

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-136663

(P2006-136663A)

(43) 公開日 平成18年6月1日(2006.6.1)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 1/00 (2006.01)** A 6 1 B 1/00 3 0 0 B 4 C 0 6 1  
 A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2004-331068 (P2004-331068)  
 (22) 出願日 平成16年11月15日 (2004.11.15)

(71) 出願人 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 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 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

最終頁に続く

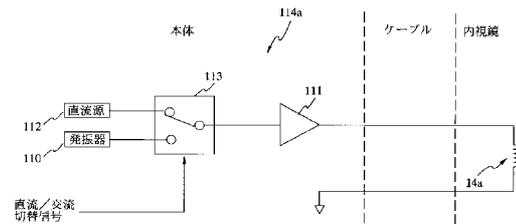
(54) 【発明の名称】 内視鏡形状検出装置

(57) 【要約】

【課題】 内視鏡の形状を検出すると共に、体腔内の異物を磁力により吸着移動させる。

【解決手段】 内視鏡形状検出装置のソースコイル駆動回路部は、正弦波を発生させる発振器 110 と、所定の直流電流を供給する直流源 112 と、発振器 110 の出力と直流源 112 の出力を切り替えて出力するスイッチ部 113 と、スイッチ部 113 の出力を増幅し例えば先端の3つのソースコイル 14a, 14b, 14c に供給するアンプ 111 とからなる第1のコイル駆動部 114a を有する。

【選択図】 図8



**【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を配置し、被検体の外部に複数の磁界検出素子を配置して、前記挿入部の内部に配置された前記磁界発生素子の各位置を前記磁界検出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、

前記磁界発生素子から交流磁界を発生させる交流信号を生成する交流信号生成手段と、

前記磁界発生素子から直流磁界を発生させる直流信号を生成する直流信号生成手段と、

前記交流信号生成手段の出力と前記直流信号生成手段の出力とを切り替えて所定の磁界発生素子に供給する出力切り替え手段と

を備えたことを特徴とする内視鏡形状検出装置。

10

**【請求項 2】**

前記出力切り替え手段が供給する前記所定の磁界発生素子は、前記挿入分先端に配置される所定数の磁界発生素子である

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。

20

**【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 - 245243 号公報や特開 2003 - 47586 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のチャンネルに、所定の間隔で配置した複数の磁界発生素子を有するプローブを挿入し、これら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。

30

**【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 - 245243 号公報

【特許文献 2】特開 2003 - 47586 号公報

**【発明の開示】**

40

**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

しかしながら、従来の内視鏡形状検出装置では、複数のソースコイルを有する形状検出用プローブを内視鏡の挿入チャンネルに挿入させて挿入形状を検出しているため、例えば内視鏡の観察下で体腔内に異物を発見し回収する場合には、一旦挿入チャンネルから形状検出用プローブを引き抜き、改めて挿入チャンネルに把持具等の鉗子を挿通しなければならないといった問題がある。

**【0006】**

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡の形状を検出すると共に、体腔内の異物を磁力により吸着移動させることのできる内視鏡形状検出装置を提供すること

50

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を配置し、被検体の外部に複数の磁界検出素子を配置して、前記挿入部の内部に配置された前記磁界発生素子の各位置を前記磁界検出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、

前記磁界発生素子から交流磁界を発生させる交流信号を生成する交流信号生成手段と、

前記磁界発生素子から直流磁界を発生させる直流信号を生成する直流信号生成手段と、

前記交流信号生成手段の出力と前記直流信号生成手段の出力とを切り替えて所定の磁界発生素子に供給する出力切り替え手段と

を備えて構成される。

10

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、内視鏡の形状を検出すると共に、体腔内の異物を磁力により吸着移動させ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】

20

【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17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のプロブの構成を示す図、図8は図4のソースコイル駆動回路部の第1のコイル駆動部の構成を示す図、図9は図4のソースコイル駆動回路部の第2のコイル駆動部の構成を示す図、図10は図3の内視鏡形状検出装置の作用を示すフローチャート、図11は図3の内視鏡形状検出装置の作用を説明する第1の図、図12は図3の内視鏡形状検出装置の作用を説明する第2の図、図13は図3の内視鏡形状検出装置の作用を説明する第3の図、図14は図3の内視鏡形状検出装置の作用を説明する第4の図、図15は図3の内視鏡形状検出装置の作用を説明する第5の図、図16は図4のソースコイル駆動回路部の第1のコイル駆動部の変形例の構成を示す図、図17は図1のソースコイルの配置の変形例を示す図である。

30

【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。

40

【0012】

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。

【0013】

この内視鏡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

50

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。

【 0 0 1 4 】

光電変換された信号はビデオプロセッサ 1 0 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 1 0 に接続された画像観察用モニタ 1 1 に表示される。

【 0 0 1 5 】

この内視鏡 6 には鉗子チャンネル 1 2 が設けてあり、この鉗子チャンネル 1 2 の挿入口 1 2 a から例えば 1 6 個の磁界発生素子（またはソースコイル）1 4 a、1 4 b、...、1 4 p（以下、符号 1 4 i で代表する）を有する挿入形状検出プローブ（以下、単にプローブと記す）1 5 が挿通されることにより、挿入部 7 内にソースコイル 1 4 i が設置される。

10

【 0 0 1 6 】

このプローブ 1 5 の後端から延出されたソースケーブル 1 6 は、その後端のコネクタ 1 6 a 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）2 1 に着脱自在に接続される。そして、検出装置 2 1 側から高周波信号伝達手段としてソースケーブル 1 6 を介して磁界発生手段となるソースコイル 1 4 i 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 1 4 i は磁界を伴う電磁波を周囲に放射する。

【 0 0 1 7 】

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 2 1 には、（センス）コイルユニット 2 3 が設けられ、このコイルユニット 2 3 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 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）。

20

【 0 0 1 8 】

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、内視鏡モデルと記す）を表示する表示手段として例えば液晶モニタ 2 5 がその上部に配置されている。

30

【 0 0 1 9 】

なお、センスコイルを 1 2 個、ソースコイルを 1 6 個としたが、これに限らず、形状検出が可能な複数のセンスコイル及びソースコイルを設ければよい。

【 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。

40

【 0 0 2 1 】

図 4 に示すように、内視鏡 6 の挿入部 7 内のチャンネル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。

【 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

50

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。

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。

**【0025】**

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。

**【0026】**

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 を切り換えながら第 1 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。

**【0027】**

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。

**【0028】**

また、算出された位置座標データから内視鏡 6 の挿入部 7 の挿入状態を推定し、内視鏡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、表示画面上に内視鏡 6 の挿入部 7 の内視鏡モデルを表示する。

**【0029】**

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、各センスコイル 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）

10

20

30

40

50

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。

【0030】

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内視鏡モデルを表示させるため等に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。

【0031】

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。

10

【0032】

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内視鏡モデルと同様にモニタ25に表示される。

【0033】

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。

【0034】

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内視鏡モデルとなるように内視鏡モデルの描画を行うのに使用される。

20

【0035】

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

【0036】

図7に示すように、プローブ15は、外装を構成する外装シース70と、中空な複数、例えば16個のソースコイル14iと、これらソースコイル14iが接着固定される細長い芯線73と、それぞれのソースコイル14iに対して直列に配置されるパイプ形状の内側シース74とで主に構成されている。つまり、前記ソースコイル14i及び内側シース74は、ソースコイル14a、内側シース74、ソースコイル14b、...の順で交互に直列に配置されている。

30

【0037】

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8及び図9に示すように、正弦波を発生させる発振器110と、所定の直流電流を供給する直流源112と、発振器110の出力と直流源112の出力を切り替えて出力するスイッチ部113と、スイッチ部113の出力を増幅し例えば先端の3つのソースコイル14a、14b、14cに供給するアンプ111とからなる第1のコイル駆動部114a(図8)及び、正弦波を発生させる発振器110と、該正弦波を増幅し先端の例えば3つを除くその他の11個のソースコイル14d、14e、...、14pに交流磁界を発生(駆動)させるアンプ111とからなる第2のコイル駆動部114b(図9)とを、それぞれソースコイル14iに応じて有して構成される。

40

【0038】

スイッチ部113は、PIO33を介したCPU32からの直流/交流切替信号により制御される。直流/交流切替信号を「直流」側にする事により、ソースコイル14a、14b、14cに直流電流を流すことでソースコイル14a、14b、14cを電磁石として作用させることができる。また、直流/交流切替信号を「交流」側にする事により、ソ

50

ースコイル 14d, 14e, ..., 14p と同様に形状検出用に磁界を伴う電磁波を周囲に放射させることができる。

【0039】

なお、コイル駆動部 114a により電磁石として作用させるソースコイルは、先端の 3 つのソースコイル 14a, 14b, 14c に限らず、任意のソースコイルを電磁石として作用させるために全てのソースコイルをコイル駆動部 114a により駆動するようにしても良いし、先端の 3 つのソースコイル 14a, 14b, 14c とは異なるソースコイルを電磁石として作用させるように構成しても良い。

【0040】

次にこのように構成された本実施例の作用について説明する。

10

【0041】

図 10 に示すように、ステップ S1 にてプローブ 15 をチャンネル内に配置した内視鏡 6 が図 11 に示すように腸管 100 内に挿入され、内視鏡形状検出装置 3 による挿入支援が開始されると、ステップ S2 にて CPU 32 は直流 / 交流切替信号を「交流」側に設定する。そして、ステップ S3 にてソースコイル 14i (i = a ~ p) を駆動して内視鏡形状を検出して、図 12 に示すように液晶モニタ 25 に内視鏡形状を表示する。このとき、図示はしないが、画像観察用モニタ 11 には内視鏡 6 で撮像した観察画像が表示される。

【0042】

術者は、液晶モニタ 25 に表示された内視鏡形状を参照して腸管 100 内への挿入を続行して検査を続ける。

20

【0043】

そして、図 13 に示すように、術者が画像観察用モニタ 11 にて例えば腸管 100 内に金属異物 120 を発見し、回収または排泄可能な位置に移動する必要があると判断した場合には、図 14 に示すように、プローブ 15 を内視鏡 6 の先端より突出させ、プローブ 15 の先端部分を金属異物 120 近傍に位置させた後、操作部 8 に設けられている図示しない操作スイッチ等を操作することで、切替制御信号がビデオプロセッサ 15 を介して内視鏡形状検出装置 3 の CPU 32 に伝送される (図 4 参照)。

【0044】

そこで、ステップ S4 にて CPU 32 は切替制御信号の発生を監視し、切替制御信号を検知すると、ステップ S5 にて形状検出を一旦終了し、ステップ S6 にて CPU 32 は直流 / 交流切替信号を「直流」側に設定し、図 14 に示すように、先端の 3 つのソースコイル 14a, 14b, 14c を電磁石として作用させる。この磁力により、図 15 に示すように、金属異物 120 がソースコイル 14a, 14b, 14c に吸着し、この状態でプローブ 15 を移動させることで金属異物 120 の回収または排泄可能な位置への移動を行う。

30

【0045】

そして、ステップ S7 にて形状検出が終了するまで、ステップ S2 ~ S6 の処理を繰り返す。

【0046】

このように本実施例では、内視鏡形状を検出する際は、直流 / 交流切替信号を「交流」側に設定することで、全てのソースコイル 14i より磁界を伴う電磁波を周囲に放射し、また、体腔内の異物を回収 / 移動させるときには、直流 / 交流切替信号を「直流」側に設定することで、所望のソースコイル 14a, 14b, 14c を電磁石として作用させることができる。すなわち、内視鏡の形状を検出すると共に、体腔内の異物を磁力により吸着移動させることが可能となる。

40

【0047】

なお、コイル駆動部 114a は、発振器 110 と直流源 112 の出力を切り替えて出力する構成としたが、ソースコイル駆動回路部 31 の回路電源を用いる場合には、図 16 に示すように、回路電源とアンプ 11 を介した発振器 110 の出力をスイッチ部 113 で切り替えてソースコイル 14a, 14b, 14c に供給するようにしても良い。

50

## 【 0 0 4 8 】

また、電磁石駆動するソースコイル 1 4 a , 1 4 b , 1 4 c は、本実施例では他のソースコイルと同様に略等間隔で配置したが、これに限らず、図 1 7 に示すように、電磁石駆動するソースコイルの配置間隔を他のソースコイルの配置間隔より密に配置してもよく、この場合には電磁石駆動した際に、より強力な磁力により金属異物を保持することが可能となる。

## 【 0 0 4 9 】

さらに、直流源は、磁力による保持力を発生するものであればよいので、交流電流を全波整流したもの、半波整流したもの、倍電圧整流したもの、また、連続的な同極性のパルス状のもの、などでも可能である。

10

## 【 0 0 5 0 】

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 5 1 】

【 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

20

【 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 のプローブの構成を示す図

【 図 8 】 図 4 のソースコイル駆動回路部の第 1 のコイル駆動部の構成を示す図

【 図 9 】 図 4 のソースコイル駆動回路部の第 2 のコイル駆動部の構成を示す図

【 図 1 0 】 図 3 の内視鏡形状検出装置の作用を示すフローチャート

【 図 1 1 】 図 3 の内視鏡形状検出装置の作用を説明する第 1 の図

【 図 1 2 】 図 3 の内視鏡形状検出装置の作用を説明する第 2 の図

【 図 1 3 】 図 3 の内視鏡形状検出装置の作用を説明する第 3 の図

【 図 1 4 】 図 3 の内視鏡形状検出装置の作用を説明する第 4 の図

【 図 1 5 】 図 3 の内視鏡形状検出装置の作用を説明する第 5 の図

30

【 図 1 6 】 図 4 のソースコイル駆動回路部の第 1 のコイル駆動部の変形例の構成を示す図

【 図 1 7 】 図 1 のソースコイルの配置の変形例を示す図

## 【 符号の説明 】

## 【 0 0 5 2 】

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 ... 内視鏡

40

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

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

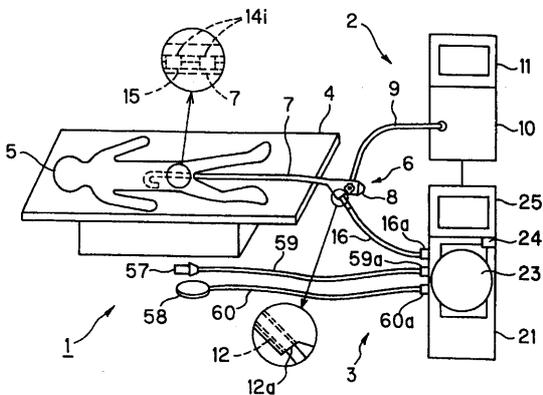
2 3 ... コイルユニット

2 2 j ... センスコイル

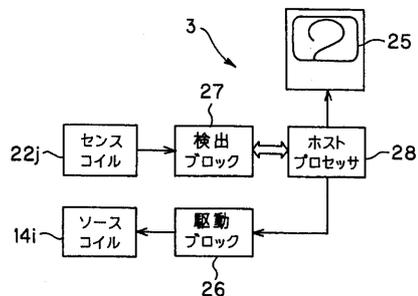
50

- 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 1 0 ... 発振器
  - 1 1 1 ... アンプ
  - 1 1 2 ... 直流源
  - 1 1 3 ... スイッチ部
  - 1 1 4 a ... 第 1 のコイル 駆動部
  - 1 1 4 b ... 第 2 のコイル 駆動部
- 代理人 弁理士 伊藤 進

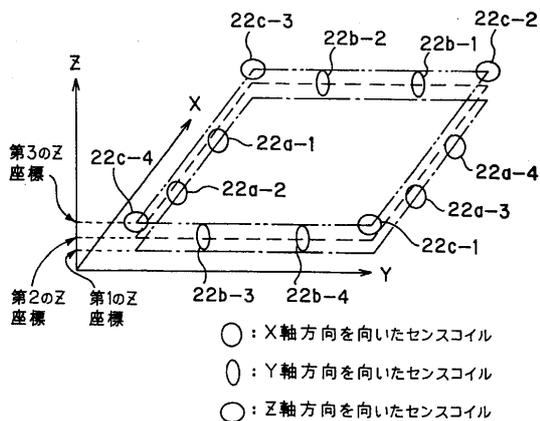
【 図 1 】



【 図 3 】

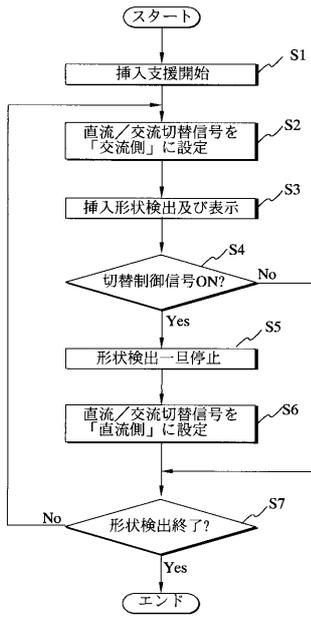


【 図 2 】

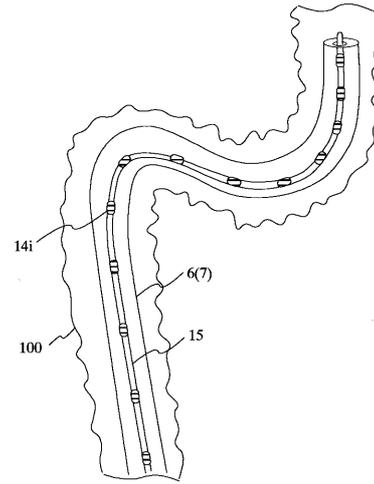




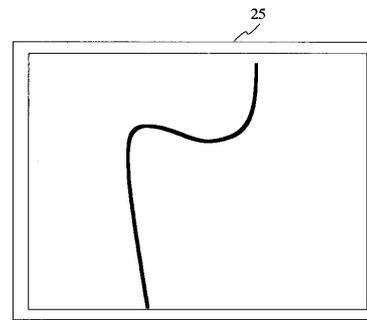
【図10】



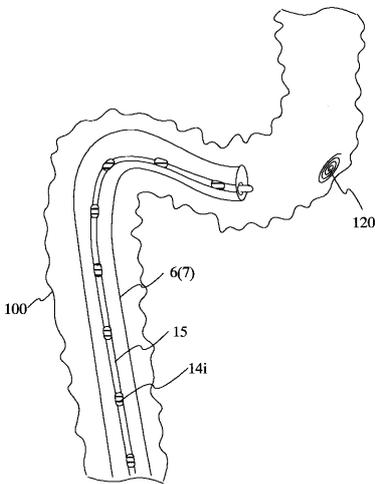
【図11】



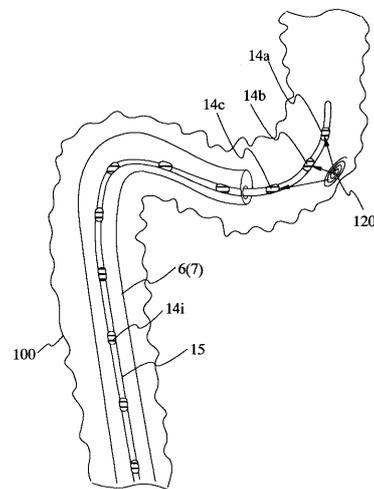
【図12】



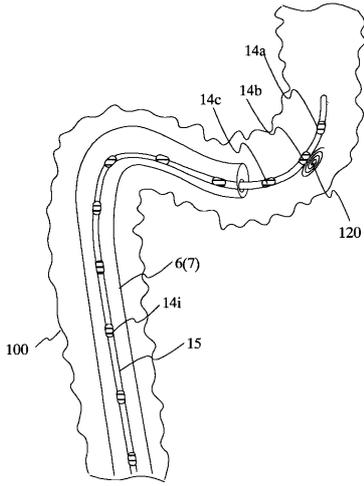
【図13】



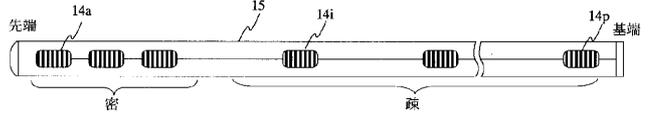
【図14】



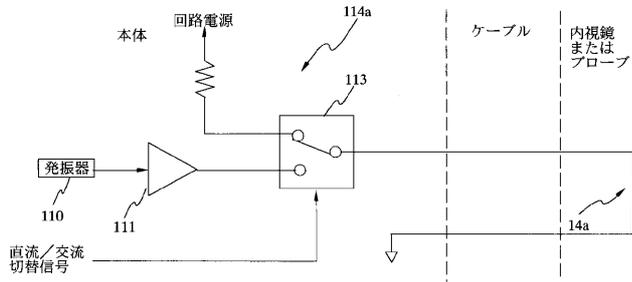
【図15】



【図17】



【図16】



---

フロントページの続き

- (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 オリパス株式会社内
- (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 オリパス株式会社内
- Fターム(参考) 4C061 AA04 GG11 GG15 HH21 HH51 JJ06 JJ11 JJ17

专利名称(译)	内窥镜形状检测装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP200613663A</a>	公开(公告)日	2006-06-01
申请号	JP2004331068	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		
[标]发明人	丹羽寛 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		
发明人	丹羽 寛 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		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.300.B A61B1/00.334.D A61B1/00.552 A61B1/00.650 A61B1/018.515		
F-TERM分类号	4C061/AA04 4C061/GG11 4C061/GG15 4C061/HH21 4C061/HH51 4C061/JJ06 4C061/JJ11 4C061/JJ17 4C161/AA04 4C161/GG11 4C161/GG15 4C161/HH21 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ06 4C161/JJ11 4C161/JJ17		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：检测内窥镜的形状，并通过磁力吸引和移动体腔内的异物。 解决方案：内窥镜形状检测装置的源线圈驱动电路部分包括用于产生正弦波的振荡器110，用于提供预定直流的DC源112，振荡器110的输出和DC源112的输出。用于切换和输出它的开关部分113，和包括放大器111的第一线圈驱动部分114a，放大器111用于放大开关部分113的输出并将放大的输出提供给例如尖端处的三个源线圈14a，14b和14c。点域8

