

# 骨格筋駆動と体組織変形に基づく 動作シミュレーションのための人体モデル構築

Muscle Driven and Elastically Deformed Human Body Model for Motion Simulation

稲葉 洋<sup>1)</sup>, 瀧 剛志<sup>1)</sup>, 宮崎慎也<sup>2)</sup>, 長谷川純一<sup>1)</sup>, 鳥脇純一郎<sup>1)</sup>

Hiroshi INABA, Tsuyoshi TAKI, Shin-ya MIYAZAKI, Jun-ichi HASEGAWA, Jun-ichiro TORIWAKI

1) 中京大学 生命システム工学部

(〒470-0393 愛知県豊田市貝津町床立 101, {h-inaba,taki,hasegawa,jtoriwak}@life.chukyo-u.ac.jp)

2) 中京大学 情報科学部

(〒470-0393 愛知県豊田市貝津町床立 101, miyazaki@scs.chukyo-u.ac.jp)

**Abstract:** This paper presents a method for constructing a fundamental human body model used for motion simulation. Soft tissues consisting of elastic models simulate bending motion driven by contractile force of muscles. The model generates motion and deformation at the same time. Slice images such as CT or MRI are used for constructing all tissue models. Deformable tissues are constructed by a set of elastic polygonal elements to result in natural elastic behavior. The result of generated motion is visualized as an animation. Simulation experiments are done on the motion of human's lower limbs.

**Key Words:** human body model, motion generation, elastic deformation, muscle driven

## 1. はじめに

現在、バーチャルリアリティ技術の応用は、スポーツや医療、リハビリテーションなどの分野においても幅広く模索されている。特に、計算機内に構築された仮想的な人体のモデルを用いて動作の生成や解析、評価を行う、といった新しい利用方法への期待が大きい。人体モデルを利用すれば、患者や選手に苦痛を与えることなく様々なケースに対応した試行が可能となる。また、それらのシミュレーション結果は、例えば、治療やリハビリテーション、トレーニングの計画立案において重要な役割を担うと考えられる。

歩行動作をはじめ人体の運動解析の歴史は長く、骨格筋系の動作生成のメカニズムに関しては詳細な解明がなされている。また、最近では動作結果の軌跡から逆運動学により骨格筋系の個々の筋力を算出する方法を、コンピュータを利用して高速処理し、処理結果を可視化できるソフトウェアも開発されている[1]。これらは、主にリンク機構としての骨格筋系の力学的振る舞いを求めるものであるが、人体は様々な形状をなす柔軟組織が互いに干渉しあいながら動作が生成されており、より精密な人体のモデル化を行おうとすれば、それらの柔軟組織を弾性モデルで表現し、物理シミュレーションを適用する必要がある。このアプローチは、計算コストの点で実用的でないため、CGアニメーションの生成を目的とした研究例が一部報告されている[2]以外では、手術シミュレーションにおける手術部位の弾性モデル化が主なテーマとなっていた。しかしながら、

近年の計算機の性能向上により、動作生成を目的とした人体モデルへの適用の可能性は大きくなりつつある。

治療やリハビリテーション、トレーニングなどの目的においては、個人ごとの組織形状のモデリングが必要となる。また、スポーツ医療においては損傷した組織のモデル化も必要となる。組織形状抽出の手段としては、現状ではCTデータから骨、骨格筋などの組織ごとの形状を抽出する方法が最も有力であるが、基本的に画像処理に頼る方法であるため万能ではない。

以上のような背景をふまえ、本研究では人体の下肢部の断層像から骨、骨格筋、脂肪の3つの組織について組織ごとの形状を抽出し、そのうち柔軟組織を弾性モデルとする人体下肢モデルを構築する。また、このモデルを用いて、骨格筋の収縮に基づいた人体下肢の関節の曲げ動作を生成する。

## 2. 人体モデルの構築

### 2.1 モデル化の概要

ここでは人体モデルの要素として骨、骨格筋、脂肪の3つをモデル化する。人体において、各組織はそれぞれ次の機能を持つ。骨は姿勢の基礎を決定する。骨格筋は自身の収縮機能により動作を生成し、また、自身の変形により身体深部の形状を形成する。脂肪は、姿勢の変化および骨格筋の変形に伴い受動的に変形し、その結果体表を形成する。骨は剛体、骨格筋と脂肪は弾性体モデルで表現する。

弾性体モデルで表現される骨格筋および脂肪のうち、骨格

筋は関節の伸縮時に発生される収縮力を考慮する。また、骨格筋の収縮力により生じる関節の曲げ動作は、逐次計算を繰り返しながら動的にシミュレーションを行い生成する。この際、内部組織の変形状態を確認できるよう、通過表示を用いた CG 映像により可視化する(図 1)。

## 2.2 組織の構築

組織の構築にあたり、各組織の形状は、CT や MRI などの人体断層像から取得する。まず、画像から各組織の領域を抽出する。骨と骨格筋については、個々の骨や骨格筋ごとに分離して抽出する。本研究では組織の正確な抽出が目的ではないため、しきい値処理などの画像処理にて組織の大まかな領域を得たのち、細かな修正を手入力により行う。次に、得られた組織の形状を、弾性体表現および変形処理を容易にするために、ある程度簡略化した3次元格子で表現する。具体的手順を以下に示す。なお、今回は骨も同様に行う。

**[骨・骨格筋の簡略化]** 組織の断面に対して、領域の中心から一定の角度間隔で放射状に延びる半直線と輪郭との交点を求める。この交点、および交点間を結んだ線を仮の頂点および輪郭とする(図 2)。これをすべての断面に対して行ったのち、隣り合う断面間で対応する交点間を結び仮の多面体を構築する。

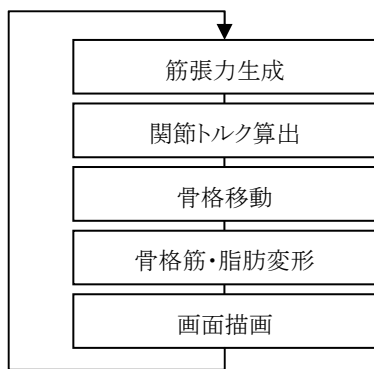


図 1 処理の流れ

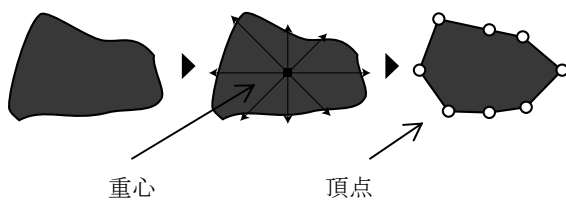


図 2 骨格筋の簡略化

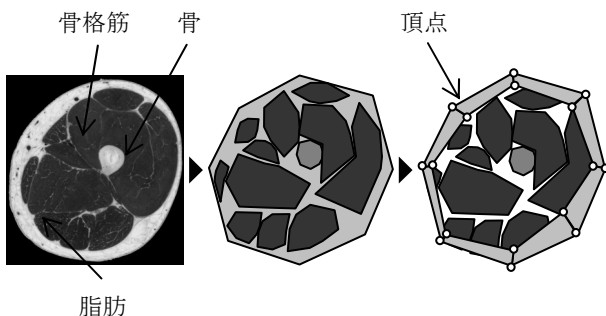


図 3 脂肪領域の簡略化

**[脂肪の簡略化]** 脂肪も骨・骨格筋と同様の方法で形状の簡略化を行う。ただし、脂肪は体深部に領域を持たないため、領域の中心として同じ断面に含まれる骨領域の中心を利用する。また、脂肪の断面は筒状になることから、外側・内側の両方に頂点を配置する(図 3)。

組織に対して形状の簡略化を行ったのち、同一断面内にある個々の頂点に対して、頂点から一定距離内にある他の組織の頂点をひとつにまとめ、共有頂点として登録する。この際、共有頂点の位置として、メンバの重心を与える。この処理ののち得られる骨格筋および脂肪の形状を各組織の最終的な形状とし、各組織の各々の多面体を、弾性化の際の基本要素とする(図 4)。なお、本研究ではモデル構築のため画像として Visible Human Dataset 写真データを用いた(スライス番号 1700~2878 のうち 25 枚おきに間引きして使用)。

## 3. 動作生成シミュレーション

### 3.1 概要

骨格に配置された骨格筋は、収縮動作により筋張力を発生する。この力は、関節の回転運動を行うためのトルクとなり、骨の質量や慣性モーメントなどを考慮し骨を回転や移動させる。この際、骨格筋は弾性計算に基づき膨張する。また、脂肪は骨の移動および骨格筋の形状変化を考慮して変形する。ここでは、本研究で用いた弾性モデルについて説明したのち各組織のモデル化について説明する。

### 3.2 局所形状保持モデル

弾性体を表現するモデルのうちリアルタイム性を考慮したものとしては、質点ばねモデルと、有限要素法における一次要素モデル(FEM モデル)が良く用いられている。質点ばねモデルは実装が容易であるが、要素の大変形時に復元に適した応力が得られないという欠点がある。また、FEM モデルでは、モデルの構築において弾性要素形状を四面体に分解する必要がある。これらのモデルに対し、我々に研究グループでは、FEM モデルと類似の応力を発生し、四面体要素に分解する必要がない局所形状保持モデルを考案している[3]。本モデルは、物体の形状を局所領域ごとの多面体(セル)の集合として表現し、外力の作用等によりセルが変形すると、セルの各頂点にセルの初期形状へ向かう応力ベクトルを定めるものである。

本モデルの多面体要素を頂点数の多いものに設定でき

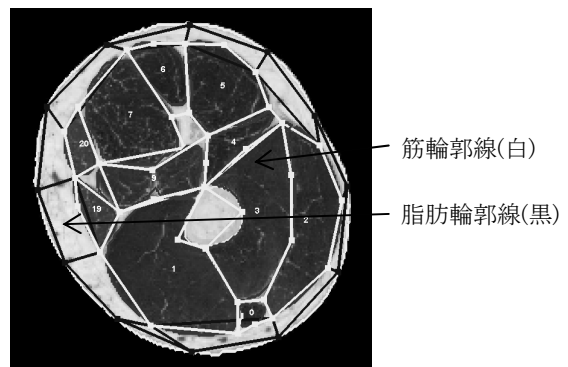


図 4 ある断面における組織簡略化の例

ば FEM モデルと比較して計算コストを大幅に抑えることができる。人体の柔軟組織は、特に関節付近では変形が大となる可能性が高い。また、筋肉は基本的に紡錘形をしており、多角柱を要素の基本形状とすると都合が良い。したがって本モデルが有効に機能すると考えられる。

### 3.3 骨格筋のモデル化

これまでに、主に運動生理学の分野において骨格筋のモデル化[4]が進められており、筋活動の主たる筋張力発生メカニズムが解明されつつある。しかし、筋張力発生と変形との関係や、外力による筋変形への影響などはあまり知られていない。そのため、本研究では筋の活動を単純化し、収縮動作による筋張力発生、および筋自身による短縮・膨張といった変形のみを行うものとしてモデル化した。具体的には、筋をなす個々のセルに対して、筋の長軸方向を短縮し筋断面を拡大した新たな変形後の平衡形状を与える。このとき、変形時に生じる力を用いて筋の変形を行う。また、筋の両端で生じる力を筋張力とする。各セルにおいて、収縮時の形状を表すベクトルを  $\mathbf{Rn}_i$  と定め、セルの収束目標となる形状の重心に対する相対ベクトル  $\mathbf{R}_i$  の成分と、収縮度を表す定数  $c$  ( $0 < c < 1$ ) を用いて以下のように表す。

$$\mathbf{Rn}_i = \left( \sqrt{\frac{1}{c}} R_{xi}, c \cdot R_{yi}, \sqrt{\frac{1}{c}} R_{zi} \right) \quad (1)$$

ただし、 $R_{xi}$ 、 $R_{zi}$  は、 $\mathbf{R}_i$  の断面方向の成分を、 $R_{yi}$  は長軸方向の成分を表す。ここで、長軸方向とは筋の起始・停止を結ぶ線分方向とし、断面方向はこれに垂直な面とする(図 5)。なお、収縮動作を行わない筋は、この処理は行わず単に弾性を持つ物体として扱う。

### 3.4 脂肪のモデル化

脂肪は筋の変形および姿勢の変化に応じて変形し、自身で

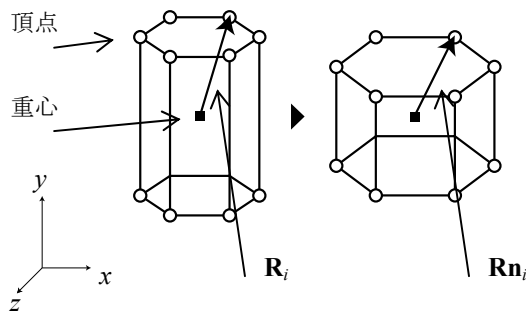


図 5 収縮動作のための平衡形状

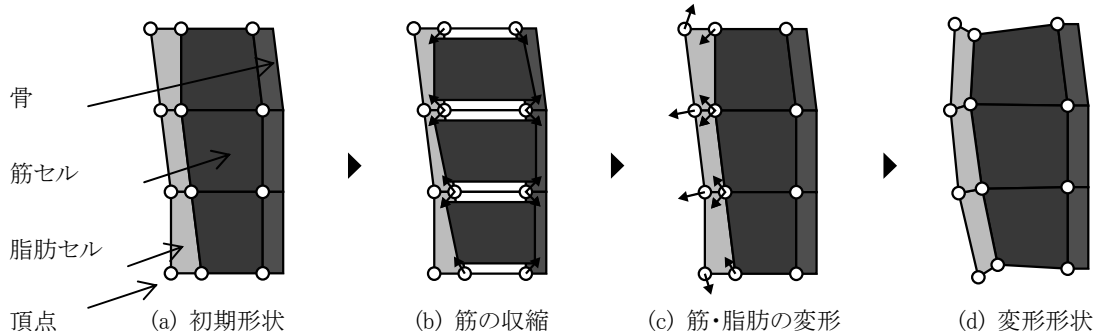


図 6 組織変形の様子

は能動的に変形しない。脂肪の形状は、体内を形成する頂点に加わる力を元に弾性計算を行い得る。また、その結果体表が形成される(図 6)。

## 4. 実験および考察

### 4.1 実験

実験は、提案手法を用いて構築した人体モデル 1 例を用いて、膝関節における屈曲動作の生成および変形シミュレーションを試みた。今回は単一の下肢を対象とし、モデル構築には、骨 6 本、骨格筋 28 本、それらを覆う脂肪を用いた。なお、骨格筋の輪郭は、各筋の形に応じて 3~8 角形になるよう近似した。また、脂肪の輪郭は 12 角形に近似した。形状の弾性化に関する詳細を表 1 に示す。また、実験におけるパラメータを表 2 に示す。各筋における収縮力の大きさ、弾性定数などの値はそれぞれ同じものとした。また、脂肪についても弾性の程度などはそれぞれの要素について同じものとした。なお、それぞれのパラメータの値は、現在は実験的に決めている。関節位置および筋の付着位置は、解剖書などの知識を元に画像より推定した。膝関節は一軸中心の回転を行う機構とし、関節の可動範囲には制限を持たせた。また、関節トルクの算出に際し、人体部位の質量、慣性モーメントといった身体係数は文献[5]を参考にした。実験では、骨格を覆う皮膚は通過表示し、骨格筋の形状を可視化することにより組織の変形などを確認する。

### 4.2 結果および考察

図 7 は、シミュレーション時における下肢全体を表す。膝関節の屈曲動作、およびそれに伴う体表の形成を表す。図 8 は、動作開始時からの体表の面積変化を表す。また、図 9 は図 8 と同時刻における脂肪の変形の程度を表す。

実験結果より、大腿に配置された骨格筋が収縮動作を行うことにより、膝関節の屈曲動作が生成されていることがわかる。ここでは動作の一例のみ示したが、実験では各筋における収縮力発生タイミング、収縮力の大きさを変更することにより異なる動作の生成が可能である。現状の骨格筋モデルは、弾性

表 1 モデル詳細

筋セル数	292
筋ノード数	2998
脂肪セル数	540
脂肪ノード数	4320
共有頂点数	873

表 2 実験パラメータ

収縮度	0.998
筋の弾性定数	1000000
筋頂点の質量	1
脂肪の弾性定数	500000
脂肪頂点の質量	1
単位時間	0.001

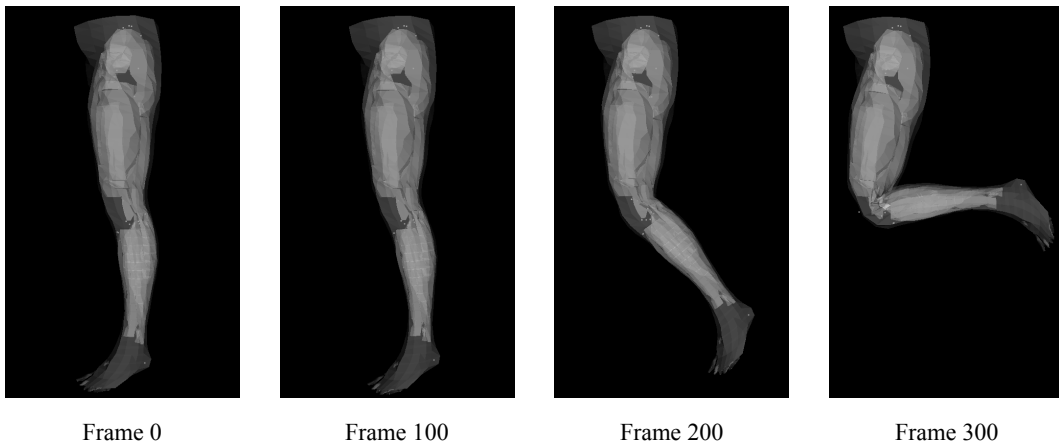


図7 動作生成結果

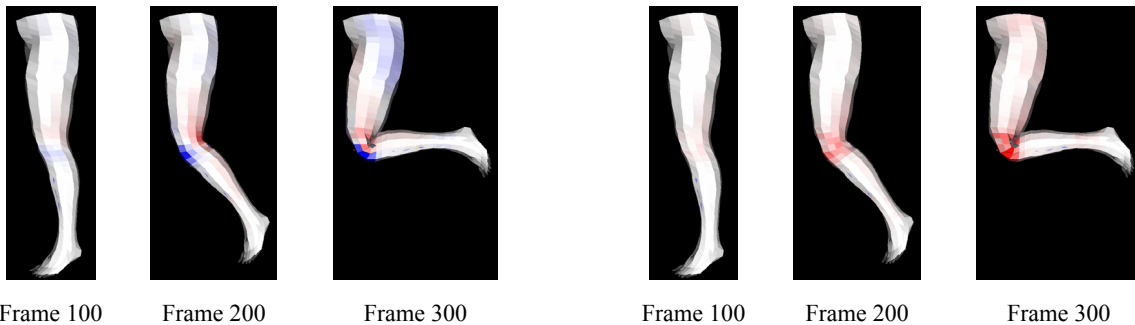


図8 体表の面積変化の可視化

図9 脂肪の形状変化の可視化

脂肪セルの体表部面積を計測し，初期面積を白，増加時を青，減少時を赤で着色した．色の濃さは変化の程度を示す(濃いほど面積変化が大きい)．

脂肪セルの変形度合いを計測し，初期形状を白，程度に応じて赤の濃淡で示した(濃いほど変化が大きい)．

体に変形する際に生じる復元応力を利用した筋張力を発生するため，実際の人体における筋張力の特性とは異なる．また，個々の筋が独立して収縮動作を行うため，複数の筋が協調や連携して行う収縮動作などは実現されていない．

**謝辞** 本研究に運動生理学，整形外科の立場から貴重なご意見を頂く，本学体育学部北川薫教授，保健センター清水卓也博士，ならびに日頃熱心にご討論いただく本学長谷川研究室諸氏に感謝する．なお，本研究の一部は文部科学省私立大学 HRC 補助金による．

組肢全体の体表形成は，動作全体を通して行われていることがわかる．動作において脂肪のセル形状が大きく変化する膝関節部について着目すると，膝前部における体表の伸びは，実際の人体から受ける印象に近い自然な変形がみられる．しかし，膝後部における体表の縮みは体内部へめり込む傾向がみられた．この理由として，脂肪の内側や筋の一部の質点は，骨に直接固定し動きを連動させているため，関節角度が大きくなると固定された質点に近い脂肪外側の質点が，形状を保とうとすべく体内部へ移動したことが考えられる．

### 参考文献

### 5. むすび

本論文では医療・リハビリテーション分野への応用を主眼におき，組織の変形を伴う動作生成シミュレーションを実現するための人体モデル構築手法を提案し，そのプロトタイプシステムを開発した．実験では，本手法を人体下肢に適用し動作の生成およびそれに伴う組織の変形シミュレーションを行った．その結果，組織の変形を伴う動作の生成が行えることを確認した．今後の課題として，生体に基づく骨格筋モデルの適用，筋の協調・連係した動作の生成，変形の定量的評価，別の部位への適用が挙げられる．

- [1] Taku Komura, Yoshihisa Shinagawa Toshiyasu L. Kunii: Creating and retargetting motion by the musculoskeletal human body model, The Visual Computer 16, pp.254-270, 2000.
- [2] Luciana Porcher Nedel, Daniel Thalmann: Anatomic modeling of deformable human bodies , The Visual Computer 16, pp.306-321, 2000.
- [3] 宮崎慎也, 吉田俊介, 安田孝美, 横井茂樹: 局所形状保持に基づく仮想弾性物体モデルの提案, 電子情報通信学会論文誌, J82-A, 7, pp.1148-1155, 1999.7.
- [4] Felix E.Zajac: Muscle and Tendon - Properties, Models, Scaling, and Application to Biomechanics and Motor Control , Critical Reviews in Biomedical Engineering, Vol.17 Issue 4, 1989.
- [5] 阿江通良: Kinematics と Kinetics をつなぐ身体部分慣性係数 - その測定法と係数の比較 - , Japanese Journal of Biomechanics in Sports&Exercise, 1, (1), pp.51-62, 1997.

