

(千葉大学学位申請論文)

低侵襲医療手技支援を目的とした
画像計測・再現システム開発に関する研究

2009年1月

千葉大学大学院自然科学研究科
情報科学専攻情報システム科学講座

小石 毅

概要

近年では、痛みの低減と早期回復を促し、患者 QOL の維持・向上に繋がることから、診断・治療の低侵襲化が進んでいる。しかしながら、低侵襲手技は高度な技術を要求する傾向があり、現状では手技を安全・確実に行える医師に限られている。結果として技量の未熟な医師による冒險的な手技実施を招き、重大事故の起きる危険は大きくなっている。本研究では、低侵襲性と安全性・信頼性を両立した手技の実現を目指し、低侵襲医療手技における医師の能力を強化する技術を開発する。本研究で開発した 6 つの技術は、大きく次の 2 つに分けられる。1 つは、手技における医師の視覚情報の強化であり、腹腔鏡下手術における術者による腹腔内の空間把握への支援を目的としたプロジェクタ型 AR システム、同じく腹腔鏡下手術支援を目的とした腹腔内の 3 次元形状計測法、内視鏡画像から安定かつ高精度に病変部の大きさを計測する手法をそれぞれ提案する。もう 1 つは、医師への新たな訓練法の提供である。針生検における経皮的穿刺を対象とした訓練用 VR シミュレータ用インタフェース、同じく経皮的穿刺を対象とした変形モデル、腹腔鏡下手術を対象とした管腔臓器モデルをそれぞれ提案する。提案手法は、患者の体内構造を効率的・定量的に把握可能とするシステム、及び訓練効果の高いシミュレータの開発に繋がり、医師の技能強化により安全・確実な低侵襲医療手技実現に貢献する。

目次

第1章 はじめに.....	1
1.1 対象とする低侵襲医療手技.....	2
1.1.1 腹腔鏡下手術.....	2
1.1.2 上部消化管内視鏡診断.....	3
1.1.3 穿刺吸引細胞診.....	5
1.2 関連研究.....	7
1.2.1 視覚情報の強化.....	7
(a) 鏡視下手術への適用.....	8
(a-i) ARによるナビゲーション.....	9
(a-ii) 臓器形状の復元による支援.....	10
(b) 内視鏡診断への適用.....	11
1.2.2 バーチャルリアリティー技術による医療手技の訓練.....	11
(a) 腹腔鏡下手術への適用.....	12
(a-i) 管腔臓器を対象とするシミュレータ.....	13
(b) 経皮的な穿刺を伴う手技への適用.....	13
(b-i) シミュレータ用インタフェース.....	13
(b-ii) 変形モデル.....	14
1.2.3 提案手法の位置づけ.....	15
(a) 視覚情報の強化に関する提案手法.....	15
(b) VRシミュレータに関する提案手法.....	16
1.3 本論文の構成.....	17
第2章 プロジェクタによるAR技術を用いた腹腔鏡下手術支援.....	18
2.1 システム要件の調査と検討.....	18
2.1.1 腹腔鏡画像の直接投影による検討実験.....	19
2.1.2 実験結果.....	20
2.1.3 考察.....	20
2.2 投影画像の幾何学的歪みの補正.....	21
2.2.1 幾何学的歪み補正の方法.....	21

2.2.2	幾何学的歪み補正に必要な情報の計測	22
	(a) 患者体表形状の計測	23
	(b) 患者の動きの計測	24
	(c) 術者の視点位置の計測	25
2.2.3	実装	25
2.3	投影画像	26
2.3.1	腹腔鏡の視野の把握を支援する画像	27
2.3.2	投影画像の作成	28
2.3.3	鉗子の挿入と引き抜きに対する効果	28
	(a) 評価実験	29
	(a-i) 実験1: <i>Previous system</i> と <i>Normal system</i> の比較	29
	(a-ii) 実験2: <i>Proposed system</i> と <i>Previous system</i> の比較	31
	(b) 評価実験のまとめ	34
2.4	考察	35
2.4.1	投影画像の幾何学的情報に関する精度	35
	(a) 幾何学的歪みの補正精度	35
	(b) 投影画像の形状と位置合わせに関する精度	36
2.4.2	投影画像のコントラストと色再現性	37
2.4.3	提案システムを手術に用いるときの問題	37
2.5	まとめ	38
第3章	腹腔臓器表面形状の復元	39
3.1	ステレオ対応探索の高速化手法	39
3.1.1	Stoyanov らの手法	39
	(a) 概要	40
	(b) PBM の制御点の初期位置	40
	(c) 制御点位置の最適化	42
	(d) 多重解像度処理	42
	(e) 問題点	43
3.1.2	提案手法	43
	(a) 概要	43
	(b) PBM の制御点の初期位置	45
	(c) 制御点位置の最適化	45
	(d) 多重解像度処理	45
	(e) 利点	46
	(f) 形状復元の結果	47

3.1.3	提案手法の評価	47
	(a) 復元精度の評価方法	47
	(b) 計算コストの評価方法	48
3.1.5	実験結果	49
	(a) 精度	49
	(b) 計算コスト	51
3.1.6	高速化手法のまとめ	51
3.2	マルチカメラシステムを用いた臓器表面形状の復元の検討	52
3.2.1	マルチベースラインステレオ法	52
3.2.2	マルチベースラインステレオ法の性能検証実験	52
	(a) Middlebury Stereo Datasets による検証	53
	(b) マルチカメラシステムによる検証	55
3.2.3	考察	56
3.3	まとめ	57
第4章 内視鏡診断のための定量的な距離計測		58
4.1	提案システム	58
	4.1.1 キャリブレーション	59
4.2	精度評価実験	60
4.3	考察	62
4.4	まとめ	63
第5章 VRシミュレータ用インタフェース		64
5.1	提案システム	64
	5.1.1 眼球の透視変換のモデル化	65
	5.1.2 眼球位置の推定	66
	(a) LEDの追跡	66
	(b) 眼球位置推定の実装	67
	5.1.3 両眼視差の調整	68
5.2	考察	68
5.3	まとめ	69
第6章 針のしなりと生体組織変形の実時間シミュレーション		70
6.1	穿刺時に針と生体組織の間に働く力	71
6.2	提案モデル	72
	6.2.1 Long Element Method	72

6.2.2	提案モデル	74
(a)	生体組織モデル	74
(b)	針のしなりのモデル	76
(c)	針のしなりと生体組織の変形の計算	77
6.3	提案モデルの計算負荷	78
6.3.1	計算手順	78
(a)	提案モデルの計算手順	78
(b)	線型有限要素モデルの変位法の計算手順	79
6.3.2	実験条件	80
(a)	要素の設定	80
(b)	計測方法	82
6.3.3	実験結果	83
6.4	提案モデルの変形精度	85
6.4.1	実験装置	86
6.4.2	針のしなりについての精度評価実験	87
(a)	実験結果	90
6.4.3	針と生体の相互作用についての精度評価実験	91
(a)	実験結果	93
6.5	考察	95
6.5.1	計算負荷	95
6.5.2	変形精度	96
6.5.3	提案モデルの拡張	98
6.6	まとめ	99
第7章	腹腔鏡下手術シミュレーションのための管腔臓器変形モデル	100
7.1	管腔臓器の変形モデル	100
7.1.1	有限要素による管腔臓器のモデル化	101
7.1.2	自己衝突判定処理	101
(a)	衝突判定	102
(b)	ペナルティ力による貫通抑制処理	102
7.2	実装	105
7.3	考察	105
7.4	まとめ	106
第8章	結論	107

謝辭.....	108
参考文献.....	109
著者発表論文.....	123

第1章 はじめに

近年では、増加する高齢患者の体力の考慮、治療中・治療後の生活の質 Quality of Life (QOL) の重視などから、医療手技の低侵襲化が進んでいる。診断・治療を最小限の侵襲で行うことにより、痛みの低減と早期回復を促し、患者 QOL の維持・向上に繋がる。

しかしながら、低侵襲手技においては、医師は高度な技術を要求される傾向がある。そのため、現状では、手技を安全・確実に行うことのできる医師は限られている。結果として、技量の未熟な医師による冒険的な手技の実施を招き、重大な事故の起きる危険が大きくなっている。典型的な例として、腹腔鏡下手術などの内視鏡下で行う低侵襲手術が挙げられる。

本研究では、低侵襲性と安全性・信頼性を両立した手技の実現を目指し、低侵襲医療手技における医師の能力を強化する技術を開発する。対象とした手技は、腹腔鏡下手術、上部消化管内視鏡診断、穿刺吸引細胞診の計3つの低侵襲医療手技である。腹腔鏡下手術では、侵襲を小さく抑えつつ短時間で正確に手術を行うため、医師の負担を軽減する必要がある。内視鏡診断では、病変の確実な発見だけでなく、検査のやり直しを防いで患者の負担を小さくするという意味でも、診断の精度を高める必要がある。穿刺吸引細胞診では、細い針を用いることで患者への侵襲を小さく抑えるとともに、目標位置からの正確な細胞採取により診断精度を高める必要がある。

本研究で開発した医師の能力を強化する技術は、大きく次の2つに分けられる。1つは、手技における医師の視覚情報の強化である。治療中の患者の体内構造を効率的に把握可能とすることで、より安全・確実に治療を行うことができる。また、患者の体内構造を定量的に計測する技術により、より定量的で確実な診断ができる。もう1つは、医師への新たな訓練法の提供である。効率的な訓練により、高度な技術が要求される低侵襲手技を行うのに十分な技術を有する医師を養成できる。

1.1 対象とする低侵襲医療手技

本研究で対象とする3つの低侵襲医療手技、腹腔鏡下手術、上部消化管内視鏡診断、穿刺吸引細胞診のそれぞれについて説明する。腹腔鏡下手術は、本論文第2章で提案する手術支援システム、第3章で提案する臓器形状計測手法、第7章で提案する管腔臓器変形モデルが対象とする手技である。上部消化管内視鏡診断は、第4章で提案する病変部の大きさの定量的計測手法が対象とする手技である。穿刺吸引細胞診は、第5章で提案する訓練システム用インタフェース、第6章で提案する実時間変形モデルが対象とする手技である。

1.1.1 腹腔鏡下手術

80年代後半から90年代初頭にかけて、それまでは診断に用いられていた内視鏡を外科手術へ応用するようになった。この術式は鏡視下手術などとよばれる。従来の開腹手術などと比べて切開創が小さいため、患者の痛みは小さく済み、術後の回復も早い。そのため、低侵襲な術式として近年急速に普及している。その後の発展により、現在では、消化器外科、呼吸器外科、脳外科、整形外科、泌尿器科、産婦人科など、幅広い分野で用いられている。術式も各目的に合わせて細分化され、腹部の臓器を対象とする手術では腹腔鏡下手術、胸部の臓器を対象とする手術では胸腔鏡下手術などとよばれている。

本研究では、消化器を対象とした腹腔鏡下手術に注目する。腹腔鏡下手術は、鏡視下手術のなかでも最も普及が進んだ術式の一つである。消化器における適用疾患は、胆石症、胆嚢炎、胆嚢ポリープ、胃癌、大腸癌、虫垂炎などが挙げられる。また、近年では、腹腔鏡下で管腔臓器癌の病変部及びその周辺を切除し、残存部分同士を吻合する手技が行われるようになってきている。

腹腔鏡下手術では、まず、腹腔内に炭酸ガスを注入して腹壁を膨らませ、手技を行うための空間と視野を確保する。そして、トロカールを用いて腹壁に作成した複数のポートから、腹腔鏡と鉗子等の手術器具を挿入し、腹腔鏡がとらえる映像をモニタで見ながら手技を行う。腹腔鏡下手術の様子を Fig. 1.1 に示す。

本術式は、患者の負担が小さい反面、手技を行う外科医の負担が大きい。その理由としては、術野の観察がモニタに映し出される腹腔鏡画像に限定されるために、一時に観察できる範囲が狭く、また、奥行き情報が得られないことが挙げられる。

また、鉗子等の特殊な手術器具に対しては、その使用に習熟する必要がある。例えば吻合の場合、自動吻合器の開発により、容易に吻合を行おうという取り組みも見られる。しかし、腹腔鏡

下では自動吻合器の挿入が困難な場合や、吻合器による血管圧迫の恐れがあるため、針と糸を用いて臓器の捻れなどに注意しながら手縫いを行う方が望ましいとされる。

術者は、この狭く奥行き情報の失われた視覚情報と、鉗子を通してわずかに得られる反力を基に、知識と経験に基づいて腹腔内の空間を捉えなければならない。しかしながら、手術対象と鉗子先端を映し出すモニタ、患者、鉗子把持部の3次元的な位置関係を頭の中で構築し、実際の鉗子操作とモニタ上の鉗子の動きを正確に対応付け、いわゆるハンドアイコーディネーションを達成するには、豊富な経験と多大な労力を必要とする。そのため、開腹手術と比べて手術時間が長く、術者の疲労も大きい術式である。

このように、腹腔内の空間を適切に把握しながら正確かつスムーズな手術を行うためには、高度な技術と豊富な経験が必要であり、経験不足の医師や技量の未熟な医師が行えば重大な医療事故に繋がる恐れがある。事実、そのような医療事故が報告されている。しかしながら、その低侵襲性から腹腔鏡下手術への需要はますます高まっており、十分な技術を有する医師の養成や術中の医師の負担を軽減するシステムの開発が求められている。



Fig. 1.1 Laparoscopic surgery.

(Left: Kenporen Osaka Central Hospital, <http://www.osaka-centralhp.jp/sinryou/ge/>)

(Right: Okayama Citizen's Hospital, <http://www.city.okayama.okayama.jp/byoin/simin2001/sanfujinka/sanka.htm>)

1.1.2 上部消化管内視鏡診断

体内を直接観察できる内視鏡診断は、癌や腫瘍などの早期発見はもちろんのこと、病変の進行や回復の把握に広く用いられている。内視鏡診断とは、先端に小型カメラを内蔵した細長い管を人体開口部より挿入し、体内を観察するものである。検査部位に応じて、上部消化管内視鏡、下

部消化管内視鏡，十二指腸内視鏡，胆道鏡，気管支鏡などの名称がある．内視鏡には様々な種類があり，検査目的や病変の部位，患者の状態によって使い分ける．また，内視鏡診断を支援するシステムとして仮想内視鏡が既に実用化されている [Bar05]．仮想内視鏡は，CT などの断層撮影画像から再構成された人体の 3 次元形状を用いて，あたかも実際の内視鏡で撮影したかのような画像を生成するシステムである．通常の内視鏡と比較すると，内視鏡の挿入に伴う患者への負担が無いという利点がある．しかし，病変の色彩や質感などは得られず，薬剤の散布や組織生検などの処置はできない．

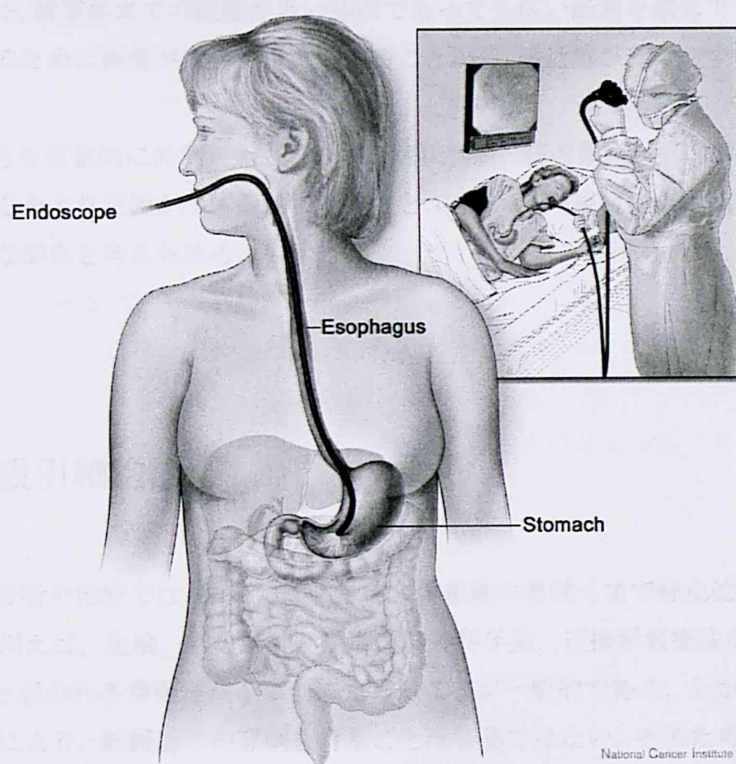


Fig. 1.2 Upper gastrointestinal endoscopy.

(Wikipedia, http://ja.wikipedia.org/wiki/%E7%94%BB%E5%83%8F:Endoscopie_haute.jpg)

本研究では，直視鏡による上部消化管検査を対象とする．上部消化管内視鏡検査の様子を Fig. 1.2 に示す．上部消化管検査に用いられる内視鏡は，先端部分の形状の違いにより，直視鏡，側視鏡，斜視鏡に分かれる [清 04]．直視鏡は，スコープの長軸方向にレンズが向いているため，真正面を見るのに適している．食道，胃，十二指腸の通常観察では，使用頻度が最も高いスコー

プである。しかし、胃体部などでは病変を正面にとらえることが難しいため、精密検査では他のスコープを用いることもある。側視鏡は、食道ではほとんど観察が行えないが、胃や十二指腸では病変を正面視しやすいため、現在では精密検査に限って使用することが多いスコープである。スコープの側面にレンズがあるため、スコープの向いている方向の側面（短軸方向）にある病変の観察に有利である。斜視鏡は、レンズが斜めを向いているため、前方も側方もある程度は正面にとらえることができる。食道も観察が可能であるため、通常観察と精密検査のどちらにも用いられる。

内視鏡診断において医師は、病変部の大きさを切除や経過観察などの治療方針を決定する重要な情報として用いる。多くの場合、内視鏡から得られる画像を見て病変部の大きさを判断するが、目視による正確な判断は熟練医でも難しいとされる [Son79]。内視鏡画像からは奥行き情報が失われていることや、被写体までの距離が近い体内であっても広い範囲を撮影できるよう広角レンズが使われているために画像が大きく歪んでいることから、遠近感が狂いやすいことなどが影響している。

病変部の大きさを定量的に計測可能となれば、症状判断、経過観察、薬剤の効果判定、統計用のデータ収集などをより正確かつ客観的に行うことができる。内視鏡検査の回数を必要最小限にすることにもつながると考えられる。

1.1.3 穿刺吸引細胞診

医療現場での診断や治療では、細長い穿刺針を人体組織の奥深くまで経皮的に穿刺する手技がよく行われる。例えば、生検、部分麻酔、採血、脳外科手術、近接照射療法などがある。

医師は、最適と思われる穿刺経路を事前に定めることが一般的である。しかし、穿刺中の生体組織や針の変形により、計画通りの穿刺を行うことは容易ではない。そのため、操作する針からの反力、解剖学的な知識、CT・超音波・X線蛍光透視・MRIなどの画像情報を合わせて利用し、微調整をしながら穿刺をする必要がある。しかし、得られる画像の解像度や時間分解能が十分でない場合などもあり、針を標的へ到達させるには高い技術を要する。針が目的の部位へ達しなければ再度の穿刺が必要となり患者に負担がかかる。また、針を正確に操作できなければ治療や診断の精度を低下させ、更には、他の臓器、血管、神経を傷つけることで重大な医療過誤に繋がる恐れがある。

針を穿刺するとき、どの程度の誤差まで許容できるのかについては明確な基準は無く [Abo07]、必要な精度は、治療や診断の方法、組織の状態、患者の体型などにより異なる。しかし、一般論として、誤差が小さいほどより効果的な検査・治療が可能である。大まかな目安を述べるならば、生検（前立腺、腎臓、乳房、肝臓）、近接照射療法、麻酔のような手技では、ミリメートル単位

の位置精度が必要とされる [Abo07]. それに比べ、脳、胎児、眼、耳などではサブミリ単位の精度が望まれる [Abo07].

本研究では、生検における経皮的穿刺に注目する。生検は、直接病変部の細胞を採取して行う診断であり、早期発見が重要とされる癌の診断に頻用される。癌検査では、まず CT や MR などによる画像診断を行い、その結果病変の疑いがかけられた部位に対し、確定診断を目的として生検を行う流れが一般的である。生検はあらゆる部位の癌の確定診断に用いられ、その手法も多岐にわたるが、例えば、外科的に切開を行うことにより組織小片を採取する摘出生検、病変部にやや硬い針を穿刺して少量の組織を採取するコア生検 (Core Needle Biopsy, CNB)、CNB より細く柔軟性のある針で穿刺して細胞を採取する穿刺吸引細胞診 (細針吸引細胞診, Fine Needle Aspiration biopsy, FNA)、超音波内視鏡を用い消化器官経由で体内から病変細胞を採取する超音波内視鏡穿刺 (EUS-FNA) などがある。

この中でも FNA は、その低侵襲性や短時間で細胞採取が行えることから注目されている。FNA が頻繁に行われる乳癌検査を例として、手技の流れを説明する。FNA の様子を Fig. 1.3 に示す。まず超音波画像で病変が疑われる部位を確認し、その部位に最短で到達可能な穿刺位置を決める。針は体表に対して垂直に刺し、目標部位へ向かって真っ直ぐ刺し進める。しかし、途中で組織や針の変形が起こる場合があるため、常に超音波画像で観察しながら針を進める。針が病変部に到達したことを超音波画像で確認した後、細胞を吸引し採取を完了する。細胞診断の精度は目標部位の組織を正確に採取できるかにかかっているが、FNA では、細く柔軟な針を用いるために針がたわみやすく、正確な細胞採取には高い技術と経験が必要とされる。

生検における針を用いた細胞採取を正確に行うために、針の操作を支援するシステムの開発や、効率的な訓練を行う方法が求められている。

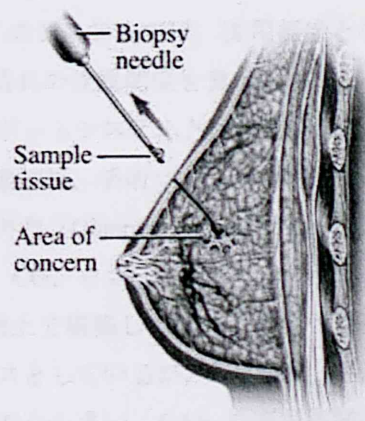


Fig. 1.3 Fine needle aspiration biopsy (FNA).

(Beliefnet, http://www.beliefnet.com/index/index_203.html)

1.2 関連研究

本研究では、低侵襲性と安全性・信頼性を両立した手技の実現を目指し、低侵襲医療手技における医師の能力を強化する技術を開発することを目的とする。提案手法は、手技における医師の視覚情報の強化と、医師への新たな訓練法の提供の大きく2つに分けられる。本節では、提案手法に関連する従来研究とその問題点について述べる。最後に、従来研究に対する提案手法の位置づけについてまとめる。

1.2.1 視覚情報の強化

これまでに行われた様々な研究開発の基礎となる技術として、特に医用画像機器の発展が挙げられる。医用画像機器はその画質の向上だけではなく、放射線被曝の少ないX線CTや、細い内視鏡の開発により、患者への侵襲を低減させてきた。

X線CT画像、超音波画像、MRI画像などは、診断に用いられるだけでなく、手技のガイド情報としても大きな役割を担っている。例えば生検においては、医用画像を用いて組織や針の変形をモニタリングすることで正確な細胞採取を行う。外科手術においても、同様に医用画像が手技のガイド情報として活用される。このような医用画像によるガイドを用いた手技は、Image-guided procedure や Image-guided surgery (IGS) と呼ばれる。これまで多くのIGSに関する研究開発がなされ [Pet00, Yan06]、CTやMRI画像上に術具などの位置を表示する方法は既に広く行われている [産06]。多くのシステムでは、医用画像と手術環境のセンシング情報を合わせて用いることで、患者と手術器具の位置関係を表示している。IGSでは医師が実際の手技を行い、手術の一部を機械が行うロボットシステムとは区別される。

外科手術を対象とした医用画像解析、手術ロボット、IGSなどは、特にこれを総称してコンピュータ外科やコンピュータ支援外科 (Computer Aided Surgery, Computer Assisted Surgery, CAS) と呼ばれる。CASは、画像処理、CG、ロボット工学、コンピュータビジョン、拡張現実感技術 (Augmented Reality: AR, 計算機上で構築した情報を現実世界に重畳して提示する技術) など多くの分野で培われた技術をベースとしているが、人体臓器、手術環境などの特性に適合した独自の基盤技術として発展している部分も多い。CASの適用領域は多岐に渡り、脳神経外科領域では腫瘍や血管、危険部位の認識サポート、整形外科では骨に対する器具位置表示や膝関節置換の際の補助線表示などの応用がなされている。その他にも、耳鼻咽喉科、形成外科、口腔外科、美容外科、一般消化器外科、胎児外科、放射線外科などでも用いられている。特に初期の頃から対

象となっていた脳神経外科や整形外科では、90年代より実用システムの市販が行われている。CASの現状と将来展望については、佐藤による解説がある [佐06]。各分野の医療応用や技術動向に関するサーベイは、文献[Bal02, Cle01, Del06, Mur06, Rus03, Vid06]などが挙げられる。

(a) 鏡視下手術への適用

これまでに、鏡視下手術を対象として様々な術中支援システムの研究開発が行われてきた。特に腹腔鏡下手術はCASの適用領域として近年注目され、盛んに研究開発が行われている。また、近年では、胸腹部を対象とした低侵襲手術を中心として支援ロボットを用いた手術が発展を見せているが [Bal02, Cle01, Tay03]、Intuitive Surgical社のDa VinciやZeusなど術者がロボットアームを遠隔操作して手術を行う方式が代表的であり、通常の腹腔鏡下手術と同じく術者を支援するシステムが望まれている。

腹腔鏡下手術では、医師が直接体内を観察することが難しくなっているため、画像誘導によるサポートが特に有効である。しかしながら腹腔鏡下手術などの消化器領域では、初期のCASが主な対象とした脳神経外科や整形外科領域と異なり、臓器などの対象部位の変形が容易に起こるという違いがある。剛体移動についてはトラッキングシステムの発展によりほぼ解決されつつあるが、非剛体変形への対応については現在の中心的課題となっている。また、ナビゲーション情報を術中適切に患者空間に反映、あるいは投射する機能も研究段階にある。

これまでの研究例としてまず挙げられるのは、CT、MR、超音波などの医用画像から臓器を抽出し、術前計画や術中の誘導として用いる手法である。Nakamotoらは、腹腔鏡下手術における肝臓を対象として、センサで位置を追跡したプローブからの超音波画像を用いて、患者の呼吸による動きと変形の影響を考慮しながら血管形状の復元を行った [Nak07]。Kitasakaらは、術前のCT画像から気腹後の腹腔形状を予測し、術前計画に活用する方法を提案した [Kit04]。

また、腹腔鏡画像から得られる情報を強化する技術の開発も行われている。先端に2つのカメラを備えた立体腹腔鏡は、術者に両眼視差画像を提示することで、奥行き情報の欠如という腹腔鏡画像の欠点を補うことを可能とした。立体腹腔鏡の有効性は、Birkettら [Bir94]などにより確認されており、既に多くのシステムが商品化されている。また、LeroticとYangは、腹腔鏡画像に対して超解像技術を適用し、より高精細な情報を得る手法を提案している [Ler06]。

腹腔鏡下手術や胸腔鏡下手術などでは、腹腔鏡や鉗子を挿入するポート位置が、手術の進行や結果に大きな影響を与える。しかし、臓器の相対的な位置関係は個人差が大きく、ポート位置の決定は経験と勘に頼るところが大きい。そこで、最適なポート位置を検討するシステムの開発が行われている [Bau04, Feu08, ScK07]。また、ロボット手術におけるロボットアームの配置とポート位置とを合わせて検討するシステムも開発されている [ScR07]。

(a-i) AR によるナビゲーション

AR 技術は、術者への映像提示方法として盛んに研究されている。AR を用いた手術支援は、そのシステム形態により、①通常のモニタに支援画像と腹腔鏡画像を重畳して表示する方法（モニタ方式）、②ヘッドマウントディスプレイを用いる方法（HMD 方式）、③プロジェクタを用いる方法（プロジェクタ方式）、④ハーフミラーを用いる方法（ハーフミラー方式）、の 4 種類に大別できる。

鏡視下手術において実用に近いシステムは、①の画像同士の重畳による方法が多い。Shahidi らは、実内視鏡像と仮想内視鏡像の融合映像を手術中のガイドとして用いるため、両画像の高精度なレジストレーションを行った [Sha02]。Burschka ら [Bur05] は、内視鏡下副鼻腔手術を対象として、内視鏡画像と CT 画像をレジストレーションし術中のガイドとして用いた。この手法では、内視鏡画像から Structure From Motion により鼻内の形状情報を取得し、レジストレーションに用いた。Estépar らは、経胃的に手術対象にアクセスする内視鏡下手術を対象に、CT 画像、超音波画像、内視鏡画像、位置センサの情報を総合して用いるナビゲーションシステムを開発した [Est06]。Wengert らは、鏡視下手術における縫合のナビゲーションを行った [Wen07]。

②の HMD 方式では、Fuchs らによる腹腔内の 3 次元映像提示手法についての検討がある [Fuc98]。Wendler らは、 β プローブの追跡情報を用いて AR 表示を行い、最適な腫瘍切除を支援するシステムの開発を行っている [Wen06]。

③のプロジェクタ方式を用いた手術支援システムには、術前に決定したポート作成位置を患者体表に投影する試みがある [Bau04, Sch07]。

各方式にはそれぞれ長所と短所があるが、本研究で目的とする腹腔鏡下手術における腹腔内の空間把握の支援を行うためには、③のプロジェクタ方式が最も適していると考えられる。①のモニタ方式では、腹腔鏡画像を映し出すモニタが、患者腹部とは離れた位置に設置されることに起因する空間把握の困難さは解決できない。②の HMD 方式では、術者の通常の視野と動きが制限され、重量の負担もある。④のハーフミラー方式では、術中の鉗子操作の妨げになる恐れがある。③のプロジェクタ方式であれば、これらの欠点のいずれも回避可能であると考えられる。

プロジェクタ型 AR は、鏡視下手術以外にも、Hoppe らによる患者顔面に対する術前計画画像の投影と位置合わせ [Hop03]、Tardif らによるドレープなど患者体表付近に画像を投影しモニタとして活用する方法 [Tar03]、Seo らによる患者体表へのマーキングなどを行うインタフェース [Seo07] などが開発されている。プロジェクタ型 AR の従来研究はいずれも、投影面である患者体表上の情報を表すシステムが多い。しかし、本研究で目的とする腹腔内の空間把握では、腹腔内の 3 次元情報が重要である。そのため、プロジェクタ型 AR を腹腔鏡下手術に適用するには工夫が必要になる。

(a-ii) 臓器形状の復元による支援

腹腔鏡下手術をはじめとする鏡視下手術においては、臓器表面の形状を定量的に計測することで、術者が様々な方向からの術野を観察することを可能とし、また、手術器具と臓器表面の位置関係をモニタリングすることができる。これにより、手術器具で不用意に臓器を傷つけることを防ぎ、また、正確な手術を行うことができる。

臓器形状の復元には、CT や超音波などの他の医用画像モダリティから形状情報を抽出する方法があるが、術者が直感的に空間把握を行うためには、抽出した形状を内視鏡画像に高精度にレジストレーションして提示すること [Bur05, Est06, Feu08, Nak07, Sha02] が望ましい。

腹腔鏡画像から直接臓器形状を復元する手法は、このようなレジストレーション処理が不要であり、これまでに、レーザを用いる手法などが提案されてきた [Hay06]。これに対し、レーザ等を用いない場合 [Hu07, Lau04, Lo08, Mou01, StD05, StM05, Sto07, Wu07] は、小規模な装置で済むために術中の妨げとなりにくく、また、術式の大きな変更を要求しないため、これまでの手術に関する知識と経験をそのまま生かすことができるという利点もある。

腹腔鏡画像からの臓器形状復元に関しては様々な試みがあり、例としては、SLAM (Simultaneous Localization And Mapping) を用いて腹腔鏡の位置と臓器形状を同時に復元する試み [Mou06] や、形状復元に用いるステレオ視で鍵となる特徴点検出について比較検討し、確率論に基づいて最適な選択を行う手法の研究 [Mou07] などが行われている。

腹腔鏡画像からの臓器形状復元には、立体腹腔鏡を用いる手法が注目されている。立体腹腔鏡はカメラの位置関係が固定されているため、ステレオ視を適用しやすい。Mourgues らは、立体腹腔鏡画像を用いてステレオ視による臓器表面の3次元復元を行い、臓器表面と器具の分離を行った [Mou01]。しかし、ステレオ視における対応点マッチングにミスが多く、その復元形状には欠如が見られた。手術支援においては、より高密度な臓器の情報が必要とされる。

一般に臓器の画像に対しては、ステレオ視で必要となる対応探索問題を安定して解決することは難しい。これまでにコンピュータビジョンの分野で開発された特徴検出アルゴリズムの多くは、建築物などの人工物を主な対象として設計されてきたが [Mik05]、臓器画像は人工物に比べコーナーなどの特徴点がはっきりせず、画像中の色味やテクスチャが似通っているためである。また、臓器表面には表面反射が多く見られるが、これも誤差の要因になりやすい。Mountney らは、最新の特徴検出アルゴリズムを臓器画像に適用して比較検討を行ったが、最も安定したアルゴリズムの1つとされた SIFT [Low04] などでも、対応決定を密に行うことは難しかった [Mou07]。

そこで、Stoyanov らにより、多重解像度処理と PBM (Piecewise Bilinear Maps) を組み合わせた画像レジストレーション手法 [Vee01] を改良し、立体腹腔鏡に適用可能とした手法が提案され、従来受動的計測では難しいとされていた高密度な形状復元を実現した [StD05]。しかし、Storaynov らの手法では実時間での計測は実現できておらず、術中絶えず変形する臓器の形状を正確に計測できない。そのため、計測形状を手術支援に活用するためには、より高速な復元を可能とする手法が求められる。

(b) 内視鏡診断への適用

1.1.2 項で述べたように、内視鏡診断において、病変部の大きさを定量的に計測する手法が望まれている。(a - ii) で述べた腹腔鏡下手術における臓器形状の復元では、術者による腹腔内空間の把握を支援することをその主な目的とした。ここでは診断支援を目的とするため、手術支援において求められた実時間で形状復元は必ずしも必要ではない。また、病変の大きさで診断を行うためには、より一層高精度な計測が望まれる。また、臓器形状を全て復元するのが理想的だが、長さの情報のみであっても、治療方針の決定や薬の効果予測などに十分役立つ [Yao02]。

Deguchi と Okatani は陰影情報を用いて臓器形状の復元を行った [DeO96]。この手法は 1 枚の画像から形状を復元でき、また、内視鏡に通常備えてある光源を用いて復元を行うことができるが、精度や安定性の面では三角測量を基本とする方法に劣る。

三角測量を基本とする方法においては、対応点の位置を正確に定めることが必要となる。そのため、レーザなどによる構造光を対象に向かって投影し、精度良く対応点位置を決定する方法がある [Cha03, Han94, Has02]。

これに対し構造光を用いない手法は、レーザなどを投影するための特別な装置は不要であるのが利点である。このような手法として、Deguchi らの手法 [DeS96]、Koppel らの手法 [Kop07]、Ohyama らのグループによる研究 [Bad88, Oda95] などが挙げられる。しかしながら、(a - ii) で述べたように臓器画像では安定した対応探索は難しい。

また、(a - ii) で述べた Stoyanov らの手法では、腹腔鏡下手術を模した実験条件において平均計測誤差 4~5mm 程度とされている [StD05]。それより小さな部分の診断には、より高精度な計測方法が望まれる。

1.2.2 バーチャルリアリティー技術による医療手技の訓練

従来の訓練は、模型と動物による方法が主流である。しかし、模型や動物と人体では厳密には解剖学的構造が異なり、また、コスト面から頻繁な実施は難しく、訓練の質・機会ともに限定的なものである。

そこで、従来の訓練法に加えてバーチャルリアリティー (VR) を用いたシミュレータによる訓練が注目されている。VR とは、計算機上に仮想環境を構築し、視覚や触覚を通じて使用者にフィードバックし仮想環境を認知させる技術である。VR の技術動向については、Laurendeau らのサーベイ [Lau03]、医療応用については Vidal らのサーベイ [Vid06] などが参考になる。

VR を用いた医療手技シミュレーションシステムの主要な構成は、計算機上で描画された仮想人体と術具、そして術具操作のインタフェースである。力覚情報の提示には力覚インタフェー

ス, 3次元画像の提示にはステレオメガネがよく用いられる。使用者は, システムを用いて仮想的に手技を体験することで訓練を行う。VRシミュレータによる訓練の利点は, 従来は臨床によってのみ得られたであろう知識や経験が得られること, 希少な例を含む様々な手技や症例が体験できること, 何度でも繰り返し練習できることなどが挙げられる。また, 技量の客観的評価の可能性も検討されている。現在では, Immersion Medical社の静脈留置針シミュレータ CathSimや, 様々な腹腔鏡下手術シミュレータ [Bas07]などが市販されている。

シミュレータに必要な要素技術は, CGによるレンダリング技術, 人体のモデリング技術, 力覚提示技術などが挙げられる。各技術の動向については, 臓器モデリングの応用に関する論文 [Del06], 変形モデルのサーベイ [Gib97, Mei05, Nea06], ハプティックレンダリングのサーベイ [Lay07], 弾性体の衝突判定のサーベイ [Tes05]などが参考になる。また, INRIAを中心に開発が進むVR手術シミュレーションを対象とした研究用フリーソフトウェア, SOFA^aが注目を集めている。

VRシミュレータでは, 対話的な操作が求められるため, 臓器の変形などの計算負荷の大きい複雑な挙動をリアルタイムで処理することが課題となっている。

(a) 腹腔鏡下手術への適用

腹腔鏡下手術は, VRシミュレータによる訓練効果が最も期待されている手技の1つであり, これまでに多くのシステムが開発された。その有効性は, 例えば Seymourらのグループによる研究 [Sey02]や Verdaasdonkらのグループによる研究 [Ver06]など多くの事例により示されている。既に多くのシステムが商品化を果たし [Bas07], 実際に外科医の訓練法として採用され始めている。また, Cotinらにより, 腹腔鏡下手術シミュレータを用いた訓練における技術評価のより良い方法を検討し, シミュレータの更なる発展の方向を模索する研究が行われている [Cot02]。

初期のシステムは, 鉗子の操作など基本的な技術習得を目的としたものが多かったが, 近年では計算機の高速化に伴い, 臓器の変形や切開などの複雑な物理シミュレーションを行うことで, より実際の手術に近い状況を仮想的に体験するシステムが多くなっている。例えば, Kühnapfelらのグループにより発表されたシステム [Küh00]などが挙げられる。

このようなシステムでは, 複雑な物理シミュレーションをリアルタイムで実行し, その結果をシステムの利用者にフィードバックする必要がある。高速かつ精度の良い変形モデルを作成し, 肝臓などの臓器の変形をシミュレーションする手法 [Cot99, Deb01, Pic03], 変形シミュレーションを並列化したマシンで計算可能にしてリアルタイム処理を行う手法 [Szé00], 手術器具モデルと臓器モデルの接触を高速に検出する手法 [Lom99]などの要素技術が提案されている。

シミュレータでは, コンピュータグラフィックスによる映像だけでなく, SensAble Technologies

^a SOFA (Simulation Open Framework Architecture), <http://www.sofa-framework.org/>

製 PHANTOM などの力覚インタフェースを用いた力覚情報の提示も行われている [Bas04]. Lamata らは、このような力覚提示への応用を目的に、腹腔鏡下手術で術者が感じる力覚の限界値を調べている [Lam08].

(a-i) 管腔臓器を対象とするシミュレータ

これまでに開発されたシミュレータでは肝臓などの実質臓器が対象とされることが多く、管腔臓器は対象とされることが少なかった。しかし、管腔臓器の症例が少ないわけではなく、例えば平成12年度厚生労働省調査^bによれば、癌の3分の1以上を管腔臓器が占めている。また、腹腔鏡下手術の適応とされる症例も多い。管腔臓器に対しても、実質臓器に対する手術と同様、十分な訓練により手技を習得する必要がある。

管腔臓器を対象とするシミュレータが少なかった理由の1つは、管状の柔軟物体のモデル化には自己衝突判定など比較的複雑な処理を必要とし、計算負荷が大きくなりやすいことにある。

数少ない例として、INRIA のグループによる腸モデル [Rah04, Fra05] や、Brown らの血管吻合シミュレータ [Bro02] などがある。しかし、これまでの管腔臓器を対象としたシミュレータは、臓器の切断や吻合の最中に起こる内壁面同士の衝突を考慮した処理を行っていない。更には、実時間処理を重視しており、精度の劣るバネ質点モデルでの実装が多い。

(b) 経皮的な穿刺を伴う手技への適用

1.1.3 項で述べたように、針生検をはじめとする経皮的穿刺を伴う手技では、正確な針の操作を行う必要がある。経皮的穿刺においても、より正確な針の操作を実現する方法の一つとしてシミュレータが注目されている [Abo07]. シミュレータを用いることで、希少症例を含む様々なパターンの訓練の機会を提供する訓練システムの開発 [Alt03, Gos06, Zhu07], 最適な穿刺経路の決定を支援するシステムの開発 [Alt05] などが期待されている。

(b-i) シミュレータ用インタフェース

既に述べたように、訓練システムでは、力覚インタフェースを用いて力覚情報を提示することで、有効な訓練が可能であるといわれている。しかし、経皮的穿刺のシミュレータを構築する場合、CG 画像を映すディスプレイと力覚インタフェースを単純に用いるだけでは、提示する穿刺針の映像と、穿刺針に見立てた力覚インタフェース把持部の姿勢と動きに矛盾がある。

こうした矛盾を解消し、システムの利用者が、画像とインタフェースが一致していると感じられるよう、ハーフミラーを用いて画像を重ね合わせるシステム Reachin 製 Reachin Display が既に市販されている。Reachin Display では、上方にディスプレイ、下方に力覚インタフェース PHANTOM、両者の間にハーフミラーを設置している。利用者は、ハーフミラーに反射した映像

^b health クリック : <http://www2.health.ne.jp/library/5000/w/5000295.html>

を上から覗き込むように見ながら、ハーフミラー越しに見える力覚インタフェースを操作する。

ハーフミラーによる重ね合わせ方式は、CGによる仮想画像と実画像の位置合わせを高い精度で行いやすいことが利点である。また、システム使用時の使用者の動きは限定的であり、ハーフミラーが動きの妨げになる恐れは比較的小さいと考えられる。Reachin Displayでは、高い更新レートを持つディスプレイとステレオメガネ（StereoGraphics製 CrystalEyes）により、立体画像を提示する。CrystalEyesは時分割方式で両眼視差画像を提示するシステムである。

Reachin Displayにより、目的とする画像の重ね合わせを行うことが可能となるが、使用者の眼球位置の変化には対応しておらず、精度良く重ね合わせを行うためには使用者の頭部を固定する必要がある。

特殊なメガネや眼球位置の推定を必要とせずに、眼球位置変化に対応した立体画像を提示可能なシステムもある。例えば、Nakajimaらにより提案された微小レンズ配列を用いるシステム [Nak01] が挙げられる。しかし、画像の解像度が低いという問題がある。

(b-ii) 変形モデル

経皮的穿刺のシミュレータでは、穿刺に伴う組織の変形と針のしなりに加え、それらの相互作用を正確に再現する必要がある。これまでに行われた研究において、組織の変形再現には、バネ質点モデルを用いるもの [Zhu07]、線型有限要素モデルを用いるもの [Alt03, Alt05, DiI05, Dim03, Gos06]、非線型な応力ひずみ関係と回転項を含む幾何学的非線型性の両方を考慮した非線型有限要素モデルを用いるもの [Nie04] などがある。また、線型有限要素モデルと非線型有限要素モデルの比較をした報告がある [DeS06]。

針のしなりの変形再現には、構造力学における梁を適用したもの [Glo07]、非線型な応力ひずみ関係を考慮した非線型有限要素モデルを用いるもの [DiI05, Gos06] などがある。また、針のしなりを再現するのに必要なモデルを比較検討した報告がある [DeG06]。

針を生体組織に穿刺する場合の挙動では針と組織の相互作用が重要であるが、これを表す標準的なモデルは未だ存在しない [Abo07]。そのため、針と組織の相互作用を、実験データを基に解析する研究が多く行われている [Abo07, Kat01, Oka04, Web05]。

実際のアプリケーションにおける相互作用の表現では処理時間の都合などから仮定と近似が与えられる。例えば、針は剛体で体積は無視できると仮定し、針から組織へ加わる力のみを考慮するもの [Alt03, Dim03, Nie04]、針自体の変形は計算せず、針の形状に影響される力及び針と組織の間に働く力の一部をモデル化し、組織の変形再現の結果を基に針の軌道を決定するもの [Alt05]、針を構造力学における線型の梁で、針と組織の間に働く力のうち針に垂直な成分のみを仮想的なバネで近似して表現し、他の要素は計算しないもの [Glo07] などがある。特に実時間処理が要求されるアプリケーションにおいては大幅な近似が行われる傾向があり、文献 [Alt03] と [Glo07] のほかに、針は経験的かつ簡易な式・組織はバネ質点モデル・相互作用は力のみとするもの [Zhu07] などがある。

このように、経皮的穿刺シミュレーションにおける変形の再現には、精度の高い有限要素モデ

ルがよく用いられる [Alt03, Alt05, DiI05, Dim03, Glo07, Gos06, Nie04]. しかし, 有限要素モデルは比較的計算負荷が大きいため, 実時間処理を必要とするアプリケーションでは制約になることが多い. 実時間処理を必要とするアプリケーションとしては, 訓練システム [Alt03, Zhu05]の他にも, ロボット制御 [Glo07] などが挙げられる. これらのアプリケーションでは, 実時間処理を達成するために再現内容を制限することが多い. 例えば, 針を剛体と仮定する場合や, 組織の変形計算を省略する場合などがある. また, 訓練システムに有用な触覚情報の提示には 250 Hz から 1000 Hz の高い更新率が必要とされるため [Lay07], 有限要素モデルは適さない場合がある.

1.2.3 提案手法の位置づけ

これまでに述べたように, 低侵襲性と安全性・信頼性を両立した手技の実現を目指し, 低侵襲医療手技における医師の能力を強化する様々な技術が開発されてきた. 本研究では, 従来手法の問題点の解決に取り組み, 6つのシステムについて提案を行う. この6つのシステムは, 既に述べたように大きく2つのグループに分けることができる. 1つめは, 手技における医師の視覚情報の強化である. 2つめは, 医師への新たな訓練法の提供である. それぞれの提案手法の位置づけについてまとめる.

(a) 視覚情報の強化に関する提案手法

本論文の第2章では, 腹腔鏡下手術における術者による腹腔内の空間把握への支援を目的とし, プロジェクタによる Augmented Reality (AR) システムとそれを用いた術具誘導用の投影画像を提案する. プロジェクタによるシステムを採用した理由は, 1.2.1 項(a-i) で述べたように, プロジェクタが最も腹腔鏡下手術に適していると考えたためである. 提案システムは, 従来の多くのプロジェクタ型 AR による手術支援システムと異なり, 投影面である患者体表上の情報ではなく, 腹腔内の3次元情報を表す映像の投影を行う.

第3章では, 同じく腹腔鏡下手術における術者による腹腔内の空間把握への支援を目的とし, 腹腔内の3次元形状計測に関する検討を行う. ここでは, 様々な臓器の3次元計測法の中から, 現行の手術方式への適応性の高さと比較的簡易な装置で実現可能であるという理由から, 腹腔鏡によるカメラ画像のみを用いた手法に注目する. 3.1 節で提案する手法は, 1.2.1 項(a-ii) で述べた Stoyanov らの手法 [StD05] を元にしたアルゴリズムを改良し, より高速な処理を可能とする. 3.2 節では, 3つ以上のカメラを備えたマルチカメラシステムを用いて, より高精度な形状復元を検討する.

第4章では、内視鏡画像から安定かつ高精度に病変部の大きさを計測する手法を提案する。提案システムでは、複数の画像内から医師が手動で三角測量に必要な対応点位置を指定する。内視鏡画像からの形状復元に関する従来の多くの研究と異なり、ある一定範囲の全ての3次元形状を復元するのではなく、狙った部分のみを計測する。そのため、対応点指定による負担は極めて小さいと考えられる。例えば、対応点をわずか2組指定することで、3次元距離を高精度に計測できる。

(b) VR シミュレータに関する提案手法

第5章では、針生検における経皮的穿刺を対象とした訓練用VRシミュレータの開発を目的とし、シミュレータ用のインタフェースを提案する。提案システムは、1.2.2項(a)で述べたReachin Displayを参考にして構築した。しかし、Reachin Displayは使用者の眼球位置の変化には対応していない。そこで提案システムでは、Blackwellらにより提案されたシステム[Bla98]を参考に使用者の眼球位置を頭部に配した位置センサにより推定し、眼球位置の変化に応じた映像の提示を行う。また、提示画像の解像度を考慮し、CrystalEyesによる立体画像を提示する方法を採用した。これにより、更に効果的な訓練が行えるようになると考えられる。

第6章では、同じく針生検における経皮的穿刺を対象とした訓練用VRシミュレータの開発を目的とし、実時間シミュレーションを可能とする計算負荷の小さい変形モデルを提案する。提案モデルは、針のしなりと生体組織の変形の両方を実時間で再現可能である。

第7章では、管腔臓器を対象とした腹腔鏡下手術シミュレーションシステムの構築を目的とし、高精度な管腔臓器モデルを構築する。提案モデルは、有限要素法を用いた実装と、内壁面同士の衝突を考慮した処理を行う。

1.3 本論文の構成

本論文では、低侵襲性と安全性・信頼性を両立した手技実現を目的とし、低侵襲医療手技における医師の能力を強化する様々な技術について 6 つの提案を行う。既に述べたように、この 6 つのシステムは大きく 2 つのグループ、手技における医師の視覚情報の強化と医師へ提供する訓練法に分けられる。第 2 章から第 4 章では視覚情報の強化に関する提案を行う。第 2 章では、腹腔鏡下手術における術者による腹腔内の空間把握への支援を目的とし、プロジェクタによる Augmented Reality (AR) システムとそれを用いた術具誘導用の投影画像を提案する。第 3 章では、同じく腹腔鏡下手術における術者による腹腔内の空間把握への支援を目的とし、腹腔内の 3 次元形状計測に関する検討を行う。第 4 章では、内視鏡画像から安定かつ高精度に病変部の大きさを計測する手法を提案する。第 5 章から第 7 章では訓練法に関する提案を行う。第 5 章では、針生検における経皮的穿刺を対象とした訓練用 VR シミュレータの開発を目的とし、シミュレータ用のインタフェースを提案する。第 6 章では、同じく針生検における経皮的穿刺を対象とした訓練用 VR シミュレータの開発を目的とし、実時間シミュレーションを可能とする計算負荷の小さい変形モデルを提案する。第 7 章では、管腔臓器を対象とした腹腔鏡下手術シミュレーションシステムの構築を目的とし、高精度な管腔臓器モデルを構築する。第 8 章で本論文の結論と今後の展望を述べる。

第2章 プロジェクタによる AR 技術を用いた 腹腔鏡下手術支援

本章では、腹腔鏡下手術における術者による腹腔内の空間把握への支援を目的とし、プロジェクタによる Augmented Reality (AR) システムとそれを用いた術具誘導用の投影画像を提案する。プロジェクタによるシステムを採用した理由は、1.2.1 項(a-i) で述べたように、プロジェクタが最も腹腔鏡下手術に適していると考えたためである。提案システムは、従来の多くのプロジェクタ型 AR による手術支援システムと異なり、投影面である患者体表上の情報ではなく、腹腔内の 3 次元情報を表す映像の投影を行う。

本研究では、まず、プロジェクタを用いた画像投影が腹腔鏡下手術に対してどのような支援効果を持つのか、また、プロジェクタを用いたシステムに必要な条件を、腹腔鏡下手術に熟練した医師の協力のもとに調査・検討した。その結果得られた知見に基づき、投影画像の幾何学的歪みを実時間で補正する機能を実装する。更に、腹腔内の鉗子操作を誘導する支援画像を作成し、人体腹部を模したボックスを用いて評価実験を行う。その結果、提案システムによる画像投影が腹腔内の空間把握を支援し、術具の誘導に有効である可能性を示す。

2.1 システム要件の調査と検討

腹腔鏡下手術に熟練した医師の協力のもとに、プロジェクタを用いた画像投影が腹腔鏡下手術に対して持つ効果と、プロジェクタを用いたシステムに必要な条件を調査・検討する。最初の試みとして、腹腔鏡で撮影した腹腔鏡画像を直接患者体表付近に投影し、どのような効果があるのかを検討する動物実験を行った。実験結果を基にシステム要件を考察する。

2.1.1 腹腔鏡画像の直接投影による検討実験

通常の腹腔鏡下手術の方式であるモニタに映し出された腹腔鏡画像を見ながら手技を行う方法（モニタ方式）と、患者上方に設置したプロジェクタから患者腹部へ投影した腹腔鏡画像を見ながら手技を行う方法（プロジェクタ方式）を比較検討した。

外科医2名と医学部5年生4名の計6名を被験者とし、胆嚢摘出術における肝臓から胆嚢を剥離する手技の一部を行った。医学部5年生を被験者として採用した理由は、腹腔鏡下手術に関する医学知識を持ちながらも手術器具の操作については初心者であるため、従来の術式と異なることによる違和感なく評価を行えると考えたためである。

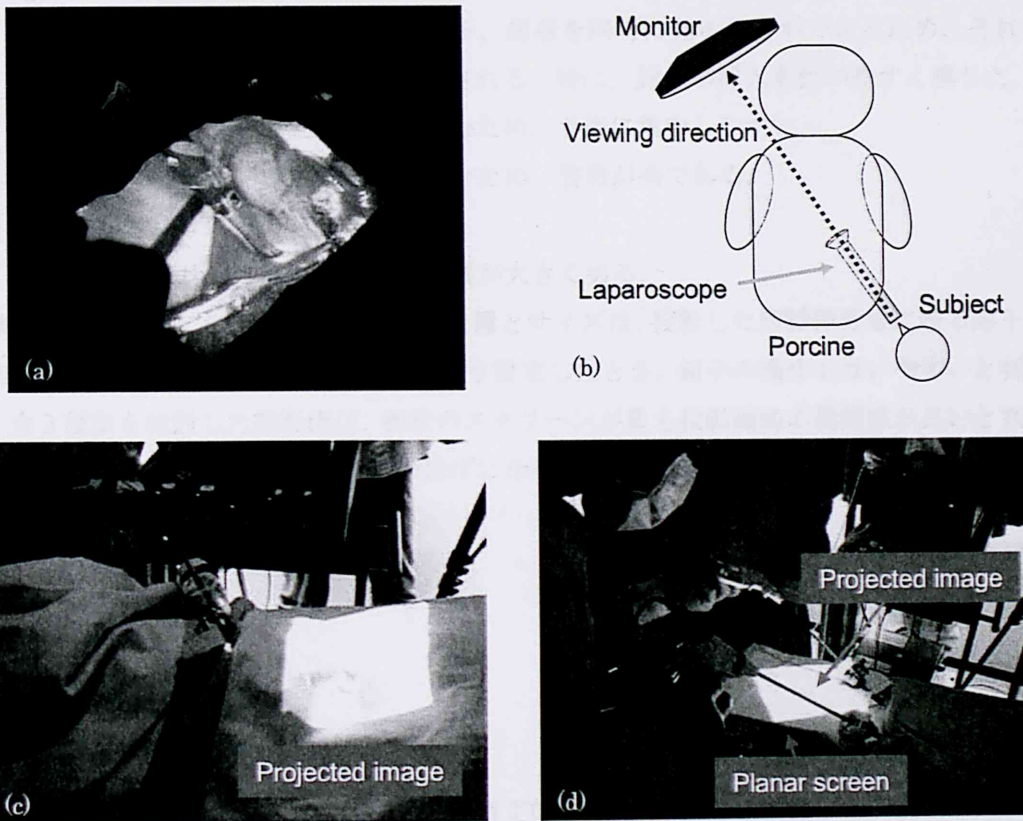


Fig. 2.1 Experiments using direct projection of a laparoscopic image. (a) A projected laparoscopic image. (b) Top view of the experimental setup. (c) A laparoscopic image projected onto the white cloth. (d) A laparoscopic image projected onto the planar screen.

実験の様子を Fig. 2.1 に示す。実験中モニタは腹腔鏡の撮影方向の延長上に設置し、被験者の視線方向と腹腔鏡の視線方向が上方から見て一致するようにした。プロジェクタの投影面は、体表に直接投影する方法、体表を覆う白い布に投影する方法、体表上に設置した板上の白いスクリーンに投影する方法の全3種類を検討した。また、腹腔鏡画像の投影位置とサイズは、被験者が自由に決定できることとした。実験終了後、被験者にアンケートを行い、鉗子の操作性、腹腔鏡画像の視認性、ストレスについて調査した。

2.1.2 実験結果

アンケート等を通じて得られたプロジェクタ方式に対する肯定的な意見は、以下のものである。

- 鉗子把持部、腹腔鏡画像、ポート、患者を同時に見ることができるため、それらを頭の中で対応付ける負担が軽減される。特に、鉗子の挿入を行いやすく感じた。
- モニタと患者を交互に見ずに済むため、手術に集中しやすい。
- 同じく姿勢を頻繁に変えずに済むため、姿勢が楽である。

また、否定的な意見は以下のものである。

- モニタに比べて腹腔鏡画像の画質が大きく劣る。

被験者自身が自由に決定した画像の投影位置とサイズは、投影した腹腔鏡画像に映る鉗子の位置・向き・大きさが実際の鉗子と近くなるよう設定したとき、鉗子の操作が行いやすいと判断された。全3種類を検討した投影面は、板状のスクリーンが最も投影画像の視認性が良いと判断された。しかし、スクリーンが鉗子操作の妨げになるという別の問題が発生した。

2.1.3 考察

実験で得られたプロジェクタ方式に対する肯定的な意見は、腹腔鏡画像などの腹腔内の情報を表す画像を患者体表付近に投影提示することにより、術者への支援が可能なことを示唆していると考えられる。

プロジェクタ方式の最大の課題は、投影画像の画質の向上である。画質が悪いと判断された主な理由は、投影面が平面でない場合その影響を受け、投影画像が幾何学的に歪んで観察されることと、投影面が通常のプロジェクタ投影で用いられる白色のスクリーンと異なれば、投影面の色や模様の影響を受け、投影画像のコントラストや色再現性が低下するためである。そのため、こ

これらの画質低下の要因の影響を最も受けにくい、投影面をスクリーンとした場合に画質の評価が最もよくなったと考えられる。しかし、スクリーンの設置は、鉗子操作の妨げの恐れという致命的な欠点がある。そのため、ドレープ等の白い布か体表に対して直接画像を投影する方が望ましいと考えられる。

また、被験者自身が自由に決定した画像の投影位置とサイズは、投影した腹腔鏡画像に映る鉗子の位置・向き・大きさが実際の鉗子と近くなるよう設定したとき、鉗子の操作が行いやすいと判断された。すなわち、腹腔内の正確な3次元情報を取得し、これを幾何学的に歪みの無い投影画像で提示することができれば、それが最適な条件での投影であると考えられる。

以上より、プロジェクタを用いた腹腔鏡下手術支援にとって必要な条件は、腹腔内の正確な3次元情報の計測、投影画像の幾何学的な歪みの補正、投影画像のコントラストと色再現性の向上の3点であると結論付けた。

2.2 投影画像の幾何学的歪みの補正

2.1 節で得られた結果より、投影画像の幾何学的歪みは適切に補正する必要がある。この歪みを補正する手法として、Raskar らの手法 [Ras98], Zollmann らの手法 [Zol06], Yasumuro らの手法 [Yas05] などが挙げられる。今回は、OpenGL の標準的な機能を用いて比較的容易に実装でき、また、高速な補正が可能な Raskar らの手法を採用した。そして、Raskar らの手法に必要な入力情報を計測し、実時間で投影画像の幾何学的な歪みを補正可能なシステムを実装する。

2.2.1 幾何学的歪み補正の方法

投影画像の幾何学的歪みは、プロジェクタの位置、投影面の位置と形状、観察者の視点位置に応じて変化する性質を持ち、Raskar らの幾何学的歪み補正法ではこれらを入力情報として与える必要がある。Raskar らの手法では、まず、これらの入力情報を基にした仮想空間を計算機上に構築する。この仮想空間上で投影画像の幾何学的歪みをシミュレーションし、その結果を用いて投影画像の幾何学的歪みを補正する。以下にその詳細を述べる。

観察者に認識させたい画像 I_o に対して、何らかの適切な前処理により、結果的に観察者が画像 I_o として認識できる投影画像を I_p とすると、投影の過程は式 (2.1) のように記述できる。

$$I_o = v(s(p(I_p))) \quad (2.1)$$

ここで、関数 p はプロジェクタによる投影変換を、関数 s は投影面上での反射を、関数 v は観察者の視点による透視変換を表す。投影面の反射特性は完全拡散反射を仮定している。このとき、 I_p は、以下のようにして求められる。

$$I_p = p^{-1}(s^{-1}(v^{-1}(I_o))) = p^{-1}(s(v^{-1}(I_o))) \quad (2.2)$$

ここで、 p^{-1} , s^{-1} , v^{-1} はそれぞれ、 p , s , v の逆関数を表す。ただし、光の双対性から $s = s^{-1}$ である。仮想空間上に、 p , s , v を設定し、仮想観察者視点から仮想投影面に向かって画像 I_o を仮想的に投影すれば、式 (2.2) より、仮想プロジェクタ視点でのレンダリング結果として I_p が得られる。こうして求めた I_p を、実世界でのプロジェクタに入力すれば、式 (2.1) より、観察者が画像 I_o を認識できる。

Raskar らは、観察者視点の透視変換 v は適当な射影変換で近似し、プロジェクタの投影変換 p はキャリブレーション情報を採用することとした。

例として、人体模型にチェッカー模様を投影した様子を Fig. 2.2 に示す。ここでは、観察者に認識させたい画像は、正面を向いたチェッカー模様である。様々な計測誤差の影響などにより完全ではないが、補正によってチェッカー模様の格子柄がより直線的になっていることが分かる。

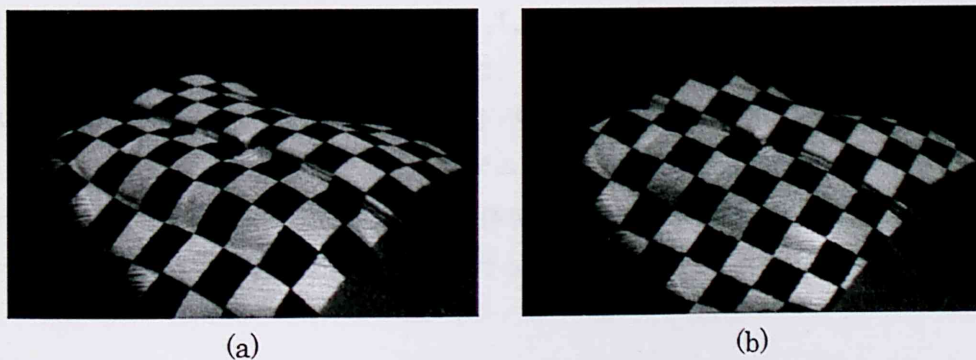


Fig. 2.2 An example of the distortion correction for projected images using the method proposed by Raskar et al. (a) Before correction. (b) After correction.

2.2.2 幾何学的歪み補正に必要な情報の計測

提案システムにおいては、投影面は患者体表（もしくは体表にかかったドレープ）であり、観察者は術者である。手術中は、患者体表の形状、位置、術者の視点位置が常に変化するため、高速な計測が必要となる。

提案システムでは、患者体表の形状をプロジェクタとカメラを用いた空間コード化法により計測し、合わせて体表に配したマーカをカメラで追跡することで、患者体表の形状と動きへ対応する。また、術者の頭部に磁気位置センサ（Polhemus 社製 LIBERTY）を配し、術者の視点位置の変化に対応する。

(a) 患者体表形状の計測

投影面である患者体表の形状計測に用いる空間コード化システムは、一対のカメラとプロジェクタからなる。体表の形状計測に用いる空間コード化システムの座標系を Fig. 2.3 に示す。Fig. 2.3 中の文字 C , P , E , W は、それぞれカメラ、プロジェクタ、磁気位置センサの原点であるトランスミッタ部、キャリブレーション用の既知形状を持つ立体を表す。また、図中の ${}_aT_b$ は、座標系 a から座標系 b への剛体変換を表す。

空間コード化システムのキャリブレーションは、Fig. 2.4 に示した既知の形状を持つ立体を用いて行った。まずこの立体をカメラで撮影し、カメラ内部パラメータを得る。次にカメラとプロジェクタを互いに固定した後、立体に向かってプロジェクタから幾何学パターンを投影する。これを先ほど内部パラメータを求めたカメラで撮影し、その画像を用いて、プロジェクタの内部パラメータを求める。同じ画像を用いて、カメラとプロジェクタの外部パラメータ、すなわち Fig. 2.3 中の ${}_cT_w$ と ${}_pT_w$ も同時に求める。カメラとプロジェクタのモデルは、Zhang が用いたモデル [Zha98, Zha00] と同じく、レンズの樽型歪みまでを考慮したモデルを用いた。カメラとプロジェクタの位置関係を表す ${}_cT_p$ は、 ${}_cT_p = {}_cT_w \cdot {}_pT_w^{-1}$ として求められる。

プロジェクタから投影する幾何学パターンは、パターンの境界部で生じる曖昧さを低減でき、ロバストな形状復元を可能とするグレイコードパターン [Sat85] を用いた。

キャリブレーションした空間コード化システムを用いて、投影面に向かってグレイコードパターンを投影し、その形状を求める。既知形状立体を計測した結果、平均誤差は 1.4 mm となった。このシステムを用いて、以降で述べる実験を行った。

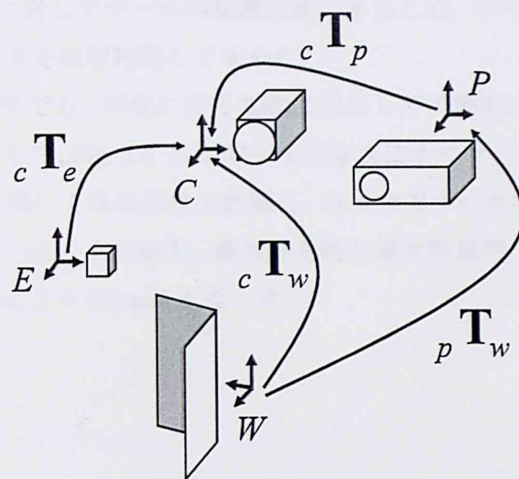


Fig. 2.3 Schematic representation of the coordinates and their rigid transformations of the proposed system.

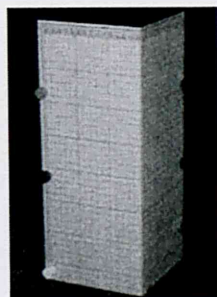


Fig. 2.4 A calibration board for the structured light system.

(b) 患者の動きの計測

提案システムで用いるグレイコードパターンは、パターンの解像度などにもよるが、形状の計測には大抵 10 枚あるいはそれ以上の枚数のパターンを投影する必要がある。そのため、患者の動きまで計測することは難しい。そこでシステムでは、空間コード化法に、患者の体表に配したマーカの追跡を組み合わせることで、患者の動きの計測を行う。Fig. 2.5 に示すように、患者の体表にマーカを配し、それを空間コード化システムのカメラで計測する。マーカの追跡は 1 フレームで行えるため、患者の動きを計測可能となる。

マーカの追跡アルゴリズムには、オプティカルフローと多重解像度処理を組み合わせた手法

[Bou99] を用いた。体表に対してマーカの配置は疎であるため、マーカを除く残りの部分の動きは、計測したマーカの動きを線型補間して求めた。

今回は、患者の動きの中でも、呼吸に伴う体動に注目して実験を行った。気腹していないボランティア 1 名を被験者として、Fig. 2.5 に示すように体表に 4 つマーカを配置し、計測を行った。空間コード化システムを用いて体表形状を計測し、カメラでマーカの動きを計測した。動きの補間処理はオフラインで行った。その結果、最大呼気時と最大吸気時で、補正無しでは平均誤差が 18.2 mm あったが、補正により 9.0 mm となった。

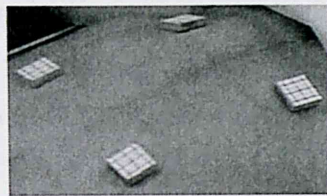


Fig. 2.5 Markers for tracking the body motion due to respiration.

(c) 術者の視点位置の計測

術者の視点位置の計測は、Kondo らのシステム [Kon04] と同様、術者の頭部に磁気位置センサの受信部であるレシーバを配して行う。センサの設置位置と実際の視点位置との間の座標変換のキャリブレーションは、手動で行う。視線方向の計測誤差の影響を低減するため、仮想空間上では、注視点を患者腹部中央付近に固定した。また、空間コード化システム座標系と磁気位置センサ座標系をレジストレーションするため、空間コード化システムでトランスミッタ部を計測し、Fig. 2.3 に示す \mathbf{T}_c を求める。

2.2.3 実装

提案システムにおいては、投影面は患者体表（もしくは体表にかかったドレープ）であり、観察者は術者となる。プロジェクタとカメラによる空間コード化法とマーカ追跡によって計測した患者体表の形状と動き、および位置センサで推定した目の位置を、Raskar らの手法の入力情報

とする。Raskar らの手法の実装は、OpenGL のオフスクリーンレンダリング機能とテクスチャの投影マッピング機能を用いて行った。プロジェクタの投影変換と観察者視点の透視変換は、実装の容易さからピンホールカメラモデルで近似し、パラメータは経験的に設定した。

Raskar らの手法により視点位置の移動による運動視差は得られているが、より適切に腹腔内の立体情報を知覚できるよう、システムでは立体視プロジェクタ (StereoGraphics 製 DepthQ3120) とステレオメガネ (StereoGraphics 製 CrystalEyes) を用いて両眼視差による立体映像を提示する。この立体視システムは時分割方式であり、通常のプロジェクタの 2 倍の更新レートを持つプロジェクタとシャッター式のステレオメガネを同期させ、左右の目に別々の像を提示することで、観察者に立体像を知覚させる。

評価実験用に構築した提案システムのプロトタイプを Fig. 2.6 に示す。投影面は腹部を模したボックスであり、動きや変形が無いいため、マーカによる追跡は行っていない。なお、カメラは Lumenera 製 Lu170 を用いた。Fig. 2.7 が投影面の形状と視点位置の変化に適切に対応し、歪みの無い映像を投影している様子である。腹部を模した半円筒状のボックス表面に投影している映像内の直線 (腹腔鏡とその視野を表す) が、どの方向から見ても直線となっている。

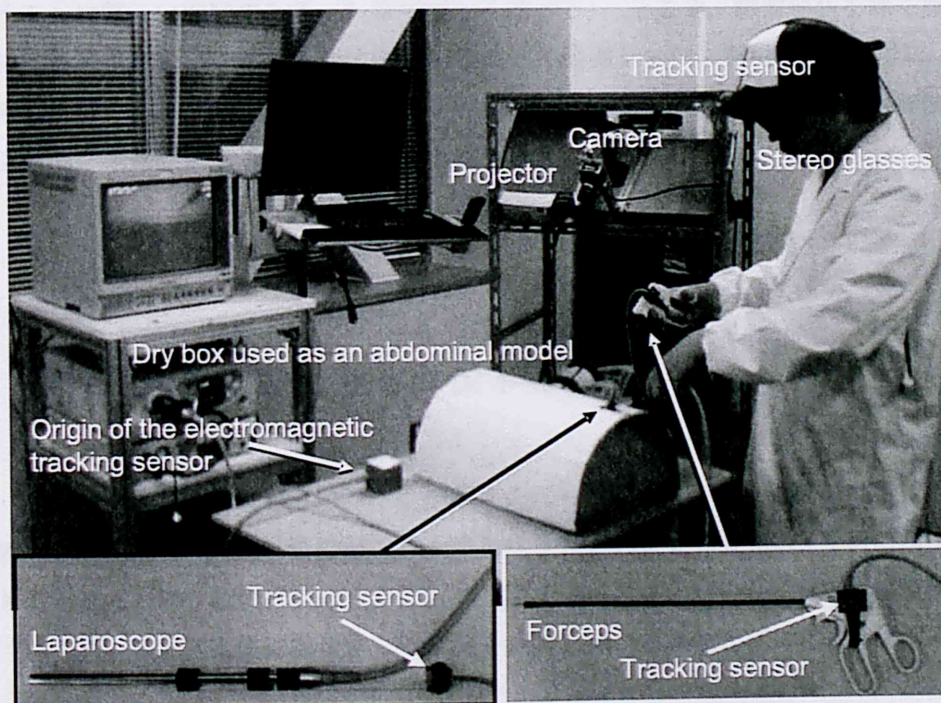


Fig. 2.6 A prototype of the proposed system and its experimental setup.

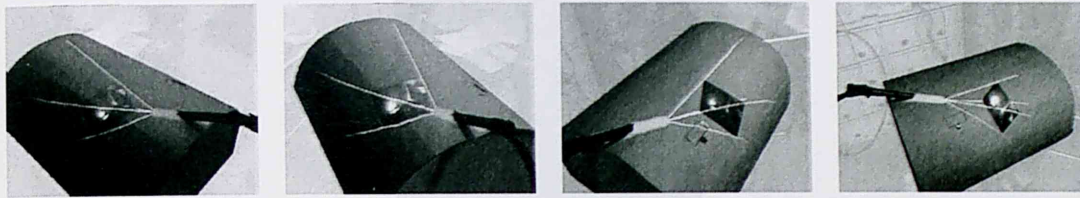


Fig. 2.7 Distortion correction of the image projected onto the curved surface. The lines (represent the laparoscope and its field of view) look straight from arbitrary view points.

2.3 投影画像

2.1 節で得られた結果より，提案システムで投影する支援画像は，腹腔内の 3 次元情報を表すものが適切であると考えられる．しかしながら現状では，広範囲の臓器形状を実時間で安定して取得することは難しい問題である（3 章で詳しく述べる）．そこで，臓器形状を除く腹腔内の 3 次元情報の計測を行い，それらを表す画像を作成し，提案システムを用いて投影する．そして，人体腹部を模したボックスによる評価実験を行い，提案システムによる画像投影が腹腔内の空間把握を支援し，術具の誘導に有効である可能性を示す．

2.3.1 腹腔鏡の視野の把握を支援する画像

通常，手術対象の臓器に対して切除や吻合などを行っているときは，腹腔鏡は手術対象の臓器周辺を拡大して撮影している．腹腔鏡の拡大率や向きなどの視野の設定は，手術の精度やスピードに影響を与えるため，適切に設定することが重要である．また，拡大撮影時の腹腔鏡の撮影範囲は相当に狭く，腹腔内全体に対してどの位置を撮影しているかを迅速に把握するには，経験が必要とされる．

そこで，提案システムにおいて，Fig. 2.8 に示す腹腔鏡の撮影範囲の把握を支援する画像を開発した．画像は，腹腔鏡とその視野，鉗子，手術対象の位置を表す．手術対象の位置は，3 章で説明するステレオ視などにより計測可能であると考えている．支援画像の投影表示により，腹腔鏡の撮影範囲をより容易に把握できると考えられる．

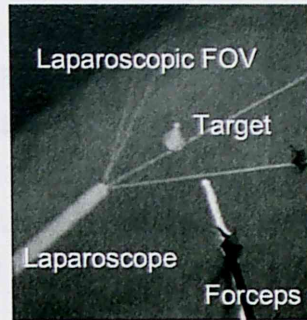


Fig. 2.8 Proposed projection image for assisting laparoscopic surgery.

2.3.2 投影画像の作成

Fig. 2.6 に示すように、鉗子と腹腔鏡に磁気位置センサ (Polhemus 社製 LIBERTY) のレーザーを配して、それぞれの位置と向きを計測する。腹腔鏡と鉗子の形状は事前に計測した。腹腔鏡のカメラ中心とレーザーの位置関係、および鉗子とレーザーの位置関係のキャリブレーションは手動で行った。腹腔鏡の透視変換は実装を簡単にするためピンホールカメラモデルで近似し、パラメータは手動で設定した。これらの値を基に、2.2 節で述べたシステムを用いて支援画像の投影を行う。

2.3.3 鉗子の挿入と引き抜きに対する効果

腹腔鏡下手術において、ポートからの鉗子の引き抜きと挿入に着目すると、腹腔鏡は手術対象の臓器を拡大して撮影しているため、画面にポートが映っていないことが多い。このとき、腹腔鏡の撮影範囲を変更せずに引き抜きと挿入を行うと、鉗子先端が腹腔鏡の撮影範囲からはずれ、術者から全く見えない状態になる。これは、鉗子先端が目的外の臓器に誤って接触し、損傷を引き起こす恐れを高める。このような危険を避けるためには、腹腔鏡の視野を変更してポートを画面内に映してから、鉗子の引き抜きと挿入を行うことが一般的である。挿入後には、手術対象の臓器周辺を拡大撮影できるよう、再び腹腔鏡の視野を変更する。

しかし、以前と同じ視野の設定は容易でない場合があり、また、鉗子の操作を主に行う術者と腹腔鏡を操作する術者は別であるために、所望の視野の確保に時間を要することがある。鉗子の

c 名古屋大学医学部第二外科, 低侵襲治療の勉強会 : <http://www.med.nagoya-u.ac.jp/surgery2/mis/benkyokai/benkyokai.html>.

挿入と引き抜きは、手術の開始時、鉗子の変更、挿入ポートの変更などにより生じるため、スムーズな視野の確定は、より安全で滞りのない手術につながると考えられる。

鉗子の挿入と引き抜きにおける腹腔内での鉗子の動きは、2.3.1 項で述べた腹腔鏡の視野の把握を支援する画像により誘導可能であると考えられる。手術対象に向かって鉗子を挿入することで、容易に直線的な挿入を可能とし、鉗子先端が誤って目的外の臓器を損傷する危険は小さくなると考えられる。そこで、Fig. 2.8 で示した投影画像の鉗子挿入に対する支援効果を、人体腹部を模したボックスを用いた実験により評価した。

(a) 評価実験

Fig. 2.8 で示した投影画像の鉗子挿入に対する支援効果を2つの実験により評価した。腹腔鏡下での胆嚢摘出術を想定し、半円筒状のボックス表面にはポートを想定した穴を設け、ボックス内のおおよそ胆嚢に該当する位置には挿入目標点を設置した。被験者は目標点に向かって鉗子を挿入し、先端がポートを通過してから目標付近に達するまでの先端の動きを、磁気位置センサ (Polhemus 製 LIBERTY) で計測した。実験環境から磁場歪みの原因となるものを極力排した結果、実験時におけるセンサの位置計測誤差は2 mmであった。挿入の時間制限は設けなかった。

第1の実験では、モニタのみを用いる通常の腹腔鏡下手術 (Normal system) と、Fig. 2.9 (b) に示した投影画像が腹腔鏡とその視野に限られる場合 (Previous system) を比較した。第2の実験では、Previous system と、Fig. 2.8 に示した鉗子と手術対象の位置を合わせて提示した場合 (Proposed system) を比較した。

(a-i) 実験1: Previous system と Normal system の比較

第1の実験は、事前に腹腔鏡下手術の知識を与え、実験条件と同一の環境による鉗子挿入の十分な練習を行った一般人11名を被験者とし、Normal system, Previous system の順で行った。ボックスは大きさがおおよそ縦50cm ×横30cm ×高さ20cmで、表面に鉗子挿入用の穴を8つ設けたボックスを用いる。第1の実験の様子をFig. 2.9に示す。Fig. 2.9 (b) に示した投影画像に含まれる腹腔鏡画像は、腹腔鏡の光軸と垂直な面に表示しており、挿入の終了を判断するために用いる。被験者は、ボックス内に設置した目標点に向かって、8ヶ所の穴から各2回、計16回の鉗子の挿入を行う。鉗子先端と目標点の距離が、正常な胆嚢の短径である40 mm以下になった時点で目標位置に達したとし、計測を終了する。

比較は、全16回の挿入の間の、鉗子先端の経路長の合計値を算出し、対応ありt検定を用いて行った。

Fig. 2.10に、被験者11名の経路長の平均値と標準偏差を示す。Previous systemは、Normal systemと比較して平均で309 mm経路長が減少した。この値は、Fig. 2.10でも示したように、有意確率1%で差があると認められた。

経路長が短くなったのは、腹腔鏡の撮影範囲の投影提示により、腹腔鏡の撮影範囲と鉗子の位置関係の把握が容易になり、鉗子先端の位置を見失うことが減少したためと考えられる。鉗子先端の位置を見失うと、先端を試行錯誤しながら動かすために経路長が増大する。投影提示により、鉗子先端の試行錯誤による操作が減少するため、鉗子の先端が目的外の臓器に誤って接触し、損傷する危険性が減少すると考えられる。しかしながら、今後は外科医による評価が必要である。

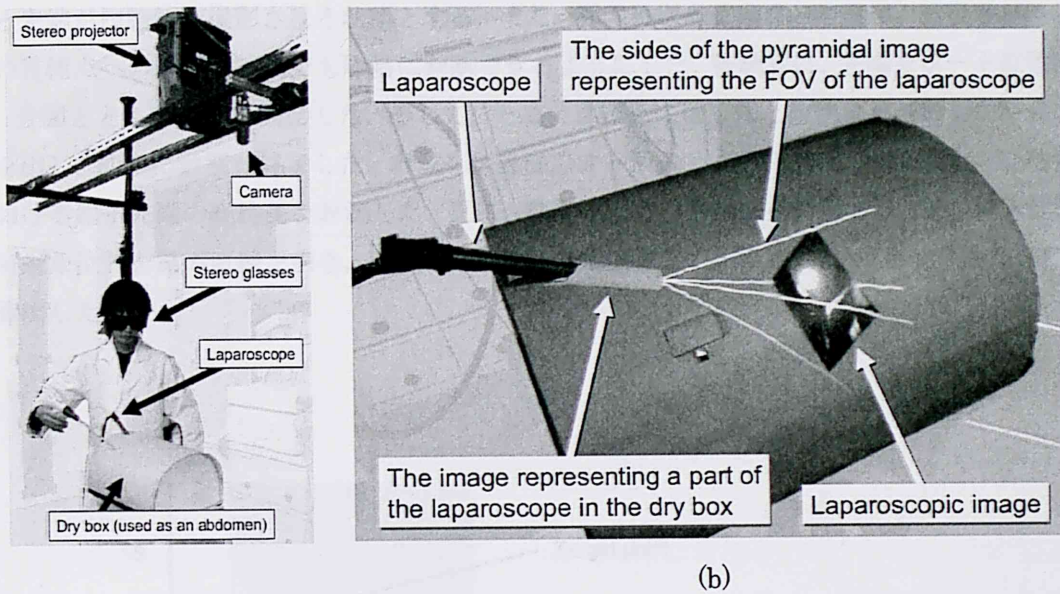


Fig. 2.9 Setup in the first experiment. (a) Previous system. (b) The projection image onto the box.

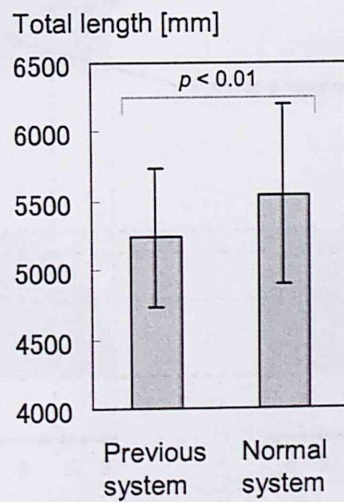


Fig. 3.10 The result of the first experiment.

(a-ii) 実験2 : Proposed system と Previous system の比較

第2の実験の様子を Fig. 2.6 に示す。第2の実験の被験者は、特別な医学知識を持たない一般人18名、外科医3名、医学部6年生3名の計24名である。被験者の半分が Previous system での実験を先に行い、残り半分が Proposed system での実験を先に行った。実験に用いるボックスには、ポート位置による違いを検討するために、左脇腹に当たる部分に4つ設けた。ボックスの寸法の詳細を Fig. 2.11 に示す。腹腔鏡の姿勢は以下の条件に合致する状態で固定した。(1) 挿入目標点付近を手術していたことを想定し、挿入目標点が腹腔鏡画像中のほぼ中央にくるようにする。(2) 鉗子をポート位置から挿入目標点に向かって挿入する際、およそ半分ほどの距離に達すると先端が腹腔鏡で撮影される状態とする。また、挿入目標点には窪みを設け、被験者が鉗子先端の目標点への到達を感触でも容易に判断できるようにした。被験者は、先端をポート位置に置き、合図とともに計測を開始した。そして、先端が目標点に達したと被験者が判断した時点で合図を出し、即座に計測を終了した。ボックス表面の4ヶ所の穴から1回ずつ挿入を行い、各挿入における鉗子先端の経路長を計測した。更に、動きのばらつき具合を評価するため、挿入位置と手術対象位置を結ぶ直線を引き、その直線と鉗子先端位置との距離(以下、ばらつき距離と呼ぶ)を算出した。

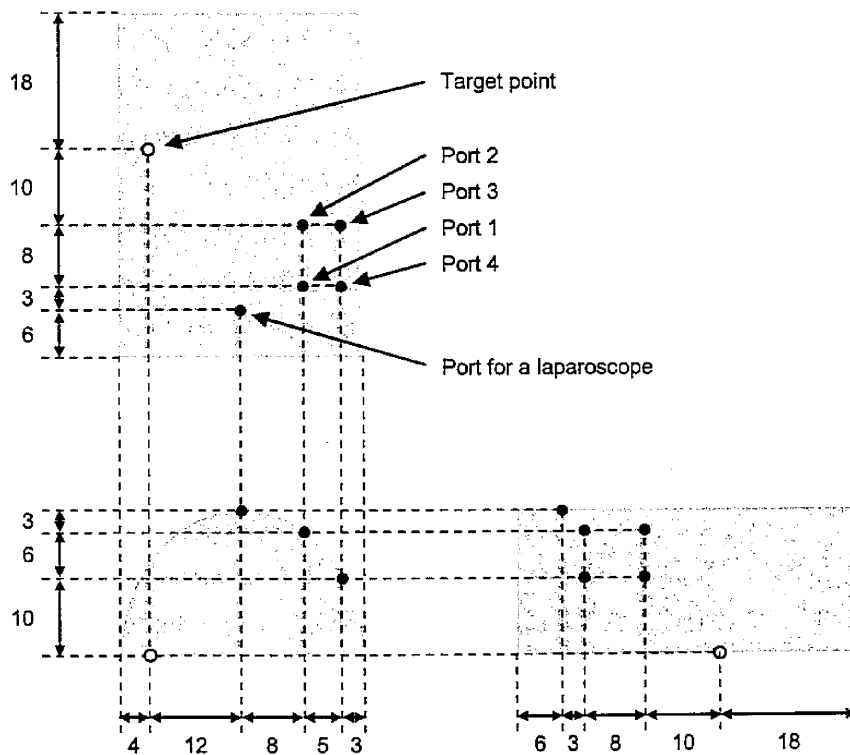


Fig. 2.11 The projection diagram and the detailed measurements of the box used in the second experiment. The unit of length is centimeter.

こうして求めた経路長とばらつき距離の値を、分散分析により解析する。因子は、被験者グループ、ポート位置、投影画像内容の3つである。被験者グループの人数に差があるため、繰り返し数の異なる三元配置分散分析となる。分散分析の因子と水準を Table 2.1 に示す。主効果が有意であると認められた因子は、更に Tukey の方法を用いて多重比較を行った。

Table 2.1 The factors and levels of the analysis of variance (ANOVA).

Factor	The number of a level
Subject group	3 (surgeon, medical student, and ordinary person)
Port position	4 (see Fig. 5.31)
Projection image contents	2 (proposed system and previous system)

経路長とばらつき距離の平均と標準偏差の値を各因子別、水準別に算出したものを Fig. 2.12 に示す。また、分散分析の結果を Table 2.2 に示す。経路長については、ポート位置と投影画像内容の両因子の主効果が有意であった。被験者グループの主効果は有意ではなかった。そこで、ポート位置と投影画像内容の両因子について、多重比較による解析を行った。投影画像内容因子の多重比較の結果、Proposed system における経路長が Previous system における経路長よりも、有意に短いと認められた。ポート位置因子の多重比較の結果、ポート位置 2 と 3 における経路長がポート位置 4 の経路長よりも有意に短いと認められた。これは、Fig. 2.11 に示したボックスの寸法より、当然の結果であると考えられる。ばらつき距離についても、同じく解析を行った。主効果については、経路長の場合と同様にポート位置と投影画像内容が有意であり、被験者グループは有意ではなかった。投影画像内容因子の多重比較の結果、Proposed system におけるばらつき距離が Previous system におけるばらつき距離よりも、有意に短いと認められた。ポート位置因子の多重比較の結果、ポート位置 3 におけるばらつき距離が、ポート位置 1 とポート位置 4 におけるばらつき距離よりも有意に短くなった。

経路長とばらつき距離が短くなったことから、鉗子と手術対象位置の投影提示により、Proposed system は Previous system よりも更に直線的に鉗子の挿入が行えるようになったと考えられる。ポート位置 3 におけるばらつき距離が最小となった理由は、以下のように考察できる。鉗子进行操作するとき、視線方向と平行な奥行き方向の操作よりも、視線方向と垂直な方向の操作の方が、距離感を失いにくい。Fig. 2.6 に示した被験者の立ち位置と、Fig. 2.11 に示したボックスの寸法から、ポート位置 3、挿入目標点、被験者の視線方向の 3 者の位置関係を考慮すると、他のポート位置に比べてポート位置 3 の場合が、最も視線方向と垂直に近い方向の操作となるこ

とが分かる。故に、上述の結果が得られたと考えられる。しかしながら、被験者グループ因子の主効果が有意でなかったことから予想されるように、被験者、特に外科医の被験者の数がまだ少ないと考えられるため、更なる実験が必要である。

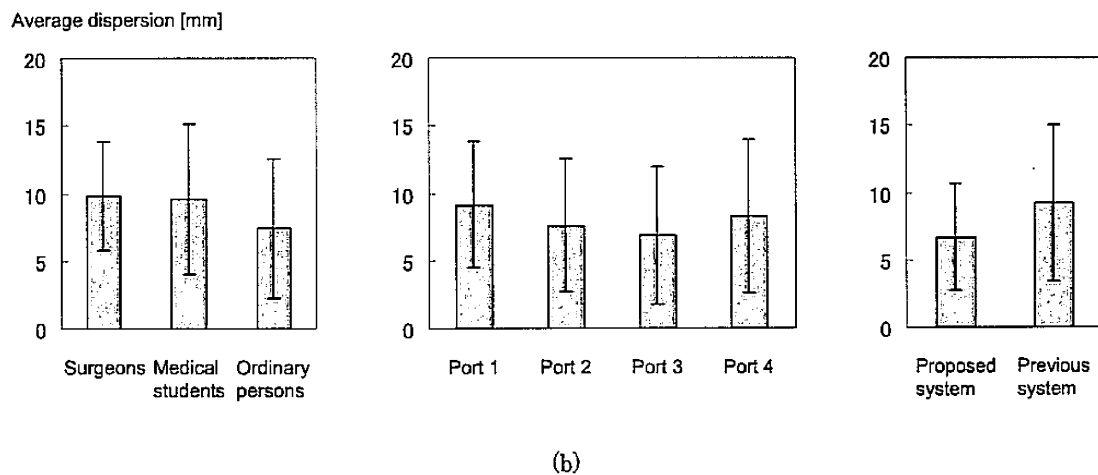
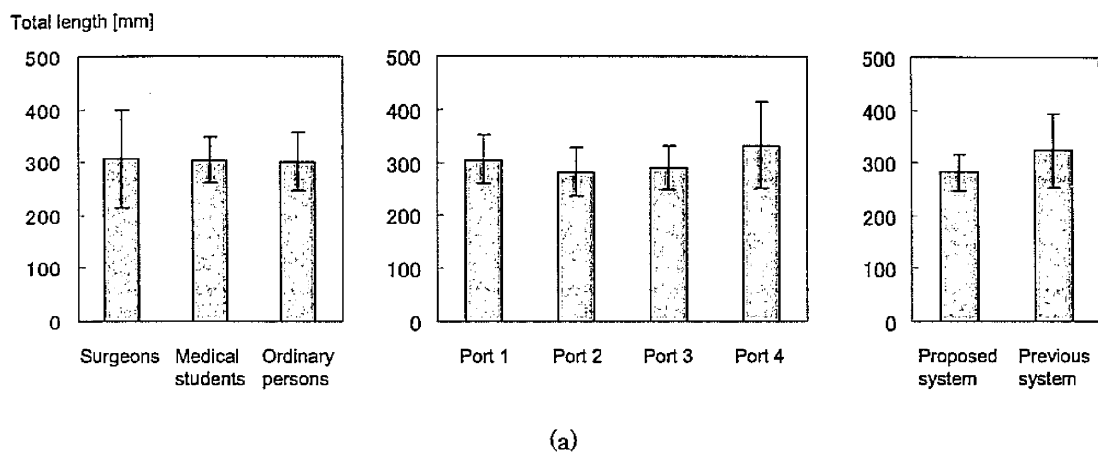


Fig. 2.12 The average and standard deviation of the total lengths and the average dispersion in the second experiment. These values are calculated from the measured tracking data of the forceps tip locus. (a) Total lengths. (b) Average dispersion. Starting from the left, the graphs indicate "Subject group", "Port position", and "Projection image contents".

Table 2.2 The results of the analysis of variance (ANOVA). (The same data for the ANOVA are also shown in fig. 7.) (a) Total lengths. (b) Average dispersion.

(a)

Factor	Main effect	Further analyzed for multiple comparisons (Tukey's method)	
		The data pair having significant difference of two samples and its magnitude relation	Significant probability
Subject group	No significant difference	-	-
Port position	Significant probability is 0.01.	(Port 2) < (Port 4)	0.01
		(Port 3) < (Port 4)	0.05
Projection image contents	Significant probability is 0.01.	(Proposed system) < (Previous system)	0.01

(b)

Factor	Main effect	Further analyzed for multiple comparisons (Tukey's method)	
		The data pair having significant difference of two samples and its magnitude relation	Significant probability
Subject group	No significant difference	-	-
Port position	Significant probability is 0.05.	(Port 3) < (Port 1)	0.05
		(Port 3) < (Port 4)	0.05
Projection image contents	Significant probability is 0.01.	(Proposed system) < (Previous system)	0.01

(b) 評価実験のまとめ

実験 1 と実験 2 の結果から、Fig. 2.8 で示した支援画像の投影によって、腹腔内にある手術対象の臓器、鉗子、腹腔鏡の撮影範囲の位置関係の把握が容易になり、鉗子先端の位置を見失うことなく目標点に向かってより直線的な挿入が行えるようになったといえる。試行錯誤による鉗子操作が減るため、先端が目的外の臓器に誤って接触し、損傷する危険性が減ると考えられる。

しかしながら、外科医の被験者の数がまだ不足しているといえる。

2.4 考察

2.4.1 投影画像の幾何学的情報に関する精度

提案システムでは、腹腔内の3次元情報を正確に術者に提示する必要がある。2.2節で述べた投影画像の幾何学的歪みの補正技術における精度と、2.3.2項で述べた支援画像の形状とレジストレーションに関する精度について考察する。

(a) 幾何学的歪みの補正精度

投影画像の幾何学的な歪み補正の入力情報として必要な値の計測精度と、仮想空間上での歪み予測の精度について考察する。

体表形状の計測を行う空間コード化システムのカメラとプロジェクタのモデルでは、レンズの樽型歪みまで考慮した。レンズの接線方向の歪みまで考慮することで、より高精度なキャリブレーションが可能となる。

体表に配したマーカにより患者の動きを追跡する手法は、まだ誤差が大きい。この原因として挙げられるのは、マーカの数が4つと少ないことと、線型補間では補間精度がよくないことである。より多くのマーカを適切に配置し、より高度な補間手法を採用することで、精度が向上すると考えられる。患者の動きを計測する別のアプローチとして、赤外等の不可視光を照射するプロジェクタを用いて、高速な空間コード化法を行うことが考えられる。高速な空間コード化法は、ZhangとYauによる手法[Zha07]や、Zhangらのグループによる手法[Zha02]が挙げられる。

術者の視点位置は、術者頭部に配した磁気位置センサの頭部追跡結果より推定している。手術環境から磁場歪みの原因となる金属類を排すことは難しいため、光学式位置センサへの置き換えを進めている。また、頭部姿勢からの視点位置の推定は現在手動で行っており、精度と再現性の面で問題がある。頭部追跡結果とヘッドマウントディスプレイの映像提示面の位置関係について解析した研究[Hof00]はあるが、人間の目の光学中心はカメラキャリブレーションのように明示的に求めることが難しいため、頭部姿勢からの目の位置の推定はより困難な問題設定である。

空間コード化システム座標系と磁気位置センサ座標系のレジストレーションは、空間コード化システムでセンサトランスミッタ部を計測することにより行っているが、プロジェクタの焦点を患者体表面中央付近に合わせているためトランスミッタ部には焦点が合っておらず、原点位置の推定精度が悪くなっている。磁気位置センサを光学式位置センサに置き換えることにより、Fig. 2.4で示したキャリブレーションボードの位置を光学センサで直接計測可能となり、空間コード化システムと位置センサの座標系を精度良くレジストレーションできると考えられる。

現在提案システムでは、カメラ、プロジェクタ、位置センサの配置を経験的に定めているが、これらの位置関係は計測精度に影響を及ぼす。そのため、目的に応じて最適に配置することが望ましいが、試行錯誤による決定は労力が大きい。そこで、空間コード化法の誤差とセンサの位置検出誤差を基に、システム的设计をシミュレーションで行うことが考えられる。このような考え方でシミュレーションを行う技術として、Smith らによる手法 [Smi86] や、Lea らによる手法 [Lea95] などが挙げられる。

投影画像の歪みの予測を行う仮想空間では、仮想プロジェクタの投影変換は、ピンホールカメラモデルで近似し、パラメータは経験的に設定した。この投影変換をキャリブレーションに基づいて厳密に設定すれば、精度を改善できる。また、仮想術者視点の透視変換もピンホールカメラモデルで近似したが、先ほども述べたように人間の目の透視変換を明示的に求めることは難しい。何らかの手段により推定できれば理想的であるが、最終的な誤差を許容範囲内に収めることが可能ならば、このような近似を行うことは妥当と考えられる。

(b) 投影画像の形状と位置合わせに関する精度

Fig. 2.8 で示した支援画像で、腹腔鏡の撮影範囲を表す画像の形状は、腹腔鏡の透視変換をピンホールカメラモデルで近似し、パラメータを手動で設定して作成した。これをカメラキャリブレーションに基づいて行うことで、精度が改善できる。使用する腹腔鏡が斜視鏡であれば、Yamaguchi らの手法 [Yam04] や Buck らの手法 [Buc07] により、同様の精度改善が期待できる。

腹腔鏡とその撮影範囲を表す画像の位置センサ座標系へのレジストレーションは、腹腔鏡のカメラ座標系とセンサ座標系を手動で位置合わせして行っており、精度と再現性の面で問題がある。これを、ロボティクス分野でよく研究されているハンドアイキャリブレーション技術に基づいて行う必要がある。腹腔鏡への応用例は、Mourgues と Coste-Menière の研究 [Mou02] や Feuerstein らの研究 [Feu08] がある。

鉗子を表す画像の位置センサ座標系へのレジストレーションも現在は手動で行っているが、光学式位置センサであれば鉗子を直接計測できるので、別途計測した鉗子形状を精度よくセンサ座標系に組み入れることができる。

手術対象の位置を表す画像は、その位置の計測と投影画像中へのレジストレーションを必要とする。現在、この計測とレジストレーションも手動で行っているため、術中の手術対象位置の変化に対応できない。これは、3.1 節で述べるステレオ視の高速化技術の応用により、達成可能であると考えられ、今後取り組む必要がある。

これまでに述べたキャリブレーションとレジストレーションの改善を行った後、最終的に達成可能な精度を評価する必要がある。計測機器の総合的な精度はシミュレーションが可能であるが、人間の目の位置の推定精度や透視変換の近似精度を評価することは難しい。最後は、外科医を被験者とした実験により、システムの精度を評価するべきであると考えられる。

2.4.2 投影画像のコントラストと色再現性

2.1 節で述べたように、投影画像は幾何学的な歪みを補正するだけでなく、コントラストと色再現性を改善することも必要である。提案システムでは、短い焦点距離を実現可能である新型立体視プロジェクタ StereoGraphics 製 DepthQ3120 を採用することで、プロジェクタと患者体表の距離を短くし、投影画像の解像度と明るさを向上させた。解像度は体表面の位置と形状によって変化するが、平均約 70dpi と、一般の商用液晶ディスプレイと同程度の解像度を達成した。また、通常の蛍光灯下でも十分視認可能な程度に明るい画像となった。

今後は、より優れた機能を持つプロジェクタの採用の他に、投影面の素材を工夫することでコントラストと色再現性の向上を図る。また、ソフトウェア技術によりこれらの向上を図ることも考えられる。そのような技術には、Grundhoefer と Bimber による手法 [Gru07] や、Grossberg による手法 [Gro04] などがある。

2.4.3 提案システムを手術に用いるときの問題

現在のシステムを実際の腹腔鏡下手術で用いる場合、作業の流れは以下ようになる。まず、事前にシステムのセッティングとキャリブレーションを済ませておく。現在のキャリブレーションには手作業が多く含まれるため、これには数十分以上の時間を要する。患者を気腹した後、患者体表形状の計測を行う。現在は、計測に 1 分から 2 分ほどかかる。そして、手術中は術者の視点位置に応じて投影画像の幾何学的歪みを補正する。2.2.2 項の (b) で説明したように、患者の動きへ対応する手法の考案はしたが、実時間で処理可能となるような実装がされておらず、今後の課題である。現在の提案システムは、投影する画像には腹腔鏡画像が含まれないため、通常のモニタと併用する。

実際の使用で問題となる可能性があるのは、2.2 節で述べた投影画像の幾何学的歪み補正が、術者 1 名に対してのみ適用可能なことである。複数の術者へ適用するためには、各術者の視点位置を計測して各術者用の投影画像を別々に用意し、それらの投影画像が互いに重複して見えないようにして各術者に提示する必要がある。これを達成するためには、プロジェクタやステレオメガネを工夫するなど、ハードウェアの開発が必要と考えられる。そのため現時点では、複数の術者への画像の提示については、ヘッドマウントディスプレイやハーフミラーと微小レンズ配列の組み合わせ [Nak01] の方が適している。

また、腹腔鏡下手術は、手術の状況に応じて開腹手術へ移行することがあるため、システムの小形化などにより迅速な撤収を可能とする必要がある。

2.5 まとめ

本研究では、腹腔鏡下手術における術者による腹腔内の空間把握を支援することを目的とし、プロジェクタ用いた Augmented Reality (AR) システムとそれを用いた術具誘導用の投影画像の開発を行った。提案システムは腹腔内の3次元情報を表す映像の投影を行う点で、従来研究と異なっている。まず、腹腔鏡下手術に熟練した医師の協力のもとにシステム要件を調査・検討した。その結果得られた知見に基づき、投影画像の幾何学的歪みを実時間で補正する機能を実装した。更に、鉗子操作を誘導する支援画像を作成し、人体腹部を模したボックスを用いて評価実験を行った。その結果、提案システムによる画像投影が腹腔内の空間把握を支援し、術具の誘導に有効である可能性を示した。

今後は、種々のキャリブレーション技術の導入及び改良によるシステムの精度の向上、患者の動きへの実時間での対応、投影画像の画質向上の工夫に取り組む。また、より多くの腹腔内の情報を表すよう、投影画像のコンテンツの充実を図る。特に、第3章で述べる臓器形状復元手法との統合により、腹腔内の臓器を表す画像を投影する。最終的に、多くの外科医を被験者として、システムの評価を行う必要がある。本システムの完成により、腹腔鏡下手術において開腹手術と同等、あるいはそれ以上の視覚情報を術者に与えることを目指す。

第3章 腹腔臓器表面形状の復元

本章では、前章と同じく腹腔鏡下手術における術者による腹腔内の空間把握への支援を目的とし、腹腔内の3次元形状計測に関する検討を行う。ここでは、様々な臓器の3次元計測法の中でも、現行の手術方式への適応性の高さと比較的簡易な装置で実現可能であるという理由から、腹腔鏡によるカメラ画像のみを用いた手法に注目する。

3.1節で提案する手法は、1.2.1項(a-ii)で述べたStoyanovらの手法 [StD05] を元にアルゴリズムを改良し、より高速な処理を可能とする。臓器模型に対して提案アルゴリズムを適用し、形状復元の精度と計算コストについて従来法と比較評価を行う。3.2節では、3つ以上のカメラを備えたマルチカメラシステムを用いて、より高精度な形状復元を検討する。

3.1 ステレオ対応探索の高速化手法

3.1.1 Stoyanov らの手法

対応探索の前処理として、カメラのキャリブレーション・ステレオ画像の平行化を行うことで、両画像の対応点を同一走査線上に配置し、対応探索は一次元に限定することができる。ステレオ画像を用いた3次元計測システムでは、(1)キャリブレーションによって求めたカメラパラメータを用いて、平行化のための変換行列を求める。(2)変換行列を用いてステレオ画像の平行化を行う。(3)一次元探索によって対応点を求め、三角測量の原理に基づき距離を算出する。以上の流れによって立体腹腔鏡画像から奥行き情報を取得する。

Stoyanov らの手法ではキャリブレーションにZhangの手法 [Zha98, Zha00]、平行化にFussielloらの手法 [Fus00] を用いる。以下ではStoyanov らのステレオ対応探索手法について述べる。

(a) 概要

術者に提示する奥行き情報は、高精細かつ高精度であることが求められるため、高密度で正確なステレオ対応探索が必要となる。しかし、臓器表面は特徴点が不足しているため、従来手法では探索ミスが多発し、高密度な形状復元は困難となる。よって、立体腹腔鏡画像に対しては、特徴点ベースではなく領域ベースの探索により、対応探索を行う必要がある。

Stoyanov らは多重解像度表現と PBM (Piecewise Bilinear Maps) を組み合わせた対応探索を行った。PBM とは、画像上に格子を生成し、その頂点のみを制御点として操作する手法である。制御点の内部を線形補間で対応付けすることにより、格子内の全点の対応付けを行い、結果として高密度な奥行き情報を得ることができる。Fig. 3.1 に Stoyanov らの対応探索手法の流れを示す。

(b) PBM の制御点の初期位置

多重解像度表現により、低解像度から順に対応探索を行い、その対応を初期値として、次の解像度における対応探索を行う。また、本手法では、画像の全領域に対してではなく、画像中の一部の領域に対して PBM の処理を行う。したがって、最初の処理として、画像全体のうち処理対象となる領域を切り出し、その後 PBM の初期位置を決定する必要がある。

まず、左右両画像から、処理対象となる領域を決定する。最も低い解像度のステレオ画像に対して、Fig. 3.2 に示すように、右画像の中心の座標 (x_R, y_R) を中心とした正方形領域を I^R とし、左画像中のある座標 (x_L, y_L) を中心とした正方形領域を I^L としたとき、相関係数

$$NCC(I^L, I^R) = \frac{\sum_{x,y} (I^L(x,y) - \bar{I}^L)(I^R(x,y) - \bar{I}^R)}{(xy)^2 \sqrt{\sum_{x,y} (I^L(x,y) - \bar{I}^L)^2 (I^R(x,y) - \bar{I}^R)^2}} \quad (3.1)$$

が最大となるような (x_L, y_L) を求める。ここで、 \bar{I}^L , \bar{I}^R は I^L , I^R の平均値である。この正方形領域 I^R , I^L が処理対象となる。このとき、事前の平行化により、ステレオ画像の対応点は同一走査線上に存在するため、探索は横 1 方向の平行移動のみで行う。

次に、切り取った正方形領域の四隅に格子点を生成することで、PBM の初期位置を決定する。すなわち、正方形領域の一辺の長さを s とすると、左画像側の領域の四隅はそれぞれ、 $(x_L - s/2, 0)$, $(x_L + s/2, 0)$, $(x_L - s/2, s)$, $(x_L + s/2, s)$ となる。右画像側についても同様である。以下、左画像の格子点を a_{ij} , 右画像の格子点(制御点)を c_{ij} とし、 i, j はそれぞれ格子点の番号の x 成分と y 成分を示す。このときの $(c_{1,1}, c_{1,2}, c_{2,1}, c_{2,2})$ を PBM の初期位置とする。

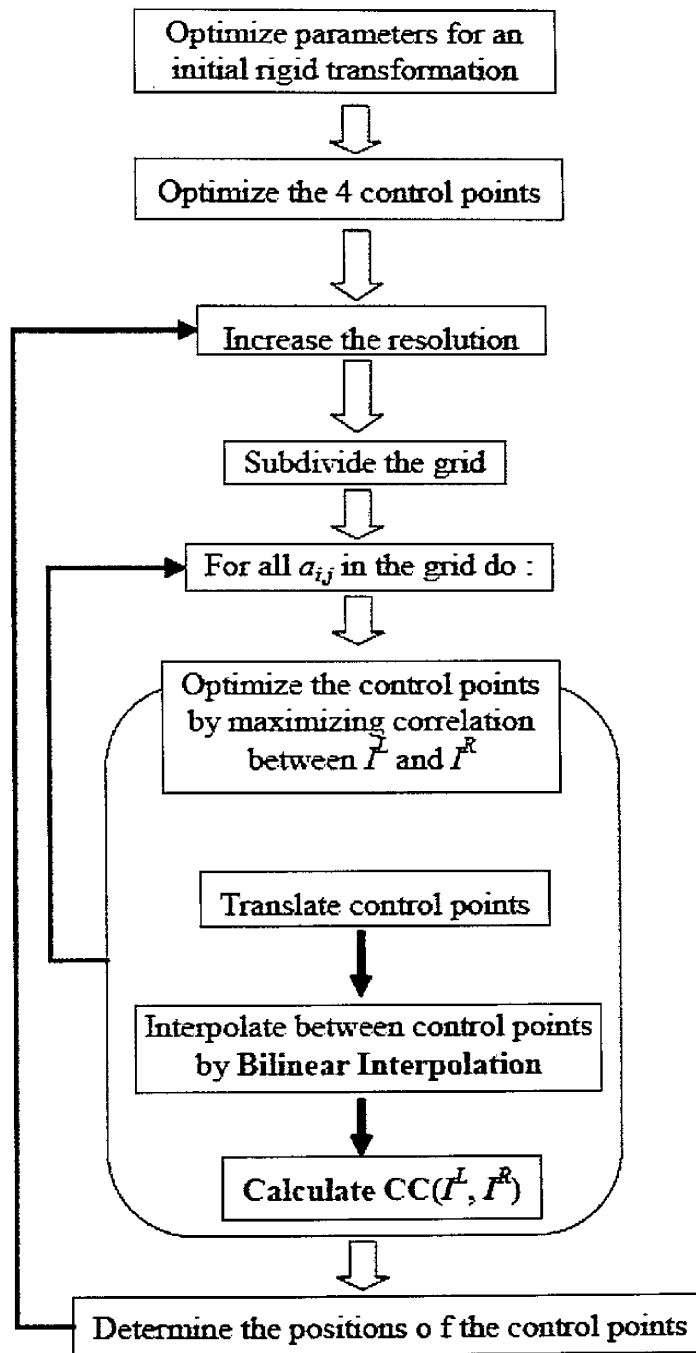


Fig. 3.1 The flow chart of the algorithm proposed by Stoyanov et al.

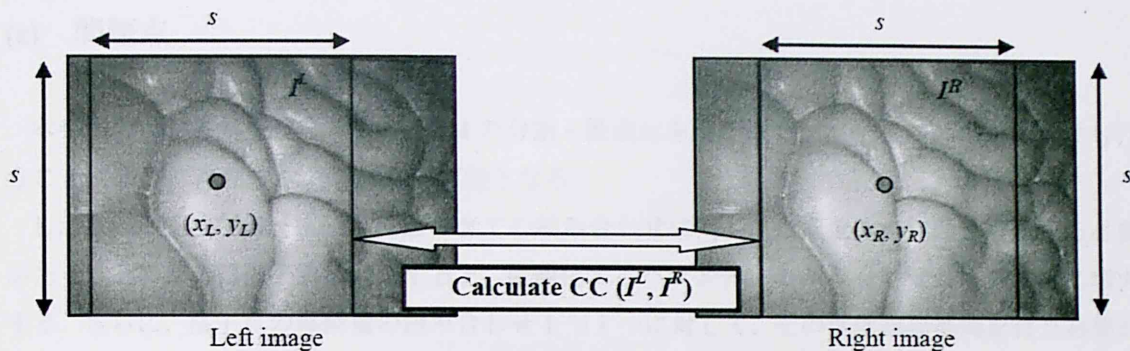


Fig. 3.2 The determination of image regions for applying PBM.

(c) 制御点位置の最適化

次に、制御点 $(c_{1,1}, c_{1,2}, c_{2,1}, c_{2,2})$ をそれぞれ操作し、最適な配置を求める。事前の平行化により、操作する方向は水平方向のみとなるため、移動量を (T_1, T_2, T_3, T_4) とすると、操作後の制御点は $(c_{1,1}+T_1, c_{1,2}+T_2, c_{2,1}+T_3, c_{2,2}+T_4)$ と表せる。また、制御点内部は線形補間によって対応付けすることができるため、左画像の格子点に囲まれた領域 (I^L) と、右画像の格子点に囲まれた領域 (I^R) の相関を (3.1) 式によって計算できる。このとき、変化するパラメータは (T_1, T_2, T_3, T_4) であることから、 (T_1, T_2, T_3, T_4) を入力パラメータ、(3.1) 式を評価関数とした最適化問題となる。Stoyanov らは準ニュートン法である BFGS 法を用いて最適な (T_1, T_2, T_3, T_4) を求め、PBM の最適化を行った。

(d) 多重解像度処理

制御点位置決定後、さらに解像度をあげ、細部を考慮した対応探索を行う。解像度をあげる度に再帰的な処理を行い、解像度が原画像と等しくなったときの PBM を元に最終的な対応付けを行う。

まず、前の処理で扱った画像から 1 段階解像度をあげ、それに伴って格子を分割し、格子点を増やす。制御点を操作し、PBM の最適化を行う。最適化するパラメータは制御点の水平方向の移動量、評価関数は画像全体の相関となる。この際、最適化するパラメータは制御点の数と等しいことから、前処理に比べてパラメータの数は増加する。

以上の処理を解像度が上がるごとに繰り返し、解像度が原画像と等しくなるまで行う。原画像での最終的な PBM の最適化によって、原画像上での左画像と右画像の対応画素が求まる。各画素において対応画素の視差を求め、三角測量を用いて距離を算出し、奥行き情報を取得する。

(e) 問題点

本手法では、各解像度においてPBMの分割・最適化を繰り返し、格子点内部の対応付けも行うことにより、高密度な対応探索が可能となる。

しかし、本手法では、格子点位置の全ての組み合わせに対し、画像全体の相関を計算する必要がある。そのため、格子点が増加すると、最適化するパラメータの組み合わせ数は飛躍的に増大する。さらに、格子点の移動量の組み合わせ1つ1つに対して、その都度線形補間を行う必要があり、計算コストが高く、リアルタイム処理を実現できなかった。

3.1.2 提案手法

Stoyanovらの手法では、高密度なステレオ対応探索を可能としたが、計算コストが高く、リアルタイム処理が困難であった。そこで本研究では立体腹腔鏡画像の特徴に着目し、その特徴を元にStoyanovらの手法を改良し、計算コストの削減を行う。

(a) 概要

今回対象とする立体腹腔鏡画像の特徴として、①撮影対象となる臓器表面はほぼ滑らかで連続的な面構造をしていること、及び②ステレオカメラのカメラ間距離が小さいことが挙げられる。

①より、対象となるステレオ画像では、従来の対応探索手法の問題点であるオクルージョンが起きる可能性は小さい。また、②より、撮影されたステレオ画像は視差が小さい。提案手法では、3.1.1項で示したStoyanovらの手法と同様に、初期段階で左右画像のうち最も相関の高い領域を切り出す。したがって、PBMの最適化の際に、Stoyanovらの手法のように画像全体で同時に制御点位置を最適化するのではなく、各制御点で独立に最適化することでも、十分な精度が実現できると考えられる。局所的に相関を計算することで、パラメータ数、さらに相関演算に伴う線形補間の回数の削減が可能となる。よって、本研究では、局所的な相関演算により計算コストを削減することで、リアルタイム性の高いステレオマッチングを実現する。提案手法の流れをFig. 3.3に示す。

また、②より、立体腹腔鏡画像では、カメラ間距離が小さい、すなわち得られた画像間の視差が小さく、対応探索の誤差による距離値への影響は大きくなる。精度を向上させるためにはサブピクセル単位での対応付けが効果的であり、従来法では格子点の対応探索の際にサブピクセル単位での探索を行っている。しかし、提案手法での対応探索は、処理速度を優先して、1画素ずつシフトして探索を行うシンプルなテンプレートマッチングを用いる。

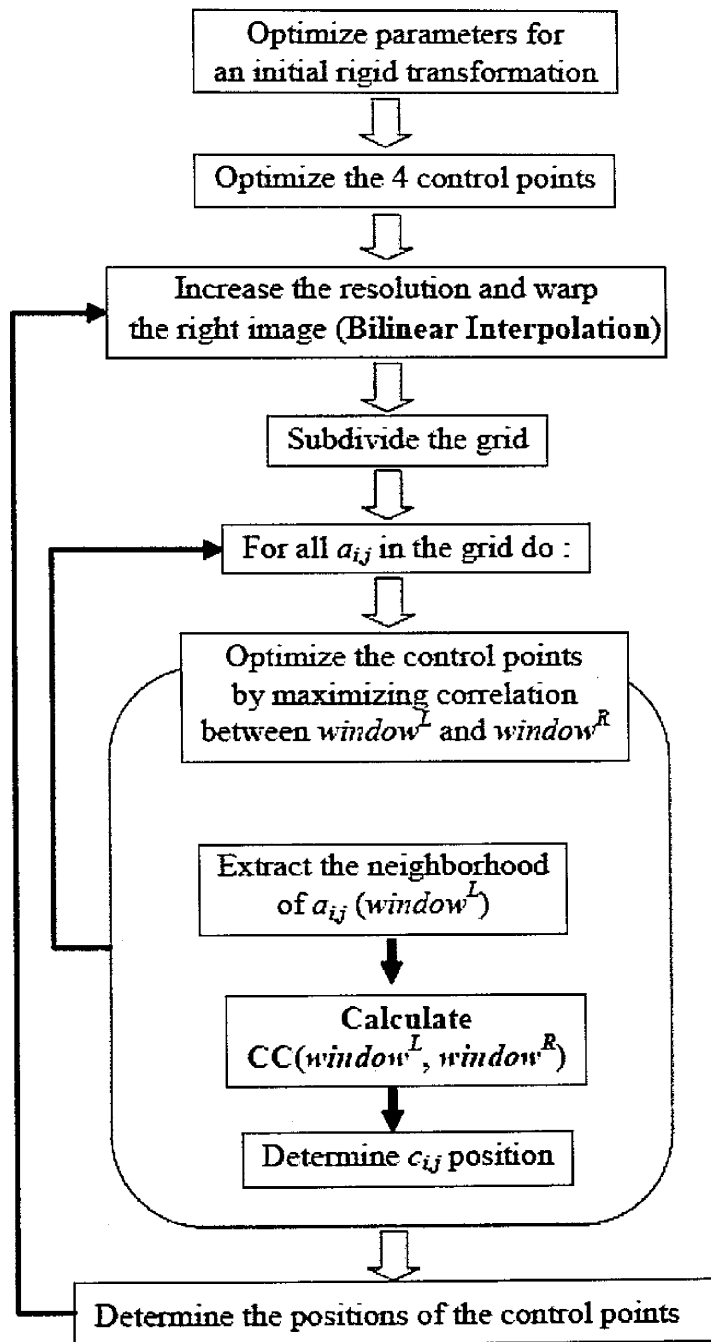


Fig. 3.3 The flow chart of the proposed algorithm.

(b) PBM の制御点の初期位置

PBM の初期位置の決定は、Stoyanov らの手法と同様に剛体変換によって左右画像を重ね合わせ、最も相関の高い部分を取り出す。類似した部分の四隅に格子点を生成し、左画像の格子点 a_{ij} 、右画像の格子点（制御点） c_{ij} を決定する。

(c) 制御点位置の最適化

次に、制御点 $(c_{1,1}, c_{1,2}, c_{2,1}, c_{2,2})$ の最適な配置を決定する。本手法では、PBM の最適化の際に、各格子点の近傍画素による探索ウィンドウを生成する。

左画像側の各格子点 a_{ij} に対して、近傍画素でウィンドウを生成する。前述の通り、左画像の各格子点の対応点は、右画像側の同一走査線上に存在する。したがって、右画像側の同一走査線上にも同サイズのウィンドウを生成し、ウィンドウ同士の相関を (3.1) 式により計算する。最も相関が高い位置を最適な制御点位置とする。

このとき、左画像上の i 行 j 列目の格子点 a_{ij} の対応点は同一走査線上に存在することから、相関演算は格子点 a_{ij} のウィンドウと、右画像上の操作後の制御点 $c_{ij}+T$ のウィンドウに対して行う。すなわち、 T を入力パラメータ、相関を評価関数とした、1 変数関数の最適化問題となる。この最適化問題に対し最急降下法を用いて、より高速に格子点 a_{ij} の対応点を求める。

(d) 多重解像度処理

本手法における再帰的処理の流れを Fig. 3.4 に示す。探索による制御点決定 (Fig. 3.4 中の(A)) の後は、図中左下の Right image 上の格子のような制御点の配置となる。この状態で次の解像度での処理を行う場合、新たに生成する制御点は、線形補間により、その位置を決定する。この状態では、Left image から作るテンプレートと対応する Right image 上の領域が正方形ではないため、格子を図中右上のように整列させて画像を変形し、最適な対応領域の探索を容易にする。変形の際には、制御点で囲まれる各領域の内部は線形補間により画素の補間を行う。これにより、各解像度において同様の処理でウィンドウによる探索を行うことができる。

以上の処理を各解像度に対して行い、原画像と同じ解像度になるまで繰り返す。これにより、Stoyanov らのように画像全体の相関を計算するのではなく、格子点近傍の局所的な相関を計算することで、対応探索を行う。

(e) 利点

本手法では、近傍画素で作成したウィンドウを用いて対応点を求めるという処理を、全格子点に対して行うことで、局所的な相関計算のみで最適化を行う。したがって、従来法のように、最適化過程で画像全体の相関をとる必要がない。また、提案手法では局所的な最適化を格子点の数だけ行うため、従来法に比べ、考慮するパラメータの組み合わせは大幅に少なくなる。そのため、従来法に比べ、最適化における局所解に陥りにくくなる。

さらに、従来法では相関演算のたびに線形補間を行っていたのに対し、格子点決定後、解像度を上げる際にのみ線形補間を行うため、各解像度において、線形補間は1回のみとなる。

したがって、提案手法では従来法に比べて計算負荷が削減され、より高いリアルタイム性を実現する。

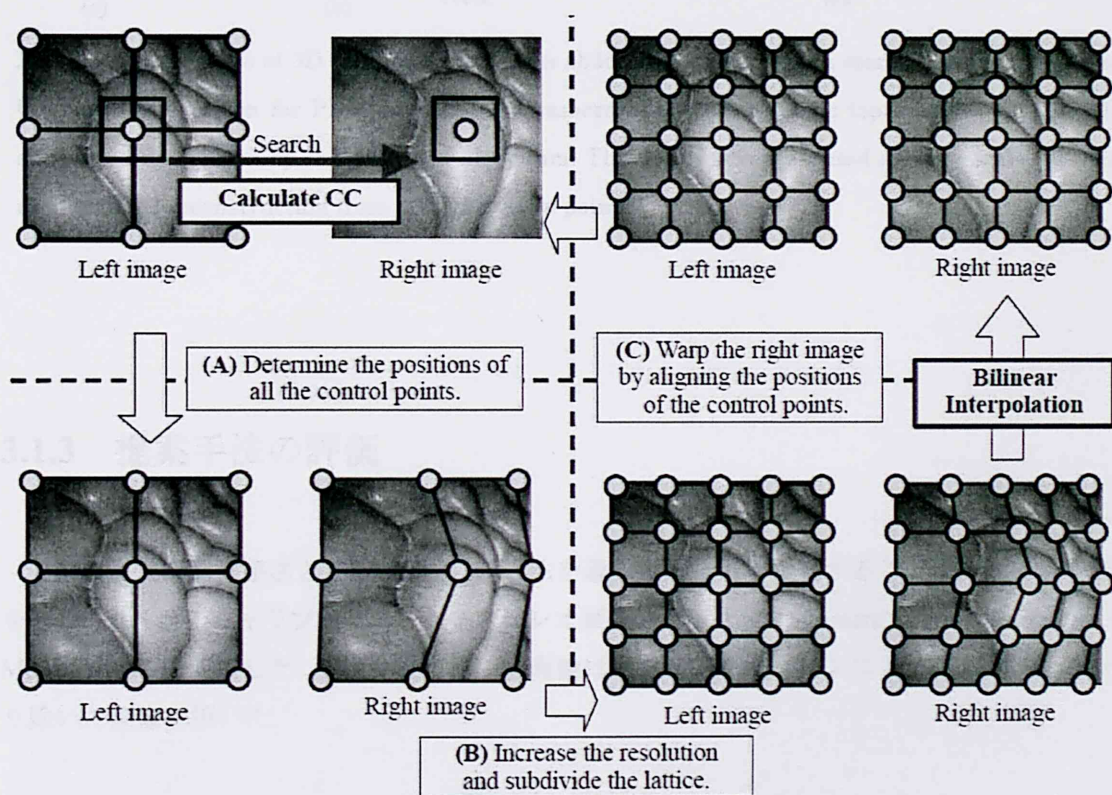


Fig. 3.4 The optimization process for determining all the control points of PBM. This process has three steps at each resolution level. Step (A) is determining the positions of all the control points by calculating NCC. Step (B) is increasing the resolution and subdividing the lattice. Step (C) is warping the right image by aligning the positions of the control points by bilinear interpolation.

(f) 形状復元の結果

立体腹腔鏡画像に提案手法を適用し、形状の復元を行った結果を Fig. 3.5 に示す。撮影には立体内視鏡装置（新興光器製作所製 LS501D）を使用し、臓器を模した模型を対象物とした。Fig. 3.5 (c) に、復元した形状の多視点からの見えを示す。1 方向から撮影した画像から、多視点での見えを再現できていることがわかる。

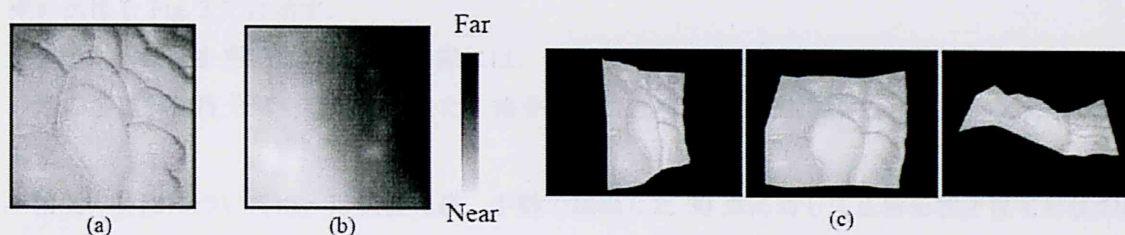


Fig. 3.5 The results of 3D reconstruction of an abdominal model with a stereoscopic laparoscope. (a) The image region for PBM from the left camera of the stereoscopic laparoscope. (b) The 3D surface reconstructed by the proposed algorithm. The depth is represented as gray scale. (c) The results of 3D reconstruction from arbitrary view points.

3.1.3 提案手法の評価

形状の復元に提案手法と Stoyanov らの手法を適用し、結果を比較することで提案手法の評価を行う。カメラのキャリブレーション、ステレオ画像の平行化には Camera Calibration Toolbox for Matlab [Bou] を使用した。形状復元に用いる画像はキャリブレーションによってレンズ歪みを取り除いた画像を用いた。

(a) 復元精度の評価方法

提案したステレオ対応探索手法の評価を行うために、2種類の既知形状物体を撮影し、復元した形状の精度について検証を行う。非接触3次元デジタイザ（KONICAMINOLTA製 VIVID910）で取得した形状を正解とし、ステレオ画像から取得した形状との誤差を推定する。実験風景を

Fig. 3.6 に示す. 実験に用いるステレオカメラを実際の立体腹腔鏡の設置状況に近づけるために, 対象物に対してカメラの方向から光があたるように, カメラ側に光源を設置した (Fig. 3.6 (a)). 正解形状 (VIVID で計測) と, 推定形状 (ステレオカメラで計測) の 3 次元座標を, 同じ原点・座標系に統一するために, VIVID 内蔵のカメラを左カメラ, USB2.0 カメラ (Lumenera 製 Lu170) を右カメラとするステレオカメラを構築した (Fig. 3.6 (b)). 構築の際に, 右カメラ側に鏡を設置することで, カメラ間距離 28 mm のステレオカメラが可能となった. さらに対象物までの距離を約 810 mm にすることで, カメラ間距離と対象物までの距離の比が実際の立体腹腔鏡と同等であるようなジオメトリを実現した. 本研究は腹腔鏡下手術を想定しているため, 撮影対象には腹腔鏡画像を想定し, 人体模型の腹部臓器部分(腸, 腎臓付近, 胃・肝臓付近)を用いた. 各部位の撮影画像を Fig. 3.7 に示す.

ステレオ画像を用いた形状復元の際には, 処理対象となる画像は 240 pixel×240 pixel とし, 4 段階の多重解像度分解を行った. また, 格子点の数は解像度ごとに 2×2, 3×3, 5×5, 9×9 とした.

精度の算出については, 形状復元後, 手動で抽出した 30 点に対して正解形状と推定形状の座標の比較を行い, 平均誤差と相関係数の算出を行った. 平均誤差がカメラから対象物への絶対的な距離の評価に用いるのに対し, 相関係数は対象物の凹凸などの相対的な奥行きの評価に用いる.

(b) 計算コストの評価方法

計算コストの評価は, 立体腹腔鏡で撮影したステレオ画像を用いて行った. 撮影画像に提案手法と Stoyanov らの手法を適用し, PBM の最適化における相関演算の回数と線形補間の回数を比較することで評価を行う.

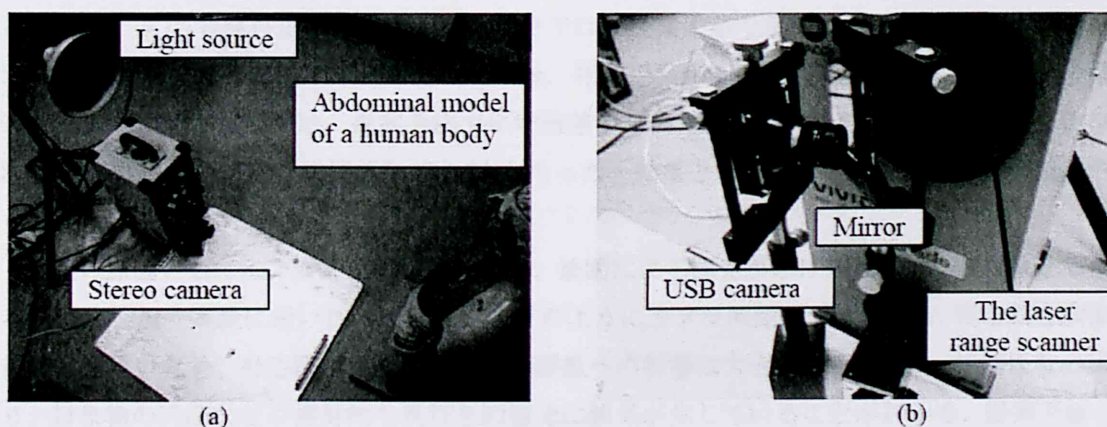


Fig. 3.6 The scene of the experiment for evaluating the reconstruction accuracy. (a) The geometry of the evaluation system. (b) The geometry of a stereo camera in the evaluation system.

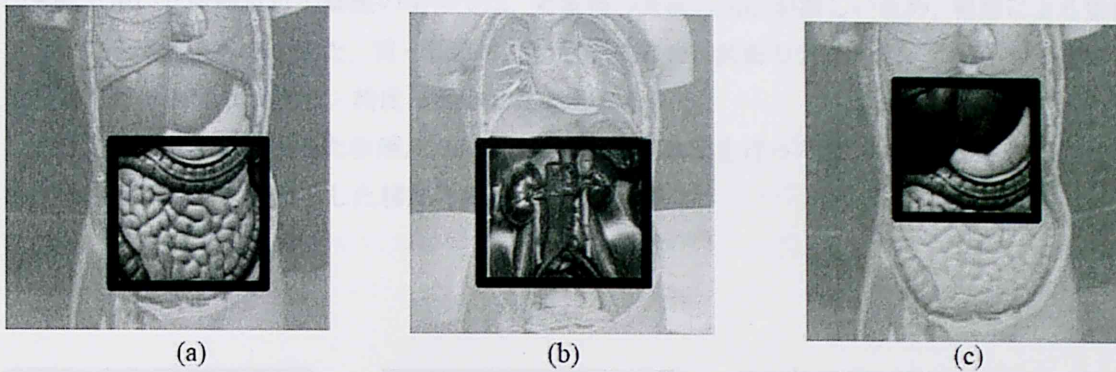


Fig. 3.7 The image regions that used in evaluating the reconstruction accuracy. The rectangle area is the image region for PBM. (a) Bowel. (b) Kidney. (c) Liver and Stomach.

3.1.4 実験結果

(a) 精度

精度評価に用いた模型の腹部臓器領域のうち、腸を撮影したステレオ画像（左），及びステレオ画像から両手法によって復元した結果画像を Fig. 3.8 に示す．処理画像は主に腸が占めており，表面形状には細かい凹凸がある．復元結果は，形状としては腸の細かい特徴は復元できていないが，全体的な大まかな形状は取得できていることがわかる．また，精度評価に使用した参照点，及び VIVID と両手法での推定結果の散布図を Fig. 3.9 に示す．具体的な数値としては，提案手法では平均誤差 4.68 mm，相関係数 0.697 となり，従来手法では平均誤差 4.14 mm，相関係数 0.717 となった．また，腎臓付近の画像を用いた場合では，提案手法で平均誤差が 7.18 mm，相関係数が 0.66 となり，従来手法で平均誤差 8.05 mm，相関係数が 0.71 となった．さらに，胃・肝臓付近の画像を用いた場合では，提案手法で平均誤差が 7.44 mm，相関係数が 0.71 となり，従来手法で平均誤差 7.77 mm，相関係数が 0.76 となった．結果として従来手法とほぼ同等の精度が得られた．

誤差の原因としては，カメラ間距離の近さ，補間による誤差が挙げられる．今回対象としている立体腹腔鏡や実験に用いたステレオカメラのようにカメラ間距離が近い場合，得られる画像の視差は小さいため，対応探索の誤差による距離値への影響は大きくなる．また，相関係数の値より，対象物の凹凸などの相対的な奥行きへの復元に誤差が生じていることがわかる．提案手法・従来手法共通の処理として，格子点内部を線形補間によって対応付けを行っている．したがって，補間した領域は滑らかな形状として復元されるため，細かな凹凸は復元できず，誤差が生じる．

実験で用いた腎臓付近の画像の場合では、対象物の表面の凹凸が激しいため、補間による影響が大きいと考えられる。また、胃・肝臓付近の画像の場合、表面のテクスチャの変化が小さいため、対応付けの誤りが生じ、精度に影響したと考えられる。

また、今回は手動抽出した参照点 30 点に対して精度検証を行ったが、さらに厳密な検証のため、より多くの点を対象とした精度評価を行う必要がある。

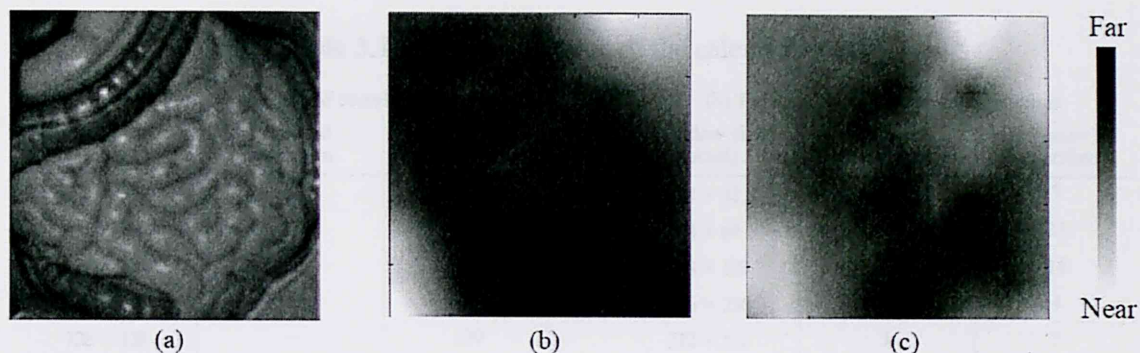


Fig. 3.8 The recovered 3D surfaces. The depth is represented as gray scale images. (a) The image region for PBM from the left camera. (b) The recovered depth image by the algorithm proposed by Stoyanov et al. (c) The recovered depth image by the proposed algorithm.

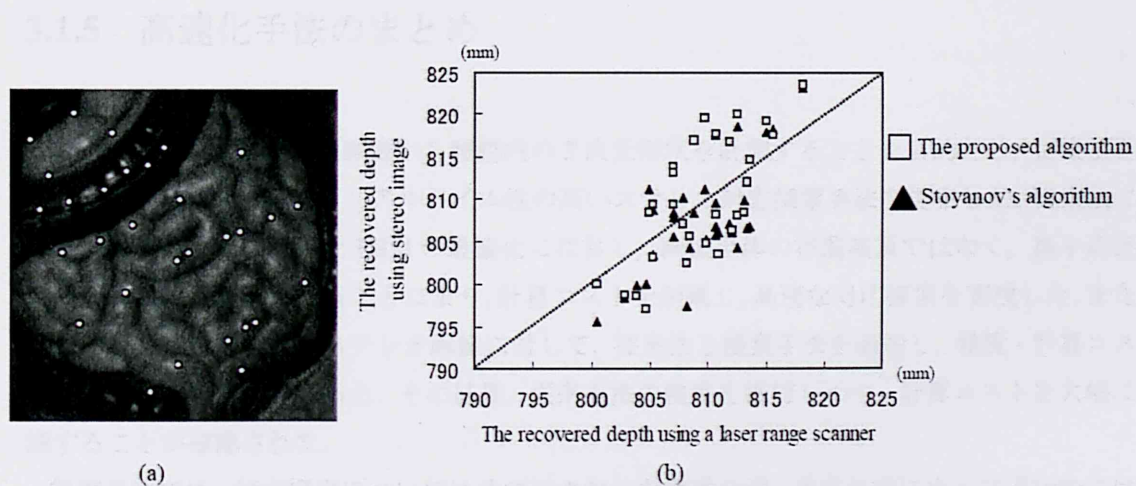


Fig. 3.9 Extracted points for evaluating reconstruction accuracy from the left image are shown in (a). (b) shows the scatter plots of the correlation from the recovered depth using proposed algorithm and Stoyanov's algorithm.

(b) 計算コスト

従来手法と提案手法の計算コストの比較結果を Table 3.1 に示す。従来法に比べ、相関演算回数・線形補間回数共に大幅に削減されていることがわかる。したがって、今回用いた画像に対して、計算コストを削減することができた。したがって、これらの実験結果から、提案手法は従来手法に比べ、ほぼ同等の精度を維持しつつ、計算コストを大幅に削減することが確認された。

Table 3.1 The comparison of the calculation cost

(a) The number of calculations of correlation coefficient			(b) The number of bilinear interpolations		
Window size (pixel)	Proposed algorithm	Stoyanov's algorithm	Window size (pixel)	Proposed algorithm	Stoyanov's algorithm
8 × 8	8	—	32 × 32	1	7
16 × 16	27	—	64 × 64	1	23
32 × 32	82	28	128 × 128	1	16
64 × 64	1181	207	256 × 256	1	4
128 × 128	—	100	512 × 512	1	5
256 × 256	—	324			
512 × 512	—	1445			

3.1.5 高速化手法のまとめ

本研究では、立体腹腔鏡画像から腹腔内の3次元形状を計測することを目的とし、従来法を改良することによって、よりリアルタイム性の高いステレオ対応探索手法を提案した。従来法において計算コストの高かったPBMの最適化に注目し、画像全体の相関演算ではなく、格子点近傍の局所的な相関演算を行うことにより、計算コストを削減し、高速な対応探索を実現した。また、既知形状物体を撮影したステレオ画像に対して、従来法と提案手法を適用し、精度・計算コストについての比較実験を行った。その結果、従来手法の精度を維持しつつ、計算コストを大幅に削減することが確認された。

提案手法では、対応探索についてはサブピクセルを考慮せず、従来手法に比べて理論的には推定誤差が大きくなる。提案手法の精度の向上には、対応探索においてもサブピクセルを考慮することが必要となるが、アルゴリズムの具体的な改善については今後の課題である。また、今回の実験では実際の腹腔内の画像を対象としなかったため、実際の臓器の光沢による精度への影響を検証できなかった。そこで、実際の生体内を撮影した立体腹腔鏡画像からの3次元計測を行い、腹腔内画像特有の性質による精度への影響を検証することが必要である。

3.2 マルチカメラシステムを用いた臓器形状の復元の検討

前項では、2眼の腹腔鏡を用いたステレオ視による臓器表面形状の復元について述べた。ステレオ視では、3台以上の多くのカメラ（以下マルチカメラと呼ぶ）を用いることによって対応付けの曖昧さを軽減し、より高精度な復元を行う方法がある。本項では、マルチカメラシステムによる臓器表面形状の復元について検討する。

3.2.1 マルチベースラインステレオ法

マルチカメラシステムによるステレオ視の基本的な方法として、Okutomi と Kanade によって提案されたマルチベースラインステレオ法 [Oku93] がある。マルチベースラインステレオ法では、ある1つのカメラ（基準カメラ）と、それを除く他の全てのカメラ（参照カメラ）との間で類似度の計算を行い、3次元情報の復元を行う。

本項では、人工物とは異なり、コーナーなどの特徴点が検出しにくい臓器表面の画像と似たテクスチャ情報を持つ画像に対して、マルチベースラインステレオ法の性能検証を行う。実験では、Sato らによって提案された手法 [Sat02] を合わせて使い、オクルージョンに対する処理を行う。Sato らの手法では、ある点に対する全参照画像の類似度の値を用いて最終的な類似度を求めるのではなく、中央値以上の類似度の値のみを用いることで、オクルージョンに対してよりロバストな復元を行う。

3.2.2 マルチベースラインステレオ法の性能検証実験

コーナーなどの特徴点が検出しにくい臓器表面の画像に対して、マルチベースラインステレオ法の性能検証を行う。まず、Middlebury Stereo Datasets [Hir07] から、臓器表面の画像と同様にテクスチャの変化が滑らかな画像を選択し、性能検証を行った。次に、実際にマルチカメラシステムを構築し、人体模型を撮影した画像を用いて検証実験を行った。

(a) Middlebury Stereo Datasets による検証

Middlebury Stereo Datasets には、内部パラメータが既知であるカメラを用いて平行ステレオの位置関係で撮影された画像が含まれる。撮影位置は、Fig. 3.10 に示すように 160 mm 間隔で水平方向に移動した 7 箇所である。Fig. 3.10 中の画像②と⑥の位置を基準カメラとした視差が正解値として提供されている。カメラの内部パラメータが既知であるので、視差画像から奥行きを復元できる。

カメラの数によって視差の推定精度がどのように変化するかを調べるため、参照画像の数を Fig. 3.10 に示すように変化させながら、それぞれの条件で視差を推定した。実験では、画素値の自乗和 (Sum of Squared Difference: SSD) を基準画像と参照画像の各組毎に計算し、それらの総和である SSSD (Sum of SSD) を不一致度 (類似度とちょうど逆の関係になる) として用いた。誤差は、推定値と正解値の RMSE で評価した。

Fig. 3.11 と 3.12 に Baby2 と Wood2 を用いたときの結果を示す。Fig. 3.11 には、2 眼、4 眼、7 眼のときの推定結果を代表例として、Fig. 3.12 には視差の推定値と正解値の RMSE を示した。Baby2 の場合も Wood2 の場合も共に、参照画像枚数の増加と共に RMSE が小さくなり、精度が向上する傾向が見られた。例外は、Wood2 において 4 眼から 5 眼に参照画像の枚数を増加させた場合である。また、Wood2 は Baby2 に比べて RMSE が大きくなった。

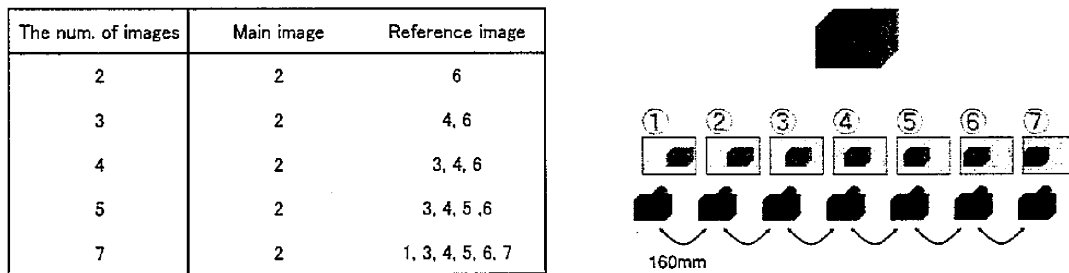


Fig. 3.10 The geometry of the images from Middlebury Stereo Datasets used for the experiments.

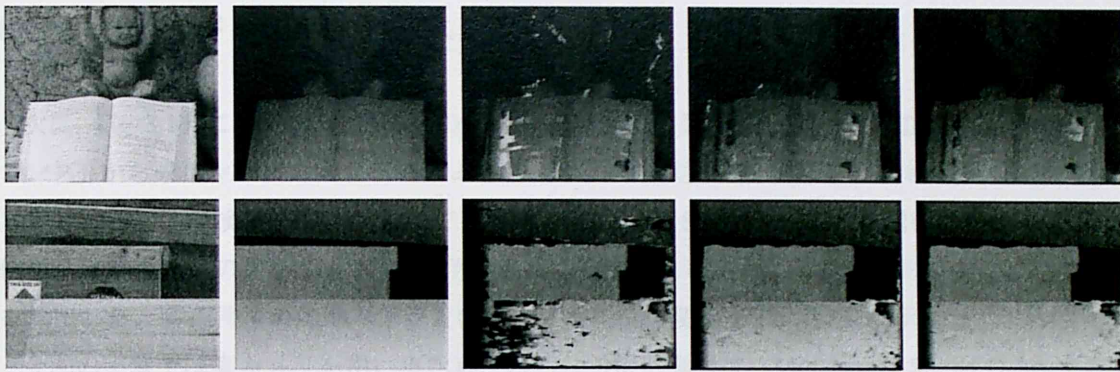


Fig. 3.11 The images from Middlebury Stereo Datasets used for the experiments and disparity images estimated by the multi-baseline stereo method. Top row images are the results using "Baby2". Bottom row images are the results using "Wood2". Starting from the left, images selected from the datasets, true disparity images, disparity images estimated with 2, 4, and 7 reference images, respectively. The disparity images with 2, 4 and 7 reference images are shown here as typical cases.

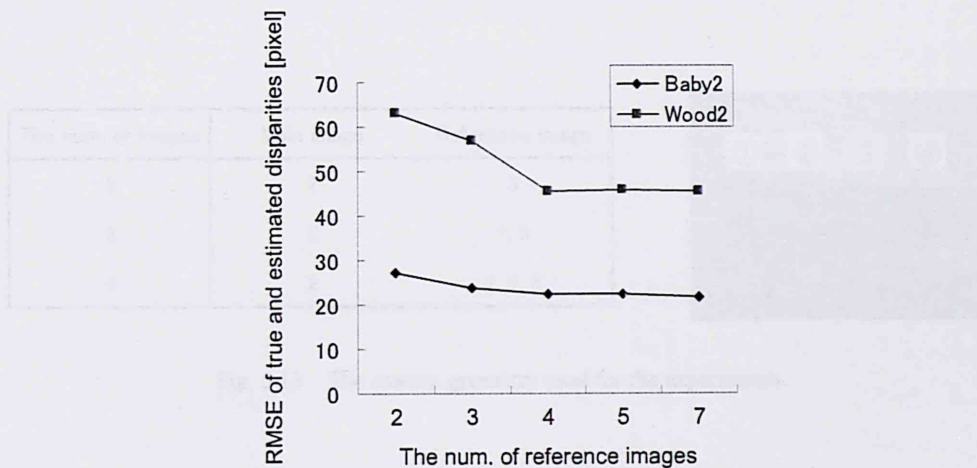


Fig. 3.12 The evaluation results of the multi-baseline stereo method using Middlebury Stereo Datasets. The RMSE is calculated by the true and estimated disparity values.

(b) マルチカメラシステムによる検証

次に, Fig. 3.13 に示すように, 4つのカメラ (Lumenera 製 USBCCD と FUJINON 製 DF6HA-1B レンズ) から成るマルチカメラシステムを構築し, 人体模型を被写体としてマルチベースラインステレオ法の性能検証を行った. (a)で述べた Middlebury Stereo Datasets を用いた実験と同様に, 使用する参照画像の数を Fig. 3.13 に示すように変化させながら, それぞれの場合について視差を算出した. 各条件での基準カメラと参照カメラの位置関係を Fig. 3.13 に示す.

今回の実験では実カメラを用いるため, 得られる撮影画像は, Middlebury Stereo Datasets のように理想的な平行カメラの位置関係にある画像とは異なる. そこで, まず GML camera calibration toolbox [Vez05] を用いてカメラパラメータを求め, 次にそのパラメータを入力として, Fusiello らの手法 [Fus00] により, 基準画像と各参照画像の組み合わせ毎に画像を平行化する. また, SSD ではなく正規化相関を用いることで, 各カメラの感度特性の違いを考慮した類似度を求める. 実験では, 各カメラの解像度を 640×480 画素, レンズの焦点距離を約 6mm に設定した.

マルチカメラシステムによる人体模型の形状復元結果を Fig. 3.14 に示す. Fig. 3.14 は, 基準カメラのカメラ中心から 550~680 mm の奥行きを画像化したもので, カメラ中心に近い方に高い画素値を割り当てている. 参照画像の数が増加するのに従い, 全体的に精度が向上する傾向が見られる. しかし, 画像右下のように, ほとんど精度が向上しない領域がある.

The num. of images	Main image	Reference image
2	2	3
3	2	1, 3
4	2	1, 3, 4

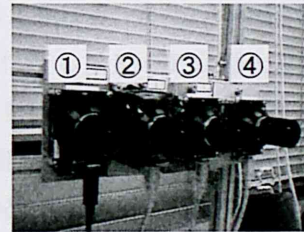


Fig. 5.13 The camera geometry used for the experiments.



Fig. 5.14 The abdominal model and its reconstructed results using the multi-camera system. The result images represent the depth from 550 mm to 680 mm. A high pixel value indicates a small depth value. Starting from the left, the abdominal model, the reconstruction with the 2, 3, and 4 cameras, respectively.

3.2.3 考察

マルチベースラインステレオ法の性能検証実験で示した結果より、手術中の腹腔鏡画像と同じくコーナーなどの特徴点が検出しにくい画像に対しては、2つのカメラを用いたステレオ視による形状復元よりも3つ以上のカメラを用いた形状復元の精度が良いことが確認された。また、腹腔内では腹腔鏡と被写体である臓器の距離が近く、オクルージョンが発生しやすい。そのため、多くの視点から対象を撮影することで、オクルージョンに対してより頑健な処理が可能な点は、マルチカメラシステムのもう一つの利点である。

Middlebury Stereo Datasets を用いた実験では、Baby2 の場合も Wood2 の場合も共に、参照画像枚数の増加と共に RMSE が小さくなり、精度が向上する傾向が見られた。次に、Baby2 の結果を詳しく見るため、正解の視差と2眼および4眼による推定視差の差分画像を Fig. 3.15 に示す。Baby2 画像中の背景にある地図のテクスチャは、他の部分と比較して画素値の変化があるため、2眼の画像のみからでも比較的精度良く視差が復元できている。画像中の本の左下部分をはじめとする Fig. 3.15 (a) において赤い四角で囲んだ領域は、画素値の変化が特に少ない領域である。また、黄色い四角で囲んだ領域は、オクルージョンが生じている領域である。これらの領域は、参照画像が少ない2眼では復元誤差が大きいものの、参照画像の枚数の増加に伴う精度向上が顕著であった。しかし、オクルージョンが生じた領域に比べると、画素値の変化が少ない領域は精度向上が緩やかであった。次に、Wood2 の結果を見ると、Baby2 よりも RMSE が大きくなったのは、Baby2 よりも画像全体の画素値の変化が少ないためと考えられる。また、Wood2 における4眼から5眼への増加のケースは、唯一参照画像の枚数の増加に反して RMSE が増大したが、これは、基準画像と参照画像のカメラ位置が異なり撮影範囲が完全には一致していないために生じる誤差が、参照画像の枚数の増加による復元精度の向上を上回ったケースと考えられる。

構築したマルチカメラシステムによる実験では、参照画像の数が増加するのに従い、全体的に精度が向上する傾向が見られた。しかし、ほとんど精度が向上しない領域もあった。主な要因として挙げられるのは、鏡面反射による影響である。腹腔内の臓器でも鏡面反射が多く見られるため、鏡面反射への対策が必要である。

また、術中の支援を目的とするならば、臓器表面形状の復元は実時間で行う必要がある。マルチベースラインステレオ法は、用いる画像枚数の増加と共に計算負荷が大きくなるため、処理を高速化する工夫が必要である。例えば、構築したマルチカメラシステムを用いた実験では、各カメラの感度特性を考慮するため正規化相関を用いて類似度の計算を行ったが、正規化相関は SSD よりも計算負荷が大きい。事前に各カメラの感度特性を校正し、SSD で類似度評価を行うようにすれば、計算負荷を削減できる。更には、GPU などの並列処理に特化した演算装置を用いて SSD を計算する手法 [Yan03] などによる高速化も可能である。

また、前項で述べたようにステレオ腹腔鏡は製品として既に販売されているが、3つ以上のカメラを備えた腹腔鏡は開発されていない。そのため、現時点でマルチベースラインステレオ法な

どの手法を腹腔内の臓器表面形状復元に適用しようとした場合、2本以上の腹腔鏡が必要となり患者への侵襲が大きくなる。今後、気管支鏡並に細い腹腔鏡や、腹腔内で各カメラが互いに離れて大きな基線長を取れるよう変形可能な多眼腹腔鏡等、新たなハードウェアの開発が期待される。

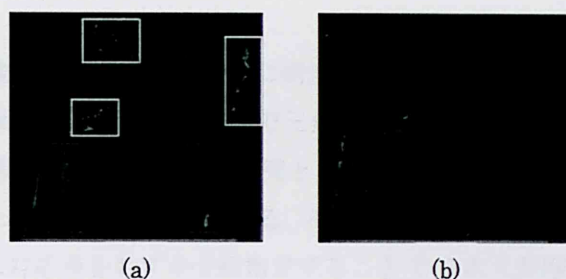


Fig. 3.15 The difference images of the true and estimated disparity using "Baby2". The difference images calculated by the estimated disparity with the 2 (a) and 4 (b) reference images.

3.3 まとめ

本章では、腹腔鏡下手術における術者へ有効な視覚情報を与えることを目的とし、腹腔内の3次元形状計測に関する検討を行った。ここでは、様々な臓器の3次元計測法の中から、現行の手術方式への適応性の高さと比較的簡易な装置で実現可能であるという理由から、腹腔鏡によるカメラ画像のみを用いた手法に注目した。3.1節では、ステレオ腹腔鏡を用いたステレオ視による3次元復元において、ステレオ対応探索を高速化する手法を提案した。3.2節では、3以上のカメラを備えたマルチカメラシステムによる形状復元について検討した。形状情報を取得することにより、様々な方向からの術野の観察や、手術支援ロボット操作の支援など、様々な応用が期待される。

今後、より安定かつ高精度な3次元復元を目指し、アルゴリズムの改良に取り組む必要がある。まずは、今回取り組むことができなかった鏡面反射などの光沢の影響を、実際の腹腔内の画像を対象として検証する必要がある。また、更なる高速化により臓器表面形状の実時間での復元を目指し、より効果的な術中支援システムの開発を目指す。また、第2章で述べたARシステムに提案手法を組み込み、腹腔内の臓器を現す画像を投影できるようにする。

第4章 内視鏡診断のための定量的な距離計測

本章では、内視鏡画像から安定かつ高精度に病変部の大きさを計測する手法を提案する。提案システムでは、複数の画像内から医師が手動で三角測量に必要な対応点位置を指定する。内視鏡画像からの形状復元に関する従来の多くの研究と異なり、ある一定範囲の全ての3次元形状を復元するのではなく、狙った部分のみを計測する。そのため、対応点指定による負担は極めて小さいと考えられる。例えば対応点をわずか2組指定することで、3次元距離を高精度に計測できる。

提案システムでは、三角測量に必要な内視鏡の姿勢情報を内視鏡に取り付けた磁気位置センサにより取得する。医師は、複数の内視鏡画像からマウスなどを用いたポインティング動作により対応点を指定する。本研究では、まず提案システムのプロトタイプを構築する。その後、実験環境から磁場歪みの原因となる物を可能な限り排した状態で、既知形状を持つ剛体を用いて提案システムの精度評価を行う。

4.1 提案システム

提案システムによる計測の流れを Fig. 4.1 に示す。まず、内視鏡で撮影した体内の動画から2フレームを選択する。撮影時の内視鏡の姿勢情報は、内視鏡に付与した磁気位置センサの磁気感知部で計測する。次に、選択した2フレームから医師がマウスなどにより対応点位置を指定する。そして、三角測量により、形状情報の計測を行う。対応点を2組指定することで距離の計測が行える。

内視鏡の姿勢計測に磁気位置センサ microBIRD (Ascension Tech. Corp.) を用いた理由は、磁界発生器 (トランスミッタ) から発生する磁界を、磁気感知部 (レシーバ) で計測するため、体内のように視線が遮蔽される場所でも計測が行えるためである。また、microBIRD はレシーバの直径がわずか 1.8 mm と非常に小さく、内視鏡の鉗子口から挿入できる。医療応用を目的に開発され、欧米では既に承認を得た製品である。

計測に用いる内視鏡画像のレンズ歪みは、医師の好みにより補正の有無を選択する。レンズ歪み補正に応じて医師が指定した対応点位置を処理するので、計測結果には影響しない。

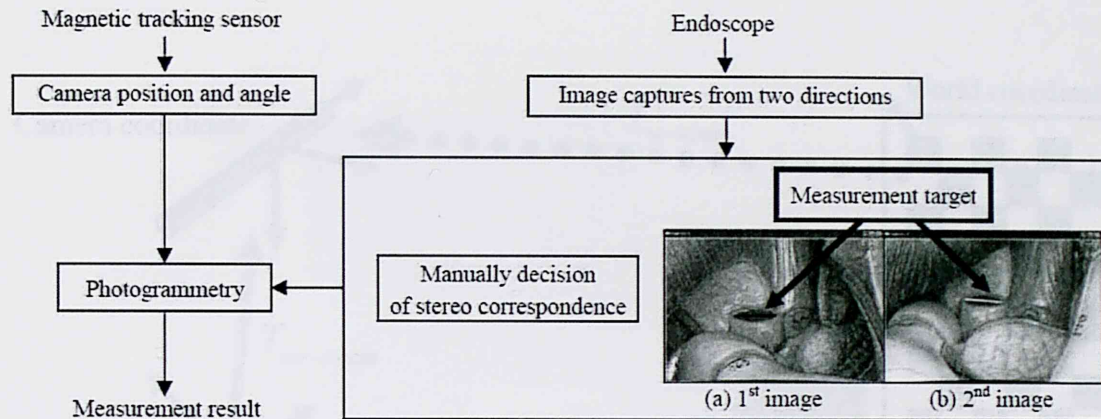


Fig. 4.1 Flow chart of the proposed system. The stereo-pair images are captured by the endoscope attached with an electromagnetic tracking sensor. These images are displayed after correcting the distortion effect of the endoscope lens. The 3D coordinates of the target is provided using triangulation by manually deciding the measurement target.

4.1.1 キャリブレーション

提案システムでは、磁気位置センサを用いて内視鏡の姿勢を計測する。まず、内視鏡のカメラパラメータを GML Camera Calibration Toolbox [Vez05] を用いて求める。次に、内視鏡座標系と磁気位置センサ座標系をレジストレーションする。Fig. 4.2 に各座標系の関係を示す。 T_{mt-mr} は計測中に動的に変化する磁気位置センサのトランスミッタからレシーバへの剛体変換を表し、磁気位置センサの計測値そのものである。トランスミッタはカメラキャリブレーション用のチェックボードに固定し、 T_{w-mt} を事前に手動で求めておく。レシーバは内視鏡先端部付近に固定し、 T_{mr-cam} が計測中に変化しないようにする。 T_{w-cam} が求めたい座標変換であり、計測中は直接知ることができない。そこで、以下のように他の剛体変換を用いて求める。

$$T_{w-cam} = T_{w-mt} T_{mt-mr} T_{mr-cam} \quad (4.1)$$

この計算に必要な $T_{mr \rightarrow cam}$ は、多数の計測データから最小二乗法で推定する。レーザ付内視鏡を用いてトランスミッタに固定したチェッカーボードを多数の方向から撮影し、そのデータを用いる。

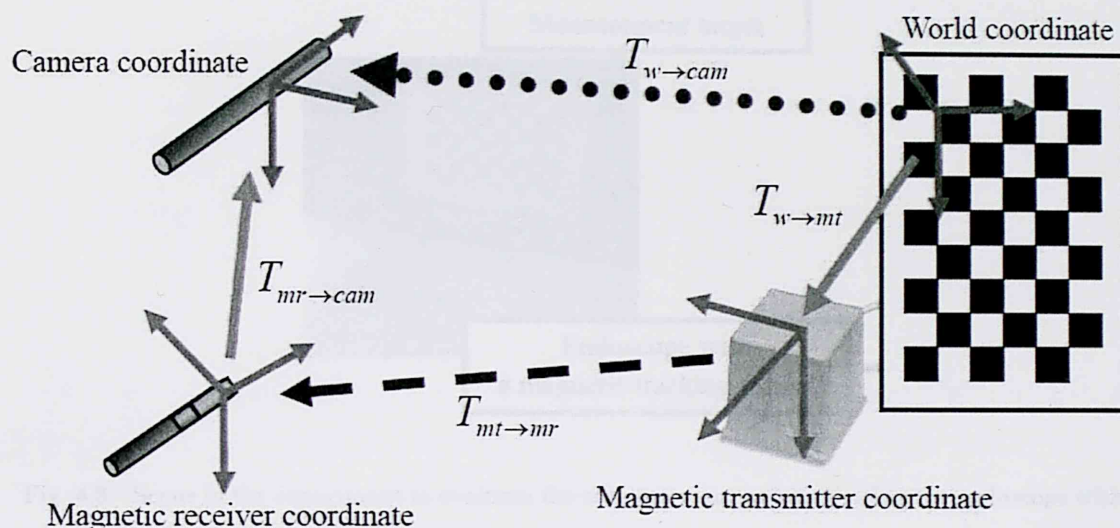


Fig. 4.2 Relationships between the coordinate systems and their transformations

4.2 精度評価実験

提案システムのプロトタイプを用いて精度評価実験を行う。実験環境からは、磁場歪みの原因となる物を可能な限り排する。撮影対象には、既知形状を持つ剛体としてキャリブレーションで使用したチェッカーボードを用いる。1辺5mmのチェッカー模様を印刷したボードから、およそ300mm離れた場所にトランスミッタを設置する。実験で用いた内視鏡はフジノン製FPX-4400 SYSTEM Sapientiaで、画像の解像度は720×480である。内視鏡の先端には磁気位置センサのレーザを配した。計測前に4.1.1節で述べた手順でキャリブレーションを行った。

実験では、ベースラインの長さによる計測結果への影響を調べるため、約18mmと約67mm

の2種類のベースラインで計測した。計測時は内視鏡を手動で移動させた。計測対象の長さは、5, 10, 15, 20, 25, 30 mm の計6種類とし、各長さを10回ずつ計測した。対応点の位置は手動で慎重に与えた。実験の様子を Fig. 4.3 に示す。

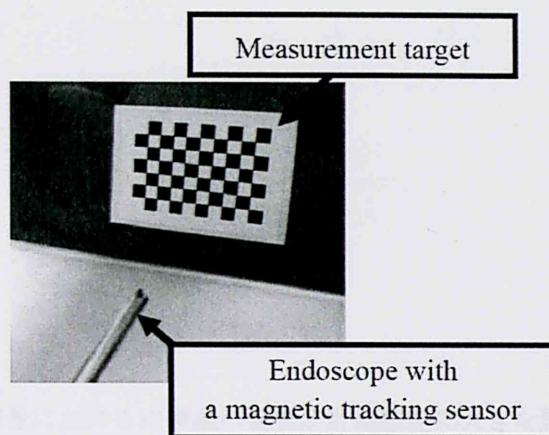


Fig. 4.3 Scene of the experiment to evaluate the measurement accuracy using the endoscope with a magnetic tracking sensor.

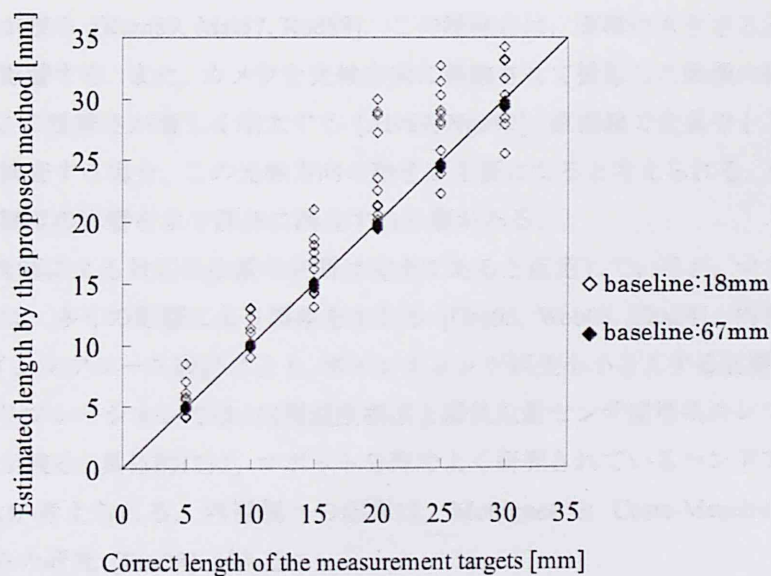


Fig. 4.4 Measurement results of the proposed system. When a plot is closer to the diagonal line, it represents high accuracy.

計測結果を Fig. 4.4 に示す. x 軸は距離の正解値を, y 軸は提案システムによる計測値を示す. ベースラインが 67 mm の場合は, 全ての計測で RMSE が 0.7 mm 以下となり, 極めて高精度な計測が可能であることを示した. しかし, ベースラインが 18 mm の場合は, RMSE が最大で 9.9 mm となり, 計測結果にばらつきが出た. これより, ベースラインの長さが計測精度に大きな影響を与えることが分かった.

4.3 考察

実験結果から, 三角測量における内視鏡の姿勢が計測精度に大きな影響を及ぼし, 精度の良い計測を行うには, 十分な長さのベースラインを確保する必要があることが分かった. 計測にあたりどの程度の精度が要求されるのかについては診断の目的により異なるが, 上部消化管においては cm 単位での判断を目視で行うケースが多い [田 07]^d. Fig. 4.4 においてベースライン 67 mm の場合の結果は, 十分に高精度であるといえる. しかし, ベースライン 18 mm の場合の結果は, 最大の誤差が 9.9 mm など, 信頼できる精度とはいえない.

仮に対応点位置の指定がピクセル単位で完全であったとしても, 三角測量では画素が大きさを持つことによる曖昧さが残る [Kam89, Mat87, Rod88]. この曖昧さは, 画素の大きさと三角測量を行うカメラの姿勢が影響する. また, カメラを光軸方向に移動させて撮影した画像の組を用いて三角測量を行うと, この曖昧さが著しく増大する [Alv89, Ngu92]. 直視鏡で食道や十二指腸など管径の小さい臓器を検査する場合, この光軸方向の動きが主要になると考えられる. 今後, 内視鏡の姿勢による計測精度の影響をより詳細に調査する必要がある.

提案システムでは, 医師による対応点位置の判断は完全であると仮定しているが, マウスなどのポインティング動作は, 多くの影響により誤差を生じる [Gro05, Wob08, Zha04]. 内視鏡画像の拡大表示や, 適切なインタフェース設計により, ポインティング誤差を小さくする必要がある.

提案システムのキャリブレーションでは, 内視鏡座標系と磁気位置センサ座標系のレジストレーションに改善の余地が残る. 具体的には, ロボット分野でよく研究されているハンドアイキャリブレーションの導入が考えられる. 内視鏡への応用は, Mourgues と Coste-Menièr の研究 [Mou02] や Feuerstein らの研究 [Feu08] がある.

また, 精度評価実験は, 実験環境から磁場歪みの影響となる物を排して行ったが, 実際に内視

d 多摩南部地域病院ホームページ: 内視鏡部門, <http://www.tamanan-hp.com/dept/naishikyo.html>

e 奈良県立医科大学ホームページ: 中央内視鏡・超音波部, <http://www.naramed-u.ac.jp/~endos/endogifem.html>

鏡検査を行う部屋では、患者が寝るベッドなど金属などを完全に排するのは難しい可能性が高い。そこで、光学式位置センサなどの磁場に影響されない計測データを利用して、磁場歪みに対する補償を行う必要がある。磁気位置センサの磁場歪みに対する補償は、バーチャルリアリティーの分野で多くの研究が行われており、医療応用では、Feuerstein らの手法 [Feu07] や、Nakamoto らの手法 [Nak08] がある。

提案手法である手動での対応点位置決定を、先端にカメラを2つ配した双眼内視鏡に適用した場合は、磁気位置センサでの計測が不要となる。しかし、内視鏡の径が大きくなり、患者への負担が増す。単眼での内視鏡を用いた計測においては、臓器の移動や変形をどう補償するかということが最大の課題であり、今後取り組む必要がある。

4.4 まとめ

1.2.1 項で述べたように、内視鏡診断において病変部の大きさの定量的計測が望まれている。本章では、手動での対応決定による高精度な計測手法を提案した。提案システムでは、三角測量に必要な内視鏡の姿勢情報を内視鏡に取り付けた磁気位置センサにより取得する。医師は、複数の内視鏡画像からマウスなどのポインティング動作により対応点を指定する。実験環境から磁場歪みの原因となる者を可能な限り排した状態で、既知形状を持つ剛体を用いて提案システムの精度評価を行い、三角測量時における内視鏡の姿勢が精度に大きな影響を与えていることを明らかにした。

今後は、臓器の変形と磁場歪みへの対応に取り組む必要がある。更には、医師とのディスカッションを通じて、対応点位置指定のインタフェースを改良していく。また、提案手法による形状計測システムが完成すれば、病変の定量的な大きさの情報の蓄積が可能となる。大きさ情報の統計的な解析を行うことで、医師がコンピュータをセカンドオピニオンとして利用し、医師単独よりも診断性能を大幅に向上させるコンピュータ支援診断につながると考えられる。

第5章 VRシミュレータ用インタフェース

本章では、針生検における経皮的穿刺を対象とした訓練用VRシミュレータの開発を目的とし、シミュレータ用のインタフェースを提案する。提案システムは、1.2.2項(a)で述べた Reachin Displayを参考にして構築した。しかし、Reachin Displayは使用者の眼球位置の変化には対応していない。そこで提案システムでは、Blackwellらにより提案されたシステム [Bla00]を参考に使用者の眼球位置を頭部に配した位置センサにより推定し、眼球位置の変化に応じた映像の提示を行う。また、提示画像の解像度を考慮し、CrystalEyesによる立体画像を提示する方法を採用した。これにより、更に効果的な訓練が行えるようになると考えられる。

提案システムで眼球位置の推定に用いる位置センサは、システムのディスプレイや筐体に金属が多いために磁気位置センサは不向きであると考え、カメラを用いた光学式を採用した。

5.1 提案システム

提案システムの構成を Fig. 5.1 に、使用する様子を Fig. 5.2 に示す。システムは、立体視用 CRT (イーヤマ製 HM204DM/DT)、ハーフミラー、力覚インタフェース (SensAble Technologies 製 PHANTOM Omni)、赤外カメラ (ワテック製 WAT-535EX)、ステレオメガネ (StereoGraphics 製 CrystalEyes)、赤外 LED から構成される。各システムの座標系のレジストレーションは手動で行っている。

CRT の下方に設置した赤外カメラで、赤外 LED を付与したステレオメガネを撮影する。赤外カメラには可視領域の波長の光を遮断するフィルタを使用することで、周囲の光の影響を大幅に低減している。LED の追跡結果とカメラの姿勢情報を用いて、使用者の眼球位置を推定する。Fig. 5.3 にシステムの模式図と眼球位置に合わせた映像を提示する流れを示す。推定した眼球位置と、OpenGL の透視変換関数 `glFrustum` を基にモデル化した使用者の眼球の透視変換を用いて、立体画像を提示する。

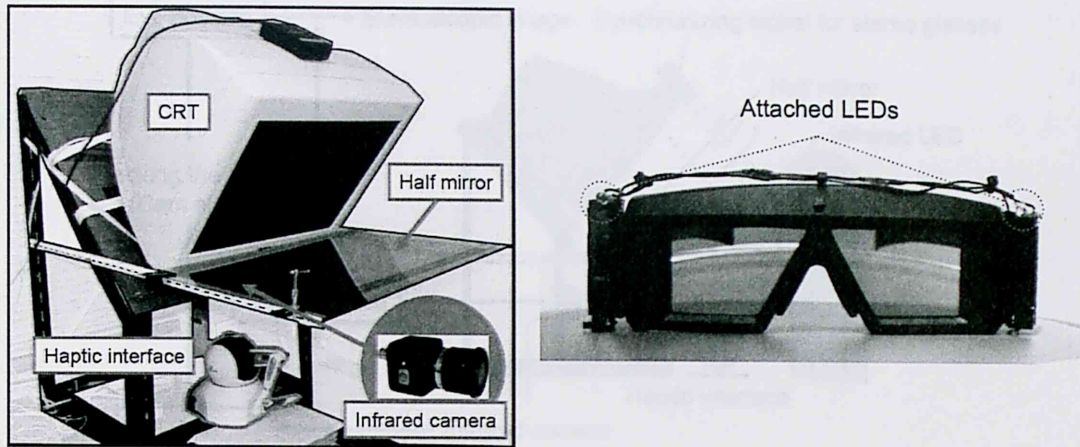


Fig. 5.1 An overview of the system setup.

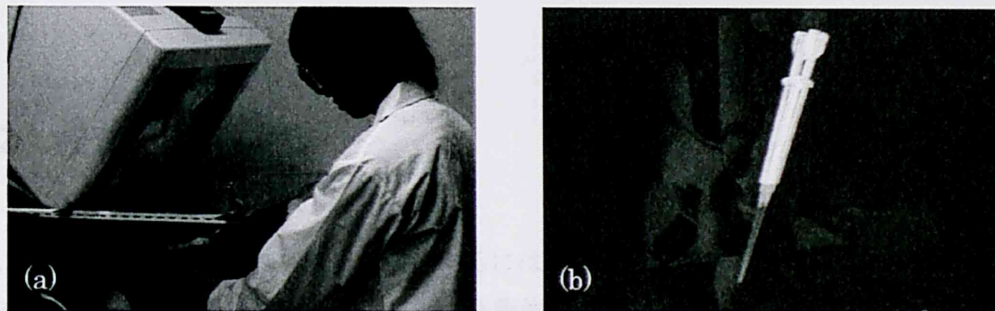


Fig. 5.2 Proposed image overlay system. (a) Training scene with the proposed system. (b) A stereoscopic image of an injector. This image is superimposed onto the haptic interface using a half mirror.

5.1.1 眼球の透視変換のモデル化

CGで生成した仮想空間と実空間を一致させるため、使用者の眼球の透視変換をOpenGLの透視変換関数 `glFrustum` を基にモデル化する。`glFrustum` 関数で規定される透視変換のパラメータは、眼と画像平面の距離、画像平面の高さと幅、クリッピング面である。これらのパラメータを実測に基づいて設定する。すなわち、画像平面をディスプレイの画面と、眼の位置を使用者の眼球位置と一致させる。クリッピング面は、CGで生成した画像が十分に映るように適宜設定する。提案システムでは、使用者はディスプレイ画面をハーフミラーの反射像として見るため、ハーフミラーを挟んで共役な位置に仮想ディスプレイ面を想定し、これと画像平面を一致させる。

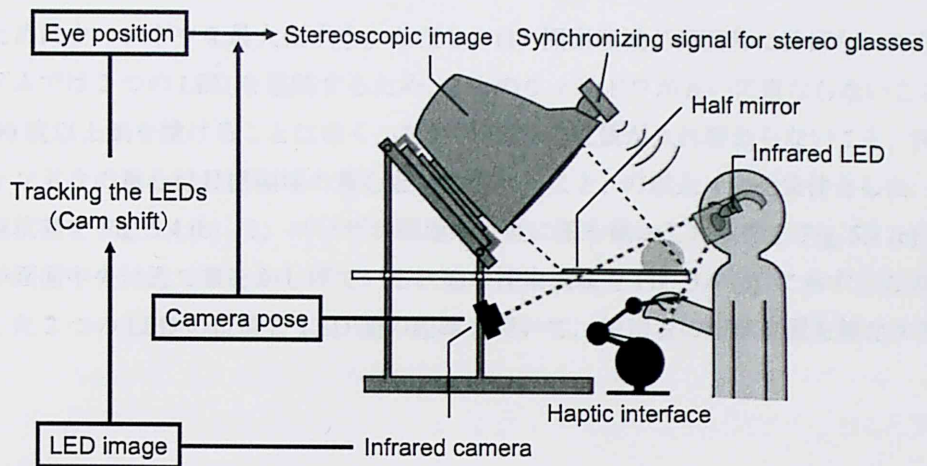


Fig. 5.3 A schematic diagram of the data flow for tracking eyes and projecting stereoscopic images.

5.1.2 眼球位置の推定

5.1.1 項で述べた眼球の透視変換を設定するには、眼球の位置が必要となる。提案システムで用いる CrystalEyes は両眼視差方式により立体画像の提示を行うため、左右両眼の位置が必要となる。また、システムの使用中は眼球位置が絶えず変化するため、実時間での位置推定が必要である。

提案システムでは、CRT の下方に設置した赤外カメラで赤外 LED を付与したステレオメガネを撮影し、使用者の眼球位置を推定する。

(a) LED の追跡

使用者の眼球位置の推定に用いるカメラ画像中の LED 光を追跡する方法について説明する。まず、Fig. 5.4 (a) に示すように、カメラから得られた画像に対して、赤外 LED の光とそれ以外の領域が分離できるように 2 値化する。閾値は経験的に、8bit 非負の画素値に対して 250 とした。この 2 値画像を入力として、計算負荷が小さくリアルタイム処理に適した Cam Shift (Continuously Adaptive Mean Shift) [Bra98] を用いて追跡を行った。

通常の Cam Shift アルゴリズムでは、発見した目標領域に外接するウィンドウが次フレームにおける探索領域となる。しかし、提案システムにおける LED 光の画像中における移動速度は、容易にウィンドウ外に飛び出してしまいうほど速く、光を見失うことが多い。そこで、安定な追跡

を行うためにウィンドウを最大化する。ただし、(1) 探索領域が画面外に及ばないこと、(2) 提案システムでは2つのLEDを追跡するため、2つのウィンドウが互いに重ならないこと、(3) 使用者が90度以上顔を傾けることはなく、左右のLEDの位置が入れ替わらないこと、(4) 最大化したウィンドウの重心は目標領域の重心と一致させること、の以上4つを条件とした。ウィンドウの初期状態を Fig. 5.4 (b) に、ユーザが画面端付近に顔を動かした状態を Fig. 5.4 (c) に示す。ユーザが画面中央付近で首をかしげている状態の探索領域を Fig. 5.4 (d) に示す。このようにして取得した2つのLEDの位置とLED間の距離を用いて、使用者の眼球位置を推定する。

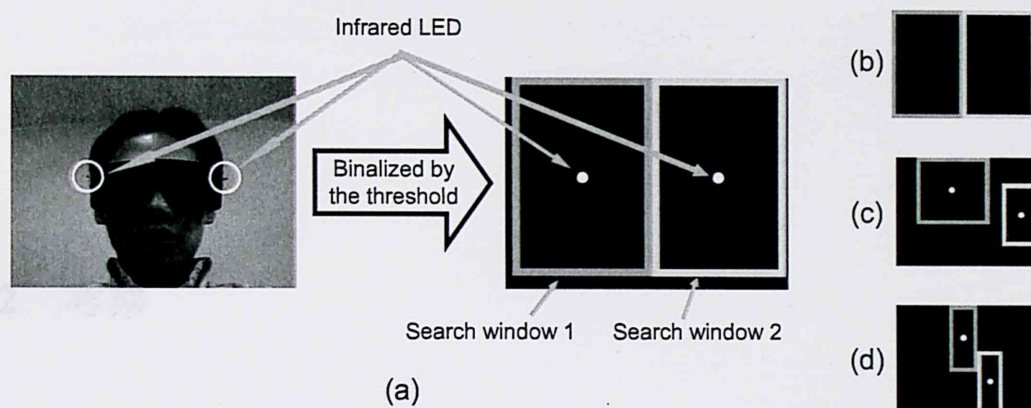


Fig. 4.?? Extracing LEDs from the infrared image and search window setting in the next frame. (a) Extracting LEDs and its search windows. (b) Initial setting of the search windows. (c) The window setting when the user moves his face to the edge of the image. (d) The window setting when the user tilts his face around the center of the image.

(b) 眼球位置推定の実装

LEDの追跡結果から使用者の眼球位置を推定する方法について述べる。使用者の頭部姿勢の自由度は6であるが、使用者が仮想ディスプレイ画面に対して正対していると仮定することで、2つのLEDの追跡情報のみから使用者の頭部姿勢を推定する。2つのLEDの距離は実測し、両眼の間隔は成人の平均といわれる60mmを用いる。また、LEDを追跡するカメラのモデルは、ピンホールカメラを仮定する。これらの情報を用いて、使用者の両眼の3次元位置を推定する。汎用PCにおいて実装した結果、リアルタイムでの位置推定が可能であった。

5.1.3 両眼視差の調整

提案システムでは、両眼間隔は成人の平均値 60mm を用いて両眼視差画像を作成している。しかし、使用者によっては、左右の像が適切に融合されずに二重に見えてしまうなど、不快感を生じる現象が報告された。これは、両眼視差を利用した立体視でよく見られる輻輳距離と焦点距離との不一致による影響が大きいと考えられる。視差画像の作成に用いる両眼間隔の値を小さくすることで、立体感は弱まるものの不快感を効果的に抑えられることが分かっている。また、この不快感は個人差が極めて大きいとされている。提案システムでは、使用者自らが両眼間隔の設定を任意に調節できるようにした。

5.2 考察

提案システムではキャリブレーションとレジストレーションの大半を手動で行っており、精度や再現性に問題がある。LED 追跡を行うカメラは、キャリブレーションによりパラメータを求めて LED 追跡に用いる必要がある。ディスプレイ、ハーフミラー、力覚インタフェースの各座標系のレジストレーションは、多くの計測値を基に最小二乗法を用いるなどして行う必要がある。

また、人間の眼球の光学中心の位置や透視変換を厳密に求めることは難しい。そのため、眼球位置の推定精度や透視変換の近似精度を評価するためには、多くの被験者による主観的な評価実験を行う方法が考えられる。

輻輳距離と焦点距離の矛盾はホログラムなどを用いれば解決できるが、画像の解像度など他の問題が生じる。現時点では、提案システムのような両眼視差方式の採用は妥当な方法の 1 つであると考えられる。輻輳距離と焦点距離の矛盾を少しでも抑えるため、使用者が最も注視する部分がディスプレイ面付近に来るように調整するなどの工夫が必要と考えられる。

5.3 まとめ

VRを用いた生検訓練システムを対象とし、ハーフミラーを用いた画像の重ね合わせシステムを構築した。ステレオメガネと光学式の眼球位置推定を併用し、使用者の眼球位置の変化に応じた立体画像を提示した。眼球位置の推定には、赤外カメラとステレオメガネに付与した赤外LEDを用いた。提案システムにより、システムの利用者は、穿刺針に見立てた力覚インタフェース把持部の姿勢と動きが穿刺針の立体画像と一致していると感じられるようになった。

今後は、種々のキャリブレーションとレジストレーションによるシステムの精度向上と、その評価を行う。最終的には訓練システムの実装を行い、提案システムによる訓練効果への影響を評価する必要がある。また、第6章で述べる変形モデルを提案システムと統合し、針生検シミュレータの構築を目指す。

第6章 針のしなりと生体組織の変形の実時間シミュレーション

本章では、前章と同じく針生検における経皮的穿刺を対象とした訓練用 VR シミュレータの開発を目的とし、実時間シミュレーションを可能とする計算負荷の小さい変形モデルを提案する。提案モデルは、針のしなりと生体組織の変形の両方を実時間で再現可能である。

提案モデルは、Long Element Method (LEM) [Cos01] を応用した生体組織モデルと、それと整合性を持つように設計した針のしなりモデル (以下しなりモデルと呼ぶ) から成る。針のしなりと組織の変形のそれぞれを表すパラメータを、同一の連立一次方程式に組み込み、針のしなりと組織の変形を再現する。

LEM は有限要素モデルより計算負荷が小さく、また、同じく計算負荷の小さい変形モデルとして代表的なバネ質点モデルよりも安定に解を導出でき、また、より明確な物理的背景を持つ。既存の LEM の応用例としては、以下のものが挙げられる。Sundaraj ら [Men02, Sun02] は、大腿部の超音波検査をシミュレーションするシステムを構築するため、超音波プローブで大腿部を押したときの大腿部の変形と力覚応答をモデル化・再現する手段として用いた。また、腹腔鏡下手術シミュレーションの開発を目的とし、肝臓の変形をシミュレーションする方法としても用いた。Nakao らは、心臓の触診シミュレーションにおける力覚レンダリングの方法として用いた [Nak02]。Nakaguchi らは、外科手術におけるメスによる切開において、メスの刃先と生体組織の表面が接触してから破断するまでの過程における組織の変形と力覚応答をモデル化・再現する手法として用いた [NaK08]。Tamura らは、穿刺トレーニングシステムの構築のため、穿刺針の針先端が人体表皮に接触してから貫通するまでの人体の変形を視覚化する手法として用いた [Tam05]。提案モデルはこれらの LEM の応用と異なり、細長くしなりやすい針の穿刺における変形と力覚応答を再現する方法として用いる。

実験では、提案モデルの計算負荷、針のしなりの再現精度、針と生体組織の相互作用の再現精度を評価し、提案モデルの有効性を示す。

6.1 穿刺時に働く力に関する考察

提案モデルは、しなりの無い状態にある針のシャフト部に対し垂直な方向において、生体組織の変形と針のしなりの両方を再現する。本項では、穿刺時に針と生体組織の間に働く力について考察し、提案モデルで再現する力の内容を明らかにする。ここでは、針を経皮的に生体組織に穿刺するときに針と組織の間に働く力を、「①針の長軸方向に沿う向き」の力、「②針の長軸方向に垂直な向き」の力、「③針の長軸方向を回転軸とする回転方向」の力の3つに分けて説明する。

今回の提案モデルで再現するのは「②針の長軸方向に垂直な向き」の力である。この向きの力は針の進む向きの制御を行う上で非常に重要である。残りの2つ、特に「①針の長軸方向に沿う向き」の力も穿刺の挙動に大きく影響するため、提案モデルの拡張は必須課題である。

「②針の長軸方向に垂直な向き」の力は、生体組織の粘弾性変形と針のしなりが大きく影響している。この方向において針から生体組織へ及ぼされる力は、針が生体組織を押しこと及び針と組織の間の静止摩擦により発生すると考えられる。Glozman と Shoham [Glo07], Kataoka ら [Kat01], Dimaio と Salcudean [DiN05] の各グループにより行われたこれまでの研究では、②方向における針から生体組織への力の伝わり方について言及されていないが、その実験結果から推察するに、針が生体組織を押しことと静止摩擦を区別しなくとも、変形の再現精度にはほとんど影響しないと考えられる。提案モデルにおいても同様に、生体組織を押しことと静止摩擦を区別せずに、②方向における力を再現する。また、②方向において針が組織を破断するためには、先端が鋭利である「①針の長軸方向に沿う向き」に比べて大きな力を必要とし、そのような場合は稀であると考えられる。これは過去の研究 [DiN05, Glo07, Kat01] から妥当であると考えられ、提案モデルにおいても②方向に破断は起きないと仮定する。提案モデルが再現するのは、生体組織の弾性と針のしなりである。弾性変形は組織の大きさに対して比較的小さいとし、線型性を仮定する。穿刺に伴う生体組織の変形において線型性を仮定できるとした研究は、Glozman と Shoham [Glo07], Dimaio と Salcudean [DiN05], O'Leary ら [O'L03] などにより報告されている。なお、Kataoka らは生体組織の変形を考慮しておらず [Kat01]、異なる組織に対して実験結果を一般化できないことを文献 [Abo07] で指摘されている。針のしなりは、経験的に設計したモデル式のパラメータを実測値により最適化することで再現する。

「①針の長軸方向に沿う向き」の力は、上述した組織の粘弾性変形と針と組織の間の静止摩擦に加え、針の先端が組織を破壊しながら組織内を突き進むことから、針先端が膜構造を貫通する際の組織の特性の影響（応力の急減）、針が組織を切り裂いていく力（せん断力）、針と組織の間の動摩擦力及び粘性摩擦力が関係すると考えられる。「③針の長軸方向を回転軸とする回転方向」の力では、針と組織の間の摩擦が大きく影響する。針先端部の形状が回転軸に対して対称でない場合は、①の向きと同様に他の力もわずかながら発生すると考えられる。

6.2 提案モデル

経皮的穿刺の実時間シミュレーションを目的とした、小さな計算負荷で針のしなりと生体組織の変形を再現可能なモデルを提案する。提案モデルは、針のしなりを表すモデルと LEM [Cos01] を応用した生体組織を表すモデルから成る。

6.2.1 Long Element Method

Long Element Method (LEM) [Cos01] は Costa と Balaniuk によって提案され、手術シミュレーションにおいて臓器など生体組織の変形を再現するモデルである。特に力覚情報の提示を目的として設計され、安定して高速に解を導出できる。理論的には、非圧縮流体で満たされた物体をパスカルの原理と体積保存に基づいてモデル化し、準静的状態の変形結果を導出する手法である。非圧縮流体で満たされた物体は、生体組織の力学特性をよく近似する。

LEM は計算負荷が小さく、実時間アニメーション、バーチャル環境におけるインタラクション、力覚レンダリング等に適している。有限要素法 (FEM) より高速に計算可能であり、精度面では若干劣るが、手術シミュレーションにおける軟組織の挙動を実時間で表現する手法として優れている [Men02, Wac06]。LEM が FEM より計算負荷が小さくなる理由は、同じボリウムデータの表面を、両手法を用いて等しい数のメッシュで表現したとき、LEM はより少ない変数で方程式を記述できることによる。例えば、立方体を 1 辺 n 個のメッシュで分割する場合、FEM が n^3 個の立方体要素を必要とするのに対し、LEM は $3n^2$ 個の要素で表現可能である。同じく計算負荷の小さいモデルとして著名なバネ質点モデルと比較しても、物体全体を物理的に妥当かつ高精度に再現可能である [Men02, Wac06]。また、LEM を用いた生体のモデル化に必要な圧力、密度、体積といった値は比較的容易に計測可能である [Men02]。更には、非一様な力学特性を表現でき、要素分割の数を調整することで精度と計算速度を必要に応じて設計できる。

本研究では計算の高速性が重要な経皮的穿刺の訓練システムを構築することが目的であり、上述の利点から LEM を用いて生体組織を表現する。更に提案モデルでは、針のしなりモデルを LEM と同じ方程式の形となるように設計する。これは、少ない変数で変形を再現するという LEM の利点を最大限に生かし、針のしなりと生体組織の変形を高速に導出するためである。しかし、しなりモデルは式の形が LEM と同じではあるものの、理論は異なる。

Fig. 6.1 に 1 つの Long Element (LE) を示す。LE は細長い弾性要素で、その長軸方向の変位と応力を再現する。 L は LE の自然長、 ΔL は変位、 A は LE の底面積、 f は LE の底面に垂直にかかる力を表す。LE の底面にかかる圧力 f/A と応力が等しくなる 때가、力のつり合いの状態である。応力は $\Delta L/L$ に比例する。LEM では、物体を LE の集合で表し、式(6.1)から(6.6)

で示す連立方程式を立てる. 各 LE の位置関係は, 式(6.4)に示す adjacent 関数で表す. 添え字 i と j は $i = N + 1$ と $j = N + 1$ の場合を除き, 共に LE のインデックスを表す. 同時に, 各行列の行と列のインデックスも表す. 添え字 t は生体組織に関係していることを示す. 例えば, 番号 i を割り当てた LE と番号 j を割り当てた LE が隣接した位置関係にある場合, 弾性係数を含む係数行列 A_t の i 行 j 列目成分 $a_{t,i,j}$ と j 行 i 列目成分 $a_{t,j,i}$ に含まれる adjacent 関数が共に 1 の値を取る. 各 LE に割り当てる番号は, 互いに重複が無ければどのように割り当ててもよい. \mathbf{y} は各 LE の変位の集合を含む行列, \mathbf{b} は各 LE にかかる力の集合から成る行列である.

$$A_t \mathbf{y}_t = \mathbf{b}_t \quad (6.1)$$

$$A_t = \begin{bmatrix} a_{t,1,1} & \cdots & a_{t,1,N_t} & -1 \\ \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ a_{t,N_t,1} & \cdots & a_{t,N_t,N_t} & -1 \\ A_1 & \cdots & A_{N_t} & 0 \end{bmatrix} \quad (6.2)$$

$$a_{t,i,j} = \begin{cases} \left(\frac{E_i}{L_i} + \frac{1}{A_i} \left(\sum_{l=1}^{N_t} \text{adjacent}(i,l) k_{i,l} \right) \right), & i = j \\ -\frac{1}{A_i} \text{adjacent}(i,j) k_{i,j}, & i \neq j \end{cases} \quad (6.3)$$

$$\text{adjacent}(i,j) = \begin{cases} 1, & \text{the } i\text{th and } j\text{th LEs are adjacent.} \\ 0, & \text{the } i\text{th and } j\text{th LEs are NOT adjacent.} \end{cases} \quad (6.4)$$

$$y_i = \begin{cases} \Delta L_{t,i}, & 1 \leq i \leq N_t \\ \Delta P, & i = N_t + 1 \end{cases} \quad (6.5)$$

$$b_{t,i} = \begin{cases} d_i g \Delta h_i, & 1 \leq i \leq N_t \\ 0, & i = N_t + 1 \end{cases} \quad (6.6)$$

ここで, E は弾性係数, k は表面張力係数, N は LE の数, y_i は \mathbf{y} の成分, ΔP は内圧と外圧の差, b_i は \mathbf{b} の成分, d_i は密度, g は重力加速度, Δh はその点における鉛直上側方向の表面からの距離を表す. 詳しくは文献 [BaS02, Cos01, Sun01, Sun02]などを参照されたい.

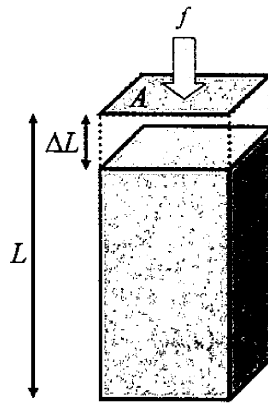


Fig. 6.1 Long Element.

6.2.2 提案モデル

提案モデルは LEM を基にした連立方程式に帰結されるため、LEM と同じく係数行列の次数が比較的小さくなる。針のしなりと生体組織の変形のそれぞれを表すパラメータを同一の方程式に組み込み、しなりと変形を同時に求める。

今回の提案モデルで再現を行う針のしなり、生体組織の変形、および針と組織の相互作用の再現可能な方向は 1 次元に限定される。その方向は、しなりの無い状態にある針のシャフト部に対し垂直な方向である。また、シミュレーションは 2 次元平面内で行う。

(a) 生体組織モデル

提案モデルでは、生体を LE の集合で表現する。模式図を Fig. 6.2 (a) に示す。LE は、しなりの無い状態にある針のシャフト部に対し、垂直となるよう配置する。LE は針の両側に 1 組ずつ配置し、各 LE の組はそれぞれ針のシャフト部で接合している。ここで、針の体積は 0 としている。針のシャフト部には、両側の LE それぞれから力が加わる。以下では簡単のため、針のシャフト部の両側にある LE の各組は同一のパラメータを持つとし、式の上では 1 つの LE として扱う。また、LE の自然長 L は、変位 ΔL に対して十分大きくなるように設定する。そして、式 (6.1) から LE の集合で表された生体組織の変形を求める。

生体のパラメータ E と k は、生体ファントム・動物の臓器・生体力学特性のデータベースなどから必要なデータを得て求める。

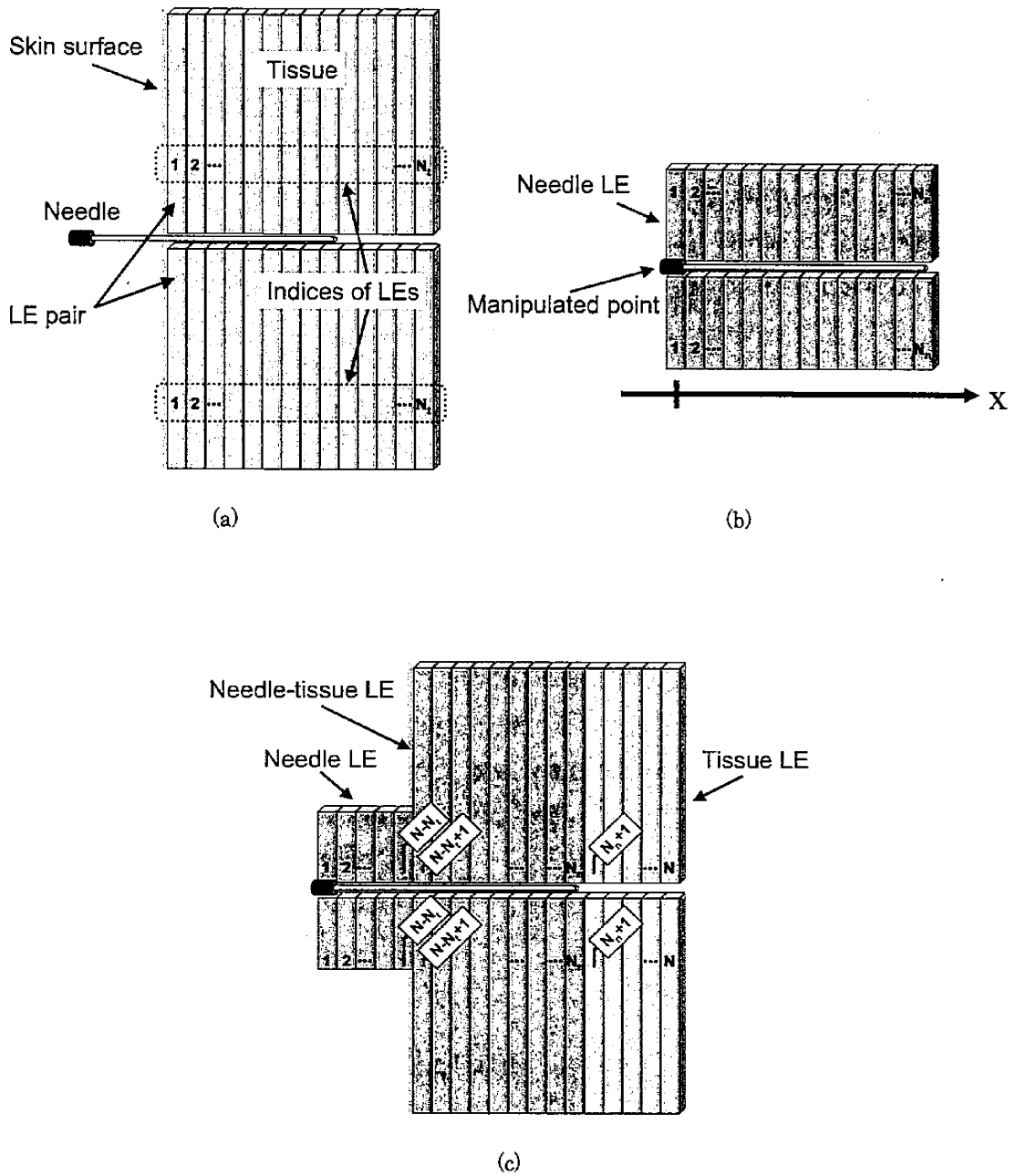


Fig. 6.2 Modeling of a needle and tissue using the proposed model. (a) Modeling of tissue. (b) Modeling of a needle. (c) Modeling of an inserted needle and tissue.

(b) 針のしなりのモデル

提案モデルでは、しなりモデルを LEM と同じ方程式の形となるように設計することで、針のしなりと生体組織の変形を表すそれぞれのパラメータを連立方程式に組み込むことを可能とし、針のしなりと生体組織の変形を高速に導出する。しなりモデルは式の形が LEM と同じではあるが、理論は異なり、経験的なパラメータを持つ新たに設計したモデルである。以下にその詳細を述べる。

しなりモデルでは、Fig. 6.2 (b) に示すように、しなりの無い状態の針のシャフト部に対し垂直に、仮想的な LE を割り当てる。これを以下 Needle LE と呼ぶ。Needle LE は生体組織のモデル化に用いた LE と異なり、弾性係数と表面張力係数ではなく以下の関数で決定される針のしなりパラメータのみを持つ。

$$k_n(x) = \alpha \exp(-\beta x) \quad (6.7)$$

添え字 n は針のしなりに関係していることを示す。 x は、Fig. 6.2 (b) に示すように、LE の底面に平行な方向の、針の操作端からの距離を表す。 A は Needle LE の底面積であり、針の表面積のうち各 Needle LE に対応する部分が相当する。 α と β は、針が円筒型であるので、内径と外径の大きさ、長手方向の長さ、材質によって決まる値である。 α と β は穿刺を行うことなく決定できるため、手技に用いるのと同じ条件を持つ針で事前に α と β を決定しておくことで、その針のしなりを再現可能である。式の形が簡単になることと予備実験の経験から、指数関数を用いてしなりパラメータ関数 k_n を定めた。従来の LEM [Cos01] と比較すると、 k_n は式の上では LEM における表面張力係数に相当する。 k_n を用いて Needle LE に関する以下の連立方程式を解くことで、針のしなりを算出する。

$$A_n y_n = b_n \quad (6.8)$$

$$a_{n,i,j} = \begin{cases} \frac{1}{A_i} \left\{ \sum_{l=1}^{N_n} \text{adjacent}(i,l) k_n(x(l)) \right\} & , i=j \\ -\frac{1}{A_i} \text{adjacent}(i,j) k_n(x(j)) & , i \neq j \end{cases} \quad (6.9)$$

$$y_{n,i} = \Delta L_{n,i} \quad (6.10)$$

$$b_{n,i} = \begin{cases} y & , i=1 \\ 0 & , i \geq 2 \end{cases} \quad (6.11)$$

ここで、 $a_{ni,j}$ は A_n の i 行 j 列成分、 N_n は Needle LE の数、 y は針の操作端の x 軸に直交する方向の変位を表す。

(c) 針のしなりと生体組織の変形の計算

提案モデルにおける針のしなりを表すパラメータと生体組織の変形を表すパラメータの両方を、同一の連立方程式に組み込む。Fig. 6.2 (c) に示すように、針単独部分を表す LE を Needle LE、生体組織単独部分を表す LE を Tissue LE、針と生体組織の両方に当たる部分を表す LE を Needle-Tissue LE とし、以下の連立方程式により針のしなりと組織の変形を求める。

$$Ay = b \quad (6.12)$$

$$A = \begin{bmatrix} a_{2,1} & \cdots & & a_{2,N} & 0 \\ \vdots & \ddots & & \vdots & \vdots \\ a_{N-N_t+1,1} & \cdots & & a_{N-N_t+1,N} & 0 \\ a_{N-N_t+1,1} & \cdots & & a_{N-N_t+1,N} & -1 \\ \vdots & \ddots & & \vdots & \vdots \\ a_{N,1} & \cdots & & a_{N,N} & -1 \\ 0 & \cdots & 0 & A_{N-N_t+1} & \cdots & A_N & 0 \end{bmatrix} \quad (6.13)$$

$$a_{i,j} = \begin{cases} a_{ni,j} & , \quad \text{the } i\text{th LE is a Needle LE.} \\ a_{ni,j} + a_{ti,j} & , \quad \text{the } i\text{th LE is a Needle - Tissue LE.} \\ a_{ti,j} & , \quad \text{the } i\text{th LE is a Tissue LE.} \end{cases} \quad (6.14)$$

$$b_i = \begin{cases} 0 & , \quad 1 \leq i \leq N - N_t \text{ or } i = N + 1 \\ d_i g \Delta h_i & , \quad N - N_t + 1 \leq i \leq N \end{cases} \quad (6.15)$$

ここで、 N は各 LE の合計数を表す。

6.3 提案モデルの計算負荷

経皮的穿刺の実時間シミュレーションを目的とした提案モデルの計算負荷を評価する。まず提案モデルの具体的な計算手順を示し、続いて穿刺シミュレーションに用いられる変形モデルとして代表的な有限要素モデルとの比較により、計算負荷の考察及び計算機シミュレーションによる評価実験を行う。

6.3.1 計算手順

まず、提案モデルの式(6.12)と比較対象である有限要素モデルの具体的な計算手順を説明する。手順は、変位を入力とする手順（以下、変位入力型と呼ぶ）と力を入力とする手順（同様に力入力型と呼ぶ）とで異なる。実際のシミュレーションにおいては、例えば、触覚デバイスを用いた針の操作では入力情報が針の操作点の変位となる場合が多く、その場合は変位入力型を用いる。入力情報を力とするデバイスを用いてシミュレーションを行う場合は、力入力型を用いる。

(a) 提案モデルの計算手順

提案モデルの変位入力型と力入力型の計算手順を Table 6.1 に示す。操作点に対する変位または外力の大きさの変化のみであれば、Step 3 のみを再度計算することで対象物体の変形が求まる。操作点が変われば、Step 2 と Step 3 両方の再計算が必要である。対象物体に対して切開などを行った場合は、Step 1 から 3 までの全ての手順の再計算が必要となる。変位入力型における A の更新は以下のように行う。

$$a_{ij} = \begin{cases} 1 & , i = j \\ 0 & , i \neq j \end{cases} \quad (6.16)$$

ここで、 i は操作点に対応する LE のインデックス、 j はそれ以外の LE のインデックスである。 b の更新は、変位入力型と力入力型それぞれにおいて、対応する成分に変位（力）を代入することで行う。

Table 6.1 The calculation procedures of the proposed model and the linear-FEM displacement method.

	Condition	Proposed model (Displacement input type)	Proposed model (Force input type)	Linear FEM model (Displacement input type)	Linear FEM model (Force input type)
Step 1	Set a target object (Shape, parameters, boundary conditions, etc.)	• Set up $Ay = b$	• Set up $Ay = b$	• Set up $Ku = f$ • Calculate K^{-1}	• Set up $Ku = f$ • Calculate K^{-1}
Step 2	Set a manipulated point	• Update A • Calculate A^{-1}		• Set up $u_c = M_{cc}^{-1}f_c$ • Calculate M_{cc}^{-1}	
Step 3	Set input data into the manipulated point	(Input displacement) • Update b • Calculate $y = A^{-1}b$	(Input force) • Update b • Calculate $y = A^{-1}b$	(Input displacement) • Calculate $f_c = M_{cc}^{-1}u_c$ • Calculate $u = K^{-1}f$	(Input force) • Calculate $u = K^{-1}f$

(b) 線型有限要素モデルの変位法の計算手順

提案モデルの比較対象として、線型有限要素モデルの変位法における準静的解析の計算手順を説明する。提案モデルの目的が実時間処理であるため、計算負荷の大きな非線型要素は考慮せず、線型モデルを取り上げる。計算手順を Table 6.1 に示す。ここで u , f , K はそれぞれ、操作ノードを含む自由ノードに対応した変位ベクトル、力ベクトル、剛性マトリクスである。変位入力型における Step 2 と Step 3 の詳細を以下に示す。操作ノードに対応する変位ベクトルと力ベクトルをそれぞれ u_c , f_c 、操作ノード以外の自由ノードに対応する変位ベクトルと力ベクトルをそれぞれ u_o , f_o とすると、以下のように書ける。

$$\begin{pmatrix} u_o \\ u_c \end{pmatrix} = K^{-1} \begin{pmatrix} f_o \\ f_c \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M_{oo} & M_{oc} \\ M_{co} & M_{cc} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} f_o \\ f_c \end{pmatrix} \quad (6.17)$$

$$u_c = M_{cc} f_c (\because f_o = 0) \quad (6.18)$$

続いて以下のように計算することで、自由ノードの変位が求められる。

$$f_c = M_{cc}^{-1} u_c \quad (6.19)$$

$$u = K^{-1} \begin{pmatrix} 0 \\ f_c \end{pmatrix} \quad (6.20)$$

6.3.2 実験条件

Table 6.1 で示した計算手順のうち、計算負荷が大きいのは連立方程式を解く部分である。連立方程式の計算負荷を、Gauss の消去法による逆行列計算を用いる方法と共役勾配法の両方で評価した。提案モデルも有限要素モデルも係数行列が疎であり、要素数が多いときは共役勾配法が有効である。逆行列計算を用いる方法では、求めた逆行列とカベクトルの積を求める計算も必要になる。提案モデルでは $\mathbf{y} = \mathbf{A}^{-1}\mathbf{b}$ の計算が、有限要素モデルでは $\mathbf{u} = \mathbf{K}^{-1}\mathbf{f}$ の計算が相当する。

(a) 要素の設定

提案モデルの変形はしなりの無い状態の針に対し垂直な方向に限定されているため、有限要素モデルの方が自由度は高い。しかし、変形量が微小であれば、その影響は小さいと考えられるので、その制限の下で計算負荷の比較を行う。

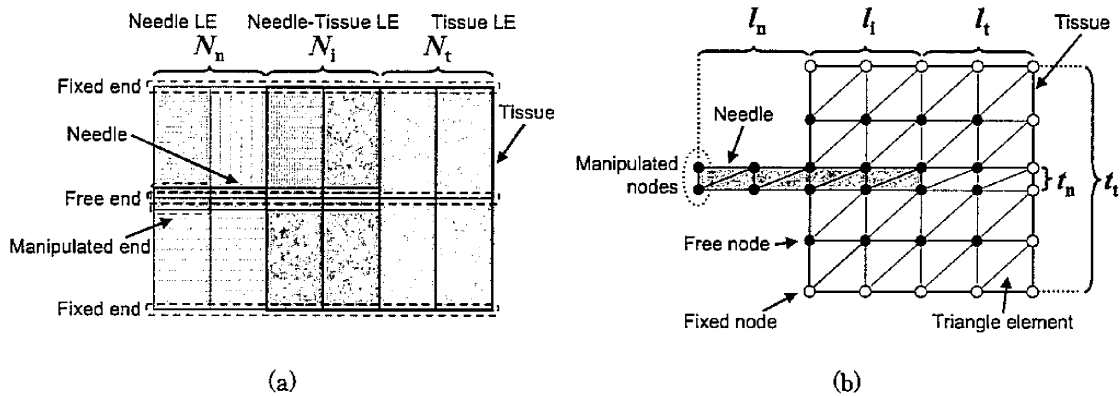
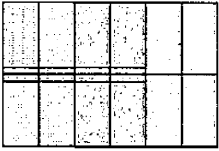
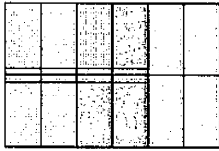
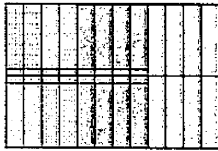
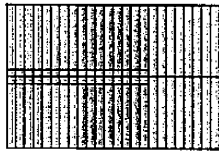
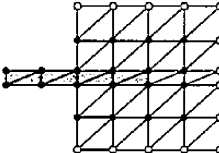
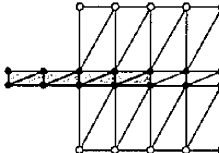
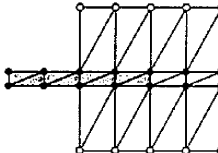
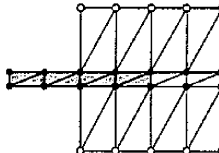


Fig. 6.3 The elemental settings to evaluate the computational cost. (a) The setting of the proposed model. (b) The setting of the FEM model.

評価を行う際の要素設定を Fig. 6.3 に示す。Fig. 6.3 (a) の N_n , N_i , N_t はそれぞれ Needle LE, Needle-Tissue LE, Tissue LE の個数である。有限要素モデルでは、最も一般的な三角形要素を Finite Element (FE) として採用した。Fig. 6.3 (b) に示すように、FE 2 つで構成される長方形を基本的な構成単位（以下単位長方形と呼ぶ）として設定する。 l_n , l_i , l_t は針に沿う方向の長方形の個

数を表し、それぞれ針のみの部分、針と組織両方の部分、組織のみの部分に相当する。 l_n , l_t は針に垂直な方向の長方形の個数を表し、 t_n は針の太さ、 t_t は針部分を含む組織全体に相当する。有限要素モデルにおける針の変形は、単純化のため針に微小な幅を持たせて再現する。針および生体組織の物理的性質は一樣とした。提案モデルでは図中に示した操作端に、有限要素モデルでは2つの操作ノードに、図の上側方向に向かう変位を入力として与えた。変位の大きさは組織部分の高さの1/2000とした。

Table 6.2 The elemental settings used for evaluating the computational cost. The parameters in this table correspond to Fig. 6.3. The diagrams are simply drawn for intuitive understanding. Notice that these diagrams do not indicate the actual numbers of elements and nodes.

Condition	1	2	3	4
Proposed model	$N_n=2, N_i=8, N_t=12$ 	$N_n=20, N_i=80, N_t=120$ 	$N_n=40, N_i=160, N_t=240$ 	$N_n=80, N_i=320, N_t=480$ 
FEM model	$l_n=2, l_i=8, l_t=12, t_n=1, t_t=21$ 	$l_n=20, l_i=80, l_t=120, t_n=1, t_t=3$ 	$l_n=20, l_i=80, l_t=120, t_n=1, t_t=3$ 	$l_n=20, l_i=80, l_t=120, t_n=1, t_t=3$ 

提案モデルと有限要素モデルでは要素分割の方法と各要素の自由度が異なるため、様々な比較の基準が考えられる。そこで、Table 6.2 と以下に示す4つの条件で計算負荷の比較を行う。

条件1) 提案モデル (LE 数 22・自由度 22・係数行列の次数 23), 有限要素モデル (FE 数 844・固定ノード数 62・自由ノード数 404・自由度 808・係数行列の次数 808)
 ノードや要素の配置ができるだけ一樣になるような要素分割した。LE は変形方向に沿って細長くなるように、逆に FE は細長くならないようにする。針に沿う方向の幅が LE と単位長方形で等しくなるようにする。

条件2) 提案モデル (LE 数 220・自由度 220・係数行列の次数 221), 有限要素モデル FE

数 1240, 固定ノード数 404, 自由ノード数 440, 自由度 880, 係数行列の次数 880 条件 1 を元に, 針に垂直な方向の FE の数をできる限り減らし, LE と FE の数が近づくようにする. 条件 1 と同様, 針に沿う方向の幅が LE と単位長方形で等しくなるようにする. Table 6.2 に示すように組織部分の FE が細長くなるため, 有限要素モデルとして本来は望ましくない分割である.

条件 3) 提案モデル (LE 数 440, 自由度 440, 係数行列の次数 441), 有限要素モデル (条件 2 と同一) 条件 2 を元に, 針に沿う方向に LE を増やし, この方向の LE と FE の数を等しくする. Table 6.2 に示すように, 条件 1, 2 と異なり LE の針に沿う方向の幅が単位長方形の 1/2 になる.

条件 4) 提案モデル (LE 数 880, 自由度 880, 係数行列の次数 881), 有限要素モデル (条件 2 と同一) 条件 2 を元に, 針に沿う方向に LE を増やし, 提案モデルと有限要素モデルで位置を表す変数の総数を等しくする. Table 6.2 に示すように, 条件 1, 2 と異なり LE の針に沿う方向の幅が単位長方形の 1/4 になる.

なお, 有限要素モデルでは, 各ノードの自由度と自由ノードの個数の積が係数行列の次数となり計算負荷に大きく関わるため, FE の数に加えてノードの個数を示した.

(b) 計測方法

評価に用いた計算機は Intel Pentium 4 3GHz CPU, 1GB RAM, ソフトウェアは Microsoft Visual C++ 7.1 と MATLAB R2006b, 数値計算ライブラリは ATLAS 3.6.0^f, CLAPACK 3.1.1^g, GSL 1.6^h である. 処理時間の計測には, C++ の clock 関数及び MATLAB の tic 関数 と toc 関数を用いた. また, 計算内容とその処理対象となる式, そのとき用いたアルゴリズムと関数の名称を Table 6.3 に示す. アルゴリズムの指定を除く各関数の引数は既定値を用いた. 連立方程式で用いるアルゴリズムが異なるのは, 提案モデルでは係数行列が非対称になるが, 有限要素モデルでは係数行列が対称になるためである.

C++プログラムでの評価は, ユーザ CPU 時間の近似値を求めることで行った. 精度の高い近似値を求めるため, まずダミー処理により CPU 使用率を概ね 98%前後にした後, 一度の計測時間が3秒以上となるように同一の処理をループさせて計測した. これを各手順で10回ずつ行い, 処理時間の平均と標準偏差を算出した. MATLAB プログラムでも 10 回計測を行い, 同様に処理時間の平均と標準偏差を算出した.

f Automatically Tuned Linear Algebra Software (ATLAS), <http://math-atlas.sourceforge.net/>

g CLAPACK (f2c'ed version of LAPACK), <http://www.netlib.org/clapack/>

h GSL - GNU Scientific Library, <http://www.gnu.org/software/gsl/>

Table 6.3 The functions/libraries/software used to measure the computational costs of the simultaneous equations.

Calculation	Expression	Algorithm	Function (Library/Software)
Inverse matrix	A, K	Gauss elimination via LU decomposition using Partial pivoting	dgetrf_, dgetri_ (CLAPACK)
Matrix product	$A^{-1}b, K^{-1}f$	-	gsl_blas_dgemm (GSL)
Simultaneous equation	$Ay = b$	Modified incomplete LU decomposition, Bi-conjugate gradient stabilized method	luinc, bicgstab (MATLAB)
	$Ku = f$	Modified incomplete Cholesky decomposition, Conjugate gradient method	cholinc, pcg (MATLAB)

6.3.3 実験結果

計測した計算時間の平均と標準偏差の値を Table 6.4 に示す. 条件 1, 2, 3 では, どの計算内容においても提案モデルの計算時間が小さいことが分かる. 位置を表す変数の総数が等しい条件 4 では, Gauss の消去法を用いた場合はほぼ同じ計算時間となった. しかし, Table 6.2 に示したように針に沿う方向における提案モデルの要素数が 4 倍であり, Fig. 6.4 に示すように提案モデルの方がより密度の高い位置情報を持つ. 共役勾配法を用いた場合は有限要素モデルの計算時間が大きくなった. これは, 共役勾配法の収束性が係数行列の固有値分布の変化に影響を受けたためと考えられる. 提案モデルの高速性は係数行列の次数を小さくすることで得られるものであり, 係数行列の固有値分布を変えて共役勾配法の収束を早めるものではない. また, 共役勾配法でも係数行列の次数が小さいほど少ない計算時間で済むという性質は同じである. そのため, 共役勾配法の収束性についての詳しい議論は, 提案モデルの評価という目的を越えると考えられるので行わない.

なお, ここで結果を示していない手順のうち, Table 6.1 の Step 1 に含まれる連立方程式の立式に関しては評価そのものを行っていない. 今回の提案モデルは, 連立方程式をシミュレーション中に変更する必要がある状況 (境界条件の変化やトポロジーの変化) へ対応していないためである. それ以外の全ての手順については評価を行い, いずれも計算時間は 0.1 ms 未満と非常に小さかった.

Table 6.4 The computation times of the proposed and linear-FEM models. The average and standard deviation values of the 10 measurements are shown here. The shown values were rounded to the tenth millisecond. "Elemental setting" indicates which condition for comparison.

Elemental setting		1	1	2	3	4	2, 3, 4
Model		Proposed model	Linear FEM model	Proposed model	Proposed model	Proposed model	Linear FEM model
Calculation	Inverse matrix (Proposed model: A , Linear FEM model: K)	0.1 ± 0.0	1466.1 ± 64.8	31.3 ± 1.0	217.9 ± 9.2	1907.0 ± 45.7	1911.8 ± 89.1
	Matrix product (Proposed model: $A^{-1}b$, Linear FEM model: $K^{-1}f$)	0.0 ± 0.0	1.9 ± 0.1	0.1 ± 0.0	0.5 ± 0.0	2.3 ± 0.0	2.3 ± 0.0
	Simultaneous equation (Proposed model: $Ay = b$, Linear FEM model: $Ku = f$)	1.6 ± 0.3	37.1 ± 6.2	84.9 ± 7.7	87.5 ± 5.5	102.1 ± 0.8	2566.8 ± 17.7

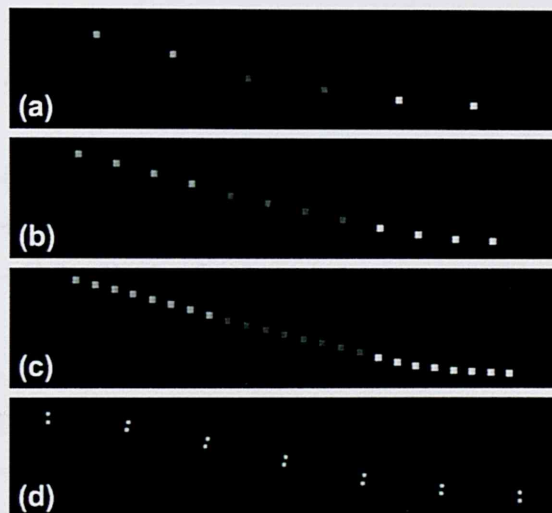


Fig. 6.4 Comparison of the number density in the experiments for evaluating the computational cost. The horizontal direction indicates the longitudinal direction of a needle. The midpoints of the LE bottoms are drawn in the proposed model. The nodes are drawn in the FEM model. (a) The number density setting of the proposed model under the conditions 1 and 2. (b) The number density setting of the proposed model under the condition 3. (c) The number density setting of the proposed model under the condition 4. (d) The number density setting of the FEM model under the conditions 1, 2, 3 and 4.

次に、実験条件の設定に用いたパラメータ (N_n , N_i , N_t , l_n , l_i , l_t , t_n , t_t) を変えた場合について述べ、条件 1, 2, 3 では提案モデルの方が有限要素モデルよりも係数行列の次数が

必ず小さくなることを示す。提案モデルの LE の数は $N_n + N_i + N_t$ となるので、係数行列の次数は以下のようになる。

$$N_n + N_i + N_t + 1 \quad (6.21)$$

線型有限要素モデルでは、ノードの総数が $l_n(t_n + 1) + (l_i + l_t + 1)(t_i + 1)$ 、うち固定ノードの数が $2l_i + 2l_t + t_i + 1$ となるので、自由ノードの数は $l_n(t_n + 1) + (l_i + l_t)(t_i - 1)$ となる。よって、係数行列の次数は以下のようになる。

$$2\{l_n(t_n + 1) + (l_i + l_t)(t_i - 1)\} \quad (6.22)$$

ここで、条件 1, 2, 3 の中で条件 3 の場合に、提案モデルの係数行列は最も大きく、有限要素モデルの係数行列の次数が最も小さくなるので、条件 3 を例にとって説明する。条件 3 では $N_n = 2l_n$, $N_i = 2l_i$, $N_t = 2l_t$ であることと、 l_n, l_i, l_t, t_n が全て 1 以上、 t_i が 3 以上であることから、式(6.22)から式(6.21)を引くと、

$$\begin{aligned} & 2\{l_n(t_n + 1) + (l_i + l_t)(t_i - 1)\} - (2l_n + 2l_i + 2l_t + 1) \\ &= 2l_n t_n + 2(l_i + l_t)(t_i - 2) - 1 \quad (6.23) \\ &\geq 2 \cdot 1 \cdot 1 + 2(1 + 1)(3 - 2) - 1 = 5 > 0 \end{aligned}$$

となる。よって、条件 1, 2, 3 では提案モデルの係数行列の次数が常に小さくなる。また、同様の考察により、条件 4 では提案モデルの次数が有限要素モデルでの次数に 1 を足したものになる。

以上より、提案モデルは有限要素モデルよりも小さい計算負荷で、しなりの無い状態の針に垂直な方向の変形を導出できるといえる。今後、提案モデルを改良して自由度を増やし、その上であらためて計算負荷の比較を行う必要がある。

6.4 提案モデルの変形精度

提案モデルでは、LE の集合で表される生体組織モデルとそれと整合性を持つよう設計した針のしなりモデルを用いて、変形の再現を行う。ここでは、提案モデルによるシミュレーション結果を、針を模したピアノ線及び生検針（以下総称して“針類”とする）と生体ファントムを用

いた実測結果と比較することで、再現精度を評価する。はじめは予備実験としてピアノ線を生検針の代わりに用いた。ピアノ線を用いた理由は、提案モデルがある程度様々な材質に適用可能であると考えたことと、医療機器である生検針よりも実験にかかるコストが低く、かつ材料特性が生検針に比較的近い材質の細長く柔軟な金属素材であるためである。

6.4.1 実験装置

実験では、1次元方向に駆動しその変位と力を検知可能な計測装置を用いる。装置の概観をFig.6.5に示す。装置のロードセル部分の先に、金属部品を介して針を模したピアノ線（JIS規格番号G3522ピアノ線A種、ヤング率約206GPa、ポアソン比約0.3、直径1mm）*または生検針（株式会社トップ製トップ吸引生検針、材質SUS304（ヤング率約193GPa、ポアソン比約0.3））を取り付けて計測を行う。ピアノ線は、長さ70mmと150mmの2種類、生検針は、21Gで針本体部分の長さ150mmのもの、22Gで長さ200mmのもの2種類を用意した。ピアノ線では、金属部品に取り付けたピアノ線の端から12.4mmの部分以下を操作端と呼ぶ。生検針では、金属部品に針の基部を取り付け、針本体部分の最も基部側の端を操作端とした。

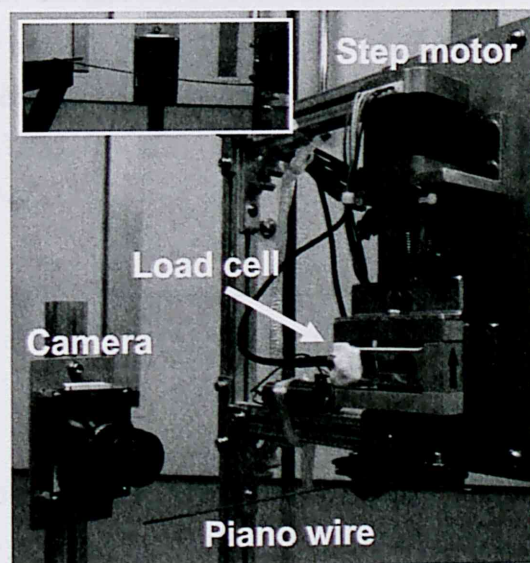


Fig. 6.5 The experimental apparatus for evaluating the accuracy of the proposed model.

*販売元はトステムビバ株式会社。成分は主に鉄で、他に炭素0.8~0.85%、珪素0.12~0.32%、マンガン0.3~0.6%、リン0.025%前後、硫黄0.025%前後、銅0.2%前後が含まれる。

装置は、ステップモータ（日本サーボ社製 KH42JM2-901）とカップリングを用いてロードセル（Nordic Transducer 社製 PE-1）を1軸ステージ（中央精機製 LS-M63-C6M）上で1次元方向に駆動（ステップ変位 1.25 $\mu\text{m}/\text{step}$ ）し、ロードセルがステップモータのステップ毎に駆動軸方向の力を読み取り電気信号として出力する。計測装置の測定可能荷重は 3.56 N~0.97 N である。

針類の変形はカメラ（Lumenera 製 Lu170, 実験時の解像度は 640×512）で撮影して計測する。カメラの光軸が針類のほぼ中央を通過するよう、カメラを配置した。カメラは GML camera calibration toolbox [Vez06] を用いて予めキャリブレーションし、レンズ歪みの影響の除去と、カメラ中心から針類までの距離の決定をしておく。

6.4.2 針のしなりについての精度評価実験

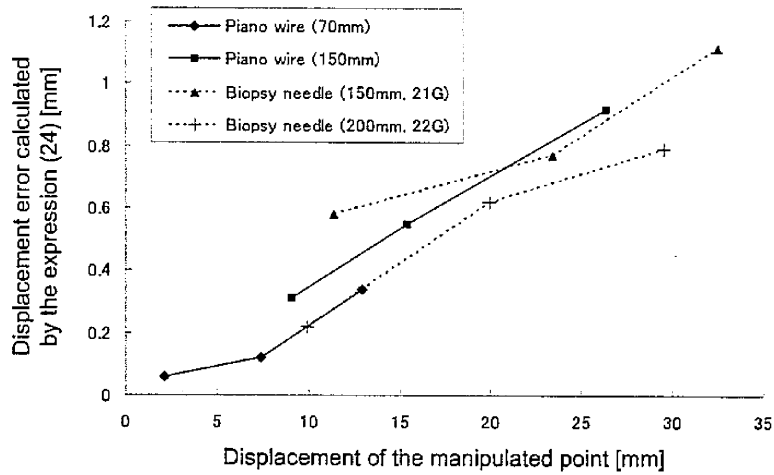
まず、針のしなりモデル単独での精度評価を行う。操作端とは反対側のもう一方の端を固定した後、モータを駆動させて、操作端の変位、操作端の反力、針類の変形を計測する。

ピアノ線を用いる実験では、カメラからピアノ線までの距離は、70 mm のピアノ線計測時で 43 mm, 150 mm のピアノ線計測時で 74 mm であった。このとき、1ピクセル当たりの長さはそれぞれ 0.12 mm と 0.21 mm であった。ロードセルの分解能は 4.6×10^{-3} N に設定した。その後、実際に生検に用いられる針を使って同様の実験を行った。カメラから生検針までの距離は、150 mm の針計測時で 165 mm, 200 mm の針計測時で 214 mm であった。このとき、1ピクセル当たりの長さはそれぞれ 0.29 mm と 0.34 mm で、ロードセルの分解能は 8.8×10^{-4} N に設定した。

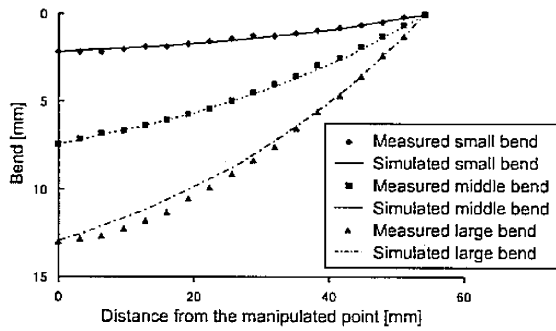
計測した針類の変形と操作端にかかる反力を用いて、シミュレーション結果との誤差が最小になるよう、式(6.7)で定義したしなりモデルの α と β を求めた。最適化では、まず β を未知数として以下の式を最小化する。

$$\frac{1}{N_n} \sqrt{\sum_{i=1}^{N_n} (\Delta L_{mi} - \Delta L_{si}(\beta))^2} \quad (6.24)$$

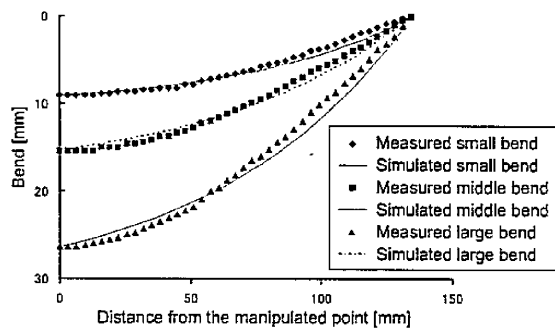
ここで、 ΔL_s は各 LE の変位のシミュレーション結果 ΔL_n を、 ΔL_m はそれと対応する位置で鉛直方向に実測した変位を表す。なお、シミュレーションでは境界条件として針の両端の変位 ΔL_{s1} と ΔL_{sN_n} を予め与えている。次に、最適化した β を用いて、 α を未知数として以下の式を最小化する。



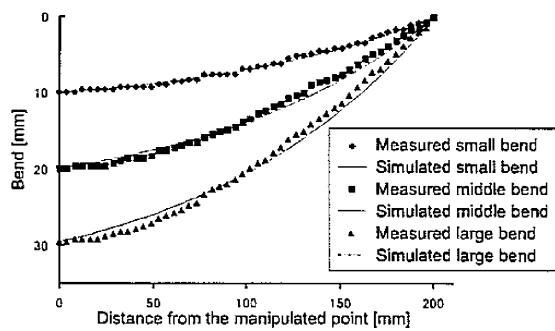
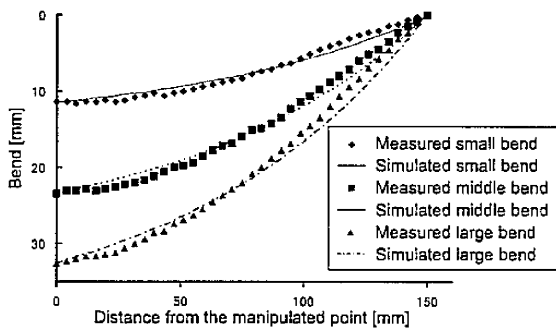
(a)



(b)



(c)



(e)

Fig. 6.6 Measured and simulated bends using the only piano wire or the only biopsy needle. (a) The graph shows the residual displacement error calculated by the expression (24) to the displacement of the manipulated point. (b) The results with the 70mm piano wire ($\alpha=4.1$, $\beta=0.0113$). (c) The results with the 150mm piano wire ($\alpha=1.7$, $\beta=0.0066$). (d) The results with the 150mm/21G biopsy needle ($\alpha=0.25$, $\beta=0.0051$). (e) The results with the 200mm/22G biopsy needle. ($\alpha=0.10$, $\beta=0.0042$).

$$|f_m - f_s(\alpha, \beta)| \quad (6.25)$$

ここで、 f_s と f_m は、それぞれ操作端の鉛直方向にかかる力のシミュレーション結果と実測結果である。 α は針の変形には影響しないため、 α を独立に最適化できる。

針類にはそれぞれ3種類の大きさの変位を与える。最も小さい変位において最適化したパラメータを用いて、各変位におけるしなりの誤差と操作端にかかる力の誤差をそれぞれ式(6.24)と(6.25)で評価した。また、最適化の対象であるパラメータ α と β の操作端の変位量に対する安定性を調べるため、 α と β を微小量変化させたときの式(6.24)と(6.25)の値の変動を調べた。

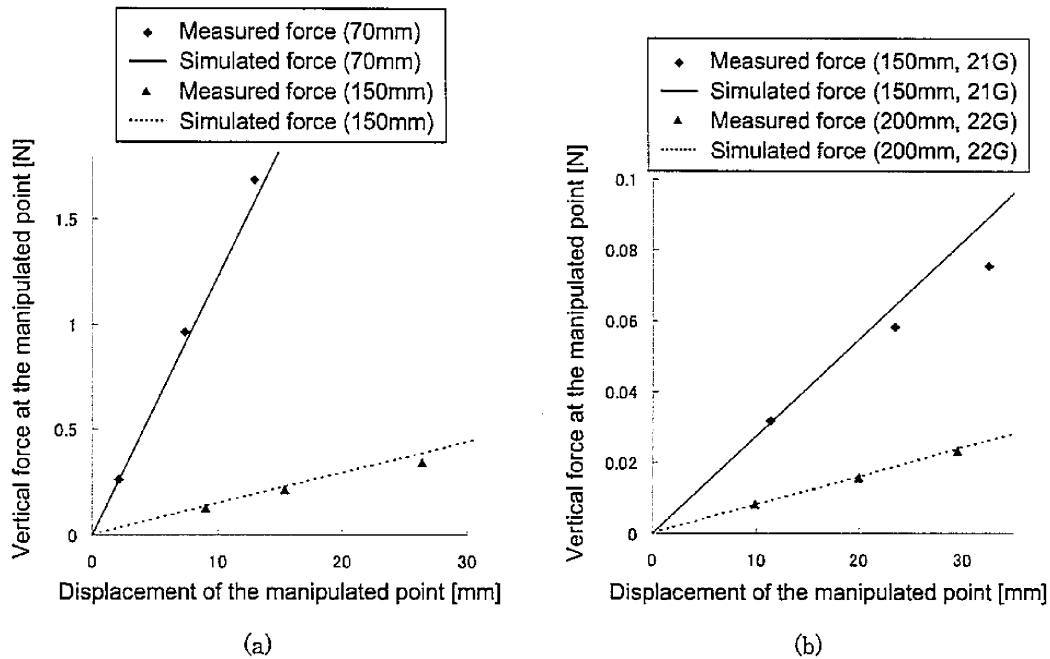


Fig. 6.7 Measured and simulated vertical forces at the manipulated point using the only piano wire or with the only biopsy needle. (a) The results with the piano wires. The parameters for the 70 mm piano wire are $\alpha=4.1$ and $\beta=0.0113$. The parameters for the 150 mm piano wire are $\alpha=1.7$ and $\beta=0.0066$. (b) The results with the biopsy needles. The parameters for the 150mm/21G needle are $\alpha=0.25$ and $\beta=0.0051$. The parameters for the 200mm/22G needle are $\alpha=0.10$ and $\beta=0.0042$.

(a) 実験結果

まず、変形の誤差を Fig. 6.6 に示す。Fig. 6.6 (a) に示すように、ピアノ線の場合も生検針の場合も操作端に与える変位が大きいかほど誤差が増大する。150 mm の生検針の操作端に 32.57 mm の変位を与えたときに示した 1.12 mm が最大の誤差であった。

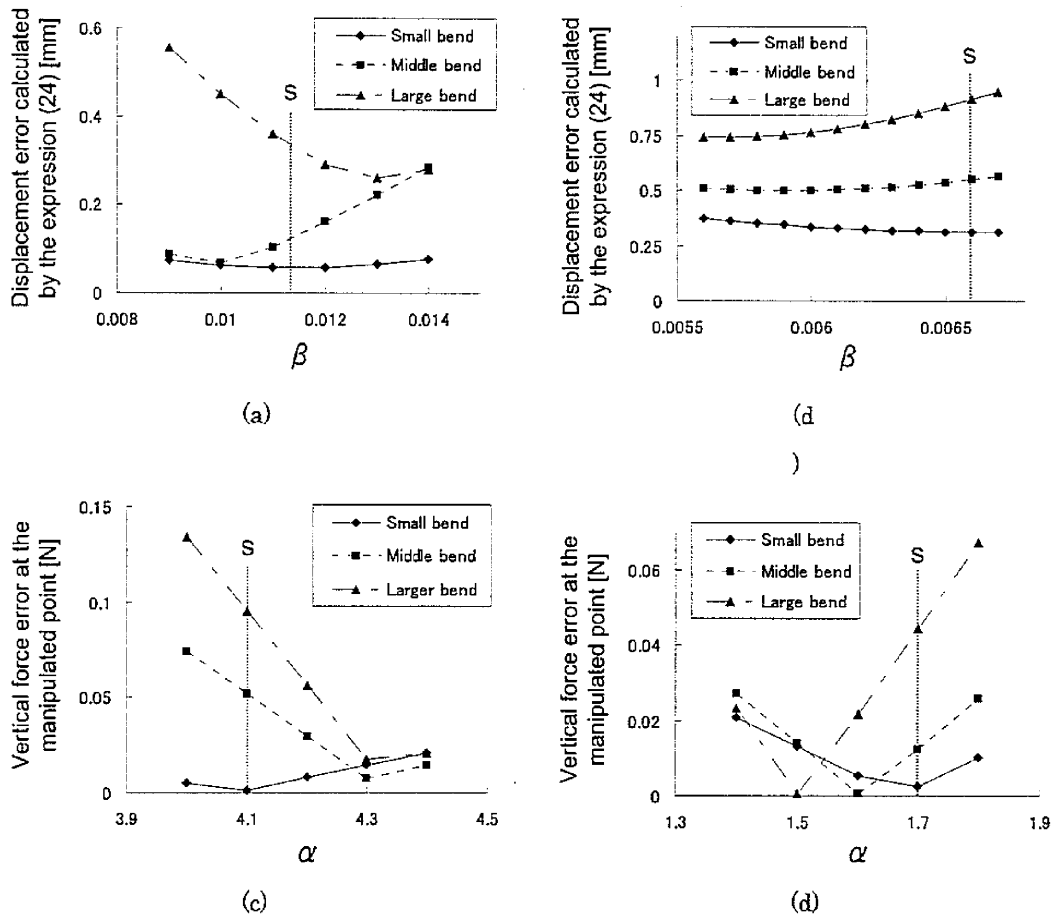


Fig. 6.8 The effect of the parameter variation of the needle bending model on the simulation error. The vertical dashed lines *s* indicate the parameters with the minimum error in the small-bend case. These parameter values were used to calculate the results in Fig. 6, Fig. 7 and Table 4. (a) The effect of the β variation on the displacement error of the 70mm piano wire. (b) The effect of the β variation on the displacement error of the 150mm piano wire. (c) The effect of the α variation on the vertical force error at the manipulated point of the 70 mm piano wire. (d) The effect of the α variation on the vertical force error at the manipulated point of the 150 mm piano wire.

ピアノ線を用いた実験において、しなりモデルのパラメータの最適化に用いたデータと、最適化したパラメータを用いたシミュレーション結果を Fig. 6.6 (b)(c) に示す。更に、操作端にかかる力の実測結果とシミュレーション結果を Fig. 6.7 (a) に示す。いずれの場合でも誤差は 0.05N 未満である。続いて、しなりモデルのパラメータ α と β について、操作端の変位量に対する安定性を調べた結果を Fig. 6.8 に示す。誤差はパラメータの変化によって上下し、操作端の変位量によって最適なパラメータが異なっている。しかし、Fig. 6.6 及び 6.7 と比較すると分かるように、その変化は小さい。針のしなりが大きいときは、力の誤差の変動が他と比べ大きくなっている。パラメータのばらつきの様子からモデル式に検討の余地が残ると考えられ、更なる精度向上が期待できるといえる。

続いて、生検針を用いた実験の結果を Fig. 6.6 (d)(e), Fig. 6.7 (b) に示す。結果は、ピアノ線を用いたときと同様の傾向を示した。また、パラメータの変化に対する安定性についても調べた。結果の詳細については省略するが、こちらもピアノ線を用いた実験と同様の傾向を示した。

6.4.3 針と生体の相互作用についての精度評価実験

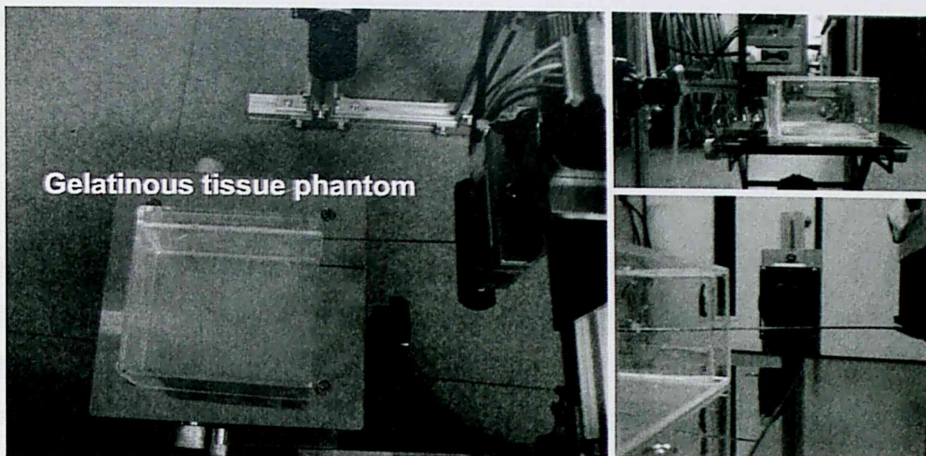
針と生体組織の相互作用に関して、提案モデルの再現性を評価する。実験は 2 種類行った。

1 つめの実験は、6.4.2 項で使用したピアノ線 (150 mm) を計測装置に装着し、ゼラチン (株式会社マルハニチロ食品製ゼライス (粉末ゼラチン) *) を水に対し濃度 14% となるように作成したファントムに穿刺して行った。ゼラチンは、水に対する濃度を変えることで様々な弾性を持つ素材を作れること、同じ特性の素材を何度も作れるため繰り返し実験するのに適していること (特にこの点において生体組織は扱いにくい)、透明な素材でカメラを用いて針のしなりを観察できることから用いた。

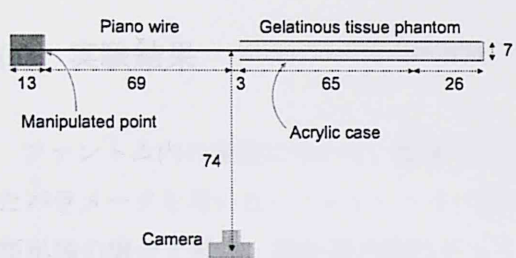
1 つめの実験結果とその考察に基づき、2 つめの実験は、同じく 6.4.2 項で使用した生検針 (150 mm) を計測装置に装着し、ウレタン樹脂 (株式会社エクシールコーポレーション製人肌ゲル原液透明タイプ) で作成したファントムに穿刺して行った。ファントムは、主剤と硬化剤を 100 : 2.8 の割合で混合して作成した (アスカー C 硬度約 0)。ウレタン樹脂は上述したゼラチンと同様の利点を持ち、ゼラチンよりも破断が起きにくい素材である。破断の詳細については考察で述べる。

計測時の様子を Fig. 6.9 (a) に示す。計測は、針類をファントムに穿刺した状態から開始する。速度の影響を可能な限り除去するため、モータの駆動速度は 0.2 mm/s に設定した。このとき、データの取得頻度は 160 Hz であった。ピアノ線とゼラチンを用いて計測したときのジオメトリを Fig. 6.9 (b)(c) に示す。同じく生検針とウレタン樹脂を用いて計測したときのジオメトリを Fig. 6.9 (d)(e) に示す。

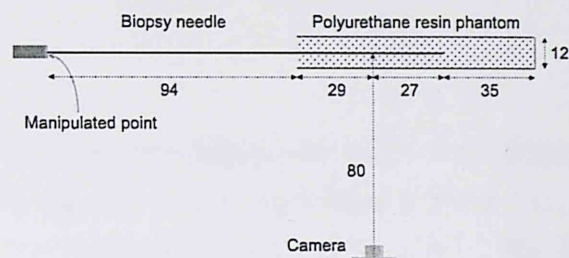
*原料はコラーゲン (豚) 由来たんぱく質 92%, ナトリウム 0.3%。



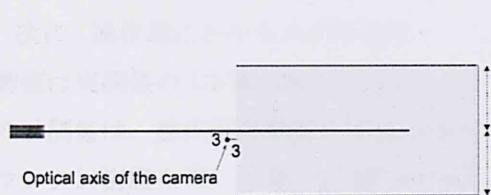
(a)



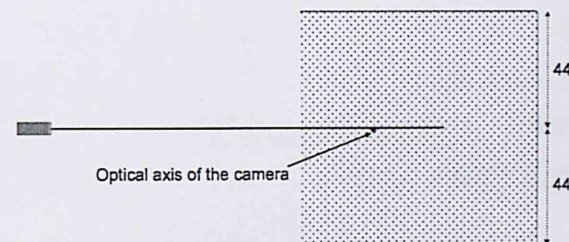
(b)



(d)



(c)



(e)

Fig. 6.9 The evaluation experiment for the reproduction accuracy of the needle-tissue interaction using the proposed model. After the piano wire or the biopsy needle was inserted into the thin tissue phantom, the manipulated point was moved by the step motor. The deformation of the phantom was measured by the camera. The unit of the shown values is millimeter. (a) Experimental setup. (b) Top view of the setup when the piano wire was set in the gelatinous phantom. (c) Front view of the (b) from the camera center. (d) Top view of the setup when the biopsy needle was set in the polyurethane resin phantom. (e) Front view of the (d) from the camera center.

計測値とシミュレーション結果を用いて、以下の式を最小化する。

$$\frac{1}{N_n - (N - N_t + 1) + 1} \sqrt{\sum_{i=N-N_t+1}^{N_n} (\Delta L_{mi} - \Delta L_{si}(\alpha, \beta, E, k_t))^2} \quad (6.26)$$

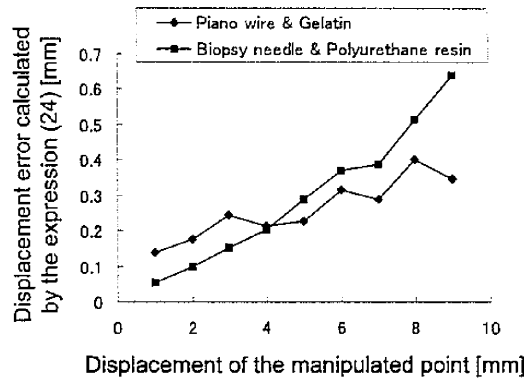
式(6.26)の ΔL_s は、式(6.12)の \mathbf{y} に含まれる Needle-Tissue LE の各変位である。 α と β は (b) に示す実験で最適化した結果を用い、 E と k_t を未知数とする。最適化では、 α 及び β を決定したときと最も近い操作端の変位 9 mm のときの値を用いた。

変形の誤差は、操作端の変位毎に式(6.26)で評価した。また、そのときの操作端にかかる力の誤差を式(6.25)で評価した。

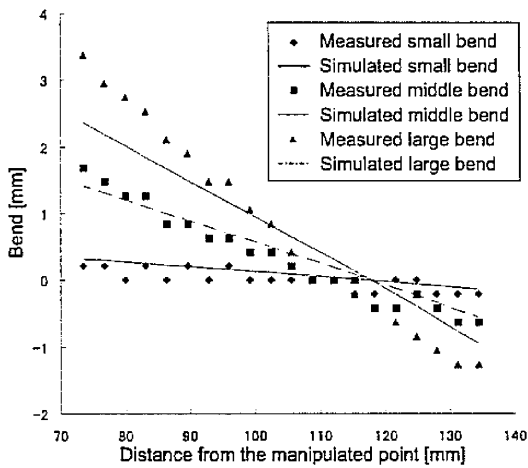
(a) 実験結果

ファントム内の変位について、提案モデルのパラメータの最適化に用いたデータと、最適化したパラメータを用いたシミュレーション結果を Fig. 6.10 に示す。Fig. 6.10 (a) に示すように、針類単独の場合と同様、操作端の変位が大きくなるに従い誤差が大きくなる。しかし、Fig. 6.10 (b)(c) を見ても分かるように、操作端が動くに従い針の変形が大きくなる様子は再現できているが、針類単独の場合と比較して誤差が大きい。

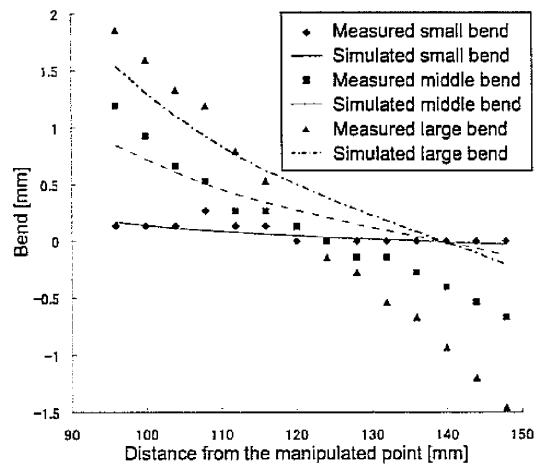
次に、操作端にかかる力の計測値とシミュレーション結果を Fig. 6.11 に示す。モデルによる予測値は実測値の 1/2 程、あるいはそれ以下である。ピアノ線とゼラチンを用いた実験における力の計測値は、操作端の変位が 5mm を超えたあたりから上昇が緩やかになるのに対し、生検針とウレタン樹脂を用いた場合は、傾きは異なるもののシミュレーションと同様のほぼ線型の結果を示した。



(a)



(b)



(c)

Fig. 6.10 The measured and simulated bends of the piano wire or the biopsy needle in the tissue phantoms. The parameters for the piano wire and the gelatin are $\alpha=1.7$, $\beta=0.0066$, $E=0.01$ and $k_t=1.3$. The parameters for the biopsy needle and the polyurethane resin are $\alpha=0.25$, $\beta=0.0051$, $E=0.16$ and $k_t=0.12$. (a) The graph shows the residual displacement error calculated by the expression (24) to the displacement of the manipulated point. (b) The representative results after the piano wire was inserted into the gelatinous phantom in the case that the displacements of the manipulated point are 1, 5 and 9 mm. (c) The representative results after the biopsy needle was inserted into the polyurethane resin phantom in the case that the displacements of the manipulated point are 1, 5 and 9 mm.

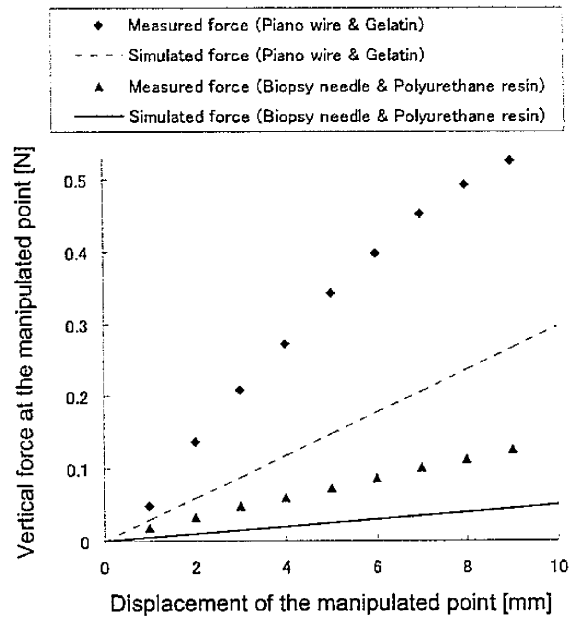


Fig. 6.11 Measured and simulated vertical force at the manipulated point after the piano wire or the biopsy needle was inserted into the tissue phantom. (The parameters for the piano wire and gelatin are $\alpha=1.7$, $\beta=0.0066$, $E=0.01$ and $k_t=1.3$. The parameters for the biopsy needle and the polyurethane resin are $\alpha=0.25$, $\beta=0.0051$, $E=0.16$ and $k_t=0.12$.)

6.5 考察

計算負荷と再現精度の評価実験結果に基づき、今回の提案モデルの利点と限界について考察する。そして、更なる検証が必要な事柄と今後の拡張について述べる。

6.5.1 計算負荷

提案モデルの計算負荷の評価では、まず具体的な計算手順を明確に示した。従来の LEM 関連の文献では、具体的な計算手順が明記されていなかったためである。得られた Table 6.4 の結果は、提案モデルが有限要素モデルよりも小さい計算負荷で針のしなりと生体組織の変形を導出で

きることを示している。そのため、訓練システムなどの実時間処理を必要とするアプリケーションに適している。しかし、今回の提案モデルは変形方向が1次元、すなわちしなりの無い状態の針のシャフト部に垂直な方向に限定される。そのため、自由度は有限要素モデルの方が高い。今後は、提案モデルの変形を2次元に拡張する必要がある。なお、本提案モデルの基になったLEMにはボリュームデータへの拡張 [Bal03, BaS02, Sun01] があり、提案モデルの次元拡張も十分可能であると考えられる。変形方向の2次元への拡張、更には3次元への拡張を行うことで、より一般的かつ高精度なモデルとすることができる。

また、今回の提案モデルは、シミュレーション中の連立方程式の変更を必要とする境界条件の変化やトポロジーの変化へ未対応である。しかし、境界条件の変化については、今後十分に対応可能であると考えられる。理由を以下に述べる。実際の手技では安全を考慮し、針を刺す速度は比較的小さいことが多い。このとき一定時間毎の境界条件の変化は小さいため、連立方程式の変更に必要な計算は比較的小さい。これは、有限要素モデルを用いた手法において示されている [DiI05, Dim03]。そのため、提案モデルの境界条件の変化への対応は可能であると考えられる。破断などのトポロジー変化の影響に関しては、穿刺シミュレーションにおいて再現したケースが無く [Abo07]、その必要性を含めて、詳細な検討は今後の課題である。

また、今回は提案モデルの比較対象として線型有限要素法の最も基本的な解法を採用した。提案モデルの基礎的なデータを得ることが重要であると考えたためである。有限要素法を高速に計算する発展的な手法としては、Condensation 手法 [Bro96] が有名である。Condensation 手法は、注目するノードのみ（例えば臓器モデルの表面を構成するノードなど）に関する係数行列を剛性マトリクスから事前計算し、行列積 $\mathbf{K}^{-1}\mathbf{f}$ の計算負荷を大幅に削減することが可能である。しかし、剛性マトリクスが変更されると再計算が必要となる。穿刺シミュレーションにおいては、針と生体組織の相対的な位置関係が頻繁に変化するため、Condensation 手法の活用には工夫が必要であり、使用可能な状況には制限がある [DiI05, Dim03]。このような発展的な手法と提案モデルとの詳細な比較は今後の課題である。

6.5.1 再現精度

まず、針のしなりモデルについて述べる。Fig. 6.6 の結果は、針単独であれば、提案モデルはしなりを式(6.24)による RMS 誤差 1.12 mm 以内で再現できることを示している。また、操作端の変位が小さいほど誤差も小さくなった。Fig. 6.6 (b)(c) を詳細に見ると、操作端に与える変位が大きくなるに従い、操作端から少し離れた部分において、しなりが小さく計算される結果となっている。この原因は、実験においてピアノ線がある程度の幅を持って金属部品側に固定しており、操作端付近のたわみが他の部分より小さくなっているにも関わらず、提案モデルではこれを

再現できていないためと考えられる。操作端から見て反対側の固定端においても誤差が発生する傾向が見られるが、この現象が同じく影響している可能性がある。生検針においても、同様にたわみの表現が不完全である可能性が Fig. 6.6 (d)(e)から見て取れる。

しなりモデルは、生検針に用いられるような細く柔軟な金属素材であれば、ある程度様々な材質のものを再現できると考えられる。実験では、ピアノ線 A 種（直径 1 mm, 70 mm と 150 mm の 2 種類の長さ）と SUS304 製の生検針（21G で針本体部分の長さ 150 mm と 22G で 200 mm の 2 種類）を用いて上述の結果を得た。今後も様々な素材で確かめていく必要がある。

次に、Fig. 6.10 と 6.11 に結果を示した針と生体組織の相互作用についての再現精度について考察する。針のしなり単独での計測は、針類の 2 点を操作して行った。他の文献 [DiI05, DeS06] でも同様に 2 点を境界条件として計測している。しかし、針類をファントムに穿刺した状態では、ピアノ線は多数の点でファントムから力を受けている状態である。そのような場合でも、提案したしなりモデルでは α と β は変化しないと考えられるが、文献 [DeS06, DiI05] と同じく今後より詳細な実験による確認が課題である。

次に、針の長軸方向に対して垂直な方向の破断について述べる。実際に破断が起きるかは穿刺対象である生体組織の状態によるが、提案モデルでは過去の文献 [DiN05, Glo07, Kat01] にならぬ、破断は起きないと仮定した。針の長軸方向に対して垂直な力が与える影響について述べたこれらの文献では、実験において、七面鳥の胸筋とウシの肝臓 [Glo07]、ブタの臀部の筋肉 [Kat01]、PVC で作製したファントム [DiN05] が用いられた。そして、どの文献においても、針の長軸方向に対して垂直な方向に破断が起きたとは述べられていない。

1 つめの実験では、Fig. 6.9 (a)(b)(c) に示す用に、ピアノ線をゼラチン製生体ファントムに穿刺した状態から、操作端を駆動させて、ピアノ線のしなりを計測した。我々は上述した文献 [DiN05, Glo07, Kat01] のいずれとも異なるゼラチンで作製したファントムを用いた。ゼラチンを用いた理由については 6.4.3 項で既に述べた。破断が起きにくいようゼラチンの水に対する濃度を高くし (14%)、ピアノ線の駆動距離も小さく設定する工夫をしたが、わずかに破断が起きたと考えられる。

そこで、2 つめの実験では、より破断を生じにくいウレタン樹脂を用いた。Fig. 6.11 に示すように、力の計測値の傾きにゼラチンと異なる傾向が見られた。ゼラチンにおいて、操作端の変位が 5mm を越えたあたりから力の上昇が緩やかになったのは、わずかに破断が起きたことによる応力の減少が影響した可能性がある。ウレタン樹脂では操作端に大きな変位を与えても破断を生じなかったため、応力の減少が見られなかったと考えられる。

針の長軸方向に対して垂直な方向の力による破断は、生体においても生じにくいと考えられるが、生体に関するデータはまだ少ない。穿刺対象である生体組織の状態によって結果が変化すると考えられるため、まずはより詳細かつ広範な調査・実験を行い、その結果に基づいて今後提案モデルの評価・改善を行っていく。

続いて、針単独の場合に比べて再現精度が落ちている原因について述べる。Fig. 6.10 と 6.11 に示す結果には、シミュレーション (2 次元) と実際の実験 (3 次元) の次元の不一致が大きな

影響を与えている可能性が大きい。実験においては可能な限りファントムを薄くしたが、それでも厚みを持つため、誤差の原因になったと思われる。この現象は文献 [Dim03, DiN05] でも示されている。シミュレーションを行う次元を 3 次元まで拡張するとともに、マーカを埋め込む [Dim03, DiN05] などして、生体ファントム自体の変形を計測することで、詳細な検証が可能となる。

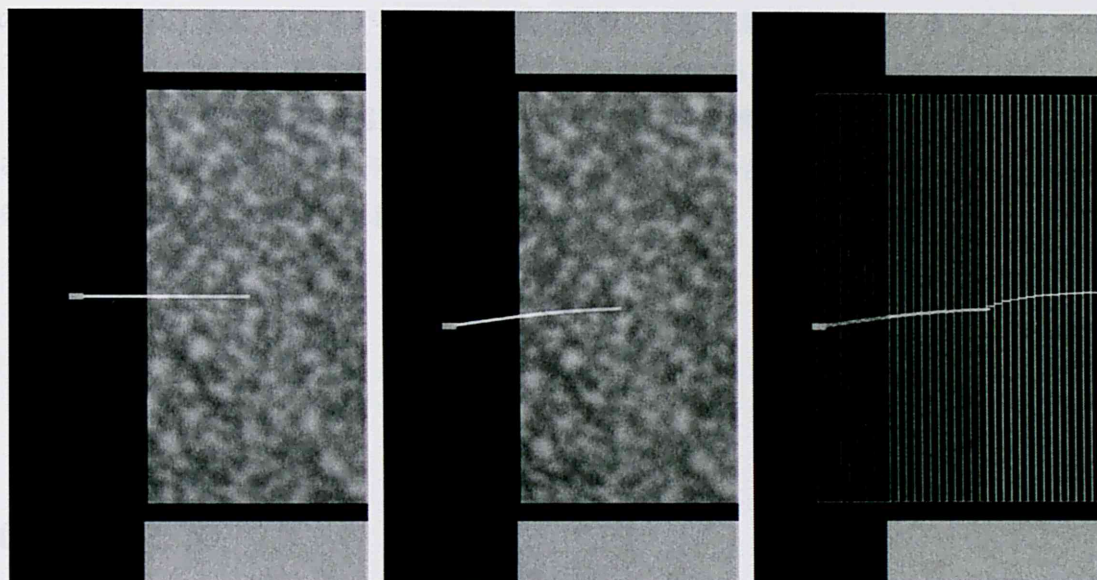


Fig. 6.12 The real-time simulation of the needle bend and tissue deformation by the proposed model.

6.5.3 提案モデルの拡張

提案モデルで再現可能な変形は、しなりの無い状態の針に垂直な方向の 1 次元に限定されている。今回の提案モデルによるシミュレーション画像を Fig. 6.12 に示す。今後提案モデルを 2 次元平面内の変形シミュレーションへ拡張するためには、針のシャフトに沿った方向の変形と力を考慮する必要がある。変形の拡張には、6.5.1 項でも述べたように、LEM のボリウムデータへの拡張 [Bal03, BaS02, Sun01] を参考に今後取り組んでいく。シャフトに沿った方向の力は、6.1 節で述べたように、組織の粘弾性変形、針と組織の間の静止摩擦、針先端が膜構造を貫通する際の組織の特性の影響（応力の急減）、針が組織を切り裂いていく力（せん断力）、針と組織の間の

動摩擦力及び粘性摩擦力が関係すると考えられる。これらに関連して、針の先端形状、太さ、穿刺速度の影響がある [Abo07, Kat01, Oka04, Web05]。経皮的穿刺シミュレーションを訓練システムとして応用する場合、シャフトに沿う軸方向の力覚は重要である。これらの変形と力覚の再現は提案モデルの必須課題である。更には、応力緩和現象等を再現するための組織の粘性の考慮、及び弾性の非線型性、塑性等を考慮する必要があるケースへの対応についても今後の課題である。

2次元平面内の変形シミュレーションが完成した後、その精度検証を行い、最終的には提案モデルを3次元まで拡張する必要がある。

また、生体組織の物理特性は非一様であるが、今回の提案モデルはこれを再現できない。従来の LEM [Cos01] では、異なるパラメータを持つ複数の LE を変位方向に並べることによって非一様性を再現している。提案モデルに対しても、適用可能であると考えている。

また、本研究の目的は穿刺吸引細胞診における経皮的穿刺の訓練システムを構築することであるが、ロボット式穿刺へ提案モデルを応用することを考えた場合、変形シミュレーションの境界条件をより高速かつ高精度に計測する必要がある。

6.6 まとめ

経皮的穿刺の実時間シミュレーションを目的とし、小さい計算負荷で、針の長軸方向に垂直な方向の針のしなりと生体組織の変形を再現するモデルを提案した。提案モデルを計算機シミュレーションで評価し、非常に小さな計算負荷で再現結果を導出できることを確認した。その過程で、提案モデルの基となった LEM の明確な計算手順と計算負荷をはじめて明確に示した。また、針を模したピアノ線とゼラチン製生体ファントム、及び生検針とウレタン樹脂製ファントムを用いた実験により、提案モデルによる再現結果を実測結果と比較し、精度を評価した。その結果、針単独では、しなりモデルは経験的ながらも RMS 誤差 1.12 mm 以内で再現できた。また、針のしなりの減少と共に誤差も小さくなった。しかし、ファントムに穿刺した状態では大きな誤差を示した。

今回の提案モデルの変形方向は、しなりの無い状態の針に対して垂直な方向に限定される。今後、提案モデルの変形と力覚の再現を2次元に拡張し、再度モデルを詳細に評価する必要がある。それに続いてモデルを3次元に拡張し、最終的に提案モデルを用いて訓練システムなどのアプリケーションを構築する予定である。また、第5章で提案したシミュレータ用インタフェースと統合し、針生検シミュレータの構築を行う。

第7章 腹腔鏡下手術シミュレーションの ための管腔臓器変形モデル

本章では，管腔臓器を対象とした腹腔鏡下手術シミュレーションシステムの構築を目的とし，高精度な管腔臓器モデルを構築する．提案モデルは，有限要素法を用いた実装と，内壁面同士の衝突を考慮した処理を行う．

7.1 管腔臓器の変形モデル

まず，有限要素法を用いた管腔臓器モデルの構築について述べる．そして，管腔臓器の内壁面における衝突判定と，衝突が検出された場合の内壁面同士の貫通を抑制する処理について述べる．

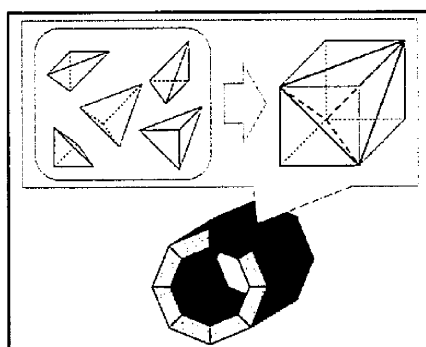


Fig. 7.1 A hollow organ model consisting of tetrahedral meshes

7.1.1 有限要素による管腔臓器のモデル化

有限要素法は、弾性物体を物理法則に基づいて精度良くモデル化する方法として知られている。今回は、管腔臓器を単純な円筒形状と考え、有限要素法を用いてモデル化する。提案モデルでは基本的な四面体要素を採用し、Fig. 7.1 のように四面体 5 つを組み合わせることで箱型を構成した後、この箱型を輪状につないで管状のモデルを作成する。

7.1.2 自己衝突判定処理

四面体要素で構成した管腔臓器モデルは、その内壁面が三角形のメッシュで構成されている。そのため、三角形メッシュ同士の衝突処理を行うことで、内壁面同士の衝突を再現可能となる。提案モデルにおける衝突処理の流れを Fig. 7.2 に示す。

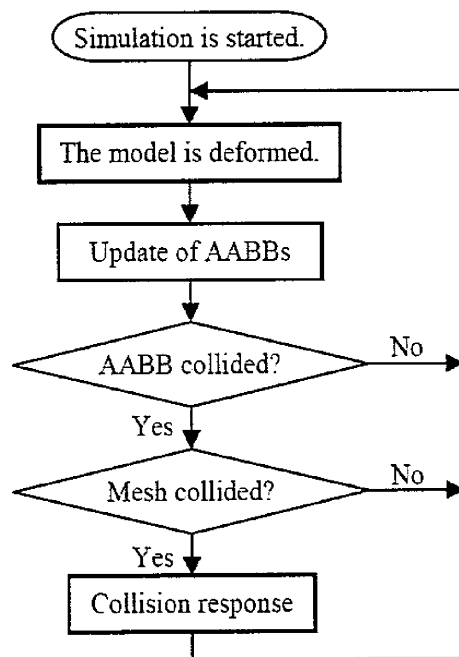


Fig. 7.2 The flowchart of the proposed collision processing.

(a) 衝突判定

衝突判定は、管腔臓器の内壁面を構成する全ポリゴンを対象として行う必要があるが、処理の対象となるポリゴン数の増加と共に計算負荷が飛躍的に増大し、リアルタイム処理が困難になる。そこで、提案モデルでは、衝突判定を高速に行うために Axis-Aligned Bounding Box (AABB) を用いる。Fig. 7.3 に示すように、AABB で管腔臓器モデルの内壁面を構成する三角形メッシュを囲み、まず AABB 同士の衝突判定を行う。AABB 同士の衝突判定は、AABB を形成する頂点の各座標値の大小を比較するだけでよく、極めて計算負荷が小さい。また、AABB の作成と更新にかかる計算も、対象物 (ポリゴン) を形成する頂点座標のみを用いて行えるため、負荷は小さい。提案モデルでは、Fig. 7.2 に示すように、AABB を用いてポリゴンを絞り込み、最終的に残ったポリゴンで厳密に衝突判定を行う。最終的な衝突判定には、A Proximity Query Package (PQP) [Lar99] を用いる。

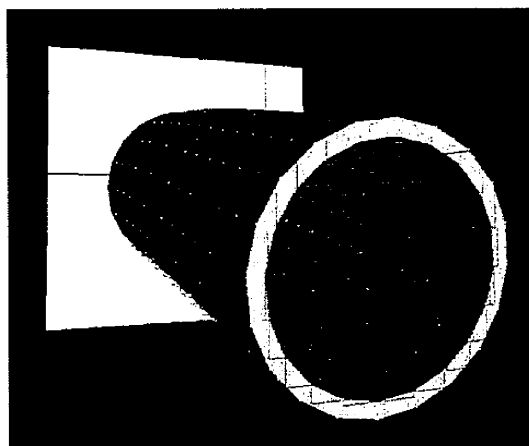


Fig. 7.3 AABB used in the proposed model.

(b) ペナルティ力による貫通抑制処理

(a) で述べた衝突判定により衝突が検出されたポリゴンに対し、内壁面同士で貫通が起きないように、貫通を抑制する処理を行う。抑制処理は適切なペナルティ力を与えることにより行う。Fig. 7.4 に貫通抑制処理の流れを示す。Fig. 7.4 では、簡単のため処理の説明を2次元で行っている。

Fig. 7.4 中の (a) に示すように、ポリゴン同士の衝突が検出されたら、まず、以下の式 (7.1) に

より、ポリゴンを構成する頂点のうち最も深く貫通している頂点を決定する。

$$d = -\frac{\mathbf{a} \cdot \mathbf{n}}{\|\mathbf{n}\|} \quad (7.1)$$

ここで、Fig. 7.4 中の (b) に示すように、 \mathbf{a} は、衝突が検出されたポリゴンの組において、一方のポリゴンの頂点からもう一方のポリゴンの頂点に向かって引いたベクトルを表す。 \mathbf{n} は、対応する \mathbf{a} ベクトルの開始部分である頂点を含むポリゴンの法線ベクトルを表す。全ての頂点について d を求め、最大の d を示す \mathbf{a} ベクトルの終端部分の頂点が、そのポリゴンで最も深く貫通している頂点である。

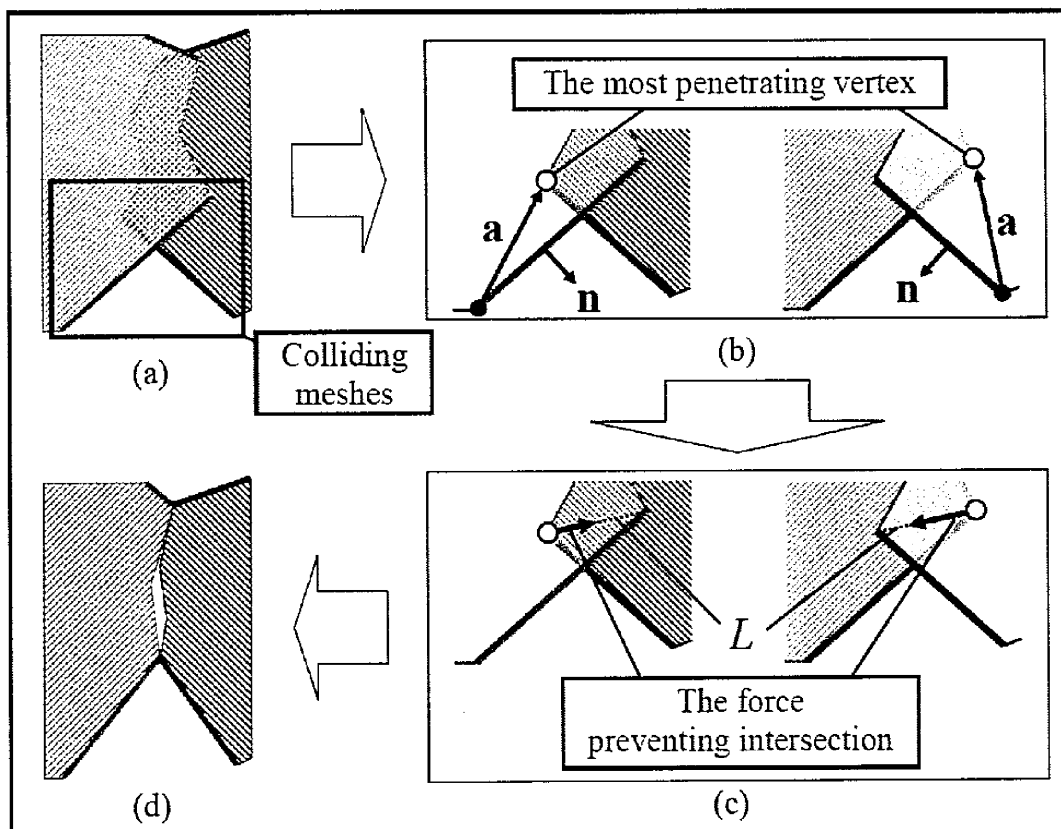


Fig. 5.19 The process flow of the collision response. (a) Colliding meshes. (b) Search for the most penetrating vertex. (c) Adding the force for preventing the intersection. (d) Results of the collision responses.

各衝突ポリゴン同士で最も貫通している頂点を決定した後, Fig. 7.4 (c) に示すように, その頂点同士を直線で結ぶ. この直線 L は, 衝突ポリゴンが互いの最も深く貫通している方向を表す. そして, ペナルティ力 f_p の大きさを以下の式 (7.2) で与える.

$$f_p = cL \quad (7.2)$$

ここで, c は比例定数である. c の正負は, ポリゴン同士の貫通が抑制される方向になるように決定する. c の大きさは, 変形シミュレーションを行う時のコンピュータの更新速度などに応じて, 現在は経験的に設定している. このペナルティ力 f_p を衝突が検出されたポリゴン全てに与え, 貫通を抑制する.

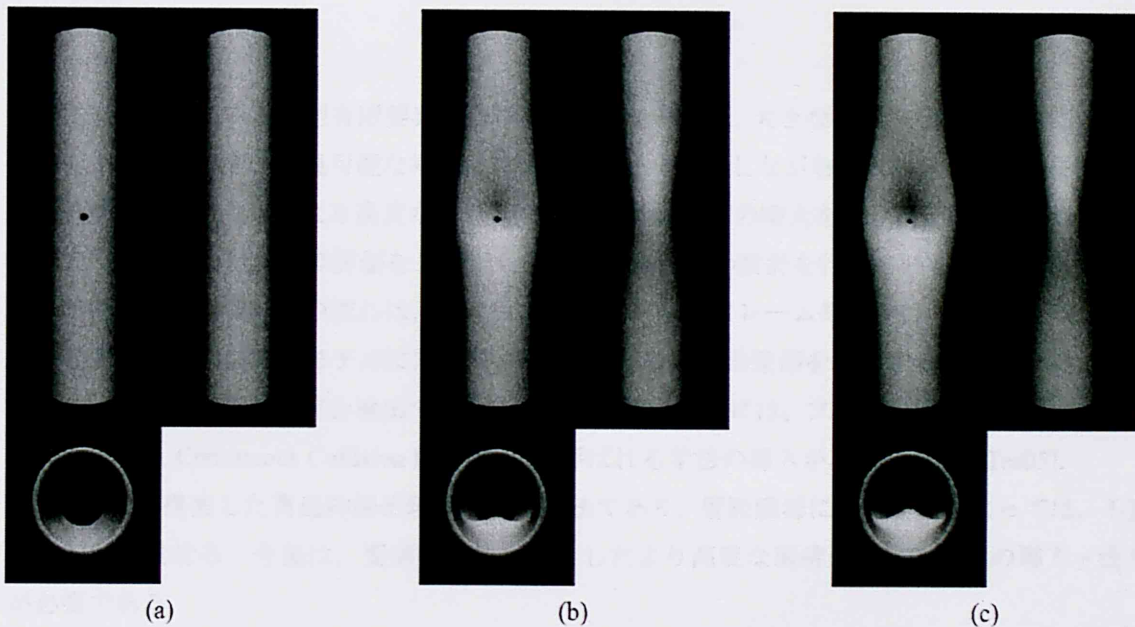


Fig. 7.5 The hollow organ model constructed with the proposed method. (a) An initial state of the model. (b) The model deformed by pushing the red and blue points. (c) Collision between the inner surfaces.

7.2 実装

四面体数 10400, ノード数 2160, 内壁面を構成するポリゴン数 1040 として実装した結果を Fig. 7.5 に示す. Fig. 7.5 (b) に示すのが, 有限要素で構成された管腔臓器モデルが変形する様子である. 変形によって内壁面同士の衝突が検出されれば, Fig. 7.5 (c) に示すように, 貫通抑制処理が行われる. 本モデルを, Pentium 4 3GHz CPU と 2GB の RAM で構成された標準的な PC 上で実装した結果, 描画更新レート 40fps を達成した.

7.3 考察

提案モデルで用いた線型有限要素法の準静的解析モデルは, 大きな変形を与えたときに体積が増加してしまうなど, 再現可能な挙動には限界がある. しかしながら, 非線型有限要素法や動的解析モデルの導入など, より高度なモデルの導入は計算負荷の増大を伴う. 今後は, 医師とのディスカッションなどにより評価をしながら, 最適なモデルの設計を行っていく.

今回提案した衝突判定の流れは, シミュレーション中毎フレーム処理を行っている. しかし, 大きな力が瞬間的に臓器モデルに加わり, 1 フレーム以内に内壁面を構成するポリゴン同士が貫通しきった場合, その交差を検出できない. これを解決するには, フレーム間のポリゴンの動きまで考慮した Continuous Collision Detection と呼ばれる手法の導入が必要になる [Tes05].

また, 今回提案した貫通抑制処理は簡易な方法であり, 管腔臓器に与える力によっては, 不安定な挙動を見せる. 今後は, 変形物体を対象としたより高度な衝突処理 [Tes05] の導入・改良が必要である.

また, 様々な処理を要する腹腔鏡下手術シミュレータにおいては, 更なる計算負荷の削減が要求される. 有限要素法の計算については Condensation 手法 [Bro96] の適用などが, 衝突処理についてもより高度な手法 [Tes05] の導入などが考えられる.

また, 今回は単純な円筒形のモデルを構築し, ヤング率とポアソン比は経験的に設定した. 今後は, 実際の臓器から形状やヤング率などの物理データを取得し, モデルに反映させることが出来れば, よりリアルな再現が可能となる.

今回は管腔臓器の変形に注目したが, 5.2 節の導入部で述べたように, 今後は切開や吻合のシ

ミュレーションの実装にも取り組む必要がある。切開シミュレーションの例としては、Wu らの取り組み [Wu05] などが挙げられる。吻合シミュレーションの例としては、Brown らの取り組み [Bro02] などが挙げられる。これらの研究を参考に、シミュレーションの実装・改良を行う。

7.4 まとめ

管腔臓器を対象とした腹腔鏡下手術シミュレーションシステムの構築を目的とし、有限要素法と管腔臓器の内壁面同士の衝突を考慮した処理により、高精度な管腔臓器モデルを構築した。内壁面同士の自己衝突判定処理では、AABB を用いて高速に衝突の候補となるポリゴンを絞り込んでから厳密な衝突判定を行うことで、処理を高速化した。その後、ペナルティ力を用いて、衝突が検出されたポリゴンに対する貫通抑制処理を行った。

今後は、より高度な手法の導入・改良によるモデルの精度向上と高速化を行う。また、切開や吻合のシミュレーションの実装にも取り組み、システムの完成を目指す。更に、提案モデルの別の応用として、医用画像同士のレジストレーションの高精度化への活用が考えられる。具体的には、術前に撮影した CT 画像などの医用画像からの腹腔臓器形状情報に、第 3 章で提案した腹腔鏡画像による計測形状を高精度にレジストレーションすることで、術者への提示を行うシステムが考えられる。このとき、提案モデルによる予測をレジストレーションに組み込むことで、レジストレーションの高精度化を図ることができる。有限要素法による臓器変形の予測を用いたレジストレーション手法は、例えば Cash らのグループによる手法が挙げられる [Cas05]。

第8章 結論

本研究では低侵襲性と安全性・信頼性を両立した手技実現を目的とし、低侵襲医療手技における医師の視覚情報強化と訓練法に関し、それぞれ3つの提案を行った。視覚情報の強化に関しては、腹腔鏡下手術における術者による腹腔内の空間把握への支援を目的としたプロジェクタ型ARシステム、同じく腹腔鏡下手術支援を目的とした腹腔内の3次元形状計測法、内視鏡画像から安定かつ高精度に病変部の大きさを計測する手法をそれぞれ提案した。訓練法に関しては、針生検における経皮的穿刺を対象とした訓練用VRシミュレータ用インタフェース、同じく経皮的穿刺を対象とした変形モデル、腹腔鏡下手術を対象とした管腔臓器モデルをそれぞれ提案した。

提案手法は、医師の技能強化を可能とするシステムの実現に繋がる要素技術である。患者の体内構造を効率的・定量的に把握可能とするシステムにより、より安全・確実な診断・治療に繋がる。また、訓練効果の高いシミュレータの開発により、高度な技術が要求される低侵襲手技を行うのに十分な技術を有する医師を効率的に養成できる。これらのシステムは、診断や治療を必要最小限の侵襲で行うことを可能とし、痛みの低減と早期回復を促し、より一層の患者QOLの維持・向上に繋がる。

今後は臨床応用に向け、医師との議論を重ねながらの改良が必要である。精度・速度についてはアルゴリズム面での改良だけではなく、システムを使用する手術室等の環境を考慮したハードウェア面での最適化が必要と考えられる。また、システムのアプリケーションやインタフェースについては、可能な限り多くの医師・技術者と議論・評価を行い、低侵襲性と安全性・信頼性の両立を可能とする手技の確立を目指す。

謝辞

本研究を行うにあたり、丁寧なご指導を賜りました千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター教授三宅洋一先生に心から感謝いたします。

また、本論文の審査を担当していただき、貴重な助言をいただきました同教授下山一郎先生、羽石秀昭先生、ならびに同大学院工学研究科教授外池光雄先生に心から感謝いたします。

審査に加え、研究遂行にあたり、熱心なご指導と温かいご助言をいただきました本学融合科学研究科准教授津村徳道先生に御礼申し上げます。

研究の遂行から論文作成に至るまで、終始ご指導賜りました同助教中口俊哉先生に心より御礼申し上げます。

医学的見地からの貴重な助言と温かいご指導を賜りました同フロンティアメディカル工学研究開発センター教授林秀樹先生に心より感謝いたします。

実験装置の準備にあたり、同技術職員関根雅氏には多大なご協力をいただきました。深く感謝いたします。また、内視鏡装置をお貸しいただいた同教授五十嵐辰男先生、フジノン株式会社、有限会社新興光器製作所に感謝いたします。また、提案システムの評価に協力いただき、多くの貴重な助言をいただいた、本学医学部の医師の方々に深く御礼申し上げます。

本論文の執筆にあたっては、本研究室の卒業生・在学生に多大なるご支援をいただきました。田村信彦博士（現キャノン株式会社，第5章），牛木卓氏（現ソニー株式会社，第2章及び第3章），川口泰弘氏（現大日本印刷株式会社，第6章），岡田義道氏（現博士前期課程2年，第3章），森田慎也氏（同2年，第6章），佐々木麻衣氏（同1年，第4章），生江達哉氏（同1年，第3章），西村圭司氏（同1年，第7章）に心より感謝いたします。また、実験及び発表資料準備に多大なご協力をいただきました，川崎将吾氏（現富士フイルム株式会社），館真吾氏（現博士前期課程2年），岡田銀平氏（現工学部情報画像工学科4年）をはじめとする本研究室諸氏に感謝いたします。

最後に、様々な形でご協力いただいた皆様に深く感謝いたします。

2009年1月

小石 毅

参考文献

- [Abo07] N. Abolhassani, R. Patel, and M. Moallem, "Needle insertion into soft tissue: A survey," *Medical Engineering & Physics*, **29**, pp.413-431, 2007.
- [Alt03] R. Alterovitz, J. Pouliot, R. Taschereau, I. C. J. Hsu, and K. Goldberg, "Simulating needle insertion and radioactive seed implantation for prostate brachytherapy," *Proc. MMVR*, pp.19-25, 2003.
- [Alt05] R. Alterovitz, K. Goldberg, and A. M. Okamura, "Planning for steerable bevel-tip needle insertion through 2D soft tissue with obstacles," *Proc. IEEE ICRA*, pp.1640-1645, 2005.
- [Alv89] N. Alvertos, D. Brzakovic, and R. C. Gonzalez, "Camera geometries for image matching in 3-D machine vision," *IEEE Trans. PAMI*, **11** (9), pp.897-915, 1989.
- [Bad88] E. Badiqué, Y. Komiya, N. Ohyama, T. Honda, and J. Tsujiuchi, "Use of color image correlation in the retrieval of gastric surface topography by endoscopic stereopair matching," *Applied Optics*, **27** (5), pp.941-948, 1988.
- [Bal02] G. H. Ballantyne, "Robotic surgery, telerobotic surgery, telepresence, and telementoring," *Surg. Endosc.*, **16**, pp.1389-1402, 2002.
- [Bal03] R. Balaniuk and K. Salisbury, "Soft-tissue simulation using the radial elements method," *Proc. IS4TM, LNCS 2673*, pp.48-58, 2003.
- [Bar05] D. Bartz, "Virtual endoscopy in research and clinical practice," *Computer Graphics Forum*, **24** (1), pp.1-17, 2005.
- [BaS02] R. Balaniuk and K. Salisbury, "Dynamic simulation of deformable objects using the long element method," *Proc. Symp. Haptic interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, pp.58-65, 2002.
- [Bas04] C. Basdogan, S. De, J. Kim, M. Muniyandi, H. Kim, and M. A. Srinivasan, "Haptics in minimally invasive surgical simulation and training," *IEEE CG&A*, **24** (2), pp.56-64, 2004.

- [Bas07] C. Basdogan, M. Sedef, M. Harders, and S. Wesarg, "VR-based simulators for training in minimally invasive surgery," *IEEE CG&A*, **27** (2), pp.54-66, 2007.
- [Bau04] R. Bauernschmitt, M. Feuerstein, E. U. Schirmbeck, J. Traub, G. Klinker, S. M. Wildhirt, and R. Lange, "Improved preoperative planning in robotic heart surgery," *Proc. IEEE Comput. in Cardiol.*, pp.773-776, 2004.
- [Bir94] D. H. Birkett, L. G. Josephs, and J. Este-McDonald, "A new 3-D laparoscope in gastrointestinal surgery," *Surg. Endosc.*, **8**, pp.1448-1451, 1994.
- [Bla00] M. Blackwell, C. Nikou, A. M. Digioia, and T. Kanade, "An image overlay system for medical data visualization," *Medical Image Analysis*, **4** (1), pp.67-72, 2000.
- [Bou] J. Y. Bouguet, "Camera Calibration Toolbox for Matlab," http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc.
- [Bou99] J. Y. Bouguet, "Pyramidal implementation of the Lucas Kanade feature tracker description of the algorithm," *OpenCV Documents*, Intel Corp., 1999.
- [Bra98] G. R. Bradski, "Computer vision face tracking for use in a perceptual user interface," *Intel Tech. J. Q2*, 1998.
- [Bro96] M. Bro-Nielsen and S. Cotin, "Real-time volumetric deformable models for surgery simulation using finite elements and condensation," *Computer Graphics Forum*, **15** (3), pp.57-66, 1996.
- [Bro02] J. Brown, S. Sorkin, J.-C. Latombe, K. Montgomery, and M. Stephanides, "Algorithmic tools for real-time microsurgery simulation," *Medical Image Analysis*, **6** (3), pp.289-300, 2002.
- [Buc07] S. D. Buck, F. Maes, A. D'Hoore, and P. Suetens, "Evaluation of a novel calibration technique for optically tracked oblique laparoscopes," *Proc. MICCAI*, LNCS **4791**, pp. 467-474, 2007.
- [Bur05] D. Burschka, M. Li, M. Ishii, R. H. Taylor, and G. D. Hager, "Scale-invariant registration of monocular endoscopic images to CT-scans for sinus surgery," *Medical Image Analysis*, **9** (5), pp.413-426, 2005.
- [Cas05] D. M. Cash, M. I. Miga, T. K. Sinha, R. L. Galloway, and W. C. Chapman, "Compensating for

intraoperative soft-tissue deformations using incomplete surface data and finite elements,” *IEEE Trans. MI*, **24** (11), pp.1479-1491, 2005.

- [Cha03] M. Chan, W. Lin, C. Zhou, and J. Y. Qu, “Miniaturized three-dimensional endoscopic imaging system based on active stereovision,” *Applied Optics*, **42** (10), pp.1888-1898, 2003.
- [Cle01] K. Cleary and C. Nguyen, “State of the art in surgical robotics: Clinical applications and technology challenges,” *Computer Aided Surgery*, **6** (6), pp.312-328, 2001.
- [Cos01] I. F. Costa and R. Balaniuk, “LEM – An approach for real time physically based soft tissue simulation,” *Proc. IEEE ICRA*, pp.2337-2343, 2001.
- [Cot99] S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache, “Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation,” *IEEE TVCG*, **5** (1), pp.62-73, 1999.
- [Cot02] S. Cotin, N. Stylopoulos, M. Ottensmeyer, P. Neumann, D. Rattner, and S. Dawson, “Metrics for laparoscopic skills trainers: The weakest link!” *Proc. MICCAI*, LNCS **2488**, pp.35-43, 2002.
- [Deb01] G. Debunne, M. Desbrun, M.-P. Cani, and A. H. Barr, “Dynamic real-time deformations using space & time adaptive sampling,” *Proc. SIGGRAPH*, pp.31-36, 2001.
- [DeG06] E. Dehghan, O. Goskel, and S. E. Salcudean, “A comparison of needle bending models,” *Proc. MICCAI*, LNCS **4190**, pp.305-312, 2006.
- [Del06] H. Delingette, X. Pennec, L. Soler, J. Marescaux, and N. Ayache, “Computational models for image-guided robot-assisted and simulated medical interventions,” *Proc. IEEE*, **94** (9), pp.1678-1688, 2006.
- [DeO96] K. Deguchi and T. Okatani, “Shape reconstruction from an endoscope image by shape-from-shading technique for a point light source at the projection center,” *Proc. IEEE MMBIA*, pp.290-298, 1996.
- [DeS96] K. Deguchi, T. Sasano, H. Arai, and H. Yoshikawa, “3-D shape reconstruction from endoscope image sequences by the factorization method,” *IEICE Trans. Inf. & Syst.*, **E79-D** (9), pp.1329-1336, 1996.

- [DeS06] E. Dehghan and S. E. Salcudean, "Comparison of linear and non-linear models in 2D needle insertion simulation," *Proc. Workshop on Computational Biomechanics for Medicine (In conjunction with MICCAI 2006)*, pp.117-124, 2006.
- [DiI05] S. P. Dimaio and S. E. Salcudean, "Interactive simulation of needle insertion models," *IEEE Trans. BE*, **52** (7), pp.1167-1179, 2005.
- [Dim03] S. P. Dimaio and S. E. Salcudean, "Needle insertion modeling and simulation," *IEEE Trans. RA*, **19** (5), pp.864-875, 2003.
- [DiN05] S. P. Dimaio and S. E. Salcudean, "Needle steering and motion planning in soft tissues," *IEEE Trans. BE*, **52** (6), pp. 965-974, 2005.
- [Est06] R. S. J. Estépar, N. Stylopoulos, R. E. Ellis, E. Samset, C.-F. Westin, C. Thompson, and K. Vosburgh, "Towards scarless surgery: An endoscopic-ultrasound navigation system for transgastric access procedures," *Proc. MICCAI, LNCS 4190*, pp.445-453, 2006.
- [Feu07] M. Feuerstein, T. Reichl, J. Vogel, A. Schneider, H. Feussner, and N. Navab, "Magneto-optic tracking of a flexible transducer for laparoscope augmentation," *Proc. MICCAI, LNCS 4791*, pp.458-466, 2007.
- [Feu08] M. Feuerstein, T. Mussack, S. M. Heining, and N. Navab, "Intraoperative laparoscope augmentation for port placement and resection planning in minimally invasive liver resection," *IEEE Trans. MI*, **27** (3), pp.355-369, 2008.
- [Fra05] L. France, J. Lenoir, A. Angelidis, P. Meseure, M.-P. Cani, F. Faure, and C. Chaillou, "A layered model of a virtual human intestine for surgery simulation," *Medical Image Analysis*, **9** (2), pp.123-132, 2005.
- [Fuc98] H. Fuchs, M. A. Livingston, R. Raskar, D. Colucci, K. Keller, A. State, J. R. Crawford, P. Rademacher, S. H. Drake, and A.A. Meyer, "Augmented reality visualization for laparoscopic surgery," *Proc. MICCAI, LNCS 1496*, pp.934-943, 1998.
- [Fus00] A. Fusiello, E. Trucco, and A. Verri, "A compact algorithm for rectification of stereo pairs," *Machine Vision and Applications*, **12**, pp.16-22, 2000.

- [Gib97] S. F. F. Gibson and B. Mirtich, "A survey of deformable modeling in computer graphics," *Technical Report, TR97-19, MERL*, 1997.
- [Glo07] D. Glozman and M. Shoham, "Image-guided robotic flexible needle steering," *IEEE Trans. Rob.*, **23** (3), pp.459-467, 2007.
- [Gos06] O. Goskel, S. E. Salcudean, and S. P. Dimaio, "3D simulation of needle-tissue interaction with application to prostate brachytherapy," *Computer Aided Surgery*, **11** (6), pp.279-288, 2006.
- [Gro04] M. D. Grossberg, H. Peri, S. K. Nayar, and P. N. Belhumeur, "Making one object look like another: Controlling appearance using a projector-camera system," *Proc. IEEE CVPR*, pp.452-459, 2004.
- [Gro05] T. Grossman and R. Balakrishnan, "A probabilistic approach to modeling two-dimensional pointing," *ACM Trans. CHI*, **12** (3), pp.435-459, 2005.
- [Gru08] A. Grundhöfer and O. Bimber, "Real-time adaptive radiometric compensation," *IEEE TVCG*, **14** (1), pp.97-108, 2008.
- [Han94] H. Haneishi, T. Ogura, and Y. Miyake, "Profilometry of a gastrointestinal surface by an endoscope with laser beam projection," *Optics Letters*, **19** (9), pp.601-603, 1994.
- [Has02] K. Hasegawa, K. Noda, and Y. Sato, "Electronic endoscope system for shape measurement," *Proc. ICPR*, **1**, pp.792-795, 2002.
- [Hay06] M. Hayashibe, N. Suzuki, and Y. Nakamura, "Laser-scan endoscope system for intraoperative geometry acquisition and surgical robot safety management," *Medical Image Analysis*, **10** (4), pp.509-519, 2006.
- [Hir07] H. Hirschmüller and D. Scharstein, "Evaluation of cost functions for stereo matching," *Proc. IEEE CVPR*, pp.1-8, 2007.
- [Hof00] W. Hoff and T. Vincent, "Analysis of head pose accuracy in augmented reality," *IEEE TVCG*, **6** (4), pp.319-334, 2000.
- [Hop07] H. Hoppe, G. Eggers, T. Heurich, J. Raczowsky, R. Marmulla, H. Wörn, S. Hassfeld, and J. L.

- Moctezuma, "Projector-based visualization for intraoperative navigation: first clinical results," *Proc. CARS*, p.771, 2003.
- [Hu07] M. Hu, G. Penney, P. Edwards, M. Figl, and D. Hawkes, "3D reconstruction of internal organ surfaces for minimal invasive surgery," *Proc. MICCAI*, LNCS **4791**, pp.68-77, 2007.
- [Kat01] H. Kataoka, T. Washio, M. Audette, and K. Mizuhara, "A model for relations between needle deflection, force, and thickness on needle insertion," *Proc. MICCAI*, LNCS **2208**, pp.966-974, 2001.
- [Kam89] B. Kamgar-Parsi and B. Kamgar-Parsi, "Evaluation of quantization error in computer vision," *IEEE Trans. PAMI*, **11** (9), pp.929-940, 1989.
- [Kit04] T. Kitasaka, K. Mori, Y. Hayashi, Y. Suenaga, M. Hashizume, and J. Toriwaki, "Virtual pneumoperitoneum for generating virtual laparoscopic views based on volumetric deformation," *Proc. MICCAI*, LNCS **3217**, pp.559-567, 2004.
- [Kon04] D. Kondo, T. Goto, M. Kouno, R. Kijima, and Y. Takahashi, "A virtual anatomical torso for medical education using free form image projection," *Proc. VSMM*, pp.678-685, 2004.
- [Kop07] D. Koppel, C.-I. Chen, Y.-F. Wang, H. Lee, J. Gu, A. Poirson, and R. Wolters, "Toward automated model building from video in computer-assisted diagnoses in colonoscopy," *Proc. SPIE*, pp.65091L, 2007.
- [Küh00] U. Kühnapfel, H. K. Çakmak, and H. Maaß, "Endoscopic surgery training using virtual reality and deformable tissue simulation," *Comput. & Graph.*, **24**, pp.671-682, 2000.
- [Lam08] P. Lamata, E. J. Gómez, F. Lamata, A. O. Pastor, F. M. Sánchez-Margallo, and F. del Pozo, "Understanding perceptual boundaries in laparoscopic surgery," *IEEE Trans. BE*, **55** (3), pp.866-873, 2008.
- [Lar99] E. Larsen, S. Gottschalk, M. C. Lin, and D. Manocha, "Fast proximity queries with swept sphere volumes," *Technical Report TR99-018, Department of Computer Science, UNC Chapel Hill*, 1999.
- [Lau03] D. Laurendeau, A. Branzan-Albu, E. Boivin, R. Drouin, H. Martel, D. Ouellet, J.-M. Schwartz,

- “Survey of the state-of-the-art on synthetic environments, sensori-motor activities in synthetic environments, simulation frameworks and real-world abstraction models,” *Contractor Report, DRDC-VALCARTIER-CR-2003-346, Defence Research and Development Canada*, 2003.
- [Lau04] W. W. Lau, N. A. Ramey, J. J. Corso, N. V. Thakor, and G. D. Hager, “Stereo-based endoscopic tracking of cardiac surface deformation,” *Proc. MICCAI, LNCS 3217*, pp.494-501, 2004.
- [Lay07] S. D. Laycock and A. M. Day, “A survey of haptic rendering techniques,” *Computer Graphics Forum*, **26** (1), pp.50-65, 2007.
- [Lea95] J. T. Lea, J. J. Santos-Munné, and M. A. Peshkin, “Diagramming registration connectivity and structure,” *Proc. MMVR*, pp.1-10, 1995.
- [Ler06] M. Lerotic and G.-Z. Yang, “The use of super resolution in robotic assisted minimally invasive surgery,” *Proc. MICCAI, LNCS 4190*, pp.462-469, 2006.
- [Lo08] B. Lo, M. V. Scarzanella, D. Stoyanov, and G.-Z. Yang, “Belief propagation for depth cue fusion in minimally invasive surgery,” *Proc. MICCAI, LNCS 5242*, pp.104-112, 2008.
- [Lom99] J.-C. Lombardo, M.-P. Cani, and F. Neyret, “Real-time collision detection for virtual surgery,” *Proc. Computer Animation*, pp.82-90, 1999.
- [Low04] D. G. Lowe, “Distinctive image features from scale-invariant keypoints,” *IJCV*, **60** (2), pp.91-110, 2004.
- [Mat87] L. Matthies and S. A. Shafer, “Error modeling in stereo navigation,” *IEEE J. RA*, **3** (3), pp.239-248, 1987.
- [Mei05] U. Meier, O. López, C. Monserrat, M. C. Juan, and M. Alcañiz, “Real-time deformable models for surgery simulation: A survey,” *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, **77** (3), pp.183-197, 2005.
- [Men02] C. Mendoza, K. Sundaraj, and C. Laugier, “Issues in deformable virtual objects simulation with force feedback,” *Proc. IARP Int. Workshop on Human Robot Interfaces*, 2002.
- [Mik05] K. Mikolajczyk and C. Schmid, “A performance evaluation of local descriptors,” *IEEE Trans.*

PAMI, **27** (10), pp.1615-1630, 2005.

- [Mou01] F. Mourgues, F. Devernay, and E. Coste-Menière, "3D reconstruction of the operating field for image overlay in 3D-endoscopic surgery," *Proc. ISAR*, pp.191-192, 2001.
- [Mou02] F. Mourgues and E. Coste-Menière, "Flexible calibration of actuated stereoscopic endoscope for overlay in robot assisted surgery," *Proc. MICCAI*, LNCS **2488**, pp.25-34, 2002.
- [Mou06] P. Mountney, D. Stoyanov, A. Davison, and G.-Z. Yang, "Simultaneous stereoscope localization and soft-tissue mapping for minimal invasive surgery," *Proc. MICCAI*, LNCS **4190**, pp.347-354, 2006.
- [Mou07] P. Mountney, B. Lo, S. Thiemjarus, D. Stoyanov, and G.-Z. Yang, "A probabilistic framework for tracking deformable soft tissue in minimally invasive surgery," *Proc. MICCAI*, LNCS **4792**, pp.34-41, 2007.
- [Mur06] S. Muraki and Y. Kita, "A survey of medical applications of 3D image analysis and computer graphics," *Systems and Computers in Japan*, **37** (1), pp.13-46, 2006.
- [NaK08] T. Nakaguchi, Y. Kawaguchi, N. Tsumura, and Y. Miyake, "Modeling and measurement of surgical incision for virtual training system," *Proc. CARS*, p.293, 2008.
- [Nak01] S. Nakajima, K. Nakamura, K. Masamune, I. Sakuma, and T. Dohi, "Three-dimensional medical imaging display with computer-generated integral photography," *Comput. Med. Imag. Graph.*, **25** (3), pp.235-241, 2001.
- [Nak02] M. Nakao, H. Oyama, M. Komori, T. Matsuda, G. Sakaguchi, M. Komeda, and T. Takahashi, "Haptic reproduction and interactive visualization of a beating heart for cardiovascular surgery simulation," *Int. J. Medical Informatics*, **68**, pp.155-163, 2002.
- [Nak07] M. Nakamoto, H. Hirayama, Y. Sato, K. Konishi, Y. Kakeji, M. Hashizume, and S. Tamura, "Recovery of respiratory motion and deformation of the liver using laparoscopic freehand 3D ultrasound system," *Medical Image Analysis*, **11** (5), pp.429-442, 2007.
- [NaN08] M. Nakamoto, K. Nakada, Y. Sato, K. Konishi, M. Hashizume, and S. Tamura, "Intraoperative magnetic tracker calibration using a magneto-optic hybrid tracker for 3-D ultrasound-based

navigation in laparoscopic surgery," *IEEE Trans. MI*, **27** (2), pp.255-270, 2008.

- [Nea06] A. Nealen, M. Müller, R. Keiser, E. Boxerman, and M. Carlson, "Physically based deformable models in computer graphics," *Computer Graphics Forum*, **25** (4), pp.809-836, 2006.
- [Ngu92] T. C. Nguyen and T. S. Huang, "Quantization errors in axial motion stereo on rectangular-tessellated image sensors," *Proc. ICPR*, pp.13-16, 1992.
- [Nie04] H. W. Nienhuys and F. van der Stappen, "A computational technique for interactive needle insertions in 3D nonlinear material," *Proc. IEEE ICRA*, pp.2061-2067, 2004.
- [Oda95] N. Oda, J. Hasegawa, T. Nonami, M. Yamaguchi, and N. Ohyama, "Reconstruction of the gastric surface structure using a monocular CCD endoscope," *Optical Review*, **2** (2), pp.110-114, 1995.
- [Oka04] A. M. Okamura, C. Simone, and M. D. O'Leary, "Force modeling for needle insertion into soft tissue," *IEEE Trans. BE*, **51** (10), pp.1707-1716, 2004.
- [Oku93] M. Okutomi and T. Kanade, "A multiple-baseline stereo," *IEEE Trans. PAMI*, **15** (4), pp.353-363, 1993.
- [O'L03] M. D. O'Leary, C. Simone, T. Washio, K. Yoshinaka, and A. M. Okamura, "Robotic needle insertion: Effects of friction and needle geometry," *Proc. IEEE ICRA*, pp.1774-1780, 2003.
- [Pet00] T. M. Peters, "Image-guided surgery: From X-rays to virtual reality," *Comput. Methods in Biomech. Biomed. Engin.*, **4** (1), pp.27-57, 2000.
- [Pic03] G. Picinbono, H. Delingette, and N. Ayache, "Non-linear anisotropic elasticity for real-time surgery simulation," *Graphical Models*, **65**, pp.305-321, 2003.
- [Rag04] L. Raghupathi, L. Grisoni, F. Faure, D. Marchal, M.-P. Cani, and C. Chaillou, "An intestinal surgery simulator: Real-time collision processing and visualization," *IEEE TVCG*, **10** (6), pp.708-718, 2004.
- [Ras98] R. Raskar, M. Cutts, G. Welch, and W. Stürzlinger, "Efficient image generation for multiprojector and multisurface displays," *Proc. Eurographics Workshop on Rendering*

Techniques, pp.139-144, 1998.

- [Rod88] J. J. Rodríguez and J. K. Aggarwal, "Quantization error in stereo imaging," *Proc. IEEE CVPR*, pp.153-158, 1988.
- [Sat85] K. Sato and S. Inokuchi, "Three-dimensional surface measurement by space encoding range imaging," *J. Robotic Systems*, **2**, pp.27-39, 1985.
- [Sat02] T. Sato, M. Kanbara, and N. Yokoya, "Dense 3-D reconstruction of an outdoor scene by hundreds-baseline stereo using a hand-held video camera," *IJCV*, **47** (1-3), pp.119-129, 2002.
- [ScK07] C. Schönfelder, L. A. Kahrs, T. Stark, J. Raczkowski, and H. Wörn, "Calculation and visualization of trocar positions for abdominal minimally invasive surgery," *Proc. CARS*, p.506, 2007.
- [ScR07] C. Schönfelder, J. Raczkowski, B. Müller, C. Gutt, and H. Wörn, "A planning system for robot based abdominal minimally invasive surgery," *Proc. CARS*, pp.202-203, 2007.
- [Seo07] B.-K. Seo, M.-H. Lee, H. Park, J.-I. Park, and Y. S. Kim, "Virtual pen for computer aided surgery," *Proc. CARS*, pp.504-505, 2007.
- [Sey02] N. E. Seymour, A. G. Gallagher, S. A. Roman, M. K. O'Brien, V. K. Bansal, D. K. Andersen, and R. M. Satava, "Virtual reality training improves operating room performance," *Annals of Surgery*, **236** (4), pp.458-464, 2002.
- [Sha02] R. Shahidi, M. R. Bax, C. R. Maurer, Jr., J. A. Johnson, E. P. Wilkinson, B. Wang, J. B. West, M. J. Citardi, K. H. Manwaring, and R. Khadem, "Implementation, calibration and accuracy testing of an image-enhanced endoscopy system," *IEEE Trans. MI*, **21** (12), pp.1524-1535, 2002.
- [Smi86] R. C. Smith and P. Cheeseman, "On the representation and estimation of spatial uncertainty," *Int. J. Robot. Res.*, **5** (4), pp.56-68, 1986.
- [Son79] A. Sonnenberg, M. Giger, L. Kern, C. Noll, K. Stuby, K. B. Weber, and A. L. Blum, "How reliable is determination of ulcer size by endoscopy?" *British Medical Journal*, **2**, pp.1322-1324, 1979.

- [StD05] D. Stoyanov, A. Darzi, and G-Z. Yang, "A practical approach towards accurate dense 3D depth recovery for robotic laparoscopic surgery," *Computer Aided Surgery*, **10** (4), pp.199-208, 2005.
- [StM05] D. Stoyanov, G. P. Myloans, F. Deligianni, A. Darzi, and G-Z. Yang, "Soft-tissue motion tracking and structure estimation for robotic assisted MIS procedures," *Proc. MICCAI*, LNCS **3750**, pp.139-146, 2005.
- [Sto07] D. Stoyanov and G-Z. Yang, "Stabilization of image motion for robotic assisted beating heart surgery," *Proc. MICCAI*, LNCS **4791**, pp.417-424, 2007.
- [Sun01] K. Sundaraj, C. Laugier, and I. F. Costa, "An approach to LEM modeling: Construction, collision detection and dynamic simulation," *Proc. IROS*, pp.2196-2201, 2001.
- [Sun02] K. Sundaraj, C. Mendoza, and C. Laugier, "A fast method to simulate virtual deformable objects with force feedback," *Proc. IEEE ICARCV*, pp.413-418, 2002.
- [Szé00] G. Székely, Ch. Brechbühler, R. Hutter, A. Rhomberg, N. Ironmonger, and P. Schmid, "Modelling of soft tissue deformation for laparoscopic surgery simulation," *Medical Image Analysis*, **4** (1), pp.57-66, 2000.
- [Tam05] N. Tamura, "Development of VR technologies for the realistic medical training system," *Ph. D. dissertation, Chiba Univ., Japan*, 2005.
- [Tar03] J. P. Tardif, S. Roy, and J. Meunier, "Projector-based augmented reality in surgery without calibration," *Proc. IEEE EMBS*, pp.548-551, 2003.
- [Tay03] R. H. Taylor and D. Stoianovici, "Medical robotics in computer-integrated surgery," *IEEE Trans. RA*, **19** (5), pp.765-781, 2003.
- [Tes05] M. Teschner, S. Kimmerle, B. Heidelberger, G. Zachmann, L. Raghupathi, A. Fuhrmann, M.-P. Cani, F. Faure, N. Magnenat-Thalmann, W. Strasser, and P. Volino, "Collision detection for deformable objects," *Computer Graphics Forum*, **24** (1), pp.61-81, 2005.
- [Vee01] S. Veese, M. J. Dunn, and G-Z. Yang, "Multiresolution image registration for two-dimensional gel electrophoresis," *Proteomics*, **1**, pp.856-870, 2001.

- [Ver06] E. G. G. Verdaasdonk, L. P. S. Stassen, L. J. Monteny, and J. Dankelman, "Validation of a new basic virtual reality simulator for training of basic endoscopic skills," *Surg. Endosc.*, **20**, pp.511-518, 2006.
- [Vez05] V. Vezhnevets and A. Velizhev, "GML C++ Camera Calibration Toolbox," <http://research.graphicon.ru/calibration/gml-c++-camera-calibration-toolbox.html>, 2005.
- [Vid06] F. P. Vidal, F. Bello, K. Brodlie, N. W. John, D. Gould, R. Phillips, and N. J. Avis, "Principles and applications of computer graphics in medicine," *Computer Graphics Forum*, **25** (1), pp.113-137, 2006.
- [Wac06] M. Wacker, "Soft-tissue simulation," *IEEE Vis. 2006 Tutorials, Visual Medicine: Techniques, applications and software*, 2006.
- [Web05] R. J. Webster III, J. Memisevic, and A. M. Okamura, "Design considerations for robotic needle steering," *Proc. IEEE ICRA*, pp.3588-3594, 2005.
- [Wen06] T. Wendler, J. Traub, S. I. Ziegler, and N. Navab, "Navigated three dimensional beta probe for optimal cancer resection," *Proc. MICCAI, LNCS 4190*, pp.561-569, 2006.
- [Wen07] C. Wengert, L. Bossard, A. Häberling, C. Baur, G. Székely, and P. C. Cattin, "Endoscopic navigation for minimally invasive suturing," *Proc. MICCAI, LNCS 4792*, pp.620-627, 2007.
- [Wob08] J. O. Wobbrock, E. Cutrell, S. Harada, and I. S. MacKenzie, "An error model for pointing based on Fitts' law," *Proc. CHI*, pp.1613-1622, 2008.
- [Wu05] W. Wu and P. A. Heng, "An improved scheme of an interactive finite element model for 3D soft-tissue cutting and deformation," *Vis. Comput.*, **21** (8-10), pp.707-716, 2005.
- [Wu07] C.-H. Wu, Y.-N. Sun, and C.-C. Chang, "Three-dimensional modeling from endoscopic video using geometric constraints via feature positioning," *IEEE Trans. BE*, **54** (7), pp.1199-1211, 2007.
- [Yam04] T. Yamaguchi, M. Nakamoto, Y. Sato, K. Konishi, M. Hashizume, N. Sugano, H. Yoshikawa, and S. Tamura, "Development of a camera model and calibration procedure for oblique-viewing endoscopes," *Computer Aided Surgery*, **9** (5), pp.203-214, 2004.

- [Yan03] R. Yang and M. Pollefeys, "Multi-resolution real-time stereo on commodity graphics hardware," *Proc. IEEE CVPR*, pp.211-217, 2003.
- [Yan06] Z. Yaniv and K. Clearv, "Image-guided procedures: A review," *Technical Report, Imaging Science and Information Systems, Georgetown Univ.*, 2006.
- [Yao02] K. Yao, T. Matsui, H. Furukawa, T. Yao, T. Sakurai, T. Mitsuyasu, "A new stereoscopic endoscopy system: Accurate 3-dimensional measurement in vitro and in vivo with distortion-correction function," *Gastrointestinal Endoscopy*, **55** (3), pp.412-420, 2002.
- [Yas05] Y. Yasumuro, M. Imura, Y. Manabe, O. Oshiro, and K. Chihara, "Projection-based augmented reality with automated shape scanning," *Proc. EI*, pp.555-562, 2005.
- [Zha98] Z. Zhang, "A flexible new technique for camera calibration," *Technical Report MSR-TR-98-71, Microsoft Research*, Dec. 1998 (last updated on Aug. 10, 2002).
- [Zha00] Z. Zhang, "A flexible new technique for camera calibration," *IEEE Trans. PAMI*, **22** (11), pp.1330-1334, 2000.
- [Zha02] L. Zhang, B. Curless, and S. M. Seitz, "Rapid shape acquisition using color structured light and multi-pass dynamic programming," *Proc. 3DPVT*, pp.24-36, 2002.
- [Zha04] S. Zhai, J. Kong, and X. Ren, "Speed-accuracy tradeoff in Fitts' law tasks - on the equivalency of actual and nominal pointing precision," *Int. J. Human-Computer Studies*, **61** (6), pp.823-856, 2004.
- [Zha07] S. Zhang and S.-T. Yau, "High-speed three-dimensional shape measurement system using a modified two-plus-one phase-shifting algorithm," *Optic. Eng.*, **46** (11), pp.113603, 2007.
- [Zhu07] Y. Zhu, D. Magee, R. Ratnalingam, and D. Kessel, "A training system for ultrasound-guided needle insertion procedures," *Proc. MICCAI, LNCS 4791*, pp.566-574, 2007.
- [Zol06] S. Zollmann, T. Langlotz, and O. Bimber, "Passive-active geometric calibration for view-dependent projections onto arbitrary surfaces," *Workshop on Virtual and Augmented Reality of the GI Fachgruppe AR/VR*, 2006.

- [佐 06] 佐藤嘉伸, “外科手術支援システム研究の現状と将来展望”, *電子情報通信学会誌*, **89** (2), pp.144-150, 2006.
- [産 06] 産業技術総合研究所 人間福祉医工学研究部門 医療機器開発ガイドライン検討実務委員会, “平成 17 年度戦略的開発委託費 医療機器ガイドライン策定事業 (医療機器に関する技術ガイドライン作成のための支援事業) 医療機器評価指標ガイドライン ナビゲーション医療分野 (手術ロボット) 開発 WG 報告書”, 平成 17 年度経済産業省委託事業, 2006.
- [清 04] 清水周次編, “内視鏡 検査・治療・ケアがよくわかる本”, 照林社, 東京, 2004.
- [田 07] 田中信治, “内視鏡診療の最先端—大腸内視鏡を中心に”, *週間医学界新聞*, 第 **2730** 号, 2007 年 4 月 30 日.

著者発表論文

原著論文（本学位申請論文に内容を記載，共著を含む）

1. 小石毅，田村信彦，中口俊哉，津村徳道，三宅洋一，“VR 穿刺トレーニングのための顔位置追跡可能なイメージオーバーレイ環境の構築”，*VR 医学*, **4** (1), pp.18-24, 2006.
2. 牛木卓，小石毅，中口俊哉，林秀樹，津村徳道，三宅洋一，“腹部投影方式による腹腔鏡下手術支援システム：鉗子挿入支援機能の開発”，*Medical Imaging Technology*, **24** (5), pp.394-400, 2006.
3. 岡田義道，小石毅，牛木卓，中口俊哉，津村徳道，三宅洋一，“腹腔内三次元復元を目的としたステレオ対応探索の高速化手法”，*Medical Imaging Technology*, **25** (5), pp.389-398, 2007.
4. 小石毅，森田慎也，中口俊哉，川口泰弘，津村徳道，三宅洋一，“1次元弾性要素配列を用いた針のしなりと生体組織の変形の実時間シミュレーション”，*生体医工学* (採録決定).

参考論文（本学位申請論文には内容を記載していない論文）

5. 牛木卓，松隈ちひろ，小石毅，中口俊哉，津村徳道，三宅洋一，“VR 腹腔鏡下手術トレーニングシステムのための複数の構造梁を用いたリアルタイム臓器変形モデル”，*VR 医学*, **6** (1), pp.43-50, 2008.

国際会議

6. T. Koishi, S. Ushiki, T. Nakaguchi, H. Hayashi, N. Tsumura, and Y. Miyake, “Forceps insertion supporting system in laparoscopic surgery: Image projection onto the abdominal surface,” *Proc. of SPIE Medical Imaging*, **6509**, pp.65091Q, 2007.

7. S. Ushiki, C. Matsuguma, T. Koishi, T. Nakaguchi, N. Tsumura, and Y. Miyake, "Liver deformation model for two point-contacts based on beam of structural mechanics," *Proc. of Int. Special Topic Conf. on Information Technology Applications in Biomedicine*, pp.123-126, 2007.
8. T. Koishi, S. Ushiki, T. Nakaguchi, H. Hayashi, N. Tsumura, and Y. Miyake, "A navigation system using projection images of laparoscopic instruments and a surgical target with improved image quality," *Proc. of SPIE Medical Imaging*, **6918**, pp.691810, 2008.
9. Y. Okada, T. Koishi, S. Ushiki, T. Nakaguchi, N. Tsumura, and Y. Miyake, "A fast stereo matching algorithm for 3D reconstruction of internal organs in laparoscopic surgery," *Proc. of SPIE Medical Imaging*, **6918**, pp.69182K, 2008.
10. H. Hayashi, T. Koishi, S. Ushiki, T. Naikaguchi, N. Tsumura, and Y. Miyake, "Development of a projector-based augmented reality technique for 'see-through' laparoscopic surgery," *Proc. of SAGES Surgical Spring Week*, pp.340-341, 2008.
11. S. Morita, T. Koishi, Y. Kawaguchi, T. Nakaguchi, N. Tsumura, and Y. Miyake, "Needle-tissue deformation model using a long element array for real-time insertion simulation," *Proc. of Needle Steering Workshop (In conjunction with Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention)*, 2008.
12. T. Koishi, M. Sasaki, T. Nakaguchi, N. Tsumura, and Y. Miyake, "Error analysis of length measurement by manual pointing and magnetic tracking for endoscopy," *Proc. of Int. Forum on Medical Imaging in Asia*, 2009 (to be published).
13. M. Sasaki, T. Koishi, T. Nakaguchi, N. Tsumura, and Y. Miyake, "Absolute length measurement using manually decided stereo correspondence for endoscopy," *Proc. of SPIE Medical Imaging*, 2009 (to be published).
14. K. Nishimura, T. Koishi, T. Nakaguchi, S. Morita, N. Tsumura, and Y. Miyake, "Deformable hollow organ models with self-collision processing between inner surfaces," *Proc. of SPIE Medical Imaging*, 2009 (to be published).

その他学会発表等

15. 小石毅, 牛木卓, 中口俊哉, 津村徳道, 林秀樹, 三宅洋一, “腹部投影による腹腔鏡下手術支援システムの実装と評価”, 生体医工学シンポジウム, 大阪, 2005.
16. 小石毅, 田村信彦, 中口俊哉, 津村徳道, 三宅洋一, “VR 穿刺トレーニングのための顔位置追跡可能なイメージオーバーレイ環境の構築”, 第5回日本VR医学会学術大会, 東京, 2005.
17. 牛木卓, 小石毅, 中口俊哉, 林秀樹, 津村徳道, 三宅洋一, “腹部への画像投影による腹腔鏡下手術支援システムの構築”, 第25回医用画像工学会大会, 京都, 2006.
18. 小石毅, 牛木卓, 岡田義道, 中口俊哉, 林秀樹, 津村徳道, 三宅洋一, “腹腔鏡下手術支援システムの開発 - 鉗子および腹腔鏡のトラッキングを用いた腹部への画像投影 -”, 第6回日本VR医学会学術大会, 大阪, 2006.
19. S. Ushiki, C. Matsuguma, T. Koishi, T. Nakaguchi, N. Tsumura, and Y. Miyake, “Real time deformation model of liver based on the structural mechanics for medical training systems and its accuracy evaluation,” Asian Forum on Medical Imaging, Cheju Island, Korea, 2007.
20. 林秀樹, 牛木卓, 小石毅, 中口俊哉, 津村徳道, 落合武徳, 三宅洋一, “腹腔鏡画像の体表面投影を用いた手術支援システムとその内視鏡外科手術教育における意義”, 第107回日本外科学会定期学術集会, 大阪, 2007.
21. 松隈ちひろ, 牛木卓, 小石毅, 中口俊哉, 津村徳道, 三宅洋一, “腹腔鏡下手術トレーニングシステムのための2点接触を可能とするリアルタイム肝臓変形シミュレーション”, 日本写真学会年次大会, 千葉, 2007.
22. 岡田義道, 小石毅, 牛木卓, 中口俊哉, 津村徳道, 三宅洋一, “腹腔内三次元復元を目的としたステレオ対応探索の高速化手法”, 第26回医用画像工学会大会, 茨城, 2007.
23. 小石毅, 中口俊哉, 牛木卓, 津村徳道, 林秀樹, 三宅洋一, “体表面投影画像を用いた腹腔鏡下手術支援システムにおける呼吸性形状変化に対応した画像歪み補正”, 第7回日本VR医学会学術大会, 東京, 2007.
24. 森田慎也, 川口泰弘, 小石毅, 中口俊哉, 津村徳道, 三宅洋一, “実時間穿刺シミュレー

- ションのための針・生体組織変形モデル”，第 7 回日本 VR 医学会学術大会，東京，2007.
25. 小石毅，牛木卓，中口俊哉，林秀樹，津村徳道，三宅洋一，“体表への画像投影を用いた腹腔鏡下手術支援システムの開発 - 鉗子挿入目標位置の拡張現実表示の評価 -”，生体医工学シンポジウム，北海道，2007.
 26. 佐々木麻衣，岡田義道，小石毅，中口俊哉，津村徳道，三宅洋一，織田成人，“内視鏡診断支援のためのステレオ視を用いた病変部計測システム”，日本医工学治療学会第 24 回学術大会，千葉，2008.
 27. 中口俊哉，小石毅，津村徳道，三宅洋一，“プロジェクターを用いた腹腔鏡手術支援システムの構築と有効性評価”，第 47 回日本生体医工学大会，神戸，2008.
 28. 林秀樹，川平洋，牛木卓，小石毅，岡田義道，中口俊哉，津村徳道，三宅洋一，“体表面投影画像を用いた‘透けて見える’鏡視下手術支援システムの開発”，第 108 回日本外科学会定期学術集会，長崎，2008.
 29. 西村圭司，小石毅，森田慎也，中口俊哉，津村徳道，三宅洋一，“内壁面衝突を考慮した管腔臓器モデルの構築”，第 8 回日本 VR 医学会学術大会，名古屋，2008.
 30. 森田慎也，小石毅，中口俊哉，川口泰弘，津村徳道，三宅洋一，“1 次元弾性要素配列を用いた針のしなりと生体組織の変形の実時間シミュレーション”，生体医工学シンポジウム，大阪，2008.
 31. 小石毅，中口俊哉，林秀樹，津村徳道，三宅洋一，“プロジェクタによる Augmented Reality 技術を用いた腹腔鏡下手術支援システムの開発”，日本写真学会秋季研究報告会，東京，2008.
 32. 佐々木麻衣，小石毅，中口俊哉，津村徳道，三宅洋一，“内視鏡診断のためのインタラクティブな距離計測”，日本写真学会秋季研究報告会，東京，2008.
 33. 森田慎也，小石毅，中口俊哉，津村徳道，三宅洋一，“針と生体組織の変形を考慮した実時間生検シミュレーション”，日本写真学会秋季研究報告会，東京，2008.