

# 超音波内視鏡画像の立体重畳表示システムの開発

## 内視鏡画像と超音波立体画像の重畳表示実験

Development of 3D Superposed Display System for Endoscopic Ultrasound Images  
Experiment of Overlay by Endoscopic and Ultrasound 3D Images

古川 勇志郎 (九大) 正 倉爪 亮 (九大) 岩下 友美 (九大) 洪 在成 (DGIST)  
Byunghyun CHO (九大) 植村 宗則 (九大) 山田 篤史 (名工大) 鄭 常賢 (東大)  
波多 伸彦 (ハーバード大) 橋爪 誠 (九大)

Yushiro FURUKAWA, Kyushu University, yushiro@irvs.is.kyushu-u.ac.jp  
Ryo KURAZUME, Kyushu University Yumi IWASHITA, Kyushu University  
Jaesung HONG, Daegh Gyeongbuk Institute of Science and Technology  
Byunghyun CHO, Kyushu University Munenori UEMURA, Kyushu University  
Atsushi YAMADA, Nogoya Institute of Technology Sanghyun JOUNG, Tokyo University  
Nobuhiko HATA, Harvard University Makoto HASHIZUME, Kyushu University

This paper introduces the new 3D superposed display system of endoscopic ultrasound images for endoscopic augmented surgery. This system consists of an ultrasonic endoscope and electro-magnetic measurement sensor. The superimposed 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. Accuracy measurement experiments show that the developed system reconstructs the shape of a phantom (1yen coin, diameter 20.01mm, thickness 1.51mm) with the accuracy of 1.2mm.

**Key Words:** Endoscopic surgery, Ultrasound Image, Volume Rendering, Augmented Reality, 3D Slicer

### 1 はじめに

内視鏡下外科手術は、軟性あるいは硬性鏡を口や肛門、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:生活の質)の向上につながることから、様々な疾患を対象に近年急速に普及している。しかし、内視鏡下外科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る。また、病巣部の術中確認が困難であるため、確実な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、本研究では、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を開発する<sup>1)</sup>。

開発する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。

そこで現在我々が開発中のシステムでは、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像位置姿勢に応じて重畳表示(ボリュームレンダリ

ング)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(オーバーレイ)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<sup>1)</sup>。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、超音波内視鏡を用いたオーバーレイ実験について述べる。

### 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。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。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。

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、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 上で上述したフリーハンドスキャン方式を構築する。すなわち、内視鏡検査時にフリーハンドで目的部位周辺を超音波プローブにより走査し、作成された 3 次元ボリュームデータを用いて検査や診断が可能で、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 立体重畳表示システム

#### 3.1 システム構成

Fig. 1 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. 2 に示すビデオ超音波内視鏡 (EG-3780UTK, PENTAX) である。本内視鏡の先端には、Fig. 2 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。次に、使用する磁気式 3 次元位置姿勢センサ (Aurora, Northern Digital Inc.) は、Fig. 3 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<sup>1)</sup>。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. 4 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。

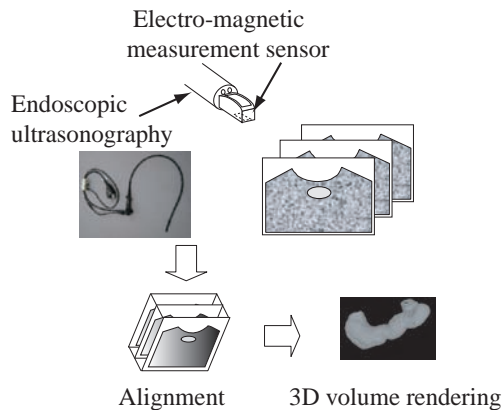


Fig.1 3D superposed display system of endoscopic ultrasound images

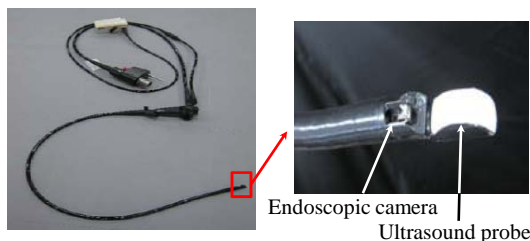


Fig.2 Endoscopic ultrasonography (EG-3780UTK, PENTAX)

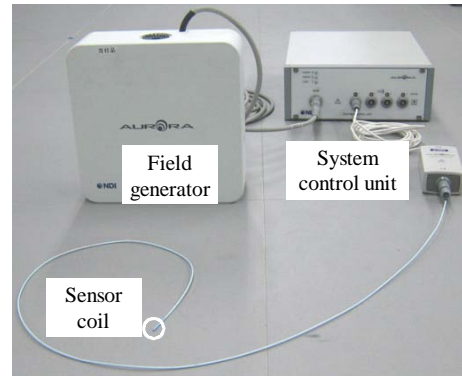


Fig.3 Electromagnetic measurement system (Aurora, Northern Digital Inc.)

Table 1 Position and orientation errors

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

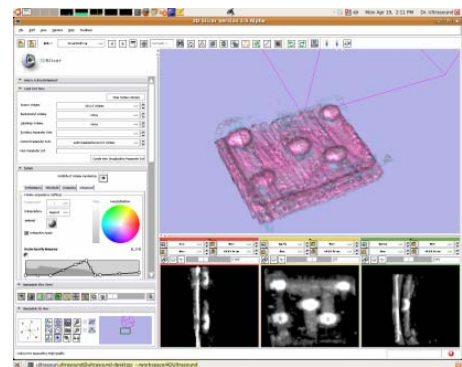


Fig.4 Reconstructed phantom model in 3D Slicer

#### 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. 5 に示すように、超音波画像の座標変換を行う。Fig. 5 で、 $\Sigma^S$ ,  $\Sigma^I$ ,  $\Sigma^A$ ,  $\Sigma^P$ , 及び  $\Sigma^U$  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  $\Sigma^A$  座標系から  $\Sigma^B$  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 .
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 .

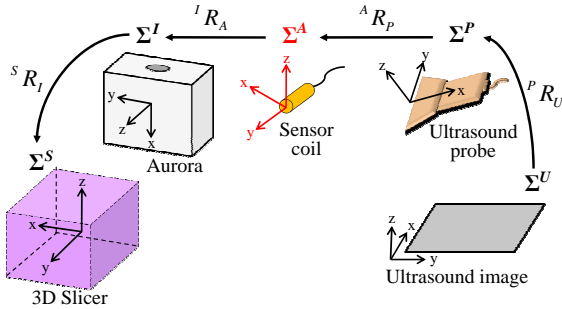


Fig.5 Coordinate systems

## 4 実験

### 4.1 超音波内視鏡を用いた精度検証実験

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 . なお, 超音波内視鏡先端のプロープの背面には Aurora センサコイルを取り付けており, 超音波プロープ先端とのキャリブレーションは事前に行った . 実験は, Fig. 7 に示すようにシャーレの中に直径 20.01mm, 厚さ 1.51mm のファントム (1 円硬貨) を固定して水で満たし, その上から超音波内視鏡を用いてスキャン深度 30mm でスキャンを行い, 3 次元ボリュームデータを取得した . 本実験では, ファントムを胃壁内の腫瘍と想定しており, スキャン時の超音波内視鏡の先端の超音波プロープとファントムとの距離は 0 ~ 10mm 以内とした . 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形状誤差を計測した . 3 次元ボリュームデータを構築し, 表面データに変換する作業工程を 1 回として, 10 個の表面データを生成した . 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モデルを作成する . 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) 誤差を計算した .

Fig. 8 にファントムの表面データと, 実際の寸法の 3 次元モデルを示す . 実験を行った結果, ファントムとの RMS 誤差は 1.2mm で標準偏差は 0.6mm であった . 本システムの目標精度は RMS 誤差 3mm 以内であり, 対象との距離が 10mm 以内では目標精度を達成することができた .

### 3.3 3次元ボリュームデータとカラー画像のオーバーレイ

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 (オーバーレイ) される . オーバーレイを行うためのソフトウェアとして, 山田らが開発した 3DSlicer のモジュール SecondaryWindowWithOpenCV を用いた<sup>3)</sup> . 具体的な手順を以下に示す .

1. Zhang's method によるカメラキャリブレーションを行う . Aurora センサコイルを超音波内視鏡に取り付け, キャリブレーションボードの位置は Aurora ニードル (先端の位置姿勢を取得する針状のデバイス) を使って取得する .
2. 得られた内部パラメータと外部パラメータを用いて, Fig. 6 に示すように座標変換を行う . Fig. 6 において,  $\Sigma^S$ ,  $\Sigma^A$ ,  $\Sigma^{Sc}$ ,  $\Sigma^{Camera}$ , 及び  $\Sigma^{Cb}$  は 3DSlicer での空間座標系, 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, 超音波内視鏡先端のカメラ座標系, キャリブレーションボード (カメラ画像) の座標系を表す . 3DSlicer の空間座標系におけるボクセル  ${}^S D$  はカメラ座標  ${}^{Cb} D$  へと以下の式により変換される .

$${}^{Cb} D = {}^{Cb} R_{Cm} \times {}^{Cm} R_{Sc} \times {}^{Sc} R_A \times {}^A R_S \times {}^S D \quad (2)$$

3. SecondaryWindowWithOpenCV を用いて内視鏡画像へオーバーレイを行う .

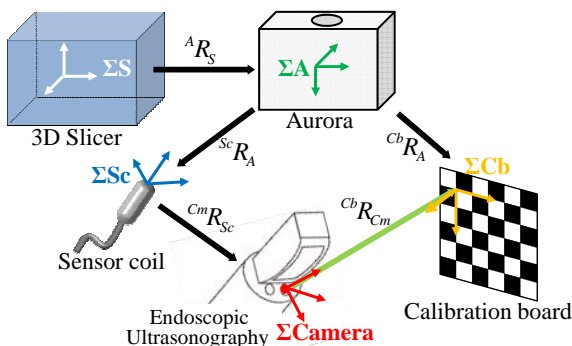


Fig.6 Camera calibration for overlay

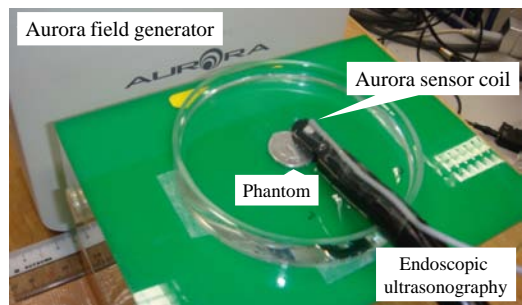


Fig.7 Environmental setup (phantom)

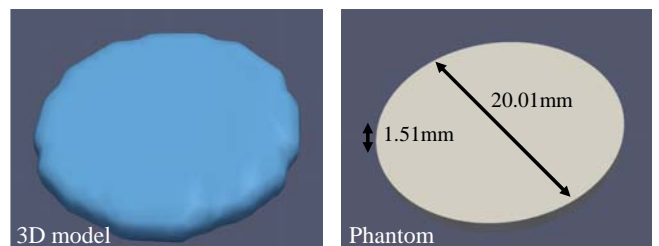


Fig.8 3D model of phantom

### 4.2 in-vivo 実験

次に, 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 . Fig. 9 に実験環境を示す . 本実験では, Fig. 10 に示す腹腔用超音波プロープを使用した . プロープ先端には Aurora のセンサコイルが取り付けられており, プロープとセンサコイル間の相対位



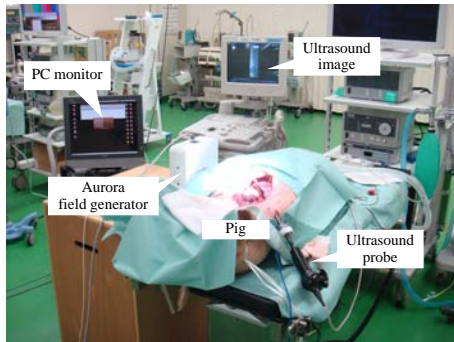


Fig.9 In-vivo experiment

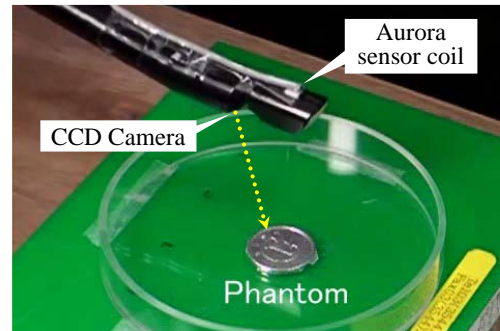


Fig.12 Overlay experiment

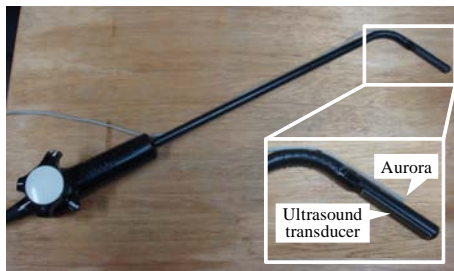


Fig.10 Laparoscopic ultrasound probe (Aloka UST-5536-7.5)



Fig.13 Overlaid 3D model on endoscopic images

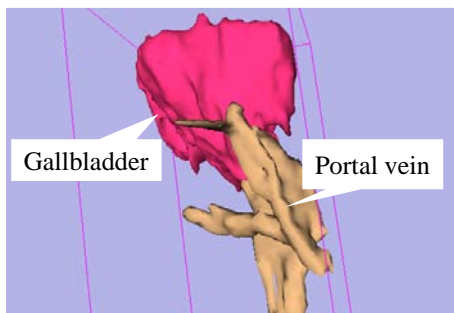


Fig.11 Gallbladder and portal vein

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. 11 に肝臓の表面をスキャンして得られたポリウムデータと、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<sup>2)</sup>。

#### 4.3 超音波内視鏡を用いたオーバーレイ実験

構築した 3 次元ポリウムデータと超音波内視鏡画像との重畳表示を行った。実験環境と使用した超音波内視鏡は、精度検証実験と同様である。ファントムの 3 次元ポリウムデータを取得後、表面データに変換する。そして、ファントムから 10~50mm ほど離し、内視鏡画像に取得したデータを重畳表示させた。実験の様子を Fig.12 に示す。

実験結果を Fig. 13 に示す。20mm 離れた位置から撮影したファントムと重畳後の 3D モデルとの位置誤差を計測したところ、最大で 5mm のずれが確認された。この位置ずれの原因として、Aurora センサコイルと超音波プローブ先端との初期キャリブレーション

や内視鏡のカメラキャリブレーションの誤差が考えられる。

## 5 まとめ

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。アルミ製ファントムに対して精度検証実験を行い、RMS 誤差 1.2mm 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への重畳表示実験を行い、位置誤差 5mm 以内で重畳可能であることを確認した。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。

## 文献

- [1] 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.
- [2] 古川 勇志郎, 洪 在成, 倉爪 亮, 岩下 友美, 橋爪 誠, 波多 伸彦, "超音波内視鏡画像の立体表示システムのための精度検証及び in-vivo 実験", 日本生体医工学学会九州支部学術講演会, pp.36, 2011.
- [3] 古川 勇志郎, 洪 在成, 倉爪 亮, 岩下 友美, Byunghyun CHO, 山田 篤史, 鄭 常賢, 波多 伸彦, 橋爪 誠, "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", 第 16 回ロボティクスシンポジウム, 2011.3