

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第4624837号
(P4624837)

(45) 発行日 平成23年2月2日 (2011.2.2)

(24) 登録日 平成22年11月12日 (2010.11.12)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 1/00 3 2 0 A

A 6 1 B 1/00 3 3 4 B

A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

請求項の数 4 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2005-104131 (P2005-104131)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成17年3月31日 (2005.3.31)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2006-280594 (P2006-280594A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成18年10月19日 (2006.10.19)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成20年1月24日 (2008.1.24)		弁理士 伊藤 進
		(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	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
		(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

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挿入部にチャンネルを有する内視鏡と、
前記チャンネルに挿通可能な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有するプローブと、
前記被検体の外部に他方の素子を配置して、前記プローブ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、
前記プローブの前記チャンネルへの挿通情報を検知する挿通情報検知手段と、
前記挿通情報検知手段の検知結果により、前記プローブの湾曲状態を判断するプローブ湾曲判断手段と、
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】

前記挿通情報検知手段の検知結果により、前記プローブの前記チャンネルへの挿通の有無を判断するプローブ挿通判断手段を有する
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】

前記挿通情報検知手段の検知結果により、前記プローブの前記一方の素子への通電の有無を判断するプローブ通電判断手段を有する
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】

前記プローブ湾曲判断手段の判断結果に基づき、前記プローブの使用限界を告知することを特徴とする請求項 1－3 のいずれか一項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 2003-245243 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、従来の内視鏡形状検出装置においては、複数の磁界発生素子を有するプローブを内視鏡の鉗子チャンネルに挿通して内視鏡の挿入部に配置しているが、プローブを鉗子チャンネルに挿入する際に、鉗子チャンネルの挿入口においてプローブに力学的な負荷が生じ、プローブ内の磁界発生素子に損傷する虞れがある。

【0006】

すなわち、プローブを鉗子チャンネルに挿通させて使用する回数には限界があるが、従来は、プローブが鉗子チャンネルに挿通して使用した回数が管理されていないために、プローブの使用限界を判定することができず、プローブ内の磁界発生素子に障害が発生すると、検査時に挿入形状が検出できない虞れがあるといった問題がある。

【0007】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、プローブの内視鏡の鉗子チャンネルへの挿通状態を適切に管理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】

【0008】

本発明の内視鏡形状検出装置は、
被検体に挿入される挿入部にチャンネルを有する内視鏡と、
前記チャンネルに挿通可能な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有するプローブと、
前記被検体の外部に他方の素子を配置して、前記プローブ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、
前記プローブの前記チャンネルへの挿通情報を検知する挿通情報検知手段と、
前記挿通情報検知手段の検知結果により、前記プローブの湾曲状態を判断するプローブ湾曲判断手段と、
を備えて構成される。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、プローブの内視鏡の鉗子チャンネルへの挿通状態を適切に管理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】

【0010】

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】

【0011】

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の電子内視鏡の操作部内部に設けられた挿通情報検知手段の構成を示す図、図8は図4のメインメモリのメモリマップを示す図、図9は図1の内視鏡システムの作用を示すフローチャート、図10は図9の処理を説明する説明図、図11は図7の挿通情報検知手段の第1の変形例の構成を示す図、図12は図7の挿通情報検知手段の第2の変形例の構成を示す図、図13は図7の挿通情報検知手段の第3の変形例の構成を示す図、図14は図7の挿通情報検知手段の第4の変形例の構成を示す図、図15は図7の挿通情報検知手段の第5の変形例の構成を示す図、図16は図1の電子内視鏡の操作部内部の第1の変形例の構成を示す図、図17は図1の電子内視鏡の操作部内部の第2の変形例の構成を示す図である。

【0012】

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、内視鏡検査時の視野確保のため体腔を膨らませるための送気装置70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。

【0013】

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8a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。湾曲操作ノブ8aを操作することで挿入部7の先端に設けられた湾曲部7aを湾曲させることができる。また、操作部8には送気装置70から延出された気腹チューブ71が接続される送気口8bが設けられている。

【0014】

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。

【0015】

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。

【0016】

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。鉗子チャンネル12は、内部で気腹チ

ューブ 7 1 が接続される送気口 8 b と連通している。

【0017】

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。

【0018】

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 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。

10

【0019】

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。

【0020】

20

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。

【0021】

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。

30

【0022】

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例えば 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 を構成する例えば 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。

【0023】

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プローブ挿通判断手段（プローブ通電判断手段、プローブ湾曲判断手段）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。

40

【0024】

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。

【0025】

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

50

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。

【0026】

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。

【0027】

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。

10

【0028】

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 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。

20

【0029】

再び、図 4 に戻り、C P U 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。

30

【0030】

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する。

【0031】

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、各センスコイル 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、起電力の極性士を示す。

40

【0032】

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 に接続して使用することもできる。

【0033】

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

50

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。

【0034】

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。

【0035】

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 60 a は検出装置 21 に着脱自在で接続される。

10

【0036】

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。

【0037】

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。

20

【0038】

図 7 に示すように、電子内視鏡 6 では、鉗子チャンネル 12 の入り口近傍内に挿通情報検知手段を構成する発光部 101 及び光センサ 102 が設けられ、鉗子チャンネル 12 にプローブ 15 が挿通されたことを発光部 101 からの光の遮断により光センサ 102 が検知する。また、操作部 8 内には、電子内視鏡 6 を識別するスコープ ID を格納しているスコープ ID 部 103 及び湾曲操作ノブ 8 a の操作量（アングル情報）を検知するエンコーダ 105 が設けられている。

【0039】

スコープ ID 部 103 からのスコープ ID、エンコーダ 105 からのアングル情報及び光センサ 102 からの挿通検知情報が通信インターフェイス（通信 I/F）104 に出力され、通信 I/F 104 よりビデオプロセッサ 10 に出力されるようになっている。スコープ ID、アングル情報及び挿通検知情報は、ビデオプロセッサ 10 を介して検出装置 21 に出力される（図 4 参照）。

30

【0040】

また、プローブ 15 から延出しているソースケーブル 16 のコネクタ 16 a 内には、プローブ 15 を識別するプローブ ID を格納しているプローブ ID 部 100 が設けられ、検出装置 21 に出力されるようになっている。

【0041】

送気装置 70 は、鉗子チャンネル 12 に送気チューブ 71 を介して空気、CO₂等を送気するポンプ 72 と、ポンプ 72 を制御し空気、CO₂等の送気量を制御するポンプ制御部 73 とから構成され、ポンプ制御部 73 はビデオプロセッサ 10 からの挿通検知情報に基づきポンプ 72 の送気量を制御する。具体的には、鉗子チャンネル 12 にプローブ 15 が挿通されていないときの単位時間当たりの送気量が V0 の場合、鉗子チャンネル 12 にプローブ 15 が挿通されると、挿通検知情報に基づきポンプ制御部 73 はポンプ 72 を制御し、単位時間当たりの送気量を $V0 + \Delta V$ と増加させる。

40

【0042】

図 4 に示すように、制御ブロック 28 には、前回までの、ソースコイル 14 i への通電回数 i0、プローブ 15 の鉗子チャンネル 12 への挿通回数 j0、プローブ 15 挿通時の湾曲回数 k0 がプローブ ID とスコープ ID に関連付けられて格納している、フラッシュメモリ（R）等からなるデータ格納部 50 が設けられ、電子内視鏡 6 及びプローブ 15 が内視鏡システム 1 に接続されると、データ格納部 50 からこれらデータが、メインメモリ 4

50

7の所定のアドレスに展開される。ここで、湾曲回数 k_0 は、湾曲部7aが所定の曲率半径以下に湾曲操作された湾曲操作回数である。

【0043】

詳細には、図8に示すように、メインメモリ47の所定アドレスには、プローブID、通電回数 i_0 、挿通回数 j_0 、湾曲回数 k_0 の他に、プローブIDとスコープIDとから規定されるプローブ15の使用限界を判定するための限界通電回数 I_{max} 、限界挿通回数 J_{max} 、限界挿通回数 K_{max} が展開される。

【0044】

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。

【0045】

10

図9に示すように、検出装置21のCPU32は、ステップS1にて、通電回数 $i = i_0$ 、挿通回数 $j = j_0$ 、湾曲回数 $k = k_0$ を設定する。

【0046】

次に、ステップS2にて、電子内視鏡6がビデオプロセッサ10に接続され、またプローブ15（ソースケーブル16）のコネクタ16aが検出装置21に接続されて、ソースコイル14iに通電がなされると、CPU32は、ステップS3にて通電回数 i をインクリメントする。

【0047】

そして、ステップS4にて、CPU32は、光センサ102からの挿通検知情報によりプローブ15が鉗子チャンネル12に挿通されたかどうか判断し、鉗子チャンネル12に挿通されたと判断すると、ステップS5にてCPU32は挿通回数 j をインクリメントし、ステップS6にてポンプ制御部73は、ポンプ72の送気量を $V_0 + \Delta V$ となるように制御してステップS8に進む。また、鉗子チャンネル12に挿通されていないと判断すると、ポンプ制御部73は、ステップS7にてポンプ72の送気量を V_0 となるように制御してステップS8に進む。

20

【0048】

ステップS8にて、CPU32は、ソースコイル14iを駆動し、センスコイル22kにてソースコイル14の位置を推定し、スコープモデルを液晶モニタ25に表示する。

【0049】

そして、ステップS9にて、CPU32は、エンコーダ105からの湾曲操作ノブ8aの操作量から湾曲部7aが所定の曲率半径以下の限界湾曲が操作されたかどうか判断し、限界湾曲がなされたと判断すると、CPU32は、ステップS10にて湾曲回数 k をインクリメントする。

30

【0050】

次に、ステップS11にて、CPU32は、通電回数 $i > \text{限界通電回数 } I_{max}$ 、挿通回数 $j > \text{限界挿通回数 } J_{max}$ 、湾曲回数 $k > \text{限界挿通回数 } K_{max}$ のいずれかが満たされたかどうか判断する。

【0051】

通電回数 $i > \text{限界通電回数 } I_{max}$ が満たされると、ソースコイル14iの電氣的負荷が限界に近づいたと判断し、また挿通回数 $j > \text{限界挿通回数 } J_{max}$ が満たされると、プローブ15のチャンネル挿通時の力学的負荷が限界に近づいたと判断し、さらに湾曲回数 $k > \text{限界挿通回数 } K_{max}$ が満たされると、プローブ15の湾曲操作による力学的負荷が限界に近づいたと判断し、ステップS12にて、図10に示すように、CPU32はスコープモデル202が表示されている液晶モニタ25に警告表示201を表示する。

40

【0052】

そして、上記ステップS1～ステップS12の処理をステップS13にて検査終了を検知するまで繰り返す。

【0053】

このように本実施例によれば、挿通情報検知手段を構成する発光部101及び光センサ102によりCPU32がプローブ15の鉗子チャンネル12への挿通回数を監視し、挿

50

通回数が限界挿通回数を超えると、液晶モニタ 25 に警告表示 201 を表示するので、プローブ 15 の電子内視鏡 6 の鉗子チャンネル 12 への挿通情報としての挿通回数を適切に管理することができる。

【0054】

さらに、CPU 32 がプローブ 15 のソースコイル 14 i への通電回数、及び湾曲部の所定の曲率半径以下の限界湾曲回数をカウントすることで、ソースコイル 14 i の電氣的負荷、湾曲操作による力學的負荷等のプローブ 15 の挿通情報を常に監視しているので、検査時のプローブ 15 を適切に管理することができる。

【0055】

なお、本実施例では、挿通情報検知手段を鉗子チャンネル 12 の入り口近傍内に設けた発光部 101 及び光センサ 102 により構成するとしたが、これに限らず、図 11 ないし図 15 に示すように挿通情報検知手段を構成してもよい。

10

【0056】

すなわち、挿通情報検知手段の第 1 の変形例として、図 11 に示すように、鉗子チャンネル 12 の入り口近傍内に設けた磁気発生部 111 及び磁気センサ 112 により構成してもよい。

【0057】

挿通情報検知手段の第 2 の変形例として、図 12 に示すように、鉗子チャンネル 12 の入り口近傍内に設けた押圧センサ（押圧スイッチ）121 により構成してもよい。

【0058】

20

挿通情報検知手段の第 3 の変形例として、図 13 に示すように、プローブ 15 の先端内に設けた発光部 101 と、鉗子チャンネル 12 の入り口近傍内に設けた光センサ 102 により構成してもよい。

【0059】

挿通情報検知手段の第 4 の変形例として、図 14 に示すように、プローブ 15 の先端内に設けた磁気発生部 111 と、鉗子チャンネル 12 の入り口近傍内に設けた磁気センサ 112 により構成してもよい。

【0060】

挿通情報検知手段の第 5 の変形例として、図 15 に示すように、鉗子チャンネル 12 の入り口近傍内に設けた、複数組、例えば 2 つの発光部 101、101a 及び 2 つの光センサ 102、102a により構成してもよい。この場合、プローブ 15 の挿通の進行と、抜去が判断可能となる。なお、複数組の発光部及び光センサの代りに、複数組の磁気発生部及び磁気センサあるいは複数の押圧センサにより挿通情報検知手段を構成してもよい。

30

【0061】

また、本実施例では、スコープ ID、アングル情報及び挿通検知情報を通信 I/F 104 よりユニバーサルコード 9 を介してビデオプロセッサ 10 に出力するとしたが、これに限らず、図 16 に示すように、通信 I/F 104 を無線通信手段として、また検出装置 21 に受信部（図示せず）を設けることで、スコープ ID、アングル情報及び挿通検知情報を無線にて直接検出装置 21 に伝送するようにしてもよい。

【0062】

40

さらに、図 17 に示すように、スコープ ID を記録した RF-ID タグ 151 を操作部 8 の外表面に貼付し、操作部 8 内部に RF-ID ライタ 152 を設け、アングル情報及び挿通検知情報を RF-ID タグ 151 に書き込み、さらに検出装置 21 に受信部（図示せず）を設けることで、RF-ID タグ 151 内のスコープ ID、アングル情報及び挿通検知情報を無線にて直接検出装置 21 に伝送するようにしてもよい。

【0063】

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】

【0064】

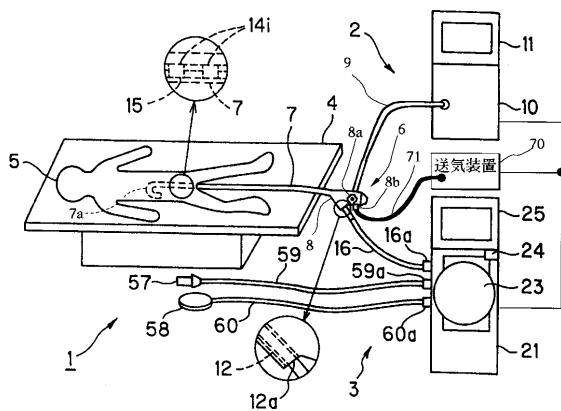
50

【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 の電子内視鏡の操作部内部に設けられた挿通情報検知手段の構成を示す図	
【図 8】 図 4 のメインメモリのメモリマップを示す図	
【図 9】 図 1 の内視鏡システムの作用を示すフローチャート	
【図 10】 図 9 の処理を説明する説明図	10
【図 11】 図 7 の挿通情報検知手段の第 1 の変形例の構成を示す図	
【図 12】 図 7 の挿通情報検知手段の第 2 の変形例の構成を示す図	
【図 13】 図 7 の挿通情報検知手段の第 3 の変形例の構成を示す図	
【図 14】 図 7 の挿通情報検知手段の第 4 の変形例の構成を示す図	
【図 15】 図 7 の挿通情報検知手段の第 5 の変形例の構成を示す図	
【図 16】 図 1 の電子内視鏡の操作部内部の第 1 の変形例の構成を示す図	
【図 17】 図 1 の電子内視鏡の操作部内部の第 2 の変形例の構成を示す図	
【符号の説明】	
【0065】	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	
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	30
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	
31 … ソースコイル駆動回路	40
32 … CPU	
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 RAM	
42 c … 第 2 の RAM	
42 d … バススイッチ	
100 … プローブ ID 部	
101 … 発光部	
102 … 光センサ	
103 … スコープ ID 部	50

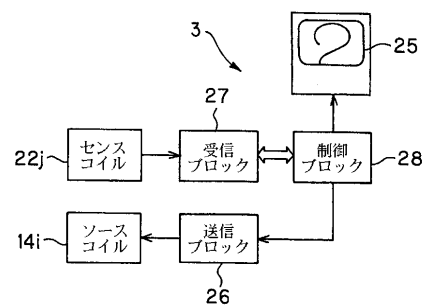
104…通信 I / F

代理人 弁理士 伊藤 進

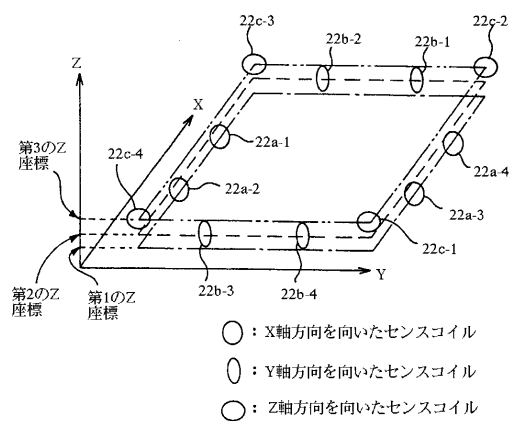
【図 1】



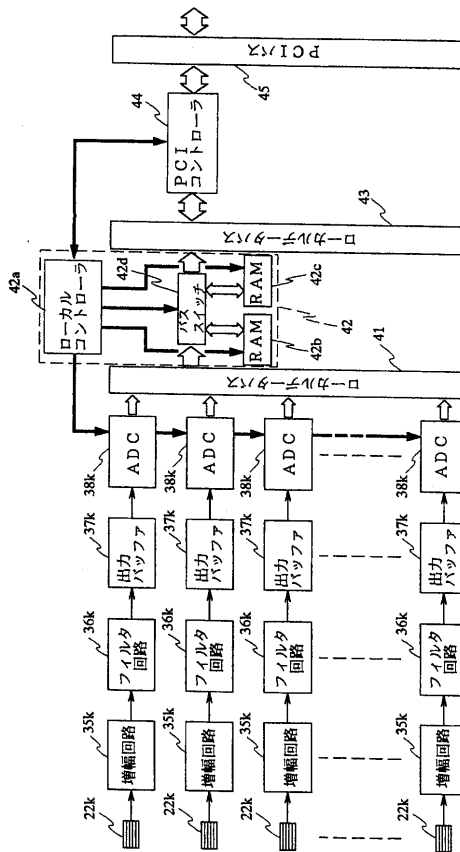
【図 3】



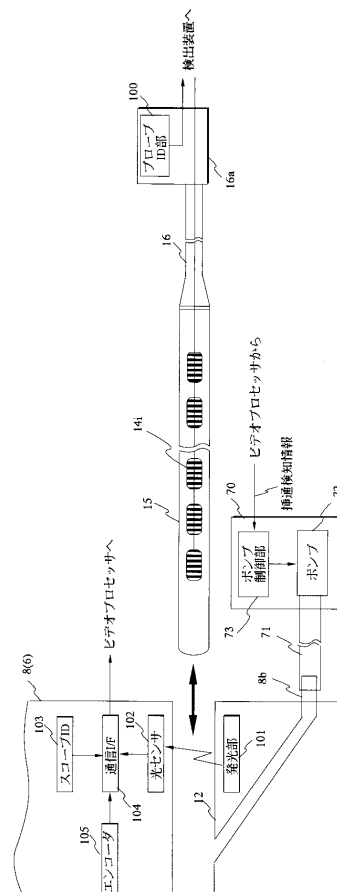
【図 2】



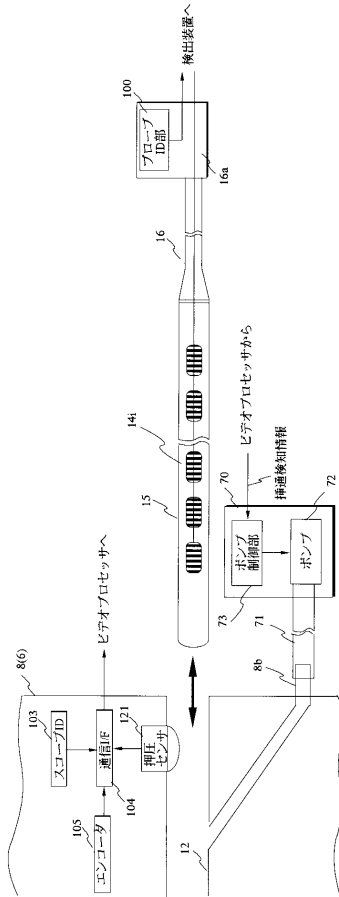
【図 5】



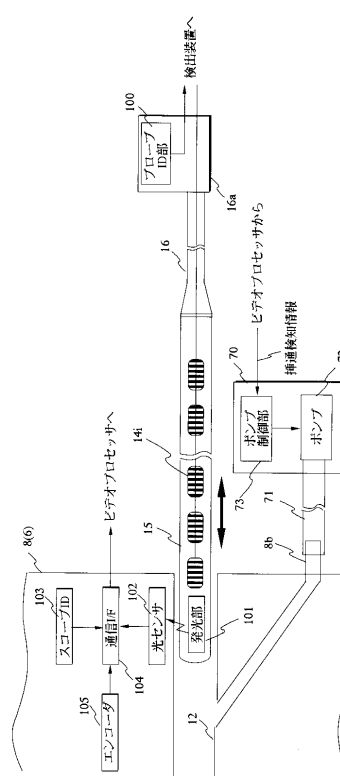
【図 7】



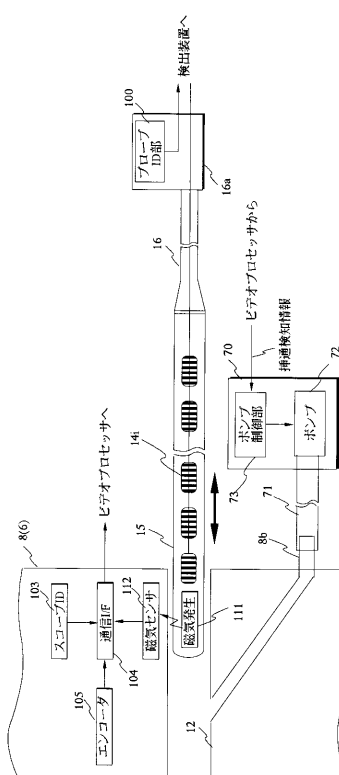
【図 1 2】



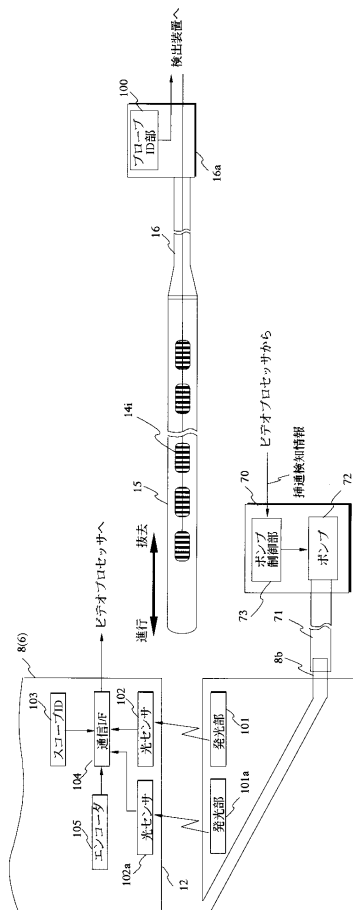
【図 13】



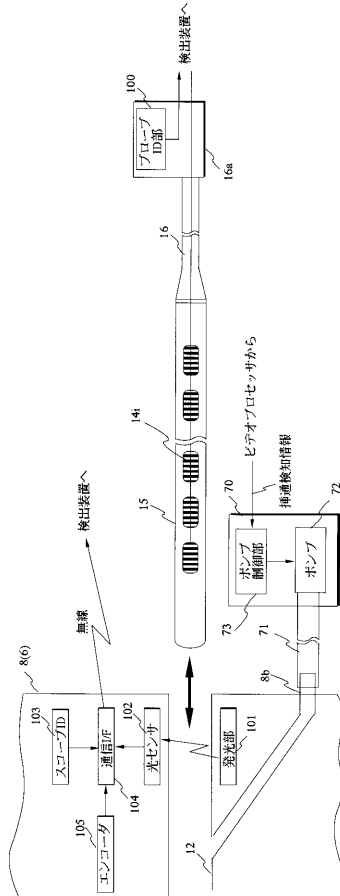
【図 14】



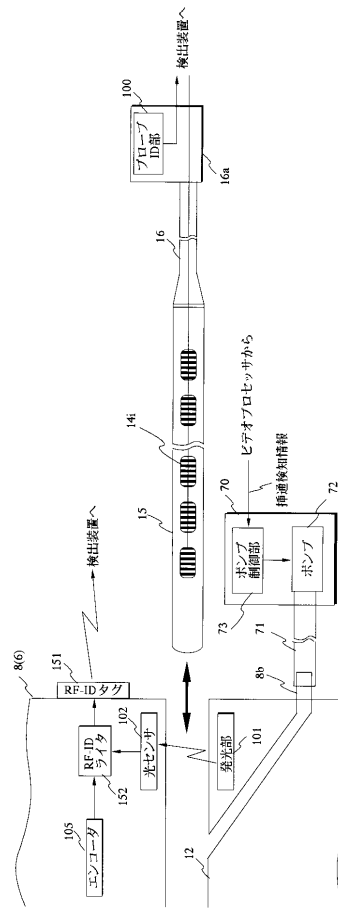
【図 15】



【図16】



【図17】



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 相沢 千恵子
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 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2000-175861 (JP, A)
特開2002-248074 (JP, A)
特開平06-261858 (JP, A)
特開平03-295534 (JP, A)

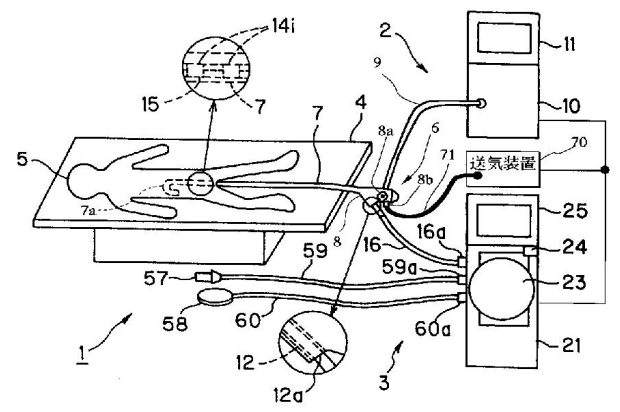
- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00-1/32

专利名称(译)	内窥镜形状检测装置		
公开(公告)号	JP4624837B2	公开(公告)日	2011-02-02
申请号	JP2005104131	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	織田 朋彦 小野田 文幸 丹羽 寛 三好 義孝 相沢 千恵子 佐藤 稔 三宅 憲輔		
发明人	織田 朋彦 小野田 文幸 丹羽 寛 三好 義孝 相沢 千恵子 佐藤 稔 三宅 憲輔		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.320.A A61B1/00.334.B A61B1/00.334.D A61B1/01 A61B1/018.512 A61B1/018.515		
F-TERM分类号	4C061/AA04 4C061/DD03 4C061/FF43 4C061/GG11 4C061/GG22 4C061/HH51 4C061/JJ11 4C061/JJ17 4C061/JJ18 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/WW14 4C061/WW18 4C061/YY14 4C161/AA04 4C161/DD03 4C161/FF43 4C161/GG11 4C161/GG22 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/JJ18 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/WW14 4C161/WW18 4C161/YY14		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2006280594A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：适当地控制探针插入内窥镜的钳子通道的状况。解决方案：电子内窥镜6设置有光生部分101和光电传感器102，光电传感器102在钳子通道12的入口附近构成插入信息传感装置，并且光电传感器102感测探针15插入钳子通道中此外，操作部分8包括范围ID部分103和编码器105，范围ID部分103存储识别电子内窥镜6的范围ID，编码器105检测曲线操作旋钮的操作变量。Ž

【 图 1 】



【 图 2 】