

修士論文

平成 21 年度 (2009)

物体の内部組織構造を考慮した
力覚表現に関する研究

東京工科大学大学院
バイオ・情報メディア研究科メディアサイエンス専攻

中島 佳衣

修士論文

平成 21 年度 (2009)

物体の内部組織構造を考慮した
力覚表現に関する研究

指導教員 渡辺 大地 講師

東京工科大学大学院
バイオ・情報メディア研究科メディアサイエンス専攻

中島 佳衣

論文の要旨

論文題目	物体の内部組織構造を考慮した 力覚表現に関する研究
執筆者氏名	中島 佳衣
指導教員	渡辺 大地 講師
キーワード	力覚提示 内部構造 多階層三角柱モデル
[要旨]	
<p>近年、操作者に外力を与える力覚デバイスが開発され、身の回りにある物体の硬さや重さをシミュレーションして伝達することが可能となった。このような力覚デバイスによる触れた感覚の表現を力覚提示と呼ぶ。力覚提示には様々な手法が提案されているが、その多くは触れる物体の材質が均質なものを対象としており、内部に異なる材質や組織を包含する物体の力覚提示を行う研究は少ない。本論文では、内部に組織構造を有する複数の組織で構成する複合体として人体を対象とし、触れる力や部位により変化する力覚を表現した。</p> <p>本論文で対象とした人体は、その皮膚下組織が階層構造になっており、それぞれの階層が異なる性質をもつ組織によって構成される複合体である。組織ごとに異なる性質をもつため、単純な皮膚表面からの距離に基づいた力覚提示では、内部構造を持つ物体における力覚提示とはいいがたい。そこで、人体の構造に基づいた多階層三角柱モデルを用いて力覚提示を行うことで、既存手法では表現することが困難であった、部分的に硬い組織が存在する物体や、1つの物体における触る箇所による触覚の違いを表現することが可能となった。また、力覚提示を行う際の計算に有限要素法を用いることで、物性値に基づいた安定した変形表現を実現した。</p>	

A b s t r a c t

Title	Force feedback method of Internal structure
Author	Kei Nakajima
Advisor	Lecturer Taichi Watanabe
Key Words	Force feedback, Internal structure, Layered triangular mesh model
[summary] <p>Recently, the haptic device that gave the operator the outside force was developed. This device can transfer to the user by simulating hardness and the weight of the object. The expression of the sense that touches with such a haptic device is called force feedback. There are many researches of force feedback, their many target touching the object with a homogeneous material. In this research, the target is the complex object that composes of two or more body tissues that have constitution internally. The purpose of this research is to express the changing force feedback corresponding to the touched position to the complex with the device.</p> <p>The human body is constructed with a layered structure of the tissue, and the each layer have a different physical properties. Since the force feedback method based on the distance from the skin surface is not accurate. Then, this research uses the layered triangular mesh model. In the setting of different physical properties value to each mesh, it becomes possible to express force feedback of the object where rigid tissue exists partially. And it can express the difference of force feedback in one object by touched position. As a calculation algorithm, the finite element method was used together with the mass spring model. As a result, a calculation steady based on the physical properties value was achieved.</p>	

目次

第1章	はじめに	1
1.1	研究の背景と目的	2
1.2	本論文の構成	4
第2章	人体の皮下組織構造と触覚への作用	6
2.1	人体の皮下組織構造	7
2.2	人の感覚知覚の生理的側面	12
2.3	力覚デバイスによる触覚への作用	13
2.4	本研究の位置づけと研究方針	15
第3章	提案手法	17
3.1	皮下組織構造のモデル化	18
3.2	形状変形と反力計算のシミュレーション手法	21
3.3	有限要素法を用いた変形と反力計算	23
3.3.1	要素剛性行列の作成	24
3.3.2	全体剛性行列の作成	27
3.3.3	拘束点の設定	30
3.3.4	力覚デバイスへの力の設定と変形処理	31
3.4	オイラー陽解法による補正処理	33
3.5	計算手順	34
第4章	評価と検証	36
4.1	実行結果	37
4.2	設定した値による反力の違い	38
4.3	速度検証	41
4.4	現状の問題点	42
第5章	おわりに	43
	謝辞	45
	参考文献	47

目 次

2.1	人体の皮下組織の階層構造	8
2.2	組織同士のかみ合いの立体構造	9
2.3	重層扁平上皮立体像(上)と断面図(下)	9
2.4	結合組織による接続	11
2.5	力覚デバイス PHANTOM Omni	14
2.6	力覚デバイス SPIDAR	14
2.7	力覚デバイス Falcon	14
2.8	力覚デバイス CyberGrasp	15
3.1	皮下組織構造 多階層三角柱モデル	19
3.2	多階層三角柱モデル 構成手順	20
3.3	質点と稜線で構築した三角柱モデルの例	21
3.4	質点バネモデル構成要素図	22
3.5	形状の要素分割図	23
3.6	有限要素法の計算の流れ	24
3.7	要素と各座標の軸方向との関係図	26
3.8	複雑な接続関係の例	29
4.1	力覚提示時の変形挙動	38
4.2	すべての要素に同じ値を設定した場合の反力の変化	39
4.3	中央部に硬い物質を想定した値の設定を行った場合の反力の変化	40
4.4	底部に硬い物質を想定した値の設定を行った場合の反力の変化	41

第 1 章

はじめに

1.1 研究の背景と目的

近年、触り心地を体感できる力覚デバイスが開発され、力覚デバイスからの反力によってヒトの触感覚である圧覚を刺激し、仮想物体に触れている感覚を表現することが可能になった。このような力覚デバイスからデバイスの操作者に対して反力を与えることを、本論文では力覚提示と呼称する。力覚提示による身の回りにある物体の触り心地を再現するための研究は活発で、多くの再現手法が提案されている。このような力覚提示の研究は、3次元コンピュータグラフィクス(以下、3DCG)で表現した仮想物体に物理特性を設定し力覚提示を行うものと、CTやMRIを用いて測定した実物体の構造と物性値に基づいて力覚提示のシミュレーションを行うものに分けることができる。

3DCGで作成した仮想物体を用いた力覚提示手法では、変形が伴うことによって触覚と視覚の両面から物体に触れた際の表現を行う手法が多数提案されている。しかし、3DCGで作成した仮想物体を用いた力覚提示手法では、材質が均質な物体を対象としており、内部に異なる組織を包含する物体での力覚提示手法は提案されていない。また、実物体の測定値に基づいた力覚提示手法では、内部の構造に即した力覚提示手法が提案されているが、変形に適した手法ではない。そこで本研究では、内部に異なる組織を包含する仮想物体における変形を伴った力覚提示手法を実現した。

近年開発されている力覚デバイスは、ヒトの感覚の一つである圧覚に働きかけることで、操作者に対して物に触れた感覚を与えることができる。圧覚とは、ヒトが筋肉や骨に存在する感覚受容器によって、触れた物体の硬さや重さを知覚する感覚のことをいう。SensAble Technologies社のPHANTOM[1]に代表される据え置き型の力覚デバイスは、デバイスの一部を手や指で把持し、把持部につながるアームやワイヤーの動きを制御することで、デバイス操作者に対して力覚提示を行う。また、CyberGloveシリーズ[2]に代表される装着型のデバイスは、操作者の掌や掌から腕にかけてデバイスを装着し、指や手首部分のデバイスにつながる

ワイヤーを制御することで、物体の硬さを知覚するだけではなく、物体を握っている感覚を生起することも可能である。力覚デバイスの動きを制御する際に、触れる対象となる物体の材質や構造を物理的に考慮することで、より実物に近い触り心地を再現することができる。

ヒトは触覚を知覚する際の時間分解能が非常に優れているため、わずかな時間でも刺激が途切れると感覚が分断してしまう。そのため、力覚デバイスでは力を提示する際に違和感が生じないように、1000Hz という高速な更新間隔によって力の提示を行っている [3]。そのため力覚提示を行う際には、力覚デバイスの更新速度に合わせた計算処理を行うことが重要である。また、力覚デバイスを介して 3DCG のモデルを操作する際には、力の提示を行うだけではなく、操作している 3DCG のモデルに対して力覚デバイスの操作に即した変形シミュレーションを行う必要がある。このように視覚的な認識を連動して刺激することで、よりリアルな触覚を提示することができる [4]。

本研究で対象とする人体の皮膚のような弾性体の再現においては、その構造や挙動を再現する手法として、質点バネモデルの解法としてオイラー陽解法や有限要素法が用いられている。オイラー陽解法を用いた手法は、柔物体の変形と力覚提示を行う際に比較的速く処理を行えるため、広く用いられている。河合ら [5] は形状を構成するバネの密度を動的に変更することで、なめらかな局所的な変形と力覚提示を実現している。しかし広田ら [6] は、オイラー陽解法において処理の特性上大きな力が加わった際に形状が局所的に破綻する可能性があることを指摘している。これはオイラー陽解法では、与えられた力の伝播は質点に隣接質点にのみ行うことに起因する。また、隣接質点に徐々に力が伝播していくため、計算結果が収束し安定するまで繰り返し計算を行う必要がある。このことから、単純なオイラー陽解法では、変形を伴いかつ複雑な構造をもつ物体での力覚提示を行うのは難しい。有限要素法は、物体の物性値を直接計算式に反映することができるため、変形挙動を精密に表現することが可能だが、計算コストが高くなるという問題がある。Hirota ら [7] は、計算処理でコストが高くなる逆行列の計算を事前に

行うことで、高速化する手法を提案している。

また、内部に組織構造をもつ物体における力覚提示の研究では、ぬで島ら [8] が医療機器で取得した人体の情報を、ボリウムデータを利用して人体の弾性分布再現し、力覚提示を行った。ボリウムデータとは、物体を単位立方格子の集まりとして記述し物体を表現する手法である。単位立方格子をボクセルと呼ぶ。ボリウムデータを用いた場合、ボクセルにその位置における濃度や密度といった情報を格納することが可能なため、内部の構造を忠実に再現することが可能である。しかしその物体の持つ接続状況などはボクセルでは記述することが難しいため、物体の組織間のつながりを保持した状態での変形に適用することは困難である。Park ら [9] は、ボリウムデータをチェーンのつながりで表現し、互いにつながったチェーンの中心点同士をつなぐバネを設定することで、バネの伸縮による弾性体の挙動を表現し、変形と力覚提示を実現する手法を提案している。この手法は計算効率は良いが、視覚から得られる感覚と触覚から得られる感覚に違和感を覚える問題を指摘している。

本研究では、内部構造を表現し、かつ変形に対応した仮想物体の形状モデルとして既存研究で提案されている多階層の三角柱メッシュモデルを用いる [10]。また、変形と反力の計算には、有限要素法とオイラー陽解法を併用することで高速で安定した結果を得ることができた。提案した手法の妥当性を検証するため、内部に異なる組織を包含する複合体としてヒトの前腕を対象として、仮想物体に触れるアプリケーションを構築し有用性を確認した。前腕における変形と力覚提示を実現するために、人体の皮下組織の構造を考慮した仮想物体を構築し変形と力覚提示を行った。前腕を対象としたのは、人体の皮下構造の基本となる構造によって構築されている箇所であるためである。

1.2 本論文の構成

本論文の構成は以下の通りである。第2章では、本研究で対象とする人体の皮下組織の構造と各組織についての概要を説明し、ヒトの感覚知覚について説明する。

また力覚提示を行う際に用いる力覚デバイスについての説明を行う。第3章では、既存の皮下組織構造に基づいたモデルの構築についてレビューするとともに、力覚デバイスによる力覚提示手法について説明し、本研究で実現する力覚提示手法を明確化する。また、本研究で提案する内部構造を有する仮想物体における、内部構造を考慮した力覚提示手法について述べる。第4章では、本研究で開発した内部構造を有する仮想物体の変形と力覚提示を行うアプリケーションを用いて検証と考察を行う。第5章では本研究の成果と意義をまとめ、今後の展望を述べる。

第 2 章

人体の皮下組織構造と触覚への作用

本研究では内部に組織構造を有する複合体として、人体の皮下構造の基本となる構造を有する前腕を対象とした。前腕を対象とすることで、異なる組織を包含する物体における力覚提示としての妥当性を検証した。また、人体に触れた際の触覚を再現するために、人体の皮下構造に着目しその構造の再現を行うことで、人体の構造に即した形状における力覚提示を実現する。本章では、人体の皮下における組織構造について説明し、感覚知覚の概要を述べ、ヒトの触覚に対して働きかける力覚デバイスについての概要を述べる。

2.1 人体の皮下組織構造

本論で用いる皮下組織とは、人体の皮膚から骨までの間に存在する、表皮・真皮・皮下脂肪・筋肉・骨の総称として今後述べていく。その他の人体の部位に存在する組織は、本研究では対象としない。

人体の皮下組織は階層構造になっており、各組織間が様々な形状・結合組織によって結びついている。図 2.1 は、人体の皮下組織構造を表した模式図である。図中の上から表皮・真皮・皮下脂肪・筋肉・骨の層を表す。

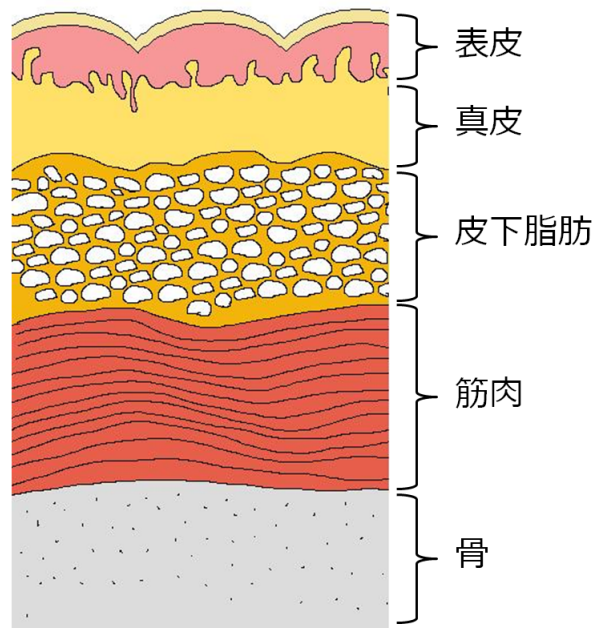


図 2.1: 人体の皮下組織の階層構造

組織学において、同じ働きを持った細胞の集団を組織と呼び、組織は、上皮組織・結合組織・筋組織・神経組織の4種類に分けることができる [11]。

このうちの上皮組織は、人体の表面、血管など管の内面、体腔の内面など空間に向う面を覆っているものを指す。上皮細胞は、互いに密に接しており隣の細胞と接する側面や下部の組織に向かう基底面で他の組織と接続している。上皮はその存在する場所によって特別な機能を有している。内部の組織を保護するために丈夫な特性を持つ保護上皮、外部から物を取り込むことが可能な吸収上皮、光や音などの刺激に反応し神経に情報を伝える感覚上皮などが挙げられる。これらの組織は単純な重ね合わせではなく、乳頭状突起によるかみ合い、組織同士のかみ合い、結合組織による接続など組織ごとに異なるつながりを持つ [12]。

組織同士のかみ合いは、細胞の側面が複雑な凸凹を作り指を組み合わせるようにしてつながっているものである。隣接する細胞同士が互いの細胞にはまり込むことで、複雑な結合を実現し、容易に組織同士の解離が生じないようになっている。図 2.2 は組織同士のかみ合いによる接続を示した図である。

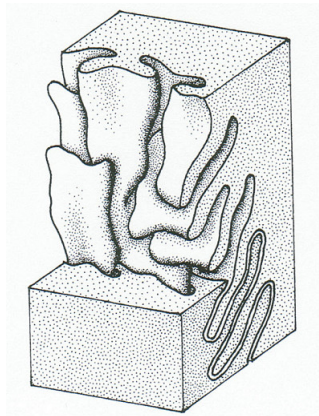


図 2.2: 組織同士のかみ合いの立体構造

表皮は体の表面に分布していることから、上皮組織の一種である。人体の上皮は、重層扁平上皮で構成されている。図 2.3 は重層扁平上皮の立体像と断面図を示したものである。

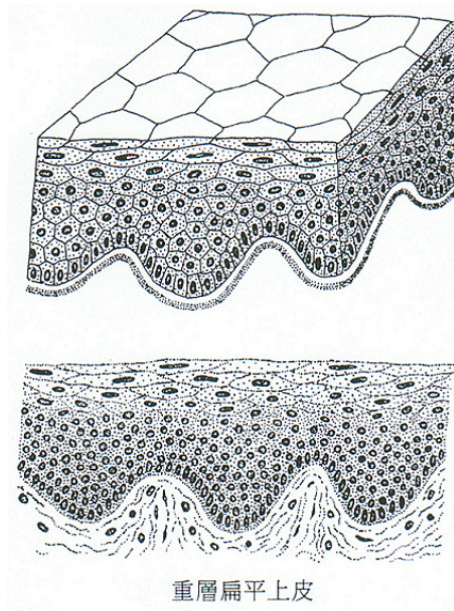
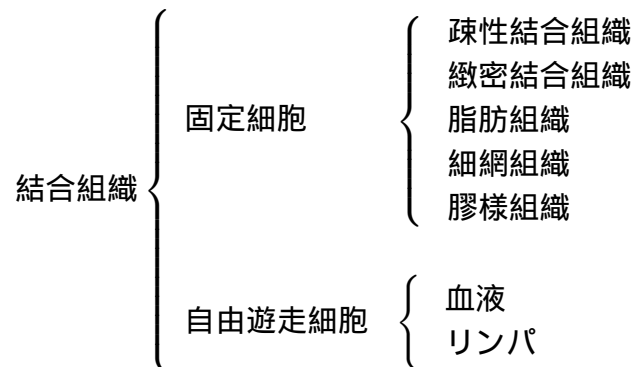


図 2.3: 重層扁平上皮立体像(上)と断面図(下)

重層扁平上皮は、細胞が数層ないしは数重層重なり構成される上皮組織である。

最下層である基底板には1層で接している。表層の細胞は扁平であるが、下層の細胞は多角形であり、最下層の細胞は縦に長い形状である。何層にも重なった形状のため外部からの刺激に対して耐性がある。

結合組織はその形状や性質によって、組織同士をつなぎ合わせたり、組織や器官の間を埋めたり、組織や器官を支える役割を持つ。



真皮は結合組織の中では緻密結合組織に分類される。この組織は様々な方向に走る細網組織の膠原線維の束と繊維細胞で構成されている。膠原線維は膠原細線維が束になって構成されており、引っ張りには非常に強い耐性を示しほとんど伸縮しない。そのため、膠原線維を大量に含む真皮はあらゆる方向からの引張に対して耐性を示す。表皮と真皮の間の結合部は、表皮が下方に向かって乳頭状突起を形成しており、ずれ応力によって人体の表皮等が外力による解離を生じるのを防いでいる。

また、細網組織の一種である弾性繊維は、細く直線的な線維で立体的な網の目状に皮膚下に存在している。弾性繊維は引っ張られると伸び、離せば元に戻る弾力性がある。このため、皮膚下の組織は変形や伸長から元の状態に回復することができる。図 2.4 に膠原線維と弾性繊維による接続の例を示す [11]。

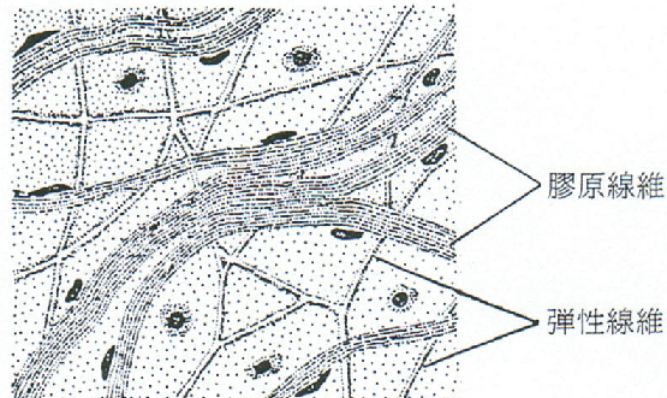


図 2.4: 結合組織による接続

皮下脂肪は脂肪組織によって構成している。脂肪組織は結合組織の一種で大量の脂肪を蓄えエネルギーの供給源にもなる大型の細胞である。組織内の小血管にそって分布する傾向があり、多数の脂肪細胞が集まることで脂肪組織を形成する。皮下脂肪の層には、皮膚に分布する血管、リンパ管神経線維なども通っている。脂肪細胞は、筋肉表面にある筋膜や骨の表面にある骨膜、腱膜などとはゆるく結合するが、手掌や足底などでは深部の組織と密に結合し、組織同士のずれが生じないようにしている。

筋組織は、筋細胞が主体となって構成する組織で、強く収縮する特徴を持つ。筋組織には多数の神経や血管が侵入しており、また筋細胞の間にも結合組織が介在するため、複数の組織によって構成されている。筋組織は、骨格筋・心筋・平滑筋の3つに分類することができる。心筋と平滑筋は意思によって運動を変えることができない不随意筋であり、骨格筋は意思によって動かせる随意筋である。骨格筋は、いわゆる筋肉を構成する組織である。筋組織は、非常に長い円柱状の筋線維によって構成されている。

骨組織は多量の膠原線維を持つ緻密結合組織である。リン酸カルシウムや炭酸カルシウムなどの石灰質で構成しており、非常に硬い組織である。骨の表面は緻密な結合組織の骨膜で包まれており、骨膜の膠原線維の一部が骨の中に深く侵入

していることで骨膜と骨を固く結びつけている。また、この骨膜は筋組織とも結合している。

これらの皮下組織は変形する際に各組織ごとに異なる挙動を示す。これは、組織を構成する物質の柔らかさや組織間の結合など性質の違いが影響している。そして組織ごとの柔らかさの違いには、ヤング率の違いが影響している。ヤング率とは、物体の性質をあらわす物性値の一つで、硬さに関係する数値であり、値が大きいと硬い物体を表し、値が小さいと柔らかい物体を表す。人体のヤング率は、CT(Computed Tomography) や MRI(Magnetic Resonance Imaging) などの医療機器を用いて値を取得することも可能である [13]。

2.2 人の感覚知覚の生理的側面

触覚とは、ヒトが物に触れていると感じる感覚であり、筋肉や関節、皮膚下に存在している各種受容器から知覚する。Burdea ら [14] は触覚が物理的、温度的、電氣的、化学的な刺激によって生起するものと定義している。触れている感覚は、このうちの物理的な刺激によって生起する感覚である。このような触覚は表面感覚と深部感覚に分けることができ [15]、知覚する感覚がそれぞれ異なる。表面感覚は、皮膚下に存在する受容器によって知覚する感覚で、触覚・痛覚・温度覚がある。一方の深部感覚は、筋肉や関節に存在する受容器によって知覚する感覚で、身体的位置や姿勢を知覚する。

現在多くの力覚デバイスが開発されているが、そのほとんどが深部感覚に対して働きかけ物に触れている感覚を生起するものである。本研究でも、深部感覚に対して働きかけるデバイスを利用する。そのため本論文においては、以後触覚とは深部感覚を示すものとする。

2.3 力覚デバイスによる触覚への作用

力覚デバイスはヒトの触覚に対して働きかけ、物に触れている感覚を疑似的に生起させることができるデバイスである。操作者の手の位置や角度などの情報を入力として、その情報を基にしてコンピュータで位置や力を求めて出力し、ヒトの触覚を刺激する。この一連の流れによって、操作者はデバイス进行操作している位置に応じた触覚を認識することができる。

このような力覚デバイスは、設置型と装着型に分けることができる。設置型のデバイスは、主に机などに置き操作する。設置型のデバイスには、SensAble Technologies社のPHANTOMシリーズ[1]、東京工業大学の佐藤らが開発したSPIDAR(Space Interface Device for Artificial Reality)[16]、Novint社のFalcon[17]などがある。設置型のデバイスは、把持部を移動操作することで把持部と接続しているアームやワイヤーの動きを制御し力覚提示を行う。現在販売、研究を行っている力覚デバイスの多くはこの設置型のデバイスである。本研究でもこの設置型デバイスであるFalconを用いて力覚提示を行う。以下に示す図はそれぞれ、図2.5はPHANTOMシリーズのPHANToM Omni、図2.6はSPIDAR、図2.7はFalconである。



図 2.5: 力覚デバイス PHANTOM Omni



図 2.6: 力覚デバイス SPIDAR



図 2.7: 力覚デバイス Falcon

一方、装着型のデバイスには、CyberGlove Systems 社の CyberForce、CyberGlove シリーズ [2] がある。これらのデバイスは腕にや掌に直接デバイスを装着し操作を行う。手袋のようにそれぞれの指に装着し、各指のデバイスにつながるワイヤーを制御することで、触覚を生起することが可能である。また、指にデバイスを装着するという特性上物体を握っている感覚も表現することが可能である。さらに掌だけではなく手首にもデバイスを装着することで、物体の重さも表現することが可能である。図 2.8 は、装着型の力覚デバイスの CyberGrasp である。

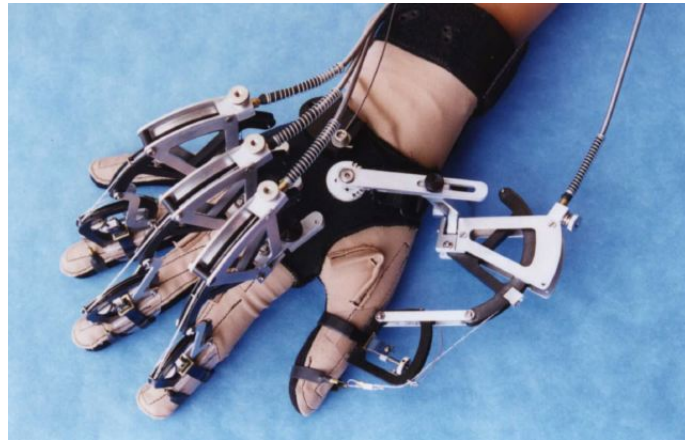


図 2.8: 力覚デバイス CyberGrasp

2.4 本研究の位置づけと研究方針

前節までに、力覚デバイスを用いた力覚提示の手法および、力覚提示を行う既存研究や人体の内部構造について述べた。既存の力覚提示の研究においては、物体の内部の構造を考慮した、複数の材質によって構成する複合体を対象とした研究はあまりなされていない。しかし、実物体には複数の材質によって構成される物体は多く存在しており、既存研究の手法では複合体の力覚提示を行うことは難しい。そこで本研究では、複合体の力覚提示を実現し、力覚提示や触覚を伝達する触覚通信において表現の幅を広げることを目指す。

本研究では、複合体の中でも人体の前腕を対象として変形シミュレーションと力覚提示を行う。物体の内部構造を持つ 3DCG 形状の作成には、物体の組織間のつながりを表現することが容易で、かつ、組織間のつながりを保持した状態での変形が可能な多階層三角柱モデルを用いる。多階層三角柱モデルを用いることで、各階層ごとに組織の持つ物性値を設定することができ、実際の物体の性質に即した変形と力覚提示が可能となる。

変形シミュレーションと力覚提示を行うための手法には、実物体の物性値を反映することも可能な、有限要素法を用いて物体の変形シミュレーションと物体に

触れた際の力覚提示を行う。また、形状の補正にはオイラー陽解法を併用することで、安定した形状変形を実現する。

第 3 章

提案手法

本章では、本研究で提案する内部に組織構造を有する複合体における変形シミュレーションと力覚提示手法について述べる。3.1節では人体の皮下組織構造のモデル化手法について、3.2節では本研究で用いる変形と反力計算のシミュレーション手法についてとモデルへの計算処理の適用方法について述べる。3.3節、3.4節では、実際に本研究で用いた計算手法についてそれぞれ述べ3.5節で全体の処理の流れをまとめる。

3.1 皮下組織構造のモデル化

皮下組織構造をモデル化した既存研究は数多くある。世良ら [10] は解剖学に基づいて人体頭部の皮下組織構造をモデル化し、筋肉の動きによる表情合成を実現している。土屋 [18] はCT画像から人体の頭部のデータを取得し、質点バネモデルにおけるオイラー陽解法による変形を用いて、剥離や縫合のシミュレーションを実現している。医療の分野では得られる情報の正確さから、人体の構造をCT(Computed Tomography) やMRI(Magnetic Resonance Imaging) などを用いて測定したデータをボリュームデータとして用いている。ボリュームデータとは、3次元空間内における濃度や密度の分布を、ボクセルと呼ばれる単位立方格子でサンプリングし表現する手法である。ボリュームデータを用いると、物体の表面だけではなく内部の状態を正確に表現することができる。しかし、このボクセルに格納するデータはあくまでその地点における状態値であり、対象とする物体の部位ごとの接続状態を記述するのは困難である。このため物体の部位同士のつながりを重要とする形状に対して変形操作を行うと、ボクセル値の更新や周囲のボクセル値を参照して接続関係を再構築する必要が生じるなど、非常に膨大な処理が発生するため今回の研究においては不向きである。

そこで本研究では、皮下組織構造を表現する手段としてメッシュ構造を用いた表現を利用する。メッシュ構造とは、物体を質点と稜線の接続によって構築し形状を疑似的に表現する3DCGの手法である。メッシュ構造を用いた既存研究では、土屋が人体の皮下組織構造を多階層の三角柱を用いて表現する手法を提案してい

る。メッシュ構造は形状を質点の接続によって記述するため、内部にもメッシュを構築することによって接続状態を保持した内部構造を記述することが可能になる。

以下に示す図 3.1 は、多階層三角柱モデルの模式図である。三角柱の上部から表皮・皮下脂肪・筋肉・骨を表わしている。

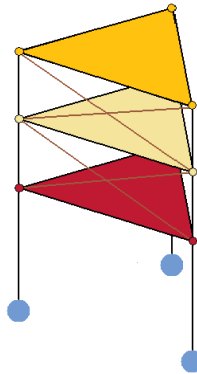


図 3.1: 皮下組織構造 多階層三角柱モデル

多階層の三角柱を用いることで、各階層間の接続を保持した状態での変形が可能である。

本研究では多階層三角柱モデルを用いて人体の組織構造を表現した。人体の表面を模した形状を三角形メッシュで生成し、それを入力として多階層三角柱モデルを構築した。以降、本研究で扱う質点を P_i^l のように表記する。 l は三角柱モデルの階層レベルを表し、レベル 0 が表面の質点を表すものとする。

入力した形状を物体の表面として、形状の頂点を表面の質点として扱う。形状の各頂点には入力時に法線ベクトルが設定してあるものとし、質点 P_i^0 における法線ベクトルを N_i とする。内部質点を生成する際は、 N_i と逆方向を物体の内部と仮定し質点の生成を行う。レベル l の内部質点 P_i^l の位置は、レベル $l-1$ から l までの階層間の距離を d_l とした場合、(3.1) 式で求めることができる。

$$\mathbf{P}_i^l = \mathbf{P}_i^{l-1} + (-d_l \mathbf{N}_i) \quad (3.1)$$

ここで質点 P_i^0 と質点 P_j^0 が接続関係にあるとき、 P_i^l とすべての P_j^l は接続関係を持つものとした。また P_i^l とすべての P_j^{l-1} (ただし $l > 0$) も接続関係を持つものとした。

以上のような質点の生成と質点同士の接続を、任意の階層数行うことで、任意の形状における多階層三角柱モデルを構築する。図 3.2 に、多階層三角柱モデルの構成手順を示す。図 3.2 において、 P_a^0 と P_b^0 、 P_b^0 と P_c^0 が接続した状態である。

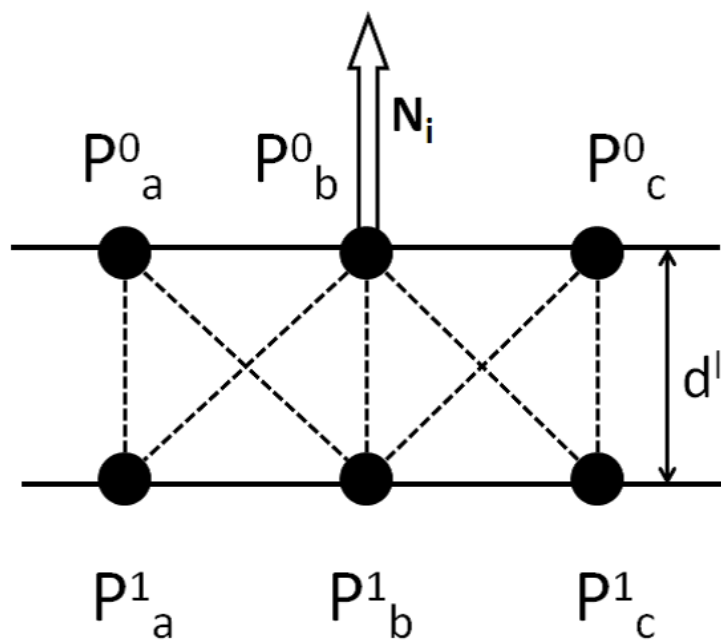


図 3.2: 多階層三角柱モデル 構成手順

多階層三角柱モデルは質点と稜線からなる構造として構築する。質点は稜線によって接続しており、質点は回転方向に対しても自由度を持っている。また、曲げに対する抵抗は示さずに要素方向にそった引張力や圧縮力のみを応力として受けるものとする。このような力学的性質をもつため、各要素はバネと同じ力学的特性をもつものとする。図 3.3 は質点と稜線で構成した例と、その構造を三角柱モデルに適用した例である。

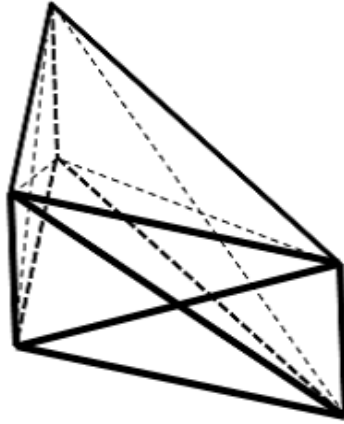


図 3.3: 質点と稜線で構築した三角柱モデルの例

質点と稜線からなる構造を用いることで、質点は同じ階層間でつながる稜線と違う階層間でつながる稜線を保持する。この構造により、人体の皮下組織構造を考慮した階層構造を持つ 3 次元形状を表現可能になる。

作成した形状は、人体に触れた際の変形挙動を表現するものなので、位相変化はせず構築した初期形状を保つものとする。また、多階層三角柱モデルを質点と稜線で構成した構造で構築するため、稜線によって形成される三角形の面積や、三角柱の体積は考慮しないものとする。各要素に対して、階層ごとに人体の組織の物性値に即した値を設定することで、その階層における組織の性質の違いを表現することが可能となる。

3.2 形状変形と反力計算のシミュレーション手法

力覚デバイスを用いて様々な触覚を表現する際には、物体に触れた際に生じる反力を求めデバイスで表現することで、ヒトは物体に触れている感覚を生起する。物体の反力は、物体に触れた際の運動エネルギーに応じて変化し、また物体自体の軟硬度によっても大きく異なる。今回対象とするヒトの体表面部のような柔らかい物体は弾性体と呼ばれる。物体を変形させようとする運動エネルギーは、触

れられた物体自体の変形に働く力と、触れた物体に対する反力に分かれる。そのため触れた際の手より弱い反力となり、柔らかいという感覚を生起する。

構築した多階層三角柱モデルは、バネと同じ力学特性を持つ。バネの接続によって構築される質点バネモデルは、物体を質点の集合として構成し、質点間に作用する力をバネのネットワークを用いて表現する手法である。図 3.4 は、質点バネモデルにおける構成要素と質点バネモデルの模式図を示したものである。

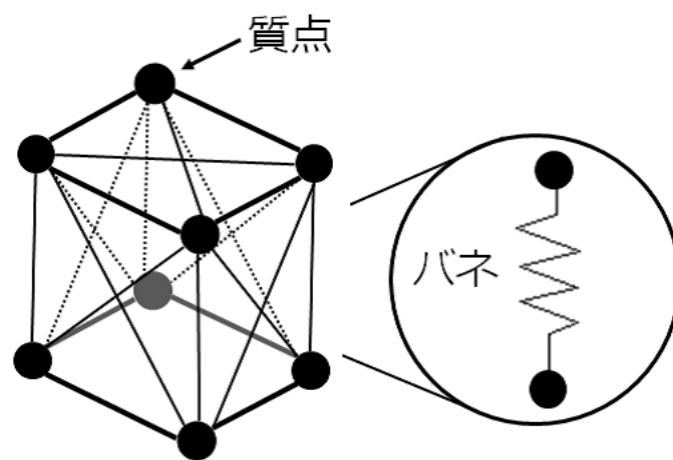


図 3.4: 質点バネモデル構成要素図

質点バネモデルでは、バネの伸縮で弾性変形を表し、ダンパの滑りで粘性流動を表す。バネの自然長に対して縮んでいれば斥力が発生し、伸びていれば引力が発生し自然長の状態に近づけようとする。質点バネモデルにおける質点同士の力学的な関係はフックの法則から (3.2) 式で表すことができる。ここで F はバネにかかる力、 u はバネに働く変位、 k はバネ定数である。

$$F = ku \quad (3.2)$$

質点バネモデルにおける力学的関係を解く手法として、オイラー陽解法 [19] での解法と有限要素法 [20] を用いる解法がある。オイラー陽解法は、計算ステップごとの変化量を用いて解く手法である。オイラー陽解法を用いると初期状態の保持

が容易であり、単純なバネのネットワークにおいては計算を安定して行うことができる。しかし、計算ステップごとに誤差が生じる点や、力の伝播に遅延が生じる点が問題として存在する。このため複雑なバネのネットワークを構築した場合や、大きな力が加わった際には計算結果が発散して振動が生じ、形状が破綻してしまう。一方の有限要素法は、物体全体の特性を方程式に反映させることができるため、物体の特性を精密に表現することが可能である。また、力の伝播状況や変位状態などを一度に求めることが可能である。しかし、計算処理のなかで用いる行列が非正則なものになると計算を継続することができなくなる点や、変位の分散が激しいと適切な近似解が得られない点が問題である。

本研究では、複雑な形状における変形と力覚提示を実現するために、質点全体の変位や反力を一度に求めることが可能な有限要素法を用いる。また、初期形状の保持や有限要素法の適用が行えない状況での計算処理はオイラー陽解法を用いる。それにより、初期状態への復元と精度の高い近似計算の両方を実現した。

3.3 有限要素法を用いた変形と反力計算

有限要素法では、対象を有限の範囲にモデル化し、その内部を小さな要素に区切り、それぞれの要素内で成り立つ支配方程式を作成する。図 3.5 は形状を要素に分割した状態の模式図である。

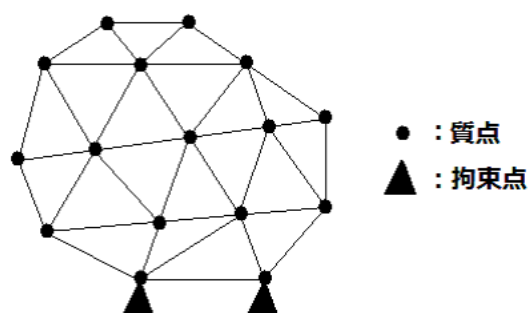


図 3.5: 形状の要素分割図

分割した各要素における支配方程式を、計算対象とするすべての領域分足し合わせることで巨大な連立1次方程式を作成し、近似解を求める。

以下に本手法で用いた有限要素法の1ステップ分の計算手順を図3.6に示す。

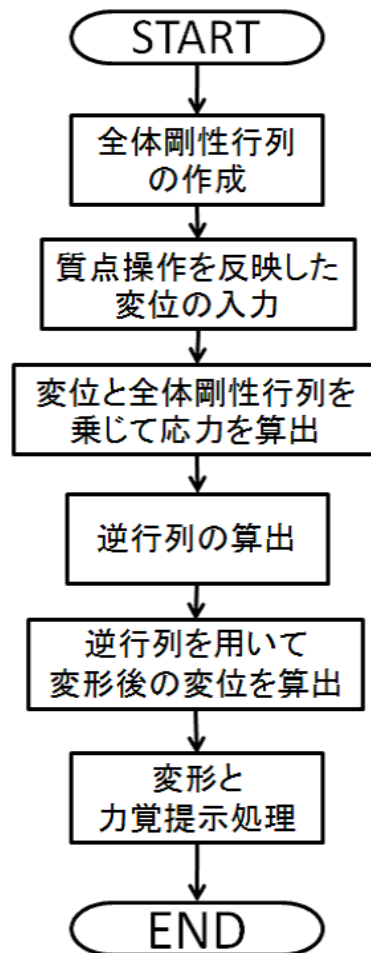


図 3.6: 有限要素法の計算の流れ

3.3.1 要素剛性行列の作成

多階層三角柱モデルにおける1要素について要素の両端点をそれぞれ i 、 j とすると、力と変位の関係を表す方程式は (3.3) 式のようなになる。ここで (3.3) 式において、 \bar{f}_i 、 \bar{f}_j は両端点の質点にかかる力、右辺の行列は剛性行列、 \bar{u}_i 、 \bar{u}_j は両端点

の変位を表す。 k は要素 i, j における物性値を表す。

$$\begin{pmatrix} \bar{f}_i \\ \bar{f}_j \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} k & -k \\ -k & k \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \bar{u}_i \\ \bar{u}_j \end{pmatrix} \quad (3.3)$$

3次元空間での要素における力や変位を考えると、各軸方向ごとの成分に分けて計算を行う必要がある。要素の軸方向に \bar{x} 座標方向を取るローカル座標を定義した時、この要素における3次元での力と変位の関係は (3.4) 式のようになる。ここで、 i, j それぞれの変位を $(\bar{u}_i, \bar{v}_i, \bar{w}_i)^\top$ 、 $(\bar{u}_j, \bar{v}_j, \bar{w}_j)^\top$ とする。また、 i, j それぞれに働く力を $(\bar{f}_{xi}, \bar{f}_{yi}, \bar{f}_{zi})^\top$ 、 $(\bar{f}_{xj}, \bar{f}_{yj}, \bar{f}_{zj})^\top$ とする。

$$\begin{pmatrix} \bar{f}_x \\ \bar{f}_y \\ \bar{f}_z \\ f_x \\ f_y \\ f_z \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} k & 0 & 0 & -k & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -k & 0 & 0 & k & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \bar{u}_i \\ \bar{v}_i \\ \bar{w}_i \\ \bar{u}_j \\ \bar{v}_j \\ \bar{w}_j \end{pmatrix} \quad (3.4)$$

ここで、(3.4) 式中のベクトルと行列をまとめて

$$\bar{\mathbf{F}} = \mathbf{K}\bar{\mathbf{U}} \quad (3.5)$$

とする。この時のローカル座標とグローバル座標の関係図を図 3.7 に示す。図中の O は座標の原点を示す。 x, y, z はグローバル座標系の各軸方向を示し、 $\bar{x}, \bar{y}, \bar{z}$ は、要素の軸方向に \bar{x} 軸を取ったローカル座標系の各軸方向を示す。

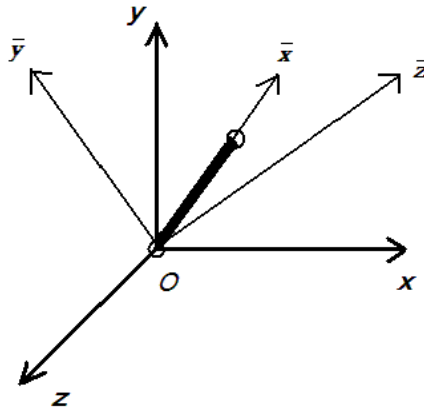


図 3.7: 要素と各座標の軸方向との関係図

ローカル座標での力成分を $(\bar{f}_{xi}, \bar{f}_{yi}, \bar{f}_{zi})^T$ 、 $(\bar{f}_{xj}, \bar{f}_{yj}, \bar{f}_{zj})^T$ 、グローバル座標での力成分を $(f_{xi}, f_{yi}, f_{zi})^T$ 、 $(f_{xj}, f_{yj}, f_{zj})^T$ とする。ここで、ローカル座標での力成分とグローバル座標での力成分との関係は (3.6) 式で表すことができる。この時の \mathbf{T} はグローバル座標からローカル座標への座標変換行列とする。

$$\bar{\mathbf{F}} = \mathbf{T}\mathbf{F} \quad (3.6)$$

各質点の変位についても同様な関係が成り立ち、

$$\bar{\mathbf{U}} = \mathbf{T}\mathbf{U} \quad (3.7)$$

である。力と変位に対して変換した (3.6) 式と (3.7) 式を、(3.5) 式に適用すると、

$$\mathbf{T}\mathbf{F} = \mathbf{K}\mathbf{T}\mathbf{U} \quad (3.8)$$

となる。(3.8) 式を整理すると、

$$\mathbf{F} = \mathbf{T}^{-1}\mathbf{K}\mathbf{T}\mathbf{U} \quad (3.9)$$

となる。

以上のことから、多階層三角柱モデルの要素におけるグローバル座標での要素剛性行列を (3.10) 式のように求めることができる。ここで、 x 軸と \bar{x} 軸のなす角を $\theta_{x\bar{x}}$ とすると、 l, m, n はそれぞれ方向余弦により

$$l = \cos \theta_{x\bar{x}}, m = \cos \theta_{y\bar{x}}, n = \cos \theta_{z\bar{x}}$$

と表わす。この時、要素は \bar{x} 軸上のみでの計算となるため、 \bar{y} 軸と \bar{z} 軸は計算に関与しない。

$$\mathbf{T}^{-1}\mathbf{K}\mathbf{T} = k \begin{bmatrix} l^2 & lm & ln & -l^2 & -lm & -ln \\ lm & m^2 & mn & -lm & -m^2 & -mn \\ ln & mn & n^2 & -ln & -mn & -n^2 \\ -l^2 & -lm & -ln & l^2 & lm & ln \\ -lm & -m^2 & -mn & lm & m^2 & mn \\ -ln & -mn & -n^2 & ln & mn & n^2 \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

3.3.2 全体剛性行列の作成

前節の手順ですべての要素剛性行列を求め、それを重ね合わせることで全体剛性行列を作成する。ここで、3つの質点 A、B、C が B を共有して接続している状況を考える。この時 AB 間の関係を (3.11) 式で表す。ここで、(3.11) 式において f_A 、 f_B はそれぞれは質点 A、B にかかる力である。(3.11) 式において右辺の行列は前節で説明をした座標変換を行った行列である。行列 (1,1) 要素は、A にかかる力を求めるための成分、(1,2) 要素は B が A に及ぼす力を求めるための成分、(2,1) 要素は A が B に及ぼす力を求めるための成分、(2,2) 要素は B にかかる力を求めるための成分である。 u_A 、 u_B はそれぞれの質点における変位を表す。

$$\begin{pmatrix} f_A \\ f_{B1} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} k_1 & -k_1 \\ -k_1 & k_1 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} u_A \\ u_B \end{pmatrix} \quad (3.11)$$

BC間の関係も同様に(3.12)で表す。

$$\begin{pmatrix} f_{B2} \\ f_C \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} k_2 & -k_2 \\ -k_2 & k_2 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} u_B \\ u_C \end{pmatrix} \quad (3.12)$$

(3.11)と(3.12)を足し合わせることで、(3.13)式を得ることができる。

$$\begin{pmatrix} f_A \\ f_{B1} + f_{B2} \\ f_C \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} k_1 & -k_1 & 0 \\ -k_1 & k_1 + k_2 & -k_2 \\ 0 & -k_2 & k_2 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} u_A \\ u_B \\ u_C \end{pmatrix} \quad (3.13)$$

ここで $f_{B1} + f_{B2}$ は質点 B にかかる力なので

$$f_{B1} + f_{B2} = f_B$$

である。(3.5)式から、(3.13)式の右辺の行列は、質点 A、B、C間の全体剛性行列を表す。

質点数が増加し、接続関係が複雑になった場合には上記に示した重ね合わせの手順を用いるとともに、接続関係に即した足し合わせを行う必要がある。図3.8は、本研究の手法で実際に扱うような複雑な接続をした形状を示す。

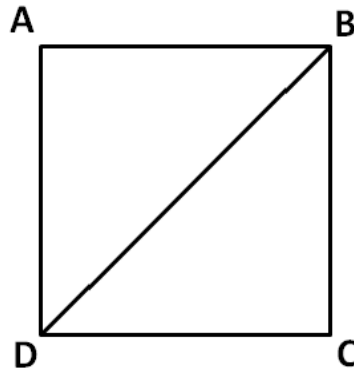


図 3.8: 複雑な接続関係の例

ここで、図中の質点 AB、質点 BC、質点 CD の接続関係については、連続した接続関係にあるため上記に示した重ね合わせ手順が適用できる。しかし、質点 BD の接続関係と、質点 AD の接続関係を記述するためには全体剛性行列を作成する際に、その接続関係に即した足し合わせを行う必要がある。

質点 BD の要素行列を表 3.1 に、質点 AD の要素行列を表 3.2 にそれぞれ示す。表 3.1 において、B 行 B 列要素は質点 B にかかる力を求めるための成分、B 行 D 列要素は B が D に及ぼす力を求めるための成分、D 行 B 列要素は D が B に及ぼす力を求めるための成分、D 行 D 列要素は D にかかる力を求めるための成分である。表 3.2 についても同様である。

表 3.1: BD の要素行列

	B	D
B	k_{BD}	$-k_{BD}$
D	$-k_{BD}$	k_{BD}

表 3.2: AD の要素行列

	A	D
A	k_{AD}	$-k_{AD}$
D	$-k_{AD}$	k_{AD}

ここで、全体剛性行列の次数をあらかじめ質点数分確保し、行と列に各質点を対応したものとする。ここで、四角形 ABCD における全体剛性行列を (3.14) 式に示す。ここで、行列内の各要素は、表 3.1 における行列要素の定義と同様である。

$$\begin{aligned}
& \begin{bmatrix} k_{AB} & -k_{AB} & 0 & 0 \\ -k_{AB} & k_{AB} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & k_{BC} & -k_{BC} & 0 \\ 0 & -k_{BC} & k_{BC} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} + \dots = \\
& \begin{bmatrix} k_{AB} + k_{AD} & -k_{AB} & 0 & -k_{AD} \\ -k_{AB} & k_{AB} + k_{BD} + k_{BC} & -k_{BC} & -k_{BD} \\ 0 & -k_{BC} & k_{BC} + k_{CD} & -k_{CD} \\ -k_{AD} & -k_{BD} & -k_{CD} & k_{AD} + k_{BD} + k_{CD} \end{bmatrix} \quad (3.14)
\end{aligned}$$

図 3.8 に示した形状の全体剛性行列を作成する場合には、(3.13) 式で示した座標変換行列を適用した行列を重ね合わせを行うとともに、表 3.1、表 3.2 に示した要素を (3.14) 式のように足し合わせることで全体剛性行列を作成する。このことにより、複雑な接続状態を表した全体剛性行列を作成することが可能となる。

本手法では (3.10) 式で求めた多階層三角柱モデルの要素における合同変換を行った要素剛性行列を (3.14) 式と同様に重ね合わせることで、3次元における多階層三角柱モデルの全体剛性行列を求めた。その際、全体剛性行列は要素数を N とした時には次数が $3N$ の正方行列となる。

3.3.3 拘束点の設定

前節で作成した全体剛性行列に対して、拘束点を設定することで移動や変形に制限を与え変形しない組織の表現が可能となる。本研究では骨を変形が起こらない剛体として扱う。そのため、骨にあたる質点は変形や他の質点からの力の影響を受けないよう、拘束点とした。また、力覚デバイスを用いて操作する質点はデバイスの操作によってその位置が決定するため、有限要素法による変位を反映しないので拘束点とした。

有限要素法における全体剛性行列の拘束点の設定は、全体剛性行列の大きさを n 行 n 列、拘束点を u_i とすると、行列の i 行と i 列の全成分を対角項を除いてすべ

てゼロに設定し、対角項を1にすることで実現する。(3.15)式は、拘束条件を全体剛性行列に組み込んだものである。

$$\begin{bmatrix} k_{11} & \cdots & 0 & \cdots & k_{1n} \\ \cdots & \cdots & 0 & \cdots & \cdots \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ \cdots & \cdots & 0 & \cdots & \cdots \\ k_{n1} & \cdots & 0 & \cdots & k_{nn} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} u_1 \\ \vdots \\ u_i \\ \vdots \\ u_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} f_1 \\ \vdots \\ 0 \\ \vdots \\ f_n \end{pmatrix} \quad (3.15)$$

拘束点を設定することで、全体剛性行列は逆行列を導出可能な正則行列を生成する。ただし、拘束点の組み合わせや質点同士の幾何的關係から、非正則となる場合もある。その場合には、後述するオイラー陽解法による変形処理を行うことで継続した変形処理と力覚提示を実現した。また、オイラー陽解法による変形処理の際に全体剛性行列が正則になった段階で、改めて有限要素法による計算処理を再開するものとした。

以下、拘束条件を設定していない全体剛性行列を M_1 拘束条件を設定した全体剛性行列を M_2 として説明を行う。

3.3.4 力覚デバイスへの力の設定と変形処理

一般的な有限要素法による計算で扱う変位は、計算のタイムステップにおける質点の現在位置と、質点の計算開始時の初期位置との差を取ることで算出する。しかし、本研究では質点の現在位置と1つ前のタイムステップにおける位置との差で求めた変位を扱う。ここで、 $U_i (0 \leq i \leq n-1)$ を変位として、 $U = (U_0, \cdots, U_{n-1})^T$ を変位ベクトル行列とする。同様に、 $P = (P_0, \cdots, P_{n-1})^T$ を質点位置ベクトル行列、 $R = (R_0, \cdots, R_{n-1})^T$ を1つ前のタイムステップでの質点位置ベクトルとする。

変位を求める式を以下に示す。(3.16)式において、 U は変位、 P は現在の質点の位置、 R は1つ前のタイムステップでの質点の位置を指す。

$$\mathbf{U} = \mathbf{P} - \mathbf{R} \quad (3.16)$$

(3.16) 式で求めた変位と M_1 を乗ずることで算出する力を本研究では力覚デバイスに適用する力として扱った。(3.17) 式は力覚デバイスに反映する力を求める式である。ここで F_1 は変位と全体剛性行列を乗ずることで求めることができる力である。

$$\mathbf{F}_1 = \mathbf{M}_1 \mathbf{U} \quad (3.17)$$

(3.17) 式で求めた力 F_1 は、有限要素法計算の 1 ステップにおいて発生した反力である。これを力覚デバイスに反映する際には、デバイス側の反力更新間隔に合わせてデバイスに設定する反力を調整する必要がある。本研究で用いた Falcon の反力更新間隔は 1 ミリ秒である。有限要素法計算の 1 ステップに要した時間を Δt ミリ秒とした場合、(3.18) 式によってデバイスに設定する反力 F'_1 を求めることができる。

$$\mathbf{F}'_1 = \frac{\mathbf{F}_1}{\Delta t} \quad (3.18)$$

(3.18) 式で求めた F'_1 の力を各軸方向に分解し力覚デバイスの各アームにかかる力として設定することでその位置における応力に即した力覚提示を実現することが可能となる。

質点の移動処理を行うためには、拘束条件を考慮した状態での計算を行う必要

がある。そのため、(3.17)式で算出した各質点において拘束条件の設定が行われている場合は、その質点にかかる力をゼロに設定する。拘束条件の設定を行った力を F_2 とする。変形後の変位は、全体剛性行列の逆行列と力とを乗ずることで求めることができる。そのため M_2 の逆行列を求め、 F_2 と乗ずることで変形後の変位を算出した。

(3.19)式は変形後の変位を求める式である。(3.19)式において、 U' は変形後の変位を示す。

$$U' = M_2^{-1}F_2 \quad (3.19)$$

(3.19)式で求めた変形後の変位を、 P に足し合わせることで、各質点の位置の更新を行い変形を実現する。(3.20)式に変位の更新を行うための式を示す。(3.20)式において、 P' は質点の更新後の位置を示す。

$$P' = P + U' \quad (3.20)$$

3.4 オイラー陽解法による補正処理

(3.21)式は、本手法においてのオイラー陽解法による変位の算出手法である。各質点に接続しているバネ全てに対して、自然長と現在の長さの差から応力を算出する。質点に接続している全てのバネの応力を合計し、そのタイムステップにおける変位とする。ここで質点 P_a に対して j 本のバネが接続しているとする。この時の接続質点を $P_i (1 \leq i \leq j)$ とし、各バネにおける自然長を d_i とする。 k_i は各

バネのバネ定数である。

$$U_a = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^j k_i (d_i - |\mathbf{P}_i - \mathbf{P}_a|) (\mathbf{P}_i - \mathbf{P}_a) \quad (3.21)$$

また (3.22) 式は、形状が初期状態に復元しようとする応力を変位に対する補正值として用いるための式である。

$$\mathbf{U}'_a = k(\mathbf{P}_a - \mathbf{S}_a) \quad (3.22)$$

ここで \mathbf{U}'_a は補正を行った質点の変位、 \mathbf{P}_a は有限要素法によって求めた変位を加えて得た位置、 \mathbf{S}_a は形状の初期位置、 k はバネの定数を示す。

3.5 計算手順

本提案手法の全体の計算手順は以下の通りである。

1. デバイス操作による変位の入力
2. 拘束点の変位を n 分割したうえで、有限要素法による反力と変位計算を n 回繰り返す
3. オイラー陽解法による変位の補正
4. 形状の変形処理とデバイスへの反力設定
5. 1 へ戻り繰り返す

3.1 節で構築した、多階層三角柱モデルに対して上記で示した計算手順を適用し変位計算と反力計算を行った。まず、デバイス操作によって得た変位を入力する。ここで発生した変位を任意の数 n によって分割したうえで、3.3 節で述べた有限要素法による処理を n 回繰り返す。入力した変位を n 分割することで、大きな変位

が入力された場合でも、有限要素法の処理が破綻せず実行することができる。次に3.4節で述べた手法を用いてオイラー陽解法による変位の補正を行う。この処理によって求められた変位を形状の変形処理に適用するとともに、3.3.4節で述べた手法を用いて力覚デバイスへの反力を設定する。以上の手順で1タイムステップの計算が終了する。

第 4 章

評価と検証

本章では、本研究で提案した多階層三角柱モデルを用いた力覚提示手法にそって実装したアプリケーションを使用し、その有用性を検証する。本研究で試作したアプリケーションは、グラフィクス API の OpenGL[21] をベースとした 3 次元グラフィクスツールキットである Fine Kernel ToolKit System[22][23] と力覚デバイス Falcon を制御する FalconSDK を用いて実装した。

4.1 実行結果

本研究で提案した手法における実行結果を以下に示す。ここで、本研究で処理速度の測定に用いた PC の環境は表 4.1 の通りである。

表 4.1: アプリケーション実行環境

CPU	Intel Core2Duo E8400 @3GHz
RAM	4GB
GPU	NVIDIA GeForce 9800GTX+

また、力覚提示を行うための力覚デバイスには Novint 社の Falcon を用いた。

実装した力覚提示モデルで、人体の皮下組織構造を考慮した多階層三角柱モデルにおける力覚提示では、モデルを構成する質点に外力が加わった際に、変形および力覚提示が起こるものとした。

本研究で対象とした部位である人体の前腕の一部を模した形状の 3D モデルを作成し、そのモデルに対して階層構造の生成・組織ごとの異なるヤング率の設定をし提示される反力の違いを確認した。

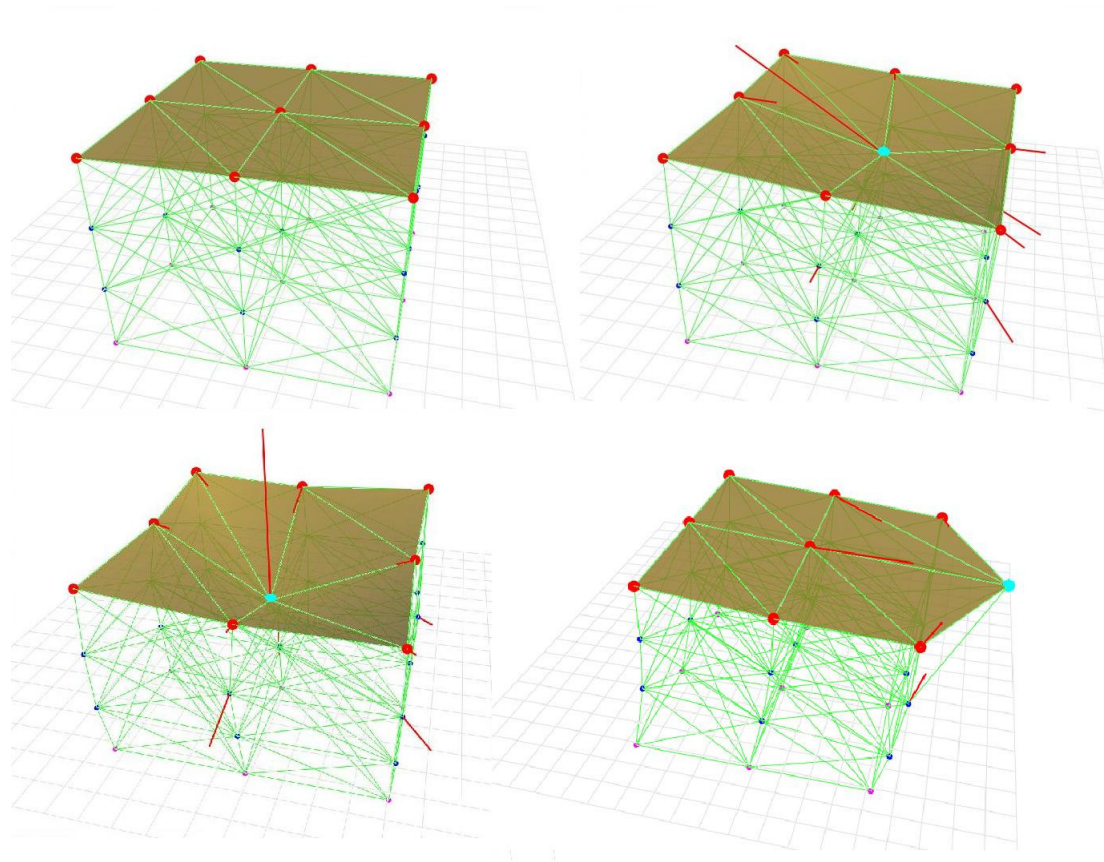


図 4.1: 力覚提示時の変形挙動

図 4.1 は、提案手法を用いた力覚提示を行っている際の変形挙動を示したものである。図中の水色の質点が力覚デバイスを用いて操作している質点、質点から伸びる赤い線はその質点にかかる力の大きさと方向を表している。質点を操作した際に、力覚デバイスにその操作方向に応じた反力が生じていることが確認できた。

4.2 設定した値による反力の違い

本手法で提案した、内部構造を有する仮想モデルにおける力覚提示アプリケーションでそれぞれの階層に設定する値の違いによる反力の違いを検証した。

検証に用いた形状は、本研究で用いた多階層三角柱モデル 8 本、4 階層で構築した

質点数が36質点の形状である。また、構築した形状の階層間の距離は4cm(40mm)とする。この形状の最上部を1層、以下2層、3層と続くものとする。この形状において、すべての要素におけるバネ定数に一定の値を設定した形状、2層目から3層目に対して硬い物質を想定した値を設定した形状、3層目から4層目に対して硬い物質を想定した値を設定した形状を構築し、それぞれに対して力覚デバイスの操作によって変位を与え、力覚提示を行う際の反力の変化を測定した。与えた変位は、形状表面から形状内部に対して押しこむ方向への変位である。各要素に設定した値は、硬い物質を想定した層のバネ定数には90.0、それ以外の層のバネ定数には1.0を設定した。本検証ではCGS単位系での検証を行ったが、力覚デバイスで用いる単位はMKS単位系のニュートンであるため、実測値に 10^{-5} を乗算することで求めた値を検証に利用している。

以下に示す図4.2は、すべての要素に対して一定の値を設定した場合の反力の変化を示している。すべての要素に一定の値を設定している場合は、変位と反力の関係は比例するものと予想した。測定の結果、変位の増加と比例して反力も増加していることが確認できた。

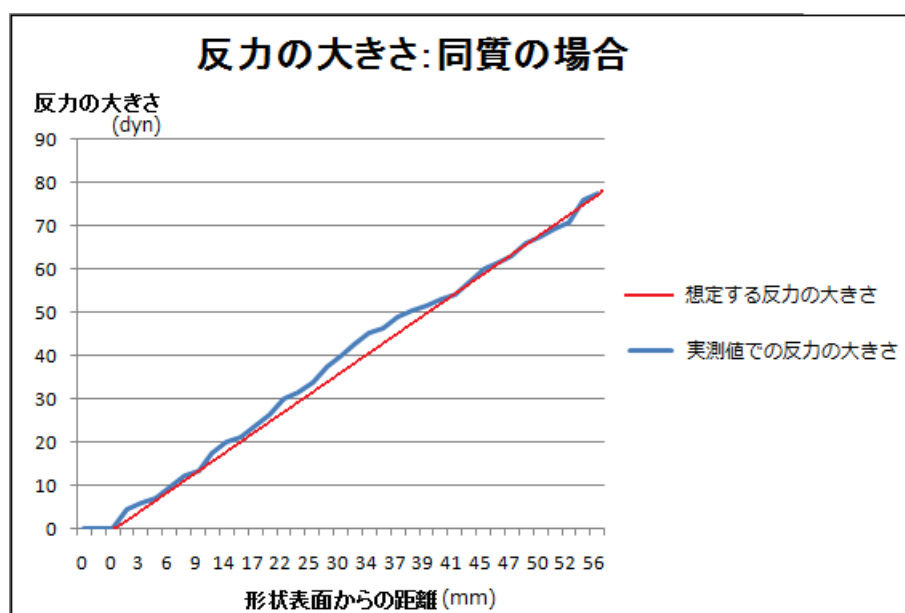


図4.2: すべての要素に同じ値を設定した場合の反力の変化

以下に示す図 4.3 は、形状中央部にあたる 2 層目から 3 層目に硬い物質を想定した値の設定を行った場合の反力の変化を示している。検証に用いた形状は 1 層の深さが 40mm であるため、2 層目にあたる 40mm 以降から反力の変化が生じるものと予想した。測定の結果、多少のずれは認められるもののほぼ設定した階層にあたる個所から反力の大きさが変化していることが確認できた。

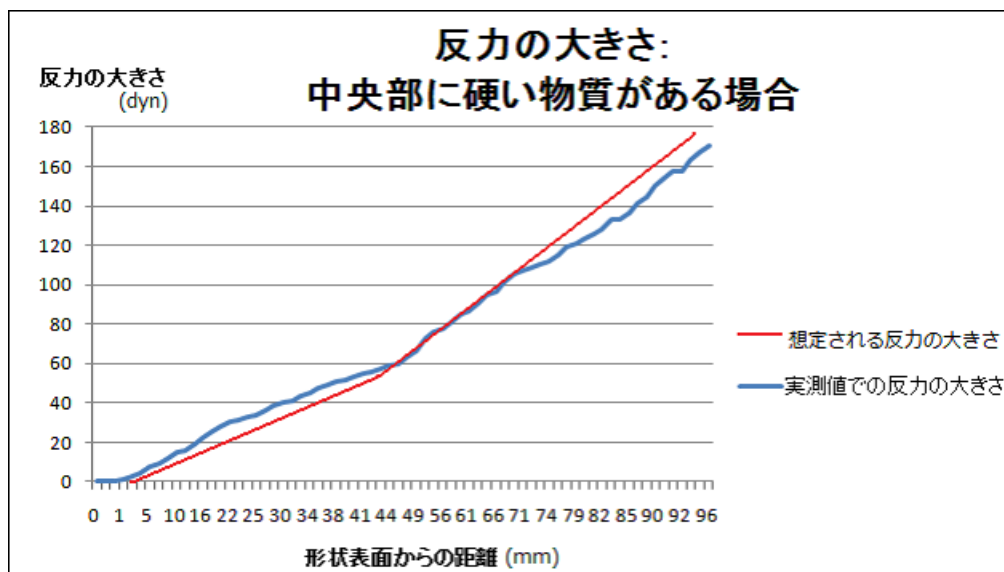


図 4.3: 中央部に硬い物質を想定した値の設定を行った場合の反力の変化

以下に示す図 4.4 は、形状の底部にあたる 3 層目から 4 層目に硬い物質を想定した値の設定を行った場合の反力の変化を示している。3 層目にあたる 80mm 以降から反力の変化が生じるものと予想した。測定の結果、多少のずれは認められるもののほぼ設定した階層にあたる個所から反力の大きさが変化していることが確認できた。

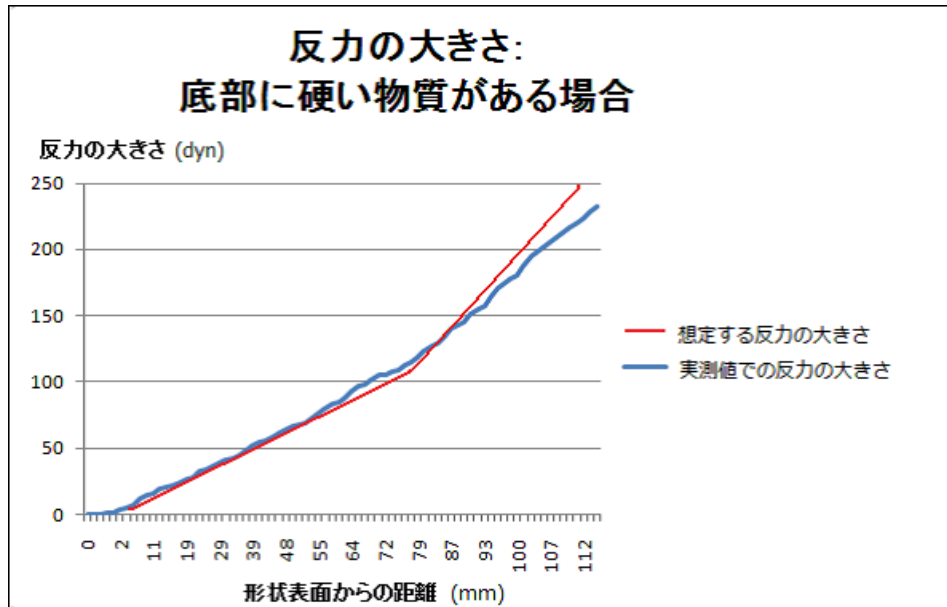


図 4.4: 底部に硬い物質を想定した値の設定を行った場合の反力の変化

以上の検証の結果から、本手法を用いることで形状の内部構造の表現とその内部構造に即した力覚提示を実現できることが確認できた。検証で設定した値は特定の物体を考慮したものではないが、対象物体の物性値をもとにしたバネ定数の設定をすることで内部構造を持つ実物体のシミュレーションも可能である。

4.3 速度検証

本手法で提案した、内部構造を有する仮想モデルにおける力覚提示アプリケーションの処理速度を検証した。

提案手法では、処理速度は形状を構成する質点数に依存するため、質点数の異なる内部組織構造を有する形状を複数用意し、処理速度の検証を行った。処理速度の単位は、FPS(Frame Per Second)であり、1秒間に処理可能なタイムステップの回数を表す。表 4.2 にその結果を示す。速度検証に用いた形状は、本研究で用いた多階層三角柱モデルを基本単位とし、この三角柱の本数と階層数を増減させた形状によって検証を行った。

表 4.2: 提案手法処理速度の測定

三角柱の本数	階層数	質点数	処理速度 (FPS)
8	3	27	64 FPS
8	4	36	32 FPS
18	3	48	15 FPS
18	4	64	7 FPS

検証の結果、質点数が増加するとともに処理速度が減少していることが分かった。FPS が低下すると力覚デバイスに力を反映する速度も低下し、力覚提示が不安定なものになってしまう。本研究では、力覚デバイスに対する力の反映する際に、算出した反力を処理時間で除算した値をデバイスに伝達することで、FPS が低下した状態でも安定した力覚提示を実現した。そのため、FPS 値が低い状態であってもリアルタイムでの内部構造を考慮した力覚提示手法として有用である。

4.4 現状の問題点

現状の問題点として、形状に対して局所的な硬さを設定する場合には、メッシュの密度に依存しているという点が挙げられる。物性値の設定や拘束条件の設定は要素ごとに行っているため、形状を構成するメッシュの密度が低い形状では、内部にある硬い組織の表現を行うことが難しい。形状全体を構成するメッシュの密度を高くすることで、内部のしこりのような組織を表現することも可能であると考えられるが、質点数が増えることによる処理速度の低下が生じてしまう。これは、有限要素法において逆行列を求める際の計算処理が非常に計算コストが高いためである。

第 5 章

おわりに

本研究では、力覚デバイスを利用した力覚提示において、異なる物性値を持つ複数の組織によって構成した複合体における力覚提示を行った。対象とする複合体として人体を用いた。人体の皮下組織が持つ階層構造を表現した形状モデルを用いて、組織同士のつながりを保持した状態での変形と力覚提示を可能にした。構築した形状の各階層に異なる物性値を設定することで、その組織の持つ柔らかさの違いを力覚提示により表現することができた。

変形処理と力覚提示を行うための反力計算には、有限要素法を用いた。有限要素法を用いることで、形状全体の変位の算出を一度に行うことが可能となり、力の伝播も即時に行うことができた。また、有限要素法が適用できない状況ではオイラー陽解法を用いた計算を併用することで、安定した変形挙動の表現と力覚提示を実現した。しかし、有限要素法において用いる逆行列の算出に計算コストがかかるため、形状モデルの質点数が増加することにより処理速度の低下が起ることを確認した。

今後は、より対象とする物体に近い形状で実験を行い、本研究で提案する手法の妥当性を検討していく。この際、処理速度が低下する問題に対して、処理の高速化が図れる逆行列演算を用いるなどの対応が必要になる。

また、今回は階層構造が均一なモデルを利用し実験を行ったが、前腕には局所的に硬い物質を包含する部位も存在しているので、その対応も行っていく必要がある。また、本研究で提案する手法が今回対象としていない人体の部位への応用が可能かどうかも検討していくことが望まれる。

なお、本研究は第 25 回 NICOGRAPH 論文コンテストにおいて“物体の内部組織構造を考慮した力覚表現に関する研究”として発表した内容を含む [24]。

また、情報処理学会創立 50 周年記念全国大会において“内部構造を考慮した力覚表現手法”として発表する予定の内容を含む。

謝辭

根気強く指導して下さった渡辺大地先生に伝えきれない感謝と、名前の記されない第3authorに伝えきれない愛をこめて、本論文を締めくくります。ありがとうございました。

参考文献

- [1] T. Massie, and K. Salisbury, “The PHANToM Haptic Interface: A Device for Probing Virtual Objects,” *ASME Winter Annual Meeting DSC 55-1*, 295–300 (1994).
- [2] CyberGlove Systems 社, “CyberGrove.” <http://www.cyberglovesystems.com/>.
- [3] Hasegawa.S, Ishii.M, Koike.Y, Sato.M, “Inter-process communication for force display of dynamic virtual world,” *ASME DYN SYST CONTROL DIV PUBL DSC 67*, 211–218 (1999).
- [4] 佐々木博, 藤田欣也, “力覚提示装置を用いた硬さ提示における視覚情報の寄与と改変効果に関する実験的検討,” *バーチャルリアリティ学会論文誌* .
- [5] 河合裕文, 松宮雅俊, 竹村治雄, and 横矢直和, “疎密バネモデルを用いた柔物体の仮想環境下での視覚および力覚提示手法の提案,” *電子情報通信学会技術研究報告. IE, 画像工学 100(607)*, 71–76 (2001).
- [6] 広田光一, 金子豊久, “仮想物体の弾性モデルに関する検討,” *計測自動車制御学会論文誌 34(8)*, 232–238 (1998).
- [7] Hirota, K. and Kaneko, T., “Haptic representation of elastic objects,” *Presence: Teleoperators & Virtual Environments 10(5)*, 525–536 (2001).
- [8] ぬで島正起, 矢野博明, 岩., “道具媒介型インタフェースを用いた弾性分布の知覚特性,” *バーチャルリアリティ学会論文集* , 93–96 (2004).
- [9] Park, J. and Kim, S.Y. and Son, S.W. and Kwon, D.S., “Shape retaining chain linked model for real-time volume haptic rendering,” *Proceedings of the 2002 IEEE symposium on Volume visualization and graphics* , 65–72 (2002).
- [10] 世良元, 井土哲也, 森島繁生, “解剖学に基づいた顔面筋肉モデルによる顔表情合成,” *電子情報通信学会技術研究報告書* , 9–16 (1998).

- [11] 山田安正, [現代の組織学], 金原出版株式会社 (2002).
- [12] 山下昭, [コメディカルのやさしい組織学], 金芳堂 (1999).
- [13] Muthupillai, R., Lomas, D., Rossman, P., Greenleaf, J., Manduca, A., and Ehman, R., “Magnetic resonance elastography by direct visualization of propagating acoustic strain waves,” *Science* **269**(5232), 1854 (1995).
- [14] G.C.Burdea, M.Akay, “Force and Touch Feedback for Virtual reality,” *Wiley Interescience* (1996).
- [15] 大山 正, 今井 省吾, 和気 典二, [新編感覚・知覚心理学ハンドブック], 誠信書房 (1994).
- [16] Sato.M, “Development of string-based force display: SPIDAR,” *8th International Conference on Virtual Systems and Multimedia* (2002).
- [17] Novint 社, “Falcon.” <http://home.novint.com/>.
- [18] 土屋裕一, [軟部組織手術シミュレーション], 11–18, 共立出版 (2000).
- [19] 越塚誠一, [粒子法シミュレーション 物理ベース CG入門], 培風館 (2008).
- [20] W.H.Press, B.P.Flannery, S.A.Teukolsky, W.T.Vetterling, 丹慶勝市, 奥村晴彦, 佐藤俊郎, 小林誠, [*Numerical Recipes in C : C言語による数値計算のレシピ*], 技術評論社 (1993).
- [21] OpenGL.org, “Opengl.” <http://www.opengl.org/>.
- [22] 渡辺大地, リアルタイムグラフィックスのためのツールキットに関する研究, Master’s thesis, 慶應義塾大学大学院政策・メディア研究科修士論文 (1996).
- [23] Fine Kernel Project, “Fine Kernel ToolKit System.” <http://fktoolkit.sourceforge.jp/>.

- [24] 中島 佳衣, 渡辺 大地, “物体の内部組織構造を考慮した力覚表現に関する研究
,” *NICOGRAPH* 論文コンテスト論文集 (2009).