

内視鏡手術コンピュータ支援システムに
おけるナビゲーションの精度向上と
解剖学的名称表示に関する研究

蒋 振剛

目次

目次	i
図目次	v
表目次	xv
第1章 はじめに	1
1.1 内視鏡検査の歴史	1
1.2 内視鏡下治療の問題点	4
1.3 体の地図・3次元医用画像	7
1.4 ナビゲーション	8
1.5 内視鏡手術ナビゲーションシステム	10
1.6 本研究の目的と特徴	14
1.7 本論文の構成	17
第2章 EMT センサを用いた軟性内視鏡手術ナビゲーションシステム	19
2.1 はじめに	19
2.2 仮想内視鏡画像を用いた内視鏡手術ナビゲーションシステム	20
2.2.1 軟性内視鏡ナビゲーションシステムの構成	20
2.2.2 患者空間と医用画像空間のレジストレーション	23
2.2.3 カメラ位置の推定	25
2.2.4 仮想内視鏡画像の生成	26
2.3 問題点と従来手法	28
2.4 ${}^S_C T$ の推定手法	29
2.5 実験と考察	30

2.5.1	実験室での実験と考察	30
2.5.2	OpenMRI 手術室での実験と考察	33
2.6	まとめ	37
第 3 章	EMT センサ出力誤差の補正	39
3.1	はじめに	39
3.2	磁場歪みの補正手法	41
3.2.1	センサ測定点の対応付け	41
3.2.2	座標系の対応付け	43
3.2.3	姿勢情報の対応付け	43
3.2.4	補正手法	44
3.2.5	補正データ取得	45
3.2.6	計測点の対応付け	46
3.3	DRF 誤差の補正手法	49
3.3.1	DRF 誤差補正の概要	50
3.3.2	$A_B T$ の算出	53
3.3.3	DRF における内視鏡カメラ位置と姿勢の推定	55
3.4	実験と考察	55
3.4.1	OpenMRI 手術室での磁場歪みの補正	55
3.4.2	フリーハンドでの補正データの取得	56
3.4.3	DRF 誤差の補正	59
3.5	まとめ	63
第 4 章	仮想内視鏡視軸と実内視鏡視軸回転誤差の補正手法	65
4.1	はじめに	66
4.2	軟性神経内視鏡手術ナビゲーションシステム	67
4.3	センサ軸周りの回転誤差	68
4.4	視軸周りの回転誤差推定	72
4.4.1	実内視鏡カメラと EMT の同期	74
4.4.2	実内視鏡におけるエピポラ幾何	76

4.4.3	仮想内視鏡におけるエピポーラ幾何	77
4.4.4	回転誤差の補正	81
4.4.5	補正精度の向上	81
4.5	実験と結果	82
4.6	考察	83
4.7	まとめ	90
第5章	ポリリュームレンダリング画像上への血管名の表示手法	95
5.1	はじめに	95
5.2	従来研究と問題点	98
5.3	血管名表示手法概要	100
5.4	処理1：血管情報の生成	102
5.4.1	血管情報の取得	102
5.4.2	血管サーフェイスモデルの生成	102
5.5	処理2：血管情報の表示	103
5.5.1	表示位置の決定	104
5.5.2	可視化画像の生成	106
5.6	実験と結果	109
5.7	考察	110
5.8	まとめ	116
第6章	むすび	117
6.1	まとめ	117
6.2	今後の課題と展望	119
付録A	追跡システムセンサの出力と座標変換	121
A.1	座標変換	121
A.2	追跡システムセンサの出力	121
A.3	姿勢を表示するオイラー角	122
A.4	回転を表す単位クォータニオン	123

付録 B Hand-Eye 手法	127
謝辞	129
参考文献	131
研究業績	147

目 次

1.1	A scene of an open surgical procedure.	2
1.2	An operative field of an open surgical procedure.	3
1.3	Historic endoscopes.	4
1.4	Equipments of video endoscopes.	5
1.5	A sense of flexible neuroendoscopic surgery.	6
1.6	Volume rendering.	7
1.7	A screen of virtual bronchoscope system.	8
1.8	An example of navigation system.	9
1.9	Car navigation system.	9
1.10	Relationship of navigation systems for driver and surgery.	10
1.11	Illustration of endoscopic surgery navigation system.	11
1.12	Block diagram of endoscopic surgery navigation system.	11
1.13	Illustration of optical tracking system.	13
1.14	Illustration of electronic magnetic tracking system.	13
1.15	Illustration of electronic magnetic tracking system coil configuration.	14
2.1	Diagram of a flexible endoscope system.	21
2.2	Diagram of an endoscopic surgery navigation system.	22
2.3	Tip of a flexible endoscope in the navigation system.	22
2.4	The relationship between a patient coordinate system and a 3D medical image coordinate system is estimated by using position information of fiducial markers with respect to those coordinate systems, respectively.	23
2.5	The relationship of the coordinate systems in a navigation system.	26

2.6	Generation of virtual endoscope image.	27
2.7	The relationship of an EMT and a camera coordinate system.	28
2.8	The relationships of the coordinate systems at two different camera positions.	29
2.9	Error of translation in the transformation ${}^S_C\mathbf{T}$	31
2.10	Error of rotation angle in the transformation ${}^S_C\mathbf{T}$	31
2.11	Error of translation in the transformation ${}^S_C\mathbf{T}$, which is estimated without the samples less than 5 degree rotation.	32
2.12	Error of rotation angle in the transformation ${}^S_C\mathbf{T}$, which is estimated without the samples less than 5 degree rotation.	32
2.13	Setting of the proposed navigation system in an openMRI operation room.	34
2.14	The phantom used in the experiments.	35
2.15	Neuroendoscopic operating environment in phantom testing.	35
2.16	Navigation of neuroendoscopic operation without real endoscope image.	36
2.17	Results of intraoperative virtual neuronavigation. In each image, the endoscopic view on the left side is a real flexible neuroendoscopic view. The right-side view is a virtual navigation image. Under each operative situation, virtual neuronavigation demonstrated anatomic structures in real time.	37
3.1	Hybrid measuring tool.	42
3.2	Transforms of coordinates.	44
3.3	Schematic illustration of tool trajectory.	46
3.4	A spatial diagram of the measuring positions of EMT and OT.	47
3.5	The samples of OT and EMT are registered via the principal motion of the tool.	48
3.6	Estimation of OT outputs via linear interpolation.	49

3.7 Hybrid-tool velocity corresponding to the movement illustrated in Fig. 3.3. Velocity of the motion changes unceasingly between high and low. We consider that the velocity becomes low in a circulation when the tool is held, and the measurements corresponding to the lowest velocities are collected as sample data.	50
3.8 The relationship of the coordinate systems of magnetic field, dynamic reference frame(DRF), MR/CT images, endoscopic camera and sensor in a navigation system.	51
3.9 EMT sensor embedded in earplug. Earplugs are inserted into patient's ear of both side.	51
3.10 The relationship of the coordinate systems of magnetic field generator M , sensor A , sensor B and sensor S	52
3.11 Averaged orientation ($\bar{\mathbf{q}}$) of two orientations (\mathbf{q}_1 and \mathbf{q}_2).	54
3.12 Averaged orientation ($\bar{\mathbf{q}}$) of three orientations ($\mathbf{q}_1, \mathbf{q}_2$ and \mathbf{q}_3).	54
3.13 Algorithm for calculating average of quaternions.	55
3.14 Scene of Experiment 1. Tool is supported by a bracket for preventing unexpected hand shaking.	57
3.15 Compensation result of different velocity.	60
3.16 The stability of κ in different sample count.	61
3.17 Samples of position errors using DRF without evaluation sensor (top figure) and with evaluation sensor (bottom figure).	62
3.18 Output errors of tracking sensor with respect to DRF.	63

4.1 In the navigation system, a magnetic field generator 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. 67

4.2 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. . . . 69

4.3 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. 70

4.4 Epipolar geometry. The two cameras are indicated by their centers $C^{(i)}$ and $C^{(i+1)}$ and image planes $I^{(i)}$ and $I^{(i+1)}$. The camera centers, 3D-space point X and its images x and x' lie on a common plane Π . The camera baseline, which joins the points $C^{(i)}$ and $C^{(i+1)}$, 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' 73

4.5	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.	75
4.6	The result of epipole detection using endoscope image pairs. Images (a) and (d) are the images corresponding to $I^{(i)}$ and $I^{(i+1)}$, 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.	76
4.7	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 $I^{(i)}$ and $I^{(i+1)}$. 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.	77
4.8	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	78
4.9	The motion mode of flexible endoscope tip.	79
4.10	The relationship of optical flow vector and epipole vector in different cases.	80

4.11 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.	81
4.12 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.	85
4.13 The virtual images with (the second row) and without (the third row) compensation corresponding to the real images (the first row).	85
4.14 Accuracy of estimation in different delay time without moving average ($N = 1$). The accuracy of rotation error compensation become bad when the estimated delay time is going far from the true value.	86
4.15 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, without moving average ($N = 1$).	87
4.16 The effect of size of moving average. The accuracy of rotation error compensation becomes better as the size wider.	88
4.17 Rotation error after compensation just using two images without (a) or with (b) position check.	89
4.18 Color artifact in endoscopic images. Real images (1^{st} column), red channel images (2^{nd} column), green channel images (3^{rd} column), blue channel images (4^{th} column), and gray images (5^{th} column) of endoscope outputs. Interlace artifact can be seen on R, G and B channel images (see regions indicated by green arrows.) Weak noise indicated can be seen on R channel image of Case 3 (see regions indicated by red arrows).	90

4.19	Outputs of curvature. Images in bottom row are the outputs corresponding to images in top row. Curvatures becomes higher on images where interlace artifact can be seen (column 3 to 5). Although there are some natural horizontal lines in images (in columns 2, 4 and 5, denoted by blue arrows), the curvature keeps a lower output in un-interlace artifact image (column 2). If there is a sharp horizontal line (denoted by yellow arrow), the output of curvature becomes higher.	91
4.20	Errors of estimated rotation angles. Figures (a) and (b) show estimation errors of rotational angle without and with removing artifact images, respectively. Estimation of rotational angle can be significantly improved by removing artifact images from calibration process.	92
4.21	Curvature integration L_s of images. Figures (a) and (b) show integration of curvature for different images, respectively. Image having interlace artifact can be easily distinguished by integration of curvature.	93
5.1	Scene of clinical experiment of laparoscope navigation. Navigation system navigates surgeons using virtual endoscope images (left) corresponding to laparoscopic images (right) by tracking laparoscope with an optical tracker. Virtual laparoscopic images are shown for augmentation of anatomical structure understanding.	97
5.2	Example of annotation from the Gray's Anatomy Atlas	99
5.3	Block diagram of the proposed method.	101
5.4	Segment of vessel tube.	103
5.5	Label region on a vessel branch	104
5.6	Relationship of vessel model and real vessel	105
5.7	Annotating vessel names on vessel surface.	105
5.8	Annotations are repeatedly rendered on surface of a blood vessel from a starting point e_i with specified interval Δ	106
5.9	Block diagram of rendering procedure.	107
5.10	Volume rendering by ray casting.	108

5.11 Volume rendering results of labeled 3D data ($\kappa = 1.5$, $n = 5$, $\phi = 70^\circ$, $\delta = 5$, $\Delta = 5$). From (a) to (f) are images generated from different viewpoints with different 3D images: 1) resolution of labels is so good that they are easy to be read; 2) labels are always posted on the front of the vessel tube to avoid hiding them when the volume data are rotated with respect to viewpoint, i.e., they are easily seen; 3) labels are correctly drawn on the vessel surface. It is easy to understand what is indicated by them; 4) no information is hidden by them. 110

5.12 Time required to draw a frame image. Compared with the original volume rendering algorithm, the proposed method needs more time to render a labeled image. However, the additional time in the proposed method can be ignored because it is negligible compared with the total volume rendering time. 111

5.13 Rendered images in different size 112

5.14 The distortions of the vessel label are corrected by smoothing the center line of the blood vessel. In figure (a), we can find some distorted vessel labels due to a jagged vessel center line. Those kinds of distortions can be compensated with results generated by using smoothing of the vessel center line (b). 113

5.15 Examples of vessel annotations whose orientations and positions are fixed on the vessel surface. In cases from (a) to (c), when changing the viewpoint, vessel annotations may be hidden by the vessels themselves. In cases from (d) to (f), since vessel annotations are always rendered on the front of vessel surface regardless of the viewpoint change, it is easy to read the annotations in any viewpoint using the proposed method. . . 114

5.16 Comparison of overlapping labels and annotations rendered by our proposed method. 115

5.17 Visibility of vessel annotations affected by parameter κ . (a) A annotation is hidden by a vessel because of its small radius. This problem can be recovered by increasing parameter κ (b and c).	115
A.1 Transformation relationship between two coordinate systems.	122
A.2 The output of EMT sensor.	123
A.3 Euler angles. The fixed coordinate system is shown in blue, the rotated coordinate system is shown in red. The line of nodes, labeled n , is shown in green.	124
A.4 The relationships of the coordinate systems at Hand-Eye calibration.	124

表 目 次

3.1	Specifications of the magnetical sensor.	56
3.2	Specifications of the optical sensor.	56
3.3	Result of experiment 1. Tool is supported by a bracket for preventing unexpected hand shaking.	58
3.4	Result of experiment 2. Tool is moved by free hand.	59
4.1	The accuracy of estimated rotation angle.	84
5.1	Comparision of surface rendering and volume rendering.	98

第1章 はじめに

19世紀に入ってから、現代医学は著しく発展してきた。人体の構造が明らかになり、医療理論がつくられ、有効な治療手法も確立されてきた [1]。1977年には、世界保健総会において「2000年までにすべての人に健康を」(Health for All by the Year 2000) が WHO (世界保健機関) の基本目標に設定された。人類は健康の改善、医療の質の向上を目指し努力している。この目標を実現するために重要なことは、高度な外科的治療手法 (手術) の開発により、患者の生活の質や寿命の向上である [2, 3]。伝統的な外科的治療手法の1つとしての開放手術は、目標領域を操作するため、皮膚や腹壁をより大きく切開することで、病気や損傷を治す手術を行う (Figs. 1.1 and 1.2) [4–6]。しかし、このような手術は人体を切開する必要があるため、人体にかかる損傷が大きく、術後の疼痛が重いなどの欠点がある。過去数十年の間、内視鏡手術などの低侵襲技術の臨床への応用が増加している。伝統的な手術と比較すると低侵襲手術は、組織損傷の軽減だけでなく、入院期間の短縮、術後疼痛の軽減、術後回復の早期化、合併症の発生率の低下、手術痕の減少など多くの利点がある [7, 8]。低侵襲技術の出現は、伝統的な治療手法を革命的に変えたとも言える。この章では、内視鏡検査の歴史、内視鏡下手術の実行方法、内視鏡手術の利点と欠点、内視鏡手術ナビゲーションシステムについての概要を述べる。

1.1 内視鏡検査の歴史

内視鏡検査の起源は、約2000年前に遡ることになる。歴史的文献によると、世界に「医学の父」として知られている古代ギリシャの医師ヒポクラテス (Hippocrates, 紀元前370～460) が人の直腸を観察する検査ツールについて言及していた [9, 10]。古代ギリシャ、ローマ、エジプトでは、人の直腸、鼻腔や体の他の部分を観察するために同様の検査ツールを使用したことが記録されている。当時は、「内視鏡」で人体内部を観察するのは自然光に依存するため、応用が制限されていた。1806年、ドイツの Philipp Bozzini によって、



Fig. 1.1 A scene of an open surgical procedure. An open surgical procedure or laparotomy requires a large incision to access the area of interest (www.med.nagoya-u.ac.jp).

体内部を観察する装置「Lichtleiter (ドイツ語, 光線伝導装置)」(Fig. 1.3.(a)) [11] が作られた。この装置は、世界で最初の内視鏡であると考えられ、人工的な光源として蝋燭を使用していた。1853年、フランスの医師 Antoine Jean Desormeaux が「Lichtleiter」を改良し、患者に適用した。彼はこの装置を「内視鏡 (endoscope)」と命名した [11](Fig. 1.3.(b))。このため、Desormeaux が「内視鏡の父」と考えられている。ほぼ同時期に、新しい内視鏡のモデルがアメリカで開発された。当時の最良の内視鏡は、1860年に Phillip Skinner Wales によって Pennsylvania 大学で設計された内視鏡であった。Fig. 1.3.(c) に示すように、Wales の内視鏡は非常に鋭いくちばしと金属シャフトが含まれ、眼科ミラーを用いて光線をチャンネルに反射し、医師が眼科ミラー中央の穴により人体内部を観察する。この装置は軽くて使用が容易であった。

現在一般的に行われている内視鏡検査が生まれたのは、1878年であった [12]。その年、ドイツの泌尿器科医の Maximilian Carl-Friedrich Nitze (1848-1906) がメカニックの Joseph Leiter と一緒に開発した cystoscope (Fig. 1.3.(d)) で、膀胱の検査を行った。Nitze/Leiter の cystoscope は臨床に応用され、画期的な発明であった [10, 12]。この装置

1.1. 内視鏡検査の歴史

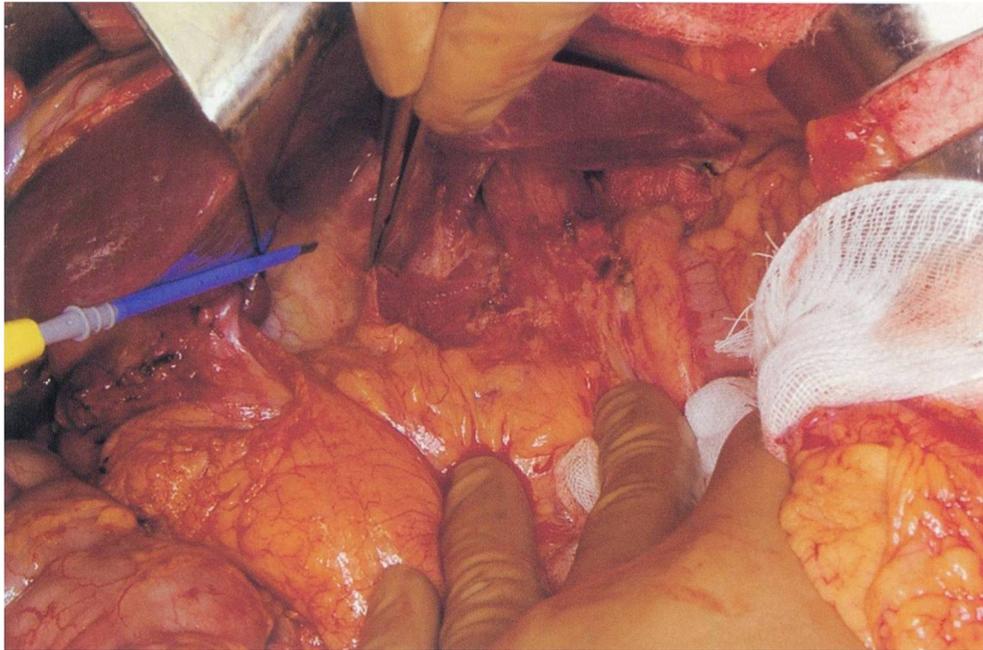


Fig. 1.2 An operative field of an open surgical procedure. There is better exposure during open surgical procedure, however, larger incision is made and leaves large scar [4].

の最大の欠点は、照明に使う電球の熱を冷却するため複雑な水冷システムが必要であることであった。Fig. 1.3.(d) に示すように、接眼レンズの近くに出てくる2つの大きな角は、冷却水用の注水口と排水口である。2つの細いペグは電球のための電気接点である。1879年、彼らが改良した cystoscope を発表した。この装置は国際科学界で高く評価された「Blasenspiegel (ドイツ語, cystoscope, 膀胱鏡)」であった。

20世紀に入ってから、科学技術、特に光電子技術の進歩とともに、内視鏡技術が大きく発展し、臨床における内視鏡での検査と治療の報告が増えてきた。1980年代のビデオ内視鏡システムが発明以前は、内視鏡が主に検査に採用されていた。ビデオ内視鏡システムでは、内視鏡先端に固定されたイメージセンサにより取得した画像を、直接外部のモニターに転送することができる (Fig. 1.4)。そのため、ビデオ内視鏡では、チームメンバーが同時に内視鏡画像を見ることができ、助手が内視鏡を配置することで執刀医師が手術を行うことが可能になった (Fig. 1.5)。内視鏡を配置する助手は「カメラ助手」という [13]。この特徴は内視鏡手術が広まる大きなインセンティブの一つとなった。20世紀末から、内視鏡による検査と手術が骨盤、虫垂、脾臓、大腸、胃、腎臓、肝臓、胆嚢などの臓器に広く採用されている。



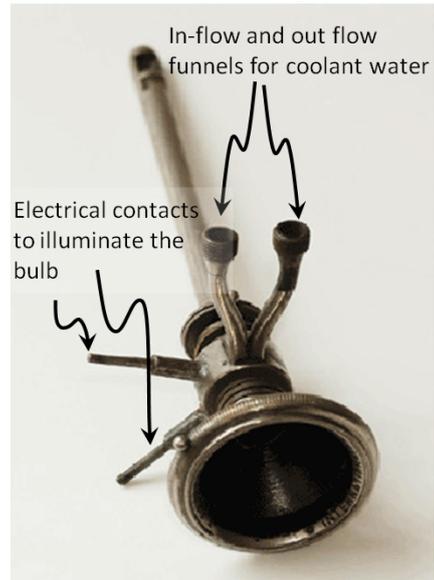
(a) Bozzini's Lichtleiter [11]



(b) Desormeaux's endoscope [11]



(c) Wales's urethroscope [12]



(d) Nitze/Leiter's cystoscope [11]

Fig. 1.3 Historic endoscopes.

1.2 内視鏡下治療の問題点

低侵襲手術として内視鏡手術は、患者の苦痛を軽減するために重要な意義を持っているが、このような損傷が少ない手術には、いくつかの問題点もある。

1.2. 内視鏡下治療の問題点

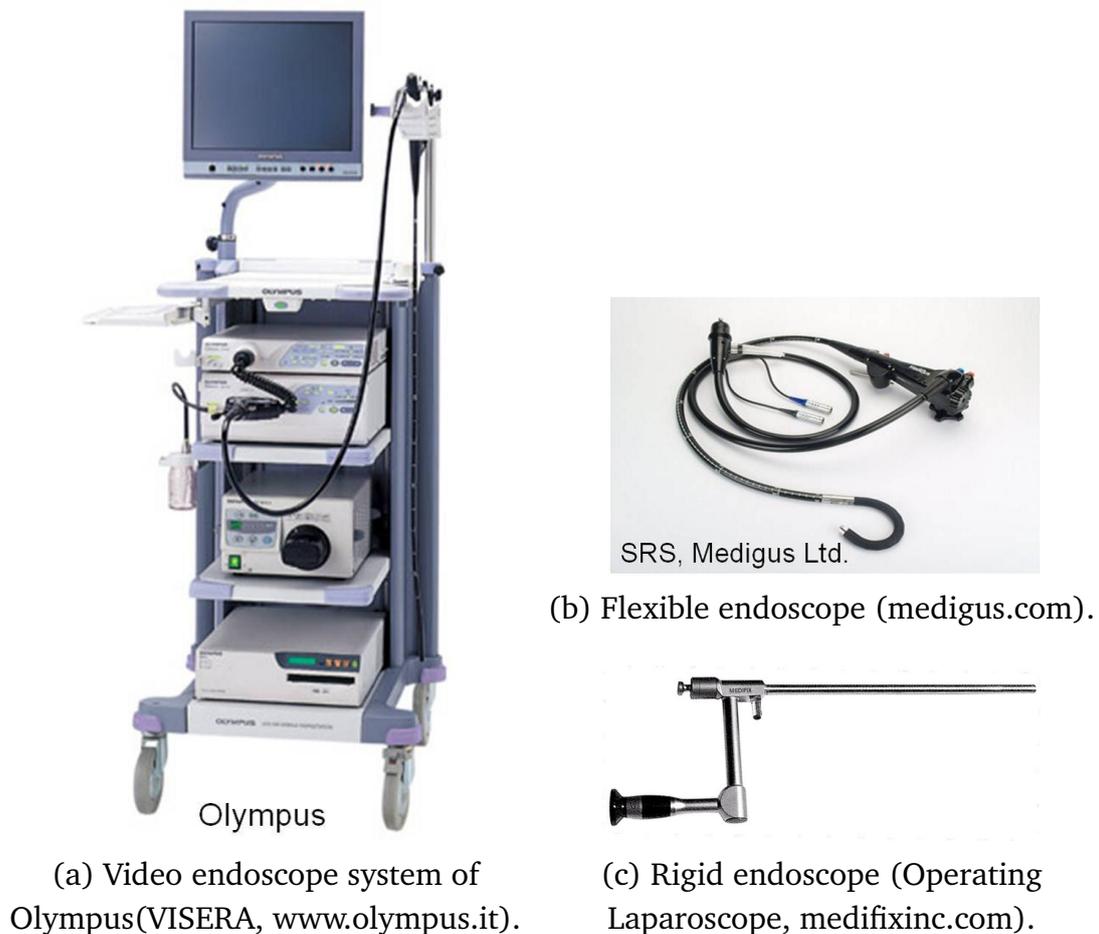


Fig. 1.4 Equipments of video endoscopes.

間接視下

内視鏡下手術では、従来の開腹手術と異なり、すべての手術操作は予め体に作った穴または自然開口部（例えば鼻、口）を経て体に挿入された内視鏡により撮影された画像をモニターを通じて見ながら行われる [14,15]。しかし、内視鏡画像を取得する視点と術者の目の位置が一致しておらず、内視鏡の向きと目線や操作線が異なることから、挿入や操作の方向が一致していない。そのため、これは術者にとって困難な手術手法であるとも言える [7]。その上、体に入った内視鏡先端に固定されたカメラは、視野や視点が限定されるため、注目している組織の表面だけしか観察できず、視野内の臓器構造や術野周囲組織情報の把握が非常に困難である [16,17]。

遠隔操作

開腹手術では、術者の視点から術野を観察することが行われるため、操作線と目線が一



Fig. 1.5 A sense of flexible neuroendoscopic surgery.

致しているだけでなく、術者が手で直接術野の組織を触ることができ、触覚で組織を区別することもできる。内視鏡下手術では、術者がモニターの画像を見ながら細長い鉗子を用いて手術の操作を行う。この操作は鉗子を通じた触覚だけを頼りに行われるため、触覚で術野の組織を区別することができず、腫瘍と組織の区別が難しい。また、操作対象の把握も困難であり、手術の安全性が術者の経験に大きく依存する [7, 16, 17]。

狭い操作空間

もう 1 つの問題点は、内視鏡の観察と鉗子の操作空間が極めて限定されていることである。鉗子の挿入位置は、術者と手術目的臓器との相対的位置関係によって設定される。挿入された鉗子先端が内視鏡の視野空間に現れるまでの間に、予期しない損傷が発生する可能性がある。この問題点を回避するため、内視鏡を動かして鉗子先端を追いかけて、その都度手術視野を設定し直すのが、術者やカメラ助手に過度の負担を負わせることになり、手術ミス発生の可能性が大きくなる [7, 8]。

以上の問題を解決し、術者の負担を軽減し、内視鏡手術の安全性と有効性を向上させることを目標とする内視鏡手術コンピュータ支援システムが切望されている。

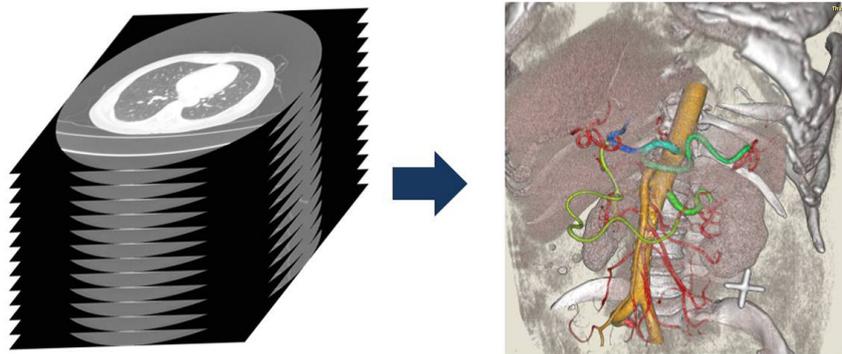


Fig. 1.6 An example of volume rendering.

1.3 体の地図・3次元医用画像

近年，科学の進歩と情報処理技術の発展に伴い，医療分野におけるコンピュータの応用も急速に発展している．特に医用画像撮影装置のデジタル化により，医療分野におけるコンピュータ画像処理技術が広く応用されている．CT (Computed Tomography) として知られているコンピュータを用いたX線断層撮影技術が，1972年にイギリスの電子技術者のハウズフィールド (Hounsfield) によって開発され，3次元医用画像を開拓し，医用画像診断技術を飛躍的に進歩させた [18]．CTの他に，核磁気共鳴画像法 (MRI : Magnetic Resonance Imaging) やポジトロン断層法 (PET : Positron Emission Tomography) も3次元医用画像撮影装置である [18–20]．この人体内部の観察ができる3次元医用画像は人体組織の地図と考えられる．

一方で，3次元医用画像装置で撮影した画像の枚数は爆発的に増えている．例えば，腹部のCT画像は， $0.7mm \times 0.7mm \times 0.5mm$ の解像度で撮影され，512画素 \times 512画素の2次元画像が約500枚含まれている．経験を持っている医師でも，3次元画像で人体内の目標とする臓器や組織の空間構造を把握することは困難である．そのため，様々な3次元医用画像の可視化手法が研究されている [21–30]．Fig. 1.6は，文献 [23] に提案されたボリュームレンダリング手法で3次元画像を可視化した1つの例である．3次元画像の可視化技術により，臨床の診断と治療において，3次元医用画像が体の地図として活用されてきた．仮想内視鏡 [31–34] はこの1例である (Fig. 1.7)．CTなどの3次元医用画像撮影技術は，内視鏡手術コンピュータ支援システムを実現するために不可欠である．

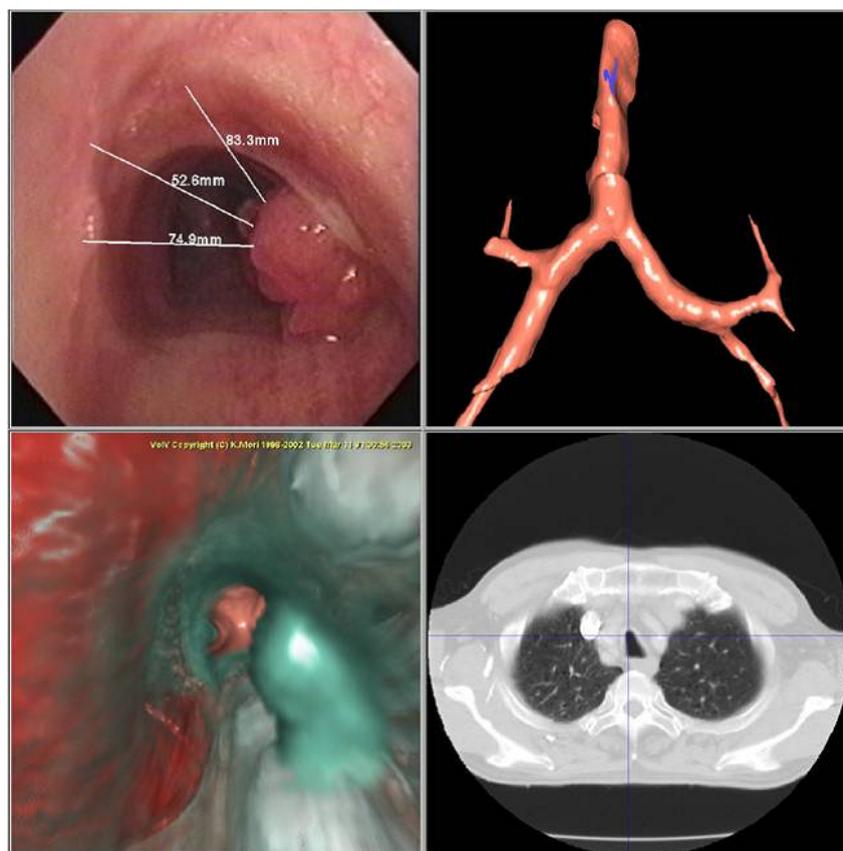


Fig. 1.7 A screen of virtual bronchoscope system. There are four kinds of images in separated windows: (upper left) real bronchoscopic video, (upper right) outside view of bronchus, (lower left) virtual bronchoscopic view, and (lower right) slice image. Live bronchoscopic video is played in the real bronchoscopic window [34].

1.4 ナビゲーション

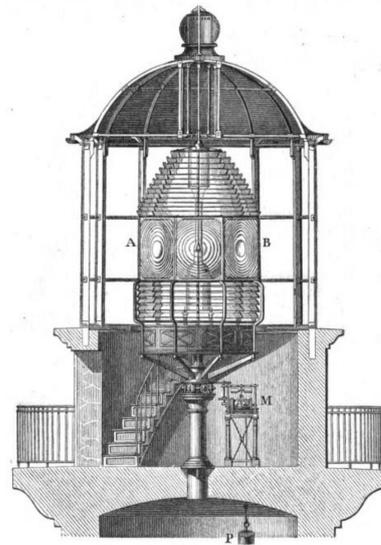
ナビゲーションとは、もともと航海術のことであり、船舶や航空機、自動車などを目的地まで導く役割をするものである。最初のナビゲーションシステムは灯台と考えられる。灯台は、塔や高い建物に設置したランプやレンズなどからの光を放出することで、海上または水路での船員を目的地まで誘導するものである (Fig. 1.8) [35]。このシステムによって、船員は船舶の位置と方向が分かり、見えない危険を避け、目的地まで安全に航海することができる。

現在、市販車の多くにはカーナビゲーションシステムが搭載されている。自車の位置を知り、目的地までの案内をすることがこのシステムの主な機能である (Fig. 1.9)。このシ

1.4. ナビゲーション



(a) Lighthouses are lighted at night, in order to guide mariners to keep clear of danger [35].



(b) Cutaway drawing of a lighthouse lantern room from mid 1800s [35].

Fig. 1.8 Lighthouse, a navigation system for maritime pilots [35].

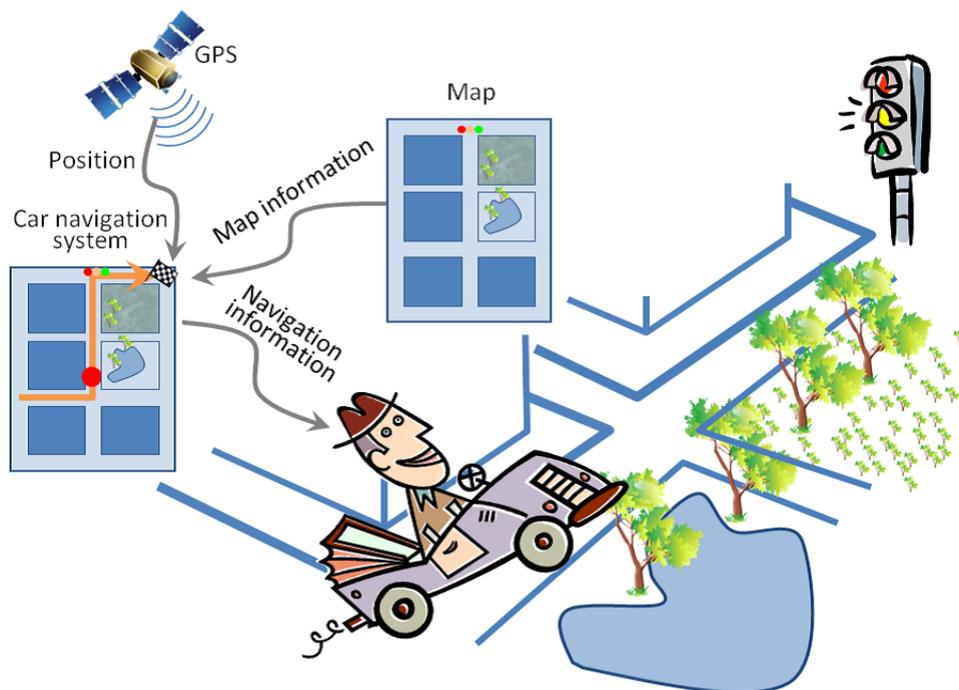


Fig. 1.9 An example of navigation system: Car navigation system.

システムには、GPS（全地球測位システム）衛星からの位置情報をセンシングできる受信アンテナが設置してある。受信アンテナがセンシングした位置情報と予め用意してあるナビ

Car navigation system	↔	Surgery navigation system
Car	↔	Operative tools
Driver	↔	Surgeons
Road	↔	Organ or tissue
Map	↔	Medical images
Directions	↔	Operative planning
Destination	↔	Position of tumor or lesion
Information of location	↔	Information of operative field

Fig. 1.10 Relationship of navigation systems for driver and surgery.

用地図を融合することで、ドライバに情報を提示する [36].

手術ナビゲーションシステムは術前の手術計画を立案し、手術中の患者位置と手術器具の位置関係や術野周囲の組織情報を表示することで、手術を誘導するものである。ナビゲーションシステムとしての手術ナビゲーションシステムは、カーナビゲーションシステムに類似している。カーナビゲーションシステムがドライバを目的地まで誘導するように、手術ナビゲーションシステムは手術時の医師を目的とする部位（例えば腫瘍や病変位置）まで誘導する。カーナビゲーションシステムを手術ナビゲーションに当てはめると、Fig. 1.10 に示しているような対応関係が得られる。

1.5 内視鏡手術ナビゲーションシステム

前節に述べたように、内視鏡手術は低侵襲かつ様々な利点があるため、臨床に広く応用されている。しかしながら、術者に過度の負担を負わせたり、手術ミス発生の可能性が大きくなるという問題点がある。このため、術者負担の軽減、また手術安全性と有効性の向上を目標とし、コンピュータ技術で内視鏡手術を支援する様々な内視鏡手術ナビゲーションシステムが開発されている [37–40]。

これらのシステムでは、Fig. 1.11 に示しているように、追跡システムで取得された内視鏡カメラと手術道具の位置を用い、体の地図としての患者の 3 次元医用画像から内視鏡画像に対応する組織情報や操作指示などを生成し、ボリュームレンダリングなどの可視化技術でナビゲーション情報を提示することで内視鏡手術を誘導する。内視鏡手術ナビゲーションシステムには、手術用内視鏡システムの他に、内視鏡や術具の位置を取得する追跡

1.5. 内視鏡手術ナビゲーションシステム

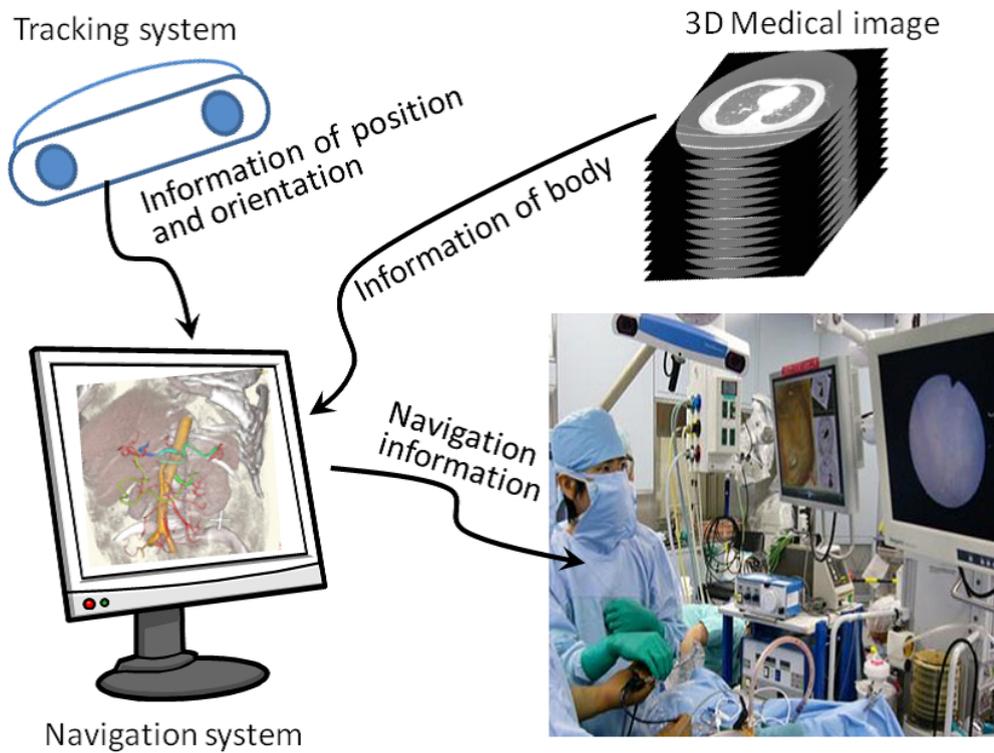


Fig. 1.11 Illustration of endoscopic surgery navigation system.

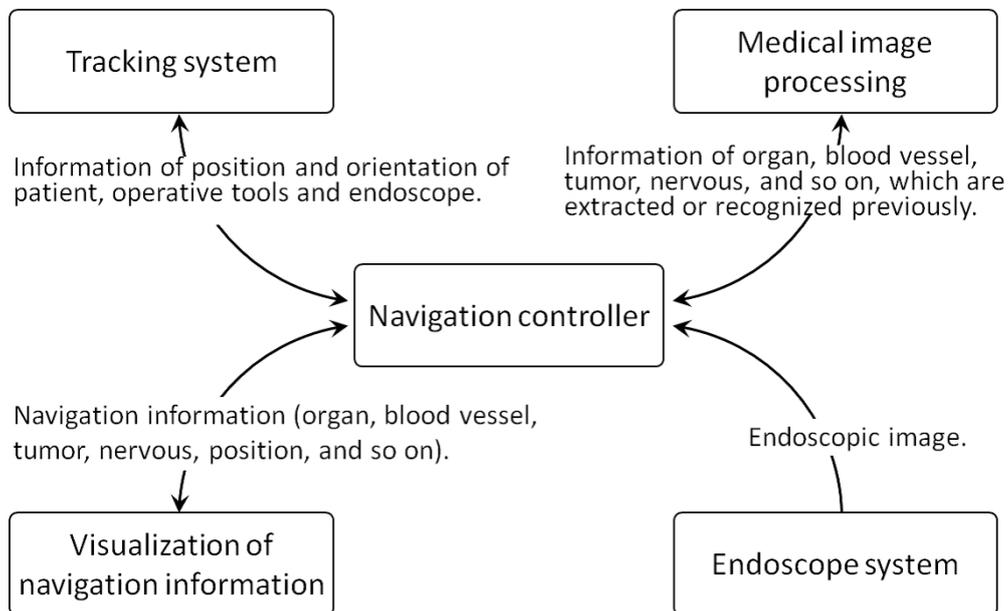


Fig. 1.12 Block diagram of endoscopic surgery navigation system.

システム部，組織や臓器の抽出や認識する医用画像処理部，ナビゲーション情報を提示する可視化部，また内視鏡手術ナビゲーションを行う制御部が含まれている (Fig. 1.12) .

医用画像処理

医用画像処理技術，医用画像の認識・理解，蓄積・検索，伝送，表示，診断支援，手術支援に関する様々な研究が行われている [41–63]．その中で，コンピューター技術を用いた外科治療や手術支援（Computer Aided Surgery or Computer Assisted Surgery: CAS）に関する研究が盛んに行われている [50–63]．

研究当初は，X線 CT や MRI から得られた 3 次元医用画像を手術に応用することで外科手術計画の支援 [53–55]，術中操作の誘導システム [56] などの研究が行われていた．1990 年代に入ってから高解像度の 3 次元画像撮影装置の応用とともに，バーチャルリアリティー (Virtual Reality: VR) の技術を基礎に仮想化内視鏡システムが開発され [64–70]，手術支援に適用されている [71–73]．2000 年から，実人体上に VR で作成した画像を重ね合わせる技術，いわゆる複合現実感 (Mixed Reality: MR) を手術支援に応用する研究が行われるようになった [74]．

一方で，計算機支援診断及び計算機支援手術の高度化を目的として，気管支の枝名対応付け [75] や皮質領域名対応付け [76]，血管名対応付け [77, 78] など解剖学的構造の認識理解に関する研究が注目されている．内視鏡手術ナビゲーションシステムの開発と発展がこれらの研究成果によって推進されている．

追跡システム

内視鏡カメラや術具の位置を取得するため，追跡システムが利用される．臨床へ応用されている追跡システムとしては，光学式位置センサ (例えば，カナダの Northern Digital Inc. の Polaris 製品) と磁気式位置センサ (例えば，アメリカの Ascension Inc. の 3D Guidance 製品) などがある．

光学式センサシステム (Optical Tracking system, 以下, OT) は主に 2 つ以上の赤外線カメラによって構成される [79] (Fig. 1.13)．これらのカメラの内部パラメータおよび相対位置は，予めキャリブレーションすることで算出される．追跡される道具や内視鏡などのターゲットに複数の光学式マーカが固定され (Fig. 1.13)，赤外線カメラでこれらのマーカの画像を取得する．OT は，ターゲット上に固定されたマーカが別々のカメラで撮影した画像情報を用い，立体視技術でターゲットの位置と姿勢を算出する [79, 80]．

一般的に磁気式位置センサシステム (ElectroMagnetic Tracking system, 以下, EMT) には，制御ユニット，磁場発生装置と位置センサ (以下, EMT センサ) の 3 つの部分が含まれる．

1.5. 内視鏡手術ナビゲーションシステム

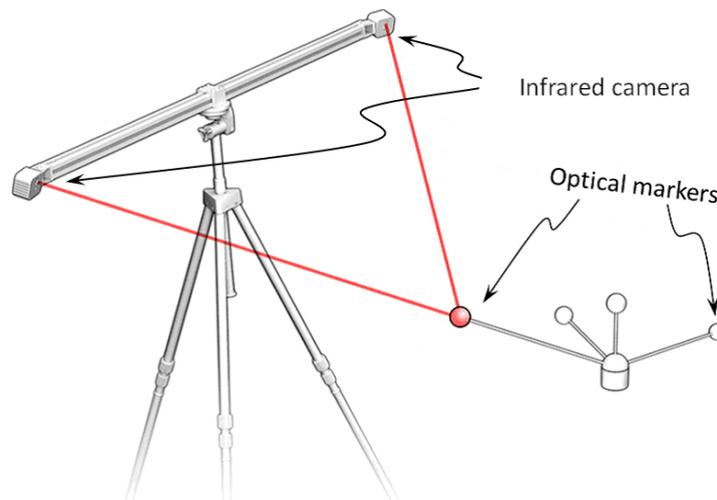


Fig. 1.13 Illustration of optical tracking system [79].

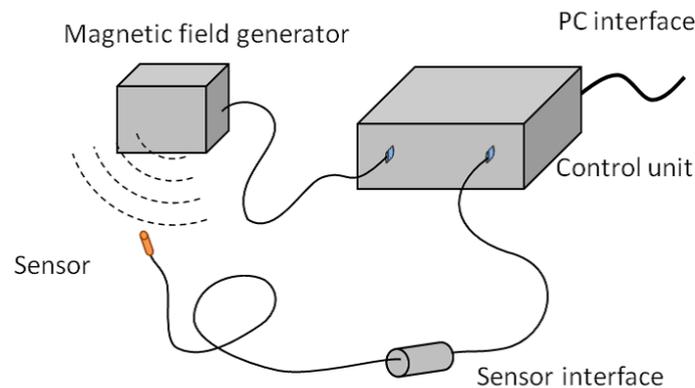
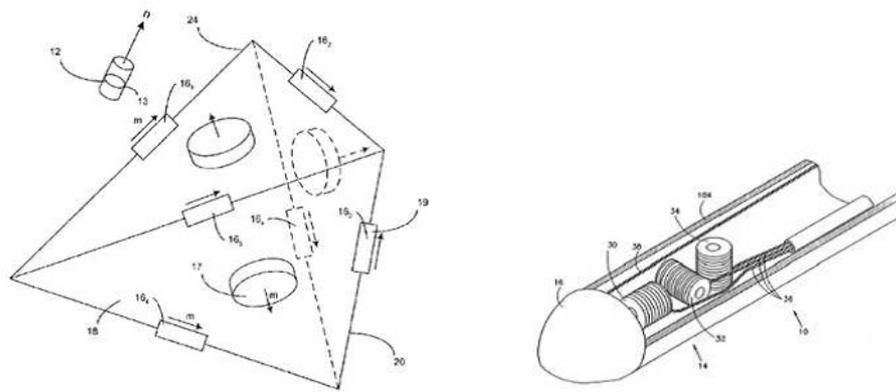


Fig. 1.14 Illustration of electronic magnetic tracking system.

まれている (Fig. 1.14) . 位置センサを磁場発生装置のコイル (Fig. 1.15.a [81]) が発生した磁場に置き , EMT センサ内に固定されたコイル (Fig. 1.15.b [82]) が位置センサの位置と姿勢を計測するわけである .

この2種類の追跡システムは , それぞれの利点と欠点があり , 実際の臨床応用に不可欠なものである . OT センサは , 計測精度が高いという利点があり , 0.5mm 以内の誤差での計測ができるが , 光学的遮蔽の影響を受けやすいという欠点がある . さらに , 軟性内視鏡の場合は , 軟性内視鏡先端とマーカの相対的な位置関係が変化するため , 体に存在する先端位置を推定することは不可能である . EMT では , EMT センサを軟性内視鏡先端に固定することで , 軟性内視鏡先端位置の追跡が可能である . しかし , EMT センサは周囲の金属や電気機器などによる磁場歪みにより計測精度が低くなるという問題がある .



(a) Diagram of magnetic field generator and coil configuration [81].

(b) Diagram of sensor coil configuration [82].

Fig. 1.15 Illustration of electronic magnetic tracking system coil configuration.

ナビゲーション情報の可視化

医用画像処理の部分で述べたように，仮想化内視鏡システムが手術支援に適用されている [71–73, 83]．2010年，Schulze らが OT センサを用いた内視鏡画像に対応する仮想化内視鏡画像生成することで内視鏡手術ナビゲーションシステムを実装し，臨床に応用した [83]．このシステムでは，仮想内視鏡画像がナビゲーション情報として表示されるが，複雑なナビゲーション情報，例えば，目的地までの経路や組織の解剖名称の表示は適用されていない．

ナビゲーション制御

内視鏡手術ナビゲーションシステムの制御部は，他の部を統合することで，ナビゲーションをスムーズに行うことができるようにする部分がある．例えば，内視鏡システムからの内視鏡画像と追跡システムからの位置情報を取得することや，内視鏡システムと追跡システムの同期化を行うことなどが行われる．

1.6 本研究の目的と特徴

前節までに述べた内視鏡手術ナビゲーションは，低侵襲手術の実現に欠かすことができない技術である．高度な内視鏡手術ナビゲーションの実現においては，高精度の追跡技術や術中の誤差補正，また適切なナビゲーション情報提示が必要不可欠な技術である．

1.6. 本研究の目的と特徴

本論文は、内視鏡手術ナビゲーションシステムの精度と性能の向上を目標として、それらを実現する技術について述べる。具体的には、

- (1) EMT センサを用いた軟性内視鏡 (Fig. 1.4.(b)) 手術ナビゲーションシステム
- (2) 6 自由度磁気式位置センサ (EMT センサ) 出力誤差の補正手法
- (3) 実内視鏡視軸に対応する仮想内視鏡視軸の回転誤差の補正手法
- (4) ポリウムレンダリング画像上への血管名称表示手法

について述べる。

(1) EMT センサを用いた軟性内視鏡手術ナビゲーションシステム

Schulze らは、OT センサを用いた内視鏡画像に対応する仮想化内視鏡画像生成することで、硬性内視鏡 (Fig. 1.4.(c)) 手術ナビゲーションシステムを実装し、臨床に応用した [83]。臨床に活用されている軟性内視鏡に関するナビゲーションシステムも期待されている。本研究は、軟性内視鏡手術ナビゲーションシステムの実装について検討する。このシステムでは、軟性内視鏡の先端に EMT センサを固定することで内視鏡カメラの位置を推定し、内視鏡画像に対応する仮想化内視鏡画像を内視鏡手術ナビゲーション情報としてリアルタイムに生成し、軟性内視鏡手術の操作を誘導する。さらに、このシステムの有効性を軟性神経内視鏡臨床手術において評価する。

(2) 6 自由度 EMT センサ出力誤差の補正手法

前節で述べたように、EMT では、軟性内視鏡先端位置の追跡が可能であるが、EMT センサは周囲の金属や電気機器などによる磁場歪みにより計測精度が低くなるという問題がある。EMT センサを用いた軟性内視鏡手術ナビゲーションシステムの精度を向上するため、EMT センサ出力誤差の補正が必要になる。中田らは、光磁気ハイブリッド方式による磁気式 3 次元位置センサの簡便迅速な磁気ひずみ補正 [84] 手法を提案したが、EMT センサを用いて軟性内視鏡手術を誘導する場合は、センサの姿勢情報も必要である。そのため、本研究は中田らの補正手法の改良を行う。姿勢情報も含まれた 6 次元 EMT センサ出力の補正手法を検討し、OpenMRI 手術室で提案手法の有効性を評価する。

さらに、軟性神経内視鏡手術では、患者頭部の固定を行わないため、術中に患者頭部の無意識的な移動が常に発生する。この場合には、手術ナビゲーションする前にレジストレーションした画像座標系と実人体の対応関係が崩れ、ナビゲーションが途中で無効になるという問題がある。Suess らは、EMT センサを動的な参照系 (DRF, dynamic reference

frame) として患者頭部に固定することで [85], 患者頭部の移動を追跡し, 画像座標系を更新する手法を提案した. しかし, EMT の精度が低下した場合, EMT センサ出力の誤差は DRF によって拡大される. 本研究では, 頭部に二番目の補助 DRF のセンサを固定することで, DRF の安定性を改善し, 誤差を軽減するための手法を提案する. また, 本手法の有効性を検討する.

(3) 実内視鏡視軸に対応する仮想内視鏡視軸の回転誤差の補正手法

前述のように, 軟性神経内視鏡手術ナビゲーションでは, 内視鏡先端に EMT センサを固定することで内視鏡カメラの位置を追跡する. しかしながら, 実際の手術では, 滅菌処理や術中の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. つまり, EMT センサのひねり (回転軸) 方向を一致させることは難しい. 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現れる. Hand-Eye [86] と呼ばれる手法により, EMT センサと内視鏡カメラの位置関係の再推定ができるが, 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.

そこで, 本研究では, 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. この手法では, 実内視鏡におけるエピポーラ幾何 [87] 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ことが可能となる.

(4) ボリュームレンダリング画像上への血管名表示手法

手術ナビゲーション情報を提示するため, これまでに, 解剖学的構造の提示方法に関する研究がいくつか報告されている [88–90]. Hartmann らは, 可視化後の 2 次元画像 (以下, 可視化画像) に解剖学的構造物の名称 (以下, 解剖ラベル) を重畳表示する手法を提案している [88]. この手法では, 表示対象を可視化画像に投影し, 可視化画像上で投影した表示対象の領域に, 解剖ラベルを描画する. しかしながら表示された解剖ラベルは, 可視化画像上に直接描画されるため, 表示対象の 3 次元形状に即した表示ができない. この問題に対して, Ropinski らは, 解剖ラベルを直接表示対象のサーフェイスモデルにテ

1.7. 本論文の構成

クスチャマッピングすることで、解剖学的情報が付与された可視化画像を生成する手法を提案した [89]。さらに、Cipriano らは複雑なサーフェイスモデルにおいても、解剖ラベルの可読性を確保するために、テクスチャマッピング専用の平滑化された形状のサーフェイスモデルを追加で用いる手法を提案している [90]。しかしながら、これらの手法ではサーフェイスレンダリングに基づいた可視化画像を使用しており、前述したように、モデリングされた領域以外の解剖学的組織を観察することはできない。

そのため、本研究では、ボリュームレンダリングに基づく可視化画像中に表示対象とする血管解剖ラベルを臓器との前後関係を考慮して融合表示する手法を提案する。提案手法では、医用画像から血管の解剖学的構造を認識理解することで、血管名とその表示位置を決定する。その後、血管名が融合表示された可視化画像をサーフェイスレンダリングとボリュームレンダリングを組み合わせることで生成する。

1.7 本論文の構成

本論文は6章からなる。第1章では、本論文の背景である内視鏡手術の歴史と内視鏡手術の問題点について述べ、その歴史の中で本論文で取り扱う問題がどのような位置づけにあるかを述べる。

第2章では、内視鏡手術ナビゲーションシステムにおける EMT センサを用いた軟性内視鏡カメラの追跡と、EMT センサを用いた軟性神経内視鏡ナビゲーションシステムの実現について述べる。軟性内視鏡カメラの位置・姿勢の情報は、仮想内視鏡画像で軟性内視鏡手術ナビゲーションシステムを実現するために必要不可欠な情報である。ここでは、軟性内視鏡先端に固定された EMT センサの出力により、軟性内視鏡カメラの位置・姿勢を推定する。推定された内視鏡カメラの位置・姿勢を用いて、仮想内視鏡画像をナビゲーション情報とする軟性内視鏡手術ナビゲーションシステムを実装し、実際に OpenMRI 手術での評価実験を行う。この研究に関する研究業績は、学術論文の [3]、国際会議の [3]、学会発表の [5] である。

第3章では、EMT センサの6自由度出力誤差の補正手法について述べる。ここでは、神経内視鏡手術ナビゲーションに要求される精度での位置・姿勢取得を実現するため、6自由度の磁気式センサと光式センサのハイブリッド型ツールを作成し、OT センサの出力により、磁気式位置センサの出力を補正する手法を提案する。さらに、DRF (dynamic

reference frame) としての EMT センサの出力誤差の補正手法を検討し, OpenMRI 手術室で提案手法の有効性を評価する. この研究に関する研究業績は, 国際会議の [3,4], 学会発表の [6-8] である.

第 4 章では, エピポーラ幾何を用いた仮想内視鏡視軸と実内視鏡視軸の間の回転誤差の補正について述べる. ここでは, 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る. 提案手法は, キャリブレーションチャートを必要とせず, 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し, 術中における回転誤差の補正が可能である. この研究に関する研究業績は, 学术论文の [1], 国際会議の [1,2], 学会発表の [3,4] である.

第 5 章では, ボリュームレンダリング画像上への血管名表示手法について述べる. 血管の自動抽出と血管名の自動対応付け手法により抽出した血管枝の名前, 芯線, 太さ, 長さ, 位置, 走行方向などの血管特徴のみを利用することで, 血管枝の名前を解剖アトラスの教科書のようにボリュームレンダリング上へ表示する. 提案手法は, 血管名を正確に対象血管領域に表示できるだけではなく, 血管位置の深さ情報や, 可視性情報なども表現することができる. この研究に関する研究業績は, 学术论文の [2], 国際会議の [5-7], 学会発表の [1,2] である.

最後に, 第 6 章で, 本論文のむすびとして, まとめ及び内視鏡手術ナビゲーションシステムに関する今後の課題, また手術ナビゲーションの将来について述べる.

第2章 EMTセンサを用いた軟性内視鏡手術ナビゲーションシステム

従来は、OT (Optical Tracking system) センサを用いて硬性内視鏡を追跡することで、内視鏡手術のナビゲーションを行う。しかし軟性内視鏡の追跡には適用できない。そこで、本研究ではEMT (ElectroMagnetic Tracking system) センサで内視鏡カメラを追跡することで、軟性内視鏡手術ナビゲーションシステムを実装し、手術室における臨床実験で実装したシステムの有効性の評価を行う。EMT センサで内視鏡カメラを追跡するには、EMT センサとカメラの座標系関係が必要となる。通常、この座標系関係はEMT センサでキャリブレーションチャートの特徴点を計測することで推定する。しかしながら、臨床手術においては、EMT の計測空間が限られているため、適用することができない。このため、ロボットのカメラとハンドの座標系を対応付ける Hand-Eye 手法を利用することで、EMT センサとカメラの座標系関係の推定手法を改良する。さらに、内視鏡先端の姿勢情報を利用することで、EMT センサ出力誤差による推定結果が不安定となる問題を解決する。

2.1 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(頭蓋骨を大きく開ける)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(10 mm 以下の小さい穴)で行なうことで、患者の負担を大幅に軽減することが可能である [91]。

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うため、内視鏡の視野から見えない組織、さらに組織の下に隠れている血管や神経を把握することが難しく、術者にかかる負担が非常に大きい。そのため、手術の精度を高め、手術の安全性ならびに的確性を向上し、術者の負担を軽減するため、神経内視鏡の手術ナビ

ゲーシオンに関する研究が行われている ([37–40, 83, 85, 92–97])。これらのシステムでは、主に 3 つのを行う。1) 術前に用意した 3 次元医用画像を「人体地図」として手術が行われる患者の体に位置合わせする。2) OT または EMT を用い、術具や内視鏡カメラの位置・姿勢を推定する。3) 推定した術具やカメラの位置・姿勢によりレジストレーションした人体地図の 3 次元医用画から、ナビゲーション情報を生成する。しかし、これらの研究では、硬性神経内視鏡が利用され、軟性神経内視鏡先端の追跡に関する研究は報告されていない。

一般的に OT センサは、EMT センサと比較して位置姿勢の推定精度が高いという特長がある一方、光学的遮蔽の影響を受けやすいという欠点がある。さらに、硬性鏡の場合は操作部に付けたマーカの位置から先端位置を推定可能であるが、軟性鏡の場合は、先端とマーカの位置関係が変化するため、先端位置を推定することは不可能である。そのため、軟性鏡先端の追跡では、光学的遮蔽の問題がない EMT センサを軟性鏡の先端に取り付け利用することが考えられる。そこで、本研究では、EMT センサを用いた軟性神経内視鏡手術ナビゲーションシステムを提案する。

以下、2.2 節で仮想内視鏡画像を用いた内視鏡手術ナビゲーションシステムの概要、2.3 節で軟性内視鏡手術ナビゲーションシステムの問題点と従来手法、2.4 節で軟性内視鏡カメラと EMT センサの対応付け手法に関してそれぞれ述べ、2.5 節で実験と考察を加える。

2.2 仮想内視鏡画像を用いた内視鏡手術ナビゲーションシステム

2.2.1 軟性内視鏡ナビゲーションシステムの構成

ナビゲーションシステムの構成を紹介する前に、軟性内視鏡について述べる。基本的に、Fig. 2.1 に示しているように、軟性内視鏡システムには、軟性内視鏡本体、光源コントローラ、ビデオコントローラが含まれている。軟性鏡の先端に埋め込まれたカメラで得られた映像をビデオコントローラに転送し、ビデオコントローラより内視鏡モニターに内視鏡画像を映し出す。軟性内視鏡本体の挿入部分は軟性のチューブで作られ、小さい穴を通して人体内部に入ることができ、人体内部組織の観察や操作が可能である。

まず、内視鏡手術ナビゲーションシステムについて述べる。Fig. 2.2 に示しているよう

2.2. 仮想内視鏡画像を用いた内視鏡手術ナビゲーションシステム

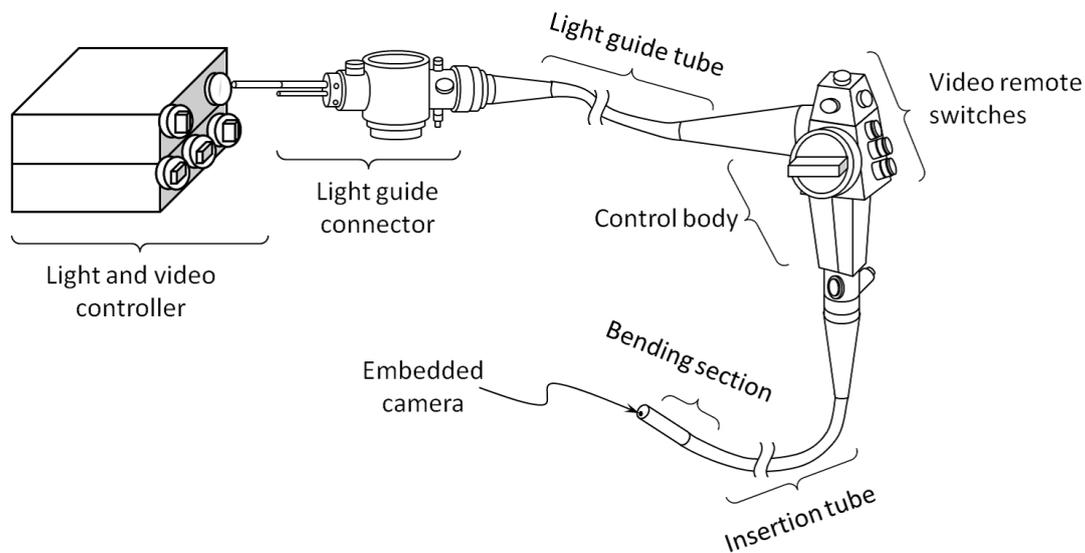


Fig. 2.1 Diagram of a flexible endoscope system. Basically, a flexible endoscope system is composed of light controller, video controller, and flexible endoscope. The structure of the flexible endoscope is the outer shell, composed of five basic sections: light guide connector, light guide tube, control body, insertion tube, and bending section.

に提案した仮想内視鏡画像を用いた軟性内視鏡手術ナビゲーションシステムには、手術に使う内視鏡システムのほか、軟性内視鏡の先端に埋め込まれたカメラ位置・姿勢の推定に使う EMT 追跡システム、またナビゲーション情報としての内視鏡画像に対応する仮想内視鏡画像を生成するナビゲーションシステムが含まれている。

軟性内視鏡手術を行う前に、患者の CT や MR などの 3 次元医用画像を撮影する。撮影した 3 次元医用画像から注目領域、組織また臓器を抽出し、ナビゲーションユニットに格納する。医用画像を撮影するとき、患者の体に基準マーカを取り付ける。取り付けられたマーカは、手術終了まで取り外さず、患者空間と医用画像空間のレジストレーションにも利用する。

術野や手術経路の領域に存在する内視鏡先端また術具を追跡するため、術野や手術経路の領域を EMT の有効計測空間、すなわち EMT の有効磁場内に置く。Ascension の 3D-Guidance を EMT として使う場合は、磁場発生装置の中心点から左右前後 20cm で、上 10cm から 46cm までの空間である。

内視鏡先端また術具の先端を追跡するため、EMT センサを内視鏡先端また術具先端に取り付ける (Fig. 2.3)。EMT センサの出力より、内視鏡また術具の先端の位置・姿勢を推

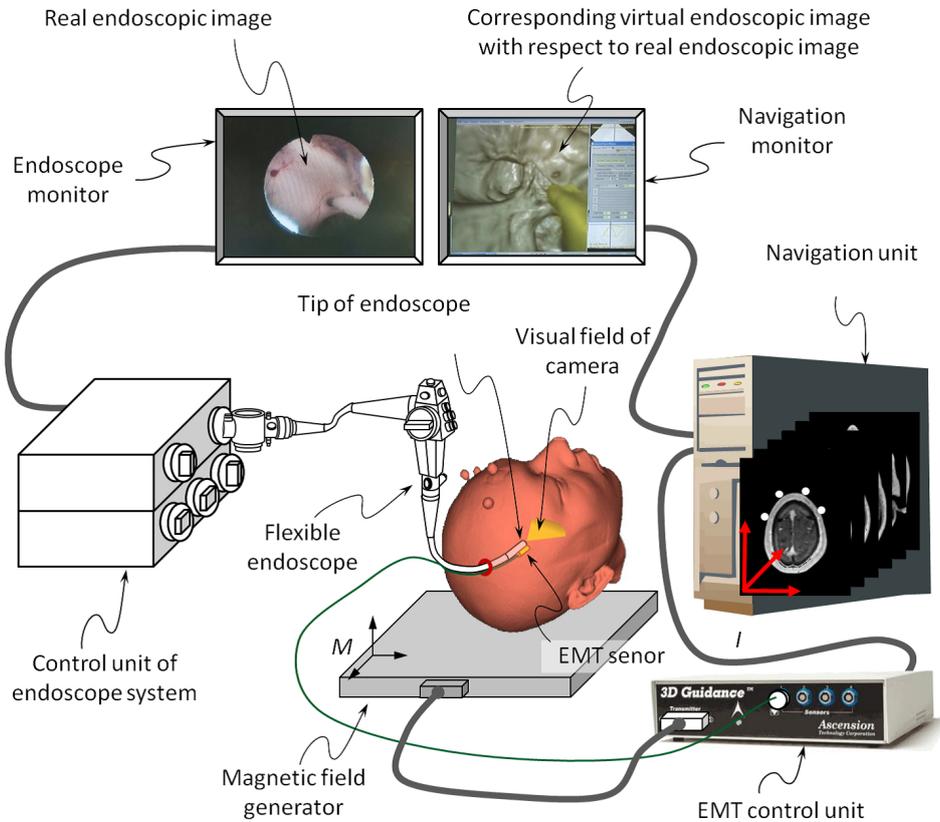


Fig. 2.2 Diagram of an endoscopic surgery navigation system. In this system, an EMT system is used to track camera of endoscope. Virtual endoscopic image corresponding to endoscope image is used as navigation information.

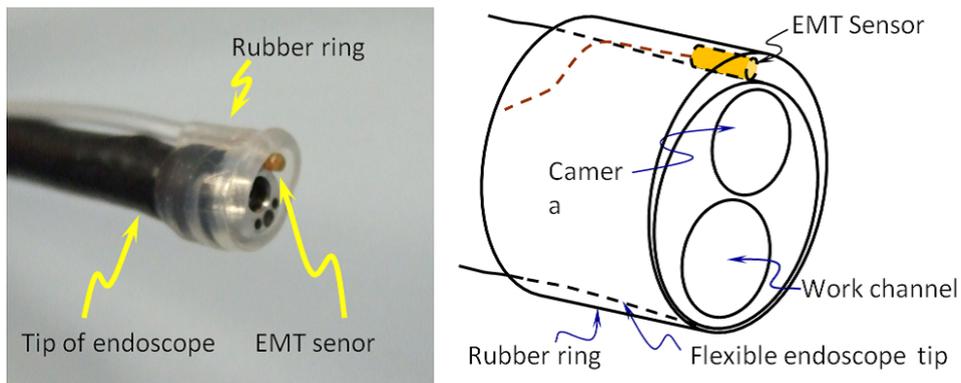


Fig. 2.3 Tip of a flexible endoscope in the navigation system. An EMT sensor is fixed at the tip of flexible endoscope in order to track the position and orientation of the camera of the endoscope.

定する．推定方法は次節で述べる．

2.2. 仮想内視鏡画像を用いた内視鏡手術ナビゲーションシステム

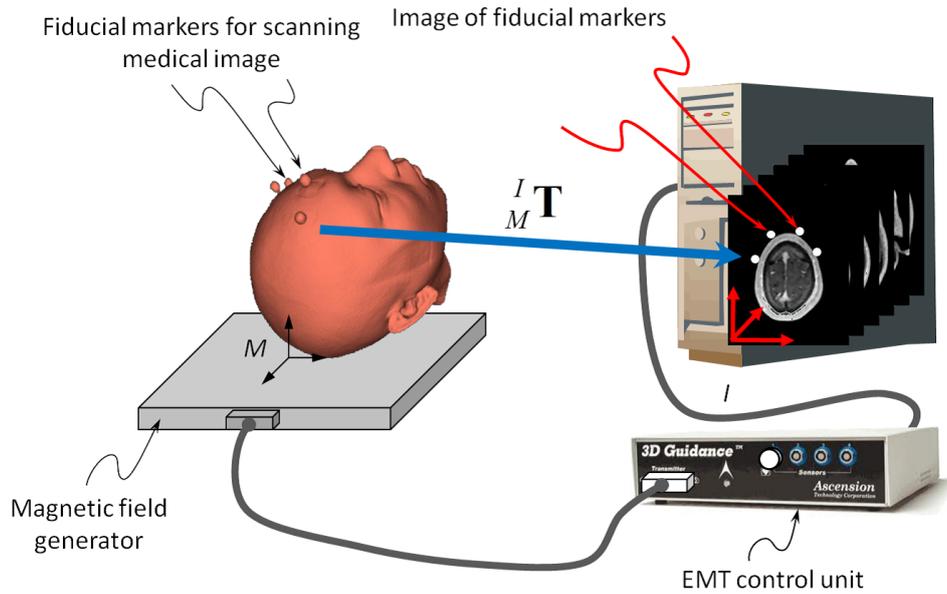


Fig. 2.4 The relationship between a patient coordinate system and a 3D medical image coordinate system is estimated by using position information of fiducial markers with respect to those coordinate systems, respectively.

2.2.2 患者空間と医用画像空間のレジストレーション

3次元医用画像から患者の体に対応するナビゲーション情報を算出するには、患者の3次元医用画像と患者の体の座標系を対応付けることが必要である。ここで、患者空間と医用画像空間の対応付けについて述べる。

患者の3次元医用画像と患者の体の座標系を対応付けるため、患者の医用画像を撮影する時に患者の体に取り付けられた基準マーカを利用する。前節に述べたように、患者の医用画像を撮影する時には、患者の体に3つ以上の基準マーカを取り付ける (Fig. 2.4)。手術前に、3次元医用画像上の基準マークの位置 p_I^i を計測しておく。ここで、 i は基準マークの番号を示す。手術の準備の際、患者を非磁性手術ベッドに固定し、EMTの磁場発生装置を非磁性手術ベッドの下に設置する。磁場発生装置を設置する時には、術野がEMTの計測空間内に位置するようにする。そして、EMTセンサで、患者の体に取り付けた基準マークの位置 p_M^i を計測しておく。座標の関係を簡単化するため、EMTの座標系 M を患者座標系として設定する。患者座標系 (EMT座標系) から3次元医用画像座標系 I までの変換行列 ${}^I_M \hat{T}$ により、

$$p_I^i = {}^I_M \hat{T} p_M^i \quad (2.1)$$

の関係がある．これから， N 個の基準マーカの情報を利用して，最少二乗法 [98] で ${}^I_M \hat{\mathbf{T}}$ の推定値 ${}^I_M \mathbf{T}$ を計算する手順を述べる．理論的な考察については文献 [98] に述べられている．

基準マーカの 3 次元医用画像座標系 I における点集合を $\mathbf{A} = \{\mathbf{p}_I^i\} (i = 1, \dots, N)$ ，基準マーカの患者座標系 M における点集合を $\mathbf{B} = \{\mathbf{p}_M^i\} (i = 1, \dots, N)$ とし，2 組の 3 次元点集合から

$$\mathbf{M} = \sum_{i=1}^N (\mathbf{p}_I^i - \bar{\mathbf{p}}_I)(\mathbf{p}_M^i - \bar{\mathbf{p}}_M)^T, \quad (2.2)$$

で与えられる相関行列 \mathbf{M} を計算する．ここで，

$$\bar{\mathbf{p}}_I = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \mathbf{p}_I^i, \quad \bar{\mathbf{p}}_M = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \mathbf{p}_M^i$$

である．また，各点を重心に平行移動する変換行列を

$$\mathbf{T}_a = \begin{pmatrix} \mathbf{I} & \bar{\mathbf{p}}_I \\ \mathbf{0}^T & 1 \end{pmatrix}, \quad \mathbf{T}_b = \begin{pmatrix} \mathbf{I} & \bar{\mathbf{p}}_M \\ \mathbf{0}^T & 1 \end{pmatrix} \quad (2.3)$$

で表す．ここで， $\mathbf{0}$ は， $(0, 0, 0)^T$ のベクトルを表す．式 (2.2) の相関行列 \mathbf{M} の各成分を

$$\mathbf{M} = \begin{pmatrix} a & b & c \\ d & e & f \\ g & h & i \end{pmatrix}, \quad (2.4)$$

で表し，

$$\mathbf{N} = \begin{pmatrix} a+e+i & f-h & g-c & b-d \\ f-h & a-e-i & b+d & c+g \\ g-c & b+d & -a+e-f & f+h \\ b-d & c+g & f+h & -a-e+f \end{pmatrix} \quad (2.5)$$

で表される行列 \mathbf{N} を計算する．行列 \mathbf{N} の最大固有値に対応する単位固有ベクトル $\mathbf{q} = (q_0, q_1, q_2, q_3)$ が変換行列 \mathbf{T} の回転成分を表すクォータニオンとなる．求められたクォータニオン \mathbf{q} から回転行列

$$\mathbf{R} = \begin{pmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2(q_1^2 q_2^2 - q_0^2 q_3^2) & 2(q_1^2 q_3^2 + q_0^2 q_2^2) \\ 2(q_1^2 q_2^2 + q_0^2 q_3^2) & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2(q_2^2 q_3^2 - q_0^2 q_1^2) \\ 2(q_1^2 q_3^2 - q_0^2 q_2^2) & 2(q_2^2 q_3^2 + q_0^2 q_1^2) & q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 \end{pmatrix} \quad (2.6)$$

2.2. 仮想内視鏡画像を用いた内視鏡手術ナビゲーションシステム

を求めることができる．ここで算出した \mathbf{R} は，

$$\sum_{i=1}^N \|\mathbf{a}_i - \mathbf{T}\mathbf{b}_i\|^2 \quad (2.7)$$

を最小にする回転行列である．ここで， $\|\cdot\|$ はベクトルのノルムを表す．最終的な変換行列 ${}^I_M\mathbf{T}$ は

$${}^I_M\mathbf{T} = \mathbf{T}_a \begin{pmatrix} \mathbf{R} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0}^T & 1 \end{pmatrix} \mathbf{T}_b^{-1} \quad (2.8)$$

で算出できる．

2.2.3 カメラ位置の推定

ここで，3次元医用画像空間における内視鏡カメラ位置・姿勢の推定について述べる．

後述の数式の表現を理解しやすくするため，まず，位置・姿勢情報を表す行列の意味を説明する．二つの座標系 M と S を仮定する． S から M への変換行列を ${}^M_S\mathbf{T}$ で表す． M における S の位置を $\mathbf{t} = (x, y, z)^T$ とし，姿勢行列を $\mathbf{R}_{3 \times 3}$ とすると，

$${}^M_S\mathbf{T} = \begin{pmatrix} \mathbf{R} & \mathbf{t} \\ \mathbf{0}^T & 1 \end{pmatrix} \quad (2.9)$$

になる．すなわち， M における S の位置・姿勢情報は S から M への変換行列 ${}^M_S\mathbf{T}$ と見なすことができる．

2.2.1 節に述べたように，内視鏡のカメラを追跡するため，内視鏡先端に EMT センサを取り付ける．EMT センサ座標系 S におけるカメラ座標系 C の位置・姿勢を ${}^S_C\mathbf{T}$ で表すと，カメラ座標系 C にあるひとつの点 \mathbf{p}_C が，EMT センサ座標系 S における位置は $\mathbf{p}_S = {}^S_C\mathbf{T}\mathbf{p}_C$ になる (Fig. 2.5) ．

内視鏡カメラ，EMT センサ，磁場発生器及び MR 画像の座標系をそれぞれ C ， S ， M 及び I と記す (Fig. 2.5) ．カメラ座標系 C における点 \mathbf{p}_C と対応する画像上の点 \mathbf{p}_I の関係は，

$$\mathbf{p}_I = {}^I_C\mathbf{T}\mathbf{p}_C = {}^I_M\mathbf{T}{}^M_S\mathbf{T}{}^S_C\mathbf{T}\mathbf{p}_C \quad (2.10)$$

で表すことができる．ここで， ${}^S_C\mathbf{T}$ ， ${}^M_S\mathbf{T}$ ， ${}^I_M\mathbf{T}$ ， ${}^I_C\mathbf{T}$ は，それぞれ C から S ， S から M ， M から I ， C から I への変換行列を表す．また， ${}^M_S\mathbf{T}$ は EMT センサの出力であり， ${}^I_M\mathbf{T}$ は，

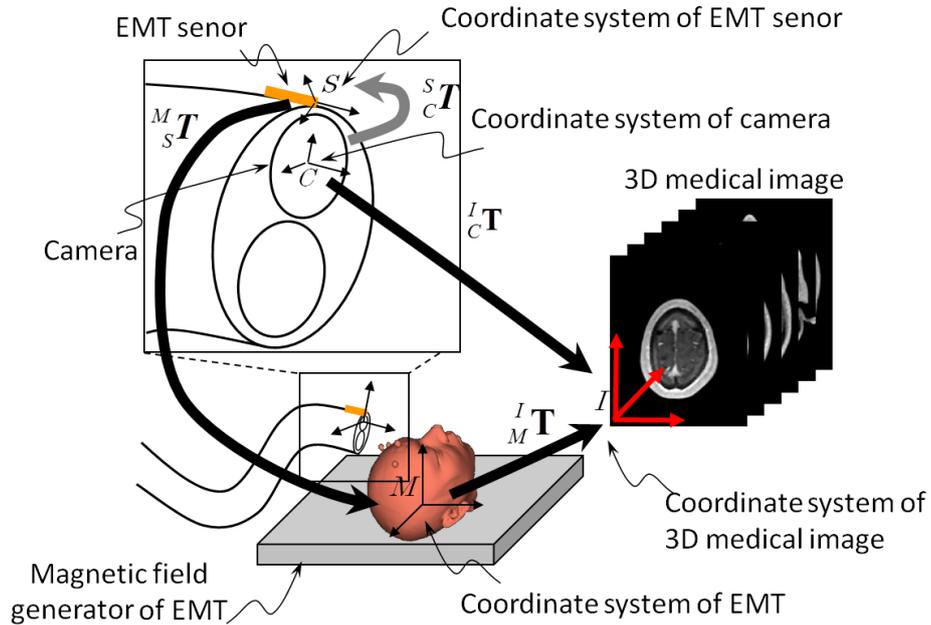


Fig. 2.5 The relationship of the coordinate systems of magnetic field, images, neuroendoscope camera, and sensor in a navigation system.

2.2.2 節で推定した行列である．従って，EMT センサ座標系 S とカメラ座標系 C の位置関係行列 ${}^S_C\mathbf{T}$ を推定することが鍵となる．算出方法は 2.4 節に述べる．

2.2.4 仮想内視鏡画像の生成

ここで，内視鏡画像に対応する仮想内視鏡画像の生成について述べる．前節に述べたように，内視鏡カメラ座標系 C から 3 次元医用画像座標系 I までの変換行列 ${}^I_C\mathbf{T}$ は

$${}^I_C\mathbf{T} = {}^I_M\mathbf{T} {}^M_S\mathbf{T} {}^S_C\mathbf{T} \quad (2.11)$$

で算出できる．式 2.9 によって， ${}^I_C\mathbf{T}$ は内視鏡カメラの 3 次元医用画像座標系 I における位置・姿勢情報行列である．この位置・姿勢情報を仮想カメラの位置・姿勢情報を利用して，森らにより提案された高速レイキャスティング (ray casting) ボリュームレンダリング手法 [23] で仮想内視鏡画像を生成する (Fig. 1.6) ．

レイキャスティングボリュームレンダリングでは，3 次元画像内に分布しているボクセルを任意の視線 (レイ) に沿って一定間隔でサンプリングし，その値を加算していくことで 3 次元画像の可視化を行う (Fig. 2.6) ．レイに沿ってボリュームをサンプリングするこ

2.2. 仮想内視鏡画像を用いた内視鏡手術ナビゲーションシステム

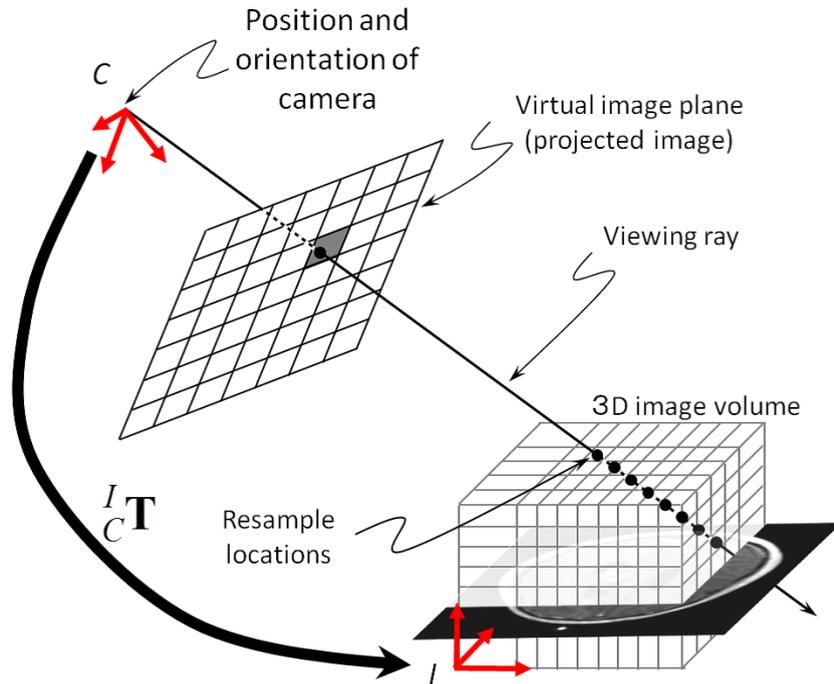


Fig. 2.6 Generation of virtual endoscope image.

とからレイキャスティング (ray casting) と呼ばれている。レイは仮想画像の各画素から射出され、一定間隔でボリューム内のボクセルをサンプリングする。ボリュームレンダリングでは、各サンプル点にそれぞれの輝度値 b によって、不透明度 α を与え、順次各サンプル点の輝度値 b と α との積を

$$B^i = B^{i-1} + \beta^i \cdot \alpha^i \cdot b^i, \quad (2.12)$$

$$\beta^i = \beta^{i-1} \cdot (1 - \alpha^i) \quad (2.13)$$

で加算する。ここで、 i は、サンプリング時のステップである。レイキャスティングにおけるサンプリング点の輝度値と不透明度は、一般に、隣接する8つのボクセルのそれぞれの値から線形補間により求める。総透明度 β が0になる時、あるいはレイがボリュームから抜け出した時、その画素に対する処理を終了し、加算結果 B をその画素の値として表す。画像上に全部の画素を算出した画像は、 $I_C T$ の位置・姿勢を持っている内視鏡カメラ画像に対応する仮想内視鏡画像である。

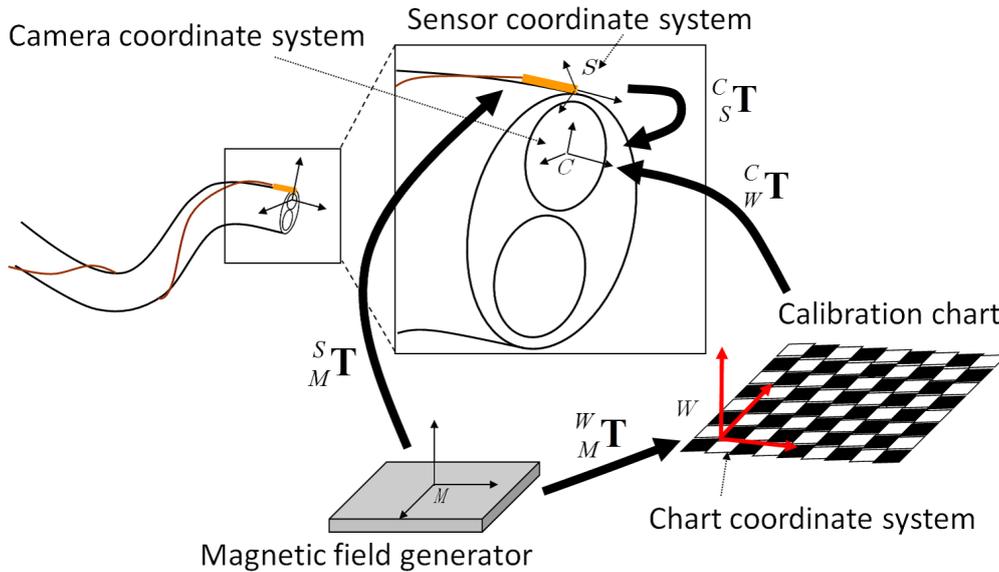


Fig. 2.7 The relationship of an EMT and a camera coordinate system. The transformation matrix, which denotes the position and orientation of sensor with respect to camera coordinate system, can be expressed as ${}^C_S\mathbf{T} = {}^C_W\mathbf{T}{}^W_M\mathbf{T}{}^M_S\mathbf{T}$.

2.3 問題点と従来手法

前節に述べたように，実内視鏡画像に対応する仮想内視鏡画像を高精度に生成するためには，内視鏡先端の位置・姿勢ではなく，カメラの位置・姿勢 ${}^C_S\mathbf{T}$ が必要である (Fig. 2.5)．石谷らは，一つのキャリブレーションチャートを利用して， ${}^C_S\mathbf{T}$ を推定することを検討した (Fig. 2.7) [99, 100]．その手法は，磁場発生器座標系 M からキャリブレーションチャート座標系 W への変換行列 ${}^W_M\mathbf{T}$ を推定して， C から S への変換行列 ${}^C_S\mathbf{T}$ を

$${}^C_S\mathbf{T} = {}^C_S\mathbf{T}^{-1} = ({}^C_W\mathbf{T}{}^W_M\mathbf{T}{}^M_S\mathbf{T})^{-1} \quad (2.14)$$

で算出する．ここで， ${}^C_W\mathbf{T}$ は，キャリブレーションチャートを利用して推定された W から C への変換行列である．行列 ${}^W_M\mathbf{T}$ は，予め EMT センサでキャリブレーションチャートの特徴点を計測し，2.2.2 節で述べた座標系のレジストレーション手法を用いて推定ができる．しかしながら，手術時にキャリブレーションチャートの特徴点を計測すると，ナビゲーションの操作が複雑になるという問題点がある．さらに，臨床利用の場合では，EMT センサを用いた軟性神経内視鏡手術を行う時，患者の頭部を EMT 計測空間に位置するため，EMT センサでキャリブレーションチャートを計測するための空間がなくなるという問題がある．

2.4. ${}^S_C\mathbf{T}$ の推定手法

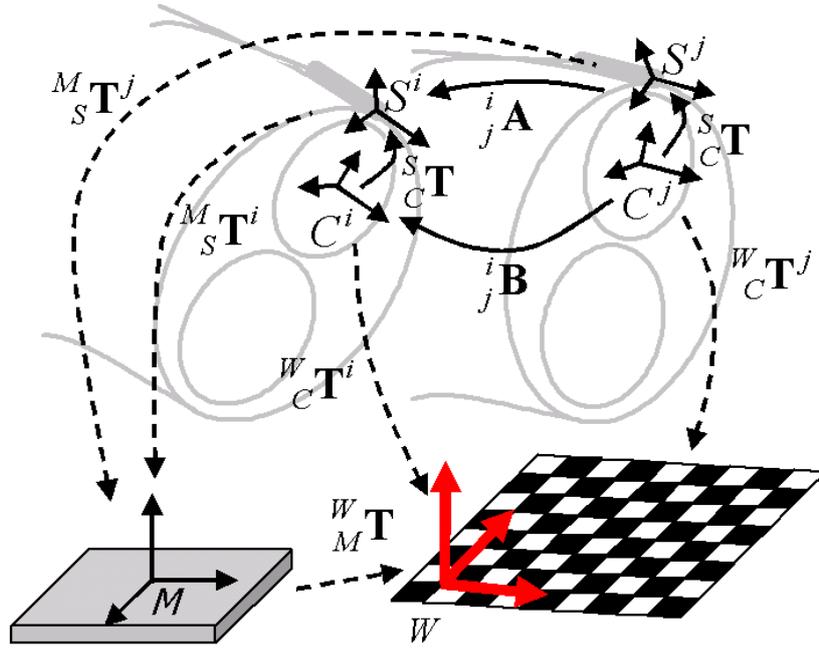


Fig. 2.8 The relationships of the coordinate systems at two different camera positions.

この問題を解決するために，本研究では，Hand-Eye キャリブレーション手法 [86] を利用した ${}^S_C\mathbf{T}$ の推定手法を提案する．提案手法では，EMT センサが固定された軟性内視鏡先端を EMT 計測空間で位置姿勢を変化させながら，EMT 磁場発生装置に対して固定されたキャリブレーションチャートを撮影する．様々な位置・姿勢での EMT センサの出力とカメラで撮影された画像を利用して ${}^S_C\mathbf{T}$ を推定する．

2.4 ${}^S_C\mathbf{T}$ の推定手法

本手法では，内視鏡の先端に取り付けられた EMT センサにより，磁場発生装置座標系における内視鏡先端の位置・姿勢を取得する [101,102]．キャリブレーションチャートにより，キャリブレーションチャート座標系 W におけるカメラの位置・姿勢を推定する [99]．取得した内視鏡先端の位置・姿勢情報（すなわち，EMT センサの出力）と対応する推定したカメラの位置・姿勢情報を用い，Hand-Eye 手法 [86] を利用して ${}^S_C\mathbf{T}$ を推定する．以下，推定手法について述べる．

空間中の二つの位置 i, j で EMT センサとカメラの座標関係について考える (Fig. 2.8)．位置 i, j で，それぞれ M における EMT センサの出力を ${}^M_S\mathbf{T}^i, {}^M_S\mathbf{T}^j$ とし，キャリブレーション

ションチャート座標系 W におけるカメラの位置・姿勢情報を ${}^W_C\mathbf{T}^i, {}^W_C\mathbf{T}^j$ とすると,

$${}^i_j\mathbf{A} = ({}^M_S\mathbf{T}^i)^{-1} {}^M_S\mathbf{T}^j, \quad (2.15)$$

$${}^i_j\mathbf{B} = ({}^W_C\mathbf{T}^i)^{-1} {}^W_C\mathbf{T}^j, \quad (2.16)$$

となる．ここで, ${}^i_j\mathbf{A}$ は, 位置 i の EMT センサ座標系における位置 j の EMT センサの位置・姿勢を表す． ${}^i_j\mathbf{B}$ は, 位置 i のカメラ座標系における位置 j のカメラの位置・姿勢を表す．明らかに, 等式,

$${}^i_j\mathbf{A} {}^S_C\mathbf{T} = {}^S_C\mathbf{T} {}^i_j\mathbf{B} \quad (2.17)$$

が成立する (Fig. 2.8) . N 個の空間中の位置で, EMT センサとカメラの位置・姿勢を取得すると, $N(N-1)/2$ 個の (A, B) の組が得られる．

$$\mathbf{A}^k {}^S_C\mathbf{T} = {}^S_C\mathbf{T} \mathbf{B}^k, 1 \leq k \leq N(N-1)/2 \quad (2.18)$$

文献 [86] に提案された特異値分解 (SVD) を利用して, $M(m \geq 2)$ 個の (A, B) の組を用い, ${}^S_C\mathbf{T}$ を推定することができる．推定した ${}^S_C\mathbf{T}$ を, 式 (2.10) に代入すると, カメラ座標系と MR 画像座標の対応関係が得られる．

2.5 実験と考察

2.5.1 実験室での実験と考察

本手法の有効性を検証するため, EMT センサとして 3D-Guidance (Ascension Technology Corp., Burlington, Massachusetts, U.S.A.), 軟性内視鏡として BF200 (オリンパス, 東京) をそれぞれ用いて実験を行った．

カメラ座標系から EMT センサ座標系への変換行列 ${}^S_C\mathbf{T}$ を推定するため, まず, 空間中に, 様々な位置・姿勢で, N 個の EMT センサとカメラの位置・姿勢 ${}^M_S\mathbf{T}^i, {}^W_C\mathbf{T}^i$ を計測する．空間中の二点の計測値を用いて, 式 (2.15) と式 (2.16) から, (A^k, B^k) を計算する． N 個点中, 任意の二点の一つの (A, B) の組を算出するため, $(N(N-1)/2)$ 個の (A, B) の組が算出できる． (A, B) の組を利用して, 文献 [86] の手法で, ${}^S_C\mathbf{T}$ を推定する．

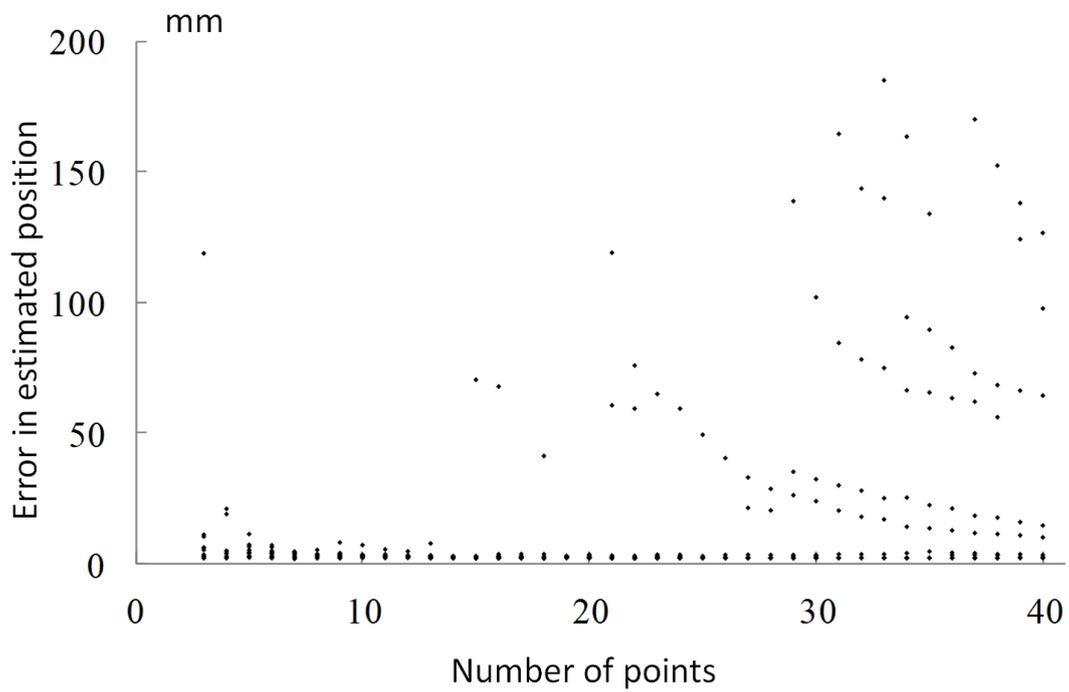


Fig. 2.9 Error of translation in the transformation ${}^S_C T$.

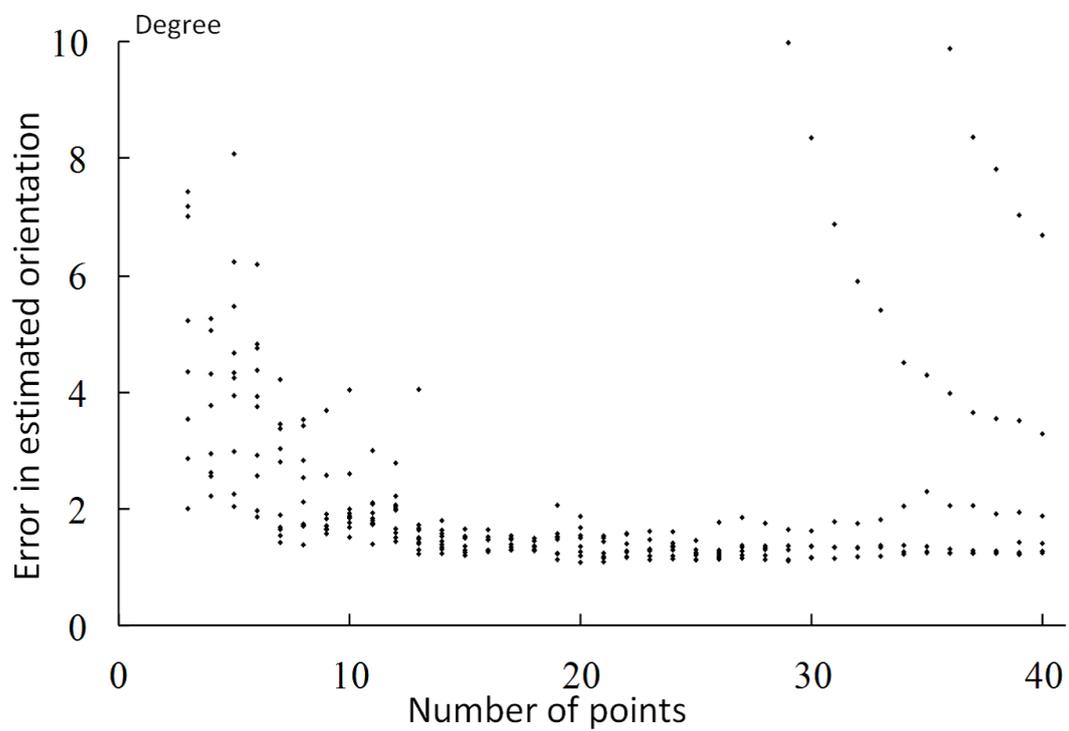


Fig. 2.10 Error of rotation angle in the transformation ${}^S_C T$.

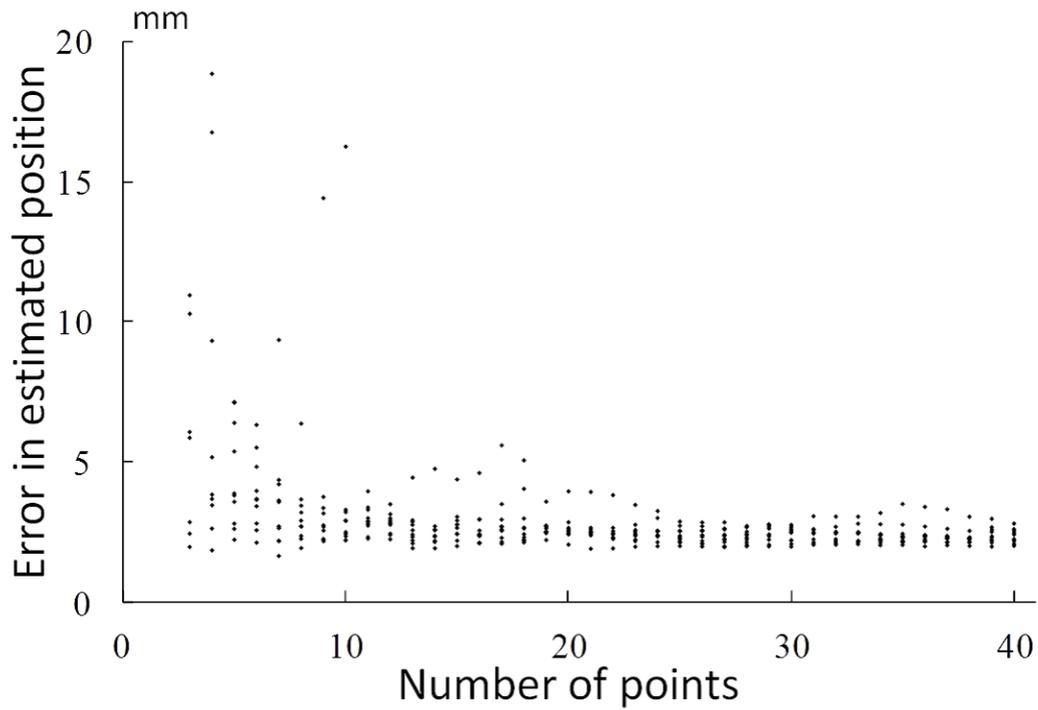


Fig. 2.11 Error of translation in the transformation ${}^S_C\mathbf{T}$, which is estimated without the samples less than 5 degree rotation.

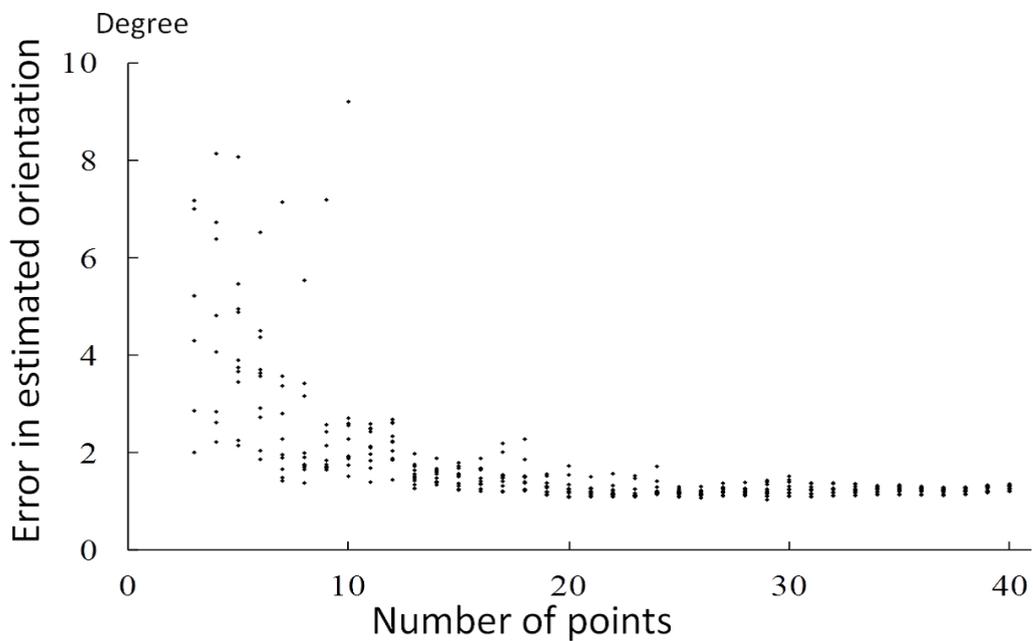


Fig. 2.12 Error of rotation angle in the transformation ${}^S_C\mathbf{T}$, which is estimated without the samples less than 5 degree rotation.

2.5. 実験と考察

本実験では ${}^S_C\mathbf{T}$ の安定性を検証するため, 3から39個の計測点を利用した($N = 3, 4, \dots, 39$). 各 N に対して, 10回の実験を行った. 推定した ${}^S_C\mathbf{T}$ の妥当性を検証した. カメラの位置・姿勢情報により, EMT センサの出力を

$${}^M_S\hat{\mathbf{T}}^i = ({}^W_M\mathbf{T})^{-1} {}^W_C\mathbf{T} ({}^S_C\mathbf{T})^{-1} \quad (2.19)$$

で推定することができる. ${}^M_S\hat{\mathbf{T}}^i$ と ${}^M_S\mathbf{T}^i$ を比較することで, ${}^S_C\mathbf{T}$ の有効性を検討することができる. ${}^M_S\hat{\mathbf{T}}^i$ と ${}^M_S\mathbf{T}^i$ の差 (姿勢誤差と位置誤差として表現される) を Figs. 2.9, 2.10 に示す. 結果から, 計測点数が20以上ならば安定することが分った. 実験の結果, 27点の計測点を利用すると, 平均誤差が最小となった. しかし, 式 (2.19) の逆変換で推定した EMT センサの出力誤差は, ${}^S_C\mathbf{T}$ を推定に用いた計測点の数の増加に従って, 減小するが, 測点数が30点以上になると計測点の数が増加するに従い精度が低下する. これは, 計測点の数が多くなると, 計測の間の回転軸が平行となる確率が高くなるためと考えられる (回転軸が平行になると, 式 (2.18) の解が不安定になる). この問題を解決するため, ${}^S_C\mathbf{T}$ の推定に利用するサンプル姿勢の回転角度が推定結果に与える影響を考察した. 実験から, 回転角度が5度以下のサンプルを除去すると, 安定な推定結果が得られる (Fig. 2.11, Fig. 2.12).

また, 推定した ${}^S_C\mathbf{T}$ の位置に関する逆変換誤差は約4mmであり, 臨床応用のためには, ${}^S_C\mathbf{T}$ のさらなる推定精度向上が必要である.

2.5.2 OpenMRI 手術室での実験と考察

提案手法を用いたナビゲーションシステムの有効性を検討するため, 名古屋大学医学部附属病院脳神経外科のOpenMRI手術室でファントム実験と5例の臨床実験を行った. 手術室では, EMT センサとしてAscensionの3D-Guidanceを利用し, 軟性神経内視鏡としてファイバースコープ (町田製作所, 東京) を用いて実験を行った. EMTの磁気発生装置を非磁性の手術ベッドの下に固定し, 術野がEMTの計測空間に位置することを保証する (Fig. 2.13).

実験に利用した3次元医用画像は, CT像の仕様が, $512 \times 512 \times 200 \sim 300$ voxels, $0.665 \times 0.665 \times 0.801$ mm³ であり, MR像の仕様が, $256 \times 256 \times 100 \sim 200$ voxels, $1 \times 1 \times 1$ mm³ である. 実験に使用した計算機は, CPU: Intel Core 2 Duo T7400, 2.16

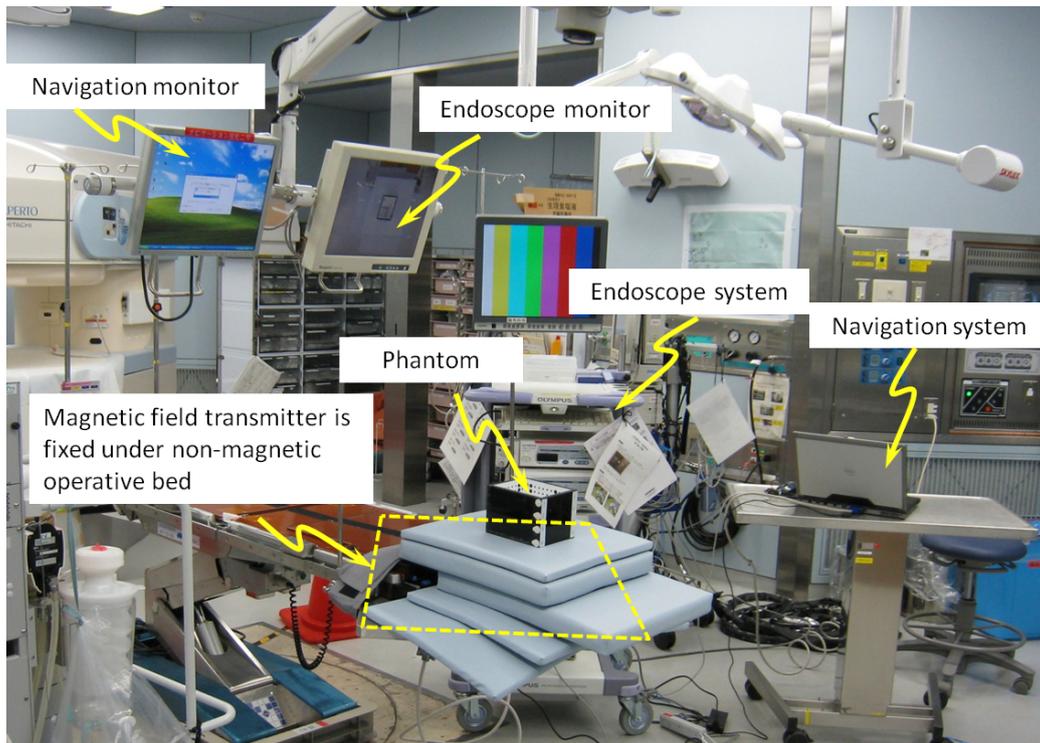


Fig. 2.13 Setting of the proposed navigation system in an openMRI operation room.

GHz; RAM: 3.25 GB; graphics card: NVIDIA Quadro Fx 350, OS : Microsoft Windows 7 64bit である . なお , 手術を行う前に , 症例ごとに CT と MR 画像をレジストレーションし , 注目組織や腫瘍を抽出しておく .

内視鏡手術ナビゲーションシステムでは , 内視鏡カメラの位置・姿勢を推定する EMT センサを内視鏡先端にゴムリングで取り付け (Fig. 2.14B) , ファントムや患者の体に挿入して内部を観察する (Fig. 2.14C, Fig. 2.15) . 内視鏡画像に対応する仮想内視鏡画像をナビゲーション情報として , 術者に提示することで手術の操作を誘導する (Fig. 2.15) .

実験の結果によって , 仮想内視鏡画像を用いた内視鏡手術ナビゲーションシステムでは , 連続的かつ直感的なナビゲーション情報の提示と手術操作誘導が可能であり , 臨床的な有効性が確認された . さらに , 内視鏡画像を使わず , 仮想内視鏡画像だけで , 内視鏡操作を誘導するファントム実験も行った . Fig. 2.16 に示しているように , 内視鏡操作時 , 内視鏡モニターを消し , 仮想内視鏡画像の誘導に従って , ファントムに緑でマークされた 1 つの穴に挿入する (Fig. 2.16A) . 操作が終了したら , 内視鏡モニターを点けて操作結果を確認する (Fig. 2.16B) . 実験の結果により , 仮想内視鏡画像で内視鏡の操作を誘導するこ

2.5. 実験と考察

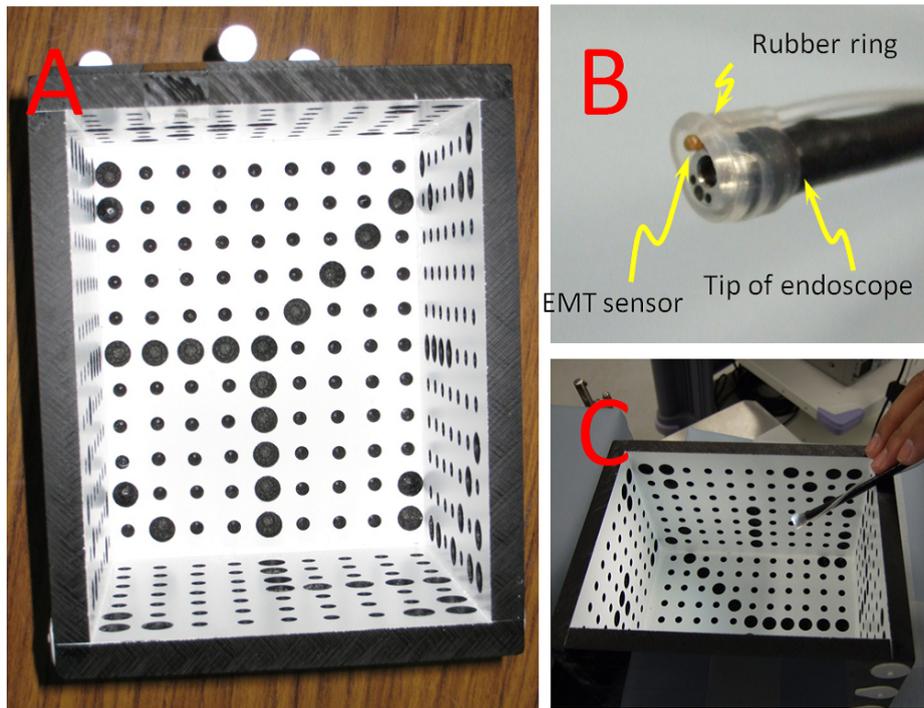


Fig. 2.14 The phantom used in the experiments.

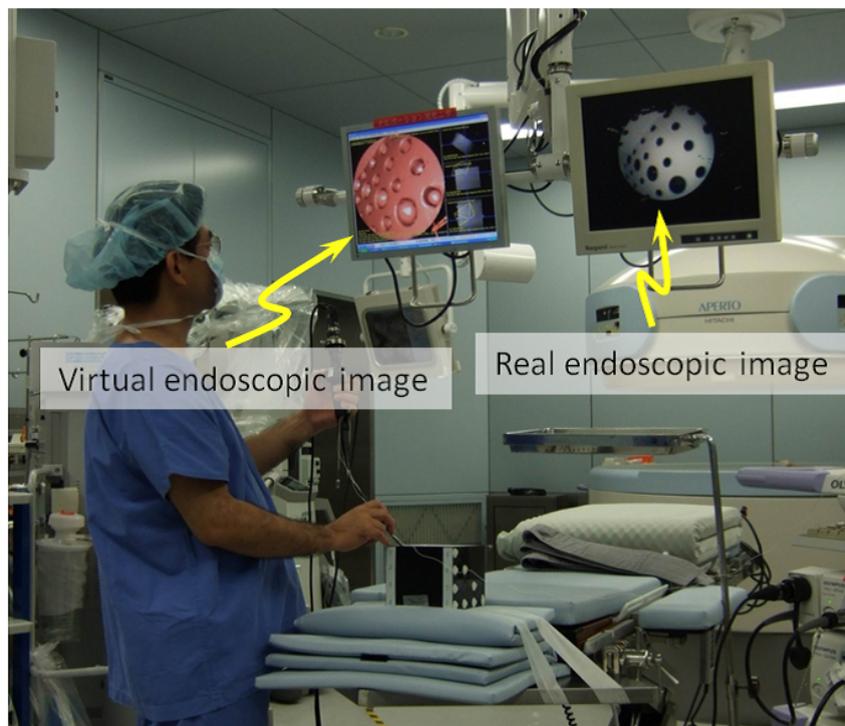


Fig. 2.15 Neuroendoscopic operating environment in phantom testing.

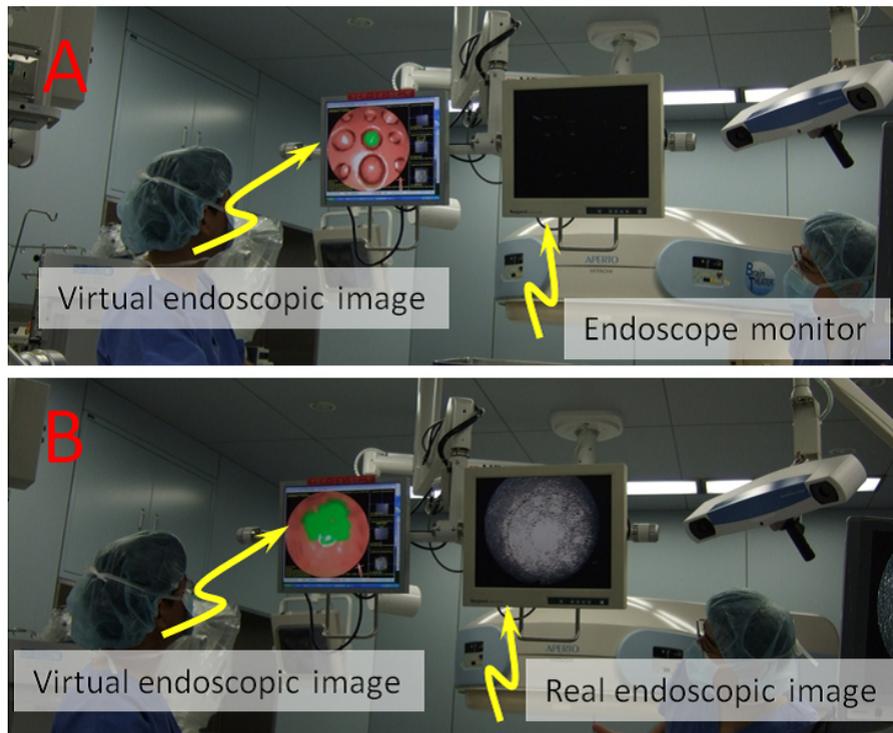


Fig. 2.16 Navigation of neuroendoscopic operation without real endoscope image.

とが可能であることが確認された．内視鏡が使えない，また内視鏡視野が出血や汚れにより無効になった場合は，仮想内視鏡画像での内視鏡手術ナビゲーションが内視鏡画像に代わる手段になると考えられる．

仮想内視鏡画像を用いた軟性内視鏡手術ナビゲーションシステムでは，リアルタイムで内視鏡画像に対応する仮想内視鏡画像の生成ができ，内視鏡の操作を誘導することができる (Fig. 2.17) . Fig. 2.17 は，4 組の内視鏡画像と対応する仮想内視鏡画像を示している．左側の内視鏡画像と右側の仮想内視鏡画像を比較すると，対応する組織の位置や形の歪みが存在する．これには 2 つの原因が考えられる．1 つ目は，2.2.2 節で述べた患者座標系と 3 次元医用画像座標系のレジストレーションや，2.4 節で推定した EMT センサと内視鏡カメラの位置関係における推定誤差，2 つ目は，脳実質の拍動や脳脊髄液の流出による脳組織自身の歪み (brain shift) である．

2.6. まとめ

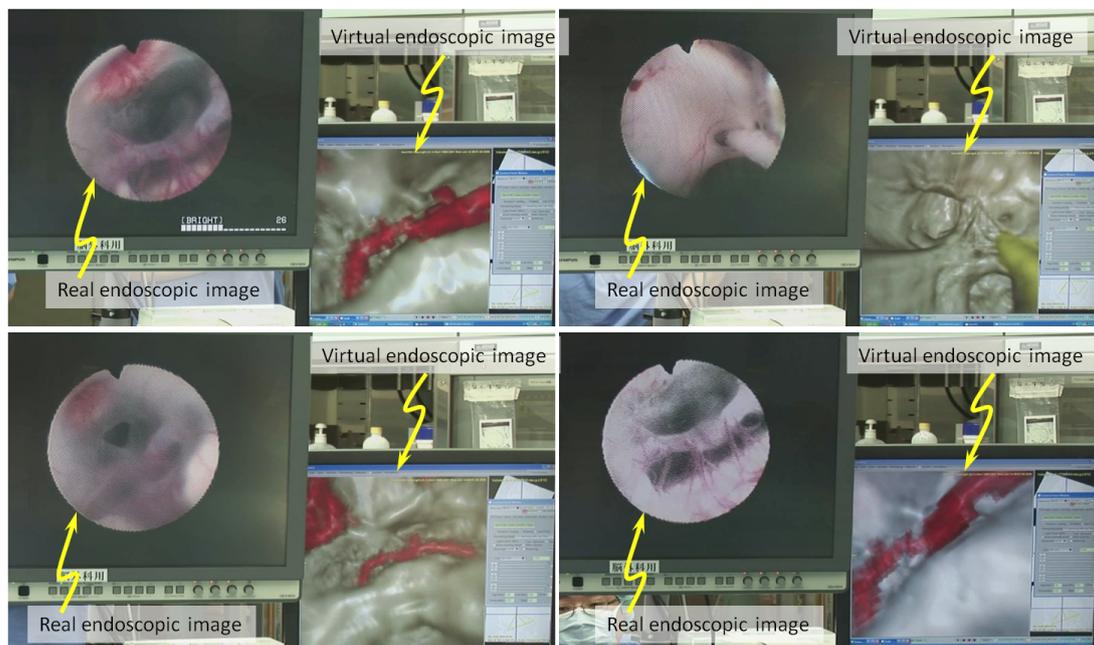


Fig. 2.17 Results of intraoperative virtual neuronavigation. In each image, the endoscopic view on the left side is a real flexible neuroendoscopic view. The right-side view is a virtual navigation image. Under each operative situation, virtual neuronavigation demonstrated anatomic structures in real time.

2.6 まとめ

本研究では、先端に EMT センサを取り付けた内視鏡カメラとキャリブレーションチャートのみを利用して、EMT センサと内視鏡カメラの位置関係を推定する手法の改良を提案した。キャリブレーションチャートの特徴点を計測なしで、EMT センサとカメラの位置関係の推定ができ、臨床への適用が可能になった。手案手法では、推定した位置の平均誤差が $4mm$ であり、姿勢の平均誤差が 7° であり、文献 [99] に提案された従来手法の精度とほぼ同等である。

EMT センサを用いた軟性内視鏡手術ナビゲーションシステムを実現した。このシステムでは、推定したカメラ位置・姿勢を利用した仮想内視鏡画像をナビゲーション情報として生成し、術者に提示する。現在主流である 2 次元画像のナビゲーションとは異なり、連続的かつ直感的に位置情報を把握することが可能である。臨床実験より、手法の有効性が検証され、仮想内視鏡画像を用いた軟性内視鏡手術ナビゲーションシステムの有用性を確認した。今後の課題として、(1) 脳組織の変形を考慮したナビゲーション精度の向上、

(2)EMT センサとカメラ画像取得時の遅延補正，(3) 仮想内視鏡画像と実内視鏡画像の融合，(4) 臨床における定量的な精度評価などが挙げられる．

第3章 EMT センサ出力誤差の補正

本章では、EMT センサを用いた軟性内視鏡手術ナビゲーションシステムにおいて、6自由度の EMT センサの出力誤差の補正の改良について述べる。第2章で述べたように、EMT では、軟性内視鏡先端位置の追跡が可能であるが、EMT センサは周囲の金属や電気機器などによる磁場歪みにより計測精度が低くなるという問題がある。OT センサの出力を EMT センサの出力真値とすることで、光磁気ハイブリッド方式による磁気式3次元位置センサの簡便迅速な磁場歪み補正手法が提案されているが、EMT センサを用いて軟性内視鏡手術を誘導する場合は、センサの姿勢情報も欠くことがきない。そこで、本研究では、新たに考案した測定ツールを用いて、従来補正手法の改良を行い、姿勢情報も含まれた6次元 EMT の出力の補正手法を検討し、OpenMRI 手術室で提案手法の有効性を評価する。補正の精度を向上するため、OT センサと EMT センサの出力を空間的・時間的に同期化させる OT センサと EMT センサ出力のレジストレーション手法を提案する。

さらに、軟性神経内視鏡手術では、患者頭部の固定を行わないため、術中に患者頭部の移動が常に発生する。この場合には、手術ナビゲーション前にレジストレーションした画像座標系と実人体の対応関係が崩れ、ナビゲーションが途中で無効になるという問題がある。EMT センサを動的な参照系 (DRF, dynamic reference frame) として患者頭部に固定することで患者頭部の移動を追跡し、画像座標系を更新する手法が提案されている。しかし、EMT の精度が低下するため、EMT センサ出力の誤差は DRF によって拡大される。本研究では、頭部に二番目の補助 DRF のセンサを固定して、姿勢の平均値を推定することで、DRF の安定性を改善し、有効性を検討する。

3.1 はじめに

前章で述べたように、一般的に OT センサは、EMT センサと比較して位置姿勢の推定精度が高いという特長があるが、光学的遮蔽の影響を受けやすいという欠点がある。さら

に、硬性鏡の場合は操作部に付けたマーカの位置から先端位置を推定可能であるが、軟性鏡の場合は、先端とマーカの位置関係が変化するため、先端位置を推定することは不可能である。そのため、軟性鏡先端の追跡では、光学的遮蔽の問題がない EMT センサを軟性鏡の先端に取り付け、軟性鏡カメラの位置・姿勢を推定する。

1.4 節に述べたように、EMT 追跡システムでは、磁場発生装置のコイル (Fig. 1.15.a [81]) が発生する磁場内に EMT センサを置き、EMT センサ内に固定されたコイル (Fig. 1.15.b [82]) が位置センサの位置と姿勢を計測する。しかし、周囲の金属や電気機器などによる磁場歪みにより EMT センサの出力 (計測計測した位置・姿勢情報) 精度が低くなる可能性がある。そのため、磁場歪みの補正が必要であり、これまで様々な磁場歪み補正が提案されている [84, 103–108]。これらの手法では、EMT 座標系とレジストレーションした OT を利用し、OT センサの出力を EMT センサの出力真値として磁場歪みを評価する。文献 [84, 103–106] に提案された手法では、EMT センサと OT センサの出力を同時に取得するツールを用いて、磁場歪みを補正することで、EMT センサの位置に関する計測精度の向上手法を提案している。

しかし、EMT センサを用いて軟性内視鏡手術を誘導する場合、内視鏡カメラの位置だけではなく、内視鏡カメラの向き、つまり、姿勢も必要になる。そのため、EMT センサの姿勢に関する計測精度の補正も不可欠である。文献 [107, 108] では、OT センサの出力を EMT センサ出力の真値として利用することで、EMT センサの位置・姿勢の誤差を補正する手法が報告されている。これらの手法では、精密な計測ツールを用い、EMT センサと OT センサの出力を同時に取得する。EMT センサと OT センサで計測する時、同一の位置・姿勢で計測することを保証するため計測ツールを作成する。このとき、予め EMT センサと OT センサの位置・姿勢を幾何的に設定し、OT センサと EMT センサの間の位置・姿勢関係 T_{TM}^{Op} を求める。求めた T_{TM}^{Op} を用い、OT センサの出力より、EMT センサの出力の真値を推定する。しかしながら、これらの手法では、精密な T_{TM}^{Op} を求めることができるもののため、計測ツールの設計が複雑であり、高精度な機械加工が必要となる問題点が存在する。

一方、第2章で述べたように、最近では、EMT センサで内視鏡先端を追跡することによる軟性神経内視鏡手術ナビゲーションシステム [34, 85] が開発されている。軟性神経内視鏡手術では、患者頭部の固定を行わないため、術中において、患者頭部の移動が常に発

3.2. 磁場歪みの補正手法

生ずる．このような状況では，事前にレジストレーションした画像座標系と実人体の対応関係が崩れ，ナビゲーションが途中で無効になるという問題がある．この問題に対して，SuessらはEMTセンサを動的な参照系 (DRF, dynamic reference frame) として患者頭部に固定することで [85]，患者頭部の移動を追跡し，患者座標系を更新する方法を提案した．しかしながら，DRFとして利用したEMTセンサによる位置推定精度が低下した場合，EMTセンサ出力の誤差はDRFによって拡大され，EMTセンサを用いたナビゲーションシステムの精度が低下する．

その問題を解決するため，本研究では新たにEMTセンサの出力誤差を測定するツールを考案し，そのツールによる測定結果を利用した姿勢情報も含まれた6次元EMTの出力の補正手法を提案する．また，補助DRFのセンサを固定することで，DRFの安定性を改善する手法を提案する．さらに提案手法を実際のOpenMR手術に適用し，その提案手法の有効性を評価する．

以下，3.2節で磁場歪みによるEMTセンサの6自由度出力誤差の補正手法，3.3節でDRFとしてのEMTセンサの出力の補正手法に関してそれぞれ述べ，3.4節で提案手法の有効性を評価する実験と考察を加える．

3.2 磁場歪みの補正手法

本手法では，EMTセンサとOTセンサを組み合わせたハイブリッドツール (Fig.3.1) により，補正データを取得し，磁場歪みを補正する．以下，このツールにおけるEMTセンサのセンシング点を p で，OTセンサのセンシング点を q と表記することにする．

磁場歪み補正モデルを求めるため，EMT/OTセンサの測定点の対応付け，EMT/OT座標系の対応付け，EMT/OTセンサのセンシング姿勢の対応付けの三つが必要である．

3.2.1 センサ測定点の対応付け

EMTセンサによる位置姿勢計測結果を補正するためには，EMTセンサによって計測されたある測定部位の位置姿勢とOTセンサによって求められた位置姿勢とを対応付ける必要がある．本研究では，常に固定された関係で，ある点をEMTセンサとOTセンサで計測するため，新たに考案した測定ツールを利用する [101](Fig.3.1)．このツールでは，OT

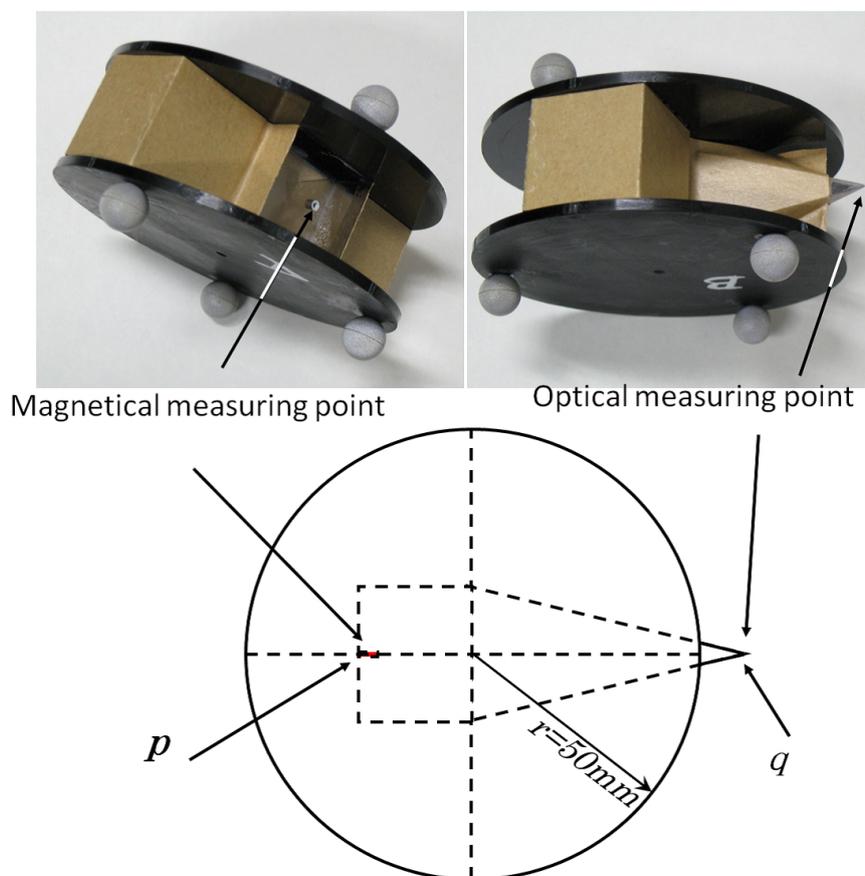


Fig. 3.1 Hybrid measuring tool.

センサにより常に計測される固定された点 q ならびに EMT センサを固定可能な穴を有す (穴先端を p と表す) . また , OT センサによって計測されるツールの姿勢 (OT の座標系 O_p からツールが持つ局所座標系 TO_p への変換行列) ${}^{TO_p}R_{O_p}$, OT センサによって OT 座標系 O_p で計測される点 q の位置 (q_{O_p}) と穴先端位置 (p_{O_p}) との関係は常に固定された状態である . 従って , 点 p のツール局所座標系 TO_p における位置 p_{TO_p} は ,

$$p_{TO_p} = {}^{TO_p}R_{O_p}(p_{O_p} - q_{O_p}), \quad (3.1)$$

と表される . p_{TO_p} は常に固定されているため , OT センサにより得られる ${}^{TO_p}R_{O_p}$, p_{O_p} (穴先端位置を別の光学ツールより測定) , q_{O_p} を用いて計算される . p_{TO_p} は一度求めれば , 良い .

磁場歪み補正のために行われる第 i 番目の計測において , OT センサで得られる $q_{O_p}^{(i)}$ と

3.2. 磁場歪みの補正手法

${}^{TOp}R^{(i)}$ ならびに上述の方法で求められる固定された p_{TOp} を用いて, 点 $p_{Op}^{(i)}$ は,

$$p_{Op}^{(i)} = q_{Op}^{(i)} + ({}^{TOp}R^{(i)})^{-1} p_{TOp}, \quad (3.2)$$

として表される.

3.2.2 座標系の対応付け

第 i 番目の計測において EMT センサによって計測される点 p の位置 $p_M^{(i)}$, OT センサにより得られた位置 $p_{Op}^{(i)}$ の関係を求める. OT 座標系 Op から EMT 座標系 M への変換行列を ${}^M T_{Op}$ をすると, $p_M^{(i)}$ と $p_{Op}^{(i)}$ は,

$$p_M^{(i)} = {}^M T_{Op} p_{Op}^{(i)}, \quad (3.3)$$

として記述される. EMT センサにより計測される $p_M^{(i)}$ は, 磁場歪みに起因する誤差が重畳されているため, 式 (3.3) の右辺と左辺は等しくならない. そこで,

$$e_M^{(i)} = {}^M T_{Op} p_{Op}^{(i)} - p_M^{(i)}, \quad (3.4)$$

として,

$$C = \sum_{i=1}^n \|e_M^{(i)}\| = \sum_{i=1}^n \|{}^M T_{Op} p_{Op}^{(i)} - p_M^{(i)}\| \quad (3.5)$$

を最小化する ${}^M T_{Op}$ をもとめ, これを ${}^M \hat{T}_{Op}$ とする [98]. これにより, OT センサで計測した位置 $p_{Op}^{(i)}$ の EMT 座標系における位置の推定値 $\hat{p}_M^{(i)}$ を算出できる.

3.2.3 姿勢情報の対応付け

3.2.2 節で推定された変換行列 ${}^M \hat{T}_{Op}$ の回転情報を ${}^M \hat{R}_{Op}$, ${}^M R_{TM}$ を EMT センサにより得られた姿勢行列, ${}^{Op} R_{TOp}$ を OT センサにより得られた姿勢行列, ${}^{TOp} R_{TM}$ を二つのセンサのセンシング姿勢の関係を表す行列とすると, これらの姿勢行列の関係 (Fig.3.2) は,

$${}^M R_{TM} = {}^M \hat{R}_{Op} {}^{Op} R_{TOp} {}^{TOp} R_{TM}, \quad (3.6)$$

となる. 従って, ${}^{TOp} R_{TM}$ は,

$${}^{TOp} R_{TM} = ({}^M \hat{R}_{Op} {}^{Op} R_{TOp})^{-1} {}^M R_{TM}, \quad (3.7)$$

として算出できる.

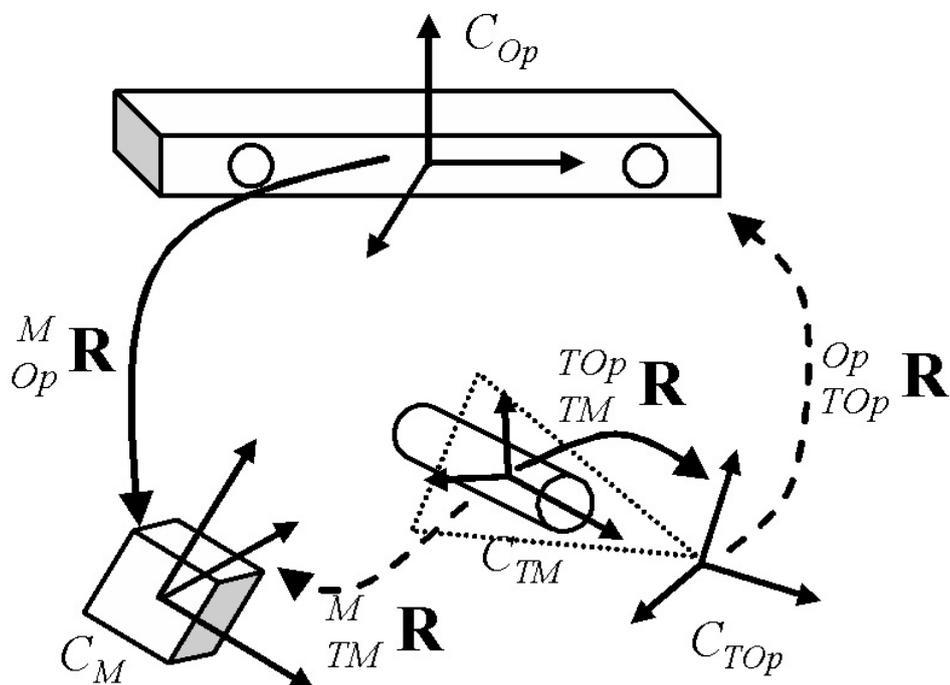


Fig. 3.2 Transforms of coordinates.

3.2.4 補正手法

3.2.1 ~ 3.2.3 節の処理より，第 i 番目の計測において EMT センサの出力の位置歪みベクトル $e_p^{(i)}$ は，

$$e_p^{(i)} = {}^M_{Op} \hat{\mathbf{T}} \mathbf{p}_{Op}^{(i)} - \mathbf{p}_M^{(i)}, \quad (3.8)$$

により，姿勢歪み行列 $e_s^{(i)}$ は，

$$e_s^{(i)} = ({}^M_{TM} \mathbf{R}^{(i)})^{-1} {}^M_{Op} \hat{\mathbf{R}}_{Top} {}^M_{TM} \mathbf{R}^{(i) Top} \mathbf{R}, \quad (3.9)$$

により，計算できる．

文献 [108] で提案されたベルンシュタイン多項式当てはめ法により，算出した EMT センサ出力の位置歪み e_p を，要素毎に 6 次 (位置と姿勢を入力とする) 多項式で当てはめ，補正モデルを求める．補正モデルで推定した歪みを \hat{e}_p で表すと，EMT センサの位置の補正值 $\hat{\mathbf{p}}_M$ は，

$$\hat{\mathbf{p}}_M^{(j)} = \mathbf{p}_M^{(j)} + \hat{e}_p^{(j)}, \quad (3.10)$$

3.2. 磁場歪みの補正手法

により求められる．

姿勢歪み行列 e_s は，オイラー空間 $(\alpha_{ex}, \beta_{ey}, \gamma_{ez})$ で行う．位置と同様に，要素毎に多項式で当てはめる．推定した歪み $(\hat{\alpha}_{ex}, \hat{\beta}_{ey}, \hat{\gamma}_{ez})$ をもう一度姿勢行列 \hat{e}_s へ変換し，

$${}^M_{TM}\hat{\mathbf{R}}^{(j)} = {}^M_{TM}\mathbf{R}^{(j)}\hat{e}_s^{(j)}, \quad (3.11)$$

により補正姿勢値 を求める．

3.2.5 補正データ取得

実際の手術環境において，神経軟性鏡ナビゲーションを可能とするには，短時間で補正データを取得できる必要がある．中田らはフリーハンドでの補正データの取得手法を提案しているが [84]，OT センサと EMT センサの測定遅延は定数としている．通常の OT センサ，EMT センサならびに PC はそれぞれ同期がとられておらず，測定遅延は定数時間遅れではない．以下の補正データ取得手法を検討する．

EMT センサが持つ RMS 誤差は 1.4mm，分解能は 0.5mm である．そのため，OT センサと EMT センサの計測位置偏差 ΔD が 0.5mm 以下であれば，許容誤差と考えられる．

二つのセンサの最小計測頻度を f とすると，二つのセンサの計測時間差 Δt は，

$$\Delta t < \frac{1}{f}, \quad (3.12)$$

で表される．計測時間偏差による計測位置偏差 ΔD は，

$$\Delta D = v_i \Delta t, \quad (3.13)$$

となる．ここで， v_i は，センサの移動速度である． ΔD が 0.5mm 以下を満たすためには，速度 v_i が，

$$v_i < 0.5f, \quad (3.14)$$

を満たす必要がある．センサの最小計測頻度が 60Hz である計測装置に対して，速度 が 30mm/s 以下なら， ΔD は 0.5mm 以下を満たすことができる．文献 [84] に示される手法の実験結果からも，速度が 30mm/s 以下で取得された補正データは，遅延における誤差を無視できることが分かる．

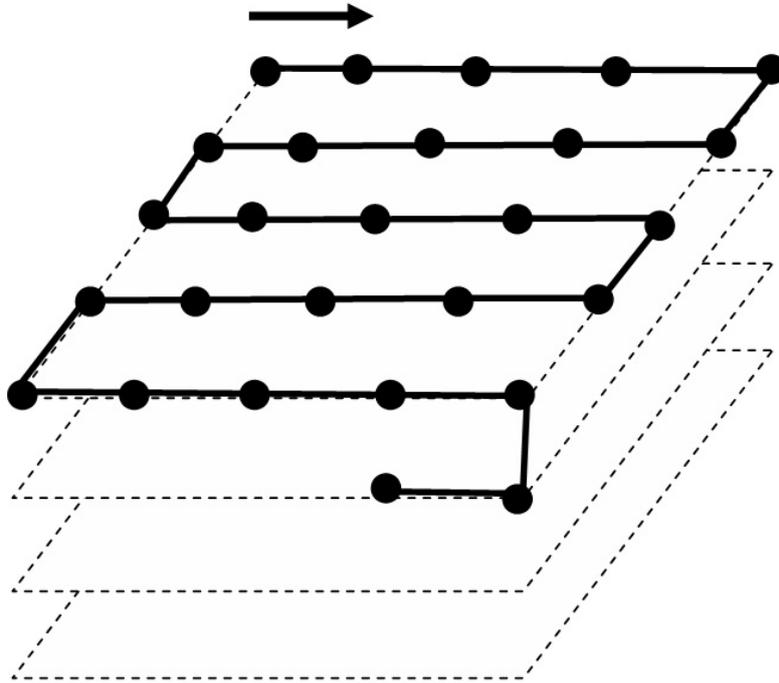


Fig. 3.3 Schematic illustration of tool trajectory.

しかしながら， 30mm/s の速度での補正データの取得は，データ取得時間が増大する．そのため，データ計測に要求される，低速度でのツールの移動，短時間での補正データの取得，双方の条件を満たすため，以下のデータ取得手法を提案する．

まず，補正空間中にサンプル点を仮想的に配置する (Fig.3.3)．補正空間でツールを迅速に移動させ，おおよそ 50mm ごとに一旦停止させる．この動作を繰り返し，Fig.3.3 のような軌跡を描く．

3.2.6 計測点の対応付け

前処理で，EMT センサと OT センサの出力は同時に取得することが可能であるが，EMT センサと OT センサが異なる計測頻度で動作し，計測遅延が存在するため，EMT センサで計測した位置に対応する OT センサの出力の取得は困難である (Fig.3.4)．EMT センサと OT センサの間の計測遅延を求めるため，EMT センサと OT センサで計測された点の間の対応付けが必要となる．

3.2. 磁場歪みの補正手法

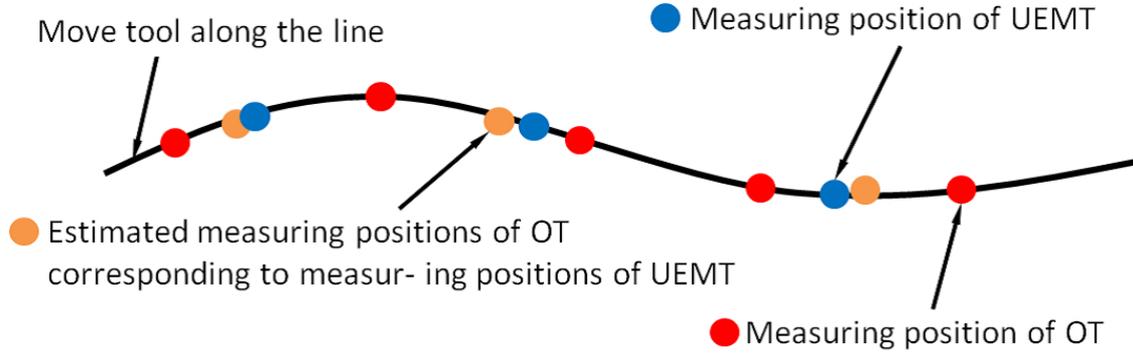


Fig. 3.4 A spatial diagram of the measuring positions of EMT and OT.

まず、2つのセンサで取得した計測点の対応付け手法を述べる。 i 番目に取得した情報を4つのベクトル、OTセンサ位置ベクトル $p_{Op}^{(i)}$ 、EMTセンサ位置ベクトル $p_M^{(i)}$ 、OTセンサ姿勢クォータニオン $q_{Op}^{(i)}$ 、EMTセンサ姿勢クォータニオン $q_M^{(i)}$ 、が含まれた組みで表す。 N_{Op} と N_M がそれぞれOTセンサとEMTセンサで取得した計測点の数を表す。

(1) 計測点の間の移動ベクトル $\{m_{Op}^{(i)}\}$ と $\{m_M^{(i)}\}$ を算出する。すなわち、

$$m_{Op}^{(i)} = p_{Op}^{(i+1)} - p_{Op}^{(i)} \quad (1 \leq i \leq N_{Op} - 1), \quad (3.15)$$

$$m_M^{(i)} = p_M^{(i+1)} - p_M^{(i)} \quad (1 \leq i \leq N_M - 1) \quad (3.16)$$

である。

(2) 主成分分析 (PCA) 法で、 $\{m_{Op}^{(i)}\}$ と $\{m_M^{(i)}\}$ の固有ベクトルを算出する。絶対値が最大の固有値に対応する固有ベクトル v_{Op} と v_M が OT 座標系と EMT 座標系において、計測ツールの主な移動方向と考えられる。

(3) ベクトル v_{Op} と v_M において、ベクトル $p_{Op}^{(i)}$ と $p_M^{(i)}$ のそれぞれの投影 $d_{Op}^{(i)}$ と $d_M^{(i)}$ を算出する。 $d_{Op}^{(i)}$ と $d_M^{(i)}$ が OT 座標系と EMT 座標系において、計測ツールのそれぞれの移動距離と考えられる。

(4) OT 座標系と EMT 座標系において、計測ツールのそれぞれの移動距離が一致する [109] ことを利用して、OTセンサとEMTセンサの計測を同期化する。 κ でOTセンサとEMTセンサの計測頻度のスケール係数を表し、 δ でOTセンサとEMTセンサの計測遅延をあらわすと、OTセンサ計測番号 j とEMTセンサの計測番号 i は

$$j = \kappa * i + \delta \quad (3.17)$$

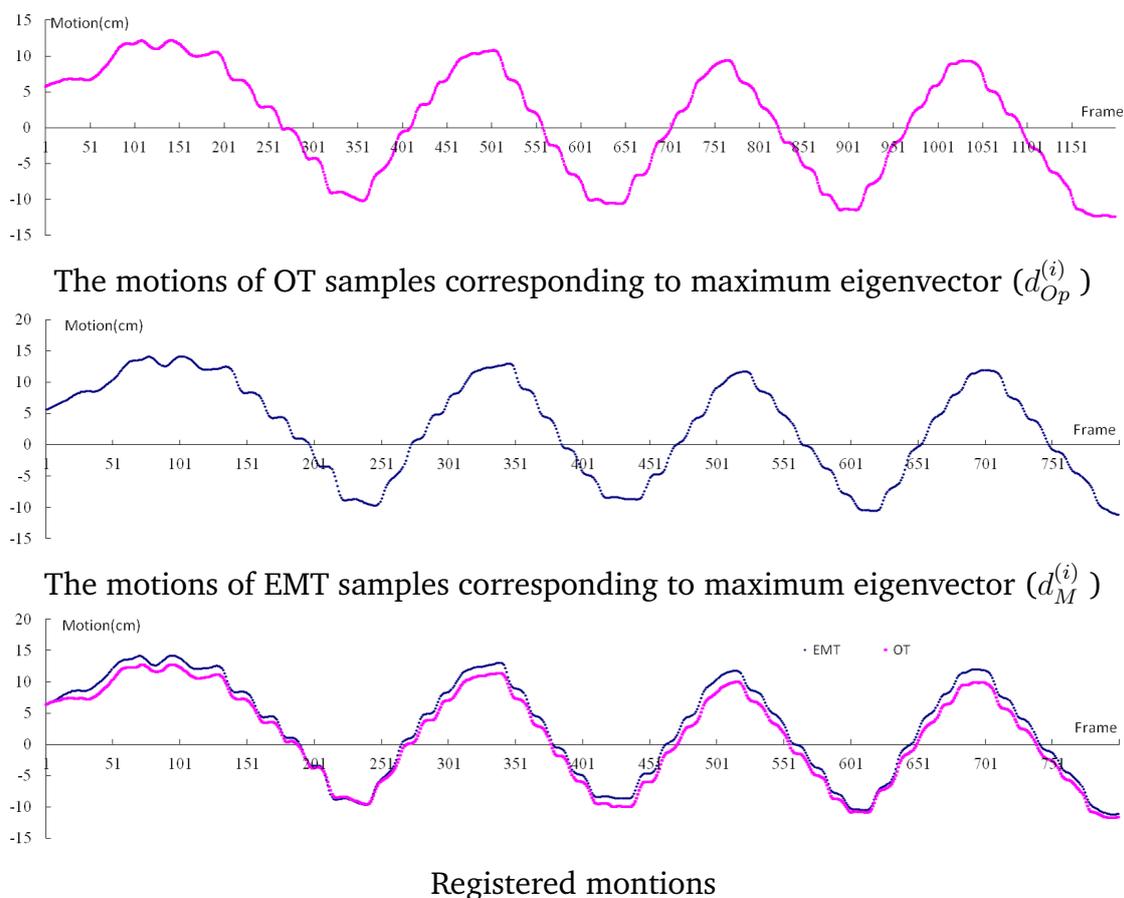


Fig. 3.5 The samples of OT and EMT are registered via the principal motion of the tool.

の関係となる．全探索手法を用いて

$$J = \sum (d_M^{(i)} - d_{Op}^{(j)})^2 = \sum_i (d_M^{(i)} - d_{Op}^{(\kappa*i+\delta)})^2. \quad (3.18)$$

を最小化することで， κ と δ を推定する．Fig. 3.5 が推定した例である．

(5) EMT センサの計測点に対応する OT センサの計測点を推定する．前処理で求められた κ と δ を利用して，EMT センサ計測番号 i に対応する OT センサ計測番号 j は

$$j = \kappa * i + \delta \quad (1 \leq i \leq N_M) \quad (3.19)$$

で算出できる．ここで， j に対して，3つのケースが存在する．1) $j < 1$ または $j > N_{Op}$ であり，EMT センサ計測番号 i に対応する OT センサの計測点が存在しないことを意味する．2) j が整数であり，OT センサ計測番号 j が EMT センサ計測番号 i に対応する計測

3.3. DRF 誤差の補正手法

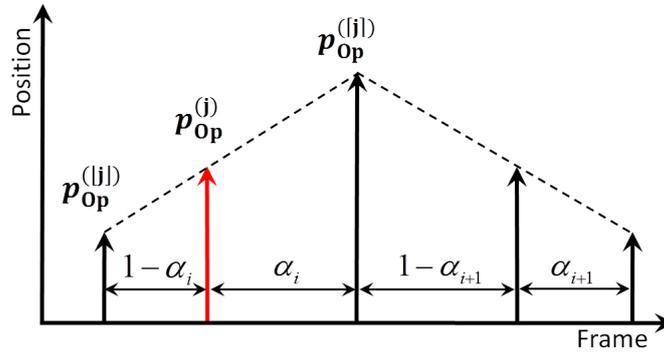


Fig. 3.6 Estimation of OT outputs via linear interpolation.

点である。3) , j が分数である。OT センサで計測した位置情報 $\hat{p}_{Op}^{(i)}$ は線形補間手法

$$\hat{p}_{Op}^{(i)} = (1 - \alpha_i) p_{Op}^{([j])} + \alpha_i p_{Op}^{(j)}, \quad (3.20)$$

で推定する (Fig.3.6)。ここで, $[j]$ は j の小数点以下を切り捨てた値であり, $\lceil j \rceil$ は j を切り上げた値である。 α_i は

$$\alpha_i = j - [j] \quad (3.21)$$

である。OT センサで計測した姿勢情報 $\hat{q}_{Op}^{(i)}$ は

$$\hat{q}_{Op}^{(i)} = q_{Op}^{([j])} * \mathfrak{R}(q_{Op}^{([j])} * q_{Op}^{(j)}, (1 - \alpha_i)), \quad (3.22)$$

で推定する。ここで, q が, 姿勢情報 q の共役であり, $\mathfrak{R}(a, \alpha)$ はクォータニオン a の回転角度 θ を $\alpha * \theta$ に変換する操作である。

(6) 移動速度が局所的に一番小さな計測点を抽出する。Fig. 3.7 に, 計測ツールを移動する時の速度の変化状況を示している。速度が極小となる点を検出した後, 速度が 30mm/s 以上の点を除く。検出された点に関する情報を用いて, 前節で提案した補正手法により EMT センサの出力誤差を補正する。

3.3 DRF 誤差の補正手法

従来, EMT センサを動的な参照系 (DRF, dynamic reference frame) として患者頭部に固定することで, 患者頭部の移動を追跡し, 画像座標系を更新することを提案した。しか

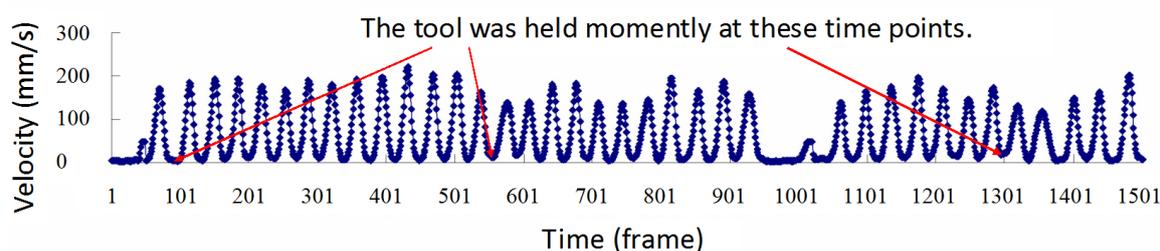


Fig. 3.7 Hybrid-tool velocity corresponding to the movement illustrated in Fig. 3.3. Velocity of the motion changes unceasingly between high and low. We consider that the velocity becomes low in a circulation when the tool is held, and the measurements corresponding to the lowest velocities are collected as sample data.

し、EMTの精度が低下するため、EMTセンサ出力の誤差はDRFによって拡大される。ここでは、頭部に二番目の補助DRFのセンサを固定して、姿勢の平均値を推定することで、DRFの安定性を改善する。

本研究で提案した軟性神経内視鏡手術ナビゲーションシステムでは、EMTの磁場発生装置を非磁性手術台の下部に固定する (Fig. 3.8)。この設定は術野が常にEMTの計測空間にあることを保証するためである。術前、患者の3次元医用画像を撮影する際に、患者の頭部に4つ以上の基準マーカを固定する。医用画像空間座標系とEMT空間座標系において、これらのマーカのそれぞれの座標を利用して、医用画像空間とEMT空間をレジストレーションする。2つのEMTセンサAとBを耳栓に埋め込み、患者の左右耳に固定する (Fig. 3.3)。EMTセンサAをDRFとして利用し、EMTセンサBをDRFの評価センサとして採用する。もう1つのEMTセンサSを軟性神経内視鏡の先端に固定する。これらのセンサの情報を利用し、医用画像における内視鏡カメラの位置と姿勢を推定することで、内視鏡画像に対応するナビゲーション情報をMRやCT画像から生成する。

3.3.1 DRF 誤差補正の概要

提案したナビゲーションシステムでは、EMTセンサAがDRFとして、EMTセンサBがEMTセンサAの評価センサとして利用されている。この2つのセンサは患者頭部に固定されており、2つのセンサの位置関係を表す変換行列 ${}^A_B T$ は術中において常に固定であ

3.3. DRF 誤差の補正手法

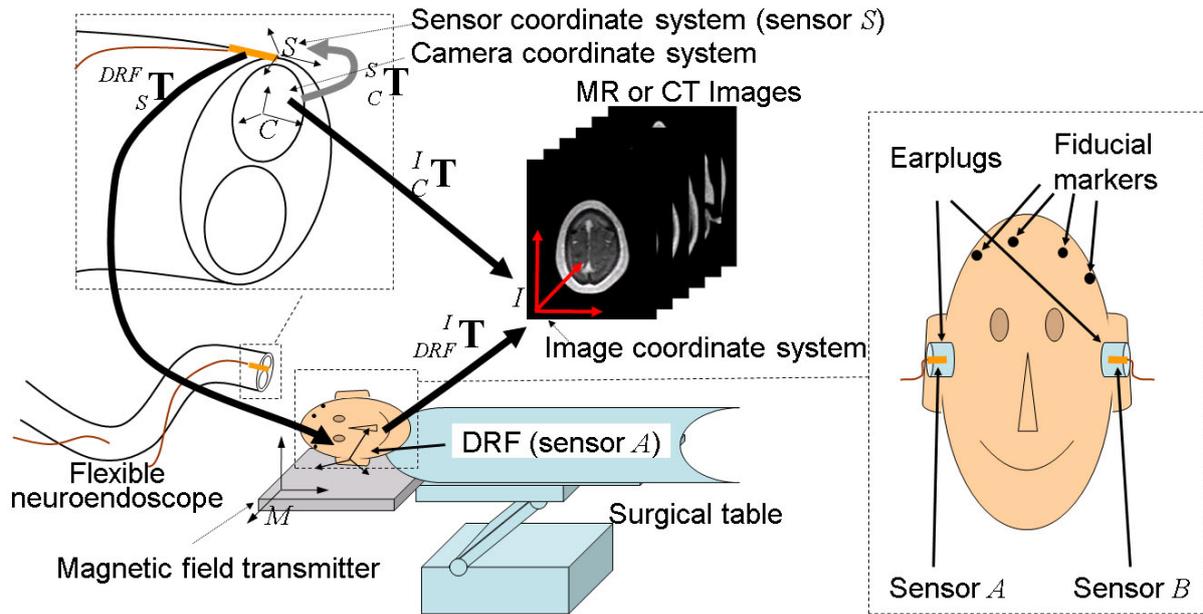
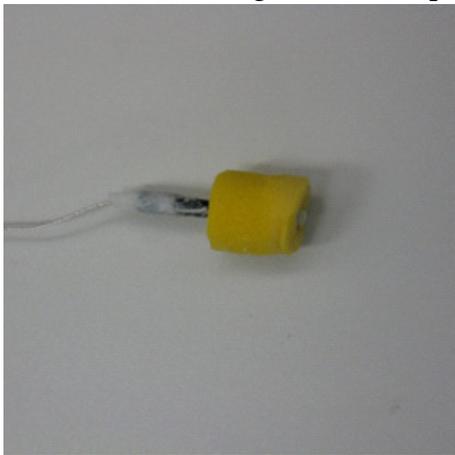


Fig. 3.8 The relationship of the coordinate systems of magnetic field, dynamic reference frame(DRF), MR/CT images, endoscopic camera and sensor in a navigation system.



EMT sensor embedded in an earplug.



Earplug plugged in patient's ear.

Fig. 3.9 EMT sensor embedded in earplug. Earplugs are inserted into patient's ear of both side.

る．この変換行列 ${}^A_B\mathbf{T}$ は，

$${}^A_B\mathbf{T} = {}^A_M\mathbf{T} {}^M_B\mathbf{T} \quad (3.23)$$

で算出できる (Fig. 3.10)．ここで， ${}^X_Y\mathbf{T}$ は，座標系 X と座標系 Y の位置関係を示す行列である．行列 ${}^X_Y\mathbf{T}$ は，座標系 Y の座標系 X における位置と姿勢であり，座標系 Y から座

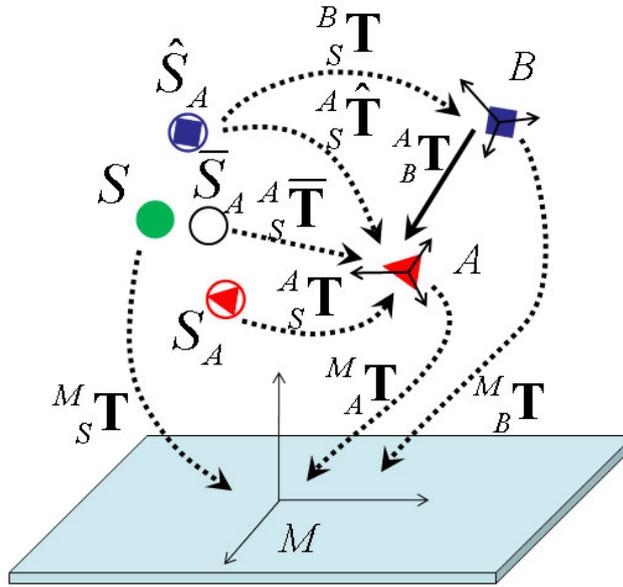


Fig. 3.10 The relationship of the coordinate systems of magnetic field generator M , sensor A , sensor B and sensor S .

標系 X までの変換行列である。 ${}^Y_X \mathbf{T}$ は ${}^X_Y \mathbf{T}^{-1}$ に相当する。添字の A, B, M は、センサ A 、センサ B 、EMTの磁場 M の座標系をそれぞれ表す。行列 ${}^M_X \mathbf{T}$ は、センサ X の出力から直接得られ、センサ X の座標系から磁場 M の座標系までの変換行列である。

センサ S の座標系 A における位置と姿勢は、

$${}^A_S \mathbf{T} = {}^A_M \mathbf{T} {}^M_S \mathbf{T}, \quad (3.24)$$

または

$${}^A_S \hat{\mathbf{T}} = {}^A_B \mathbf{T} {}^B_M \mathbf{T} {}^M_S \mathbf{T} \quad (3.25)$$

により算出できる。

EMT センサによる出力誤差が存在しない場合、 ${}^A_S \hat{\mathbf{T}}$ と ${}^A_S \mathbf{T}$ は等しい。しかしながら、EMT センサの出力誤差により、この2つの行列は一致しない。これは、センサ A の出力 ${}^A_M \mathbf{T}$ とセンサ B の出力 ${}^B_M \mathbf{T}$ に誤差が含まれているためである。ここで、センサの出力誤差はそれぞれ独立のガウス分布であると仮定する。2つの行列 ${}^A_S \hat{\mathbf{T}}$ と ${}^A_S \mathbf{T}$ で表される位置・姿勢の平均値が、センサ S の座標系 A における位置・姿勢であると考えられる。

3.3. DRF 誤差の補正手法

次に ${}^A_S\mathbf{T}$ と ${}^A_S\hat{\mathbf{T}}$ で表す位置・姿勢の平均位置・姿勢の行列 ${}^A_S\bar{\mathbf{T}}$ の算出手法を検討する。 ${}^A_S\mathbf{T}$ の姿勢情報と位置情報をクォータニオン \mathbf{q} とベクトル p でそれぞれ示す。同様に、 $\hat{\mathbf{q}}$ と \hat{p} が行列 ${}^A_S\hat{\mathbf{T}}$ の姿勢と位置をそれぞれ表示し、 $\bar{\mathbf{q}}$ と \bar{p} が行列 ${}^A_S\bar{\mathbf{T}}$ の姿勢と位置をそれぞれ表現する。そこで、位置の平均値 \bar{p} は、ベクトル空間において、

$$\bar{p} = \frac{1}{2}(\hat{p} + p) \quad (3.26)$$

で算出する。姿勢の平均値 $\bar{\mathbf{q}}$ は、クォータニオン空間において、

$$\bar{\mathbf{q}} = \mathbf{q} (\mathbf{q}^{-1} \hat{\mathbf{q}})^{\frac{1}{2}} \quad (3.27)$$

で算出する [110]。そして、変換行列の平均値 ${}^A_S\bar{\mathbf{T}}$ が姿勢 $\bar{\mathbf{q}}$ と位置 \bar{p} を利用して得られる。本研究で提案したシステムには、センサ A が DRF であり、行列 ${}^A_S\bar{\mathbf{T}}$ が ${}^D_S{}^{DRF}\mathbf{T}$ で表示し、センサ S の DRF 座標系における姿勢と位置である。

3.3.2 ${}^A_B\mathbf{T}$ の算出

前節で述べたように、センサ B のセンサ A における姿勢と位置 ${}^A_B\mathbf{T}$ を利用することで、センサ S の DRF における出力の補正ができる。しかし、センサ A と B の出力が誤差を含むため、真の ${}^A_B\mathbf{T}$ の算出が困難である。より正確に ${}^A_B\mathbf{T}$ を算出するため、センサ A と B を患者の耳に固定した後、この2つのセンサの N 組みの出力 ${}^M_A\mathbf{T}^i$ と ${}^M_B\mathbf{T}^i$ を取得する。センサ A の出力 ${}^M_A\mathbf{T}^i$ とセンサ B の出力 ${}^M_B\mathbf{T}^i$ を用い、式 (3.23) により、 N 個の行列 ${}^A_B\mathbf{T}^i$ ($i = 1..N$) を得る。 ${}^A_B\mathbf{T}^i$ の平均値は ${}^A_B\mathbf{T}$ の期待値と考えられる。計算を簡単化するため、 ${}^A_B\mathbf{T}^i$ の平均値は姿勢と位置を分けて計算する。

${}^A_B\mathbf{T}^i$ の位置と姿勢をベクトル p_A^i とクォータニオン \mathbf{q}_A^i でそれぞれ示す。位置の平均値 \bar{p}_A と姿勢の平均値 $\bar{\mathbf{q}}_A$ は以下のように算出する。

位置 \bar{p}_A の平均値はベクトル空間において

$$\bar{p}_A = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (p_A^i) \quad (3.28)$$

で計算する。

姿勢の平均は、線形計算で求めることができない。Buss らは平均姿勢から他の姿勢までの距離を最小化する繰り返しアルゴリズムにより、平均姿勢を推定する手法 [111] を提

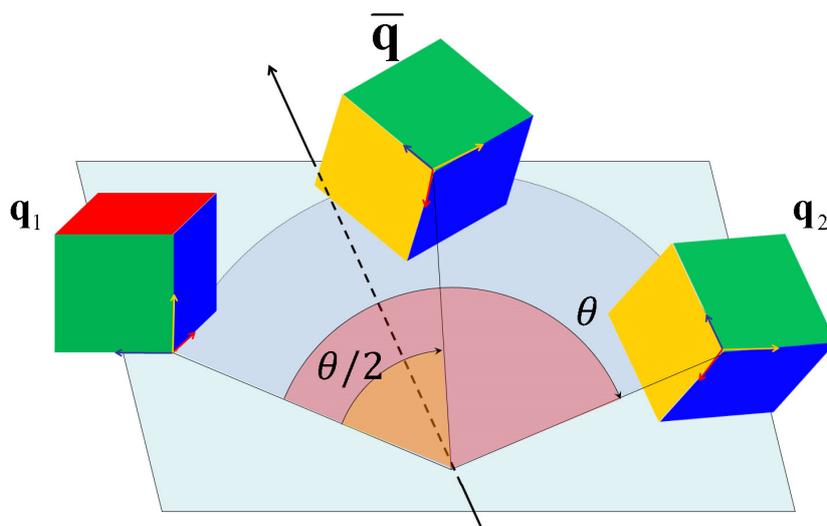


Fig. 3.11 Averaged orientation ($\bar{\mathbf{q}}$) of two orientations (\mathbf{q}_1 and \mathbf{q}_2).

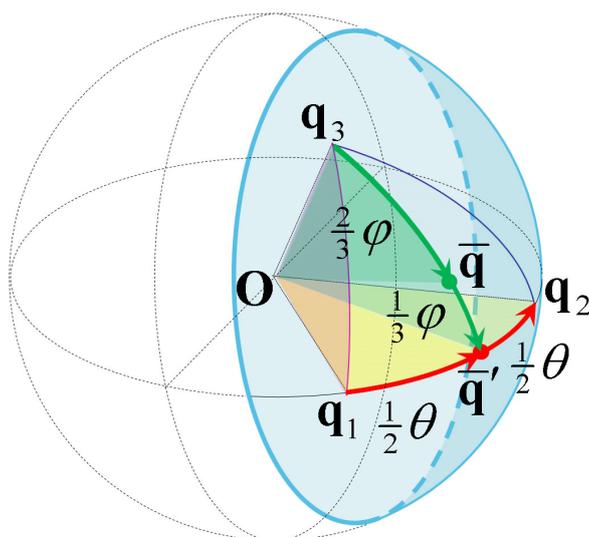


Fig. 3.12 Averaged orientation ($\bar{\mathbf{q}}$) of three orientations (\mathbf{q}_1 , \mathbf{q}_2 and \mathbf{q}_3).

案している．しかし，この手法は計算時間が掛かるという問題がある．そこで，連続的な補間手法で，クォータニオン空間の姿勢平均を推定する (Figs. 3.11 と 3.12)．多数姿勢の平均値を算出するアルゴリズムを，Fig. 3.13 に示す．最後に，算出した \bar{p}_A と $\bar{\mathbf{q}}_A$ を組み合わせて，行列 ${}^A_B\mathbf{T}$ を得る (クォータニオン指数に関する計算方法の詳細は，文献 [110] を参照)．

3.4. 実験と考察

多数姿勢の平均値を算出するアルゴリズム：

$$\text{Step 1. } \bar{\mathbf{q}}_A = \mathbf{q}_A^1 ((\mathbf{q}_A^1)^{-1} \mathbf{q}_A^2)^{1/2},$$

$$\text{Step 2. } Let i = 3,$$

$$\text{Step 3. } \bar{\mathbf{q}}_A = \bar{\mathbf{q}}_A (\bar{\mathbf{q}}_A^{-1} \mathbf{q}_A^i)^{1/i},$$

$$\text{Step 4. } i = i + 1,$$

$$\text{Step 5. } \text{If } i > N, \text{ output } \bar{\mathbf{q}}_A \text{ and halt. Otherwise goto Step 3.}$$

Fig. 3.13 Algorithm for calculating average of quaternions.

3.3.3 DRF における内視鏡カメラ位置と姿勢の推定

内視鏡カメラで撮影した画像に対応する仮想内視鏡画像を生成するためには、内視鏡カメラ座標系と医用画像座標系の変換行列 ${}^I_C \mathbf{T}$ が必要である。行列 ${}^I_C \mathbf{T}$ (Fig. 3.8) は、

$${}^I_C \mathbf{T} = {}^I_{DRF} \mathbf{T} {}^DRF_S \mathbf{T} {}^S_C \mathbf{T} \quad (3.29)$$

で表される。ここで、 ${}^S_C \mathbf{T}$ が内視鏡カメラ座標系からセンサ S 座標系までの変換行列であり、第2章で述べた方法により算出できる。 ${}^DRF_S \mathbf{T}$ はセンサ S の DRF における姿勢と位置であり、前節で述べたものである。 ${}^I_{DRF} \mathbf{T}$ は DRF 座標系から医用画像座標系までの変換行列であり、基準マーカの位置情報を用いて最小二乗法で推定することができる [98]。

最後に、内視鏡カメラ座標系のある点 p_C の医用画像座標系に対応する点 p_I は

$$p_I = {}^I_C \mathbf{T} p_C = {}^I_{DRF} \mathbf{T} {}^DRF_S \mathbf{T} {}^S_C \mathbf{T} p_C \quad (3.30)$$

で算出できる。

3.4 実験と考察

3.2 節で述べた測定ツールを用い、実験を行った。実験に用いた EMT と OT の仕様を Table 3.1 と Table 3.2 それぞれに示す。

3.4.1 OpenMRI 手術室での磁場歪みの補正

Fig.3.1 のツールを枠で固定して、名古屋大学医学部附属病院脳神経外科の OpenMRI 手術室で実験を行った (Fig.3.14)。実験は、名古屋大学医学部附属病院脳神経外科の OpenMRI

Table 3.1 Specifications of the magnetical sensor.

Name	3D-Guidance
Degrees of Freedom	6 (Position and Orientation)
Static Accuracy	Position:1.4mm RMS
Static Resolution	Position:0.5mm
Update Rate	Up to 90 Hz

Table 3.2 Specifications of the optical sensor.

Name	Polaris
Degrees of Freedom	6 (Position and Orientation)
Accuracy	0.35mm RMS
95%Confidence Level	0.6mm RMS
Maximum Update Rate	60Hz

手術室で行われ、実際の神経内視鏡手術と同様に、手術器具ならびに機器を設置し、稼働状態とした。手術中に患者の頭部が存在すると想定される領域で、1462 個の学習データと 121 個の評価データを取得した。センサ出力のばらつきを低減するため、一つの点でデータを取得する際、10 回の計測データを平均してから記録する。提案した手法より、位置姿勢情報を引数とする 6 元ベルンシュタイン多項式の補正モデルを推定し、評価データを用い、この補正モデルを検証した。結果を Table 3.3 に示す。

3.4.2 フリーハンドでの補正データの取得

3.2.5 節で提案した手法により、EMT センサの計測頻度を 68.5Hz、OT センサの計測頻度を 60Hz と設定して実験を行った。874 個の有効補正データを取得するには、980 秒を

3.4. 実験と考察



Fig. 3.14 Scene of Experiment 1. Tool is supported by a bracket for preventing unexpected hand shaking.

要した．結果を Table 3.4 に示す．

提案手法の有効性を評価するため，文献 [84, 103] で提案された手法との比較実験も行った．計測ツールの移動速度が $mmmm/s$ である場合は，提案手法が EMT センサの出力の位置誤差を 5.7mm から 2.7mm まで軽減することができ，従来手法 [84, 103] より約 20% 程度の精度を向上することができる (Fig. 3.15)．Fig. 3.15 に示しているように，提案した手法は，速度の増加とともに，補正精度が低くなるが，従来手法と比べて，安定性がよいと考えられる．

提案手法の補正精度は，EMT センサと OT センサの計測点の対応付けの精度に依存する．式 3.17 により，推定した κ と δ の精度は，EMT センサで取得した i 番目の計測情報に対応する推定した OT センサの計測情報の精度の影響を受ける．実験結果から，推定した κ の精度は，推定に利用された計測点の数の増加に従って高くなることが確認される (Fig. 3.16)．計測点の数が 10^5 以上になると，推定した κ の標準偏差が 10^{-6} 以下になる．すなわち，有効な κ を求めるため， 10^5 以上の計測点の取得が必要となり，30 分程度の取

Table 3.3 Result of experiment 1. Tool is supported by a bracket for preventing unexpected hand shaking.

		without correction		with correction		
		Max error	RMS	Max error	RMS	Change of RMS %
Learning data	x (mm)	2.62	0.83	1.39	0.38	-54.78
	y (mm)	2.4	0.92	1.64	0.32	-65.08
	z (mm)	4.59	1.25	1.72	0.43	-65.68
	(rad)	0.11	0.06	0.04	0.01	-82.87
	(rad)	0.15	0.07	0.09	0.02	-69.52
	(rad)	0.13	0.06	0.12	0.03	-57.69
Evaluating data	x (mm)	1.37	0.63	0.67	0.24	-61.84
	y (mm)	2.1	1.06	1.06	0.36	-66.15
	z (mm)	2.9	1.08	1.03	0.41	-62.39
	(rad)	0.09	0.06	0.01	0.01	-89.11
	(rad)	0.1	0.05	0.03	0.01	-75.42
	(rad)	0.08	0.06	0.06	0.02	-63.63

得時間を要す．ここで、推定したパラメータ κ は定数であるため、一旦求めると、毎回算出する必要がなく、磁場歪補正に使うことが可能である．本手法は、臨床への適用できると考えられる．手術前、20分程度のデータ取得が必要であるが、臨床へ適用するためには、データの取得時間を5分以内に短縮することが期待されている．より迅速にデータを取得する手法が今後の課題と考えられる．

本実験により OpenMRI 手術室における、EMT センサの歪み補正の必要性を検証し、その可能性を示した．3.4.1 節の実験の結果から、補正により位置の最大偏差は 4.8mm から 1.8mm に減少した．しかし、神経内視鏡手術のナビゲーションの目標である 1mm 以下の精度を実現するためには、補正性能のさらなる向上が必要である．3.4.2 節の実験において補正精度が低くなる原因として、

- ・単純平均ではセンサ出力のばらつき低減が困難．

3.4. 実験と考察

Table 3.4 Result of experiment 2. Tool is moved by free hand.

		without correction		with correction		
		Max error	RMS	Max error	RMS	Change of RMS %
Learning data	x (mm)	11.92	2.12	10.89	1.77	-16.51
	y (mm)	6.17	1.18	5.13	0.83	-29.66
	z (mm)	3.03	0.73	2.63	0.41	-43.84
	(rad)	0.08	0.03	0.06	0.01	-66.67
	(rad)	0.1	0.05	0.12	0.02	-60
	(rad)	0.13	0.07	0.05	0.01	-85.71
Evaluating data	x (mm)	12.23	2.3	3.99	1.05	-54.35
	y (mm)	4.44	1.19	1.31	0.47	-60.5
	z (mm)	2.62	0.73	0.84	0.27	-63.01
	(rad)	0.08	0.03	0.03	0.01	-66.67
	(rad)	0.1	0.05	0.06	0.02	-60
	(rad)	0.11	0.07	0.04	0.01	-85.71

・計測点の空間的分布の不均一性．

の二つが考えられる．

3.4.3 DRF 誤差の補正

DRF 誤差の補正前と補正後の DRF における EMT センサの出力を比較することで、提案手法の評価実験を行った．この実験では、Ascension の 3D Guidance を EMT として利用した．評価実験は、以下のように実行した：

- (a) センサ A において、センサ B とセンサ S が静止した状態で、センサ A, B, S の出力 3000 点を取得する．
- (b) 3.3.1 節に述べた方法で、 $p^i, q^i, \bar{p}^i, \bar{q}^i$ を算出する．ここで、 i は取得したデー

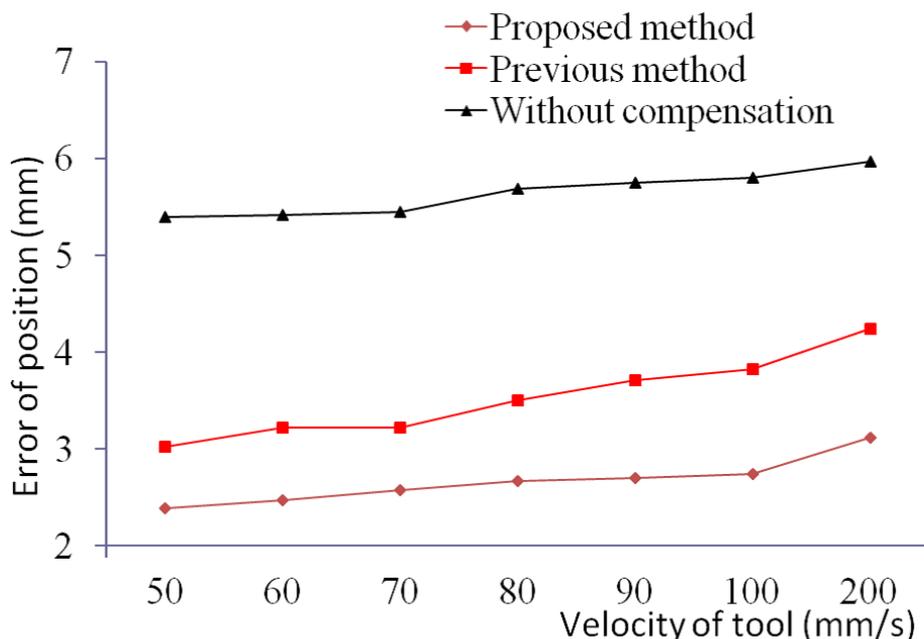


Fig. 3.15 Compensation result of different velocity.

タの番号である。

(c) $p^i, q^i, \bar{p}^i, \bar{q}^i$ の平均値 $\tilde{p}, \tilde{q}, \tilde{\bar{p}}, \tilde{\bar{q}}$ をそれぞれ算出する。

(d) $p^i, q^i, \bar{p}^i, \bar{q}^i$ から $\tilde{p}, \tilde{q}, \tilde{\bar{p}}, \tilde{\bar{q}}$ までの平均距離を別々に算出する。ここで、位置の平均距離は、

$$D_p = \frac{1}{N} \sum_1^N (p^i \cdot \tilde{p})^{\frac{1}{2}} \quad (3.31)$$

から算出し、姿勢の平均距離は

$$D_q = \frac{1}{N} \sum_1^N (|\widetilde{\arccos}(\tilde{q}^{-1} q^i)|) \quad (3.32)$$

により算出する。ここで、 $\widetilde{\arccos}(q)$ は、 q の回転角度を表す。

提案手法の有効性を検討するため、50回の実験を行った。計測したデータによって、DRFにおけるセンサの位置誤差は0.36mmから0.28mmまでに軽減され、標準偏差は0.14mmから0.11mmまでに軽減された(Fig. 3.17)。DRFにおけるセンサの姿勢誤差は 0.10° から 0.08° になり、標準偏差は 0.020° から 0.017° になった。

3.4. 実験と考察

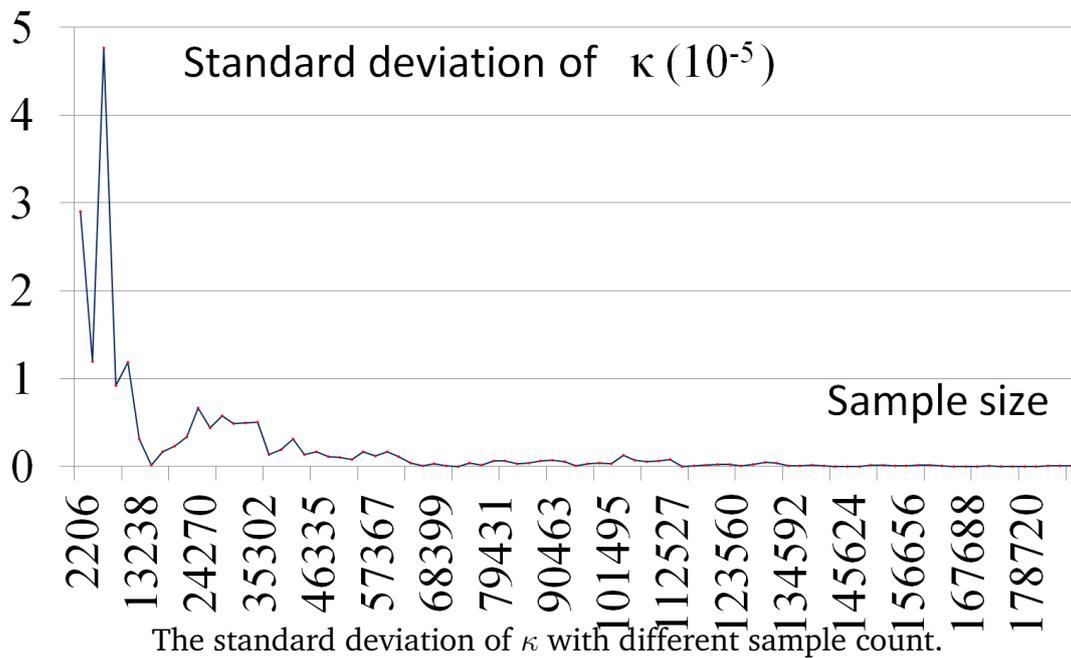
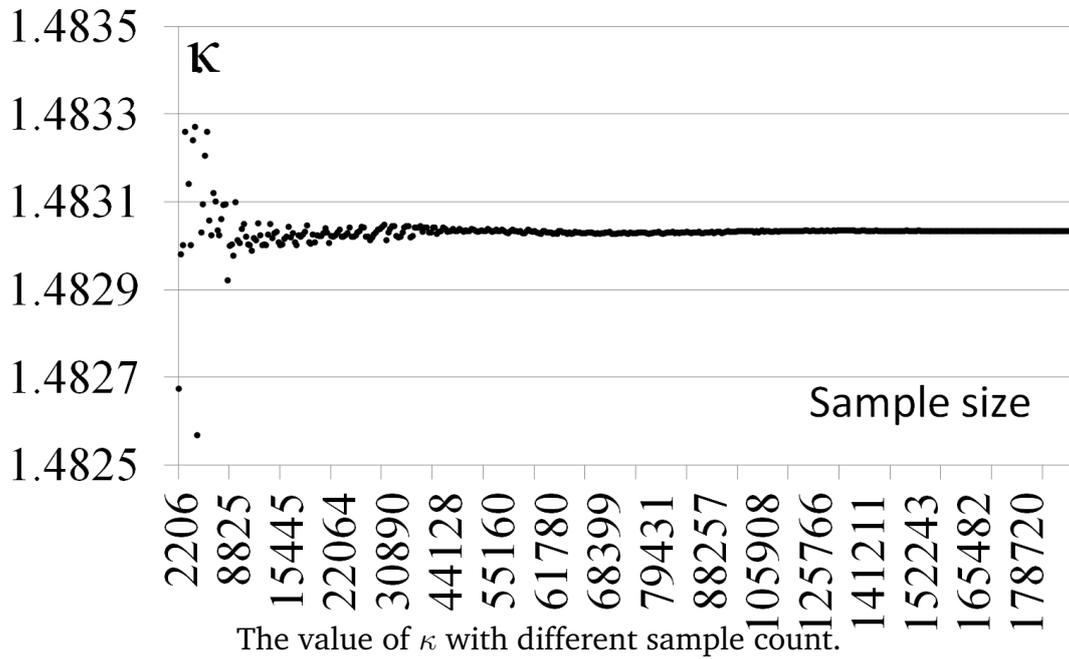


Fig. 3.16 The stability of κ in different sample count.

実験の結果から，提案手法が EMT センサを用いた DRF 誤差の補正が可能であることを確認した．Fig. 3.18 に示されているように，補正した出力の平均誤差は，補正しない出力より小さくなった．しかし，評価用センサ B の出力誤差が大きい場合は，補正した結

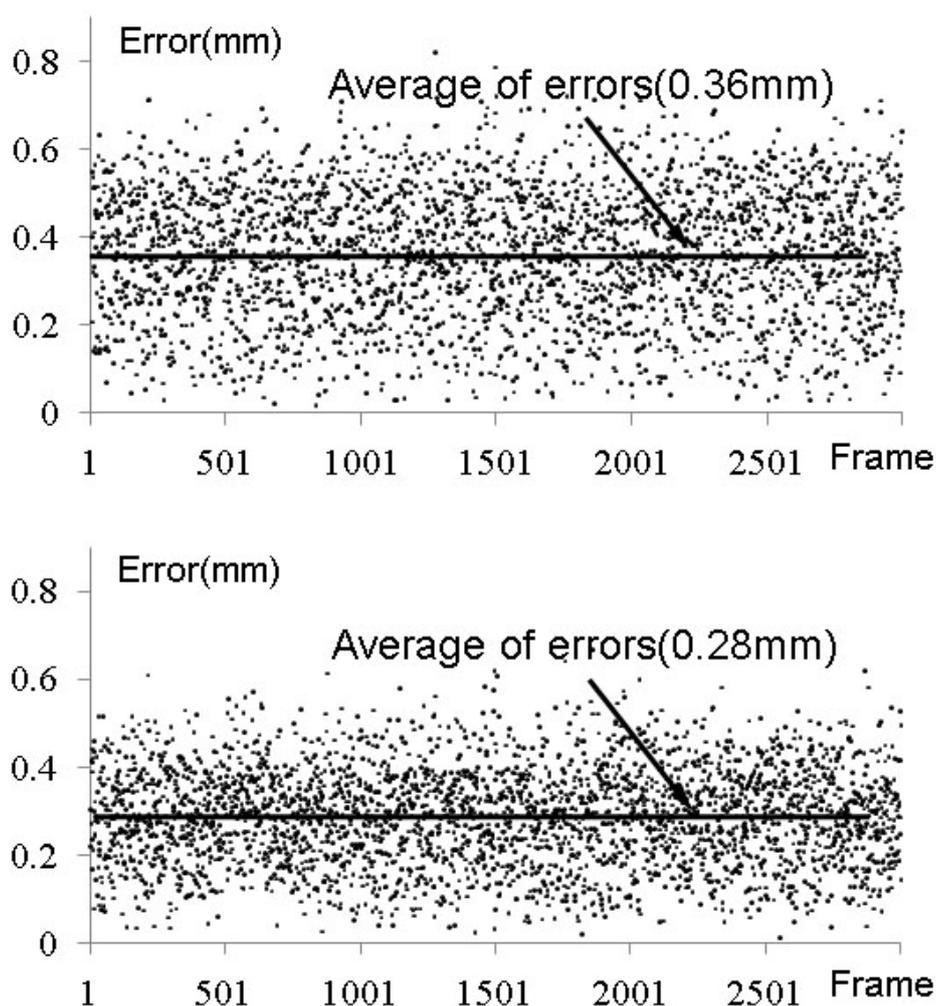


Fig. 3.17 Samples of position errors using DRF without evaluation sensor (top figure) and with evaluation sensor (bottom figure).

果が悪くなる可能性も存在する。例えば，Fig. 3.18 に赤い丸印で示されたデータは，センサ B の出力が不安定なことが原因であると考えられる。

本研究の提案手法は位置平均誤差の軽減だけでなく，出力のジッタの軽減もできる。Fig. 3.17 に示したように，補正した誤差の標準偏差も小さくなる。

今回行った臨床へ適用する際の有効性の評価は定性的な評価であり，今後定量的な評価が必要とされる。

3.3.2 節に述べた多数姿勢の平均値を算出するアルゴリズムの性能を評価するため，[111] に提案した手法との比較実験を行った。2つの手法で計算した結果はほぼ同じであるが，計算時間は，[111] の手法と比較して提案手法では約 50% 程度の減であった。

3.5. まとめ

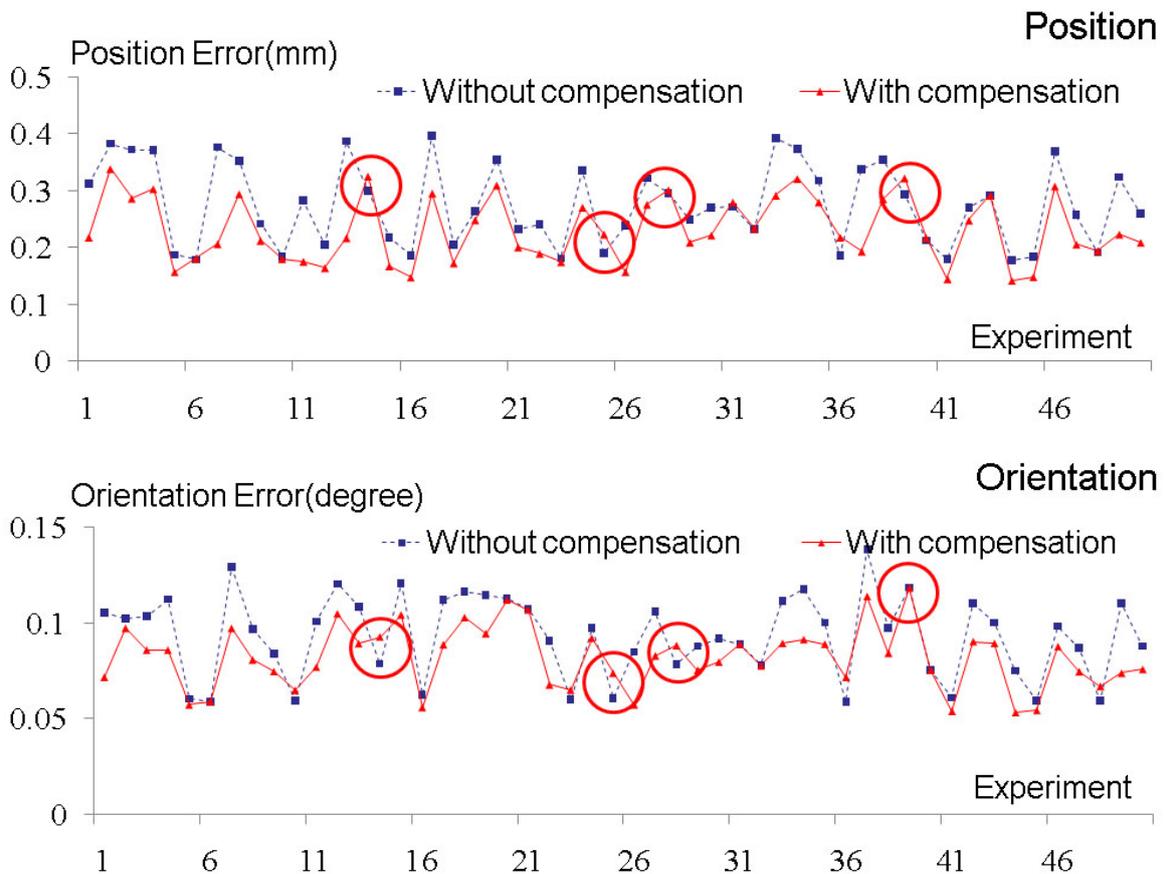


Fig. 3.18 Output errors of tracking sensor with respect to DRF.

3.5 まとめ

本研究では、6自由度のEMTセンサの出力誤差を、新たに考案した測定ツールを用いて補正する手法を提案した。提案手法では、OTセンサの計測結果をEMTセンサの計測真値として利用し、EMTセンサの出力誤差を評価することで、補正モデルを求め、EMTセンサの出力誤差を補正した。本手法では、OTセンサとEMTセンサの計測点の対応付け、計測頻度と計測遅延の同期化などを行った。新たに考案した測定ツールを用いることでOTセンサとEMTセンサの計測データを同一の位置・姿勢で取得ができ、精密なツールの加工が不要で、6自由度のEMTセンサの出力誤差の評価が可能となった。文献 [84,103] で提案された従来手法と比較して、位置誤差の補正精度がほぼ同一であり、取得ツールの移動速度が精度へ与える影響を軽減することが可能であった。

また、評価センサを利用することで、DRFとしてのEMTセンサの誤差補正手法を提案

した．実験結果によって，提案した手法は，DRF におけるセンサの出力誤差を軽減することが可能であり，文献 [111] に提案された姿勢の平均手法と計算精度が同等であり，計算時間が約 50%であることが知られた．

今後の課題として，(1) 歪み特性分析結果を用いた補正精度向上，(2) より迅速な補正データ取得手法の開発，(3) フリーハンド式での補正データ取得手法の補正精度向上，(4) 補正結果とカメラ画像を利用した画像ベースでの補正精度評価，(5) DRF としての EMT センサの誤差補正の臨床的な評価と臨床への応用，などがあげられる．

第4章 仮想内視鏡視軸と実内視鏡視軸回転誤差の補正手法

本章では，実内視鏡視軸に対応する仮想内視鏡視軸の回転誤差の補正手法について述べる．第2章で述べたように，軟性神経内視鏡手術ナビゲーションでは，内視鏡先端に EMT センサを固定することで内視鏡カメラの位置を追跡する．しかしながら，実際の手術では，滅菌処理や術中の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．つまり，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現れる．第2章で提案した手法により，EMT センサと内視鏡カメラの位置関係の再推定ができるが，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．

そこで，本研究では，実内視鏡画像と EMT センサ出力のみを利用することで，実内視鏡におけるエピポラ幾何と仮想内視鏡におけるエピポラ幾何の関係から，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．提案手法では，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し，術中における回転誤差の補正が可能になる．推定結果の精度を向上するため，1) とびこし走査や色偽影など特徴点検出に悪影響を与える内視鏡画像の自動除去，2) EMT センサと内視鏡画像の出力の同期化，3) 移動方向を用いて，推定結果の外れ値の自動検出，などの諸問題を解決する．

4.1 はじめに

軟性神経内視鏡手術ナビゲーションシステムでは、第 2 章で述べたように、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 (Fig. 2.3)、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、本研究は、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ポーラ幾何 [87, 112] 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、4.2 節で軟性神経内視鏡手術ナビゲーションシステム [113] の概要と問題点、4.3

4.2. 軟性神経内視鏡手術ナビゲーションシステム

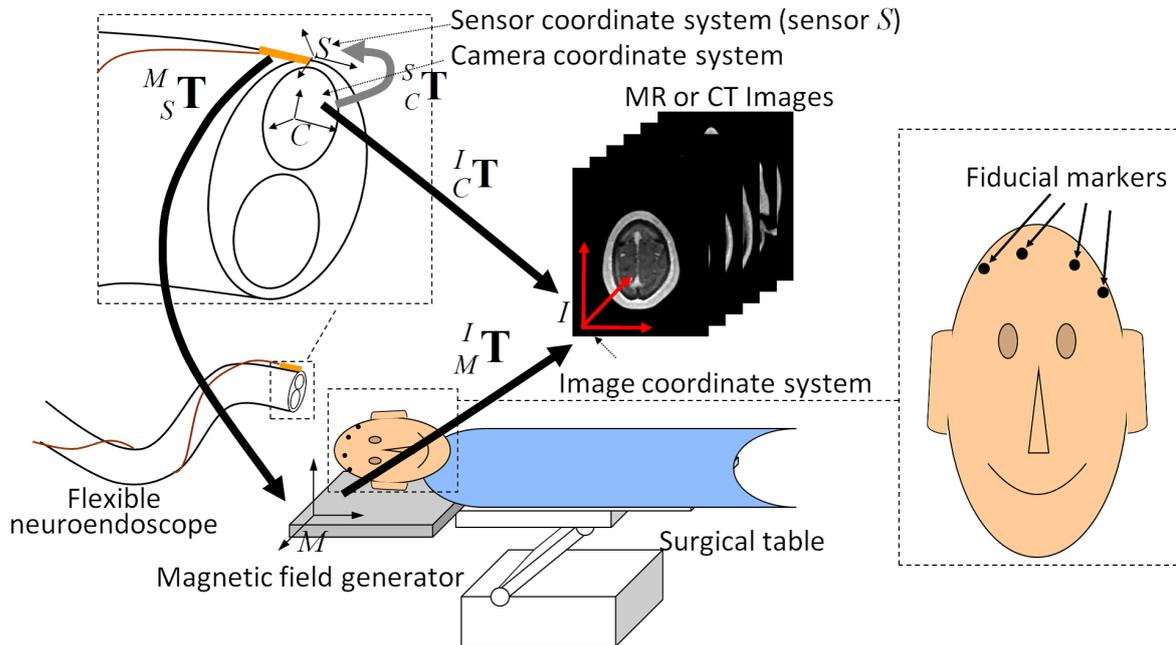


Fig. 4.1 In the navigation system, a magnetic field generator is located under a non-ferromagnetic surgical table. This configuration ensures that the surgical field is in the measuring field of the tracker system. Several fiducial markers (at least four fiducial markers) are attached on a patient's 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.

節でセンサ軸 (4.2 節で定義される) 周りの回転誤差とカメラ視軸周りの回転誤差との関係, 4.4 節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, 4.5 節で提案手法による EMT センサ回転誤差の補正精度に関する実験を行ない, 4.6 節で考察を加える.

4.2 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 [113] の概観を Fig.4.1 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.4.2 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のようになる. 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,

$$p_I = {}^I_C T p_C = {}^I_M T {}^M_S T {}^S_C T p_C \quad (4.1)$$

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.4.2). 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.4.3). そのため, 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時には, センサ軸周りの回転誤差補正が必要となる.

4.3 センサ軸周りの回転誤差

本章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, 本節では, センサ軸周りの回転誤差がナビゲーション情報の1つ

4.3. センサ軸周りの回転誤差

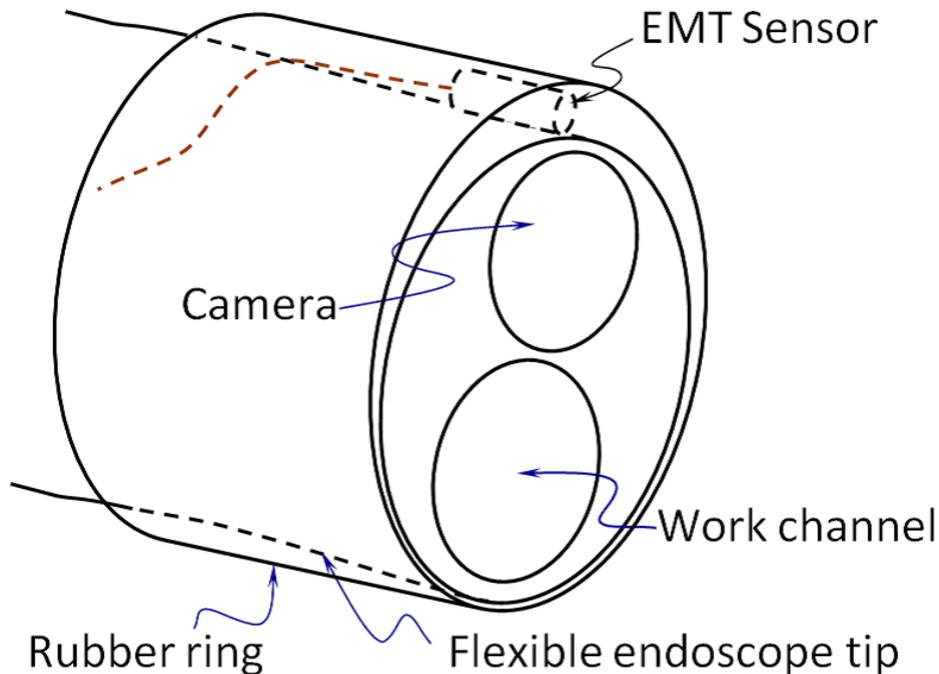


Fig. 4.2 The location of EMT sensor at the tip of endoscope. EMT sensor is fixed at the tip of endoscope via a rubber ring. The EMT sensor can be re-fixed at the same location by using the marker points on the tip of endoscope. However, the EMT sensor is a small cylinder, so it is difficult to re-fixed the EMT sensor in the same rotation with respect to the cylinder axis.

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を幾何学的に説明する．

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

$${}^S_V T = {}^S_C T, \quad (4.2)$$

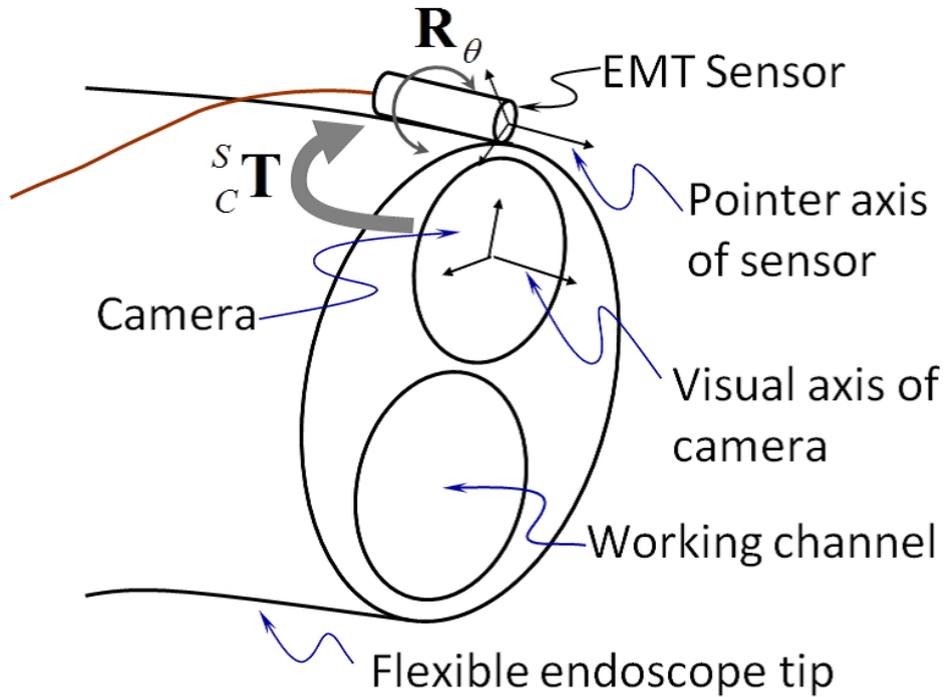


Fig. 4.3 The relationship of EMT sensor and endoscope camera. When the EMT sensor is rotated with respect to the pointer axis, the transform matrix ${}^S_C \mathbf{T}$ from the camera coordinate system to the EMT sensor coordinate system is also changed.

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 ${}^C_V \mathbf{T}$ は単位行列

$${}^C_V \mathbf{T} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.3)$$

となる．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 ${}^S_C \hat{\mathbf{T}}$ は

$${}^S_C \hat{\mathbf{T}} = \mathbf{R}_\theta {}^S_C \mathbf{T}, \quad (4.4)$$

となる (Fig.4.3)．ここで， \mathbf{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 ${}^S_V \mathbf{T}$ は常にキャリブレーション処理時の行列

4.3. センサ軸周りの回転誤差

${}^S_C\mathbf{T}$ であるため,

$${}^S_V\mathbf{T} = {}^S_C\mathbf{T} \neq \mathbf{R}_\theta {}^S_C\mathbf{T}, \quad (4.5)$$

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 ${}^V_C\mathbf{T}$ は, 単位行列ではなく

$${}^V_C\mathbf{T} = {}^S_C\hat{\mathbf{T}}^{-1} {}^S_V\mathbf{T} = \left(\mathbf{R}_\theta {}^S_C\mathbf{T} \right)^{-1} {}^S_C\mathbf{T} \quad (4.6)$$

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 ${}^S_C\mathbf{T}$ 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 ${}^S_C\mathbf{R}$ と平行移動変換 t を用いて,

$${}^S_C\mathbf{T} = \begin{pmatrix} {}^S_C\mathbf{R} & t \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix}, \quad (4.7)$$

のように記述され, 式 (4.4) は

$$\begin{aligned} {}^S_C\hat{\mathbf{T}} &= \mathbf{R}_\theta {}^S_C\mathbf{T} \\ &= \begin{pmatrix} \mathbf{R}_\theta & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} {}^S_C\mathbf{R} & t \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} \mathbf{R}_\theta {}^S_C\mathbf{R} & \mathbf{R}_\theta t \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (4.8)$$

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 ${}^S_C\hat{\mathbf{T}}$ は

$$\begin{aligned} {}^S_C\hat{\mathbf{T}}' &= {}^S_C\mathbf{T} \mathbf{R}_\theta \\ &= \begin{pmatrix} {}^S_C\mathbf{R} & t \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mathbf{R}_\theta & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} {}^S_C\mathbf{R} \mathbf{R}_\theta & t \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (4.9)$$

となる.

本研究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 (4.8) の $R_\theta t$ と式 (4.9) の t は零に近く， $R_\theta t$ と t がほぼ等しいと考えられる．よって，

$$\begin{aligned}
 {}_C^S\hat{T} &= \begin{pmatrix} R_\theta {}_C^S R & R_\theta t \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \\
 &\approx \begin{pmatrix} R_\theta {}_C^S R & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \\
 &= \begin{pmatrix} {}_C^S R R_\theta & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \\
 &\approx \begin{pmatrix} {}_C^S R & t \\ 0 & 1 \end{pmatrix} = {}_C^S\hat{T}'
 \end{aligned} \tag{4.10}$$

と近似できる．ここで， $R_\theta {}_C^S R$ と ${}_C^S R R_\theta$ は視軸に関する回転行列であるため， $R_\theta {}_C^S R = {}_C^S R R_\theta$ である．式 (4.6) は

$$\begin{aligned}
 {}_V^C T &= {}_C^S\hat{T}^{-1} {}_V^S T \\
 &\approx {}_C^S\hat{T}'^{-1} {}_V^S T = \left({}_C^S T R_\theta \right)^{-1} {}_C^S T \\
 &= R_\theta^{-1},
 \end{aligned} \tag{4.11}$$

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 R_θ^{-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．

4.4 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ラ幾何と仮想内視鏡におけるエピポラ幾何の関係を利用することで，推定することができる．

エピポラ幾何 [87] (Fig.4.4) は，2つの視点 C^i と C^{i+1} から得られた画像 I^i と 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.4.4 に示しているように，空間中の一点 X と画像 I^i と I^{i+1} 上の X に対応する点 x と x' および視点 C^i と C^{i+1} は同一の平面

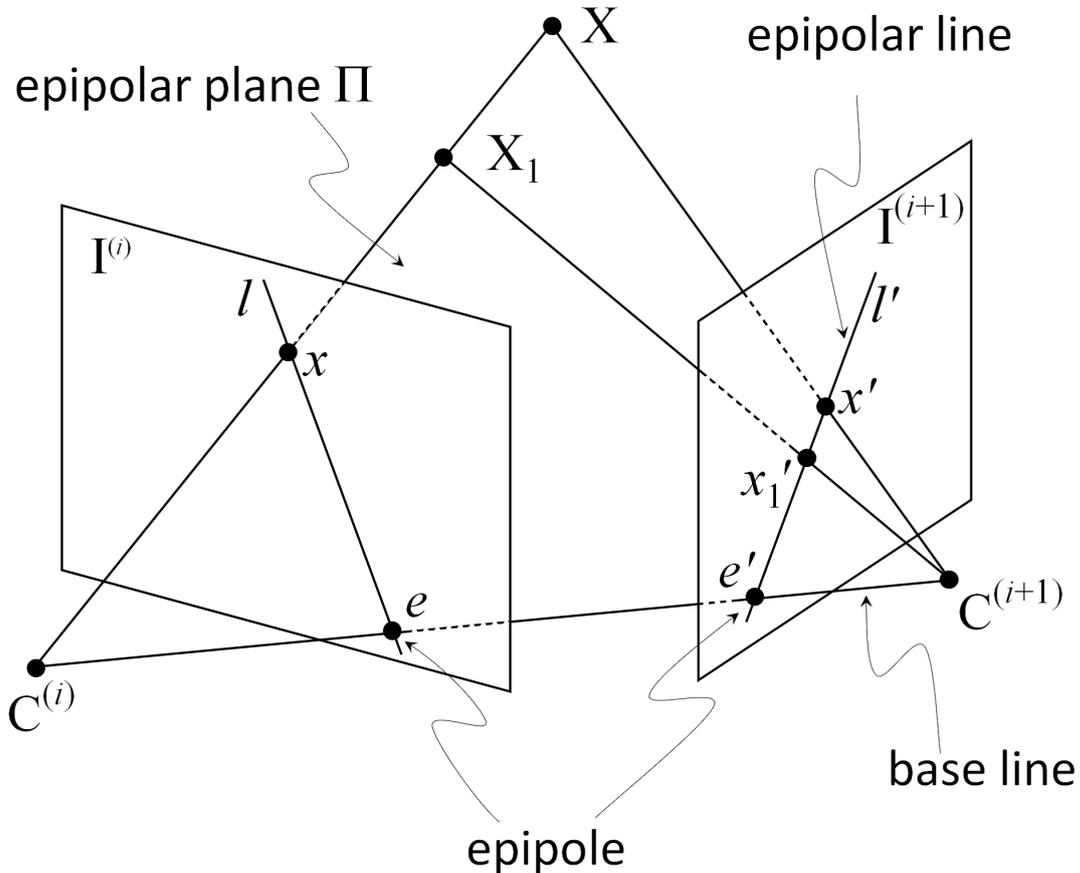


Fig. 4.4 Epipolar geometry. The two cameras are indicated by their centers $C^{(i)}$ and $C^{(i+1)}$ and image planes $I^{(i)}$ and $I^{(i+1)}$. The camera centers, 3D-space point X and its images x and x' lie on a common plane Π . The camera baseline, which joins the points $C^{(i)}$ and $C^{(i+1)}$, 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' .

に位置する。画像 I^i と I^{i+1} 上の視点 C^{i+1} と 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.4.5(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.4.5(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} と表わす。Fig.4.5(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.4.5(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、

$$\theta_{\text{error}} = \theta_V - \theta_R \quad (4.12)$$

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。

4.4.1 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 [109] により同期させる (3.2.6 節の参照)。

4.4. 視軸周りの回転誤差推定

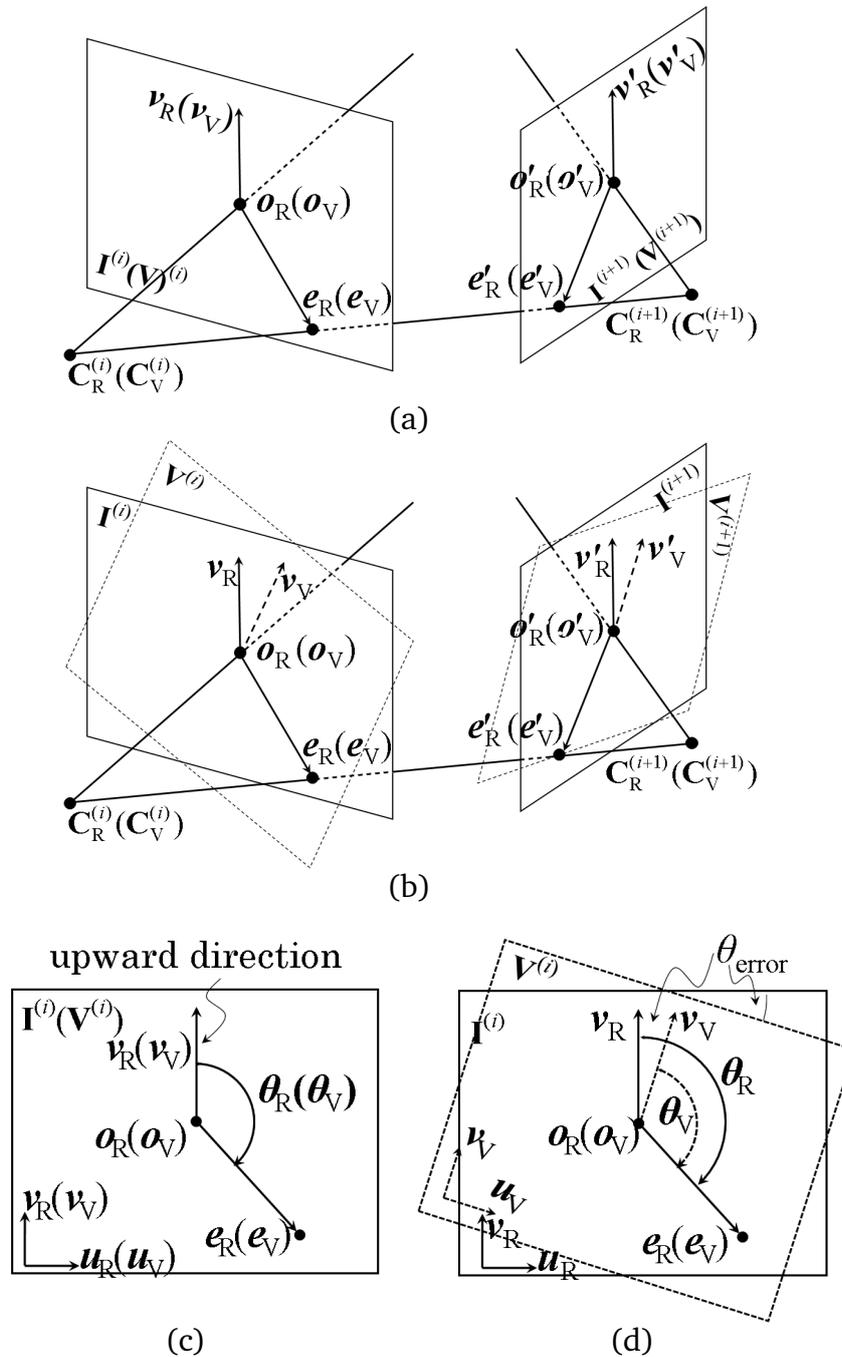


Fig. 4.5 The relationship of epipolar line in the real endoscope image plane and virtual endoscope image plane with the rotation error (b) or not (a). (c) and (d) are the image planes of real endoscope and virtual endoscope corresponding to (a) and (b) respectively. o denotes the principal point on the 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.

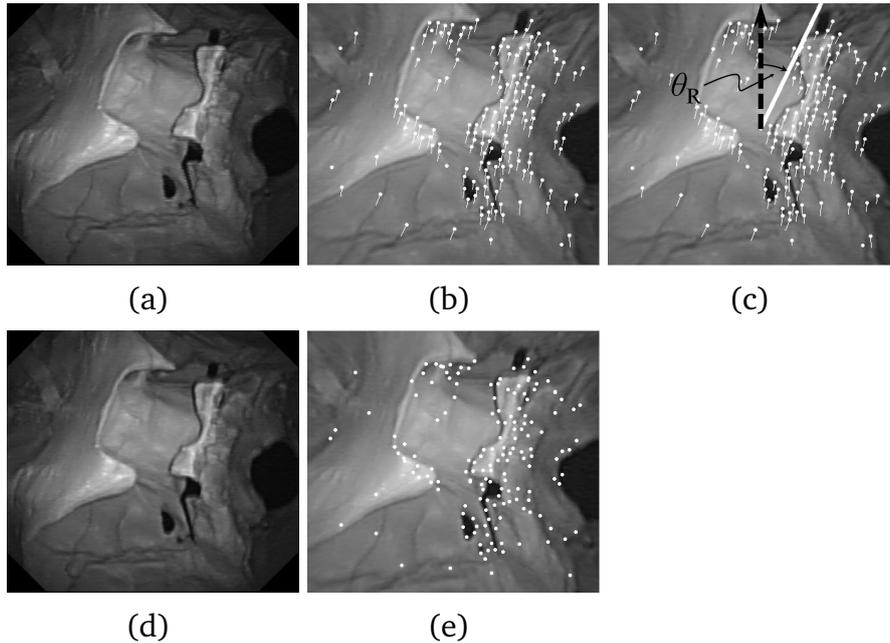


Fig. 4.6 The result of epipole detection using endoscope image pairs. Images (a) and (d) are the images corresponding to $I^{(i)}$ and $I^{(i+1)}$, respectively. Images (b) and (e) are the undistorted images corresponding to (a) and (d). White points on images (a) and (b) are the feature points extracted 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.

4.4.2 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 [114], KLT 法 [115, 116] および RANSAC [117, 118] 法を利用して計算される。得られた epipole により、実内視鏡画像 $I^{(i)}$ 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.4.6)。

なお、KLT 法における対応特徴点抽出誤差 [116] 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。

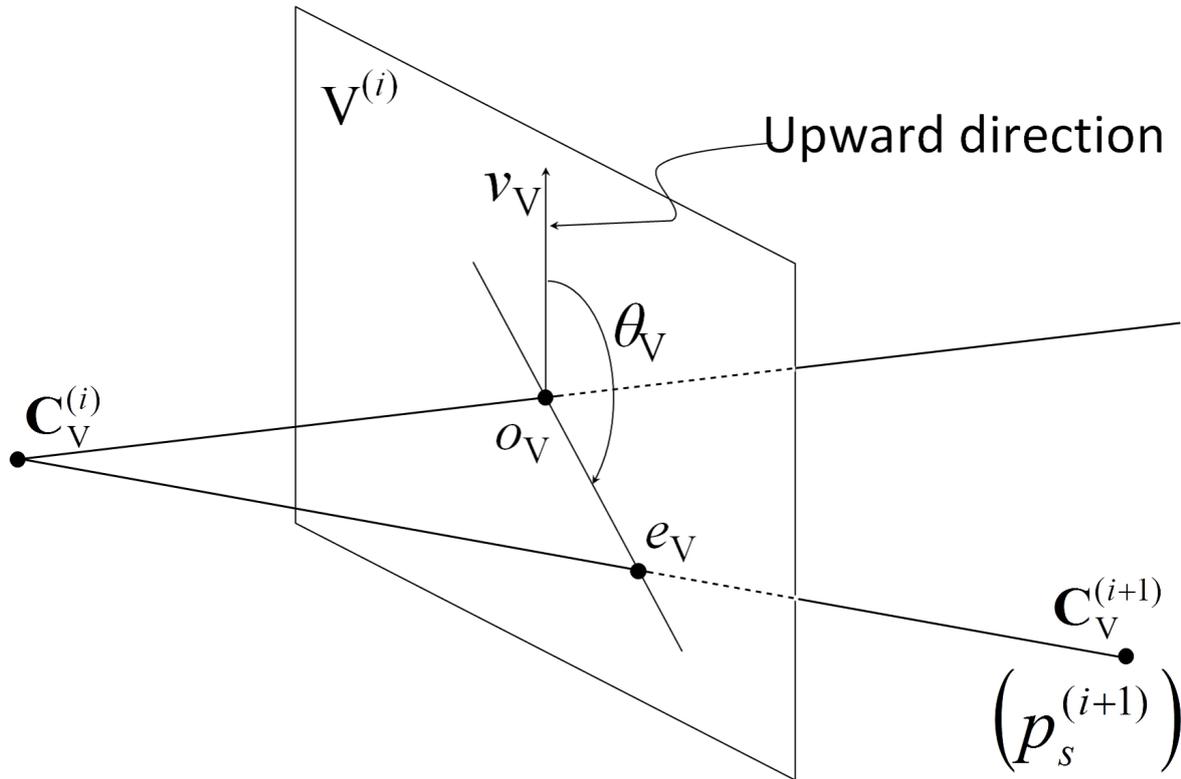


Fig. 4.7 The epipole on the virtual endoscope image. $C_V^{(i)}$ and $C_V^{(i+1)}$ are the position of virtual endoscopic camera corresponding to images $I^{(i)}$ and $I^{(i+1)}$. The point $C_V^{(i+1)}$ is projected on the image plane of virtual endoscopic camera at the position $C_V^{(i)}$. The projected point e_V is the epipole of the virtual endoscopic images actually.

4.4.3 仮想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 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 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.4.7）．

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_C^T を利用

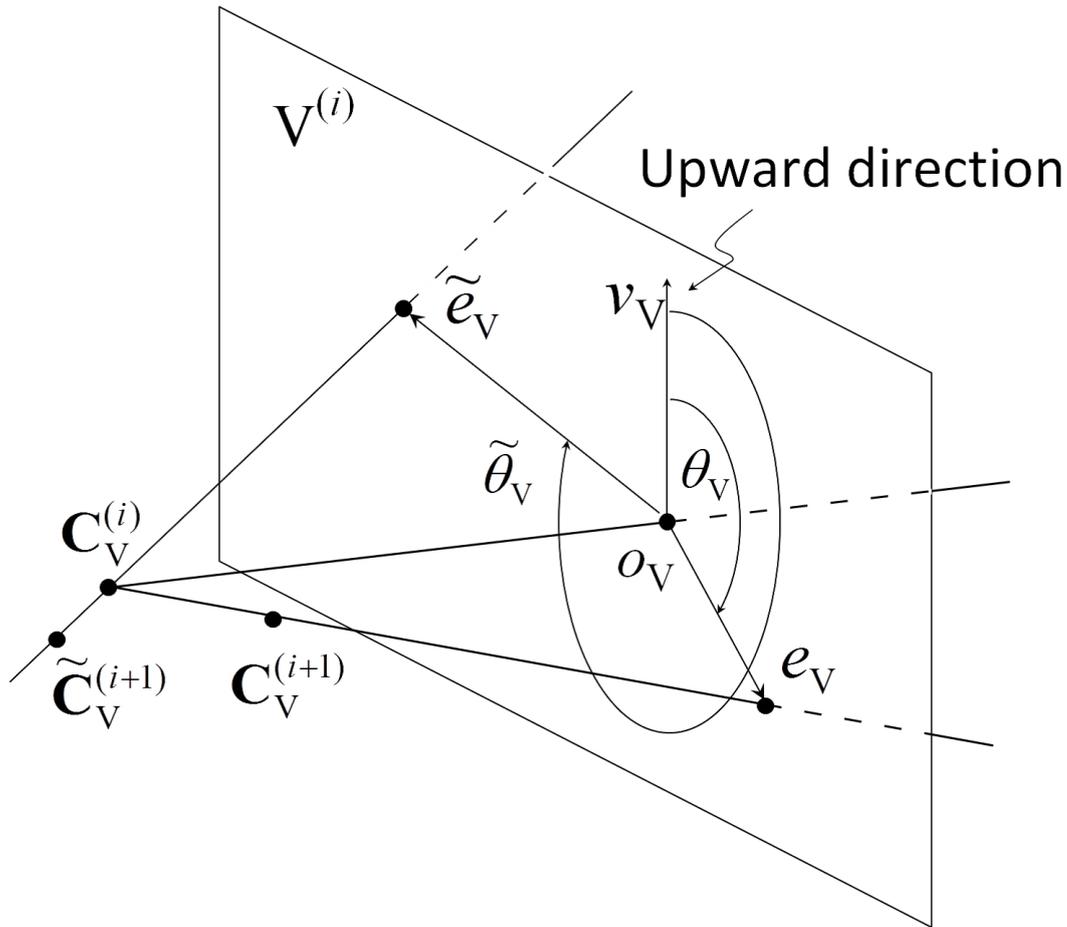


Fig. 4.8 The effect of EMT output error on epipole of virtual endoscope image. Although there is little difference between $C_V^{(i+1)}$ and $\tilde{C}_V^{(i+1)}$, the projected points of them are at the opposite position with respect principal point o_V

して、画像 $I^{(i)}$ と $I^{(i+1)}$ 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 $\vec{o_V e_V}$ 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.4.8 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°

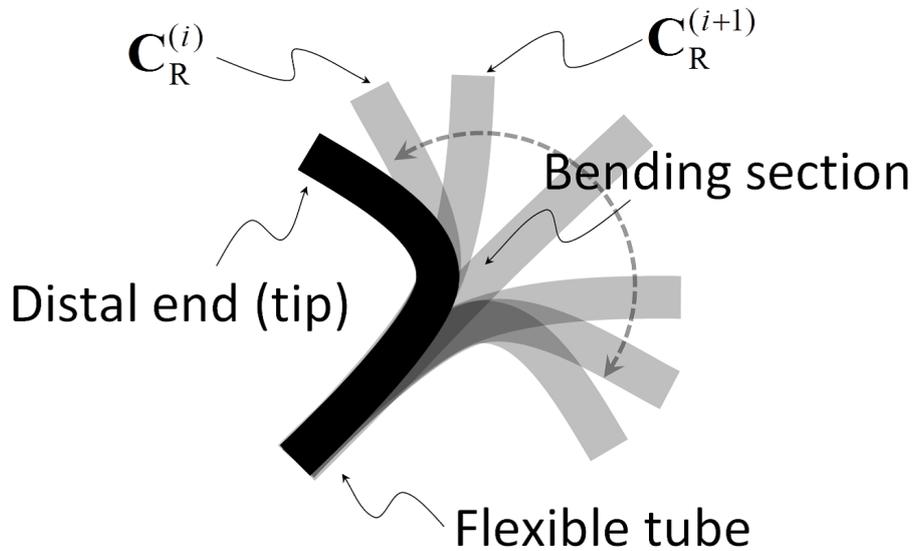


Fig. 4.9 The motion mode of flexible endoscope tip.

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.4.9 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.4.10) . 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.4.10(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.4.10(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．

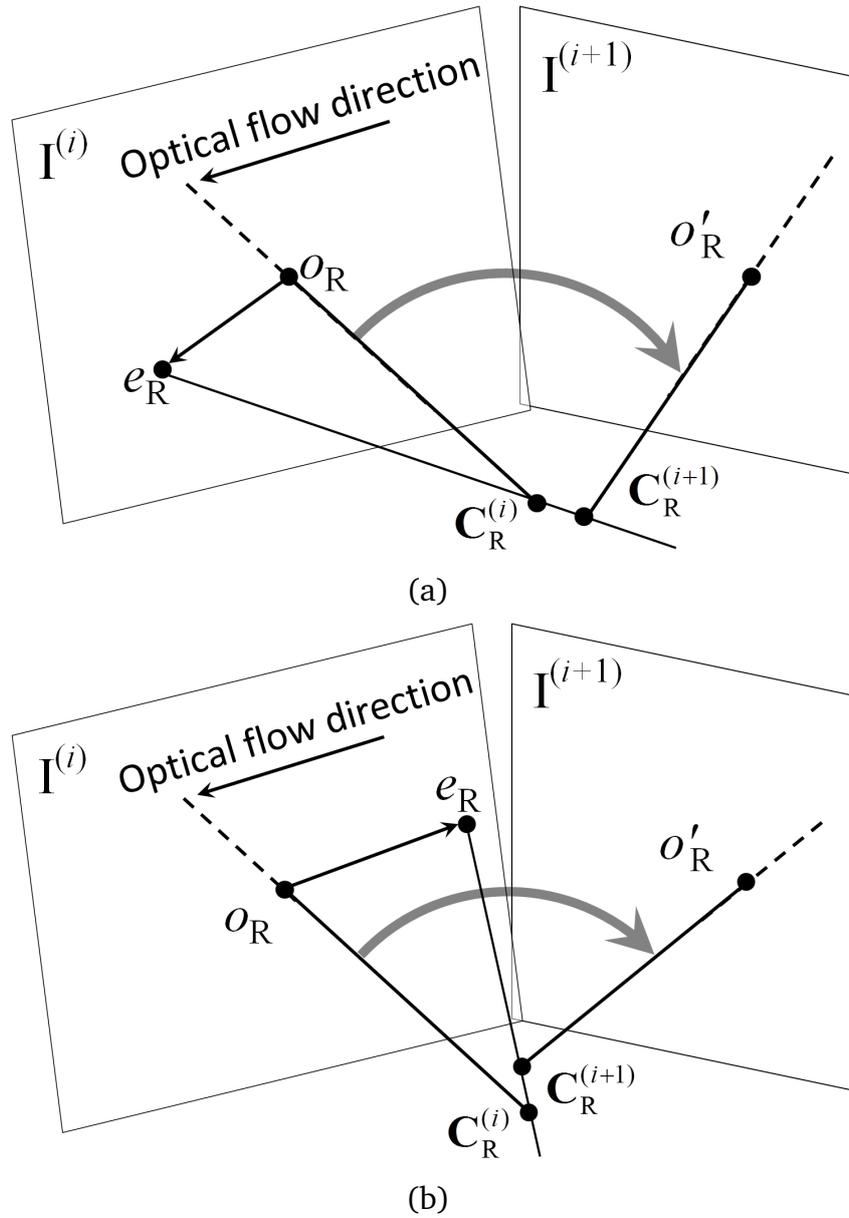


Fig. 4.10 The relationship of optical flow vector and epipole vector in different cases.

(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. 視軸周りの回転誤差推定

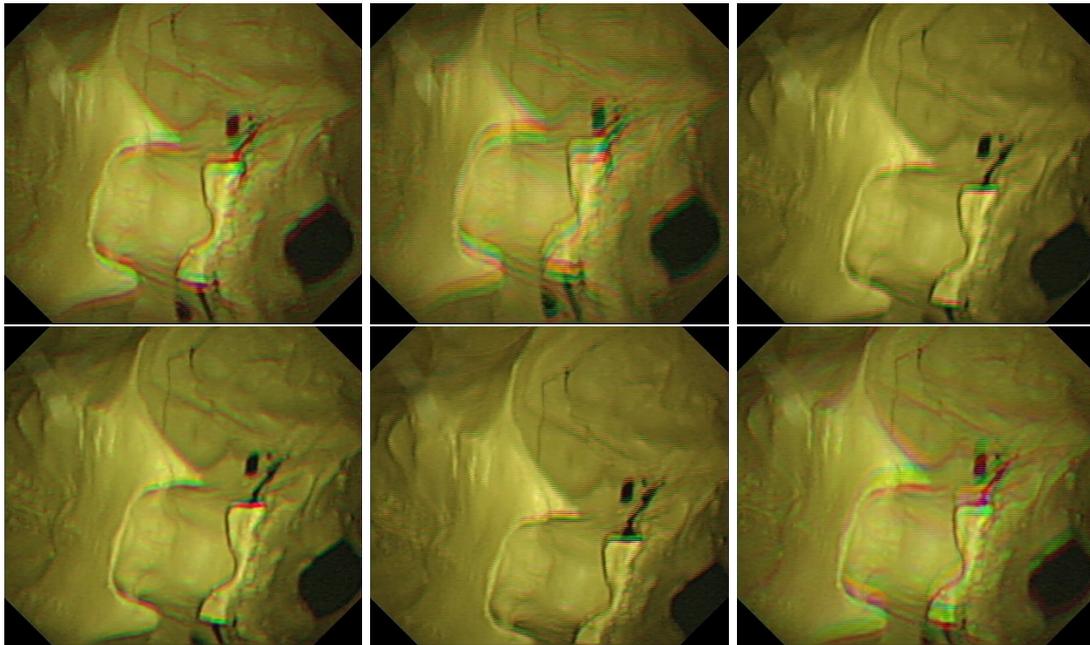


Fig. 4.11 Artifacts of interlace and color in images. When a real endoscopic image is captured while moving the endoscope, color artifacts and interlace artifacts will appear on the real endoscopic image because of different positions are integrated into one frame.

4.4.4 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 $\bar{\theta}$

$$\bar{\theta} = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \theta_{\text{error}}^{(n)}, \quad (4.13)$$

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わす。

4.4.5 補正精度の向上

実内視鏡画像からの特徴点抽出精度は、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.4.11 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) など特徴点抽出に悪影響を与える要因が多数存在する．特徴点の抽出精度を向上するため，このような低品質の実内視鏡画像を自動的に検出し，センサ軸周りの回転誤差推定に利用しない．以下に検出方法について述べる．

色偽影が生じる原因は，実内視鏡画像を生成する赤，緑，青の 3 つのチャンネルで撮影する位置が一致していないからである．取得した内視鏡画像の偽色を除去するため，センサ軸周りの回転誤差推定には内視鏡画像の 1 つの色チャンネルのみを利用する．本研究では，緑色のチャンネルを利用して実験を行う．

とびこし走査に対しては，画像の曲率積分 L

$$L = \int_I \kappa(\mathbf{p}) \quad (4.14)$$

を考察することで，とびこし走査が存在する画像を検出する．ここで， $\kappa(\mathbf{p})$ は画像 I 上ある点 \mathbf{p} にベクトル \mathbf{v} における曲率であり，

$$\kappa(\mathbf{p}) = \mathbf{v}^T \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 f}{\partial x^2}(\mathbf{p}) & \frac{\partial^2 f}{\partial x \partial y}(\mathbf{p}) \\ \frac{\partial^2 f}{\partial x \partial y}(\mathbf{p}) & \frac{\partial^2 f}{\partial y^2}(\mathbf{p}) \end{bmatrix} \mathbf{v} \quad (4.15)$$

で算出される．本研究では，ベクトル \mathbf{v} を内視鏡画像の上方向の単位ベクトルとする．とびこし走査が存在しない画像の曲率積分 L の最大値を閾値 ξ とする．内視鏡画像の曲率積分 L が閾値 ξ より大きくなった場合，センサ軸周りの回転誤差推定に利用する画像から除去する．

4.5 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, 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.4.12 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 × 2，メモ

4.6. 考察

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 $\tilde{\theta}_{\text{error}}$ を加えた . なお , 実験に使用したパラメータは , $N = 30$ (過去 30 回分の推定回転誤差の平均値をとる) , $D = 5$ (応特徴点の平均移動距離は 5 以上) , $g = 20$ (対応画像特徴点数は 20 以上) である . 10 回の試行により得られた結果を Table 4.1 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.4.13 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 $\tilde{\delta}$ 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.4.14 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値 D を様々に変化させた実験も行なった . 結果を Fig.4.15 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.4.16 に示す . さらに , 4.4.3 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の有効無効時の比較実験を Fig.4.17 に示す .

4.6 考察

10 回の試行結果 (Table 4.1) より , 提案手法の有効性を確認した . Table 4.1 に示しているように , 仮想内視鏡回転誤差の推定精度は $8 \pm 10^\circ$ (平均誤差 \pm 標準偏差) であり , 最大誤差は 30° 程度であった . これより , 視軸回転誤差を平均で 8° まで , 最大でも 30° まで低減可能であることが示された .

Fig.4.14 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.4.14 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.4.14 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

Table 4.1 The accuracy of estimated rotation angle.

No.	Ave. feature points count	STDev [degrees]	Ave. error [degrees]	Max. error [degrees]
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

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.4.15 は、対応特徴点の平均移動距離の閾値 D と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.4.16 は移動平均に利用する θ_{error} の数 N と補正精度との関係を示している。Fig.4.16 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.4.17(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° と約 $\pm 180^\circ$ のグループに分けることができる。 $\pm 180^\circ$ のグループの補正結果には 4.4.3 節で述べた 180°

4.6. 考察

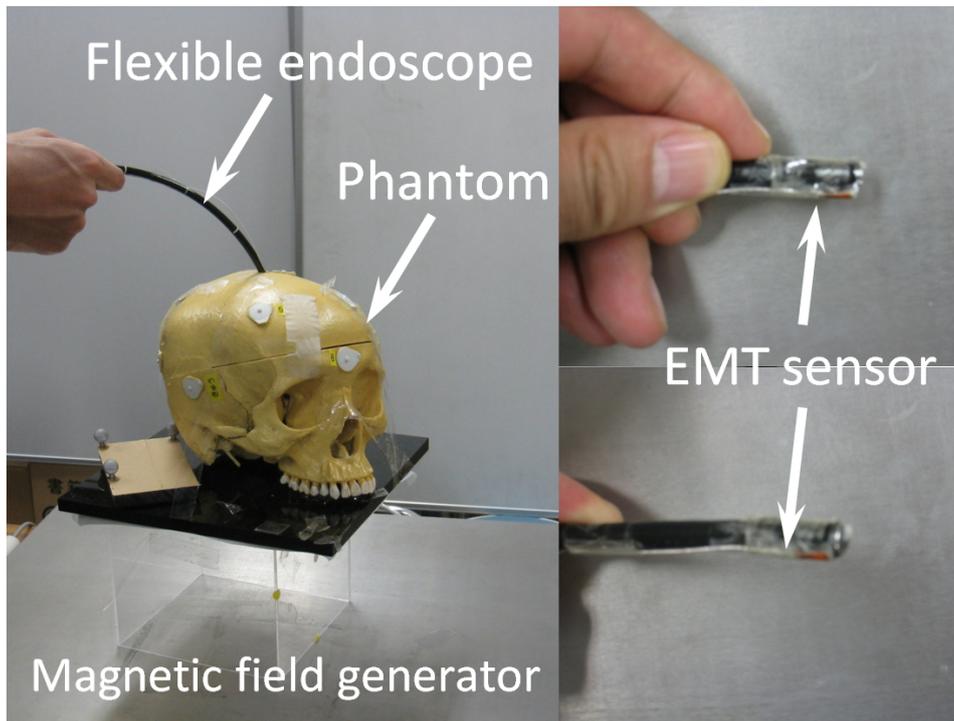


Fig. 4.12 Scene of the experiment. A head phantom is fixed in magnetic field of EMT (the measuring volume of EMT). An EMT sensor is fixed at the tip of endoscope. The endoscope tip is inserted into the phantom through a hole.

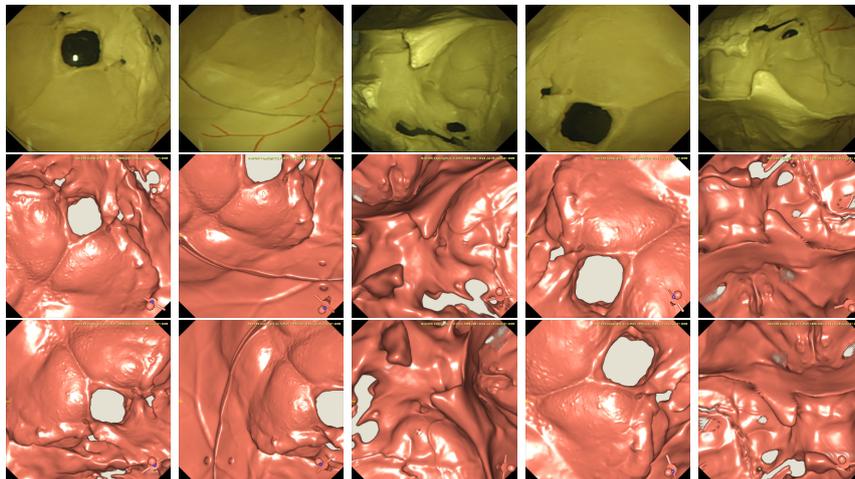


Fig. 4.13 The virtual images with (the second row) and without (the third row) compensation corresponding to the real images (the first row).

の反転誤差が含まれていることがわかる。Fig.4.17(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

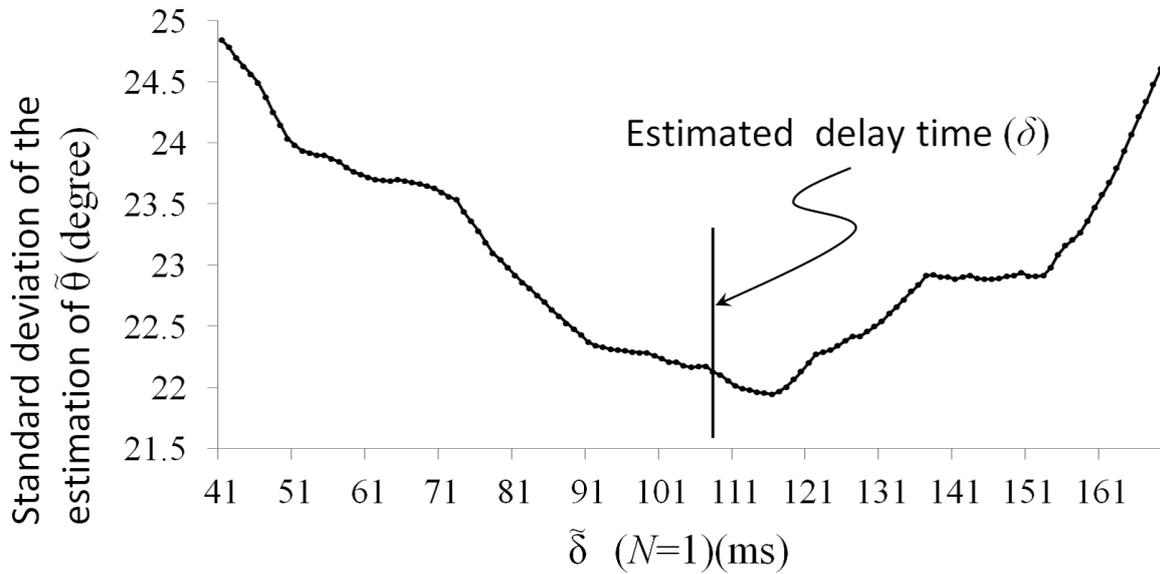


Fig. 4.14 Accuracy of estimation in different delay time without moving average ($N = 1$). The accuracy of rotation error compensation become bad when the estimated delay time is going far from the true value.

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．

Fig.4.18 は，内視鏡カメラで撮影した画像における偽色と色チャンネルの関係を示している．本研究では，ノイズが最小である緑チャンネルの画像を回転誤差推定に利用する．Fig.4.19 は，画像の上方向における曲率積分の結果を示している．とびこし走査が存在する画像は，曲率積分の出力が高いという特徴がある．実験結果から，偽色やとびこし走査が検出された画像を除去することにより，回転誤差の推定精度を向上可能であった (Fig.4.20)．Fig.4.21 に示すように，閾値 ξ は，画像の内容によって変化する．本研究では，画像の内容に応じて，閾値 ξ を設定する．そのため，閾値 ξ を自動的に決定する手法構築が今後の課題と考えられる．

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° 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) 画像の色偽影やとびこ

4.6. 考察

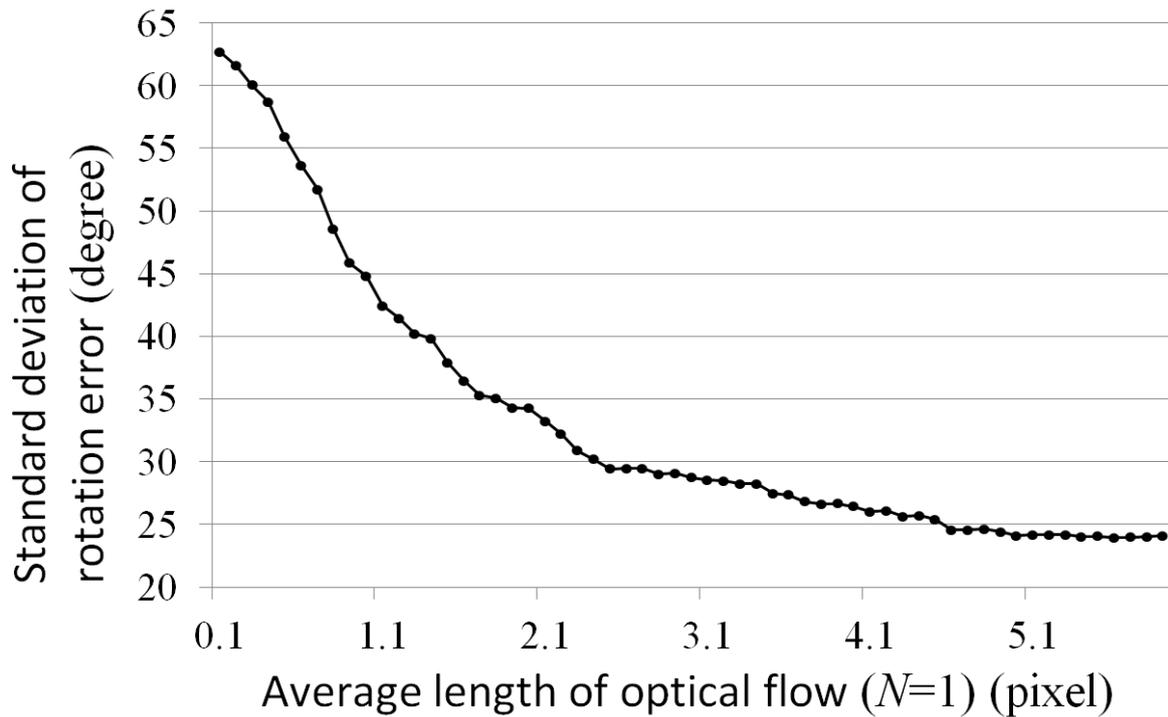


Fig. 4.15 Accuracy of compensation in different optical flow vector length. The accuracy of rotation error compensation becomes better as the average length of optical flow vectors longer, without moving average ($N = 1$).

し走査を検出することで、一部低品質の実内視鏡画像の除去ができるが、内視鏡画像における特徴点検出失敗が存在する。回転誤差推定ではずれ値の発生を抑制するためには、より強固な特徴点検出手法が必要である。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ピポ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の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、回転誤差推定を行わないなどの対策が

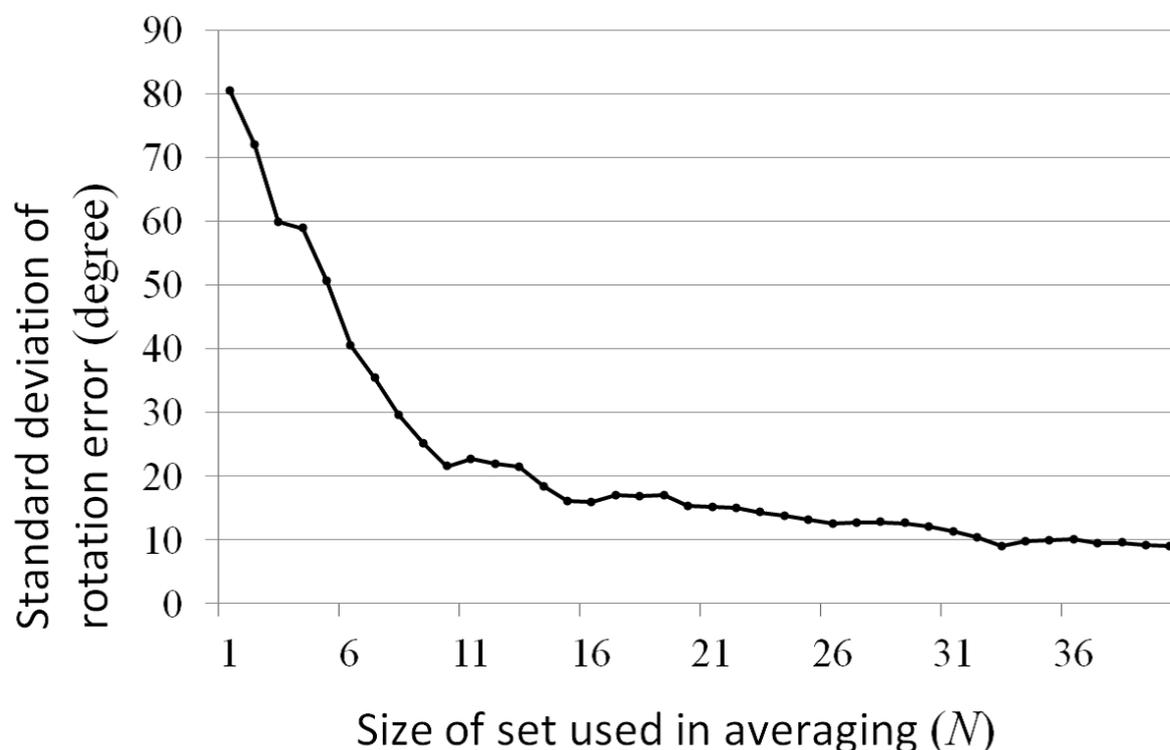


Fig. 4.16 The effect of size of moving average. The accuracy of rotation error compensation becomes better as the size wider.

必要である。

文献 [119] 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° 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° 程度であるが，平均誤差が 8° 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．

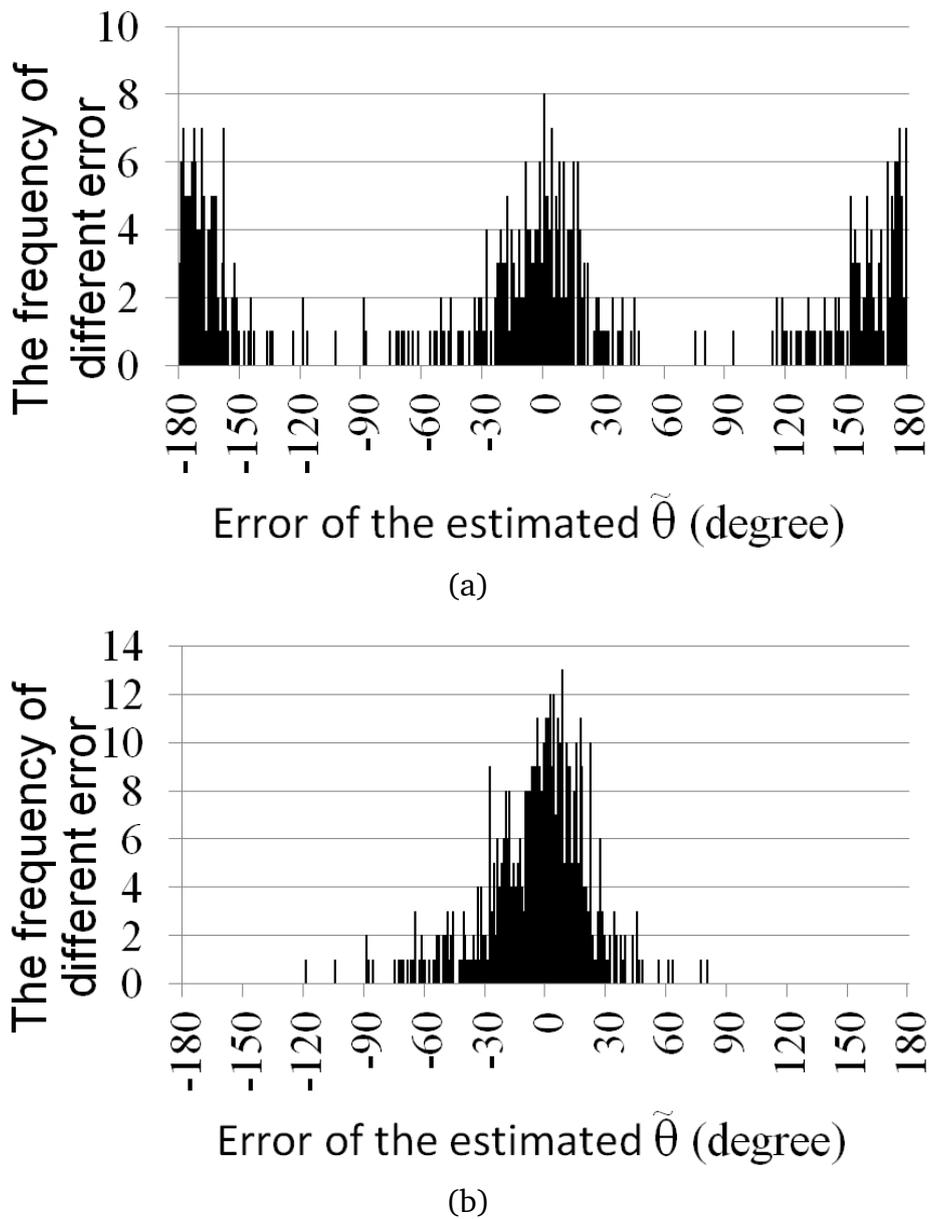


Fig. 4.17 Rotation error after compensation just using two images without (a) or with (b) position check.

また本研究では、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 センサ固定方法についても検討していく。

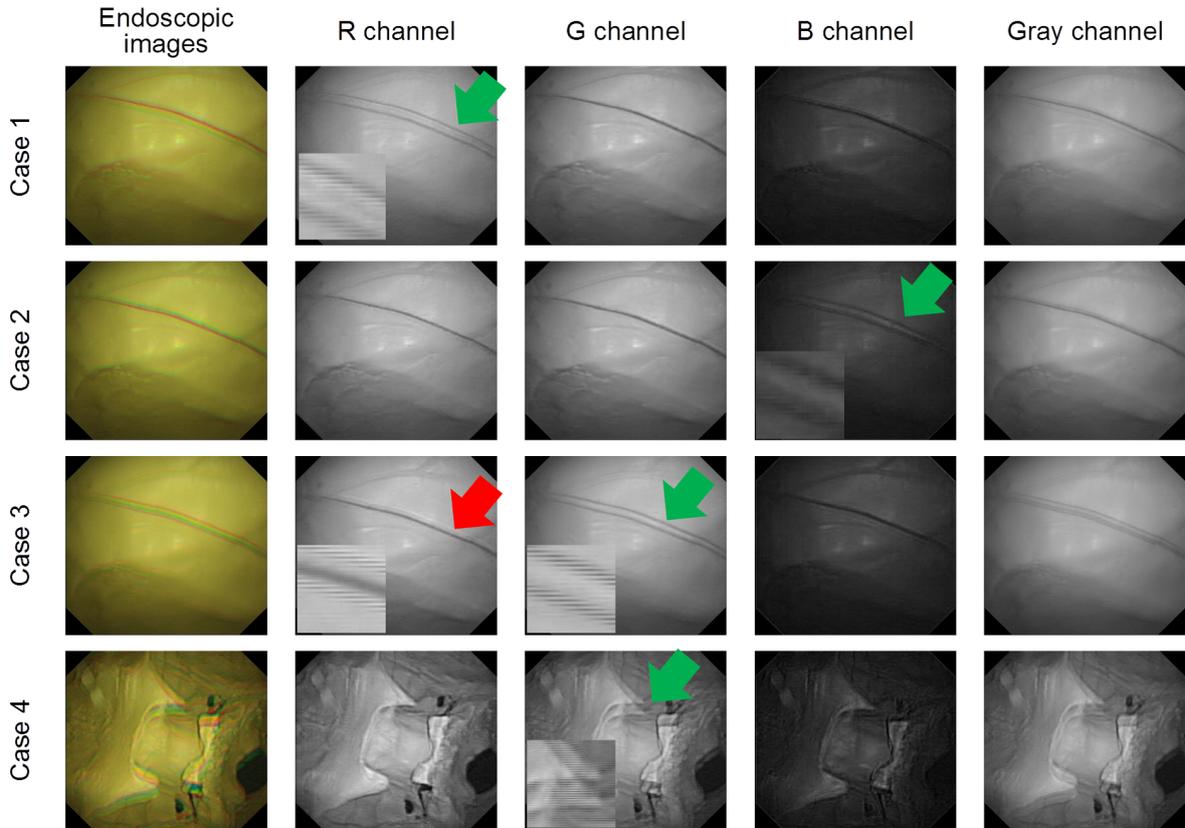


Fig. 4.18 Color artifact in endoscopic images. Real images (1st column), red channel images (2nd column), green channel images (3rd column), blue channel images (4th column), and gray images (5th column) of endoscope outputs. Interlace artifact can be seen on R, G and B channel images (see regions indicated by green arrows.) Weak noise indicated can be seen on R channel image of Case 3 (see regions indicated by red arrows).

4.7 まとめ

本研究では，実内視鏡におけるエピポラ幾何と仮想内視鏡におけるエピポラ幾何の関係に基づく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° 程度，誤差の標準偏差が 10° 程度，平均誤差が 8° 程度の精度でセンサ軸回転誤差推定が可能であった．キャリブレーションチャートを用いた内視鏡カメラと EMT センサの対応付け手法の平均 7° の回転誤差

4.7. まとめ

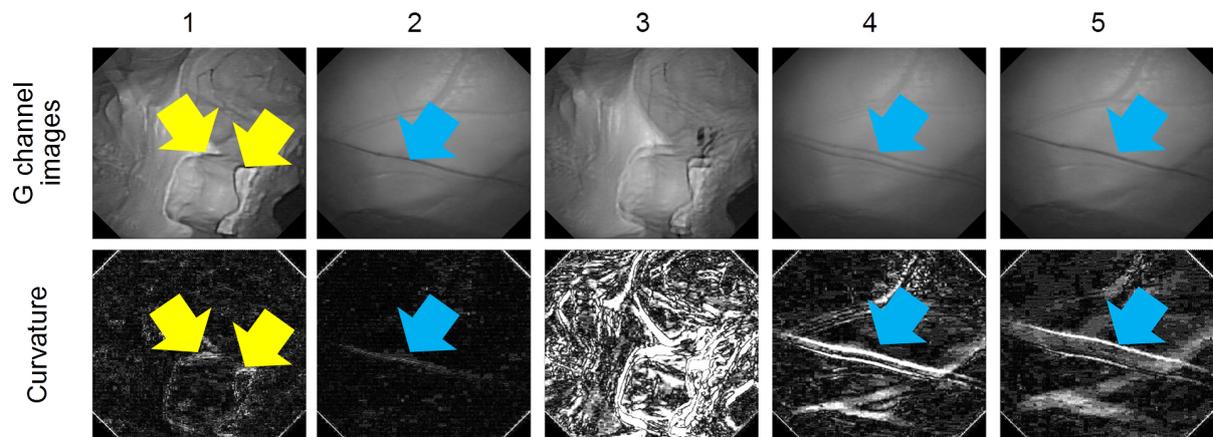
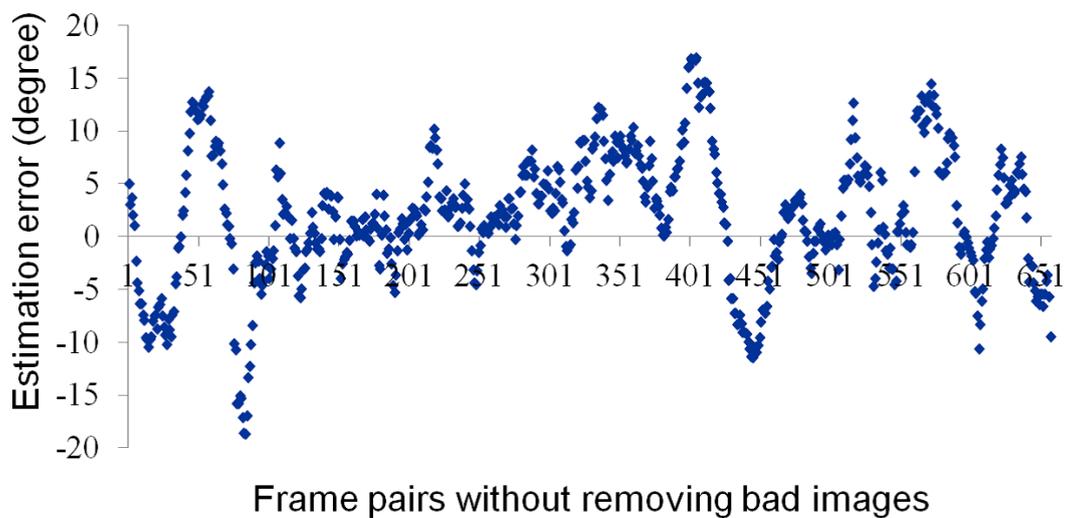


Fig. 4.19 Outputs of curvature. Images in bottom row are the outputs corresponding to images in top row. Curvatures becomes higher on images where interlace artifact can be seen (column 3 to 5). Although there are some natural horizontal lines in images (in columns 2, 4 and 5, denoted by blue arrows), the curvature keeps a lower output in un-interlace artifact image (column 2). If there is a sharp horizontal line (denoted by yellow arrow), the output of curvature becomes higher.

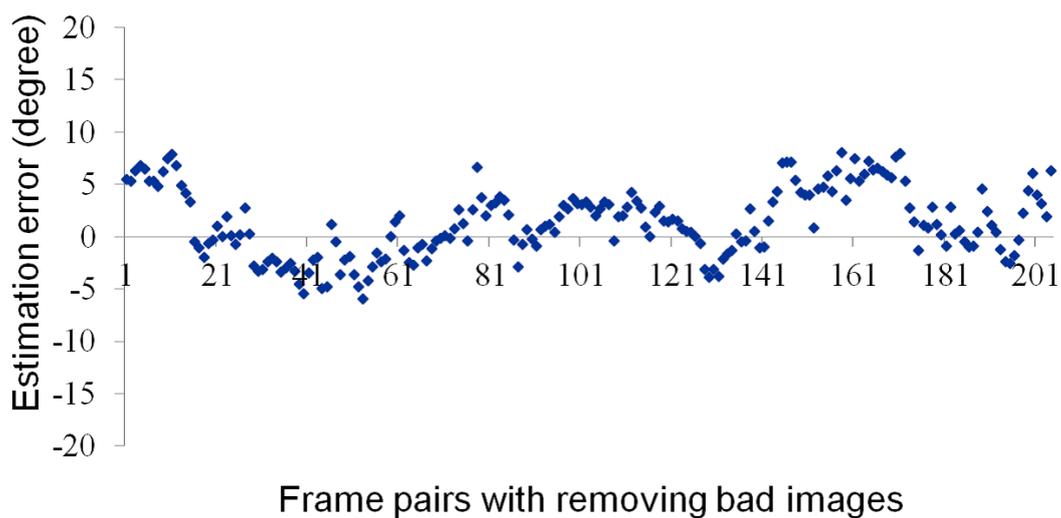
より、精度が 1° 程度低下するが、本手法では、術中に取得したカメラ画像とEMTセンサの出力のみを利用して、回転誤差の補正ができるため、臨床への適用は可能である。

また、本研究では、1) とびこし走査や色偽影など特徴点検出に悪影響を与える内視鏡画像を自動除去すること、2) 移動情報を利用してEMTセンサと内視鏡画像の出力を同期化すること、3) オプティカルフローを用いて、推定結果の外れ値を自動検出することを行い、推定した結果の精度が低下する問題を解決した。

今後の課題としては、神経内視鏡手術臨床応用に要求された5度以下の回転誤差を満たすため、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。

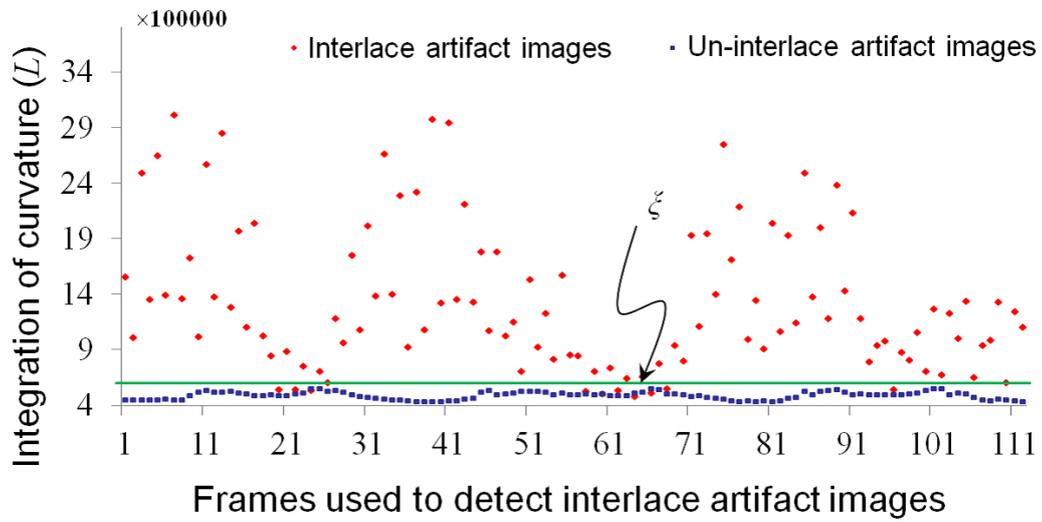


(a)

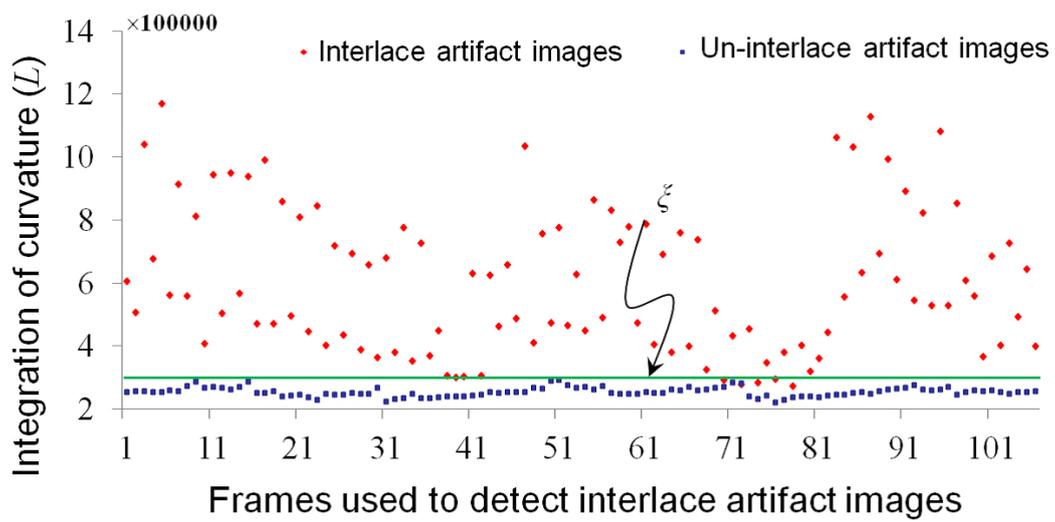


(b)

Fig. 4.20 Errors of estimated rotation angles. Figures (a) and (b) show estimation errors of rotational angle without and with removing artifact images, respectively. Estimation of rotational angle can be significantly improved by removing artifact images from calibration process.



(a)



(b)

Fig. 4.21 Curvature integration L_s of images. Figures (a) and (b) show integration of curvature for different images, respectively. Image having interlace artifact can be easily distinguished by integration of curvature.

第5章 ボリュームレンダリング画像上への血管名の表示手法

本章では、ボリュームレンダリング画像上へ血管名称を表示する手法について述べる。手術ナビゲーション情報を提示するため、これまで、可視化後の2次元画像上に解剖学的構造物の名称(以下、解剖ラベル)を重畳表示する手法が提案されている。この手法では、表示対象を2次元画像に投影し、投影された表示対象の領域に解剖ラベルを描画する。しかしながら、表示された解剖ラベルは2次元画像上に直接描画されるため、表示対象の3次元形状に即した表示ができない。この問題に対して、解剖ラベルを直接表示対象のサーフェスモデルにテクスチャマッピングすることで、解剖ラベルが付与された可視化画像を生成する手法が提案されている。しかしながら、この手法ではサーフェスレンダリングに基づいた可視化画像を使用しており、モデリングされた領域以外の解剖学的組織を観察することはできない。

そのため本研究では、血管枝の名前を解剖アトラスの教科書のようにボリュームレンダリング画像上へ表示する手法を提案する。提案手法では、血管枝の名前、芯線、太さ、長さ、位置、走行方向などの血管特徴のみを利用して、血管名とその表示位置を決定する。その後、血管名文字範囲内のボリュームレンダリング画像の透明度を利用することで、血管名と他の臓器・組織との重なりを表現しながら、血管の表面上に血管名を重畳した画像を生成する。提案手法は、血管名を正確に表示対象の血管領域に表示できるだけでなく、ボリュームレンダリングの利点である血管位置の深さ情報や、血管と他の臓器の重なりも表現することができる。

5.1 はじめに

人体内部の構造を 0.5mm^3 程度の解像度で観察することが可能な高精細CT画像は、従来難しかった微細な構造の観察を可能としている。この微細構造を3次的に把握すること

が可能なサーフェスレンダリングやボリュームレンダリングなど、医用画像の3次元可視化技術は診断や手術などの臨床の場において欠かせないものとなっている [23, 120, 121] .

血管の形態および構造を正確に把握することは、様々な医学応用において非常に重要である [122, 123] . 臨床の場において、血管構造情報は術前計画の立案や病状の把握において非常に有用な情報である。特に外科手術では、血管の構造によって手術の進め方が大きく異なる場合もある。腹腔内視鏡 (以下、腹腔鏡) 手術の術前計画と手術ナビゲーションは医学応用の1つの例として挙げられる。腹腔鏡手術を行う前に、医師はボリュームレンダリングで可視化した3次元CT画像を見ながら、患者の腹部血管の構造を把握する。血管の枝を詳しく観察するために画面を拡大し、血管枝の局所領域のみが表示される状態になると、視野中の血管枝を認識しづらいという問題がある。この場合は、血管枝に血管名を付与して表示すれば、医師の血管名理解を容易にすることができる。腹腔鏡手術中には、腹腔鏡手術ナビゲーションシステムを用いると、腹腔鏡画像に対応する仮想内視鏡画像を生成し、術者の操作を誘導することが可能である。また、術者は患者の解剖構造、特に腹部動脈構造を確認しながら、手術を行うことができる。このナビゲーションシステムにおいて、血管の解剖学的名前を表示することができれば、医師の血管構造理解を支援することができる。

第2章で述べた EMT センサを用いた内視鏡手術ナビゲーションシステムの追跡システムを OT(Optical Tracking system) センサを用いたシステムに変更して、腹腔鏡手術ナビゲーションシステムを実装し、愛知県がんセンター中央病院消化器外科の手術室で臨床実験を20回行った (Fig. 5.1) . このナビゲーションシステムでは、術野中に存在する微細な血管の提示ができるが、血管に血管名が付与されないため、経験豊富な術者でも血管構造を見失うことがある。内視鏡下冠動脈バイパス手術 [124–127] などの重要な血管に関する手術において、血管名付けは、目標血管と他の血管を区別する有効な方法である。そのため、血管名付けを行うことができる手術ナビゲーションシステムが医師に期待されている。

計算機支援診断及び計算機支援手術の高度化を目的として、気管支の枝名対応付け [75] や皮質領域名対応付け [76] , 血管名対応付け [77, 78, 123, 128–130] など解剖学的構造の認識理解に関する研究が注目されている。

一般的に、3次元医用画像を可視化するため、ボリュームレンダリングとサーフェス

5.1. はじめに

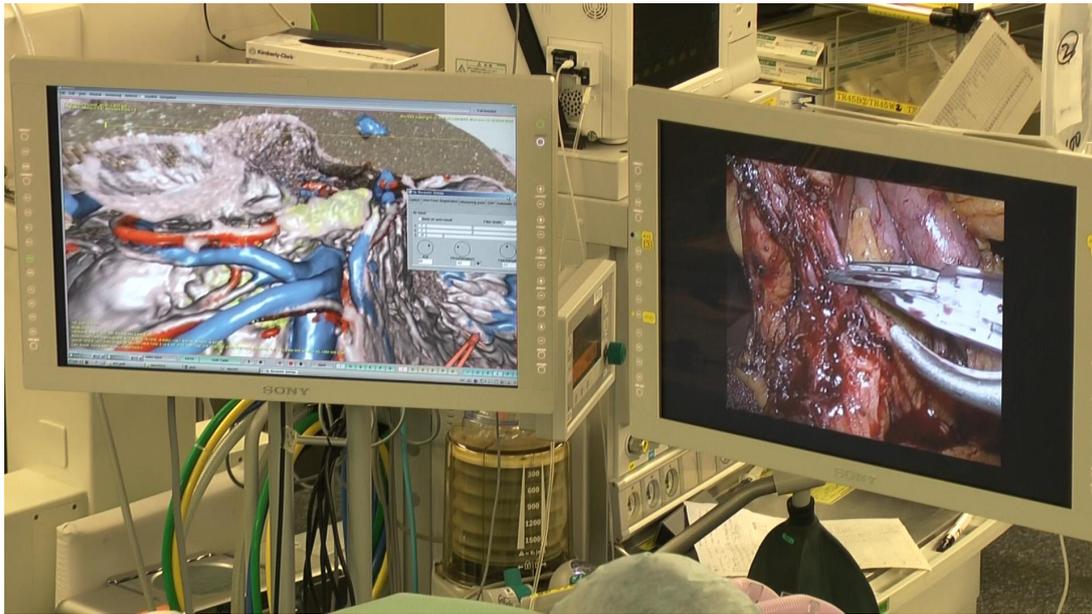


Fig. 5.1 Scene of clinical experiment of laparoscope navigation. Navigation system navigates surgeons using virtual endoscope images (left) corresponding to laparoscopic images (right) by tracking laparoscope with an optical tracker. Virtual laparoscopic images are shown for augmentation of anatomical structure understanding.

レンダリングの2つの方法がある [21–23] . サーフフェイスレンダリングによる医用画像の可視化は , ポリウムデータである医用画像から構築された可視化対象臓器のサーフェイスモデルを利用して実現される [26] . サーフフェイスモデルの構築には , 様々な研究者により提案されている臓器セグメンテーション手法 [131–133] , 及びポリウムデータからの表面再構成手法 [24,25] が利用される . このサーフェイスレンダリングによる可視化は , 一般的なグラフィックスハードウェアで高速に処理することが可能である . また , テクスチャマッピングなどを利用することで , 複雑なサーフェイスモデルに対しても容易に文字列や模様を描画することができる . しかしながら , 医用画像からの臓器セグメンテーションは現在でも難しい問題であり , 高精度な臓器サーフェイスモデルの構築には , 多くの手間を要する . また , あくまでも , 臓器の表面形状のみを表現する可視化手法であるため , 臓器内部の組織やサーフェイスモデルが構築されていない臓器を観察することは不可能である (Table 5.1) .

それに対して , ポリウムレンダリングによる医用画像の可視化では , ポリウムデータである医用画像のボクセル値そのものに基づいて可視化が行われる [23,26–30] . また ,

Table 5.1 Comparison of surface rendering and volume rendering.

	ボリュームレンダリング	サーフェスレンダリング
処理コスト	多	少
サーフェスの抽出	不要	要
臓器内部の観察	可能	不可能

レンダリングに使用するボクセル値と色・透明度の関係を変更することで、臓器内部を含む様々な対象を詳細に観察することが可能である。ボリュームレンダリングの実行にはサーフェスレンダリングと比較して多くの処理コストを必要とするが、近年の計算機性能向上やアルゴリズムの改良により、実用的な速度での表示が可能となっている。そのため、今日の臨床の場における医用画像の可視化には、ボリュームレンダリングが利用できるようになってきた。

本章では、ボリュームレンダリングに基づく可視化画像中に表示対象とする血管解剖ラベルを、臓器との前後関係を考慮して融合表示する手法を提案する。提案手法では、医用画像から血管の解剖学的構造を認識理解することで、血管名とその表示位置を決定する。その後、血管名が融合表示された可視化画像を、サーフェスレンダリングとボリュームレンダリングを組み合わせることで生成する。以下、5.2 節で従来研究と問題点、5.3 節で血管名の表示手法の概要、5.4 節で血管情報の生成、5.5 節で血管情報の表示に関してそれぞれ述べ、5.6 節で実験を行い、5.7 節で考察を加える。

5.2 従来研究と問題点

ある物体を説明するためにその名前や説明を注記することは、注釈 (annotation) とよばれ、様々な分野で重要な役割を果たしている (Fig. 5.2 [134])。地図ラベルは、代表的な注釈の 1 つであり、2 次元画像に文字を並べて情報を提示する [135,136]。計算機支援診断及び計算機支援手術システムにおいては、解剖学的構造の注釈を表現するため、3 次元的な注釈表現が必要であり [89]、これまでにいくつか、可視化された 3 次元画像上の注釈表現に関する研究が報告されている [75,88,90,137–140]。Hartmann らは、可視化後の 2 次元画像 (以下、可視化画像) に解剖学的構造物の名称 (以下、解剖ラベル) を重畳表示する手法を提案している [88]。この手法では、表示対象を可視化画像に投影し、可

5.2. 従来研究と問題点

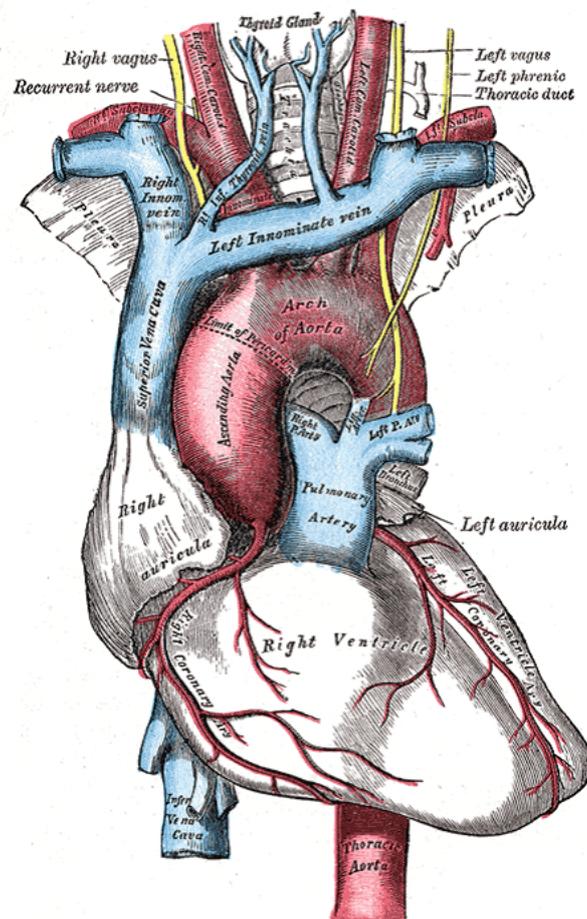


Fig. 5.2 Example of annotation from the Gray's Anatomy Atlas [134]. Two styles of annotation representation are adopted: **free-floating label**, e.g., 'Right vagus' and **internal label**, e.g., 'Artery'. The label on the surface of structures may represent the shape. For example, distortion of 'Thoracic Aorta' represents the cylindrical shape of the blood vessel [89].

視覚画像上で投影した表示対象の領域に、解剖ラベルを描画する。しかしながら、表示された解剖ラベルは可視化画像上に直接描画されるため、表示対象の3次元形状に即した表示ができない。この問題に対して、Ropinskiらは解剖ラベルを直接表示対象のサーフェイスモデルにテクスチャマッピングすることで、解剖学的情報が付与された可視化画像を生成する手法を提案している [89]。さらに、Ciprianoらは複雑なサーフェイスモデルにおいても、解剖ラベルの可読性を確保するために、テクスチャマッピング専用の平滑化された形状のサーフェイスモデルを追加で用いる手法を提案している [90]。しかしながら、これらの手法ではサーフェイスレンダリングに基づいた可視化画像を使用しており、解剖

的組織の内部構造を観察することはできない。

前節で述べたように、計算機支援診断及び計算機支援手術システムにおいて、血管解剖ラベルの表示(以下、血管名付け)が期待されている。サーフェイスレンダリングにおいて、血管名付けは、文献 [89, 90] に提案された手法で実現ができる。しかし、ポリリュームレンダリングでの3次元医用画像の可視化は、組織内部の観察が可能であり、臨床に欠かせないものである。例えば、脂肪に隠れた血管の表現は、サーフェイスレンダリングでは難しい。そこで、ポリリュームレンダリング画像上への血管名称付けを行う手法の開発が期待されている。

ポリリュームデータと完全不透明なサーフェイスの融合表示は、サーフェイスレンダリングで得られたデプスバッファを、ポリリュームレンダリングのアルゴリズムの1つであるレイキャスティング [28, 29] 法における累積計算打ち切りに利用する、2パスレンダリングにより実現することが可能である [141, 142]。文献 [142] に提案された手法は、shear-warp レンダリング手法を用いるため、解像度が低下するという問題がある。文献 [141] で提案した手法は、可視化対象のデプスバッファを利用することで、ポリリュームデータと完全不透明なサーフェイスの融合表示を行う。この手法では、視点が固定され、3次元医用画像から表示するものを予め抽出することも必要である。

そのため、本研究は、ポリリュームレンダリング画像上への血管名付けお行う手法を提案する。本手法では、血管解剖ラベルのデプス情報のみを記録するデプスバッファを利用する。本手法では、3次元医用画像から表示するものを予め抽出する必要がなく、視点位置を自由に変更することも可能である。さらに、ポリリュームレンダリングの利点としての半透明組織に隠れた血管の位置を表示もでき、この血管に対応する血管名も同様に表示できる。

5.3 血管名表示手法概要

処理の概要を Fig.5.3 に示す。本処理は大きく分けて、血管情報の生成と表示の2段階で行われる。まず、血管情報の生成では、3次元医用画像 V から血管領域、血管芯線、血管の太さ(半径)、及び解剖ラベルとしての血管名などの血管情報を取得する。続いて、血管情報から血管サーフェイスモデルを生成する。その後、この血管サーフェイスモデルに対して、視点位置を考慮し、適切な血管名表示位置を決定し、血管サーフェイスモデル

5.3. 血管名表示手法概要

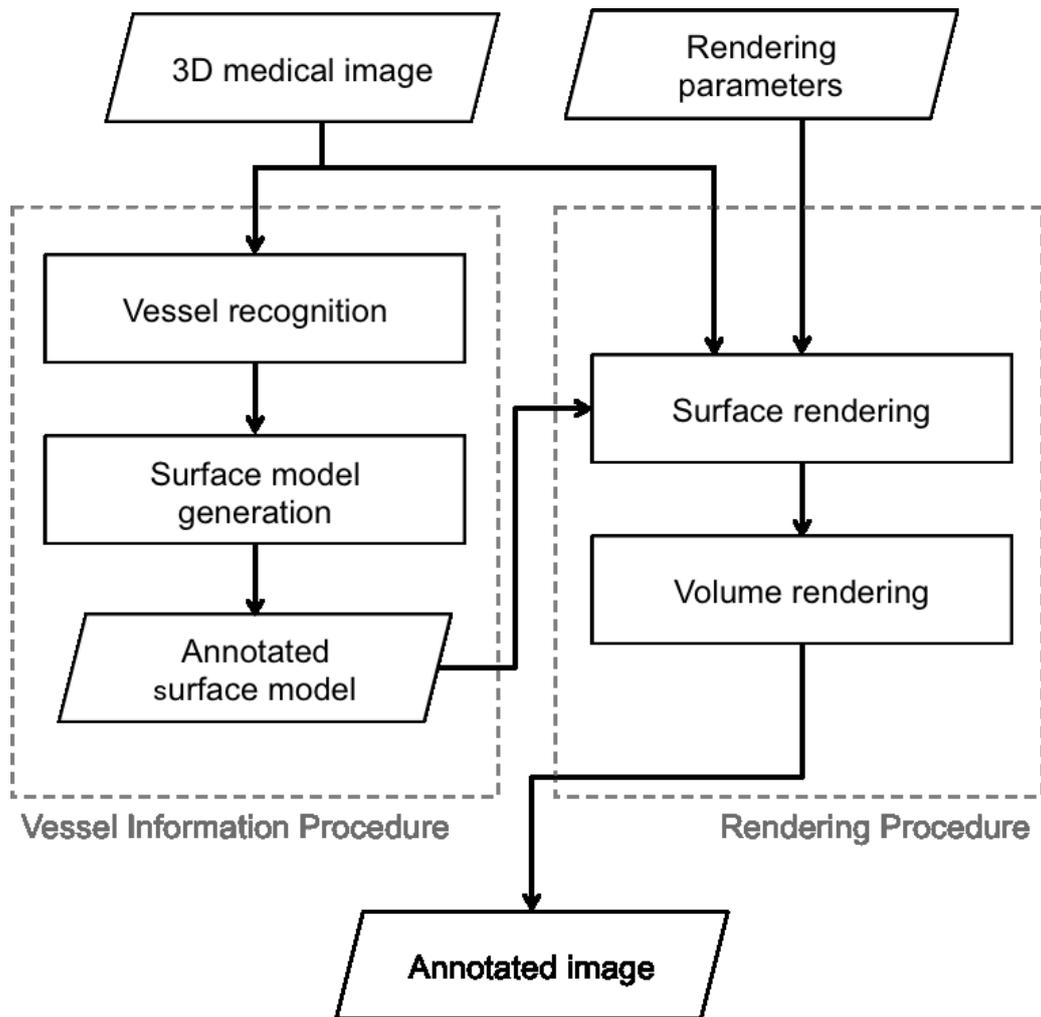


Fig. 5.3 Block diagram of the proposed method.

に血管名を描画する。描画した血管名を血管ラベルと呼ぶ。また、血管情報の表示では、サーフェスレンダリングにより、適切な位置に血管ラベルが表示されたサーフェスレンダリング画像 I_S を取得する。この際、同時に視点から血管ラベルまでの奥行き情報であるデプスバッファ D を取得する。続いてこのデプスバッファを利用したレイキャスティングにより、ボリュームレンダリング画像を生成する。最後に、サーフェスレンダリング画像とボリュームレンダリング画像を透明度を考慮して混合処理を行うことで、血管ラベルが重畳表示された可視化画像 I を得る。

5.4 処理 1：血管情報の生成

血管情報を医師に提示するためには，血管名などの解剖学的情報と血管の 3 次元的な構造である幾何学的情報が必要である．以下，血管情報の取得と血管サーフェイスモデルの構築に関して詳述する．

5.4.1 血管情報の取得

血管情報を取得するため，まず局所濃淡構造解析を用いた血管領域抽出手法 [133] を利用して 3 次元データから血管領域を抽出する．次に，抽出された血管領域から血管の芯線を求め，血管分岐情報を利用した血管名自動対応付け手法 [77] を用いて血管枝毎の名前 L_i ，芯線 $C_i = \{p_i^j\}$ ，半径 $R_i = \{r_i^j\}$ を求める．ここで， p_i^j は芯線 C_i 上の画素位置を表し， r_i^j は点 p_i^j に対応する血管半径である．ここでの位置座標系はワールド座標である（以下の記述中は，特に示していない場合は，座標系は全てワールド座標系である）． i ($1 \leq i \leq M$) は血管枝のインデックスであり， j ($1 \leq j \leq N_i$) は血管枝芯線画素のインデックスである．ここで， M は認識された血管枝の数であり， N_i は血管枝 j の芯線上の画素数である．

5.4.2 血管サーフェイスモデルの生成

血管サーフェイスモデルの生成は，血管枝の芯線の平滑化と血管サーフェイスの構築の 2 つの処理により実現される．

まず，血管枝芯線を平滑化する．血管サーフェイスモデルを生成するとき，サーフェイスの滑らかさを確保するため，抽出された芯線 C_i 上の点 p_i^j と対応する半径 r_i^j を

$$\hat{p}_i^j = \frac{1}{2n+1} \sum_{k=-n}^n p_i^{j+k} \quad (n < j \leq N_i - n), \quad (5.1)$$

$$\hat{p}_i^j = p_i^j \quad (j \leq n, j > N_i - n), \quad (5.2)$$

$$\hat{r}_i^j = \frac{1}{2n+1} \sum_{k=-n}^n r_i^{j+k} \quad (n < j \leq N_i - n), \quad (5.3)$$

$$\hat{r}_i^j = r_i^j \quad (j \leq n, j > N_i - n) \quad (5.4)$$

により平滑化する． \hat{p}_i^j と \hat{r}_i^j は，血管枝 i の画素 j に対応する，平滑化した位置と半径である．

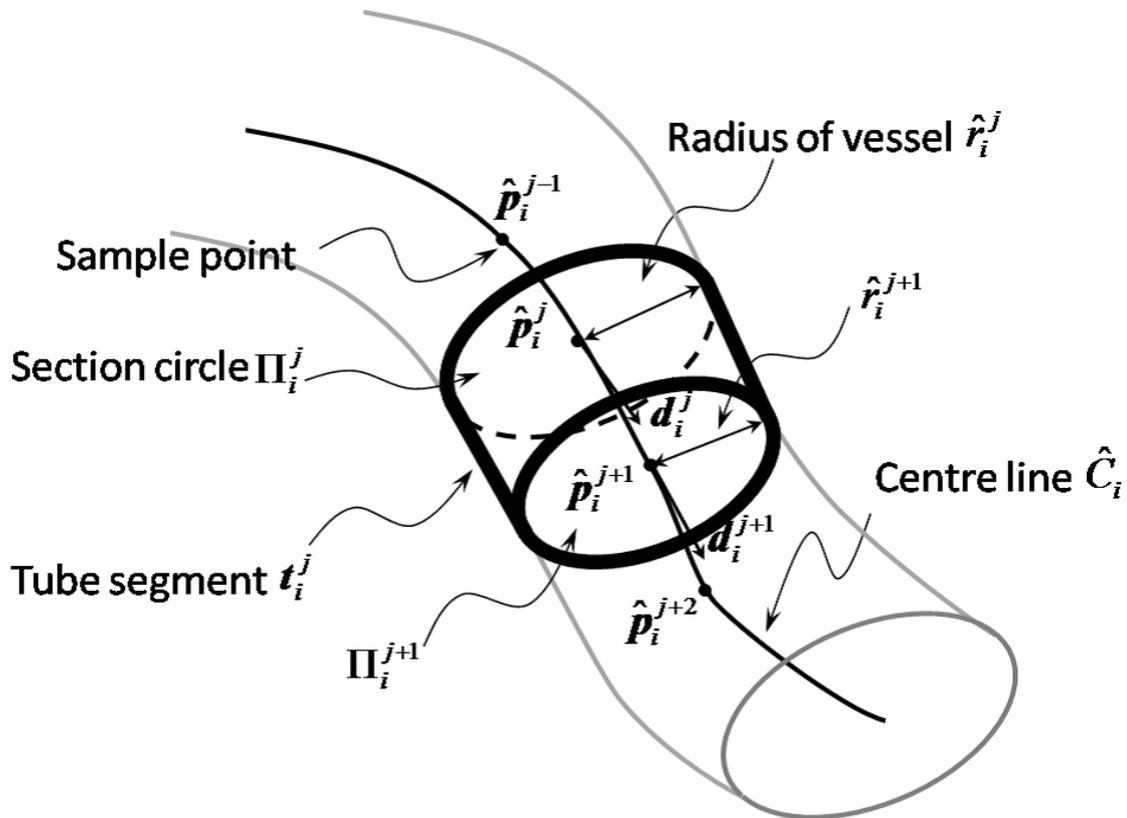


Fig. 5.4 Segment of vessel tube.

次に，血管サーフェスを構築する．ある血管枝 i に対応するサーフェスは，位置，走行方向及び半径が血管枝 i と一致する円筒 T_i と見なすことができる．円筒 T_i を，血管枝の芯線上の点 \hat{p}_i^j ($1 < j < N_i$) における走行方向と垂直かつ \hat{p}_i^j を通る平面で切断すると， $N_i - 3$ の円筒 t_i^j ($1 < j < N_i - 1$) が得られる．1つの円筒 t_i^j ($1 < j < N_i - 1$) は2つの円盤 Π_i^j と Π_i^{j+1} で決められる (Fig.5.4)．円盤 Π_i^j の中心は \hat{p}_i^j であり，半径は $\kappa \hat{r}_i^j$ である．円盤の法線はベクトル $\hat{p}_i^{j+1} - \hat{p}_i^{j-1}$ である．ここで κ は円筒の半径を調整するパラメータである．血管枝 i に対する血管サーフェスモデルは円筒 t_i^j ($1 < j < N_i - 1$) を組み合わせたものである．

5.5 処理 2 : 血管情報の表示

本節は，視点 e に対応する可視化画像 I の生成方法について，血管名表示位置の決定と可視化画像の生成に分けて述べる．

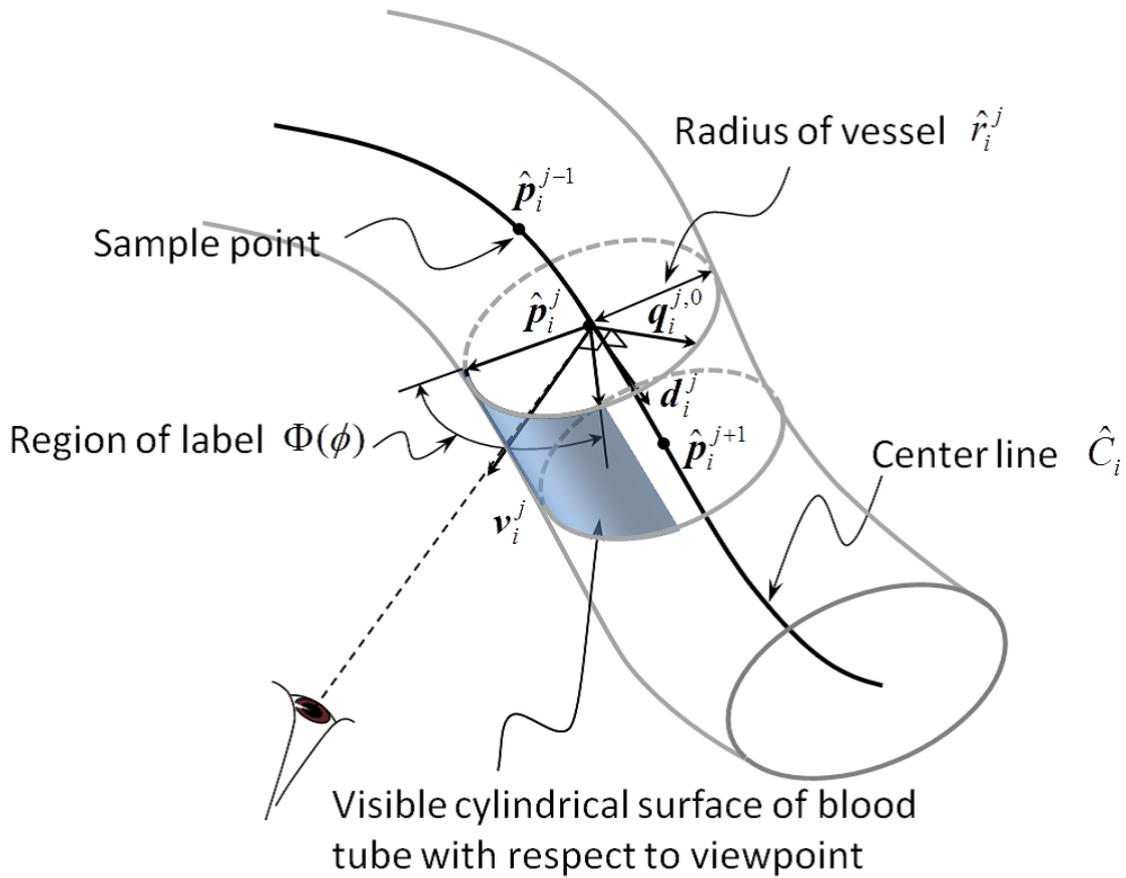


Fig. 5.5 Label region on a vessel branch

5.5.1 表示位置の決定

血管名が常に見えるように，血管ラベルの向きは，血管ラベルの位置から視点までの方向と一致することが必要である．そのため，血管ラベルを常に視点への向きで血管サーフェースモデルに描画する．血管芯線 \hat{C}_i の点 \hat{p}_i^j に対して，血管枝 i の名前 L_i の表示領域は，点 \hat{p}_i^j に血管の走行方向と垂直な円盤の一部円弧とする (Fig.5.5)．この円盤上の点 $q_i^{j,\theta}$ は

$$\begin{aligned} q_i^{j,\theta,\zeta} &= \zeta \hat{p}_i^j + (1 - \zeta) \hat{p}_i^{j+1} \\ &\quad + \kappa (\zeta \hat{r}_i^j + (1 - \zeta) \hat{r}_i^{j+1}) \mathcal{R}(\mathbf{v}_i^j \times \mathbf{d}_i^j, \mathbf{d}_i^j, \theta), \\ &\quad (0 \leq \theta \leq 2\pi, 0 \leq \zeta \leq 1), \end{aligned} \quad (5.5)$$

で表す．ここで， \mathbf{d}_i^j と \mathbf{v}_i^j はそれぞれ点 \hat{p}_i^j での血管走行方向単位ベクトルと点 \hat{p}_i^j から視点 e への単位ベクトルである． $\mathcal{R}(\mathbf{b}, \mathbf{a}, \theta)$ は，軸ベクトル \mathbf{a} に対して，ベクトル \mathbf{b} を θ 度

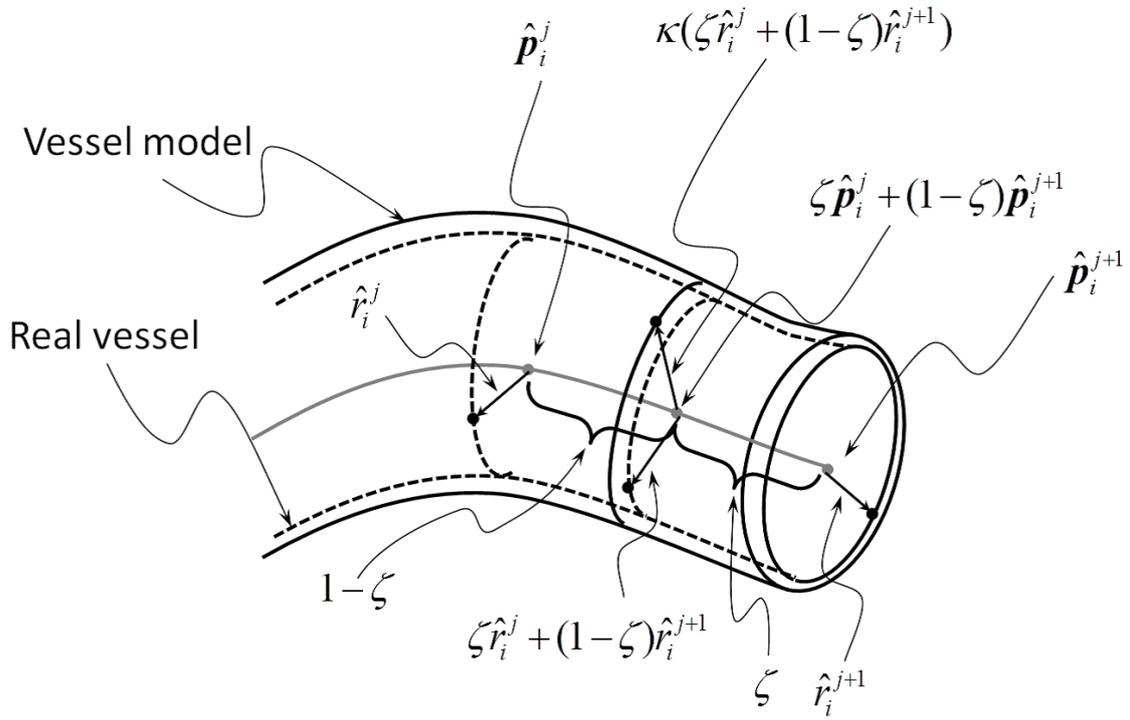


Fig. 5.6 Relationship of vessel model and real vessel

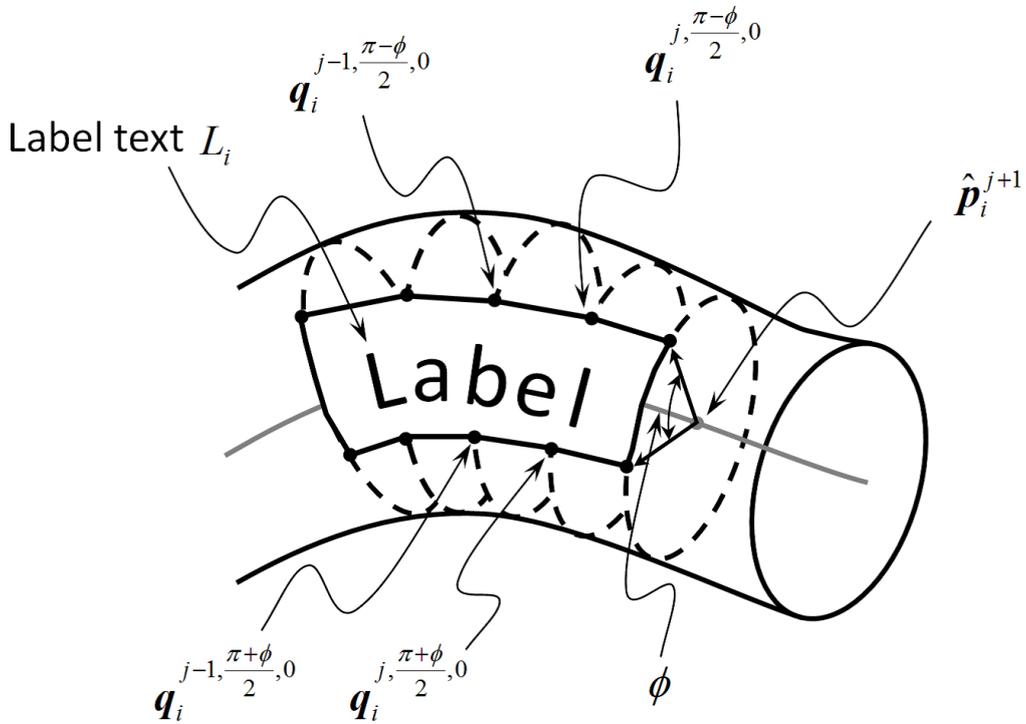


Fig. 5.7 Annotating vessel names on vessel surface.

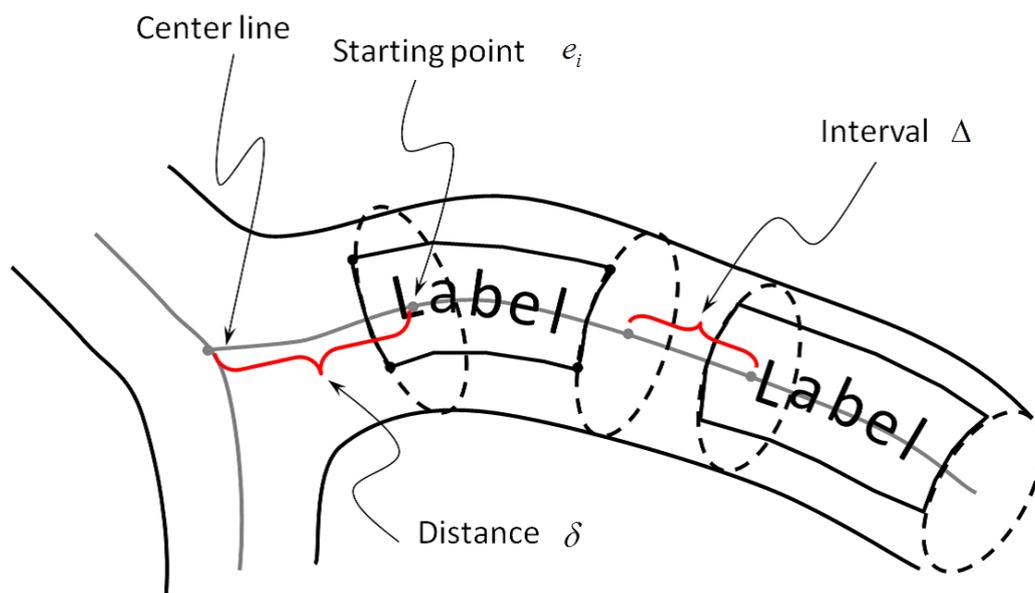


Fig. 5.8 Annotations are repeatedly rendered on surface of a blood vessel from a starting point e_i with specified interval Δ .

回転することを表し, θ は回転角度である. κ は, 血管サーフェイスモデルの半径を調整する係数であり, ζ は, $q_i^{j,\theta,\zeta}$ から \hat{p}_i^j までの距離を表し, 閉区間 $[0, 1]$ に存在する. Fig.5.6 に示しているように, κ が 1 より大きくなると, 血管サーフェイスモデルの半径は対応する血管の半径より大きくなる. Fig.5.5 に示しているように, 視点から見える血管サーフェイスモデル上の 1 つの点 $q_i^{j,\theta}$ は, θ の値を

$$((\pi - \phi)/2 \leq \theta \leq (\pi + \phi)/2, 0 \leq \zeta \leq 1),$$

で限定することで得られる. ここで ϕ は, 見える円弧の角度である.

5.5.2 可視化画像の生成

血管枝 i に対して, 血管サーフェイスモデル上の血管ラベルの表示領域は, $q_i^{j,(\pi-\phi)/2,0}$ と $q_i^{j,(\pi+\phi)/2,0}$ の点の組みで定義される (Fig. 5.7). 血管枝 i に対応する血管ラベルは, 血管サーフェイスモデルの対応する領域にテクスチャマッピングで描画する. 血管ラベルの可視性を向上するため, 開始点 e_i から, 間隔 Δ で, 血管ラベルを繰り返して描画する (Fig. 5.8). 開始点 e_i は, 血管枝 i の芯線の始点から, 指定された距離 δ で自動的に得られたものである.

5.5. 処理 2 : 血管情報の表示

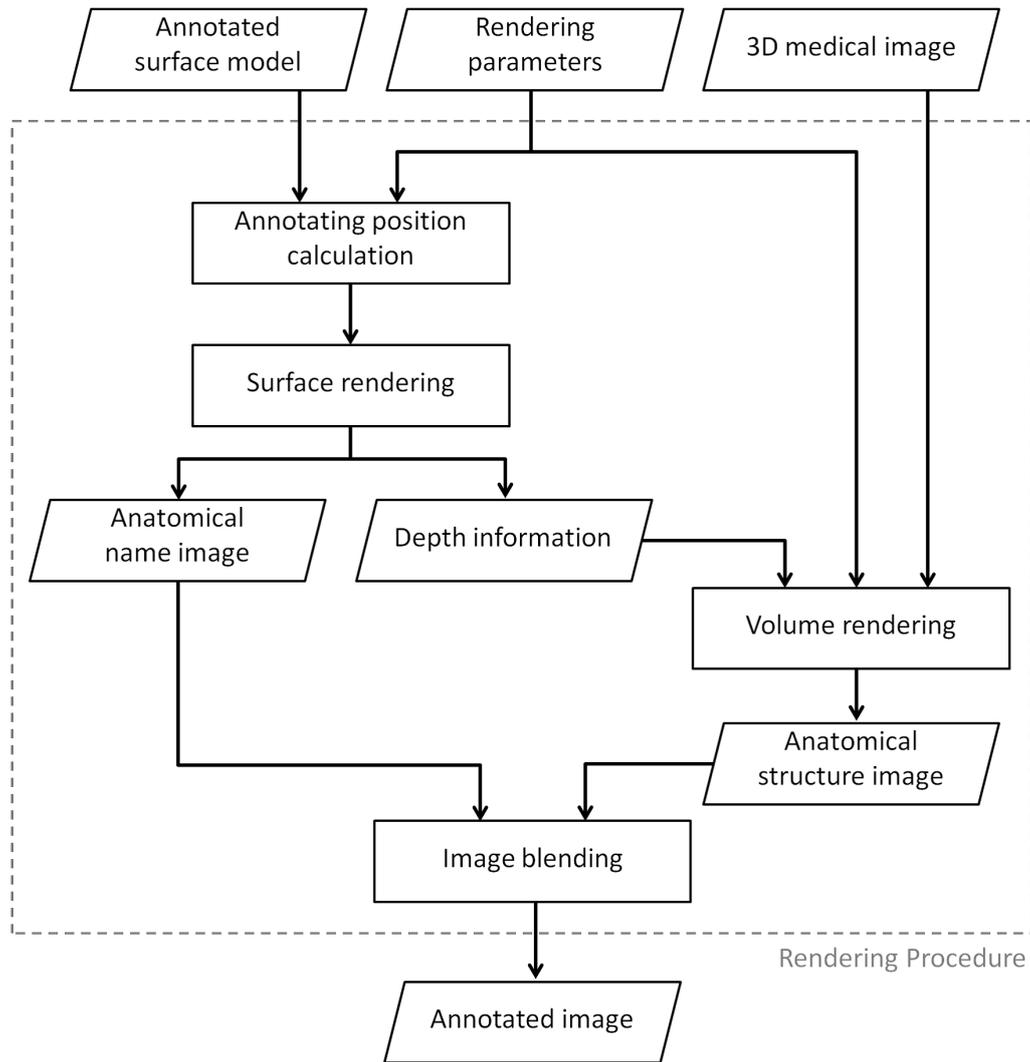


Fig. 5.9 Block diagram of rendering procedure.

最後に，ユーザが入力した仮想内視鏡パラメータを用いて，血管サーフェスモデルに描画した血管ラベルを仮想内視鏡の画像平面 I_S に投影する．画像 I_S の位置 (u, v) に対応する画素 $I_S(u, v)$ は，原色 r, g, b (red, green, blue) と透明度 α で表す． α の値が 1 である場合は，この画素が文字の領域に存在し，0 である場合は，文字の外に存在する．画素 $I_S(u, v)$ を生成する同時に，対応するデプス情報 $D_S(u, v)$ も算出し，デプスバッファ D を，

$$D_S(u, v) = \begin{cases} d(u, v), & \text{if } \alpha_{(u,v)} = 1 \\ +\infty, & \text{if } \alpha_{(u,v)} = 0 \end{cases}, \quad (5.6)$$

で組み合わせる．ここで， $d(u, v)$ は，仮想内視鏡座標系における画素 $I_S(u, v)$ に対応するデプス情報である．

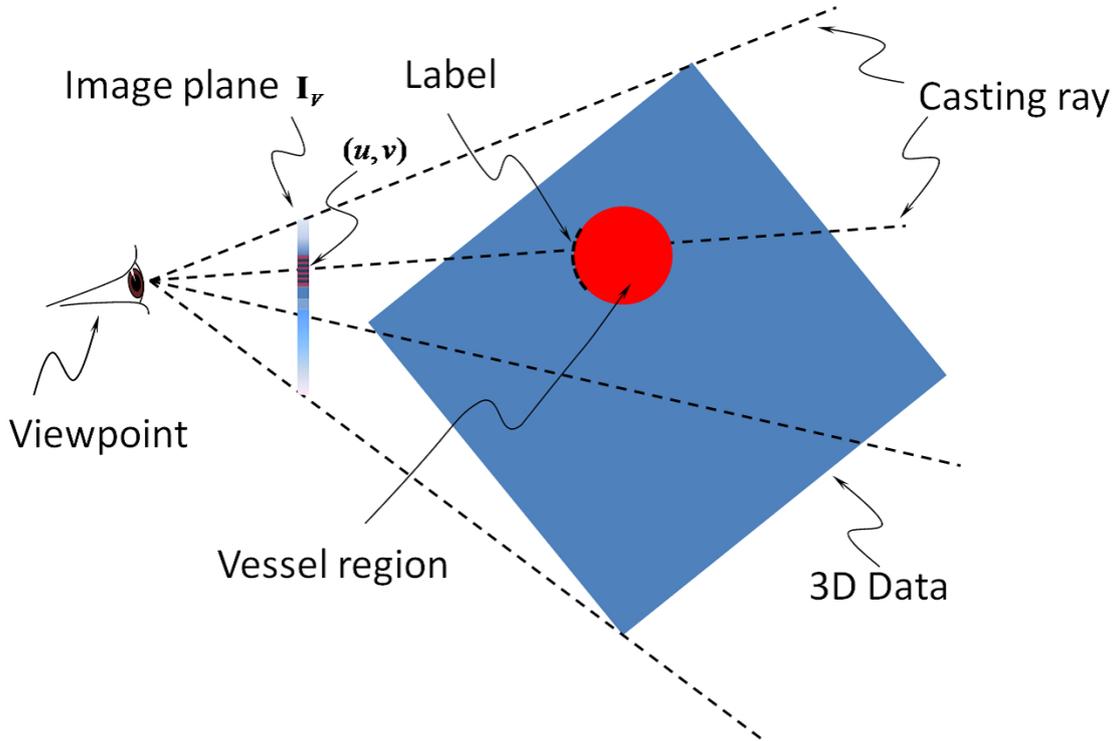


Fig. 5.10 Volume rendering by ray casting.

5.3 節で述べたように，血管情報の表示はサーフェスレンダリングとポリウムレンダリングの 2 パスレンダリングにより実現される (Fig.5.9) . Fig.5.9 に示すように，可視化画像 I の生成は，サーフェスレンダリング画像 I_S の生成，ポリウムレンダリング画像 I_V の生成，可視化画像 I への融合の 3 つの段階に分けて実現する．前節で，画像 I_S の生成については概に説明したため，以下残る 2 段階について述べる．

まず，デプスバッファ D を用いたポリウムレンダリング画像 I_V の生成について説明する．本研究はレイキャスティング [28,29] に基づく高速化されたポリウムレンダリングアルゴリズム [23] を用いて，ポリウム V をレンダリングする．Fig. 5.10 に示しているように，レイキャスティングに基づくポリウムレンダリングでは，画素 $I_S(u, v)$ に対応するレイ $R_{(u,v)}$ が，仮想内視鏡の始点から画素 $I_S(u, v)$ を通り，ポリウム V の各ボクセルの影響を積算する． $I_V(u, v)$ の画素値は

$$I_V(u, v) = \sum_{k=0}^{n(u,v)} (\mathbf{V}_{(u,v)}^k \gamma_{(u,v)}^k \prod_{l=0}^{k-1} (1 - \gamma_{(u,v)}^l)) \quad (5.7)$$

5.6. 実験と結果

$$\beta_V(u, v) = \begin{cases} 1, & \text{if } D_S(u, v) = +\infty \\ 1 - \prod_{k=0}^{n(u,v)} (1 - \gamma_{(u,v)}^k), & \text{else} \end{cases}, \quad (5.8)$$

で算出される．ここで， $n(u, v)$ は， $D_S(u, v)$ とボリューム V のどちらか深さの小さいものである． $V_{(u,v)}^k$ と $\gamma_{(u,v)}^k$ はそれぞれレイ $R_{(u,v)}$ のステップ k に対応するボクセルの色と不透明度である． $\beta_V(u, v)$ は画素 $I_V(u, v)$ の透明度を表す．

以上の処理によって，サーフェスレンダリング画像 I_S とボリュームレンダリング画像 I_V が生成される．最後に，可視化画像 I を生成する．本手法では，血管ラベルは不透明と仮定する．すなわち，文字の領域の中では不透明であり ($\alpha_{(u,v)} = 1$)，文字の領域の外では透明である． α の値が 1 である場合はこの画素が文字の領域に存在し，0 である場合は文字の外に存在する ($\alpha_{(u,v)} = 0$)．画像 I_S を画像 I_V に融合する時は，

$$\begin{aligned} \mathbf{I}(u, v) &= \alpha_{(u,v)} \mathbf{I}_S(u, v) (1 - \beta_V(u, v)) \\ &\quad + \mathbf{I}_V(u, v) \beta_V(u, v) \end{aligned} \quad (5.9)$$

で画像 I を生成する．

5.6 実験と結果

提案手法の有効性を確認するため，腹部造影 X 線 CT 像 10 例に対して，血管名表示付ボリュームレンダリングを適用した．実験に使用した計算機は，CPU : Intel Core2 Extreme 2.53GHz，Memory : 8GB，OS : Microsoft Windows 7 64bit，CT 像の仕様は， $512 \times 512 \times 301 \sim 601$ voxels， $0.665 \times 0.665 \times 0.801$ mm³ である．Fig.5.11 に表示結果を示しているように，血管名が血管の表面に確かに表示されていることが確認できる．また，Fig.5.12 に可視化画像サイズとレンダリングに要した時間との関係を示し，可視化された画像は Fig.5.13 に示している．普通のボリュームレンダリング処理と比べて，提案手法はより長い計算時間を要するが，全体的な処理時間と比較すると，増加した時間は無視できる．一般的に利用される可視化画像サイズ 512 画素 \times 512 画素では通常のボリュームレンダリングが平均 616ms，血管名表示付きレンダリングが平均 646ms と，わずかな計算時間の増加で血管名が表示可能という結果を得た．

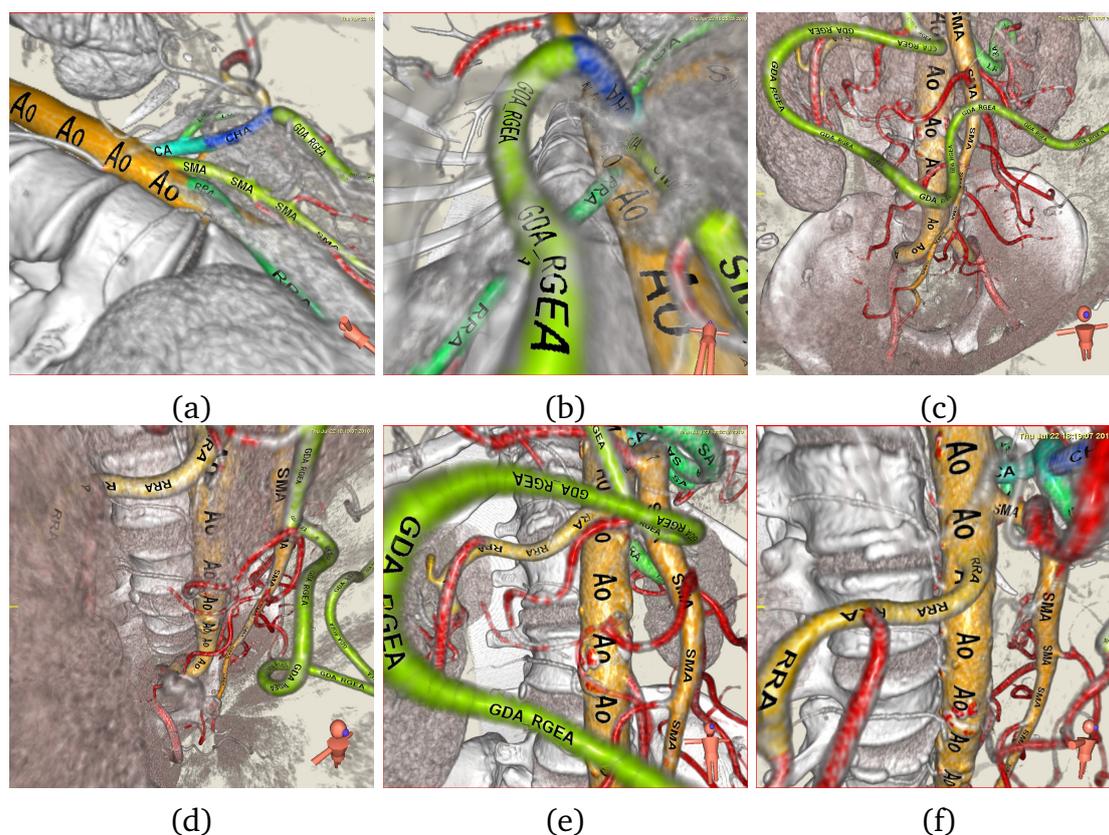


Fig. 5.11 Volume rendering results of labeled 3D data ($\kappa = 1.5$, $n = 5$, $\phi = 70^\circ$, $\delta = 5$, $\Delta = 5$). From (a) to (f) are images generated from different viewpoints with different 3D images: 1) resolution of labels is so good that they are easy to be read; 2) labels are always posted on the front of the vessel tube to avoid hiding them when the volume data are rotated with respect to viewpoint, i.e., they are easily seen; 3) labels are correctly drawn on the vessel surface. It is easy to understand what is indicated by them; 4) no information is hidden by them.

5.7 考察

得られた可視化画像を，Cipriano ら [90] により提唱されている解剖ラベル表示に関する A) 可読性，B) 接近性及び C) 表現性の 3 つの点から臨床医師と共に主観的な評価を行った。

A) 可読性

可読性の評価では，表示された解剖ラベルが文字列として読むことが可能かどうかを評価する．本研究は，(1) 解剖ラベルが見えるか，(2) 解剖ラベルの認識ができるか，(3) 解剖ラベルが損傷しているか，の 3 つの考察点から，可読性を評価する．Fig.5.11 に示して

5.7. 考察

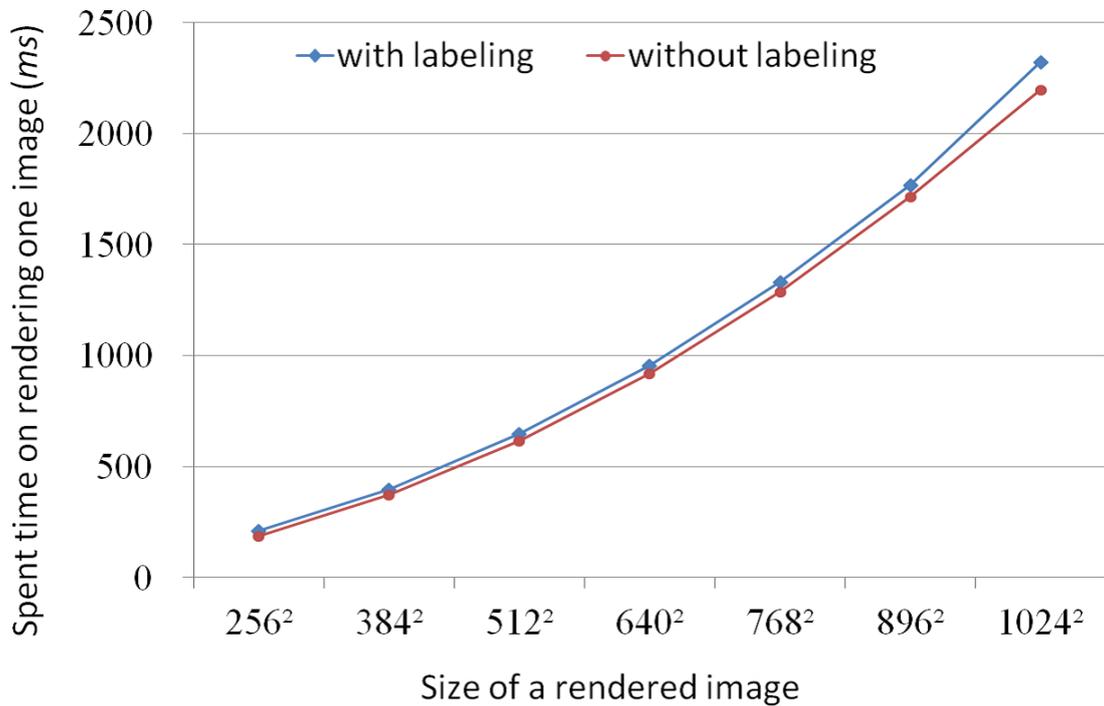


Fig. 5.12 Time required to draw a frame image. Compared with the original volume rendering algorithm, the proposed method needs more time to render a labeled image. However, the additional time in the proposed method can be ignored because it is negligible compared with the total volume rendering time.

いるように，血管ラベル文字の可読性が高く，画面から解剖ラベルの文字を区別することができ，認識が容易である．さらに，血管ラベルの可読性を向上するため，2つの処理を行った．1つの処理は血管芯線を平滑化することである．Fig.5.14には，芯線の平滑化を行わないで生成した画像 (Fig.5.14(a)) と平滑化された芯線で生成した画像 (Fig.5.14(b)) を示している．Fig.5.14(a) に示しているように，抽出した芯線には誤差があり，生成した血管ラベルに歪みが発生する問題がある．この歪みは，芯線の平滑化により補正ができる (Fig.5.14(b)) ．

もう1つの処理は常に視点の方向を向くように血管ラベルを描画することである．Fig.5.15は，血管名の向きが血管に固定された例を示している．Fig.5.15(a)-(c) から読み取れるように，血管の姿勢に対して視点を回転すると，血管ラベルが血管の裏側に位置する場合が生じるという問題がある．提案手法では，Fig.5.15(d)-(f) に示しているように，常に視点方向を向くため，血管ラベルを血管の裏側に表示することがない．

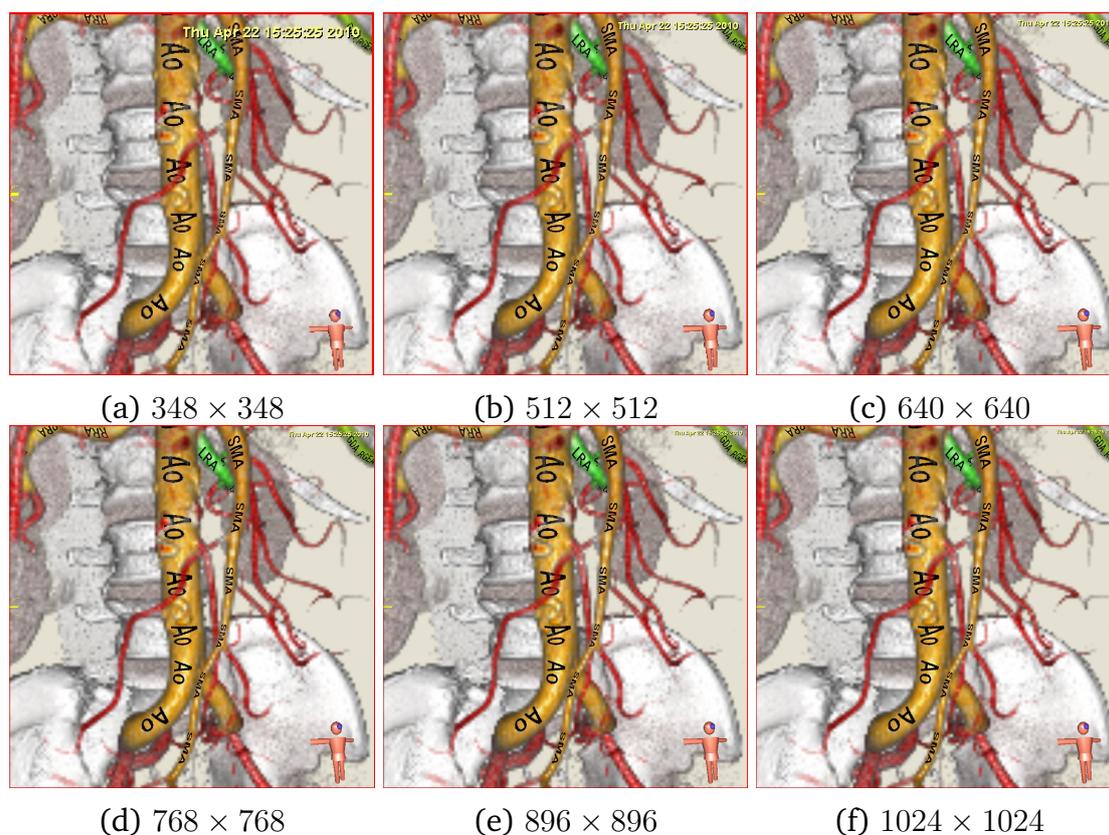


Fig. 5.13 Rendered images in different size

提案手法にはいくつかの問題点が存在する．1)，視点位置が血管から遠くなると血管ラベルが見えなくなるという問題がある．この場合に血管ラベルを表示する必要があるれば，文献 [88] に対案された「external label」手法で実現ができる．2)，血管のサーフェスモデルは，円筒の集合として生成されるため，血管の変形，例えば血管の分岐点に対しては対応ができない．この問題を解決するため，文献 [143] に提案されたモデルなしのサーフェスの構築手法で血管のサーフェスモデルを作成することが考えられる．

一方，血管枝の上には他の血管枝や臓器などが常にあり，血管枝の血管名が隠されやすい．そのため，本手法では，血管ラベルを生成するとき，1つの血管ラベルではなく，Fig.5.11 に示しているように，血管枝に複数の血管ラベルを表示している．しかし，血管ラベルは血管自身または他の組織に隠れることがあり，表示された文字の一部が欠損し，読めない文字が表示されることがある．そこで，最終的な可視化画像 I をレンダリングする際，血管ラベルまでのデプスを再びチェックして，一部欠損した文字を消去することで，この問題を解決できると考えられる．

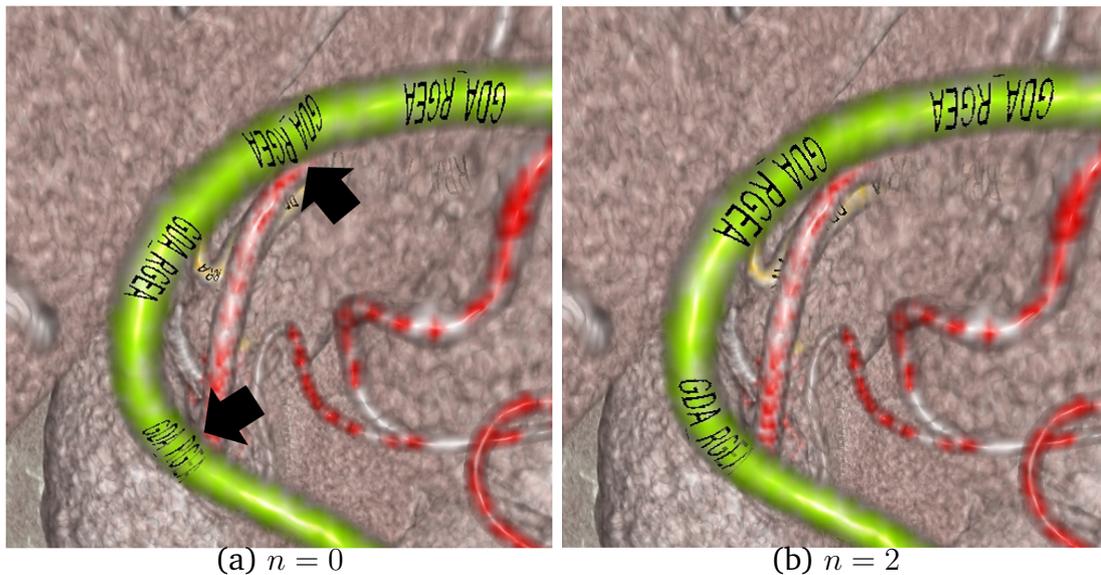


Fig. 5.14 The distortions of the vessel label are corrected by smoothing the center line of the blood vessel. In figure (a), we can find some distorted vessel labels due to a jagged vessel center line. Those kinds of distortions can be compensated with results generated by using smoothing of the vessel center line (b).

B) 接近性

接近性の評価では，解剖ラベルが表示する対象の近くに表示されるかどうかを評価する．ここでは，解剖ラベルから表示する対象がわかるかどうか，または，表示する対象から解剖ラベルを見つけられるかどうかを評価する．

血管名の表示位置は，抽出された血管領域を用いて生成した血管サーフェイスモデルの表面にあるため，サーフェイスレンダリングで生成した画像 I_S に投影した位置は画像上の血管の位置と一致し，Fig.5.11 に示しているように，血管名を表示対象とする血管領域の上にかくことができ，生成した解剖ラベルの接近性がよい．

一方，血管ラベルは，抽出した血管半径を用いた血管サーフェイスモデルの表面に貼り付けるため，血管ラベルの位置の正確性は血管サーフェイスモデルの太さや位置の正確性に依存する．特に，抽出した血管の半径 r_i^j が，ボリュームレンダリングされた血管の半径より小さい場合，血管半径 r_i^j を用いた円筒 t_i^j はボリュームレンダリングされた血管に埋もれて，視点から見えなくなってしまう．Fig.5.17(a) に示すように（黒い矢印で指示する部分），表示された血管ラベルは見えなかった．この問題を解決するには，円筒 t_i^j を作成するとき，式 (5.5) 中のパラメーター κ を大きくすればよい．実験の結果により，

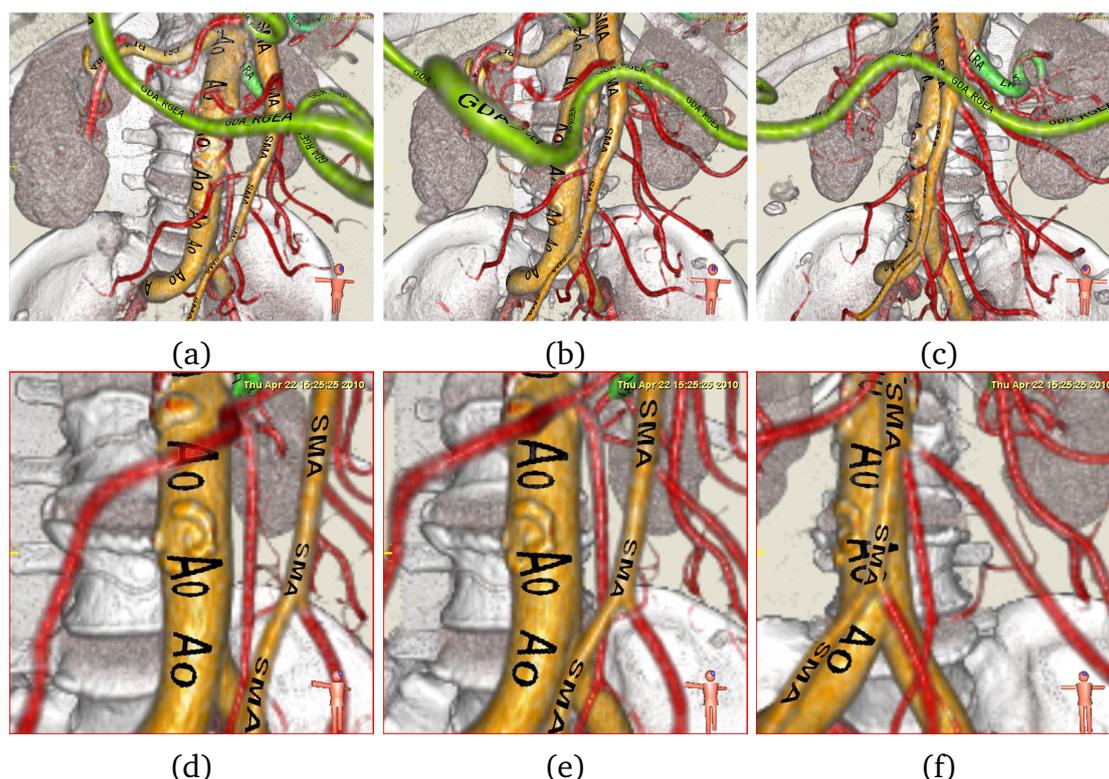


Fig. 5.15 Examples of vessel annotations whose orientations and positions are fixed on the vessel surface. In cases from (a) to (c), when changing the viewpoint, vessel annotations may be hidden by the vessels themselves. In cases from (d) to (f), since vessel annotations are always rendered on the front of vessel surface regardless of the viewpoint change, it is easy to read the annotations in any viewpoint using the proposed method.

$\kappa = 1.5$ の場合に、血管ラベルの全てが表示された。ポリウムレンダリングされた血管の半径は、ポリウムレンダリングを行うときの画素値に対応する透明度と関係がある。すなわち、係数 κ はポリウムレンダリングを行う際に画素値に対応する透明度と関連づけて変更するべきである。適切な κ を決めることが今後の課題である。

C) 表現性

解剖ラベルを表示するのは、対象の名前を提示することだけではなく、表示対象の状態(対象の形や位置、深さ、可視性)も表現できる。表現性の評価では、解剖ラベルで表現された表示対象の形や深さ、可視性などを評価する。

表示された血管ラベルは、血管サーフェイスモデルに貼り付けて、サーフェースレンダリングとポリウムレンダリングの 2 パスで描画されたため、単純に血管表面の幾何情

5.7. 考察

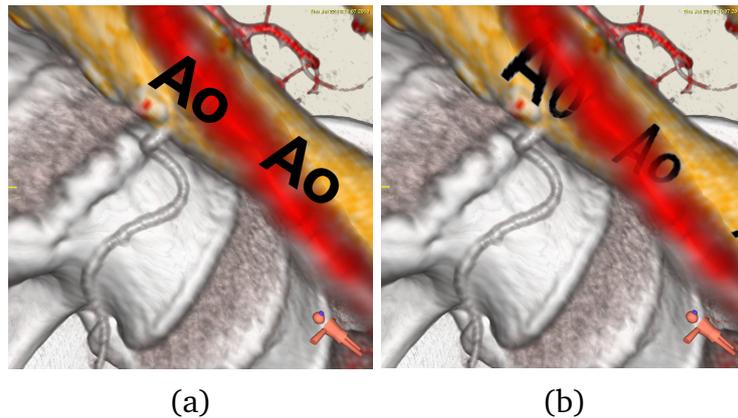


Fig. 5.16 Comparison of overlapping labels [88] and annotations rendered by our proposed method. (a) vessel annotations rendered on visualized image by an overlapping method, and (b) vessel annotations rendered by our proposed method. In (b), it is obvious that the vessel annotations are behind a red object. The vessel annotations in (b) are correctly and easily considered annotations of the yellow object.

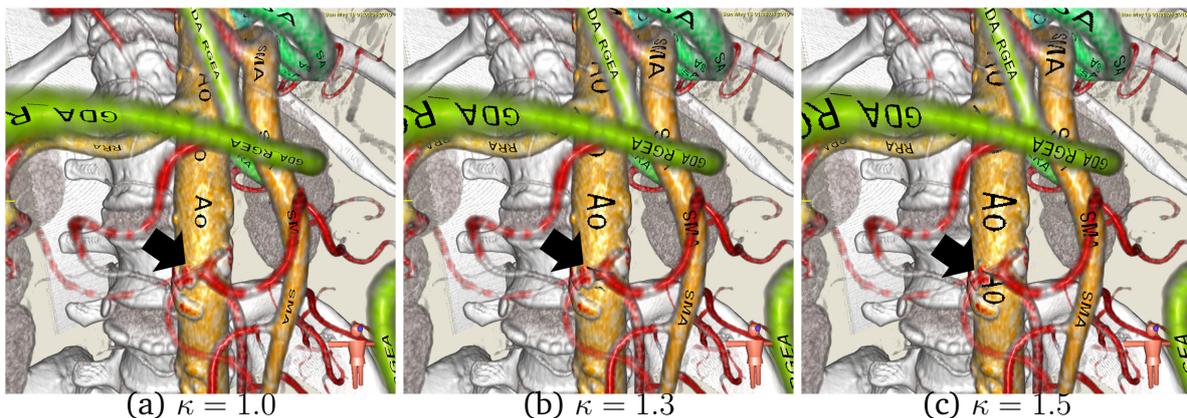


Fig. 5.17 Visibility of vessel annotations affected by parameter κ . (a) A annotation is hidden by a vessel because of its small radius. This problem can be recovered by increasing parameter κ (b and c).

報だけでなく、ボリュームレンダリングで生成された深さ情報を表現している。また、血管ラベルは、表示対象の血管の手前に物体がある場合は、この物体の不透明度に対応して、表示対象の血管の視認性と同様に、ラベルの視認性も変化する。Fig.5.16 から読み取れるように、血管ラベルは表示された血管の深さ、手前にある物の透明度などの情報も表現できる。

5.8 まとめ

本研究では、ポリウムレンダリングに基づいて可視化画像中に臓器との前後関係を考慮して解剖ラベルを融合表示する手法を提案した。本手法では、医用画像から血管の解剖学的構造を認識理解することで、血管名とその表示位置を決定し、血管名が融合表示された可視化画像をサーフェスレンダリングとポリウムレンダリングを組み合わせ生成した。生成された可視化画像は、解剖ラベルの評価基準の 3 点を満たし、ポリウムレンダリングした画像の深さ情報や、透明情報なども正しく表現することができる。

今後の課題としては、高解像度 (1024 × 1024 画素) でリアルタイムレンダリング (25Fps 以上) を行うことができるように、レンダリングの描画速度の向上をおこなうこと、血管ラベルの材質や影などの表現を実現し、より精密な描画手法を提案することなどが挙げられる。

第6章 むすび

本章では，本論文のまとめと各手法における問題とその解決方法について述べる．また，各手法における今後の課題と今後の展望，および，それらの先にあるナビゲーションシステム全体の今後の展望について述べる．

6.1 まとめ

本論文では，内視鏡下の診断や手術において，医者への負担の軽減，治療の安全性と有効性の向上を目指し，高度な内視鏡手術ナビゲーションシステムに関する研究について述べた．

第1章では，本論文の背景である内視鏡手術の歴史と内視鏡手術の問題点，および本研究の目的と位置づけについて述べた．内視鏡手術は，低侵襲手術の1つとして，組織損傷の軽減だけでなく，入院期間の短縮，術後疼痛の軽減，術後回復の早期化，合併症の発生率の低下，手術痕の減少など多くの利点がある．しかし，内視鏡下手術では，間接視下，遠隔操作，狭い操作空間などの特徴があり，術者やカメラ助手に過度の負担を負わせることになり，手術ミス発生の可能性が大きくなるという問題点がある．そのため，内視鏡手術の安全性と有効性の向上を目指す支援システムが希望されている．本論文では，内視鏡手術ナビゲーションシステムの精度の向上及び，ナビゲーション情報の表示について述べ，高度な内視鏡手術ナビゲーションシステムの実現を目標とした．

第2章では，EMT センサを用いた軟性神経内視鏡手術ナビゲーションシステムの実装手法と臨床評価について述べた．内視鏡手術において，術者の負担を軽減し，手術の安全性と有効性を向上するため，仮想内視鏡画像をナビゲーション情報として，EMT センサを用いた軟性神経内視鏡手術ナビゲーションシステムの実装手法を提案した．内視鏡カメラの位置を追跡するため，EMT センサと内視鏡カメラの対応付け手法を改良し，実現した軟性神経内視鏡手術ナビゲーションシステムを臨床利用可能とした．臨床実験で手法の

有効性について検討を行い，実験室におけるファントム実験に加えて，名古屋大学医学部附属病院脳神経外科のOpenMRI手術室で5例の臨床実験を行った．臨床実験において，3次元仮想内視鏡画像でのEMTセンサを用いた軟性神経内視鏡手術ナビゲーションシステムは，軟性神経内視鏡先端や術具などを追跡でき，組織の認識，術野の把握支援に有効であった．

第3章では，EMTセンサの6自由度出力の誤差の補正手法について述べた．本研究は，軟性内視鏡手術ナビゲーションシステムにおいて，内視鏡カメラや術具の追跡精度の向上を目指し，EMTセンサの出力誤差を，新たに考案した測定ツールを用いて補正する手法を提案した．提案手法では，OTセンサの出力をEMTセンサ出力の真値として利用し，EMTセンサ出力の誤差を評価する．補正の精度を向上するため，OTセンサとEMTセンサ出力の空間的・時間的な同期化を行いながら，OTセンサとEMTセンサ出力のレジストレーションを行う手法を提案した．実験から，OpenMRI手術室におけるEMTセンサの歪み補正の必要性和有効性を検証し，従来手法と比べてEMTセンサ出力誤差の補正精度が向上した．

また，EMTセンサ用いた動的な参照系(DRF)の誤差を補正するため，評価センサを利用することで，EMTセンサを用いたDRFの誤差補正手法を提案した．実験結果から，提案した手法はDRFにおけるセンサの出力誤差を軽減することが可能であることが確認された．臨床実験によって，この提案手法は軟性神経内視鏡の精度を向上することが確認された．

第4章では，エピポーラ幾何を用いた仮想内視鏡視軸と実内視鏡視軸回転誤差の補正について述べた．本研究では，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．提案手法では，キャリブレーションチャートを必要とせず，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し，術中における回転誤差の補正が可能になった．頭蓋骨ファントムを使用した実験では，最大誤差が 30° 程度，誤差の標準偏差が 10° 程度，平均誤差が 8° 程度の精度でセンサ軸回転誤差推定が可能であった．

第5章では，ボリュームレンダリング画像上への血管名表示手法について述べた．本研究では，ボリュームレンダリングに基づく可視化画像中に臓器との前後関係を考慮して解剖ラベルを融合表示する手法を提案した．提案手法では，医用画像から血管の解剖学的構

6.2. 今後の課題と展望

造を認識理解することで、血管名とその表示位置を決定し、血管名が融合表示された可視化画像をサーフェスレンダリングとボリュームレンダリングを組み合わせて生成した。生成された可視化画像は、解剖ラベルを評価する3つの点を満たすとともに、ボリュームレンダリングの利点を持ち、血管位置の深さ情報や、透明情報なども正しく表現することができた。

6.2 今後の課題と展望

今後の課題として、高度な内視鏡手術ナビゲーションの開発についての検討課題と臨床への適用において必要な機能、さらに今後の展望について述べる。

高度な内視鏡手術ナビゲーションの開発については、いくつかの研究課題が考えられる。まずは、内視鏡手術ナビゲーションにおける追跡技術の性能や精度の向上である。今まで提案されている手法では、追跡システム、例えば光学式位置センサと磁気式位置センサ、または画像ベースのレジストレーションを利用することでカメラや術具の位置を推定するが、それぞれの問題点がある。追跡システムでは対象物体の材質（磁気式位置センサなら、磁性物を使えない）や、形（光学式位置センサは非剛体への適用は不可能）などに制限されている。仮想内視鏡画像と実内視鏡画像のレジストレーションはリアルタイムの実行が困難であり、追跡途中にレジストレーションが失敗すると、追跡ができなくなる場合がある。そこで、追跡技術の性能の向上や新たな追跡技術の開発が今後の課題として挙げられる。

また、ナビゲーション情報の生成に用いる高度な医用画像処理技術を開発することも重要である。ナビゲーション情報の生成には、医用画像のセグメンテーション、抽出、認識などの処理が不可欠である。例えば、術野周囲の組織の情報を提示するため、予め医用画像の融合や、注目される領域の臓器の分割、解剖構造の解析が必要となるが、臨床においてこれらの処理は、手動、あるいは半自動的にを行っている。これらを自動的に実行可能な高精度な医用画像処理が臨床に必要とされる。

また、術前に撮影された医用画像が人体の地図として利用されているが、体の臓器や組織は非剛体であり、手術ナビゲーション中に臓器や組織が変形する。特に、呼吸や心拍による術中の臓器運動も無視できない。そのため、臓器の変形や運動が考慮された高度な術野と医用画像のレジストレーション技術の開発が今後の課題として考えられる。

臨床に応用されているナビゲーションシステムの多くはコンピュータのユーザインターフェイス（マウス、キーボード、あるいは、タッチスクリーン）を利用している。これらのインターフェイス装置は、操作が限られているため、使用が不便であり、滅菌も困難である。近年コントローラを用いずに操作ができる体感型のインターフェイスがコンピュータゲームに広く採用されている。この体感型のインターフェイスをナビゲーションシステムに利用することで、ナビゲーションシステムがより使いやすくと考えられる。さらに、術中に術者の操作を認識・解析することで、術具や内視鏡の操作による体の組織の変形を計算し、動的にナビゲーション情報を補正する手法の開発も今後の課題となる。

現在、コンピュータ支援システムに使われている医用画像は、主に診断や治療を行う前に撮影したものである。そのため、診断や治療におけるコンピュータ支援システムでのナビゲーションには事前に撮影された医用画像の使用がほとんどである。手術や治療中のナビゲーションを行うためのものとして、OpenMRI や C-Arm X-ray など術中用の撮影装置もあるが、解像度が低いことや、画像が2次元しかないなどの制限がある。治療が行われている患者の体の内部を観察できる画像を取得するため、術中でも利用可能な高解像度の3次元撮影装置が期待されている。

高解像度の3次元撮影装置の発展に従って、3次元医用画像が爆発的に増えているだけでなく、心臓や肺などを対象とした時間的な変化を含めた4次元のCTやMRI画像の撮影装置も開発されている。これらの膨大な画像情報から、診断や治療に必要な情報を自動的かつ効率的に抽出し、コンピュータ支援システムで可視化する手法の開発も今後の課題と考えられる。

最後に、科学技術の進歩とともに、特にバーチャルリアリティーや、複合現実感技術、拡張現実・強化現実技術 (AR: augmented reality) などの技術の発展とともに、高度な診断や治療におけるコンピュータ支援システムの開発も行われている。例えば、遠隔診断支援システムにおいて、仮想的な診察室を実現し、医師と患者が同じ部屋にいるようなバーチャルリアリティー環境を構築することや、低侵襲治療支援システムにおいて、医師が患者の体に入って、手術を行うバーチャルリアリティー環境を実現することなどのシステムの開発を目指したい。

付録A 追跡システムセンサの出力と座標変換

A.1 座標変換

Fig. A.1 に示しているように，座標系 C の原点を座標系 S におけるベクトル t_S で，座標系 C の軸を座標系 S における単位ベクトル x_S, y_S, z_S とすると，座標系 C から座標系 S までの変換行列は，

$${}^S_C\mathbf{T} = \begin{pmatrix} {}^S_C\mathbf{R} & t_S \\ \mathbf{0}^T & 1 \end{pmatrix} \quad (\text{A.1})$$

になる．ここで， $\mathbf{0}$ は， $(0, 0, 0)^T$ のベクトルを表し， ${}^S_C\mathbf{R}$ は，

$${}^S_C\mathbf{R} = \begin{pmatrix} x_S & y_S & z_S \end{pmatrix} \quad (\text{A.2})$$

である．座標系 C において，あるベクトル $p_C = (x_c, y_c, z_c)^T$ を，同次座標 (homogeneous coordinate) で表示すると， $\dot{p}_C = (x_c, y_c, z_c, 1)^T$ となり，座標系 S における同次座標 $\dot{p}_S = (x_s, y_s, z_s, 1)^T$ は，

$$\dot{p}_S = {}^S_C\mathbf{T} \dot{p}_C \quad (\text{A.3})$$

となる．すなわち，座標系 C におけるベクトル p_C は，変換行列 ${}^S_C\mathbf{T}$ により座標系 S における点に変換することができる．

A.2 追跡システムセンサの出力

追跡システムでは，付録A.1 で述べた2つの座標系の関係でセンサの位置・姿勢を表現する．ここで，EMT センサの位置・姿勢情報を例として説明する．Fig. A.2 に示しているように，EMT システムでは，磁場発生装置に座標系 M ，EMT センサの局所に座標系 S

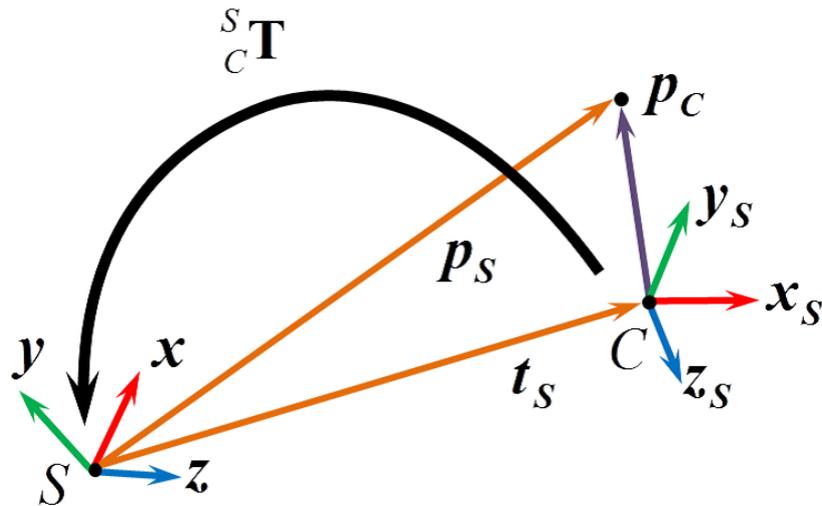


Fig. A.1 Transformation relationship between two coordinate systems.

が設定してある．座標系 M において，座標系 S の位置ベクトル t_M は，EMT センサの位置情報であり，座標系 S の軸ベクトルで組み合わせた回転行列 ${}^M_S \mathbf{R}$ は，EMT センサの姿勢情報である．座標系 S から座標系 M までの回転行列 ${}^M_S \mathbf{R}$ と位置ベクトル t_M を組み合わせ，座標系 S から座標系 M までの変換行列

$${}^M_S \mathbf{T} = \begin{pmatrix} {}^M_S \mathbf{R} & t_M \\ \mathbf{0}^T & 1 \end{pmatrix} \quad (\text{A.4})$$

となる．EMT センサ座標系 S から磁場発生装置座標系 M までの変換行列 ${}^M_S \mathbf{T}$ は，EMT センサの出力の 1 つの形である．また，EMT センサの位置・姿勢情報は，位置と姿勢を分けて出力することもできる．位置情報は，位置ベクトル t_M であり，姿勢情報は，オイラー角 (α, β, γ) (参照 A.3 節)，または単位クォータニオン \mathbf{q} (参照 A.4 節) で表れる．

A.3 姿勢を表示するオイラー角

オイラー角 (Euler angles) とは，3 次元空間中の座標系，または剛体の姿勢を表す手法の一種で，レオンハルト・オイラー (Leonhard Euler) により考案された．

オイラー角は，ある座標系 (基準座標系と原点を共有する) の姿勢を，基準座標系から座標軸回りの回転で表す．Fig. A.3 に示しているオイラー角は，基準座標系を (x, y, z) で表し，回転された対象座標系を (x_M, y_M, z_M) で表す．座標系 (x, y, z) を z 軸回りに角度

A.4. 回転を表す単位クォータニオン

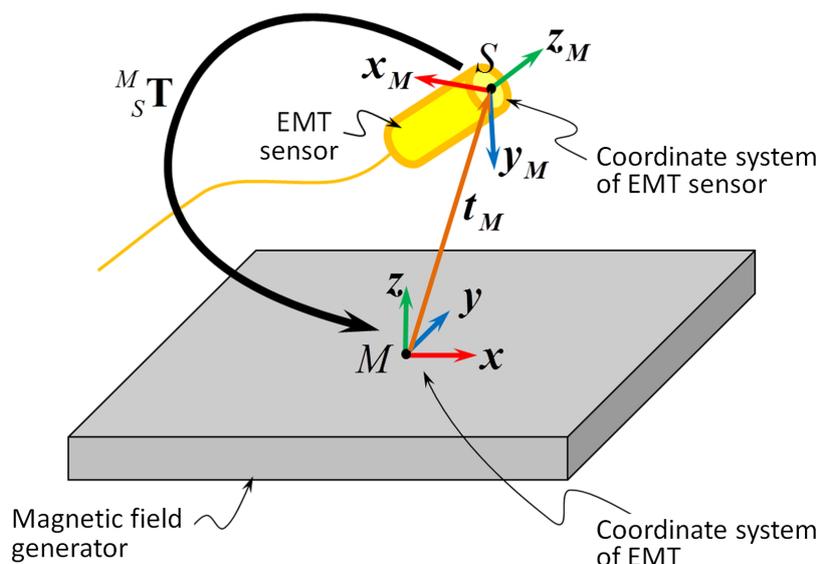


Fig. A.2 The output of EMT sensor.

α 回転し, 得られた座標系を $(x^\alpha, y^\alpha, z^\alpha)$ とする. 座標系 $(x^\alpha, y^\alpha, z^\alpha)$ を x^α 軸回りに角度 β 回転し, 得られた座標系を $(x^{\alpha\beta}, y^{\alpha\beta}, z^{\alpha\beta})$ とする. 座標系 $(x^{\alpha\beta}, y^{\alpha\beta}, z^{\alpha\beta})$ を $z^{\alpha\beta}$ 軸回りに角度 γ 回転し, 得られた座標系を $(x^{\alpha\beta\gamma}, y^{\alpha\beta\gamma}, z^{\alpha\beta\gamma})$ とする.

この結果 $(x^{\alpha\beta\gamma}, y^{\alpha\beta\gamma}, z^{\alpha\beta\gamma})$ が (x_M, y_M, z_M) と一致し, 回転された対象座標系の姿勢はオイラー角 (α, β, γ) で表される.

A.4 回転を表す単位クォータニオン

クォータニオン (quaternion) は, 一つの実数部と三つの虚数部 i, j, k から成る数で,

$$\mathbf{q} = (q_0, q_x, q_y, q_z) = q_0 + iq_x + jq_y + kq_z, \quad (\text{A.5})$$

で表記する. ここで, $i^2 = j^2 = k^2 = ijk = -1$ が成り立つ.

基準座標系において, ある対象座標系 (基準座標系と原点を共有する) の姿勢は, 単位ベクトル $\omega = (\omega_x, \omega_y, \omega_z)$ 回りの角度 θ の回転で表現でき, 対応する単位クォータニオンは

$$\begin{aligned} \mathbf{q} &= q_0 + iq_1 + jq_2 + kq_3 \\ &= \cos \frac{\theta}{2} + \sin \frac{\theta}{2} (i\omega_x + j\omega_y + k\omega_z), \end{aligned} \quad (\text{A.6})$$

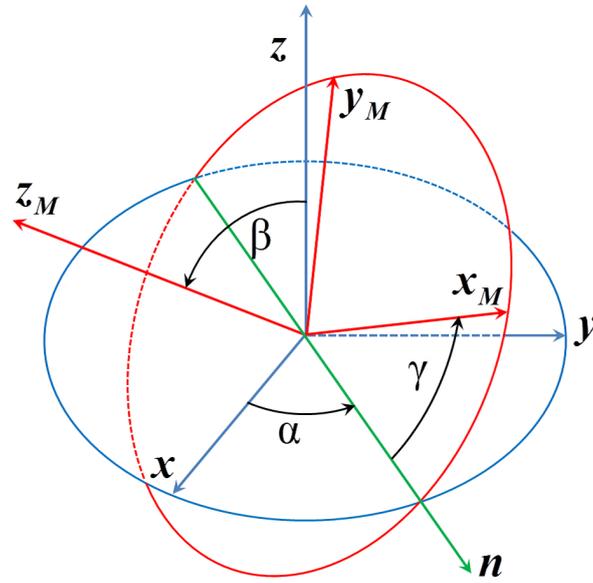


Fig. A.3 Euler angles. The fixed coordinate system is shown in blue, the rotated coordinate system is shown in red. The line of nodes, labeled n , is shown in green.

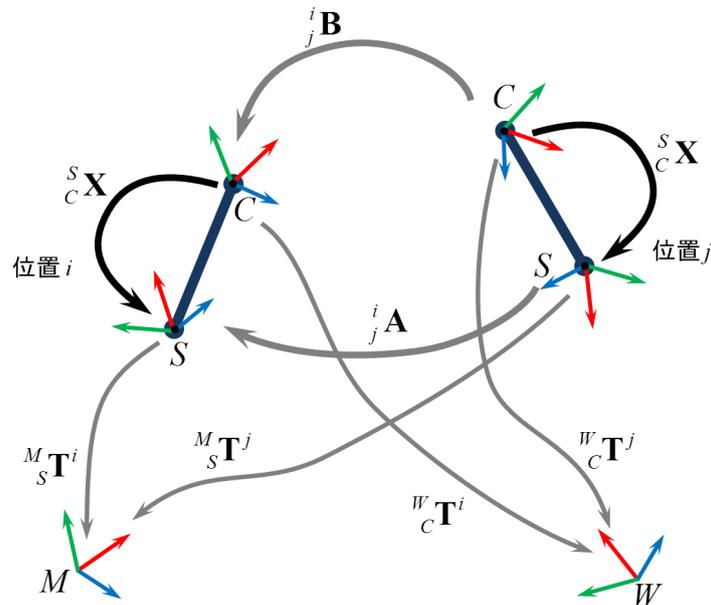


Fig. A.4 The relationships of the coordinate systems at Hand-Eye calibration.

となる [98] . 対象座標系から基準座標系までの回転行列は

A.4. 回転を表す単位クォータニオン

$$\mathbf{R} = \begin{pmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2(q_1^2 q_2^2 - q_0^2 q_3^2) & 2(q_1^2 q_3^2 + q_0^2 q_2^2) \\ 2(q_1^2 q_2^2 + q_0^2 q_3^2) & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2(q_2^2 q_3^2 - q_0^2 q_1^2) \\ 2(q_1^2 q_3^2 - q_0^2 q_2^2) & 2(q_2^2 q_3^2 + q_0^2 q_1^2) & q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 \end{pmatrix} \quad (\text{A.7})$$

で計算可能である .

付録B Hand-Eye手法

Hand-Eye キャリブレーションは、ロボットに取り付けた「Hand」座標系と「Eye」座標系の相対位置と姿勢の算出に関する問題であり、様々な解決手法が提案されている [86, 144–146]。ここで、文献 [86, 144, 145] に提案された手法について説明する。

Fig. A.4 に示しているように、座標系 S と座標系 C は、対象剛体 E に固定された 2 つの座標系であり、座標系間の変換行列は ${}^S_C\mathbf{X}$ である。Hand-Eye キャリブレーションは、 ${}^S_C\mathbf{X}$ を求めることである。

座標系 M と座標系 W との相対位置・姿勢が固定され、剛体 E は座標系 M と座標系 W において自由に移動と回転ができるとする。剛体 E が位置 i にある時、座標系 S と座標系 C から座標系 M と座標系 W まで別々の変換行列 ${}^M_S\mathbf{T}^i$ と ${}^W_C\mathbf{T}^i$ を計測することができる (参照 A.2)。

このとき、位置 j の座標系 S から位置 i の座標系 S までの変換行列 ${}^i_j\mathbf{A}$ 、位置 j の座標系 S から位置 i の座標系 C までの変換行列 ${}^i_j\mathbf{B}$ は

$${}^i_j\mathbf{A} = {}^M_S\mathbf{T}^{i-1} {}^M_S\mathbf{T}^j \quad (\text{B.1})$$

$${}^i_j\mathbf{B} = {}^W_C\mathbf{T}^{i-1} {}^W_C\mathbf{T}^j \quad (\text{B.2})$$

で算出ができ、

$${}^i_j\mathbf{A} {}^S_C\mathbf{X} = {}^S_C\mathbf{X} {}^i_j\mathbf{B} \quad (\text{B.3})$$

の関係がある。複数の位置において、様々な ${}^i_j\mathbf{A}$ と ${}^i_j\mathbf{B}$ の算出ができ、

$$\begin{aligned} {}^i_j\mathbf{A} {}^S_C\mathbf{X} &= {}^S_C\mathbf{X} {}^i_j\mathbf{B} \\ {}^i_k\mathbf{A} {}^S_C\mathbf{X} &= {}^S_C\mathbf{X} {}^i_k\mathbf{B} \\ {}^k_j\mathbf{A} {}^S_C\mathbf{X} &= {}^S_C\mathbf{X} {}^k_j\mathbf{B} \\ &\vdots \end{aligned} \quad (\text{B.4})$$

の方程式組が得られる．文献 [86] に提案された手法で，式 B.4 を解析し， ${}^S_C X$ を算出することができる．

謝辞

本論文で述べた研究は、筆者が名古屋大学大学院情報科学研究科博士課程後期課程在籍中に行ったものである。本研究を進めることができたのは、多くの先生方のご指導、研究室の先輩、同輩や後輩の数多くのご助言など多大な支援を賜ったおかげであり、この場を借りて、お世話になった皆様へ厚く御礼申し上げます。

本学森健策教授に深く感謝いたします。森健策教授には、研究テーマの設定から実験の実行や論文の執筆まで、いつも懇切丁寧に親切にご指導いただき、手術室での臨床実験の指導、徹夜での原稿の修正など様々なお支援を頂きました。研究面だけではなく、外国人としての筆者の生活上の問題についても、ご助力頂きました。筆者がここまでこられたのも、森先生のご指導、ご支援あってのことと思います。心から感謝いたします。

愛知工業大学末永康仁教授には、本学博士課程後期課程へ進学するにあたり多くのご助言をいただきました。また、生活面においても、暖かいご支援を頂きまして、ここに深く御礼申し上げます。

また、本論文に目を通されご指導とご鞭撻を頂いた、本学村瀬洋教授、本学大西昇教授、本学工藤博章准教授に感謝いたします。研究についてご指導とご助言を頂いた、本学松原茂樹准教授に感謝いたします。

愛知工業大学北坂孝幸准教授に感謝いたします。北坂准教授には、留学生への入学案内から、実験のファントムの作成についてまで数多くのご指導、ご助言、ご支援を頂き、また、筆者の拙文を丁寧にみていただきました。

本研究で用いた実験資料として貴重な画像データを提供して頂くと同時に、臨床実験のご支援や専門的な立場からご指導いただいた名古屋大学医学系研究科梶田泰一先生、伊藤英治先生、藤井正純先生、永谷哲也先生、若林俊彦先生、藤原道隆先生、吉田純先生、愛知県がんセンター中央病院三澤一成先生に感謝いたします。

そして、日頃から熱心に御指導、御議論下さった末永研究室、森研究室の皆様へ感謝い

たします。二村幸孝先生，小田昌宏先生，林雄一郎先生，出口大輔先生，Marco Feuerstein 先生，Khayrul Bashar 先生には日頃から色々と相談に乗って頂きました。深く感謝いたします。また，末永研究室で共に学んだ，長尾慈郎氏，Truong Trung Dung 氏に感謝いたします。森研究室で共に学んだ，中村嘉彦氏，陳斌氏，羅雄彪氏に感謝いたします。森研究室秘書，大橋理恵氏には，学会への参加や出張を始めとした，広範な事務手続きについて気を配っていただきました。ここに感謝いたします。

研究助成金をいただいた財団法人豊秋奨学会，財団法人堀情報科学振興財団に感謝いたします。

勤務先の長春理工大学の楊華民教授にお礼を申し上げます。生活，学業，及び仕事などについて様々な面で励まされ，多大な支援を賜りました。心から感謝申し上げます。

最後に筆者を常に暖かく支えてくれた家族に感謝いたします。

筆者を支えてくれた方々にもう一度心から感謝いたします。

参考文献

- [1] Osler W. *The evolution of modern medicine*. The Yale University Press, 1921.
- [2] Issa SM. Health-related quality of life predicts long-term survival in patients with peripheral artery disease. *Vascular medicine (London, England)*, Vol. 15, No. 3, pp. 163–9, 2010.
- [3] Jansson KA. Health-related quality of life in patients before and after surgery for a herniated lumbar disc. *The journal of bone and joint surgery, British Volume*, Vol. 87, No. 7, pp. 959–964, 2005.
- [4] 小寺康弘, 藤原道隆, 中尾昭公. 胃全摘術：標準的な D2 郭清における手術操作. *消化器外科*, Vol. 31, No. 5, pp. 751–759, 2008.
- [5] Finkelstein J., Eckersberger E., Sadri H., Taneja SS., Lepor H., and Djavan B. Open versus laparoscopic versus robot-assisted laparoscopic prostatectomy: The european and us experience. *Reviews in urology*, Vol. 12, No. 1, pp. 35–43, 2010.
- [6] Oliveira JA., Tavares MG., Aguiar CV., Azevedo JF., Sousa JR., Almeida PC., and Gomes EF. Comparison between endoscopic and open surgery in 37 patients with nasopharyngeal angiofibroma. *Brazilian journal otorhinolaryngology*, Vol. 78, No. 1, pp. 75–80, 2012.
- [7] 橋本大定. 低侵襲外科手術の現状と問題点. *モダンメディア*, Vol. 50, No. 10, pp. 233–240, 2004.
- [8] 許俊鋭, 朝野晴彦. 低侵襲手術の利点と問題点 (< 特集 > 鏡視下手術の現況と問題点: 適応と限界). *日本外科学会雑誌*, Vol. 103, No. 10, pp. 722–728, 2002.

- [9] Lau WY., Leow CK., and Li AK. History of endoscopic and laparoscopic surgery. *World journal of surgery*, Vol. 21, No. 4, pp. 444–453, 1997.
- [10] Berci G. and Forde KA. History of endoscopy - what lessons have we learned from the past? *Surgical endoscopy*, Vol. 14, No. 1, p. 41409, 2000.
- [11] *www.urologichistory.museum*, 2012.
- [12] Rainer E. Development of the modern cystoscope: an illustrated history. *www.medscape.com*, 2007.
- [13] 市川宏文, 宮崎修吉, 里見進. 腹部操作: 腹腔鏡補助下胃管作成術. *消化器外科*, Vol. 27, No. 6, pp. 668–676, 2004.
- [14] 藤野幸夫, 下村一之, 出月康夫. 腹腔鏡 (光学式, 電子式). *消化器外科*, Vol. 23, No. 6, pp. 682–687, 2000.
- [15] 石志紘. 人体における内視鏡の世界: 胸腔の内視鏡. *歯科学報*, Vol. 101, No. 3, pp. 267–271, 2001.
- [16] Mårvik R., LangØT., Tangen GA., Andersen JO., Kaspersen JH., Ystgaard B., Sjølie E, Fougner R., Fjøsne HE., and Nagelhus HTA. Laparoscopic navigation pointer for three-dimensional image-guided surgery. *Surgical endoscopy*, Vol. 60, No. 5, pp. 1242–1248, 2004.
- [17] Mårvik R., LangØT., Tangen GA., Lindseth F., Yavuz Y., and Nagelhus Hernes TA. Image-guided laparoscopic surgery: Review and current status. *Minerva Chirurgica*, Vol. 60, No. 5, pp. 305–325, 2005.
- [18] 原武史, 目加田慶人, 加野亜紀子, 羽石秀昭: 共編. 実践医用画像解析ハンドブック. Ohmsha, 2012.
- [19] Vlaardingerbroek MT. and Boer JA. *Magnetic resonance imaging: theory and practice*. Springer-Verlag, New York, NY, 1999.

- [20] Brix G., Lechel U., Glatting G., Ziegler SI., Münzing W., Müller SP., and Beyer T. Radiation exposure of patients undergoing whole-body dual-modality 18F-FDG PET/CT examinations. *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol. 46, No. 4, pp. 608–613, 2005.
- [21] Westermann R. and Ertl T. Efficiently using graphics hardware in volume rendering applications. *Proceedings of the 25th annual conference on computer graphics and interactive techniques*, Vol. ACM SIGGRAPH '98, pp. 169–177, 1998.
- [22] Krüger J. and Westermann R. Acceleration techniques for GPU-based volume rendering. *Proceedings of the 14th IEEE Visualization*, pp. 287–292, 2003.
- [23] Mori K., Suenaga Y., and Toriwaki J. Fast software-based volume rendering using multimedia instructions on PC platforms and its application to virtual endoscopy. *Proceedings of SPIE, medical imaging 2003: physiology and function: methods, systems, and applications*, Vol. 5031, pp. 111–122, 2003.
- [24] Lorensen WE. and Cline HE. Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm. *ACM SIGGRAPH Computer graphics*, Vol. 21, No. 4, pp. 163–169, 1987.
- [25] Huang A., Liu H., Lee C., et al. On concise 3-D simple point characterizations: a marching cubes paradigm. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 28, No. 1, pp. 43–51, 2009.
- [26] Levoy M. Display of surfaces from volume data. *IEEE Computer graphics & applications*, Vol. 8, No. 3, pp. 29–37, 1988.
- [27] Drebin R., Carpenter L., and Hanrahan P. Volume rendering. *ACM SIGGRAPH Computer Graphics*, Vol. 22, No. 4, pp. 65–74, 1988.
- [28] Blinn F. Light reflection functions for simulation of clouds and dusty surfaces. *Computer graphics*, Vol. 16, No. 3, pp. 21–29, 1982.

- [29] Kajiya J. and Herzen T. Ray tracing volume densities. *Computer graphics*, Vol. 18, No. 3, pp. 165–173, 1984.
- [30] Lacroute P. and Levoy M. Fast volume rendering using a shear-warp factorization of the viewing transformation. *SIGGRAPH '94 Proceedings of the 21st annual conference on computer graphics and interactive techniques*, pp. 451–458, 1994.
- [31] 森健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 横井茂樹, 安野泰史, 片田和廣. 医用 3 次元画像における管状図形抽出と気管支内視鏡画像のシミュレーション. *3 次元画像コンファレンス'94 講演論文集*, pp. 269–274, 1994.
- [32] Assimos DG. and Vining DJ. Virtual endoscopy. *Journal of endourology*, Vol. 15, No. 1, pp. 47–51, 2001.
- [33] Halligan S. and Fenlon HM. Virtual colonoscopy. *British medical journal*, Vol. 319, No. 7219, pp. 1249–1252, 1999.
- [34] Mori K., Deguchi D., Akiyama K., Kitasaka T., Maurer CR. Jr., Suenaga Y., Takabatake H., Mori M., and Natori H. *Hybrid bronchoscope tracking using a magnetic tracking sensor and image registration*, Vol. LNCS:3750. Springer, 2005.
- [35] Ganot A. *Natural philosophy for general readers and young persons*. New York, Appleton, 1872.
- [36] 坂井丈泰. GPS 技術入門. 東京電機大学出版局, 2003.
- [37] Fried MP., Kleefield J., Gopal H., Reardon E., Ho BT., and Kuhn FA. Image-guided endoscopic surgery: results of accuracy and performance in a multicenter clinical study using an electromagnetic tracking system. *Laryngoscope*, Vol. 107, No. 5, pp. 594–601, 1997.
- [38] Edwards PJ., King AP., Maurer CR., Cunha DA. et al. Design and evaluation of a system for microscope-assisted guided interventions (MAGI). *IEEE Transactions on medical imaging*, Vol. 19, No. 11, pp. 1082–1093, 2000.

参考文献

- [39] Barnett GH., Maciunas RJ., and Roberts DW. *Computer assisted neurosurgery*. New York, Marcel Dekker, 2004.
- [40] Mayberg MR., LaPresto E., and Cunningham EJ. Image-guided endoscopy: description of technique and potential applications. *Neurosurgery focus*, Vol. 10, No. 1, p. E10, 2005.
- [41] 的崎健, 周藤安造. 医用画像処理. コロナ社, 東京, 1986.
- [42] 高橋隆, 室井克信編. 人工現実感手術室. 情報処理, Vol. 43, No. 5, pp. 495–524, 2002.
- [43] 鳥脇純一郎. 画像パターン認識と画像生成による診断・治療支援. コンピュータ支援画像診断学会論文誌, Vol. 1, No. 2, p. 41290, 1997.
- [44] Toriwaki J. and Mori K. Recent progress in medical image processing - virtualized human body and computer-aided surgery. *IEICE transactions on information and systems*, Vol. E82-D, No. 3, pp. 611–628, 1999.
- [45] 鳥脇純一郎. X線像のコンピュータ支援診断-研究動向と課題. 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol. J83-D-II, No. 1, p. 41359, 2000.
- [46] 土肥健純. コンピュータ外科と医用画像. 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol. J83-D-II, No. 1, pp. 27–33, 2000.
- [47] 鳥脇純一郎. 三次元画像処理の医用応用への動向. 電子情報通信学会誌, Vol. 84, No. 5, pp. 287–293, 2001.
- [48] 鳥脇純一郎. X線像の計算機支援診断の40年. コンピュータ支援画像診断学会論文誌, Vol. 5, No. 6, pp. 28–38, 2001.
- [49] 村木茂, 喜多泰代. 3次元画像解析とグラフィックス技術の医用応用に関するサーベイ. 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol. J87-D-II, No. 10, pp. 1887–1920, 2004.

- [50] Kwoh YS., Hou J., Jonckheere EA., and Hayati S. A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery. *IEEE Transaction on biomedical engineering*, Vol. 35, No. 2, pp. 153–160, 1988.
- [51] 安田孝美, 萬淳一, 横井茂樹, 鳥脇純一郎, 片田和広. 3次元グラフィックスを用いた頭部CT像3次元表示の手術計画への応用. *医用電子と生体工学*, Vol. 24, No. 1, pp. 22–27, 1986.
- [52] 金秀一, 安田孝美, 横井茂樹, 鳥脇純一郎, 片田和広. CT三次元画像を用いた脳外科手術における皮膚切開シミュレーション. *医用電子と生体工学*, Vol. 26, No. 6, pp. 231–234, 1988.
- [53] 安田孝美, 橋本安弘, 横井茂樹, 鳥脇純一郎. CT画像を用いた形成外科手術計画支援システム. *電子通信学会論文誌 D*, Vol. J70-D, No. 11, pp. 2134–2140, 1987.
- [54] 安田孝美. コンピュータ・シミュレーションによる形成手術のプランニング. *医療情報学*, Vol. 9, No. 3, pp. 295–306, 1989.
- [55] 曾山豊, 安田孝美, 横井茂樹, 鳥脇純一郎, 泉田良一, 藤岡睦久. 3次元画像を利用した股関節手術計画支援システム. *医用電子と生体工学*, Vol. 27, No. 2, pp. 70–78, 1989.
- [56] Kosugi Y., Watanabe E., Goto J., Watanabe T., Yoshimoto S., Takakura K., and Ikebe J. An articulated neurosurgical navigation system using MRI and CT images. *IEEE Transaction on biomedical engineering*, Vol. 35, No. 2, pp. 147–152, 1988.
- [57] 安田孝美, 横井茂樹, 鳥脇純一郎. 3次元任意形状の骨切断・移動操作が可能な頭蓋形成手術計画支援システム nucss-v2. *情報処理学会論文誌*, Vol. 31, No. 6, pp. 870–878, 1990.
- [58] 加藤憲, 安田孝美, 横井茂樹, 鳥脇純一郎. 頭蓋形成手術計画支援システムにおけるヒューマン・インターフェイス機能の改善. *電子情報通信学会論文誌 D-II*, Vol. J73-D-II, No. 11, pp. 1897–1905, 1990.

- [59] Yasuda T., Hashimoto Y., Yokoi S., and Toriwaki J. Computer system for craniofacial surgical planning based on CT images. *IEEE Transactions on medical imaging*, Vol. 9, No. 3, pp. 270–280, 1990.
- [60] 鳥脇純一郎. 手術計画支援システムの機能とソフトウェア. *Medical Imaging Technology*, Vol. 12, No. 5, pp. 585–592, 1994.
- [61] 鳥脇純一郎. 画像処理による X 線診断および手術計画の支援. 日本放射線技術学会雑誌, Vol. 51, No. 11, pp. 1647–1654, 1995.
- [62] Taylor RH., Lavalley S., Burdea G., and Mosges R. *Computer-integrated surgery: technology and clinical applications*. MIT Press, London, 1996.
- [63] 藤井哲也, 華原革夫, 江浩, 飯作俊一, 鳥脇純一郎, 周郷延雄, 御任明利, 柴田家門. 脳外科手術支援ナビゲーションシステムのための軟部組織の表示機能について. 日本コンピュータ支援外科学会会誌, Vol. 6, No. 3, pp. 13–17, 1998.
- [64] Vining DJ., Liu K., Choplin RH., and Haponik EF. Virtual bronchoscopy: relationships of virtual reality endobronchial simulations to actual bronchoscopic findings. *Chest*, Vol. 109, No. 2, pp. 549–553, 1996.
- [65] Geiger B. and Kikinis R. *Simulation of endoscopy computer vision, virtual reality and robotics in medicine*, Vol. 905. Springer, 1995.
- [66] Rubin G., Beaulieu C., Argiro V., Ringl H., Norbash A., Feller J., Dake M., Jeffrey R., and Napel S. Perspective volume rendering of CT and MR images: Applications for endoscopic imaging. *Radiology*, Vol. 199, pp. 321–330, 1996.
- [67] Mori K., Urano A., Hasegawa J., Toriwaki J., Anno H., and Katada K. 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.

- [68] Hong L., Muraki S., Kaufman A., Bartz D., and He T. Virtual voyage: interactive navigation in the human colon. *SIGGRAPH '97 Proceedings of the 24th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, pp. 27–34, 1997.
- [69] Rogalla P., Terwisscha van Scheltinga, Hamm B., et al. *Virtual endoscopy and related 3D techniques*. 2001.
- [70] Caramella D., Bartolozzi C., and Baert AL. *3D image processing techniques and clinical application*. Springer, Berlin, 2002.
- [71] 鳥脇純一郎. バーチャルリアリティ技術による診断・治療支援. 日本コンピュータ外科学会誌, Vol. 1, No. 1, p. 41412, 1999.
- [72] 鳥脇純一郎. 仮想化された人体のナビゲーションに基づく診断・治療支援. 手術, Vol. 54, No. 4, pp. 483–491, 2000.
- [73] 鳥脇純一郎. Virtual endoscopy と外科応用. Vol. 54, No. 12, pp. 1817–1823, 2000.
- [74] 田村秀行. 複合現実型情報提示技術が拓く新しい視界? 医学分野での実用可能性を探る. 電子情報通信学会技術研究報告, Vol. MI2003-83, pp. 47–52, 2004.
- [75] Mori K., Hasegawa J., Suenaga Y., et al. Automated anatomical labeling of the bronchial branch and its application to the virtual bronchoscopy system. *IEEE Transactions on medical imaging*, Vol. 19, No. 2, pp. 103–144, 2000.
- [76] Sandor S. and Leahy R. Surface-based labeling of cortical anatomy using a deformable atlas. *IEEE Transactions on medical imaging*, Vol. 16, No. 1, pp. 41–54, 1997.
- [77] 江種友彦, 小田昌宏, 北坂孝幸, 他. 血管分岐情報を利用した腹部動脈に対する血管名自動対応付け手法. 第 28 回日本医用画像工学会大会予稿集, pp. OP3–01, 2009.
- [78] 山内将史, 内山良一, 小椋潤, 他. MRA 画像における脳血管名の自動対応付け手法の開発. 生体医工学, Vol. 45, No. 1, pp. 27–35, 2007.
- [79] www.iotracker.com. 2012.

- [80] Blackman SS. and Popoli R. Design and analysis of modern tracking systems. *Artech House*, 1999.
- [81] Kirsch SR., Child HR., and Schilling CJ. (Northern Digital). Gain factor and position determination system. *U.S. Patent No. 6,625,563 B2*, 2003.
- [82] Schlomo BH., Daniel O., Udi P., and Ilan G. (Biosense). System for determining the location and orientation of an invasive medical instrument. *U.S. Patent No. 6,690,963 B2*, 2004.
- [83] Schulze F., Bühler K., Neubauer A., Kanitsar A., Holton L., and Wolfsberger S. Intra-operative virtual endoscopy for image guided endonasal transsphenoidal pituitary surgery. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, Vol. 5, No. 2, pp. 143–54, 2010.
- [84] 中田和久, 中本将彦, 佐藤嘉伸, 他. 光磁気ハイブリッド方式による磁気式3次元位置センサの簡便迅速な磁気ひずみ補正. *電子情報通信学会論文誌 D-2*, Vol. J87, D-2, No. 1, pp. 302–312, 2004.
- [85] 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*, Vol. 2, p. 10, 2006.
- [86] Daniilidis K. Hand-eye calibration using dual quaternions. *The international journal of robotics research*, Vol. 18, No. 3, pp. 286–298, 1999.
- [87] Hartley RI. and Zisserman A. *Multiple view geometry in computer vision (second edition)*. New York, 2003.
- [88] Hartmann K., Götzelmann T., and Strothotte T. Agent-based annotation of interactive 3D visualizations. *6th International symposium on smart graphics 2006*, Vol. LNCS 4073, pp. 24–35, 2006.

-
- [89] Ropinski T., Prasni J., Roters J., et al. Internal labels as shape cues for medical illustration. *Proceedings of the vision, modeling, and visualization conference 2007*, pp. 203–212, 2007.
- [90] Cipriano G. and Gleicher M. Text scaffolds for effective surface labeling. *IEEE Transactions on visualization and computer graphics*, Vol. 14, No. 6, pp. 1675–1682, 2008.
- [91] Greenfield JP., Howard BM., Huang C., et al. Endoscopic endonasal transsphenoidal surgery: experience with 50 patients. *Journal of neurosurgery*, Vol. 87, No. 1, pp. 44–51, 1997.
- [92] Nonaka Y., Oi S., Samii A., and et.al. Neuronavigational neuroendoscopic surgery. *Child's nervous system*, Vol. 22, No. 1, pp. 18–27, 2000.
- [93] Muacevic A. and Muller A. Image-guided endoscopic ventriculostomy with a new frameless armless neuronavigation system. *Computer aided surgery*, Vol. 4, No. 2, pp. 87–92, 1999.
- [94] Rachinger J., Bumm K., and Wurm J. A new mechatronic assistance system for the neurosurgical operating theatre: implementation, assessment of accuracy and application concepts. *Stereotactic and functional neurosurgery*, Vol. 85, No. 5, pp. 249–255, 2007.
- [95] Grunert P., Darabi K., and Espinosa J. Computer-aided navigation in neurosurgery. *Computer-aided navigation in neurosurgery*, Vol. 23, No. 2, pp. 73–99, 2003.
- [96] Greenfield JP., Howard BM., Huang C., et al. Endoscopic endonasal transsphenoidal surgery using a skull reference array and laser surface scanning. *Minim invasive neurosurg 2008*, Vol. 51, pp. 244–246, 2008.

- [97] Kawamata T., Iseki H., Shibasaki T., et al. Endoscopic augmented reality navigation system for endonasal transsphenoidal surgery to treat pituitary tumors: technical note. *Neurosurgery*, Vol. 50, No. 6, pp. 1393–1397, 2002.
- [98] Horn BKP. Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions. *Journal of the optical society of America A*, Vol. 4, No. 4, pp. 629–642, 1987.
- [99] Ishitani K., Daisuke D., Kitasaka T., et al. Easy and stable bronchoscope camera calibration technique for bronchoscope navigation system. *Proceedings of SPIE, Medical imaging 2007: visualization and image-guided procedures*, Vol. 6509, No. 65091I, 2007.
- [100] 石谷和愛, 出口大輔, 北坂孝幸, 他. 気管支鏡ナビゲーションシステムのための磁気式位置センサと気管支鏡カメラの対応付け手法に関する検討. *CAS/CADM 2007*, pp. 131–132, 2007.
- [101] 蔣振剛, 森健策, 二村幸孝, 他. 神経内視鏡手術ナビゲーションのための磁気センサ補正と評価. 電子情報通信学会技術研究報告, Vol. MI2007-68, pp. 211–218, 2007.
- [102] 蔣振剛, 森健策, 二村幸孝, 他. 神経軟性内視鏡手術ナビゲーションのための磁気センサ補正と評価. 第 27 回日本医用画像工学会大会, Vol. JAMIT'27, pp. B1–03, 2008.
- [103] Nakada K., Nakamoto M., Sato Y., et al. A rapid method for magnetic tracker calibration using a magneto-optic hybrid trackers. *MICCAI 2003*, Vol. LNCS 2879, pp. 285–293, 2003.
- [104] 石谷和愛, 出口大輔, 北坂孝幸, 他. 気管支鏡ナビゲーションシステムにおける磁気式位置センサ導入に関する検討. 第 25 回日本医用画像工学会大会, pp. OP12–1, 2006.
- [105] Kindratenko V. A survey of electromagnetic position tracker calibration techniques. *Virtual reality*, Vol. 5, No. 3, pp. 169–182, 2002.

-
- [106] Kindratenko V. Calibration of electromagnetic tracking devices. *Virtual reality*, Vol. 4, No. 2, pp. 139–150, 1999.
- [107] Chung A., Edwards P., Deligianni F., and Yang GZ. Freehand cocalibration of optical and electro- magnetic trackers for navigated bronchoscopy. *Medical imaging and augmented reality (MIAR 2004): Second international workshop*, pp. 311–319, 2004.
- [108] Fischer GS. *Electromagnetic tracker characterization and optimal tool design*. PhD thesis, Johns Hopkins University, 2005.
- [109] Treece GM., Andrew HG., Richard WP., et al. High-definition freehand 3D ultrasound. *Ultrasound in medicine & biology*, Vol. 29, No. 4, pp. 529–546, 2003.
- [110] Hanson AF. *Visualizing quaternion*. San Francisco, 2006.
- [111] Buss SR. and Fillmore J. Spherical averages and applications to spherical splines and interpolation. *ACM Transactions on graphics*, Vol. 20, pp. 95–126, 2001.
- [112] Christian W. *Quantitative endoscopy*. Hartung-gorre verlag, 2008.
- [113] Jiang Z., Mori K., Nimura Y., et al. An improved method for compensating ultratiny electromagnetic tracker utilizing position and orientation information and its application to a flexible neuroendoscopic surgery navigation system. *Proceedings of SPIE, Medical Imaging: 2009*, Vol. 7261, pp. 2T–12, 2009.
- [114] Zhang Z. A flexible new technique for camera calibration. *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, Vol. 22, No. 11, pp. 1330–1334, 2000.
- [115] Lucas BD. 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*, pp. 674–679, 1981.
- [116] Shi J. and Tomasi C. Good features to track. *IEEE Conference on computer vision and pattern recognition*, pp. 593–600, 1994.

- [117] Armangue X. and Salvi J. Overall view regarding fundamental matrix estimation. *Image and vision computing*, Vol. 21, No. 2, pp. 205–220, 2003.
- [118] Torr PHS. and Murray DW. The development and comparison of robust methods for estimating the fundamental matrix. *International journal of computer vision*, Vol. 24, No. 3, pp. 271–300, 1997.
- [119] 蔣振剛, 森健策, 二村幸孝, 他. 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, Vol. MI 2008-44, pp. 47–50, 2008.
- [120] Kido T., Kurata A., Higashino H., et al. Cardiac imaging using 256-detector row four-dimensional CT: preliminary clinical report. *Radiation Medicine*, Vol. 25, No. 2, pp. 38–44, 2007.
- [121] Meaney J. and Goyen M. Recent advances in contrast-enhanced magnetic resonance angiography. *European Radiology*, Vol. 17, No. Suppl 2, pp. B2–B6, 2007.
- [122] Sonka M., Stolpen A., Liang W., and Stefancik RM. *Vascular Imaging and Analysis*. SPIE, 2000.
- [123] Selle D., Preim B., Schenk A., and Peitgen HO. Analysis of vasculature for liver surgical planning. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 21, No. 11, pp. 1344–1357, 2002.
- [124] Figl M., Rueckert D., Hawkes D., et al. Image guidance for robotic minimally invasive coronary artery bypass. *Computerized medical imaging and graphics : the official journal of the computerized medical imaging society*, Vol. 34, No. 1, pp. 61–68, 2010.
- [125] Kappert U., Cichon R., Schneider J., Guliemos V., et al. Technique of closed chest coronary artery surgery on the beating heart. *European Journal of cardio-thoracic surgery : official journal of the european association for cardio-thoracic surgery*, Vol. 20, No. 4, pp. 765–769, 2001.

- [126] Dogan S., Aybek T., Andressen E., Byhahn C., et al. Totally endoscopic coronary artery bypass grafting on cardiopulmonary bypass with robotically enhanced telemanipulation: Report of forty-five cases. *The journal of thoracic and cardiovascular surgery*, Vol. 123, No. 6, pp. 1125–1131, 2002.
- [127] Falk V., Diegeler A., Walther T., Banusch J., et al. Total endoscopic computer enhanced coronary artery bypass grafting. *European Journal of cardio-thoracic surgery : official journal of the european association for cardio-thoracic surgery*, Vol. 17, No. 1, pp. 38–45, 2000.
- [128] Kirbas C. and Quek F. A review of vessel extraction techniques and algorithms. *ACM Computing Surveys*, Vol. 36, No. 2, pp. 81–121, 2004.
- [129] Nakamura Y., Tsujimura Y., Kitasaka T., et al. A study on blood vessel segmentation and lymph node detection from 3D abdominal X-ray CT images. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, Vol. 1, No. S1, pp. 381–382, 2006.
- [130] Kitasaka T., Egusa T., Oda M., et al. A method for nomenclature of abdominal arteries extracted from 3D abdominal CT images based on optimizing combinations of candidate anatomical names. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, Vol. 5, No. S1, pp. S45–S49, 2010.
- [131] 清水昭伸, 佐藤嘉伸. 腹部臓器の統計アトラス構築と複数臓器セグメンテーションへの応用. *MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY*, Vol. 24, No. 3, pp. 153–160, 2006.
- [132] 出口大輔, 林雄一郎, 北坂孝幸, 他. 多時相 CT 像からの CT 値の確率分布推定に基づく肝臓領域抽出. *コンピュータ支援画像診断学会論文誌*, Vol. 9, No. 4, pp. 36–48, 2005.
- [133] 中村嘉彦, 辻村幸弘, 北坂孝幸, 他. 3次元腹部 X線 CT 像からの局所濃淡構造解析を用いた血管領域およびリンパ節抽出手法の検討. *電子情報通信学会技術研究報告*, Vol. MI2006-176, pp. 73–76, 2007.

- [134] Henry G. *Anatomy of the Human Body*. Philadelphia: Lea & Febiger. Bartleby.com, 1918.
- [135] Christensen J., Marks J., and Shieber S. An empirical study of algorithms for point-feature label placement. *ACM Transactions on Graphics*, Vol. 14, No. 3, pp. 203–232, 1995.
- [136] Been K., Nöllenburg M., Poon S., et al. Optimizing active ranges for consistent dynamic map labeling. *Proceedings of the twenty-fourth annual symposium on Computational geometry*, Vol. ACM SIGGRAPH '08, pp. 10–19, 2008.
- [137] Höhne KH. *VOXEL-MAN 3D-Navigator: Inner Organs*.
- [138] Simpson J. and Balling J. Annot3D: Annotation and packaging of 3D visualizations for educational purposes. *Medicine Meets Virtual Reality*, Vol. MMVR12, pp. 15–17, 2004.
- [139] Bernhard P., Andreas R., and Thomas S. Coherent zooming of illustrations with 3D-graphics and text. *Proceedings of the conference on Graphics interface*, Vol. Graphics interface '97, pp. 105–113, 1997.
- [140] Konrad M. and Bernhard P. Automatic textual annotation for surgical planning. *Proceedings of the Vision, Modeling, and Visualization Workshop*, Vol. 2009, pp. 277–284, 2009.
- [141] Bhalerao A., Pfister H., Halle M., and Kikinis R. Fast re-rendering of volume and surface graphics by depth, color, and opacity buffering. *Medical image analysis*, Vol. 4, No. 3, pp. 235–251, 2000.
- [142] Kim K., Kwon M., Kwon S., et al. Fast surface and volume rendering based on shear-warp factorization for a surgical simulator. *Computer Aided Surgery*, Vol. 7, No. 5, pp. 268–278, 2002.

-
- [143] Schumann C., Oeltze S., Bade R., et al. Model-free surface visualization of vascular trees. *Proceedings of IEEE/Eurographics Symposium on Visualization*, Vol. 2007, pp. 283–290, 2007.
- [144] Shiu Y. and Ahmad S. Calibration of wristmounted robotic sensors by solving homogeneous transform equations of the form $AX=XB$. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol. 5, No. 1, pp. 16–29, 1989.
- [145] Tsai R., Lenz R., Center I., and Heights Y. A new technique for fully autonomous and efficient 3D roboticshand/eye calibration. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol. 5, No. 3, pp. 345–358, 1989.
- [146] Zhuang H., Roth Z., and Sudhakar R. Simultaneous robot/world and tool/flange calibration by solving homogeneous transformation equations of the form $AX = YB$. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol. 10, No. 4, pp. 549–554, 1994.

研究業績

学術論文

- [1] 蒋 振刚, 二村 幸孝, 北坂 孝幸, 林雄 一郎, 伊藤 英治, その他 5 名, “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,” 日本コンピュータ外科学会誌, Vol.12, No.2 pp65-77, 2010.
- [2] **Zhengang Jiang**, Yukitaka Nimura, Yuichiro Hayashi, Takayuki Kitasaka, Kazunari Misawa, and 4 others, “Anatomical Annotation on Vascular Structure in Volume Rendered Images,” Computerized Medical Imaging and Graphics, 採録.
- [3] Eiji Ito, Masazumi Fujii, Yuichiro Hayashi, **Zhengang Jiang**, Tetsuya Nagatani, and 4 others, “Magnetically Guided 3-Dimensional Virtual Neuronavigation for Neuroendoscopic Surgery: Technique and Clinical Experience,” Neurosurgery, Vol.66, No.6 (Operative Neurosurgery 2), pp.ons342-ons353, 2010.

国際会議

- [1] **Zhengang Jiang**, Yukitaka Nimura, Takayuki Kitasaka, Yuichiro Hayashi, Eiji Ito, Masazumi Fujii, Tetsuya Nagatani, Yasukazu Kajita, Toshihiko Wakabayashi, and Kensaku Mori, “A method for registering the rotation of virtual and real endoscopic images in flexible neuroendoscopic surgery navigation system,” International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Vol.5, Suppl.1, pp.S298-S299, 2010.
- [2] **Zhengang Jiang**, Kensaku Mori, Yukitaka Nimura, Takayuki Kitasaka, Yuichiro Hayashi, Eiji Ito, Masazumi Fujii, Tetsuya Nagatani, Yasukazu Kajita, and Toshiko

- Wakabayashi, "A Rapid Method for Compensating Registration Error between Tracker and Endoscope in Flexible Neuroendoscopic Surgery Navigation System," Proceedings of SPIE, Vol.7625, pp.762521-762521-9, Medical Imaging 2010: Visualization, Image-guided Procedures and Modeling, 2010.
- [3] **Zhengang Jiang**, Kensaku Mori, Yukitaka Nimura, Yasuhito Suenaga, Takayuki Kitasaka, Hayashi Yuichiro, Eiji Ito, Masazumi Fujii, Tetsuya Nagatani, Yasukazu Kajita, Toshihiko Wakabashi, "A new flexible neuroendoscopic surgery navigation system using electromagnetic tracker," International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Vol.4, Suppl.1, pp.S248-249, 2009.
- [4] **Zhengang Jiang**, Kensaku Mori, Yukitaka Nimura, Takayuki Kitasaka, Yasuhito Suenaga, Yuichiro Hayashi, Eiji Ito, Masazumi Fujii, Tetsuya Nagatani, Yasukazu Kajita, Jun Yoshida, "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, Vol.7261, Medical Imaging 2009: Visualization, Image-guided Procedures and Modeling, pp.72612T-1-12, 2009.
- [5] Kensaku Mori, **Zhengang Jiang**, Yukitaka Nimura, Takayuki Kitasaka, Kazunari Misawa, and Michitaka Fujiwara, "Anatomical Name Annotation on Blood Vessels Rendered by Volume Rendering and Its Application to Virtual Laparoscopy," Proceedings of MICCAI 2011 Workshop: Augmented Environments for Computer Assisted Interventions, 2011.
- [6] Huy Hoang Bui, Masahiro Oda, **Zhengang Jiang**, Takayuki Kitasaka, Kazunari Misawa, Michitaka Fujiwara, and Kensaku Mori, "A study on automated anatomical labeling to arteries concerning with colon from 3D abdominal CT images," Proceedings of SPIE, Vol.7962, pp.79623R-1-9, Medical Imaging 2011: Image Processing, 2011.
- [7] Kensaku Mori, Masahiro Oda, Tomohiko Egusa, **Zhengang Jiang**, Takayuki Ki-

tasaka, Michitaka Fujiwara, and Kazunari Misawa, “Automated Nomenclature of Upper Abdominal Arteries for Displaying Anatomical Names on Virtual Laparoscopic Images,” 5th International Workshop on Medical Imaging and Augmented Reality(MIAR 2010), LNCS 6326, pp.353-362, 2010.

学会での口頭発表

- [1] 蔣 振剛, 二村 幸孝, 北坂 孝幸, 三澤 一成, 藤原 道隆, 梶田 泰一, 若林 俊彦, 森 健策, “ボリュームレンダリング画像におけるテキスト情報の表示方法とその手術支援画像生成の応用,” 日本コンピュータ外科学会誌 第19回日本コンピュータ外科学会大会特集号, Vol.12, No.3, 24-117, pp.436-437, 2010.
- [2] 蔣 振剛, 二村 幸孝, 北坂 孝幸, 三澤 一成, 藤原 道隆, 梶田 泰一, 若林 俊彦, 森 健策, “ボリュームレンダリング画像上における血管名表示手法,” 第29回日本医用画像工学会大会予稿集, OP4-3, 2010.
- [3] 蔣 振剛, 二村 幸孝, 北坂 孝幸, 林 雄一郎, 伊藤 英治, 藤井 正純, 永谷 哲也, 梶田 泰一, 若林 俊彦, 森 健策, “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回転誤差補正手法,” 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.374-375, 2009.
- [4] 蔣 振剛, 森 健策, 二村 幸孝, 北坂 孝幸, 末永 康仁, 林 雄一郎, 伊藤 英治, 藤井 正純, 永谷 哲也, 梶田 泰一, 若林 俊彦, “実内視鏡と仮想内視鏡を融合した軟性神経内視鏡手術ナビゲーションにおける視軸回転誤差補正手法,” 第28回日本医用画像工学会大会予稿集, OP6-04, 2009.
- [5] 蔣 振剛, 森 健策, 二村 幸孝, 北坂 孝幸, 末永 康仁, 林 雄一郎, 伊藤 英治, 藤井 正純, 永谷 哲也, 梶田 泰一, 若林 俊彦, 吉田 純, “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, MI2008-44, pp.47-50, 2008.
- [6] 蔣 振剛, 森 健策, 二村 幸孝, 北坂 孝幸, 末永 康仁, 林 雄一郎, 伊藤 英治, 藤井 正純, 梶田 泰一, 永谷 哲也, 吉田 純, “神経内視鏡手術ナビゲーションのための磁気センサ補正と評価,” 電子情報通信学会技術研究報告, MI2007-68, pp.211-218, 2008.

- [7] 蔣 振剛, 森 健策, 二村 幸孝, 北坂 孝幸, 末永 康仁, 林 雄一郎, 伊藤 英治, 藤井 正純, 永谷 哲也, 梶田 泰一, 若林 俊彦, 吉田 純, “6 自由度情報を用いた磁気式位置センサ出力誤差の補正及び軟性神経内視鏡手術ナビゲーションへの応用,” 日本コンピュータ外科学会誌 第 17 回日本コンピュータ外科学会大会特集号, Vol.10, No.3, pp.305-306, 2008.
- [8] 蔣 振剛, 森 健策, 二村 幸孝, 北坂 孝幸, 末永 康仁, 林 雄一郎, 伊藤 英治, 藤井 正純, 永谷 哲也, 梶田 泰一, 吉田 純, “神経軟性内視鏡手術ナビゲーションのための磁気センサ補正と評価,” 第 27 回日本医用画像工学会大会, pB1-03, 2008.
- [9] 三澤 一成, 伊藤 誠二, 伊藤 友一, 金光 幸秀, 小森 康司, 千田 嘉毅, 佐野 力, 清水 泰博, 林 雄一郎, 蔣 振剛, 小田 昌宏, 森 健策, 藤原 道隆, 小寺 泰弘, 中尾 昭公, “腹腔鏡下手術における術中ナビゲーションシステムの開発と臨床応用,” 日本コンピュータ外科学会誌 第 19 回日本コンピュータ外科学会大会特集号, Vol.12, No.3, 13-57, pp.314-315, 2010.
- [10] 曲 家適, 蔣 振剛, 二村 幸孝, 小田 昌宏, 北坂 孝幸, 三澤 一成, 森 健策, “3 次元 CT 像における仮想気腹処理の精度評価,” 平成 22 年度日本生体医工学会東海支部大会 (株式会社スズケン本社 : 名古屋市東区 2010 年 10 月 16 日), p.46, 2009.
- [11] 伊藤 英治, 永谷 哲也, 齋藤 清, 藤井 正純, 岸田 悠吾, 若林 俊彦, 森 健策, 林 雄一郎, 蔣 振剛, 末永 康仁, “内視鏡下径蝶形骨洞手術におけるバーチャルナビゲーションシステム,” 日本内分泌学会雑誌, 第 19 回日本間脳下垂体腫瘍学会 proceeding, Vol.85, Suppl.Oct 2009, p.30-32, 2009
- [12] 伊藤 英治, 齋藤 清, 藤井 正純, 永谷 哲也, 岸田 悠吾, 若林 俊彦, 林 雄一郎, 蔣 振剛, 森 健策, “神経内視鏡手術におけるバーチャルナビゲーションの使用経験 : 5 症例,” 第 9 回日本脳神経外科術中画像研究会 プログラム・抄録集, p.25, 2009
- [13] 伊藤英治, 永谷哲也, 齋藤清, 藤井正純, 岸田悠吾, 竹林成典, 森健策, 林雄一郎, 蔣 振剛, 若林俊彦, “神経内視鏡手術における磁気式 virtual neuronavigation,” 第 18 回脳神経外科手術と機器学会 プログラム・抄録集, p.102, 2009.

- [14] 伊藤 英治, 永谷 哲也, 齋藤 清, 藤井 正純, 岸田 悠吾, 若林 俊彦, 森 健策, 林 雄一郎, 蔣 振剛, 末永 康仁, “内視鏡下蝶形骨洞手術におけるバーチャルナビゲーション手術,” 第 19 回日本間脳下垂体腫瘍学会 プログラム・抄録集, p.74, 2009.
- [15] 伊藤 英治, 永谷 哲也, 齋藤 清, 藤井 正純, 梶田 泰一, 竹林 成典, 若林 俊彦, 森 健策, 林 雄一郎, 蔣 振剛, 末永 康仁, “脳室内病変における神経内視鏡手術のためのバーチャルナビゲーションシステムの開発,” 日本コンピュータ外科学会誌 第 17 回日本コンピュータ外科学会大会特集号, Vol.10, No.3, pp.303-304, 2008.
- [16] 梶田 泰一, 森 健策, 蔣 振剛, 林 雄一郎, 藤井 正純, 水野 正明, 若林 俊彦, 吉田 純, “ナビゲーション機能を備えた仮想化内視鏡システムによる術中画像誘導脳神経外科手術,” 日本コンピュータ外科学会誌 第 17 回日本コンピュータ外科学会大会特集号, Vol.10, No.3, pp.299-300, 2008.