

手術シミュレーションにおける
リアルタイム情報処理に関する研究

Real-time information processing for performing surgery simulation
to preoperative planning and surgical training

2005 年 2 月

鈴木 薫之

目次

第 1 章 序論	1
1.1 序言	1
1.2 研究の背景	2
1.3 研究の目的	4
1.4 研究の社会的有用性，工学的新規性	4
1.5 本論文の構成	8
第 2 章 リアルタイム変形可能な臓器モデルを 有する手術シミュレーションシステムの開発	9
2.1 はじめに	9
2.2 モデリング手法	12
2.2.1 物理現象の幾何学的表現法	12
2.2.2 リアルタイム変形処理法	13
2.2.3 Haptic device との融合処理	31
2.3 In-vivo 下反力応答計測	33
2.4 軟組織モデル形状，変形ならびに手術操作による評価	36
2.4.1 軟組織モデル形状評価法	36

2.4.2	体積誤差指標によるモデル変形評価法	39
2.4.3	生体変形とモデル変形の比較による評価法	40
2.4.4	手術操作評価法	42
2.5	結果	45
2.5.1	軟組織モデル構築	45
2.5.2	軟組織モデル変形処理	48
2.5.3	Haptic device との融合	53
2.5.4	In-vivo 実験反力応答計測結果	58
2.5.5	モデル変形の定量評価結果	58
2.5.6	手術操作評価結果	65
2.6	考察	67
2.6.1	軟組織モデル	67
2.6.2	変形処理	69
2.6.3	Haptic device との融合	73
2.6.4	臓器特性の in-vivo 計測	74
2.6.5	モデル形状ならびにモデル変形の定量評価	75
2.6.6	シミュレーションシステムの手術操作評価	77
2.7	まとめ	78

第 3 章 ロボット手術トレーニング用

遠隔手術シミュレーションシステムの開発

3.1	はじめに	80
3.2	方法	82
3.2.1	ロボット手術に適した軟組織モデル変形法	82

3.2.2	仮想空間内手術ロボット操作法	87
3.2.3	遠隔手術シミュレーション機能	94
3.3	軟組織モデル変形評価とシミュレーションシステムによる手術操作評価	99
3.3.1	体積誤差指標によるモデルの変形評価法	99
3.3.2	手術操作評価法	99
3.4	結果	101
3.4.1	ロボット鉗子操作のキャリブレーション結果	101
3.4.2	胆嚢モデルの変形処理結果	104
3.4.3	遠隔手術シミュレーションの実行結果	108
3.4.4	変形状態の定量評価結果と手術操作評価結果	111
3.5	考察	113
3.5.1	軟組織モデルの変形とその評価	113
3.5.2	力覚フィードバックデバイスとロボット鉗子のキャリブレーション	116
3.5.3	シミュレーション機構と環境	116
3.5.4	血管処理	118
3.6	まとめ	119
第4章	結論	121
4.1	本研究のまとめ	121
4.2	今後の課題と展開	122
	謝辞	125
	参考文献	126
	研究業績	133

第1章 序論

1.1 序言

近年，コンピュータグラフィックス (Computer Graphics, CG) 技術や仮想現実感 (Virtual Reality, VR) 技術を駆使した映画やテレビ映像などのコンテンツを日常的に目にするようになってきた．このような画像は，近年の著しいコンピュータ関連技術の発達により，比較的安価なパーソナルコンピュータ (Personal Computer, PC) を用いて短時間で作製することが可能になってきた．

医学分野において，超音波装置，Magnetic Resonance Imaging (MRI) 装置や Computed Tomography (CT) 装置などの医用画像機器の開発により，無侵襲に生体内の解剖や病理を鮮明に映し出すことが可能になってから，大量の二次元画像による画像診断が行われてきている．近年，ヘリカル CT 装置の開発，臨床への導入により三次元画像が臨床化され，Multi-Detector Low CT (MDCT) 装置の出現により，広範囲かつ高画質な三次元画像を利用することが可能となった．また，四次元 CT 装置の開発により，時間変化を伴う生体の三次元画像，いわゆる四次元画像も臨床で利用可能になってきた．さらに，OpenMRI 装置や C-Arm CT 装置などの出現により，術前画像のみならず術中に撮像した画像を見ながら手術を進行することが可能になってきた．

このような医用三次元画像，四次元画像，いわゆる医用高次元画像を活用し，画像診断支援や手術支援システムなどの研究開発が広く行われてきている．画像診断支援には，三次元構造を三次元的なものとして直感的に理解し扱うようにするための生体情報の可視化，特に機能情報を目的に応じて可視化した四次元画像の可視化が挙げられる．これにより，実際の人体動作における骨格

や筋肉などの内部情報を動的に観察し診断することができ、定量的な生体動態解析が行えるようになる。一方手術支援は、手術の低侵襲化と根治性を同時に可能な限り実現することが最大の目標といえ、緻密な手術計画や手術のシミュレーション、さらに術中のイメージガイド下における手術の施行など、人間の感覚では取得することができない情報を外科医に与え、現状の治療法、術式自体を変革する可能性があるといえる。

本論文では、この手術支援システムの一つである、医用高次元画像技術とVR技術による手術シミュレーションシステムの開発に関する研究について述べる。特に、手術作業における臓器変形処理をリアルタイムかつ定量的に表現することが可能な軟組織モデルの開発に関する研究について述べ、開腹手術シミュレーション、ロボット手術シミュレーション、遠隔手術シミュレーションへの応用を行ったことを述べる。

1.2 研究の背景

医用高次元画像技術を用いた手術支援システムの一つに、手術シミュレーションシステムに関する研究開発が挙げられる[1]-[24]。手術シミュレーションシステムとは、術前に手術手技のリハーサルによる手技の習得、手術方法の決定やその検討を患者ごとに行うことを可能とし、さらには手技のトレーニングといった教育用としても使用可能なシステムである。できるだけ現実に近い手術シミュレーションを行うためには、精度の高い患者臓器モデルを用いる必要がある。コンピュータが扱う三次元構造体は主に幾何学的構造を組み合わせた剛体であるため、外力に対して変形する、構造体を切断するように変形させるなどの内容を表現することは容易ではない。また外科的な手術シミュレーションでは、行う作

業の過程と結果がリアルタイムに表示されなければ外科的作業をインタラクティブに進めることができないため、ビデオ画像と同等のリアルタイム性をもった情報処理を実現することが望ましい。しかしながら、人体構造は不定形であり多重構造をもち、かつこれらの内部が樹枝構造をもつ脈管群によって満たされているため、医学的価値をもたせ、かつ外科的処置を表現するためには膨大な形状データを扱う必要がある。そのため、軟組織を軟組織としてインタラクティブに扱え、かつリアルタイムに自由な変形を可能にするための軟組織モデルの開発が必要不可欠な要素技術となる。

また、手術中の医師が画像診断のみでは把握できない臓器の硬さなどの情報を手で感じ取る感覚（触覚）は、手術を行う上で重要な役割を担っている。そのため、手術シミュレーションシステムに触覚を提示することにより、術式の考案、決定、トレーニングなど以外に、手術場でしか得ることのできない経験を得ることができるようになり、より現実感のある作業が可能になる。これを実現するためには、外科的な細かな作業を実現し、その作業空間を十分確保することが可能な力覚提示装置 (force feedback device, haptic device) が必要不可欠となる。

一方、開腹手術と比較して患者への負担が少ない腹腔鏡手術などの内視鏡手術や、消化管内の外科的処置法の開発などは近年格段に多様化されてきた。しかしながら、術者は直接臓器に触れることができず、かつ内視鏡画像を通した術野で作業を行うため、臓器の位置関係を三次元的に把握することが難解であり、個人的な技量の習熟も必要とするのが事実である。また、コンピュータ技術の発達とともに、ロボット技術も飛躍的に進歩し、その技術が手術ロボットとして医学分野に応用されてきている。実際に処置用の手術ロボットとして da Vinci™ Surgical System (Intuitive Surgical Inc.) や ZEUS™ (Intuitive Surgical Inc.)、腹腔鏡ナビゲーションロボットとして Naviot™ (Hitachi Hybrid Network Co., Ltd) などの臨床使用が始まっている。これら

の内視鏡手術や手術ロボットによる腹腔鏡手術，特に手術処置用ロボットに関しては，ロボット特有の操作を十分に習得してから実際の手術を施行する必要がある，実際の患者データを使用した十分なトレーニングが必要不可欠であり，ロボティックスার্ジェリーに適したトレーニングシステムが必要となると考えられる．

1.3 研究の目的

本研究では，MRIやCTにより患者から得た形態学的データを用いて，仮想空間内で現実感のある手術作業を可能にするために，手術を行う前に様々な方向からの術式を検討し，かつ手術手技の習得やトレーニングを行うことが可能な手術シミュレーションシステムの開発を行うことを目的とする．特に，リアルタイムかつ定量的な変形が可能である患者臓器モデルの開発を行い，実際の臓器に触れている，臓器の弾力を含む触覚を得ながら作業ができるシステムの構築を行うことを目的とした．

また開発した患者臓器モデルを用いて，開腹手術を想定した肝切除術 (hepatectomy) の手術シミュレーションシステム，さらにロボット手術システムにおけるトレーニング用手術シミュレーションシステムを開発し，複数の遠隔地から共同作業を行え，患者データによる最新のトレーニングプログラムを用いた手術シミュレーションの配信を可能とするトレーニングセンターの構築を行うことを目的とした．

1.4 研究の社会的有用性，工学的新規性

患者への負担が少ない内視鏡下手術などの低侵襲手術が広く普

及してきているが，硬性鏡カメラを通した術野は，開腹手術に比べ視野が狭く，実際の臓器に触れることもできず奥行感覚を得ることが非常に難しいとされている．このような点に加え，手術ロボットを用いた場合には，ロボット特有の動作を理解し，その新しい機器の操作に十分に慣れる必要が生じる．開腹手術は，内視鏡下手術のような問題点も少なく根治性も高いとされている一方で，内視鏡下手術に比べ侵襲が大きいため患者への負担が増加する．

いずれの手術方法の場合においても，術前の緻密な手術計画を行い，術者の技術はさることながら術中の迅速な対応力が問われ，結果として術者の技量，経験に大きく左右されると考えられる．そこで，術前に現実感のある手術シミュレーションシステムを用いた手術計画やり取りを繰り返し行い，また手術作業に触覚を得ながら，かつ手術を行う患者自身の臓器モデルを用いた手術シミュレーションシステムを用いることにより，現場でしか得ることのできない経験を疑似体験することが可能となり，安全かつ正確な手術の施行が期待できると考える．

さらに，手術支援ロボットの出現により，外科医に対してその手術ロボットのトレーニングが必要であり，手術ロボット特有の機器の操作を十分にトレーニングできるシステムが必要不可欠であると考えられる．また，遠隔地からの熟達した医師からの指導や，遠隔地の外科医同士の手技の検討などの共同作業を可能とする本研究が目指す遠隔手術シミュレーションシステムは，地球レベルでの医療コラボレーションを実現する可能性をもち，専門医のいない地域で専門医による先進医療を受けることが可能になる．

このように，手術シミュレーションシステムを開発し臨床への応用を行うことによって，安全かつ正確な手術を施行することが可能となり，外科医の技量の格差，あるいは地域における医療格差などが軽減され，さらには将来の遠隔医療，ロボット手術の支

援システムとして大いに有益であると考える。

VR技術を用いた手術シミュレーションシステムの開発に関する本研究の工学的新規性を以下に示す。

(1) リアルタイム変形能をもつ患者臓器モデルの構築

手術シミュレーションシステムの開発においてもっとも重要な要素には、リアルタイムかつインタラクティブな変形を定量的に可能とする患者臓器モデルの構築である。本研究では、脈管などの臓器内部構造の変形を考慮し、かつ局所的な変形や臓器内部構造を切断するような切開・切離処理などの手術作業などの変形処理をリアルタイムに実現することが可能な患者臓器モデルの構築を可能とした。

(2) 両手に触覚提示可能な手術シミュレーションシステム

通常のコンピュータディスプレイを使用した手術シミュレーションシステムでは、実際の開腹手術時の姿勢や目線、両手の作業位置を表現することは困難であったが、われわれは、術者が両手に感触を得ながら手術作業を行うことを可能にし、できるだけ自然な環境下で視野全体をカバーすることができる高解像度の画像を用いて手術シミュレーションを実行することを可能にした。

(3) ロボット手術のためのトレーニング用手術シミュレーションシステムの開発

ロボット手術特有の手技を習得することを可能とするトレーニング用手術シミュレーションシステムの開発を行った。システムでは特別な開発システムを必要とせず、どこでも購入可能な力覚フィードバックデバイスと、構築した患者臓器モデルを用い、触覚提示しながら手術ロボットと同じ操作による手術シミュレーションを可能にした。

(4) 遠隔手術シミュレーションセンターの構築

遠隔地の複数の専門医からの指導や共同作業を実現することが可能であり、常に最新のトレーニングシステムの配信を可能とす

る機能をもつ遠隔手術シミュレーションセンターの構築を行った。本システムにより、ブロードバンド回線による拠点間通信により、遠隔地からの手術作業を行うことが可能となった。

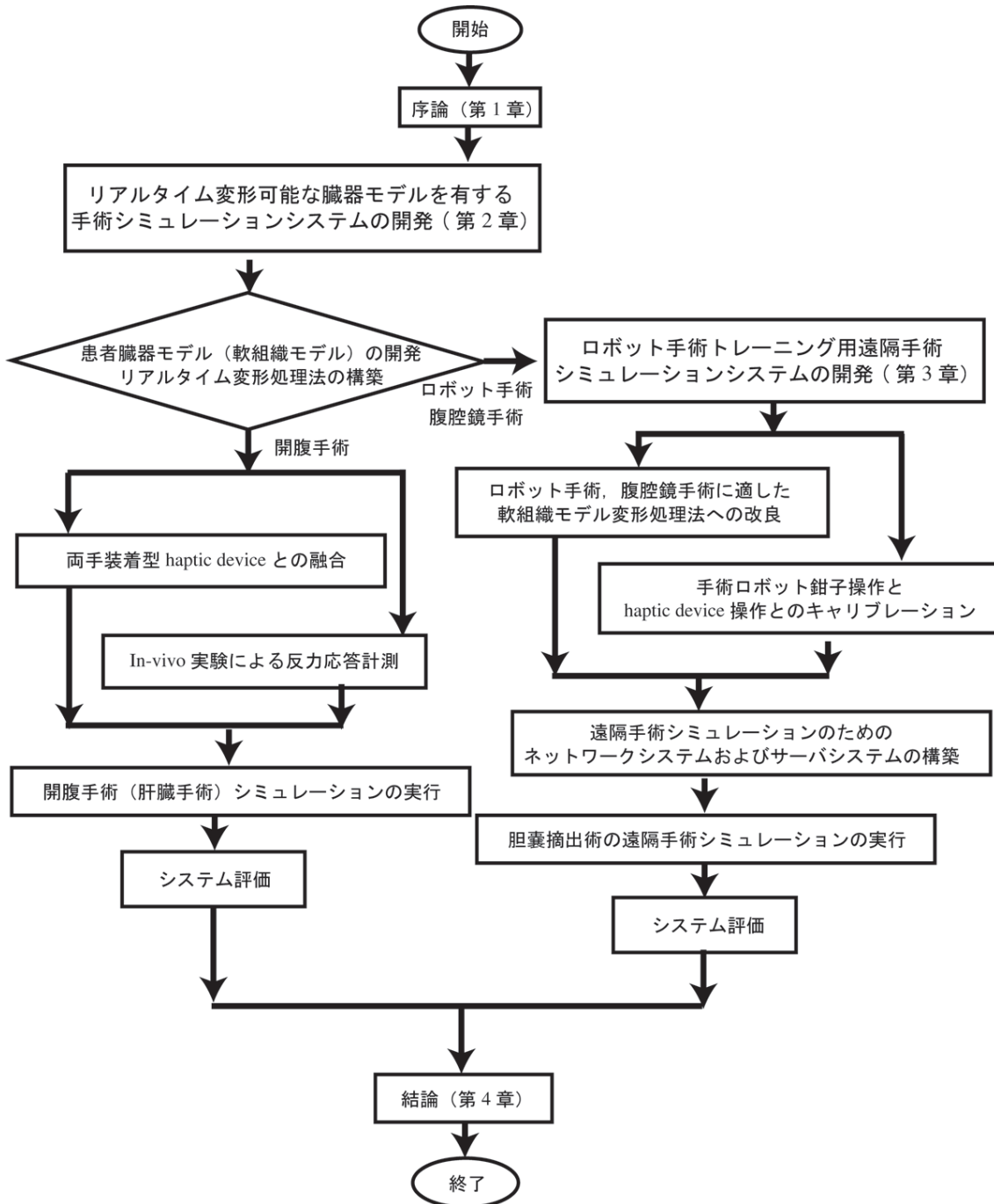


図 1-1 本論文構成のフローチャート。

1.5 本論文の構成

本論文の構成のフローチャートを図 1.1 に示す。第 1 章「序論」では、序言からはじまり、本研究の背景、本研究の目的について述べ、さらに本研究の必要性和重要性についても述べる。第 2 章「リアルタイム変形可能な臓器モデルを有する手術シミュレーションシステムの開発」においては、まず本研究の核である手術シミュレーションを実行するために必要となる患者臓器（軟組織）モデルの構築と、リアルタイム変形処理を行うための臓器変形アルゴリズムについて述べる。さらに、両手装着型 haptic device との融合処理とともに定量的触覚提示のための in-vivo 計測実験を行い、実験手法、実験結果のシステムへの導入手法について記述し、手術作業に伴う臓器モデルの変形結果、モデリング評価、他のモデリング手法との違いや優位性などについても詳細に述べる。第 3 章「ロボット手術トレーニング用遠隔手術シミュレーションシステムの開発」においては、開発した軟組織モデル変形処理法をロボット手術や腹腔鏡手術に適するような変形処理法へと改良を施し、実際の手術ロボットに近い操作を可能とするための汎用の haptic device での操作法の構築について述べる。さらに、遠隔手術シミュレーションのためのネットワーク、サーバシステムの構築、遠隔手術シミュレーションの実行結果、システムの評価などについて述べる。第 4 章「結論」では、本論文のまとめと将来の展望について述べる。

第2章 リアルタイム変形可能な臓器モデルを有する手術シミュレーションシステムの開発

2.1 はじめに

手術シミュレーションシステムでは，皮膚や臓器を指や手術器具で押ししたり掴んだり，あるいはメスなどの器具により切開，切離することを可能にする必要がある．そのために，押した位置が正確に押され変形する，切開する位置を正確に切開するなどの定量的な変形をリアルタイムに行うことを可能にする軟組織モデルが必要となる．

多くの研究機関では，臓器モデリング手法ならびに変形処理方法には，従来より有限要素法 (Finite Element Methods, FEMs) や質点バネ手法 (Mass-Spring Methods, MSMs) が主に用いられてきた [25]-[37]．FEMs は，無限の自由度をもった連続体を有限個の要素に分割することによって，その挙動を偏微分方程式の変分法に基づいて求める数値解析法であり，物理的現象に基づいた演算を膨大に行うため，対象とする形状の変形状態を正確に表現することが可能である．一方で，変形処理に膨大な演算量を要するため，リアルタイム処理とのトレードオフが生じる欠点がある．MSMs は，バネのもつ弾性力と減衰力から力学的特性に基づいた変形処理が行える．しかしながら，過大な外力が加わえられたとき，バネの振動が増幅し不自然な臓器変形を表現する場合は生じる欠点がある．そのため，これらの手法を基盤とし改良した手法により，シミュレーションシステム取り組まれている．例えば，S. Cotinらは，まず FEMs による軟組織モデルを構築し，任意の位相的な変形は行えないものの，事前に計算を行っている部位に関してはリアルタイムに変形処理を可能にするシステムを開発し [34]，その後 FEMs と MSMs に類似したモデル (Tensor-Mass Model) を融合したハイブリッドモデルを構築し，リアル

タイムに臓器の切除シミュレーションを行うことが可能なシステムの開発を行っている [35]。また，J. Berkleyら [36][37][38] は，FEMsに要する計算時間を削減させ，単純な切開や縫合処理などを可能にするシミュレーションシステムの開発を行っている。このように，FEMsやMSMsを独自に修正しモデリングを行うことにより，かつ近年のコンピュータ能力の著しい向上にも後押しされ，リアルタイムな変形処理を実現してきている。しかしながら，内視鏡手術に代表されるようなビデオ画像と同等の画像更新速度で変形処理が行え，自由な方向かつ複数の作用点におけるインタラクティブな変形処理を実現することは難しいのが現状である。

このような手法を用いずに，独自の手法によりリアルタイム変形を可能とする軟組織モデルの構築を行っている研究例もある。R. Balaniukらは，流体力学に基づいた Long Elements Method (LEM) [39][40]，Radial Elements Method (REM) [41]を用いた軟組織モデルを開発し，体積一定かつリアルタイムに変形処理を実現している。また，S. Gibsonら [42][43][44] の ChainMail手法は，モデルを構成する chain要素の移動によって変形処理を表現しており，簡潔な演算処理で切断処理や微細な変形を表現することが可能である。S. Kimら [45] は，S-Chain Methodを用いて硬さが異なる領域をもつ非均質なモデルを構築し，材質の異なる領域での変形に応じた反力応答計算が可能な手法の開発を行っている。

手術シミュレーションシステムにとって，以下の必要不可欠な条件が挙げられる。

1. 現実感があること
2. リアルタイムシミュレーションが可能であること
3. 定量的な変形処理能力があること
4. 血管などの臓器内部構造の変形処理を表現することが可能であること
5. 術中の様々な手術手技に対応できること

6. force feedback 装置と融合でき，反力計算を容易に行えること

上述したように，FEMsを用いた軟組織モデルを搭載する手術シミュレーションでは，上記条件の1.，3.を満たし，2.を満たしている研究機関もある．また，ChainMail手法では，すべての条件を満たす可能性はあるが，体積一定の変形処理などの定量性に欠けている．このように，血管などの臓器内部構造を考慮し実際に変形させ，体積一定処理にて変形処理を実現し，インタラクティブかつリアルタイムに臓器切断処理や複数の作用点における変形処理を行っている報告はいまだ少ないのが現状である．

一方，先行研究においてこのような条件をすべて満たすことを可能とする臓器変形シミュレーションモデルの開発を行ってきた[22],[23]．先行研究では，手術シミュレーションシステムへの搭載可能性の基礎検討からはじまり，患者ごとの解剖学的特徴を反映した形状をもつモデル構築方法や，モデル変形の基礎概念の確立，高速演算処理の可能性示唆，さらには haptic device を用いた触覚提示型手術シミュレーションシステムへの基礎的研究を行ってきた(2.2.1項，2.2.2A項，2.2.2B項)．これらの研究内容を踏まえ本研究では，開腹手術を対象としてリアルタイムに血管などの内部構造の変形処理を行い，押す，触る，把持するなどの基本的な動作や，臓器内部構造を切断するような切開処理さらには切離処理をも可能にする軟組織モデルを開発することを目的とした．また，haptic device を用いた際に手術作業時の臓器変形に応じた定量的な反力応答を術者に提示することを可能にするために，in-vivo 実験により得られた反力応答データベースを適用した軟組織モデルを有する手術シミュレーションシステムの開発を目的とした．

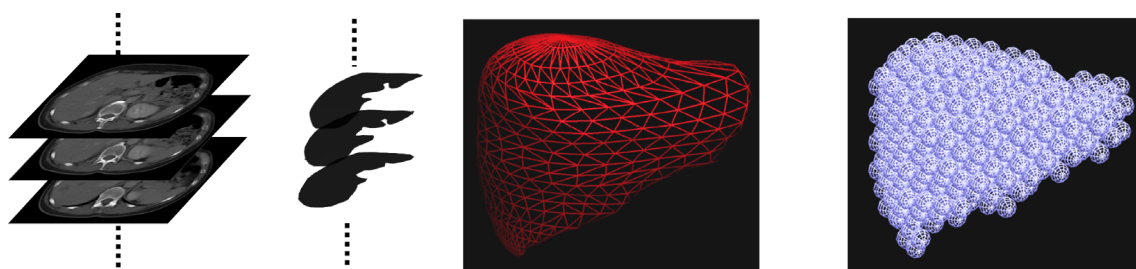
2.2 モデリング手法

2.2.1 物理現象の幾何学的表現法

外科的な手術シミュレーションは，作業の過程と結果がリアルタイムに処理，表示されなければインタラクティブに外科手術をすすめることができない．そこでわれわれは，臓器変形という物理現象を幾何学的な事象に置き換えることによってリアルタイムに変形処理を実現することが可能な軟組織モデリング手法，Sphere-Filled Method (SFM) を考案した [22] ．

この手法は，複雑な構造をもち，かつ個人差のある臓器形状を，単一剛体球で表現する，いわゆる球充填モデル (Sphere-Filled Model) として臓器をモデル化する手法である [23] ．患者ごとの臓器モデルの構築方法は以下 a から c の手順にしたがう ．

- a. CTあるいはMRIなどの画像診断装置を用いた術前の患者手術部位のデータセットから，臓器や皮膚などのシミュレーションの対象となる部位の輪郭をすべて抽出する ．
- b. 対象臓器の輪郭が抽出された後，サーフェスレンダリング法によりサーフェスモデルを半自動的に三次元再構築する ．
- c. 三次元再構築したサーフェスモデルの外接直方体を作成





a. 術前腹部 CT 画像からの対象臓器 (肝臓) の輪郭抽出

b. 肝臓領域の三次元再構築

c. 肝臓領域への球群充填

図 2-1 術前画像から臓器モデル構築までの流れ ． a. 術前 CT 画像と対象臓器の輪郭抽出 ． b. 対象臓器のサーフェスモデル構築 ． c. 対象臓器への球充填様子 ．

し，最密充填となるように単一半径の剛体球を配置する．その後，球の中心がサーフェースモデルを構成する表面内部に位置する球のみを算出し，モデルを構成する充填球と判定する．


これらの手順による処理の概略図を  2-1 に示す． 2-1 において，例として肝臓をモデル化する場合を示している．

この構造体モデルでは，互いに接した状態に充填されている球の相互作用によって変形処理を表現し，リアルタイム処理の実現を試みた．sphere-filled model には，以下のような特徴が挙げられる．

1. 充填した球の挙動によってのみ各変形処理を表現するため，コンピュータの演算能力内における高速な変形の実現が期待できる
2. 対象臓器の輪郭を抽出した後，球を充填する作業のみを要するため，自動的かつ高速にモデルの構築が行える
3. 充填した球は剛体であり，充填球の数は不変であるため，体積一定の変形処理が行われる
4. force feedback 装置を用いる場合，充填球の移動を計算し，それらの球の元の配置からの方向と距離を参照することにより，容易に反力応答を計算し，術者に提示することが可能である

2.2.2 リアルタイム変形処理法

A. 変形前処理

臓器モデルの全体の基本的な変形アルゴリズムは，臓器表面内部に充填した球群の移動し，それらの動きに追従するように，臓器表面を構成するポリゴンの各頂点を移動させることにより，臓器全体の変形を表現する．そこで， 2-2 に示すように，変形前処理として

以下のような構造を構築する。

A.1 充填球群 layer 構造データベース構築

変形処理に利用する隣接球間の関係をデータベース化した，layer 構造データファイルの作成を行う。

まず，ある任意の球に注目し，その球を第 1 層目と定義する。次に，第 1 層目の球に隣接しているすべての球を第 2 層目と定義し，第 2 層目の球に接しているすべての球を第 3 層目と定義し，これ

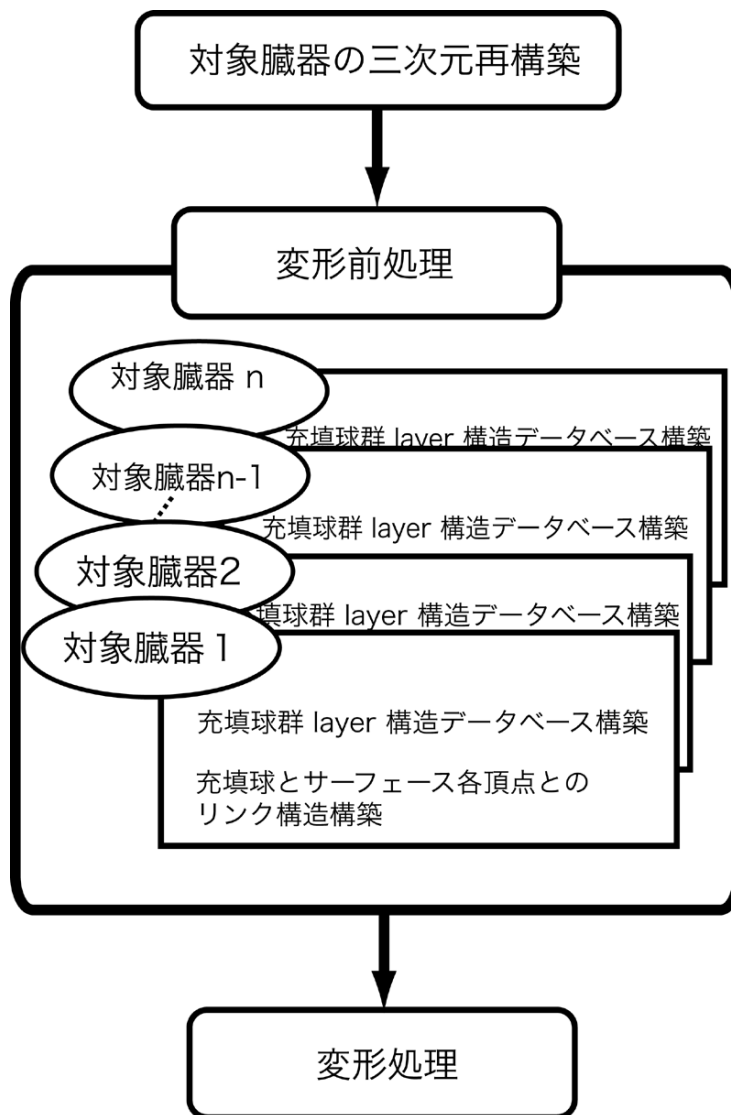


図 2-2 変形前処理概要。これらの前処理は，対象となる臓器すべてに対して行う。

らの処理を隣接する球がなくなるまで続け、すべての球が必ず第 N 層 (N>0) に配属させることとした。この作業は、すべての充填球各々に関して、その球が第 1 層目と定義された場合について行う必要があり、つまりは、第 1 層目の球を root とした tree 構造が充填球数存在するデータベースとなる。layer 構造作成の一例を図 2-3 に示す。図 2-3a に示すように球群が充填していた場合、図 2-3b に示すように 17 通りの layer 構造をもつファイルを作成することとなる。ただし、図中 a において、球内部に記した数字が球のインデックスを示している。

A.2 充填球と臓器形状との関連付け

図 2-1b に示すように、二次元断層撮像画像から三次元再構築して得られたサーフェースモデルは、すべて三角ポリゴンとして構成

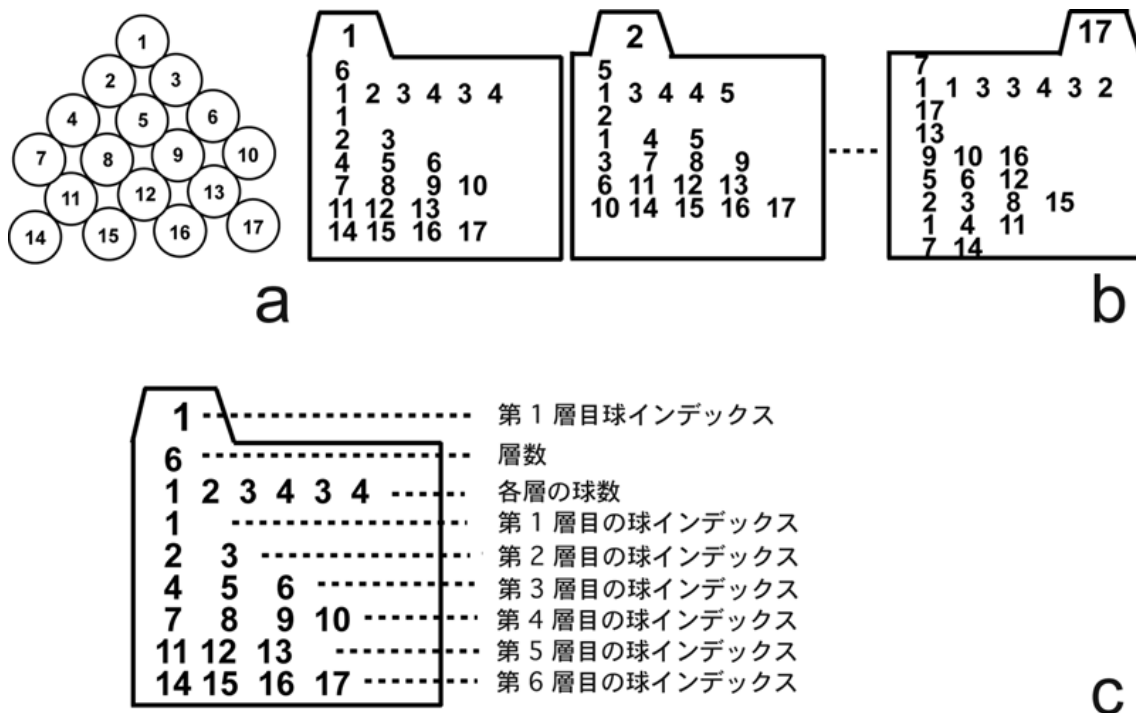


図 2-3 layer 構造データベース作成例。a に示すように球群が充填していた場合、b に示すように各球が第 1 層目の球となり、17 種類の層構造を作成する。c には、各ファイルに示す変数説明を示す。

されている。モデル表面の変形はこれらのポリゴンの変形により表現され、ポリゴンは充填球の挙動に対応した移動、変形を行う。各ポリゴン頂点の近傍となる充填球を算出し、頂点インデックスとその頂点に対応している充填球群のインデックスを、コンピュータのメモリ内に格納することを行う。

B. 表面形状変形アルゴリズム

充填球の相互作用によって表すことが可能な、基本的な変形アルゴリズムのフローチャートを図 2-4 に示す。球を充填された臓器内部は、球同士が周囲の球と接触し、この接触状態が外力を伝搬していくと考える。まず、モデルの表面にある充填球に外力が及ぼされたとすると、この球が第 1 層目の球と判定される。このとき外力は指や手術器具を想定した剛体球とし、外力球と充填球との干渉判定により、高速な干渉演算処理を実行することとした。

モデルに対して外力が更に及ぼされると、第 1 層目の球に接している第 2 層目の球に力が伝わる。充填球は剛体球であるため、外力は第 1 層目の球を動かし、第 1 層目の球は第 2 層目の球を押しつけることとなる。更に第 2 層目の球群が第 3 層目、第 3 層目の球が第 4 層目と順次充填球を押しつけながら力を伝え、球群を移動させるものとした。このような充填球の移動処理方法の概念図を図 2-5 に示す。図中 a-1, a-2 には外力球と一つの充填球が接触したときの状況を示し、b-1, b-2 には外力球と二つの充填球が接触したときの状況を示している。また、球内に示した数字は、球インデックス - layer インデックスをそれぞれ示しており、外力球は指や手術器具を想定した剛体球とした。図 2-5a-1, a-2 においては、まず外力が及ぼされた球 2 の layer 構造に着目する。次に、第 1 層目の球となる球 2 との重なり（干渉）を各々判定し、干渉分だけ充填球を移動する。第 1 層目の球 2 と第 2 層目の球群（球 4, 球 5）との干渉を順次判定し、移動すべきと判定された球は、干渉しあっ

た二つの球の中心を結んだ方向に干渉がなくなるまで移動する。このとき、第1層目の球の移動には、球同士の干渉を避ける方向だけでなく重力がはたらく方向を考慮し、それらのベクトル和によって表されるものとした。また、変形の度合いを調節するために、第何層目まで干渉判定を行うかを制御する最大変形層パラメータを設定した。このような球の移動原理を相互作用力移動の原理とよぶこととする。

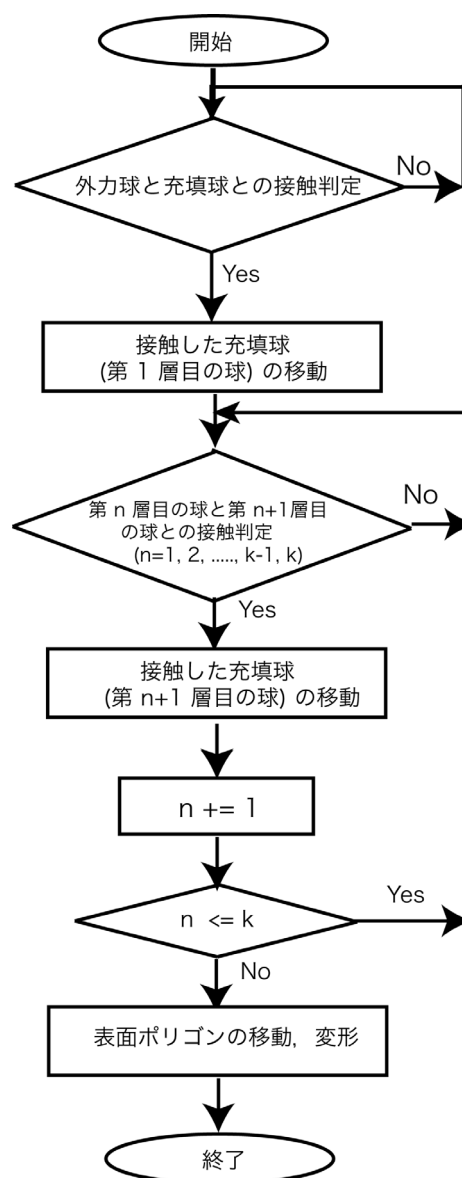


図 2-4 球の相互作用による変形アルゴリズムのフローチャート。

また、初期状態で隣接層間で隣接している関係にある球同士が、球同士の干渉が生じずに互いに離れる方向に移動した場合、お互いの球を正負の磁荷をもつと想定したときのクーロン力をはたらく方向に球を移動させる。移動する大きさは球の中心間の距離から直径を引いた値となる。この球の移動原理を結合力移動の原理とよぶこととし、第2層目から順次行う。第 n ($n > 1$)層目の球と第 $n+1$ 層目の球においては、第 n 層目の球を固定し、第 $n+1$ 層目の

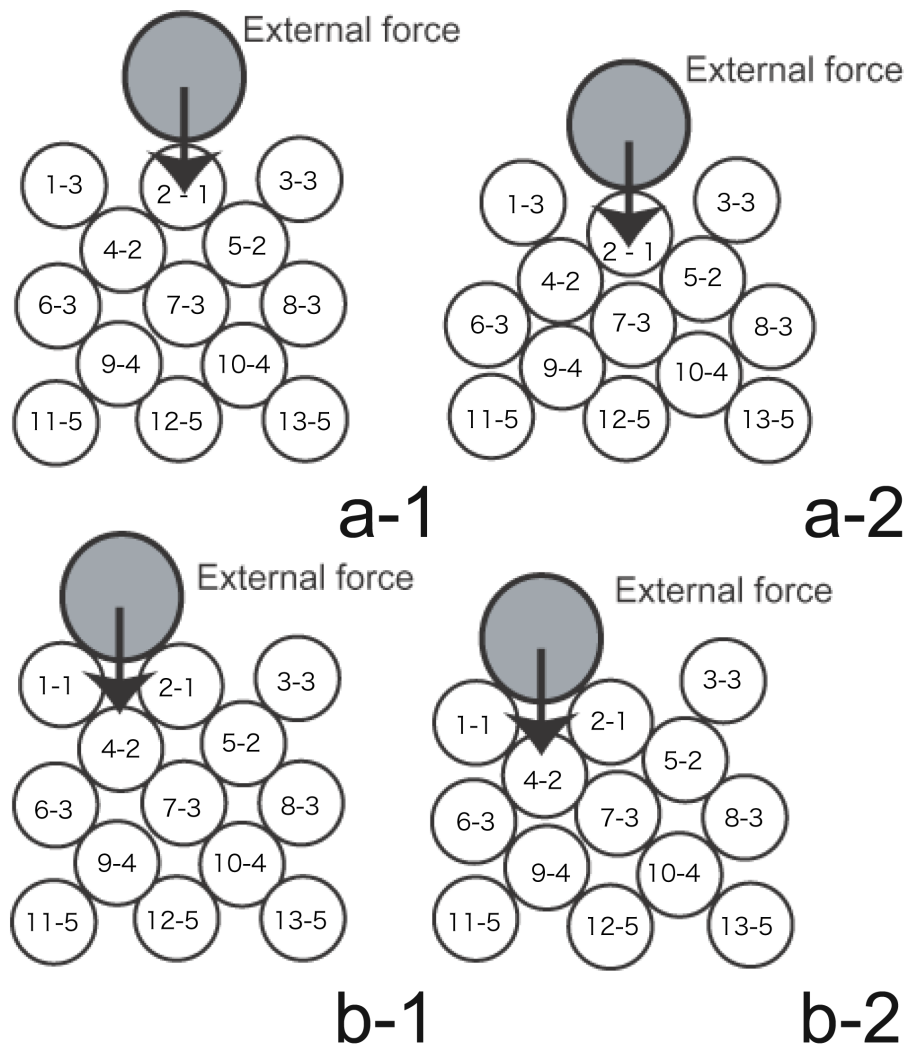


図2-5 充填球の移動処理方法の概念図。球内の数字は、球インデックス-layer インデックスを示している。

球を移動させることとした．第 n 層目の複数の球と第 $n+1$ 層目の球がこの原理による移動処理が生じる状況となった場合には，重ね合わせの原理にしたがい，ベクトル和の方向に第 $n+1$ 層目の球を移動させることとした．

このような処理を外力球の数だけ，かつ外力球と干渉が生じた順に移動処理を行うこととした．

圧縮変形時の充填球の移動式を式 (2-1) に示す．

$$\begin{aligned}
 & \text{if} (\text{lay} == 1 \ \&\& (r_{\text{internal}} + r_{\text{external}}) - |E_x S_{\text{lay}}| > 0) \\
 & \quad \delta S_{\text{lay}} = (r_{\text{internal}} + r_{\text{external}}) - |E_x S_{\text{lay}}|) * E_x S_{\text{lay}} / |E_x S_{\text{lay}}| + \mathbf{gravity} \quad (\text{a}) \\
 & \text{else if} (\text{lay} > 1) \\
 & \quad \text{if} (2r_{\text{internal}} - |S_{\text{lay-1}} S_{\text{lay}}| > 0.0) \quad (2-1) \\
 & \quad \quad \delta S_{\text{lay}} = (2r_{\text{internal}} - |S_{\text{lay-1}} S_{\text{lay}}|) * S_{\text{lay-1}} S_{\text{lay}} / |S_{\text{lay-1}} S_{\text{lay}}| \quad (\text{b}) \\
 & \quad \text{else} \\
 & \quad \quad \delta S_{\text{lay}} = (|S_{\text{lay}} S_{\text{lay-1}}| - 2r_{\text{internal}}) * S_{\text{lay}} S_{\text{lay-1}} / |S_{\text{lay}} S_{\text{lay-1}}| \quad (\text{c})
 \end{aligned}$$

式 (2-1 a) は，外力球と干渉が生じた第 1 層目の球の移動ベクトルを示し，式 (2-1 b) は球同士の干渉が生じたときの第 2 層目以降の球の移動ベクトルを示しており，球同士の干渉が生じない場合のみその力がはたらく．ただし， S_{lay} ($\text{lay}=1,2,3,\dots$) は第 lay 層目の球の位置ベクトルを， $S_m S_n$ は球 S_m から球 S_n に向かうベクトルを， δS_{lay} は第 lay 層目の球の移動ベクトルを， r_{internal} は充填球の半径を， r_{external} は外力球の半径を，さらに E_x は外力球の位置ベクトルをそれぞれ示す．また， $\mathbf{gravity}$ は一定の大きさと向きをもつ重力ベクトルを示す．

表面を覆う三角ポリゴンに関しては，変形前処理時に行ったリンク構造を用いて，これらの充填球の挙動にしたがい移動，変形させる．任意のポリゴンの一つの頂点の移動ベクトルを δV とすると，式 (2-2) に示すように頂点を移動させる．

$$\delta V = (L_0 * \delta S_k + L_1 * \delta S_{k-1} + \dots + L_k * \delta S_0) / \sum L_n \quad (n=0,1,\dots,k) \quad (2-2)$$

ただし，最近傍の球を S_0 ，次に近傍となる球を S_1 という順で定義し， $k+1$ は算出する近傍球の数， δS_k は球 k の移動ベクトル， L_k は頂点 V と球 S_k との距離を示している．これらの処理をすべてのポリゴンの各頂点に対して行うことにより，モデル全体の変形を導いた．

2.2.1項で述べたように，本モデルは球の充填作業による自動的なモデル構築が行えるため，一度に多臓器のモデリングを容易に実現し，かつ充填球の大きさや変形限界層パラメータを変更することによって，臓器の形状や特性に応じた軟組織モデリングが行える．また，臓器間の干渉による変形処理は，球同士の干渉判定により実現することが可能である．臓器内に腫瘍などの異なる組織が存在する場合，腫瘍モデルを構成するポリゴンとリンク構造をもつ充填球の挙動のみを変更することにより，非均質臓器におけるモデル変形を表現することが可能である．

指や鉗子などの手術器具による把持変形に関しては，重力と結合力移動の原理にしたがい，充填球を移動させることにより行う．把持変形時の任意の充填球の移動式を式 (2-3) に示す．

$$\text{if} (\text{lay} == 1 \ \&\& \ |E_x S_{lay}| - (r_{\text{internal}} + r_{\text{external}}) > 0)$$

$$\delta S_{lay} = (|E_x S_{lay}| - (r_{\text{internal}} + r_{\text{external}})) * S_{lay} E_x / |S_{lay} E_x| \quad (a)$$

$$\text{else if} (\text{lay} > 1)$$

$$\text{if} (|S_{lay} S_{lay-1}| - 2r_{\text{internal}} > 0.0) \quad (2-3)$$

$$\delta S_{lay} = (|S_{lay} S_{lay-1}| - 2r_{\text{internal}}) * S_{lay} S_{lay-1} / |S_{lay} S_{lay-1}| - \text{gravity} \quad (b)$$

ただし， δS_{lay} は第 lay 層目の球の移動ベクトル， S_{lay} は第 lay 層目の球の位置ベクトル， E_x は外力球の位置ベクトル， r_{internal} は内部充

填球の半径， r_{external} は外力球の半径， $gravity$ は重力ベクトルをそれぞれ示す．

表面形状の変形手法は，圧迫・圧縮変形と同様に，式 (2-2) にしたがって，ポリゴンを変形させることとした．

C. 切開変形アルゴリズム

切開変形処理のフローチャートを図 2-6 に示す．まず，メスの位置と姿勢を常に追跡し，メス先端座標と終端座標の位置を算出し，メス先端がモデル内部に侵入した時点を切開開始点 I_0 とし，メス先端座標を切開開始深点，サーフェスポリゴンとメスとの交点を切開開始表面点とする．切開開始表面点は，以下の手順により算出する．まず，メス先端位置ベクトルを $S_t (S_{t,x}, S_{t,y}, S_{t,z})$ ，終端座標を $S_b (S_{b,x}, S_{b,y}, S_{b,z})$ とすると，任意の三角ポリゴン P (以下，ポリゴン P) と直線 $|S_t S_b|$ との交点 Cross を式 (2-4) を用いて算出する．

$$\begin{aligned}
 \text{Cross.x} &= S_{t,x} * t + S_{b,x} * (1 - t) \\
 \text{Cross.y} &= S_{t,y} * t + S_{b,y} * (1 - t) \\
 \text{Cross.z} &= S_{t,z} * t + S_{b,z} * (1 - t) \\
 t &= -(P_{\text{norm}.x} * S_{b,x} + P_{\text{norm}.y} * S_{b,y} + P_{\text{norm}.z} * S_{b,z} + P_{\text{surf}}) / \\
 &\quad (P_{\text{norm}.x} * (S_{t,x} - S_{b,x}) + P_{\text{norm}.y} * (S_{t,y} - S_{b,y}) + P_{\text{norm}.z} * (S_{t,z} - S_{b,z}))
 \end{aligned} \tag{2-4}$$

ただし， t は 0 から 1 の範囲の補間因子であり， P_{norm} はポリゴン P の法線ベクトルを， P_{surf} はポリゴン P の平面方程式における定数項をそれぞれ示している．

次に，算出した交点 Cross がポリゴン P の内部にあるかどうかを判定するために，ポリゴン P をポリゴンの向きに応じて，ポリゴンを座標平面の一つに対して押しつぶして投影する．ここで，ポリゴンの法線のどの成分の絶対値が最大なのかを判別し，ポリゴンがまっすぐな線にならないような投影平面を判定する．二次元

に投影後，ポリゴン内部に確実に位置するポリゴン中心点を算出し，中心点がポリゴン各頂点を結ぶ直線 $y=mx+b$ の上部 ($y \geq 0$) にあるか，下部 ($y < 0$) にあるかをそれぞれの直線において判定する．最後に交点 Cross を各直線方程式に代入し，各直線において中心点と直線との関係と等しい場合には，交点 Cross はポリゴン P の内

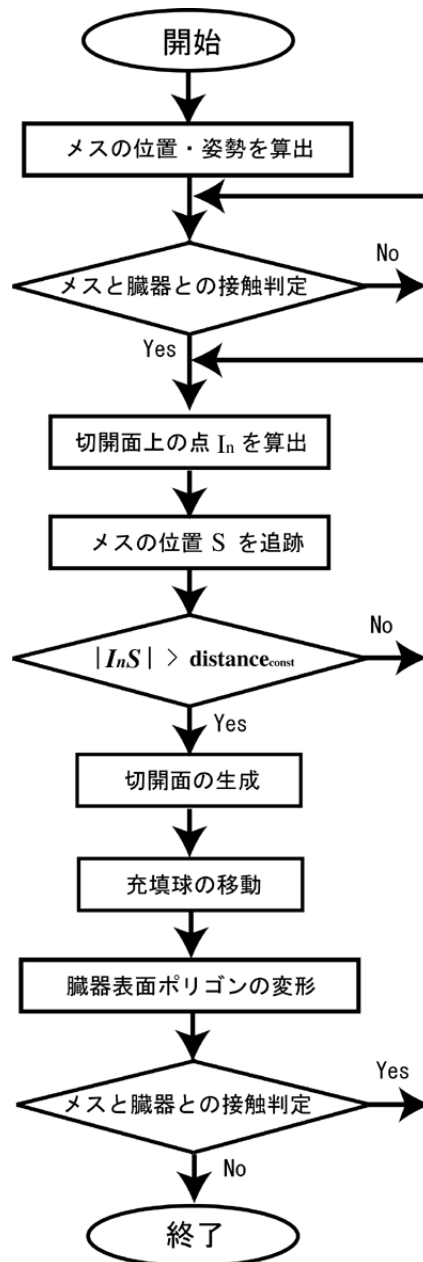


図 2-6 切開変形処理のフローチャート．

部に確実に位置する点であり，切開開始表面点と定義する．ただし，投影後のポリゴン線分が Y 軸と並行な場合には，x 座標を用いて同様の判定処理を行うこととした．

切開開始表面点算出後，切開開始深点からメスの軌跡を追い，任意のサンプリング間隔を超えたときの時点で再度ポリゴンとメスとの交点計算を行い，切開面表面点 I_1 ，切開面深点 D_1 を取得する．

次に点 I_0 ，点 I_1 ，点 D_1 からなる切開面を考え，切開面を境界として切開面周辺の球群の領域分けを行う．この処理により，一方の領域に属した球の挙動を他方の領域に属する球に影響を与えないこととなる．領域分けを行われる球群は，切開面に直接接触している球ならびに切開面形状の構成に關与する球とした．具体的には，切開面 $I_0I_1D_1$ の重心を中心とし，重心から各頂点への距離が最も大きい値を半径とした境界球を考え，その球と充填球との接触判定を行う．この処理過程を region 化と定義する．region 化された二つの領域間では layer 構造を分離し，再結合はしないものとした．**図 2-7** には充填球の領域分けの様子を示す．

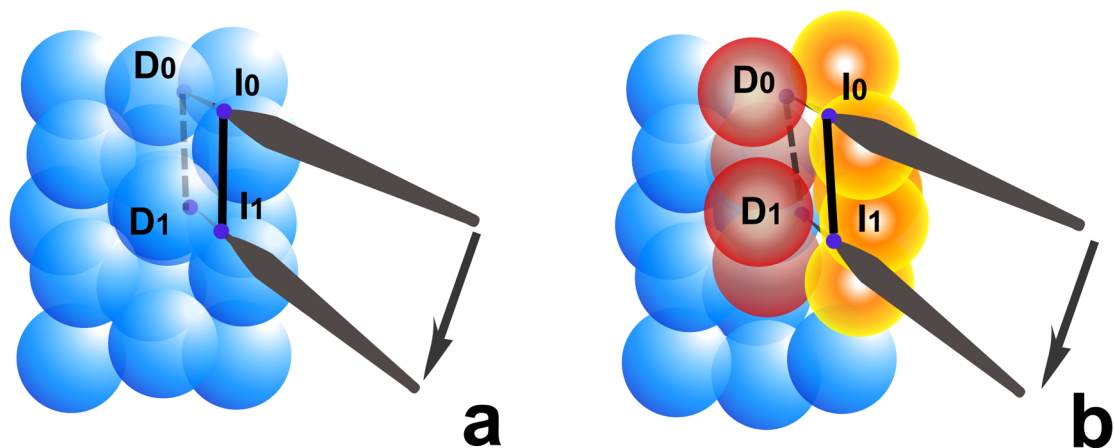


図 2-7 切開面による充填球の領域分けの様子． a のように切開が進んだ場合，充填球は b に示す 赤色球，黄色球のように切開面を境に領域が分かれる．

region化後，切開面に直接接触している各球を第1層目の球とし，B節で述べた充填球の移動方法にしたがって球群を移動させる．このとき，移動する方向は，切開面の法線ベクトル方向，法線逆ベクトル方向とした．

モデル表面を覆うサーフェスポリゴンは，メスが通過したポリゴンのみもとの形状を失うため，ポリゴンの貼り直し作業が必要となる．図2-8に処理過程を示す．まず，点 I_0 と点 I_1 との中点が中心となり，線分 I_0I_1 が二等分になる大きさの半径をもつ境界球を生成する．同時にregion化処理の際に用いた切開面の境界球を考え，境界球同士の干渉判定を行う．干渉が生じた場合には，そのポリゴンを臓器形状を構成するポリゴンから削除する．図2-8a1において，斜線部のポリゴンが削除されるポリゴンを示している．次に図2-8a2に示すように，切開面表面点を切開面の開く方向（切開面法線ベクトル方向，法線逆ベクトル方向）に微少量だけ移動させる．このとき移動した二点が確実にポリゴン表面上の点となるように以下の処理を行った．

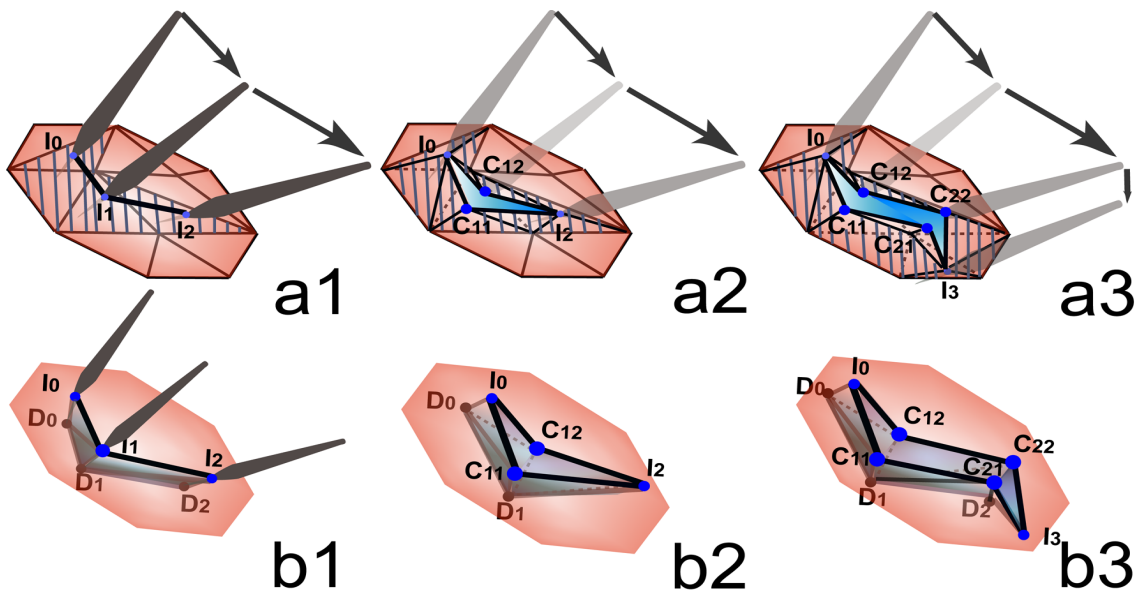


図2-8 切開処理時のポリゴン貼り直し作業の様子．a1からa3，b1からb3へと時系列に変形状況を示している．

移動した点をそれぞれ P_{a0} , P_{b0} とすると,

$$\begin{aligned} P_{aI} &= k * |D_I P_{aI}| \quad (k>1) \\ P_{bI} &= k * |D_I P_{bI}| \quad (k>1) \end{aligned} \quad (2-5)$$

となる点 P_{aI} , P_{bI} をそれぞれ考え, 直線 $|P_{aI} D_I|$, 直線 $|P_{bI} D_I|$ とポリゴンとの直線を内分する交点をそれぞれ算出し, 切開面上の点 (点 C_{11} , C_{12}) とした. さらに region 化処理によるそれぞれの領域内の球群と対応付けを行い, 式 (2-2) にしたがってそれぞれの点を移動させる. したがって, 点 C_{11} , C_{12} の間の空間で表されている切開面の広がり, 充填球の移動する大きさと方向によって決定される. 本研究では, 動物摘出臓器を用いた基礎実験結果を参考にしてその大きさを決定した. 基礎実験では, 摘出後約 2 時間程度のウシの肝臓を用い, 臓器中央部を真っ直ぐに長さ約 80 mm, 深さ 5 mm で切開を行った際の切開面の形状を測定した. その結果, 切開面の広がり, 平均 6.5 mm (最小部で平均 5.0 mm), 最大平均 8 mm と確認し, 現在のメスの位置と切開開始位置との距離に応じてこれらの値を適応させた. その後, 切開面の法線方向にある頂点と, その方向に移動した切開面表面点からなるポリゴンを新しく生成する. 法線逆方向に関して同様の処理を行う. 図 2-8a2 における斜線部のポリゴンが新しく生成するポリゴンを示している. 新しく生成するポリゴンは, 以下の法則によって生成することとした.

切開面表面点 I_n ($n>0$) が存在するポリゴンの各頂点を V_{n0} , V_{n1} , V_{n2} とし, 平面 $I_n D_n I_{n-1}$ の法線方向にある頂点を算出する. 算出した頂点と切開面表面点 I_{n-1} と切開面表面点 I_n を結んだ新しいポリゴンを生成する. このとき, 最大二つの頂点が算出されるが, 点 V_{n0} と点 V_{n1} が算出された場合には, 点 V_{n1} を選択し, 平面 $I_n V_{n1} I_{n-1}$ を生成させる. 切開面表面点 I_{n-1} , 切開面表面点 I_n が属さず, かつ直線 $I_{n-1} I_n$ が通過したポリゴンに対して, 平面 $I_n D_n I_{n-1}$ の法線方向にポリゴン頂点が二

つある場合には，切開面表面点 I_{n-1} とその二点を結んだポリゴン
を生成させる．さらに， $n > 2$ において，切開面表面点 I_{n-1} が属する
ポリゴンに着目し，平面 $I_{n-1}D_{n-1}I_{n-2}$ の法線方向にあるポリゴン頂点
を算出し，同時に平面 $I_nD_nI_{n-1}$ の法線方向にあるポリゴン頂点を算
出する．それぞれの判定における算出点が，1点 (V_n) と2点 ($V_n,$
 V_m)，2点 (V_n, V_m) と2点 (V_n, V_m) である場合には，平面 $I_{n-1}V_nV_m$ を新し
く生成させることとした．

また，図 2-8b1，b2 には切開深さ方向のポリゴンの形成の様子を示
しており，メス先端座標と切開表面点からなるポリゴンから構成
した．

図 2-6 のフローチャートに示したように，このような処理をメス
と臓器との干渉がなくなるまで，つまりモデル内部からメス先端
が離れるまで隣接する切開面表面点間で行う．図 2-8a3，b3 には切
開表面点 I_3 まで切開面が生成されたときの新しいポリゴンを生
成している様子を示している．また本研究では，患者ごとの解剖
学的特徴を表現するために，軟組織モデルにはテクスチャマッピ
ングを行っており，ポリゴンの貼り直し作業と同様に，テクスチャ
の貼り直し作業も行った．

複数回の切開を行う場合，最新の切開面を参照して region 化を決定す
るため，region 化による領域数が切開回数によらず不変として扱え，
これらの手順を切開ごとに繰り返し行うことによって，複数回の
切開変形が可能となる．

D. 切離変形アルゴリズム

切離変形処理のフローチャートを図 2-9 に示す．図 2-9 に示すよ
うに，切開処理を繰り返し，メス先端が臓器外にあり，かつメス
と臓器との干渉が生じている場合に切離処理が行われる．

各切開処理の region 化による球の切り分けは，切開面の構成に関
与する球群であるため，その他の球群に対して切離面を境界面と

した充填球の分離処理が必要となる。まず，メスと臓器との干渉点と切開面深点からなる切離面を生成する。ただし切開面深点は，切開処理の切開面表面点算出のときのように，干渉点と切開面深点からなる平面の法線方向と法線逆方向それぞれに微少量だけ移

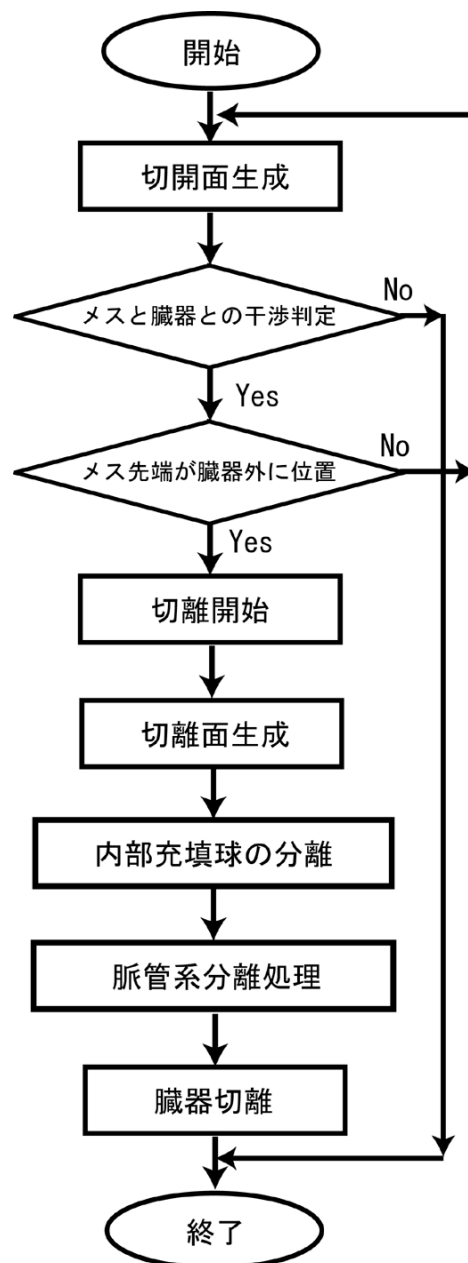


図 2-9 切離変形処理のフローチャート。

動させることとした．次に図 2-10 に示すように，切離面を構成するポリゴンの境界球，ならびにそれぞれの切開処理の深さポリゴンの境界球を算出する．ただし境界球は，切開処理のときと同様に，ポリゴン $R_{n-1}D_{n-1}R_n$ の重心 G_n を中心とし，重心 G_n と各頂点との距離の最大値を半径とした球である．この処理により，切離する境界面全体に境界球が配置されることとなる．境界球配置後，region化されていない各球において近傍となる境界球を二つ算出し，その境界球を構成している切離面ポリゴン，あるいは切開面ポリゴンを算出する．それらのポリゴンの平面と充填球の位置関係を判定し，二つのポリゴンにおいて同じ方向に属する充填球を領域 1，それ以外の場合には領域 2 に属するようにする．図 2-10 において，領域 1 が切除する領域となり赤色球で示している．切離後の残存する臓器体積量，あるいは切除体積量は，青色球，赤色球それぞれの充填球の数を計算することにより算出した．

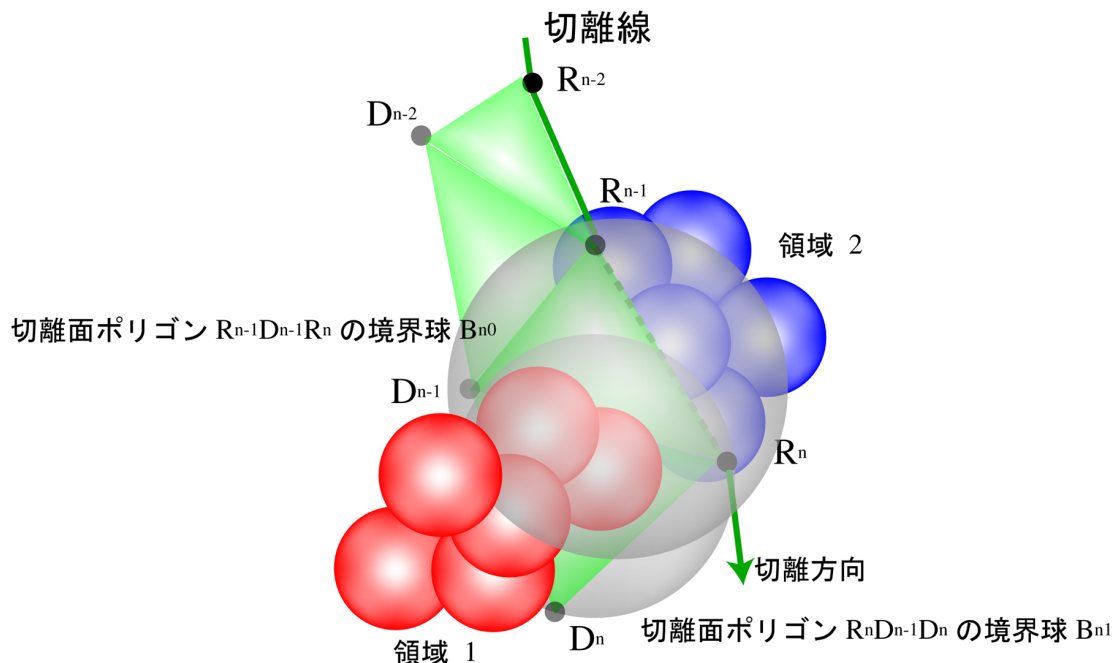


図 2-10 任意の切離面による充填球の分離処理概念図．

切離面による血管分離処理は，切離面，切開面それぞれの境界球内に存在する血管情報に対してのみ分離処理を行う．血管構造がポリゴンで構成されている場合，分離処理の対象となるポリゴンと切離面との干渉判定を行い，干渉が生じたポリゴンを削除することとした．

切離した臓器切片は，術者の指との干渉判定を行い，B項で述べた変形処理方法により，軟らかい組織として扱えるようにした．また，臓器切片を術者が手で掴む際には，手の座標と臓器の座標を同一の座標系で扱う必要があり，臓器モデルに変換行列を乗算させる．**図 2-11**には，座標系の位置関係を示す．図中， $\Sigma_w, \Sigma_L, \Sigma_p$ はそれぞれワールド座標系，臓器のローカル座標系，術者手首ローカル座標系を示し， Σ_0 から Σ_4 は各指のローカル座標系を示している．また Σ_L, Σ_p は，臓器把持時のそれぞれのローカル座標系を示している．座

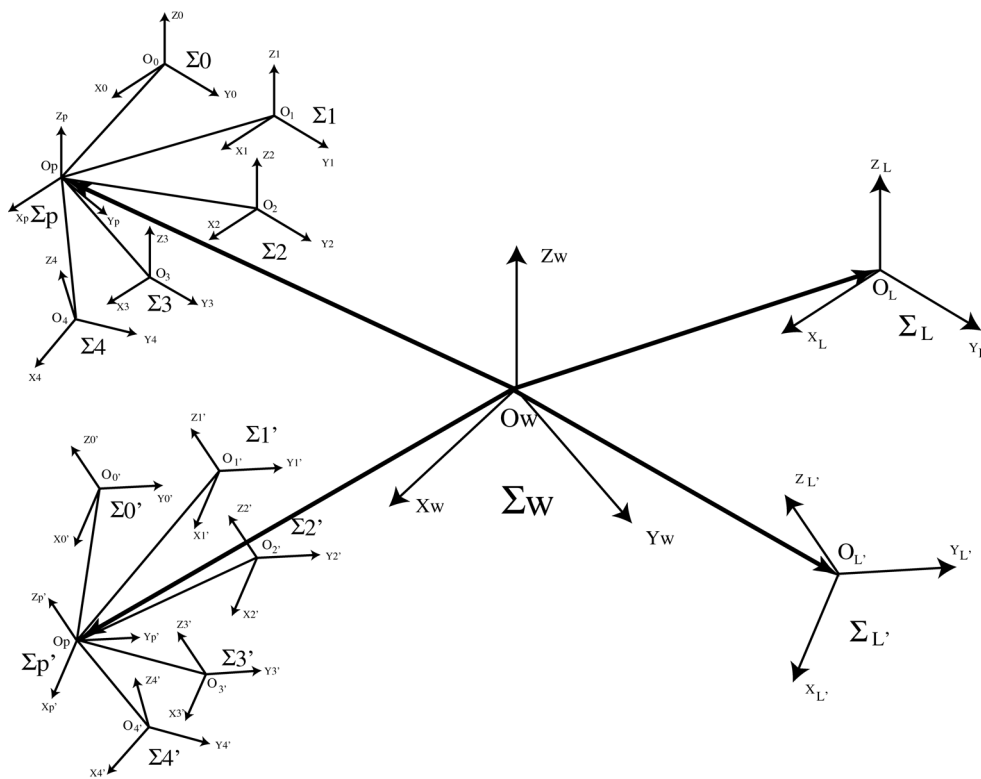


図 2-11 座標系の位置関係．

標系 Σ_p を座標系 Σ_w に変換する行列を T_p , 把持する直前の術者手首の位置と姿勢を表す行列を M_o , 把持しているときの術者手首の位置と姿勢を表す行列を M_c , さらに把持する直前の臓器の位置と姿勢を L_{orient} とすると, 把持しているときの臓器の位置と姿勢 L'_{orient} は, 式 (2-6) により算出する.

$$L'_{orient} = M * L_{orient} \quad (2-6)$$

ただし, $M = M_o^{-1} * M_c$ である.

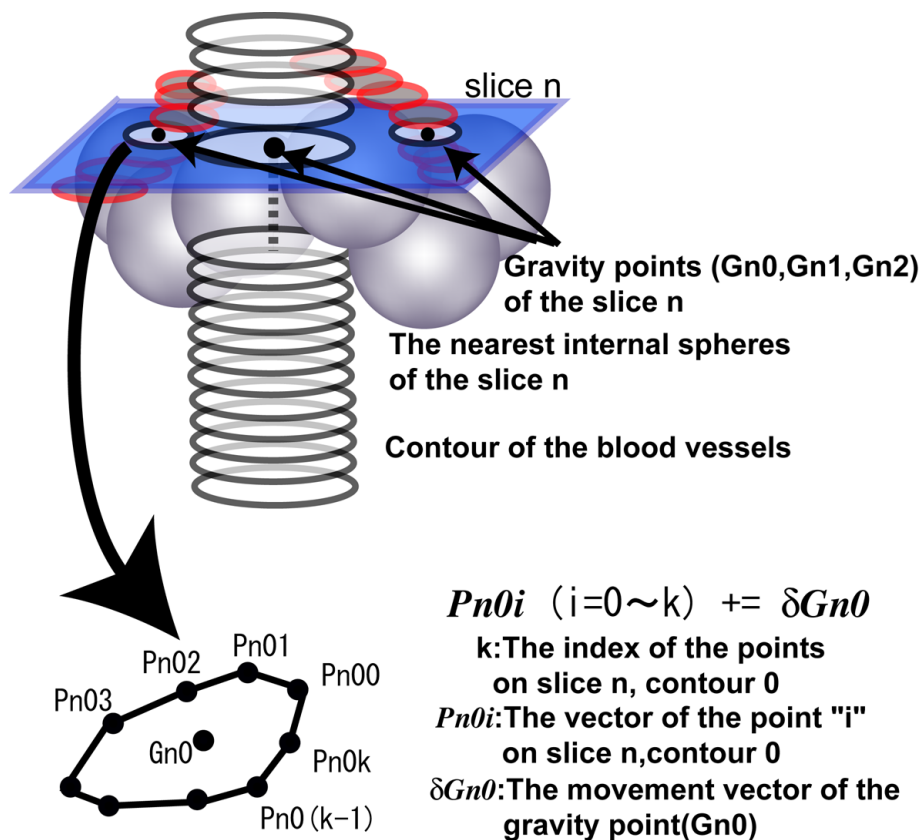



図 2-12 血管データの変形アルゴリズム概念図.

E. 臓器内部形状変形アルゴリズム

臓器内部構造の変形処理は，臓器表面形状の変形処理と同様に，充填球の挙動によって表現する．本研究では，血管構造ならびに腫瘍に着目して変形処理を行った．

血管データは血管造影された MRI データセットから取得し，臓器形状とは別に領域抽出を行う．内部構造が三角ポリゴンパッチから構成される場合，その変形処理は臓器表面ポリゴンと同様に各ポリゴン頂点と充填球とのリンク構造をもとに式 (2-2) にしたがって頂点を移動させ，構造全体の変形処理を行うこととした．

一方，内部構造がスライスごとの輪郭データから構成されている場合には，以下の手法をとることとした．まず，MRI 画像のスライスごとから得られる輪郭上の点群から，その輪郭の重心点を算出する．あるスライスに複数の輪郭領域が存在した場合には，それぞれの輪郭において重心点を算出する．次にポリゴン頂点と充填球とのリンク構造と同様に，重心点に近傍する充填球を算出する．外力が臓器表面に付加されたとき，充填球の挙動に応じて式 (2-2) にしたがって重心点を移動させる．同時に，重心点の移動に伴いその輪郭上の点群を移動させる．これらの処理をすべての輪郭に対して行い，輪郭データからなる血管構造の変形処理を表現した．近傍の充填球数はサーフェースポリゴンと充填球との関係と同じとした．この処理の概念図を  2-12 に示す．

2.2.3 Haptic device との融合処理

モデル変形に伴う反力応答は，球が移動した際に元の位置に戻ろうとする力により計算することとする．実際に haptic device により術者の各指先に与えられる反力は，線形応答 $F=k*|x|$ とし， x を変形処理により移動している球の変形時の位置からもとの配置まで

の大きさの平均値とした。式 (2-7) には、反力応答計算式を示す。

$$F = k * |\sum_0^m S_n S_n'| / m \quad (2-7)$$

ただし、 k は弾性係数、 S_n はインデックス n の球の変形時の位置ベクトル、 S_n' はインデックス n の球の初期位置ベクトル、 m は外力により移動処理が施行された充填球の数をそれぞれ示している。

また、図 2-11 に示したように臓器モデルと haptic device との座標を同一の座標系で扱う必要がある。そこで、商用の haptic device を用いたシミュレーションシステムの場合にも対応可能にするために、シミュレーションを開始する前に、自動的に臓器モデルを haptic device の座標系に変換する処理を取り入れた。

開腹手術シミュレーションに用いる haptic device として、開腹手術時の術者両手の作業空間内に十分な動作範囲をもつ CyberForce (Immersion Corp.) を 2 台使用することとした。図 2-13a には CyberForce の外観図を示し、図 2-13b にはシミュレーションを行っている時の両

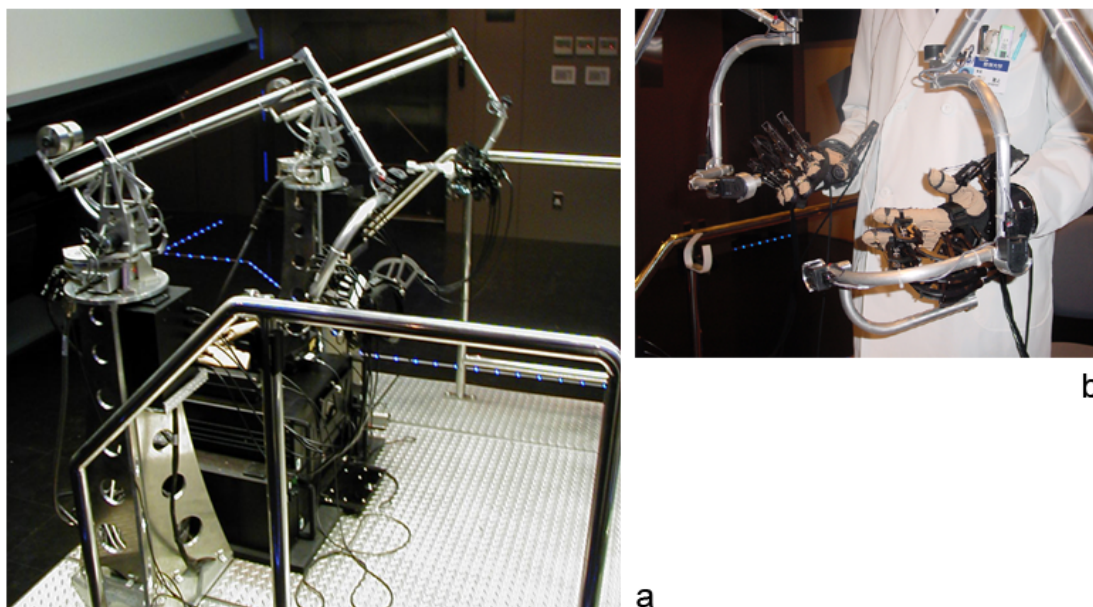


図 2-13 CyberForce の外観図 (a) とシミュレーション時の術者の両手の様子 (b)。

手の様子を示している。図のように，両手それぞれの5本の指で自由に操作することが可能であり，あらゆる手術手技の動作を網羅することが可能である。CyberForceはローカルエリアネットワーク(Local Area Network, LAN)により映像出力用グラフィックワークステーション(Graphic WorkStation, GWS)に接続されており，滑らかな反力応答を実現するためにGWS側における高速なデータ処理機能が必要となる。そのため，GWS側ではhaptic deviceとの通信用プロセスと臓器変形に関わる計算，描画処理用プロセスに分離し，所有するCPUを有効に活用したマルチスレッド処理を行うこととした。さらに，GWSにおけるプロセス間通信には，プロセス間通信IPC機能におけるもっとも高速な手法であるMessage Queueを利用した。

2.3 In-vivo 下反力応答計測

実際の手術時の臓器に対する触覚応答を得ながら作業を進めることを可能にするために，臓器圧縮変形時の圧縮点表面変位量と圧力との関係を計測し，反力応答データベースを臓器モデルに適用するためのin-vivo実験を行った。図2-14に実験構成図ならびに実

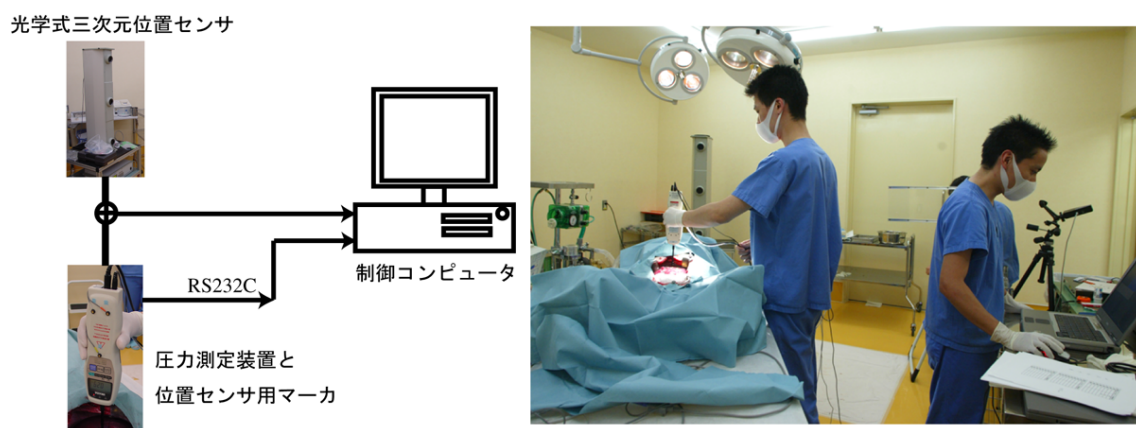


図2-14 肝表面変位量と圧力との関係を得るためのin-vivo 実験構成図(左)と実験風景(右)。

験風景を示す．計測には，より正確な表面変位量を取得するために，光学式位置センサ Optotrak[®] (Northern Digital Inc.) を用い，圧力測定プローブ位置の変位を計測した．測定対象は，体重 39.31 ± 6.58 kg，生後約 4 ヶ月のブタ 5 頭とし，対象臓器は全身麻酔下で開腹した状態での正常血圧を維持した肝臓とした．

圧力測定装置には，指先の太さを想定した直径 10 mm の円形状のプローブ先端形状をもつ圧力測定装置を用いた．圧力測定装置先端部は物体と接触した場合でも固定しているという特徴を生かし，装置先端部の位置検出により，その移動量を肝表面の変位量とした．まず位置センサ用マーカ 3 個を装置に取り付け，計測前に圧力測定装置先端部の位置検出のためのキャリブレーションを行い，マーカと装置先端部の相対的な位置関係を常に測定することとした．測定時間は 10 秒とし，時間内に臓器圧縮，圧縮解放動作を一回行い，10 秒間のマーカの位置と圧力を自動的に制御コンピュータに取り組むこととした．このとき，コンピュータ内では並列処理で各データを取り込み，位置センサから取得する位置データと圧力測定装置から取得する圧力データの同期を行った．

測定位置は，個体によらずその位置が常に同じになるようにするために，臓器の形状に応じ解剖学的に決定した点を中心に行っ

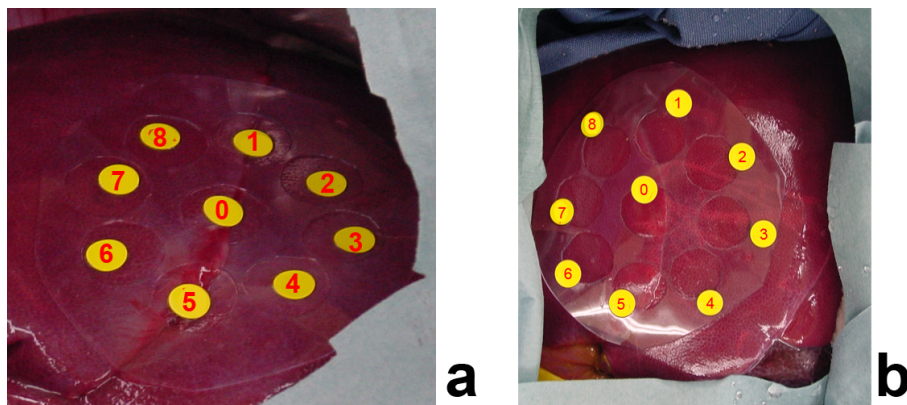


図 2-15 開腹した状態のブタ肝臓における圧縮点の位置．a, b それぞれの個体において解剖学的に決定した点に圧縮ボードが配置されている．

た．具体的には，図 2-15 に示すように，臓器右葉，左葉の境目に圧縮点 0,1,5 が配置され，圧縮点 6 の位置に胆嚢が位置するように透明な圧縮ボードを肝表面にのせて行った．圧縮ボードは開腹した状態で位置センサから計測可能な範囲となる半径 20 mm の円形状のプラスチックシートとした．計測する圧縮点は，図 2-15 に示した圧縮点 2,3,4,7,8 の 5 点とした．計測回数はそれぞれの圧縮点において 5 回ずつとし，ブタ個体データならびに圧縮点と肝表面の変位量と圧力との関係をデータベース化した．図 2-15a, b はそれぞれ別の個体を示しており，それぞれにおいて解剖学的に決定した点に圧縮ボードが配置されていることが確認できる．また，実際の手術で術者が臓器圧縮，触診時に得る手の感覚をシミュレーションシステムに反映させるために，すべての個体における圧力測定装置の操作を手動で行った．このような手動計測の場合，操作者の手ぶれの影響や一定方向の等速度運動下での計測が行うことができないため，肝臓の実質的な解剖学的特性を得ることは難しい．



図 2-16 自動計測装置を用いて実験を行っている様子．

そこで，生体における肝臓の解剖学的特性を取得するために，圧縮測定装置を一定方向，等速度運動下で操作可能な計測装置を構築した．図 2-16 に本装置による実験の様子を示す．図に示す電動式の計測スタンドは指定した速度で上下運動を繰り返し行うことが可能であり，この精度能力を妨げることなく，かつ圧力測定装置の重さを支えることができる強度のあるアクリル板を用いて，圧力測定装置が術野に入るようにした．さらに，電動スタンドの動作によりアクリル板が振動し，圧力測定装置先端部にその振動が伝わらないように，アクリル板上下にはステンレス素材の板を装着させた．また，アクリル板を加工し，圧縮点の位置に応じて圧力測定装置を 50 mm 間隔で自由に設置できるようにした．

2.4 軟組織モデル形状，変形ならびに手術操作による評価

2.4.1 軟組織モデル形状評価法

軟組織モデル形状の評価法には，術前 CT や MRI 断層像の特徴点間隔と三次元再構築した特徴点間隔の誤差や臓器体積を指標とした検討されている [49],[50]．そこで本研究では，図 2-17 に示すよ

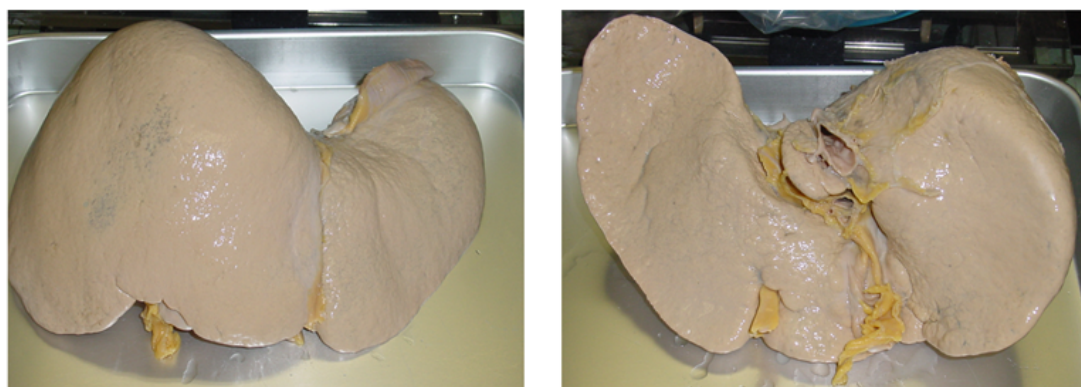
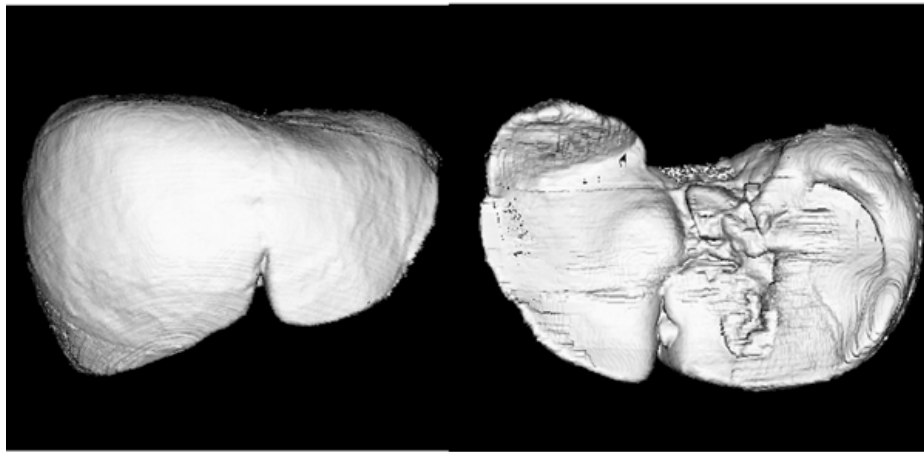


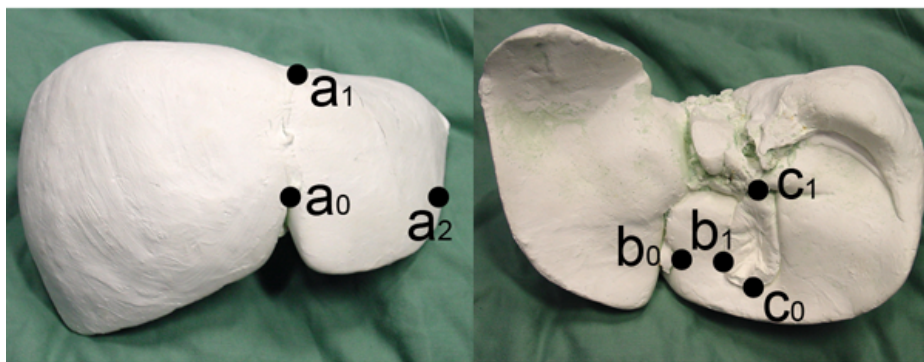
図 2-17 モデル形状評価に使用する摘出肝（ホルマリン保存）の様子．



a



b



c

図 2-18 a. 摘出肝からホルマリン固定した肝臓ファントム . b. 三次元再構築した肝臓ファントム . c. 測定する解剖学的特徴点群の様子 . (a0-a1, a0-a2, b0-b1, c0-c1 間の直線距離を測定) .

うな摘出肝から図 2-18a に示すような石膏を用いてホルマリン固定した肝臓ファントムを作製し，指定した特徴点距離を測定し，図 2-18b に示すような CT 撮像した肝臓ファントムを三次元再構築した臓器モデルの特徴点距離を比較することで，モデル形状の評価を行うこととした．解剖学的特徴を考慮した測定位置は，肝右葉と左葉を分ける鎌状間膜（図 2-18c 内点 a0-a1 間），鎌状間膜から左葉部分の大きさ（図 2-18c 内点 a0-a2 間），鎌状間膜から胆嚢までの距離（図 2-18c 内点 b0-b1 間），胆嚢形状の距離（図 2-18c 内点 c0-c1 間）とした．またこれらの測定は，放射科医 2 名，消化器外科医 2 名計 4 名によって行った．

さらに，摘出肝の体積と，三次元再構築した肝臓モデルの体積をそれぞれ計測し，体積による評価を行った．摘出肝の体積は，水（比重 1.0）の入ったアクリルケースに肝臓を沈め，水量の増分により算出した．その様子を図 2-19 に示す．アクリルケースの大きさは幅 30.0 cm，高さ 30.0 cm，奥行き 30.0 cm であり，高さ 14.5 cm まで水で満たした状態で肝臓を沈めた．三次元再構築した肝臓モデルは，ボリュームレンダリング法により肝臓モデルを構築し，1 ボクセルが 1.0 mm x 1.0mm x 1.0 mm と換算したときのボクセル数を演算することで体積を算出した．

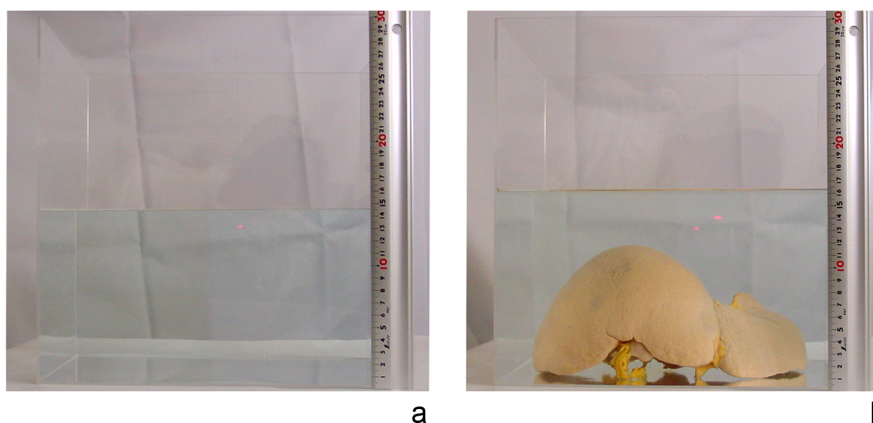


図 2-19 肝臓体積の測定の様子． a には摘出肝を沈める前のアクリルボックスの状態を示し， b には摘出肝を沈めた状態を示している．

2.4.2 体積誤差指標によるモデル変形評価法

構築した臓器モデルの変形状態の定量評価法として、半径 6.0 mm (充填球数 1212 個)、半径 8.0 mm (充填球数 523 個)それぞれの充填球を用いたときの表面変位量と体積誤差率との関係を算出し、評価を行うこととした。モデル変形時の体積算出法は、以下の手順により行う。

まず、モデル内部に位置する点(原点)を設け、頂点を原点、底面を臓器表面を構成する三角ポリゴンとした三角柱の集合体を考える。次に、原点から各三角ポリゴンの重心へのベクトル l_{og} と三角ポリゴンの法線ベクトル N の内積を算出し、内積値が正となる三角柱を加算し、負となる三角柱を減算していき、モデル体積を算出することとする。このように三角柱の集合体として算出した臓器モデルの体積を V_t とする。

一方、充填球が占める臓器モデルの体積 V_s とすると、

$$V_s = n * \text{PI} * \text{radius}^3 * 4.0 / 3.0 \quad (2-8)$$

となる。このとき、円周率を PI 、充填球の半径を radius 、充填球数を n とした。充填球は変形処理によって個数、形状が変化しないため、 $V_s - V_t$ の値が充填球間の空間の体積量を示し、この値をモデル体積の基準値とした。

臓器モデルの変形状態を評価するための体積誤差率 δV は、モデル変形時の三角柱の集合体として算出する体積を V_t' とすると

$$\delta V = (V_t' - V_s) / (V_t - V_s) * 100.0 [\%] \quad (2-9)$$

とした。

2.4.3 生体変形とモデル変形の比較による評価法

ヒトの腹部を圧迫した状態で MRI 撮像をし，実際の臓器の変形状態と構築した臓器モデルの変形状態を比較し，評価を行った。

撮像領域は，肝臓全体を含む腹部領域，被験者は 20 代男性健常者 4 名(平均 22.8 歳)とし，被験者の腹部を半径 65 mm の球体で圧迫することとした。撮像には二段階の外力を加えた状態と外力を加えない状態でそれぞれ行う。図 2-20 に MRI 撮像風景の様子を示す。被験者の腹部に外力を加えた状態を示している。このようにして撮像した断層像を図 2-21 に示す。図 a が外力を加えていない状態を示し，b, c と外力を強めたときの状態を示しており，それぞれ同じスライスの画像を示している。実際の生体臓器と三次元再構築した臓器モデルとの変形量計測位置の整合性をとるために，解剖学的特徴点(肝内血管)5 点を外科医が指定し，それらの点の移動量誤差を算出することとした。図 2-22 に MRI 画像上に外科医が



図 2-20 MRI 撮像風景．被験者の腹部に外力球が設置し，被験者が動かないように腹部を固定した状態で撮像している。

マーキングした MRI 断層像を示す．このとき，肝内血管のサーフェースレンダリング法による三次元再構築精度と生体形状との誤差を軽減するために，ボリュームレンダリング法による肝臓領域，ならびに腹部領域の三次元再構築を行うこととした．

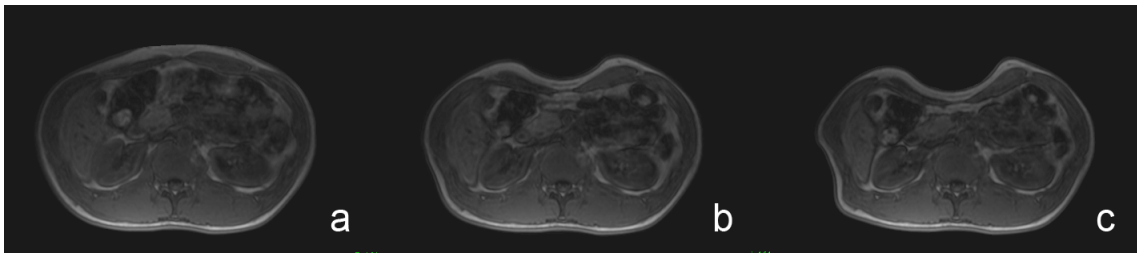


図 2-21 同一スライスの MRI 断層像による腹部領域の圧迫変形の様子． a から c の順に外力の変化による圧迫の様子を示す．

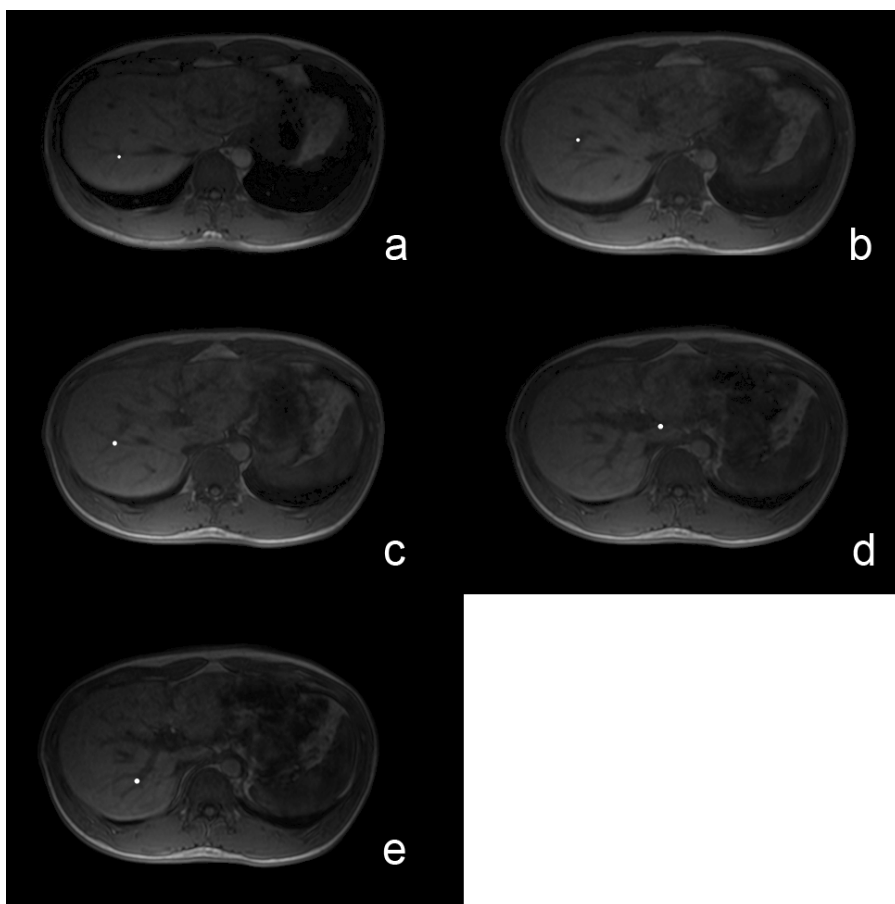


図 2-22 移動追跡を行う肝内血管 5 点の位置．それぞれ血管構造が分離する特徴点を選択した．

MRI撮像では，呼吸などのアーチファクトが軽減可能であり，約20秒で肝臓全体の撮像が可能である Gradient Echo (GE)法を採用し，縦緩和時間 (T1)強調画像とした．撮像スライス間隔は5mm，スライス数は60枚とし，さらに腹部圧迫に用いる球体は，ボリュームデータから球の領域を抽出するために，球体内部にゼラチンで固めた水で満たし高輝度な領域とした．

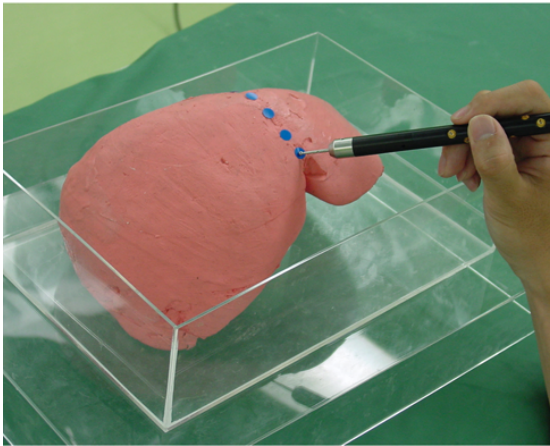
2.4.4 手術操作評価法

手術シミュレーションシステムでは手術操作の定量的かつ客観的な評価方法が求められおり，最も用いられる指標は，使用者に一定のタスクを行わせ，その遂行時間や成功率を評価するものである．haptic deviceを用いた使用者の操作トレーニングとして，指定した経路，および経路上の点を正確に通過することができるかどうかのトレーニング環境の研究が行われており[49][50]，内視鏡外科手術やロボット手術などにも適用されている[51]．そこであらかじめ指定した経路（切離線）にそって正確にメスを通わせることが行えるかどうかを検討し，本システムの手術操作評価を行うこととした．

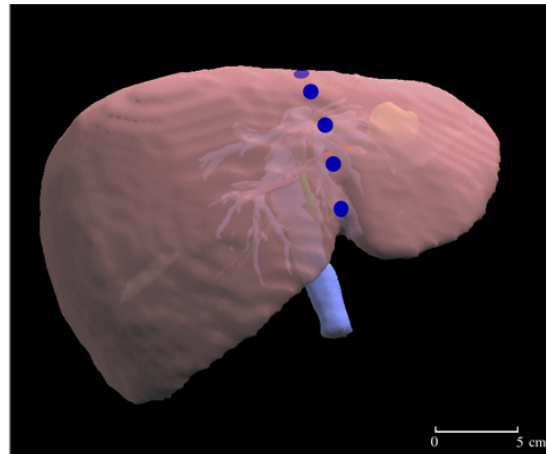
a. 実際の手術操作とシミュレーションによる手術操作との比較
術中における術者操作とシミュレーションシステムにおける術者操作に関する評価として，肝臓表面上の任意の計測点 (Task点) をプロットしたときの理論値と計測値のばらつきを，実際の術場における操作とシミュレーションシステム操作で比較を行った．術場計測には，倫理的に，摘出肝から作製した肝臓ファントムを用いて行い，シミュレーションではファントムを三次元再構築した臓器モデルを用いた．肝臓ファントムと臓器モデルは，Data Fusion



a



b



c

図 2-23 実際の手術操作とシミュレーションによる手術操作との比較で用いる指標．a には手術室における測定の様子，b には肝臓ファントム上のマーカ，c には三次元再構築した肝臓ファントムとマーカの様子をそれぞれ示す．

システムを用いて位置合わせを行い[62]，それぞれの臓器表面上の計測点のキャリブレーションを行った．図 2-23a には実際の手術室における測定の様子を，b には肝臓ファントムと計測点群，c には臓器モデルと計測点群をそれぞれ示す．手術室での測定では，肝臓ファントムが動かないようにするためにアクリルケース（30 cm x 20 cm x 8 cm）の中に入れて行った．計測点は腫瘍切離線（肝左葉切除線）上に位置する 5 点，各点 5 回とし，消化器外科医 5 名により行った．術場操作，シミュレーション操作における理論値と測定値の距離の誤差を算出し，それぞれ被験者間，計測点間，およびそれらの組み合わせによるデータのばらつきを，二元配置分散分析 (Two-way ANOVA) により検定した．

b. シミュレーションシステムにおける切開操作評価

図 2-24 に指定した切離線とシミュレーション値と比較するための切離線上の計測点を示す．図に示す切離線は，肝右葉部に位置

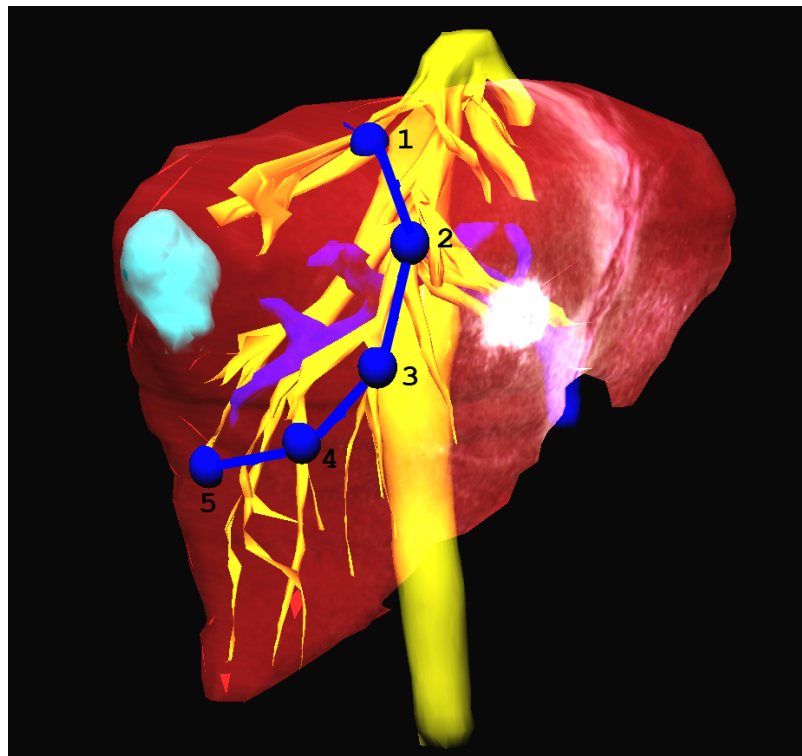


図 2-24 シミュレーションによる手術操作評価のための切離線と測定位置．

する腫瘍を切除するための肝部分切除術を想定した切離線を示している。評価方法として、切離線に沿って切開処理を行い、計測点の理論値とシミュレーションによる算出値の誤差を算出することとした。このとき、計測点の間隔は線形と仮定し、切開面上の任意のサンプリング点と計測点との距離が最近傍となる値を算出し、誤差とした。また、図のように計測点は5点とし、切開施行回数は10回、被験者は臨床経験5年以上の消化器外科医5名とした。計測結果は、計測点間、切開回数間におけるばらつきを二元配置分散分析 (Two-way ANOVA) により統計学的に検定し、解析を行うこととした。

2.5 結果

2.5.1 軟組織モデル構築

図 2-25 には構築した肝臓モデルを示す。図中 a から d の順にテクスチャマッピング表示、ポリゴン表示、ワイヤースケルトン表示、内部充填球表示をそれぞれ示している。テクスチャマッピング表示により、患者臓器の解剖学的特徴を容易に観察することが可能である。

図 2-26 に示す臓器モデルは、それぞれ異なる患者データから再構築した患者肝臓モデルであり、a1, a2 に示す患者モデルでは半径 8 mm の大きさの充填球を用いており、また b1, b2 のモデルでは半径 6 mm の充填球を用いている。それぞれ 523 個、839 個の充填球数を要した。この図における a1, b1 には肝表面の状況を示し、a2, b2 には内部充填球の様子を示している。また、肝表面は半透明表示し、内部血管構造（黄色：肝静脈、青色：門脈）を観察することが可能である。図 2-26a1 では血管構造は輪郭データによる再構築を示し、b1 では血管、腫瘍をポリゴンで再構築した結果を示して

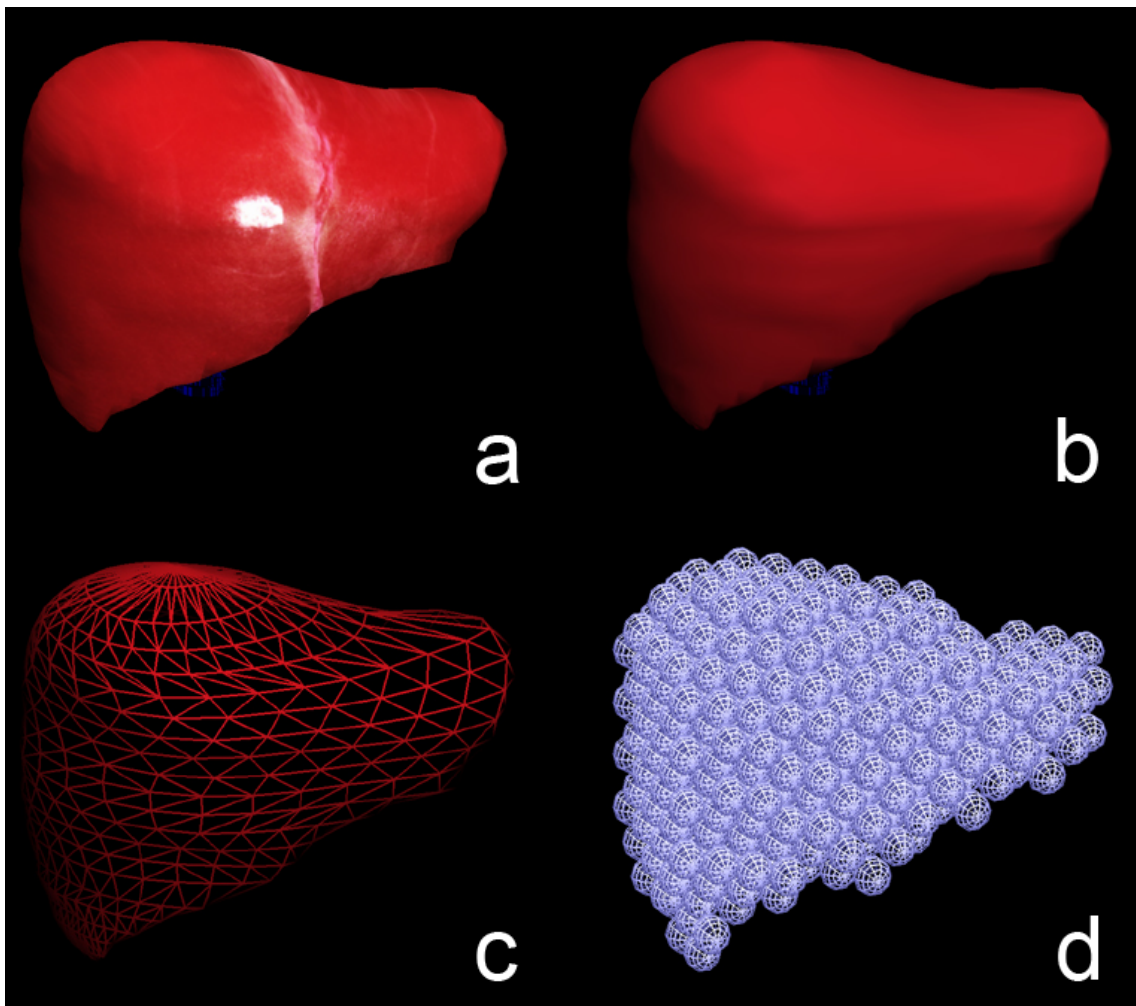


図 2-25 sphere-filled model 構築結果 . a にはテクスチャマッピング表示 , b にはポリゴン表示 , c にはワイヤーフレーム表示 , d には内部充填球の様子をそれぞれ示している .

いる .

図 2-27 には肝臓 , 胆嚢モデルの構築結果を示す . この図では , 内視鏡手術時の視点から臓器を観察しており , 同図 a には表面形状の様子 , b には充填球の様子を示している . また , 黄色球群が胆嚢 , 赤色球群が肝臓を示し , それぞれ半径 2mm, 6 mm の充填球を用い , それぞれ 416 個 , 839 個の充填球を要した .

図 2-28 には腹部全体領域のモデル構築結果を示す . 図 2-23 , 図 2-24 同様に a には表面形状の様子 , b には充填球の様子を示してい

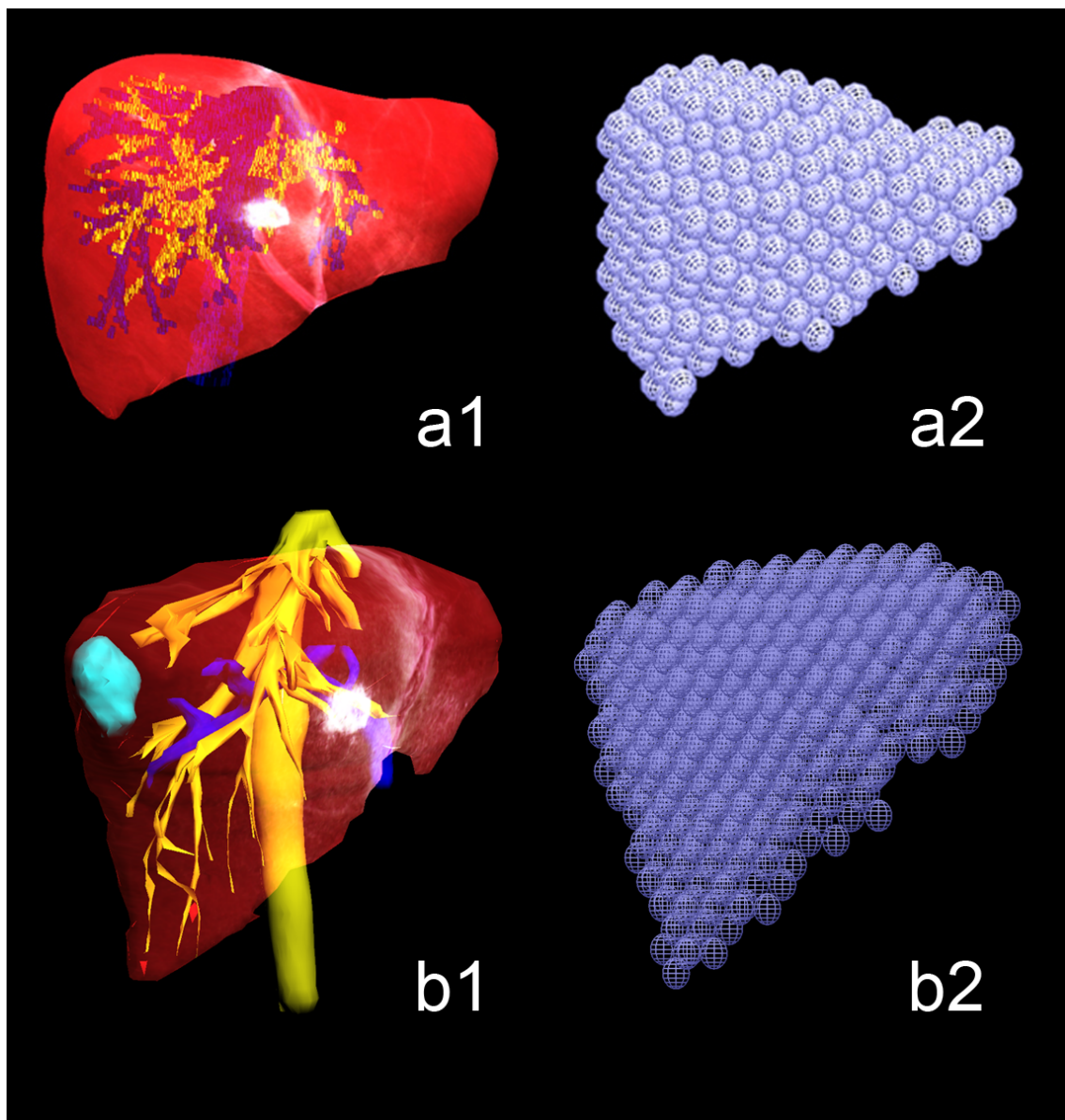


図 2-26 肝臓モデル再構築結果． a には肝表面の状況を，b には内部充填球の様子を示す．肝表面を半透明表示することにより，内部血管構造を観察することが可能である．

る．赤色球群が肝臓を，青色球群が胃を，白色球群がその他の腹部を示している．また，図 2-25 から図 2-28 においてすべてテクスチャマッピング処理を行ったときのモデルの様子を示している．

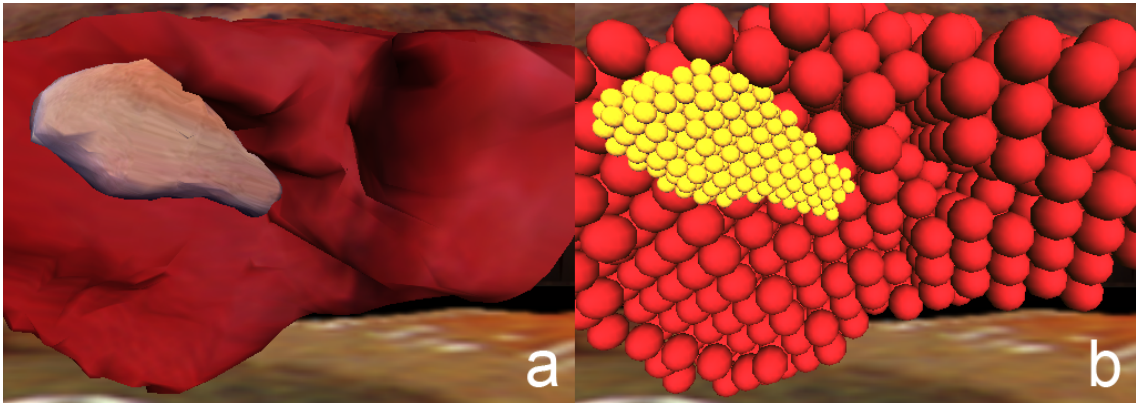


図 2-27 肝臓，胆嚢モデル再構築結果． a には表面形状の様子を示し， b には内部充填球の様子を示し，黄色球群が胆嚢を示し，赤色球群が肝臓を示す．

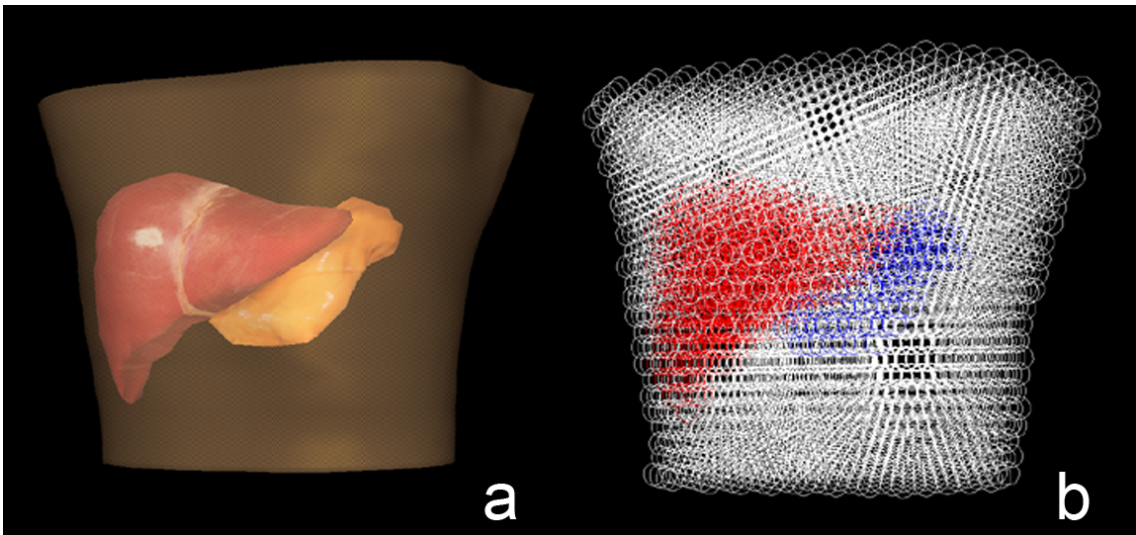


図 2-28 腹部領域のモデル構築結果． a には表面形状の様子， b には内部充填球の様子を示す．赤色球群が肝臓，青色球群が胃，白色球群がその他の腹部領域を示している．

2.5.2 軟組織モデル変形処理

図 2-29 には，臓器一部分を想定したモデルにおける変形処理を示す．図上段 a1 は初期状態， a2 は外力によってモデルが押されたときの変形状態を示している．また，図下段 b1 は初期状態， b2 は外力球と充填球が接触したときの状態を示し， b3 には把持しているときの変形状態を示している．それぞれにおいて外力球は術者の指や鉗子などの手術器具を想定している．

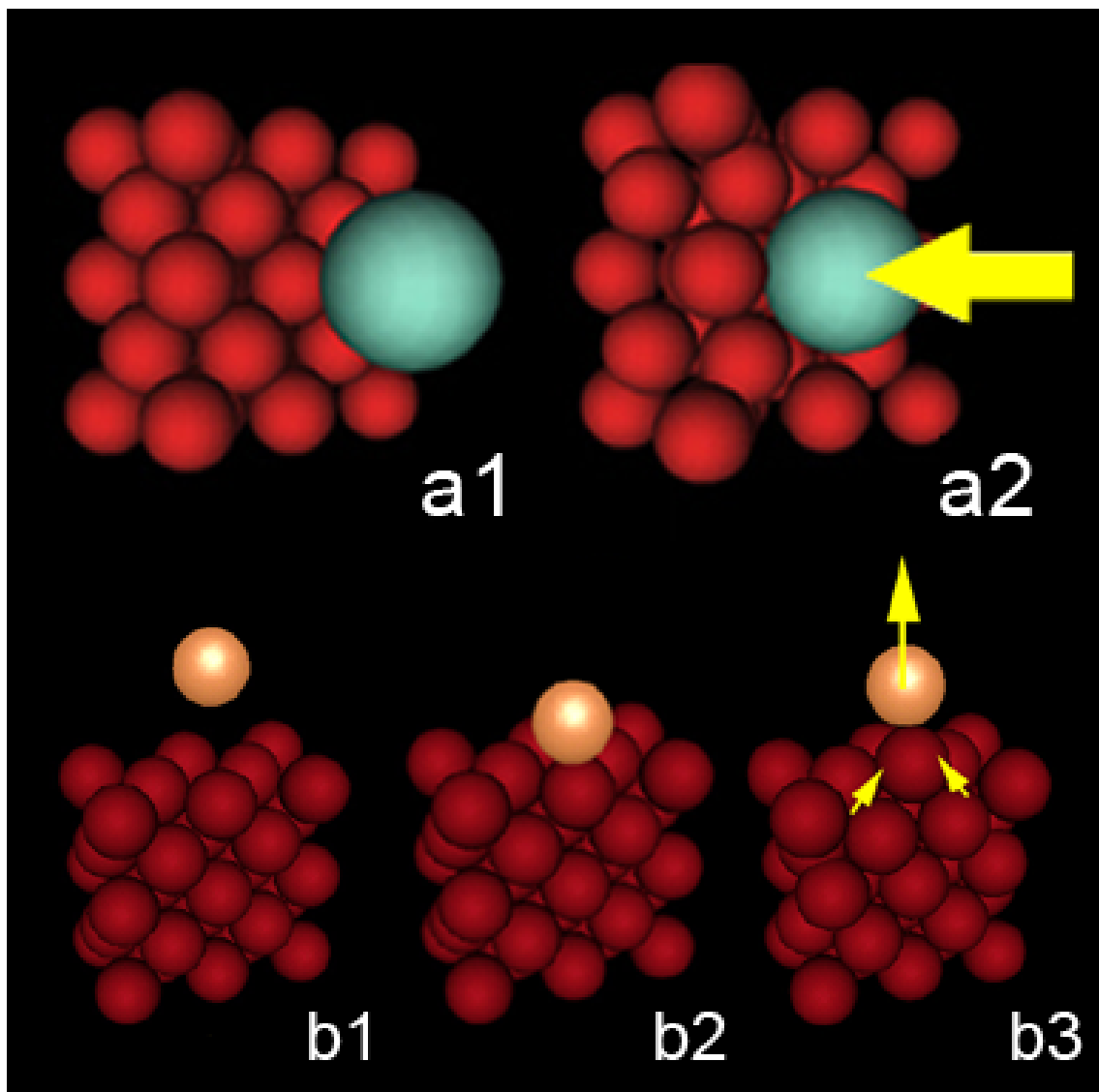


図 2-29 臓器一部分を想定したモデルにおける変形処理 . a1, a2 には圧縮変形 , b1 から b3 には把持変形の様子を示す .

図 2-30 には , 肝臓モデルにおける圧縮変形処理結果を示す . 白色球は術者の指先を想定しており , 白色球周辺に着目することによって臓器表面の変形の様子を観察することが可能である . また図 2-31 には , 肝表面を半透明表示して外力球を付加させたときの臓器表面形状の変形と内部構造の変形の様子を示す . 図では a から d に時系列に変形の様子を示している . 白色球で示した外力球と臓器が接触している周辺に着目することによって , 血管構造の

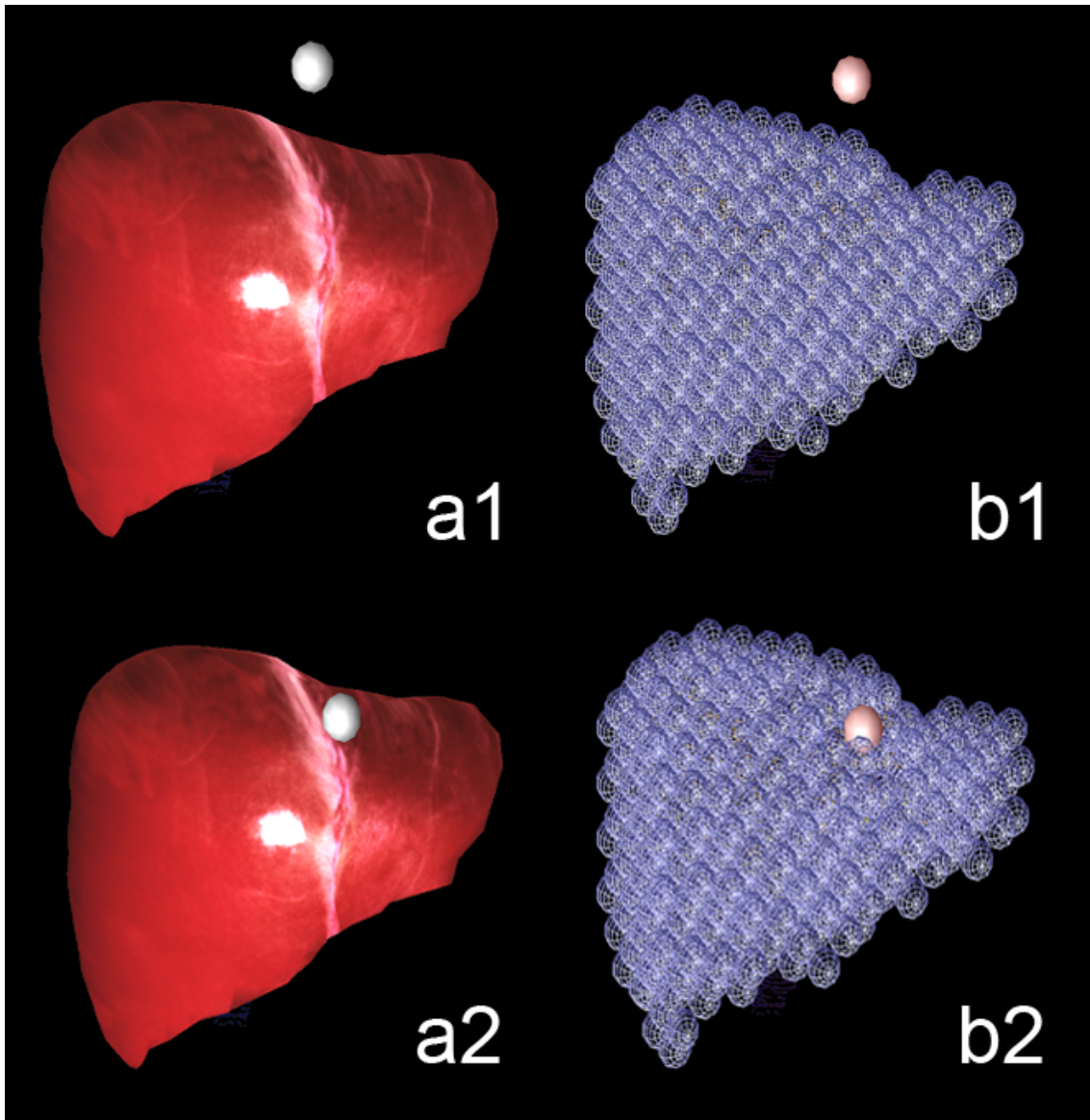


図 2-30 肝臓モデルにおける圧縮変形処理 . a1 , a2 には肝表面の変形の様子を示し , b1 , b2 には内部充填球の様子を示す .

変形の様子を観察することができる .

図 2-32 には , 切開処理時の臓器変形の様子を示す . 図 a には肝表面の変形の様子を , b には内部充填球の状態を示している . 赤色球群と黄色球群が region 化処理により切り分けられた球群であり , 切開面に沿って切り分けられていることがわかる . また , 肝表面同様 , 切開面を構成している深さポリゴンにもテクスチャマッピング

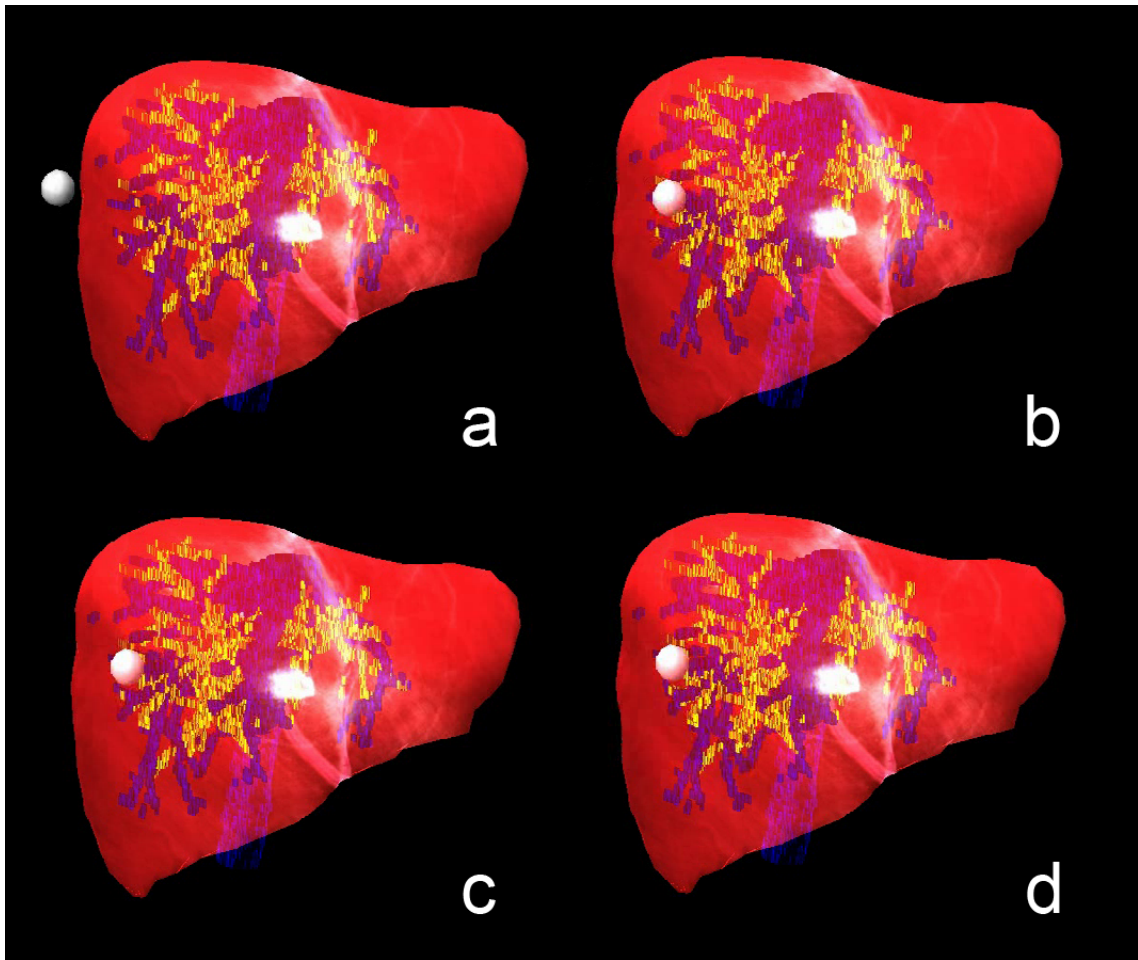


図2-31 肝表面および内部脈管構造の変形の様子．白色球は術者指先を想定し，白色球周辺の脈管構造に着目することにより，その変形状態を観察することができる．

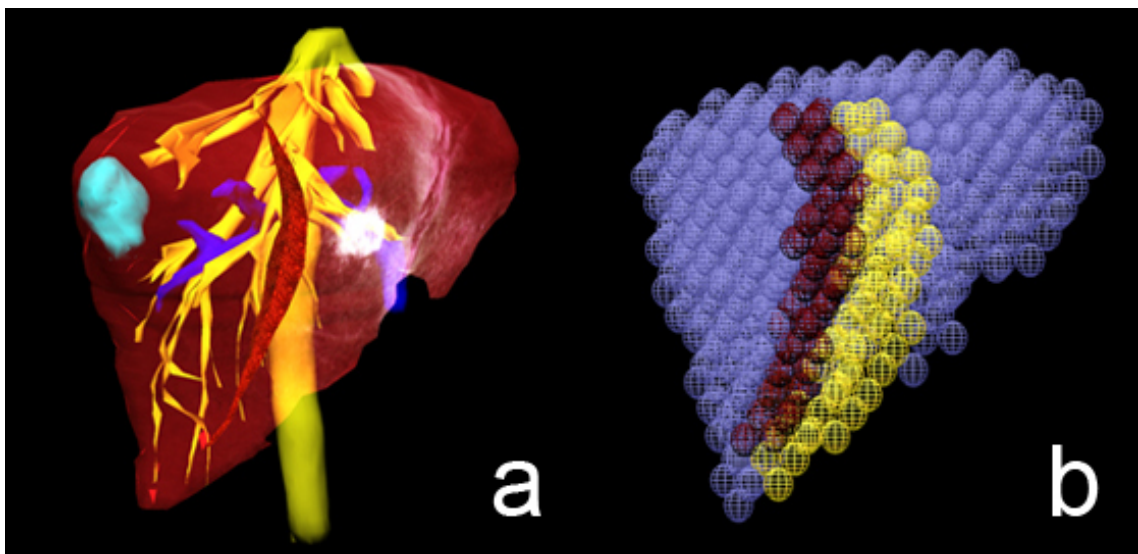


図2-32 切開変形処理結果．a には肝表面の変形の様子を示し，b には充填球の状態を示している．赤色球群と黄色球群が region 化により切り分けられた球群を示している．

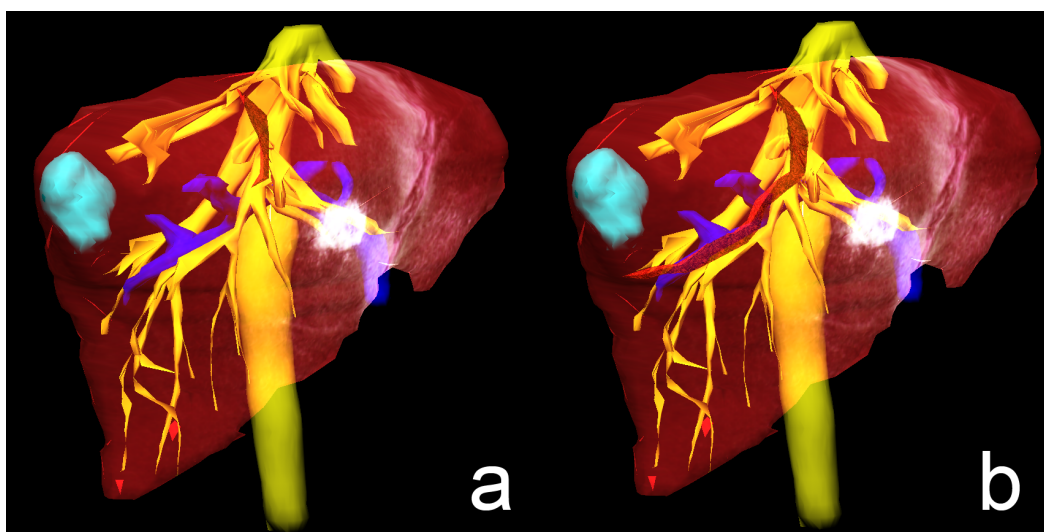


図 2-33 複数回切開変形結果 . b には a に示す切開に続けて切開処理を行ったときの様子を
示す .

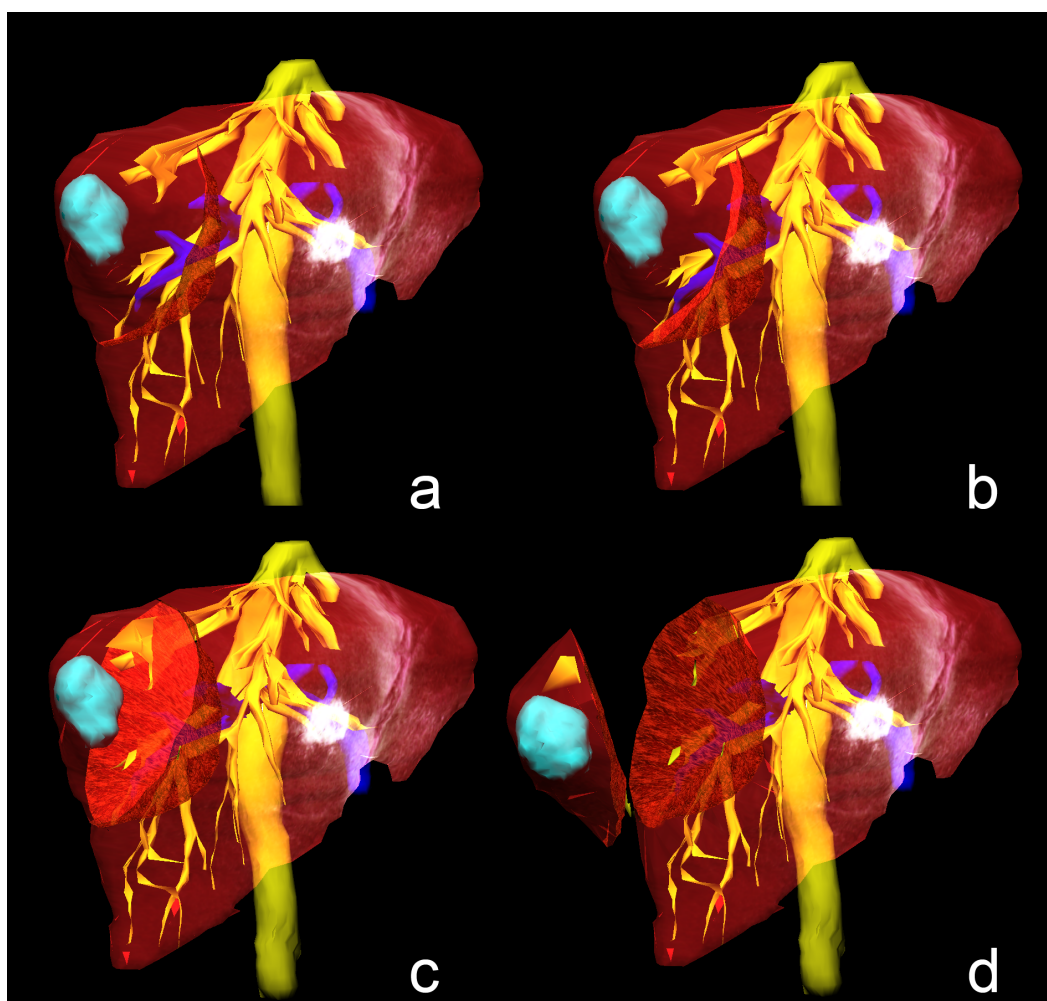


図 2-34 切離処理変形結果 . 右葉に位置する腫瘍を摘出するように切離処理を行っており ,
a から d へと時系列に変形状態を示している .

ングを施した。また，**図 2-33**には，多段階切開変形結果を示す。**図 a**のように切開処理を施行後，切開範囲をさらに広げるように切開を行った。

図 2-34には，肝臓右葉部に位置する腫瘍を切除するように切離処理を行った結果を示す。図では a から d へと時系列に変形状態を示しており，a に示す切開処理後，b に示すように再度同じ箇所を切開処理を行った。この処理を繰り返すことにより，c に示す切離面が生成され，d に示す臓器切除を行った。この場合の切離処理では，残存する体積率は臓器全体の 81.88%であった。また，切離面から腫瘍までの最小距離は 2.27 mm となった。

2.5.3 Haptic device との融合

図 2-35には haptic device を用いて術者が右手人差し指で肝臓を触診しているときの変形の様子を示す。図では a から h に時系列に変形状態を示している。術者が撫でている周辺の内部構造に着目することにより，その変形が観察できる。**図 2-36**には切開処理を行ったときの様子を示す。図では a から h に時系列に変形状態を示している。この図に示すように，術者がメスを操作するにつれてインタラクティブに切開面が生成され，変形処理が行われている様子がわかる。また，術者への反力応答をメスと臓器との干渉が生じたときに与え，確実に切開開始する位置を視覚情報だけでなく，力覚提示することを行った。

図 2-37には切離処理を行い，切除領域を術者の左手で把持したときの状態を示す。図左段には肝表面の変形を示し，右段には内部充填球の状態を示している。図 b2, b3 において，赤色球群が切除領域の充填球，黄色球群が残存臓器の充填球をそれぞれ示している。このとき術者は，切除領域の重みを得ながら臓器を把持して

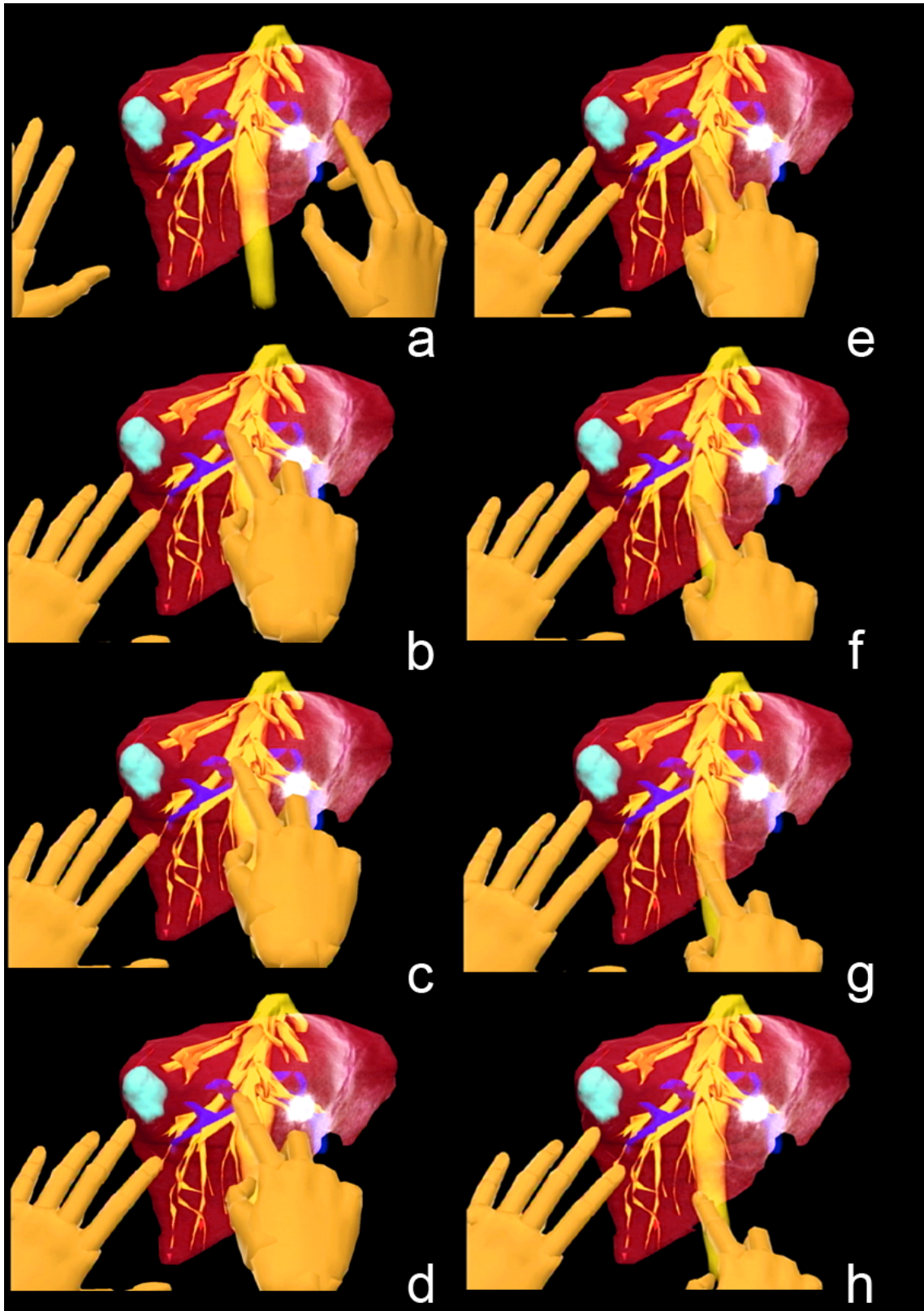


図2-35 haptic device を用いて術者が肝臓を触診しているときの变形結果 . a から h に時系列に变形状態を示している .

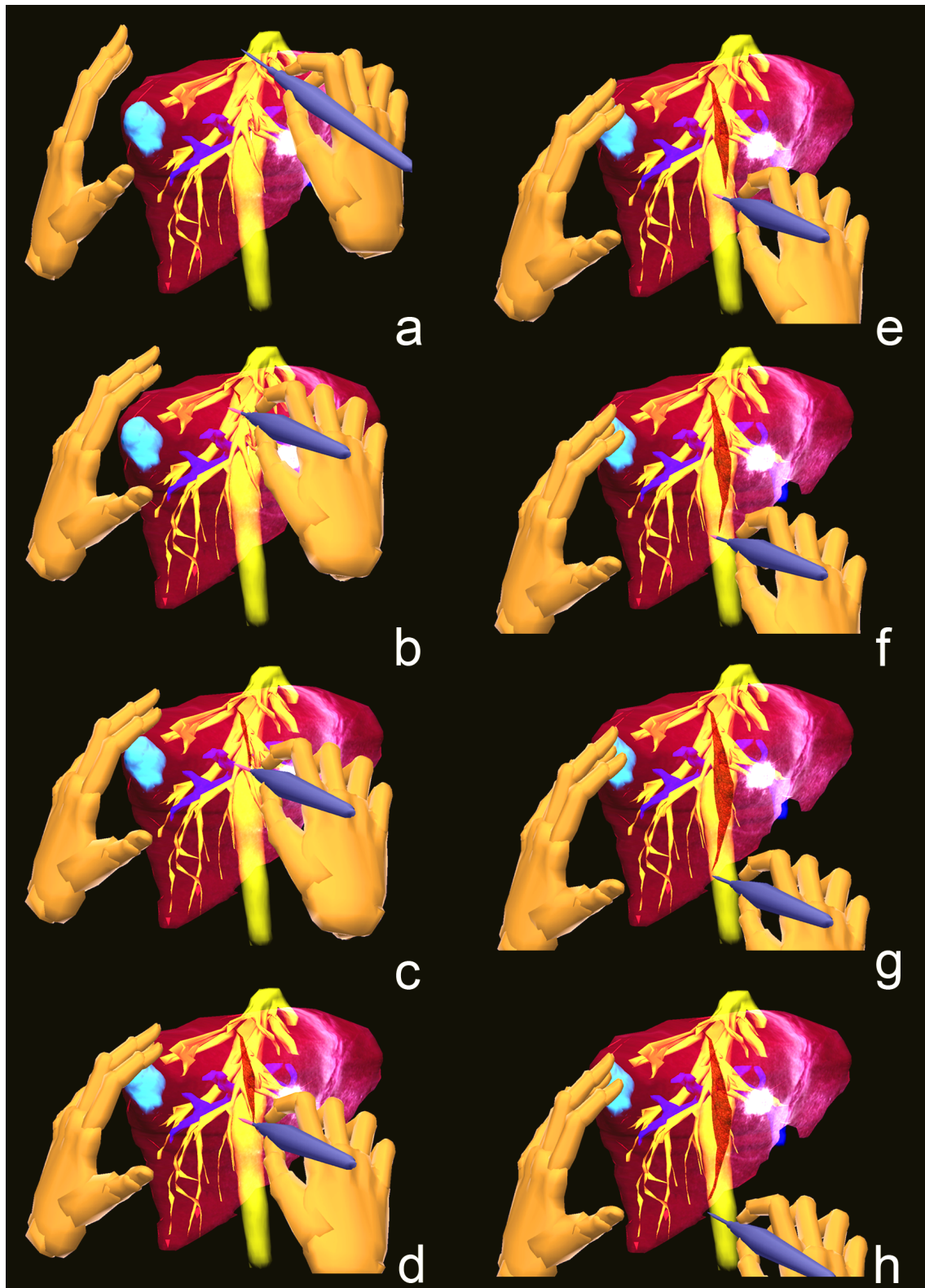


図2-36 haptic device を用いて切開処理を行ったときの变形結果 . a から h に時系列に変形状態を示している .

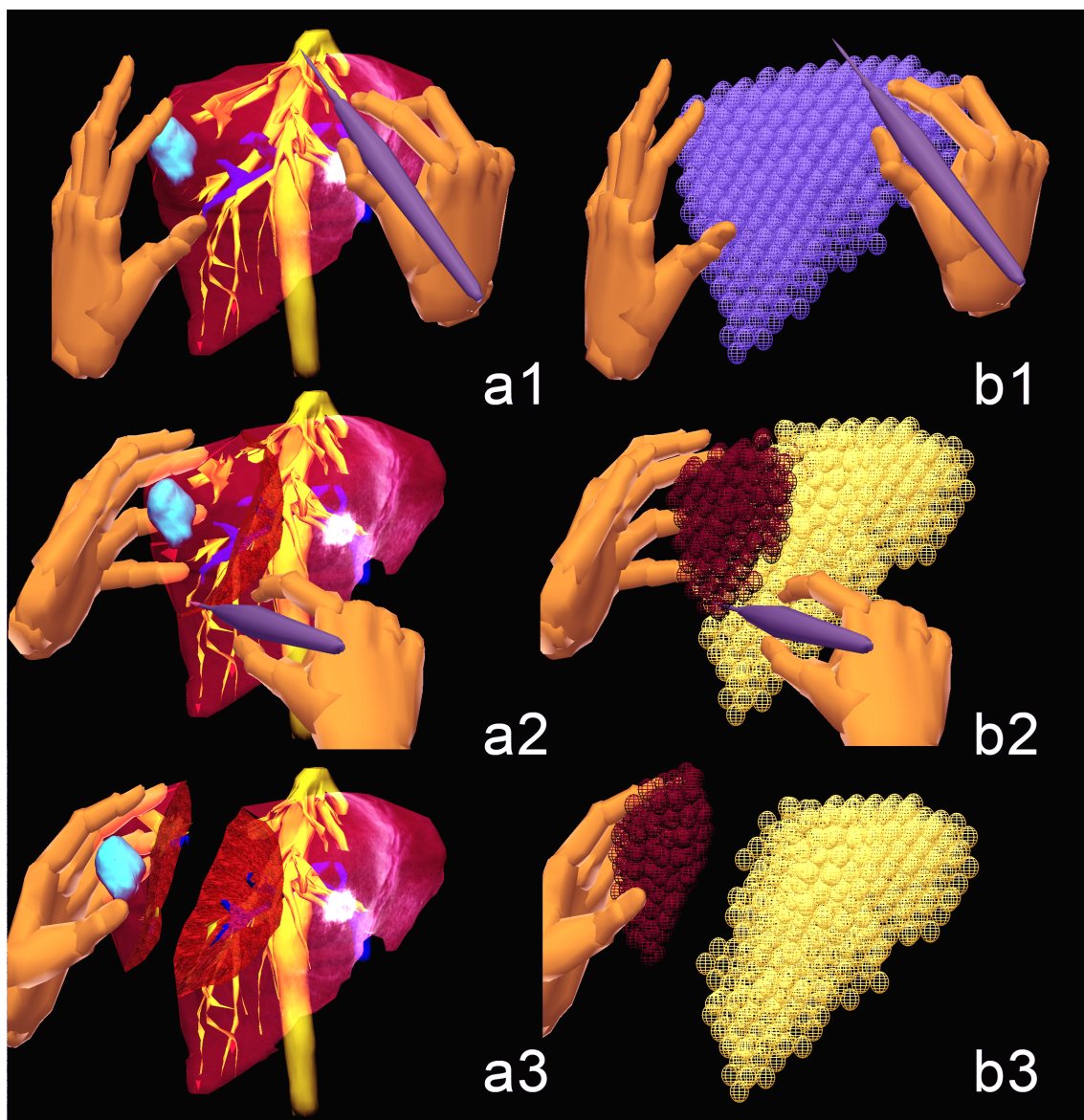


図2-37 切離処理変形と切除領域把持の様子．a1, b1 が初期状態のモデルを示し, a2, b2 には切離面生成時の肝表面の変形ならびに充填球群の分離処理を示している．a3, b3 には切除領域を術者の左手で把持したときの様子を示している．

おり, また切除後も軟組織として表すことが可能となっている．
 図に示す切離処理の場合, 残存肝体積率は 71.2% となった．

このような手術作業を半径 8 mm の充填球を用いた臓器モデルでは Octane (2 CPU, MIPS R12000 Processor, Silicon Graphics Inc.) を使用して平均 25 Hz で実行することが可能となり, また Onyx3400 (16 CPU, MIPS R12000

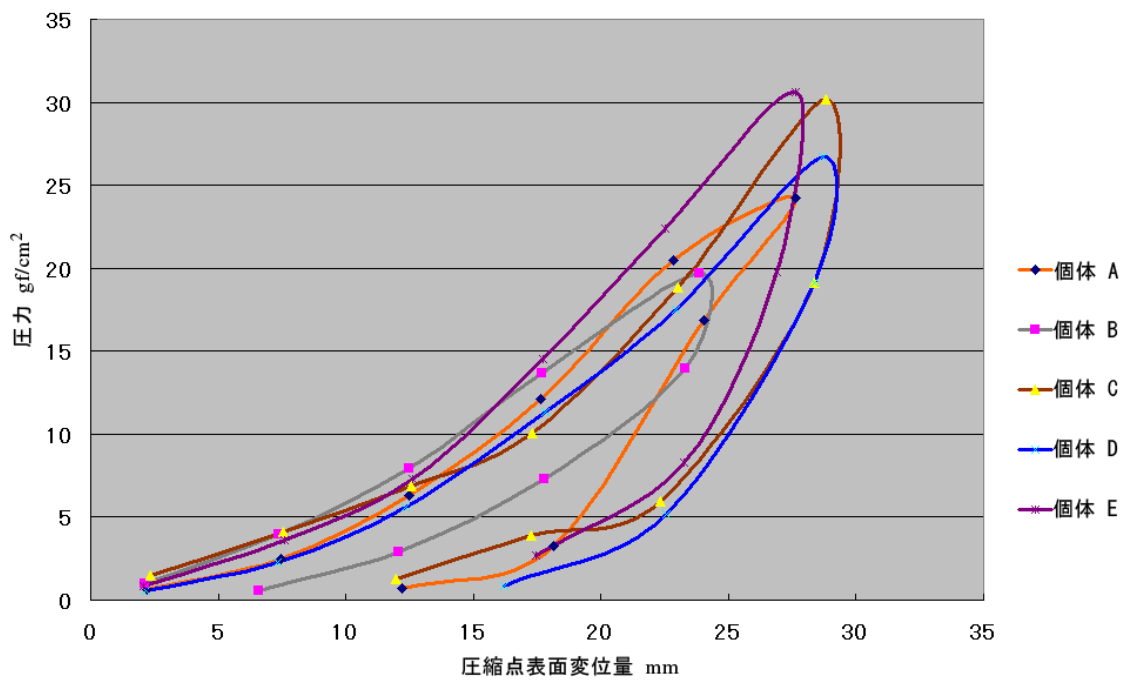
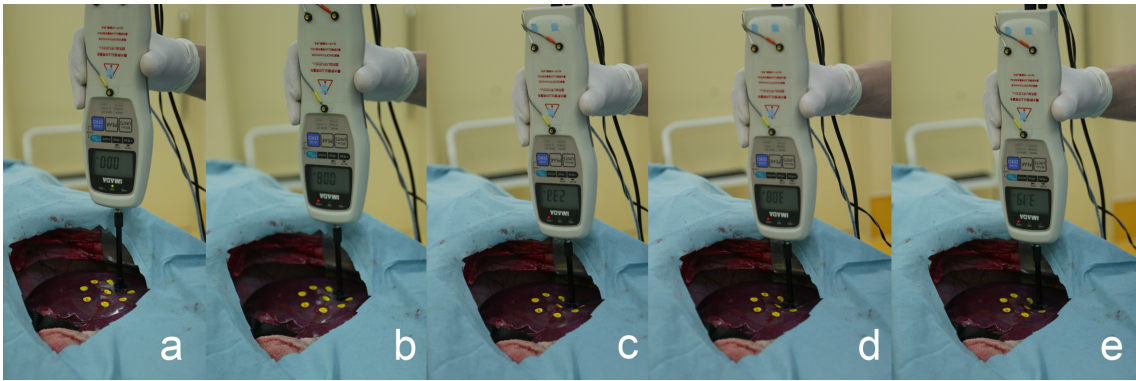


図2-38 圧縮点2の計測の様子とその結果。下段には、表面変位量と圧力との関係を示している。

Processor, Silicon Graphics Inc.) を用いた場合には半径 6 mm の充填球を用いた臓器モデルにおいて 30 Hz から 35 Hz の描画速度で行うことが可能になった。

2.5.4 In-vivo 実験反力応答計測結果

図 2-38 に圧縮点 2 を計測した際の様子とその結果を示す。図上段には a から e の順に時系列に実際の計測状況を示しており、下段には得られた圧縮点表面変位量と圧力との関係を示している。この圧縮点においては、最大表面変位量として約 30 mm、最大圧力として 30 gf/cm² となり、5 個体の平均値としてそれぞれ約 26.4 mm、25 gf/cm² となった。図 2-39 には圧縮点 3 を計測したときの結果を示す。これらの図のような臓器圧縮、圧縮解放時に応じたヒステリシス特性を有する表面変位量 - 圧力特性曲線を得ることができ、データベース化した。

このようにして得られたすべての圧縮点のデータを平均化した結果を図 2-40 に示す。図中、赤色曲線が圧縮時の特性曲線を示し、青色曲線が圧縮解放時の特性曲線をそれぞれ示す。この図のように、最大表面変位量として約 30 mm、最大圧力 30 gf/cm² となった。このようにして得られたデータベースの表面変位量を用いて、sphere-filled model における充填球移動総和量をキャリブレーションすることにより、手術シミュレーションにおいて臓器に触れたときの感触を再現した。その結果を図 2-41 に示す。図中 a から j の順に時系列に臓器圧縮変形を示している。また、各図におけるサブウィンドウ内のグラフは、術者の右手人差し指による臓器圧縮時の表面変位量と圧力との関係を示している。

2.5.5 モデル変形の定量評価結果

表 2-1 にホルマリン固定した肝臓ファントムと三次元再構築した肝臓形状の比較評価結果を示す。三次元再構築した肝臓モデルとホルマリン固定した肝臓ファントムそれぞれの測定における誤差は最大 1.1 mm 前後となった。また体積計測では、摘出肝を水槽に

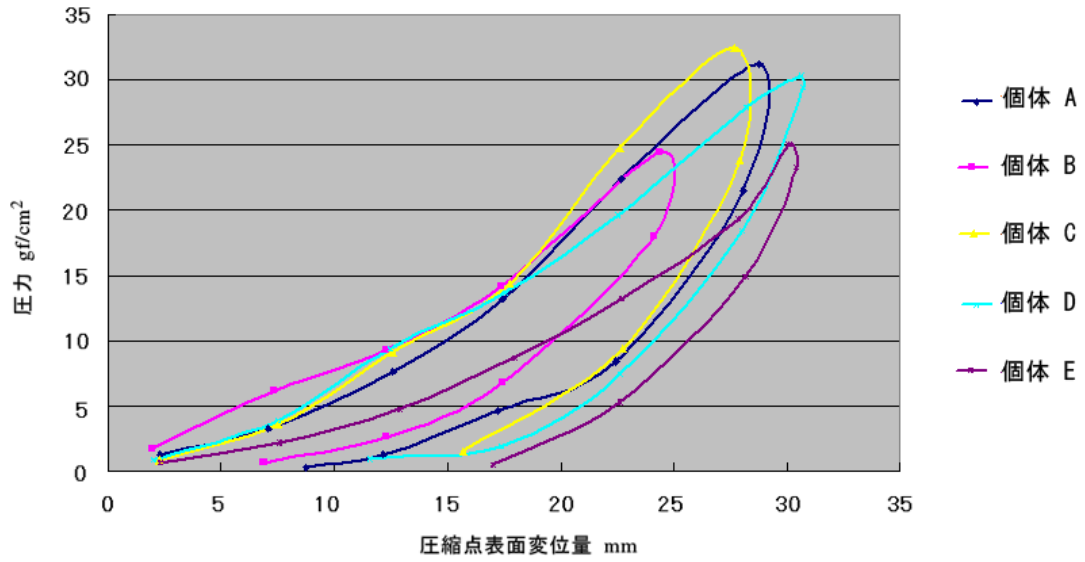


図 2-39 圧縮点 3 を計測したときの表面変位量と圧力との関係 .

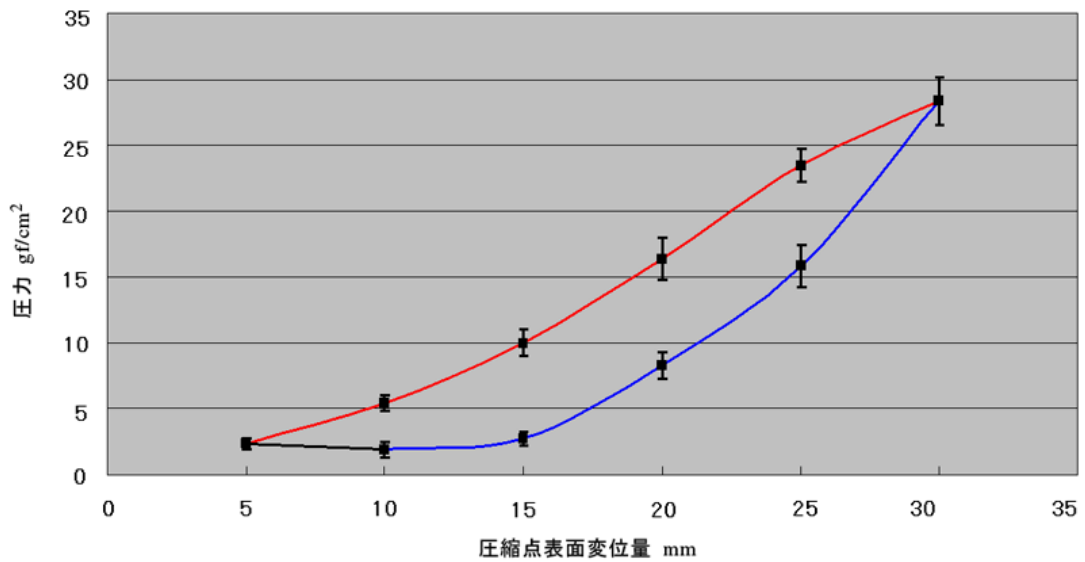


図 2-40 計測データを統合した結果 . 赤色曲線が圧縮時 , 青色曲線が圧縮解放時の曲線をそれぞれ示す .

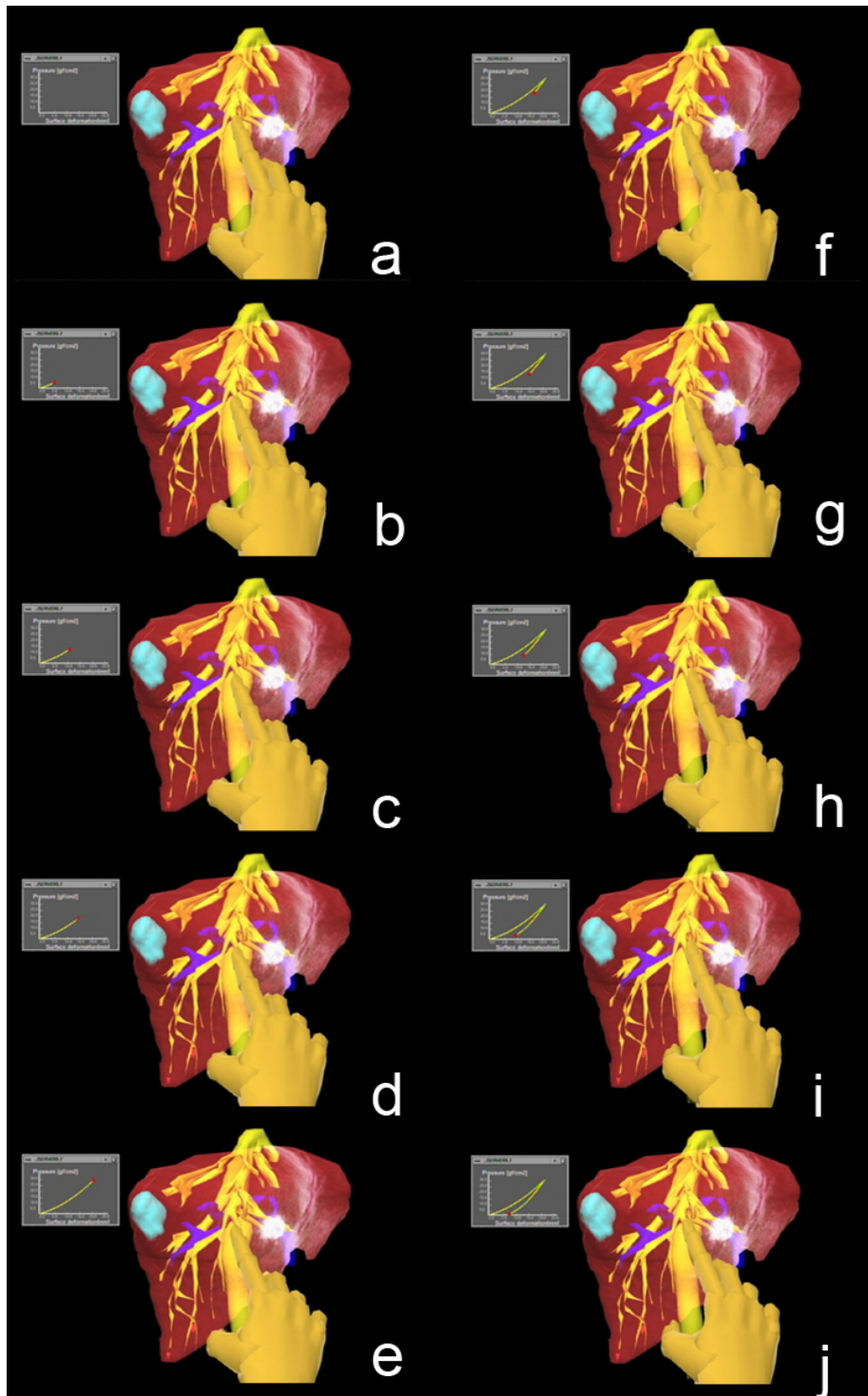


図 2-41 実験データベースを手術シミュレーションシステムに適用結果 . a から j の順に時系列に示しており , 図中サブウィンドウ内のグラフは表面変位量と圧力との関係を示す .

沈める前後で水面が 1.6 cm 上昇した。

図 2-42 には充填球の layer 構造において変形領域を決定する layer 層数（最大変形層数）と体積変動率との関係の算出結果を示す。図では圧縮変形処理時の結果であり，10 回計測したときの縦軸項目の変動幅と平均値を示している。また図 2-43 には同様の圧縮変形処理時の layer 層数と臓器表面変位量との関係の算出結果を示す。それぞれの項目において，2.2.2B 項で述べた臓器表面を形成するポリゴン各頂点の変形の指針となる近傍球数を 1 個から 4 個としたときの結果を示している。

表 2-1 術前画像を用いた肝臓形状の測定結果

	鎌状間膜 (mm)	左葉 (mm)	鎌状間膜-胆嚢 (mm)	胆嚢(長径) (mm)	体積 (cm ³)
肝臓ファントム	92.78 ± 0.97	86.03 ± 0.91	23.85 ± 0.48	50.33 ± 0.94	1440
三次元再構築した肝臓モデル	91.68 ± 2.13	85.92 ± 0.75	24.12 ± 1.02	49.37 ± 0.62	1449.8

平均値±標準偏差

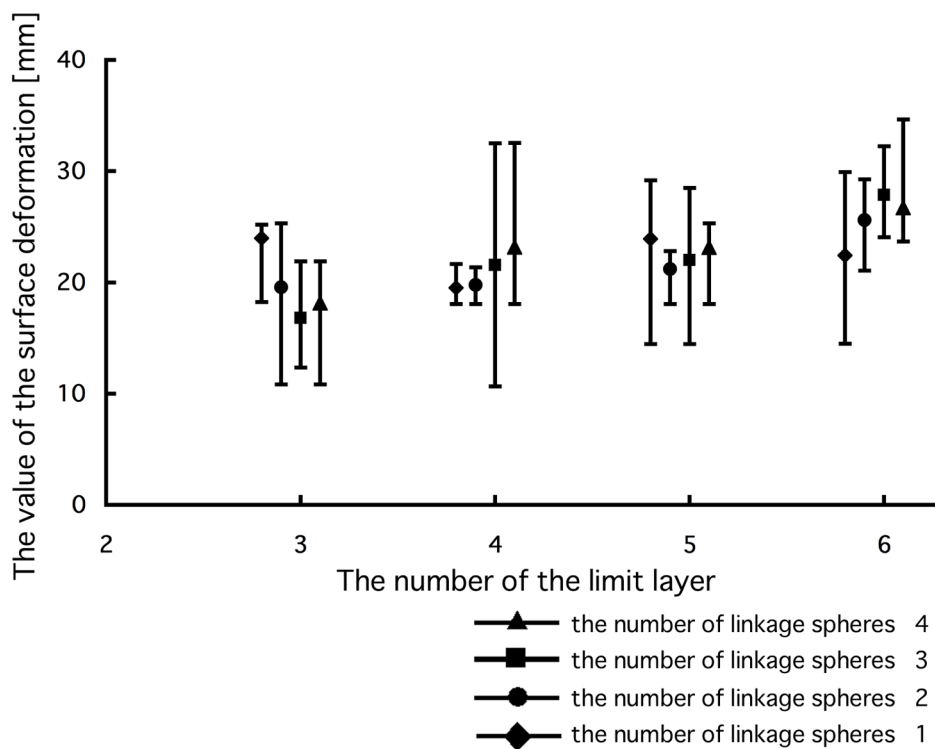


図 2-42 変形 layer 層数と表面変位量との関係。

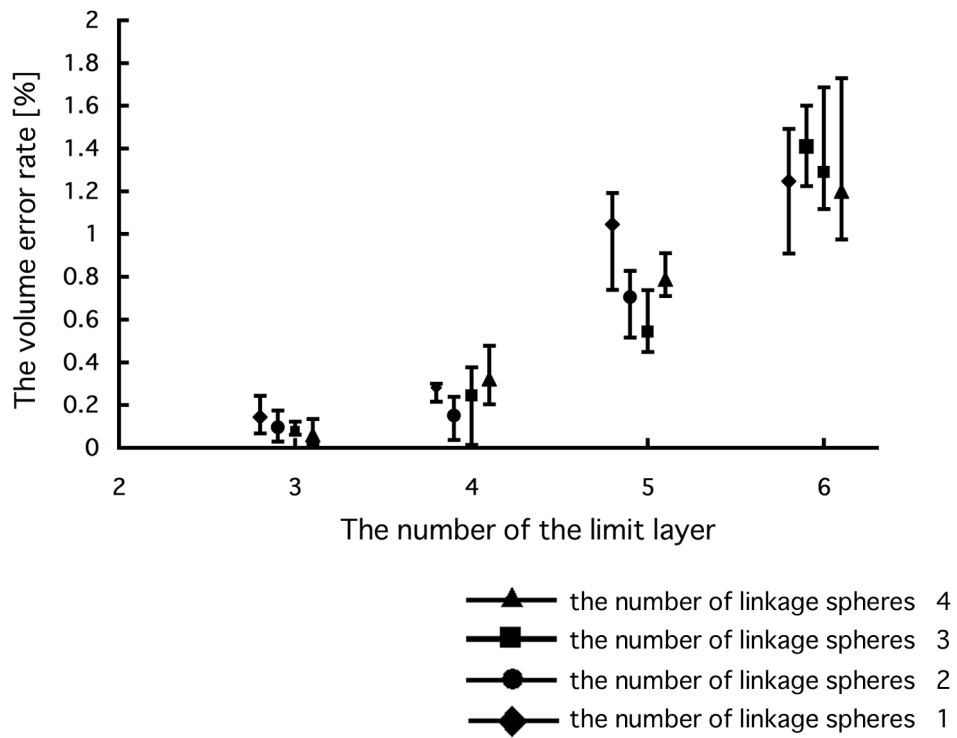


図 2-43 変形 layer 層数と体積誤差率との関係 .

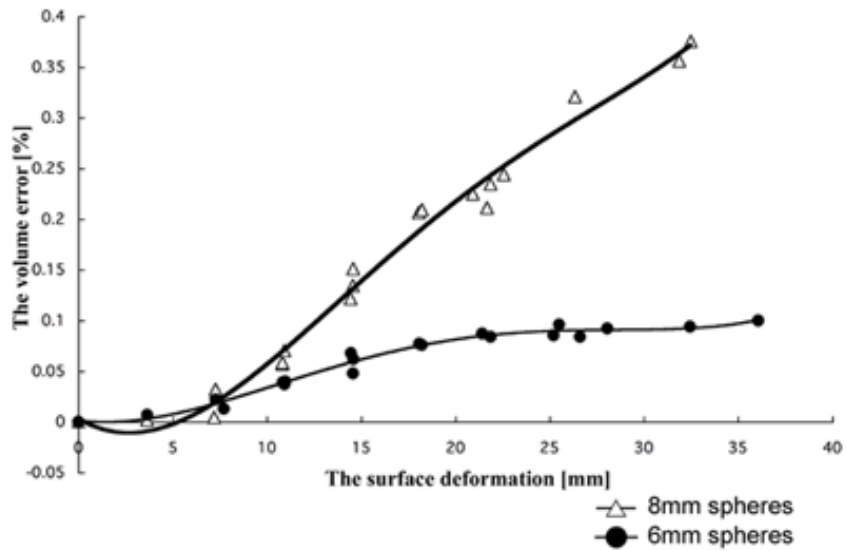


図 2-44 臓器表面変位量と体積誤差率との関係 .

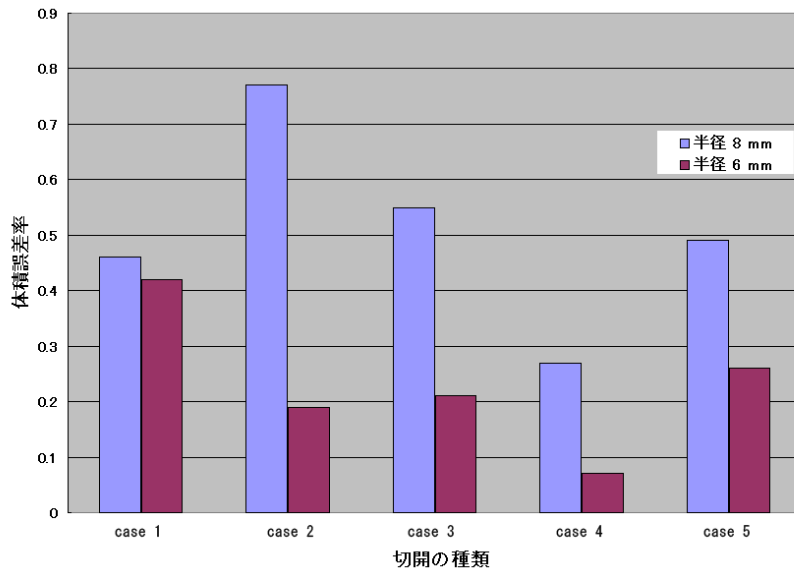


図 2-45 切開変形処理における体積誤差率 .

図 2-44 には圧縮変形処理時の臓器表面変位量と体積誤差変動率の関係を示す。図では、半径 6 mm の充填球、半径 8 mm の充填球それぞれを用いたときの結果を示している。図内実線は近似曲線を示している。いずれの充填球を用いた場合において、最大体積誤差率はそれぞれ 0.4%、0.1% となった。

図 2-45 に充填球の大きさによる切開変形時の体積変動率を算出した結果を示す。図 2-32, 2-33, 2-34, 2-36, 2-37 に示すような 5 通りの切開処理を行った際の半径 8 mm の充填球の場合と半径 6 mm の充填球の場合について比較を行った。その結果、いずれの切開処理においても体積誤差は 1.0% 以内で収めることが可能となり、医師側からの要求でもある 2.0% 以内での変形処理を実現した。

図 2-46 には MRI 撮像により、生体臓器変形と臓器モデル変形との比較結果（一例）を示す。図中 a にはボリュームレンダリングによる実際の生体臓器の変形の様子を示し、図中 b には臓器モデルによる変形状況を示し、図中 c には内部充填球の変形時の様子を示している。赤色領域が肝臓を示し、肝臓内にプロットした点群が肝内血管の特徴点を示している。臓器モデルには半径 6.0 mm

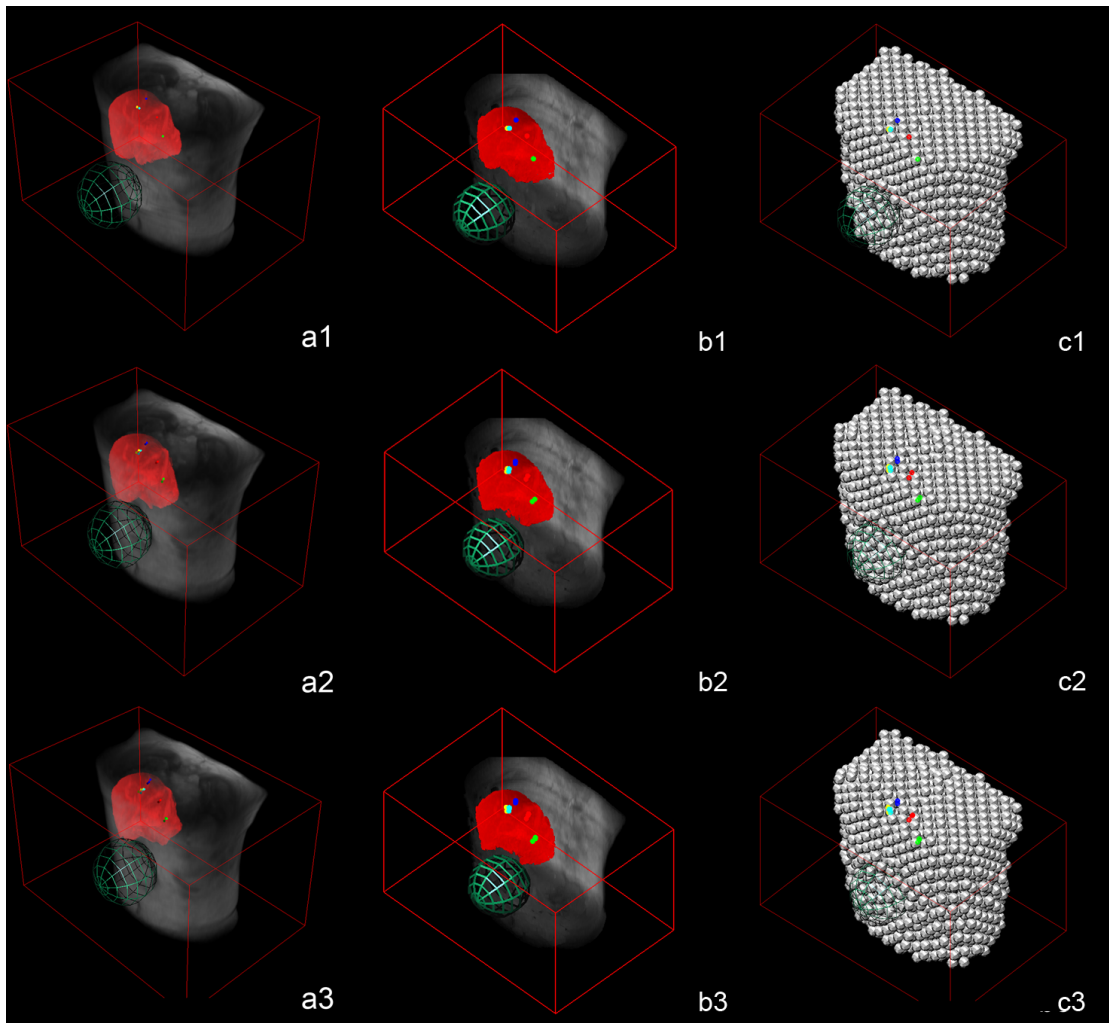


図 2-46 MRI 撮像による生体臓器変形とモデル変形との比較結果 . a には実際の生体臓器の変形の様子 , b には臓器モデルによる変形の様子 , さらに c には内部充填球の変形時の様子をそれぞれ示している .

の充填球により再構築し , 体表面から肝臓表面までの距離を考慮し最大変形層数を 7 層とした .

図 2-47 には体表面の変位量と各特徴点における移動量誤差との関係 , ならびに各軸方向における移動誤差を示す . この図に示すように , 移動量として 2.0 mm 以内の誤差 , 変形分解能 $2.7 \text{ mm} \pm 1.6 \text{ mm}$ (平均値 \pm 標準偏差) 程度の精度でモデル変形を実現した .

2.5.6 手術操作評価結果

図 2-48 に実際の術場計測による Task 点の操作誤差とシミュレーションによる手術操作誤差との関係を示す。その結果，シミュレーションによる操作精度は，実際の術場における操作と比較して，約 1.0 mm 程度の誤差範囲で操作が可能であることがわかった。また，シミュレーションによる手術操作結果において，Task 点間，被験者間，およびそのくみあわせによるデータのばらつきは有意差はなかった (p 値 >0.05)。

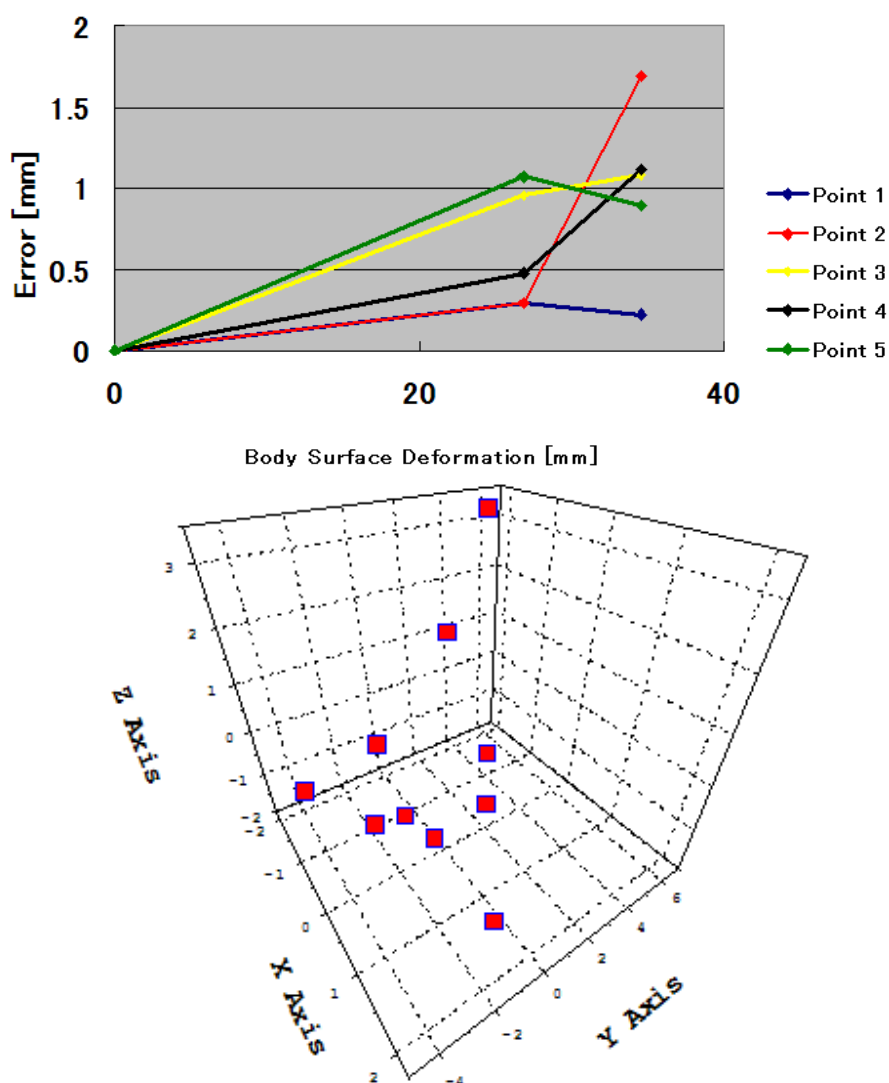


図 2-47 各特徴点の空間的移動量誤差ならびに各軸方向における移動誤差

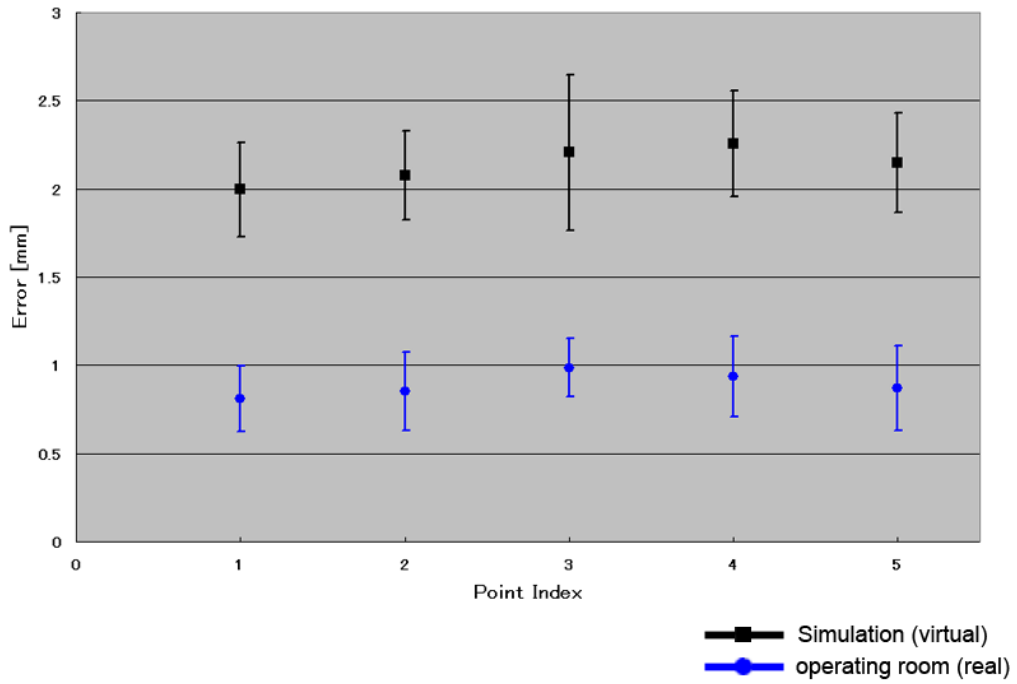


図 2-48 実際の術場における操作とシミュレーションでの手術操作における誤差算出結果 .

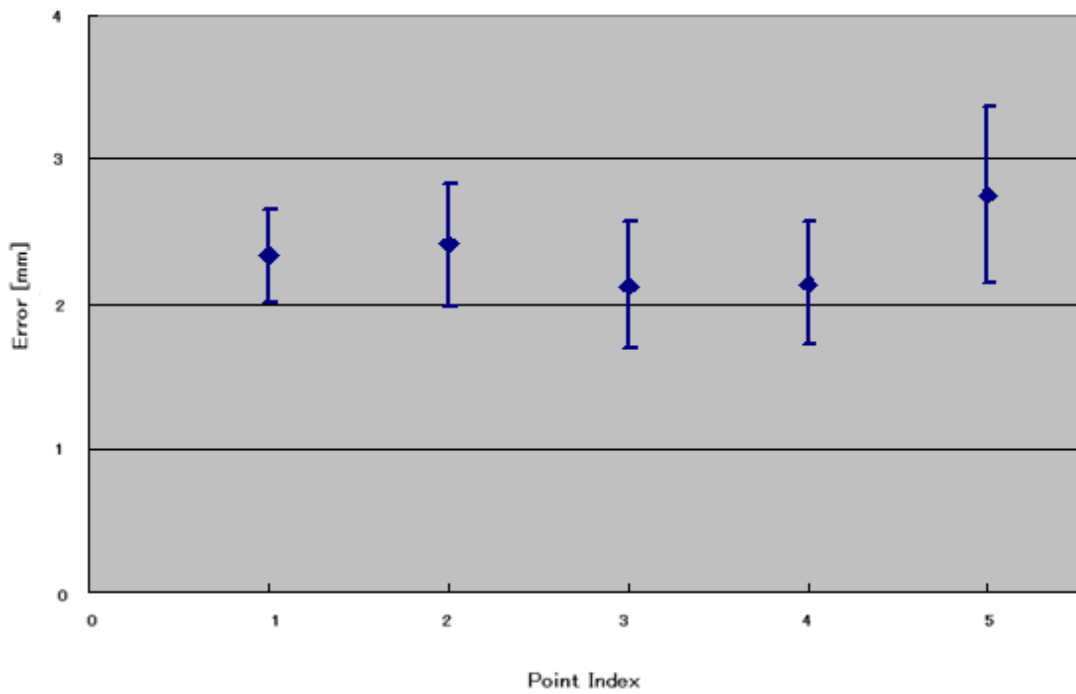


図 2-49 切離線上の任意の計測点における誤差算出結果 .

図 2-49 に切離線上の各計測点における理論値と計測値との誤差の関係を示す。各点における誤差はそれぞれ 2.37 ± 0.08 , 2.43 ± 0.09 , 2.45 ± 0.12 , 2.47 ± 0.07 , 2.54 ± 0.05 (いずれも平均値 \pm 標準偏差 mm) となり, 高い精度で切開面を生成することが可能であることが示された。さらに, 計測点, 切開施行回数間による誤差の値のばらつきは統計学的に有意ではなく (p 値 > 0.1), 切開位置による精度のばらつきは認められなかった。

2.6 考察

2.6.1 軟組織モデル

sphere-filled model は, 各変形処理を内部充填球の挙動で表し, 物理現象を幾何学的な問題に置き換えることによって計算処理を軽減し, リアルタイム処理に対応可能とした軟組織モデリングである。また, FEMs などのような他のモデリング手法とは異なり, 対象とする患者臓器の大きさや形状を考慮し充填球の大きさを決定することが可能であるため, 患者データごとに特別な処理をせず, 臓器輪郭情報が得られれば自動的かつ高速にモデル構築を行うことが可能である。また, 患者ごとに適切な臓器モデルを構築するほか, 多臓器にわたって自由にモデリングを行うことが可能である。たとえば, 腹部領域全体のモデル化を行う場合, 肝臓には半径 6 mm, 胆嚢には半径 2 mm, 胃には半径 4 mm, その他の領域には半径 8 mm の充填球を用いるなどのことが可能である。また, 胃のように内部が細胞組織で埋まっていない臓器の場合には, 実質臓器の場合と同様に球群を充填し, 胃の内部に位置する球群は仮想に存在し変形処理には適用しない手法を取り入れることによりモデリングが可能である。

肝臓のように内部に主要な血管が走査している臓器の場合, 表

面形状のセグメンテーションのみならず，血管ごとのセグメンテーションを行い，それぞれの組織において三次元再構築を行う必要がある．血管構造を三次元再構築する場合には，必ず血管造影された画像からモデル構築を行うが，撮像するスライス間隔に収まる血管などは正確にモデル化することは不可能である．このような現象を避けるためにも，患者に被爆量など身体に負担がかからず，できるだけ細かいスライス間隔にて撮像する必要もある．例えば，本モデルではスライス間隔が 2.5 mm ピッチで撮像された CT 画像から三次元再構築を行っている．また，ボリュームデータによるモデリングを行うことにより，臓器表面形状のセグメンテーションのみを要し内部構造のセグメンテーションを行う必要がなくなるため，撮像データそのものの内部構造を保持する患者臓器モデルが構築可能となる．そのため，ボリュームデータは臨床（診断）で広く活用されはじめている．手術シミュレーションにおいてもわれわれを含めボリュームデータを活用したシステム開発 [46] [47] が進められてきているが，インタラクティブかつリアルタイム能力が求められる治療シミュレーションを行うためには，保持する膨大なデータ量がボトルネックとなっているのが現状である．例えば，本研究で使用した血管，腫瘍を含む肝臓データは，汎用フォーマット VRML 形式で換算すると，約 1.1 MB であり，一方，ボリュームデータでは，3D tif 形式で換算して約 80 MB (512x512x303) となる．本手法によるボリュームデータを用いた軟組織モデリングでは約 8 Hz 程度の描画更新速度にて行うことが可能であるが，他の研究機関における手術シミュレーションシステムでは，15 MB (256x256x225) のデータサイズで約 3.5 Hz の描画速度 [48] などと，本手法におけるモデリングは非常に高速な処理を実現しているといえる．ボリュームデータとサーフェースデータを用いた軟組織モデルにより，互いの長所を融合した新しい軟組織モデルが開発されると考える．

2.6.2 変形処理

a. 変形に関するパラメータフィッティング

本モデルの変形の度合いは，充填球を構成する layer 構造における変形限界層数，充填球間の結合力ならびにサーフェースポリゴンが変形するための充填球とのリンク数により調整されると考えられる．図 2-42 から図 2-44 に示す結果から，最大変形層数の増加に伴い，約 1.0 cm から 2.0 cm 程度の微細な変形量を得ることが困難になり，最大変形層数が対応可能な表面変位量を決定していることがわかる．さらに，最大変形層数の増加により最大変位量に大幅な変化が見られないものの最大体積変動率が増加していることにより，最大変形層数が変形可能領域を支配していることもわかる．本研究では，変形状態の医師による判断ならびに表面変位量として 1.0 cm から 3.5 cm 程度の局所的かつ自然な変形を表現し，微小な体積変動で変形が可能である最大変形層数 4，近傍球数 3 と決定した．

b. 切開面の生成と形状

切開処理にはメスとモデルとの交点を正確に算出する計算方法により，術者は切開する位置を正確に切開することが可能となった．また，切開線を形成する臓器表面上の点は任意のサンプリング間隔にて生成させた．本研究では，充填球の大きさに合わせサンプリング間隔を 3.0 mm から 8.0 mm と可変とし，曲線を含む自由な切開面の生成を可能とした．

切開面の形状は充填球の移動する大きさと方向によって決定されるが，移動する大きさは動物摘出臓器を用いた基礎実験結果を参考に決定した．基礎実験では，摘出後約 2 時間程度のウシの肝臓を用い，臓器中央部を真っ直ぐに長さ約 80 mm，深さ約 5.0 mm で切開を行った際の切開面の形状を測定した．実験では，切開面の広が

りは平均 6.5 mm, 最小部で平均 5.0 mm, 最大平均 8.0 mm と確認し, 現在のメスの位置と切開開始位置との距離に応じてこれらの値を適応させた. このようにして行った切開処理は, 図 2-45 に示すように, 体積誤差として 1.0% 以内で変形処理を行うことが可能であることから, 定量的な切開面形状の生成を実現しているといえる. また実際の手術の際の臓器切開は, 肝切除術の場合では CUSA を用いて臓器組織を破壊しながら吸引, 止血を行う操作により手術が進められる. 本論文で示す切開処理は, 皮膚切開などの切開方法ではあるが, 切開面の生成を定量的に表示, 検討するために行った. しかしながら, 手術器具であるメスの位置と姿勢を得ることにより, 容易に切開面を生成することが可能であるため, 実際の手術手技に即した切開処理も実現可能であると考えられる.

c. 切開処理時の充填球群の挙動

本切開処理法では, 互いに接している状態にある球群のうちの切開面に関与する球の隣接関係の決裂, つまり球間の結合を切断することによって切開変形処理を施行している. 複数回の切開を行う時は, それぞれの切開における球間の結合を切断する処理により変形を表現するため, 切開数の増加により計算量が増加することがなくリアルタイム処理で実行することが可能である. また, 一度結合が切断された球間はそれ以降再結合することがないようにすることにより, 切り開かれた臓器が再度その箇所を閉じるような挙動を示すことがないようにした.

現状の切開処理時の充填球は, 切開面と充填球の接触判定に応じた挙動を示すため, 切開面の深さに応じた切開面の広がる大きさを表すことができない場合がある. 例えば, 充填球の半径分の深さをもつ切開面と, まったく同じ方向で充填球の直径分の深さをもつ切開面とを比較した場合, 切開面と充填球との接触状態に変化は生じないため, それらは同じ切開面の広がる大きさをもつ.

このような問題点を解決するためには，十分に充填球の大きさを小さくする，あるいは切開による充填球の移動する方向を切開面の法線ならびに法線逆方向とするのではなく，切開面重心と充填球中心とのベクトル方向に変更するなどの対応策が考えられる．

d. 切離処理

肝切除術において残存する肝臓体積率が患者の術後快復状況を大きく左右するため，術者は残存肝体積をできるだけ残し，かつ腫瘍の影響のある組織を取り除く必要がある．本モデルにおける肝切離処理では，瞬時に残存体積率，ならびに腫瘍から切離面の距離を算出し術者に提示することが可能であるため，十分な術前肝切除シミュレーションを行えると考える．臓器切離を可能とするシミュレーションシステムとして，S.CotinらがFEMsを用いて肝臓切離処理を可能にした例 [35] がある．しかしながら，インタラクティブに haptic device を操作して切離面を生成することができず，また残存体積などの算出などが行われていないため，その検討が必要であると考えられる．

臓器切離を行うためには，切開した位置と同じ位置を再度深く切開していく必要がある．本研究では，空間的に切開面領域内にメスが位置し，かつメス先端が臓器内部に挿入した場合に変形処理を施行し，直前の切開処理により生成した切開面を構成する最近傍のサンプリング点を参照してメス先端の位置を深さ方向にもつ切離面を生成していく手法を取り入れた．その結果，正確に同じ位置を繰り返し切開することができ，またメスの姿勢に応じた曲面的な切離面を形成することが可能になった．

また肝切除術では，本来切開処理，血管結紮処理の繰り返しにより切離面を生成していくが，本研究では切開処理時には血管構造の変形処理は考慮しているものの，その結紮処理は自動的に処理を行うことにより血管構造の切離面による切断を行った．しか

しながら，患者臓器を用いて，インタラクティブに切離面を形成でき肝切除シミュレーションを行えることは，肝切除手術プランニングとして十分な機能をもち，かつ脈管構造を可視化しながら切離面を生成することが可能であるため，肝切離処理を行うトレーニングとしても機能的であると考える．

e. 内部構造の変形処理

充填する球の大きさは半径 6 mm，8 mm いずれの場合においても，肝臓内部に走査する脈管と比較すると十分に大きく，充填球が変形対象となる構造体よりも大きい場合にでもその構造体の変形処理を可能にした．輪郭データにより表される脈管構造に関しては，それらのねじれや歪みなどは考慮に入れず各輪郭が平行移動する処理となっているが，手術作業時の血管構造の位置関係が重要であるという外科医の意見からも本手法の有効性が挙げられる．また，図 2-12 における点 P_n で表した各輪郭上の点群を充填球と対応付けを行い脈管構造を変形させることによって，より詳細な変形処理が実現することが可能であると考えるが，ポリゴンデータにより脈管構造を表現することによって，これらの問題点を解決することが可能となったと考える．

f. 非均質臓器特性への対応

腫瘍などの周辺組織と異なる特性をもつ領域がある場合には，その領域と対応付けした充填球の挙動を制御したことにより非均質臓器の変形処理を行うことを可能とした．具体的には，腫瘍を構成するポリゴン各頂点に対応付けした充填球の移動量を，正常組織と対応付けした充填球の移動量よりも少なくすることによってその変形処理を表現した．また，腫瘍などの硬い特性をもつ領域の充填球と正常組織領域の充填球にそれぞれ異なる重み付けを行い，式 (2-2) にそのパラメータの比率を乗算させることにより，非

均質臓器の特性を表現することも可能であると考える。

非均質臓器特性を綿密に表現する場合，非均質となる領域の弾性や粘性などの臓器特性を取得する必要があるが，現状ではそれらのパラメータをフィッティングすることにより変形処理を実現することができるような柔軟性をもたすことができたといえる。

2.6.3 Haptic device との融合

手術作業時の充填球の挙動によってのみ反力応答を可能にし，術者は一連の手術動作において感触を得ながら作業を行うことが可能になった。in-vivo 計測による表面変位量と圧力との関係を適用しない場合には，反力応答は式 (2-7) に示したように線形応答とし，臓器切片の力学的実験から反力を最大約 3.0 N の圧力値と想定し，弾性係数 k を 0.9 と設定した。また，haptic device との通信には高速なデータ送受信法を用いたことにより，滑らかな反力応答を実現したといえる。一方，図 2-41 に示すように in-vivo 計測結果を反力応答に適用することにより，より定量性のある反力応答が可能になったと考える。

切開処理においては，メスを握ったときの感触を提示するのではなく，切開開始時の充填球の挙動により反力を提示し，切開処理中には切開開始時と同様の反力を提示することとした。これは，実際の切開処理において外科医が感じ取る力覚はほとんどメスを握る触覚であり，臓器にメスが接触したときの力覚を除いて臓器を切開している感覚は視覚情報により補われているといえるため，このような反力応答を適用した。また電気メスや CUSA を用いた場合には組織を破壊させながら切開を進めていくため切開処理による触覚は視覚情報を補うための感覚として必要であると考える。

本研究で用いた CyberForce により両手 10 本の指で変形処理を表現することが可能となり，また手の甲に反力を提示することが可能

であるため臓器切離時の臓器の重さ提示をも容易に行うことが可能となった。さらに，Cyber Forceは従来手術シミュレーションに用いられてきた装置とは異なり，動作範囲内では両手の動きを拘束することなく自由に動作することができるため，開腹手術シミュレーションにおいては十分な機能をもつといえる。しかしながら各指に接続されているワイヤーにて感触を表現するため臓器の滑らかさなどの質感を感じ取ることが困難であり，ワイヤー機構とは別の機構を付加させるなど，今後改良する必要があると考える。

2.6.4 臓器特性の in-vivo 計測

臓器の弾性特性を測定した in-vivo 実験では，圧力測定装置の操作を手動で行った場合と図 2-16 に示した装置を用いて自動で行った場合それぞれで測定を試みた。手動測定法では，圧力測定装置の先端部が計測者の手ぶれにより安定しないことや，等速運動下での測定結果ではないことから正確な臓器特性を計測であると断定することは難しいといえる。しかしながら，実際の臓器触診，圧縮のような手術作業時に術者の指先にかかる反力を測定することを可能としたと考えられ，それらの値をシミュレーションシステムに反映可能としたことは，臓器切片を用いた in-vitro 実験などの結果を反映したシステムよりも，手術作業に適応した反力応答能を有するシステムであると考えられる。

一方，図 2-16 に示した装置を用いた場合，圧力測定装置が臓器に対して垂直に圧縮することができず，また呼吸変動によって圧力測定装置先端が指定した測定部位に入らない，臓器表面の質感によって測定部位からすべってしまうなど，指定した測定箇所を計測することが困難であったため測定結果を得ることができなかった。臓器特性を取得するためには，圧力測定装置の角度を自由に設定，変更することができる機構を設け，呼吸や臓器表面形状に

対応可能な装置の開発を要することが考えられる。これにより、圧力測定装置の速度、加速度が得ることができると、粘弾性などの特性パラメータの算出が可能になると考えられる。

本研究における計測では、図 2-15 に示したように個体の違いによる解剖学的な測定位置の違いをなくすような工夫を行うことにより、計測データの個体差の差異をないものとして解析を行った。同時に、図 2-38、図 2-39 に示すように圧縮点の違いにおける臓器表面変位と圧力との関係にはばらつきがないとして解析を行い、図 2-40 に示すようにすべてのデータを統合した特性曲線を算出しシステムに適用した。今後、手動計測では計測者の操作の定量性などを評価する必要があるため、先述した自動計測方法を手動計測時と併用して実験を行い、個体差のばらつき、圧縮点のばらつきを統計学検定により検討していく必要があると考えられる。

臓器表面変位と圧力との関係には、臓器圧縮時、圧縮解放時に応じたヒステリシス曲線を得、臓器の粘弾性特性や呼吸、臓器内部を走査する血流の影響によりこのような特性曲線を得られたと考える。臓器圧縮時、圧縮解放時それぞれの曲線の式を算出し、算出した臓器表面変位量を用いて sphere-filled model における充填球移動総和量をキャリブレーションすることにより、手術シミュレーションにおいて臓器に触れた際の感触を再現することを可能にしたといえる。この軟組織モデルを用いることにより、実際の臓器特性を反映することができ、より実際に近い触感を伴った手術シミュレーションを行えるようになったと考える。

2.6.5 モデル形状ならびにモデル変形の定量評価

表 2-1 に示したように、摘出肝と三次元再構築した臓器モデルを比較した結果、最大 1.0 mm 程度の誤差、体積誤差として約 10 cm³ となり、ほぼ正確に三次元再構築が行えたといえる。モデル形状

の定量性に関しては，対象領域のセグメンテーションの精度によって誤差が変化するが，臨床経験の豊富な外科医や放射線科医によるセグメンテーションの施行と三次元再構築により，信頼性の高い臓器モデルが構築可能であると考えられる．

図 2-26 に示すように，手術シミュレーションシステムで用いた肝臓モデルは半径 8 mm，6 mm の充填球によるモデリングを行い，圧縮変形処理におけるモデル体積誤差は，それぞれ最大でも約 0.5%，0.2% であり，十分に臨床応用に適応できる範囲内であることを確認した．また，描画更新速度に関しても前述したように半径 8 mm の充填球（充填球数 523 個）を用いた肝臓モデルでは Octane を用いて平均 25 Hz，半径 6 mm の充填球（充填球数 1212 個）では平均 14 Hz となった．一方で Onyx3400 を用いた場合には半径 6 mm の充填球からなる肝臓モデル（充填球数 839 個）でも平均 30 Hz 以上の更新速度で実行できるため，使用するコンピュータの計算能力に適応した定量性のある臓器の変形処理を可能としたと考えられる．このように，充填球数が 500 個以上となる充填球を用いた場合には体積誤差の少ない変形処理を実現できると考えられ，対象とする臓器の形状や大きさ，さらには使用するコンピュータの演算能力に応じて充填球の大きさを変更していき，より正確な変形処理を実現することが可能であると考えられる．

一方，Gibson ら [42][43][44] の ChainMail 手法は，モデルを構成する chain 要素の移動によって変形処理を表現しており，簡潔な演算処理で切断処理や微細な変形を表現することが可能である．要素間の相互関係によって変形処理を表現している点で本手法と類似しているといえるが，臓器表面変位量や臓器切離処理に重要となる体積変動に対する定量的評価などの検討が必要であると考えられる．

MRI 撮像による生体臓器と臓器モデルとの変形状態の比較について，肝内部の特徴点の変位量，各軸方向への誤差を算出することで，検証方法の妥当性が確認できたといえる．より高い精度を得

るための今後の課題として、腹部領域全体を均一材質としてモデル変形を行ったため組織ごとの特性を考慮した変形処理による解析、さらには体表面、肝表面などの特徴点におけるデータ解析などを行う必要があると考える。

このような生体臓器と臓器モデルそれぞれの変形状態の比較には、MRI撮像時の被験者の状態、肝臓などの臓器を直接変形させることができない、さらにはコストが高く繰り返し実験を行うことが容易でないことが考えられる。そのため変形評価の一手法として、肝臓ファントムを用いた変形状態の定量評価を行うことが考えられる。現在、実際の肝臓実質特性と同様の素材をもつ肝臓ファントムを作製し内部脈管構造を保持するファントムを作製することが可能であることがわかり、今後評価を行っていく必要があると考えられる。また、物理的な計算に基づいたモデル変形を行うFEMsによる臓器モデルの変形状態との比較を行うことにより、本モデルの変形状態の定量評価を行う必要があると考えられる。

2.6.6 シミュレーションシステムの手術操作評価

図 2-48 に示すように、シミュレーションによる手術操作評価では、実際の術場における肝表面 Task 点のポインティングと比較して、約 1.3 mm 程度の差 (1.24 ± 0.56 mm, 平均値 \pm 標準偏差) でシミュレーション操作が可能であり、高い精度にてシミュレーションによる手術操作を行うことができたと考えられる。さらに、切開面生成に関する手術操作評価において、図 2-49 に示すように任意の肝表面上の点に対する操作結果のばらつきに有意差は認められず、また誤差平均においても 2.5 mm 程度 (2.35 ± 0.25 mm, 平均値 \pm 標準偏差) であり、実際の手術時の操作に近い操作にてシミュレーションを施行することが示され、本システムの術前の手術計画や手技のトレーニングなどへの有効性が確認できたと考える。

2.7 まとめ

本章で行った内容を以下にまとめる．

- ・手術シミュレーションシステム，特に開腹手術（肝臓手術）を対象とした手術シミュレーションに適した患者臓器モデルの開発を行った．
- ・患者臓器モデルには，独自に開発した臓器内部に剛体球を充填した sphere-filled model を考案し，リアルタイムに臓器の変形処理を可能とするアルゴリズムを構築し，システムに適用した．
- ・開発した患者臓器モデルを用いて，押す，把持するなどの基本的な手術作業の他に，切離線にそった正確な切開面を生成することが可能な切開処理や，任意の切離面における臓器切離処理を，充填球群の挙動によって表現することを可能とし，リアルタイムかつインタラクティブに行うことを可能とした．
- ・臓器切離後，瞬時に残存臓器の体積率を算出することにより，肝切除術の際に最も重要となる情報を術者に提示することを可能とした．
- ・臓器内部を走査する脈管構造や腫瘍などの変形処理に関しても同様に，外力に応じた充填球の挙動によって表現することを可能とし，特別な演算処理を必要とせずに行うことを可能とした．
- ・手術作業における変形処理は体積誤差率に換算して 1.0% 以内で実行することが可能であり，定量的な変形処理を実現した．
- ・モデル変形評価として高い精度での臓器変形を表現することを数値的に示し，さらに実際の手術に近い操作性でシミュレーションを実施することを可能とし，本システムの手術計画や手技のトレーニングなどへの有効性を示した．
- ・Haptic device を用いることにより，両手 10 本各指に臓器に触れたときの感触を得ながら手術作業を進めることが可能な手術シミュレーションシステムとした．
- ・実際の手術作業時に術者が臓器に触ったときに感じ取る感覚を

システムに反映するために，ボタンを用いて肝表面変位量とその変位量に応じた圧力を測定した in-vivo 計測実験を行った．

- ・ In-vivo 実験では指で臓器圧縮したときの変形状態を想定して行い，臓器圧縮時，圧縮解放時に応じたヒステリシス特性曲線を得た．
- ・ Haptic device による手術作業時の反力応答には，充填した球群の移動する大きさと方向に応じてそのパラメータを決定することができるため，計測した特性曲線を定式化し，臓器表面変位量に充填球移動総和量をキャリブレーションすることにより，本手術シミュレーションシステムにおける臓器に触れた際の感触を再現することを可能にした．

近年では低侵襲手術である内視鏡（腹腔鏡）手術が普及し始めているが，外科医にとって高度な技術が要求される手術方法であるため，手技のトレーニングやイメージガイド機能などを有する腹腔鏡手術支援システムの開発が必要とされている．そこで次章では，本章で示した開発技術を活用し，腹腔鏡手術，特に手術ロボットによる腹腔鏡手術のトレーニングを行うための遠隔手術シミュレーションシステムの開発について述べる．

第3章 ロボット手術トレーニング用 遠隔手術シミュレーションシステムの開発

3.1 はじめに

外科手術では開腹手術が主流とされてきたが，近年の目覚ましい医療技術の進歩により，腹腔鏡手術などの患者の QoL (Quality of Life, 生活の質) を高める方法が開発されてきている．一般の腹腔鏡下外科手術では，直視下ではなく視野の狭い二次元の内視鏡画像を通して対象部位をみる，体腔挿入部のトロッカーに硬性鏡などの軸が固定されるなど外科医が視覚的にも手技的にも制限された状態で操作を行うことが要求される．一方で開腹手術とは異なり，腹部に数カ所の穴を開けるだけの低侵襲な手術であるため，患者への負担が少なく，術後回復がはやいなどの利点がある．しかしながら，現状の人間の限界ともいふべき外科的作業を打破し，さらには将来の遠隔医療や遠隔手術を実現するためには，人間の能力を超えた新しい目や手をもつ手術支援ロボットの出現が必要不可欠となる．

手術ロボットに関する研究として，整形外科，腹部外科領域などで研究開発が進められてきている．例えば，人工関節置換術を支援する ROBODOC™ (IBM United States) は，欧米を中心に広く使用されており，術前計画にしたがい自動的にロボットが作動し，従来の手術と比較して安定した手術結果を得ることが可能となっている．処置用の手術ロボットとして，da Vinci™，ZEUS™ (Intuitive Surgical Inc.) などが挙げられる．これらのロボットでは，外科医の操作のもと，低侵襲かつ正確な操作による内視鏡手術を行うことが可能である．このようなロボット手術のための手術支援システムとし

て、術中にイメージガイド誘導下で手術を行うことを可能とする手術ナビゲーションシステムの開発 [56][57] などが行われ始めている。しかしながら、手術ロボット、特に処置用の手術ロボットを広く臨床に応用するためには、外科医を新しい機器に慣れさせ、十分に訓練してから実際の手術を施行する必要がある。さらにロボット手術では、通常の腹腔鏡手術よりも視点と患部との距離が遠くなるため、通常の手技と比べてもその技術を習熟することは難しいとされている。このような問題点を解決するためには、ロボティクスサージェリーに適したトレーニングシステムが必要となると考えられる。

手術シミュレーションシステムの開発は、国内外の大学や研究機関において広く研究が行われており、手術ロボット用のシミュレーションシステムの開発に関しても、徐々に研究開発が進められてきている。例えば、手術ロボット ZEUS™ を対象とした手術シミュレーションシステムの開発を行っている研究チーム [58] では、縫合処理などの操作を可能としたシミュレーションシステムを商品化している。また、手術手技そのもののトレーニングではなく、手術ロボットのトロッカーサイトの最適な位置を術前にシミュレーションする、いわゆる術前プランニングシステムの開発が行われている [59][60]。しかしながら、遠隔地からのトレーニングや指導、あるいは共同作業を可能とし、かつ手術対象となる患者臓器モデルを用いたシミュレーションシステムは未だ開発されていないのが現状である。

そこで本研究では、VR機能を用いてロボット手術特有の手技を習得することが可能なトレーニング用手術シミュレーションシステムの開発を行うことを目的とする。シミュレーションにはわれわれが構築、開発している sphere-filled model を使用することとする。さらに本システムでは、多拠点間で通信可能な遠隔手術システムとし、サーバ拠点を中心として各ユーザ拠点に対して、常にアップデートされたトレーニ

ングシステムの配信を可能とする機能を持たせることを目指す。

3.2 方法

3.2.1 ロボット手術に適した軟組織モデル変形法

ロボット手術では腹腔に代表されるように軟組織に対する操作が比較的多いため、シミュレーションシステムで用いる軟組織モデルには、リアルタイム変形のために開発した sphere-filled model を用いることとした。この際、開腹手術下を想定した軟組織モデルである sphere-filled model を、内視鏡あるいはロボット手術下のような限られた視野の中で、局所的な変形処理、正確かつリアルタイムな変形処理を可能にするモデルへと改良を行うこととした。対象とする術式には、腹腔鏡手術で多く適用されている胆嚢摘出術を対象とし、鉗子による手術作業は圧縮、把持、剥離処理とした。図 3-1 には、圧縮変形、把持変形処理におけるフローチャートを示す。

a. 圧縮変形処理

圧縮変形処理は第 2 章で述べた開腹手術下の手術シミュレーション時と同様の処理とした。ただし、変形処理に関わる充填球の最大変形層は 5 層とした。また、ロボット鉗子は、鉗子先端部のみならず鉗子全体の形状において対象臓器との干渉判定を行うこととした。

b. 把持変形処理

把持変形処理は、鉗子が開いた状態で臓器と接触し、接触した状態で鉗子を閉じた場合にその過程を行うこととする。図 3-2 に把持変形処理時の充填球の挙動に関する概略図を示す。鉗子が開いた状態で鉗子先端部 2 点をそれぞれ点 F_0 、 F_1 とし、それらの点の midpoint を点 F_2

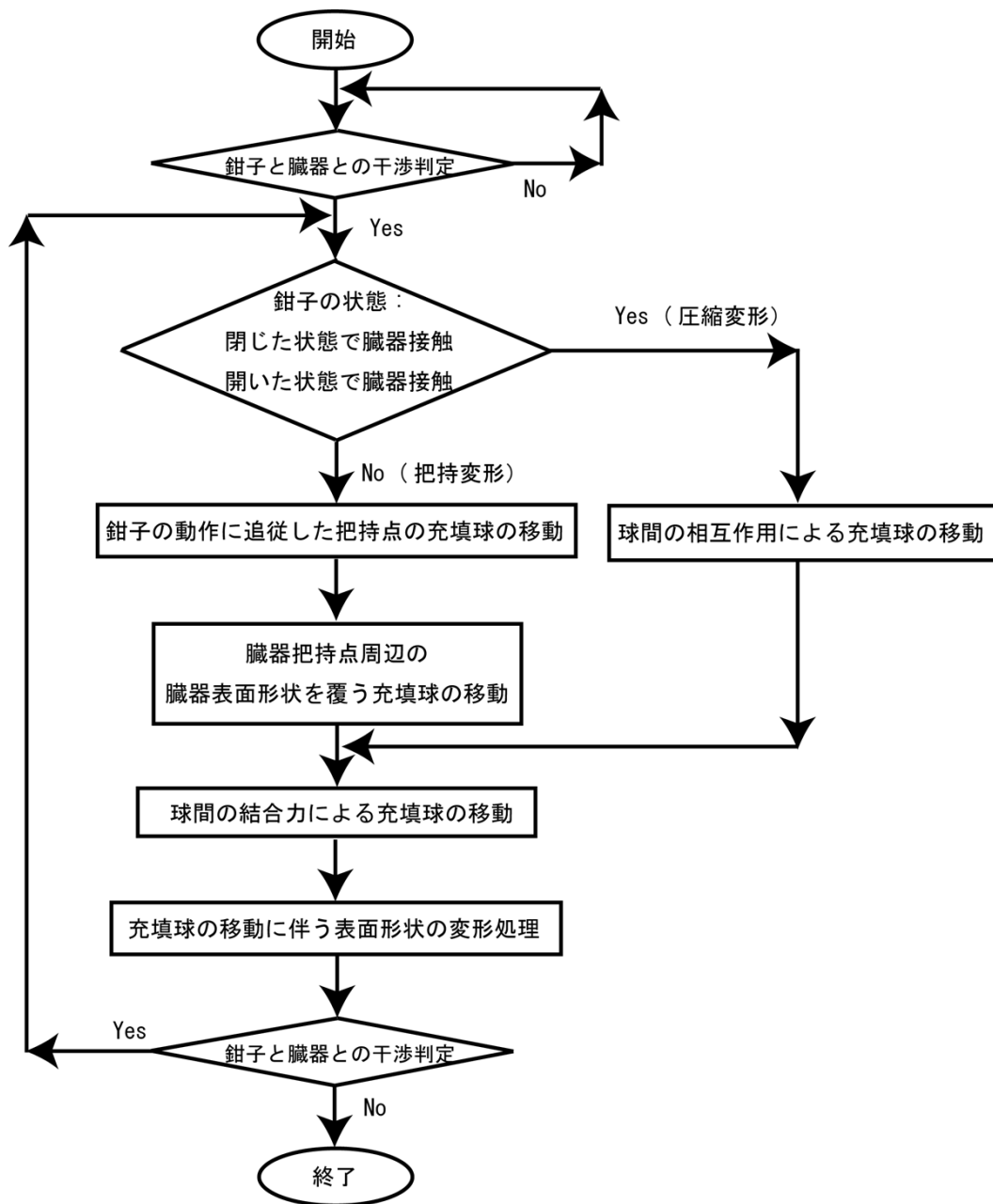


図 3-1 圧縮変形，把持変形処理のフローチャート。

とし，図 3-2a に示すように，点 F0，点 F1それぞれにおいて充填球群との接触判定を行う．このとき，充填球群の隙間に鉗子先端部が進入してきた場合においても確実に接触判定を行うために，充填球と同じ大きさの球をそれぞれの点に仮想的に配置して接触判定を行った．接触判定処理により臓器と鉗子との干渉が生じたと

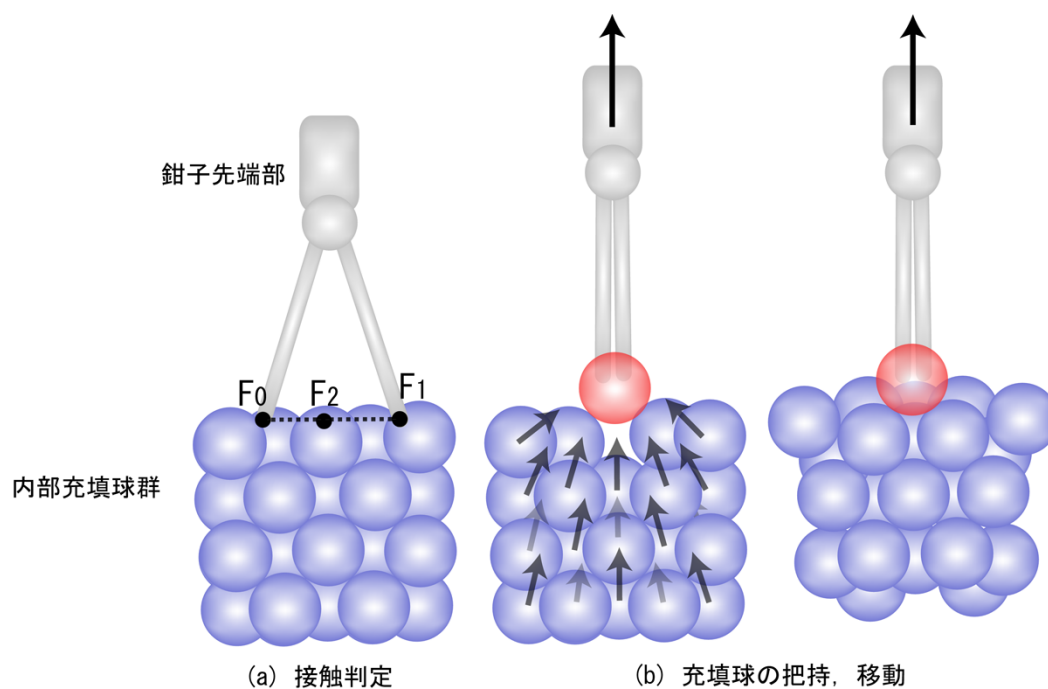


図 3-2 把持変形処理における充填球挙動の概念図．(a)には鉗子と充填球群との接触判定，(b)には充填球の移動方向ならびに移動後の様子を示す．

確認された場合，点 F_2 に対して最近傍の位置にある，あるいは点 F_2 と接触している充填球を算出する．図 3-2b には算出した充填球を赤色表示しており，この球を把持する位置と決定し，球 S_g とする．次に，球 S_g を layer 構造における第 1 層目の球と定義し，常に点 F_2 と同じ位置に移動させる．その後，球 S_g の移動に追従するように，球 S_g から閾値 Th 内に位置する胆嚢表面を形成する充填球群 S_{surf} を移動させる．このとき，胆嚢表面を形成する充填球群は胆嚢を構成する各ポリゴンの重心点から最近傍となる充填球とした．

閾値 Th は layer 構造における変形層を参照して決定し，本研究において変形層に換算して 2 層目領域までの大きさを閾値としたが，変形状態ならびに血管を含む対象臓器に応じて自由に閾値を変更できるようにした．また球群 S_{surf} の移動する大きさは球 S_g の移動量と同じとし，その方向は $S_{surf}S_g$ とした．次に，layer 構造を参照し式 (2-3) のように球間の結合を保つ方向に充填球を移

動させる。このとき，球群 S_{surf} と干渉が生じた場合には，その衝突から跳ね返る方向に球を配置することとし，初期状態で肝臓と接触している球群は移動する球群から除外した。このような充填球群の移動に伴い，式 (2-2) にしたがって表面ポリゴンを移動，変形させることとした。さらに，球 S_g の最大移動量を設定し，臓器の変形する度合を調整することを行った。初期設定ではその移動量は充填球の大きさの 3 倍の移動量とした。

c. 剥離処理

剥離処理とは，左手で胆嚢を把持した状態で肝臓と接触している領域をはがしていき，胆嚢を全切除する処理のことをさす。図 3-3 には剥離処理のブロックダイアグラムを示す。変形前処理としてモデル構築時に肝臓と胆嚢が接触している領域を以下の手法に

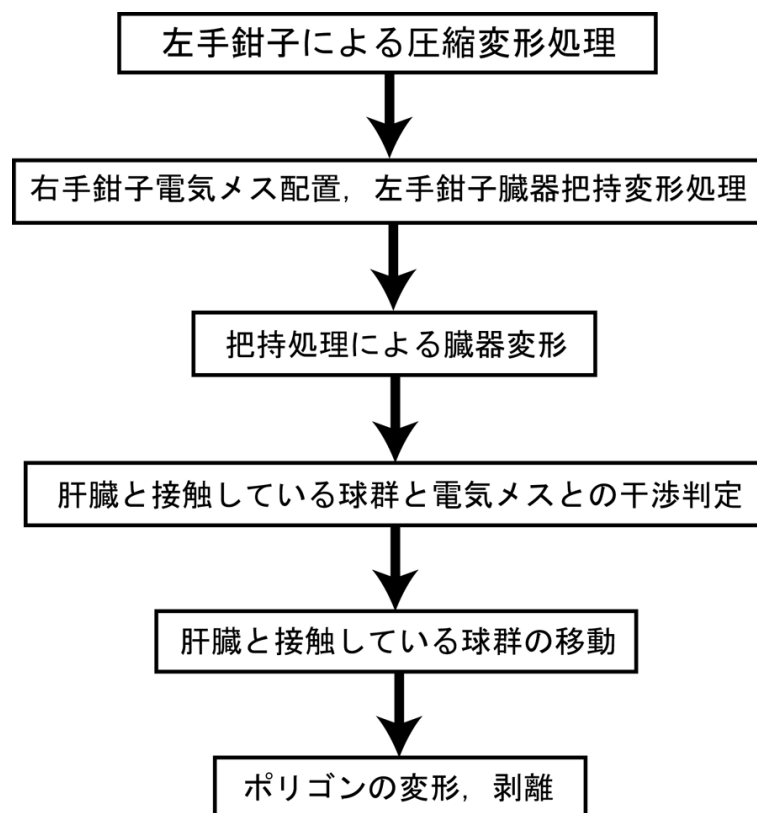


図 3-3 剥離処理におけるブロックダイアグラム。

より算出する。まず，肝臓を構成する充填球群と胆嚢を構成する充填球群との接触判定を行い，干渉が生じている球群のみを算出する。次に，このように算出した球群のうち胆嚢表面を形成する充填球群のみを選択し，最終的にそれらの球群が肝臓組織と接続している領域に配置している球群であるとした。剥離処理には電気メスを使用し，電気メスと胆嚢との接触判定には電気メス上に仮想的に配置した球と充填球との干渉判定により行い，da Vinci™で使用する電気メス先端部は実測で約 16 mm であるため半径 2 mm の球を 4 個配置することとした。電気メスとの干渉が生じた球は，その球の中心から左手鉗子で把持している位置に向かうベクトル方向に移動させ，その大きさは把持した球の移動量に比例することとした。このときの充填球の移動式を一般化すると，式 (3-1) に示すようになる。

$$Sm.cur = Sm.org + k * |Sg.curSg.org| * Sm.orgSg.cur \quad (3-1)$$

ただし， $Sm.org$ ， $Sm.cur$ は電気メスと接触した充填球の移動前と移動後の位置ベクトルをそれぞれ示し， $Sg.org$ ， $Sg.cur$ は左手鉗子で把持している充填球の移動前と移動後の位置ベクトルをそれぞれ示し，また k は比例定数を示す。

電気メスと充填球との干渉がなく，左手鉗子との干渉も生じていない場合には，把持ならびに剥離処理時に移動している充填球が任意の位置に戻るような変形処理が必要となる。このとき，肝臓と接触している充填球が電気メスと接触をしなかった場合，胆嚢と肝臓との力の釣り合いには変化が生じないと考え，初期状態の充填球のそれぞれの位置に収束することとした。肝臓と接している充填球と電気メスが接触していた場合には，以下の手法を取り入れた。

まず，胆嚢が肝臓と接している充填球数に応じた分割数にて胆嚢の外接直方体を体軸方向に平行になる方向に分割する。次に分

割領域に位置する肝臓と接している胆嚢充填球を算出し，それぞれの領域における変形前状態での個数を記録する．同時に，胆嚢の各充填球がどの分割領域に属するかをデータベース化する．これらの処理は，変形前処理としてモデル構築時に行うこととする．電気メスと接触した充填球は，剥離され肝臓との釣り合いが保てなくなるため，重力の働く方向にたれ落ちるように変形すると考えられる．そのため，電気メスと充填球が接触した場合には，接触した充填球がどの領域に属するかを計算し，その球が肝臓と接している状態にある充填球である場合には，変形前にデータベース化した肝胆の接面に位置する球個数から領域ごとに減算して，たれ落ちる割合を算出することとした．式 (3-2) にはその割合を示す式を示す．

$$t[\text{region}] = 1.0 - \text{contactwithLiver}[\text{region}].\text{cur} / \text{contactwithLiver}[\text{region}].\text{org} \quad (3-2)$$

ただし，region は胆嚢を分割する領域のインデックスを示し，contactwithLiver[k].org, contactwithLiver[k].cur は領域 k における肝臓領域と接触している胆嚢充填球の初期個数と現在個数をそれぞれ示している．このような充填球の挙動に追従して式 (2-2) に示すように表面ポリゴンを移動させ，臓器変形を表現した．

3.2.2 仮想空間内手術ロボット操作法

開腹手術を対象とした手術シミュレーションシステムでは，術者の両手の動きを抑制することなく，術野領域を十分にカバーする稼働空間領域を保持する力覚フィードバックデバイスが必要であった．一方，ロボット手術を含め腹腔鏡手術のような内視鏡下手術を対象とした手術シミュレーションシステムでは，限られた



図 3-4 ロボット手術シミュレーションに使用する力覚フィードバックデバイス PHANTOM™の外観と設置状況

領域内で鉗子孔を通した操作を実現する必要があるため，手術ロボットの操作の自由度と同等の自由度をもつ力覚フィードバックデバイスが必要となる．また，本システムでは遠隔地で容易に使用することができ，かつスーパーコンピュータや高性能なワークステーションを使用することなしにパーソナルコンピュータベースで操作を行うことができ，さらには国内外を問わず広く普及しているデバイス，かつ特別な開発システムを必要としないデバイスを選定する必要があり，PHANTOM™ Desktop (SensAble Technologies Inc.) 2台を使用することとした．図 3-4 に実際にシステムに使用しているときの PHANTOM™ の様子を示す．

a. da Vinci™ システムにおける鉗子の操作と PHANTOM™ 操作とのキャリブレーション

da Vinci™ システム外観図と術者操作部を図 3-5 に示す．図中 a には da Vinci™ の術者コンソール部の外観を示し，b,c,d には実際に鉗子

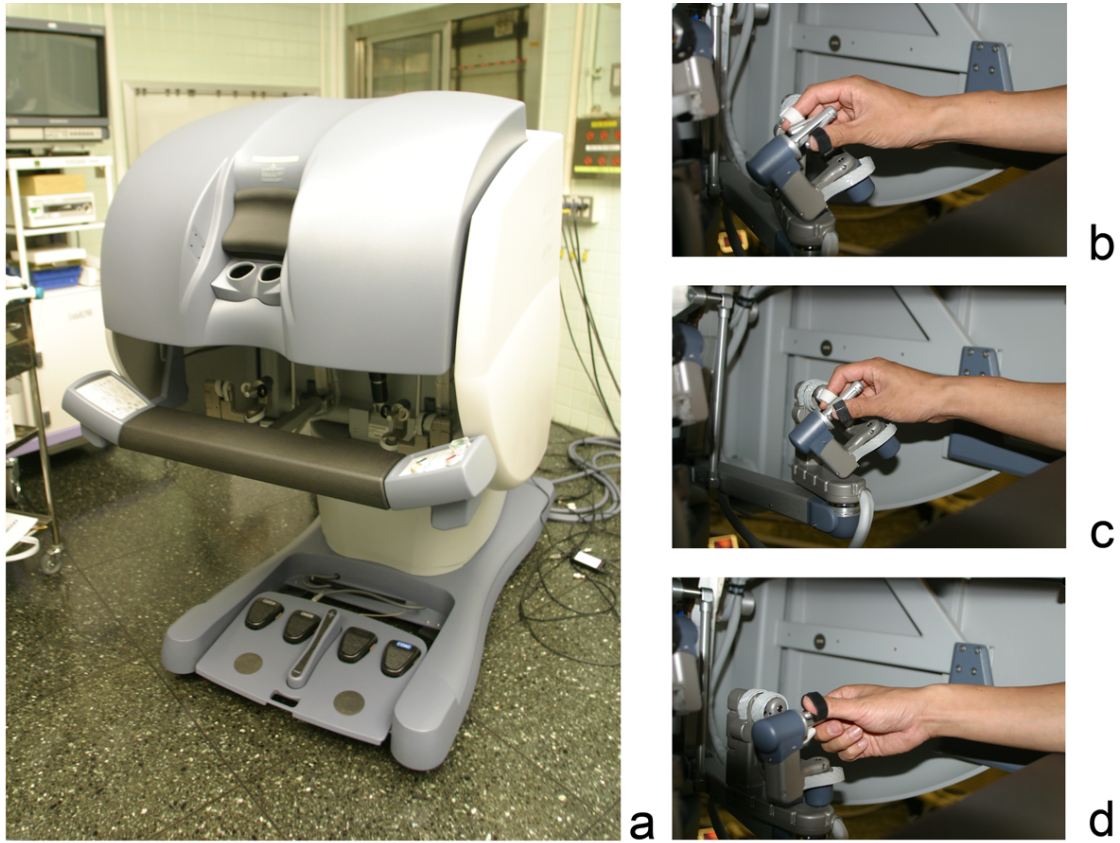


図 3-5 da Vinci™ システムの術者コンソール外観(a) と術者操作部(b,c,d)

を動かしている時の術者の手の動作と機構の様子を示している。これらの図に示すように、術者の指が鉗子先端部の動きと同期されているように、直感的な操作を行うことが可能である。PHANToM™ の場合、得られる値は操作する一点の位置を得ることができるため、図 3-4 に示すように術者が操作するペンの位置と姿勢を算出する必要がある。図 3-6 には da Vinci™ の鉗子と PHANToM™ とのキャリブレーションのための初期位置設定を示す。まず、図に示すように PHANToM™ の初期位置の姿勢からワールド座標系の各軸を設定する。このとき、PHANToM™ の姿勢を得るために、PHANToM™ ペン先の位置を点 $P_0 (P_{0,x}, P_{0,y}, P_{0,z})$ 、PHANToM™ 操作ペン上の任意の点を $P_1 (P_{1,x}, P_{1,y}, P_{1,z})$ となるように決定する。ベクトル P_0P_1 は x 軸に平行になるように設定する。同様に図 3-6 右図に示すように、ロボッ

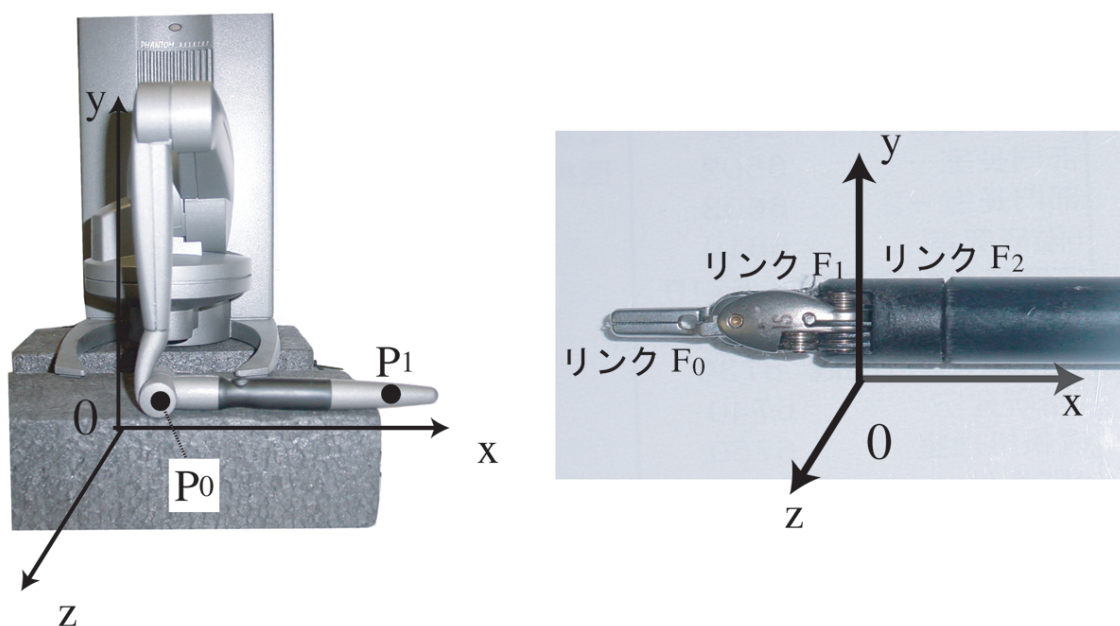


図3-6 PHANToM™ とロボット鉗子とのキャリブレーションのための初期位置設定。

ト鉗子における座標軸を決定する．またロボット鉗子が動作するリンクの位置をそれぞれ， F_0 ， F_1 ， F_2 と定義する．次に，ベクトル P_0P_1 を鉗子の姿勢として扱い，PHANToM™ のペン部分そのものの動きをロボット鉗子の動きと想定し，腹壁で固定される鉗子孔の位置をレジストレーションする．このときロボット鉗子の各リンクは PHANToM™ の姿勢によらずローカル座標系では回転しないものとした．レジストレーション後，PHANToM™ の姿勢から各軸に対する回転角度を算出し，以下のようにキャリブレーションを行う．

・ロボット鉗子リンク F_0 操作のキャリブレーション

まず，図 3-7 にロボット鉗子のリンク F_0 に関するキャリブレーションの様子を示す．ただし，図内の PHANToM™ の姿勢 O ，ロボット鉗子の姿勢 O の状態がレジストレーション終了時の姿勢と仮定する．まず， zx 平面に PHANToM™ の点 P_0 ，点 P_1 を投影し，点 P_0 が原点となる座標軸を考える．次に，現在の操作時の PHANToM™ の姿勢が図 3-7 (1) 内に示す姿勢 a の状態であるとする． zx 平面上で姿勢 O と姿勢 a のなす角度 Φ_0 を算出し，図 3-7 (2) に示すようにリンク F_0 の回転角度と同定した．同様に姿勢 b の状態であるときは，回

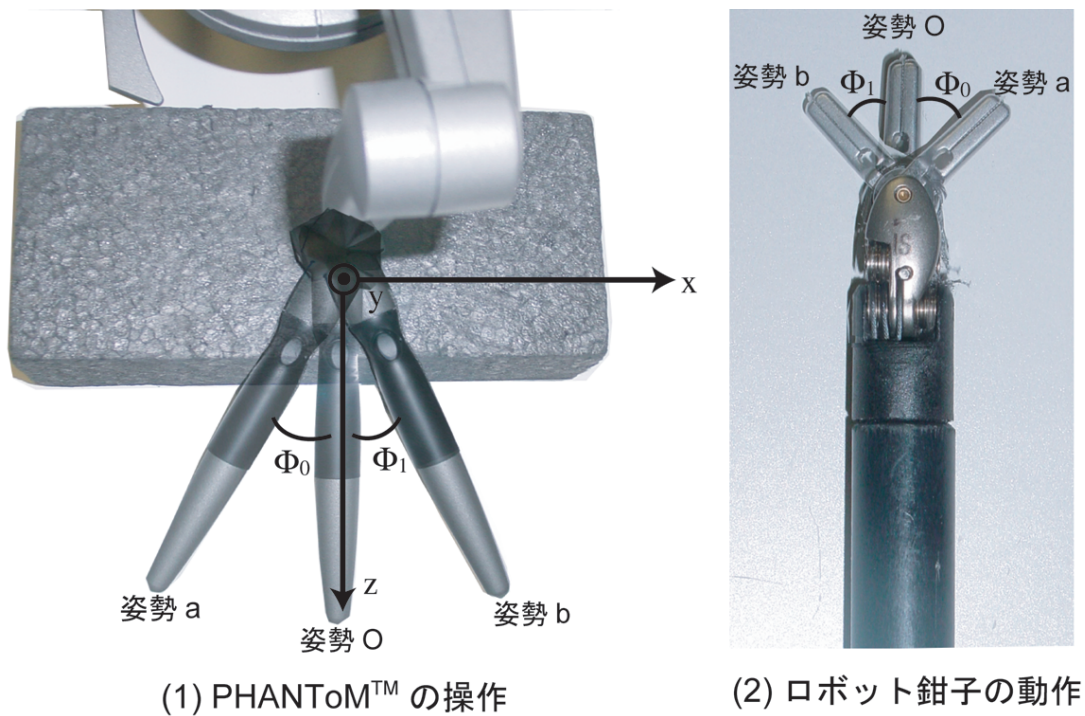


図 3-7 ロボット鉗子のリンク F_0 におけるキャリブレーションによる回転角度の同定

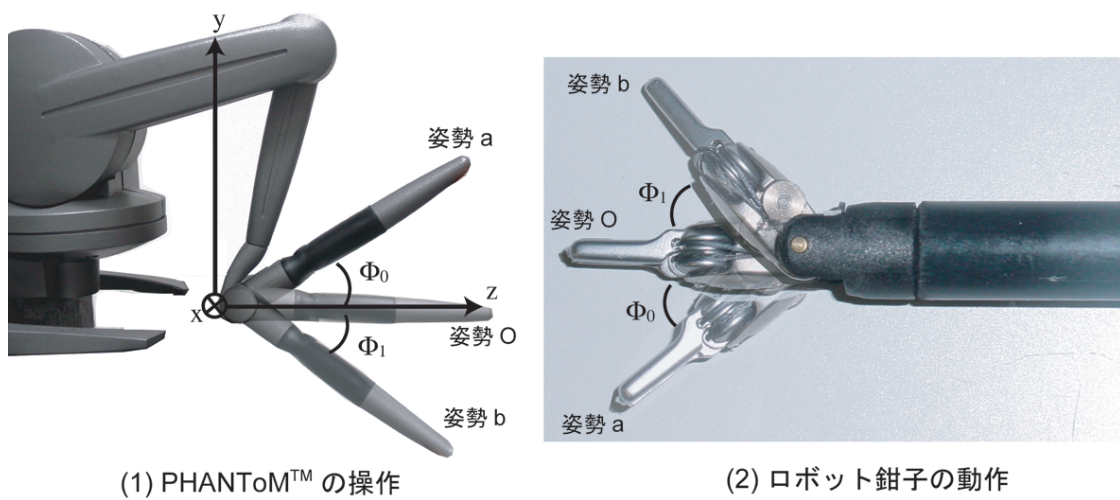


図 3-8 ロボット鉗子のリンク F_1 におけるキャリブレーションによる回転角度の同定

転角度を Φ_1 とした。また，図中 (1) に示す PHANToM™ のそれぞれの姿勢の状態であるときのロボット鉗子の姿勢を図中 (2) に示している。



図 3-9 ロボット鉗子のリンク F_2 におけるキャリブレーションによる回転角度の同定

・ ロボット鉗子リンク F_1 操作のキャリブレーション

図 3-8 にはロボット鉗子のリンク F_1 に関するキャリブレーションの様子を示す。リンク F_1 では、 yz 平面に投影し回転角度 Φ_0, Φ_1 を算出する。ただし、図 3-7 同様、姿勢 0 の状態がレジストレーション終了時の姿勢とする。このとき、リンク F_0 はリンク F_1 の回転角度にも追従して回転を行う。

・ ロボット鉗子リンク F_2 操作のキャリブレーション

図 3-9 にはロボット鉗子のリンク F_2 に関するキャリブレーションの様子を示す。リンク F_2 に関しては、 xy 平面に投影したときの z 軸中心の回転角度 F_0 を算出し、キャリブレーションを行った。このとき、リンク F_0 、リンク F_1 それぞれは回転角度 Φ に追従して回転を行うこととした。また図 3-9 (2) では、同図 (1) 内 z 軸中心に反時計回転を行っているときの様子を a から c の順に時系列に示す。

鉗子全体の姿勢に関しては，腹壁固定点を中心とした回転軸にて鉗子全体が動作するため，以下の手順により鉗子全体の回転行列を導き，移動，回転を表すこととした．まず，図 3-7 および図 3-8 に示す姿勢 0 の状態であるレジストレーション時の PHANTOM™ の点 P_0 ，点 P_1 の位置ベクトルを $P_{0.org}$ ， $P_{1.org}$ ，同様に図 3-7 および図 3-8 に示す姿勢 a（あるいは姿勢 b）の状態である，現在の位置ベクトルをそれぞれ $P_{0.cur}$ ， $P_{1.cur}$ とする．次に，ベクトル $P_{0.cur}P_{1.cur}$ とベクトル $P_{0.org}P_{1.org}$ との回転行列を算出する．このとき，二つのベクトルが互いに近くなると，その外積は小さくなり，正規化する際に潜在的に不安定になり，また二つの平行な単位ベクトルの内積が微小なオーバーフローを起こして 1 よりも大きくなる場合がある．そこで，ベクトル $V_0 = P_{0.cur}P_{1.cur}$ とベクトル $V_1 = P_{0.org}P_{1.org}$ の外積を $crossProduct = (c_x, c_y, c_z)$ とし，クォータニオン $q(q_x, q_y, q_z, q_w)$ ，ベクトル V_0 とベクトル V_1 のなす角度 t ，内積 $dotProduct$ とそれぞれ定義し，クォータニオンにより回転状態を算出することとした．

クォータニオン q の成分 q_x, q_y, q_z の長さは，成す角の半分の正弦に等しく，外積の長さは角度 t の正弦に等しいため，

$$(q_x, q_y, q_z) = (c_x, c_y, c_z) \sin(t/2) / \sin(t) \quad (3-3)$$

となる．ここで半角の公式ならびに円の恒等式から上式右辺は，

$$(c_x, c_y, c_z) \sin(t/2) / \sin(t) = (c_x, c_y, c_z) * \sqrt{((1-\cos(t))/2)} / \sqrt{1-\cos^2(t)} \quad (3-4)$$

となる． \sqrt{a} は変数 a の平方根を表す．

$\cos(t)$ は二つのベクトルの内積に等しく，式 (3-4) を展開すると，

$$\begin{aligned} (q_x, q_y, q_z) &= (c_x, c_y, c_z) * \sqrt{((1-\cos(t))/2)} / \sqrt{1-\cos^2(t)} \\ &= (c_x, c_y, c_z) * 1.0 / \sqrt{2.0*(1.0 + dotProduct)} \end{aligned} \quad (3-5)$$

となり，クォータニオンの角度成分である q_w の導出は，

$$\begin{aligned}q_w &= \cos(t/2) \\ &= \text{sqrt}((1 + \cos(t)) / 2) \\ &= \text{sqrt}(2.0 * (1.0 + \text{dotProduct})) / 2.0\end{aligned}\tag{3-6}$$

となる．

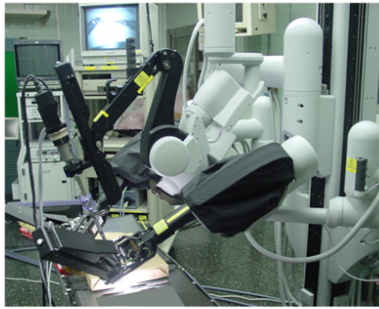
このような鉗子全体の動作，各リンクの動作を親子関係を保ちながら回転行列をそれぞれに乗算させていき，鉗子の動作を，PHANToM™の操作と同定させることとした．また，鉗子の開口，閉口はPHANToM™操作部に備わっている押しボタンにより表現することとした．

b. 鉗子モデル

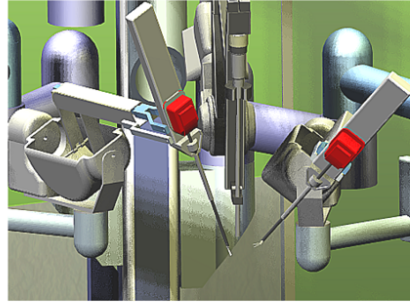
シミュレーションシステムで用いる da Vinci™ システムのデータは，採寸した情報から三次元 CAD データとして再構築した．**図 3-10**には実際のロボット鉗子と三次元再構築した鉗子モデルを示す．**図中**左段には実際の画像を示し，右段には三次元再構築した da Vinci™ モデルを示している．また，**図中** a-1, b-1 には da Vinci™ ロボットアーム全景を示し，a-2, b-2 には Cadiere 鉗子を，a-3, b-3 には LongTip 鉗子を，a-4, b-4 には電気メスをそれぞれ示している．

3.2.3 遠隔手術シミュレーション機能

図 3-11に遠隔手術シミュレーションシステムの概念図を示す．遠隔地の各外科医は，パーソナルコンピュータからシミュレーションセンターにあるビジュアルスーパーコンピュータにアクセスし，任意のトレーニングプログラムを選択してシミュレーションを行



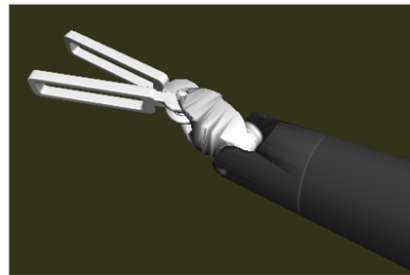
a-1



b-1



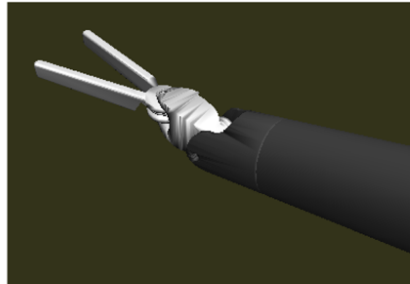
a-2



b-2



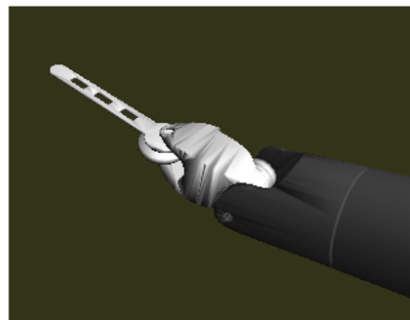
a-3



b-3



a-4



b-4

図 3-10 da Vinci™ システムとその CAD データ . a-1, b-1 には da Vinci™ の全景を示し , a-2, a-3, a-4 と順に Cadiere 鉗子 , Long Tip 鉗子 , 電気メスをそれぞれ示す .

う。また、同じプログラムを複数の遠隔地でセンターを介して共有する機能を備えることとした。センターと遠隔地各拠点との通信回線には、近年急速に普及をしはじめているブロードバンド回線を用いることとした。

遠隔地からのシミュレーションデータの受信方式には、遠隔地からのサーバリモートログインし PC-Xサーバを利用した方式（以下、PC-X通信方式）と、ユーザ認証後シミュレーションに使用する患者データをダウンロードし、サーバ上のプログラムと遠隔地側のプログラムによるデータ通信を行う方式（以下、イベントデータ通信方式）の二通りを検討した。図 3-12 には、システム構成 (a) ならびにイベントデータ通信方式によるユーザ認証ならびに患者データ通信機能のプロトコル構成を同図 b に示す。

PC-X通信方式では、まず遠隔地のパーソナルコンピュータの PC-

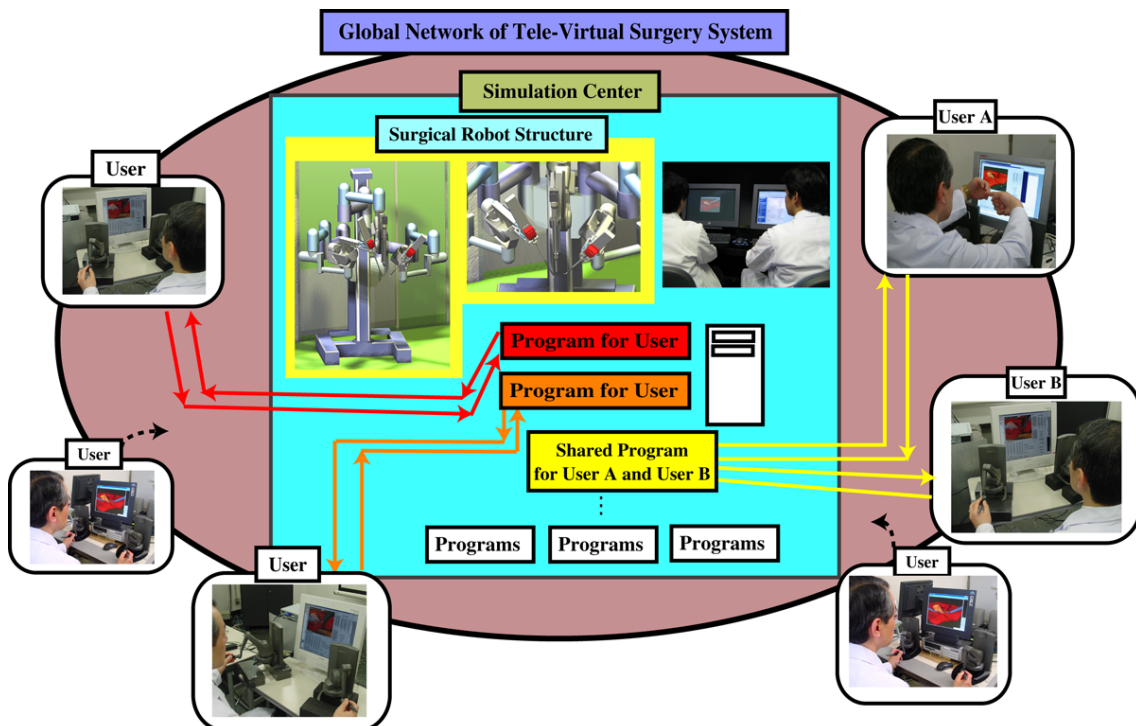
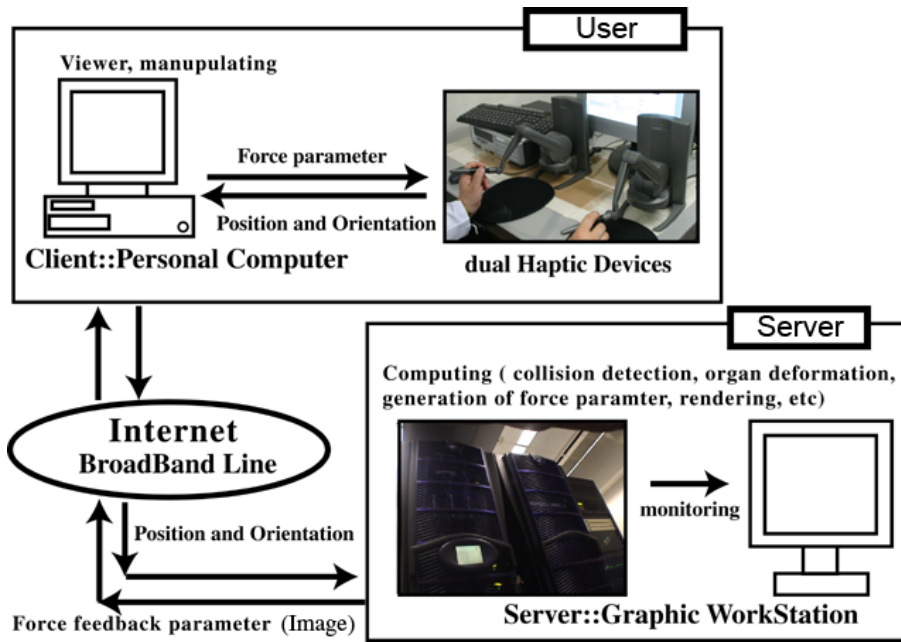
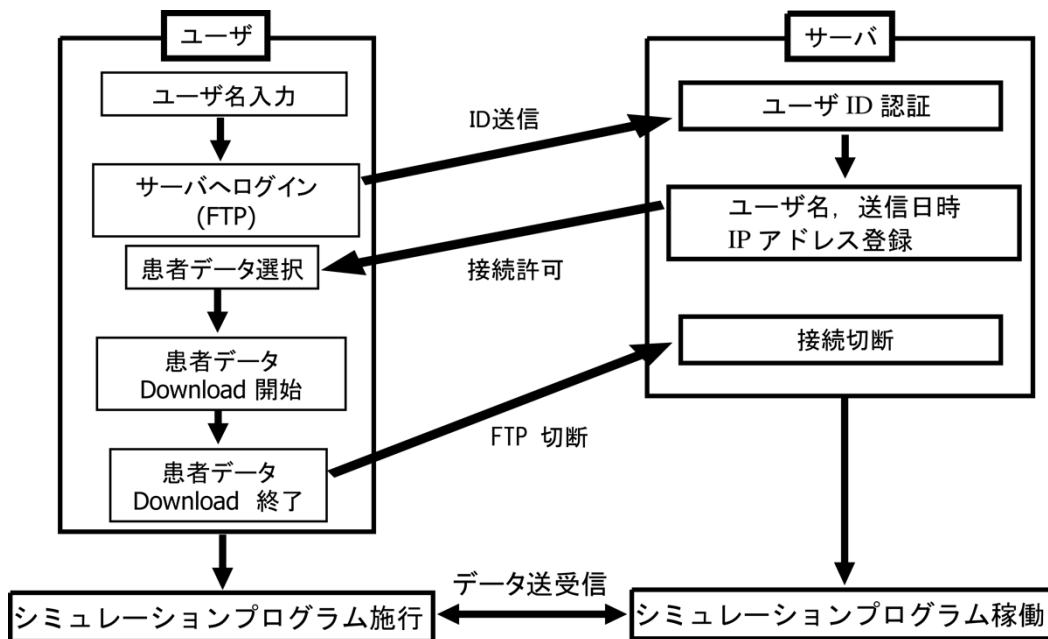


図 3-11 遠隔手術シミュレーションシステムの概念図。センターと各ユーザはブロードバンド回線で接続され、センターにあるトレーニングプログラムにアクセスし、シミュレーションを行う。



a



b

図 3-12 システム構成(a)ならびにユーザ認証とデータダウンロード方式におけるデータ配信プロトコル(b) .

Xアプリケーションからサーバ側のビジュアルスーパーコンピュータにリモートログインを行う。このとき、情報の機密性を考慮しsshプロトコルを用いたリモートログインを行う。ユーザ認証後、任意のトレーニングプログラムを選択し実行する。遠隔地からは使用者が操作する PHANToM™ の位置と姿勢のみのデータをサーバ側に送信する。サーバ側は受信したデータをロボット鉗子の位置と姿勢に変換し、臓器との干渉に応じて力覚パラメータを遠隔地に送信し、サーバ側は処理したフレームバッファを遠隔地のパーソナルコンピュータに表示する。

イベントデータ通信方式では、まず遠隔地からユーザIDをサーバへ送信し、サーバでは事前に登録を行っているユーザIDのみからの受信を許可する。ユーザID認証後、サーバ側のビジュアルスーパーコンピュータにリモートログインを行い、シミュレーション用に公開しているトレーニングデータをFTPプロトコルを用いてダウンロードを行う。このときサーバ側はユーザID、データアクセス日時、遠隔地パーソナルコンピュータのIPアドレスを登録し、システムアクセス者データベースを作成することとした。ダウンロード終了後、サーバ、遠隔地でそれぞれシミュレーションプログラムが稼働し、PC-X通信方式と同様に、ロボット鉗子の位置と姿勢を遠隔地からサーバ側へ送信し、サーバ側は受信したデータから臓器との干渉に応じて力覚パラメータを遠隔地に送信することとした。ただし、この方式では、サーバ側が処理するフレームバッファは遠隔地には送信せず、遠隔地のパーソナルコンピュータにより描画処理を行うこととした。

胆嚢摘出術では、鉗子と肝臓との接触をできるだけ避けた鉗子操作が必要であるため、本システムにおいて鉗子と肝臓が接触した場合には警告音により使用者に提示する機能を付加した。またトレーニングプログラムとして、シミュレーションを行う手術手技の点数を使用者に提示することとし、肝臓と鉗子との接触、さ

らには鉗子同士の接触に応じて点数を減算させていき，直感的にその手術手技の技量を提示する機能を付加した．

3.3 軟組織モデル変形評価とシミュレーションシステムによる手術操作評価

3.3.1 体積誤差指標によるモデルの変形評価法

構築した臓器モデルの変形状態の定量評価として，体積誤差指標を取り入れた．半径 1.0 mm (充填球数 3273 個)，半径 1.5 mm (充填球数 967 個)，半径 1.8 mm (充填球数 566 個)，半径 2.0 mm (充填球数 416 個)それぞれの充填球を用いたときの表面変位量と体積誤差率との関係を算出し，評価を行うこととした．体積誤差の算出方法は第 2 章で記した同様の手法を用いた．

3.3.2 手術操作評価法

手術ロボットをはじめとした新しい治療機器が登場する一方で，その従来法と比較した利点，課題の定量的解明については，操作性，安全性，経済性のいずれの評価においても標準的な方法がなく，手術操作のトレーニング，評価指標を検討した研究が行われている [52]-[55]．da Vinci™を用いたトレーニングプログラムにおいて，把持，切開，結紮，連続縫合などの指標は，ロボット手術に必要な手技の習得及びその上達に関して十分有効であることが示されている [55]．これらの指標はすべて「正確な位置を把持する」操作から成り立つ．そこで，シミュレーション操作の精度評価として，ロボット鉗子モデルの操作における把持する位置の正確さの評価を行い，トレーニングシステムとしての有用性を検討した．

図 3-13 にシミュレーションで使用する胆嚢モデル上に指定した 5 つの把持指定点を黄色球（半径 2.0 mm）で示す。図のように，胆嚢の中心位置（点 1）を把持する操作を Task 1，点 2 を把持する操作を Task 2 とし，順次点 n に対する操作を Task n とする。各 Task における把持点と指定点との誤差を算出した。被験者は PHANToM™ 操作に慣れかつ本システムを 15 分以上事前に操作した経験を持つ消化器外科医 5 名，各 Task について 5 回行うこととした。把持する各点は，胆嚢表面，肝臓と接している点，血管処理が必要となる点を考慮して決定した。精度評価の指標として，各実験値の平均値および標準偏差を求め，被験者間，Task 間，および被験者と Task の組み合わせの違いによるデータのばらつきを，二元配置分散分析 (Two-way ANOVA) により検定した。

さらに，da Vinci™ を使用して図 3-13 で指定した特徴点群と同等の

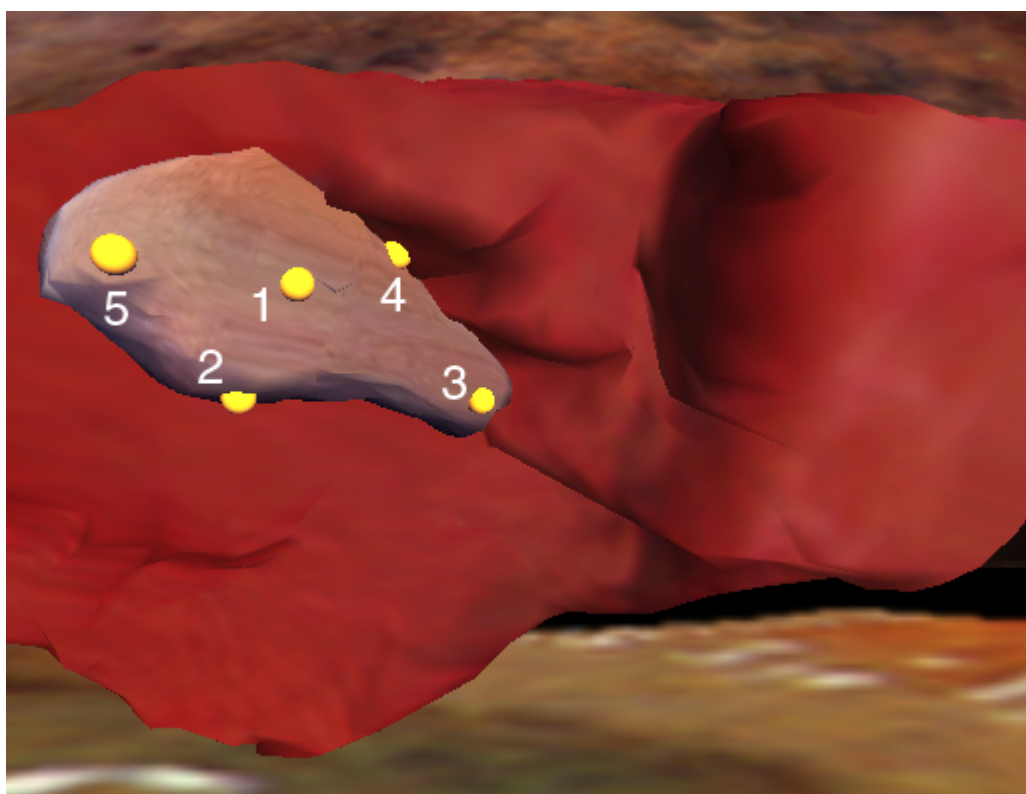


図 3-13 シミュレーション操作性の評価のための胆嚢上の把持指定点(1-5)の様子。

位置となるように，従来の da Vinci™ トレーニングプログラムで使用する胆嚢ファントム上にマーカを配置し，実際の術場においてもシミュレーションと同様の操作を行うことにより，術場とシミュレーションによる手術操作の比較を行った．図 3-14 には手術環境にて da Vinci™ を用いた評価実験の様子を示す．図中 a には術者コンソールを示し，b には実際の操作状況の様子を示す．

3.4 結果

3.4.1 ロボット鉗子操作のキャリブレーション結果

図 3-15 に PHANToM™ とロボット鉗子のレジストレーションの様子を示す．図 3-15a-1, b-1 には初期状態の PHANToM™ とロボット鉗子それぞれを示し，図 a-2, b-2 にはロボット鉗子のレジストレーションの様子を示している．なお，レジストレーション完了と同時に鉗子の色を変化させて術者に提示することとした．

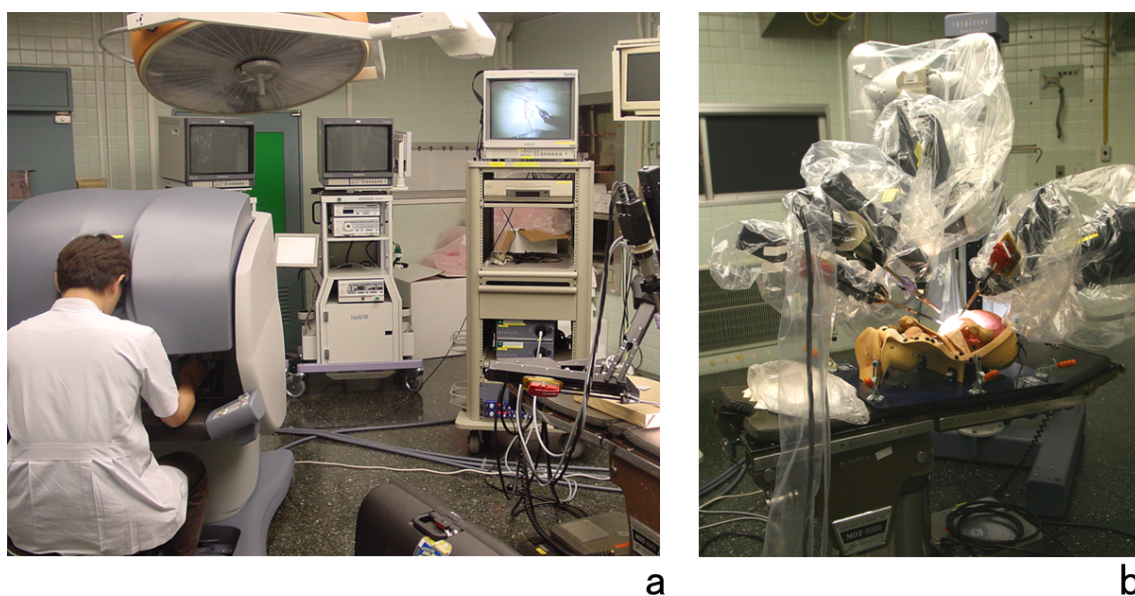


図 3-14 da Vinci™ を用いて実際の手術環境における胆嚢ファントム特徴点把持評価の様子．

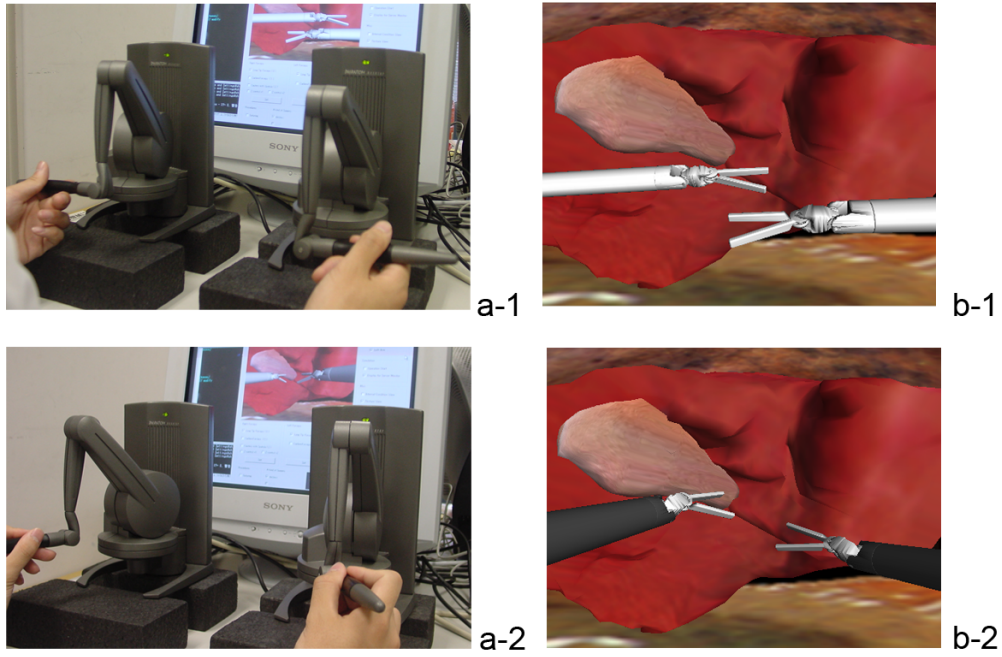


図 3-15 PHANToM™ とロボット鉗子のレジストレーションの様子．図内左段には PHANToM™ の実際の操作を示し，右段にはロボット鉗子の動作の様子を示す．

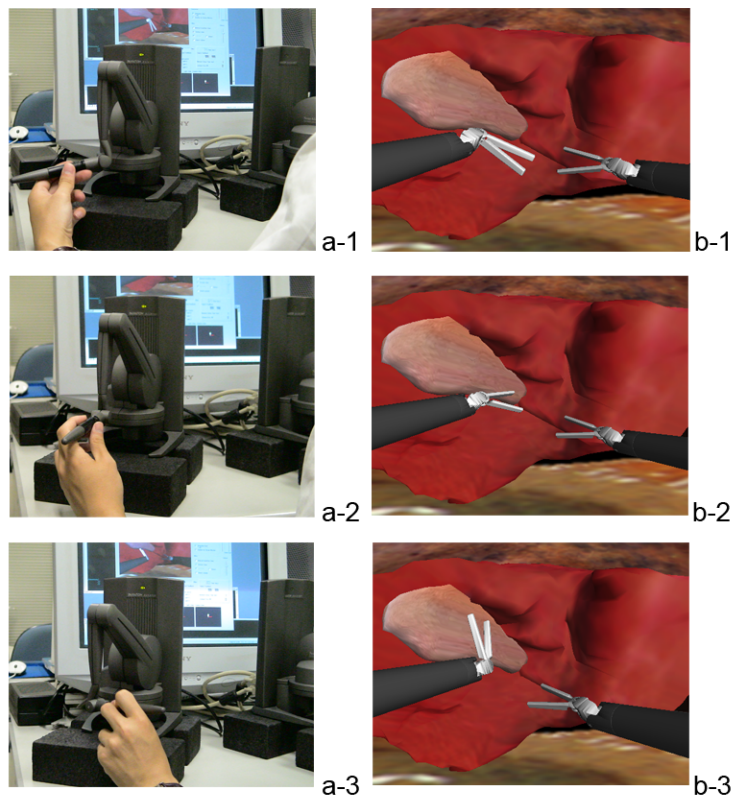


図 3-16 ロボット鉗子リンク F_0 における PHANToM™ 操作部の操作とロボット鉗子の操作のキャリブレーション結果．

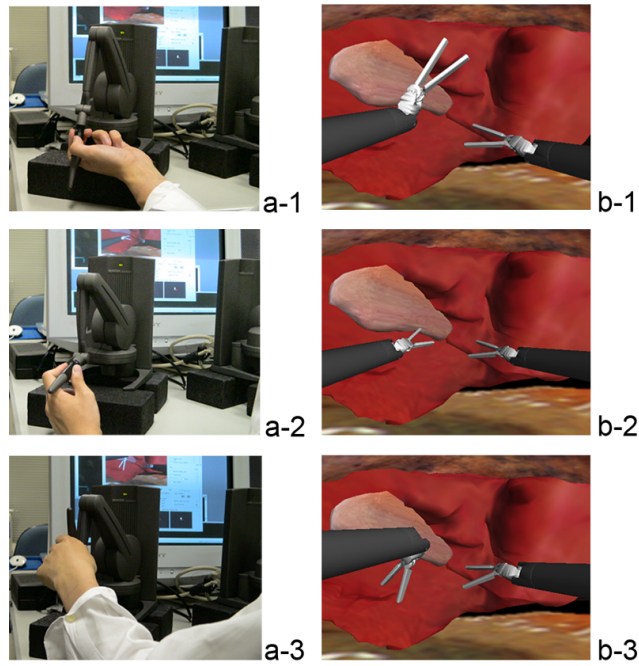


図 3-17 ロボット鉗子リンク F_1 における PHANToM™ 操作部の操作とロボット鉗子のキャリブレーション結果 .

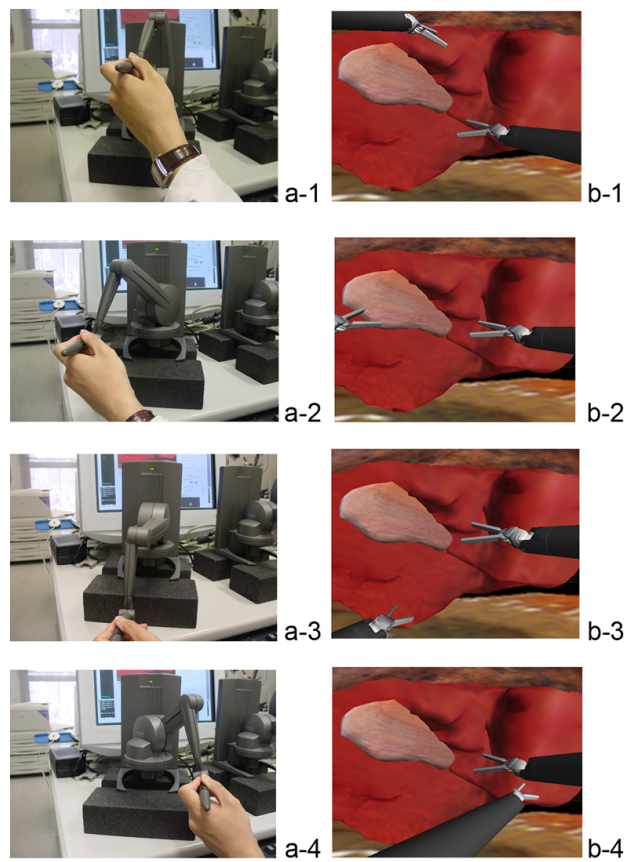


図 3-18 腹壁固定点を中心とした PHANToM™ の操作に応じたロボット鉗子全体の動作 .

図 3-16 から 図 3-18 に PHANToM™ 操作部の操作とロボット鉗子の操作の様子を示す。図 3-16 には図 3-6a に示す鉗子のリンク F_0 の動作の様子を示し、図 3-17 にはリンク F_1 、図 3-18 には腹壁固定点を中心としたロボット鉗子全体の動作をそれぞれ示している。いずれの図において、左段が PHANToM™ を実際に操作しているときの様子を示し、右段にロボット鉗子の動作の様子を示している。またこれらの図ではすべて左手ロボット鉗子におけるキャリブレーション結果を示しており、右手ロボット鉗子においても同様の結果を得ることができる。

3.4.2 胆嚢モデルの変形処理結果

図 3-19 には胆嚢モデルの圧縮変形処理の様子を示す。図 3-19a-1, a-2 では右手ロボット鉗子にて胆嚢を圧縮しているときの様子を示し、図 3-19b-1, b-2 では左手ロボット鉗子、図 3-19c-1, c-2 では両手ロボット鉗子での胆嚢圧縮変形の様子を示している。ロボット鉗子先端部を中心としたその周辺部が変形している様子が観察することが可能である。また図中左段は鉗子先端部を開口した状態での変形の様子を示し、図中右段には鉗子先端部を閉口した状態での変形の様子をそれぞれ示している。

図 3-20 には把持変形処理結果を示す。図 3-20a-1 には右手ロボット鉗子にて胆嚢を把持しているときの様子を示し、図 3-20a-2 には左手ロボット鉗子にて胆嚢を把持しているときの様子、図 3-20b-1 には右手ロボット鉗子にて胆嚢を把持し、左手ロボット鉗子にて圧縮しているときの様子、さらに図 3-20b-2 には左手ロボット鉗子にて胆嚢を把持し、右手ロボット鉗子にて圧縮しているときの胆嚢変形の様子を示している。

図 3-21 には左手ロボット鉗子にて胆嚢を把持し、右手ロボット

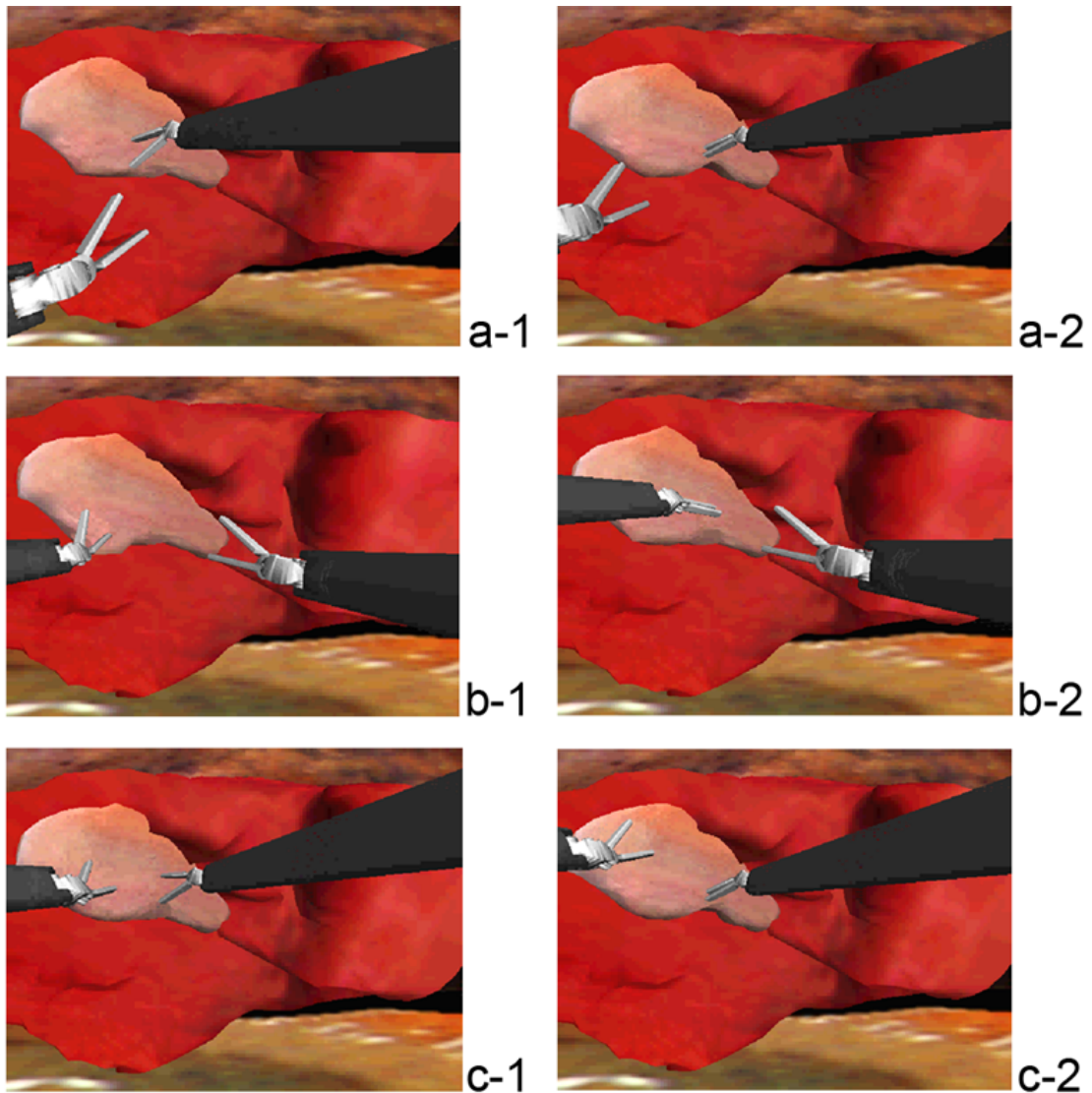
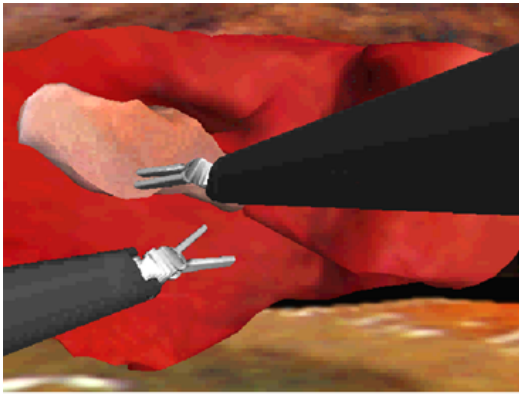


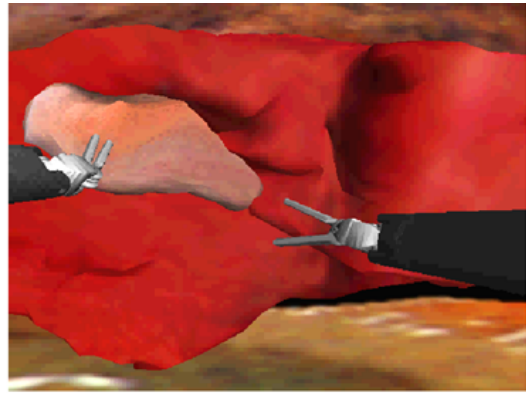
図 3-19 胆嚢圧縮変形の様子．図内左段には鉗子先端部を開口した状態での変形の様子を示し，図内右段には鉗子先端部を閉口した状態での変形の様子をそれぞれ示している．

鉗子にて胆嚢を剥離しているときの様子を示す．図 3-21a から図 3-21l の順に時系列に剥離処理時の胆嚢変形の状態を示している．このとき前述したように肝胆間の境界地域にある胆嚢充填球の個数に応じてその変形状態を表現している．

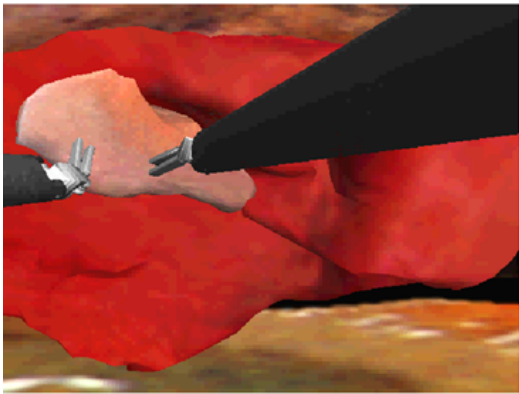
図 3-22 には変形処理を行う前の肝胆間の境界領域にある胆嚢充填球を示す．図中 3-22a には胆嚢充填球の様子と外接直方体分割領域を示し，図中 b には肝胆間の境界充填球を示している．また，



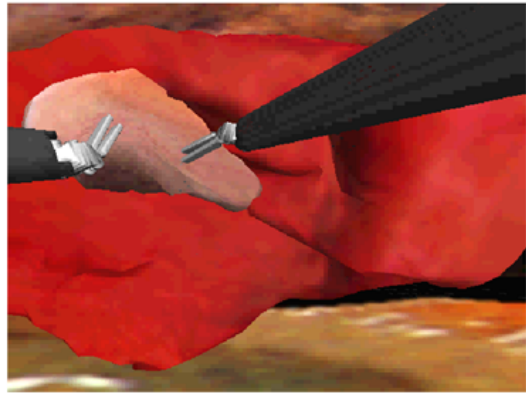
a-1



a-2



b-1



b-2

図 3-20 胆嚢把持変形の様子．図中a-1,a-2 にはそれぞれのロボット鉗子にて把持しているときの胆嚢変形の様子を示し，b-1,b-2 には片方のロボット鉗子で把持し，一方の鉗子で圧縮しているときの胆嚢変形の様子を示している．

図中 c には画面右側が x 軸正，上側が y 軸正の方向とし，xy 平面に投影したときの境界充填球の様子を示している．このとき各領域における境界充填球数は A から順に 5 個，45 個，67 個となった．

図 3-23 には胆嚢摘出術のシミュレーションを行ったときの様子を示す．図では a から h の順に時系列にシミュレーションの状況を示している．さらに，電気メスとの接触状況に応じて，肝臓と胆嚢が接触していた肝臓表面のポリゴン色を変更し，接触領域を表現している．

このようなシミュレーションを，スタンドアローン環境下では

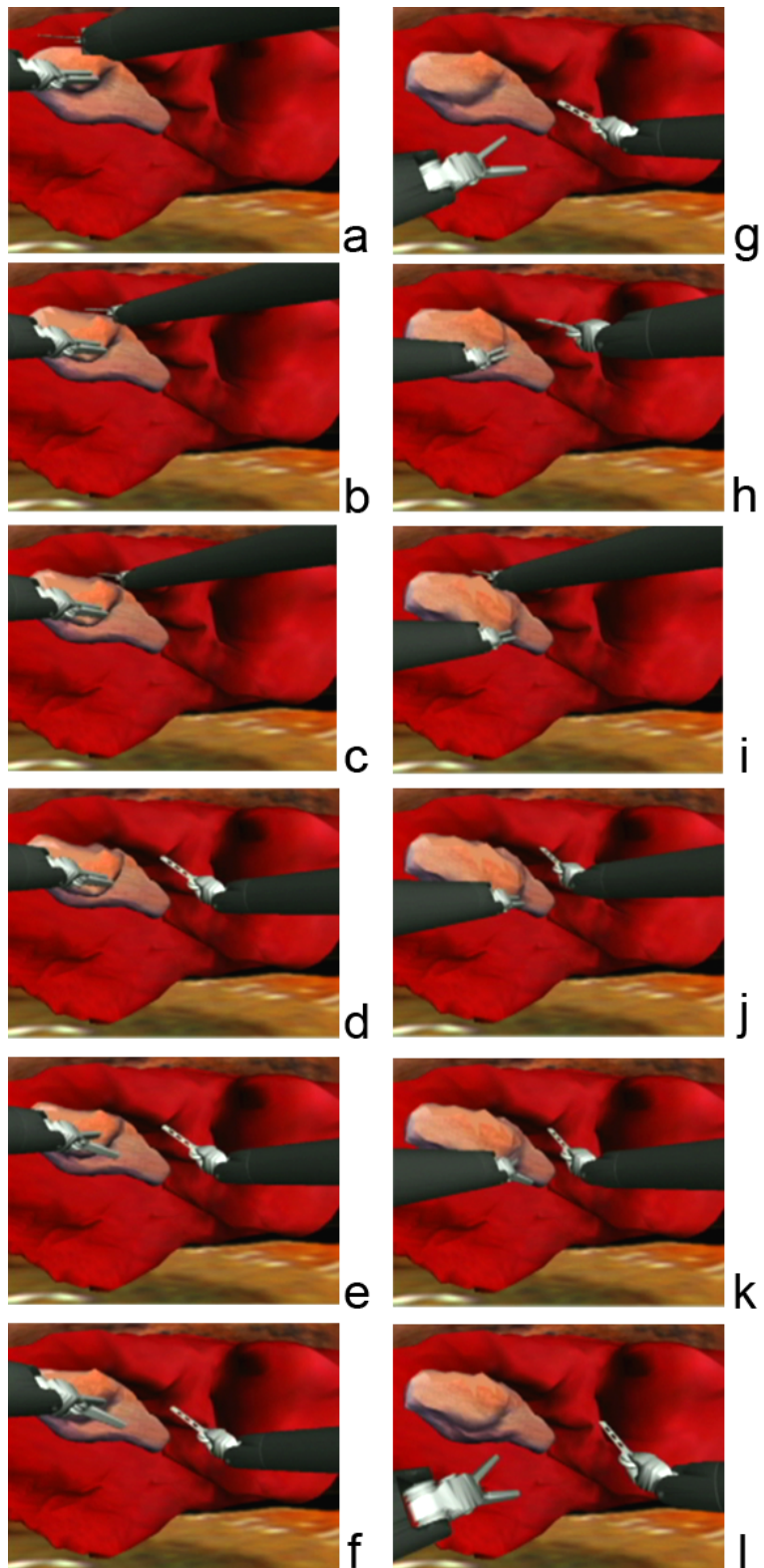


図 3-21 剥離処理時の胆嚢変形の様子．図では a から l の順に時系列に変形の様子を示している．

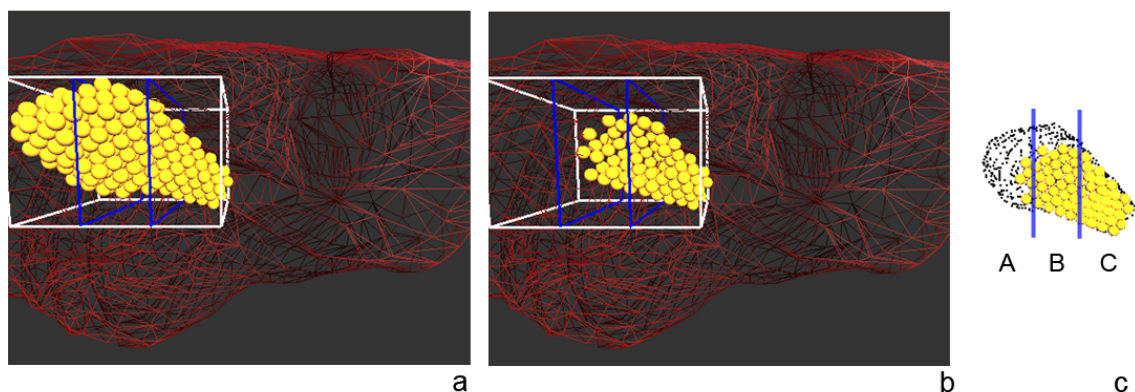


図 3-22 肝胆間境界領域に属する胆嚢充填球の様子。a には胆嚢の外接直方体とすべての胆嚢充填球の様子を示し、b には肝臓との境界領域に属する胆嚢充填球を示し、c には二次元平面に投影したときの各領域の充填球の様子を示す。

約 30 Hz のビジュアルフィードバックと二台の力覚フィードバックデバイスへのハプティックフィードバックは約 1,000 Hz で処理を行うことが可能であることを確認した。

3.4.3 遠隔手術シミュレーションの実行結果

図 3-24 に PC-X 通信方式にて東京（東京慈恵会医科大学，狛江市）と福岡（九州大学，福岡市）におけるシミュレーション実験を行ったときの様子を示す。その結果，約 12 Hz のビジュアルフィードバックでシミュレーションを実行することが可能であった。このとき，ユーザ側からサーバ側の遅延時間は ping コマンドで約 25 msec であった。

図 3-25 にはイベントデータ通信方式におけるユーザ認証，シミュレーションデータダウンロード画面，さらにシミュレーション実行のために作成したグラフィカルユーザインターフェース (Graphical User Interface, GUI) を示す。図 3-26 には，2 点間の遠隔地での遠隔手術シミュレーションを行ったときの様子を示す。通信はイベントデータ通信方式により行い，図中 Server 内の System log ウィンドウ

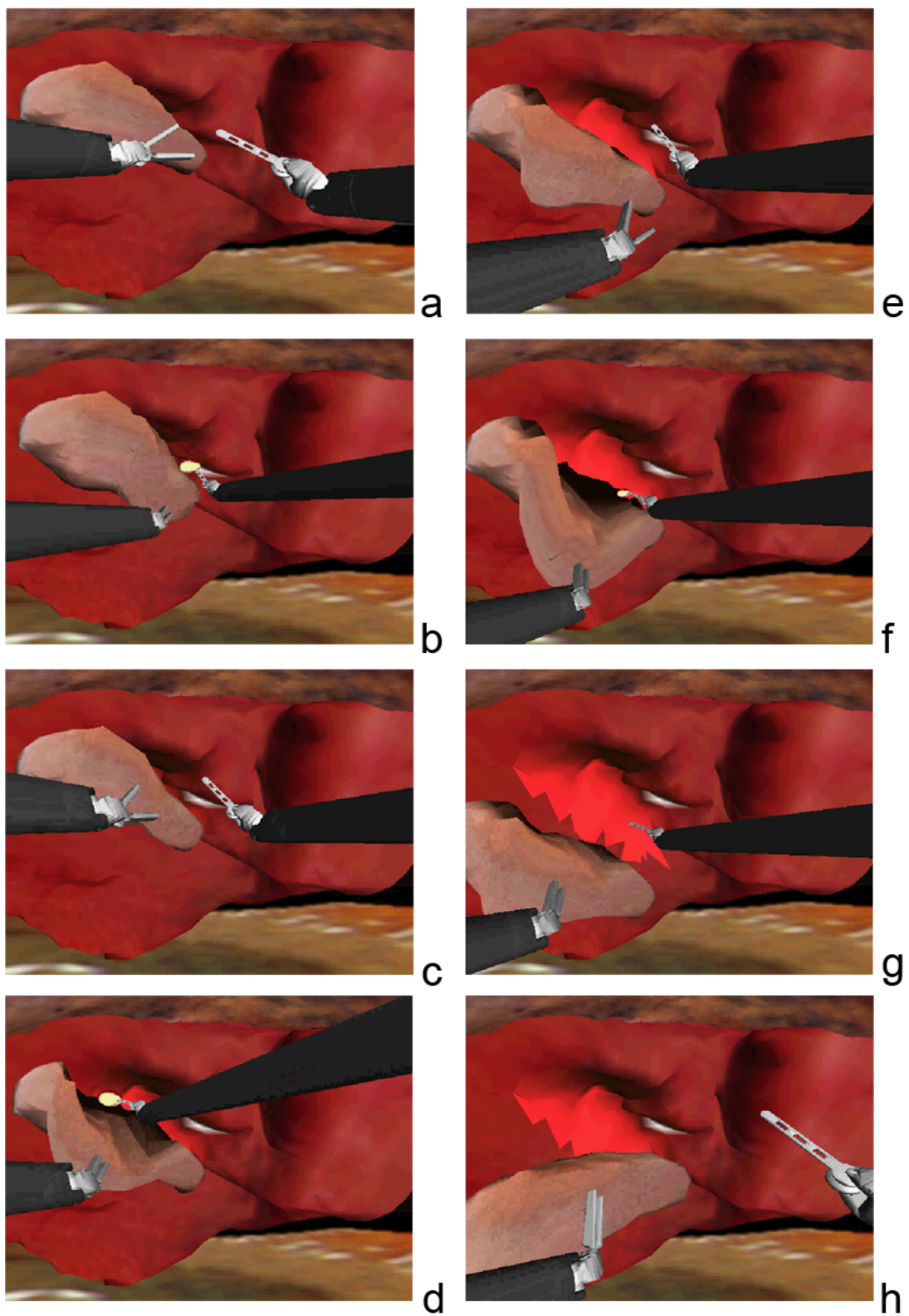


図 3-23 胆嚢摘出術シミュレーションを行っている様子 . a から h に時系列に胆嚢変形の様子を示している .

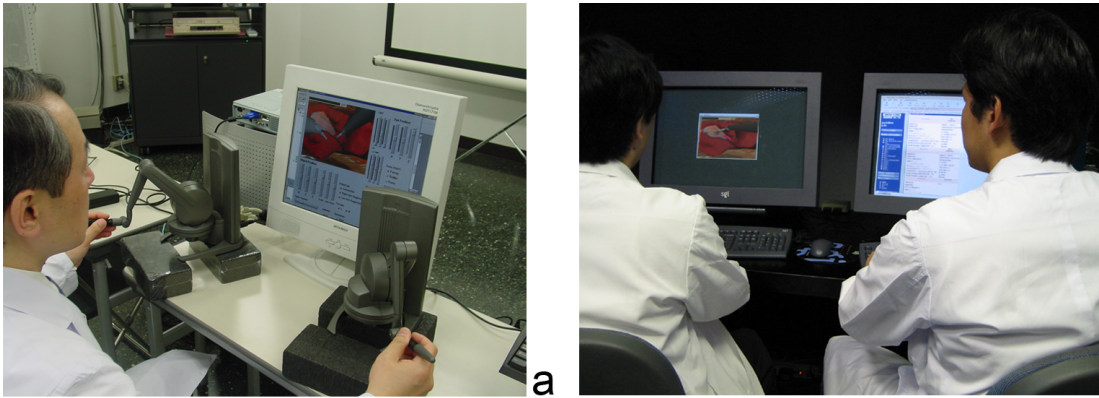


図 3-24 PC-X 通信方式による遠隔手術シミュレーション実験の様子．図中 a がユーザ側（九州大学，福岡市），b がサーバ側（東京慈恵会医科大学，狛江市）を示す．

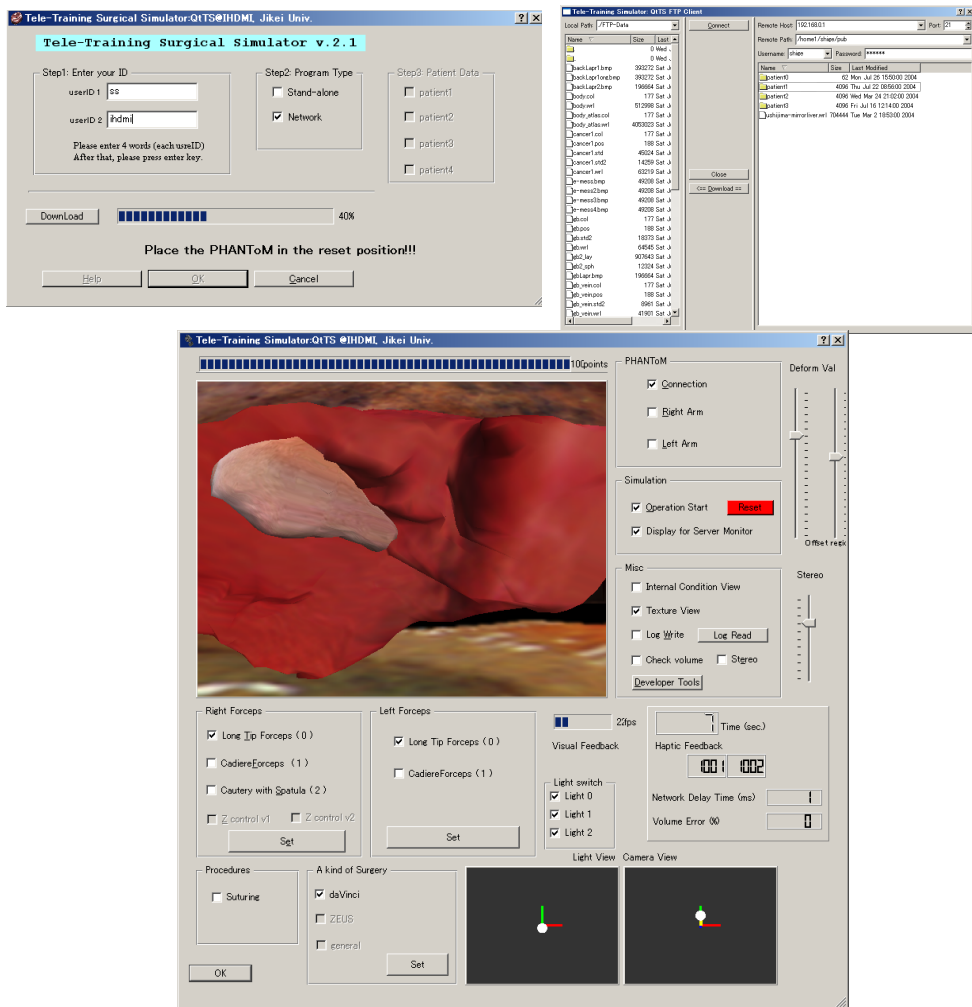


図 3-25 ユーザ認証，シミュレーションデータダウンロード，シミュレーション実行のためのグラフィカルユーザインターフェース．

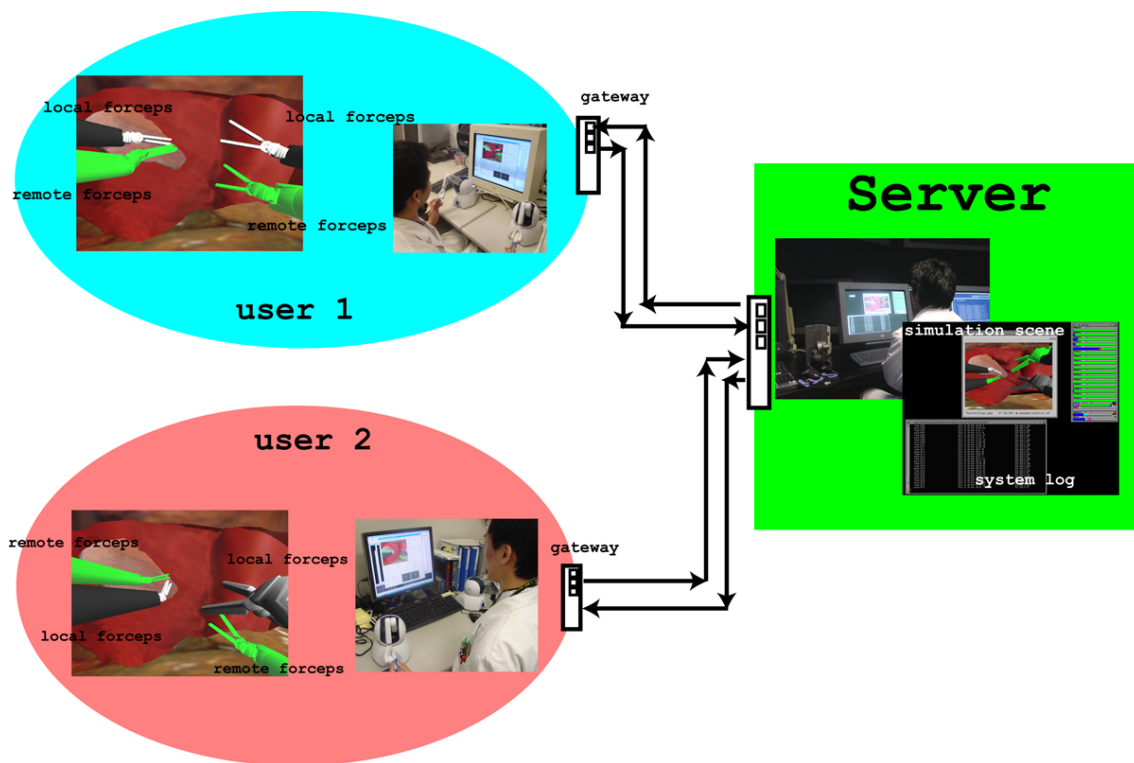


図 3-26 イベントデータ通信方式による 2 点間での遠隔手術シミュレーションシステムの実行の様子。各ユーザでは相手の鉗子の状態を緑色で表示している。

には図 3-25 に示す GUI で入力したユーザ ID や、ログイン時間、遠隔コンピュータ ID (IP アドレスが表示、保存することとした。また、図中各ユーザでは相手の鉗子を緑色で表示し、ユーザ 2 の指導のもとユーザ 1 が手術シミュレーションを行っている様子を示している。

3.4.4 変形状態の定量評価結果と手術操作評価結果

第 2 章同様に、体積変動率による胆嚢モデル変形状態の評価を行った結果を図 3-27 に示す。図では表面変位量と体積誤差率との関係を示しており、充填球の大きさを半径 1.0 mm (充填球数 3273 個)、

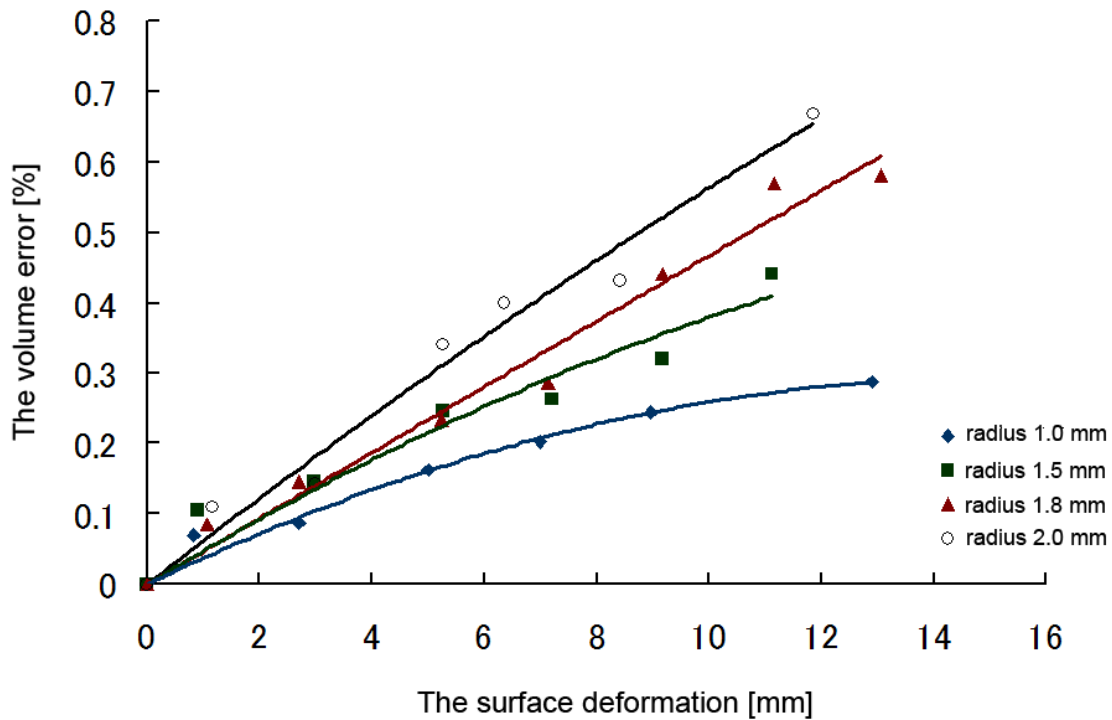


図 3-27 表面変位量と体積誤差率との関係 .

半径 1.5 mm (充填球数 967個) , 半径 1.8 mm (充填球数 566個) , 半径 2.0 mm (充填球数 416個) それぞれでモデリングしたときの圧縮変形時 (n=5) の結果を示している .

各 Task による手術操作評価による計測結果を 図 3-28 に示す . 青色の棒グラフがシミュレーションによる手術操作 , 赤色棒グラフが実際の術場における操作結果を示す . シミュレーションにおける各 Task における計測値は , 1.56 ± 0.04 , 1.56 ± 0.03 , 1.66 ± 0.04 , 1.61 ± 0.07 , 1.52 ± 0.07 (いずれも平均値 \pm 標準偏差) となった . また , 被験者 , Task, およびその組み合わせの違いによる計測値のばらつきは統計学的に有意ではなく (p 値 > 0.05) , 正確な操作が可能であることが示された .

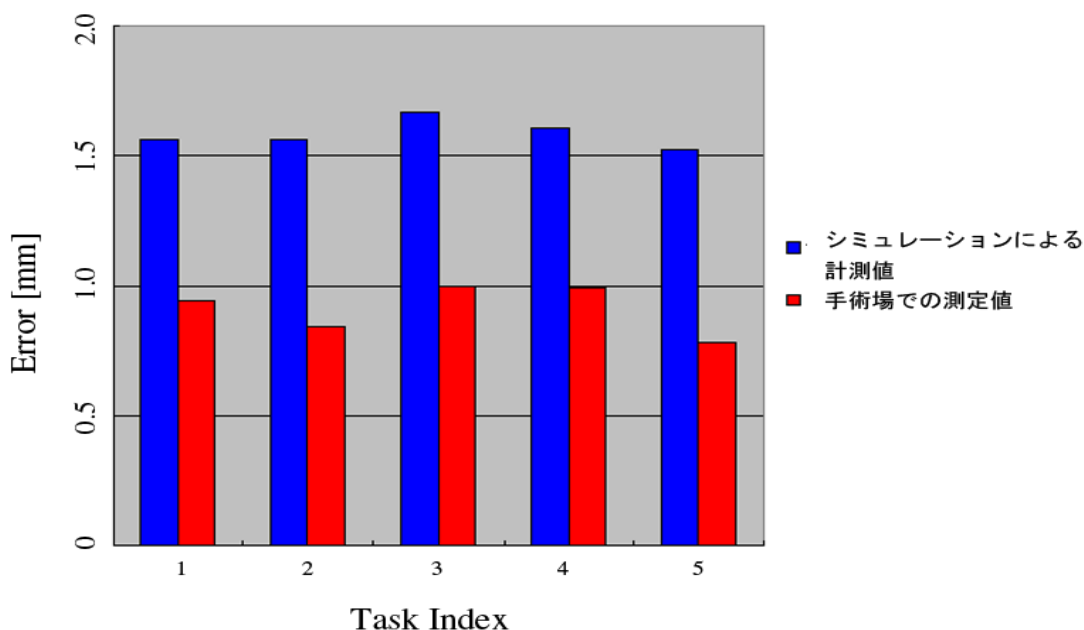


図 3-28 各Taskと被験者ごとの実測値(平均値)と理論値との誤差。

3.5 考察

3.5.1 軟組織モデルの変形とその評価

本研究により，開腹手術のような両手による変形処理と比べて鉗子操作における局所的な軟組織の変形処理を必要とするロボット手術のような腹腔鏡手術において，術中の手術手技に応じた軟組織変形を可能とし，鉗子の先端部の位置に応じた正確なモデル変形を可能とした．また，臓器の柔らかさ，変形の度合いを調整する機能を付加したことにより，臓器特性に適合した軟組織の変形処理を実現することが可能になったと考える．

圧縮変形処理において，鉗子と対象臓器との接触判定には鉗子先端部2点だけでなく鉗子全体との接触判定を行ったことにより，実際の手術と同様な処理を行うことを可能にした．このとき鉗子には仮想的に剛体球を充填させて干渉判定を行ったことにより，ポリゴンによる干渉判定法と比較して高速な干渉判定を実現した

といえる．本システムにおける軟組織モデルの変形限界層は外科医からの臓器変形状態に関する意見により5層として変形処理を行った．変形限界層を第5層とした変形状態では，臓器中央部を圧縮した場合に臓器全体にその外力の影響が伝搬しているかのように臓器全体の変形を表現可能であることを確認した．変形限界層を第3層，第4層，第8層と比較した場合，第3層では鉗子接触部周辺臓器領域のみの変形状態を確認し，より局所的な変形処理が可能であることを確認した．また，第8層の場合では臓器全体に外力の影響が伝搬しているように変形状況を表現することは可能であるが，臓器変形に振動した箇所が生じさらにビジュアルフィードバックが半減することを確認した．一方で，変形限界層が第4層の場合と第5層の場合では目視判断ではその差異を得ることができなかった．そのため，外力伝搬分布図や臓器表面の移動量などを算出，比較し，定量的な評価を行う必要があると考える．

把持変形処理では，図3-2に示す点F2において臓器との干渉判定を行い，把持する充填球とリンクしているサーフェスポリゴン上の頂点が鉗子先端部の位置に従う処理を行ったため，外科医が把持したい位置を正確に把持することを可能にした．また臓器表面形状を形成している充填球群の外力伝搬範囲を決定し，これらの充填球を移動させてから内部充填球の移動処理を行ったことにより，胆嚢摘出術に適合した胆嚢変形処理を実現することを可能にしたと考える．臓器表面形状を形成する充填球群の外力伝搬範囲を調整することにより，肝臓や大血管，胃粘膜などの他の臓器，組織それぞれに適合した変形処理を実現することが可能であると考えられる．また，外科医の意見により鉗子開閉機構には開口，閉口の2通りのみを用いた．しかしながら，本機構では把持する位置において厚みのある把持変形を表現することが困難であったため，今後外科医の操作に応じた開閉状態を再現することが可能

な処理を取り入れていく検討が必要であると考えられる。

剥離変形処理では，左手ロボット鉗子で把持変形処理を行いながら，右手ロボット鉗子で剥離操作を行うことを可能とし，両手鉗子の相互作業による変形処理を実現することを可能にした．また，肝臓と接触している胆嚢領域の充填球を算出し，その接触している充填球の個数に応じた変形処理を行うことを可能とした．その際，重力のはたらく方向を考慮したことにより，図 3-21, 3-23 に示すような実際の臓器変形に近い変形処理を可能としたといえる．

図 3-27 に示すように，いずれの充填球の場合においても体積誤差率として 0.8% 以内で変形状態を表現することが可能であることを確認した．画像更新速度において半径 2.0 mm の充填球を用いた場合にはほぼ 30 Hz (スタンドアローン) で実行することが可能であったが，半径 1.0 mm の充填球では約 12 Hz，半径 1.5 mm では約 20 Hz，半径 1.8 mm では約 27 Hz (いずれもスタンドアローン) と球の充填率に応じて描画更新速度が低下した．本研究では半径 2.0 mm の充填球を適用することとしたが，微小な体積誤差率で変形を表現可能であり，また遠隔地との通信を考慮した結果であると考えられる．

シミュレーションによる手術操作に関して，図 3-28 に示すように統計学的な処理に基づいた結果から，使用者が意図した箇所を正確に把持することが可能であることを確認することができ，トレーニングシステムとしての有用性を確認できたといえる．また実際の da Vinci™ を用いた術場における操作と比較してもそれぞれの Task において誤差 1.0 mm 程度の高い精度により施行することが可能であるといえる．

3.5.2 力覚フィードバックデバイスとロボット鉗子のキャリブレーション

本手法により，実際の手術のように腹壁固定点を決定し，その点を中心とした鉗子の動作や鉗子先端部の操作を実現した．これにより，実際のロボット手術における鉗子操作に近い操作でシミュレーションを行うことを可能にしたといえる．しかしながら，da Vinci™システムからのデータを取得することができないためキャリブレーションは外科医の操作による直感的な判断にて決定しているのが現状である．今後，より正確なキャリブレーションを実現するために，光学式位置センサを用いて da Vinci™ 操作卓部と鉗子リンク部の動作のセンシングを同期して行い，獲得データから各リンクの角度データを算出し力覚フィードバックデバイスの動作に反映させるなどの過程が必要であると考えられる．

また，da Vinci™システムの自由度に適応した鉗子操作のキャリブレーションを可能にしたことにより，ZEUS™システムや一般腹腔鏡手術における鉗子操作に対しても応用可能であると考えられる．

実際の da Vinci™システムでは，図 3-5 に示すように外科医の親指，人差し指の動きで鉗子開閉を表しており，一方本研究では力覚フィードバックデバイス操作部にあるボタンの ON/OFF によってキャリブレーションを行った．今後，より実際の操作や環境に近付けるために，力覚フィードバックデバイスに付加機構を与えていく必要があると考えられる．

3.5.3 シミュレーション機構と環境

実際の da Vinci™システムでは図 3-5 に示すように術野を向く視野内に操作卓部があり，いわば開腹手術のような機構で，かつステレオ立体視をしながら手術を施行することが可能であるため，外

科医は直感的に自分の手の動きと鉗子の動きがリンクしていることを理解できるようになっている。本研究では、一般内視鏡手術のように画面を見ながら鉗子操作を行ったため、実際のロボットシステムとは異なった環境でシミュレーションを行っているといえる。このことは、ステレオ立体視可能なリフレッシュレート (100Hz 以上、通常 60Hz) で表示可能なコンピュータディスプレイの使用、ならびにフローティングウィンドウ [61][62] などの機構を用いることにより容易に解決すると考えられる。

本研究では PC-X 通信方式、ならびにイベントデータ通信方式による遠隔手術システムを取り入れた。PC-X 通信方式では LAN 環境 (100 Base-T) において約 25 Hz のビジュアルフィードバックで実行することを可能とし、またイベントデータ通信方式では約 30 Hz で実行することが可能となった。PC-X 通信方式にて東京 (東京慈恵会医科大学、狛江市) と福岡 (九州大学、福岡市) におけるシミュレーション実験を行った結果、約 12 Hz のビジュアルフィードバックでシミュレーションを実行することが可能であった。このとき、ユーザ側からサーバ側の遅延時間は ping コマンドで約 25 msec となり、妥当な実行速度でシミュレーションを施行できたといえる。PC-X 通信方式では、サーバ側からのフレームバッファデータを遠隔地に表示するため、使用するパーソナルコンピュータの処理能力とブロードバンドルータのスループット能力への依存性がイベントデータ通信方式よりも高いと考えられる。そのため遠隔地の最低仕様条件を決め、使用環境に応じた適切なデータ通信処理を行っていく必要があると考えられる。さらにデータの機密性保持のために、IPSec などのデータ通信路の暗号化、通信データそのものの暗号化などを考慮する必要があるが、処理速度とのトレードオフとなるため、必要最小限のデータのみを暗号化するなどの工夫を行う必要があると考えられる。

また本研究では、上述したように遠隔地とサーバ側が 1 対 1 であ

る通信による遠隔手術シミュレーションの施行確認を行った。PC-X通信方式では、遠隔地の使用するコンピュータのオペレーティングシステムに依存せずにシミュレーションを行うことが可能であるという利点がある。しかしながら、遠隔地とサーバが多数対1となる場合、PC-X通信方式によるフレームバッファを遠隔地で表示するシステムでは、サーバ側コンピュータにかかる負荷に応じて遠隔地で適切なビジュアルフィードバックを得ることが困難になる場合があると考えられる。一方でイベントデータ通信方式では、イベント信号や反力パラメータなどの少ないデータ量の送受信のみでシミュレーションを施行することが可能であるため、多数の遠隔地からのアクセスが生じた場合においても、PC-X通信方式と比較してサーバにかかる演算処理負荷が少なく、サーバ、遠隔地双方にて適切な処理を行えると考えられる。

このような本研究が目指すトレーニング用ロボット手術シミュレーションセンターの完成により、これから手術を行う患者に対するシミュレーションを全国各地の病院施設から施行することが可能となり、また複数の専門医による手術手技の検討や指導などが実現でき、より正確かつ安全な手術を行うことが可能になると考えられる。

3.5.4 血管処理

本研究では胆嚢と肝臓のみをモデリングしたが、胆嚢摘出術では、総胆管、胆嚢管、胆嚢動脈の血管処理を必須とするため、その処理に関するトレーニング、シミュレーションが必要であると考えられる。本研究では、総胆管を三次元再構築し半径1mmの充填球を用いてモデリングを行い、その変形シミュレーションを試行した結果、変形限界層や表面変形を支配しているパラメータの適切なフィッ

ティングを行うことにより，本手法の適用が可能であることを示唆できた．各血管を術前画像から三次元再構築しモデリングを行い，各血管の変形状態を評価しながらパラメータフィッティングを行っていく必要がある．

da Vinci™システムにおける血管縫合には，クリップによる止血だけではなく，開腹手術同様に絹糸によって結紮処理を行っている．そのため，糸結び (suturing) に関するトレーニングプログラムを作成する必要があると考える．suturing 処理には，絹糸そのものを軟らかい構造物として扱い，糸と鉗子との多点干渉処理を行う必要がある．絹糸は，その長さに応じた微小な円柱の集合体として表現し，各円柱の位置，姿勢によって絹糸の状態を表現することが可能であると考えられるが，絹糸が鉗子との干渉により干渉点からどの方向にどのように変形するかなどの変形処理法，多点干渉における各円柱の釣り合い処理法などの開発が必要であると考えられる．クリップ処理に関して，力覚フィードバックデバイスの操作によりクリップする正確な位置を指定できる機能を付加し，クリップ2点間の切断処理を行うことによりその処理は実現可能であると考えられる．この処理には，開腹手術シミュレーションシステムにおける臓器切離処理法で用いた自動血管切断処理法が適用可能であると考えられる．

3.6 まとめ

本章で行った内容を以下にまとめる．

- ・ロボット手術システム da Vinci™を対象とした遠隔手術シミュレーションシステムの開発を行った．
- ・シミュレーションに用いた軟組織モデルには，開腹手術シミュレーションシステムのために開発した sphere-filled model を適用し，腹

腔鏡手術に適合した変形状態を表現するために，変形アルゴリズムの改良を行った．

- ・ da Vinci™ の鉗子形状は，各リンク形状 da Vinci™ システム全体を採寸し，CADデータとして三次元再構築を行った．また，ロボット鉗子の操作には，特別な開発システムを必要とせず，世界的に広く普及しているデバイス PHANTOM™ 2台を用いてキャリブレーションを行った．
- ・ 本システムにより，押す，把持する，剥離するという手術作業を，両手のロボット鉗子にて実際のロボット手術操作に近い操作で手術シミュレーションを行うことを可能とした．
- ・ 臓器変形は，重力の影響や臓器の特性を考慮したモデリング，変形処理を行ったことにより，微小な体積変動内で実際の臓器変形状態に近い変形を可能とした．
- ・ 力覚フィードバックデバイスを操作して，術者が意図した位置を正確に把持することが可能であり，トレーニングシステムとしての有効性を確認した．
- ・ 遠隔地（福岡）とサーバ（東京）間をブロードバンド回線で接続し，遠隔手術シミュレーション実験を行った．その結果，LAN環境下でほぼリアルタイムに施行することが可能なシステムを，通信時のトラフィックにあった理想的な画像更新速度で遠隔地からシミュレーションを施行することを可能となった．

次章では，本研究で行った内容をまとめ，最終的な結論を述べるとともに今後の課題，展開について述べる．

第4章 結論

4.1 本研究のまとめ

本研究では，実際の手術を施行する前に，十分に手技の検討やトレーニング，プランニングを可能とする手術シミュレーションシステムの開発を行った．システムでは，手術シミュレーションに必要な不可欠な要素であるリアルタイムかつ定量的な変形能をもつ患者臓器モデル sphere-filled model を開発し，手術シミュレーションシステムに適した力覚フィードバックデバイスを用いて，実際の臓器に触れている，さらには臓器の弾力を含む触覚を得ながら作業ができるシステムの構築を行った．

第2章では，開腹手術を対象とした手術シミュレーションシステムの開発について述べた．システムでは，押す，切開するなどの基本的な手術作業や，任意切断面生成における臓器切離処理をインタラクティブに行うことを可能とし，臓器切離後の残存する体積量を即座に提示することを可能にした．これらの手術作業を，術者が両手10本各指に臓器に触れたときの感触を得ながら手術作業を進めることが可能な手術シミュレーションシステムとした．また，プタを用いて肝表面変位量とその変位量に応じた圧力を測定した in-vivo 計測実験を行い，臓器表面変位量に充填球移動総和量をキャリブレーションすることにより，実際の手術作業時に術者が臓器に触ったときの力覚をシステムに反映することを可能とした．さらにシミュレーションによる手術操作の評価に関して，実際の手術場における操作との比較，システムの切開処理操作の評価を行い，高い精度でシミュレーション操作が可能であることを示した．

第3章では，ロボット手術 da Vinci™ を対象とした遠隔手術シミュレーションシステムの開発を行った．システムでは，汎用の力覚フィードバックデバイスを用いて実際のロボット手術と近い操作でシミュレ-

シヨンを実行することを可能とした。また，臓器モデルの変形処理法を改良し，ロボット手術のような腹腔鏡手術における押す，把持する，剥離するという手術作業の局所的な変形処理を可能とした。さらに，遠隔地の外科医からの指導や共同作業などを可能とするため，遠隔地とサーバをブロードバンド回線で接続した遠隔手術シミュレーション機能開発を行い，遠隔地からシミュレーションを施行することを可能とした。

4.2 今後の課題と展開

本研究の今後の課題としては，以下のような点が挙げられる。

1) 臓器モデルの変形評価

体積誤差の変動による変形評価のみならず，物理現象に基づいた演算を行うことで正確な変形を表現することが可能な FEMs を用いた臓器モデルの変形状態と比較することにより，臓器変形評価を行っていく必要がある。具体的には，圧縮引張変形における臓器モデル変形の圧力分布や表面変位量の分布，伸縮率－圧力の関係などに対して FEMs と本モデルにおける臓器変形の比較を行っていく必要がある。

また，臓器内部を走査する脈管構造に関する変形に関しては，本研究で行った生体臓器変形との比較による評価方法以外にも，実際の肝臓と同等の特性をもつ肝臓ファントムを用いた変形評価方法が考えられる。具体的には，肝臓の弾性に近い特性をもつシリコーンやカラギーナンにより作製した肝臓ファントム内部に鉄球を充填し，外力を加えた状態で CT 撮像したときの表面変位量と各鉄球の移動方向と移動量を算出する。その結果と三次元再構築した肝臓ファントムモデルの SFM による変形との比較を行うことにより，内部構造の変形を評価することが可能であると考えられる。現在，肝臓ファントムを作製している段階であり，今後定量的な評価を行うことが必要とされる。

2) 臓器変形特性の取得と導入

臓器材料特性の同定には，一般的には臓器切片を用いた in-vitro 実験により算出されているが，血流のある in-vivo 実験により特性を同定することが望ましいと考える．本研究では，in-vivo 実験にて実際の手術作業時に術者の指先にかかる反力を測定しシステムに導入しているが，今後は反力応答の評価，さらには本論文 2.6.4 項にも述べたように，表面変形分布などの臓器変形特性を同定すべく実験を行っていく必要がある．また，実験結果に基づいて，本モデルの変形に関与するパラメータのフィッティング，充填球間の摩擦や衝突係数，層間に伝搬する力の移動速度などを考慮したアルゴリズム改良の検討を行っていく必要がある．

3) 実際の術野視野による手術シミュレーション

開腹手術シミュレーションシステムでは，できるだけ実際の術野環境に近く，かつ手術に必要となる詳細な情報を提示しながらリアルタイムイメージングにてシミュレーションを行っていく必要がある．たとえば，対象臓器周辺の組織などを含めた術野と同じ状況でシミュレーションを行うことにより，臓器間の干渉による臓器変形，呼吸変動なども考慮したシミュレーションが実現し，より現実的な状況におけるシミュレーションを実行することが可能になると考えられる．また，実際の術式に沿った手順によるシミュレーションを実現する必要があり，肝臓の手術シミュレーションでは肝内を走査する肝静脈，胆管，門脈などの血管構造を詳細にモデリングし，それらの変形を定量的に考慮したシミュレーションが可能になることにより，より緻密な手術計画が行え，かつより安全な手術の施行が期待できる．

4) トレーニング用遠隔手術シミュレーションセンターの確立

トレーニング用遠隔手術シミュレーションシステムでは，臓器変形のみならず血管結紮処理法の構築を行い，トレーニングセンターの完成を行う必要がある．また，患者データを送受信する場合には暗号通信を行うことによって，機密性を保持する必要がある．患者にとって負

担が比較的少ない低侵襲手術，かつ正確な手術を施行することが可能であるロボット手術は今後広く普及し始めるであろうが，ロボット手術手技のトレーニングをある特定の施設内だけで使用するのではなく，グローバルネットワークを用いた世界的に使用できるトレーニングシステムの構築が望まれると考える．

このような手術シミュレーションシステム，いわゆるバーチャル手術システムが日常の臨床の場で活用されるようになることで，より正確で安全な手術が可能となるといえる．また，遠隔医療や遠隔手術は，あらゆる人がどこにいても最高の医療を受けられるためには不可欠であり，その実現のための基礎研究であるシミュレーションシステムなどの研究開発は大いに重要であるといえる．今後は，上述の課題を解決していくとともに日常の治療や診断に活用されるように臨床応用していき，また本研究の技術を医用工学のみならず他の工学，産業分野にも活用したいと考える．

謝辞

本研究の実施にあたり，懇切なるご指導を賜りました早稲田大学理工学部電気・情報生命工学科の内山明彦教授に深く感謝致します．

また，本研究をまとめるにあたり貴重なご教示を戴きました早稲田大学理工学部機械工学科の梅津光生教授，藤江正克教授，早稲田大学理工学部コンピュータ・ネットワーク工学科の柳澤政生教授に感謝致します．

本研究の遂行にあたり，終始ご指導，ご支援を戴きました東京慈恵会医科大学高次元医用画像工学研究所鈴木直樹教授に心から感謝致します．また，研究を進めるにあたり，よきアドバイスを戴きました東京慈恵会医科大学高次元医用画像工学研究所の諸先生方に心から感謝致します．

貴重な臨床データのご提供および臨床のご教示を戴くとともに本システムの臨床面からの評価を戴きました東京慈恵会医科大学外科学講座小林進助教授，九州大学大学院医学研究院災害救急医学，九州大学病院先端医工学診療部橋爪誠教授に心から御礼申し上げます．

有益なご討論，ご意見を戴いた早稲田大学理工学部内山研究室の諸兄に謝意を表します．

参考文献

- [1] L. Soler, H. Delingette, G. Malandain, J. Montagnat, N. Ayache, C. Koehl, O. Dourthe, B. Makassagne, M. Smith, D. Mutter, and J. Marescaux, "Fully Automatic Anatomical, Pathological, and Functional Segmentation from CT Scans for Hepatic Surgery," *Computer Aided Surgery*, Vol. 6, No. 3, pp. 131-42, 2001.
- [2] G. Glombitza, W. Lamade, AM. Demiris, MR. Gopfert, A. Mayer, ML. Bahner, HP. Meinzer, G. Richter, T. Lehnert, and C. Herfarth, "gTechnical aspects of virtual liver resection planning," *Medinfo*, Vol. 9, Pt. 2, pp. 1041-5, 1998.
- [3] S. De, M. Manivannan, J. Kim, M.A. Srinivasan, and D. Rattner, "Multimodal Simulation of Laparoscopic Heller Myotomy Using a Meshless Technique," *Medicine Meets Virtual Reality 02/10*, pp. 127-132, 2002.
- [4] M. Hilbert and W. Muller, "Virtual Reality in Endonasal Surgery," *Medicine Meets Virtual Reality*, pp. 237-245, 1997.
- [5] GM. Preminger, RK. Babayan, GL. Merrill, R. Raju, A. Millman, and JR. Merrill, "Virtual Reality Surgical Simulation in Endoscopic Urologic Surgery," *Health Care in the Information Age*, pp. 157-163, 1996.
- [6] T. Asano, H. Yano, and H. Iwata, "Basic Technology of Simulation System for Laparoscopic Surgery in Virtual Environment with Force Display," *Medicine Meets Virtual Reality*, pp. 207-215, 1997.
- [7] J. Marescaux, J. Leroy, F. Rubino, M. Smith, M. Vix, M. Simone, and D. Mutter, "Transcontiental Robot-Assisted Remote Telesurgery, Feasibility and Potential Applications," *Annals of Surgery*, Vol. 235, No. 4, pp. 487-492, 2002.
- [8] L. Adhami, and E. Coste-Maniere, "A Versatile System for Computer Integrated Mini-invasive Robotic Surgery," *LNCS 2488 MICCAI2002*, pp. 272-281, 2002.
- [9] M. Alcaniz, C. Monserrat, U. Meier, MC. Juan, V. Grau, and JA. Gil, "GeRTiSS: Generic Real Time Surgery Simulation," *Medicine Meets Virtual Reality 11*, pp. 16-18, 2003.

- [10] J. Kim, S. De, and M.A. Srinivasan, "Physically Based Hybrid Approach in Real Time Surgical Simulation With Force Feedback," *Medicine Meets Virtual Reality 11*, 158-164, 2003.
- [11] C. Forest, H. Delingette, and N. Ayache, "Cutting Simulation of Manifold Volumetric Meshes," LNCS 2489 MICCAI 2002, pp. 235-244, 2002.
- [12] P. Meseure, J. Davanne, L. Hilde, J. Lenoir, L. France, F. Triquet, and C. Chaillou, "A Physically-Based Virtual Environment Dedicated to Surgical Simulation," LNCS 2673 IS4TM, pp. 38-47, 2003.
- [13] EK. Fishman, BS. Kuszyk, DG. Heath, and L. Gao, "Surgical Planning for Liver Resection," *Computer IEEE*, pp. 64-72, 1996.
- [14] I. Brouwer, J. Ustin, L. Bentley, A. Sherman, N. Dhruv, an F. Tendick, "Measuring In Vivo Animal Soft Tissue Properties for Haptic Modeling in Surgical Simulation," *Medicine Meets Virtual Reality*, pp. 69-74, 2001.
- [15] J. Brown, K. Montgomery, J-C. Latombe, and M. Stephanides, "A Microsurgery Simulation System," LNCS 2208 MICCAI 2001, pp.137-144, 2001.
- [16] RW. Webster, DI. Zimmerman, BJ. Mohler, MG. Melkonian, and RS. Haluck, "A Prototype Haptic Suturing Simulator," *Medicine Meets Virtual Reality* pp. 567-569, 2001,
- [17] VV. Patel, MW. Vannier, JL. Marsh, and L-J. Lo, "Assisting Craniofacial Surgical Simulation," *IEEE Computer Graphics and Applications*, Vol. 16, No. 1, 1996.
- [18] M. Nakao, T. Kuroda, H. Oyama, M. Komori, T. Matsuda, and T. Takahashi, "Combining Volumetric Soft Tissue Cuts for Interventional Surgery Simulation," LNCS 2489 MICCAI 2002, pp. 178-185, 2002.
- [19] C. Monserrat, U. Meier, M. Alcaniz, F. Chinesta, and MC. Juan, "A new approach for the real-time simulation of tissue deformations in surgery simulation," *Comput. Methods Programs Biomed.*, Vol. 64, No. 2, pp. 77-85, 2001.
- [20] C. Baur, D. Guzzoni, and O. Georg, "VIRGY: A VIRTUAL REALITY AND FORCE FEEDBACK BASED ENDOSCOPIC SURGERY SIMULATOR," *Medicine Meets Virtual Reality*, pp. 110-116, 1998.
- [21] JM. Rosen, H. Saltanian, R.J. Redett and DR. Laub, "Evolution of Virtual Reality, From planning to performing surgery," *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pp. 16-22, 1996.

- [22] T. Ezumi, N. Suzuki, A. Takatsu, T. Kumano, A. Ikemoto, Y. Adachi, and A. Uchiyama, "An Elastic Organ Model for Force Feedback Manipulation and Real-time Surgical Simulation," ICAT'97, pp.115-121, 1997.
- [23] 甲斐慎也, 内山明彦, 高津光洋, 鈴木直樹, "触覚を伴った手術シミュレータのための弾性臓器モデルの開発," 医用電子と生体工学 第 35 巻特別号 第 36 回日本エム・イー学会大会, pp. 264, 1997.
- [24] S-Y. Kim, J. Park, and D-S. Kwon, "Area-Contact Haptic Simulation," LNCS 2673 IS4TM, pp. 108-120, 2003.
- [25] R. Hutter, K-U. Schmitt, and P. Niederer, "Mechanical modeling of soft biological tissues for application in virtual reality based laparoscopy simulators," Technology and Health Care 8, pp. 15-24, 2000.
- [26] H-W. Nienhuys and A.F. van der Stappen, "Supporting cuts and finite element deformation in interactive surgery simulation," Technical Report UU-CS-2001-16, Univ. Utrecht, Dept. of Computer Science, 2001.
- [27] M. Bro-Nielsen, and S. Cotin, "Real-time Volumetric Deformable Models for Surgery Simulation using Finite Elements and Condensation," Computer Graphics Forum Eurographics, Vol. 15, No. 3, pp. 57-66, 1996.
- [28] J. Marescaux, J-M. Clement, V. Tasseti, C. Koehl, S. Cotin, Y. Russier, D. Mutter, H. Delingette, and N. Ayache, "Virtual Reality Applied to Hepatic Surgery Simulation: The Next Revolution," Annals of Surgery, Vol. 228, No. 5, pp. 627-634, 1998.
- [29] H. Delingette, S. Cotin, and N. Ayache, "Efficient Linear Elastic Models of Soft Tissues for real-time surgery simulation," Studies Health Technol Inform. 62, Medicine Meets Virtual Reality, pp. 100-101, 1999.
- [30] HB. Gladstone, GJ Raugi, D. Berg, J. Berkley, S. Weghorst, and M. Ganter, "Virtual reality for dermatologic surgery: virtually a reality in the 21 st century," J. Am. Acad. Dermatol., Vol. 42 (1 Pt 1), pp. 106-112, 2000.
- [31] 森健策, 関洋子, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 安野泰史, 片田和廣, "柔らかい臓器表現の一手法とその仮想化内視鏡システムへの応用," 医用電子と生体工学 第 35 巻特別号 第 36 回日本エム・イー学会

- 大会 , pp. 162, 1997.
- [32] G. Paloc, F. Bello, R.I. Kitney, and A. Darzi, "Online Multiresolution Volumetric Mass Spring Model for Real Time Soft Tissue Deformation," LNCS 2489 MICCAI 2002, pp. 219-226, 2002.
- [33] S. Cotin, H. Delingette, M. Bro-Nielsen, N. Ayache, J.M. Clement, V. Tasseti, and J. Marescaux, "Geometric and Physical Representations for a Simulator of Hepatic Surgery," Health Care in the Information Age, pp. 139-151.
- [34] S. Cotin, H. Deingette, and N. Ayache, "Real-Time Elastic Deformations of Soft Tissues for Surgery Simulation," IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, Vol. 5, No. 1, pp. 62-73, 1999.
- [35] S. Cotin, H. Delingette, N. Ayache, "A Hybrid Elastic Model allowing Real-Time Cutting, Deformations and Force-Feedback for Surgery Training and Simulation," Visual Computer, Vol. 16, No. 8, pp. 437-452, 2000.
- [36] J. Berkley, G. Turkiyyah, D. Berg, M. Ganter, and S. Weghorst, "Real-Time Finite Element Modeling for Surgery Simulation: An Application to Virtual Suturing," IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, Vol. 10, No. 3, pp. 314-325, 2004.
- [37] J. Berkley, S. Weghorst, H. Gladstone, G. Raugi, and D. Berg, "Fast Finite Element Modeling for Surgical Simulation," Medicine Meets Virtual Reality 7, pp. 55-61, 1999.
- [38] J. Berkley, P. Oppenheimer, S. Weghorst, D. Berg, G. Raugi, D. Haynor, M. Ganter, C. Brooking, and G. Turkiyyah, "Creating fast finite element models from medical images," Studies Health Technol Inform 70, pp. 26-32, 2000.
- [39] R. Balaniuk, "Soft-tissue simulation using LEM -Long Elements Method," Medicine Meets Virtual Reality 02/10, pp. 38-44, 2002.
- [40] IF. Costa, and R. Balaniuk, "LEM -An approach for real time physically based soft tissue simulation," Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 2337-2343, 2001.
- [41] R. Balaniuk, and K. Salisbury, "Soft-Tissue Simulation Using the Radial Elements Method," LNCS 2673 IS4TM, pp. 48-58, 2003.
- [42] S.F.F. Gibson, "3D ChainMail: a Fast Algorithm for Deforming Volumetric Objects," Tech-

- nical Report TR-96-22, Mitsubishi Electric Research Laboratories, Cambridge, MA, Oct. 1996. (<http://www.merl.com/reports/TR-96-22>).
- [43] S. Gibson, C. Fyock, E. Grimson, T. Kanade, R. Kikinis, H. Lauer, N. McKenzie, A. Mor, S. Nakajima, H. Ohkami, R. Osborne, J. Samosky, and A. Sawada, "Simulating Surgery using Volumetric Object Representations, Real-Time Volume Rendering and Haptic Feedback," *Medical Image Analysis*, Vol. 2, No. 2, pp. 121-32, 1998.
- [44] S.F.F. Gibson, "Using Linked Volumes to Model Object Collisions, Deformation, Cutting, Carving, and Joining," *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, Vol. 5, No. 4, pp. 333-348, 1999.
- [45] Y. Li, K. Brodlie, and N. Phillips, "Real-time Soft Tissue Modelling for Webbased Surgical Simulation: SurfaceChainMail," *Medicine Meets Virtual Reality 02/10*, pp. 261-267, 2002.
- [46] 若井智司, 鈴木直樹, 服部麻木, 鈴木薫之, 内山明彦, "軟組織の Volume Data を対象としたリアルタイム変形処理法," *日本コンピュータ外科学会誌*, Vol. 4, No. 3, pp. 271-272, 2002.
- [47] S. Wakai, N. Suzuki, A. Hattori, S. Suzuki, and A. Uchiyama, "Real-Time Volumetric Deformation for Surgical Simulation using Force Feedback Device," *Studies in Health Technol Inform 94, Medicine Meets Virtual Reality 11*, pp. 386-388, 2003.
- [48] B. Csebfalvi, and E. Groller, "Interactive Volume Rendering based on a "Bubble Model"," *Graphics Interface*, pp. 209-216, 2001.
- [49] J. Nolin, P. Stemniski, and A. Okamura, "Activation Cues and Force Scaling Methods for Virtual Fixtures," *11th International Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, HAPTICS2003*, pp. 404-9, 2003.
- [50] A. Kuang, S. Payandeh, B. Zheng, F. Henigman and C. MacKenzie, "Assembling Virtual Fixtures for Guidance in Training Environments," *12th International Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, HAPTICS'04*, pp. 367-74, 2004.
- [51] S. Park, R. Howe, and D. Torchiana, "Virtual Fixtures for Robotic Cardiac Surgery," *MICCAI 2001, Lecture Notes in Computer Science 2208*, pp. 1419-20, 2001.
- [52] De Ugarte, D. Etzioni, C. Gracia, and J. Atkinson, "Robotic surgery and resident training," *Surg. Endosc.*, vol. 17, pp. 960-3, 2003.

- [53] 山内康司，山下樹里，森川治，橋本亮一，持丸正明，福井幸男，宇野廣，横山和則，“内視鏡下鼻内手術トレーニングシステムによる手術スキル評価手法，” 日本コンピュータ外科学会誌， Vol. 4, No. 1, pp. 13-19, 2002.
- [54] 山内康司，篠原一彦，“立体内視鏡による手術操作の評価指標に関する検討，” 日本コンピュータ外科学会誌， Vol. 5, No. 3, pp. 283-4, 2003.
- [55] 家入里志，掛地吉弘，小西晃造，安永武史，山口将平，金城直，津川康治，川中博文，空閑啓高，橋爪誠，“ロボット手術トレーニングの有効性，” 日本コンピュータ外科学会誌， Vol.5, No.3, pp. 211-2, 2003.
- [56] 林部充宏，鈴木直樹，服部麻木，鈴木薫之，大竹義人，小林進，橋爪誠，“内視鏡手術，ロボット手術のためのナビゲーション機能の開発，” Medical Imaging Technology, Vol. 22, No. 2, pp. 68-73, 2004.
- [57] 服部麻木，鈴木直樹，橋爪誠，赤星朋比古，小西晃造，山口将平，島田光生，林部充宏，“ナビゲーション機能を備えたロボット手術システム (da Vinci) の開発，” 日本コンピュータ外科学会誌，Vol. 3, No. 4, pp. 281-286, 2001.
- [58] F.H. Halvorsen, V.V. Dalinin, O.J. Elle, J.S. Rotnes, and E. Fosse, “Virtual reality training equals dry lab training in improving robot assisted basic suturing skills,” *Medicine Meets Virtual Reality 11*, 2003. (<http://www.simsurgery.no>).
- [59] 林部充宏，鈴木直樹，橋爪誠，掛地吉弘，小西晃造，服部麻木，大竹義人，鈴木薫之，“手術ロボット da Vinci の最適な動作・機器配置のための術前プランニングシステム，” 日本コンピュータ外科学会誌， Vol. 5, No. 3, pp. 273-274, 2003.
- [60] C. Maniere, L. Adhami, F. Mourgues, O. Bantiche, D. Le, D. Hunt, N. Swarup, K. Salisbury, and G. Guthart, “Optimal Planning of Robotically Assisted Heart Surgery: Transfer Precision in the Operating Room,” *International Journal of Robotics Research*, Vol. 23, No. 4, pp. 539-548, 2004.
- [61] 鈴木直樹，服部麻木，鈴木薫之，大竹義人，林部充宏，小林進，坂井春男，梅澤祐二，“多様なイメージガイド手術を可能とするハイテ

クナビゲーション手術室の建設，” 日本コンピュータ外科学会誌，
Vol. 5, No. 3, pp. 257-258, 2003.

[62] 大竹義人，鈴木直樹，服部麻木，鈴木薫之，林部充宏，小林進，“Open
surgery を対象とした Data fusion システム用画像提示デバイスの開
発，” 日本コンピュータ外科学会誌， Vol. 5, No. 3, pp. 349-350, 2003.

研究業績

< 論文 >

1. Shigeyuki SUZUKI, Naoki SUZUKI, Asaki HATTORI, Akihiko UCHIYAMA, and Susumu KOBAYASHI, "Sphere-Filled Organ Model for Virtual Surgery System," IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 23, No. 6, pp. 714-722, 2004.
2. Shigeyuki SUZUKI, Naoki SUZUKI, Asaki HATTORI, and Akihiko UCHIYAMA, "Virtual Surgery Using a Deformable Organ Model Created by the Sphere-filled Method," Systems and Computers in Japan, Vol. 35, No. 13, pp. 1-9, 2004.
3. 鈴木薫之, 鈴木直樹, 服部麻木, 林部充宏, 大竹義人, 小林進, 橋爪誠, "臓器変形モデルと力覚フィードバックデバイスを用いた手術シミュレータの開発," 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.9, No. 2, pp. 97-102, 2004.
4. 林部充宏, 鈴木直樹, 服部麻木, 鈴木薫之, 小西晃造, 掛地吉弘, 橋爪誠, "手術ロボットの最適な運動・機器設置のための術前プランニングシステムの開発," 電子情報通信学会誌, Vol. J87-D-II, No. 12, pp. 2262-2270, 2004.
5. Shigeyuki SUZUKI, Naoki SUZUKI, Makoto HASHIZUME, Yoshihiro KAKEJI, Kozo KONISHI, Asaki HATTORI, and Mitsuhiro HAYASHIBE, "Tele-training simulation for the surgical robot system "da Vinci"," Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery, pp. 86-91, 2004.
6. Naoki SUZUKI, Asaki HATTORI, Mitsuhiro HAYASHIBE, Yoshito OTAKE, Shigeyuki SUZUKI, and Susumu KOBAYASHI, "4D analysis of skeletal and muscular system during locomtion using dynamic spatial video camera system," Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery, pp. 1239, 2004.
7. Mitsuhiro HAYASHIBE, Naoki SUZUKI, Asaki HATTORI, Shigeyuki SUZUKI, Makoto HASHIZUME, Kozo KONISHI, and Yoshihiro KAKEJI, "An interactive planning system for

- o optimal trocar site placement of surgical robot da Vinci,” Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery, pp. 1336, 2004.
8. Asaki HATTORI, Naoki SUZUKI, Mitsuhiro HAYASHIBE, Shigeyuki SUZUKI, Yoshito OTAKE, Kazuki SUMIYAMA, Hisao TAJIRI, and Susumu KOBAYASHI, “Navigation system for a developed endoscopic surgical robotic system,” Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery, pp. 539-544, 2004.
 9. Takahiro TAKIMOTO, Akihiko UCHIYAMA, Naoki SUZUKI, Asaki HATTORI, Shigeyuki SUZUKI, Mitsuhiro HAYASHIBE, Yoshito OTAKE, and Susumu KOBAYASHI, “Development of an elastic organ model containing voxel information,” Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery, pp. 395-400, 2004.
 10. Naoki SUZUKI and Shigeyuki SUZUKI, “Surgery Simulation System with Haptic Sensation and Modeling of Elastic Organ That Reflect the Patients’ Anatomy,” Lecture Notes in Computer Science 2673 Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling, pp. 155-164, 2003.
 11. Naoki SUZUKI, Asaki HATTORI, Mitsuhiro HAYASHIBE, Shigeyuki SUZUKI, and Yoshito OTAKE, “Development of Dynamic Spatial Video Camera (DSVC) for 4D observation, analysis and modeling of human body locomotion,” Studies In Health Technology and Informatics 94 Medicine Meets Virtual Reality 11, pp. 346-348, 2003.
 12. Naoki SUZUKI, Kazuki SUMIYAMA, Asaki HATTORI, Keiichi IKEDA, Edwardo Arata MURAKAMI, Shigeyuki SUZUKI, Mitsuhiro HAYASHIBE, Yoshito OTAKE, and Hisao TAJIRI, “Development of an endoscopic robotic system with two hands for various gastric tube surgeries,” Studies In Health Technology and Informatics 94 Medicine Meets Virtual Reality 11, pp. 349-353, 2003.
 13. Satoshi WAKAI, Naoki SUZUKI, Asaki HATTORI, Shigeyuki SUZUKI, and Akihiko UCHIYAMA, “Real-time Volumetric Deformation for Surgical Simulation using Force Feedback Device,” Studies In Health Technology and Informatics 94 Medicine Meets Virtual Reality 11, pp. 386-388, 2003.
 14. Miyuki UEMATSU, Naoki SUZUKI, Asaki HATTORI, Yoshito OTAKE, Mitsuhiro HAYASHIBE, Shigeyuki SUZUKI, and Akihiko UCHIYAMA, “Development of a Data Fusion System using Color Information for Real-time Intraoperative Liver Surface Measure-

- ment,” Studies In Health Technology and Informatics 94 Medicine Meets Virtual Reality 11, pp. 367-369, 2003.
15. Shigeyuki SUZUKI, Naoki SUZUKI, Asaki HATTORI, and Akihiko UCHIYAMA, “Dynamic Deformation of Elastic Organ Model and the VR Cockpit for Virtual Surgery and Tele-surgery,” Studies In Health Technology and Informatics 94 Medicine Meets Virtual Reality 11, pp. 354-356, 2003.
16. 鈴木薫之, 鈴木直樹, 服部麻木, 内山明彦, “バーチャル手術システムに適した弾性臓器モデルの開発,” 電子情報通信学会論文誌, Vol. J86-D-2, No.9, pp. 1341-1349, 2003.
17. Mitsuhiro HAYASHIBE, Naoki SUZUKI, Yoshihiko NAKAMURA, Asaki HATTORI, and Shigeyuki SUZUKI, “Intraoperative 3D Shape Recovery of Abdominal Organs for Laparoscopic Data Fusion,” Studies In Health Technology and Informatics 85 Medicine Meets Virtual Reality 02/10, pp. 188-194, 2002.
18. Naoki SUZUKI, Asaki HATTORI, Shigeyuki SUZUKI, Kazuki SUMIYAMA, Susumu KOBAYASHI, Yoji YAMAZAKI, and Yoshitaka ADACHI, “Collaborated surgical works (surgical planning) in virtual space with tactile sensation between Japan and Germany,” Studies In Health Technology and Informatics 81, pp. 479-484, 2001.
19. Naoki SUZUKI, Asaki HATTORI, Shigeyuki SUZUKI, Max P Baur, Andreas HIRNER, Susumu KOBAYASHI, Yoji YAMAZAKI, and Yoshitake ADACHI, “Real-time surgical simulation with haptic sensation as collaborated works between Japan and Germany,” Lecture Notes in Computer Science 2208, Proceedings Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI2001, pp. 1051-1021, 2001.

< 総説 >

1. 鈴木薫之, 鈴木直樹, 服部麻木, 林部充宏, 大竹義人, 小林進, 橋爪誠, “Virtual Surgery, Tele-Virtual Surgery システムの現状と展望,” 日本臨牀「3D画像医学の進歩－画像診断に基づく治療戦略」

, Vol. 62, No. 4, pp. 815-823, 2004.

2. 林部充宏, 鈴木直樹, 服部麻木, 鈴木薫之, 大竹義人, 小林進, 橋爪誠, “内視鏡手術, ロボット手術のためのナビゲーション機能の開発,” 日本医用画像学会, Vol. 22, No. 2, pp. 68-73, 2004.
3. 鈴木薫之, 鈴木直樹, “高次元医用画像を用いた手術シミュレーション(バーチャル手術),” Techno Marine 日本造船学会誌, Vol. 871, No. 1, pp. 12-15, 2003.

<講演>

1. 鈴木薫之, 鈴木直樹, 服部麻木, 林部充宏, 大竹義人, 小西晃造, 掛地吉弘, 橋爪誠, “腹部ロボット手術トレーニングのための患者臓器モデルを用いた手術シミュレーション,” 第13回日本コンピュータ外科学会, 12月 東京, 2004.
2. 服部麻木, 鈴木直樹, 林部充宏, 鈴木薫之, 大竹義人, 田尻久雄, 小林進, “臨床応用を目指した内視鏡ロボットシステム,” 第13回日本コンピュータ外科学会, 12月 東京, 2004.
3. EdowardoArata Yamamoto Murakami, 鈴木直樹, 服部麻木, 林部充宏, 鈴木薫之, 大竹義人, 小林進, 伊藤宏司, “マスタ・スレーブ内視鏡手術ロボットにおけるカフィードバックのための制御システムの開発,” 第13回日本コンピュータ外科学会, 12月 東京, 2004.
4. 中田典生, 服部麻木, 鈴木薫之, 大竹義人, 林部充宏, 鈴木直樹, 福田安, 福田国彦, “医用画像を用いた臨床医共同作業における personal area network (PAN) の有用性の検討,” 第13回日本コンピュータ外科学会, 12月 東京, 2004.
5. 鈴木直樹, 服部麻木, 林部充宏, 鈴木薫之, 大竹義人, 原田潤太, 中田典生, “MR対応型透明スクリーンの作製,” 第13回日本コンピュータ外科学会, 12月 東京, 2004.

6. 林部充宏，鈴木直樹，服部麻木，大竹義人，鈴木薫之，小林進，篠田明彦，二ノ宮邦稔，“モバイル C-armCT によるボリュームデータを用いた術中ナビゲーションシステム，” 第 13 回日本コンピュータ外科学会，12 月 東京，2004.
7. 瀧本崇博，鈴木直樹，服部麻木，鈴木薫之，林部充宏，大竹義人，小林進，内山明彦，“Volume Data を対象としたリアルタイム変形処理法（第 3 報）；対象臓器の切離・摘出機能の追加，” 第 13 回日本コンピュータ外科学会，12 月 東京，2004.
8. 斎藤俊邦，鈴木直樹，服部麻木，鈴木薫之，林部充宏，大竹義人，内山明彦，“Dynamic Spatial Video Camera (DSVC) を用いた全身動作解析システムの開発～骨格駆動系の動態推定のための体表面形状の取得～，” 第 13 回日本コンピュータ外科学会，12 月 東京，2004.
9. 鈴木直樹，服部麻木，林部充宏，鈴木薫之，大竹義人，日下部正宏，近藤千里，日下部きよ子，森慎一郎，“高速コーンビーム装置を用いた心動態 4D データセットの表示装置，” 第 13 回日本コンピュータ外科学会，12 月 東京，2004.
10. 鈴木薫之，鈴木直樹，橋爪誠，掛地吉弘，小西晃造，服部麻木，大竹義人，林部充宏，“da Vinci（手術ロボットシステム）のトレーニングを目的とした遠隔バーチャル手術システムの開発，” 第 43 回日本エム・イー学会大会，5 月 金沢，2004.
11. 鈴木薫之，鈴木直樹，服部麻木，林部充宏，大竹義人，瀧本崇博，内山明彦，小林進，“In-vivo 計測による反力応答データベースに基づく力覚提示を可能とする手術シミュレーション用軟組織モデルの構築，” 第 43 回日本エム・イー学会大会，5 月 金沢，2004.
12. 鈴木直樹，服部麻木，鈴木薫之，大竹義人，林部充宏，炭山和毅，田尻久雄，小林進，“腹腔内手術へのマスタースレーブ型内視鏡ロボット適用の検討，” 第 43 回日本エム・イー学会大会，5 月 金沢，2004.

13. 鈴木直樹，服部麻木，鈴木薫之，大竹義人，林部充宏，小林進，坂井春男，梅澤祐二，“イメージガイド手術に適したハイテクナビゲーション手術室の建設，” 第 43 回日本エム・イー学会大会，5 月 金沢，2004.
14. 服部麻木，鈴木直樹，林部充宏，鈴木薫之，大竹義人，炭山和毅，田尻久雄，小林進，“術中イメージガイド機能を備える内視鏡ロボットシステム，” 第 43 回日本エム・イー学会大会，5 月 金沢，2004.
15. 林部充宏，鈴木直樹，橋爪誠，服部麻木，鈴木薫之，掛地吉弘，小西晃造，“da Vinci (手術ロボットシステム) の運動学計算による最適なアーム配置のための術前プランニングシステム，” 第 43 回日本エム・イー学会大会，5 月 金沢，2004.
16. 林部充宏，鈴木直樹，服部麻木，鈴木薫之，大竹義人，中田典生，小林進，中村仁彦，“幾何学パターン投影法を用いた術野表面変形計測と Data-Fusion，” 第 43 回日本エム・イー学会大会，5 月 金沢，2004.
17. 大竹義人，鈴木直樹，服部麻木，鈴木薫之，林部充宏，小林進，“複合現実感的手法を用いた Data fusion システム用画像提示デバイス，” 第 43 回日本エム・イー学会大会，5 月 金沢，2004.
18. Murakami Edwardo, 鈴木直樹，服部麻木，林部充宏，鈴木薫之，大竹義人，炭山和毅，小林進，“内視鏡ロボットシステムにおけるマスタ・スレーブ操作性能の評価，” 第 43 回日本エム・イー学会大会，5 月 金沢，2004.
19. 瀧本崇博，鈴木直樹，服部麻木，鈴木薫之，林部充宏，大竹義人，小林進，内山明彦，“Volume Data を用いることのできる手術シミュレーション用弾性臓器モデルの開発，” 第 43 回日本エム・イー学会大会，5 月 金沢，2004.
20. 中田典生，服部麻木，鈴木薫之，大竹義人，林部充宏，鈴木直樹，“救急室での使用を目的とした無線 LAN によるモバイルネットワーク

- クシステムの構築，” 第 43 回日本エム・イー学会大会，5 月
金沢，2004.
21. Shigeyuki SUZUKI, Naoki SUZUKI, Asaki HATTORI, and Akihiko UCHIYAMA, “Soft Tissue Modeling with Sphere-filled Method and Virtual Environment for Surgical Simulation and Tele-Surgical Simulation,” World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Aug. Sydney, 2003.
22. Naoki SUZUKI, Asaki HATTORI, Mitsuhiro HAYASHIBE, Yoshito OTAKE, and Shigeyuki SUZUKI, “(Keynote lecture) Visualization of skeletal muscular dynamics of human body locomotion using 4D imaging,” 7th Asian Symposium on Visualization, Nov. Singapore, 2003.
23. Naoki SUZUKI, Mitsuhiro HAYASHIBE, Shigeyuki SUZUKI, Yoshito OTAKE, Asaki HATTORI, Edwardo Arata MURAKAMI, Kazuki SUMIYAMA, Keiichi IKEDA, and Hisao TAJIRI, “Dual Manipulator Endoscopic Robotic System for Intraluminal Gastrointestinal Surgery,” World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Aug. Sydney . 2003.
24. Yoshito OTAKE, Naoki SUZUKI, Asaki HATTORI, Shigeyuki SUZUKI, and Mitsuhiro HAYASHIBE, “4-Dimensional Whole Body Human Model for Dynamic Analysis of Human Locomotion,” World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Aug. Sydney, 2003.
25. Edwardo Arata MURAKAMI, Naoki SUZUKI, Asaki HATTORI, Mitsuhiro HAYASHIBE, Yoshito OTAKE, Shigeyuki SUZUKI, K. ITO, and Kazuki SUMIYAMA, “Design and Evaluation of a Man-Machine Interface for Endoscopic Surgery Robot,” World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Aug. Sydney, 2003.
26. 鈴木薫之，鈴木直樹，服部麻木，林部充宏，大竹義人，瀧本崇博，内山明彦，小林進，“In-vivo 計測により得られた反力応答データベースを用いた軟組織モデルを有する手術シミュレーションシステム，” 日本コンピュータ外科学会誌，Vol. 5, No. 3, pp. 387-388, 2003.
27. 鈴木薫之，鈴木直樹，橋爪誠，掛地吉弘，小西晃造，服部麻木，大竹義人，林部充宏，“ロボット手術システム da Vinci のための遠隔手術シミュレーションシステムの開発，” 日本コンピュータ外科学会誌，

Vol. 5, No. 3, pp. 177-178, 2003.

28. 鈴木直樹，服部麻木，鈴木薫之，大竹義人，林部充宏，小林進，坂井春男，梅澤祐二，“多様なイメージガイド手術を可能とするハイテクナビゲーション手術室の建設，”日本コンピュータ外科学会誌，Vol. 5, No. 3, pp. 257-258, 2003.
29. 鈴木直樹，服部麻木，鈴木薫之，大竹義人，林部充宏，炭山和毅，田尻久雄，小林進，“内視鏡ロボットによる腹腔内臓器手術の試行，”日本コンピュータ外科学会誌，Vol. 5, No. 3, pp. 223-224, 2003.
30. 服部麻木，鈴木直樹，林部充宏，鈴木薫之，大竹義人，炭山和毅，田尻久雄，小林進，“内視鏡ロボットシステムのための術中ナビゲーション機能の開発，”日本コンピュータ外科学会誌，Vol. 5, No. 3, pp. 315-316, 2003.
31. 林部充宏，鈴木直樹，服部麻木，鈴木薫之，大竹義人，中田典生，小林進，中村仁彦，“PCプロジェクタとDVカメラを用いた術中での生体変形計測法の開発，”日本コンピュータ外科学会誌，Vol. 5, No. 3, pp. 317-318, 2003.
32. 林部充宏，鈴木直樹，橋爪誠，掛地吉弘，小西晃造，服部麻木，大竹義人，鈴木薫之，“手術ロボット da Vinci の最適な動作・機器配置のための術前プランニングシステム，”日本コンピュータ外科学会誌，Vol. 5, No. 3, pp. 273-274, 2003.
33. 大竹義人，鈴木直樹，服部麻木，鈴木薫之，林部充宏，小林進，“Open surgery を対象としたデータフュージョンシステム用画像提示デバイスの開発，”日本コンピュータ外科学会誌，Vol. 5, No. 3, pp. 349-350, 2003.
34. 中田典生，服部麻木，鈴木薫之，大竹義人，林部充宏，鈴木直樹，“無線 LAN を用いた救急室のためのモバイルネットワークシステムの開発，”日本コンピュータ外科学会誌，Vol. 5, No. 3, pp. 261-262, 2003.
35. Edwardo Arata Yamamoto Murakami，鈴木直樹，服部麻木，林部充宏，鈴

- 木薫之，大竹義人，炭山和毅，小林進，“マスタ・スレーブ内視鏡手術ロボットに適した制御システムの開発，” 日本コンピュータ外科学会誌， Vol. 5, No. 3, pp. 225-226, 2003.
36. 植松美幸，鈴木直樹，服部麻木，大竹義人，林部充宏，鈴木薫之，小林進，内山明彦，“複数のカメラ視野画像により計測した肝表面形状を基に内部構造の変形を獲得する Data Fusion システムの開発，” 日本コンピュータ外科学会誌， Vol. 5, No. 3, pp. 383-384, 2003.
37. 瀧本崇博，鈴木直樹，服部麻木，鈴木薫之，林部充宏，大竹義人，小林進，内山明彦，“Volume Data を対象としたリアルタイム変形処理法（第2報） 弾性モデルにおける自由な切開面の生成，” 日本コンピュータ外科学会誌， Vol. 5, No. 3, pp. 385-386, 2003.
38. 鈴木直樹，林部充宏，植松美幸，鈴木薫之，服部麻木，大竹義人，“（オーガナイズドセッション）腹部領域におけるイメージガイド手術と内視鏡ロボット手術，” 第42回日本エム・イー学会大会，6月 札幌，2003.
39. 鈴木薫之，鈴木直樹，服部麻木，若井智司，内山明彦，“脈管系を含む切開・切離のリアルタイム処理機能を有する変形軟組織モデルの構築，” 日本コンピュータ外科学会誌， Vol. 4, No. 3, pp. 275-276, 2002.
40. 鈴木直樹，服部麻木，林部充宏，大竹義人，鈴木薫之，Edwardo Arata Yamamoto Murakami，炭山和毅，池田圭一，田尻久雄，“左右に鉗子アームを持つ内視鏡ロボットの開発，” 日本コンピュータ外科学会誌， Vol. 4, No. 3, pp. 247-248, 2002.
41. 鈴木直樹，服部麻木，林部充宏，大竹義人，鈴木薫之，“Dynamic Spatial Video Camera による時空間的に自由に筋骨格系の動的変化を観察するための手法の開発，” 日本コンピュータ外科学会誌， Vol. 4, No. 3, pp. 285-286, 2002.
42. Edwardo Arata Yamamoto Murakami，鈴木直樹，服部麻木，鈴木薫之，林

- 部充宏，大竹義人，伊藤宏司，炭山和毅，“内視鏡ロボットの
ためのマスタ・スレーブシステムの開発ーロボット操作におけ
るマン・マシンインタフェースの評価および設計・制御ー，”
日本コンピュータ外科学会誌， Vol. 4, No. 3, pp. 261-262, 2002.
43. 若井智司，鈴木直樹，服部麻木，鈴木薫之，内山明彦，“軟組
織の Volume Data を対象としたリアルタイム変形処理法，” 日本
コンピュータ外科学会誌， Vol. 4, No. 3, pp. 271-272, 2002.
44. 植松美幸，鈴木直樹，服部麻木，大竹義人，林部充宏，鈴木
薫之，内山明彦，“Data Fusion システムのための色彩情報を利用
した術中リアルタイム肝表面形状計測，” 日本コンピュータ外
科学会誌， Vol. 4, No. 3, pp. 273-274, 2002.
45. 鈴木薫之，鈴木直樹，服部麻木，林部充宏，“人体動作の四次元計
測のための DSVC(Dynamic Spatial Video Camera)の開発，” 第 41 回日本エム・イー学会， 5 月 京都， 2002.
46. 鈴木直樹，服部麻木，鈴木薫之，林部充宏，“視覚・触覚連係型 Virtual
surgery,tele-surgery 用コックピットの開発，” 第 41 回日本エム・イー学
会大会， 5 月 京都， 2002.
47. 若井智司，鈴木直樹，服部麻木，鈴木薫之，内山明彦，“Volume Data
の外力に伴うリアルタイムな変形を可能とする臓器モデルの開発，”
第 41 回日本エム・イー学会大会， 5 月 京都， 2002.
48. 植松美幸，鈴木直樹，服部麻木，鈴木薫之，林部充宏，内山明彦，
“臓器変形に追従する非接触計測に基づく Data Fusion システムの開発，”
第 41 回日本エム・イー学会大会， 5 月 京都， 2002.
49. 鈴木直樹，服部麻木，林部充宏，鈴木薫之，“四次元的人体動作の
時空間的画像計測を可能とする DSVC(Dynamic Spatial Video Camera)の製作，”
日本コンピュータ外科学会誌， Vol. 3, No. 3, pp. 127-128, 2001.
50. 服部麻木，鈴木直樹，鈴木薫之，林部充宏，“Virtual sugery, Tele-
surgery のための視覚・触覚連動コックピットの製作，” 日本コ
ンピュータ外科学会誌， Vol. 3, No. 3, pp. 163-164, 2001.

51. 林部充宏 , 鈴木直樹 , 中村仁彦 , 服部麻木 , 鈴木薫之 , 炭山和毅 , “ 腹腔鏡下 Data-Fusionのためのレーザスキャン内視鏡 , ” 日本コンピュータ外科学会誌 , Vol. 3, No. 3, pp. 213-214, 2001.
52. 若井智司 , 鈴木直樹 , 服部麻木 , 鈴木薫之 , 炭山和毅 , 内山明彦 , “ Volume Dataの変形を可能とする手術シミュレーション用臓器モデルの開発 , ” 日本コンピュータ外科学会誌 , Vol. 3, No. 3, pp. 131-132, 2001.
53. Shigeyuki SUZUKI, Naoki SUZUKI, Asaki HATTORI, Kazuki SUMIYAMA, Satoshi WAKAI, and Akihiko UCHIYAMA, “Development of deformable organ model for the realistic virtual surgery simulation system,” World Multiconference on Systemics, Cybernetics and Informatics, July Orlando, 2001.
54. Naoki SUZUKI, Asaki HATTORI, Shigeyuki SUZUKI, Yoshitaka ADACHI, and Takahiro KUMANO, “Real-time simulation system supplying tactile sensations for both hands,” World Multiconference on Systemics, Cybernetics and Informatics, July Orlando, 2001.
55. 鈴木薫之 , 鈴木直樹 , 服部麻木 , 炭山和毅 , 若井智司 , 内山明彦 , Edwardo Arata Y.Murakami , “ 複雑な切開や内部構造の変形を可能にしたバーチャル手術システム用臓器モデルの開発 , ” 第 40 回日本エム・イー学会大会 , 5 月 名古屋 , 2001.
56. 若井智司 , 鈴木直樹 , 服部麻木 , 炭山和毅 , 鈴木薫之 , 内山明彦 , “ Volume dataの変形を可能とした弾性臓器モデルの構築 , ” 第 40 回日本エム・イー学会大会 , 5 月 名古屋 , 2001.
57. 鈴木薫之 , 鈴木直樹 , 服部麻木 , 炭山和毅 , 若井智司 , 内山明彦 , “ sphere-filled modelを用いたバーチャル手術システムの開発 複雑な切開を可能にするための sphere-filled modelの改良 , ” 日本コンピュータ外科学会誌 , Vol. 2, No. 3, pp. 129-130, 2000.
58. Shigeyuki SUZUKI, Naoki SUZUKI, Asaki HATTORI, Akihiro TAKATSU, and Akihiko UCHIYAMA, “(Student Paper Competition Finalist) Deformable organ model using the sphere-filled method for virtual surgery,” World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, July Chicago, 2000.

59. Asaki HATTORI, Naoki SUZUKI, Shigeyuki SUZUKI, Akihiro TAKATSU, MP. Baur, Andreas HIRNER, Shuuichi TAKAHASHI, Susumu KOBAYASHI, Yoji YAMAZAKI, Yoshitaka ADACHI, Takahiro KUMANO, and Akio IKEMOTO, "Tele-virtual surgery with sharing tactile sensations between Japan and Germany," World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, July Chicago, 2000.
60. 鈴木薫之, 鈴木直樹, 服部麻木, 高津光洋, 足立吉隆, 熊野宜弘, 池本明夫, "より複雑な切開を可能とするための sphere-filled model を用いたバーチャル手術システムの開発," 第 39 回日本エム・イー学会大会, 5 月 東京, 2000.
61. 服部麻木, 鈴木直樹, 鈴木薫之, 高津光洋, Max P. Baur, 小林進, 山崎洋次, "(オーガナイズドセッション) 触覚の共有操作における日独間での tele-virtual surgery システム," 第 39 回日本エム・イー学会大会, 5 月 東京, 2000.
62. Asaki HATTORI, Naoki SUZUKI, Shigeyuki SUZUKI, Akihiro TAKATSU, PM. BAUR, Andreas HIRNER, Shuichi TAKAHASHI, Susumu KOBAYASHI, Yoji YAMAZAKI, Yoshitaka ADACHI, Takahiro KUMANO, and Akio IKEMOTO, "Experiment of Tele-virtual surgery between Germany and Japan," ICAT '99, Dec. Tokyo, 1999.
63. 鈴木薫之, 鈴木直樹, 服部麻木, 高津光洋, 内山明彦, 足立吉隆, 熊野宜弘, 池本明夫, "両手に触覚を得ることのできるバーチャル手術システムの開発," 第 8 回日本コンピュータ外科学会大会, 11 月 京都, 1999.
64. 服部麻木, 鈴木直樹, 鈴木薫之, 高津光洋, Max P. Baur, Andreas Hirnar, 高橋修一, 小林進, 山崎洋次, 足立吉隆, 熊野宜弘, 池本明夫, "大陸間での Tele-virtual surgery における触覚の共有," 第 8 回日本コンピュータ外科学会大会, 11 月 京都, 1999.
65. 鈴木直樹, 服部麻木, 鈴木薫之, 熊野宜弘, 池本明夫, 足立吉隆, 高津光洋, "高次元画像によるバーチャル手術システム," ロボメック, 6 月 東京, 1999.
66. Naoki SUZUKI, Asaki HATTORI, Shigeyuki SUZUKI, Akio IKEMOTO, Takahiro

KUMANO, Yoshitaka ADACHI, Akihiro TAKATSU, “Virtual surgery system with force feedback functions for both arms and its application for telemedicine,” 1st Croatian International Symposium on computer Assisted Surgery and Telesurgery, Mar. Zagreb, 1999.

V. その他

1. 鈴木直樹，服部麻木，大竹義人，鈴木薫之，林部充宏，植松美幸，重田優子，中田典生，“ヒトを精密再現したサイバーヒューマン Cyber Human” Newton Vol.6, 2003.