

平成21年 6月 1日現在

研究種目：基盤研究（C）  
 研究期間：2006～2008  
 課題番号：18500377  
 研究課題名（和文） MR装置の傾斜磁場を利用した位置検出センサによる  
 低侵襲治療デバイス追尾システム  
 研究課題名（英文） Tracking system of minimally-invasive devices using a positioning  
 sensor based on gradient magnetic field  
 研究代表者  
 熊本 悦子 (KUMAMOTO ETSUKO)  
 神戸大学・学術情報基盤センター・准教授  
 研究者番号：00221383

## 研究成果の概要：

MR撮像に用いられる傾斜磁場がMR装置内でほぼ線形に変化することに着目し、治療デバイス先端に傾斜磁場による磁束の変化をとらえるコイルを配置して、リアルタイムで治療デバイスの位置・姿勢を測定するシステム、また治療デバイス先端にMR画像で高輝度となるマーカを取り付け、多方向からのプロジェクションデータを解析することによりデバイスの位置・姿勢を検出するシステムを提案した。更に、MR装置と内視鏡を融合させたMR-内視鏡システムにおいて、これらの位置姿勢検出システムから得られた情報をもとに、内視鏡の光学像とMR画像の重畳表示を行った。

## 交付額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2006年度	1,600,000	0	1,600,000
2007年度	1,400,000	420,000	1,820,000
2008年度	500,000	150,000	650,000
年度			
年度			
総計	3,500,000	570,000	4,070,000

研究分野：総合領域

科研費の分科・細目：人間医工学・医用システム

キーワード：磁気共鳴診断装置、低侵襲治療、位置・姿勢検出、傾斜磁場、共振コイル、ナビゲーション、内視鏡

## 1. 研究開始当初の背景

外科手術に比べ患者やその家族への精神的・肉体的負担の小さい内視鏡やカテーテルを用いた低侵襲治療法が盛んに行われている。ところが、視野が狭い、治療対象を直視できないといったことから、手技の難易度が高く、術者への負担は逆に大きくなる。そこで、X線や超音波、MRなどを併用し、リアルタイムで画像表示し治療デバイスの現在位置を確かめたり、あらかじめ取得した画像と

重ね合わせて重畳表示したりするナビゲーションシステムが必要とされ、研究、開発が進められている。このようなナビゲーションシステムにおいては、三次元計測による身体と治療デバイスの空間的位置関係の把握は必要不可欠である。

本研究は、MRガイド下で用いる低侵襲治療デバイスのリアルタイム位置・姿勢検出機能を具備した総合的な低侵襲治療支援システムの構築を目的としている。MR装置内で

の治療デバイスの位置検出については、赤外線センサを用いた FlushPointer(General Electric 社)、傾斜磁場を利用したループ型コイルによる EndoScout(ロビンメディカル社)などが製品として販売されている。しかしながらいずれの装置もセンサ部分は体外において使用されており、内視鏡やカテーテルの手技で体内においては利用できない。また、MR 画像で高輝度となるマーカをあらかじめデバイスに取り付け、取得した画像からマーカの位置情報を取得する手法があるが、リアルタイム性に欠けるなどの欠点がある。本研究は MR 装置の高度な利用法として、内視鏡の先端に組み込んだ小型 MR プローブにより、治療デバイス先端近傍における高分解能 MR 画像を取得し、内視鏡の光学像、体外コイルにより得られた MR 像などを複合表示する MR 内視鏡による治療・診断支援システムの一部として位置づけられる。MR 装置内で内視鏡を安全に誘導する為に、リアルタイムで、かつ体内で利用可能な MR 対応型内視鏡位置姿勢検出手法が必要かつ不可欠である。

## 2. 研究の目的

本研究課題では、MR 画像を取得する際に撮像断面を選択する為に用いられる傾斜磁場が MR 装置内でほぼ線形に変化することに着目し、治療デバイス先端における磁場強度をリアルタイムで計測し位置および向きを測定するシステムを開発する。また、他の磁気センサとしてホール素子等にも着目し、傾斜磁場を利用した位置・姿勢検出センサを構成する。さらに、リアルタイム性をもつ他の手法についても検討する。

さらに、開発した位置・姿勢検出システムより得られた先端位置および向きの情報を入力として、あらかじめ取得した周辺組織のボリュームデータや術中画像（内視鏡による光学像、リアルタイム MR 画像、内視鏡周辺の解剖画像など）ならびに高次生体画像など、マルチモダリティを重畳表示させる、高機能術中画像誘導システムを構築することを本研究課題における目的としている。

## 3. 研究の方法

### (1) MR の傾斜磁場を利用した位置・姿勢検出センサの開発

MR 画像取得のための MR 装置の持つ重要な機能の一つに傾斜磁場がある。傾斜磁場は互いに流れる方向の違う一対のコイルを、X,Y,Z の各軸方向に設置し、それぞれのコイルからそれぞれの方向に沿って発生する位置に応じて大きさが変化する磁場である。この傾斜磁場のプロファイルは装置ごとにフィールドマップとして与えられている。そこで、内視鏡の先端にループコイル(以下コイル)を装着し、傾斜磁場を印加することでコイ

ルに発生する誘導起電力を測定する。これを磁束の変化量ととらえ、フィールドマップと比較することでコイルの位置を検出する。さらに各コイルに発生する誘導起電力の大きさの比と、その位置における磁束の方向を比較することでコイルの姿勢を検出する。

### (2) ワイヤレスコイルマーカを用いた位置・姿勢検出

MR 画像で視認可能なマーカを内視鏡先端に取り付けて MR 画像を取得し、画像を解析することでマーカの三次元的な位置を求めることができる。マーカは最低3個配置することにより、姿勢についても検出可能である。しかし、1枚の画像の取得に時間を要するためリアルタイム性に欠ける。そこで、MR 撮像の際の位相エンコード数を1とすることで、周波数方向のプロジェクションを取得することを考える。これにより、通常の撮像時間の1/位相エンコード数でデータを取得することができる。このデータを多方向から取得し、プロジェクションプロファイルのピークを検出することにより、マーカ位置および姿勢を検出する。

### (3) 画像重畳表示による視覚支援

位置・姿勢検出センサにより取得した内視鏡の位置・姿勢のデータを用いることにより、内視鏡の座標系と MR 装置の座標系の整合が可能になる。これを利用して、内視鏡光学像と MR 画像の位置整合を行って両画像を重畳表示することを考えた。重畳の際には、内視鏡レンズ歪みを補正し MR 画像にレンズ歪みを施すことにより重畳整合を行った。

## 4. 研究の成果

### (1) MR の傾斜磁場を利用した位置・姿勢検出センサの開発

#### ① センサの設計および実装

センサは傾斜磁場の磁場強度を計測するため、内視鏡の形状を考慮して鞍型コイル4つ(2対)と円形コイル2つ(1対)で構成する。傾斜磁場の X,Y,Z 各軸方向の磁束密度の線形性から、対向する2つのコイルに誘導される電圧の平均値はそのコイル間の中心位置で誘導される電圧に相当する。そのため各コイル対の電圧は、出力が平均値となるように調整されたポテンショメータを介して測定する。これにより各コイル対で測定される電圧は、センサの重心位置での誘導起電力となる。センサは、本来の内視鏡の動きを阻害せず、RF 受信用コイルとの干渉もさけるため内視鏡先端部から 2cm の部分に装着する。またコイルの小型化を図るため、側面の鞍型コイルの面積は、軸方向の円形コイルの面積の二分の一にしてある。3対のコイルはそれぞれポテンショメータを介して測定する。図1、図2に MR 内視鏡への実装図および試作したコイルの写真を示す。

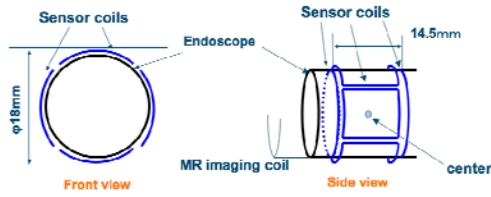


図1 センサコイルの内視鏡実装図

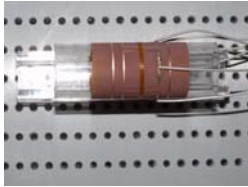


図2 試作コイル

### ②位置検出方法

まず、X 軸に沿った傾斜磁場  $G_x$  を印加し誘導起電力を測定する。2 対の鞍型コイルおよび 1 対の円形コイルから測定された電圧をそれぞれ  $V_{Gx1}$ ,  $V_{Gx2}$ ,  $V_{Gx3}$  とする。円形コイルと鞍型コイルの面積比が 2 対 1 であることから、測定された電圧ベクトルは、以下の式で表される。

$$V_{Gex} = V_{Gx1}^2 + V_{Gx2}^2 + \frac{1}{2}V_{Gx3}^2$$

フィールドマップよりあらかじめ求めておいた空間の傾斜磁場マップを  $B_{Gx}$  とする。傾斜磁場による磁束密度の変化時間は一定であることからゲイン  $\alpha$  を用いて以下の式を満たす  $B_{Gx}$  を求め、このときの空間座標を位置推定リストとしてこれを保持しておく。

$$V_{Gex} - \alpha B_{Gx} \leq \varepsilon$$

ここで、 $\varepsilon$  は十分に小さい定数である。Y 軸および Z 軸に沿った傾斜磁場  $G_y$ ,  $G_z$  についても、同様にして、空間位置推定リストを求める。 $G_x$ ,  $G_y$ ,  $G_z$  それぞれの位置推定リストの積集合を求め、推定位置候補を絞り込む。このときの空間座標はフィールドマップが 1cm 間隔の離散テーブルとして与えられていることから、さらに候補となるフィールドマップを 1mm 間隔に細分化したうえで、再度、先に述べたのと同様の手法を用いて空間位置推定をおこなう。

### ③ 姿勢検出手法

フィールドマップに示されている磁束の向きを基準として、そこから各軸を中心とした回転角を算出する。座標変換にはオイラー角を用い、Z 軸回り、Y 軸回り、Z 軸回りの角度を  $\phi$ ,  $\theta$ ,  $\psi$  とする。z 軸回りの回転行列  $R_0$ ,  $R_2$  と X 軸回りの回転行列  $R_1$  の積をとり、回転行列  $R_3$  を作成する。

$$R_0 = \begin{bmatrix} \cos(\phi) & -\sin(\phi) & 0 \\ \sin(\phi) & \cos(\phi) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R_1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta) & -\sin(\theta) \\ 0 & \sin(\theta) & \cos(\theta) \end{bmatrix}$$

$$R_2 = \begin{bmatrix} \cos(\psi) & -\sin(\psi) & 0 \\ \sin(\psi) & \cos(\psi) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R_3 = R_0 R_1 R_2$$

磁場マップには各座標における磁束の向きが示されている。センサの各コイルに発生した誘導起電力の大きさを、コイルの垂線方向のベクトルとみなし、その合成ベクトルの方向と磁場マップに示されている磁束の方向を比較することで姿勢検出を行う。すなわち、以下を満たす  $\phi$ ,  $\theta$ ,  $\psi$  を求める。

$$D_{Gx} + D_{Gy} + D_{Gz} \rightarrow \min$$

ただし、

$$D_{Gx} = \begin{bmatrix} V_{Gx1} \\ V_{Gx2} \\ V_{Gx3} \end{bmatrix} - \alpha R_3 \begin{bmatrix} B_{Gx1} \\ B_{Gx2} \\ B_{Gx3} \end{bmatrix}$$

$$D_{Gy} = \begin{bmatrix} V_{Gy1} \\ V_{Gy2} \\ V_{Gy3} \end{bmatrix} - \alpha R_3 \begin{bmatrix} B_{Gy1} \\ B_{Gy2} \\ B_{Gy3} \end{bmatrix}$$

$$D_{Gz} = \begin{bmatrix} V_{Gz1} \\ V_{Gz2} \\ V_{Gz3} \end{bmatrix} - \alpha R_3 \begin{bmatrix} B_{Gz1} \\ B_{Gz2} \\ B_{Gz3} \end{bmatrix}$$

なお、解の導出には滑降シンプレックス法を用いた。

### ④ 実験

試作した位置・姿勢検出センサコイルを用いて、位置姿勢推定制度に関する実験を行った。用いた MR 装置は Signa3T (GE Medical Systems Co. Ltd) である。センサに傾斜磁場を印可し、各コイルに発生した誘導起電力を同軸ケーブルで導波管を通して MR 室外のアンプ (利得 500 倍, 5B40-01, Dataforth Co.) に送られる。そこで増幅された誘導起電力は、AD ボード (入力レンジ  $\pm 10\text{mV}$ , AIU-304BRD, Microscience Co.) を経て計算機に送られる。傾斜磁場の印可時に MR 装置から発生するトリガ信号を、計測の開始点とし、サンプリング間隔  $1\ \mu\text{s}$  で 1000 回計測する。計測したデータは計算機内でローパスフィルタを施し、平滑化して用いる。なお、傾斜磁場発生のための MR のパラメータは、Gradient echo, TR=50msec, TE=20msec, Slice thickness 3mm, FOV=24cm を用いた。

傾斜磁場が印可されたときの誘導起電力の計測は、サンプリング周期  $1\ \mu\text{sec}$  とし、傾斜磁場の発生から 400~599msec の間の電圧が比較的安定しているところから、以降の実験では、この 200 点を加算平均したものを 1

回の計測とした。これをMR装置内24カ所について、200回ずつ位置推定を行った。この結果、位置推定誤差は、平均7.49mm、標準偏差1.9mmであった。また、姿勢の推定については、4つの方向について実験を行ったところ、推定誤差は平均6.8度、標準偏差2.6度であった。

#### ⑤ 考察とまとめ

MR内視鏡による手技の視野等を考慮した場合、デバイス位置・姿勢の推定精度は多くとも、3mm、5度程度以内である。画像重畳を目的とした位置・姿勢検出の場合、画像処理による後処理で、推定誤差をある程度修正できるものとする。また、フィールドマップとのキャリブレーション、ノイズの軽減などにより、精度向上が期待される。傾斜磁場の印可から位置・姿勢検出までに要する時間は、100msec以内であり、実時間内に位置・姿勢の計測が可能である。

### (2) ワイヤレスコイルマーカを用いた位置・姿勢検出

#### ① ワイヤレスコイルマーカの制作

視認性の高いマーカには、検討の結果吸水性樹脂（アクアコック、住友精化株式会社）にガドリニウム造影剤（マグネビスト、バイエル薬品株式会社）20mmolをしみ込ませたMR造影剤膨潤ゲルブロック、およびおよびヤシ油を多糖類でカプセル化した（森下仁丹株式会社）オイルカプセルを用いた。これらのマーカの信号を増強させるための共振周波数を1.5T-MRIにおけるプロトンの共鳴周波数(63.865MHz)に調整したワイヤレス同調コイルを配置した。さらに、これらのマーカからの信号を近傍で取得するための受信用プローブをおいた。図3にこれらを配置したアタッチメントを内視鏡先端に取り付けた図を示す。

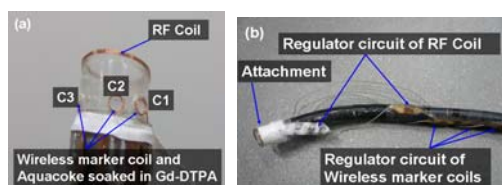


図3 ワイヤレスコイルマーカアタッチメント

#### ② 位置・姿勢検出方法

位置・姿勢検出は、3つのマーカを含むスライスを3方向からスペクトル投影してプロジェクションデータを取得し、その波形がピークとなる位置を各軸上でのマーカの位置と推定する。各座標を組み合わせた三角形は、全部で36通り考えられるが、これらのうち、各辺の長さとして推定したマーカの位置で作る三角形の各辺の長さの差の自乗和が最も小さくなるものの座標を、MR装置内でのマー

カの位置とする。幾何学的な関係により、内視鏡のカメラの位置を導出する。姿勢については、カメラの光軸に沿った基準点を設け、これと各マーカの位置との関係から、カメラ光軸のMR装置内での方向ベクトルを導出する。

#### ③ 実験

試作したワイヤレスコイルマーカアタッチメントについて、位置姿勢推定制度に関する実験を行った。用いたMR装置はSigna TwinSpeed1.5T(GE Medical Systems Co. Ltd)であった。使用したMR装置には、位相エンコードを1に設定することができないので、画像を取得し、取得した画像を位相エンコード方向に積算することにより、プロジェクションデータを得た。撮像にはFast Spoiled Gradient Recalled Echo(FSPGR)を用い、TR=50msec、TE=2.132sec、Slice thickness 100mm、FOV=12cmとし、横断面、冠状面、矢状面の3つの方向に関するプロジェクションデータを得た。MR装置内の9カ所にワイヤレスコイルマーカアタッチメントをおき、位置検出について5回試行した。この結果、カメラの位置の検出誤差は、平均4.76mm、標準偏差は0.41mmであった。また、12通りの方向について姿勢の検出実験を行い、カメラの光軸ベクトルを求めた。実験の結果、平均誤差は5.69度、標準偏差は4.06度であった。また、プロジェクションデータが得られてからの処理時間の平均は3.94msecであった。

また、ワイヤレスコイルマーカアタッチメントを内視鏡先端に取り付け、ミニブタの胃腔内に挿入し、有効性を検証した。このときのMR撮像は、FSPGRを用い、TR=15msec、TE=1.48msec、Slice thickness 30mm、FOV=12cmとした。図4に示す様に、ミニブタの胃腔内においても、マーカが高輝度に描出され周辺の組織が高輝度とはなっていない。画像中の高輝度部分はRFプローブのコンデンサによるアーチファクトである。この画像から得られたプロジェクションデータから、内視鏡カメラの位置および光軸ベクトルを導出した。

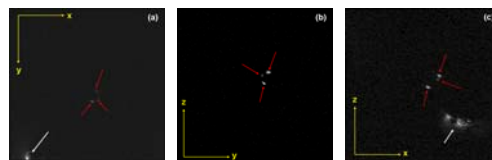


図4 ミニブタ胃腔内に挿入したマーカのMR画像 ((a):axial, (b):sagittal, (c):coronal)

#### ④ 考察とまとめ

内視鏡カメラのレンズ位置と光軸ベクトルの測定誤差はマーカの位置検出に対する

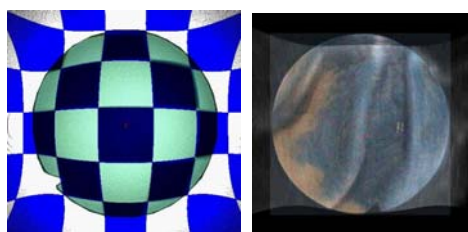
感受性が高くなる。プロジェクションデータのプロファイルのピーク値はパーシャルボリューム効果により必ずしもマーカの中心を示しているとは言えない。すなわちマーカの形状は理想的な球であることが望ましい。

ミニプタの胃腔内にセンサを挿入し、撮像したマーカのMR画像より各軸方向に画像の輝度を積算したプロジェクションデータより内視鏡位置を一意に決定できることを確認し、本手法の有効性を示した。

### (3) 画像重畳表示による視覚支援

#### ① 内視鏡カメラの歪曲収差補正

内視鏡のレンズパラメータの推定は Zang によるカメラキャリブレーションアルゴリズムを用いた。これにより得られたレンズパラメータを内視鏡の座標系に座標変換したMR画像に対して施すことにより歪曲画像を生成し、内視鏡光学像と重畳して表示した。図5 (a) は内視鏡で撮像した格子像と歪曲処理したオリジナルの格子像を重畳表示したもの、図5 (b) はプタ摘出胃の内視鏡像とMR画像のボリュームレンダリング像を重畳表示したものである。



(a)格子像 (b)プタ摘出胃

図5 内視鏡レンズ歪み処理

#### ② 内視鏡-MR 重畳表示によるナビゲーションシステムプロトタイプ

内視鏡像とMR画像を対比あるいは重畳表示するために、汎用医用画像処理ソフトウェア(Vertual Place M, アゼ)ならびにその開発ツールを使って、プロトタイプシステムを開発した。開発したシステムの表示例を図6に示す。図6はMR内視鏡の近接コイルで撮像したプタ摘出胃MR画像のMPRとMR画像のボリュームレンダリング像を歪曲処理したものと内視鏡光学像とを重畳表示した例である。



図6 内視鏡—MR 重畳表示の例

### ③ 考察とまとめ

位置・姿勢検出システムで得られる情報をもとに臨床上有用な情報を与える内視鏡による表層画像とMR画像による深部の情報の画像重畳が可能であることを示した。

### 5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[学会発表] (計 21 件)

- ① 熊本悦子, ワイヤレスコイルマーカを用いたMR内視鏡トラッキング手法の検討, 第17回日本コンピュータ外科学会大会, 2008.11.1, 東京
- ② Makiya Matsumoto, Development of Tracking Technique with Wireless tuned marker coils in Image Fusion for Integrated MR-Endoscope system, The 20<sup>th</sup> International Conference of Society for Medical Innovation and Technology, 2008.8.30, Vienna, Austria
- ③ Makiya Matsumoto, Image Fusion Techniques for Integrated MR-Endoscope system, ISMRM 16th Scientific Meeting & Exhibition, 2008.5.8, Tronto, Canada
- ④ Yuichiro Matsuoka, Imaging of Anatomical Structure and Blood Vessels in Porcine Gastric Wall by MR Endoscope, ISMRM 16th Scientific Meeting & Exhibition, 2008.5.6, Tronto, Canada
- ⑤ 松本真基也, MR-内視鏡システムにおける視野の位置・角度ならびに歪みを考慮した画像融合, 第16回日本コンピュータ外科学会大会, 2007.11.3, 広島
- ⑥ 村上 憲一, 勾配磁場検出コイルを用いたMR内視鏡の位置・姿勢検出, 第49回自動制御連合講演会, 2006.11.26, 神戸

### 6. 研究組織

#### (1) 研究代表者

熊本 悦子 (KUMAMOTO ETSUKO)  
神戸大学・学術情報基盤センター・准教授  
研究者番号: 00221383

#### (2) 研究分担者

松岡 雄一郎 (MATSUOKA YUICHIRO)  
神戸大学・大学院医学系研究科・准教授  
研究者番号: 80372150

#### (3) 連携研究者

黒田 輝 (KURODA KAGAYAKI)  
東海大学・情報理工学部・准教授  
研究者番号: 70205243