

## 三次元二足歩行シミュレーションの研究

### On the simulation of the three-dimensional bipedal locomotion

加藤 啓路<sup>†</sup> 平松 誠治<sup>††</sup> 加藤 厚生<sup>††</sup>

Hiromichi KATO<sup>†</sup>, Seiji HIRAMATSU<sup>††</sup>, Atsuo KATO<sup>††</sup>

**Abstract:** The analysis of human walk is one of the main topics of the bio-mechanism. Measurements of human walk have been done in active by many researchers until now. On the analytical research various experimental approaches were used, but parameters of the human body and environment cannot determine clear. Then recently on the synthetic research the computer simulation approaches are noticed. In computer simulation, unknown parameters of environment and human body can be supposed easy. A problem of this study is that our model is comparatively simple. Therefore, it is not possible to sufficiently reflect anatomical advantage and neurophysiological features of the human body. In this study simulation model is constructed by three-dimensional model of locomotion based on the anatomy. Results of the simulation are estimated by the experimental result of human walk.

#### 1. はじめに

##### 1・1 研究の背景と目的

歩行運動の分析はバイオメカニズム研究の中心的話題のひとつである。従来はヒトの歩行運動を実際に計測し、その結果に基づいた分析を行う実験的な研究が中心であった。しかしながら、近年は計算機シミュレーションによる合成的な研究も注目されるようになってきた。ここで言うシミュレーションとは運動計測結果から生体内力を推定する逆運動学的方法<sup>1)</sup>ではなく、運動パターンを生成する順運動学的手法のことである。この計算機シミュレーションを用いれば、実験的なアプローチでは困難な身体力学的条件を容易に設定できるため、シミュレーションは身体の運動発生機構を計算論的に解明する上での有力な研究手段となりうる。また、リハビリテーションやスポーツ科学などにおける訓練効果の定量的予測など、広範な分野での応用が期待できる点も計算機シミュレーションの特徴である。

歩行のシミュレーションモデルとしては山崎の多重振子モデル<sup>2)</sup>や、McGeerによる受動歩行モデル<sup>3)</sup>などが知

られている。これらのモデルでは基本的に関節モーメントなどの生体内力を無視し、運動制御機構を単純化している。最適制御手法を用いたものでは、Davy らの遊脚期における下肢運動の生成モデル<sup>4)</sup>や Pandy らの3次元モデル<sup>5)</sup>などがある。また、近年注目されているのは Taga をはじめとする神経系の発振機構を用いた歩行モデルである<sup>6)~10)</sup>。このモデルは力学的外乱に対して柔軟に対抗できる能力を有するなど生体の運動発生機構として高い妥当性を持つと考えられる。そのほかにも、解析目的を絞った例として、Garcia らのような極めて単純な歩行モデル<sup>11)</sup>や、障害歩行の実現などの臨床応用を目指したモデル<sup>12)</sup>も提案されている。また、コンピュータグラフィックスの分野でも力学を考慮した自然な歩行運動を容易に生成する方法が提案されている<sup>13)</sup>。さらに歩行ロボットもヒトの身体運動のシミュレーションの一つとして考えれば、ホンダのヒューマノイドロボット<sup>14)</sup>などもその範疇に加えることができるので、この研究の背景はさらに広がる。

一方、これらの従来モデルの問題点はモデルが比較的単純で実際のヒトの解剖学的特長や神経生理学的特徴を十分に反映していない点にある。すなわち、身体モデルの基本構造が2次元で構築されているものや、筋の走行方向も単純化してある場合が多い。また、得られた歩行パターンや筋活動様式も実際のヒトの歩行についての特徴を十分

<sup>†</sup> 愛知工業大学 電気電子工学専攻 (豊田市)

<sup>††</sup> 愛知工業大学 電子工学科 (豊田市)

に再現しているとは言えない。したがって、いまのところリハビリテーション分野などにおける実用的な研究解析ツールとして歩行シミュレーション手法が用いられるには至っていない。

本研究は、次章以下で述べる歩行モデルを構築し、実際に計測したデータをもとに歩行のシミュレーションを行う事を目的とする。一般的な歩行モデルの多くは2次元であり筋の数も省略されているが、本研究で構築したものは完全な3次元モデルであり、解剖学的知見を反映している。すなわち筋の断面積や走行方向、腱の骨に対する付着位置および傾き、関節の機構を考慮している。このモデルを用いた歩行シミュレーションの結果から各筋の筋活動率、各関節のトルク、床反力などを用いてヒトの歩行を解析することを本研究の目的とする。

## 1・2 本研究の概要・アプローチ

本研究では、歩行モデルを単リンクの集合体として取り扱う。歩行モデルのパラメータとして、解剖学的な知見に基づいた3次元パラメータを与えた。関節の可動域には通常の可動域に加えて、二関節筋による運動制限も考慮に入れた。この歩行モデルに対して歩行計測装置 Vicon140 によって計測した関節の位置情報を与える。この位置情報に基づいて歩行モデルを動かすには、どのような筋活動が必要かを求める。このようにして作られた歩行モデルから筋活動、床反力、トルク等を求める事によりヒトの歩行を解析する。

## 2. 歩行分析の基礎

### 2・1 歩行分析とは

歩行分析には、運動学、運動力学、筋活動の観点からの分析がある。運動学的な分析は位置変化、つまり各関節の動きを空間的にとらえて分析するものである。また運動力学的な分析は、歩行時の床反力の変化、モーメントの分析などである。歩行分析の目的は、リハビリテーションの分野では障害原因の究明、治療効果の予測及び判定、補装具への応用などがある。工学の分野では、歩行計測システムの開発やロボットの開発のために行われる。

### 2・2 歩行の基礎

歩行周期 (walking cycle) は踵の接地から同側の踵の接地までの期間をいう。これは立脚相 (stance phase) と遊脚相 (swing phase) で構成されている。立脚相は足が地面に接地している期間をいう (図2-1)。これには踵接地 (heel contact)、足底接地 (foot flat)、立脚中期 (mid stance)、踵離地 (heel off)、足指離地 (toe off) があ

る。また立脚中期までを抑制期、立脚中期以後を推進期という。

遊脚相は足が地面から離れている期間をいう。これは加速期、遊脚中期、減速期の3期から構成されている。立脚相と遊脚相は左右の足にそれぞれあり、両足とも地面に接地している時期を同時定着時期 (両脚支持期: double stance phase) という。同時定着時期は1周期の間に2回ある。1歩行周期で進む距離、つまり、踵が接地してから同側の踵が接地するまでの距離を重複歩距離 (ストライド長: stride length) という。

また、踵接地から他側の踵接地までの動作を1歩 (step) といい、この間の距離を歩幅 (step length) という。歩幅 (stride width) は両足の横幅をいう。単位時間内の歩数を歩行率 (walking rate)、またはケーデンス (cadence) といい steps/min、または steps/sec の単位で表す。歩行速度 (m/min) は歩行率 (steps/min) と歩幅 (m) を掛け合わせて求めることができる。

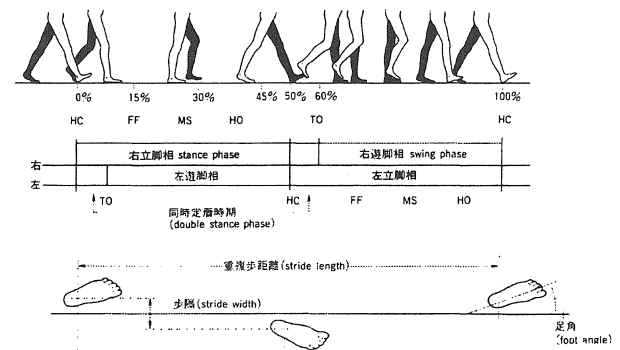


図2-1 歩行周期

## 3. 身体モデル

### 3・1 単関節モデルの構成

本モデルにおいて、関節は図3-1に示すような単リンクとして取り扱っている。この単リンクは、蝶番関節を模式化したものであり、自由度は1である。アクチュエータに相当する筋は、

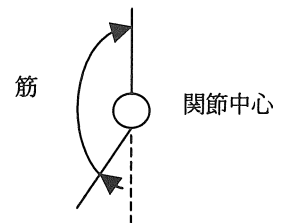


図3-1 単リンクモデル

解剖学的な見地に従って各リンクに付着させる。筋は、腱の向きにしたがって力を発生させる。したがって、単リンクの可動方向は、各筋のカベクトルの総和によって定まる。

蝶番関節以外の関節は、蝶番関節の集合体として取り扱う事ができる。鞍関節は自由度2なので、蝶番関節が2つ集まった関節とみなすことができる。同様に球状関節は自由度3なので、蝶番関節が3つ集まったものとして取り

扱うことができる。しかし、本モデルでは関節の滑り運動などは考慮に入れていない。また、関節の形なども考慮していない。

### 3・2 多関節モデルの構築

図3-2に示すような多リンクモデルを考える。関節からリンク*i*の筋の付着位置までの距離を $l_{li}$ 、下部のリンクからリンク*i*の重心までの距離を $l_{mi}$ 、上部のリンクから重心までの距離を $l_{ni}$ 、リンク*i*の質量を $m_i$ 、上部のリンクからの外力を $F_{i+1}$ 、上部および下部のリンクから伝播するトルクをそれぞれ $\tau_{i-1}$ 、 $\tau_{i+1}$ とする。

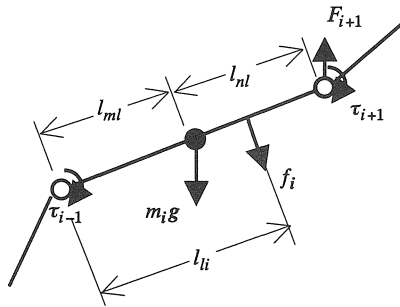


図3-2 多リンクモデル

この時、リンクモーメントの釣り合いの式は次式で与えられる。

$$(I_i + l_{mi}^2 m) \ddot{\theta}_i = l_{li} \times f_i + (l_{ni} + l_{mi}) \times F_{i+1} + l_{mi} \times m_i g + \tau_{i-1} + \tau_{i+1}$$

ただし、 $F_i$ は筋の発生力である。筋自体の発生しうる最大の力は、筋断面積1cm<sup>2</sup>当たりおよそ50N<sup>15)</sup>であることから、筋そのものが発生する力を $U_i$ とすると

$$U_i = 50 \times \text{筋の断面積}$$

となる。筋の粘性および弾性を考慮すると、筋の発生力 $f_i$ は次式で与えられる。

$$F_i = a(U_i - (Kx + B\dot{x}))$$

ただし $x$ は筋の長さの変位、 $\dot{x}$ は筋の収縮速度、 $a$ は筋活動率である。

### 3・3 関節可動域<sup>16)</sup>

関節には不動結合と可動結合がある。不動結合は可動性がなく、あってもごくわずかな擦れ程度である。一方、可動結合は大きな可動性のある滑膜性結合で連結され、骨と骨との間に腔間があり、相互に運動性があるものである。通常、関節とは可動結合のことをいう。

人体には多くの種類の関節があり、関節を形成する複数の骨が筋の収縮や緊張によってその関節を軸に接近したり、離れたたり、回旋したり、一定の肢位で固定したりして目的とする関節運動を行う。この関節機能を自動的または

他動的に運動させるとき、その可動範囲を角度や距離で表現し、関節可動域 (Range of Motion : ROM) と呼ぶ。

関節の可動範囲は様々な原因で制限を受ける。関節包の緊張のほか、運動を妨げる靭帯、さらには骨の突起および周囲の軟部組織がその要因となる。また、二関節筋、三関節筋も可動範囲を制限する。二関節筋とは文字どおり2関節にまたがって走行する筋である。二関節筋による関節可動域の制限の例として、膝関節について以下に述べる。図3-3および図3-4は、二関節の影響も含めた股関節・膝関節および膝関節・足関節それぞれの二次元的ROMを描画したものである。

図3-3において点1-1は股・膝両関節の最大屈曲位、点2-1は両関節の最大伸展位を示す。点1-1の肢位から膝関節を伸展させていくと、伸展限界点1-2に達する。点2-1から股関節を屈曲させていくと、屈曲限界点1-3に達する。これらの限界点は2関節筋・ハムストリングスに影響する。同様に点1-1から股関節を伸ばすと伸展限界点2-3、点2-1から膝関節を屈曲させていくと屈曲限界点2-2に達する。これは2関節筋・大腿直筋の影響である。

図3-4についても同様に点3-1は膝・足関節の最大屈曲位 (足関節は背屈)、点4-1は両関節の最大伸展位 (足関節は底屈) である。点3-1から膝関節を伸展させていくと、伸展限界点3-2に到る。また、点4-1から足関節を背屈させていくと、背屈限界点3-3に到る。これらの限界点は二関節筋・腓腹筋に関係する。一方、足関節の底屈を制限する筋は二関節筋ではないので、膝関節の相互作用を受けない(点4-2)。

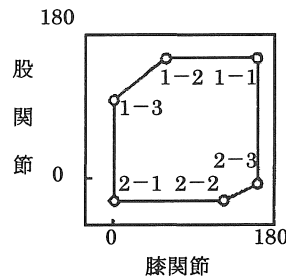


図3-3 股関節・膝関節

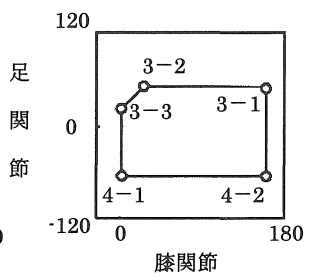


図3-4 膝関節・足関節

図3-3、図3-4を統合した下肢3関節のROMは、各関節の最大可動範囲で構成される6面体からハムストリングス、大腿直筋、腓腹筋の二関節筋によって規制される領域を切り取った9面体で表すことができる(図3-5)。この9面体の範囲内ならどんな角度もとることができる。

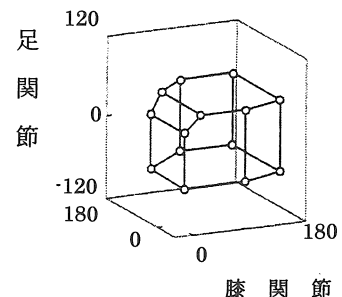


図3-5 下肢3関節のROM

### 3・4 床反力

床反力は、爪先、中指の付け根、踵に作用するものとした。具体的には、前述の3点のうち最も大きな力がかかる点を床反力の中心点とし、残りの2点との距離と力の関係からトルクを求める。このトルクを床反力としている。

床反力は以下の3パターンに分けた。

#### 3.4.1 踵が接地している場合

図3-6に踵が接地している状態の足部の図を示す。踵から爪先までの距離を  $a$ 、踝から踵までの距離を  $b$ 、踝と爪先までの距離を  $c$ 、踵の角を

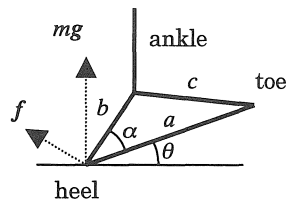


図3-6 踵が接地しているとき

$\alpha$ 、踵と地面がなす角を  $\theta$ 、踵にかかる重さを  $m$ 、重力加速度を  $g$ 、 $b$ の接地点において、 $b$ に対して垂直にかかる力を  $f$ とする。床反力作用点は  $b$ の接地点である。

この時、踵にかかるトルク  $T$ は次式で与えられる。

$$f = \cos \theta \times mg$$

$$T = f \times l$$

#### 3.4.2 足部が完全に接地している場合

図3-7に完全に接地している状態の足部の図を示す。踵から爪先までの距離を  $a$ 、踝から踵までの距離を  $b$ 、踝と爪先までの距離を  $c$ 、

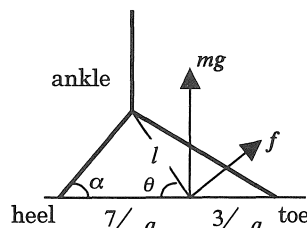


図3-7 完全に接地しているとき

踝から床反力作用点までの距離を  $l$ 、踵の角を  $\alpha$ 、床反力作用点の角を  $\theta$ 、床反力作用点にかかる重さを  $m$ 、重力加速度を  $g$ 、 $l$ の床反力作用点において、 $l$ に対して垂直にかかる力を  $f$ とする。床反力作用点は、爪先から踵までの長さの  $3/10$ の位置とした。

この時、床反力が発生する点にかかるトルク  $T$ は次式で与えられる。

$$f = mg \times \cos(\theta + \alpha)$$

$$T = f \times b$$

ここで、 $l$ と  $\theta$ は次式のように定義される。

内積の定義より

$$l = \sqrt{\left(\frac{7}{10}a\right)^2 + b^2 - \left(\frac{7}{5}ab \times \cos \alpha\right)}$$

正弦定理より

$$\theta = \sin^{-1}\left(\frac{b}{l} \times \sin \alpha\right)$$

#### 3.4.3 爪先が接地している場合

図3-8に爪先が接地している状態の足部の図を示す。踵から爪先までの距離を  $a$ 、踝から踵までの距離を  $b$ 、踝と爪先までの距離を  $c$ 、爪先の角を  $\alpha$ 、爪先と地面がなす角を  $\theta$ 、爪先にかかる重さを  $m$ 、重力加速度を  $g$ 、 $c$ の接地点において、 $c$ に対して垂直にかかる力を  $f$ とする。床反力作用点は  $c$ の接地点である。

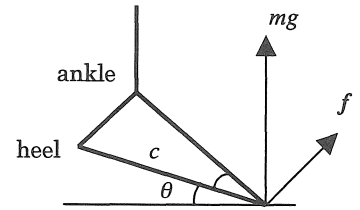


図3-8 爪先が接地しているとき

この時、爪先にかかるトルク  $T$ は次式で与えられる。

$$f = mg \times \cos(\theta + \alpha)$$

$$T = f \times c$$

## 4. シミュレーションシステム

### 4.1 シミュレーションシステムの概要

本研究の目的はヒトの歩行を再現することにある。しかし、身体全体の運動を一度に再現しようとすれば困難がともない、これを避けるために各部位のモデルを簡易なものにせざるをえない。そこで本研究ではより詳細なシミュレーションを行うために、各部位に分けて関節モデルを作成してシミュレーションを行い、最終的に統合できるシステムを構築した。

運動が力(角加速度、加速度)の伝達で行われることから運動を各部位に分けて考えることは可能である。また身体パラメータのデータベースを利用することによりCTやMRIなどから取得した生体データや三次元運動計測器などからの位置情報を使うことにより個々の運動を再現し分析することが可能である。

### 4.2 シミュレーションシステムの構成

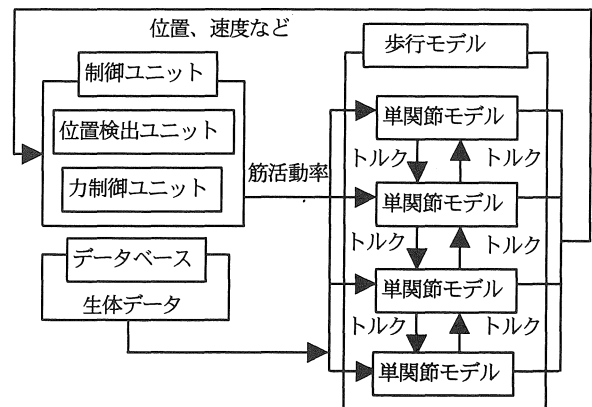


図4-1 シミュレーションシステム

シミュレーションシステムは制御ユニット、歩行モデル、データベースの3部分で構成されている。(図4-1)

制御ユニット

位置検出ユニット

位置検出ユニットは歩行モデルからの情報をもとに各関節の回転中心、角加速度、速度、回転角、角速度、角加速度、頭、爪先、踵の位置と教師情報を比較する。

力制御ユニット

力制御ユニットは歩行モデルの各関節における関節中心および各組織の重心の位置、回転角、角速度、角加速度、各組織の重心における速度および加速度から各筋の筋活動率を算出し各関節の個々の筋に計算結果を与える。

身体データベース

身長 170 cm、体重 65 kg と設定した仮想人体について、主要な筋の付着位置の座標と筋の走行方向を取得、設定した。生体データは、関節・筋・骨・腱と4つに分類し、さらにそれぞれが運動時にかかわる16の部位と関連付け、それぞれにIDを割り振った。IDは9桁で構成されており、一桁目が関節・筋・腱・骨を区別し、以降二桁おきに16の部位、骨、腱を区別するために使われる。(図4-2)

関節

頭部、胸部、腰部、臀部、右上腕部、右前腕部、右手部、左上腕部、左前腕部、左手部、右上腿部、右下腿部、右足部、左上腿部、左下腿部、左足部の16の部位に分けた。データは関節のタイプ、関節可動域、回転中心、基本軸、移動軸、端点、重量、重心を持つ。関節タイプは蝶番、楕円、球、鞍状関節等に分けた。

筋

重量、位置、姿勢、重心、最大断面積を持ち、運動時に関わる関節ごとに分けた。

腱

筋ごとに起始、停止、走行方向を持つ。

骨

重量、位置、重心、姿勢を持ち、運動部位ごとに分けた。

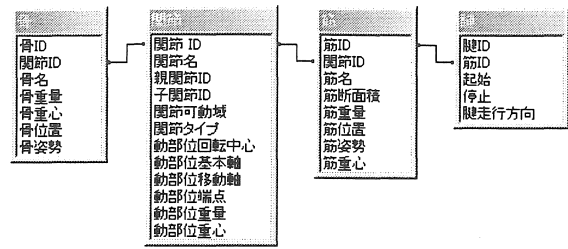


図4-2 データベース

このデータベースからシミュレーションデータに必要なデータを抽出し、中間ファイルを作成するプログラムをMicrosoft Basic Ver.6.0 で作製した。

歩行モデル

3章で述べたようにデータベースからの情報により構成された単関節モデルで構成された多関節モデルである。制御ユニットから与えられた筋活動率を各単関節に渡す。すると各単関節モデルからの新しいトルクが算出されるので、これを各関節に渡し、各関節の回転中心、角加速度、速度、回転角、角速度、角加速度、頭、爪先、踵の位置を得て制御ユニットに渡す。

単関節モデル

単関節モデルは関節、骨、筋、腱のデータを持つ。骨は重量、重心、長さを持つ。筋は重量、重心、起始、停止、走行方向、最大断面積を持ち力を発生する。腱は起始、停止、走行方向を持ち骨に対して力の働く方向を決める。関節は回転中心、関節可動域、回転角を求めるための基本軸と移動軸を持つ。これらの生体データと他の単関節モデルからのトルクを用いて単関節モデルは制御ユニットから与えられる筋活動率でトルクを発生する。

5. シミュレーション

4で述べたように本シミュレーションを行うにあたり、教師情報と各関節の位置情報が必要になる。本研究では、この位置情報を得るために三次元運動計測・解析システムVicon140を使用した。Vicon140は、カメラから照射された赤外線をマーカーで反射することによって、その位置を検出できる。マーカーは球状であり医学的見地に基づいた場所(表5-1、図5-1、図5-2)に取り付ける。

この様にして得た位置情報に対していくつか操作を行っている。左右の肩峰、大腿骨下果、上果に関しては、それぞれの中点を1つの点として扱っている。

以上のようにして得たデータを、シミュレーションに用いる位置情報として用いる。

表5-1 マーカーの位置

左肩峰 (1)	右肩峰 (8)
左大転子 (2)	右大転子 (9)
左大腿骨下果 (3)	右大腿骨下果 (10)
左上果 (4)	右上果 (11)
左腓骨 (5)	右腓骨 (12)
左第二末節骨 (6)	右第二末節骨 (13)
左踵骨 (7)	右踵骨 (14)

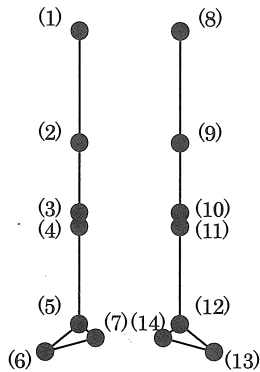


図5-1 マーカーの位置

筋が発生できる最大筋力として、ここでは Delp<sup>17)</sup>らのデータを使用した。筋は 1 cm<sup>2</sup> につき 50N の力を発生できることから最大断面積を算出した。また筋から骨に力を伝える腱は三次元の起始、終端、走行方向のデータを得ることが困難なためモーメントアームを代用した。モーメントアームは Duda<sup>18)</sup>と Rugg<sup>19)</sup>の文献のデータを参照した。また歩行運動では関節角度の変化範囲は小さいのでモーメントアームは関節角度によって変化しないものと仮定した。(表 5-2) 本来、腓腹筋は二関節筋であるが今回のシミュレーションでは単関節筋として扱った。

表5-2

各筋の作用する運動と最大断面積およびモーメントアーム長

筋の名前	作用する関節	作用する運動	最大断面積 (cm <sup>2</sup> )	モーメントアーム長 (mm)
大殿筋	股関節	伸展	202.0	47
腸腰筋		屈曲	565.0	11
中間広筋	膝関節	伸展	540.0	43
腓腹筋		屈曲	312.5	26
前脛骨筋	足関節	背屈	114.0	50
ヒラメ筋		底屈	443.5	57

また骨の長さ、すなわちリンクの長さは各関節中心からの距離、頭から股関節、つま先から足関節中心、踵から足関節中心とした。体重の各部分に対する重量の比率は Wlodzimierz<sup>20)</sup>の文献を参照した(表 5-3)。

表5-3 重心までの距離および体重に対する各部位の割合

	重心のリンク上部からの距離 (%)	体重に対する割合 (%)
上体部	45%	68%
上腿部	43%	10%
下腿部	43%	4%
足部	46%	2%

## 6. 考察

### 6-1 従来の研究成果との比較

以下の図 6-1 から図 6-6 では点線を実測値<sup>21, 22)</sup>、実線をシミュレーションから得た値とする。

#### 股関節

#### 屈曲 腸腰筋

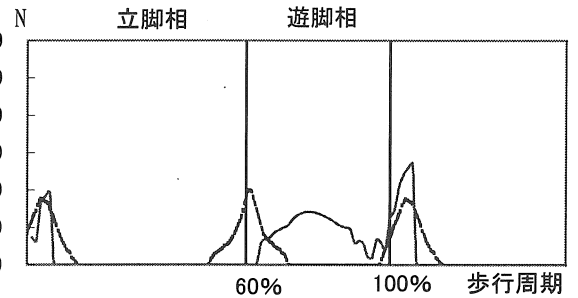


図6-1 腸腰筋のシミュレーションと実測との比較

実測値では、腸腰筋は遊脚相の加速期と立脚相の踵接地から立脚中期において活動する。シミュレーションでは、踵接地時と、遊脚相で活動している。一般的には遊脚相にこのような傾向は見られない。

#### 伸展 大殿筋

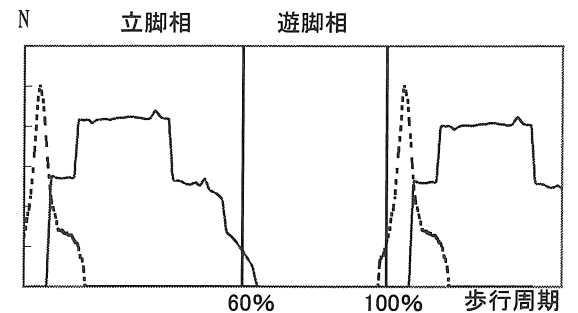


図6-2 大殿筋のシミュレーションと実測との比較

実測値では、大殿筋は、立脚相の踵接地から立脚中期において活動する。シミュレーションでは、立脚相の後期の踵接地から足指離地まで活動している。

膝関節

伸展 中間広筋

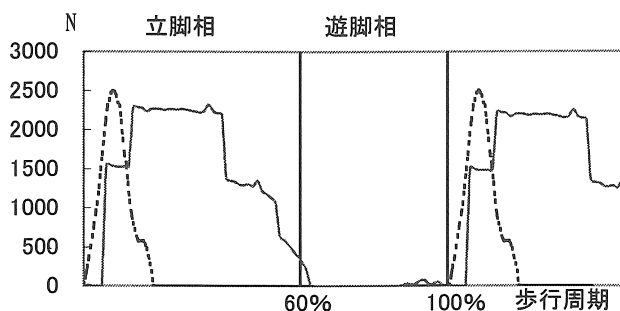


図6-3 中間広筋のシミュレーションと実測との比較

実測値では、中間広筋は、踵接地から立脚中期まで間で活動する。シミュレーションでは、立脚相の後期の踵接地から足指離地まで活動している。

屈曲 腓腹筋

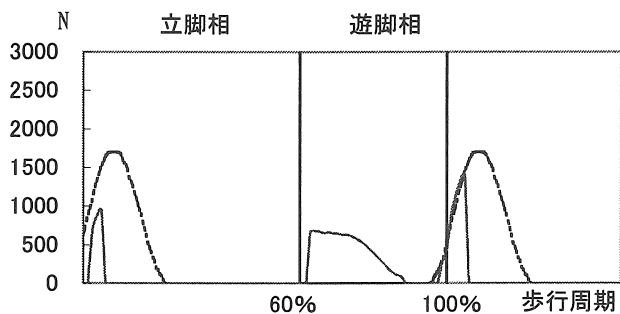


図6-4 腓腹筋のシミュレーションと実測との比較

実測値では、腓腹筋は、遊脚相の減速期と踵接地から立脚中期まで間に活動している。シミュレーションでは踵接地から足底接地までの間で活動する。その他に、遊脚相においても活動が見られる。

足関節

背屈 前脛骨筋

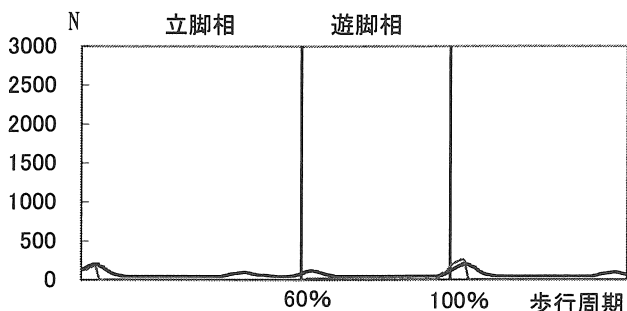


図6-5 前脛骨筋のシミュレーションと実測との比較

実測値では、前脛骨筋は、踵接地から足底接地までの間と立脚相の終わりから遊脚相の間にも活動する。大まかな傾向として、シミュレーションと実測値はほぼ一致してい

る。

底屈 ヒラメ筋

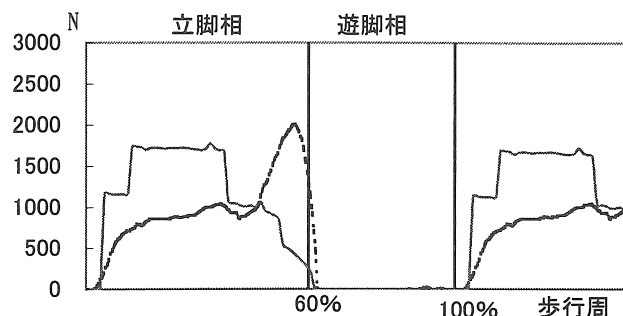


図6-6 ヒラメ筋のシミュレーションと実測との比較

実測値では、ヒラメ筋は立脚相の後期である踵接地から足指離地まで活動し、蹴り出し時に最も強く活動する。シミュレーションでは蹴り出し時の活動率が強くなることはない。

6・2 シミュレーションシステムの評価

シミュレーションにおいて、ヒラメ筋、中間広筋、大殿筋の筋発生力は類似した傾向を示している。このような結果になった理由として、次のようなことが考えられる。ヒラメ筋は、床反力によって発生したトルクによって変化しようとする姿勢を保持するための力を発生する。このトルクが上部の関節に伝播するため、関節の運動のために発生する筋活動以外にも、姿勢を保持しようとする力が発生する。この力のために、実測値とシミュレーションの間に大きな違いがあったと考えられる。この様な力が発生した原因として、本シミュレーションがスタティックなものである事が考えられる。

また、各筋の発生力が踵接地付近で急激に変化している理由として、接地点つまり、床反力を受ける部分が不連続な点であることが考えられる。このため、接地点が変わるごとに、床反力が大きく変化する。したがって、発生力が急激に変化してしまうことが考えられる。

踵接地において、計測値のピーク値がシミュレーションにおいて発生しなかった理由は、歩行における蹴り出し運動はスタティックなシミュレーションにおいて、再現する事は困難であった事が考えられる。

ヒトの歩行運動を、スタティックなシミュレーションで再現する事はある程度可能ではあるが、蹴り出しなどの事項は困難であることがわかった。

7. まとめ

本研究では、歩行モデルを単関節モデルの集合体として仮定し、パラメータには、解剖学的な知見に基づいたパラメータを与えた。この歩行モデルに対して Vicon140 によ

って計測した関節の位置情報を与えた。この位置情報に基づいて歩行モデルを動かすには、どのような筋活動が必要かを求めた。

本研究では、ヒトの歩行運動をスタティックなシミュレーションで再現する事を目的とした。しかし、実際にシミュレーションを行った結果、一般的な筋の発生力とは多少異なった結果となった。値が異なった原因の一つとして、歩行における蹴り出し運動はスタティックなシミュレーションでは、再現する事は困難であった事が考えられる。また、下部で発生したトルクを上部の関節に伝播させる過程においてもスタティックなシミュレーションを行ったために、ヒトの歩行では発生し得ない力が現れた。

今後、ヒトの歩行をより精密にシミュレーションするためには足底における床反力の変化情報を考慮する必要がある。筋の数を増やしたときにおける各関節の各筋の発生力の割合を定める必要がある。また、動的にヒトの歩行を再現するには神経振動子などを使い各筋の力の発生パターンを導き出す必要がある。

#### 参考文献

- 1) 山崎信寿: 2足歩行の総合解析モデルとシミュレーション、バイオメカニズム3, pp.261 - 269, 東京大学出版会、(1975).
- 2) 山崎信寿: ヒトの体系と歩行運動、バイオメカニズム7, pp.287 - 294, 東京大学出版会、(1984).
- 3) McGeer, T. : Passive dynamic walking, *Int. J. Robot. Res.* 9 (2), pp.62 - 82, (1990).
- 4) Davy, D. T. & Audu, M. L. : A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait, *J. Biomech.*, 20 (2), pp.187 - 201, (1987)
- 5) Pandy, M. G. & Anderson, F. C. : Three - dimensional computer simulation of jumping and walking using the same model, *Proc. V II th International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics*, pp.92 - 95, (1999)
- 6) Taga, G. Yamauchi, Y., & Shimizu, H. : Self - organized control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment, *Biol. Cybern.*, 65, pp.147 - 159, (1991)
- 7) Taga, G. : A model of the neuro - musculo - skeletal system for human locomotion. I. Emergence of basic gait, *Biol. Cybern.*, 73, pp.97 - 111, (1995)
- 8) 長谷和徳, 山崎信寿: 神経振動子と遺伝的アルゴリズムを用いた実2足歩行類似運動の生成、計測自動制御学会論文集
- 9) Sankai, Y., Fuziwara, K., Watanabe, K. & Moriyama, H. : HOJO - brain for motion control of robot and biological systems, *Artif. Life. Robotics*, 2 (4), pp.162 - 169, (1998).
- 10) Taga, G. : A model of the neuro - musculo - skeletal system for human locomotion. II. Real - time adaptability under various constraints, *Biol. Cybern.*, 73, pp.113 - 121, (1995).
- 11) Garcia, M. Chatterjee, A., Ruina, A., & Coleman, M. : The simplest walking model : Stability, complexity, and scaling, *Trans. ASME, J. Biomech. Eng.*, 117, pp.300 - 308, (1995)
- 12) Tashman, S., Zajac, F. E., & Perakash, I. : Modeling and simulation of paraplegic ambulation in a reciprocating gait orthosis, *Trans. ASME, J. Biomech. Eng.*, 117, pp.300 - 308, (1995).
- 13) Laszlo, J., van de Panne, M., & Fiume, E. : Limit cycle control and its application to the animation of balancing and walking, *Computer Graphics Proceedings, Annual Conference Sereis*, pp.155 - 162, (1996)
- 14) 平井和雄: 2足歩行ロボット開発への挑戦、電子情報通信学会誌, 82 (1), pp.2 - 6, (1999)
- 15) Rolf Wirhed 著 金子公宥, 松本迪子・訳: 目で見る動きの解剖学: 1997
- 16) 久野弘明, 安林幹翁 伊藤正美, 鈴木伸治, 赤滝久美, 渡壁誠, 三田勝巳: 二関節筋の影響を考慮した関節可動域の幾何学的表記: 人間工学 Vol. 35, No. 1 ('99) pp.1-7
- 17) Delp, S.L : Surgery simulation : A computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb, PhD Dissertation, Stanford University, 1990
- 18) Duda, G.N., Brand, D., Freitag, S., Lierse, W., & Schneider, E. : Variability of femoral muscle attachments, *J. Biomech.*, 29 (9), pp.1185-1190, 1996
- 19) Rugg, S.G., Gregor, R.j., Mandelbaum, B.R., & Chiu, L. : In vivo moment arm calculations at the ankle using magnetic resonance imaging, *J. Biomech.*, 23(5), pp.1185-501, 1990
- 20) Wlodzimierz S. Erdman : Geometric and Inertial data of the trunk in adult males., *J Biomechanics*, Vol.30, No.7, pp.679-688, 1997
- 21) 細田多穂・柳澤健 編集: 理学療法ハンドブック [改定第三版] 第一巻 理学療法の基礎と評価 協同医書出版、2000
- 22) バイオメカニズム学会編 バイオメカニズム 15 東京大学出版会: pp.187 - 197

(受理 平成13年3月19日)