

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5160619号
(P5160619)

(45) 発行日 平成25年3月13日(2013.3.13)

(24) 登録日 平成24年12月21日(2012.12.21)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 B

G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 3 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2010-250081 (P2010-250081)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成22年11月8日 (2010.11.8)		オリンパス株式会社
(62) 分割の表示	特願2004-331069 (P2004-331069) の分割		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
原出願日	平成16年11月15日 (2004.11.15)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(65) 公開番号	特開2011-56280 (P2011-56280A)	(72) 発明者	相沢 千恵子
(43) 公開日	平成23年3月24日 (2011.3.24)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
審査請求日	平成22年11月8日 (2010.11.8)	(72) 発明者	三好 義孝
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	小野田 文幸
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内

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、

発振器の発振出力を増幅して前記複数の磁界発生素子に印加することで前記複数の磁界発生素子に交流磁界を発生させる駆動手段と、

前記検出手段を制御すると共に、前記検出手段の検出結果に基づき、内視鏡挿入部の形状を推定する形状推定手段と、

前記被検体に挿入される内視鏡毎のゲイン設定データに基づいて前記駆動手段の出力を制御する制御信号発生手段と

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】

前記駆動手段は、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ゲイン設定データに基づいて前記発振出力のゲインが設定される

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。

【請求項 3】

前記駆動手段は、前記発振器の発振出力が入力されるオペアンプ及び帰還抵抗により構成される増幅器を具備し、

前記ゲイン設定データに基づいて前記帰還抵抗の抵抗値を変化させることにより前記発振出力のゲインが設定される

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】

10

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。

【0004】

20

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。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

特開 2003 - 290129 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

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。

30

【0007】

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。

【0008】

40

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、頻繁にソフトウェアあるいはデータをアップデートを行う必要がある。

【0009】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、ソフトウェ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】

【0010】

本発明の一態様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

50

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、発振器の発振出力を増幅して前記複数の磁界発生素子に印加することで前記複数の磁界発生素子に交流磁界を発生させる駆動手段と、前記検出手段を制御すると共に、前記検出手段の検出結果に基づき、内視鏡挿入部の形状を推定する形状推定手段と、前記被検体に挿入される内視鏡毎のゲイン設定データに基づいて前記駆動手段の出力を制御する制御信号発生手段とを備える。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、ソフトウェ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。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【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

【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

【発明を実施するための形態】

【0013】

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。

【0014】

(実施例1)

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。

【0015】

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。

【0016】

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。

【0017】

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。

【0018】

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。

【0019】

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。

【0020】

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。

【0021】

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 22a-1、22a-2、22a-3、22a-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 22b-1、22b-2、22b-3、22b-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 22c-1、22c-2、22c-3、22c-4 の 12 個のセンスコイル（以下、符号 22j で代表する）が配置されている）。

【0022】

センスコイル 22j は、コイルユニット 23 からの図示しないケーブルを介して検出装置 21 に接続されている。この検出装置 21 には使用者が装置を操作するための操作パネル 24 が設けられている。また、この検出装置 21 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 25 がその上部に配置されている。

【0023】

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 14i を駆動する送信ブロック 26 と、コイルユニット 23 内のセンスコイル 22j が受信した信号を受信する受信ブロック 27 と、受信ブロック 27 で検出した信号を信号処理する制御ブロック 28 とから構成される。

【0024】

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 15 には、上述したように、磁界を生成するための 16 個のソースコイル 14i が所定の間隔で配置されており、これらソースコイル 14i は、送信ブロック 26 を構成する 16 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 31 に接続されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

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 P I O（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。

【 0 0 2 6 】

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。

10

【 0 0 2 7 】

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、A D C（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。

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 A D C 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。

20

【 0 0 2 8 】

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 A D C 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。

【 0 0 2 9 】

なお、2 ポートメモリ 4 2 は、図 5 に示すように、機能的には、ローカルコントローラ 4 2 a、第 1 の R A M 4 2 b、第 2 の R A M 4 2 c 及びバススイッチ 4 2 d 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 4 2 a からの A / D 変換開始信号により A D C 3 8 k が A / D 変換を開始し、ローカルコントローラ 4 2 a からの切り換え信号によりバススイッチ 4 2 d が R A M 4 2 b、4 2 c を切り換えながら第 1 R A M 4 2 b、4 2 c 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。

30

【 0 0 3 0 】

再び、図 4 に戻り、CPU 3 2 は、制御信号発生回路部 4 0 からの制御信号により 2 ポートメモリ 4 2 に書き込まれたデジタルデータをローカルデータバス 4 3、P C I コントローラ 4 4 及び P C I バス 4 5（図 5 参照）からなる内部バス 4 6 を介して読みだし、メインメモリ 4 7 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：F F T）を行い、各ソースコイル 1 4 i 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 1 4 i の空間位置座標を算出する。

40

【 0 0 3 1 】

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 R A M 4 8 に出力する。このビデオ R A M 4 8 に書き込まれているデータをビデオ信号発生回路 4 9 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 2 5 へと出力する。液晶モニタ 2 5 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

50

する。

【 0 0 3 2 】

C P U 3 2 において、各ソースコイル 1 4 i に対応した磁界検出情報、すなわち、各センソコイル 2 2 j を構成する単心コイル 2 2 k 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 3 】

また、本実施例では、図 1 に示すように、検出装置 2 1 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 5 7 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 5 8 を検出装置 2 1

10

【 0 0 3 4 】

体外マーカ 5 7 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 5 7 のケーブル 5 9 の基端のコネクタ 5 9 a は検出装置 2 1 に着脱自在で接続される。

【 0 0 3 5 】

そして、このコネクタ 5 9 a を接続することにより、プローブ 1 5 内のソースコイルの場合と同様に体外マーカ 5 7 のソースコイルも駆動され、コイルユニット 2 3 で検出された体外マーカ 5 7 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 2 5 に表示される。

【 0 0 3 6 】

20

また、基準プレート 5 8 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 6 0 の基端のコネクタ 6 0 a は検出装置 2 1 に着脱自在で接続される。

【 0 0 3 7 】

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 8 】

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。

30

【 0 0 3 9 】

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 C C D 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 C C D 1 0 1 が駆動され、C C D 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 C C D 1 0 1 間で送受される。

40

【 0 0 4 0 】

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 4 1 】

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 R A

50

M 4 2 c の所定のアドレス領域に格納する（図 4 参照）。

【 0 0 4 2 】

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。

【 0 0 4 3 】

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 4 】

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 5 】

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 R A M 4 2 c の所定のアドレス領域に格納する（図 8 参照）。

【 0 0 4 6 】

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 R A M 4 2 c の所定のアドレス領域に書き込まれる。

【 0 0 4 7 】

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、C P U 3 2 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。

【 0 0 4 8 】

次に、ステップ S 3 にて第 2 の R A M 4 2 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 3 1 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 3 1 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 1 1 2 にてシリアルゲイン設定データに変換され、G C A 1 1 1 のゲインが電子内視鏡 6 に配置されるプローブ 1 5 に応じた設定値に設定される。

【 0 0 4 9 】

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 2 5 に表示し処理を終了する。

【 0 0 5 0 】

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 1 5 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 1 0 3 からビデオプロセッサ 1 0 を介して 2 ポートメモリ 4 2 の第 2 の R A M 4 2 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 G C A 1 1 1 のゲインを直接設定するので、接続されるプローブ 1 5 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。

【 0 0 5 1 】

なお、ゲイン設定データを用いてG C A 1 1 1のゲインを設定するとしたが、これに限らず、例えば図 1 1 に示すように、正弦波を発生させる発振器 1 1 0 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 1 2 1 と、ゲイン設定データをオペアンプ 1 2 1 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 1 2 2 とからコイル駆動部 1 1 3 を構成しても良いし、図 1 2 に示すようにオペアンプ 1 2 1 の帰還抵抗をデジタルポテンションメータ 1 3 1 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 1 3 1 の制御信号に変換するデータ変換部 1 3 2 を設けてコイル駆動部 1 1 3 を構成しても良い。

【 0 0 5 2 】

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 1 5 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 1 0 3 に格納し、図 1 3 に示すように、2 ポートメモリ 4 2 の第 2 の R A M 4 2 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。

10

【 0 0 5 3 】

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 2 0 0 0 - 9 3 9 8 6 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。

【 0 0 5 4 】

また、特開 2 0 0 3 - 2 4 5 2 4 2 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。

20

【 0 0 5 5 】

また、特開 2 0 0 1 - 2 3 1 7 4 3 号公報にあるような 2 個所の湾曲部を持つものもある。

【 0 0 5 6 】

そこで、内視鏡 6 の不揮発性メモリ 1 0 3 に、図 1 4 に示すように、例えばソースコイルの個数 1 0 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 番目コイルから 1 0 番目コイルまでが 1 0 cm の場合「 1 0、5、5、5、5、5、1 0、1 0、1 0、1 0、1 0」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 1 3 に示すように、2 ポートメモリ 4 2 の第 2 の R A M 4 2 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。

30

【 0 0 5 7 】

なお、本実施例では、電子内視鏡 6 の不揮発性メモリ 1 0 3 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 1 0 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 1 0 3 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。

【 0 0 5 8 】

また、電子内視鏡 6 の不揮発性メモリ 1 0 3 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 1 5 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 1 5 1 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 1 0 3 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 1 0 を介さなくてもスロット 1 5 1 により演算 / 設定数値データを取り込むことができる。

40

【 0 0 5 9 】

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。

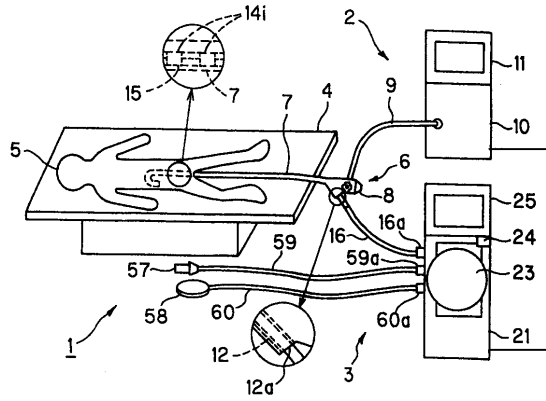
【 符号の説明 】

【 0 0 6 0 】

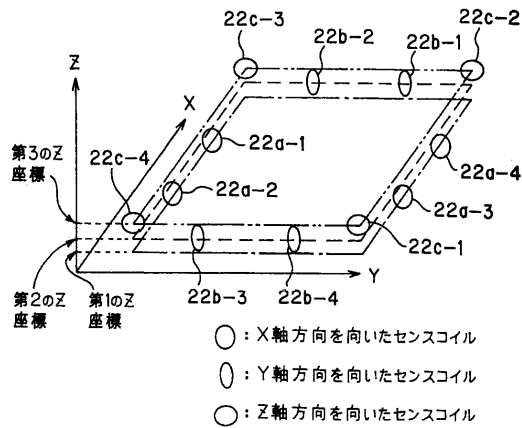
50

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	10
14 i ... ソースコイル	
15 ... プローブ	
16 ... ケーブル	
21 ... 検出装置	
23 ... コイルユニット	
22 j ... センスコイル	
24 ... 操作パネル	
26 ... 送信ブロック	
27 ... 受信ブロック	
28 ... 制御ブロック	20
31 ... ソースコイル駆動回路	
32 ... C P U	
42 ... 2ポートメモリ	
42 a ... ローカルコントローラ	
42 b ... 第1の R A M	
42 c ... 第2の R A M	
42 d ... バススイッチ 100 ... ライトガイド 101 ... C C D 102 ... バッファ回路 10	
3 ... 不揮発性メモリ 110 ... 発振器 111 ... G C A 112 ... データ変換部 113 ... コイル 駆動部	

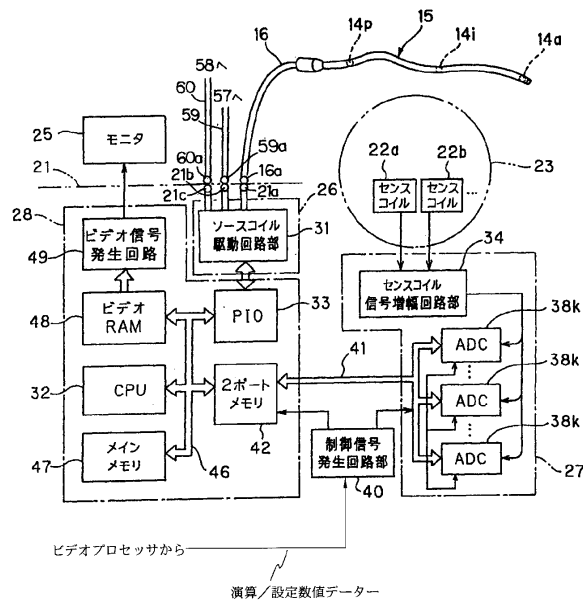
【図 1】



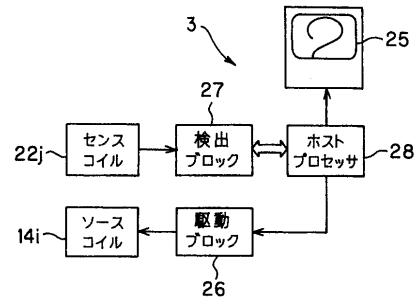
【図 2】



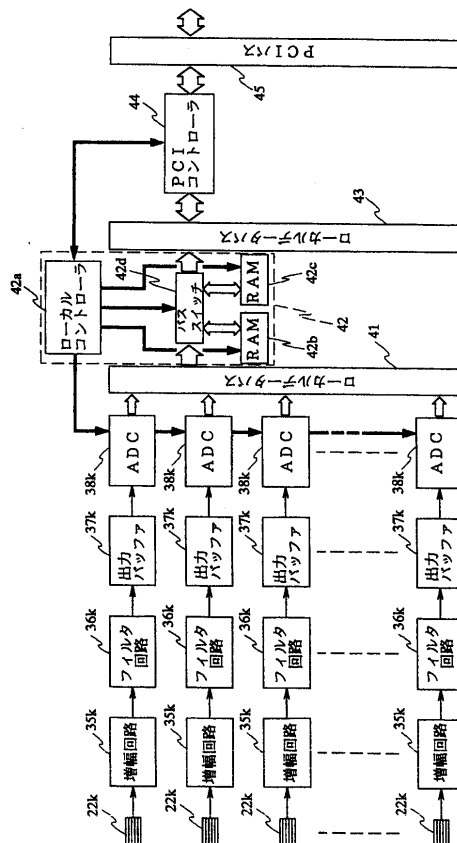
【図 4】



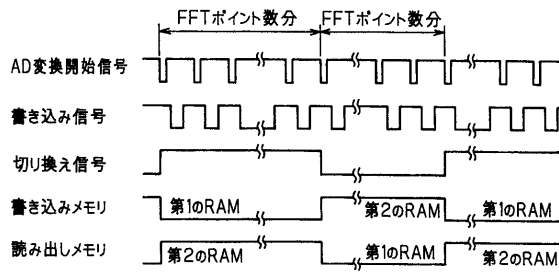
【図 3】



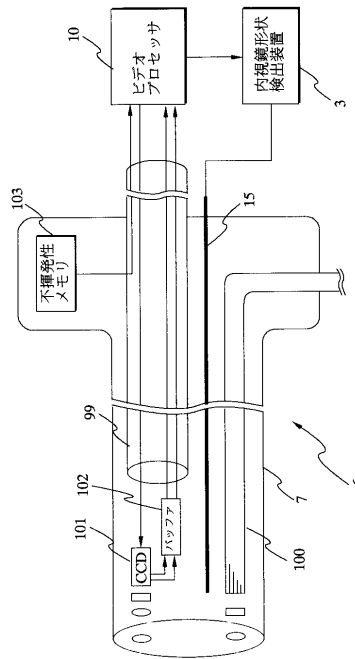
【図 5】



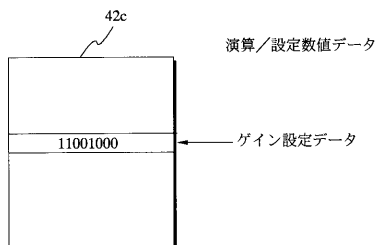
【図 6】



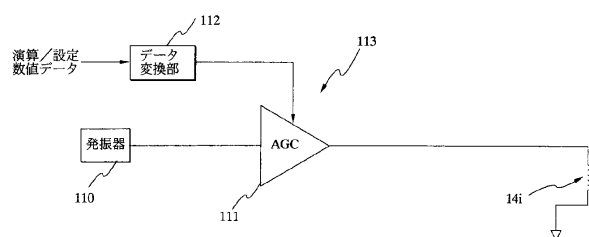
【図 7】



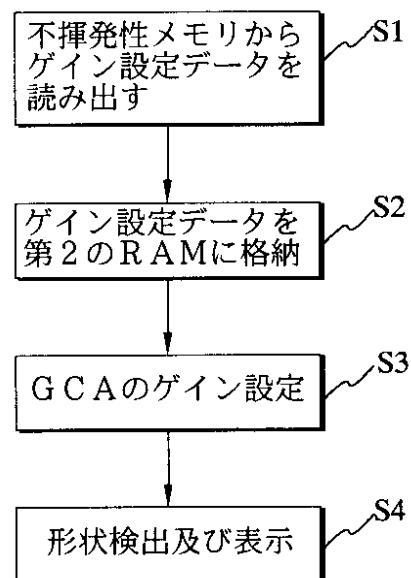
【図 8】



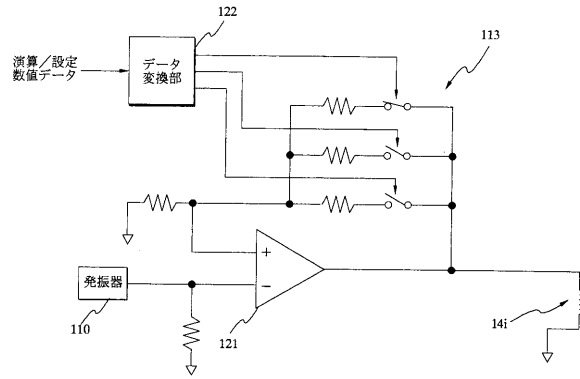
【図 9】



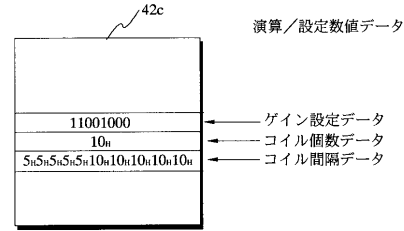
【図 10】



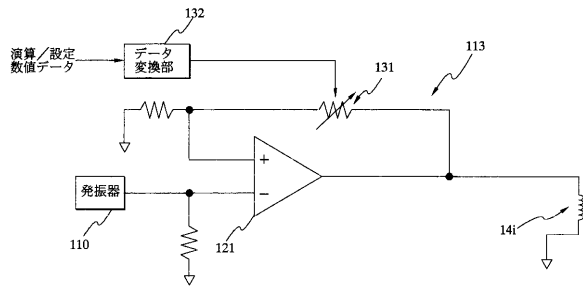
【図 1 1】



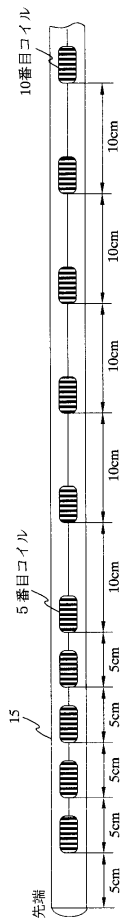
【図 1 3】



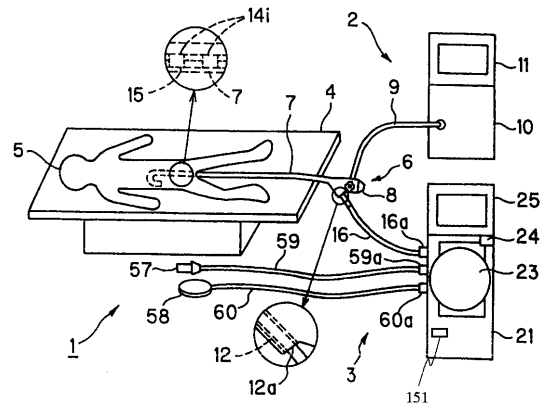
【図 1 2】



【図 1 4】



【図 1 5】



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43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 佐藤 稔
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 織田 朋彦
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 丹羽 寛
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 辻 和孝
東京都新宿区西新宿3-20-2 オペラシティタワー14F オリンパスソフトウェアテクノロ
ジー株式会社内

審査官 大塚 裕一

- (56)参考文献 特開平11-076154(JP,A)
特表2001-520565(JP,A)
特開2003-290129(JP,A)
特開2003-245243(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

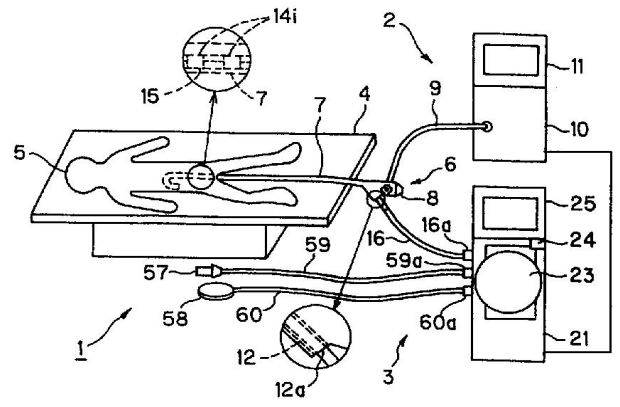
A61B 1/00 ~ 1/32
G02B 23/24 ~ 23/26

专利名称(译)	内窥镜形状检测装置		
公开(公告)号	JP5160619B2	公开(公告)日	2013-03-13
申请号	JP2010250081	申请日	2010-11-08
[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 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/00.300.B G02B23/24.A A61B1/00.552 A61B1/00.650 A61B1/01		
F-TERM分类号	2H040/BA22 2H040/BA23 2H040/CA04 2H040/DA17 4C061/FF21 4C061/GG22 4C061/JJ11 4C161/FF21 4C161/GG22 4C161/HH55 4C161/JJ11		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	大冢雄一		
其他公开文献	JP2011056280A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过最佳线圈数据简单地检测和估计形状，而无需更新软件或数据。解决方案：在启动内窥镜系统时，通过视频处理器将增益设定数据（算术/设定数值数据）结合到内窥镜形状检测装置中。在内窥镜形状检测装置中，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存储在例如2端口存储器42的第二RAM 42c的规定地址区域中。40.Ž

【 図 1 】



【 図 2 】