

患者の前では、はばかれること

教員のFDの場として利用。

Teacher's Training の場として（教員が身に付けるべき教育能力）

また実際の教育でも、患者の前で話すべきでない内容を含む時。

guiding question ; 知識を植えつけるのではなく、学生が自ら育つように question を。

What? で聞くと ; 学生が過去に勉強したか、否かを確認するだけの結果。

Why? How? で聞くと ; 学生が今から勉強するモチベーションにつながる。

ロールプレイ in チームプレイを通して学ぶ医学（職種を超えて、学年を超えて）

医療の現場をシミュレーションで再現し、学習者をチームプレイに参加させ、当事者意識を持たせ、その過程で問題解決能力を与える。関連の知識が残る。

医療の現場には、種々の職種が関与する。立場の違いを認識する事により、さらに思考が練られ、見識が広がる。

おなじシミュレーションを見ても、参加しても、知識の差による視点が違えば、学ぶ内容も異なる。上級生は上級生なりの、下級生は下級生なりの勉強になる。複数の学年にまたがるカリキュラムの構築が可能である。

個々の技能の熟練

いきなり本番、患者に直接。ではなく、シミュレーターである程度習熟してから。

この目的のためには、目的に沿った高度のシミュレーターが必要。

シミュレーション教育は、予習か？復習か？

本を読み、講義を聞いてから練習するのか？

概要を知っているだけで、やってみる。何を勉強すべきか、本人が気がつき自らの努力で知識を得るのか？

従来 of 学問体系との関係

完成された学問体系を整然と学ぶことの大切さを、功を遂げた教員は痛感している。

しかし、初心者である学生には、苦痛。

学ぶ内容は、従来 of 学問体系に記載されたものであっても、学び方の場としてシミュレーションは、魅力的。

シミュレーションは、偽物。医学教育に不適。

シミュレーションは偽物であり、医学教育で実際の患者に勝るものは無い。

シミュレーション医学教育に関する批判は、数多くあります。

ひるがえって考えてみるに、完全無欠の医学教育の方法は、ありません。患者の犠牲 (more or less, consent or not) に成り立っている医学教育は、どう評価されるのでしょうか？
採用する教育の方法については、目的をはっきりさせ、それぞれの長所を利用した応用であるべきかと思えます。シミュレーションには、数おおくの長所があります。

モデルを用いたシミュレーションに基づく教育

基本的な考え

技術を中心にすえ、関連の医学知識・技能を一連のものとして捉え、学習をします。

(例 1) 教員が手本を示しながら学習者（研修医、学生）も Hands On の場合

- 1 予習事項の提示。
- 2 事前の理解の確認、＜質問、説明＞
- 3 教員の模範演技 臨床で行うまま real に。
- 4 教員が step 毎に分解して要点を説明しながら行う。
- 5 学生代表に step 毎に分解して要点を説明しながら行わせる。
- 6 他の学生から feedback、教員からも Feedback。
褒める、質問する、不十分なポイントを明らかにする。
- 7 次の学生に行わせる＜5～6を繰り返し＞ 先に終えた学生に指摘／指導させる。
- 8 最後に最初の学生に行わせる。 おそらく模範演技に近い試技になる。
- 9 全体のまとめの説明 feedback を行う。

(例 2) 学生がビデオなどで Hands On 予習を済ませている場合

全体の流れ

(1) 事前の勉強

学生がある程度の予習をする事が必要。

概略が分かるビデオ教材を与え、まず、自分の力で理解することに努めさせる。

何がわからないかを、認識させ、目的意識を持って、実習に臨ませる。

(2) 始めるにあたって、何気なく学生の準備状況を check する。

関連の内容を聞いてみる。

「〇〇の構造は、どうなっていたのだろうか？」

これで、さりげなく学生のレベルがある程度推測できます。

(3) 学生に確認すべき事項 **guiding question** で誘導すべき項目

(a) 検査・処置の目的

(b) 手技の流れの俯瞰

(4) 具体的な手技の開始

学生に実演をさせる。この時に **guiding question** で誘導すべき項目

(a) なぜ、そうするのか？

解剖学的根拠

生理学的根拠

(b) 予想される患者の精神的・身体的負担、それを取り除く工夫・言葉がけ。

(5) 終わるにあたって

(a) 振り返り

事故を起さないための注意点。

検査の場合、正しい結果を得るために注意すべき点。

学生による自己反省（口頭）

教員による総括

(b) あとかたづけ

(c) 学生による自己反省（ポートフォリオ）

以上の目的に用意しておくべき教材

(A) 学生が予習として、学ぶべき概略が分かる説明

例：到達目標、手技のデモ・ビデオなど

(B) 教員が使えるように **guiding question** の例文

(D) ポートフォリオのフォーマット（学生による自己反省用）

マンツーマンで教える時の 時間の配分について time allowance

（例 1 と例 2 に共通）

どのくらいの時間をかけるプログラムなのかを、決めておく。

1 課題、30 分程度か？

教員が **Open ended question** を繰り返す。答えが代表的なものひとつだけでもいいから、とにかく学生に考えさせる。そのためには、学生が答えるのを待つ(**time lag** を与える)、とても時間がかかります。

返答を待つのに時間をかける事は、学生に熟考する癖をつける訓練として、大事なステップです。

この方法では時間をかけるため、内容の量が少なくなるかもしれません。しかし一

分野で得られた知識・技能は、原理さえ把握できていれば、他への応用が可能であり、むやみに量的な拡大を追求する必要はありません。

かといって、いつまでもぐずぐずしている余裕は、ありません。決めた時間内に終了するように、工夫をせねばなりません。

時間内にまとめるためには、全体の流れから、どの部分にどの程度時間を配分すべきか、定型化する必要があります。また、実際にそれを実行するためには「時間を切る」事が必要で、心の中 stop watch をセットしましょう。

限られた時間のなかにも、1分間の独考の時間を与えてみましょう。

すなわち、質問を出し「このことについて、皆さん1分間、じっと考えてください。

1分経ったら、みなさん一人一人から考えを聞きます」と告げます。

1分は、長いです。この1分間の独考で、学生の思考は促進されますし。また、「時間内に終わらせようとして、先生、あせっているのでは？」の懸念を払拭できます。

時間に迫られている雰囲気は、きちんと物を考えさせようとする教育現場には、有害です。

予習、復習、到達目標、ポートフォリオの大切さ

guiding question、open ended question の連続では、やはり時間が足りません。

guiding question、open ended question だけでは、教えたい内容の全てを教える事が出来ません。また、終了後、学生も何か物足りない気がするでしょう。

従いまして、教員が学生に即物的に知識供与する事も、確かに必要です。有益です。ただし時間を100%、即物的な知識供与に振り向けますと、教える量的には最大化されますが、結局、これが学生から思考の癖を奪う結果に繋がるのです。学生に考える癖をつける、これが出来れば多方面への応用も可能であり、近未来的に学生が大きく成長する基礎になります。

ですから、実務上 大事なものは、この2者のバランスなのです。

時間が足りない、教えられる内容が少ない、これを補うのは予習と復習です。学生が自学自習を出来るように、教材を用意しましょう。彼らがどこまで勉強したら良いのか分かるように、到達目標を用意しましょう。また自分の成長を自分で客観視できるようなポートフォリオを用意しましょう。

資料13

三菱プレシジョン社製「腹腔鏡下手術訓練用シミュレータ（開発中）」

三菱プレシジョン株式会社パンフレットより引用

「生体ボリュームデータに基づく ネットワーク型VR手術手技教育訓練システム」

外科医療の現場では、内視鏡等を用いた低侵襲手術の普及に伴い、術者には高度な知識・技術が要求されるようになりました。しかし、その教育訓練は臨床に依存しており、医療事故の一因となっています。

我々は、VR (Virtual Reality) を応用した手術手技教育訓練システムの研究開発を推進しており、本システムの目的は次のものです。



内視鏡下手術の様子

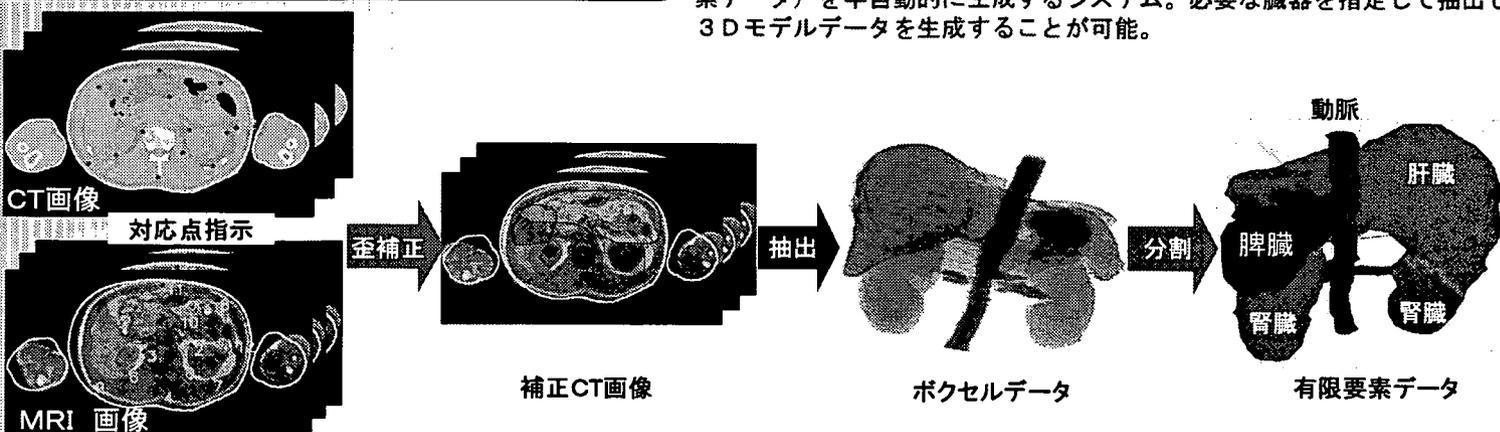
目標アプリケーション

- (1) 高度手術手技（内視鏡下、顕微鏡下、カテーテル）の習得、技能評価を対象とした手術シミュレーション
- (2) 医学生や研修医の教育・訓練を行うことを目的とした手術シミュレーション
- (3) 患者固有のデータにより手術計画を立て、術前訓練を可能とする手術シミュレーション

本システムは主に「生体モデルデータ生成システム」および「手術シミュレータ本体」から成ります。

生体モデルデータ生成システム

CT, MRI等二次元医用画像から、三次元の生体モデルデータ（有限要素データ）を半自動的に生成するシステム。必要な臓器を指定して抽出し、3Dモデルデータを生成することが可能。

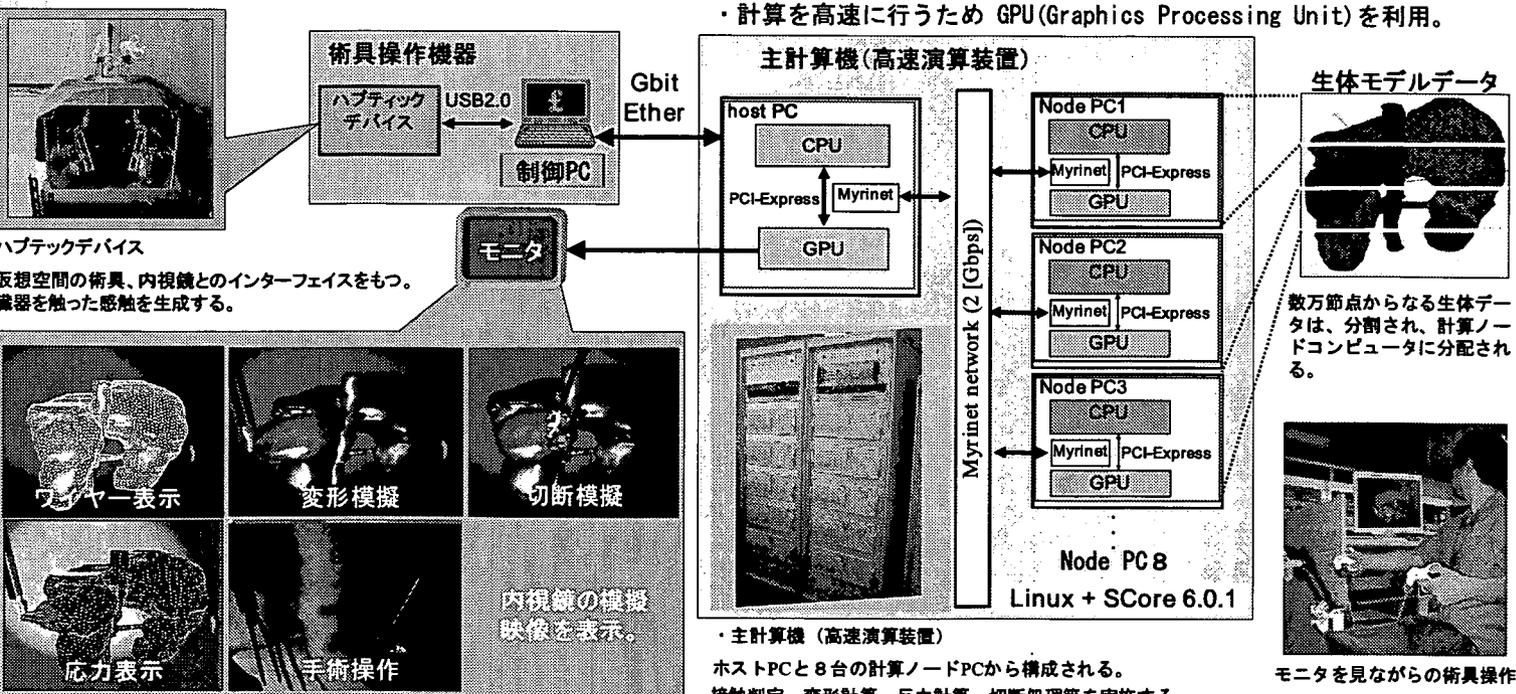


*CT, MRI画像データ提供：理化学研究所

手術シミュレータ本体

生体モデルデータに基づき、手術シミュレーションを実施する。

- ・計算はPCクラスタ (SCore Cluster) により並列に実施する。
- ・計算を高速に行うため GPU (Graphics Processing Unit) を利用。



・主計算機 (高速演算装置)
ホストPCと8台の計算ノードPCから構成される。
接触判定、変形計算、反力計算、切断処理等を実施する。

III. 研究成果の刊行に関する一覧表

1. 中尾 恵, 河本 敏孝, 杉浦 忠男, 湊 小太郎, "弾性変形モデルに対する頂点数を保存した切開方法", 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 12, No. 4, pp.585-594, Dec 2007.
2. M. Nakao, K. Minato, N. Kume, S. Mori and S. Tomita, "Vertex-preserving Cutting of Elastic Objects", IEEE Virtual Reality, p. 377-378, Mar. 2008.
3. M. Nakao, S. Yano, T. Matsuyuki, T. Kawamoto and K. Minato, "Interactive Volume Manipulation for Supporting Preoperative Planning", Stud. Health Tech. Inform. (MMVR), Vol. 125, pp. 316-321, Jan 2008.
4. M. Nakao, A. Kawashima, K. Minato, M. Kokubo, "Simulating Lung Tumor Motion for Dynamic Tumor-Tracking Irradiation", IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, pp. 4549-4551, Oct 2007.
5. Y. Kuroda, M. Nakao, T. Kuroda, O. Oshiro, "Haptic Rate for Surgical Manipulations with Fingers and Instruments", Medicine Meets Virtual Reality, pp.230-232, Long Beach, Jan. 29 - Feb. 1, 2008.
6. T. Kuroda, Y. Masuda and O. Oshiro, "Construction of Training Environment for Surgical Exclusion with a Basic Study of Multi-finger Haptic Interaction", IEEE Proc. of World Haptics, pp.525-530, Tsukuba, Mar. 22-24, 2007.
7. M. J. Rissanen, Y. Kuroda, M. Nakao, N. Kume, T. Kuroda and H. Yoshihara, "Toward Visualization of Skill in VR: Adaptive Real-Time Guidance for Learning Force Exertion Through the "Shaping" Strategy", Second Joint EuroHaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (WorldHaptics), pp. 324-329 Tsukuba, Japan, March 22-24, 2007.
8. デジタル・フォレンジックを取り入れた手術動画像生体情報同時記録システムの開発、和田則仁、古川俊治、森川康英、北島政樹、医療情報学26回連合大会論文集、1100-1101、2006.11
9. 医師教育の現状と今後の課題 臨床研修修了後の教育—大学病院の場合、北島政樹、和田則仁、日本医師会雑誌、135(3)、592-595、2006.06

IV. 研究成果の刊行物・別刷

弾性変形モデルに対する頂点数を保存した切開方法

中尾 恵*¹ 河本 敏孝*¹ 杉浦 忠男*¹ 湊 小太郎*¹

Vertex-Preserving Cutting Methods for Deformable Elastic Models

Megumi Nakao*¹ Toshitaka Kawamoto*¹ Tadao Sugiura*¹ and Kotaro Minato*¹

Abstract – This paper proposes vertex-preserving cutting methods of finite element models for interactive soft tissue simulation with visual and haptic feedback. Compared to related study, our methods describe both 3D geometry and physics of soft tissue incision while not subdividing model elements. This approach does not change the number of vertices, which avoids increase of computation time and allows fast and stable update of stiffness matrix. Some experiments on general-purpose PC confirmed that valid cutting representation is possible and the shapes of finite element elastic models are similar to those of real elastic materials. Also, the algorithms are about 5 times faster than conventional approach and real-time simulation is achieved.

Keywords : Soft Tissue Cutting, Finite Element Modeling, Interactive Simulation

1 はじめに

メス等によって対象物を切り開く手技、いわゆる切開手技は外科手術の基本であり、外科医が最初に身につけなければならない手技の一つである。医療手技の中でも切開や剥離は、力の加減を誤ることで血管を傷つけるなど重大な切創事故に繋がる可能性があり、切開時の術具操作や物理現象の習熟は必要不可欠である。また、体表や臓器に対する切開箇所や長さ、方向などは手術全体の安全性、術後の回復などにも影響を与えるため、綿密な計画が求められる。

これまでに手術シミュレーションに関する研究開発 [1] において、多くの医療手技がシミュレート対象とされ、臓器や術具の物理モデルが提案されてきた。例えば、縫合 [2]、穿刺 [3]、触診 [4] などのシミュレータの開発例がある。切開のアプリケーションも多数報告されており、外科手術計画支援 [5][6]、トレーニングのための血の流出などの表現 [7]、切開時の反力生成 [8][9] などが試みられている。一方、切開時の臓器や軟組織の物理的振る舞いのシミュレーションに関しても 10 年に渡って様々なアルゴリズムが提案されているが、物理現象の複雑さとその計算コストの大きさから、部分的な切開表現に留まっており、今も実用的なモデルの確立を目指して研究が進められている。

弾性変形のアニメーションのためのモデルには、ばね質点系 [10] や有限要素法 (Finite Element Method, FEM) [2][4][11] に代表されるメッシュベースのアプローチ、充填球モデル [12] やその他のメッシュレスの

アプローチ [13][14] が知られる。各変形モデルの特徴については [15] に委ねる。弾性体に対する切開のモデリングに関する従来研究では、多くの弾性変形モデルと同様に、主にばね質点系や有限要素法の定式化に基づいて切開対象となる弾性体の力学特性がシミュレートされてきた。D. Bielser らはばね質点系における要素分割、メッシュ修正のアプローチ [16][17] を提案した。本アプローチは [18][19][20][21] でも採用され、改良がなされている。いずれも高速なシミュレーションが達成されているが、一般に切開が進むにつれて頂点数が増大し、力学計算に要するコストが急増する。また、要素分割により系の動的なパラメータ調整が必要となり、新たに生成される微小要素が系の安定性、解の精度に悪影響を及ぼしやすいという特徴がある。

有限要素モデルは連続体力学に基づいた高精度でかつ安定なシミュレーションが可能であるが、一方で解の導出に要する計算コストが問題である。特に切開に関しては、大規模な剛性マトリクスの更新とその逆行列の算出が必要となる。N. Ayache らにより切開前のメッシュをそのまま使い、前処理や要素の削除により切開をシミュレートする方法 [22][23] が提案されているが、質量が保存されず、切開創部分にメッシュ構造に依存した視覚的なアーチファクトが発生する。頂点の再配置と生成によって滑らかな切断面を構成する試み [24][25] や、軟組織の破断をモデル化した例 [26] もあるが、剛性マトリクスの更新に要する計算コストの大きさから、簡単なモデルのみにシミュレーションが限定されていた。

本論文では、弾性変形モデルに対する頂点数を変化させない切開方法を提案する。従来方法とは異なり、

*¹奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科

*¹Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology

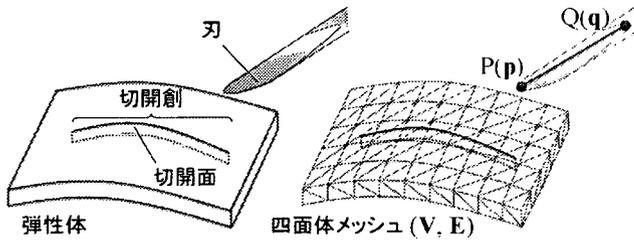


図1 メスによる弾性体の切開とそのモデル化
Fig.1 Cutting elastic objects with surgical knife and its modeling

メッシュの頂点や要素を分割することなく、頂点の再配置と要素の削除のみによって、切開創を幾何学的・力学的にモデル化する。頂点再配置によって切開前後において質量を保存し、アーチファクトの少ない滑らかな切開創を構成する。また、計算時間の増加を抑制するだけでなく、切開前後でモデル頂点数を変化させないことを利用した剛性マトリクスの前処理と部分更新により、有限要素モデルでも高速な切開表現を可能とする。幾つかの検証を通して、提案方法が妥当な切開創の形状を実時間でシミュレートできることを確認したので報告する。

2 提案方法の概要

本研究では、図1左に示すような外科用メスやナイフによる弾性体の切開を想定する。提案方法の目的は、弾性体に対する切開の結果生じる切開創の幾何学的、力学的振る舞いを実時間でシミュレートすることである。

まず、切開創をモデル化するために、切開によって弾性体内に生じる互いに向き合った二つの面に着目する。本論文では、これを切開面と呼ぶ。また切開創全体はもともと接続されていた組織が切断されてできた亀裂とみなし、切開面の間に生じた微小な空間をモデル化する。

次に、メスの刃の部分線を線分として、切開対象の弾性体を四面体メッシュ (V, E) としてモデル化することで、VR空間内における切開操作をシミュレートする。(図1右)。ここで、 $V = (v_1, v_2, \dots, v_n)$, $v_i = (v_{ix}, v_{iy}, v_{iz})$ は頂点群、Eは四面体要素群を示す。線分PQは刃の長さや方向を表現している。また、四面体メッシュ形式は有限要素変形計算や切開領域の判定に用いることができる。本モデルでは切開面を四面体要素の分割や新たな頂点を追加することなしに、頂点の再配置によって構成する。これにより、頂点数を変化させずに切開をシミュレートし、計算時間の増加を抑制する。

切開面の構成の流れを二次元の図で示したものを図2に示す。点線部分を切開するとき、点線と重なる三

角要素の頂点を点線の位置に再配置する。このことで切開部分に構成される平行な二つの線(三次元の場合は面)を切開面とする。頂点の再配置による特徴形状のモデリングについては、[21][27]など多数の方法が知られるが、本論文では向かい合う二つの面を生成し、メスの刃が要素内を部分的に通過している場合を扱う必要があり、新たな記述が必要であった。切開面の生成アルゴリズムの詳細は3章において述べる。

頂点の再配置後、切開面と交差する要素を削除することによって、切開面間の微小空間をモデル化し、切開創の物理的な振る舞いをシミュレートする。有限要素法では、頂点の再配置や要素の削除によって剛性マトリクスの更新が必要となる。辺や要素を分割することにより切開を表現する方法 [17][21][25] では、いずれもこの剛性マトリクスのサイズが増加するが、本モデルでは一定である。

弾性体の変形や切開時の変形に伴う反力の計算には剛性マトリクスの逆行列(逆剛性マトリクス)が必要となり、この計算には一般に頂点数の3乗に比例した計算時間が必要とされる。そこで、本モデルでは剛性マトリクスのサイズが変化しないこと、切開による要素削除が部分的であることを利用し、事前に計算可能な項を前処理によって準備しておき、逆剛性マトリクスを高速に部分更新する。これら一連のアルゴリズムの詳細は4章において述べる。

3 切開面の構成方法

本章では、ユーザによる切開操作に対して、実時間で切開面を幾何学的に構成するために(1)線分-四面体交差判定、(2)頂点の再配置による切開面生成の二つのアルゴリズムを与える。

3.1 線分-四面体交差判定

本方法では、線分がある四面体要素に交差した際にその領域に切開が進んだと考え、頂点の再配置により

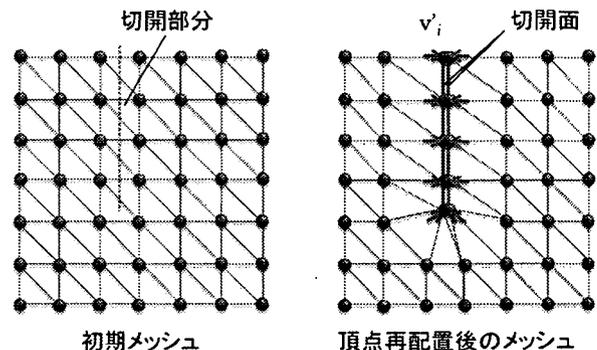


図2 頂点再配置と要素削除による切開創のモデリング

Fig.2 Modeling incision by vertex replacement and element elimination

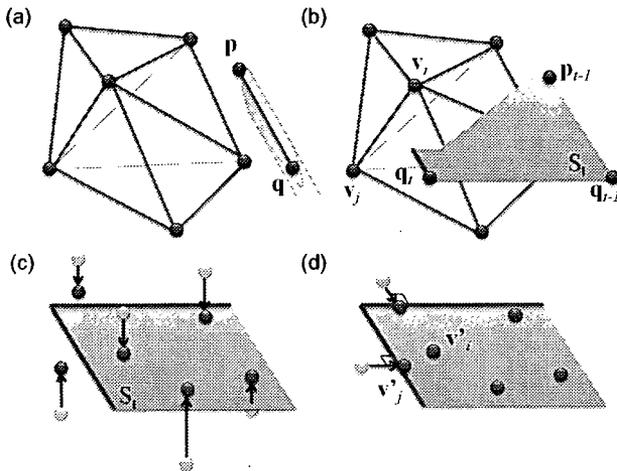


図3 交差判定と頂点再配置 (a) 初期メッシュ (b) 刃通過平面との交差 (c) 交差四面体頂点の射影 (d) 刃通過領域境界への射影

Fig.3 Intersection detection and vertex re-configuration

切開面を構成する。このために、まず線分と四面体との交差を判定する。図3(a)は弾性体を構成する全体の四面体メッシュから3要素分のみに着目したイラストであり、線分PQを左に平行移動させている様子である。

時刻 $t-1, t$ における線分をそれぞれ $P_{t-1}Q_{t-1}, P_tQ_t$ とする。切開操作中において、この二つの線分がねじれ関係にならないと仮定すると、部分平面 S_t を定義することができる。本論文では時系列的に作られる部分平面群 S_1, S_2, \dots, S_t を刃通過平面 (sweep surface) と呼ぶ。図3(b)に示すように、線分と四面体との交差は四面体を構成するいずれかの辺が S_t と交点を持つかどうかで判定する。

3.2 頂点再配置による切開面の生成

切開創を表現する際に、線分PQと交差した四面体要素を削除するだけでは物体の質量が保存されず、また視覚的にもメッシュの位相構造に依存する不自然な切開面となってしまう[22][23]。本方法では頂点の追加や要素分割を行わないという制約下で、頂点の再配置のみによって切開面を構成する。具体的には、交差が判定された四面体要素群の各頂点をそれぞれの刃通過平面上に更新し、更新後の頂点によって切開面を構成する。

接触が判定された四面体の各頂点を S_t 上に射影する。このことによって、法線ベクトルが互いに逆方向で距離が0の二つの平面を生成できる。例えば、図3(b)では、時刻 $t-1, t$ の間に三つの要素を通過している場合であり、(c)のように各要素の頂点をそれぞれ S_t に射影する。平面の正規化された法線ベクトルを \mathbf{n} 、時刻 t における刃先の位置ベクトルを \mathbf{p}_t とすると更新分 $\Delta \mathbf{v}_i$ は式(1)で表すことができる。

$$\Delta \mathbf{v}_i = \{\mathbf{n} \cdot (\mathbf{v}_i - \mathbf{p}_t)\} \mathbf{n} \quad (1)$$

ここで、射影後の座標が刃通過平面内に存在するとは限らない。主に刃が部分的に通過した要素や刃が通過中の要素の頂点を射影した場合にこの状況は生じる。図3(c)では \mathbf{v}_j は刃通過平面外に射影されている。切開面は刃通過平面内に構成されるべきであるため、このような頂点に関しては図3(d)に示すように、さらに刃通過平面の境界上に射影する。刃通過平面の境界は刃先Pの移動によって得られている線分群 $\{\mathbf{p}_k, \mathbf{p}_{k-1}\} (k = 1, \dots, t)$ と時刻 t での刃PQ $\{\mathbf{p}_t, \mathbf{q}_t\}$ によって構成されており、射影後の点との距離が最も近いものを選択して射影する。例えば、線分 $\{\mathbf{p}_t, \mathbf{q}_t\}$ に射影する場合、追加の更新分 $\Delta \mathbf{v}_j$ は式(2)で表すことができる。

$$\Delta \mathbf{v}_j = \frac{\{(\mathbf{q}_t - \mathbf{p}_t) \cdot (\mathbf{v}_j - \mathbf{p}_t)\}(\mathbf{q}_t - \mathbf{p}_t)}{\|\mathbf{q}_t - \mathbf{p}_t\|^2} \quad (2)$$

更新後の頂点によって形成される互いに向かい合う面を切開面とし、交差が検出された四面体要素は削除して可視化対象から除外する。以上の(1)線分-四面体交差判定と(2)頂点再配置による切開面生成を微小時間ごとに繰り返すことで、刃通過平面上に更新される頂点群によってメッシュの位相構造の影響が少ない連続的で滑らかな切開面を構成できる。

図4は、直方体の形状を持つ四面体メッシュの一つの面を頂点を伴って描出した図であり、2通りの切開操作に対して上記アルゴリズムに基づいて切開面を生成した場合の頂点の再配置状況を示している。上段では縦に、下段では斜めに切り進むにつれて頂点が再配置されて切開面が形成され、要素の削除によって切開創が幾何学的に形成されている。

本方法では、刃通過平面の境界上に更新される頂点群によって、刃が要素を部分的に通過中であっても刃の位置に境界を持つ切開面が近似的に構成される。図5(a)は右から左へ先ほどと同じ直方体形状の四面体メッシュを切り進んでいる様子であり、メスの刃を示す線分上に頂点が配置されている。これによって、一般に頂点再配置のアプローチ[24][25]で生じていた切開操作に対して切開創の形成が遅れる問題を改善することができる。また、図5(b)は切開の深さを変え、浅くした場合に生成された切開面を示している。このように、移動する刃先の軌跡上に更新される頂点によって、徐々に深く切開するといった表現にも対応可能である。

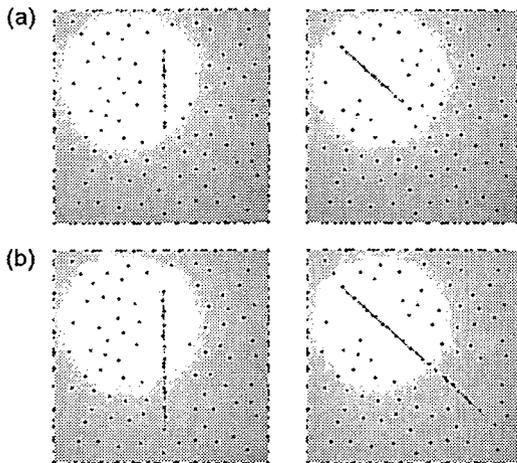


図4 頂点再配置による切開面の生成

Fig. 4 Cut surface generation by vertex replacement

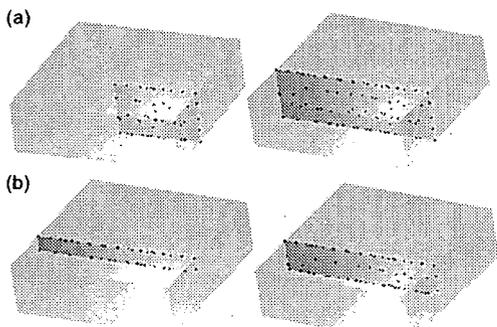


図5 切開中及び異なる深さの切開面

Fig. 5 Cut surface during cutting and for different depth

4 切開創の力学モデリング方法

接触が判定された四面体要素の頂点の再配置により切開面を生成した後、その四面体を削除することによって切開面間の微小空間をモデリングし、切開創の力学特性をシミュレートする。有限要素変形計算では、頂点の再配置や要素の削除によって剛性マトリクスの更新が必要となる。ここで、解の導出には逆剛性マトリクスの逆行列が計算可能でなければならない。また、実時間で切開に伴う変形などを描出するためには逆剛性マトリクスを高速に更新する必要がある。本章では、これらの要件を満たす剛性マトリクスの更新方法を与える。

4.1 要素剛性マトリクスの更新

線形有限要素モデルでは、各頂点に生じる外力を f 、変位を u 、剛性マトリクスを K としたとき、式 (3) に示す大規模な連立一次方程式を解くことによって全体の変形などを求める。メッシュの頂点数を n とすると、剛性マトリクス K のサイズは $3n \times 3n$ である。

$$f = Ku, \quad u = K^{-1}f \tag{3}$$

K は式 (4) に示すように、各要素ごとのヤング率、ポワソン比などによって定義される要素剛性マトリクス K_e の重ね合わせによって作成される。要素剛性マトリクス K_e のサイズは四面体要素の場合 12×12 である。

$$K = \sum_e K_e \tag{4}$$

ここで、要素を削除することは要素剛性マトリクスのすべての成分を 0 にすることと等価である。したがって、要素の削除によって全体の剛性マトリクス K の逆行列が存在しなくなる可能性が生じる。このため、要素剛性マトリクス更新による影響をさらに詳しく確認し、逆行列が存在するための条件を求める。

二次元の有限要素モデルを例として、その 1~10 の 10 頂点、8 要素に着目し、要素剛性マトリクスの重ね合わせによって全体の剛性マトリクスを構成する場合を考える。(図 6)

図 6 左のように、網掛け部分の 4 個の要素を削除した場合、頂点 3, 4, 6、頂点 3, 5, 6、頂点 5, 6, 8、頂点 5, 7, 8 に対応する行列成分にこれまで重ね合わせによって足されていた数値が足されなくなる。この場合、頂点 5, 6 を持つ要素が全く存在しなくなるため、頂点 5, 6 に対応する K の行列成分はすべて 0 となり、逆行列が存在しなくなる。

一方、図 6 右のように、網掛け部分の 2 個の要素のみを削除した場合、頂点 3, 4, 6 と頂点 3, 5, 6 に対応する行列成分にこれまで重ね合わせによって足されていた数値が足されなくなる。しかし、頂点 3, 4 に対応する成分には左側に存在する要素の要素剛性マトリクスの成分が、頂点 5, 6 に対応する部分には右側に存在する要素の要素剛性マトリクスの成分が重ね合わされた数値が残る。したがって、この場合は要素の削除しても全体の剛性マトリクスの逆行列は削除前と変わらず存在する。

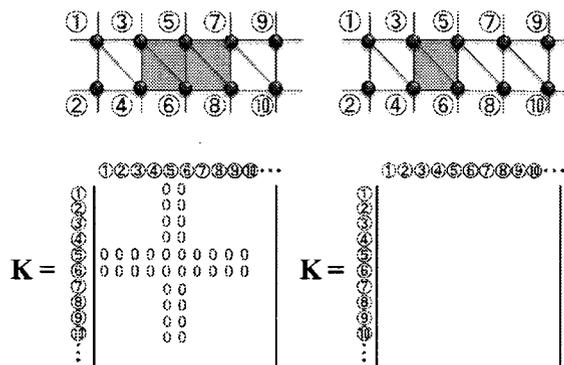


図6 要素削除による剛性マトリクスの成分
Fig. 6 Stiffness matrix components by element elimination

以上から、どの四面体にも共有されない頂点を発生させないことが本モデルにおける要素削除の条件である。3章で述べたように刃が通過した要素のみを削除する方法では、一度削除した四面体に隣接する四面体をすべて削除しない限りこのような頂点は発生しない。一度切開した箇所をすぐ近くを再び切開することがないという仮定の下で、この条件を満たした上のシミュレーションは可能である。

4.2 逆剛性マトリクス的高速更新方法

切開時の創の変形は剛性マトリクスの更新後、式(3)に示した式を解くことによって求めることができる。ここで、新たな \mathbf{K}^{-1} が必要となるが、逐次更新される \mathbf{K} から \mathbf{K}^{-1} を逆行列計算によって準備しては、変形結果を対話的に描出することは困難である [26]。

本モデルでは、ある時刻において頂点の再配置の影響を受ける要素は非常に少なく、また \mathbf{K} のサイズは不変である。本研究ではこの点に着目し、前処理可能な項を事前に求めておく。また、影響を受ける要素剛性マトリクスだけを再計算し、Sherman-Morrison-Woodbury formula [28] を応用して逆剛性マトリクスを直接的に更新する。

ある要素の頂点が再配置されるか、要素が削除対象となった場合、次式に基づいて現状の要素剛性マトリクスからの差分を求める。

$$\Delta \mathbf{K}_e = \mathbf{K}'_e - \mathbf{K}_e \quad (5)$$

\mathbf{K}'_e は更新後の要素剛性マトリクス、 $\Delta \mathbf{K}_e$ は更新前後の要素剛性マトリクスの差分を表す。このとき、更新後の全体の剛性マトリクス \mathbf{K}' は式(6)のように表すことができる。 \mathbf{V} は、 \mathbf{K} から要素剛性マトリクスに対応する成分を選択する $3n \times 12$ のサイズ (n : 頂点数) の選択マトリクスであり、式(7)のように定義する。

$$\mathbf{K}' = \mathbf{K} + \mathbf{V} \Delta \mathbf{K}_e \mathbf{V}^T \quad (6)$$

$$V_{kl} = \begin{cases} 1 & (k = L_l) \\ 0 & (\text{上記以外}) \end{cases} \quad (7)$$

L は要素剛性マトリクスに対応する成分の行を示すインデックスリストであり、 L_l はリストの l 番目を表す。更新後の逆剛性マトリクス $(\mathbf{K}')^{-1}$ は、Sherman-Morrison-Woodbury formula [28] に基づいて式(8)により求める。

$$(\mathbf{K}')^{-1} = (\mathbf{K} + \mathbf{V} \Delta \mathbf{K}_e \mathbf{V}^T)^{-1} = \mathbf{K}^{-1} - \mathbf{K}^{-1} \mathbf{V} \Delta \mathbf{K}_e (\mathbf{I} + \mathbf{V}^T \mathbf{K}^{-1} \mathbf{V} \Delta \mathbf{K}_e)^{-1} \mathbf{V}^T \mathbf{K}^{-1} \quad (8)$$

以上の計算によって逆剛性マトリクスを更新する際の計算コストを考える。式(8)において、右辺の \mathbf{K}^{-1} は前もって計算しておくことが可能である。さらに1回の更新を1要素に限定することで各要素ごとの選択マトリクス \mathbf{V} を前もって準備しておくことができる。これによってシミュレーション時に最も計算負荷が大きいのは後ろの項の $3n \times 12$ のサイズの行列と $12 \times 3n$ のサイズの行列の乗算である。したがって、一般に $O(n^3)$ の計算コストを要する \mathbf{K}' から $(\mathbf{K}')^{-1}$ を逐次計算する方法と比較して、 $O(n^2)$ へ計算量を抑制できる。

従来の辺や要素の分割による切開モデリング方法ではいずれも剛性マトリクスのサイズが変化するが、本モデルでは不変であり、剛性マトリクスの高速な更新が可能である。

5 評価実験と結果

提案方法によって弾性体に対する実時間切開シミュレーションを実施可能かどうかを検証するために、C++によって一連のアルゴリズムを実装し、幾つかの評価実験を実施した。実験には、CPU: Intel Xeon 3.0GHz、Memory: 3.0GBの汎用PCを用い、行列演算には Intel Math Kernel Library を用いた。実験を通して、マニピュレータは SensAble Technologies 社の PHANToM Omni によって制御可能とした。スタイラス先端をメスの刃先の座標 P に対応させ、スタイラスの姿勢から線分 PQ を定義した。

5.1 切開シミュレーション結果

提案方法の表現力を確認するために、三つのサンプルの弾性モデルに対する切開と変形のシミュレーションを実施した。本実験には $200\text{mm} \times 200\text{mm} \times 10\text{mm}$ の薄い弾性体 (Plate) を模した四面体メッシュ、実測 CT ボリュームデータから作成した肝臓 (Liver)、腎臓 (Kidney) の四面体メッシュを用いることとした。CT データからの臓器領域抽出、四面体メッシュの作成には Mercury 社 Amira3.1 を使用した。各モデルの頂点数、四面体数は表1の通りとし、ヤング率、ポワソン比はいずれも 1.0MPa , 0.4 で一様とした。

Plate モデルに対して幾つかの切開と変形をシミュレートした結果を図7に示す。弾性体に対する固定条件はモデルの下端に設定した。(a) は弾性体の初期形

表1 弾性モデルパラメータ
Table 1 Elastic model parameters

モデル名	頂点数	四面体数
Plate	192	392
Liver	288	1015
Kidney	424	1665

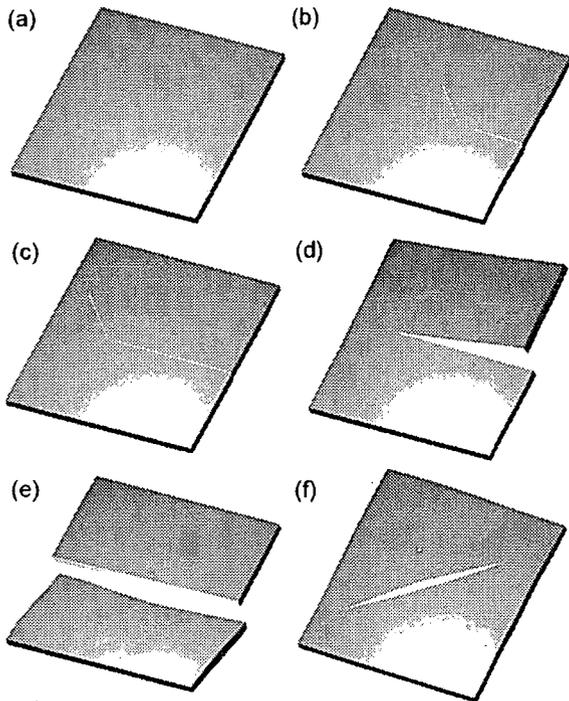


図7 弾性体モデルに対する切開と切開後の変形
Fig.7 Deformation before and after cutting an elastic model

状であり、その右下に表示されている二つの球と線分はメスの刃の部分モデル化した線分PQを示している。(b)から(d)はモデルを部分的に切開し、切開面を生成した後でモデル上部を引っ張って全体を変形させた結果である。切開面よりも下部はほとんど変形せず、上部のみが大きく変形しているのが見て取れる。(e)はモデルを完全に切断した後に、残ったモデルの下部を押し込んで変形させた結果である。上部は切り離されており、変形の影響を全く受けていない。また、(f)は面の途中から斜めに切開後、上部を引っ張って切開創を開いて変形させている様子である。いずれも切開結果が反映された変形がシミュレートされており、滑らかな切開面が形成されている。

弾性体を引っ張りつつ切開する状況を想定して、切開をシミュレートした結果を図8に示す。上部両端外方向に30mmの強制変位を与えている。切開が進むにつれて切開創が大きく変形している。メスによって切り進められている最中の部分に関しても刃通過平面の境界への頂点の更新によって尖った切開創が形成されている。生体の皮膚には張力による張りが生じており、切開によって自然に傷口が開く。本モデルではあらかじめ左右に強制変位を加えておくことによってこの状況をシミュレートすることが可能である。図9はそれぞれ1mm, 10mmの強制変位を左右に加えた状況で切開を実施した結果であり、創の開き方が異なっているのが見てとれる。

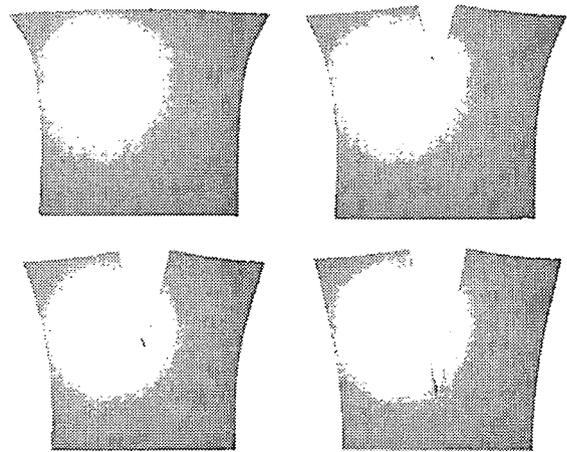


図8 外力を加えた状態で切開した結果
Fig.8 Cutting results with external force

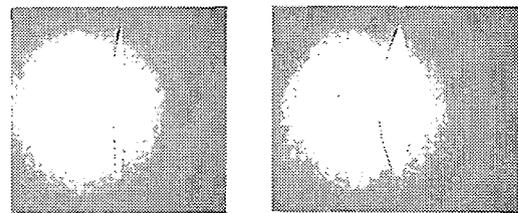


図9 皮膚の張りの表現
Fig.9 Representation of soft tissue tension

提案方法の手術シミュレーションへの適用を想定して、臓器モデルに対する切開を実施した。シミュレーション結果はCTボリュームデータを 256^3 のサイズにサンプリングしたものを3Dテクスチャとして用い、テクスチャベースボリュームレンダリング[29]によって可視化することとした。図10はLiverモデルに対して一定の外力をかけて引っ張りながら切開を加えた結果を示している。(b)は奥行き方向に途中まで切り進めた結果であり、(c), (d)はメスの方向を変えて下向きに切り進めている様子である。切開面上に肝臓の血管の一部が可視化されており、切開を進めるにつれて大きく変形している。図11(a)はKidneyモデルのレンダリング結果である。本モデルはLiverモデルに比べて頂点数が多く、外力をかけながら切開した場合は切開創の形成に若干の遅れが生じたが、対話操作は可能であった。(b)は切開時に外力を加えずに切開面を定義した結果であり、この場合は頂点再配置のみで良いため高速な切開創の描画が可能であった。(c), (d)は異なる切開創に対する変形結果であり、いずれも内部の構造が確認できる。

5.2 シミュレーション形状の検証

切開シミュレーション結果の妥当性の検証を目的として、実物のゴム試験片(株式会社アクシム製)を用いて切開時のシミュレーション形状と実物体の形状の比較実験を実施した。ゴム試験片は、 $44\text{mm} \times 44\text{mm} \times 10\text{mm}$

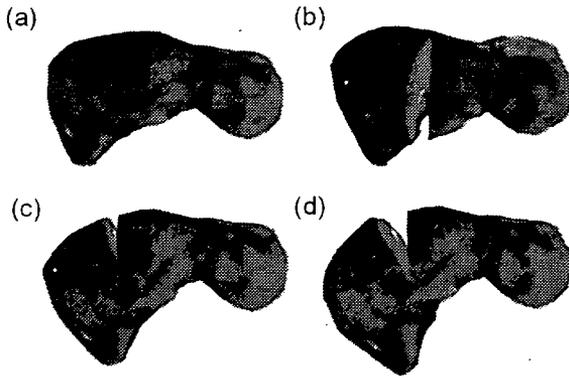


図 10 肝臓変形モデルに対する切開
Fig. 10 Cutting deformable liver model

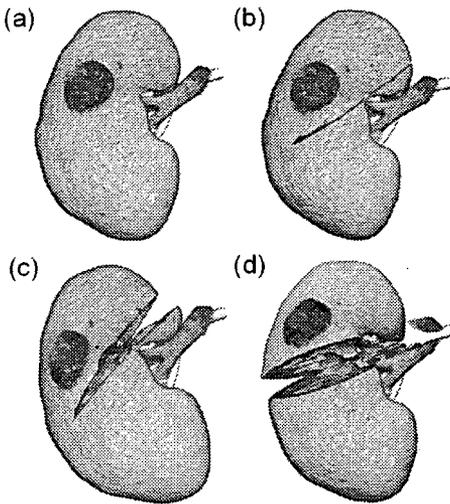


図 11 腎臓変形モデルに対する切開
Fig. 11 Cutting deformable kidney model

の形状を持ち、ヤング率: $0.082kPa$ 、密度: $1075kg/m^3$ のものを用いた。

図 12 に示すようにゴム試験片の両端を L 字型金属に接着し、台座に固定した。本装置は一軸ネジを回すことによって L 字型金属片の幅を変化させ、ゴム試験片の左右両端に一樣な強制変位を加えることができる。ゴム試験片に 10mm, 20mm の切り込みを入れ、左右両端にそれぞれ 5mm の強制変位を加えて引っ張った状態でデジタルカメラで上方より撮影した。

図 13(a) はゴム試験片の変形結果であり、(b) は同等の弾性モデルを作成し、切開・変形操作を実施した場合のシミュレーション結果である。切開創の変形に関する指標として図に示す切開創の角度を二次元画像上で測った結果、それぞれの誤差が 1° 、 2° であった。局所形状にも視覚的に良好な一致が見られ、実在する弾性体の力学特性を反映し、視覚的に妥当な切開シミュレーションが可能であることが示唆された。

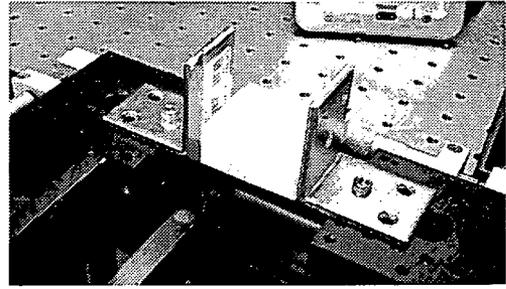


図 12 ゴム試験材料と実験装置
Fig. 12 Rubber material set to the instrument

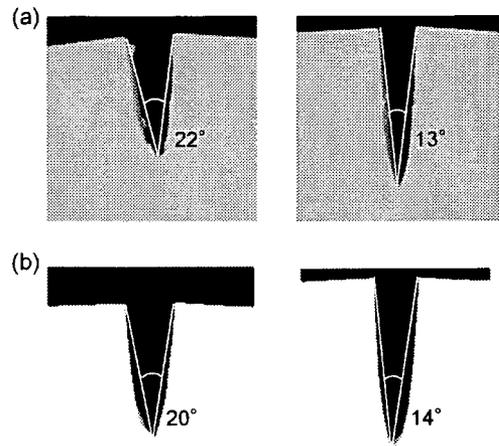


図 13 実物体とシミュレーション形状の比較
Fig. 13 Comparison of 3D shape between simulation results and real objects

5.3 剛性マトリクス更新時間の検証

最後に、提案方法の実時間性の検証を目的として、作成した三つのモデルに対して要素の削除を行った際の逆剛性マトリクスの更新に要する計算時間を計測した。比較対象として、 K から K^{-1} を逆行列計算によって求めた場合を従来法とし、その計算時間も測定した。

それぞれの計算時間を表 2 に示す。提案方法は従来法と比較して 5 倍程度高速であることが分かる。図 10、11 に示すように、これらの頂点数でもテクスチャマップやボリュームレンダリングを併用することで臓器変形モデルに対する切開シミュレーションを表現することができる。現状の実装ではまだ限定的な切開表現ではあるが、提案方法が対話的な応答が求められる手術シミュレーションにおいて利用可能であることが示唆された。

6 考察

本研究では、軟組織に対する切開を対話的に試行できる VR 環境の実現を目指し、弾性変形モデルに対する頂点を保存した切開方法を開発した。実験を通して、

表2 逆剛性マトリクスの更新時間
Table 2 Calculation time to update inverse stiffness matrix

モデル(頂点数)	従来法 (msec)	提案方法 (msec)
Plate(192)	112.1	22.5
Liver(288)	291.6	46.2
Kidney(424)	773.3	127.8

提案方法が視覚的に妥当でかつ対話的な切開・変形シミュレーションを可能とすることを確認した。一方、提案方法を手術シミュレーションに応用するには幾つかの課題が考えられる。

まずモデルの表現力について、本研究では最初のステップとして簡単な形状の弾性体を直線状に切開する場合を想定してアルゴリズムを実装、検証した。切開手技には、曲線状に切開をしていく場合や内視鏡下手術などで様々な方向に術具を動かして広範囲に剥離して行くといった場合もある。複雑な術具操作に対応可能かの検証が必要である。より複雑な形状を持つ弾性体に対しても頂点再配置のアルゴリズムが有効かの検証も必要である。また、破断モデル[26]との連携による組織の剥離や切離の表現の実現が望まれる。[27]などのメッシュ修正法を応用することで臓器の特徴形状の効果的なモデリングに繋がることを期待される。

シミュレーション精度と高速化については一般にはトレードオフであり、それぞれについて求められる性能はアプリケーションに依存する。例えば、弾性変形を考慮した切開時の力覚提示の実現には100Hzを超えるリフレッシュレートが求められる。提案方法では前処理と部分更新によって逆剛性マトリクスの導出の高速化を図ったが、さらに外力 f と変位 u を含めた式において、高速化を図れる可能性がある。他の連立一次方程式の解法を採用することも考えられる。また、本論文では汎用な計算方法として提案しているが、アプリケーションに特化した計算の省略も可能と考えられる。

以上を踏まえ、今後は提案モデルの適用範囲の拡大を目指す一方で、特定部位の手術、術式を対象とした手術シミュレーションのアプリケーションを開発し、実測データを用いて検証を進める予定である。

7 おわりに

本論文では、臓器変形モデルに対する新しい実時間切開シミュレーション方法を提案した。提案方法は、モデルの辺や要素を分割することなく、頂点の再配置と要素の削除のみで切開創を幾何学的、力学的にモデル化する。切開前後で頂点数を変化させないことで、

計算コストの増加を抑制しつつ、剛性マトリクスの高速な部分更新を可能とする。

実験を通して、シミュレーション結果が実物の弾性体の振る舞いと類似していることを確認した。また、提案方法が従来の約5倍程度の高速度化を達成し、臓器モデルにおいても対話的なシミュレーションが可能であった。提案アルゴリズムが手術シミュレーションを含めた体感型のVRシミュレーション開発に貢献することを期待する。

謝辞

本研究は、文部科学省科学研究費補助金 基盤研究(S)「超高速体感型シミュレーションシステムの研究」(課題番号:16100001)及び若手研究(A)「高度治療計画のための術前リハーサルシステムの開発」(課題番号:18680043)の助成による。

参考文献

- [1] A. Liu, F. Tendick, K. Cleary and C. Kaufmann, "A Survey of Surgical Simulation: Applications, Technology, and Education", PRESENCE, Vol. 12, Issue 6, pp. 599-614, 2003.
- [2] J. Berkley, G. Turkiyyah, D. Berg, M. Ganter, S. Weghorst, "Real-time Finite Element Modeling for Surgery Simulation: an Application to Virtual Suturing", IEEE Trans, on Visualization and Computer Graphics, Vol. 10, No. 3, pp. 314-325, 2004.
- [3] S. P. DiMaio and S. E. Salcudean, "Interactive Simulation of Needle Insertion Models", IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Vol. 52, No. 7, pp. 1167-1179, 2005.
- [4] M. Nakao, T. Kuroda, M. Komori, H. Oyama, K. Minato and T. Takahashi, "Transferring Bioelasticity Knowledge through Haptic Interaction", IEEE Multimedia, Vol. 13, No. 3, pp.50-60, 2006.
- [5] B. Pfesser, R. Leuwer, U. Tiede, K. H. Hohne, "Planning and Rehearsal of Surgical Interventions in the Volume Model", Proc, Medicine Meets Virtual Reality, pp. 259-264, 2000.
- [6] 中尾 恵, 黒田 知宏, 小山 博史, 小森 優, 松田 哲也, 坂口 元一, 米田 正始, "組織切開・開創シミュレーションによる手術計画支援", 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 8, No. 2, pp. 163-170, 2003.
- [7] Y. Bhasin, A. Liu and M. Bowyer, "Simulating Surgical Incisions Without Polygon Subdivision", Proc. Medicine Meets Virtual Reality, pp. 43-49, 2005.
- [8] 田中 厚子, 広田 光一, 金子 豊久, 力覚を伴う変形・切開操作による造形作業, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 4, No. 3, pp. 573-583, 1999.
- [9] 川口 泰弘, 中口 俊哉, 津村 徳道, 三宅 洋一, "切開手技トレーニングのための6自由度反力生成モデル", Medical Imaging Technology, Vol.24, No.4, pp. 277-284, 2006.
- [10] D. Braff and A. Witkin, "Physically Based Modeling: Principles and Practice", ACM SIGGRAPH Course Notes, 1997.
- [11] M. Bro-Nielsen and S. Cotin, "Real-time Volumetric Deformable Models for Surgery Simulation

- Using Finite Elements and Condensation”, Eurographics Computer Graphics Forum, Vol. 15, No. 3, pp. 57-66, 1996.
- [12] S. Suzuki, N. Suzuki, A. Hattori, A. Uchiyama, and S. Kobayashi, "Sphere-Filled Organ Model for Virtual Surgery System", IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. 23, No. 6, pp. 714-22, 2004.
- [13] M. Muller, R. Keiser, A. Nealen, M. Pauly, M. Gross, M. Alexa, "Point based Animation of Elastic, Plastic and Melting Objects", Proc. the ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation, pp. 141-151, 2004.
- [14] M. Muller, B. Heidelberger, M. Teschner, M. Gross, "Meshless Deformations Based on Shape Matching", ACM Transactions on Computer Graphics, Vol. 24, No. 3, pp. 471-478, 2005.
- [15] A. Nealen, M. Muller, R. Keiser, E. Boxerman and M. Carlson, "Physically Based Deformable Models in Computer Graphics", Proc. Eurographics, pp. 809-836, 2005.
- [16] D. Bielser and M. H. Gross, "Interactive Simulation of Surgical Cuts", Proc. Pacific Graphics, pp.116-125, 2000.
- [17] D. Bielser, P. Ghardon, M. Teschner and M. Gross, "A State Machine for Real-Time Cutting of Tetrahedral Meshes", Journal of Graphical Models(Elsevier), Vol. 66, No. 6, pp. 398-417, 2004.
- [18] C. Bruyns, K. Montgomery and S.Wildermuth, "A Virtual Environment for Simulated Rat Dissection", Proc. Medicine Meets Virtual Reality, pp.75-81, 2001.
- [19] F. Ganovelli, P. Cignoni, C. Montani, R. Scopigno, "Enabling Cuts on Multiresolution Representation", The Visual Computer (Springer), Vol. 17, pp.274-286, 2001.
- [20] 中尾 恵, 黒田 知宏, 小山 博史, 小森 優, 松田 哲也, 高橋 隆, "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", 情報処理学会論文誌, Vol. 44, No. 8, pp. 2255-2265, 2003.
- [21] D. Steinemann, M. Harders, M. Gross, G. Szekel "Hybrid Cutting of Deformable Solids" IEEE Virtual Reality, pp.35-42, 2006.
- [22] S. Cotin, D. Herve and N. Ayache, "A Hybrid Elastic Model for Real-Time Cutting, Deformations, and Force Feedback for Surgery Training and System", The Visual Computer (Springer), Vol. 16, pp.437-452, 2000.
- [23] C. Forest, H. Delingette, N. Ayache, "Removing Tetrahedra from Manifold Tetrahedralisation: Application to Real-time Surgical Simulation", Medical Image Analysis, Vol. 9, No. 2, pp. 113-122, 2005.
- [24] H. W. Nienhuys and A. F. van der Stappen. "Combining Finite Element Deformation with Cutting for Surgery Simulations", Proc. Eurographics, pp. 274-277, 2000.
- [25] 竹内 博良, 胡摩 心一郎, 佐野 明人, 藤本 英雄, "インタラクティブな手術シミュレーションのための柔軟物操作モデリング", 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 8, No. 2, pp. 137-144, 2003.
- [26] 桑 直人, 中尾 恵, 黒田 知宏, 吉原 博幸, 小森 優, "VRシミュレータを目指した生体軟組織の剥離シミュレーション", 生体医工学, Vol. 43, No. 1, pp. 76-84, 2005.
- [27] A. Nealen, O. Sorkine, M. Alexa, D. Cohen-Or, "A Sketch-based Interface for Detail-Preserving Mesh Editing", ACM Transactions on Graphics, Vol. 24, Issue 3, pp. 1142 - 1147, 2005.
- [28] G. H. Golub and C. F. V. Loan, "Matrix Computations, 3rd ed", Johns Hopkins Univ. Press, 1996.
- [29] B. Cabral, N. Cam and J. Foran, "Accelerated Volume Rendering and Tomographic Reconstruction using Texture Mapping Hardware", Proc. Volume Visualization Symposium, pp. 91-98, 1994.

(2007年3月30日受付)

[著者紹介]

中尾 恵 (正会員)



2003年京都大学大学院 情報学研究科修了。同年、同大学大学院医学研究科 特任助手を経て、2004年奈良先端科学技術大学院大学助手、2007年助教、現在に至る。医用バーチャルリアリティ、物理法則モデリング、触力覚情報処理に関する研究に従事。博士 (情報学)

河本 敏孝 (学生会員)



2007年奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 修士課程修了。同年、日本ヒューレット・パッカード株式会社 コンサルティング・インテグレーション統括本部 ビジネスオペレーション本部 リソースマネジメント部所属、現在に至る。修士 (工学)

杉浦 忠男



1994年大阪大学大学院工学研究科修了。日本学術振興会博士研究員、マックスプランク高分子研究所研究員、アトムテクノロジー研究体研究員を経て、1998年大阪大学工学大学院工学研究科助手、2001年奈良先端科学技術大学院大学助教授、2007年准教授、現在に至る。応用物理学、計測工学、光計測に関する研究に従事。博士 (工学)

湊 小太郎



1972年京都大学大学院 工学研究科 電気工学専攻 修士課程修了。1980年京都大学工学博士。京都大学医学部附属病院 放射線部助手、同附属病院 医療情報部助教授を経て、1997年奈良先端科学技術大学院大学教授、現在に至る。生体医工学、医療情報学に関する研究に従事。工学博士

Vertex-preserving Cutting of Elastic Objects

Megumi Nakao*
Nara Institute of Science
and Technology

Kotaro Minato
Nara Institute of Science
and Technology

Naoto Kume
Kyoto University

Shin-ichiro Mori
University of Fukui

Shinji Tomita
Kyoto University

ABSTRACT

This paper proposes vertex-preserving cutting methods on finite element models for interactive soft tissue simulation. Unlike existing methods, we aim to shape variety of incisions using only initial vertices of tetrahedral meshes. Neither tetrahedral decomposition nor vertex creation is used. The number of vertices is preserved. This avoids increase of computation cost as well as allows fast update of physical status of finite element models. To preserve 3D shape and sharp feature of initial meshes through on-the-fly mesh modification, constraints are introduced to the topological update scheme. In our model, the size of stiffness matrix is constant. Our framework efficiently simulates several varieties of smooth incisions with sufficient quality for surgical simulation, and also achieves interactive performance in complex meshes with thousands of elements.

Keywords: Soft Tissue Cutting, Finite Element Modeling, Interactive Simulation

1 INTRODUCTION

Virtual cutting of deformable, elastic objects is one of key elements for interactive application like virtual surgery. The simulation of cutting has two main aspects: geometric, topological aspect regarding how to define 3D shape of incision, and physical aspect concerned with deformation and reaction force. Tetrahedral meshes are popular representation to model volumetric 3D geometry of objects. Removal of tetrahedral elements is a simple approach to model incision and new physical status after cutting elastic objects[3]. Since only removal of elements have problems of yielding visual artifacts and of decreasing total volume of the models, topological adaptation is required. One approach for topological update is subdivision of tetrahedral meshes[1][2], which defines incision using newly created small elements. Splitting mesh on the boundary of elements[4] is another approach. Combined methods have been well explored[5]. However, so far, most algorithms for topological change are complex and increase their computation cost in progress of cutting manipulation. This drawback is mostly derived from procedural new vertex creation which depends on initial mesh topology.

This paper presents new vertex-preserving cutting methods of finite element models for interactive surgical simulation. The key concept is to model incision geometrically and physically while preserving the number of vertices. Neither tetrahedral decomposition nor vertex creation is used. This avoids increase of computation time and allows fast update of physical status of the model. To preserve 3D shape and sharp feature of initial meshes through on-the-fly mesh modification, constraints are introduced to the topological update scheme. Our algorithms efficiently simulate several varieties of smooth incisions, and achieved interactive performance in complex meshes with thousands of elements.

*e-mail: meg@is.naist.jp

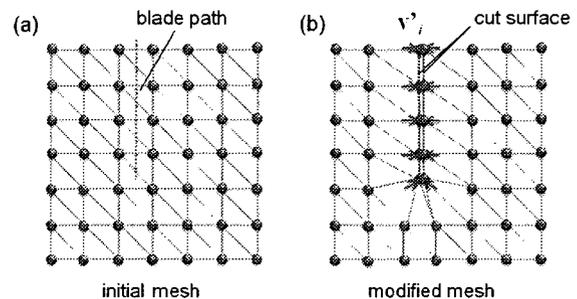


Figure 1: Modeling of incision through vertex relocation and element removal for vertex-preserving finite element modeling. The progressive cutting is supported by update of vertices around the blade. Some vertices are constrained to preserve 3D shape and sharp feature of initial meshes.

2 VERTEX-PRESERVING CUTTING

2.1 Overview

We model the blade of the scalpel as a line segment PQ , and the elastic object as a tetrahedral mesh (V, E) , with vertices V and tetrahedral elements E . Figure 1 briefly explains our basic concept using 2D outline of the process. When a blade path is given as the dotted line shown in (a), the vertices of the intersected elements are projected onto the path. The two parallel lines (surfaces in the 3D virtual space) composed by relocated vertices are used to shape the cut surfaces. Some vertices are constrained to preserve 3D shape and sharp feature of initial meshes.

After the vertices have been relocated, removing elements that intersect the blade path makes it possible to model the tiny space between cut surfaces and simulate the physical behavior of the incision. In the finite element modeling, the stiffness matrix must be updated through relocation of vertices and the elimination of elements. Note that with methods that use element decomposition to represent the cutting process, the size of the stiffness matrix increases. However, in this model the size is constant. We utilize this feature for solving linear equation in finite element formulation, and present fast deformation algorithms for time-varying stiffness matrix.

2.2 Cut Surface Generation

This section introduces the proposed topological update algorithms for vertex-preserving cutting. Figure 2 illustrates the basic process for generating a new geometry of incision: cut surfaces by relocation of existing interior vertices of three tetrahedral elements. Firstly, we define the blade at time t by P_tQ_t . The movement of the blade from time $t-1$ to t forms square-shaped surface trajectory S_t . This surface is called **sweep surface** as described in [5]. When the sweep surface intersects an edge of a tetrahedral element, the element is thought to be cut, and cut surfaces are configured through the relocation of vertices. In order to handle progressive cut, at least one vertex of the cut element should be updated onto the blade P_tQ_t . When a tetrahedral element is cut, the vertices of the element are projected orthogonally onto the sweep surface S_t .

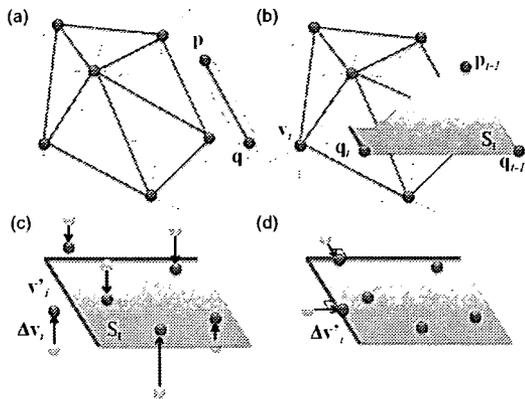


Figure 2: Creating cut surface by vertex relocation.

This update for intersected tetrahedra make possible to define cut surfaces.

$$\Delta v_i = \{ \mathbf{n}_t \cdot (\mathbf{v}_i - \mathbf{p}_t) \} \mathbf{n}_t \quad (1)$$

where \mathbf{n}_t is the normal vector of the sweep surface S_t .

Vertices that are updated outside of sweep surfaces S_0, S_1, \dots, S_t generate visual artifact that the shape of incision does not depend on the movement of the blade. Therefore, such vertices are again relocated by projecting them onto the boundary of given sweep surfaces as shown in Figure 2(d). The boundary of sweep surfaces are composed by several line segments $(\mathbf{p}_k, \mathbf{p}_{k-1})$ ($k = 1, \dots, t$) and the blade position $(\mathbf{p}_t, \mathbf{q}_t)$ at time t . We obtain the minimum distance between the vertex \mathbf{v}_i and one of boundary line segments, and relocate the vertex to the nearest boundary of sweep surfaces. For example, in case of projecting the vertex onto the blade $(\mathbf{p}_t, \mathbf{q}_t)$, additional update $\Delta v'_i$ is defined as the following equation:

$$\Delta v'_i = \frac{\{ (\mathbf{q}_t - \mathbf{p}_t) \cdot (\mathbf{v}_i - \mathbf{p}_t) \}}{\| \mathbf{q}_t - \mathbf{p}_t \|^2} (\mathbf{q}_t - \mathbf{p}_t) \quad (2)$$

The surface vertex must be updated to a new position that approximately forms initial surface around it. Therefore, our model constrains relocation of the surface vertex on its tangent plane. Intersection between the sweep surface S_t and the tangent plane S_i of the vertex \mathbf{v}_i defines an intersection line. The surface vertex \mathbf{v}_i is updated to the intersection line using its perpendicular.

3 RESULTS

Figure 3 demonstrates interactive cutting and deformation examples using a plate model that represents $200\text{mm} \times 200\text{mm} \times 5\text{mm}$ soft tissue or skin. The bottom edge of this model is fixed. Our demonstration system allows users to cut into the model at any position and to deform it interactively. Deformation of incision by different external force and curved incision can be also simulated. Relocation of vertices and additional update onto the boundary of the sweep surfaces form smooth cut surfaces which along with the blade trajectory. Cutting two organ models were simulated using texture-based volume rendering as shown in Figure 4. Cutting procedure is interactively simulated with sufficient visual quality for surgery simulation.

4 CONCLUSION

This paper proposed vertex-preserving cutting on finite element models for interactive surgical simulation. The key concept was to model variety of incisions while preserving the number of vertices. Methods for topology modification by vertex relocation with constraint and fast finite element computation were presented. Our

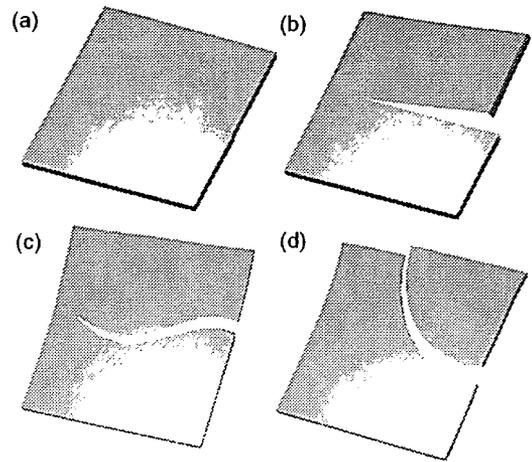


Figure 3: Interactive simulation examples of vertex-preserving cutting for finite element models. (a) Interactive partial cutting and (b) deformation of incision. (c) curved cut and (d) complete cutting.

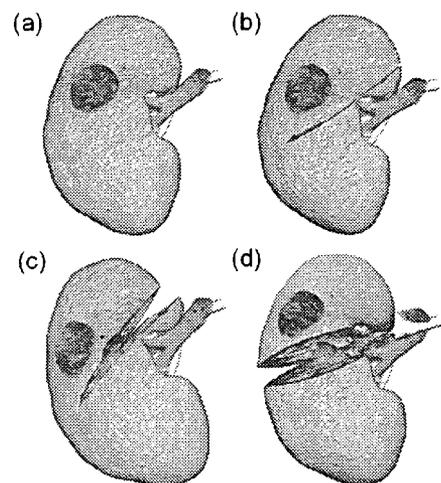


Figure 4: Vertex-preserving cutting on an organ model. (a) initial kidney, (b) partial cut, (c) deformation of incision and (d) another cut with deformation

algorithms efficiently simulate several varieties of smooth incisions, and achieved interactive performance in complex meshes with thousands of elements. We continue to improve the cutting framework and to develop interactive preoperative rehearsal system.

REFERENCES

- [1] D. Bielser, P. Glardon, M. Teschner, and M. Gross. A state machine for real-time cutting of tetrahedral meshes. *Journal of Graphical Models(Elsevier Science)*, 66(6):398–417, 2004.
- [2] D. Bielser and M. H. Gross. Interactive simulation of surgical cuts. *Proc. Pacific Graphics*, pages 116–125, 2000.
- [3] C. Forest, H. Delingette, and N. Ayache. Removing tetrahedra from manifold tetrahedralisation: Application to real-time surgical simulation. *Medical Image Analysis*, 9(2):113–122, 2005.
- [4] H. W. Nienhuys and A. F. van der Stappen. Combining finite element deformation with cutting for surgery simulations. *Eurographics*, pages 274–277, 2000.
- [5] D. Steinemann, M. Harders, M. Gross, and G. Szekel. Hybrid cutting of deformable solids. *IEEE Virtual Reality*, pages 35–42, 2006.