

画像情報統合に基づく超音波気管支鏡ナビゲーションシステム

久郷 達也[†] 北坂 孝幸^{††} 羅 雄彪[†] Dressel Philipp^{†††} Tobias Reichl^{†††}

Marco Feuerstein^{†††} Nassir Navab^{†††} 森 健策^{†††,†}

[†] 名古屋大学大学院情報科学研究科 〒464-8603 愛知県名古屋市千種区不老町

^{††} 愛知工業大学情報科学部 〒470-0392 愛知県豊田市八草町八千草 1247

^{†††} ミュンヘン工科大学 Nussbaumstr. 20, 80336, Munich, Germany

^{††††} 名古屋大学情報連携統括本部情報戦略室 〒464-8601 愛知県名古屋市千種区不老町

あらまし 本稿では、超音波気管支鏡のためのナビゲーションシステムに関して報告する。このシステムでは、先端のカメラにより撮影した実気管支鏡像上や CT 像から作成した仮想化気管支鏡像上に超音波画像を合成表示することで、超音波気管支鏡が現在観察している位置やその周辺情報を提示する。まず、カメラ画像-超音波画像座標系間、CT 像-超音波画像座標系間の座標変換を行う変換行列を求める。次に求めた変換行列を用いてカメラ画像、CT 像座標系での超音波画像観察位置を推定し、超音波画像を合成表示する。最後にナビゲーションシステムにこの合成画像をリアルタイム表示する。推定した変換行列による座標変換精度はそれぞれ平均 10.63 pixels, 1.08 mm の誤差であった。これらの変換行列を用いて実気管支鏡像上、仮想気管支鏡像上に超音波画像を合成表示した結果、良好な位置に超音波画像を表示することができた。

キーワード 超音波気管支鏡, ナビゲーションシステム, キャリブレーション

Endobronchial ultrasound navigation system based on integration of multi-image

Tatsuya KUGO[†], Takayuki KITASAKA^{††}, Xiongbiao LUO[†],

Dressel PHILIPP^{†††}, Tobias REICHL^{†††}, Marco FEUERSTEIN^{†††},

Nassir NAVAB^{†††}, and Kensaku MORI^{††††,†}

[†] Graduate School of Information Science, Nagoya University, Furo-cho, Chikusaku, Nagoya, 464-8603 Japan

^{††} Information Sciences, Aichi Institute of Technology, 1247 Yachigusa, Yaguga-cho, Toyota, 470-0392, Japan

^{†††} Technical University Munich, Nussbaumstr. 20, 80336, Munich, Germany

^{††††} Information Planning Office, Information and Communication Headquarters, Nagoya University,
Furo-cho, Chikusaku, Nagoya, 464-8601 Japan

Abstract This paper describes the endobronchial ultrasound navigation system. This system visualizes the location of an ultrasound probe and the area captured by an endobronchial ultrasound image on real or virtual bronchoscopic views. To overlay ultrasound images on real or virtual bronchoscopic images, it is required to obtain transformation matrices. Firstly we estimate transformation matrices which represent relationships between bronchoscopic camera image and ultrasound image coordinate systems and between CT image and ultrasound image coordinate systems. Then we overlay ultrasound images on real or virtual bronchoscopic images by using transformation matrices obtained in the previews step. We evaluated the accuracy of transformation matrices. The experimented results showed that the registration errors were 10.63 pixels and 1.08 mm in average. Also it was possible to overlay ultrasound images at appropriate positions.

Key words Ultrasound bronchoscope, Navigation system, Calibration

1. はじめに

気管支鏡検査では、先端に取り付けられたカメラにより気管支内を観察し、必要があれば穿刺針を用いて生検と呼ばれる細胞採取を行う。細胞採取を行うことで、より正確な病理診断を行うことが可能となる。しかし、これはリンパ節等の目的組織を正しく採取して行くことが前提となる。これまでの気管支鏡では、気管支内の表面のみしか観察することができず、壁面下のリンパ節位置を把握することは困難であった。また、誤って針を刺すと合併症の危険性がある血管や胸壁などの位置を把握することも困難であり、穿刺位置の決定には経験が必要とした。また、穿刺した針が目的部位まで到達しているかどうかの確認が難しいという問題もあった。

そこで、近年、図1のようなコンベックス走査式超音波気管支鏡 (convex probe Endobronchial ultrasound: CP-EBUS) と呼ばれる超音波プローブが取り付けられた気管支鏡が開発されている [1]。この装置は、気管支内の観察に主眼を置くものではなく、検査医には通常見えない気管・気管支周囲構造を見ようとするものである。この装置と専用穿刺針を用いて超音波気管支鏡ガイド下針生検 (Endobronchial ultrasound guided transbronchial needle aspiration: EBUS-TBNA) を行う。超音波気管支鏡は通常の気管支鏡と異なり、気管支内部を観察するだけでなく、気管支壁の外側を超音波により観察することができるため、鉗子口から出た穿刺吸引針をリアルタイムに超音波で観察することで、生検の安全性、診断率の向上が期待できる。

超音波気管支鏡の出力はカメラ画像と超音波画像の2つからなる。医師はカメラ画像をもとに超音波気管支鏡を生検を行いたい場所まで移動させ、超音波画像を用いて目的のリンパ節を探す。しかし、通常の気管支鏡の場合同様、気管支の樹上構造のためにカメラ画像は似たような映像が多く気管支鏡の位置を把握し続けることは容易ではない。また、目的周辺まで到達できたとしても、超音波画像は2次元の人体断面でしかなく、壁面下にある目的のリンパ節を見つけることは容易ではない。たとえ超音波画像上で発見できたとしても、これがカメラ画像上ではどこなのか、また患者内のどこを観察しているのか正確には分からないという問題が残る。そこで、本稿では、超音波気管支鏡ナビゲーションシステムとして、従来の気管支鏡ナビゲーションシステム [2] [3] のように気管支鏡先端位置の追跡を行い、ナビゲーションシステムに先端位置を表示し、また、カメラ画像、仮想化気管支鏡像上に超音波画像を合成することで、壁面下情報の提示を行うことを目的とする。このシステムにより EBUS-TBNA を行う医師を支援することができる。

これまでカメラ画像と超音波画像を組み合わせて表示する研究として乳房や腹部の領域を対象としたものであるが A.State [4] らや Schneider ら [5] の研究がある。これらの研究では光学式や磁気式の位置センサを用いることでカメラ画像と超音波画像の観察位置関係を求め、画像合成を行う。本稿では、カメラ画像と超音波画像、CT 像と超音波画像の観察位置関係を磁気式位置センサを用いて求め、カメラ画像、仮想化気管支鏡像上に超

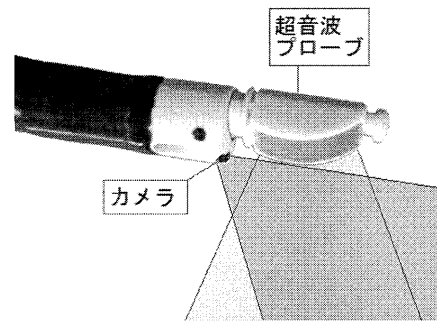


図1 超音波気管支鏡 (EBUS)

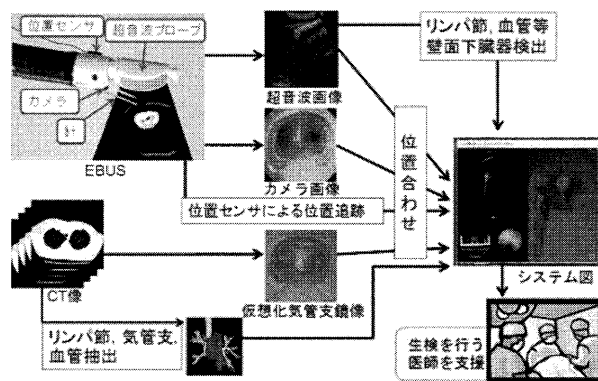


図2 超音波気管支鏡ナビゲーションシステム概観

音波画像を表示する。以下、第2章で超音波気管支鏡ナビゲーションシステムの概略を示し、第3章で画像の観察位置関係推定手法、第4章でカメラ画像、仮想化気管支鏡像上での超音波画像表示手法を述べ、第5章で実験、第6章で考察を加える。

2. 超音波気管支鏡ナビゲーションシステム概略

ナビゲーションシステムの概観を図2に示す。このシステムにおいて入力は、超音波気管支鏡のカメラ画像と超音波画像、気管支鏡に取り付けたセンサ出力、あらかじめ撮影したCT像とする。これらの画像-センサ座標系間の位置関係をレジストレーションやキャリブレーションにより求め、カメラ画像と仮想化気管支鏡像上に超音波画像から得られた気管支壁面下情報の合成表示を行う。ここで、気管支壁面下情報、支援情報として提示を考える情報は、

- リンパ節、病変、腫瘍位置
- 血管・胸壁等合併症の要因となる臓器
- 穿刺位置 (どこに針を穿刺したら、適切に生検を行えるか否かの情報)

があげられる。これらの情報をナビゲーションシステム上に表示することで、医師を支援する。本稿では、

- 磁気式位置センサによる気管支鏡先端位置の追跡
- 画像間の観察位置合わせ (レジストレーション・キャリブレーション)
- ナビゲーションシステムでの超音波画像表示

に関して報告する。

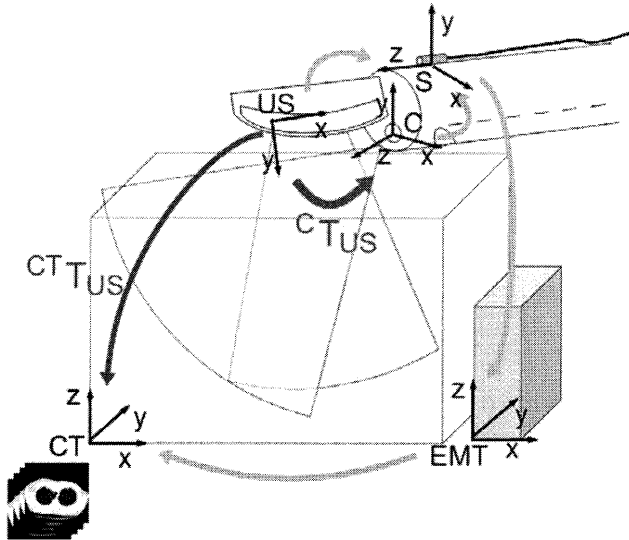


図3 座標系と変換行列の関係

3. 画像の観察位置関係推定手法

3.1 座標系間の関係

本稿では、(1)カメラ座標系 C 、(2)超音波画像座標系 US 、(3)センサ座標系 S 、(4)CT像座標系 CT 、(5)磁場発生装置座標系 EMT の5つの座標系を用いる。図3に5つの座標系間の関係を示す。各座標系での座標はそれぞれ同時座標系で表し、座標系 A での位置 $\mathbf{p}_A = (x_A, y_A, z_A, 1)^T$ と座標系 B での位置 $\mathbf{p}_B = (x_B, y_B, z_B, 1)^T$ の位置関係を座標系 A から B への変換行列 ${}^B\mathbf{T}_A$ を用いて表すことにする。変換行列 ${}^B\mathbf{T}_A$ は 3×3 の回転行列 \mathbf{R} と 3×1 の平行移動ベクトル \mathbf{t} を用いて、

$${}^B\mathbf{T}_A = \begin{pmatrix} \mathbf{R} & \mathbf{t} \\ \mathbf{0}^T & 1 \end{pmatrix} \quad (1)$$

と表される。以上より座標系 A での位置 \mathbf{p}_A と座標系 B での位置 \mathbf{p}_B の関係は、

$$\mathbf{p}_B = {}^B\mathbf{T}_A \mathbf{p}_A \quad (2)$$

$$\begin{pmatrix} x_B \\ y_B \\ z_B \\ 1 \end{pmatrix} = {}^B\mathbf{T}_A \begin{pmatrix} x_A \\ y_A \\ z_A \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3)$$

$$= \begin{pmatrix} \mathbf{R} & \mathbf{t} \\ \mathbf{0}^T & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_A \\ y_A \\ z_A \\ 1 \end{pmatrix}$$

となり、回転量と平行移動量を求めることで座標変換を行うことができる。

本稿では、超音波画像をカメラ画像や仮想化気管支鏡像上に合成表示するため、超音波画像のカメラ座標系での位置とCT像座標系での位置を推定する。カメラ座標系と超音波画像座標系間の位置関係は変換行列 ${}^C\mathbf{T}_{US}$ 、CT像座標系と超音波画像座標系間の位置関係は変換行列 ${}^{CT}\mathbf{T}_{US}$ となる。ここで、図3

の対応関係から超音波画像座標系 US 上の位置 \mathbf{p}_{US} のカメラ座標系 C 上の位置 \mathbf{p}_C は、

$$\mathbf{p}_C = {}^C\mathbf{T}_{US} \mathbf{p}_{US} \quad (4)$$

$$= {}^C\mathbf{T}_S {}^S\mathbf{T}_{US} \mathbf{p}_{US} \quad (5)$$

と求めることができ、

$${}^C\mathbf{T}_{US} = {}^C\mathbf{T}_S {}^S\mathbf{T}_{US} \quad (6)$$

の関係が得られる。カメラ座標系—超音波画像座標系間の変換行列 ${}^C\mathbf{T}_{US}$ は、カメラ座標系—センサ座標系間の変換行列 ${}^C\mathbf{T}_S$ とセンサ座標系—超音波画像座標系間の変換行列 ${}^S\mathbf{T}_{US}$ を用いて推定することができる。また、超音波画像座標系 US 上の位置 \mathbf{p}_{US} のCT像座標系 CT 上での位置 \mathbf{p}_{CT} は、

$$\mathbf{p}_{CT} = {}^{CT}\mathbf{T}_{US} \mathbf{p}_{US} \quad (7)$$

$$= {}^{CT}\mathbf{T}_{EMT} {}^{EMT}\mathbf{T}_S {}^S\mathbf{T}_{US} \mathbf{p}_{US} \quad (8)$$

と求めることができ、

$${}^{CT}\mathbf{T}_{US} = {}^{CT}\mathbf{T}_{EMT} {}^{EMT}\mathbf{T}_S {}^S\mathbf{T}_{US} \quad (9)$$

の関係が得られる。CT像座標系—超音波画像座標系間の変換行列 ${}^{CT}\mathbf{T}_{US}$ は、CT像座標系—磁場発生装置座標系間の変換行列 ${}^{CT}\mathbf{T}_{EMT}$ と磁場発生装置座標系—センサ座標系間の変換行列 ${}^{EMT}\mathbf{T}_S$ とセンサ座標系—超音波画像座標系間の変換行列 ${}^S\mathbf{T}_{US}$ を用いて推定することができる。そこで、4つの変換行列 ${}^C\mathbf{T}_S$ 、 ${}^S\mathbf{T}_{US}$ 、 ${}^{CT}\mathbf{T}_{EMT}$ 、 ${}^{EMT}\mathbf{T}_S$ を求めることで、 ${}^C\mathbf{T}_{US}$ 、 ${}^{CT}\mathbf{T}_{US}$ を推定し、カメラ座標系、CT像座標系上での超音波画像観察位置を推定する。変換行列の組み合わせを変えることで任意の座標系間の変換行列を推定することが可能である。次節でそれぞれの変換行列推定手法について説明する。

3.2 変換行列推定手法

3.2.1 カメラ—センサ座標系間の変換行列推定

カメラ—センサ座標系間のキャリブレーションには、Zhangのカメラキャリブレーション手法[6]とWengertのHand-eyeキャリブレーション手法[7]を用いる。まず、図4のキャリブレーションチャートをカメラで撮影し、画像から抽出した連結成分の楕円度によりチャートの中心を検出する。次に点群の幾何的配置情報からカメラキャリブレーションを行い、カメラの内部変数、外部変数であるレンズの焦点距離、光学中心、歪み度を推定する。最後に磁気式位置センサで記録したカメラ撮影時の姿勢関係からHand-eyeキャリブレーションによりカメラ—センサ座標系間の変換行列 ${}^C\mathbf{T}_S$ を推定する。

3.2.2 センサ—超音波座標系間の変換行列推定

センサ—超音波座標系間のキャリブレーションには、PragerのSingle-Wallキャリブレーション手法[8]を用いる。水槽の底に設置した薄いシートを超音波によって観察することでキャリブレーションを行う。薄いシートは超音波画像上で直線として描出される(図5)。この直線をエッジ検出を用いて検出し、2点を用いて表現する。また、磁気式位置センサの出力を記録し、超音波画像上での直線位置とシートの位置関係から最小二乗法により変換行列 ${}^S\mathbf{T}_{US}$ を推定する。

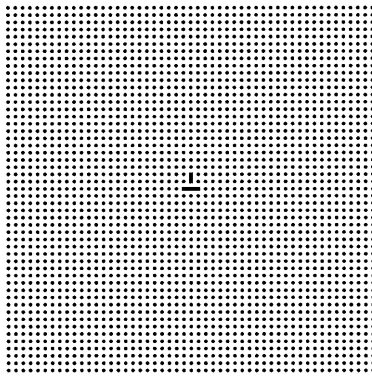


図4 キャリブレーションチャート

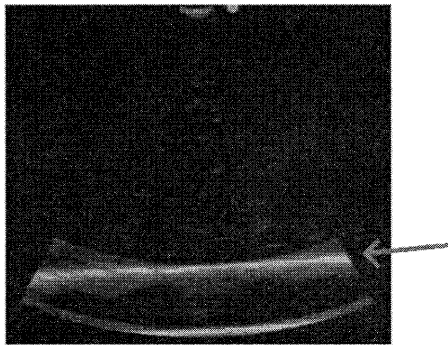


図5 薄いシートを撮影した超音波画像。薄いシートは超音波画像に直線として描出される。

3.2.3 CT像-磁場発生装置座標系間の変換行列推定

CT像-磁場発生装置座標系間の変換行列推定には、剛体レジストレーション手法[9]を用いる。図6の気管支模型上の点とCT像上の対応点を使用し、最小二乗法により変換行列 ${}^C T_{EMT}$ を推定する。

3.2.4 磁場発生装置-センサ座標系間の変換行列推定

磁場発生装置とセンサの位置関係は、センサ出力そのものである。そこで、磁気式位置センサの出力から磁場発生装置-センサ座標系間の変換行列 ${}^{EMT} T_S$ を計算する。

4. カメラ画像・仮想化気管支鏡像上での超音波画像表示手法

4.1 カメラ画像上での超音波画像表示

まず、第3章で推定した変換行列を組み合わせてカメラ-超音波画像座標系間の変換行列 ${}^C T_{US}$ を計算する。この変換行列を用いて、超音波画像座標系での位置 p_{US} のカメラ座標系での位置 p_C を

$$p_C = {}^C T_{US} p_{US} \quad (10)$$

により推定する。次に、3次元座標であるカメラ座標系から2次元のカメラ画像座標系に射影変換を行う。射影変換では、

$$\mathbf{K} = \begin{pmatrix} f_x & 0 & p_x \\ 0 & f_y & p_y \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (11)$$

で表される射影行列を用いる。ここで、 p_x, p_y はレンズの光学

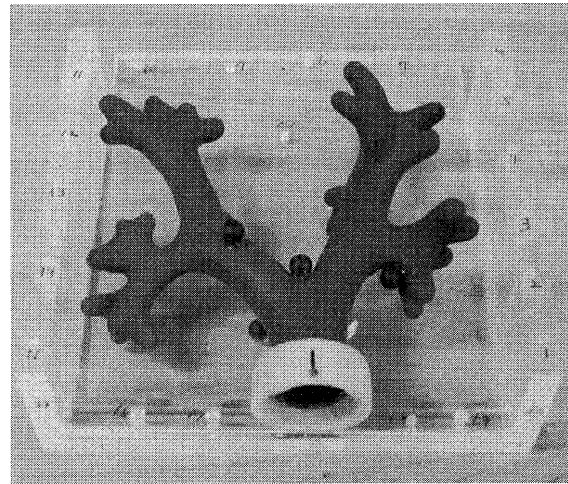


図6 気管支模型

中心、 f_x, f_y は焦点距離である。カメラ画像の画素を同時座標系 $(u_C, v_C, 1)$ 、超音波画像の画素を同時座標系 $(u_{US}, v_{US}, 0, 1)$ とすると、超音波画像座標系からカメラ座標系への変換行列 ${}^C T_{US}$ を用いて、画像間の関係は、

$$\lambda \begin{pmatrix} u_C \\ v_C \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{K} & | & \mathbf{0} \end{bmatrix} {}^C T_{US} \begin{pmatrix} s_x u_{US} \\ s_y v_{US} \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix}, \quad (12)$$

となる。ここで、 λ はスケール要素、 u_C, v_C はカメラ画像中の座標、 u_{US}, v_{US} は超音波画像中の座標、 s_x と s_y は超音波画像の画素サイズである。この変換式を用いて超音波画像のカメラ画像座標系での位置を求め合成表示する。

4.2 仮想化気管支鏡像上での超音波画像表示

仮想化気管支鏡像ではCT像をボリュームレンダリング表示することで仮想的な人体を作成するため、仮想化気管支鏡像の座標系はCT像座標系と一致する。第3章で推定した変換行列を組み合わせてカメラ-超音波画像座標系間の変換行列 ${}^C T_{US}$ を計算し、仮想化気管支鏡像上での超音波画像位置を推定する。超音波画像の各画素は、

$$\begin{pmatrix} r_x x_{CT} \\ r_y y_{CT} \\ r_z z_{CT} \\ 1 \end{pmatrix} = {}^C T_{US} \begin{pmatrix} s_x u_{US} \\ s_y v_{US} \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (13)$$

によりCT像座標系に変換することができる。ここで、 r_x, r_y, r_z はCT像のボリュームサイズ、 x_{CT}, y_{CT}, z_{CT} はCT像座標系での座標である。この変換式を用いて超音波画像とCT像から1つの3次元データを作成し、ボリュームレンダリング表示により合成画像を作成する。

5. 実験および結果

実験には、オリンパス社製の超音波気管支鏡 (BF TYPE US260F-OL8, Olympus, 東京, 日本), NDI社製の磁場発生装置 (AURORA, Northern Digital Inc, Waterloo, Canada) を

用いた。超音波気管支鏡で得られるカメラ画像の大きさは 408×370 pixels, 超音波画像の大きさは 360×380 pixels, 画素サイズは 0.21×0.23 mm である。実験対象として図 6 の気管支模型を使用した。この模型はゴムで作成されており、リンパ節のモデルとして CT 像・超音波画像両方の画像に写すことができるマーカーを 5 つ取り付けてある。マーカーの大きさは直径 8.0mm である。また、模型を固定している周囲の亚克力板に剛体レジストレーション用の直径 3mm 穴が 22 本あけられている。模型を撮影した CT 像の仕様は、画像サイズ 512×512 pixels, スライス枚数 667 slices, 画素サイズ 0.39×0.39 mm, 再構成間隔 0.30 mm である。超音波画像は空気があると撮影することができないのでこの模型を水中に入れて実験を行った。

5.1 変換行列推定および精度評価

5.1.1 Hand-eye キャリブレーション

カメラ画像 15 枚を用いてカメラキャリブレーション, Hand-eye キャリブレーションを行い, 変換行列 ${}^C T_S$ を推定した。この操作を 5 回行った。各座標系で対応する点を用いて座標変換の精度を計算した結果, 誤差は 5.62 ± 2.73 pixels となった。

5.1.2 Single-wall キャリブレーション

超音波画像 63 枚を用いて Single-wall キャリブレーションを行い, 変換行列 ${}^S T_{US}$ を推定した。この操作を 5 回行った。各座標系で対応する点を用いて座標変換の精度を計算した結果, 誤差は 1.16 ± 0.32 mm となった。

5.1.3 剛体レジストレーション

気管支模型の穴 22 点を用いて変換行列 ${}^{EMT} T_S$ を推定した。この操作を 5 回行った。各座標系で対応する点を用いて座標変換の精度を計算した結果, 誤差は 0.52 ± 0.25 mm となった。

5.1.4 カメラ-超音波画像座標系間の変換行列

変換行列 ${}^C T_S$ と ${}^S T_{US}$ を組み合わせた 25 個の変換行列 ${}^C T_{US}$ に関して座標変換の精度評価を行った。カメラ画像, 超音波画像の両画像に金属棒の先端が写るように 25 回撮影し, 超音波画像上での金属棒先端位置をカメラ画像座標系に座標変換した位置と実際のカメラ画像上での位置を比較した。その結果, 平均 10.63 pixels の誤差となり, 最大誤差は 29.78 pixels となった。

5.1.5 CT 像-超音波画像座標系間の変換行列

変換行列 ${}^C T_S$ と ${}^S T_{US}$ を組み合わせた 25 個の変換行列 ${}^C T_{US}$ に関して座標変換の精度評価を行った。ここで, 磁気式位置センサの出力は精度評価を行うための画像を撮影する度に変わるので変換行列 ${}^{EMT} T_S$ は組み合わせとしては考慮しない。実験では, 気管支模型の 5 個のマーカーを超音波装置で各 5 回撮影し, 求めた変換行列を用いて超音波画像上でのマーカー位置から CT 像座標系での位置を推定し, 実際の位置と比較した, 結果, 平均 1.08 mm, 最大 1.89 mm の誤差であった。

5.2 カメラ画像・仮想気管支鏡像上での超音波画像表示

5.2.1 カメラ画像上での超音波画像表示

図 7 に示すリンパ節を模したモデルを用いて実験を行った。モデルの大きさは生検対象となるリンパ節に合わせて約 1.5cm のスポンジを用いた。このモデルを直接カメラ, 超音波で撮影

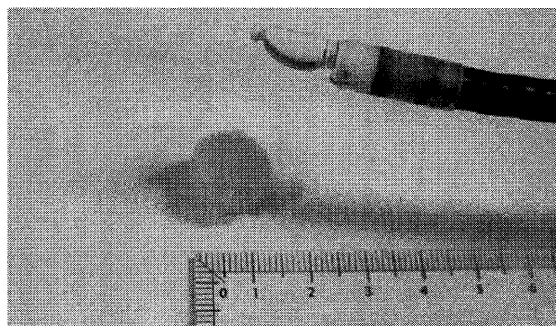


図 7 リンパ節を模したモデル

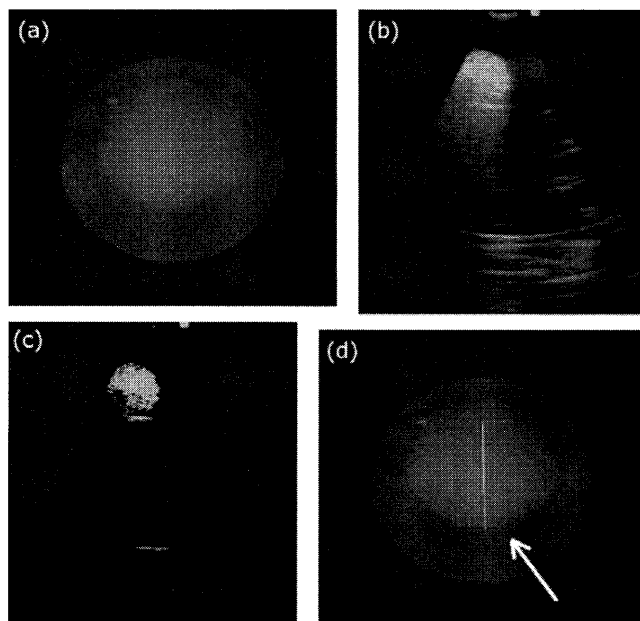


図 8 (a) リンパ節モデルを撮影したカメラ画像. (b) リンパ節モデルを撮影した超音波画像. (c) 超音波画像からしきい値処理によりリンパ節モデルを検出した結果. (d) 超音波画像で撮影したリンパ節モデルを射影したカメラ画像. カメラ画像中央辺りの縦の白線が超音波画像で観察したリンパ節モデル

し, 変換行列 ${}^C T_{US}$ を用いてカメラ画像上に超音波装置で撮影したリンパ節モデルを射影した。実際のカメラ画像, 超音波画像を図 8(a), (b) に示す。超音波画像中のモデルをしきい値処理により検出し (c), カメラ画像上に射影した結果を (d) に示す。カメラ画像上に射影した超音波画像はカメラ画像中心付近に直線状に合成された。

5.2.2 仮想気管支鏡像上での超音波画像表示

図 6 の気管支模型を対象に実験を行った。超音波画像と CT 像から作成した 3D データをボリュームレンダリング表示し, マーカーを超音波画像で撮影したときの仮想気管支鏡像を図 9 に示す。

また, 図 9 の仮想気管支鏡像をリアルタイムに表示する超音波気管支鏡ナビゲーションシステムを図 10 に示す。右に超音波画像を合成表示した仮想気管支鏡像, 左上に超音波画像の原画像, 左部左下に CT 像の Axial 画像, 左部右下にカメラ原画像を表示している。仮想気管支鏡像上の超音波画像はプローブの動きにつれて, 約 1.6 秒毎に更新された。

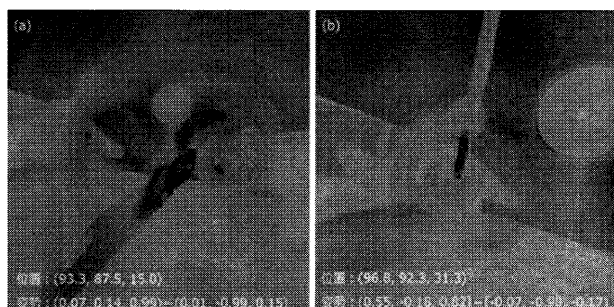


図9 超音波装置でリンパ節を模したマーカーを観察し、その観察位置に超音波画像を表示した仮想化気管支鏡像。2つのマーカーに対する例を(a), (b)に示す。赤色部が模型の気管支壁、白色の球がマーカー、黒い板状のものが超音波画像断面である。

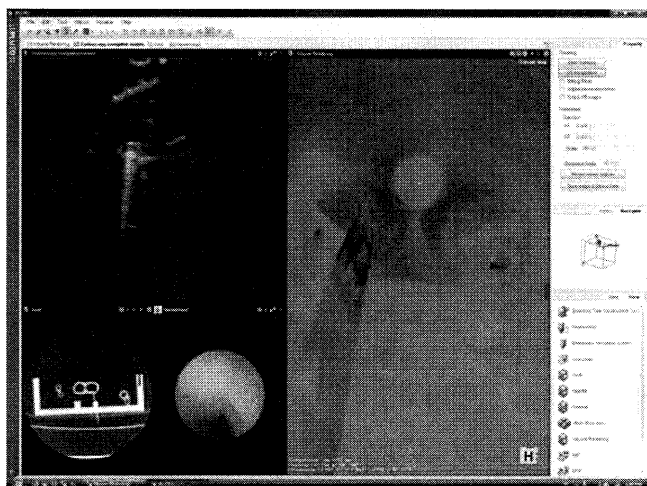


図10 超音波気管支鏡ナビゲーションシステム図。図9(a)で観察したマーカーを超音波気管支鏡ナビゲーションシステムで観察。図の右部が仮想化気管支鏡像、左上部が超音波画像原画像、左部左下がCT像のAxial画像、左部右下がカメラ画像である。

6. 考 察

超音波画像座標系からカメラ画像座標系に座標変換した時の誤差は平均 10.63 pixels であった。これは、カメラからの距離が 3cm のところで 2.66mm に相当する。また、超音波画像座標系から CT 像座標系に座標変換した時の誤差は平均 1.08mm であった。生検対象とするリンパ節は気管支壁から 3cm 以内にあり、大きさは直径 1cm より大きいことから、これらの精度であれば適切に生検を行うことができると考えられる。しかし、カメラ画像座標系に座標変換した際、誤差が大きくなる時があった。これは、カメラ画像座標において撮影した物体がカメラから遠ければ遠いほど、画像上では小さくなるのが原因であると考えられる。今後この影響を考慮して精度改善を行う必要がある。

今回の座標変換の精度は位置センサ出力の精度に大きく依存する。また、実際の医療現場で用いるためには、剛体レジストレーションに用いた対応点の決定方法や患者の姿勢変化や呼吸による動きに対応するための改善が必要がある。今後、超音波画像の画像類似度を用いたレジストレーション手法を検討中で

ある。

超音波画像の合成表示では、カメラ画像、仮想化気管支鏡像上どちらも良好な位置に合成できた。しかし、カメラ画像上に表示した場合、超音波画像の断面が直線として描出されるため、今後複数の超音波画像を用いることで3次的に表示する必要がある。仮想化気管支鏡像は任意の視点から観察を行うことができ、超音波画像の観察位置把握が容易になるという利点がある。今後、超音波画像の更新間隔をさらに高速化してナビゲーションシステムに組み込む必要がある。

7. む す び

超音波気管支鏡ナビゲーションシステムに関して、カメラ—超音波画像座標系間、CT 像—超音波画像座標系間の変換行列推定を行い、カメラ画像、仮想化気管支鏡像上に超音波画像を表示した。推定した変換行列による座標変換精度はそれぞれ平均 10.63 pixels, 1.08 mm の誤差であり、これらの変換行列を用いて実気管支鏡像上、仮想気管支鏡像上に超音波画像を合成表示した結果良好な位置に超音波画像を表示することができた。今後の課題としては、超音波画像更新の高速化、患者の動きへの対応、超音波画像の3次元構築などが挙げられる。

謝辞 日頃から熱心に御討論頂く名古屋大学森研究室の諸氏に感謝する。本研究の一部は、文部科学省・日本学術振興会科学研究費補助金、厚生労働省がん研究助成金、日本学術振興会外国人特別研究員事業、日本学術振興会二国間交流事業(共同研究)ならびに愛知県知の拠点プロジェクトによった。

文 献

- [1] 藤沢 武彦, “目で見てわかる! 超音波気管支鏡ガイド下針生検マニュアル,” 金原出版, 東京, 2007
- [2] K. Mori, A. Urano, J. Hasegawa, H. Toriwaki, H. Anno, K. Takada, “Virtualized Endoscope System: An Application of Virtual Reality Technology to Diagnostic Aid,” *IEICE Transactions on Information and Systems*, vol. E79-D, no. 6, pp. 809-819, 1996
- [3] A. P. Kiraly, J. P. Helferty, E. A. Hoffman, G. McLennan, W. E. Higgins, “Three-Dimensional Path Planning for Virtual Bronchoscopy,” *IEEE Transactions of Medical Imaging*, vol. 23, no. 9, pp.1365-1379, 2004
- [4] A. State, M. A. Livingston, W. F. Garrett, G. Hirota, M. C. Whitton, E. D. Pisano, H. Fuchs, “Technologies for Augmented Reality Systems: Realizing Ultrasound-Guided Needle Biopsies,” *Proceedings of COMPUTER GRAPHICS*, pp. 439-446, 1996
- [5] C. M. Schneider, G. W. Dachs II, C. J. Hasser, M. A. Choti, S. P. DiMaio, R. H. Taylor, “Robot-Assisted Laparoscopic Ultrasound,” *IPCAI 2010, LNCS 6135*, pp. 67-80, 2010
- [6] Z. Zhang, “Flexible Camera Calibration By Viewing a Plane From Unknown Orientations,” *ICCV*, vol. 1, pp. 666-674, 1999
- [7] C. Wengert, “Fully automatic camera and hand to eye calibration,” <http://www.vision.ee.ethz.ch/~cwengert/calibration.toolbox.php>
- [8] R. W. Prager, R. N. Rohling, A. H. Gee, L. Berman, “Rapid Calibration for 3-D Freehand Ultrasound,” *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 24, no. 6, pp.855-869, 1998
- [9] K. S. Arun, T. S. Huang, S. D. Blostein, “Least-Squares Fitting of Two 3-D Point Sets,” *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 9, No. 5-6, pp. 272-290, 1997