

# 医用 VR シミュレーションを目的とする弾性体間の力学的相互作用モデル

黒田 嘉宏\* 中尾 恵\* 黒田 知宏\*\*  
 小山 博史\*\* 小森 優\*\*\* 松田 哲也\*

\*京都大学情報学研究科 \*\*京都大学医学部付属病院 医療情報部 \*\*\*滋賀医科大学 生命情報学

## 1. はじめに

近年大きく発展したバーチャルリアリティ(人工現実感、VR)技術は、医療を革新する技術として期待されており、今日、力学的な対話操作を伴う高度なシミュレーションの研究が盛んに行われている。

触感・力感に基づいて診断を行う触診は、感覚的であるために教育が難しく、また、定量的ではないため医師間での有効な情報共有が困難なため、シミュレータによる訓練・教育支援が望まれている。切開や縫合など医療手技の訓練を目的としたシミュレーションでは、反力提示は、操作にリアリティを与えるために重要であるが、厳密な正確性は求められない。また、これまでに開発されたシミュレータの多くは、単一の臓器のみを扱ったものであり、隣接臓器を考慮した正確な変形・反力を提示することはできない。一方、触診では触感・力感が主要な情報であるため、正確な反力提示が必要とされる。

本研究では、臓器どうしの接触を考慮した正確な変形と反力提示の実現を目的とする。本稿では、複数弾性体間の相互作用モデルを提案し、反力提示に関して、その有効性が示されたので報告する。

## 2. 複数臓器の接触表現

### 2.1 複数弾性体を用いた臓器表現

医用 VR シミュレーションでは、軟組織を有限要素モデルなどの弾性体モデルで表現することによって、高精度な変形・反力提示を行っている。詳細は 3.1 節で述べるが、

臓器どうしの接触状態が変化する可能性がある場合、各臓器を個別に弾性体モデルとして扱い、臓器どうしの接触は弾性体モデル間の相互作用モデルで表現する必要がある。

### 2.2 力学特性・状態に応じた接触変形

弾性体どうしの接触では変形を伴うため、力を与える代わりに変位を与えることによって、物体どうしの侵入を防ぐことも可能である。各弾性体モデルに与える変位の決定方法について考える。図 1(a)のように弾性体が接触(侵入)した場合、図 1(b)のように柔らかい弾性体の変形は硬い弾性体の変形よりも大きくなる。また、硬さが同じ場合においても、圧縮状態にある弾性体の変形は非圧縮状態にある弾性体の変形よりも小さくなる。従って、弾性体モデルどうしの正確な接触をシミュレーションするためには、各弾性体モデルの硬さなどの力学特性、及び、圧縮状態などの力学状態に応じた変位を各弾性体に与えなければならない。

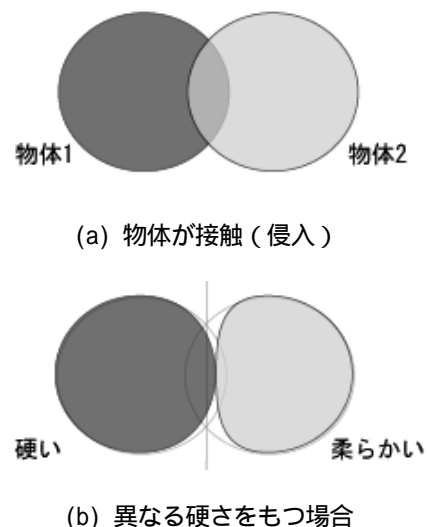


図1: 力学特性に応じた変形

“A Physics-based Interaction Model between Elastic Objects for Medical VR Simulation”  
 Yoshihiro KURODA\*, Megumi NAKAO\*, Tomohiro KURODA\*\*, Hiroshi OYAMA\*\*, Masaru KOMORI\*\*\*, Tetsuya MATSUDA\*  
 \*) Graduate School of Informatics, Kyoto University  
 \*\*) Dept. of Medical Informatics, Kyoto University Hospital  
 \*\*\*) Biomedical Science, Shiga University of Medical Science

Sibilleらは、弾性体どうしの接触において、弾性体間の相互作用モデルを適用している[1]。その手法では、図2

に示すように、侵入した頂点群を侵入した頂点群の重心位置を通る平面上に移動する。

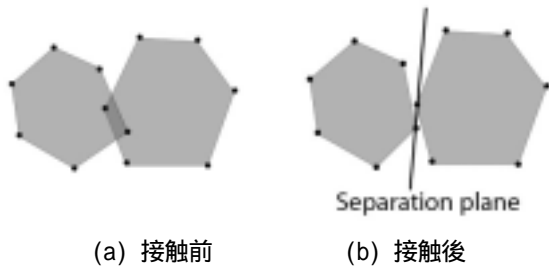


図 2: 既存の弾性体間相互作用モデル

このような幾何学的手法では、異なる硬さをもつ弾性体モデルどうしの接触が、同じ硬さをもつ弾性体モデルどうしの接触と同様に扱われ、また、圧縮状態の差異を表現できない。その結果、不自然な変形、触感・力感シミュレーションを生じると考えられる。

### 3. 弾性体間の力学的相互作用モデル

複数の臓器を単一弾性体モデルとして扱った場合に生じる問題点について述べ、提案する弾性体間の力学的相互作用モデルの実現手法について述べる。

#### 3.1 単一弾性体モデルの問題

離れている弾性体どうしを単一弾性体として扱うことはできない。一方、接触部位を結合することで、単一弾性体モデルとして扱う方法がとられることがある。しかし、変形によって新たに接触する場合や接触状態が変わる場合には単一弾性体モデルを再構築しなければならない。有限要素法では、剛性マトリクスの再構築の実時間処理は困難である。また、あらゆる接触状態を想定した単一弾性体モデルを事前に構築しておくことは、対話的操作を伴うシミュレーションでは、記憶容量の観点から適当ではない。

よって、臓器どうしの接触状態が変化する可能性を含むシミュレーションでは、複数の臓器を単一弾性体モデルとして扱うことはできない。

#### 3.2 接触領域の変位方法

応力は、弾性体の力学特性・状態を反映した値を示すものである。2.2 節で述べた、各弾性体の力学特性や状態を反映した変位の算出方法として、応力を用いることを考える。

実際に変位を与える前に、接触した 2 つの弾性体 A と B

において、一方を無限に硬いと仮定して他方の接触領域を仮に変位させ、それによって変位された領域に生じる仮の応力を変位の割合として用いる。

図 3(b)のように弾性体 B に仮の変位を与えたときに接触領域のノード(以下、接触ノードと呼ぶ)に生じる仮の応力を  $\sigma_B$ 、図 3(c)のように弾性体 A に仮の変位を与えたときに接触ノードに生じる仮の応力を  $\sigma_A$  としたとき、弾性体 A と B に与える変位の割合を式(1)に示す。

$$a : b = |\sigma_B \cdot N_B| : |\sigma_A \cdot N_A| \quad (1)$$

ここで、 $a$  は弾性体 A に与える割合、 $b$  は弾性体 B に与える割合、 $N_A, N_B$  はそれぞれ弾性体 A, B の接触ノードにおける法線ベクトルを表している。(1)の比をもとに、完全変位を 1 として図 4 で示すように接触ノードに変位を与える。

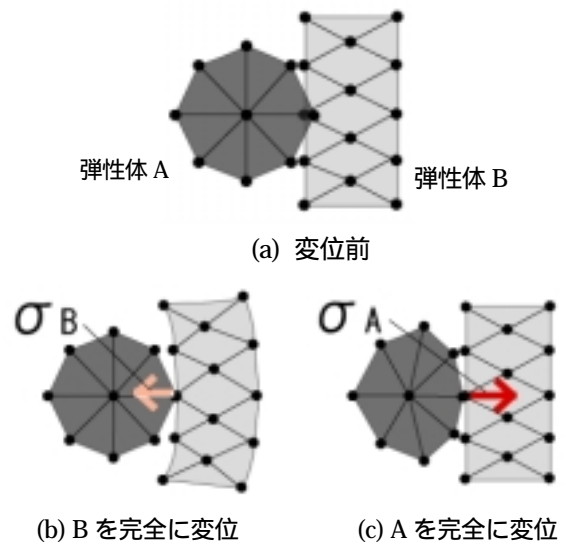


図 3: 仮の変位より仮の応力算出

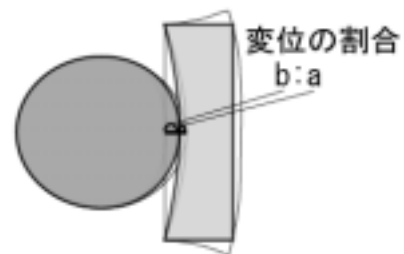


図 4: 実際に与える変位

### 4. 提案モデルの機能評価

隣接する生体の弾性体である直腸と前立腺を例にとり、

実験システムを構築し、提案モデルの主観・客観評価を行った。

#### 4.1 実験環境

モデル作成に関しては、直腸モデルは、Visible Human Dataset の解剖学 RGB データから、前立腺モデルは断層写真を元に作成した。前立腺モデルには、柔らかいモデル(モデルA)と硬いモデル(モデルB)の二つを用意し、硬さは通常の前立腺とガン病変を想定した値としてそれぞれヤング率 1.0MPa、5.0MPa を与えた。直腸モデルには 1.0MPa のヤング率を与えた。また、圧縮率としては共通してポアソン比 0.40 を与えた。

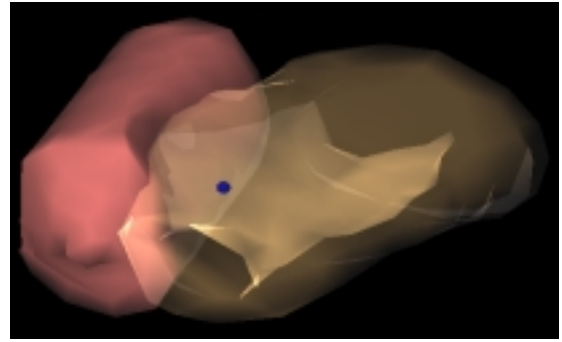
変形計算手法としては、線形有限要素モデルに、コンデンセーション手法[2]、及び、広田手法[3]などの高速化手法を適用した。反力計算手法としては、操作点によるノード変位によって生じる力を反力として返す方法を適用した。

計算機は、Pentium III 933MHz Dual CPU, 1024M バイトメインメモリを搭載した DOS/V 機を使用し、力覚デバイスは、SensAble 社の PHANToM 1.0A を用いた。

図 5 は、画像提示時のシミュレーション実行中の画面である。(a)で、左の物体が前立腺モデル、右の物体が直腸モデルである。(b)では、直腸モデルを透過させ、直腸内壁を介して前立腺モデルを触っている様子を示している。青い球は操作点が最初に接触した直腸内壁の位置を表す。直腸モデルは奥の一面を、前立腺モデルは左側面を固定し、両物体は、約 0.001cm 離れた位置に設置した。



(a)前立腺モデル(左)と直腸モデル(右)



(b)直腸モデルを透過

図 5：画像提示時のシミュレーションの様子

#### 4.2 シミュレーション実験

本実験では、各弾性体の硬さを考慮した弾性体間の接触変形の結果、隣接する物体の硬さが反力値に適切に反映されるかを調べる。

以下の三つの条件のもとで、直腸内の中心近くから一定の速さで前立腺の方向に操作点を移動させたときの操作点での反力の大きさを求める。

条件 1：直腸モデルのみ（前立腺モデルと接触なし）

条件 2：モデル A（ヤング率 1MPa）と接触

条件 3：モデル B（ヤング率 5MPa）と接触

図 6,7 はそれぞれ提案モデルと 2.2 節で述べた既存モデル[1]を適用した場合において、直腸を押し距離(cm)を横軸に、条件 1、条件 2、条件 3 における反力の大きさ（操作点の移動方向）を示したグラフである。図中の太い黒線、白い線、細い黒線はそれぞれ、条件 1,2,3 を示す。

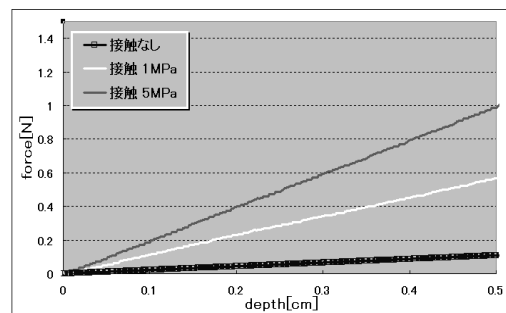


図 6:提案モデル適用時(直腸モデル 1MPa)

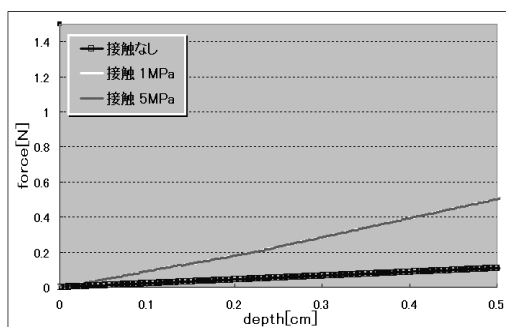


図 7: 既存モデル適用時 (直腸モデル 1MPa)

図 6 の提案モデルを適用した場合には、モデル A と B の硬さの違いが反力値に反映されている。一方、図 7 の既存モデルを適用した場合には、モデル A、B との接触により反力は大きくなっているものの、モデル A、B の硬さの違いは反力値に反映されていない。

各図で、条件 1 の直腸モデルのみでの反力の大きさは、線形有限要素モデルの特性からほぼ線形的に増加している。また、各図で、条件 2,3 における反力がほぼ線形的に増加しているのは、直腸モデルと前立腺モデルの接触状態が安定しているためである。

以上より、提案モデルを適用することによって、既存モデルでは実現できていなかった隣接物体の硬さの違いを反映した反力値の計算が可能になることがわかった。

### 4.3 被験者実験

本実験は、シミュレーション実験で示された反力値を実際に触感・力感として認識し、硬さの違いとして人が認識できるかどうかを調べる。力覚提示デバイスの操作経験をもたない医学生 10 名を被験者とした。

手の位置や操作方法による影響を除くため、操作に際しては、利き腕において、人差し指を力覚デバイスの操作部の指サック (ジンバル) に挿入し、その他の指は握った状態でこぶしを机の上に置くという条件に統一した。初期位置のすぐ左の直腸壁の裏側に前立腺があるため、指を上下に動かさず水平方向に動かすようだけで前立腺モデルに触れることができる。

提案モデルと 2.2 節で述べた既存モデル[1]を適用した場合それぞれにおいて、一人の被験者に対しそれぞれ 4 回の試行を行い、各試行において硬さの異なるモデル A,B を順序を変えて一回ずつ提示し、前後どちらに提示したモ

デルを硬いと感じたかに関して回答を得た。高いヤング率を与えたモデル B の順序を回答した場合に正解とする。

2 点識別法を用いて有意水準 ( ) 5% 以下で評価したところ、提案モデルを適用した場合において正答回数が 40 回中 29 回で、有意な結果が得られた。一方、既存モデルを適用した場合には、40 回中 18 回で、有意な結果は得られなかった。

従って、提案モデルによって、隣接する弾性体の硬さの違いが実際に人間の感じる触感・力感に反映されることがわかった。

## 5. おわりに

本稿では、臓器の接触を伴い、かつ、正確な変形と反力提示が要求される術前リハーサルや触診訓練を目的とする高度な医用 VR シミュレーションに必要な弾性体間の力学的相互作用モデルを提案し、提案モデルが既存モデルでは不可能であった隣接する弾性体の硬さの違いを反映した反力の提示を可能とすることを実験によって示した。

## 謝辞

本研究の一部は、平成 14 年度科学研究費補助金基盤研究(C)により行われた。また、平成 14 年度 IPA 未踏ソフトウェア創造事業による支援を受けた。ここに感謝の意を表します。

## 参考文献

- [1] L.Sibille, M.Teschner, S.Srivastava, and J.Latombe, "Interactive simulation of the human hand", Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery, pp.7-12, Jun. 2002
- [2] M. Bro-Nielsen, "Finite element modeling in surgery simulation", Journal of the IEEE, Vol.86, No.3, pp.490-503, 1998
- [3] K. Hirota and T. Kaneko, "A Method of Representing Soft Object in Virtual Environment", IPSJ (Information Processing Society of Japan) JOURNAL, Vol.39 No.12, Dec. 1998