軟性神経内視鏡手術ナビゲーションにおける仮想内視鏡視軸と実内視鏡視軸回転誤差の簡便な補正手法

An Easy Method for Compensating Rotation Error between Virtual Endoscopic Images and Real Endoscopic Images in Flexible Neuroendoscopic Surgery Navigation

蔣 振剛 (学生会員)^{a,*}, 二村 幸孝^b, 北坂 孝幸^{c,d}, 林 雄一郎^e, 伊藤 英治^e

藤井 正純^e, 永谷 哲也^e, 梶田 泰一^e, 若林 俊彦^e, 森 健策^{b,a,d,*}

^a 名古屋大学大学院情報科学研究科, ^b 名古屋大学情報連携統括本部情報戦略室

^c 愛知工業大学情報科学部, ^d 名古屋大学予防早期医療創成センター, ^e 名古屋大学大学院医学系研究科

Zhengang Jiang^a, Yukitaka Nimura^b, Takayuki Kitasaka^{c,d}, Yuichiro Hayashi^e, Eiji Ito^e

Masazumi Fujii^e, Tetsuya Nagatani^e, Yasukazu Kajita^e, Toshiko Wakabayashi^e, Kensaku Mori^{b,a,d}

^a Graduate School of Information Science, Nagoya University

^b Information Planning Office, Information and Communication Headquarters, Nagoya University

^c Faculty of Information Science, Aichi Institute of Technology

^d Mext Innovative Research Center for Preventive Medical Engineering, Nagoya University

^e Graduate School of Medicine, Nagoya University

Abstract

This paper presents a method for compensating the rotation error between the virtual and real endoscopic images in a flexible neuroendoscopic surgery navigation system. Recently, electromagnetic tracker sensor is used in the flexible neuroendoscopic surgery navigation system to track the tip of the endoscope camera in order to generate the navigation information such as virtual endoscope images corresponding to the endoscope views. However, due to the operation of surgery tools, the sensor will be rotated frequently during the surgery. Therefore, the virtual images become greatly different from the real endoscopic views. In this paper, we propose a method to overcome this problem using epipolar geometry. The epipoles of real (virtual) endoscope image pairs which are captured (generated) at different positions are estimated, and the rotation error between real endoscope and virtual endoscope is estimated by comparing the epipoles on the real image and corresponding virtual image. We implemented the proposed method in a navigation system for flexible neuroendoscopic surgery and performed a phantom test. The result showed the proposed method was efficient for compensating the rotation error between the virtual and real endoscopic images in a flexible neuroendoscopic surgery system.

Key words

Neuroendoscopic surgery, Navigation system, Electromagnetic tracker, Rotational error, Compensation.

1. はじめに

近年, 脳神経外科領域の手術において, 脳や神経への侵襲を最小限に抑えることで患者の負担を軽減する, 低侵襲手術が注目されている. この低侵襲手術の1つとして神経内視鏡手術がある. この手術では, 従来は開頭で行なっていた脳神経手術を, 神経内視鏡を利用して穿頭で行なうことで,

* 名古屋大学大学院情報科学研究科
〒464-8603 名古屋市千種区不老町
kensaku@is.nagoya-u.ac.jp

受付 2009 年 11 月 9 日; 採択 2010 年 2 月 17 日

患者の負担を大幅に軽減することが可能である¹⁾。しかし、神経内視鏡手術では、内視鏡から得られる限られた視野のみを頼りに手術を行なうため、内視鏡視野外の組織、組織の下に隠れている血管や神経を把握することが困難となる。そのため、手術に熟練を要し、術者にかかる負担も非常に大きいという問題が存在する²⁾。

これらの問題に対して、神経内視鏡手術における手術精度と安全性の向上および術者の負担軽減を目的とした、硬性神経内視鏡手術ナビゲーションシステム³⁾⁴⁾および軟性神経内視鏡手術ナビゲーションシステム⁵⁾⁶⁾が提案されている。これらのナビゲーションシステムは、位置追跡装置を利用して内視鏡先端の位置を追跡することで、ナビゲーション情報を生成・提示し、術者を支援する。

硬性神経内視鏡手術ナビゲーションシステム³⁾⁴⁾では、光学式位置追跡装置を利用して、硬性神経内視鏡先端の位置姿勢を追跡する。硬性神経内視鏡は剛体であり、硬性神経内視鏡先端と基部の位置関係が不変である。そのため、硬性神経内視鏡の基部に光学式マーカを固定することで、容易に硬性神経内視鏡先端の位置姿勢を推定することができる。

一方、軟性神経内視鏡は、柔軟な手術経路をとることができる。脳組織への侵襲も少なく、脳室に関する手術や生検手術で広く利用されている。この手術を支援することを目的とする軟性神経内視鏡手術ナビゲーションシステム⁵⁾⁶⁾では、硬性神経内視鏡手術ナビゲーションシステムとは異なり、超小型磁気式位置追跡装置(Ultra-tiny ElectroMagnetic Tracker; EMT)を利用し、軟性神経内視鏡先端部にEMTセンサを固定することで、軟性神経内視鏡先端の位置姿勢を追跡する。これは、軟性神経内視鏡は容易に曲げることができ、前述と同様の手法では軟性神経内視鏡先端の位置姿勢を追跡することが不可能なためである。

EMTは、光学式位置追跡装置と比較して出力精度が低く、また電気や金属の影響により計測空間に磁場歪みが生じた場合に出力精度が低下するという問題が存在する。しかし、この問題に関しては、これまでに提案されているEMTセンサの出力誤差補正手法⁷⁾⁶⁾を利用することで、神経内視鏡手術ナビゲーションシステムとして十分な出力精度を得ることができる。

軟性神経内視鏡手術ナビゲーションシステムで

は、上述したように、軟性神経内視鏡先端部にEMTセンサを固定する。これは、軟性神経内視鏡の挿入部分は柔軟であるが、軟性神経内視鏡の先端部に限っては剛体と考えることができ、軟性神経内視鏡先端と設置したEMTセンサの位置関係が不変であるということを利用している。これにより、EMTセンサにより出力されたEMTセンサの位置姿勢から軟性神経内視鏡先端の位置姿勢を推定することが可能となる。推定された位置姿勢は、術前CT像やMR像などの三次元医用画像と組み合わせられ、実際の軟性神経内視鏡(以下、実内視鏡)画像に対応する三次元医用画像から生成される仮想的な軟性神経内視鏡(以下、仮想内視鏡)画像などのナビゲーション情報生成に利用される。

しかしながら、実際の手術では、滅菌処理や術中のEMTセンサの破損に対応するため、EMTセンサを交換可能とする必要がある。ある所定の位置にEMTセンサを固定し、かつEMTセンサの方向を内視鏡カメラの視軸方向に一致させることはできるが、EMTセンサは非常に細い円柱状のコイルであるため、常に一定の回転位置で固定することは難しい。また、手術中にセンサ自体が回転してしまうことも有り得る。実内視鏡カメラとEMTセンサの関係を求める処理はキャリブレーション処理と呼ばれ、通常手術前に行なうが、時間を要する処理であるため、術中に適用することは難しい。前述のように術中に所定の位置にEMTセンサを固定することは可能であるが、EMTセンサのひねり(回転軸)方向を一致させることはできない。この回転軸の不一致は実内視鏡画像と仮想内視鏡画像の視軸を軸とする回転方向の不一致として表われる。このずれを実内視鏡画像と仮想内視鏡画像を用いた画像間マッチング手法により推定することが考えられるが、脳組織は非常に柔軟であり、切除等による形状変化も存在することから適用は困難である。

そこで、本稿は、この実内視鏡画像と仮想内視鏡画像の視軸周りの回転誤差を補正する手法を提案する。特に、実内視鏡におけるエピホーラ幾何¹⁰⁾と仮想内視鏡におけるエピポーラ幾何の関係から、実内視鏡画像とEMTセンサ出力のみを用いることで、実内視鏡視軸に対する仮想内視鏡視軸の回転誤差を推定し、実内視鏡先端に固定されたEMTセンサの回転誤差を高速かつ簡便に補正する手法を提案する。以下、2章で軟性神経内視鏡手術ナビゲーションシステム⁶⁾の概要と問題点、3章で

Fig.1 In the navigation system, a magnetic field transmitter is located under a non-ferromagnetic surgical table. This configuration ensures that the surgical field is in the measuring field of the tracker system. Several fiducial markers (at least four fiducial markers) are attached on a patient's head when scanning either MR or CT images. The positions of these markers are used to register the image space and tracker space. An EMT sensor S is fixed at the tip of a flexible neuroendoscope to estimate the position and orientation of the endoscopic camera with respect to the image coordinate system.

センサ軸(2章で定義される)周りの回転誤差とカメラ視軸周りの回転誤差との関係, 4章でエピポーラ幾何の関係を利用した視軸周りの回転誤差推定について詳述し, 5章で提案手法によるEMTセンサ回転誤差の補正精度に関する実験を行ない, 6章で考察を加える。

2. 軟性神経内視鏡手術ナビゲーションシステム

これまでに提案されている軟性神経内視鏡手術ナビゲーションシステム⁶⁾の概観をFig.1に示す。この軟性神経内視鏡手術ナビゲーションシステムでは, Fig.2に示すように, 予め実内視鏡先端部にゴム製のリングを使用してEMTセンサを固定し, その出力に基づいて実内視鏡先端にある実内視鏡カメラの位置姿勢を追跡する。そして, この位置姿勢と事前に計算された内視鏡カメラ座標系(以下, カメラ座標系)とEMTセンサ座標系(以下, センサ座標系)との対応関係, センサ座標系とEMT座標系との対応関係, さらにEMT座標系と三次元医用画像座標系(以下, 医用画像座標系)との対応関係を利用することで, 医用画像座標系における内視鏡カメラの位置姿勢を推定する。そして, 推定された位置姿勢を利用することで, 実内視鏡カメラの内部パラメータ(焦点距離, 視野角度など)に基

づく仮想内視鏡画像, 実内視鏡画像への腫瘍の重畳表示, 血管や神経の分布状況などの様々なナビゲーション情報の提示を実現する。

カメラ座標系および医用画像座標系の幾何学的な関係は以下ようになる。カメラ座標系におけるある点を p_C とすると, 医用画像座標系における対応点 p_I は,

$$p_I = {}^I_C T p_C = {}^I_M T {}^M_S T {}^S_C T p_C \quad (1)$$

で求めることができる。ここで, ${}^I_C T$ はカメラ座標系から医用画像座標系への変換行列, ${}^I_M T$ はEMT座標系から医用画像座標系への変換行列, ${}^M_S T$ はセンサ座標系からEMT座標系への変換行列, ${}^S_C T$ はカメラ座標系からセンサ座標系への変換行列である。

本ナビゲーションシステムでは, EMTセンサの交換を容易にするため, 前述したようにゴム製のリングによりEMTセンサを固定している。このゴム製のリングにはEMTセンサを固定するためのスロットがあり, EMTセンサの向きおよび先端位置を常に同一の場所に固定することができる(Fig.2)。しかしながら, EMTセンサは円柱形状をしているため, EMTセンサ再固定時の円柱軸(以下センサ軸)周りの回転を回避することができない。これにより, この軟性神経内視鏡手術ナビゲーションシステムでは医用画像座標系における点 p_I が正確に求められないという問題が存在する(Fig.3)。その

Fig.2 The location of EMT sensor at the tip of endoscope. EMT sensor is fixed at the tip of endoscope via a rubber ring. The EMT sensor can be re-fixed at the same location by using the marker points on the tip of endoscope. However, the EMT sensor is a small cylinder, so it is difficult to re-fixed the EMT sensor in the same rotation with respect to the cylinder axis.

Fig.3 The relationship of EMT sensor and endoscope camera. When the EMT sensor is rotated with respect to the pointer axis, the transform matrix ${}^S_C T$ from the camera coordinate system to the EMT sensor coordinate system is also changed.

ため、この軟性神経内視鏡手術ナビゲーションシステムの臨床適用には、センサ軸周りの回転誤差補正が必要となる。

3. センサ軸周りの回転誤差

本稿で述べる提案手法は、軟性神経内視鏡手術ナビゲーションシステム動作中に得られる実内視鏡画像およびEMTセンサの位置姿勢の情報のみから、センサ軸周りの回転誤差を推定する。そのため、本章では、センサ軸周りの回転誤差がナビゲーション情報の1つである仮想内視鏡画像にどのような影響を及ぼし、実内視鏡画像との間にどのような違いを発生させるのか幾何的に説明する。

仮想内視鏡カメラにおいて、仮想内視鏡カメラと実内視鏡カメラの位置姿勢が一致している場合は、仮想内視鏡カメラ座標系と実内視鏡カメラ座

標系も一致しているため、仮想内視鏡カメラ座標系からセンサ座標系への変換行列 ${}^S_V T$ は術前のキャリブレーション処理により得られた実内視鏡カメラ座標系からセンサ座標系への変換行列 ${}^S_C T$ と等しく

$${}^S_V T = {}^S_C T, \quad (2)$$

であり、仮想内視鏡カメラ座標系から実内視鏡カメラ座標系への変換行列 ${}^C_V T$ は単位行列となる。

$${}^C_V T = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3)$$

つまり、実内視鏡画像と仮想内視鏡画像は一致する。

一方、実内視鏡先端部に固定されたEMTセンサがセンサ軸周りに θ 回転すると仮定すると、実内視鏡カメラとEMTセンサの位置関係が変化するため、カメラ座標系からセンサ座標系への真の変換行列 ${}^S_C \hat{T}$ は

$${}^S_C \hat{T} = R_\theta {}^S_C T, \quad (4)$$

となる(Fig.3)。ここで、 R_θ は、センサ軸周りの回転行列である。しかし、仮想内視鏡カメラ座標系からセンサ座標系への変換行列 ${}^S_V T$ は常にキャリブレーション処理時の行列 ${}^S_C T$ であるため、

$${}^S_V T = {}^S_C T \neq R_\theta {}^S_C T, \quad (5)$$

となる。このとき、仮想内視鏡カメラ座標系から実内視鏡カメラ座標系への変換行列 ${}^C_V T$ は、単位行列ではなく

$${}^C_V T = {}^S_C \hat{T}^{-1} {}^S_V T = \left(R_\theta {}^S_C T \right)^{-1} {}^S_C T \quad (6)$$

となり、仮想内視鏡画像と実内視鏡画像との間に違いが生じる。

実内視鏡カメラ座標系からセンサ座標系への変換行列 ${}^S_C T$ は、センサ座標系における実内視鏡カメラ座標系の回転変換 ${}^S_C R$ と平行移動変換 t を用いて、

$${}^S_C T = \begin{pmatrix} {}^S_C R & t \\ 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad (7)$$

のように記述され、式(4)は

$$\begin{aligned}
 {}^S\hat{\mathbf{T}}_C &= \mathbf{R}_\theta {}^S\mathbf{T}_C \\
 &= \begin{pmatrix} \mathbf{R}_\theta & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} {}^S\mathbf{R} & \mathbf{t} \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \\
 &= \begin{pmatrix} \mathbf{R}_\theta {}^S\mathbf{R} & \mathbf{R}_\theta \mathbf{t} \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (8)
 \end{aligned}$$

と書き直すことができる。

一方、もし回転誤差 θ が、EMTセンサのセンサ軸周りの回転ではなく、実内視鏡カメラ視軸周りの回転である場合は、カメラ座標系からセンサ座標系への真の変換行列 ${}^S\hat{\mathbf{T}}_C$ は

$$\begin{aligned}
 {}^S\hat{\mathbf{T}}'_C &= {}^S\mathbf{T}_C \mathbf{R}_\theta \\
 &= \begin{pmatrix} {}^S\mathbf{R} & \mathbf{t} \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mathbf{R}_\theta & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \\
 &= \begin{pmatrix} {}^S\mathbf{R}\mathbf{R}_\theta & \mathbf{t} \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (9)
 \end{aligned}$$

となる。

本稿の実験において用いた内視鏡の場合には、内視鏡先端に固定されたEMTセンサの軸と内視鏡カメラの視軸の距離は1.5mm程度しかなく、式(8)の $\mathbf{R}_\theta \mathbf{t}$ と式(9)の $\mathbf{t}$ は零に近く、 $\mathbf{R}_\theta \mathbf{t}$ と $\mathbf{t}$ がほぼ等しいと考えられる。よって、

$$\begin{aligned}
 {}^S\hat{\mathbf{T}}_C &= \begin{pmatrix} \mathbf{R}_\theta {}^S\mathbf{R} & \mathbf{R}_\theta \mathbf{t} \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \\
 &\approx \begin{pmatrix} \mathbf{R}_\theta {}^S\mathbf{R} & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \\
 &= \begin{pmatrix} {}^S\mathbf{R}\mathbf{R}_\theta & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \\
 &\approx \begin{pmatrix} {}^S\mathbf{R} & \mathbf{t} \\ 0 & 1 \end{pmatrix} = {}^S\hat{\mathbf{T}}'_C \quad (10)
 \end{aligned}$$

と近似できる。ここで、 $\mathbf{R}_\theta {}^S\mathbf{R}$ と ${}^S\mathbf{R}\mathbf{R}_\theta$ は視軸に関する回転行列であるため、 $\mathbf{R}_\theta {}^S\mathbf{R} = {}^S\mathbf{R}\mathbf{R}_\theta$ である。よって、式(6)は

$$\begin{aligned}
 {}^C\mathbf{T}_V &= {}^S\hat{\mathbf{T}}_C^{-1} {}^S\mathbf{T}_V \\
 &\approx {}^S\hat{\mathbf{T}}'^{-1}_C {}^S\mathbf{T}_V = ({}^S\mathbf{T}_C \mathbf{R}_\theta)^{-1} {}^S\mathbf{T}_V \\
 &= \mathbf{R}_\theta^{-1}, \quad (11)
 \end{aligned}$$

Fig.4 Epipolar geometry. The two cameras are indicated by their centers $\mathbf{C}^{(i)}$ and $\mathbf{C}^{(i+1)}$ and image planes $\mathbf{I}^{(i)}$ and $\mathbf{I}^{(i+1)}$. The camera centers, 3D-space point $\mathbf{X}$ and its images x and x' lie on a common plane Π . The camera baseline, which joins the points $\mathbf{C}^{(i)}$ and $\mathbf{C}^{(i+1)}$, intersects image planes at the epipoles e and e' . Any plane Π containing the baseline is an epipolar plane, and intersects the image planes in corresponding epipolar lines l and l' .

と近似でき、仮想内視鏡カメラ座標系から実内視鏡カメラ座標系への変換はカメラ視軸周りの回転変換 $\mathbf{R}_\theta^{-1}$ のみで表わされる。以上より、センサ軸周りの回転による誤差は、仮想内視鏡視軸周りの回転となり、実内視鏡画像に対する仮想内視鏡画像の回転として表われる。

次章では、この視軸回転誤差を推定する手法について述べる。

4. 視軸周りの回転誤差推定

仮想内視鏡カメラ視軸周りの回転誤差は、実内視鏡におけるエピポーラ幾何と仮想内視鏡におけるエピポーラ幾何の関係を利用することで、推定することができる。

エピポーラ幾何¹⁰⁾(Fig.4)は、2つの視点 $\mathbf{C}^i$ と $\mathbf{C}^{i+1}$ から得られた画像 $\mathbf{I}^i$ と $\mathbf{I}^{i+1}$ 上の対応点の位置関係から説明することができる。Fig.4に示しているように、空間中の一点 $\mathbf{X}$ と画像 $\mathbf{I}^i$ と $\mathbf{I}^{i+1}$ 上の $\mathbf{X}$ に対応する点 x と x' および視点 $\mathbf{C}^i$ と $\mathbf{C}^{i+1}$ は同一の平面に位置する。画像 $\mathbf{I}^i$ と $\mathbf{I}^{i+1}$ 上の視点 $\mathbf{C}^{i+1}$ と $\mathbf{C}^i$ に対応する点はそれぞれ e と e' で表わし、epipoleと呼ばれる。

実内視鏡カメラと仮想内視鏡カメラの位置姿勢が完全に一致しているならば、実内視鏡および仮想内視鏡、それぞれで計算されたepipoleのワールド座標系(実空間)における位置はもとより、実内視

Fig.5 The relationship of epipolar line in the real endoscope image plane and virtual endoscope image plane with the rotation error (b) or not (a). (c) and (d) are the image planes of real endoscope and virtual endoscope corresponding to (a) and (b) respectively. o denotes the principal point on the image plane where the optical axis pierces it. θ_R denotes the angle from upward direction v_R to vector oe_R which is from principal o_R to epipole e_R on the real endoscope image plane. θ_V denotes the angle from upward direction v_V to vector oe_V which is from principal o_V to epipole e_V on the virtual endoscope image plane.

鏡と仮想内視鏡の両画像座標系における位置も一致する(**Fig.5(a)**). 一方, 実内視鏡カメラの視軸と仮想内視鏡カメラの視軸に回転誤差が存在する場合は, ワールド座標系におけるepipoleの位置は一致するが, 両画像座標系におけるepipoleの位置は一致しない(**Fig.5(b)**).

両座標系におけるepipole位置の違いを計算するために, 実内視鏡画像と仮想内視鏡画像, それぞれにおけるエピポーラ幾何を考える. 主点 o (視軸

と画像との交点)からepipole e までのベクトルを $\vec{oe}$ と表す. **Fig.5(a),(c)**に示すように, 仮想内視鏡に回転誤差がない場合は, 実内視鏡と仮想内視鏡画像の上方向(v_R 軸方向, v_V 軸方向), 主点(o_R, o_V), epipole(e_R, e_V)がすべて一致するため, 仮想内視鏡画像の上方向ベクトルおよび実内視鏡画像の上方向ベクトルそれぞれとベクトル $\vec{oe}_V$ およびベクトル $\vec{oe}_R$ のなす角度が等しくなる. しかし, 視軸における仮想内視鏡の回転誤差 θ_{error} が存在する場合(**Fig.5(b),(d)**), 仮想内視鏡画像の主点とepipoleは実内視鏡画像と一致しているが, 上方向ベクトル v_V が回転するため, 上方向ベクトル v_V とベクトル $\vec{oe}_V$ の角度も変化する. 実内視鏡画像 $I^{(i)}$ 上のベクトル $\vec{oe}_R$ と実内視鏡画像の上方向ベクトル v_R の角度を θ_R で表わし, 実内視鏡画像に対する仮想内視鏡画像 $V^{(i)}$ 上のベクトル $\vec{oe}_V$ と仮想内視鏡画像の上方向ベクトル v_V の角度を θ_V で表わすと, 仮想内視鏡の上方向ベクトルと実内視鏡の上方向ベクトルにおける回転誤差 θ_{error} は,

$$\theta_{error} = \theta_V - \theta_R \quad (12)$$

で表わすことができる. よって, 仮想内視鏡画像を角度 θ_{error} 回転すると, 仮想内視鏡と実内視鏡画像の回転誤差を補正することができる.

以下, エピポーラ幾何間の関係を利用するためのEMT出力と実内視鏡ビデオ画像の同期, 実内視鏡におけるエピポーラ幾何, 仮想内視鏡におけるエピポーラ幾何, それぞれに関して詳述する.

4.1 実内視鏡カメラとEMTの同期

エピポーラ幾何間の関係を利用するためには, 実内視鏡カメラの撮影位置と完全に一致する位置でのEMTセンサの出力が必要である. しかしながら, 実内視鏡カメラによる撮影とEMTセンサによる計測にはそれぞれの計測頻度の違いによる計測位置ずれと得られた出力を計算機へ転送するのに必要な時間の違いによる計測遅延時間が存在する. そこで, まず実内視鏡カメラによる撮影とEMTセンサによる計測をTreeceらにより提案されている手法¹¹⁾により同期させる.

4.2 実内視鏡におけるエピポーラ幾何

実内視鏡におけるepipoleは, 実内視鏡カメラから得られる連続する2つの実内視鏡画像 $I^{(i)}, I^{(i+1)}$ を利用し, レンズ歪み補正手法¹²⁾, KLT法¹²⁾¹⁴⁾およびRANSAC¹⁵⁾¹⁶⁾法を利用して計算される. 得ら

Fig.6 The result of epipole detection using endoscope image pairs. Images (a) and (d) are the images corresponding to $\mathbf{I}^{(i)}$ and $\mathbf{I}^{(i+1)}$, respectively. Images (b) and (e) are the undistorted images corresponding to (a) and (d). White points on images (a) and (b) are the feature points extracted by KLT algorithm. The white short hairlines denote the optical flow lines on the image (b). Image (c) is the result image in which the angle θ_R has been estimated. On the image (c), the white blob line denotes the epipole, and the black broken line denotes the upward direction of the real endoscope image.

れたepipoleにより，実内視鏡画像 $\mathbf{I}^{(i)}$ 上のベクトル $\vec{o}e_R$ と実内視鏡画像の上方向ベクトル v_R の角 θ_R を算出することができる (Fig.6).

なお，KLT法における対応特徴点抽出誤差¹⁴⁾に起因するepipole位置の誤推定が存在するため，実内視鏡画像中の対応特徴点の平均移動距離が閾値 D 以下，また対応画像特徴点数が G 以下となる実内視鏡カメラ位置ではセンサ軸周りの回転誤差推定を行わない。

4.3 仮想内視鏡におけるエピソード幾何

仮想内視鏡におけるエピソード幾何は，異なる位置で計測されたEMTセンサ出力と予め計算した実内視鏡カメラの内部パラメータ(仮想内視鏡画像生成に使用するものと同じ)を利用して計算される。

仮想内視鏡画像 $\mathbf{V}^i$ 上のベクトル $\vec{o}e_V$ と仮想内視鏡画像の上方向ベクトル v_V の成す角度 θ_V の計算には，仮想内視鏡画像 $\mathbf{V}^i$ 上のepipoleを算出する必要がある。実内視鏡では，実内視鏡画像の対応特徴点を利用することでepipoleを算出したが，仮想内視鏡では，実内視鏡カメラに対応する仮想内視鏡カメラの位置姿勢はEMTセンサの出力から得ることができるため，幾何学的に算出することができる (Fig.7).

Fig.7 The epipole on the virtual endoscope image. $C_V^{(i)}$ and $C_V^{(i+1)}$ are the position of virtual endoscopic camera corresponding to images $\mathbf{I}^{(i)}$ and $\mathbf{I}^{(i+1)}$. The point $C_V^{(i+1)}$ is projected on the image plane of virtual endoscopic camera at the position $C_V^{(i)}$. The projected point e_V is the epipole of the virtual endoscopic images actually.

まず，同期されたEMTセンサの出力より，EMTセンサとカメラの位置関係 ${}^S\mathbf{T}$ を利用して，画像 $\mathbf{I}^{(i)}$ と $\mathbf{I}^{(i+1)}$ に対応する仮想内視鏡カメラの位置 $C_V^{(i)}$ と $C_V^{(i+1)}$ を推定する。次に，位置 $C_V^{(i)}$ での仮想内視鏡カメラ座標系における $C_V^{(i+1)}$ の座標 $p_s^{(i+1)}$ を算出する。続いて，点 $p_s^{(i+1)}$ を $C_V^{(i)}$ での仮想内視鏡の投影

Fig.8 The effect of EMT output error on epipole of virtual endoscope image. Although there is little difference between $C_V^{(i+1)}$ and $\tilde{C}_V^{(i+1)}$, the projected points of them are at the opposite position with respect principal point o_V

Fig.9 The motion mode of flexible endoscope tip.

面 V に投影する．投影した点 e_V は、画像 $I^{(i)}$ と $I^{(i+1)}$ に対応する仮想内視鏡画像のepipoleである．最後に、得られたepipole e_V を用いて、仮想内視鏡画像の主点 o_V からepipole e_V までのベクトル $\vec{o_e}_V$ と仮想内視鏡画像の上方向ベクトル v_V のなす角度 θ_V を算出する．

また、EMTセンサ出力には二乗平均平方根(RMS)で1.2 mm程度の誤差が存在するため、 θ_V の算出結果への影響は無視できない．例えば、**Fig.8**に示すように、位置 $C_V^{(i+1)}$ に誤差が加えられ、 $\tilde{C}_V^{(i+1)}$ となる場合、 $\tilde{C}_V^{(i+1)}$ の仮想内視鏡画像平面への射影点 $\tilde{e}_V$ は実際の射影点 e_V に対して主点 o_V の反対側に位置する．この場合の θ_V の算出結果には180度程度の反転誤差が存在する．そのため、仮想内視鏡に対応する実内視鏡画像のepipoleの情報を利用して、視点の移動方向を推定することで、仮想内視鏡の移動方向を修正する．

Fig.9に示すような軟性内視鏡先端を曲げる動作において、位置 $C_R^{(i)}$ と位置 $C_R^{(i+1)}$ で撮影した画像

$I^{(i)}$ と $I^{(i+1)}$ の関係を考える(**Fig.10**)．内視鏡カメラが左側の $C_R^{(i)}$ から右側の $C_R^{(i+1)}$ へ回転すると、 $C_R^{(i+1)}$ で撮影した画像 $I^{(i+1)}$ と比較して、 $C_R^{(i)}$ で撮影した画像 $I^{(i)}$ のオプティカルフローベクトル(Optical flow vector, 対応特徴点の移動ベクトル)の方向は、内視鏡画像の右から左の方向である．また、位置 $C_R^{(i+1)}$ は位置 $C_R^{(i)}$ でのカメラ座標系視軸の負方向にある(**Fig.10(a)**)なら、 $C_R^{(i+1)}$ の画像 $I^{(i)}$ 上の対応点が主点 e_R の左側に位置する．すなわち、ベクトル $\vec{o_e}_R$ と特徴点の移動ベクトルの内積が0以上である．なお、位置 $C_R^{(i+1)}$ は位置 $C_R^{(i)}$ でのカメラ座標系視軸の正方向にある(**Fig.10(b)**)なら、 $C_R^{(i+1)}$ の画像 $I^{(i)}$ 上の対応点が主点 e_R の右側に位置する．すなわち、ベクトル $\vec{o_e}_R$ と特徴点の移動ベクトルの内積が0以下である．

この事実を利用して、位置 $C_R^{(i)}$ と位置 $C_R^{(i+1)}$ の仮想内視鏡カメラの位置を以下の規則で修正する．

- (1) ベクトル $\vec{o_e}_R$ と特徴点移動ベクトルの内積が正のとき、もし位置 $C_V^{(i+1)}$ が位置 $C_V^{(i)}$ でのカメラ座標系の視軸の正方向に位置しているなら、負方向に修正する．
- (2) ベクトル $\vec{o_e}_R$ と特徴点移動ベクトルの内積が負のとき、もし位置 $C_V^{(i+1)}$ が位置 $C_V^{(i)}$ でのカメラ座標系の視軸の負方向に位置しているなら、正方向に修正する．

修正したデータは θ_V の算出に利用される．

4.4 回転誤差の補正

推定したセンサ軸回転誤差 θ_{error} には、実内視鏡画像に含まれるノイズ、対応特徴点抽出の精度、EMT装置自体に存在する誤差などに起因する誤差を含んでいる．そのため、この誤差を軽減するため、現在の推定回転誤差を含む過去 N 回分の推定回転誤差の平均値を最終的な推定回転誤差 $\bar{\theta}$

$$\bar{\theta} = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \theta_{\text{error}}^{(n)}, \quad (13)$$

として出力する．ここで、 $\theta_{\text{error}}^{(n)}$ は、 n 回前の推定回転誤差であり、 $\theta_{\text{error}}^{(0)}$ は、現在の推定回転誤差を表す．

5. 実験と結果

提案手法の有効性を確認するため、EMTとして3D Guidance (Ascension Technology Corp., Burlington,

Fig.10 The relationship of optical flow vector and epipole vector in different cases.

VT, U.S.A.), 軟性内視鏡としてBF200 (オリンパス, 東京), および頭蓋骨ファントムを使用したセンサ軸回転誤差推定に関する実験を行なった. 実験に使用した機材の様子をFig.11に示す. 実験には, 実内視鏡先端部を頭蓋骨ファントムに挿入し頭蓋骨ファントム内部を移動しながら取得した実内視鏡画像とEMTセンサの出力を使用した. また, 実験に使用した計算機の仕様はCPU: Intel Xeon 2.80GHz $\times$ 2, メモリ: 4.00GByte, OS: Microsoft Windows Vista 64bitであり, 回転誤差の推定には約0.3秒を要した.

回転誤差推定精度を評価するために, 予め計算した実内視鏡カメラ座標系からEMTセンサ座標系への変換行列 ${}^S_C T$ に対して, 疑似的な既知のセンサ軸回転誤差 $\tilde{\theta}_{error}$ を加えた. なお, 実験に使用したパラメータは, $N = 30$, $D = 5$, $G = 20$ である. 10回の試行により得られた結果をTable 1に示す. 推定された回転誤差を用いて, 仮想内視鏡の回転誤差を補正する実験をした. 実内視鏡画像と対応する仮想内視鏡画像をFig.12に示す. また, 回転誤差の推定精度への影響要素に関する実験も行なった.

また, EMTセンサと実内視鏡の出力遅延 δ の回転誤差推定精度への影響を調査するため, 遅延 δ を様々に変化させて, 回転誤差の推定実験を行なった. 結果をFig.13に示す. さらに, 実内視鏡画像特徴点の移動距離の回転誤差推定精度への影響を調査するため, 実内視鏡画像特徴点の移動距離閾

Table 1 Results of experiments.

No.	Ave. feature points count	STDev [degree]	Ave. error [degree]	Max. error [degree]
1	121.5	3.9	3.2	12.1
2	78.3	6.7	5.7	20.1
3	62.9	7.3	6.4	19.5
4	86.8	8.1	7.1	19.2
5	62.1	7.9	7.6	19.6
6	84.9	5.2	6.2	22.9
7	66.9	6.2	7.8	22.3
8	79.5	8.2	7.7	25.9
9	60.1	9.8	5.5	28.9
10	70.0	6.7	5.6	19.7

値 D を様々に変化させた実験も行なった. 結果をFig.14に示す.

移動平均に利用する θ_{error} の数 N を合理的に決めるため, 様々な N を利用して, 移動平均に利用する θ_{error} の数 N と回転誤差の関係を調査した. 結果をFig.15に示す. さらに, 4.3節に述べた反転誤差軽減法の有効性確認のための反転誤差軽減処理有効無効時の比較実験をFig.16に示す.

6. 考察

10回の試行結果(Table 1)より, 提案手法の有効性を確認した. Table 1に示しているように, 仮想内視鏡回転誤差の推定精度は 8 ± 10 度(平均誤差 $\pm$ 標準偏差)であり, 最大誤差は30度程度であった. これより, 視軸回転誤差を平均で8度まで, 最大でも30度まで低減可能であることが示された.

Fig.13は仮想内視鏡回転誤差の補正精度とEMTセンサおよび実内視鏡出力遅延の誤差の関係を示している. Fig.13の横軸は実内視鏡画像に対応するEMTセンサの出力の算出に利用した様々な出力遅延 $\tilde{\delta}$ であり, 縦軸は利用した遅延 $\tilde{\delta}$ に対応する補正した回転誤差の標準偏差である. Fig.13からわかるように, 利用した遅延 $\tilde{\delta}$ の値は, 推定値 δ に近ければ近いほど, 仮想内視鏡回転誤差の補正精度が高くなる. 推定値 δ 利用時の補正精度よりも高精度な回転誤差推定結果が得られる $\tilde{\delta}$ ($\tilde{\delta} = 115\text{ms}$)が存在するのは, δ の推定に関しても誤差が存在しているためである.

Fig.14は, 対応特徴点の平均移動距離の閾値 D と

Fig.11 Scene of the experiment. A head phantom is fixed in magnetic field of EMT (the measuring volume of EMT). An EMT sensor is fixed at the tip of endoscope. The endoscope tip is inserted into the phantom through a hole.

Fig.12 The virtual images with (the second row) and without (the third row) compensation corresponding to the real images (the first row).

Fig.13 Accuracy of estimation in different delay time. The accuracy of rotation error compensation become bad when the estimated delay time is going far from the true value.

回転誤差推定精度の関係である。図に示すように、対応特徴点の平均移動距離の閾値 D が大きければ大きいほど、補正精度は高くなる。しかし、 $D=5$ 以上でほとんど変化しない。

Fig.15は移動平均に利用する θ_{error} の数 N と補正

Fig.14 Accuracy of compensation in different optical flow vector length. The accuracy of rotation error compensation becomes better as the average length of optical flow vectors longer.

精度との関係を示している。Fig.15から読み取れるように、 N の増加とともに補正精度が高くなり、 $N=30$ 以上ではほとんど変化しない。しかしなが

Fig.15 The effect of size of moving average. The accuracy of rotation error compensation becomes better as the size wider.

Fig.16 Rotation error after compensation just using two images without (a) or with (b) position check.

ら、実際にはセンサ軸周りの回転量は、術中にも変化するため、良い推定結果が得られる N は常に変化する可能性がある。最適な N の決定は、今後の課題である。

Fig.16(a)は、オプティカルフローを利用した仮想内視鏡の位置修正を行わない場合の $\tilde{\theta}_{\text{error}}$ の推定誤差分布である。図からわかるように、補正誤差は約0度と約 ± 180 度のグループに分けることができる。 ± 180 度のグループの補正結果には4.3節で述べた180度の反転誤差が含まれていることがわかる。Fig.16(b)は、オプティカルフローを利用した仮想内視鏡の位置修正を利用した場合の推定誤差分布である。図からわかるように反転誤差が軽減され、ジンバルロックのような画像のちらつきは解消さ

Fig.17 Artifacts of interlace and color in images. When a real endoscopic image is captured while moving the endoscope, color artifacts and interlace artifacts will appear on the real endoscopic image because of different positions are integrated into one frame.

れた。これにより、オプティカルフローを利用した仮想内視鏡の位置修正の有効性を確認できる。

移動平均と仮想内視鏡の位置修正により推定精度が大幅に向上した。しかしながら、最大30度程度の大きな誤差が依然として存在する。これは、回転誤差推定結果にはずれ値(推定失敗値)が含まれているためと考えられる。回転誤差の推定失敗は主に1)実内視鏡画像からの特徴点検出の失敗、2)実内視鏡画像からのepipole推定における誤差、および3)EMTセンサ自体が持つ出力誤差の3つの問題より生じる。1)実内視鏡画像からの特徴点検出精度は、実内視鏡画像の品質に大きく依存する。実環境において取得した実内視鏡画像には、Fig.17に示すような、とびこし走査(画像に存在する櫛状の模様)や色偽影(画像の一部に生じる偽色)など特徴点検出に悪影響を与える要因が多数存在する。本実験でも、このような低品質の実内視鏡画像における特徴点検出失敗が確認されている。回転誤差推定でははずれ値の発生を抑制するためには、これらの画像の自動的な検出により、画像補正や回転誤差推定からの除外を実現することが必要である。2)実内視鏡画像における回転角度の推定は、epipoleの推定精度に大きく依存する。これは、連続する実内視鏡画像から得られるepipoleの位置は実内視鏡画像の主点と近く、わずかなepipole推定誤差が回転角度計算での大きな誤差となり表われるからである。より高精度なepipole推定のためには、3枚以上の画像を使用する多視点エビホーラ幾何の導入が必要である。3)EMTセンサ自体の持つ出力誤差は仮想内視鏡カメラにおけるepipoleの推定誤差として表われる。そのため、実空間上では一致するはずである実内視鏡画像におけるepipoleとの

間で不一致が生じ、回転誤差の推定精度が大幅に低下する。この問題はepipole推定に使用する仮想内視鏡カメラの距離がEMTセンサ自体の出力誤差に近い場合に特に顕著である。そのため、epipole推定に使用する仮想内視鏡カメラ間の距離に応じて、回転誤差推定の実行を制御するなどの対策が必要である。

文献9)に示される従来手法は、EMTセンサと内視鏡の位置関係を求めることで、仮想内視鏡の回転誤差を補正する。この手法では約7度程度まで回転誤差を低減することが可能であるが、補正処理には時間と道具を要するため、手術中における利用は難しい。提案手法による補正の最大誤差は30度程度であるが、平均誤差が8度程度であり、補正処理には特別な道具を必要とせず、手術中の実内視鏡画像とEMTセンサ出力のみで再度対応付けを行なうことができる。そのため、手術を中断せず随時補正を行なっていくことが可能であり、臨床への応用が期待できる。しかしながら、現在の手法では、十分な視差を確保し、正確なepipoleを推定するために、内視鏡先端を大きく湾曲させながら実内視鏡画像を複数枚取得する必要がある。そのため、術中での回転誤差補正にはN回分の回転誤差推定が十分に可能な10秒程度の時間が必要となる。今後は、より高精度にepipoleを計算する手法を採用し、術中の通常の動作から得られる実内視鏡画像のみによる、オンラインでのリアルタイム回転誤差補正を実現する予定である。

また本稿では、前述したとおりEMTセンサをゴム製のリングを用い内視鏡先端位置に固定している。これは、術前の滅菌処理や術中のEMTセンサ破損に対応するため、EMTセンサを容易に取り外し可能な状態にしておく必要があるためである。今後は、EMTセンサの生産段階での形状なども含め、より確実なEMTセンサ固定方法に関しても検討していく。

7. まとめ

本稿では、実内視鏡におけるエビポーラ幾何と仮想内視鏡におけるエビポーラ幾何の関係に基づく高速かつ簡便なセンサ軸回転誤差補正手法に関して述べた。提案手法は、キャリブレーションチャートを必要せず、軟性神経内視鏡手術ナビゲーションシステムにより常時取得されている情報のみを利用する。そのため、術中における回転

誤差補正が可能である。頭蓋骨ファントムを使用した実験では、最大誤差が30度程度、誤差の標準偏差が10程度、平均誤差が8度程度の精度でセンサ軸回転誤差推定が可能であった。

今後の課題としては、視軸回転誤差補正精度の向上、より詳細な精度評価と術中におけるリアルタイムでの回転誤差補正などが挙げられる。

謝辞: 日頃より熱心な御討論頂く名古屋大学森研究室諸氏に感謝する。なお、本研究の一部は、経産省インテリジェント手術機器研究開発事業、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)、栢森情報科学振興財団助成金、堀情報科学振興財団助成金により実施された。

文献

- 1) Greenfield J.P, Howard B.M, Huang C, et al. Endoscopic endonasal transsphenoidal surgery: experience with 50 patients. *Journal of neurosurgery* 1997; 87:44-51.
- 2) Sierra R, Dimaio S.P, Wada J, et al. Patient specific simulation and navigation of ventriculoscopy interventions. *Studies in health technology and informatics* 2007; 125:433-435.
- 3) Greenfield J.P, Howard B.M, Huang C, et al. Endoscopic endonasal transsphenoidal surgery using a skull reference array and laser surface scanning. *Minim Invasive Neurosurg* 2008; 51:244-246.
- 4) Kawamata T, Iseki H, Shibasaki T, et al. Endoscopic augmented reality navigation system for endonasal transsphenoidal surgery to treat pituitary tumors: technical note. *Neurosurgery* 2002; 50:1393-1397.
- 5) Suess O, Suess S, Mularski S, et al. Study on the clinical application of pulsed DC magnetic technology for tracking of intraoperative head motion during frameless stereotaxy. *Head & Face Medicine* 2006; 2:10.
- 6) Jiang Z, Mori K, Nimura Y, et al. An improved method for compensating ultra-tiny electromagnetic tracker utilizing position and orientation information and its application to a flexible neuroendoscopic surgery navigation system. *Proceedings of SPIE, Medical Imaging, Lake Buena Vista, 2009:7261-2T-12.*
- 7) Nakamoto M, Nakada K, Sato Y, et al. Intraoperative Magnetic Tracker Calibration Using a Magneto-Optic Hybrid Tracker for 3-D Ultrasound-Based Navigation in Laparoscopic Surgery. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 2008; 27:255-270.
- 8) Christian W. Quantitative endoscopy. Hartung-Gorre Verlag, 2008.
- 9) 蔣振剛, 森健策, 二村幸孝ほか. 神経内視鏡手術ナビゲーションのための磁気センサを利用した内視鏡カメラ位置姿勢推定に関する予備的検討. 電子情報通信学会技術研究報告, MI 2008-44. 京都, 2008: 47-50.

- 10) Hartley R.I and Zisserman A. Multiple View Geometry in Computer Vision. New York: CambridgeUniversity Press, second edition, 2003.
- 11) Treece G.M, Andrew H. G, Richard W. P, et al. High-definition freehand 3-D ultrasound. Ultrasound in Medicine & Biology 2003; 29:529-546.
- 12) Zhang Z. A flexible new technique for camera calibration. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 2000; 22:1330-1334.
- 13) Lucas B.D and Kanade T. An iterative image registration technique with an application to stereo vision. In Proceedings of the 7th International Joint Conference on Artificial Intelligence. Vancouver, 1981:674-679.
- 14) Shi J and Tomasi C. Good Features to Track. IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. Seattle, 1994:593-600.
- 15) Armangué X and Salvi J. Overall view regarding fundamental matrix estimation. Image and Vision Computing 2003; 21:205-220.
- 16) Torr P.H.S and Murray D.W. The development and comparison of robust methods for estimating the fundamental matrix. International Journal of Computer Vision 1997; 24:271-300.