

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4699068号
(P4699068)

(45) 発行日 平成23年6月8日(2011.6.8)

(24) 登録日 平成23年3月11日(2011.3.11)

(51) Int.Cl.		F 1			
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D
G 0 2 B	23/24	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 2 0 Z
			G 0 2 B	23/24	A

請求項の数 5 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2005-104130 (P2005-104130)
 (22) 出願日 平成17年3月31日 (2005. 3. 31)
 (65) 公開番号 特開2006-280593 (P2006-280593A)
 (43) 公開日 平成18年10月19日 (2006. 10. 19)
 審査請求日 平成20年1月24日 (2008. 1. 24)

(73) 特許権者 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 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4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4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

、
 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、

を有する内視鏡形状検出装置において、

前記磁界発生素子の直流抵抗値を検出する物性値検出手段と、

前記直流抵抗値に基づき、前記磁界発生素子の駆動状態を制御する駆動状態制御手段と

、
 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】

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、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、

を有する内視鏡形状検出装置において、
 前記磁界発生素子のインピーダンス値を検出する物性値検出手段と、
 前記インピーダンス値に基づき、前記磁界発生素子の駆動状態を制御する駆動状態制御
 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 3】

前記駆動状態制御手段は、前記磁界発生素子の経時変化を告知する
 ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡形状検出装置。

【請求項 4】

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

10

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、

を有する内視鏡形状検出装置において、
 前記磁界検出素子のインピーダンス値を検出する物性値検出手段と、
 前記インピーダンス値に基づき、前記磁界発生素子の駆動電圧を制御する駆動状態制御
 手段と、
 を備えたことを特徴とする内視鏡形状検出装置。

20

【請求項 5】

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、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、

を有する内視鏡形状検出装置において、
 前記磁界検出素子のインピーダンス値及び直流抵抗値を検出する物性値検出手段と、
 前記インピーダンス値及び直流抵抗値に基づき、前記磁界発生素子の駆動電圧を制御す
 る駆動状態制御手段と、
 を備えたことを特徴とする内視鏡形状検出装置。

30

【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。

40

【0003】

例えば、特開 2003 - 245243 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】

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

50

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2003-245243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2003-245243号公報に記載の内視鏡形状検出装置では、挿入部内に所定の間隔で配置した複数の磁界発生素子であるソースコイルの断線あるいは短絡を検出し、内視鏡形状検出装置が使用可能であるかどうかを判断しているが、ソースコイルの断線あるいは短絡を検出して内視鏡形状検出装置が使用できないと判断されると、実際の検査に支障が出るといった問題がある。

10

【0006】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、挿入部内に所定の間隔で配置した形状検出用の素子の電気物性に依りて該素子の駆動状態を制御する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】

【0007】

本発明の第1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、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、を有する内視鏡形状検出装置において、前記磁界発生素子の直流抵抗値を検出する物性値検出手段と、前記直流抵抗値に基づき、前記磁界発生素子の駆動状態を制御する駆動状態制御手段と、を備えたことを特徴とする。

20

本発明の第2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、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、を有する内視鏡形状検出装置において、前記磁界発生素子のインピーダンス値を検出する物性値検出手段と、前記インピーダンス値に基づき、前記磁界発生素子の駆動状態を制御する駆動状態制御手段と、を備えたことを特徴とする。

30

本発明の第3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、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、を有する内視鏡形状検出装置において、前記磁界検出素子のインピーダンス値を検出する物性値検出手段と、前記インピーダンス値に基づき、前記磁界発生素子の駆動電圧を制御する駆動状態制御手段と、を備えたことを特徴とする。

40

本発明の第4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、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、を有する内視鏡形状検出装置において、前記磁界検出素子のインピーダンス値及び直流抵抗値を検出する物性値検出手段と、前記インピーダンス値及び直流抵抗値に基づき、前記磁界発生素子の駆動電圧を制御する駆動状態制御手段と、を備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0008】

50

本発明によれば、挿入部内に所定の間隔で配置した形状検出用の素子の電気物性に応じて該素子の駆動状態を制御することができるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

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】

【0010】

図1ないし図10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4の2ポートメモリ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である。

10

【0011】

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。

【0012】

20

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、ビデオプロセッサ10に接続されている。

【0013】

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。

【0014】

30

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。

【0015】

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。

【0016】

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側から駆動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は磁界を発生する。

40

【0017】

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。

【0018】

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

50

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 1 9 】

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 0 】

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 が検出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 で受信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 1 】

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 2 】

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。

30

【 0 0 2 3 】

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 4 】

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。

40

【 0 0 2 5 】

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。

【 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 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

50

る。

【0027】

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RAM42b、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。

【0028】

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。

【0029】

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。

【0030】

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。

【0031】

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。

【0032】

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。

【0033】

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。

【0034】

また、基準プレート58は、そのディスク形状部分の内部に例えば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。

【0035】

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ようにスコープモデルの描画を行うのに使用される。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 6 】

また、図 4 に示すように本実施例では、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、電子内視鏡 6 を識別するスコープ ID データ及びプローブ 1 5 に設けられているソースコイル 1 4 i の状態を判別するための各種判別データが格納されている。不揮発性メモリ 1 0 3 は電氣的に書き換え可能な、フラッシュメモリ (R) 等から構成される。

【 0 0 3 9 】

該スコープ ID データ及び各種判別データは、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 を介してスコープ ID データ及び各種判別データ (R th1、R th2、R) を、図 8 に示すように、例えば 2 ポートメモリ 4 2 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、該正弦波を増幅しスイッチ部 1 1 2 を介してソースコイル 1 4 i に交流磁界を発生 (駆動) させるアンプ 1 1 1 とを有している。また、スイッチ部 1 1 2 はソースコイル 1 4 i に直流電流をアンプ 1 1 1 の出力に切り替えて供給できるようになっており、スイッチ部 1 1 2 がソースコイル 1 4 i に直流電流を供給している際の電圧降下をによりソースコイル 1 4 i の直流抵抗値を測定する直流抵抗値検出部 1 1 3 がソースコイル駆動回路部 3 1 に設けられている。

30

【 0 0 4 1 】

ソースコイル駆動回路部 3 1 は、上記発振器 1 1 0、アンプ 1 1 1、スイッチ部 1 1 2 及び直流抵抗値検出部 1 1 3 をソースコイル 1 4 i に対応して複数有しており、複数のソースコイル 1 4 i を駆動すると共に、複数のソースコイル 1 4 i の直流抵抗値を測定することができるようになっている。測定された複数回、例えば 2 回分の直流抵抗値 R old1、R old2 が 2 ポートメモリ 4 2 の所定のアドレス領域に格納される (図 8 参照)

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。

40

【 0 0 4 2 】

内視鏡システム 1 が起動されると、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 からスコープ ID データ及び各種判別データ (R th1、R th2、R) を読み出し、内視鏡形状検出装置 3 にスコープ ID データ及び各種判別データ (R th1、R th2、R) を送信する。

【 0 0 4 3 】

内視鏡形状検出装置 3 の CPU 3 2 は、図 1 0 に示すように、ステップ S 1 にて制御信号発生回路部 4 0 を介してスコープ ID データ及び各種判別データ (R th1、R th2、R) を、2 ポートメモリ 4 2 の所定のアドレス領域に格納する (図 8 参照) 。

【 0 0 4 4 】

50

次に、内視鏡形状検出装置3のCPU32は、ステップS2にてスイッチ部112を制御しソースコイル14iに直流電流を供給し、直流抵抗値検出部113によりソースコイル14iの直流抵抗値 R_{new} を検出する。そして、CPU32は、ステップS3にて検出した抵抗値 R_{new} が判別データ R_{th1} 、 R_{th2} に対して、 $R_{th1} < R_{new} < R_{th2}$ を満たすかどうか判断し、 $R_{th1} < R_{new} < R_{th2}$ を満たさない場合は、CPU32はソースコイル14iが断線あるいは短絡したと判断し、ステップS4にてプローブ15の使用を禁止しエラーをモニタ25に表示し処理を終了する。

【0045】

$R_{th1} < R_{new} < R_{th2}$ を満たす場合は、CPU32は、ステップS5にて2ポートメモリ42より前々回及び前回検出された直流抵抗値 R_{old1} 、 R_{old2} を読み出し、ステップS6にて抵抗値 R_{old1} 、 R_{old2} と抵抗値 R_{new} との差分、すなわち変化量 $1 = |R_{old1} - R_{new}|$ と変化量 $2 = |R_{old2} - R_{new}|$ を算出する。

【0046】

そして、CPU32は、ステップS7にて変化量1または変化量2と判別データ R とを比較し、変化量 $1 > R$ または変化量 $2 > R$ のいずれかが満たされるかどうか判断する。この変化量1及び変化量2は、ソースコイル14iの抵抗値の経時変化を示すことになる。

【0047】

そこで、CPU32は、変化量 $1 > R$ または変化量 $2 > R$ のいずれかが満たされると判断すると、ソースコイル14iが断線、あるいは短絡に至る時期に近づいたと判断し、ステップS8にてプローブ15の交換を促す旨の警告等をモニタ25に表示しステップS9に進み、変化量1及び変化量2がいずれも R 以内ならばステップS7からステップS9に直接進む。

【0048】

そして、CPU32は、ステップS9にて2ポートメモリ42において前々回抵抗値を R_{old2} に、前回抵抗値を R_{new} に書き換え、処理を終了する。

【0049】

なお、上記の処理は、16個全てのソースコイル14iに対して、時分割に行われる。さらに、16個のソースコイル14iは、形状検出の際には、時分割で磁界駆動されるため、上記の処理の内、ステップS2～ステップS9の処理が、磁界駆動されていない期間において、16個全てのソースコイル14iに対して、時分割かつ継続的に行うようにしてもよい。また、形状検出処理を終了する際に、最終的に2ポートメモリ42に格納されている抵抗値 R_{old1} 、 R_{old2} を電子内視鏡6の不揮発性メモリ103に格納し、不揮発性メモリ103を書き換えるようにしてもよい。

【0050】

このように本実施例では、各ソースコイルの直流抵抗値(電気物性)を検出することで、ソースコイルの状態を判別するので、判別結果に基づいてプローブの経時変化を監視することができ、適切にプローブを管理することができる。

【実施例2】

【0051】

図11ないし図13は本発明の実施例2に係わり、図11は内視鏡形状検出装置のソースコイル駆動回路部の構成を示す図、図12は2ポートメモリのメモリマップを示す図、図13は内視鏡システム的作用を説明するフローチャートである。

【0052】

実施例2は、実施例1とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0053】

本実施例では、図11に示すように、内視鏡形状検出装置3のソースコイル駆動回路部31は、発振器110と、アンプ111と、ソースコイル14iに流れる交流電流を測定する電流検出部114と、ソースコイル14iに印加される交流電圧を測定する電圧検出

10

20

30

40

50

部 1 1 5 と、測定された交流電流及び交流電圧からソースコイル 1 4 i のインピーダンス Z_{new} を算出するインピーダンス算出部 1 1 6 をソースコイル 1 4 i の数、複数有して構成されている。

【 0 0 5 4 】

また、不揮発性メモリ 1 0 3 のスコープ I D データ及び各種判別データは、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 を介してスコープ I D データ及び各種判別データ (Z_{th1} 、 Z_{th2} 、 Z) を、図 1 2 に示すように、2 ポートメモリ 4 2 の所定のアドレス領域に格納する。

【 0 0 5 5 】

その他の構成は実施例 1 と同じである。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 5 6 】

内視鏡システム 1 が起動されると、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 からスコープ I D データ及び各種判別データ (Z_{th1} 、 Z_{th2} 、 Z) を読み出し、内視鏡形状検出装置 3 にスコープ I D データ及び各種判別データ (Z_{th1} 、 Z_{th2} 、 Z) を送信する。

【 0 0 5 7 】

内視鏡形状検出装置 3 の C P U 3 2 は、図 1 3 に示すように、ステップ S 1 1 にて制御信号発生回路部 4 0 を介してスコープ I D データ及び各種判別データ (Z_{th1} 、 Z_{th2} 、 Z) を、2 ポートメモリ 4 2 の所定のアドレス領域に格納する (図 1 2 参照)。

【 0 0 5 8 】

次に、内視鏡形状検出装置 3 の C P U 3 2 は、ステップ S 1 2 にて電流検出部 1 1 4 によりソースコイル 1 4 i に流れる交流電流を測定すると共に、電圧検出部 1 1 5 によりソースコイル 1 4 i に印加される交流電圧を測定し、インピーダンス算出部 1 1 6 で測定された交流電流及び交流電圧からソースコイル 1 4 i のインピーダンス Z_{new} を算出する。

【 0 0 5 9 】

そして、C P U 3 2 は、ステップ S 1 3 にて検出したインピーダンス Z_{new} が判別データ Z_{th1} 、 Z_{th2} に対して、 $|Z_{th1}| < |Z_{new}| < |Z_{th2}|$ を満たすかどうか判断し、 $|Z_{th1}| < |Z_{new}| < |Z_{th2}|$ を満たさない場合は、C P U 3 2 はソースコイル 1 4 i が断線あるいは短絡したと判断し、ステップ S 1 4 にてプローブ 1 5 の使用を禁止しエラーをモニタ 2 5 に表示し処理を終了する。

【 0 0 6 0 】

$|Z_{th1}| < |Z_{new}| < |Z_{th2}|$ を満たす場合は、C P U 3 2 は、ステップ S 1 5 にて 2 ポートメモリ 4 2 より前々回及び前回検出されインピーダンス Z_{old1} 、 Z_{old2} を読み出し、ステップ S 6 にてインピーダンス Z_{old1} 、 Z_{old2} とインピーダンス Z_{new} との差分、すなわち変化量 1 = $||Z_{old1}| - |Z_{new}||$ と変化量 2 = $||Z_{old2}| - |Z_{new}||$ を算出する。

【 0 0 6 1 】

そして、C P U 3 2 は、ステップ S 1 7 にて変化量 1 または変化量 2 と判別データ Z とを比較し、変化量 1 $> Z$ または変化量 2 $> Z$ のいずれかが満たされるかどうか判断する。この変化量 1 及び変化量 2 は、ソースコイル 1 4 i のインピーダンスの経時変化を示すことになる。

【 0 0 6 2 】

そこで、C P U 3 2 は、変化量 1 $> Z$ または変化量 2 $> Z$ のいずれかが満たされると判断すると、ソースコイル 1 4 i が断線、あるいは短絡に至る時期に近づいたと判断し、ステップ S 1 8 にてプローブ 1 5 の交換を促す旨の警告等をモニタ 2 5 に表示しステップ S 1 9 に進み、変化量 1 及び変化量 2 がいずれも Z 以内ならばステップ S 1 7 からステップ S 1 9 に直接進む。

【 0 0 6 3 】

10

20

30

40

50

そして、CPU32は、ステップS19にて2ポートメモリ42において前々回インピーダンスをZold2に、前回インピーダンスをZnewに書き換え、処理を終了する。

【0064】

なお、上記の処理は、16個全てのソースコイル14iに対して、時分割に行われる。さらに、16個のソースコイル14iは、形状検出の際には、時分割で磁界駆動されるため、上記の処理の内、ステップS12～ステップS19の処理が、磁界駆動されていない期間において、16個全てのソースコイル14iに対して、時分割かつ継続的に行うようにしてもよい。また、形状検出処理を終了する際に、最終的に2ポートメモリ42に格納されているインピーダンスZold1、Zold2を電子内視鏡6の不揮発性メモリ103に格納し、不揮発性メモリ103を書き換えるようにしてもよい。

10

【0065】

このように本実施例でも、実施例1と同様な効果を得ることができる。

【実施例3】

【0066】

図14ないし図18は本発明の実施例3に係わり、図14は内視鏡形状検出装置のソースコイル駆動回路部の構成を示す図、図15は内視鏡システム的作用を説明するフローチャート、図16は図15の処理を説明する説明図、図17は図14のソースコイル駆動回路部の変形例の構成を示す図、図18は図17のソースコイル駆動回路部的作用を説明する説明図である。

【0067】

20

実施例3は、実施例2とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0068】

本実施例では、図14に示すように、CPU32がインピーダンス算出部116で算出されたソースコイル14iのインピーダンスZにより発振器110の出力電圧値を制御するように構成される。その他の構成は実施例2と同じである。

【0069】

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。

【0070】

図15に示すように、ステップS11～S14までは実施例2と同じであって、ステップS11～S14の処理が終わると、CPU32はステップS21にてインピーダンス算出部116で算出されたソースコイル14iのインピーダンスZにより発振器110の出力電圧値を制御して処理を終了する。その他の作用は実施例2と同じである。

30

【0071】

ここで、ステップS21におけるソースコイル14iのインピーダンスZによる発振器110の出力電圧値の制御について説明する。

【0072】

図16に示すソースコイル14iの等価回路のように、プローブ15のケーブル抵抗をr1、r2、ソースコイル14iの直流抵抗をrc、ソースコイル14iのインダクタンスをLc、ソースコイル14iに流れる電流をI、アンプ111の出力電圧をV、アンプ111の出力周波数をf、 $R = r1 + r2 + rc$ とすると、ソースコイル14iから発生する磁界及びアンプ111から見たインピーダンスZは、それぞれ、

$$= Lc \cdot I$$

$$|Z| = (R^2 + (2\pi f Lc)^2)^{1/2}$$

となる。

【0073】

$I = V / |Z|$ であるから、CPU32がIが所定の電流値となるように、|Z|に基づき発振器110の出力電圧値を制御してVを設定することで、R、すなわち、r1、r2、rcによらず、一定の磁界出力が得られる。

40

【0074】

50

なお、図 17 に示すように、内視鏡形状検出装置 3 のソースコイル駆動回路部 31 を実施例 1 と実施例 2 とを組み合わせた構成とし、ソースコイル 14i の直流抵抗値及びインピーダンスをそれぞれ検出するようにしてもよい。

【0075】

図 17 の構成の場合、直流抵抗分 R が検出でき、CPU 32 はインピーダンス Z と直流抵抗分 R からインダクタンス Lc を求めることができる。そこで、 $I = Lc \cdot I = Lc \cdot V / |Z|$ が所定の値になるように、発振器 110 の出力電圧値を制御して V を設定することで、一定の磁界出力が得られる。

【0076】

図 17 の構成の場合の処理としては、図 18 に示すように、実施例 2 のステップ S11 ~ S19 の処理を行った後に、ステップ S21 の処理を行うようにしてもよい。

10

【0077】

このように本実施例では、コイルの電気物性に基づき、ソースコイル磁界を一定の磁界出力に制御できる。

【実施例 4】

【0078】

図 19 ないし図 24 は本発明の実施例 4 に係わり、図 19 は内視鏡形状検出装置のソースコイル駆動回路部の構成を示す図、図 20 は図 19 のゲイン可変アンプ部の構成を示す図、図 21 は内視鏡システム的作用を説明するフローチャート、図 22 は図 20 のゲイン可変アンプ部の第 1 の変形例の構成を示す図、図 23 は図 20 のゲイン可変アンプ部の第 2 の変形例の構成を示す図、図 24 は図 21 の変形例のフローチャートである。

20

【0079】

実施例 4 は、実施例 3 とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0080】

本実施例では、図 19 に示すように、CPU 32 の制御によりゲインを可変できるゲイン可変アンプ部 111a をアンプ 111 の代りに設けている。

【0081】

図 20 に示すように、ゲイン可変アンプ部 111a は、振器 110 からの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 GCA（ゲインコントロールアンプ）121 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 122 とからなり、データ変換部 122 からのシリアルゲイン設定データにより GCA 121 のゲインを設定することで複数のソースコイル 14i を駆動するようになっている。

30

【0082】

その他の構成は実施例 3 と同じである。

【0083】

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。

【0084】

図 21 に示すように、ステップ S11 ~ S14 までは実施例 3 と同じであって、ステップ S11 ~ S14 の処理が終わると、CPU 32 はステップ S22 にてインピーダンス算出部 116 で算出されたソースコイル 14i のインピーダンス Z によりゲイン可変アンプ 111a の GCA のゲインを制御して処理を終了する。その他の作用は実施例 3 と同じである。

40

【0085】

なお、ゲイン設定データを用いて GCA 121 のゲインを設定するとしたが、これに限らず、例えば図 22 に示すように、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 131 と、ゲイン設定データをオペアンプ 131 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 132 とからゲイン可変アンプ部 111a を構成しても良いし、図 23 に示すようにオペアンプ 131 の帰還抵抗をデジタルポテンションメータ 141

50

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 4 1 の制御信号に変換するデータ変換部 1 4 2 を設けてゲイン可変アンプ部 1 1 1 a を構成しても良い。

【 0 0 8 6 】

なお、内視鏡形状検出装置 3 のソースコイル駆動回路部 3 1 を実施例 1 と実施例 2 とを組み合わせた構成とし、ソースコイル 1 4 i の直流抵抗値及びインピーダンスをそれぞれ検出するようにしてもよい。この場合、図 2 4 に示すように、実施例 2 のステップ S 1 1 ~ S 1 9 の処理を行った後に、ステップ S 2 2 の処理を行うようにしてもよい。

【 0 0 8 7 】

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。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 8 8 】

【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 4 の 2 ポートメモリ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構成を示す図

【図 1 0】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 1 1】本発明の実施例 2 に係る内視鏡形状検出装置のソースコイル駆動回路部の構成を示す図

【図 1 2】実施例 2 に係る 2 ポートメモリのメモリマップを示す図

【図 1 3】実施例 2 に係る内視鏡システムの作用を説明するフローチャート

【図 1 4】本発明の実施例 3 に係る内視鏡形状検出装置のソースコイル駆動回路部の構成を示す図

【図 1 5】実施例 3 に係る内視鏡システムの作用を説明するフローチャート

【図 1 6】図 1 5 の処理を説明する説明図

【図 1 7】図 1 4 のソースコイル駆動回路部の変形例の構成を示す図

【図 1 8】図 1 7 のソースコイル駆動回路部の作用を説明する説明図

【図 1 9】本発明の実施例 4 に係る内視鏡形状検出装置のソースコイル駆動回路部の構成を示す図

【図 2 0】図 1 9 のゲイン可変アンプ部の構成を示す図

【図 2 1】実施例 4 に係る内視鏡システムの作用を説明するフローチャート

【図 2 2】図 2 0 のゲイン可変アンプ部の第 1 の変形例の構成を示す図

【図 2 3】図 2 0 のゲイン可変アンプ部の第 2 の変形例の構成を示す図

【図 2 4】図 2 1 の変形例のフローチャート

【符号の説明】

【 0 0 8 9 】

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

1 0 ... ビデオプロセッサ

10

20

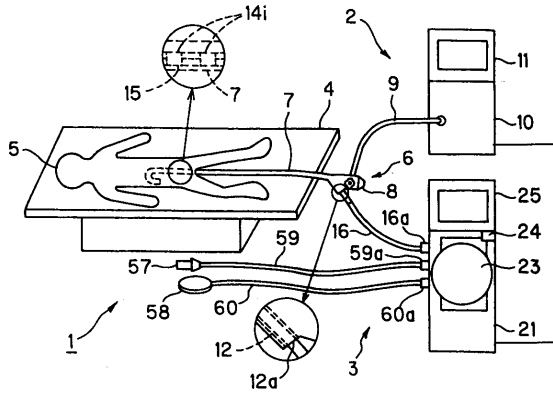
30

40

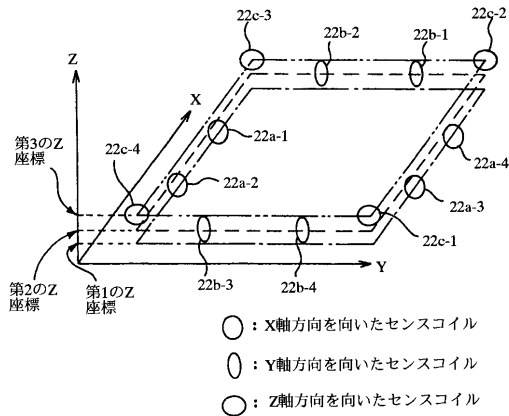
50

1 2 ... 鉗子チャンネル	
1 4 i ... ソースコイル	
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	10
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	20
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 ... アンプ	
1 1 2 ... スイッチ部	
1 1 3 ... 直流抵抗値検出部	
代理人 弁理士 伊藤 進	

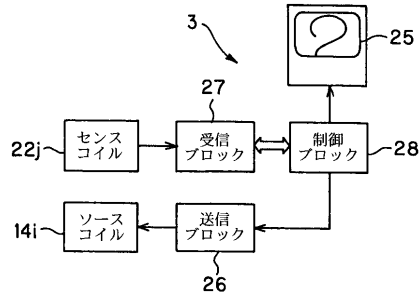
【図1】



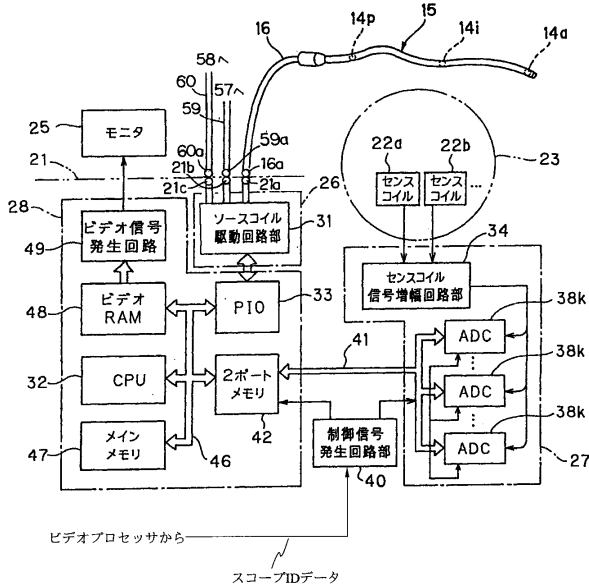
【図2】



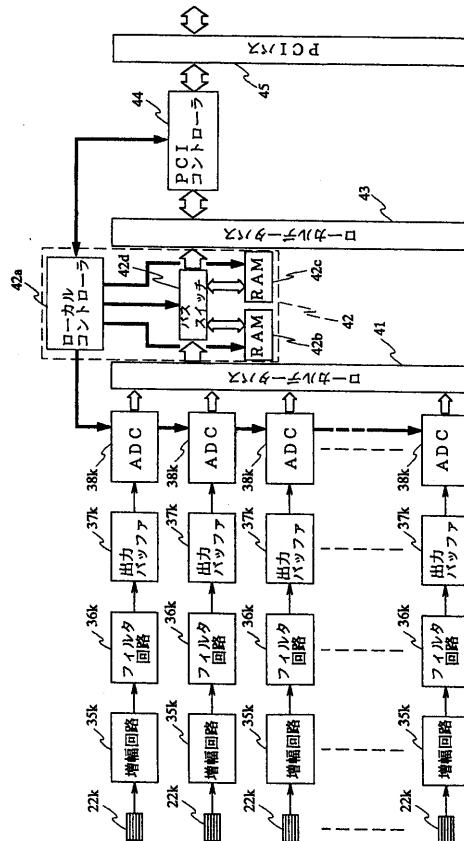
【図3】



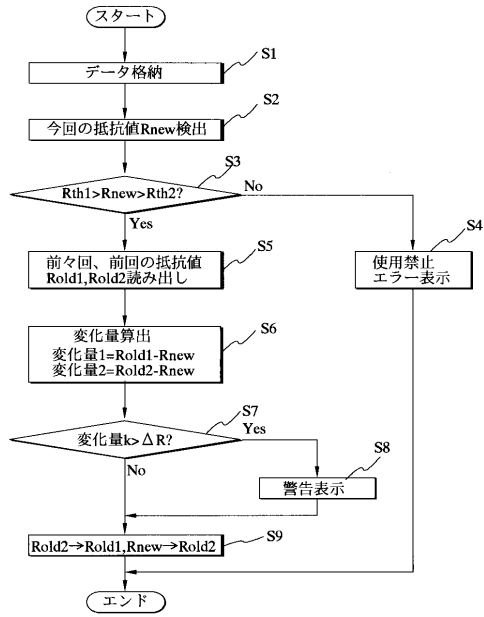
【図4】



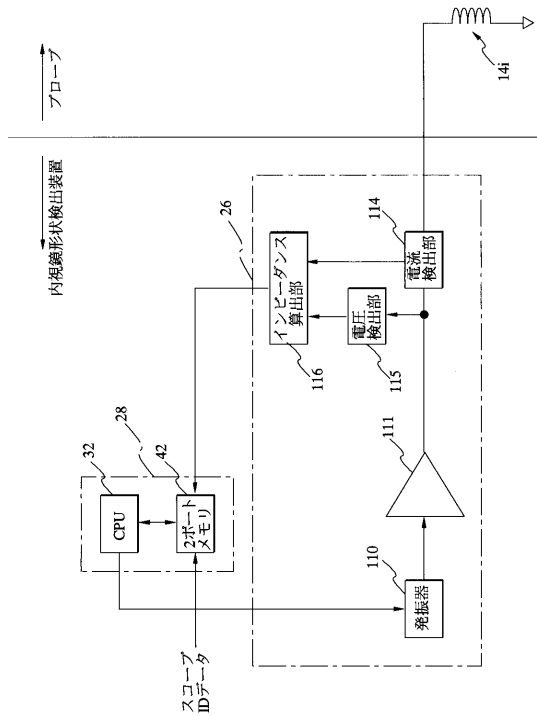
【図5】



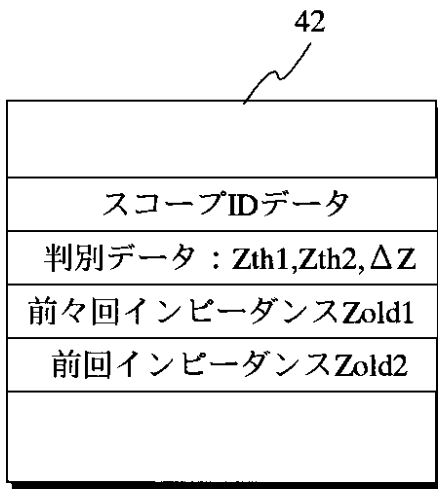
【図10】



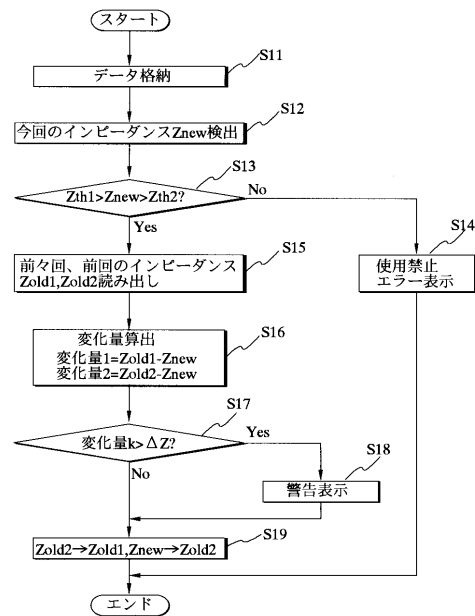
【図11】



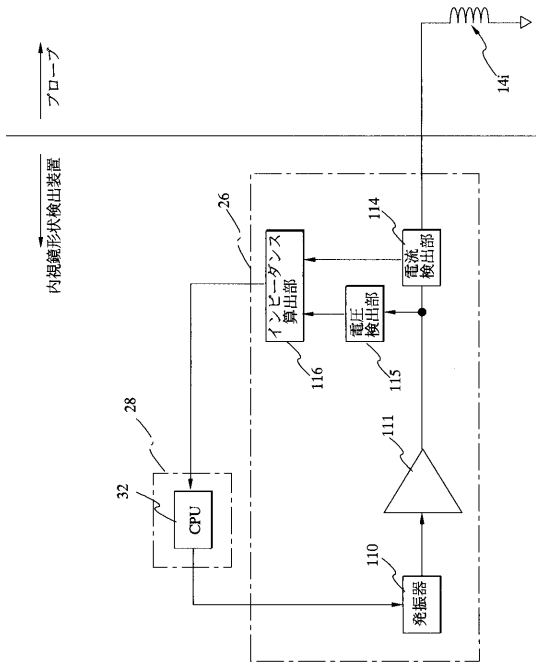
【図12】



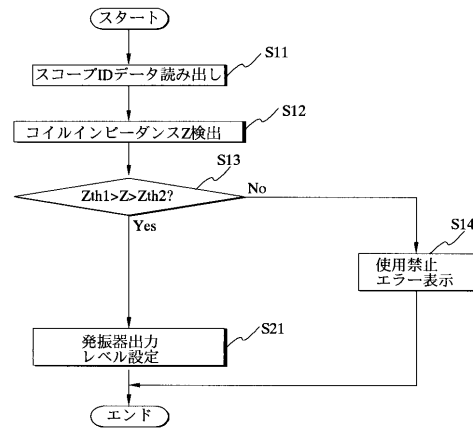
【図13】



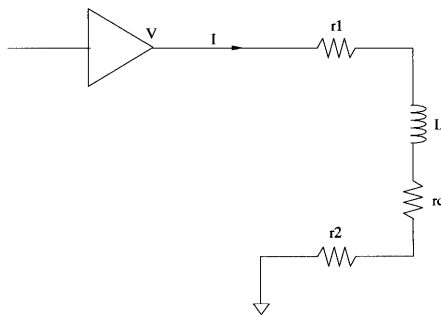
【図14】



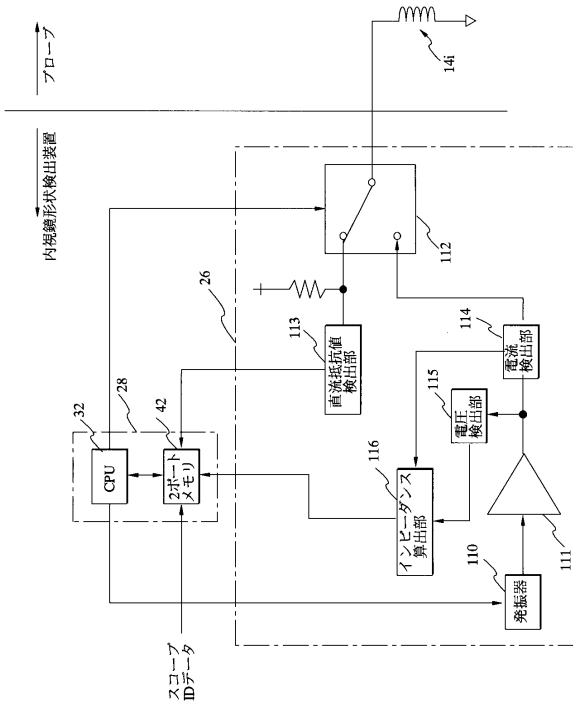
【図15】



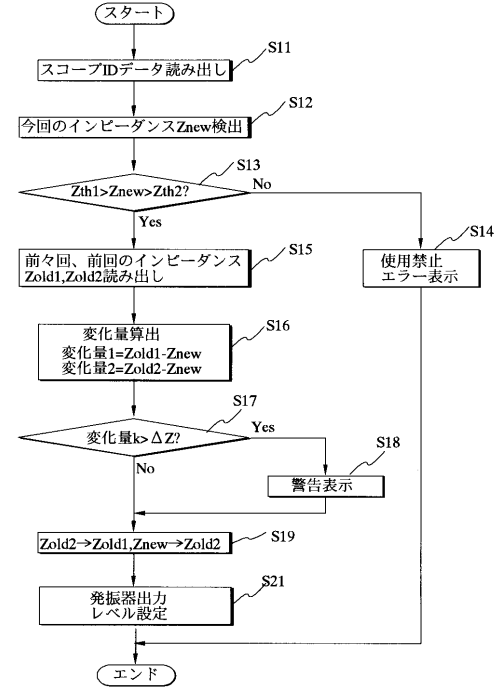
【図16】



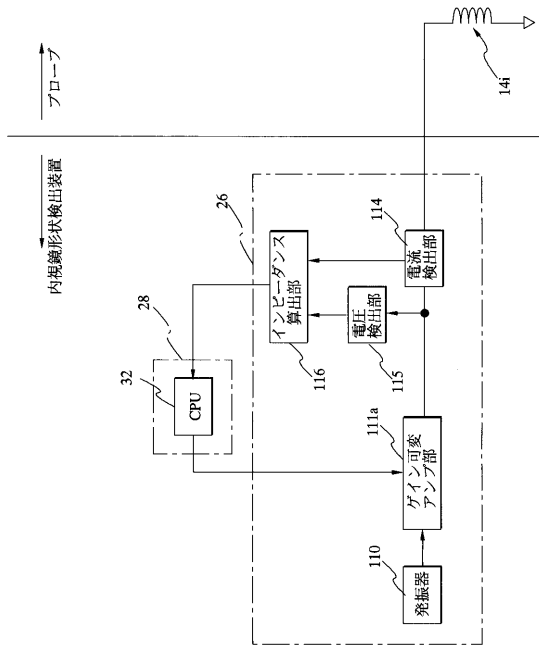
【図17】



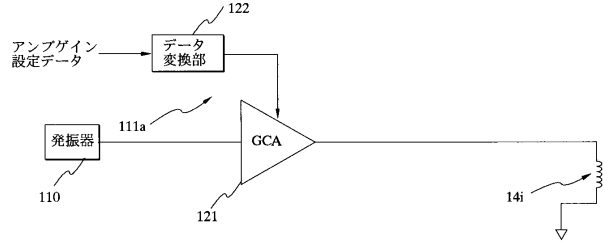
【図18】



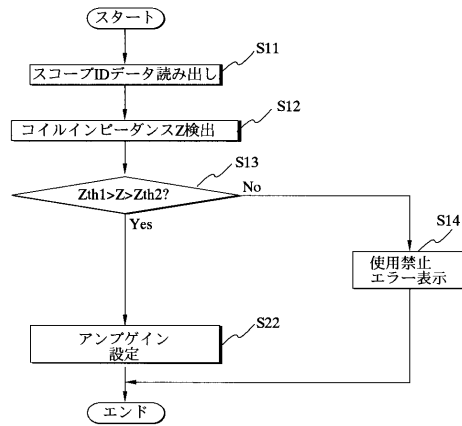
【図19】



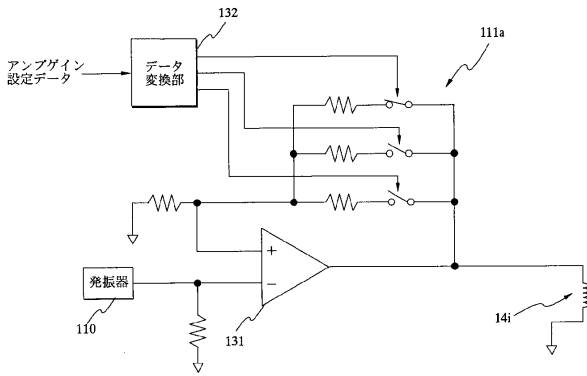
【図20】



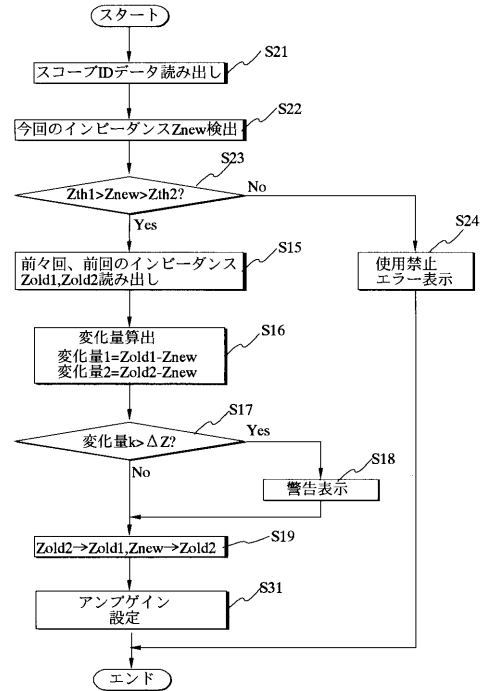
【図21】



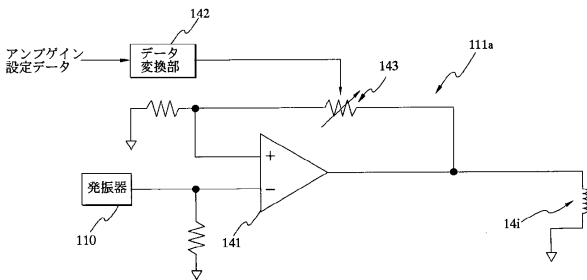
【図22】



【図24】



【図23】



フロントページの続き

- (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 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 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

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)

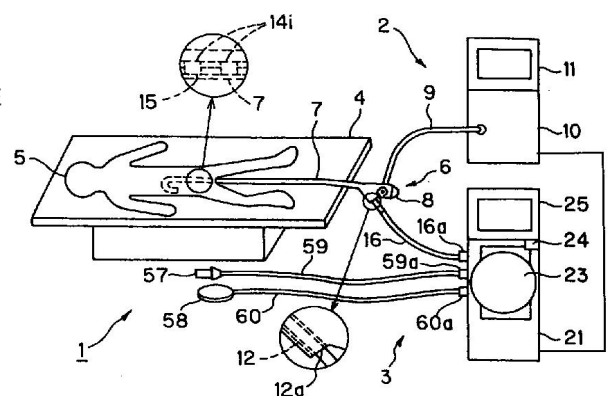
A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	内窥镜形状检测装置		
公开(公告)号	JP4699068B2	公开(公告)日	2011-06-08
申请号	JP2005104130	申请日	2005-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	相沢千恵子 小野田文幸 丹羽寛 三好義孝 佐藤稔 織田朋彦 三宅憲輔		
发明人	相沢 千恵子 小野田 文幸 丹羽 寛 三好 義孝 佐藤 稔 織田 朋彦 三宅 憲輔		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.320.Z G02B23/24.A A61B1/00.550 A61B1/01		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/DA17 2H040/DA51 4C061/DD03 4C061/FF24 4C061/FF41 4C061/GG22 4C061/HH51 4C061/JJ11 4C061/JJ17 4C161/DD03 4C161/FF24 4C161/FF41 4C161/GG22 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ11 4C161/JJ17		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2006280593A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：根据在插入部分中以预定间隔布置的形状检测元件的电特性来控制元件的驱动状态。 解决方案：内窥镜形状检测装置3的源线圈驱动电路部分31包括用于产生正弦波的振荡器110，通过放大正弦波在源线圈14i中通过开关部分112产生AC磁场以及用于驱动它的放大器111。另外，开关单元112可以通过切换到放大器111的输出来向源线圈14i提供直流电用于测量源线圈14i的直流电阻值的直流电阻值检测部分113通过当切换部分112将直流电流提供给源线圈14i时的电位降而设置在源线圈驱动电路部分31中。。 9系统技术领域

【图1】



【图2】