

弾性骨格筋モデルに基づく組織変形と 人体動作生成シミュレーション

稲葉 洋^{*1} 瀧 剛志^{*1} 宮崎慎也^{*2} 長谷川純一^{*1} 鳥脇純一郎^{*1}

**Simulation of tissue shape deformation and human motion
based on elastic skeletal muscle model**

Hiroshi Inaba^{*1} Tsuyoshi Taki^{*1} Shin-ya Miyazaki^{*2} Jun-ichi Hasegawa^{*1} and Jun-ichiro Toriwaki^{*1}

Abstract – This paper presents a method for simulating human motion with tissue shape deformation based on an elastic skeletal muscle model. Shapes of tissue models are decided based on real measurement data such as CT. In the model, motion is rendered by muscle contraction such as bending knees, and the bending motion and shapes of soft tissues are generated as a result of dynamic simulation. The soft tissues are modeled by our original elastic model which has advantages of low computational cost and stability in large deformation. The result of tissue shape deformation is transparently visualized as a real-time animation.

Keywords: human body model, elastic object, motion generation, shape deformation

1. はじめに

現在、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、計算機内に構築された仮想的な人体(以下人体モデル)を用いた動作解析や評価が試みられている。実際の治療や検査では、患者が苦痛や不快感を強いられることが少なくなく、時には人体に副作用を生じるものや後遺症のリスクを伴うものさえある。これに対し人体モデルによるシミュレーションでは、患者に負担を強いることなく、実験条件を自由に設定し、繰り返し試行することが可能である。

人体モデルによるシミュレーションを実現するためには、人体の組織構造を CT 装置などにより抽出する人体計測技術、人体の各組織の物理特性を表現できるモデル化技術、シミュレーション結果を明瞭に表示するための可視化技術などが必要である。このうち可視化技術に関しては、リアルタイム CG の表示

性能が向上したこと、研究に利用可能な画像セットが提供されたこと[1]などにより、人体の組織構造の可視化[2]など、数多くの研究成果が報告されている。また、人体計測技術に関しても、患者に負担のかからない短時間での計測が実現され、計測結果もより高解像度のものが実現されてきている。これらに対して、モデル化技術は目的に応じて必要となる機能を有し、かつコンピュータの処理能力を考慮したモデルを構築する必要があるため、標準となりうる汎用的なモデルを確立するのが難しく、現状では各研究グループが独自のモデルを個々に提案している段階であるといえる。

人体の動的な振る舞いを表現する動作シミュレーションのためには、各組織の形状を表現できる形状モデルに加え、物理シミュレーション法などにより運動計算を行える機能を有する必要がある。例えば、有限要素モデルや質点ばねモデルにより弾性変形を表現できる柔軟組織モデルを利用し、手術シミュレーションを実現する研究が多数報告されている[3,4]。また山岬らは、変形可能な筋を有する人体モデルを、全身 MRI 像に基づいて生成し、事前に与えられた動作に対して骨格筋が変形する過程を可視化表示している[5]。Luciana らも CG アニメーションの生成を

*1 中京大学生命システム工学部

*2 中京大学情報科学部

*1 School of Life System Science and Technology, Chukyo University

*2 School of Computer and Cognitive Sciences, Chukyo University

目的として、人体断層像に基づいた人体モデルの構築を行い、筋の変形形状が考慮された人体の運動生成を実現している[6]。また最近では、モーションキャプチャなどにより計測した人体の動作における筋力分布を、逆力学により求める手法が確立され、その結果に基づく動作生成も行われている[7-9]。これらの研究は柔軟組織の変形を具体的に実現し、動作生成のための柔軟組織の基礎モデルを提案している点で評価できるが、これらの研究において能動的な人体の動作生成が実現されているとは言い難い。

人体の動作生成に関する研究では、人体の骨および骨格筋を剛体棒、およびばねとみなし、そのリンク系の動力学を解析することにより人体の動作生成を実現する試みが以前から行われている[10]。しかしながら、これは実際には体積をもつ人体の柔軟組織を1次元のばねで表現した簡易モデルである。これに対し、柔軟組織を弾性などの変形特性を有する立体モデルで表現し、動的シミュレーションを行うことにより、人体組織の変形形状と動作を同時に扱える人体モデルの構築が可能となる。リアルタイムで結果が得られる利点により、スポーツにおける損傷部位の手術時のインフォームドコンセントや、医療における教育目的での利用が期待できる。また、筋肉が弾性を有する立体モデルであることから、リハビリテーションなどにおいて人体組織の個人特徴や怪我などによる損傷状態が反映された歩行シミュレーションなどを実現できる。さらに、処理結果が短時間で得られるため、義肢やサポータといった装具の評価シミュレーションなど、試行錯誤をともなう作業をより快適に行える環境も提供できる。

そこで本研究では、柔軟組織モデルと物理シミュレーションに基づく人体の動作生成シミュレーションを目的とし、実計測データに基づいて人体組織の形状モデルを生成し、動的シミュレーションにより関節の曲げ動作の生成を実現する。骨、骨格筋および脂肪の3組織で構成される人体モデルを用い、骨格筋の収縮動作に基づいた動作生成を実現する。動作時の骨の移動、骨格筋自身の変形、それらに伴う脂肪の変形は動的シミュレーションの結果として生成される。柔軟組織の基本モデルには計算コストが低く、大きな変形に対する安定性の高い筆者らが提案する弾性体モデル[11]を用いる。シミュレーション結果である人体モデルの各組織の変形形状は、半透明表示などを用いてリアルタイムでの可視化表示を行う。

2. 人体モデルの形状生成

人体のモデル化を自動処理で行なうためには、CT

などの人体イメージング法により人体内部の組織構造を計測し、得られた濃淡分布情報から組織領域を画像処理により抽出する必要がある。しかしながら、今のところ任意の被検者に対する、任意の組織の自動抽出を実現できる可能性は低い。また、仮に組織領域を高解像度で抽出できたとしても、それを反映できる高解像度の弾性運動をインタラクティブ性を考慮して実現することは現状では難しい。したがってここでは、まずCTなどにより得られた人体断層像の各スライス画像において組織の輪郭を手入力で与え、それに基づいて組織形状を近似する多面体の立体形状を自動的に生成する。以降では、人体の具体的な部位として、骨、骨格筋、脂肪の3種類の組織から構成される下肢部のモデルを生成する場合について議論を進める。

2.1 スライス画像における組織の領域抽出

組織の立体形状を生成するために必要となる、人体断層像の各スライス画像における組織の占有領域を抽出する。現在得られるX線CT像や人体標本画像では、異なる骨格筋が密着する部分など、組織間の境界を目視で判別することが困難な場合が少なくない。そこでまず、前処理としてしきい値処理などの画像処理手法により大まかな領域抽出を行い、それを手入力で修正することにより組織の占有領域を確定する(図1)。

2.2 骨、骨格筋の立体形状

人体モデルを構成する3組織のうち、骨、および骨格筋については、図2に示すような底面同士を互いに共有する多角柱の連結(以下、連結多角柱と呼ぶ)で組織形状を近似するのが適当であると考えられる。2.1で得られた組織の占有領域において、領域の重心から一定の角度間隔で放射状に伸びる半直線群と輪郭との交点群を求める。この交点群の隣り合う交点間を順に結んでできる多角形が組織形状の断面となる(図3)。この処理をすべてのスライス面に対して行い、隣り合うスライス面の対応する頂点間に辺を配置

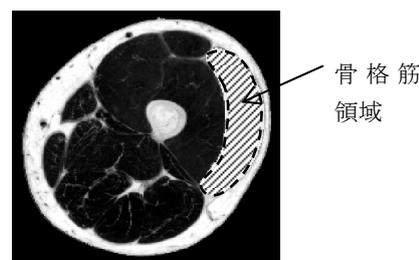


図1 スライス画像における組織の占有領域の例
Fig. 1 An extracted region corresponding to a single tissue in a slice image.

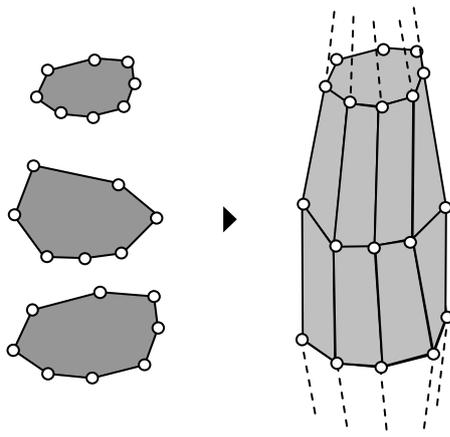


図 2 骨および骨格筋の形状モデルに用いる連結多角柱

Fig. 2 A polyhedron shape obtained from a set of polygonal cross sections

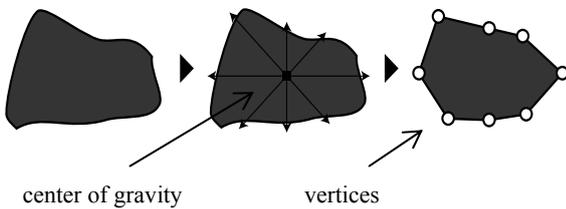


図 3 組織領域に対して生成される多角形の断面形状

Fig. 3 A polygonal cross section obtained from a tissue region.

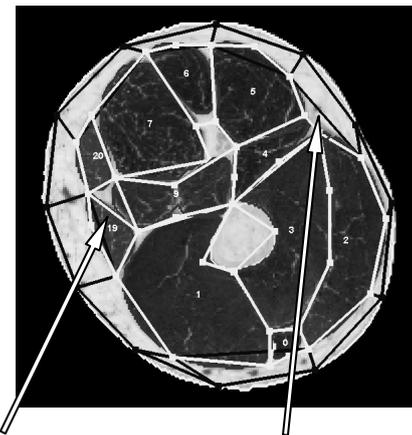
することにより、組織形状を近似する立体形状が生成される(図 2)。これらの処理はすべて自動的に行なうことが可能である。

2.3 脂肪の立体形状

脂肪は、スライス面において、そのほとんどが人体の外周部分に分布しており、脂肪全体の立体形状は厚みのある筒形をなしている。そこで、各スライス面において、骨領域の重心を中心として2.2と同様の方法で放射状の半直線群と脂肪領域の境界との交点群を求める。ただし、この場合脂肪領域の表皮側と骨格筋側にそれぞれ交点が存在する(図4)。

2.4 組織間排他処理のための頂点共有

実際の人体内部では、各組織は干渉に対して互いに退け合うように振舞うと考えられる。これを人体モデルにおいて模倣するためには、組織モデル間の干渉判定、衝突処理を行なう必要がある。しかしながら、一般に干渉判定の処理は計算量が多く、今回の場合のように弾性変形する物体間の判定が必要となる場合には、処理の対象を近傍の弾性要素同士に限定したとしてもインタラクティブ性が大きく損なわれると予想される。そこで、ここでは近傍に位置する頂点同士を共有することにより組織同士を結合し、干渉判



muscle border (white line) fatty tissue border (black line)

図 4 ある断面における組織の簡略化多角形表現の例

Fig. 4 A result of simplified polygonization of tissue components in a slice image.

定は行なわないこととした。人体内部では組織同士は互いに密着しあっており、組織モデル間の相対位置の変化は比較的小さいため、この方法によって変形結果が受ける影響は小さいと考えられる。

この頂点共有化の処理は、各スライス画像上で頂点間距離がある値以下のものをグループ化することにより容易に実現することができる。グループ化された頂点はすべてそれらの重心に位置する単一の共有頂点に置き換えられる。図 4 に処理結果の一例を示す。

3. 人体モデルの動作生成

本研究の目的は、骨格筋の収縮に基づく能動的な動作生成であるが、これを実現するためには柔軟組織のもつ弾性等の物理的性質を表現できるモデルが必要となる。弾性物体モデルの研究の歴史は長く、計算機の性能が急速に向上した最近の十数年の間に特に大きく進歩し、最近では手術シミュレーションなどへの応用研究も数多く報告されている。特に、リアルタイムでのインタラクションを前提とし、動的な弾性運動を生成する方法としては、弾性物体を有限要素法における一次要素(3次元モデルでは四面体要素)や質点ばね系とみなし、時間軸方向の差分近似により、逐次的に運動を生成する方法が主に用いられている(差分近似法)[12]。

筆者らのグループでも、大変形時にも適切な弾性運動が生成され、任意の多面体形状を弾性要素とすることができる局所形状保持モデル[11]を提案している。2章で求めた組織の形状は多面体の集合で構成されているため、局所形状保持モデルは各組織のモデルに容易に適用することができる。

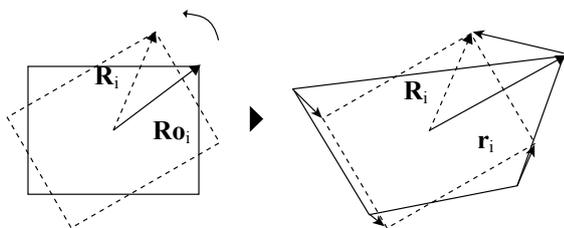


図5 局所形状保持モデルにおける弾性応力

Fig. 5 Elastic force in a volumetric elasticity element.

3.1 局所形状保持モデル

局所形状保持モデルとは、弾性物体を多面体形状の要素で構成し、各要素(セル)の形状を保持するように弾性応力を定義するものである。その基本概念は質点ばねモデルにおけるばねの1次元的な変位に対する線形弾性の仮定を3次元に拡張したものとみなすことができる。すなわち各要素において、平衡形状を基準とした変形形状における各頂点の変位を求め、その変位に比例した弾性応力を定義する(図5)。その結果、各要素が外力を受けて変形すると、要素の各頂点には、要素の初期形状を保持しようとする応力が生じる。

上記は各要素内の応力の合力および力のモーメントの総和がともにゼロとなるという条件により一意に定まる。したがって、ある時刻の要素の頂点*i*において、剛体回転成分を考慮した平衡形状の各頂点の位置ベクトルを \mathbf{R}_i 、変形形状のそれを \mathbf{r}_i とすれば、その変位ベクトルは $\mathbf{r}_i - \mathbf{R}_i$ で与えられるため、 \mathbf{r}_i を既知、 \mathbf{R}_i を未知とする力のモーメントの釣り合い式である式(1)を解くことにより、多面体の平衡形状および頂点に働く応力が一意に定まる(図5)。

$$\sum_i \mathbf{r}_i \times k(\mathbf{R}_i - \mathbf{r}_i) = k \sum_i \mathbf{r}_i \times \mathbf{R}_i = \vec{0} \quad (1)$$

ここで、 \times はベクトル積を、 k は変位に対する弾性力の比例定数である。3次元モデルでは解析解を得るのは困難であるため、文献[10]では剛体回転を考慮した平衡形状を更新しながら効率的に上記の解を得る数値解法を与えている。

3.2 屈曲動作の生成

収縮のメカニズムに関しては、文献[17]などにより基礎的な解明が行なわれているが、それらをすべてモデル化することは実時間処理が前提となるインタラクティブな用途においては困難である[11]。そこで本研究では、筋を構成する筋線維と呼ばれる組織が、収縮を通して体積がほとんど変わらない[13]ことに着目し、筋を構成する個々の弾性要素(2.2における個々の多角柱に相当)において、平衡形状を筋の長軸方向に縮小し、同時に、筋の長軸と垂直な平面に

において要素の体積が維持されるように拡大することにより、筋の収縮を実現する。

実際の数値計算では以下のような逐次的な処理を反復して行うことにより動作が生成される。

1. 各頂点の平衡形状(収縮形状)に対する変位により筋張力を決定
2. 1に基づいて関節周りの骨格の回転運動を差分近似法により生成
3. 骨格筋、脂肪の変形形状を差分近似法により生成

骨格筋の収縮による変形は、周囲の弾性要素や剛体モデルである骨に作用し、それに基づく動的シミュレーションの結果により、骨のリンク運動や脂肪の変形による人体の表面形状が生成される。

4. 実験および考察

提案手法を用いて構築した下肢部の人体モデルを用いて、膝関節における屈曲動作および柔軟組織の変形を実現した。

4.1 モデルの生成

人体の形状作成には、人体断層像データベース Visible Human Dataset[1]中の写真画像の下肢に相当する部分(実際には slice no.1700~2878のうち25枚おき)を用いた。生成された人体の形状モデルに関する詳細を表1に示す。

モデルは、骨6本、骨格筋28本、およびそれらを覆う脂肪で構成される。下肢部の屈曲動作は主に大腿部に位置するハムストリング筋群(大腿二頭筋、半膜様筋、半腱様筋)の収縮により生成されるので、シミュレーションにおいてはハムストリング筋群のみに3.2で示した骨格筋の収縮モデルを適用した。それ以外

表1 生成された人体形状の詳細

Table 1 Specification of elastic elements in a generated human model

| | |
|-------|------|
| 筋セル数 | 292 |
| 筋頂点数 | 2998 |
| 脂肪セル数 | 540 |
| 脂肪頂点数 | 4320 |
| 共有頂点数 | 873 |

表2 実験パラメータ

Table 2 Parameters in the experiment

| | |
|-----------------|---------|
| 収縮度 c | 0.998 |
| 筋弾性定数 k_1 | 1000000 |
| 脂肪弾性定数 k_2 | 500000 |
| 単位時間 ΔT | 0.001 |

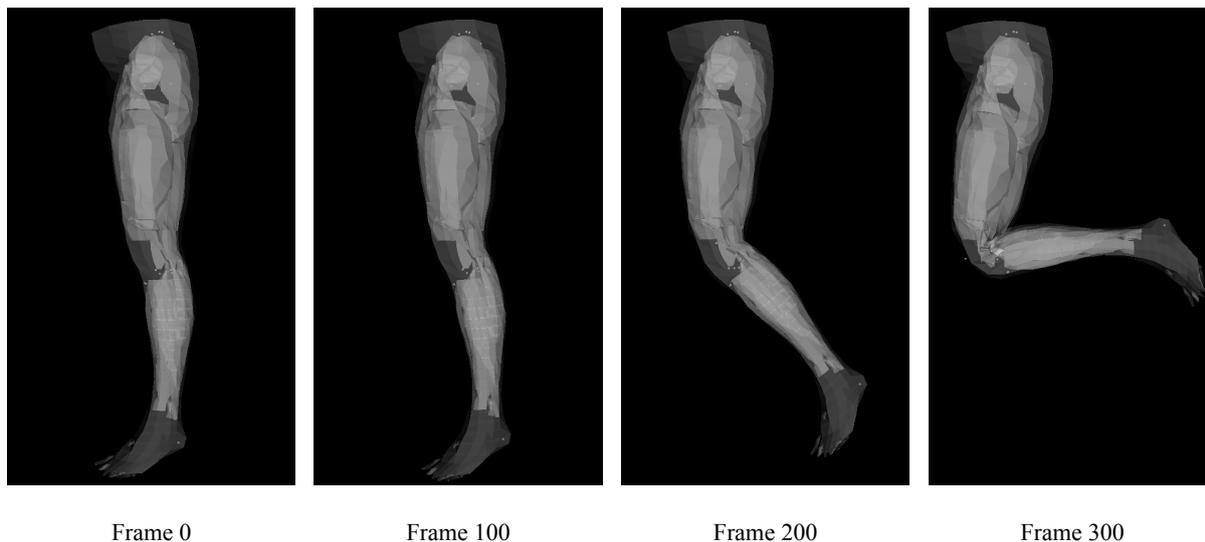


図6 動作生成結果(下肢全体)
Fig. 6 Results of motion generation

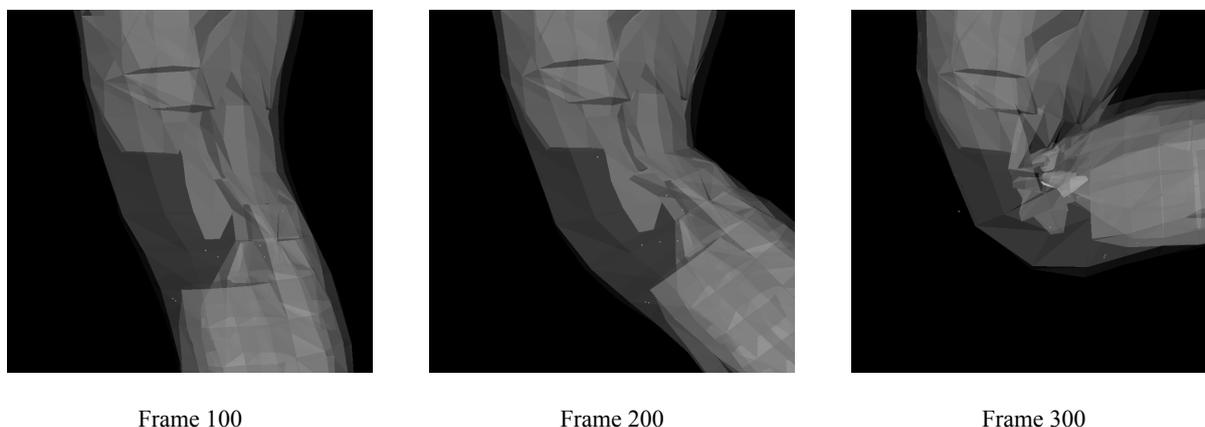


図7 膝関節部の拡大表示
Fig. 7 Results of body surface deformation at a knee (enlarged display)

の筋は、受動的な変形のみを行うこととした。

4.2 実験の概要

実験におけるパラメータを表 2 に示す。実験パラメータにおいて、収縮度 c は骨格筋モデルにおける元の形状に対する単位時間ごとの縮小比率を表す。筋を構成するセルの弾性定数を k_1 、脂肪を構成するセルの弾性定数を k_2 、すべてのセルの頂点の質量を 1 とした。また、単位時間 ΔT は、弾性計算の発散が起きない範囲で十分に小さい値を適用している[11]。各筋における収縮力の大きさ、弾性定数などはそれぞれ同じものとした。脂肪についても弾性定数などはすべてのセルについて同じとした。

弾性定数は緊張する筋肉に対して、脂肪は従属的であるため脂肪の弾性定数は筋の弾性定数に対して比較的小さいと考えられる。また、差分近似法による動的シミュレーションでは弾性定数が大きくなるにつれて計算量が増加する。弾性定数 k_1 , k_2 の値は実際の組織のヤング率などから定めるべきであるが、今

回はこれらを考慮し弾性定数の値を実験的に定めた。関節位置および筋の付着位置は、解剖書など[14, 15]の知識を元に画像より推定した。膝関節は 1 軸中心の回転を行う機構とし、関節の可動範囲に制限を持たせた。また、関節の角度計算に際しては、人体部位の質量、慣性モーメントなどの身体係数は文献[16]を参考にした。実験では、市販のノート PC(CPU: PentiumM 1.5GHz, Memory: 1GB, Graphic Card: Mobility RADEON 9600)を用い、34 frames/sec.を実現している。

4.3 実験結果および考察

実験結果を図 6, 7 に示す。図 6 は、シミュレーション時における下肢全体の様子を示したもので、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 7 は、同シミュレーションにおける膝関節部を拡大して示したものである。膝関節における脂肪の変形、およびそれに伴う体表部の形状を表している。なお結果の表示に際し、脂肪は半透明表示し、内部

組織の変形を確認できるようにしている。

[動作の生成] 実験結果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を示したが、実験では各筋における力の大きさや力発生のタイミングを変えることにより、異なる動作の生成が可能であることを確認した。

提案した骨格筋モデルにおける力発揮特性は、弾性体に変形する際に生じる復元応力を利用したものであり、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係して行う実人体の筋活動とはまだ隔たりがある。この問題には、運動生理学に基づく筋の生体モデル([17])の利用による改善が考えられる。また、現在は屈曲など1つの関節に対する1つの動作のみシミュレーション可能である。実際には、下肢に限定しても、足を振り上げて下ろすキックのような動作や、しゃがんだ姿勢から立ち上がる動作といった複数の関節に対する連続した動作が求められるため、本システムにおいても今後それらに向けて拡張していく必要がある。

[組織の変形] 組織の変形は、動作を通して行われていることがわかる。また、脂肪を半透明表示したことにより、人体内部を観察することが可能である。脂肪セルが大きく変形する膝関節部に着目すると、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る。これは、組織構築における形状簡略の度合いを変えた場合にも同様の傾向がみられた。この理由として、脂肪の内側や筋の一部の頂点は、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頂点に近い脂肪外側の頂点が、形状を保とうとすべく体内部へ移動すると考えられる。また、モデルにおける膝関節部は、筋がなく脂肪のみで構成されるため個々のセルが大きく、結果的に大きく変形しやすいことも要因としてあげられる。

4.4 応用

組織の形状の情報を持つ人体モデルを活かした試みとして、動作中の組織変形における特徴量を計測し、色の变化として可視化した。このような情報を容易に理解するための可視化は、人体モデルを利用した義肢などの装具開発における装着感の評価や、医療におけるインフォームドコンセントにおいて応用が可能であると考えられる。

図8は、動作開始時から一定時間ごとの体表の面

積変化を表す。これは、個々の脂肪セルにおける体表を面積計測の対象とし、初期形状の時を白色、面積が増加した時を青色、減少した時を赤色で着色した。濃淡の違いは変化の程度を示す(色が濃いほど変形が大きい)。

図9は図8と同時刻における脂肪の変形の度合いを表す。個々の脂肪セルに対して変形度を設定し、初期形状の時を白色、変形の程度に応じて赤色の濃淡で示す(色が濃いほど変形が大きい)。脂肪セルの変形度 d は、初期形状における重心に対する相対ベクトル \mathbf{Ro}_i 、式(1)で定義した \mathbf{r}_i 、脂肪セルの頂点数 N から式(2)で定義される。なお、初期形状からの変化が大きいほど d は大きな値をとる。

$$d = \frac{\sum_{i=1}^N |\mathbf{Ro}_i - \mathbf{r}_i|}{N} \quad (2)$$

本手法により、動作における組織変形を色の变化として表すことができ、本手法を用いない場合と比較し変化の度合いをより視覚的、直感的に捉えることが可能になったと言える。

5. むすび

本論文では、組織の変形を伴う動作生成と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。応用としては、医療・リハビリテーション分野への応用を意識した。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。また、本手法の応用として人体モデルを用いた組織変形における特徴量の可視化法を示した。本研究は、人体動作シミュレーションの研究の中でも、動作生成と組織変形を同時に実現しようとする数少ない試みの一つであり、この問題の解決に一つの手がかりを与えるものと考えている。

今後の課題として、動作および変形に対する定量的な評価、筋が協調・連係した動作の生成、別の部位への適用、臨床での応用などが挙げられる。また、組織の簡略化処理を省き、画像から直接人体モデルを構築する手法の開発と本稿の方法と比較研究も望まれる。

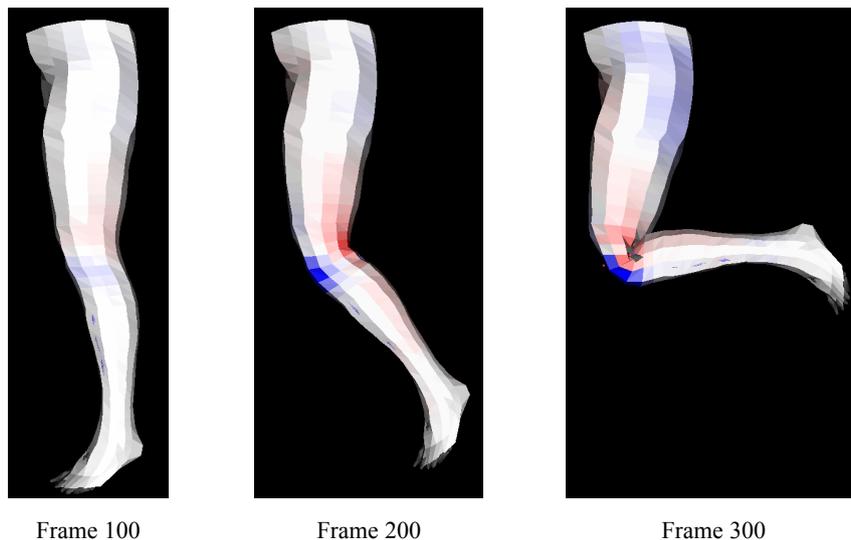


図 8 体表の面積変化の可視化

Fig. 8 Visualization of change in the body surface area

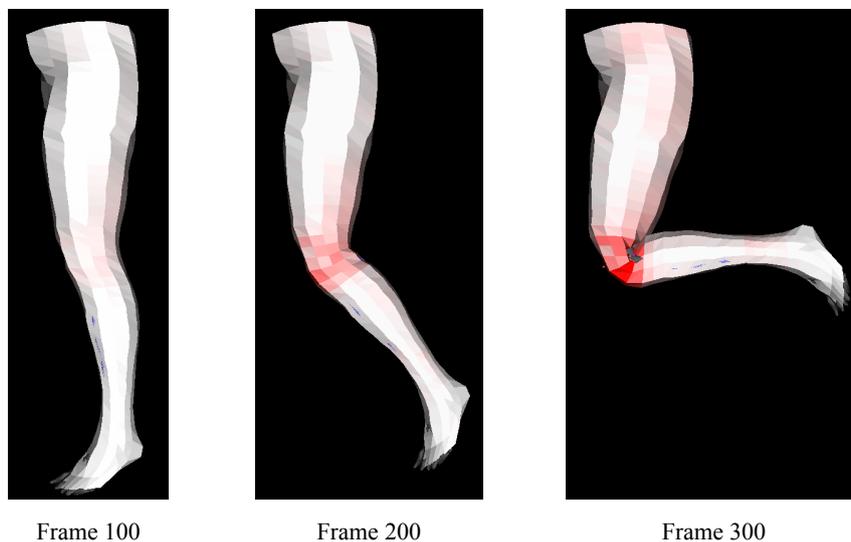


図 9 脂肪の形状変化の可視化

Fig. 9 Visualization of change in the fatty tissue shape

参考文献

- [1] Michael J. Ackerman: "The Visible Human Project", Proc. of IEEE, Vol. 86, No. 3 (1998.3)
- [2] Andreas Pommert et al: "Creating a high-resolution spatial/symbolic model of the inner organs based on the Visible Human", Medical Image Analysis, 5(3), pp.221-228 (2001)
- [3] Cotin, H. Delingette, N. Ayache, "A Hybrid Elastic Model for Real-time Cutting, Deformations, and Force Feedback for Surgery Training and Simulation", The Visual Computer 16(7), pp.437-452 (2000)
- [4] H. Nienhuys, A. Stappen, "A Surgery Simulation Supporting Cuts and Finite Element Deformation", MICCAI 2001, pp.145-152 (2001)
- [5] 山岬健一, 鈴木直樹, 服部麻木, 高津光洋, 内山明彦: "運動機能の四次元的解析を目的とした骨格筋モデルの開発", 日本コンピュータ外科学会誌, Vol. 2, No. 1, pp.22-29 (2000.5)
- [6] Luciana Porcher Nedel, Daniel Thalmann: "Anatomic modeling of deformable human bodies", The Visual Computer 16, pp.306-321 (2000)
- [7] Delp, S. L. and Loan, J. P. "A computational framework for simulation and analysis of human and animal movement", IEEE Computing in Science and Engineering, vol. 2, n 5, pp. 46-55, 2000.
- [8] Taku Komura, Yoshihisa Shinagawa Toshiyasu L. Kunii: "Creating and retargetting motion by the musculoskeletal human body model", The Visual Computer 16:254-270 (2000)
- [9] de Zee, M., Lem, J., Siebertz, K., Rasmussen, J. "Computer Simulations of the Active Motion System with Musculo-Skeletal Models", SAE Digital Human Modeling for Design and Engineering Symposium 2005,

2005-01-2705 (2005)

[10] 長谷和徳, 西口純也, 山崎信寿: “3次元筋骨格系と階層的神経系を有する2足歩行モデル”, バイオメカニズム, 15, pp.187-198 (2000.6)

[11] 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)

[12] D.Terzopoulos, J.Platt, A.Barr, and K.Fleisher. “Elastically Deformable Models”, Computer Graphics, 21(4), pp.205-214 (1987)

[13] 山田 茂, 福永 哲夫: “骨格筋—運動による機能と形態の変化”, ナップ (1997)

[14] 藤田恒太郎: “人体解剖学(改訂版第41版)”, 南江堂 (1996)

[15] 片山 仁: “CT・MRIのための断層解剖カラーアトラス”, 南江堂 (1992)

[16] 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)

[17] 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)

(2005年8月18日受付)

[著者紹介]

稲葉 洋 (正会員)



2004年中京大学大学院情報科学研究科博士課程単位取得退学。同年中京大学生命システム工学部助手, 現在に至る。画像処理, 主に計算機内への仮想人体の構築, およびこれを用いた動作シミュレーションや身体情報の可視化に関する研究に従事。電子情報通信学会, 日本バーチャルリアリティ学会, 芸術科学会各会員。修士(情報科学)。

瀧 剛志



1999年中京大学大学院情報科学研究科博士課程了。同年中京大学情報科学部助手, 2004年同生命システム工学部講師, 現在に至る。映像処理・コンピュータグラフィクスに関する基本技法, スポーツや集団行動の解析およびシミュレーションに関する研究に従事。電子情報通信学会, 日本写真測量学会, 日本スポーツ産業学会, 日本フットボール学会, 日本体育学会各会員。博士(情報科学)

宮崎慎也 (正会員)



1994年名古屋大学大学院工学研究科修了。1993年より中京大学情報科学部助手, 1997年同講師, 1999年同助教授, 現在に至る。CG, VRの特にソフトウェアによる仮想環境構築, 空間操作に関する研究に従事。博士(工学)。電子情報通信学会, 日本バーチャルリアリティ学会, 芸術科学会各会員

長谷川純一 (正会員)



1979年名古屋大学大学院工学研究科博士課程了。同年名古屋大学工学部助手, 1986年同講師, 1987年中京大学教養部助教授, 1992年同情報科学部教授, 2004年同生命システム工学部教授, 現在に至る。画像理解, パターン認識の基礎と応用に関する研究に従事。電子情報通信学会, 情報処理学会, 人工知能学会, 日本生体医工学会, 日本医用画像工学会, IEEE各会員。工学博士。

鳥脇純一郎 (正会員)



1962年名大・工・電子卒。1967年同大学大学院博士課程了。同年4月名古屋大学工学部助手。以降, 同助教授, 名古屋大学大型計算機センター助教授, 豊橋技術科学大学教授, 1983年名古屋大学工学部(後に大学院工学研究科情報工学専攻)教授。2004年4月より現職。工博。パターン認識, 画像処理, グラフィックス及びそれらの医学情報への応用に関する研究に従事。最近は, 3次元画像処理, コンピュータ外科, コンピュータ支援診断, バーチャル・エンドスコープなどが中心である。電子情報通信学会, 情報処理学会, コンピュータ支援画像診断学会, コンピュータ外科学会, 形の科学会, 米国IEEEなど各会員。