

【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、

前記挿磁界発生素子の電気物性値を検出する物性値検出手段と、

10

前記電気物性値に基づき、前記挿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】

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 に記載の内視鏡形状検出装置。

【請求項 3】

前記電気物性値は、前記磁界発生素子の直流抵抗値であ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】

前記電気物性値は、前記磁界発生素子のインピーダンス値であ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。

20

【請求項 5】

前記駆動状態制御手段は、前記電気物性値に基づき、前記磁界発生素子の駆動電圧を制御す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 6】

前記電気物性値は、前記磁界検出素子のインピーダンス値であることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡形状検出装置。

【請求項 7】

前記電気物性値は、前記磁界検出素子のインピーダンス値及び直流抵抗値であることを特徴とする請求項 5 に記載の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応じ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

20

、
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電気物性値を検出する物性値検出手段と、

前記電気物性値に基づき、前記磁界検出素子の駆動状態を制御する駆動状態制御手段とを備えて構成される。

【発明の効果】

【０００８】

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。

30

【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。

40

【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】

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

50

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】

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。 10

【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。 20

【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。 30

【0019】

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。 40

【0020】

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 が検出した信号を受信する受信ブロック 27 と、受信ブロック 27 で受信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。

【0021】

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 50

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。

【0022】

ソースコイル駆動回路部 31 は、各ソースコイル 14 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 31 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 28 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）32 により PIO（パラレル入出力回路）33 を介してソースコイル駆動回路部 31 内の駆動周波数データ格納手段（図示せず）に格納される。

【0023】

一方、コイルユニット 23 内の 12 個のセンスコイル 22 j は、受信ブロック 27 を構成するセンスコイル信号増幅回路部 34 に接続されている。

【0024】

センスコイル信号増幅回路部 34 では、図 5 に示すようにセンスコイル 22 j を構成する 12 個の単心コイル 22 k がそれぞれ増幅回路 35 k に接続されて 12 系統の処理系が設けられており、各単心コイル 22 k で検出された微小な信号が増幅回路 35 k により増幅されフィルタ回路 36 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 37 k に出力された後、ADC（アナログ・デジタル・コンバータ）38 k で制御ブロック 28 が読み込み可能なデジタル信号に変換される。

【0025】

なお、受信ブロック 27 は、センスコイル信号増幅回路部 34 及び ADC 38 k より構成され、センスコイル信号増幅回路部 34 は増幅回路 35 k、フィルタ回路 36 k 及び出力バッファ 37 k より構成される。

【0026】

図 4 に戻り、このセンスコイル信号増幅回路部 34 の 12 系統の出力は、12 個の前記 ADC 38 k に伝送され、制御ブロック 28 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 40 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 40 からの制御信号によってローカルデータバス 41 を介してデータ出力手段である 2 ポートメモリ 42 に書き込まれる。

【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 42 a、第 1 の RAM 42 b、第 2 の RAM 42 c 及びバススイッチ 42 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 42 a からの A/D 変換開始信号により ADC 38 k が A/D 変換を開始し、ローカルコントローラ 42 a からの切り換え信号によりバススイッチ 42 d が RAM 42 b、42 c を切り換えながら RAM 42 b、42 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。

【0028】

再び、図 4 に戻り、CPU 32 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 14 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 14 i 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 RAM 48 に出力する。このビデオ RAM 48 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

10

20

30

40

50

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】

CPU 32 において、各ソースコイル 14 i に対応した磁界検出情報、すなわち、各センソコイル 22 j を構成する単心コイル 22 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。

【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 59 a 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 59 a 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 60 a 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。

【0036】

また、図 4 に示すように本実施例では、検出装置 21 にはプローブ 15 のコネクタ 16 a、体外マーカ 57 のコネクタ 59 a、基準プレート 58 のコネクタ 60 a がそれぞれ接続されるコネクタ受け 21 a、21 b、21 c が設けてあり、各コネクタ受け 21 a、21 b、21 c はソースコイル駆動回路 31 に接続される。

【0037】

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 100 と複数のソースコイル 14 i を有するプローブ 15 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 101 が設けられている。そして、ビデオプロセッサ 10 からの駆動信号により CCD 101 が駆動され、CCD 101 で撮像された撮像信号がバッファ回路 102 を介してビデオプロセッサ 10 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 99 によりビデオプロセッサ 10 と CCD 101 間で送受される。

【0038】

一方、電子内視鏡 6 の基端側の操作部 102 には、不揮発性メモリ 103 が設けられており、この不揮発性メモリ 103 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 15 に設けられているソースコイル 14 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 103 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。

【0039】

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

10

20

30

40

50

ロセッサ 10 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 40 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} 、 ΔR) を、図 8 に示すように、例えば 2 ポートメモリ 42 の所定のアドレス領域に格納する (図 4 参照)。

【0040】

内視鏡形状検出装置 3 のソースコイル駆動回路部 31 は、図 9 に示すように、正弦波を発生させる発振器 110 と、該正弦波を増幅しスイッチ部 112 を介してソースコイル 14i に交流磁界を発生 (駆動) させるアンプ 111 とを有している。また、スイッチ部 112 はソースコイル 14i に直流電流をアンプ 111 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 112 がソースコイル 14i 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 14i の直流抵抗値を測定する直流抵抗値検出部 113 がソースコイル駆動回路部 31 に設けられている。

【0041】

ソースコイル駆動回路部 31 は、上記発振器 110、アンプ 111、スイッチ部 112 及び直流抵抗値検出部 113 をソースコイル 14i に対応して複数有しており、複数のソースコイル 14i を駆動すると共に、複数のソースコイル 14i 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 42 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。

【0042】

内視鏡システム 1 が起動されると、ビデオプロセッサ 10 は、電子内視鏡 6 の不揮発性メモリ 103 からスコープ ID データ及び各種判別データ (R_{th1} 、 R_{th2} 、 ΔR) 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} 、 ΔR) を送信する。

【0043】

内視鏡形状検出装置 3 の CPU 32 は、図 10 に示すように、ステップ S1 にて制御信号発生回路部 40 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} 、 ΔR) を、2 ポートメモリ 42 の所定のアドレス領域に格納する (図 8 参照)。

【0044】

次に、内視鏡形状検出装置 3 の CPU 32 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、CPU 32 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、CPU 32 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、CPU 32 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、CPU 32 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 ΔR とを比較し、変化量 $1 > \Delta R$ または変化量 $2 > \Delta R$ 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、CPU 32 は、変化量 $1 > \Delta R$ または変化量 $2 > \Delta R$ 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

10

20

30

40

50

S 9に進み、変化量 1 及び変化量 2 がいずれも ΔR 以内ならばステップ S 7 からステップ S 9 に直接進む。

【0048】

そして、CPU 32 は、ステップ S 9 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 14 i に対して、時分割に行われる。さらに、16 個のソースコイル 14 i 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 S 2 ~ ステップ S 9 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 14 i 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。

10

【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 は内視鏡システムの作用を説明するフローチャートである。

20

【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 14 i 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 14 i に印加される交流電圧を測定する電圧検出部 115 と、測定された交流電流及び交流電圧からソースコイル 14 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 116 をソースコイル 14 i の数、複数有して構成されている。

30

【0054】

また、不揮発性メモリ 103 のスコープ 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 10 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 40 を介してスコープ ID データ及び各種判別データ（ Z_{th1} 、 Z_{th2} 、 ΔZ ）を、図 12 に示すように、2 ポートメモリ 42 の所定のアドレス領域に格納する。

【0055】

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。

40

【0056】

内視鏡システム 1 が起動されると、ビデオプロセッサ 10 は、電子内視鏡 6 の不揮発性メモリ 103 からスコープ ID データ及び各種判別データ（ Z_{th1} 、 Z_{th2} 、 ΔZ ）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（ Z_{th1} 、 Z_{th2} 、 ΔZ ）を送信する。

【0057】

内視鏡形状検出装置 3 の CPU 32 は、図 13 に示すように、ステップ S 11 にて制御信号発生回路部 40 を介してスコープ ID データ及び各種判別データ（ Z_{th1} 、 Z_{th2} 、 ΔZ ）を、2 ポートメモリ 42 の所定のアドレス領域に格納する（図 12 参照）。

50

【 0 0 5 8 】

次に、内視鏡形状検出装置 3 の CPU 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、CPU 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、CPU 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。 10

【 0 0 6 0 】

$|Z_{th1}| < |Z_{new}| < |Z_{th2}|$ を満たす場合は、CPU 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、CPU 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 ΔZ とを比較し、変化量 1 $> \Delta Z$ または変化量 2 $> \Delta Z$ 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。 20

【 0 0 6 2 】

そこで、CPU 3 2 は、変化量 1 $> \Delta Z$ または変化量 2 $> \Delta Z$ 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 ΔZ 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 】

そして、CPU 3 2 は、ステップ S 1 9 にて 2 ポートメモリ 4 2 において前々回インピーダンスを Z_{old2} に、前回インピーダンスを Z_{new} に書き換え、処理を終了する。 30

【 0 0 6 4 】

なお、上記の処理は、16 個全てのソースコイル 1 4 i に対して、時分割に行われる。さらに、16 個のソースコイル 1 4 i 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 S 1 2 ~ ステップ S 1 9 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 1 4 i 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 4 2 に格納されているインピーダンス Z_{old1} 、 Z_{old2} を電子内視鏡 6 の不揮発性メモリ 1 0 3 に格納し、不揮発性メモリ 1 0 3 を書き換えるようにしてもよい。

【 0 0 6 5 】

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。 40

【 実施例 3 】

【 0 0 6 6 】

図 1 4 ないし図 1 8 は本発明の実施例 3 に係わり、図 1 4 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 1 5 は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 は図 1 5 の処理を説明する説明図、図 1 7 は図 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 は図 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である。

【 0 0 6 7 】

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 50

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。

【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 r_1 、 r_2 、ソースコイル14iの直流抵抗を r_c 、ソースコイル14iのインダクタンスを L_c 、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 、 $R = r_1 + r_2 + r_c$ とすると、ソースコイル14iから発生する磁界 Φ 及びアンプ111から見たインピーダンス Z は、それぞれ、

$$\Phi = L_c \cdot I$$

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

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、 r_1 、 r_2 、 r_c によらず、一定の磁界出力が得られる。

【0074】

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、CPU32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 L_c を求めることができる。そこで、 $\Phi = L_c \cdot I = L_c \cdot V / |Z|$ 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。

【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は内視鏡システムの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。

10

20

30

40

50

【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、CPU32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GCA121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。

10

【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、CPU32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。

20

【0085】

なお、ゲイン設定データを用いてGCA121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141の制御信号に変換するデータ変換部142を設けてゲイン可変アンプ部111aを構成しても良い。

30

【0086】

なお、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。この場合、図24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S22の処理を行うようにしてもよい。

【0087】

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】

40

【0088】

【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

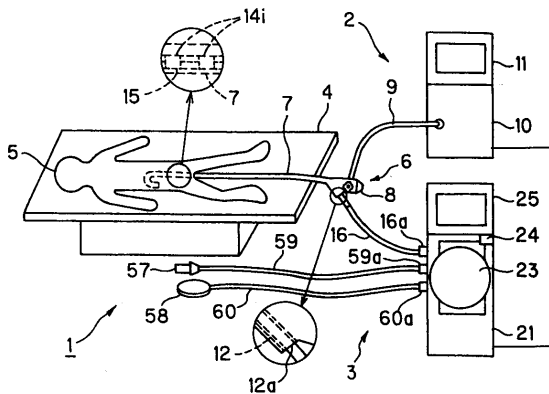
50

【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	10
【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 】	20
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	
1 2 ... 鉗子チャンネル	30
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	
2 8 ... 制御ブロック	40
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	50

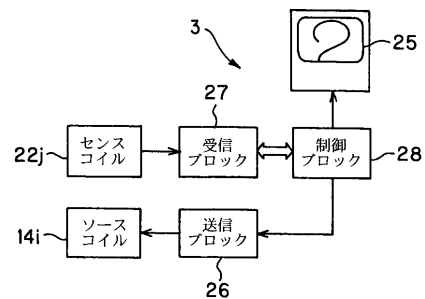
1 0 3 ... 不揮発性メモリ
 1 1 0 ... 発振器
 1 1 1 ... アンプ
 1 1 2 ... スイッチ部
 1 1 3 ... 直流抵抗値検出部

代理人 弁理士 伊藤 進

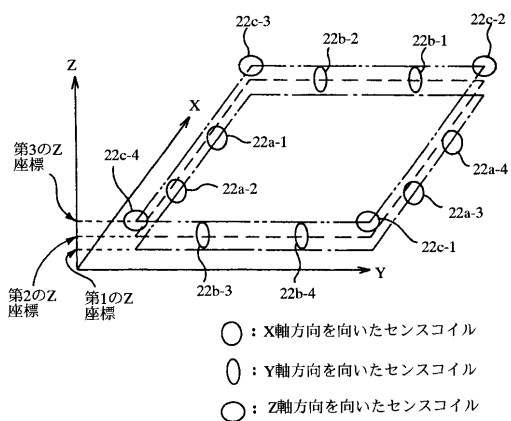
【図 1】



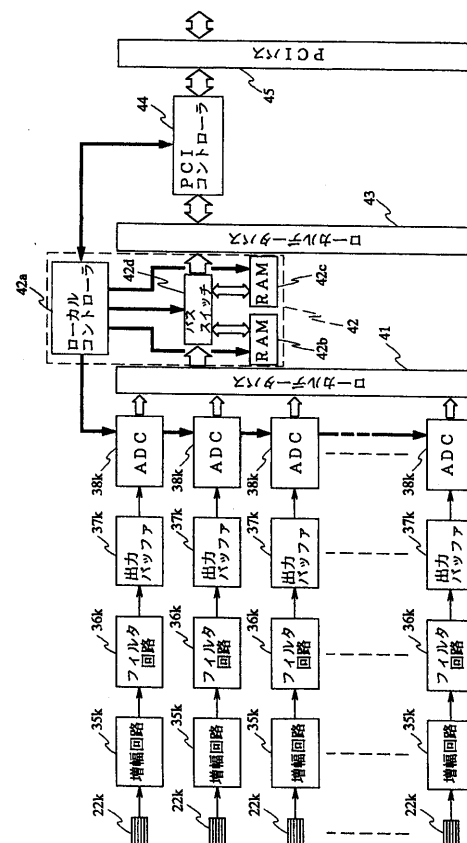
【図 3】



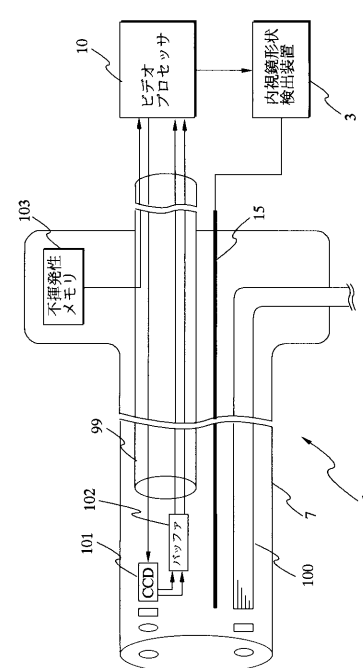
【図 2】



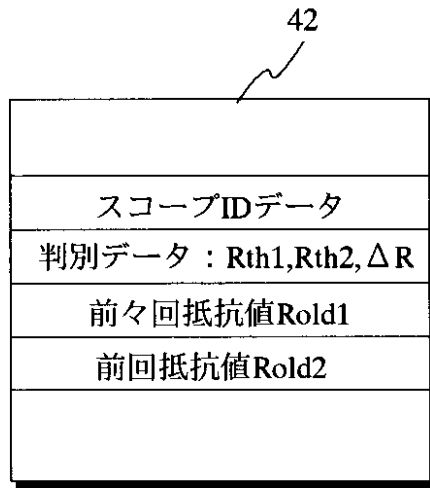
【图 5】



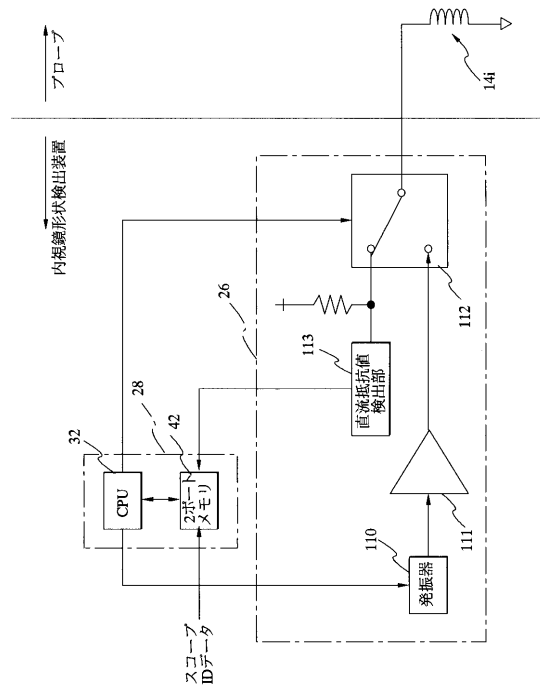
【圖 7】



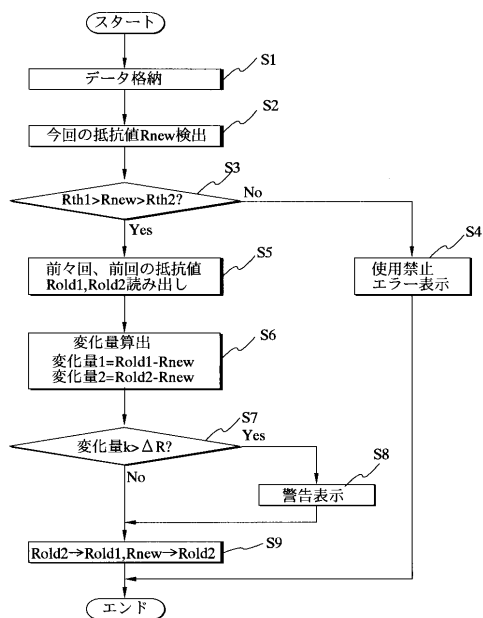
【図 8】



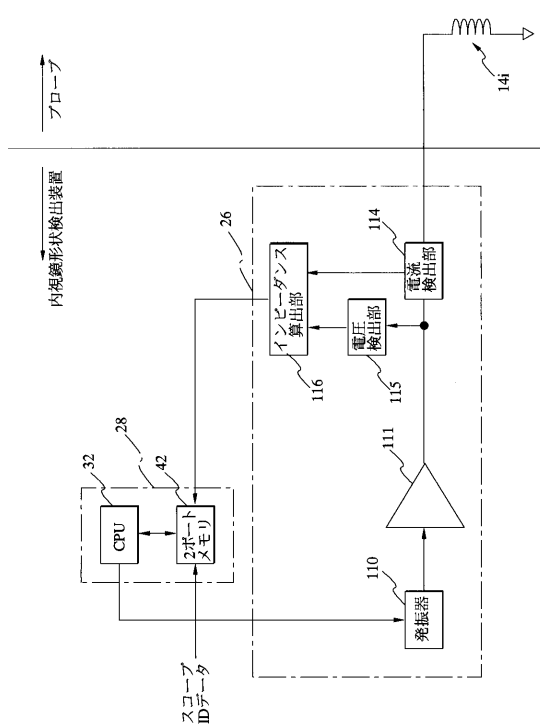
【図 9】



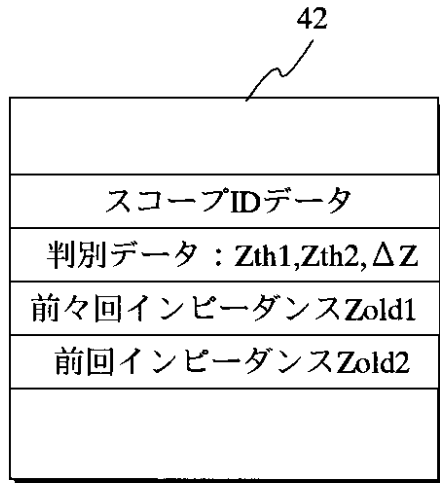
【図 10】



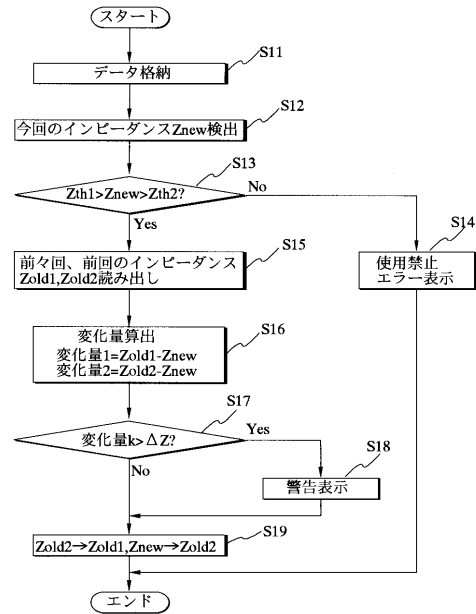
【図 11】



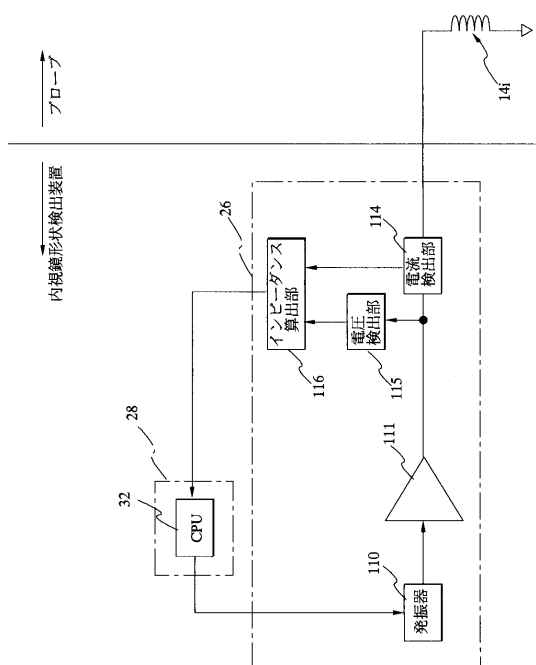
【図 1 2】



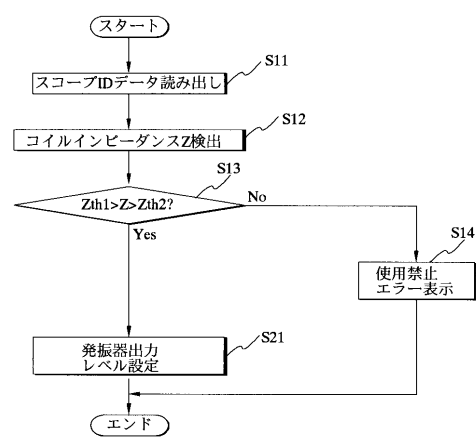
【図 1 3】



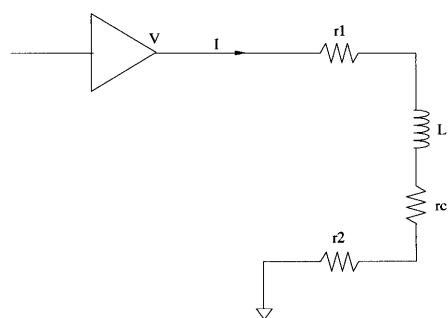
【図 1 4】



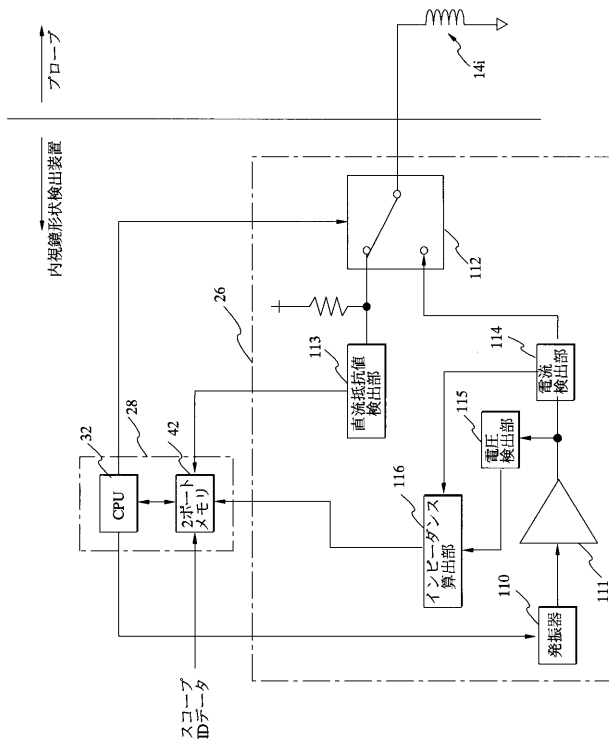
【図 1 5】



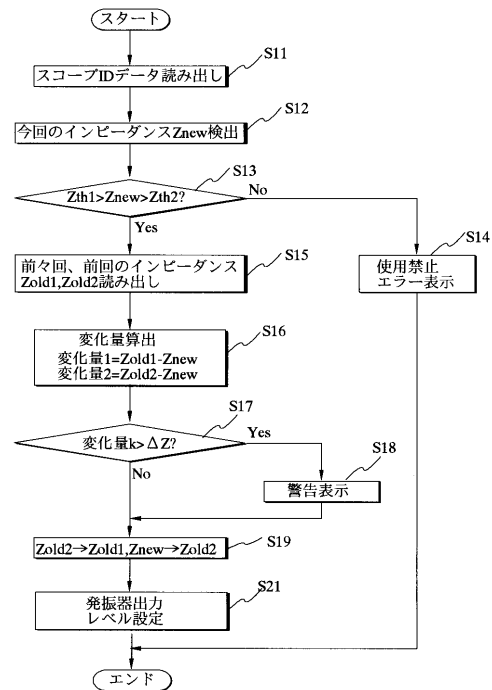
【図 1 6】



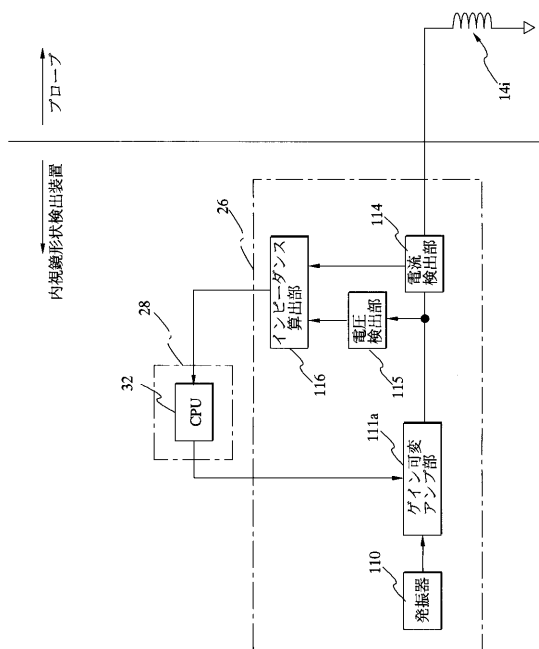
【図 17】



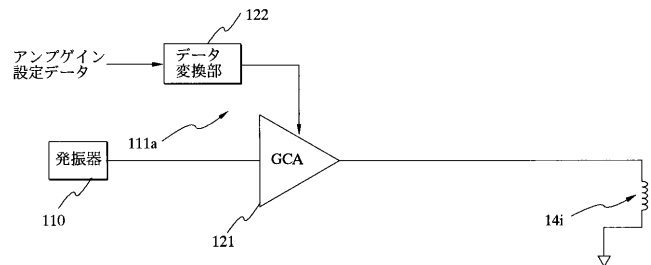
【図 18】



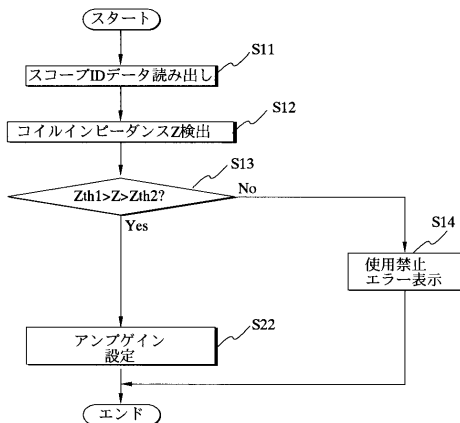
【図 19】



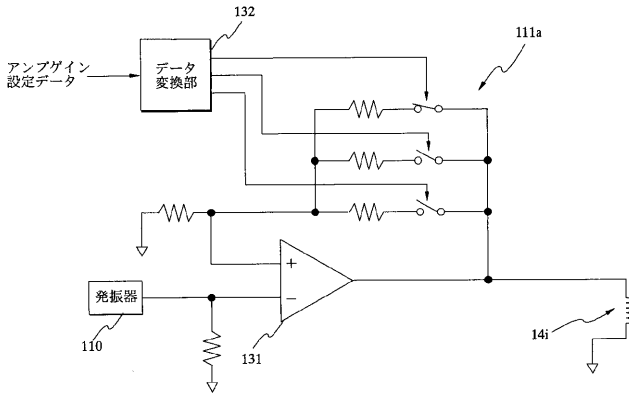
【図 20】



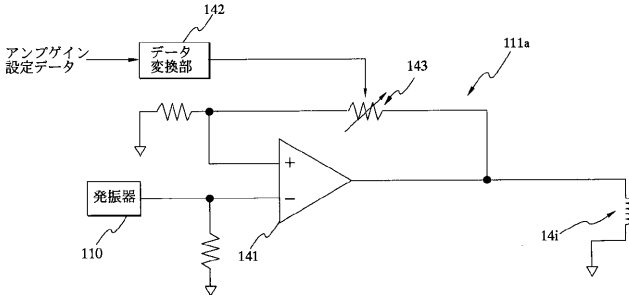
【図 21】



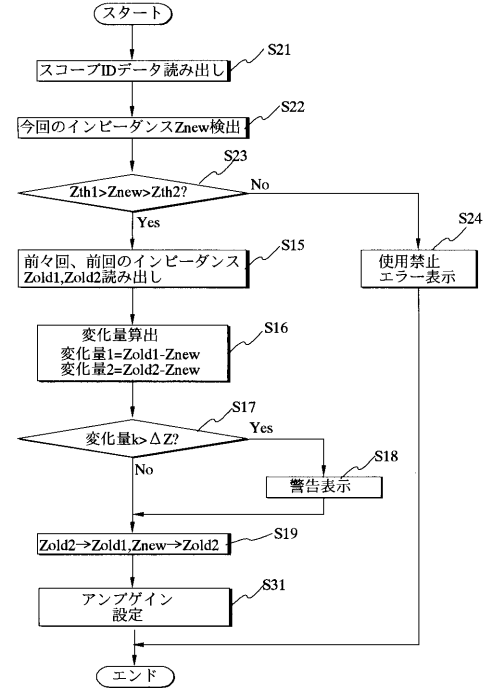
【図 2 2】



【図 2 3】



【図 2 4】



【手続補正書】

【提出日】平成17年4月21日(2005.4.21)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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電気物性値を検出する物性値検出手段と、

前記電気物性値に基づき、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】

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 に記載の内視鏡形状検出装置。

【請求項 3】

前記電気物性値は、前記磁界発生素子の直流抵抗値であ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】

前記電気物性値は、前記磁界発生素子のインピーダンス値である
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 5】

前記駆動状態制御手段は、前記電気物性値に基づき、前記磁界発生素子の駆動電圧を制御する

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 6】

前記電気物性値は、前記磁界検出素子のインピーダンス値である
ことを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡形状検出装置。

【請求項 7】

前記電気物性値は、前記磁界検出素子のインピーダンス値及び直流抵抗値である
ことを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡形状検出装置。

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 佐藤 稔
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 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4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- F ターム(参考) 2H040 BA23 DA17 DA51
4C061 DD03 FF24 FF41 GG22 HH51 JJ11 JJ17

专利名称(译)	内窥镜形状检测装置		
公开(公告)号	JP2006280593A	公开(公告)日	2006-10-19
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		
[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	JP4699068B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：根据在插入管中以预定间隔布置的轮廓检测元件的电特性来控制元件的驱动状态。ŽSOLUTION：内窥镜轮廓检测器3的源线圈驱动电路部分31包括产生正弦波的振荡器110，以及用于放大正弦波并通过开关部分在源线圈14i中产生（驱动）AC场的放大器111。开关部分112可以在切换到放大器111的输出的同时向源线圈14i提供DC电流。源线圈驱动电路部分31设置有助于测量源的DC电阻的DC电阻检测部分113。当开关部分112向源线圈14i提供DC电流时，线圈14i从电位下降。

Ž

