

# 平成20年度 成果報告書

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

委託先： 三菱プレシジョン(株)

平成21年4月

情報通信研究機構

# 平成20年度 成果報告書

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

### 目次

1	研究開発課題の背景	2
2	研究開発の全体計画	4
2-1	研究開発課題の概要	4
2-2	研究開発目標	5
2-2-1	最終目標	5
2-2-2	中間目標	6
2-3	研究開発の年度別計画	7
3	研究開発体制	9
3-1	研究開発実施体制	9
4	研究開発実施状況	10
4-1	生体ボリュームデータに対応したボリュームグラフィック表示手法の 改良研究	10
4-1-1	概要	10
4-1-2	実施状況	10
4-1-3	まとめ	14
4-2	生体ボリュームデータを高速に並列処理する手法の 研究開発	15
4-2-1	概要	15
4-2-2	実施状況	15
4-2-3	まとめ	25
4-3	生体ボリュームデータに基づくリアルタイム変形手法と触覚提示手法の 研究開発	28
4-3-1	概要	28
4-3-2	実施状況	29
4-3-3	まとめ	31
4-4	総括	33
4-4-1	主要実施内容	33
4-4-2	具体的な成果物	35
4-4-3	事業化関連	43
5	参考資料・参考文献	44
5-1	研究発表・講演等一覧	44

## 1 研究開発課題の背景

近年の医療技術の進歩には目覚ましいものがある。その代表的な例が、CT、MRI、PET、超音波などの診断装置の高性能化（3次元化、高解像度化）と、患者への負担を極力抑えた内視鏡による低侵襲手術の普及である。これらの医療技術の進歩は、早期診断による早い段階での治療を可能とし、患者にとっては大きな福音となっている。しかし、先端医療技術を使いこなすには、これまで以上に高度な専門知識と多くの経験が必要であり、技術に精通しない安易な使用が、医療事故増加の一因と考えられている。このような状況のもと、熟練した専門医の知識および技術を、いかに安全に効率よく継承すべきかの方法論が、従来から行われている手術現場における訓練者を助手として熟練医師のもとでおこなう実手術によるOJTも含めて、検討されている。

現在一般に行われている訓練法は、内視鏡下手術を例にとると、医療機器メーカーによる、実機を用いた機器の取り扱いを中心とした講習会と、「ウェットラボ」と呼ばれる実験動物を用いた手術訓練が中心である。前者は、機器の取り扱いと操作の習得が中心であり、手術手技の訓練ではない。後者は、実手術に極めて近い手術訓練が可能であるが、費用や準備の観点から、十分な訓練を行うだけの実験動物を準備することが難しい。繰り返し行えることが訓練の基本であることから、訓練法としては問題がある。また、人間と動物の解剖学的差異から手術の訓練が逆に誤った空間的認識を与える問題も指摘されている。

一方、計算機技術の発展とともに1990年代初頭から研究開発が盛んになった仮想現実感（VR）技術を用いて高度な手術手技を訓練する手術シミュレータの開発が注目されている。この装置は、計算機上に構築された人体と疾病のデータベースを元に、実際の手術状況を模擬することにより手術訓練を繰り返し体験することが出来るもので、多くの研究開発が行われている。

しかしながら、いままでに開発されたVR手術シミュレータは、実際の執刀医の術前の手術手技訓練および手術計画に利用されるものではない。通常手術は、患者の診断データに基づいた手術計画のもとに個別に行われる。従って、基本的には、病変の状態より術法が異なる。泌尿器科手術を例にとれば、腎動脈の形状は、約30パーセントの人に奇形が見られるといわれており、血管周りのリンパ管の剥離操作等において、この奇形に起因する事故が多発している。従って、患者固有の症例に基づいた術前訓練が行えるシミュレータが好ましい。

術前訓練を実現するために解決すべき問題点としては、

- ① 患者固有データの作成： 一般的なモデルではなく、個々の患者固有のデータを用いて、術前訓練を行い、危険の予測および回避ができるためには、診断データから術前訓練するモデルデータを短期間に作成する必要がある。
- ② 実現機能の不足： 手術操作における最重要な血管周りのリンパ管剥離操作等の模擬が十分でない。手術の基本は、血管に付着するリンパ組織の剥離であり、この手順の模擬は、医療事故を防止する上で非常に重要な機能である。
- ③ 対応する疾患の数が少ない： 対象とする臓器や疾患のデータ作成が手作業であり費用と時間がかかるため、多くの疾患に対応できない。
- ④ 模擬精度の不足： 内部に情報を持つ臓器の変形計算および表面力の計算は、計算量が膨大となるため、従来の計算手法は表面にのみ情報を持つことを基本としている。このため、手術中の術具による臓器の変形計算が正確でなく、術具を通して手に感じる「力覚表現」の模擬が現実と異なる。

などが挙げられる。

研究受託者は、本委託研究により、上記問題点を解決し、CT、MRIなどの医療診断機器で取得された患者診断データをもとに患者固有モデルを作成する手法を確立すると共に、これを用いて術前訓練可能が行える手術シミュレータを開発した。

現在、受託者と異なる方式であるが、表面にのみ情報を持つモデルデータを用いた内視鏡下手術を対象とした外国製品の販売が行われはじめた。次の2製品が代表である。

- |            |                     |                   |
|------------|---------------------|-------------------|
| (1) スウェーデン | Surgical Science 社製 | The LapSim System |
| (2) 米国     | Simbionix 社製        | LapMentor         |

これらの製品では内視鏡下手術の限定的な訓練が実現されている。前者は、映像模擬において大変優れるが術具を通して臓器の操作感覚を得る仕組みが弱い。後者は手術の操作感を得ることが可能であるが、模擬の精度に欠ける。また、モデルデータは患者固有のモデルではなく、代表的な解剖学的形態をモデル化している。術前訓練が行えないが、現状では手術手順の訓練の代替がないため、各大学の医学部で、これらのシミュレータの利用が始まっている。特に、Simbionix 社製 LapMentor は装置として目的手術を明確にすることによりコンパクトな実装を実現しており製品としての完成度が高い。

一般に手術シミュレータは、目的とする技術的難易度および装置の価格から、(1) 手術具の操作訓練のみを目的としたもの(パートタスク)、(2) 対象手術の手順および手術部位と術具の相互関係を訓練する「タスクトレーナ」、(3) 術前のリハーサルにより、危険予知や熟練度を向上させる、「ミッションリハーサル」等に分類される。図1-1に、これに従った分類を示す。分類(1)から(3)に向かうに従い、技術的難易度および装置の価格は高くなる。分類(1)は、実術具を機械的に統合したものが主流である。VR技術を用いたものは分類(2)以上の訓練を目的としており、現在、分類(2)までが商用化されている。前記の製品は分類(2)の前半から中位の位置に属する。委託研究では、患者固有の対象部位(患部およびその周辺臓器など)の変形や微妙な術具の操作感を、映像および力感により高精度に模擬できる手法および装置の開発を目標とし、これは分類(2)の後位から(3)の前半に属し、かつ、分類(3)を本格的に実現できるように発展可能な技術基盤を開発した。

既存のシミュレータ(前記)は、手術の手順を訓練するものであり、最も必要とされる患者固有の術前訓練ができるものではない。

一方、受託者のシステムでは、手術シミュレータ本体以外に、モデルデータ作成装置を持つため、患者固有のデータに基づく術前訓練が可能である。また、この作成装置により、手術部位を固定せず、異なる人体部位の手術訓練も原理的に可能である。

従って、対象手術訓練に特化したシナリオ、即ちコンテンツと、術具の入れ替えにより、複数の部位の手術への対応が可能である。また、ネットワークを経由して、熟達者と、訓練生が協調して訓練可能な仕組みを持つ。

これらのことから、先行する手術シミュレータ製品と目的に応じた用途の棲み分けが行えるので、今後も競争力の維持可能である。

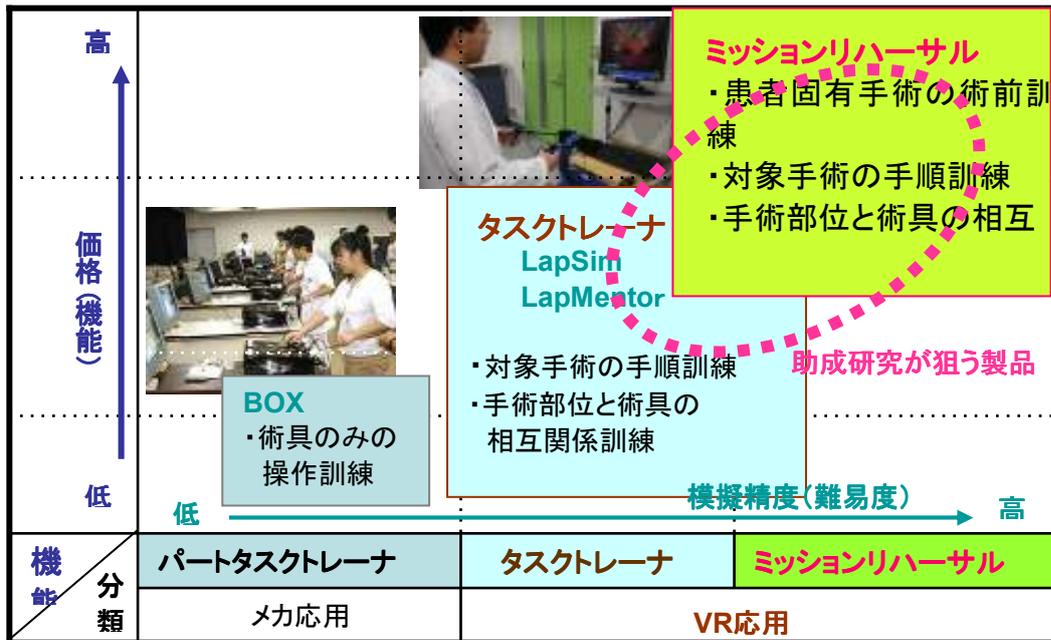


図1-1. 委託研究が目標とする分野

## 2 研究開発の全体計画

### 2-1 研究開発課題の概要

本研究では、バーチャルリアリティ（VR）技術を利用して患者固有データによる内視鏡下手術の術前訓練ができる手術シミュレータの開発を行った。従来の表面のみに情報を持ち内部は中空である状態でのシミュレーション方法では、術具の操作に対する臓器の変形に現実感が乏しい。このため、3次元的に内部にも密にデータを持つボリュームデータ（生体モデルデータ）を用いて力学計算を行い、映像および力覚の呈示を行うことが特徴である。

このためのシミュレータを実現するため、研究開発を

- (1) サブテーマ1： 主に表示技術の研究
- (2) サブテーマ2： 生体モデル生成法の研究（高速演算装置を含む）
- (3) サブテーマ3： 力学計算モデルの研究（力覚装置を含む）

の主要3テーマに分けて要素技術の研究開発を行うと共に、これらの要素技術を統合して検証するための試作機をスパイラルアップ的に開発した。

この試作機は、生体モデルデータ作成装置部、手術シミュレータ本体部からなる。また、手術シミュレータ本体部は、高速演算装置部と模擬術具部からなる。

## 2-2 研究開発目標

### 2-2-1 最終目標（平成21年3月末）

実施した研究開発の最終目標は、

- ・ CT、MRIなどの医療診断装置によって得られる生体ボリュームデータを基に、手術対象となる臓器の抽出とモデリングを行い、
- ・ 疾患データと触覚データを持つ「バーチャル患者データベース」を容易に構築し、
- ・ ネットワークで接続された装置（シミュレータ）により、複数の参加者（指導医と研修医、助手など）が一つの仮想術野空間を共有して、
- ・ 内視鏡下手術などの高度先端医療技術を体験習得できる教育訓練システムを提供する

ことにあった。

本目標を達成するために、2-1に示した研究開発課題を、大きく3つの研究開発サブテーマに分け、研究開発を推進した。

各サブテーマの詳細内容、及び到達した目標を以下に示す。

#### サブテーマ1

「生体ボリュームデータに対応したボリュームグラフィック表示手法の改良研究」

- (1) ボリュームグラフィックスの高速表示手法の研究開発
  - (a) 512x512x512以上のボリュームデータを表示できること
  - (b) ボリュームデータの表示更新レートは20fps以上であること
- (2) 通常のコンピュータグラフィックスとボリュームグラフィックスの融合手法の研究開発
  - (a) ボリュームデータとポリゴンデータを同時に表示できること
  - (b) ボリュームデータをポリゴンデータの前後関係が正しく表示できること
  - (c) 表示更新レートは20fps以上であること

#### サブテーマ2

「生体ボリュームデータを高速に並列処理する手法の研究開発」

- (1) 生体データとしてのボリュームデータをネットワーク上で共有する手法の研究開発
  - (a) ギガビットネットワーク上において10fps以上でボリュームデータを更新、共有できること。
- (2) ボリュームデータに適合する生体モデル手法の研究開発
  - (a) シミュレータに必要なデータを保持した生体モデルであること。シミュレーションに必要な弾性率を保持し、実際の生体に近い挙動ができること。
- (3) 実際の生体データからのシミュレータ用ボリュームデータ生成手法の研究開発
  - (a) 実際のMRI、CTから得られたボリュームデータからシミュレーション用のボリュームデータを生成できること。
  - (b) 一般のユーザがモデルを生成できるような分かりやすいインタフェースを備えること。

### サブテーマ3

「生体ボリュームデータに基づくリアルタイム変形手法と触覚提示手法の研究開発」

- (1)手術シミュレータ用モデルとして利用できるように、リアルタイムボリュームデータの変形手法
  - (a) 10fps以上の頻度で、データ形状の更新ができるボリュームデータ変形手法であること。
- (2)ボリュームに基づく触覚提示手法
  - (a) ボリューム間を滑らかに結ぶ触覚を提示できること。
  - (b) 力覚の更新レートは1KHz以上であること。

### 2-2-2 中間目標（平成19年2月末）

以下が本委託研究の中間目標であり、H19年10月25日実施されたNICT殿による「H19年度中間評価ヒアリング」にて、中間目標の達成は、既に確認されている。

### サブテーマ1

「生体ボリュームデータに対応したボリュームグラフィック表示手法の改良研究」

- (1) ボリュームグラフィックスの高速表示手法の研究
  - (a) 512x512x512以上のボリュームデータを表示できること
  - (b) ボリュームデータの表示更新レートは20fps以上であること。

### サブテーマ2

「生体ボリュームデータを高速に並列処理する手法の研究開発」

- (1) 生体データとしてのボリュームデータをネットワーク上で共有する手法の研究開発
  - (a) ギガビットネットワーク上において10fps以上でボリュームデータを更新、共有できること。

### サブテーマ3

「生体ボリュームデータに基づくリアルタイム変形手法と触覚提示手法の研究開発」

- (1) 手術シミュレータ用モデルとして利用できるように、リアルタイムボリュームデータの変形手法の研究開発
  - (a) 10fps以上の頻度で、データ形状の更新ができるボリュームデータ変形手法であること。

## 2-3 研究開発の年度別計画

(金額は非公表)

研究開発項目	16年度	17年度	18年度	19年度	20年度	計	備考
生体ボリュームデータに基づいたネットワーク型 VR 手術手技教育訓練システムの研究開発				中間評価 ▽	▽	最終評価	
サブテーマ1 「生体ボリュームデータに対応したボリュームグラフィック表示手法の改良研究」	-	-	-	-	-	-	主に、労務費
(1)ボリュームグラフィックスの高速表示手法の研究開発			→				
(2)通常のコンピュータグラフィックスとボリュームグラフィックスの融合手法の研究開発					→		
サブテーマ2 「生体ボリュームデータを高速に並列処理する手法の研究開発」	-	-	-	-	-	-	主に、労務費
(1)生体データとしてのボリュームデータをネットワーク上で共有する手法の研究開発			→				
(2)ボリュームデータに適合する生体モデル手法の研究開発					→		
(3)実際の生体データからのシミュレータ用ボリュームデータ生成手法の研究開発			→		→		

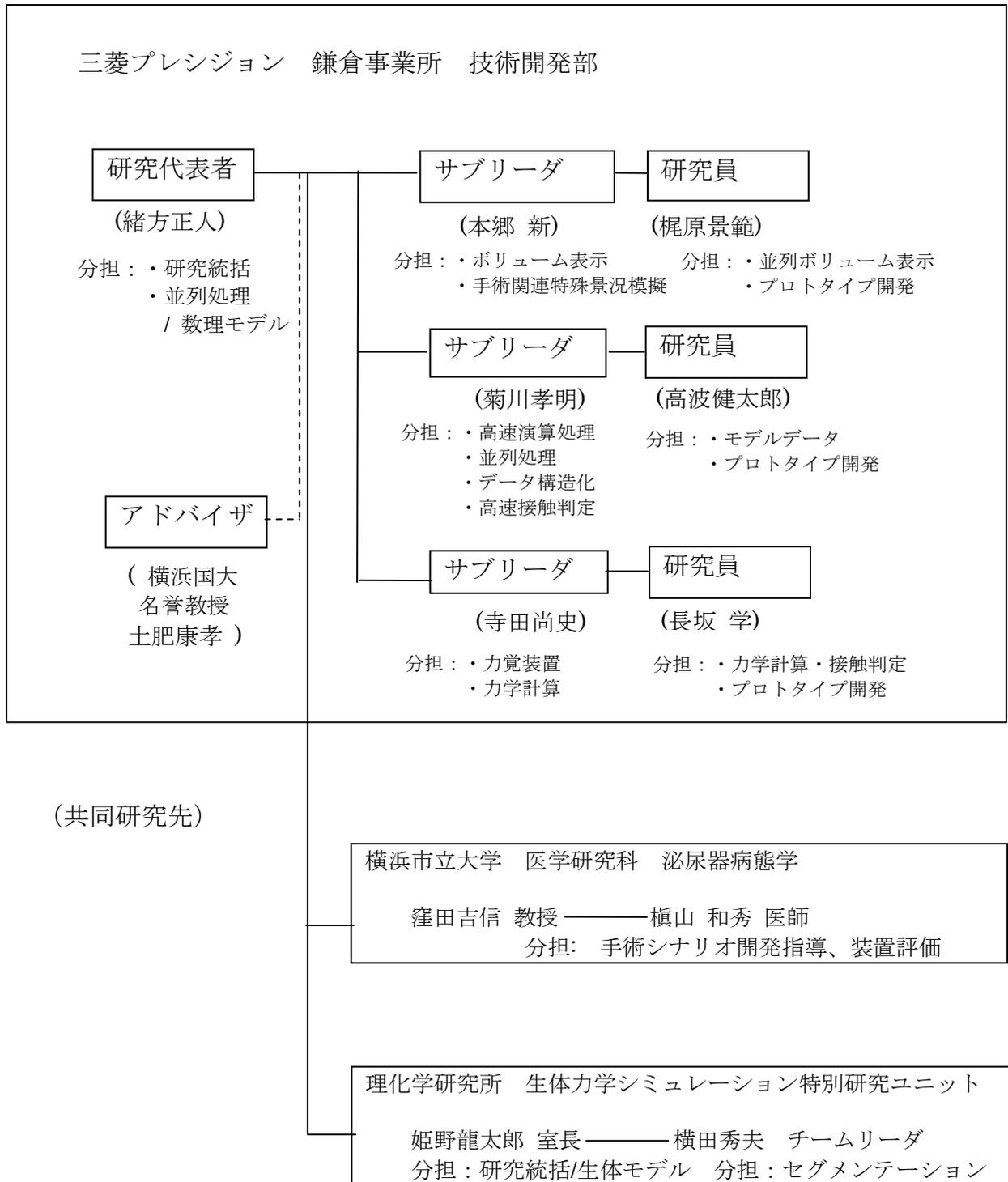
研究開発項目	16年度	17年度	18年度	19年度	20年度	計	備考
サブテーマ3 「生体ボリュームデータに基づくリアルタイム変 形手法と触覚提示手法の研究開発」	-	-	-	-	-	-	主に、労務費
(1)手術シミュレータ用モデルとして利用できる、リ アルタイムボリュームデータの変形手法							
(2) ボリュームに基づく触覚提示手法							
プロトタイプ機の試作・評価	-	-	-	-	-	-	主に、購入設備費、及び装 置改良費
①第一次試作							
②第二次試作（評価・改良を含む）							
③第三次試作（評価・改良を含む）							
間接経費額（税込み）	-	-	-	-	-	-	
合 計	-	-	-	-	-	-	

- 注) 1 経費は研究開発項目毎に消費税を含めた額で計上。また、間接経費は直接経費の30%を上限として計上（消費税を含む。）。
- 2 備考欄に再委託先機関名を記載
- 3 年度の欄は研究開発期間の当初年度から記載。

### 3 研究開発体制

#### 3-1 研究開発実施体制

受託機関の研究分担者の体制



## 4 研究開発実施状況

### 4-1 生体ボリュームデータに対応したボリュームグラフィック表示手法の改良研究

#### 4-1-1 概要

大量のボリュームデータを実時間で表示するための手法および装置の開発が本テーマの主たる研究内容である。他のサブテーマとの関係では、本研究はサブテーマ2がオフラインで生成したボリュームデータを基に、サブテーマ3の力学計算が出力する有限要素データに常時連動した形状変化を実時間で表示する。さらに、手術シミュレーションにおける臨場感ある仮想的な映像空間を発生する。

#### 4-1-2 実施状況

[研究]

年度ごとの実施内容を示す。

##### ・16年度

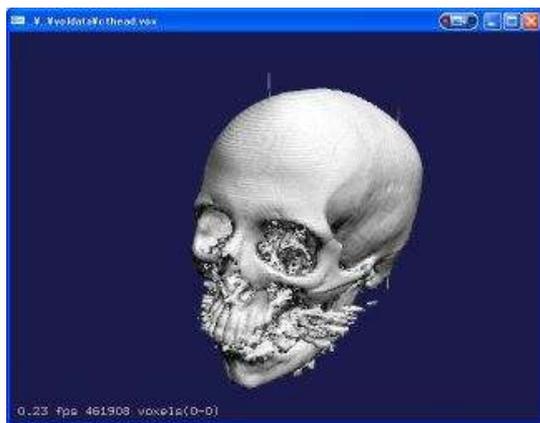
2台のサーバ計算機と8台の計算ホスト計算機(CPU: Xeon)からなるPCクラスタシステムと弊社独自開発の「画像合成装置」を組み合わせた、「VGクラスタシステム」を製作した。OSはLINUXを採用し、PCクラスタコンソーシアムで開発されたクラスタシステムソフトウェア SCore を実装した。

##### ・17年度

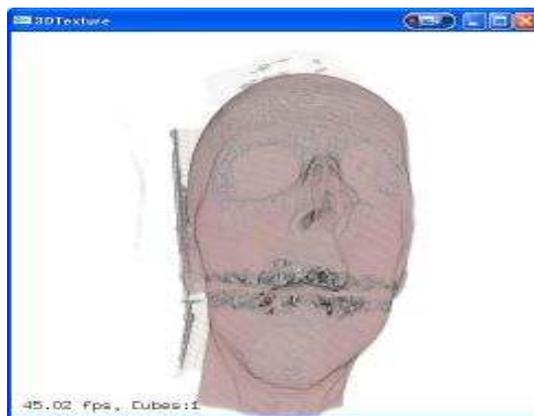
手術シミュレータを構築するのに適した手術シミュレータでは、大容量ボリュームデータの表示、ボリューム変形・ボリューム切断/切開、実時間でのレンダリング、ポリゴンとの合成などの機能が必要とされる。これらの機能を実現可能なボリュームレンダリング手法として3次元テクスチャ法、splatting法を実装し検討を行った。

3次元テクスチャは、市販の画像表示プロセッサ上のハードウェアを利用したボリュームレンダリング手法である。ハードウェアを利用するため、非常に高速なレンダリングが可能である。しかし、大容量のボリュームデータの格納ができないという欠点がある。また、画像メモリに格納したボリュームデータの変形に時間がかかるため、実時間性に問題が生じる可能性がある。図4-1-1(a)の描画速度は、ボリューム変形を含め約45fps(CTHEAD:256x256x113ボクセル)である。

Splatting法は、ボリュームデータを構成する最小単位であるボクセルを直接、描画面に投影することでレンダリングを行う手法である。Splatting法によるレンダリングは、ボリューム変形処理に適しており、また並列レンダリングも行いやすい。ただし、ボクセル単位で処理を行うため、実時間でのレンダリングを行うには、隠顕処理、並列処理などの高速化のための処理を行う必要がある。図4-1-1(b)の描画速度は、同じボリュームデータを使用して、約0.2fpsである。



(a)3次元テクスチャによる表示



(b)Splattingによる表示例

図 4-1-1 平成 17 年度描画例

### ・H18 年度

手術シミュレーションで必要とされる変形・切断/切開、実時間でのレンダリング、力学計算とのインタフェースを検討した結果、モデル内部の情報を持つ四面体ボリュームデータをポリゴンを用いてレンダリングすることとした。また、切断・切開シミュレーションによる内部構造を表現するため、ポリゴンにより内部構造を表示する手法について研究した。

### ・H19 年度

実際の人体では、複数の臓器が互いに、力学的に影響しあいながら存在しており、本システムではそれを実時間で模擬する必要があるため、多臓器モデルの描画を行わなければならない。また、手術訓練の効果を高めるため、実際の手術に近い環境を模擬する必要がある。よって、平成 19 年度は多臓器モデルの描画、及び臨場感を高め、模擬精度向上を図る手法の研究開発を行った。

### ・H20 年度

H20 年度は、画像発生機の並列処理の研究を主に行った。開発途中の手術シミュレータでは、変形計算は複数台の PC により並列で計算を行い、映像発生は、PC1 台

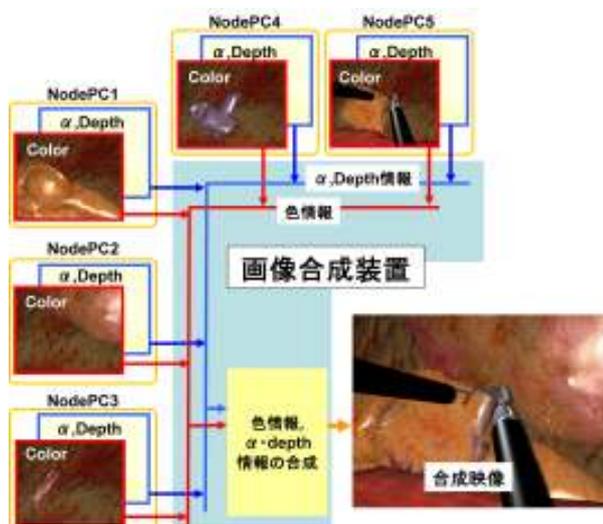


図 4-1-2 画像合成装置による並列画像発生

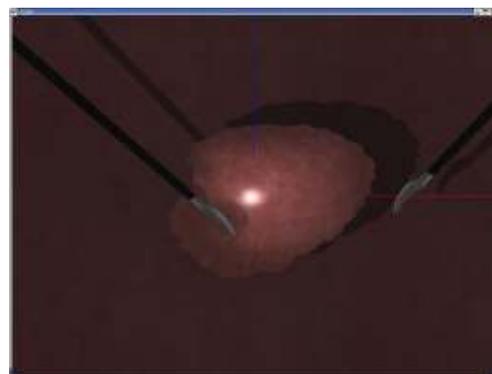


図 4-1-3 平成 18 年度描画例

で行っていた。この仕組みでは、変形処理を行ったデータベースモデルを映像表示用 PC に変形処理毎に転送を行う必要があり、処理速度がネットワーク負荷により制限されてしまう。この問題を解決するため、当社開発の画像合成装置（コンポジタ）を使用し並列処理に伴う台数効果低減の改善を行った。画像合成装置は、奥行き情報や透明度情報を付加した複数の映像信号を、奥行きと透明度情報を比較しつつ合成映像を発生する装置である。画像合成装置による並列画像発生法を図 4-1-2 に示す。

## 【開発】

上記の研究に基づき、以下の開発を行った。

### ・H18 年度

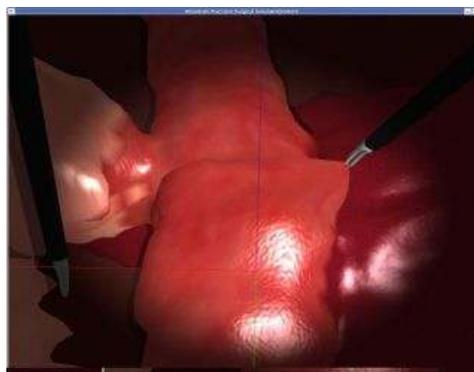
内視鏡による視点の回転、移動、模擬術具による操作表示機能を実装し、実際の内視鏡手術を想定できる模擬環境を構築した。図 4-1-3 に描画例を示す。

### ・H19 年度

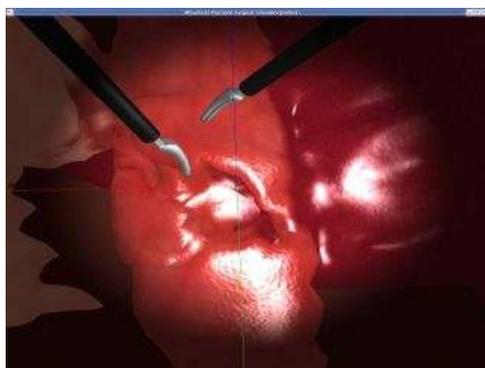
上記の研究を元に、変形計算を行った有限要素データのレンダリング手法を開発して実装した。多臓器モデルの表示に関しては、臓器モデルの高速な描画、及び描画臓器間境界のブレンディングを行った。また、模擬精度向上に関しては、モデルの質感を表現するライティング機能の強化、モデル表面の凹凸表現（バンプマッピング）、臓器、術具などの前後関係を表示するための陰影のリアルタイム描画、さらに、臓器切開時に、切開面を滑らかに表示するために法線ベクトルのリアルタイム生成、電気メス使用時の発煙景況などの実装を行った。描画例を図 4-1-4 に示す。



(a)臓器間ブレンディング及び陰影の描画例



(b)多臓器モデルの描画例



(c)切開時の実時間法線ベクトル生成



(d)発煙景況

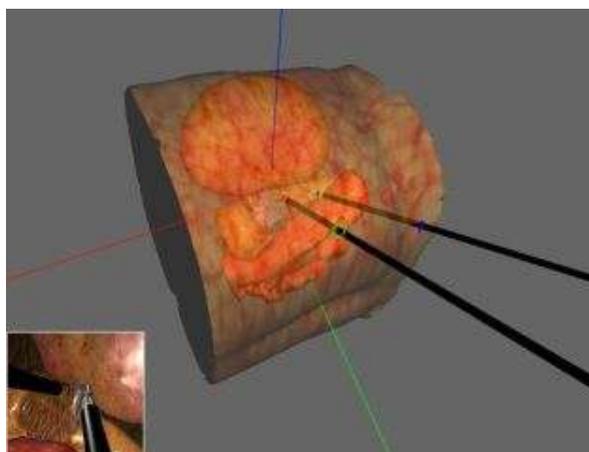
図 4-1-4 H19 年度の描画例

## ・H20 年度

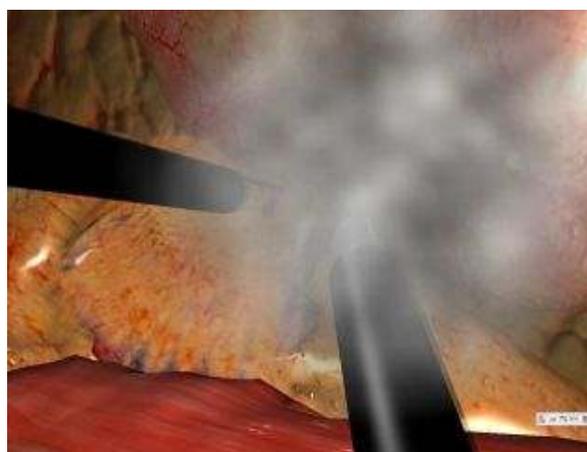
上記の研究を元に、術具初期位置決定シミュレーションの開発、映像品質の向上を行った。術具初期位置決定シミュレーションは、開発中の手術シミュレータの特徴である術前訓練を支援するための模擬機能である。内視鏡下手術において、内視鏡の挿入位置により視野の広さや患部の見え方、術具の挿入位置により、患部への術具の到達可否が左右されるため、内視鏡・術具を体内に挿入する位置の設定が手術の難易度に大きく関係する。この挿入位置の決定を術前に行うことを決定するための模擬機能が、術具初期位置決定シミュレーションである。

手術中は把持鉗子、剥離鉗子、クリップ術具等の術具を交換しながら手術を行うため、術具の交換機能を GUI にて実装とともに、クリップ景況の表示も実装した。

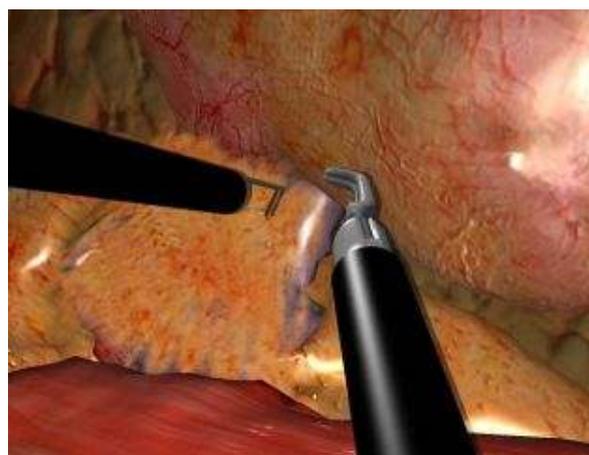
模擬対象手術(腎臓摘出手術)で必要となる膜組織剥離に必要なとされる膜組織(リンパ管)の表示、テクスチャ、バンプマップなどの再評価を行い、映像品質の向上を行った。術具初期位置決定シミュレーション、術具切り替え GUI、シミュレーション映像の表示例を図 4-1-5 に示す。



(a) 術具初期位置決定シミュレーション



(b) 発煙景況



(c) シミュレーション映像の表示例



(d) 術具切り替え GUI の表示例

図 4-1-5 H20 年度描画例 (最終結果)

### 4-1-3 まとめ

#### 【調査】

関連学会やシンポジウム、講習会等に参加するとともに、論文を中心とした文献の調査、有識者との面接による技術調査等により、手術シミュレータ、ボリュームレンダリング技術や、内視鏡下手術（特に泌尿器科領域）等に関する、技術・研究動向等を調査した。

#### 【研究】

実用的な手術シミュレーションに適した実時間画像発生を行うため、以下の研究を行った。

- ① 実時間での変形表示が可能なボリュームレンダリング手法の研究
- ② ポリゴンを用いたモデル内部の情報を持つ四面体ボリュームの表示手法の研究
- ③ 多臓器モデルの描画手法
- ④ 映像発生の並列処理手法の研究、開発

結果として、変形するモデルの表示を 30Hz 以上での表示可能となった。また、切断・切開したモデルデータの内部構造も実時間での表示が可能となった。また、映像発生を並列に行うことにより、システム全体の通信負荷を軽減し、クラスタシステムとしてのスケーラビリティを向上させた。

#### 【開発】

実用的な手術シミュレータとしての模擬精度を高めるために、多臓器モデルの表示、シェーディングおよびライティング機能、術具モデルの精度向上、モデル表面の凹凸表現（バンプマッピング）電気メス使用時の発煙景況などの実装を行った。

また、術具初期位置決定シミュレーション機能の実装を行い、術前に術具の挿入位置を決定することができる術具初期位置決定シミュレーション機能を実装した。実用的な手術シミュレータとして必要な術具交換機能を GUI として実装をおこなった。

### 最終目標（平成 21 年 3 月末）との対比

#### サブテーマ 1

##### 生体ボリュームデータに対応したボリュームグラフィック表示手法の改良研究

- (1) ボリュームグラフィックスの高速表示手法の研究開発
  - (a) 512x512x512以上のボリュームデータを表示できること
  - (b) ボリュームデータの表示更新レートは20fps以上であること

達成した。現在の表示更新レートは30fps以上である。

##### (2) 通常のコンピュータグラフィックスとボリュームグラフィックスの融合手法の研究開発

- (a) ボリュームデータとポリゴンデータを同時に表示できること
- (b) ボリュームデータをポリゴンデータの前後関係が正しく表示できること
- (c) 表示更新レートは20fps以上であること

達成した。現在表示更新レートは30fps以上である。

## 4-2 生体ボリュームデータを高速に並列処理する手法の研究開発

### 4-2-1 概要

CT、MRI などを用いて部位を特定して採取した生体ボリュームデータに、力学シミュレーションに必要な各種の物理定数等を付加して、手術シミュレータのデータを生成することが本研究の目的である。このとき、実用的な手術シミュレータを構成するのに必要なボリュームデータの分解能は 512x512x512 程度の格子点数と非常に膨大な量である。この生体データから、人体の構成要素である、骨格、血管、各種臓器毎に3次元的な画像認識により、対象を分離してラベル付けするセグメンテーション技術の研究開発が主たるテーマである。

本研究は、サブテーマ1の映像発生の基となるモデルデータであり、またサブテーマ3のシミュレーションに用いられるデータでもある。

研究テーマ1および3を連携した最終目標における課題洗い出しから、実時間での力学シミュレーションを行うには、モデルを分割して並列処理を可能にする「高速演算処理装置」の開発が必要であると予測され、新に高速演算処理装置の開発を、サブテーマの一つに加えた。

### 4-2-2 実施状況

#### [研究]

以下にモデルデータ生成技術の研究開発と高速演算装置の開発に関して述べる。

#### (1) セグメンテーション技術の研究開発

医用画像から得た生体ボリュームデータより実用的な手術シミュレータに適用可能なモデルデータの生成及び生成システムの開発が本テーマの目的である。以下に、年度ごとの実施内容を記す。

#### ・17年度

元データから必要な部位の抽出(セグメンテーション)手法を決定するため、文献等を調査し既存手法の調査を実施した。

調査の結果、抽出手法の中で「混合手法」(抽出対象の「形」と「色」両方を考慮する手法)と分類付けがされるリージョン Growing 法(領域成長法)の改良型である「適応型リージョン Growing 法」(共同研究機関である理化学研究所開発)を基本に改良を加えて実用化する方針とした。「適応型リージョン Growing 法」は閾値判定の際、判定する画素の周囲の画素情報を判定条件に組み込むことにより従来法よりも精度向上を図っている。

例として、人体腹部のCT画像を用いた「適応型リージョン Growing 法」の抽出結果を示す。(図4-2-1)

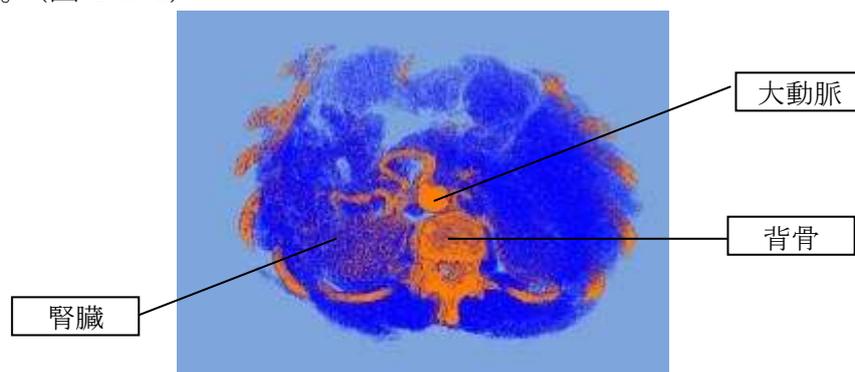


図 4-2-1 適応型リージョン Growing 手法による抽出例

また、有限要素法を用いた変形シミュレーションに対応する生体モデルデータの構築という面で、抽出したボリュームデータを有限要素データに変換する必要があり、テストデータを用いた有限要素分割処理を実施し有限要素データの生成を確認した。及び、有限要素データに加えて手術シミュレータに必要な情報を加味したデータフォーマットの定義も行なった。

## ・18年度

17年度に適用を決定した抽出手法：適応型リージョングロウイングによるセグメンテーションプログラム及びボクセルデータの有限要素分割プログラムによる生体モデルデータ生成システムを構築した。このシステムは PC1 台で構成している。(図 4-2-2)



(a) システム外観



(b) セグメンテーション



(c) 有限要素分割

図 4-2-2 生体モデルデータ生成システム

システム内部の画像抽出プログラムにおいて、メインの適応型リージョングロウイング処理部分を従来のアルゴリズムより 50%程度高速化した。また、有限要素分割プログラムにおいては任意の形状のボリュームデータを分割可能に改良し、更に部位毎に要素の詳細度を変更可能なことを確認した。

このシステムを用いて、実際の CT 画像データより腎臓部位を抽出、ボリュームデータ化した後、有限要素分割データを生成し、手術シミュレータ試作機に適用した。(図 4-2-3)



(a) ボリュームデータ



(b) 有限要素分割データ

図 4-2-3 生体モデルデータ (腎臓及び腎血管)

また、モデル生成の際、MRI データには撮像装置由来の画像歪が生じていることを受け、アフィン変換若しくは射影変換を用いて歪補正を行なう画像変換プログラムを作成した。

## ・19年度

### (a) 生体モデルデータ生成システム

18年度に構築した生体モデルデータ生成システムの各処理に関して改良を実施した。画像抽出プログラムの要である適応型リージョン Growing 処理において、入力時のスライス画像データ群を指定したブロックごとに区切ることで入力データが大容量の場合にも対応できるよう改良を実施した。更に高速化処理として、メディアン計算処理を GPU 処理に置き換える事で処理速度が向上した。また、有限要素分割プログラムにおいては詳細度分割制御機能を付加し、作成したモデルの部位毎に詳細度を変更することが可能となった。

上記の改良を踏まえて、実際の CT 画像データより、主要な臓器を抽出し複合臓器モデルとして有限要素分割データを生成し、手術シミュレータ試作機に適用した (図 4-2-4)。また、同じく 18年度に作成した MRI 画像の歪補正プログラムについては複数のスライス画像を一括して歪補正が行えるように改良し、精度評価を実施した。

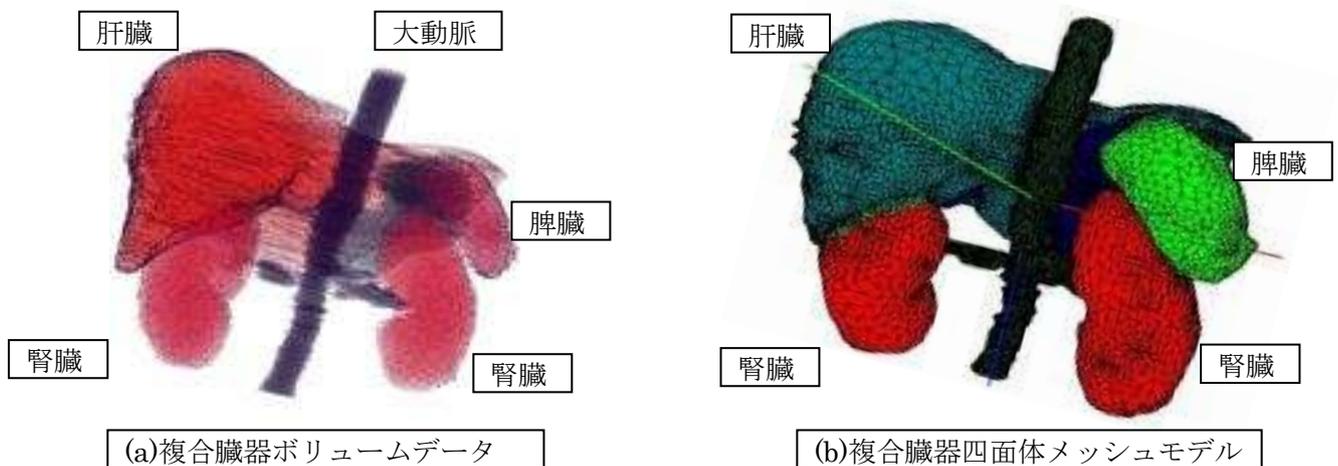


図 4-2-4 複合臓器モデル

### (b) 構造化データベースの構築

実際の人体では、複数の臓器が互いに、力学的に影響しあいながら存在しており、本システムではそれを実時間で模擬する必要がある。そこで、複数臓器の接触処理を高速に実施するためのデータベース構造をテーマとして追加し、実施した。

#### ・高速に接触判定を行うための構造化データベース (構造化 DB) の構築

複数臓器同士の接触、及び自己接触を高速に検出し、実時間で変形計算を可能とするための臓器データベースを構築した。この構造化 DB は、2分木ツリーの構造を持ち、分岐点と終端に「節ノード」および「終端ノード」をもつ。各「ノード」はメタデータ (処理を高速化するために、前処理により準備するデータ) を保持し、特に「節ノード」は下位のノードを包含したデータを持つことで、接触判定処理を効率的に管理する。

力学計算の各イタレーションの初頭に、このツリーを辿り、干渉判定処理を行う。

このとき、変形後の臓器の形状を反映するため、メタデータは変形計算結果に基づいて随時更新する。図 4-2-5 に構造化 DB の概念図を示す。

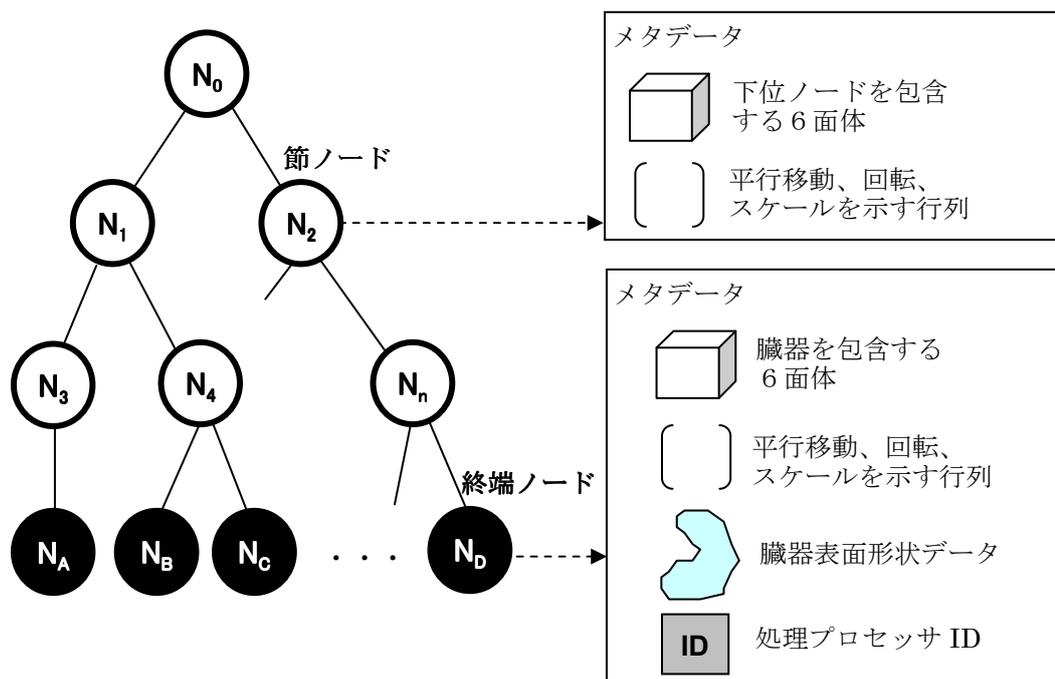


図 4-2-5 構造化された臓器データベースツリーとノードの持つメタデータ

・20 年度

(a) 生体モデルデータ

より実際の手術に即したモデル（術前訓練に対応可能）の構築のため、横浜市大の医師及び放射線技師との共同研究により、これまでモデル化していなかった細い血管部（尿管や性腺静脈など）のモデル化及び本来ボリュームデータ上ではデータ化されていない脂肪やリンパ膜をモデル化でき、後腹膜鏡下手術及び腹腔鏡下手術に対応するモデルを作成した。（図 4-2-6、4-2-7）また全てのモデルについて、より現実感を持たせるため、体表面のモデル化も実施した。

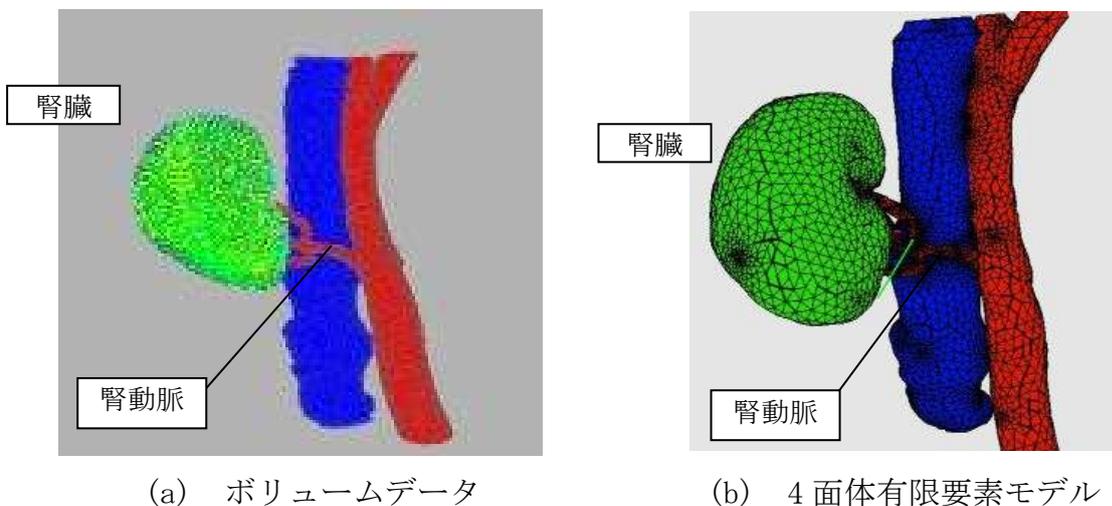
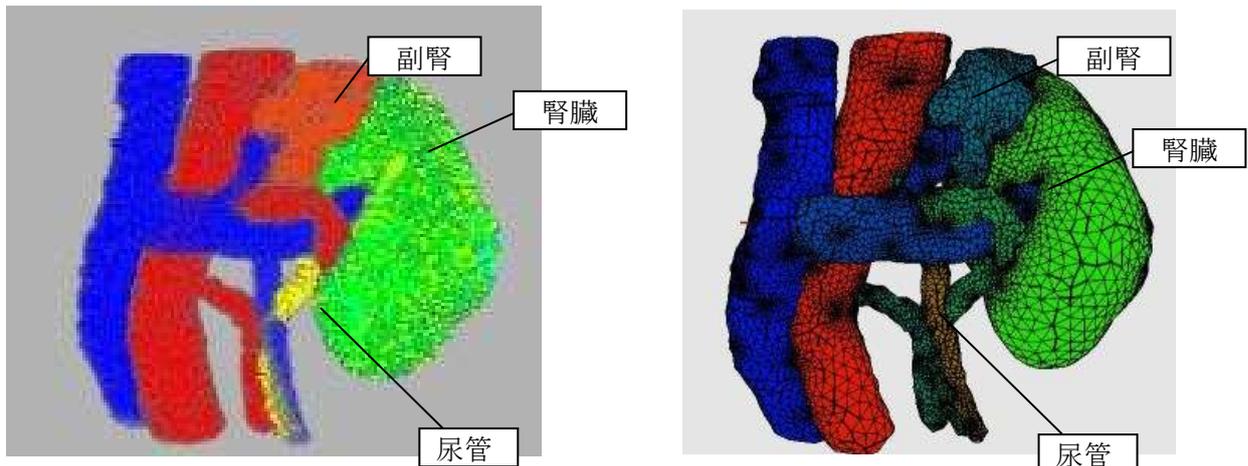


図 4-2-6 後腹膜鏡下手術モデル



(a) ボリュームデータ

(b) 4面体有限要素モデル

図 4-2-7 腹腔鏡下手術モデル

### (b) 生体モデルデータ生成システム

上記モデルデータの生成のために、新たに生成システムの改良及び機能追加を実施した。追加したプログラムは以下の通りである。

- DICOMフォーマット変換プログラム  
→ これまではフリーソフト等で汎用画像フォーマットへの変換を実施していたところを、画素値、変換枚数等を任意に変更可能といった機能を備えた変換プログラムを作成し、生成システムへ導入した。
- ボリュームデータ整形プログラムその1  
→ 前処理としての閾値分割処理、ボリュームデータの穴埋めに必要な膨張・収縮処理並びに必要な部位の合成、又は分割処理を3次元データ上で行なえるプログラムを作成し、生成システムに導入した。
- ボリュームデータ整形プログラムその2 (ボリュームデータ変形)  
→ 実際の手術に対応したモデル、特に腹腔鏡下手術モデルでは、気腹法と呼ばれる腹腔内部に空気を注入し、内視鏡の視野を広げる方法が取られる。それに加え、腎血管を露出及び切除する際は内視鏡操作がしやすいように腎臓など周囲の臓器を持ち上げる(挙上)といったことも行なわれるため、臓器の移動及び変形が生じる。その状態を模擬するため、3次元データ上の座標変換処理を用いたプログラムを作成し、生成システムに導入した。生成したプログラムのGUIを図4-2-8に示す。



図 4-2-8 ボリュームデータ整形プログラム GUI

- ボリュームデータ整形プログラムその3（体脂肪生成プログラム）  
→CT、MRI 画像にはほとんど映っていないが、通常、臓器、血管の周りには脂肪が付着している。そのモデル化を実現するため、従来ボリュームデータの穴埋め処理に適用していた3次元膨張処理を転用して脂肪モデルを生成するプログラムを作成し、生成システムへ導入した。整形及び脂肪付与後のデータを示す。（図4-2-9）

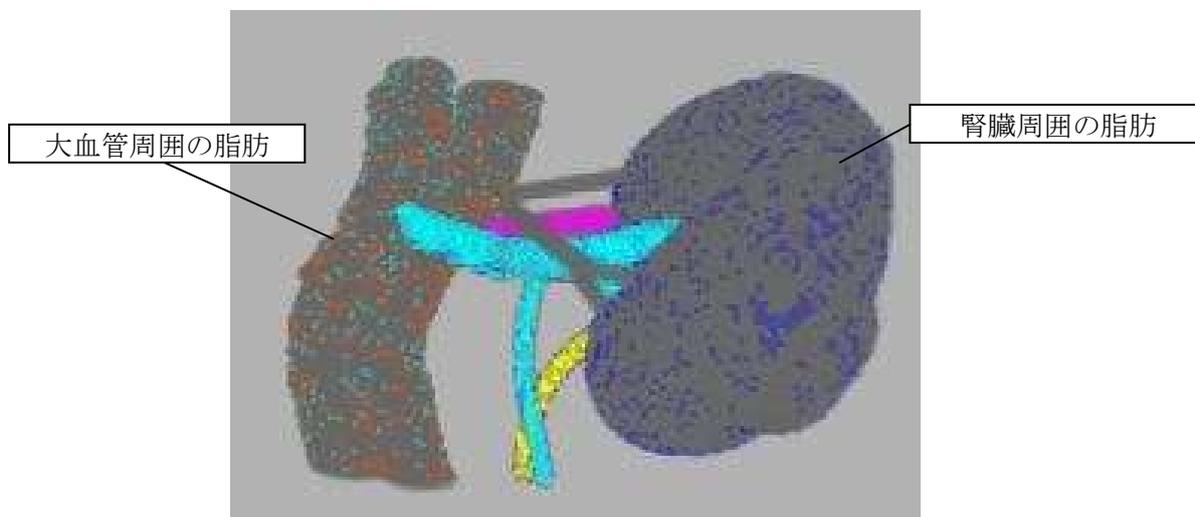


図 4-2-9 腹腔鏡下手術モデル（整形及び脂肪付与後）

- ボリュームデータ整形プログラムその4（体表面モデル生成）  
→臓器モデルの外殻として体表面モデルが必要になり、輪郭抽出処理を用いた体表面モデル生成プログラムを作成し、生成システムへ導入した。
- テクスチャ情報設定プログラム  
生体モデルデータの表面へ貼り付けるテクスチャ画像の情報をモデルデータフォーマットへ設定するプログラムを作成した。

及びこれまでに作成した有限要素分割処理プログラムの改良として、処理の前段である表面パッチデータ生成部のマーチング・キューブ法適用箇所を改良し、より少ないメッシュ数でボリュームデータの形状再現性に適したモデルの生成が可能となった。

### (c) 構造化データベースの構築

19年度に追加したテーマ「高速に接触判定を行うための構造化データベース（構造化DB）の構築」について、より大規模なモデルに対応するため、構造化DBの2分木ツリーの構造を接触する要素のみ（表面の4面体要素）で木構造を再構成するように改良した。（なお、木構造はトポロジ変化に対応して動的に再構築される）図4-2-10に概念図を示す。また並列処理を施した。

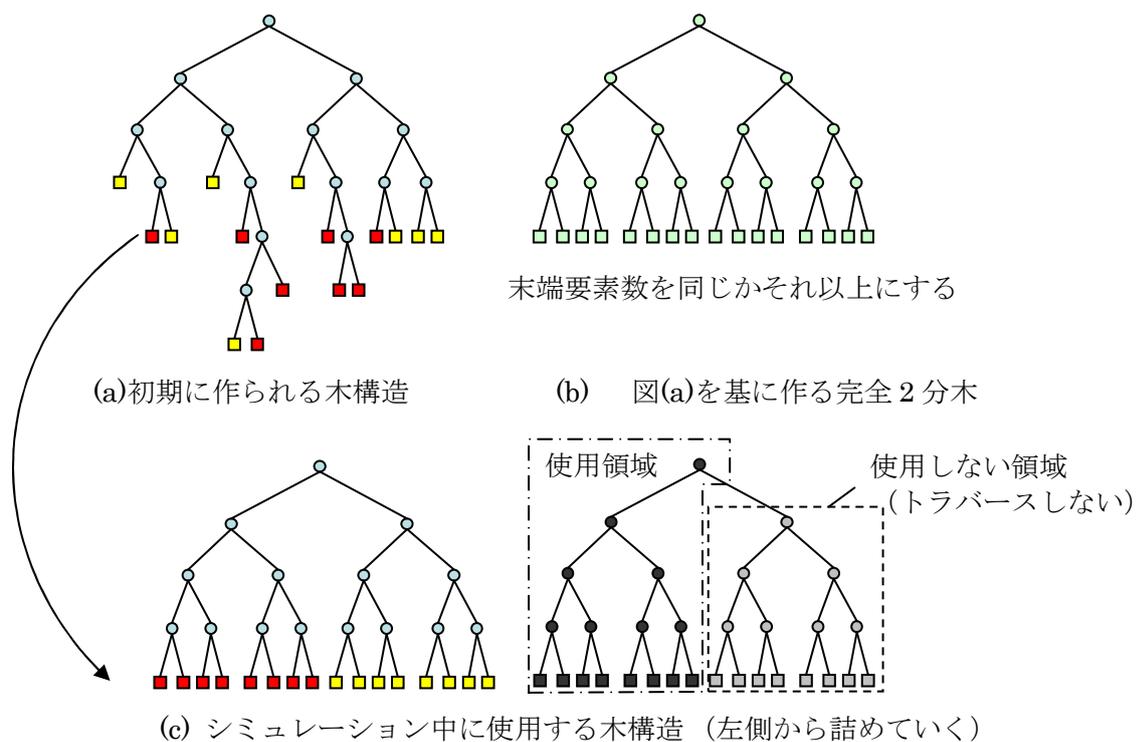


図 4-2-10 修正した構造化臓器データベースツリー

## (2) 高速演算装置の開発

大量のボリュームデータにもとづく、リアルタイムシミュレーションを実現するための計算プラットフォーム構築が本テーマの目的である。年度ごとの実施内容を以下に示す。

### ・16年度

手術シミュレータに必要な生体の変形シミュレーションを実時間で実施するには、従来の計算機を3桁高速にする必要があるとの検討結果を得、専用計算機を開発する必要があるとの結論に至った。そこで、有限要素法に基づく生体変形シミュレーションを前提に、これに必要とされる大規模な連立一次方程式の解法を考慮し、 $Ax = F$  を高速に解く H/W アーキテクチャの検討を行った。

開発の基本方針は A (大規模な剛性行列) における要素の対角位置への偏在を利用した並列計算手法を用いることである。専用回路による計算の高速化、及び計算回路の再構築機能を考慮し、主に F P G A (Field Programmable Gate Array) による検討を実施した。

### ・17年度

#### ①主要デバイスの検討

解法する連立方程式の規模、それに伴う必要なメモリ容量、演算精度、演算速度等を詳細に検討するに至り、当初想定した F P G A による開発は実現困難との結論となった。主な理由は次のものである。(表 4-2-1)

表 4-2-1 F P G A適用の問題

	項目	問題点
1	メモリバンド幅	メモリとの接続ピン数及び動作周波数の制限により必要なメモリバンド幅が得られない。
2	演算性能	FPGA は低精度の固定少数点演算は高速に処理できるが、浮動小数点演算においては処理時間を必要とする。
3	実装密度	浮動小数点演算器は、FPGA の資源を大量に消費するため、必要な計算回路がコンパクトに実装できない。
4	コスト	高性能のデバイスは高価である。 専用基板開発のコストが必要。

そこで、近年性能向上が著しいG P U (Graphics Processing Unit)を用いて高速演算処理装置を構成することを検討した。G P Uは、F P G Aに比較して浮動小数点演算能力、メモリバンド幅及びコストの点で勝っており、演算性能で約2倍、コストは1/20との試算となった。

## ②数値計算検討

高速演算処理装置で処理する計算を明確にするため、連立一次方程式の解法について調査を行った。ここでは、有限要素法による構造解析を用いて生体の変形模擬を実施することを想定した。連立一次方程式の解法は次の反復法について、主に反復回数と処理時間の調査を行った。(a) Jacobi法、(b) Gauss-Seidel法、(c)SOR(Successive Over-Relaxation)法、(d)CG(Conjugate Gradient)法、(e)ICCG(Incomplete Cholesky Conjugate Gradient)法、(f) Multi Grid法

## ③G P U性能の評価

上記反復法のうち、収束までの反復回数が少なく、前処理の無いCG法をG P Uへ実装し、評価を行った。このときG P Uへの実装のために「G P U汎用計算実装API」を開発した。結果、20万次元のデータ規模での処理時間は、G P U 0.195[Sec]、C P U 0.261[Sec]であった。また、連立一次方程式の反復解法以外の計算(画像処理)計算速度を測定し、C P Uと比較することでG P Uの評価を行った。平均化フィルタでの処理時間測定結果2048×2048画素では、G P U 4.96[mSec]、C P U 567[mSec]であった。以上から、実装する計算内容とデータ規模によるが、G P UではC P Uに比較し、約1.3倍～100倍の高速化できる事を確認した。

## ・18年度

### ①高速演算装置第一試作機構築(手術シミュレータ第一次プロトタイプ構築)

G P Uによる計算基盤の構築のために作成したG P U用「汎用計算実装API」に最適化を施し、C P Uとの性能比較で、約10倍の高速化を達成した。

また、P Cクラスタ(計算ノード8並列)の各P CにG P Uを実装した高速演算装置第一試作機(手術シミュレータ第一次プロトタイプ)を構築した。これにより4,771ノード(22,324要素)の生体モデルデータに対し、22Hzの更新レートを得、H18年度目標性能を達成した。

図4-2-11に手術シミュレータ第一次プロトタイプの計算機基盤、高速演算装置第一試作機を示す。

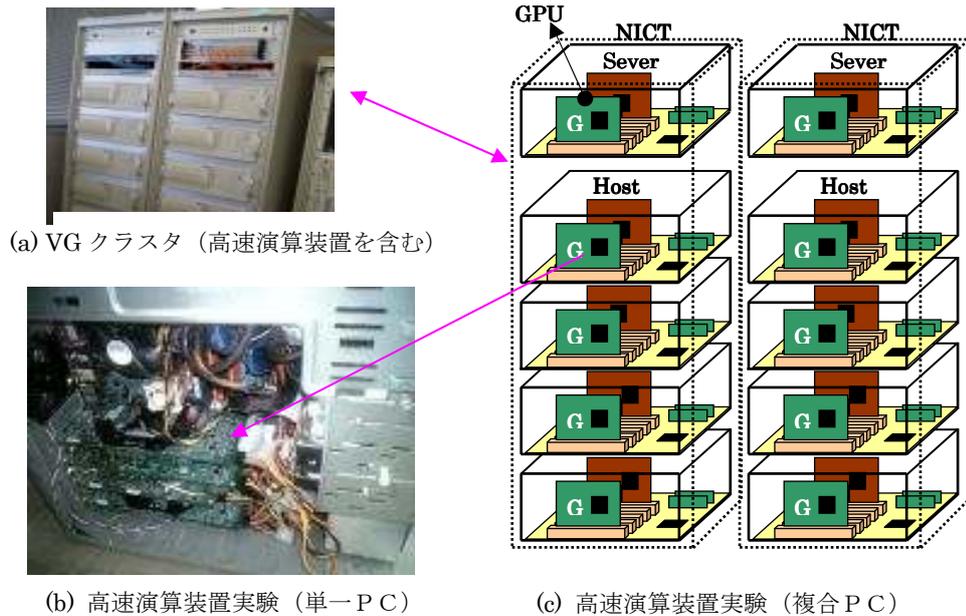


図 4-2-11 高速演算装置第一試作機 (GPU の計算への利用)

・ 19年度

①高速演算装置第二試作機構築 (手術シミュレータ第二プロトタイプ構築)

患者固有の術前訓練機能 (ミッションリハーサル) の実現、それに伴う、複数の臓器間接触処理、あるいは単一臓器の自己接触処理等、必要機能性能の向上に対応し、高速演算装置第二次試作機の構築を実施、手術シミュレータ第二プロトタイプの計算プラットフォームとした。

計算ホストコンピュータの更新、および新アーキテクチャGPUへの生体変形計算の実装により、システム全体の性能を第一次試作機の約9倍に向上させた (生体モデルデータ 29,234 ノードの変形計算を 33fps で更新可能とした)。この高速演算装置第二次試作機においては、GPUへ変形計算を実装することで、CPUで計算した場合に比較し、約2倍のシステム性能を得た。図4-2-12にGPUとCPUの性能比較を示す。また、ホストコンピュータ、及びGPUは1Uラックマウント型ユニットを用いることで、計算機システムの小型化を図った。図4-2-13に高速演算装置試作機の外観の比較を示す。

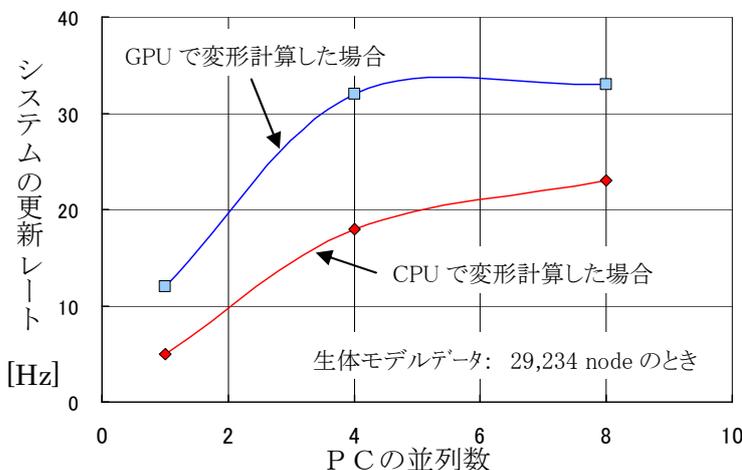


図 4-2-12 高速演算装置第二次試作機を用いたシミュレーション更新レート



図 4-2-13 高速演算装置第一次試作機と第二次試作機の比較

## ②数値計算のGPU実装最適化

GPUは汎用数値計算を考慮し、マルチコア型アーキテクチャへと推移した(CUDA: Compute Unified Device Architecture [NVIDIA社]等)。新アーキテクチャGPUでは、プログラムが汎用的になった反面、性能を得るにはGPUのアーキテクチャを考慮した実装が必要である。そこで、マルチスレッドとメモリアクセスの最適化を実施し、FEMの動的解析を用いた生体の変形計算を実装した。

## ③複数臓器の干渉処理 (木構造のデータベースと干渉処理)

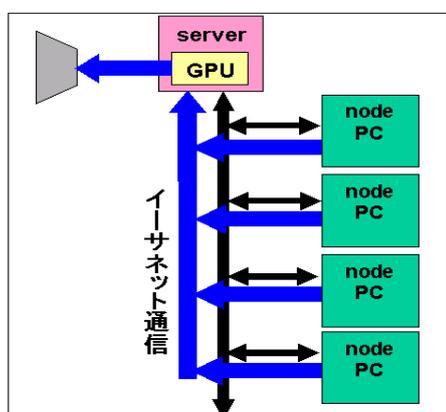
複数臓器の接触処理を実施する構造化臓器データベース(構造化DB)に基づく臓器干渉処理の実装を行った。目的は、衝突の可能性のある臓器の部分空間抽出を高速に実施することにある。処理手順は、①2分木のツリー構造を再帰的に辿り、②メタデータ(下位ノード臓器を包含する6面体)を用い、節ノード間で接触の可否を判断する。③次に、臓器を包含する6面体間において重複する領域を計算し、その空間領域内の臓器表面のみを抽出する。④抽出した臓器表面間で正確な接触判定を行い、接触部の力学計算を行う。⑤最後に、計算結果に基づき、各ノードのメタデータを更新する。

## ・20年度

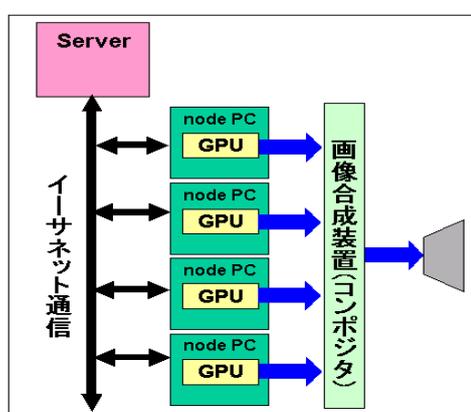
### ①高速演算装置第三試作機構築 (手術シミュレータ第三プロトタイプ)

高速演算装置第二試作機を用いた、横浜市大医学部との共同研究により、手術シミュレータへ実装する手術訓練アプリケーションとして、泌尿器科 腎臓摘出手術の訓練シナリオを研究した。ここでは、本手術過程のシミュレーション機能、すなわち術具操作、接触処理、リンパ組織薄利、血管クリップ、血管切断、及び出血表現等が必要であり、それに伴いシステムの計算性能がさらに求められる。

高速演算装置第二試作機では、並列処理を行う複数PC間で、画像生成のためのデータ通信処理がネックになり、並列化効果が十分に得られない状況が見られた。そこで、当社開発の画像合成装置(コンポジタ)を用いることで、データ転送の負荷を軽減し、システムの性能向上を図った。これを高速演算装置第三試作機として、手術シミュレータプロトタイプの基盤とした。図4-2-14に画像合成装置を用いる手法を示す。従来、汎用ネットワークで転送していた画像用データを、コンポジタへ直接出力し、自動的に画像合成を行う。図4-2-15に画像合成装置適用によるパフォーマンスの改善を示す。



(a) Server PCで画像生成を行うために、イーサネットを介して、データを統合しているため通信処理がネックとなる。並列数を増加しても効果が得られなくなる。



(b) 画像生成装置を用いることで、画像用データ通信をイーサネットから分離する。通信負荷が軽減され、システム性能が向上する。

図4-2-14 画像構成装置(コンポジタ)の適用による通信負荷の低減

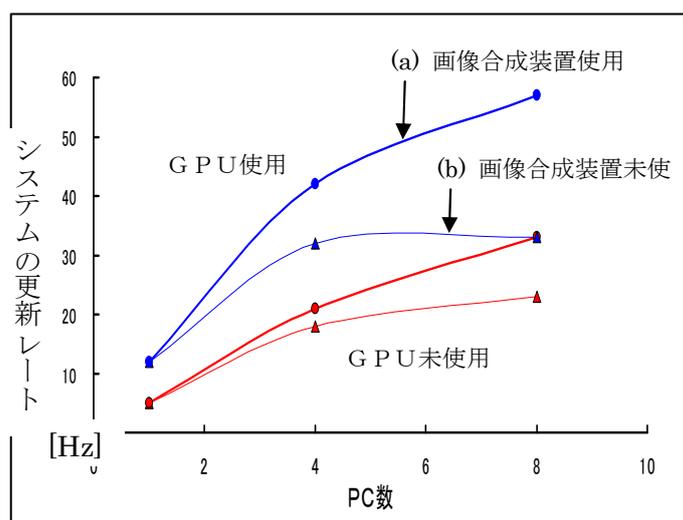


図4-2-15 画像合成装置とシミュレーション更新レート

### 4-2-3 まとめ

#### [全体]

最終目標（平成21年3月末）の達成状況

#### サブテーマ2

##### 「生体ボリュームデータを高速に並列処理する手法の研究開発」

(1) 生体データとしてのボリュームデータをネットワーク上で共有する手法の研究開発

(a) ギガビットネットワーク上において10fps以上でボリュームデータを更新、共有できること。

達成した。

手術シミュレータの計算基盤である高速演算装置は第三試作機までの構築を実施した。これにより、生体モデルデータの変形シミュレーションを30fps以上で更新可能とした。

(2) ボリュームデータに適合する生体モデル手法の研究開発

(a) シミュレータに必要なデータを保持した生体モデルであること。シミュレーションに必要な弾性率を保持し、実際の生体に近い挙動ができること。

達成した。

有限要素法を用いた変形計算に対応する生体データベースを生成し、実際の生体の挙動に近い模擬を可能とした。

(3) 実際の生体データからのシミュレータ用ボリュームデータ生成手法の研究開発

(a) 実際のMRI、CTから得られたボリュームデータからシミュレーション用のボリュームデータを生成できること。

達成した。

適応型リージョン Growing 処理を核にした3次元画像処理システムの開発により、実際の医用画像データから手術シミュレーションに対応するボリュームデータの生成を可能とした。

(b) 一般のユーザがモデルを生成できるような分かりやすいインタフェースを備えること。

達成した。

Windows 搭載の PC で標準の GUI を用いてユーザインタフェースを作成した。

#### [調査]

セグメンテーションに関連して、文献調査、各種シンポジウム、研究会聴講及びセミナー受講により最新の画像抽出処理、人体臓器抽出処理への適用及びその動向について情報収集を行った。また、高速演算処理装置に関連しては、並列コンピュータアーキテクチャ、近年のGPU、CPUの技術動向、PCクラスタの動向、及び生体力学シミュレーションの動向について情報収集を行った。

#### [研究]

実用的な手術シミュレーション、特に術前訓練に対応するための生体モデルデータ及びその生成システムの構築を可能とするため、以下の調査研究を行い、術前訓練にも対応可能な生体モデルデータ及び生成システム構築を行なった。

- ① 手術シミュレーションに適したデータフォーマットの調査、検討
- ② 大量のボリュームデータから必要な部位を抽出する手法の調査、検討
- ③ ボリュームデータから物理シミュレーションに適した有限要素データの構築方法の調査、検討
- ④ 抽出したボリュームデータの整形、合成等を効率的に行なうための手法の調査、検討
- ⑤ 生体モデルデータのリアリティ向上のためのテクスチャ画像設定手法の調査、検討
- ⑥ モデル生成時間短縮のための操作性向上に関する調査、検討

結果として、汎用 PC1 台で構築可能な生体モデルデータ生成システムの構築及びそのシステムにより実働 3 日程度で実際の手術状況に対応したモデルデータの生成を可能にした。

また、大量のボリュームデータにもとづく、リアルタイムシミュレーションを実現するため、以下の調査研究を行い、手術シミュレータ計算基盤となる高速演算装置構築を行った。

- ① 生体の変形シミュレーションの力学モデル (有限要素法に基づく力学モデル) から計算機に実装が必要となる、大規模疎行列数値計算とその解法に関する調査
- ② 実用的なコストで、上記大規模疎行列計算をリアルタイムで処理可能な計算機アーキテクチャ、及び計算用デバイスの調査検討
- ③ GPU への大規模疎行列計算の実装手法、及び並列化手法の調査、検討
- ④ PC クラスタを用いた並列計算の手法の調査検討
- ⑤ 画像合成装置を用いた、画像生成用データ転送の削減によるネットワーク負荷の軽減。並列化効率向上に関する調査

結果、PCクラスタ、GPUへの汎用計算実装、およびH/W画像合成装置を統合した計算機システム（高速演算装置試作機）を構築し、手術シミュレータプロトタイプの計算基盤とした。これにより、泌尿器科腎臓摘出手術の訓練シナリオの実施においてリアルタイム(30Hzの更新レート)のシミュレーションを可能とした。

#### **[開発（システム構築）]**

汎用PC内部でGUIを用いることにより、医療従事者でなくとも操作可能な生体モデルデータ生成システムを構築した。

また、PCクラスタ、GPU、および画像合成装置を統合し、数値計算と画像生成をリアルタイムで実施可能とした計算機システム（高速演算装置）を構築し、手術シミュレータプロトタイプの計算基盤とした。装置は1Uラックマウント型ユニットを用いることで、計算機システムの小型化、高性能化を図った。

## 4-3 生体ボリュームデータに基づくリアルタイム変形手法と触覚提示手法の研究開発

### 4-3-1 概要 (サブテーマの研究内容)

本サブテーマはリアルタイム性を維持しながら、非常に大量なボリュームデータを用いて、変形・切断等のシミュレーションを行う技術の確立が最重要課題である。特に、力覚の生成では、計算更新レートは1kHz程度以上が望ましいと言われており、ハードウェア(高速演算処理装置)とソフトウェア、両面からのアプローチが必要である。ハードウェアに関しては、サブテーマ2で主に扱い、本研究では、シミュレーション計算手法に関して、ハードウェアアーキテクチャを考慮した手法の研究を進めた。

また、触覚を提示するためのハプティックデバイスとして、対象とする手術で扱う器具・装置に適したデバイスの研究開発が必要であると考え、これまでに培ってきたパラレルリンク型ハプティックデバイスを元に、本研究用に試作した。

さらに、対象となる手術、及び人体のモデル構築として、「腹腔鏡による腎臓摘出術」をターゲットに、手術の手法や手順、操作器具、対象となる臓器の形状・構造・性質等の調査・研究を進めた。

### 4-3-2 実施状況

#### [研究]

##### ・16年度

シミュレーション計算に関するモデルの構築について研究を行った。粘弾性物体の変形において用いられている、幾何学的手法、質点-バネモデル、有限要素法による手法に関して評価検討をおこなった。これらの手法の習得、および2Dモデルでの基礎実験を行った結果、幾何学的手法、質点-バネモデル、有限要素法の順に処理時間は長くなる一方、変形と力の計算精度は高くなることがわかった。訓練用シミュレータに十分な性能を求めると、有限要素法による手法が適しており、そのためには処理の高速化が必須であることがわかった。

##### ・17年度

動的な挙動を取り入れた、動的線形有限要素法によるモデルの構築を行った。

$$F = Ma + Cv + Ku \quad (4.1)$$

Fは外力、Mは質量マトリクス、Cは粘性マトリクス、Kは剛性マトリクス、a、v、uはモデル節点の加速度、速度、変位ベクトルである。これをaについて解き、時間積分を行うことで、変位uすなわち変形形状をシミュレーションできる。

ここで、時間積分の数値計算について、離散時間系に伴う数値不安定性や処理速度の観点から、いくつかの手法について評価実験を行った。このときの実験結果を表4-3-2に示す。今回の結果から、リアルタイム変形手法として適する手法はルンゲ・クッタ・ギル法となった。

表4-3-2. 時間積分に関する数値計算法の評価実験結果

手法	精度(誤差)	安定性	処理速度	総合評価
修正オイラ法	△ (0.34)	△	○ (9[ms])	×
改良オイラ法	△ (0.34)	△	○ (9[ms])	×
ルンゲ・クッタ法	○ (0.00007)	×	○ (12[ms])	×
ルンゲ・クッタ・ギル法	◎ (0.00002)	○	○ (12[ms])	○

アダムス・バッシュフォース法	× (6.90)	×	○ (7[ms])	×
台形則法 (予測・修正子法)	△ (0.17)	○	× (46[ms])	×
アダムス・ムールトン法 (予測・修正子法)	○ (0.01)	△	× (50[ms])	×
ミルン法(予測・修正子法)	× (32.8)	—	—	×
タステイン法	△ (0.17)	◎	× (37[ms])	△
クランク・ニコルソン法	× (5.88)	◎	× (30[ms])	×
差分法(加速度：後退、 速度：後退)	× (95.2)	◎	× (54[ms])	×
差分法(加速度：後退、 速度：前進)	× (3.72)	○	◎ (4[ms])	△

### ・18年度

前年度に構築した手法で、手術訓練に必須となる切断ができる手法について検討した。実時間処理の観点から、有限要素を取り除く手法を考案し(図4-3-1)、実装した。

また、手術訓練に必要と想定されるモデル規模を考えると、汎用のPCでは性能不十分であるため、PCクラスタによる並列処理方法について検討を行った。モデルを分割し、各ノードPCにそれぞれの部分モデルを処理するアルゴリズムを考案し(図4-3-2)、手術シミュレータシステムに実装した。システムとして4,771ノード(22,324要素)の腎臓モデルに対し、22Hzの更新レートとなり、中間目標を達成した。

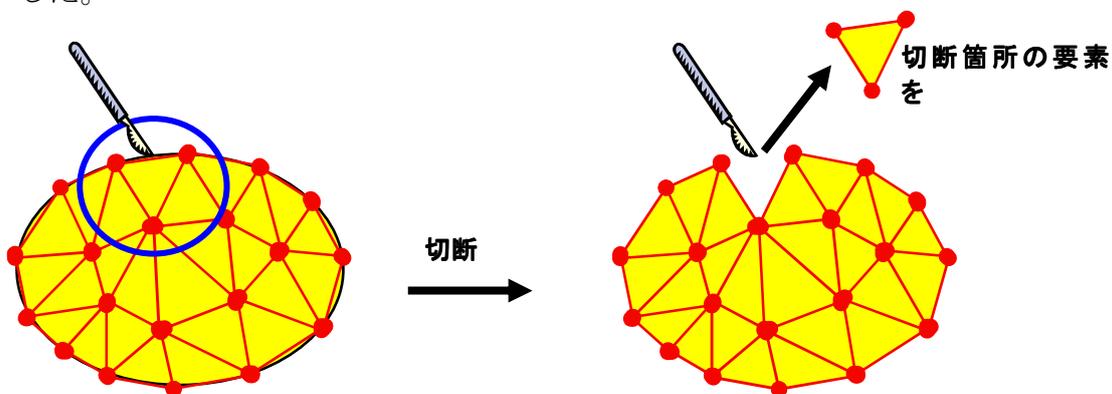


図4-3-1. 切断手法

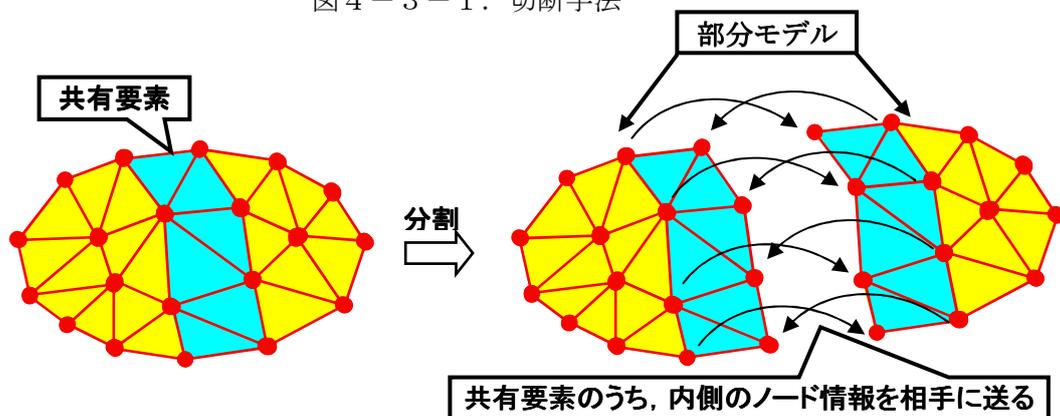


図4-3-2. 変形手法の並列化

・19年度

サブテーマ2の高速演算装置へ実装することで3倍の処理能力の向上となった。

また、訓練用シミュレータに必要な機能となる臓器(弾性体モデル)同士の接触処理について検討および単体実験を行った。実時間処理、および構築したモデル(有限要素モデル)への適用の観点からペナルティ法(図4-3-3)を採用することとした。

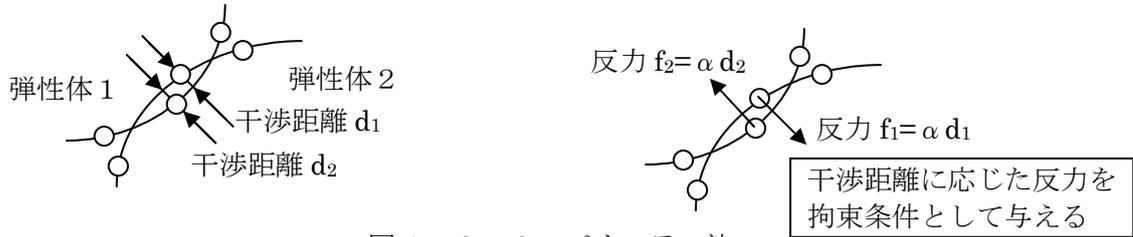


図4-3-3. ペナルティ法

・20年度

前年度で検討した臓器同士の手法を実時間で処理すべく、サブテーマ2で開発した構造化データベースに組み込んだシステムを構築した。

また、手術シミュレータシステムとして、腎臓摘出手術を対象とした手術シナリオを構築した。本シナリオでは臓器のほかに、結合組織の模擬が必要となり、この結合組織のモデル化を検討した。結合組織の中でも、リンパは繊維質のもので非常に特徴的であり、形状や挙動模擬の観点から、1自由度のバネモデルで再現を行った。

これを、手術シミュレータに実装し、共同研究先である横浜市立大学医学部に評価いただき、その有効性が確認できた。

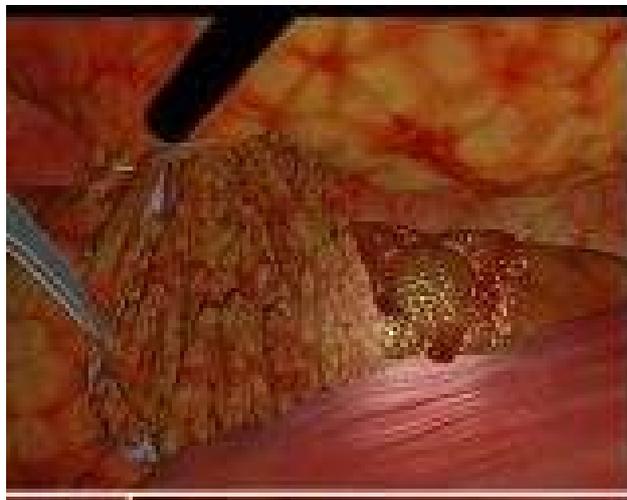


図4-3-4. リンパモデル

[開発 (ハプティックデバイス) ]

・16年度

力覚呈示、シミュレーション計算モデルに関する基礎実験を行うための簡易装置として、2次元のハプティックデバイスを構築した。

・17年度

パラレルリンク型3自由度ハプティックデバイスを2台用いた手術シミュレーション装置(模擬術具部)の製作を行い、単体試験を行った。

#### ・18年度

手術シミュレータシステムとの接続を行った。また、手術訓練システムとしての機能の向上の一環としてインタフェース（取っ手部分）に本物の術具のものを改良して取り付けた。さらに、模擬内視鏡を追加し、ハンド・アイ・コーディネーション訓練ができるようになった（図4-3-5）。

#### ・19年度

ソフトウェアにより力覚精度の向上が図られても、「機械系のガタ」等が大きいと滑らかな触覚を得ることが出来ない。前年度製作した模擬手術具部においても数mm程度の「ガタ」が存在しており、触覚提示精度低下の原因となっていたため改修を行った。

また、製品化には、各装置の低価格が必要である。このため、既存の模擬術具の他に、比較的精度の低い用途向けに汎用の力覚装置（Sensable社 PHANTOM Omni）を用いた模擬術具の開発を進めた（図4-3-6）。これにより、模擬術具部のコストを1/2程度に引き下げられる目途が立った。



図4-3-5 模擬術具装置



図4-3-6 低精度模擬術具

#### ・20年度

前年度までの成果と製品化に向けて機構を整理して再設計し、模擬術具装置を作成した。これと前年度開発した低精度模擬術具を用いて、「ネットワークを用いて複数の術者が臓器を操作する機能」の開発を行った。

### 4-3-3 まとめ

#### [全体]

本研究により、最終目標である

- (1)手術シミュレータ用モデルとして利用できるように、リアルタイムボリュームデータの変形手法
  - (a) 10fps以上の頻度で、データ形状の更新ができるボリュームデータ変形手法であること。
- (2)ボリュームに基づく触覚提示手法
  - (a) ボリューム間を滑らかに結ぶ触覚を提示できること。
  - (b) 力覚の更新レートは1KHz以上であること。

を達成した。この成果を手術シミュレータに実装し、腎臓摘出手術における訓練シナリオを構築し、その有効性を確認した。

## [調査]

関連学会やシンポジウム、講習会等に参加するとともに、論文を中心とした文献の調査、有識者との面接による技術調査等により、手術シミュレータ、触覚提示（特に、粘弾性物体の変形に関する手法）技術や、内視鏡下手術（特に泌尿器科領域）等に関する、技術・研究動向等を調査することが出来た。

## [研究]

変形手法として、一般的な幾何学的手法と質点バネ手法と有限要素手法の調査・検討を行った。模擬観点から、有限要素手法を基本に進める（16年度）。

動粘性を考慮した動的有限要素法を構築し、これを計算するための時間積分の数値計算手法について検討をおこない、ルンゲ・クッタ・ギル法を採用した（17年度）。

実用的な規模のモデルに対するシミュレーション計算の処理性能は不足のため、PC クラスタによる並列処理化を行った。本手法では、シミュレーション計算アルゴリズムを並列化するよりもモデルを分割した並列化が適しており、並列化した（18年度）。また、サブテーマ2にて、本手法をH/W アクセラレーションすることで、CPU 処理よりも3倍の性能が出た。

以上の研究により実用的なモデル規模（4,771 節点、22,324 要素）において中間目標を達成した（22Hz）。

次に、手術訓練シミュレータとして、臓器同士の接触も考慮する必要があるため、これを実時間処理で実現するための接触判定手法について検討をおこなった。実時間で処理するためには、データ構造（ツリー構造）の構築および簡易的な手法（ペナルティ法）を採用し、実装を行った（19、20年度）。

また、手術シナリオとして、臓器のほかに結合組織（リンパ管）のモデル化も必要となり、実時間処理・挙動の観点からバネモデルを採用した（20年度）。

中間目標から、多臓器接触やクリップ等の機能を付加したが、また、サブテーマ2で開発した高速演算装置へ実装することで、汎用計算機より高速な処理ができるようになり（19年度）、18,113 節点 86,068 要素モデルに対し10Hzの更新レートで処理可能となり、最終目標を達成した。

## [開発]

パラレルリンク型3自由度のハプティックデバイスを用いた模擬術具装置を設計・開発した（16、17年度）。また、この装置の評価・試験を行い、滑らかに反力を提示するために、ガタをできるだけ少なくなるような設計・改良を行った（18～20年度）。

また、製品化のためのコスト低減を検討し、市販品（PHANToM Omni）を用いた模擬術具装置も開発した（18年度）。

## 4-4 総括

### 4-4-1 主要実施内容

委託研究（通年）における、年度毎の主要実施内容を表 4-4-1 に示す。

表 4-4-1 全研究期間における主要実施内容

年度	主要実施内容	備考
16 年度	(1) 研究員の確定 (2) 手術シミュレータ開発に必要な研究開発すべき事項とスケジュールの確定およびその技術調査をサブテーマ毎に実施 (3) 連携研究先との技術分担とスケジュールの確定 (4) 開発予定技術が特許化されていない事の再調査	
17 年度	(1) 研究開発に必要な計算基盤の製作（バラックセット） （VG クラスタシステムと模擬術具で構成） (2) 並列計算手法の確立 (3) 生体モデル作成装置のプロトタイプ開発	
18 年度	(1) シミュレーション用生体モデルの作成 (2) 有限要素法の実時間計算手法の開発 (3) GPU を用いて計算の高速化に関して方式を確立 (4) 手術シミュレータ第一次プロトタイプの試作 (5) CT データに基づく、MRI データの歪補正法の確立 (6) 生体モデル作成におけるセグメンテーション能力向上	<ul style="list-style-type: none"> <li>・ 中間検査 術前訓練を実現するように是正勧告を受ける。</li> </ul>
19 年度	(1) 自己接触を含む他臓器間の変形計算に必要な「高速接触判定法」の開発（術前訓練対応） (2) 生体モデルの構造化および臓器単位の並列化法の開発（術前訓練対応） (3) 専用計算機の開発 (4) 手術シミュレータ第二次プロトタイプの試作（術前訓練対応の実装）	<ul style="list-style-type: none"> <li>・ CEATEC 展示</li> </ul>
20 年度	(1) ネットワークを用いて複数の術者が臓器を操作する機能の実現 (2) 術前訓練可能な手術シミュレータのプロトタイプを開発（第三次プロトタイプ）： 横浜市大医学部に第二次プロトタイプを持ち込み、このプロトタイプ上に市大医師の指導により泌尿器関係手術シナリオの実装を行う。この過程において、第二次プロトタイプで不足する機能性能の改善を図った。 (2) 生体モデル作成装置の改良および評価： 各種患者固有データを用いて、術前訓練に対応可能な後腹膜手術モデルおよび腹腔鏡下手術モデルを作成することにより実用性を評価して、良好な成果を得た。 CT データ入手後、生体モデル作成装置を用いて約 3 日でモデルを作成可能である。従って、患者固有のデータに基づいて術前訓練が可能である。	<ul style="list-style-type: none"> <li>・ CEATEC 展示</li> <li>・ 最終検査 市大病院において、実地検査をして頂く。 是正勧告のクリアを確認して頂く。</li> </ul>

最終成果は、表 4-4-1 の 20 年度に示すように、各サブテーマ対応の研究成果を融合して「術前訓練可能な手術シミュレータプロトタイプ」を開発したことにある。試作は、スパイラルアップ方式により、第一次から第三次の試作を繰り返すことにより、完成度を向上させた。この完成度の向上には関連サブテーマ毎に改良および機能の追加を行い、それを、プロトタイプに統合した。

また、表 4-4-1 に示すように最終年度（2008 年 5 月から 2009 年 3 月 31 日まで）は、第二次試作機を、横浜市立大学付属病院に設置して、弊社研究員を常駐させて共同研究先の医師と密接な医工連携を実施した。連携により、腎臓周りの手術で最も重要な血管周りのリンパ管切除を模擬手術として実装し、手術シミュレータ第三次試作を完了した。この共同研究により、手術シナリオとして、背中より内視鏡を入れて腎臓関係の手術を行う後腹膜手術と、わき腹から内視鏡を入れて行う手術に対応する腹腔鏡下手術の二種を開発した。

特筆すべきは、診断で撮像した MRI や CT のデータから、患者固有の生体モデルを約 3 日程度で作成でき、それを用いて、実手術の前に術前訓練が可能になったことである。これは、現在、販売されている、海外製の手術シミュレータが達成されていない機能である。外科手術においては血管周りの処理が一番複雑であり、また、血管の形状や本数に個人差があり、これが予期しない事故を起こす原因である。委託研究により開発した手術シミュレータは、診断で得た画像データから、容易に手術の術前訓練が繰り返し行え、患者固有の解剖学的な形態を理解した手術の予想が立ち、事故の予防が可能となる。これは共同研究先の医師らから高い評価を受けている。

## 4-4-2 具体的な成果

本委託研究により得た具体的な成果の詳細を、装置（ハードウェア）とその装置上で稼動するプログラムおよびデータに分類し、表 4-4-2 に示す。また、備考に記載の図は、機能性能に関する特徴を説明した図の番号を示している。

表 4-4-2 成果物とその概略機能一覧

番号	成果物分類	名称	機能・性能	備考
(1)	装置	(1) 手術シミュレータ本体 (a) 高速演算装置 (b) 模擬術具	手術シミュレータを構成するハードウェア	図 4-4-2 (c) 図 4-4-2 (d)
		(2) 生体モデルデータ生成装置	生体モデルデータを作成する計算機	図 4-4-2 (a),(b)
(2)	実時間プログラム	(1) 制御プログラム	並列処理による各種プロセスの管理およびデバイスの管理	図 4-4-3 図 4-4-4
		(2) 初期位置設定プログラム	トロッカ挿入位置決定 臓器および血管の初期形状設定	図 4-4-5
		(3) 接触判定プログラム	構造化された 2 進木を辿り、高速に物体間の接触の判定する	図 4-4-3
		(4) 変形計算プログラム	動的有限要素法による変形計算	図 4-4-3
		(5) 手術シナリオプログラム	手術シーンの管理（表示を含む）	図 4-4-6
(3)	オフラインプログラム (生体モデル作成に関するプログラム)	(1) フォーマット変換プログラム (複数) ・ DICOM 変換 ・ VCAT データ作成 ・ Vcat to PGM ・ 画像フォーマット ・ tmp to obj 変換	シミュレーションモデルデータの作成用各種処理	図 4-4-7
		(2) スライス画像歪補正プログラム	CT 画像に基づく MRI 画像の歪補正	図 4-4-7
		(3) セグメンテーションプログラム (複数) ・ 教師点入力 ・ リージョングローイング	3 次元リージョン Growing 法による対象臓器の抽出	図 4-4-7
		(4) ボリュームデータ整形プログラム (複数) ・ スムージング ・ スライス画像合成	空間周波数の補正や接続物体の節点位置の変更	図 4-4-7
		(5) 表面パッチ作成プログラム	ボリュームデータから、等値面を作成する	図 4-4-7
		(6) テクスチャ画像作成プログラム	表面パッチに貼る臓器の模様	図 4-4-7
		(6) メッシュデータ生成プログラム (複数) ・ FEM 分割 1、2 ・ 並列処理（構造化）	有限要素分割および高速接触判定のための、モデルの構造化	図 4-4-7
(4)	実時間生体モデル	(1) 後腹膜鏡手術モデル	背中から内視鏡を挿入して手術を行う場合のモデル	図 4-4-8
		(2) 腹腔鏡手術モデル	わき腹より内視鏡を挿入して手術を行う場合のモデル	図 4-4-8

図 4-4-1 は、本委託研究による成果物の関係を示したものである。図に示すように、成果物は、大きなカテゴリとして、モデル作成部と、そのモデルを用いた手術シミュレータ本体部（実時間訓練部）に分かれる。モデルの作成を行うのが、生体モデル作成装置である。実時間訓練は、手術シミュレータ本体で行われる。この装置は、高速演算装置部と、模擬術具部とからなる。手順としては、(1) 患者の診断に用いた MRI や CT データを入力として、生体モデル作成装置を用いて患者固有実時間生体モデルを作成する。つぎに、(2) これを、手術シミュレータにダウンロードして、最も適したトロッカの挿入場所を決定し、この位置で、内視鏡下の術前訓練を繰り返し実施し、危険部位の確認および回避をリハーサルする。

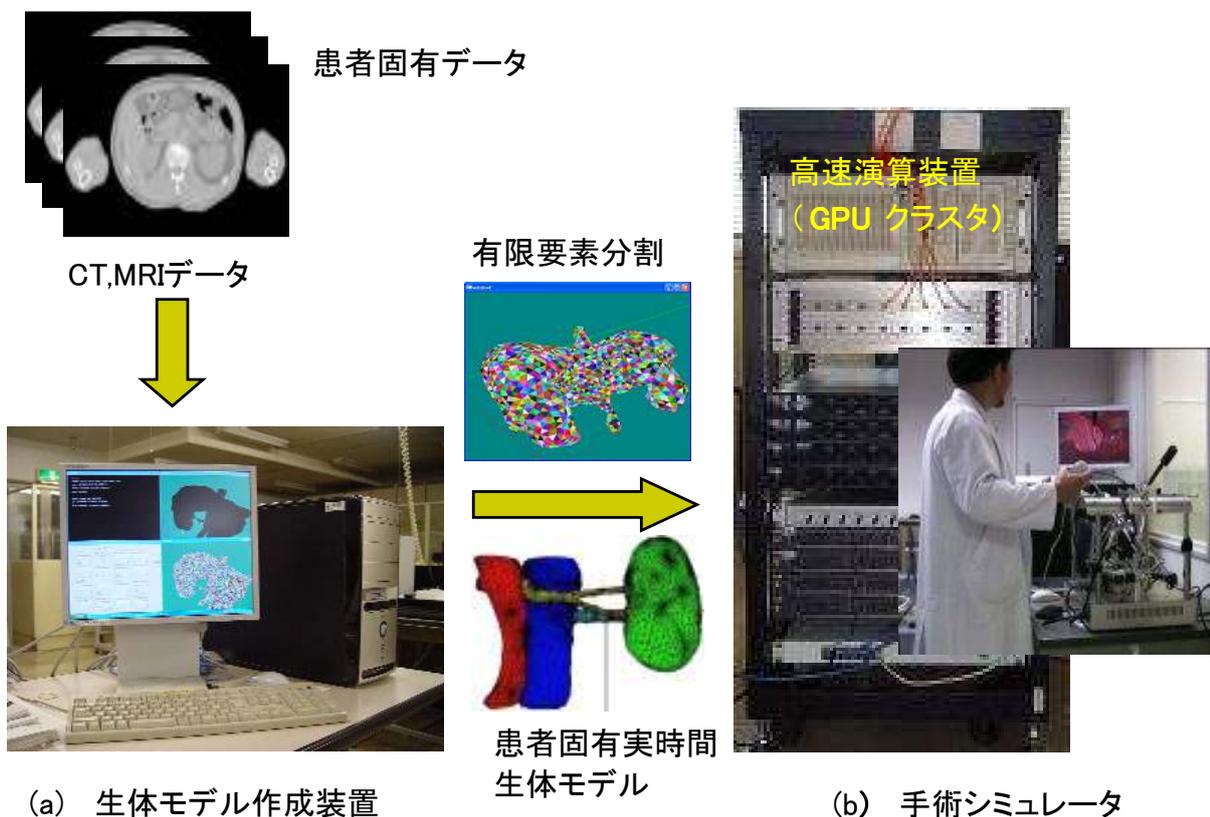
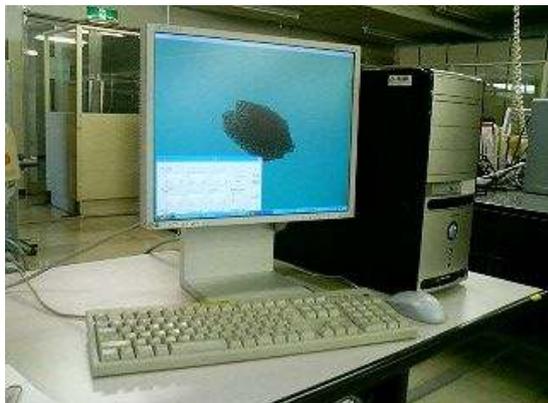


図 4-4-1 開発機材を用いた術前訓練のための患者モデルの生成と術前訓練の流れ

#### 4-4-2-1 成果物その1 (開発した装置)

図4-4-2に、研究開発の成果である試作した手術シミュレータの概観を示す。図4-4-2(a)、(b)に生体データ生成装置の外観を示す。

また、図4-4-2(c)(d)に手術シミュレータ本体の外観を示す。手術シミュレータ本体は、高速演算装置と模擬術具から構成される。一次試作までは、計算機としてVGクラスターが用いられていたが、高速演算装置を開発し、二次試作機では、これを用いたので装置がコンパクトになった。



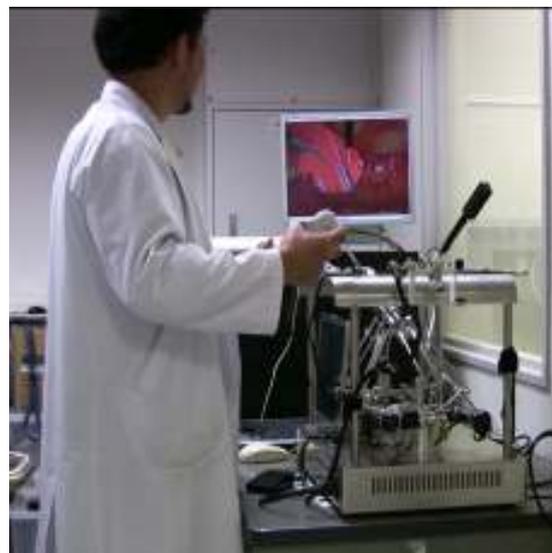
(a) 生体モデルデータ作成装置



(b) 生体モデルデータ作成装置 (操作画面)



(c) 手術シミュレータ本体  
(専用計算機)



(d) 手術シミュレータ本体 (模擬術具部)

図4-4-2 委託研究の成果物 (装置: 生体データ作成装置および手術シミュレータ本体)

4-4-2-2 成果物その2 (開発した実時間プログラム)

図4-4-3は、開発した実時間プログラム(表4-4-1参照)と、その関係を示したものである。

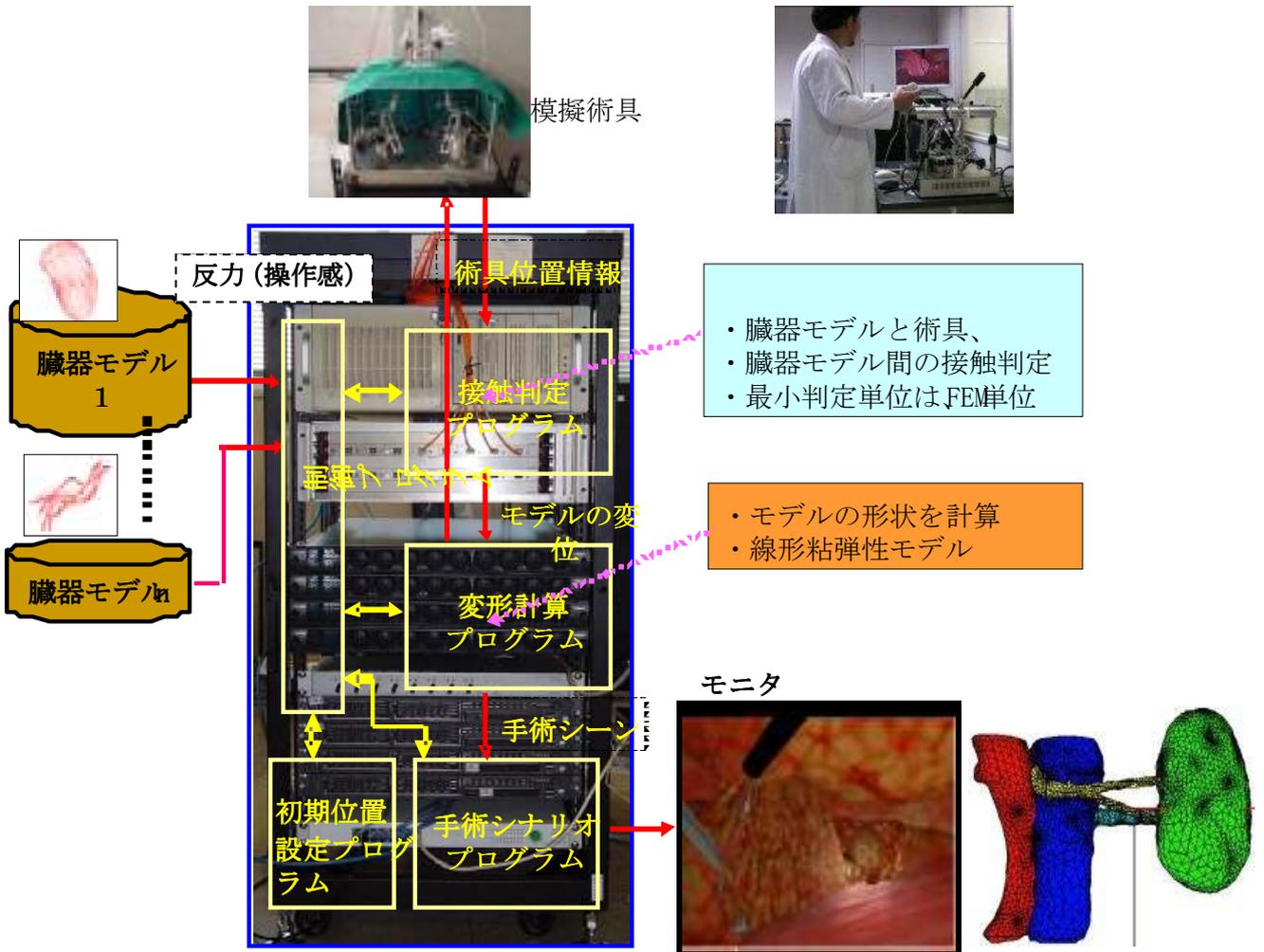
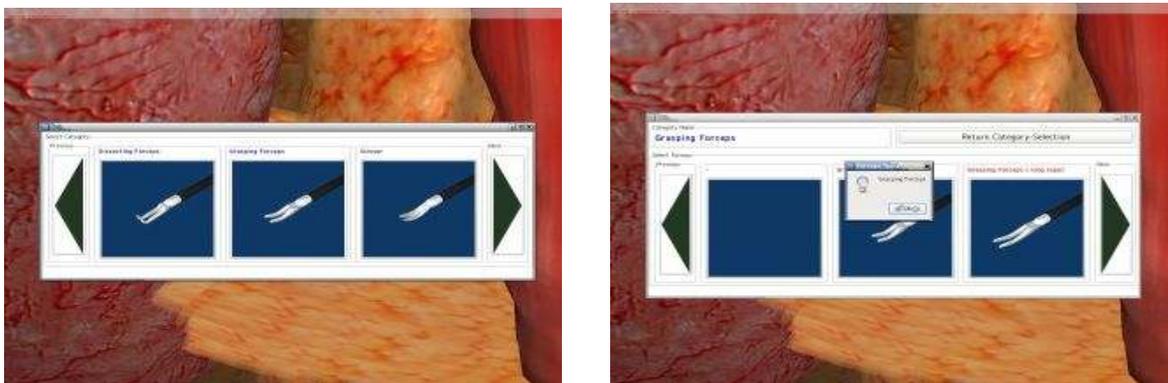


図4-4-3 成果物 実時間プログラム

図4-4-4は、実時間プログラムに分類される制御プログラムのGUI画面の表示例を示したものである。手術の途中で術具の切り替えを行う選択画面を示す。



(a) 選択術具表示

(b) 術具選択

図4-4-4 成果物：管理プログラムの機能一例

## (2) 初期位置設定プログラム

図4-4-5は実時間プログラムに分類される初期位置設定プログラムのトロッカ挿入シミュレーション機能を示したものである。どの方向から、人体に穴をあけ手術を行えば適切かのシミュレーションを行っている。これで、術具の挿入位置を決定した後、手術シミュレーションが始まる

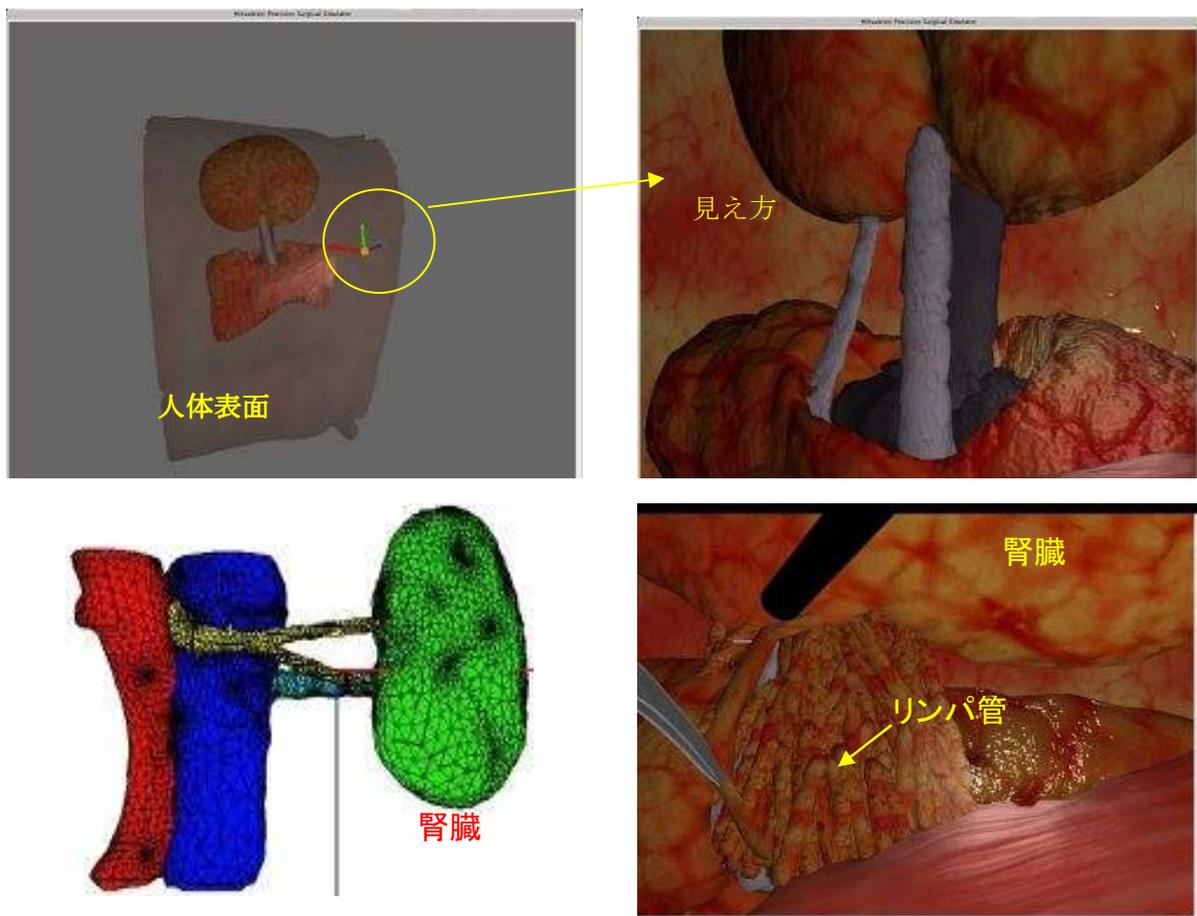


図4-4-5 成果物 初期位置設定プログラムによる出力例

### (3) シナリオプログラム

図4-4-6は、リンパ管切除の手術を実行するシナリオプログラムの処理例を示したものである。

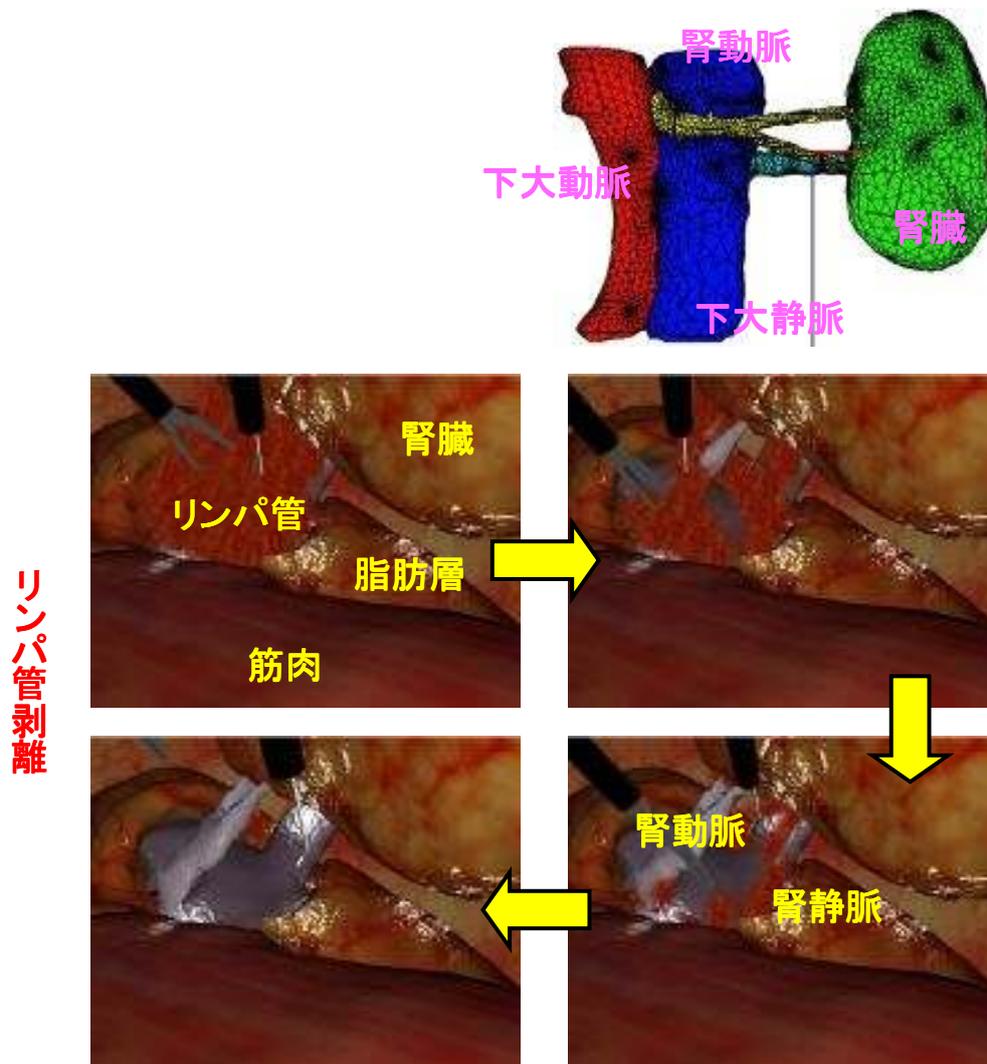
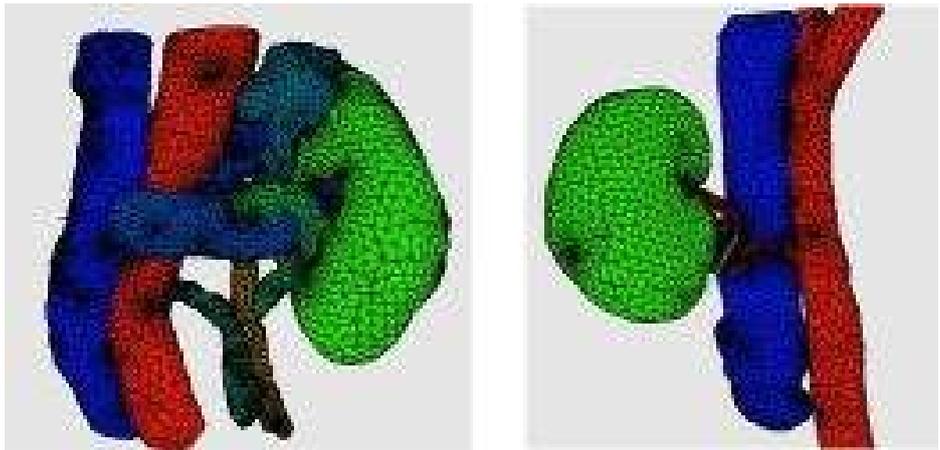


図4-4-6 シナリオプログラムの出力例（リンパ剥離手順）



#### 4-4-2-4 成果物その4 (実時間生体モデルデータ)

図4-4-8に二種類の手術に対応するための、作成した実時間生体モデルデータを示す。(a)は背中から腎臓の手術を行う場合のモデルであり、(b)は通常のおき腹から行う手術に対応した生体モデルデータである。何れも、同一の患者のものである。

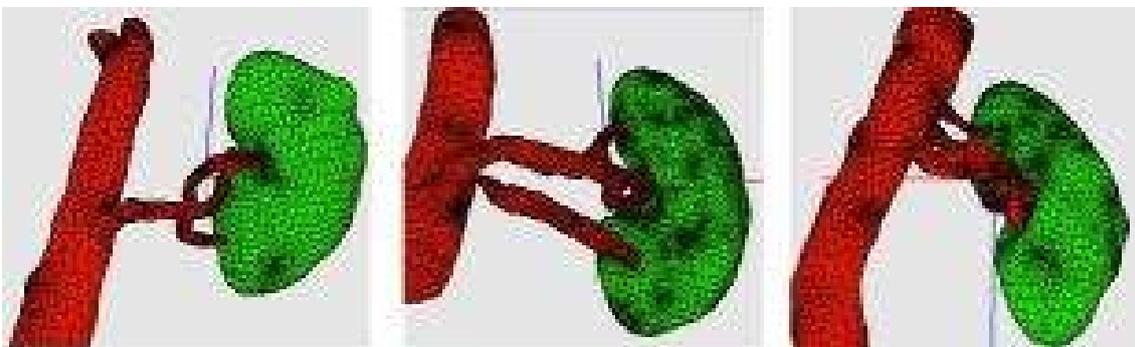


(a) 患者A 後腹膜手術用モデル

(b) 患者A 腹腔鏡手術用モデル

図4-4-8 泌尿器科腹腔鏡下手術用生体モデル

図4-4-9は、異なる患者の腹腔鏡モデルを示す。図のように患者により、腎動脈の分岐が大きくことなることが分かる。図は、リンパ管を剥離した後の視界が確保された映像を示しているが、実際は、リンパ管で隠れている。



(a)患者A 腎動脈の分岐

(b)患者B 腎動脈の分岐

(c)患者C 腎動脈の分岐

図4-4-9 泌尿器科腹腔鏡下手術用生体モデル(血管は患者個々に異なる事が分かる。)

### 4-4-3 事業化関連

今後の事業化と、委託研究成果物との関係を図4-4-9に示す。  
 今回の成果は、泌尿器化の腎摘出手術が行える、装置およびプログラムを開発した。今後は、共通技術の上に、各種手術法を実装し、手術シミュレータとして製品化を図る。図4-4-10(a)に手術シミュレータの製品イメージを示す。また、派生技術としての応用として、開発した高速演算装置を多目的専用計算機として社内の製品に適用したいと考えている。

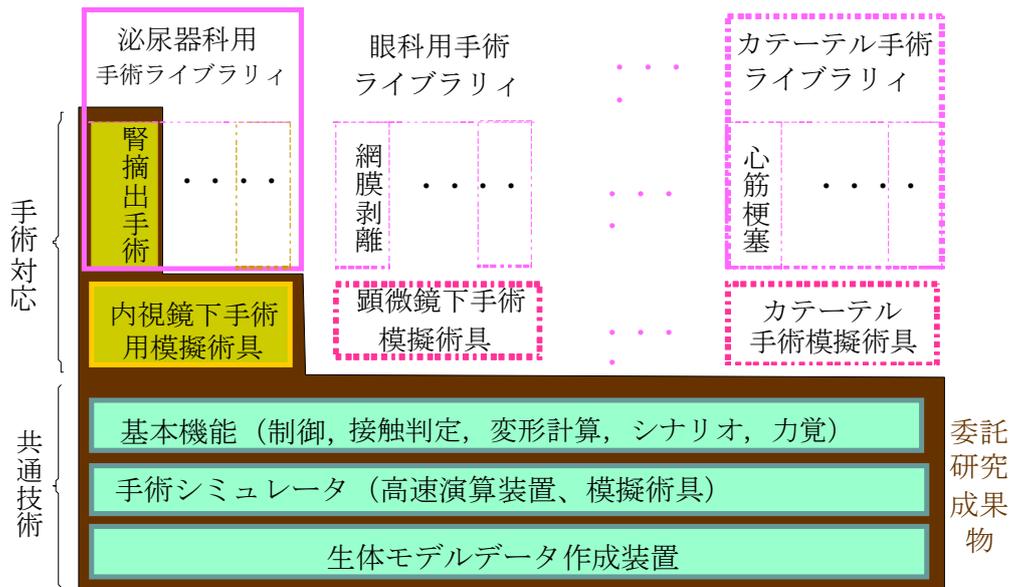


図4-4-9 委託研究での成果物とその他の手術との関係



図4-4-10 事業化時の2製品

## 5 参考資料・参考文献

### 5-1 研究発表・講演等一覧

#### <<2005年度>>

1. 緒方, 菊川, 梶原, 寺田, “イメージ合成装置を用いたシミュレーションと可視化の並列処理”, グラフィックスとCAD研究会, 情報処理学会, 2005年10月
2. M.Ogata, K.Kajihara, T. Kikukawa, T.Terada, ” An Evaluation of Communications Cost for Simultaneous Processing with Simulation and Visualization using an Image-Composition Device”, High Performance Computing HPC2006, 2006年1月
3. 緒方分担執筆, “3次元映像ハンドブック”, 朝倉書店, 2006年1月
4. 緒方, 寺田, 菊川, 本郷, “生体ボリュームデータに基づく手術手技訓練システムの開発”, 理研生体力学シンポジウム, 2006年3月

#### <<2006年度>>

5. M.Ogata, K. Kajihara, T. Kikukawa, and T.Terada, “An Evaluation of the Communication Cost of Parallel Processing in Real-Time Simulations Using an Image-Composition Devices”, IPSJ Transactions on Advanced Computing Systems, Vol.47. No.SIG 7,pp152- 161,May 2006.
6. 菊川, 緒方, 梶原, 土肥, “GPUを用いた物理シミュレーションの高速化,” 情報処理学会グラフィックスとCAD研究会, Vol.2006 ,No.91,pp.49-54,2006年7月
7. 緒方, 菊川, 長坂, 本郷, 寺田, 高波, “実時間シミュレーションへ向けて,” 理化学研究所生体力学シミュレーション研究会, pp.79-90, 2006年11月
8. 長坂, 寺田, 菊川, 本郷, 高波, 藤野, 梶原, 緒方, 土肥, “内視鏡下手術訓練シミュレータにおける臓器変形手法の研究,” 第7回計測自動制御学会システムインテグレーション部会講演会,2006年12月
9. 寺田, 長坂, 菊川, 本郷, 高波, 梶原, 緒方, “内視鏡下手術訓練シミュレータ用模擬術具装置の開発,” 第7回計測自動制御学会システムインテグレーション部会講演会,2006年12月
10. 菊川, 緒方, 寺田, 本郷, 長坂, 高波, “生態ボリュームデータに基づくネットワーク型VR手術手技教育訓練システム,” 理化学研究所生体力学シミュレーション研究会, 2007年2月
11. T. Terada, M. Ogata, T. Kikukawa, M. Nagasaka, T. Takanami, K. Kajihara, M. Fujino, ”Haptic Devices for Endoscopic Surgery Training Simulator”, Eurographics and IEEE Symposium on Haptic Interface for Virtual Environment and Teleoperator Systems, Mar. 2007.

#### <<2007年度>>

12. T. Terada, M. Ogata, T. Kikukawa, S. Hongo, M. Nagasaka, T. Takanami, K. Kajihara, ”Virtual Human Body using Haptic Devices for Endoscopic Surgery Training Simulator”, IEEE International conference on mechanics, May. 2007.
13. 菊川, 長坂, 緒方, “実時間物理シミュレーション,” Visual Computing/グラフィックスとCAD合同シンポジウム、画像電子学会・情報処理学会、2007年6月

14. M. Nagasaka, K. Takanami, S. Hongo, T. Terada, T. Kikukawa, M. Ogata, "A Real-Time Deformation Model using Patients-Specific Medical Data", ACM SIGGRAPH 2007 Poster, Aug. 2007
15. 長坂, "手術シミュレータにおける臓器変形手法の並列計算", PC クラスタワークショップ、PC クラスタコンソーシアム, 2007年9月
16. 緒方, "生体ボリュームデータに基づくネットワーク型 VR 手術手技教育訓練システムの研究成果展示", CEATEC JAPN2007、2007年10月
17. 三菱プレジジョン, 理化学研究所、横浜市立大学, "教育訓練用装置の開発 -手術の感覚再現-", 日経産業新聞, 2007年10月19日
18. 本郷, "手術シミュレータにおける可視化の並列化", 第7回 PC クラスタシンポジウム, PC クラスタコンソーシアム, 2007年12月
19. 長坂, 菊川, 本郷, 高波, 緒方, "高速演算装置を用いた手術シミュレータのための臓器変形手法の研究、", 第8回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, 計測自動制御学会, 2007年12月
20. 寺田, 長坂, 菊川, 本郷, 高波, 緒方, "規則格子を用いた臓器モデリング手法の検討", 第8回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, 計測自動制御学会, 2007年12月
21. 緒方, "各種シミュレータの産業への応用", 新技術協会, 2008年2月
22. 菊川, 長坂, 高波, 本郷, 寺田, 緒方, "生体モデルデータに基づくリアルタイム手術シミュレータ", 生体力学シンポジウム, 理化学研究所, 2008年3月
23. 菊川, 長坂, 高波, 本郷, 寺田, 緒方, "生体モデルデータに基づくリアルタイムシミュレータ", 理研シンポジウム, 理化学研究所, 2008年3月

#### <<2008年度>>

24. 坂本, 長坂, 緒方, "変形物体のための高速な接触検知手法", 第131回グラフィックスとCAD研究会, 情報処理学会, 2008年7月
25. 菊川, "リアルタイムシミュレーションのための GPU クラスタ", PC クラスタワークショップ, PC クラスタコンソーシアム, 2008年7月
26. 緒方, 菊川, 寺田, 本郷, "手術手技訓練用 VR 手術シミュレータの開発", VR 医学会, 2008年8月
27. 寺田, 和田, 黒田, "シミュレーション医療教育の現状と今後の展望-医療訓練センタ調査報告-", VR 医学会, 2008年8月
28. 菊川, 本郷, "生体ボリュームデータに基づくネットワーク型 VR 手術手技教育訓練システムの研究成果展示", CEATEC JAPN2008, 2008年9月
29. 槇山, 村上, 窪田, 本郷, 長坂, 高波, 緒方, "手術予定患者の画像情報を基にした, リハーサル型腹腔鏡手術シミュレータの開発", 第73回日本泌尿器学会総会, 日本泌尿器学会, 日本医学会, 2008年9月

30. T.Terada, M.Nagasaka, M.Ogata, "First Haptic Simulation for Endoscopic Surgery Training Simulator", 日本 VR 医学会, 2008 年 10 月
31. 長坂, 本郷, 高波, 坂本, 菊川, 寺田, 緒方, "内視鏡下腎摘出手術のためのシミュレーションモデルの構築", SI2008, 計測自動制御学会, 2008 年 12 月
32. 緒方, "実時間シミュレーションを目指して", 第 8 回 PC クラスタシンポジウム, PC クラスタコンソーシアム, 計算工学会, 電子情報通信学会, 情報処理学会共催, 2008 年 12 月
33. 坂本, 長坂, 菊川, 緒方, 土肥, "生体軟組織における高速な接触検知手法とその実装", 第 21 回 バイオエンジニアリング講演会, 日本機会学会, 2009 年 1 月
34. 寺田, 長坂, 緒方, "内視鏡下手術訓練シミュレータ向けハプティックデバイスの開発", 第 1 回「力触覚の提示と計算」研究会, 日本バーチャルリアリティ学会, 2009 年 1 月
35. 高波, 藤野, 長坂, 菊川, 緒方, "内部ボクセル情報を用いたマーティング・キューブ法における等値面分解能の向上", 第 134 回グラフィックスと CAD 研究会, 情報処理学会, 2009 年 2 月
36. 窪田, 槇山, 村上, 長坂, 高波, 本郷, 菊川, 寺田, 緒方, 横田, 島井, 姫野, "患者固有の画像情報を組み込む, リハーサル型腹腔鏡手術シミュレータの開発", 生体力学シンポジウム, 理化学研究所, 2009 年 3 月