

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4647972号
(P4647972)

(45) 発行日 平成23年3月9日 (2011.3.9)

(24) 登録日 平成22年12月17日 (2010.12.17)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 B

請求項の数 2 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2004-331069 (P2004-331069)
 (22) 出願日 平成16年11月15日 (2004.11.15)
 (65) 公開番号 特開2006-136664 (P2006-136664A)
 (43) 公開日 平成18年6月1日 (2006.6.1)
 審査請求日 平成19年9月25日 (2007.9.25)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 相沢 千恵子
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパス株式会社内
 (72) 発明者 三好 義孝
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパス株式会社内
 (72) 発明者 小野田 文幸
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡形状検出装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に挿入される内視鏡の挿入部の内部に複数の磁界発生素子及び複数の磁界検出素子の一方の素子を配置し、被検体の外部に他方の素子を配置して、前記挿入部の内部に配置された一方の素子の各位置を前記他方の素子の位置を基準に用いて検出する検出手段と

前記検出手段を制御すると共に、内視鏡挿入部の形状を推定するものであって、前記被検体に挿入される内視鏡毎に前記磁界発生素子の配置の情報を読み出し、前記検出手段の検出結果及び前記配置の情報に基づいて前記内視鏡挿入部の形状を推定する形状推定手段と

を備えたことを特徴とする内視鏡形状検出装置。

【請求項 2】

前記形状推定手段は、前記内視鏡に設けられている記憶手段から読み出された前記磁界発生素子の個数及び間隔の情報に基づいて前記形状の推定を行う

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡形状検出装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は磁界発生素子と磁界検出素子とを用いて内視鏡の挿入形状等を検出して表示する内視鏡形状検出装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、磁界発生素子と磁界検出素子とを用いて体内等に挿入された内視鏡の形状等を検出し、表示手段により表示を行う内視鏡形状検出装置が用いられるようになった。

【0003】

例えば、特開2003-290129号公報等には、磁界を用いて内視鏡形状を検出し、検出した内視鏡形状を表示する装置が開示されている。そして、体内に挿入される内視鏡の挿入部内に所定の間隔で配置した複数の磁界発生素子を駆動してその周囲に磁界を発生させ、体外に配置した磁界検出素子により各磁界発生素子の3次元位置を検出して、各磁界発生素子を連続的に結ぶ曲線を生成して、モデル化した挿入部の3次元的な画像を表示手段で表示する。

10

【0004】

術者等はその画像を観察することにより、体内に挿入された挿入部の先端部の位置や挿入形状等を把握でき、目的とする部位までの挿入作業等を円滑に行えるようにしている。

【特許文献1】特開2003-290129号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上記特開2003-290129号公報の内視鏡形状検出装置においては、発振器で正弦波を発生させてアンプにより増幅し、コイルに正弦波電流を流し、交流磁界を発生（駆動）させているが、アンプのゲインが固定されているため、コイルの種類が変わると適切な駆動ができない。

20

【0006】

すなわち、太い内視鏡では大きいコイル、細い内視鏡では小さいコイルを使用され、また、リード線長等も異なる（内視鏡の挿入部の長さ、素材→細いため、直流抵抗が高い。駆動時に無視できない）。この結果、コイルの種類が変わるとインピーダンスが変わり、例えば電流が大きすぎてコイルが焼ききれるといった問題や電流が小さすぎて弱い磁界しか発生させることができないといった問題がある。

【0007】

これら問題は、使用するコイルに応じて、処理工程あるいはデータを変更することで解決可能であるが、用いる内視鏡を変更する度に配置されるコイルの種類が異なるために、頻繁にソフトウエアあるいはデータをアップデートを行う必要がある。

30

【0008】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、ソフトウエアあるいはデータをアップデートすることなく、簡単に最適なコイルデータにより形状検出及び推定を行うことのできる内視鏡形状検出装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の内視鏡形状検出装置は、被検体に挿入される内視鏡の挿入部の内部に複数の磁界発生素子及び複数の磁界検出素子の一方の素子を配置し、被検体の外部に他方の素子を配置して、前記挿入部の内部に配置された一方の素子の各位置を前記他方の素子の位置を基準に用いて検出する検出手段と、前記検出手段を制御すると共に、内視鏡挿入部の形状を推定するものであって、前記被検体に挿入される内視鏡毎に前記磁界発生素子の配置の情報を読み出し、前記検出手段の検出結果及び前記配置の情報に基づいて前記内視鏡挿入部の形状を推定する形状推定手段とを備えて構成される。

40

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、ソフトウエアあるいはデータをアップデートすることなく、簡単に最適なコイルデータにより形状検出及び推定を行うことができるという効果がある。

50

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

【実施例1】

【0012】

図1ないし図15は本発明の実施例1に係わり、図1は内視鏡システムの構成を示す構成図、図2は図1のコイルユニットに内蔵されたコイルの配置例を示す図、図3は図1の内視鏡形状検出装置の構成を示す構成図、図4は図3の受信ブロック及び制御ブロックの構成を示す図、図5は図3の受信ブロックの詳細な構成を示す図、図6は図4の2ポートメモリ等の動作を示すタイミング図、図7は図1の電子内視鏡の構成を示す図、図8は図5の第2のRAMのメモリマップを示す図、図9は図4のソースコイル駆動回路部のコイル駆動部の構成を示す図、図10は図3の内視鏡システムの作用を説明するフローチャート、図11は図9のコイル駆動部の第1の変形例を示す図、図12は図9のコイル駆動部の第2の変形例を示す図、図13は図5の第2のRAMのメモリマップの変形例を示す図、図14は図5の第2のRAMに格納するデータの変形例を説明する図、図15は図1の内視鏡システムの変形例を示す図である。

10

【0013】

図1に示すように、本実施例における内視鏡システム1は、内視鏡検査を行う内視鏡装置2と、内視鏡検査の補助に用いられる内視鏡形状検出装置3とを備え、この内視鏡形状検出装置3は、ベッド4に横たわる患者5の体腔内に電子内視鏡6の挿入部7を挿入し、内視鏡検査を行う際の挿入補助手段として使用される。

20

【0014】

電子内視鏡6は、可撓性を有する細長の挿入部7の後端に湾曲操作ノブを設けた操作部8が形成され、この操作部8からユニバーサルコード9が延出され、ビデオイメージングシステム（またはビデオプロセッサ）10に接続されている。

【0015】

この電子内視鏡6は、ライトガイドが挿通されビデオプロセッサ10内の光源部からの照明光を伝送し、挿入部7の先端に設けた照明窓から伝送した照明光を出射し、患者等を照明する。照明された患部等の被写体は照明窓に隣接して設けられた観察窓に取り付けた対物レンズにより、その結像位置に配置された撮像素子（CCD）に像を結び、この撮像素子は光電変換する。

30

【0016】

光電変換された信号はビデオプロセッサ10内の映像信号処理部により信号処理されて標準的な映像信号が生成され、ビデオプロセッサ10に接続された画像観察用モニタ11に表示される。

【0017】

この電子内視鏡6には鉗子チャンネル12が設けてあり、この鉗子チャンネル12の挿入口12aから例えば16個の磁界発生素子（またはソースコイル）14a、14b、...、14p（以下、符号14iで代表する）を有するプローブ15が挿通されることにより、挿入部7内にソースコイル14iが設置される。

40

【0018】

このプローブ15の後端から延出されたソースケーブル16は、その後端のコネクタ16aが内視鏡形状検出装置3の装置本体としての検出装置（装置本体とも記す）21に着脱自在に接続される。そして、検出装置21側から高周波信号伝達手段としてソースケーブル16を介して磁界発生手段となるソースコイル14iに高周波信号（駆動信号）を印加することにより、ソースコイル14iは磁界を伴う電磁波を周囲に放射する。

【0019】

また、患者5が横たわるベッド4の付近に配置されるこの検出装置21には、（センス）コイルユニット23が上下方向に移動（昇降）自在に設けられ、このコイルユニット23内には複数の磁界検出素子（センスコイル）が配置されている（より具体的に説明する

50

と、図 2 に示すように例えば中心の Z 座標が第 1 の Z 座標である例えば X 軸に向いたセン
スコイル 2 2 a - 1、2 2 a - 2、2 2 a - 3、2 2 a - 4 と、中心の Z 座標が第 1 の Z
座標と異なる第 2 の Z 座標である Y 軸に向いたセンスコイル 2 2 b - 1、2 2 b - 2、2
2 b - 3、2 2 b - 4 と、中心の Z 座標が第 1 及び第 2 の Z 座標と異なる第 3 の Z 座標で
ある Z 軸に向いたセンスコイル 2 2 c - 1、2 2 c - 2、2 2 c - 3、2 2 c - 4 の 1 2
個のセンスコイル（以下、符号 2 2 j で代表する）が配置されている）。

【 0 0 2 0 】

センスコイル 2 2 j は、コイルユニット 2 3 からの図示しないケーブルを介して検出装
置 2 1 に接続されている。この検出装置 2 1 には使用者が装置を操作するための操作パネ
ル 2 4 が設けられている。また、この検出装置 2 1 には検出した内視鏡挿入部の形状（以
下、スコープモデルと記す）を表示する表示手段として液晶モニタ 2 5 がその上部に配置
されている。

10

【 0 0 2 1 】

内視鏡形状検出装置 3 は、図 3 に示すように、ソースコイル 1 4 i を駆動する送信ブロ
ック 2 6 と、コイルユニット 2 3 内のセンスコイル 2 2 j が受信した信号を受信する受信
ブロック 2 7 と、受信ブロック 2 7 で検出した信号を信号処理する制御ブロック 2 8 とか
ら構成される。

【 0 0 2 2 】

図 4 に示すように、電子内視鏡 6 の挿入部 7 に設置されるプローブ 1 5 には、上述した
ように、磁界を生成するための 1 6 個のソースコイル 1 4 i が所定の間隔で配置されてお
り、これらソースコイル 1 4 i は、送信ブロック 2 6 を構成する 1 6 個の互いに異なる周
波数の駆動信号を生成するソースコイル駆動回路 3 1 に接続されている。

20

【 0 0 2 3 】

ソースコイル駆動回路部 3 1 は、各ソースコイル 1 4 i をそれぞれ異なる周波数の正弦
波の駆動信号で駆動し、それぞれの駆動周波数はソースコイル駆動回路部 3 1 内部の図示
しない駆動周波数設定データ格納手段或いは駆動周波数設定データ記憶手段に格納され
た駆動周波数設定データ（駆動周波数データとも記す）により設定される。この駆動周波
数データは、制御ブロック 2 8 において内視鏡形状の算出処理等を行う形状推定手段である
CPU（中央処理ユニット）3 2 により PIO（パラレル入出力回路）3 3 を介してソー
スコイル駆動回路部 3 1 内の駆動周波数データ格納手段（図示せず）に格納される。

30

【 0 0 2 4 】

一方、コイルユニット 2 3 内の 1 2 個のセンスコイル 2 2 j は、受信ブロック 2 7 を構
成するセンスコイル信号増幅回路部 3 4 に接続されている。

【 0 0 2 5 】

センスコイル信号増幅回路部 3 4 では、図 5 に示すようにセンスコイル 2 2 j を構成す
る 1 2 個の単心コイル 2 2 k がそれぞれ増幅回路 3 5 k に接続されて 1 2 系統の処理系が
設けられており、各単心コイル 2 2 k で検出された微小な信号が増幅回路 3 5 k により増
幅されフィルタ回路 3 6 k でソースコイル群が発生する複数周波数が通過する帯域をもち
不要成分を除去して出力バッファ 3 7 k に出力された後、ADC（アナログ・デジタル・
コンバータ）3 8 k で制御ブロック 2 8 が読み込み可能なデジタル信号に変換される。

40

なお、受信ブロック 2 7 は、センスコイル信号増幅回路部 3 4 及び ADC 3 8 k より
構成され、センスコイル信号増幅回路部 3 4 は増幅回路 3 5 k、フィルタ回路 3 6 k 及び
出力バッファ 3 7 k より構成される。

【 0 0 2 6 】

図 4 に戻り、このセンスコイル信号増幅回路部 3 4 の 1 2 系統の出力は、1 2 個の前記
ADC 3 8 k に伝送され、制御ブロック 2 8 内の数値データ書き込み手段である制御信号
発生回路部 4 0 から供給されるクロックにより所定のサンプリング周期のデジタルデー
タに変換される。このデジタルデータは、制御信号発生回路部 4 0 からの制御信号によっ
てローカルデータバス 4 1 を介してデータ出力手段である 2 ポートメモリ 4 2 に書き込ま
れる。

50

【 0 0 2 7 】

なお、2ポートメモリ42は、図5に示すように、機能的には、ローカルコントローラ42a、第1のRAM42b、第2のRAM42c及びバススイッチ42dよりなり、図6に示すようなタイミングにより、ローカルコントローラ42aからのA/D変換開始信号によりADC38kがA/D変換を開始し、ローカルコントローラ42aからの切り換え信号によりバススイッチ42dがRAM42b、42cを切り換えながら第1RAM42b、42cを交互に読み出しメモリ及び書き込みメモリとして用い、書き込み信号により、電源投入後は、常時データの取り込みを行っている。

【 0 0 2 8 】

再び、図4に戻り、CPU32は、制御信号発生回路部40からの制御信号により2ポートメモリ42に書き込まれたデジタルデータをローカルデータバス43、PCIコントローラ44及びPCIバス45(図5参照)からなる内部バス46を介して読みだし、メインメモリ47を用い、デジタルデータに対して周波数抽出処理(高速フーリエ変換:FFT)を行い、各ソースコイル14iの駆動周波数に対応する周波数成分の磁界検出情報に分離抽出し、分離した磁界検出情報の各デジタルデータから電子内視鏡6の挿入部7内に設けられた各ソースコイル14iの空間位置座標を算出する。

【 0 0 2 9 】

また、算出された位置座標データから電子内視鏡6の挿入部7の挿入状態を推定し、スコープモデルを形成する表示データを生成し、ビデオRAM48に出力する。このビデオRAM48に書き込まれているデータをビデオ信号発生回路49が読みだし、アナログのビデオ信号に変換して液晶モニタ25へと出力する。液晶モニタ25は、このアナログのビデオ信号を入力すると、表示画面上に電子内視鏡6の挿入部7のスコープモデルを表示する。

【 0 0 3 0 】

CPU32において、各ソースコイル14iに対応した磁界検出情報、すなわち、各センソコイル22jを構成する単心コイル22kに発生する起電力(正弦波信号の振幅値)と位相情報が算出される。なお、位相情報は、起電力の極性±を示す。

【 0 0 3 1 】

また、本実施例では、図1に示すように、検出装置21には、体内に挿入された挿入部7の位置を確認したりする為に、体外での位置を表示させるための体外マーカ57と、患者5の腹部などに取り付ける等して、患者5の体位が変化しても(患者5の)特定の方向から常にスコープモデルを表示させるため等で使用する基準プレート58を検出装置21に接続して使用することもできる。

【 0 0 3 2 】

体外マーカ57は内部に1つのソースコイルが収納されており、この体外マーカ57のケーブル59の基端のコネクタ59aは検出装置21に着脱自在で接続される。

【 0 0 3 3 】

そして、このコネクタ59aを接続することにより、プローブ15内のソースコイルの場合と同様に体外マーカ57のソースコイルも駆動され、コイルユニット23で検出された体外マーカ57のソースコイルの位置もスコープモデルと同様にモニタ25に表示される。

【 0 0 3 4 】

また、基準プレート58は、そのディスク形状部分の内部にそのディスク面上に例えば3個のソースコイルが配置され、これら3個のソースコイルに接続されたケーブル60の基端のコネクタ60aは検出装置21に着脱自在で接続される。

【 0 0 3 5 】

これらの3個のソースコイルの位置検出により、それらが配置されている面が決定される。そして、その面に垂直な方向から挿入部7を見た場合に観察されるスコープモデルとなるようにスコープモデルの描画を行うのに使用される。

【 0 0 3 6 】

10

20

30

40

50

また、図 4 に示すように本実施の形態では、検出装置 2 1 にはプローブ 1 5 のコネクタ 1 6 a、体外マーカ 5 7 のコネクタ 5 9 a、基準プレート 5 8 のコネクタ 6 0 a がそれぞれ接続されるコネクタ受け 2 1 a、2 1 b、2 1 c が設けてあり、各コネクタ受け 2 1 a、2 1 b、2 1 c はソースコイル駆動回路 3 1 に接続される。

【 0 0 3 7 】

図 7 に示すように、電子内視鏡 6 では、挿入部 7 に照明光を伝送するライトガイド 1 0 0 と複数のソースコイル 1 4 i を有するプローブ 1 5 が配置されており、また挿入部 7 の先端部内には被写体を撮像する CCD 1 0 1 が設けられている。そして、ビデオプロセッサ 1 0 からの駆動信号により CCD 1 0 1 が駆動され、CCD 1 0 1 で撮像された撮像信号がバッファ回路 1 0 2 を介してビデオプロセッサ 1 0 に伝送される。駆動信号及び撮像信号は挿入部 7 を内挿する信号ケーブル 9 9 によりビデオプロセッサ 1 0 と CCD 1 0 1 間で送受される。

10

【 0 0 3 8 】

一方、電子内視鏡 6 の基端側の操作部 1 0 2 には、不揮発性メモリ 1 0 3 が設けられており、この不揮発性メモリ 1 0 3 には、演算 / 設定数値データである、プローブ 1 5 に設けられているソースコイル 1 4 i を駆動する際に用いられる駆動信号のゲイン設定データが格納されている。

【 0 0 3 9 】

該ゲイン設定データ（演算 / 設定数値データ）は、内視鏡システム 1 の起動時に、ビデオプロセッサ 1 0 を介して内視鏡形状検出装置 3 に取り込まれる。内視鏡形状検出装置 3 では、制御信号発生回路部 4 0（数値データ書き込み手段）を介してゲイン設定データ（演算 / 設定数値データ）を、図 8 に示すように、例えば 2 ポートメモリ 4 2 の第 2 の RAM 4 2 c の所定のアドレス領域に格納する（図 4 参照）。

20

【 0 0 4 0 】

内視鏡形状検出装置 3 のソースコイル駆動回路部 3 1 は、図 9 に示すように、正弦波を発生させる発振器 1 1 0 と、該正弦波を増幅しソースコイルに交流磁界を発生（駆動）させる G C A（ゲインコントロールアンプ）1 1 1 と、ゲイン設定データ（演算 / 設定数値データ）を 8 ビットのシリアルデータに変換するデータ変換部 1 1 2 とからなるコイル駆動部 1 1 3 を複数有しており、データ変換部 1 1 2 からのシリアルゲイン設定データにより G C A 1 1 1 のゲインを設定することで複数のソースコイル 1 4 i を駆動するようになっている。

30

【 0 0 4 1 】

このように構成された本実施例における内視鏡形状検出処理について説明する。

【 0 0 4 2 】

内視鏡形状検出装置 3 の C P U 3 2 は、内視鏡システム 1 が起動されると、図 1 0 に示すように、ステップ S 1 にてビデオプロセッサ 1 0 は、電子内視鏡 6 の不揮発性メモリ 1 0 3 からゲイン設定データ（演算 / 設定数値データ）を読み出し、内視鏡形状検出装置 3 にゲイン設定データ（演算 / 設定数値データ）を送信する。

【 0 0 4 3 】

そして、ステップ S 2 にて内視鏡形状検出装置 3 の C P U 3 2 は、制御信号発生回路部 4 0 を介してゲイン設定データ（演算 / 設定数値データ）を、2 ポートメモリ 4 2 の第 2 の RAM 4 2 c の所定のアドレス領域に格納する（図 8 参照）。

40

【 0 0 4 4 】

例えば、電子内視鏡 6 に配置されるプローブ 1 5 のソースコイルの駆動条件として G C A 1 1 1 のゲイン設定値を「1 1 0 0 1 0 0 0」とする場合には、このデータ「1 1 0 0 1 0 0 0」がゲイン設定データ（演算 / 設定数値データ）として不揮発性メモリ 1 0 3 に格納されており、データ「1 1 0 0 1 0 0 0」が 2 ポートメモリ 4 2 の第 2 の RAM 4 2 c の所定のアドレス領域に書き込まれる。

【 0 0 4 5 】

このとき該所定のアドレス領域には、デフォルトのゲイン設定データあるいは、前回内

50

視鏡システム 1 が使用された際の電子内視鏡 6 のゲイン設定データが格納されているため、CPU 32 は所定のアドレス領域のデータを書き換える処理を行い、ゲイン設定データ（演算 / 設定数値データ）を格納する。

【0046】

次に、ステップ S 3 にて第 2 の RAM 42 c の所定のアドレス領域からゲイン設定データ（演算 / 設定数値データ）を読み出し、ソースコイル駆動回路部 31 に出力する（図 9 参照）。これにより、ソースコイル駆動回路部 31 において、ゲイン設定データ（演算 / 設定数値データ）がデータ変換部 112 にてシリアルゲイン設定データに変換され、GCA 111 のゲインが電子内視鏡 6 に配置されるプローブ 15 に応じた設定値に設定される。

10

【0047】

そして、ステップ S 4 にてソースコイルを駆動して内視鏡形状検出を行い、検出した内視鏡形状を液晶モニタ 25 に表示し処理を終了する。

【0048】

このように本実施例の内視鏡形状検出装置 3 では、電子内視鏡 6 に配置されるプローブ 15 のソースコイルに応じた演算 / 設定数値データであるゲイン設定データを、電子内視鏡 6 の不揮発性メモリ 103 からビデオプロセッサ 10 を介して 2 ポートメモリ 42 の第 2 の RAM 42 c の所定のアドレス領域に格納し、このゲイン設定データを用いて GCA 111 のゲインを直接設定するので、接続されるプローブ 15 毎に、ソフトウェアあるいはデータテーブルをアップデートすることなく、簡単にソースコイルを最適な駆動条件で駆動することができる。

20

【0049】

なお、ゲイン設定データを用いて GCA 111 のゲインを設定するとしたが、これに限らず、例えば図 11 に示すように、正弦波を発生させる発振器 110 と、複数の帰還抵抗を切り替えてゲインを設定するオペアンプ 121 と、ゲイン設定データをオペアンプ 121 の帰還抵抗を設定するパラレルデータに変換するデータ変換部 122 とからコイル駆動部 113 を構成しても良いし、図 12 に示すようにオペアンプ 121 の帰還抵抗をデジタルポテンションメータ 131 により構成し、ゲイン設定データをデジタルポテンションメータ 131 の制御信号に変換するデータ変換部 132 を設けてコイル駆動部 113 を構成しても良い。

30

【0050】

また、本実施例では、演算 / 設定数値データとしてゲイン設定データを例に説明したが、これに限らず、例えばプローブ 15 に配置されるソースコイルの個数及びコイル間隔を演算 / 設定数値データとして電子内視鏡 6 の不揮発性メモリ 103 に格納し、図 13 に示すように、2 ポートメモリ 42 の第 2 の RAM 42 c の所定のアドレス領域にソースコイルの個数及びコイル間隔を示すデータを書き込むようにしても良い。

【0051】

内視鏡にはさまざまな種類があり、挿入部長の異なるものがある。長いものにはコイルの個数が多く、短いものには少ない。例えば特開 2000 - 93986 号公報の内視鏡形状検出装置では、湾曲部ではコイルの間隔を狭く、軟性部では広く配置している。

40

【0052】

また、特開 2003 - 245242 93986 号公報の内視鏡形状検出装置では、内視鏡形状を描画する際には補間処理を行って滑らかな形状を描出している。この処理にはコイル間隔・コイル個数が必要となる。

【0053】

また、特開 2001 - 231743 号公報にあるような 2 個所の湾曲部を持つものもある。

【0054】

そこで、内視鏡 6 の不揮発性メモリ 103 に、図 14 に示すように、例えばソースコイルの個数 10 個でコイル間隔が内視鏡先端から 5 番目コイルまでが 5 cm で、5 番目コイル

50

から 10 番目コイルまでが 10 cm の場合「10、5、5、5、5、5、10、10、10、10、10」をコード化したものを演算 / 設定数値データとして格納し、図 13 に示すように、2 ポートメモリ 42 の第 2 の RAM 42 c の所定のアドレス領域にソースコイルの個数及びコイル間隔を示すデータを書き込むことで、内視鏡形状検出装置はそのデータを使用して形状の描画するようにしてもよい。

【0055】

なお、本実施例では、電子内視鏡 6 の不揮発性メモリ 103 に格納されている演算 / 設定数値データをビデオプロセッサ 10 を介して内視鏡形状検出装置 3 が取り込むとしたが、これに限らず、内視鏡形状検出装置 3 が直接電子内視鏡 6 の不揮発性メモリ 103 に格納されている演算 / 設定数値データを取り込むようにしても良い。

10

【0056】

また、電子内視鏡 6 の不揮発性メモリ 103 に記憶させていた演算 / 設定数値データを別体のメモリカード（図示せず）に格納し、その電子内視鏡を使用する際、図 15 に示すように、内視鏡形状検出装置に設けられたスロット 151 にメモリカードを差込み、演算 / 設定数値データを読み出すようにしてもよく、不揮発性メモリ 103 を持たない電子内視鏡でも本実施例が適用可能となり、また、ビデオプロセッサ 10 を介さなくてもスロット 151 により演算 / 設定数値データを取り込むことができる。

【0057】

本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

20

【図面の簡単な説明】

【0058】

【図 1】本発明の実施例 1 に係る内視鏡システムの構成を示す構成図

【図 2】図 1 のコイルユニットに内蔵されたコイルの配置例を示す図

【図 3】図 1 の内視鏡形状検出装置の構成を示す構成図

【図 4】図 3 の受信ブロック及び制御ブロックの構成を示す図

【図 5】図 3 の受信ブロックの詳細な構成を示す図

【図 6】図 4 の 2 ポートメモリ等の動作を示すタイミング図

【図 7】図 1 の電子内視鏡の構成を示す図

【図 8】図 5 の第 2 の RAM のメモリマップを示す図

30

【図 9】図 4 のソースコイル駆動回路部のコイル駆動部の構成を示す図

【図 10】図 3 の内視鏡システムの作用を説明するフローチャート

【図 11】図 9 のコイル駆動部の第 1 の変形例を示す図

【図 12】図 9 のコイル駆動部の第 2 の変形例を示す図

【図 13】図 5 の第 2 の RAM のメモリマップの変形例を示す図

【図 14】図 5 の第 2 の RAM に格納するデータの変形例を説明する図

【図 15】図 1 の内視鏡システムの変形例を示す図

【符号の説明】

【0059】

- 1 ... 内視鏡システム
- 2 ... 内視鏡装置
- 3 ... 内視鏡形状検出装置
- 4 ... ベッド
- 5 ... 患者
- 6 ... 電子内視鏡
- 7 ... 挿入部
- 8 ... 操作部
- 10 ... ビデオプロセッサ
- 12 ... 鉗子チャンネル
- 14 i ... ソースコイル

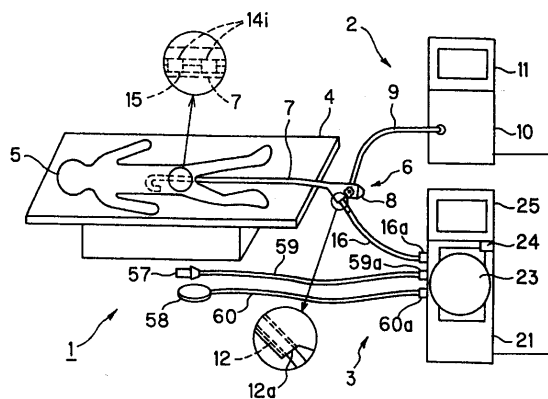
40

50

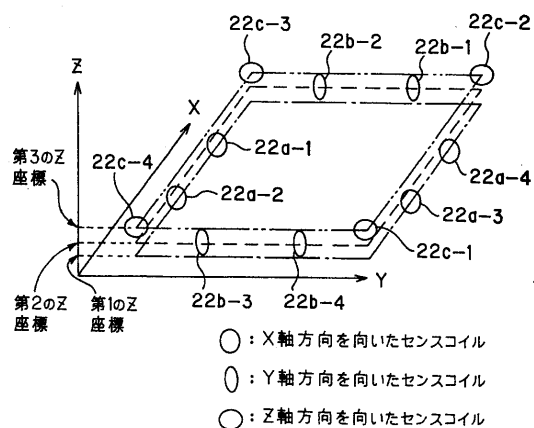
- 1 5 ... プローブ
 1 6 ... ケーブル
 2 1 ... 検出装置
 2 3 ... コイルユニット
 2 2 j ... センスコイル
 2 4 ... 操作パネル
 2 6 ... 送信ブロック
 2 7 ... 受信ブロック
 2 8 ... 制御ブロック
 3 1 ... ソースコイル駆動回路
 3 2 ... C P U
 4 2 ... 2 ポートメモリ
 4 2 a ... ローカルコントローラ
 4 2 b ... 第 1 の R A M
 4 2 c ... 第 2 の R A M
 4 2 d ... バススイッチ
 1 0 0 ... ライトガイド
 1 0 1 ... C C D
 1 0 2 ... バッファ回路
 1 0 3 ... 不揮発性メモリ
 1 1 0 ... 発振器
 1 1 1 ... G C A
 1 1 2 ... データ変換部
 1 1 3 ... コイル駆動部

代理人 弁理士 伊藤 進

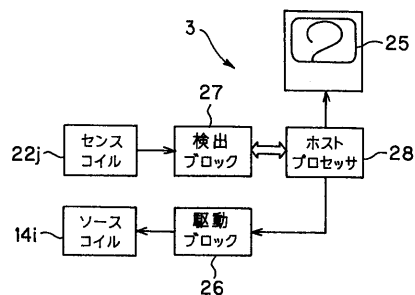
【図 1】



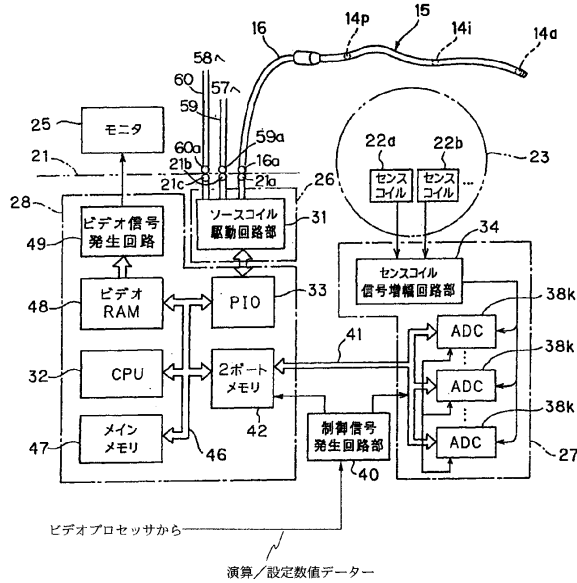
【図 2】



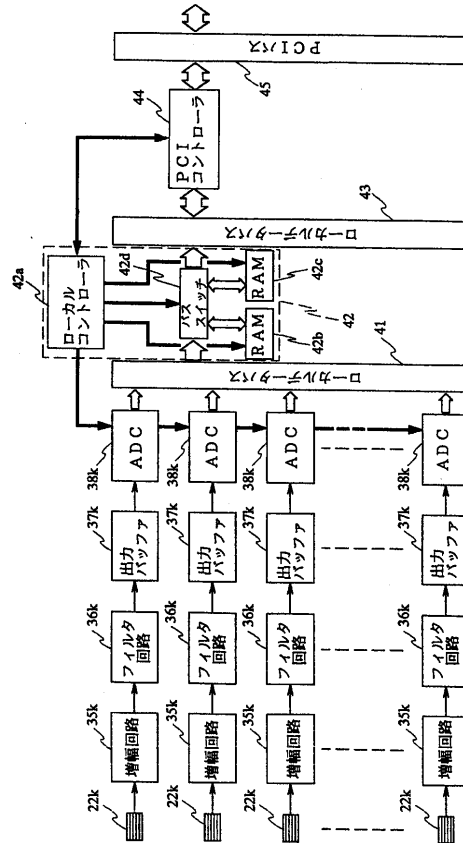
【図 3】



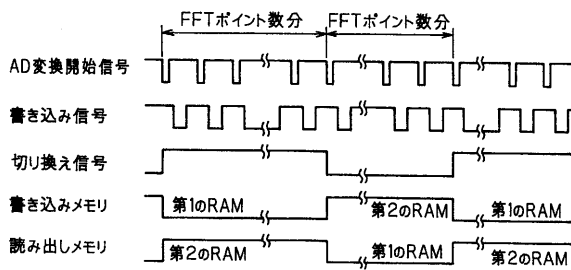
【 図 4 】



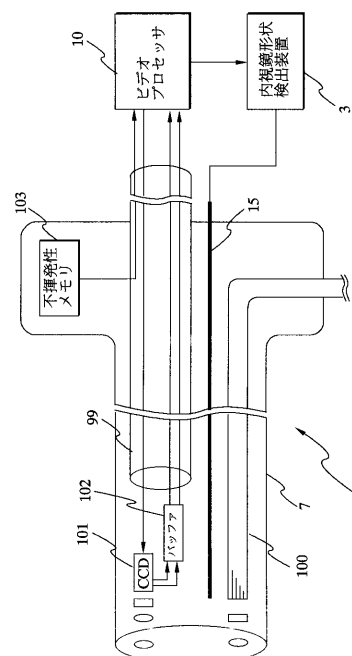
【 図 5 】



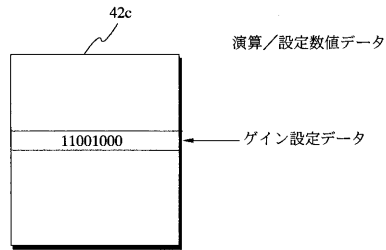
【圖 6】



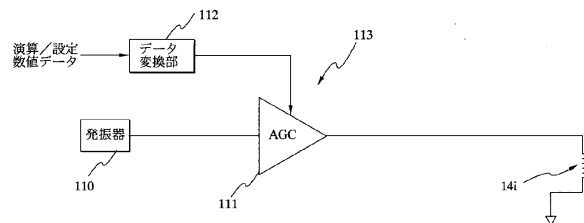
【圖 7】



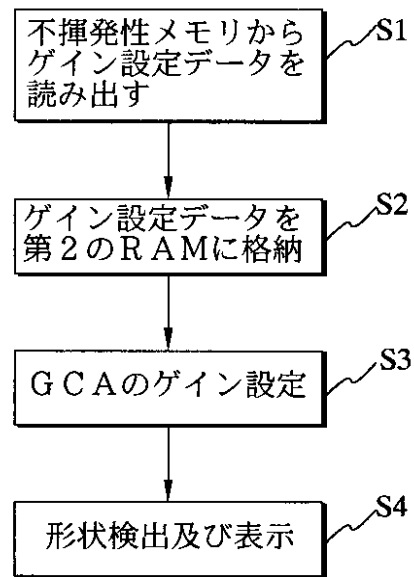
【図 8】



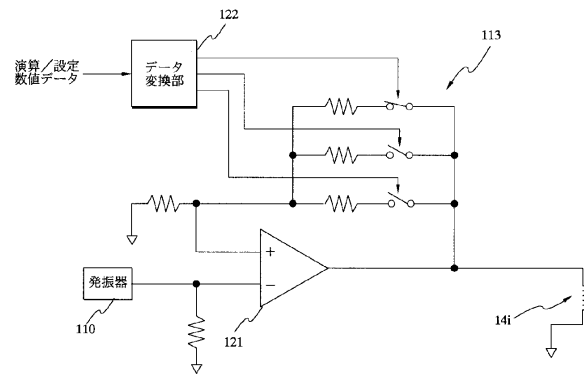
【図 9】



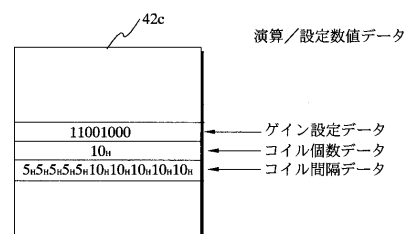
【図 10】



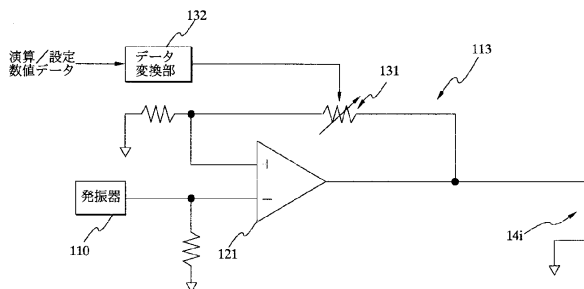
【図 11】



【図 13】



【図 12】



フロントページの続き

- (72)発明者 三宅 憲輔
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 佐藤 稔
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 織田 朋彦
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 丹羽 寛
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 辻 和孝
東京都渋谷区初台1丁目5番6号 オリンパスシステムズ株式会社内

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開2003-245243(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内窥镜形状检测装置		
公开(公告)号	JP4647972B2	公开(公告)日	2011-03-09
申请号	JP2004331069	申请日	2004-11-15
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	相沢千恵子 三好義孝 小野田文幸 三宅憲輔 佐藤稔 織田朋彦 丹羽寛 辻和孝		
发明人	相沢 千恵子 三好 義孝 小野田 文幸 三宅 憲輔 佐藤 稔 織田 朋彦 丹羽 寛 辻 和孝		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.300.B A61B1/00.552 A61B1/00.650		
F-TERM分类号	4C061/GG11 4C061/HH51 4C061/JJ18 4C061/NN07 4C061/YY01 4C061/YY14 4C161/GG11 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ18 4C161/NN07 4C161/YY01 4C161/YY14		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2006136664A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在不更新软件或数据的情况下，通过最佳线圈数据简单地检测和估计形状。ZSOLUTION：在启动内窥镜系统1时，增益设定数据（算术/设定数值数据）经由视频处理器10结合到内窥镜形状检测装置3中。在内窥镜形状检测装置3中，增益设定数据（运算/设定数值数据）经由控制信号生成电路部分40存储在例如2端口存储器42的第二RAM42c的规定地址区域中。

