

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3965176号
(P3965176)

(45) 発行日 平成19年8月29日(2007.8.29)

(24) 登録日 平成19年6月1日(2007.6.1)

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

請求項の数 3 (全 16 頁)

| | | | |
|-----------|-------------------------------|-----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2004-311312 (P2004-311312) | (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4番2号 |
| (22) 出願日 | 平成16年10月26日(2004.10.26) | (74) 代理人 | 100076233 弁理士 伊藤 進 |
| (65) 公開番号 | 特開2006-122130 (P2006-122130A) | (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 リンパス株式会社内 |
| (43) 公開日 | 平成18年5月18日(2006.5.18) | (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 |
| 審査請求日 | 平成18年6月19日(2006.6.19) | (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) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡挿入部内と、内視鏡の外部にそれぞれ配置され、一方に配置された磁界発生素子に駆動信号を供給する送信ブロックと、前記磁界発生素子により発生する磁界を、他方に配置された磁界検出素子で検出した信号を受信する受信ブロックと、前記受信ブロックからの信号に対して、前記内視鏡挿入部内に配置された前記磁界発生素子若しくは前記磁界検出素子の位置情報から前記内視鏡挿入部の形状を算出する処理を含む制御処理を行う制御ブロックとを備えた内視鏡形状検出装置において、

前記磁界検出素子により検出される信号を少なくとも増幅する増幅手段を備えた受信ブロックを前記送信ブロック及び制御ブロックに対して別体に形成したことを特徴とする内視鏡形状検出装置。

10

【請求項 2】

前記受信ブロックは、前記磁界検出素子により検出される信号を増幅する増幅手段と、前記増幅手段により増幅されたアナログの信号をデジタルの信号に変換するアナログデジタル変換手段とを有することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡形状検出装置。

【請求項 3】

前記受信ブロックは、前記送信ブロック及び前記制御ブロックを内蔵した制御装置と信号伝送ケーブルを介して接続されることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡形状検出装置。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内等に挿入される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、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。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。また、挿入を行っているときに、消化管の屈曲に応じて挿入部に設けた湾曲部を湾曲操作して円滑な挿入を行う必要があり、そのためには挿入部の先端位置が体腔内のどの位置にあるのかとか、現在の挿入部の挿入状態を知ることができると便利である。

10

このため、内視鏡の挿入状態の形状を磁界を用いて検出する内視鏡形状検出装置が各種提案され、この内視鏡形状検出装置を内視鏡装置に組み合わせた内視鏡システムが構成されている。

【0003】

例えば、特許第3420084号公報には、図16及び図17に示すような内視鏡形状検出装置100が開示されている。

図16に示す内視鏡形状検出装置100は、図17に示す内視鏡111の挿入部112内に挿通して配置されるプローブ113に設けた磁界発生用ソースコイルが発する磁界を検出する複数のセンスコイルを規則的に並べて検出面102を設けたコイルユニット101と、装置本体部103を備えている。

20

この装置本体部103の内部には、前記プローブ113に設けたソースコイルに駆動信号を供給する送信ブロック、センスコイルから伝送される信号を受信する受信ブロック及びこの受信ブロックで検出した受信信号や前記送信ブロックで生成された駆動信号を基に内視鏡形状の算出処理等を行うCPU(中央処理ユニット)を備えた制御ブロックとを内蔵した制御装置104とが支柱105を介して一体的に構成されている。

【0004】

前記支柱105には、上下に摺動する移動柱の先端部にコイルユニット101が配設され、その上端には挿入部112の挿入形状を表示する液晶モニタ106が着脱自在に配置されている。また、前記制御装置104及び支柱105は、複数のキャスト107を配置した剛性を有する金属部材等で形成した台座108上に固設されている。

30

なお、前記装置本体部103の前面103fには内視鏡検査の間、患者の体腔内に挿入された内視鏡111と、体腔外との位置関係を表すための複数のマーカから延びるマーカケーブルが接続されるマーカコネクタ109及び磁界を生成する複数のソースコイルを配置したプローブ113が接続されるプローブコネクタ110が設けられ、例えば側面に主電源のON/OFF操作を行うパワースイッチ99が設けられている。

図17に示すように内視鏡検査を行う場合には、患者114が載置される検査ベッド115近傍に、内視鏡装置116及び内視鏡形状検出装置100を配置して、内視鏡システムが構成される。

40

【0005】

そして、術者117が立つ位置の近傍に内視鏡装置116の周辺装置である光源装置やビデオプロセッサ及び内視鏡観察用モニタ118を搭載したカート119が配置され、内視鏡検査及び処置に必要な内視鏡111及びチューブ及びケーブル類120が接続される。

また、検査ベッド115に隣接して配置された内視鏡形状検出装置100のマーカコネクタ109(図16参照)には、内視鏡検査の間、複数のマーカ122から延びるマーカケーブル121を接続するとともに、プローブコネクタ110に複数のソースコイルが配置されているプローブ113を接続し、このプローブ113を内視鏡111の操作部125の挿入口を介して挿入部112内に挿通する。そして、内視鏡111の挿入部112が

50

患者 114 内に挿入された場合、モニタ 118 に挿入形状が表示されるようにしている。

この従来例では、コイルユニット 101 と制御装置 104 とを支柱 105 を介して一体的に構成している。

また、この従来例では、制御装置 104 内にソースコイルに駆動信号を供給する送信ブロック、センスコイルから伝送される信号を受信する受信ブロック及びこの受信ブロックで検出した受信信号や前記送信ブロックで生成された駆動信号を基に内視鏡形状の算出処理等を行う CPU (中央処理ユニット) を備えた制御ブロックとを内蔵している。

【特許文献 1】特許第 3420084 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0006】

上記従来例では、制御装置 104 内に送信ブロック、受信ブロック及び制御ブロックを設けているため、例えば制御ブロックによる制御信号や、送信ブロックによる駆動信号が、センスコイルで受信(検出)した微弱な信号を受信ブロックの増幅回路に入力するための信号線や、増幅回路の信号入力部にノイズとなって混入し易い。

このようにセンスコイルで受信された微弱な信号にノイズが混入すると、センスコイルにより検出される受信信号(検出信号)の S/N を劣化させ、挿入形状の検出精度を低下させる欠点があった。

【0007】

(発明の目的)

20

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、駆動信号等によるノイズの影響を受けにくくして、精度良く形状検出ができる内視鏡形状検出装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、内視鏡挿入部内と、内視鏡の外部にそれぞれ配置され、一方に配置された磁界発生素子に駆動信号を供給する送信ブロックと、前記磁界発生素子により発生する磁界を、他方に配置された磁界検出素子で検出した信号を受信する受信ブロックと、前記受信ブロックからの信号に対して、前記内視鏡挿入部に配置された前記磁界発生素子若しくは前記磁界検出素子の位置情報から前記内視鏡挿入部の形状を算出する処理を含む制御処理を行う制御ブロックとを備えた内視鏡形状検出装置において、

30

前記磁界検出素子により検出される信号を少なくとも増幅する増幅手段を備えた受信ブロックを前記送信ブロック及び制御ブロックに対して別体に形成したことを特徴とする。

上記構成により、前記磁界検出素子により検出される信号を、駆動信号を供給する送信ブロック及び制御ブロックとは別体にされた増幅手段で増幅するようにしているため、増幅された信号に対して、仮に駆動信号その他の信号がノイズとして混入してもその影響を軽減でき、S/N が劣化することなく、精度の良い形状検出ができるようにしている。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、磁界検出素子により検出される信号を、別体にされた部分で少なくとも増幅するので、駆動信号等によるノイズに対しての S/N の劣化を防止して、精度の良い形状検出ができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例 1】

【0011】

図 1 ないし図 7 は本発明の実施例 1 に係り、図 1 は本発明の実施例 1 を備えた内視鏡システムの全体構成を示し、図 2 はコイルユニットに内蔵されたコイルの配置例を示し、図 3 は図 1 における内視鏡形状検出装置の構成を示し、図 4 は図 3 の受信ブロック及び制御

50

ブロックの内部構成を示し、図5は受信ブロックのより詳細な構成を示し、図6は2ポートメモリ等の動作をタイミング図で示し、図7は変形例における受信ブロックと制御ブロック間の信号伝送部付近の構成を示す。

図1に示すように、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実施例1の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8が形成され、この操作部8の側部からユニバーサルコード9が延出され、このユニバーサルコード9は、ビデオプロセッサ(又はビデオイメージングシステム)10に接続されている。

10

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、患部等を照明する。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に像を結び、この撮像素子は光電変換する。

【0013】

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ー11に表示される。

20

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個の磁気発生素子としてのソースコイル14a、14b、...、14p(以下、符号14iで代表する)を有するプローブ15(図4参照)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。

【0014】

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信号処理装置17に着脱自在に接続される。そして、信号処理装置17側から信号伝達手段としてソースケーブル16を介して磁気発生素子としてのソースコイル14iにある周波数の駆動信号を印加することにより、ソースコイル14iは、その磁界を伴う電磁波を周囲に放射する。

30

また、この信号処理装置17は、患者5が横たわるベッド4の付近に配置されるコイルユニット18と接続された受信ブロック(或いは検出ブロック)19と信号ケーブル20を介して接続されている。なお、コイルユニット18と受信ブロック19とで受信装置(或いは検出装置)21が形成される。

【0015】

この受信ブロック19には、コイルユニット18が例えば上下方向に移動(昇降)自在に取り付けられており、このコイルユニット18内には複数の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の例えば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。

40

【0016】

センスコイル22jは、コイルユニット18から延出される図示しないケーブルを介して受信ブロック19に接続されている。この受信ブロック19は、後述するようにセンスコイル22jにより検出される信号を増幅等した後、A/D変換によりアナログ信号が

50

らデジタル信号に変換する。そして、このデジタル信号は、信号ケーブル 20 を介して信号処理装置 17 に伝送される。

そして、信号処理装置 17 内の制御ブロック 27 において、各ソースコイル 14 i の位置の算出処理、各位置の算出により、挿入部形状の推定処理、推定された挿入部形状の画像を表示するための表示処理等を行って、液晶モニタ 25 に挿入部形状の画像を表示する。

【0017】

本実施例においては、このようにソースコイル 14 i により発生された微弱な信号を検出するセンスコイル 22 j により受信した信号を増幅等して、ノイズによる影響を受けにくい信号に変換する受信ブロック 19 と、ソースコイル 14 i を駆動する駆動信号を発生する送信ブロック 26 と、挿入形状の算出を含む制御処理を行う制御ブロック 27 を含む信号処理装置 17 とを別体に行っている。

10

つまり、図 3 に示すように、本実施例では、内視鏡形状検出装置 3 は、送信ブロック 26 及び制御ブロック 27 を内蔵した信号処理装置 17 と、この信号処理装置 17 と別体の受信装置 21 とが信号伝送を行う信号ケーブル 20 により接続された構成となっている。

また、受信装置 21 は、複数のセンスコイル 22 j を内蔵したコイルユニット 18 及び受信ブロック 19 とからなり、受信ブロック 19 は、センスコイル 22 j により検出した信号を増幅すると共に、A/D (アナログ・デジタル) 変換等の処理を行った後、信号ケーブル 20 により信号処理装置 17 の制御ブロック 27 に送信する構成となっている。

【0018】

20

制御ブロック 27 は、A/D 変換された信号から各ソースコイル 14 i の位置検出を行った後、挿入部 7 の形状を表示する処理を行って、内視鏡 (挿入) 形状のビデオ信号を内視鏡形状の表示手段としての液晶モニタ 25 に送り、液晶モニタ 25 の表示面に内視鏡形状が表示されるようにする。また、この制御ブロック 27 は、送信ブロック 26 の駆動信号の供給タイミング等の制御処理も行う。

なお、信号処理装置 17 には使用者が装置を操作するための操作パネル 24 (図 1 参照) が設けられている。

図 4 に示すように、電子内視鏡 6 の挿入部 7 内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 14 i が所定の間隔で配置されており、これらソースコイル 14 i は、送信ブロック 26 を構成する例えば 16 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部 31 に接続されている。

30

【0019】

ソースコイル駆動回路部 31 は、各ソースコイル 14 i を、例えば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 27 において内視鏡形状の算出処理等を行う CPU (中央処理ユニット) 32 により P I O (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。

一方、コイルユニット 18 内のセンスコイル 22 j は、受信ブロック 19 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。

40

【0020】

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、A/D C (アナログ・デジタル・コンバータ) 38 k で制御ブロック 27 により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 19 は、センスコイル信号増幅回路部 34 及び A/D C 38 k より

50

構成され、センスコイル信号増幅回路部 3 4 は、増幅回路 3 5 k、フィルタ回路 3 6 k 及び出力バッファ 3 7 k より構成される。

【 0 0 2 1 】

また、本実施例では、よりノイズの影響を受けにくくするために、図 4 の受信ブロック 1 9 において、例えばセンスコイル信号増幅回路部 3 4 は、2 点鎖線で示すようにノイズ等の電磁シールド（電磁遮蔽）する機能を持つシールドケース 3 0 a 内に収納されている。

なお、受信ブロック 1 9 全体をシールドケースに収納しても良い。本実施例では、受信ブロック 1 9 内においても A D C 3 8 k にクロックが印加されるため、そのクロックが微弱な信号を扱うセンスコイル信号増幅回路部 3 4 にノイズとして混入しないようにするため、センスコイル信号増幅回路部 3 4 のみをシールドするようにしている。なお、センスコイル信号増幅回路部 3 4 をシールドする場合、図 5 に示す増幅回路 3 5 k 部分のみをシールドするようにしても良い。

10

また、同様に送信ブロック 2 6 においては、外部に放射するノイズを低減するために 2 点鎖線で示すシールドケース 3 0 b 内に収納されている。

【 0 0 2 2 】

図 4 に戻り、このセンスコイル信号増幅回路部 3 4 からの出力は、前記 A D C 3 8 k に伝送され、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。また A D C 3 8 k により生成されるデジタルデータは、制御信号発生回路部 4 0 からの制御信号により信号ケーブル 2 0 内に挿通された複数の信号線により形成されているデータ伝送ライン 4 1 を介して伝送され、この伝送ライン 4 1 が接続されている 2 ポートメモリ 4 2 に書き込まれる。

20

また、制御信号発生回路部 4 0 からの A D 変換用のクロックや制御信号（具体的には A D 変換開始信号）も、信号ケーブル 2 0 内の信号ラインを介して A D C 3 8 k に伝送される。

【 0 0 2 3 】

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 よりなる。

そして、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 を切り換えながら第 1 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使い、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。

30

【 0 0 2 4 】

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 を使い、後述するように、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）または同期検波等を行い、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。

40

また、算出された位置座標の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、内視鏡形状画像を形成する表示データを生成し、ビデオ R A M 4 8 へ出力する。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。

【 0 0 2 5 】

液晶モニタ 2 5 は、このアナログのビデオ信号が入力されることにより、表示画面上に電子内視鏡 6 の挿入部 7 の挿入形状を表示する。

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

50

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 \pm を含む。

このような構成による本実施例による作用を説明する。

図 1 に示すように電子内視鏡 6 の鉗子チャンネル 1 2 内にプローブ 1 5 を挿通し、この電子内視鏡 6 をビデオプロセッサ 1 0 に接続すると共に、プローブ 1 5 のソースケーブル 1 6 を信号処理装置 1 7 に接続する。

【 0 0 2 6 】

また、コイルユニット 1 8 を取り付けした受信ブロック 1 9 をベッド 4 における患者 5 の付近に設置し、この受信ブロック 1 9 を信号ケーブル 2 0 により信号処理装置 1 7 に接続する。

そして、術者は、電子内視鏡 6 の挿入部 7 を患者 5 の体腔内に挿入する。挿入部 7 内に設置されたプローブ 1 5 に内蔵された各ソースコイル 1 4 i は、送信ブロック 2 6 からの駆動信号により周囲に磁界を発生する。

発生された磁界は、コイルユニット 1 8 の各センスコイル 2 2 j により検出された後、それぞれ増幅回路 3 5 k により増幅される。増幅された信号は、フィルタ回路 3 6 k 等を経た後、A D C 3 8 k によりデジタル信号（デジタルデータ）に変換される。各デジタルデータは、信号ケーブル 2 0 を介して信号処理装置 1 7 の制御ブロック 2 7 を構成する 2 ポートメモリ 4 2 に格納される。

【 0 0 2 7 】

2 ポートメモリ 4 2 に格納されたデジタルデータは、制御ブロック 2 7 を構成する C P U 3 2 により、高速フーリエ変換または同期検波等されて駆動信号の周波数の信号成分が分離抽出される。そして、C P U 3 2 は、さらに分離抽出された各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し、算出した位置座標の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、内視鏡形状画像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 に書き込まれたデータは、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が入力されることにより、表示画面上に電子内視鏡 6 の挿入部 7 の挿入形状、つまり内視鏡挿入形状を表示する。

【 0 0 2 8 】

そして、術者は、表示される内視鏡挿入形状を参考にすることにより、体腔内における挿入部 7 の形状や、先端部付近の位置などを推定することができ、より円滑に挿入するための補助に利用できる。

本実施例においては、センスコイル 2 2 j により検出される微弱な検出信号は、送信ブロック 2 6 及び制御ブロック 2 7 を内蔵した信号処理装置 1 7 と別体にした受信ブロック 1 9 内の増幅回路 3 5 k で増幅され、さらに A D 変換してデジタル信号に変換された後に、信号ケーブル 2 0 により制御ブロック 2 7 に伝送されて内視鏡形状表示の処理が行われるようになる。

つまり、本実施例では、センスコイル 2 2 j により検出される微弱な検出信号は、送信ブロック 2 6 の駆動信号や制御ブロック 2 7 における C P U 3 2 が動作する際のクロック信号等の影響を殆ど受けることなく、増幅及び A D 変換の処理がされることになる。

【 0 0 2 9 】

また、A D 変換後のデジタル信号は、センスコイル 2 2 j により検出された検出信号の場合に比べてノイズに影響されにくい。

従って、本実施例によれば、S / N の良い状態で信号検出から内視鏡形状表示の処理が行われ、精度の良い内視鏡形状表示ができる。

また、本実施例によれば、信号処理装置 1 7 と受信ブロック 1 9 とを別体にするにより、それぞれをより適切な位置や小さなスペースに配置することができる。例えば、受信ブロック 1 9 部分をコンパクト化できるので、より患者 5 の近くに配置して、ソースコイル 1 4 i により発生される磁界をより近い位置で S / N の良い状態で検出することもで

10

20

30

40

50

きる。これに対して、従来例のように一体化されていると、設置の際に大きなスペースが必要となり、設置場所に制約される欠点等がある。

【0030】

また、本実施例によれば、送信ブロック26や制御ブロック27のように大きな電流で駆動される信号処理装置17と別体にでき、比較的小さな電源で駆動できる受信ブロック19を別体とすることにより、電源回路を介して混入しやすいノイズに対してもより簡単に低減することもできる。

図7は、変形例における制御ブロック27と受信ブロック19間の信号伝送部付近の構成を示す。この変形例では、制御ブロック27の制御信号発生回路部40からのクロック及び制御信号を送る際に、変調回路51により変調して、例えば1本の信号線で受信ブロック19に送信し、受信ブロック19では復調回路52で復調してクロック及び制御信号を再生し、(12個のADC38kからなる)ADC部38に供給する。

10

【0031】

一方、ADC部38により生成されたデジタルデータは、パラレル・シリアル変換回路(図7ではP/S変換と略記)53によりシリアルデータに変換されて、シリアルデータ伝送ラインにより高速で制御ブロック27のシリアル・パラレル変換回路(図7ではS/P変換と略記)54に送信される。

そして、このシリアル・パラレル変換回路54において、パラレルデータに変換された後、パラレルデータは、2ポートメモリ42に書き込まれる。

その他の構成は、実施例1と同様である。本変形例によれば、少ない本数の信号ケーブル20により信号の送受信を行うことができる。その他は、実施例1と同様の効果を有する。

20

【実施例2】

【0032】

次に図8及び図9を参照して本発明の実施例2を説明する。本実施例は、受信装置21をベッド4に設けるようにしている。なお、図8は、ベッド4の平面図を示し、図9は患者5が載置された状態での側面側から見た断面構造を示す。

図9に示すようにベッド4における患者5が載置される部分におけるほぼ中央付近となる上面には凹部が形成され、平板状に形成されたコイルユニット56が収納されると共に、これに隣接する凹部にも、このコイルユニット56のセンスコイル22jが接続された受信ブロック19が収納されている。

30

そして、コイルユニット56と受信ブロック19との上面は、カバー57で覆われており、このカバー57の上面は、ベッド4の上面と面一となるようにしてある。

【0033】

また、図8に示すようにベッド4の側面には、受信ブロック19とケーブルにより接続されたコネクタ部58が設けてあり、このコネクタ部58には信号ケーブル20の一端のコネクタが着脱自在に接続され、この信号ケーブル20の他端は信号処理装置17の制御ブロック27に接続される。

また、本実施例においては、コイルユニット56には、実施例1の場合よりも多数のセンスコイル22jが配置されており、例えばコネクタ部58に設けた選択スイッチ58a 58bにより、実際に使用するセンスコイル22jを選択できるようにしている。

40

例えば、上部消化管等、患者5の上部側の検査を行う場合には、載置される患者5の上部側となる位置に配置された上部側ユニット部Saの12個のセンスコイル22jを使用し、下部消化管側の検査を行う場合には下部側に配置された下部側ユニット部Sbのセンスコイル22jを使用することにより、S/Nが良好な状態で各ソースコイル14iの位置検出を行えるようにしている。

【0034】

本実施例によれば、患者5に非常に近い状態で磁界検出を行うことができることになり、センスコイル22jで検出される検出信号の振幅を大きくでき、S/Nの良い内視鏡形状検出及び精度のよい内視鏡形状表示ができる。

50

また、受信装置 21 をベッド 4 の周囲に配置する手間が不要となる。また、術者は、その周囲に配置される装置が減る分、より操作し易くなる。その他は、実施例 1 とほぼ同様の作用効果を有する。

図 10 は第 1 変形例における受信ブロック 19 及び制御ブロック 27 の信号伝送部付近の構成を示す。本変形例は、図 8 に示す受信装置 21 において、例えば受信ブロック 19 内に無線で送受信を行う信号処理を行う無線送受信回路 61 を設け、ベッド 4 の側部に立設可能とするアンテナ 62 により無線（電波）で信号の送受信を行う構成にしている。

【0035】

また、信号処理装置 17 の制御ブロック 27 側にも無線送受信回路 63 と、この無線送受信回路 63 に接続されたアンテナ 64 とを設けた構成にしている。より具体的には、例えば図 7 に示した P/S 変換回路 53 と、復調回路 52 の代わりに設けた S/P 変換回路 65 を無線送受信回路 63 に接続している。

受信ブロック 19 側もほぼ同様の構成にすることにより、両アンテナ 62、64 により電波で信号の送受信を行えるようにしている。本変形例によれば、信号ケーブル 20 により受信ブロック 19 と制御ブロック 27（信号処理装置 17）とを接続しなくても済むため、良好な操作性を確保できる。その他は、実施例 2 とほぼ同様の効果を有する。

【0036】

図 11 は、第 2 変形例における受信ブロック 19 及び制御ブロック 27 における信号伝送部付近の構成を示す。本変形例は、例えば図 7 における変調回路 51 の出力信号にて発光素子としての例えば発光ダイオード（LED と略記）71 を発光させる。また、復調回路 52 の入力端には、受光素子としての例えばフォトランジスタ（PT と略記）72 を接続して、この PT 72 により LED 71 の光を受光する。

また、P/S 変換回路 53 の出力信号を LED 73 で発光させ、この光を PT 74 で受光して S/P 変換回路 54 に入力する構成にしている。

本変形例も第 1 変形例とほぼ同様の作用効果を有する。なお、図示しないが、第 3 変形例として、第 2 変形例における LED 71 と PT 72 間、及び LED 73 と PT 74 間を光ファイバにより伝送する構成にしても良い。この場合には、LED 71 と PT 72 間、LED 73 と PT 74 間とが対向しない場合にも適用できる。

【実施例 3】

【0037】

次に図 12 及び図 13 を参照して本発明の実施例 3 を説明する。本実施例は、受信装置 21 を患者 5 に貼り付けて使用できるようにしたものである。図 12 は、上方から見た平面図を示し、図 13 は側方から見た側面図を示す。

図 12 に示すように本実施例における受信装置 21 は、コイルユニット 81 及び受信ブロック 19 とが隣接するように配置されて略平板形状に形成されている。また、受信ブロック 19 は（小型のアンテナを含む）無線送受信回路 61 が接続されている。

この受信装置 21 の底面側には、検査対象となる患者 5 の腹部等の表面に、例えば貼り付けることにより着脱自在に取り付ける粘着テープ 82 が設けてある。なお、着脱自在に取り付ける手段としては、粘着テープ 82 に限らず、例えばベルト状のものでも良い。

【0038】

また、図 12 或いは図 13 においては、コイルユニット 81 と受信ブロック 19 とは平板を形成するように水平方向に隣接するように設けているが、図 14 に示す第 1 変形例のように厚み方向に積層した構成にしても良い。なお、本実施例における信号処理装置 17 は、例えば図 10 に示した無線送受信回路 63 を備えた構成となっている。

本実施例及び第 1 変形例の作用効果は、図 10 の場合と類似しているが、受信装置 21 が患者 5 に取り付けられるので、患者 5 の体位が変わっても、変わる前とほぼ同様の状態で内視鏡形状を表示できるメリットがある。

図 15 は第 2 変形例の受信装置 21 を示す。本変形例は、実施例 3 において、患者 5 に例えば貼着で取り付けられるコイルユニット 81 と、このコイルユニット 81 と例えばフレキシブルプリント基板 85 を介して（アンテナ 62 を含む）受信ブロック 19 とを着脱

10

20

30

40

50

自在に接続する構成にしている。

【0039】

このフレキシブルプリント基板85の端部に設けたコネクタ86は、受信ブロック19に設けたコネクタ受けに着脱自在に接続される。

本変形例によれば、内視鏡形状検出に使用したコイルユニット81のみを患者5に取り付けるようにしているので、患者5に与える違和感を軽減できる。その他は実施例3とほぼ同様の作用効果を有する。

また、本変形例の場合には、コイルユニット81を着脱自在とすることにより、この部分は低コストで製造できることになり、この部分を使い捨てタイプ(ディスポーザブル)にすることもできる。なお、両者を着脱自在に接続するフレキシブルプリント基板85のみを使い捨てにしても良い。

10

【0040】

なお、上述した各実施例においては、受信ブロック19としては、センスコイル22jで検出された信号を増幅する増幅回路35kと、ADC38kを備えた構成で説明したが、これに限定されるものでなく、増幅回路35kにより増幅した信号を信号ケーブル20により制御ブロック27側に伝送し、制御ブロック27側でAD変換するようにしても良い。この場合にも、微弱な信号を増幅しているため、ノイズに対する影響を軽減でき、S/Nの良い状態で形状検出ができる。

なお、受信ブロック19に対して、送信ブロック26からソースコイル14iに供給されるべき駆動信号がノイズとして混入した場合には、検出すべきソースコイル14iによる磁界発生による信号成分の周波数と同じであるため、その影響が大きい。そのため、受信ブロック19を少なくとも送信ブロック26と別体にしたもの場合も本発明に属する。

20

【0041】

なお、上述した実施例等においては、電子内視鏡6の挿入部7内には、磁界を発生するソースコイル14iを配置し、体外にセンスコイル22jを配置する構成で説明したが、本発明はこれに限定されるものでなく、挿入部7内にセンスコイル22jを配置し、体外にソースコイル14iを配置した構成にすることもできる。

この場合にも、センスコイル22jにより検出される検出信号を受信ブロック19で検出する構成にする。例えば実施例1の場合に適用すると、ソースケーブル16のコネクタ16aが受信ブロック19に接続されることになる。但し、ソースケーブル16のプロープ15内にはセンスコイル22jが配置されていることになる。

30

なお、上述した各実施例等を部分的に組み合わせる等して構成される実施例等も本発明に属する。

【0042】

[付記]

1. 内視鏡挿入部内と、内視鏡の外部にそれぞれ配置され、一方に配置された磁界発生素子に駆動信号を供給する送信ブロックと、前記磁界発生素子により発生する磁界を、他方に配置された磁界検出素子で検出した信号を受信する受信ブロックと、前記受信ブロックからの信号に対して、前記内視鏡挿入部に配置された前記磁界発生素子若しくは前記磁界検出素子の位置情報から前記内視鏡挿入部の形状を算出する処理を含む制御処理を行う制御ブロックとを備えた内視鏡形状検出装置において、

40

前記磁界検出素子により検出される信号を少なくとも増幅する増幅手段を備えた受信ブロックを少なくとも前記送信ブロックに対して別体に形成したことを特徴とする内視鏡形状検出装置。

【0043】

2. 請求項1において、別体の前記受信ブロックは、前記制御ブロックと光で信号伝送を行う。

3. 請求項1において、別体の前記受信ブロックは、前記制御ブロックと無線で信号伝送を行う。

50

4. 請求項1において、前記受信ブロックは、複数の前記磁界検出素子からなるユニットと別体であり、かつ前記ユニットとは信号ケーブルを介して着脱自在に接続される。

5. 請求項3において、別体の前記受信ブロックは、前記制御ブロックと信号をシリアル伝送する。

6. 請求項3において、別体の前記受信ブロックは、前記制御ブロックと信号を多重化して伝送する。

【0044】

7. 請求項1において、前記受信ブロックは、少なくとも前記増幅回路部分が電磁シールドする機能を持つシールドケース内に収納されている。

8. 請求項1において、前記送信ブロックは、シールドケースに収納されている。

10

9. 請求項1において、別体の前記受信ブロックは、検査対象物に着脱自在に取り付ける取り付け手段が設けてある。

【産業上の利用可能性】

【0045】

内視鏡の挿入部を体腔内に挿入する場合、挿入部の内部に磁界発生素子等を複数配置して、その位置検出を行うことにより、挿入部の形状を算出して表示することにより、屈曲した体腔内に挿入部を円滑に挿入する補助に利用できる。

【図面の簡単な説明】

【0046】

【図1】本発明の実施例1を備えた内視鏡システムの構成を示すブロック図。

20

【図2】コイルユニットに内蔵されたコイルの配置例を基準の座標系で示す図。

【図3】図1における内視鏡装置形状検出装置の構成を示すブロック図。

【図4】図3の受信ブロック及び制御ブロックの内部構成を示すブロック図。

【図5】受信ブロックのより詳細な構成を示すブロック図。

【図6】2ポートメモリ等の動作のタイミング図。

【図7】変形例における受信ブロックと制御ブロック間の信号伝送部付近の構成を示すブロック図。

【図8】本発明の実施例2における受信装置が設けられたベッドを示す平面図。

【図9】患者が載置された状態で図8の側方からベッド内部を断面で示す図。

【図10】第1変形例における受信ブロック及び制御ブロックの信号伝送部付近の構成を示すブロック図。

30

【図11】第2変形例における受信ブロック及び制御ブロックの信号伝送部付近の構成を示すブロック図。

【図12】本発明の実施例3における受信装置が設けられたベッドを示す平面図。

【図13】図12の側面図。

【図14】第1変形例における受信装置を示す側面図。

【図15】第2変形例における受信装置が設けられたベッドを示す平面図。

【図16】従来例における内視鏡形状検出装置を示す斜視図。

【図17】従来例により内視鏡検査する様子を示す図。

【符号の説明】

40

【0047】

1 ... 内視鏡システム

3 ... 内視鏡挿入形状検出装置

4 ... ベッド

5 ... 患者

6 ... 電子内視鏡

7 ... 挿入部

14 a ~ 14 p (14 i) ... ソースコイル

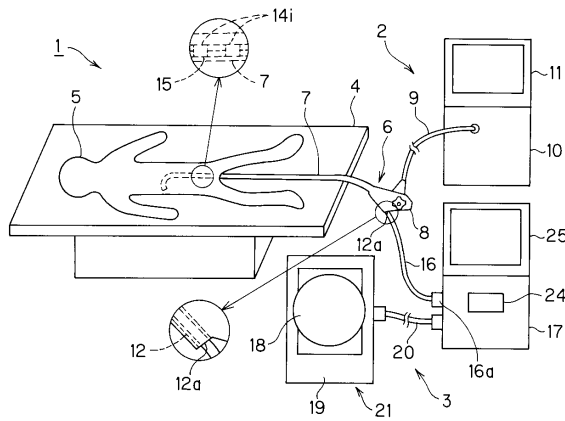
15 ... プローブ

17 ... 信号処理装置

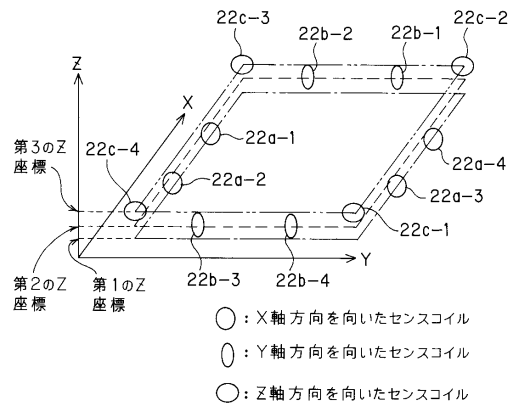
50

- 1 8 ... コイルユニット
 - 1 9 ... 受信ブロック
 - 2 0 ... 信号ケーブル
 - 2 1 ... 受信装置
 - 2 2 a - 1 ~ 2 2 c - 4 (2 2 j) ... センスコイル
 - 2 5 ... 液晶モニタ
 - 2 6 ... 送信ブロック
 - 2 7 ... 制御ブロック
 - 3 1 ... ソースコイル駆動回路部
 - 3 2 ... C P U
 - 3 4 k ... センスコイル信号増幅回路部
 - 3 5 k ... 増幅回路
 - 3 8 k ... A D C
 - 4 1 ... データ伝送ライン
 - 4 2 ... 2ポートメモリ
- 代理人 弁理士 伊藤 進

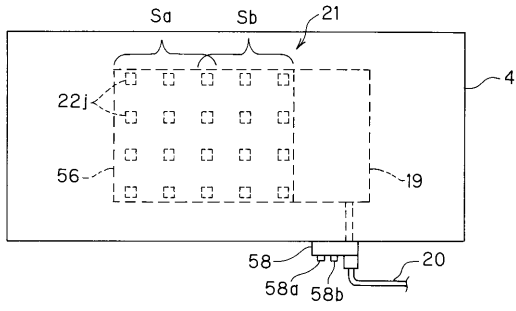
【 図 1 】



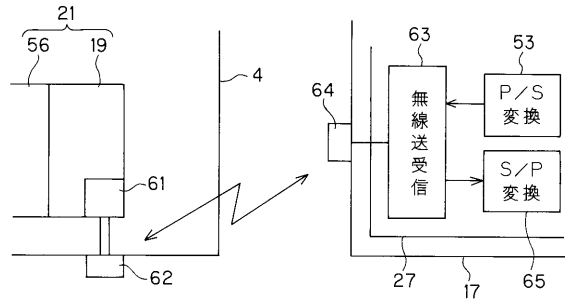
【 図 2 】



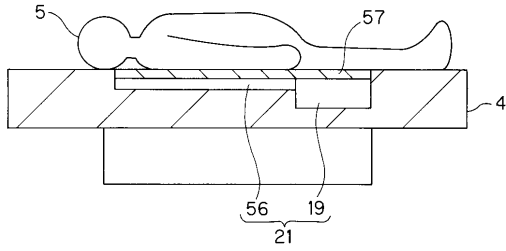
【 図 8 】



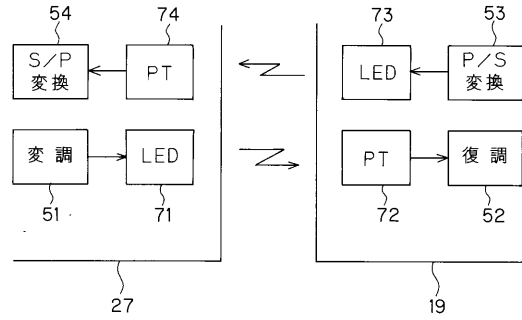
【 図 10 】



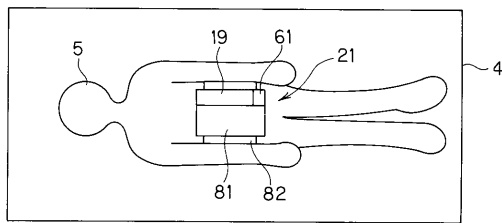
【 図 9 】



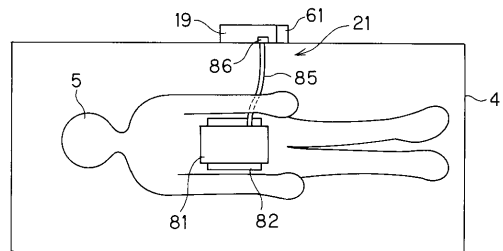
【 図 11 】



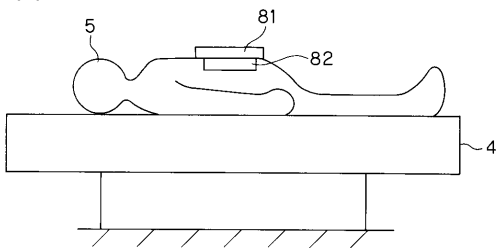
【 図 12 】



【 図 15 】



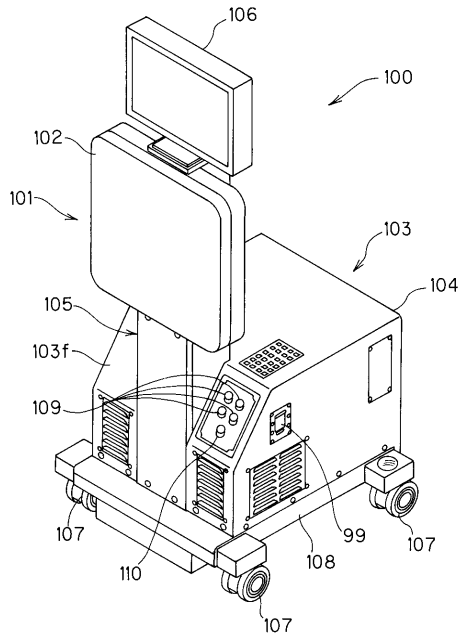
【 図 13 】



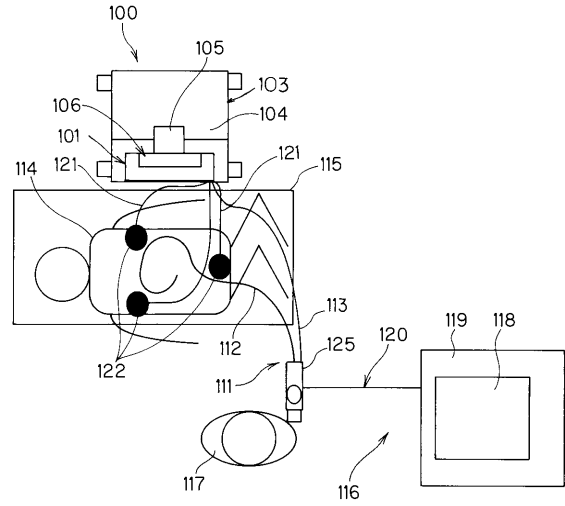
【 図 14 】



【 図 16 】



【 図 17 】



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 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 三宅 憲輔
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 佐藤 稔
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 丹羽 寛
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 特許第3420084(JP, B2)
特開2000-93387(JP, A)
特開2004-283601(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|------|---------------|
| A61B | 1/00 - 1/32 |
| G02B | 23/24 - 23/26 |

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 内窥镜形状检测装置 | | |
| 公开(公告)号 | JP3965176B2 | 公开(公告)日 | 2007-08-29 |
| 申请号 | JP2004311312 | 申请日 | 2004-10-26 |
| [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 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯公司 | | |
| [标]发明人 | 織田朋彦 相沢千恵子 三好義孝 小野田文幸 三宅憲輔 佐藤稔 丹羽寛 | | |
| 发明人 | 織田 朋彦 相沢 千恵子 三好 義孝 小野田 文幸 三宅 憲輔 佐藤 稔 丹羽 寛 | | |
| IPC分类号 | A61B1/00 G02B23/24 | | |
| FI分类号 | A61B1/00.300.D G02B23/24.A A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.654 | | |
| F-TERM分类号 | 2H040/BA00 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/DA03 2H040/DA21 2H040/DA54 2H040/DA56 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/DD03 4C061/HH51 4C061/UU06 4C061/UU08 4C061/UU09 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/UU06 4C161/UU08 4C161/UU09 | | |
| 代理人(译) | 伊藤 进 | | |
| 其他公开文献 | JP2006122130A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜形状检测器，其能够通过不易受驱动信号的噪声等影响而精确地检测形状。解决方案：对于信号处理器17，其包括用于将驱动信号提供给布置在内窥镜的插入部分7内部的源线圈14i的传输块26和用于执行驱动信号的供应的定时控制的控制块27和用于显示内窥镜形状等的形状处理，通过单独形成接收块21，用于放大由检测磁场等的感测线圈22j接收的信号，并产生用于计算源线圈位置的信号如图14i所示，抑制了驱动信号的噪声等的影响，在具有优异的S/N（信号/噪声）的状态下检测磁场，并且精确地显示内窥镜形状。 Z

【图 1】

