

気管支鏡ナビゲーションにおける複数の磁気センサを用いた EMT-CT レジストレーションへの影響に関する検討

董 陽[†] 小田 紘久[†] 羅 雄彪^{††} 二村 幸孝^{††} 小田 昌宏[†] 北坂 孝幸^{†††}
本間 裕敏^{*} 高畠 博嗣^{**} 森 正樹^{*} 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、複数の磁気センサを用いた気管支鏡ナビゲーションにおける EMT-CT レジストレーションへの影響について検討する。従来は単一のセンサのみを用いていたが、本稿では2個または3個の磁気センサを用いて気管支鏡先端中心位置を推定する「二点平均値法」、「三点平均値法」および「円の中心法」を提案し、比較および検証を行う。レジストレーション精度と収束時間は、従来の単一センサでは5.35mmと60秒であったが、二点平均値法では4.79mmと45秒、三点平均値法では2.89mmと35秒に改善した。円の中心法は、センサのジッターエラーが推定結果に強く反映され、有用ではないことが知られた。

キーワード マルチモーダル情報融合システム、レジストレーション、マーカーフリー手法、複数磁気センサ

A study on effect of EMT-CT registration using multiple magnetic sensors in bronchoscope navigation

Yang DONG[†], Hirohisa ODA[†], Xiongbiao LUO^{††}, 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

^{*} Hokkaido P.W.F.A.C Sapporo-Kosei General Hospital

^{**} Sapporo Minami-sanjo Hospital

^{***} Keiwakai Nishioka Hospital

Abstract This paper discusses the effect of EMT-CT registration using multiple magnetic sensors in bronchoscope navigation. In this paper, we propose “average-of-two-points method”, “average-of-three-points method” and “circle-centre method” which use two or three magnetic sensors for estimating the center of the bronchoscope. The comparison and verification with the conventional method using only a single sensor are conducted. For registration accuracy and convergence time, it was improved to 4.79mm and 45 seconds of the average-of-two-points method, and 2.89mm and 35 seconds of the average-of-three-points method from the conventional 5.35 mm and 60 seconds. For “circle-centre method”, jitter error of the sensors is strongly reflected on the estimation result so that it is confirmed useless.

Key words multimodal information fusion system, registration, marker-free method, multiple magnetic sensors

1. はじめに

気管支鏡を用いた検査では、医師がテレビモニターを見ながら気管支鏡を操作する。しかし、気管支は複雑な木構造を持っており、医師は方向感覚を失うことがしばしばある。このため、目的場所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。気管支鏡ナビゲーションシステムは、随時撮影されるカメラ画像や超音波画像を表示しながら、気管支内における内視鏡先端位置を示すことで内視鏡検査をガイドするものである。

久郷ら [1] の手法は、5つの座標系を用いて、それぞれの相対変換行列 (1) カメラ-センサ, (2) センサ-超音波, (3) CT-EMT (磁場), (4) EMT-センサを推定する。センサ座標系と CT 座標系の座標対応関係を求めるレジストレーションは、超音波気管支鏡ナビゲーションシステムの基本となる重要な部分である。

ランドマークを用いた剛体レジストレーションは一般的により精度を得ることができるが、気管支領域に対して適用することは難しい。

Deguchi ら [2], Mori ら [3] は気管支鏡が常に気管支内腔に存在するという点を利用し、気管支鏡検査中にリアルタイムに CT 像座標系と磁気センサ座標系をレジストレーションする手法を提案した。この手法は、気管支鏡先端に取り付けた磁気センサが事前に CT 像より構築した気管支芯線に位置するという仮定に基づき、リアルタイム手術支援に応用できるマーカーフリーレジストレーションを行うものである。しかしながら、構造的な都合から EBUS では磁気センサが先端の側面に固定されているため、気管支内腔を検査するときセンサ出力が気管支芯線付近に来るとは限らない。特に、一般の気管支内視鏡に比べて超音波気管支内視鏡は太く、センサを設置する位置と芯線との距離が大きくなることからキャリブレーションが必要である。センサを設置した EBUS 気管支内視鏡を図 1 に示す。

本稿では、複数の磁気センサ出力を利用して以下の 3つの手法により推定した気管支鏡先端の中心位置をレジストレーションに利用することにより、レジストレーション精度の向上を試みる。(1) プローブ先端付近の直径方向の両端に 2つの磁気センサを設置し、それぞれから同時に得られる出力の平均位置を求め、先端の中心位置と見做してアルゴリズムを実行する。(2) 正三角形のように 3つの磁気センサを設置し、それぞれから同時に得られる出力の平均位置を求め、中心位置と見做してアルゴリズムを実行する。(3) 正三角形のような三点の出力位置から、三次元で円の中心を求め、先端の中心位置と見做してアルゴリズムを実行する。

本稿では、センサを手作業で設置するため、平均値は実際を中心位置と一致するわけではないが、3点の平均は2点の平均よりもさらに中心位置に近づくと考えられる。また、3点の出力位置から円の中心を推定する「円の中心法」は、3点の平均値と比較して理論的に中心位置に近づくと考えられる。

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。

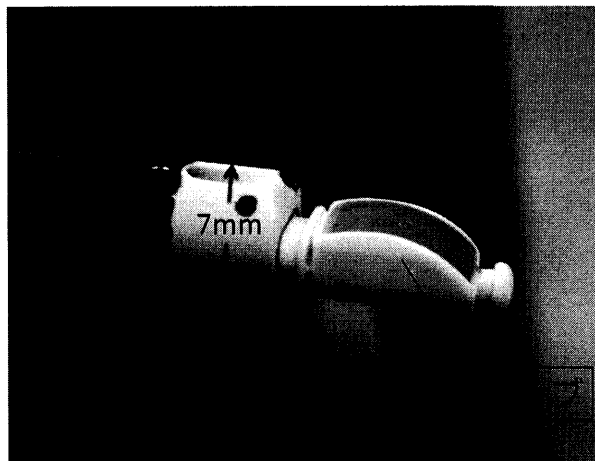


図 1 超音波気管支鏡 (EBUS)。

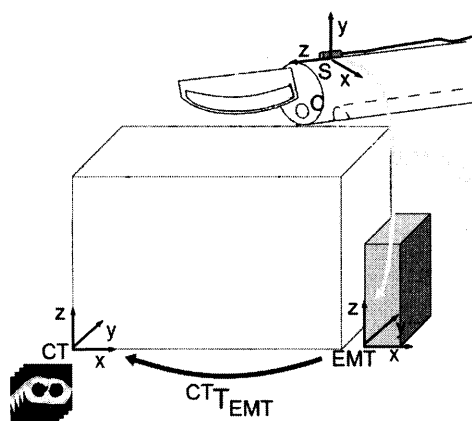


図 2 CT-EMT 座標系変換関係。本稿では ${}^{CT}T_{EMT}$ について検討する。

2. マーカーフリー手法とその問題点

センサ座標系と CT 座標系の座標変換行列 ${}^{CT}T_{EMT}$ (図 2 に示す) を推定するレジストレーションはシステムの基本となる重要な部分であり、リアルタイム手術支援に応用するには、ランドマークに依存しないようにしなければならない。

Mori ら [3] が提案したマーカーフリーレジストレーション手法は、気管支鏡が気管枝の中心線に沿って進むことと仮定し、EMT 座標系で測定したセンサー出力を CT 座標系における気管支の中心線と一致させることにより ${}^{CT}T_{EMT}$ を最適化する。自由度 6 の磁気式位置センサの出力から、位置情報のみならず方向情報も使って ${}^{CT}T_{EMT}$ を初期化する。実験では初期化に用いるセンサ個数を経験的に 200 個とした。求めた初期化変換行列を用いて、次の 20 個のセンサ出力位置を EMT 座標系から CT 座標系に変換し、垂直距離が最も近い気管支中心線分に投影して、対応点を探す。さらに 2つの座標系を位置合わせして、変換行列を更新する。この手法の概要を以下に示す。

Step 1: CT 座標系の中心線情報を読み込む。EMT 座標系からセンサの出力を N 個 (実験では 200) 選び、変換行列を初期化する。

Step 2: センサの出力を 20 個ずつ増やし、図 3 のように各セ

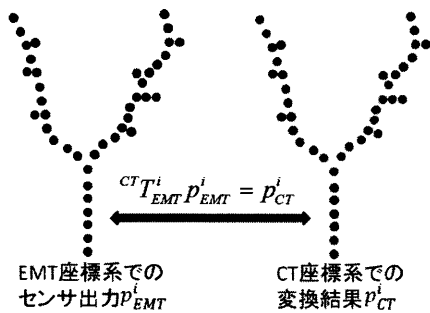


図3 EMT から CT への座標変換.

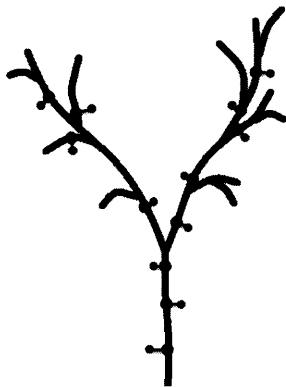


図4 CT 座標系での投影計算. EMT 座標系から CT 座標系に変換された点の座標を用いて, 垂直距離が最も近い気管支中心線線分に投影し, 対応点を探す.

ンサの出力を CT 座標系に変換する.

Step 3: それぞれに最も近い中心線の点を計算し, 誤差を計測する. 求めた誤差が最小になるように, 逐次的に変換行列を更新する.

マーカーフリーレジストレーション手法の EBUS 気管支鏡への応用においては, 内視鏡の太さを考慮しなければならない. 磁気センサは気管支鏡先端の側面に固定されているため, 気管支内腔の検査を行う場合, 磁気センサ位置が気管支芯線と一致するわけではない. 一般の気管支内視鏡に比べて超音波気管支内視鏡は太く, センサを設置する位置と芯線との距離が大きくなる. 特に, 気管支鏡が気管支の奥深くまで進んでいる場合は, プローブの外側に取り付けられているセンサが完全に気管支壁に沿うことになる. 従って, 更なるキャリブレーションが必要である.

3. 複数センサを用いるマーカーフリーレジストレーション手法

本節では, EBUS 超音波気管支鏡プローブの断面中心を推定するため, (1) 先端付近でプローブ直径方向の両端に2つの磁気センサを取り付け, それぞれから同時に得られる出力の平均位置を求めて先端の中心位置とする「二点平均値法」, (2) 正三角形のように3つの磁気センサを取り付け, それぞれから同時に得られる出力の平均位置を求め, 先端の中心位置とする「三点平均値法」, (3) 三点平均値法と同様に取り付けられたセンサ3点の出力位置から, 3次元空間における円の中心を求めて先

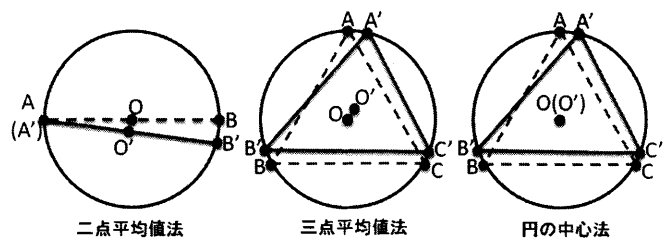


図5 提案手法の概略図. 左は二点平均値法を示す. A と B が理想的なセンサ配置だが, 実際は少し外れて A' と B' になる. O は理想的なプローブ中心で, O' は二点平均値法で計算結果である. 中央は三点平均値法であり, $A B C$ が理想的なセンサ配置だが, 少し外れて A', B', C' となる. O は理想的なプローブ中心で, O' は平均値法で計算された三角形 $A' B' C'$ の重心である. 右は円の中心法であり, $A' B' C'$ は各々センサの実際の配置である. O は理想的なプローブ中心で, 理論的に $A' B' C'$ から推定された O' は O と一致する.

端の中心位置とする「円の中心法」を用いる.

3.1 2つのセンサに基づく「二点平均値法」

プローブ先端付近で直径方向の両端に2つの磁気センサを取り付け, それらから同時に得られる出力の平均で求められた位置は, プローブの中心に理論的に相当する. しかし, 手作業により設置したため, センサを取り付ける位置は直径方向の両端に正確に合致するわけではない. 図5の左において平均位置 O' を理想位置 O とみなし, 先端の中心位置として Mori ら [3] のアルゴリズムを実行する.

3.2 3つのセンサに基づく「三点平均値法」

手作業によるセンサ設置ずれの影響があるとしても, 2点の平均値より3点の平均値のほうが理想点 O に近づくと考えられる. プローブ先端付近で正三角形のように3つの磁気センサを取り付け, 図5の中央に示すように, それぞれから同時に得られる出力の平均 (点 O') を求めて理想点 O とみなし, 先端の中心位置として Mori ら [3] のアルゴリズムを実行する.

3.3 3つのセンサに基づく「円の中心法」

3点を正確に正三角形に配置することは難しいが, 3点が与えられれば3点を通る円は一意に決定でき, その円の中心を理論的に決定できる. 従って, 図5の右に示すように, プローブの同一断面に3つのセンサを取り付け, それぞれから同時に得られる位置情報を用いて外接円の中心を計算し, 点 O とみなす.

なお, 方向および位置の誤差の影響で, 傾斜断面となる可能性が高いが, 外接円の中心は平均値よりもさらにプローブの断面中心に接近すると考えられる.

4. 実験および結果

実験環境を図6に示す. ゴム製気管支ファントムを硬質プラスチックフレームに固定する. 精度評価のため, プラスチックフレームに直径3mmのランドマークを22個設置した. このファントムのCT画像を撮影し, Feuerstein [4] 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

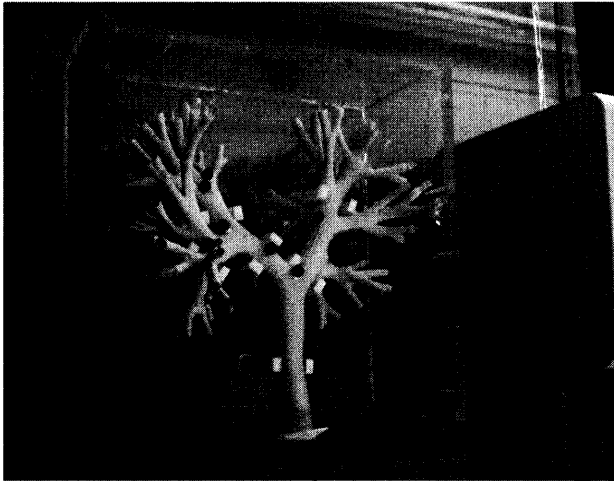


図6 実験環境。ゴム製気管支ファントムを硬質プラスチックフレームに固定し、また精度評価のため、プラスチックフレームに直径3mmのランドマークを22個設置した。磁場発生装置はNDI社製の“Planar Field Generator”である。気管支内視鏡はEBUSで、磁気式位置センサはNDI社製の“AURORA Micro 6D Sensor Tool, 610059”である。精度評価にはNDI社製の“AURORA Micro 6D Sensor Tool, Straight Tip, S/N 00127”型磁気位置センサを用いる。

は、512*512ピクセル、611スライス、スライス間隔0.692mmである。磁場発生装置はNDI社製のAURORA“Planar Field Generator”である。気管支内視鏡はEBUS（コンベックス走査式超音波気管支鏡、オリンパス製：CP-EBUS）で、磁気式位置センサはNDI社製の“AURORA Micro 6D Sensor Tool, 610059”である。

EBUS気管支鏡を気管支ファントムの中に挿入し、2500ペアのセンサ出力を取得した。得られたセンサ出力に対して、二点平均値法、三点平均値法および円の中心法を用いてレジストレーションアルゴリズムを実行した。精度評価は式(1)のように、NDI社製“AURORA Micro 6D Sensor Tool, Straight Tip, S/N 00127”型磁気位置センサを用いてランドマークのEMT座標系上の座標 p_{EMT} を測定し、得られた変換行列 ${}^{CT}T_{EMT}$ との乗算を、手動で得られたCT座標系でのランドマーク座標 p_{CT} と比較する。なお p_{EMT} は100回の試行における平均である。

$$Err = \frac{1}{22} \sum_{i=1}^{22} \|p_{CT}^i - {}^{CT}T_{EMT} p_{EMT}^i\|^2 \quad (1)$$

実験の結果を図7に示す。単一センサに基づく従来手法の最小誤差は5.35mmであり、収束時間は60秒程度である。センサ出力を1000点程度取得すると収束するが、データが多くなるにしたがって誤差はさらに増加することがある。実際に手術支援に応用する際には、最小誤差に対する変換行列 ${}^{CT}T_{EMT}$ を最終出力とはせず、誤差値にかかわらず最後の変換行列を使用するので、誤差がさらに増加することは望ましくない。

提案した二点平均値法では1000点程度で収束でき、5mm程度で維持している。最小誤差は4.79mmであり、収束時間は45秒程度である。

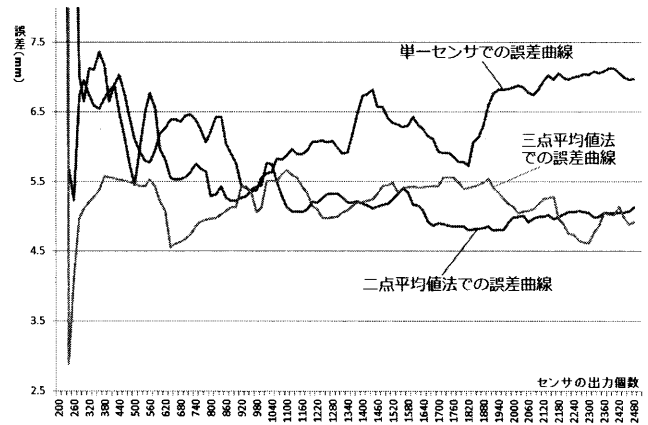


図7 ${}^{CT}T_{EMT}$ のレジストレーション。縦軸はレジストレーション誤差で、単位はmmである。横軸は初期化計算または更新計算過程において使われたセンサの出力点数である。単一センサに基づく従来手法の最小誤差は5.35mmである。1000点程度で収束できたが、データが多くなるにつれて誤差は再び増加した。提案した二点平均値法では1000点程度で収束でき、その後5.0mm程度で維持し、最小誤差は4.79mmである。三点平均値法では700点程度で収束でき、その後5.0mm程度で維持し、最小誤差は2.89mmである。なお円の中心法による結果は誤差が膨大になったため掲載していない。

三点平均値法では、700点程度で収束でき、その後5.0mm程度で維持し、最小誤差は2.89mmであり、収束時間は35秒程度である。

しかしながら、円の中心法による結果は誤差が最大5000mm程度に達した。

5. 考 察

実際に測定されたセンサ位置情報を把握するため、図8から図12までに示すように、センサ出力の x, y, z 座標情報を用いて三次元にプロットした。それぞれ左は左の角度から見たときの散布図であり、中央は正面から見たときの散布図であり、右は右の角度から見たときの散布図である。気管支の入口はY字状に広がる点群の最下部である。

単一センサのプロット結果は、分散が大きいため太い円筒形になっており、内視鏡の回転操作またはジッターエラーの原因と考えられる。単一センサでのプロット結果と比較すると、二点平均値法および三点平均値法のプロット結果は、気管支分岐部より深部において良好に収束していることがわかる。平均値法のプロット結果は、単一センサでの結果に比べて分散が小さいことがわかる。

円の中心法が失敗した原因のひとつは、図13のように、ジッターエラーを含む測定値を用いて円の中心を推定するとき巨大な誤差が出てくることである。また、磁気式位置センサが互いに近隣するときに、センサ同士が相互に影響して測定誤差を増大させる可能性がある。磁場発生装置から離れたところで測定する場合、磁場発生装置の表面から遠ければ遠いほど測量誤差が大きくなる。図14のように、各々の3点はNDI社製のソフトウェア“NDI Track”により得られた3つの磁気式センサ

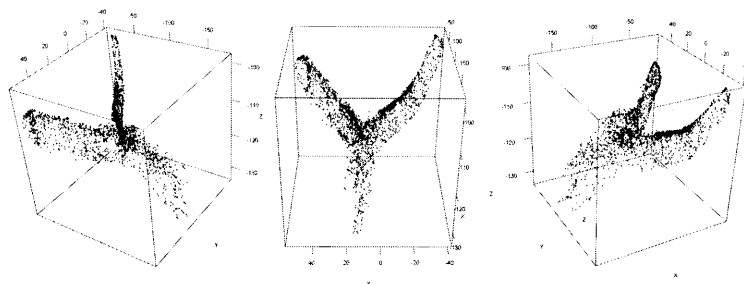


図 8 センサ 1 の出力の散布図.

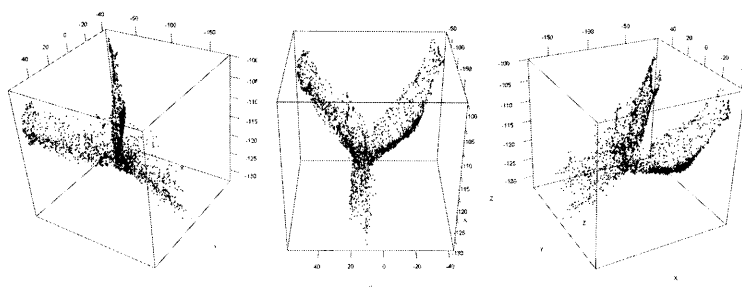


図 9 センサ 2 の出力の散布図.

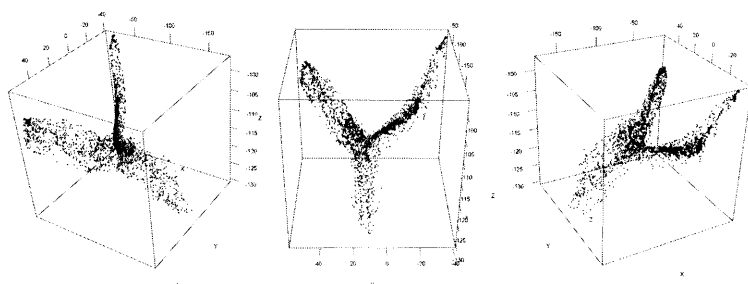


図 10 センサ 3 の出力の散布図.

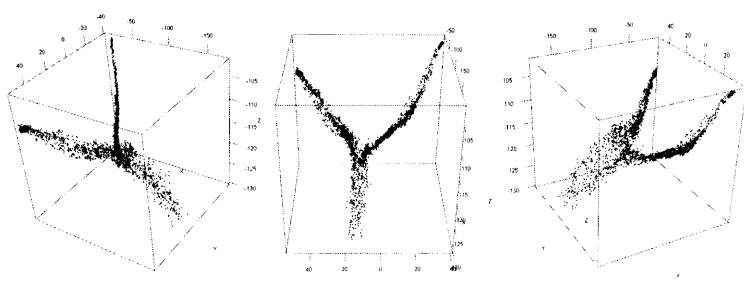


図 11 二点平均値での散布図.

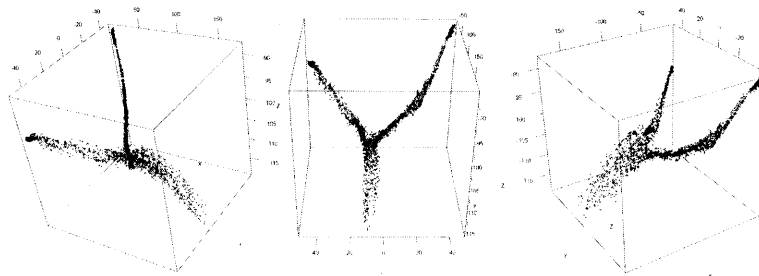


図 12 三点平均値での散布図.

の EMT 上の位置である。左図と右図で測定された 3 つのセンサは、実際の位置は固定されているが、磁場発生装置から遠ざ

かるに従って誤差が増大していることが分かる。表 1 は、100 回測定したセンサ間の距離の平均値である。3 点の相対位置が

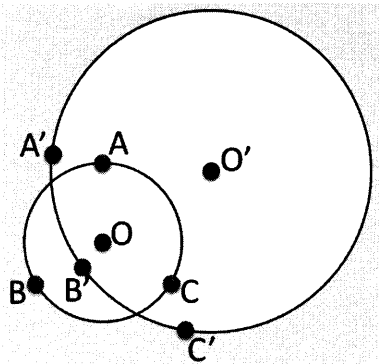


図 13 円の中心を推定するときのジッターエラーの影響. A, B, C は理想的なセンサ出力であるが, ジッターエラーが原因で各々の出力結果が A', B', C' となった場合, 推定された結果の O' は理論的な O と大幅に離れてしまう.

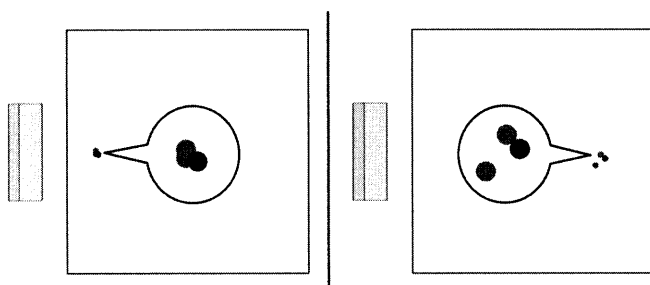


図 14 磁場発生装置とプローブの距離による測定誤差の変化. 灰色の長方形は磁場発生装置であり, センサが近傍にある場合 (左) と遠方 (右) にある場合を示す. 各々の三点は各センサの位置の測定結果である. プローブに 3 個のセンサを装着したままプローブの位置だけを変化させたため, 磁場発生装置から離れても 3 個の相対距離は変化しない. しかし実際には, 磁場発生装置と離れるにつれて相対距離も大きく測定された.

表 1 磁場発生装置との距離 (mm) に対するセンサ間距離推定値 (mm).

磁場発生装置との距離	A'B'	B'C'	C'A'
100	8.40	10.46	9.68
450	7.76	16.04	12.56

大幅に変わったことがわかる. 従って, 複数の磁気式センサが近隣するとき, 測定された位置座標の誤差を考慮しなければならない. 特に磁場発生装置から離れたところで測定する場合に重要である. なお単一センサの場合には, 磁場発生装置からの距離が 450mm のとき測定誤差は 0.65mm であったが, 複数のセンサが存在する場合は 2.50mm となった. これより複数のセンサが存在する場合に誤差が大きくなることが知られた.

ジッターエラーやセンサ間の相互影響があっても, 平均値法は良好に動作する. これは線形計算のみを用いたためであると考えられる. 二点平均値法と三点平均値法での結果を比較すると, 複雑さや装置のコストを考えれば, 2 個のセンサだけで十分と思われる. また今回提案したキャリブレーション手法は, 磁気センサ出力を求めるために位置座標のみを使用している. 方向情報も利用すれば, 単一のセンサだけでキャリブレーションを行い, プローブ先端の中心位置を推定できると考えられる.

6. む す び

本稿では, 複数の磁気センサを用いた気管支鏡ナビゲーションにおけるセンサ座標系と CT 座標系間のマーカーフリーレジストレーション手法を提案した. それぞれ 2 点ないし 3 点のセンサ出力の平均値に基づく二点平均値法および三点平均値法, 三点の出力位置から推定された円の中心に基づく円の中心法である. ジッターエラーとセンサ間の相互影響が原因で円の中心法は失敗した. 精度および収束時間についてはそれぞれ, 単一センサに基づく従来手法は 5.35mm および 60 秒であったのに対し, 二点平均値法は 4.79mm および 45 秒, 三点平均値法は 2.89mm および 35 秒に改善した. 平均値法はジッターエラーやセンサ間の相互影響への頑健性をもつことが示された. 複雑さやコストを考えれば, 2 個のセンサだけで十分といえる.

今回提案したキャリブレーション手法は磁気センサ出力の位置座標のみを使用している. 今後は方向情報も考慮して, 単一センサだけでキャリブレーションを行い, プローブ先端の中心位置を推定する手法を構築する予定である.

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] 久郷 達也, 北坂 孝幸, 羅 雄彪, et al., “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,” 電子情報通信学会技術研究報告. MI, 医用画像 111(49), pp. 7-12, 2011
- [2] Deguchi, D., Ishitani, K., Kitasaka, T., et al., “A method for bronchoscope tracking using position sensor without fiducial markers,” In: Proc. of SPIE, vol. 6511, pp. 65110N-1-12, 2007
- [3] Kensaku Mori, Daisuke deguchi, Takayuki Kitasaka, et al., “Improvement of Accuracy of Marker-Free Bronchoscope Tracking Using Electromagnetic Tracker Based on Bronchial Branch Information,” MICCAI 2008, Part II, LNCS5242, pp. 535-542, 2008
- [4] Marco Feuerstein, Takayuki Kitasaka, Kensaku Mori, et al., “Automated Anatomical Likelihood Driven Extraction and Branching Detection of Aortic Arch in 3-D Chest CT,” in Proc. 2nd Int. Workshop Pulmonary Image Anal., pp. 273-284, 2009