

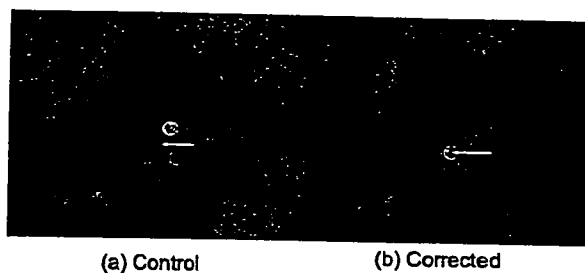
Fig.6 Results of Magnetic Distortion Correction  
Measurement Error of Magnetic Tracker.

## 7. 考察

本論文では光磁気ハイブリッドセンサを用いた磁場歪みの実時間補正の効果を臨床とほぼ同じ環境の動物実験で検証した。腹部一般外科領域においては、臓器の変形、変位が問題となり、正確なナビゲーションを実現する大きな障壁となっている。特に、腹腔鏡下手術などの内視鏡外科では、遮蔽空間内での計測技術が必須であり、ますますナビゲーションの実現を困難としていると考えられる。われわれの研究では、内視鏡外科手術の低侵襲性を損なわずに術中情報のみを増加させ、手術の安全性を向上させることを目的としている。このため、腹腔内での計測に、小型の磁気式センサを採用している。

### (1) 歪み補正の必要性と効果

磁気式センサを用いた気管支鏡ナビゲーションの臨床応用が多く報告されているが、レジストレーションの精度は4.2~5.6mmとセンサ自体の持つ精度よりも劣っている<sup>67)</sup>。これは磁場の歪みに起因すると考えられる。気管支鏡ナビゲーションにおいては、画像同士のマッチングを用いる補正が行なわれることでこの問題の解決が図られている。われわれの手術環境における実験では、補正前のデータは誤差が大きく、磁気式センサを、補正の手順を省略して単独で内視鏡外科手術中に使用することは事実上不可能と考えられた。腹腔鏡や胸腔鏡の画像では位置の変化しない特徴点に乏しく、術中のリアルタイムの補正は困難である。このため、歪み補正は本システムの実用化には必須の技術である。In vivoにおける補正前後の比較は3度行ない、著明な効果を認めた。本論文の手法では、磁気レシーバ位置を光式センサで計測し、「歪みを含む計測値」から「歪み」を求める方法をとっているが、現在のシステムでは、術中に磁場発生器の位置計測を行わずに、



(a) Control  
Tumor Location=Polaris (white arrow)  
Tumor 3D US Visualization (Yellow dot)

Fig.7 Results of magnetic distortion correction  
evaluation on augmented reality navigation.

磁場発生器の位置と歪みを同時に推定する手法に改良されている。従来は、磁場発生器を術野の近く、かつ光式センサの計測範囲に設置する必要があり、設置場所の決定に難渋することが多かったが、この改良により、磁場発生器を光式センサの計測範囲の制限を受けることなく手術台の下などへの設置が可能となった。本改良後は補正前後の比較ができなくなっているが、歪み補正後のデータは、位置誤差  $2.40 \pm 0.66$  mm、角度誤差  $0.60 \pm 0.24$  度 ( $n=12$ ) と満足いく補正結果が得られている。

### (2) 歪み補正の臨床適応性

本システムでは、手術中に歪み補正を簡便迅速に行なうためにフリーハンドで歪みを計測する。これによって歪み計測が1~2分程度で行なえるようになった。モデル選択および補正精度推定にかかる計算時間との合計も3分以内と短時間である。臨床においては、手術進行の妨げになるために精度検証に費やす時間は厳しく制限されるが、本手法は十分許容範囲であると考えられた。

### (3) 補正精度の推定

本システムでは複数の歪みモデルに対して検定を行い最も高精度なモデルを選択する。これによって、状況に応じたモデル選択ができると同時にその時点での歪み補正精度が推定される。この推定精度から本システムの適用可能性をその場で判断することが可能である。十分な精度が得られていない場合は再度その場で補正データの再取得およびモデル作成をやりなおすことができる。ナビゲーションに求められる精度は、対象臓器や手技により大きく異なるため、その場で精度を確認できることはナビゲーションに対する信頼度決

定の大きな手がかりとなる。また、12回の実験の結果、一次～二次近似が最も補正効果が高く、腹腔鏡下手術ナビゲーションに必要な歪み補正モデルに高次の近似は不要であることがわかった。

#### (4) 斜視鏡対応の拡張現実感表示機能

腹腔鏡手術ではより広い視野を確保できる斜視鏡が用いられることが多い。特にナビゲーションの補助を必要とする手術は難しい手術が多く、斜視鏡や軟性鏡など、広い視野が得られる内視鏡はほぼ必須である。従来の拡張現実感表示技術が対応していたのは直視鏡のみだったため腹腔鏡手術で適用できる状況は非常に限られていたが、本システムで斜視鏡に対応することにより臨床的な実用性が大きく高まった。

#### (5) 呼吸性移動の再現性

腹部臓器、特に肝臓など横隔膜に接する臓器は呼吸性移動が大きく、レジストレーションは呼吸相を統一しないと十分な精度が得られない。麻酔下では呼気の方が再現性が高く<sup>8)</sup>、われわれも呼気の状態を統一してデータの取得、レジストレーションを行なっている。全身麻酔、気腹の環境下で呼気相における肝臓の位置の再現性を計測した結果、約3mmの位置誤差が確認された。

治療対象となる肝腫瘍は1cmを超えるものがほとんどであり、ナビゲーションの精度約3mmを加算しても充分臨床導入可能な精度が確保されるものと考えられる。また、このデータは、今後ナビゲーションシステム全体の精度評価および改良を行なう際の参考値としても重要であると考えられる。

#### (6) 本研究の特色と発展性

本研究では、腹腔鏡手術に臨床適用するために、体内という閉空間で精度よく三次元位置姿勢計測を行なうための簡便迅速な歪み補正とその精度推定、斜視内視鏡という特有のカメラでの拡張現実感表示を実現していることが従来の画像誘導システムと異なる点である。特に歪み補正技術は磁気式センサを術中使用するという目的のためには必須の技術で、計測時間や精度は臨床適応可能な段階に達していると考えられる。また、ナビゲーションで使用する画像はCTやMRIなどの術前画像が用いられることが多い<sup>9)</sup>。超音波画像は、CT、MRI等と比べると空間分解能が低い、立体構築の把握が困難であるという欠点があるものの、腹部領域、特に肝臓外科領域では切除範囲決定の最終診断に用いられ

ることが多い。本研究では三次元超音波画像を作成することで、脈管などの立体構築の把握を容易にし、さらに術中臓器をあるがままの状態ですキャン、三次元画像構築、レジストレーションを一度に行なうことで、臓器変形、臓器変位に関わらないナビゲーションシステムを実現しているのが最大の特徴である。将来的には画像同士の非剛体レジストレーションを併用することで術前画像との統合を行ない、より多くの診断モダリティを統一することも可能で、現在研究を進めているところである。

三次元超音波はカラードプラ内視鏡画面に重畳表示させた状態での精度評価は、厳密には内視鏡の視線方向と穿刺点との関係をより精密に規定する必要もあり、多くの問題がある。このため、われわれは術中リアルタイムにMRI画像を取得し、針の先端と腫瘍の位置を三次元的に測定することでより精密な精度評価を行っている(未発表データ)。

現在、本システムは、厳密な誤差が求められる腫瘍穿刺ではなく、腹腔鏡下胆嚢摘出における総胆管走行の確認や脾臓摘出における脾門部脈管の可視化、胸腔鏡下肺部分切除術などで臨床応用し、システム全体の有用性を検討しているところである。ナビゲーション単独の誘導による穿刺など、精密なナビゲーションを実現するためにはさらに精度向上を図る研究が必要である。

## 8. 結論

本稿では、臨床とほぼ同じ環境下の動物実験にて、光磁気ハイブリッド三次元位置センサによる内視鏡外科手術ARナビゲーションシステムの精度を検証し、充分臨床導入可能であることを確認した。現在のところ、臨床実験を継続して、さらなる精度の検証、および製品化に向けた改良を検討している。

謝辞：本研究の一部は日本学術振興会 未来開拓推進プロジェクト「外科領域を中心とするロボティックシステムの開発」、日本学術振興会未来開拓推進事業「外科領域を中心とするロボティックシステムの開発」(JSPS-RFTF99100903) 日本学術振興会科学研究費補助金基盤研究B「多次元医用画像誘導による内視鏡下手術支援システムの開発(課題番号 16300172)」の援助を受けている。

## 文献

- 1) Konishi K, Nakamoto M, Miyamoto M, Hashizume M, Sato Y, Tamura S. Development of AR Navigation System for Laparoscopic Surgery using Magneto-optic Hybrid Sensor: Experiences with 3 Cases. Proc of CARS 2002:1093-2002.
- 2) 中本将彦, 山口鉄蔵, 中田和久, 宮本仁樹, 榎本 潤, 小西晃造, 畦元将吾, 橋爪 誠, 佐藤嘉伸, 田村進一. 斜視鏡に対応した腹腔鏡下手術ナビゲーションシステムの開発. 日本コンピュータ外科学会誌 2002;4-3:243-244.
- 3) 中田和久, 中本将彦, 佐藤嘉伸, 小西晃造, 橋爪 誠, 田村進一. 光磁気ハイブリッド方式による磁気式3次元位置センサの簡便迅速な磁場歪み補正法. 電子情報通信学会論文誌 2004;J87DII:302-312.
- 4) Nakada K, Nakamoto M, Sato Y, Konishi K, Hashizume M, Tamura S. A rapid method for magnetic tracker calibration using a magneto-optic hybrid tracker. Lecture Notes on Computer Science 2003; 2879:285-293.
- 5) Yamaguchi T, Nakamoto M, Sato Y, Konishi K, Hashizume M, Sugano N, Yoshikawa H, Tamura S. Development of a camera model and calibration procedure for oblique-viewing endoscopes(dagger). Comput Aided Surg 2004; 9(5):203-14.
- 6) Hautmann H, Schneider A, Pinkau T, Peltz F, Feussner H. Electromagnetic catheter navigation during bronchoscopy: validation of a novel method by conventional fluoroscopy. Chest 2005; 128(1):382-7.
- 7) Turcza P, Duplaga M. Navigation systems based on registration of endoscopic and CT-derived virtual images for bronchofiberscopic procedures. Stud Health Technol Inform 2004; 105:253-63.
- 8) Nill S, Unkelbach J, Dietrich L, Oelfke U. Online correction for respiratory motion: evaluation of two different imaging geometries. Phys Med Biol 2005; 50(17):4087-96. Epub 2005 Aug 17.
- 9) Lamade W, Vetter M, Hassenpflug P, Thorn M, Meinzer HP, Herfarth C. Navigation and image-guided HBP surgery: a review and preview. J Hepatobiliary Pancreat Surg 2002; 9(5):592-9.

## 低侵襲手術支援システムによる日本-タイ遠隔手術実験

○荒田純平<sup>a</sup>, 高橋弘樹<sup>b</sup>, Phongsan Pitakwatchara<sup>b</sup>, 割澤伸一<sup>b</sup>, 田上和夫<sup>c</sup>,  
小西晃造<sup>c</sup>, 家入里志<sup>c</sup>, 清水周治<sup>c</sup>, 中島直樹<sup>c</sup>, 岡村耕二<sup>c</sup>, 藤野雄一<sup>c</sup>, 上田幸宏<sup>f</sup>,  
Pornarong Chotiwan<sup>d</sup>, 光石衛<sup>b</sup>, 橋爪誠<sup>c</sup>

<sup>a</sup>名古屋工業大学, <sup>b</sup>東京大学, <sup>c</sup>九州大学, <sup>d</sup>Chulalongkorn University,  
<sup>e</sup>NTT, <sup>f</sup>NTTコミュニケーションズ

### A remote surgery experiment between Japan-Thailand using the minimally invasive surgical system

J. Arata<sup>a</sup>, H. Takahashi<sup>b</sup>, P. Pitakwachara<sup>b</sup>, S. Warisawa<sup>b</sup>, K. Tanoue<sup>c</sup>, K. Konishi<sup>c</sup>, S. Ieiri<sup>c</sup>,  
S. Shimizu<sup>c</sup>, N. Nakajima<sup>c</sup>, K. Okamura<sup>c</sup>, Y. Fujino<sup>c</sup>, Y. Ueda<sup>f</sup>, P. Chotiwan<sup>d</sup>, M. Mitsuishi<sup>b</sup>,  
M. Hashizume<sup>c</sup>

<sup>a</sup>Nagoya Institute of Technology, <sup>b</sup>The University of Tokyo, <sup>c</sup>Kyushu University,  
<sup>d</sup>Chulalongkorn University, <sup>e</sup>NTT, <sup>f</sup>NTT Communications

**Abstract:** This paper describes a remote surgery experiment, which was conducted between Japan and Thailand by using the minimally surgical system. A laparoscopic cholecystectomy was successfully performed on a pig. Network measurements were conducted for the evaluation of the remote surgery.

**Keywords:** Remote surgery, Surgical robot, Master slave system

#### 1. はじめに

ネットワークを介した遠隔手術検証のため、日本-タイを結ぶ遠隔手術実験として低侵襲手術支援システムを用いた、ブタを対象とする腹腔鏡下胆嚢摘出術を行った。本稿では実験で得られたデータを示し、過去に行った実験結果[2]との比較検証を行う。これにより、遠隔手術実現のための知見を得ることが本実験の目的である。

#### 2. 実験方法

##### 2.1 低侵襲手術支援システム

本実験で用いた低侵襲手術支援システムは、2つのサイト(場所)により構成される。オペレーション・サイトは、執刀医が存在し、操作を行う場所であり、また、サージェリ・サイトは、患者が存在し、実際の手術が行われる場所である。



Fig. 1 The minimally invasive surgical system

##### 2.2 実験施設

実験施設として、医師がロボットを操作するオペレーション・サイトをチュラロンコン大学、また実際に手術が行われるサージェリ・サイトを九州大学として実験を行った。両サイト間の直線距離は約3700kmである。

##### 2.3 情報伝送

ネットワーク伝送経路は、九州大学から学内 LAN を経由し、日本-タイ間における光ファイバ回線による学術研究用テストベッドネットワーク Japan Gigabit Network II (JGNII)へ乗り入れる。JGNIIはタイ国内基幹学術ネットワーク ThaiSARNへ接続されており、大学間ネットワーク UniNet を介してチュラロンコン大学へ情報伝送が行われた。

ロボット動作情報の通信は、UDP/IP ソケット通信により行った。マスタ・スレーブ間の通信として、マスタ側リアルタイム・コントローラより、スレーブ側リアルタイム・コントローラへ10Hzの周期で位置情報が伝送された。このとき、スレーブ制御期において常に到着パケットを監視し、異常パケットを棄却する処理を行った。

Table. 1 Data transfer bandwidth

Image / Data	bandwidth
From surgery site to operation site :	
Communication	4 Mbps
Laparoscope	4 Mbps
Robot control	5 Kbps
Visual Phone	128 Kbps
From operation site to surgery site :	
Communication	4 Mbps
Visual Phone	128 Kbps
Total	10.3 Mbps

伝送された映像・音声はオペレーション・サイトからサージェリ・サイトへ術者の操作状況映像が1系統、また逆方向へは内視鏡映像、手術室環境映像の2系統がUDP/IPにより伝送された(Table. 1)。本実験では、新興光器社製

立体視腹腔鏡を低侵襲手術支援システムへ組み込み、左右眼映像をコンジットで1系統として伝送し、オペレーション・サイトにおいて3次元映像として合成した後、操作者へ提示を行った。伝送手法として、ハードウェア MPEG2 CODEC を使用し、エンコーダとして NTT エレクトロニクス社製 RI1000E、デコーダとして同社製 RR1000D を使用（以下、Normal）した。このとき、より低遅延性を高めるため同社で開発された MPEG2 エンコーダである MP2000 を切替えにより排他利用できるよう設定（以下、Low Latency）を行った。

### 3. 実験結果・考察

日本タイを結ぶ学術研究用テストベッドネットワークを介して低侵襲手術支援システムにより、ブタを対象とした腹腔鏡下胆嚢摘出術を行うことに成功した。手術に要した時間は約1時間半程度であり、従来の腹腔鏡下胆嚢摘出術とほぼ同等の時間で手術は可能であった。

#### 3.1 ロボット動作指令伝送時間遅れ

ping による Round-trip time の測定より、124.7msec の伝送時間遅れがロボットとほぼ同じバケットサイズで発生していたことが確認された。過去の実験では東京-静岡間において ISDN (2B+D) を用いて 99.8msec、福岡-ソウル間において学術研究用インターネットによる接続で 13.0msec であった。今回、実際にロボット動作指令を伝送したプロトコルは UDP/IP であるが、ICMP での測定結果を指標とすると、マスタ・スレーブ間における位置指令は約 62.4msec で到達していたと考えられる。

#### 3.2 映像伝送品質

本実験で用いたのは MPEG2 による CODEC であるため、過去の日本-韓国間での DVTS を用いた実験と比較すると、画面上に動きの多い場面等には映像品質には劣化が見られたものの、伝送に必要な帯域は大幅に減少した (Fig. 2)。Low Latency は Normal と比較してほぼ同じ映像品質であるものの、ブロックノイズ等が一部観察されたため、本実験では Normal の CODEC 環境を主に利用して実験を行った。しかしながら、Low Latency は通信設定条件の最適化により、映像品質、伝送遅延が改善する可能性がある。

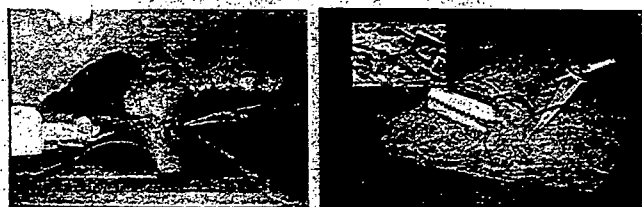


Fig. 2 Comparison of image quality  
(left: Japan-Thailand (Normal), Right: Japan-Korea)

#### 3.3 映像伝送時間遅れ

ストップ・ウォッチ映像をループバックさせることに

より、映像伝送時間遅れを測定した。実験結果より、Normal の往復での遅延時間は 740msec であった。また、Low Latency では 640msec であり、100msec の遅延時間改善が確認された。また、LAN 環境下での伝送時間遅れは Normal、Low Latency のそれぞれ場合について、590 msec、312msec であることから、本実験による情報伝送により生じた遅延はおおよそ 250msec 程度であったことが確認された。過去の実験では、東京-静岡間において ISDN (2B+D) 2 回線で CODEC として SONY 社製 PCS-P500 を用いて 676.0msec、福岡-ソウル間において学術研究用インターネットで DVTS による接続で 740.0msec であった。これらの結果は使用したネットワーク構成、CODEC、伝送した映像系統数等、条件が大きく異なるため、一元的な比較はできないが、今回の実験では過去の実験と比較して、伝送距離が大幅に増加したにもかかわらず、ほぼ同等の遅延時間で高品質な映像を伝送することが可能であった。

#### 3.4 操作者が体感する時間遅れ

操作者が体感する時間遅れは、マスタ・スレーブ間の送信周期、位置情報伝送時間遅れ、スレーブ・マニピュレータの機械的応答速度、マスタ・スレーブ間の映像伝送時間遅れの総和によって得られる。本実験では、582.4 msec の時間遅れを操作者は感じていたことが確認され、これまでの実験と比較してほぼ同程度の結果であった。この理由としては、低遅延 CODEC の寄与が最も大きく、これらの技術の導入により、遠く離れた地点間を結ぶ遠隔手術が有効に行える可能性が示された。

### 4. まとめ

日本タイを結ぶ JGN11 を用い、低侵襲手術支援によるブタを対象とした遠隔での腹腔鏡下胆嚢摘出手術に成功した。広範な遠隔手術の普及のためには、本実験で用いたようなインターネット回線による遠隔手術実現が必要と考えられる。伝送時間遅れに関して、ロボット動作情報通信はプリミティブな通信様式であることから回線品質に大きく依存するのに対し、映像通信は CODEC 性能の向上により改善する可能性がある。

### 謝辞

本研究の一部は、東京大学 21 世紀 COE プログラム「機械システム・イノベーション」の支援のもと実施された。また、本研究は平成 17 年度総務省プロジェクト「国際情報通信ハブ形成のための高度 IT 共同実験」との連携として実施されたものである。

### 文献

- 1) Jacques Marescaux et al., "Transatlantic robot-assisted telesurgery," NATURE, VOL.413, 27 Sept., pp.379-380, 2001.
- 2) Jumpei Arata et al., "A remote surgery experiment between Japan-Korea using the minimally invasive surgical system," Proc. of IEEE Int. Conf. Robotics and Automation 2006, pp.257-262, 2006.

## A real-time navigation system for laparoscopic surgery based on three-dimensional ultrasound using magneto-optic hybrid tracking configuration

Kozo Konishi · Masahiko Nakamoto · Yoshihiro Kakeji · Kazuo Tanoue · Hirofumi Kawanaka · Shohei Yamaguchi · Satoshi Ieiri · Yoshinobu Sato · Yoshihiko Maehara · Shinichi Tamura · Makoto Hashizume

Received: 13 November 2006 / Accepted: 6 March 2007 / Published online: 25 April 2007  
© CARS 2007

### Abstract

**Objectives** In laparoscopic liver surgery, intraoperative navigation is strongly recommended. We developed a navigation system based on intraoperative ultrasound (IOUS). The purpose of this study was to evaluate the usefulness and accuracy of this system using an animate model.

**Materials and methods** Augmented reality (AR) visualization superimposing three-dimensional ultrasound (3D-US) images onto captured laparoscopic live images was constructed. We employed magneto-optic hybrid tracking configuration and a rapid method of magnetic distortion

correction. Twelve pigs and liver tumor mimics were used, and effects of magnetic distortion correction and accuracy of 3D-US navigation were evaluated.

**Results** Using magnetic distortion correction, tracking error was significantly reduced. Each ultrasound scanning time was within 30 s, and the time to generate 3D-US images was within 3 min. All tumor mimics were successfully puncture-guided with navigation. Registration accuracy was significantly improved from  $17.2 \pm 5.27$  to  $1.96 \pm 0.87$  mm.

**Conclusion** We developed an AR navigation system based on IOUS. Experimental results showed that the proposed method was effective, and could be used in clinical settings. 3D-US, as an imaging modality allows real-time imaging regardless of organ shifts or distortion.

K. Konishi  
Department of Innovative Medical Technology,  
Kyushu University, Fukuoka, Japan

K. Konishi · Y. Kakeji · H. Kawanaka · S. Yamaguchi · Y. Maehara  
Department of Surgery and Science,  
Graduate School of Medical Sciences,  
Kyushu University, Fukuoka, Japan

S. Yamaguchi · S. Ieiri · M. Hashizume  
Department of Disaster and Emergency Medicine,  
Graduate School of Medical Sciences,  
Kyushu University, Fukuoka, Japan

K. Tanoue · M. Hashizume  
Center for Integration of Advanced Medicine,  
Life Science and Innovative Technology,  
Kyushu University, Fukuoka, Japan

M. Nakamoto · Y. Sato · S. Tamura  
Division of Interdisciplinary Image Analysis,  
Osaka University Graduate School of Medicine, Osaka, Japan

M. Hashizume (✉)  
3-1-1 Maidashi Higashi-ku, Fukuoka 812-8582, Japan  
e-mail: mhashi@dem.med.kyushu-u.ac.jp

**Keywords** Augmented reality (AR) · Navigation · 3D-US · Laparoscopic surgery · Image-guided surgery (IGS)

### Abbreviations

IOUS intraoperative ultrasound  
AR augmented reality  
3D-US three-dimensional ultrasound  
DOF degrees of freedom  
ROI region of interest  
CT computed tomography  
RMS root mean square  
IGS image-guided surgery

### Introduction

The laparoscopic treatment of primary and metastatic liver tumors is feasible in appropriate settings [1–4]. However, indications of laparoscopic treatment are still limited despite

recent advances in laparoscopic techniques and instrumentations. One of the reasons may be the lack of intraoperative information such as tumor location, and relations to surrounding anatomical landmarks. In addition, limited views and lack of tactile sensation restrict the surgeon's abilities and stress the surgeon; therefore, additional information which could be used intraoperatively is strongly recommended.

Intraoperative ultrasound (IOUS) imaging is a useful and widely used intraoperative modality, especially in liver surgery because of its sensitivity in detecting liver tumors. IOUS has become the gold standard technique for detecting liver tumors, especially with the increasing numbers of lesions seen in patients who are typical candidates for radiofrequency ablation [5]. However, since ultrasound images have relatively low signal-to-noise ratio, are two dimensional, and offer a limited field of view, direct interpretation of the information from IOUS images remains difficult. Three-dimensional reconstructed imaging is useful to precisely simulate operative procedures, and could assist the surgeon in recognizing spatial relationships between tumors and surrounding tissues during laparoscopic surgery.

Recently, navigation systems have been widely used in various surgical fields, especially in neurosurgery, otorhinolaryngologic surgery, and spinal surgery [6–8]. Since laparoscopic surgery essentially involves monitor-based surgery, monitor-based augmented reality (AR) visualization can be naturally integrated into it. AR systems for microscopic neurosurgery based on preoperative 3D images have been reported [9,10]. However, in laparoscopic or thoracoscopic surgery, since the subject's organs are easily deformed or dislocated by surgical maneuvers and/or respiratory motions, AR visualization based on preoperative images have not yet been obtained.

In laparoscopic liver surgery, the main source of organ deformation is respiratory motion. Under general anesthesia, respiration is controllable, and endoscopic images can be acquired at the same respiratory phase as in 3D-US acquisition.

In order to acquire 3D-US data of the liver, the tip of a laparoscopic ultrasound probe should be tracked in the abdominal cavity. Although optical trackers are suitable for tracking rigid endoscopes with a rigid body attached outside the body, they are not appropriate for probe tip tracking due to line-of-sight constraints as the probe tip easily moves in the abdominal cavity to touch hepatic surfaces. On the other hand, magnetic trackers are particularly suitable for tracking within the abdomen. Therefore, we aimed to acquire 3D-US data using a magnetic tracker, and laparoscopic images were acquired by an optically tracked laparoscope.

However, the accuracy of magnetic trackers is greatly affected by magnetic field distortion resulting from metal objects and electronic equipments in close proximity, which is usually unavoidable in the operating room [11,12].

Therefore, the magnetic distortion correction is essential for accurate acquisition.

We previously developed a laparoscopic navigation system using the AR technology and a high-speed computer technology that generated three-dimensional images reconstructed from IOUS images and superimposed onto laparoscopic live images [13,14]. We recently developed and used a rapid method for magnetic tracker calibration using a magneto-optic hybrid tracking configuration.

The purpose of the present study was to clarify the effectiveness of this current navigation system and the accuracy of 3D-US reconstruction in animal experiments.

## Materials and methods

Other papers have described our system design in details [13–16]. In the following sections, we provide a brief overview of our current system, and the full design of our current animal experiments for accuracy evaluation.

### Augmented reality navigation system

#### System overview

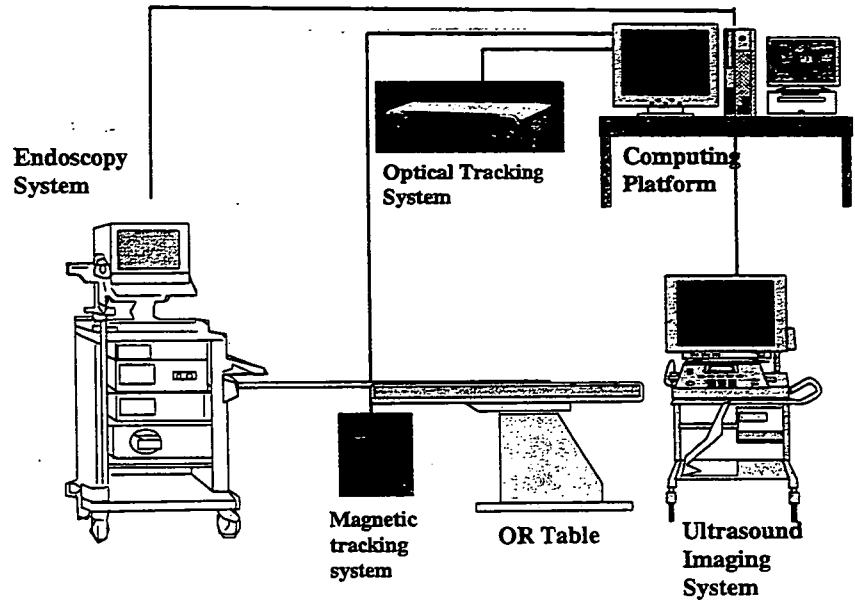
Our navigation system consisted of a high-end ultrasound device SSD5500 (ALOKA, Japan) and a flexible US probe (ALOKA, Japan), an endoscope system (OTV-S5, Olympus, Japan), and a graphics and computing platform combined to the Virtual Place software (Medical Imaging Laboratory, Tokyo, Japan). We employed two different tracking systems: optical (Polaris, Northern Digital Inc., Canada) and magnetic (microBIRD, Ascension Technology Inc., USA) (Fig. 1).

The microBIRD system consists of a field generator, a control unit, and a miniature magnetic receiver. According to the official specification, position and orientation accuracy are 1.8 mm (RMS) and 0.5° RMS, respectively. Measurement volume is a sphere with a radius of 45.7 cm and center located at the magnetic field generator. The miniature magnetic receiver allows attachment of various tracked instruments which can be localized in the electromagnetic coordinate system in front of the field generator.

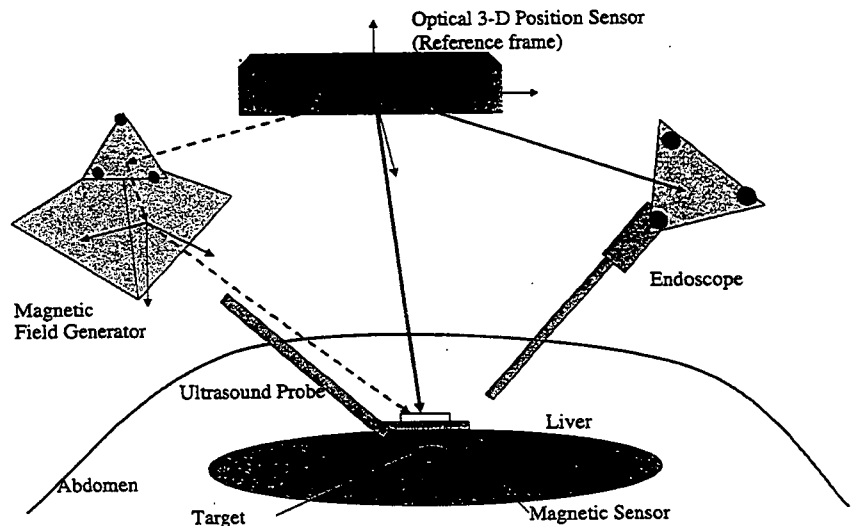
The Polaris system irradiates the object with ultra-red light and senses the light reflected from special reflection balls attached to the object. The official accuracy of polaris is 0.35 mm for single passive marker positioning and measurement volume is a sphere with a radius of 1.0 m and center located at 1.9 m from the camera.

The measurement rates of Polaris and miniBIRD were 30 and 120 fps according to their specifications, respectively. Both system can six degree-of-freedom tracking.

**Fig. 1** System overview: schematic outline of the navigation system for endoscopic surgery. The 3D-US image is obtained in endoscopic surgery, and is superimposed on the endoscopic live images. Optical tracking system, magnetic tracking system, endoscopy system, and ultrasound imaging system are connected to computing platform



**Fig. 2** System configuration: Relations among the coordinate systems involved in magneto-optic hybrid tracker. Endoscopic ultrasound probe, were magnetically tracked while rigid instruments such as rigid endoscopes were optically tracked. Optical position sensors were used as reference frame. A magnetic field generator and an endoscope were tracked by optical sensor. Ultrasound probe tip was tracked by magneto-optic hybrid tracking configuration



Intraoperative live video images from the ultrasound probe and the endoscope were digitized and fed into the *computing* platform (Fig. 1). The *computing* platform also received data on position and orientation of the ultrasound probe and the endoscope with magneto-optic hybrid tracking configuration described in [13] (Fig. 1). Figure 2 shows outline of the coordinate systems. For magneto-optic hybrid tracking, endoscopic instruments that could easily move inside the abdomen such as an endoscopic ultrasound probe were magnetically tracked while rigid instruments such as rigid endoscopes were optically tracked.

These data were adequately corrected and quickly combined in the computing platform. The generated 3D-US images were integrated into the endoscopic monitor, providing surgeons with AR visualization. In addition, using a

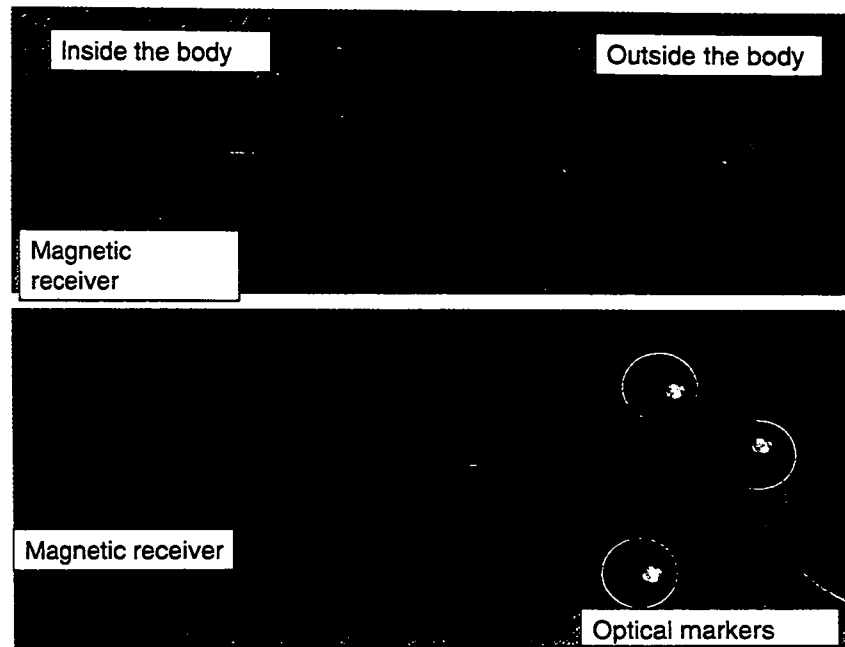
computing platform, we performed plans based on preoperative CT, and we are now in the process of integrating these plans into intraoperative imaging.

### 3D-US navigation

Figure 3a shows setup for *endoscopic* 3D-US acquisition. A miniature magnetic receiver of the microBIRD system was attached to the ultrasound probe tip in order to obtain 3D position and orientation of the acquired US image planes. The probe tip moved in the abdominal or thoracic cavity to make full contact with the surface of the organ. The ultrasound calibration process is described in [11] in an environment without magnetic distortion.



**Fig. 3** Instruments for endoscopic ultrasound navigation. **a** Flexible ultrasound probe for endoscopic surgery (ALOKA, Japan). A magnetic receiver is attached to the tip of the probe. **b** Distortion measurement apparatus: a magnetic receiver and optical markers are attached



The procedure for reconstruction of 3D-US from ultrasound images has been described previously [12]. Briefly, in order to collect US images, a region of interest (ROI) was examined with a slow freehand sweep of the endoscopic probe at the end point of the expiratory phase. Data were stored on a workstation. Using coordinates of each single 2D image, 3D-US volume data reconstructions were generated based on the transformation equation [11, 13] and visualized by a volume rendering method. We employed ray-casting method as volume rendering algorithm. 3D-US volume was rendered by perspective projection from the same viewpoint as the laparoscope, which was tracked by the Polaris system. Target constructions such as vessels or tumors were extracted by controlling opacity according to a histogram of the intensity of pixels in the target. Then, visualized 3D-US volume images were superimposed onto the captured endoscopic live images in accordance with 3D coordinates and AR visualization, and were displayed onto the monitor. The 3D-US images followed movements of the endoscope.

#### *Calibration system of the oblique viewing endoscope*

Advanced endoscopic surgeries including laparoscopic liver surgery require an oblique viewing endoscope because it is useful to secure a wide view while the camera head is fixed. An oblique viewing endoscope was designed so that the viewing direction could move by rotating a scope cylinder, even if the camera head was not moving. Although a camera calibration method is necessary to apply augmented reality technologies to oblique endoscopic procedures, no method for oblique scope calibration has been developed yet.

We previously developed a calibration system for an oblique viewing endoscope [16]. Briefly, a rigid body with optical markers was attached to the camera head for measuring its 6DOF pose parameters using an optical tracker, and the rotary encoder was geared to the scope cylinder for measuring its rotation parameters. Then, directions of laparoscopic views were calculated. We have evaluated the projection error of calibrated oblique viewing endoscope. The error was around 3 pixels [16].

#### *Rapid calibration method for magnetic distortion correction*

Electromagnetic trackers are significantly affected by magnetic field distortion resulting from metal and electronic equipments in the environment [14, 15]. We demonstrated that the main strut of an operating table was the main source of magnetic field distortion [15].

In clinical settings for laparoscopic surgery, data sampling has to be performed just before 3D-US data acquisition, and should be done as rapidly as possible although the targeted space for distortion correction is small for 3D-US scanning. We proposed a rapid method for magnetic tracker calibration using a magneto-optic hybrid tracker [15]. Calibration data can be acquired by freehand using the distortion measurement apparatus with a hybrid tracker (Fig. 3b). An optical rigid body and a magnetic receiver are attached to this apparatus so that the position and orientation of the receiver can be simultaneously measured by optical and magnetic tracking methods.

To collect calibration data, a ROI where distortion correction is required was examined with a slow freehand sweep

of the measurement apparatus, twice at the end point of the expiratory phase.

One problem due to freehand data acquisition involves variable calibration accuracy resulting from changes in uniformity and density of the collected calibration data. To overcome this problem, we formulated a distortion model selection method using a cross-validation technique among five distortion models obtained by zeroth to fourth degree polynomial fitting to the calibration data [15]. The position accuracy of Polaris and microBIRD itself was 0.35 mm RMS and 1.4 mm RMS, respectively.

#### Design of the evaluation study

We performed animal experiments to clarify the clinical utility of the distortion correction method, as follows. Figure 3 shows the experimental environment for evaluation, where an electrically powered operating table (MIZUHO MOT - 5000) was used in order to simulate a clinical operative environment.

Twelve domestic pigs weighing 25–35 kg were used in the following experiments. Each pig was anesthetized and endotracheally intubated. All pigs were pharmacologically paralyzed using vecuronium (0.2 mg/kg). Ventilatory support and continuous monitoring of vital signs were performed.

All animals were treated under the protocols approved by the animal care committee of Kyushu University, and experiments were performed in accordance with both guidelines for Animal Experiments in Kyushu University, and the Law and Japanese notification.

#### Effects of magnetic distortion correction

We performed a comparative study of results of the receiver's orientation and angle on distortion correction using the correction procedure.

Data collection was performed laparoscopically by a freehand sweep with the measurement apparatus. The scanned space was located above the liver surface, and was approximately  $10 \times 10 \times 2$  cm.

In addition, we evaluated the simplicity of the procedure and time required for magnetic distortion correction. It was thought that both these factors were important data in clinical cases.

#### Accuracy of 3D US navigation

In this experiment, laparoscopic surgical environment was simulated. Two pigs underwent laparoscopic procedures under general anesthesia and pneumoperitoneum.

Tumor mimics were made using a modification of the technique described by Nomori [17]. Briefly, a mixture of 8% purified agar and 25% gelatin dissolved in distilled water

and 0.1% GD-DTPA was prepared. To maintain the mixture in a liquid form, it was kept at 80°C. Above 65°C, the mixture was liquid, was filled into syringes, and injected into livers using a 14G needle. Five agar injections were performed for two pigs each as nodular targets of approximately 2 cm in diameter. They became elastic hard tumors in the livers as temperature decreased.

After data were collected for distortion correction, US images of the tumor mimics were acquired, and 3D-US volumes were reconstructed using uncorrected and corrected magnetic 6D measurements for US probe tracking.

3D-US volume data reconstructions were generated and visualized by a volume rendering method. Tumors were extracted by controlling opacity. Then, visualized tumor images were superimposed onto the captured endoscopic live images in accordance with 3D coordinates.

AR navigation views were then constructed and displayed on the monitor. Needle punctures were performed while pigs were in the full expiratory phase. The needle was manually advanced toward a tumor in the liver under only AR navigation guidance. We utilized tumor depth information base on 2D ultrasound images and the needle scale.

The needle was advanced to a tumor to the shortest distance perpendicularly from the liver surface to reduce an error with the needle deformation.

We used an open configuration MRI detector (AIRIS II Hitachi Medical Company, Tokyo, Japan) for accuracy evaluation (Fig. 6).

At the final location of the needle insertion, needle position was then verified using MRI imaging. The axial MRI images in 3 mm thickness were collected for accuracy evaluation. We analyzed MRI images three dimensionally. To evaluate registration accuracy, root mean square (RMS) distances from the final needle tip position to the gravity center of the nodule were calculated in the 3D reconstructed volumes from MRI images.

When the puncture needle and the target tumor mimic were not well detected by MRI, we performed laparotomy, and directly measured positions of the tip of the puncture needle and the center of tumor mimics using a Polaris.

Data were reported as means  $\pm$  SD. For statistical analysis, the Student *t* test was performed. A *P* value less than 0.05 was considered as a statistically significant difference.

## Results

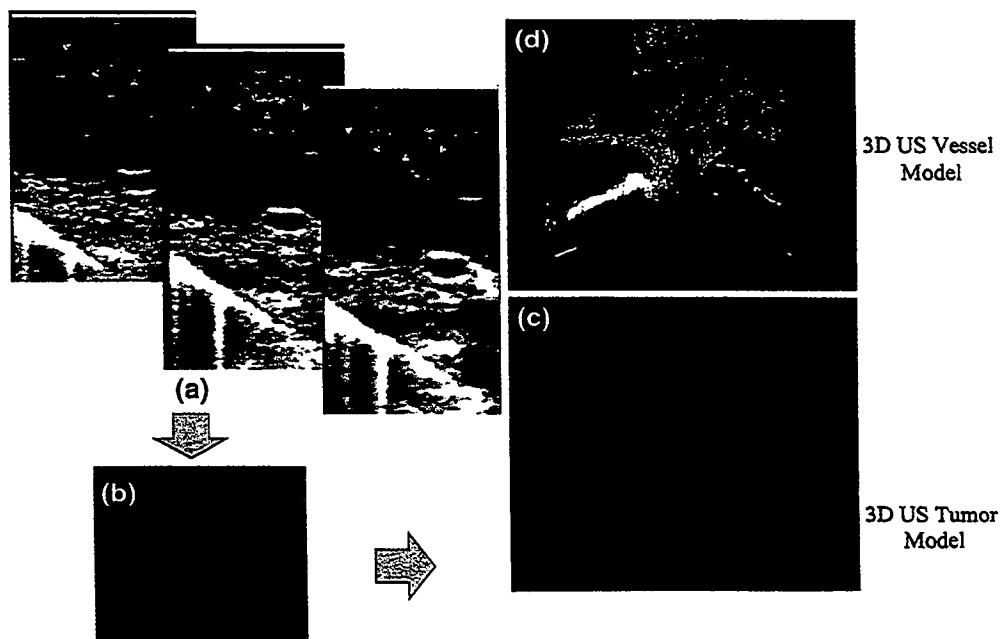
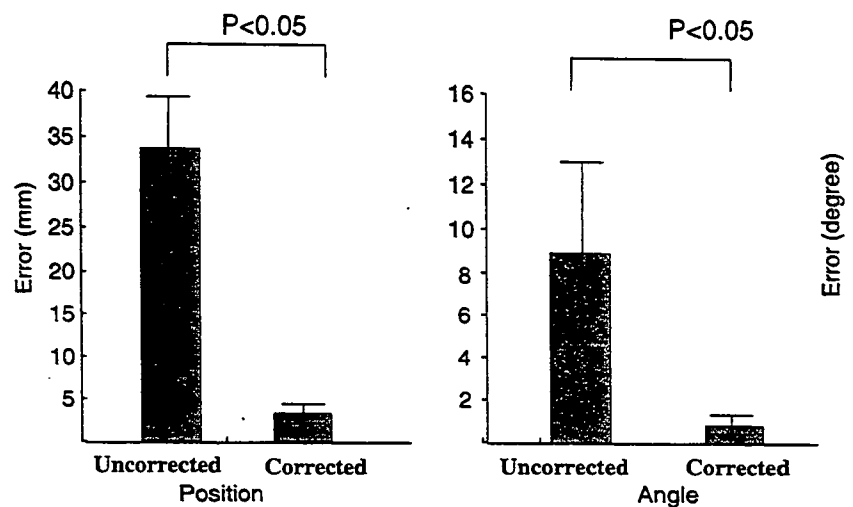
### Effects of magnetic distortion correction

Magnetic distortion data for evaluation were sampled by the measurement apparatus successfully. Using magnetic distortion correction, error caused by magnetic distortion was significantly reduced from  $34.64 \pm 15.27$  to  $2.590 \pm 0.913$  mm

in position and from  $9.077 \pm 4.570^\circ$  to  $0.820 \pm 0.782^\circ$  in orientation (Fig. 4).

For freehand distortion correction, calculation time was less than 60 s, and data acquisition time was  $67.8 \pm 25.1$  s. Number of the first data samples was  $889.9 \pm 431.2$ . Number of the second data samples was  $861.1 \pm 380.6$ .

**Fig. 4** Effects of rapid calibration for magnetic distortion correction. Using magnetic distortion correction, error caused by magnetic distortion was significantly reduced



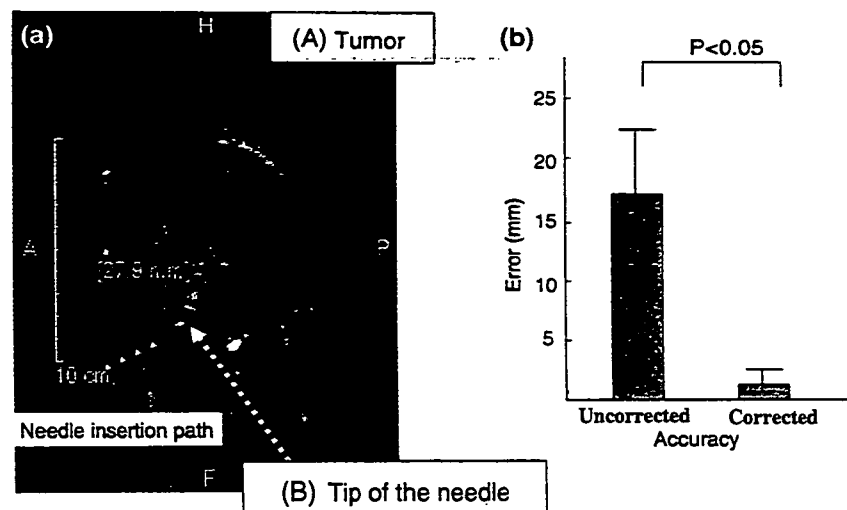
**Fig. 5** The figures indicate obtaining a sequence of 2D ultrasound images of tumor (a), the volume-rendered 3D tumor image (b), and the 3D tumor image superimposed on the liver in laparoscopic images (c). The volume rendered 3D vessels extracted from color Doppler ultrasound images (d). a Two-dimensional ultrasound images of a tumor mimic. b Reconstructed from two-dimensional image data (a) and volume-rendered three-dimensional ultrasound image of a tumor mimic

#### Accuracy of 3D US navigation

Ultrasound images of tumor mimics were acquired, and 3D-US volumes were reconstructed using uncorrected and corrected magnetic 6D measurements with US probe tracking. AR images were successfully obtained (Fig. 5a–c).

manually extracted according to the histogram. c Augmented reality image: three-dimensional tumor image (b) superimposed on to liver surface. d Augmented reality image: three-dimensional image reconstructed from Doppler ultrasound image of intrahepatic portal veins. Navigation can assist the surgeon in recognizing spatial relationships between tumors and vessels by superimposing 3D US data onto laparoscopic images

**Fig. 6** Results of evaluation of magnetic distortion correction on AR navigation with MRI detector. **a** MRI image: A tumor mimic is visualized as high intensity tumor in T1 image (a black dot arrow), and puncture needle was visualized as low intensity (white arrows). The tip of the needle inserted with augmented reality navigation is also detected (a white dot arrow). **b** Effects of rapid calibration for magnetic distortion correction. Using magnetic distortion correction, accuracy of 3D-US navigation was significantly improved



Tumor mimics were visible as hyperechoic masses on ultrasound, and were easily segmented. Volume-rendered images of reconstructed 3D-US volumes of intra-hepatic portal veins were also overlaid onto the liver surface (Fig. 5d). Each ultrasound scanning time was within 30 s, and time loss due to distortion correction of the magnetic field and reconstruction of 3D-US images was within 3 min. As long as all positional information was measured correctly, our system operated normally, and 3D-US images were quickly updated and reconstructed, tracking real laparoscopic images. The update rate was approximately 5 Hz. All procedures were performed safely. Display latency due to lags in position measurements and rendering time requirements was so short that no operative procedures were disturbed.

All tumor mimics were depicted by high signals in T1 images from MRI, and the puncture needle was visualized as low signals (Fig. 6a). The measured size of tumor mimics was 6–14 mm in diameter. Using magnetic distortion correction, accuracy of 3D-US navigation was significantly improved from  $17.2 \pm 5.27$  to  $1.96 \pm 0.87$  mm RMS ( $p < 0.05$ ) (Fig. 6b). All tumors were successfully punctured under the AR navigation guidance with magnetic distortion collection.

## Discussion

The number of minimally invasive surgical approaches is increasing; especially, the indication of laparoscopic surgery for early cancer of abdominal organs has expanded. Laparoscopic surgery is a monitoring based surgery, i.e., a type of image-guided surgery (IGS), as almost all intraoperative information is integrated on a monitor. It is considered that techniques of IGS which have been introduced to other surgical fields may easily be applied to laparoscopic surgery.

However, IGS using virtual reality technology for an abdominal region has not yet been used in the clinics. This might be due to two major problems including deformation of the liver and respiratory movements.

Due to large deformations and motions between preoperative images and intraoperative organs, non-rigid matching between these is required, making it difficult for clinical applications. Intraoperative imaging such as US imaging is an alternative way to avoid the difficulty of preoperative image matching [18, 19].

Some kind of intraoperative imaging method such as 2D or 3D ultrasound imaging can be used to compensate for shifts in anatomy relative to preoperative CT/MR images. By using intraoperative 3D ultrasound, the surgeon can obtain updated anatomical images during a surgical procedure [18–20]. 3D-US as an imaging modality allows real-time imaging, regardless of organ shifts or distortions, and is available in every hospital.

We have developed a 3D-US system for laparoscopic surgery using a miniature magnetic tracker combined with an optical tracker to realize accurate tracking inside the abdomen, aiming at integrating a laparoscopic AR system. One potential drawback of magneto-optic hybridization is error propagation by combining two trackers. We confirmed by both simulations and laboratory experiments that error increased by magneto-optic hybridization was 0.1 or 0.2 mm for an appropriate rigid body size compared to a simple magnetic tracker [13, 14].

In this paper, we demonstrated the accuracy and feasibility of a navigation system for laparoscopic surgery using animal experiments in the same environment as that in clinical settings.

Our results provide the basis for future clinical experiments. Clinical application of our navigation system for laparoscopic surgery relies on a rapid and reliable method. Our

system can provide calibrated data acquisition within 1 or 2 min. The whole procedure including distortion estimation and correction can be concluded within 5 min, which is within the permissible time period during operation.

Most of error derives from magnetic tracking and US scanning processes [22–24]. The rapidity of our method also enables on-the-spot validation because two calibration data sequences can be acquired from a region of interest within a short period of time. On-the-spot validation compensates for uncertainty of freehand data acquisition. Estimated accuracy by validation provides the surgeon with the criterion of distortion correction. If the estimated accuracy is not acceptable, the surgeon can repeat data acquisition or acquire additional data.

We consider that evaluation study with MRI was carried out as a pilot study that provided preliminary results. Actually, real-time imaging modality or needle tracking system is necessary to monitor the insertion of the needle. We did puncture with tumor depth information based on ultrasound images and the needle scale. Now, we are developing needle tracking system.

We think that the needle deformation is a big problem. To overcome this problem in the near future, we are now developing integrated navigation with real-time US or MRI.

Kleeman et al. [25] reported a laparoscopic navigation system based on IOUS. They also used an electromagnetic tracker to obtain 3D images, and concluded that further studies investigating accuracy and reproducibility in laparoscopic surgery were necessary.

We used experimental settings almost similar to those of the clinics, so our accurate experimental results revealed that our methods allowed minimally invasive treatment of liver tumors.

Distortion correction is an essential technology when using a magnetic tracker in endoscopic surgery, and it is thought that precision and data collection time are clinically significant factors with this technology.

Several clinical applications of navigation systems for bronchoscopy using magnetic tracking have been reported, and matching accuracy was 4.2–5.6 mm [26,27].

Accuracy of our navigation system was about 2 mm, and was superior to previously reported data. With about 2 mm of accuracy, superimposition of the 3D-US models of a small tumor or thin blood vessels is reliable. We consider that our results were attributed to the distortion correction effect. As for our methods of distortion, we could rapidly measure distortion of a magnetic field in the operative room, and adapt each environment to surgical fields. This was also an advantage, and confirmed the feasibility of our methods for clinical applications.

Furthermore, our system can be utilized with an oblique viewing endoscope, which is required in advanced endoscopic procedures. The superimposed virtual images tracked

movements of laparoscopic views according to rotation of the camera head of the oblique viewing endoscope [14,28]. Therefore, our system is especially useful in advanced surgery.

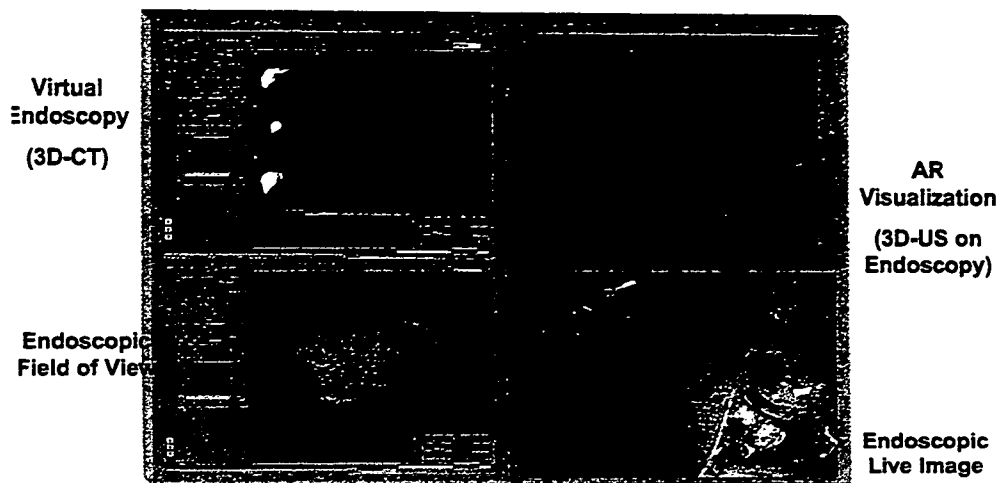
The AR systems using 3D-US images have been developed for breast surgery to visualize tumors under the skin [11,12]. Assuming that organ deformation between 3D-US and endoscopic (or a video camera) image acquisitions is small enough, 3D-US images are regarded to match with endoscopic images without non-rigid registration.

On the other hand, 3D reconstructions from computed tomography (CT) and magnetic resonance imaging (MRI) can provide more sophisticated fine imaging, and can also be used for preoperative planning of complicated procedures. We previously established a “combined” AR navigation system which integrated preoperative CT/MRI images and IOUS images into the navigation software (Fig. 7), and have already applied that system to various clinical cases [28]. Three-dimensional reconstructions from CT and magnetic resonance imaging (MRI) can provide more sophisticated fine imaging, and can be used for preoperative planning of complicated procedures. CT is useful to especially visualize blood vessels compared to US. 3D-CT imaging provides details of the vascular system.

Our current matching approach makes use of landmarks based on direct methods to match the preoperative and endoscopic views together using the Polaris optical tracking system. With our system, simultaneous display of laparoscopic images and 3D-CT images can be obtained (Fig. 7).

Bao et al. [24] reported a US to CT registration method using an optically tracking US probe. The concept of their methods was almost the same as ours [24]. Since we cannot ignore shifts and deformations of an organ, it is difficult to obtain high precision that is necessary for a navigation system based on preoperative CT alone. However, CT imaging is advantageous when it is simultaneously used with ultrasonography. As for liver surgery, the surgeon can easily recognize spatial relationships between tumors and intrahepatic vessels using this combined technique. However, to establish useful IGS for liver surgery, an accurate registration method which superimposes images obtained from different modalities is required. If a complete IGS system could be devised for laparoscopic liver surgery, the number of candidates for laparoscopic treatment of liver tumors may increase [24,29,30]. Such an IGS system may also improve the quality of resection and local therapies such as radiofrequency ablation of liver tumors. We estimate that the IGS system may ultimately reduce recurrences and improve surgery.

While we first focused on liver surgery, our methodology can be applied to any other surgical fields. Currently, one of our targets is to apply our techniques to thoracoscopic surgery, especially for partial resection of small lung cancer. A more accurate navigation system is required in such cases,



**Fig. 7** Integrated display of navigation system based on 3D-CT and 3D-US with calibration system of oblique-viewing endoscope. *Upper left figure* shows structures in a liver constructed from preoperative CT images, and *upper right figure* represents AR visualization that presents

a 3D ultrasound image overlaid on endoscopic view (*lower right figure*). *Lower left figure* represents a position and orientation of the current endoscopy with the liver

because when location of the tumor is not defined from the surface of the lungs, conversion to open surgery is required.

In the near future, we will attempt to increase accuracy of our present system, and develop a “clinically approved” multimodal matching method for capturing intraoperative organ deformations.

## Conclusion

We developed an AR navigation system for laparoscopic liver surgery based on 3D-US. The system provides real-time anatomical information which cannot be otherwise visualized without navigation. Experimental results demonstrated that a rapid calibration method was effective, and is proposed to correct magnetic field distortion with an accuracy of 2 mm or less within 2 min. Therefore, 3D-US as an imaging modality allows real-time imaging, regardless of organ shifts or distortions. We believe that this navigation system will play a very important role in the future, and will contribute to improve safety of minimally invasive surgeries.

**Acknowledgments** This study was partly supported by the Research for the Future Program (JSPS-RFTF 99I00904).

## References

- Cherqui D, Husson E, Hammoud R, Malassagne B, Stephan F, Bensaid S, Rotman N et al (2000) Laparoscopic liver resections: a feasibility study in 30 patients. *Ann Surg* 232:753–762
- Chung MH, Wood TF, Tsioulis GJ, Rose DM, Bilchik AJ (2001) Laparoscopic radiofrequency ablation of unresectable hepatic malignancies: a phase 2 trial. *Surg Endosc* 15: 1020–1026
- Gigot JF, Glineur D, Santiago Azagra J, Goergen M, Camrck M, Morino M, Etienne J et al (2002) Laparoscopic liver resection for malignant liver tumors: preliminary results of a multicenter European study. *Ann Surg* 236: 90–97
- Lesurtel M, Cherqui D, Laurent A, Tayar C, Fagniez PL (2003) Laparoscopic versus open left lateral hepatic lobectomy: a case-control study. *J Am Coll Surg* 196: 236–242
- Wallace JR, Christians KK, Quiroz FA, Foley WD, Pitt HA, Quebbeman EJ (2001) Ablation of liver metastasis: is preoperative imaging sufficiently accurate. *J Gastrointest Surg* 5(1): 98–107
- Hata N, Dohi T, Iseki H, Takakura K (1997) Development of a frameless and armless stereotactic neuronavigation system with ultrasonographic registration. *Neurosurgery* 41: 608–613
- Cartellieri M, Kremser J, Vorbeck F (2001) Comparison of different 3D navigation systems by a clinical user. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 258: 38–41
- Gumprecht HK, Widenka DC, Lumenta CB (1999) BrainLab Vector Vision neuronavigation system: technology and clinical experiences in 131 cases. *Neurosurgery* 44: 97–105
- Strong AJ, Chandler CL, Gleeson MJ (2000) Design and evaluation of a system for microscope-assisted guided interventions (MAGI). *IEEE Trans Med Imaging* 19(11): 1082–1093
- Akatsuka Y, Kawamata T, Fujii M, Furuhashi Y, Saito A, Shibasaki T, Isaki H, Hori T (2000) AR navigation system for neurosurgery. In: *Lecture notes in computer science*, vol. 1935, Proceedings of the 3rd international conference on medical image computing and computer-assisted intervention (MICCAI 2000), Pittsburgh, PA, pp 833–838
- Sato Y, Nakamoto M, Tamaki Y, Sasama T, Sakita I, Nakajima Y, Tamura S, Monden M (1998) Image guidance of breast cancer surgery using 3-D ultrasound images and augmented reality visualization. *IEEE Trans Med Imaging* 17(5): 681–693
- Inoue T, Tamaki Y, Sato Y, Nakamoto M, Tamura S, Tanji Y, Taguchi T, Noguchi S (2005) Three-dimensional ultrasound imaging of breast cancer by a real-time intraoperative navigation system. *Breast Cancer* 12(2): 122–129
- Nakamoto M, Sato Y et al (2000) Magneto-optic hybrid 3-D sensor for surgical navigation. In: *Lecture notes in computer science (LNCS)*, vol 1935 (MICCAI 2000), pp 839–848
- Nakamoto M, Sato Y, Miyamoto M et al. (2002) 3D ultrasound system using a magneto-optic hybrid tracker for augmented

- reality visualization in laparoscopic liver surgery. In: *Lecture notes in computer science (LNCS)*, vol. 2489 (MICCAI 2002), pp 148–155
15. Nakada K, Nakamoto M, Sato Y, Konishi K, Hashizume M, Tamura S (2003) A rapid method for magnetic tracker calibration using a magneto-optic hybrid tracker. In: *Lecture notes on computer science*, vol. 2879, *Proceeding of MICCAI 2003*, pp 285–293
  16. Yamaguchi T, Nakamoto M, Sato Y, Konishi K, Hashizume M, Sugano N, Yoshikawa H, Tamura S (2004) Development of a camera model and calibration procedure for oblique-viewing endoscopes (dagger). *Comput Aided Surg* 9(5): 203–214
  17. Nomori H (2005) Radiofrequency ablation of pulmonary tumors and normal lung tissue in Swine and rabbits. *Chest* 127(3): 973–977
  18. Hernes T, Ommedal S, Lie T, Lindseth F, Lango T, Unsgaard G (2002) Stereoscopic navigation-controlled display of preoperative MRI and intraoperative 3D ultrasound in planning and guidance of neurosurgery: new technology for minimally invasive image guided surgery approaches. *Minim Invasive Neurosurg* 46: 129–137
  19. Kaspersen JH, Solie E, Wesche J, Åsland J, Lundbom J, Odegård A, Lindseth F, Hernes T (2003) 3D ultrasound based navigation combined with preoperative CT during abdominal interventions: a feasibility study. *Cardiovasc Intervent Radiol* 26: 347–356
  20. Harms J, Feussner H, Baumgartner M, Schneider A, Donhauser M, Wessels G (2001) Three-dimensional navigated laparoscopic ultrasonography: first experiences with a new minimally invasive diagnostic device. *Surg Endosc* 15(12): 1459–1462
  21. Ellsmere J, Stoll J, Rattner D, Brooks D, Kane R, Wells W, Kikinis R, Vosburgh K (2003) A navigation system for augmenting laparoscopic ultrasound. In: *Lecture notes in computer science*, vol. 2879, *Proceedings of the 6th international conference on medical image computing and computer-assisted intervention (MICCAI 2003)*, Montreal, Canada, pp 184–191
  22. Birkfellner W, Watzinger F, Wanschitz F, Enislidis G, Killmann C, Rafolt D, Nowotny R, Ewers R, Bergmann H (1998) Systematic distortions in magnetic position digitizers. *Med Phys* 25(11): 2242–2248
  23. Hummel JB, Bax MR, Figl ML, Kang Y, Calvin Maurer J, Birkfellner W, Bergmann H, Shahidi R (2005) Design and application of an assessment protocol for electromagnetic tracking systems. *Med Phys* 32(7): 2371–2379
  24. Bao P, Warmath J, Galloway R, Herline A (2005) Ultrasound-to-computer-tomography registration for image-guided laparoscopic liver surgery. *Surg Endosc* 19(3): 424–429
  25. Kleemann M, Hildebrand P, Birth M, Bruch HP (2006) Laparoscopic ultrasound navigation in liver surgery: technical aspects and accuracy. *Surg Endosc* 20(5):726–729. Epub 2006 March 16
  26. Hautmann H, Schneider A, Pinkau T, Peltz F, Feussner H (2005) Electromagnetic catheter navigation during bronchoscopy: validation of a novel method by conventional fluoroscopy. *Chest* 128(1): 382–387
  27. Turcza P, Duplaga M (2004) Navigation systems based on registration of endoscopic and CT-derived virtual images for bronchofiberoptic procedures. *Stud Health Technol Inform* 105: 253–263
  28. Konishi K, Nakamoto M, Miyamoto M, Hashizume M, Sato Y, Tamura S (2002) Development of AR navigation system for laparoscopic surgery using magneto-optic hybrid sensor: experiences with 3 cases. In: *Proceedings of CARS2002*, p 1093
  29. Foroutani A, Garland AM, Berber E, String A, Engle K, Ryan TL, Pearl JM, Siperstein AE (2000) Laparoscopic ultrasound vs triphasic computed tomography for detecting liver tumors. *Arch Surg* 135(8): 933–938
  30. Kane RA (2004) Intraoperative ultrasonography: history, current state of the art, and future directions. *J Ultrasound Med* 23(11): 1407–1420

## 低侵襲手術支援システムによる日本-韓国間遠隔手術実験

A Remote Surgery Experiment between Japan-Korea  
using the Minimally Invasive Surgical System

荒田純平(正会員)<sup>a\*</sup>, 高橋弘樹(学生会員)<sup>b</sup>, 割澤伸一(正会員)<sup>b</sup>, 小西晃造(正会員)<sup>c</sup>,  
田上和夫(正会員)<sup>c</sup>, 家入里志(正会員)<sup>c</sup>, 清水周次<sup>c</sup>, 中島直樹<sup>d</sup>, 岡村耕二<sup>e</sup>, Young Soo KIM<sup>f</sup>,  
Sung Min KIM<sup>f</sup>, Joon-Soo HAHM<sup>f</sup>, 橋爪誠(正会員)<sup>e</sup>, 光石衛(正会員)<sup>b</sup>

<sup>a</sup>名古屋工業大学大学院工学研究科, <sup>b</sup>東京大学大学院工学系研究科, <sup>c</sup>九州大学大学院医学  
研究院, <sup>d</sup>九州大学病院, <sup>e</sup>九州大学大学院工学研究院, <sup>f</sup>漢陽大学医学部

Jumpei Arata<sup>a\*</sup>, Hiroki Takahashi<sup>b</sup>, Shin'ichi Warisawa<sup>b</sup>, Kozo Konishi<sup>c</sup>, Kazuo, Tanoue<sup>c</sup>, Satoshi Ieiri<sup>c</sup>,  
Shuji Shimizu<sup>c</sup>, Naoki Nakashima<sup>d</sup>, Koji Okamura<sup>e</sup>, Young Soo Kim<sup>f</sup>, Sung Min Kim<sup>f</sup>, Joon-Soo Hahm<sup>f</sup>,  
Makoto Hashizume<sup>c</sup>, Mamoru Mitsuishi<sup>b</sup>

<sup>a</sup> Graduate School of Engineering, Nagoya Institute of Technology, <sup>b</sup> School of Engineering, The University  
of Tokyo, <sup>c</sup> Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University, <sup>d</sup> Kyushu University Hospital,  
<sup>e</sup> Graduate School of Engineering, Kyushu University, <sup>f</sup> College of Medicine, Hanyang University

## Abstract

In this paper, a remote surgery experiment, which was conducted between Japan and Korea by using the developed minimally surgical system is described. A research Internet, APII (Asia-Pacific Information Infrastructure), which consists of an optical submarine cable network, KJCN (Korea-Japan Cable Network) was used as an information transmission channel. In the experiment, a laparoscopic cholecystectomy was successfully performed on a pig. The network time-delays of robot and images were 6.5 ms and 435 ms respectively.

## Key words

Remote surgery, Surgical robot and Minimally invasive surgical system.

## 1. はじめに

遠隔手術の実現は、優れた医師の遠隔地からの手術参加を可能とし、また過疎地、極限環境等における手

術実現、さらに国境を越えたチームワーク医療を容易に実現することが可能となり、加えて優れた医療技術を世界へ普及させるための教育効果が期待できる。本研究では、遠隔手術実現のため、低侵襲手術支援システム<sup>1)</sup>を開発し、これまで4回にわたり東京-静岡(直線距離約150km)を結ぶブタを対象とした腹腔鏡下胆嚢摘出術手術実験を行なった。遠隔手術を行なう際、通信手段として専用線を用いることにより安定した通信品質を得ることが可能である。しかし将来的に遠隔手術が広範に適用されるためには、専用回線を用いる

\*名古屋工業大学大学院工学研究科づくり領域

〒466-8555 名古屋市昭和区御器所町

jumpei@nitech.ac.jp

受付 2006年7月26日 ; 採択 2006年11月10日



より高度に普及が進んでいるインターネット回線を用いることが望ましい。よって、これらの遠隔手術実験においては既存の情報通信設備を使用することを想定し、国内の病院等施設に広く普及しているISDN(2B+D), ISDN(23B+D)回線を用いた。ロボット制御信号の伝送時間遅れは50ms, また映像伝送時間遅れは400ms程度であり、いずれの手術も成功することが可能であった。手術に要した時間は1時間程度であり、ほぼ従来の手術と変わらなかった。

そこで本研究では、さらに広範に遠隔手術が普及するための通信手段として、インターネットを用いた遠隔手術実現における知見を得るため、日本-韓国間において学術研究用インターネットを用いた遠隔手術実験を行なった。本実験では日本-韓国間を結ぶ回線として、福岡と釜山を結ぶ光海底ケーブルKJCN (Korea-Japan Cable Network)で構成された、日韓インターネット・テストベッドAPII (Asia-Pacific Information Infrastructure)<sup>17)</sup>を使用した。APIIの両端は、それぞれインターネットと接続された大学内LAN等、一般ユーザが利用するネットワークを介している。

## 2. 関連研究

現在、多くの手術ロボット開発が行なわれており、その多くは内視鏡等を用いて患者体内で複雑な動作を実現することで医師を支援し、より低侵襲な手術を実現することを目的としている。Salisburyらは先端部に

ワイヤ駆動方式を用いた手術ロボットシステムda Vinci<sup>1)</sup>を開発し、多くの臨床結果が報告されている。Taylorらは力帰還制御を応用したマイクロサージェリシステムを開発した<sup>2)</sup>。生田らはワイヤ駆動を用い、先端に多自由度を有する手術ロボットを開発した<sup>3)</sup>。佐久間らは内視鏡保持ロボット、また低侵襲腹部外科支援ロボット等を開発した<sup>4)</sup>。藤江らは4自由度を有する脳外科用マイクロサージェリシステムを開発した<sup>5)</sup>。

筆者らは、低侵襲手術支援システムを開発し、特に操作器(マスタ)と手術ロボット(スレーブ)を遠隔に配置し、手術を行なう遠隔手術についての研究を行なっている<sup>14)-16)</sup>。遠隔手術の研究として、Greenらは各5自由度の左右腕を有するマスタ・スレーブ型ロボットを開発し、縫合実験を行なっている<sup>6)</sup>。このシステムはその後、上記da Vinciとして発展した。新井らは血管内に挿入するカテーテルを高速ネットワークを用いて遠隔操作を行なうシステムを開発した<sup>7)</sup>。RovettaらはISDN回線を用いた遠隔手術の研究を行なった<sup>8)</sup>。Salcudeanらはサイズ効果を考慮した遠隔操作についての研究を報告している<sup>9)</sup>。Marescauxらは専用ATM回線を用い、手術ロボットZEUSによるNew York-Strasbourg間遠隔手術を実施した<sup>10)</sup>。

## 3. 低侵襲手術支援システム

低侵襲手術支援システムは、2つのサイト(場所)により構成される。オペレーション・サイトは、執刀医が存在し、操作を行なう場所であり、また、サージェリ・サイトは、患者が存在し、実際の手術が行なわれる場所である。これらの2つのサイトはLANによる接続、またはATM, ISDN等、様々な回線種別により接続可

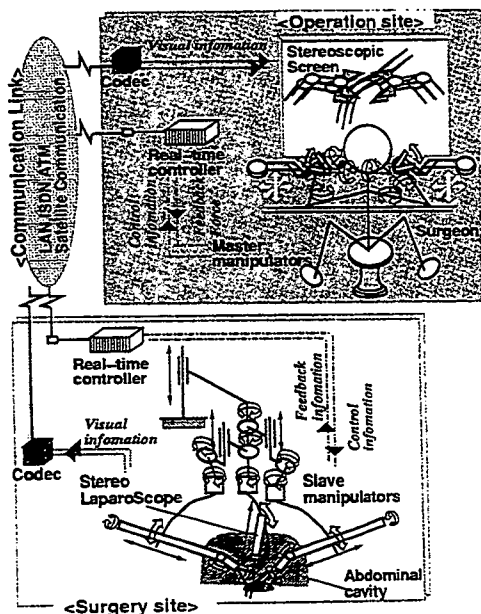


Fig.1 Overview of the developed system.

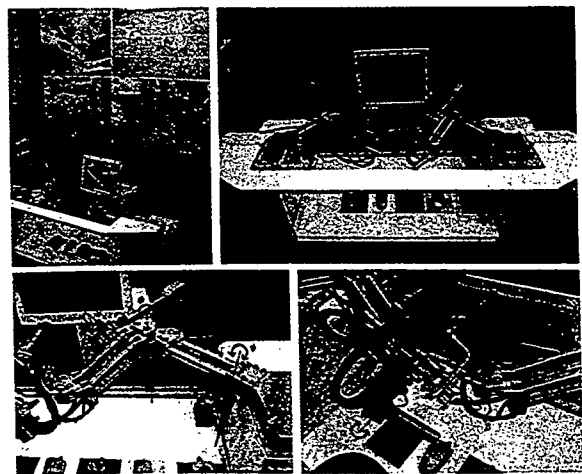


Fig.2 Master manipulator.

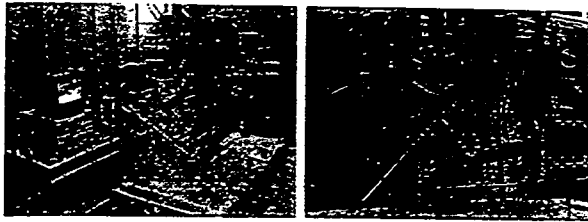


Fig.3 Slave manipulator.

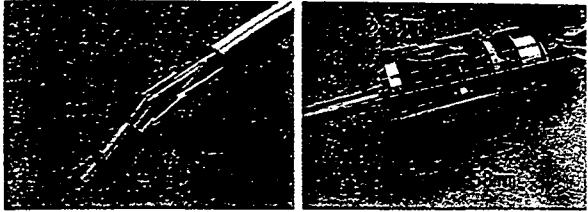


Fig.4 Link driven multiple DOF forceps.

能であり、ロボット制御信号、映像、音声等が伝送される(Fig.1)。マスタ・マニピュレータ、スレーブ・マニピュレータは VxWorks を用いて実時間制御され、制御周波数を 1kHz としている。マスタ・スレーブ間制御信号の通信周波数は相互を結ぶ通信帯域により変更可能であり、今回の遠隔手術実験では 10Hz とした。

オペレーション・サイト：手術の執刀を行なう医師はオペレーション・サイトにおいて、操作入力器であるマスタ・マニピュレータにより動作入力を行なう。医師によって入力された操作情報は、リアルタイム・コントローラによって絶対位置情報への変換のため、幾何学計算が行なわれた後、制御信号として情報伝送システムを介してサージェリ・サイトへ伝送される。マスタ・マニピュレータは左右 2 腕から構成され、片腕につき並進 3 自由度、姿勢 3 自由度、開閉 1 自由度の計 7 自由度を有する(Fig.2)。並進動作させたとき、先端部姿勢が変化しないリンク機構を有し、実時間制御における計算量を機構面から減少させている。

サージェリ・サイト：サージェリ・サイトでは、オペレーション・サイトより伝送された制御信号をもとに、スレーブ・マニピュレータが動作することにより手術が行なわれる。このときの内視鏡映像、またその他バイタルサイン、術場フィールド映像等の環境情報



Fig.5 Aspect of the operation site (Hanyang Univ.).

Table 1 Surgical procedures of laparoscopic cholecystectomy.

No.	Surgical procedure
1	Insertion of surgical instruments (setup)
2	Creating working space by moving organs
3	Exfoliation cystic duct and arteria cystica
4	Treatment of cystic duct and arteria cystica
5	Resection of cholecyst
6	Extraction of cholecyst

は同じくオペレーション・サイトへ伝送され、執刀医へ提示される。同様にオペレーション・サイトの操作者の映像・音声はサージェリ・サイトへ伝送され、サージェリ・サイトの助手への指示等に使用される。スレーブ・マニピュレータは、内視鏡用アーム 1 腕、手術ツール用アーム 2 腕の計 3 腕から構成され、各アームは曲率ガイドを用いた機構的不動点を中心とする回転 2 自由度、長軸方向の並進 1 自由度を有する(Fig.3)。この構造により患者の安全性を機構的に保証することが可能である。手術ツール用アームは、ポート刺入位置決定のための機構部全体を並進させる 3 自由度を有する。また、3 腕全体を鉛直方向に並進させる 1 自由度を有する。手術ツールとして、電気メス等の既存製品、リンク駆動式多自由度屈曲鉗子等が取り付け可能である。リンク駆動式多自由度屈曲鉗子の外径は 10mm であり、先端部で屈曲 2 自由度、開閉 1 自由度を有する(Fig.4)。これらの鉗子先端自由度は、リンク機構によって生成され、ワイヤ駆動方式と比較して、伸び、切断等の問題がなく、滅菌・洗浄性に優れ、メンテナンスが容易な特徴がある。

#### 4. 日本-韓国間遠隔手術実験

##### 4.1 実験目的

本研究ではこれまで、既存の情報通信設備として ISDN 回線を使用した遠隔手術実験を行なった。さらに本実験では、日本-韓国を結ぶ学術研究用インターネット APII を介して低侵襲手術支援システムにより手術を行ない、情報伝送により生ずる伝送時間遅れの影響を調べた。これにより、これまでの ISDN を用い

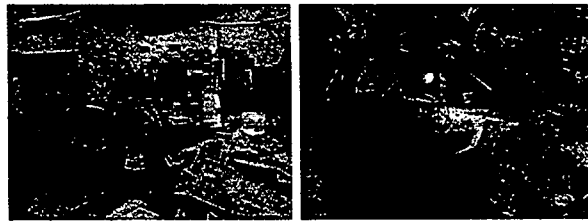


Fig.6 Aspect of the surgery site (Kyushu Univ.).

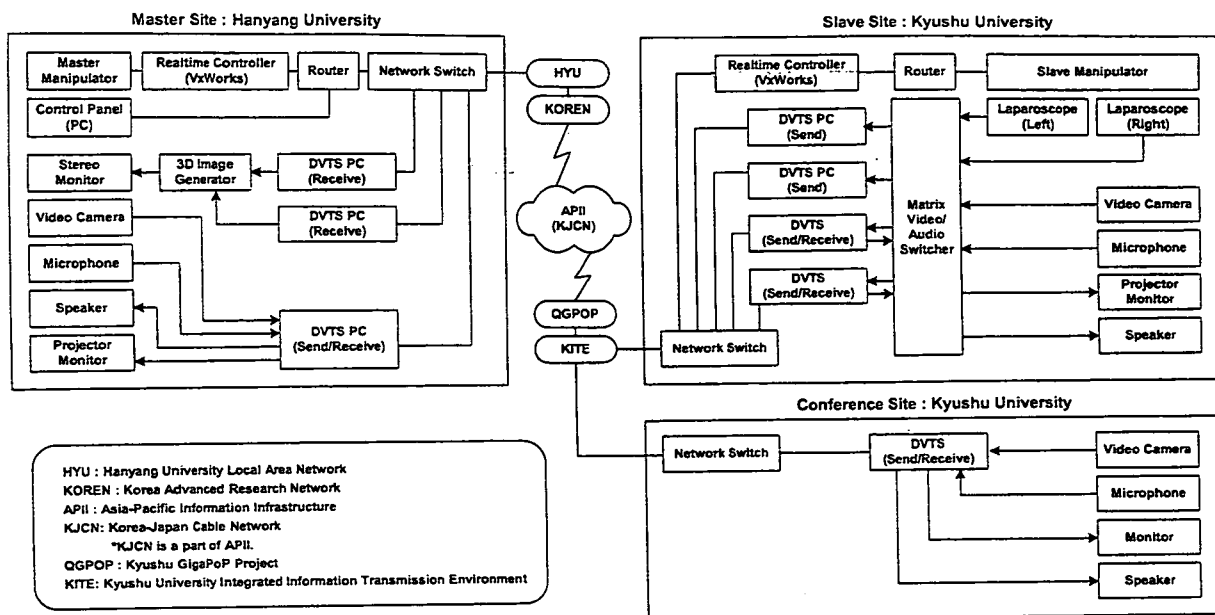


Fig.7 Overview of the network configuration.

た実験での伝送時間遅れの影響等の比較検証を行ない、遠隔手術実現のための知見を得ることが本実験の目的である。

4.2 実験方法

本実験では、下記の実験システム構成のもと、低侵襲手術支援システムによるブタを対象とした腹腔鏡下胆嚢摘出術を行なった。本研究は九州大学大学院医学研究院附属動物実験施設の承認を受けた上で規約を遵守し、動物実験に関する教育訓練を受けた医師により実施された。

腹腔鏡下胆嚢摘出術：腹腔鏡下胆嚢摘出術とは、腹腔鏡、および患者腹腔内に手術器具を挿入し胆嚢を摘出する手術方法である。その主な手順を Table 1 に示す。

実験施設：実験施設として、オペレーション・サイトを

を漢陽大学(17 Haengdang-dong, Seongdong-gu, Seoul, Fig.5), またサージェリ・サイトを九州大学(福岡市東区馬出 34-1, Fig.6)として実験を行なった。両サイト間の直線距離は約 540km である。九州大学では、カンファレンス・サイトが設けられ、術中、日本・韓国の参加医師らによるディスカッションが行なわれた。

実験システム構成：本実験で用いたネットワーク回線構成を Fig.7 に示す。ネットワーク伝送経路は、九州大学から学内 LAN (KITE: Kyushu University Integrated Information Transmission Environment) を経由し、日本-韓国を結ぶギガビットクラス幹線である APII テストベッドを介し、韓国の学術ネットワークである KOREN (Korea Advanced Research Network) へ乗り入れ、漢陽大学内 LAN へ接続される。

ロボット動作情報においては、TCP/IP ネイティブ・ソケットによる通信を確立した。低侵襲手術支援システムのマスタ・スレーブ間の通信はマスタ側リアルタ

Table 3 Time-consuming chart of surgical procedures (including the discussion during surgical procedures).

Time	Precedure
0:00	Inserting trocars
0:15	Inserting a laparoscope
0:30	Inserting the robotic forceps
0:55	Finishing the surgical setup
0:57	Starting the remote surgery
1:20	Switching right forceps to an radio knife
1:30	Cutting a cholecyst
2:33	Cutting a cystic duct
2:47	Finishing cutting a cholecyst
3:00	Operation completed

Table 2 DVTS data transfer bandwidth.

Image	Bandwidth
From surgery site to operation site:	
Conference Use	15Mbps
Laparoscope (Right)	10Mbps
Laparoscope (Left)	10Mbps
From operation site to surgery site:	
Conference Use	15Mbps
Total	50Mbps

Table 4 Network time-delay by ping (Round-trip).

Network	Used bandwidth	Op. site - Surg. site	Distance	Hop	Time-delay
ISDN(2B+D)	128 Kbps	Tokyo - Shizuoka	150 km	-	99.8 ms
ISDN(23B+D)	1472 Kbps	Tokyo - Shizuoka	150 km	-	35.6 ms
APII	50 Mbps	Seoul - Fukuoka	540 km	14	13.0 ms

Table 5 Image time-delay (Round-trip).

Network	Used bandwidth	Op. site - Surg. site	Distance	CODEC	Time-delay
ISDN(2B+D)×2	256 Kbps	Tokyo - Shizuoka	150 km	SONY PCS-P500	676.0 ms
ISDN(23B+D)	1472 Kbps	Tokyo - Shizuoka	150 km	NEC TC5000EX100	785.0 ms
APII	50 Mbps	Seoul - Fukuoka	540 km	DVTS	871.0 ms

イム・コントローラより、10Hzの周期で制御信号がスレーブ側リアルタイム・コントローラへ送信された。本実験で用いた映像・音声伝送手法はDVTS(Digital Video Transfer System)であり、DV品質を非圧縮で伝送するものである。DVTSはWIDEプロジェクト<sup>18)</sup>ほかで研究開発が進められており、ハードウェア・タイプとソフトウェア・タイプが存在する。本実験では、九州大学側では両方のタイプを、漢陽大学側ではソフトウェア・タイプを使用した。DVTSによる映像伝送は、通常1系統の送信につき約30Mbpsの帯域を使用するが、フレームレートを変更することにより使用帯域を低減することが可能である。漢陽大学-九州大学間においては、Table 2に示すように、全4系統、合計50Mbpsの映像が送受信された。本実験では、伝送フレームレートをカンファレンス用映像15fps、内視鏡映像10fpsと設定した。また内視鏡映像伝送として、新興光器製作所社製三次元立体視腹腔鏡を低侵襲手術支援システムへ組み込み、左右眼それぞれの映像を伝送し、オペレーション・サイトにおいて三次元映像として合成した後、操作者へ提示した<sup>16)</sup>。

#### 4.3 実験結果と考察

低侵襲手術支援システムを用い、日本-韓国を結ぶ学術研究用インターネットを介したブタを対象とした腹腔鏡下胆嚢摘出術を行なうことに成功した。実際の手術に要した時間は約1時間程度であり、従来の手術手法、これまでに行なった遠隔手術実験とほぼ変わらない結果であった(Table 3)。

伝送時間遅れ：伝送時間遅れを調べるため、その指標としてpingによるRound-trip timeの測定を行なった(Fig.8)。本実験におけるネットワーク環境において、低侵襲手術支援システムで使用したパケット・サイズ144byteでのRound-trip timeは、13msであった。このことから、マスタ・スレーブ間における制御信号は約6.5msで到達していたと考えられる。これまでの東京

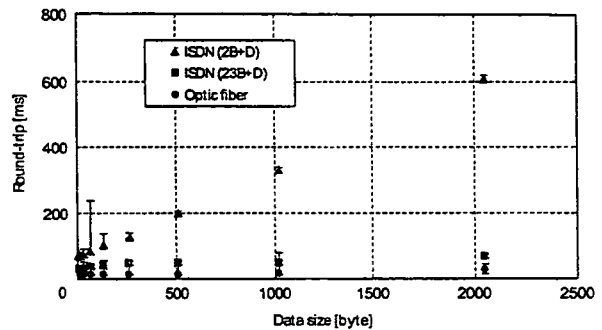


Fig.8 Network time-delay comparison by ping.

一静岡間のISDNを使用した実験と比較して、大きく向上していることが確認された(Table 4)。映像伝送について、ストップ・ウォッチ映像をループバックさせることにより、測定伝送時間遅れを測定した。サージェリ・サイトからオペレーション・サイトへ伝送される3系統の映像のうち、内視鏡映像に用いられた1系統について測定を行なった。10フレームについて測定し、その平均値を求めたところ、Round-tripで871.0msであった(Table 5)。東京-静岡間のISDN(2B+D)2回線、ISDN(23B+D)を用いた実験ではCODECとして、それぞれSONY PCS-P500、NEC TC5000EX100を用いた。これらの結果は使用したネットワーク構成、CODEC、伝送した映像系統数等、条件が大きく異なるため、一元的な比較はできないが、本実験では過去の実験と比較して倍に当たる4系統の映像を伝送したにもかかわらず、これまでの実験とほぼ同程度の伝送時間遅れで伝送可能であった。映像品質においては、本実験で用いたDVTSは、DV品質を非圧縮で伝送することから、大幅に向上した。なお、本実験では内視鏡映像を10fpsで伝送を行なったが、術者の操作感においては15fpsでの伝送と比較しても違いは得られなかった。

操作者が体感する時間遅れは、これらの伝送時間遅れをもとに、マスタ・スレーブ間の送信周期、位置情