(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第3713307号

(P3713307)

(45)発行日　平成17年11月9日(2005.11.9)　(24)登録日　平成17年8月26日(2005.8.26)

(51)Int.Cl.[7]	F I		
A61B 1/00	A61B	1/00	300D
G02B 23/24	A61B	1/00	310A
	G02B	23/24	C

請求項の数 1　(全 26 頁)

(21)出願番号　特願平7-180469
(22)出願日　平成7年7月17日(1995.7.17)
(65)公開番号　特開平9-28659
(43)公開日　平成9年2月4日(1997.2.4)
審査請求日　平成14年7月16日(2002.7.16)

(73)特許権者　000000376
オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号
(74)代理人　100076233
弁理士　伊藤　進
(72)発明者　谷口　明
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号　オリンパス光学工業株式会社内
(72)発明者　内村　澄洋
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号　オリンパス光学工業株式会社内
(72)発明者　磯　亮一
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号　オリンパス光学工業株式会社内

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】

駆動信号により磁界を発生する複数の磁界発生手段と、

前記磁界発生手段で発生した磁界を検出する磁界検出手段と、

前記複数の磁界発生手段に対して前記駆動信号を発生して駆動する駆動手段と、

前記複数の磁界発生手段を被検体内に挿入し、前記磁界検出手段で検出した検出信号に基づき前記複数の磁界発生手段と前記磁界検出手段との相対的な位置情報より内視鏡の挿入部形状を演算する演算手段と、

前記演算手段の演算結果に基づいて内視鏡形状画像を生成する内視鏡形状画像生成手段と、

前記内視鏡形状画像生成手段で生成された内視鏡形状画像を表示するための信号を制御する表示制御手段と、

前記複数の磁界発生手段に生じた異常を検出する異常状態検出手段と、

前記異常状態検出手段により前記複数の磁界発生手段のうち少なくとも一つの磁界発生手段の異常が検出された状態において、前記異常の検出された磁界発生手段を指定する操作に基づき、異常が検出されていない磁気発生手段が発生する磁界に基づく演算結果に基づいて内視鏡形状画像を表示するように前記表示制御手段を制御する制御手段と、

を具備したことを特徴とする内視鏡形状検出装置。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【発明の属する技術分野】
本発明は内視鏡形状検出装置、更に詳しくは磁界発生素子と検出素子を用いて内視鏡の位置及び方向を検出する部分に特徴のある内視鏡形状検出装置に関する。
【０００２】
【従来の技術】
近年、内視鏡は、医療用分野及び工業用分野で広く用いられるようになった。この内視鏡は、特に挿入部が軟性のものは、屈曲した体腔内に挿入することにより、切開することなく体腔内深部の臓器を診断したり、必要に応じてチャンネル内に処置具を挿通してポリープ等を切除するなどの治療処置を行うことができる。
【０００３】
この場合、例えば肛門側から下部消化管内を検査する場合のように、屈曲した体腔内に挿入部を円滑に挿入するためにはある程度の熟練を必要とする場合がある。
【０００４】
つまり、挿入作業を行っている場合、管路の屈曲に応じて挿入部に設けた湾曲部を湾曲させる等の作業が円滑な挿入を行うのに必要になり、そのためには挿入部の先端位置等が、体腔内のどの位置にあるかとか、現在の挿入部の屈曲状態等を知ることができると便利である。
【０００５】
そこで、従来より例えば磁気を利用したコイル位置の検出、内視鏡形状の検出が提案されおり、この検出方法においては、３軸の直交コイルと３軸の直交コイル、もしくは１軸のコイルの相対位置の検出が検討されている。
【０００６】
実際には、内視鏡という細長の装置の中にコイルを内蔵するためには、構造が単純な方がよいので、必要な配線数を少なくするためにも、１軸のコイルを設置することが考えられている。
【０００７】
しかし、一つのコイルの特性を考えると、図２８に示すように、磁界分布はモノポールでなくダイポールとして近似されるため、同じ距離にコイルが存在しても、検出される磁界強度は異なることになる。図２８に示すように、等磁界面は偏平の楕円球のようになる。
【０００８】
このような磁界分布の現象のため、ある場所での磁界強度を検出しても、得られた強度のみでは、相対位置を一意に求めることはできない。
【０００９】
つまり、１軸のコイルを磁界発生源、もしくは磁界検出手段として使用する場合に正確なコイル間の相対位置を求めるには、それぞれのコイルの相対角度を知る、もしくは正確に推測することが必要となる。
【００１０】
従来の内視鏡形状検出装置では、図２９に示すように、磁界発生用発振部２０１より、コイルを駆動するための基本の正弦波を発振する。この正弦波の信号を、ソースコイル駆動部２０２で必要な電流が得られる振幅にまで増幅する。ソースコイル駆動部２０２で振幅が増幅された信号がソースコイル２０３に供給される。このように発生した磁界をセンスコイル２０４で検出し、その信号がセンスコイル出力増幅部２０５により検出可能なレベルにまで増幅される。増幅された信号は、磁界発生用発振部２０１からの駆動の基本周波数を基準として、相互インダクタンス検出部２０６で合成される。
【００１１】
その出力によりセンスコイル信号検出部２０７が検出された信号の振幅、位相を検出する。検出された信号の振幅、位相の情報から、ソースコイル２０３の位置を算出し、得られたソースコイル２０３の位置を形状画像生成部２０８で疑似立体の画像として表示メモリに格納する。この情報をモニタ信号生成部２０９で、通常のＴＶモニタ２１０に表示可能な信号に変換し送出することで、内視鏡の形状を表示することができる。

【００１２】
この表示画像の回転や、拡大などは、操作パネル２１２からの操作に基づきシステム制御部２１１の制御で行なわれる。
【００１３】
ソースコイル２０３の位置と角度を求めるには、推定の位置、角度でソースコイル２０３が存在するとして、実際に測定された磁界強度が得られるかを順次確認することで得られる。
【００１４】
つまり、センスコイル信号検出部２０７では、実際に検出された信号と推定位置で計算した値の誤差が、設定したしきい値以下になった場合に推定したコイル位置、角度が推定値と等しいものとする処理を実行している。
【００１５】
【発明が解決しようとする課題】
ところで、磁界発生用のコイルに故障等の異常が生じてしまった場合に、当該コイルからの情報が得られず、内視鏡形状画像に影響がでてしまうという問題がある。
【００１６】
本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、磁界発生手段の異常が検出された場合でも良好な内視鏡形状画像を表示することが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。
【００１７】
【課題を解決するための手段】
本発明による内視鏡形状検出装置は、駆動信号により磁界を発生する複数の磁界発生手段と、前記磁界発生手段で発生した磁界を検出する磁界検出手段と、前記複数の磁界発生手段に対して前記駆動信号を発生して駆動する駆動手段と、前記複数の磁界発生手段を被検体内に挿入し、前記磁界検出手段で検出した検出信号に基づき前記複数の磁界発生手段と前記磁界検出手段との相対的な位置情報より内視鏡の挿入部形状を演算する演算手段と、前記演算手段の演算結果に基づいて内視鏡形状画像を生成する内視鏡形状画像生成手段と、前記内視鏡形状画像生成手段で生成された内視鏡形状画像を表示するための信号を制御する表示制御手段と、前記複数の磁界発生手段に生じた異常を検出する異常状態検出手段と、前記異常状態検出手段により前記複数の磁界発生手段のうち少なくとも一つの磁界発生手段の異常が検出された状態において、前記異常の検出された磁界発生手段を指定する操作に基づき、異常が検出されていない磁気発生手段が発生する磁界に基づく演算結果に基づいて内視鏡形状画像を表示するように前記表示制御手段を制御する制御手段と、を具備したことを特徴とする。
【００１８】
本発明の内視鏡形状検出装置では、異常状態検出手段により複数の磁界発生手段のうち少なくとも一つの磁界発生手段の異常が検出された状態において、前記異常の検出された磁界発生手段を指定する操作に基づき、制御手段が異常が検出されていない磁気発生手段が発生する磁界に基づく演算結果に基づいて内視鏡形状画像を表示するように表示制御手段を制御する。
【００１９】
【発明の実施の形態】
以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について述べる。
【００２０】
図１ないし図１４は本発明の一実施の形態に係わり、図１は内視鏡システムの構成を示す構成図、図２は図１の内視鏡形状検出装置の構成を示すブロック図、図３は図１のソースコイルに接続される銅線を説明する説明図、図４は図１のソースコイルの構成を示す断面図、図５は図１のソースコイルの電極を示す外観図、図６は図１の内視鏡形状検出装置のプローブ内部の構成を示す断面図、図７は図１のセンスコイルの構成を示す構成図、図８は図７のセンスコイルの回転により検出される磁界を説明する第１の説明図、図９は図７

のセンスコイルの回転により検出される磁界を説明する第２の説明図、図１０は図７のセンスコイルを複数用いたソースコイルの算出を説明する説明図、図１１は図７のセンスコイルによる信号強度分布の対称性を説明する説明図、図１２は図２の内視鏡形状検出装置の第１の変形例の構成を示すブロック図、図１３は図２の内視鏡形状検出装置の第２の変形例の構成を示すブロック図、図１４は図２の内視鏡形状検出装置の第３の変形例の構成を示すブロック図である。

【００２１】

図１に示すように、本実施の形態の内視鏡システム１は、体腔内に挿入され術部を観察及び処置する内視鏡装置２と、この内視鏡装置２と共に使用される内視鏡形状検出装置３とから構成される。

【００２２】

そして、内視鏡システム１においては、（内視鏡検査用）ベット４には患者５が載置され、この患者５の体腔内に、内視鏡装置２の内視鏡６の挿入部７が挿入される。この内視鏡６の操作部８から延出されたユニバーサルケーブル９はビデオプロセッサ１１に接続される。

【００２３】

尚、ビデオプロセッサ１１は、図示はしないが、光源部と信号処理部を内蔵し、光源部からの照明光が内視鏡６内に設けられたライトガイドに供給され、このライトガイドで伝送され挿入部７の先端面から出射し体腔内を照明するようになっている。

【００２４】

照明された体腔内の内臓器等の術部は、挿入部７の先端部の観察窓に取り付けた対物光学系により、対物光学系の焦点面に配置したＣＣＤ等の撮像素子に結像し、このＣＣＤで光電変換された信号は信号線を経てビデオプロセッサ１１内の信号処理部に入力される。そして、信号処理部で信号処理されて標準的な映像信号が生成され、カラーモニタ１２に映像信号を出力し、カラーモニタ１２の表示面に体腔内の内壁等を表示するようになっている。

【００２５】

上記内視鏡６には、挿入部７内に中空のチャンネル１３が形成されており、このチャンネル１３の基端の挿入口１４から鉗子等の処置具を挿通することにより、処置具の先端側を挿入部７の先端面のチャンネル出口から突出させて治療処置等を行うことができるようになっている。そして、このチャンネル１３に（体腔内に挿入された挿入部７の）位置及び形状検出のための内視鏡形状検出装置３に接続されたプローブ１５を挿入し、このプローブ１５の先端側にチャンネル１３内の所定の位置に設定することができる。

【００２６】

このプローブ１５には磁界発生源となる複数のソースコイル１６ａ、１６ｂ、…（符号１６ｉで代表する）が固定されており、図３に示すように、内蔵された各ソースコイル１６ｉにはそれぞれ撚線とされた銅線４１が信号供給線として接続される。この接続は発生する磁界が対称形になるように、ソースコイル１６ｉの中央から振り分けられてソースコイル１６ｉの両端に接続される。

【００２７】

ソースコイル１６ｉは、図４に示すように、一般に知られているような巻き線４２を巻いた巻き線式で、最近よく用いられる積層タイプではなく、円筒形のコア４３を用いる（図４（ａ）：コアが同一径の材質である例、図４（ｂ）：巻線により径が増しコイルの外形が増すことを防止するため巻線部分のコアの形を小さくした例を示す）。また、磁界を効率よく発生させ、かつ機械的な強度を稼ぐために、不要な高調波成分が、コア４３の振動によって生じないように、非磁性材樹脂４４により完全に含浸させて成形されている。

【００２８】

このとき、磁界を発生するためのソースコイル１６ｉにおいては、効率よく磁界を発生させるために、インダクタンス値をなるべく大きく、抵抗値を少なく形成する。

【００２９】

一方、磁界を検出するための後述するセンスコイルを作成する場合には、インダクタンス値を大きくすることは同じであるが、抵抗値を大きくすることで、発生する電圧を大きくすることができる。また、このとき、接続される信号検出回路の入力インピーダンスとほぼ等しい出力インピーダンスになるように、抵抗値を設定することで、効率よく信号検出回路に検出された信号を入力することができるようになる。

【００３０】

上記非磁性材樹脂４４の表面には、図５に示すように、コイル外部の信号線と電気的な接続を果たすための電極４５が設けられ、この電極４５は内部のソースコイル１６ｉの巻き線４２の両端と接続されている。そして、プローブ１５を構成する場合には、この電極４５の部分に導線４１を接続する。

【００３１】

このように、信号供給用のソースコイルもしくは微小磁界検出のためのセンスコイルは機械的に対称となるように構成する。

【００３２】

ここに示した例と異なり、コイルから、もしくはコイルに接続される信号線が、構造的に非対称に構成されると、見かけのコイルの磁気特性が発生する磁界の強度分布もしくは同一の距離の磁性体の磁界を検出する場合の信号強度分布が非対称となる。すると、図２８に示した点対称の磁界分布が崩れ、非対称に見えてしまう。その非対称な見かけの特性のため、実際のソースコイル１６ｉがどちらの方向を向いているのかにより、用いる位置算出の計算式の係数を変える必要があるなど、方向を位置算出のために考慮することが必要になり、簡単には位置を求めることができなくなるという不具合が生じる。

【００３３】

そのため、プローブ１５に内蔵するソースコイル１６ｉだけでなくマーカとして使用するコイルも、信号線の撚線を除いた部分の構成が対称となるように構成する。

【００３４】

また、一般に用いられる銅線３１を、ソースコイル１６ｉとして含浸なしに作成し、直接半田付けを行うとすると、巻き線に直接太い銅線を半田付けすることとなり、半田が付着した部分は、熱と半田の影響で、硬く、また脆くなってしまう。そのため、不要な力が加わった場合には、切断してしまうこともある。

【００３５】

そこで、弾力のある状態でプローブ１５が組立てられるように、ソースコイル１６ｉを製作するときに巻き始め、巻き終わりの端部の導線部分を、例えばプローブ１５として構成する場合に必要な長さだけ長く延ばした状態で製作してもよい。

【００３６】

このように構成したソースコイル１６ｉは、図６に示すように、プローブ１５の外側を機械的に補強する長いチューブ４６内に位置を固定され設置され、プローブ１５が製作される。チューブ４６の中に、複数のソースコイル１６ｉを位置を固定して設けるため、組立、位置固定の補助として、高分子もしくは非磁性体金属のワイヤ４７を用いる。

【００３７】

あらかじめ設定した間隔にワイヤ４７を利用して、必要数のソースコイル１６ｉを固定する。固定されたソースコイル１６ｉに信号線の撚線である銅線４１を接続して、配線が終了したコイル群を、ワイヤ４７を利用して細長いチューブ４６の中に引き込み充填材を満たして全体を固める。

【００３８】

先端のソースコイル１６ａの位置は内視鏡６の既知の位置であると共に、一定間隔ｄでそれぞれソースコイル１６ｉを設けてあるので、その結果、各ソースコイル１６ｉの位置は内視鏡６の挿入部７内の既知の位置に設定されていることになり、各ソースコイル１６ｉの位置を検出することにより、内視鏡６の挿入部７の離散的な位置（より厳密には各ソースコイル１６ｉの位置）が検出できることになる。

【００３９】

これらの離散的な位置を検出することにより、それらの間のプローブ（内視鏡）の位置もほぼ推定でき、従って離散的な位置の検出により、体腔内に挿入された内視鏡６の挿入部７の形状を求めることが可能になる。

【００４０】

各ソースコイル１６ｉに接続された銅線４１は、図１に戻り、プローブ１５の後端に設けた、或いはプローブ１５の後端から延出されたケーブルの後端に設けたコネクタ１８に接続され、このコネクタ１８は（内視鏡）形状検出装置本体２１のコネクタ受けに接続される。そして、後述するように各ソースコイル１６ｉには駆動信号が印加され、位置検出に利用される磁界を発生する。

【００４１】

また、図１に示すようにベット４の既知の位置、例えば３つの隅にはそれぞれ１軸を組み合わせたセンスコイル２２ａ、２２ｂ、２２ｃ（２２ｊで代表する）が取り付けてあり、これらのセンスコイル２２ｊは、ベット４から延出されたケーブル４ａを介して形状検出装置本体２１に接続される。なお、センスコイル２２ｊは、ベット４の内部に埋め込んで形成することができる。

【００４２】

図２に示すように、内視鏡形状検出装置３では、内視鏡６のチャンネル１３内に設定されたプローブ１５内のソースコイル１６ｉにソースコイル駆動部２４からの駆動信号が供給され、この駆動信号が印加されたソースコイル１６ｉ周辺に磁界が発生する。

【００４３】

このソースコイル駆動部２４は、磁界発生用発振部２５から供給される交流信号を増幅して、必要な磁界を発生するための駆動信号を出力する。

【００４４】

磁界発生用発振部２５の交流信号は、ベッド４に設けられたセンスコイル２２ｊで検出される微小な磁界を検出するための相互インダクタンス検出部２６に参照信号として送出される。

【００４５】

センスコイル２２ｊで検出される微小な磁界検出信号は、センスコイル出力増幅器２７で増幅された後、相互インダクタンス検出部２６に入力される。

【００４６】

相互インダクタンス検出部２６では、参照信号を基準として、増幅、直交検波（同期検波）を行い、コイル間の相互インダクタンスに関連した信号を得る。

【００４７】

上記相互インダクタンス検出部２６で得られた信号は、ソースコイル信号検出部３１に入力され、入力されたアナログ信号をデジタル信号に変換して位置検出の計算を行い、各ソースコイル１６ｉの位置情報を得る。

【００４８】

この位置情報は、形状画像生成部３２に送られ、得られた離散的な各位置情報から間を補間する補間処理して内視鏡６（の挿入部７）の形状画像を生成し、モニタ信号生成部３３に送る。

【００４９】

モニタ信号生成部３３は、形状画像に対応する例えばＲＧＢ或いはＮＴＳＣ方式やＰＡＬ方式の映像信号を生成し、モニタ２３に出力し、モニタ２３の表示面に内視鏡６の形状画像を表示する。

【００５０】

なお、システム制御部３４はＣＰＵ等で構成され、ソースコイル位置検出部３１、形状画像生成部３２、モニタ信号生成部３３の動作等を制御する。また、このシステム制御部３４には操作パネル３５が接続され、この操作パネル３５のキーボード部とかスイッチ等（図示せず）を操作することにより、内視鏡６の形状検出開始とか、モニタ２３に表示される内視鏡形状の視野方向を変更して表示させることなどができる。

【００５１】
センスコイル２２ｊには、システム制御部３４により制御されるコイル回転部３６が設けられており、コイル回転部３６によりセンスコイル２２ｊを回転させながら、センスコイル２２ｊからの信号をセンスコイル出力増幅部２７を介して磁界強度検出部３７で検出し強度分布として内部の記憶領域に記憶する。そして、信号強度方向確認部３８が、記憶された磁界強度分布を利用して信号強度、つまり磁界強度が一番強い方向を識別するようになっており、システム制御部３４は、信号強度方向確認部３８からの信号に基づいてコイル回転部３６を制御しセンスコイル２２ｊを磁界強度が一番強い方向に回転させる。つまり、ソースコイル１６ｉの存在する方向を信号強度方向確認部３８により求めることができる。

【００５２】
センスコイル２２ｊは、先に示したように１軸コイルであって、図７に示すように、コイル回転部３６によりその中心軸を自在に回転させられるように構成されている。

【００５３】
詳細に説明すると、センスコイル２２ｊは、ベース５１と一体に形成されており、このベース５１は、それ自身が回転することができる支持部５２と回転軸５３により回転自在に嵌合されている。この支持部５２の内部には、図７の右下に示したように、傘歯車５４を用いて回転方向を変換しながら、センスコイル２２ｊの１軸コイル部５５をＡの矢印に示す方向に回転可能となるように形成している。また、支持部５２全体は主軸５６によりＢの矢印に示す方向に回転可能に構成されている。この回転は、支持部５２の主軸５６に設けられている歯車５７を用いて行う。また、回転軸５３の駆動力の伝達は、この主軸５６の内部をリンクでつなぐことで行う。

【００５４】
なお、主軸５６の回転Ｂと独立して回転軸５３の回転Ａが制御されるように、主軸５６の回転量による回転軸５３用リンクの回転を減算して、回転量を決定、制御するようになっている。このとき、回転角度はエンコーダ（図示せず）で検出されるが、機械式のエンコーダでは一般に金属が使用されているので、コイル位置検出の誤差とならないようレーザやＬＥＤを利用し、光を遮断するためのスリットは、磁気的に透明であるガラス基板にパターンを印刷したものを使用する。当然、主軸５６の回転も、同様にエンコーダを用いて実際の回転量を検出する。

【００５５】
また、スリットを挟んで対向する光源と受信用半導体が検出誤差とならないように、極細のファイバーを用いて、光を授受するようにしてもよい。

【００５６】
また、コイルの回転機構も同様に、磁性体の金属を使用しないように構成しなければならない。そのため、非磁性の金属を用いるか、高分子材料のワイヤを用いて検出コイルを金属で構成される回転駆動源（モータなど）から離して設置している。

【００５７】
このように構成した内視鏡形状検出装置の動作を以下に説明する。単純化するために、一つのソースコイル、一つのセンスコイルの場合で考える。

【００５８】
今未知の位置にソースコイル１６ｉが存在するとする（ただし、ベット４の上に横たわった患者５の体内に挿入された内視鏡６の形状を検出するものであるので、ベット４にセンスコイル２２ｊを内蔵する場合には、少なくともセンスコイル２２ｊより鉛直方向上側にソースコイル１６ｉ（つまり内視鏡６）が存在するという制限条件を、ソースコイル１６ｉの方向を求める場合に利用することができる）。

【００５９】
そのソースコイル１６ｉの存在する方向を検出するために、システム制御部３４はセンスコイル２２ｊを信号の受信を行いながらコイル回転部３６により回転させる。このとき、基準の方向が判別できるように、測定系の角度０方向がセンスコイル２２ｊのエンコーダ

から出力される（Ｚ相）。また、エンコーダの信号により、回転方向も確認可能であるが、常に時計方向もしくは反時計方向と回転させる方向を決めておき、エンコーダから出力されるパルス数をカウントし、エンコーダの角度分解能を乗算することで、何度方向をセンスコイル２２ｊが向いているかが確認可能である。

【００６０】

このセンスコイル２２ｊの回転に伴い、検出された信号が、例えば図８に示すように変化したとする。すると、少なくとも今、センスコイル２２ｊが回転した面においては方向Ｃ、角度θもしくはθ＋１８０°が最も磁界強度が強い方向となる。このとき、ソースコイル１６ｉの軸がセンスコイル２２ｊの回転面に垂直、水平のどちらかであれば、この最大信号強度が得られた方向と、ソースコイル１６ｉが存在する方向は一致する。

【００６１】

しかし、一般にはソースコイル１６ｉとセンスコイル２２ｊの相対角度は、不定であり、ほとんどの場合、両者の間の角度は０°もしくは９０°の倍数とはならない。

【００６２】

そこで、真にソースコイル１６ｉが存在する方向を確認するために、今得られた最大信号強度の方向を中心として、センスコイル２２ｊの回転面を変化させていく必要がある。

【００６３】

例えば、回転させた面と垂直で、先に得られた最大信号強度が得られた方向、本実施の形態においてはＣ方向を含む面内でセンスコイル２２ｊを回転させる。すると、例えば図９のような信号変化が得られたとする。すると少なくとも最大信号強度が得られた方向の近辺の方向Ｄにソースコイル１６ｉが存在することになる。

【００６４】

これを順次繰り返すことで、ソースコイル１６ｉが存在する方向を求めることができる。そして、一度、方向が得られると、最大振幅を常に検出できるよう追尾させることで、以降は高速にソースコイル１６ｉの方向を検出することができる。

【００６５】

このようにして、ソースコイル１６ｉの存在する方向が得られるので、同様の方向検知をセンスコイル２２ｊと別のセンスコイル２２ｊ’より実施すれば、図１０に示すように、一つのソースコイル１６ｉに対して複数の方向線Ｆ，Ｇが得られる。つまり、この方向線Ｆ，Ｇが交わる部分に、ソースコイル１６ｉが存在することになる。

【００６６】

そして、同様にしてプローブ１５に内蔵された個別のソースコイル１６ｉの位置を求め、それぞれのソースコイル１６ｉ間を補間して、内視鏡の形状を疑似立体表示する。また、この補間の際に、検出されるソースコイル１６ｉの方向を利用し、コイル位置での内視鏡の形状の接線方向がソースコイル１６ｉの方向となるように、形状を修正して描画してもよい。

【００６７】

従って、各々のセンスコイル２２ｊでソースコイル１６ｉが存在する方向を求め、最大振幅を常に検出できるよう追尾させることで、以降は高速にソースコイル１６ｉの方向を検出すると共に、検出した方向よりソースコイルの位置を算出するので、高速にソースコイルの位置がわかるので、リアルタイムで内視鏡６の形状をモニタ２３に表示することができ、内視鏡の挿入操作性を向上させることができる。

【００６８】

なお、得られた信号強度分布の対称性から方向を求めてもよい。つまり、コイルの回転面が、実際のコイルが存在する方向線およびセンスコイルを含む面と、水平もしくは垂直の関係になるのであれば、信号強度分布は軸対称となる。強度分布が軸対称の場合の一例を図１１に示す。この場合には、図の矢印の方向がソースコイル１６ｉの存在する方向を示す。

【００６９】

そして、このようにソースコイル１６ｉの方向を検出するために検出した磁界強度分布が

軸対称で得られた場合には、ソースコイル１６ｉの方向は、センスコイル２２ｊの回転面に垂直な、方向線を含む面内にあるので、複数のセンスコイル２２ｊに関して得られた、複数の軸対称の磁界強度分布面から、すべてを満足するソースコイル１６ｉの角度が得られる。

【００７０】

なお、ここまでの説明では、１つの中心軸を持つコイルを回転させたが、より高速にコイルの存在する方向を検出できるように、中心軸がありそれぞれ直交するコイルを回転させるようにしてもよい。この場合には、空間を表現する３軸の内、コイルが設けられていない軸を含む、他の２軸から４５度をなす面で回転させることが、効率がよい。

【００７１】

また、回転させるセンスコイルは、３軸直交コイルを用いてもよい。回転させることで、検出される磁界強度分布が軸対称となれば、センスコイルからどの方向にソースコイルが存在するか確認することができる。

【００７２】

なお、内視鏡形状検出装置を図２のように構成するとしたが、図１２に示すように構成しても良い。すなわち、信号強度方向確認部３８により得られたセンスコイル２２ｊから信号によりソースコイル１６ｉの方向を求め、少なくとも異なる２つのセンスコイル２２ｊから信号強度方向検出部３８で得られた複数の方向線の交点にソースコイル１６ｉが存在すると推定する位置推定部６１を備えて構成しても良い。

【００７３】

この場合、コイル回転部３６によりセンスコイル２２ｊを回転させて磁界強度検出部３７で、センスコイル２２ｊの回転に伴う磁界強度の変化を検出する。得られた磁界強度分布から信号強度方向確認部３８により、ソースコイル１６ｉの存在する方向を求める。このセンスコイル１６ｉが存在する方向を、同一のソースコイル１６ｉについて、複数のセンスコイル２２ｊに関して求める。そして、位置推定部６１で得られた方向線が交わる部分を求める。また、形状画像生成部３２で、このようにして得られた個々のコイルの位置を補間して、疑似立体表示することができ、得られた内視鏡画像をモニタ２３に表示する。

【００７４】

また、内視鏡形状検出装置を図２のように構成するとしたが、図１３に示すように構成しても良い。すなわち、信号強度方向確認部３８により得られたセンスコイル２２ｊから信号によりソースコイル１６ｉの方向を求め、少なくとも異なる２つのセンスコイル２２ｊから信号強度方向検出部３８で得られた複数の方向線の交点にソースコイル１６ｉが存在すると推定する位置推定部６１と、位置推定部６１で推定された位置を用いてコイルの相対角度を推定する角度推定部６２とを備えて構成しても良い。

【００７５】

この場合、コイル回転部３６によりセンスコイル２２ｊを回転させて磁界強度検出部３７で、センスコイル２２ｊの回転に伴う磁界強度の変化を検出する。得られた磁界強度分布から信号強度方向確認部３８により、ソースコイル１６ｉの存在する方向を求める。このセンスコイル１６ｉが存在する方向を、同一のソースコイル１６ｉについて、複数のセンスコイル２２ｊに関して求める。そして、位置推定部６１で得られた方向線が交わる部分、すなわちソースコイル１６ｉの位置を求める。

【００７６】

次に、このようにして得られた個々のソースコイルの位置を、ソースコイル、センスコイル間の出力の関係式に代入する。すると、実際に測定された信号の強度を満足する、ソースコイル、センスコイルの相対角度はどの程度かが確認できる。つまり、コイル位置でのコイル角度を利用して、コイル間の補間に利用し、疑似立体表示することができる。

【００７７】

なお、内視鏡形状検出装置１３ではセンスコイル出力増幅部２７の出力を相互インダクタンス検出部２６によりソースコイルの位置を検出するとしたが、図１４に示すように、センスコイル出力増幅部２７の出力をＡＤＣ（アナログ・デジタル・コンバータ）６１でデ

ジタル化し、メモリ６２を備えたＤＳＰ（デジタル・シグナル・プロセッサ）６３により演算によりソースコイルの方向及び位置を算出し、デュアルポートメモリ６４を介してＣＰＵ６５、メインメモリ６６、ビデオＲＡＭ６７からなる画像処理部で形状画像を生成しモニタ信号生成部３３を介してモニタ２３に画像を表示させるようにしてもよく、この場合、ソースコイル駆動部２４は画像処理部のＰＩＯ（パラレルＩＯ）６８により駆動制御される。

【００７８】

そして、複数の周波数で同時駆動もしくは、コイルを切り替えながら駆動する場合、既によく知られている同期検波回路により必要な周波数成分のみ検出し、得られた直流信号を、Ａ／Ｄ変換して、信号の振幅と位相情報を取り出すようにしてもよい。

【００７９】

検出された信号を増幅しＡ／Ｄ変換する場合は、よく知られているＦＦＴを用いて、各周波数ごとの振幅、基準交流からの位相差を求めることができる。

【００８０】

ＦＦＴを用いて複数の異なる周波数で駆動されるソースコイルの出力を周波数毎、つまりソースコイル毎に分離する場合にはアナログ式の同期検波と異なり、駆動信号の情報を参照信号として利用する必要がない。

【００８１】

そのため、例えば内視鏡に挿入するプローブにソースコイルを設置する場合には、形状検出装置との間に信号線を接続する必要がなく、内視鏡挿入の操作性を妨げることがない。

【００８２】

また、現在では、スペクトル拡散と呼ばれる信号の送受方式も開発されているので、それぞれのコイルに割り当てた個別の拡散符号で拡散し、すべてのコイルを同時に駆動してもよい。受信された信号を、それぞれのコイルで使用した拡散符号で逆拡散することで、選択的に信号が受信でき、強度も確認できる。

【００８３】

ところで、駆動回路が一定電圧振幅でコイルを駆動できるようにフィードバックを行っているが、完全に同一の電圧で、コイルを駆動したとしても、コイルは作り込みのばらつき（コア材の磁気特性のばらつき、巻きのばらつきによる浮遊容量のばらつきなど）によるインピーダンスのばらつきが存在するので、流れる電流が異なり、結果として発生する磁界強度にばらつきが生じてしまう。

【００８４】

このコイルの特性のばらつきは、当然磁界強度検出側のコイルの特性のばらつきも生じさせる。そのため、コイルの特性のばらつきの補正を行うことが、考えられている。

【００８５】

しかしながら、内視鏡は、その機械的な構造として、金属を用いており、この金属の影響、人体の誘電率のばらつきで、同じ出力で磁界を発生させていても、体外で検出できる磁界強度が異なってしまう場合がある。これは、体外から磁界を加えて、体内に設置したコイルで検出する場合でも同様である。このように検出できる磁界強度が変化してしまうと、この値をもとにソースコイル、センスコイルの相対位置を求める場合に位置の誤差を生じてしまう。そこで、コイルからの信号を補正して、正しい位置が計算できるようにする必要がある。

【００８６】

そのため、例えば別手法で位置を検出し、その情報をもとに補正をする必要がある。そこで、患者への被爆を最小限に抑制することも考慮し、短時間Ｘ線を照射して得られた、内視鏡の形状を利用して、この両者が一致するように、検出される磁界強度、ひいては内視鏡の形状を補正する手段を設けることができる。

【００８７】

これは、内視鏡に形状検出用のプローブ１５を挿入して、形状を検出する場合には、あらかじめ、プローブを内視鏡の鉗子チャンネルに挿入し、患者に挿入する前の状態で、一度

ばらつきの補正を行ってもよい。

【００８８】

このように実際に患者に挿入する前に、検出ユニット・コイルのばらつきの補正をすることで、生体内に挿入された内視鏡の形状が正しく検出される。

【００８９】

なお、このように、内視鏡の挿入前に、形状検出ユニットの補正をする場合には、生体内に挿入されてから、再び、短時間のＸ線照射で得られた形状と比較して補正するようにしてもよい。

【００９０】

図１５に示すように、Ｘ線照射を照射するＸ線装置７１は、伝送路７２を介して内視鏡形状検出装置３に接続され、Ｘ線を照射するＸ線照射部７３と、Ｘ線画像を取り込むＸ線画像取込部７４と、Ｘ線の照射角度を検出する照射角度検出部７５とを備え、Ｘ線装置制御部７６により制御されると共に、Ｘ線装置制御部７６によりＸ線画像を通信部７７から伝送路７２を介して内視鏡形状検出装置３の通信部７８よりシステム制御部３４に伝送されるようになっている。

【００９１】

内視鏡形状検出装置３には、システム制御部３４の中に、読み込んだ画像を２値化する画像処理部３４ａ、得られた２値画像からコントラストの高い領域を抽出するハイコントラスト抽出部３４ｂ、抽出したハイコントラスト領域からコイルに相当する領域を抽出するコイル探索部３４ｃ、探索したコイルの領域の重心位置を求める重心算出部３４ｄを内蔵している。これは、ソフトウェアとして実現しても、ハードウェアとして実現してもよい。

【００９２】

図１６に示すように、内視鏡の内部に設けられたコイルの位置が検出され（図１６に示す例においては６個のコイルが×印のところに存在する）、それぞれの位置の座標が（Ｘｎ，Ｙｎ，Ｚｎ）（ｎは０から５とする）で表されるとする。Ｘ線の画像は、２次元の平面でしかないので、図１６の上に示すものが、真上から得られた画像に対応するものとする。

【００９３】

図１６の例では、Ｙ方向はＸ線画像の方が１１０％大きくなっている。つまり、磁気を用いて位置を検出している装置では何らかのばらつきが原因で、検出される画像全体が本来の長さより短く表現される。

【００９４】

そこで、磁気を用いて検出された位置のうちＹ座標に対しては、１０％増やした値を使うことで真の値が得られる。

【００９５】

このとき、よく知られているように、Ｘ線画像を、固体撮像素子で撮影して、得られた画像から自動的に含まれているばらつきを補正するようにしてもよい。この場合の補正手法を図１７のフローに示す。

【００９６】

図１７において、ステップＳ１で、Ｘ線の透視においてコイルは、Ｘ線を遮断するので、白く抜き出た画像として表現される。そこで、ステップＳ２で、画像処理により白くハイコントラストで、例えばコアの寸法である長さが約１０㎜、幅が３㎜で表される画像を抜き出す。

【００９７】

そして、ステップＳ３で抜き出されたハイコントラストのエリアの重心を画像処理によって求める。すると、コイル位置に相当するＸ，Ｙの座標が求められる。

【００９８】

これを、ステップＳ４で、磁気式の位置検出装置から出力される各Ｘ，Ｙ，Ｚ座標のうちのＸ，Ｙ座標と比較する（この例では１０％の誤差が生じていることが求められる）。そ

してステップＳ５で補正係数を求め、この場合は補正係数を１０％とする。同様に、例に示すＹ，Ｚ方向の画像によりＺ方向の補正係数を求める。この例では、Ｚ方向も１０％の補正係数を必要とする。

【００９９】

このように完全にＸ，Ｙ，Ｚ方向の係数が得られるようにＸ線画像を撮影することができればよいが、一般には直上とそこからある角度φ回転させただけの画像しか得られない場合が多い。

【０１００】

磁界を用いて得られる内視鏡の形状は、Ｘ線の画像と異なり、３次元の位置情報であるので、ばらつき確認を、異なる２方向からのＸ線画像をもとに行うようにしてよい。この場合には、ステップＳ６の長さの補正の条件を変更して実行することで、補正係数を得ることができる。

【０１０１】

この場合には、ステップＳ６で３角法により回転させた角度をφとして、ずれとして得られる座標の値をｄとすると真の距離はｄ／ｔａｎφで得られる。この値をもとに計算を行えばよい。

【０１０２】

すなわち、図１８に示すように、座標系の原点はフィルム面中心であり、その真上にＸ線源が存在するとする。Ｘ，Ｙ平面、つまり検査台の真上より撮影した画像より、各コイルのＸ，Ｙ座標の真値は求められる。

【０１０３】

このときＸ線源は点源であるが、線源と感光面の距離に比較して、内視鏡と感光面の距離は小さいので、線源からのＸ線はすべて並行線とみなす。

【０１０４】

ただし、３角関数を用いて簡単に変換が可能であるので、点線源として計算を行うようにしてもよい。

【０１０５】

次に、Ｘ線の照射方向を鉛直方向から傾けて撮影を行う。すると、図１８に示すような関係が描ける。ＹｎはＸ，Ｙ平面に対して、真上から撮影した画像を用いることで、真の値が既に得られているので、既知である。

【０１０６】

φも照射方向の傾きということで、既知である。そこで傾けて撮影した画像により、得られるコイル座標Ｘｎｋ，Ｙｎｋ（ｋは傾いた系で測定したことを示す添字）より

Ｘｎ（Ｘ線画像検出値）＝Ｘｎｋ

Ｙｎ（Ｘ線画像検出値）＝Ｙｎｋ

となる。

【０１０７】

これよりＸ線画像をもとにして得られる高さＺｎは

Ｚｎ＝Ｙｎ（Ｘ線画像検出値）－Ｙｎ＝Ｙｎｋ－Ｙｎ

となる。

【０１０８】

そして更に、角度で補正すると、

Ｚｎ（Ｘ線画像検出値）＝Ｚｎ／ｔａｎφ

となり、真の値を得ることができる。

【０１０９】

なお、Ｘ線画像の取り込みや得られたＸ線からコイルの位置を求める機能は、Ｘ線装置に内蔵してもよい。その場合は、内視鏡形状検出装置に得られたコイル位置を伝送路を用いて転送し、補正係数などは内視鏡形状検出装置で計算を行う。

【０１１０】

なお、Ｘ線装置から内視鏡形状検出装置に送るのは、得られたＸ線画像そのものを送信す

るようにしてもよい。
【０１１１】
この場合、送信する画像は一般によく知られている、ＰＩＣＴ，ＴＩＦＦ，ＲＧＢなどのフォーマットを用いればよい。内視鏡形状検出装置では、送信された画像を２値化し、ハイコントラスト画像の抜き出し、コイル位置の同定、コイルの重心座標の導出、補正係数の導出を行う。
【０１１２】
また、Ｘ線画像を、ビデオカメラで撮影し、その画像を内視鏡形状処理装置で取り込んだり、スキャナを用いて取り込んだりしてもよい。
【０１１３】
また、ばらつき補正が施された状態で形状が正しくない場合には、磁気発生用・検出用のコイルが故障している可能性もある。そこで不良のコイル部分を選択して、該当するコイルなしで全体形状を描出するような補正を手動で行うようにしてもよい。
【０１１４】
また、実際に使用している際に、コイルが故障したり配線が故障することも考えられる。そこで、図１９に示すように、ソースコイル、センスコイルともに断線診断機能を付加した回路に接続できるようにしてもよい。
【０１１５】
これは、センスコイル２２ｊでは、定電流を流す定電流源８１（直流）と、交流の一定振幅信号を与える定振幅交流源８４と、定電流源８１と定振幅交流源８４を切り換えてセンスコイル２２ｊに印加する切り換え部８５と、コイルの両端の電圧を監視する電圧検出部８２によって達成される。正常な場合の電圧に対して、一定値以上高い電圧（断線）か、一定値以下の電圧（短絡）かどうかを電圧比較回路によって判定できるようにすればよい。より具体的には、よく知られているウィンドコンパレータによって実現することができる。
【０１１６】
この場合、単に直流電圧のみを印加してもコイルのインダクタンスが低いときには検出できないので、交流信号を印加して発生する電圧を関しできるようにしている。
【０１１７】
また、ソースコイル１６ｉでは、装置が稼働状態にある場合には、常に磁界発生用発振部から電流が供給されている。そのため、定電流源を新たに接続しなくても、電圧検出部８３だけで断線・短絡は確認できる。
【０１１８】
稼働状態では、交流信号で駆動されているので、電圧検出部８３では電圧信号を平滑化し、その平均値をコイル両端の電圧とすればよい。
【０１１９】
このように、磁界を用いてＸ線のような被爆の影響の大きい装置を用いることなく内視鏡の挿入を行うことが可能となる。
【０１２０】
しかし、磁気を用いて生体内の内視鏡の形状を検出するという機能を発揮するために、磁気的に生体が透明に見えるような周波数（約１０kHz)で磁界を発生させる必要がある。そのため、Ｘ線で得られるような生体組織、消化管の情報を得ることができない。そこで、内視鏡の形状を磁気にて検出する装置で得られる内視鏡の形状の情報のみでは挿入が困難な場合には、短時間Ｘ線による透視を行うようにしてもよい。
【０１２１】
そのために、内視鏡形状検査装置より、Ｘ線装置に対して、透視のためのＸ線照射を指令する信号を伝送できるようにしてもよい。
【０１２２】
これは、図２０に示すように、内視鏡形状検出装置３とＸ線装置７１の間を通信、もしくは制御用の信号線で接続し、術者の操作で信号が送られるような制御信号発生部９１によ

り達成することができる。

【０１２３】

また、図２１に示すように、このように術者の操作ごとに信号を送るのでなく、一定の間隔でＸ線照射を行わせるような動作モードが設定できるようにしてもよく、一定間隔を任意に設定し設定された時間が経過したら制御信号発生部９１に対してＸ線照射を指示する信号を発生する一定間隔識別部９２により達成することができる。

【０１２４】

さらに、上記のように、時間、術者の操作ではなく、内視鏡の挿入の速度によりＸ線の照射を指示するようにしてもよい。これは、図２２に示すように、システム制御部２４があらかじめしきい値となる移動量を設定し、移動量検知部９３で内視鏡の移動量、つまり内蔵するコイルの移動量が設定値以下かどうかを判定することで、一定時間内の移動量が設定値以下であることを入力として、制御信号発生部９１に対してＸ線装置に照射を指示することで達成される。

【０１２５】

ところで、内視鏡検査においては、内視鏡を使用するための光源装置や、固体撮像素子を駆動して、映像信号を形成するビデオ信号処理装置など、様々な装置が周囲に設置されており、術者の操作の妨げとなってしまうことも考えられる。そのような状況の場合、更に追加の装置を設置するには、スペースの確保が困難であった。

【０１２６】

そこで、ベット４の支柱内部に内視鏡形状検出装置の機能を内蔵することで上記欠点を克服できる。すなわち、図２３に示すように、ベット４は、大きく分けて天板１０１、支柱１０２、支え板１０３の部分から構成され、支柱１０２内に内視鏡形状検出装置３を設置している。

【０１２７】

図には記載していないが、天板１０１の上面には、内視鏡検査の際、弾性のあるクッションが載せられる。このクッション表面材は、薬品による消毒が可能な生地、例えばポリウレタンなどで、覆われている。これは、着脱可能に設けられており、必要であれば、このクッションのみを消毒、滅菌することもできる。

【０１２８】

また、クッションだけでなく、滅菌布などでベット４を覆って検査を行うような場合もあるので、クッションと天板を固定して分離できないように作成することもできる。

【０１２９】

図２３の場合、磁界検出または磁界発生のためのコイルのみをベット４に内蔵しその他の内視鏡形状検出装置の回路などを別体（仮に本体と呼ぶ）に構成した場合と比較すると、本体とベット４、本体と内視鏡形状検出用プローブもしくは専用内視鏡との間の接続ケーブルが不要となり、装置使用に際して、多くのコネクタを用いて結線する等の内視鏡検査の準備を行う作業が軽減される。

【０１３０】

また、ベット４に内蔵する機能は、本体の機能全体ではなく、適宜選択して内蔵させられることはいうまでもない。

【０１３１】

また更に、内視鏡検査の際に必要となる光源装置、ビデオ信号処理装置、また高周波処置装置の機能をこの内視鏡ベット４に内蔵させてもよい。それぞれを、ユニットとして、構成して必要なユニットのみを選択して組み込めるようにしてもよい。

【０１３２】

この場合、各装置・ユニットの間の信号は、同じ形式のコネクタをすべての機器、ユニットが備えることで、単にコネクタに結合するだけで、授受可能とするようにしてもよい。

【０１３３】

このように、ベット４に本体の機能を内蔵した、内視鏡形状検出装置の変形例を図２４に示す。この図においては、内蔵されている本体の部分は見えていない。

【０１３４】
図２４（ａ）の例では、内視鏡ベット４に、操作パネル１１０が設けられている。操作パネル１１０の拡大図の例を図２４（ｂ）、（ｃ）に示す。
【０１３５】
図２４（ｂ）、（ｃ）に示すように、トラックボール１１１（あるいはタッチセンサ、ジョイスティック）等の入力手段をこの操作パネル１１０に設置し操作することで、描出される内視鏡形状画像の回転や、必要な部分間の距離測定のためのポイント設定を行わせる。
【０１３６】
操作パネル１１０には、図２４（ｂ）、（ｂ）に示すように、描画されている形状の回転、拡大、縮小などを行うための、操作キー１１２が設けられている。また、回転の角度や、拡大・縮小の比率を入力するためのテンキーを設けることも可能である。
【０１３７】
また、操作パネル１１０に小ＣＲＴや液晶を組み込んで、この表示部１１３に内視鏡形状を表示するようにしてもよい。
【０１３８】
なお、操作パネルは消毒・清掃が簡単に行えるように、表面をほぼ平らにして、かつ防水構造としている。
【０１３９】
また、この操作パネルにマイクを設け、既知の音声認識機能を形状検出装置内に設けることで、画像の回転、拡大、縮小を音声によって操作できるようにしてもよい。
【０１４０】
なお、図２４においては、ベット４より飛び出した形で描いているが、スライダーを利用して、内視鏡形状検出機能を利用しない場合には、天板下部に格納できるようにしてもよい。スライダーでなく、回転できるアームを用いて、非使用時に天板下部に格納しておくことができる。
【０１４１】
また、コネクタを用いて、操作パネル部をベット４に接続できるようにして、使用するときのみ操作パネルをベット４に接続するようにしてもよい。
【０１４２】
この場合には、操作パネルが接続されているかどうかを検知して、接続されていない場合には、形状検出装置の回路に、電源が供給されないようにすることも可能である。検出のための回路としては、ベット４側のコネクタの２ピン間に低電圧の定電流源を接続しておき、操作パネルの対応するピン間に規定のインピーダンス素子を接続しておく。このときに消費する電力は、非常に微少であり、機器の主電源は動作していない。
【０１４３】
このように構成しておけば、操作パネルが接続されたときに、ピン間が短絡や解放でない中間の状態であることを、操作パネルの接続の識別に利用できるので、誤って操作パネルが接続されていると認識することがない。
【０１４４】
内視鏡挿入を行っている場合には、術者の手が塞がっていることもあるので、離れたところから介添えの術者が操作できる、リモコン式操作パネルが有効である。
【０１４５】
この操作パネルは、リモコン式として、有線・無線でベット４に内蔵された内視鏡形状検出装置と必要な信号の授受を行うようにしてもよい。この例では、内視鏡形状検出のために使用している周波数が１０kHz 近辺であるので、無線式で電波を利用する場合には検出誤差とならないよう、実際に使用している周波数の高調波以外の周波数で信号の授受を行う。
【０１４６】
内視鏡検査を受ける患者の中にはペースメーカを使用している患者もいることを考え、ま

た病院に設置されている他の装置が誤動作しないように、例えば特定小電力として規定されている４３０MHz 帯で、規定以下の空中線電力を用いて信号の授受を行う。この周波数の特定小電力の装置として、テレメトリがあるので、同じ周波数帯を使う場合には、誤動作・混信がないように送受信に使うチャンネルを設定できるようにしてもよい。

【０１４７】

また、高周波電気治療機器に、利用が許されているＩＳＭ帯の周波数で信号の授受を行うようにしてもよい。このときは、高周波電気治療装置の影響を受けないよう、必要な変調、例えばＰＣＭなどを行って、信号の授受を行えばよい。

【０１４８】

また、これら無線信号を利用する他の装置との干渉を避けることを考慮して、赤外線を利用して信号の授受が行われるようにしてもよい。この場合には、パソコンやＴＶなどで赤外線を利用している場合があるので、これら他の装置が使用していない変調方式や伝送コードを用いて、信号の授受を行う。

【０１４９】

また、内視鏡挿入の際、挿入した内視鏡の形状を詳細に確認するために、画像を静止させたい場合が考えられる。そこで、画像の静止、画像更新の開始を行うためのフットスイッチを接続可能としてもよい。

【０１５０】

このフットスイッチは、ベット４に直接接続するようにしても、操作パネル部に接続できるようにしてもよい。

【０１５１】

また、図２５に示すように、内視鏡形状が検出されて、その形状を表示する場合、別体にモニタ１２１を設けてもよいが、ベット４より支持アームを出し、そのアームにモニターを固定するようにしてもよい。またこのモニタ１２１は、通常のＣＲＴを用いたものでも、液晶やプラズマディスプレイを用いたものを利用してもよい。

【０１５２】

内視鏡検査においては、内視鏡の画像を表示するモニタがすでに存在している。そこで、この内視鏡形状検出装置の出力する画像も、同じモニタに入力し、例えばフットスイッチの操作で表示する画像を入れ替えられるようにしてもよい。

【０１５３】

なお、ＣＲＴなど一般に複数の術者が、同一の表示画面を見られるような装置に、画像を送るだけでなく、バーチャルリアリティ用に開発された、ゴーグル状のＨＭＤ（Ｈｅａｄ Ｍｏｕｎｔ Ｄｉｓｐｌａｙ），ＦＭＤ（Ｆａｃｅ Ｍｏｕｎｔ Ｄｉｓｐｌａｙ）に画像を送るようにしてもよい。

【０１５４】

このとき、患者の体で内視鏡が挿入されている部分を視野にとらえたときのみ、画像の患者の体と重ね合わせて術者が見られるよう、ＨＭＤ，ＦＭＤの位置、傾きを検出する必要がある。これには、上記の内視鏡形状検出装置のコイル検出方法で、詳細に記述しているように、ＨＭＤ，ＦＭＤに固定した１つの中心軸を持つコイルの、その位置、傾きを検出し、それに併せて、表示させる画像を変形させる。

【０１５５】

ところで、このベット４には、形状検出用プローブもしくは形状検出用専用内視鏡と接続される図示しないコネクタが、設けられている。

【０１５６】

また、その材質は、磁気的に透明な樹脂や、木材を使用しているが、非磁性の金属（ＳＵＳ３０４、アルミニウムなど）を用いて、構造材を作成することで、寸法精度、強度の向上を実現することができる。

【０１５７】

この場合、制作したベット４に、磁界を発生もしくは検出するためのコイルをあとから追加する必要がある。

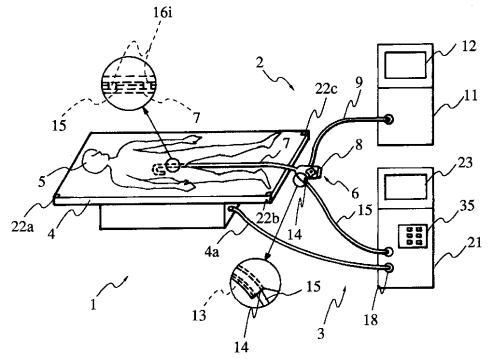
【０１５８】
正確に、内視鏡の位置を検出できるようにするためには、内蔵するコイルを正確に同じ位置に合わせるなど、組み込みが困難であった。
【０１５９】
そこで、正確なコイルの位置決めが可能な内視鏡形状検出用のベット４を実現するために、図２６に示すように、内視鏡ベット４に、導体を張り付けた基板を積層させこれを張り合わせながら配線することで、アンテナコイル１３０を一体に成形する。
【０１６０】
内視鏡ベット４の患者が載る部分に必要なコイルのパターンを作成した、基板を必要な形状で構成し、張り合わせて制作する。
【０１６１】
基本的な構造を図２７に示す。スルーホールを有し、表面に銅箔によりコイルパターンを作成した基板１３１と、これと組み合わされてコイルを形成する別のパターンをもつ基板１３２を順次積層していく。これを必要な枚数積み重ねることで、アンテナコイル１３０をベット４と一体に成形していく。
【０１６２】
基板Ａは図示するように、この字のパターンをもち、基板Ｂは直線状の銅箔パターンをもつ。これを、順次積み重ねるが、ベット４の上部面全体を一度に成形作成することも可能である。これにより、例えば図示するような大きな面積の複数のコイルも簡単に制作することができる。このような構造をとることで、巻き線を使用せず、安定した特性のコイルが、機械的にも同一に形成できる。
【０１６３】
このようにして、安定した特性のコイルを作成することができるが、より同一の特性を実現するために、作成されたコイルの端部に、特性調整用のコンデンサ、抵抗などの素子を接続して補正することが可能である。
【０１６４】
なお、この補正は積層に形成したコイルだけでなく、通常の巻き線式のコイルの補正に使えることもいうまでもない。
【０１６５】
このように、方形のアンテナコイル１３０をＸ，Ｙ２方向に並べて順次駆動し、１軸のコイルで検出した信号強度よりコイルの位置を推定する方式がある。
【０１６６】
しかしながら、この方式では、コイル位置の推定を行うためには、磁界強度の分布が、実際のコイル位置を推定する領域より、充分大きな領域で測定できることが必要であり、通常の内視鏡の検査で使用されいてる、ベット４を改造する程度では、実用上必要な検出領域を確保できなかった。
【０１６７】
また、先に記述したバーチャルリアリティ（人工現実感）などを利用できるようにするには、内視鏡の存在するベット４上部の位置だけでなく、その周囲の空間にある表示用のゴーグル、つまり術者の位置、術者の視線方向を検出する必要がある。
【０１６８】
そこで、位置検出に用いるコイルを内視鏡室の床面や壁面、天井に埋設してもよい。
【０１６９】
ここで埋設するコイルは先の積層した方形のアンテナコイル１３０でも、多軸で同一の位置に存在するとみなせるコイルでもよく、また磁界発生用でも、磁界検出用でもよい。
【０１７０】
このように内視鏡検査を行う部屋全体を、位置検出領域として使用できるので、内視鏡以外の処置装置の位置、方向決めにも利用できる。
【０１７１】
このとき、必要に応じて、内視鏡検査に使用する装置の操作パネル、例えば光源装置の操

作パネルを仮想的に表示し、その仮想空間で設定を変更できるようにしてもよい。
【０１７２】
そのため、光源装置や、高周波処置装置を内視鏡形状検出装置と通信線で接続し、設定変更の制御信号を送信する機能を内蔵する。
【０１７３】
また、先に述べたように、すべてを一体に内視鏡ベット４に内蔵すれば、専用の内部バスで高速に、設定変更できるようにも構成できる。
【０１７４】
設定を仮想空間で行えるようにするには、先に述べた操作パネルを、表示するようにすればよい。
【０１７５】
この際操作を行う術者の指先には、位置を検出するための、コイルが設けられており、指先で、仮想の操作パネルを操作することで、光源装置のパネルを表示させたりするようにすればよい。
【０１７６】
また検出対象はこの領域内にあるコイルを備えたものすべてであり、例えば体内に挿入されたマイクロマシンの位置、マイクロマシンに備えたマニピュレータの操作アームの位置方向も確認することができる。
【０１７７】
特に、マイクロマシンのような小型化することが必要な場合には、コイルが最も単純である１つの中心軸を持つコイルを使用することで、マシン全体を大型化することなく、構成することができる。
【０１７８】
また、より小型化をするために、巻き線構造でコイルをつくるのではなく、コア材表面に張り付けた銅箔をレーザートリムにて巻き線構造化して作成してもよい。
【０１７９】
この巻き線化した部分の上に、絶縁層として、ポリシリコンなどの膜を形成し、更に銅箔による巻き線構造を作成し、多層のコイルとしてもよい。
【０１８０】
［付記］
（付記項１）　内視鏡挿入部内に配置され、体腔内における前記内視鏡挿入部の形状を推定するための少なくとも１つの中心軸を持つ複数の磁界発生素子と、
体腔外の既知の位置に配置され、少なくとも１つの中心軸を持つ前記磁界発生コイルが発生する前記発生磁界を検出する複数の検出素子と、
前記検出素子より検出された検出信号から体腔内における前記内視鏡挿入部内の前記磁界発生素子の位置を推定する推定手段と
を備えた内視鏡形状検出装置において、
前記検出素子の前記中心軸を回転させる回転手段と、
前記回転手段により回転された前記検出素子により検出された前記発生磁界の磁界強度を検出する磁界強度検出手段と、
前記磁界強度検出手段により検出された前記磁界強度に基づいて前記回転手段を制御する回転制御手段と
を備えたことを特徴とする内視鏡形状検出装置。
【０１８１】
（付記項２）　内視鏡挿入部内に配置され、体腔内における前記内視鏡挿入部の形状を推定するための少なくとも１つの中心軸を持つ複数の磁界発生素子と、
体腔外の既知の位置に配置され、少なくとも１つの中心軸を持つ前記磁界発生コイルが発生する前記発生磁界を検出する複数の検出素子と、
前記検出素子より検出された検出信号から体腔内における前記内視鏡挿入部内の前記磁界発生素子の位置を推定する推定手段と

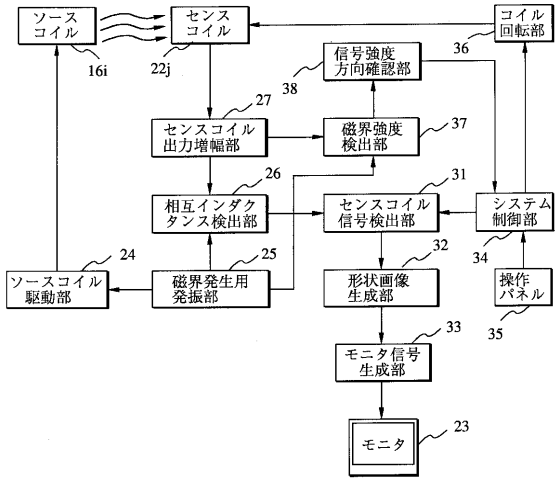
を備えた内視鏡形状検出装置において、
前記推定手段は、
前記磁界発生素子が配置された前記内視鏡挿入部のＸ線画像より対応する前記磁界発生素子の位置座標を求め、
前記検出素子より検出された検出信号から得られた前記磁界発生素子の推定位置座標と前記位置座標とを比較することで、
前記体腔内における前記内視鏡挿入部内の前記磁界発生素子の前記位置を推定する
ことを特徴とする内視鏡形状検出装置。
【０１８２】
（付記項３）　前記推定手段は、
比較により算出された前記推定位置座標と前記位置座標との差に基づく補正係数により、
前記推定位置座標の補正し前記磁界発生素子の前記位置を推定する
ことを特徴とする付記項２に記載の内視鏡形状検出装置。
【０１８３】
（付記項４）　内視鏡挿入部内に配置され、体腔内における前記内視鏡挿入部の形状を推定するための少なくとも１つの中心軸を持つ複数の磁界発生素子と、
体腔外の検査台の既知の位置に配置され、少なくとも１つの中心軸を持つ前記磁界発生コイルが発生する前記発生磁界を検出する複数の検出素子と、
前記検出素子より検出された検出信号から体腔内における前記内視鏡挿入部内の前記磁界発生素子の位置を推定する推定手段と
を備えた内視鏡形状検出装置において、
前記検出素子を前記検査台と一体に形成した
ことを特徴とする内視鏡形状検出装置。
【０１８４】
（付記項５）　前記推定手段の少なくとも１部を前記検査台内に配置した
ことを特徴とする付記項４に記載の内視鏡形状検出装置。
【０１８５】
【発明の効果】
　以上説明したように本発明の内視鏡形状検出装置によれば、磁界発生手段の異常が検出された場合でも良好な内視鏡形状画像を表示することができる。
【図面の簡単な説明】
【図１】本発明の一実施の形態に係る内視鏡システムの構成を示す構成図
【図２】図１の内視鏡形状検出装置の構成を示すブロック図
【図３】図１のソースコイルに接続される銅線を説明する説明図
【図４】図１のソースコイルの構成を示す断面図
【図５】図１のソースコイルの電極を示す外観図
【図６】図１の内視鏡形状検出装置のプローブ内部の構成を示す断面図
【図７】図１のセンスコイルの構成を示す構成図
【図８】図７のセンスコイルの回転により検出される磁界を説明する第１の説明図
【図９】図７のセンスコイルの回転により検出される磁界を説明する第２の説明図
【図１０】図７のセンスコイルを複数用いたソースコイルの算出を説明する説明図
【図１１】図７のセンスコイルによる信号強度分布の対称性を説明する説明図
【図１２】図２の内視鏡形状検出装置の第１の変形例の構成を示すブロック図
【図１３】図２の内視鏡形状検出装置の第２の変形例の構成を示すブロック図
【図１４】図２の内視鏡形状検出装置の第３の変形例の構成を示すブロック図
【図１５】Ｘ線装置に接続される内視鏡形状検出装置の構成を示す構成図
【図１６】内視鏡形状検出装置及びＸ線装置で検出されるプローブを説明する説明図
【図１７】Ｘ線装置によるＸ線画像によりソースコイルの位置の検出を補正する方法を示すフローチャート
【図１８】Ｘ線装置のＸ線源とソースコイルの関係を示す説明図

【図１９】断線診断機能を備えた内視鏡形状検出装置の構成を示す構成図
【図２０】Ｘ線装置に接続される内視鏡形状検出装置の第１の変形例の構成を示す構成図
【図２１】Ｘ線装置に接続される内視鏡形状検出装置の第２の変形例の構成を示す構成図
【図２２】Ｘ線装置に接続される内視鏡形状検出装置の第３の変形例の構成を示す構成図
【図２３】内視鏡形状検出装置を内蔵した内視鏡ヘッドの外観を示す外観図
【図２４】内視鏡形状検出装置を内蔵した内視鏡ヘッドの変形例の外観を示す外観図
【図２５】別体のモニタが接続された内視鏡形状検出装置を内蔵した内視鏡ヘッドの外観を示す外観図
【図２６】アンテナコイルを一体に成形した内視鏡形状検出装置を内蔵した内視鏡ヘッドの外観を示す外観図
【図２７】図２６のアンテナコイルの構成を示す構成図
【図２８】コイルとコイルがつくる等磁界強度面を説明する説明図
【図２９】従来の内視鏡形状検出装置の構成を示す構成図
【符号の説明】
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…ベット
６…内視鏡
７…挿入部
８…操作部
９…ユニバーサルケーブル
１１…ビデオプロセッサ
１２…カラーモニタ
１３…チャンネル
１４…挿入口
１５…プローブ
１６ｉ…ソースコイル
２２ｊ…センスコイル
２３…モニタ
２４…ソースコイル駆動部
２５…磁界発生用発振部
２６…相互インダクタンス検出部
２７…センスコイル出力増幅部
３１…センスコイル信号検出部
３２…形状画像生成部
３３…モニタ信号生成部
３４…システム制御部
３５…操作パネル
３６…コイル回転部
３７…磁界強度検出部
３８…信号強度方向確認部

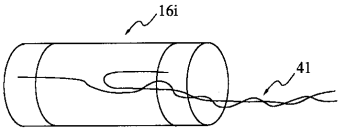
【図１】



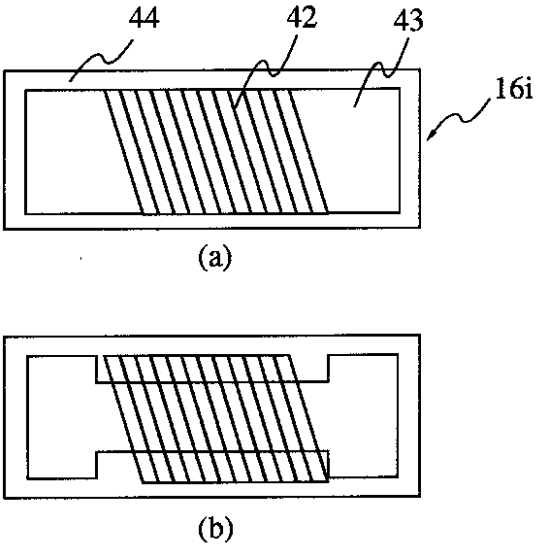
【図２】



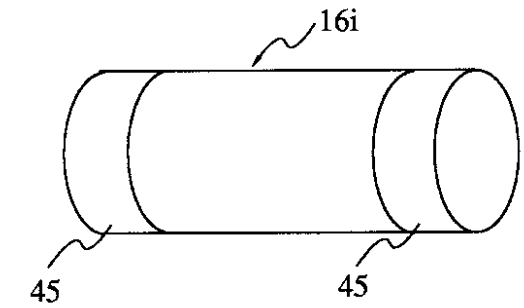
【図３】



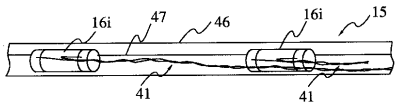
【図４】



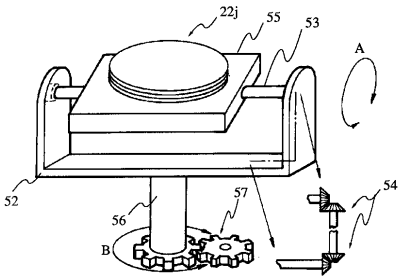
【図５】



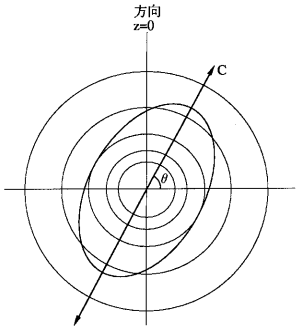
【図６】



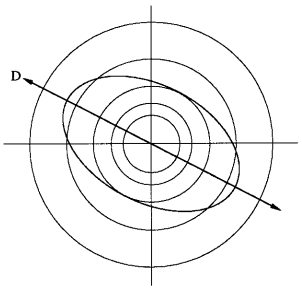
【図７】



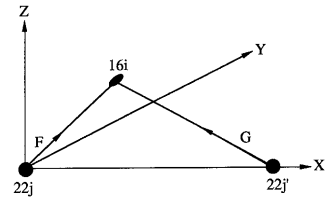
【図８】



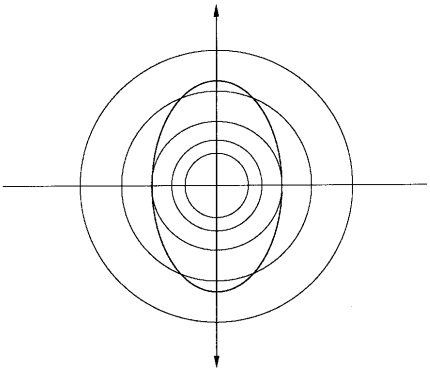
【図９】



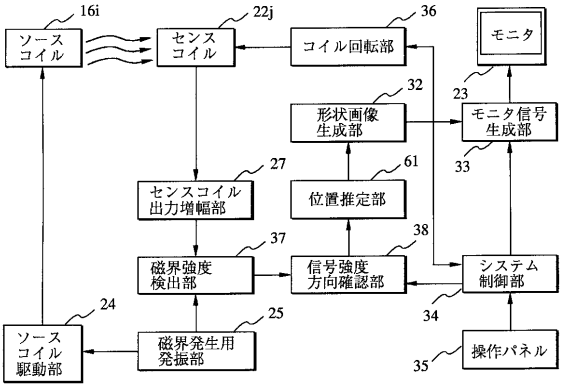
【図１０】



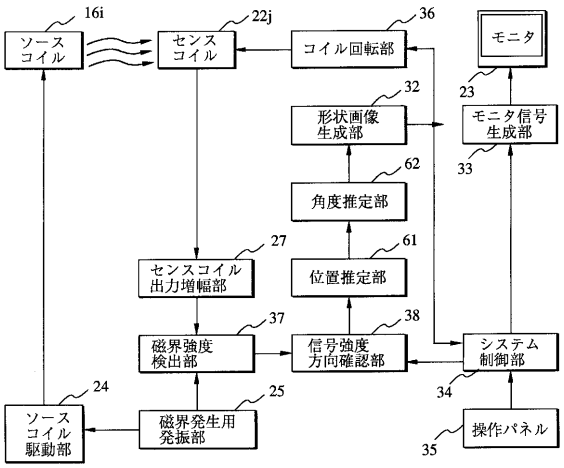
【図１１】



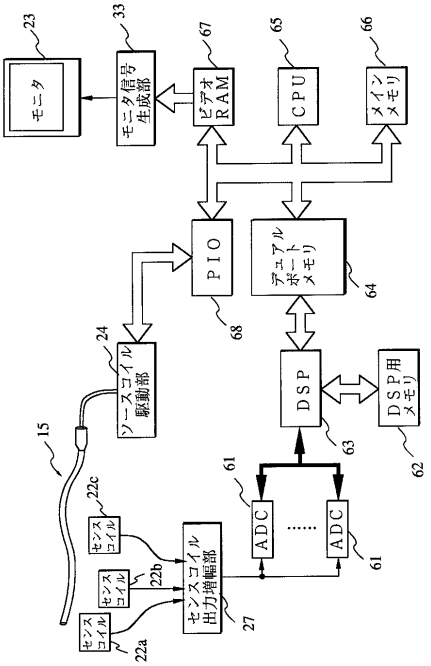
【図１２】



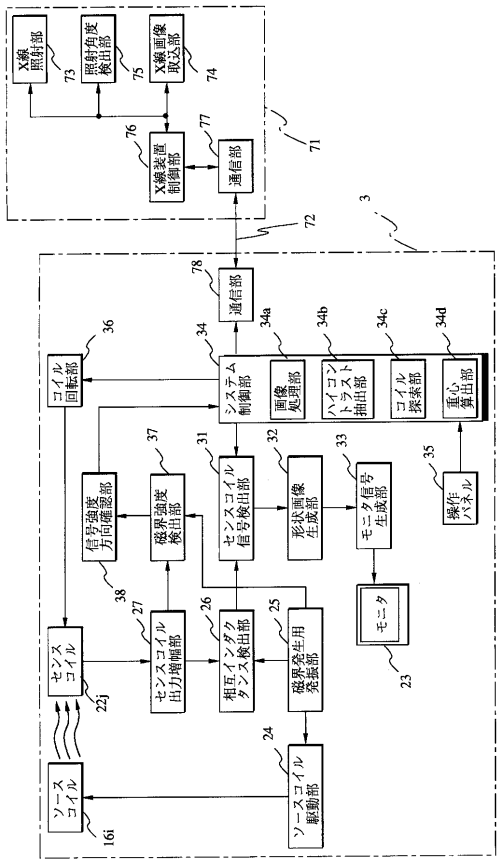
【図１３】



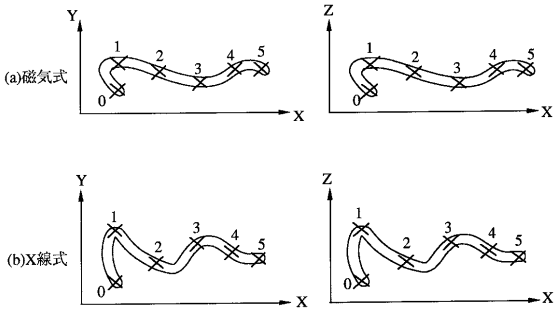
【図１４】



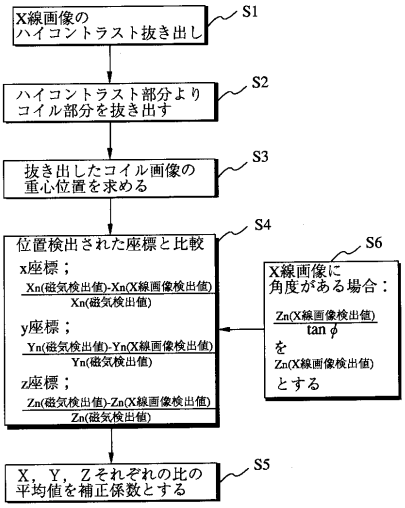
【図１５】



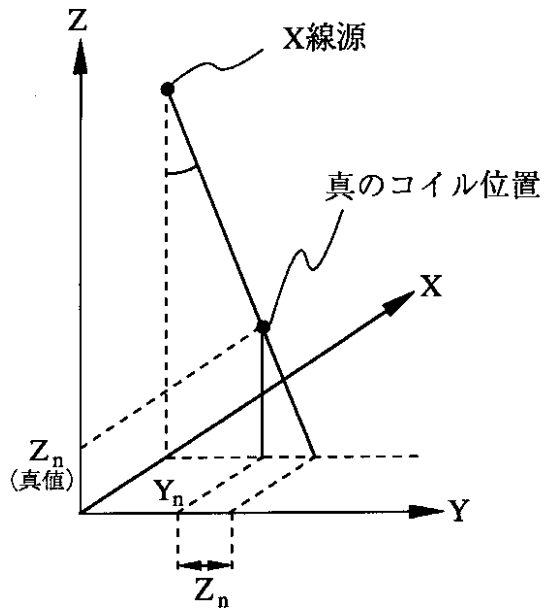
【図１６】



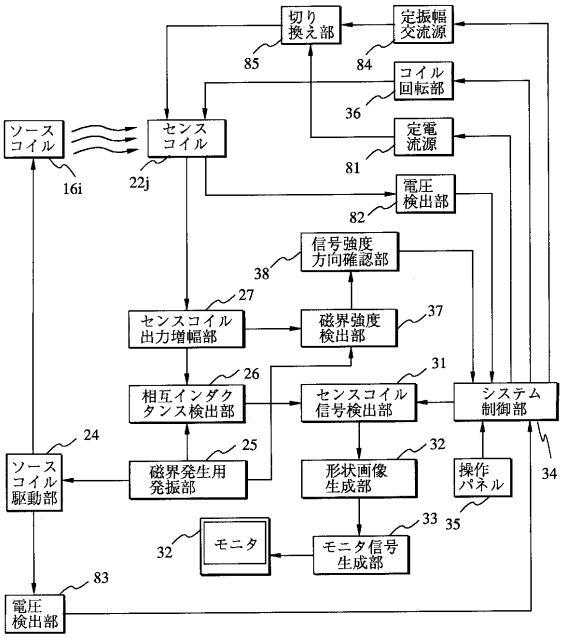
【図１７】



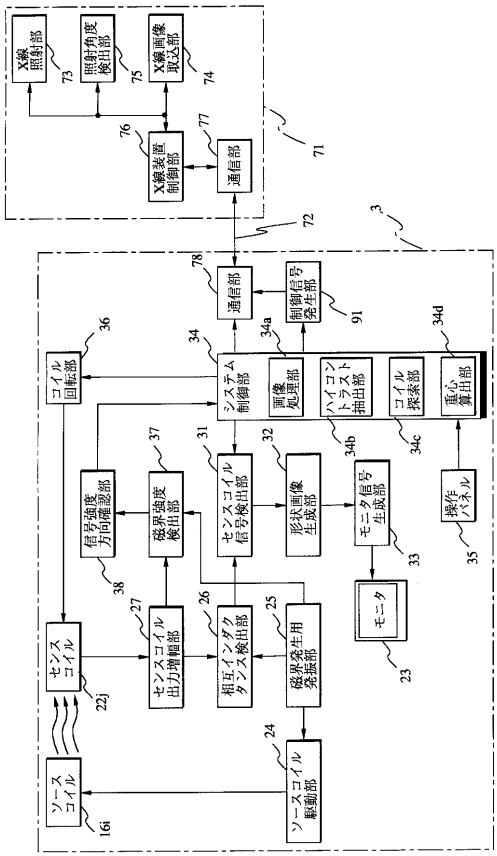
【図１８】



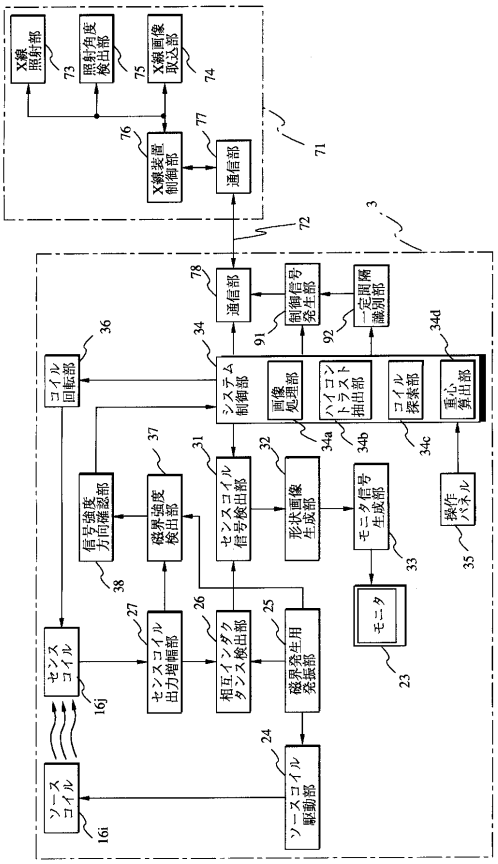
【図１９】



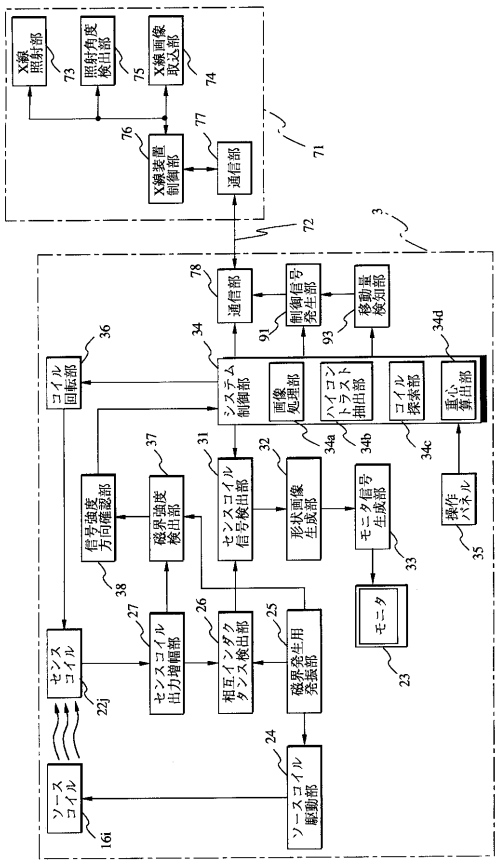
【図２０】



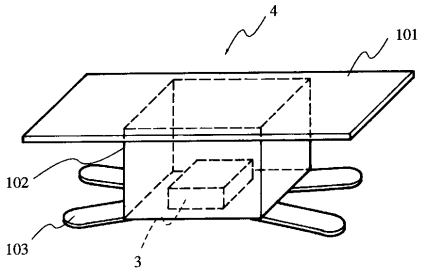
【図２１】



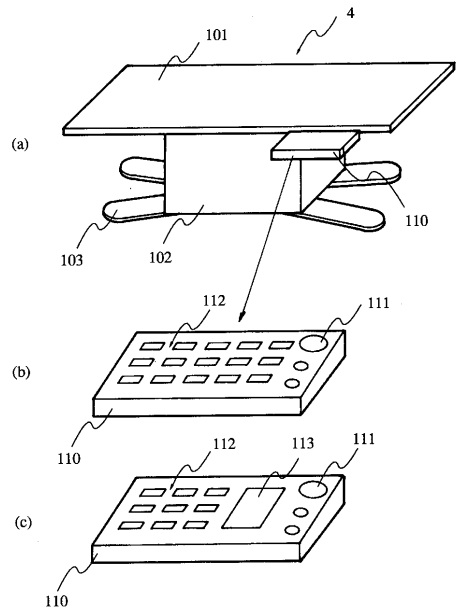
【図２２】



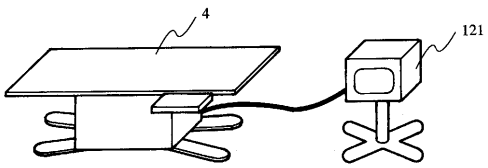
【図２３】



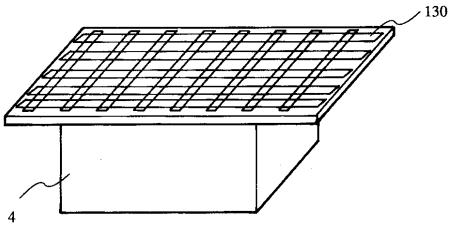
【図２４】



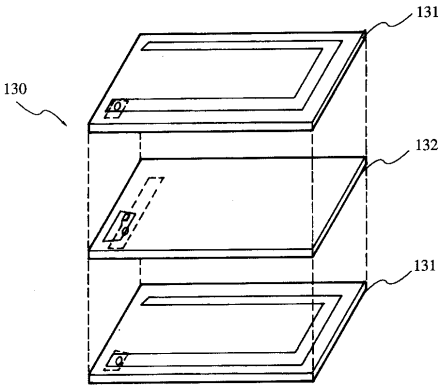
【図２５】



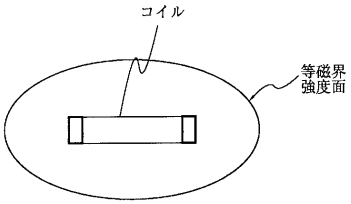
【図２６】



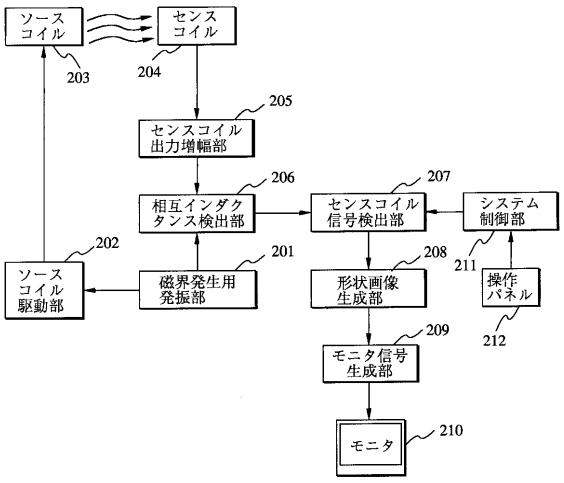
【図２７】



【図２８】



【図２９】



フロントページの続き

(72)発明者　中村　一成
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号　オリンパス光学工業株式会社内
(72)発明者　大森　真一
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号　オリンパス光学工業株式会社内
(72)発明者　岡田　祥宏
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号　オリンパス光学工業株式会社内
(72)発明者　工藤　正宏
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号　オリンパス光学工業株式会社内
(72)発明者　宮野　保男
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号　オリンパス光学工業株式会社内
(72)発明者　藤尾　浩司
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号　オリンパス光学工業株式会社内
(72)発明者　道口　信行
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号　オリンパス光学工業株式会社内
(72)発明者　後野　和弘
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号　オリンパス光学工業株式会社内
(72)発明者　石井　司
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号　オリンパス光学工業株式会社内
(72)発明者　野口　利昭
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号　オリンパス光学工業株式会社内

審査官　門田　宏

(56)参考文献　特開平０７－１１１９６９（ＪＰ，Ａ）
特開平０５－０３１０７１（ＪＰ，Ａ）
特開昭６３－０９８５１１（ＪＰ，Ａ）
実開平０１－０６７５７７（ＪＰ，Ｕ）

(58)調査した分野(Int.Cl.[7]，ＤＢ名)
A61B　1/00 - 1/32