

患者固有の形状データに基づく手術手技訓練用シミュレータ

緒方 正人^{1,2,a)} 長坂 学^{1,2} 乾谷 徹^{1,2} 坂本 英男¹ 高波 健太郎¹ 槇山 和秀²
窪田 吉信²

受付日 2011年1月5日, 採録日 2011年10月3日

概要: 我々は、横浜市立大学先端医科学研究センタおよび附属病院において実用的な腎臓および泌尿器用腹腔鏡下手術シミュレータを開発した。この装置はすでに商用化されている作り付けのモデルを用いる既存の手術シミュレータと異なり、患者固有のデータを短時間に作ることができ、これを用いて手術手技の術前訓練ができることが特徴である。これは、従来の質点ばねモデルに基づく変形計算の数値的な不安定性をなくすため有限要素モデルを用い、並列化により実時間化したことによる。これにより、実際の患者に固有な血管本数、走行状態に適合したリアルな術前シミュレーションが可能となり、手術の安全性や手術時間の短縮に貢献することが期待できる。

キーワード: 手術シミュレータ, 腹腔鏡下手術, 術前シミュレータ, 有限要素法, ハプティック

A Surgical Simulator for Training of Operative Skill Using Patient-specific Data

MASATO OGATA^{1,2,a)} MANABU NAGASAKA^{1,2} TORU INUIYA^{1,2} HIDEO SAKAMOTO¹
KENTARO TAKANAMI¹ KAZUhide MAKIYAMA² YOSHINOBU KUBOTA²

Received: January 5, 2011, Accepted: October 3, 2011

Abstract: We have developed a practical surgical simulator for kidney and urologic surgery at Advanced Medical Research Center in Yokohama City University Graduate School of Medicine. Unlike already commercialized laparoscopic surgical simulators, our surgical simulator is capable for training to improve operation skill and preoperative trainings using particular patients' data. This is because we have implemented parallel finite elements method in real-time for stable deformation calculation instead of traditional unstable mass-spring model. Thus, the simulator can contribute to reduce the risks and time of the real surgery by preoperative training.

Keywords: surgical simulator, laparoscopic surgery, preoperative simulator, FEM, haptic

1. まえがき

計算機の高速化とともに 1990 年代初頭から研究開発がさかんになった仮想現実感 (VR) を用いた手術シミュレータが注目され、今日まで多くの研究開発が行われている

る [7], [10], [18], [23]. シミュレータでは、回数に制限なく繰り返し訓練を行うことができる点や、現実には訓練として体験することができない緊急事態も訓練できる等の利点を持つ。これらの教育・訓練に不可欠な特性から、大学付属病院において外国製品が使われつつある。

我々は、方式上作り付けの標準モデルしか用いることができない従来の腹腔鏡下手術シミュレータと異なり、診断 CT データから患者固有モデルを短時間に作ることができ、これを用いて対象部位 (臓器, 血管および膜組織等) の変形や剥離に対する術具の操作感を、映像および力感により模擬する手術シミュレータを開発した。これにより、実際

¹ 三菱プレシジョン株式会社技術開発部
R&D Division, Mitsubishi Precision Co., Ltd., Kamakura,
Kanagawa 247-8505, Japan

² 横浜市立大学大学院医学研究科泌尿器病態学
Department of Urology, Graduate School of Medicine,
Yokohama City University, Yokohama, Kanagawa 236-0004,
Japan

a) ogata@mpcnet.co.jp

表 1 手術シミュレータの訓練目的による分類

Table 1 A classification of surgical simulators for training purpose.

分類	主訓練目的	技術的難易度および特徴
(1) パートタスクトレナ	器具操作訓練	実術具を用いており実現が比較的容易
(2) タスクトレナ	・ 対象手術の基本手順訓練 ・ ハンド・アイ・コーディネーション	中程度： ・ ばねモデル（操作位置に制限あり）
(3) ミッションリハーサル （術前訓練）	・ 対象手術の基本手順訓練 ・ ハンド・アイ・コーディネーション ・ 手術手技の訓練 ・ 患者固有手術の術前訓練	一般的に高い： ・ 有限要素法（内部等操作位置に制限なし） ・ 複雑な接触に対応（臓器–臓器，自己接触） ・ データ作成機能が必要であり構成技術が広範

の患者に固有な血管本数，走行状態に適合したリアルな術前シミュレーションが可能となり，手術の安全性や手術時間の短縮に大きく貢献することが期待できる。

本論文は，腹腔鏡下腎臓摘出手術を対象に開発した手術シミュレータシステム，および主要構成技術とその評価について報告する。

2. 手術シミュレータの現状

手術シミュレータをフライトシミュレータとのアナログで分類すれば表 1 のようになる。パートタスクトレナは，手術具の操作訓練を主体とし，基本的にはメカ的なものが主流である。タスクトレナは VR 技術による模擬人体を作り，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。ミッションリハーサルシミュレータは，高い精度の手技の模擬や，患者固有データに基づく術前のリハーサルにより，予想される危険への事前理解や熟練度を向上させることを目的としている。一般的に，分類 (1) から (3) に向かうに従い，実現する技術的難易度および装置のコストは高くなる。

2.1 現在の主流技術

手術シミュレータを構成する主要技術は，セグメンテーション（対象部抽出），実時間変形計算，並列計算，ヒューマンインタフェース等である。なかでも重要な変形計算においては，現在主流技術として応用されている質点ばねモデルに代わり，計算精度が保証された有限要素法（FEM）による変形計算 [4], [7], [23] に関する研究が多数提案されている。また，大変形が可能な有限変形 FEM [4] に関する報告もある。

これらの，基本的な技術を組み合わせて，実用的な手術シミュレータは構成されるが，手術シミュレータに関するシステム論文 [3], [18], [23] は少ない。前記，要素技術個別の研究発表 [5], [6], [7], [10] が主体である。製品化された手術シミュレータ [2], [12] は，すでに技術が確立している質点ばねモデルを用いて開発されたタスクトレナである。モデルを自由に作る必要がある分類 (3) のミッションリハーサルシミュレータは変形計算の安定性から実用化されていない。

2.2 ばねモデルによる既存シミュレータの問題

質点ばねモデルは計算量が少なく実時間化には非常に有利であるため実用化されたシミュレータはこの方式である。しかし，この方式は数値計算の安定性に関して問題があり，CT 画像データから自由にばねモデルデータを作成することが難しい。これは，質点ばねモデルに基づき作成したモデルのばね定数 K が，次の臨界値，

$$K_c = \frac{\sum_i m_i}{n\pi^2(\Delta t)^2} \quad (1)$$

より大きいと変形計算が破綻するからである [22]。ここに m_i は質点の質量であり， n は質点数， Δt は計算刻み時間である。計算量との関係から，この計算刻み時間は小さくできないので，計算を安定させるためには，モデルのばね定数を必要量より小さくするか（すなわちモデルを柔らかく），質点数を減らす必要があり，複雑な形を持つ生体モデルの表現が形状および力学的に粗くなる。このため，CT 等の画像データから，ばね定数を自動的に決めることは困難であり，開発技術者の経験的なチューニングがつねに必要である。そのため，既存のシステムは標準モデルデータを手術シミュレータに作り付けとして変更できない。術前訓練シミュレータの実現には，短時間で非専門家がモデルを作ることが必要である。

3. 開発技術

我々は，表 1 に示した分類 (3) に属する患者診断データを用いた術前訓練装置を開発した（図 5）。これは，計算モデルとして質点ばねモデルから大変形が可能な有限要素法にシフトし，これを並列実装することにより，初めて実用レベルのモデルサイズに対して実時間化できたからである。このため，患者診断時撮像した CT 画像から前記の拘束を受けずに自由にモデルを作成でき，患者固有の臓器や血管の変形と術具の操作感を，映像および力感により模擬できる。

開発した主要技術は，(1) 大変形並列有限要素法，(2) 専用計算機，(3) シミュレーションモデル生成である。(1) は，前述のとおり，シミュレーションの根幹技術である。(2) は，(1) を含むシミュレーション計算を実時間（33 ms 以内）処理するシステム開発技術である。(3) は，術前シ

ミュレーションとして重要な、CT からシミュレーションモデルを簡易に生成するためのシステム開発技術である。以下、各技術について述べる。

3.1 大変形並列有限要素法による実時間シミュレーション

手術シミュレータでは血管や臓器等の操作において大変形を行うため、線形有限要素法では、対象臓器の体積が著しく増加するという大きな問題が生じる。このため、非線形有限要素法の実装が理想であるが、処理時間と変形のリアリティとの兼ね合いから実時間化が難しい。したがって、線形粘弾性モデルを基本とした擬似非線形処理の並列法を開発した。また、同様に処理時間の関係から物性は線形および等方性を仮定した。術具と臓器および臓器間の力の交換には、接触点間でお互いに変位を与え、辻褃のあった変位に繰り返して収束させる（すなわち間接的に外力を求めている）ペナルティ法を基本とした。以下に計算モデルの詳細を示す。

(1) 線形粘弾性モデル

小変形を仮定した線形粘弾性モデルは、以下の式で表される。

$$M\ddot{U} = F_{ext} - C\dot{U} - KU. \quad (2)$$

ここで U はモデルデータの全節点における変位ベクトル u_i から作った節点変位ベクトル、 K は全体剛性マトリクス、 M は質量マトリクス、 F_{ext} は外力ベクトル、 C は粘性マトリクスである。

(2) 大変形への対応

大変形時、線形スキームでは歪が回転に対して変化するという問題が発生する。したがって、回転の補正を入れて線形スキームで非線形有限要素法を近似する Co-Rotated FEM [6] を基本として次のように計算した。

$$M\ddot{U} = F_{ext} - C\dot{U} - RK(R^{-1}x - X). \quad (3)$$

ここで、 x は変形後の節点位置ベクトル（各節点位置 x_i の組合せ）、 X は変形前の同様の節点位置ベクトル、 R は有限要素 e の変形勾配テンソルを極分解して得た要素の回転 R^e を全要素に関して集積した回転マトリクスである。この補正がない場合、血管等の変形時、血管の体積が著しく増加するという問題が出る [21]。式 (3) を時間方向に離散化すると、

$$\begin{aligned} (M + \Delta t C + \Delta t^2 K^c)U^{i+1} \\ = (2M + \Delta t C)U^i - MU^{i-1} \\ + \Delta t^2 (F_{ext}^{i+1} + K^c(R^i - I)X), \end{aligned} \quad (4)$$

となる。ここで、上添字の i は現時刻、 Δt は計算の時間キザミ、 $K^c = R^i K (R^i)^{-1}$ である。上式左辺の括弧内と右辺は既知であるので、

$$A \equiv M + \Delta t C + \Delta t^2 K^c, \quad (5)$$

$$\begin{aligned} F \equiv (2M + \Delta t C)U^i - MU^{i-1} \\ + \Delta t^2 (F_{ext}^{i+1} + K^c(R^i - I)X), \end{aligned} \quad (6)$$

とおけば最終的に式 (4) は、

$$AU^{i+1} = F, \quad (7)$$

の連立方程式に帰着し、変位ベクトル U^{i+1} が得られる。

境界条件に関しては、手術訓練に重要でない周辺臓器を変位固定として、これに結合組織やリンパ管により、変形計算対象の重要な臓器や血管が保持される構成を基本としている。後述の図 9 に示す腎摘出手術モデルの場合の境界条件は、大血管と筋肉を構成する節点の変位固定であり、3 本の腎動脈、腎静脈、尿管、腎臓を構成する節点の変位計算の対象である。変形計算を行うか否かの指定はモデル作成時、モデル作成装置で行う。

(3) 並列化による実時間化：複合臓器の処理

シミュレーションモデルのように複数臓器からなる場合は大規模な連立方程式を解くことになる。実時間計算の必要性から大規模な式 (7) を、図 1(a) に示すように、処理対象臓器を各 PC ごとに分配して式 (8) のように小規模化して解く。

$$A_j U_j^{i+1} = F_j. \quad (8)$$

このとき、添え字 j は演算装置 (PC) の番号を示す。なお、 A_j 、 F_j は PC j に割り当てられた臓器を構成する有限要素リストから式 (5)、(6) により各 PC で計算する。

これを、計算の安定化のため共役勾配法で解き U_j^{i+1} を求める。実際の数値計算にあたっては、 A_j は大規模であるが疎行列である性質を利用して圧縮した CRS 形式で連立方程式を解く。また、この共役勾配法は、後述の専用計算機の GPU で実現した [19]。

臓器を通して、他の別の臓器に力が伝わる複合臓器や自臓器が自己の他の部分に接触して力が伝わる自己接触の場合等においては、上記の分割法では、この外力が直接的に計算できない。しかし相互に接触する点分かれば、この外力はペナルティ法により間接的に求められるので、変位が計算できる。すなわち、接触する有限要素 e の表面節点を接続点（臓器のつながる点、図 1(a) 参照）として扱い、仮の外力 F_{ext}^e （式 (6) F_{ext}^{i+1} の要素 e に対応する節点位置）を計算する。次に式 (8) から局所的な変位を求め、各 PC で独立に求めた接続点における局所変位を該当する PC 間で通信により交換して、その中間点を新たな変位として差が閾値以内となるまで計算を繰り返すことにより相互で矛盾のない最終変位を得る。

このいったん与える仮の外力は、接触部の干渉深さを d とすると、

$$F_{ext}^e = K_p d. \quad (9)$$

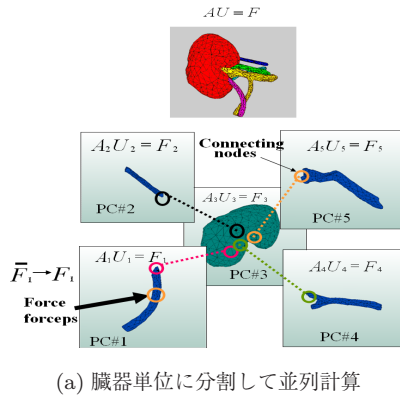


図 1 並列計算：演算器に対応して臓器を持つ。各演算器で $A_j U_j^i = F_j$ を計算する。演算器間で共通の接続点（臓器のつながる点）の計算結果を演算器間で通信して閾値以内となるまで計算を繰り返す

Fig. 1 Parallel processing: Each processing element has different organs, in which $A_j U_j^i = F_j$ is calculated. The calculation is carried out until the difference of the displacements of contact points connected to the other objects converged to the threshold.

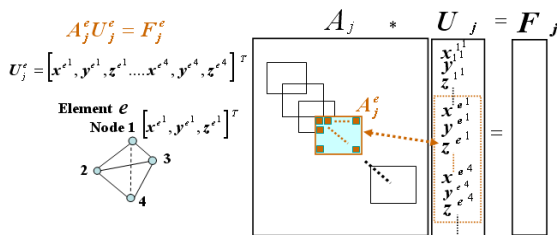


図 2 切断処理：切断箇所に対応する四面体要素 e の A_j^e を A_j から取り除く

Fig. 2 Excising: Remove A_j^e of finite element e corresponding to cutting part from A_j .

で与えられる。ここで、 K_p はペナルティ係数である。各 PC が持つ臓器単位のデータ処理を基本としているので、臓器間の仮の外力の伝達は PC 間の通信による。図 1 に並列有限要素法の処理と擬似コードを、図 2 に有限要素 e と要素マトリクス A_j^e の関係を示す。

(4) 接触処理

術具や他臓器との多接触を模擬した。処理としては、各 PC において、(1) 初期化時、有限要素リストをたどり有限要素を末端の葉とし、ボトムアップで逐次途中の有限要素群を囲む Bounding Volume を発生して木構造を構築する。(2) 繰返し処理として、この階層化した木構造を幹から下にたどり、自有限要素と鉗子および自有限要素と他 PC の有限要素間の接触判定と干渉深さを検出する [13]。

(5) 切断処理への対応

切断位置に合わせてメッシュを再構成する方法が精度良い計算となるが、メッシュの再構成、および発生する節点の増減への対応は、実時間処理の観点から困難である。そこで切断位置に対応する有限要素データを有限要素リストから削除する。図 1 (b) の擬似コードに示すように全体マ

```
//***** PC j : 繰返し変形計算 (30Hz 周期) *****
(1) 接触判定： 鉗子と自有限要素，自/他有限要素間
(2) 切断情報の有限要素リストへの更新（有限要素を無効にする）
// 全体剛性マトリクス  $K^c$ ，全体  $F$  ベクトルの作成
(3) 有限要素リストを辿り全有限要素  $e$  に対して以下を計算
    • 有限要素  $e$  の回転  $R^e$  を算出
    • 要素の物性値から要素剛性マトリクス  $K^e$  を計算
    •  $K^{ce} = R^e K^e R^{eT}$ 
    •  $F_{ext}^{ce} = F_{ext}^e + K^{ce} (R^e - I) X^e$ 
      接触した場合  $F_{ext}^{ce} = K_p d$  : 接触判定で  $d$  検出
    • 要素剛性マトリクス  $K^{ce}$ ,  $F_{ext}^{ce}$  を
      全体剛性マトリクス  $K^c$ ，全体  $F$  ベクトルへ累積
(4) 式 (5)(6) の計算から連立方程式  $A_j U_j^{i+1} = F_j$  構築
(5) 連立方程式を解き  $U_j^{i+1}$  を求める
(6) PC（臓器）間における接続点変位情報の通信
(7)  $U_j^{i+1}$  の接続点部の変位を補正：(計算変位+受信変位)/2
```

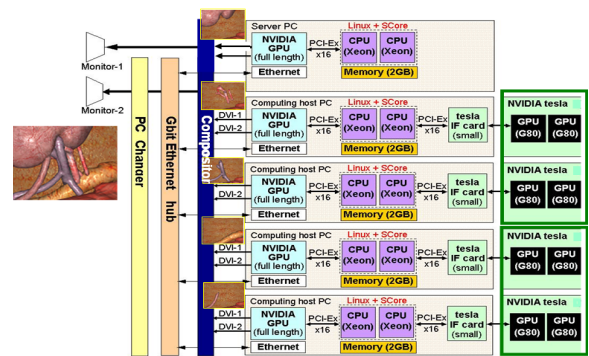


図 3 専用計算機の構成：映像発生にともなう通信の輻輳を専用ネットワークを用いることにより低減させて並列化率を高めている

Fig. 3 The configuration of Cluster: Deterioration of speed-up ratio with congestion of communication is improved with dedicated communication hardware for image composition.

トリクス A_j は毎フレーム作成するので、等価的に要素マトリクス A_j^e を、式 (8) の全体マトリクス A_j から削除したことに対応する (図 2)。

3.2 専用計算機

すべての処理を実時間で行う必要がある手術シミュレータの開発においてはコストパフォーマンスの良い高性能計算機を持つことが重要である。このため、自社開発の画像専用ネットワークとクラスタを組み合わせる専用計算機を構築した。その構成を図 3 に示す。OS としては Linux を使い、並列通信には SCore [9] を用いている。このため、手術部位や手術法が異なることによる大きな計算負荷の変動や、急速な PC 性能向上に対して、同一構成で PC 数の増減により対応できる。

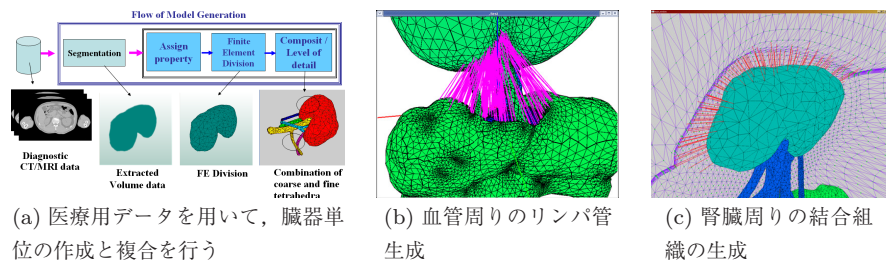


図 4 生体モデルデータの作成：(a) 患者の診断で採取した CT の医療用画像データを直接利用して、臓器単位の抽出（セグメンテーション）、物性値付与、詳細度を考慮した有限要素分割、臓器複合を行う．(b) (c) 最後に抽出形状に適合する擬似リンパ組織および腎周辺組織を付与してシミュレーションモデルが完成する

Fig. 4 Patient-specific model data generation: The simulating organs for patient are extracted using patient diagnostic image such as CT, then applied physical properties, finally those are separated into tetrahedra, then compose extracted organs. Finally, pseudo connective tissues are generated based on the geometrical figures of the extracted organs and vessels.

(1) GPU 利用：前述のように連立方程式を解く必要があり、共役勾配法を Tesla S1070 に実装した．現在の性能は 8 GFLOPS, 有効バンド幅は理論バンド幅の 60%である 61.5 GB/S を達成している [19].

(2) 並列化効率改善：各 PC で計算した臓器の変形情報を通信して統合し、1 つの PC で画像を作り出すのではなく、各 PC での部分シミュレーション結果の表示情報（DVI 出力で Z 値も持つ）を専用ネットワーク（画像合成装置）で合成する（図 3）．これにより、画像発生関係の通信時間 6 ms をほぼ 0 にして変形計算関係のみの通信にすることができた．したがって、並列計算に避けられない計算機間通信による並列化率の低下は 5 並列で、画像合成装置を用いない場合の 0.4 から 0.7 と改善できる [8]．これにより、対象手術が複雑化して計算負荷が増加した場合も並列化効率 0.6 で PC 8 台程度までの増加に対応できる．

3.3 生体モデルデータ生成

患者の診断に用いた CT データを用いて患者固有の形態を持つシミュレーションモデルを半自動的に生成する．シミュレーションモデル作成の処理手順は、(1) 指定臓器抽出（セグメンテーション）、(2) 物性値付与、(3) 有限要素分割および複数臓器の統合、(4) リンパ管や結合組織付与、からなる．

(1) セグメンテーション

セグメンテーションは泌尿器モデルにおける臓器抽出では、腎臓、大動脈、腎動/静脈、尿管、周辺筋肉を対象としている．このとき、変換時の基準 CT 値である Window Level を 50 HU, 適用する CT 値の範囲である Window Width を 280 HU として、-90 HU~190 HU の CT 値を有効として 8 bit 画像化する．

この画像データ群から、拡張リージョン Growing 法 [11] や、膨張、収縮等の一般的な画像処理を用いて、対

表 2 臓器と物性値の対応

Table 2 The correspondence between organs and its physical properties.

臓器名	密度 [g/cm ³]	ヤング率	ポアソン比	方向性
腎臓	1.0	2.0 KPa	0.46	等方性
大動脈	1.0	0.9 KPa	0.46	等方性
腎動脈	1.0	0.9 KPa	0.46	等方性
大静脈	1.0	1.0 KPa	0.46	等方性
尿管	1.0	0.9 KPa	0.46	等方性
腎静脈	1.0	1.0 KPa	0.46	等方性
リンパ組織	—	0.5 KPa	—	等方性

象臓器を抽出する．したがって、CT データによっては、判断が付き難く、画像処理で対応できない場合があり、このときは手動による修正を行う．この抽出した該当部位から 3 次元ボリュームモデルを作成する（図 4(a)）．

(2) 物性値付与

次に、抽出した各臓器に対して、物性値を付与する（図 4(a)）．現時点では患者固有の物性値を計測する手段が確立されていないので、計測されている臓器の物性値 [1] を基準にして臓器識別番号をインデックスとしてテーブル化した．臓器名と対応する標準物性値を表 2 に示す．なお、同一臓器の部位による硬さの相違にも対応可能である．また密度については 1 [g/cm³] を標準値として用いた．

(3) 有限要素分割と統合

さらに、詳細度を考慮して表面パッチ生成後、4 面体要素分割を行う [17]（図 4(a)）．以上の作業を部位ごとに行い、それを統合して患者固有モデルが完成する（図 4(a)）．このとき、各部位（臓器、大血管）の接合部は、前述の 3.1 節に示したように部位単位で並列処理を行うため、同じ節点位置を共有する必要がある．このための情報を接続点データと呼び、節点番号をインデックスとして位置座標値を持つ．



(a) 生体モデルデータ生成装置概観 (b) 手術シミュレータ：専用計算機，模擬術具 (c) 模擬術具：2 鉗子，スコープ，2 力覚装置

図 5 開発した手術シミュレータの概観：生体モデル生成装置，手術シミュレータ本体からなる。手術シミュレータは専用計算機部と模擬術具部よりなる

Fig. 5 The appearance of the developed surgical simulator: It consists with patient-specific model data generation system and simulating system. The simulating system consists with Cluster and imitated operational tool.

(4) 結合組織付与

最後に，リンパ管および結合組織，組織模様（テクスチャ）を付与してモデルが完成する．これらの組織は，CTに写らないので，標準的な形態として扱った．また，リンパ組織は，血管の走行方向を基準にし，それを取り囲むように，ランダム性を持たせた線分として近似する（図 4(b)）．また，腎臓周りの結合組織は，腹壁と腎臓の中心を結ぶ方向性を持つとして，腹壁と腎表面を結ぶ線分として発生した（図 4(c)）．これに性別，体重や身長差による変化を持たせて，現実感を高めた [15], [20]．

4. 試作

前述の要素技術を統合して試作した手術シミュレータの概観を図 5 に示す．生体モデル生成装置の概観を図 5(a)，手術シミュレータ装置本体を図 5(b) に示す．また，模擬術具の概観を図 5(c) に示す．模擬術具はトロカー位置決め用多穴板，左右の模擬鉗子とこれに付属して力を返す 2 台の力覚装置，模擬スコープおよびモニター画面からなる．また，力覚装置は並進 3 自由度の平行リンク方式であり自作したものである [14]．

4.1 制御

手術シミュレータの処理ブロックを図 6 に示す．シミュレータの制御系はモデルフィードフォワードオープンループ制御（Model-feed-forward open-loop）である．この系に術具操作者が入ることにより Human-in-the-loop のクローズドループとなる．模擬術具の制御は，モータの回転角から術具先端位置を算出し，モデルとの接触による反力を計算しモータトルク指令値として与える，位置入力-力出力制御である．なおモデルの反力計算更新レートは 30 Hz，力覚装置のモータへの指令値の更新レートは 1 kHz である．この周期の差を補償するために変形計算からの力指令値にカットオフ周波数 100 Hz の一次のローパスフィルタを挿入し，この出力を力覚装置のトルク指令値として USB 経由で出力（図 6 中の τ ）している．

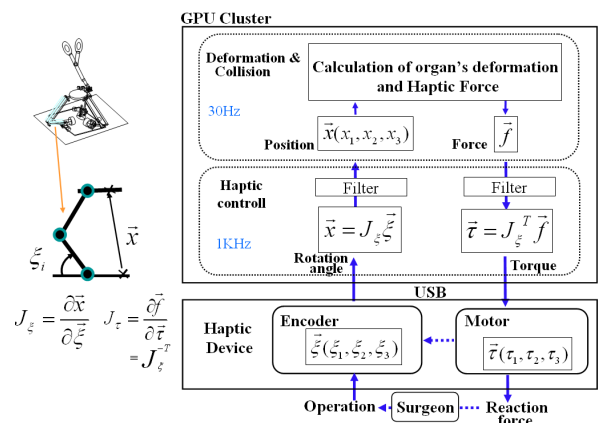


図 6 手術シミュレータ本体の制御方式：モデルフィードフォワードオープンループ：操作者を入れて系が閉じる． $\mathbf{x}$ は位置， $\mathbf{f}$ は力， $\boldsymbol{\xi}$ は角度， $\mathbf{J}_{\boldsymbol{\xi}}$ はヤコビ行列を示す

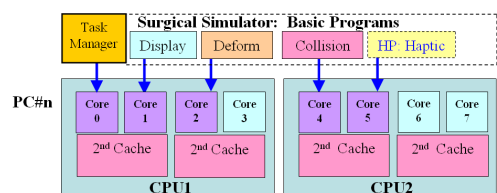
Fig. 6 Basic control method used in surgical simulator: Model-feed-forward-open-loop becomes close with inclusion of operator. $\mathbf{x}$ indicates position, $\mathbf{f}$ indicates force, $\boldsymbol{\xi}$ indicates angle of link, $\mathbf{J}_{\boldsymbol{\xi}}$ indicates Jacobian respectively.

4.2 シミュレーション処理の実装

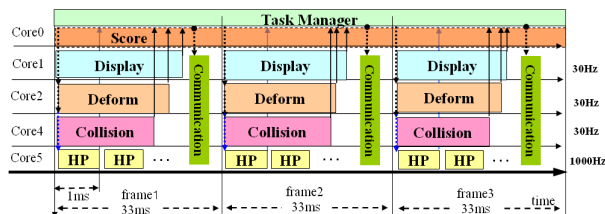
実装対象の専用計算機は 5PC とこれに接続した 4GPU から構成した（図 3）．CPU として Intel XeonX5570 (2.93 GHz)，メモリサイズは 6 G バイト，OS は Linux CentOS，並列制御ライブラリは SCore7.0 [9] である．また GPU は Tesla S1070 (1.29 GHz) である．

手術シミュレータでの計算処理は，「表示計算」，「変形計算」，「接触判定」，「術具制御」タスクとこれらの同期を制御する「タスクマネジャ」で構成する．各タスクは，図 7(a) に示すように各 PC 内の CPU コアに明示的に割り当てている．また，各 PC に割り当てる負荷は変形計算対象の有限要素数が均等になるようにする．

図 7(b) に各タスク間の計算周期と時間的な関係を示す．図中，表示計算が Display，変形計算が Deform，接触判定が Collision，術具制御が HP として示されている．HP は 1 KHz，それ以外は 30 Hz の更新レートで同期して動く．図中の縦矢印は「タスクマネジャ」と各タスクの起動・終了通知を示し，Communication 表記は MPI による PC 間



(a) 1PC 内での計算負荷の 5CPU コアへの割当て



(b) 各タスク間の時間的な関係

図 7 マルチコアプログラムの実装 (1CPU におけるマルチコア実装を示す): クラスタ構成をとるので対象模擬手術の負荷により PC 数を増減可能. OS は Linux であり並列通信ソフトは SCore を使用

Fig. 7 Multi-core implementation: The computing power can be adjusted with PCs depending on the computational complexity for the imitating surgery. We use Linux OS, and SCore for communications.

のブロードキャスト通信を示す. CPU 内タスク間の通信は共有メモリによる.

5. 評価および考察

以下, 術前訓練で必要となる診断 CT 画像からシミュレーションモデルを作成して, その模擬手術を行う一連の手順を行い, モデル作成時間, 手術シーンの忠実度と実時間性および操作反力の忠実度から, システムを評価した.

5.1 シミュレーションモデル作成

2 人の患者 (A, B) の CT データから腎摘出手術用シミュレーションモデルを作成し, その作成時間を計測した. なお, 血管や臓器等は中空であったり層構造を持ったりするが, モデル作成では内部も均質に組織が充満しているとして表面を境にセグメンテーションした.

患者 A のモデル作成に要する各手順における時間と総時間を表 3 に, 患者 B のものを表 4 に示す. なお, 用いた CT データは, 画像分解能 512×512 で 302 スライスである. また, 使用した PC の性能は, Intel Core i7 980X 3.06 Hz, メモリは 12 G バイト, OS は Windows 7 である.

現時点でのモデル作成にかかる総時間は, 表に示すように患者 A 用が 198 分, B が 220 分である. この差異は主に腎静脈のセグメンテーション時間による. いずれも, 総時間の約 7 割はセグメンテーションによる時間である. また, セグメンテーション処理時間の約 8 割は手動での調整に要する時間である. 時間の短縮は必要であるが, 手術の数日前に CT を撮るので術前訓練としては許容できる時間である. 現在, 実施中の GUI の改善により 1 時間以内の

表 3 患者 A の CT データによる腎摘出手術用モデル作成時間: 単位は分

Table 3 The generation time of a kidney removal model with the patient-A's CT data: minute.

作業名	部位名	総時間	プログラム稼動時間	教師点入力・手動補正
(1) セグメンテーション	腎臓	31	4	27
	大動脈	12	2	10
	大静脈	3	2	1
	腎動脈	31	4	27
	腎静脈	28	4	24
	尿管	22	4	18
	筋肉	35	4	31
	総時間	162	24	138
(2) メッシング	—	27	27	0
(3) 周辺組織・リンパ付与	—	9	9	0
総時間		198		

表 4 患者 B の CT データによる腎摘出手術用モデル作成時間: 単位は分

Table 4 The generation time of a kidney removal model with the patient-B's CT data: minute.

作業名	部位名	総時間	プログラム稼動時間	教師点入力・手動補正
(1) セグメンテーション	腎臓	33	4	29
	大動脈	13	2	11
	大静脈	11	2	9
	腎動脈	23	4	19
	腎静脈	53	6	47
	尿管	20	4	16
	筋肉	31	4	27
	総時間	184	26	158
(2) メッシング	—	27	27	0
(3) 周辺組織・リンパ付与	—	9	9	0
総時間		220		

作成時間を目指している.

5.2 模擬手術シーンの忠実度

図 9 に, 前記患者 A の腎摘出モデルを用いた後腹膜アプローチによる開始から終了までの一連の手術シミュレーションの主要操作のスナップショットを示す. 用いたモデルデータは, 総有限要素数 37,674, 総節点数 10,662 である. これは, 直径 3 mm 程度の腎血管を模擬するために必要なモデルサイズである. 図 9(a) は, 術具の挿入位置を設定するトロッカシミュレーション, 図 9(b) は血管周りに付着するリンパ管組織の剥離と血管露出, 図 9(c) はクリップによる止血, 図 9(d) は血管切除, 図 9(e) は腎臓の剥離, 図 9(f) は最後の袋詰めである. 後腹膜アプローチによる腎摘出手術に対応した一連の操作が実現できている.

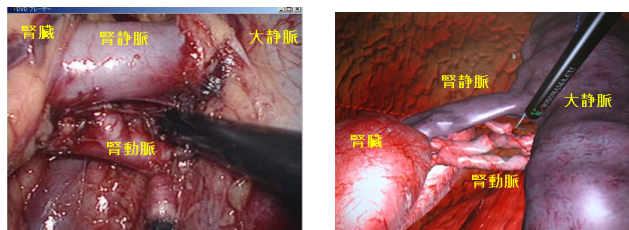
(1) 処理速度

上記シミュレーションシーンにおける各 PC とタスクの処理時間を表 5 に示す. このとき, 大血管と筋肉モデルの一部は, 手術対象臓器の保持部であり位置が固定なので変形計算は行わず, 表示だけを行っている. 周期処理時間は, 並列処理されている接触, 変形, 描画処理の最大負荷に引きずられる. そのため, 最大処理時間は, PC#3 の接触処理 28.8 ms と通信時間 3 ms で, 約 32 ms となるが, 実時間処理 (33 ms 以内) は達成している. 並列処理に臓器対応のクラスタ構成をとるので, もしいずれかの PC が処理時間をオーバーした場合は PC を増加して, 分割した臓器

表 5 患者 A の腎臓摘出モデルを用いたシミュレーションの処理時間 [ms]

Table 5 The processing time of each task on each PC for the patient-A model.

CPU #	臓器名	計算対象数 /モデル要素数	計算対象 /モデル節点数	全処理時間	接触判定 Core2	変形 Core3	描画 Core1
1	尿管, 大血管, 筋肉	715/30,547	235/8,428	27.5	9.4	4.6	24.5
2	腎動脈 1, 2	829/829	313/313	23.1	9.2	4.7	20.1
3	腎臓	2,800/2,800	701/701	31.8	28.8	16.0	23.2
4	腎動脈 3	1,101/1,101	401/401	23.3	9.9	5.9	20.3
5	腎静脈	2,397/2,397	819/819	23.7	11.0	11.5	20.7



(a) 実際の手術シーン

(b) 手術シミュレータ

図 8 患者 B の実手術シーンと患者 B モデルを用いて手術シミュレータが作り出した模擬手術シーンの比較: 腹腔鏡アプローチによる腎摘出手術

Fig. 8 The comparison of the real surgical scene with the simulated scene: Laparoscopic approach.

を割り当てることにより異なる手術シーンの負荷に柔軟に対応できる。

(2) 映像の忠実度

次に, 図 8 に B 患者の腹腔鏡アプローチによる腎摘出実手術とそのシミュレーションとの, ほぼ対応する手術場面での映像比較を示す。腎動脈の本数は一致していることが分かる。ただし, 血管分岐が, シミュレーションでは, 大血管の下あたりに位置しているが, 実際は腎静脈の中心下あたりに位置しており, 完全には一致していない。これは, 実装変形モデルの限界, モデルの結合組織が粗いため境界条件の相違, 初期応力を 0 としている等による変形の相違と思われる。CT データでは, 形状情報は得られるが, 初期応力が推定できない。

5.3 操作反力の忠実度

図 9 に示す手術シーケンスにおいて, リンパ剥離および鉗子操作に起因する臓器間の接触連鎖の一連の操作シーケンスと模擬術具に与える反力を図 10 に示す。図 10 (b), (c) はリンパ剥離シーケンスを示す。鉗子でリンパをつかみ, 徐々に引っ張り, 最後に剥離切断が起きている。このときの変形計算が出力した反力指令値の時間的推移を図 10 (d) に示す。引っ張りに応じて力が増加していき, 最後に剥離切断により力が消える状況が分かる。

図 10 (e), (f) に鉗子で血管を動かし, この血管をさらに隣接する血管と衝突するまで移動させ, その後, 鉗子を離し元に戻すという一連の操作を示す。この操作に対応した

鉗子への反力の推移を図 10 (g), (h) に示す。なお図示した反力は変形計算からの力指令値である。図から, 15-20 秒間では鉗子と血管 A の接触が起これば反力は約 0.5 N, 25-30 秒間では血管 B の接触が加わり反力は 1.4 N と増加し, 最後に再度血管 A との接触に戻り, 約 0.6 N に減る状況が再現されている。

5.4 考察

解剖構造や一連の操作力については, 外科医の感覚的評価に適合している [24]。また, リンパ剥離の反力に関しては, 文献 [16] に腹腔鏡ボックスシミュレータを用いた豚の摘出腎臓のリンパ剥離の反力実測があり, 力の時間的推移は類似している。しかし, 現時点では実手術との定量的な評価はできていない。参考として比較した文献 [16] の実験では鉗子先端が受ける最大力が 1.5 N であるが, シミュレータが模擬する力は 2 倍の 3 N 程度 (図 10 (d)) である。この相違は, シミュレータは固定した腹膜と筋肉に腎臓と血管がリンパ結合組織でつながった実手術に近い状況をモデル化しているが, 参考実験は周辺臓器から分離した摘出腎臓を用いた計測なので, 境界条件や初期応力が異なるからと考えている。今後, 実手術に近い形態での動物実験による検討や数々の初期条件をテストすることにより, どの程度の解剖構造を仮定して境界条件・初期応力を設定すると, 実手術に近い結果が得られるかを明らかにする必要がある。

6. むすび

患者の解剖学的形態を模擬した患者モデルを用いて術前訓練が可能なシミュレータを開発した。従来は, 実用的なレベルの複雑さのモデルを実時間で動かす必要から, 変形計算モデルとして, ばねモデルを用いるほかなかった。このため, 系の不安定性のため, 診断 CT データから自由にモデルを作ることができず, 患者の解剖学的形態に基づく術前手技訓練ができなかった。今回, 初めて実用レベルのモデルサイズで大変形が可能な有限要素法を並列実装できたことにより, 系が安定し, 診断画像データから自由にモデルを作成できるようになった。このため患者固有モデルによる多臓器間の複雑な接触にともなう変形等, 生体の

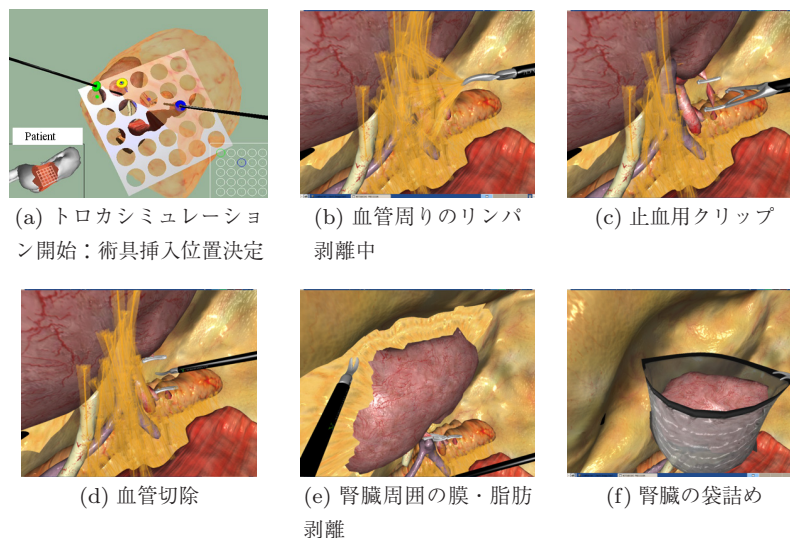


図 9 患者 A の後腹膜アプローチによる腎摘出手術の一連のシミュレーション映像（ポート挿入位置決定，血管周りのリンパ管組織剥離後血管切除）：有限要素数 37,674，節点数 10,662，更新レート 30 Hz

Fig. 9 A part of the simulated sequence of the surgery for removing a kidney with retroperitoneal approach for patient A: trocar positioning, peeling of the lymph ducts and connective tissues, clipping and cutting. The model data comprise of 37,674 finite elements, and the total number of node is 10,662, update ratio for simulation is 30 Hz.

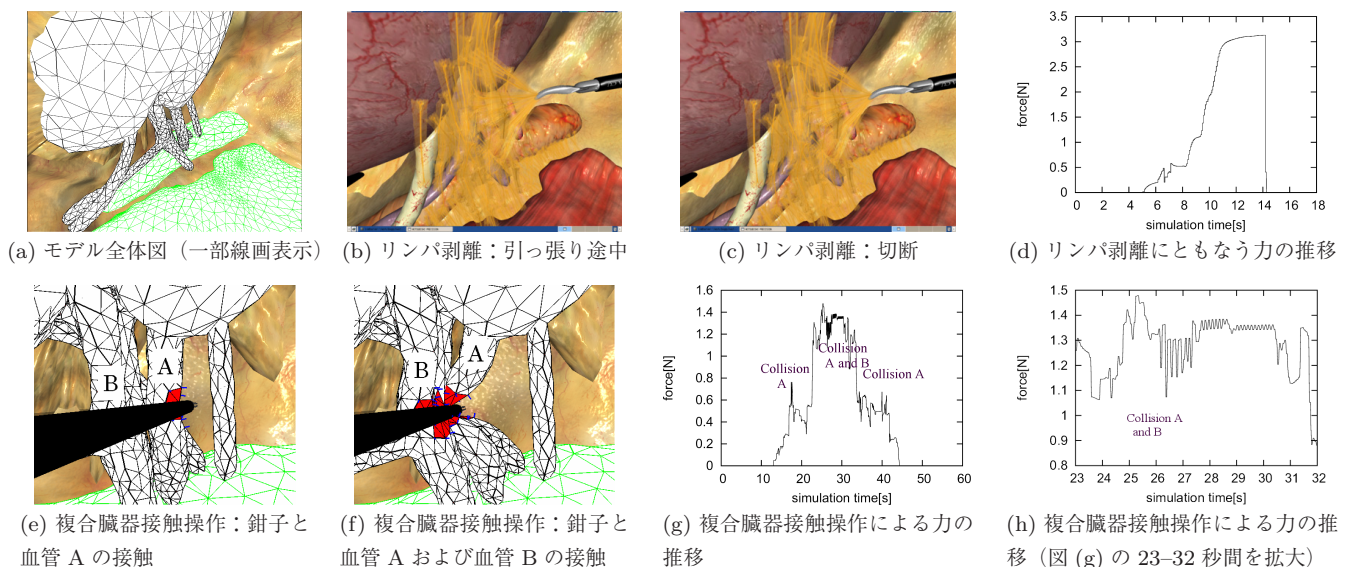


図 10 リンパ剥離および複合臓器間接触操作における発生力の時間的推移（変形計算の出力を図示）：患者 A 後腹膜アプローチ

Fig. 10 The time-sequence of generated force for removing lymph ducts, and collision force between organs: Retroperitoneal approach for patient A.

運動が安定して模擬でき，腎摘出までの一連の複雑な手術シーケンスのシミュレーションが可能になった．なお，本手術シミュレータは，腎臓に限らず，他の臓器シミュレーションへの適用も可能であり，泌尿器科以外の婦人科，呼吸科，消化器科等の腹腔鏡下手術への展開も期待できる．

謝辞 ご指導いただいた横浜国立大学土肥康孝名誉教授，梶原技術士事務所梶原景範，プサイ藤野勝，共同研究者である理化学研究所姫野龍太郎，横田秀夫の諸氏に深謝いた

します．また，開発に関わった岡崎博善，寺田尚史，菊川孝明，本郷新の諸氏に感謝いたします．本研究の一部は独立行政法人情報通信研究機構の委託研究の下に行われた．

参考文献

- [1] Chen, E.J., Novakofski, J., Jenkins, K. and O'Brien, W.: Young's Modulus Measurements of Soft Tissues with Application to Elasticity Imaging, *Transaction on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol.43,

- No.1, pp.191-194 (1996).
- [2] healthcare, C., available from (<http://www.cae.com/en/healthcare/laparoscopy.asp>).
 - [3] Maass, H., Chantier, B.B., Cakmak, H.K. and Kuhmapfel, U.G.: How to Add Force Feedback to a Surgery Simulator, *Proc. 2003 International Conference on Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling* (2003).
 - [4] Mendoza, C. and Laugier, C.: Tissue Cutting Using Finite Elements and Force Feedback, *Proc. 2003 International Conference on Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling*, pp.175-182 (2003).
 - [5] Meseure, P., Davenne, J., Hilde, L., Lenoir, J., France, L., Triguët, F. and Chailou, C.: A Physically-Based Virtual Environment Dedicated to Surgical Simulation, *Proc. 2003 International Conference on Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling, IS4TM*, pp.38-47 (2003).
 - [6] Müller, M. and Gross, M.: Interactive virtual materials, *Proc. Graphics Interface 2004*, Canadian Human-Computer Communications Society School of Computer Science, University of Waterloo, Waterloo, Ontario, Canada, pp.239-246 (2004).
 - [7] Nakao, M., Minato, K., Kume, N., Mori, S. and Tomita, S.: Vertex-preserving Cutting of Elastic Objects, *Proc. Virtual Reality Conference*, pp.277-278 (2008).
 - [8] Ogata, M., Kajihara, K., Kikukawa, T. and Terada, T.: An Evaluation of the Communication Cost of Parallel Processing in Real-Time Simulation Using an Image-Composition Device, *J. IPS Japan*, Vol.47, No.SIG7, pp.152-161 (2006).
 - [9] PC クラスタコンソーシアム, 入手先 (<http://www.pcluster.org/ja/>).
 - [10] Petersik, A., Tiede, B.P.U., Hohne, K.-H. and Leuwer, R.: Realistic Haptic Interaction in Volume Sculpting for Surgery Simulation, *Proc. 2003 International Conference on Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling* (2003).
 - [11] Shimai, H., Yokota, H., Nakamura, S. and Himeno, R.: Extraction from Bioical Volume Data of a Region of Interest with non-uniform Intensity, *Proc. SPIE (Optomechatronic Technologies)*, pp.60515(1)-60515(10) (2005).
 - [12] Simbionix, available from (http://www.simbionix.com/LAP_Mentor.html).
 - [13] 坂本英男, 長坂 学, 緒方正人, 土肥康孝: 110 生体軟組織における高速な接触検知手法とその実装, バイオエンジニアリング講演会講演論文集, Vol.2008, No.21, pp.19-20 (2009).
 - [14] 岡崎博善: ハプティックデバイスの開発, 三菱プレジジョン技術報告, No.1717, pp.1-34 (1999).
 - [15] 長坂 学, 高波健太郎, 坂本英男, 菊川孝明, 緒方正人: 腹腔鏡下手術の状況を再現したシミュレーションモデルの構築, Visual Computing/グラフィックスと CAD 合同シンポジウム 2007, 情報処理学会, pp.28-33 (2007).
 - [16] 吉田健志, 黒田嘉宏, 鍵山善之, 井上誠孝, 木下秀文, 松田公志: 腹腔鏡下手術用鉗子先端に加わる作用力の計測と剥離操作における技能評価, 生体工学, Vol.48, No.1, pp.25-32 (2010).
 - [17] 高波健太郎, 藤野 勝, 長坂 学, 緒方正人: 内部ボクセル情報を用いたマーチング・キューブ法における等値面分解能の向上, グラフィックスと CAD 研究会報告, Vol.2009, No.12, 情報処理学会, pp.7-12 (2009).
 - [18] 向井信彦, 原田雅之, 室井克信, 宮本祐二, 浦谷明宏, 矢野

徹: PC ベースリアルタイム手術シミュレータの開発, 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol.84, No.6, pp.1213-1221 (2004).

- [19] 緒方正人, 長坂 学, 土肥康孝: 大規模なデータを扱う共役勾配法の GPU への実装, 第 15 回計算工学会論文集, Vol.15, pp.115-118 (2010).
- [20] 緒方正人, 長坂 学, 乾谷 徹, 坂本英男, 高波健太郎, 本郷 新, 菊川孝明, 横山和秀, 窪田吉信: 患者固有データに基づく手術手技訓練シミュレータの開発, Visual Computing/グラフィックスと CAD 合同シンポジウム 2010, 情報処理学会 (2010).
- [21] 乾谷 徹, 緒方正人, 長坂 学, 菊川孝明, 土肥康孝: 手術シミュレータへの応用を想定した大変形手法の評価と実装, 第 15 回計算工学会論文集, Vol.15, pp.456-459 (2010).
- [22] 村木 茂, 喜多泰代: 3 次元画像解析とグラフィックス技術の医学応用に関するサーベイ, 電子情報通信学会誌 DII, Vol.J87-D-II, No.10, pp.1887-1920 (2004).
- [23] 井上悠介, 増谷佳孝, 石井宏一, 熊井 規, 木村文彦, 佐久間一郎: 有限要素法及び可変形ボリュームレンダリングを用いた高画質な手術シミュレーションシステムの開発 (手術シミュレーション), 電子情報通信学会論文誌 D-II 情報システム, Vol.87, No.1, pp.271-280 (2004).
- [24] 横山和秀, 村上貴之, 窪田吉信, 本郷 新, 長坂 学, 高波健太郎, 緒方正人, 横田秀夫, 島井博行, 姫野龍太郎: 腎癌患者の腹腔鏡手術を予行演習するリハーサル型腹腔鏡手術シミュレータの開発, 日本泌尿器科学会誌, No.100, pp.185-186 (2009).



緒方 正人 (正会員)

昭和 45 年三菱プレジジョン入社。主にフライトシミュレータ, ビジュアルシステム, 並列処理等の研究開発に携わり, 現在手術シミュレータの研究開発に従事。2001 年注目発明賞受賞。主席技師長, 横浜市立大大学院医学研究科客員教授。IEEE C.S., ACM 各会員。横浜国立大学工学博士, 技術士 (情報工学)。



長坂 学 (正会員)

平成 13 年静岡大学大学院理工学研究科機械工学専攻修士課程修了。同年三菱プレジジョンへ入社し, フライトシミュレータの研究開発に携わり, 現在は手術シミュレータの研究開発に従事。横浜市立大学医学研究科客員研究員。



乾谷 徹

平成 20 年横浜国立大学大学院環境情報学府修士課程修了。同年三菱プレシジョンへ入社し、コンピュータビジョンの研究を経て、現在手術シミュレータの研究開発に従事。横浜市立大学医学研究科客員研究員。



坂本 英男

平成 19 年山口大学大学院理工学研究科感性デザイン工学専攻修士課程修了。同年三菱プレシジョンへ入社し、現在、手術シミュレータの研究開発に従事。



高波 健太郎

平成 14 年群馬大学大学院工学研究科電気電子工学専攻修士課程修了。同年三菱プレシジョン（株）へ入社し、フライトシミュレータおよび鉄道シミュレータの研究開発に携わり、現在は手術シミュレータの研究開発に従事。

日本医用画像工学会，電子情報通信学会各会員。



槇山 和秀

平成 6 年横浜市立大学医学部卒業。泌尿器外科学，特に腹腔鏡手術を専門とし手術シミュレータの研究開発等に従事。日本泌尿器科学会認定指導医。現在，横浜市立大学医学研究科泌尿器病態学准教授。日本泌尿器科学会，米国泌尿器科学会各会員，医学博士。

泌尿器科学会各会員，医学博士。



窪田 吉信

昭和 49 年横浜市立大学医学部卒業，同研究科修了，同大学助手，南カリフォルニア大学医学部癌センター研究員を経て泌尿器病態学教授。腎癌・前立腺癌に関する研究，光触媒の医療応用および手術シミュレータに関する研究

等に従事。日本泌尿器科学会，米国泌尿器科学会各会員。横浜市大附属病院泌尿器科部長，医学博士。