

3次元腹部CT像および磁気式位置センサを用いた  
大腸内視鏡トラッキング手法の開発近藤 弘明<sup>†</sup> 小田 昌宏<sup>†</sup> 古川 和宏<sup>††</sup> 宮原 良二<sup>††</sup>廣岡 芳樹<sup>†††</sup> 後藤 秀実<sup>††</sup> 北坂 孝幸<sup>††††</sup> 森 健策<sup>†††††,†</sup><sup>†</sup> 名古屋大学大学院情報科学研究科 〒464-8603 愛知県名古屋市千種区不老町<sup>††</sup> 名古屋大学大学院医学系研究科 〒466-8550 名古屋市昭和区鶴舞町 65<sup>†††</sup> 名古屋大学医学部附属病院光学医療診療部 〒466-8560 名古屋市昭和区鶴舞町 65<sup>††††</sup> 愛知工業大学情報科学部情報科学科 〒470-0392 愛知県豊田市八草町八千草 1247<sup>†††††</sup> 名古屋大学情報連携統括本部情報戦略室 〒464-8601 愛知県名古屋市千種区不老町

**あらまし** CT像を用いた大腸検査はCTコロノグラフィと呼ばれ、近年広く行われている。これにより発見された病変に対して、大腸内視鏡を用いて治療が行われるが、治療の際に大腸内に挿入された大腸内視鏡の先端位置を把握することは困難であり病変を見落とす恐れがある。そこで本稿では、CT像および磁気式位置センサを用いて大腸内視鏡の先端位置を推定する手法を提案する。本手法では、最初に3次元腹部CT像から得られる大腸内腔を通る曲線(大腸芯線)を抽出し、磁気式位置センサから大腸内視鏡の形状を表す曲線(内視鏡線)を推定する。次に、大腸芯線を用いて解剖学的に特徴のある点(特徴点)を抽出し、抽出した特徴点から座標系間の位置合わせを行う。その後、大腸芯線から抽出された特徴点および内視鏡線に沿った長さを用いて大腸芯線上の各点に内視鏡線上の各点に対応付ける。本手法を大腸ファントムに適用し、大腸芯線に沿った長さにより大腸内視鏡先端の対応付け誤差を計測したところ、大腸の変形が小さい部位では平均15.8mmと良好な精度が得られた。

**キーワード** 腹部CT像, 仮想化内視鏡, 大腸内視鏡, トラッキング

Development of colonoscope tracking method by using  
3D abdominal CT images and electromagnetic sensorsHiroaki KONDO<sup>†</sup>, Masahiro ODA<sup>†</sup>, Kazuhiro FURUKAWA<sup>††</sup>, Ryoji MIYAHARA<sup>††</sup>,Yoshiki HIROOKA<sup>†††</sup>, Hidemi GOTO<sup>††</sup>, Takayuki KITASAKA<sup>††††</sup>, and Kensaku MORI<sup>†††††,†</sup><sup>†</sup> Graduate School of Information Science, Nagoya University<sup>††</sup> Graduate School of Medicine, Nagoya University<sup>†††</sup> Department of Endoscopy, Nagoya University Hospital<sup>††††</sup> School of Information Science, Aichi Institute of Technology<sup>†††††</sup> Strategy Office, Information and Communications Headquarters, Nagoya University

**Abstract** Recently, colon diagnosis method using CT volume, which is called as CT colonography, is widely used. Lesions found by CT colonography can be resected by using colonoscope. However, understanding a colonoscope tip position while inserting it to the colon is difficult. In this paper, we propose an estimation method of a colonoscope tip position in the colon using abdominal CT volume and electromagnetic position sensor. Firstly, we extract a curve passing the center of lumen (colon centerline) from abdominal CT volume. We obtain a curve that represents the shape of the colonoscope (colonoscope line) by using electromagnetic sensors attached to the colonoscope. We extract anatomical feature points (landmarks) from the colon centerline and register the two coordinate systems utilizing landmarks. Then, we make correspondences between points on the estimated colonoscope line and the colon centerline by using the length along the colonoscope line and the landmarks. We applied the proposed method to a colon phantom and measured correspondence errors of the colonoscope tip. The errors were measured as the length along the colon centerline. The experiment results showed that the average error was 15.8mm at the sections where the colon does not show large deformation.

**Key words** Abdominal CT images, Virtual colonoscopy, Colonoscope, Tracking

## 1. はじめに

大腸がんによる死亡者数は、食生活の欧米化に伴い年々増加している [1]。そのため、大腸がん検査による異常部位の早期発見、切除が重要な課題となっている。近年では、大腸を検査する方法として、CT コロノグラフィを利用する機会が増えている。CT コロノグラフィとは CT 像上で大腸の観察、診断を行う手法であり、CT コロノグラフィを用いた検査により異常部位が発見された場合、大腸内視鏡を用いて治療を行う。この治療法では、大腸内視鏡を肛門から盲腸まで挿入し、引き抜きながら大腸の内壁を直接観察し治療を行う。これによりポリープなどの異常部位が発見された場合、その場で病変部を切除することで大腸がんなどの予防に繋がる。しかし、大腸内視鏡治療では大腸が大きく変形するだけでなく、大腸のどの部分でも類似した内視鏡画像が撮影されるため、大腸内視鏡で大腸内腔のどの部位を観察しているか把握しづらく、病変部を見落とし可能性がある。そのため、大腸内視鏡の先端位置を把握し、異常部位へと誘導する大腸内視鏡ナビゲーションシステムが求められる。治療時に本システムを利用することで、病変の見落とし軽減などが期待される。CT コロノグラフィにおいて検出された異常部位の情報を用いることで、ナビゲーションシステムにおける異常部位への誘導が可能となる。

本稿では、大腸内視鏡ナビゲーションを実現するため、大腸内における大腸内視鏡先端位置を推定する手法を提案する。管腔臓器内に挿入された内視鏡の先端位置推定に関する研究は、これまで主に磁気式位置センサを用いたものと内視鏡画像を用いたものが提案されている。磁気式位置センサを用いた内視鏡の先端位置推定に関する研究は、気管支に関して多く行われている [2] [3]。気管支は変形が少なく分岐した構造であるのに対し、大腸は分岐構造がなく柔らかく変形しやすい臓器である。さらに、大腸内視鏡検査では、大腸内視鏡を肛門から盲腸まで挿入する時、大腸内視鏡の操作を容易にするため大腸の一部を直線化する。例えば、大腸の模型 (大腸ファントム) に大腸内視鏡を挿入した場合、図 1(a) のような形状の大腸は、図 1(b) のような形状へと変形される。以上のことから見て、気管支内

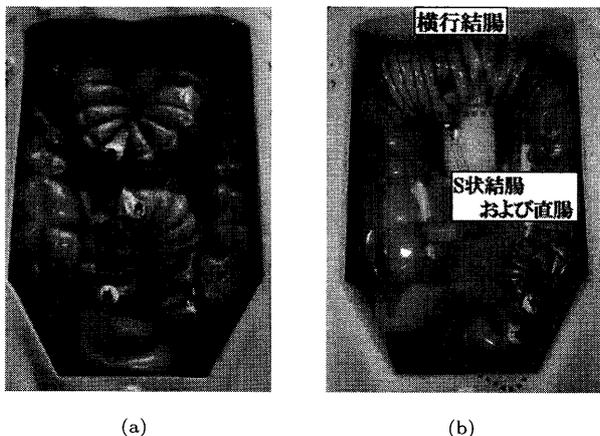


図 1: 大腸内視鏡挿入前後の大腸の変形の様子。(a) 大腸内視鏡挿入前の様子、(b) 大腸内視鏡を盲腸まで挿入したときの様子。横行結腸と S 状結腸および直腸が大きく変形し、直線化される。

視鏡ナビゲーション手法を大腸内視鏡のナビゲーションに適用することは難しい。また、大腸内視鏡において磁気式位置センサを用いた研究は少ない。ただし、大腸に挿入されている大腸内視鏡の形状を推定し表示するシステムがオリンパス社から UPD として商品化されている。しかし、UPD では大腸内視鏡の先端が大腸内のどこに位置しているか推定しないため、正確な位置を把握することが難しい。一方、内視鏡画像を用いた内視鏡ナビゲーションに関する研究は大腸に関していくつか行われている [4] [5]。これら手法では、オプティカルフローを用いて大腸内視鏡の先端位置をトラッキングしているが、トラッキング誤差が蓄積されるため推定される大腸内視鏡の先端位置が実際の位置から徐々に離れていく。

本稿では、CT 像と磁気式位置センサを利用し、大腸内に挿入された大腸内視鏡の先端位置を推定する手法を提案する。本手法では、大腸内視鏡の形状及び CT 像上の大腸をそれぞれ曲線により表し、2つの曲線間で位置対応関係を求める。この位置対応関係から、大腸内視鏡先端位置と、CT 像上の大腸や異常部位の情報を関連付けることが可能となる。以下、2. で提案手法、3. で実験および結果、4. で実験結果に対する考察を述べる。

## 2. 手 法

### 2.1 概 要

本手法では、3次元腹部 CT 像、および大腸内視鏡に取り付けた磁気式位置センサから取得した大腸内視鏡の位置、方向ベクトルを用いて、大腸内視鏡の先端位置の推定を行う。

まず、入力された 3次元腹部 CT 像から大腸内腔の中心を通る曲線 (大腸芯線) を得る。また、大腸内視鏡に取り付けた 4つの磁気式位置センサから取得した磁気式位置センサから取得した大腸内視鏡の位置、方向ベクトルから、大腸に挿入されている大腸内視鏡の形状を表す曲線 (内視鏡線) を推定する。その後、大腸芯線を用いて解剖学的に特徴のある点 (特徴点) を抽出し、抽出された特徴点を利用して内視鏡線の存在するセンサ座標系を大腸芯線の存在する CT 座標系に位置合わせする。最後に、特徴点および大腸内に挿入された大腸内視鏡の長さ (挿入長) を用いて大腸内視鏡上の点と大腸芯線上の点との対応付けを行い、大腸芯線上における大腸内視鏡の先端位置を求める。

大腸芯線を  $\mathbf{p}(i)$ , ( $i = 1, \dots, M$ )、内視鏡線を  $\mathbf{q}'(j)$ , ( $j = 1, \dots, N$ ) として表す。ただし、 $M, N$  はそれぞれ大腸芯線、内視鏡線を表す点列上にある点の個数であり、 $\mathbf{p}(1)$ ,  $\mathbf{q}'(1)$  はそれぞれ肛門を表し、 $\mathbf{p}(M)$  は盲腸、 $\mathbf{q}'(N)$  は大腸内視鏡の先端を表す。また、大腸の形状の変化の様子を目視にて把握しやすくするため大腸の模型 (大腸ファントム、図 1(a)) を例に用いて説明する。

### 2.2 大腸芯線の抽出

小田らの手法 [6] を用いて 3次元腹部 CT 像から大腸芯線  $\mathbf{p}(i)$  を抽出する。まず、3次元腹部 CT 像から図 2(a) のように大腸領域を抽出する。その後、細線化処理、平滑化処理、偽枝除去処理を施すことで図 2(b) のような大腸芯線を得る。

### 2.3 内視鏡線の推定

本手法では、大腸内視鏡の形状を表す曲線を推定するため、図 3 のように 4つの磁気式位置センサを大腸内視鏡の先端か

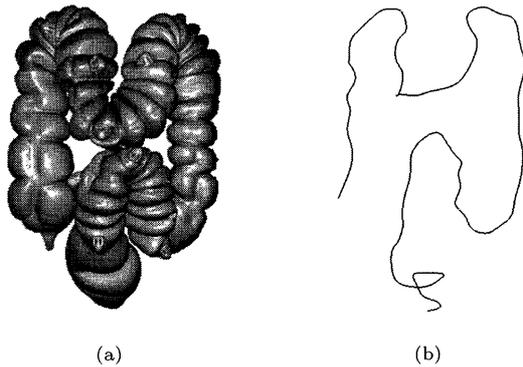


図 2: 2.2 において得られる (a) 3 次元腹部 CT 像から得られた大腸内腔領域および (b) 大腸芯線。

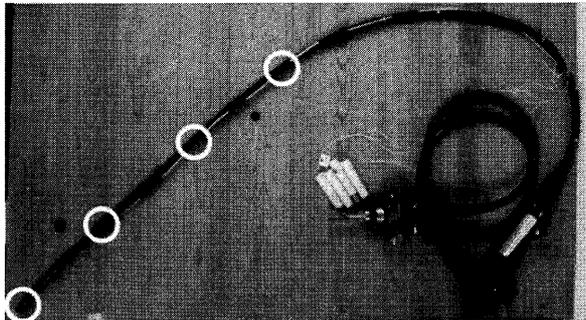


図 3: 本手法で用いた大腸内視鏡および大腸内視鏡に取り付けた磁気式位置センサの位置 (黄丸)。

ら 0, 20, 40, 60cm の位置に大腸内視鏡に沿った方向で取り付け、Elvis らの手法 [7] を用いて Hermite spline 補間曲線を構築、大腸内視鏡の形状を表す曲線を推定する。大腸内視鏡の先端から  $c$  番目の磁気式位置センサの位置を  $\mathbf{a}_c$ 、方向ベクトルを  $\mathbf{b}_c$  とすると ( $c = 1, \dots, 4$ )、大腸内視鏡の先端から  $c, c + 1$  番目の磁気式位置センサ間の曲線  $f_c(t)$  は Elvis らの手法により

$$f_c(t) = h_{00}(t)\mathbf{a}_c + h_{10}(t)d\mathbf{b}_c + h_{01}(t)\mathbf{a}_{c+1} + h_{11}(t)d\mathbf{b}_{c+1} \quad (t \in [0, 1]) \quad (1)$$

として表される [7]。ただし、 $h_{00}(t), h_{10}(t), h_{01}(t), h_{11}(t)$  はそれぞれ Hermite spline 補間曲線の基底関数であり、

$$\begin{aligned} h_{00} &= 2t^3 - 3t^2 + 1 = (1 + 2t)(1 - t)^2 \\ h_{10} &= t^3 - 2t^2 + t = t(1 - t)^2 \\ h_{01} &= -2t^3 + 3t^2 = t^2(3 - 2t) \\ h_{11} &= t^3 - t^2 = t^2(t - 1) \end{aligned}$$

となる。また、 $d$  は大腸内視鏡に取り付けた磁気式位置センサの間隔を表す。

#### 2.4 大腸芯線上の特徴点抽出処理

大腸内視鏡検査では、大腸内視鏡を肛門から盲腸まで挿入する際、大腸内視鏡の操作を容易にするため大腸の一部を直線化する。特に変形の大きい区間は図 4(b) にある横行結腸 (transverse colon) および S 状結腸 (sigmoid colon) から直腸 (rectum) にかけてである。これらの区間では、形状、長さが大きく変形するため、大腸内視鏡と大腸の長さを用いた対応付

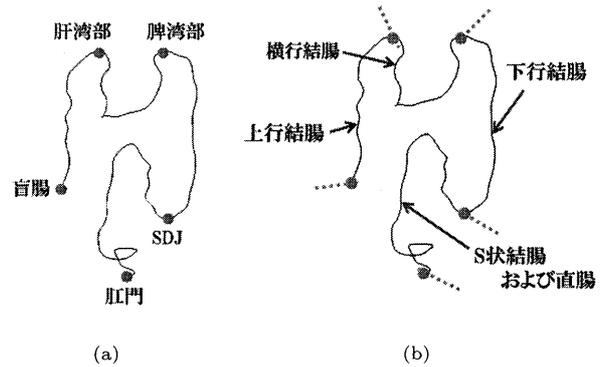


図 4: 本手法で利用した大腸芯線上にある 5 つの特徴点および 5 つの特徴点により分割された 4 つの区間 (a) 大腸芯線上の特徴点, (b) 特徴点により分割された 4 つの区間。

けでは誤差が大きい。そこで、解剖学的な特徴のある点 (特徴点) を用いて、大腸を変形の異なる区間に分割する。本手法で用いる特徴点は盲腸 (cecum)、肝湾部 (hepatic flexure)、脾湾部 (splenic flexure)、直腸 S 状結腸接合部 (sigmoid-decending colon junction : SDJ)、肛門 (anus) の 5 点である。これらの特徴点は、大腸内視鏡検査時に位置の変化が少ないだけでなく、S 状結腸と直腸を 1 つの区間とすることで、大腸を以下のような変形の大きさが異なる 4 つの区間 (上行結腸、横行結腸、下行結腸、S 状結腸から直腸まで) に分割可能となる。横行結腸および S 状結腸から直腸までは変形の大きく、上行結腸と下行結腸は変形の小さい区間である。この性質を利用し、大腸内視鏡を挿入後に変形の大きさが異なる区間に分割する。その後、大腸内視鏡検査時に大腸内視鏡の挿入された長さ (挿入長) を計測することで、大腸内視鏡検査時に変形が大きい区間の長さを把握することが可能となる。そこで、変形が大きい区間における大腸内視鏡挿入前後の長さの変化を大腸芯線と内視鏡線の対応付けに利用することで誤差の軽減を図る。以下、大腸芯線上の特徴点を  $\mathbf{p}(F_l)$  ( $l = 1, \dots, 5$ ) として表す。

まず、大腸芯線の端点のうち、肛門側、盲腸側の点をそれぞれ肛門  $\mathbf{p}(F_1)$ 、盲腸  $\mathbf{p}(F_5)$  として定義する。残った肝湾部、脾湾部、SDJ については、大腸芯線の体軸方向における座標の変化から肝湾部、脾湾部、SDJ の候補点を求める。そのうち、肝湾部  $\mathbf{p}(F_4)$ 、脾湾部  $\mathbf{p}(F_3)$  については肝湾部、脾湾部の各候補点と 3 次元腹部 CT 像の重心との直線距離が最大となる点に決定する。残った SDJ については SDJ の候補点から肛門、脾湾部までの大腸芯線に沿った長さを用いて SDJ を決定する。

#### 2.5 座標系間の位置合わせ

2.2 で得られた大腸芯線  $\mathbf{p}(i)$  は CT 座標系、2.3 で得られた内視鏡線  $\mathbf{q}(j)$  はセンサ座標系で定義されている。これら 2 つの座標系の位置合わせを行うため、ICP アルゴリズムを用いる [8]。ICP アルゴリズムは、2.2 で得られた大腸芯線  $\mathbf{p}(i)$  および 2.3 で得られた内視鏡線上の点  $\mathbf{q}(j)$  を点の集合として扱い、(1) 内視鏡線  $\mathbf{q}(j)$  の全点に対し大腸芯線  $\mathbf{p}(i)$  上の最近傍点を選択、(2) 選択された最近傍点による変換行列  $T'$  の計算、(3) 得られた変換行列  $T'$  による点列の変換  $T'(\mathbf{q}(j))$  の 3 つのステップを反復して行うことで 2 つの座標系を位置合わせするための変換行列  $T$  を決定する。



図 5: 変形した大腸芯線との位置合わせに利用するため、大腸芯線の横行結腸および S 状結腸から直腸までを直線化した大腸芯線。直線化された区間を赤線により示す。

大腸内視鏡検査の際、大腸は図 1(b) のような形状に変形するため、変形の大きな部位において最近傍点の選択を行う際に誤った点が最近傍点として選択され、変換行列の計算に悪影響を与える可能性がある。そこで、本手法では 2.4 で得られた特徴点を利用し、図 1(b) に近い形状に大腸芯線を変形してから CT 座標系とセンサ座標系の位置合わせに利用する。

大腸内視鏡検査時、変形が大きい区間は 2.4 のように横行結腸、S 状結腸から直腸までである。これらの区間を直線化するとき、直線化した部位に存在する点を  $\mathbf{p}'(i)$ , ( $F_l \leq i \leq F_{l+1}$ ) とすると、横行結腸、S 状結腸から直腸までを直線化した点  $\mathbf{p}'(i)$  は図 5 のように

$$\begin{aligned} \mathbf{p}'(i) &= (1-t')\mathbf{p}(F_l) + t'\mathbf{p}(F_{l+1}) \\ (t' \in [0, 1] : t' &= (i - F_l)/(F_{l+1} - F_l)) \end{aligned} \quad (2)$$

で表される。さらに、大腸内視鏡を盲腸まで挿入した場合、内視鏡線の両端は、それぞれ盲腸、肛門にあるため、大腸芯線および内視鏡線の両端の点  $\mathbf{p}(1)$  と  $\mathbf{q}'(1)$ ,  $\mathbf{p}(N)$  と  $\mathbf{q}'(M)$  をそれぞれ対応付け、ICP アルゴリズムによる剛体位置合わせに用いる。

2.3 で推定された内視鏡線に変換行列  $T$  を適用し、CT 座標系に変換したものを  $\mathbf{q}(j) = T(\mathbf{q}'(j))$  とする。

## 2.6 大腸芯線と内視鏡線の対応付け

2.4 で求めた解剖学的な特徴点と大腸内視鏡の挿入長を用いて、大腸芯線  $\mathbf{p}(i)$  上の点に 2.5 で座標系間の位置合わせを行った内視鏡線上の点  $\mathbf{q}(j)$  を対応付ける。

### 2.6.1 特徴点の対応付け

2.4 で得られた大腸芯線上の特徴点  $\mathbf{p}(F_l)$  を内視鏡線  $\mathbf{q}(j)$  に対応付ける。以下、大腸芯線上の特徴点  $\mathbf{p}(F_l)$  に対応付けられる内視鏡線上の点を  $\mathbf{q}(G_l)$ , ( $l = 1, \dots, 5$ ) として求める。また、点列  $\mathbf{p}(F_l), \dots, \mathbf{p}(F_{l+1})$  および  $\mathbf{q}(G_l), \dots, \mathbf{q}(G_{l+1})$  で表される区間を  $c_l$ , ( $l = 1, \dots, 4$ ) とする。

まず、大腸芯線上の特徴点  $\mathbf{p}(F_l)$  に対応付けられる内視鏡線上の候補点を  $\mathbf{q}(G'_l)$ , ( $l = 1, \dots, 5$ ) として求める。このとき、大腸芯線上の肛門、盲腸はそれぞれ大腸芯線上の末端にあることを利用し、内視鏡線上の末端の点  $\mathbf{q}(1)$ ,  $\mathbf{q}(M)$  をそれぞれ肛門の候補点  $\mathbf{q}(G'_1)$ , 盲腸の候補点  $\mathbf{q}(G'_5)$  とする。さらに、残り 3 つの特徴点は

$$D_l = |\mathbf{p}(F_l) - \mathbf{q}(j)| \quad (3)$$

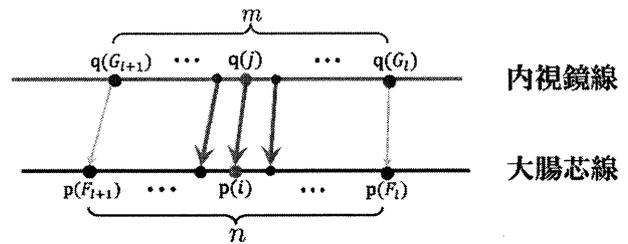


図 6: 両端の特徴点が大腸芯線に対応付けされている区間における大腸芯線  $\mathbf{p}(i)$  と内視鏡線  $\mathbf{q}(j)$  の対応付けの模式図。ただし、大腸芯線上の特徴点  $\mathbf{p}(F_l)$  は  $\mathbf{q}(G_l)$  に、特徴点  $\mathbf{p}(F_{l+1})$  は  $\mathbf{q}(G_{l+1})$  に対応付けられているものとする。また、各点の対応関係は矢印により表される。

により定義される距離  $D_l$  を最小とする点  $\mathbf{q}(j)$  を  $\mathbf{q}(G'_l)$  として対応付ける。

ただし、これらの候補点は、端点および各特徴点との直線距離により決定されているため、実際に大腸芯線上の特徴点  $\mathbf{p}(F_l)$  に対応した点か不明である。大腸内視鏡検査において、特徴点は動きにくいという性質を利用し、候補点と特徴点の直線距離にしきい値  $\tau$  を設けて判定する。もし、 $|\mathbf{p}(F_l) - \mathbf{q}(G'_l)| < \tau$  のとき、特徴点  $\mathbf{p}(F_l)$  と候補点  $\mathbf{q}(G'_l)$  は対応していると考え、候補点  $\mathbf{q}(G'_l)$  を特徴点  $\mathbf{p}(F_l)$  の対応点  $\mathbf{q}(G_l)$  として決定する。一方、直線距離が  $|\mathbf{p}(F_l) - \mathbf{q}(G'_l)| \geq \tau$  となった場合は、大腸芯線上の特徴点  $\mathbf{p}(F_l)$  と内視鏡線上の候補点  $\mathbf{q}(G'_l)$  を対応付けない。

### 2.6.2 両端の特徴点に対応付けされた区間における点列対応付け

特徴点を用いて分割された区間のうち、大腸芯線上の両端の特徴点  $\mathbf{p}(F_l)$ ,  $\mathbf{p}(F_{l+1})$  が内視鏡線上の点  $\mathbf{q}(G_l)$ ,  $\mathbf{q}(G_{l+1})$  に対応付けられた区間  $c_l$  では、大腸芯線および大腸内視鏡形状を表す点列にある点の個数を用いて大腸芯線と内視鏡線の対応付けを行う。

分割された区間において大腸芯線上にある点の個数を  $n$ , 内視鏡線上にある点の個数を  $m$  とすると、点  $\mathbf{q}(j)$  は図 6 のように

$$i = (j - G_l) \cdot \frac{n}{m} + F_l \quad (4)$$

を満たすような点  $\mathbf{p}(i)$  と対応付けられる。

また、分割された区間における内視鏡線上の 2 点  $\mathbf{q}(G_l)$ ,  $\mathbf{q}(G_{l+1})$  間の内視鏡線に沿った長さを  $L_1(l)$  として記録する。

### 2.6.3 片方の特徴点のみ対応付けされた区間における点列対応付け

最後に、分割された区間  $c_l$  の中で、大腸内視鏡の片方の特徴点  $\mathbf{p}(F_l)$  のみ内視鏡線上の点  $\mathbf{q}(G_l)$  に対応付けられた区間に対し、対応付けを行う。この場合、大腸芯線上の特徴点  $\mathbf{p}(F_{l+1})$  に対応する内視鏡線上の点  $\mathbf{q}(G_{l+1})$  が存在していないため、内視鏡線上の区間を表す点列の個数  $m$  が決定しておらず、2.6.2 と同様の対応付けを行うことができない。そこで、本手法では分割された区間  $c_l$  のうち 2.6.2 で両端の特徴点  $\mathbf{p}(F_l)$ ,  $\mathbf{p}(F_{l+1})$  が対応付けられる時に、分割された区間  $c_l$  の内視鏡線に沿った長さ  $L_1(l)$  を記録する。以下、大腸内視鏡の先端位置  $\mathbf{q}(M)$  に対応付けられる大腸芯線上の点を  $\mathbf{p}(s)$  と定義する。

区間  $c_l$  において、 $\mathbf{p}(i)$  と  $\mathbf{q}(j)$  それぞれのインデックス  $i, j$  が図 7 のように

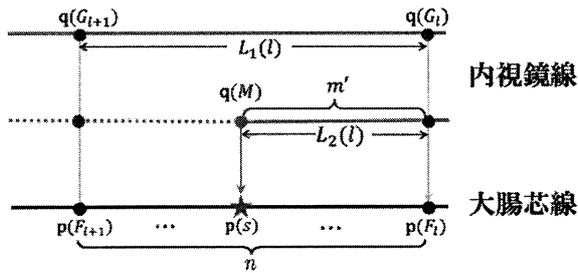


図 7: 片方の端にある特徴点に対応付けられた (特徴点  $p(F_i)$  が  $q(G_i)$  に対応付けられていた) 場合の大腸芯線  $p(i)$  と内視鏡線  $q(j)$  の対応付けの模式図. 2.6.2 で特徴点  $p(F_i)$ ,  $p(F_{i+1})$  にそれぞれ対応付けられた内視鏡線上の点  $q(G_i)$  と  $q(G_{i+1})$  の間の内視鏡線に沿った長さを  $L_1(l)$  として記録し, 内視鏡線上の点  $q(G_i)$  から大腸内視鏡の先端  $q(M)$  までの内視鏡線に沿った長さを  $L_2(l)$  として計測する. 以上の手続きから, 大腸内視鏡の先端  $q(M)$  は式 5 で表される点  $p(s)$  に対応付けられる.

$$i = (j - G_i) \cdot \frac{n}{m'} \cdot \frac{L_2(l)}{L_1(l)} + F_i \quad (5)$$

を満たすとき,  $p(i)$  と  $q(j)$  を対応付ける. ここで,  $L_2(l)$  は区間  $c_l$  における大腸内視鏡の先端  $q(M)$  から特徴点との対応点  $q(G_i)$  までの内視鏡線の長さ,  $n$  は区間  $c_l$  を表す大腸芯線  $p(i)$  上にある点の個数,  $m'$  は内視鏡線を表す点列  $q(j)$  の区間  $c_l$  に存在する点の個数である.

### 3. 実験および結果

本稿では図 2(a) に示す大腸の模型 (大腸ファントム) を用いて大腸内視鏡先端の対応付け誤差を計測した. 対応付け誤差計測のための目印として, 大腸ファントムの外部に図 8(a) のように 6 つのマーカ-をそれぞれ脾湾部, 横行結腸, 肝湾部, SDJ, S 状結腸, 直腸に取り付け, 3 次元 CT 像を撮影した. 撮影した CT 像の仕様は, 画像サイズ 512 × 512pixels, スライス枚数 404 枚, 画素間隔 0.74mm, 再構成間隔 1.20mm である. また, 実験環境として, 3 次元磁気式位置姿勢センサ: Model 90 (Ascension Technology Co., Vermont, USA), センサシステム: 3D Guidance medSAFE (Ascension Technology Co., Vermont, USA), 大腸内視鏡: CF-Q260AI (オリンパス医療システムズ, 東京) を利用した.

内視鏡線と大腸芯線の対応付けは, 大腸内視鏡を肛門から盲腸まで挿入した時点で開始し, 対応付け誤差の計測に用いる. 対応付け誤差の計測は, まず大腸芯線と内視鏡線に対応付けした状態で, 大腸内視鏡の先端位置をマーカ-の付近まで引き抜き, マーカ-と大腸内視鏡の先端を目視にて重ね合わせた. その後, CT 像上のマーカ-と提案手法により大腸芯線上に対応付けされた大腸内視鏡先端位置  $p(s)$  との対応付け誤差を計測した. ただし, マーカ-は大腸芯線上に位置していない. そこで, 大腸内視鏡の先端位置と同様にマーカ-も大腸芯線上に対応付けて誤差計測に利用した. 図 9 のように各マーカ-の位置から直線距離が最も近い大腸芯線上の点を  $p(R_k)$  ( $k = 1, \dots, 6$ ) する. 大腸内視鏡先端とマーカ-との対応付け誤差  $E$  は,  $p(s)$  と  $p(R_k)$  間に存在し, 互いに隣接した大腸芯線上の点  $p(i)$ ,

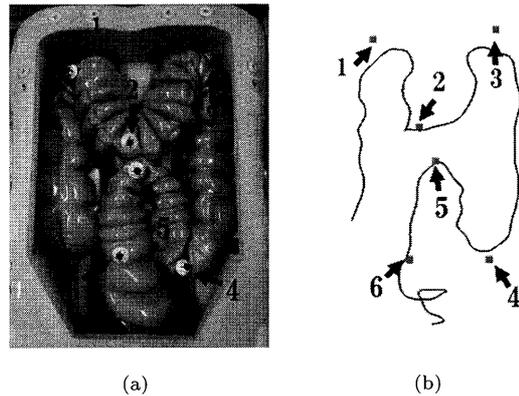


図 8: 大腸ファントムに取り付けられたマーカ-の位置, および大腸芯線と各マーカ-との位置関係. (a) 大腸ファントム上に取り付けられたマーカ- (青丸), (b) 大腸芯線とマーカ-との位置関係.

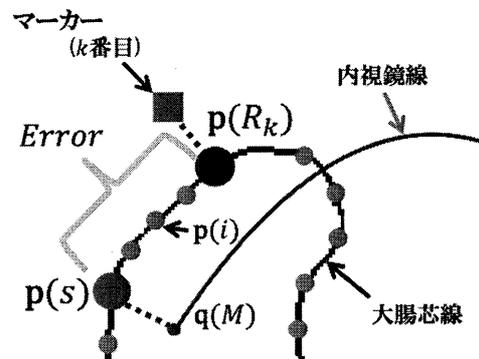


図 9: 大腸芯線上に対応付けられた大腸内視鏡の先端  $p(s)$  および対象となるマーカ-  $p(R_k)$  との長さを用いた対応付け誤差の模式図. 大腸内視鏡の先端  $p(s)$  から対象となるマーカ-  $p(R_k)$  までの隣接した 2 点  $p(i)$ ,  $p(i)$  の間の直線距離の和により対応付け誤差を計測した.

$p(i - 1)$  の間の距離の和を用いて

$$E = \sum_{i=R_k+1}^s \|p(i) - p(i - 1)\| \quad (6)$$

とした. また, しきい値  $\tau$  は 50.0mm とした.

提案手法を大腸ファントムに適用し, 各マーカ-との誤差を 20 回測定したところ, 大腸内視鏡先端とマーカ-の対応付け誤差  $E$  の平均と標準偏差はそれぞれ表 1 のようになった.

### 4. 考 察

10mm 程度のポリープを見つける場合, 大腸内視鏡の先端から 50.0mm 以内の範囲に大腸ポリープがあれば大腸内視鏡を操作し, カメラのある先端部の角度を変え, 観察する位置を動かすことにより発見することは可能である. このことから, 大腸芯線上に対応付けられた大腸内視鏡の先端  $p(s)$  とマーカ-  $p(R_k)$  との対応付け誤差が 50.0mm 以下ならば実用的な精度といえる. 表 1 を見ると肝湾部, 脾湾部など変形の小さい部位 (マーカ-番号 1,3,4) に取り付けられたマーカ-の対応付け誤差は 50.0mm 以下となった (図 10(a)). したがって, 本手法は変形の小さい部位では実用的な精度を持つといえる.

しかし, 変形の大きい部位に取り付けたマーカ- (マーカ-

表 1: 各マーカーと大腸内視鏡の先端との対応付け誤差  $E$  の平均および標準偏差.

マーカー番号	1 (肝湾部)	2 (横行結腸)	3 (脾湾部)	4 (SDJ)	5 (S 状結腸)	6 (直腸)
平均 [mm]	23.41	108.70	1.94	22.19	120.35	101.40
標準偏差 [mm]	14.95	45.75	3.93	15.46	33.27	72.63

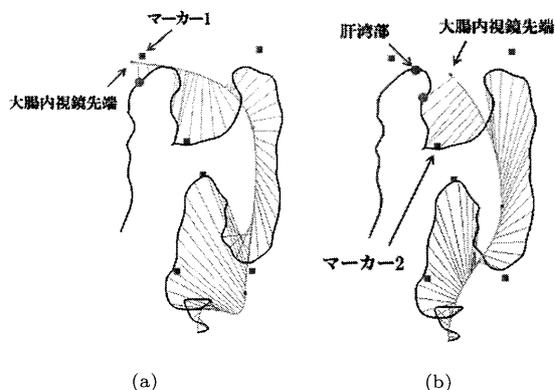


図 10: 大腸芯線 (黒線) と内視鏡線 (緑線) の対応付け結果. 黄線は大腸芯線上の点  $p(i)$  と内視鏡線上の点  $q(j)$  の対応関係を表し, 橙点は大腸内視鏡の先端位置に対応付けられた大腸芯線上の点  $p(s)$  を表す. (a) 大腸内視鏡の先端をマーカー 1 に重ね合わせた場合, (b) 大腸内視鏡先端をマーカー 2 に重ね合わせた場合. ただし, (b) では対応付け誤差が大きく, マーカー 2 に対して肝湾部よりに対応付けられている.

番号 2, 5, 6) と大腸内視鏡の先端の対応付け誤差は大きくなった. 変形しやすい横行結腸, S 状結腸に取り付けたマーカーと対応付けるとき, 横行結腸上にあるマーカー (マーカー 2) では図 10(b) のように実際に対応付けられる位置より大腸芯線上で肝湾部よりに対応付けられた. 大腸内視鏡を引き抜いていくとき, 2.6.1 で利用したしきい値  $\tau$  により, 大腸内視鏡の先端が肝湾部から 50.0mm 程度離れても肝湾部に対応付けられる. その結果, 分割した区間  $c_i$  における記録した内視鏡線の長さ  $L_1(i)$  が実際の値より小さい値をとってしまうため, 式 5 による対応付けに悪影響を及ぼす. また, S 状結腸, 直腸上のマーカー (マーカー 5,6) では実際に対応付けられる位置より大腸芯線上で SDJ よりに対応付けられたことから同様の原因が考えられる. このため, しきい値  $\tau$  を変えて対応付け誤差を測定する, 大腸芯線上における特徴点間の長さを用いて候補点と特徴点の対応付けに対する条件を追加するといった, 変形の大きい区間に対する対応付け手法の改善が必要である.

本手法では, 4 つの磁気式位置姿勢センサを 20.0cm 間隔で大腸内視鏡に取り付け大腸内視鏡先端位置を求めた. 内視鏡線の推定に用いた Hermite Spline 曲線は制御点である磁気式位置姿勢センサの数, および取り付けられた磁気式位置姿勢センサの間隔に影響を受ける. 本手法では大腸内視鏡の長さに対し, 大腸内視鏡に取り付けた磁気式位置姿勢センサの数が 4 個と少なかった. そこで, 大腸内視鏡に取り付ける磁気式位置姿勢センサの数を増やし, 対応付け誤差の計測を行う必要がある.

## 5. まとめ

本稿では, 3 次元腹部 CT 像および大腸内視鏡に取り付けられた磁気式位置センサを用いて大腸内視鏡の先端位置を推定す

る手法について述べた. 本手法を大腸ファントムに適用したところ, 変形の小さい部位について誤差が 50.0mm 以内という実用的な精度を得たのに対し, 変形の大きい部位では十分な精度を得られなかった. 今後の課題として, 大腸内視鏡の挿入長を用いた変形の大きい部位における大腸芯線と内視鏡線の対応付け誤差の改善, および大腸内視鏡に取り付ける磁気式位置センサの数を増やした場合の対応付け誤差に関する調査などが挙げられる.

**謝辞** 日頃から熱心に御討論頂く名古屋大学森研究室の諸氏に感謝する. 本研究の一部は, 文科省/JSPS 科研費 21103006, 25242047, ならびに栢森情報科学振興財団研究助成金による.

## 文 献

- [1] 吉田 広行, “CT コロノグラフィによる大腸癌スクリーニングとポリープのコンピュータ支援検出,” 電子情報通信学会論文誌, vol. J91-D, no. 7, pp. 1730-1743, 2008.
- [2] Xiongbiao Luo, Takayuki Kitasaka, and Kensaku Mori, “Bronchoscopy Navigation beyond Electromagnetic Tracking Systems: A Novel Bronchoscope Tracking Prototype,” MICCAI 2011, LNCS 6891, pp. 194-202, 2011.
- [3] Ingmar Wegner, Ralf Tetzlaff, Juergen Biederer, Ivo Wolf, and Hans-Peter Meinzer, “An evaluation environment for respiratory motion compensation in navigated bronchoscopy,” Proc. SPIE, vol. 6918, pp. 691811-8, 2008.
- [4] Jianfei Liu, Kalpathi R. Subramanian, and Terry S. Yoo, “A robust method to track colonoscopy videos with non-informative images,” Int. J. CARS, DOI: 10.1007/s11548-013-0814-x, 2013. (印刷中)
- [5] Jianfei Liu, Kalpathi R. Subramanian, and Terry S. Yoo, “Region Flow: A Multi-stage Method for Colonoscopy Tracking,” MICCAI 2010, LNCS 6362, pp. 505-513, 2010.
- [6] 小田昌宏, 林雄一郎, 北坂孝幸, 森健策, 末永康仁, “大腸仮想展開像生成における歪み軽減に関する検討,” MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, vol. 24, no. 5, pp. 419-428, 2006.
- [7] Elvis C. S. Chen, Sharyle A. Fowler, Lawrence C. Hookey, and Randy E. Ellis, “Representing Flexible Endoscope Shapes with Hermite Splines,” Proc. SPIE 2010, vol. 7625, pp. 76251D-76251D-7, 2010.
- [8] Paul J. Besl, and Neil D. McKay, “A method for registration of 3-D shapes,” IEEE Trans. PAMI, vol. 14, pp. 239-256, 1992.