

三次元二足歩行シミュレーションの ための筋骨格モデルの研究

Study of musculo-skeletal model for simulation of three-dimensional bipedal locomotion

辻 信也[†] 平松 誠治^{††} 加藤 厚生^{††}

Shinya TSUJI[†], Seiji HIRAMATSU^{††}, Atsuo KATO^{††}

Abstract: Computer simulation is useful in order to analyze human locomotion. Advantage of computer simulation is to estimate the unknown parameters. The final purpose of our study is to construct three-dimensional bipedal locomotion model. However, in this paper we made simplified segment model of each joint for human body, because human body has many joints and very complex structure. In our simulation, human bipedal locomotion is reproduced each segment model, and finally they are combined. The simplified segment model is composed of muscle object, tendon object, joint object and bone object. Each segment model is constructed for three-dimensional simulation. Effect of bi-article muscle is also considered. Surface induced EMG on the knee joint was measured in order to evaluate the model. Simulation was carried out under the conditions of almost equivalent to the measurements. Results of measured EMG and simulated myoelectric activity was compared.

1. はじめに

1・1 研究の背景

競技スポーツ、リハビリ、健康維持等を科学的にとらえようとするとき、身体運動を定量的に計測、評価する必要がある。しかし、現在こうした分野で使われている測定器具の多くは、人体運動と測定器の運動に差があり、定量的評価を正確に行なうことができない。そこで最近、計算機シミュレーションを用いて運動モデルから人体の運動を解析する方法が注目されている。計算機シミュレーションの利点は、運動モデルに新たな測定データや様々な身体条件を組み込むことができる点にある。シミュレーションから、実際には測定することが不可能なデータを推測することが出来るので、医学分野や体育学分野でもこの方法は成果をあげている。^{1)~3)}

筋骨格モデルとして六馬⁴⁾や MAUREL⁵⁾のモデルでは、筋骨格系の解析に必要となる特有のパラメータの決定方法にふれている。関節構造モデルとしては湯川⁶⁾のリンクセグメントを用いたものや、SCOTT⁷⁾の単一中心、単一自由度関節モデル、長谷川⁸⁾の筋力特性パラメータを同定したモデル、清水ら⁹⁾の6自由度リンク機構を用いて関節の可動域を測定したモデルなどがある。筋電位の測定モデルとして、鷲尾¹⁰⁾の筋群を対象にした筋力評価法の検討では、異なる荷重下において単刺激を受けた筋の筋電位変化を利用した筋の収縮力推定や、森川¹¹⁾の動作筋電図などがある。

1・2 目的

本研究の最終的な目的は二足歩行モデルの構築である。しかしヒトの歩行は複雑な身体全体の関節運動であるので、各部位に分けて単関節モデルを作成しシミュレーションを行い、最終的に組み合わせることによって歩行運動を再現する。筋骨格モデルは脳-神経系の制御ユニット、筋肉の筋オブジェクト、腱オブジェクト、骨

[†] 愛知工業大学 電気電子工学専攻 (豊田市)

^{††} 愛知工業大学 工学部 電子工学科 (豊田市)

格系の関節オブジェクト、骨オブジェクトで構成される。本研究で作成したモデルは三次元で構築され筋骨格系も完全に再現している。単リンクモデルでは他の関節の動作を考慮する必要はないが、本筋骨格モデルは二足歩行シミュレーションへの拡張を考慮したため、大腿二頭筋などの二関節筋は二つの関節の運動に関わるのでその影響も考慮している。関節運動時に発生する力は、シミュレーションにおいて関節運動時に出力される筋活動率と実測した筋電位を比較して得る。

2. 関節の運動

2・1 単関節の運動¹²⁾

上記にも述べたが関節は自由度で分類できる。自由度とは関節の可動性を示すものである。本モデルでは1自由度の関節を1つの蝶番関節からなる単関節と考え、2自由度の鞍関節では蝶番関節を2つ、3自由度の球関節では蝶番関節を3つ組み合わせたと考えている。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ない。また、関節の形なども考慮していない。

まず図2-1のような単リンクモデルを考える。

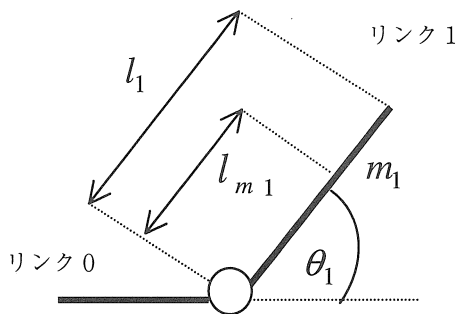


図2-1 単リンクモデル

リンク1の端点から重心までの長さを l_{G1} 、リンク1の質量を m_1 とし重心に集まっているとする。リンク0とリンク1のなす角を θ_1 とする。リンク0の端点にフレーム0を配置する。フレームはリンクの方向をX軸の正、関節軸方向をZ軸とする右手座標系で考える。リンク0は固定とする。重心に質点を仮定しているので、重心での慣性テンソルは0である。これにより以下の式が導き出せる。

$$F_1 = \begin{bmatrix} -m_1 l_{m1} (\dot{\theta}_1^2 \cos \theta_1 + \ddot{\theta}_1 \sin \theta_1) \\ m_1 l_{m1} (\dot{\theta}_1^2 \sin \theta_1 - \ddot{\theta}_1 \cos \theta_1) + m_1 g \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$\tau_1 = m_1 l_{m1} g \cos \theta_1 + m_1 l_{m1}^2 \ddot{\theta}_1$$

ここで F_1 : リンク 1 に働く力
 τ_1 : リンク 1 にかかるトルク
 $\dot{\theta}_1$: 角速度、 $\ddot{\theta}_1$: 角加速度
 g : 重力加速度

次にヒトの関節の運動を考える。

まず、筋による発生力と粘性、弾性、骨格、運動組織などから運動方程式を導出する。図2-2に運動モデルの概念図を示す。筋を2要素モデルで示し、運動する質量を m 、回転中心から筋の力の作用点までの距離を d 、回転中心から重心までの距離を l とする。

伸展に関する筋の弾性要素を K_e 、粘性要素を B_e とし、屈曲に関する筋の弾性要素を K_f 、粘性要素を B_f とする。

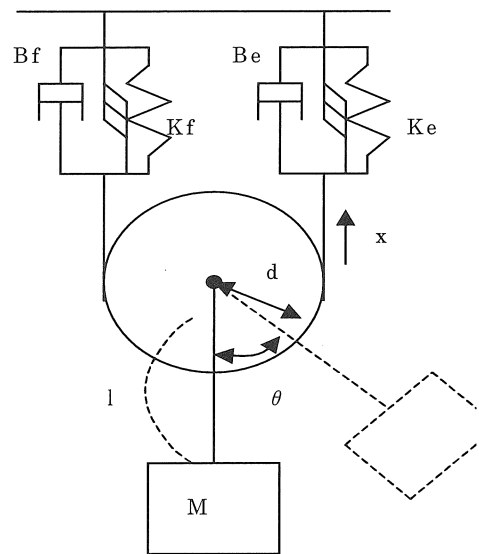


図2-2 筋骨格系の運動モデル

このとき伸展力を f_e 、屈曲力を f_f とすると、

$$f_f = a(K_f x + B_f \dot{x})$$

$$f_e = a(K_e x + B_e \dot{x})$$

となる (ただし、 a は筋活動率)。

慣性モーメントを I とし、運動角度を θ とすると、

$$I\ddot{\theta} = f_f \times d + f_e \times d + mg$$

$$\ddot{\theta} = (f_f \times d + f_e \times d + mg) / I$$

となる。ただし慣性モーメント I は、力の方向と運動の方向に注意し、

$$I = ml^2$$

となる。

本モデルにおいて、関節は図2-3に示すような単関節として取り扱っている。この単関節は、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、解剖学的な見地に従って各骨に付着させる。筋は、腱の向きにしたがって力を発生させる。したがって、単関節の可動方向は、各筋の力ベクトルの総和によって定まる。

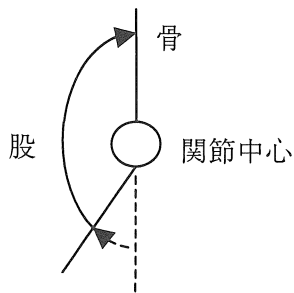


図2-3 関節の模式図

ここで図2-4のような2リンクモデルを考える。

リンク0の関節中心からの筋の付着位置までの距離を l_{i0} 、リンク0関節中心から重心までの距離を l_{m0} 、リンク0の質量を m_0 、重力加速度を g とする。リンク0に付着した筋の発生力を f_0 、リンク0の重心まわりの慣性モーメントを I_0 とすると、リンクモーメントの釣

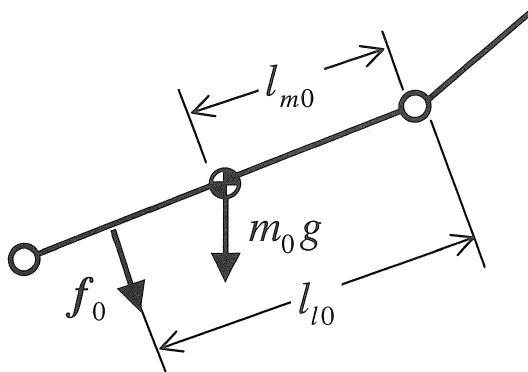


図2-4 単リンクモデル

り合いの式は次式で示される。

$$(I_0 + l_{m0}^2 m_0) \ddot{\theta}_0 = l_{i0} \times f_0 + l_{m0} \times m_0 g$$

ここでリンク i に付着した筋の発生力を f_i とする。筋自体の発生しうる最大の力は、筋断面積 1cm^2 当たりお

よそ 50N である事から、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. シミュレーションシステム

3.1 シミュレーションシステムの概要

本研究の最終的な目的は三次元二足歩行モデルの構築である。しかし、身体全体の運動を一度に再現することは困難であり、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。このことから、運動を抽象化した要素と考えそれを組み合わせて多種の運動のシミュレーションを行えるシステムを考えた。

シミュレーションシステムは大きく分けて筋骨格モデル、データベース、制御ユニットの3つからなる。

筋骨格モデルは動力となる筋オブジェクト、筋からの力を骨に伝達する腱オブジェクト、リンクに相当する骨オブジェクト、関節の軌道などを決定する関節オブジェクトの4つのオブジェクトから構成される。シミュレーションに必要な身体パラメータはデータベースから取得され、各々のオブジェクトについて設定される。関節の運動を制御する制御ユニットは個々の筋オブジェクトに筋活動率を与え、力発生指令を行う。また、指令に適した運動を行っているかの確認もこのユニットで行う。

次に各オブジェクトについて説明する。

関節オブジェクト

関節運動オブジェクトは関節間の軌道とその運動を決定する運動方程式を持つ。このオブジェクトが、結合しているオブジェクト情報から、慣性モーメント、

シミュレーションに使用したコンピュータは

CPU : PentiumIII 500MHz

メモリ : 256Mbyte

OS : Windows98

となっており開発はC++言語のオブジェクト指向性を利用して行った。各オブジェクトをそのままクラスとし、その組み立てをプログラムで行うという手順で行っている。

膝関節の拘束条件は簡易化のため蝶番関節を使用した。したがって運動によって回転中心の移動はないものとした。

4. 膝関節の筋電位測定方法

4・1 身体運動時の骨格筋電位変化^{13)~17)}

筋肉は、それを支配する運動神経からの刺激で収縮する。神経の刺激は神経筋接合部を介して筋線維に伝わり活動電位を生じさせる。これにより筋小胞体から放出されるカルシウムイオンが筋収縮の引き金となる。

筋に針電極を差し込んでおくと、この筋の活動電位(筋電位)を観察することができる。また、この筋の活動電位は導電体である体組織を介して体表面からも観察されるが、これを皮膚表面に固定した電極(表面電極)で捕らえたものが表面筋電位(あるいは表面電極筋電位)である。通常、一本の神経繊維は数本から数百本の筋線維を支配しており、針電極を使用するとこの神経-筋刺激の最小単位(運動単位 motor unit と呼ぶ)の筋電位活動を記録することができる。これに対して表面筋電位は筋からずっと離れたところで電気現象を観察することになるので、無数の運動単位の筋電位活動が時間的、空間的に加算された筋全体の総合的な活動状態を観察していることになる。運動学の研究では針電極よりも表面電極による筋電位が頻用されるが、これは動作というきわめて大まかな活動を捕らえる目的で筋電位を利用するため、針電極は体に針を差し込むので侵襲度が高くて利用しにくいのである。

なお、筋電位の最小単位である運動単位の活動電位はほんの数ミリ秒しか持続しないパルスのような電位であるが、表面電極で検出される表面筋電位はそれが無数に加算されたものなので、連続的に発生する雑音のような電位となっている。従って、様々な電位・周波数・位相の交流信号が時間的にも変化しながら加算されていると見なせる。その平均電位は数 μV ~ 数 mV 程度、周波数成分は数 Hz ~ 数 100kHz 程度である。

表面筋電位計測では、筋が活動しているか、どの程

度の筋活動レベルか、筋が疲労しているかがわかる。

筋電位が発生していれば何らかの筋収縮が発生している。筋電位の強さは筋活動の強さと比例している。したがって、作業中に複数の筋の筋電位をみれば、どの筋が活動するのとかどのような順番で筋が活動していくのか、どれぐらい体に負荷がかかっているかがわかる。また疲労がたまると同じ負荷での筋電位の測定であるにもかかわらず、筋電位の電位は高くなり周波数も低下する。電位が高くなるのは同じ筋力を発生させようにも疲労のため同じ電位では同じ筋力が出ないためである。

4-2 筋電位の測定

今回、測定には表面筋電計を使用した。またシミュレーションとの比較のため、関節の位置情報と筋電の変化を同期して測定する必要がある。今回、この位置情報と筋電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、バイオメカニクス分野での使用を念頭において開発されており、三次元計測に必要な要素をすべて備えている。システムは4台のカメラに囲まれた計測領域内にある多数の反射マーカーの軌跡を捉えている。また、同時にカメラに同期して各種センサ、例えば力・加速度・電気生理計測器から出力した筋電などのアナログ電圧を記録できる。Vicon140 のカメラは、1秒間に60フレーム撮影することが可能である。このデータを元に、1/60秒ごとの位置情報を得ることができる。

システムのハードウェアは、大きく分けると、データステーションとワークステーションと呼ばれる2部で構成されている。データステーションは、4チャンネル分のビデオコンバータ、高速バッファメモリ、タイミングと制御回路、通信ポートを装備しており、16chAD変換器もここに組み込まれている。ワークステーションは、Microsoft社のWindows for Workgroupsをシステムソフトとする、グラフィック機能を重視したコンピュータである。データステーションとワークステーションの間における、すべての制御信号とデータ通信は、標準的な共有LANを使用している。

Vicon140 は、カメラから照射された赤外線の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(図4-2)に取り付けられている。

Vicon140 は最低2台以上のカメラで測定点を測定しなければ位置を検出できない。したがって、運動とカメラの関係によっては位置を検出できない点が発生するときもある。ある程度であれば、消失点を補完する事

も可能であるが、長時間にわたって消失した際は補完が不可能である。

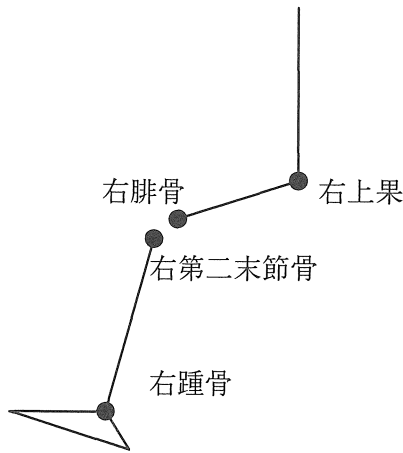


図4-2 マーカーの位置

以上のような機器を用いて測定を行った。

筋電は膝関節伸展運動において重要な役割を果たす大腿直筋と外側広筋と屈曲運動において重要な役割を果たす大腿二頭筋長頭と半腱様筋の4種類を対象にした。測定は右足で行った。大腿直筋は大腿前面で、膝蓋骨上縁と前上腸骨棘を結んだ中間点、外側広筋は膝蓋骨上縁の大腿外側面、大腿二頭筋長頭は腓骨頭と坐骨結節を結んだ中間点、大腿骨内側上踝と坐骨結節の中間点に電極を装着した。また電極に対する ground 電極は踝に装着した。

5. 実験結果と考察

5.1 シミュレーションの条件

シミュレーションを行うにあたり、運動の目標位置として各関節の位置情報が必要になる。今回の実験はシミュレーションと筋電位測定との比較実験のため、筋電位測定時に同時に測定した位置情報を目標位置とした。筋の発生できる最大筋力は Delp¹⁸⁾らのデータを使用した。筋は 1 cm²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した。(表5-1)

表5-1 筋のパラメータ

筋の名前	作用する運動	最大断面積 (cm ²)	モーメントアーム長(mm)
大腿直筋	伸展	540.0	43.0
半膜様筋	屈曲	312.5	26.0

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とした。身長は 170 cm、体重は 65 kgとし下腿部の質量、重心位置は Wlodzimierz¹⁹⁾の文献を参照した(表5-2)。

表5-2 重心位置及び重量

	重心のリンク上部からの距離	体重に対する割合
上腿部	43%	10%
下腿部	43%	4%

5.2 シミュレーション結果

上記の条件を用いて膝関節伸展運動のシミュレーションを行った。運動は教師情報に基づき膝関節の伸展、屈曲運動をそれぞれ2サイクルづつ(伸展は約0~300フレームで1サイクル、屈曲は約0~600フレームで1サイクル)行った。以下に膝関節における筋活動率の変化を示す(図5-1)。なお1フレームは1/60秒である。

伸展(大腿直筋)

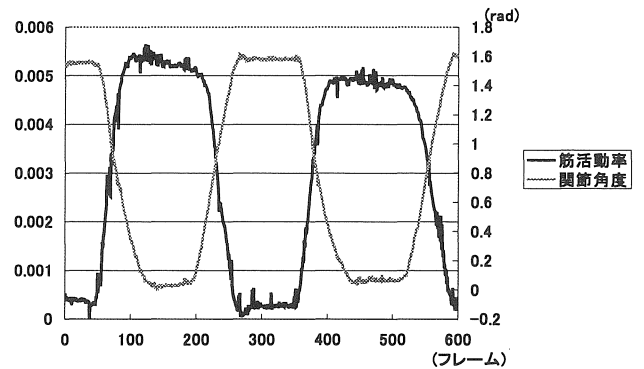


図5-1 伸展運動のシミュレーション結果

屈曲(半膜様筋)

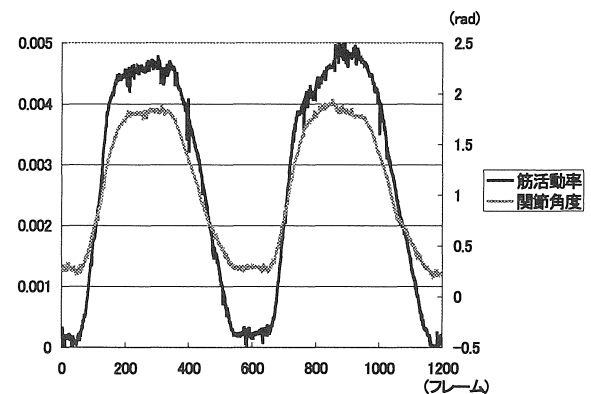


図5-2 屈曲運動のシミュレーション結果

5・3 筋電位測定結果

4章で述べた方法で筋電位の測定を行った。その結果は以下ようになった。

伸展(大腿直筋)

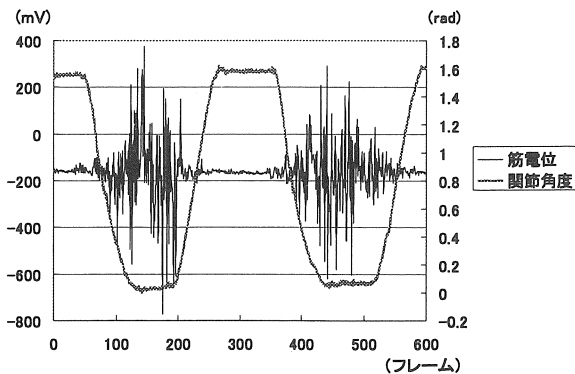


図 5-3 大腿直筋の筋電位

屈曲(半膜様筋)

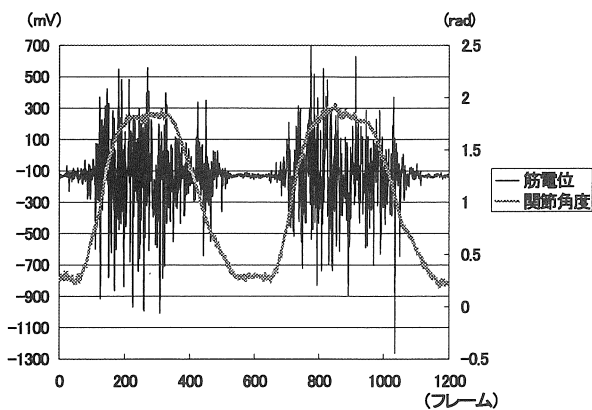


図 5-4 半膜様筋の筋電位

さらに、図 5-3、5-4 それぞれについて筋電位の振幅を縦軸にとると図 5-5、図 5-6 のようになる。

伸展(大腿直筋)

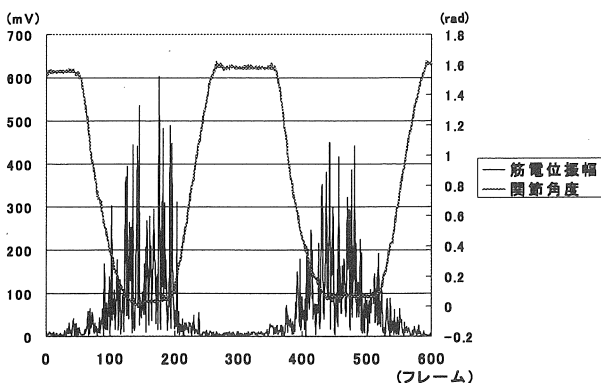


図 5-5 伸展運動の筋電位振幅と関節角度

屈曲(半膜様筋)

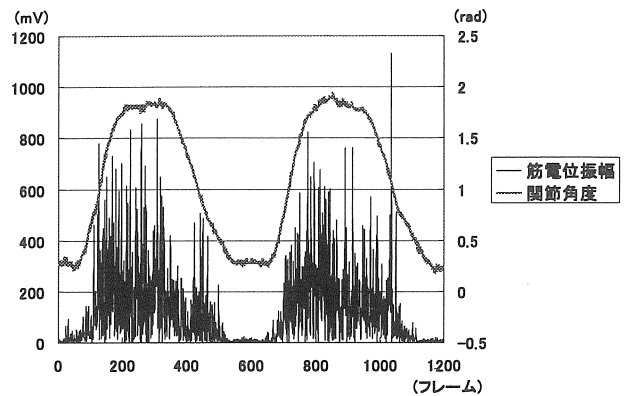


図 5-6 屈曲運動の筋電位振幅と関節角度

筋電位はその筋肉の筋活動率を示す。伸展、屈曲とも運動開始から筋電位の振幅が大きくなっていき、伸展、屈曲最大時にほぼピークに達し、運動終了に近づくにつれ小さくなっていく。これは重力に逆らうように下腿部を動かすにつれ必要なトルクが大きくなり、運動終了に近づくとともに必要なトルクが小さくなっていくことを示している。

またシミュレーションの結果は多少の振れ幅はあるものの、運動開始から筋活動率は上昇を始め、しばらく筋活動率を維持した後下降を始めている。これらのシミュレーション結果は伸展、屈曲ともに実測値と非常に良く似た傾向を示している。

5・5 シミュレーションシステムの評価

伸展、屈曲とも実測値と非常に良く似た傾向を示すことから、今回のシミュレーションが膝関節の運動をよく再現していると考えられる。

しかしながら筋の表面電位を測定する方法では一部の筋についてのみしか測定不可能であり、測定が困難な関節については別の評価が必要となる。さらには正確な筋活動率を知ることができないという欠点もある。

今回は最も簡単な構造である蝶番関節についてモデル化を行なったが、今後全身の運動をシミュレートするには球関節や車軸関節等、順次モデル化する必要がある。

6. まとめ

本研究では最終的な目的を 3次元 2足歩行モデルを構築することと定め、そのための基礎となる膝関節モデルを作成した。このモデルは2つの関節に影響を与える二関節筋を考慮して設計されている。またパラメータとして、解剖学的な知見に基づいたパラメータを

与えた。

このシミュレーションモデルを評価するために、膝関節の伸展と屈曲という2種類の運動についてその主要な筋肉の表面電位を測定した。それと同時にシミュレーションに実際の計測時と同様の運動を再現させるため、Vicon140によって計測した関節の位置情報を計測し、その値をシミュレーションの目標位置とした。

実際にシミュレーションに2種類の運動を再現させてみた結果、その筋活動率の変化は筋電位から推測される筋活動率の変化とよく似ていることが確認された。このことはシミュレーションモデルが2種類の運動を上手く再現していることを示す。

今後は膝関節以外の関節をモデル化し、それらのモデルを組み合わせ最終的には全身を使った二足歩行モデルを構築することが目標となる。

参考文献

- 1) 山崎信寿, 二足歩行の総合解析モデルとシミュレーション, バイオメカニズム学会誌, Vol. 27, No. 3
- 2) 長谷和徳, 身体動作評価用 3次元全身筋骨格モデル, 人間工学, Vol. 30
- 3) 長谷和徳, 2足歩行体形の進化シミュレーション, 第15回バイオメカニズム学術講演会, 1994
- 4) 六馬信之, 筋骨格モデルの生体定数, バイオメカニズム学会誌, Vol. 17, No. 4, 1993
- 5) W. Maurel, "A Biomechanical Musculoskeletal Model of Human Upper Limb for dynamic Simulation", EGCAS'96 - EUROGRAPHICS International, Workshop on Computer Animation and Simulation
- 6) 湯川治敏, 拘束条件を有するリングセグメントによる関節運動のシミュレーション, 日本機械学会シンポジウム講演論文集, No. 900-66, 1990
- 7) Stephen H. Scott, "Talocrural and talocalcaneal joint kinematics and kinetics the stance phase of walking", J. Biomechanics Vol. 24, No. 8, pp. 743-752, 1991
- 8) 長谷川光彦, 肘肩二関節運動時の筋力特性パラメータ同定, 日本機械学会, シンポジウム講演論文集, No. 98-31, 1998
- 9) 清水和重, ひじ関節可動域の測定, 日本機械学会第9回バイオエンジニアリング講演会講演論文集, No. 96-48, 1997
- 10) 尾利克, 筋群を対象にした筋力にした筋力評価法の検討, 日本機械学会材料力学部門講演会講演論文集, No. 95-2, 1995
- 11) 森川晴夫, 生体支持運動系における拮抗筋の機能的特性, 日本機械学会北陸信越支部第33期総会講演論文集, No. 967-1, 1998
- 12) John J. Crig 著, 三浦宏文, 下山勲 訳, ロボティクス, 共立出版
- 13) 時実利彦, 筋電図の臨床, 東京共同医書出版社中央
- 14) 堀浩, 筋電図の手引き Understanding of EMG, 南山堂, 1981
- 15) 千野直一, 臨床筋電図・電気診断学入門, 医学書院, 1977
- 16) John H. Warfel 著, 矢谷令子 訳, 図解・筋の機能的解剖第四版, 医学書院, 1993
- 17) Aldo O. Perotto 著, 栢森良二 訳, 筋電図のための解剖ガイド 四肢・体幹 第3版, 西村書院, 1997
- 18) Delp, S.L., "Surgery simulation: A computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb", PhD Dissertation, Stanford University, 1990
- 19) Wlodzimierz S. Erdman, "Geometric and Inertial data of the trunk in adult males.", J Biomechanics, Vol. 30, No. 7, pp. 679-688, 1997

(受理 平成13年3月19日)