

学位論文

術中幾何情報の獲得を特徴とする  
手術ナビゲーションに関する研究

2005年3月

林部 充宏



# 目次

第 1 章	緒言	13
1.1	本研究の背景	13
1.1.1	内視鏡下外科手術	13
1.1.2	ロボット手術	15
1.1.3	手術ナビゲーション	16
1.2	本研究の目的	17
1.3	関連研究	18
1.3.1	ロボット手術システム	18
1.3.2	生体構造の 3 次元計測	20
1.3.3	医用画像を用いたナビゲーション	21
1.3.4	手術ロボットの操作支援	22
第 2 章	術中幾何情報を用いた手術ナビゲーションシステムの設計思想	23
2.1	低侵襲手術における術中幾何情報の意義	23
2.2	手術ロボット操作のためのナビゲーション	25
2.3	必要となる要素技術と本論文の構成	29
第 3 章	レーザポインティング内視鏡システム	33
3.1	はじめに	33
3.2	システム構成	33
3.3	カメラ系及びレーザ系パラメータ同定	38
3.3.1	腹腔鏡のレンズ歪み補正	38
3.3.2	カメラキャリブレーション	41
3.3.3	レーザ及び光学系キャリブレーション	43
3.3.4	3 次元位置計測	44
3.4	3 次元位置指示インターフェイス	46
3.5	幾何形状の獲得	48
3.5.1	スキャン処理	48

3.5.2	レーザ光点の検出 . . . . .	49
3.5.3	VRML ファイル自動生成 . . . . .	50
3.6	実験結果 . . . . .	53
3.6.1	基礎実験 . . . . .	53
3.6.2	In-vivo 実験 . . . . .	60
3.7	おわりに . . . . .	62
第 4 章	形状・テクスチャの高速計測とデータフュージョンのためのレーザスキャン内 視鏡	65
4.1	はじめに . . . . .	65
4.2	システム構成 . . . . .	66
4.3	ポリゴン生成とビデオテクスチャマッピング . . . . .	68
4.4	データフュージョン . . . . .	69
4.5	データフュージョンされた臓器モデルとの近接警告 . . . . .	70
4.6	実験結果 . . . . .	71
4.6.1	変形する対象の高速形状計測 . . . . .	71
4.6.2	ビデオテクスチャマッピング . . . . .	72
4.6.3	レジストレーションの精度検証 . . . . .	72
4.6.4	摘出臓器に対する計測 . . . . .	75
4.6.5	In-vivo 実験 . . . . .	77
4.7	おわりに . . . . .	79
第 5 章	開腹手術に適した術中生体変形計測法の開発	81
5.1	はじめに . . . . .	81
5.2	システム構成 . . . . .	82
5.3	本システムの 3 次元形状計測法の特徴 . . . . .	82
5.3.1	ステレオカメラのキャリブレーション . . . . .	84
5.3.2	エピポーラ幾何による対応点探索とビデオテクスチャマッピング . . . . .	88
5.4	結果 . . . . .	90
5.4.1	基礎実験結果 . . . . .	90
5.4.2	ブタを用いた In-vivo 計測における実験結果 . . . . .	91
5.4.3	レーザスキャンによる計測 . . . . .	92
5.4.4	臓器形状データに基づくデータフュージョン . . . . .	94
5.5	おわりに . . . . .	96



<b>第 6 章</b>	<b>ロボット手術のための術前プランニングシステム</b>	<b>97</b>
6.1	はじめに . . . . .	97
6.2	da Vinci 手術のセットアップシミュレーション . . . . .	99
6.2.1	da Vinci の運動幾何モデリング . . . . .	99
6.2.2	da Vinci 内視鏡カメラのキャリブレーション . . . . .	102
6.2.3	3次元患者モデルの作製 . . . . .	104
6.2.4	システム構成 . . . . .	105
6.3	ZEUS 手術のセットアップシミュレーション . . . . .	109
6.3.1	ZEUS の運動幾何モデリング . . . . .	109
6.3.2	腹壁の穴による拘束 . . . . .	113
6.3.3	ヤコビアン の 計算 . . . . .	115
6.4	実験結果 . . . . .	116
6.4.1	腹腔鏡下胆嚢摘出術の術前プランニング (da Vinci) . . . . .	116
6.4.2	位置決め誤差の評価 (da Vinci) . . . . .	119
6.4.3	臨床データを用いたシミュレーション (da Vinci) . . . . .	120
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) . . . . .	121
6.5	おわりに . . . . .	124
<b>第 7 章</b>	<b>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</b>	<b>125</b>
7.1	はじめに . . . . .	125
7.2	術中幾何情報を用いた安全管理の重要性 . . . . .	126
7.3	システム構成 . . . . .	127
7.4	手術ロボットのモデリング . . . . .	129
7.5	手術ロボットの術中モニタリング . . . . .	129
7.6	腹腔内情報の提示 . . . . .	131
7.7	干渉回避と警告 . . . . .	133
7.8	手術ロボットナビゲーション . . . . .	136
7.9	in-vivo 実験での検証 . . . . .	138
7.9.1	セッティング手順 . . . . .	138
7.9.2	実験結果 . . . . .	140
7.9.3	おわりに . . . . .	142
<b>第 8 章</b>	<b>考察と今後の展望</b>	<b>143</b>
8.1	考察 . . . . .	143

8.2 今後の展望 . . . . .	147
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 . . . . .	147
8.2.2 データフュージョンディスプレイ . . . . .	151
<b>第9章 結語</b>	<b>157</b>
<b>謝辞</b>	<b>160</b>
<b>参考文献</b>	<b>160</b>
<b>付録 A 発表論文</b>	<b>170</b>
A.1 雑誌論文 . . . . .	170
A.2 国際会議論文 . . . . .	171
A.3 総説 . . . . .	174
A.4 その他出版物 . . . . .	174
A.5 口頭発表 . . . . .	174

# 目 次

1.1	Schematic minimally invasive surgery . . . . .	14
1.2	Master-slave configuration in da Vinci . . . . .	15
1.3	The da Vinci system from Intuitive Surgical Inc. . . . .	19
1.4	The ZEUS system from Computer Motion Inc. . . . .	19
2.1	Relationship of minimally invasive surgery and surgical geometry . . . . .	23
2.2	Open vs. laparo vs. robotic surgery . . . . .	24
2.3	Integration of gemetric information for robotic surgery navigation . . . . .	28
2.4	Positional sensing possibilities and composition of this thesis . . . . .	29
3.1	Laser pointing endoscope: system configuration . . . . .	34
3.2	Laser pointing endoscope: the developed prototype . . . . .	35
3.3	High-speed camera spectral response . . . . .	36
3.4	Dual-head camera of high-speed camera and NTSC color CCD . . . . .	37
3.5	The distorted Image by the endoscope . . . . .	39
3.6	The ratio of the distorted distance to the actual distance . . . . .	40
3.7	Calibrated points for optical distortion . . . . .	40
3.8	Identification of the origin in camera coordinate . . . . .	41
3.9	Calibration model . . . . .	42
3.10	Laser and camera coordinate system . . . . .	43
3.11	input $\phi$ output $\psi$ . . . . .	45
3.12	3D pointing with touch screen interface . . . . .	46
3.13	Convergence of laser mark in endoscopic image . . . . .	47
3.14	Captured area by high speed camera CCD and NTSC color CCD . . . . .	48
3.15	Similarity to keep the same scale of images . . . . .	48
3.16	Tasks per frame . . . . .	49
3.17	Comparison of original images from color CCD and high-speed camera for the same scene . . . . .	50

3.18	Scanned order of data set . . . . .	51
3.19	Wire frame model of the reconstructed VRML . . . . .	52
3.20	Software for scanning and pointing . . . . .	53
3.21	Illuminative marking on the phantom organ . . . . .	54
3.22	2D laser search to the touched point . . . . .	54
3.23	3D convergence on the phantom organ . . . . .	54
3.24	3D plot of the scanned oblique plane . . . . .	56
3.25	Side view of the scanned oblique plane . . . . .	56
3.26	Differential error between the scanned oblique plane and the actual plane . .	56
3.27	3D plot of the scanned red spherical surface (45mm diameter) . . . . .	57
3.28	3D plot of the scanned spherical surface and the actual spherical surface . .	57
3.29	Errored cross point by disorientation . . . . .	57
3.30	Scanned surface of 50 yen coin . . . . .	58
3.31	Scanned surface of 1 yen coin in VRML browser . . . . .	59
3.32	3D scanning of liver surface in laparotomy . . . . .	60
3.33	3D VRML image of liver in laparotomy . . . . .	60
3.34	3D trace of laser mark on the liver . . . . .	61
3.35	Marking on the liver surface . . . . .	61
3.36	Appearance of the whole system at in-vivo experiment . . . . .	63
3.37	Laparoscopic image of abdominal cavity and the scanned area . . . . .	63
3.38	3D VRML image of liver in laparoscopy . . . . .	63
4.1	Appearance of laser-scan endoscope . . . . .	67
4.2	Evaluation of measurement accuracy (a)(b)Whole scanning of 50 yen coin (c)(d) Partial scanning of 50 yen coin . . . . .	67
4.3	Automatic polygon generation from range data . . . . .	68
4.4	Video texture mapping from laparoscopic image . . . . .	69
4.5	Data-Fusion process using scanned surface data . . . . .	69
4.6	Endo-clip attached with optical markers . . . . .	70
4.7	High-speed shape acquisition of an elastic object . . . . .	71
4.8	Video-texture mapped fingers in navigation window . . . . .	72
4.9	Evaluation of registration accuracy . . . . .	73

4.10	(a) Plaster cast of human liver (b) Scanned 3D surface around gallbladder (c) Registered 3D liver model onto scanned surface . . . . .	74
4.11	Closeness warning between endoclip and registered liver model . . . . .	74
4.12	3D measurement of an isolated pig liver surface at in-vitro . . . . .	75
4.13	(a) Appearance of an incision (b) 3D scanned shape of a incision (c) Appearance of crossed incisions (d) 3D scanned shape of crossed incisions . . . . .	76
4.14	(a) Video texture mapping of T-shaped incision (b) Registered isolated pig liver model onto scanned surface . . . . .	76
4.15	In-vivo experiment using pig liver and its results (a) Abdominal CT scans using contrast medium, (b) In-vivo measurement in the operating room, (c) Acquisition of 3D liver surface, (d) Data-Fusion of hepatic vein model onto laparoscopic image, (e) Closeness warning of forceps against the liver surface	78
5.1	System configuration . . . . .	83
5.2	A picture of this system . . . . .	83
5.3	Reprojection result of grid onto the actual image . . . . .	85
5.4	Reprojection error in camera calibration (up) For a resolution of $360 \times 240$ (bottom) For a resolution of $720 \times 480$ . . . . .	86
5.5	Extrinsic parameters between stereo camera and calibration boards . . . . .	87
5.6	Measurement software of this system. Two images below are original color images and the reconstructed shape is updated in the middle. . . . .	89
5.7	Computation routine . . . . .	89
5.8	Result of the visualization of a deforming hand. The 3D surface form and the texture of the hand at the time of moving from (a) to (d) could be visualized at 9 fps. . . . .	90
5.9	A picture of the in-vivo experiment with an anesthetized pig. . . . .	91
5.10	The visualized 3D surface map of the abdominal surface. A hand in a surgical glove is placed on the body surface. . . . .	92
5.11	3D surface acquisition of pig liver (a)without texture (b)with texture (c)with hand . . . . .	93

5.12	(a) Full view of the volumetric navigation of the inner structure based on the scanned skin surface. Volume data of abdomen was rendered as blue MIP image along with segmented surface data of pig's liver, hepatic vein and ribs. (b) Side view of this scene. Green line shows the angiographic catheter used for contrast enhancement. . . . .	95
6.1	Reconstructed 3D CAD model of da Vinci system. (a)whole view (b)forceps manipulator and scope manipulator . . . . .	100
6.2	Link mechanism of da Vinci manipulator . . . . .	101
6.3	End effectors of da Vinci forceps reconstructed in CAD . . . . .	101
6.4	Appearance of endoscope calibration of da Vinci . . . . .	103
6.5	Superimposition of 3D reconstructed checker board and video image . . . . .	103
6.6	(a)Typical 3D patient model (b)with insufflation of the abdominal cavity . .	104
6.7	System Configuration . . . . .	105
6.8	Process Overview . . . . .	106
6.9	Motion of da Vinci manipulator solved by inverse-kinematics . . . . .	107
6.10	Simulated laparoscopic image . . . . .	107
6.11	Scene of ZEUS surgery at Kyushu university hospital and link mechanism of ZEUS manipulator . . . . .	109
6.12	Local frames on ZEUS manipulator . . . . .	110
6.13	Laparoscopic cholecystectomy setup with actual equipment. (a)whole system (b)forceps and camera part . . . . .	116
6.14	Appearance of setup simulation in this system (at Kyushu University Hospital)	117
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 . . . . .	118
6.16	Positioning error of tip of forceps. (above) without stereovision (bottom) with stereovision. . . . .	119
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. . . . .	120
6.18	Preoperative planning system for ZEUS surgery . . . . .	121

6.19	Trajectory of guided manipulator to target position by inverse-kinematics. This graph is drawn in the base frame of the manipulator. . . . .	122
6.20	Time-sequentially generated motion of automatically guided ZEUS robot to a gallbladder. . . . .	122
6.21	Time-sequentially generated motion while sliding the base position of ZEUS robot to make a space for surgical assistant. . . . .	123
7.1	Intuitive robotic guidance . . . . .	126
7.2	Available joint angles of AESOP . . . . .	127
7.3	System overview . . . . .	128
7.4	Datalink configuration . . . . .	129
7.5	Model of AESOP and local frames . . . . .	130
7.6	Flow chart of AESOP control . . . . .	131
7.7	Transmission of the motion data to the virtual model . . . . .	131
7.8	Multi-view interface . . . . .	132
7.9	Registration of out-of-view area . . . . .	133
7.10	Collision warning window . . . . .	134
7.11	Emergency stop using intraoperative geometry . . . . .	135
7.12	Guided forceps by non-master-slave operation . . . . .	137
7.13	Settings of developed system in laparoscopy . . . . .	138
7.14	Intraoperative geometry monitoring . . . . .	140
7.15	Intraoperative geometric information in in-vivo experiment . . . . .	141
8.1	Measuring volume of ceiling mounted OPTOTRAK . . . . .	148
8.2	3D CAD layout of High-tech navigation operating room . . . . .	149
8.3	High-tech navigation operating room at Jikei Univ. . . . .	150
8.4	OPTOTRAK and Data-Fusion Display . . . . .	150
8.5	How to use Data-Fusion display . . . . .	151
8.6	Extrinsic parameters of measured calibration board . . . . .	152
8.7	Reprojection error of camera calibration . . . . .	152
8.8	Motion tracking of Data-Fusion display. 3D inner structure model was super- imposed onto the live video image according to the direction of display. . . .	154

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. . . . .	155
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. . . . .	155



# 表 目 次

3.1	Spec of galvano scanner . . . . .	35
5.1	Specification of devices . . . . .	84
5.2	Results of camera calibration . . . . .	88
6.1	Link parameters of da Vinci manipulator . . . . .	99
6.2	PC specification . . . . .	108
6.3	Link parameters of ZEUS . . . . .	110
7.1	Link parameters of AESOP . . . . .	130



# 第 1 章

## 緒言

### 1.1 本研究の背景

#### 1.1.1 内視鏡下外科手術

内視鏡下外科手術とは開胸・開腹で患者に対して侵襲の大きかった手技を，機器の工夫で「患者にとって優しい外科」とする目的で始められた手術法である．低侵襲という目的を満たすために開胸・開腹ではなく，胸部・腹部に数個の穴を開けそこから機器を挿入して手術を行う．術者が患部を直視できないため，内部の様子を把握するためには人間の目ではなくカメラを含む光学系が必要となる．内視鏡は胃カメラから始まって，胃や大腸の内視鏡的ポリープ切除術・胃や大腸の粘膜切除術・十二指腸乳頭切開術，それに腹腔鏡での手術と医療用機器の進歩によりその可能性を広げてきた．日本でも 1990 年に導入されて以来，1994 年には 1 万 5000 例を越え胆嚢摘出術は開腹手術から腹腔鏡下手術に取って代われ，手術法としても確立した．腹腔鏡下手術の適用範囲は胆嚢摘出術のみにとどまらず，虫垂切除・鼠径ヘルニア手術・大腸切除・脾臓摘除・胃局所切除など様々な腹腔内臓器の手術に応用されてきている [1][2][3]．

腹腔鏡下手術は 1992 年に胆嚢摘出が保険適用となり，その後 1994 年に肺切除とヘルニア根治術，さらには小腸，大腸，胃，食道疾患へと適用範囲が広がっている．このように腹腔鏡下手術は 10 年間のうちに大きな広がりを見せた．その背景として以下のようなことがあげられる．

1. 患者の体の負担が小さく，早期社会復帰が可能である
2. 入院期間短縮による社会医療費の引き下げ効果がある
3. 手術創痕が小さく，美容面も好まれる

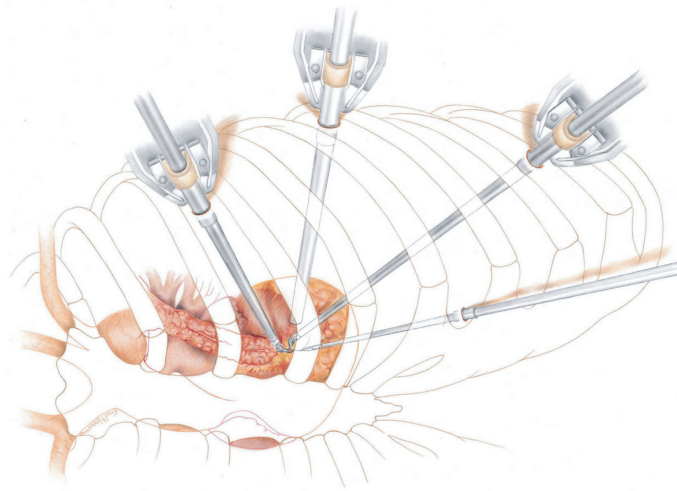


Fig.1.1 Schematic minimally invasive surgery

この腹腔鏡下手術の発達により病巣へアプローチする際の正常組織への損傷はきわめて少なくなり、手術を行う上で不可避な侵襲が大きく軽減された [4] .

実際の腹腔鏡下手術のセットアップについてまとめる．患者の体位は開脚，閉脚のどちらでもよいが開脚位で患者の両脚の間に術者が立つと腹腔鏡のカメラ軸と術者の視線が一致するため手術操作がしやすくなるという利点があり [5]，これを coaxital setup と呼ぶ．次に腹壁に 1cm 程度の小さな数個の穴をあけてトロカールという管を刺し込み，CO<sub>2</sub> を注入するまたはワイヤ等で腹壁を吊り上げることによって腹腔内に十分なスペースを確保した後，Fig.1.1 に示すようにそのトロカールを通じて長尺鉗子や内視鏡などの手術器具を入れ，内視鏡より得た映像を見ながら遠隔的に手術する [6][7][8]．一方，術者にとって腹腔鏡下手術は特殊な環境下で低自由度に拘束された機器操作を強いられるため様々な問題を抱えている．術式の制限を引きおこすのみならず，術者の精神的・肉体的負担を増加させ，時として手術の円滑な進行をさまたげる．日本消化器内視鏡学会誌においても近年の内視鏡手術における偶発症の報告がある [9]．これによれば，1983 年から 15 年間の死亡事故を含む偶発症総数は計 8229 件．死亡した 520 人のうち，326 人は検査や治療時に誤って十二指腸などの内臓壁に穴を開け，腹膜炎や感染症などで亡くなったものである．腹腔鏡関連の偶発症は 1988 年から 10 年間で 1132 件報告されている．92 年からの 5 年間では 427 件報告され，症例数に対して 0.47 % と減少の傾向にはある．腹腔鏡に関連する偶発症の誘因の 1 つに手技の困難さがある．具体的には，次のようなものである．

1. 手を腹腔に挿入できないため，緊急時に素早く縫合したり，出血部を結紮したりすることが困難
2. 指で触ることができないため触覚情報が欠落している

3. 内視鏡の視線方向が十分には変えられず，視野も狭い
4. 腹腔で使える手術機具に限られ，またそれらの術野での操作にも制限がある
5. 立体視可能な内視鏡も開発されているが，必ずしも自然な視覚を与えるまでには至っていない

上述のような問題は残されているが，低侵襲手術がもたらす利点は大きいため，安全な腹腔鏡下手術を実現し，新しい高度な術式を開拓するための工学的支援が求められている．

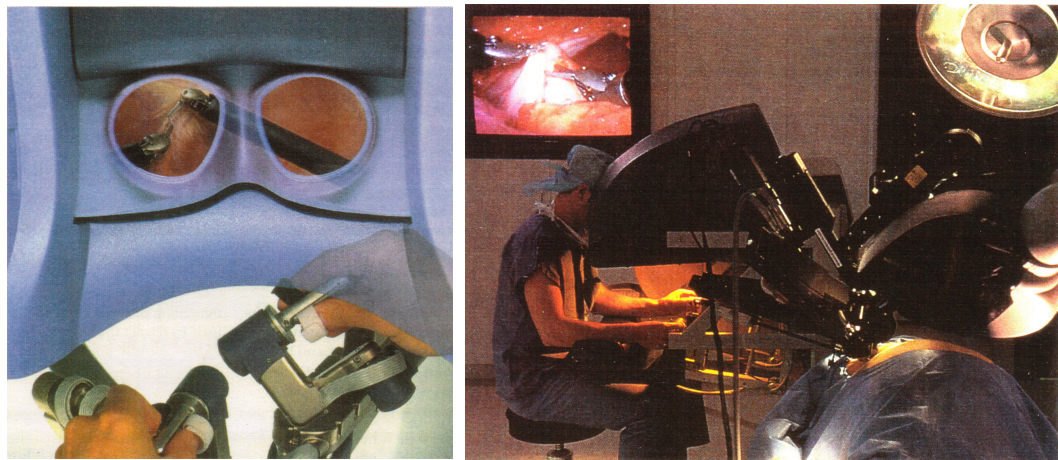


Fig.1.2 Master-slave configuration in da Vinci

### 1.1.2 ロボット手術

一般の内視鏡下手術では，

1. 直視下ではなく視野の狭い2次元の内視鏡画像を通して対象部位をみる
2. 体腔挿入部のトロッカーに鉗子の軸が固定される
3. 直接手で臓器に触れずに手技を行う

など外科医が患者から離れて行う手技が要求される．このため外科医を支援する技術の発展が望まれている．特に縫合・結紮などの複雑な操作が内視鏡下では困難であり，これを可能にする手術支援ロボットが注目されている [10]．例えばすでに世界的に臨床に導入されている Intuitive Surgical 社の手術ロボットシステム「da Vinci」[11] はマスタ・スレーブ方式で駆動される． Fig.1.2 に示すように術者はコンソールに座り立体内視鏡による3次元画像により術野を観察しながらスレーブアームを操作する [12]．

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．

術者の手の動きを縮小して鉗子に伝えることができるため，術者の手の震えが伝わらず直視下で行うよりも微細な手技が可能であることが知られているが，問題点として手術操作性が腹壁に空けたトロッカーサイトの位置によって大きく左右されることやロボットアーム同士の干渉が初期のセッティングしだいで起きてしまうことなどがあげられる．また，その影響により手術時間が通常の腹腔鏡手術よりも比較的長い傾向がある．操作インターフェイスについても改善の余地があると考えられる．しかしながら，ロボット技術が実際の手術において有用であるという実績ができたことは医用工学の中で革命的なことであり，今後の手術支援技術の可能性が切り開かれたと言える．

### 1.1.3 手術ナビゲーション

近年の医用診断機器の発達により，容易に人体の詳細な断層像を撮像することが可能となっている．断層画像を得る手段として，超音波，X 線 CT，MRI などが挙げられる．これらの断層画像は，非侵襲に身体内部の構造を観察できるという点で，非常に有用であり，今では欠かせない診断装置となっている．また複雑に入り組んだ人体構造などに対して診断，治療に用いるためには，立体的でかつ視点を自由に変えることのできる 3D 画像表示が効果的となる．このため連続した断層像をボリウムデータとして MIP 表示する方法やセグメンテーション [18] した臓器をサーフェスレンダリングする手法が用いられている．いずれの方法を用いるにしても手術，治療の前後に臓器内部における病巣の位置関係を正確に把握しておくことが重要で，そのためには臓器や病巣などの形状，大きさ，体表面を含めた位置関係の把握が大切となる．

このように画像撮像機器の進歩により高解像度・大容量の画像が日々臨床の中で生まれることにより，それをもれなく診断する放射科医の負担が高まっている．そのためこれをコンピュータの画像処理技術を用いて効果的・効率的に行うための診断支援システムの研究が進んでいる．まだあくまでも診断するのは人間でなければ難しい状況であるが，2 次元画像からの 3 次元再構成・比較しやすい画像提示・腫瘍等画像の中で疑わしい部分の絞り込みなど

の処理をコンピュータにより高速に演算を行うことが可能となっている。

コンピュータを用いた手術支援ナビゲーションにおいてもこの術前に撮像される詳細な医用画像を用いることが有効であると考えられている。整形外科の手術では対象となる部位が剛体と仮定できる骨であり、これを磁気式または光学式の位置計測装置により測定した情報を基に術前画像を位置合わせ (レジストレーション) することで目標の病変部位までナビゲーションする手法が確立されつつある。また脳外科においても硬組織に覆われた脳を対象とする手術において、比較的位置の変化を伴わずに手術が行える症例ではナビゲーションを行うことが可能となっている。画像誘導の際の位置情報の提示方法についてはまださまざまな方法が研究されている段階である。一般的な方法としては術前のボリュームデータを axial, sagittal および coronal 断面による三面図表示することで現在位置を表示するものである [19]。

## 1.2 本研究の目的

内視鏡下外科手術において術者は術野の映像が映し出されたモニタ画面を見ながら、さまざまな器具を用いて腹壁を介して間接的に臓器に触れながら手技を行うことが求められている。視覚的にも操作的にも制限された環境の中で安全性を保ちながら快適な操作インターフェイスを提供することが工学的な支援システムによって可能であると考え、本論文では術者の負担を軽減するインターフェイスの開発と手術ロボットを含む遠隔的な操作環境を伴う内視鏡下手術において術者を安全面において支援可能なシステムの構築を目指す。

具体的には以下の項目を実現することを本研究の目的とする。これらを本研究の目的とした設計思想については、第2章において低侵襲手術における術中幾何情報の意義と術中幾何情報を用いた手術ロボットのナビゲーションシステムの提案として記述する。

- 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ため、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可能とするシステムを開発すること。特に腹腔鏡を介しても術中の臓器に対し、その幾何的位置情報および形状を高速に抽出できること。
- 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すること。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技術を開発すること。

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は、今後より低侵

襲化に向かう手術環境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。また、近年開発が進む手術ロボットの効果的な運用のためのセットアッププランニングシステムおよび手術対象となる領域の幾何情報を用いた安全管理システム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技術の開発を行うものである。

## 1.3 関連研究

### 1.3.1 ロボット手術システム

近年のロボット技術の発展を受け、さまざまなメカニズムを用いたロボットシステムが手術室に導入されつつある。ロボティクスの分野の研究者が医療分野に入ってきた当時は、産業用ロボットを改造したものが多かったが、最近ではメカニズム自体を要求されるハンドリング(把持, 結紮)に適したものにしたロボットシステムに発展している。近年の手術支援システムについてここでまとめておく。

**da Vinci** Intuitive Surgical 社は主に心臓外科手術用に、双腕型マスタースレーブシステムである da Vinci を開発している [11][20]。Fig.1.3 に写真を示す。これは EndoWrist という多自由度鉗子スレーブと、3次元モニタを利用したマスタ側コンソールから成る。心臓冠動脈を扱うような高精度を要する術式での低侵襲手術の導入を実現可能とするシステムである。EndoWrist はワイヤー駆動の 10mm 径の鉗子で、グリッパの開閉と鉗子の先端部の 2 関節手首をもっている。鉗子の軸周りの回転と併せて合計 3 自由度手首を体内で実現する。2000 年に FDA の認可を受けている。

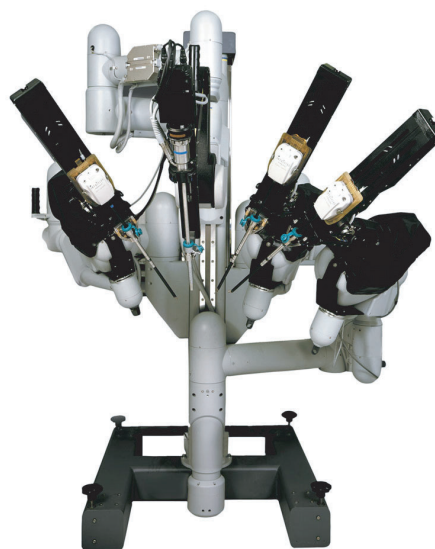
**AESOP, ZEUS** Computer Motion 社 (2003 年 Intuitive Surgical 社に統合) は腹腔鏡を持ち、外科医の指令により操作可能な AESOP というロボットを開発している [21]。1994 年に FDA の認可を得ている。これは先端に腹腔鏡を取り付け、挿入孔を中心とした上下左右の回転、挿入方向への並進運動を実現するマニピュレータシステムであり、すでに世界各国で臨床応用されている。また同社は AESOP を利用した総合的な腹腔鏡下手術ロボットシステムとして ZEUS を開発した [22]。Fig.1.4 に写真を示す。これは 2 台の AESOP を術者の両手の代わりとなるスレーブハンド、1 台の AESOP をボイスコントロールシステム (HERMES) [23] を用いた腹腔鏡操作ハンドとして利用する腹腔鏡下手術システムである。ZEUS としては 2001 年に FDA の認可を受けている。

以上有名な 2 つのシステム以外にも、世界各国で手術支援システムの研究がなされており今なお活発な研究活動が続いている。





(a) da Vinci Master Console



(b) da Vinci Slave Robot

**Fig.1.3** The da Vinci system from Intuitive Surgical Inc.

(a) ZEUS Master Console



(b) ZEUS Slave Robot

**Fig.1.4** The ZEUS system from Computer Motion Inc.

R.H.Taylor ら [24] は外科手術ロボットの始まりとしてしられる人工股関節置換を支援する ROBODOC システムを開発した．世界に先駆けて 1992 年に FDA の認可を受けている．光石ら [25][26] はテレ・マイクロ・サージェリーにおけるマスタースレーブシステムの開発を行っている．生田ら [27] は腹腔内手術用の冗長多自由度型ワイヤー駆動マスタースレーブシステムの研究を行っている．土肥・小林ら [28] は腹腔鏡を支持する 5 節リンク式マニピュレータを開発している．藤江ら [29] は内視鏡レンズと複数の微細マニピュレータを一体とした細い管状の微細マニピュレータシステムを開発している．M.O.Schurr ら [10] は遠隔操作での低侵襲手術を実現するロボットシステムの開発を行っている．もともと原子核研究所での極

限環境用マスタスレーブマニピュレータ技術の応用という経緯で開発がなされ、手術シミュレーションの機能も兼ね備えている。

能動鉗子の研究では中村ら [30][31] が SMA(形状記憶合金) を利用し、振動温冷水やレーザー光による温度差により剛性を維持した状態で湾曲させる鉗子の研究がある。ワイヤー駆動では生田ら [32] が非干渉駆動機構を用いたマニピュレータの研究を行っており、土肥ら [33] の腹腔鏡下用長鉗子マニピュレータの研究もある。また中村ら [34] は臓器運動を補償する MIDCAB 手術支援ロボットの研究を行っている。

### 1.3.2 生体構造の 3 次元計測

手術ナビゲーションを行う際には患者体内の構造を詳細に取得するための画像センシングと術中において対象部位の場所を特定するための位置センシングが必要となる。医用画像撮影時に一般的に用いられているものとして CT, MRI, 超音波, 透視 X 線があげられる。1999 年に東芝 [35] が開発した Aquilion は、スリッピング方式のヘリカル CT スキャナとして世界で初めてフルスキャン 0.5 秒、ハーフスキャン 0.3 秒を実現した。現在では X 線管を 16 列並べた製品も開発されている。日立の AIRIS-II[36] は OpenMRI として再構成時間は 0.1 秒以下/ $256 \times 256$  で MR フルオロスコピー機能を持ち、MR アンジオグラフィーでの処理時間も 1.5 秒と高速データ処理を実現した。アロカの超音波診断装置 ProSoundII[37] は B モードで 1000 フレーム以上の超高速スキャンを実現した。透視 X 線装置はかなり古くから一般的に手術室で用いられてきたが、SIEMENS はこの C アームを回転させることでモバイル CT に拡張した SIREMOBIL Iso-C3D[38] を開発した。術中に 2 分程度で  $12\text{cm}^3$  にあたる患者内部構造のボリュームデータ収集が可能である。

術中に用いることが可能な位置センサとしては磁気式、光学式があげられる。磁気式では位置精度 0.8mm、120 ポイント/秒のサンプリングを実現する Fastrak[39] や  $10\text{mm} \times 5\text{mm} \times 5\text{mm}$  の小型センサーのものでは miniBIRD[40] があり、医療器具などの先端に取り付けての使用が可能であるが、術中には電気メスや手術台の金属の影響を少なからず受けることになる。光学式では赤外線発光によりマーカの反射を Position Sensor が計測する RMS 精度 0.35mm の Polaris[41] と赤外線発光ダイオードを正確に追跡し 3 次元座標を計測する RMS 精度 0.1mm の OPTOTRAK[42] が一般的に用いられることが多い。骨組織などの剛体計測にはこれらのマーカを離散的に対象におくことでかなり高い精度で術前医用画像から抽出した骨モデルをレジストレーションすることが可能である。本研究ではその適用範囲を腹腔鏡下手術においているが、消化管内視鏡領域までを含めると形状としての計測を目指した研究は、これまでにいくつか報告されている。受動式計測としては陰影を用いた手法 [43] や電子

内視鏡を用いた平行ステレオによる立体計測 [44] がある．受動式では画像間の対応点探索やそれに要する計算時間が課題となっている．能動式ではスポット光投影 [45]，スリット光による光切断法の計測 [46] が提案されている．複雑な処理を伴わず，高精度な計測が可能となる．また，生体に対する計測では変形を伴うため，その計測時間が問題となる．高速化を試みたものとしては空間コード化法 [47] が提案されている．従来のスリット光に比べ計測時間を大幅に短縮しているが，投影空間を分割することによる量子化誤差の影響のため精度が多少低下する．また，消化管内視鏡用プローブを用いた計測では三角測量での視差が十分に確保できないため，精度的な面を考慮するとプローブ先端近傍 4cm 程度以内がその対象領域となる．腹腔鏡下での計測に用いる場合，10cm から 15cm 程度先端から対象までの距離がとれ，その中で精度を確保し腹部臓器に対してできるだけ広範囲な計測を実現するため本研究ではレーザ照射用と腹腔内視鏡カメラ用の 2 眼式計測システムとする．また，1 節で述べたように本システムでは手術ロボットとの連携のため，計測系の構成法として位置指示インターフェイス・幾何情報を用いたナビゲーション機能を提供する．

### 1.3.3 医用画像を用いたナビゲーション

これまでにバーチャルリアリティ (VR) 技術を用いて，患者の形態情報を診断のみならず治療に役立てるため，手術前にコンピュータ上で作製された患者人体モデルに対して，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 [48][49][50][51][52] ．

また，詳細な医用画像をナビゲーションやシミュレーションに有効に持ち込もうとする試みは多く，特に脳外科や整形外科の分野では実現している．土肥・伊関ら [53] はオーグメンテッドリアリティを用いて脳外科でのナビゲーションシステムを開発している．Di Gioia らの HipNav [54] は人工股関節置換を支援する初のコンピュータを利用したナビゲータである．このナビゲータは手術計画の策定から手術中の術者へのガイダンスまでを行う．また，膝用のナビゲーションとして KneeNav [55] を開発している．Zheng ら [56] は人工股関節置換術のための C-arm の透視画像上でのナビゲーションを行っている．

また，脳神経外科では，Chabrierie ら [57] が小児癲癇手術向けの，Nabavi ら [58] が脳の変形に対応したナビゲータを開発するなど様々な研究がなされている．一般外科手術用のナビゲータとしては大浦ら [59] や丸山ら [60] が肝腫瘍の治療に主に用いられる RFA (Radio Frequency Ablation, 経皮的ラジオ波焼灼療法) 用のナビゲータを開発している．いずれも内視鏡下におけるプローブの患部への穿刺を正確に行うことを目的としている．中島ら [61] は術中に超音波装置を用いて 3 次元画像を取得し，その画像を腹腔鏡画像に重畳するシステ

ムを開発した．腹腔鏡による画像の周辺部は歪んでいるが，ここでは腹腔鏡による画像を補正するのではなく，超音波画像を腹腔鏡画像に合わせて歪ませている．波多ら [62] らは前立腺生検のための MRI 誘導下の画像誘導法の開発を行っている．佐久間ら [63] は集束超音波熱焼灼療法における術中ナビゲーションシステムの研究を行っている．

#### 1.3.4 手術ロボットの操作支援

本研究では術中幾何情報を用いた手術ロボットの操作支援をひとつの応用目的としている．これまでに行われた本分野における関連研究についてここにまとめる．最初の手術ロボットのアイデアは腹腔鏡下手術においてロボットに内視鏡持ちをさせるという発想から生まれた [21]．この内視鏡把持ロボットを一人の術者でいかに直感的にコントロールするかという目的で操作インターフェイスの研究が行われるようになった [24]．術中の腹腔鏡画像を用いてロボットのビジュアルサーボ制御の試みがまず始めに Y.F.Wang[64] らと Wei[65] らによって行われた．ここでは 2 次元の腹腔鏡画像上から画像処理を用いて鉗子の領域をセグメンテーションし，その方向に腹腔鏡が向くようにフィードバックする処理が試された．また，Krupa ら [66] は鉗子に取り付けたレーザポインタと通常の腹腔鏡画像を用いてある 1 点の 3 次元座標を抽出することでロボット操作に役立てるシステムを開発している．我々はタッチパネル上への直感的な入力により腹腔鏡画像中の任意の注視点の 3 次元座標を高速画像処理により即座に抽出可能なレーザポインティング内視鏡を開発している [67]．また，これを直接的にロボットへの指示入力とし鉗子先端部の 3 次元的な誘導を行った．

また，VR 技術を用いた手術ロボットのためのナビゲーションとしては服部ら [68][69] が 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．da Vinci を用いた心臓外科手術のためのシミュレーションシステムとして Coste-Maniere ら [70] の研究がある．

## 第 2 章

# 術中幾何情報を用いた手術ナビゲーション システムの設計思想

## 2.1 低侵襲手術における術中幾何情報の意義

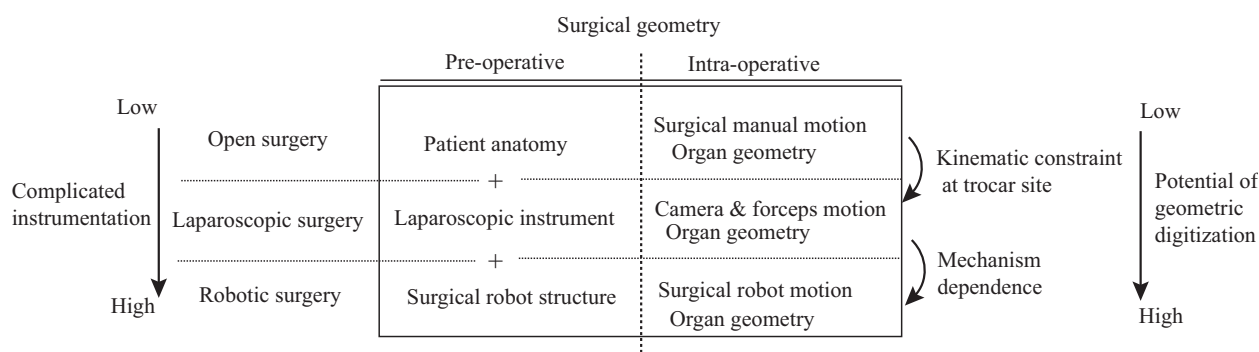


Fig.2.1 Relationship of minimally invasive surgery and surgical geometry

### 低侵襲性による手術操作の幾何学的低次元化

低侵襲性は現在あらゆる領域の手術において共通した方向性となりつつある．すでに確立した方法がある症例においてもその低侵襲化が試行され，腹部領域のみならず胸部外科・婦人科領域においては目覚ましく，さまざまな疾患に対する内視鏡下手術の術式が導入されてきている．しかしながら低侵襲という術者にとってはある一定の制約がある中での手術において，当然術者の人の手により直接的に対象である臓器・患部に触ることができていた従来の開腹手術からその間に特殊な器具が入り遠隔的な操作環境へと変化することとなる．術者はその器具自体の自由度・形状・機構という幾何学的な拘束のもとでその操作性になれることが求められ，さらにはその視覚が2次元の内視鏡画像という1次元空間情報が不足した制

約のもとで手術を行うこととなる．腹腔内の空間ではこれまでの人の手と対象臓器という関係性から鉗子と対象臓器という関係性において手術が行われる．また，腹壁の固定点を通して器具を操作するという運動学的拘束も加わる．このように低侵襲となっただけで外科手術に関わるこれだけの幾何学的な情報の低次元化がなされると考察される．Fig.2.1 に低侵襲手術と外科手術に関わる幾何学的関連性についての模式図を示す．また，Fig.2.2 に開腹手術・腹腔鏡手術・ロボット手術それぞれの術式の違いを示す．

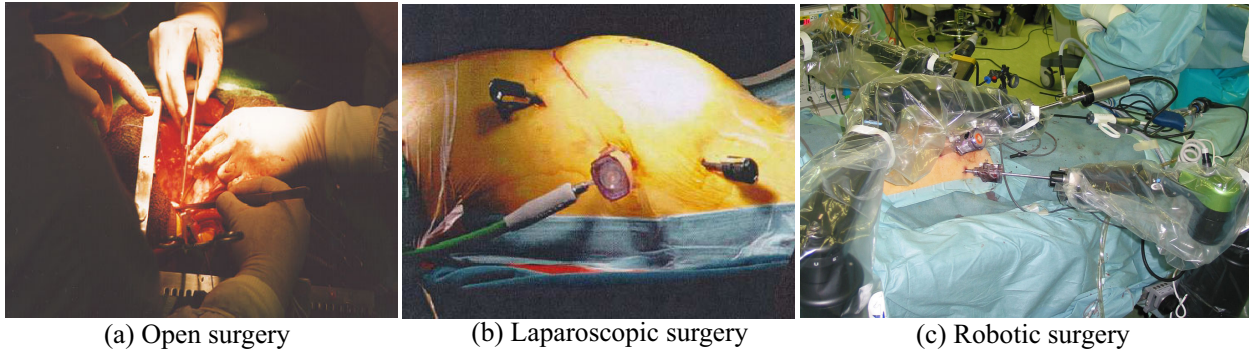


Fig.2.2 Open vs. laparo vs. robotic surgery

図のようにそれぞれ術式によって大きく空間的な制約条件が異なっている様子がわかる．開腹手術では術者が直接臓器を手で触れられる空間をまずつくってから手術を開始するのに対し，腹腔鏡下手術では術者がまず3点もしくは4点の決められた挿入穴を選択して，その固定点を介して鉗子を挿入し臓器に手術操作を行うという制約が加わる．これは操作環境としては劇的な自由度の低次元化である．このような制限された手術環境のなかで術者に対して空間的な理解を助ける手術ナビゲーションは非常に有効な役割を果たすと考えられる．例えばシステムとして内視鏡の奥行き情報を術者に提供する際に必要となる精度は2mmであると言われている．またナビゲーションとして術野の中で臓器内部の病巣の位置・血管の走行を可視化し術者の空間的感覚を補助する目的では，腹部手術の場合5mm程度の精度でも充分役立つという意見もある．また，ロボット手術ではマスタースレーブで操作される鉗子の細かくまた自由度の高い可動性が腹腔鏡下で実現可能である点で有用となっている．制約条件としては通常の腹腔鏡下手術での条件に加えてロボットの幾何学的機構に合わせて各ロボットマニピュレータの配置・セットアップを行わなければならないという制約が付加される．拘束される腹壁上の固定点に適当に合わせるという点においては手術ロボットよりも人間の方が得意であるが，腹腔内での多自由度でスムーズな鉗子の動きを実現する点でロボット手術は今後不可欠な術式となっていくと考えられる．



### 低次元化された手術環境での幾何情報の重要性

低次元化された操作環境に対する対策として現在でも盛んに腹腔鏡用の有効で使いやすく自由度の高い器具の開発が進められているが、本論文では術中幾何情報そのものを扱い失われた幾何情報の補足として手術操作に関わる腹腔鏡用の器具及び対象の幾何情報を統合して管理することでこの低侵襲手術における操作支援技術を開発することをコンセプトとする。このように手術操作自体の低次元化が行われていることで、もちろん術者の操作環境としては不利な条件となるが、この手術操作の幾何学的運動そのものの表現はむしろ劇的に容易になっていると考えた。これまで外科医の神業的な手技はそれ自体を定量的に表現することは不可能に近かったと言える。しかしながら腹腔鏡手術では逆にこの低次元化がなされるおかげで神業的な鉗子操作を定量化することも実現可能となる。さらにロボット手術ではそもそもその設計段階から手術に必要な動きを実現可能とするように幾何学的な形状・機構が決定されており、術中での各関節角の動き・鉗子の位置もロボットのコントローラ内部ではその情報をデジタルデータとして持っていることとなり、手術操作に関わる鉗子の位置管理が可能である。

そして開腹・腹腔鏡・ロボット手術をとおして操作される対象臓器の位置・形状の獲得方法については標準的な手法が確立されていないのが現状である。術前の患者の解剖学的な幾何情報については近年のCT・MRIの発達により十分に詳細な情報を計測可能である。しかしながら手術が行われる際、特に軟性組織では手術体位によってその形態は術前と比して大きく変化する。その中で術中での対象臓器の幾何情報を獲得する手法を開発することの意義は大きく、これが可能となって初めて手術に関わる腹腔内の位置情報がそろえることとなる。

## 2.2 手術ロボット操作のためのナビゲーション

### 現行の手術ナビゲーションの背景

術前情報を取得するCTやMRIなどの術前医用画像計測機器は日々急速に進歩しており、撮像時間の短縮・画像の分解能の向上がはかられ現在では診断や治療を行うにあたって欠かすことのできない情報源となっている。この膨大な情報量を効率に扱い、効果的に術者に提示する目的でコンピュータの高速な演算処理能力及び描画速度を用いバーチャルリアリティ技術によって手術計画を行うシステムが開発されてきている。

しかしながら現状では詳細な術前医用画像は3次元表示等で診断や術前手術計画に用いられることはあっても、術中に積極的に用いられるケースは少ないと言える。一般に執刀医は術前に撮像されたX線CTやMRIなどの断層像の形態データをシャーカッセン等を用いて

時折術中に参照し、知識・経験から術野内部の臓器や血管などの3次元構造を頭の中で推定し手術を行う。この作業には多くの経験と熟練を必要とし、得られる情報は必ずしも他の医師らと客観的かつ定量的に共有できるものではない。また、術場において超音波計測により内部構造を2次元断層像上において確認しながら手術が行われるが、術野を切り開いてみて初めてその内部の3次元構造が把握、理解されることも少なくない。超音波は基本的に臓器に接触して計測する必要があるため、その接触自身による臓器の変形も生まれることになる。また、Carm[71]などの透視のX線装置が術場で用いられるケースもあるが、2次元の投影像から空間的な構造を把握しなければならない。

当然ながら手術の際、実際に切開するまでは皮膚や臓器の中にある血管系を肉眼で見ることができない。そこで手術部位の3次元的空間位置や方向を、画像や数値でリアルタイムに認識できるようにして手術の支援を行う手術ナビゲーションが大きな役割を果たす。また、バーチャルリアリティ技術を応用することで人間の能力を補助し臓器を透視して内部の様子を観察することが可能となる[72]。例えば、手術室の患者の体内構造3次元データをリアルタイムに取り出し、実像と重ねて表示させることで、術中に注意する必要がある術野直下の血管系を事前に画像で確認しながら避け、手術を行うことができるようになる。こういった実際に見えているものとコンピュータ上で構築した画像を同時に表示して内部を透視しているかのように見せる手法はデータフュージョンと呼ばれている。一方で整形外科や脳外科の領域では術前画像を用いたレジストレーションやナビゲーションがかなり臨床的にも利用されるようになってきている。これはCT撮像において硬組織である骨領域は周囲の軟組織に比して著しくX線吸収率が異なるため、セグメンテーションが容易であること、骨格部位や脳は術前画像と術中での位置のずれが少ないためナビゲーションしやすいなどの理由があげられる。

今後このようなVR技術を応用した手術ナビゲーションが一般外科領域・内視鏡下手術・ロボット手術に適用されていくことが求められている。そのためには以下のような新たな技術の開発が必要となる。

- 一般外科領域にナビゲーションの領域を拡大するためには、術中の体位変化に応じて容易に位置と形を変える肝臓などの軟性臓器に対し、これを定量的かつ高速に形状計測可能であること。
- 内視鏡下手術での応用では上記の機能を内視鏡下に行えることが必要となる。
- ロボット手術での応用では手術ロボット本体の運動学を考慮し、術中の臓器幾何情報と統合管理した上で内視鏡画像で観察可能な鉗子部だけでなく、アーム間での干渉など術中の手術ロボット全体の状況が術者に提示できることが求められる。

上記のような機能を実装することは、現在骨領域で確立しつつある手術ナビゲーションを軟



性臓器に対しても変形に対応して行う上で欠かせないプロセスであり、今後の手術支援技術の発展に貢献する要素となると考える。

### 術中幾何情報を用いた手術ロボットのナビゲーション

手術用ロボットではその目的から下記の 4 点について産業用ロボットと大きく異なる [73].

- 直接患者に接触する
- 処置内容や作業内容が一律でなく常に変化する
- 実行に際して、動作の試し及びやり直しができない
- 特別な専門家でなくとも容易に操作できる必要がある

常に変化する術野の状況を把握し、手術ロボットの操作性を最大限に生かすためには内視鏡下で対象部位の術中情報を取得することは有益であると考えます。また、患者の安全を考慮し、その情報が手術ロボットと臓器の不用意な衝突の回避などに役立てられる形で処理できることは重要である。

現行の手術ロボットは従来の鉗子と比べて人間の手指の動作に近い能動鉗子の動きの良さから良好な手術成績が報告されているが、マン・マシンインターフェイスについてはまだ以下のような改善の余地があると考えます。

- 立体内視鏡を用いているため 3 次元の情報を術者にシステムとして与えているが、左右の目に視差のある映像をそれぞれ一画面ずつ表示するもので奥行き情報を得る際には術者の知覚能力に依存している。
- 手術ロボットのスレーブの操作は術者がマスタを操作した結果から再現されるスレーブの動きをモニタを通じてみることで完結する。つまり術者の目による知覚能力に操作性が完全に依存しており、術者は常に緊張を余儀なくされる。
- 視野の外での予想外のロボットと臓器との干渉の危険性があり、安全性を確保するためのバックアップがない。

マスタスレーブのインターフェイスだけでは以上のような問題点があり、操作に関して術者の負担が大きい。確かにスレーブロボットは術者の動かしたマスタへの操作通りの動きをするが、直接操作方式であるため逆に術者が誤った操作をした場合にもそれを忠実に再現することで臓器を傷つけてしまうことも想定できる。今後手術ロボットの一般手術室への普及には、すべての医師がロボット操作に習熟しているとは考えにくい。安全性を保ちながら直感的にロボットが誘導できるインターフェイスが必要である。これを改善する仕様として次のような項目があげられる。

- 内視鏡下で術中に対象部位の 3 次元幾何情報を抽出し、数値として管理することで手術ロボットと臓器の不用意な衝突回避等に役立てられること。

- 視野外の臓器幾何形状をレジストレーションすることで内視鏡の視野の狭さを改善できること。
- 直感的に内視鏡画像上でロボットを誘導したい場所を指定でき、絶対的な3次元位置に誘導できること。

上記のような支援システムが完備されれば、手術ロボットが導入された場合に術者の負担を軽減することができる。特に3)は非マスタースレーブの操作方式であり、常に術者がモニタに写るスレーブの動きに注目しながら誘導していく必要がない。今後、遠隔手術支援技術の発展が期待されるが、現在のマスタースレーブの操作方式ではデータ通信に遅れが伴うため、現段階では有効な操作性を得ることは困難である。3)のような非マスタースレーブ式のインターフェイスの場合は最終的に到達したい座標値を送るだけでよい。また、その座標値を抽出するのに直感的なインターフェイスがあれば、術者と術野との遠隔的な距離を縮める有力な支援システムとなる。

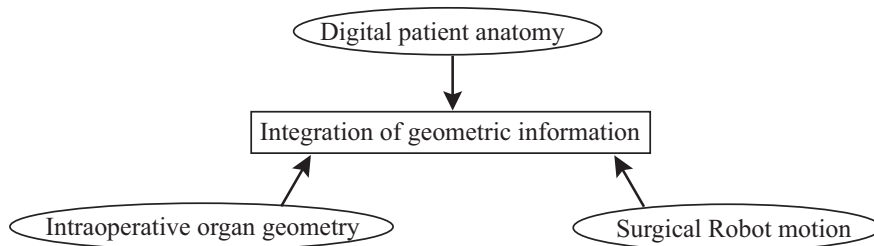


Fig.2.3 Integration of geometric information for robotic surgery navigation

腹腔鏡下手術での低次元化された鉗子操作を行う上で手術ロボットを導入するメリットはその鉗子操作の器用さが一番にあげられるが、加えてロボットが把持する鉗子の位置・姿勢などの数値的位置情報を既知のものとして容易に扱える点にもその有効性があると考えられる。現在のマスタースレーブインターフェイスではその手術ロボットの数値的な運動幾何情報は活用されていないのが現状であり、操作に関しては人間の視覚と感覚に頼ったインターフェイスとなっている。Fig.2.3に示すように手術ロボットのナビゲーションに関しては術前の患者内部断層データと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が理想的である。術中臓器の数値幾何情報を獲得することができれば手術に関わる腹腔内の位置情報が全てそろったこととなる。これにより幾何計算処理を用いて術中臓器と操作に関わる鉗子の位置関係を監視するセーフティマネージメントを行うことが可能となり遠隔的なロボット手術環境においても安全性をバックアップする支援技術となる。

		Surgical geometry	
		Pre-operative	Intra-operative
Open surgery	Patient anatomy   ⊙ CT/MRI	Surgeon's manual motion	×
		Hard tissue geometry	⊙
Laparoscopic surgery		Soft tissue geometry	☆
		Camera & forceps motion	⊙
Robotic surgery	Robotic motion planning   ☆ (Chap6)	Organ geometry	☆
		Surgical robot motion	⊙
		Organ geometry	☆
		Integration of geometry	☆
		⊙	Existence of standard method
		☆	Challenging issue of development
		×	Difficulty of development

Fig.2.4 Positional sensing possibilities and composition of this thesis

## 2.3 必要となる要素技術と本論文の構成

前節までに外科手術とくに低侵襲手術における術中幾何情報の重要性および手術ロボットのナビゲーションへの応用について述べた。Fig.2.4に開腹手術・腹腔鏡手術・ロボット手術における手術操作に関わる幾何情報の現状の獲得方法と本論文の構成との関係をまとめた。まず、術前の患者の解剖学的な内部構造は関連研究の項でも説明の通りCT・MRIともにその画質・解像度等の面において十分にその情報を獲得可能となっていると言える。次に開腹手術では対象組織に対して術者の両手による操作がなされるがこの操作情報を正確にセンシングする計測装置はまだない状況である。マーカ等を取り付け手の動きを計測する研究はなされているが、実際の手術において術者が不自由を感じずに従来の手技を行える状況で10本の指の巧みな動きを定量化するセンサの開発には当分時間を要すると考えられる。操作される対象である幾何情報については硬い組織の場合には磁気センサやマーカ型光学センサ等を取り付けることによってその位置情報の獲得が可能となっており現在の標準的な方法論がある。体位により容易に位置・形のシフトがなされる軟らかい組織に対しての形状計測の手法は未だ確立されておらず、本論文では第5章で開発を行った。腹腔鏡手術では腹壁上のトロカールを経由し腹腔鏡および長尺鉗子を用いて手術操作を行うがこの幾何学的な運動の情報は磁気センサ・マーカ型光学センサ等により計測が可能である。腹腔鏡下の対象臓器に対しては標準的な手法は確立されておらず、腹腔鏡画像からのインタラクティブな3次元位置計測については第3章で3次元形状とテクスチャ計測については第4章でまとめた。ロボット手術の際にはロボットの術中の運動がその機構・運動学に依存することから術前のロボット手術のセットアッププランニングを行うことが有効であると考え第6章でその研究を行った。ロボットの術中の運動に関してはエンコーダからの各関節角度によりその運動の情報を得ることができる。また、前節に述べたロボット手術ナビゲーションのため、術中のロボッ

トの運動と腹腔鏡下の対象臓器の幾何情報との統合管理については第7章での内容として構成されている。

ここまでは各章立てが本論文全体の中でどこの位置づけとなっているかについて述べた。改めて章番号順に内容をまとめると以下のようなものである。

まず、本研究で必要となる要素技術は腹腔鏡画像において3次元情報を抽出することである。遠隔的な操作が求められる腹腔鏡下手術において有効なインターフェイスとするためには、これをリアルタイム性とインタラクティブ性を両立したシステムとして実装する必要がある。高速な画像情報によるビジュアルフィードバックを実現するため、ガルバノメータによるレーザスキャニングと高速カメラ画像を用いることとした。術者が内視鏡画像中で指示したい部位を直感的にタッチパネル上で入力することで、レーザマーカをその注視点まで誘導し、そこまでの距離を提示する3次元位置指示インターフェイス機能をもつレーザポインティング内視鏡を第3章にて開発する。

レーザポインティング内視鏡では内視鏡画像中の任意の箇所の3次元位置座標を抽出することが可能であるが、術中の臓器変形を獲得するためにはより高速に参照点の3次元位置をサンプリングする必要がある。また、それがどこの部分の形状であるかが大切な情報となる。そこでラインレーザによるスキャニングと腹腔鏡画像を用いたテクスチャマッピングを行い、3次元計測とその可視化の並列処理を可能とするレーザスキャン内視鏡システムを第4章にて開発する。また、この術中幾何情報を用いることによって術前の詳細な医用画像を術中視野に対してレジストレーションする際の手がかりとなる。

第5章では、PCプロジェクタと汎用のDVカメラを用い開腹手術に適した術中生体変形計測法の開発についてin-vivo実験での結果と共に述べる。頭蓋骨・大腿骨などの硬組織に対するナビゲーションでは離散的に得られる数点のマーカの位置情報を用いることにより剛体である対象の位置及び姿勢の計測が可能である。しかしながら体表・肝臓など容易に形と位置を変える軟組織に対してのナビゲーションでは、その変形状態をサーフェスデータとして時系列に計測可能な位置センサが必要となる。

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可能範囲が限定されるため、症例に応じて適切なセットアップ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。VR技術と逆運動学計算を用いたロボット手術のための術前プランニングシステムについて臨床データを用いた手術ロボットのセットアップシミュレーション結果と共に第6章において述べる。

内視鏡下にて取得された3次元幾何情報を有効に利用することで、術中状況のモニタリング及び手術ロボットと臓器との定量的な衝突回避管理などさまざまな新しい支援技術を提案す

ることが可能となる．例えば手術ロボット操作支援として直接的に取得された目的部位までの3次元位置情報を入力することにより手術ロボットの誘導を行う非マスタースレーブ操作を行えるようになる．第7章において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として in-vivo 実験での結果と共に述べる．

以上のような手術ナビゲーションシステムを開発する際，より工学的に機能のよいものを開発することに重点をおくことも重要だが，最終的に手術の現場でいかに効果的に術者にナビゲーション画像を提示するかということも実用上非常に重要な要素となってくる．そこで第8章では今後の展望として，生体情報モニタ・麻酔器・人工呼吸器・無影灯などさまざまな機器が取り巻く空間的に制限された手術室での使用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る．また，試作したビデオシースルー型データフュージョンディスプレイの開発について基礎実験結果と共に説明する．また全体を通しての考察を本章にまとめた．

第9章では本論文の結語を述べる．



## 第 3 章

# レーザポインティング内視鏡システム

### 3.1 はじめに

序論に述べた背景からここでは内視鏡下外科手術において術者の負担を軽減するインターフェイスとして、術中に関心部位の 3 次元座標及び対象領域の 3 次元形状を獲得するレーザポインティング内視鏡システムを開発する。ガルバノレーザスキャナと 955fps 高速度カメラを用いることで高速に手術対象の 3 次元形状及び位置を計測し、仮想空間上に登録する術中レジストレーションを実現する。術者が内視鏡画像中の指示したい部位を直感的にタッチパネル上で入力することで、レーザマーカをその注視点まで誘導し、そこまでの距離を提示する 3 次元位置指示インターフェイスを提供する。以上のシステムを用い in-vivo 実験を行い本システムの有効性を検証する。肝臓など容易に形と位置を変える軟性臓器の手術において、術中に対象部位の 3 次元幾何情報を獲得可能なシステムを開発することは重要である。本システムは術中ナビゲーションなどさまざまな新しい支援技術の基盤となると考える。

### 3.2 システム構成

Fig.3.1 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根元でガルバノスキャナによって走査される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。また内視鏡画像に対してタッチパネル上から入力した注視点にレーザマーカを誘導し、その 3 次元距離を抽出する。

開発したプロトタイプを Fig.3.2 に示す。PC から DA ボードを介してスキャナドライバに信号を送り、ガルバノミラーの角度を制御することでレーザビームを走査する。本研究では General Scanning 社製クローズドループタイプスキャナ (G120DT) を用いた。Table 3.1 に

諸元を示す．正確な位置制御のフィードバックを与えるポジションセンサを内蔵し，鋸歯状波・矩形波等さまざまな入力信号に対し高速・高精度に追従走査可能である．約 1kHz の入力に応答することができる．このガルバノスキャナ本体に対しサーボドライバ (MiniSAX) を接続し，PC から DA ボードを介してこのサーボドライバにパン・チルト方向それぞれのアナログ位置信号を与えることでレーザビームを駆動している．このサーボドライバには温度制御モジュール回路が内蔵されており，周囲の温度ドリフトによるスキャナのゲイン変動に対応できるようになっている．またこのスキャナにはシルバーでコーティングされたミラーが取り付けられている．450nm ~ 700nm の波長の光に対して反射率は 96 % である．

レーザとスキャナと硬性鏡は一体化しており，走査されたビームが先端から出ようになっている．レーザは箱の中に入っていて，硬性鏡の根元で走査されたビームが先端から出ようになっている．万が一スキャナが暴走した場合でも，硬性鏡にはレーザが入射せず外にレーザが漏れないので，安全性も確保される．半導体レーザは波長 670nm で出力は約 100mW であるが，硬性鏡を通過することによって出力は半分の約 50mW となる．スコープ先端からのレーザスキャン走査角は約 35 度である．

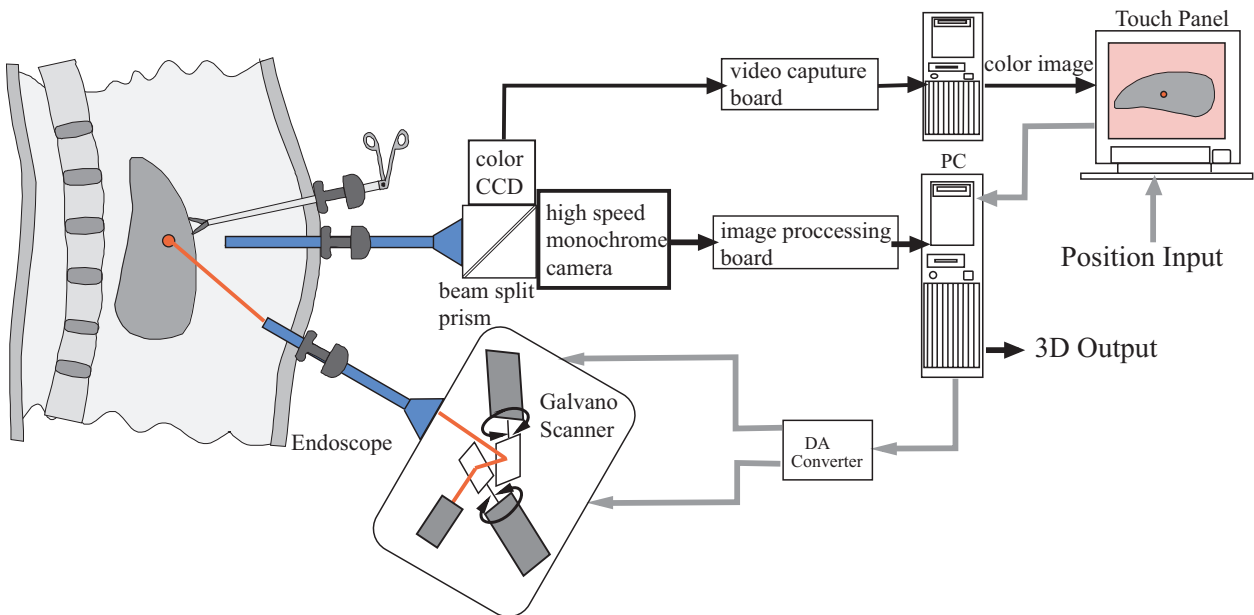
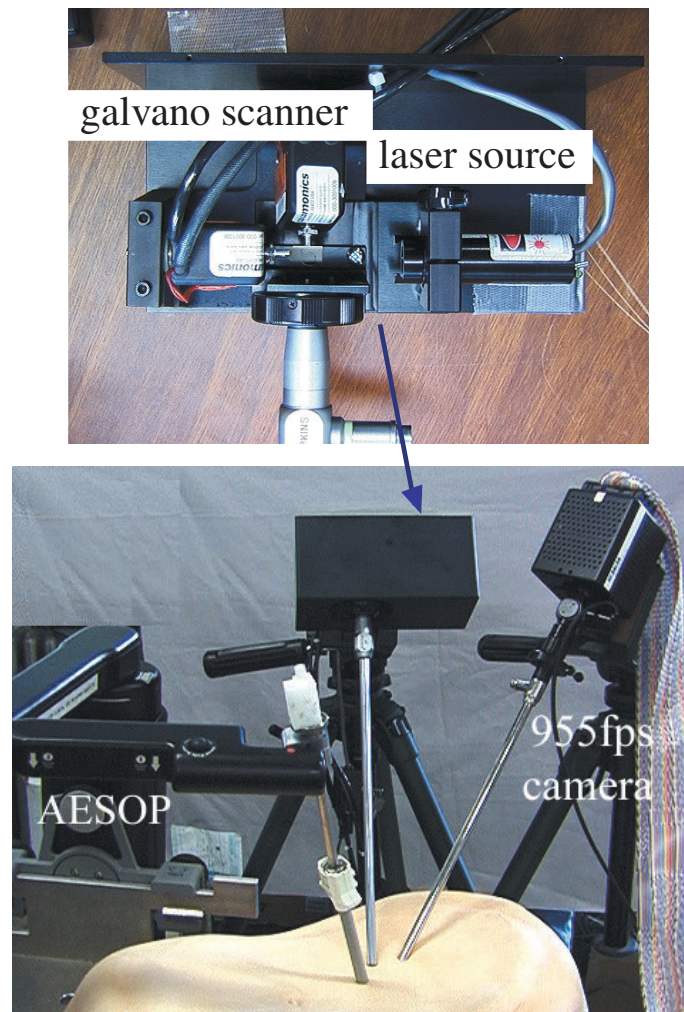


Fig.3.1 Laser pointing endoscope: system configuration





**Fig.3.2** Laser pointing endoscope: the developed prototype

**Table.3.1** Spec of galvano scanner

	G120GT
Maximum optical angle (degree)	+/- 20
Inertia(gcm <sup>2</sup> )	0.028
Jitter(μ radian)	100
Resistance of coil(Ω)	2
Inductance of coil(mH)	1
Maximum Torque(Nm)	0.025
linearity	± 0.3 %
Offset drift	± 30 μ radian/
Gain drift	± 0.015 %/
Temperature condition	16 ~ 40

レーザが指示した点を高速度カメラ (DALSA 社製 CA-D6 256w) 及び画像処理ボード (CORECO 社製: Viper-Digital) を用いてトラッキングし2次元の位置情報を得る。本研究で用いた高速度カメラのスペクトラル応答を Fig.3.3[74] に、試作したカメラ系ユニットの写真を Fig.3.4 に示す。高速度カメラは赤色レーザの波長 670nm の光学系に対して十分な応答性を持ち、解像度  $256 \times 256$  の 8 ビット濃淡画像を秒間 955 フレーム取得する。カメラ스코プの画角は約 55 度である。

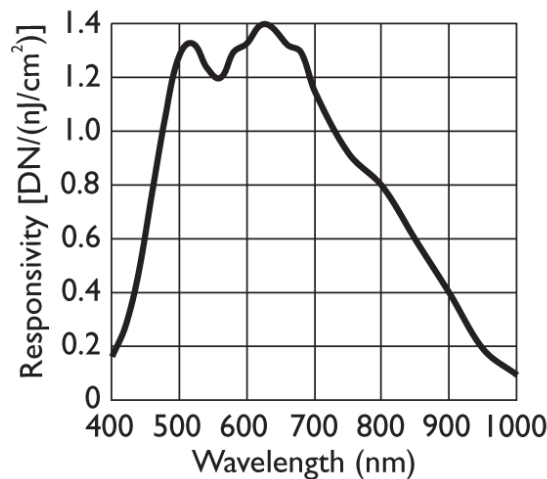
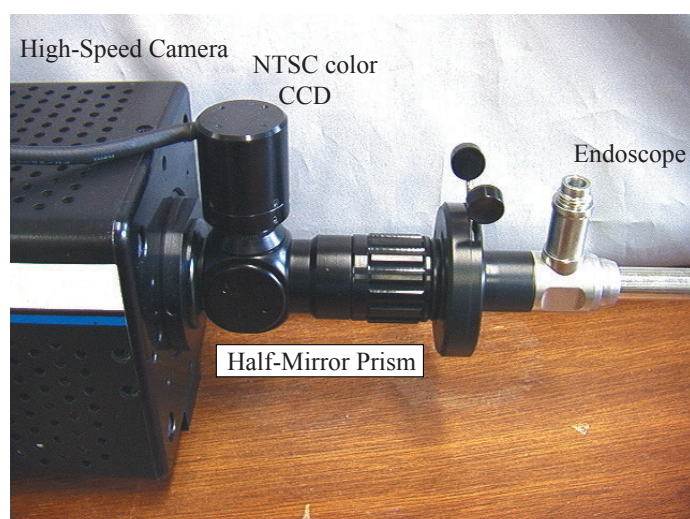


Fig.3.3 High-speed camera spectral response

また、高速度カメラは受光素子をリフレッシュするスピードがかなり速いため、白黒画像であると同時に画像の明るさが失われ術者に提示する画像には向いていない。ここでは Fig.3.1 のようにハーフミラーを有する特殊ペンタプリズムを用いた1眼2カメラの立体視用内視鏡を改造し高速カメラ、NTSC カラーカメラの両方で同じ画角の画像を取り込む。術者にはカラー画像を提示し、3次元位置計算用には高速カメラからの画像を使う。NTSC カラー画像はビデオキャプチャボードによってPCに取り込まれ、タッチパネルモニターに写し出される。高速度カメラの画像は100MB/secを越える転送速度でPCIバス上の高速画像処理ボード CORECO 社製 Viper-Digital に取り込まれる。ボード上の画像メモリに取り込まれた画像に対してCPUで演算処理を行い、レーザマーカの画面上での位置検出を行う。



**Fig.3.4** Dual-head camera of high-speed camera and NTSC color CCD

### 3.3 カメラ系及びレーザ系パラメータ同定

カメラで計測された画像データを利用するためには2種類のパラメータを同定する必要がある．一つは内部パラメータと呼ばれ光学系レンズの歪み，焦点距離，光学中心といったカメラ固有のパラメータである．もう一つは外部パラメータと呼ばれ，カメラの位置，姿勢といった測定するたびに同定し直す必要があるパラメータである．外部パラメータについては本研究ではレーザ系，カメラ系それぞれにとりつけた光学マーカ (OPTOTRAK) を検出することでそれぞれの位置，姿勢を同定している．発光マーカの検出精度は RMS 誤差 0.1mm，分解能 0.01mm である．レーザ系についてもガルバノミラーの位置関係や硬性鏡を通して変化する光学系固有のパラメータを同定しておく必要がある．本節では，それぞれの内部パラメータについて，その性質と同定法を述べる．

#### 3.3.1 腹腔鏡のレンズ歪み補正

腹壁に空けた小穴を介して腹腔で，できるだけ広い視野を得ようというのが腹腔鏡の特性であり目的である．そのため腹腔鏡はステンレスの筒の中にリレーレンズとよばれる球状レンズを軸方向に連ねた光学系となっており，照明用に光ファイバー束がリレーレンズを取り巻くように組み込まれ外部から白色ハロゲン光を導けるようになっている．結果として広視野を得られるが，反面大きな収差から生じる幾何学的歪みが生まれる．特にこのような広角レンズでは非線形歪みが大きく [75]，内視鏡画像を用いて幾何学的形状を測定するためにはこの歪みの影響を同定しておく必要がある．本研究ではレンズの歪みは画像の中心から放射状に歪むものと仮定するラジアルディストーションモデル [76] を用いた補正を採用した． $(x, y)$  を補正前の画面上の座標， $(x', y')$  を補正後の座標とするとラジアルディストーションモデルは次式のように表せる．

$$r = \sqrt{(x - x_c)^2 + (y - y_c)^2} \quad (3.1)$$

$$r' = r + a_1 r^2 + a_2 r^3 + \cdots + a_n r^{n+1} \quad (3.2)$$

$$x' = x_c + r' \cos \theta \quad (3.3)$$

$$y' = y_c + r' \sin \theta \quad (3.4)$$

$$\theta = \arctan\{(y - y_c)/(x - x_c)\} \quad (3.5)$$

ここで， $(x_c, y_c)$  は画像中心， $r, r'$  は補正前座標，補正後座標における画像中心からの距離とする． $a_n$  は歪み補正係数である．同定の手法として通常は方眼紙などの紙の上に書かれた格子状に並んだ点を撮影するが，本研究の光学系では高速カメラを用いているため CCD の

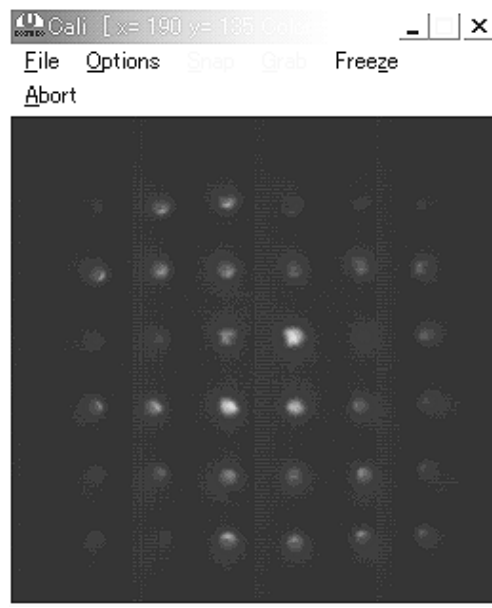


Fig.3.5 The distorted Image by the endoscope

リフレッシュスピードが速いこと，ビームスプリッタを介していること，また硬性鏡自体が光を導きにくい構造となっているためかなり画像の明るさが失われる．そのため照明を強くしても普通の紙などに書かれた参照点ではそれを認識することはできなかった．そこで方眼紙に穴を空け，裏側から格子状に並んだ指向性の高い近赤外発光ダイオード（波長 880nm，出力 5mW）をレンズに向かって照射することによって参照点として認識させた．Fig.3.5 に高速カメラで撮影した歪み補正前の格子点の様子を示す．

1つの参照点に対して1つのダイオードが必要であったため，参照点を十分とれたとは言えないが全部で 36 点の格子点を撮影し，画像上での画像中心からの距離  $r$  と対応する点の実際の紙面上での中心からの距離を計測した．実際の紙面上での距離を画像上でのスケールに変換することで，歪んでいない場合の画面上での中心からの距離  $r'$  が計算できる．参照点に対する  $r$  と  $r'$  の比の分布を最小二乗近似した結果，関係式 (3.6) が得られた．

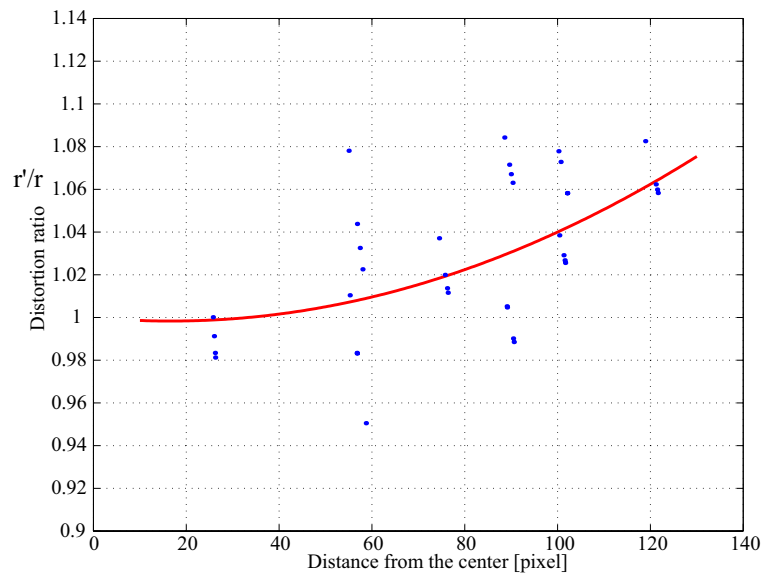
$$r' = r + a_1 r^2 + a_2 r^3 \quad (3.6)$$

$$a_1 = -2.0 \times 10^{-4} [1/\text{pixel}] \quad (3.7)$$

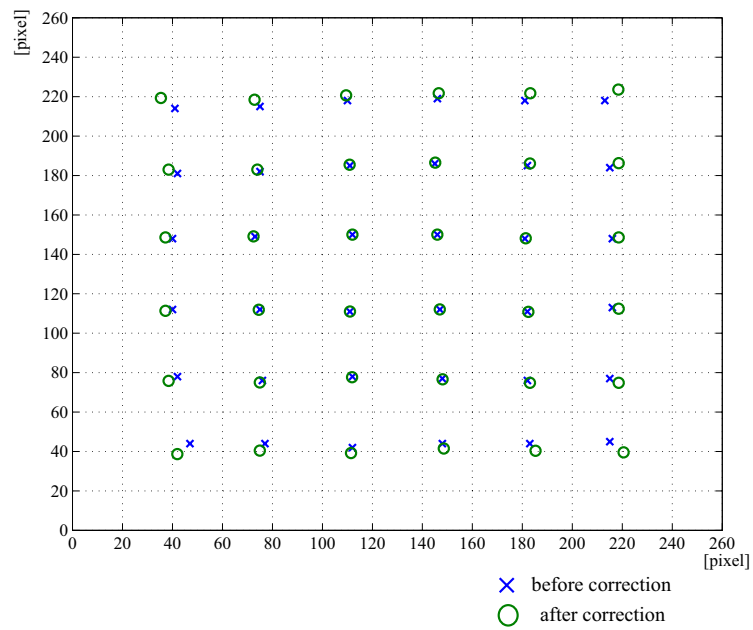
$$a_2 = 6.0 \times 10^{-6} [1/\text{pixel}^2] \quad (3.8)$$

式 (3.6) のように 3 次の項まで近似した．この式による補正前後の格子点の変化を Fig.3.7 に示す．参照点 36 点での補正であったが，格子点がほぼ均等に並ぶように補正が行えた．

一般に内視鏡画像からの映像は常に歪みを伴うが，画像処理などによって抽出された画像上での座標に対してこれを幾何学的計算等に用いる際，常に補正した値を用いることで非線



**Fig.3.6** The ratio of the distorted distance to the actual distance



**Fig.3.7** Calibrated points for optical distortion

形な歪みのある内視鏡を介しても正確な透視変換行列を得ることができる．以下の焦点距離のキャリブレーション [77][78] では上で求めた補正值を用いる．

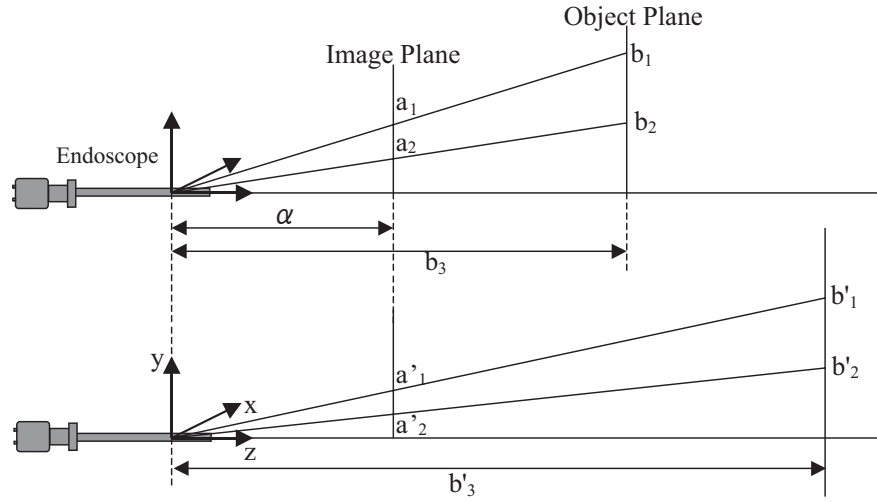


Fig.3.8 Identification of the origin in camera coordinate

### 3.3.2 カメラキャリブレーション

レンズ自体の歪み補正の次に焦点距離，光学中心を同定する必要がある．まず，カメラ座標系と画像面との対応を考える前にカメラ座標系の原点を同定しておく．

Fig.3.8 のようにカメラの光軸と直交し，カメラとの距離が異なる 2 枚の対象面上の参照点を考える．実際には方眼紙上にあてたレーザポイントを参照点とした．Fig.3.8 において， $b_1, b_2$  は対象面上の参照点の  $x$  座標， $a_1, a_2$  はそれに対応する画像面上の点の  $x$  座標である．2 回計測することによって，

$$k \equiv \frac{a_1 - a_2}{b_1 - b_2} = \frac{\alpha}{b_3} \quad (3.9)$$

$$l \equiv \frac{a'_1 - a'_2}{b'_1 - b'_2} = \frac{\alpha}{b'_3} \quad (3.10)$$

のように得られる．したがって，

$$b'_3 - b_3 = \left(\frac{1}{l} - \frac{1}{k}\right)\alpha \quad (3.11)$$

$$\alpha = \frac{b'_3 - b_3}{l^{-1} - k^{-1}} \quad (3.12)$$

となり，式 (3.12) から焦点距離  $\alpha$  が求まる．さらに，式 (3.11) より  $b_3$  が計算できるのでカメラ系の原点が特定できる．原理的には上の方法だけで焦点距離まで算出できるが，高速カメラを含む本研究の光学系ではレーザポイントなどの極めて明るい光点しか認識できず，方眼紙などを使った受動的な参照点パターンがつかれない．このため，距離を変えた 2 枚の対象面上に十分な数の参照点をとることは非常に手間がかかる．そこで，上の方法で数個の参照点によりカメラの原点だけを同定し，改めて原点からの距離のわかった 1 枚の対象面上の十分な数の参照点に対して画像面との対応をとり，焦点距離及び光学中心をキャリブレーション



ションするという方法を採用した。測定により，カメラ系では実際の腹腔鏡の先端から 1.7mm，レーザ系の腹腔鏡では先端から 6.925mm 内部に入ったところが光学系原点であることがわかった。

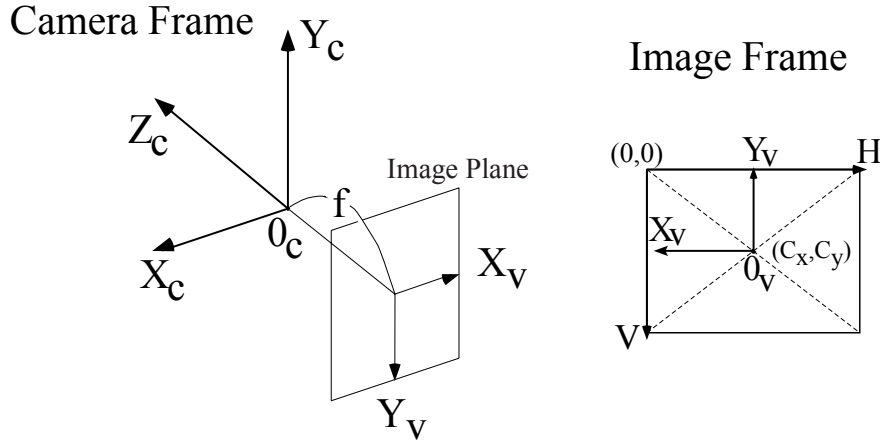


Fig.3.9 Calibration model

Fig.3.9 のように 3 次元空間内にある点 P の位置をカメラ座標系において

$${}^c p = \begin{bmatrix} x_c & y_c & z_c \end{bmatrix}^T \quad (3.13)$$

と表す。カメラレンズの焦点距離を  $f$  とすると， ${}^c p$  は透視変換により画像上の 2 次元座標値  $[x_v \ y_v]^T$  に次式のように変換される。

$$\frac{x_v}{f} = \frac{x_c}{z_c}, \quad \frac{y_v}{f} = \frac{y_c}{z_c} \quad (3.14)$$

高速カメラの画像上のピクセル値  $[H \ V]^T$  と撮像面内の 2 次元座標値  $[x_v \ y_v]^T$  との関係は撮像面とカメラ光軸が交わる点のピクセル値を  $[H_0 \ V_0]^T$  とし，画素単位から 2 次元座標値の単位 [mm] への変換係数を  $s_x, s_y$  とすると，

$$s_x x_v = H_0 - H, \quad s_y y_v = V_0 - V \quad (3.15)$$

となる。

式 (3.14)- 式 (3.15) から次式を得る。

$$C\psi = h \quad (3.16)$$

$$C \equiv \begin{bmatrix} -x_c & 0 & z_c & 0 \\ 0 & -y_c & 0 & z_c \end{bmatrix} \quad (3.17)$$

$$\psi \equiv \begin{bmatrix} s_x f & s_y f & H_0 & V_0 \end{bmatrix}^T \quad (3.18)$$

$$h \equiv \begin{bmatrix} z_c H & z_c V \end{bmatrix}^T \quad (3.19)$$



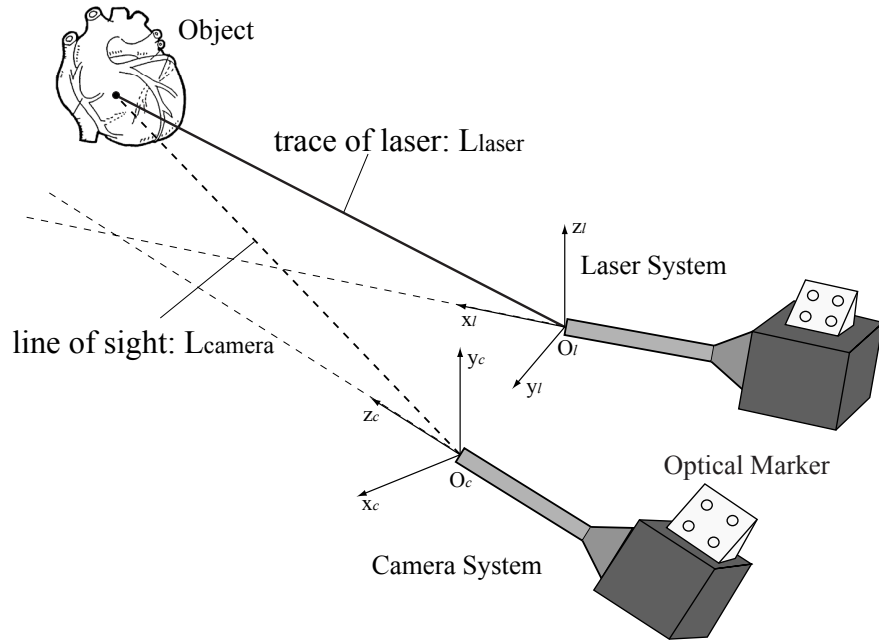


Fig.3.10 Laser and camera coordinate system

$\psi$  はカメラ座標系から画素単位への変換パラメータであり，キャリブレーションにより定める．既知の点  ${}^c p = \begin{bmatrix} x_c & y_c & z_c \end{bmatrix}^T$  に対して  $\begin{bmatrix} H & V \end{bmatrix}^T$  を計測し  $C$  と  $h$  を計算する．この計測を  $N$  回行い， $i$  番目の計測値を  $C_i$ ， $h_i$  とする．これらの関係は

$$\bar{C}\psi = \bar{h} \quad (3.20)$$

$$\bar{C} \equiv \begin{bmatrix} C_1 & \cdots & C_N \end{bmatrix}^T \quad (3.21)$$

$$\bar{h} \equiv \begin{bmatrix} h_1 & \cdots & h_N \end{bmatrix}^T \quad (3.22)$$

と表される． $\psi$  の最小二乗推定は  $\bar{C}$  の疑似逆行列  $\bar{C}^\#$  を用いて次式のように求められる．

$$\psi = \bar{C}^\# \bar{h} \quad (3.23)$$

実際には  $N = 50$  としてキャリブレーションを行った．

### 3.3.3 レーザ及び光学系キャリブレーション

レーザは Fig.3.11 のように硬性鏡を通じて臓器上に照射される．硬性鏡先端は腹腔内に挿入され，硬性鏡の後端でガルバノスキャナがレーザを走査する．これによって腹腔内で任意の方向にレーザを照射することができる．硬性鏡の光学系のキャリブレーションを行い，ガルバノスキャナの走査角  $\phi$  と硬性鏡先端でのレーザの出射角  $\psi$  の関係を求める．

$\phi$  と  $\psi$  を次のようにおく．

$$\phi = \begin{bmatrix} \phi_{yaw} & \phi_{pitch} \end{bmatrix}^T \quad (3.24)$$

$$\begin{aligned} \psi &= \begin{bmatrix} \psi_{yaw} & \psi_{pitch} \end{bmatrix}^T \\ &= \begin{bmatrix} \arctan(y_l/x_l) & \arctan(z_l/x_l) \end{bmatrix}^T \end{aligned} \quad (3.25)$$

$\phi$  と  $\psi$  が線形な関係であると仮定し，

$$\psi = \pi \phi' \quad (3.26)$$

と表す．ただし  $\phi' = \begin{bmatrix} \phi_{yaw} & \phi_{pitch} & 1 \end{bmatrix}^T$  とする．カメラキャリブレーションと同様，レーザが指す既知の点  ${}^l p = \begin{bmatrix} x_l & y_l & z_l \end{bmatrix}^T$  と対応する入力角  $\begin{bmatrix} \phi_{yaw} & \phi_{pitch} \end{bmatrix}^T$  の組を  $N$  個とる． $i$  番目の計測値を  $\psi_i, \phi'_i$  とする．これらの関係は

$$\bar{\psi} = \pi \bar{\phi}' \quad (3.27)$$

$$\bar{\psi} \equiv \begin{bmatrix} \psi_1 & \cdots & \psi_N \end{bmatrix} \quad (3.28)$$

$$\bar{\phi}' \equiv \begin{bmatrix} \phi'_1 & \cdots & \phi'_N \end{bmatrix} \quad (3.29)$$

と表される．変換パラメータ行列  $\pi$  の最小二乗推定は  $\bar{\phi}'$  の疑似逆行列  $\bar{\phi}'^\#$  を用いて次式のよう求められる．

$$\pi = \bar{\psi} \bar{\phi}'^\# \quad (3.30)$$

レーザの軌跡直線の方角ベクトル  $l_{las}$  は  $\psi$  を用いて以下のように書ける．

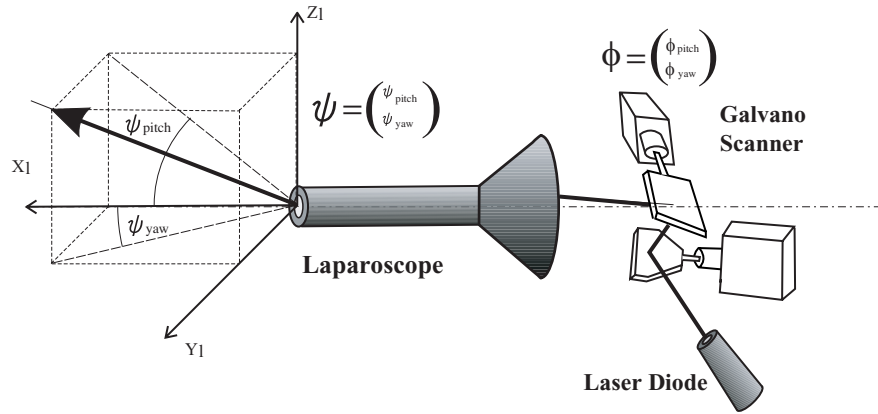
$$l_{las} = \begin{bmatrix} 1 & \tan \psi_{yaw} & \tan \psi_{pitch} \end{bmatrix}^T \quad (3.31)$$

### 3.3.4 3次元位置計測

(3.16) 式を書き換えて

$$D^c p = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.32)$$

$$D \equiv \begin{bmatrix} s_x f & 0 & H - H_0 \\ 0 & s_y f & V - V_0 \end{bmatrix} \quad (3.33)$$

Fig.3.11 input  $\phi$  output  $\psi$ 

を得る．この式を満たす  ${}^c p$  は Fig.3.10 のカメラ座標系で表したレーザマーカの位置である．一方， Fig.3.10 のレーザ座標系で表したレーザマーカの位置はその  $x$  座標値を  $u$  とすると (3.31) 式より

$${}^l p = u l_{las} \quad (3.34)$$

と表される．カメラ座標系からレーザ座標系への同次変換行列を用いると  ${}^c p$  と  ${}^l p$  の関係は次のようになる．

$$\begin{bmatrix} {}^c p \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^c R_l & t_{lc} \\ O_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} {}^l p \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.35)$$

ここでは  ${}^c R_l$  はカメラ座標系からレーザ座標系への姿勢変換行列， $t_{lc}$  はカメラ座標系からみたレーザ座標系の原点の位置ベクトルである．(3.34) 式を用いて (3.32)，(3.35) 式をまとめると

$$M\eta = m \quad (3.36)$$

$$M \equiv \begin{bmatrix} D & O_{2 \times 1} \\ E_{3 \times 3} & -{}^c R_l l_{las} \end{bmatrix} \quad (3.37)$$

$$\eta \equiv \begin{bmatrix} {}^c p & u \end{bmatrix}^T \quad (3.38)$$

$$m \equiv \begin{bmatrix} O_{2 \times 1} & t_{lc} \end{bmatrix}^T \quad (3.39)$$

ここで， $M$  と  $m$  はカメラ画像，ガルバノスキャナの走査角およびキャリブレーションで予め求められた定数によって定まる．カメラ座標系でみたレーザマーカの位置  ${}^c p$  を含む未定数  $\eta$  は最小二乗推定により次のように求められる．

$$\eta = M^\# m \quad (3.40)$$

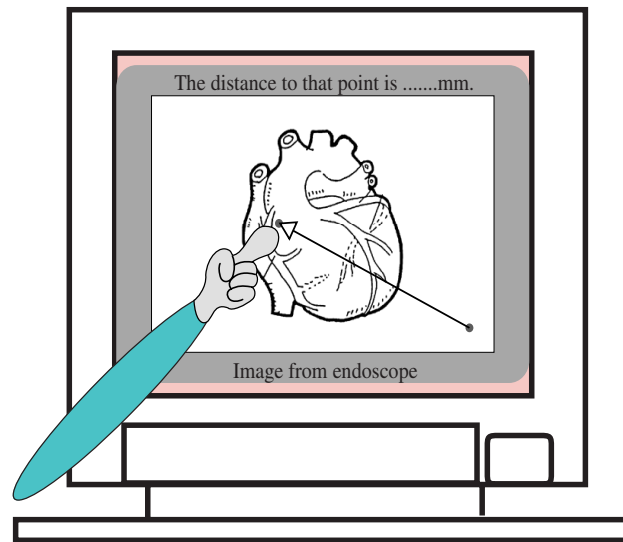


Fig.3.12 3D pointing with touch screen interface

### 3.4 3次元位置指示インターフェイス

内視鏡下手術では遠隔的な操作環境のもとで、術者は意識的に必要な情報を内視鏡画像から抽出する必要がある。術者の疲労を低減し手術環境を快適なものにするためには、必要とされる情報（対象部位までの距離、対象部位の大きさ等）を能動的に抽出することが望まれる。Fig.3.12のように術者が内視鏡画像中で注目したい部位をタッチパネルモニター上でタッチすれば、レーザがその点をポインティングし、計算によってその点の3次元座標を提示する位置指示インターフェイスを開発した。タッチパネルと高速度カメラの画像情報を用いた高速画像処理により、直感的でリアルタイムな座標値獲得が可能になった。

ディスプレイ上でタッチした場所に一致するようにレーザマーカが制御され、カメラ画像上での2次元値とガルバノスキャナの角度情報から3次元位置を計算する。レーザビームの制御には山登り法を採用した。毎フレームごとにレーザマーカの現在位置と目標点の間の画像面上での偏差ベクトルを計算し、その偏差の大きさに応じてFig.3.13のようにレーザを偏差ベクトルの方向に振ることで目標点に漸近させる。画像上での目標点と指示点の差が閾値以下になったところで一致したとみなす。

高速度カメラとNTSCカラーカメラの視野を対応させることで、タッチ入力とはNTSCのカラー画像に対して行い、上記のレーザビームの制御は高速度カメラの画像情報を用いることを可能にした。

直接臓器に触れることのできない遠隔的な内視鏡下手術において、本システムは術者と術野との間のインターフェイスとして有効である。例えば、注目点の指示により3次元位置を獲得し手術ロボットの誘導に用いることができる。また、遠隔的手術での遠隔地のアドバイ

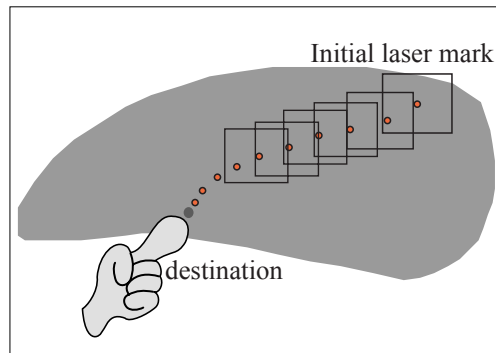


Fig.3.13 Convergence of laser mark in endoscopic image

ザーが注目すべき領域を実体上で輪郭線で囲むなどして手術室の術者とコミュニケーションすることができる。さらに将来的には、レーザメスなどを光学的に走査する技術としても発展させることができる。

#### 高速度カメラと NTSC カラー CCD の対応

タッチパネルに提示しているのは NTSC カラー CCD の画像で、操作者はレーザポイントしたい場所をタッチ入力する。しかし、レーザをここでの目的点に高速に収束させるためレーザの位置を毎フレームごとに検出しているのは高速カメラの CCD( $256 \times 256$ ) である。レーザは高速カメラの画像平面上での現在地と目標点の偏差ベクトルをもとに駆動される。NTSC カラー CCD 上での位置を高速カメラの CCD 上での位置に対応づける必要がある。タッチパネルは PC の画面 (たとえば  $1024 \times 768$ ) 上での値を返すので、PC 画面とカラー CCD との対応も考える必要がある。

ハーフミラーで同じ画角にはいる映像を両 CCD で取り込んでいるが、CCD 自体の大きさの違い及びそれぞれの光学系のバックフォーカスの差があるため実際に取り込んでいる範囲にも違いがある。実際の取り込み範囲を調べてみると Fig.3.14 のような関係にあった。カラー CCD の取り込み範囲を基準にして高速カメラ CCD が取り込んでいる範囲を表している。高速カメラの CCD は  $256 \times 256$  なので、この比率から推定するとカラー CCD は  $476 \times 362$  となる。高速カメラマシンの PC の解像度が  $640 \times 480$  であると Fig.3.15 のようなエリアを実際に取り込んでいると考えればよい。あとはカラー CCD の画像をビデオキャプチャしているマシンでもこの PC 画面の解像度と取り込み範囲の比率の関係を高速カメラマシンと相似にしてやればよい。ビデオキャプチャマシンの解像度が  $1024 \times 768$  だとするとビデオキャプチャの画面上での表示サイズを  $762 \times 579$  とすればスケールの対応関係がとれ、タッチ入力の値をそのまま高速カメラ画像上での入力とすることができる。

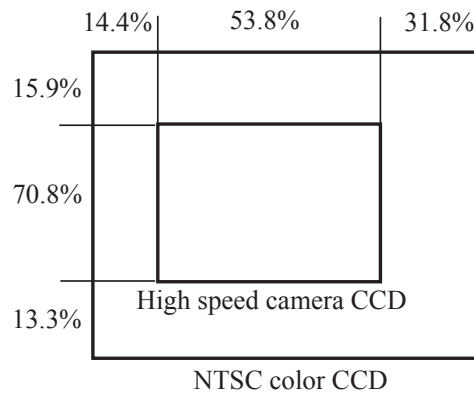


Fig.3.14 Captured area by high speed camera CCD and NTSC color CCD

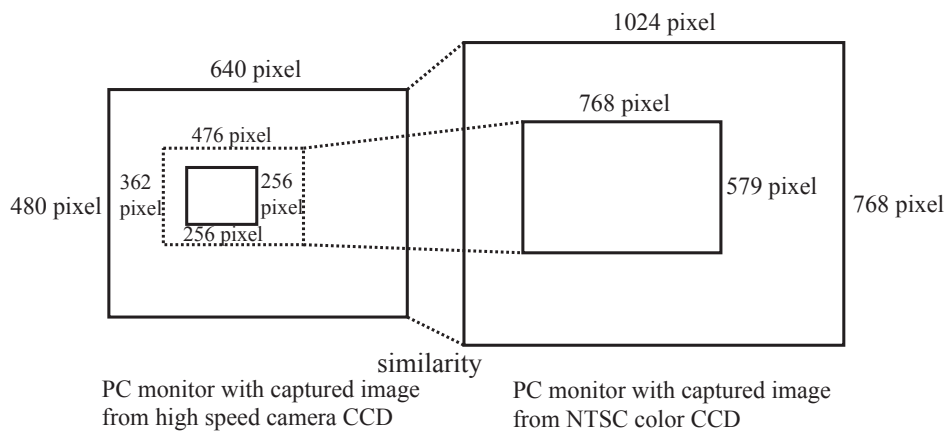


Fig.3.15 Similarity to keep the same scale of images

## 3.5 幾何形状の獲得

### 3.5.1 スキャン処理

レーザマーカを走査していくことで、点の集合として対象物の幾何形状を計測することができる。高速カメラを用いることで1秒間に約955フレーム分のデータを取得する。1GHzのCPUを用いて1.2msのサンプリングタイム中に1点あたりのレーザの走査、マーカの探索処理、腹腔鏡レンズ歪み補正、3次元位置の再構成を行っている。フレーム間で少しずつレーザの走査を行うことで対象の形状に依存するカメラ画像上のレーザポイントの2次元位置の追跡を行う。

Fig.3.16に1フレームあたりにする仕事と前後のフレームの関係を示す。ScanのところではDAボードからスキャナに信号を送るが、スキャナの応答の遅れの影響で実際にレーザポイントが動く前に、高速カメラが画像をメモリに取り込まないようにするため、Scanと高速カメラでのCaptureの間に探索処理計算やレンズ歪み補正、3次元位置計算の仕事をさせるようにした。Fig.3.16のように*i*フレームでの探索は*i-1*フレームで取り込んだ画像に対して

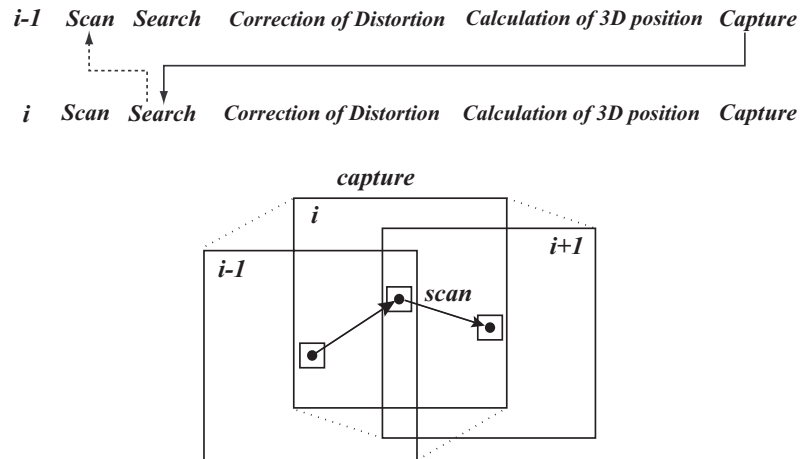
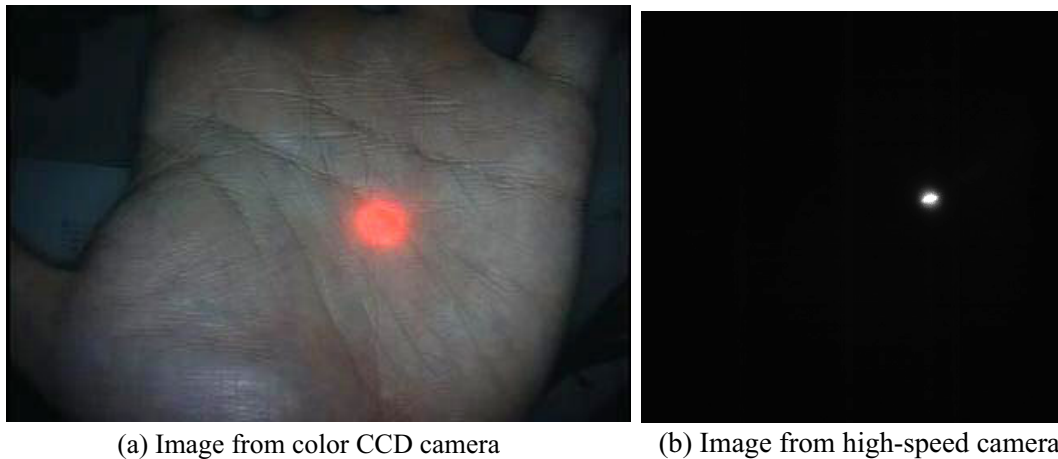


Fig.3.16 Tasks per frame

行っており、 $i-1$  フレームで走査されたレーザポイントの位置を検出している。 $i-1$  フレームでスキャナへ出力した指令値と  $i$  フレームで検出されたレーザポイントの画像上での位置を補正したものから 3 次元位置を算出している。

### 3.5.2 レーザ光点の検出

上記の手順でレーザポイントを毎フレームごとにトラッキングしながら、レーザを走査していく。レーザポイントのトラッキングを行う際にはレーザビームの軌跡直線と対象との交点の 3 次元位置を正確に計算するため、レーザ光点の重心位置を獲得する必要がある。本研究ではレーザビームが照射された腹腔内の画像を通常のデジタルカラー CCD カメラとビームスプリッタを用いた光学系により同じ視野の画像を高速度カメラでも獲得するシステムとなっている。Fig.3.17 にそれぞれの画像の特徴を比較するため、手のひらに対して出力 50mW、波長 685nm のレーザビームを照射した際の同じ瞬間の様子を示す。両画像とも全く画像処理を行っていない原画像である。共に同じ腹腔鏡を介して得られた画像だが画像処理前の段階で全く異なる性質の画像である様子がわかる。カラー CCD カメラでは NTSC の秒間 30 枚の画像を得るため露光時間はほぼ 1/30 秒となる一方高速度カメラでは 955fps の場合では 1/955 秒以下の露光時間となるためである。このため高速度カメラの画像では腹腔鏡を通じて対象に照射されているハロゲン光源の拡散光の検出が行われなためレーザビームの光点以外の背景画像が得られていない様子が確認できる。同様にレーザビームが対象に照射された際の拡散成分についても高速度カメラの画像に現れないため乱反射等によるノイズは比較的受けにくい安定した画像処理を行うことができる。



**Fig.3.17** Comparison of original images from color CCD and high-speed camera for the same scene

レーザ光点の検出は以下のようにこの高速度カメラ画像上の高輝度領域の重心計算により行っている。

1. 探索範囲内の画像中のピクセルを探索し、輝度値が閾値以上になる点を探す。
2. 輝度値が閾値以上のピクセルを見つけるとその位置を保持し、そのピクセルの輝度値を0にする。
3. 輝度値を0にしたピクセルの上下左右の4ピクセルに対して、再帰的に関数を呼び出すことにより、2.の処理を行い、位置を加算する。
4. 2.3.の再帰関数を抜ける際、加算された位置を関数を呼び出した回数で除することにより、マーカの重心を得る。

検出されたマーカの重心位置近傍を次フレームの探索範囲とする。対象物との距離に応じて多少前後させるが、基本的には探索範囲は  $28 \times 28$  pixel として計測を行った。

### 3.5.3 VRML ファイル自動生成

スキャニングによって得られた3次元幾何形状を表現するフォーマットとしてVRML2.0を採用した。VRMLは3次元仮想世界をコンピュータ上に実現するために、世界的な標準化が進められている言語仕様である。また特徴としてVRMLのViewerをプラグインすることで汎用のInternetBrowserから簡単にVRMLモデルをみることができる。3次元モデルを表現するデータ量が軽いことからWWW上にデータをおくことで遠隔地とのデータの共有、



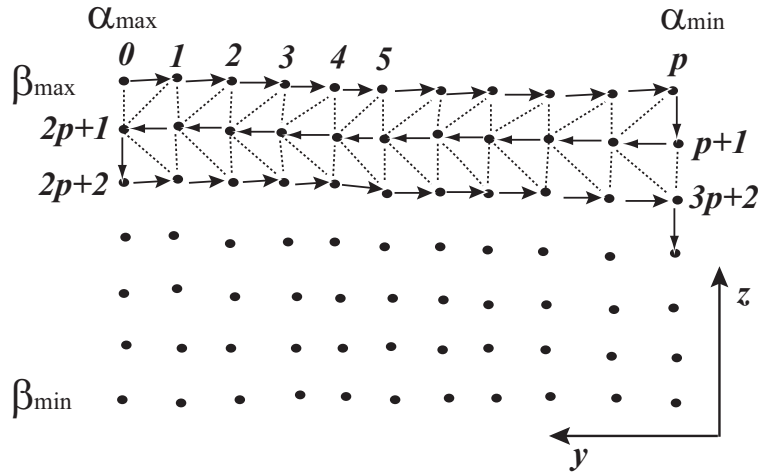


Fig.3.18 Scanned order of data set

形状の認識も容易にすることができる．機器同士の干渉を管理するマシンとのデータ受け渡しのフォーマットとすることで，スキニングしたモデルを計測マシン上でも確認することも可能である．また干渉管理のマシンでは VRML で書かれたその他のモデルも扱うことができるという汎用性も保たれる．スキ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として記述した VRML ファイルを自動的に出力するプログラムを開発した．

格子状にスキニングを行うため，再構成された 3 次元データセットをレーザスキャナ側からみると Fig.3.18 のように，ほぼ格子状に並んだ点の集まりになる．レーザスキャナに対する *yaw* 角方向の指令値範囲を  $\alpha_{max}$  から  $\alpha_{min}$ ，*pitch* 角方向の指令値の範囲を  $\beta_{max}$  から  $\beta_{min}$  とし，指令値のステップを  $S_a$  とする．またスキニングは図の矢印のようにジグザグに行っている．

$$p = (\alpha_{max} - \alpha_{min}) / S_a \quad (3.41)$$

とくと Fig.3.18 のような順番でデータが並んでいることになる．

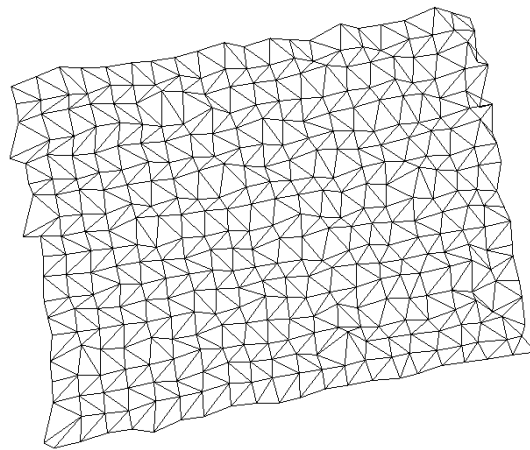
VRML ではテキスト形式の各種ノードによって仮想空間を表現する．ここでは IndexedFaceSet の形状ノードで臓器表面の形状を表現した．順番に並んだ点に対して 3 点の番号を指定し，3 点でできる面の集まりとしてモデルを構成する．具体的には  $(0, 2p+1, 1)(1, 2p, 2)(2, 2p-1, 3) \dots (p, p+2, p+1)(p-1, p+3, p+2) \dots$  というように組となるべき 3 つの頂点番号を VRML ファイルに掃き出す．これをデータの個数分だけくりかえせばよい．すると Fig.3.18 の上側の 3 角形については頂点番号の組は

$$(i + j(p+1), 2p+1 - i + j(p+1), i + 1 + j(p+1)) \quad (3.42)$$

を下側の 3 角形については

$$(p - i + j(p+1), p+2 + i + j(p+1), p+1 + i + j(p+1)) \quad (3.43)$$

を列に関して  $i=0,1,2,\dots,p$ ; 行に関して  $j=0,1,2,\dots$  と行数分だけ繰り返して掃き出すことで3角パッチの頂点番号の組を指定できる。VRMLでは形状ノードの他に視点, 背景, 色, 材質, 光源のノードがある。これらはサンプルファイルを用意しておき, 3次元の点のデータセットと頂点番号の組み合わせを指定する部分をファイル入出力の関数により書き加えVRMLファイルをつくる。これによって任意のスキャンング範囲, ステップ, データ数において取得された3次元データセットに対して自動的にVRMLファイルを生成できる。以上のアルゴリズムにより生成されたVRMLファイルのワイヤフレームモデルを Fig.3.19 に示す。



**Fig.3.19** Wire frame model of the reconstructed VRML

## 3.6 実験結果

### 3.6.1 基礎実験

#### 位置指示インターフェイス

Fig.3.20 に実装を行った計測ソフトウェアを示す．用途に応じてスキャンングで対象の3次元形状を計測するモードとポインティングで関心部位までの距離を表示するモードを選択できるようにした．Fig.3.20 では3次元位置指示による注視点のカメラ座標系での位置，腹腔鏡先端からの距離を表示している．

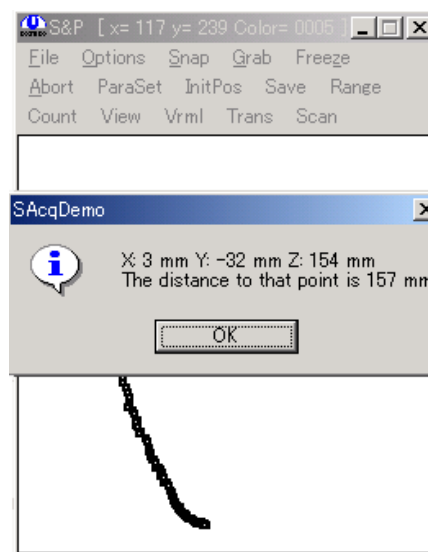
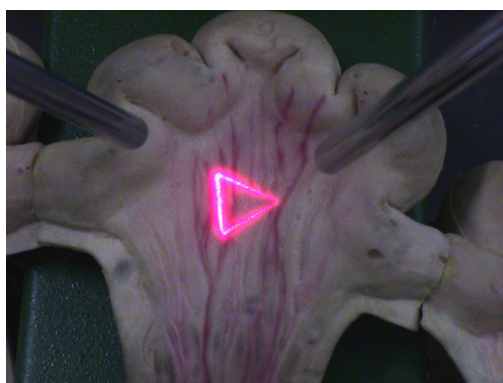
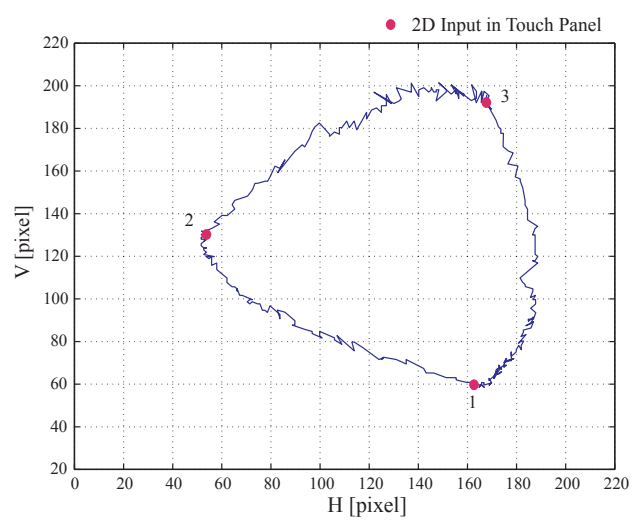


Fig.3.20 Software for scanning and pointing

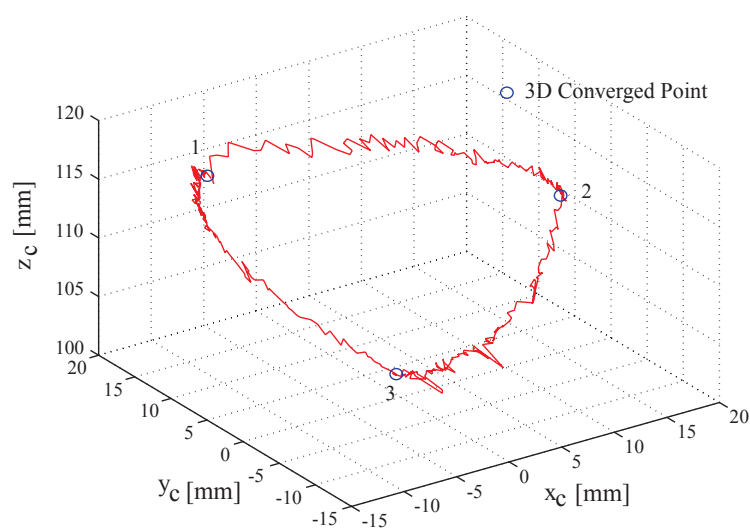
Fig.3.22 , Fig.3.23 に3D ポインティングのデータを示す．平面と臓器模型に対して実験を行った．タッチパネルから順番に3点を入力しそれぞれの点の3次元位置を抽出した．Fig.3.21のように，入力された3点を3角形として結ぶことでマーキングすることが可能である．Fig.3.22 は入力された画面上の点にレーザポイントが近づいていく様子を示す．湾曲して近づいていくのは，対象面とカメラ，レーザの向きによって収束の仕方が変わるからである．対象面と光学系が多少ねじれの関係に位置しても図のように目的位置に漸近していく様子がわかる．また臓器模型の表面は凹凸になっているため，平面での収束に比べると滑らかではないが，最終的にはタッチパネルでの入力位置にレーザポイントを収束させることができた．Fig.3.23 は対象物上でのレーザポイントが3次元的に収束していく軌跡を示している．2D 位置入力からレーザポイントの移動，距離提示まで0.3秒である．



**Fig.3.21** Illuminative marking on the phantom organ



**Fig.3.22** 2D laser search to the touched point



**Fig.3.23** 3D convergence on the phantom organ

## 幾何形状の獲得と精度検証

3次元スキニングの性能、精度を検証するため、まず形状が既知の対象物に対して計測を行った。カメラ座標系に対しておよそ20度傾けた位置に設置した平面に対して計測を行った。8cm<sup>2</sup>あたり8000点の情報を取得し再構成したものをFig.3.24に示す。同時に精度0.1mmと本システムの精度として想定するミリオーダーより一桁精度の高い光学式3次元位置計測システム(OPTOTRAK, Northern Digital Inc.)を用い、この平面の位置計測を行い比較することで精度検証を行った。具体的にはOPTOTRAKのDigitizerを用い得た平面上の数点の位置情報から実際の平面の値として仮定する位置と傾きを計算した。Fig.3.25にFig.3.24の平面計測結果を側面y方向からみたグラフを示す。またこの平面の計測データと実際の平面形状との差分をとった後、XZ平面に射影し得られたX座標に対する各計測系列データにおける平均誤差をプロットしたものをFig.3.26に示す。この計測結果では全体の平均誤差は0.162mmとなった。数回の計測を行い、カメラスコープ先端から対象までの距離Zに対して計測形状の最大誤差は1.2%となった。

次にカメラスコープ先端から13cm程度の距離においた直径45mmの球面に対して計測を行った。8cm<sup>2</sup>あたり8000点の情報を取得し再構成したものをFig.3.27に示す。レーザと同じ赤色の球であったが本システムでは高速度カメラのグレースケールの画像上でレーザの輝線を検出するので問題なく計測することができた。Fig.3.28は球面の計測結果と実際の球の位置を示したグラフである。カメラスコープ先端から対象までの距離Zに対して計測形状の最大誤差は1%となった。

腹腔鏡下手術では通常腹腔鏡から対象まで10cmから15cm距離をおいた環境で手技を行う。その対象距離範囲ではおよそ最大1.0から1.5mmの誤差となると考えられる。ただし厳密にはカメラ系とレーザ系の光軸のなす角度によって多少の誤差の変化があると考えられる。Fig.3.29のようにレーザ系、カメラ系の角度が小さければ小さいほど座標系の微妙な計測誤差がレーザポインティング内視鏡で測定される点の絶対誤差に影響してくる。いわゆる視差は大きくとったほうがこの誤差の要因は低減することが可能である。しかしながら実際の腹腔鏡手術での本システムのセットアップで想定される二つのポートの位置関係からここではカメラ系とレーザ系のスコープのなす角度はおよそ40度となるような位置関係で通常は設置することとした。この精度検証の際も同様の位置関係において計測を行った結果である。

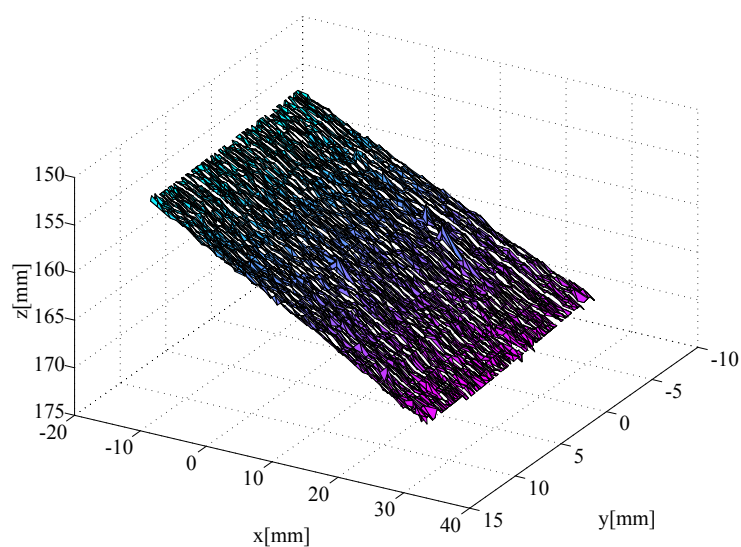


Fig.3.24 3D plot of the scanned oblique plane

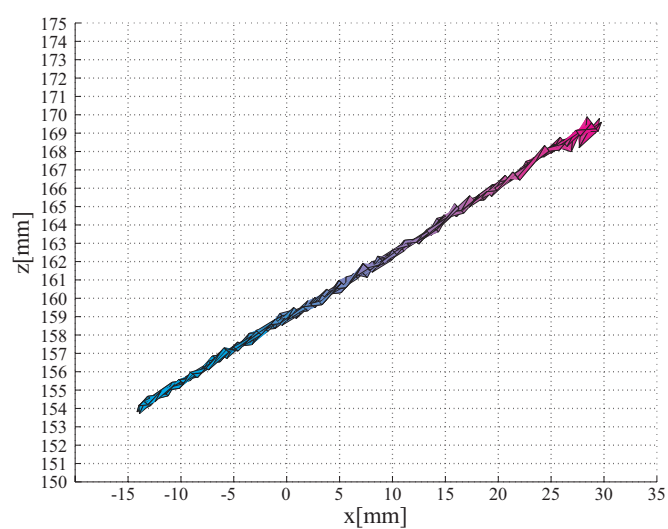


Fig.3.25 Side view of the scanned oblique plane

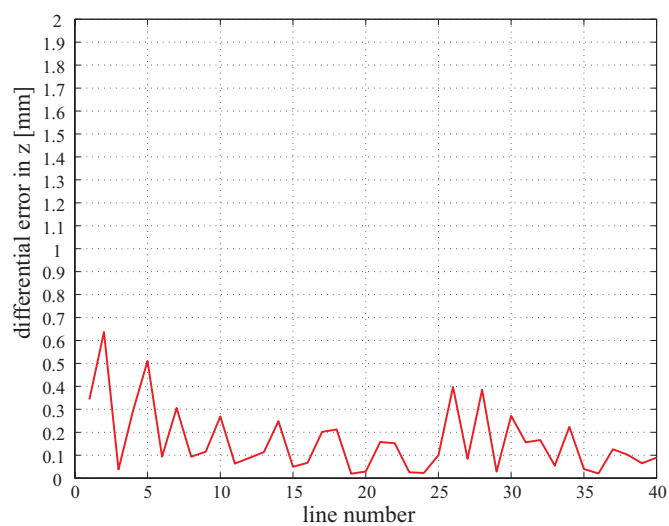


Fig.3.26 Differential error between the scanned oblique plane and the actual plane

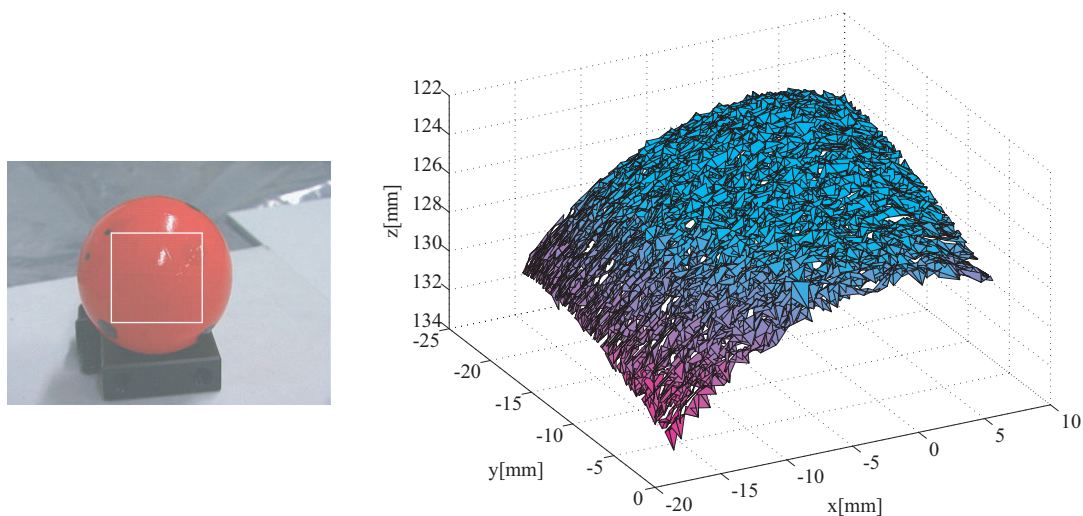


Fig.3.27 3D plot of the scanned red spherical surface (45mm diameter)

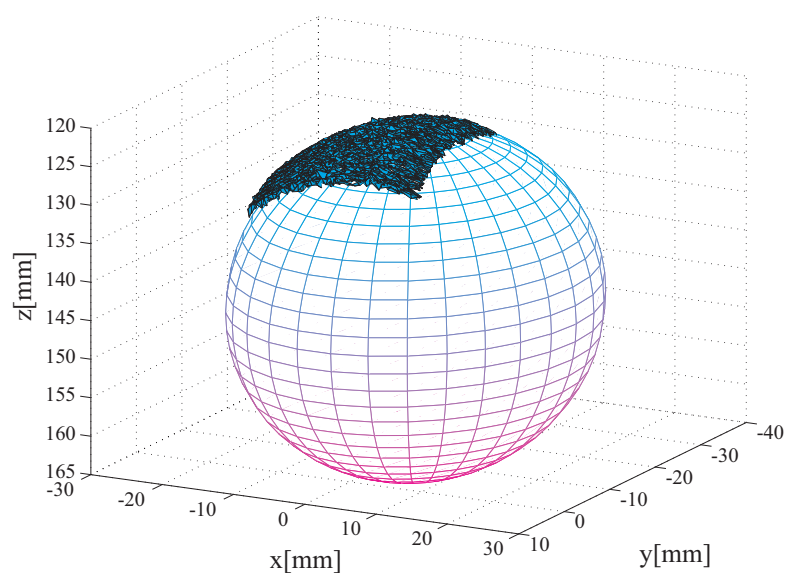


Fig.3.28 3D plot of the scanned spherical surface and the actual spherical surface

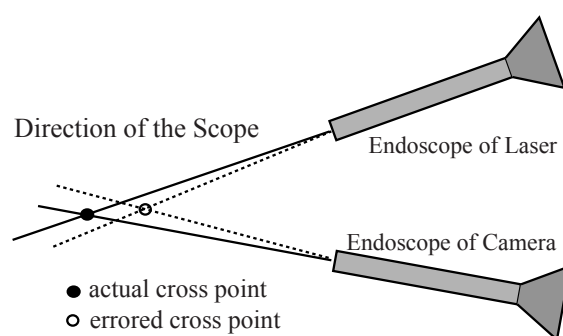


Fig.3.29 Errored cross point by disorientation

次に凹凸をもつ小さな対象物として 50 円硬貨と 1 円硬貨に対して計測を行った． Fig.3.30 は平面に置いた 50 円硬貨をスキャンした結果である．3000 点のデータセットから構成されており，ここではトラッキング性能をよくしレーザポインティング内視鏡の精度を検証するため 1 点あたりのサンプリングタイムは 1.5ms とした．3 次元位置計算を含めた 3000 点の位置情報の獲得から VRML ファイル生成までの時間は 5 秒である．左上の図は全体の様子，右上の図は断面の様子を表している．50 円玉の貫通穴が測定できていることがわかる．また下段には 50 円玉の 50 と刻印されている部分を中心にスキャンした結果を示す．全体図の方は 3000 点計測で，下段の図は対象に対するカメラの分解能をあげ，4000 点計測したものである．印刷物への出力ではわかりにくいですが，ディスプレイ上では 50 円玉の 50 の数字の部分も確認できた．対象はカメラ系の先端から 9cm 程度離れた場所に置いた．絶対誤差は 1～2mm であり，計測距離に対して 1 %程度に収った．

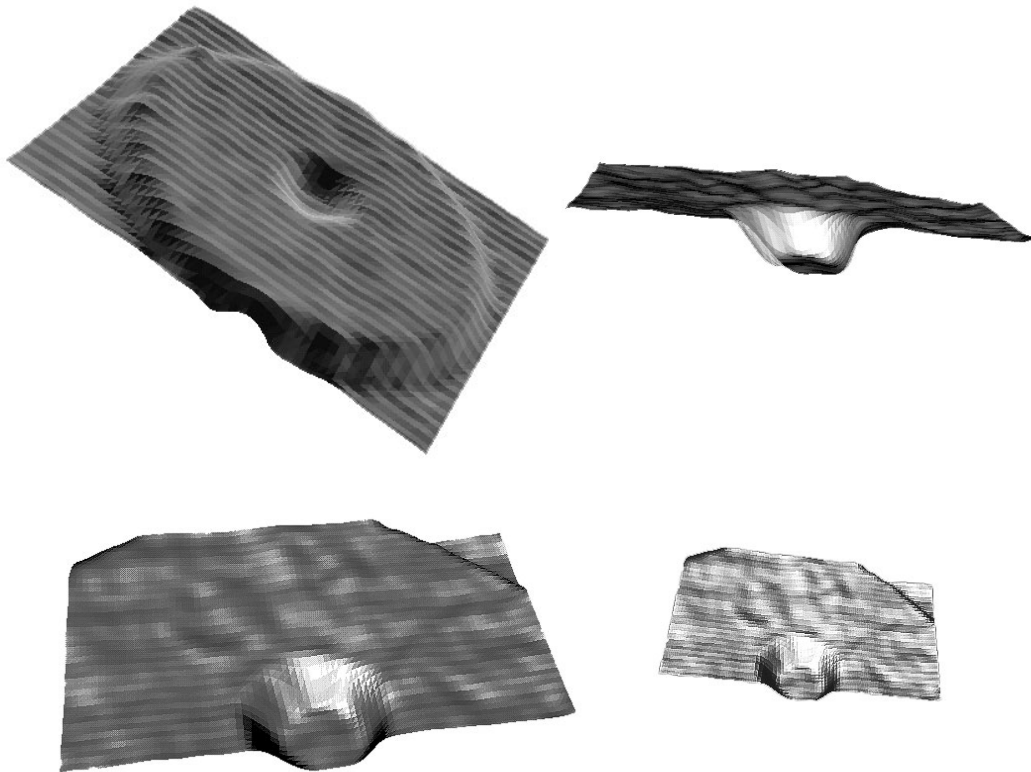


Fig.3.30 Scanned surface of 50 yen coin



Fig.3.31 は平面においた1円硬貨をスキャンした結果である．計測データを前述の方法により自動的に VRML ファイルに変換したものを Internet ブラウザで表示した様子である．このように世界的に汎用の形状データ形式で表現することで容易に遠隔地とのデータの共有を行うことが可能となる．CT・MRI などではその断層像セットのデータ形式として DICOM に一般的に統一されており，これにより CT・MRI・レントゲンなどの医療用画像データをネットワークでやりとりする PACS(Picture Archiving and Communication System) を実現している．最近では進歩した医療機器の画像データが膨大なため，フィルムをつかわず直接モニターで読影するシステムが普及しつつある．手術操作に関わる臓器形状などの術中幾何情報についても統一された形式での表現を可能とすることにより今後必要になってくるであろう手術情報の記録・データベース化に向けて大きな役割を果たすと考える．

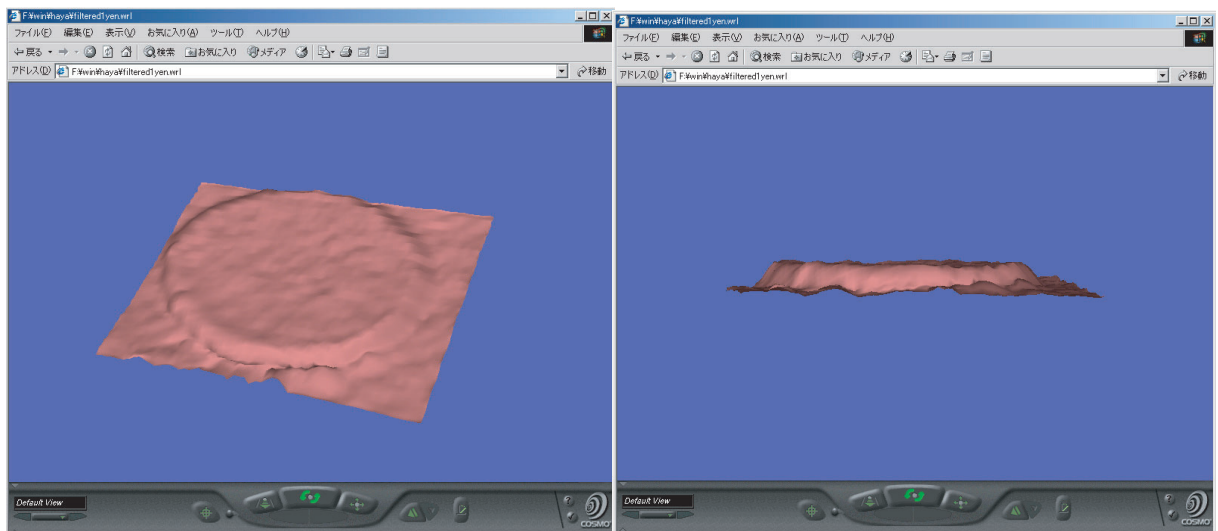


Fig.3.31 Scanned surface of 1 yen coin in VRML browser

### 3.6.2 In-vivo 実験

レーザポインティング内視鏡の生体への測定性能を検証するため、開腹で豚の肝臓をスキャンした。生体に対する計測は組織による光の吸収や拡散により画像のコントラストが低下するが、そのような条件下でも測定可能であることが確かめられた。レーザは波長 670nm、出力は約 15mW である。Fig.3.33 は約 20cm<sup>2</sup> をスキャンして 4000 点の情報を取得し再構成したものである。一点あたり 1.2ms で位置情報を取得し全体の計測時間は約 5 秒であった。開腹ではあるが内視鏡を通しての 3 次元幾何形状計測が肝臓に対して可能であることが確かめられた。

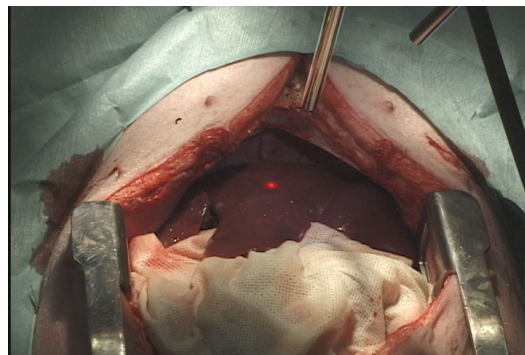


Fig.3.32 3D scanning of liver surface in laparotomy

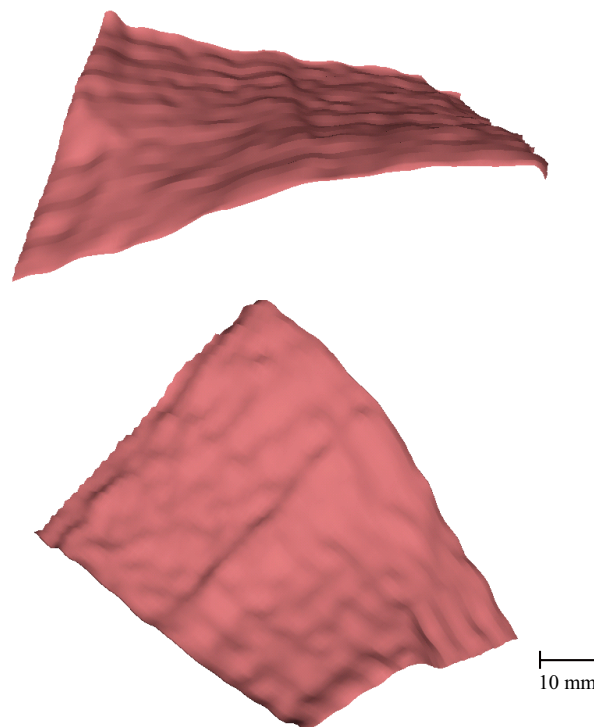


Fig.3.33 3D VRML image of liver in laparotomy

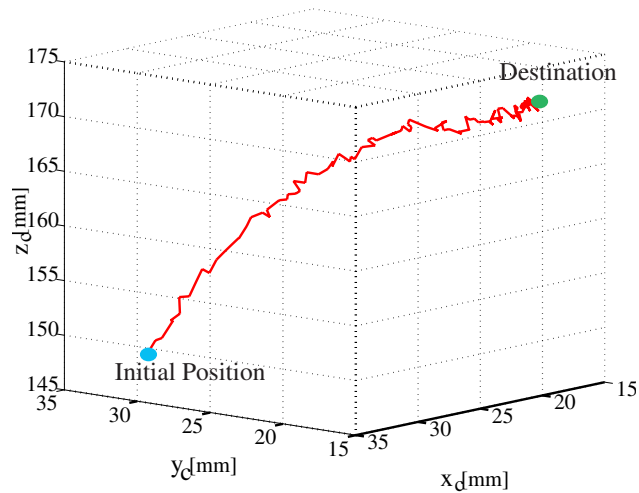


Fig.3.34 3D trace of laser mark on the liver



Fig.3.35 Marking on the liver surface

次に、ポインティングインターフェイスの有効性を検証した。肝臓上での3次元位置指示をリアルタイムに行い術者に3次元位置を提示することができた。タッチパネルへの入力から注視点の3次元座標出力までの応答時間はおよそ0.3秒である。Fig.3.34は豚の肝臓上での注視点へレーザーポイントが収束していく3次元的な軌跡を示している。また、ここではタッチパネルで3点を入力し、Fig.3.35のようにこれらの点で形成される3角形を肝臓上にマーキングする実験も行った。

さらに腹腔鏡下で術中幾何情報の獲得の実験を行った。Fig.3.36のようにデバイスを配置した。レーザ系とカメラ系はほぼ40度の角度をもって設置されている。Fig.3.37にその時の腹腔内部の様子を示す。左上にレーザーポイントが照射されているのがわかる。また、AESOPに取り付けられた鉗子が映っている。四角で囲まれた部位をレーザをスキャンし術中幾何情報の獲得を行った。約 $8\text{cm}^2$ をスキャンして400点の情報を取得しVRML形式として掃き出したものをFig.3.38に示す。一点あたり1.2msで位置情報を取得し、全体の計測時間は

約 0.5 秒であった．参照点の数を 400 点とすることで高速な幾何形状の獲得が可能である．3 次元位置計算も 1.2ms のサンプリングタイム中に行われている．用途に応じて参照点の数を調整し，高速性を優先する場合と精度を優先する場合と使い分けることが必要である．

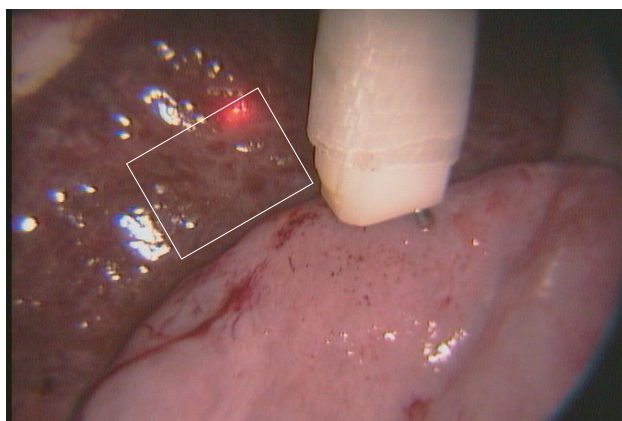
### 3.7 おわりに

本研究で得られた結論は以下の 4 点にまとめられる．

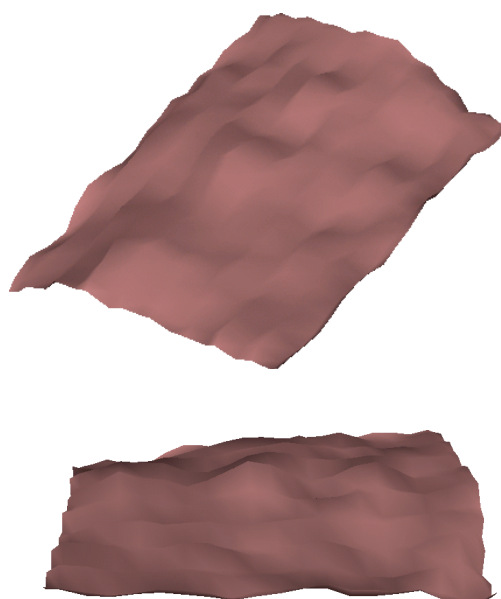
1. 955fps 高速度カメラとガルバノレーザスキャナを用い，術中に内視鏡下で高速に 3 次元幾何情報を獲得するレーザポインティング内視鏡を開発した．
2. レーザポインティング内視鏡とタッチパネルモニターを用い，直感的なタッチ入力により注視点の 3 次元位置情報を抽出する位置指示インターフェイスを開発した．1 眼 2 カメラ内視鏡のハーフミラープリズムを利用し，高速度カメラの画像を計測用，NTSC カラー CCD の画像を術者提示用とした．これにより 0.3 秒以内に注視点の位置情報を提示できるリアルタイム性を実現した．
3. 点の集合として獲得されたデータセットに対し，自動的に多面体としてサーフェスを 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．
4. 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 次元幾何情報を獲得することができた．



**Fig.3.36** Appearance of the whole system at in-vivo experiment



**Fig.3.37** Laparoscopic image of abdominal cavity and the scanned area



**Fig.3.38** 3D VRML image of liver in laparoscopy



## 第 4 章

# 形状・テクスチャの高速計測とデータフュージョンのためのレーザスキャン内視鏡

### 4.1 はじめに

腹腔鏡下手術は視野が限定された内視鏡画像をみながらの遠隔的手術で，術者が目的の病変部位を処置するためにはある程度の経験が必要であり，術者の技術的負担も大きい [2][7]．特に肝臓など容易に形と位置を変える軟性臓器に対する手術では，常に臓器の変形を計測し，術前 MRI 画像から術中の変形した臓器内の病変部位をレジストレーションすることが大きな役割を果たすと考えられる．このような技術は，整形外科・脳外科手術などですでに用いられているが [79][80]，術中に容易に移動・変形してしまう臓器に関して用いることができていない．そこで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 [72]，肝臓が移動・変形しても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腹腔鏡下でのデータフュージョンシステムの構築を目的とする．

これまでに軟性臓器に対するナビゲーションを試みる研究として光磁気ハイブリッドセンサを用いた鏡視下ナビゲーションシステム [81] が，開腹手術を想定したシステムでは肝臓の変形レジストレーション [82] などがある．本システムでは患部を直視することのできない環境である腹腔鏡下で術中臓器形状を獲得し，これを用いて臓器内部情報を含めたナビゲーション機能を提供する．これは視野的・空間的に制限された手術環境をよりよいものとし，スムーズな手技の支援となると考える．

また，近年では外科医を支援する技術の発展が望まれ，縫合・結紮などの複雑な操作が内視鏡下では困難であり，これを可能にする手術支援ロボットが注目されている [10][11][22]．本研究所では，この手術ロボットでの手技を支援するイメージガイド技術の開発を行ってい

る [68] . 常に変化する術野の状況を把握し , 手術ロボットの操作性を最大限に生かすためには内視鏡下で対象部位の数値的な術中幾何情報を取得することは有益である . また , 患者の安全を考慮し , その情報が手術ロボットと対象臓器の不用意な衝突の回避などに役立てられる形で処理できることは重要である .

ここでは術中にレーザスキャン内視鏡により取得された内視鏡下の臓器表面幾何情報を用い , 術前に構築しておいた臓器全体の構造モデルとの対応点を指定することでデータフュージョンを行う . 前章のレーザポインティング内視鏡を改良し , ラインレーザを用いて腹腔鏡下により高速かつリアルタイムに関心部位の形状さらにはテクスチャを獲得するシステムとした . また , 幾何情報を利用することで臓器と手術器具との近接干渉計算や術前モデルのレジストレーションおよびデータフュージョン技術の開発を行った .

## 4.2 システム構成

Fig.4.1(a) にレーザスキャン内視鏡の写真を示す . 概要は硬性鏡と一体化した半導体レーザおよびガルバノスキャナと 262fps 高速度カメラを用い , 腹腔内でスキャンングすることでリアルタイムに対象臓器の 3 次元形状を獲得する . 基本的には前章のレーザポインティング内視鏡と同様のシステム構成であるが , 形状の高速計測とテクスチャの獲得を目的としてラインレーザを採用することで 1 フレームにて取得する点群の数を増やし , 形状データに対して腹腔鏡画像をテクスチャとして用いるため Fig.4.1(c) のようにペンタプリズムを有する 1 眼 2 カメラの立体視用内視鏡を改造し高速カメラ , 3CCD デジタルカメラの両方で同じ画角の画像を取り込む . IEEE1394 経由で取り込まれるカラー画像は術者に提示され , 高速カメラの画像は 3 次元計測に用いられる . Fig.4.1(b) はレーザ系の内部の様子であり , レーザポインティング内視鏡での設計を見直し , 硬性鏡と半導体レーザおよびガルバノスキャナを一体化し省スペースな配置の設計とした .

精度については計測系に関して基本的にレーザポインティング内視鏡と等しい構成のため , 同様の精度となった . レーザポインティング内視鏡の精度検証については 3.6.1 節に述べている . 確認として形状が既知の対象である 50 円玉に対して計測を行ない , ノギスを用いて実物を計測した形状とスキャンングによって得られた形状とを比較した . 絶対的な位置に関しては OPTOTRAK を用いて実物表面上の点をデジタイズし , レーザ計測結果の表面上の点との誤差を平均で算出したところ 1mm 程度であった . このときスコープ先端から対象までの距離は約 100mm である . Fig.4.2(a)(b) は 50 円玉全体をスキャンしたもので灰色の部分が接触計測の形状で , ピンク色の部分がスキャンングによって得られた形状である . Fig.4.2(c)(d) は 50 円玉の一部を計測したものだが , 中央の穴の形状が計測できているのがわかる .



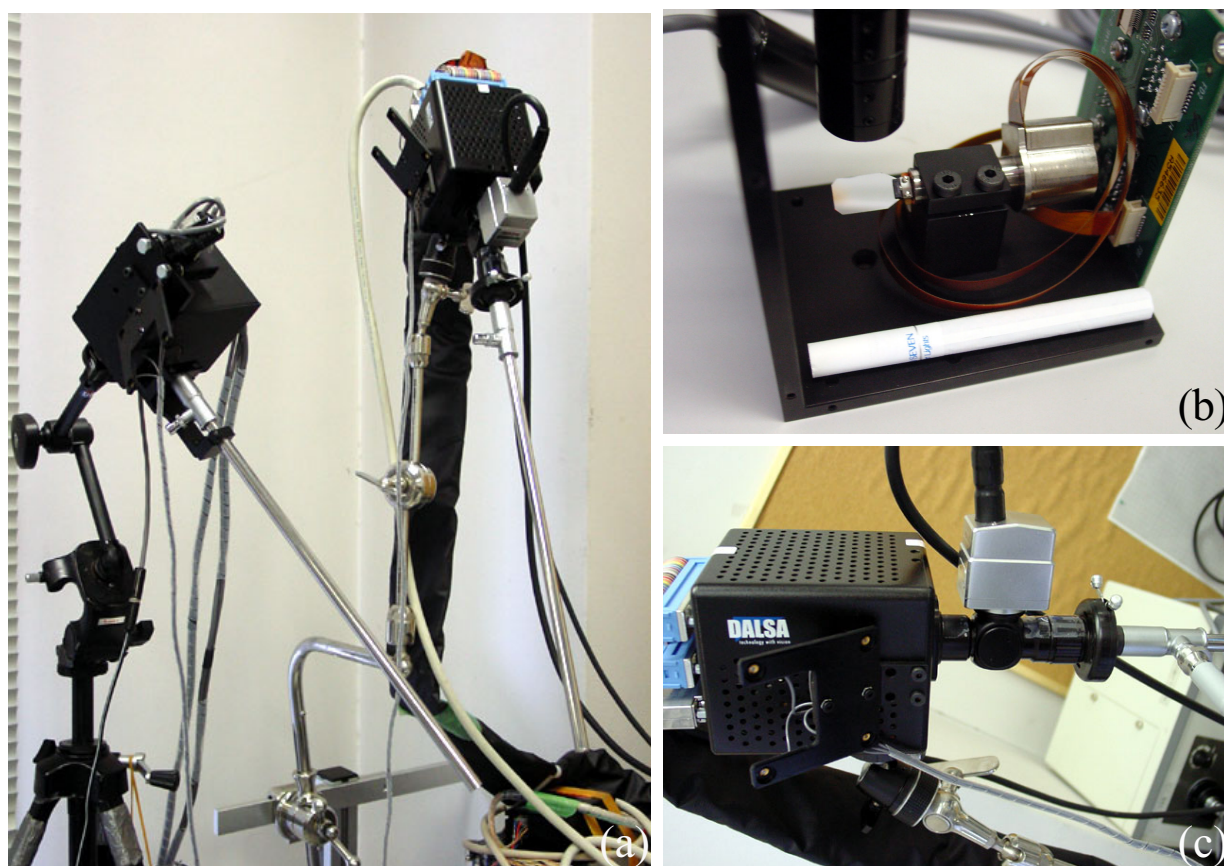


Fig.4.1 Appearance of laser-scan endoscope

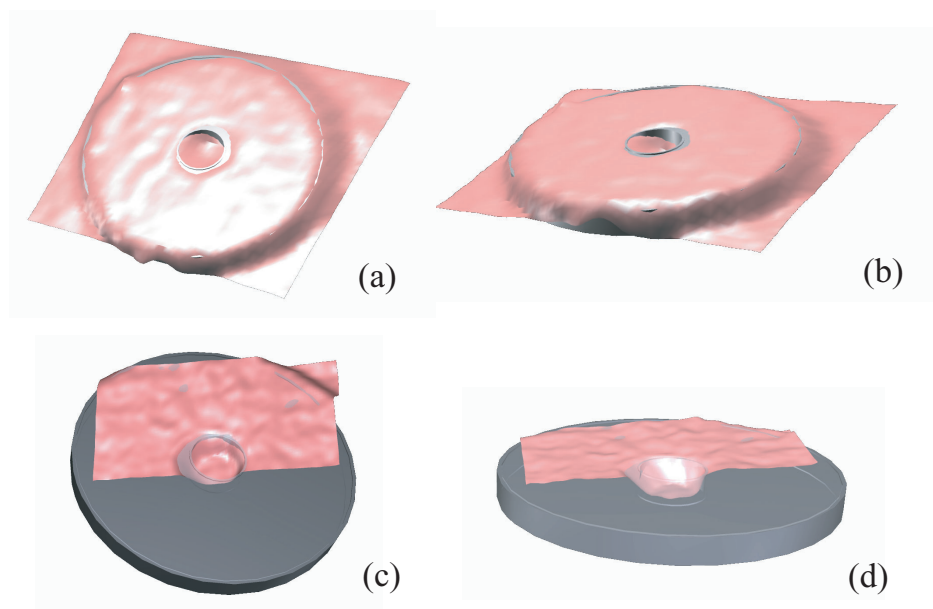


Fig.4.2 Evaluation of measurement accuracy (a)(b)Whole scanning of 50 yen coin (c)(d) Partial scanning of 50 yen coin

### 4.3 ポリゴン生成とビデオテクスチャマッピング

レーザスキャン内視鏡から出力されるデータはスキャンされた臓器上の参照点群の3次元位置データである．形状の起伏状態のより効果的な可視化のためには，このレンジデータからポリゴンからなる多面体として表面を構成することが重要となる．そこで術中に獲得する臓器の幾何形状についてデータ取得時に3次元位置情報をもつ点群データからリアルタイムにポリゴンからなる多面体に変換するプログラムを作成した．ここでは閾値を設け，あるポリゴンの面積が隣り合うポリゴンの面積に比べ一定以上大きい場合，ポリゴンを描画しないようにした．これにより Fig.4.4 のように表面が連続体ではなく二つの対象が内視鏡の前にある場合，奥行きが大きく異なる箇所に関して不連続である様子がわかりやすくなった．また，臓器形状を多面体で表現することで表面形状の微妙な起伏を術者が認知しやすい形で表示することに加え，位置情報が計測された医療器具との干渉計算に用いることができる．Fig. 4.3 に点群データから変換されたサーフェスモデルを示す．凹凸の様子が陰影によって知覚しやすく，時系列的にスキャンすることによってリアルタイムな変形を認識することができる．

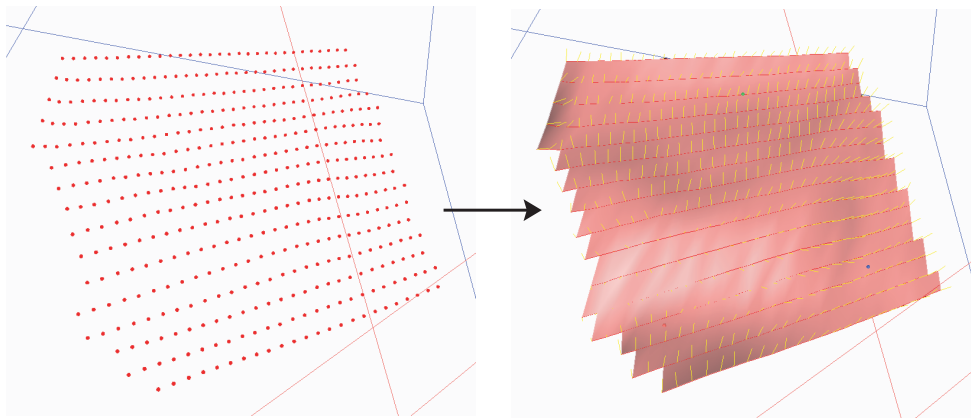


Fig.4.3 Automatic polygon generation from range data

再構成された3次元サーフェスデータをカメラ座標系で表示し，カメラ画像と重ねてみると Fig. 4.4 のようになる．このようにサーフェスデータ上の頂点群がビデオ画像上のテクスチャ座標の中でどの位置になるかが明らかとなっているのがわかる．OpenGL のテクスチャ関数を用い，画像の左下を原点としてテクスチャ座標を毎フレーム算出し，腹腔鏡カメラ画像からサーフェスデータに対しビデオテクスチャマッピングを行う．

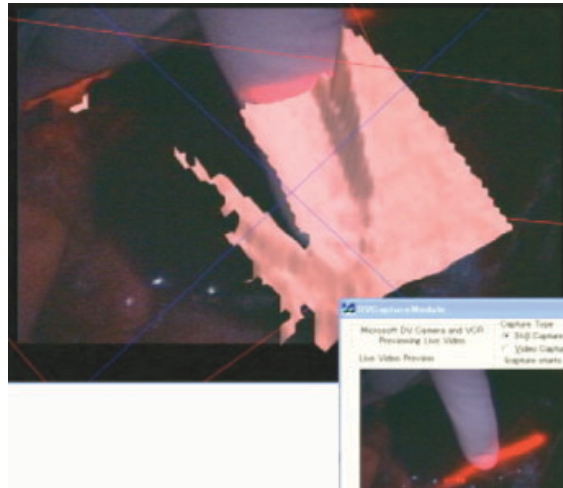


Fig.4.4 Video texture mapping from laparoscopic image

## 4.4 データフュージョン

現在医用画像計測機器の目覚ましい発展により，CT や MRI を用いることで術前には患者の詳細な断層画像を取得できるようになった．そのデータは通常術前の手術計画の検討等に用いられている．現在課題となっているのはこの詳細なデータを術中にどのように有効利用できるかである．術中には患者の体位が術前医用画像計測時と異なるため臓器の変形が起こり画像上での臓器の位置/姿勢と実際の臓器の位置/姿勢との対応がそのままではつかない．現状では医師が頭の中で知識と経験から対応をとりながら手技を行っている．最初のステップとしてまずは個々の臓器は剛体として扱い，術中に計測した形状データに対して術前3次元モデルのレジストレーションを試みた．

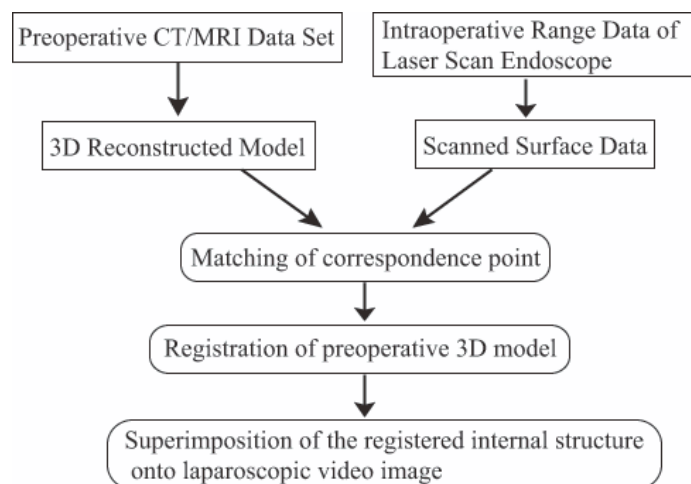


Fig.4.5 Data-Fusion process using scanned surface data

Fig.4.5 のように術前の CT/MRI 画像列から輪郭抽出を行い，対象となる臓器及び内部血管構造をサーフェスデータとして作成しておく．またレーザスキャン内視鏡から取得されるサーフェスデータと術前モデルのサーフェスデータとの対応点をマニュアルで入力する．入力の際にはテクスチャの情報を参照して行うことで，わずかな凹凸同士でも対応をつけやすい．対応点は3点以上入力する．呼吸等の運動に追従してレジストレーションをアップデートさせる際には，最初に入力した計測形状上の対応点と次フレームの対象計測形状との最近点を新しい対応点とした．

データフュージョンの際にはレジストレーションされた術前モデルの内部構造をキャリブレーションされた腹腔鏡カメラの視点と焦点距離で表示し，カメラ画像自身と重ね合わせて表示することで直感的に空間的な構造の把握が可能となる．

## 4.5 データフュージョンされた臓器モデルとの近接警告

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遠隔的な操作が求められる腹腔鏡手術において重要な機能である．光学系・鉗子・臓器の位置・姿勢を常時監視することができれば，走査された臓器との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ことが可能となる．また腹腔鏡下手術では術者は硬性鏡の挿入方向からの視野に限られるため奥行きの感覚を得るのが通常の開腹手術に比べ難しい．術中にリアルタイムに更新される対象部位の幾何情報を用いることで，鉗子と対象臓器との距離を算出し距離感を音のリズムの違いで提示することが可能となる．ここではレーザスキャン内視鏡によって取得される点群に干渉判定球を割り当て，Fig.4.6 のように OPTOTRAK のマーカによってトラッキングされた鉗子の先端部と球との干渉を判定する．



Fig.4.6 Endo-clip attached with optical markers



## 4.6 実験結果

### 4.6.1 変形する対象の高速形状計測

変形状態の推移がわかりやすい対象としてピン留めされた布上の一点を糸で引っ張る様子を計測した．Fig.4.7 にその結果を示す．黄色い線は各頂点の法線を示している．仮想空間上にはリアルタイムに計測データから再構成された表面形状が可視化される．糸が引っ張られるにつれ仮想空間上のモデルも変形していく様子が観察される．このときスキャンングエリアは  $9\text{cm} \times 9\text{cm}$  であった．また走査されたレーザライン数は18でフレームレート5～6fpsごとに形状は更新された．表面の可視化のフレームレートはスキャンングの分解能によって変わってくる．本システムでは高速カメラの画像からレーザラインの検出を行っており，一枚の画像から抽出するのは一本のレーザラインとなる．あるエリアを走査するのにより少ない数のレーザラインから再構成すれば一枚の表面形状の更新レートは高くなる．本システムではこの分解能を自由に設定可能であり，粗いスキャンモードではより早く更新され，フレームレートは落ちるが細かい形状を抽出可能なモードも選択できる．現在1秒間に約90ラインを抽出しリアルタイムに再構成および可視化することが可能となっている．

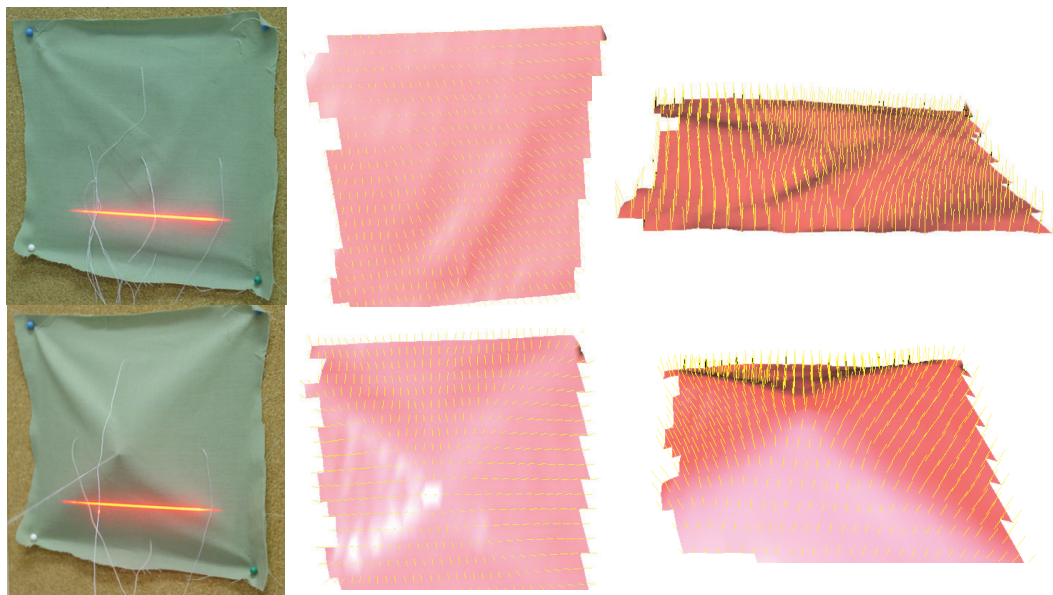


Fig.4.7 High-speed shape acquisition of an elastic object

### 4.6.2 ビデオテクスチャマッピング

Fig.4.8 に本システムの計測プログラム画面を示す．右側に各種設定のダイアログがあり，デジタルカメラで取り込まれた内視鏡画像が表示される．さらに，中央にリアルタイムに更新される形状が随時表示され，ここではビデオ画像からテクスチャマッピングされた表面の状態が表示されている．腹腔鏡下に凹凸の状態がわかりやすい生体の一部として指を計測した様子を示す．このように腹腔鏡画像に映る対象の形状が直感的に観察可能となった．

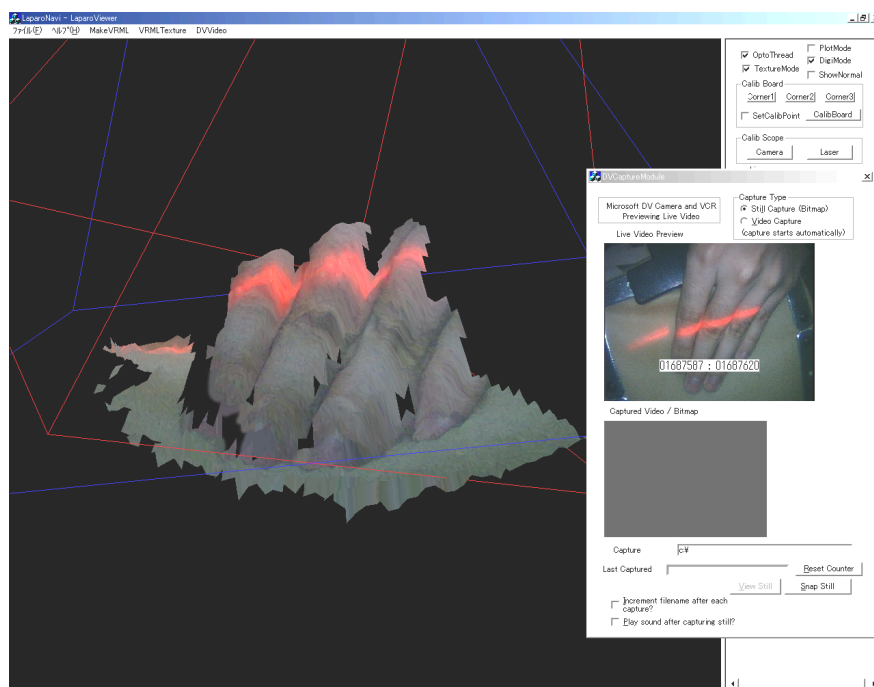


Fig.4.8 Video-texture mapped fingers in navigation window

### 4.6.3 レジストレーションの精度検証

術中の臓器形状を用いたレジストレーションの有効性を確認するため，形状が既知の球を用いて試験を行った．あらかじめ実際と同じ直径 17cm の 3D モデルを用意しておき，球の表面に対してスキャンを行い幾何形状を計測する．Fig. 4.9 のように計測された形状に対して対応点を指定し球のレジストレーションを行った．また実際の球の位置に関しては OPTOTRAK のデジタイザを用いて計測を行った．Fig.4.9(a) は実験の全体風景を示す．Fig.4.9(b)(c)(d) はスキャンデータとレジストレーションされた球モデルを示す．

レジストレーション対象としては理想的な条件ではあるが，この球のレジストレーションの場合，計測した形状データをもとにレジストレーションされた球の重心位置と実際の球の重心位置の誤差は 1.8mm であった．

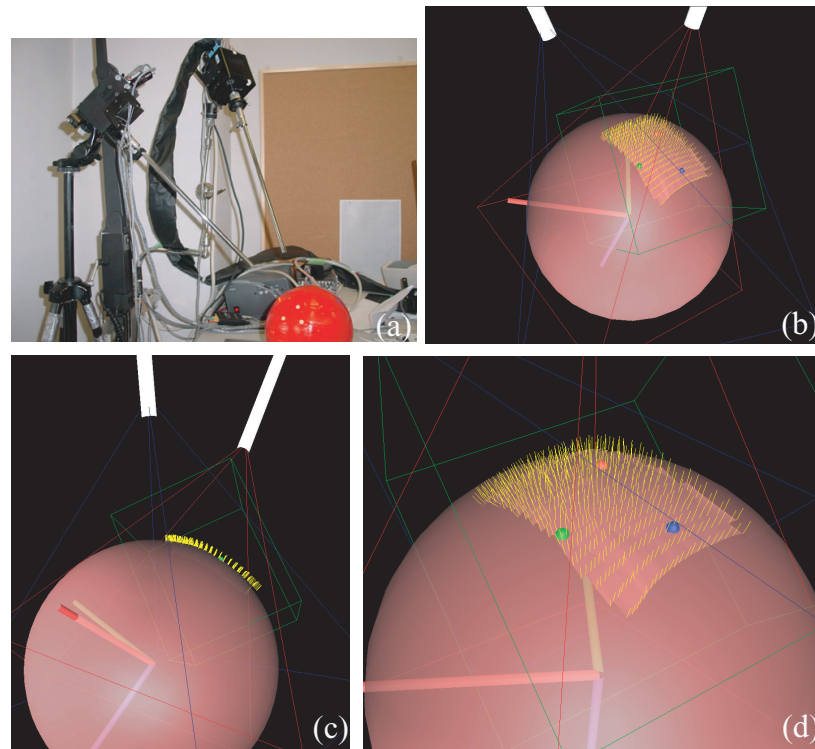
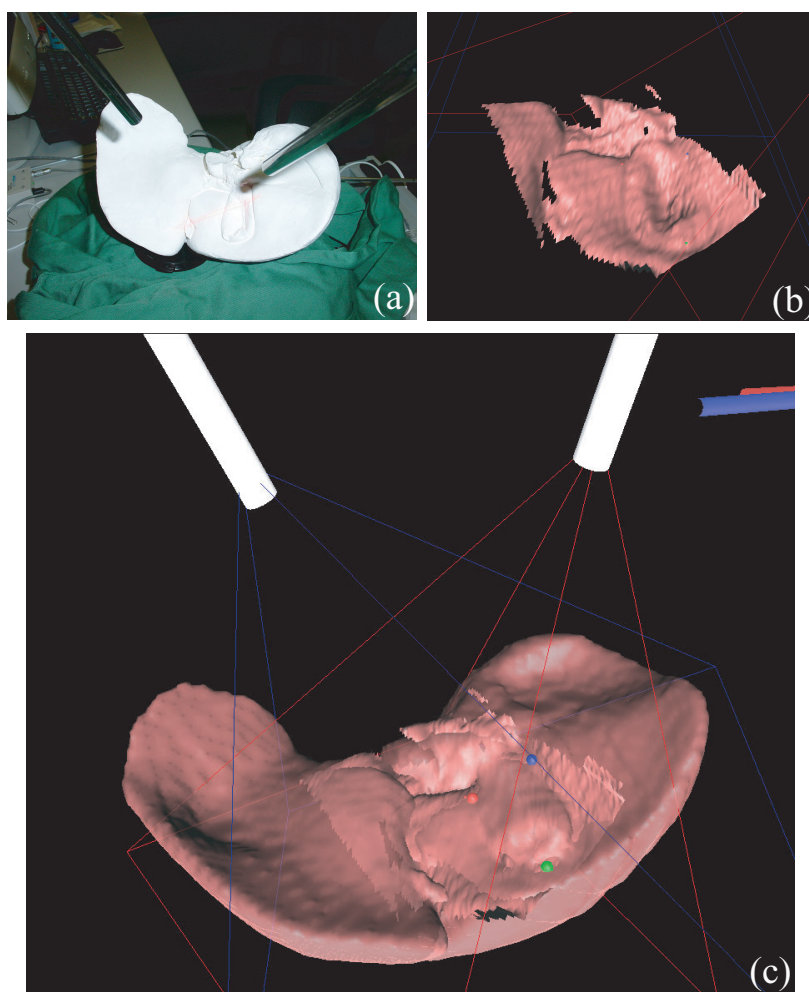


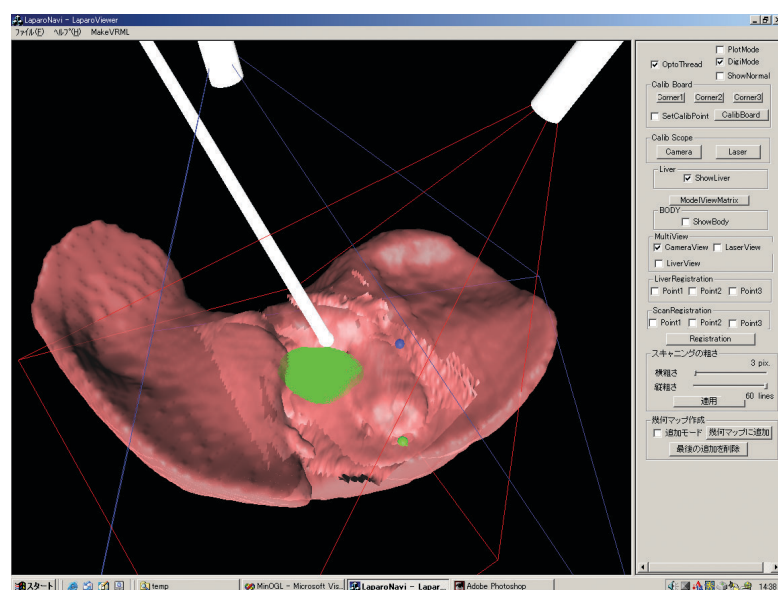
Fig.4.9 Evaluation of registration accuracy

次にホルマリン固定された肝臓に対する CT データを術前画像とし、このホルマリン漬けた肝臓から型をとった石膏モデル ( Fig.4.10(a) ) を術中臓器と想定してレジストレーションを行った。CT のスライスデータはあらかじめセグメンテーションし 3D モデルを作成しておく。特徴点として胆嚢部分の周囲の数点を指定した。石膏モデルには胆嚢がついているが、3D モデルの方は肝実質のみをセグメンテーションしている。Fig.4.10(b) のように胆嚢周辺部の形状が取得され肝臓の術前 3D モデルをレジストレーションした。Fig.4.10(c) における計測された形状とレジストレーションされた術前モデルの形状との最大誤差は 2.8mm であった。

Fig.4.11 ではレーザスキャン内視鏡によって取得された点群に球を割り当て、OPTOTRAK を用いて位置を追跡した鉗子先端部と球との干渉を判定することで対象エリアと鉗子先端部との距離感を音のリズムで提示した結果である。干渉が検出された球を黄緑色で表示し、警告音を発している。このようなインタ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り今後の課題であるが、奥行き感が得にくい腹腔鏡下手術において、安全対策のための工学的な支援として提案できると考える。



**Fig.4.10** (a) Plaster cast of human liver (b) Scanned 3D surface around gallbladder (c) Registered 3D liver model onto scanned surface



**Fig.4.11** Closeness warning between endoclip and registered liver model



#### 4.6.4 摘出臓器に対する計測

生体組織に対する計測可能性と多少の凹凸がある表面形状に対する計測結果を確認するため、Fig.4.12のように摘出された肝臓の表面に対して切開面をつくり計測を試みた。腹腔鏡でのスケールを想定してスコープと臓器との距離は約15cmとした。Fig.4.13に計測した肝表面と再構成した3次元形状を示す。スキャンニングエリアは8cm × 6.5cmであった。黄色の直線は法線を示す。まず Fig.4.13(a)のように長さ44mm、深さ7mmの切開面を入れ、これを計測した結果(b)が得られた。次にこの切開に加え十字になるようにもうひとつ切開を加え(c)、肝表面を計測した結果(d)となった。加えた切開の長さは42mm、深さは5mmであった。このような多少の凹凸のある肝表面でも計測可能なことが確認された。Fig.4.14(a)はT字切開をした肝表面の計測データをVRMLモデル化したものである。内視鏡画像を用いてビデオテクスチャを張っている。このサーフェスデータに対し、あらかじめCT撮影しておいた臓器全体の形状モデルとの対応点を指定しレジストレーションを行った結果を Fig.4.14(b)に示す。

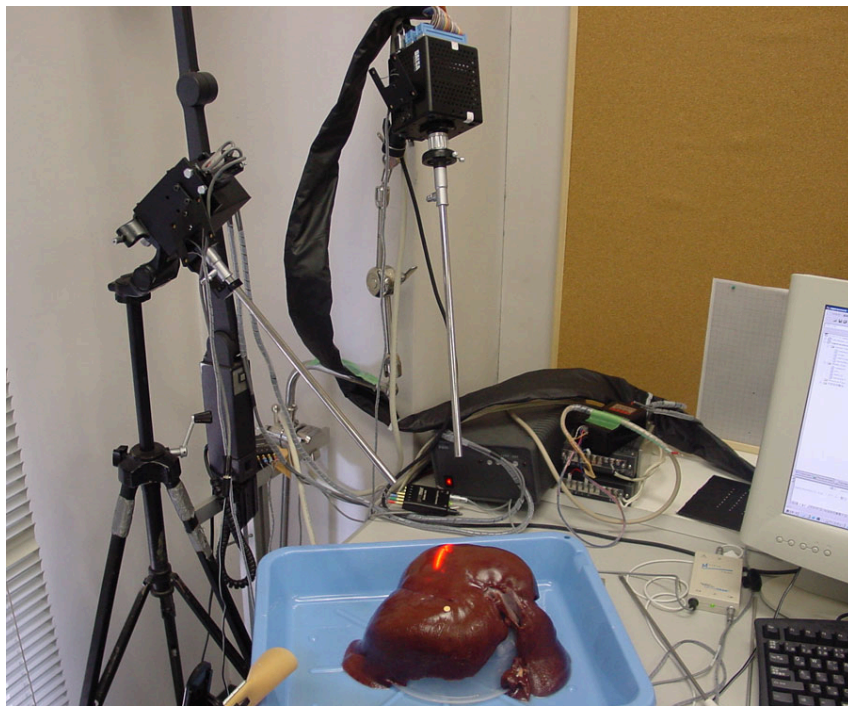
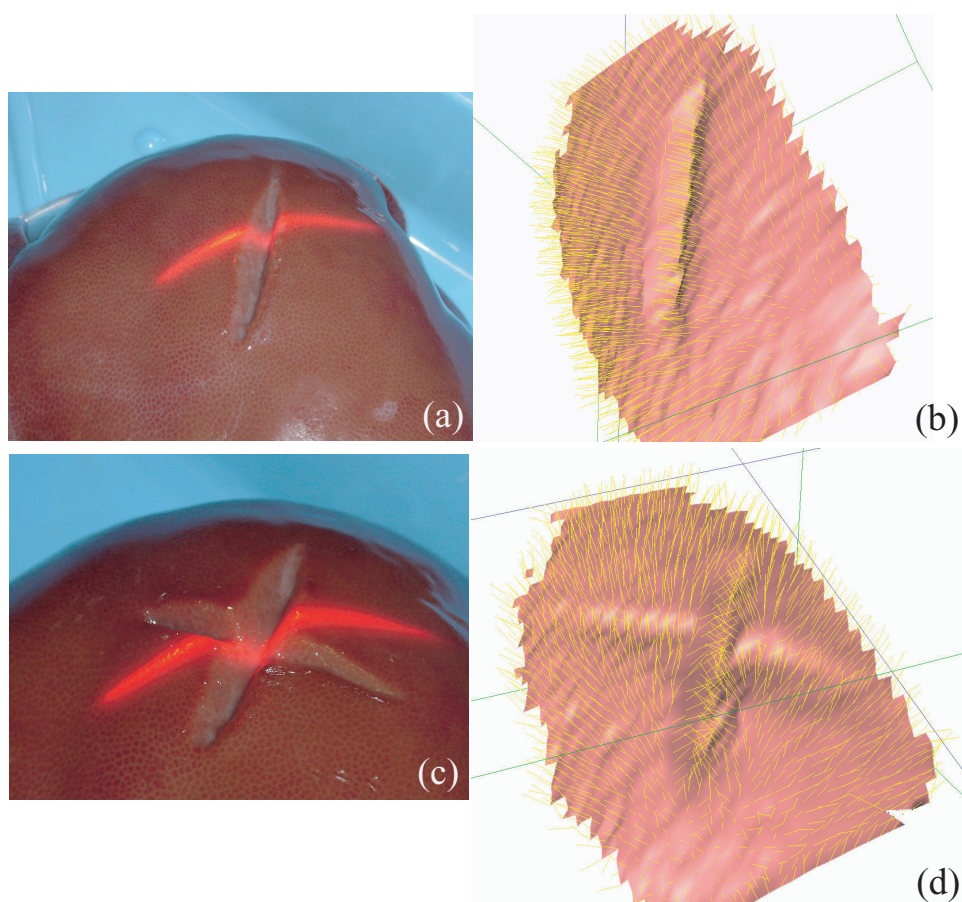
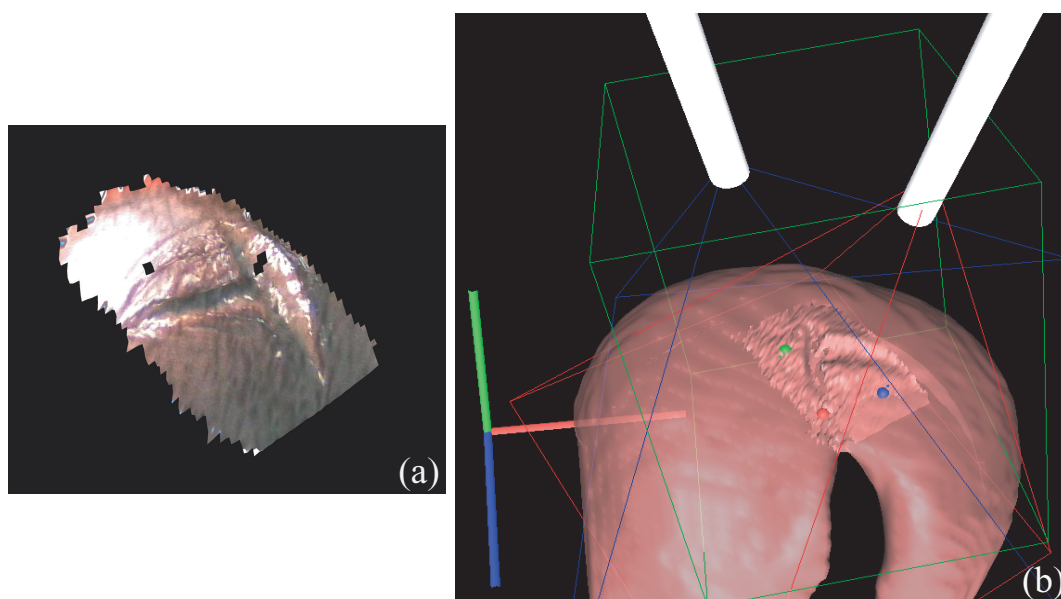


Fig.4.12 3D measurement of an isolated pig liver surface at in-vitro



**Fig.4.13** (a) Appearance of an incision (b) 3D scanned shape of a incision (c) Appearance of crossed incisions (d) 3D scanned shape of crossed incisions



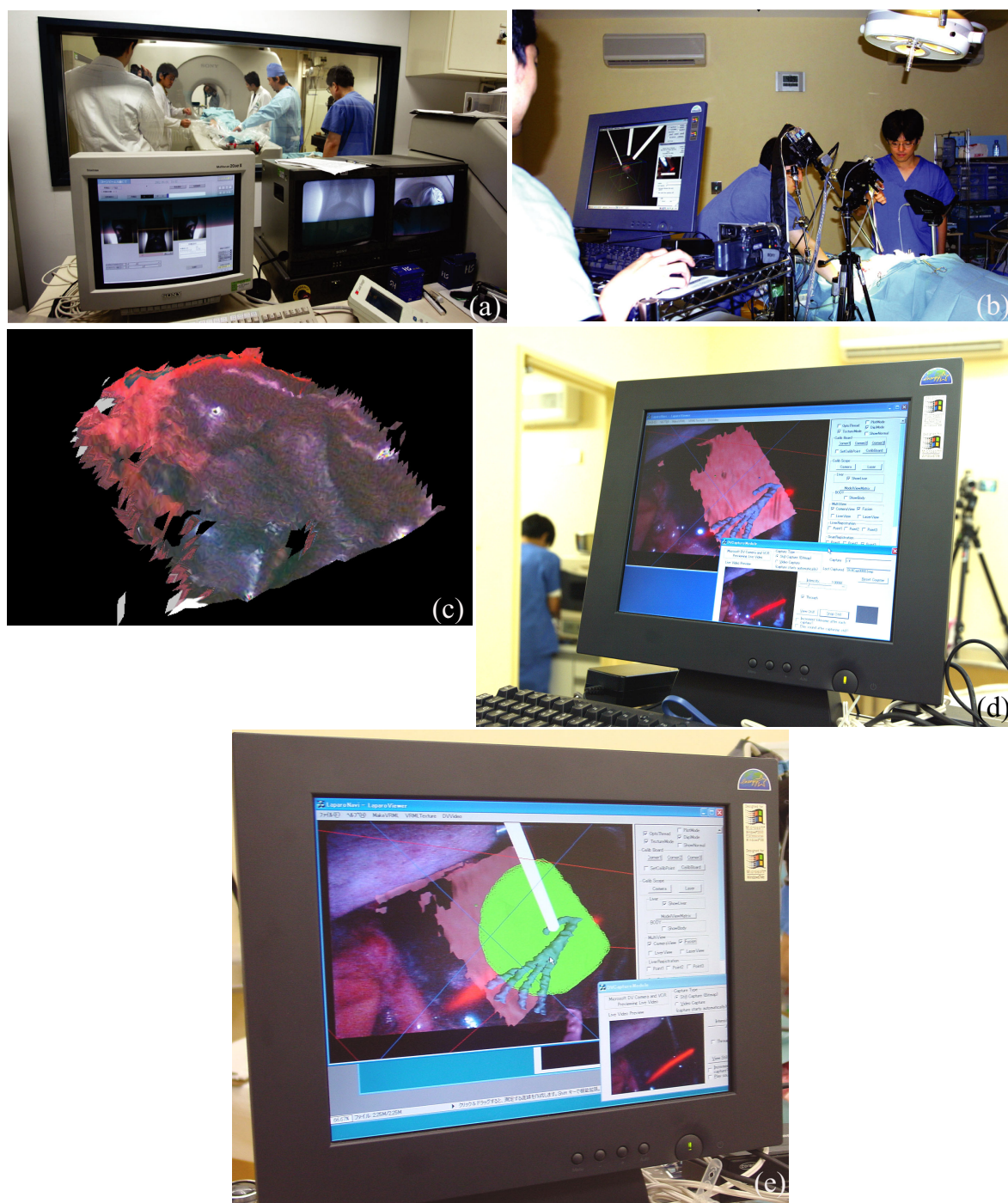
**Fig.4.14** (a) Video texture mapping of T-shaped incision (b) Registered isolated pig liver model onto scanned surface

#### 4.6.5 In-vivo 実験

ブタの肝臓を対象とし、生体に対する本システムの動作検証を行った。Fig.4.15(a)の写真のように in-vivo 実験の1週間前に造影剤を血管系に注入し3DCTにより肝臓を撮像した。このスライスデータをもとにあらかじめ肝表面、静脈、門脈をセグメンテーションした。Fig.4.15(b)の写真のように in-vivo で肝表面の形状計測を行い、リアルタイムに Fig.4.15(c)のようにテクスチャと形状を可視化した。前節に述べた方法によりこの術中情報を用いてレジストレーションを行い、内視鏡画像に対して内部の血管系を重畳表示することができた (Fig.4.15(d))。本システムでは秒間5フレームで随時表面形状を更新することが可能であるため、形状全体の位置・姿勢変化をレジストレーションされたモデルに適用することで、呼吸の変動に対して術前臓器モデルを追従させることができた。ここでは最初に入力した計測形状上の各対応点と次フレームの対象計測形状との最近点を新しい対応点とした。

また術中体腔に挿入されたエンドクリップの位置を計測し、随時更新される臓器表面形状との最短距離を算出することで臓器との距離を音で提示することができた。Fig.4.15(e)のように鉗子先端から一定の範囲内に入る部位を内視鏡画像上で提示し、近接範囲面積の大きさに応じて音のリズムを変えることで直感的に距離感を把握可能とした。このように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インターフェイスとなると考える。また本システムでは対象臓器の形状だけではなく手術に用いられるその他の器具についても位置管理を行うことが可能である。そのため例えば内視鏡のサブウィンドウとして腹腔に挿入された器具の配置を提示することで、内視鏡の画像を見ながらの手技でも腹腔全体の器具の空間的配置を把握していることができると考える。





**Fig.4.15** In-vivo experiment using pig liver and its results (a) Abdominal CT scans using contrast medium, (b) In-vivo measurement in the operating room, (c) Acquisition of 3D liver surface, (d) Data-Fusion of hepatic vein model onto laparoscopic image, (e) Closeness warning of forceps against the liver surface

## 4.7 おわりに

対象の表面形状を利用したレジストレーションについては剛体とみなせる対象に対しては記述したように良好な結果を得た．当然，肝臓等の臓器は内部構造の変形を伴うわけだが，大局的には臓器全体の位置・姿勢の術中変化に対して，計測した臓器変形から術前モデルの剛体運動として反映させることでデータフュージョンが可能であることを確認した．しかしながら，レジストレーションされた血管系が正しい位置にあるのかを定量的に評価することは今後の研究課題である．通常の術場環境下で術中における臓器の内部構造を定量的にかつ高フレームレートで計測することは現状の技術ではかなり困難である．C アーム CT[71] による透視画像または超音波による計測で術中にリアルタイムに内部構造の情報を得ることは可能である．ただし，この場合も単純な CT 透視撮影では内部構造の投影像のみが得られ，超音波プローブを使用する場合でも接触計測であるためそれ自体による臓器変形を伴ってしまうため術中の臓器内部構造の変形計測方法自体が研究対象となると考察される．また，術中臓器形状の変化に術前モデルのレジストレーションを対応させる手法も呼吸以外の手術操作による複雑な臓器の運動に追従可能とするためには今後さらなる研究が必要であると考える．

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

# 開腹手術に適した術中生体変形計測法の開発

### 5.1 はじめに

CT や MRI などの術前医用画像計測機器は日々急速に進歩しており，撮像時間の短縮・画像の分解能の向上がはかられ現在では診断や治療を行うにあたって欠かすことのできない情報源となっている．この膨大な情報量を効率に扱い，効果的に術者に提示する目的でコンピュータの高速な演算処理能力及び描画速度を用いバーチャルリアリティ技術によって手術計画を行うシステムが開発されてきている．

しかしながら一般に術中には医師は術前に撮像された X 線 CT や MRI などの断層像の形態データより術野内部の臓器や血管などの 3 次元構造を頭の中で推定し手術を行う．この作業には多くの経験と熟練を必要とし，得られる情報は必ずしも他の医師らと客観的かつ定量的に共有できるものではない．また，術場において超音波計測により内部構造を 2 次元断層像上において確認しながら手術が行われるが，術野を切り開いてみて初めてその内部の 3 次元構造が把握，理解されることも少なくない．また，超音波は基本的に臓器に接触して計測する必要があるため，その接触自身による臓器の変形が生まれることになる．Carm[71] などの透視の X 線装置が術場で用いられるケースもあるが，2 次元の投影像から空間的な構造を把握しなければならない．このような背景から近年では，術中に患部の位置を提示し，術者の術野に対する空間的構造の把握を助けることで，精度の高い手技を行えるように支援するナビゲーション技術が特に整形外科・脳外科などの分野で研究・応用されている [54] ~ [56]．現状では磁気センサ [39][40] やマーカ型の光学 3 次元位置センサ [41][42] 等を用い術野の位置計測を行う方法が広く一般に用いられている．頭蓋骨・大腿骨などの硬組織に対するナビゲーションでは離散的に得られる数点のマーカの位置情報を用いることにより剛体であ

る対象の位置及び姿勢の計測が可能である．しかしながら体表・肝臓など容易に形と位置を変える軟組織に対してのナビゲーションでは，その変形状態をサーフェスデータとして時系列に計測可能な位置センサが必要となる．そこで本研究では，PC プロジェクタにより対象に投影した幾何学的パターンを用い，これを2機のDVカメラによりキャプチャすることで生体の3次元形状をリアルタイムに再構成し可視化するシステムを開発した．これにより大がかりで高価な装置ではなく，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獲得可能となった．動物実験を行いシステムの有効性を確認した．また，アプリケーションとして術中随時更新される時系列の表面変形データにより術前対象臓器モデルをレジストレーションし，術野画像に臓器内部構造を重畳表示するデータフュージョン処理を行うことが可能となった．

## 5.2 システム構成

本システムの構成図を Fig.5.1 に示す．このシステムでは対象となる生体に対して PC プロジェクタによりマルチスリットパターンを投影する方式とし，キャリブレーションされた2台のデジタルビデオカメラにより同期撮影してこの情報を得るものとした．カラー画像は IEEE1394 経由で DirectX を使用しリアルタイムキャプチャし，取り込んだ画像の中から画像処理によって輝度の高い部分を抽出した．次にエピポーラ幾何を用い2枚の画像の中での対応点を探索した．対応点が存在する点群に対して2次元画像座標系上でドロネー三角形分割処理し，サーフェスデータ生成のための3角形グループ分けを行い，カメラパラメータを用いて3次元再構成した．さらに，カラー元画像との対応関係によりテクスチャ座標を算出し，術野ビデオ画像からテクスチャマッピングを行った．これらの処理により3D サーフェイスデータとテクスチャのレンダリングを行いリアルタイムに術野3Dマップを可視化できる機能を持たせた．

## 5.3 本システムの3次元形状計測法の特徴

手術室内での開腹手術中に患者の体表や臓器の形状を計測し，これをナビゲーション等に用いる場合，容易に計測装置自体を手術台近辺に運び込むことができ，必要のない場合は退避させ，手術の進行の妨げにならないようにすることが第一に求められる．そのため研究室での計測のように装置を決まった位置に固定して，事前に丁寧にキャリブレーションを行っておくような使い方ではなく，運び込んだときの機器の微妙なズレも考慮して術場で即座にキャリブレーション可能である必要がある．一般にカメラを用いて距離画像や形状計測を行



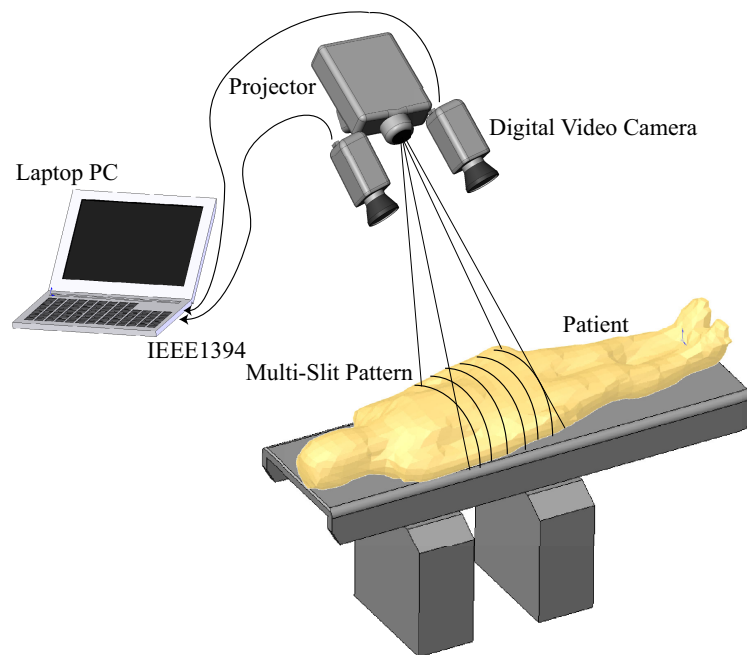


Fig.5.1 System configuration



Fig.5.2 A picture of this system

う方法として能動式計測と受動式計測がある．能動式では光切断法などに代表されるようにレーザやプロジェクタなどで光を対象に投影してそれをカメラで撮影し，受動式では代表的にはステレオカメラで互いの画像間の対応点探索により計測を行う．術場での容易なキャリブレーションを考えた場合，ステレオ方式を用いた方が単純にチェッカーボードを数十秒間姿勢を変えて同時に2台のカメラで撮影するだけですむので本システムではこちらを採用した．しかしながら，一般的なステレオ方式ではカメラ画像間の対応点算出の際に発生する誤差により精度の点が問題となる．そこで，幾何学パターンを体表や臓器に投影することで，

**Table.5.1** Specification of devices

Projector	PLUS U3-1100Z
Type	DLP
Resolution	1024 × 768
Brightness	1000 ANSI ルーメン
F	2.4 ~ 2.6
Focal length	27.5mm ~ 33.0mm
Digital Video Camera	SONY DCR-TRV20
CCD size	1/4"
F	1.8 ~ 2.2
Focal length	4.2mm ~ 42.0mm
PC	DELL Inspiron 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

カメラ画像間での対応関係を正確にとれるようにした。

### 5.3.1 ステレオカメラのキャリブレーション

ここではステレオカメラのキャリブレーションについて述べる。前述したが本システムではチェッカーボードを数十秒間姿勢を変えて同時に 2 台のカメラで撮影し、それら数十枚の画像を用いて 2 台のカメラそれぞれの内部パラメータとカメラ同士の外部パラメータの位置関係を求める。実際にはあるフレームのチェッカーボードの座標系とそれぞれのカメラ座標系との同次変換行列が得られるが、同じフレームの画像情報を用いることで 2 台のカメラ同士の同次変換行列が求められる。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。また、本システムでのキャリブレーション結果を紹介し、その精度について記述する。

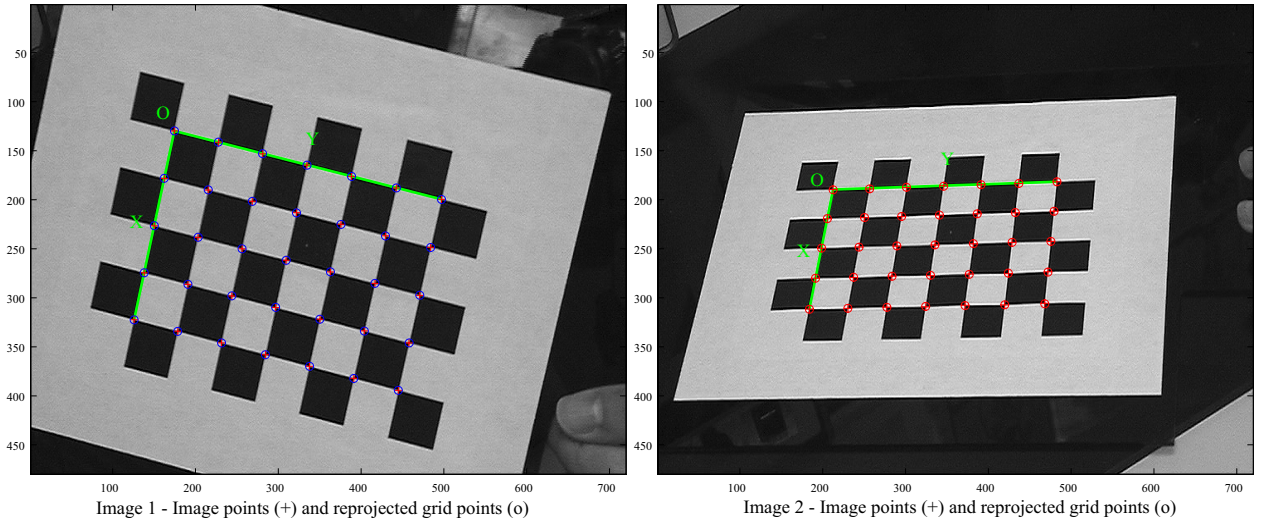


Fig.5.3 Reprojection result of grid onto the actual image

ある点の2次元のカメラ画像座標系での位置を  $(u, v)$  , この点のワールド座標系での3次元位置を  $(X, Y, Z)$  とし ,

$$\tilde{\mathbf{m}} = \begin{bmatrix} u & v & 1 \end{bmatrix}^T \quad (5.1)$$

$$\tilde{\mathbf{M}} = \begin{bmatrix} X & Y & Z & 1 \end{bmatrix}^T \quad (5.2)$$

とおく . 一般のピンホールカメラモデルでの3次元位置  $\mathbf{M}$  と画像座標  $\mathbf{m}$  との関係は

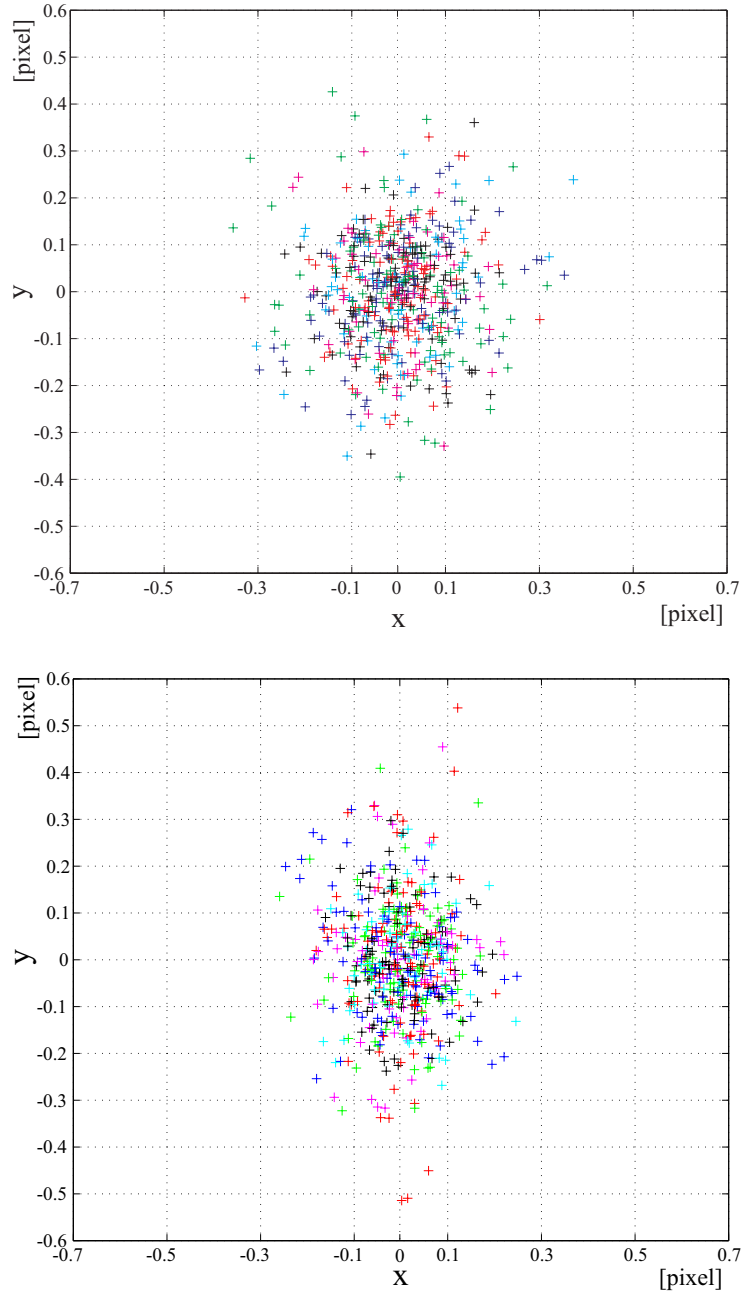
$$s\tilde{\mathbf{m}} = \mathbf{P}\tilde{\mathbf{M}} = \mathbf{A} \begin{bmatrix} \mathbf{R} & \mathbf{t} \end{bmatrix} \tilde{\mathbf{M}} \quad (5.3)$$

と与えられる . ここで  $s$  はスケールファクタ ,  $(\mathbf{R}, \mathbf{t})$  はワールド座標系とカメラ座標系との関係を示す外部パラメータ ,  $\mathbf{A}$  は光学中心や焦点距離を含む内部パラメータの行列を示す .  $\mathbf{P}$  は中心射影行列と呼ばれる . 座標値が既知の  $\mathbf{M}$  と  $\mathbf{m}$  の組を用いて以下の最小二乗推定により中心射影行列を求める . 平面上にある  $m$  点の参照点を撮影した画像が  $n$  枚分あるとすると

$$C = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m \|\mathbf{m}_{ij} - \hat{\mathbf{m}}(\mathbf{P}_i, \mathbf{M}_j)\|^2 \quad (5.4)$$

$\hat{\mathbf{m}}(\mathbf{P}_i, \mathbf{M}_j)$  は  $i$  枚目の参照点  $\mathbf{M}_j$  の画像上への再投影点を示し , これが実際の画像上の対応点と近ければ近いほど正しく中心射影行列が求められていることとなり , 誤差の評価関数としても用いられる .

レンズ歪みについては画像の中心から放射状に歪むものと仮定するラジアルディストーションモデルを用いた .  $(x, y)$  を歪みの影響を受けていない画面座標系上の点 ,  $(x', y')$  を歪



**Fig.5.4** Reprojection error in camera calibration (up) For a resolution of 360 × 240 (bottom) For a resolution of 720 × 480

みの影響を受けた座標とするとラジアルディストーションモデルは次式のように表せる [85] .

$$r = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (5.5)$$

$$x' = x + x(k_1 r^2 + k_2 r^4) \quad (5.6)$$

$$y' = y + y(k_1 r^2 + k_2 r^4) \quad (5.7)$$

一旦レンズ歪みを考慮せずに中心射影行列を算出し，次に (4) 式での推定の際に歪みのパラ

メータを含み再度最小化を行う。

Fig.5.3のように実画像上で検出された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ずれをプロットすると Fig.5.4の結果を得た。この際には実際の術場での対象との距離を想定しておよそ700~800mm程度の距離でキャリブレーションを行った。上が解像度 $360 \times 240$ で行ったときの結果で下が解像度 $720 \times 480$ で行ったときの結果である。またこのときの焦点距離、光学中心、歪みパラメータ及び再投影のRMS誤差を Table5.2 に示す。どちらの結果も3次元再構成を行うには十分な精度であるとする。当然解像度分だけ $720 \times 480$ の画像を用いた方が再構成の精度は高いが、処理速度との兼ね合いでどちらをとるかを判断することになる。またこのときのステレオカメラのカメラ座標系上において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.5.5 に示す。16フレーム分の画像32枚を用いて今回の最小二乗推定を行った。また1フレームについてグリッド状の35点の画像情報を用いた。

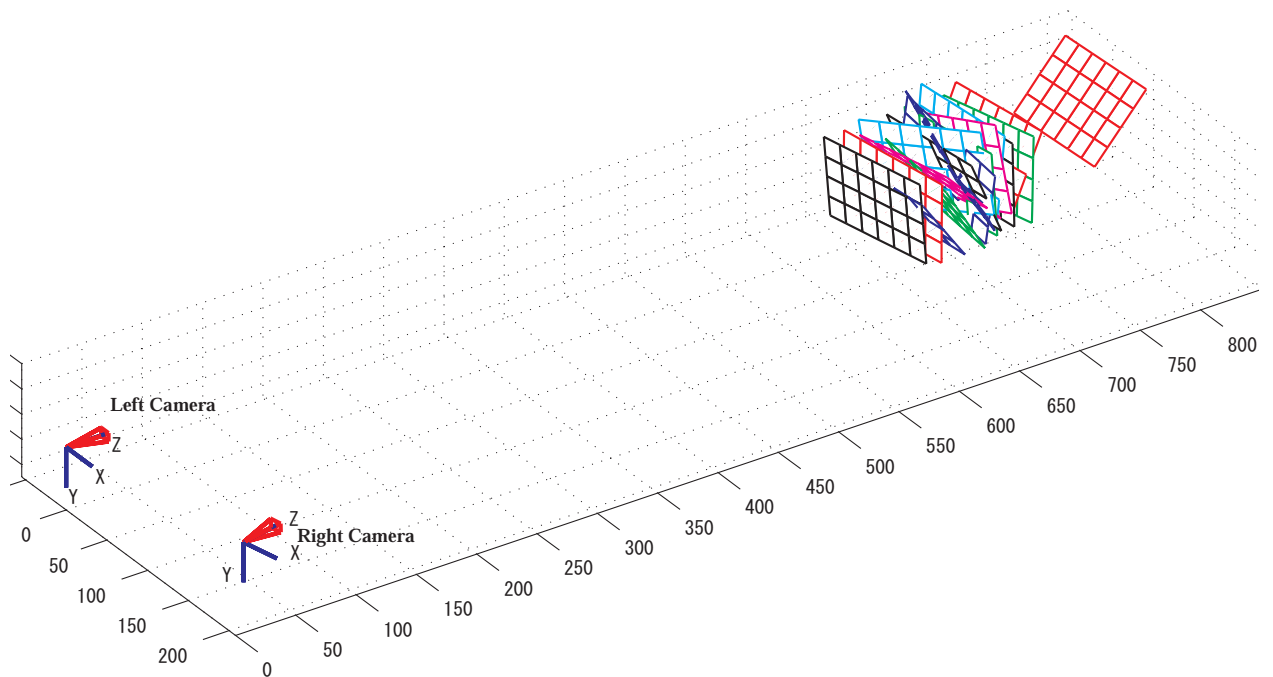


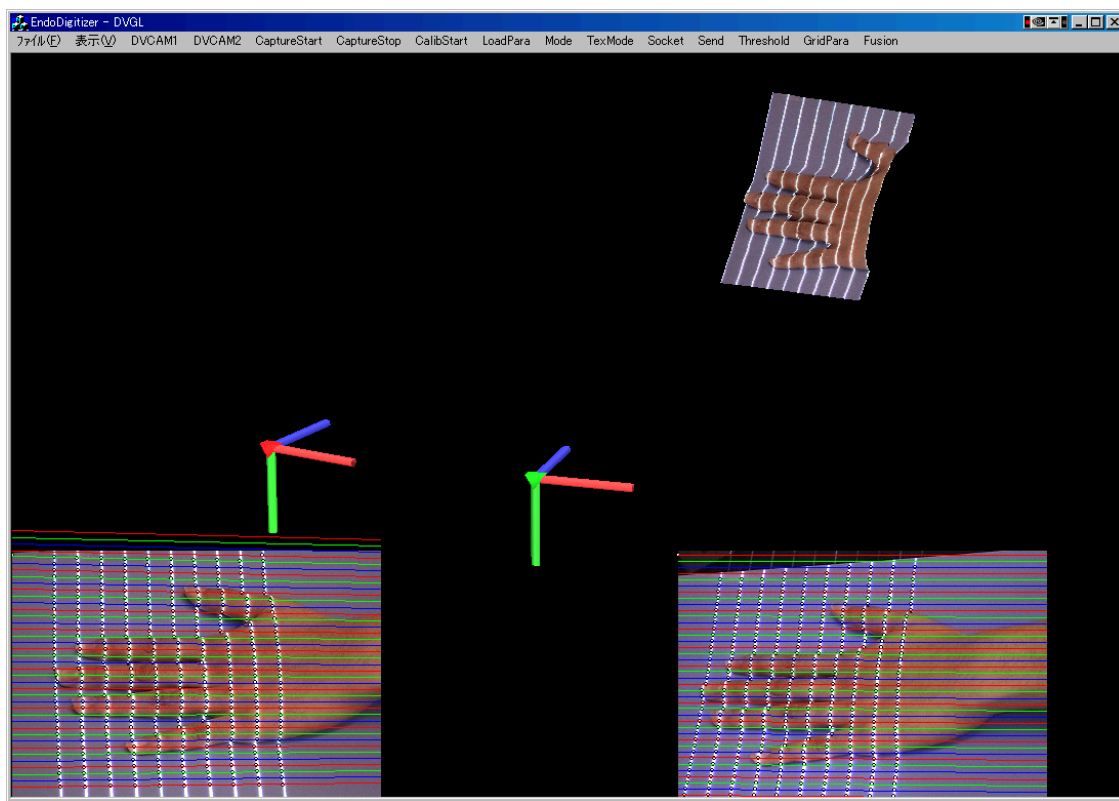
Fig.5.5 Extrinsic parameters between stereo camera and calibration boards

Table.5.2 Results of camera calibration

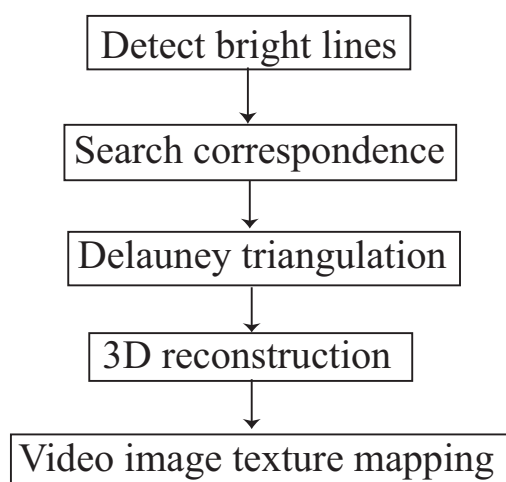
Resolution	720 × 480	360 × 240
$f_x$	2460.2	1280.5
$f_y$	2217.3	1154.7
$c_x$	358.0	199.8
$c_y$	219.46	99.2
$k_1$	0.317	0.474
$k_2$	-0.456	-10.2
$RMS$	0.107	0.1157

### 5.3.2 エピポーラ幾何による対応点探索とビデオテクスチャマッピング

前節で求められたステレオカメラのキャリブレーションによって 2 台のカメラそれぞれの内部パラメータ及び相対的な外部パラメータが定まる．これによって一方の画像で 1 点が与えられると，もう一方の画像上でのエピポーラ線が決まる．2 枚の画像間での対応点は互いのエピポーラ線上に存在する．Fig.5.6 に本システムの計測ソフトウェアを示す．下段の 2 枚の画像がそれぞれ DV カメラから得られる元画像で，最終的に上段のように再構成された 3D サーフェスマップが随時アップデートされるようになっている．一連の処理は Fig.5.7 のようにまずスリットパターン上の輝線を検出し，次に左画像の参照点の対応点をエピポーラ線上に右画像上で探索する．左画像上での参照点群に対し 2 次元でのドロネー三角形分割を行い，ポリゴン化の際の 3 角形の組をつくる．テクスチャについては左画像を用い，参照点のテクスチャ座標値を計算する．またステレオの対応関係の情報から 3 角測量の原理で，3 次元座標値を算出する．OpenGL によりポリゴンとビデオ画像から得られるテクスチャを随時更新させることで，変形する対象の形状とテクスチャを可視化することが可能である．



**Fig.5.6** Measurement software of this system. Two images below are original color images and the reconstructed shape is updated in the middle.



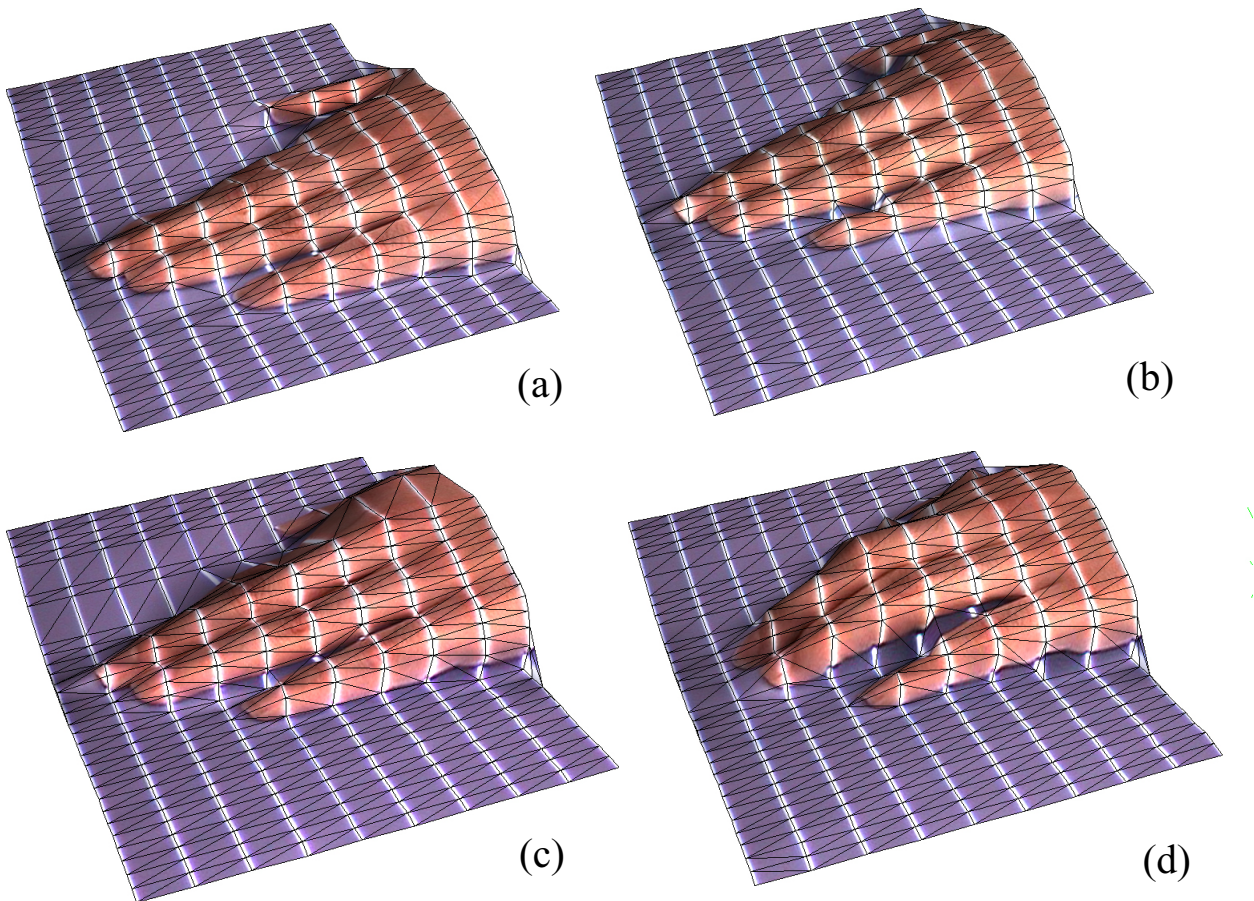
**Fig.5.7** Computation routine



## 5.4 結果

### 5.4.1 基礎実験結果

Fig.5.6 のように手の形状の変化に対して計測を行った結果を Fig.5.8 に示す．順に (a) から (d) まで動かした際の手の 3D 形状及びテクスチャの様子である．サンプリングの分解能がわかりやすいように，ここでは生成されたポリゴンのワイヤーフレームも同時に表示している．また凹凸の様子を印刷物上で見やすくするため，Fig.5.6 のように計測の際にはステレオカメラによる撮影は手の真上方向から行っているが再構成された 3D 形状を回転し横方向からの視点で表示したものである．フレームレートについてはビデオカメラの取り込み画像を  $360 \times 240$  に設定した場合，9fps 程度， $720 \times 480$  に設定した場合 2fps 程度でテクスチャ及び 3D 形状の可視化を行うことができた．



**Fig.5.8** Result of the visualization of a deforming hand. The 3D surface form and the texture of the hand at the time of moving from (a) to (d) could be visualized at 9 fps.

一般的に光切断法では影に入る対象上の部分ではデータの欠落はさけられず，特にこの例では手の変形の計測を行い，指と指との間のカメラから隠れる箇所ではデータの抜けが起き



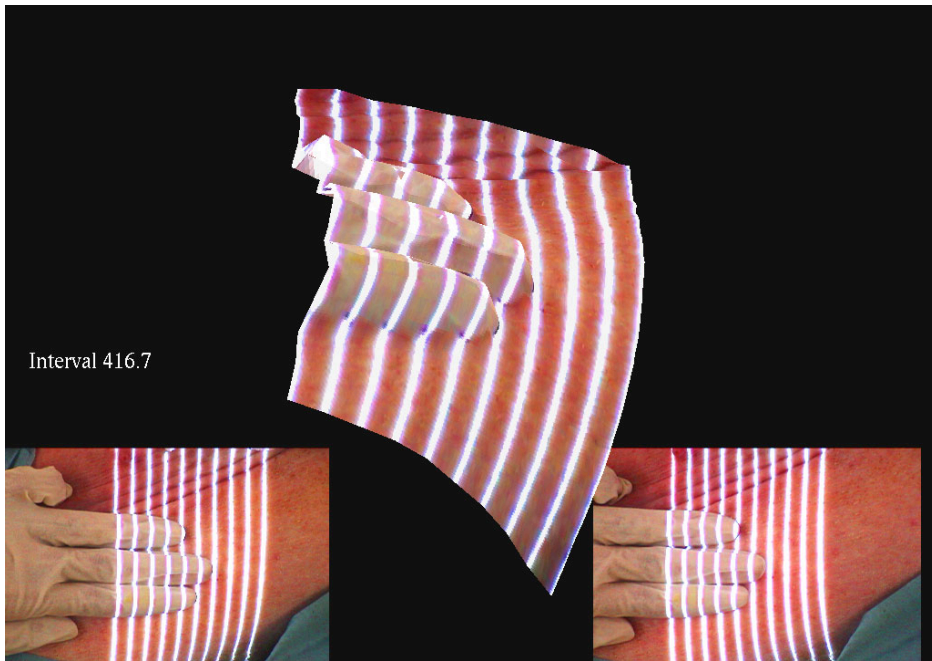
る．ここでは例として簡単にわかりやすい対象として指の変形を計測し，生体の変形計測が可能であることが確認できた．但し，本研究の応用範囲として実際には体表・臓器表面など影の生じにくい連続体の計測を想定している．また瞬時に形状データを獲得できるという点においてこの計測方法をシステムに採用する有意性があると思う．

#### 5.4.2 ブタを用いた In-vivo 計測における実験結果

ブタの体表及び肝臓を対象とし，生体に対する本システムの検証を行った．Fig.5.9 に in-vivo での実験風景を示す．体重約 35kg 生後 4ヶ月のメスのブタに対し麻酔下に計測実験を行った．Fig.5.10 に計測結果を示す．ブタの腹部に対して計測を行った際の様子である．多少の凹凸がある表面でも計測可能であることを示すためここでは手術用グローブをはめた術者の手を体表に添えてある．



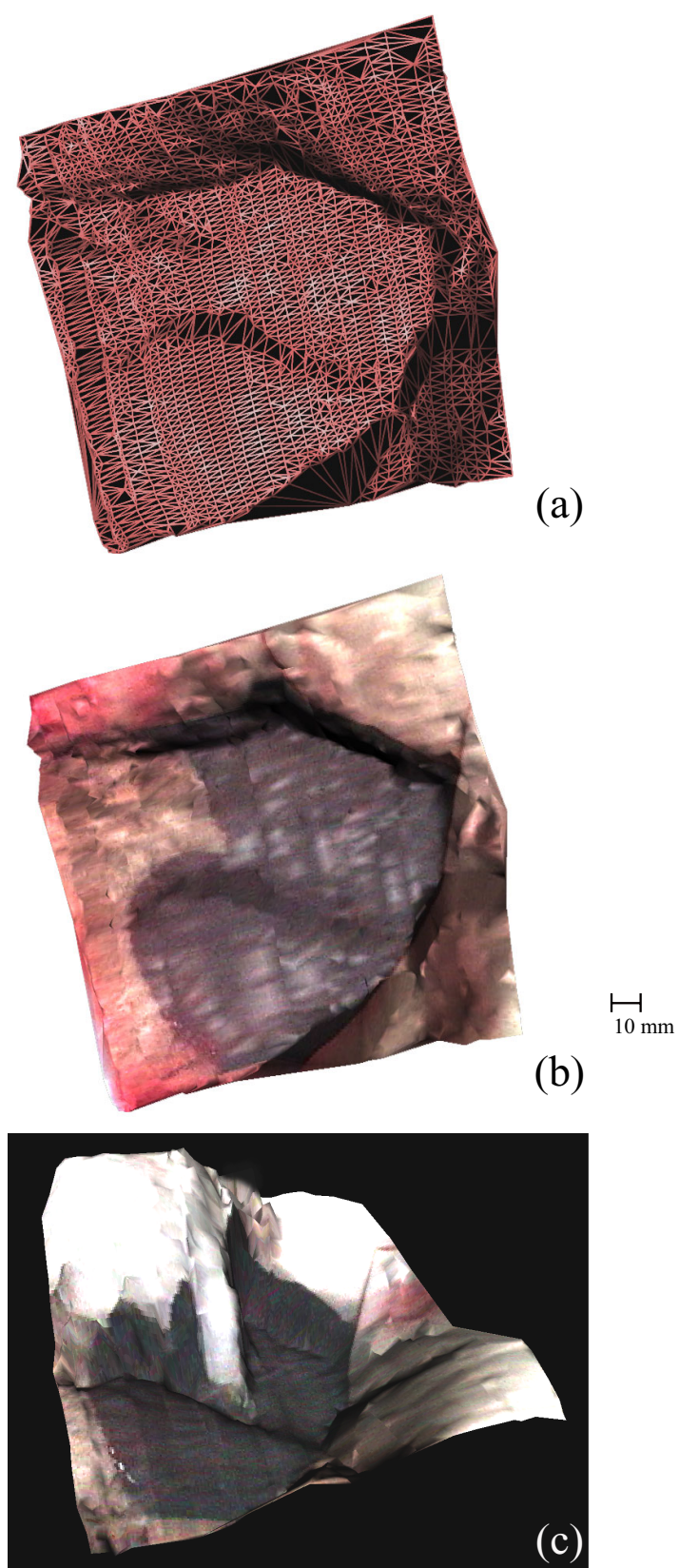
Fig.5.9 A picture of the in-vivo experiment with an anesthetized pig.



**Fig.5.10** The visualized 3D surface map of the abdominal surface. A hand in a surgical glove is placed on the body surface.

### 5.4.3 レーザスキャンによる計測

ここまではPC プロジェクタによりマルチスリットパターンを投影する方式での結果を示した．プロジェクタを用いることにより1フレーム分の左右の画像から多数のスリット上の点群の3次元位置情報を抽出することが可能である．特に常に動いている計測対象に対しては1フレーム分の画像情報だけから形状を抽出することは重要である．ただし，スリット間の情報が欠落してしまうため，動きのない計測対象に対して分解能の高い形状の計測を行う場合にはプロジェクタの代わりにライン状のレーザをスキャンングすることで詳細な計測が可能である．その際，ガルバノメータのようなレーザスキャナを用いてもよいし，フリーハンドで計測したい部位を走査しても構わない．Fig.5.11 にレーザスキャンングによって計測したブタの肝臓の3次元形状及びテクスチャを示す．開腹して露出させた肝臓を計測したもので Fig.5.11(a) がワイヤースケッチ表示，(b) がテクスチャマッピング表示であり，(c) では手術用グローブをはめた手で肝臓に触れている様子を計測した結果である．



**Fig.5.11** 3D surface acquisition of pig liver (a)without texture (b)with texture (c)with hand

#### 5.4.4 臓器形状データに基づくデータフュージョン

肝臓など容易に形と位置を変える軟性臓器に対する手術では、常に臓器の変形を計測し、術前 MRI 画像から術中の変形した臓器内の病変部位をレジストレーションすることが大きな役割を果たすと考えられる。術前モデルのレジストレーション技術は、整形外科・脳外科手術などですでに用いられているが、離散的にマーカを対象に貼るかまたは光学式デジタイザを用いて物理的に臓器上の参照点を指し示す作業が求められる。本システムでは術中に対象部位のサーフェスデータを瞬時に獲得できるため、体表や軟性臓器の最新の形状を反映したレジストレーションを行うことが可能となる。

ここでは脳外科手術のナビゲーションなどで従来から用いられているポイントベースレジストレーション [86][87][88] を用い、CT 撮影により得られた術前モデルと術中に計測するサーフェスデータとの最低 3 点以上の対応点をモニタ画面上でマニュアルで選択することで剛体レジストレーションを試みた。術前モデルの座標系を  $x_A$ 、術中の幾何情報を管理する座標系を  $x_B$  とすると、

$$x_B = Rx_A + t \quad (5.8)$$

と座標変換が定義され、 $N$  組の対応点  $x_{Ai}, x_{Bi}$  を与えたときに下記の評価関数を最小化する  $R, t$  を算出する。

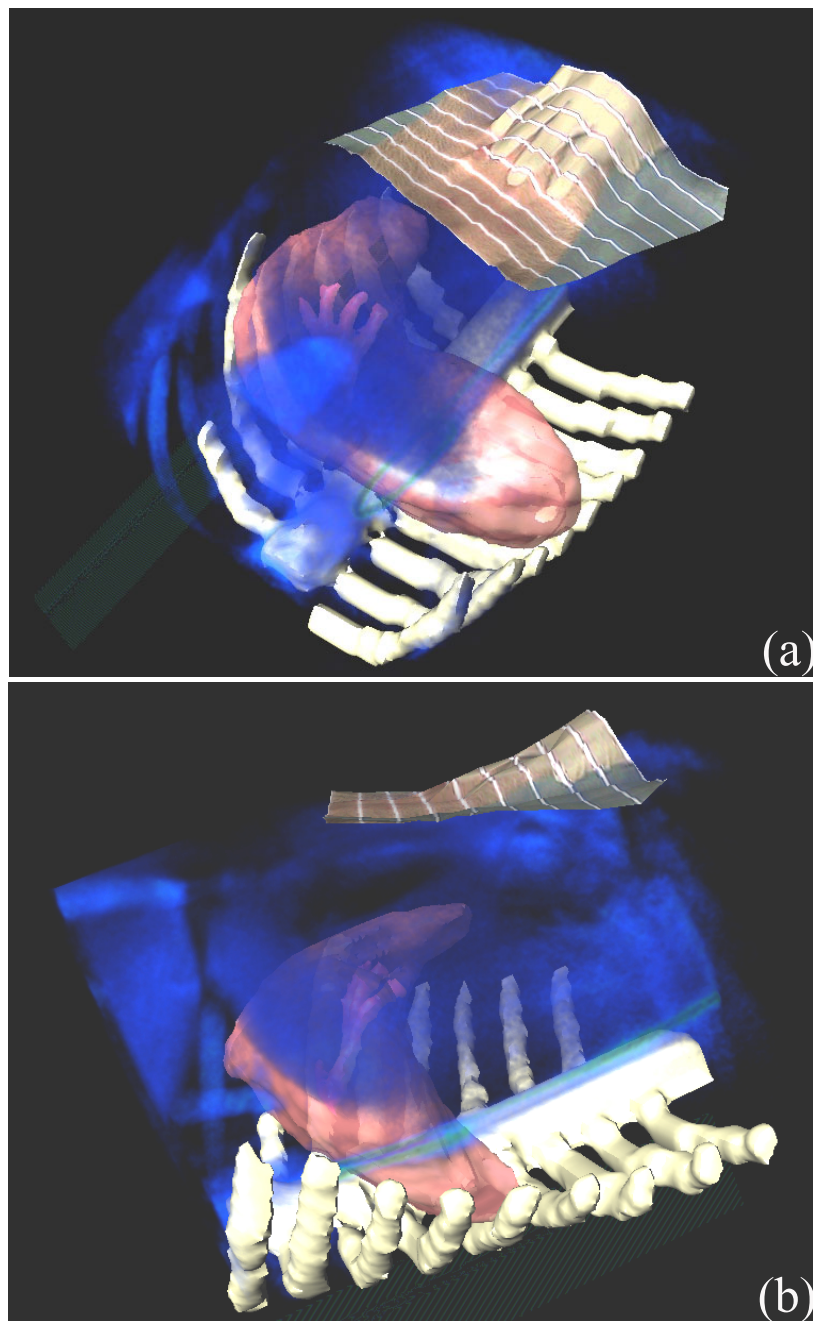
$$J = \sum_{i=1}^N \|x_{Bi} - (Rx_{Ai} + t)\|^2 \quad (5.9)$$

ブタの体表及び肝臓を対象とし、生体に対する本システムの試験を行った。実験の 1 週間前にブタの肝臓の血管系に造影剤を注入して 3DCT により体幹部を撮像し得たスライスデータをもとに体表、骨格系、肝表面、血管系をセグメンテーションして術前モデルを作成した。計測した術野のサーフェスデータに対し術前モデルをレジストレーションし、術前画像のボリュームデータを融合表示させることにより、肝臓が移動・回転しても臓器を透かして見ているような感覚で内部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った。Fig.5.12 にボリュームデータを含めて表示した術中体表形状に基づく内部構造のナビゲーション結果を示す。本実験の際には、明確な対応点としてブタの乳頭部分の 4ヶ所を参照点として用いた。参照点選択の際には、術中形状データの計測ライン上の点なるべく用いるようにする工夫が必要となる。

この時は実験的に穿刺術をイメージして腹部の形状を計測し、体幹部全体のレジストレーションを行った。開腹時には例えば Fig.5.11 のように対象となる臓器に対しての計測データを用いることになる。ただし、開腹手術の場合であっても患者の腹部全体の内部構造の様子



を手術のはじめに Fig.5.12 のような可視化手法で提示することは執刀医，助手，看護師らが現場で手術計画の確認を行い，手術開始時に共通の空間的認識を直感的に得られるという意味で有用と考える．



**Fig.5.12** (a) Full view of the volumetric navigation of the inner structure based on the scanned skin surface. Volume data of abdomen was rendered as blue MIP image along with segmented surface data of pig's liver, hepatic vein and ribs. (b) Side view of this scene. Green line shows the angiographic catheter used for contrast enhancement.

## 5.5 おわりに

本研究で得られた結論は以下の3点にまとめられる。

1. 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・可視化する生体変形計測法を開発した。
2. 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。
3. 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、体幹部ボリウ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。

本システムでは時系列に変形を計測できるため、アップデートされた体表面形状に対し術前モデルの体表形状を自動的にレジストレーションすることで肝臓・血管モデルが呼吸に追従して移動する様子を得ることができた。精度については形状が既知の球の対象を用いた静的なレジストレーションの結果ではRMS誤差2.8mmとなった。術中臓器の運動への対応に関しては、ここでは剛体的な位置・姿勢変化のみ考慮するものとしている。単純に呼吸等の運動に追従してレジストレーションをアップデートさせる際には、最初に入力した計測形状上の参照点と次フレームの対象計測形状との最近点を新しい参照点とした。上下動を繰り返す呼吸性の変動を補償する程度であれば、このような手法でも機能すると考える。もちろん万能な方法ではないため、今後さらなる研究が必要となる。この動的なレジストレーションの評価については、通常の術場環境で術中の臓器内部構造を定量的かつ高フレームレートで計測すること自身、現状の一般的な技術では難しいためその段階に至っていない。CアームCTによる透視画像または超音波による計測で術中にリアルタイムに内部構造の情報を得ることは可能であるが、この場合もCT透視撮影では内部構造の投影像のみが得られ、超音波プローブを使用する場合でも接触計測であり、それ自体による臓器変形を伴うため術中のリアルタイム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。

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。臨床的な改善点としては幾何学パターンを術野に投影した際に、術者の視野にこれが入ってしまうことがあげられる。赤外線領域の光を用いるなどして従来の手術環境を全く変えずに術中幾何情報を獲得し、手術ナビゲーションに役立てたいと考える。精度的な改善としては処理速度とのトレードオフになるが、メガピクセルのビデオカメラの導入があげられる。