

弾性骨格筋モデルによる人体の動作シミュレーション

稲葉 洋[†] 瀧 剛志[†] 宮崎 慎也[‡] 長谷川 純一[†] 鳥脇 純一郎[†]

[†] 中京大学生命システム工学部 〒470-0393 愛知県貝津町床立 101

[‡] 中京大学情報科学部 〒470-0393 愛知県貝津町床立 101

E-mail: [†] {h-inaba,taki,hasegawa,jtoriwak}@life.chukyo-u.ac.jp, [‡] miyazaki@scs.chukyo-u.ac.jp

あらまし 本研究では、弾性表現された骨格筋の力発生に基づく人体の動作シミュレーションを行う。具体的には、人体の断層像より抽出した骨格筋、骨、および脂肪の3組織から、弾性を伴う人体モデルを構築する。モデル化された骨格筋の収縮動作に基づく動的な筋力発生および変形から、姿勢変化および組織変形を伴う人体の動作シミュレーションを実現する。また、その結果をCGアニメーションとして可視化する。実験では、本手法を人体下肢に対して適用し、膝関節の屈曲動作のシミュレーションおよびその際の組織の変形を確認した。また、人体モデルを利用した応用として、変形時における種々の計測値の可視化法について述べる。

キーワード 人体モデル、動作生成、弾性変形、骨格筋駆動

Human Motion Simulation by Modeling Elastic Skeletal-Muscle

Hiroshi INABA[†] Tsuyoshi TAKI[†] Shin-ya MIYAZAKI[‡]

Jun-ichi HASEGAWA[†] and Jun-ichiro TORIWAKI[†]

[†] Life System Science and Technology, Chukyo University 101 Tokodachi, Kaizu-cho, TOYOTA, 470-0393 Japan

[‡] School of Computer and Cognitive Sciences, Chukyo University 101 Tokodachi, Kaizu-cho, TOYOTA, 470-0393 Japan

E-mail: [†] {h-inaba,taki,hasegawa,jtoriwak}@life.chukyo-u.ac.jp, [‡] 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 polyhedron 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.

Keyword Human body model, Motion generation, Elastic deformation, Muscle driven

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では、計算機内に構築された仮想的な人体(以下人体モデル)を利用した動作の解析や評価、また生成などが試みられている。人体モデルおよび人体モデルを含むアプリケーションのいくつかは、すでに市販され実験の検証やシミュレーションなどに利用されている[1,2]。人体モデル利用の特徴として、人体の機構を精巧にモデル化することにより、人体に直接苦痛を与えることなく様々なケースに対応した試行を可能とし、その様子をわれわれが直感的に捉えやすい人体の動きや形そのままに提示できることが挙げられる。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。また、これらの分野ではインフォームドコンセントにおける提示ツールといった応用も期

待できる。

このような目的で用いる人体モデルは、人体の持つ機能とそれに伴い得られる形状の二つを満たすことが不可欠と考えられる。これは、例えば膝を曲げるという機能とともに、その際の筋のふくらみや皮膚の張りといった人体に表れる特徴を視覚的に再現できるということである。歩行動作をはじめ人体の運動解析の歴史は長く、筋骨格系の動作生成のメカニズムに関しては詳細な説明がなされている[1-3]。このため、筋骨格系のモデリングを基礎とした人体モデルの構築がいくつか行われている。しかし、これらモデルの目的の大半は、動作解析および動作生成であり、動作における人体の形状には重きをおいていない(これらで用いられる人体モデルは、意味的にはスティックピクチャと同等である)。また、これらとは別に組織の変形に重点を置き、生体より得られた人体断層像などを元に個々の人体における骨格や骨格筋を計算機内に再構築し、

動作における骨格筋の変形や骨格の配置を動的に行いながら可視化を行うものもある[4,5]. しかしながら、現状では動作の生成などの機能的再現とそれに伴う組織変形を満たす、機能的、形状的に統合された人体モデルの開発やシミュレーション環境の構築はほとんど行われていない(近いものとして[6]).

本論文では、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弾性骨格筋モデルによる人体の動作シミュレーションについて述べる. 具体的には、人体を剛体の骨と弾性体の骨格筋および脂肪の3つから構成し、骨格筋の収縮動作により得られる筋張力を元に骨格を移動し動作を生成する. また動作時には、骨の移動、骨格筋自身の変形、これらを考慮した脂肪の変形より身体部位の形状を生成する. 動作の様子および内部組織の変形状態は、CGアニメーションにより可視化する. 実験では、人体下肢に本手法を適用し、動作の生成およびそれに伴う組織の変形を確認する. また、人体モデルを利用した応用として、動作に伴う組織の変形における種々の計測値の可視化法について示す.

2. 人体モデル構築

2.1. モデル化の概要

本研究の目的は、組織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である. そこで、動作生成および人体構築の基礎となる組織として骨、骨格筋、脂肪の3つを選択し人体のモデル化を行う. 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. それぞれの組織は、骨は剛体、骨格筋と脂肪は弾性体として表現し、これらに対して組織ごとに機能を持たせる. モデル化された人体は、微小時間における力学計算を繰り返しながら動作を生成し、その様子をCGアニメーションによって示す.

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、組織の大まかな領域をしきい値処理などの画像処理にて得たのち、形状の細かい修正を人手により行う. また、領域の特定が難しい組織の抽出についても同様に行う. 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. 骨は剛体であるが、形状の簡略化を目的として他

の組織と同様に3次元格子で表現する. 具体的手順を以下に示す. なお、本処理は個々の組織ごとに行う.

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1). 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.

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・内側の両方で頂点を配置する(図2).

各組織に対して形状の簡略化を行った後、同一断面内にある個々の頂点に対して、頂点からある距離内に他の組織の頂点があった場合、これらをひとつにまとめ共有頂点として定義する. また、これら頂点によってできる領域の中心を共有頂点の新たな位置とする. 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、このとき得られる各組織の個々の多面体を弾性表現の際の基本要素とする(図3).

2.3. 動的シミュレーション

本研究の目的は動的シミュレーションであり、このためには動作および組織の形を時々刻々と更新する必要がある. このため、筋張力をもとにした関節の回転トルクや脂肪変形のための弾性応力からそれに応じた運動を得る方法として、時間軸方向の線形差分近似式で逐次的に求めていく方法を用いた. すなわち、時間

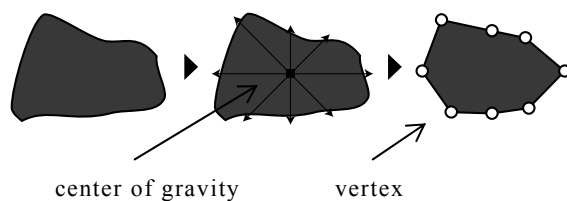


図1 骨格筋の簡略化

Fig. 1 Polygonization of muscle region

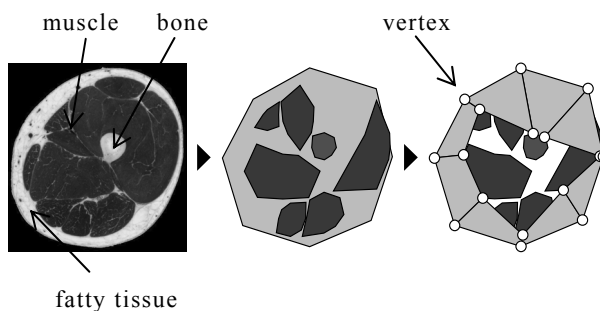


図2 脂肪の簡略化

Fig. 2 Polygonization of fatty tissue region

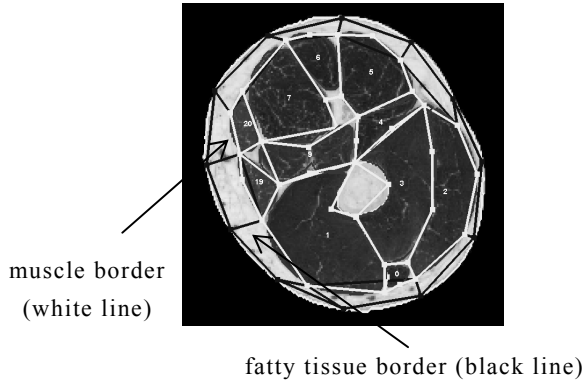


図3 ある断面における組織簡略化の例
Fig. 3 An example of polygonization
of component tissues at a slice

軸上の離散化された各時刻 T において、ある部位に加わる力ベクトル、速度ベクトルおよび位置ベクトルがそれぞれ $\mathbf{F}(T)$, $\mathbf{V}(T)$ および $\mathbf{P}(T)$ 、部位の質量が m のとき、

$$\mathbf{V}(T + \Delta T) = \mathbf{V}(T) + \frac{\mathbf{F}(T)}{m} \Delta T \quad (1)$$

$$\mathbf{P}(T + \Delta T) = \mathbf{P}(T) + \mathbf{V}(T) \Delta T \quad (2)$$

より、離散時刻間隔 ΔT 後の速度および位置が逐次的に決定される。

3. 具体的手法

シミュレーションの流れを示す。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。骨格筋は骨格の変化に伴い変形する。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。骨格筋および脂肪は、簡略化されたそれぞれの形状を元に弾性表現し、それぞれの組織に対して機能を付加する。ここでは、まず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。

3.1. 多面体弾性モデル

本研究では、変形のための弾性モデルとして、筆者らのグループにより提案されている多面体弾性モデル [7] を用いた。本モデルは、物体の形状を局所領域ごとの多面体(セル)の集合として表現する。外部からの力を受けると、セルの頂点にはセルの初期形状を保持しようとする応力が加わる。

弾性応力の決定には、要素の各頂点の変位を定める基準となる、要素の平衡形状の位置を物体の剛体回転を考慮して定める必要がある、これは、要素内の内力である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決めることができる。したがって、ある時刻の多面体要素の頂点 i において、剛体回転成分を考慮した平衡状態での重心に対する相対ベクトルを \mathbf{R}_i 、変形形状でのそれを \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の式

$$\sum_i \mathbf{r}_i \times k(\mathbf{R}_i - \mathbf{r}_i) = k \sum_i \mathbf{r}_i \times \mathbf{R}_i = \vec{0} \quad (3)$$

を解くことにより、多面体の平衡形状位置および頂点に働く応力が一意に定まる(図4)。ここで、 k は変位に対する弾性力の比例定数である。実際にはベクトル $k \cdot (\mathbf{r}_i - \mathbf{R}_i)$ を頂点に働く応力とし、これから頂点位置を逐次的に求める。詳細は文献に譲る。

3.2. 骨格筋のモデル化

骨格筋のモデル化は、セルの組により表現された骨格筋に対して、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機能を与え実現する。具体的には、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平衡状態となる形状を与え、このときに生じる力を用いて筋の変形を行う。また、この変形において筋の両端のセルで生じる応力の合力を筋張力とし、関節トルクの算出に用いる。新たな平衡状態 \mathbf{Rn}_i は、平衡状態で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 ($0 < c < 1$) を用いて以下の式で表す。

$$\mathbf{Rn}_i = \left(\sqrt{\frac{1}{c}} R_{xi}, c \cdot R_{yi}, \sqrt{\frac{1}{c}} R_{zi} \right) \quad (4)$$

ただし R_{xi} , R_{zi} は、 \mathbf{R}_i の筋断面方向の成分を、 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・停止を結ぶ線分の方向とし、断面方向はこれに垂直な面とする。また、ある筋が共有頂点を介して他の骨格筋に隣接する場合は、上記処理ののち共有頂点のメンバに対して、メンバ内で生じた力の向き・大きさの平均となる力ベクトルを新たな力ベクトルとして与える。

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。なお、本モデルにおける筋収縮は、収縮により筋長が変化するものとする。

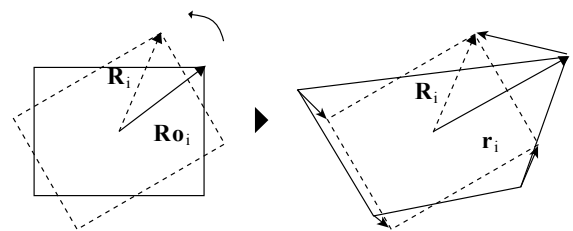


図4 多角形要素の平衡形状
Fig. 4 A reference shape of a polygonal

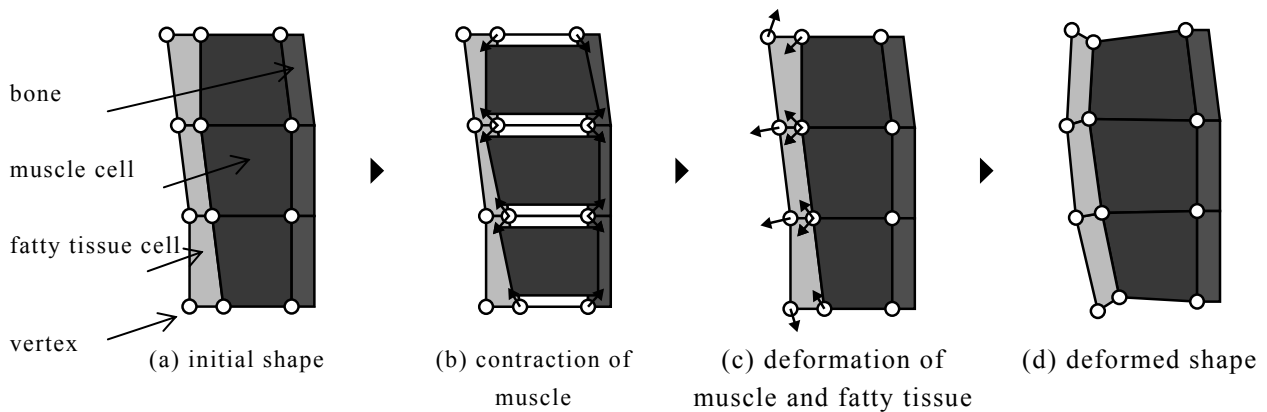


図 5 組織変形の様子

Fig. 5 Illustration of tissue shape deformation

3.3. 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、自身では能動的に変形しない。脂肪を形成する頂点は、体表を形成するものと体内を形成するものに分けられ、体内を形成する頂点は、さらに筋との共有頂点もしくは骨との共有頂点に分けられる。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。

筋との共有頂点は、前節で述べた骨格筋間の共有頂点メンバに脂肪の頂点が加わった場合と考え、同様の計算を行い脂肪頂点に加わる力を得る。また、骨との共有頂点は脂肪の頂点が骨に固定されていると考え、頂点の位置は骨の動きにより決められる(図 5)。

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。

この動作は、主に大腿部ハムストリング筋群の収縮が要因となり生成される。そこで、収縮動作を行う筋としてハムストリング筋群(大腿二頭筋、半膜様筋、半腱様筋)をモデル化し配置した。また、収縮動作を行わず変形のみを行う筋として大腿四頭筋や下腿部の筋、臀部の筋などを配置した。なお、大腿四頭筋など 1 つの筋が複数の付着位置を持つ場合、それぞれを個々の筋として扱い、付着位置を同一の場所とした。

人体の形状作成には、人体断層像データベース Visible Human Dataset[8]写真画像、スライス番号 1700~2878 から 25 枚おきに画像を選択し構築に利用した。それぞれの組織は、画像より人手による修正を含む自動処理により抽出したものをを用いて作成した。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。

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[9,10]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、関節の可動範囲の制限を持たせた。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[11]を参考にした。実験では、脂肪を通過表示し骨格筋の状態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. 実験結果

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 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の生成を表している。

表 1 弾性要素の詳細

Table 1 Specification of elastic elements

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

Table 2 Parameters

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

4.3. 考察

動作の生成

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。現状の骨格筋モデルは、弾性体に変形する際に生じる復元応力を利用した筋張力であるため、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。このため、現状では筋活動を通して実際の人体との動作を直接比較することはできない。この問題には、筋の生体モデル(例えば[12])などの利用が考えられるが今後の課題である。また、動作に関しては、現在は屈曲など一つの関節に対する一つの動作のみシミュレーションが可能である。実際には、複数の関節に対する連続した動作のシミュレーションが求められるため、本システムにおいても今後それらを実現していく必要がある。

組織の変形

下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。また、脂肪を通過表示したことに

より、体表を通して人体内部の筋形状の観察も可能である。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る。これは、組織構築における形状簡略の程度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することが考えられる。

5. 応用

人体モデルを利用した応用のひとつとして、組織変形の程度を色の変化として可視化することを試みた。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に当たる部分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(色が濃いほど変化が大きい)。

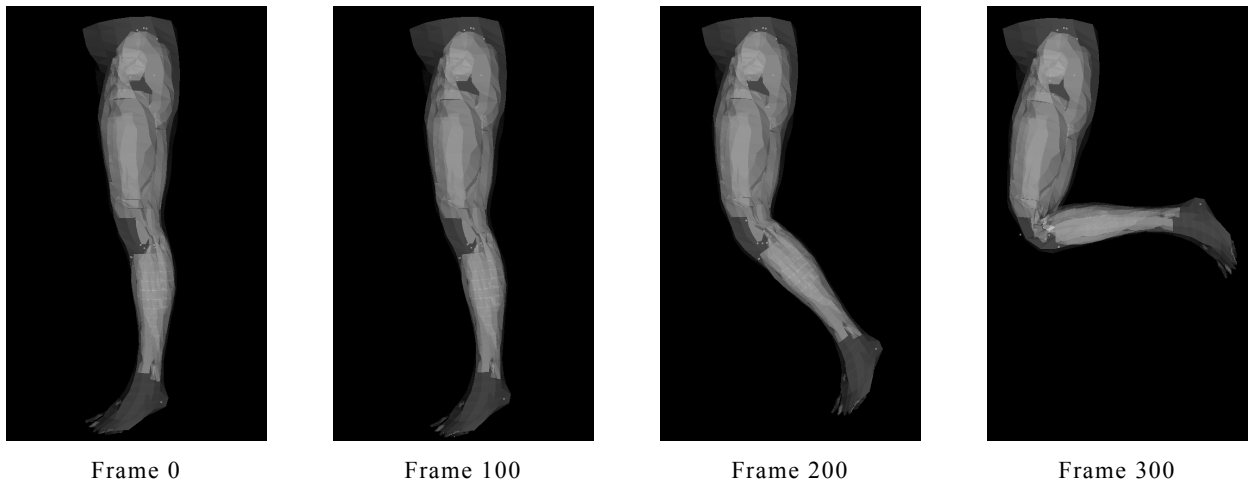


図6 動作生成結果

Fig. 6 Results of motion generation

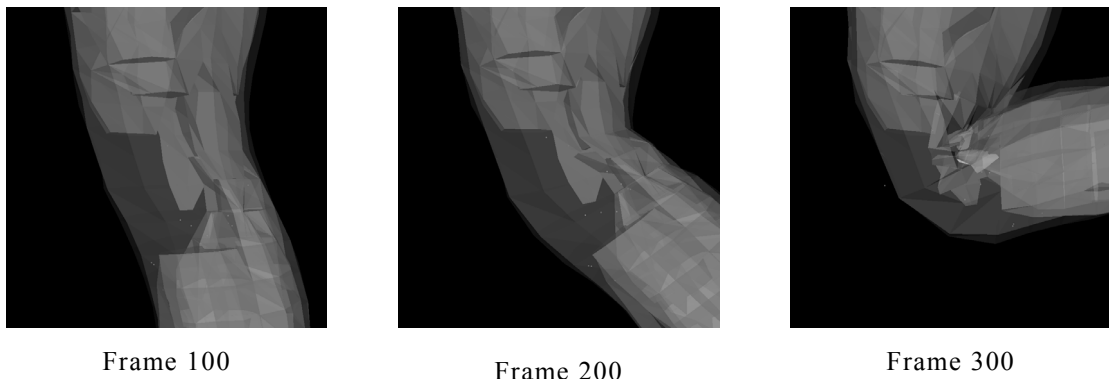
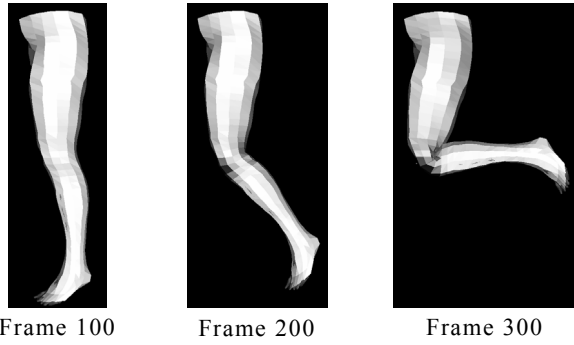


図7 膝関節部の拡大表示

Fig. 7 Results of body surface deformation at a knee joint



Frame 100

Frame 200

Frame 300

図 8 体表の面積変化の可視化

Fig.8 Visualization of change of body surface area

図 9 は図 8 と同時刻における脂肪の変形の程度を表す。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した(色が濃いほど変化が大きい)。脂肪セルの変形度 d は、式 3 で定義したベクトル $\mathbf{Ro}_i, \mathbf{r}_i$ 、脂肪セルの頂点数 N から次の式で定義される。

$$d = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |\mathbf{Ro}_i - \mathbf{r}_i| \quad (5)$$

なお、初期状態からの変化が大きいほど d は大きな値をとる。

6. むすび

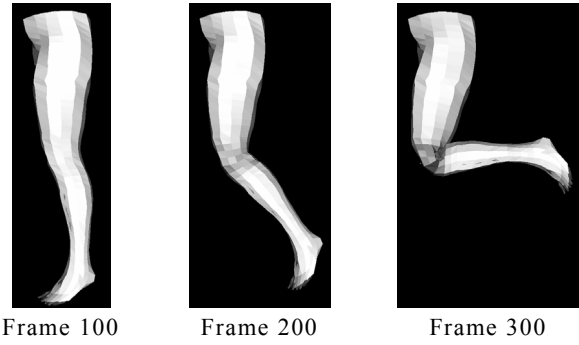
本論文では医療・リハビリテーション分野への応用を主眼におき、組織の変形を伴う動作生成シミュレーションを実現するための人体モデル構築手法を提案し、そのプロトタイプシステムを開発した。実験では、本手法を人体下肢に適用し動作の生成およびそれに伴う組織の変形シミュレーションを行った。その結果、組織の変形を伴う動作の生成が行えることを確認した。また、本手法の応用として人体モデルを用いた組織変形の可視化法を示した。今後の課題として、動作および変形に対する定量的な評価、筋の協調・連係した動作の生成、別の部位への適用、臨床での応用などが挙げられる。また、現在画像から直接人体モデルを構築する手法の開発を進めている。

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、トヨタ記念病院高松浩一博士、牧野光倫医師、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。

文 献

[1] MusculoGraphics Inc.: “SIMM (Software for Interactive Musculoskeletal Modeling)”, <http://www.musculographics.com/>

[2] Taku Komura, Yoshihisa Shinagawa Toshiyasu L. Kunii: “Creating and retarfgetting motion by the



Frame 100

Frame 200

Frame 300

図 9 脂肪の形状変化の可視化

Fig. 9 Visualization of change of fatty tissue shape

musculoskeletal human body model”, The Visual Computer 16:254-270, 2000

[3] 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, June 2000

[4] 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, May 2000

[5] Luciana Porcher Nedel, Daniel Thalmann: “Anatomic modeling of deformable human bodies”, The Visual Computer 16, pp.306-321 2000

[6] 渡辺 功: “実用性を重視した人体全身FEMモデルの開発”, 豊田中央研究所 R&D レビュー, Vol. 36, No. 2, pp.17-24, June 2001

[7] 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, July 1999

[8] Michael J. Ackerman: “The Visible Human Project”, Proceedings of IEEE, Vol. 86, No. 3, March 1998

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

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

[11] 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

[12] 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