

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4578942号  
(P4578942)

(45) 発行日 平成22年11月10日(2010.11.10)

(24) 登録日 平成22年9月3日(2010.9.3)

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

請求項の数 3 (全 15 頁)

|           |                               |           |  |
|-----------|-------------------------------|-----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2004-326872 (P2004-326872)  | (73) 特許権者 | 000000376<br>オリンパス株式会社<br>東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 |
| (22) 出願日  | 平成16年11月10日(2004.11.10)       | (74) 代理人  | 100076233<br>弁理士 伊藤 進                      |
| (65) 公開番号 | 特開2006-136413 (P2006-136413A) | (72) 発明者  | 三好 義孝<br>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6月1日(2006.6.1)           | (72) 発明者  | 相沢 千恵子<br>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19年9月25日(2007.9.25)         | (72) 発明者  | 小野田 文幸<br>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】

複数の磁界発生素子及び前記複数の磁界発生素子に駆動信号を供給して磁界を発生させる駆動信号発生手段を有する駆動ブロックと、

前記複数の磁界発生素子により発生される磁界を複数の磁界検出素子を用いて検出する検出ブロックと、

前記複数の磁界検出素子による検出信号における前記駆動信号の周波数に相当する周波数成分から、内視鏡の挿入部内に配置された前記複数の磁界発生素子又は前記複数の磁界検出素子の位置算出を行うことにより、前記挿入部の形状を算出する形状算出ブロックと、

を備えた内視鏡形状検出装置において、

前記駆動信号の周波数を決定する基準クロックの発振周波数を変更可能に設定する周波数設定手段を有し、かつ

前記周波数設定手段により設定される発振周波数の基準クロックを前記駆動ブロックに供給すると共に、前記基準クロックを前記形状算出ブロックにも供給するようにしたことを特徴とする内視鏡形状検出装置。

【請求項2】

前記駆動信号発生手段は、前記基準クロックの入力に対して、予め設定されたパラメータ値により決定される周波数の駆動信号を生成し、かつ、前記形状算出ブロックは、前記パラメータ値を参照することにより、前記駆動信号の周波数に相当する周波数成分の検出

信号を抽出可能とした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】

さらに前記複数の磁界発生素子を駆動しない状態でノイズレベルを検出するノイズ検出手段と、

前記ノイズ検出手段の検出結果によりノイズレベルが小さい周波数の駆動信号となるように前記周波数設定手段による前記基準クロックの発振周波数の値を設定する制御を行う制御手段と、

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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【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、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。

例えば、第 1 の従来例としての特開平 8 - 107875 号公報には、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。

20

【0003】

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。

上記のように磁界を発生させて形状を検出する場合、精度良く位置検出及び位置検出に基づく挿入部形状の算出を行うためには、検出位置に影響を与えるようなノイズが少ない環境で形状検出を行うことが望まれる。特に磁界発生素子を駆動する交流信号の駆動周波数のノイズ源があると、位置検出の演算結果に大きな影響を及ぼす。

30

このため、第 2 の従来例としての特開 2003 - 245243 号公報においては、複数の磁界発生素子を駆動する交流信号の駆動周波数を選択可能とし、複数の磁界発生素子を駆動しない駆動停止状態で検出されるノイズの周波数成分をノイズ検出手段により検出し、検出されたノイズの周波数成分が少ない駆動周波数の交流信号で複数の磁界発生素子を駆動するようにして、ノイズが少ない環境で位置検出を精度良く行うものを開示している。

このようにすることにより、ノイズの影響を低減して精度の良い内視鏡形状の検出が可能となる。

【特許文献 1】特開平 8 - 107875 号公報

【特許文献 2】特開 2003 - 245243 号公報

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

第 2 の従来例のように、ノイズの影響が少ない駆動周波数で複数の磁界発生素子を駆動するようにした場合、挿入部内に配置される多数の磁界発生素子を駆動する複数の駆動周波数帯に設定する作業と共に、磁界検出素子により磁界検出した場合における高速フーリエ変換 (FFT) により分析された周波数分析結果から分離抽出すべき周波数成分を前記複数の駆動周波数にそれぞれ合わせるように設定する作業を行うことが必要となる。

このため、従来例においては、精度良く内視鏡形状の検出を行えることになるものの、そのためには手間がかかる欠点があった。

50

## 【 0 0 0 5 】

( 発明の目的 )

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、手間をかけること無く、つまり良好な操作性で、しかも精度良く内視鏡形状の検出を行え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 】

## 【 0 0 0 6 】

本発明は、複数の磁界発生素子及び前記複数の磁界発生素子に駆動信号を供給して磁界を発生させる駆動信号発生手段を有する駆動ブロックと、

前記複数の磁界発生素子により発生される磁界を複数の磁界検出素子を用いて検出する検出ブロックと、

前記複数の磁界検出素子による検出信号における前記駆動信号の周波数に相当する周波数成分から、内視鏡の挿入部内に配置された前記複数の磁界発生素子又は前記複数の磁界検出素子の位置算出を行うことにより、前記挿入部の形状を算出する形状算出ブロックと

、  
を備えた内視鏡形状検出装置において、

前記駆動信号の周波数を決定する基準クロックの発振周波数を変更可能に設定する周波数設定手段を有し、かつ

前記周波数設定手段により設定される発振周波数の基準クロックを前記駆動ブロックに供給すると共に、前記基準クロックを前記形状算出ブロックにも供給するようにしたことを特徴とする。

上記構成により、ノイズの影響の少ない周波数で駆動信号を駆動する際の周波数の設定と、形状算出ブロック側での駆動周波数に相当する信号成分を抽出する設定とを基準クロックにより共通して行えるようにして、手間をかけないで済むようにし、かつ精度よく位置検出等ができるようにしている。

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 0 7 】

本発明によれば、周波数の変更等の設定を手間をかけないで済むと共に、精度よく位置検出等ができる。

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 0 8 】

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 】

## 【 0 0 0 9 】

図 1 ないし図 5 は本発明の実施例 1 に係り、図 1 は実施例 1 を備えた内視鏡システムの構成を示し、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ブロックのより詳細な構成を示し、図 5 は本実施例の動作内容を示す。

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。

## 【 0 0 1 0 】

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 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 ( またはビデオイメージングシステム ) 1 0 に接続されている。

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 1 0 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

10

20

30

40

50

変換する。

【 0 0 1 1 】

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。

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 12 a から複数個の磁気発生素子としてのソースコイル 14 a、14 b、...、14 p (以下、符号 14 i 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 14 i が設置される。

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 16 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 21 に着脱自在に接続される。そして、検出装置 21 側から高周波信号伝達手段としてソースケーブル 16 を介してソースコイル 14 i に駆動信号を印加することにより、ソースコイル 14 i は磁界を伴う電磁波を周囲に放射する。

【 0 0 1 2 】

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 軸に向けたセンスコイル 22 a - 1、22 a - 2、22 a - 3、22 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 軸に向けたセンスコイル 22 b - 1、22 b - 2、22 b - 3、22 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 軸に向けたセンスコイル 22 c - 1、22 c - 2、22 c - 3、22 c - 4 の 12 個のセンスコイル(以下、符号 22 j で代表する)が配置されている。

【 0 0 1 3 】

センスコイル 22 j 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形状を表示する表示手段として液晶モニター 25 がその上部に配置されている。

内視鏡形状検出装置 3 は、図 3 に示すように、プローブ 15 内のソースコイル 14 i を駆動する駆動ブロック 26 と、コイルユニット 23 内のセンスコイル 22 j が受信した信号を検出する検出ブロック 27 と、検出ブロック 27 で検出した信号から形状算出等の信号処理をするホストプロセッサ(形状算出ブロック) 28 とから構成される。

【 0 0 1 4 】

電子内視鏡 6 の挿入部 7 に設置される図 3 に示すプローブ 15 には、上述したように、磁界を生成するための複数個、例えば 16 個のソースコイル 14 i が所定の間隔で配置されている。各ソースコイル 14 i は、図 4 に示すように駆動ブロック 26 を構成するコイル駆動回路 31 i によりそれぞれ駆動される。なお、16 個のコイル駆動回路 31 i をコイル駆動回路部 31 で示している。

図 4 に示すようにコイル駆動回路部 31 は、16 個のソースコイル 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できるように、16 個の発振器 32 i を有する。そして、発振器 32 i からの正弦波をコイル駆動回路 31 i により増幅してソースコイル 14 i を駆動する。

【 0 0 1 5 】

この場合、本実施例においては、基準のクロックを発生するクロック発生器 33 を有し、このクロック発生器 33 により発生される基準となるクロックを周波数変更回路(或いは周波数設定回路) 34 を介して、その周波数を変更可能にしている。

そして、この周波数変更回路 34 を介して変更された周波数のクロックを、各発振器 32 i に共通に供給し、各発振器 32 i では、供給される共通のクロックによりそれぞれ異

10

20

30

40

50

なる周波数  $f_i$  (具体的には  $f_1$  から  $f_p$ ) の正弦波をコイル駆動回路 31*i* に出力する。

【0016】

各発振器 32*i* は、供給されるクロックを基準として、設定されるパラメータ値に応じた周波数のデジタル波形の正弦波を出力するダイレクトデジタルシンセサイザ (DDS と略記) 35*i* と、この DDS 35*i* の出力を D/A 変換する D/A 変換器 36*i* とから構成される。

各 DDS 35*i* は、そのクロック入力端に上記共通のクロックが供給され、かつ発振周波数を決定するパラメータ入力端には、制御回路 37 を介して予めそれぞれ異なるパラメータ値で設定されている。そして、各 DDS 35*i* は、設定されたパラメータ値にそれぞれ対応した周波数のデジタルの正弦波を生成し、D/A 変換器 36*i* を介してアナログの正弦波に変換した後、コイル駆動回路 31*i* に出力する。

10

【0017】

周波数変更回路 34 は、例えば制御回路 37 を介してホストプロセッサ 28 (を構成する CPU 41) による制御下で、周波数変更の動作が制御される。例えば、周波数変更回路 34 は、その内部の周波数設定データがホストプロセッサ 28 からの制御信号で変更設定することができ、そして設定された周波数設定データに対応した周波数のクロックを出力する。

この周波数変更回路 34 から出力されるクロックは、上記のように駆動ブロック 26 (の DDS 35*i*) と共に、検出ブロック 27 の A/D 変換器 44*j* 及びホストプロセッサ 28 の位置情報算出するための駆動周波数に相当する周波数成分の分離抽出を行う図 4 の FFT 手段 53*j* 或いは位置情報算出手段 54*j*、又は図 3 の (ソフトウェアで周波数成分の分離抽出処理を行う) CPU 41 にも供給されるようにしている。

20

【0018】

そして、共通のクロックの変更に応じて実際に駆動される各ソースコイル 14*i* の駆動信号の周波数が変更された場合にも、その変更に対応した同じ周波数の信号成分の分離抽出を、駆動ブロック 26 側と同期してホストプロセッサ 28 側でも簡単に行えるようにしていることが特徴となっている。

また、分離抽出された周波数成分における距離を算出するために用いられるその位相を算出する場合においても、駆動側と検出側とで共通のクロックを使用しているので、簡単に精度良く位相を検出することができ、従って精度の良い距離算出ができる。

30

図 3 に示すように上記周波数変更回路 34 の周波数設定データは、ホストプロセッサ 28 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) 41 により PIO (パラレル入出力回路) 42 を介して制御回路 37 に送り、制御回路 37 を経て周波数設定データが変更することができる。そして、この周波数設定データの変更により、共通のクロックの周波数を変更するのみで、予め設定されているパラメータ値に応じて各発振器 32*i* の周波数  $f_i$  をそれぞれ変更できるようにしている。

【0019】

一方、コイルユニット 23 内の 12 個のセンスコイル 22*j* (この図 3 及び図 4 では、図 2 の表記法を簡略化して 22*a* から 22*l* で示している) は、検出ブロック 27 を構成するセンスコイル信号増幅回路部 (単に、増幅回路部と略記) 43 に接続されている。

40

【0020】

増幅回路部 43 は、図 4 に示すように 12 個のセンスコイル 22*j* にそれぞれ接続された 12 個の増幅回路 43*j* により構成されている。

センスコイル 22*j* により検出された検出信号は、増幅回路 43*j* により増幅された後、A/D 変換部 44 を構成する A/D 変換器 44*j* に入力され、A/D 変換されてデジタルの検出信号に変換される。

なお、A/D 変換部 44 (の各 A/D 変換器 44*j*) には、周波数変更回路 34 から出力されるクロックが供給され、このクロックに同期して A/D 変換を行う。

【0021】

50

A/D変換部44の出力データは、ホストプロセッサ28に入力される。このホストプロセッサ28は、図3に示すような構成であり、また機能的な構成は図4に示す構成となっている。

図3に示すように、駆動ブロック26(の周波数変更回路34)から出力されるクロックは、ホストプロセッサ28内の制御信号発生回路45に供給され、この制御信号発生回路45は、このクロックに同期したタイミングの制御信号を発生する。

そして、A/D変換部44から出力される出力データは、前記クロックに同期した制御信号発生回路45からの制御信号よりローカルデータバス46を介して2ポートメモリ47に書き込まれる。

#### 【0022】

また、CPU41は、制御信号発生回路45からの制御信号により2ポートメモリ47に書き込まれたデジタルデータを内部バス48を介して読み出し、メインメモリ49を用い、後述するように、デジタルデータに対して周波数分析処理(高速フーリエ変換:FFT)を行う。

そして、各ソースコイル14i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14iの空間位置座標を算出する。

本実施例においては、各発振器32iのDDS35iに設定されるパラメータ値のデータは、例えば図3のCPU41に内蔵されたメモリ(或いはレジスタ)41aに格納されている。

#### 【0023】

そして、CPU41は、周波数変更回路34の周波数設定データと、このメモリ41aからパラメータ値を読み出すことにより、各発振器32iの発振周波数を算出して、上記各ソースコイル14iが駆動された駆動周波数に対応する周波数成分の磁界検出情報を分離抽出する。

また、CPU41は、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、内視鏡形状画像を形成する表示データを生成し、ビデオRAM50に出力する。このビデオRAM50に書き込まれているデータは、ビデオ信号発生回路51により読み出され、アナログのビデオ信号に変換されて液晶モニタ25へと出力される。液晶モニタ25は、このアナログのビデオ信号を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の挿入形状の画像が表示される。

CPU41において、各ソースコイル14iに対応した磁界検出情報、すなわち、各センスコイル22j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±を含む。

#### 【0024】

図4に示すようにホストプロセッサ28を機能的な構成で説明すると、A/D変換部44から出力されるデジタルの検出データは、専用回路やプログラムで実現されるFFT手段53jに入力され、このFFT手段53jは、検出データに対して高速で周波数分析処理を行う。そして、その分析処理結果に対して、各ソースコイル14iの駆動周波数に対応する周波数成分の磁界検出情報が分離抽出される。

つまり、各FFT手段53jの検出データは、それぞれ駆動周波数成分毎に分けられて専用回路やプログラムで実現される位置情報算出手段54jに入力され、各位置情報算出手段54jは、各センスコイル22jの位置を基準として、検出データの振幅値及び位相値から各ソースコイル14iの空間位置座標(位置情報)を算出する処理を行う。

各位置情報算出手段54jにより算出された位置情報は、専用回路やプログラムで実現される形状生成手段55に入力され、この形状生成手段55は、各ソースコイル14iの位置情報から補間処理等を行って、挿入部7の形状を生成する処理を行い、表示処理回路56に出力する。

#### 【0025】

表示処理回路56は、挿入形状表示手段としての液晶モニタ25に、算出された挿入部

10

20

30

40

50

7の挿入形状の映像信号を出力し、液晶モニタ25の表示面には挿入部7の挿入形状(内視鏡形状)が表示されるようにする。

本実施例では、共通のクロックを駆動ブロック26の各発振器32*i*に供給すると共に、ホストプロセッサ28にも供給するようにしている。そして、このクロックの周波数の変更により、全ての発振器32*i*の発振周波数*f<sub>i</sub>*を設定されたパラメータ値により、一意的に変更できるようにすると共に、ホストプロセッサ28側においても、クロックの値及びパラメータ値を参照することにより、分離抽出すべき周波数を自動的に算出してソースコイル14*i*の位置算出等を(ユーザが分離抽出すべき周波数の設定を行うことを必要とすることなく)行えるようにしている。

なお、以下に説明するように環境ノイズの測定を行う際には、少なくともソースコイル14*i*を駆動しない状態で、検出ブロック27及びホストプロセッサ28を動作させることができるようにしている。

#### 【0026】

本実施例による作用を図5を参照して説明する。内視鏡形状検出装置3の電源が投入されて内視鏡形状検出装置3が動作可能な状態に設定されると、最初のステップS1において、CPU41は、環境ノイズの測定を開始する。

この場合には、ソースコイル14*i*を駆動しないで、センスコイル22*j*によりソースコイル14*i*を駆動した状態と同様に信号検出、つまり信号が無い状態で信号検出を行うので、ノイズレベルの測定を行うことに相当する。この場合、周波数変更回路34の周波数設定データを変更して、形状検出に使用可能となる複数組の周波数をスキャンする。

そして、このステップS1の複数組の駆動周波数における測定結果から、次のステップS2において、CPU41は、駆動周波数帯を算出する。この場合、ステップS1の測定結果において、例えば平均のノイズレベルが最も低くなる周波数帯を駆動周波数帯として算出する。

#### 【0027】

また、ステップS3において、CPU41は、この平均のノイズレベルが最も低くなる周波数帯に対応するクロックが周波数変更回路34から出力されるように周波数設定データを設定する。そして、次のステップS4に示すように、このクロックを各発振器32*i*に供給することにより、各発振器32*i*は、予め設定されたパラメータ値により、クロックの周波数に対応した値の発振周波数*f<sub>i</sub>*でそれぞれ発振する。このステップS4の処理は、図5において括弧で示すように自動的に行われる。

つまり、ステップS1からステップS4までの処理を行うことにより、環境ノイズが最も少ない周波数で形状検出を行うように周波数変更回路34から出力されるクロックの設定が完了して、ステップS5の形状検出の動作を開始する。

ステップS5において、形状検出の動作を開始すると、各ソースコイル14*i*はそれぞれ発振周波数*f<sub>i</sub>*の駆動周波数で駆動され、その周囲に交流磁界を発生する。各交流磁界は、センスコイル22*j*によりそれ増幅された後、A/D変換される。

#### 【0028】

そして、ステップS6に示すようにA/D変換された検出ブロック27の出力信号は、ホストプロセッサ28内の各FFT手段53*j*により周波数分析処理(FFT処理)が行われる。

各センスコイル22*j*の検出信号に対してFFT手段53*j*により周波数分析された周波数分析データは、各ソースコイル14*i*の駆動周波数にそれぞれ一致する周波数成分毎に各位置情報算出手段54*j*に分離抽出され、ステップS7に示すように、各位置情報算出手段54*j*は、各ソースコイル14*i*の位置データを算出する。

上記FFT処理及び各ソースコイル14*i*の駆動周波数にそれぞれ一致する周波数成分毎に分離抽出する処理は、図3のCPU41により行われるが、その際CPU41はメモリ41aのパラメータ値とクロックの周波数の値から簡単に各ソースコイル14*i*の駆動周波数を算出でき、その値にそれぞれ一致する周波数成分を分離抽出することをユーザによる設定を必要とすることなく行う。

10

20

30

40

50

## 【0029】

算出された各ソースコイル14iの位置データは、形状生成手段55に入力され、ステップS8に示すように形状生成手段55は、各ソースコイル14iの位置の間を補間する等して、各ソースコイル14iが配置されている挿入部7の形状データを生成する。

この形状データは、表示処理回路56に入力され、ステップS9に示すように表示処理回路56は、挿入部形状を表示する画像を生成し、液晶モニタ25に出力して、表示画面に挿入部形状が表示されるようにする。

ステップS5からステップS9は、所定間隔で連続的に繰り返し行われる。このため、ステップS9の処理の後、ステップS5に戻り、次の形状検出を開始するような動作となる。

10

## 【0030】

このような動作を行う本実施例によれば、ノイズレベルが低い周波数帯を駆動信号の周波数に設定するために、その周波数の設定を基準となるクロック自体の周波数で行い、かつこのクロックを駆動ブロック26側と形状算出を行うホストプロセッサ28側に共通に供給するようにしているので、各部に供給する周波数変更の設定作業を必要としないで位置算出等に必要な周波数成分の周波数に設定することができ、精度の良い形状算出ができる。

つまり、本実施例によれば、より簡単な回路構成で、ノイズによる影響の少ない精度の良い内視鏡形状の検出及び表示ができる。

## 【実施例2】

20

## 【0031】

次に図6及び図7を参照して本発明の実施例2を説明する。図6は実施例2の内視鏡形状検出装置3Bの構成を示す。

この内視鏡形状検出装置3Bは、同期検波を利用して、ソースコイル14iの位置検出を精度良く行うものである。

図6に示す内視鏡形状検出装置3Bは、駆動ブロック26Bと、検出ブロック27Bと、ホストプロセッサ28Bと、液晶モニタ25とを有する。

本実施例における駆動ブロック26Bは、図4に示した駆動ブロック26において、複数の発振器32a~32pとコイル駆動回路31a~31pとを1系統のみとし、コイル駆動回路31aの出力信号をマルチプレクサ61を介して、例えば16個のソースコイル14iを順次駆動する構成にしている。なお、マルチプレクサ61は、制御回路37からの切替制御信号により、所定の周期で順次切り替えられる。

30

## 【0032】

また、本実施例における検出ブロック27Bは、図4の駆動ブロック26において、増幅回路43jとA/D変換器44jとの間に同期検波回路62jが設けられた構成となっている。つまり増幅回路部43とA/D変換部44との間に、例えば16個の同期検波回路62jからなる同期検波回路部62が設けてある。

実施例1では各ソースコイル14iをそれぞれ異なる周波数の駆動信号で駆動していたが、本実施例では、各ソースコイル14iを例えば1つの周波数fの駆動信号で順次駆動する。但し、本実施例においても、後述するようにノイズレベルを検出して、ノイズレベルが低い周波数をソースコイル14iを駆動する周波数に設定する。つまり、この周波数fは、多数の周波数から選択設定される。

40

## 【0033】

また、本実施例においても、多数の周波数からノイズの少ない周波数fに設定する場合、周波数変更回路34により発振器32aに供給するクロックの周波数を変更することにより行うようにしている。また、この周波数変更回路34から出力されるクロックをホストプロセッサ28Bにも供給するようにしている。

上記同期検波回路62jには、周波数変更回路34を介して出力されるクロックが分周回路63による分周により、ソースコイル14iが駆動される駆動信号の周波数と同期したクロックの参照信号が生成される。そして、この参照信号により、この信号の半周期毎

50

に、入力信号を反転させた後、ローパスフィルタを通して出力信号を得る。このようにすることにより、参照信号と同じ周波数成分の検波信号を抽出し、異なる周波数成分を減衰させる。

#### 【0034】

このようにして、同期検波回路62jは、増幅回路43jにより増幅されて入力される入力信号に対して、駆動信号の周波数fと一致した同一周波数の信号成分を抽出する。また、この場合の参照信号は、共通のクロックから生成するため、その位相が駆動信号の周波数fと完全に一致した(位相差0)とすることができ、S/Nの良い状態で検波信号を得ることができる。また、実際にはソースコイル14iとセンスコイル22jとの距離に応じた位相差が発生し、その位相差に対応した検波信号の出力レベルにより位置情報を得る。

10

各同期検波回路62jにより同期検波された各信号は、A/D変換器44jによりデジタルデータに変換された後、ホストプロセッサ28Bに入力される。

#### 【0035】

このホストプロセッサ28Bは、駆動されたソースコイル14iの位置情報を算出する位置情報算出手段54aと、この位置情報算出手段54aにより順次算出された16個のソースコイルの位置情報をメモリなどに格納して同時化された位置情報を生成する同時化回路64と、この同時化された位置情報から形状生成の処理を行う形状生成手段55及び表示処理回路56とからなる。図4では16個の位置情報算出手段54jが設けてあったが、本実施例では1つの位置情報算出手段54aとなっている。

20

本実施例による作用を図7を参照して説明する。本実施例においても、内視鏡形状検出装置3Bの電源が投入されて内視鏡形状検出装置3Bの動作が開始すると、図5の場合と同様に最初のステップS11において、ホストプロセッサ28における制御手段としての機能を持つCPU41は、環境ノイズの測定を開始する。

#### 【0036】

この場合には、ソースコイル14iを駆動しないで、センスコイル22jによりソースコイル14iを駆動しない無信号状態で信号検出をしてノイズレベルの測定を行う。この場合、周波数変更回路34の周波数設定データを変更して、形状検出に使用可能となる複数の周波数をスキャンする。

そして、このステップS11の複数の駆動周波数における測定結果から、次のステップS12において、CPU41は、駆動周波数を算出する。この場合、ステップS11の測定結果において、例えば平均のノイズレベルが最も低くなる周波数を駆動周波数として算出する。

30

#### 【0037】

また、ステップS13において、CPU41は、この平均のノイズレベルが最も低くなる周波数に対応する基準クロックが周波数変更回路34から出力されるように周波数設定データを設定する。そして、次のステップS14に示すようにこのクロックを発振器32aに供給することにより、発振器32aは予め設定されたパラメータ値により、ノイズレベルが最も低くなる値の発振周波数fで発振する。このステップS14の処理は、図7において括弧で示すように自動的に行われる。

40

実施例1では、例えば1度にそれぞれ周波数が異なる16個の周波数を用いる場合での駆動各周波数帯を算出していたが、本実施例では1つの駆動周波数のみを算出すれば良いので、例えば最も環境ノイズが少ない周波数を算出して、その周波数を駆動周波数とすることができる。

そして、次のステップS15において、形状検出の動作を開始する。

#### 【0038】

制御回路37により、マルチプレクサ61を介して駆動信号を印加するソースコイル14iを順次選択し、時分割で各ソースコイル14iを駆動する。このため、ステップS16において、ソースコイル番号のパラメータnを1に設定する。具体的には、CPU41は、制御回路37を介してマルチプレクサ61の選択を制御し、ONするソースコイル1

50

4 i を 1 番目のソースコイル 1 4 a とする。

そして、次のステップ S 1 7 において n ( = 1 ) 番目のソースコイル 1 4 a を駆動信号により駆動する。このソースコイル 1 4 a による磁界は、 1 2 個のセンスコイル 2 2 j によりそれぞれ検出され、それぞれ同期検波回路 6 2 j を経て同じ周波数成分の信号成分が抽出されて、位置情報算出手段 5 4 に入力される。

【 0 0 3 9 】

そして、ステップ S 1 8 に示すように位置情報算出手段 5 4 は、 1 2 個のセンスコイル 2 2 j による同期検波したデータから n ( = 1 ) 番目のソースコイル 1 4 a の位置を算出する。そして、次のステップ S 1 9 において、 n が ( 最後の番号 ) p に等しいかの判断を行う。そして、これに該当しない場合には、ステップ S 2 0 において、 n を 1 加算した値にして、ステップ S 1 7 に戻り、ステップ S 1 7 から S 2 0 の処理を繰り返す。

10

そして、 n が p に一致した場合には、全てのソースコイル 1 4 a ~ 1 4 P の位置算出が完了したので、ステップ S 1 9 からステップ S 2 1 の処理に進む。

このステップ S 2 1 において形状生成手段 5 5 は、全てのソースコイル 1 4 a ~ 1 4 P の位置情報を用い、さらに間を補間するなどしてこれらのソースコイル 1 4 a ~ 1 4 P が配置された挿入部 7 の形状を算出する処理を行う。

【 0 0 4 0 】

そして、次のステップ S 2 2 において、表示処理回路 5 6 は、挿入部 7 の形状の画像を生成し、液晶モニタ 2 5 に挿入部 7 の形状の画像を表示する。

本実施例によれば、クロックの共通化とクロックの周波数の変更手段により、駆動側の磁界を発生させる周波数設定に伴う、発振手段内の D D S へ設定する値の変更、ホストプロセッサ ( 形状算出ブロック ) 側での参照信号の周波数の変更等が不要となり、手間をかけることなく精度の良い形状検出及び形状表示が簡単にできる。

20

また、発振手段の個数を 1 つにしたことにより、駆動ブロック側の構成を簡素化することができる。

【 実施例 3 】

【 0 0 4 1 】

次に図 8 を参照して本発明の実施例 3 を説明する。図 8 は実施例 3 の内視鏡形状検出装置 3 C における駆動ブロック 2 6 B 及びホストプロセッサ 2 8 C 等の構成を示す。

この内視鏡形状検出装置 3 C は、実施例 2 と同様に同期検波を利用して、ソースコイル 1 4 i の位置検出を精度良く行うものである。

30

本実施例は、実施例 2 における同期検波回路 6 2 j の機能をホストプロセッサ 2 8 C により行うようにしたものである。

図 8 に示す内視鏡形状検出装置 3 C は、駆動ブロック 2 6 B と、検出ブロック 2 7 と、ホストプロセッサ 2 8 C と、液晶モニタ 2 5 とを有する。

本実施例は、実施例 2 における同期検波回路 6 2 j の機能をホストプロセッサ 2 8 C 内でソフトウェア的に形成している。

【 0 0 4 2 】

その他の構成は、実施例 2 と同様の構成である。

本実施例における同期検波回路 6 2 j は、ホストプロセッサ 2 8 C 内で、以下のようにソフトウェアで同期検波処理を行う。

40

A / D 変換器 4 4 j から入力されるデジタルの信号データは、同期検波回路 6 2 j ( を構成する C P U 4 1 ) に入力される。 C P U 4 1 は、分周回路 6 3 から出力される参照信号における半周期においては、入力される信号データをレジスタ或いはメモリに格納し、その後の半周期に入力される信号データに対しては、その極性を反転させて前記レジスタ或いはメモリに格納する。

その後、これらの信号データに対して平滑化するローパスフィルタ処理する。このローパスフィルタ処理した同期検波回路 6 2 j の出力データとして位置情報算出手段 5 4 a に出力する。

【 0 0 4 3 】

50

その他の作用は実施例 2 と同様となる。また、本実施例の効果も実施例 2 の場合とほぼ同様となる。つまり、クロックの共通化とクロックの周波数の変更手段により、駆動側の磁界を発生させる周波数設定に伴う、発振手段内の D D S へ設定する値の変更、ホストプロセッサ（形状算出ブロック）側での参照信号の周波数の変更等が不要となり、手間を掛けることなく精度の良い形状検出及び形状表示が簡単にできる。

また、発振手段の個数を 1 つにしたことにより、駆動ブロック側の構成を簡素化することができる。

なお、実施例 1 においては、複数のソースコイル 1 4 i をそれぞれ異なる周波数で駆動するように説明したが、実施例 1 においても時分割でソースコイル 1 4 i を駆動するようにしても良い。この場合、実施例 2 或いは実施例 3 のように 1 個ずつのソースコイル 1 4 i を時分割で駆動しても良いが、複数個ずつを時分割で駆動するようにしても良い。例えば、それぞれ異なる 8 個の周波数を共通の周波数として、8 個ずつを共通の周波数を用いて 1 6 個のソースコイルを順次（循環的に）駆動するようにしても良い。

#### 【 0 0 4 4 】

なお、上述の説明では、ノイズの影響の少ない周波数で形状検出を行うために、基準となるクロック自体の周波数を変更して、そのクロックを駆動側の発振手段及び形状算出側に供給するように説明したが、周波数の変更を行わない共通のクロックを駆動側の発振手段及び形状算出側に供給し、駆動側発振手段の発振周波数を決定する D D S 3 5 i のパラメータ値を変更して駆動側の周波数の変更を行うと共に、このパラメータ値を形状算出側（の周波数分離抽出手段）にも供給して位置算出等を精度良く行う構成にしても良い。

なお、上述した実施例等においては、ソースコイル 1 4 i が配置されたプローブ 1 5 を電子内視鏡 6 の鉗子チャンネル 1 2 内に配置した場合で説明したが、本発明はこれに限定されるものでなく、ソースコイル 1 4 i を電子内視鏡 6 の挿入部 7 内に、その長手方向に沿って配置した構成にしても良い。つまり、ソースコイル 1 4 i を電子内視鏡 6 の挿入部 7 に内蔵した構成にしても良い。

#### 【 0 0 4 5 】

また、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 1 4 i を配置し、体外にセンスコイル 2 2 j 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 側にセンスコイル 2 2 j を配置し、体外側にソースコイル 1 4 i を配置した構成にすることもできる。

なお、上述した各実施例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。

#### 【 0 0 4 6 】

##### [ 付記 ]

1 . 請求項 1 において、前記駆動信号発生手段は、前記複数の磁界発生素子をそれぞれ異なる周波数の駆動信号で駆動する。

2 . 請求項 1 において、前記駆動信号発生手段は、前記複数の磁界発生素子を時分割で共通の周波数の駆動信号で駆動する。

3 . 付記 1 において、前記形状算出ブロックは、前記基準クロックを用いて、入力される前記検出信号に対して周波数分析を行い、周波数分析結果における前記複数の磁界発生素子をそれぞれ駆動する周波数に一致する周波数成分を分離抽出する。

4 . 付記 2 において、前記形状算出ブロックは、時分割で前記複数の磁界発生素子駆動する共通の周波数と同期した参照信号により、前記検出信号における前記共通の周波数と一致する周波数成分を同期検波する。

5 . 請求項 2 において、前記駆動信号発生手段は、ダイレクト・デジタル・シンセサイザにより構成される。

#### 【 産業上の利用可能性 】

#### 【 0 0 4 7 】

体腔内等に挿入される内視鏡の挿入部内に複数の磁界発生素子等を配置し、各位置の情報を算出して挿入形状を、ノイズの影響が少ない周波数を用いて精度良く表示することに

10

20

30

40

50

より、術者は、その挿入形状を参照することにより円滑に挿入作業を行える。

【図面の簡単な説明】

【0048】

【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概略図。

【図2】コイルユニットに内蔵されたセンスコイルの配置例を基準の座標系で示す図。

【図3】図1における実施例1の内視鏡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より詳細な構成を示すブロック図。

【図5】実施例1の動作内容を示すフローチャート図。

【図6】本発明の実施例1の内視鏡形状検出装置の構成を示すブロック図。

【図7】実施例2の動作内容を示すフローチャート図。

【図8】変形例の内視鏡形状検出装置の構成を示すブロック図。

【符号の説明】

【0049】

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

14 a ~ 14 p ( 14 i ) ... ソースコイル

15 ... プローブ

21 ... 検出装置

22 a - 1 ~ 22 c - 4 ( 22 j ) ... センスコイル

23 ... コイルユニット

25 ... 液晶モニタ

26 ... 駆動ブロック

27 ... 検出ブロック

28 ... ホストプロセッサ

31 i ... コイル駆動回路

32 i ... 発振器

33 i ... クロック発生器

34 ... 周波数変更回路

35 i ... DDS

36 i ... D / A 変換器

37 ... 制御回路

41 ... CPU

43 ... 増幅回路

44 j ... A / D 変換器

53 j ... FFT 手段

54 j ... 位置情報算出手段

55 ... 形状生成手段

56 ... 表示処理回路

代理人 弁理士 伊藤 進

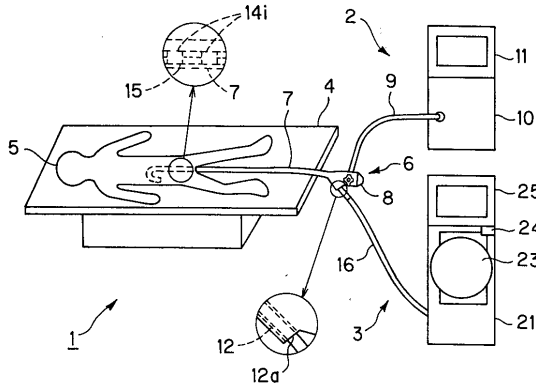
10

20

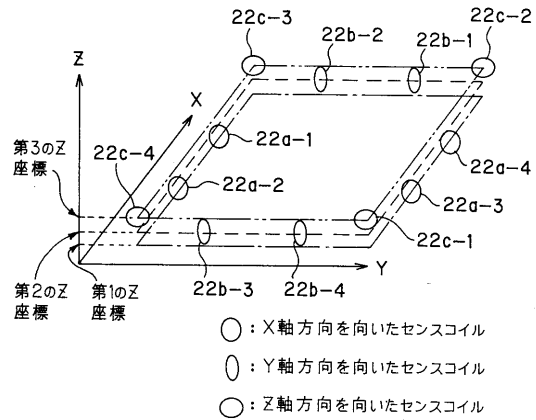
30

40

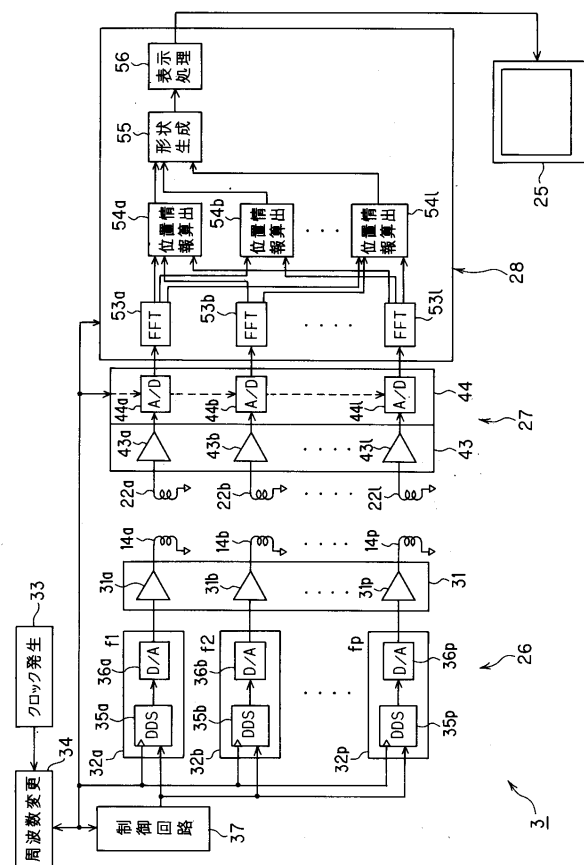
【図1】



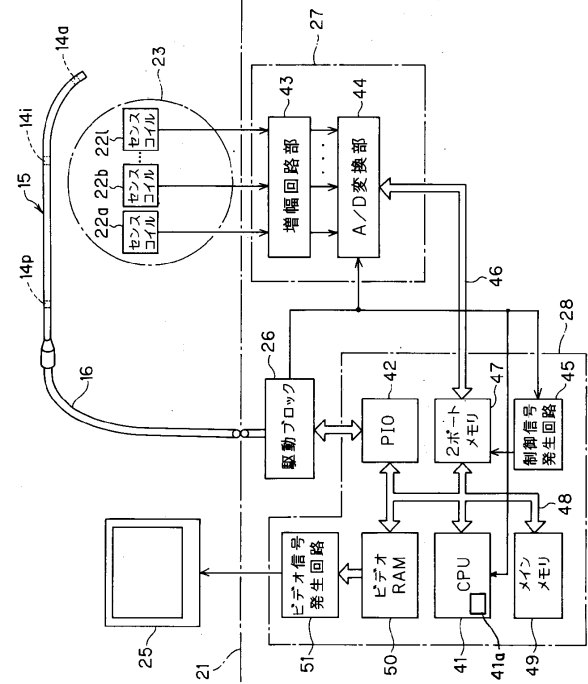
【図2】



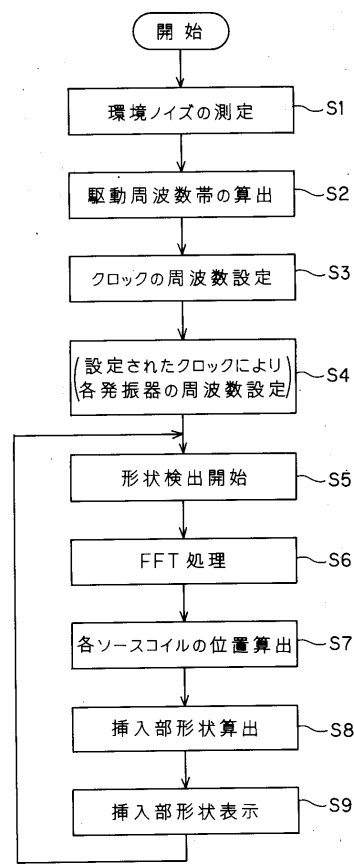
【図4】



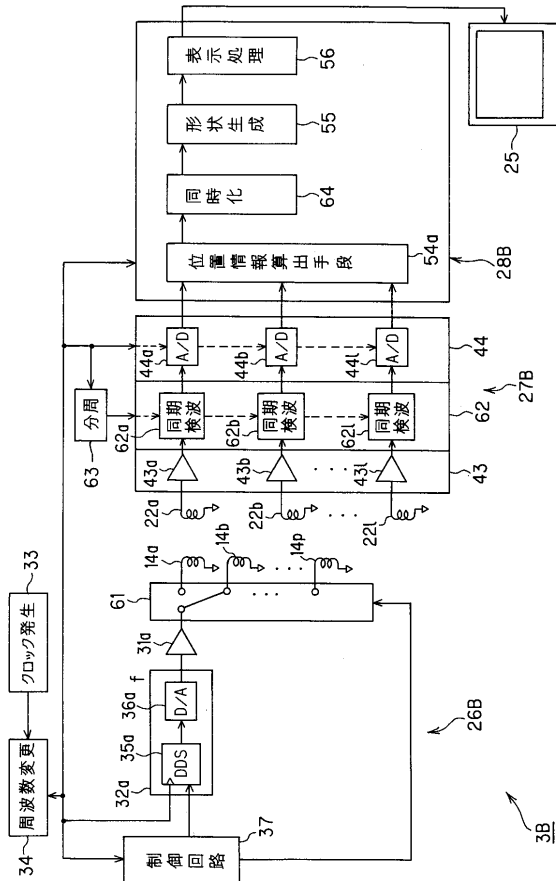
【図3】



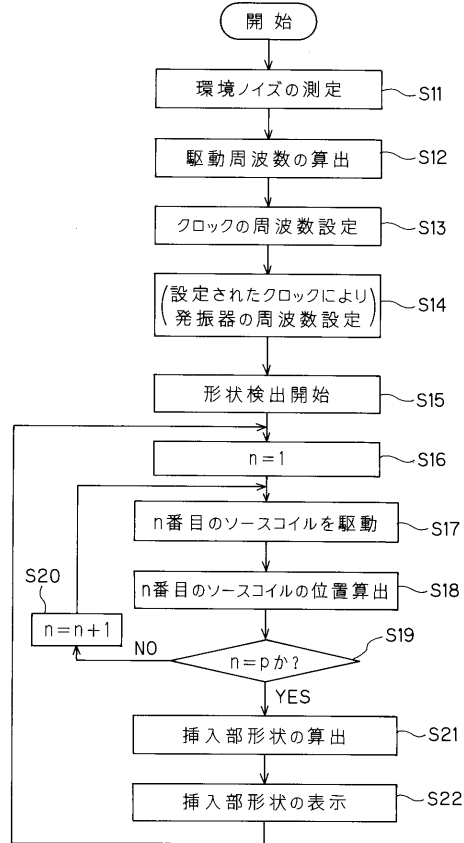
【図5】



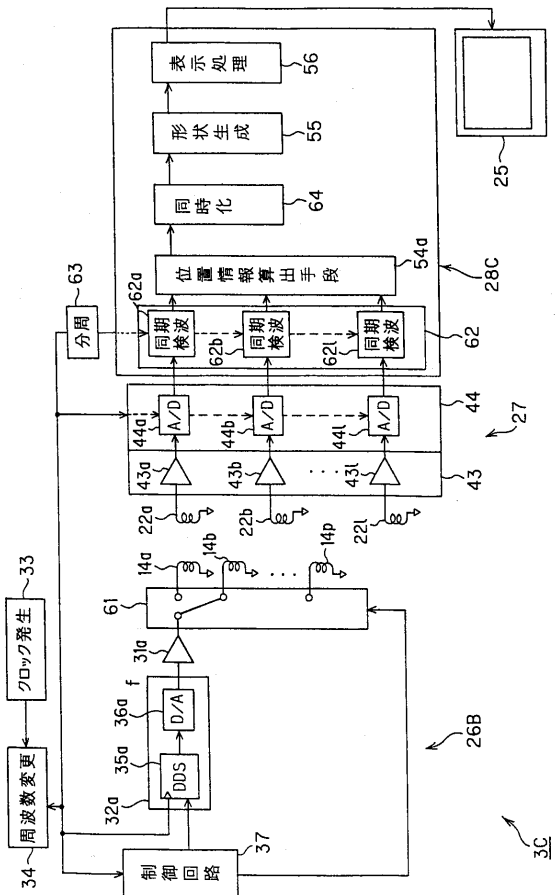
【図6】



【図7】



【図8】



---

フロントページの続き

- (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43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43番2号 オリンパス株式会社内

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開平8 - 107875 (JP, A)  
特開2003 - 245243 (JP, A)  
特開2003 - 290129 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

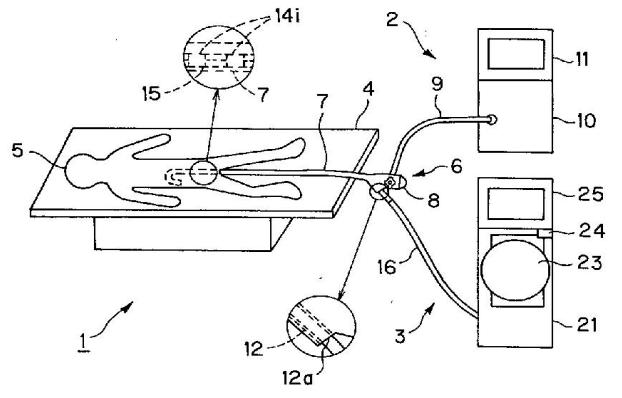
A61B 1/00 - 1/32  
G02B 23/24 - 23/26

|                |  |         |            |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内窥镜形状检测装置  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP4578942B2</a>  | 公开(公告)日 | 2010-11-10 |
| 申请号            | JP2004326872   | 申请日     | 2004-11-10 |
| [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         | 三好義孝<br>相沢千恵子<br>小野田文幸<br>三宅憲輔<br>佐藤稔<br>織田朋彦<br>丹羽寛   |         |            |
| 发明人            | 三好 義孝<br>相沢 千恵子<br>小野田 文幸<br>三宅 憲輔<br>佐藤 稔<br>織田 朋彦<br>丹羽 寛  |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/00 G02B23/24   |         |            |
| CPC分类号         | G02B23/2476 A61B5/06 A61B5/064 A61B5/7257  |         |            |
| FI分类号          | A61B1/00.320.Z G02B23/24.A A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/01                       |         |            |
| F-TERM分类号      | 2H040/BA00 2H040/DA51 2H040/DA56 2H040/GA02 4C061/FF43 4C061/HH51 4C161/FF43 4C161/HH51 4C161/HH55 |         |            |
| 代理人(译)         | 伊藤 进   |         |            |
| 审查员(译)         | 门田弘  |         |            |
| 其他公开文献         | JP2006136413A  |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>  |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜形状检测装置，其能够确保优异的可操作性，并且准确地检测内窥镜的形状。解决方案：时钟产生部分33的时钟被馈送到驱动块26内的每个振荡器32i和主处理器28，用于通过能够改变时钟频率的频率改变电路34来计算形状。每个振荡器32i的频率fi被设置在噪声电平低的频率。检测由振荡器32i驱动的源线圈14i的磁场的频率分量的信号由在主处理器28侧共同馈送的时钟分离和提取，从而可以精确地计算内窥镜的形状。Z

【 図 1 】



【 図 2 】