

人体の三次元運動シミュレーションモデルの構築とその視覚化

Construction and visualization of three-dimensional precise musculoskeletal human body model.

長坂 峰宜[†] 平松 誠治^{††} 加藤 厚生^{††}

Minenori NAGASAKAI[†], Seiji HIRAMATSU^{††}, Atsuo KATO^{††}

Abstract : Computer simulation is a useful method for analyzing the human locomotion. The advantage of computer simulation enlarges the ability to estimate the unknown parameters of the human body. The final purpose of our study is to construct a three-dimensional and precise musculoskeletal human body model and visualization. Our constructed model is evaluated by static and dynamic characteristics. To evaluate the model by its dynamic motion of the human body, it is necessary to measure human motion precisely. In this study movement of motion measurement of the human body is not the target, so past measured data was used. As the musculoskeletal human body model, we use the data published by Musculographics Inc.

1. はじめに

1・1 研究の背景

人体の運動能力に関するデータは人間工学、医学、バイオメカニクス、CG、VRなどの多くの分野で必要とされている。また、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な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⁹⁾らの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。

これらの筋骨格モデルの問題点は、生理学的な見地に基づいた特性を簡略化したところにある。例えば、多くのモデルは筋の長さによる特性を考慮していないし姿勢によるモーメントアームの変化を考慮していない。これらの生理学的問題点を簡略化したモデルは、ヒトの運動を解析するためには不十分である。また、こうしたモデルは、ステイックモデルなどで表現されている事が多いため、視覚的に分かりにくいといった問題点もある。

1・2 本研究の目的

本研究の目的は、ヒトの生理学的見地に基づいた精密な筋骨格モデルの構築と、モデルの視覚化にある。構築したモデルは、静的な特性や動力学を考慮した運動をモデルに行なわせる事によって評価する。動力学を考慮した運動によってモデルを評価するためには、ヒトの運動を計測する必要があるが、ヒトの運動計測については本研究の対象ではないので、過去に計測したデータを使用した。また、モデルを構築するために必要なデータは、Musculographics、

Inc.¹⁰⁾ が公表しているデータを使用した。

2. シミュレーションモデル

2.1 筋モデル

それぞれの筋は、Hill の三要素モデル¹⁴⁾ に基づいていてモデル化した。図2-1にHillの三要素モデルを示す。モデルは、以下の3要素で構成される。

- 収縮要素 (CE, 筋繊維)
- 直列弾性要素 (SEE, 筋と腱)
- 並列弾性要素 (PEE, 繊維の周りの組織とファイババンドル)

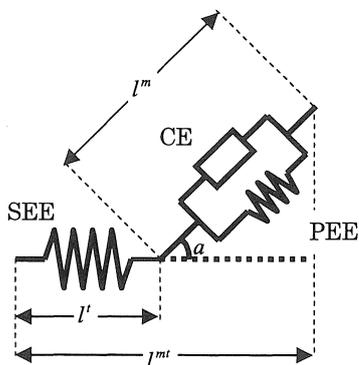


図2-1 筋のモデル

直列弾性要素と並列弾性要素がなす角は筋の羽状角を代表して、本研究では a で表す。

CE (収縮要素) によって発生する力 f^{ce} は、筋の長さ l^{ce} 、収縮速度 v^{ce} 、そして中枢神経系 (CNS) によって制御される筋活動率 α ($1 \geq \alpha \geq 0$) を独立変数とした関数である。

$$f^{ce} = f(l^{ce}, v^{ce}, \alpha) \quad (2.1)$$

筋活動率は、直接 CNS によって制御されるのではなく、ニューラル制御シグナル u を通じて制御される。神経信号と筋活動レベルとの関係は次の微分方程式によってモデル化される²⁸⁾。

$$\dot{\alpha} = \frac{(1-\alpha)u}{\tau_{rise}} + \frac{(\alpha_{min} - \alpha)(1-u)}{\tau_{fall}} \quad (2.2)$$

ここに、 $0 \leq u \leq 1$ であり、その範囲では、 τ_{rise} と τ_{fall} は筋活性化の立ち上がりとしちり時定数である。また、 α_{min} は筋活発化の下限值である。本研究では静的な釣り合い、もしくは滑らかな動きを仮定しているため、筋の活性化に関するモデル化は省略し筋活動レベルは0と1の間に任意の値を取ることができるとした。

筋腱の長さ l^m は筋線維の長さとし腱の長さの合計である。

$$l^m = l^m \cos a + l' \quad (2.3)$$

$$l^m = l^{ce} \quad (2.4)$$

$$l^m = l^{pe} \quad (2.5)$$

ここで、 l^m は収縮要素の長さ、 l' は直列弾性要素の長さ、 l^{ce} は筋繊維の長さ、 l^{pe} は並列弾性要素の長さである。現

在の姿勢とその変化が与えられれば、 l^m と筋腱の収縮速度 v^m を求める事が可能である。

SEE と PEE による力 f' と f^{pe} はそれぞれの長さ l' と l^{pe} だけに依存する関数である。

$$f' = f(l') \quad (2.6)$$

$$f^{pe} = f(l^{pe}) \quad (2.7)$$

それぞれの要素と力との関係は次式で表される。

$$f = (f^{ce} + f^{pe}) \cos a \quad (2.8)$$

腱は、その自然長 l_s^m よりも長いときだけ弾性力 f' を発生する受動要素である。腱自然長で正規化した腱長と、最大筋発生力 f_0^M で正規化した腱張力の関係を図2-2に

示す。図2-2に示した曲線を $f'_0 \left(\frac{l' - l_s^m}{l_s^m} \right)$ で表わす。

CE (収縮要素) は、CE の自然長 l_s^{ce} 、収縮速度 $v^{ce} = 0$ のときに最大発生力 f_0^M を出すことができる。筋自然長 l_s^m で

正規化した筋の長さ l^{ce}/l_s^m と、 $\alpha = 1$ 、 $v^{ce} = 0$ の時の最大

筋発生力 f_0^M で正規化した発生力 f^{ce}/f_0^M の関係を示すグ

ラフと、同様にして正規化した l^{pe}/l_s^m と f^{pe}/f_0^M の関係を

示すグラフを図2-3に示す。これら2つの曲線をそれぞれ $f^{ce}_0 \left(l^m/l_s^m \right)$ 、 $f^{pe}_0 \left(l^m/l_s^m \right)$ で表わす。

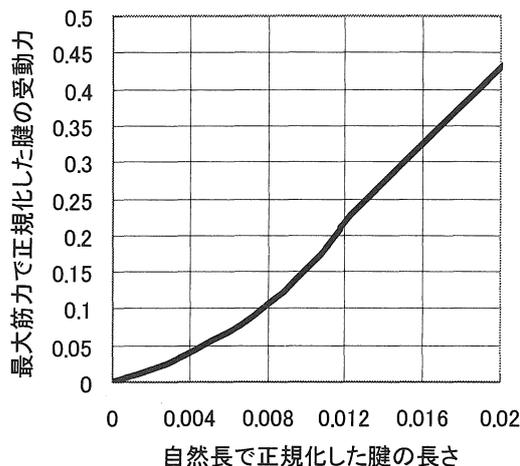


図2-2 腱の受動特性¹⁰⁾

筋の収縮速度が増加するにしたがって、CE (収縮要素) による力は減少する。 $\alpha = 1$ 、 $l^{ce} = l_s^m$ における f^{ce}/f_0^M と最大収縮速度 v^M で正規化した収縮速度 v^m/v^M の関係を

示す曲線を図2-4に示す。 v^M は $10l_s^m/s$ と仮定する²⁹⁾。

s は単位時間である。図2-4に示した曲線を $g^{ce}(v^m/v^M)$

と定義する。

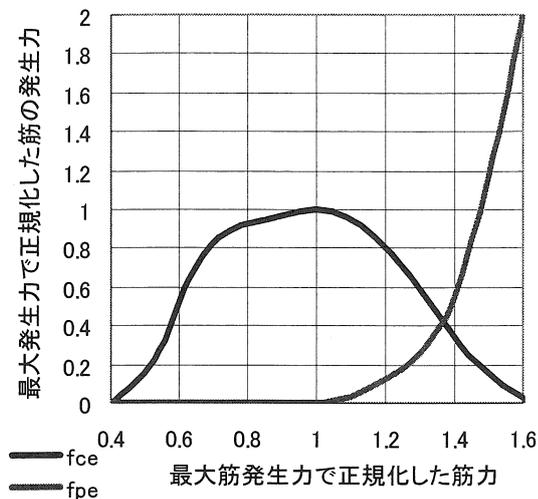


図2-3 筋の能動特性と受動特性¹⁰⁾

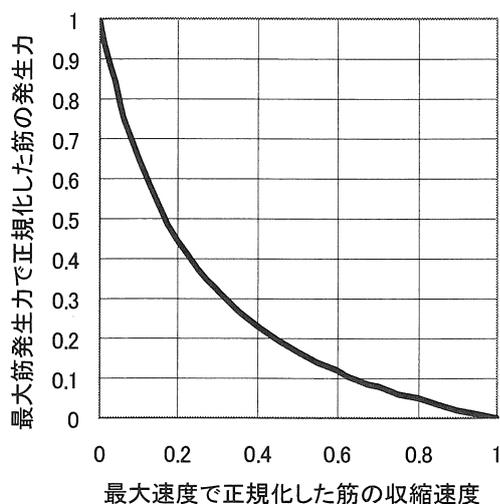


図2-4 筋の粘性特性¹⁰⁾

関数 f^{ce}_0 、 f^{pe}_0 、 f^{ce}_0 、および g^{ce} から、方程式(2.1)、(2.2)、

および(2.7)を次式のように変形する³⁰⁾。

$$f^{ce}(l^m, v^m, \alpha) = f_0^M \cdot f^{ce}_0(l^m/l_s^m) \cdot g^{ce}(v^m/v^M) \cdot \alpha \quad (2.9)$$

$$f'(l') = f_0^M \cdot f' \left(\frac{l' - l'_s}{l'_s} \right) \quad (2.10)$$

$$f^{pe}(l^m) = f_0^M \cdot f^{pe}_0(l^m/l_s^m) \quad (2.11)$$

ここで、筋腱の長さ l^m が与えられているとき筋腱が出力できる最大もしくは最小の力を算出する方法について説明する。最初に、筋の収縮速度 v^m を算出する。静的な状態のとき $v^m = 0$ である。しかし、ヒトが何らかの動きを

しているとき、 v^m は筋腱長の差分によって近似することができる³⁰⁾。

$$v^m = \frac{l^m - l_{prev}^m}{\Delta t} \quad (2.12)$$

ここで、 l_{prev}^m は一つ前の時間ステップ時における l^m の長さである。また、 Δt は時間ステップの幅である。

本研究では、方程式(2.3) - (2.5)、(2.9) - (2.12)を方程式(2.8)に代入することによって以下の方程式を得た。

$$f'_0 \left(\frac{l^m - l^m \cos a - l'_s}{l'_s} \right) = \left(f^{ce}_0(l^m/l_s^m) \cdot g^{ce} \left(\frac{l^m - l_{prev}^m}{\Delta t} \right) \cdot \alpha + f^{pe}_0(l^m/l_s^m) \right) \cos a \quad (2.13)$$

筋活動率 α が規定され筋腱の長さ l^m が定めれば、式

(2.13)における唯一の未知変数は l^m であるので、この式から l^m を求める事ができる。最大もしくは最小の筋腱力 f^{max} 、 f^{min} は α を1か0に設定することによって算出することができる。筋腱力 f' は次式によって制限される³⁰⁾。

$$f^{min}(\alpha = 0) \leq f' \leq f^{max}(\alpha = 1) \quad (2.14)$$

2・2 関節モーメントの算出方法

関節のモーメントは、関節に作用する筋と、そのモーメントアームによって定まる。関節に作用する筋とは、幾何学的に関節と交差する筋のことである。

ある姿勢で筋が発生する事ができる力の大きさは式(2.14)から求める事ができるので、関節に作用する筋の力の大きさは次式のように表す事ができる。

$$f^{min} \leq f'_i \leq f^{max}_i (i = 1, 2, \dots, n) \quad (2.15)$$

ここで、 n は、関節に作用する筋の数である。

また、関節に作用する筋によって出力されるトルク t は次式ようになる。

$$t = \sum_i (r_i \times f_i) \quad (2.16)$$

ここで、 r_i は i 番目の筋のモーメントアームベクトル、 f_i は i 番目の筋による力ベクトルであり、 \times は外積演算子である。

2・3 筋骨格モデル

筋骨格モデルは、セグメントを関節で接続する剛体リンクによって構成されている。筋は関節に跨っているので、関節にモーメントが生じる。筋骨格構造のモデルを定義するために、体節、関節、筋を定義する必要がある。これらの定義はすでに第2-1節から、第2-3節で行なった。

本研究で作成した筋骨格モデルが必要とした生理学的なデータは、Musculographics, Inc.¹⁰⁾が公表しているデータを使用した。本研究で作成したモデルは全身モデルであり、214個の筋と102個の関節で構成されている。筋は、付着位置や腱の長さなどを含む精密なデータに基づいている。本研究では筋の発生力は、文献33のスケールファクター25N/cm²を使用した。関節は滑り転がり運動などの精密な動きが可能であり、関節の自由度は実際のヒトの関節の自由度の大半を再現している。

2・4 個々の筋力の計算方法

筋骨格構造とその諸寸法が決まれば、運動に必要な関節モーメントを発生するための筋張力を計算することができる。しかし、ヒトの身体は冗長系であり、単純に、関節モーメントから個々の筋力を計算する事はできない。例えば膝関節に作用する筋は12個あるが、膝関節の自由度数は2である。一般に、自由度より未知数のほうがはるかに多い。このため、筋力を適切に分配する何らかの最適化手法が必要になる。文献34に、最適化手法について詳しく述べられている。

筋の活動原理としては、筋張力の総和最小、筋応力の総和最小、筋仕事の総和最小、関節力の総和最小、筋応力の3乗の総和最小などさまざまな提案がなされている。また、筋応力と筋仕事を組み合わせてもよい。

CrowinshieldとBrad³⁵⁾は、筋の収縮力と力の逆非線形関係に基づいた評価基準を提案した³³⁾。この評価基準 u は次式のように表される。

$$u = \sum_{i=1}^n \left(\frac{f'_i}{A_i} \right)^n \quad (2.18)$$

ここで、 $f'_i = |f_i|$ 、 A_i は i 番目の筋の生理断面積、 $n = 1, 2 \cdots 100$ である。彼らは計算結果と筋電データを比較し、 $n = 2$ の時の結果が筋電のデータとよく一致していると報告した。この結果に基づいて、本研究では $n = 2$ とした。

本研究では目標トルクを満たす解を算出する方法として、遺伝的アルゴリズムを採用した。また、遺伝的アルゴリズムによって得た複数の解の中で、最も評価基準 u が最小となる解を最適解とした。

3. シミュレーション結果

3・1 シミュレーションの概要と目的

本研究のシミュレーションの概要と目的について説明する。本研究では、以下に示す3つの方法で構築したモデルを検証した。

- モデルの姿勢による力学的特性の変化が、ヒトの姿勢による力学的特性の変化を再現したか（静力学的検証）。
- 筋の粘性による影響が、実際のヒトと同様の影響を与えたか。
- 実際のヒトの運動と同様の運動をモデルに行なわせ、運動時のモデルの筋発生力が一般的な知見をどの程度再現したか。

姿勢によるモデルの力学的特性の変化

ヒトは、姿勢によって各関節の力学的な特性が変化する。これは、ヒトの筋は、長さによって最大発生力が変化するからである。例えば、膝関節を屈曲した状態で、さらに屈曲方向に力を発生しようとしても大きな力が得られない。これは、屈曲に作用する筋が短縮した結果、発生力が低下した事に起因している。

本研究で構築したモデルは、筋の長さを考慮したものである。筋の長さはモデルの姿勢に依存している。したがって、モデルの姿勢が変化する事によって、モデルの力学的特性が変化する。この力学的特性の変化が、どの程度ヒトの姿勢による力学的変化を再現しているかを検証する。

筋の粘性特性によるモデルの力学的特性の変化

ヒトの筋には粘性特性があり、一般に、筋の収縮もしくは伸展速度が存在するとき、速度がないときに比べて、筋の発生する力が減少する事が知られている。この筋の粘性は、筋が作用する関節の角速度に依存している。本研究で構築したモデルは筋の粘性を考慮している。この筋の粘性を評価するために、次のような検証を行なった。まず、ある任意の姿勢におけるモデルの静力学的特性を得る。次に、同様の姿勢で角速度を与え、その時のモデルの静力学的特性を得る。この二つの結果を比較し、筋の粘性特性が、モデルに与える影響を検証する。

運動に基づいたモデルの評価

一般に、ヒトの運動は単純な運動であっても、複数の筋が協調して作用する事が知られている。このため、ヒトの運動を計測し個々の関節モーメントが分かったとしても、その関節モーメントとしての運動の内面、つまり、個々の筋がどのように運動に関わっているかは分からない。筋電計などによって表層筋の活動の概要を計測する事は可能であるが、深部筋の活動を計測する事は困難である。しかし、一般に、深部筋であっても、どのような運動にどう作用するかといった事は非常に大まかではあるが分かっている。本研究では、実際にヒトの運動を計測した結果に基づいてモデルを動かす、各筋がどのように運動に作用しているかを調べる。この結果が一般的な知見をどの程度再現し

ているかを検証する。

3・2 静的な状態における関節モーメント

力の視覚化

先に説明したように、ヒトの関節の力学的特性は姿勢に依存する。この力学的特性を表現する手法について説明する。

ヒトの関節の力学的特性は、トルクで与えられ、関節トルク \mathbf{t} は式 (2.16) から得る事ができる。このトルク \mathbf{t} から任意の軸ベクトル \mathbf{a} に作用するトルクの大きさ T は次式で表される。

$$T = \mathbf{a} \cdot \mathbf{t} \quad (3.1)$$

ここで \cdot は内積演算子である。

また、式 (3.1) に式 (2.16) を代入する事で以下の式を得る。

$$T = \mathbf{a} \cdot \left(\sum_i \mathbf{r}_i \times \mathbf{f}_i \right) \quad (3.2)$$

ここで、 \times は外積演算子である。

任意の軸 \mathbf{a} に対する最大の力を得る方法を説明する。式 (3.2) を展開して次式を得る。

$$T = \mathbf{a} \cdot (\mathbf{r}_0 \times \mathbf{f}_0) + \mathbf{a} \cdot (\mathbf{r}_1 \times \mathbf{f}_1) + \dots + \mathbf{a} \cdot (\mathbf{r}_n \times \mathbf{f}_n) \quad (3.3)$$

式 (3.3) の各項で、その単位ベクトルが正である場合、その筋の活動率を 1 とし、負の場合は活動率を 0 とする。このようにすれば正方向に作用する筋の力を最大に、負方向に作用する筋の大きさを最小にする事ができるので、任意の軸に対して最大の力を得る事ができる。本研究では様々な姿勢で各関節の全方向の軸に対して発生しうる力の大きさを得た。また、個々の関節で得た結果をポリゴンで表す事で力の大きさを視覚化した³⁰⁾。直立時の視覚化の例を図 3-1 に示す。分かりやすくするため、骨に透過処理を施している。図の座標軸は、正面に向かう軸が X 軸の正方向、上方向に向かう軸が Y 軸の正方向、左面に向かう軸が Z 軸の正方向である。したがって、X 軸の正方向にポリゴンが大きければ身体を正面から見て左回りのトルクが大きく、Y 軸方向のトルクが大きければ上面から見て左回りのトルクが大きく、Z 軸の正方向のポリゴンが大きければ背面方向へのトルクが大きいという事になる。

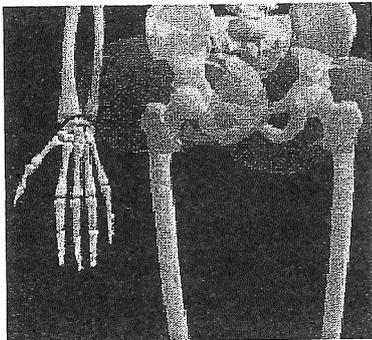


図 3-1 正面図

図 3-1 のように、ヒトの関節の力学的特性は姿勢に依存する。この力学的特性を表現する手法について説明する。

姿勢による関節モーメントの変化

関節に作用するトルクの大きさはポリゴンを使う事で視覚化できる。本節と次の節では、このポリゴンの大きさによって関節に発生するトルクの大きさを評価する。

股関節、膝関節ともに伸びきった状態で、股関節の最大発生力を図 3-2 に示すこの状態では股関節の全稼働方向に対して、大きな力を発生する事ができる。

次に、股関節は伸びきった状態、膝関節は最大屈曲した状態を図 3-3 に示す。この状態では股関節は伸展方向に力を発生する事ができないが、屈曲方向の力は大きくなっている。

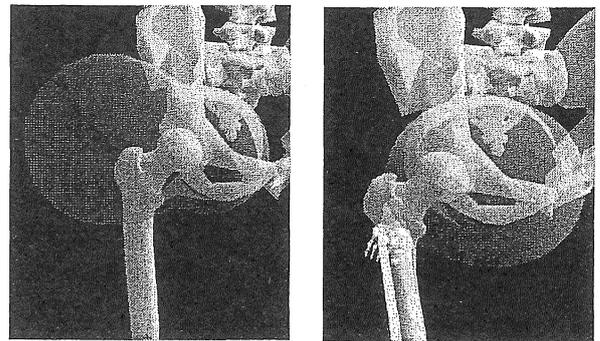


図 3-2 股関節最大発生力 図 3-3 股関節最大発生力

等速運動による関節モーメント変化

筋には粘性があり運動速度が上昇するほど、筋の発生力が低下する。この事から、静止状態と、等速運動をしている状態とでは関節の最大発生力が変化する。このような現象が、本研究で作成したモデルから観測できるかを検証する。図 3-4 に静止した状態で股関節が発生しうる力を示す。また、図 3-5 に股関節が 1rad/sec で伸展方向に等速運動を行なっている状態で発生しうる力を示す。図から静止状態に比べて、等速運動を行なっている状態は、発生力が減少している事が分かる。

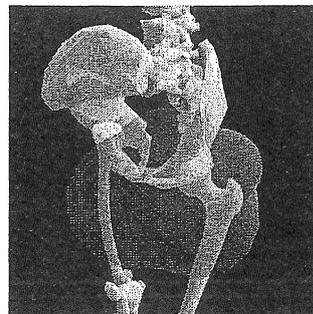


図 3-4 速度 0rad/sec

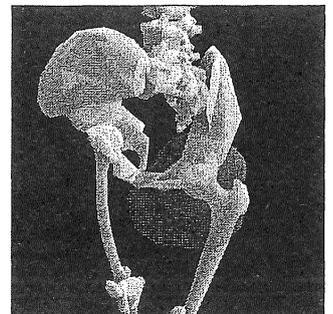


図 3-5 速度 1rad/sec

3・3 任意の関節モーメントに基づいた筋力の推定

この節では、モデルに単純な運動を行なわせる事で得ら

れた筋活動の結果を示す。モデルに行なわせた運動は、モデルを椅子に座らせた状態での膝関節の屈曲伸張運動である。なお、運動に必要な計測データは過去の計測データを使用した。過去の計測結果から得られた膝関節の関節角度を図3-6に示す。また、この運動は、股関節を70度屈曲した状態で計測した。

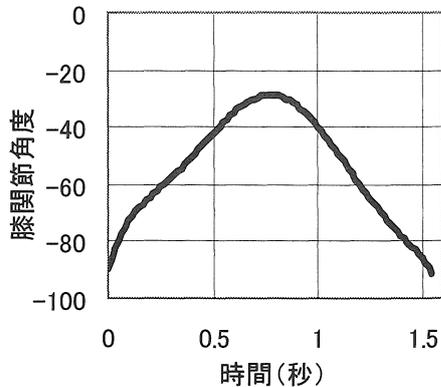


図3-6 関節角度

この計測結果と同様の運動をモデルに行なわせ、モデルから得た筋発生力の結果を図3-7、図3-8に示す。

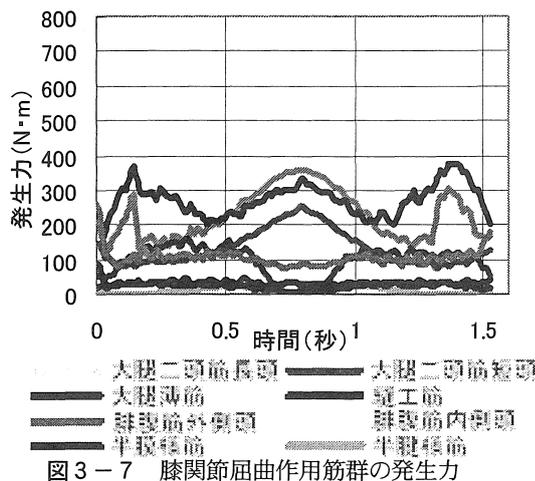


図3-7 膝関節屈曲作用筋群の発生力

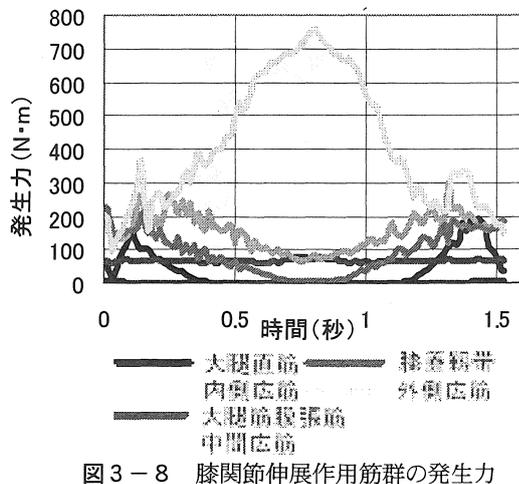


図3-8 膝関節伸張作用筋群の発生力

なお一般的知見から、膝関節伸張に作用するとされている

筋群を図3-8に、膝関節屈曲に作用するとされている筋群を図3-7に示した。図3-8の特徴は、中間広筋が大きな力を発生していることと、最大屈曲時に大腿直筋が力を発生しなくなっていることである。また図3-7では大腿二頭筋長頭、半膜様筋、腓腹筋外側頭の三つの筋が大きな力を発生していることに対して、その他の筋はほとんど力を発生していないことがわかる。

4. 考察

4.1 静的なシミュレーション

この節では第3.2節で表記した結果の詳細について説明する。

第3-2節では、股関節を固定した状態で膝関節を最大伸張した状態と、最大屈曲した状態では、股関節の最大発生トルクが変化する事を示した。この変化の原因は、股関節と膝関節の両方に跨る筋、つまり、二関節筋の筋長が変化した事にある。すなわち、膝関節の最大屈曲時では、主として股関節の屈曲運動に作用する筋の長さが短くなっているため、筋発生力が低下し、股関節の屈曲方向の力が得られなくなったからである。反対に膝関節が伸張しきっている時は、主として股関節の伸張運動に作用する筋の長さが短くなり、膝関節最大屈曲時に比べて股関節の伸張方向の力が低下している。この事例から言えることは、互いに隣接する関節の多くは、関節の出力特性が互いの姿勢に依存するという事である。これは、互いに隣接する関節に作用する筋である二関節筋の長さが、互いの関節の姿勢に依存している事に起因する。この様な現象は、実際のヒトでも観測されている。例えば、股関節を屈曲しない状態で、膝関節を最大伸張する事は苦ではないが、股関節を最大屈曲した後に、膝関節を伸張させようとしても、前の状態ほど伸張できない。これは、膝関節の伸張運動に作用する筋、つまり、大腿直筋などに代表される筋の筋長が短くなり、膝関節の伸張方向の力の大きさが低下するとともに、膝関節の屈曲方向に作用する筋、つまり、ハムストリング筋群の筋長が長くなり、筋の受動弾性特性によって膝関節屈曲方向に引っ張る力が大きくなるからである。この様な現象は、本研究で作成したモデルでも観測できる。

第2-1節で説明したように人間の筋には粘性特性があり、筋の伸張収縮速度が上昇すれば、筋の発生力が低下する。第3-2節で示したように、本研究で作成したモデルは静止時と比較して、等速運動時のほうが関節の発生力が低下している。この事から、本研究で作成したモデルは筋の粘性を再現しているといえる。しかし、粘性の影響は、高速で運動しているときにのみ顕著に現れ、一般的な生体の運動速度では、大きな影響は現れない。

4.2 任意の関節モーメントに基づいた個々の筋発生

力の評価

一般に、膝関節の伸展運動に作用する筋は、内側広筋、外側広筋、中間広筋、大腿直筋、大腿筋膜張筋、膝蓋靭帯である。これらの中で主として運動に作用する筋は、内側広筋、外側広筋、中間広筋、大腿直筋である。これら四つの筋をまとめて大腿四頭筋とよぶ。反対に、屈曲に作用する筋は大腿二頭筋長頭、大腿二頭筋短頭、腓腹筋外頭、腓腹筋内側頭、大腿薄筋、縫工筋、半膜様筋、半腱様筋である。また主として運動に作用する筋は、半膜様筋、半腱様筋、大腿二頭筋長頭、大腿二頭筋短頭である¹³⁾。なお主として作用するとは、筋活動率が高いという事ではなく、筋発生力が大きいという意味である。

第3-3節で示した結果は、先に述べた一般的な知見を必ずしも再現しているとはいえない。この原因について説明する。

図3-8に従って中間広筋に力を加えると、膝関節には伸展方向の力が発生すると同時に、外旋方向の力が発生する。この力を打ち消すために大腿二頭筋長頭と腓腹筋外側頭が力を発生する。しかし、この二つの筋は膝関節を非稼動方向に傾けようとする力を発生させるため、この力を打ち消すために半膜様筋が力を発生したものと考えられる。また、伸展運動を再現する上でこれらの筋だけが大きな力を発生した理由は、第2-5節で説明した評価関数(2.18)式に最も適合したからである。

第3-3節に示した運動シミュレーションの問題点を以下の二つである。

- 関節モーメントが微弱なときであっても筋が大きな力を発生している
- 一般的に伸展運動に主として作用するといわれている大腿直筋の発生力が小さい

関節モーメントが微弱なとき、このような結果が観測された原因の一つとして、本研究で構築したモデルは関節の非稼動方向に対する弾性要素を考慮していない点が上げられる。運動シミュレーションの目標値は最終的に外部で観測される関節モーメントである。したがって、目標値を達成するためには関節モーメントは非稼動方向であっても釣り合っていなければならず、このため非常に精密な調整が必要になる。この調整の結果微弱な関節モーメントであっても大きな筋発生力が必要になったと考えられる。これは大きな関節モーメントを達成する場合でも同じことである。

一般に伸展運動に主として作用するといわれている大腿直筋が力を発生していない原因は、大腿直筋が収縮しすぎているためであると考えられる。これは運動シミュレーションを行うために観測した関節角度に誤りがあったためだと考えられる。

5. まとめ

本研究では、ヒトの生理学的見地に基づいた精密な筋骨格モデルの構築と、モデルの視覚化を目標と定め、これに基づいて筋骨格モデルの構築と、モデルの視覚化を行った。構築したモデルは、筋の粘弾性特性や関節のすべり転がり運動を考慮したものである。

本研究で構築したモデルを評価するために、静的な状態で発生しうる各関節の関節モーメントをもとめ、その力の大きさをポリゴンによって視覚化した。等速運動を行っている状態で発生しうる関節モーメントもまた、ポリゴンによって視覚化した。これらの結果から、本研究で構築したモデルは人の静的な特性をよく表していることが分かった。

また、実際に人の運動を計測した結果に基づいた個々の筋発生力の同定を行った。一つの関節に作用する筋が多数あるため、方程式の数より未知数が多くなる。この問題を解決するために遺伝的アルゴリズムを利用した。しかし、関節の弾性特性などが考慮されていないため、一般的な知見を完全に再現することはできなかった。

今後は、本研究で構築したモデルに関節の弾性特性を加えたモデルを構築する必要がある。また、関節モーメントから個々の筋発生力を同定する方法については、個々の筋の特性や神経学に基づいた同定方法を開発する必要がある。

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 二足歩行運動を生成する神経系構造の自律的獲得, 日本機械学会論文集 C 編, 64, 625, (1998), 3541-3547
- 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, 24(8), 743-752 1991
- 8) 長谷川光彦 GA による肘屈曲運動時の筋力特性の同定 日本機械学会論文集 C 編 [ISSN:03875024] (日本機

械学会) 62(596) 1996.4 p1426~1432

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文集 No.96-48 1997

10) <http://www.musculographics.com/>

11) 金子丑之助: 日本人体解剖学第1巻, 南山堂 (1974)

12) 青木 慶, 山崎信寿: 直立二足歩行における関節受動抵抗, バイオメカニズム 14

東京大学出版会 (1998)

13) 越智淳三・訳 解剖学アトラス. 文光堂出版, 1998

14) J.M.Winters, 'Hill-based muscle models: a system engineering perspective', in Jack M.Winters and Savio L-Y.Woo(eds), Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization, Springer, New York, 1990, Chap.5, pp.69-93

15) S.Delp, P.Loan, M.Hoy, F.Zajac, S.Fisher and J.Rosen, An interactive graphic-based model of the lower extremity muscular anatomy, Journal of Biomechanical Engineering, 104, 304-310, 1982

16) F.C.T Van Der Hel, A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism, Journal of Biomechanics, 27(5), 551-569, 1994

17) F.E.Zajac and J.M.Winters, Modeling musculoskeletal movement systems: Joint and body segmental dynamics, musculoskeletal actuation, and neuromuscular control, in Jack M. Winters and Savio L-Y.Woo(eds), Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization, Springer, New York, 1990, Chap8, pp.121-147

18) F.Scheepers, R.E.Paremt, W.E.Carlson, Anatomy-based modeling of the human musculature, Computer Graphics (Proceedings of SIGGRAPH 97), 31, 163-172, 1997

19) J.Wilhelms and A.Van Gelder, Anatomically based modeling, Computer Graphics (Proceedings of SIGGRAPH 97), 31, 172-180, 1997

20) T.Komura, Y.Shinagawa and T.L.Kunii, Muscle-based feed-forward controller of human body, Computer Graphics Forum, 16(3), C165-C176, 1997

21) D.T.Chen and D.Zeltzer, Pump it up: Computer animation of a biomechanically based model of muscle using the finite element method, Computer Graphics (Proceedings of SIGGRAPH 92), 26, 89-98, 1992

22) Y.Giat, J.Mizrahi and M.Levy, A musculotendon model of the fatigue profiles of paralyzed quadriceps

muscle under FES, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BE-40(7), 664-674, 1993

23) Y.Giat, J.Mizrahi and M.Levy, A model of the fatigue and recovery in paraplegic's quadriceps muscle subjected to intermittent FES, Transactions of the ASME: Journal of Biomechanical Engineering, 118, 357-366, 1996

24) D.M.Fothergill, D.W.Grieve and S.T.Phesan, Human strength capabilities during one-handed maximum voluntary exertions in the force and aft plane, Ergonomics, 34(5), 563-573, 1991

25) H.Ruhmann and H.Schmidtke, Human strength: measurements of maximum isometric forces in industry, Ergonomics, 32(7), 865-879, 1989

26) S.Weil and N.I.Badler, Graphical displays of human strength data, The Journal of Visualization and Computer Animation, 3(1), 13-22, 1992

27) T.Yoshikawa, Manipulability of robotic mechanisms, International Journal of Robotics Research, 4(2), 3-9, 1985

28) T.Yoshikawa, Dynamic manipulability of robot manipulators, Journal of Robotic Systems, 2(1), 113-124, 1985

29) S.L.Delp, Surgery simulation: a computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb, PhD Thesis, Stanford University, 1990

30) T.Komura, Y.Shinagawa, T.L.Kunii, Calculation and Visualization of the Dynamic Ability of the Human Body, The Journal of Visualization and Computer Animation, 10, 57-78, 1999

31) Yamaguchi.G.T and Zajac.F.E., A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism, J.Biomech., vol.22, pp.1-10, 1989

32) 青木 慶: 直立二足歩行における関節受動抵抗の位置

33) J.A.Friederich and R.A.Brand, Muscle fiber architecture in the human lower limb, Journal of Biomechanics, 23(1), 91-95, 1990

34) 山崎信寿, 長谷和徳: 自由歩行における歩調・歩幅の生体力学的決定基準, バイオメカニズム 11, 東京大学出版会 (1992)

35) R.D.Crowninshield, Use of optimization techniques to predict muscle force, Transaction of the ASME: Journal of Biomechanical Engineering, 100, 88-92, 1978

(受理 平成15年3月19日)