生体筋力特性による自転車エルゴメータ駆動シミュレーション*

長谷川 光彦^{*1}, 百 相 繁^{*2}, 塩野谷 明^{*3}Dynamic Simulation of Pedaling a Bicycle Ergometer
using Human Muscle Characteristics

Mitsuhiko HASEGAWA, Shigeru MOAI and Akira SHIONOYA

A numerical calculation method of dynamic motion analysis is used to predict the characteristics of pedaling performance during bicycle ergometry. For this analysis, a simulation model which has a 3-link mechanism and is driven by muscles at waist and knee joint, is proposed. A two element muscle model is considered, that is, one which involves the contractile component # (CC) and parallel elastic component # (PEC). Two types of monoarticular muscles and biarticular muscles are also considered in the model. This paper compares experimental results and results of analysis of a bicycle ergometer, and clarifies bicycle ergometer pedaling effects on CC characteristics and PEC characteristics of monoarticular muscles and biarticular muscles.

Key Words: Human Dynamics, Human Muscle Characteristics, Bicycle Ergometer, Hill's Equation, Monoarticular Muscle, Biarticular Muscle, Contractile Component, Parallel Elastic Component

1. は じ め に

近年, スポーツがより高度化し, また健康管理や病後のリハビリといった目的で運動能力機器の必要性が増している。それら運動能力機器の中で, 最もよく使用されているのが自転車エルゴメータである。これで得られる運動能力の評価値は負荷に対するクランク回転速度や最大パワー値の関係である。しかしこれは, 自転車駆動動作における運動能力であり, 目的の動作を示すものではない。これは, 駆動源である筋力特性やエネルギー供給特性などとの関係が定量的に解明されていないためである。そこで目的の動作の運動能力を科学的に推し量る方法を確立する必要がある。

本研究では, その第1段階として, 生体筋力特性と自転車駆動特性の関係について, 定量的解析を試みた。

記 号

- a_1 : 大臀筋 Muscle 1 の Hill 特性値の係数 a
- a_2 : 大腿四頭筋(大腿直筋を除く) Muscle 2 の Hill 特性値の係数 a
- a_3 : 大腿直筋 Muscle 3 の Hill 特性値の係数 a
- a_4 : 大腿二頭筋 Muscle 4 の Hill 特性値の係数 a
- b_1 : 大臀筋 Muscle 1 の Hill 特性値の係数 b
- b_2 : 大腿四頭筋(大腿直筋を除く) Muscle 2 の Hill 特性値の係数 b
- b_3 : 大腿直筋 Muscle 3 の Hill 特性値の係数 b
- b_4 : 大腿二頭筋 Muscle 4 の Hill 特性値の係数 b
- C_1 : 左右の脚の揺動運動 α がクランク回転運動 θ と非線形であるために, θ を基準とすると生ずる合成慣性モーメント J_i を変動させる加速度係数
- C_2 : 左右の脚の揺動運動 α がクランク回転運動 θ と非線形であるために, θ を基準とすると生ずる脚の合成慣性モーメント J_i を変動させる遠心力係数
- J_e : フライホイールの慣性モーメント

* 平成5年11月10日 スポーツ工学シンポジウム1993において講演, 原稿受付 平成6年3月18日。

^{*1} 正員, 長岡技術科学大学機械系 (〒940-21 長岡市上富岡町1603-1)。

^{*2} 長岡技術科学大学大学院 [現: 倉敷紡績(株)]。

^{*3} 正員, 長岡技術科学大学体育保健センタ。

J_t : 左右の脚の揺動運動 α に対する合成慣性モーメント
 L_1 : 大腿部の股関節と膝関節の間の長さ
 L_2 : 下腿部の膝関節とペダル回転軸の間の長さ
 l_{03} : 点 p_0-p_3 の距離
 l_{04} : 点 p_0-p_4 の距離
 l_{05} : 点 p_1-p_5 の距離
 l_{06} : 点 p_1-p_6 の距離
 l_{m1} : 大臀筋 Muscle 1 の最適筋長
 l_{m2} : 大腿四頭筋(大腿直筋を除く)Muscle 2 の最適筋長
 l_{m3} : 大腿直筋 Muscle 3 の最適筋長
 l_{m4} : 大腿二頭筋 Muscle 4 の最適筋長
 K_p : 負荷設定値から負荷トルクへの変換係数
 M_{o1} : 大臀筋 Muscle 1 の Hill 特性値の係数 M_o
 M_{o2} : 大腿四頭筋(大腿直筋を除く)Muscle 2 の Hill 特性値の係数 M_o
 M_{o3} : 大腿直筋 Muscle 3 の Hill 特性値の係数 M_o
 M_{o4} : 大腿二頭筋 Muscle 4 の Hill 特性値の係数 M_o
 m_1 : 大腿部の質量
 m_2 : 下腿部の質量
 p_0 : 股関節の回転中心位置
 p_1 : 膝関節の回転中心位置
 p_2 : ペダル回転軸の回転中心位置
 p_3 : クランク回転軸の回転中心位置
 r : クランクアーム長さ
 r_{j1} : 大臀筋 Muscle 1 が股関節に円弧状に掛かるときの等価半径
 r_{j2} : 大腿四頭筋 Muscle 2, 3 が膝関節に円弧状に掛かるときの等価半径
 T_M : 筋力がペダルで合成されてクランクを回転する駆動トルク
 T_W : フライホイールに作用する負荷トルク
 W_p : 負荷設定値
 α : p_0-p_3 線に対する股関節の回転角
 α_0 : 大臀筋 Muscle 1 が最適筋長となる股関節の回転角 α
 γ_0 : 大腿四頭筋(大腿直筋を除く)Muscle 2 が最適筋長となる膝関節の回転角 γ
 θ : p_0-p_3 線に対するクランク回転角

2. 解析手法

2.1 自転車エルゴメータのモデル化 本研究で対象とした自転車エルゴメータは自転車を模した運動能力測定機器である。一般に、内蔵フライホイールに

与える負荷を変えて、被験者の運動条件を設定する。このモデル化にあたり、以下のような点を考慮した。

- (1) 下肢についてモデル化し、股関節位置を固定する。
- (2) 平面内運動とする。
- (3) 足首を考慮しない。
- (4) 筋力発生は正回転トルク時のみとする。
- (5) 大腿部、下腿部、クランクを剛体リンクとし、3リンクモデル機構とする。
- (6) フライホイールにかかる負荷は、ある回転速度を超えるまでは設定値以下とする(実験に使用した

表 1 解析で考慮した筋群

Muscles		Function		Representative of muscles
		groin	knee	
mono	Muscle1	stretch	—	Gluteus maximus
artic ular	Muscle2	—	stretch	Vastus lateralis
bi	Muscle3	bend	stretch	Rectus femoris
artic ular	Muscle4	stretch	bend	Biceps femoris

(a)General view.

(b)Magnification of knee.

図 1 自転車エルゴメータの解析モデル

エルゴメータの負荷特性)。

(7) 脚の慣性モーメントは一定とする。

(8) 駆動源となる筋群には、表1のような四つの筋群を考える。

図1(a)に解析に用いる全体モデルを示す。図1(b)は膝関節部の拡大図である。股関節と膝関節とを結ぶ大腿部 L_1 、膝関節とペダル回転軸を結ぶ下腿部 L_2 、クランク軸 r で構成される3リンクモデルである。各筋群が発生する筋力はリンク機構により駆動トルク T_M に変換されフライホイールに作用する。さらに、負荷トルク T_W が作用するので、全体として $T_M - T_W$ がフライホイールを駆動するトルクとなり、クランク回転運動を生ずる。

2・1・1 運動方程式 自転車エルゴメータのフライホイールの慣性モーメントを J_e 、脚の慣性モーメントを J_i とすれば、クランク回転角 θ をパラメータとする次の1自由度の運動方程式を得る。

$$(J_e + J_i C_1) \ddot{\theta} - J_i C_2 \dot{\theta}^2 = T_M - T_W \quad \cdots \cdots (1)$$

$$J_i = \frac{m_1 L_1^2}{3} + \frac{m_2 L_2^2}{2}$$

$$C_1 = (f_{R1} f_{R2})^2 + (f_{L1} f_{L2})^2$$

$$C_2 = (f_{R1} f_{R2})^2 \frac{\partial (f_{R1} f_{R2})}{\partial \theta} + (f_{L1} f_{L2})^2 \frac{\partial (f_{L1} f_{L2})}{\partial \theta}$$

$$(0 \leq \theta < \pi)$$

$$f_{k1} = \frac{l_1^2 - l_2^2 - l_{k02}^2}{2l_{k02} l_1 \sin \alpha_{k2}} + \frac{l_{03}^2 - r^2 - l_{k02}^2}{2l_{k02} l_{03} \sin \alpha_{k1}}$$

$$(\pi \leq \theta < 2\pi)$$

$$f_{k1} = \frac{l_1^2 - l_2^2 - l_{k02}^2}{2l_{k02} l_1 \sin \alpha_{k2}} - \frac{l_{03}^2 - r^2 - l_{k02}^2}{2l_{k02} l_{03} \sin \alpha_{k1}}$$

$$f_{k2} = r l_{03} \sin \theta / l_{k02}$$

ただし、 $\ddot{\theta}$ および $\dot{\theta}$ は時間の2階および1階微分、また f の添字 k : R, L は右足と左足についてである。係数 C_1, C_2 の式中の $f_{k1} f_{k2}$ はクランク回転角 θ 、股関節の回転角 α 、股関節と膝関節の距離 l_{k02} の関数である。したがって、等価慣性 $J_i C_1$ および $J_i C_2$ は1回転中で変動する。

式(1)の右辺の第2項の負荷トルク T_W は、自転車エルゴメータの負荷設定値から負荷トルクへの変換係数 K_p を用いて次式より求める。

図2 筋の3要素モデル

$$T_W = K_p W_p \quad \cdots \cdots (2)$$

2・2 生体筋のモデル化

筋の力学的モデル化で最も一般的であるのが図2に示すような3要素モデルである。収縮要素(contractile component : CC), 直列弾性要素(series elastic component : SEC), 並列弾性要素(parallel elastic component : PEC)からなる。筋の能動的な収縮力はCCにより発生し, SEC, PECは受動的なばねと見なす。本研究では、生体筋のモデル化については以下の点について考慮する。

- (1) CCの発生する筋の張力はHill式を用いる。
- (2) 自転車駆動動作は脚の踏み込みと引き上げによる連続運動であるが、引き上げ時に反動動作を行っていると思わせるので、SECの影響は少ないと仮定し、ここではSECを考慮しない2要素モデルとする。
- (3) PECの受動張力は指数関数で近似⁽¹⁾する。
- (4) 筋長の影響は2次関数で近似⁽²⁾する。
- (5) 静止長の長さは、筋の起始から付着点までを幾何学計算し、筋の稼働範囲の midpoint とする。また、そのときの筋の長さは静止長の半分とする。
- (6) 関節は便宜上円とし、単関節筋はその円周上に巻き付けられているものとする。
- (7) CCの発生する筋力は仮想仕事の原理より駆動トルクに変換する。

2・2・1 収縮力-収縮速度特性 筋の収縮力 P -収縮速度 V は、Hillの研究⁽³⁾で次式で表される。

$$(P + a)(V + b) = b(\eta_i P_o + a) = \text{const.} \quad \cdots \cdots (3)$$

ただし、 P_o は P の最大値であり、さらに下述の筋長の影響 η_i を考慮している。単関節筋については、駆動モーメント M -角速度 ω に変換した下式を用いる。

$$(M_i + a_i)(\omega_i + b_i) = b_i(\eta_i M_{oi} + a_i) = \text{const.} \quad \cdots \cdots (4)$$

図3 CCの収縮力およびPECの張力における筋長の影響モデル

ここで、添字 i は筋の番号、 M_0 は M の最大値である。

2・2・2 筋長の影響 筋の収縮力は筋長が静止長（最適筋長）のとき最大、それより長くても短くても低下する⁽¹⁾⁽²⁾。この影響 η_i を 2 次関数で近似した（図 3 を参照）。

$$\left. \begin{aligned} (0.6 \leq x_i < 1.0) \\ \eta_i &= 1 - \left(\frac{x_i - 1}{0.4} \right)^2 \\ (1.0 \leq x_i \leq 1.6) \\ \eta_i &= 1 - \left(\frac{x_i - 1}{0.6} \right)^2 \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots (5)$$

ここで、 x_i は各筋の筋長と静止長の比 l_i/l_{mi} である。

2・2・3 筋長-静止長比 筋長と静止長の比 l_i/l_{mi} は幾何学的計算により以下のようになる。

$$\begin{aligned} x_1 &= \frac{l_1}{l_{m1}} = 1 + \frac{r_{i1}(\alpha - \alpha_0)}{l_{m1}} \\ x_2 &= \frac{l_2}{l_{m2}} = 1 + \frac{r_{i2}(\gamma_0 - \gamma)}{l_{m2}} \\ x^3 &= \frac{l_3}{l_{m3}} = 1 + \frac{l_3 - l_{s3}}{l_{m3}} \\ x^4 &= \frac{l_4}{l_{m4}} = 1 + \frac{l_4 - l_{s4}}{l_{m4}} \end{aligned}$$

ここで、 l_{s3} 、 l_{s4} は筋長 l_{m3} 、 l_{m4} の静止長である。ただし、筋長には腱の長さを含めている。

また、 l_3 は次式となる。

$$\begin{aligned} l_3 &= l_{47} + l_{78} + l_{86} \\ l_{47}^2 &= l_{41}^2 - r_{j2}^2 \\ l_{41}^2 &= L_1^2 + l_{04}^2 - 2L_1l_{04} \cos(\xi_0 - \alpha) \\ l_{78} &= r_{j2} \gamma_3 \\ \gamma_3 &= 2\pi - (\gamma_1 + \gamma_2 + \gamma_4 + \gamma) \\ l_{04}^2 &= L_1^2 + l_{41}^2 - 2L_1l_{41} \cos \gamma_1 \\ \sin \gamma_2 &= \frac{l_{47}}{l_{41}} \\ \tan \gamma_4 &= \frac{l_{89}}{r_{j2}} \\ l_4^2 &= l_{05}^2 + l_{06}^2 - 2l_{05}l_{06} \cos(\alpha + \xi_1 - \alpha_3) \\ \sin \alpha_3 &= \frac{l_{16}}{l_{06}} \sin \gamma \\ l_{06}^2 &= L_1^2 + l_{16}^2 - 2L_1l_{16} \cos \gamma \\ r^2 &= l_{k02}^2 + l_{03}^2 - 2l_{k02}l_{03} \cos \alpha_{k1} \\ l_2^2 &= l_1^2 + l_{k02}^2 - 2l_1l_{k02} \cos \alpha_{k2} \\ l_{k02}^2 &= r^2 + l_{03}^2 - 2rl_{03} \cos \theta_{k2} \end{aligned}$$

2・2・4 筋長-受動張力関係 PEC の受動張力は筋長に従って非線形に増加するが、文献(1)を参考にして指数関数近似の次式とした。図 3 に筋長に対する筋力モーメントおよび受動張力の関係を示す。

$$M_{PECi} = [e^{(-10.2 + 6.38\kappa_i)} - 1.88 \times 10^{-2}] M_{0i} \dots\dots (6)$$

2・2・5 発生筋力-駆動トルク変換 各筋群の発生筋力を仮想仕事の原理を用いて駆動トルクに変換した。

いま、筋が収縮力 P_i を発生した時、筋の長さ l_i が縮んで生じた微小変位を Δl_i とする。このときの駆動トルクを T_{Mi} 、クランク回転角 θ の微小変位を $\Delta \theta$ とすれば、下式が導かれる。

$$T_{Mi} = P_i \frac{\Delta l_i}{\Delta \theta} \dots\dots\dots (7)$$

右辺の $\Delta l_i/\Delta \theta$ は θ_i の関数であるが、これを数式で表現すると長大になるので、数値微分を用いて求める。

3. 実験

式(1)～(7)の解析方法の妥当性と、信頼性(精度)を検証するために、自転車駆動動作における駆動特性の測定を行った。また、解析に用いる生体筋の力学特性や仮定について検討するために被験者の生体筋力特性の測定を行った。

3・1 自転車駆動実験 本研究で用いたエルゴメータはコンビ株式会社のパワーマックス V である。これは「負荷-最大回転数」と「負荷-最大パワー値」以外は得ることができない。そこで、詳細な駆動特性を求められるように、下記の内容の測定装置を取り付け（図 4 参照）、A/D 変換器とパーソナルコンピュータによりそれぞれの時間変動データを精度良く測定した。

・左脚上死点測定装置：左脚が最も上がる点 ($\theta = 0$) の時を光センサにより検出する。

・左脚下死点測定装置：左脚が最も下がる点 ($\theta = \pi$)

図 4 自転車エルゴメータ駆動実験のデータ測定システム

図5 筋力測定装置と測定方法

の時)を光センサにより検出する。

・回転速度測定装置：自転車エルゴメータのフライホイールに等ピッチに多数の反射テープを取り付け、光センサで検出した電気パルスをF/Vコンバータにより回転速度出力に変換する。

・ペダル踏力測定装置：カンチレバーとひずみゲージ方式による踏力測定装置を左右のペダルに取り付け、ペダル踏力を動ひずみ計で測定する。

3・2 筋力測定装置 自転車駆動動作を動解析するために、運動に関与する筋群の生体筋力特性および骨格諸元などを測定する必要がある。筋力特性としては、筋の短縮速度-張力関係および筋長-等尺性筋力関係である。

筋力の測定方法には種々あるが、ここでは質量負荷方式を用いた。図5のような筋力測定装置を使用し、筋に対して負荷を一定に保ち、負荷-関節速度関係を測定し、各筋群の収縮力-収縮速度関係を求めた。

3・3 実験結果 身長165 cm、体重65 kg、年齢35歳のアマチュアスキー選手を被験者とした。図6～8は自転車実験により得られた結果である。負荷を

図6 自転車駆動実験結果における時間-回転速度曲線

図7 自転車駆動実験結果における回転角-ペダル踏力曲線

図8 自転車駆動実験結果における回転角-駆動トルク曲線

3, 5, 7, 11 kpと条件を変えて行った。ここで1 kpはエルゴメータの慣用単位である。

図6は時間-回転速度曲線である。図7は、ほぼ定常回転状態となったところの回転角-ペダル踏力の関係で

表 2 動解析シミュレーションに用いた諸元値

			Left Leg.			Right Leg.		
sym	values	[unit]	sym	values	[unit]	sym	values	[unit]
L_1	0.37	[m]	a_1	113.10	[Nm]	a_1	28.74	[Nm]
L_2	0.48	[m]	b_1	2.3360	[rad/s]	b_1	0.7640	[rad/s]
r	0.17	[m]	M_{01}	267	[Nm]	M_{01}	316	[Nm]
ℓ_{03}	0.65	[m]	ℓ_{m1}	0.168	[m]	ℓ_{m1}	0.168	[m]
ℓ_{04}	0.09	[m]	a_2	22.15	[Nm]	a_2	31.46	[Nm]
ℓ_{05}	0.05	[m]	b_2	0.8409	[rad/s]	b_2	1.0050	[rad/s]
ℓ_{16}	0.03	[m]	M_{02}	140	[Nm]	M_{02}	158	[Nm]
m_1	13.0	[kg]	ℓ_{m2}	0.159	[m]	ℓ_{m2}	0.159	[m]
m_2	7.0	[kg]	a_3	295.36	[N]	a_3	419.52	[N]
J_ℓ	1.08	[kg·m ²]	b_3	0.0420	[m/s]	b_3	0.0502	[m/s]
J_e	5.66	[kg·m ²]	P_{03}	1861	[N]	P_{03}	2102	[N]
r_{j1}	0.06	[m]	ℓ_{m3}	0.262	[m]	ℓ_{m3}	0.262	[m]
r_{j2}	0.05	[m]	a_4	1441	[N]	a_4	129	[N]
ξ_0	1.51	[rad]	b_4	0.0348	[m/s]	b_4	0.0125	[m/s]
ξ_1	1.11	[rad]	P_{04}	4853	[N]	P_{04}	4694	[N]
W_p	3,5,7,9,11	[kp]	ℓ_{m4}	0.182	[m]	ℓ_{m4}	0.182	[m]
K_p	4.679	[Nm/kp]	α_0	0.39	[rad]	α_0	0.39	[rad]
			γ_0	2.18	[rad]	γ_0	2.18	[rad]

図 9 大臀筋の伸展モーメント (M_1)-角速度曲線

図 11 大腿二頭筋の収縮力 P_4 -収縮速度曲線

図 10 大腿四頭筋と大腿直筋の伸展モーメント ($M_2 + M_3$)-角速度曲線

ある。横軸の回転角は、上死点位置から回転速度を積分した値を 2π で割った値をとっている。また図 8 は、図 7 のペダル踏力値を駆動トルクに変換した結果である。

一方、筋力特性の測定で得られた筋力-速度の関係を図 9～11 に示す。最近の研究⁽⁴⁾によると、最大負荷近くでは Hill 式から外れ、直線特性になることが報告されている。ここでもその傾向がみられるので、中低負荷域では Hill 式、高負荷域では直線で近似した。また、 $M_2 : M_3 = 2 : 1$ と仮定した。

4. 解析結果

筋力特性実験により得られた特性値を用い、ルン

図 12 解析結果における時間-回転速度曲線

図 14 100 rpm 一定の解析結果における各筋の駆動トルク成分

図 13 解析結果における回転角-駆動トルク曲線

図 15 解析結果における筋長と静止長の比の変動曲線

ゲ・クッタ・ギル法により動解析シミュレーションを行った。このときの解析条件を表 2 に示す。

図 12 は自転車エルゴメータの各設定負荷値に対する回転速度の時間変化の解析結果である。図 13 には回転がほぼ定常状態になったときの、1 回転分のトルク曲線を示す。

さらに、回転速度を一定にした定常回転速度解析を行い、1 回転中で四つの筋の寄与の程度を求めた。図 14 に回転速度が 100 rpm の場合の各筋力のトルク成分の結果を示す。図 15 に、このときの筋長と静止長の比 x_i の変動結果を示す。

5. 考 察

5.1 時間-回転速度曲線について 動解析シミュレーションの結果のうち、設定負荷が 5, 7, 9 kp の場合は実験結果とおおよそ一致している(図 12)。しかし、3 kp と 11 kp については、回転速度の解析結果が実験結果より大きく、11 kp の場合の差異は大きい。

この差異の原因として以下の点を挙げることができる。

3 kp の場合は、実験結果の回転速度が 180 rpm と高速であることから、これ以上の回転速度に被験者の脚の動きが応答できなかったのが原因であると考えられる。解析では、脚を引き上げる動作の時にはペダル踏力を生じないとしている。しかし、図 8 の 3 kp の実験結果ではクランク角比が 0.5 以後に負の大きなトルクが作用している。そこで、解析モデルに次の点が考慮されていないことが原因と考えられる。

(1) 高速回転の場合には、脚の引き上げ時に脚の慣性がクランク回転の負荷となる。

(2) 高速回転の場合には、脚の引き上げ時に PEC による受動張力がクランク回転の負荷となる。

一方、11 kp の場合、実験結果は図 6 のようにある回転まで上がった後は下がり続けているのに対して、解析結果は 90 rpm 前後で一定の回転になっている(図 12)。この負荷条件での被験者の疲労度は著しく、

10 s 以上連続して回転させるのは困難であった。このような差異の原因は、解析モデルに筋力のエネルギー供給特性を考慮していないためであると考えられる。

5・2 トルク曲線について 図8のトルク曲線の実験結果は山形であるのに対し、図13に示される負荷が7～11 kpの解析結果は右上がりの台形となっている。この台形となる原因は筋収縮の活動水準を考慮してないためと考えられる。活動水準は、筋が刺激を受けてから最大筋力を発生するまでの応答遅れを示し、時間の関数で表される。これを考慮することにより、筋力が0.1～0.2 s かかって最大値に上昇、あるいは最大値から下降するので、トルク曲線の全体的形状が山形となるものと考えられる。ただし、この場合さらに人の意志やスキルといったメンタルモデルを組み入れる必要がある。

一方、図13で負荷が3, 5 kpの場合は、トルク曲線は凹形となっている。これは、凹部分のクランク角度比(0.2～0.4)で筋の収縮速度が最も速くなることにより(図15参照)、Hill式の筋力特性曲線(図9～11)から明らかなように、発生筋力が大幅に低下したためである。しかし、実験結果ではこのようなトルク曲線の低下はみられず、軽負荷時も山形である。これは解析では考慮していないSECの影響が考えられる。

トルク曲線の急激な低下はSECに蓄えられたひずみエネルギーの解放を生じ、そのひずみによってCCの収縮速度は低下し、これらによって等価的トルクは高くなると考えられる。その後のトルクの急激な上昇においてはSECが逆に働き、トルクは反対に低くなると考えられる。ひずみエネルギーの放出には時間が掛かるので、トルク曲線の山は後方にずれて高くなり、かなり実験結果に近づくものと考えられる。前半のCCとSECによる動的挙動は、筋を一度伸張してから短縮させるので、反動動作の場合と同じと見なせる。しかし、一般にSECのパラメータの測定が難かしく、SECを考慮した反動動作の解析は今後の研究が必要である。なお、SECを考慮しなかった解析結果は、トルク曲線には実験結果との違いはあっても、運動シミュレーション全体としてはエネルギー的に妥当であるといえる。

いま、脚が軽負荷では高速に引き上げられ、反動動作をしているものと見なせる。反動動作⁶⁾とは、筋を一度伸張してから短縮させる動作である。この伸張時にSECが伸ばされ、ひずみエネルギーが蓄えられる。脚が伸展するときにこのエネルギーが放出され、さらにCC自体があまり伸ばされていないので、1回転中の筋収縮速度が小さくなり、結果的に大きな筋力を発

生できる。また、SECのエネルギーを放出する時間が必要となるので、CCによる収縮力の伝達が遅れることになる。これを考慮することによって、解析を実験により近づけることが可能になると考えられる。しかし、一般に反動動作を考慮したSECの取り扱いが難しく、解析に考慮するのは今後の研究が必要である。

また、筋長や静止長の影響、上体の揺れによるペダル踏力の増加も挙げられるが、その影響は少ないと考えられる。

図13の網掛け部分は各筋のPEC成分のみを合計したトルク寄与分である。PECは筋の収縮速度に影響しないので、負荷によらず同じトルク曲線である。

5・3 各筋群のトルク成分 図14より、自転車駆動における各筋群の寄与度の最も高いのはMuscle 1、次がMuscle 2およびMuscle 4であり、Muscle 3はほとんど寄与していない。

寄与のほぼ等しいMuscle 2およびMuscle 4の等尺性筋力 Mo を比較すると、Muscle 2の Mo_2 が約150 Nmに対してMuscle 4の Mo_4 は約135 Nmと小さい。これは、膝関節を単純に伸展させる単関節筋であるMuscle 2に対して、Muscle 4は股関節を伸展させながら膝関節を屈曲させる二関節筋であるためである。すなわち、二関節筋では個々の関節の回転は速くても、伸展と屈曲で回転速度が相殺されて、筋の実際の収縮速度が遅く、大きな筋力を発揮するためである。したがって、Muscle 4は二関節筋としての役割をよく表しているといえる。

また、Muscle 3がほとんど寄与していないのは、自転車駆動動作中の筋長が特に短い範囲($x_3=0.6\sim 0.8$)にあって、発生できる筋力がわずかであるのが原因である(図15参照)。

6. 結 論

人が自転車エルゴメータを駆動する時の動作を、3リンクモデルで表し、運動方程式を立てて、動解析シミュレーションを行った。このときの駆動力として、被験者の筋力特性の実験結果を用いた。解析結果を、同一被験者による自転車駆動特性と比較検討し、以下のことを明らかにした。

(1) 用いた解析モデルによる動解析シミュレーションは、自転車駆動実験の結果と中負荷域で良く一致する。このことから、モデル化にあたっての仮定と提案する解析手法は基本的に妥当である。

(2) 低負荷域では、解析結果が実験結果よりもやや高回転になった。これは回転速度が高速になったために脚の引き上げの応答が遅れ、解析では考慮してい

ない脚の引き上げ不足により、脚が回転負荷となっていることが原因である。

(3) 高負荷域で、解析結果は 90 rpm で定常になるが、実験結果では回転速度が減少し停止する。これは解析では考慮していない疲労による筋出力の低下が原因である。

(4) トルク曲線の実験結果と解析結果に差異が生じた。これは主に、SEC を考慮していないためである。

(5) 自転車駆動動作では、大殿筋 Muscle 1, 大腿四頭筋(大腿直筋を除く)Muscle 2, 大腿二頭筋 Muscle 4, 大腿直筋 Muscle 3 の順で寄与度が高い。

(6) 大腿直筋がほとんど寄与しないのは、自転車駆動動作ではその筋長が短い範囲にあるためである。

(7) 大腿二頭筋の等尺性筋力が大腿四頭筋よりも小さいにもかかわらず、寄与度がさほど変わらないのは、大腿二頭筋が股関節を伸張し膝関節を屈曲させる二関節筋であり、筋の収縮速度が遅いためである。

(8) トルク曲線において、PEC による成分は回転速度に関わらず同じである。

今後の課題として、さらに良い精度で解析できるようにするために、以下の点を考慮することが必要であ

ると思われる。

- (1) 自転車実験で駆動トルクを直接求める。
- (2) 筋力測定実験の測定精度を高める。
- (3) 筋力モデルに活性水準、エネルギー供給を考慮する。
- (4) 他の被験者で検証する。
- (5) 解析モデルに SEC の影響を考慮する。

本研究でお世話になった竹井機器工業に感謝する。
また、科学研究費補助金一般研究(課題番号 C 05805022)の助成を得た。

文 献

- (1) 富田・杉, 新生理科学大系, 筋肉の生理学, 4(1986), 190-202, 医学書院。
- (2) 吉福, 身体から最大パワーを引き出す条件(ペダリングの場合), 機講論, No. 920 78(1992 10), 138-142。
- (3) 日本機械学会編, バイオメカニックス概説, (1991), 125-150, オーム社。
- (4) Ishii, N. (Fahey, T. D. ed.), Force-Velocity relation in muscle contraction: An overview from molecular to organismal Levels., *Encyclop. Sports Med. Exerc. Physiol.*, In Press.
- (5) 小嶋, 跳躍動作における伸張性筋収縮の意義, *J. J. SPORTS SCI.*, 9 3, 123-129, (1990)。