汎用 3 次元筋骨格モデルの開発*

長谷和徳^{*1}, 山崎信寿^{*2}Development of Three-Dimensional Musculoskeletal Model
for Various Motion Analyses

Kazunori HASE and Nobutoshi YAMAZAKI

In order to calculate the mechanical load on living tissues from measured kinesiological data, the human musculoskeletal system was modeled three-dimensionally by nineteen rigid segments and one hundred fifty-six muscles. The length, mass, and moment of inertia of each segment can be adjusted according to the subject's stature and weight. The muscle model includes several physiological elements that consume mechanical energy. The component ratio of muscle fibers can be changed arbitrarily. The proposed musculoskeletal model can be modified easily to a system with fewer segments or a two-dimensional system to suit the purpose of analysis. This flexibility increases the applications of the method to various motion analyses. As examples, we analyzed three-dimensional bipedal walking by a model without upper extremities, and rowing motion of whole body segments.

Key Words: Biomechanics, Human Engineering, Muscle and Skeleton, Muscular Tension, Metabolic Energy

1. はじめに

身体の筋骨格系をモデル化した運動解析手法は実際の運動における生体内負荷を推定することができるために、身体障害動作やスポーツの評価、あるいは作業動作の改善に広く応用されている⁽¹⁾⁽²⁾。しかしながらそのモデル化には力学の知識のみならず、解剖学および生理学的知識を必要とし、またモデルパラメータの設定にも多大の努力を要するものであった。そのため身体運動のモデル解析手法はその有用性にもかかわらず、一般的な運動評価手法になり得ていなかった。

本研究では解析の目的や解析対象に合わせてその構造を変更でき、各種運動時の筋張力や消費エネルギーなどの力学量を容易に計算できる全身の 3 次元筋骨格モデルの開発を行った。

運動変位、および外力より生体内負荷を計算するためには身体の質量分布特性を表す剛体リンクモデル、筋の幾何学的配置を表す筋骨格モデル、筋の力学的特性を表す筋モデル、および最適化手法などの各種の生体力学的計算手法を必要とする。本研究では以下のモデルおよび計算手法を開発した。

2.1 剛体リンクモデルと関節モーメントの計算

身体の形態を複数の剛体節に近似し、図 1(a)に示す下肢 4、上肢 3、体幹 3、頸部 2 節の左右合計 19 節から成り、各節をボールジョイントで接続した 3 次元剛体リンクにより全身形態をモデル化した。各関節には文献(3)を参照し、骨構造や関節軟部組織による抵抗モーメント n^p を表す次式のような関節角度 ϕ による受動要素関数を定義した。

$$n^p = k_1 \exp\{-k_2(\phi - k_3)\} - k_4 \exp\{-k_5(k_6 - \phi)\} - c\dot{\phi} \quad (1)$$

ここで k_1, c は係数であり、抵抗モーメントは近似的に各関節の 3 軸回りに独立に作用するものとした。現在のモデルでは下肢の屈伸角に対応する抵抗モーメントのみ考慮してある。各パラメータは文献(3)を参照し、表 1 のように定めた。また各節の質量や主慣性モーメン

* 原稿受付 1995 年 4 月 3 日。

*¹ 正員、慶応義塾大学大学院(〒223 横浜市港北区日吉 3-14)。*² 正員、慶応義塾大学理工学部。

(a)Rigid link model (b)Musculoskeletal model

Fig.1 Mechanical model of whole body

トなどの物性値はChandler⁽⁴⁾やZatsiorsky⁽⁵⁾などの文献を参照し、身長と体重の回帰式により定めた。節分割の状態が文献と異なる節については幾何学的近似により節分けを行った。

この剛体リンクモデルの第*i*節に対して以下の運動方程式が成り立つ。

$$\mathbf{f}_i^j = \mathbf{f}_{i-1}^j + m_i \ddot{\mathbf{r}}_i^G - \sum_k \mathbf{f}_{ik}^E - m_i \mathbf{g} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} \mathbf{n}_i^j = & \mathbf{n}_{i-1}^j + \mathbf{T}_i \{ \mathbf{I}_i \dot{\boldsymbol{\omega}}_i + \boldsymbol{\omega}_i \times (\mathbf{I}_i \boldsymbol{\omega}_i) + \mathbf{n}_i^p \} - \mathbf{T}_{i-1}^{i-1} \mathbf{n}_{i-1}^p \\ & - (\mathbf{r}_i^j - \mathbf{r}_i^G) \times \mathbf{f}_i^j + (\mathbf{r}_{i-1}^j - \mathbf{r}_i^G) \times \mathbf{f}_{i-1}^j \\ & - \sum_k \{ (\mathbf{r}_{ik}^E - \mathbf{r}_i^G) \times \mathbf{f}_{ik}^E + \mathbf{n}_{ik}^E \} \end{aligned} \quad (3)$$

ここで $\mathbf{f}_{ik}^E$ は外力、*k*は外力番号、 $\mathbf{T}_i$ は3×3の節座標系から絶対座標系への回転行列、 $\boldsymbol{\omega}_i$ は角速度ベクトル、 $\mathbf{n}_i^p$ は関節受動要素による抵抗モーメント、 $\mathbf{r}_i^j$ は関節点位置、 $\mathbf{r}_i^G$ は節重心位置、 $\mathbf{r}_{ik}^E$ は外力作用位置、 $\mathbf{n}_{ik}^E$ は外モーメントである。各記号において左上の添字はそのベクトルやテンソルが記述されている節座標系を示し、また、これがない場合は絶対座標系に対する記述を表す。なお添字の意味は以下の記号においても同様とする。これらの値は運動計測値より求めることができる。また節の質量 m_i や慣性テンソル $\mathbf{I}_i$ は剛体リンクにより定まる。よってリンク群の末端から漸次的に逆動力学問題を解くことにより、関節反力 $\mathbf{f}_i^j$ や関節モーメント $\mathbf{n}_i^j$ を求めることができる。運動計測値は絶対座標系により与えられることを想定し、この計算は絶対座標系を基準として、また全身を四肢と体幹の5つの直鎖リンク群に分割し、それぞれの直鎖リンクに対して行うようにした。

2.2 筋骨格モデル 身体には多数の筋が存在し、その幾何学的配置は複雑であり、モデルの単純化の程

Table 1 Coefficient of passive element function at joints

	Ankle	Knee	Hip
k_1 [Nm]	2.0	3.1	2.6
k_2 [1/rad]	5.0	5.9	5.8
k_3 [rad]	0.52	-1.92	-0.52
k_4 [Nm]	9.0	10.5	8.7
k_5 [1/rad]	5.0	11.8	1.3
k_6 [rad]	1.92	0.10	1.92
c [Nms/rad]	0.943	1.72	1.09

度は解析目的によってかなり異なる⁽⁶⁾⁽⁷⁾。本モデルでは各種解析に対応するため、全身の筋骨格モデルとして図1(b)のように下肢44、上肢20、体幹16、頸部12の左右合計156の筋を考慮した。図中の線分は全てモデル化した筋を示している。筋張力は基本的に起始点と停止点を結ぶ直線上に作用すると仮定した。筋骨格系の影響で直線を仮定できない筋については経路点を定義し、複数の直線により表現した。よって次式により第*m*筋の筋のモーメントアーム ${}^i\mathbf{r}_{im}^M$ や筋長 L_m^{MT} を求めることができる。

$${}^i\mathbf{r}_{im}^M = {}^i\mathbf{l}_{im}^p \times {}^i\mathbf{f}_{im}^M \quad (4)$$

$${}^i\mathbf{f}_{im}^M = \frac{{}^i\mathbf{l}_{im}^p - {}^i\mathbf{l}_{im}^{p+1}}{|{}^i\mathbf{l}_{im}^p - {}^i\mathbf{l}_{im}^{p+1}|} \quad (5)$$

$$L_m^{MT} = \sum_p |{}^i\mathbf{l}_{im}^p - {}^i\mathbf{l}_{im}^{p+1}| \quad (6)$$

ここで ${}^i\mathbf{l}_{im}^p$ は経路点位置ベクトル（第*i*節座標系で記述された第*m*筋、第*p*番の経路点の第*i*関節に対する位置ベクトル）、 ${}^i\mathbf{f}_{im}^M$ は筋を表す線分方向余弦である。筋経路点位置などの物性値は解剖図など⁽⁸⁾⁽⁹⁾を参照して決定した。例として下肢の主要な筋についての経路点座標値を表2に示す。表中の各座標値は節長で正規化しており、また座標系は遠位関節点を原点とし、長軸を*z*軸、屈曲回転軸を*y*軸、前方方向を*x*軸と定めた。

2.3 モデルの変更 本モデルでは図1の全身形態を標準モデルとし、さらに解析の目的に合わせ、標準モデルから解析に不要な節を選択することにより、モデルの節数を減少させることができるようにした。すなわち*i*を合成前の節番号、*i'*を合成後の節番号とすると以下の式により節質量 m 、重心位置 $\mathbf{r}^G$ や慣性テンソル $\mathbf{I}$ などの物性値の合成を行う。

$$m_{i'} = \sum_i \delta_i^{i'} m_i \quad (7)$$

$${}^{i'}\mathbf{r}_{i'}^G = \frac{\sum_i \delta_i^{i'} m_i ({}^i\mathbf{T}_i {}^i\mathbf{r}_i^G + {}^i\mathbf{r}_i^O)}{\sum_i \delta_i^{i'} m_i} \quad (8)$$

$$\begin{aligned} I_{di'} = & \sum_i \delta_i^{i'} [I_{di} + m_i \{ (p_{di'})^2 + (p_{di'')^2 \}] \\ (p_x, p_y, p_z)^T = & \{ {}^i\mathbf{T}_i {}^i\mathbf{r}_i^G + {}^i\mathbf{r}_i^O \} - {}^{i'}\mathbf{r}_{i'}^G \\ d = & x, y, z \text{ のとき } d' = y, z, x, \quad d'' = z, x, y \end{aligned} \quad (9)$$

ここで $\delta_i^{i'}$ は合成前の*i*節が合成後の*i'*節に含まれる場合

Table 2 Coordinate values at pass points of some muscles of lower limb

Muscle	Coordinates system	x	y	z
Tibialis anterior	Calf	.042	-.032	.832
	Foot	.111	.111	.811
	Foot	-.089	.222	.489
Soleus	Calf	-.116	.000	.874
	Foot	-.289	.000	1.289
Vastus medialis	Thigh	-.036	-.018	.636
	Thigh	.118	.000	.136
	Thigh	.118	.000	.027
	Calf	.084	.000	.937
Biceps femoris,L	Hip	-.750	-.750	-.125
	Calf	-.116	-.084	.937
Rectus femoris	Hip	.542	-1.375	.125
	Thigh	.118	.000	.136
	Thigh	.118	.000	.027
	Calf	.084	.000	.937
Iliacus	Hip	.708	-1.125	.708
	Hip	.667	-1.125	-.292
	Thigh	-.036	-.027	.755
Adductor Longus	Hip	.500	-.167	-.542
	Thigh	-.027	-.009	.418
Gluteus medius	Hip	-.708	-.708	-.750
	Thigh	-.027	.000	.418
Gluteus maximus	Hip	-1.083	-.375	.167
	Hip	-1.167	-1.042	-.292
	Thigh	-.091	-.118	.718

1, 含まれない場合0の値をとる. 基本的に省略した節は近位の節に合成されるが, 頭部が省略された場合は胸部に合成される. ${}^i T_j$ は i 節座標系から j 節座標系への回転行列, ${}^i r_j^0$ は i 節座標系からみた j 節座標系の原点の位置ベクトルである. これらの値は立位姿勢を想定して定めた. 慣性テンソルは簡単化のため主慣性モーメント I_d ($d=x, y, z$) のみを平行軸の定理により合成した. ここで p_d ($d=x, y, z$) は i 節と j 節の重心位置の相対距離を表している. また各関節の受動要素関数は節の結合によっても変化しないとし, さらに関節の自由度を固定することにより, 矢状面内の2次元モデルとしても利用できるようにした.

筋骨格モデルの修正は剛体リンクモデルの変更に応じて自動的に行われる. すなわち筋の停止点が存在する節が省略されている場合, その筋を省略する. また矢状面内の2次元モデルへの変更は筋配置の3次元座標を矢状面に投影することにより行う.

2.4 筋モデル 筋の力学モデルとしてはHillの2要素モデルのほか, 様々なものが知られている^{(6) (10) (11)}. 本研究においてはPierrynowskiら⁽⁶⁾やHatze⁽¹⁰⁾の文献を参照し, 図2に示す各種の物理量を正規化した筋モデルを作成した. 本モデルは収縮要素CE, 直列弾性要素SE, 並列弾性要素PEおよび腱要素Tよりなる. また筋線維を記号M, 腱を含めた筋全体をMTによ

Fig.2 Muscle model

り表す. 収縮要素には筋線維のタイプ (SO, FO, FG) や筋線維の傾斜角度を考慮した.

神経系から第 m 筋への制御量として本モデルでは正規化された筋活動状態 q_m を用いた. この筋モデルについて以下の式が成り立つ.

$$\left. \begin{aligned} q_{SOm} &= q_m \\ q_{FOm} &= q_m^{1.54} \\ q_{FGm} &= q_m^{1.54} \end{aligned} \right\} \quad (10)$$

$$F_{nm}^{CE} = \bar{F}_{nm}^{CE} k(\xi_m) h_n(\dot{\eta}_m, \xi_m) q_{nm} \quad (11)$$

$$k(\xi_m) = 0.32 + 0.71 \exp\{-1.112(\xi_m - 1)\} \times \sin\{3.722(\xi_m - 0.656)\} \quad (12)$$

$$h_n(\dot{\eta}_m, \xi_m) = \{1 + \tanh(a_{1n}\dot{\eta}_m)\}/a_{2n} - a_{3n} \exp\{-2.6(\xi_m - 1)\} \quad (13)$$

a_{1n}, a_{2n}, a_{3n} : 係数 ($a_{1n} = 3.30, 2.55, 2.55$; $a_{2n} = 0.997, 0.988, 0.988$; $a_{3n} = 0.00272, 0.0123, 0.0123$; ただし $n = SO, FO, FG$)

$$F_m^{CE} = \sum_{n=1}^3 F_{nm}^{CE} \quad (14)$$

$$F_m^{PE} = 0.00159 \bar{F}_m^{CE} \{\exp[5.40(L_m^M - \bar{L}_m^M)/\bar{L}_m^M] - 1\} \quad (15)$$

$$F_m^T = (F_m^{CE} + F_m^{PE}) \cos \bar{\alpha}_m \quad (16)$$

ここで式(10)は筋への正規化活動状態 q_m を各筋線維への正規化活動状態 q_{nm} ($n = SO, FO, FG$) に分配する式である. この式はDulら⁽¹²⁾による筋の疲労の式を変形したものである. 式(11)は各筋線維毎の収縮力 F_{nm}^{CE} を定める式で, $\bar{F}_{nm}^{CE}$ は各線維ごとの等尺性最大収縮力, $k(\xi_m)$ は筋の長さ-力関係式, $h_n(\dot{\eta}_m, \xi_m)$ は速度-力関係式であり, それぞれ式(12), 式(13)の関係式を満たす⁽¹⁰⁾. ここで ξ_m は収縮要素の自然長 $\bar{L}_m^{CE}$ で正規化した収縮要素長 ($\xi_m = L_m^{CE}/\bar{L}_m^{CE}$), $\dot{\eta}_m$ は最大収縮速度 $\bar{L}_m^{CE}$ で正規化した収縮速度 ($\dot{\eta}_m = \dot{L}_m^{CE}/\bar{L}_m^{CE}$, 収縮が負) である.

最大収縮速度 $\bar{L}_m^{CE}$ は各筋で 3.0[m/sec] と一定とした。式(14)は各筋線維毎の収縮力を合計し、筋の収縮要素力 F_m^{CE} を求める式である。式(15)は並列弾性要素力 F_m^{PE} を表す⁽¹⁰⁾。 L_m^M は筋線維長、 $\bar{L}_m^M$ はその自然長である。また式(16)はこれらを合計し、筋線維の傾斜角度 $\bar{\alpha}_m$ を考慮し、最終的な筋張力 F_m^T を求める式である。収縮要素 L_m^{CE} 、筋線維長 L_m^M および収縮速度 $\dot{L}_m^{CE}$ を既知とすれば、式(10)～(16)により、筋活動状態 q_m から筋張力 F_m^T を算出することができる。

以上の計算においては L_m^{CE} 、 $\dot{L}_m^{CE}$ などの幾何学値を既知として扱っていたが、これらの値は筋張力の大きさにより変化する。そのため筋張力が計算された後、これらの筋の幾何的データを再計算する必要がある。筋張力計算のアルゴリズムは後述するが、ここでは筋張力 F_m^T や収縮要素力 F_m^{CE} を既知として、以下のような筋の幾何学的関係式を定めた。

$$L_m^M = \bar{L}_m^M + (\Delta L_m^{MT} - \Delta L_m^{LT}) / \cos \bar{\alpha}_m \quad (17)$$

$$\Delta L_m^T = L_m^T - \bar{L}_m^T = \frac{\bar{L}_m^T F_m^T}{1400 \bar{A}_m^T} \quad (18)$$

$$L_m^{SE} = \bar{L}_m^{SE} + \bar{L}_m^M (0.21188 \zeta_m - 0.22625 \zeta_m^2 + 0.08438 \zeta_m^3) \quad (19)$$

$$\zeta_m = F_m^{CE} / \bar{F}_m^{CE} \quad (19)$$

$$L_m^{CE} = L_m^M - L_m^{SE} \quad (20)$$

式(17)は筋線維長 L_m^M を表す。これは収縮によって筋線維角度 $\bar{\alpha}_m$ が変化しないと仮定することにより定めた。ここで ΔL_m^{MT} は筋全体の伸びであり、これは筋骨格モデルにより求める。また ΔL_m^{LT} は腱の伸びであり、これは Benedict⁽¹³⁾ による腱の応力 - 歪み曲線より式(18)のように定義した。 $\bar{L}_m^T$ は腱長、 $\bar{A}_m^T$ は腱断面積である。式(19)は直列弾性要素長 L_m^{SE} を表す⁽⁶⁾。 $\bar{L}_m^{SE}$ は L_m^{SE} の自然長であるが、張力計算において直接必要はないので $\bar{L}_m^{SE} = 0$ とした。式(20)は収縮要素長 L_m^{CE} を表す。また収縮速度 $\dot{L}_m^{CE}$ は L_m^{CE} を数値微分することにより求める。

2・5 筋張力の計算 実際の運動に必要な関節モーメントは剛体リンクモデルより求めることができる。この関節モーメントより筋張力を推定するには、筋の数が関節の自由度に対して冗長に存在するため、最適化手法を用いる必要がある。最適化の目的関数としては様々なものが提案されているが⁽¹⁴⁾、本手法では最適化の目的関数として筋の疲労特性に着目し、Dul⁽¹²⁾の手法を変形し、各筋の筋張力の持久時間の総和を用いた。筋張力持久時間 T_m とは筋が現時点で発生している筋張力の大きさを持続できる時間を表しており、これはDulらの式を変形し、式(21)のように各筋における選筋線維 (SO) の割合 R_{SOm} [%]、および筋活動状態 q_m の関数として定義した。各筋の張力は式(22)のように各筋毎の持久時間の総和 J を大きくするように、すな

わち、疲労を小さくするように決定される。

$$\left. \begin{aligned} T_m &= b_1 (100 q_m)^{b_2} \\ b_1 &= \exp(3.48 + 0.169 R_{SOm}) \\ b_2 &= -0.25 - 0.036 R_{SOm} \end{aligned} \right\} \quad (21)$$

$$J = \sum_m T_m \rightarrow \max \quad (22)$$

実際の計算は筋活動状態 q_m を最適化における状態変数とし、以下の非線形最適化問題を解くことにより筋張力を求めた。

$$\begin{aligned} \text{状態変数: } & q_m \\ \text{目的関数: } & J = \sum_m 1/T_m \rightarrow \min \end{aligned} \quad (23)$$

$$\text{制約条件: } F_m^T = F_m^T(q_m) \quad \text{式(10)～(16)}$$

$$F_m^T \geq 0 \quad (24)$$

$${}^i n_i^J = \sum_m (F_m^T {}^i f_{im}^M) \times {}^i r_{im} \quad (25)$$

各筋の筋張力は筋活動状態 q_m のほか、収縮要素長 L_m^{CE} 、収縮速度 $\dot{L}_m^{CE}$ などにより定まるが、簡単化のためこれらは離散時間の1時点前の値を用い、 q_m のみを制御量、すなわち最適化の状態変数とした。また目的関数 J は式(23)のように持久時間の逆数の総和をとり、最小化を行うこととした。制約条件としては式(10)～(16)による筋活動状態 q_m から筋張力 F_m^T の計算式のほか、式(24)の筋張力の非負条件、および式(25)のような剛体リンクモデルにより求めた関節モーメント ${}^i n_i^J$ との釣り合い式を定める。これらの条件で最適化が行われた後に、式(17)～(20)により筋の幾何条件の計算を行う。この最適化は四肢と体幹の5つの直鎖リンク群それぞれについて独立に行うようにした。

この手法は筋線維の構成比や筋長などの収縮状態などの筋の特性を筋張力計算に反映することができる点に特徴がある。またこのような筋疲労に基づく目的関数は歩行運動など、比較的小さい筋活動で持続性のある運動を行う場合の筋張力推定に適していると考えられる。

2・6 消費エネルギーの計算 身体運動での消費エネルギーは筋活動により消費される部分と内臓などの非筋活動により消費される部分とに分けることができる。このうち筋での消費エネルギーは先の筋モデルに基づき、筋の力学特性から算出することができる。本研究ではHatze⁽¹⁵⁾の文献などを参照し、以下の式により身体動作における消費エネルギーを定義した。

$$E = \sum_m (E_m^M + E_m^S + E_m^W) + E^B \quad (26)$$

E : 全消費エネルギー, E_m^M : 維持熱, E_m^S : 短縮熱, E_m^W : 機械仕事, E^B : 基礎代謝

a. 維持熱 (筋張力に比例して消費される熱エネルギー)

$$E_m^M = \int \sum_{n=1}^3 w_{nm} \epsilon_n^M k(\xi_m) q_{nm} dt \quad (27)$$

w_{nm} : 筋線維ごとの筋質量, 各筋毎に指定.

ϵ_n^M : 維持熱係数, 各筋について共通. ($\epsilon_n^M = 26.4, 55.8, 97.5$ [W/kg])

b. 短縮熱 (筋の収縮量に比例して消費される熱エネルギー)

$$E_m^S = \begin{cases} \int (-\dot{L}_m^{CE}) \sum_{n=1}^3 \epsilon_n^S \bar{F}_{nm}^{CE} k(\xi_m) q_{nm} dt & (\dot{L}_m^{CE} < 0) \\ 0 & (\dot{L}_m^{CE} \geq 0) \end{cases} \quad (28)$$

ϵ_n^S : 短縮熱係数, 各筋について共通. ($\epsilon_n^S = 0.20, 0.35, 0.35$ [Wsec/m])

c. 機械仕事 (外部仕事に消費されるエネルギー)

$$E_m^W = \begin{cases} \int (-\dot{L}_m^{CE}) F_m^{CE} dt & (\dot{L}_m^{CE} < 0) \\ 0 & (\dot{L}_m^{CE} \geq 0) \end{cases} \quad (29)$$

d. 基礎代謝 (筋活動以外の呼吸循環器系などで消費されるエネルギー) ⁽¹⁶⁾

$$E^B = \int (0.685W + 29.8) dt \quad (30)$$

W : 体質量[kg]

以上の筋モデルにおいて各筋ごとに必要な物性値のうち, 筋線維ごとの最大収縮力 $\bar{F}_{nm}^{CE}$ と筋質量 w_{nm} は筋の生理断面積 $\bar{A}_m^M$ などを利用し, 次式により算出することができる.

$$\bar{F}_{nm}^{CE} = \bar{A}_m^M R_{nm} \lambda_n \quad (31)$$

$$w_{nm} = \bar{A}_m^M R_{nm} \bar{L}_m^M \rho \quad (32)$$

ここで, R_{nm} は筋線維の構成比, λ_n は各筋線維の単位断面積あたりの最大収縮力, ρ は密度であり, $\lambda_n = 0.4, 0.5, 0.6$ [N/mm²], $\rho = 1050$ [kg/m³] と定めた. また筋線維長 $\bar{L}_m^M$, 腱長 $\bar{L}_m^T$ も筋長 $\bar{L}_m^{MT}$ により基準化し, 比として与える. よって各筋ごとに必要なデータは筋生理断面積 $\bar{A}_m^M$, 筋線維の構成比 R_{nm} , 筋線維長比 $\bar{L}_m^M / \bar{L}_m^{MT}$, 筋線維角度 $\bar{\alpha}_m$, 腱断面積 $\bar{A}_m^T$, および腱長比 $\bar{L}_m^T / \bar{L}_m^{MT}$ であり, 比較的入手しやすい物性値により定めることができる. 本研究ではこれらの物性値を文献⁽⁸⁾や解剖図⁽⁹⁾などを参照して定めた. 例として表3に下肢の主要筋についての値を示す. なお筋モデルの物性値はモデル

Table 3 Parameters of some muscles of lower limb

Muscle	$\bar{A}_m^M$	$R_{m} \text{ [%]}$			$\frac{\bar{L}_m^M}{\bar{L}_m^{MT}}$	$\bar{\alpha}_m$	$\bar{A}_m^T$	$\frac{\bar{L}_m^T}{\bar{L}_m^{MT}}$
name	[mm ²]	SO	FO	FG		[deg]	[mm ²]	
Tibialis anterior	1700	70	10	20	0.208	10	20	0.8
Soleus	18700	75	15	10	0.103	15	17	0.8
Vastus medialis	6700	50	15	35	0.198	25	32	0.2
Biceps femoris,L	2700	65	10	25	0.146	15	20	0.45
Rectus femoris	4300	45	15	40	0.102	15	24	0.4
Iliacus	2300	50	20	30	1.000	0	0	0
Adductor Longus	2300	65	15	20	1.000	0	0	0
Gluteus medius	2500	50	20	30	0.850	0	20	0.15
Gluteus maximus	2000	50	20	30	0.900	0	46	0.1

ルの変更によらず一定とした.

2.7 計算処理の流れ 本モデルを用いた計算処理の流れを図3示す. 身体力学モデルは被験者の身長および体重と, モデルに必要な節の名前を指定することにより作成することができる. 他の計算処理も基本的にデータファイル名のみを指定することにより行うことができる. プログラムは全てC言語で記述し, 計算時間はパソコン (ASTリサーチ, Power Premium 4/50d, CPU: 80486DX2-50MHz) で行った場合, サンプル数60, 剛体リンクのリンク数3, 筋数40でおよそ25分であった. 計算時間のほとんどは筋張力計算のための最適化計算によるものである. 最適化計算には準ニュートン法を用いた.

3. モデルの評価および分析例

本モデルを利用し, 歩行動作およびボート競技の漕艇動作を分析した結果を示す. 運動計測には赤外線半導体(PSD)カメラシステム (浜松ホトニクス, C3570) を用いた. 歩行中の外力, すなわち床反力の計測には大型床反力計 (共和電業, EP-386) を用い, また漕艇動作の計測には独自に開発した反力計測用ローイングエルゴメータを用いた.

3.1 モデルの評価 図4に歩行時の主要筋の筋張力を示す. この計算には上肢を省略した下肢6節, 体幹2節の合計8節よりなる剛体リンクモデルを用い, 筋骨格モデルは下肢のみの40筋よりなる. 図4における点線はInman⁽¹⁷⁾による筋活動電位パターンを表しており, 最大振幅が筋張力波形と一致するように描かれている. これより筋張力波形と筋活動電位パターンとは定性的に一致した傾向が見られ, 本計算手法は妥当であると考えられる.

Fig.3 Calculation flow

Fig.4 Muscular tension in walking

Fig.5 Relationship between energy consumption and walking speed

図5は歩行動作における全身の消費エネルギーと歩速との関係を示したものである。図中の各点は本手法により求めたエネルギー消費、曲線はRalston⁽¹⁸⁾による呼気ガス分析結果より定めた回帰曲線である。両者の結果はほぼ一致しており、本手法における計算結果は妥当であると言える。

3・2 分析例 本手法による歩行動作および漕艇動作の解析結果を3次的に視覚化した例を図6に示す。歩行の分析には前述のモデルを、また漕艇動作の分析にはこれに腰部、上肢を加えたモデルを用いた。図中の楕円体は筋を表しており、発生する張力に比例して太くなるように描かれている。これより歩行動作では下腿三頭筋に、漕艇動作では腰部や大腿部などに強い負荷が作用していることが視覚的に理解できよう。

4. おわりに

各種の運動解析に利用できる全身の筋骨格モデルの開発を行った。現在のモデルは上肢や体幹の筋骨格系についてはまだ十分ではなく、今後はこの部位について重点的に改良を加えていく予定である。また各種の

Fig.6 Three-dimensional stick picture

物性値が被験者の性別や体格、年齢などを反映できるようにデータベース化して整備していきたい。

参考文献

- (1) 山崎, バイオメカニズム3 (1975), 261-270, 東京大学出版会.
- (2) 山崎, 長谷, バイオメカニズム11 (1992), 179-190, 東京大学出版会.
- (3) Davy, D. T., Audu, M. L., *J. Biomech.*, 20-2 (1987), 187-201.
- (4) Chandler, R. F., Clauser, C. E., et al., *Investigation of inertial properties of the human body* (1975), AMRL Technical Report 74-137, Wright-Patterson Air Force Base.
- (5) Zatsiorsky, V., Seluyanov, V., *Biomechanics VIII* (1983), 1152-1159, Human Kinetics Publishers.
- (6) Pierrynowski, M. R., Morrison, J. B., *Math. Biosci.*, 75 (1985), 69-101.
- (7) Delp, S. L., Loan, J. P., et al., *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 37-8 (1990), 757-767.
- (8) Winters, J. M., Woo, S. L., *Multiple Muscle Systems* (1990), Springer-Verlag.
- (9) 金子, 日本人体解剖学第一巻 (1982), 南山堂.
- (10) Hatze, H., *Biol. Cybern.*, 25 (1977), 103-119.
- (11) Winters, J. M., Stark, L., *J. Biomech.*, 21-12 (1988), 1027-1041.
- (12) Dul, J., Johnson, G. E., et al., *J. Biomech.*, 17-9 (1984), 675-684.
- (13) Benedict, J. V., Walker, L. B., et al., *J. Biomech.*, 1 (1968), 53-63.
- (14) Crowninshield, R. D., Brand, R. A., *J. Biomech.*, 14-11 (1981), 793-801.
- (15) Hatze, H., Buy, J. D., *Biol. Cybern.*, 27 (1977), 9-20.
- (16) 吉村, 岩瀬, 他, 医科生理学要綱 (1978), 南山堂.
- (17) Inman, V. T., *The pattern of muscular activity in the lower extremity during walking* (1953), Univ. California, Ser. II, Tech. Rept., 25.
- (18) Ralston, H. J., *Int. Z. angew. Physiol.*, 17 (1958), 277-283.