) のペダリング運動を実施させた際の酸素摂取量を測定し、100% (恥骨結合 107% に相当) で最も低い値であったことを報告している。また、Shennum と deVries (1976) は、自転車経験者 (競技経験なし) を被験者とし、50W から 200W まで 3 分毎に 25W ずつ漸増するペダリング運動を、サドル高を変化させて行わせた。その結果、坐骨長の 100% および 103% (大転子長の 98% および 101%) で最も酸素摂取量が少なく、両条件に有意差はなかったことを報告している。また彼らは、全ての被験者が、主観的にはより低いサドル高を好み、より高い条件では不快に感じていたことも報告している。

サドル高の違いが筋活動に及ぼす影響については Jorge と Hull (1986) が報告している。彼らは、大転子長の 100% と比較して 95% で、大腿四頭筋、ハムストリングス、前脛骨筋の活動量が増加したことを報告している。

また、エリート競技サイクリストは恥骨結合の 107% (大転子長の 100%) のサドル高を用いているとの報告 (Gregor ら ; 1982) もみられる。

1.3 先行研究における問題点

ペダリング運動におけるスキル、回転数の選択およびサドル高の影響に関する先行研究について、それぞれの問題点を以下に示す。

1.3.1 ペダリング運動のスキル

ペダリング運動におけるスキル評価の指標として IE が提案されているが、その妥当性に関しては、有効とする報告とそうでないとする報告があり一致した見解が得られていない (Coyle ら ; 1991, Davis と Hull ; 1981)。この理由として、先行研究において比較された被験者のスキルレベルが異なることや、用いている指標が異

なることが考えられる。従って、報告されている全ての指標を算出し、スキルレベルが明らかに異なる群間での比較検討が必要であろう。さらに、IEが負荷強度に依存することが報告されている（PattersonとMoreno；1990）。従って、スキル評価にあたっては、この影響も検討が必要であろう。

1.3.2 一定仕事率でのペダリング運動時における回転数の選択

一定仕事率でペダル回転数を変化させた際の好みの回転数は、エネルギー消費的にみて効率的なものではなく、RedfieldとHull（1986）は筋負担が最小になる回転数を選択する可能性を示唆している。しかし、彼らの結果は、被験者が1名である上、3種類のペダル回転数から得られたデータのシミュレーションによるものである。したがって、関節モーメントを最小とするペダル回転数が本当に存在するのか、また好みのペダル回転数が低い非サイクリスト（MarshとMartin；1997）においても、関節モーメントのデータから説明できるかなどの検討が必要であろう。

1.3.3 ペダリング運動におけるサドル高の影響

これまで、サドル高がペダリング運動時の生体に及ぼす神経・生理学的な影響については検討されてきているが（HamleyとThomas；1967、JorgeとHull；1986、Nordeen-Snyder；1977）、関節に及ぼす力学的な影響については十分検討されていない。一般道を走行する自転車利用者や、自転車エルゴメータによるトレーニング実施者が極端に低いサドルでペダリング運動を行っているのをよく見受ける。サドル高の低下は、膝関節がより屈曲した状態でペダリング運動を行うことになり、膝関節への負担を増大させることが予想される。スポーツ障害を未然に防ぐためや、リハビリテーションとして自転車エルゴメータを利用する際の注意を喚起するためにも、サドル高を低下させた際の膝関節への影響を検討する必要がある。しかし、この種の研究はなされていない。

1.4 本論文の目的

本論文の目的は、ペダル踏力および下肢関節の関節モーメントが計測可能な自転車エルゴメータ・システムを構築し、ペダリング運動をバイオメカニクスの観点から詳細に検討することの有効性を示すことである。そのために、ペダリング運動

におけるスキル評価，ペダル回転数の選択，及びサドル高の影響を取り上げ，1.3で示された先行研究の各々の問題点を解決するために，以下の3つの研究課題を実施した．

第一の課題は，ペダリング運動におけるスキル評価の問題点について，これまで報告されている全ての指標を算出し，スキルレベルが明らかに異なる群間で比較することで，力効率指数（IE）のスキル評価指標としての可能性，及びペダル踏力の発揮パターンを比較検討した．また，IEが負荷に依存することから，漸増負荷ペダリング運動時のIEを算出し，その変化動態を明らかにするとともに，相対負荷強度でのIEの比較の可能性を検討した．

第二の課題は，ペダル回転数の選択の問題について，サイクリストと非サイクリストに，一定仕事率でペダル回転数を様々に変化させた際の足・膝・股関節の平均モーメントを算出し，関節トルクを最小とするようなペダル回転数が存在するのか，また，それが先行研究で報告されているような値と一致するのかを検討した．さらに，好みのペダル回転数が低い非サイクリストにおいても，関節トルクのデータからペダル回転数を選択する要因として説明できるかを検討した．

第三の課題は，サドル高の低下が膝関節に及ぼす影響を取り上げた．サドル高を低下させた際の膝関節モーメント及びリンク間に作用している力を算出し，これらと関節角度のデータから膝関節への力学的な負担を検討した．

1.5 本論文の構成

以下に本論文の構成を示す．

第1章では本研究の背景，先行研究及びその問題を示し，本論文の目的を明確にした．

第2章では，本研究で構築した自転車エルゴメータ・システムに関して詳述した．

第3章では，ペダリング運動におけるスキル評価として提案されている力効率指数（IE）について，その妥当性を検討した．（研究課題1）また，ペダリング運動中の負荷強度がIEに及ぼす影響を検討した．（研究課題2）

第4章では，ペダル回転数の選択について「筋への負担」という観点から説明が可能か否かを検討した．（研究課題3）

第5章では，サドル高の低下によって膝関節にどのような影響が及ぼされるのか

を力学的な観点から検討した。(研究課題4)

第6章では、第3章から第5章までの研究課題の結果を総合して、本研究で構築した自転車エルゴメータ・システムの有効性を示すと共に、ペダリング運動のバイオメカニクス的解析の重要性を述べた。

第2章 本研究で構築した自転車エルゴメータ・システムの概要

2.1 はじめに

図2 - 1に本研究を遂行するに際し構築した自転車エルゴメータ・システムの概要を示す。このシステムは、次のサブ・システムより構成されている。

- ・自転車エルゴメータ
- ・踏力・角度データ計測システム
- ・ポジション可変システム

以下に各サブ・システムについて説明する。

2.2 自転車エルゴメータ

本研究では、コンビ社製の自転車エルゴメータ Powermax-V を用い、ペダル踏力、クランク角度およびペダル角度が計測できるよう改良を加えた(図2 - 1)。この自転車エルゴメータの負荷装置は、電磁ブレーキ式を採用している。これは電磁コイルに電流が流れる際に生じる渦電流がフライホイールの回転を妨げる力、つまり負荷となるものである。負荷の大きさはコイルを流れる電流の量に比例し、この電流は外部からの電圧に依存しているため、外部から電圧を入力することで負荷の

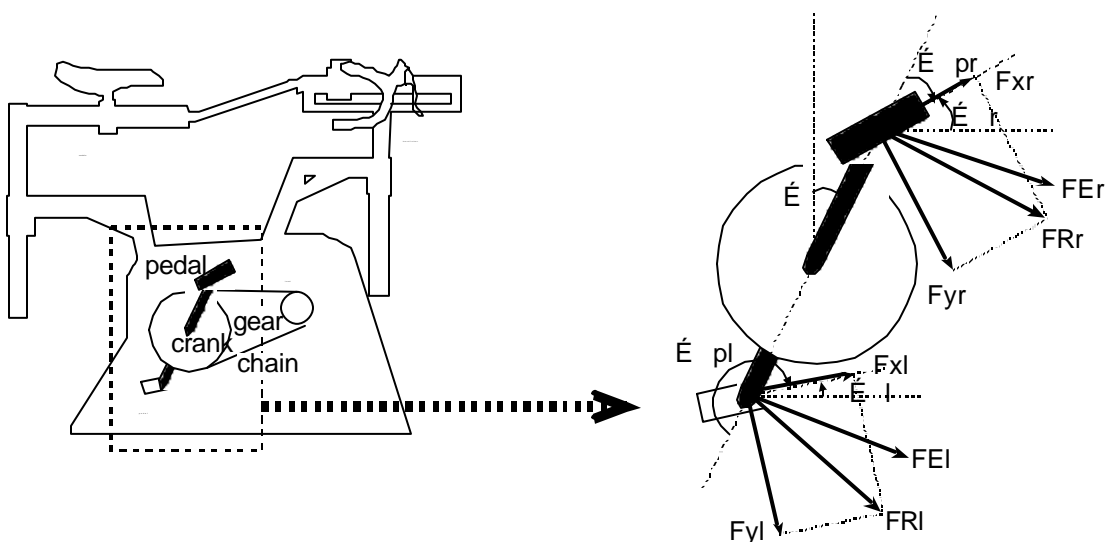


図2 - 1 自転車エルゴメータおよび計測パラメータ

制御が可能となる。

2.3 踏力・角度データ計測システム

2.3.1 ペダル踏力

ペダルに加えられた力を計測するために、軸に作用するせん断力が計測できる軸力センサ（TFS-3015，ニッタ，図2-2）をペダルに搭載した。このセンサで計測できる力ベクトルは図2-1に示すように、ペダル踏面に水平な成分 F_{xr} 、および垂直な成分 F_{yr} （方向は図2-1参照）となる。なお、軸力センサからの出力値は既知のおもりと、それをペダルにのせたときのひずみの出力値との関係式から、力（[N]）に換算した。

2.3.2 クランク角度・ペダル角度

クランク角度 は、クランクギアに取り付けたプラスチックギアを介してエンコーダ（OME-036，インクリメンタル，ABM相，360 pulse/r，三成電気）で計

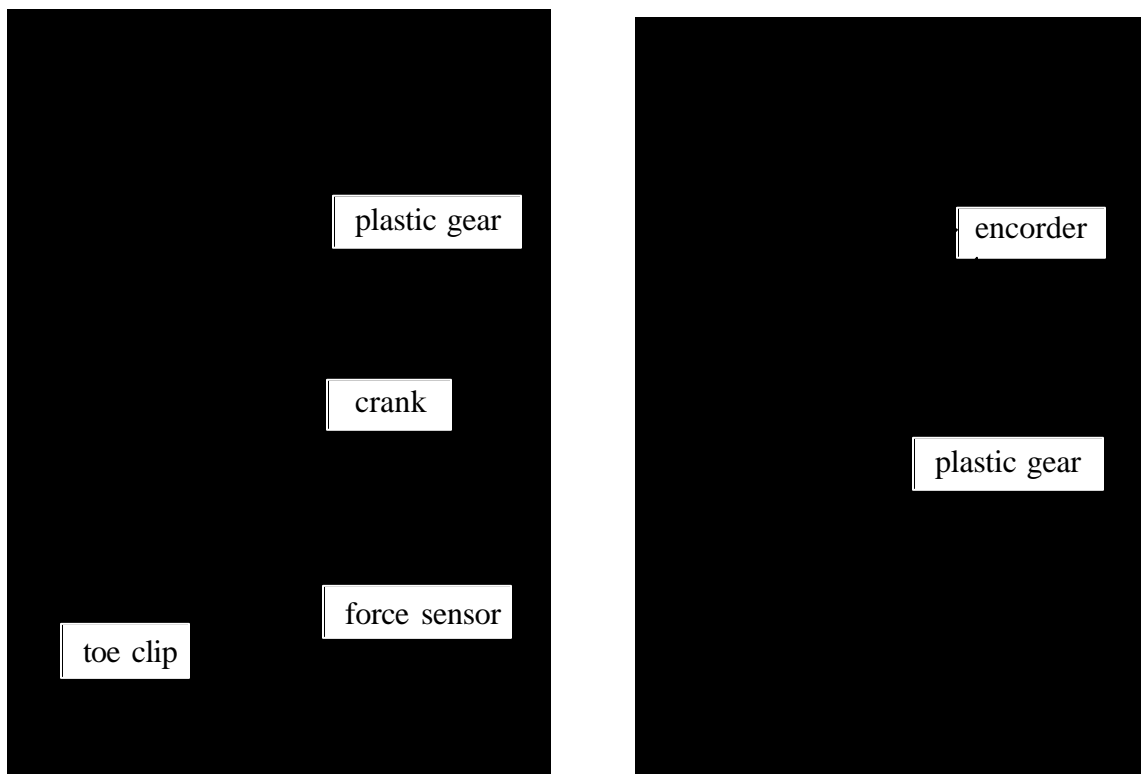


図2-2 ペダルおよびクランク軸における力センサおよびエンコーダ

測した(図2 - 2)。また, クランクに対するペダルの角度 pr , pl (図2 - 1 参照)を計測するため, 小型エンコーダ(OES-360, インクリメンタル, ABM相, 360 pulse/r, 三成電気)をペダル側に搭載した(図2 - 2)。これらのエンコーダは軸にスリットの刻まれた円盤が付いており, 軸回転に伴って通過するスリット数をフォトセンサーにより読み取り, 軸の回転を計測するものである。スリットの刻みは1度毎であり, 1回転で360パルスがTTL信号として出力される。また, これらのエンコーダはいずれもインクリメンタルであるため, 回転方向に変化した角度は計測できるが角度の絶対値はそのままでは計測できない。そこで, いずれもM相出力(1回転毎同じ角度で1パルス出力される)を持つエンコーダを選定し補正することにした。計測システムを組み立て, エンコーダを一旦固定しさえすれば, 常に同じ角度に達したときにのみM相のパルスが出力されるため, 予め基準角度(の場合は右クランクが上死点にある時, pr と pl の場合にはペダル踏面がクランクの長手方向と一致する時)からM相が出力されるまでの角度を測定しておき, 運動中のM相が出力された段階でその値を補正し, 角度の値として取り込むようにした。

これらのセンサを搭載することで通常のクランクと比較して質量は増加するが, 左右での重力項はキャンセルできる。クランクの慣性モーメントは増加するが, 負荷装置部から作用する抵抗負荷と比較すれば無視し得ると考えられる。

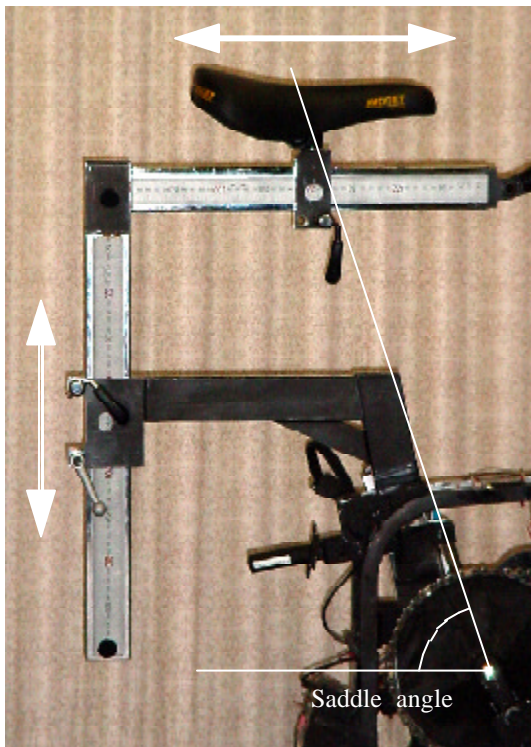
またペダリング運動ではペダルのつま先を固定するトウクリップの効果も無視できないため, 通常の自転車エルゴメータのペダルに付いているトウクリップがそのまま取り付けられるようにした(図2 - 2)。

2.3.3 データ収集

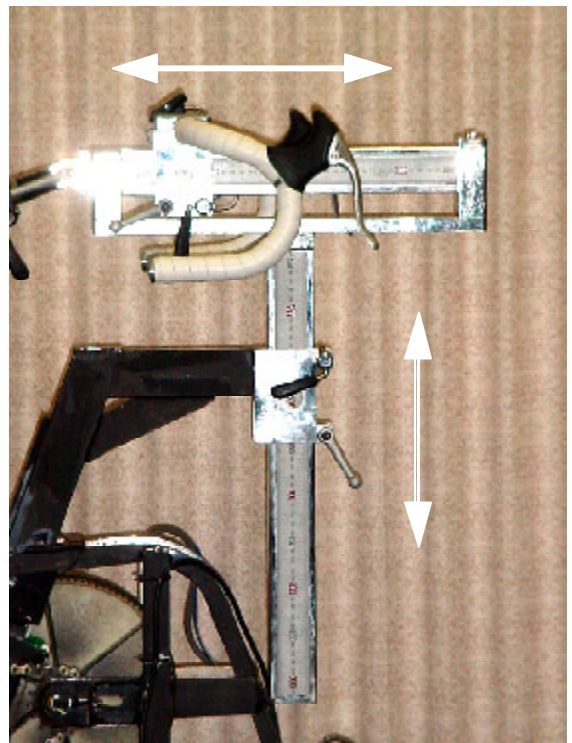
エンコーダから出力されたTTL信号はカウンターボード(UDC-4298XPC, マイクロサイエンス)を, そして軸力センサから出力された電圧信号をA/D変換ボード(DAS-1898XPC, マイクロサイエンス)を介して, コンピュータ(PC-286VF, EPSON)に50Hzのサンプリング周波数で取り込むことが可能である。

2.4 ポジション調節システム

図2 - 3に, 本研究で用いたポジション調節システムを示す。このシステムでは,



a) Saddle system



b) Handle system

図 2 - 3 ポジション可変システム

サドルおよびハンドルの位置を任意に変更することが可能となる。

図 2 - 3 a) はサドル調節ユニットであり，サドルを上下・前後方向に独立して移動できる．これによって，サドル角度(図 2 - 3 a))を任意に設定できるとともに，サドル角度を変えなくサドル高の上下が可能となる．また，図 2 - 3 b) はハンドル調節ユニットを示す．これは，サドル高を変えた際，体幹角度を一定に保つために，ハンドルの位置を上下・前後に独立して移動できるよう設計されている．

2.5 データ処理方法および基礎実験結果

健常男性(27歳, 178cm, 72kg)がペダル回転数90rpm, 負荷250Wの条件でペダリング運動を行った．クランク角度のグラフ(図 2 - 4)以外は全て定常的な運動10回転分の平均である．

図 2 - 4 は横軸を時間にした時のクランク角度である．定常的な運動であるため，クランク角度がリニアに増加していることがわかる．このため，これ以降の



図 2 - 4 クランク角度；

グラフでは、横軸を時間ではなくクランク角度 とする。これによって、一周期を正規化し、その中での phase と対応した分析が容易になる。

図 2 - 5 に、両側のペダル軸に搭載したエンコーダの出力 pr , pl を示す。図 2 - 1 に示す通り、右側クランクの方向に対するペダル踏面の角度として検出しているため、左右を比較すると だけ位相がずれている様子がわかる。

図 2 - 6 には踏力センサの出力を示す。このデータの場合、左右の最大値を比較すると、多少右側で強く漕いでいる様子が認められるが、全体的な傾向は だけ位相がシフトしている以外はほぼ同等といえる。図 2 - 1 にも示したとおり、左右と



図 2 - 5 ペダル・エンコーダからの出力； pr , pl

も F_y (プロット) が踏面に対して垂直方向成分であるため , 前後方向成分 F_x (プロット) よりも大きくなっている . また , と同様に左右で だけずれている様子がわかる . また , 左右いずれにもペダルが最前部にある時に最大値を示している . 図 2 - 7 に水平面に対するペダル仰角 r , l を示す . これらは , p_r および p_l から次式で計算される .

$$r = \frac{1}{2} \arccos \left(\frac{p_r}{r} \right)$$

$$l = \frac{1}{2} \arccos \left(\frac{p_l}{l} \right)$$



図 2 - 6 カセンサからの出力 ; F_{xr} , F_{yr} , F_{xl} , F_{yl}

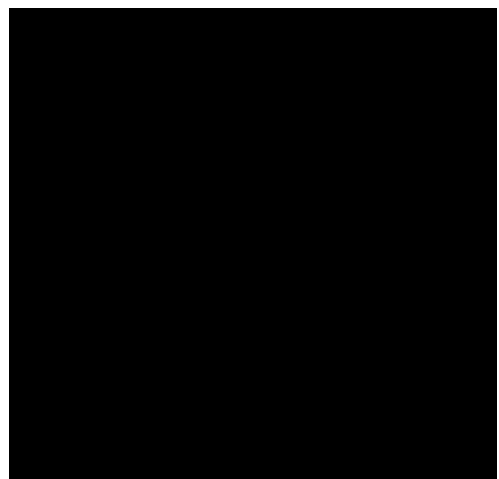
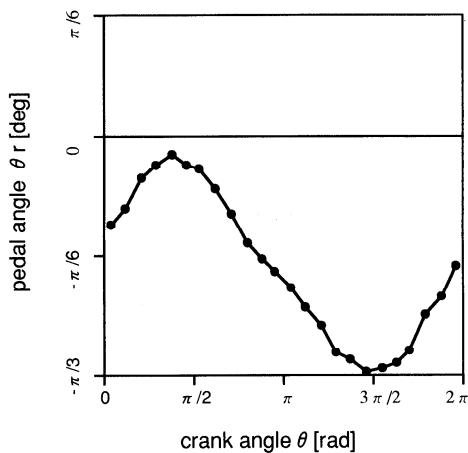


図 2 - 7 ペダル角度 ; r , l

いずれもほぼ水平面から俯角の方向に傾いている .また左右いずれもペダルが最前部にある時に俯角が最大値を取っていることがわかる .

ペダル踏力ベクトル FR_r , FRI のスカラ量および踏力接線方向成分 FE_r , FEI は , 得られたデータを次式で換算することにより求めることができる

$$|FR_r| = (F_{xr}^2 + F_{yr}^2)^{1/2}$$

$$|FRI| = (F_{xl}^2 + F_{yl}^2)^{1/2}$$

$$FE_r = \sin \theta_{pr} \cdot F_{xr} + \cos \theta_{pr} \cdot F_{yr}$$

$$FEI = \sin \theta_{pl} \cdot F_{xl} + \cos \theta_{pl} \cdot F_{yl}$$

図 2 - 8 に踏力ベクトル FR_r , FRI のスカラ量を示す . 図 2 - 5 の成分を合成し

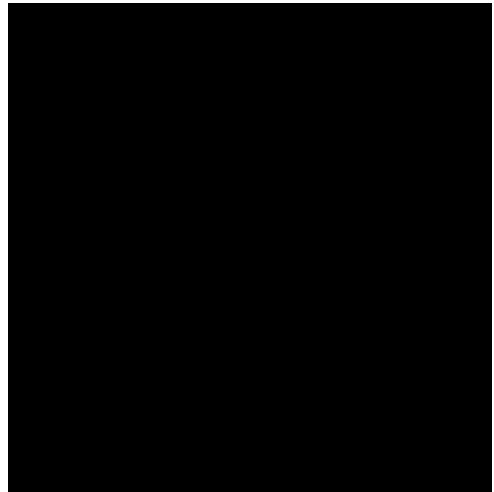


図 2 - 8 ペダル合力 ; FR_r , FRI

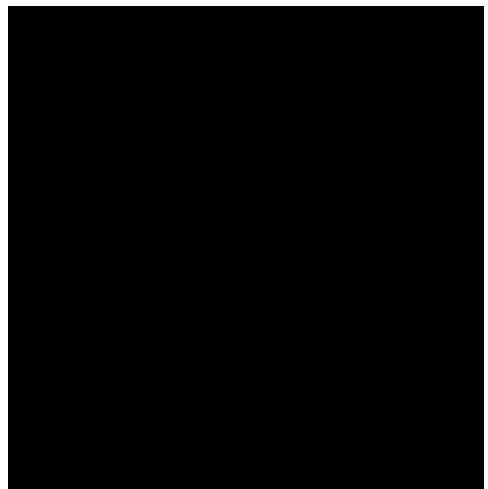


図 2 - 9 クランクに接線方向の力 ; FE_r , FEI

たベクトルであるため、左右とも最前部付近にペダルが到達した時に最大値を示している。また逆にペダルが最後部付近で左右とも極小値が認められる。

図2 - 9にクランクに対する接線方向成分 F_{Er} 、 F_{El} を示す。正はクランク回転の順方向で駆動力を表し、負は逆に制動力を意味する。ペダルがクランク軸の前方にある場合（右側の場合； $0 < \theta < \pi$ 、左側の場合； $-\pi < \theta < 0$ ）を down phase、逆に後方にある場合（右側の場合； $\pi < \theta < 2\pi$ 、左側の場合； $0 < \theta < -\pi$ ）を up phase と呼ぶことにする。左右ともほぼ down phase では駆動方向に踏力を作用させている。他方、up phase では制動方向に作用しており、もう一方の脚の駆動動作を妨げていることがわかる。

図2 - 10は先行研究で報告されている、右脚におけるペダル踏力の接線方向線分 (F_{Er}) のデータを示した。同一条件ではないので定量的な比較はできないが、発揮パターンは図2 - 9と類似していることがわかる。

F_{Er} [N]

500

0

$\pi/2$

$3\pi/2$

2

crank angle [rad]

図2 - 10 先行研究で報告されているクランクに接線方向の力

Sanderson (1991) の 235W で 80rpm 条件時のデータ。本

研究とは条件が異なるが、データの傾向は一致している。

第3章 ペダリング運動のスキル評価

3.1 ペダリング運動時のペダル踏力及び力効率指数に及ぼすスキルの影響【研究課題1】

3.1.1 はじめに

自転車によるペダリング運動は、下肢で発揮した力をペダル チェーン タイヤ (負荷装置)の系に伝達することによって、地面(負荷)に対して仕事を行うという特徴がある。この一連の流れの中で、ペダルにいかにもうまく力を伝えることができるかどうかということに、自転車運動のスキルは集約されると考えられる。このことと関連して、加えた踏力のうちクランクを回すために有効に使われる力の割合を示す力効率指数という指標が提案され、自転車運動のスキル評価として用いられている (Coyle ら ; 1991 , Davis と Hull ; 1981 , Lafortune と Cavanagh ; 1980 , 1983 , Patterson と Moreno ; 1990) 。しかし、その指標としての妥当性に関しては、有効とする報告 (Davis と Hull ; 1981) と、そうでないとする報告 (Coyle ら ; 1991) とがあり、必ずしも一致した見解が得られていない。この理由として、用いられた被験者の鍛錬度レベルが異なることや同一の指標で比較されていないことが挙げられよう。

力効率指数の表わし方は様々であり、各クランク角度に対して算出したもの (Davis と Hull ; 1981 , Lafortune と Cavanagh ; 1980) , 一周期で算出したもの (Coyle ら ; 1991 , Lafortune と Cavanagh ; 1983 , Patterson と Moreno ; 1990) , ペダル回転の上死点から下死点までで算出したもの (Coyle ら ; 1991) などが用いられている。一方、ペダリング運動には踏力の左右差が存在する (Cavanagh と Sanderson ; 1986 , Daly と Cavanagh ; 1976) ことから、スキルを評価する際には、左右それぞれの駆動時の力効率指数を考慮することも必要と思われる。

しかしながら、これらの指標を全て算出し、スキルの指標としての妥当性を総合的に検討した報告は見られない。また、サイクリストと非サイクリストの間でのこれらの比較も行われていない。サイクリストは、通常好んで 90 ~ 100rpm という高いペダリング頻度を用いていることが知られている (Hagberg ら ; 1979 , 1980) 。

従って、このような頻度での駆動はサイクリストにとって有利となり、スキルの差を抽出しやすいと考えられる。

そこで本研究では、ペダリング頻度90rpmで一定負荷運動を行ったときの、今までに報告されているものに加え、下死点から上死点までおよび左右各々の駆動時における力効率指数を求め、これらが鍛錬度によってどの様な影響を受けるかを検討した。

3.1.2 方法

3.1.2.1 被験者

被験者は、健常一般男性6名(以下、非サイクリスト群)および自転車選手6名(以下、サイクリスト群)であった。非サイクリスト群は、普段自転車に乗っていない者であり、一方サイクリスト群は大学自転車部に所属し、2年以上の競技歴を有

表3-1-1 被験者の身体特性

subject	Age (yr)	Height (cm)	Weight (kg)
cyclist			
SM	20	180.0	81.1
TM	20	171.2	64.5
HK	18	168.3	65.0
OY	22	169.0	72.9
MT	20	159.2	57.4
TT	22	166.4	64.8
Mean±SD	20±2	168.9±6.8	67.6±8.2
non cyclist			
NT	23	174.5	74.2
MM	25	177.8	71.1
WK	24	166.6	63.4
HN	22	182.0	80.0
YS	24	170.9	61.7
OK	25	170.0	64.5
Mean±SD	24±1	173.6±5.6	69.2±7.2

する男性部員であった。彼らの年齢および身体特性を表3 - 1 - 1に示した。被験者には、あらかじめ実験の目的、内容およびそれに伴う危険性について説明し、実験参加への同意を得た。

3.1.2.2 自転車エルゴメータ・システム

自転車エルゴメータ・システムについては、第2章で詳述した。

3.1.2.3 実験プロトコール

被験者は、改良した自転車エルゴメータを用いて、ペダリング頻度90rpmで150W、200Wおよび250Wの一定負荷運動を、それぞれ1分間ずつ行った。ペダリング頻度は、電子メトロノームで設定された頻度に相当するピッチ音を鳴らし、極力それに合わせるよう指示することによって実現された。

全ての試行は1日でなされたが、試行順はランダムとし、疲労による影響を最小限とするために、試行間には十分休息を置き、心拍数が100拍/分以下に回復し、かつ本人の意志が確認された上で次の試行に移った。

サドル高およびハンドル高の違いがペダル踏力に与える影響(Nordeen-Snyder; 1977)を考慮し、最初の試行時にこれらを各自の好む高さに調節し、残りの試行は全て同じ高さでペダリング運動を行わせた。また、ペダルにはトウクリップが装着されていた。

3.1.2.4 データ処理

データの解析には、安定したペダリングが得られたとみなせる連続した10回転分を用いた。

3.1.2.4.1 力効率指数の計算法

力効率指数を算出するために、時系列連続変量であるペダル合力およびクランクに対する接線方向への力を以下のようにして求めた。ただし、 t は時間を表わし、解析開始時点を0、10回転終了時点を t_{max} とした。

右脚ペダル合力 $FRr(t)$ および左脚ペダル合力 $FRI(t)$ は、ペダルに作用する踏力ベクトルのスカラー量として各々次式によって求めた。

$$FRr(t) = (Fxr(t)^2 + Fyr(t)^2)^{1/2}$$

$$FRI(t) = (Fxl(t)^2 + Fyl(t)^2)^{1/2}$$

$Fxr(t)$, $Fyr(t)$: 右脚のペダル面に対する前後方向および垂直方向の力

$Fxl(t)$, $Fyl(t)$: 左脚のペダル面に対する前後方向および垂直方向の力

クランクに対する接線方向への力(以下、左右各々について $F_{Er}(t)$ および $F_{El}(t)$)は、自転車運動の実際の推進力となるものであるが、次式によって求めた。

$$F_{Er}(t) = \sin r(t) \cdot F_{yr}(t) - \cos r(t) \cdot F_{xr}(t)$$

$$F_{El}(t) = \sin l(t) \cdot F_{yl}(t) - \cos l(t) \cdot F_{xl}(t)$$

ただし、

$$r(t) = 180 - r(t) - (t)$$

$$l(t) = 360 - l(t) - (t)$$

$r(t)$: 右脚ペダル角

$l(t)$: 左脚ペダル角

(t) : クランク角

以上のデータをもとに各々の力効率指数(単位:%)を求めた。

1) 瞬時の力効率指数(左右各々について以下、 iIE_r および iIE_l)

$$iIE_r(t) = F_{Er}(t) / FR_r(t) \times 100$$

$$iIE_l(t) = F_{El}(t) / FR_l(t) \times 100$$

2) 平均力効率指数(以下、 tIE)

$$tIE = tFE / tFR \times 100$$

ただし、

$$tFE = \int_0^{t_{max}} F_{Er}(t) dt + \int_0^{t_{max}} F_{El}(t) dt$$

$$tFR = \int_0^{t_{max}} FR_r(t) dt + \int_0^{t_{max}} FR_l(t) dt$$

3) 各 phase での力効率指数

ペダル回転を2つの phase に分けた。すなわち、ペダルが最上点(上死点)から最下点(下死点)までのペダルを踏み込んでいく down phase、および下死点から上死点までの脚が引き上げられていく up phase であった。この各々の phase に関して力効率指数を算出した。

down phase の力効率指数(dIE)は次式によって求めた。

$$dIE = (dF_{Er} + dF_{El}) / (dFR_r + dFR_l) \times 100$$

ただし、

$$dFRr = \int_{i=0}^9 \frac{(t2(i))}{(t1(i))} FRr(t) dt$$

$$dFRI = \int_{i=0}^9 \frac{(t3(i))}{(t2(i))} FRI(t) dt$$

$$dFEr = \int_{i=0}^9 \frac{(t2(i))}{(t1(i))} FEr(t) dt$$

$$dFEI = \int_{i=0}^9 \frac{(t3(i))}{(t2(i))} FEI(t) dt$$

$$(t1(i))=2i$$

$$(t2(i))=(2i+1)$$

$$(t3(i))=2(i+1)$$

up phase の力効率指数 (uIE) は次式によって求めた .

$$uIE=(uFEr+uFEI)/(uFRr+uFRI) \times 100$$

ただし ,

$$uFRr = \int_{i=0}^9 \frac{(t3(i))}{(t2(i))} FRr dt$$

$$uFRI = \int_{i=0}^9 \frac{(t2(i))}{(t1(i))} FRI dt$$

$$uFEr = \int_{i=0}^9 \frac{(t3(i))}{(t2(i))} FEr dt$$

$$uFEI = \int_{i=0}^9 \frac{(t2(i))}{(t1(i))} FEI dt$$

4) 駆動 phase での力効率指数

右脚で駆動しているときは , 右脚が down phase にあり , 左脚は up phase となる . このときの力効率指数 (rIE) は , 次式によって求めた .

$$rIE=(dFEr+uFEI)/(dFRr+uFRI) \times 100$$

同様に、左脚で駆動しているときは、右脚がup phaseにあり、左脚はdown phaseとなる。このときの力効率指数 (IIE) は、次式によって求めた。

$$IIE = (uFEr + dFEl) / (uFRr + dFRl) \times 100$$

3.1.2.4.2 波形データの処理

各被験者の10回転分のデータについて、右脚ペダル上死点を0度として1回転のクランク角度を10度毎に36分割し、各々の範囲内のデータを加算平均した。これにより個人毎の平均値を求め、ピーク値の算出に用いた。さらに、各被験者の10度毎のデータについてサイクリスト群、非サイクリスト群の加算平均を求め、各群の代表値とし、結果に示した。

3.1.2.5 統計処理

負荷強度による力効率指数の影響を検討するために、負荷強度を説明変数、力効率指数を目的変数として一元配置分散分析を行った。また、鍛錬度によるペダル合力およびクランクに対する接線方向への力のピークの差ならびに力効率指数の差を検討するために、t-検定を行った。有意水準は $p < 0.05$ とした。

データとして用いた10回転分のFRr およびFEr の再現性を検討するために、松浦 (1983) の方法に基づき信頼係数を算出した。

3.1.3 結果

データの解析に用いた10回転分のFRr およびFEr について、再現性を検討した結果、それらの信頼係数はいずれも $r = 0.999$ であり、高い再現性が示された。このことより、算出した力効率指数の再現性も高かったと考えられる。

また、データは左右脚とも同じ傾向を示していたので、以下結果には右脚のみのデータを示した。

実際のペダリング頻度は、平均で最低88.9rpm、最高90.7rpmであり、いずれの試行においても両群で有意な差は認められず、ほぼ設定通りの頻度で駆動を行っていた。

図3-1-1に、各負荷強度でのサイクリスト群および非サイクリスト群での、各々平均した右脚のクランクに対する接線方向への力 (FEr) をクランク角度の関数として示した。ここで、回転速度はほぼ一定であると考えられるので、FEは発揮されたパワーに相当するものである。down phaseに関して、負荷強度の増大とと

もにサイクリスト群のピーク値が低くなる傾向を示し、250Wでは、サイクリスト群でFErのピーク値が 323.9 ± 33.0 Nと、非サイクリスト群の 371.2 ± 31.7 Nに比較して有意であった ($p < 0.05$)。

up phaseではFErは負の値を示し、270 ~ 300度で最低値に達した。この負のFErは、クランク回転を妨げる障害力として働いていることを示すものである。up phaseでの障害力は150Wで最も大きく、負荷強度の増大とともに減少傾向にあった。この傾向は特にサイクリスト群で顕著であり、250Wにおいて、サイクリスト群では250度付近までわずかではあるが正の値を示していた。

図3 - 1 - 2に、各負荷強度での、両群で各々平均した右脚のペダル合力(FRr)をクランク角度の関数として示した。FRrは、150Wにおいて両群とも同様な傾向を示したが、負荷強度の増大に伴って、FEr同様ピークの差が顕著となり、250Wではサイクリスト群で 344.9 ± 37.6 Nを示し、非サイクリスト群の 398.4 ± 24.6 Nと比較して有意に低値であった ($p < 0.05$)。

図3 - 1 - 3に、各負荷強度において、両群で各々平均した右脚の瞬時の力効率指数(iIEr)をクランク角度関数として示した。FEr同様、iIErにおける負の値は、それが障害力として作用していたことを示すものである。150Wでは、振幅100%の正弦波状を描き、非サイクリスト群では、負荷強度が増大してもほぼ同様であった。サイクリスト群では、負荷強度の増大とともにup phaseにおいて負の値が改善される傾向にあり、特に250Wにおいては、250度付近まで正の値を示していた。一方、down phaseでは両群ともに負荷強度によらず一定の傾向にあった。

表3 - 1 - 2に、両群のtIE, uIE, dIE, rIE, lIEの個人の値および両群での平均値を示した。dIEは負荷強度によらず一定の値を示したが、tIEおよびuIEは負荷強度の増大とともに増加した ($p < 0.05$)。一方、群間でこれらのいずれの指標にも統計的に有意な差は認められなかった。ただし、uIEについてはサイクリスト群でかなりのばらつきが認められた。すなわち、被験者SM, TM, OY, TTでは全ての試行で負の値を示したのに対して、HKでは全てが正の値であった。uIEが負の値を示すことは、ペダル回転の障害要因となっていることを示すものであり、逆に、正の値は、up phaseでの踏力が回転力を生じさせていたことを意味するものである。非サイクリスト群では、全員が負の値を示し、これらの被験者において、ペダル上昇時には有効な力の伝達が行われていなかったといえる。

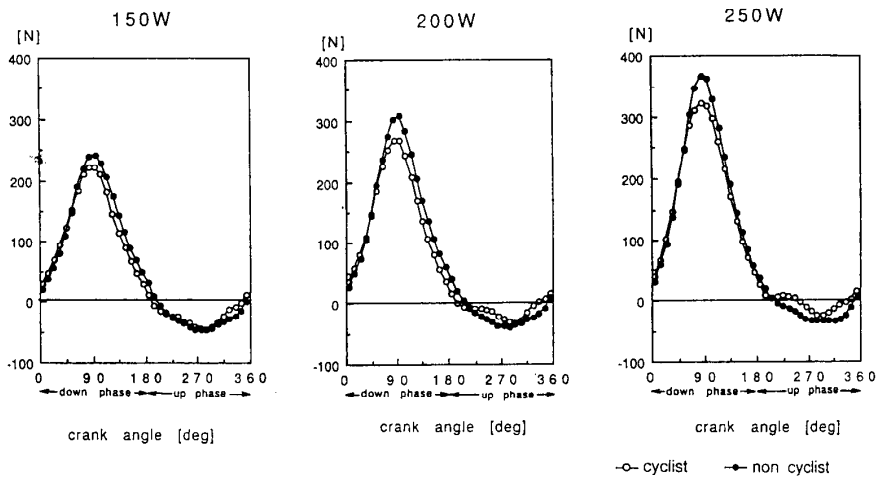


図 3 - 1 - 1 各負荷強度でのクランクに対する接線方向の力 (F_{cr})

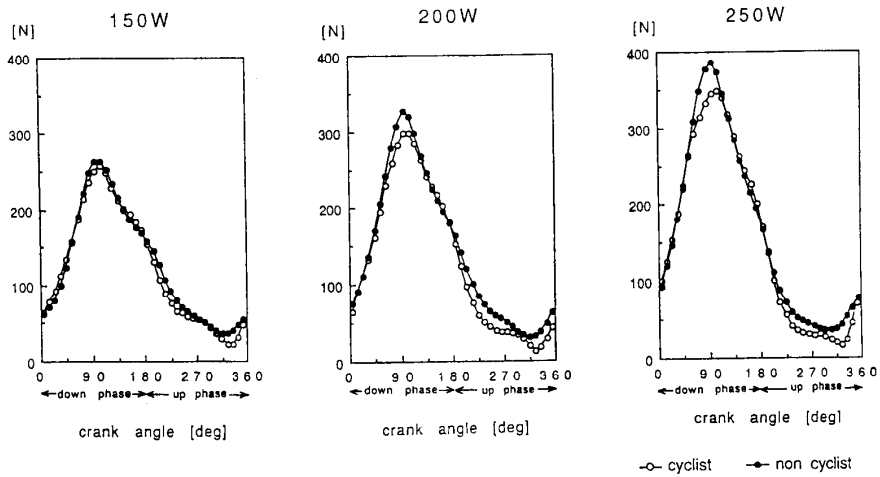


図 3 - 1 - 2 各負荷強度でのペダル合力 (F_{Rr})

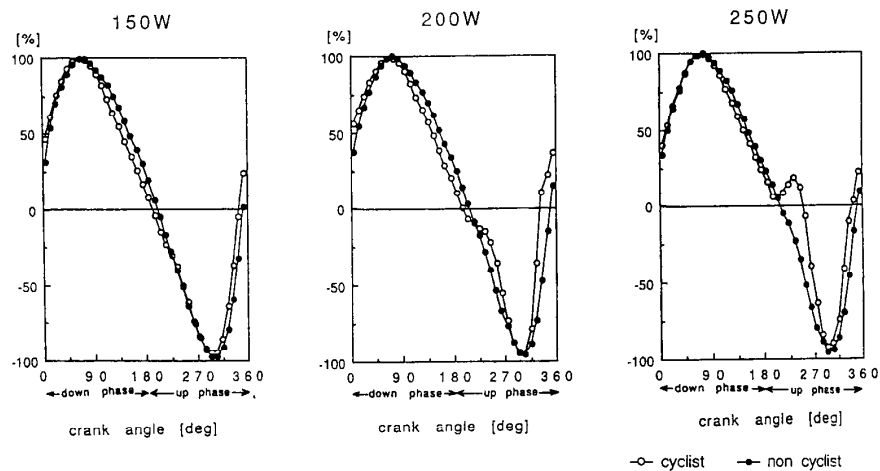


図 3 - 1 - 3 各負荷強度での瞬時力効率指数 (iIE_r)

表3 - 1 - 2 様々な算出法より求めた力効率指数の一覧

subj	load	rIE	uIE	dIE	rIE	rIE
cyclist						
SM	150	33.4	-43.4	64.6	31.1	35.9
	200	40.9	-37.6	65.8	39.4	42.5
	250	57.2	-15.3	73.6	54.0	64.0
TM	150	47.6	-30.7	77.0	46.4	48.8
	200	55.0	-19.0	76.5	55.6	54.5
	250	61.5	-3.9	75.1	60.7	62.2
HK	150	63.6	16.1	80.7	64.4	62.9
	200	69.8	23.5	79.8	67.5	72.0
	250	73.5	38.3	82.8	70.8	76.2
OY	150	38.4	-37.4	69.4	37.0	39.8
	200	56.9	-5.9	70.8	54.8	59.5
	250	56.4	-15.3	71.3	54.5	58.5
MT	150	47.5	-32.6	72.3	45.4	49.5
	200	59.9	-11.6	75.5	59.2	60.5
	250	63.3	3.3	73.7	66.0	60.9
TT	150	46.5	-37.1	74.3	43.4	49.5
	200	57.7	-18.7	77.9	55.2	59.9
	250	54.9	-22.4	72.6	50.0	59.8
Mean±SD	150	46.2±10.3	-27.5±21.8	73.1±5.7	44.6±11.3	47.7±9.4
	200	56.7±9.3	-11.6±20.2	74.4±5.2	55.3±9.1	58.2±9.6
	250	61.1±6.8	-2.6±22.0	74.9±4.1	59.3±8.0	63.6±6.5
non cyclist						
NT	150	42.2	-35.0	74.0	43.7	40.9
	200	54.7	-20.6	78.3	58.1	51.5
	250	54.0	-21.7	74.1	57.3	50.8
MM	150	53.0	-28.7	79.5	53.0	53.0
	200	57.4	-15.6	76.8	57.3	57.5
	250	64.6	-3.4	78.4	64.2	64.9
WK	150	51.3	-26.0	78.3	46.8	55.7
	200	57.0	-18.0	77.1	53.1	60.8
	250	59.9	-14.6	78.2	55.8	63.9
HN	150	47.6	-28.9	81.8	48.3	46.8
	200	51.3	-29.7	82.0	51.4	51.2
	250	56.2	-25.7	80.2	56.1	56.3
YS	150	42.1	-33.1	70.9	40.8	43.3
	200	49.3	-27.9	71.5	47.2	51.5
	250	53.9	-28.1	73.5	50.8	56.6
OK	150	47.3	-30.6	75.6	48.9	45.5
	200	55.2	-22.6	76.3	55.2	55.3
	250	61.2	-14.5	75.9	62.4	59.8
Mean±SD	150	47.3±4.5	-30.4±3.3	76.7±4.0	46.9±4.3	47.5±5.7
	200	54.2±3.2	-22.4±5.5	77.0±3.4	53.7±4.1	54.6±4.0
	250	58.3±4.3	-18.0±9.1	76.7±2.6	57.8±4.9	58.7±5.3

力効率指数の左右差 (rIE, lIE) については統計的な差異はなかったものの、サイクリスト群の全被験者および非サイクリスト群では3名の被験者において、lIEが高値を示す傾向があった(表3-1-2)。また、他の指標同様、rIEおよびlIEも各々負荷強度に伴って増大した($p < 0.05$)。

3.1.4 考察

DavisとHull(1981)は、iIEを指標として自転車によるペダリング運動のスキル評価を行っている。すなわち、彼らはサイクリストにペダリングの技術指導を行い、その前後のiIEを検討した。その結果、down phaseでは変化がみられなかったものの、up phaseにおいてiIEが著しく改善されたことを示した。このことは、ペダリング運動におけるup phaseでの脚の引き上げが、ペダリングに対する効果的な筋の参加を意味するものであり、生体負担を軽減させる可能性を示すものである(TateとShierman;1977)。その意味から、ペダリング運動における脚の引き上げは重要なスキルとして捉えことができ、彼らはiIEによってその評価が行えるとした。

本研究においても、サイクリストのup phaseでの負のiIEが減少する傾向にあった(図3-1-3)。一方、uIEに関しては、サイクリストで負の値が減少する傾向を示したものの(表3-1-2)、被験者間でかなりのばらつきがあり、非サイクリストとの間に統計的な有意差は認められなかった。

Coyleら(1991)は、一流サイクリストおよびそれよりも若干競技レベルの劣るサイクリストを被験者とし、1時間継続可能な平均負荷でのペダリング運動を行わせた際のdIEおよびtIEを算出している。その結果、tIEは一流サイクリストで63.5%、競技レベルの劣るサイクリストで69.3%、またdIEは各々70.8%と74.8%であり、競技レベルの劣るサイクリストで有意に高い値が得られたことを示した。このことにより、彼ら(Coyleら;1991)は、力効率指数は競技成績とは関連せず、またスキルの指標として適切ではないとしている。

このように、力効率指数がペダリング運動のスキルを反映するものであるか否かについては一致した見解が得られていない。この原因として、対象者の鍛錬度レベル、ならびに比較する指標の選択が影響していると考えられた。つまり、Coyleら(1991)は競技レベルの高いサイクリストを対象としてしか検討を行っていない。

サイクリストによって、その技術に多少の差があるとはいえ、ペダリング運動にはいずれも熟練していると考えられる。また、異なる結果を示したこれらの研究では検討された指標が異なり、DavisとHull(1981)らはiIEであり、Coyleら(1991)は平均のIEであった。

そこで、本研究では先行研究で報告されている全ての指標に加え、up phaseおよび左右各々の駆動時における力効率指数について、競技レベルが明らかに異なる一般人とサイクリストとの比較を行ったものである。しかしながら、いずれの指標においても両群間で統計的に有意な差は認められなかった。この結果は、Coyleら(1991)の見解を支持するものである。また、dIEに関して、Coyleら(1991)は競技レベルの劣る群で有意に高値を示したのに対して、本研究では両群で差は認められなかったが、この原因は明らかではない。

ただ、本研究において負荷強度による力効率指数の影響を検討した結果、dIE以外の全ての指標で負荷強度に依存して高くなっていた。従って、力効率指数を比較する場合、テストされた負荷強度がその被験者にとってどの程度であったかということが問題となる。それゆえ、その「相対」負荷の基準となる指標を明確にしなければならないと思われる。Coyleら(1991)は、被験者が1時間継続可能な平均負荷を相対負荷として用いたが、最大筋力としての脚伸展力や、最大自転車ペダリングパワーに比して、この基準が適当であるという保証はない！「1時間続けられる平均負荷」という基準が必ずしも妥当な負荷であったのかは疑問の残るところである。

上記のような負荷選択の問題点もあり、本研究では各指標において絶対負荷での比較しか行っていない。従って、本研究の結果から、力効率指数がスキルの指標として無効であるかどうかは、まだ完全に結論できるものではない。ただし、現段階では、スキルの指標としての力効率指数の意義については、肯定的な証拠は示されていないと考えた方が良いと思われる。

さて、ペダリング運動のエネルギーの流れは、筋 関節 ペダル クランク 負荷装置と伝えられ、筋収縮の仕事量、すなわち生理的パワーが負荷に対する機械的パワーに変換される。前者は、単位時間当たりの酸素摂取量として定量され、後者は単位時間当たりに負荷に対してなされた仕事量として定義づけられるものである。生理的パワーと機械的パワーの比はいわゆる効率と言われ、スキルの指標としても捉えられているが(三浦;1985)、実際にはこの流れの中のどこを捉えたら、より

よくスキルを評価できるのかは必ずしも明らかではない。本研究で算出した力効率指数は、この中のペダルからクランクへの力の変換効率に注目したものである。従って、力効率指数がスキルを反映するものであるとしても、それはスキルのほんの一部分を評価しているに過ぎず、これがパフォーマンスや生体の応答に対して、どれほど寄与するかは疑問の残るところである。

本研究では、90rpmという高いペダリング頻度を用いた。これはサイクリストが通常の駆動で好んで用いているもの（Hagbergら；1979，1980）である。一定負荷運動中にペダリング頻度を変えた場合、酸素摂取量を最小にするペダリング頻度の存在が知られている（Seabury，AdamsとRamey；1977）。この頻度は負荷強度によっても変わるが、サイクリストで60～80rpm（Coast，CoxとWelch；1986）の範囲にあり、明らかに彼らが好むペダリング頻度とは異なっている。

一方、PattersonとMoreno（1990）は、100Wおよび200Wの一定負荷運動中、ペダリング頻度を40～120rpmまで10rpm間隔で変化させた時の、ペダル合力の測定を行った。その結果、クランクに対する接線方向への力は、ペダリング頻度の増加に反比例することを観察した。それに伴って、ペダル合力も減少すると思われたが、実際にはペダリング頻度が高いところでは筋収縮が対応しきれず、逆に増加しており、従ってペダル合力が最小となるペダリング頻度が存在することを明らかにしている。つまり、全被験者で平均した場合、最小のペダル合力は100W時で90rpm，200W時で100rpmで示され、これはサイクリストの好む頻度と一致しているとした。

彼ら（PattersonとMoreno；1990）は、サイクリストがこのようにペダル合力を最小限にするペダリング頻度を好む理由として、個人の最大筋力に対して低い割合で駆動できるため、末梢疲労が軽減されることを挙げている。つまり、代謝的な面からは高いペダリング頻度は決して有利とは言えないが、それに伴う増加分はわずかである。従って、サイクリストは、代謝的には多少不利ではあるが、ペダル合力を最小とするペダリング頻度を好むということであろう。

さて、本研究において、250Wでのペダル合力のピーク値に、サイクリストで有意に低い値が示された（図3-1-2）。このことは、PattersonとMoreno（1990）が指摘しているように、サイクリストはトレーニングの結果筋収縮のタイミングが改善され、高いペダリング頻度においても、クランク回転に有効な力を加えており、

少ないペダル合力でペダリング運動を行っていることを示すものである。またこのことは一方で、バイオメカニクスの観点からみると、スキルはペダル合力のトルクへの変換効率（力効率指数）ではなく、その前段階であるペダル合力を最小にすることに反映されることを示唆するものであるかも知れない。さらに、一定負荷運動であるので、ペダル合力のピーク値の減少は、up phaseでの負の踏力の減少として捉えられると思われる。従って、up phaseでの脚の引き上げ、つまり、トゥクリップをいかに有効に用いることができるかが、ペダリング運動のスキルを決定するものと思われる。

一方、一般人が好んで用いる低いペダリング頻度の場合に、どのような結果が得られるかは興味あるところである。しかしながら、本研究では90rpmのペダリング頻度しか用いていないこと、また、PattersonとMoreno（1990）の研究でも被験者がサイクリストのみであったことより、現段階ではこの点を明らかにすることはできない。

好みのペダリング頻度が、普段それでこいでいる結果なのか、それとも何らかの生理的あるいはバイオメカニクスの裏付けによるものかは、今後の検討課題である。しかし、本研究の結果は、ペダル合力を少なくするペダリング頻度が、好みの頻度を決定する要因の一つである可能性を示すものであり、このことはPattersonとMoreno（1990）の主張を裏付けるものであると思われる。

3.1.5 まとめ

- 1) クランク角、ペダル角およびペダル踏力の計測可能な自転車エルゴメーターを用いて、ペダリング頻度90rpmでの150、200および250Wの一定負荷運動時の力効率指数を算出し、鍛錬度による影響を検討した。
- 2) 力効率指数には、いずれの負荷強度においてもサイクリスト群と非サイクリスト群の間で統計的な有意差は認められなかった。
- 3) 250W 負荷時におけるサイクリスト群のペダル合力は、有意に低値を示した（サイクリスト群： 344.9 ± 37.6 N，非サイクリスト群： 398.4 ± 24.6 N， $p < 0.05$ ）。
- 4) 以上の結果より、ペダリング運動のスキルは力効率指数よりも、より低いペダ

ル踏力およびそれに対応する up phase での負の踏力の減少として反映される
ものと考えられた。

3.2 ペダリング運動時の負荷が力効率指数に及ぼす影響【研究課題2】

3.2.1 はじめに

ペダリング運動において、筋収縮によって発揮された力を無駄なくペダル回転の力に変換することは、高いパフォーマンスを達成するために重要であると考えられる。つまり、力の変換効率が良いことは、短距離種目ではより大きな力をペダル回転として利用でき、また長距離種目ではエネルギーの損失を少なくできるものと考えられる。

この力の変換効率を示すものとして、LafortuneとCavanagh(1980)は、力効率指数(IE)を算出し、ペダリング運動のスキル指標として提案した。ここで力効率指数は、ペダルに加えた力の中の、自転車を駆動するために用いられた力の割合として定義される。

ところで、これまでにIEが負荷強度によって影響されることが示されてきた(星川ら;1993, PattersonとPearson;1983, PattersonとMoreno1990)。力効率指数がスキルの指標として確立されるためには、これらの要因に一定の基準を設ける必要がある。しかしながら、負荷強度の影響は十分に検討されておらず、これまでの研究では、ある限られた範囲の負荷でしかIEが算出されていない。負荷強度に一定基準を設けるには、軽い負荷から疲労困憊の強度まで、広範囲の負荷強度について、力効率指数がどのように変化していくかを検討する必要がある。

そこで本研究では、漸増負荷ペダリング運動中の力効率指数に及ぼす負荷の影響を検討することを目的とした。

3.2.2 方法

3.2.2.1 被験者

被験者は、健常男性5名であった。彼らの年齢及び身体特性を表3-2-1に示した。被験者Dは大学自転車部員であり、ペダリング運動には熟達した者であった。被験者には、あらかじめ実験の目的、内容及びそれに伴う危険性について説明し、実験参加への同意を得た。

表 3 - 2 - 1 被験者の身体特性

被験者	年齢 (yr)	身長 (cm)	体重 (kg)
A	26	178.1	72.0
B	23	182.0	80.0
C	26	170.0	64.5
D	22	180.0	81.1
E	22	172.5	68.5

3.2.2.2 自転車エルゴメータ・システム

自転車エルゴメータ・システムについては、第2章で詳述した。

3.2.2.3 実験プロトコール

被験者は、改良した自転車エルゴメーターを用いて、0 Wから15秒毎に20 Wずつ増加する漸増負荷運動を、疲労困憊に至るまで行った。但し、被験者Dに関しては、初期負荷を50 Wから開始した。ペダリング頻度は90rpmであり、電子メトロノームを用いて、設定頻度に相当するピッチ音を鳴らし、極力それに合わせるよう指示した。検者の励ましにもかかわらず、設定のペダリング頻度を維持できなくなった時点に疲労困憊と判断し、ペダリング運動を中止させた。

3.2.2.4 データ処理

データの解析は、各ステージの5秒目からの連続した10回転分を用いた。

3.2.2.4.1 力効率指数の算出法

力効率指数は、ペダル合力 (FR) 及びクランクに対する接線方向の力 (FE) が

ら 3.1.2.4.1 と同様の手法を用いて、総力効率指数 (以下、tIE)、up phase および down phase での力効率指数を算出した。

3.2.2.4.2 波形データの処理

各被験者のデータは、3.1.2.4.2 と同様の手法で処理を施した。

3.2.3 結果

図 3 - 2 - 1 に、ペダリング運動中の実際の回転数を示した。疲労困憊と判断し、運動を中止する以前のいずれの負荷においても、ほぼ設定通りのペダリング頻度が得られていた。また、自転車エルゴメータ駆動中の負荷装置での実際の負荷は、設定負荷よりも大きな値を示したが、いずれの被験者においても同等の強度が負荷されていた。

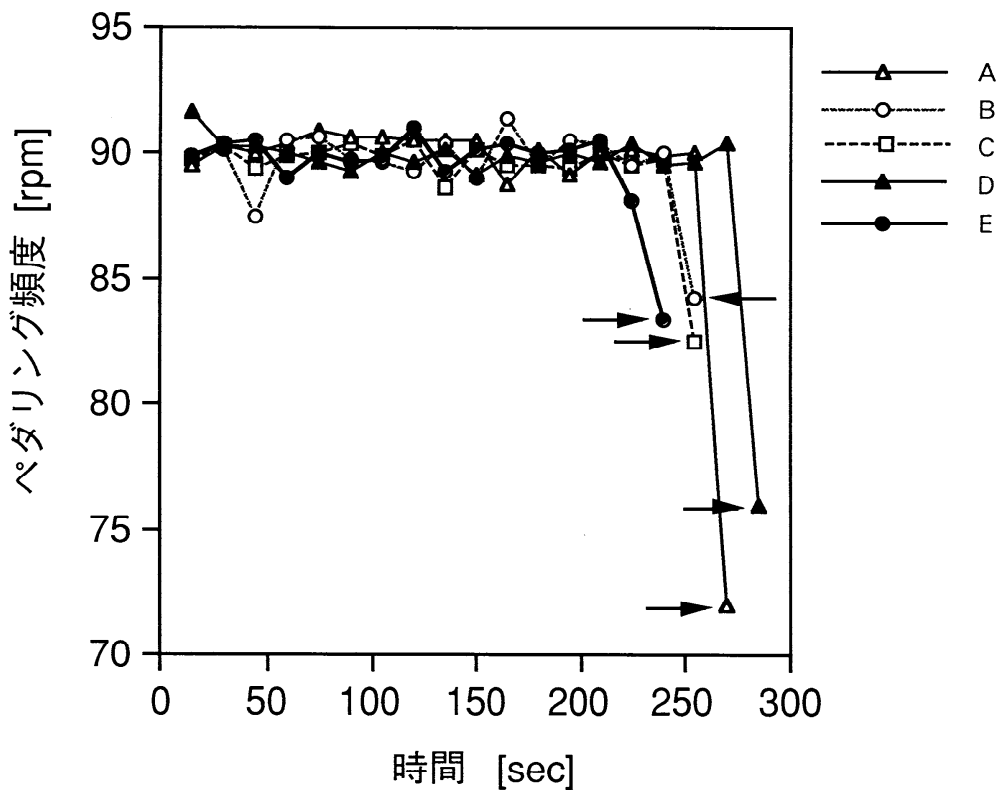


図 3 - 2 - 1 漸増負荷ペダリング運動中の回転数

矢印は疲労困憊と判断した点

図3 - 2 - 2に、負荷装置部位で発揮された負荷を横軸としたときの、総力効率指数 (tIE) を示した。いずれの被験者においても、負荷の増加に伴って tIE は直線的な増加を示した。一方、同一負荷において、いずれの被験者も同様な値を示していた。

図3 - 2 - 3に、負荷装置部位で発揮された負荷を横軸としたときの、down phase での力効率指数 (dIE) を示した。dIE は、低強度では、負荷増加に伴って大きな増加を示したが、高強度では増加の割合が減少する傾向にあった。また、dIE には、個人毎にばらつきがみられた。

図3 - 2 - 4に、負荷装置部位で発揮された負荷を横軸としたときの、up phase での力効率指数 (uIE) を示した。uIE が負の値を示すことは、up phase で、ペダル回転を妨げる力が作用していたことを示すものである。uIE は、負荷の増加に伴って直線的に増加した。また、dIE 同様、個人毎にばらつきがみられた。

表3 - 2 - 2に、疲労困憊時の負荷を100% (W_{max}) とした時の、50% W_{max} に近い負荷での各力効率指数を示した。自転車部に所属する被験者Dは、他の被験

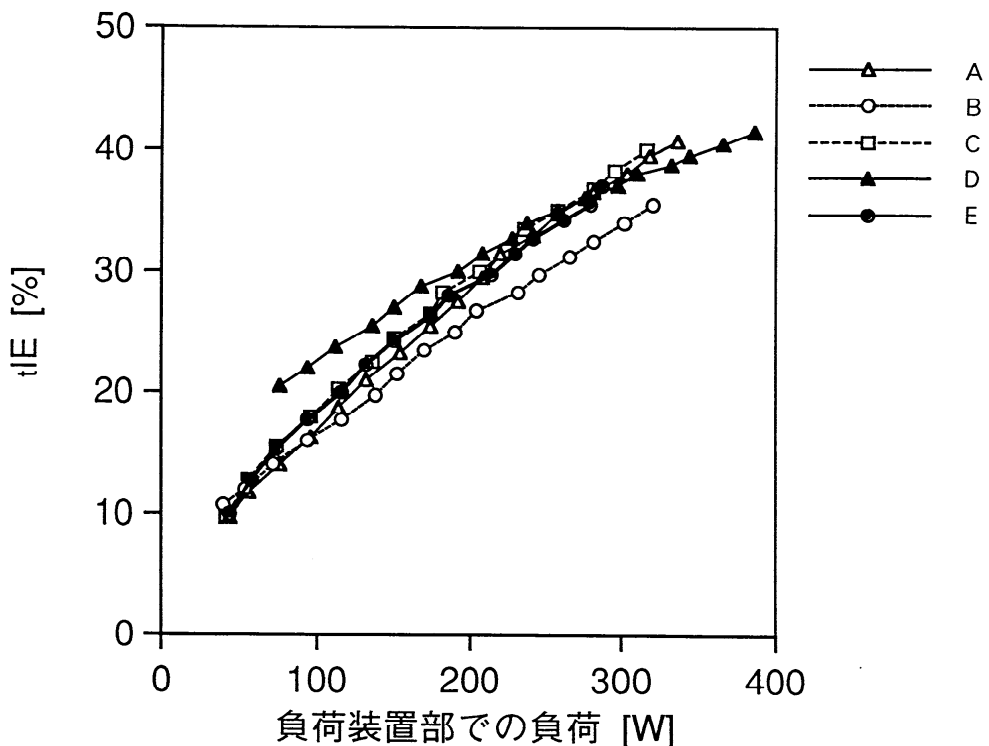


図3 - 2 - 2 漸増負荷ペダリング運動中の総力効率指数 (tIE)

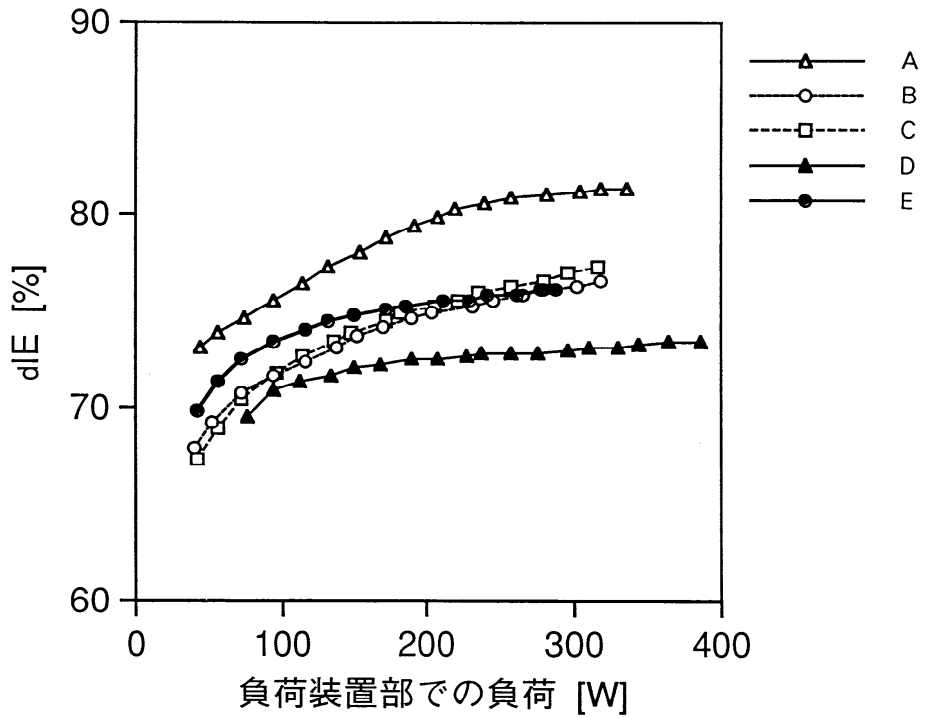


図 3 - 2 - 3 漸増負荷ペダリング運動中の down phase での力効率指数 (dIE)

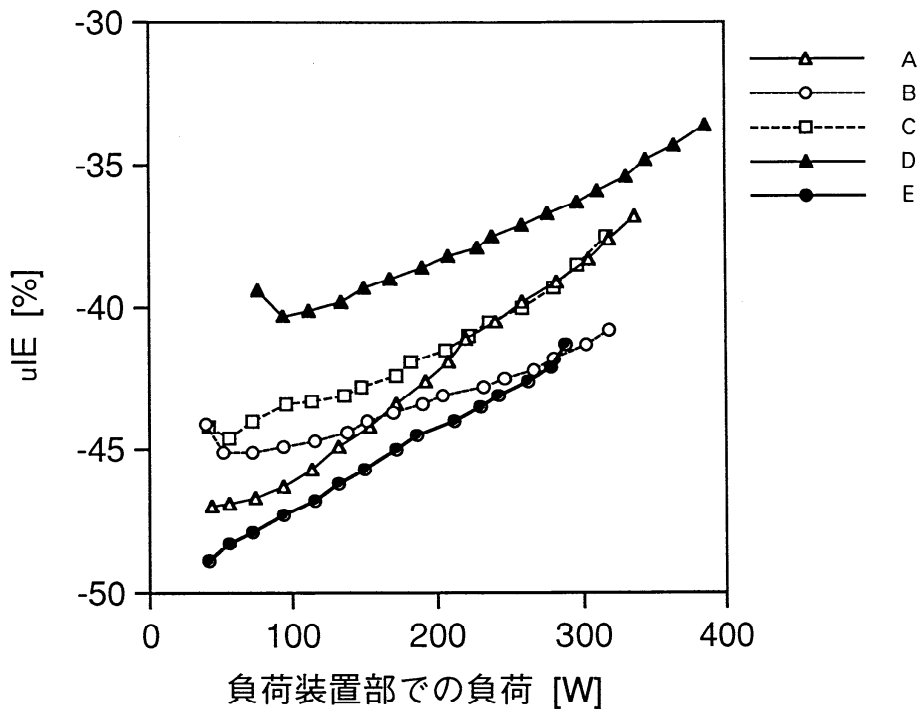


図 3 - 2 - 4 漸増負荷ペダリング運動中の up phase での力効率指数 (uIE)

表 3 - 2 - 2 相対負荷 (50%Wmax) での力効率指数

被験者	WL(W)	tIE (%)	dIE(%)	uIE(%)
A	172.9(51.6)	25.3	78.8	-43.4
B	151.1(47.4)	21.5	73.7	-44.0
C	148.5(47.1)	24.3	73.9	-42.8
D	190.8(49.5)	30.0	72.5	-38.6
E	149.4(51.9)	24.2	74.8	-45.7

疲労困憊時の負荷を100% (Wmax) とした時の50%Wmax時の力効率指数

WL：負荷装置部での実際の負荷であり、括弧内の数値はWmaxに対する%

tIE：総力効率指数

dIE：down phaseでの力効率指数

uIE：up phaseでの力効率指数

者よりも tIE で高値及び uIE で低値を示していた。

3.2.4 考 察

力効率指数 (IE) は , Lafortune と Cavanagh (1990) によって提案されたペダリング運動のスキル指標である . しかし , この指標の妥当性についてはまだ十分に検討されていない . すなわち , いかなる条件のもとで IE を算出するべきかという一定の基準が明らかにされていない . IE は , 負荷に影響されることが知られており (星川ら ; 1993 , Patterson と Pearson ; 1983 , Patterson と Moreno 1990) , この影響についての検討を詳細に行うことが必要である . 本研究では , 設定負荷の一定の基準を設ける手掛かりとして , 広範囲にわたる負荷の IE に及ぼす影響を検討しようとした . その結果 , tIE , uIE は負荷に伴って直線的に増加し , 高負荷でより大きな値が示された . dIE は対数曲線状に増加し , 高強度ではほぼ一定の値を示す傾向にあった (図 3 - 2 - 2 , 3 , 4) .

先行研究 (Davis と Hull ; 1981 , 星川ら ; 1993 , Lafortune と Cavanagh ; 1980 , Patterson と Pearson ; 1983 , Patterson と Moreno ; 1990) では , 検討された負荷の範囲が狭く , 本研究のように連続的に負荷を増加させたときの力効率指数を求めたものはない . 本研究での各力効率指数の値は , 一定負荷で算出された先行研究の値よりも低いものであった . 例えば , 一定負荷で我々が算出した各力効率指数は (星川ら ; 1993) , 200 W 時で , おおよそ tIE が 55% , uIE が - 17% であり , 本研究ではこの負荷に相当する強度でそれぞれ , 29% , - 42% と , かなり低い値であった . 一方 , dIE に関しては , 75% 前後と同様な値が示された . tIE は , dIE と uIE の加算と近似できるので , 先行研究との違いは , uIE の違いであると考えることができる . しかし何故 , 漸増負荷時の up phase 中での力効率指数が , 一定負荷時と比較して低い値を示すのか , すなわちペダル回転をより妨げるような力が作用したのかは , 現段階では明らかではない . しかし , 先行研究のように , 短時間の単発的な運動は , 実際の走行を反映しているとは考えにくく , 本研究の様な数分間にわたる連続的なペダリングを評価することは意味のあることかも知れない .

ところで , IE がスキルの指標として妥当性を持つためには , スキルレベル相応の IE を示すことが必要である . つまり , スキルの高いと思われる者で , 高い値を示すことが必要となろう . これに対し , Coyle ら (1991) は , 90rpm のペダリング頻度で「 1 時間続けられる」負荷を用いて , 一流長距離自転車選手群 (elite-national class ; En 群) とこれより若干レベルの劣る群 (good-state class ; Gs 群) で , IE の比較を行った . その結果 , tIE , dIE のいずれの指標においても , Gs 群で高い値を示していた . さらに , 我々は (星川ら ; 1993) , 研究課題 1 で示したように , 明らかにレベルが異なると思われる一般男性と大学自転車部員を対象として , ペダリング頻度 90rpm で , 150 , 200 及び 250 W の一定負荷ペダリング運動中の IE の算出を行ったところ , いずれの条件においても両群で差は認められなかった . このように , IE のスキル指標としての意義について , 必ずしも肯定的な結果は得られていない . しかし , Coyle らの用いた , 「 1 時間続けられる」という相対負荷は , 負荷設定としては曖昧である . つまり , 全被験者が同一の相対強度に達していたかは疑問が残る . また , 我々の研究では絶対負荷での比較しか行っておらず , 相対負荷での検討は行っていない . 従って , これらの結果からは , IE のスキル評価としての妥当性を否定することはできないものと考えている .

さて、本研究の結果から、力効率指数が負荷の要因で変動することが示された。このことは、駆動できる最大負荷能力の異なる者について、同一絶対強度で比較することは、生体に対する強度という点で、条件が一定ではなく、指標の意味も異なってくると思われる。例えば、200 Wでの力効率指数は、ある者では「軽い」強度での指標であり、別の者では「きつい」強度の指標になる。したがって、各個人の生体負担度を同一にするような、最大能力の相対値で指標を評価することは重要であると思われる。

そこで本研究では試みとして、疲労困憊時の負荷を 100% (W_{max}) とした時の、50% W_{max} の相対負荷で各力効率指数を比較した (表 3 - 2 - 2)。その結果、自転車部に所属する被験者 D で、 tIE 、 uIE は他の被験者よりも良い値を示していた。このことから即、最大負荷に対する相対負荷での比較が、スキル評価として妥当であるとは言えないものの、力効率指数におけるスキル評価としての可能性を示すものと思われる。しかし、本研究では被験者数が 5 人と少なく、今後一般人と自転車経験者のそれぞれの被験者数を増やし、さらに検討していく必要がある。

ペダリング運動のスキル評価が可能となれば、競技力向上を目的としたトレーニングにおいて有効になると思われる。力効率指数はその指標として期待されるが、評価基準での問題点を含んでいる。本研究の結果は、被験者数が 5 名と少ないものの、広範囲にわたる負荷を用いて力効率指数を算出し、負荷による力効率指数の影響を明らかにするとともに、その評価にあたっては相対負荷を用いる必要性があることを示した点で意義深いと思われる。本研究では相対負荷として疲労困憊時の最大負荷を基準としたが、自転車熟練者で高い値が示され、これは評価基準として有効である可能性を示唆するものである。今後被験者数を増やし、さらに検討していく必要がある。

3.2.5 まとめ

- 1) 漸増負荷ペダリング運動中の力効率指数を算出し、負荷強度の影響を検討した。
- 2) 総力効率指数 (tIE) は、負荷の増加に伴っては直線的な増加を示した。
- 3) down phase での力効率指数 (dIE) は、低強度では負荷増加に伴って大きな増加を示したが、高強度では増加の割合が減少する傾向にあった。

- 4) up phase での力効率指数 (uIE) は、負荷の増加に伴って直線的に増加した。
- 5) 疲労困憊時での最大負荷の50%に近い負荷で比較した場合、tIEおよびuIEはサイクリストで高値を示す可能性が示された。
- 6) 以上の結果より、最大負荷に対する相対負荷での力効率指数を比較することで、ペダリング運動のスキルを評価できる可能性が示唆された。

第4章 ペダル回転数の選択

ペダリング運動時の回転数がサイクリスト及び非サイクリストの足・膝・股関節トルクに及ぼす影響【研究課題3】

4.1 はじめに

パフォーマンスを最大にするための最適な条件を検討することは、競技力の向上に寄与するものである。ペダリング運動の場合、一定仕事率であっても高トルク・低回転数から低トルク・高回転数まで、様々な組み合わせが存在する。このように、仕事率が同一であっても発揮されるトルクが異なれば、生体に与える影響も異なってくると考えられ、長時間に及ぶ自転車競技においては、回転数の選択はパフォーマンスを決定する重要な要因と考えられる。ところで、長距離を専門とするサイクリストは、普段90～110rpmの回転数を用いていることが知られている(Hagbergら;1979, Lucia, HoyosとChicharro;2001, MarshとMartin;1997, PattersonとMoreno;1990, Sargeant;1994)。しかし、なぜ彼らがこのようなある限られた範囲の回転数を用いているのかは明らかにされていない。

これまでの多くの研究では、この回転数がエネルギー消費の面からみて効率的であるという観点から検討されてきた。そして、一定仕事率でのペダリング運動中に必要とされる酸素摂取量($\dot{V}O_2$)は回転数に応じて変化し、 $\dot{V}O_2$ が最も少なくなる回転数が存在することが確かめられてきた(CoastとWelch;1985, Coast, CoxとWelch;1986, Dickinson;1929, Seabury, AdamsとRamey;1977)。しかし、これらはおおむね30～80rpmの範囲にあり、サイクリストが用いている回転数よりも低い。逆に、サイクリストが用いているような速い回転数は、内的仕事量(脚自体になす仕事量)を増加させることから(Francescato, Girardisとdi Prampero;1995, Wells, MorrisseyとHughson;1986)、エネルギー消費の観点からは非効率的となる。

一方、RedfieldとHull(1986)は、一定仕事率でのペダリング運動中、足、膝および股関節に作用するトルクを算出し、回転数の影響を検討した。その結果、彼らは、各関節で発揮されたトルクをクランク1回転で平均した値が105rpmで最小

になることを示した。この回転数が、サイクリストの用いる値とよく一致していることから、彼らはサイクリストが90～110rpmの回転数を用いるのは、筋への負担を軽減させるためだとした。しかし、この研究では、被験者がサイクリスト1名であるうえに、3種類の回転数から得られたデータのシミュレーションによるものであり、関節トルクを最小とする回転数が本当に存在するのかどうかについては追試されていない。また、このような結果が得られたのは、サイクリストが普段90～110rpmでトレーニングを行っていることによる神経筋の適応によるものなのかもしれない。もしそうであるなら、一般人ではもっと低い回転数で関節トルクが最小になると考えられるが、この種の研究もなされていない。

そこで本研究では、一定仕事率でのペダリング運動時の足、膝および股関節の平均トルクに及ぼす回転数の影響を、サイクリストおよび非サイクリストで比較、検討することを目的とした。

4.2 方法

4.2.1 被験者

被験者は、大学自転車部に所属する男性6名(CY群:20±2歳,172.2±4.2cm,67.3±8.2kg)と、規則的な自転車運動を行っていない一般男性7名(NC群:25±4歳,172.1±4.8cm,69.4±5.0kg)であった。なお、NC群はこれまで、水泳、サッカー、バドミントン、野球などの経験を持つ活動的な被験者であった。彼らには、実験の目的および内容を説明し、実験参加への同意を得た。

4.2.2 実験プロトコール

被験者に、200Wの一定仕事率で、4種類の回転数40,60,90および120rpmのペダリング運動を行わせた。この仕事率は、実際の長距離自転車競技中の強度に類似し(MarshとMartin;1993)、また、この種の研究で多く用いられている(MarshとMartin;1997,PattersonとMoreno;1990,RedfieldとHull;1986,MarshとMartin;1993)ことから本研究においても採用した。電子メトロノームを用いて、設定したペダル回転数に相当するピッチ音を鳴らし、被験者にはこれに極力合わせるよう指示した。各試行の運動時間は、設定した回転数に達してからの1分間とした。

全ての試行は1日で行い、試行順序はランダムとした。また、疲労の影響を最小

限とするために、試行間には十分な休息を入れた。

サドル高は、下肢長からの計算式(村岡ら;1994)を基本とした上で、各被験者の乗車感覚によって若干の調整を行った。なお、サドル高は全ての試行で同一とした。また、被験者はレーシングシューズを用い、これはトウクリップでペダルに固定されていた。

4.2.3 データ計測

本研究で用いた自転車エルゴメータ・システムについては第2章で詳述した。

また、被験者の右脚の大転子、大腿骨外側顆、外果およびペダル軸に反射マーカールを取り付け、右側面方向からビデオカメラにより毎秒60フィールドで撮影した。

4.2.4 データ処理

得られたビデオ画像から、フィールド毎に反射マーカールを付けた4個の分析点のx-y座標を動作解析システムを用いて読み取った。これらのデータは、ペダル踏力・角度データとサンプリング頻度が異なるため、コンピュータソフト上で50Hzのデータに変換した。

得られたビデオ画像から、フィールド毎に反射マーカールを付けた4個の分析点のx-y座標を動作解析システムを用いて読み取った。これらのデータは、ペダル踏力・角度データとサンプリング頻度が異なるため、コンピュータソフト上で50Hzのデータに変換した。

各関節のx-y座標より、垂線からの足部、下腿および大腿の傾きを求め、これを各関節の関節角度とした(a_1, a_2, a_3)。これらをサンプリング時間毎に差分を取り、サンプリング間隔(0.02秒)で除すことで関節角速度($\dot{a}_1, \dot{a}_2, \dot{a}_3$)を求め、さらにこれらに同様の操作を繰返すことで関節角加速度($\ddot{a}_1, \ddot{a}_2, \ddot{a}_3$)を算出した。

計測した全データおよび差分後のデータは、4次のバターワースフィルタ(遮断周波数6Hz)を用い平滑化した。

なお、データ解析にはペダル回転数が安定した、連続した10回転分を用いた。

4.2.5 関節トルク値の算出

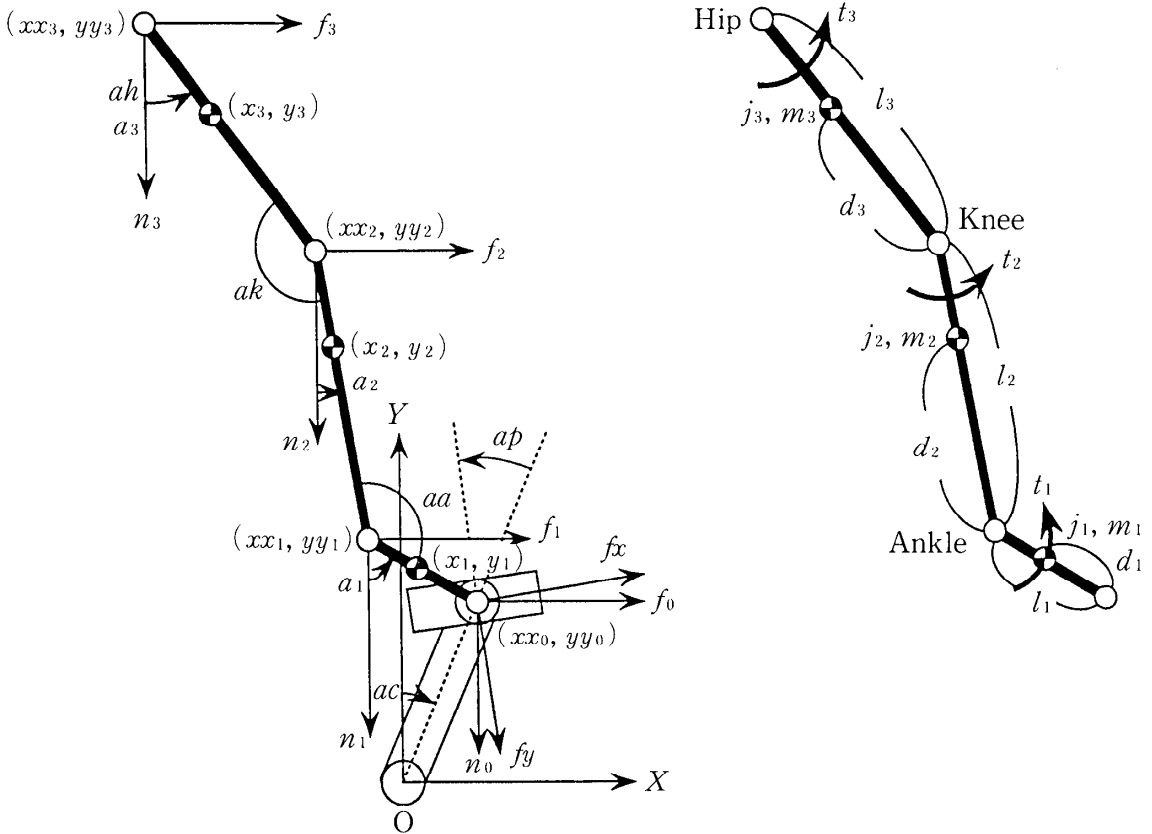


図4 - 1 ペダリング運動の矢状面リンクモデル

略号一覧

股関節角度 ah : 股関節からおろした鉛直線と大腿部とのなす角度

膝関節角度 ak : 大腿部と下腿部とのなす角度

足関節角度 aa : 下腿部足部とのなす角度

クランク角度 ac : クランクの上死点からの角度

ペダル角度 ap : クランクに対するペダルのなす角度

ペダル踏力踏面方向成分 fx : 前方を正とする

ペダル踏力踏面垂直方向成分 fy : 下方を正とする

a_1 : 鉛直線に対する足部の傾き

a_2 : 鉛直線に対する下腿部の傾き

a_3 : 鉛直線に対する大腿部の傾き

(xx_0, yy_0) : ペダル軸の座標

(xx_1, yy_1) : 足関節の座標

(xx_2, yy_2) : 膝関節の座標

(xx_3, yy_3) : 股関節の座標

(x_1, y_1) : 足部の重心座標

(x_2, y_2) : 下腿部の重心座標

(x_3, y_3) : 大腿部の重心座標

n_0 : ペダル軸に作用する力の水平方向成分

f_0 : ペダル軸に作用する力の鉛直方向成分

n_1 : 足関節に作用する力の水平方向成分

f_1 : 足関節に作用する力の鉛直方向成分

n_2 : 膝関節に作用する力の水平方向成分

f_2 : 膝関節に作用する力の鉛直方向成分

n_3 : 股関節に作用する力の水平方向成分

f_3 : 股関節に作用する力の鉛直方向成分

l_1 : 足部の長さ

l_2 : 下腿部の長さ

l_3 : 大腿部の長さ

d_1 : 足部重心までの距離

d_2 : 下腿部重心までの距離

d_3 : 大腿部重心までの距離

m_1 : 足部の質量

m_2 : 下腿部の質量

m_3 : 大腿部の質量

j_1 : 足部重心まわりの慣性モーメント

j_2 : 下腿部重心まわりの慣性モーメント

j_3 : 大腿部重心まわりの慣性モーメント

ペダリング運動は、矢状面上の2次元運動とみなせるため、下肢を、足部、下腿部および大腿部からなる2次元の剛体リンクとしてモデル化した(図4-1)。ここで、各リンク毎の水平および鉛直方向の力の釣り合い式より、関節反力は以下のように表される。

$$f_1 = f_0 - m_1 \ddot{x}_1 \quad \dots\dots\dots(4.1)$$

$$n_1 = n_0 - m_1 (\ddot{y}_1 + g) \quad \dots\dots\dots(4.2)$$

$$f_2 = f_1 - m_2 \ddot{x}_2 \quad \dots\dots\dots(4.3)$$

$$n_2 = n_1 - m_2 (\ddot{y}_2 + g) \quad \dots\dots\dots(4.4)$$

$$f_3 = f_2 - m_3 \ddot{x}_3 \quad \dots\dots\dots(4.5)$$

$$n_3 = n_2 - m_3 (\ddot{y}_3 + g) \quad \dots\dots\dots(4.6)$$

また、重心回りの回転に関するモーメントの釣り合い式を変形することで、各関節トルクは以下のように表される。

$$t_1 = j_1 \ddot{a}_1 - n_0 (xx_0 - x_1) - f_0 (y_1 - yy_0) \\ - n_1 (x_1 - xx_1) - f_1 (yy_1 - y_1) \quad \dots\dots(4.7)$$

$$t_2 = t_1 + j_2 \ddot{a}_2 - n_1 (xx_1 - x_2) - f_1 (y_2 - yy_1) \\ - n_2 (x_2 - xx_2) - f_2 (yy_2 - y_2) \quad \dots\dots(4.8)$$

$$t_3 = t_2 + j_3 \ddot{a}_3 - n_2 (xx_2 - x_3) - f_2 (y_3 - yy_2) \\ - n_3 (x_3 - xx_3) - f_3 (yy_3 - y_3) \quad \dots\dots(4.9)$$

ただし、

- g : 重力加速度
- m_i : 各分節の質量
- (x_{xi}, y_{yi}) : ペダル軸および関節座標
- (x_i, y_i) : 各分節の重心座標
- j_i : 各分節の重心回りの慣性モーメント
- i : 1足関節, 2膝関節, 3股関節

ここで、処理を施したデータを(4.1)~(4.9)へ代入し、数値解析することで各関節トルク値(t₁, t₂, t₃)を算出した。この際、各分節の質量、重心位置、重心回りの慣性モーメントは、各被験者の形態計測値より推定した(阿江;1992)。

4.2.6 関節トルク波形の処理

各関節トルクデータは、クランク 1 回転に要した時間で正規化し、これらを加算平均することで 10 回転分の平均波形を算出した。

さらに、各関節トルクの平均波形の正・負領域を平均することで、クランク 1 回転で発揮されている足関節の底屈・背屈、膝および股関節の伸展・屈曲トルクを算出した。なお、平均後のデータは、全て正の値として表した。

また、以下の式で算出される右脚のクランクトルク値 (t_c) についても、10 回転分の平均値を求めた。

$$t_c = (f_x \cdot \cos(\alpha_p) + f_y \cdot \sin(\alpha_p)) \cdot L_c$$

ここで、 L_c : クランク長 (0.175m)

4.2.7 統計処理

ペダル回転数が関節トルクの平均値に及ぼす影響を検討するために、各群でそれぞれ一元配置分散分析を行った。さらに、群間の差を検討するために、各ペダル回転数での関節トルクの平均値について、対応のない t 検定を行った。なお、有意水準は $p < 0.05$ とした。

4.3 結果

4.3.1 回転数の増加に伴うクランクトルクの変化

図 4 - 2 に、回転数とクランクトルクの関係を示した。この両者の積がクランク軸での仕事率となることから、双曲線関係となるのは理論的には当然であるが、本実験で行なった試行においても双曲線関係が得られ、NC 群と CY 群間の差も認められなかった。

4.3.2 各関節のトルク発揮パターン

図 4 - 3 に、回転数毎に各群内で平均した足、膝および股関節トルクを示した。横軸は、クランク 1 回転のパーセンテージを表しており、0% はクランク回転の上死点 (0deg)、50% は下死点 (180deg) を示す。

足関節トルクにおける正の値は底屈トルク、負の値は背屈トルクを表しており、

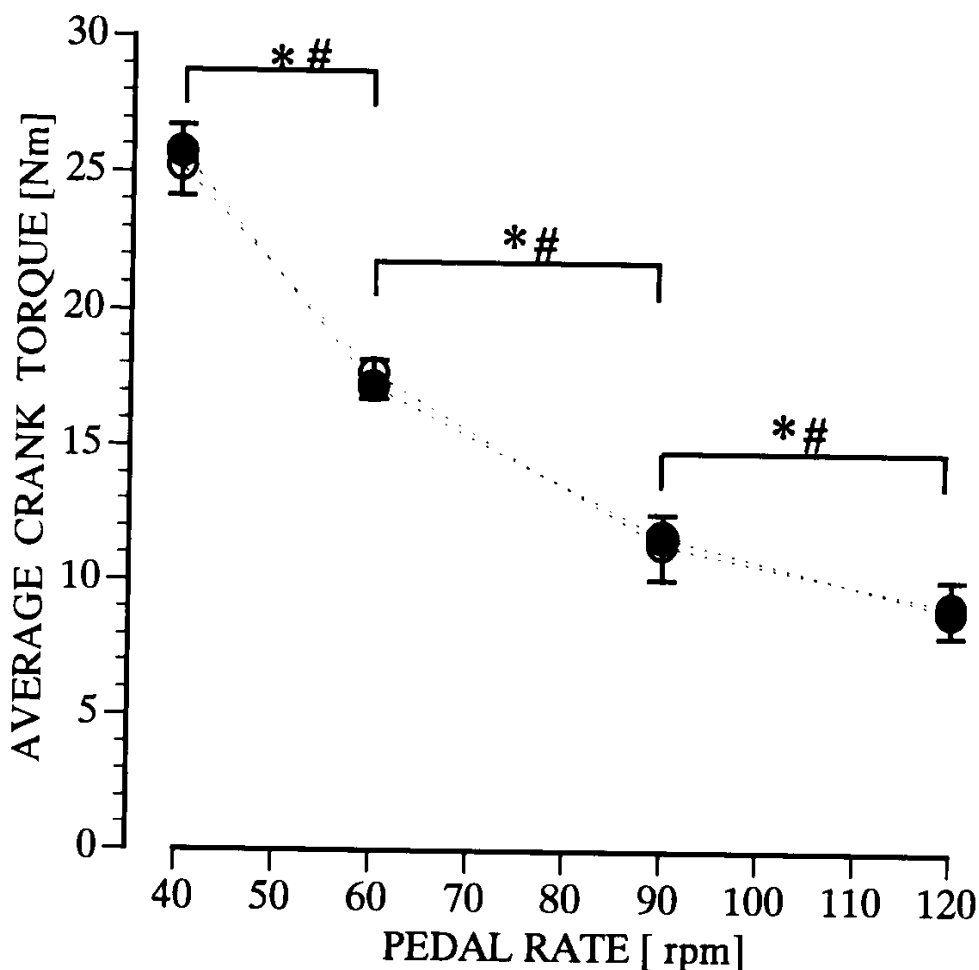
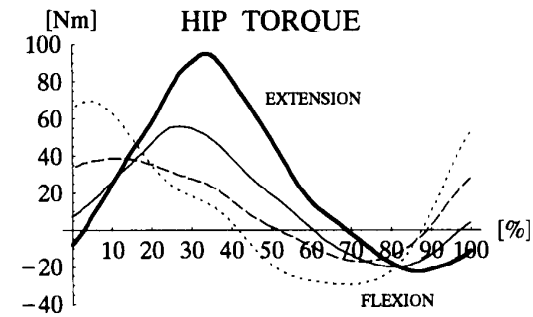
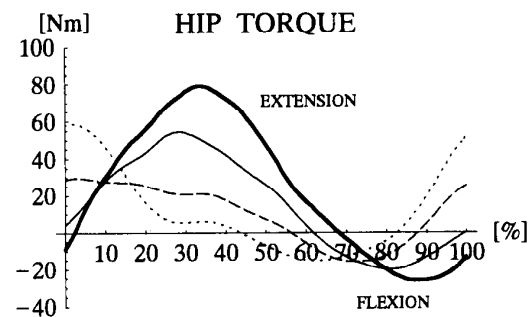
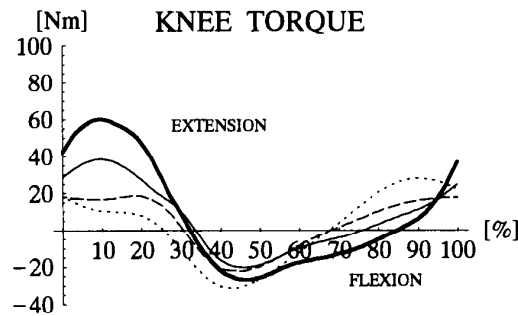
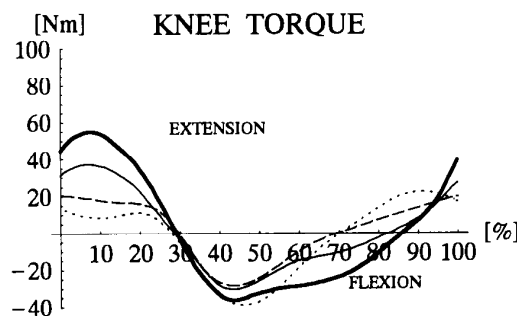
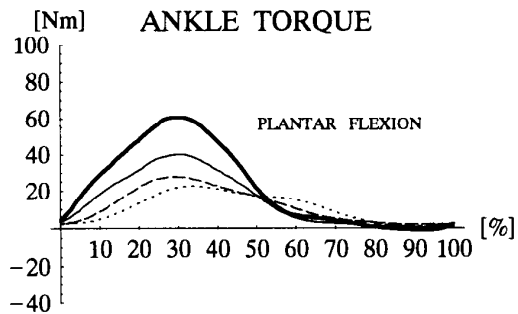
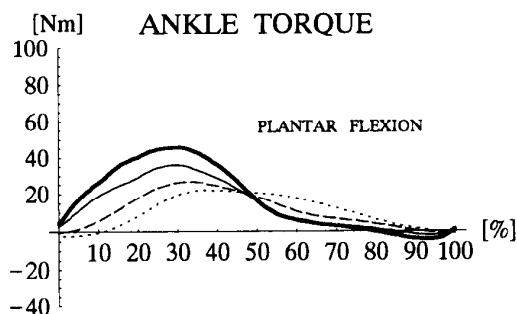


図4 - 2 ペダル回転数が平均クランクトルクに及ぼす影響。
 ○ はサイクリスト, □ は非サイクリストのデータを示す。
 * :サイクリストのデータについての有意差 $p < 0.05$
 # :非サイクリストのデータについての有意差 $p < 0.05$

クランク回転の前半(0 ~ 50%)では,大きな底屈トルクが発揮され,回転数の増加に伴ってその最大値は減少した。一方,後半(50 ~ 100%)においては,40,60rpmでは急速に底屈トルクが減少して,60%の時点では10Nm以下となっているが,90,120rpmでは急激な減少は起らず,特にCY群の120rpmでは75%付近まで10Nm以上のトルクが発揮されていた。また,80%以降の位相では,背屈トルクが観察される事例もあった。

膝関節トルクにおける正の値は伸展トルク,負の値は屈曲トルクを表しており,



CY

NC

— 40rpm — 60rpm - - - 90rpm ····· 120rpm

図4 - 3 サイクリスト(左)および非サイクリスト(右)の足関節(上段), 膝関節(中段)および股関節(下段)の関節モーメント・パターン.

クランク回転の前半(0～50%)では、大きな伸展トルクが発揮されていた。そして、この最大値は回転数の増加に伴って減少した。なお、全ての回転数で30%付近から屈曲トルクに転じていた。屈曲トルクの最大値は、両群とも回転数によらずほぼ一定の値を示していた。この屈曲トルクは、クランク回転の後半(50～100%)に継続するものの、70～80%付近から再び伸展トルクに転じていた。その後半における伸展トルクの出現位相は、90および120rpmでは40および60rpmに比べて早期であった。

股関節トルクにおける正の値は伸展トルク、負の値は屈曲トルクを表している。クランク回転の前半(0～50%)では、大きな伸展トルクが発揮されていた。回転数の増加に伴って伸展トルクの最大値が90rpm以下の3試行においては減少していったが、120rpmでは90rpmよりも高値を示していた。また、最大値の出現位置は、40、60rpmではクランク回転の30%付近であったが、90、120rpmでは0～10%付近に移動した。後半(50～100%)では、伸展トルクが減少し屈曲トルクに転じた。屈曲トルクの出現位相は、回転数の増加に伴って早期化していた。屈曲トルクの最大値は、90rpm以下の3試行においては回転数の増加に伴って減少したが、120rpmではC Y群で90rpmとほぼ同値であり、N C群では90rpmより高値を示した。

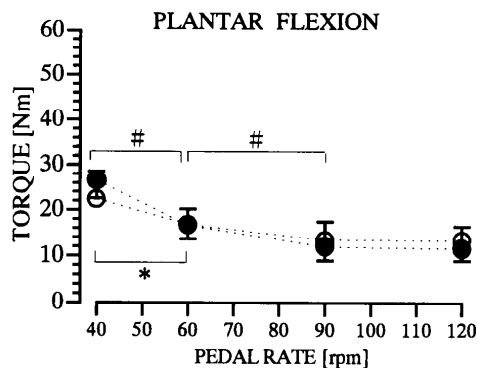
しかし、いずれの関節トルクにおいても、C Y群およびN C群でその発揮パターンに顕著な違いは見られなかった。

4.3.3 回転数の増加に伴う足・膝・股関節の平均トルクの変化

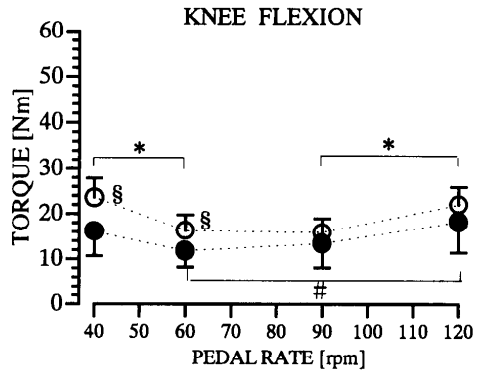
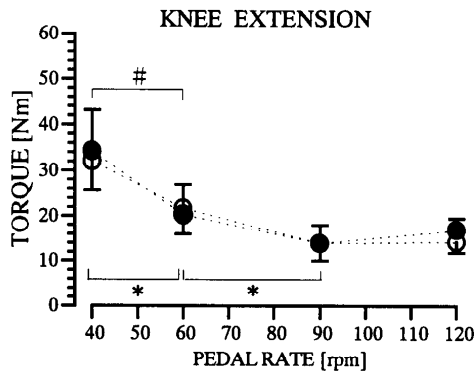
図4-4に、クランク1回転で平均した、足関節の底屈トルク、膝および股関節の伸展・屈曲トルク値を回転数毎に示した。なお、足関節の背屈トルクはほとんど発揮されていなかったため、以下の結果から除いた。

1. 足関節の平均底屈トルクの変化

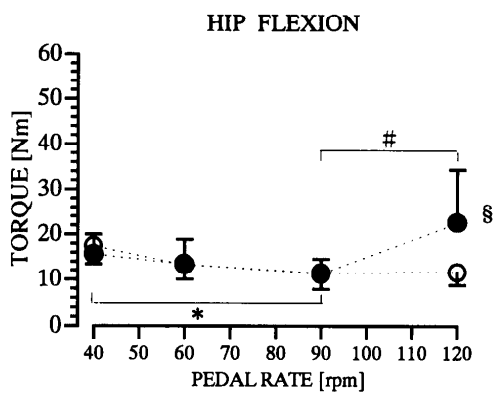
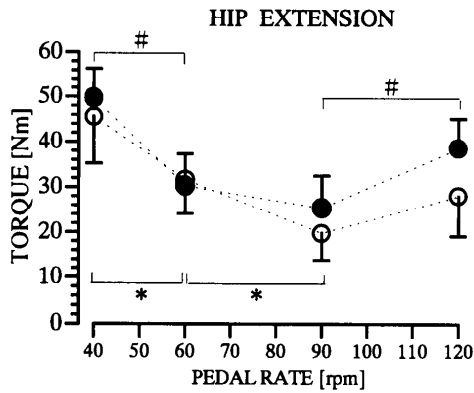
足関節の平均底屈トルク値は、N C群では回転数の増加に伴って90rpmまで減少したが、120rpmでは90rpmとほぼ同値であった。C Y群では、40rpmと比較し60rpmで有意に減少したが、これ以上の回転数では差が認められなかった。また、全ての回転数を通して、両群ともほぼ同値であり、両群間の差は認められなかった。



ANKLE



KNEE



HIP

図4 - 4 足関節の底屈(上段), 膝関節の伸展(中段左)・屈曲(中段右), および股関節の伸展(下段左)・屈曲(下段右)モーメントの平均値に及ぼすペダル回転数の影響

○ はサイクリスト, ● は非サイクリストのデータを示す.

* : サイクストのデータについての有意差 $p < 0.05$.

: 非サイクストのデータについての有意差 $p < 0.05$.

§ : 各ペダル回転数における群間の有意差 $p < 0.05$.

2. 膝関節の平均伸展・屈曲トルクの変化

膝関節の平均伸展トルク値は、回転数の増加に伴ってC Y群では90rpmまで有意に減少し、90rpmで最小値を示したが、120rpmでは90rpmとほぼ同値であった。NC群では60rpmまで有意に減少し、90rpmでは有意差はなかったものの減少傾向が認められ($p=0.056$)、120rpmでは若干増加するように見うけられた。しかしながら、全ての回転数を通して、両群ともほぼ同値を示し、両群間の差は認められなかった。一方、平均屈曲トルク値は、全ての回転数を通して顕著な変化は示していなかったものの、NC群で60rpmと120rpm、C Y群で40rpmと60rpmおよび90rpmと120rpmの間で有意差が認められ、また40rpmおよび60rpmにおいて両群間の差が認められた。

3. 股関節の平均伸展・屈曲トルクの変化

股関節の平均伸展トルク値は、C Y群で回転数の増加に伴って減少していき90rpmで最小値を示し、120rpmでは増加するように見うけられた。NC群では、40rpmと比べ60rpmで有意に減少したが、90rpmでは60rpmとの間に差は認められず、120rpmでは逆に有意に増加していた。また、120rpmでは両群間で有意差が認められた(C Y群: $28.1 \pm 9.0\text{Nm}$ 、NC群: $38.6 \pm 6.7\text{Nm}$)。一方、平均屈曲トルク値は、C Y群で40rpmと90rpmの間で有意であったが、全ての回転数を通して顕著な変化ではなかった。NC群も90rpmまでは顕著な変化は認められなかったが、120rpmでは有意に増加した。また、120rpmでは両群間で有意差が認められた(C Y群: $11.6 \pm 2.9\text{Nm}$ 、NC群: $22.6 \pm 11.8\text{Nm}$)。

さらに、各関節トルクの最大値の変化も、平均値と同様の傾向を示していた。

4.4 考 察

4.4.1 高回転数における関節トルクの維持・増大

一定仕事率でのペダリング運動を行う場合、回転数を増加させると、逆にクランクトルクは減少する(図4-2)。したがって、これに伴い下肢関節トルクも減少すると考えるのが自然である。しかし、120rpmの回転数では、クランクトルクの減少にもかかわらず、膝および股関節の平均伸展トルクは同等あるいは増加する傾向にあり、サイクリスト・非サイクリスト共に、平均伸展トルクの最小値は90rpmと

なった(図4-4)。RedfieldとHull(1986)は、1名のサイクリストと3種類の回転数によるシミュレーションで同様の結果を示しているが、本研究ではそれを実験的に確認したことになる。これが本研究における第一の知見である。

このように、一定仕事率であっても発揮される筋力が異なれば、筋自体に及ぼす影響は異なると考えることができる。発揮筋力の増大は筋内圧の増加をもたらし、一定レベル以上の筋内圧増大が筋血流を阻害するということは周知である(Hagberg;1981)。このことは、遅い回転数では、筋血流量が制限されることを示唆するものである。筋血流量の阻害は、筋の酸素利用を制限するものであり、これによって疲労耐性の低い速筋線維の動員がもたらされ(Moritaniら;1992)、結果として筋疲労を生じさせると考えられる。これに関して、Ahlquistら(1992)は、 $85\% \dot{V}O_{2max}$ での30分間のペダリング運動において、速筋線維のグリコーゲン量が100rpmと比べて50rpmで顕著に減少していたことを報告している。この結果は、50rpmで速筋線維が、100rpmでは遅筋線維がより多く動員されていたことを示している。これは一見矛盾しているように見えるが、全力ペダリング時では200rpm前後の回転数に達する(中村、武藤と宮下;1984)ことを考慮すると、100rpmは50%の速さにしか相当しない。このような状況では、筋線維の動員パターンは、回転数よりも発揮筋力に影響されるということを示唆しているのであろう。

ところで関節トルクは、その関節にまたがる筋群で発揮される張力におおむね対応すると考えられる(Andrews;1982)。これらのことから、関節トルクを最小にし下肢筋での発揮筋力を抑えることは、筋血流量を確保し、遅筋線維がより多く動員されることで、筋疲労を軽減させると考えられる。実際、Takaishiら(1996)は、時間経過に伴う外側広筋の積分筋電図の傾きからペダリング運動中の神経筋疲労を評価し、サイクリストで80~90rpmで最小値が得られたことを報告した。さらに、NickleberryとBrooks(1996)は、 $75\% \dot{V}O_{2max}$ のペダリング運動において、疲労困憊までの時間が50rpmと比較して80rpmで有意に延長したことを報告している。

サイクリストは、普段90~110rpmの回転数を用いていることが知られている(Hagbergら;1979, Lucia, HoyosとChicharro;2001, MarshとMartin;1997, PattersonとMoreno;1990, Sargeant;1994)。このような回転数を用いることは、内的仕事量(脚自体になす仕事量)を増加させるため(Francescato, Girardis

と di Prampero ; 1995 , Wells , Morrissey と Hughson ; 1986) , エネルギー消費の観点からは非効率的である . しかしそのような条件では , 本研究で示されたように筋の負担が抑えられ , このことによって筋疲労が軽減される可能性があると考えられる . 長時間の運動において , 筋疲労を軽減することはパフォーマンスを決定する上で重要な要因となる . このためサイクリストはエネルギー消費の観点では非効率的であっても , 筋の負担を軽減させる回転数を選択しているのではないかと考えることもできる . 一方 , 120rpm の回転数ではクランクトルクが減少するが , 平均膝・股関節トルクは 90rpm よりも増加していた (図 4 - 4) . 高回転時の膝・股関節では , 脚の屈曲相 (50 ~ 100%) において , クランク回転のブレーキとなる大きな伸展トルクが発揮されており , さらに最大伸展トルクの出現位置もクランク回転の早期に移動していた (図 4 - 3) . これらのことから , 回転数の増加に伴う平均膝・股関節トルクの増加は , クランク回転のタイミングに筋を協調的に作用できなかったことによる , 無駄な筋力発揮のためだと考えられる . したがって , 120rpm を用いることは筋疲労を軽減させないばかりか , 増加させる傾向にあり , さらにエネルギー消費の観点からも一層非効率的な状況となる . このことは , サイクリストが用いる回転数がある範囲に収束されることを説明するものであるかも知れない .

4.4.2 サイクリストと非サイクリストの比較

サイクリストでは , 非サイクリストに比べて低回転数における膝関節の平均屈曲トルクが大きく , 高回転数における股関節の平均屈曲・伸展トルクが小さかった . これが本研究における第二の知見である .

非サイクリストにおいて , 90rpm の平均股関節伸展トルクは 60rpm との間に差が認められず , 120rpm では屈曲・伸展トルクともにサイクリストよりも高値を示した . これらの結果から , 非サイクリストでは , サイクリストよりも遅い回転数で無駄な筋力発揮が生じていたと考えられ , 両群間にスキルの差があったことが示唆される . つまり , このようなスキルの差によって , 非サイクリストでは回転数の増加に対して , サイクリストよりも早い段階で平均股関節トルクが増加したと考えられる . このことは , 非サイクリストが 90rpm のような速い回転数を用いても , 筋疲労が軽減されないことを示唆している .

ところで , 本研究では非サイクリストにおいても , 膝関節の平均伸展トルクが

90rpmで最小値を示す傾向にあった。これに関連して、外側広筋の積分筋電図から筋疲労を評価したTakaishiら(1994)の研究では、一般人では70～80rpmで神経筋疲労が最小となったことを報告している。彼らの用いた被験筋は、本研究の膝関節の伸展トルクを生み出すものであり、彼らの結果と本研究の結果は一致しない。この原因として、本研究の被験者が活動的な者であったことも関連しているかも知れない。しかし、彼らのデータは40～80rpmの範囲のものであり、本研究で用いたような90rpm以上の回転数まで検討していない。さらに、ペダリング動作に関わる多数の筋群の内、一つの筋だけで疲労の評価をすることに限界があることを示唆するものとも考えられる。本研究の各関節における発揮トルク量を考慮すると、クランクの推進力を生み出すために伸展筋の果たす役割は大きいと考えられる。さらに、膝関節の平均伸展トルクが両群間で一致していたのに対して、平均股関節トルクで顕著な違いが認められたことから(図4-4)、特に股関節の伸展筋群がペダリング運動中の下肢の筋疲労に関与していることを、本研究の結果は示唆するものかも知れない。

MarshとMartin(1993)は、一定仕事率でのペダリング運動中の好みの回転数を報告している。それによると、サイクリストおよび彼らと最大酸素摂取量の等しい非サイクリストでは、両群間に差がなくそれぞれ85rpmおよび95rpmを選択し、この結果から彼らは、自転車経験が好みの回転数を決定する要因ではないことを示唆した。このことは、ペダリング動作に特有なスキル(例えばアングリング、脚の引上げなど)が、好みの回転数に関与していないことを意味している。一方、Takaishiら(1998)は、同様の条件を有する被験者で好みの回転数を調査し、サイクリストでは7名中6名が90rpm(1名は75rpm)を選択したのに対して、非サイクリストでは7名中4名が60rpmおよび3名が75rpmであったことを報告した。これらの結果は明らかに矛盾するものである。

そこで、これらの研究における非サイクリストの内訳に注目すると、MarshとMartin(1993)の研究では8名中7名が長距離ランナーであったのに対して、Takaishiらの研究(1998)には長距離ランナーは1名しか含まれていなかった。ところで、長距離ランナーは、毎分190～210歩のピッチで走行していることが報告されている(有吉;1992,松尾ら;1992)。これは、回転数に相当する単位に換算すると95～105rpmになり、サイクリストが用いているものと一致する。このこ

とから、日頃のトレーニングの類似性から、両者は同様な神経筋の適応が生じていたと考えられる。つまり、ペダリング動作に特有な「スキル」ではなく、神経筋の適応による力発揮の調節能力が、速い回転数において関節トルクを最小にし、これが好みの回転数を決定しているものと思われる。もしそうであるならば、長距離ランナーにおいても、本研究のサイクリストと同様の関節トルク値の変化を示すものと思われるが、これを検討した研究はなく、現段階では明らかではない。

結論として、本研究では一定仕事率でのペダリング運動において、1) 回転数の増大に伴ってクランクトルクは双曲線状に低減するものの、下肢関節トルクは必ずしも同様には低下せず、120rpmのような高回転時には逆に増大することがあること、2) 回転数と下肢関節トルクとの関係は被験者間で一様でなく、120rpmのような高回転においては非サイクリストの股関節トルクはサイクリストに比較して大きいこと、の二点を見出した。このような下肢関節トルクの発現パターンは、ペダリングスキルあるいは好みの回転数に関わる個人差を説明する可能性がある。

4.5 まとめ

本研究では、200Wの一定仕事率での40、60、90および120rpmでのペダリング運動中の足・膝・股関節のトルクを算出し、回転数がそれらの平均トルクに及ぼす影響をサイクリスト(CY群)および一般人(NC群)で比較した。その結果、以下のことが示された。

- 1) 足関節の平均底屈トルクは、回転数の増加に伴って減少した。
- 2) 膝関節の平均伸展トルクは、回転数の増加に伴って減少し、CY群において90rpmで最小値を示し、120rpmでは同等あるいは若干増加していた。これは、NC群でも同様の傾向を示した。平均屈曲トルクは、回転数を通して顕著な変化は示していなかったものの、NC群で60rpmと120rpm、CY群で40rpmと60rpmおよび90rpmと120rpmの間で有意差が認められ、また40rpmおよび60rpmにおいて両群間の差が認められた。
- 3) 股関節の平均伸展トルクは、回転数の増加に伴って減少し、CY群において90rpmで最小値を示し、120rpmでは増加する傾向にあった。NC群では、60rpmと90rpmで有意差はなく、120rpmでは90rpmよりも有意に増加した。さらに、120rpmのペダル回転数において、CY群で $28.1 \pm 9.0\text{Nm}$ 、NC群

で $38.6 \pm 6.7\text{Nm}$ と、NC 群で有意に高い値を示した ($p < 0.05$)。また、平均屈曲トルクでは、90rpm まで大きな変化は示さなかったが、NC 群の 120rpm では 90rpm よりも有意に増加し、両群間の差 (CY 群: $11.6 \pm 2.9\text{Nm}$, NC 群で $22.6 \pm 11.8\text{Nm}$, $p < 0.05$) も認められた。

4) 以上より、サイクリストは 90 ~ 110rpm の回転数を用いることで、関節トルクを最小にし、筋疲労を軽減させている可能性が示唆された。

第5章 サドル高の選択

ペダリング運動時のサドル高の低下が膝関節に及ぼす影響【研究課題4】

5.1 はじめに

自転車は便利な乗り物であり、通勤・通学・買い物などの移動手段としての利用者も多い。さらに、自転車によるペダリング運動は、代表的な有酸素運動の一つであり、生活習慣病をはじめとする疾病の予防・改善に有効な運動様式として広く実施されている。

ところで、実際に自転車に乗車する際には、乗り手がサドル高を任意に選択しなければならない。サドル高は、クランクがシートチューブと一直線上にある際の、サドルの頂点からペダル軸までの距離として定義され (BurkとPruitt; 1996)、計測が容易であることから大転子長に対する比率として一般的に表される (Nordeen-Snyder; 1977)。サドル高を選択する基準の一つとして、エネルギー消費 (Nordeen-Snyder; 1977) や最大パワー出力 (HamleyとThomas; 1967) を指標とした先行研究では、大転子長のおおよそ100%が最適であると報告されている。

一方、一般道を走行する場合、安全を確保するために足が地面に着くようにサドルを調節することも必要である。その結果、サドル高は先行研究 (HamleyとThomas; 1967, Nordeen-Snyder; 1977) による最適値よりも低いものになってしまう。サドル高の低下はペダリング動作中の関節可動域を変化させ、下肢リンクがより屈曲した状態で力を発揮することになり、膝関節への負担を増加させるものと予想される。しかし、これまでこの種の検討はなされていない。

一般的に、自転車によるペダリング運動は、体重がサドルやハンドルで支えられているため、ランニング運動などと比べて下肢関節への負担が少ないと言われている。しかしながら、サドル高が低い状態でペダリング運動を実施することは、下肢関節、特に膝関節への負担を増加させ、障害をもたらす危険性も考えられる。

そこで本研究では、サドル高の低下が膝関節に及ぼす影響を検討することを目的とした。

5.2 方法

5.2.1 被験者

被験者は、健康な成人男性5名(25 ± 5.1 歳, 170.4 ± 5.0 cm, 67.3 ± 4.7 kg)であった。彼らには、実験の目的、内容、起こりうる危険性を説明した後、実験参加への同意を得た。

5.2.2 実験プロトコール

被験者に、ペダル回転数が60rpmで100Wおよび200Wの一定仕事率でのペダリング運動を行わせた。これらの設定負荷は、15km/hで走行していた場合にそれぞれ約2%及び5%の坂道に相当し(Kyle; 1986)、多少積極的にペダルを回すことになるが、日常的な自転車走行の範囲である。サドル高は、各被験者の大転子長の80、90及び100%の3種類を用いた。また、どのサドル条件でも体幹角度がほぼ一定になるようにハンドルの位置を調節し、被験者には、実験中どの条件時でもハンドルの同じ位置を握れるようにした。さらに、実験中は、電子メトロノームで設定回転数に相当するピッチ音を鳴らし、同時に実際のペダル回転数を表示させることで、設定回転数に合わせるよう被験者に指示した。

5.2.3 データ計測

本研究で用いた自転車エルゴメータ・システムについては第2章で詳述した。

また、被験者の右脚の大転子、大腿骨外側顆、外果およびペダル軸に反射マーカールを取り付け、右側面方向からビデオカメラにより毎秒60フィールドで撮影した。

5.2.4 データ処理

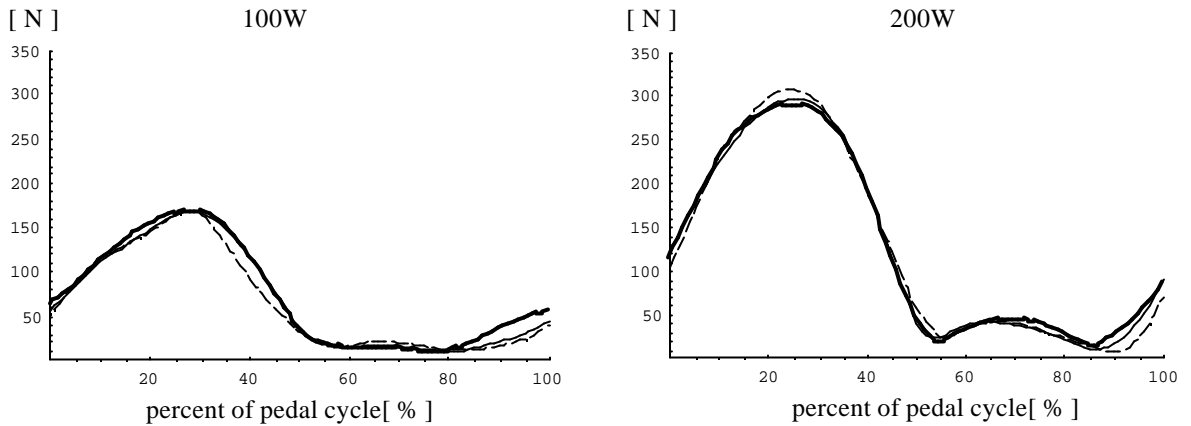
得られたデータの処理方法は第4章の4.2.4で詳述した。

5.2.5 関節モーメントの算出

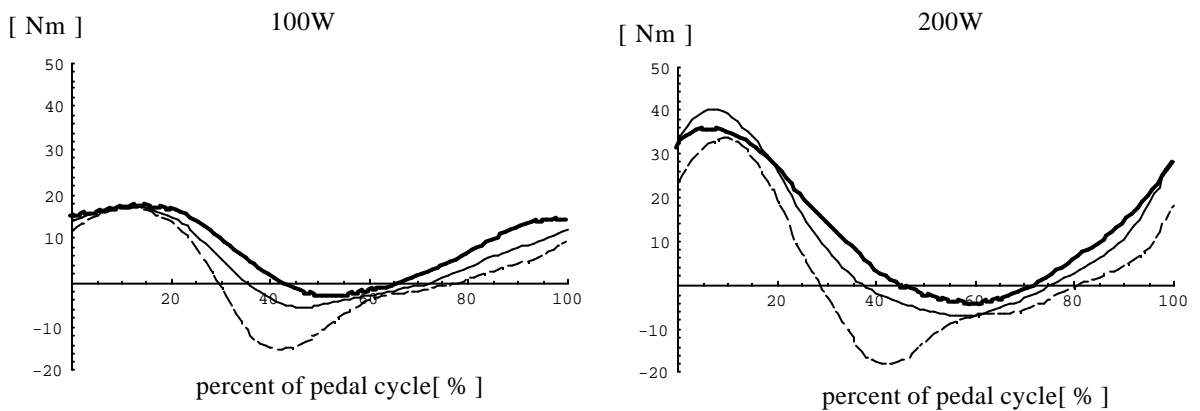
関節モーメント算出方法は、第4章の4.2.5で詳述した。

5.3 結果および考察

実験の結果、全ての被験者の膝関節の関節角度、関節モーメントおよびリンク間に作用する力はほぼ同様のパターンであったので、データは全被験者の平均値で示した。図5-1には、ペダリング運動中の膝関節でリンク間に作用する力及び関節モーメントの波形を示した。横軸はペダルの位置を表し、一回転を100%とし0%は



(a) Resultant link force acting on the knee joint



(b) Knee joint moment

————— 80% ———— 90% - - - - - 100%

図5 - 1 ペダリング運動中の膝関節におけるリンク間に作用する力 (a) および関節モーメント (b) のパターン

上死点 (ペダル最上点), 50% は下死点 (ペダル最下点) となっている。

膝関節でリンク間に作用している力は, ペダルの踏み込み時に大きな値を示し, ペダル回転の28% 付近で最大値を示している。しかし, サドル高を低下させても, 波形のパターンおよび最大値に変化は認められない。また, 膝関節モーメントに関しては, ペダル回転の後半 (70% 付近) からペダル踏み込み時にかけて伸展モーメントが発揮され, 10% 付近で最大値を示している。サドル高の低下に伴い, 最大値

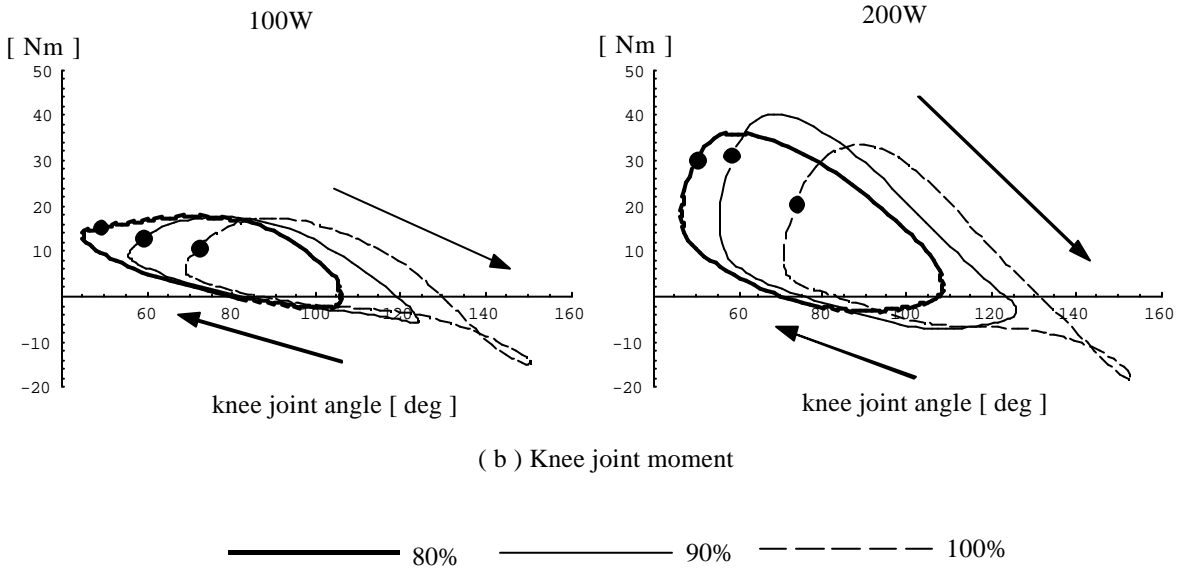
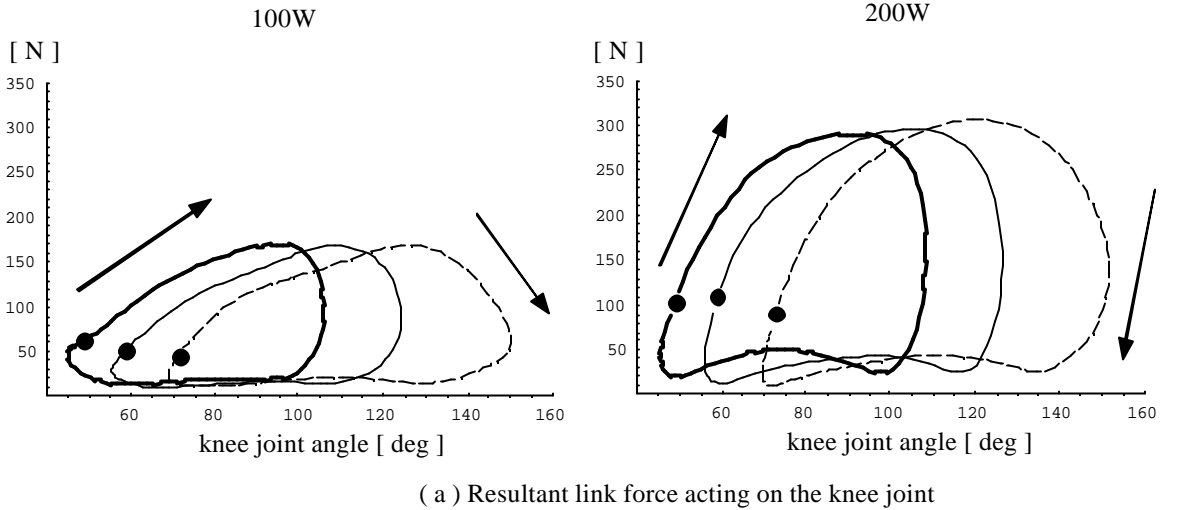


図5 - 2 ペダリング運動中の膝関節における関節角度とリンク間に作用する力および関節モーメントの関係。

●は上死点の位置を示す。

に違いは認められないが、伸展モーメントの発揮区間が増加し、屈曲モーメントの発揮量・発揮区間は低下している。

図5 - 2は、膝関節角度とリンク間に作用する力及び関節モーメントの関係を示している。サドル高の低下に伴って、いずれの波形も膝関節角度が屈曲位に移動し

表5 - 1 膝関節のリンク間に作用する力および関節モーメントの最大値出現時の関節角度

	saddle height [%]	knee joint angle at peak resultant link force acting on the knee joint [deg]	knee joint angle at peak knee joint moment [deg]
100W	80 %	97.2 ± 8.62	67.1 ± 16.33
	90 %	109.5 ± 5.70	75.1 ± 12.47
	100 %	126.1 ± 6.38	89.4 ± 7.07
200W	80 %	92.1 ± 8.09	60.2 ± 5.04
	90 %	105.1 ± 9.47	69.1 ± 9.17
	100 %	125.4 ± 6.55	88.3 ± 5.76

mean±sd *: p<0.05

ているのが窺える。表5 - 1にはリンク間に作用する力及びモーメントの最大値出現時の膝関節角度を示した。対応のあるt検定で、サドル高による差を検定すると、いずれも最大値出現角度は統計的に有意に屈曲位に移動していた ($p < 0.05$)。

図5 - 3は屈曲に伴う膝関節の変化を模式的に示したものである。矢状面での大腿骨顆の曲率半径Rは一様ではなく、膝関節の屈曲角に伴って減少する ($RL < RH$) ことが知られている (Kapandji ; 2001)。曲率半径の減少は、大腿頸骨関節の接触部分Sが減少することを意味している ($SL < SH$)。実際に、AhmedとBurke (1983)は、大腿脛骨関節に静的な圧縮荷重を負荷した際、屈曲角の増加に伴って関節面の接触面積が減少することを報告している。

サドル高を低くすると、膝関節は屈曲位に移動する。そのため、大腿頸骨関節の接触部分が減少するが、しかしリンク間に作用する力は同一であった。このことは、大腿脛骨接触面での圧縮荷重を増加させるものと考えられる。

一方、膝関節の伸展モーメントは、モーメントアームが一定と仮定した場合、図5 - 3の大腿四頭筋の発揮張力量FQと比例する。Ahmedら (1983)は、大腿骨と膝蓋骨間での関節間力が、大腿四頭筋の張力発揮量と膝関節角度に密接に関連していることを報告している。このことは、同一のモーメント量であっても、それが屈曲位で発揮されていれば、膝蓋骨が大腿骨を押し力の成分FPは増加することを意味する ($FPL > FPH$)。

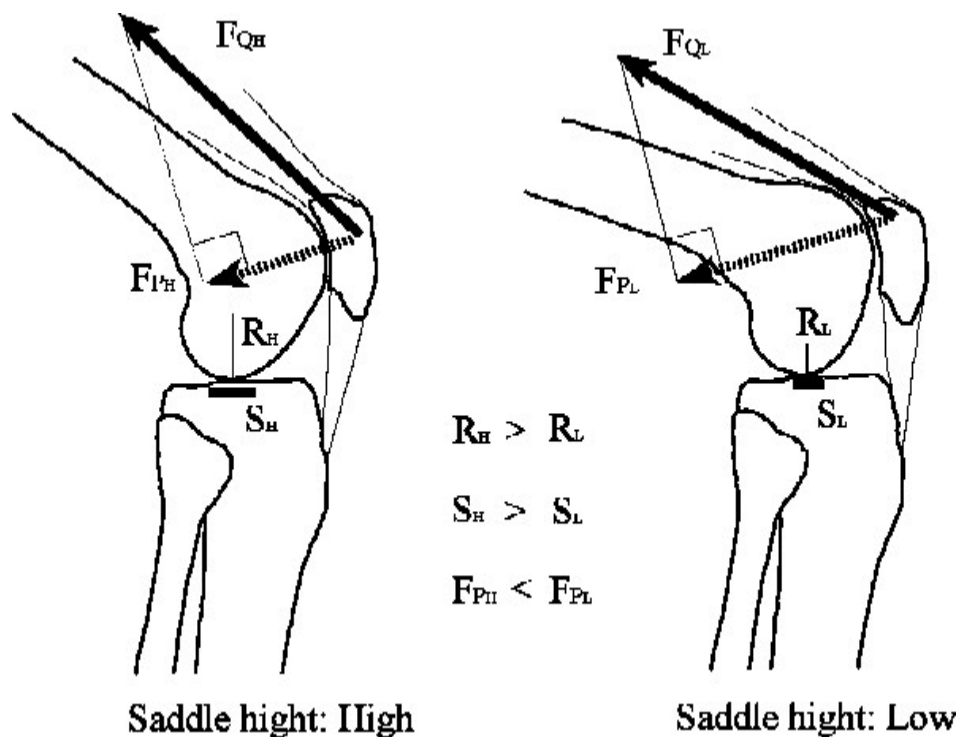


図5 - 3 膝関節の屈曲に伴う大腿脛骨の接触面積および大腿膝蓋骨の関節間力の変化の概念図

本研究の結果より，サドル高の低下に伴い，膝関節モーメントの最大値は同じであったが膝関節角度が屈曲位に移動していた．これらのことは，サドルの低下によって大腿膝蓋関節面での関節間力が増加しているものと考えられる．

さらに，実際はモーメントアーム長は関節角で変化し，Yamaguchi と Zajac (1989)によると，膝関節の屈曲角度の増加に伴って，大腿四頭筋のモーメントアーム長が減少することを報告している．これは，同一モーメントであっても，屈曲位ではアーム長は減少し，大腿四頭筋で発揮される張力が増加することを意味する．従って，大腿膝蓋関節面の負担はさらに増加することが予想される．

以上のことから，膝に過度の負担がかかることが原因となり障害が引き起される可能性がある．Weiss (1985) は，132名のアマチュアサイクリストを調査したところ，20%で膝に何らかの問題をかかえていることを報告している．これらの原因として，使い過ぎによる場合もあるが，Dickson (1985) は，レクリエーショナルサイクリストの障害の多くが，不適切なポジション調整，特にサドル高を低くし過

ざることを指摘している。本研究の結果は、サドル高を低くすることで膝の障害を引き起こす力学的要因を示唆したものと言えよう。

一般道を走行する場合、安全性の観点から足が地面に着くようサドル高を低くすることも必要となる。しかし、極端に低くすることは、膝への負担を増加させ、障害をもたらす危険性がある。したがって、安全性を確保した上で、サドル高を適切な位置に近づけるよう極力高く調節することが必要であると考えられる。

5.4 まとめ

本研究では、ペダル回転数が60rpmでの100Wおよび200Wの一定仕事率で、サドル高を大転子長の80、90及び100%に変化させた際の、膝関節における関節モーメントおよび関節間に作用する力を算出し、サドル高の低下が膝関節に及ぼす影響を検討した。その結果以下のことが示された。

- 1) 膝関節でリンク間に作用している力及び伸展モーメントの最大値は、サドル高が低下しても変化しなかった。
- 2) 膝関節でリンク間に作用している力及び伸展モーメントの最大値出現時の関節角度は有意に屈曲位に移動していた ($p < 0.05$)。
- 3) 以上より、サドル高を低下させた状態でのペダリング運動は、大腿脛骨および大腿膝蓋骨における関節面の接触力を増加させるものと考えられ、膝関節の障害をもたらす可能性が示唆された。

第6章 総合討論

本章では本研究で取り上げた研究課題の成果をまとめ、総合討論とする。

6.1 ペダリング運動のスキル評価

自転車（エルゴメータ）運動は、ペダルを回すことで外的仕事を行う。しかし、ペダルに加えられた力（ペダル踏力）が全て外的仕事に変換される訳ではない。ペダル踏力の内、クランクに対する接線方向成分のみが有効な推進力となり外的仕事に変換されるが、法線方向成分は無駄な力となる。従って、ペダルでの力の変換効率が高ければ、無駄な力が抑えられ、エネルギー消費や筋疲労といった観点からも意味のあるものであると考えられる。このように力の方向付けの善し悪しはペダリング運動のスキルと考えられ、力効率指数という指標が考案されている。

しかしながら、研究課題1の結果は、明らかにスキルレベルが異なると思われたグループ間において、さらにこれまで報告されている全ての算出方法による力効率指数のいずれにおいても、統計的に有意な差を見いだすことはできなかった。先行研究において、力効率指数のスキル評価の妥当性に関して一致した見解が得られていなかったが（DavisとHull；1981，Coyleら；1991），研究課題1の結果はその有効性を支持するものではないと言える。

ただし、研究課題2の結果から、力効率指数が負荷に依存する指標であることが明らかにされた。従って、力効率指数を比較する際、負荷強度をどう考慮するのかという問題点が出てくる。というのは、研究課題1では同一負荷で力効率指数を比較したが、体力の限界に近いレベルの運動で発揮されたスキルと、余裕のある状況で発揮されたスキルとで一律に比較して良いのかということである。それゆえ、絶対負荷でなく相対負荷での比較ということも考慮しなければならないと言えよう。この点で、Coyleら（1991）は「1時間継続可能な負荷」という相対負荷を用いて力効率指数の比較を行っているが、競技レベルの低い群で高値を示した。これに対して研究課題2では、相対負荷評価の試みとして漸増負荷ペダリング運動時の最大負荷量（ W_{max} ）の50%で力効率指数を比較し、1名のサイクリストのデータではあるが非サイクリストよりも高値を示していた。このことは、比較する負荷強度を考慮することで、力効率指数によってペダリング運動のスキル評価が可能となるこ

とを示唆するものかも知れない。今後データ数を増やし、さらに検討していく必要がある。また、相対負荷といっても、研究課題2で用いた%Wmax, Coyleら(1991)の「1時間継続可能な負荷」、あるいは最大筋力に対する割合など様々な基準が考えられる。それらの内、ペダリング運動のスキルをよりよく反映する基準をさらに精査していく必要もあろう。

現状から判断すると、力効率指数にスキル評価としての意義は低いと結論されるが、今後、相対的な負荷強度での比較など、さらに検討を重ねることが必要であろう。

さて、研究課題1では、ペダル踏力のピーク値がサイクリスト群で非サイクリスト群よりも統計的に低値を示していた($p < 0.05$)。ペダル踏力のピーク値を減少させることは、筋への負担を軽減させパフォーマンスを改善する上で重要なスキルであると思われる。ペダル踏力の差の原因の一つに、up phase(下死点から上死点)付近での脚の引き上げ動作が関与していると考えられる。up phaseにある脚はペダル回転を妨げる力として作用し、down phase(上死点から下死点)にある反対脚は負荷に加えてその分の力を発揮しなければならない。しかし、up phaseで脚が引き上げられ、制動力を軽減、さらには有効推進力として発揮されれば、反対脚での負担は軽減される。この脚の引き上げ動作については、研究課題3における膝屈曲トルクの平均値がサイクリスト群で高値を示している(図4-4)ことと関連するものと考えられる。

もう一つの理由として、神経筋の調節能力の差が考えられる。つまり、適切なタイミングで力発揮が行われなければ無駄な筋力発揮量が増加するが、非サイクリストでは神経筋の調節機能が90rpmのような高回転数に対応しきれていないと考えられる。このことは、研究課題3において股関節の平均伸展トルクが、60rpmまでは差はなかったものの、90、120rpmと高回転になるに伴い、非サイクリストのみで増加していた(図4-4)ことから裏付けられよう。

これらのことから、ペダリング運動のスキルは力効率指数ではなく、低いペダル踏力により反映され、それはup phaseでの脚の引き上げ動作や神経筋の調節能力によるものであると考えられた。

ところで、ペダリング運動の力・エネルギーは、筋 関節 ペダル クランク 負荷装置(タイヤ)と伝達されていく。この伝達経路の中で、どこを捉えたらより

よくスキルが反映されるかが明確にされていない。力効率指数やペダル踏力は、この伝達経路の中でほんの一部を評価しているに過ぎない。従って、さらなる検討を加え、よりよくペダリング運動のスキルを反映した評価指標を模索していく必要がある。また、スキルの優劣を決定する指標を定量化することは勿論重要であるが、併せて、そのスキルがどのような動作に起因するものを明確にできれば、スキルの習得に大きく貢献するものとなる。

6.2 一定仕事率でのペダル運動時の回転数の選択

一定仕事率でのペダリング運動の場合、「負荷」と「回転数」の組み合わせ条件が無数に存在する。しかしながら、サイクリストは競技中90～110rpmという限られた範囲のペダル回転数を好んで選択している(Hagbergら;1979, Lucia, HoyosとChicharro;2001, MarshとMartin;1997, PattersonとMoreno;1990, Sargeant;1994)。

これまで、これらがエネルギー消費的に経済的なペダル回転数であると考えられてきた。しかし、先行研究では、経済的なペダル回転数は、負荷に依存し50～300Wの範囲で30～80rpm(Coastら;1986, Dickinson;1929, MarshとMartin;1993, Takaishiら;1996, 1998)であると報告され、サイクリストが好んで用いているものよりも低い。さらに、Boning, GonenとMaassen(1984)はスキルの差による経済的なペダル回転数の差を検討し、鍛錬されたサイクリストと一般人についてペダル回転数に対する生理学的な応答に差は認められず、ペダル回転数の変化に対しても両群で同様な量・質的応答を示していたことを報告している。これらの結果は、酸素摂取量から推定される全身のエネルギー消費量は、好みのペダル回転数の選択において主要な要因とはならないことを意味しているのかも知れない。

さて、長時間の運動であれば疲労を軽減することはパフォーマンスに大きな影響を及ぼす要因となる。そこで、好みのペダル回転数が筋への負担を軽減されるものであるという観点から検討が進められ、RedfieldとHull(1986)はペダリング運動中の下肢関節の関節モーメントが105rpmで最小になることを示した。筋張力が増加すれば筋血流量が制限され、速筋線維の動員(Ahlquistら;1992)などにより筋の疲労を早めるため、関節モーメントを減少させることは、筋での張力発揮量を減少させ筋疲労を軽減させるものと考えられる。しかし、RedfieldとHull(1986)

の研究は、被験者が1名である上、3種類のペダル回転数から得られたデータのシミュレーションでしかなかったが、研究課題3においても同様の結果が示され、彼らの結果を支持するものであった。同様に、Takaishiら(1998)は時間経過に伴う積分筋電図の傾きから神経筋疲労を評価し、サイクリストで80～90rpmで最小となること、さらに、NickleberryとBrooks(1996)は75% $\dot{V}O_2\max$ のペダリング運動において50rpmと比較し80rpmで疲労困憊までの時間が有意に延長したことを報告し、高いペダル回転数が筋疲労を軽減させていることを確認している。

また、科学的な理由以外に、高いペダル回転数を用いることが長時間におよぶ自転車ロード競技において重要な戦術であることも指摘されている。というのは、レース中のアタックに対応するためには素早く加速できることが重要であり、それには高いペダル回転数(低いギア比)が有利であると言われている(Coast;1996)。

ところで、好みのペダル回転数が関節モーメントを最小にすることで決定されるのであれば、非サイクリストではそれが低いペダル回転数で生じていると考えられる。しかし、これまでこのことは確認されておらず、研究課題3ではその点も検討した。一定仕事率の場合、ペダル回転数が増加すればクランクトルクは減少するため、同様に関節モーメント値も減少するものと考えられるが、研究課題3の結果では、非サイクリストでは股関節の平均モーメントにおいて60rpmと90rpmで有意差が認められなかった(図4-4)。このことは、筋への負担を増加させているものと思われ、非サイクリストにおいては90rpm以上の回転数を用いても筋の負担が軽減できないことを意味している。これらの結果は、6-1で述べたような神経筋の調節能やペダリング運動のスキルが、好みのペダル回転数に影響を及ぼしていることを示唆するものである。

ただし、好みのペダル回転数が筋疲労を最小にすることの要因のみで決定される訳ではないとする主張もある。Coast(1996)は、タイムトライアルなどのように決められた時間でパワー出力を最大にしなければならない種目では、エネルギー消費の要因が関連していることを指摘している。つまり、40kmのタイムトライアル競技では85～90% $\dot{V}O_2\max$ の運動強度に達するが(Coylerら;1991)、ペダル回転数を80rpmから100～110rpmに増加させると、酸素摂取量が5～10%増加し、90% $\dot{V}O_2\max$ で既に運動している選手には対応しきれないというものである。しかし、この点に関する検討はまだ行われていない。

好みの回転数を決定する要因として、これまでエネルギー消費量と筋疲労の観点から検討がなされてきた。しかし、その他の要因の有無、またエネルギー消費と筋疲労の関連性についてなど、今後さらなる検討が必要である。

6.3 サドル高の低下が膝関節に及ぼす影響

有酸素運動は、生活習慣病をはじめとする様々な疾病の予防・改善に有効である。しかし、代表的な有酸素運動であるランニングは、接地時に体重のおよそ3倍以上の力が地面反力として脚に作用するため（Cavanagh；1980）、下肢、特に膝において変形性膝関節症、腸脛靭帯炎や膝蓋靭帯炎などといったランニング膝と言われるような、様々な整形外科的な障害をもたらすことが報告されている（横江；1984）。これに対し、自転車（エルゴメータ）の場合、ハンドルやサドルで体重が支えられているため、脚への負担が少ないと言われている。実際に、250W 負荷時でペダル踏力は体重（体重70kg）の半分程度であり（図3 - 2）、またランニングと比較して力の作用時間が長いことため衝撃力も少ないと言える。そのため、健康づくりのみならず、リハビリテーション（Campbell と Glenn；1982、Leach、James と Wailewski；1981、Mclead と Blackburn；1980、Ritter ら；1983）の運動様式として広く利用されている。

ところが、サドル高を低くした状態でペダリング運動を実施した場合には、必ずしも膝関節への負担が少ない運動とは言えなくなる。つまり、サドル高の低下は関節可動域を狭くし、より屈曲した状態での力発揮を余儀なくする。その結果、膝関節に同じ力が作用していても、サドル高が低い場合は大腿脛骨関節や大腿膝蓋関節に作用する力が大きくなり（図5 - 3）、膝へ過度の負担をかけている可能性が研究課題4から示唆された。また、Dickson（1985）は、ペダリング運動の整形外科的なトラブルの多くが膝関節で生じていること、さらにその多くが、軟骨軟化症、膝蓋靭帯炎など膝蓋骨に関連した関節の前部で発生していることを報告している。研究課題4の結果で示された大腿脛骨関節や大腿膝蓋関節への負担が、これらの障害を引き起こす力学的要因となっている可能性が考えられる。

ロードの競技サイクリストのように、競技会や日頃の練習の中で高強度のペダリング運動を繰り返し実施しているような場合には、膝に過度の負担をかける「使い過ぎ」による整形外科的な障害が多く報告されているのも理解できる。しかし、研究

課題4の結果は健康づくりやリハビリテーションでのペダリング運動においても、サドル高の調節によっては、膝への整形学的な障害を引き起こす可能性があることを示唆している。実際、競技サイクリストではなく、レクリエーションで自転車運動を実施している者にも、膝の障害が多数発生していることがDickson (1985) によって報告され、その原因の多くはサドル高が低いことによるものであると指摘されている。

自転車(エルゴメータ)に乗車する際、サドルは乗り手が各自で調節しなければならない。しかし、多くの自転車(エルゴメータ)利用者が極端に低いサドル高でペダリング運動を実施し、その調節には特別な注意が払われていないのが現状である。研究課題4は、そのような現状に警鐘を鳴らすと共に、適切な調節の必要性について科学的な根拠を提示したものであると言える。

さて、研究課題4では大腿頸骨関節及び大腿膝蓋関節に作用している力あるいは圧力の定量化までには至っていないが、関節面の解剖学的データを詳細に検討することで可能になると思われる。今後、これらのデータを用いて、サドル高の低下による膝への負担を定量的に検討し、さらにはランニングなど他の運動と比較検討してしていく必要がある。また、これまでのサドル高を含めた自転車(エルゴメータ)乗車姿勢に関する研究では、最大パワー出力(HamleyとThomas;1967)、酸素摂取量(Nordeen-Snyder;1977, ShennumとdeVries;1976)や筋電図(JorgeとHull;1986)など、生理学的パラメータに及ぼす影響が検討されてきた。これらは最適条件の決定において「パフォーマンスの最大化」が評価の基準に置かれたものであるといえよう。しかし、健康づくりやリハビリテーションとしての利用を考えた場合、「安全性」という評価基準が必要だと思われる。「パフォーマンスの最大化」と「安全性」からは必ずしも共通した最適条件が導き出されるものではない。つまり、パフォーマンスを最大にするには身体資源を最大限に利用できる乗車姿勢が求められるが、逆にこのような設定は身体に過度の負担をかけることにもなるからである。従って、一般利用者のための安全面を考慮に入れた、「健康づくりのための乗車姿勢」を今後検討していくことが必要であろう。

6.4 結 論

本研究で構築した自転車エルゴメータ・システムを用いてペダリング運動をバイ

オメカニクス的に解析することで、ペダル踏力によりスキルの抽出が可能なこと、ペダル回転数の選択に筋への力学的な負担度が重要な要因であること、そして低いサドル高により膝関節に障害をもたらす可能性があることが明らかとなった。

これらのことより、本システムの有用性およびペダリング運動のバイオメカニクスの解析の重要性が示された。

引用文献

- Ahmed,A.M. and Burke,D.L. . In-vivo measurement of static pressure distribution in synovial joint - part 1: tivial surface of the knee ,Transactions of the ASME J. Biomechanical Engineering , 105 , 216-225 , 1983
- Ahmed,A.M. , Burke,D.L. , and Yu,A. . In-vivo measurement of static pressure distribution in synovial joint - part 2: retropatellar surface ,Transactions of the ASME J. Biomechanical Engineering , 105 , 226-236 , 1983
- Ahlquist,L.E. , Bassett Jr,D.R. , Sufit,R. , Nagle,F.J. and Thomas,D.P. .The effect of pedaling frequency on glycogen depletion rates in type • and type • quadriceps muscle fibers during submaximal cycling exercise , Eur.J.Appl.Physiol. , 65 , 360-364 , 1992
- Andrews,J.G. .On the relationship between resultant joint torques and muscular activity , Med.Sci.Sports Exerc. , 14(5) , 361-367 , 1982
- 有吉正博 . マラソンのレース展開 , J.J.Sports Sci. , 11(10) , 654-660 , 1992
- Bigland-Ritchie,B. , Graichen,H. , and Woods,J.J. . A variable-speed motorized bicycle ergometer for positive and negarive work exercise , J.Appl.Physiol. , 35(5) , 739-740 , 1973
- Bigland-Ritchie,B. . EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions , Exercise and Sports Sciences Reviews , 9 , 75-117 , 1981
- Boning,D. , Gonen,Y. , and Maassen,N. .Relationship between work load, pedal

- frequency, and physical fitness , *Int.J.Sports Med.* , 5 , 92-97 , 1984
- Burk,E.R. and Pruitt,A.L. . Body positioning for cycling , *High-Tech Cycling* (ed.Burk,E.R.,Human Kinetics) , 79-99 , 1996
- Campbell,D.E. and Glenn W. . Rehabilitation of knee flexor and knee extensor muscle strength in patients with meniscectomies, ligamentous repairs, and chondromalacia. , *Phys. Ther* , 62 , 10-15 , 1982
- Cavanagh,P.R. , Ground reaction forces in distance running , *J.Biomechanics* , 13 , 397-406 , 1980
- Cavanagh,P.R. and Sanderson,D.J. . The biomechanics of cycling: studies of the pedaling mechanics of elite pursuit riders , *Cycling of Science* (ed.Burke,E.R., Human Kinetics) , 91-122 , 1986
- Coast,J.R. and Welch,H.G. . Linear increase in optimal pedal rate with increased power output in cycle ergometry , *Eur.J.Appl.Physiol.* , 53 , 339-342 , 1985
- Coast,J.R. , Cox,R.H. , and Welch,H.G. .Optimal pedalling rate in prolonged bouts of cycle ergometry , *Medicine and Science in Sports and exercise* , 18(2) , 225-230 , 1986
- Coast,J.R. . Optimal pedaling cadence , *High-Tech Cycling* , 101-116 , 1996
- Coyle,E.F., Feltner,M.E., Kautz,S.A., Hamilton,M.T, Montain,S.J., Bylor,A.M. Abraham,L.D., and Petrek,G.W. . Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance , *Med.Sci.Sports Exerc.* , 23(1) , 93-107 , 1991
- Daniel J.Daly and Peter R.Cavanagh . Asymmetry in bicycle ergometer pedalling , *Medicine and Science in Sports* , 8(3) , 204-208 , 1976

- Davis, R.R. and Hull, M.L. . Measurement of pedal loading in bicycling:
. Analysis and results , J. Biomechanics , 14(12) , 857-872 , 1981
- Dickinson, S. . The efficiency of bicycle-peddaling, as affected by speed and
load , J. Physiol. , 67 , 242-255 , 1929
- Dickson, T.B. . Preventing overuse cycling injuries , The Physician and
sportsmedicine , 13(10) , 116-123 , 1985
- Francescato, M.P. , Girardis, M. , di Prampero, P.E. . Oxygen cost of internal
work during cycling , Eur. J. Appl. Physiol. , 72 , 51-57 , 1995
- 藤田良範 . Ergometer test , 循環器負荷試験法 - 理論と実際 - (編者 : 水野康 , 福
田市蔵) , 診断と治療社 , 202-218 , 1988
- Gaesser, G.A. and Brooks G.A. . Muscular efficiency during steady-rate
exercise: effects of speed and work rate J. Appl. Physiol. , 38(6) , 1132-
1139 , 1975
- Goto, S. , Toyoshima, S. , Hoshikawa, T. . Study of the integrated EMG of leg
muscles during pedaling at various loads, frequency, and equivalent
power , Biomechanics • - A , 246-252 , 1976
- Gregor, R.J. , Green, D. , and Garhammer, J.J. . An electromyographic analysis
of selected muscle activity in elite competitive cyclists Biomechanics
• - B , 537-541 , 1982
- Hagan, R.D. , Weis, S.E. , and Raven, P.B. Effect of pedal rate on cardiorespi-
ratory responses during continuous exercise Med. Sci. Sports Exerc. ,
24(10) , 1088-1095 , 1992
- Hagberg, J.M. , Mullin, J.P. , Bahrke, M. , and Limburg, J. . Physiological profiles
and selected psychological characteristic of national class American

cyclists , J.Sports Med. , 19 , 341-346 , 1979

Hagberg,J.M., Mullin,J.P., Giese,M.D., and Spitznagel,E. Effect of pedaling rate on submaximal exercise responses of competitive cyclists , J.Appl.Physiol.:Respirat.Environ.Exercise Physiol. ,51(2) ,447-451 , 1981

Hagberg,M. . Musclar endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise , J.Appl.Physiol. , 51(1) , 1-7 , 1981

Hamley,E.J. and Thomas,V. .Physiological and postural factors in the calibration of the bicycle ergometer , J.Physiol. , 191 , 55P-57P , 1967

Hawley,J.A. and Noakes,T.D. . Peak power output predicts maximal oxygen uptake and performance time in trained cyclists Eur.J.Appl.Physiol. , 65 , 79-83 , 1992

星川秀利，玉木啓一，中村好男，木村裕一，藤本浩志，村岡功 .ペダリングにおけるスキルの評価 . **バイオメカニズム学会誌** , 17 (3) , 173-182 , 1993

Houtz,S.J. and Fischer,F.J. An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle J.Bone and Joint Surg. A1A , 123-131 , 1959

Jorge,M. and Hull,M.L. . Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling , J.Biomechanics , 19(9) , 683-694 , 1986

金子公宥，山崎 武，豊岡示朗 .自転車作業における機械的効率の再評価 , **体力科学** , 28 , 88-94 , 1979

Kapandji,I.A. .カパンディ関節の生理学・下肢 (荻島秀男，嶋田智明訳) , **医師薬出版株式会社** , 2001

- Lafortune, M.A. and Cavanagh, P.R. . Force effectiveness during cycling ,
Med.Sci.Sports Exerc. , 12 , 95 , 1980
- Lafortune, M.A. . Cycling from a biomechanical perspective , Sports Science and Medicine Quarterly , 2(3) , 8-10 , 1986
- Leach, R.E., James, S., and Wasilewski, S. Achilles tendinitis. Am.J.Sports Med. , 9 , 93-98 , 1981
- Lucia, A., Hoyos, J., and Chicharro, J.L. Preferred pedalling cadence in professional cycling., Med.Sci.Sports Exerc. , 33(8), 1361-1366, 2001
- Marsh, A.P. and Martin, P.E. . The association between cycling experience and preferred and most economical cadences , Med.Sci.Sports Exerc. , 25(11) , 1269-1274 , 1993
- Marsh, A.P., and Martin, P.E. Effect of cycling experience, aerobic power, and power output on preferred and most economical cycling cadences , Med.Sci.Sports Exerc. , 29(9) , 1225-1232 , 1997
- 松尾彰文 , 杉田正明 , 小林寛道 , 阿江通良 . '91世界陸上における中長距離決勝レースのスピード , ピッチおよびストライドについて , J.J.Sports Sci. , 11(10) , 636-642 , 1992
- 松浦義行 . 体力測定法 , **朝倉書店** , 39-48 , 1993
- McCartney, N., Heigenhauser, G.J.F., and Jones, N.L. . Power output and fatigue of human muscle in maximal cycling exercise , J.Appl.Physiol. , 55(1) , 218-224 , 1983
- McLeod, W.D., and Blackburn, T.A. . Biomechanics of knee rehabilitation with cycling , Am.J.Sports Med. , 8(3) , 175-180 , 1980
- Merrill, E.G. and White, J.A. Physiological efficiency of constant power out-

put at varying pedal rates , Journal of Sports Sciences , 2 , 25-34 ,
1984

三浦望慶 . 運動のパフォーマンスと効率 , J.J.Sports Sci. , 4(1) , 22-28 , 1985

Moritani,T., Sherman,W.M., Shibata,M., Matsumoto,T., Shinohara,M. . Oxy-
gen availability and motor unit activity in humans ,
Eur.J.Appl.Physiol. , 64 , 552-556 , 1992

村岡功 , 青木純一郎 , 形本静夫 , 内藤久士 , 三重野寛治 , 海村昌和 , 中村好男 , 玉
木啓一 , 木村裕一 , 藤本浩志 , 星川秀利 , 恩田悦守 , 佐藤吉朗 , 塩原正長 , 広
島和彦 , 斎藤浩一 . . . 身体形態と自転車乗車姿勢との関係を表すモデルの
作成 , . . . 自転車駆動時の下肢関節トルクならびにパワーの計測システムの開
発 , **平成6年度 日本体育協会スポーツ医・科学研究報告 No. . . 競技
種目別競技力向上に関する研究** , 第18報 , 159-169 , 1995

中村好男、武藤芳照、宮下充正 . 最大無酸素性パワーの自転車エルゴメーターによ
る測定 , J.J.Sports Sci. , 3(10) , 834-389 , 1984

Nickleberry,B.L.JR., and Brooks,G.A. No effect of cycling experience on leg
cycle ergometer efficiency , Med.Sci.Sports Exerc. , 28(11) , 1396-
1401 , 1996

Nordeen-Snyder,K.S. .The effect of bicycle seat height variation upon oxy-
gen consumption and lower limb kinematics , Med.Sci.Sports Exerc. ,
9(2) , 113-117 , 1977

Patterson,R.P. and Moreno,M.I. . Bicycle pedalling forces as a function of
pedalling rate and power output , Medicine and Science in Sports
and Exercise , 22(4) , 512-516 , 1990

Pugh,L.G.C.E. . The relation of oxygen intake and speed in competition cy-

- cling and comparative observations on the bicycle ergometer ,
J.Physiol. , 241 , 795-808 , 1974
- Redfield,R. and Hull,M.L. Prediction of pedal forces in bicycling using optimization methods , J.Biomechanics , 19(7) , 523-540 , 1986
- Ritter,M.A., McCarroll,J., and Carlson,S.R. Ambulatory care of medial collateral ligament tears. , Physician Sportsmedicine , 11 , 47-51 , 1993
- Sanderson,D.J. . The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists , J.Sports Sci. , 9 , 191-203 , 1991
- Sargeant,A.J. . Human power output and muscle fatigue , Int.J.Sports Med. , 15(3) , 116-121 , 1994
- Seabury,J.J., Adams,W.C. and Ramey,M.R. . Influence of pedalling rate and power output on energy expenditure during bicycle ergometry , Ergonomics , 20(5) , 491-498 , 1977
- Shennum,P.L. and deVries,H.A. . The effect of saddle height on oxygen consumption during bicycle ergometer work , Med.Sci.Sports Exerc. , 8(2) , 119-121 , 1976
- Takaishi,T., Yasuda,Y. and Moritani,T. . Neuromuscular fatigue during prolonged pedalling exercise at different pedalling rates , Eur.J.Appl.Physiol. , 69 , 154-158 , 1994
- Takaishi,T., Yasuda,Y., Ono,T. and Moritani,T. . Optimal pedaling rate estimated from neuromuscular fatigue for cyclists , Med.Sci.Sports Exerc. , 28(12) , 1492-1497 , 1996
- Takaishi,T., Yamamoto,T., Ono,T., Ito,T., and Moritani,T. . Neuromuscular,

metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists, *Med.Sci.Sports Exerc.* , 30(3) , 442-449 , 1998

Tate, J. and Shierman, G. Toe Clips:How they increase pedaling efficiency , *Bicyclig* , 18(6) , 57 , 1977

Weiss,B.D. . Nontraumatic injuries in amateur long distance bicyclists . *Am.J.Sports Med.* , 13(3) , 187-192 , 1985

Wells,R. , Morrissey,M. and Hughson,R. ,Internal work and physiological responses during concentric and eccentric cycle ergometry , *Eur.J.Appl.Physiol.* , 55 , 295-301 , 1986

Whipp,B.J. , Ward,S.A. , Lamarra,N. , Davis,J.A. , and Wasserman,K. . Parameters of ventilatory and gas exchange dynamics during exercise . *J.Appl.Physiol.* . 52(6) . 1506-1513 . 1982

Womack,C.J. , Davis,S.E. , Blumer,J.L. , Barrett,E. , Weltman,A.L. , and Gaesser,G.A. . Slow component of O_2 uptake during heavy exercise : adaptation to endurance training , *J.Appl.Physiol.* , 79(3) , 838-845 , 1995

Yamaguchi,G.T. and Zajac,F.E. .A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism , *J.Biomechanics* , 22(1) , 1-10 , 1989

謝 辞

本論文を構成している研究を進めるにあたり、終始懇切丁寧なご指導を賜りました村岡功先生に心より感謝の意を表します。

また、自転車エルゴメータ・システムの構築およびデータ計測・解析に多大なるご協力と、研究への貴重なご助言を頂いた、早稲田大学の中村好男先生、藤本浩志先生、東京都老人研究所の木村裕一先生、東京医科歯科大学の斉藤浩一先生、武蔵丘短期大学の玉木啓一先生に深く感謝致します。

ポジション調節システムの製作に当たって多大なるご尽力を頂いたナショナル自転車株式会社の斧隆夫氏に感謝の意を表します。

本論を構成している研究の一部は、早稲田大学人間総合研究センター「ヘルス・フィットネス・サポート」のプロジェクト研究として行われたものであり、このような機会を与えて頂いたプロジェクトメンバー各位に感謝致します。

そして、参加して頂いた多くの被験者の方々の協力無くしてはこれらの研究をなし得ることができませんでした。この場をお借りして感謝致します。

最後になりますが、研究生活を支えてくれた家族に感謝致します。