

## 第 6 章

# ロボット手術のための術前プランニングシステム

### 6.1 はじめに

1997 年に Cadere によって世界で初めてロボットを用いた胆嚢摘出術が行われ，ロボット手術はその低侵襲性と正確な動作からあらゆる領域の手技が試行され次世代手術として世界的に認められつつある．患者にとって低侵襲な腹腔鏡下外科手術を実現する代表的なロボット手術システムとして Intuitive Surgical 社の da Vinci や Computer Motion 社の Zeus などのシステムがある [20][11][22][23]．内視鏡下手術支援システム da Vinci は 1998 年より欧米を中心に主に心臓外科手術を中心としてその有用性が報告されている．2000 年 5 月までに，世界で 600 症例を越す内視鏡下心臓手術，噴門形成術などの消化器外科手術や産婦人科領域の手術が行われ，操作性の良さと，良好な手術成績ならびに安全性が確認されている [13][14][15][16][17]．より侵襲の少ない手術支援ロボットを開発導入するメリットとしては，安全かつ正確な手術が行える，術創が小さいために回復が早く社会復帰も早い，長時間の手術による医師の疲労が少ない，今まで治療不可能とされていた新しい治療法の開発も可能となることなどがあげられる．

臨床の現場においてその手術ロボットが最適な運動を行い，その機能を十分に発揮できるためには，手術環境のセットアップを症例・手術手技ごとに適切に整える作業がまず第一に求められる．ロボット手術の症例では通常の腹腔鏡手術と同様に腹腔内にアプローチするため，腹壁に数箇所直径 1cm 程度の小さな穴をあけ，そこにトロッカーという腹腔内に手術器具を差し込むため器具を設置する．通常，2 本の鉗子用・1 本の内視鏡用さらに予備用で計 4ヶ所のトロッカーサイトが設けるケースが多い．特にこの腹壁の固定点を介してのロボット手術では，最初に決定するトロッカーサイトによってロボットの運動が拘束されるため，症

例に応じてトロッカーサイトを術前にプランニング可能なシステムの存在は今後のロボット手術において必要不可欠なものになると考える．具体的には次のような効果があげられる．

1. ロボット手術では，従来の CT 画像を観察し病状に基づいた治療内容を医師らが検討する手術計画に加え，さらにロボットの具体的配置や手順を検討することが必要となる．個々の患者データと手術ロボットの立体構造を仮想空間上で統合することで，具体的に手術ロボットを用いて現場でいかに患部にアプローチするかを検討することが可能となる．
2. 現行の手術ロボットシステムでは腹壁の固定点を介して鉗子が挿入されるため，トロッカーサイト同士が近すぎるとロボットアーム同士の干渉が起き，遠すぎると患部にアプローチしづらくなるケースがある．プランニングシステムを用いることにより，あらかじめ手術ロボットの運動可能範囲を確認した上で適切なトロッカーサイトを定めることで，腹壁穴の開け直し等による患者への負担を回避できるようになる．
3. 仮想空間上でロボット手術のリハーサルを行えることにより執刀医，助手，看護師間でセットアップ方法に対する共通の認識を直感的に得ることを促し，セットアップ時間の大幅な短縮につながる．操作コンソールと手術ロボット本体との距離が離れているため，執刀医と助手が同じ認識を持つことは重要となる．
4. これからロボット手術を経験する医師のための教育プログラムとして有用である．

これまでにバーチャルリアリティ技術を用い，患者の形態情報を診断のみならず治療に役立てるため，術前にコンピュータ上で作製された患者モデルに対して，手術計画・手技の検討や習熟を可能にするための手術シミュレーションの研究が行われてきた [49][89][50][52]．VR 技術を用いたロボット手術のためのナビゲーションとしては [68] があり，da Vinci のコンソール画面上に内部構造モデルを重畳表示するシステムを開発している．心臓外科手術を対象としたロボット手術のシミュレーションシステムとしては [70] がある．

本章では da Vinci および ZEUS 手術ロボットシステムの幾何学的動作を仮想空間上で正確に実行できるモデルと 3 次元患者モデルを用い，ロボットアーム間の干渉やトロッカーサイトにおける拘束，逆運動学計算を行うことによって手術ロボットの運動を術前にプランニング可能とすることを目的とする．また，これを力覚提示付きインターフェイスを用いて行うことにより，術場での手術ロボットアームの位置決め及び最適なトロッカーサイトの検討を直感的に行えるシステムを構築する．

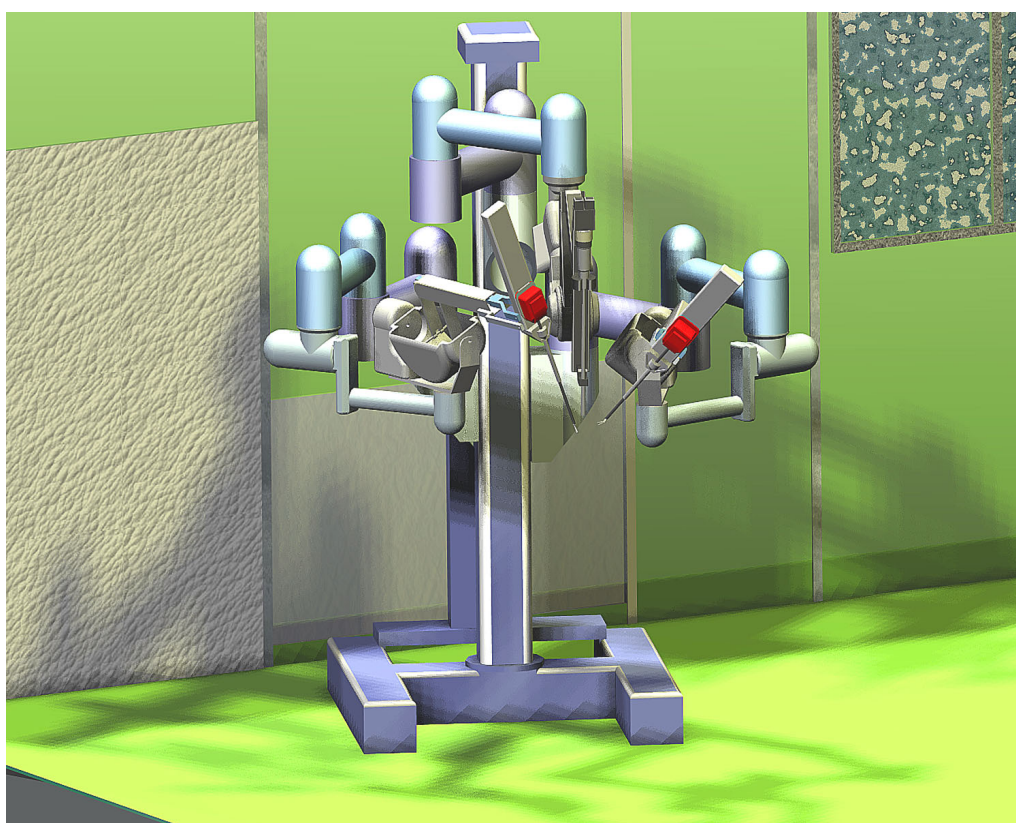
## 6.2 da Vinci手術のセットアップシミュレーション

### 6.2.1 da Vinciの運動幾何モデリング

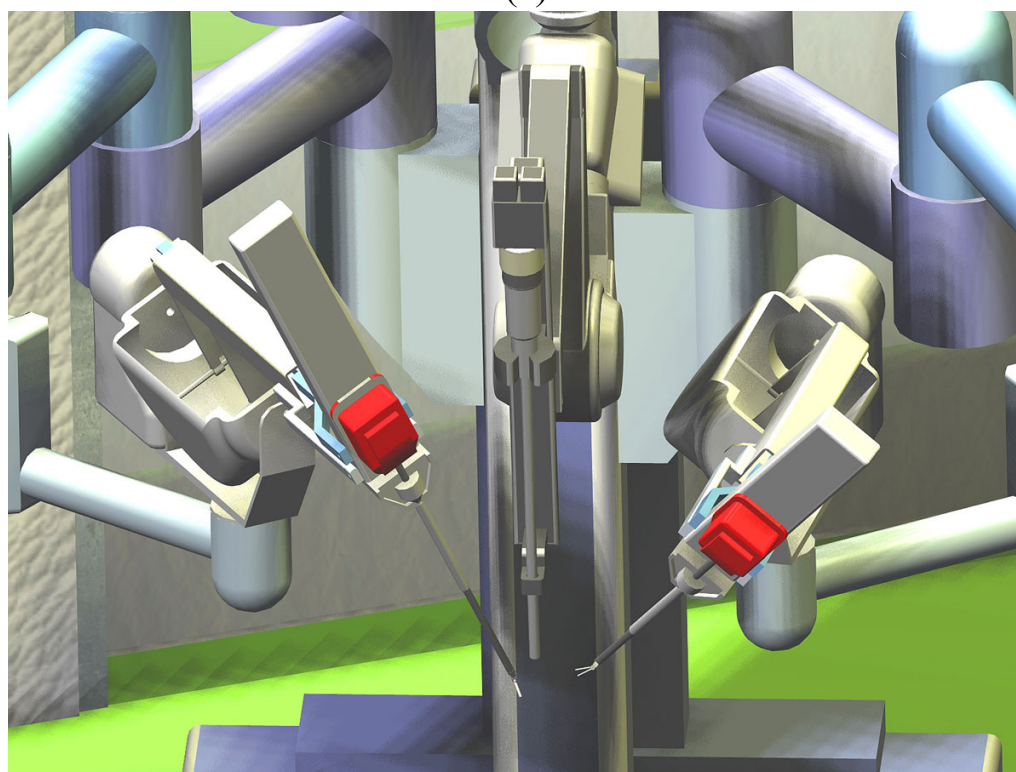
da Vinci は双腕型のマスター・スレーブシステムで特徴として3次元立体視ができるコンソールと EndoWrist と呼ばれる3自由度手首を持つ鉗子があげられる．コンソールでは，片眼ずつ視差のある画像を提供することで立体視が可能であり，motion scaling 機能により術者の動作に対するロボットの動きを5対1まで縮小でき，術者の手指の生理的震動が伝わらないため，縫合・結紮などの微細な手術操作が可能となっている．EndoWrist と呼ばれる鉗子は，腹腔内でグリップ部分の開閉と鉗子先端の2関節手首を有しており，鉗子自身の軸回りの回転と合わせて合計3自由度ある．このda Vinci 本体の鉗子マニピュレータアームおよび内視鏡保持アームについて各リンク形状・リンク間距離等を計測し，Fig.6.1 に示すように3D CAD 上で幾何モデルを作成した．Fig.6.1(a) はシステムの全景を示し，Fig.6.1(b) は2本の鉗子アーム部と内視鏡カメラ部のモデルを示す．各リンクは実際の機構に基づき，親子関係の情報も Denavit-Hartenberg の記法に基づき記述した．Fig.6.2 に各部位のリンク名を示し，対応するリンクパラメータを Table 6.1 にまとめる．Link1,10 は直動関節，Link2～6 および Link11 は回転関節である．また，Link7～9 によって平行リンク機構を形成し，この回転軸が Link6 の回転軸と直交することで固定点まわりの運動を実現する機構である．先端効果器としては腹腔鏡下胆嚢摘出術において最低限必要となる da Vinci の丸鉗子・Cadere 鉗子・電気メス・はさみのモデリングを行った．Fig.6.3 に本システムで使用可能な各鉗子のモデルを示す．右側は鉗子先端効果器の写真で，左側は3DCAD で作成したCGモデルである．

Table.6.1 Link parameters of da Vinci manipulator

Link	variable	$\alpha$	$a$	$d$	$\cos \alpha$	$\sin \alpha$
1	$d_1$	0	0	$d_1$	1	0
2	$\theta_2$	0	$a_2 = 0.450$	0	1	0
3	$\theta_3$	0	$a_3 = 0.450$	0	1	0
4	$\theta_4$	0	$a_4 = 0.420$	0	1	0
5	$\theta_5$	0	$a_5 = 0.497$	0	1	0
6	$\theta_6 - \frac{\pi}{2}$	$\frac{\pi}{2}$	0	0	0	1
9	$\theta_9$	$-\frac{\pi}{2}$	0	0	0	-1
10	$d_{10}$	$\frac{\pi}{2}$	0	$d_{10}$	0	1
11	$\theta_{11}$	0	0	0	1	0



(a)



(b)

**Fig.6.1** Reconstructed 3D CAD model of da Vinci system. (a)whole view (b)forceps manipulator and scope manipulator



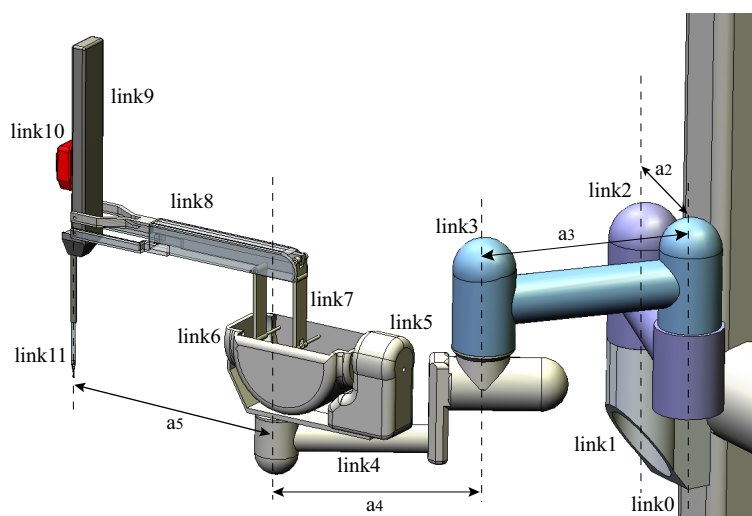


Fig.6.2 Link mechanism of da Vinci manipulator

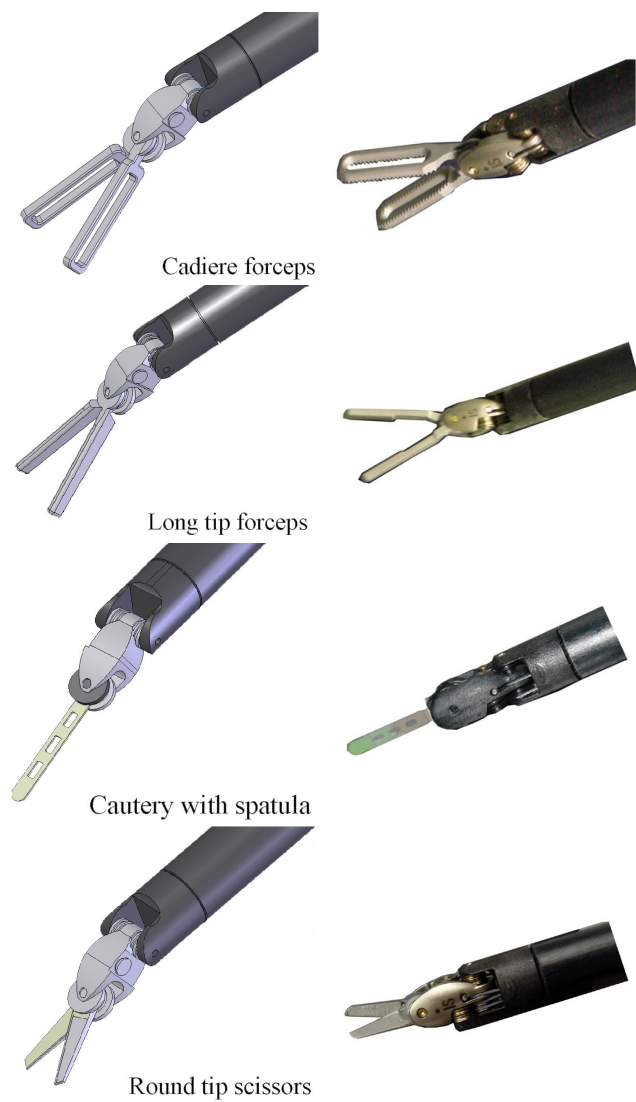


Fig.6.3 End effectors of da Vinci forceps reconstructed in CAD

### 6.2.2 da Vinci 内視鏡カメラのキャリブレーション

仮想空間上での da Vinci モデルの内視鏡カメラの画像も実際の術中視野と同じとするため、内視鏡カメラの実画像を用い、その内部パラメータのキャリブレーションを行った。da Vinci システムの内視鏡は2眼式で直径1cmのスコープ先端に左右それぞれレンズ系が内蔵されている。Fig.6.4のようにチェッカーボードを内視鏡の前にみせて、姿勢を変えながら16フレーム分左右同時に取り込みを行い、左右それぞれのカメラ内部パラメータ及び左右のカメラ座標系間の外部パラメータを算出した。キャリブレーションの詳細については他文献[83][84]を参照いただき、ここでは簡単な説明に留める。ピンホールカメラモデルを仮定し、レンズ歪みについてはラジアルディストーションモデル[85]としている。一旦レンズ歪みを考慮せずに中心射影行列を最小二乗推定により算出し、再度歪みのパラメータを含み最小化を行う。確認のため左右のステレオ画像からチェッカーボードのコーナー部分の対応をとり、キャリブレーションされたパラメータを用い各コーナーの3次元座標を算出した。Fig.6.5のように算出された3次元空間上のコーナーをda Vinciの左目と同じ視線と焦点距離で表示し、実画像と重ねてみることで、カメラパラメータ同定の正確性を検証した。Fig.6.5(a)と(b)はそれぞれ異なる位置のチェッカーボードに対するコーナー位置の再構成結果であるが、異なる姿勢でも実画像上でのコーナー位置との対応がとれた。da Vinci システムのカメラでは左右の光学系が一本の内視鏡に内蔵されているため、視差が比較的小さくカメラモデル上でも左右の視点間距離が8.27mmであった。その影響で左右の画像を用いた参照点の3次元再構成結果はFig.6.5のように再構成によって得られたコーナー位置と実画像のコーナー位置との画像上での誤差は平均1.8ピクセルほどであった。しかしながら、仮想空間上でのda Vinci モデルの内視鏡カメラの画像を実際の術中視野と近い視野で描画する目的では十分な値と考える。本システムの描画時に立体視なしの場合にはここで得られた左目の内部パラメータを用いopenGLの視体積を設定し、立体視表示の際にはここで得られた視差の値を用いた。

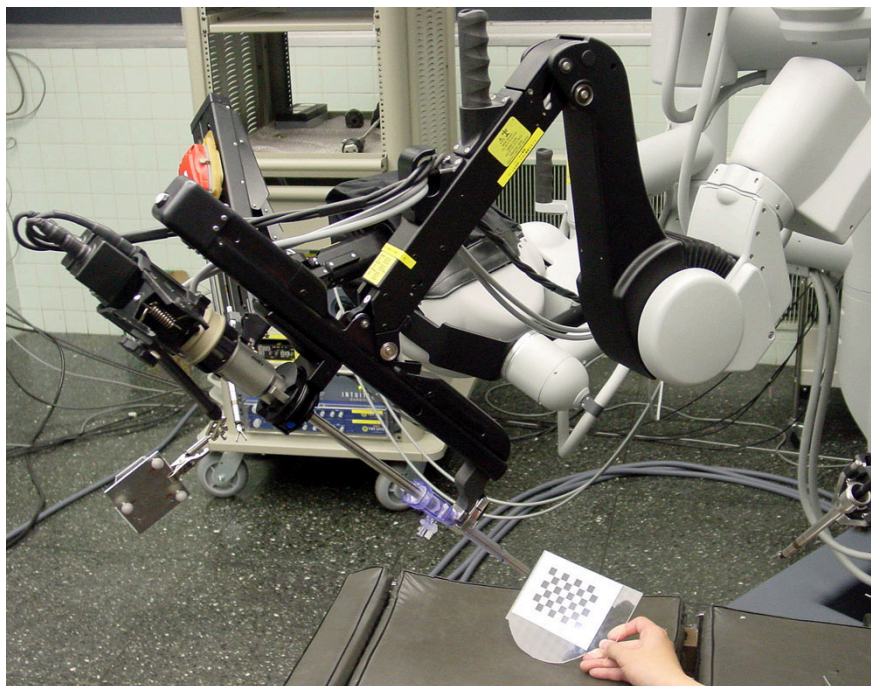
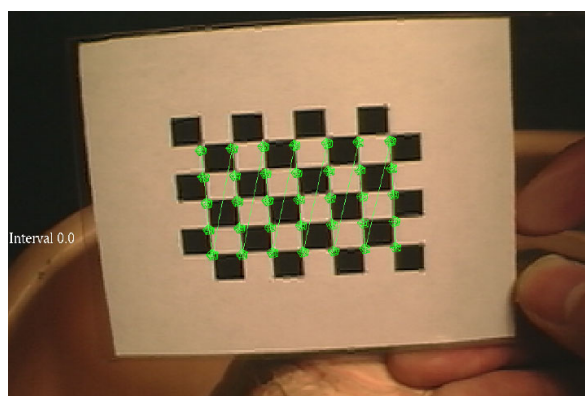
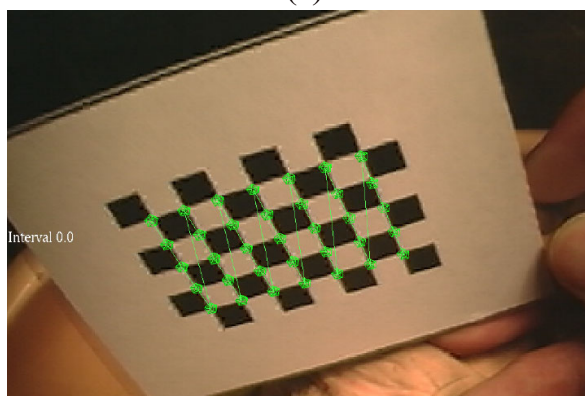


Fig.6.4 Appearance of endoscope calibration of da Vinci



(a)

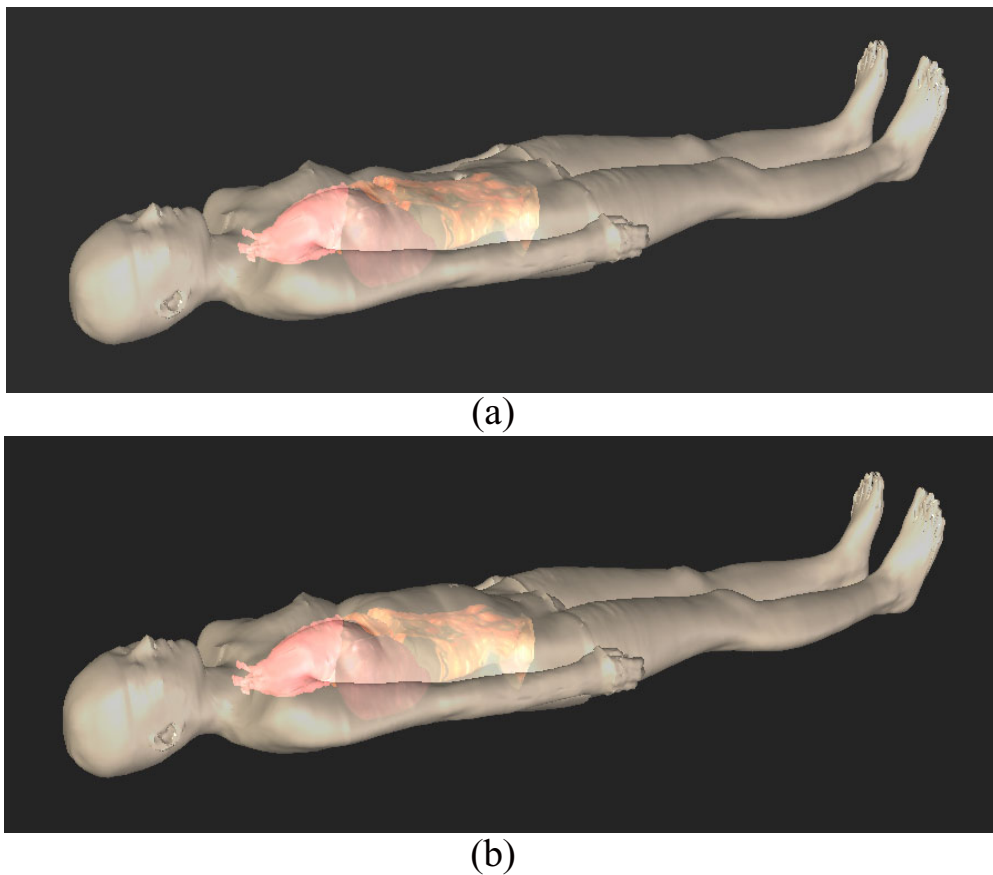


(b)

Fig.6.5 Superimposition of 3D reconstructed checker board and video image

### 6.2.3 3次元患者モデルの作製

本システムは手術ロボットを用いた手技に対する経験の浅い医師のための教育プログラムや手術スタッフ間で事前にいかに患部にアプローチしていくかの手術計画の検討にも用いることができる．そのため腹腔鏡下手術に対応した標準的な3次元患者モデルがロボット手術のリハーサルを仮想空間上で行うために必要となる．MRIを用いて生体全身を3～4mmピッチで400スライス程度の連続断層像として計測し，三次元的なデータセットを作成した．この全身の三次元像は，体表面および主要臓器の領域を抽出してサフェスレンダリングしたものである．またこのモデルから腹腔鏡下手術に熟達した医師の指導のもと気腹した状態の腹部形状を作成した．この作業には力覚提示付き3DインターフェイスPHANToM(SensAble Technologies Inc.)を用いポリゴンの編集作業を行った．本モデルの臓器としては消化器系の症例に対応するためテクスチャマップされた胃・肝臓・腸・腎臓等がある．Fig.6.6(a)は気腹処理を行う前の全身のサーフェスレンダリング像でFig.6.6(b)は気腹処理を行い一般的な腹腔鏡下手術のシミュレーションに対応したモデルである．



**Fig.6.6** (a)Typical 3D patient model (b)with insufflation of the abdominal cavity

### 6.2.4 システム構成

本システムのシステム構成図を Fig.6.7 に示す．主に前述した da Vinci 本体の運動幾何モデル及び3次元患者モデルがあり，これらを3次元ハプティックデバイスを用いてマニピュレーションする．本システムの目的は手術ロボットのセットアップのシミュレーションを仮想空間上で行うことが可能なプラットフォームの開発である．補助的なガイドとしては内視鏡画像，可動範囲の提示とトロッカーサイト間の距離表示等がオペレータに与えられ，判断は試行錯誤的にオペレータ自身が行う．手順としてはまず患者モデルに対してロボット本体の位置と姿勢を指定する．次に，鉗子把持アーム2本・内視鏡把持アーム1本の位置を PHANToM を用いた入力により力覚を伴いながら位置決めしていく．

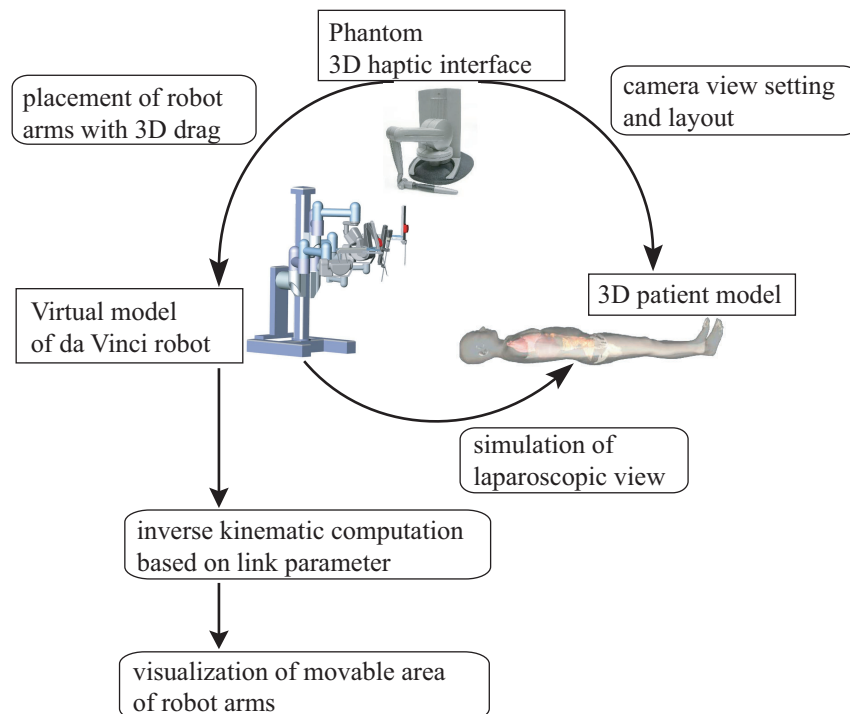


Fig.6.7 System Configuration

本システムの計算処理は haptics , kinematics , graphics の3つのモジュールによって構成されている．haptics インターフェイスについては PHANToM に付属の GHOST SDK を用いることで仮想空間上での患者体表面および da Vinci モデルとの干渉を計算し，インタラクションを実現した．Fig.6.8 に本システムの処理の流れを示した．メインプロセスは haptics , graphics のふたつのパイプラインに分けられ，コールバック関数を用いてそれぞれのループの同期が行われる．PHANToM インターフェイスへの力覚提示のループは 1kHz で処理され，仮想空間上のモデルとの干渉が検出されると反力計算および仮想空間上のモデルの運動生成が行われ新しいモデルの位置を反映した haptics , graphics それぞれのレンダリングが処理される．kinematics については新たな鉗子先端位置に応じて手術ロボットの各リンクの位置



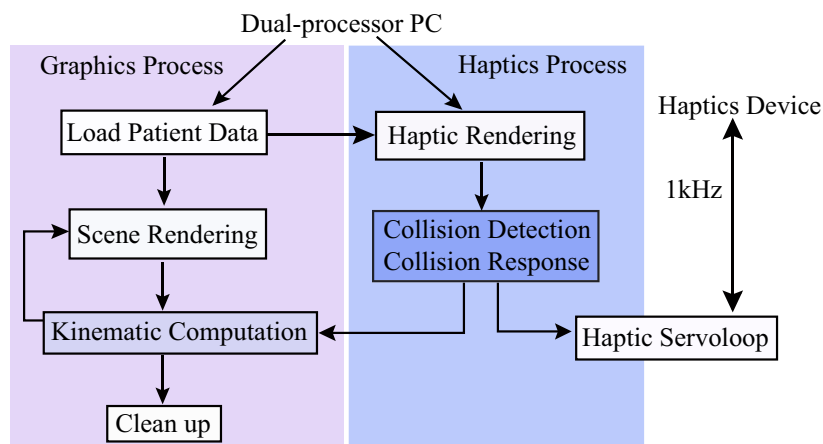
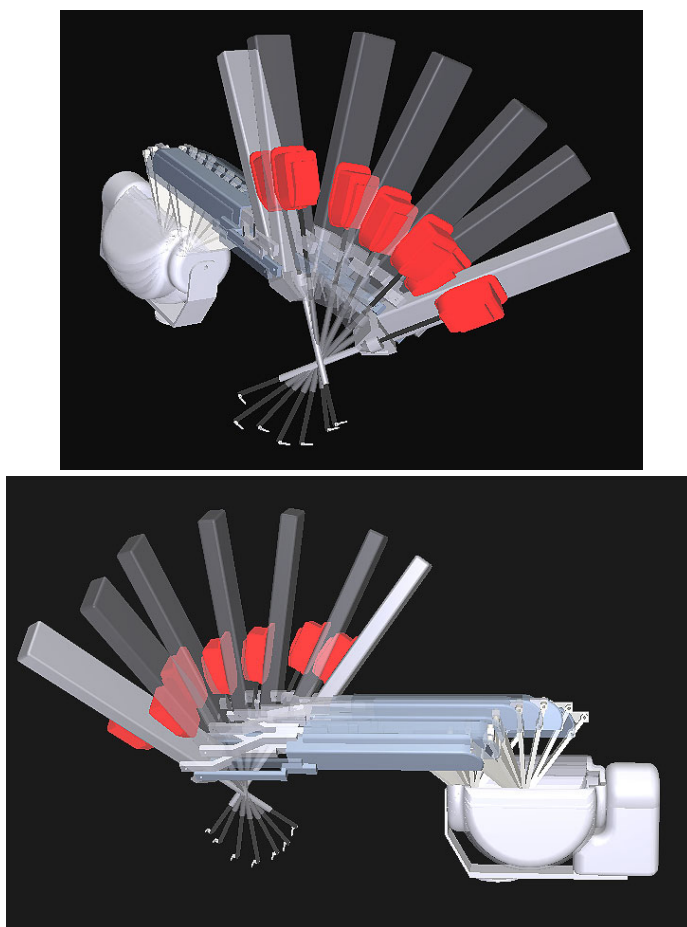


Fig.6.8 Process Overview

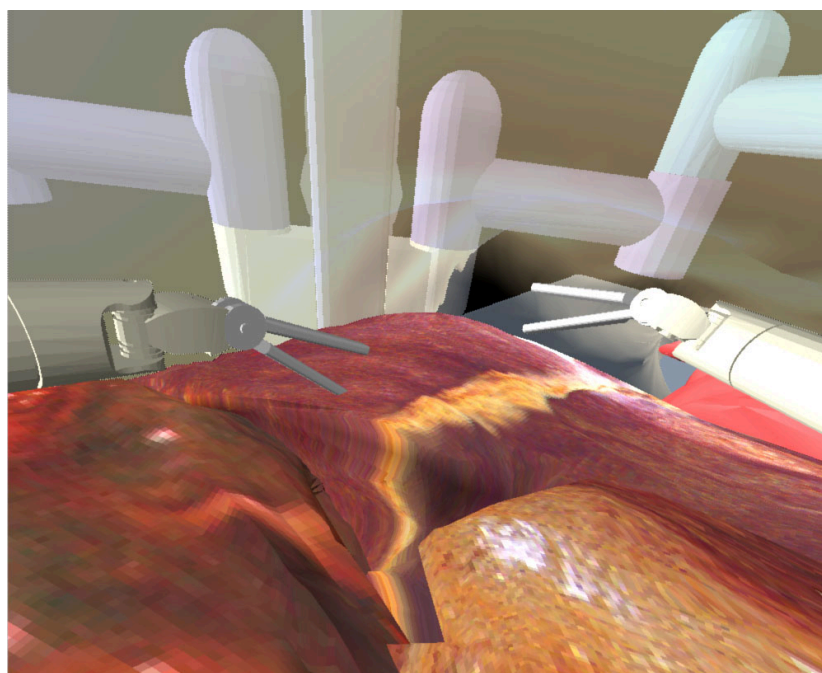
と姿勢の計算を行う．

da Vinci の位置決めについては実機と同様に 2 段階で行われる．まず，PHANToM を用いて体表に触れながら腹部形状を確認する．最初は Fig.6.2 の link5 から根元の link1 までの各リンクを掴んで位置を決めていく．次に link6 から先端までのリンクは Fig.6.9 のように実際の機構に基づいた逆運動学により鉗子先端部の位置を PHANToM で動かすと連動して各関節角が決められるようになっている．そのため術者は挿入するトロッカーサイトを決定後，鉗子先端部を PHANToM で対象部位にドラッグすることでアームの運動も生成される．アームに触れた際に提示する反力については，ここでは 3 次元空間でのオブジェクトの移動に関して操作性を向上させるためであり，単純に各リンクの質量に比例した力を操作者に提示するようにした．以上のシステムを用いて，各症例に応じ手術ロボットの運動可能範囲を確保するためのセットアップを術前にシミュレーションする．一端トロッカーサイトを決定すると da Vinci のマニピュレータはその挿入点周りの運動を行うように拘束され，また，固定点周りのアーム可動範囲がメッシュ表示される．3 つのアームそれぞれの可動領域が互いに干渉しないことがセットアップの必要条件となる．

また，前述したように da Vinci の内視鏡カメラの映像はあらかじめカメラキャリブレーションによって求められたパラメータに対応した画像が表示されるため，実物のカメラにより患者の臓器を観察するのと画角は近いものとなる．これにより術中においてまず内視鏡カメラを挿入し，カメラからの画像をもとに鉗子保持アームを誘導するという実際の術場での手順と同じ形で，本システム上でプランニングを可能とした．Fig.6.10 に本システムでシミュレーションされた内視鏡画像を示す．また，Quad Buffer 方式と液晶シャッターメガネを用いて左右両眼に対応する 2 画像を提示し立体視表示するモードがある．



**Fig.6.9** Motion of da Vinci manipulator solved by inverse-kinematics



**Fig.6.10** Simulated laparoscopic image

使用した PC のスペックを Table 6.2 に示す．但し，ここでは主に開発を行った PC の構成を示すが，本システムは外部ハードウェアとしては力覚提示付き 3D インターフェイスのみであるので，パラレルポートを装備したデスクトップ PC であれば容易に本システムの実行が可能である．九州大学病院における実験では，CPU が Pentium4 1.6GHz，メインメモリが 512MByte，ビデオカードが NVIDIA Quadro2 Pro(64MByte) の PC を用いた．

**Table.6.2** PC specification

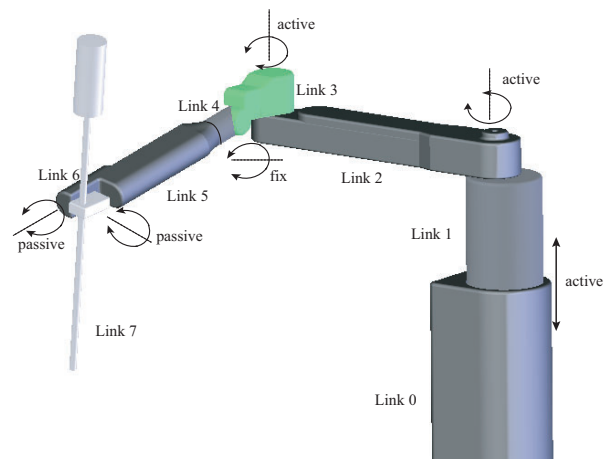
PC	DELL Precision 650
CPU	Dual Xeon Processor 2.8 GHz
Bus Speed	533 MHz
Main Memory	2 GByte RAM
Video Card	nVidia Quadro FX1000
Video Memory	128 MByte SDRAM
OS	WindowsXP
Graphics Library	OpenGL 1.2

## 6.3 ZEUS手術のセットアップシミュレーション

### 6.3.1 ZEUSの運動幾何モデリング

ZEUSはマスタースレーブ操作が可能な内視鏡把持アームと2本の鉗子把持アームから構成されている。Fig.6.11 左は九州大学病院でのZEUS手術の様子である。写真のように3体のアームは各々独立して手術台に取り付けることが可能で設置自由度が高く、da Vinciに比べてコンパクトな設計となっている。しかしながら設置自由度が高い分独立した3体のアーム同士の干渉が起きやすく、また共通の可動範囲を広くとるため現場でのセットアップに費やされる時間が長い傾向がある。術前プランニングシステムで事前に3体のロボットの土台位置等を検討しておくことで手術室でのセットアップの試行錯誤にかかる時間の短縮が望まれる。

Fig.6.11 右にZEUSシステムのアームのリンク構造を示す。Table.6.3にリンクパラメータを示す。3つの能動関節、1つの固定関節、2つの受動関節によって位置決めを行う構成が特徴的で、腹部に空けたトロカールの挿入点での拘束により2つの受動関節のパラメータが決定される。



**Fig.6.11** Scene of ZEUS surgery at Kyushu university hospital and link mechanism of ZEUS manipulator

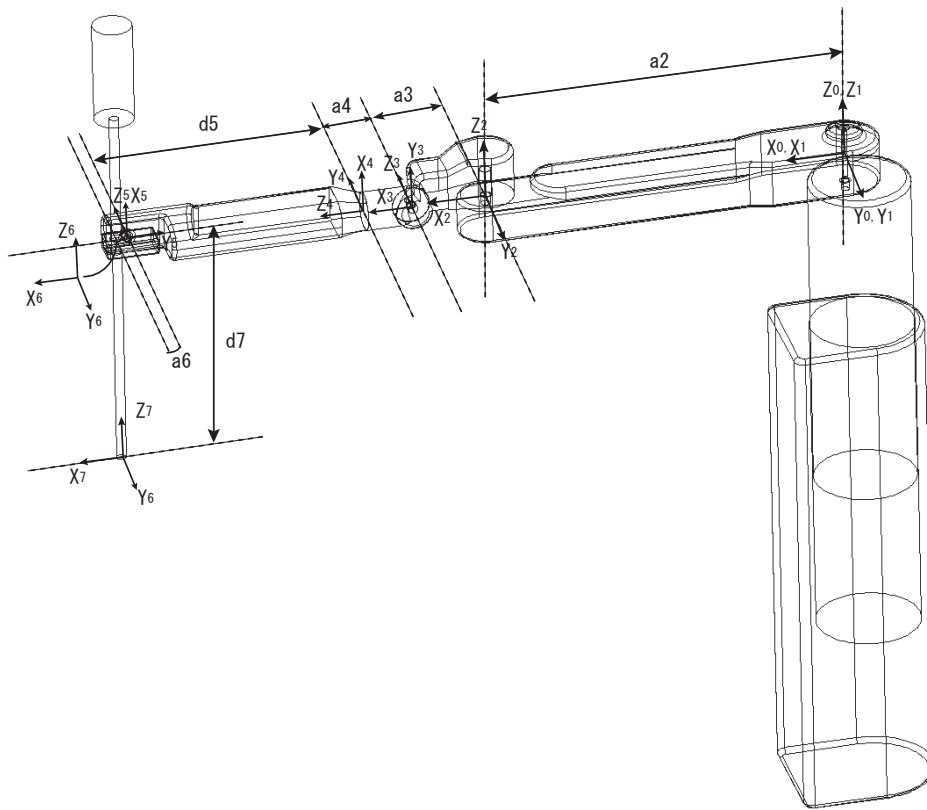


Fig.6.12 Local frames on ZEUS manipulator

Table.6.3 Link parameters of ZEUS

Link	variable	$\alpha$	$a$	$d$	$\cos \alpha$	$\sin \alpha$
1	$d_1$	0	0	$d_1$	1	0
2	$\theta_2$	0	$a_2 = 0.384$	0	1	0
3	$\theta_3$	$\frac{\pi}{2}$	$a_3 = 0.08$	0	0	1
4	$\theta_4$	$\frac{\pi}{2}$	$a_4 = 0.05$	0	0	1
5	$\theta_5$	$-\frac{\pi}{2}$	0	$d_5 = 0.25$	0	-1
6	$\theta_6$	$-\frac{\pi}{2}$	$a_6 = 0.015$	$d_6 = 0.0$	0	-1
7	$\theta_7$	0	0	$d_7 = 0.25$	1	0



Fig.6.12のように Denavit Hartenberg法に基づきフレームを配置し, フレーム  $i$  からフレーム  $i+1$  への座標変換行列を  ${}^iA_{i+1}$  ( $4 \times 4$  行列) とし, その回転を表す部分を  ${}^iR_{i+1}$  ( $3 \times 3$  行列), 並進を表す部分を  ${}^iP_{i+1}$  ( $3 \times 1$  行列) とすると,

$${}^iA_{i+1} = \left[ \begin{array}{ccc|c} {}^iR_{i+1} & {}^iP_{i+1} \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] \quad (6.1)$$

となる.

リンクパラメータ (Table6.3) より  ${}^iA_{i+1}$  ( $i=0, \dots, 6$ ) は, 次のようになる.

$$\begin{aligned} {}^0A_1 &= \left[ \begin{array}{ccc|c} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_1 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] & {}^1A_2 &= \left[ \begin{array}{ccc|c} c_2 & -s_2 & 0 & a_2c_2 \\ s_2 & c_2 & 0 & a_2s_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] \\ {}^2A_3 &= \left[ \begin{array}{ccc|c} c_3 & 0 & s_3 & a_3c_3 \\ s_3 & 0 & -c_3 & a_3s_3 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] & {}^3A_4 &= \left[ \begin{array}{ccc|c} c_4 & 0 & s_4 & a_4c_4 \\ s_4 & 0 & -c_4 & a_4s_4 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] \\ {}^4A_5 &= \left[ \begin{array}{ccc|c} c_5 & 0 & -s_5 & 0 \\ s_5 & 0 & c_5 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & d_5 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] & {}^5A_6 &= \left[ \begin{array}{ccc|c} c_6 & 0 & -s_6 & a_6c_6 \\ s_6 & 0 & c_6 & a_6s_6 \\ 0 & -1 & 0 & d_6 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] \\ {}^6A_7 &= \left[ \begin{array}{ccc|c} c_7 & -s_7 & 0 & 0 \\ s_7 & c_7 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_7 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] \end{aligned} \quad (6.2)$$

ただし,  $c_i$  を  $\cos \theta_i$ ,  $s_i$  を  $\sin \theta_i$  とする.

${}^iA_{i+1}$  がわかると, それらの座標変換行列は掛け合わされ, フレーム  $N$  ( $N=2,3, \dots, 7$ ) のフレーム 0 に対する座標変換  ${}^0A_N$  が次のように与えられる.

$${}^0A_N = {}^0A_1 {}^1A_2 {}^2A_3 \dots {}^{N-1}A_N \quad (6.3)$$

スレーブはリンクが鎖状につながっていて, それぞれの運動は隣どうし拘束し合っている. この構造のため, それぞれのリンクの速度はベースから順番に計算することができる. リン

ク  $i+1$  の速度は，リンク  $i$  の速度にジョイント  $i+1$  によって加えられる新しい項を加え合わせたものになる [90] .

$v_i$  をフレーム 0 からみたフレーム  $i$  の原点の速度， $w_i$  をフレーム  $i$  の角速度とすると，ジョイント 1 は  $\dot{d}_1$  で動く直動ジョイントなので，

$$\begin{aligned} w_1 &= \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}^T \\ v_1 &= \begin{bmatrix} 0 & 0 & \dot{d}_1 \end{bmatrix}^T \end{aligned} \quad (6.4)$$

となり， $Z_i$  をフレーム  $i$  の  $Z$  軸方向の単位ベクトルをフレーム 0 からみたもの， ${}^iP_{i+1}^*$  をフレーム  $i$  の原点からフレーム  $i+1$  の原点へのベクトルを，フレーム 0 からみたものとする，ジョイント 2 は  $\dot{\theta}_2$  で動く回転ジョイントなので，

$$\begin{aligned} w_2 &= w_1 + Z_1 \dot{\theta}_2 \\ v_2 &= w_2 \times {}^1P_2^* + v_1 \end{aligned} \quad (6.5)$$

となる．ジョイント 3，ジョイント 4，ジョイント 5，ジョイント 6，ジョイント 7 は  $\dot{\theta}_3, \dot{\theta}_4, \dot{\theta}_5, \dot{\theta}_6, \dot{\theta}_7$  で動く回転ジョイントなので同様に，

$$\begin{aligned} w_3 &= w_2 + Z_2 \dot{\theta}_3 \\ v_3 &= w_3 \times {}^2P_3^* + v_2 \end{aligned} \quad (6.6)$$

$$\begin{aligned} w_4 &= w_3 + Z_3 \dot{\theta}_4 \\ v_4 &= w_4 \times {}^3P_4^* + v_3 \end{aligned} \quad (6.7)$$

$$\begin{aligned} w_5 &= w_4 + Z_4 \dot{\theta}_5 \\ v_5 &= w_5 \times {}^4P_5^* + v_4 \end{aligned} \quad (6.8)$$

$$\begin{aligned} w_6 &= w_5 + Z_5 \dot{\theta}_6 \\ v_6 &= w_6 \times {}^5P_6^* + v_5 \end{aligned} \quad (6.9)$$

$$\begin{aligned} w_7 &= w_6 + Z_6 \dot{\theta}_7 \\ v_7 &= w_7 \times {}^6P_7^* + v_6 \end{aligned} \quad (6.10)$$

となる．以上から式 (6.4) … 式 (6.10) を順に計算することにより  $v_7, w_7$  が各ジョイントを動かした時の鉗子先端の速度角速度として求められる． $v_7, w_7$  は  $\dot{d}_1, \dot{\theta}_2 \sim \dot{\theta}_7$  の 7 つ変数からなる．

### 6.3.2 腹壁の穴による拘束

ZEUS は7個の関節のうち第5関節と第6関節を能動的に動かすことはできない．これは，患者の腹部の穴による拘束のため，第1,2,3関節及び角度固定の第4関節の動きによって決まる変数である．これは，通常ロボットと違い腹の穴を支点にして動くため2つの受動関節が必要なためである．以下では，腹壁の穴による拘束条件から第5関節と第6関節の動きを導出する．

ZEUS が鉗子を把持する点から穴の位置までの距離を  $L$  とし，フレーム1からフレーム6の原点の速度，角速度を  $v_i, w_i$  ( $i=1,2,3,4,5,6$ ) とする．穴はフレーム6からみて  $[0 \ 0 \ -L]^T$  の位置にあることになる．鉗子上の穴の位置にフレームを置きこれをフレーム  $st$  とすると，

$$v_{st} = -w_6 \times {}^0A_6(1:3,3)L + v_6 \quad (6.11)$$

となる\*．原点をフレーム0に固定し，方向をフレーム6の方向と一致させたフレームをフレーム6' とすると，そのフレーム6' から見たフレーム  $st$  の原点の速度を  ${}^{6'}v_{st}$  とすると，

$$\begin{aligned} {}^{6'}v_{st} = & -{}^0A_6^{-1}(1:3,1:3)w_6 \times {}^0A_6(1:3,3)L \\ & + {}^0A_6^{-1}(1:3,1:3)v_6 \end{aligned} \quad (6.12)$$

となる†．

式(6.12)を代数的に解くと  $\dot{\theta}_5, \dot{\theta}_6$  を  $\dot{d}_1, \dot{\theta}_2, \dot{\theta}_3$  の線形和で表すことが可能である．しかし，式が複雑になる上にプログラミングでの実装を考えると式(6.12)を使って線形化することはできない．そこでフレーム  $st$  までのヤコビアンを用いることによって線形化を行なう．

フレーム6からフレーム  $st$  への座標変換行列は，

$${}^6A_{st} = \left[ \begin{array}{ccc|c} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -L \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] \quad (6.13)$$

と表される．第1関節から第6関節までのリンクパラメータからフレーム  $st$  の速度，角速度

\*例えば  ${}^0A_6(1:3,3)$  は  ${}^0A_6$  ( $4 \times 4$  行列) の成分のうち3列目の1~3行成分を取り出した縦ベクトルを表すものとする．

†例えば  ${}^0A_6^{-1}(1:3,1:3)$  は  ${}^0A_6$  ( $4 \times 4$  行列) の成分のうち1~3列の1~3行成分を取り出した  $3 \times 3$  行列を表すものとする．

へのヤコビアンを式 (6.14) のように表す .

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} v_{st} \\ w_{st} \end{bmatrix} &= J \begin{bmatrix} \dot{d}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \\ \dot{\theta}_5 \\ \dot{\theta}_6 \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} J_{1v} & J_{2v} & J_{3v} & J_{5v} & J_{6v} \\ J_{1w} & J_{2w} & J_{3w} & J_{5w} & J_{6w} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{d}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \\ \dot{\theta}_5 \\ \dot{\theta}_6 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (6.14)$$

拘束条件は  $v_{st}$  に関するものなので  $J_{iv} (i = 1 \dots 6)$  のみを計算する .

ジョイント 1 は直動関節なので ,

$$J_{1v} = {}^0A_1(1:3, 3)\dot{d}_1 \quad (6.15)$$

となり , ジョイント 2 からジョイント 6 は回転関節なので

$$J_{iv} = {}^0A_{i-1}(1:3, 3) \times ({}^0A_{st}(1:3, 4) - {}^0A_{i-1}(1:3, 4))\dot{\theta}_i \quad (6.16)$$

となる . X 方向と Y 方向の速度が拘束されることを用い ,

$$\begin{aligned} {}^6v_{st} &= {}^0A_6^{-1}(1:3, 1:3) \begin{bmatrix} J_{1v} & \cdots & J_{6v} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{d}_1 \\ \vdots \\ \dot{\theta}_6 \end{bmatrix} \\ &= {}^6J_v \begin{bmatrix} \dot{d}_1 \\ \vdots \\ \dot{\theta}_6 \end{bmatrix} \\ &= [0 \ 0 \ *]^T \end{aligned} \quad (6.17)$$

となる . \* は任意の実数を表す . これより  $\dot{\theta}_5, \dot{\theta}_6$  を  $\dot{d}_1, \dot{\theta}_2, \dot{\theta}_3$  で表すと ,

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_5 \\ \dot{\theta}_6 \end{bmatrix} &= {}^6J_v^{-1}(1:2, 4:5){}^6J_v(1:2, 1:3) \begin{bmatrix} \dot{d}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \\ &= C_J \begin{bmatrix} \dot{d}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (6.18)$$

となり，線形化できる．

### 6.3.3 ヤコビアン計算

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} v \\ w \end{bmatrix} &= J \begin{bmatrix} \dot{d}_1 \\ \vdots \\ \dot{\theta}_7 \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} J_1 & \cdots & J_7 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{d}_1 \\ \vdots \\ \dot{\theta}_7 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (6.19)$$

とデカルト空間と関節空間の関係を表すことができる．それぞれの  $J_i$  成分は以下の様に計算できる．

第1関節は直動関節なので

$$J_1 = \begin{bmatrix} {}^0A_1(1:3,3) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (6.20)$$

と計算でき，第2関節から第7関節までは回転関節なので，

$$J_i = \begin{bmatrix} {}^0A_{i-1}(1:3,3) \times ({}^0A_i(1:3,4) - {}^0A_{i-1}(1:3,4)) \\ {}^0A_{i-1}(1:3,3) \end{bmatrix} \quad (6.21)$$

と計算できる．

このヤコビアン  $J$  は6行7列の行列であるが，線形化によって求めた式 (6.18) を用い，最終的なヤコビアンは以下のように表すことができる．

$$\begin{bmatrix} v \\ w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} (J_1^T + C_J(1,1)J_5^T + C_J(2,1)J_6^T) \\ (J_2^T + C_J(1,2)J_5^T + C_J(2,2)J_6^T) \\ (J_3^T + C_J(1,3)J_5^T + C_J(2,3)J_6^T) \\ J_7^T \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} \dot{d}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \\ \dot{\theta}_7 \end{bmatrix} \quad (6.22)$$

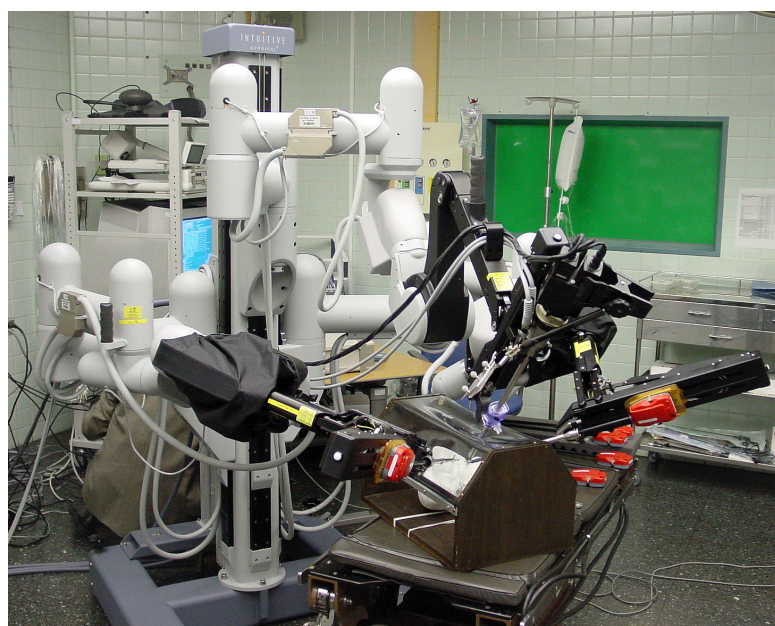
式 (6.22) の逆変換を行うことで，各ループにおける鉗子先端部の目標速度角速度から各関節の動かすべき速度角速度を算出することができる．



## 6.4 実験結果

### 6.4.1 腹腔鏡下胆嚢摘出術の術前プランニング (da Vinci)

腹腔鏡下胆嚢摘出術とは胆嚢結石症や胆嚢ポリープに対して、従来のような大きな開腹をせずに、腹腔鏡を用いモニターの画像を見ながら、遠隔的操作で胆嚢を切除し摘出する手技である。近年、患者にとって低侵襲な手術としてよく取り上げられる内視鏡手術の中でもいち早く1992年に胆嚢摘出術は保険適用となっており、腹腔鏡手術の代表的な術式と言える。開発した術前プランニングシステムを用い、術中にセットアップが必要となるロボットアー



(a)



(b)

**Fig.6.13** Laparoscopic cholecystectomy setup with actual equipment. (a)whole system  
(b)forceps and camera part

ムの初期姿勢，トロッカーポジションの検討をこの腹腔鏡下胆嚢摘出術を想定して行った．九州大学病院での本システムを用いたプランニングの様子を Fig.6.14 に示す．Fig.6.15(a) のように 3 次元患者モデルに対し手術ロボットを含む全景表示とサブウィンドウの内視鏡カメラ視点表示を参照しながら da Vinci のアーム部及び内視鏡カメラ部を誘導し，トロッカーサイトを決定している様子を示す．Fig.6.15(b) はこのセットシミュレーションの結果を上方から見た様子である．

実機を用いた腹腔鏡下胆嚢摘出術のセットアップでは Fig.6.13 のようになる．ここでは肝臓及び胆嚢標本から作製した石膏のファントムを使用してセットアップを行った様子を示す．定性的には手術ロボットの手術操作に熟達した医師の評価では，実際の手術ロボットのセットアップに即した手順で操作を行える点がよいという意見であった．また，ある程度精密な形状データを用いているが，操作上での画像更新の遅れが気にならないと指摘があった．本システムの標準 3 次元患者モデルのポリゴン数は 109,791 とほぼ 11 万ポリゴンあるが，Table 6.2 の PC でのフレームレートは平均 38fps であった．サブウィンドウとして内視鏡カメラ画像のレンダリングも行くと 25fps となった．また，九州大学病院での実験に使用したシングル CPU 1.6GHz，ビデオメモリ 64MByte の PC では 17fps，サブウィンドウ表示ありでは 10fps であった．アームの可動範囲提示については，腹腔内で患部へのアプローチを行う際に腹腔外で互いのアームが干渉してしまう位置関係にあるのかどうかを確認できてよいという評価であった．

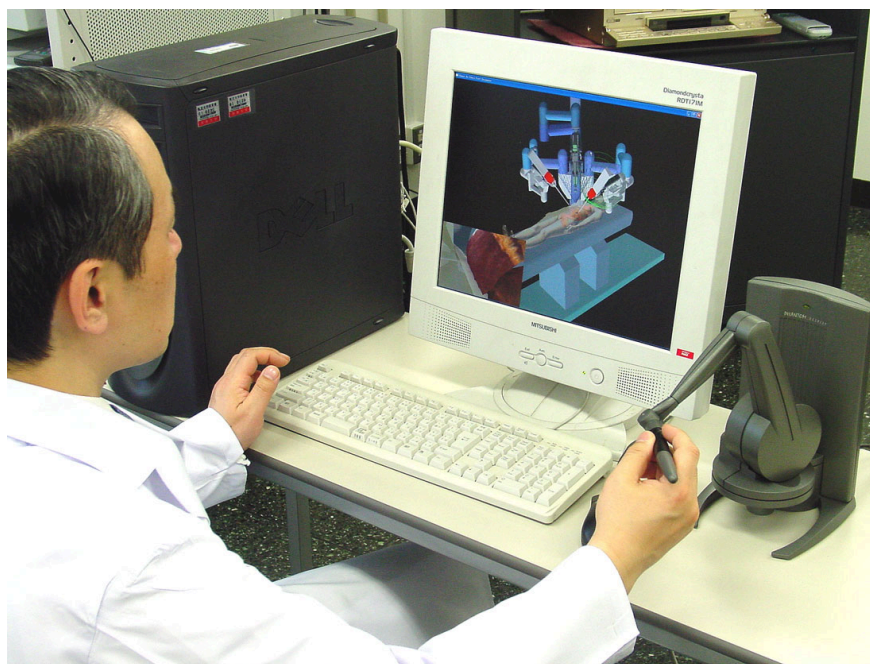
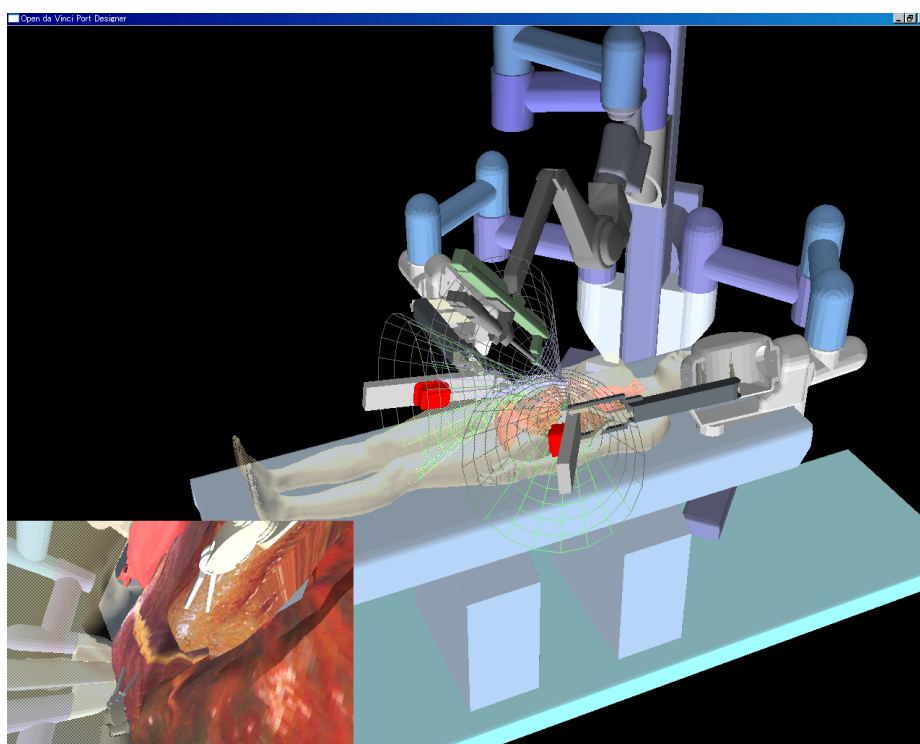
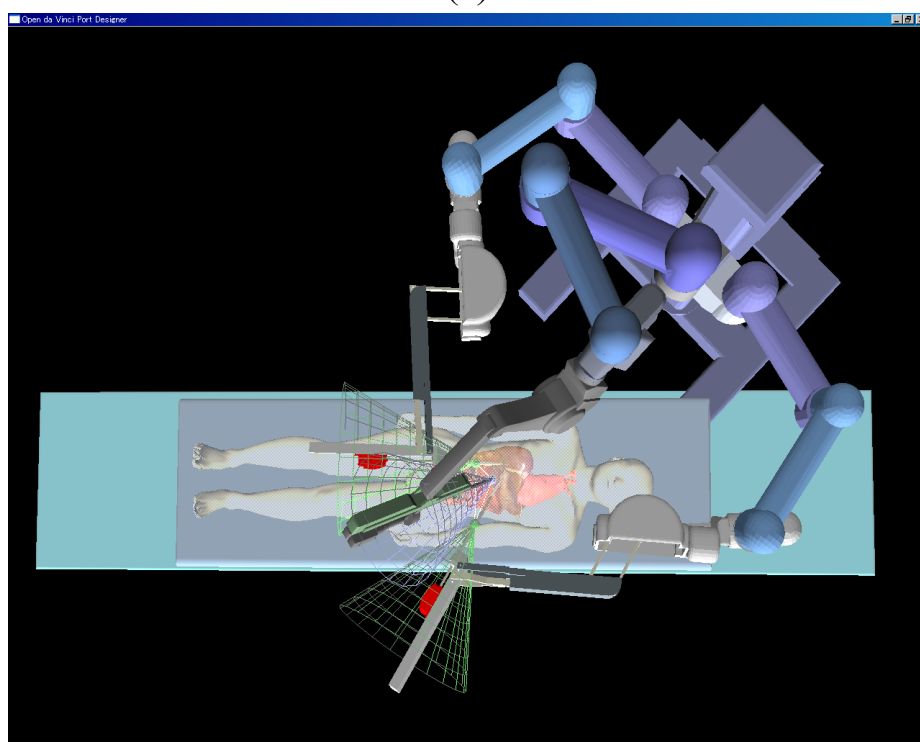


Fig.6.14 Appearance of setup simulation in this system (at Kyushu University Hospital)



(a)

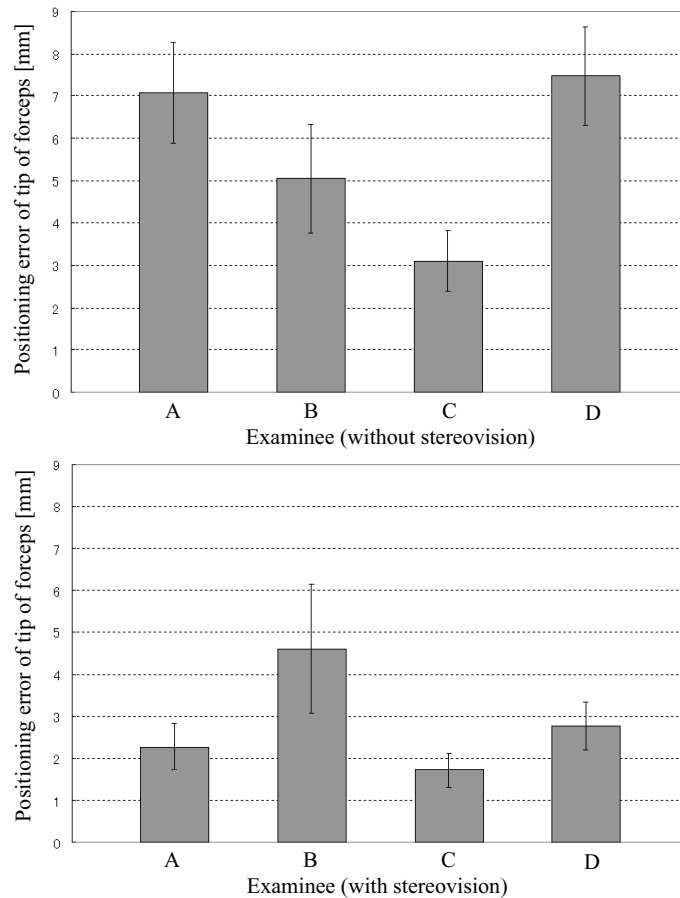


(b)

**Fig.6.15** Surgical robot setup simulation for laparoscopic cholecystectomy. (a) Laparoscopic camera view is depicted in subwindow. Each arm's movable area, which depends on the fixed point, is shown. (b) Setup simulation result seen from the top

### 6.4.2 位置決め誤差の評価 (da Vinci)

手術ロボットのセットアップシミュレーションのプラットフォームとして誰もが操作可能であり、システムの汎用性・再現性を確保することは重要である。そこで位置決め誤差・個人差の影響を確認するため、胆嚢の重心位置に鉗子先端部を誘導するという単純なタスクを医師・工学系研究者各2名に10回程度行っていただき、位置決め誤差を計測する実験を行った。また、立体視表示でも同じタスクを行った。Fig.6.16にその結果を示す。被験者A,Bは医師、被験者C,Dは工学系研究者である。10回の試行での胆嚢重心位置と誘導された鉗子先端部の誤差の平均と標準偏差を示している。この結果では立体視なしでは個人による差異が最大4mm程度、立体視では2.5mm程度であった。また、立体視での操作の方が誤差が小さいという結果がそれぞれの被験者で得られた。誤差の絶対値としては立体視なしでは最大7mm程度、立体視では4.5mm程度であった。多少の個人差と誤差が見受けられるが、セットアップシミュレーションとしては許容範囲であると考えられる。ただし、対象が小さい臓器である場合には立体視での操作が適していると考えられる。

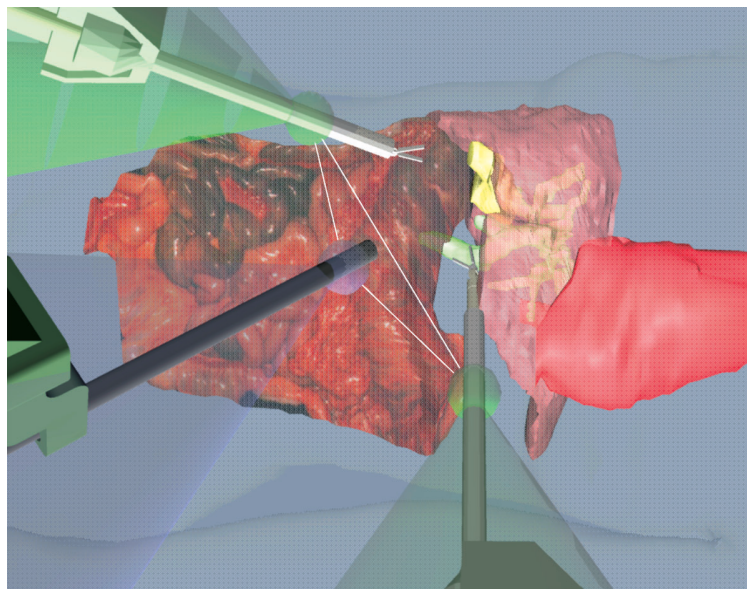


**Fig.6.16** Positioning error of tip of forceps. (above) without stereovision (bottom) with stereovision.



### 6.4.3 臨床データを用いたシミュレーション (da Vinci)

実際の臨床例を用い、各患者特有の解剖に対応した手術ロボットのセットアップをシミュレーションする際には、症例に応じて必要となる部位のCT・MRI等の詳細術前医用画像を利用することができる。本節では実際に da Vinci システムを用いて手術を行った症例の患者データを用い、本システムで行ったセットアップのシミュレーション結果を示す。胆嚢摘出術の症例であるため、まず MRCP (Magnetic Resonance Cholangio-Pancreatography) を用いて腹部肝臓領域の連続断層像を得た。MRCP とは磁気共鳴胆道膵管撮影のことで造影剤を用いずに胆嚢、胆管、膵管を描出する手法である。ここではこの画像から肝臓、胆嚢、肝管のセグメンテーションを行い、3次元サーフェスデータを得た。臨床では患者の肝臓領域のみの撮影のため、前述した全身の標準3次元患者モデルの肝臓モデルに対し、ここで作製した臨床肝臓モデルをレジストレーションすることで肝部分のみを置き換えた。幾何形状を用いたレジストレーションには ICP アルゴリズムを用いた [91]。Fig.6.17 はこの臨床データを用いた腹腔鏡下胆嚢摘出術におけるトロッカー配置のシミュレーション結果を示す。三角形で表示される部分は2カ所の鉗子用トロッカーと1カ所の内視鏡用トロッカーの位置関係を示す。ここでの結果は、右鉗子用ポートと左鉗子用ポートの距離が 219.6mm、右鉗子用ポートと内視鏡用ポートの距離が 114.7mm、左鉗子用ポートと内視鏡用ポートの距離が 115.1mm であった。術前に撮影を行った画像データを用いることで、個々の患者の形態情報を反映した手術ロボットのセットアップシミュレーションが可能であることを確認した。



**Fig.6.17** Surgical robot setup simulation using clinical example. Patient surface model of cholecyst, bile duct, hepatic duct and liver is used for the simulation of cholecystectomy.



#### 6.4.4 逆運動学計算による自動誘導セットアップ機能 (ZEUS)

トロカールの位置および対象患部の位置入力後逆運動学計算によりロボットアームの各リンク位置が自動的に位置決めされ即座に誘導される機能を持たせた。Fig.6.18のようにトロカールおよび対象患部の3次元的な位置入力およびロボットのベース部の位置の編集にはPHANToMを用いる。対象患部の位置へ鉗子先端部が収束するように運動が生成される。Fig.6.19に誘導される内視鏡把持アームの軌跡の例を示す。目標位置が運動学上の特異点など到達不可能なアーム姿勢に陥る場合には再入力を促すようにした。Fig.6.20に胆嚢位置を入力した後3本のアームが自動的に誘導されていく様子を示す。内視鏡が対象を中央に映しその両側に鉗子が到達するようにセットアップされる。ZEUSシステムでは2つの受動関節があるためヤコビアンを求める際には、拘束条件に基づき受動関節のパラメータを3つの能動関節のパラメータを用いた線形和として前述のように算出した。

バックグラウンドで逆運動学計算が行われトロカール挿入点決定後はその拘束条件を反映したセットアップが行われる。Fig.6.21のようにトロカール位置決定後、ロボットベース位置をスライドさせても鉗子は必ずトロカール挿入点を通り対象の位置も保持したまま仮想空間上のロボットの動作が生成される。ここでは中央のアームベース位置を左方にスライドし、アーム間に助手が入れるスペースを確保する場合のセットアップに編集を行った様子を示す。1から3の状態へとロボットベース位置をスライドさせている。(a)と(b)は異なる視点からの様子である。ロボットの位置関係・トロカール位置・対象部位を直感的に編集可能なインターフェースにより短時間でセットアップのシミュレーションを行うことが可能となった。

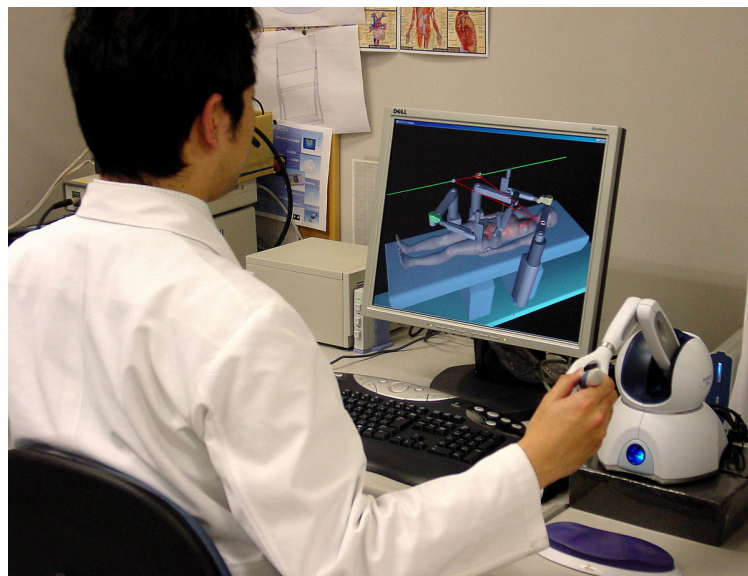
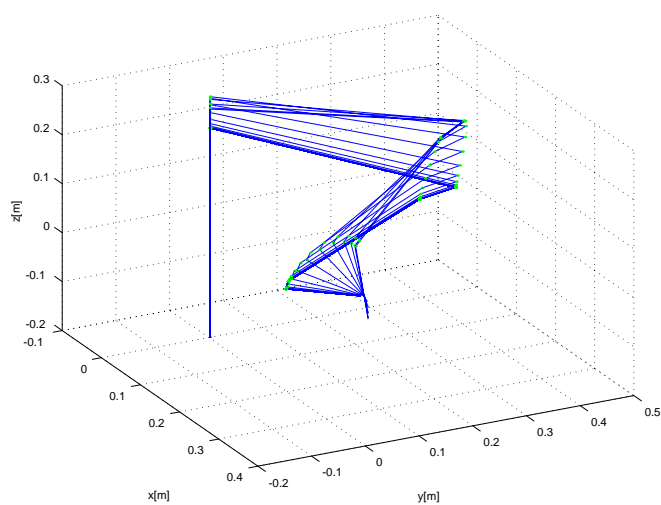
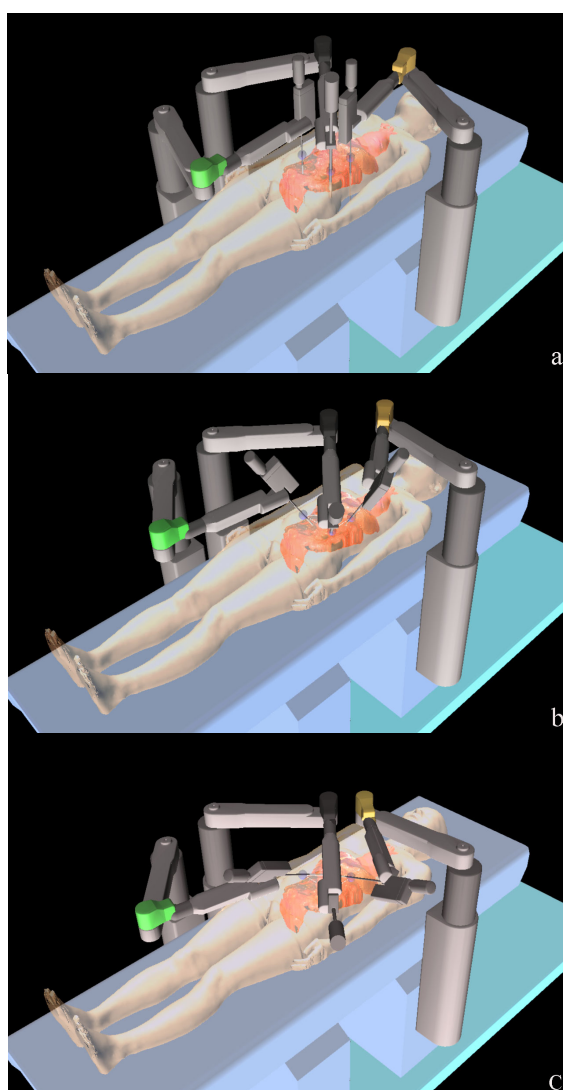


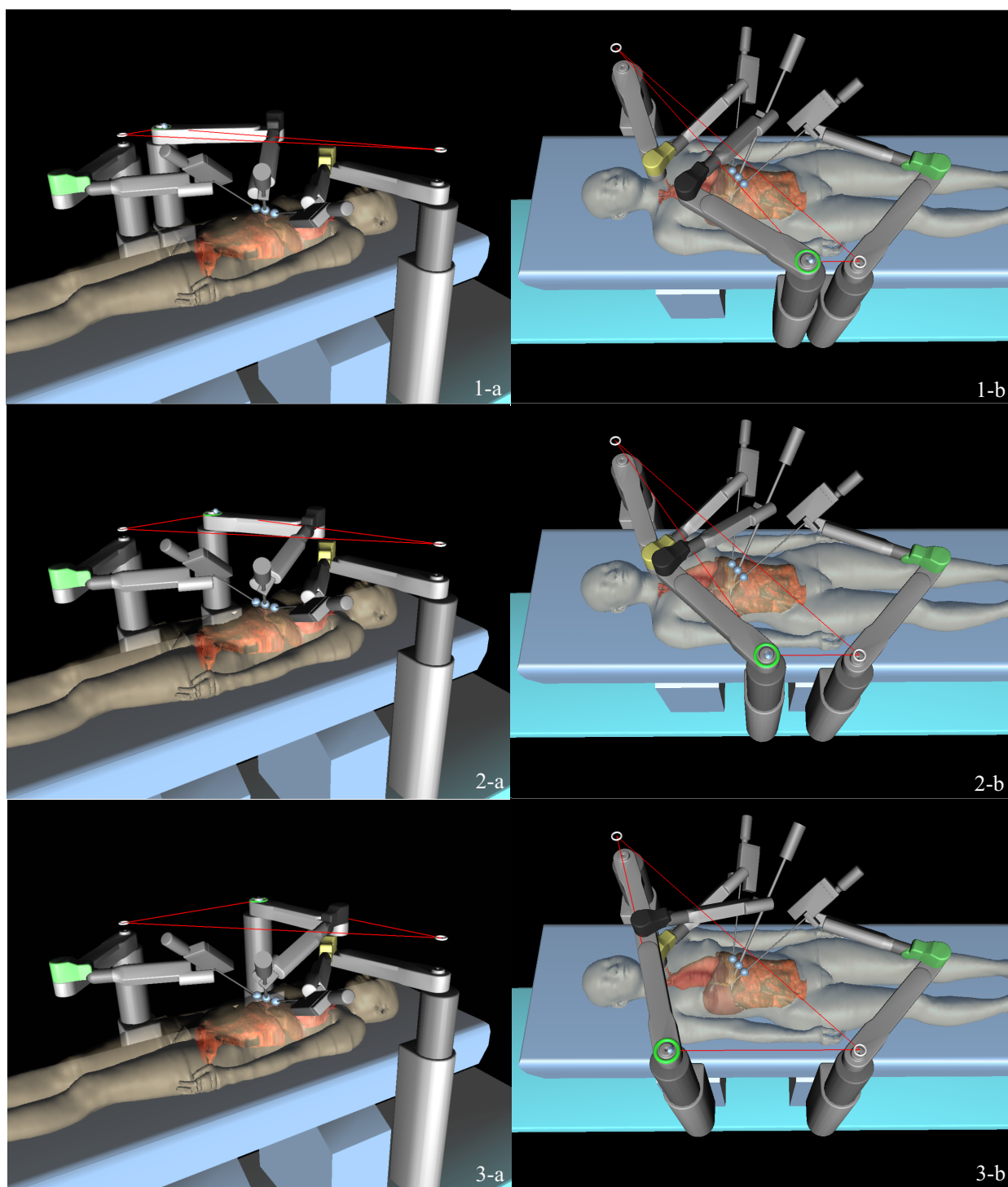
Fig.6.18 Preoperative planning system for ZEUS surgery



**Fig.6.19** Trajectory of guided manipulator to target position by inverse-kinematics. This graph is drawn in the base frame of the manipulator.



**Fig.6.20** Time-sequentially generated motion of automatically guided ZEUS robot to a gallbladder.



**Fig.6.21** Time-sequentially generated motion while sliding the base position of ZEUS robot to make a space for surgical assistant.

## 6.5 おわりに

本研究で得られた結論は以下の4点にまとめられる．

1. 腹部手術に対応した手術ロボットのための最適なトロッカーサイトの検討が可能な術前プランニングシステムを開発した．トロッカー挿入点における拘束及び手術ロボットの逆運動学を考慮して術前にセットアップのリハーサルを仮想空間上で行うことが可能である．
2. ハプティックインターフェイスとの統合により，術者は実機と同じ運動学に基づき駆動される仮想手術ロボットのアームに触れながら直感的に位置決めを行い，トロッカー設置位置を検討することができる．世界的に代表的な手術ロボットである da Vinci と ZEUS のためのセットアップの検討をデスクトップ上で容易に行える幾何学計算プラットフォームを開発することができた．
3. 術前に取得される臨床の患者医用画像情報を用いたロボット手術のプランニング実験においてセットアップシミュレーションが可能であることを確認した．
4. 手術ロボットの逆運動学を考慮した自動位置決め機能をもつ ZEUS 用術前プランニングシステムの開発を行った．手術台に固定する3台のロボットの位置関係・トロカール位置・対象部位から決定されるインターフェイスにより直感的に短時間でセットアップのシミュレーションを行うことができるようになった．

実際の手術ロボットのセットアップに即した手順を練習可能なプログラムとして医師による良好な評価を得ることができた．今後は臨床での適用例を増やし，統計的な本システムの評価・検証を重ねていく予定である．さらに手術ロボットの本プラットフォームを拡張することで，da Vinci でのロボット手術の手技を遠隔的にトレーニング可能な手術シミュレータの開発を行うことが可能となる [92]．

## 第 7 章

# パッシブセーフティを実現するロボット手術ナビゲータ

### 7.1 はじめに

手術中の状況に対する判断やそれに基づく操作は医療行為であり，その主体性は 100 % 医師にゆだねられている．そのため術中の安全性のための技術的な支援についても，医師の医療行為を支援するものに限られる．著者は技術的な安全性のための支援については，(1) 機器の信頼性を確保すること，および，(2) 医師の安全性に関わる判断を支援するために，医師に客観的な状況の提示や警告をおこなうことが重要と考えている．本論文では，判断や操作などの能動性を伴わない安全対策という意味で，後者をパッシブセーフティと呼ぶ．術中幾何情報を獲得し，管理することで手術ロボットシステムの操作時において危険な状態に注意信号を発したり，危険な操作に従わないような受動的安全管理機能を持たせる技術について論じる．ここではレーザポインティング内視鏡によって取得された 3 次元幾何情報を有効に利用し，術中状況のモニタリング及び手術ロボットと臓器との衝突回避など術者を安全面において支援可能なシステムの構築を目的とする．

また，前節において術者がタッチパネル上に提示された内視鏡画像中で対象とする注視点を直感的にタッチ入力することで，レーザマーカを注視点まで誘導し距離計算によってその座標値を与える 3 次元位置指示インターフェイスを開発した．ここではこの技術を応用した 3 次元位置指示によるロボットの操作を可能とするインタフェースを実現する．

現在実用化されている外科手術ロボットの操作法ではマスタスレーブ方式が中心であり，これに対して目的部位へのアプローチを術者の直接操作ではなく，目的部位へのレーザポインタによる指示で行う操作法を非マスタスレーブ操作と呼ぶことにする．通常のマスタスレーブ操作では，モニタを見ながら術者がマスタを直接手で操作して，スレーブを目的の

場所に誘導する． Fig.7.1 のように非マスタースレーブ操作ではレーザポインタにより目的の3次元位置を直接指示してロボットの誘導が可能となる．このようなインタフェースは縫合や切開などの手技には適しているが，鉗子や検査プローブの患部への空間位置決めなどにおいては，上述のような3次元位置指示による非マスタースレーブ操作が適すると考える．

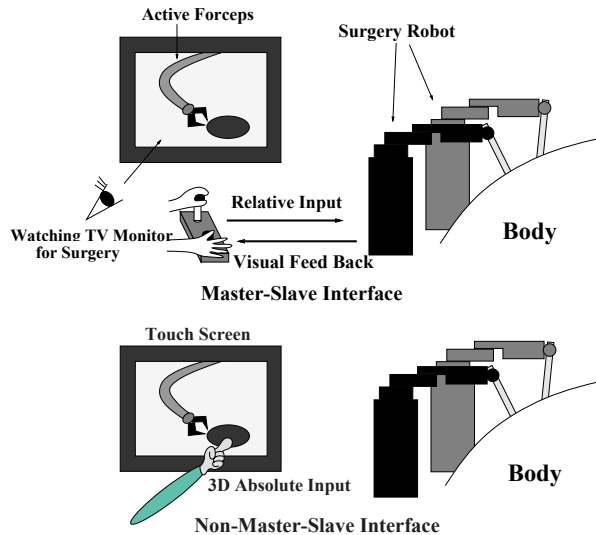


Fig.7.1 Intuitive robotic guidance

## 7.2 術中幾何情報を用いた安全管理の重要性

近年，da Vinci に代表されるような手術ロボットの有用性が注目されている．序論でも述べたように，このような遠隔的な手術ロボット操作において，術中の3次元幾何情報を獲得し，これを積極的に利用することができれば手術ロボットと臓器との干渉回避などに役立てることが可能となる．

また，術中の臓器の幾何情報と合わせて，手術ロボットの運動をリアルタイムに仮想空間上で再現できれば，内視鏡の視野外で手術ロボットがどのような姿勢をとっているかを把握した状態での誘導が可能となる．これは安全面において非常に有効である．そこで腹腔鏡下での手術ロボットの挙動と臓器の幾何形状を仮想空間上に再現する術中モニタリングを行う．

本研究では汎用の手術ロボットとして Computer Motion 社製の AESOP 1000 Development System を用いる．AESOP とは Automated Endoscopic System for Optimal Positioning の略であり，腹腔鏡下外科手術において腹腔鏡を把持し位置を制御する腹腔鏡下外科手術支援ロボットとして開発され，臨床用内視鏡操作ロボットとしてはアメリカ FDA（食品医薬品庁）が 1994 年初めて認可したシステムである [21]．その概略図を Fig.7.2 に示す．



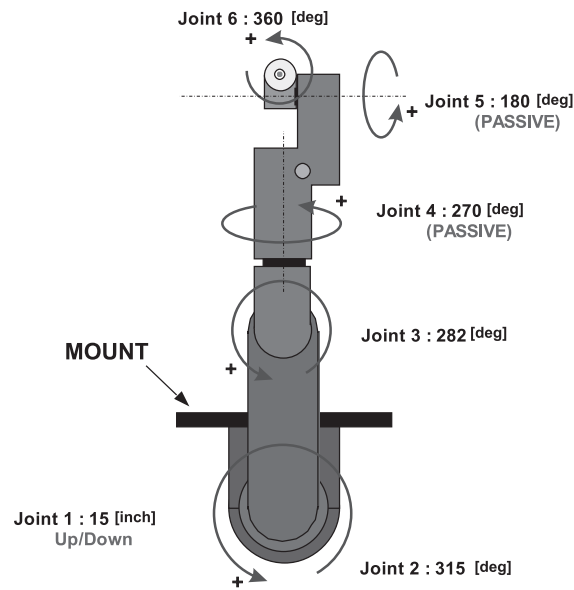


Fig.7.2 Available joint angles of AESOP

AESOP には関節は6つあり，第4関節と第5関節は受動関節となっている．これら2関節は，手術の時は患者の腹部に刺すトロカールにより拘束され，角度が受動的に決定される．このため，2つの受動関節は万一の場合にフェイルセーフ機構としても働く．

この AESOP を用いて術中幾何情報による手術ロボット操作支援としての術中モニタリング及び非常停止，非マスタースレーブ操作等の有効性について検証を行う．

### 7.3 システム構成

全体のシステムはレーザポインティング内視鏡による術中3次元幾何情報計測部，手術ロボット制御部および機器の座標系を把握し情報提示する管理部からなる．システムの構成図を Fig.7.3 に示す．

Fig.7.3 に示されるように腹腔内に2本の腹腔鏡を挿入する．一方の腹腔鏡からは体外のガルバノスキャナによって走査されたレーザビームが対象臓器上に照射される．もう一方の腹腔鏡にはカメラ系が取り付けられており，レーザマーカを検出することで3次元幾何情報を獲得する．ここで抽出された3次元位置は共有メモリを介して情報管理PCに送られる．情報管理PCはOPTOTRAK (Northern Digital Inc.) によりレーザスキャナ，カメラの位置と姿勢を常に測定する．最初にOPTOTRAKのDigitizerにより手術ロボット座標系の同定を行っておく．これによってカメラ座標系で算出された3次元位置をロボット座標系へ変換することができる．また，各機器とPCとの接続及び各PC間のデータの流れは Fig.7.4 のようになっている．PC間のデータの授受には共有メモリボード (Memolink) を用いている．

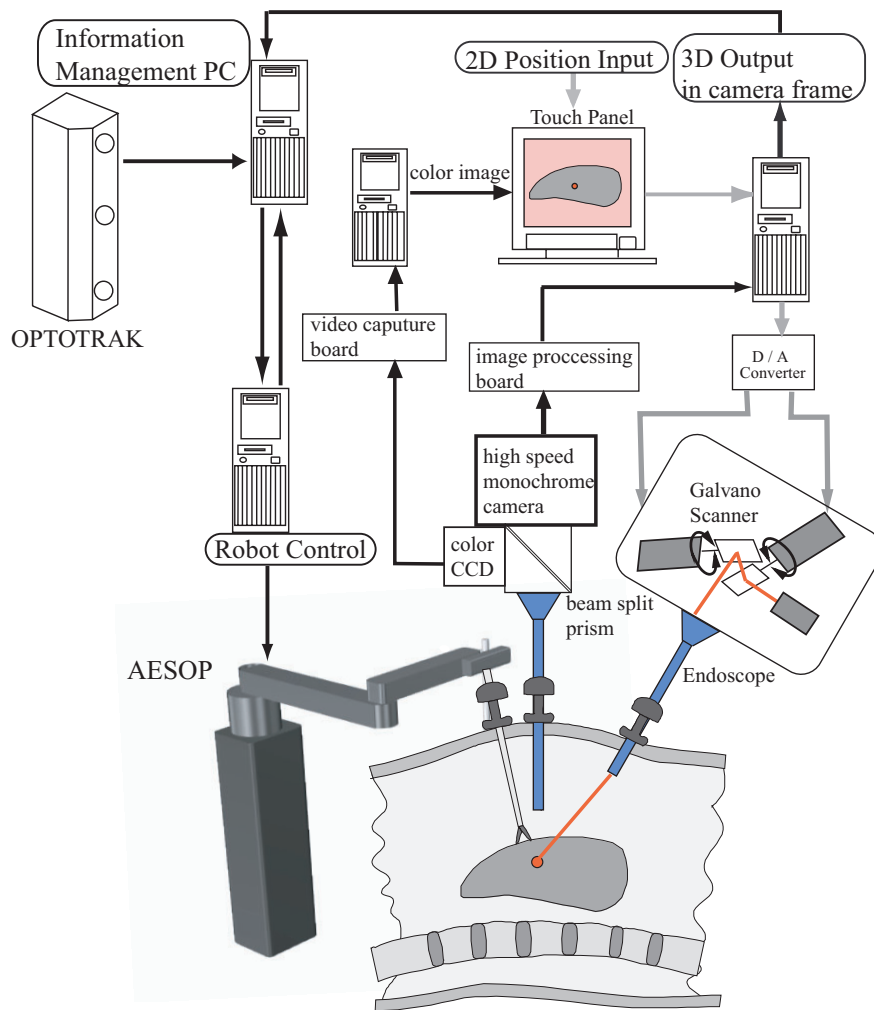


Fig.7.3 System overview

術中の手術ロボットの挙動を仮想空間上に再現することで、術者がディスプレイから目を離すことなく、内視鏡の視野外の幾何情報を確認したり、ロボットの動作などを含む手術環境全体の様子を把握できるようにする。このために時間的に変化する関節角を情報管理 PC に送り、手術ロボットの幾何モデルに与えることで、ロボット及び取り付けられた鉗子の 3 次元的な挙動を仮想空間上に示す。これと術中にスキニングによって得られた関心領域の表面幾何情報を統合することで、仮想空間上での各種機器の動作の術中モニタリングを実現させる。また、術者に手術ロボットと臓器との接近に注意を向けさせたり、周辺の臓器との接触を伴う動作指令に注意を発することで不用意な接触を回避させる。



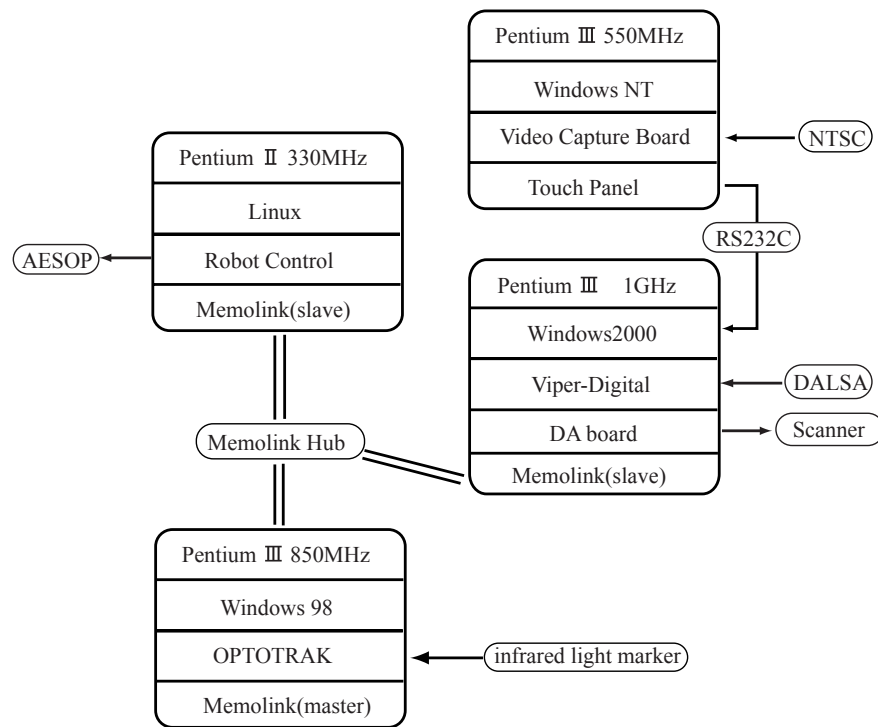


Fig.7.4 Datalink configuration

## 7.4 手術ロボットのモデリング

本研究では手術ロボットとして Computer Motion 社製の AESOP 1000 Development System [21] を用いる．ただし AESOP は本体のみを使用しコントローラは自作のものと置き換えた．コントローラは関節毎の PD 制御とし，コントローラには逆運動学計算によって得られた関節値を入力として与える．AESOP の 6 個の関節のうち，第 4・第 5 関節は受動関節となっている．手術時は患者の腹部に刺すトロカールの拘束によって，受動関節の角度が決定される．受動関節は万一の場合にフェイルセーフ機構としても働く．

測定した各リンクの幾何形状とリンクパラメータに基づき AESOP のモデリングを行った．Table.7.1 に DH パラメータを示す．幾何形状のモデリングには Softimage3D を用い，モデル作成後幾何形状のフォーマットとして採用した VRML2.0 に変換した．Fig.7.5 にモデリングした AESOP のワイヤフレーム表示と配置した各リンク座標系を示す．

## 7.5 手術ロボットの術中モニタリング

AESOP の幾何モデルを情報管理 PC に登録し，AESOP の制御サンプリングタイム 10ms 毎の関節角を共有メモリ (Memolink) で受け渡す．

AESOP の鉗子先端が到達すべき絶対的な 3 次元位置を指令値として与えた．システムは

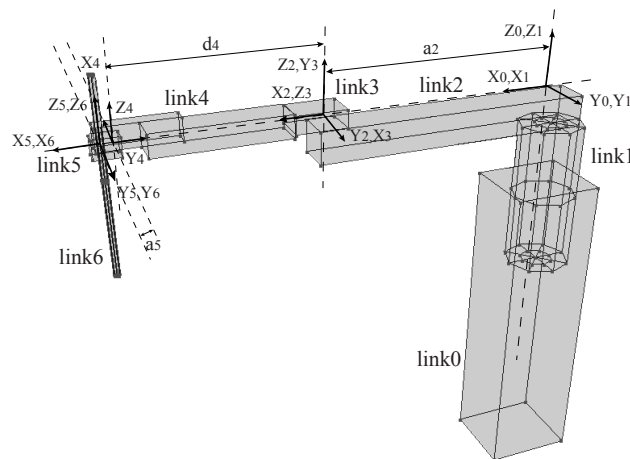


Fig.7.5 Model of AESOP and local frames

Table.7.1 Link parameters of AESOP

Link	variable	$\alpha$	$a$	$d$	$\cos \alpha$	$\sin \alpha$
1	$d_1$	0	0	$d_1$	1	0
2	$\theta_2$	0	$a_2 = 0.384$	0	1	0
3	$\theta_3 + \frac{\pi}{2}$	$\frac{\pi}{2}$	0	0	0	1
4	$\theta_4 + \frac{\pi}{2}$	$-\frac{\pi}{2}$	0	$d_4 = 0.305$	0	-1
5	$\theta_5 - \frac{\pi}{2}$	$-\frac{\pi}{2}$	$a_5 = 0.017$	0	0	-1
6	$\theta_6$	0	0	0	1	0

入力された指令値と初期位置から，線形補間した目標位値をコントローラの入力としてサンプリングタイムごとに生成する．この目標位置と実際の鉗子先端位置の差が閾値より大きくなった場合は，腹壁穴の位置推定の再計算を行う．

Fig.7.6 に AESOP の制御フローチャートを示す．コントローラ出力を AESOP に与えたのち，エンコーダの値を読み，実際の関節角を得る．その後 Memolink の同期フラグを読み，すでに前フレームの関節角が情報管理 PC によって読み込まれたのを確認し，関節角をメモリに書き込む．また情報管理 PC の停止フラグを監視し，停止命令が出ている際には緊急停止する．このように 10ms 毎にコントローラのサンプルタイムに同期して関節角を幾何モデルに与えることで，実際の AESOP の運動を仮想空間上にリアルタイムに再現することができた．Fig.7.7 に手術ロボットの運動と幾何モデルから生成した仮想空間内のロボットの様子を示す．

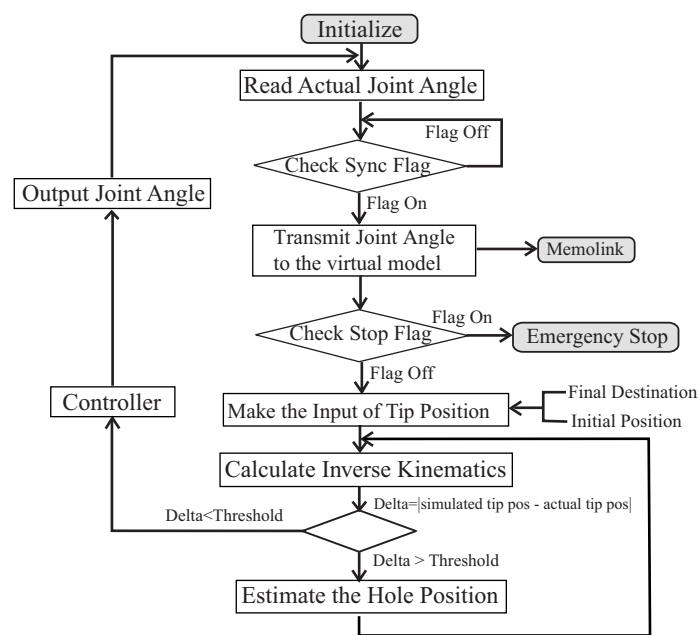


Fig.7.6 Flow chart of AESOP control

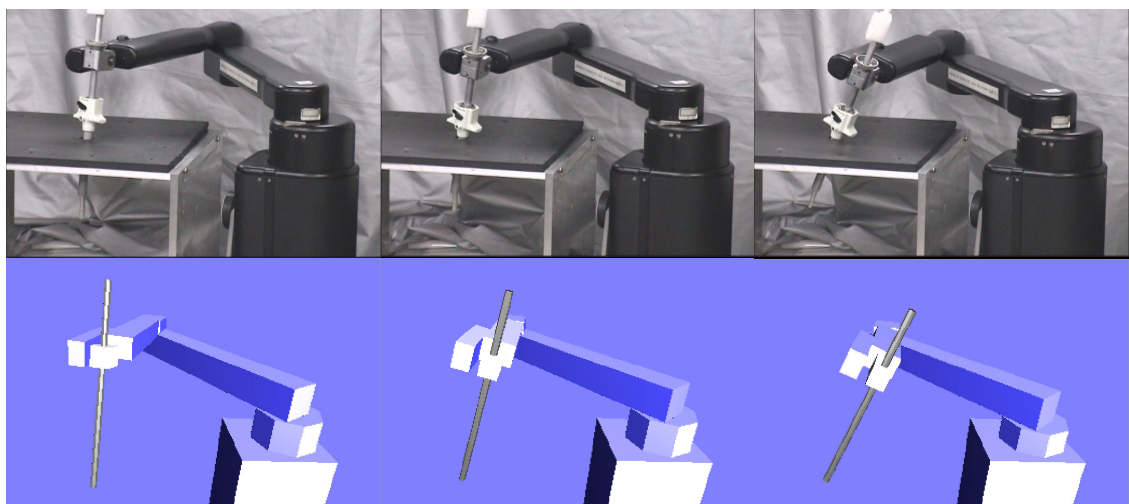


Fig.7.7 Transmission of the motion data to the virtual model

## 7.6 腹腔内情報の提示

腹腔鏡下での手術では一般に術野が狭く、硬性鏡の挿入方向側からの内視鏡画像しか得られない。手術ロボットシステムとして da Vinci のように術者がコンソールに座り、立体視のため右目と左目それぞれで視差のついた映像を見る場合には、通常の内視鏡下手術で術者が持つ視野よりもさらに限られたものになる。このため腹腔内での機器の相対配置感覚や、腹腔外でのロボットの姿勢、手術助手の様子などについての直感的な把握が困難になる傾向がある。そこで腹腔内の臓器の形状や腹腔内外の機器の配置を直感的に理解できるよう術中幾

何情報を Fig.7.8 のように仮想空間上に再現し術者に提示できるようにした．10ms 毎に更新される情報によって OpenGL で描画を行っている．通常の内視鏡画像に加えて Multi-view interface で同時に様々な視点の映像を提供することで術場の直感的理解を助けることができる．

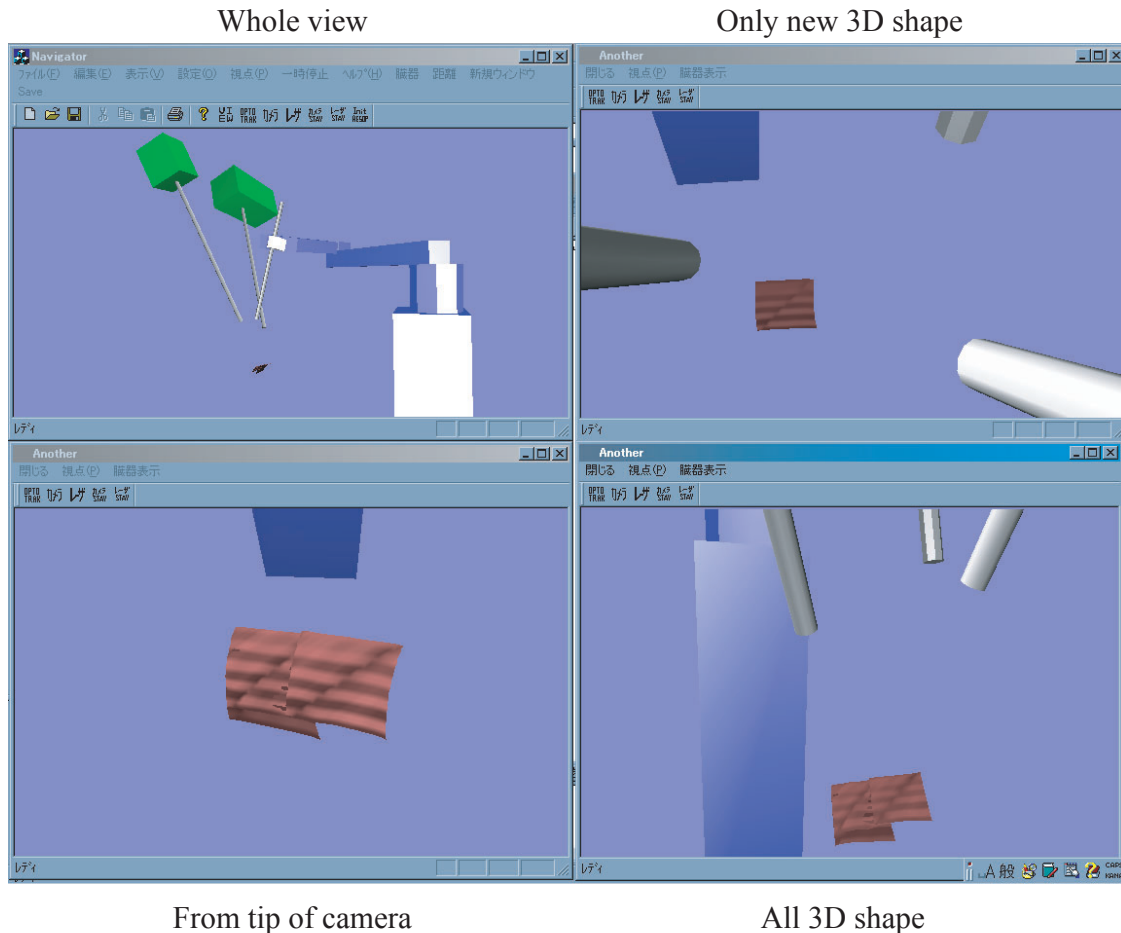


Fig.7.8 Multi-view interface

内視鏡は基本的に広角な画角をもっているが，対象部位との距離が 10cm から 15cm 程度であるため一度に観察可能な範囲は限定される．したがって，内視鏡の視野に入っている対象臓器の幾何情報だけでなく視野外の幾何情報をあらかじめ仮想空間上に登録しておくことは有用である．そこで，レーザポインティング内視鏡による 1 回のスキャンングで得られた局所面形状を仮想空間に視野をずらしながら追加登録していき，多視点からの計測結果を統合することで，1 回の視野では入りきらない広い面の情報を取得する実験を行った．円筒面に対して計測を行い，1 回 400 点のデータからなる局所面形状を仮想空間に張り付けていく．Fig.7.9 にそれぞれ視野の異なる 3 枚の局所面を追加登録した様子を示す．カメラ・レーザ系の姿勢を変えて再計測しても，機器に取り付けられた光学マーカと OPTOTRAK で常にカ

メラ座標系を監視しているのでグローバルな座標系で、対象の幾何形状を取得することができた。再計測した際の誤差に関してもカメラ座標系を RMS 誤差 0.1mm の OPTOTRAK にて獲得しているため、その分の誤差が増すだけとなる。

Fig.7.9 に示すように直径 60mm の円筒面に対してレーザ系・カメラ系を再配置して計測しているが、3 枚の局所面は軸方向からみてほぼ一致した曲面を描いていることがわかる。このように視野外の変形しない部位については、幾何情報を登録しておけば術者が内視鏡で見ることのできない場所で想定外に手術ロボットが臓器に接近してしまっても、これを術者に知らせることが可能となる。

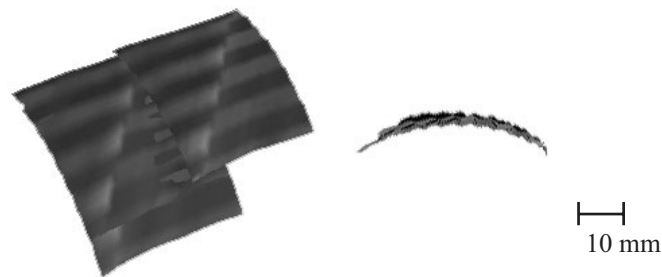


Fig.7.9 Registration of out-of-view area

## 7.7 干渉回避と警告

術者の不注意による事故を防ぎ、安全の確保を行うことは手術支援ロボットを含む手術ナビゲータにおいて重要な機能である。光学系・スレーブロボット・臓器の位置・姿勢を常時監視し、衝突の危険があるときは術者に警告を与える機能を提供する。モデル同士の干渉計算にはノースカロライナ大学で開発された PQP - A Proximity Query Package[93]を使用した。PQP は多数の 3 角形から構成される幾何モデルの位置関係を計算することができ、以下の 3 つの機能をもつ。

1. (衝突判定) 2 つのモデルが重なっているか否かの判定を行う。
2. (距離計算) 2 つのモデルの最短距離を計算する。
3. (接近検証) 2 つのモデル間の距離が閾値以下か以上か判別する。

10msec のサンプリングタイムごとに干渉チェックを行う。干渉チェック計算にはモデルは 3 角形ポリゴンで記述されている必要があるため、あらかじめ硬性鏡および手術ロボットが持つ鉗子は 3 角形ポリゴンでモデリングした。また、術中で獲得する臓器の幾何形状につい

ではデータ取得時に3角形ポリゴンとして記述する．前章において開発したスキャニングによって得られた3次元データセットを並び替え三角パッチで記述したVRMLファイルを自動的に出力するプログラムを用いた．

3角形ポリゴンモデルに対してPQPを用いて多面体同士の幾何干渉計算を行うことで、Fig.7.10に示すように鉗子と対象部位の間の接近を術者に警告する機能を実現した．ここでは登録した不可侵領域に鉗子が接近し設定した閾値以下になった場合、背景の色を変化させることで警告としている．また、硬性鏡同士および硬性鏡と鉗子の干渉もチェックしている．そして、モデル同士の最接近点同士を結ぶことで、術者に回避すべき方向を案内した．

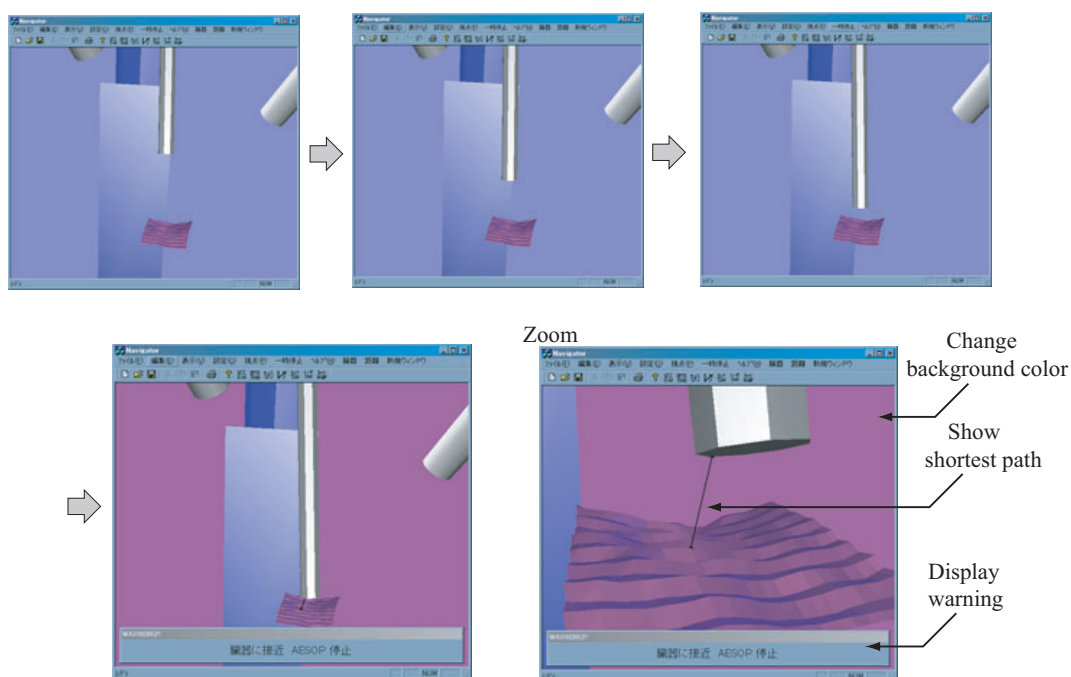


Fig.7.10 Collision warning window

鉗子と対象部位の接近がある一定の閾値よりもさらに接近した場合には、仮想空間での幾何干渉計算によって立てられる共有メモリ上の非常停止フラグによってロボットを停止できる．スキャニングした臓器モデルの幾何情報を用いて、閾値以下の距離(10mm)に鉗子先端が接近した際、手術ロボットを停止させることができた．この様子を Fig.7.11 に示す．下の図は臓器モデルと AESOP の把持する鉗子の最短距離の推移を表している．鉗子と対象部位の接近の際に警告に留めるのか停止させるのかについては、術者が適切なインターフェースによって設定変更ができるようにすべきであろう．このようなインターフェースの設計は医師との協同による十分な検討が必要である．



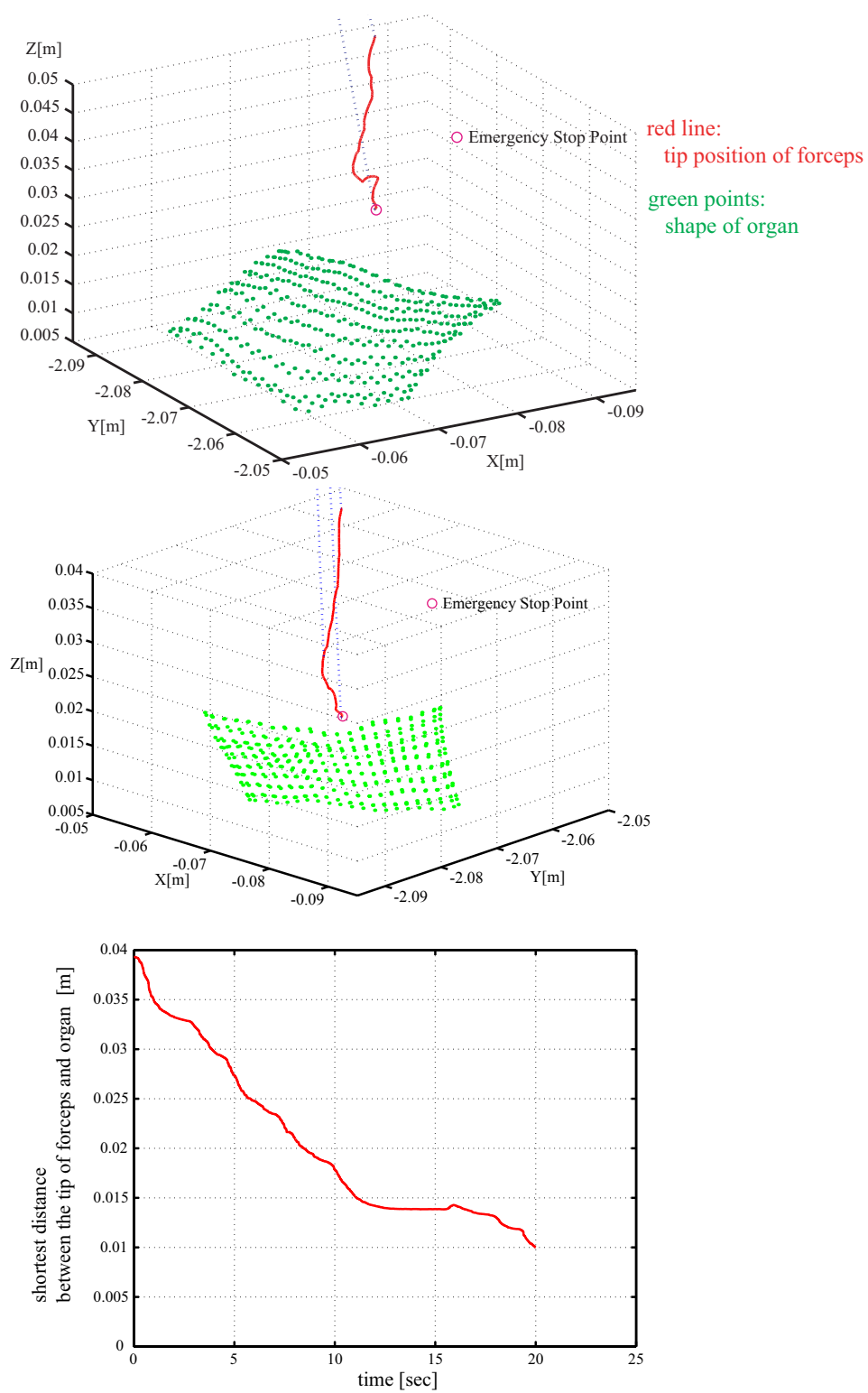


Fig.7.11 Emergency stop using intraoperative geometry



## 7.8 手術ロボットナビゲーション

現状の手術ロボットのインターフェイスはマスタースレーブの直接操作方式に限られている．術者の目による知覚能力に操作性能が完全に依存しており，術者は常に緊張を余儀なくされている．4.2 節の位置指示インターフェイスを応用することで目的の3次元位置を直接指示してロボットを誘導する非マスタースレーブ操作が可能となる．遠隔手術環境でこのインターフェイスを用いるとフィードバックループが手術室の中で完結するため，ネットワークによる情報の遅延が問題とならない誘導が可能となる．

内視鏡画像上の注視点へ，手術ロボットが把持する鉗子先端部を非マスタースレーブ操作で誘導する実験を行った．ロボットベースフレーム上のあらかじめ位置関係が既知の3箇所の座標値を OPTOTRAK のデジタイザにより計測することで，ベースフレームを OPTOTRAK の座標系に基づいて登録する．Fig.7.12 の上の2つのグラフは対象表面形状のプロットおよび赤線が鉗子先端，緑線が AESOP が持つ鉗子後端の軌跡を表している．軌跡が交差しているのは腹壁穴に見立てた点で鉗子が拘束されているためである．3次元位置指示された対象上での点へ鉗子先端部が近づいていく様子がわかる．

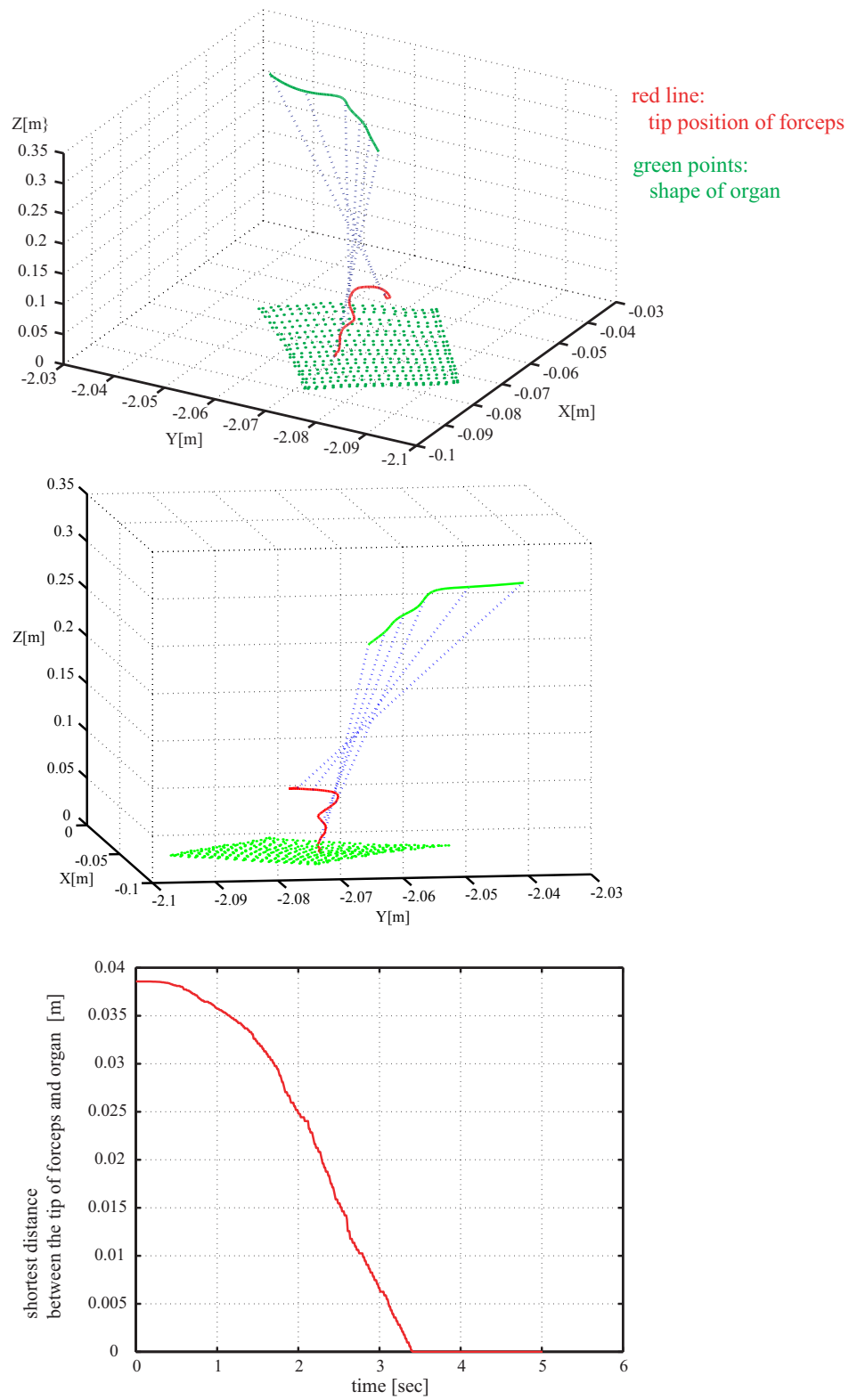


Fig.7.12 Guided forceps by non-master-slave operation

## 7.9 in-vivo 実験での検証

豚を用いた in-vivo 実験を行い、腹腔鏡下での術中幾何情報の獲得と、手術ロボットを用いた操作支援の検証を実施した。Fig.7.13 に in-vivo での実験風景の写真を示す。

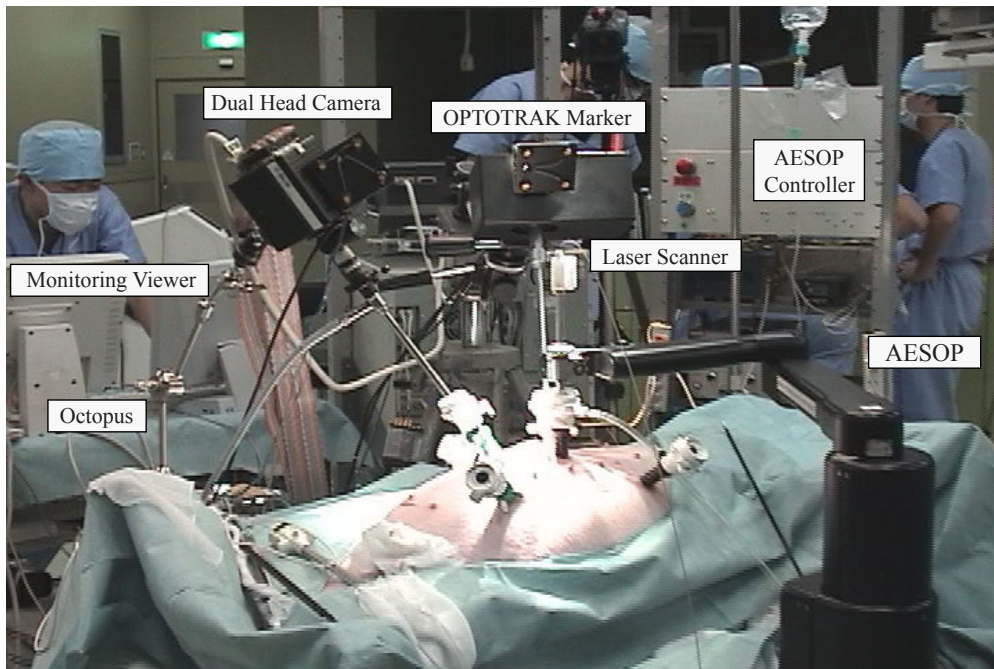


Fig.7.13 Settings of developed system in laparoscopy

### 7.9.1 セッティング手順

1. 腹腔内に二酸化炭素ガスを充填し静圧で押し上げる（気腹法）か、もしくはワイヤなどで力学的に吊り上げる（吊り上げ法）ことで腹壁を持ち上げ、腹腔内における視野領域・手術作業領域の確保を行う。
2. 腹壁上の数箇所に 1cm 程度の小孔（トロッカーサイト）を開け、トロッカーと呼ばれる管状の器具を装着し、腹腔鏡を挿入する。
3. 腹腔鏡画像監視の元、術式遂行に必要な数のトロッカーサイトを設置しトロッカーを装着したのち、まずレーザ系の腹腔鏡を挿入し、対象とする部位にレーザをあてる。
4. カメラ系の腹腔鏡を挿入する。カメラ系の NTSC カラー画像の映像に映る対象部位とレーザポイントをみながら対象の表面がなるべくレーザ・カメラ系に正対するように位置調整する。調整後カメラ系の高速カメラの画像でレーザポイントが見えていることを確認する。

5. OPTOTRAK がカメラ系・レーザ系の位置を認識していることを確認する。
6. AESOP の基準位置を登録するため OPTOTRAK の Digitizer で決められたリンク上の3点をポイントする。実際の鉗子先端位置と仮想空間上の幾何モデルの先端の誤差を小さくするため、鉗子の根元を把持するリンクの位置とそのときの AESOP の関節角からベース座標系を同定する。
7. 鉗子を挿入する。AESOP に取り付ける前に最適なトロッカーサイトを確保し、挿入した鉗子をカメラ系の NTSC で見ることで位置関係を確認しておく。その後 AESOP をトロッカーサイト上に誘導し、鉗子を取り付ける。
8. 術者はタッチパネル上の内視鏡画像または術中臓器幾何形状と AESOP の運動データを反映した仮想空間を見ながら AESOP を操作する。

### 7.9.2 実験結果

気腹法による腹腔鏡下の術式で本システムをセットアップし、腹腔鏡下での術中レジストレーションを行った。Fig.7.14 に示すように獲得された腹腔鏡下での臓器表面 3 次元データと in-vivo で AESOP の挙動を統合して仮想空間上で術中モニタリングすることができた。その時の腹腔内での臓器と AESOP の術中幾何情報を Fig.7.15 に示す。臓器に近づいていく鉗子の様子がわかるが、臓器との最短距離が 35mm 以下になった場合には操作者に対して警告が出された。グラフでは鉗子先端の軌跡を示しているが、35mm 以下での鉗子先端位置とそれ以外では色を変えてある。下の図は臓器との最短距離の変化を示している。豚を用いた in-vivo 実験において腹腔鏡下で臓器の幾何形状を獲得することができ、それを用いた術者への近接の警告により手術操作支援についても本システムの有効性を確認することができた。

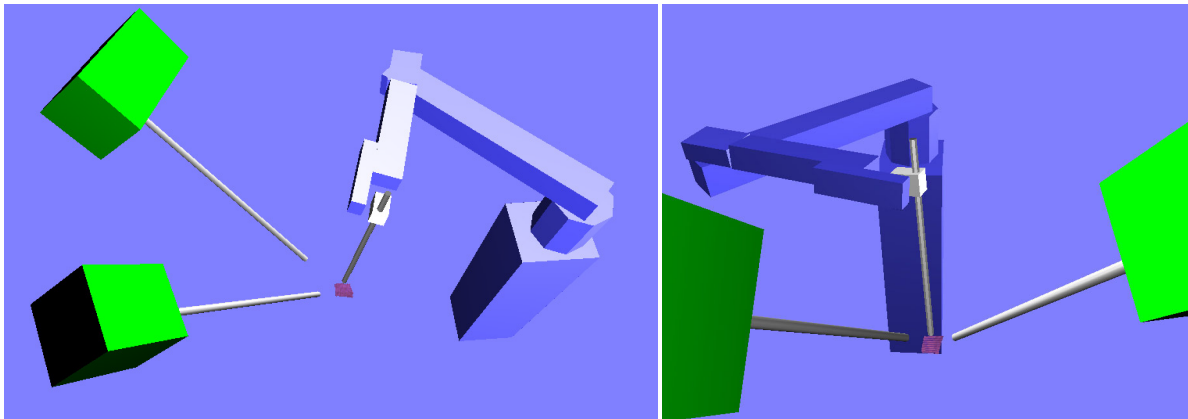


Fig.7.14 Intraoperative geometry monitoring

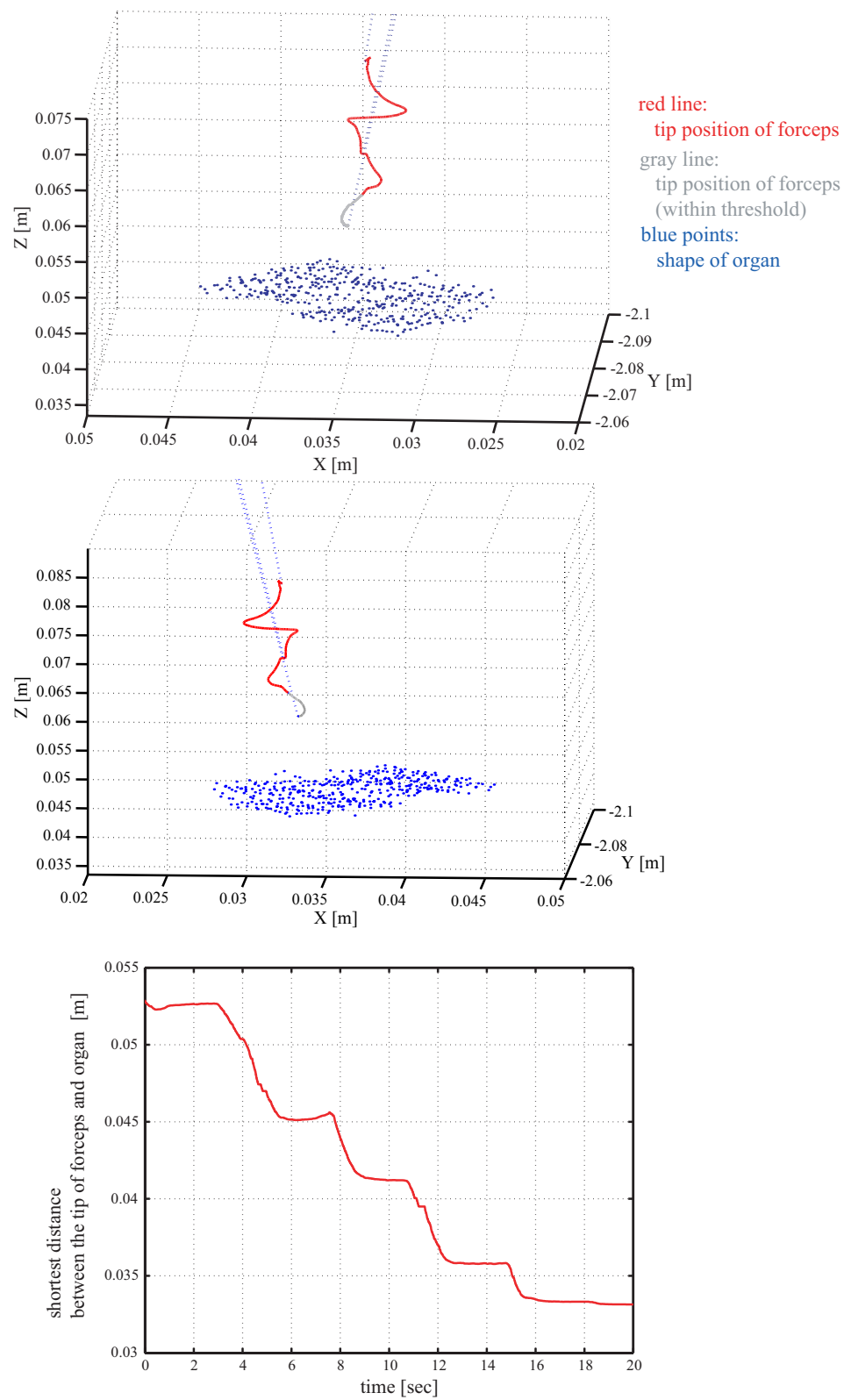


Fig.7.15 Intraoperative geometric information in in-vivo experiment

### 7.9.3 おわりに

本研究で得られた結論は以下の5点にまとめられる．

1. 手術支援ロボットを導入した腹腔鏡下外科手術において，術者への術中幾何情報の提示と負担の軽減，およびパッシブセーフティによる患者の安全確保を行う手術ナビゲータを開発した．
2. 手術ロボットコントローラと，共有メモリによってリンクパラメータを情報管理PCの間で共有することで術中に遅れなく手術ロボットの運動を仮想空間上に再現した．
3. レーザポインティング内視鏡でスキャンして得た点の集合から自動的に3角形ポリゴンモデルに変換し，多面体同士の干渉計算に用いることで安全管理機能を実現した．
4. 位置指示インターフェイスの応用により，手術ロボットの非マスタースレーブ操作を実現した．内視鏡画像上で手術ロボットの到達目標点をタッチ入力するという直感的なロボットの誘導が可能となった．
5. 豚を用いた in-vivo 実験により本システムの有効性を検証した．術中に内視鏡下の肝臓の3次元幾何情報，手術ロボット及び腹腔鏡等の機器を仮想空間上に統合して配置することができた．これらの臓器と手術ロボットの幾何情報を用い干渉チェック技術により近接警告を行うことができた．



## 第 8 章

# 考察と今後の展望

### 8.1 考察

#### レーザポインティング内視鏡

本論文では 955fps 高速度カメラとガルバノレーザスキャナおよびタッチパネルを用い，術中に腹視鏡下の注視点の 3 次元位置情報を抽出する位置指示インターフェイスを開発した．新しい腹腔鏡下の 3 次元位置情報が抽出可能なシステムの提案を行うことができ，そのインタラクティブ性と高速性については十分な機能を実現することができた．精度に関しても腹腔鏡下の計測範囲では誤差 1mm を実現することができ，外科医の要求として求められる 2mm の計測精度に答えられるものであった．

腹腔内の広い空間に対してこの精度を実現するために本研究では 2 つのポートを用いカメラ系レーザ系を挿入する手法を用いた．もちろん低侵襲という観点では直径 10mm という小さい挿入穴を介して計測を実現可能としたという点では評価できるが，現状では従来のカメラ用の 1 つの挿入穴に加え，もう 1 つ挿入穴が必要となっている．

今後この課題を回避するためには 2 つの方法があげられる．

ひとつはレーザを硬性鏡経由ではなくファイバースコープを経由して照射する方式としこれを鉗子用ポートと共有して挿入可能とする方法である．考えられる難点としてはレーザをファイバースコープの端面で走査しその方向をコントロール可能とする点である．そのため本研究ではある程度の端面の大きさがあり特性のわかっている硬性鏡を用いた．しかしながら，昨今のマイクロファブリケーション技術の発展に伴いファイバースコープもさまざまな機能をもつものが開発されてきている．また，ナノスケールの分解能で走査を可能とするガルバノミラーも登場してくるようになれば充分開発の可能性があると考える．

もうひとつの方法は腹腔内全体の計測からスコープ先端近傍の計測にその使用用途を限

定し、1つのスコープでの2眼のシステムとして構成する方法である。この方法では精度を確保可能な領域はスコープ先端近傍に限られてくるが用途によってはそれで十分な場合がある。1つのスコープにロッドレンズ2本を組み込んだ立体内視鏡はすでに存在しており、この光学系を用いて一方をレーザ照射用にすることで技術的には現状でも開発可能であると考察する。

#### 腹腔鏡下の臓器3次元形状の獲得

術中に腹腔鏡下で高速に3次元幾何情報及びテクスチャを獲得するレーザスキャン内視鏡を開発し、出力された点群データを用い多面体としてのサーフェス及び対応したビデオテクスチャを生成し臓器幾何形状の獲得と可視化をリアルタイムに実現するシステムの開発を行った。1秒間に対象に照射された90～100ライン分の3次元位置情報の獲得を行うことができる。現在では波長670nm～685nmの赤色半導体レーザを用いているがスキャン中にラインレーザが動く様子が腹腔鏡画像内に現れることにより実用にはわずらわしいと感じる外科医の意見がでることも考えられる。今後の課題としては赤外領域の波長のレーザ光源を用い、通常の内視鏡カメラではフィルタリングされた可視光領域の画像を提示し、高速度カメラ側では赤外レーザの輝線の検出を行い3次元形状計測が行えるシステムの開発が上げられる。

また、心臓の挙動のような動的な対象物の計測も課題としてあげられる。現在のフレームレートでは準動的な対象物の形状変化はとらえることができるが、動的な対象物の形状変化をとらえるためにはまだまだフレームレートを向上させなくてはならない。手術時に想定される呼吸の周波数はおよそ0.25Hz程度、心拍数は1.0Hz程度であるが、この動きをセンシングする場合には分解能としてそれぞれ40倍から60倍の周波数でのデータの獲得が必要ではないかと考える。ステレオ視したカメラの2眼のシステムでビデオフレームを実現する手法が工学的にはすでに開発されているが、手術ナビゲーションを見据えたそのための情報源としての計測装置としては精度の点でやはり受光方式による距離画像ではなく、アクティブに光を対象にあて幾何学的な対応関係をとることで、精度を確保した手法で時系列な形状の変化を秒間最低30枚は計測可能である必要があると考える。

#### 開腹手術のための臓器3次元形状の獲得

開腹手術を想定してプロジェクタから投影した幾何学パターンとDVカメラのリアルタイムキャプチャにより関心部位の3次元形状とテクスチャ情報を同時に計測・可視化する生体変形計測法を開発した。ここでは高速度カメラのような高価で特殊な装置を用いることなく、手術室に容易に設置可能なシステムとして構成した。一般的な装置を用いてもプロジェクタ

により1度に多数のスリットを照射し、これを2台のカメラで計測することにより9fps程度で対象の形状とテクスチャの獲得を行うことができた。また、本システムによって術中随時更新される表面形状データを用い術前臓器内部構造モデルをレジストレーションし、体幹部ボリュームデータに対する現在位置のナビゲーション表示を行った。

現在では術中幾何情報を用いて術前データをレジストレーションした場合、最終的な位置合わせの精度検証までに至っていない。実験室では静的で既知の形状に対する位置合わせの実験結果ではRMS2.8mmという結果を得ているが、手術室で動的で未知の形状の対象物ではそれを精度検証を行えるレベルで計測可能なセンサ自体がないのが現状である。術中の高速な臓器内部構造の変形計測手法自体が今後の研究対象となると考察される。また、現在では剛体的な既存の手法を用いたレジストレーションを行っている。本来ならばやはり臓器自体の変形もシミュレーションした状態で手術ナビゲーションを行うことが理想的である。しかしながら、これもまた力学的パラメータを考慮した変形シミュレーション手法自体が近年盛んに研究開発が進められている段階であり、将来的には臓器変形推定を行った術前データによるナビゲーションに発展させていきたいと考える。

#### ロボット手術のための術前プランニング

腹部手術に対応した手術ロボットのための最適なトロッカーサイトの検討が可能な術前プランニングシステムを開発した。臨床の患者データを用いたロボット手術のプランニング実験においてセットアップシミュレーションが可能であることを確認した。トロッカー挿入点における拘束条件のもとで手術ロボットの逆運動学計算処理を用いたセットアップのリハーサルを仮想空間上で行うことが可能となった。世界的に代表的な手術ロボットであるda VinciとZEUSのためのセットアップの検討をデスクトップ上で容易に行える幾何学計算プラットフォームを開発することができた。

術前プランニングシステム上ではその位置決め精度の検証、立体視による操作性の向上等についてシステム評価を行うことができたが、実際の手術におけるセットアップ時間の短縮効果・実際の手技でのトロカール配置の適切性などで本システムの評価をする必要がある。手術ロボットの日本での臨床使用の認可などの関係でまだ術中での評価はまだできていないが、できる限り早い段階でフィードバック評価を行いたいと考えている。

#### 術中幾何情報を用いた手術ロボットのナビゲーション

手術ロボットを導入した腹腔鏡下外科手術において、術者への術中幾何情報の提示と負担の軽減、およびパッシブセーフティによる患者の安全確保を行う手術ナビゲータを開発した。

また，位置指示インターフェイスの応用により，手術ロボットの非マスタースレーブ操作を実現した．内視鏡画像上で手術ロボットの到達目標点をタッチ入力し，その点までロボットの鉗子先端部を誘導する直感的なインターフェイスが可能となった．

幾何学的に低次元化された低侵襲手術の操作環境でロボットという数値化された制御指令に基づく動作を行う道具を用いることは単にその操作性・正確性のみならず術中のロボットの幾何学的運動の情報を有効利用できる点でも大きなメリットがある．in-vivo 実験において統合的に手術ロボットの挙動と対象臓器の術中幾何情報を管理し，干渉計算によって近接状況を案内するシステムを実装できた．

手術ロボットのナビゲーションに関しても理想的には CT・MRI の DICOM 画像も統合し術前の治療計画および患者の解剖学的構造も含めた情報を提供可能なナビゲーションであることが望ましい．本論文では術中幾何情報の獲得を特徴とする手術ナビゲーションとして必要となる要素技術を各章において個別に研究・開発を行ったが各システムを並列して初めて実現可能な機能もあると考えている．また，術中幾何情報を統合して活用することは遠隔ロボット手術の操作環境を支援する意味でも不可欠となっていくと思われる．遠隔地での術中随時更新されていく臓器の形態学的情報をバーチャルリアリティ技術を用いて提示することができれば，物理的な距離を感じさせずに手技を行う支援技術の一助となるであろう．

## 8.2 今後の展望

### 8.2.1 手術室に適したナビゲーション表示装置の設計思想

前章までに術中幾何情報の獲得と処理によって開腹手術・腹腔鏡下手術・ロボット手術において術中での対象臓器の幾何情報の獲得手法およびその手術ナビゲーションへの応用手法を示した。また、術中の患者自身と術前の対象臓器の3次元再構築像を融合表示させることにより、臓器を透かしてみているような感覚で注意すべき内部の脈管構造などを見ながら手術ができるようにするデータフュージョン表示を行うことができた。今後の展望として工学的に得られた情報をいかに効果的に術者に提供するかという画像提示法について研究を進めていきたいと考えている。

これはいかに工学的にすぐれた方法で情報の獲得・処理を行ったとしても最終的にその情報を術者に提供する段階で時間的にも空間的にもスムーズな流れで画像提示がなされなければ実際の臨床での恒常的な使用につながらないと考えた。手術室での人間工学を考慮し、手術室の中での使用に適した画像提示装置としてデータフュージョンディスプレイを試作した。手術中に術者が直感的にナビゲーション画像を参照し、計画通りの手術へと導くために使いやすく効果的な画像インターフェイスを提案する。

手術室という環境の中で手術ナビゲーション用の画像提示装置として求められる機能は以下のようなものがある。

- 手術室では心電図・呼吸・体温・血圧などの計測を行う生体情報モニタ・麻酔器・人工呼吸器・電気メス本体など最低限手術を行うにあたって欠かすことのできない機器が手術台周辺に設置される。画像提示装置は空間的にこれらのスペースを制限することがないことが望ましい。特に近年医用工学の発達によって各術式に応じて術中透視X線撮影装置・超音波撮像装置、腹腔鏡手術であれば気腹装置・光源・内視鏡装置本体等の機器が手術台周辺のスペースを埋めることとなる。
- 画像提示装置およびナビゲーションのためのセンサ等は手技の邪魔になるような位置にあるべきではなく、また、必要でないときには容易にその位置を変えられる必要がある。移動の際には无影灯と同様に取っ手を滅菌可能とし清潔な術者の手によって触れられることが望ましい。
- 通常術者は手術室の壁に備え付けられているシャーカッセンを用いて必要に応じ術前画像を確認しながら手技を行う。術野から離れて画像を確認しに行き、知識と経験から頭の中で人体構造をイメージしまた手技に戻る。画像提示装置が術野近くにあり、反対側の助手も同じ画像を参照できればスムーズに手術を進めていくことができる。

- 手術ナビゲーションのための画像提示装置としては術者の患部を見る視線と画像を参照する視線とが一致している方が空間的な位置関係が把握しやすい。
- 手術ナビゲーション等に用いるために増設される画像機器は手術室の環境を乱雑にしないため床面にケーブリングされないことが望ましい。

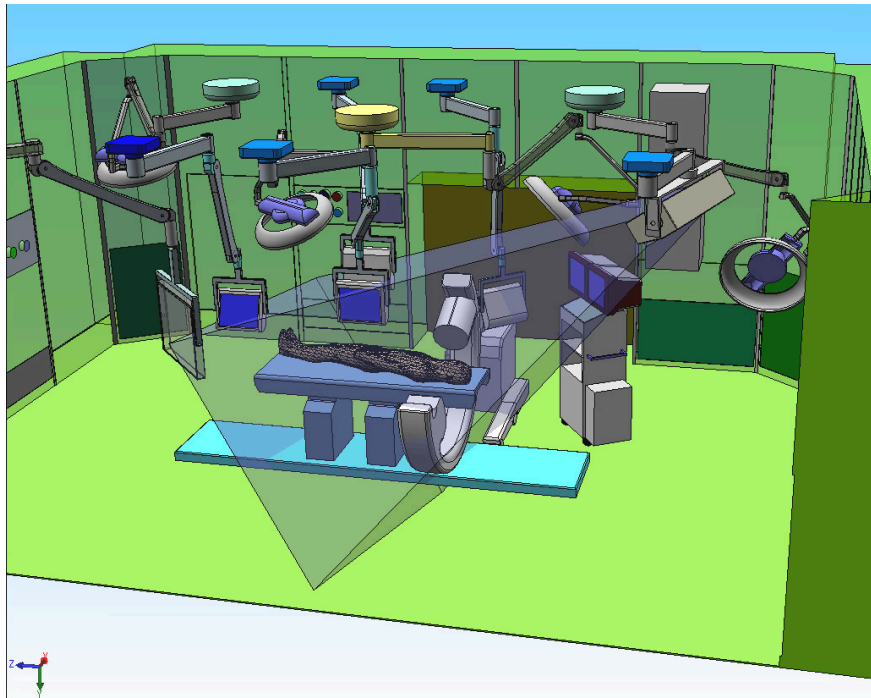


Fig.8.1 Measuring volume of ceiling mounted OPTOTRAK

以上のような条件を考慮すると術中モニタおよび手術ナビゲーションのための光学三次元位置計測装置は全て天井吊りであることが望ましい。Fig.8.1 に手術室中での手術台と4灯の无影灯、5機のモニタ固定用アーム、光学三次元位置センサの計測エリアの位置関係の検討を3DCAD上で行った様子を示す。モニタおよび位置センサを天井吊りにすることで従来専用カート本体およびそれに付属する電源等のケーブル類で床面を占有することがなくなり、術者および手術スタッフの行動範囲を確保しながら、つまづいたりする危険性の排除することにつながっている。特にあらゆる位置と方向で観察することが求められるモニタは5自由度のアームの先端部に固定されている。光学三次元位置センサから手術台までの計測視野を他の機器によって妨げることもないよう配置を行った。本手術室は東京慈恵会医科大学第三病院の新手術棟のハイテクナビゲーション手術室として建設されたものである。Fig.8.2 に最終的なハイテクナビゲーション手術室の3DCADレイアウト図を示す。Fig.8.3 に写真を示す。



特徴として術中に CT 撮影が可能なモバイル 3DCT (SIREMOBILE Iso-C3D, Siemens) とモータ制御型ノンメタル手術台 (VIWAS, MAQUET) が導入されている。実際の手術室内に設置された OPTOTRAK と手術ナビゲーション用ディスプレイを Fig.8.4 に示す。本ディスプレイの詳細は以降の節で説明を行う。

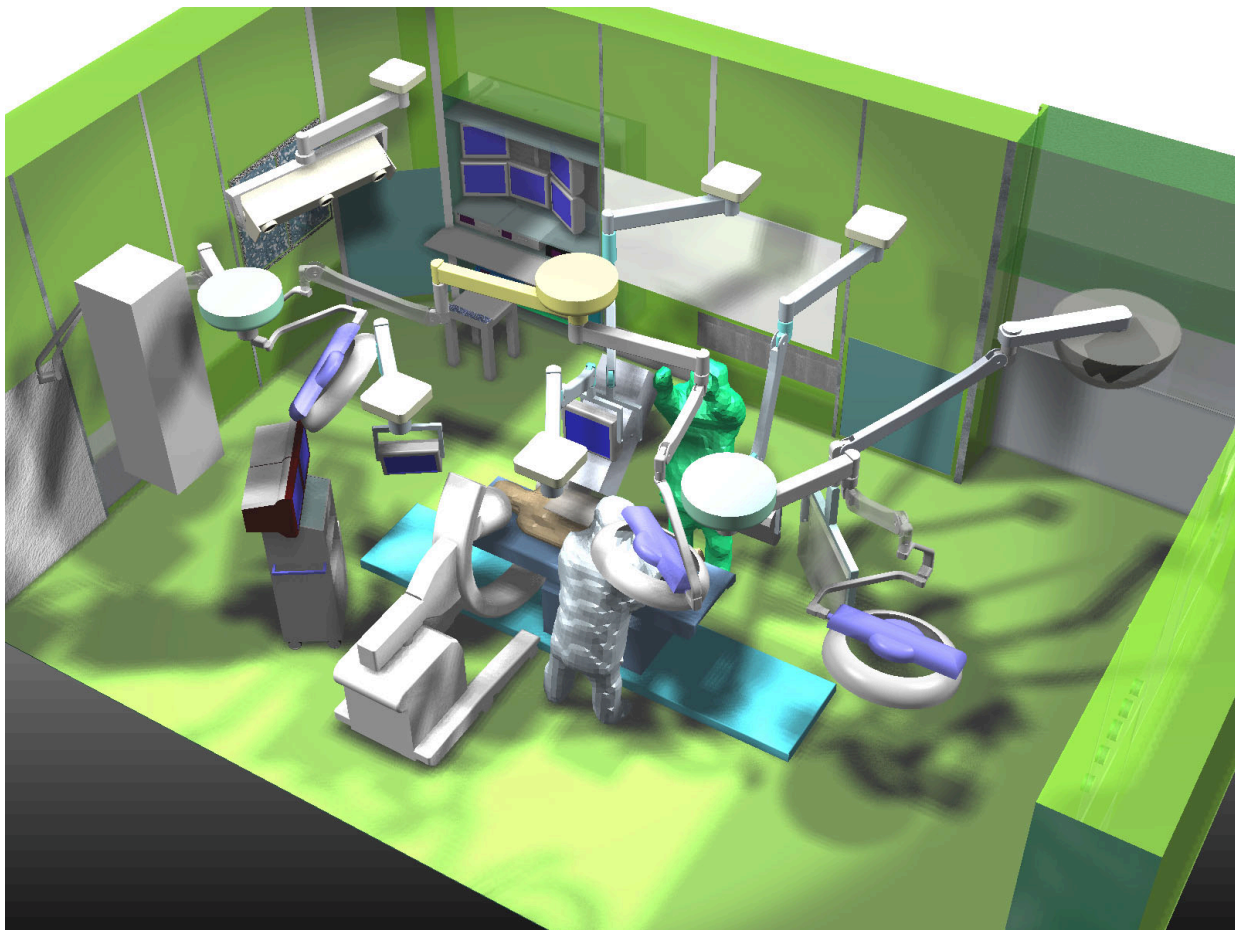


Fig.8.2 3D CAD layout of High-tech navigation operating room

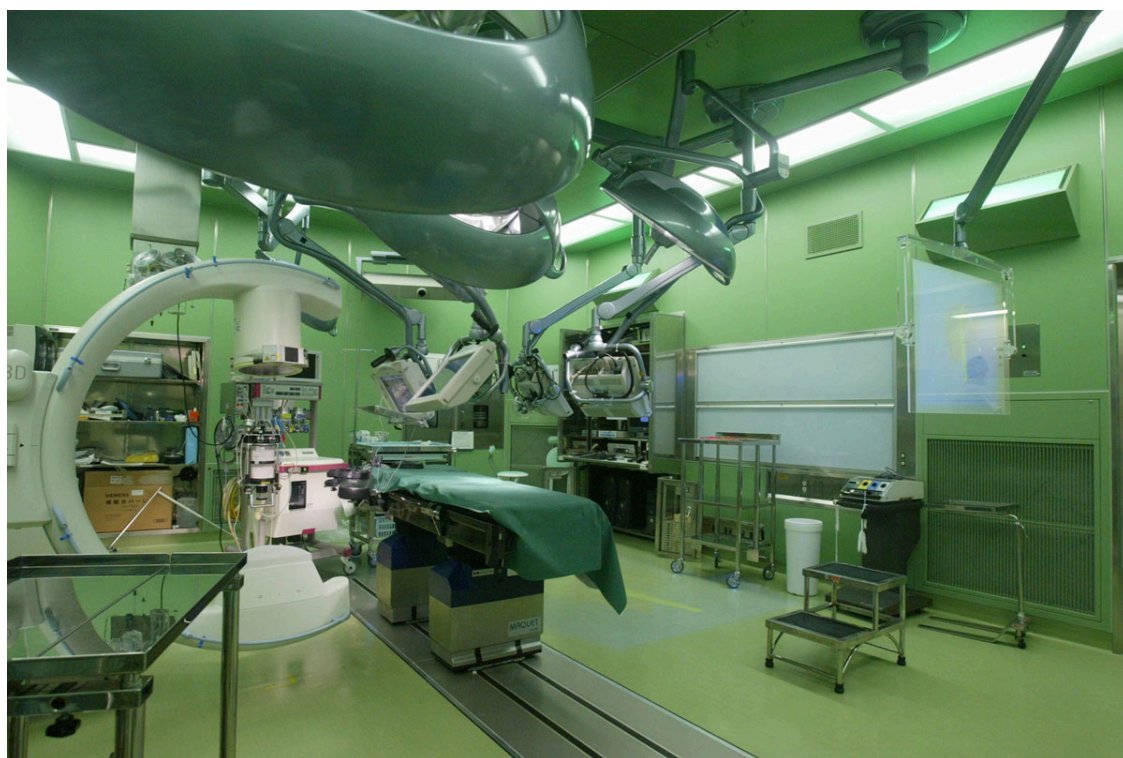


Fig.8.3 High-tech navigation operating room at Jikei Univ.

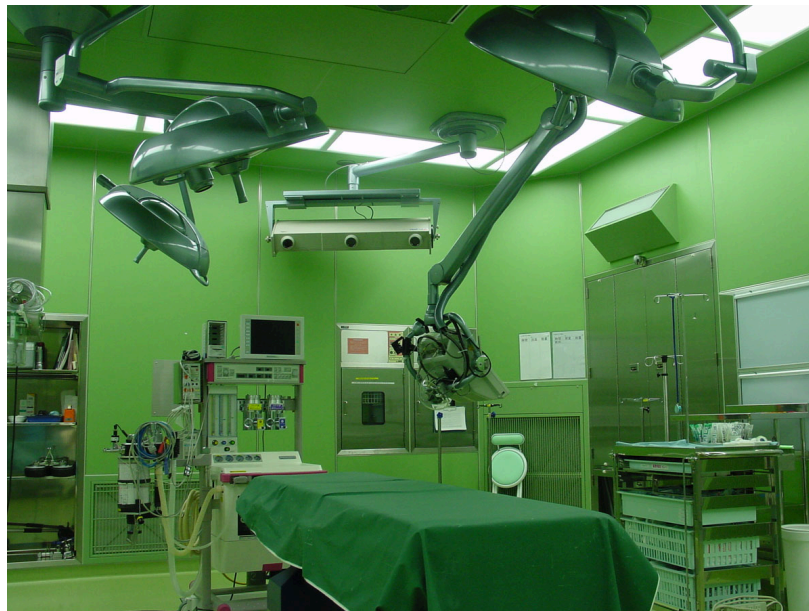


Fig.8.4 OPTOTRAK and Data-Fusion Display



### 8.2.2 データフュージョンディスプレイ

本システムは、シーリングアーム先端部に 15 インチ液晶モニタを備えた、術者が自由にハンドリング可能なディスプレイと背面に設置した小型ビデオカメラからなる。小型ビデオカメラには Point Grey Research 社の Dragonfly を採用した。IEEE1394 標準規格によるデジタルカメラで、非圧縮で VGA の画像を 30 フレーム / 秒で PC に取り込むことができる。Fig.8.5 右に小型カメラの写真を示す。モニタの裏側を視野とする映像が取り込まれるような設計とし、Fig.8.5 左のように術者は見たい方向にモニタをもっていくことでビデオスルー式に術野の画像を観察することができる。また、手術室天井に常設した光学式位置計測装置 Optotrak によりモニタの位置を追跡する。小型ビデオカメラからの画像は IEEE1394 形式でコンピュータ上に随時取り込まれる。あらかじめ小型ビデオカメラの内部パラメータ及び外部パラメータとモニタ追跡用マーカフラグの変換行列を算出することで、術中にはモニタの位置を追跡することでグローバル座標系とカメラ座標系の同次変換行列が常に既知となる。データフュージョンを行う手術対象は OPTOTRAK のデジタイザを用いてレジストレーションを行うことで、任意の方向からの術野ビデオ画像に重畳した内部構造の三次元画像を提示することが可能である。



Fig.8.5 How to use Data-Fusion display

### カメラキャリブレーション結果

実画像上で検出されたカメラキャリブレーション用チャッカーボードのコーナーと算出した中心射影行列によって再投影されるチャッカーボードのグリッドの画像上での差をプロットすると Fig.8.7 の結果を得て再投影誤差 0.126pixel であった．またこのときのディスプレイ背面の小型カメラのカメラ座標系上においてキャリブレーションの参照点として用いたキャリブレーションボードの姿勢と位置を Fig.8.6 に示す．

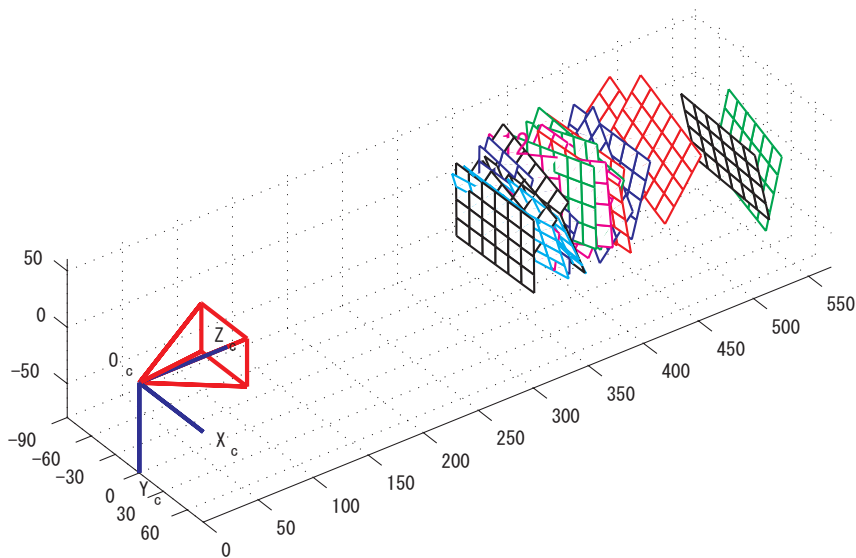


Fig.8.6 Extrinsic parameters of measured calibration board

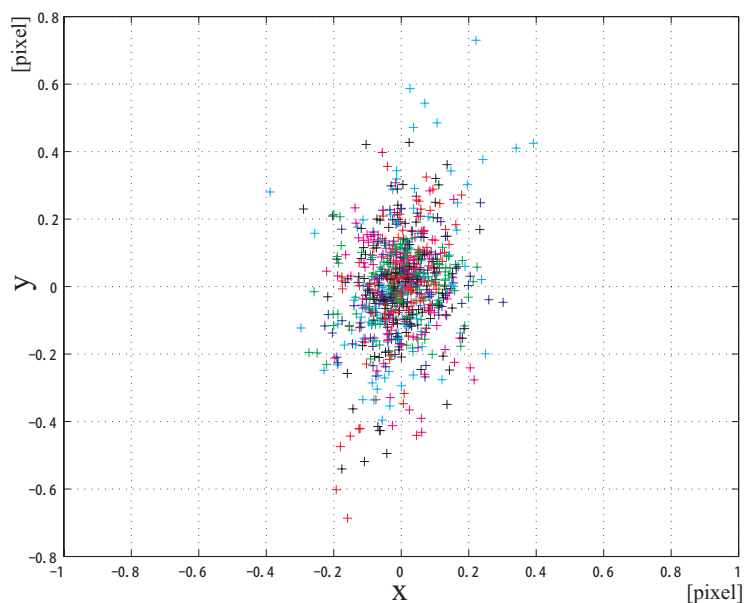


Fig.8.7 Reprojection error of camera calibration

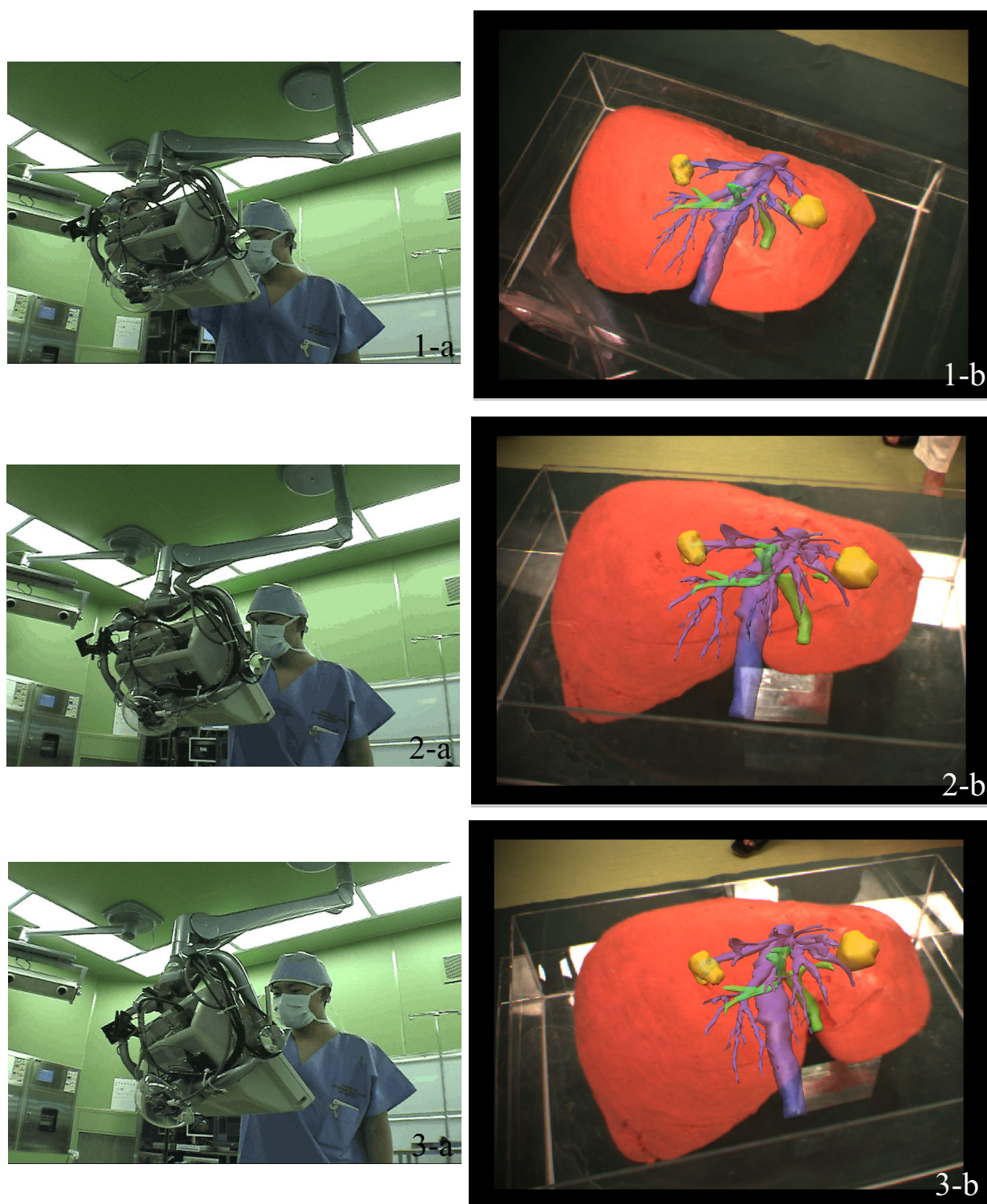
## データフュージョン結果

動作を検証するため摘出した肝臓から型取りしたシリコン製肝臓ファントムを用いた動作実験を手術室にて行った．Fig.8.8 にモニターアームを動かしながら肝臓ファントムを観察している様子と連動して変化する術野画像に対して内部構造モデルを重畳表示するデータフュージョンディスプレイの出力結果を示す．ここでは内部の血管系をセグメンテーションしたサーフェスデータを用いた．実写と重畳結果の更新フレームレートは約 20fps となった．

術中の手術操作の空間的な邪魔にならない状態で対象臓器内部の三次元画像を術者の視野の実空間内に提示するデバイスを試作することができた．複合現実感を実現する方法としては HMD を用いる手法が一般的であるが、長時間の使用による使用者の疲労・視野を覆う点が問題となるため、HMD を使用せず、かつ術者の視点に応じた自由な角度から対象臓器の内部構造を観察可能な手法として、術中に使用可能な可動式モニターを用いた画像提示デバイスを考案した．術者がモニターを可動する際に掴む部分は無影灯のグリップと同様な形式でとりはずして滅菌可能である．ビデオスルー方式はカメラのキャリブレーションを精度良く行う事ができ、システム全体としても移動変形の少ない臓器に関しては更新速度、精度共に臨床応用可能と考えられる範囲であった．

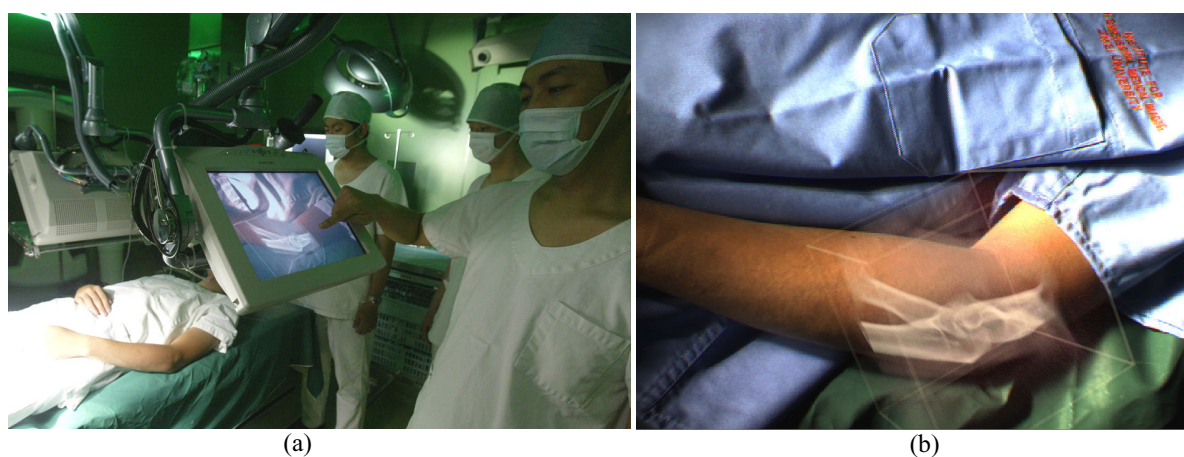
また、本手術室に導入されているモバイル 3D-CT を用い手術室内で獲得したボリュームデータを直接的に術野画像上へ Volume Rendering することにより内部を透かし見るような感覚で手術を行うためのデータフュージョンシステムの開発を行った．医師は日頃 CT・MRI のボリュームデータを MIP(Maximum Intensity Projection) により観察する作業には慣れているのでサーフェスデータよりもより詳細な内部情報を含むボリュームデータにより手術ナビゲーションを行うことは有用であると考えた．

術中の C-arm CT のデータを用いる際には 2 分間のスキャンで得られた  $256 \times 256 \times 256$  の解像度のボリュームデータをギガビットネットワーク経由でナビゲーション用 PC (Dual CPU: Xeon 2.8GHz, 2GB RAM, nVidia QuadroFX1000) に転送し、OpenGL の 3D テクスチャを用いた Volume Rendering およびビデオ画像の描画処理を行った．術野の実写画像との重畳結果は約 12fps で更新することができ、モニターを動かすことによる視野の変化にもスムーズに追従した内部構造を表示することが可能となった．Fig.8.9(a) のように術者は天井吊りのアームを患部にかざすことで術中 C-arm CT により撮影したボリュームデータを直感的に確認することができるようになった．肘関節のボリュームデータを術野ビデオ画像上に重畳しナビゲーション表示した結果を Fig.8.9(b) に示す．また、Fig.8.10 にデータフュージョンディスプレイを動かしながら肘関節を観察した際に時系列に生成されたボリュームデータ重畳表示結果を示す．まずは形成外科や整形外科での臨床試験を進める予定である．

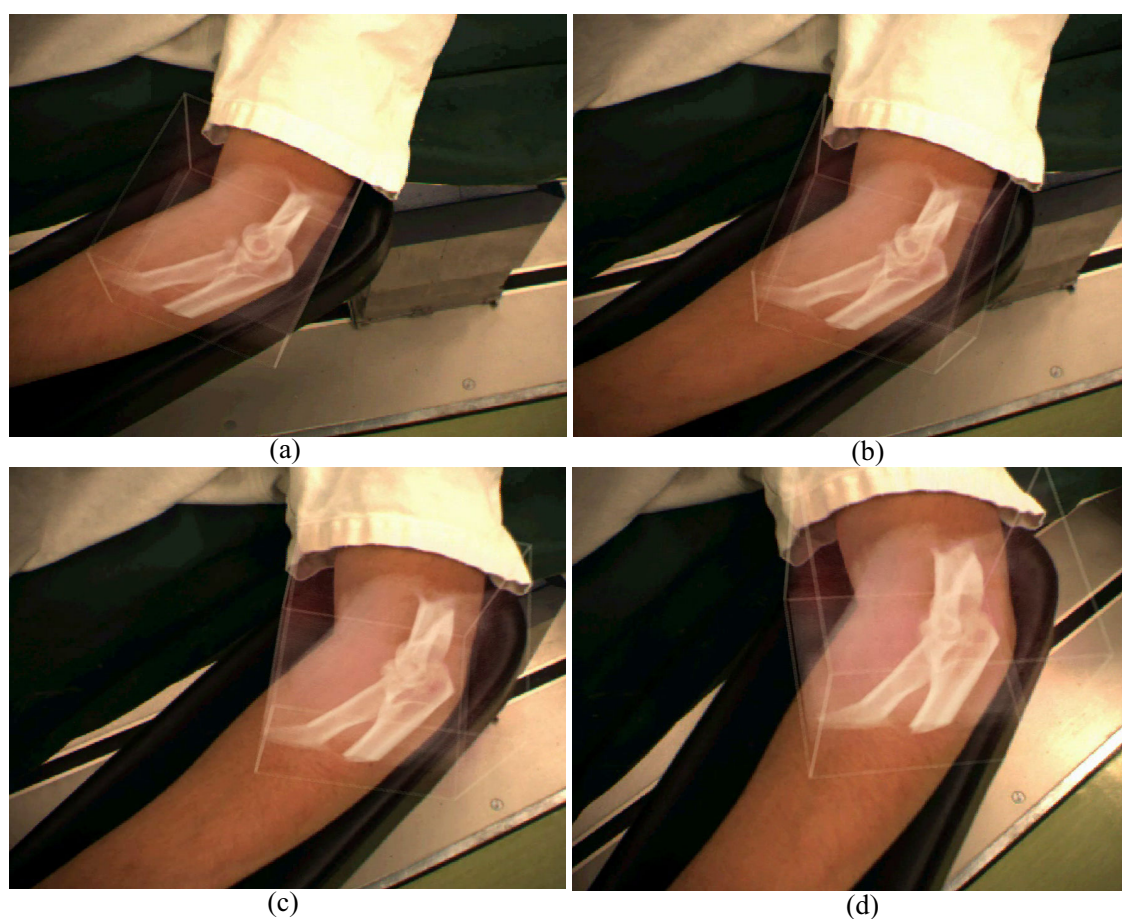


**Fig.8.8** Motion tracking of Data-Fusion display. 3D inner structure model was superimposed onto the live video image according to the direction of display.





**Fig.8.9** (a)Appearance of the volumetric navigation system for elbow joint, (b)Visualized image in the navigation display. The volume data of elbow obtained by C-arm CT was superimposed onto video images of the surgical field.



**Fig.8.10** Time-sequentially generated images of Data-Fusion display. The volume data of mobile 3D-CT was superimposed onto the live video image according to the direction of display.



## 第 9 章

### 結語

本論文では術中の臓器変形を含む手術操作に関わる幾何学的な情報をリアルタイムに獲得し，積極的にこれを術中に用いることで，変化する手術環境に対応した手術ナビゲーションを可能とする技術を開発することを目的として研究を行った．まとめると以下のような結論が得られた．

- 手術ロボットを含む外科手術における新しい手術ナビゲーションシステムの設計思想を提案した．低侵襲手術における術中の臓器幾何情報の重要性について考察し，手術ロボットのナビゲーションにおける安全対策のための術中幾何情報の利用について提案した．
- 術中の体位変化・臓器変形を含む手術操作に関わる幾何学的な情報をリアルタイムに獲得するシステムを開発した．特に術中容易に変形する軟性臓器に対し，腹腔鏡を介してその形状を高速に計測可能とし，この情報を用い術中の臓器内部構造をナビゲーション表示する技術の開発を行った．今後より低侵襲化に向かう手術手技の中で術者が直視できない対象臓器の幾何情報を定量的に獲得する手法として不可欠となっていくと考える．
- 手術ロボットを含む遠隔的な操作環境の改善のため，機構・運動学という幾何学的制約条件に依存する手術ロボットの運動を術前にプランニング可能とした．また術中の臓器幾何情報および手術ロボットの幾何学的な運動を統合して管理することで，その操作環境を安全面において支援するシステムを開発した．

近年開発が進む手術ロボットの効果的な運用のため，これらの術中幾何情報を積極的に活用した支援技術の開発は手術ロボットシステム本体の開発に比べ，まだ研究開発が望まれる

領域で本論文はロボット手術における新しい支援システムの提案・開発を行ったものと位置づけられる。

以上結論の要点をまとめたが、各章では以下のような結論を得た。

第3章では955fps 高速度カメラとガルバノレーザスキャナを用い、術中に内視鏡下で高速に3次元幾何情報を獲得するレーザポインティング内視鏡を開発した。レーザポインティング内視鏡とタッチパネルモニタを用い、直感的なタッチ入力により注視点の3次元位置情報を抽出する位置指示インターフェイスを開発した。1眼2カメラ内視鏡のハーフミラープリズムを利用し、高速度カメラの画像を計測用、NTSC カラー CCD の画像を術者提示用とした。これにより0.3秒以内に注視点の位置情報を提示できるリアルタイム性を実現した。点の集合として獲得されたデータセットに対し、自動的に多面体としてサーフェスをVRML形式で記述することで幾何形状の獲得と可視化をリアルタイムで実現した。豚を用いた in-vivo 実験により本システムの有効性を検証し、術中に内視鏡下の肝臓の3次元幾何情報を獲得することができた。

第4章では術中に腹腔鏡下で高速に3次元幾何情報及びテクスチャを獲得するレーザスキャン内視鏡から出力されたデータセットに対し、多面体としてのサーフェス及び対応したビデオテクスチャを生成することで臓器幾何形状の獲得と可視化をリアルタイムに実現した。この情報を用い臓器変形の状態をリアルタイムにモニタリングすることが可能となった。また臓器幾何形状と腹腔鏡用器具先端の位置情報を用い干渉判定問題に適用することで近接状態を音で提示する機能を実装した。スキャンした幾何形状上の特徴点とあらかじめ取得しておいた術前3Dモデルとの対応点を指定することで剛体としての術中レジストレーション試験を行い、その精度検証を行った。ブタを用いた In-vivo 実験において肝臓に対する本システムの動作実験により本システムの有効性を検証した。

第5章ではPCプロジェクタから投影した幾何学パターンとDVカメラのリアルタイムキャプチャにより術場に容易に設置でき関心部位の3次元形状とテクスチャ情報を同時に計測・可視化する開腹手術のための生体変形計測法を開発した。動物実験を行い生体に対する本システムの動作検証及び有効性を確認した。本システムによって術中随時更新される表面形状データを用い術前臓器内部構造モデルをレジストレーションし、体幹部ボリュームデータに対する現在位置のナビゲーション表示を行うことができた。

第6章では腹部手術に対応した手術ロボットのための最適なトロッカーサイトの検討が可能な術前プランニングシステムを開発した。トロッカー挿入点における拘束及び手術ロボットの逆運動学を考慮して術前にセットアップのリハーサルを仮想空間上で行うことが可能である。ハプティックインターフェイスとの統合により、術者は実機と同じ運動学に基づき駆動される仮想手術ロボットのアームに触れながら直感的に位置決めを行い、トロッカー設置

位置を検討することができる．術前に取得される臨床の患者医用画像情報を用いた本システムによるロボット手術のプランニング実験において有効性を確認した．

第7章では手術支援ロボットを導入した腹腔鏡下外科手術において，術者への術中幾何情報の提示と負担の軽減，およびパッシブセーフティによる患者の安全確保を行う手術ナビゲータを開発した．手術ロボットコントローラと，共有メモリによってリンクパラメータを情報管理PCの間で共有することで術中に遅れなく手術ロボットの運動を仮想空間上に再現した．レーザポインティング内視鏡でスキャンして得た点の集合から自動的に3角形ポリゴンモデルに変換し，多面体同士の干渉計算に用いることで安全管理機能を実現した．位置指示インターフェイスの応用により，手術ロボットの非マスタスレーブ操作を実現した．内視鏡画像上で手術ロボットの到達目標点をタッチ入力するという直感的なロボットの誘導が可能となった．豚を用いた in-vivo 実験により本システムの有効性を検証した．術中に内視鏡下の肝臓の3次元幾何情報，手術ロボット及び腹腔鏡等の機器を仮想空間上に配置することができた．これらの臓器と手術ロボットの幾何情報を用い干渉チェック技術により近接警告を行うことができた．

第8章では今後の展望として手術室に適したナビゲーション表示装置の設計思想について述べ，手術室に組み込んだデータフュージョンディスプレイを試作し，モニタアームを動かしながら対象を観察しそれと連動して更新される術野画像に対して内部構造モデルを重畳表示した出力結果を示した．手術中に術者が直感的にナビゲーション画像を参照し，計画通りの手術へと導くために使いやすく効果的なインターフェイスが提案できた．

以上が本論文の結論であり，腹腔鏡下手術・ロボット手術および実際の手術室における術中幾何情報を用いた手術ナビゲーションに関する有意義な結果が得られた．積極的に術中の臓器幾何情報を用いることで遠隔的な作業が要求される腹腔鏡下手術において術者を支援する有効なインターフェイスを設計することができたと考える．今後は本論文で開発した技術を動物実験の段階から通常の臨床において恒常的に用いるための研究を行っていきたいと考えている．実際の手術現場ではシステムの確実性・使い易さ・安全性といった面が最優先となっていくが，本研究のシステム構成として手術室での使用を想定して常に設計・実装を行っているため若干の改良によって臨床使用可能と考える．また並行して新しい手術支援システムの研究を行い，医用工学の進展に寄与する一助の役割を果たすことができれば幸いである．

## 謝辞

本研究は東京大学大学院在学中には工学系研究科 機械情報工学専攻 中村仁彦教授の御指導のもとに行なわれ、2001年度からは東京慈恵会医科大学 高次元医用画像工学研究所 鈴木直樹教授のもとで行われました。

中村仁彦教授には、日頃から懇切丁寧な御指導と的確な御助言をいただきここに改めて感謝致します。鈴木直樹教授には、臨床により近い研究環境を与えていただき、またあらゆる面で御支援・御鞭撻を賜り感謝致します。

また本論文をまとめる上で工学系研究科 産業機械工学専攻 光石衛教授には貴重なアドバイスを頂くと共に多面にわたり御尽力いただきました。また臨床的な評価と貴重な臨床データを提供いただきました九州大学病院 先端医工学診療部 橋爪誠教授、東京慈恵会医科大学 外科学講座 小林進助教授に感謝申し上げます。新領域創成科学研究科 久田俊明教授・佐久間一郎教授、産業機械工学専攻 割澤伸一助教授には貴重な御討論と御助言を賜りました。謹んで感謝いたします。

本論文の完成は、東京大学中村研究室および東京慈恵会医科大学高次元医用画像工学研究所の皆様の親身になったアドバイスと暖かい協力なくしてはあり得なかったものと思っています。心から御礼申し上げます。

本研究の一部は日本学術振興会 未来開拓学術研究推進事業および文部科学省 ハイテク・リサーチ・センター整備事業の助成を受けて行われました。

最後に陰から私を支えて下さった家族をはじめとする大勢の皆様に感謝の意を改めて表し、本論文の謝辞とさせていただきます。



## 参考文献

- [1] 出月康夫，腹腔鏡下胆嚢摘出術，中外医学社，1992.
- [2] 出月康夫他，外科臨床ハンドブック 3・内視鏡下手術の最前線 手技と症例，中山書店，1994.
- [3] 小西文雄，腹腔鏡下大腸手術，金原出版，1998.
- [4] 吉田和彦，森俊幸，腹腔鏡下手術 UPDATE 適応と手技の留意点，メジカルビュー，1998.
- [5] 宇田津有子，大橋秀一，“腹腔鏡下胆嚢摘出術”，消化器外科，vol.25，no.7，pp.1146–1151，2002.
- [6] N.J. Soper, “Essentials of laparoscopy,” Quality Medical Publishing, 1994.
- [7] 山川達郎，腹腔鏡下外科手術，診断と治療社，1993.
- [8] G.H. Ballantyne, P.F. Leahy, and I.M. Modlin, “Laparoscopic surgery,” SAUNDERS, 1994.
- [9] 日本消化器内視鏡学会偶発症対策委員会，“消化器内視鏡関連の偶発症に関する第3回全国調査報告 1993年より1997年までの5年間”，日本消化器内視鏡学会誌，vol.42，no.3，pp.308–313，2000.
- [10] M.O. Schurr，“Robotic devices for advanced endoscopic surgical procedures”，日本ロボット学会誌，vol.18，no.1，pp.16–19，2000.
- [11] G.S. Guthart, and J.K. Salisbury, “The intuitive telesurgery system,” Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.618–621, 2000.
- [12] C. Borst, “Operating on a beating heart,” Scientific American, October 2000.

- [13] H. Shennib, A. Bastawisy, M.J. Mack, and F.H. Moll, "Computer-assisted telemanipulation: An enabling technology for endoscopic coronary artery bypass," *Ann. thorac Surg.*, vol.66, pp.1060–1063, 1998.
- [14] E.R. Stephenson, S. Sankholkar, C.T. Ducko, and J.R. Damiano, "Robotically assisted microsurgery for endoscopic coronary artery bypass grafting," *Ann. thorac Surg.*, vol.66, pp.1064–1067, 1998.
- [15] L.R. Kavoussi, J.B.A. R. G. Moore, and A.W. Partin, "Comparison of robotic versus human laparoscopic camera control," *J. Urol.*, vol.154, pp.2134–2136, 1995.
- [16] J. Marescaux, M.K. Smith, D. Folscher, F. Jamali, and B. Malassagne, "Telerobotic laparoscopic cholecystectomy: Initial clinical experience with 25 patients," *Annals of Surgery*, vol.234, no.1, pp.1–7, 2001.
- [17] H. Margossian, A. Garcia-Ruiz, T. Falcone, J. Goldberg, M. Attaran, and M. Gagner, "Robotically assisted laparoscopic microsurgical uterine horn anastomosis," *Fertil Steril*, vol.80, pp.530-534, 1998.
- [18] R.A. Robb, and D.P. Hanson, "The analyze software system for visualization and analysis in surgery simulation," *Computer Integrated Surgery* eds. S. Lavalle, R. Taylor, G. Burdea, R. Mosges, MIT Press, 1993.
- [19] StrykerCorporation, "<http://www.stryker.com/navigation/>," Stryker, 2004.
- [20] J.K. Salisbury, "The heart of microsurgery," *Mechanical Engineering Magazine, ASME Int'l*, vol.120, no.12, pp.47–51, 1998.
- [21] Y. Wang , "The evolving role of robotics in surgery ," *日本ロボット学会誌* , vol.18 , no.1 , pp.45–48 , 2000.
- [22] H. Reichenspurner , R. Damiano , M. Mack , D. Boehm , H. Gulbins , C. Detter , B. Meiser , R. Elgass , B. Reichart , "Use of the voice-controlled and computer-assisted surgical system zeus for endoscopic coronary artery bypass grafting ," *J Thorac Cardio-vasc Surg* , vol.118 , no.1 , pp.11–16 , 1999.
- [23] D.R. Uecker, C. Lee, Y.F. Wang, and Y. Wang, "A speech-directed multi-modal man-machine interface for robotically enhanced surgery," *Proceedings of the First Interna-*

- tional Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, pp.176–183, 1994.
- [24] R.H. Taylor, “An overview of computer-assisted surgery at ibm t.j watson research center,” Robotics Research 6.Eds. T.Kanade and R.Paul.IFRR, pp.533–544, 1993.
- [25] 光石, 久保田, 飯塚, 水内, 渡辺, “微細血管縫合用テレ・マイクロ・サージェリ・システムの試み,” 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス’97 講演会講演論文集, pp.1041–1042, 1997.
- [26] M.Mitsuishi, S.Tomisaki, T.Yoshidome, H.Hashizume, K.Fujiwara, “Tele-micro-surgery system with intelligent user interface,” Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.1607–1614, 2000.
- [27] 生田幸士, 東川文博, 題府慎一, 千田進幸, “遠隔腹腔内手術用ハイパーフィンガーの研究 (第3報) 小型臨床モデルの製作と動物実験,” 第18回日本ロボット学会学術講演会予稿集, vol.2, pp.835–836, 2000.
- [28] E. Kobayashi, K. Masamune, I. Sakuma, T. Dohi, and D. Hashimoto, “A new safe laparoscopic manipulator system with a five-bar linkage mechanism and an optical zoom,” Journal of Computer Aided Surgery, vol.4, no.4, pp.182–192, 1999.
- [29] 河合俊和, 西澤孝司, 田島不二夫, 菅和俊, 藤江正克, 高倉公朋, 小林茂昭, 土肥建純, “微細マニピュレータ交換可能微細鉗子の開発,” 第18回日本ロボット学会学術講演会予稿集, vol.1, pp.443–445, 2000.
- [30] Y. Nakamura, A. Matsui, T. Saito, and K. Yoshimoto, “Shape-memory-alloy active forceps for laparoscopic surgery,” Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, vol.3, pp.2320–2327, 1995.
- [31] 中村仁彦, 清水和利, “低侵襲外科手術用光駆動 sma 能動鉗子,” 日本ロボット学会誌, vol.17, no.3, pp.439–448, 1999.
- [32] 生田幸士, 佐々木啓次, 島田隆之, “低侵襲遠隔マイクロサージェリの研究,” 第9回コンピュータ外科学会大会論文集, pp.65–66, 2000.
- [33] 中村亮一, 小林英津子, 正宗賢, 佐久間一郎, 土肥建純, 辻隆之, 矢作直樹, 橋本大定, 島田光生, 橋爪誠, “腹部外科手術支援長鉗子マニピュレータの開発 - 第1次試作・評

- 価及び腹腔胸下肝切除支援システムの開発 - ” 第 9 回コンピュータ外科学会大会論文集 , pp.61–62 , 2000.
- [34] Y. Nakamura , K. Kishi , “Robotic stabilization that assists cardiac surgery on beating hearts ”, Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality 2001 , pp.355–361 , 2001.
- [35] 株式会社東芝メディカル , “<http://www.toshiba-medical.co.jp/> ” Aquillion , 2004.
- [36] 株式会社日立メディコ , “<http://www.hitachi-medical.co.jp/> ” AIRIS-II , 2004.
- [37] 株式会社アロカ , “<http://www.aloka.co.jp/> ” ProSoundII , 2004.
- [38] 株式会社シーメンス旭日メディテック , “<http://www.med.siemens.co.jp/> ” SIREMOBIL Iso-C3D , 2004.
- [39] POLHEMUSInc., “<http://www.polhemus.com/>,” FASTRAK, 2004.
- [40] AscensionTechnologyCorporation, “<http://www.ascension-tech.com/>,” miniBIRD, 2004.
- [41] NorthernDigitalTechnologyInc., “<http://www.ndigital.com/polaris.html>,” Polaris, 2004.
- [42] NorthernDigitalTechnologyInc., “<http://www.ndigital.com/optotrak.html>,” Optotrak, 2004.
- [43] T. Okatani, and K. Deguchi, “Shape reconstruction from an endoscope image by shape from shading technique for a point light source at the projection center,” Computer Vision and Image Understanding, vol.66, no.2, pp.119–131, 1997.
- [44] 山口肇 , 吉田茂昭 , 小黒八七郎 , “ステレオ式電子内視鏡－立体計測への試み－ ” 臨床消化器内科 , vol.12 , no.7 , pp.1007–1013 , 1997.
- [45] H. Haneishi, T. Ogura, and Y. Miyake, “Profilometry of a gastrointestinal surface by an endoscope with bram projection,” Optics Letter, vol.19, no.9, pp.601–603, 1994.
- [46] 菅野聡 , 大井田正人 , 林田浩明他 , “電子内視鏡による光切断法を用いた立体計測システム ” 胃と腸 , vol.33 , no.2 , pp.167–173 , 1998.
- [47] 長谷川一英 , 野田一房 , 佐藤幸男 , “ 3 次元計測機能を備えた電子内視鏡装置 ” 電子情報通信学会論文誌 D-II , vol.J84 , no.6 , pp.1222-1230 , 2001.

- [48] K.D. Reining, C.G. Rush, H.L. Pelster, V.M. Spitzer, and J.A. Heathe, "Realtime visually and haptically accurate surgical simulaton," Health Care in the Information Age, IOS Press and Ohmsha, pp.542-545, 1996.
- [49] R.A. Robb, D.P. Hanson, and J.J. Camp, "Computer-aided surgery planning and rehearsal at mayo clinic," Computer, vol.29, pp.39-47, 1996.
- [50] S. Cotin, H. Delingette, 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.
- [51] I.F. Costa, and R. Balaniuk, "Lem -an approach for real time physically based soft tissue," Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.2337-2343, 2001.
- [52] 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 D-II, vol.J86, no.9, pp.1341-1349, 2003.
- [53] 伊関, 南部, 管, 佐久間, 土肥, "オーグメンテッドリアリティによる先端工学外科," 日本ロボット学会誌, vol.18, no.1, pp.20-23, 2000.
- [54] T.J. Levison, J.E.M. Jr., B. Jaramaz, C. Nikou, and A.M. DiGioia, Surgical Navigation for THR: A Report on Clinical Trial Utilizing HipNav, Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, 2000.
- [55] F. Picard, A.M. DiGioia, J. Moody, V. Martinek, F.H. Fu, M. Rytel, C. Nikou, R.S. LaBarca, and B. Jaramaz, "Accuracy in tunnel placement for acl reconstruction. comparison of traditional arthroscopic and computer-assisted navigation techniques," Computer Aided Surgery, vol.6, no.5, pp.279-289, 2001.
- [56] G. Zheng, A. Marx, U. Langlotz, K.H. Widmer, M. Buttarro, and L.P. Nolte, "A hybrid ct-free navigation system for total hip arthroplasty," Computer Aided Surgery, vol.7, no.3, pp.129-145, 2002.
- [57] A. Chabrerie, F. Ozlen, and S.N. et al., "Three-dimensional reconstruction and surgical navigation in pediatric epilepsy surgery," Pediatric Neurosurgery, vol.27, pp.304-310, 1997.

- [58] A. Nabavi, N. Hata, and et al., “Image guided neurosurgery visualization of brain shift,” Navigated Brain Surgery, pp.17–26, 1999.
- [59] 大浦剛, 李信興ら, “制動式穿刺治療用 passive navigator system の開発,” 第9回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp.123–124, 2000.
- [60] 丸山通広, 浅野武秀ら, “Radiofrequency ablation プローブ穿刺のためのナビゲーションシステムの開発,” 第9回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp.125–126, 2000.
- [61] 中島義和, 橋爪誠ら, “腹腔鏡下手術における3次元超音波の augmented reality 表示と精度検証,” 第9回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp.93–94, 2000.
- [62] N. Hata, F.A. Jolesz, and C. Tempany, “Image guidance strategy in mri-monitored prostate biopsy,” 日本コンピュータ外科学会誌, vol.3, no.1, pp.25–29, 2001.
- [63] I. Sakuma, Y. Takai, E. Kobayashi, H. Inada, K. Fujimoto, and T. Asano, “Navigation of high intensity focused ultrasound applicator with an integrated three-dimensional ultrasound imaging system,” Lecture Notes in Computer Science, vol.2489, no.4, pp.133–139, 2002.
- [64] Y.F. Wang, D.R. Uecker, and Y. Wang, “A new framework for visionenabled and robotically assisted minimally invasive surgery,” Comput. Med. Imaging and Graphics, vol.22, pp.429–437, 1998.
- [65] G.Q. Wei, K. Arbter, and G. Hirzinger, “Real-time visual servoing for laparoscopic surgery,” IEEE Eng. Med. Biol. Mag., vol.16, pp.40–45, 1997.
- [66] A. Krupa, J. Gangloff, C. Doignon, M.F. Mathelin, G. Morel, J. Leroy, L. Soler, and J. Marescaux, “Autonomous 3-d positioning of surgical instruments in robotized laparoscopic surgery using visual servoing,” IEEE Trans. on Robotics and Automation, vol.19, no.5, pp.842–853, 2003.
- [67] M. Hayashibe, and Y. Nakamura, “Laser-pointing endoscope system for intraoperative geometric registration,” Proc. IEEE Int. Conf. Robotics and Automation, vol.2, pp.1543–1548, May 2001.
- [68] 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学会誌, vol.3, no.4, pp.281–287, 2002.

- [69] A. Hattori, N. Suzuki, M. Hashizume, T. Akahoshi, K. Konishi, S. Yamaguchi, M. Shimada, and M. Hayashibe, "A robotic surgery system (da vinci) with image guided function system architecture and cholecystectomy application," *Medicine Meets Virtual Reality 11*, IOS Press, pp.110-116, 2003.
- [70] L. Adhami, and E. Coste-Maniere, "A versatile system for computer integrated miniminvasive robotic surgery," *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention 2002*, pp.272-281, 2002.
- [71] K. Wiesent , K. Barth , N. Navab , P. Durlak , T.B. and O. Schuetz, and W. Seissler , "Enhanced 3d-reconstruction algorithm for c-arm systems suitable for interventional procedures ," *IEEE Transactions on Medical Imaging* , vol.19 , no.5 , pp.391-403 , 2000.
- [72] J.M. Rosen, H. Soltanian, R.J. Redett, and D.R. Laub, "Evolution of virtual reality," *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pp.16-22, 1996.
- [73] 土肥健純 , "医療におけるロボティクスの現状と将来 ," *日本ロボット学会誌* , vol.18 , no.1 , pp.29-32 , 2000.
- [74] CA-D6-xxxxW Camera User's Manual, DALSA.
- [75] 山口鉄藏 , "関節鏡システムのための非線形歪を伴う安定なカメラパラメータ推定 ," 第9回コンピュータ外科学会論文集 , pp.95-96 , 2000.
- [76] H. Haneishi, Y. Yagihashi, and Y. Miyake, "A new method for distortion correction of electronic endoscope images," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol.14, pp.548-555, Sept. 1995.
- [77] H. Zhuang, K. Wang, and Z.S. Rot, "Simultaneous calibration of a robot and a hand-mounted camera," *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, vol.11, no.5, pp.649-660, 1995.
- [78] 出口光一郎 , "画像の生成過程を記述する ," *情報処理* , vol.37 , no.6 , June 1996.
- [79] W. Konen, M. Scholz, and S. Tombrock, "The vn project: endoscopic image processing for neurosurgery," *Computer Aided Surgery*, vol.3, no.3, pp.145-148, 1998.
- [80] M.J. Clarkson, D. Rueckert, D.L.G. Hill, and D.J. Hawkes, "Registration of multiple video images to pre-operative data for image guided surgery," *Med. Imag. Understanding Anal.*, pp.73-76, 1998.



- [81] 中本将彦, 山口鉄蔵, 中田和久, 宮本仁樹, 榎本潤, 小西晃造, 畦元将吾, 橋爪誠, 佐藤嘉伸, 田村進一, “斜視鏡に対応した腹腔鏡下手術ナビゲーションシステムの開発,” 第11回日本コンピュータ外科学会大会, pp.113-114, 2002.
- [82] 増谷佳孝, 古城直道, 木村文彦, 佐久間一郎, “手術支援を目的とした可変形臓器モデリングおよび可変形レジストレーション,” 第10回日本コンピュータ外科学会大会, pp.39-40, 2001.
- [83] Z. Zhang, “A flexible new technique for camera calibration,” IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol.22, no.11, pp.1330-1334, 2000.
- [84] R.Y. Tsai, “A versatile camera calibration technique for high accuracy 3d machine vision metrology using off-the-shelf tv cameras and lenses,” IEEE J. Robotics Automat., vol.RA-3, no.4, pp.323-344, 1987.
- [85] D. Brown, “Lens distortion for close-range photogrammetry,” Photometric Engineering, vol.37, no.8, pp.855-866, 1971.
- [86] K.S. Arun, T.S. Huang, and S.D. Blostein, “Least-squares fitting of two 3-d point sets,” IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell, vol.9, pp.698-700, 1987.
- [87] B.K.P. Horn, “Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions,” J. Opt. Soc. Am. A., vol.4, no.4, pp.629-642, 1987.
- [88] D.L. Hill, D.J. Hawkes, M.J. Gleeson, et al., “Accurate frameless registration of mr and ct images of the head: Applications in planning surgery and radiation therapy,” Radiology, vol.191, no.2, pp.447-454, 1994.
- [89] J. Berkley, S. Weghorst, H. Gladstone, G. Raugi, D. Berg, and M. Ganter, “Fast finite element modeling for surgical simulation,” MMVR7, pp.55-61, 1999.
- [90] J.J. Craig, Introduction to ROBOTICS, Addison-Wesley, 1989.
- [91] P. Besl, and N. McKay, “A method for registration of 3-d shapes,” IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol.PAMI-14, no.2, pp.239-256, 1992.
- [92] S. Suzuki, N. Suzuki, M. Hashizume, Y. Kakeji, K. Konishi, A. Hattori, and M. Hayashibe, “Tele-training simulation for the surgical robot system da vinci,” Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery, pp.86-91, 2004.

- [93] Department of Computer Science , U.C. Hill , “Fast proximity queries with swept sphere volumes ” technical report TR99-018 , 1999.

# 付録 A

## 発表論文

### A.1 雑誌論文

1. 林部充宏, 鈴木直樹, 服部麻木, 小林進, 中村仁彦, “術中臓器形状に基づく腹腔鏡下 Data-Fusion システムの開発”, 日本コンピュータ外科学会学会誌, Vol.6, No.1, pp.31-38, 2004.
2. 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 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”, 電子情報通信学会誌, Vol.J87-D-II, No.12, pp.2262-2270, 2004.
3. 林部充宏, 鈴木直樹, 小林進, 中田典生, 服部麻木, 鈴木薫之, 大竹義人, 中村仁彦, “幾何学パターン投影法を用いた術中での生体変形計測法の開発”, 電子情報通信学会誌, Vol.J88-D-I, No.1, pp.133-141, 2005.
4. M. Hayashibe, N. Suzuki, M. Hashizume, Y. Kakeji, K. Konishi, S. Suzuki, A. Hattori, “Preoperative Planning System for Surgical Robot Setup with Kinematics and Haptics”, International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, Vol.1, No.2, pp.76-85, 2005.
5. M. Hayashibe, N. Suzuki, Y. Nakamura, “Laser-Scan Endoscope System for Intraoperative Fast Visualization of Soft Tissue Deformation and Robotic Safety Management”, International Journal of Robotics Research (In submission).
6. 中村仁彦, 林部充宏, 清水浩行, “パッシブセーフティを実現する手術ロボットナビゲータ”, 日本ロボット学会誌, Vol.21, No.2, pp.52-58, 2003.

7. 中村仁彦, 林部充宏, “術中幾何情報を獲得するレーザポインティング内視鏡システム”, 日本ロボット学会誌, Vol.21, No.3, pp.78-84, 2003.
8. 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学会誌, Vol.3, No.4, pp.281-287, 2002 .
9. 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”, 日本医用画像工学会誌, Vol.22, No.2, pp.68-73, 2004.(特集論文)
10. 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誌, Vol.9, No.2, pp.97-102, 2004.(特集論文)

## A.2 国際会議論文

1. Y.Nakamura, M.Hayashibe, “Real-Time Laser-Pointing Endoscope Using Galvano Scanner and 955fps High-Speed Camera”, Proceedings of Computer Assisted Orthopaedic Surgery, pp.267-269, 2000.
2. Y.Nakamura, M.Hayashibe, “Laser-Pointing Endoscope System for Natural 3D Interface between Robotic Equipments and Surgeons”, Medicine Meets Virtual Reality 2001, pp.348-354, IOS Press, 2001.
3. M.Hayashibe, Y.Nakamura, “Laser-Pointing Endoscope System for Intraoperative 3D Geometric Registration”, 2001 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.1543-1548, 2001.
4. M.Hayashibe, Y.Nakamura, H.Shimizu, M.Okada, “A Laser-Pointing Endoscope System Providing the Operational Support of Surgical Robot”, Proc. of the 32nd International Symposium on Robotics 2001, pp.636-641, 2001.
5. M. Hayashibe, N. Suzuki, Y. Nakamura, A. Hattori, S. Suzuki, “Intraoperative 3D Shape Recovery of Abdominal Organs for Laparoscopic Data Fusion”, Medicine Meets Virtual Reality 2002, pp.188-194, IOS Press, 2002.

6. M. Hayashibe, N. Suzuki, A. Hattori, Y. Nakamura, “Intraoperative Fast 3D Shape Recovery of Abdominal Organs in Laparoscopy”, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention 2002*, pp.356-363, *Lecture Notes in Computer Science 2489*:Springer, 2002.
7. M. Hayashibe, N. Suzuki, Y. Nakamura, A. Hattori, “Real-time 3D Deformation Imaging of Abdominal Organs in Laparoscopy”, *Medicine Meets Virtual Reality 11*, pp.117-123, IOS Press, 2003.
8. A. Hattori, N. Suzuki, M. Hashizume, T. Akahoshi, K. Konishi, S. Yamaguchi, M. Shimada, M. Hayashibe, “A robotic surgery system (da Vinci) with image guided function System architecture and cholecystectomy application”, *Medicine Meets Virtual Reality 11*, pp.110-116, IOS Press, 2003.
9. M. Uematsu, N. Suzuki, A. Hattori, Y. Otake, M. Hayashibe, S. Suzuki, A. Uchiyama, “Development of a Data Fusion System using Color Information for Real-time Intraoperative Liver Surface Measurement”, *Medicine Meets Virtual Reality 11*, pp.367-369, IOS Press, 2003.
10. N. Suzuki, A. Hattori, M. Hayashibe, S. Suzuki, Y. Otake, “Development of Dynamic Spatial Video Camera (DSVC) for 4D observation, analysis and modeling of human body locomotion”, *Medicine Meets Virtual Reality 11*, pp.346-348, IOS Press, 2003.
11. N. Suzuki, K. Sumiyama, A. Hattori, K. Ikeda, E.A.Y. Murakami, S. Suzuki, M. Hayashibe, Y. Otake, H. Tajiri, “Development of an endoscopic robotic system with two hands for various gastric tube surgeries”, *Medicine Meets Virtual Reality 11*, pp.349-353, IOS Press, 2003.
12. N. Suzuki, A. Hattori, M. Hayashibe, Y. Otake, S. Suzuki, “(Keynote lecture)Visualization of skeletal and muscular dynamics of human body locomotion using 4D imaging”, *7th Asian Symposium on Visualization, KN1*, 2003 .
13. M. Hayashibe, N. Suzuki, M. Hashizume, A. Hattori, S. Suzuki, Y. Kakeji, K. Konishi, “An interactive planning system for optimal trocar site placement of surgical robot da Vinci”, *ICS 1268, Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery*, pp.1336, ELSEVIER, 2004.

14. S. Suzuki, N. Suzuki, M. Hashizume, Y. Kakeji, K. Konishi, A. Hattori, M. Hayashibe, “Tele-training simulation for the surgical robot system “da Vinci””, ICS 1268, Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery, pp.86-91, ELSEVIER, 2004.
15. T. Takimoto, N. Suzuki, A. Hattori, S. Suzuki, M. Hayashibe, Y. Otake, A. Uchiyama, S. Kobayashi, “Development of an elastic organ model containing voxel information”, ICS 1268, Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery, pp.395-400, ELSEVIER, 2004.
16. A. Hattori, N. Suzuki, M. Hayashibe, S. Suzuki, Y. Otake, K. Sumiyama, H. Tajiri, S. Kobayashi, “Navigation system for a developed endoscopic surgical robot system”, ICS 1268, Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery, pp.539-544, ELSEVIER, 2004.
17. M. Uematsu, N. Suzuki, A. Hattori, Y. Otake, S. Suzuki, M. Hayashibe, S. Kobayashi, A. Uchiyama, “A real-time data fusion system updating 3D organ shapes using color information from multi-directional cameras”, ICS 1268, Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery, pp.741-746, ELSEVIER, 2004.
18. N. Suzuki, A. Hattori, M. Hayashibe, Y. Otake, S. Suzuki, S. Kobayashi, “4D analysis of skeletal and muscular system during locomotion using dynamic spatial video camera system”, ICS 1268, Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery, pp.1239, ELSEVIER, 2004.
19. M. Hayashibe, N. Suzuki, A. Hattori, S. Suzuki, K. Konishi, Y. Kakeji, M. Hashizume, “Surgical Robot Setup Simulation with Consistent Kinematics and Haptics for Abdominal Surgery”, Medicine Meets Virtual Reality 13, pp.164-166, IOS Press, 2005.
20. M. Hayashibe, N. Suzuki, S. Kobayashi, N. Nakata, A. Hattori, Y. Nakamura, “Development of a 3D Visualization System for Surgical Field Deformation with Geometric Pattern Projection”, Medicine Meets Virtual Reality 13, pp.172-177, IOS Press, 2005.
21. A. Hattori, N. Suzuki, M. Hayashibe, S. Suzuki, Y. Otake, H. Tajiri, S. Kobayashi, “Development of a Navigation Function for an Endoscopic Robot Surgery System”, Medicine Meets Virtual Reality 13, pp.167-171, IOS Press, 2005.

22. N. Suzuki, A. Hattori, S. Suzuki, Y. Otake, M. Hayashibe, S. Kobayashi, T. Nezu, H. Sakai, Y. Umezawa, “Construction of a High-Tech Operating Room for Image-Guided Surgery using VR”, *Medicine Meets Virtual Reality 13*, pp.538-542, IOS Press, 2005.
23. S. Suzuki, N. Suzuki, M. Hayashibe, A. Hattori, K. Konishi, Y. Kakeji, M. Hashizume, “Tele-Surgical Simulation System for Training in the Use of da Vinci Surgery”, *Medicine Meets Virtual Reality 13*, pp.543-548, IOS Press, 2005.

### A.3 総説

1. 林部充宏, 鈴木直樹, 服部麻木, “Virtual Reality と外科”, *医学のあゆみ*, Vol.205, No.9, pp.627-631, 2003.
2. 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*, Vol.62, No.4, pp.815-23, 2004.

### A.4 その他出版物

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, “ヒトを精密に再現したサイバーヒューマン”, *Newton*, Vol.6, pp.70-79, 2003.

### A.5 口頭発表

1. 林部 充宏, 馬場 史朗, 中村 仁彦, “低侵襲外科手術のためのリアルタイムレーザポインティング内視鏡”, 第 8 回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp.95-96, 1999.
2. 林部 充宏, 中村 仁彦, “ガルバノスキャナと高速度カメラを用いたリアルタイムレーザポインティング内視鏡”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'00, 2A1-13-016, 2000.
3. 林部 充宏, 中村 仁彦, “内視鏡下手術を支援するリアルタイムレーザポインティングインターフェイス”, 第 18 回日本ロボット学会学術講演会, pp.851-852, 2000.
4. 林部 充宏, 中村 仁彦, “術中支援インターフェイスをもつレーザポインティング内視鏡システム”, *日本コンピュータ外科学会誌*, Vol.2, No.3, pp.177-178, 2000.



5. 林部 充宏, 清水 浩行, 中村 仁彦, “内視鏡下手術における術中幾何情報の獲得と安全管理”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'01, 2P1-D7, 2001.
6. 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 .
7. 林部 充宏, 鈴木 直樹, 中村 仁彦, “腹腔鏡下における変形する臓器表面の高速 3 次元形状復元”, 第 41 回日本 ME 学会大会, P23-08, 2002.
8. 林部 充宏, 鈴木 直樹, 服部 麻木, 中村 仁彦, “リアルタイム三次元形状復元とテクスチャマッピング機能をもつレーザスキャン内視鏡システム”, 日本コンピュータ外科学会誌, Vol.4, No.3, pp.165-166, 2002 .
9. M. Hayashibe, N. Suzuki, A. Hattori, Y. Nakamura, “Surgical Safety Management Using Intraoperative 3D Map Acquisition And Robot Motion Tracking”, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2003, pp.55, 2003 .
10. 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 .
11. 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 .
12. 林部 充宏, 鈴木 直樹, 服部 麻木, 鈴木 薫之, 大竹 義人, “ハイテクナビゲーション手術室の構造と機能”, 第 94 回成医会第三支部例会, 2003.
13. 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”, 医用電子と生体工学, Vol.42, pp.328, 2004 .
14. 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”, 医用電子と生体工学, Vol.42, pp.713, 2004 .

15. 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, pp.189-190, 2004.
16. 林部 充宏, 鈴木 直樹, 服部 麻木, 小西 晃造, 掛地 吉弘, 橋爪 誠, “ロボットのリンク構造を考慮した ZEUS 用術前プランニングシステム”, 第 13 回日本コンピュータ外科学会, pp.201-202, 2004.
17. 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) の制作”, 日本コンピュータ外科学会誌, Vol.3, No.3, pp.127-128, 2001 .
18. 服部 麻木, 鈴木 直樹, 鈴木 薫之, 林部 充宏, “Virtual surgery, Tele-surgery のための視覚・触覚連動コックピットの制作”, 日本コンピュータ外科学会誌, Vol.3, No.3, pp.163-164, 2001 .
19. 鈴木 薫之, 鈴木 直樹, 服部 麻木, 林部 充宏, “人体動作計測の四次元計測のための DSVC(Dynamic Spatial Video Camera) の開発”, 第 41 回日本 ME 学会大会, 223-04, 2002.
20. 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 ME 学会大会, P28-08, 2002.
21. 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 ME 学会大会, P23-05, 2002.
22. 服部 麻木, 鈴木 直樹, 橋爪誠, 島田光生, 赤星朋比古, 小西晃造, 山口将平, 林部 充宏, “ロボット手術システム (da Vinci) のための術中ナビゲータの開発”, 日本コンピュータ外科学会誌, Vol.4, No.3, pp.245-246, 2002 .
23. 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 .
24. 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-ロボット操作におけるマン・マシンインターフェイスの評価及び設計・制御-”, 日本コンピュータ外科学会誌, Vol.4, No.3, pp.261-262, 2002.
25. 植松 美幸, 鈴木 直樹, 服部 麻木, 大竹 義人, 林部 充宏, 橋爪誠, 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.
26. 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.
27. M. Uematsu, N. Suzuki, A. Hattori, Y. Otake, M. Hayashibe, S. Suzuki, A. Uchiyama, “Data Fusion System under Open Surgery Based on Intraoperative Data Collection Using Stereo Cameras”, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 55, 2003.
28. N. Suzuki, M. Hayashibe, S. Suzuki, Y. Otake, A. Hattori, E. Murakami, K. Sumiyama, K. Ikeda, H. Tajiri, “Dual Manipukator Endoscopic Robotic System for Intraluminal Gastrointestinal Surgery”, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 114, 2003.
29. E. Murakami, N. Suzuki, A. Hattori, M. Hayashibe, Y. Otake, S. Suzuki, K. Ito, K. Sumiyama, “Design and Evaluation of a Man-Machine Interface for Endoscopic Surgery Robot”, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 114, 2003.
30. Y. Otake, N. Suzuki, A. Hattori, S. Suzuki, M. Hayashibe, “4-Dimensional Whole Body Human Model for Dynamic Analysis of Human Locomotion”, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 121, 2003.
31. N. Suzuki, H. Tajiri, K. Sumiyama, K. Ikeda, E.A.Y. Murakami, M. Hayashibe, S. Suzuki, Y. Otake, A. Hattori, “Development of an endoscopic robot system with two hands for intraluminal gastrointestinal surgery”, Gastrointestinal Endoscopy, Vol.57, No.5, AB83, 2003.
32. 鈴木直樹, 林部充宏, 植松美幸, 鈴木薫之, 服部麻木, 大竹義人, “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”, 日本エムイー学会誌生体医工学第41回特別号, pp.62, 2003.

33. 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.
34. 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.
35. E.A.Y. 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. 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.
37. 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.
38. 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.
39. 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.
40. 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.
41. 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.

42. 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 .
43. 鈴木 直樹, 服部 麻木, 林部 充宏, 橋爪 誠, “(シンポジウム) ロボット手術、内視鏡手術のためのナビゲーション機能の開発”, 日本医用画像工学会誌, Vol.21, No.4, SY2-01, 2003 .
44. 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”, 医用電子と生体工学, Vol.42, pp.266, 2004 .
45. 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, “複数視野からの色彩情報を基にした術野形状取得とこれを用いた data fusion システムの開発”, 医用電子と生体工学, Vol.42, pp.267, 2004 .
46. 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, “腹腔内臓器手術へのマスタスレーブ型内視鏡手術ロボット適用の検討”, 医用電子と生体工学, Vol.42, pp.319, 2004 .
47. 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, “内視鏡手術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”, 医用電子と生体工学, Vol.42, pp.320, 2004 .
48. 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”, 医用電子と生体工学, Vol.42, pp.321, 2004 .
49. 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”, 医用電子と生体工学, Vol.42, pp.324, 2004 .
50. 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”, 医用電子と生体工学, Vol.42, pp.325, 2004 .

51. 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”, 医用電子と生体工学, Vol.42, pp.326, 2004.
52. 中田典生, 服部麻木, 鈴木薫之, 林部充宏, 大竹義人, 鈴木直樹, “救急室における無線 LAN によるモバイルネットワークシステムの構築”, 医用電子と生体工学, Vol.42, pp.404, 2004.
53. 鈴木直樹, 服部麻木, 鈴木薫之, 大竹義人, 林部充宏, 小林進, 根津武彦, 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”, 医用電子と生体工学, Vol.42, pp.678, 2004.
54. 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, pp.17-18, 2004.
55. 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, pp.95-96, 2004.
56. E.A.Y. 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力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, pp.107-108, 2004.
57. 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, pp.165-166, 2004.
58. 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, pp.173-174, 2004.
59. 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, pp.203-204, 2004.
60. 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, pp.211-212, 2004.

61. 大竹義人, 鈴木直樹, 服部麻木, 林部充宏, 三木秀宣, 山村在慶, 菅野伸彦, 米延策雄, 越智隆弘, “大腿骨骨頭上での圧力分布計測を用いた人工股関節設置状況の術中評価法”, 第 13 回日本コンピュータ外科学会, pp.149-150, 2004.
62. 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, pp.239-240, 2004.