

超音波内視鏡画像の立体重畳表示システムの開発

Development of 3D Superposed Display System for Endoscopic Ultrasound Images

古川 勇志郎 (九大) 倉爪 亮 (九大) 岩下 友美 (九大)
 洪 在成 (九大) 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
 Yumi IWASHITA, Kyushu University Ryo KURAZUME, Kyushu University
 Jaesung HONG, Kyushu 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 (plastic plate, 40mm x 5mm x 29mm) with the accuracy of 2.5mm.

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

1 はじめに

内視鏡手術は、外部から切開し病巣部へ到達する際、切開部分が従来の開腹手術に比べ小さく、侵襲性が低い利点を持つ術式である。そのため、従来の外科手術のように大掛かりな麻酔やスタッフの必要がなく、また被施術者の術後の臥床期間も短縮できることから、様々な疾患を対象に近年急速に普及している。しかし、内視鏡手術は狭い術野で微細な作業が要求される難易度の高い術式であり、安全な手術の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、確認が可能な超音波内視鏡と磁気式位置姿勢センサから構成される新しい内視鏡手術支援システムの開発を進めている。

超音波内視鏡 (EUS: Endoscopic UltraSonography) とは、内視鏡の先端に超音波プローブを取り付けたものであり、臓器表面のカラー画像と臓器内部の超音波画像を同時に取得することができる。通常の超音波検査では、超音波プローブを体表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、ノイズが多いなどの問題がある。これに対し超音波内視鏡は、体内の目的の部位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、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、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変えて得られる複数の連続的な超音波画像を、磁気式位置姿勢センサから得られる撮影時のプローブ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 3 次元ボリュームデータを構築する。このシステムを用いることで、臓器の表面だけでなく臓器内部の 3 次元ボリュームを術者に術中に提示することが可能となる。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、精度検証実験について述べる。

2 フリーハンドリアルタイム 3 次元超音波表示システム

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, Hoya 社製) である。ま

た Fig.3 に取得した内視鏡画像と超音波画像をそれぞれ示す。また、磁気式 3 次元位置姿勢センサ (Aurora, Northern Digital Inc.) は、Fig.4 に示すように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) からなり、センサコイルを超音波内視鏡プローブの背面に固定することでプローブの位置、姿勢を計測する。3 次元ボリュームデータを作成、表示、加工するソフトウェアには、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。

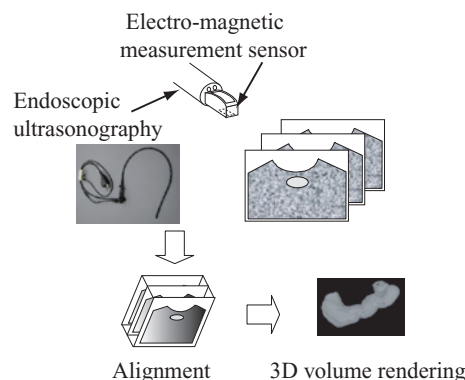


Fig.1 3D superposed display system of endoscopic ultrasound images

本システムは、フリーハンド操作による超音波内視鏡から得られる複数の超音波画像と、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. 超音波画像と画像取得時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、 S , I , A , P , 及び 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 UD は 3DSlicer の空間座標系における座標

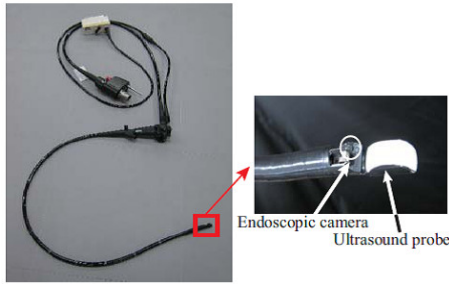


Fig.2 Ultrasound endoscopy (G-3870UTK , Hoya)

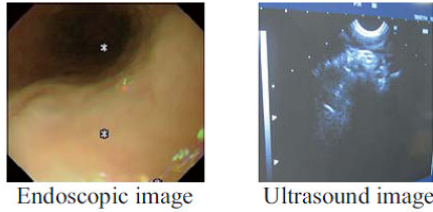


Fig.3 Endoscopic and ultrasound images

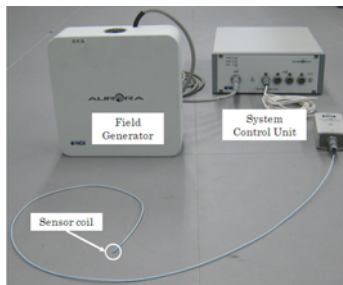


Fig.4 Electromagnetic measurement system (Aurora, Northern Digital Inc.)

${}^S D$ 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, ${}^A R_B$ は A 座標系から 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簡便なプロトコルとその C++ ライブラリである .⁴⁾
4. 3D Slicer 内で, ボクセル空間にデータを投票, ボクセル空間を更新する .
5. リアルタイムポリウムレンダリングにより新たな画像を生成する .

3 精度検証実験

3.1 実験環境

構築したシステムの精度検証実験を行った . まず, Fig.6 に示すように, 水を入れた水槽内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中心位置に固定し

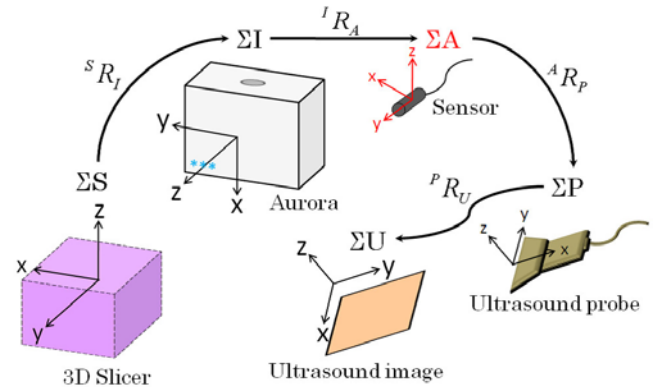


Fig.5 Coordinate systems

た . 水槽は磁気フィールド発生装置の持つ座標系の向きがファントムの幅, 厚さ, 奥行き方向と一致するようにを設置している . また, Fig.7 に示すように, 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した .

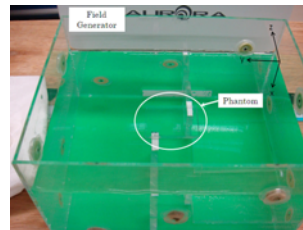


Fig.6 Experimental setup



Fig.7 Ultrasonic probe

3.2 実験方法

実験では, アクリル製ファントムを様々な方向からスキャンし, 構築された 3 次元ポリウムデータを 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 . スキャンは, Fig.8 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させて行った . 得られた 3 次元モデルの一例を Fig.9 に示す . Table.1 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ポリウムデータの, ファントム寸法に対する RMS 誤差と平均誤差を示す . ポリウムデータは各走査方向に対してそれぞれ 10 回作成した . 実験の結果, 縦方向にスキャンした場合の RMS 誤差は 1.88mm, 平均誤差は 1.52mm, 横方向は RMS 誤差 1.80mm, 平均誤差 1.41mm, 斜め方向は RMS 誤差 3.15mm, 平均誤差 2.32mm であった . 本システムでは 5mm 程度の腫瘍の検出を当初の目標としており, 計測された精度は目標精度を達成していることが確認できた . なお, Table.1 からファントムに対して (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が, この原因は現在調査中である .

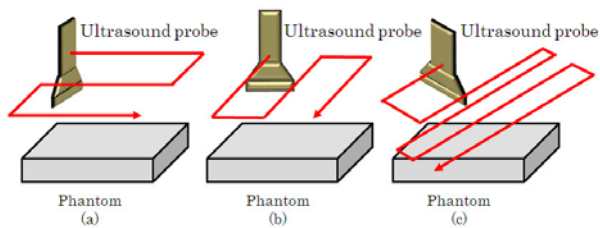


Fig.8 Scanning directions (a) longitudinal (b) lateral (c) oblique

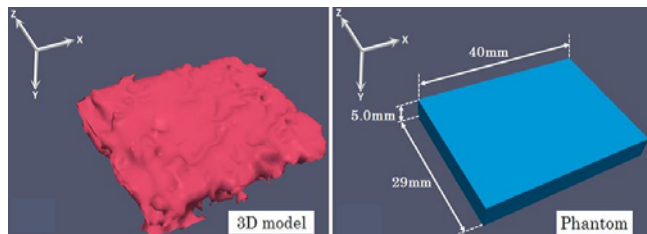


Fig.9 3D models of phantom

	RMS Error	Mean Error
longitudinal	1.88	1.52
lateral	1.80	1.41
oblique	3.15	2.32

Table 1 Measured errors (RMS[mm] and ME[mm])

4 まとめ

本稿では、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次元ボリュームデータをリアルタイムで構築するシステムを報告した。また、アクリル製ファントムに対して精度検証実験を行い、平均誤差 2.5mm でリアルタイムにボリュームデータが構築できることを確認した。今後は、生体内で解像度を検証するため in-vivo 実験を行う予定である。

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] 山形 仁, 「超音波3次元撮像・画像表示技術の進歩」非破壊検査, 第56巻, 4号, 2007, pp.178-182.
- [3] 浜田賢治, 「未来医学事典」未来医学 No.23, 2008, pp.66-69.
- [4] 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.