

物理特性に基づいた高精細かつ対話的な軟組織切開手法

中尾 恵[†] 黒田 知宏^{††} 小山 博史^{††}
小森 優^{†††} 松田 哲也[†] 高橋 隆^{††}

本稿では、高度な手術シミュレーションへの適用を目的とした軟組織切開フレームワークを提案する。最初に、質点系における各ノード間に生じる張力によって、軟組織の緊張状態をモデル化する。また、質点系のリモデリングと適応型の四面体分割手法によって、複数の四面体によって構成される3次元仮想オブジェクトに対する切開をシミュレートする。本手法は、組織切開後のトポロジーの変化とリアルタイムな変形に関する一貫した記述を与え、組織の物理的特性を反映した切開創を導出する。さらに、オブジェクト構成要素の階層構造を用いた力学計算の局所化によって、大規模なオブジェクトに対する広範囲でかつ対話的な操作を実現する。ノード階層を用いたリフレッシュレート管理機構は計算精度と計算コストの制御を可能とし、安定なシミュレーションを提供する。上記手法を1台の力覚デバイスをともなった実験システムに実装し、成人男性から取得した胸部MRIデータを適用した。導出される切開創の形状と計算時間に関する定量的な検証の結果、提案フレームワークが高精度かつ対話的な組織切開シミュレーションを提供することを確認した。

Physically-Based Fine and Interactive Soft Tissue Cutting

MEGUMI NAKAO,[†] TOMOHIRO KURODA,^{††} HIROSHI OYAMA,^{††}
MASARU KOMORI,^{†††} TETSUYA MATUDA[†] and TAKASHI TAKAHASHI^{††}

This paper proposes a framework to simulate soft tissue cutting for advanced surgery simulation. A strained status of soft tissues is modeled as tension between neighboring vertices in a particle-based model. Both remodeling particle systems and adaptive tetrahedral subdivision achieve cutting simulation of tetrahedral objects. These methods deal with topological change and real-time deformation after soft tissue cutting consistently, and present volumetric cuts based on physical characteristics. Local calculation using dynamic elements hierarchy enables interactive and global cutting into large objects. Management structure of refresh rate performs stable simulation by controlling real time performance and simulation quality. 3D MRI dataset acquired from an adult man was applied to simulation system with a force feedback device. Quantitative evaluation of calculation time and quality of cuts confirmed that our framework contributes to accurate and interactive tissue cutting.

1. はじめに

Virtual Reality (VR) を応用した手術シミュレーションは医学分野において重要な役割を果たす。Virtual Reality が持つ視覚的かつ対話的な性質は研修生および若手医師のトレーニングに加え、難易度の高い手術のプランニングや手技のリハーサルにも有用である。しかし、手術シミュレータの適用範囲の拡大や信

頼性の向上には多くの問題が存在する。その中心的課題の1つとして、人体組織が持つ力学特性の記述があげられる。臨床における診断や手術手技には臓器や術具への操作をともなうため、手術シミュレーションには術者への視覚提示に加え、力覚提示が重要である¹⁾。このような要求に対し、国内外の研究機関では、非侵襲での人体形状および組織弾性率を取得する試み³⁾や、実測データの視覚化技術の向上²⁾に加え、後述する様々な力学計算やその高速化手法に関する研究が行われつつある。

一方、医学分野では、患者の負担軽減や美容上の利点から小切開創による低侵襲手術が注目されている¹⁸⁾。低侵襲手術は患者にとってはメリットの多い手術であるが、医師にとっては高度な手術手技や豊富な手術経験が要求される手術である。この理由として、術中の

[†] 京都大学大学院情報学研究所
Graduate School of Informatics, Kyoto University

^{††} 京都大学医学部附属病院医療情報部
Department of Medical Informatics, Kyoto University Hospital

^{†††} 滋賀医科大学生命情報学
Computational Biomedicine, Shiga University of Medical Science

視野が狭いために臓器の解剖や位置関係の把握が困難なことや、小切開による限られた術野空間や術具の形状によって操作自体が制限され、予期しない出血などのハプニング時の対処が難しいことなどがあげられる。この術中環境の体験と手術手技のトレーニングを目的として、KuhnafelらはVirtual Reality技術を応用し、内視鏡下での縫合や洗浄、止血など数例の手術手技を対象とした低侵襲手術シミュレータを提供している。

また、低侵襲心臓外科手術などの難易度の高い手術では、手技を開始するまでの準備が手術の成否に大きな影響を与える¹⁸⁾。しかし、現状のX線などの静的な2次元画像を用いた術前プランニングでは、医師は対象部位の特定や術野確保に至るまでのパステザインを経験的あるいは直感的な判断に頼って行わざるをえない。高度なVRシミュレーションは術前プランニングに対しても、理想的な解決を与える可能性を持つ。Pflesslerらによる脳外科手術のプランニングシステム¹⁹⁾は注目すべき例の1つである。整形手術における応用^{21),22)}では患者への説明にも使用され、インフォームドコンセントや患者ごとのQuality of Lifeの向上に効果を発揮している。

軟組織の切開をとまなう理想的な低侵襲手術シミュレーションは切開箇所や切開線の長さ、対象部位までのアプローチ、術中視野および術野空間の最適化を可能とする。しかし、精度の高い軟組織の切開の提供には、次のようないくつかのシミュレーションを含む複雑なフレームワークを必要とする。

- 組織破壊によるトポロジーの変化
- 生体の力学特性に基づいた変形
- 接触判定とハプティックレンダリング

また、術者に視覚的および力覚的なフィードバックを提供するためには、高速な計算機構も重要である。しかし、現状のシミュレータには、物理特性の一貫した記述や、生成される切開創の形状、大規模なデータに対応した包括的な操作の実現など、多くの問題が残されている。リアルタイムでの組織切開時のリアリティの提供、より高度なシミュレーションフレームワークが必要である。

本稿では、3次元オブジェクトに対する切開創の形成を目的とした新しいフレームワークを提案し、外科手術における対話的な軟組織の切開・切離のシミュレート手法を記述する。具体的には、質点系を用いて皮膚、脂肪、筋肉、臓器を含む軟組織の緊張状態をモデリングする。複数の四面体集合によって構築される柔軟な3次元オブジェクトを前提とし、切開後のトポロジー

の変化と物理特性に基づいた変形に関して一貫した記述を与える。以上の手法は、組織の厚みを反映した切開面を提供するだけでなく、物理特性に基づいたなめらかな切開創のシミュレートを可能とする。また、オブジェクト構成要素の動的な階層化を行い、計算コストと計算精度を制御可能な計算機構を設ける。本機構は、数万の要素から構成される大規模なオブジェクトへの広範囲にわたる操作を可能とし、リアルタイムかつ安定なシミュレーションを実現する。最後に、力覚デバイスと一連のアルゴリズムを実装したシミュレーションシステムに医用実測データを適用し、提案するフレームワークの有用性を確認する。本稿では次章以降において、提案モデルの詳細に加え、データのモデリングから適用結果までをいくつかの議論を交えながら記述する。

2. 軟組織切開シミュレーション

実用的な手術シミュレーションを提供するためには、実測データからモデリングされた詳細かつ規模の大きな3次元オブジェクトに対し、高速かつ正確なモデルを適用しなければならない。これまで、手術シミュレーション構築に関する研究においていくつかの組織切開手法が報告されてきた。しかしながら、平面あるいは曲面を含む表面に対する切開モデル^{14),15)}は組織の厚みを反映した切開および切開創の再現は難しい。ボクセルに対する切開モデル^{16),17)}はオブジェクト内部の表示が容易で、組織の厚みを反映した切開創を再現できるが、その計算コストの大きさからリアルタイムな切開創の形成には至っていない。

近年、軟組織の厚みを考慮した切開創とリアルタイム性の両方の達成を目的として、Bielserらによって四面体分割手法が切開シミュレーションに導入され⁹⁾、Ganovelliらによってトポロジー変化に関するより詳細な記述が提供された¹²⁾。本稿においてもトポロジーの変化に関して上記の手法と同様のアプローチを採用するが、さらなる計算の高速化に加え、メッシュの最適化を行うことによって、術前プランニングに要求される対話性とジグザグの少ないより正確な切開形状のシミュレートを目指す。

一方、軟組織の物理特性は力学モデルによってシミュレートされる。計算力学において、弾性体に対する最も正確なモデルは有限要素法(FEM)とされる。有限要素法に基づいたシミュレーションは計算精度や安定性は高いが、莫大な計算時間を要する¹⁶⁾。これに対し、Cotinらはcondensation手法により、変形をとまなうリアルタイムな物体の操作を実現した^{6),10)}。

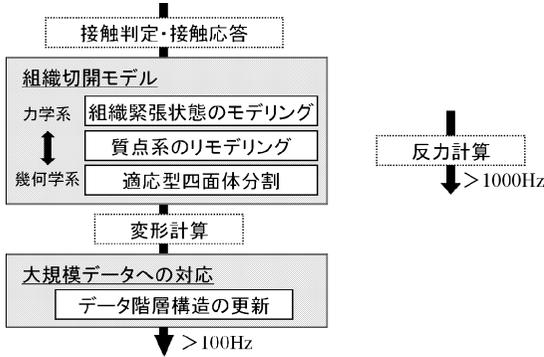


図 1 組織切開フレームワーク
Fig. 1 Simulation framework for tissue cutting.

Berkeley らは、有限要素モデルを局所的に適用することによって、高速化を達成する近似演算手法を提供している⁸⁾。またこれまでに、メッシュの移動によって 1000 程度の有限要素に対し、組織切開を試みた報告¹³⁾がなされている。

しかしながら、本稿では 10000 以上の要素から構成される大規模なデータを対象とし、広範囲にわたる物体操作によるトポロジーの変化とリアルタイムな変形の両方を達成することを目的としている。有限要素モデルとは対照的に、質点系の考え方に基づいた手法はリアルタイムなシミュレーションに適している^{4),5)}。この事実は計算精度とリアルタイム性がトレードオフの関係であることを示唆する。対話的な視覚提示に必要なリフレッシュレートを与える計算コストの達成のために、本稿では質点モデルを採用する。ここで、質点モデルは、標準的なばね質点モデル (mass-spring model)^{4),20)}に加え、Cotin らによるテンソル質点モデル (tensor-mass model)¹¹⁾を含む。テンソル質点モデルはばね質点モデルと同様な計算上の特性を持ち、線形有限要素式に基づいて物理特性をシミュレートする。

図 1 に切開シミュレーション全体における提案フレームワークの位置付けを示す。組織切開フレームワークは表示系と力覚提示系の 2 つのアルゴリズムループを持つ。シミュレーションの安定性と利用者への違和感のない視覚・力覚提示を考慮して、上記のアルゴリズムループはそれぞれ 100 Hz, 1000 Hz のリフレッシュレートを満たすことを前提とする。本稿では、3 章において、手術プランニングに要するシミュレーションのリアリティと精度を提供する高精細な組織切開モデルの詳細を述べる。4 章では、医用実測データからモデリングされた大規模なオブジェクトに対応したデータ構造と計算処理機構を与え、広範囲にわたる

対話的な操作を実現する。

3. 物理特性に基づいた高精細組織切開手法

筆者らが提案する 3 次元仮想オブジェクトに対する切開手法は大きく組織間の緊張状態のモデリング、質点系のリモデリング、適応型四面体分割の 3 つの基礎的な手法から構成される。本章では、各手法の詳細を記述する。一方で、手術シミュレーションでは患者から測定された画像から得られる形状に対して、力学的かつ幾何学的なモデルが適用されなければならない。このため、最初に本研究が採用した仮想オブジェクトのモデリング手法とばね質点モデルを概説することから始める。

3.1 形状のモデリングと基本力学モデル

人体の臓器や骨格などの形状データは MRI (Magnetic Resonance Imaging) や CT (Computed Tomography) によって 3 次元ボクセル集合あるいは時系列 3 次元ボクセル集合として取得される。対象領域の抽出後、Marching Cubes 法に基づいた表面抽出、四面体領域への分割を通して、複数の四面体から構成されるオブジェクト (四面体オブジェクト) が構築される²³⁾。四面体は最も基礎的な 3 次元オブジェクトの 1 つであり、四面体オブジェクトは既存の物理モデルへの適用が容易でかつなめらかな表面を表現することができる。質点系において、1 つのオブジェクトは複数の質点から構成され、隣接する質点とばね (弾性項) およびダンパ (粘性項) によって接続される。四面体オブジェクトでは、質点は四面体の頂点 (ノード) に、ばねとダンパは四面体の辺 (エッジ) にその振舞いを記述することで形状と力学モデルの一貫性が保証される。各ノードに適用される応力は弾性、重力、粘性による力から式 (1) に基づいて導出される。ここで、 F : ノードにかかる応力, k : 弾性係数, l : ノード間距離, l_0 : 自然長, m : ノード質量, g : 重力加速度, b : 粘性係数, v : ノード速度, a : ノード加速度, p : ノード変位, $t, \Delta t$: 時間および時間間隔である。

$$F_{total} = \left\{ \begin{array}{l} F_{spring} = \sum k(l - l_0) \\ F_{gravitational} = mg \\ F_{dissipative} = -bv \end{array} \right\} \quad (1)$$

また、同ノードの加速度・速度・位置は次のオイラー式 (2) に基づいて更新される。

$$\begin{aligned} a_{t+\Delta t} &= F_{total}/m \\ v_{t+\Delta t} &= v_t + \Delta t a_{t+\Delta t} \\ p_{t+\Delta t} &= p_t + \Delta t v_{t+\Delta t} \end{aligned} \quad (2)$$

3.2 組織の力学的平衡状態とその遷移

次に本題である組織切開手法について詳細に記述する．高度な手術シミュレーションに要する精度を追求するためには幾何学的な導出ではなく、力学的根拠に基づいた妥当な導出手法が求められる．本稿では切開創の形成に力学的に一貫した記述を与えるために、組織間の張力に着目した．

組織緊張状態のモデリング

通常、生体の組織間に生じている張力は力学的な平衡状態（緊張状態）を保っている．しかし、切開により組織が破壊されると、その平衡はくずれ新たな平衡状態へと移行する．このことは切開創形成の力学的根拠の1つとなりうる．ばね質点系において、上記の張力はばねの自然長を示す初期の四面体のエッジ長をノード間距離よりも短く設定することによって実現される．すなわち、初期のエッジ長は緊張係数を用いて、式(3)のように記述することができる．

$$l_n = d_n(1 - s_n), \quad 0 < s_n < 1 \quad (3)$$

ここで、エッジ n について、 d_n はエッジ n の初期両端ノード間の距離、 s_n は緊張係数、 l_n は提案するエッジ長である．一般的に人体の軟組織は異方性の張力を持つが、要素ごとに緊張係数を設定することで、組織間の力学的な平衡状態をモデリングすることができる．さらに、次に述べる質点系のリモデリングによって切開にともなう力学的な状態遷移をシミュレートすることができる．

質点系のリモデリング

組織破壊後の切開創の形成を、質点系におけるトポロジー変化にともなう力学的な状態遷移として記述する．図2(a)はばね質点系の最小単位である．簡単のために、粘性項は記述していない．ここで、表示に使用されるポリゴンレンダリングにはノードの座標を要するため、エッジを削除するだけではなめらかな切開創の描画には至らない．そこで、本モデルでは、エッジに対して切開を加える箇所に同座標で2つのノードを生成し、系内のエネルギーおよび隣接ノードに対する挙動に関して等価な系(図2(b))としてリモデリングする．新しいノードの質量は既存のノードから分配される．そして、たとえば図2(b)において m_3 と m_6 を接続する弾性項と m_4 と m_5 を接続する弾性項を消去、すなわち弾性係数および粘性係数を0とすることによって力学的な変化を与える．もし系が前述の緊張状態である場合は、力学的に新たな平衡状態(図2(c))へと移行する．そして、その際に生じるノードの移動は、表示系では切開創のリアルタイムな変形を表現する．

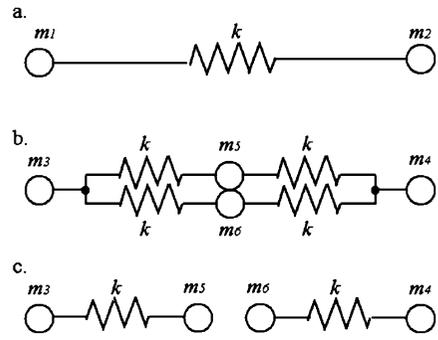


図2 質点系のリモデリング

Fig. 2 Remodeling the particle system.

ここで、各ノード質量はそれ自身が所属する要素(四面体)の体積に比例し、式(4)によって決定される．

$$m_i = \sum_{k \in E(i)} \frac{1}{4} \rho_k V_k \quad (4)$$

m_i はノード i の質量、 $E(i)$ はノード i が所属する四面体要素集合、 ρ_k は要素 k の密度、 V_k は体積である．切開時に新たに生成されるノードの質量は、新たな要素集合 $E(i)$ に対して同様に式(4)によって求められる．

3.3 3次元幾何形状の変化

組織間の張力と質量の分配、弾性・粘性項の消去によって物理特性に基づいて切開創の力学系をシミュレートすることができる．しかし、適切な切開創の表示を行うためには、3次元トポロジーの変化と切開面の定義に関する問題を考慮しなければならない．この問題に対し、本稿では、四面体分割に基づいた3次元トポロジー変化の記述を行う．

1つの四面体はその辺および面上に各1点の頂点(計10個の頂点)を加えることによって、17個の新たな四面体に分割することができる¹²⁾．しかし、広範囲にわたる切開によって急激に要素数が増加すれば、システムのリフレッシュレートを安定かつ微小な状態に保つことは難しく、深刻な問題となる．この問題に対し、Bielserらは3から5個の頂点の追加と、4から9の四面体分割によって切開面の定義を与えている⁹⁾．一方で、本稿では四面体に対する切開を、辺の切断と頂点の移動によって3もしくは4個の頂点の追加と、4もしくは6の最小の四面体分割のみによって記述する手法(適応型四面体分割: Adaptive Tetrahedral Subdivision)を提案する．本手法は、Bielserらによる手法と同様の形状を持つ切開面を定義するだけでなく、要素数の増加を抑えたトポロジー変化の記述を可能とする．さらに、本稿ではトポロジー変化と計算

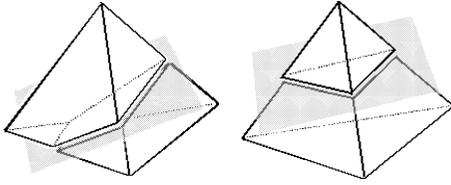


図3 平面と四面体との交差

Fig. 3 Intersection between plane and tetrahedron.

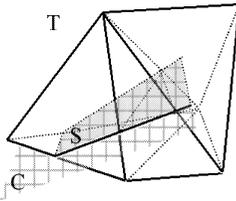


図4 刃通過平面と四面体集合との交差

Fig. 4 Intersection between clipping plane and tetrahedra.

精度との関係についても触れ、なめらかな切開創の提供を目的とする。以下に、本手法の詳細について概説する。

トポロジー変化の記述

一般に、平面と四面体との交差は平面が四面体の頂点上や辺上を通る特別な場合を除いて、図3の2通りのパターンで記述される。図3左では、4個の頂点は2点ずつに分割され、交差面は四角形であるのに対し、図3右では頂点は1点と3点に分割され、交差面は三角形である。

上記の考え方をトポロジー変化の記述に応用し、本手法では仮想メスの移動によって刃通過平面 C (Clipping Plane) を与え、四面体集合 T との交差によって求める切開面 S (Cut Surface) を定義する。 C, T, S の関係を図4に例示する。

ここで、刃通過平面 C は部分平面であるため、いくつかの四面体と部分的な交差が生じ、完全な交差のみを扱う図3の2パターンでは切開面 S を適切に表現できない。この部分的な交差は図4の一番右に位置する四面体内に見られる。そこで、刃先が内部を通過し、 C と部分的に交差する四面体に関しては C の領域外にあるノードを C の境界線 B 上へ移動させる。ノードの移動方向は境界線 B と交点を持つエッジベクトルの平均である。図5に平面 C 上における交差状態と、その際のノード移動方向を例示する。

ノードの移動後、図6に示すように C と T との部分的な交差は除去され、切開面 S は図3の2パターンで完全に記述することができる。

定義された切開面 S は組織の厚みを反映した切開

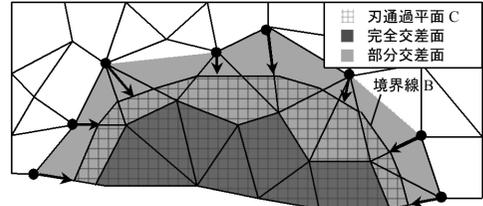


図5 刃通過平面上でのノード移動

Fig. 5 Vertex movement on clipping plane.

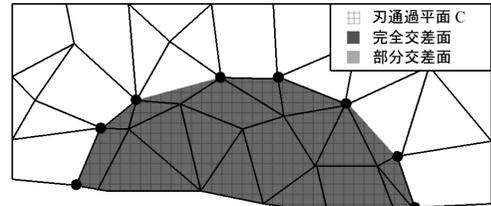


図6 部分的な交差の除去後

Fig. 6 After removal of partial intersection.

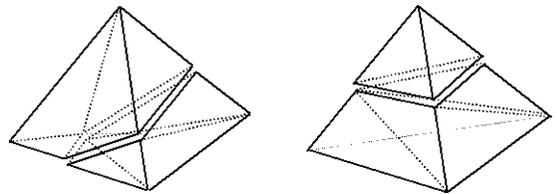


図7 最小四面体分割

Fig. 7 Minimal tetrahedral subdivision.

創の表示を可能とする。切開面の定義後、 C と交差したエッジ集合に対して、前節の記述に従って質点系のリモデリングを行う。ノード移動の影響を受けるエッジ集合に対しては、初期位置からの変位を考慮して、ノード間距離の再計算を行う。また、メッシュ形状の歪みをなくすために、周辺ノードに対してラプラシアンスムージング²⁴⁾を適用する。

トポロジーの最適化

次に、新たに生成されたノードの自由度を増加させるためにエッジの追加を行う。エッジの追加箇所の候補は図7の最小四面体分割によって与えられるが、追加箇所の選択、すなわち四面体分割パターンの選択には注意を要する。

これまで、力学モデルを用いた切開シミュレーションにおいて、切開創が図8に示すようなジグザグな形状となることが課題とされてきた^{9),15)}。質点系はその計算機構からトポロジーの影響を受けやすく、メッシュの自由度を上げるだけでは、なめらかな切開創の表現は難しい。特に、新たに追加されるエッジは質点系における弾性項および粘性項として振る舞うため、

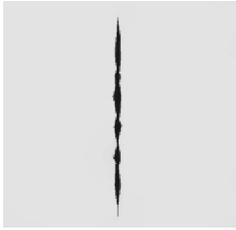


図8 ジグザグな切開創の例
Fig. 8 Example of zigzag cut.

局所的な切開創の形成に及ぼす影響が大きい。

そこで、メッシュの形状が計算結果の精度に与える影響を少なくするために、本稿では四面体分割パターンの中で、最適なメッシュ形状を得るための機構を設ける。一般に、歪みの少ない要素形状で構成されたメッシュは良質な解を与え、要素の面がなす角によって評価される^{24),25)}。この考え方に基いて、構成要素である四面体内の隣接する2つの面がなす二面角の最大角がより小さく、最小角がより大きくなるような四面体分割パターンを選択する。分割後の構成四面体 T_i ($i = 0, \dots, N$) をなす4つの面を $P_i(j)$ ($j = 0, \dots, 3$) とすると、2つの面 $P_i(j), P_i(k)$ がなす角 $\theta_i(j, k)$ を用いて、分割パターンの評価値 μ は式(5)によって記述される。 μ が小さいほど良質な分割パターンと見なすことができる。すべての四面体分割パターンに対して μ を求め、最小のものを選択する。

$$\mu = \sum_{i=0}^N \min(\theta_i(j, k)) \quad (5)$$

4. 大規模データに対する計算処理機構

実用的な手術シミュレーションには、計算精度に加えて対話性が求められる。しかし、力学的なシミュレーションには多くの計算コストを要するため、広範囲にわたる操作を実現するには効率的かつ妥当な精度が得られる近似演算機構が必要となる。また、質点系に基づいた力学計算では安定性も重要である。本章では、これらの要求を満たすための手法について述べる。

4.1 データ構造と力学計算の局所化

最初に、データ構造の構築のために、オブジェクトを構成する頂点、辺、三角形、四面体に一意なインデックスを与える。次に、辺、三角形、四面体を構成する頂点のインデックスをそれぞれが保持する。また、各頂点は隣接する頂点のインデックスに加え、頂点が所属する辺、三角形、四面体のインデックスを蓄積する。このデータ構造によって、切開によるトポロジーの変

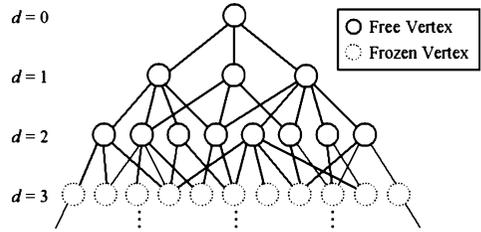


図9 伝播階層による力学計算の局所化
Fig. 9 Localization of calculation using elements hierarchy.

化や力学計算、接触判定に必要な再計算コストを削減することができる。

一方、力学計算に要する時間はノード数の増加にもなって長くなるため、医用データなどの詳細かつ大規模なデータ全体に対してモデルを適用することは困難である。そこで、図9のように仮想メスの先端(操作点)に最も近いノードを頂点に隣接情報を用いたノード階層構造を構築する。たとえば、操作点と対象オブジェクトの接触後は、接触ノードが根、接触ノードに隣接するノードがその子となる。接触ノードが更新されたときは、隣接情報を用いて階層構造が部分的に再構成される。

この階層構造によって、変位計算に最適な伝播を得られるだけでなく、伝播階層数 d を設定することで、力学計算の適用範囲を限定することができる。伝播階層よりも下階層のノードは変位のない固定ノード(Frozen Vertex)とし、その他は制限のない自由ノード(Free Vertex)とする。図9は伝播階層数が2の場合である。切開による組織変形は周辺の限られた領域に影響を与える程度であるため、離れたノードの変位は0と近似して差し支えない。固定ノードは計算コストの抑制を可能とするだけでなく、質点系の発散や振動を減少させ、力学計算の安定性を向上させる。なお、伝播階層数と力学計算の対象となる対象ノード数・計算時間の推移は5章において述べる。

4.2 局所化によるリフレッシュレートの管理

ノード階層構造を使用して、計算範囲を限定することによって計算対象となるノード数を変化させることができ、計算精度と計算コストの管理が可能となる。前節では、計算対象となるノードは伝播階層数によって与えられたが、力学計算に要する時間をさらに厳密に管理することで、より安定なシミュレーションが提供可能である。上記はリフレッシュレートを一定に保つように動的に伝播ノード数を制御することで達成される。固定および解放が繰り返されるノードは変位が微小であるため、質点系に大きな影響を及ぼさない。

5. 結果と検証

3, 4章において提案した組織切開フレームワークを CPU: PentiumIII Dual 933 MHz, Memory: 2 GB, Graphic Card: GeForce3, OS: Windows2000 を搭載したマシンに実装した。力覚デバイスには 1 台の PHANTOM (Sensable Inc.) を用い、外科用メスを模した操作オブジェクトに対応付けることによって切開対象となるオブジェクトへの入力と操作者への力覚提示を可能とした。メスの刃先と切開対象オブジェクトとの接触判定には God Object Method²⁷⁾ およびそれを拡張した手法^{28), 29)} を適用した。以下、実装した組織切開フレームワークの精度および計算時間を検証する。また、結果に対する考察を通して今後の課題を議論する。

5.1 組織切開モデルの精度

実験に用いる切開対象オブジェクトは 16.0 cm × 16.0 cm × 0.4 cm の正方形板を模したものとする。四面体集合への分割の結果、ノード数: 1,274, エッジ数: 6,160, ポリゴン数: 2,500, 四面体数: 3,647 となった。上記オブジェクトのレンダリング表示、およびワイヤフレーム表示結果を図 10 に示す。

実験では、緊張係数を 2%, 4%, 6% とした 3 パターンのオブジェクトに対し、等しい切開線を与えることによって切開創の変化を見る。ばね質点モデルに対するパラメータは要素ごとにすべて一様とし、文献²¹⁾

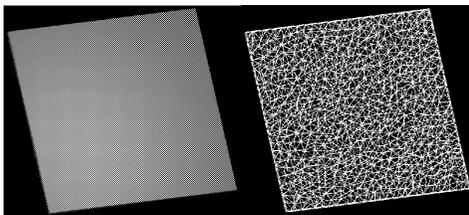


図 10 実験に用いる正方形オブジェクト
Fig. 10 Virtual square for evaluation.

における記述に基づいて弾性係数: 100 N/m, 粘性係数: 0.05 Ns/m, 密度: 0.9 g/cm³ を用いた。また、張力を与えることによる縮みの影響をなくするために、板の表面ノードの奥行き方向への動きはないものとした。シミュレーションの後、形成された切開創をそれぞれ図 11 に示す。図から奥行きのある切開が表現され、緊張係数の増加に対して切開創が拡大していることが確認できる。オブジェクトの構成要素数は、ノード数: 1,505, エッジ数: 7,376, ポリゴン数: 3,039, 四面体数: 4,301 に増加した。

定量的な評価値として、切開によって現れた切開面の総面積を用いる。切開創の拡大とともに面積は増加するが、なめらかでない場合はその増加量が大きくなることが予想される。図 12 に上記のそれぞれの緊張係数に対し、適応型四面体分割を用いた場合と用いなかった場合に対する切開面の総面積の計測結果を示す。グラフから総面積の増加に明らかな差が見られ、適応型四面体分割の方がなめらかな形状を形成していることが分かる。非適応型のアルゴリズムは Bielser らの手法⁹⁾ に基づいている。

5.2 医用実測データの適用と計算時間

次に、提案手法に対して大規模な医用実測データの適用を試みた。対象とする形状データは 3D MRI によって取得された胸部断層画像集合とした。データサ

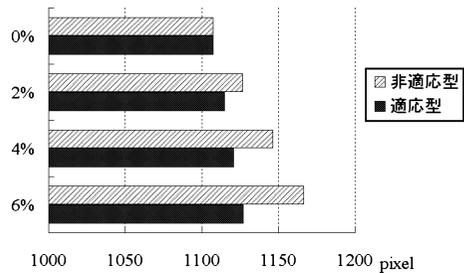


図 12 メッシュ適応の有無による切開面面積の比較
Fig. 12 Comparison adaptive cuts with non-adaptive cuts using total area of cut surfaces.



図 11 緊張係数による切開創の変化 (左から 2%, 4%, 6% の場合)
Fig. 11 Example of soft tissue cuts with different strained status (2%, 4%, 6%).

イズは $256 \times 256 \times 60$ voxel であり、水平方向 1 mm、鉛直方向 3 mm の解像度を持つ。上記データを胸壁および心臓の 2 つの解剖学単位に分割し、各領域を四面体集合へと分割した。構築されたオブジェクトはノード数：17,582、エッジ数：100,807、ポリゴン数：19,964、四面体数：73,279 である。図 13 は胸壁の四面体メッシュをワイヤフレーム表示し、心臓に対してポリゴンレンダリングを施した結果である。

図 14 は上記オブジェクトに対して、切開を行った際の切開創の対話的な変化を示している。メスの周辺で明るく表示されている部分は力学計算の適用範囲であり、メスの移動に対して動的に更新されていることが確認できる。緊張係数には 4%、その他のパラメータは前節の実験と同じ値を用い、力学計算の適用範囲は 4 階層に固定している。また、上記のシミュレーションにおける対象ノード数の推移と接触判定・力学計算・トポロジー変化に要した時間の変化について、アルゴリズムループ 20 サイクル分を抜粋して図 15 に示す。ノード数は 219 から 232 の間で変化し、計算時間の合計は 2.0 msec から 2.5 msec の間で変化しており、安定なリフレッシュレートを満たした計算が達成されている。また、上記の 3 つのアルゴリズムでは力

学計算に最も時間を要することも確認できる。

次に、力学計算の適用範囲を 6 階層とした場合の各数値の推移を図 16 に示す。ノード数は 346 から 480 の間で変化し、計算時間の合計は 4.1 msec から 13.7 msec の間で変化している。グラフからノード数の変化とは関係なく大きな計算時間を要している場合が幾度か見られる。これは OS のプロセスなどによる割込みの影響と考えられ、ばね質点系の発散など力学計算の結果を不安定にする要因となりうる。これに対し、図 17 に計算時間の管理機構を設け、力学計算に使用する時間を 5.6 msec に固定した場合のグラフを

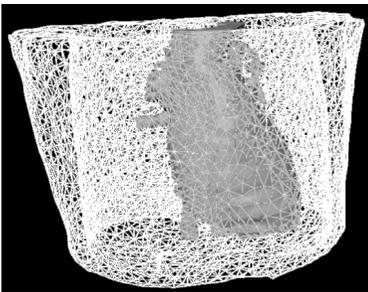


図 13 胸壁の四面体メッシュと心臓のレンダリング表示
Fig. 13 Rendered heart and tetrahedral mesh of chest wall.

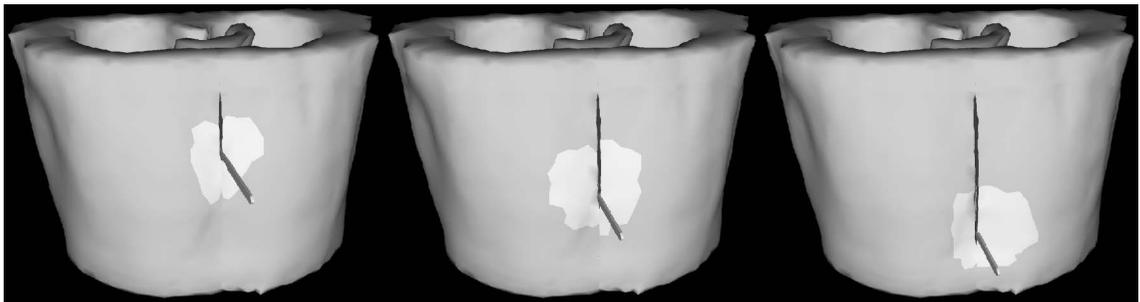


図 14 胸壁に対する対話的な組織切開 (左から 1 sec, 2 sec, 3 sec の場合)
Fig. 14 Interactive tissue cutting on virtual chest wall (1 sec, 2 sec, 3 sec).

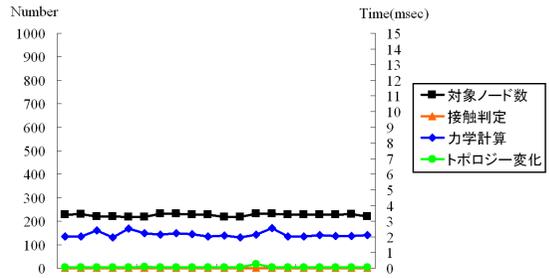


図 15 対象ノード数と計算時間の推移 (4 階層の場合)
Fig. 15 Number of vertices and calculation time (Level 4).

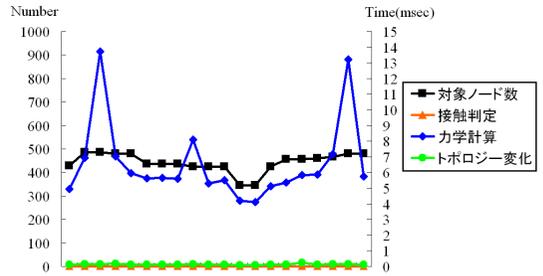


図 16 対象ノード数と計算時間の推移 (6 階層の場合)
Fig. 16 Number of vertices and calculation time (Level 6).

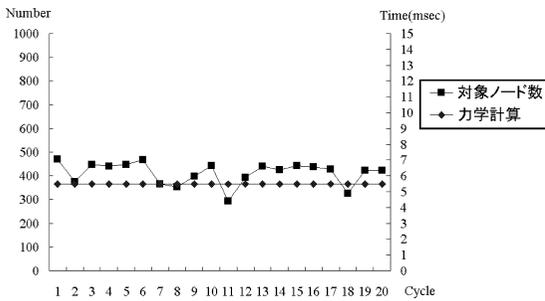


図 17 リフレッシュレート管理機構の導入後

Fig. 17 After implementation of refresh rate control.

示す．図 16 に比べ，ノード数の変化は 292 から 471 と多少大きくなっているが，計算時間にばらつきはない．このように動的に力学計算の適用範囲を変更することで，従来手法^{9),10)}よりも大規模なオブジェクトに対して安定したシミュレーションを提供できる．

5.3 考察と今後の課題

本稿では，生体の軟組織を対象として，手術シミュレーションに必要な要素技術の 1 つである切開モデルを提供した．シミュレーション結果から，本手法は既存研究において課題であった切開創形成の際の計算精度を向上させ，大規模なオブジェクトに対しても任意の切開・切離を可能とする．

しかしながら，外科手術において対象となる人体組織は複雑な力学特性を持つため，モデル検証の際に用いたばね質点モデルでは精度のさらなる追求は難しい．本手法の適用対象であるテンソル質点モデル¹¹⁾は切開シミュレーションにおける組織弾性率の反映に関して，解決を与える可能性を持つ．トポロジーの最適化によるさらなる計算精度の向上には，フィードバック機構を備えたアダプティブ法に基づくメッシュ修正^{25),26)}の適用も考えられる．また，本稿では切開時の操作者への力覚提示に関して，詳細な記述を行っていない．術具と組織間の摩擦と，剛体の回転を考慮した反力に関しては文献 9) や 17) にその記述が見られる．既存研究による手法との融合に加え，生体の生理学的特性や組織の非線形な力学特性の記述などによる，シミュレーション全体の精度とリアリティの追求は本研究の今後の課題である．

術前プランニングに最も重要な要素は，患者のデータに基づいた信頼に足る有用な情報を利用者へ伝達することである．正確な情報の提示には，上記で述べたような精度の向上が必要不可欠であるが，現状の計算機の能力下において，計算精度と対話性の要求を満たすためには，熟慮されたシミュレーション対象に最適なフレームワークを適用しなければならない．また，

真に実用的なシステムの実現には，要求精度の抽出と定量的な評価手法の確立，臨床試用による有効性の実証を視野に入れた技術開発が望まれる．今後は，これまでに述べた見解を考慮に入れながら，本手法を適用した低侵襲手術における術前プランニングおよび医学教育用アプリケーションの開発を行い，その適用範囲の拡大や信頼性の向上によって実用的な医学 VR システムの提供を目指す．

6. おわりに

本稿では，物理特性に基づいた高精度かつ対話的な軟組織切開シミュレーション手法を提案した．最初に，軟組織の緊張状態を質点系におけるエッジ長を初期ノード間距離よりも短く設定することで生じる張力によってモデル化した．また，質点系のリモデリングと適応型の四面体分割手法によって複数の四面体によって構成されるオブジェクトに対する対話的な切開シミュレーションを可能とした．さらに，ノード階層構造による力学計算の局所化によって大規模なオブジェクトに対する広範囲な操作を実現した．本手法を応用したリフレッシュレート管理機構は計算コストと計算精度の制御を可能とし，安定なシミュレーションを提供する．最後に，計算時間と精度の定量的な検証によって，提案したフレームワークが高精度かつ対話的な切開シミュレーションを提供することを確認した．今後は，さらなる計算精度の向上とモデルの適用範囲の拡大を視野に入れつつ，本手法を適用した実用的な術前プランニングシステムへ向けた技術開発を行っていく予定である．

参考文献

- 1) Gorman, P.J., Meier, A.H. and Krummel, M.: Computer-Assisted Training and Learning in Surgery, *Computer Aided Surgery*, Vol.5, pp.120-127 (2000).
- 2) Gross, M.: Graphics in medicine: From Visualization to Surgery Simulation, *ACM Computer Graphics*, Vol.32, pp.53-56 (1998).
- 3) Suga, M., Matsuda, T., et al.: Sensible Human Projects: Haptic Modeling and Surgical Simulation Based on Measurements of Practical Patients with MR Elastography—Measurement of Elastic Modulus, *Medicine Meets Virtual Reality*, pp.334-340 (2000).
- 4) Nedel, L.P. and Thalmann, D.: Real Time Muscle Deformations Using Mass-Spring Systems, *Computer Graphics International*, pp.156-165 (1998).

- 5) Deussen, O., Kobbelt, L. and Tucke, P.: Using Simulated Annealing to Obtain a Good Approximation of Deformable Bodies, *Proc. Eurographics Workshop, Computer Animation and Simulation*, Springer (1995).
- 6) Picinbono, G., Delingette, H. and Ayache, N.: Non-Linear Anisotropic Elasticity for Real-Time Surgical Simulation, *INRIA Yearly Activity Reports* (2000).
- 7) Basdogan, C.: Real-time Simulation of Dynamically Deformable Finite Element Models Using Modal Analysis and Spectral Lanczos Decomposition Methods, *Proc. Medicine Meets Virtual Reality*, pp.46–52 (2001).
- 8) Berkley, J., Weghorst, S., Gladstone, H., Gaugi, G., Berg, D. and Ganter, M.: Banded Matrix Approach to Finite Element Modeling for Soft Tissue Simulation, *Virtual Reality*, Vol.4, pp.203–212 (1999).
- 9) Bielser, D. and Gross, M.H.: Interactive Simulation of Surgical Cuts, *Proc. Pacific Graphics*, pp.116–125 (2000).
- 10) Cotin, S., Delingette, H. and Ayache, N.: Real-Time Elastic Deformations of Soft tissues for Surgery Simulation, *IEEE Trans. Visualization Computer Graphics*, Vol.5, pp.62–73 (1999).
- 11) Cotin, S., Herve, D. and Ayache, N.: A Hybrid Elastic Model for Real-Time Cutting, Deformations, and Force Feedback for Surgery Training and System, *The Visual Computer*, Vol.16, pp.437–452, Springer (2000).
- 12) Ganovelli, F., Cignoni, P., Montani, C. and Scopigno, R.: Enabling Cuts on Multiresolution Representation, *The Visual Computer*, Vol.17, pp.274–286, Springer (2001).
- 13) Nienhuys, H.-W. and van der Stappen, A.F.: Combining Finite Element Deformation with Cutting for Surgery Simulations, *Eurographics Short Presentations*, pp.43–52 (2000).
- 14) Bruyns, C., Montgomery, K. and Wildermuth, S.: A Virtual Environment for Simulated Rat Dissection, *Proc. Medicine Meets Virtual Reality 2001*, pp.75–81 (2001).
- 15) Basdogan, C., Ho, C.-H. and Srinivasan, M.A.: Simulation of Tissue Cutting and Bleeding for Laparoscopic Surgery Using Auxiliary Surfaces, *Proc. Medicine Meets Virtual Reality 8*, pp.38–44 (1999).
- 16) Reining, K.D., Rush, C.G., Pelster, H.L., Spitzerm, V.M. and Heath, J.A.: Real-time Visually and Haptically Accurate Surgical Simulation, *Health Care in the Information Age*, pp.542–546, IOS Press (1996).
- 17) 田中厚子, 広田光一, 金子豊久: 仮想切断作業における力覚の表現, *情報処理学会論文誌*, Vol.40, No.7, pp.2978–2987 (1999).
- 18) 尾本良三: 低侵襲心臓外科手術, 診断と治療社, ISBN4-7878-1099-5 (2000).
- 19) Pflesser, B., Leuwer, R., Tiede, U. and Hohne, K.H.: Planning and Rehearsal of Surgical Interventions in the Volume Model, *Proc. Medicine Meets Virtual Reality*, pp.259–264 (2000).
- 20) Kuhnappel, U., Cakmak, H.K. and Mass, H.: Endoscopic Surgery Training Using Virtual Reality and Deformable Tissue Simulation, *Computers & Graphics*, Vol.24, No.5, pp.671–682 (2000).
- 21) Koch, R.M., et al.: Simulating Facial Surgery Using Finite Element Models, *Proc. SIGGRAPH*, pp.421–428 (1996).
- 22) Zachow, S., Gladiline, E., Hege, H.C. and Deuffhard, P.: Finite Element Simulation of Soft Tissue Deformation, *Computer Assisted Radiology and Surgery*, pp.23–28 (2000).
- 23) Bern, M. and Eppstein, D.: Mesh Generation and Optimal Triangulation, *Computing in Euclidean Geometry*, pp.23–90 (1992).
- 24) Pirzadeh, S.Z.: An Adaptive Unobstructed Grid Method by Grid Subdivision, Local Remeshing and Grid Movement, *AIAA Paper*, 99-3255 (1999).
- 25) Freitag, L. and Knupp, P.: Tetrahedral Element Shape Optimization via the Jacobian Determinant and Condition Number, *Proc. 8th International Meshing Roundtable*, pp.247–258 (1999).
- 26) Freitag, L.A. and Ollivier-Gooch, C.: Tetrahedral Mesh Improvement Using Swapping and Smoothing, *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, Vol.40, pp.3979–4002 (1997).
- 27) Zilles, C.B. and Salisbury, J.K.: A Constraint-based God-object Method For Haptic Display, *IROS95*, pp.141–151 (1995).
- 28) Ruspini, D., Kolarov, K. and Khatib, O.: The Haptic Display of Complex Graphical Environments, *Proc. Computer Graphics (SIGGRAPH)*, pp.345–352 (1997).
- 29) 平山雅樹, 広田光一, 金子豊久: 力学的接触計算に基づく仮想物体操作, *日本バーチャルリアリティ学会論文誌*, Vol.6, No.2, pp.121–128 (2001).

(平成 14 年 2 月 7 日受付)

(平成 15 年 6 月 3 日採録)



中尾 恵 (正会員)

2003年京都大学大学院情報学研究科博士課程修了。2001年日本学術振興会特別研究員を経て、2003年京都大学医学研究科特任助手、現在に至る。医用VR、物理法則モデリング、力覚提示に関する研究に従事。博士(情報学)。



小森 優

1987年大阪市立大学大学院工学研究科修了。1988年UCLA在外研究員。1991年京都大学医学部附属病院医療情報部講師、2001年滋賀医科大学生命情報学教授、現在に至る。手術シミュレーション、医用画像処理に関する研究に従事。工学博士。



黒田 知宏

1998年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科修了。同助手、オウル大学情報処理科学部客員教授を経て、2001年京都大学医学部附属病院講師。現在に至る。福祉工学、ヒューマンインタフェース、医用システムに関する研究に従事。博士(工学)。



松田 哲也

1988年京都大学大学院医学研究科修了。同年同医学部附属病院第3内科助手、アラバマ大学研究員を経て、1997年京都大学医学附属病院医療情報部助教授。2000年同大学院情報学研究科教授、現在に至る。MRI、生体工学、心臓学に関する研究に従事。医学博士。



小山 博史

1985年宮崎医科大学医学部卒業。国立がんセンター中央病院第二外来部医長等を経て、2000年京都大学医学部附属病院講師、2001年同助教授、2003年東京大学大学院医学研究科特任教授、現在に至る。医用VR、病院情報システムに関する研究に従事。博士(医学)。



高橋 隆

1967年大阪大学大学院工学研究科修了。同年大阪府立成人病センター研究員、1974年東海大学医学部教授、1987年京都大学医学部附属病院医療情報部教授、2002年同名誉教授、現在に至る。医用VR、医用工学、医療情報学に関する研究に従事。工学博士。