

## 固有空間画像照合法を用いた気管支鏡ナビゲーションのための 観察部位識別法に関する検討

篠原里代子<sup>†</sup> 出口 大輔<sup>†</sup> 北坂 孝幸<sup>†</sup> 森 健策<sup>†</sup> 末永 康仁<sup>†</sup>  
高島 博嗣<sup>††</sup> 森 雅樹<sup>†††</sup> 名取 博<sup>††††</sup>

<sup>†</sup> 名古屋大学大学院情報科学研究科

<sup>††</sup> 北海道恵愛会南三条病院

<sup>†††</sup> 札幌厚生病院

<sup>††††</sup> 札幌医科大学医学部

E-mail: †{rshinohara,ddeguchi,kitasaka,mori,suenaga}@suenaga.m.is.nagoya-u.ac.jp

あらまし 本稿では、固有空間画像照合法を用いた気管支鏡ナビゲーションのための観察部位識別手法について述べる。本手法では気管支鏡が現在観察している気管支枝を表示し、その枝の解剖学的名称を提示することにより、実気管支鏡の現在位置を出力する。観察部位の識別は、実気管支鏡像とあらかじめ作成された仮想化内視鏡像の画像照合によって行う。仮想化内視鏡像は、CT像から抽出された気管支領域の構造解析結果を基に、各分岐点において生成する。各フレームにおいて、固有空間法を用いて学習画像から実気管支鏡像と最も類似する仮想化内視鏡像を探索し、対応する枝名を出力する。本手法を3次元X線CT像と実気管支鏡ビデオの組に適用した。入力フレームの77.7%において正しく実気管支鏡の観察部位を識別することが可能であった。

キーワード 仮想化内視鏡、ナビゲーション、気管支内視鏡、固有空間、セグメンテーション

## A study on branch identification method for bronchoscope navigation based on eigenspace image matching

Riyoko SHINOHARA<sup>†</sup>, Daisuke DEGUCHI<sup>†</sup>, Takayuki KITASAKA<sup>†</sup>,

Kensaku MORI<sup>†</sup>, Yasuhito SUENAGA<sup>†</sup>,

Hirotsugu TAKABATAKE<sup>††</sup>, Masaki MORI<sup>†††</sup>, and Hiroshi NATORI<sup>††††</sup>

<sup>†</sup> Graduate School of Information Science, Nagoya University

<sup>††</sup> Minami-sanjo Hospital

<sup>†††</sup> Sapporo-Kosei General Hospital

<sup>††††</sup> School of Medicine, Sapporo Medical University

E-mail: †{rshinohara,ddeguchi,kitasaka,mori,suenaga}@suenaga.m.is.nagoya-u.ac.jp

**Abstract** This paper describes a method for identifying branches for bronchoscope navigation based on eigenspace image matching. This method outputs the current location of a real bronchoscope (RB) by displaying a bronchial branch where a bronchoscope is currently observing or by presenting the anatomical name of a branch currently being observed. Branch identification is done by image matching between RB images and VB images generated beforehand. VB images are pre-generated at each bifurcation point based on structural analysis results of bronchial regions extracted from CT images. For each frame of an RB video, we find the most similar VB image to the input one from pre-generated VB images and output the branch name associated with the found image by using the eigenspace method. We applied the proposed method to a pair of 3D CT image and real bronchoscopic video. The experimental results showed that the proposed method could identify branches for about 77.7% of input frames.

**Key words** virtual endoscopy, navigation, bronchoscope, eigenspace, segmentation

## 1. はじめに

呼吸器の診断において、気管支鏡は外から見ることのできない気管支内部を直接観察することができる非常に重要な器具である。この気管支鏡は気管支壁の診断、異常部位の摘出、組織の採取(生検)などに用いられる。医師は気管支鏡から得られる画像情報と自身の持つ解剖学的知識に基づいて気管支鏡を操作する。しかし気管支は複雑な樹状構造を持ち、かつ気管支鏡の視野は狭いため、検査・手術中に容易に現在位置を失いやすい。そこで、腫瘍などの目的部位に気管支鏡を安全・迅速に導くシステムの開発が望まれている。

ところで、仮想化内視鏡システム(Virtual Endoscopy System: VES)は人体の内部を観察するシステムであり、臨床の場において幅広く利用されている[1]–[3]。このシステムは、検査時に撮影される3次元X線CT像を用いてVE像を作成する。VE鏡カメラの観察位置・観察姿勢を3次元X線CT像上で自由に決めることにより、人体内部をあらゆる位置・姿勢から観察することができる。また、観察部位の名称や壁面下の情報など実気管支鏡像から得ることのできない情報を取得することができる。そこで、これらの情報を気管支鏡検査・手術中の医師に提示するナビゲーションシステムの開発が行われてきた。この気管支鏡ナビゲーションシステム実現には、(a)実気管支鏡カメラ位置の連続的な追跡、(b)ナビゲーション情報の表示の2つの機能が必要である。

Bricaultらは実気管支鏡(Real Bronchoscope: RB)像と仮想化内視鏡(Virtual Bronchoscope: VB)像のレジストレーション手法をこの分野で最初に提案した[4]。この研究の目的は、気管支の生検を支援するシステムの開発である。この手法では、複数のレジストレーション手法が用いられている。Moriらは、RB像とVB像の画像間類似度を用いたイメージレジストレーションによりRBカメラの動きを推定する手法を提案した[5]、[6]。ここでは、RB像に最も類似するVB像を生成するVBの観察位置及び姿勢を求めることにより、RBカメラの動きを追跡する。しかし、非常に多くのVB像とRB像を比較する必要があるため、計算に時間を要する(約1秒/フレーム)。そのため、実時間でRBカメラの動きを追跡することは難しかった。また、カメラの動き推定に失敗した場合、その後カメラの動き推定を再開することが難しい。Deguchiらは、小型磁気式位置センサを用いたRBカメラの動き推定手法を提案した[7]。位置センサのみでは十分な動き推定の精度を得ることができないため、位置センサの出力をイメージレジストレーションの初期値として用い、RBカメラの動き追跡を行った。

目的部位までのRB誘導を考えた場合、RBカメラの正確な位置を追跡する必要はなく、大まかな位置(どの枝にいるか等)が把握できれば十分である。そこで、本手法ではRBが現在観察している部位名称を推定することで、RBを誘導するシステムを実現する。また、従来手法ではナビゲーション中のRBカメラ動き推定に多くの計算時間を要したが、本手法では実時間でのナビゲーションを目指す。

以下、第2章で提案手法について述べ、第3章で本手法を

RBビデオ画像に適用した結果を示し、第4章で考察する。

## 2. 提案手法

### 2.1 概要

本手法では、RB検査・手術時に撮影されたRBビデオ画像と術前に撮影された3次元X線CT像より、RBが現在観察している観察部位を推定する。具体的には、術前に撮影されたCT像から各気管支分岐部におけるVB像を作成し、それらを学習画像として固有空間法[8]における固有空間を作成する。RB像を作成された固有空間に投影し、固有空間上での学習画像との距離を測定することで、入力RB像に最も類似した学習用VB像を求める。求められたVB像に付与された気管支枝名を参照することで、RB位置を推定する。

RB検査時に観察されるRB像には、大きく分けて図1に示す2種類の画像がある。図1(a)は、気管支の分岐と分岐の間に現れる筒状の画像であり、図1(b)は気管支分岐部を映す画像である。本稿では、それぞれ筒状画像、分岐画像と呼ぶ。図1から分かるように、筒状画像においては気管支分岐が観察されない、もしくは映っていたとしても分岐が非常に小さく撮影されている。また、RBカメラの位置が異なる場合でも、画像上に大きな差異は見られない、そのため、固有空間法を用いて観察部位を推定することは難しいと考える。本手法では、まず筒状画像と分岐画像の分類を行い、分岐画像のみを用いて観察部位の推定を行う。図2に本手法の処理の流れを示す。本手法は、(a)前処理、(b)固有空間の作成(c)分岐画像判定、(d)観察部位推定、(e)固有空間の切り替えの5つの処理から構成される。

### 2.2 前処理

術前に撮影された3次元X線CT像から気管支領域を抽出し、気管支の木構造データ $T$ を抽出する[9]。抽出された気管支の木構造データに対し、文献[10]に示された手法を用いて各枝に解剖学的名称を付与する。ここで得られる木構造データ $T$ には各枝 $B_i$ の始点 $S_i$ 、終点 $Q_i$ 、各枝の芯線に沿った点の集合 $X_1^i, \dots, X_n^i$ ( $n$ は点の数)、解剖学的名称 $M$ 、枝番号 $i$ 、枝の親子関係(親枝 $A_i$ 、子枝 $C_1^i, \dots, C_c^i$ ( $c$ は $B_i$ の子枝の数))などの情報が含まれる。図3に注目枝 $B_i$ に関する木構造データを示す。枝 $A_i$ は注目枝 $B_i$ の親枝、枝 $C_1^i, C_2^i$ は注目枝 $B_i$ に属する2本の子枝をそれぞれ示す。枝 $B_i$ の走行方向は枝 $B_i$ の始点 $S_i$ から終点 $Q_i$ に向かうベクトル $d_i = Q_i - S_i$ として表される。

### 2.3 固有空間の作成

#### 2.3.1 分岐画像判定に用いる固有空間の作成

ここでは、前処理で得られた木構造データ $T$ を利用して学

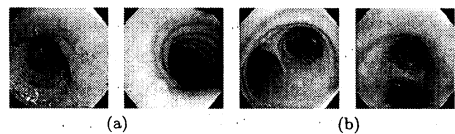


図1 RB像の例  
(a)筒状画像、(b)分岐画像

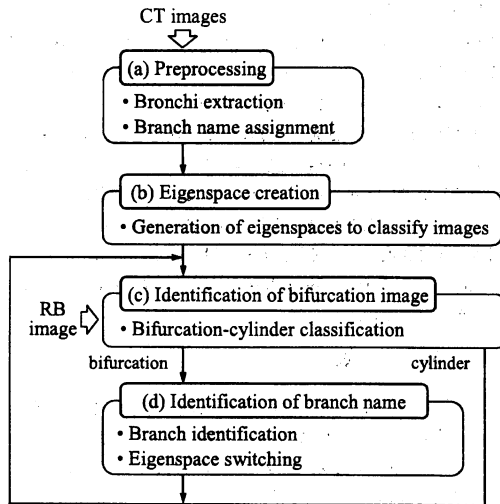


図2 本手法の流れ

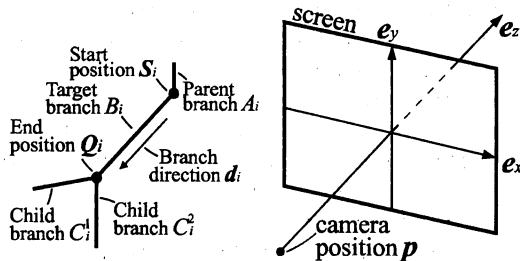


図3 注目枝  $B_i$

図4 VBのカメラパラメータ

習画像を作成し、分岐画像判定に用いる固有空間を作成する。ここで、固有空間の作成に用いる画像 ( $W \times H$  画素) の画素値を1列に並べた  $N (= W \times H)$  次元のベクトルを考え、 $x_i = (x_{i1}, x_{i2}, \dots, x_{iN})^T$  ( $i = 1, 2, \dots, L$ :  $L$ は学習画像の数) と表す。

まず、筒状画像と分岐画像の学習画像を生成する。ボリュームレンダリング法 [11] を用いて作成した VB 像を学習画像として用いる。図4に示すように、ある位置における VB 像は CT 画像の座標系 (CT 座標系) における VB カメラの観察位置  $p$ 、カメラの姿勢を表すベクトル  $(e_x, e_y, e_z)$  の2つの外部パラメータを用いて生成される。ここで、 $e_x, e_y, e_z$  はそれぞれ CT 座標系における VB カメラの投影面横向き方向、投影面上向き方向、視線方向を表し、 $e_x \cdot e_y = e_y \cdot e_z = e_z \cdot e_x = 0$ 、 $e_x = e_z \times e_y$  である。

前処理において抽出された木構造データ  $T$  を基に VB カメラの観察位置・姿勢を定め、学習画像を作成する。学習画像はカメラ姿勢を変化させながら複数枚生成する。具体的な作成方法を以下に示す。

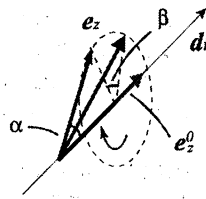


図5 視線方向ベクトル  $e_z$

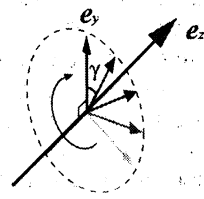


図6 ある軸における投影面上向きベクトル  $e_y$

まず、枝の長さが上位  $l$  以内の枝を木構造データ  $T$  から選択し、この集合を  $B'$  とする。そして、この枝上に VB システムの視点位置を設定することで学習画像を生成する。 $B'$  中の枝  $B_i (\in B')$  上に置かれた VB のカメラ位置  $p_i^k$  は枝  $B_i$  の視点  $S_i$ 、および、その走行方向  $d_i$  を用いたパラメータ表現、

$$p_i^k = S_i + t_k d_i \quad (0 < t_1, t_2, \dots, t_k, \dots, t_a < 1) \quad (1)$$

として記述される。この時、 $e_y, e_z$  を図5、図6のように定める。これらのベクトルは四元数を用いて、

$$(0, e_z) = q_\beta q_\alpha (0, e_z^0) q_\alpha^{-1} q_\beta^{-1}, \quad (2)$$

$$(0, e_y) = q_\gamma q_\beta q_\alpha (0, e_y^0) q_\alpha^{-1} q_\beta^{-1} q_\gamma^{-1}, \quad (3)$$

$$q_\alpha = (\cos \frac{\alpha}{2}, \sin \frac{\alpha}{2} e_z^0),$$

$$q_\beta = (\cos \frac{\beta}{2}, \sin \frac{\beta}{2} e_x^0),$$

$$q_\gamma = (\cos \frac{\gamma}{2}, \sin \frac{\gamma}{2} e_y^0).$$

のように表現される。 $e_z^0$  は枝の走行方向により定められ、 $e_z^0 = d_i / \|d_i\|$  であるベクトル、 $e_y^0$  は  $e_z^0$  に垂直な任意のベクトル、 $e_x^0$  は  $e_z^0 = e_y^0 \times e_x^0$  を満たすベクトルである。 $\alpha$  は  $e_x^0$  回りの回転角、 $\beta, \gamma$  は  $e_z^0$  回りの回転角である。このようにして筒状画像、分岐画像を生成する VB カメラの姿勢を定め、学習画像を作成する。

次にこれらの学習画像を用いて分岐画像判定で用いる固有空間を作成する。学習画像に対して以下の正規化を施し、全学習画像を用いて固有空間を作成する。本手法では学習画像に VB 像を用い、入力画像には RB 像を用いる。そのため、それぞれの画像の輝度値が大きく異なる場合には、以降で述べる識別処理が適切に動作しない。そこで、VB 画像の輝度値に対する正規化を行う。具体的には、各学習画像  $x_i$  の輝度値を、

$$\tilde{x}_{ij} = \frac{x_{ij} - \mu_i}{\sigma_i}, \quad (j = 1, 2, \dots, N) \quad (4)$$

$$\sigma_i = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (x_{ij} - \mu_i)^2},$$

$$\mu_i = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N x_{ij},$$

により正規化し、得られた画像を  $\tilde{x}_i = (\tilde{x}_{i1}, \tilde{x}_{i2}, \dots, \tilde{x}_{iN})^T$  として表す。

### 2.3.2 観察部位推定に用いる固有空間の作成

ここでは、前処理により得られた木構造データ  $T$  を用いて学習画像を作成し、観察部位推定に用いる固有空間を作成する。処理の流れは 2.3.1 節に述べた方法と同様であるが、学習画像生成に用いる枝、各枝上の観察位置  $p_k^t$ 、1つの固有空間作成に用いる学習画像が異なる。

まず、固有空間の作成に用いる学習画像を各枝毎に作成する。ある枝  $B_i$  における観察位置  $p_k^t$  は、式 (1) を用いて設定され、 $0 < t_1, t_2, \dots, t_k, \dots, t_b < 1$  とする。 $p_k^t$  における視線方向ベクトル  $e_z$ 、投影面上の向きベクトル  $e_y$  は、図 5 および図 6 に示すように式 (2)、(3) を用いて定める。次にこれらの学習画像を用いて観察部位推定で用いる固有空間を複数作成する。ここでは作成した学習画像のうち、(a) 注目枝  $B_i$ 、(b) 注目枝の親枝  $A_i$ 、(c) 注目枝の子枝  $C_1^i, \dots, C_c^i$  ( $c$  は子枝の数) の学習画像を用いて 1つの固有空間を作成する。注目枝  $B_i$  に親枝  $A_i$  や子枝  $C_1^i, \dots, C_c^i$  が存在しない場合、それらの枝の学習画像は固有空間作成に用いない。今回は 5 個の固有空間: S1 (気管, 右主気管支, 左主気管支), S2 (右主気管支, 気管, 右上葉支, 右中間支), S3 (左主気管支, 気管, 左上葉支, 左下葉支), S4 (右中間支, 右主気管支, 右 B6, 右下葉支), S5 (右 B6, 右中間支, 右 B6b, 右 B6a+c) を作成した。

### 2.4 分岐画像判定

入力された RB 像を筒状画像と分岐画像に分類する。ここでは 2.3.1 節で作成した固有空間を用いる。まず、正規化を施した RB 像を固有空間に投影し、 $k$ -NN 法を用いて入力された画像が分岐画像であるか否かの判定を行う。そして、分岐画像のクラスに分類された場合、その RB 像を分岐画像と判定する。

### 2.5 観察部位推定

前節において分岐画像と判定された RB 像に対し、観察部位を推定する。ここでは 2.3.2 節で作成した固有空間を用いる。この固有空間に正規化を施した RB 像を投影し、 $k$ -NN 法を用いて RB 像に最も類似した学習用 VB 像を選択する。そして、選択された VB 像に付与されている気管支枝名を RB 像の観察部位とする。この判定に用いる固有空間は、特定の枝における学習画像を基に作成されるため、使用する固有空間を 2.6 節に示す手順により切り替える。

### 2.6 固有空間の切り替え

時刻  $t$  における RB 像を  $R^t$  とする。また、連続して同じ枝と判定された枝数を  $h$  とする。観察部位推定に用いられる固有空間は、以下の手順により切り替えられる。

#### [固有空間の切り替え]

step 1  $h$  を初期化する ( $h = 0$ )。  
step 2 RB 像  $R^t$  を入力する。  
step 3  $R^t$  に対して分岐画像判定を行う。  
step 4  $R^t$  が筒状画像と判定された場合、 $t \leftarrow t+1$  とし step 1 に進む。 $R^t$  が分岐画像と判定された場合、step 5 に進む。  
step 5  $R^t$  に対して観察部位を推定する。  
step 6  $R^{t-1}$  が判定された枝と  $R^t$  が判定された枝が異なる場合、または  $R^t$  が判定された枝と固有空間の注目枝  $B^t$  が同じ場合、 $t \leftarrow t+1$  とし step 1 に進む。それ以外の場合、 $h \leftarrow h+1$

とし step 7 に進む。

step 7  $h = h_{max}$  の場合、 $R^t$  が判定された枝を注目枝とする固有空間に切替え、 $t \leftarrow t+1$  とし step 1 に進む。それ以外の場合は、 $t \leftarrow t+1$  とし step 2 に進む。

例えば、RB 像が連続して分岐画像と判定され、また観察部位推定において Trachea を注目枝とする固有空間により  $h_{max}$  回連続して Right main bronchus と判定された場合、Right main bronchus を注目枝とする固有空間に切替える。1度でも筒状画像と判定された場合、あるいは、観察部位推定において Trachea や Left main bronchus と判定された場合には、固有空間を切替えない。

## 3. 実験

本手法を気管支ファントムの気管支鏡ビデオ画像 7400 枚とその 3 次元 X 線 CT 像に適用し実験を行った。使用した 3 次元 X 線 CT 像の仕様は、スライス内画素数 512 × 512 pixels, スライス枚数 341 枚, スライス内画素サイズ 0.684 mm, 再構成間隔 0.5 mm, スライス厚 1.25 mm である。

分岐画像判定における学習画像の作成では、 $l = 3$  とし、これを満たすような枝を木構造データより選択し学習画像を作成した。式 (1) における  $t_k$  は、筒状画像作成では  $t_1 = 0.2$ ,  $t_2 = 0.3$ ,  $t_3 = 0.4$ 、分岐画像作成では  $t_1 = 0.7$ ,  $t_2 = 0.75$ ,  $t_3 = 0.8$  とした。観察部位推定に用いる学習画像の作成では、 $t_1 = 0.66$ ,  $t_2 = 0.68$ ,  $t_3 = 0.7$ ,  $t_4 = 0.72$ ,  $t_5 = 0.74$  とし観察位置  $p_k^t$  を定めた。式 (2) および (3) のパラメータは  $\alpha = 15^\circ, \beta = 0^\circ, 20^\circ, \dots, 340^\circ$ ,  $\gamma = 0^\circ, 20^\circ, \dots, 340^\circ$  と変化させた。これらのパラメータを用いて、分岐画像判定用の固有空間作成に使用する筒状画像および分岐画像を各 3078 枚、観察部位推定用の固有空間作成に使用する分岐画像を各枝毎に 1710 枚作成した。学習画像は 30 × 30 画素の白黒画像とした。

固有空間作成において、固有空間の次元数  $r$  は  $r = 10$  とした。この時の累積寄与率は、分岐画像判定に用いる固有空間では 85.7%、観察部位推定に用いる固有空間では 79.2%~86.1% であった。 $k$ -NN 法を用いた認識では  $k = 10$  とした。また、固有空間の切り替えにおいて  $h_{max} = 50$  (フレーム) とした。

実験には CPU: Intel Xeon 3.60 × 2 GHz, Memory: 2GByte の計算機を用いた。この時、学習画像 1000 枚の学習画像作成時間は 4.2 秒であった。また固有空間作成では分岐画像判定に用いる部分空間作成に 302.0 秒、観察部位推定に用いる部分空間作成に 194.3 秒~358.4 秒であった。RB 像 1 枚当たりの判定時間は分岐画像判定で 0.22 秒、観察部位の推定で 0.22 秒であった。

ここでは以下に挙げる 3 つの実験を行った。

- 分岐画像判定における分岐画像の検出
- 目視により選択された分岐画像を用いた各固有空間における観察部位の推定
- 連続する RB 像に対する本手法の適用

分岐画像判定における分岐画像の検出率は 76.4%、過検出率は 20.8% であった。目視により分岐画像と選択した RB 像に対して観察部位を推定した結果を表 1 に示す。また、本手法に

表1 観察部位推定の検出率(%)。横列に示す固有空間において縦列に示した枝におけるRB像を判定した。“-”は固有空間作成にRB像の枝に対応する学習画像を用いていないため、判定対象外の枝を表す。

input RE images	eigenspace				
	S1	S2	S3	S4	S5
Trachea	94.5	91.6	87.0	-	-
Right main bronchus	56.7	85.1	-	66.0	-
Intermediate bronchus	-	71.6	-	9.8	13.6
RB6	-	-	-	88.5	73.1
Left main bronchus	13.6	-	13.3	-	-
Left lower lobe bronchus	-	-	78.7	-	-

よる観察部位推定に成功した例を図7に、失敗した例を図8にそれぞれ示す。

#### 4. 考 察

分岐画像判定では概ね良好に分岐画像を選択することができた。過検出した筒状画像20.8%のうち、74.8%は次に行う観察部位推定において正しく観察部位を推定することが可能であった。これは、これらの過検出であった画像の多くが目視により分岐画像と判定した実気管支鏡像の前後の画像であり、分岐部の特徴を観察可能であったためと考えられる。そのため、分岐画像の誤推定が観察部位推定に与える影響は小さいと考える。しかし、図8(a)に示すようなRB像において、筒状画像を分岐画像と判定するような明らかな誤推定が見られた。これはRB像に見られる気管支壁の強いエッジに起因していると考えられる。

表1からIntermediate bronchusおよびLeft main bronchusの観察時における観察部位推定精度が大きく低下していることがわかる。図8(b)に推定失敗時におけるRB像の例を示す。ここではTracheaを注目枝とする固有空間S1を用いてLeft main bronchusを観察中のRB像を判定した結果、Right main bronchusと判定されている。本実験では気管支モデルを用いたが、このモデルにおいてはIntermediate bronchusは3分岐パターンを示している。しかしながら、木構造データでは、2つの2分岐として扱われているため、学習画像が適切に生成されていないことが要因と考えられる。さらに、RB6などにおいては枝が短く、分岐部に接近した学習画像が生成されることも精度低下の要因と思われる。今後このような部分における学習画像生成法に関する検討が必要である。

本手法により正しく観察部位推定された例では、RB像が筒状画像と分岐画像に正しく分類されていることが確認できる。図7(c)のFrame1530, 1770では、RB像に対応する枝がB'に含まれず、分岐画像判定において選択された画像とRB像は異なる部位のものであるものの、正しく分岐画像として分類できている。また、図7(e)では、分岐画像と判定されたRB像に対して、観察部位が正しく推定されていることが確認できる。図7(f)に示すように、RBが別の枝に移動する際、固有空間を正しく切替えることができた。Frame2100付近では固有空間S1を用いて50フレーム連続してRight main bronchusと判

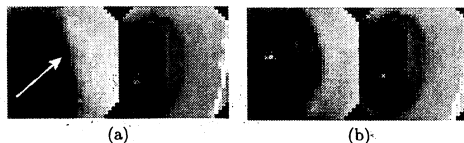


図8 失敗例。(a)分岐画像判定における例、(b)観察部位推定における例。左:RB像、右:判定された学習画像。

定している。そのため、固有空間切り替え処理が行われ、固有空間S2が以降の判定処理に用いられている。しかし、Frame3650付近では50フレーム連続して誤った観察位置(Right main bronchus)が推定されたため、それ以降不適切な固有空間S2が選択されている。このため、固有空間の切り替え方法には改善の余地がある。

分岐画像判定、観察部位推定共に行った場合でも計算時間は0.44秒/フレームであり、イメージレジストレーションを用いた手法(約1秒/フレーム)と比較して高速に分岐位置を推定することが可能であった。これは1秒当たり約2.5フレームの処理能力であるが、本手法は一定フレーム数毎(例えば10フレームに1フレーム)に処理を行った場合でも同程度の観察部位推定能力が期待できるため、実時間ナビゲーションが十分可能であると考える。

本手法で用いた学習画像は、VBの観察位置pを気管支枝の芯線上のみに設定して生成されている。実際に気管支鏡を気管支に挿入する場合、カメラの観察位置は気管支枝の芯線上とは限らないため、視点位置を変えるなど、学習画像作成方法の改善が必要である。

#### 5. ま と め

本稿では、気管支鏡検査における観察部位推定手法について述べた。まずRB像を筒状画像と分岐画像に分類し、さらに分岐画像に対して観察部位の推定を行った。RB像を分類する方法として固有空間法を用いたことにより、高速な推定が可能となった。実験の結果、一部の枝において認識率が低かったものの、概ね良好に観察部位を推定することが可能であった。今後の課題として、実人体におけるRB像への適用、学習方法の改善、推定精度の向上、計算時間の更なる削減などが考えられる。

謝辞 日頃ご討論頂く名古屋大学末永研究室の諸氏に感謝いたします。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、21世紀COEプログラム「社会情報基盤のための音声・映像の知的統合」、文部科学省私立大学HRC補助金、および厚生労働省がん研究補助金によった。

#### 文 献

- [1] D.J. Vining, R.Y. Shitrit, E.F. Haponik, et al., "Virtual Bronchoscopy, Radiology," 193 (P), Supplement to Radiology (RSNA Scientific Program), p. 261, 1994
- [2] K. Mori, A. Urano, J. Hasegawa, et al., "Virtualized endoscope system -an application of virtual reality technology to diagnostic aid," IEICE Trans. Inf. & Syst., vol. E79-D, no. 6, pp. 809-819, 1996
- [3] P. Rogalla, J. Terwisscha van Scheltinga, B. Hamm, eds., "Virtual endoscopy and related 3D techniques," Springer,

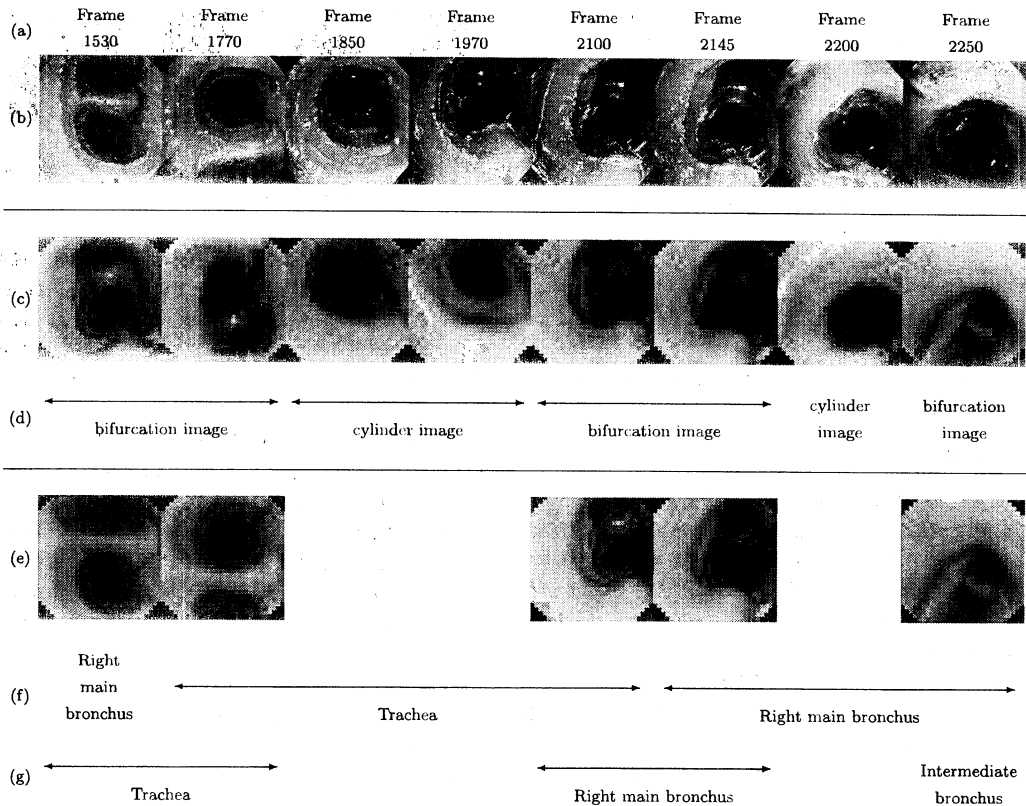


図7 連続するRB像における結果(成功例)

(a) フレーム番号, (b) RB像, (c) 分岐画像判定において分類されたクラスの中で最も近い学習画像, (d) 分岐画像判定における判定結果, (e) 観察部位推定において分類されたクラスの中で最も近い学習画像, (f) 判定に用いた固有空間の注目枝  $B_i$ , (g) 観察部位の推定結果.

- Berlin, 2001
- [4] I. Bricault, G. Ferretti, P. Cinquin, "Registration of Real and CT-Derived Virtual Bronchoscopic Images to Assist Transbronchial Biopsy," IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. 17, No. 5, pp.703-714, 1998
- [5] K. Mori, Y. Suenaga, J. Toriwaki, et al., "Camera motion of real endoscope by using virtual endoscope system and texture information," Proc. of SPIE2001 Vol. 4321, pp. 122-133, 2001
- [6] D. Deguchi, K. Mori, Y. Suenaga, et al., "New calculation method of image similarity for endoscope tracking based on image registration in endoscope navigation," Proc. of CARS2003, pp.460-466, 2003
- [7] D. Deguchi, K. Akiyama, T. Kitasaka, et al., "A method for bronchoscope tracking by combining a position sensor and image registration," Proc. of CARS2005, pp.630-635, 2005
- [8] 村瀬洋, SK. Nayar, "2次元照合による3次元物体の認識-パラメトリック固有空間法-", 電子情報通信学会論文誌, D-2, vol.J77-D-2, no.11, pp.2179-2187, 1994
- [9] T. Kitasaka, K.Mori, J. Hasegawa et al. :A Method for Extraction of Bronchus Regions from 3D Chest X-ray CT Images by Analyzing Structural Features of the Bronchus, FORMA, 17, pp.321-338, 2002
- [10] K. Mori, S. Ema, T. Kitasaka, et al., "Automated Nomenclature of Bronchial Branches Extracted from CT Images and Its Application to Biopsy Path Planning in Virtual Bronchoscopy," MICCAI2005, LNCS3750, pp. 845-861, 2005
- [11] K. Mori, Y. Suenaga and J. Toriwaki, "Fast volume rendering based on software optimization using multimedia instructions on PC platform," Proc. of CARS 2002, pp. 467-472, 2002