

フリーハンド・リアルタイム超音波内視鏡画像 立体重畳表示システムの開発

古川 勇志郎^{*1}, 洪 在成^{*2}, 倉爪 亮^{*3}, 岩下 友美^{*3},
Byunghyun CHO^{*4}, 山田 篤史⁵, 鄭 常賢⁶, 波多 伸彦^{*7}, 橋爪 誠^{*4}

Development of Freehand and Real-time 3D Overlay Display System for Endoscopic Ultrasound Images

Yushiro FURUKAWA^{*7}, Jaesung HONG^{*8}, Ryo KURAZUME^{*9}, Yumi
IWASHITA^{*9}, Byunghyun CHO^{*10}, Atsushi YAMADA^{*11}, Sanghyun JOUNG^{*12},
Nobuhiko HATA^{*13}, and Makoto HASHIZUME^{*10}

^{*7} Kyushu University, Dept. of Advanced Information Technology, Graduate School of Information Science and Electrical Engineering
744 Motooka, Nishi-ku, Fukuoka-city, Fukuoka, 819-0395 Japan

^{*8} Daegu Gyeongbuk Institute of Science and Technology
223, Sang-Ri, Hyeonpung-Myeon, Dalseong-Gun, Daegu, Republic of Korea

^{*9} Kyushu University, Graduate Faculty of Information Science and Electrical Engineering
744 Motooka, Nishi-ku, Fukuoka-city, Fukuoka, 819-0395 Japan

^{*10} Kyushu University Hospital, Center for Integration of Advanced Medicine, Life Science and Innovative Technology
3-1-1 Maidashi, Higashi-ku, Fukuoka-city, Fukuoka, 819-0395 Japan

^{*11} Nagoya Institute of Technology, Dept. of Computer Science and Engineering, Graduate School of Engineering
Gokisocho, Showa-ku, Nagoya-city, Aichi, 466-8555 Japan

^{*12} Tokyo University, Bio-Medical Precision Engineering Laboratory, Graduate School of Engineering
7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo, 113-8656 Japan

^{*13} Harvard Medical School Brigham and Women's Hospital
75 Francis Street Boston, MA 02115, USA

This paper introduces a new freehand and real-time 3D display system of endoscopic ultrasound images for endoscopic augmented surgery. This system consists of an ultrasonic endoscope and an electro-magnetic measurement sensor. The display system of endoscopic ultrasound images is designed to work on "3D Slicer", the multi-platform and free open source software (FOSS) for visualization and image computing in medical imaging. Accuracy measurement experiments show that the developed system reconstructs the shape of a phantom (plastic plate, 40mm x 5mm x 29mm) with the accuracy of 2.5mm. In-vivo experiment of 3D model reconstruction and overlay experiment of 3D model in endoscopic images were successfully carried out.

Key Words : Endoscopic Surgery, Ultrasound Image, Volume Rendering, Image overlay

1. 緒 言

内視鏡下手術は、Fig. 1 に示すように硬性あるいは軟性鏡を口や肛門、あるいは腹部や胸部を切開して体内に挿入し、その先端から得られる消化管や臓器の映像をモニタ上で確認しながら治療を行う術式である。この術式は従来の開腹手術に比べて切開部分が小さく低侵襲であり、被施術者の術後の臥床期間の短縮とQoL (Quality of Life) の向上につながることから、近年急速に普及している。しかし、内視鏡下手術はモニタ内の術野が狭く遠近感がつかみにくい状況で、微細な作業が要求される難易度の高い術式であり、確実な

^{*1} 九州大学大学院システム情報科学府情報知能工学専攻
〒 819-0395 福岡県福岡市西区元岡 744 番地

^{*2} 大邱慶北科学技術研究院

^{*3} 九州大学大学院システム情報科学府
〒 819-0395 福岡県福岡市西区元岡 744 番地

^{*4} 九州大学病院先端医工学診療部
〒 812-8582 福岡県福岡市東区馬出 3-1-1 番地

^{*5} 名古屋工業大学大学院工学研究科おもひ領域
〒 466-8555 愛知県名古屋市中区御器所町

^{*6} 東京大学大学院工学系研究科医用精密工学研究室
〒 113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1 番地

^{*7} ハーバード大学医学部ブリガム&ウィメンズ病院

手術を行うためには十分な術前検査と手順の検討が必要である。そこで、我々は現在、術中でも検査や手順の検討・確認が可能な新しい内視鏡下手術支援システムの開発を進めている⁽¹⁾。

開発したシステムは超音波内視鏡と磁気式位置姿勢センサから構成される。超音波内視鏡は、内視鏡の先端に小型の超音波プローブ（探触子）を取り付けた医療機器であり、消化管や臓器表面のカラー画像とその内部の超音波画像を同時に取得できる。通常の体外式超音波検査装置は、超音波プローブを体表面に押し当て超音波画像を撮像するため、目的の部位までの距離が遠く、低解像度であり、ノイズも多く含まれる。これに対して超音波内視鏡による超音波検査は、体内の臓器や腫瘍など目的部位の近傍から撮像できるため、超音波の減衰や虚像などの影響を受けにくく、より正確かつ詳細な画像を得ることができる。

開発したシステムでは、まず超音波プローブの位置、姿勢を操作者がフリーハンドで自由に操作し、複数の連続的な超音波画像を取得する。また同時に磁気式位置姿勢センサから撮像時のプローブの位置姿勢を取得する。その後、多数の超音波画像を撮影位置姿勢に応じて重畳表示することで、リアルタイムに疑似的な3次元ボリュームデータを構築する。さらに構築した3次元ボリュームデータを超音波内視鏡の位置に応じて同時に撮影されたカラー画像に重畳表示することで、臓器の表面の画像や内部の超音波断面画像だけでなく、術中に臓器内部の3次元構造を直感的に術者へ提示することが可能となる⁽²⁾。

本稿では、このフリーハンド・リアルタイム3次元超音波表示システムの動作原理と構築したシステム、および精度検証実験の結果とin-vivo実験、オーバーレイ実験について述べる。

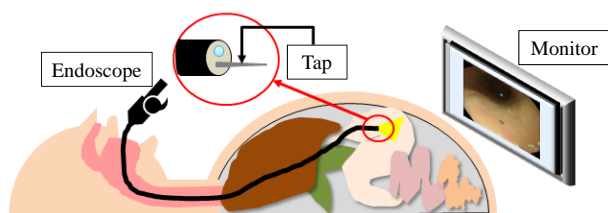


Fig. 1 Endoscopic surgery

2. 従 来 研 究

これまでに2次元超音波断面画像を方向を変えて撮影し、蓄積された画像を3次元ボリュームデータとして表示するシステムが開発されている^{(4)~(6)}。超音波画像の主な収集法として、プローブを平行移動または

扇状に走査するフリーハンドスキャン方式とプローブを固定した状態で内部で機械走査が自動的に行われる自動スキャン方式がある。前者は、磁気式位置姿勢センサや光学式位置センサを用いてプローブの位置姿勢を正確に測定して超音波画像を収集する⁽⁴⁾⁽⁵⁾。後者は、機械的走査によりデータを取得し、オフラインで3D画像を再構築するものである⁽⁶⁾。

一方、近年、リアルタイム3次元超音波表示システムとして、4Dエコー（超音波）システムが普及している。これは超音波プローブを超音波断面画像に垂直な方向へ機械的に走査し、蓄積した超音波断面画像を重畳表示して3次元画像をリアルタイムに描画するもので、主に産婦人科などで心臓の運動解析や胎児の診断・撮影に利用されている。しかし、4Dエコー用の超音波プローブは大型であり、体表面からの撮影のために胃や腸の中の空気や腹壁、骨などの影響で深部ではノイズが多く含まれる。

本研究では、小型超音波内視鏡に対してオープンソースソフトウェア3D Slicer上に上述したフリーハンドスキャン方式を構築し、術者が術中にフリーハンドで目的部位周辺を走査し、目的部位の3次元ボリュームデータを用いた検査や診断が可能な、フリーハンドリアルタイム超音波内視鏡画像の立体表示システムを開発する。

3. フリーハンドリアルタイム3次元超音波画像 立体表示システム

3-1 システム構成 Fig. 2にフリーハンドリアルタイム3次元超音波表示システムの概要を示す。本システムで使用する超音波内視鏡は、Fig. 3に示すビデオ超音波内視鏡（EG-3780UTK, Hoya社製）である。本内視鏡の先端には、Fig. 3に示すように、CCDカメラ、および超音波プローブが装着されており、術者はCCDカメラ画像と超音波画像を表示装置で確認しながら診断を行う。またFig. 4に、取得した内視鏡画像と超音波画像をそれぞれ示す。使用する磁気式3次元位置姿勢センサ（Aurora, Northern Digital Inc.）は、Fig. 5に示す6軸測定可能なセンサコイルを含む本体ユニット（System Control Unit）と、磁気フィールド発生装置（Field Generator）からなる。Table 1に磁気式3次元位置姿勢センサの標準性能を示す。

センサコイルを超音波内視鏡プローブの背面に固定し、磁気フィールド内におけるプローブの位置、姿勢を計測する。この際、超音波内視鏡の動作が磁気式3次元位置姿勢センサの精度にほとんど影響しないことは検証済みである⁽¹⁾。また3次元ボリュームデータの作成、表示、加工には、3D表示と画像解析のため

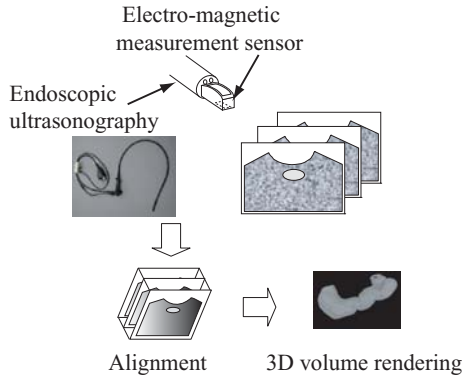


Fig. 2 3D superposed display system of endoscopic ultrasound images

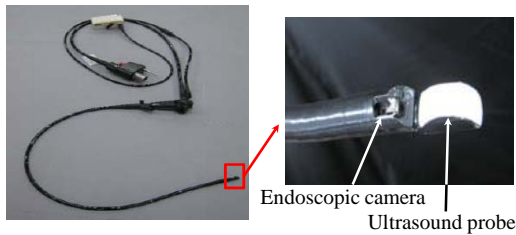


Fig. 3 Endoscopic ultrasonography

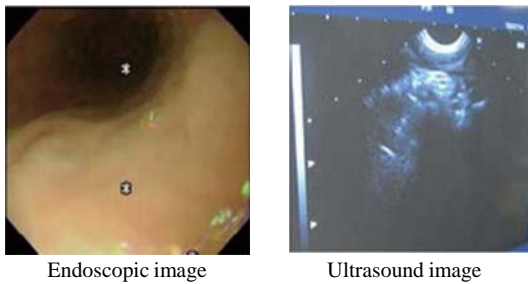


Fig. 4 Endoscopic and ultrasound image

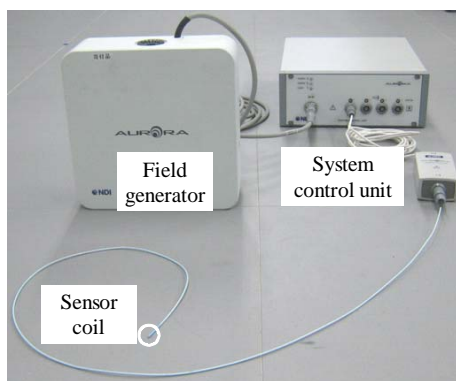


Fig. 5 Electromagnetic measurement system (Aurora, Northern Digital Inc.)

のオープンソースソフトウェアパッケージである 3D Slicer を使用する . Fig. 6 に構築したシステムを用いたファントムの , 3D Slicer での出力画面の例を示す .

	RMS	95% CI
Position error [mm]	0.6	1.1
Orientation error [deg]	0.4	0.6

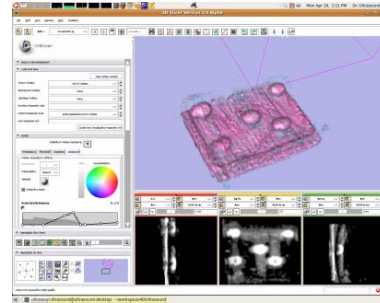


Fig. 6 Reconstructed phantom model in 3D Slicer

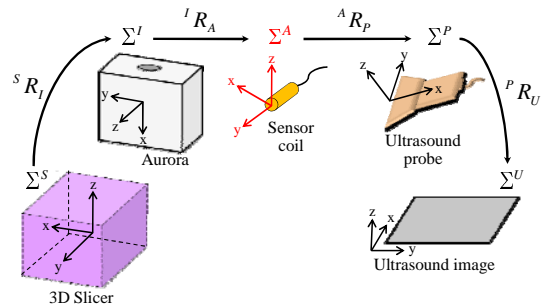


Fig. 7 Coordinate systems

3.2 座標変換と 3 次元ボリュームデータの構築
本システムは、フリーハンド走査により超音波内視鏡から得られる複数の超音波断面画像と画像取得時の位置姿勢データを元に、リアルタイムにボリュームレンダリングを行い、重畳された立体画像を提示する . 具体的な手順を以下に示す .

1. 超音波画像と撮影時の超音波プローブの位置姿勢データを取得する
2. Fig. 7 に示すように、超音波画像の座標変換を行う . Fig. 7 で、 Σ^S , Σ^I , Σ^A , Σ^P , 及び Σ^U は 3DSlicer の空間座標系、磁気フィールド発生装置の座標系、センサコイルの座標系、超音波プローブ先端の座標系、超音波画像の座標系を表わす . 超音波画像の画素 $^U D$ は 3DSlicer の空間座標系における座標 $^S D$ へと以下の式により変換される .

$${}^S D = {}^S R_I \times {}^I R_A \times {}^A R_P \times {}^P R_U \times {}^U D \quad (1)$$

ここで、 ${}^B R_A$ は Σ^A 座標系から Σ^B 座標系への姿勢変換行列である .

3. OpenIGTLink を用いて 3D Slicer 上に送信する . OpenIGTLink とは、位置情報、画像情報、システ

ムステータスメッセージなどを通信するためのプロトコルとその C++ライブラリである⁽⁷⁾。

4. 3D Slicer 内で、ボクセル空間に超音波断面画像から得られる濃淡値データを投票し、ボクセル空間を更新する。
5. リアルタイムボリュームレンダリングにより新たな画像を生成する。

3.3 ボリュームデータとカラー画像の重畳表示
構築した 3 次元ボリュームデータは、超音波内視鏡で撮影されたカラー画像に現在の視野に応じて重畳表示される。これにより、臓器の表面の画像や内部の超音波断面画像だけでなく、術中に臓器内部の 3 次元構造を直感的に術者へ提示することが可能となる。

4. 実験

4.1 精度検証実験 まず、構築したシステムに対する計測精度の検証実験を行った。実験では Fig. 8 に示すように、水を入れた水槽の中心位置に、アクリル板で作成した幅 40mm × 厚さ 5mm × 奥行き 29mm の直方体ファントムを固定した。水槽内の直方体ファントムの厚さ、幅、奥行きが磁気フィールド発生装置の x,y,z 軸と一致するように水槽を設置している。また、Fig. 9 に示すように、体外式超音波プローブの表面に磁気式位置姿勢センサのセンサコイルを取り付け、超音波プローブ中心とセンサコイルの取り付け位置は事前にキャリブレーションにより決定した。なお、超音波プローブのスキャン深度は 50mm とした。精度検証実験に先立ち予備実験を行い、3DSlicer 上で超音波画像が 5fps で更新され、3 次元ボリュームデータがリアルタイムで構築できることを確認した。

実験では、まず Fig.10 に示すように超音波プローブの向きを固定してジグザグに走査し、様々な方向からアクリル製ファントムの超音波画像を取得した。次に構築された 3 次元ボリュームデータを 3DSlicer 上で表面データに変換後、ファントムの寸法と比較して誤差を計測した。誤差計測の方法は、まず得られた表面データの重心位置を計算し、重心位置から実際のファントムの大きさの直方体を作成する。その後、3 次元ボリュームデータによって得られた表面データの各点に対し、ファントム平面上の最近傍点を探索し、RMS(Root Mean Square) 誤差と平均絶対誤差 (Mean Absolute Error) を計算した。なお、プローブの方向を変えて繰り返し走査し、3 次元ボリュームデータを作成する工程を 1 回として、各走査方法においてそれぞれ 10 回行った。

Table 2 に縦方向、横方向、斜め方向にそれぞれジグザグに走査させて得られるボリュームデータの、ファ

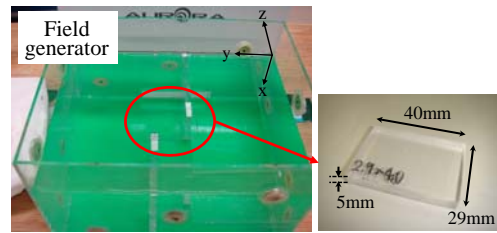


Fig. 8 Experimental setup (phantom)

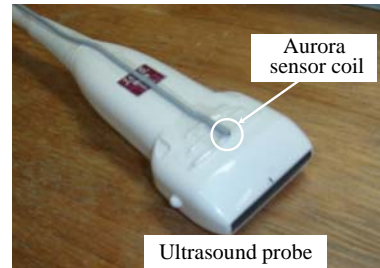


Fig. 9 Experimental setup (probe and sensor)

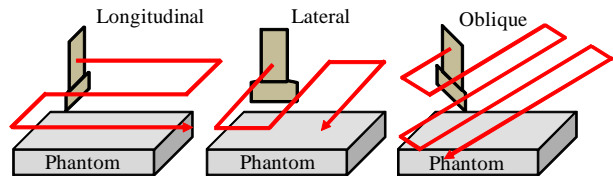


Fig. 10 Scanning directions

ントム寸法に対する RMS 誤差と平均絶対誤差を示す。また、得られた 3 次元ボリュームデータの一例を Fig. 11 に示す。実験の結果、縦方向にスキャンした場合の RMS 誤差は 1.8mm、平均絶対誤差は 1.5mm、横方向は RMS 誤差 1.8mm、平均絶対誤差 1.4mm、斜め方向は RMS 誤差 3.1mm、平均絶対誤差 2.3mm であった。

本システムの目標精度は、超音波内視鏡を用いてスキャン深度 30mm の設定で使用したときに、3mm 程度の腫瘍が検出できることとしている。今回は深度を 50mm に設定して計測を行ったが、実際には対象部位をより近距離から計測できるので、実際の環境での誤差は今回得られた誤差よりは小さくなると予想される。なお、Table 2 から、ファントム（すなわち磁気フィールド発生装置の座標系）に対して斜め方向へ走査したときの誤差が大きいことがわかる。一般に誤差の原因として、超音波特有の不鮮明な境界、減衰、屈折による虚像（アーチファクト）やサイドローブ（メインの超音波とは異なる方向に出る超音波）による虚像の画像ノイズや姿勢誤差の影響が考えられるが、斜め方向の走査では特に超音波プローブとセンサコイルのキャリブレーション誤差が大きく影響したものと考えられる。

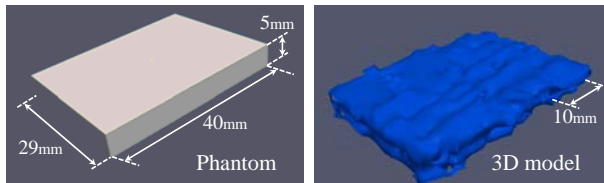


Fig. 11 3D model of phantom

Table 2 Measured errors (RMS and MAE)

	RMS Error [mm]	MA Error [mm]
longitudinal	1.8	1.5
lateral	1.8	1.4
oblique	3.1	2.3

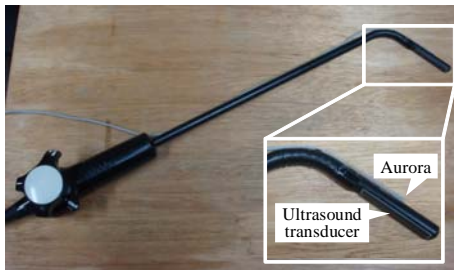


Fig. 12 Laparoscopic ultrasound probe

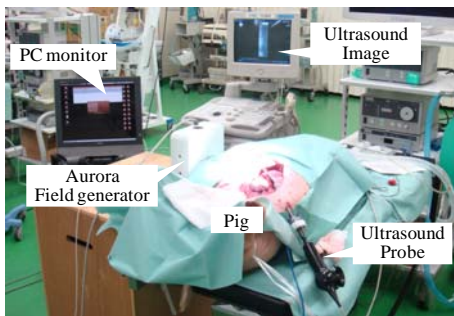


Fig. 13 In-vivo experiment

4.2 in-vivo 実験 生体内でスキャンを行い、臓器や血管の確認、抽出が可能であるか検証するための in-vivo 実験を行った。実験は豚を用いて行い、肝臓の表面をスキャンして肝臓のボリュームデータを取得した。ただし実験では、Fig. 12 に示す腹腔用超音波プローブを使用した。プローブ先端には Aurora のセンサコイルが取り付けられており、プローブとセンサコイル間の相対位置は事前にキャリブレーション済みである。なお、超音波プローブのスキャン深度は 100mm で行った。Fig. 13 に実験環境を、また Fig. 14 に肝臓の表面をスキャンして得られたボリュームデータと、それから胆嚢と肝門脈を抽出した結果を示す。これより、生体内でも臓器や血管の 3 次元位置、形状の把握が可能であることを確認した。

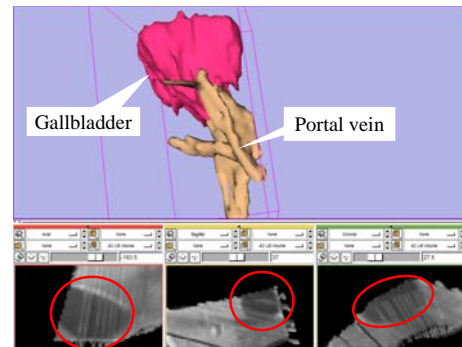


Fig. 14 Gallbladder and portal vein

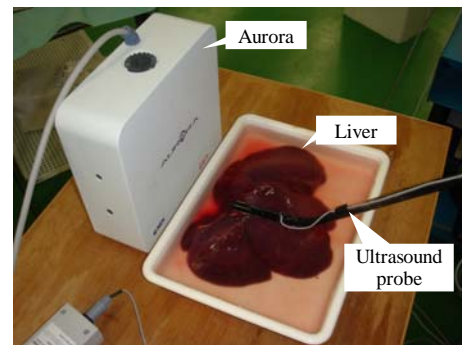


Fig. 15 Measurement experiment of a liver

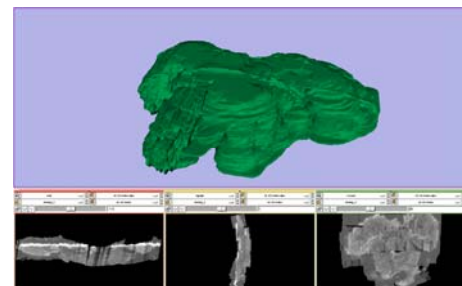


Fig. 16 3D model of liver (ultrasound)

4.3 肝臓を用いた実験 次に、肝臓を摘出して計測を行い、本システムで構築された 3 次元ボリュームデータと同時に撮影した肝臓の MR 画像を比較した。

実験は摘出した肝臓を生理食塩水に浸し、Fig. 12 の超音波プローブによりスキャン深度 50mm で計測した。Fig. 15 に実験の様子を示す。Fig. 16 に開発中のシステムを用いて得られた肝臓の 3 次元ボリュームデータを、Fig. 17 に MR によって得られた肝臓の 3 次元ボリュームデータを示す。実験の結果、両者の内部組織の構造がほぼ一致することを確認した。

4.4 オーバーレイ実験 構築した 3 次元ボリュームデータと内視鏡画像との重畳表示を行った。重畳表示には山田らが開発した 3D Slicer 用に開発された画像重畳モジュールである SecondaryWindowWithOpenCV を用いた⁽⁸⁾。Fig. 18 に実験の様子を示す。まず、マー

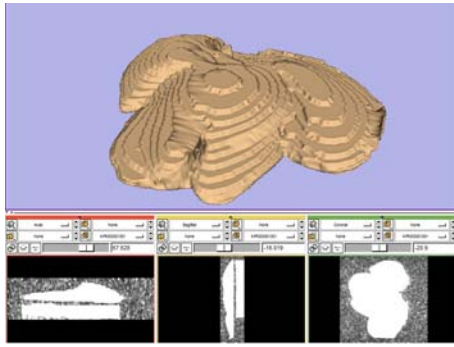


Fig. 17 3D model of liver (MR)

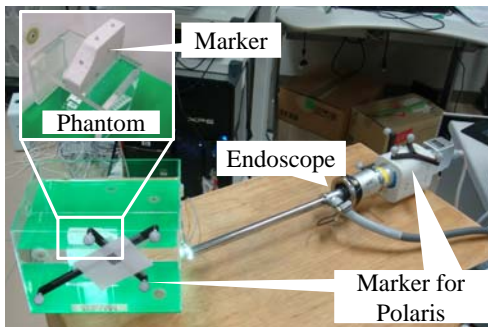


Fig. 18 Overlay experiment

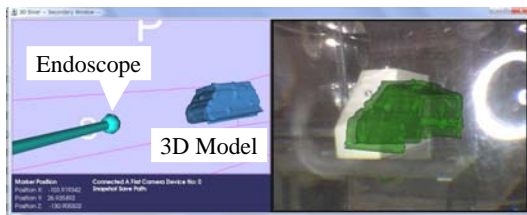


Fig. 19 3D model and overlaid image

力をつけたゴム製ファントムを水槽内に固定し、水を満たす。次に開発したシステムを用いてフリーハンドで超音波画像を取得し、3次元ポリウムデータを取得する。その後、超音波画像からマーカ位置を取得し、Point-based Registration (PPR)⁽⁹⁾を用いて実世界のマーカ位置とのレジストレーションを行った。得られた3次元ポリウムデータと、その重畳表示の結果をFig. 19に示す。本実験における3次元ポリウムデータとファントムとの標的位置合わせ誤差 (Target Registration Error: TRE) は5mmであった。

5. 結 言

本研究では、内視鏡下外科手術支援システムの一例として、超音波内視鏡から得られる複数の2次元超音波画像を、磁気センサによって取得される撮像時のプローブ位置姿勢に応じて重畳表示することで、擬似的に3次元ポリウムデータをリアルタイムに構築す

るシステムを報告した。アクリル製ファントムに対して精度検証実験を行い、RMB 誤差 1.8mm ~ 3.1mm でリアルタイムに3次元ポリウムデータが構築できることを確認した。また in-vivo 実験を行い、生体内において肝臓や胆嚢、門脈といった部位の構築や抽出が可能であることを確認した。更に、構築した3次元ポリウムデータの内視鏡画像 (カメラ画像) への重畳表示実験を行った。今後は、3次元ポリウムデータの構築システムと内視鏡画像と重畳表示システムを統合し、in vivo 実験を行う予定である。

謝 辞 本研究の一部は NEDO インテリジェント手術機器研究開発プロジェクト (P08006) により実施された。

参 考 文 献

- (1) 垂水信二, 岩下友美, 倉爪亮, 長谷川勉, 剣持一, 橋爪誠, "超音波内視鏡に対する磁気式位置姿勢センサの精度検証実験", 第26回日本ロボット学会学術講演会予稿集, 1K3-04, 2008
- (2) 古川 勇志郎, 倉爪 亮, 岩下 友美, 洪 在成, 波多 伸彦, 橋爪 誠, "超音波内視鏡画像の立体重畳表示システムの開発", 日本機械学会ロボティクスメカトロニクス講演会, 2A2-G21, 2010.6
- (3) Thomas J. Macgillivray, Erin Ross, Hamish A.H.R. W.Simpson, and Carolyn A.Greig, "3D Freehand Ultrasound for IN VIVO Determination of Human Skeletal Muscle Volume", Ultrasound in Med. & Biol., Vol.35, No.6, pp928-935, 2009
- (4) I.E.Timor-Tritsch, A.Monteagudo and R.Santos, "Three-dimensional inversion rendering in the first- and early second-trimester fetal brain: its use in holoprosencephaly", Ultrasound Obstet Gynecol Vol.32, pp744-750, 2008
- (5) Thomas R.Nelson, "Three-dimensional Ultrasound Imaging", 3D/4D Ultrasound imaging - UIA Annual Meeting, Spring, 2006
- (6) Toshikazu Ito, "Recent advances in three- and four-dimensional US in the diagnosis of breast tumors", Jpn J Med Ultrasonics Vol.36, No.6, 2009
- (7) J.Tokuda, G.S.Fischer, X.Papademetris, Z.Yaniv, L.Ibanes, P.Chang, H.Liu, J.Blevins, J.Arata, A.J.Golby, T.Kapur, S.Pieper, E.C.Burdette, G.Fichtinger, C.M.Tempany, and N. Hata, "OpenIGTLink an open network protocol for image-guided therapy environment", Int J Med Robot, July 20 2009
- (8) Jaesung HONG, Atsushi YAMADA, Sanghyun JOUNG, Sungmin KIM, Byunghyun CHO, Masamichi OKA, Nozomu MATSUMOTO, Nobuhiko HATA, Kiyoyuki CHINZEI, Makoto HASHIZUME, "Accuracy Evaluation of Endoscopic Image Overlay Surgical Navigation", RSJ 2K2-5, 2010
- (9) Jaesung Hong and Makoto Hashizume, "An effective point-based registration tool for surgical navigation", Surgical Endoscopy (IF 3.231), 24(4): pp944-948, 2010