体力科学（1999）**48**，547～558

ペダリング運動時の下肢関節トルクにおけるサイクリストと非サイクリストの比較

星川秀利[1)]　玉木啓一[1)]　藤本浩志[2)]　木村裕一[3)]
斉藤浩一[4)]　佐藤吉朗[5)]　中村好男[2)]　村岡　功[2)]

A COMPARISON BETWEEN CYCLISTS AND NONCYCLISTS OF JOINT TORQUE OF THE LOWER EXTREMITIES DURING PEDALING

HIDETOSHI HOSHIKAWA, KEIICHI TAMAKI, HIROSHI FUJIMOTO, YUICHI KIMURA, HIROKAZU SAITO, YOSHIRO SATOH, YOSHIO NAKAMURA and ISAO MURAOKA

Abstract

The purpose of this study was to compare the effect between cyclists and noncyclists of pedal rates on ankle, knee, and hip joint torque during pedaling exercises. Six male cyclists (CY) and seven male noncyclists (NC) pedaled at 40, 60, 90 and 120 rpm with a power output of 200 W. The lower limb was modeled as three rigid segment links constrained to plane motion. Based on the Newton-Euler method, the equation for each segment was constructed and solved on a computer using pedal force, pedal, crank, and lower limb position data to calculate torque at the ankle, knee, and hip joints. The average planter flexor torque decreased with increasing pedal rates in both groups. The average knee extensor torque for CY decreased up to 90 rpm, and then leveled off at 120 rpm. These results were similar to NC. The average knee flexor torque in both groups remained steady over all pedal rates. The average hip extensor torque for CY decreased significantly up to 90 rpm where it showed the lowest value, but increased at 120 rpm. For NC, the average hip extensor torque did not decrease at 90 rpm compared with 60 rpm, and was significantly higher than CY at 120 rpm (CY : 28.1±9.0 Nm, NC : 38.6±6.7 Nm, $p<0.05$). The average hip flexsor torque for NC at 120 rpm increased significanly from 90 rpm, and was significantly higher than CY (CY : 11.6±2.9 Nm, NC : 22.6±11.8 Nm, $p<0.05$). These results suggest that it would be better for cyclists to select a pedal rate of between 90 to 110 rpm to minimize joint torque, and, as a result, reduce peripheral muscle fatigue.

(Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med. 1999, **48**：547～558)

key words : pedaling, pedal rate, joint torque, skill

Ⅰ．緒　　言

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

1) 武蔵丘短期大学
〒355-0154 埼玉県比企郡吉見町南吉見111-1
Musashigaoka College, 111-1 Yoshimimachi, Hikigun, Saitama, 355-0154, Japan

2) 早稲田大学人間科学部
〒359-1192 埼玉県所沢市三ヶ島2-579-15
School of Human Sciences, Waseda University, 2-579-15 Mikajima, Tokorozawa, Saitama, 359-1192, Japan

3) 東京都老人総合研究所ポジトロン医学研究部門
〒173-0022 東京都板橋区仲町1-1
Positron Medical Center, Tokyo Metropolitan Institute of Gerontology, 1-1, Nakamachi, Itabashi-ku, Tokyo, 173-0022, Japan

4) 東京医科歯科大学生体材料工学研究所
〒101-0062 東京都千代田区神田駿河台2-3-10
Institute of Biomaterials and Bioengineering, Tokyo Medical and Dental University, 2-3-10, Kanda Surugadai, Chiyoda-ku, Tokyo, 101-0062, Japan

5) ㈳日本トライアスロン連合事務局
〒150-0002 東京都渋谷区渋谷2-9-10
青山キングビル３Ｆ
Japan Traiathlon Union Headquarter, King Bldg. 2-9-10, Shibuya, Shibuya-ku, Tokyo, 150-0002, Japan

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 90～110 rpm の回転数を用いていることが知られている[1~4]．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[5~8]．しかし，これらはおおむね 30～80 rpm 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[9,10]，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[11]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 105 rpm 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 90～110 rpm 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 名である上に，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 90～110 rpm 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．

Ⅱ．方　　法

A．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±4.2 cm，67.3±8.2 kg)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±4.8 cm，69.4±5.0 kg)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．

B．実験プロトコール

被験者に，200 W の一定仕事率で，4 種類の回転数40，60，90および 120 rpm (負荷はそれぞれ5.0，3.3，2.2および 1.7 kp)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[12]，また，この種の研究で多く用いられている[2,3,11,12]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[13]を基本とした上で，各被験者の乗車感覚により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．

C．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先行研究[14,15]にて詳述してあるので，ここでは概略を示す．電磁ブレーキ式の自転車エルゴメータには，ペダルに力センサ(TFS-3015，ニッタ)，ペダルおよびクランク軸にロータリーエンコーダ(OME-360，OES-037，三成電気)が

搭載されており，これらを用いてペダル踏力(fx, fy)，ペダル角度(ap)およびクランク角度(ac)を50 Hz のサンプリング周波数でコンピュータに取り込んだ.

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.

D．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を付けた4個の分析点の x-y 座標を動作解析システム(Image Express，ナック)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50 Hz 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り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.

E．関節トルク値の算出

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.

$$f_1 = f_0 - m_1\ddot{x}_1 \quad \cdots\cdots(1)$$

$$n_1 = n_0 - m_1(\ddot{y}_1 + g) \quad \cdots\cdots(2)$$

$$f_2 = f_1 - m_2\ddot{x}_2 \quad \cdots\cdots(3)$$

$$n_2 = n_1 - m_2(\ddot{y}_2 + g) \quad \cdots\cdots(4)$$

$$f_3 = f_2 - m_3\ddot{x}_3 \quad \cdots\cdots(5)$$

$$n_3 = n_2 - m_3(\ddot{y}_3 + g) \quad \cdots\cdots(6)$$

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.

$$t_1 = j_1\ddot{a}_1 - n_0(xx_0 - x_1) - f_0(y_1 - yy_0) - n_1(x_1 - xx_1) - f_1(yy_1 - y_1) \quad \cdots\cdots(7)$$

$$t_2 = t_1 + j_2\ddot{a}_2 - n_1(xx_1 - x_2) - f_1(y_2 - yy_1) - n_2(x_2 - xx_2) - f_2(yy_2 - y_2) \quad \cdots\cdots(8)$$

$$t_3 = t_2 + j_3\ddot{a}_3 - n_2(xx_2 - x_3) - f_2(y_3 - yy_2) - n_3(x_3 - xx_3) - f_3(yy_3 - y_3) \quad \cdots\cdots(9)$$

ただし，

g：重力加速度

m_i：各分節の質量

$(xx_i,\ yy_i)$：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(1)～(9)へ代入し，数値解析することで各関節トルク値(t_1，t_2，t_3)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[16].

F．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.

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

ここで，L_c：クランク長(0.175 m)

G．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

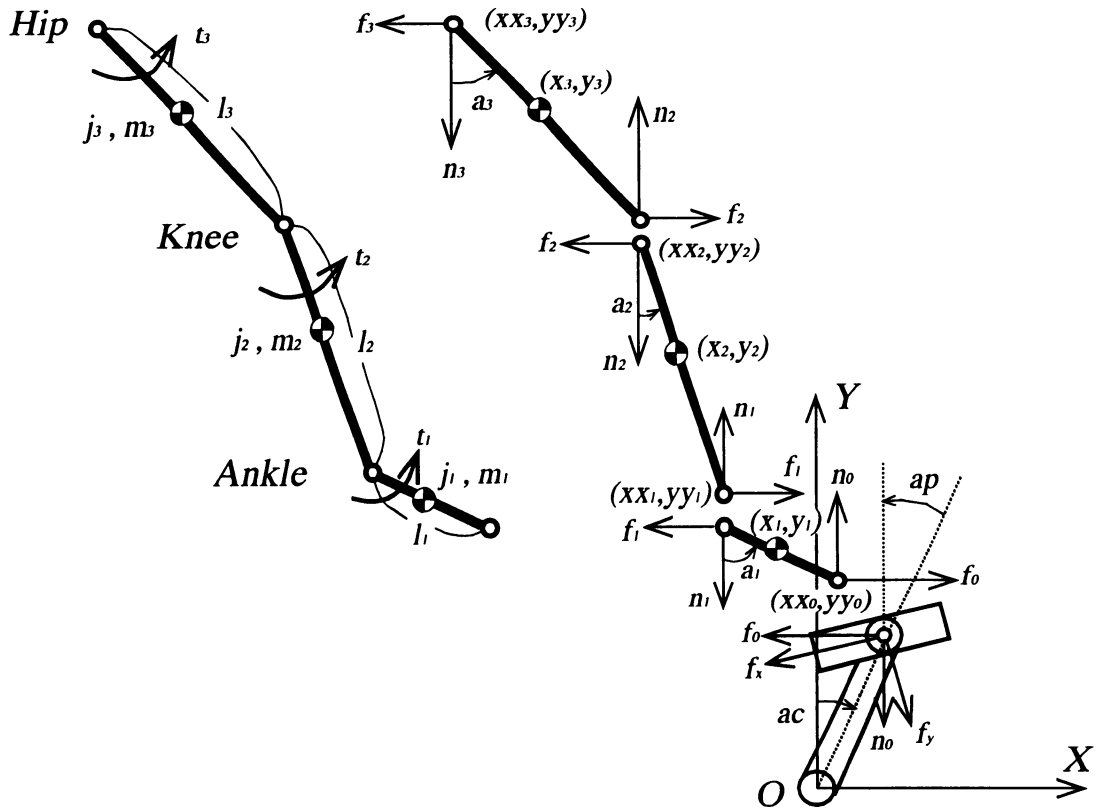

Fig. 1. Link-segment model and free-body diagram of the lower extremity during pedaling.

Nomenclature

ac : Angular positon of the crank arm from TDC (top death center) .
ap : Angular positon of the pedal relative to the crank arm.
a_1, a_2, a_3 : Angular position of the foot, shank, and thigh from the vertical, respectively.
(xx_0, yy_0) : Coordinates of the crank axis.
(xx_1, yy_1) : Coordinates of the ankle joint axis.
(xx_2, yy_2) : Coordinates of the knee joint axis.
(xx_3, yy_3) : Coordinates of the hip joint axis.
(x_1, y_1) : Coordinates of the center of mass at the foot.
(x_2, y_2) : Coordinates of the center of mass at the shank.
(x_3, y_3) : Coordinates of the center of mass at the thigh.
fx, fy : Tangential and normal components of pedal force, respectively.
f_0, n_0 : Horizontal and vertical components of pedal force, respectively.
f_1, n_1 : Horizontal and vertical components of joint reaction force at the ankle, respectively.
f_2, n_2 : Horizontal and vertical components of joint reaction force at the knee, respectively.
f_3, n_3 : Horizontal and vertical components of joint reaction force at the hip, respectively.
l_1, l_2, l_3 : Length of foot, shank and thigh, respectively.
m_1, m_2, m_3 : Mass of the foot, shank, and thigh, respectively.
j_1, j_2, j_3 : Moments of inertia about the center of mass of the foot, shank, and thigh, respectively.

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．

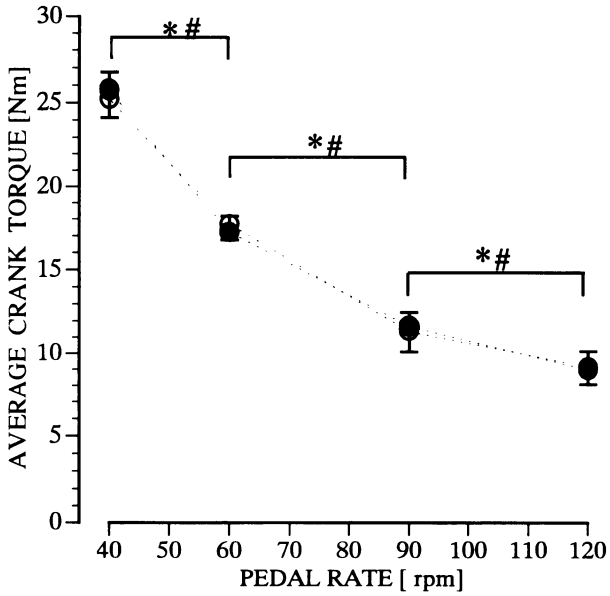

Fig. 2. Effects of pedal rates on average crank torques for cyclists (○) and noncyclists (●). Vertical lines indicate standard deviations.
* : $p<0.05$ for cyclists, # : $p<0.05$ for noncyclists.

Ⅲ. 結　　果

A. 回転数の増加に伴うクランクトルクの変化

図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訳であるから，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．

B. 各関節のトルク発揮パターン

図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(0 deg)，50％は下死点(180 deg)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，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，40，60 rpm では急速に底屈トルクが減少して，60％の時点では 10 Nm 以下となっているが，90，120 rpm では急激な減少は起らず，特に CY 群の 120 rpm では75％付近まで 10 Nm 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，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 120 rpm では40および 60 rpm 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

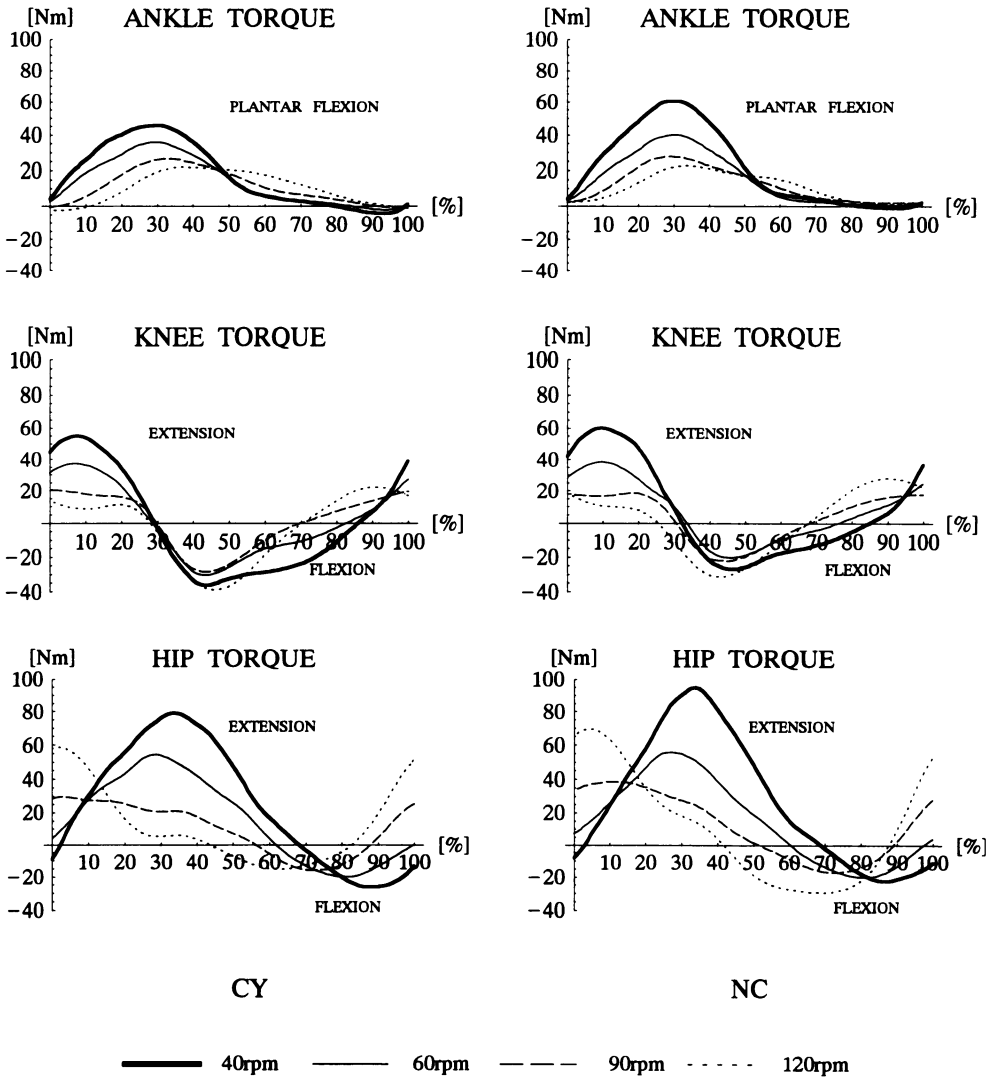

Fig. 3. Patterns of joint torque of ankle (top), knee (middle), and hip (bottom) for cyclists (left) and noncyclists (right). Horizontal axes indicate percent of crank cycle [%].
CY : Cyclists, NC : Noncyclists

れていた．回転数の増加に伴って伸展トルクの最大値が 90 rpm 以下の 3 試行においては減少していったが，120 rpm では 90 rpm よりも高値を示していた．また，最大値の出現位置は，40，60 rpm ではクランク回転の30％付近であったが，90，120 rpm 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，90 rpm 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，120 rpm では CY 群で 90 rpm とほぼ同値であり，NC 群では 90 rpm 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，CY 群および NC 群でその発揮パターンに顕著な違いは見られなかった．

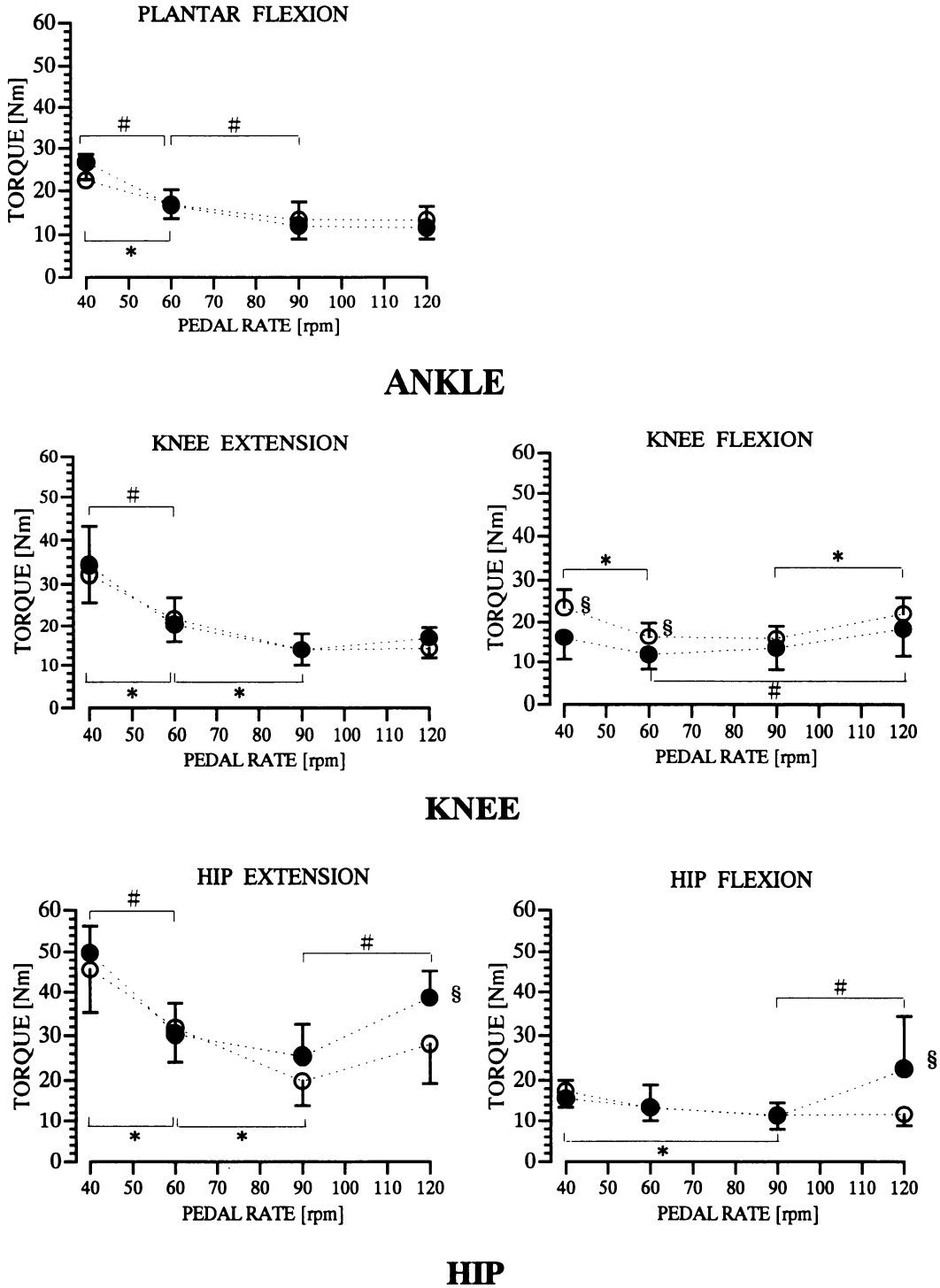

Fig. 4. Effects of pedal rates on average torques of plantar flexion (top), extension (left) and flexion (right) of knee (middle) and hip (bottom) for cyclists (○) and noncyclists (●). Vertical lines indicate standard deviations.
* : $p<0.05$ for cyclists, # : $p<0.05$ for noncyclists, § : significantly difference between cyclists and noncyclists at each pedal rate ($p<0.05$)

C．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，NC群では回転数の増加に伴って90 rpmまで減少したが，120 rpmでは90 rpmとほぼ同値であった．CY群では，40 rpmと比較し60 rpm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．

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CY群では90 rpmまで有意に減少し，90 rpmで最小値を示したが，120 rpmでは90 rpmとほぼ同値であった．NC群では60 rpmまで有意に減少し，90 rpmでは有意差はなかったものの減少傾向が認められ($p=0.056$)，120 rpmでは若干増加するように見受けられた．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60 rpmと120 rpm，CY群で40 rpmと60 rpmおよび90 rpmと120 rpmの間で有意差が認められ，また40 rpmおよび60 rpm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，CY群で回転数の増加に伴って減少していき90 rpmで最小値を示し，120 rpmでは増加するように見受けられた．NC群では，40 rpmと比べ60 rpmで有意に減少したが，90 rpmでは60 rpmとの間に差は認められず，120 rpmでは逆に有意に増加していた．また，120 rpmでは両群間で有意差が認められた(CY群：28.1±9.0 Nm，NC群：38.6±6.7 Nm)．一方，平均屈曲トルク値は，CY群で40 rpmと90 rpm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90 rpmまでは顕著な変化は認められなかったが，120 rpmでは有意に増加した．また，120 rpmでは両群間で有意差が認められた(CY群：11.6±2.9 Nm，NC群：22.6±11.8 Nm)．

また，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．

Ⅳ．考　　察

A．矢状面モデルの妥当性

本研究では，ペダリング運動を矢状面内の2次元の運動と仮定してモデルを構築した．これに関して，Rubyら[17]は，225 Wで90 rpmのペダリング運動中の膝関節トルクを3次元的に解析し，最大伸展・屈曲トルクがそれぞれ40 Nmと20 Nmであったのに対して，回内・回外の最大トルクがそれぞれ20 Nmと10 Nmおよび内転・外転の最大トルクが3 Nmと2 Nmであったことを報告している．この結果から，本研究のような矢状面からの算出法では，膝関節トルクが過小評価されることが示唆される．しかし発揮量を考慮すると，最大伸展・屈曲トルクは他と比べ2倍も大きく，ペダリング運動中の膝関節トルクの代表値として妥当だと考えられる．また，足・股関節はペダルおよびサドルに固定されているので，膝関節よりも矢状面以外で発揮されるトルクは少ないものと考えられる．

B．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，120 rpm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90 rpmとなった(図4)．Redfiledと Hull[11]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わけである．これが本研究の第一の知見である．

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[18]．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[19]，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[20]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 100 rpm と比べて 50 rpm で顕著に減少していたことを報告している．この結果は，50 rpm で速筋線維が，100 rpm 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 200 rpm 前後の回転数に達する[21]ことを考慮すると，100 rpm 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が示唆されるのであろう．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[22]．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[23]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 80～90 rpm で最小値が得られたことを報告した．さらに，Nickleberry と Brooks[24]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 50 rpm と比較して 80 rpm 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 90～110 rpm の回転数を用いていることが知られている[1~4]．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[9,10]，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，120 rpm 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 90 rpm よりも増加していた(図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，120 rpm 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かも知れない．

C．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・伸展トルクが小さい．これが本研究の第二の知見である．

非サイクリストにおいて，90 rpm の平均股関節伸展トルクは 60 rpm との間に差が認められず，120 rpm 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90 rpm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[25]の研究では，一般人では70～80 rpm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，彼らの研究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40～80 rpmの範囲のものであり，本研究で用いたような90 rpm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)，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[12]は，一定仕事率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85 rpmおよび95 rpm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(例えばアンクリング，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[26]は，同様の条件の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90 rpm(1名は75 rpm)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60 rpmおよび3名が75 rpm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．ここで，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[12]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[26]ら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[27,28]．これは，回転数に相当する単位に換算すると95～105 rpm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のかも知れない．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，現段階では明らかにできない．

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，120 rpm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，120 rpm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．

V．ま　と　め

本研究では，200 Wの一定仕事率で40，60，90および120 rpm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 90 rpm で最小値を示し，120 rpm 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 60 rpm と 120 rpm，CY 群で 40 rpm と 60 rpm および 90 rpm と 120 rpm の間で有意差が認められ，また 40 rpm および 60 rpm 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 90 rpm で最小値を示し，120 rpm では増加する傾向にあった．NC 群では，60 rpm と 90 rpm で有意差はなく，120 rpm では 90 rpm よりも有意に増加した．さらに，120 rpm のペダル回転数において，CY 群で 28.1±9.0 Nm，NC 群で 38.6±6.7 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，90 rpm まで大きな変化は示さなかったが，NC 群の 120 rpm では 90 rpm よりも有意に増加し，両群間の差(CY 群：11.6±2.9 Nm，NC 群で 22.6±11.8 Nm，$p<0.05$)も認められた．
4) 以上より，サイクリストは 90～110 rpm 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．

(受理日　平成11年6月30日)

Ⅵ. 引 用 文 献

1) 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., (1979), **19**, 341-346.
2) 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., (1997), **29**, 1225-1232.
3) Patterson, R. P. and Moreno, M. I. Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output. Med. Sci. Sports Exerc., (1990), **22**, 512-516.
4) Sargeant, A. J. Human power output and muscle fatigue. Int. J. Sports Med., (1994), **15**, 116-121.
5) Coast, J. R. and Welch, H. G. Linear increase in optimal pedal rate with increased power output in cycle ergometry. Eur. J. Appl. Physiol., (1985), **53**, 339-342.
6) Coast, J. R., Cox, R. H., and Welch, H. G. Optimal pedalling rate in prolonged bouts of cycle ergometry. Med. Sci. Sports Exerc., (1986), **18**, 225-230.
7) Dickinson, S. The efficiency of bicycle-pedalling, as affected by speed and load. J. Physiol., (1929), **67**, 242-255.
8) Seabury, J. J., Adams, W. C. and Ramey, M. R. Influence of pedalling rate and power output on energy expediture during bicycle ergometry. Ergonomics, (1977), **20**, 491-498.
9) Francescato, M. P., Girardis, M. and di Prampero, P. E. Oxygen cost of internal work during cycling. Eur. J. Appl. Physiol., (1995), **72**, 51-57.
10) Wells, R., Morrissey, M. and Hughson, R. Internal work and physiological responses during concentric and eccentric cycle ergometry. Eur. J. Appl. Physiol., (1986), **55**, 295-301.
11) Redfield, R. and Hull, M. L. On the relation between joint moments and pedalling rates at constant power in bicycling. J. Biomechanics, (1986), **19**, 317-329.
12) Marsh, A. P. and Martin, P. E. The association between cycling experience and preferred and most economical cadences. Med. Sci. Sports Exerc., (1993), **25**, 269-1274.
13) 村岡　功，青木純一郎，形本静夫，内藤久士，三重野寛治，海野昌和，中村好男，玉木啓一，木村裕一，藤本浩志，星川秀利，恩田悦守．Ⅰ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，Ⅱ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，Ⅲ自転車乗車条件の力学的評価．平成6年度日本体育協会スポーツ医・科学研究報告．No. Ⅱ競技種目別競技力向上に関する研究―第18報―，(1994)，No. 13 自転車競技，158-169.
14) 藤本浩志，星川秀利，木村裕一，玉木啓一，中村好男．下肢が発揮するパワーを直接計測できる自転車エルゴメータの開発．生命工学工業技術研究所研究報告，(1994)，**2**，43-49.
15) 星川秀利，木村裕一，玉木啓一，藤本浩志，中村好男，村岡　功．ペダリング運動におけるスキルの評価．バイオメカニズム学会誌，(1993)，**17**，173-182.
16) 阿江通良，湯海鵬，横井孝志．日本人アスリートの身体部分慣性特性の推移．バイオメカニズム11，(1992)，2-33.
17) Ruby, P., Hull, M. L., Kirby, K. A., and Jenkins, D.

W. The effect of lower-limb anatomy on knee loads during seated cycling. J. Biomechanics, (1992), **25**, 1195-1207.

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

19) Moritani, T., Sherman, W. M., Shibata, M., Matsumoto, T., and Shinohara, M. Oxygen availability and motor unit activity in humans. Eur. J. Appl. Physiol., (1992), **64**, 552-556.

20) 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 Ⅰ and type Ⅱ quadriceps muscle fibers during submaximal cycling exercise. Eur. J. Appl. Physiol., (1992), **65**, 360-364.

21) 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., (1984), **3**, 834-389.

22) Andrews, J. G. On the relationship between resultant joint torques and musclar activity. Med. Sci. Sports Exerc., (1982), **14**, 361-367.

23) Takaishi, T., Yasuda, Y., Ono, T. and Moritani, T. Optimal pedaling rate estimated from neuromuscular fatigue for cyclists. Med. Sci. Sports Exerc., (1996), **28**, 1492-1497.

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

25) Takaishi, T., Yasuda, Y. and Moritani, T. Neuromuscular fatigue during prolonged pedalling exercise at different pedalling rates. Eur. J. Appl. Physiol., (1994), **69**, 154-158.

26) Takaishi, T., Yamamoto, T., Ono, T., T.Ito, and Moritani, T. Neuromuscular, metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists. Med. Sci. Sports Exerc., (1998), **30**, 442-449.

27) 有吉正博．マラソンのレース展開． J. J. Sports Sci., (1992), **11**, 654-660.

28) 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., (1992), **11**, 636-642.