

気管支鏡ナビゲーションにおける複数センサを利用した マーカーフリーレジストレーション手法に関する予備的検討

董 陽[†] 小田 紘久[†] 二村 幸孝^{††} 小田 昌宏[†] 北坂 孝幸^{†††} 本間 裕敏*
高島 博嗣** 森 雅樹* 名取 博*** 森 健策^{††,†}

[†] 名古屋大学大学院情報科学研究科 〒464-8603

^{††} 名古屋大学情報連携統括本部情報戦略室 〒464-8601

^{†††} 愛知工業大学情報科学部 〒470-0392

* 札幌厚生病院 〒060-0033

** 札幌南三条病院 〒060-0063

*** 恵和会西岡病院 〒853-8322

あらまし 本稿では、呼吸動に対応した気管支鏡ナビゲーションシステムの開発のため、複数の磁気式位置センサを用いて気管支鏡先端位置を推定する手法を提案する。センサ出力情報から推定した気管支鏡形状とCT像から得た気管支芯線の形状を比較し、両者が類似する経路を選択することで、気管支鏡先端位置と対応する枝を出力する。呼吸動の振幅30mmのとき「枝正解率」と「位置正解率」は従来手法と同程度であったが、正解枝またはその親子枝への対応付けも許容した場合の「準正解率」は89.82%から98.38%に改善し、複数センサを利用することで気管支鏡追跡の安定性が向上することが示唆された。

キーワード 気管支鏡ナビゲーションシステム, マーカーフリー手法, 呼吸動, 複数センサ

A preliminary study of marker-free registration using multiple sensors in bronchoscope navigation

Yang DONG[†], Hirohisa ODA[†], Yukitaka NIMURA^{††}, Masahiro ODA[†],

Takayuki KITASAKA^{†††}, Hirotoshi HONMA*, Hirotosugu TAKABATAKE**, Masaki MORI*,

Hiroshi NATORI***, and Kensaku MORI^{††,†}

[†] Graduate School of Information Science, Nagoya University

^{††} Strategy Office, Information and Communications Headquarters, Nagoya University

^{†††} School of Information Science, Aichi Institute of Technology

* Sapporo-Kosei General Hospital

** Sapporo Minami-sanjo Hospital

*** Keiwakai Nishioka Hospital

Abstract In this paper, we propose a method for estimating the position of the bronchoscope's tip using multiple electro-magnetic position sensors for the development of bronchoscope navigation system which coped with the respiratory motion. We search a most similar route by the shape comparison between the bronchoscope shape obtained from the sensor outputs and bronchial centerlines obtained from a CT volume. Then we output the estimated position of the bronchoscope's tip and the branch at which the tip locates. Although "branch accuracy rate" and "position accuracy rate" was similar to the previous method, "quasi accuracy rate" was improved to 98.38% from 89.82% with 30mm of the respiratory amplitude, that stabilizes the bronchoscope tracking.

Key words bronchoscope navigation system, marker-free method, respiratory motion, multiple sensors

1. はじめに

肺がんによる死亡は、世界における男性のがん死亡数の第1位である [1]。この肺がんの進行度評価には気管支内視鏡（気管支鏡と略す）による検査が行われる。気管支鏡は気管支内の病変を直接観察できる検査器具である。気管支は複雑な木構造を持っていること、気管支鏡のカメラから得られるビデオ画像は類似するものが多いことなどから、稀に目的とする気管支枝にたどり着けないことがある。そのため、目的の位置に医師を誘導する気管支鏡ナビゲーションシステムの開発が強く求められている。これまで、多くの気管支鏡ナビゲーションシステムが開発されている [2-7] (図 1)。これらのシステムでは、事前に撮影した患者の CT 像の情報を利用し、現在の観察位置や方向、気管支の枝名などの情報を提示できる。

ナビゲーションシステムは、参照画像を提示して術者がその画像を参考にしながら検査を進めるシステム [2-3] と、カーナビゲーションのように現在位置を常に追跡するシステム [4-7] がある。後者の気管支鏡ナビゲーションシステムを用いる場合、気管支鏡先端位置追跡が必要となる。先端位置を追跡する手法は大きく 2 種類に分けられ、画像に基づくレジストレーションを用いる手法 [6] (以下、画像法と略す) と、磁気式位置センサ (EMT: Electro-magnetic Tracker) に基づく手法 [7] (以下、センサ法と略す) がある。

画像法は呼吸動による位置追跡への悪影響を抑制できる利点があるが、計算コストが高く、システムの実時間での動作が困難である。センサ法では気管支鏡先端に取り付けられた磁気式位置センサの出力を利用して気管支鏡先端を追跡する。センサ法はさらに、マーカーに基づく手法 (たとえば剛体レジストレーション [8]) と、マーカーに依存しない手法 (マーカーフリー手法 [7]) の 2 種類に分けられる。マーカーに基づく手法では、術前に設置した患者の体表上のマーカー位置と CT 画像中のそれらの対応位置関係を利用して、気管支鏡先端位置を追跡する。これに対し、マーカーフリー手法では、気管支鏡が常に気管支内に存在するという前提を利用しており、前述のようなマーカーなしで気管支鏡先端位置を追跡することが可能である。しかしながら、マーカーフリー手法 [7] では、呼吸動の影響により気管支鏡先端位置の追跡精度が低下するという問題がある。

そこで本稿では、呼吸動がある状況下でも、気管支鏡先端部が位置する枝を少なくとも提示できる手法を開発する。呼吸動があっても、気管支内に挿入されている気管支鏡の形状が大幅に変化することはない。そこで気管支鏡の長軸に沿って複数のセンサを配置することで気管支鏡形状を取得し、得られた気管支鏡形状と気管支芯線上の対応経路とを比較し、その結果に基づいて現在の気管支鏡位置を推定する。

気管支鏡挿入形状を推定するため、磁気式位置センサを気管支鏡軸に沿って複数取り付ける。このうち気管支鏡先端に取り付けられたセンサ出力から、従来のマーカーフリー手法 [9] により推定された気管支鏡先端位置付近に存在する候補枝を求める。そして、事前に抽出した CT 像上の気管支芯線から各候補枝に対応する気管支鏡挿入経路を推定し、全センサから求めら

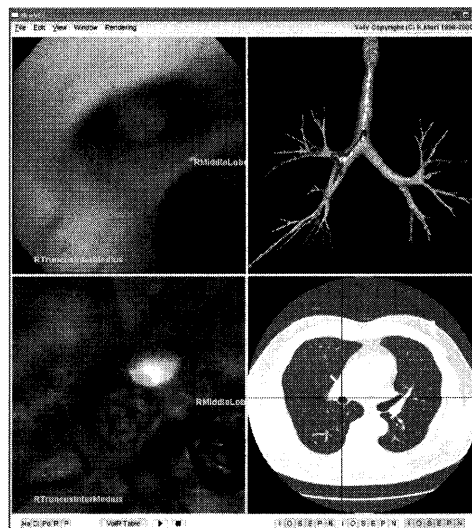


図 1 我々のグループが開発している気管支鏡ナビゲーションシステムの例 ([7] より引用)。

れる気管支鏡挿入形状と比較することで気管支鏡先端位置を推定し、位置する枝を選択する。本手法は以上のように、呼吸動によって大幅に変化することのない気管支鏡形状情報をもとに位置推定を行うため、呼吸動があってもある程度正解の枝と観察位置を見つけることが可能だと考えられる。

以下、第 2 章で従来手法とその問題点、第 3 章で提案手法、第 4 章で実験に関して述べ、第 5 章にて考察を加える。

2. マーカーフリー手法とその問題点

マーカーフリー手法では、磁気式位置センサの出力 c を用いて、

$$p = T * c \quad (1)$$

により CT 画像における気管支内視鏡先端位置 p を求める。ここで T は磁気式位置センサの座標系と CT 画像の座標系を対応付ける座標変換行列である。Deguchi ら [9] が提案したマーカーフリーレジストレーション手法は、気管支鏡が常に気管支内腔に存在すると仮定し、気管支鏡検査中にリアルタイムに座標変換行列 T を計算する。この手法は、気管支鏡先端に取り付けた磁気センサ出力から点群を取得し、点群と気管支芯線の位置合わせから T を推定する。

しかしながら、位置合わせに使用する気管支芯線は剛体であるため、呼吸動の影響により変形した気管支における気管支鏡先端位置の推定は困難である。この問題に対し杉浦らは腹部に設置した磁気式位置センサの出力から呼吸位相を推定し、推定された呼吸位相ごとに記録した点群と変形可能な気管支芯線の位置合わせを行うことで、呼吸動に対応した気管支鏡先端位置の推定を試みている [10]。しかし、呼吸位相ごとに点群を記録する必要があるため、従来手法 [9] と比較し、大量のセンサ出力が必要である。また、気管支芯線の変形を必要とするため、計算コストが高く、気管支鏡先端位置の追跡に 1 秒以上の計算時間を要する。Luo らは、画像法を併用することで呼吸動に対する問題の解決を試みた [6]。しかしながら、前述したように画

像法は計算コストが高く、実時間での動作は困難である。

そこで我々は、複数の磁気式位置センサを利用することで現時点での気管支鏡の形状を推定し、画像間照合ではなく、気管支鏡形状と進入経路の形状比較から先端位置を実時間で推定可能な手法に関して検討する。

3. 手 法

3.1 手法の考え方

気管支の複雑な木構造に着目すると、各枝に対する進入経路の形状は、その先端位置に特有なものになると考えられる。また、ある枝に気管支鏡が進入する時、気管支鏡の形状曲線は進入経路と類似するはずである。このため、従来のマーカーフリー手法による推定結果の位置を中心とする球を考え、この球の内部に存在する枝を候補枝とし、候補枝に対する進入経路と気管支鏡の挿入形状を比較すれば、最適な枝を確定できる。すなわち本手法では、直接呼吸動の偏差を修正するのではなく、呼吸動の影響が小さいと考えられる気管支鏡形状情報を利用することで、呼吸動への頑健性を高める。

また、センサはそれが位置する座標を出力するが、ある時刻に気管支鏡先端部の対応する位置と枝を確定できれば、次の時刻に位置可能な枝は、あまりに高速な移動が行われない限り、前時刻における対応枝の「親枝」、「自身」と「子枝」のみに絞られる。これにより、次の時刻における候補枝は「親枝」、「自身」と「子枝」のみに制限でき、計算速度や精度を向上できる。

入力呼吸動のある状況でのセンサ出力と全般的な変換行列 T 、出力は気管支鏡先端が位置する枝の名前とその枝上の対応点 q である。具体的な手法の流れをアルゴリズム 1 に示す。

アルゴリズム 1：形状比較に基づく気管支鏡先端部追跡

- Step 1:** CT 像から B_0 を抽出。 $t \leftarrow 0$ とし、 $B_t \leftarrow B_0$ に初期化。
- Step 2:** 従来のマーカーフリー手法 [9] より T を計算。
- Step 3:** 呼吸動下で、センサ出力 c_1, c_2, c_3 を読み込む。
- Step 4:** c_1, c_2, c_3 を T と乗算して p_1, p_2, p_3 を計算。
- Step 5:** Hermite Spline 法 [12] を用いて p_1, p_2, p_3 から曲線補間を行い、形状点集合 C を作成。
- Step 6:** 点 p_1 から $\sqrt{D(p_1, b_i)} < l$ を満たす枝への対応点 q_i を算出。
- Step 7:** q_i から各自の親枝へ走査し、経路点集合 K_i を作成。
- Step 8:** ICP アルゴリズムを用いて K_i と C を位置合わせし、誤差 E_i を算出。
- Step 9:** 最小 E_m に対応する q_m を取得し、その対応枝 b_m を現在いる枝とみなす。 $t \leftarrow t + 1$ 。
- Step 10:** B_t を $\{b_m^f, b_m, b_m^{c1}, \dots, b_m^{cj}\}$ に更新。
- Step 11:** Step 3 に戻る

3.2 形状比較手法

3.2.1 事前準備と変数の定義

まず、図 2 のように 40mm 程度（気管支鏡先端と弯曲部位の距離）間隔で複数の磁気式位置センサを生検用金属ストリップ

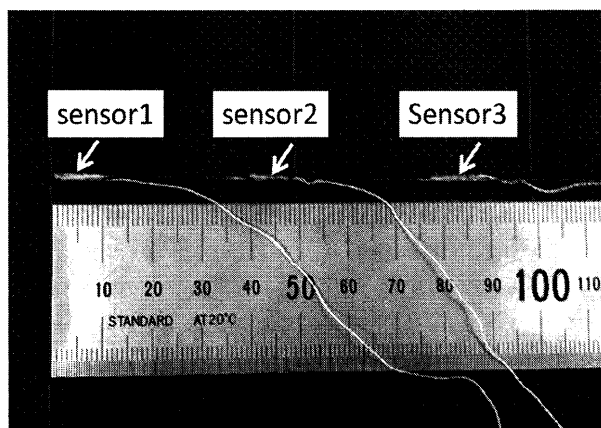


図 2 センサ組の写真。3つの磁気式位置センサを生検用金属ストリップに取りつけてセンサ組を作る。

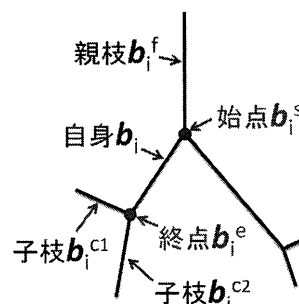


図 3 枝の親子関係と枝の始点、終点の定義。枝 b_i に対して始点を b_i^s 、終点を b_i^e 、その親枝を b_i^f 、子枝を $\{b_i^{c1}, \dots, b_i^{cj}\}$ (一般的に $j = 0, 1, 2, 3$) とする。

に取り付ける。本報告では、気管支鏡挿入形状の推定に 3 個の磁気式位置センサを用いた。

Step 1 と **Step 2** は事前準備である。CT 像から気管支芯線リスト $B_0 = \{b_1, \dots, b_i, \dots, b_n\}$ を抽出する [11]。なお、図 3 に示すように b_i に対して始点を b_i^s 、終点を b_i^e 、その親枝を b_i^f 、子枝を $\{b_i^{c1}, \dots, b_i^{cj}\}$ (一般的に $j = 0, 1, 2, 3$) とする。次に、気管支鏡先端に取り付けた磁気式位置センサの出力を N_s 点取得し、従来のマーカーフリー手法 [9] を用いて、変換行列 T を計算する。

3.2.2 気管支鏡形状曲線の補間

Step 3 から **Step 4** まで、3つのセンサ出力 c_1, c_2, c_3 を 1 セットとして収集し、それぞれ T との乗算から CT 像座標系に変換した点 p_1, p_2, p_3 を計算する。ただし前の時刻の出力と 1 点でも変化がない場合は正しく値を取得できなかったものとみなし、再びセンサ出力を読み込む。ここで、呼吸動の影響があるため、従来手法 [9] が気管支鏡先端位置とみなす p_1 が実際の正解位置からずれている。

Step 5 では、Hermite Spline 法 [12] を用いて p_1, p_2, p_3 から気管支鏡形状の曲線補間を行い、 N_1 点のサンプル点を取得して気管支鏡形状点集合 C に保存する。

3.2.3 候補点の確定

初回目に候補枝の集合 B_t を B_0 に設定する (**Step 2**)。 **Step 6** で、点 p_1 から B_t 中の各枝までの距離 $\sqrt{D(p_1, b_i)}$ ($b_i \in B_t$)

を計算する。なお, Deguchi ら [9] より,

$$D(\mathbf{p}_1, \mathbf{b}_i) = \begin{cases} \|\mathbf{p}_1 - \mathbf{b}_i^s\|^2 & \text{if } \alpha < 0 \\ \|\mathbf{p}_1 - \mathbf{b}_i^e\|^2 & \text{if } \alpha > \|\mathbf{b}_i^e - \mathbf{b}_i^s\|(2) \\ \|\mathbf{p}_1 - \mathbf{b}_i^s\|^2 - \alpha^2 & \text{otherwise} \end{cases}$$

$$\alpha = \frac{(\mathbf{p}_1 - \mathbf{b}_i^s) \cdot (\mathbf{b}_i^e - \mathbf{b}_i^s)}{\|\mathbf{b}_i^e - \mathbf{b}_i^s\|} \quad (3)$$

である。そして, $\sqrt{D(\mathbf{p}_1, \mathbf{b}_i)} < l$ を満たす枝への対応点 \mathbf{q}_i を推定する。ただし,

$$\mathbf{q}_i = \mathbf{b}_i^s + \frac{(\mathbf{p}_1 - \mathbf{b}_i^s) \cdot (\mathbf{b}_i^e - \mathbf{b}_i^s)}{\|\mathbf{b}_i^e - \mathbf{b}_i^s\|} \frac{(\mathbf{b}_i^e - \mathbf{b}_i^s)}{\|\mathbf{b}_i^e - \mathbf{b}_i^s\|} \quad (4)$$

である。

3.2.4 形状比較

Step 7 では, 気管支芯線の親子関係を利用して各 \mathbf{q}_i から \mathbf{b}_i^f へ走査し, δ の間隔で N_2 個の経路サンプル点を取得して経路点集合 \mathcal{K}_i に保存する。

Step 8 では, ICP アルゴリズム [13] を利用し, C を各 \mathcal{K}_i へ位置合わせを行い, 位置合わせ行列を \mathbf{T}_i^{ICP} とする。位置合わせ誤差

$$E_i = \frac{1}{N_C} \sum_{n=1}^{N_C} \left\| \mathbf{T}_i^{ICP} * p_C^n - p_{\mathcal{K}_i}^n \right\| \quad (5)$$

を算出する。なお, N_C は C 中の点数, p_C^n は C 中の n 番目の点, $p_{\mathcal{K}_i}^n$ は ICP で選ばれた p_C^n の対応点とする。

Step 9 で, E_i のうち, 最小の E_m ($\mathbf{b}_m \in \mathcal{B}_t$) に対応する \mathbf{q}_m を出力し, \mathbf{b}_m を対応枝とみなす。 $t \leftarrow t+1$ とする。

3.2.5 候補枝の更新

最後に, **Step 10** では, 前述したように次の時刻に位置可能な枝は, \mathbf{b}_m の「親枝」, 「自身」と「子枝」のみに絞られるため, \mathcal{B}_t を $\{\mathbf{b}_m^f, \mathbf{b}_m, \mathbf{b}_m^{c1}, \dots, \mathbf{b}_m^{cj}\}$ に更新する。**Step 11** で新たなセンサ出力組を読み込み, 以降の処理を繰り返す。

4. 実験および結果

4.1 実験準備

実験では図 4 で示すファントムを用いる。このファントムの CT 画像を撮影し, Feuerstein [11] らの手法により気管支領域とその木構造を抽出した。CT 像のパラメータは, 512×512 ピクセル, スライス数 611 枚, スライス間隔 0.692mm である。磁場発生装置は NDI 社製の “Tabletop Field Generator” である。気管支内視鏡は Olympus 社製の “BF TYPE 200” で, 磁気式位置センサは NDI 社製の “Aurora Micro 6DOF Sensor, 0.8 mm \times 9 mm” である。

前述のとおり, 3 つの磁気式位置センサを, 図 2 のように 40mm 程度 (気管支鏡先端と弯曲部位の距離) 間隔で生検用金属ストリップに取り付け, 気管支鏡のワーキングチャンネルに挿入し, データを収集する。

4.2 パラメータ設定

パラメータは今回, 経験的に $l = 20\text{mm}$, $\delta = 0.42\text{mm}$, $N_s = 2500$, $N_1 = 100$, $N_2 = 200$ と設定した。

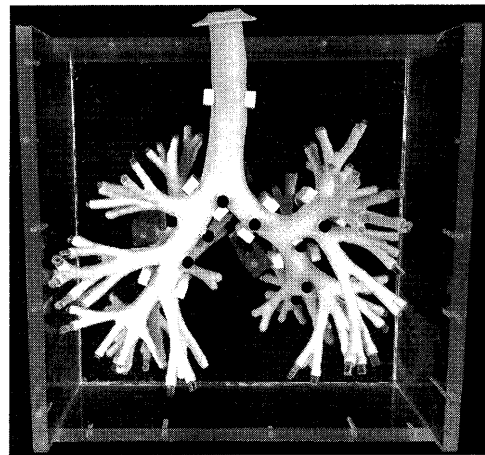


図 4 実験用気管支ファントムの写真。

4.3 呼吸動シミュレーション

気管支鏡を気管支ファントムの中に挿入し, 2500 セット程度のセンサ出力を取得した。得られたセンサ出力 $\mathbf{c}_1, \mathbf{c}_2, \mathbf{c}_3$ を従来手法 [9] より計算された \mathbf{T} と乗算し, $\mathbf{p}_1, \mathbf{p}_2, \mathbf{p}_3$ を算出した後,

$$\Delta z = \frac{L}{2} * \frac{z - z_c}{z_d - z_c} * \sin(t_s * \pi/2) \quad (6)$$

に基づいて呼吸動によってセンサがうける影響をシミュレーションする。なお, L は呼吸動の振幅, Δz は各点 \mathbf{p} の z 座標 z に加算する偏移量, t_s はセンサ出力の時刻とする。また, 経験的に $z_d = 200$, $z_c = 45$ とする。

呼吸動を加えたデータを用いて従来手法 [9] と提案手法を適用し, 各点 \mathbf{p} の対応枝と対応点 \mathbf{q} を算出する。

4.4 精度評価と実験結果

呼吸動なしの状況で従来手法 [9] より算出した対応枝 \mathbf{b}_c と対応点 \mathbf{q}_c を正解とみなし, 呼吸動のある状況で計算された対応枝と \mathbf{b}_c の一致率を「枝正解率」と定義する。次に,

$$E_k = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n \left\| \mathbf{q}_m^k - \mathbf{q}_c^k \right\| \quad (7)$$

のように呼吸動のある状況で計算された点 \mathbf{q}_m と \mathbf{q}_c の平均誤差 E_k が $E_k < 10\text{mm}$ を満たせば, 正解位置とみなし, その正解率を「位置正解率」とする。また, ある時刻に点 \mathbf{q}_m の位置と対応枝を確定したとき, 次の時刻における対応枝は, 現時刻の対応枝の「親枝」, 「自身」, 「子枝」のいずれかに絞られる。もしこれらの枝以外に確定された場合, 次の時刻で修正されるとしても, 遠隔の枝に対するジャンプが発生し, トラッキングの安定性が崩れる。そのため, 現時刻の真の対応枝の「親枝」, 「自身」, 「子枝」のいずれかに対応づけられる割合を「準正解率」とする。

L の値をそれぞれ 10, 15, 20, 30 に設定し, 枝両端を候補の対応点 \mathbf{q}_i に含めないときの結果を表 1 に示し, 対応点に含めるときの結果を表 2 に示す。なお, $L = 10$ の時, $l = 10$ に設定した。2 つの表を比較すると, 枝両端を候補の対応点 \mathbf{q}_i にしないの方が結果が良い。また, 表 1 を見ると, 提案手法の枝正解率と位置正解率が低下したが, 準正解率が向上した。特に $L = 30$ のとき, 同程度の枝正解率と位置正解率を得る一方, 準

表 1 従来手法 [9] と提案手法の気管支鏡先端位置推定精度の比較結果 (枝の両端を候補 q_i に含まない場合). 呼吸動の振幅 L を 10, 15, 20, 30 に設定.

	L=10(l=10)		L=15		L=20		L=30	
	従来手法	提案手法	従来手法	提案手法	従来手法	提案手法	従来手法	提案手法
総点数:	2661	2661	2661	2661	2661	2661	2661	2661
平均誤差:	1.83mm	2.05mm	2.76mm	3.52mm	3.68mm	4.79mm	5.67mm	5.68mm
枝正解率:	88.76%	82.83%	83.35%	76.02%	76.14%	68.28%	67.42%	66.03%
位置正解率:	99.62%	99.14%	98.99%	92.90%	96.80%	87.22%	82.45%	82.22%
準正解率:	98.38%	98.46%	96.69%	99.02%	94.93%	99.40%	89.82%	98.38%

表 2 従来手法 [9] と提案手法の気管支鏡先端位置推定精度の比較結果 (枝の両端を候補 q_i に含む場合). 呼吸動の振幅 L を 10, 15, 20, 30 に設定.

	L=10(l=10)		L=15		L=20		L=30	
	従来手法	提案手法	従来手法	提案手法	従来手法	提案手法	従来手法	提案手法
総点数:	2661	2661	2661	2661	2661	2661	2661	2661
平均誤差:	1.83mm	3.23mm	2.76mm	3.74mm	3.68mm	4.38mm	5.67mm	6.96mm
枝正解率:	88.76%	52.87%	83.35%	41.45%	76.14%	41.22%	67.42%	42.28%
位置正解率:	99.62%	95.68%	98.99%	74.37%	96.80%	75.27%	82.45%	75.95%
準正解率:	98.38%	98.68%	96.69%	99.77%	94.93%	99.74%	89.82%	99.62%

正解率が約 8.6%向上した.

5. 考 察

まず、「次の時刻に位置可能な枝は、前時刻における対応枝の「親枝」、「自身」と「子枝」のみに絞られる」という仮定について考察する. $L = 30$ のとき、すべての 2661 個センサ出力の中、この条件を満たさない点数は 43 点のみであり、すなわち準正解率は 98.38%であった. 一方、従来手法に対してこの条件を満たさない点数は 271 点で、正解率は 89.82%であった. したがって、 $L = 30$ のとき、提案手法は従来手法と同等の枝正解率と位置正解率ではあるが、呼吸動の影響が大きい場合でも推定結果がある時刻で突然遠くの枝へジャンプすることを抑制できた.

次に、枝の両端を対応点 q_i にしない方の結果が良い理由について説明する. ある時刻の p_1 の 1 点を分析例とし、対応する形状曲線と提案手法により確定した 3 個の候補を図 5 に示す. 実際の正解点 q は候補 3 の芯線経路の先端に位置するが、形状比較により選ばれた最適点は候補 1 の先端であった. これは、気管支鏡の先端部形状情報が芯線経路の屈曲を表現できないためであると考えられる. 提案手法は気管支の分岐部位において精度が低下することがわかる. 芯線経路の屈曲を表現できるよう B-spline 法を用いて経路を滑らかにし、 $L = 30$ として再びアルゴリズム 1 を実行したが、表 3 に示すように、やはり高い精度は得られなかった. 分岐部位の精度向上は今後の課題である.

枝正解率と位置正解率が向上しなかった原因は、気管支鏡が中枢側の気管支枝にしか挿入できず、気管支鏡形状曲線がほぼ直線状となっていたためであると考えられる. センサ出力と呼吸動シミュレーションの結果を把握するため、それらの散布図を作成した (図 6). 図 6 の左図から見ると、収集したセンサ出力は直線状に広がっており、外側に向かう細い枝に進入できな

表 3 B-spline 補間による芯線経路 (枝の端点含む) を使用した場合の気管支鏡先端位置推定精度 ($L = 30$)

	B-spline を利用
総点数:	2661
平均誤差:	8.67mm
枝正解率:	45.99%
位置正解率:	66.29%
準正解率:	99.62%

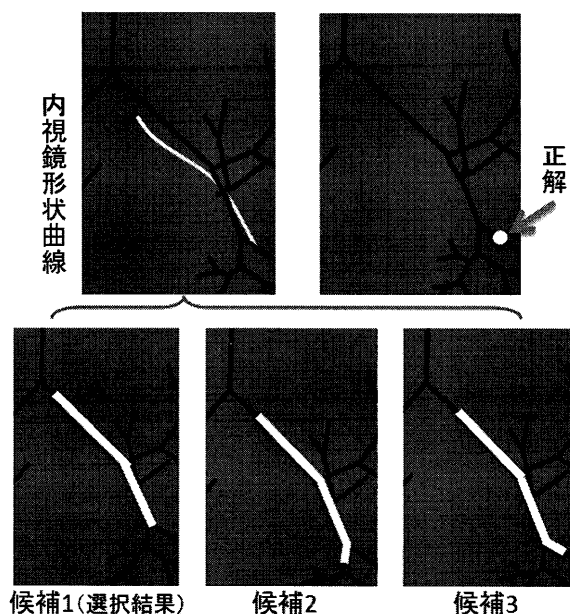


図 5 気管支鏡形状と候補経路の例. (左上) 気管支鏡形状曲線, (右上) 正解位置 q_c (呼吸動なしの状態で得た従来手法の結果), (下) 提案手法で提示された芯線経路の 3 候補. このうち、候補 1 が選択された.

かったことが分かる. その原因は、使用した“BF TYPE 200”気管支鏡の先端外径が 5.7mm あり、細い枝に進入しにくい



図6 センサ出力の散布図。(左)呼吸動なしの p_1 の分布,(右)呼吸動を加えた後の p_1 の分布。

表4 左右肺での気管支鏡先端位置推定結果の違い ($L = 30$)

	左側のみ	右側のみ
総点数:	2421	2370
平均誤差:	5.60mm	5.55mm
枝正解率:	71.87%	62.15%
位置正解率:	84.60%	83.67%
準正解率:	99.42%	98.52%

めである。そのため実験中、気管支鏡は常に直線に近い形状となり、形状比較が期待する役割を果たさなかった。複数センサの装着方法を改良し、外径の細い気管支鏡を用いて実験評価を行う必要がある。

また、図6に示すように、非常に直線状に近い右側より、左側が少し弯曲している。弯曲の様子の違いが提案手法に影響があるならば、左側のみを対象とした実行結果は、右側のみの結果より良いはずである。これを確認するため、気管支ファントムの両側に対して別々にデータを収集し、検証実験を行った。表4に示すように、 $L = 30$ のとき、右側より左側においてそれぞれ枝正解率が9.7%、位置正解率が1.0%、準正解率が0.9%高くなった。すなわち、提案手法は気管支ファントムの左側において右側よりも良好に動作し、弯曲のある芯線経路に対して有効性が高いと考えられる。しかしながら、今回利用した3つのセンサから80mmの気管支鏡曲線しか得られなかったため、挿入長が長い場合、気管分岐部位での弯曲を表現できなかった。このため、3つのセンサでは不十分であり、気管支鏡挿入形状全体を表現できるよう、4つ目のセンサの利用を検討する余地がある。

6. むすび

本稿では、呼吸動の影響がある状況で、気管支鏡先端部の位置および位置する枝をリアルタイムで提示することを目的とし、計算コストの高い画像間照合法ではなく、気管支鏡形状と進入経路の形状比較からの呼吸動補正を試みた。気管支鏡形状を測るため、3つの磁気式位置センサを用いて気管支鏡の形状補間を行った。気管支鏡形状と進入経路形状の比較ではICPアルゴリズムを利用し、形状間の誤差を類似度とした。実験装置の制限で枝正解率と位置正解率の改善は確認できなかったが、呼

吸動の振幅が30mmのとき準正解率は89.82%から98.38%に改善し、気管支鏡先端位置推定を安定させることができた。

今後の課題として、気管支分岐位置での精度向上、極細径気管支鏡への応用、4つ目のセンサの利用などが挙げられる。

謝辞 日頃より熱心に御討論頂く名古屋大学森研究室諸氏に感謝する。本研究の一部は、文部科学省JSPS科研費21103006、25242047、国立がんセンターがん研究開発費、栢森情報科学振興財団研究助成、日本学術振興会二国間交流事業(共同研究)によった。

文 献

- [1] S. Mirsadraee, D. Oswal, Y. Alizadeh, et al., "The 7th lung cancer TNM classification and staging system: Review of the changes and implications," World Journal of Radiology, vol.4, no.4, pp.128-134, 2012
- [2] A. Fumihiro, M. Yoshihiko, S. Naofumi, et al., "A Virtual Bronchoscopic Navigation System for Pulmonary Peripheral Lesions," Chest, vol.130, no.2, pp.559-566, 2006
- [3] A. P. Kiraly, J. P. Helferty, "Three-Dimensional Path Planning for Virtual Bronchoscopy," IEEE Trans. on MI, vol.23, no.9, pp.1365-1379, 2004
- [4] K. Mori, D. Deguchi, T. Kitasaka, et al., "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
- [5] 久郷 達也, 北坂 孝幸, 羅 雄彪, 他, "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," 信学技報, MI, vol.111, no.49, pp.7-12, 2011
- [6] X. Luo, M. Feuerstein, T. Reichl, et al., "An Application Driven Comparison of Several Feature Extraction Algorithms in Bronchoscope Tracking During Navigated Bronchoscopy," Medical Imaging and Augmented Reality, vol.6326, pp.475-484, 2010
- [7] D. Deguchi, K. Ishitani, T. Kitasaka, et al., "A method for bronchoscope tracking using position sensor without fiducial markers," SPIE, vol.6511, 65110N, 2007
- [8] K. S. Arun, T. S. Huang, S. D. Blostein, "Least-Squares Fitting of Two 3-D Point Sets," IEEE Trans. on PAMI, vol.9, no.5-6, pp.272-290, 1997
- [9] D. Deguchi, M. Feuerstein, T. Kitasaka, et al., "Real-time marker-free patient registration for electromagnetic navigated bronchoscopy: a phantom study," IJCARS, vol.7, no.3, pp.359-369, 2012
- [10] 杉浦 貴優, フォイヤーシュタイン マルコ, 北坂 孝幸, 他, "気管支構造を利用した気管支鏡カメラ動き追跡における呼吸動補正に関する検討," 日本コンピュータ外科学会誌 第18回日本コンピュータ外科学会大会特集号, vol.11, no.3, pp.198-199, 2009
- [11] M. Feuerstein, T. Kitasaka, K. Mori, et al., "Adaptive branch tracing and image sharpening for airway tree extraction in 3-D chest CT," Proc. 2nd Int. Workshop Pulmonary Image Analysis, pp.273-284, 2009
- [12] Elvis C. S. Chen, Sharyle A. Fowler, Lawrence C. Hookey, and Randy E. Ellis, "Representing Flexible Endoscope Shapes with Hermite Splines," Proc. SPIE, vol.7625, pp.76251D-1 - 76251D-7, 2010
- [13] P.J. Besl and N. D. McKay, "A method for registration of 3-D shapes," IEEE Trans. on PAMI, vol.14, no.3, pp.239-256, 1992