

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

垂水信二 (九州大学) 岩下友美 (九州大学) 倉爪亮 (九州大学) 長谷川勉 (九州大学)
 剣持一 (九州大学) 橋爪誠 (九州大学)

Accuracy measurement of electromagnetic measurement sensors for endoscopic ultrasonography

*Shinji TARUMI (Kyushu University), Yumi IWASHITA (Kyushu University),
 Ryo KURAZUME (Kyushu University), Tsutomu HASEGAWA (Kyushu University),
 Hajime KENMOTSU (Kyushu University), Makoto HASHIZUME (Kyushu University)

Abstract— This paper presents the results of accuracy measurement experiments of electro-magnetic measurement sensors for endoscopic ultrasonography. We are now developing an intelligent medical instrument, which enables to provide diagnosis and treatment simultaneously. As one of the intelligent medical instrument, this paper proposes a 3D volume reconstruction system of organs using 2D ultrasonographs. This instrument consists of an ultrasound probe and an electro-magnetic measurement sensor which are placed at the tip of an endoscope. Experimental results of accuracy measurement experiments of two kinds of electro-magnetic measurement sensors are reported under the ultrasound endoscopic imaging.

Key Words: Electromagnetic measurement sensor, Endoscopic ultrasonography, Ultrasound probe

1. はじめに

現在我々は、診断と治療が一体となった内視鏡手術支援機器の開発を進めており、その一環として超音波内視鏡から得られる複数2次元超音波画像を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構築するシステムを開発している。超音波内視鏡とは、通常の内視鏡の先端に超音波プローブを取り付けることで、臓器表面のカラー画像と内部の超音波画像を同時に計測する装置である。

開発する内視鏡手術支援機器は、超音波内視鏡と超音波画像撮影時の超音波プローブの位置姿勢を計測する磁気式3次元位置姿勢センサからなり、異なる位置方向から撮影された複数の超音波画像をセンサ情報を元に位置姿勢を補正することで同一の空間に投票し、ボリュームレンダリングエンジンにより3次元ボリュームとして表示する (Fig.1)。

本稿では、本システムの実現可能性を検討するために、超音波画像取得時の磁気式3次元位置姿勢センサの精度検証を行ったので報告する。

2. 内視鏡手術支援機器の構成

2.1 超音波内視鏡

本実験で使用した超音波内視鏡は、Fig.2 に示すビデオ超音波内視鏡 (EG-3870UTK, 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別々の表示装置で確認しながら診断を行う。

2.2 磁気式3次元位置姿勢センサ

本実験では、精度測定を行うセンサとして磁気式3次元位置姿勢センサ Microbird (Model 180, Ascension

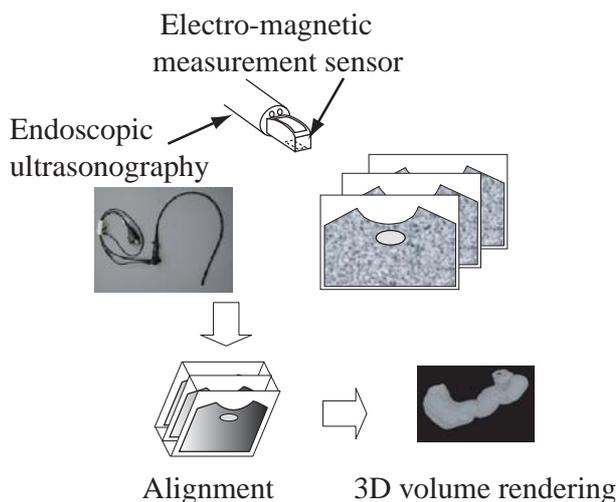


Fig.1 超音波画像の重畳表示による3次元内視鏡の原理

Technology Co., USA) ,および Aurora (Northern Digital Inc., Canada) を用いた。このうち、現在は Microbird は6軸、Aurora は5軸の測定が可能である。Figs.4,5 にそれぞれの外形を示す。両者とも磁場発生装置とセンサコイルからなる。Fig.6 に Microbird と Aurora のセンサコイルを示す。

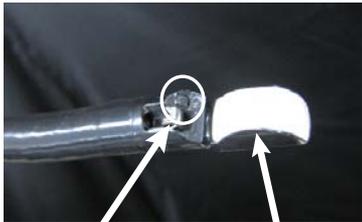
3. 精度測定実験

3.1 実験装置と手順

実験に先立ち、Fig.7 (a) に示すように、まず3次元位置姿勢センサを超音波内視鏡先端のプローブ背面の中心位置に固定した。次に超音波内視鏡本体を、高精度機械式3次元測定器 (microcord C604, ミットヨ) の先端に取り付け、超音波プローブおよびセンサコイ



Fig.2 超音波内視鏡



Endoscopic camera Ultrasound probe
(a) Endoscopic ultrasonography



Endoscopic image



Ultrasonograph

(b) Captured images

Fig.3 カメラ画像と超音波画像



Fig.4 磁気式 3次元位置姿勢センサ Microbird (Model 180, Ascension Technology Co., USA)

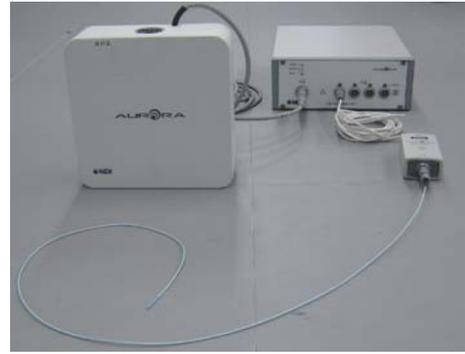


Fig.5 磁気式 3次元位置姿勢センサ Aurora (Northern Digital Inc., Canada)

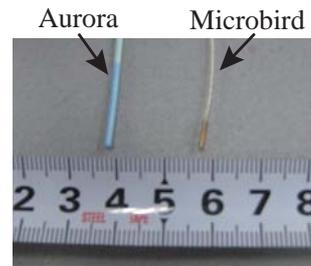
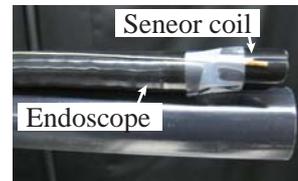
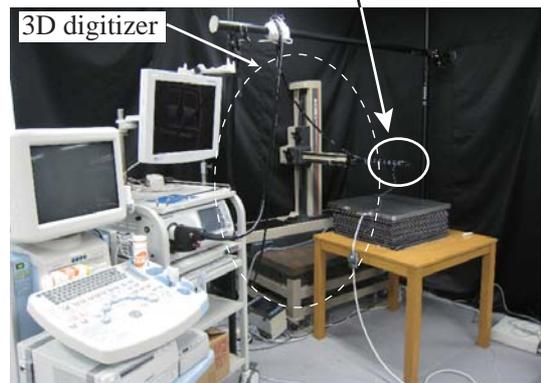


Fig.6 センサコイル

した． Fig.7(b) に実験装置と実験の様子を示す．



(a)



(b)

Fig.7 精度測定実験の様子

ルの絶対位置を計測する．

実験では、超音波プローブを Fig.8 の灰色で示す領域 ($300 \times 400 \times 300 [mm^3]$) の内部を動かし、超音波プローブの作動の有無による 3次元位置姿勢センサの出力の変化を計測した．また同時に機械式 3次元測定器により超音波プローブ先端の 3次元位置を測定し、絶対位置を用いた RMS(Root Mean Square) 誤差を計算

3.2 実験結果と考察

実験に先立ち、各位置姿勢センサと 3次元測定器の位置合わせを行った．まず、各センサを取り付けた超音波プローブを計測範囲内の適当な位置に置き、静止

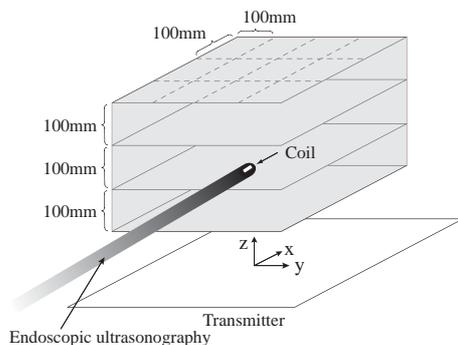


Fig.8 計測範囲

した状態で 250 回データを取得した．また同時にこのときの機械式 3 次元測定器の出力を記録した．次にセンサから得られた位置座標と 3 次元測定器から得られた位置座標に対して，ICP (Iterative Closest Point) 法 [2] を適用し，各センサと 3 次元測定器との相対位置を決定した．

次に，超音波プローブを作動させた状態と作動させない状態の測定精度を比較した．まず超音波プローブを計測範囲内の 80 点に置き，超音波プローブを作動させた時，および作動させないときのセンサ出力をそれぞれ 250 回記録した．次にそのときの 3 次元測定器の示す位置と各姿勢センサの出力値との差から RMS 誤差を，また各姿勢センサの出力値から標準偏差を計算した．Table 1 に RMS 誤差，Table 2 に標準偏差を示す．また Fig.9 に RMS 誤差の分布を示す．ただし，各点の大きさは RMS 誤差を 2 倍に拡大したものである．

この結果，超音波プローブを作動させない場合の RMS 誤差は，Microbird が 2.042mm，Aurora が 2.635mm であり，超音波プローブを作動させた場合は，Microbird が 2.116mm，Aurora が 2.638mm であった．一方，超音波プローブを作動させない場合の標準偏差は，Microbird が 0.422mm，Aurora が 0.447mm であり，超音波プローブを作動させた場合は，Microbird が 0.707mm，Aurora が 0.408mm であった．これより，Microbird は超音波プローブの動作の影響を受け，精度が若干低下するが，Aurora はほとんど影響を受けないことがわかる．

	Microbird	Aurora
Ultrasound OFF	2.042	2.635
Ultrasound ON	2.116	2.638

Table 1 80 点の精度測定結果 (RMS 誤差 [mm])

	Microbird	Aurora
Ultrasound OFF	0.422	0.447
Ultrasound ON	0.707	0.408

Table 2 80 点の精度測定結果 (標準偏差 [mm])

一方 Fig.9 より，使用した両センサともに，原点に置かれた磁場発生装置の近いほど，測定精度が高いこと

が予想される．そこで原点に近い 12 点を選び，その点での RMS 誤差，標準偏差を求めた．Table 3 に RMS 誤差，Table 4 に標準偏差を示す．これより，これらの点では位置計測精度は超音波プローブを作動させない場合，RMS 誤差が Microbird が 1.052mm，Aurora が 1.089mm であり，超音波プローブを作動させた場合は，Microbird が 1.085mm，Aurora が 1.107mm であった．一方，超音波プローブを作動させない場合の標準偏差は，Microbird が 0.226mm，Aurora が 0.152mm であり，超音波プローブを作動させた場合は，Microbird が 0.423mm，Aurora が 0.112mm であった．これより，超音波プローブの動作により Microbird は若干影響を受けやすいが，その影響は磁場発生装置に近いほど低いことがわかった．

	Microbird	Aurora
Ultrasound OFF	1.052	1.089
Ultrasound ON	1.085	1.107

Table 3 12 点の精度測定結果 (RMS 誤差 [mm])

	Microbird	Aurora
Ultrasound OFF	0.226	0.152
Ultrasound ON	0.423	0.122

Table 4 12 点の精度測定結果 (標準偏差 [mm])

4. まとめ

本稿では，診断と治療が一体となった内視鏡手術支援機器開発の一環として，超音波内視鏡から得られる複数 2 次元超音波画像を重畳表示し，擬似的に 3 次元ボリュームデータを構築するシステムを提案した．またその基礎データとして，超音波画像取得時の磁気式 3 次元位置姿勢センサの精度検証を行った．Hastenteufelらは，超音波プローブの動作が磁気式 3 次元位置姿勢計測装置の計測精度に大きな影響を与えることを示している [1]．一方，実験の結果から，使用した 2 種類のセンサのうち，Microbird は若干超音波プローブの動作の影響を受けるものの，精度の低下は 0.1mm 程度であり，開発中の複数 2 次元超音波画像の重畳表示システムに対しては，両センサともに使用可能であることが確認できた．

- [1] Mark Hastenteufel, Marcus Vetter, Hans-peter Meinzer, and Ivo Wolf, "Effect of 3D Ultrasound Probes on the Accuracy of Electromagnetic Tracking Systems", *Ultrasound in Med. and Biol.*, 32, 9, pp.1359-1368, 2006.
- [2] P. J. Besl and N. D. McKay, "A method for registration of 3-D shapes", *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 14, 2, pp. 239-256, 1992.

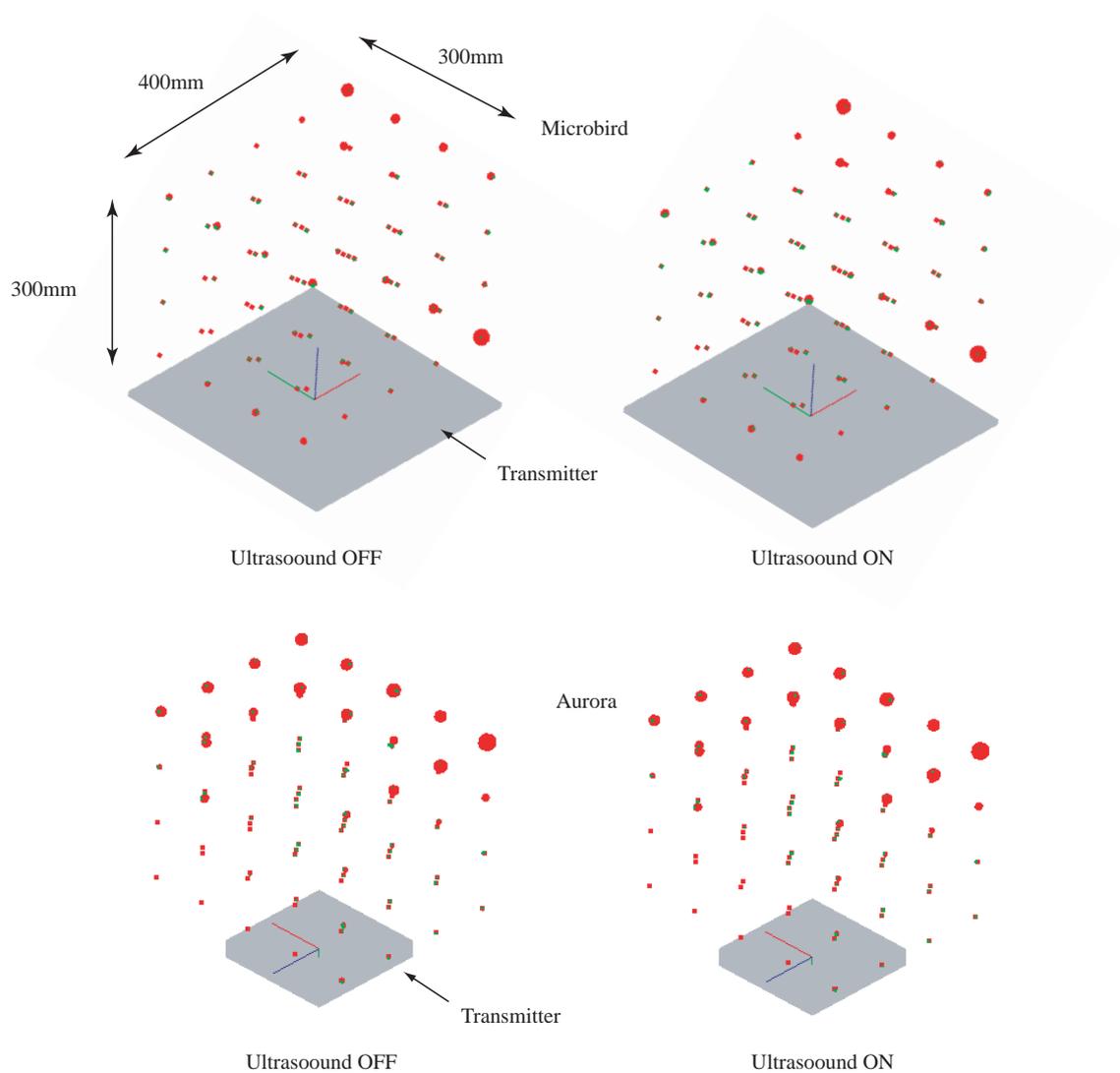


Fig.9 計測結果 点の大きさはRMS 誤差を2倍に拡大した範囲を示す