

ビジブルヒューマン画像を用いた生体運動の再構築

Reconstruct of Human motion using Visible Human Data

山岸 良和、平松 誠治、加藤 厚生

Yoshikazu Yamagishi, Seiji Hiramatu, Atuo Kato

Abstract: We developed on the human motion a simulation system. Using photo data that sliced a dead body provided by Visible Human Project, we tried to reconstruct real motion before one's death. Each Bones and muscles were separated from the picture data. We simulate the human motion with identified parameters. And we simulate aknee motion on the system.

1. はじめに

人間の運動は、骨格とそれを結合する受動軟部組織と関節、駆動力を発生する筋肉によって行われる。これらの要因を解析することで身体運動を解析することができる。しかし、生体内部の状態を直接計測することや、身体寸法を人為的に変更することは困難である。このため、身体運動の解析はシミュレーション手法を用いて実験的方法を補うことが多い。広川、松村¹⁾は、死体膝を対象に、大腿四頭筋に張力を与え、大腿骨、脛骨間の相対移動量を実測し、大腿筋群の張力が膝の安定に及ぼす影響、即ち頭骨の大腿骨に対する相対移動量を数量的に明らかにした。この測定の結果を保証・補完する目的で2次元力学モデルを作成しシミュレーション解析を行っている。六場²⁾は、肩関節挙動のメカニズムを明らかにする目的で、CT画像から骨格形状を作成し、CT、MRI画像より関節包、筋肉・靭帯を得て、シミュレーションに必要な生体パラメータを推定し肩関節に作用する生体内力を推定するためのシミュレーション手法を開発している。これらの研究のように身体運動のシミュレーションは、実

験の補完、運動の推定をするために行われている。

身体運動は筋群と、その筋群が作用している関節によって行われる。この時、運動に関係する筋群の活動を計測するのは不可能である。筋張力は筋活動電位との関係で論じられることが多いが、実用的な意味で筋活動電位を観測できるのはいまのところ表層筋に限られている。また、大型の筋は観測が容易だが小型の筋は困難の場合が多い。

ところで、最大筋張力は筋の大きさに比例すると考えることができる。つまり、筋の大きさが特定できれば筋活動電位を計測することなく筋力を推定することができ、推定された筋力を用いて身体運動を構築することが可能であると考えた。

個々の筋及び、骨格の3次元形状、筋(腱)と骨の付着位置は、ビジブルヒューマン画像から3次元データとして構築する。ビジブルヒューマン画像は凍結した身体を身長方向に1mm単位でスライスした写真画像集である。この画像はCDに記録され市販されている。

この研究の目的は、個々の生きた人間の筋活動と身体運動の関係を画像から再構築し、3次的に表現す

ることにある。つまり、ビジュアルヒューマン画像だけに依存せず個々の身体運動の構築を画像から行うことを考えている。これを実現する事によってCTやMRIなどの身体画像から構築される運動によって骨格筋系の機能障害の推定が可能になる。また、スポーツトレーニング、リハビリ、臨床診断などへの応用を展望している。

2. システムの概要

本研究の目的は身体の各部位の運動を個々に再現するばかりでなく、全体の運動を再現することにある。しかし、全体の運動を一度に再現することは困難である。また、一度に再現を行うと各部位のモデルを簡易なものにせざるをえない。将来、身体全体のシミュレーションを行うことを展望し、各部位に分けてモデルを作成しシミュレーションを行い、後に統合可能なシステムを考えた。

運動を表現するためには、運動を行う物体、動力、軌道を決める必要がある。ここでは物体は身体の各組織であり、動力は筋肉である。また軌道は関節による制限によって決定される。このことから、組織を物体、動力、運動に分類して考える。また、視覚的にわかる要素と、視覚的にわからない要素に分けて考えた。その結果、身体を4つの要素(部品)として考えるこ

とにした。

シミュレーションを行うにあたって処理過程を画像処理、運動モデルの構築、制御の3つの過程に分けた。画像処理過程では身体運動を再現するため映像として3次元画像を構築した。また、身体シミュレーションに必要な物理定数は生体パラメータとして画像から取得した。運動モデル構築過程では目的とする運動の簡易化を行いモデル化した。制御過程では構築した映像、生体パラメータ、運動モデルをシステムとして統一しその運動の制御を行った。

3. 画像処理過程

ビジュアルヒューマンの断面写真から3次元形状を得るために3次元再構成を行う。また、断面画像からシミュレーションに必要な生体パラメータ、腱の附着位置、筋肉の最大断面積、筋肉長、筋肉の附着向き、重心を得る。断面画像から3次元画像を得るには、シミュレーションに必要な組織を切り出した後、高速に表示可能な3角形パッチ法を使用して行った。

4. シミュレーションシステム

システム概要で述べたように、システムは各組織を部品とみなして作られている。システム概念図を図1

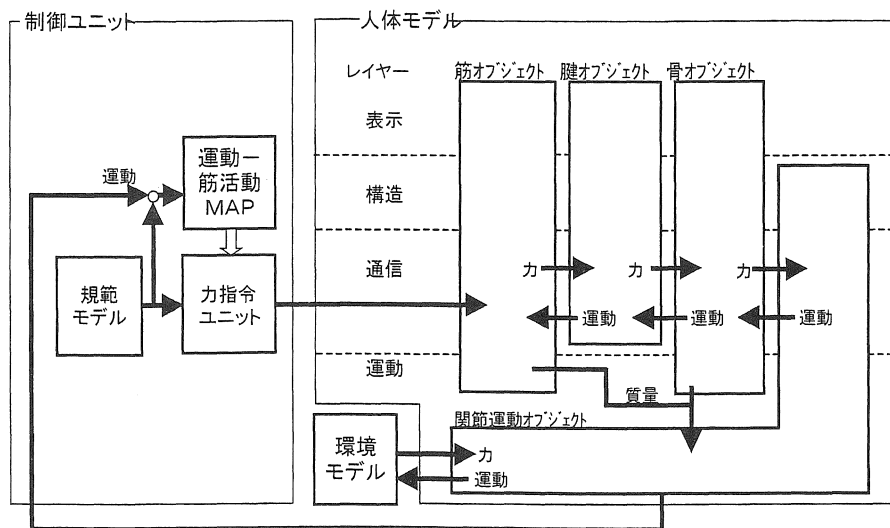


図1 システム概念図

に示す。図では各部品をオブジェクトとして表現した。

オブジェクトは筋肉オブジェクト、骨オブジェクト、腱オブジェクト、運動オブジェクトに別れる。前3つのオブジェクトが身体情報を持ち、関節運動オブジェクトが身体の関節間の軌道、力の釣り合いなどの運動にかかわる部分を扱う。この4つが身体を構成するものとなる。また、これらのオブジェクトとは別に環境オブジェクトを設定した。これは、シミュレーションを行う環境を表すもので身体に外力を与えるオブジェクトとなる。

この身体を制御するために制御ユニットを設けた。このユニットでは個々の筋肉オブジェクトに力発生指令を行う。また、指令に適した運動が実行されているかどうかの確認もこのユニットで行う。次に各オブジェクトを説明する。

(1) 骨オブジェクト

骨オブジェクトは剛体として扱われる。運動計算時でのリンク長である。また、筋肉の発生力を受け取り運動を行う対象でもある。このオブジェクトがシステムにおいては運動の基準となる。

パラメータとして、重量、位置、向き、速度、加速度、角速度、角加速度を持つ。また、接続されている筋肉、腱、運動オブジェクトへの参照が可能である。

(2) 筋肉オブジェクト

筋肉オブジェクトは制御ユニットから筋活動量を示す指令値を受け取り、筋肉の断面積に比例した力を発生する。運動を起こす力はこのオブジェクトのみから発生する。

パラメータとして、重量、位置、向き、速度、加速度、角速度、角加速度、最大断面積を持つ。骨オブジェクトと同様に他の接続された他のオブジェクトへの参照が可能である。

(3) 腱オブジェクト

腱オブジェクトは筋肉と骨を接続する。また、筋肉の発生力の大きさとその向きを伝える。

パラメータとして、開始、終了接続位置、開始、終

了接続向きを持つ。

(4) 関節運動オブジェクト

関節運動オブジェクトは関節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、慣性モーメントとトルクを計算しその運動を決定する。運動の種類は関節を6種類(蝶番、車軸、鞍、球など)としたので、この6種を行えるようにする。

5. 運動モデルの構築

本研究では上述のシステム上で膝関節の運動をシミュレートした。膝関節では転がりと滑り運動が同時に起こる。屈曲角は最大 180 度に及ぶ。このシミュレーションでは膝関節の運動を簡易化するため、屈曲角を最大で45度に制限し、蝶番関節による運動として表した。

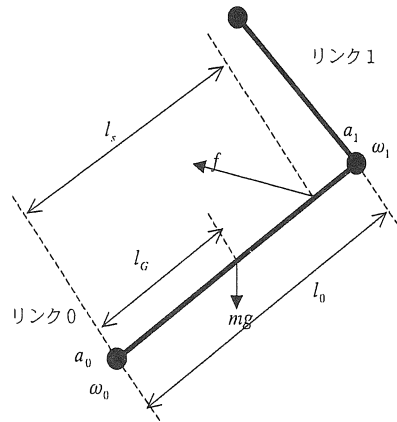


図2 リンクモデル

図2に示すようなリンクモデルを考える。リンク0の端点が加速度 a_0 、角加速度 ω_0 、リンク1の端点(リンク0の終点)が加速度 a_1 、角加速度 ω_1 で動くとする。リンク0の長さを l_0 、リンクの端点から重心までの距離を l_G 、リンクの端点力の作用点までの距離を l_1 とする。リンクの重さを m 、リンクにかかる全筋の合力を f とする。リンク0の慣性モーメントを I とする。

リンク 1 で発生しているトルクを τ_1 とする。

このとき、リンクのモーメントの釣り合いは次式で表される。

$$f \times l_s = mg \times l_G + ma_1 \times l_0 + I\dot{\omega}_0 + \tau_1 \quad (1)$$

リンクが連続的に n 個つながっているとき、

$$f_n \times l_{sn} = m_n g \times l_{Gn} + m_n a_{n+1} \times l_n + I_n \dot{\omega}_n + \tau_{n+1} \quad (2)$$

で表すことができる。各リンクの慣性モーメント I は、

$$I_n = l_{Gn}^2 \times m_n \quad (3)$$

とする。

6. 膝関節の運動シミュレーション

(1) 生体パラメータの導出

運動の再現に必要な各組織の 3 次元画像は断面写真を 10 枚おきに使用して作成した。筋と骨の接続は断面画像と解剖学的に接続している位置とを比較して求めた。

筋の最大発生力が筋の静止長において、 1 cm^2 あたり 50 N ($1 \text{ N} = 0.102 \text{ kg}$) であることから

$$\text{筋の最大断面積}(\text{cm}^2) \times 50 \text{ [N]} \quad (4)$$

とした。ただしこの数値は最大筋力であり、シミュレーションではこの値に各筋に筋活動レベルをかけた数値を使用している。また最大筋力は屈曲時の筋長によって制限されるとしている。筋活動レベルは $0 \sim 1$ の範囲とした。また、発生する力の向きは筋肉が骨に接続している向きになるとした。

また、筋肉の粘性係数を

$$B = \alpha B_m + \beta \quad (5)$$

B : 粘性係数 (Nm/rad/sec)

B_m : 筋粘性係数最大 (Nm/rad/sec)

β : 定数 (Nm/rad/sec)

α : 筋活動レベル

とした。ここに、

$$\alpha = 0 \sim 1$$

として計算を行った。

次に各部位の重量の導出を行った。画像の 1 ピクセルが 1 mm^2 であり、断面画像が 1 mm 単位で撮影されているので 1 ピクセルを 1 mm^3 として換算し体積を導出した。また、ヒトの体がほぼ水でできていることから比重を 1 g/cm^3 とした。

(2) シミュレーション

右足下腿を 45 度曲げた状態から伸ばしてゆき、伸展きった状態 (最大伸展時) で静止するように伸筋力と屈筋力を加えながら足を伸ばして行く状態の再現を行った。このとき伸展する力が余り足を蹴り出さないように最大伸展時に速度が約 0 m/s になるように運動させた。

シミュレーションの流れを図 3 に示す。筋へ筋活動量の指定が行き運動が行われ運動が目標姿勢になったときにシミュレーションが終了する。

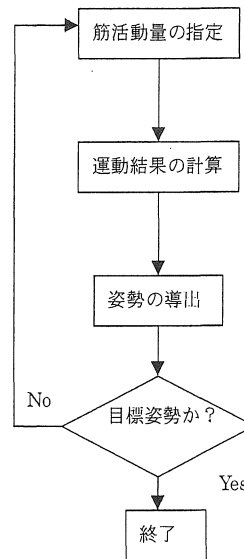


図 3 シミュレーションの流れ図

シミュレーションの評価のため評価関数を定義した。この運動の動作が図4に示すような2次系の動作になること、運動が最小時間及び最小の力で遂行されることを目標としたので次式の評価関数を導入した。

$$J_{\min} = \alpha T_s + \int_0^t f_f dt + \int_0^t f_e dt \quad (6)$$

T_s : 整定時間 [sec]

f_f : 屈曲にかかる力 [N]

f_e : 伸展にかかる力 [N]

α : 係数 [N]

$\int_0^t f_f dt$: 力積 [N · sec]

$\int_0^t f_e dt$: 力積 [N · sec]

J_{\min} が最小にする運動を最適な運動とした。

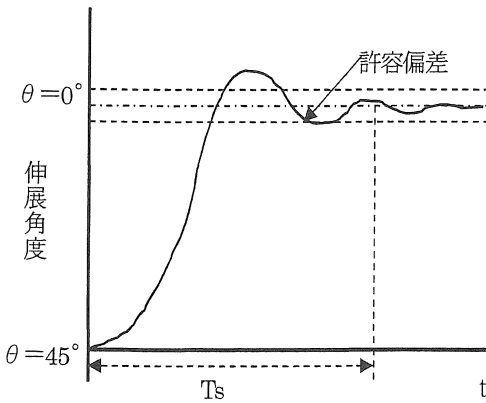


図4 リンク角度の動き

θ : 下腿の屈曲角度、 t : 時間、 T_s : 整定時間

ただし、 T_s は最大で5秒とし、運動終了時の許容偏差を0.01 [rad]とした。

筋活動レベルは、運動に使われる個々の筋に0~1の間の値を与えた。この値は筋の発生力と、筋の粘性による力の吸収に影響する。

筋活動レベルは、伸展に関与する筋には0.08~0.1の間の数値を0.001間隔で与え、伸展するに従って減少するようにした。屈曲に関与する筋には、運動を静止する筋活動レベルを与えた。ただし、最大の筋活動

レベルは0.3とした。

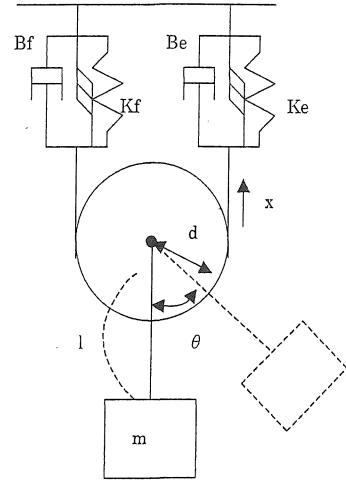


図5 運動モデルの概念図

筋による発生力と粘性、骨格、運動組織などから運動方程式を導出する。図5に運動モデルの概念図を示す。筋を2要素モデルで示し、脛骨以下、運動に関わる重量を m とした。回転中心から筋肉の力の作用点までの距離（モーメント半径）を d とした。回転中心から脛骨以下の重心までの距離を l とした。

屈曲に関する筋の弾性要素を K_f 、粘性要素を B_f とした。伸展に関与する筋の弾性要素を K_e 、粘性要素を B_e とした。このとき屈曲力を f_f 、伸展力を f_e とすると、

$$f_f = a(K_f x + B_f \dot{x}) \quad (7)$$

$$f_e = a(K_e x + B_e \dot{x}) \quad (8)$$

となる（ただし、 a は筋活動レベル）。頸骨以下の慣性モーメントを I とし、頸骨以下の運動角度を θ とすると、

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

$$\ddot{\theta} = (f_f \times d + f_e \times d + mg) / I \quad (9)$$

となる。ただし慣性モーメント I は

$$I = ml^2 \quad (10)$$

となる。以上によって運動をもとめる。

7. シミュレーション結果と考察

シミュレーションの結果を評価関数で評価した値を図 6 に示す。この表から評価関数の値が最小となるのが伸筋の筋活動レベルが 0.087 のときであることがわかる。筋活動レベルが上昇することによって評価関数の値がしだいに上昇していくことがわかる。これは整定時間の要素が評価関数の内で小さいためと考えられる。また、この評価関数では筋活動レベルが大きくなるに従って評価関数の値が大きくなる。

上昇傾向の結果の中で筋活動レベルが 0.081、0.082、0.087、0.090 の時に評価関数の値が下がっていることがわかる。この数値の変動はシミュレーションにおいて伸展の角速度が 0.001 より小さくなったときに静止したと判断しているため、静止した時間によるものと考えられる。また、静止時の位置によって静止にかかる屈筋の力が変化するため、ほぼ静止した状態の力が異なってくるためと考えられる。筋活動レベル 0.087 で極端に評価関数の値が小さくなっているのは速度低下が顕著なことが原因と考えられる。つまり、屈筋と伸筋の力の釣り合いがとれた結果と考えられる。

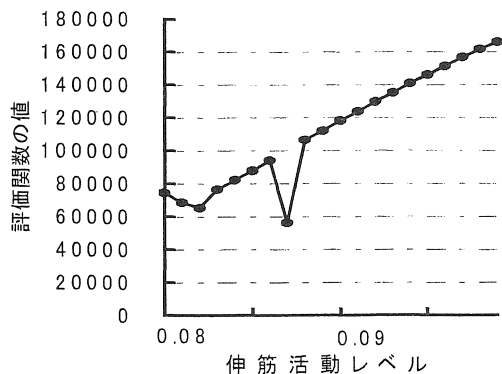


図 6 シミュレーション結果

8. まとめ

断面画像から 3 次元再構成、生体パラメータの取得をし、膝関節の運動モデルを構築し、膝関節のシミュレーションを行った。関節の動作は複雑で一つの関節に軟骨、靭帯、骨格が巧妙に関わり合って運動している。筋の発生力と粘性特性は人間工学と解剖学の知見を参考にした。

本研究はビジュアルヒューマンのデータから人間の運動を再現する目的で始まった。この研究ではシステム構築を部品に分けて行き最終的に統合する形で実現した。画像からの組織分離は、画像の解像度が低いことや、コンピュータによる自動的な分離が困難なためシミュレーションに必要な組織のみにとどめた。また、コンピュータ上で生きた映像を再現するために、表示を 3 次元画像で行った。しかし、運動は計算が難解なために 2 次元で行った。

今後、全身の運動を再現していくためには各関節のモデル化、運動方程式の導出をすること、運動に必要な組織を柔軟に切り出すための方法の作成をしなければならない。運動のモデル化は基本的な関節である、蝶番関節、球関節、鞍関節などのモデル化を元に全体の運動の概要を作り出さなければならない。コンピュータでの組織の自動的な分離は CT や MRI を扱う分野で研究されており今後の研究が待たれるものである。

9. 参考文献

1. 広川俊二、松村公志：膝関節のバイオメカニクスと動筋・拮抗筋力、バイオメカニクス 11、pp153-164
2. 六馬信之：肩関節挙動のメカニズム、バイオメカニズム 11
3. 越知淳三、解剖学アトラス、文光堂

(受理 平成11年 3月20日)