

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公 開 特 許 公 報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-223730

(P2006-223730A)

(43) 公開日 平成18年8月31日(2006.8.31)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 1/00 (2006.01)
G 0 2 B 23/24 (2006.01)

F |

A 61 B 1/00 300 E
G 02 B 23/24 B

テーマコード（参考）

2 H₀4 O

4 C 061

審査請求 未請求 請求項の数 14 O.L. (全 12 頁)

(21) 出願番号

特願2005-43939 (P2005-43939)

(22) 出願日

平成17年2月21日(2005.2.21)

(71) 出願人 000000527

ペンタックス株式会社

東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(74) 代理人 100078880

弁理士 松岡 修平

(72) 発明者 杉本 秀夫

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペ

ンタックス株式会社内

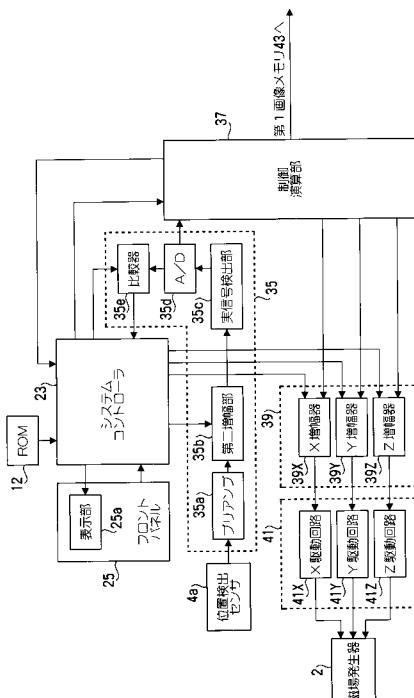
2H040 GA02 GA11

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 可撓管の仕様に拘わらず、該可撓管の先端位置を高精度に検出することができる電子内視鏡システムを提供すること。

【解決手段】 電子内視鏡システムは、先端に撮像素子を備える可撓管を有する内視鏡と、互いに直交する少なくとも第一の方向および第二の方向に磁場を発生させる磁場発生手段と、可撓管の先端に位置し、磁場を検出し、各方向の磁場に対応する検出信号を出力する磁場検出センサを有する磁場検出手段と、磁場検出センサから出力された検出信号に基づいて、磁場発生手段に対する可撓管先端の相対的位置情報を生成する位置情報生成手段と、上記磁場の発生地点と磁場検出センサが所定の距離にあるときに生成され位置情報生成手段に入力する参照検出信号のレベルが所定の条件を満たすように、該レベルを補正する補正手段とを有し、上記位置情報生成手段は該補正手段によって補正された状態で、可撓管先端の相対的位置情報を生成する構成にした。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

先端に撮像素子を備える可撓管を有する内視鏡と、
互いに直交する少なくとも第一の方向および第二の方向に磁場を順次発生させる磁場発生手段と、

前記可撓管の先端に位置し、前記磁場を検出し、前記磁場の強度に対応するレベルの検出信号を生成する磁場検出センサを有する磁場検出手段と、

前記磁場検出センサから出力された前記検出信号に基づいて、前記磁場発生手段に対する前記可撓管先端の相対的位置情報を生成する位置情報生成手段と、

前記磁場発生手段による磁場の発生地点と前記磁場検出センサが所定の距離にあるときに生成され前記位置情報生成手段に入力する各参照検出信号のレベルが、所定の条件を満たすように、該レベルを補正する補正手段と、を有し、

前記位置情報生成手段は、前記補正手段によって補正された状態で、前記可撓管先端の相対的位置情報を生成することを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の電子内視鏡システムにおいて、

前記補正手段は、前記磁場発生手段を駆動するための駆動信号を増幅する第一の増幅手段を有し、該駆動信号を増幅して前記磁場の強度を変化することにより補正することを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の電子内視鏡システムにおいて、

前記第一の増幅手段は、各方向の磁場を発生させるための各駆動信号を各々独立の増幅率によって増幅することを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 4】

請求項 2 に記載の電子内視鏡システムにおいて、

前記第一の増幅手段は、各方向の磁場を発生させるための各駆動信号を共通の増幅率によって増幅することを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 5】

請求項 2 から請求項 4 のいずれかに記載の電子内視鏡システムにおいて、

前記第一の増幅手段は、前記位置情報生成手段に入力する前記参照検出信号のレベルが基準値以上となるように前記駆動信号を増幅することを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の電子内視鏡システムにおいて、

前記位置情報生成手段は、前記補正手段により補正された各参照検出信号のレベルを保有し、実際に生成された各方向の検出信号と、実際に生成された各方向の検出信号に対応する前記参照検出信号のレベルとに基づいて前記可撓管先端の相対的位置情報を生成することを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 7】

請求項 2 または請求項 3 のいずれかに記載の電子内視鏡システムにおいて、

前記第一の増幅手段は、前記位置情報生成手段に入力する前記参照検出信号のレベルが、基準値となるように前記駆動信号を増幅することを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 8】

請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の電子内視鏡システムにおいて、

前記補正手段は、各方向の磁場に対応して順次生成される前記検出信号のレベルを直接増幅する第二の増幅手段を有することを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 9】

請求項 2 から請求項 7 を引用する請求項 8 に記載の電子内視鏡システムにおいて、

前記補正手段は、前記第一の増幅手段による補正でも前記参照検出信号のレベルが所定の条件を満たさない場合に、前記第二の増幅手段による増幅を実行することを特徴とする電子内視鏡システム。

10

20

30

40

50

【請求項 10】

請求項 8 または請求項 9 に記載の電子内視鏡システムにおいて、

前記磁場発生手段は、発生させる磁場の方向に関する情報を前記第二の増幅手段に送信し、

前記第二の増幅手段は、前記情報に応じて前記検出信号のレベルを増幅することを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 11】

請求項 1 から請求項 10 のいずれかに記載の電子内視鏡システムにおいて、

前記磁場検出センサは、前記可撓管の先端に固定されていることを特徴とする電子内視鏡システム。 10

【請求項 12】

請求項 1 から請求項 10 のいずれかに記載の電子内視鏡システムにおいて、

前記磁場検出手段は、先端に前記位置検出センサを備え、前記可撓管に設けられた鉗子チャンネル内を挿通自在に構成されたプローブを有することを特徴とする電子内視鏡システム。 20

【請求項 13】

請求項 1 から請求項 12 のいずれかに記載の電子内視鏡システムにおいて、

前記磁場発生手段は、さらに、前記第一の方向および前記第二の方向に直交する第三の方向にも磁場を発生させることを特徴とする電子内視鏡システム。 20

【請求項 14】

前記撮像素子により撮像された画像および前記位置情報生成手段により生成された前記相対的位置情報を表示する表示手段を有することを特徴とする請求項 1 から請求項 13 のいずれかに記載の電子内視鏡システム。 20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡、特に医療用内視鏡における可撓管の管腔内挿入時における形状を検出する電子内視鏡システムに関する。 30

【背景技術】**【0002】**

近年、医療分野において、体腔内に挿入された医療用挿入具の形状を検出するシステムが様々提案されている。該提案としては、例えば、下記の特許文献 1 に開示される。 30

【0003】**【特許文献 1】特開 2001-145630 号公報****【0004】**

特許文献 1 には、磁場を発生する磁場発生部と、該磁場発生部により発生した磁場をコイル等により検出する磁気センサを先端に備えるプローブとを有する内視鏡における先端位置検出システムが開示されている。特許文献 1 に記載のシステムは、該プローブを内視鏡の鉗子チャンネル内に挿通した状態で、磁場発生部により磁場を発生させる。そして、該磁場を磁気センサによって検出することにより、該検出信号に基づいて内視鏡の体腔内における先端位置を検知することができる。 40

【0005】

近年、電子内視鏡システムでは、体腔内の様々な部位に関する観察または処置を可能にするために、仕様の異なる多種類の可撓管が用いられている。ここで可撓管の仕様とは、可撓管の内部構成や、形状、全長、径等を意味する。なお、該仕様は、メーカー毎によっても異なる。 40

【0006】

そのため、上記特許文献 1 に記載のシステムでは、該システムにおいて採用されている可撓管の仕様によって、発生した磁場を検出可能な範囲が変化してしまうおそれや、仮に磁場を検出できたとしても、検出信号が必ずしも先端位置の検知に十分なレベルにならぬ 50

いおそれがある。このような場合、術者は、検出作業を繰り返し試行する必要が生じてしまう。そのため、先端位置検出システムのさらなる改善が要望されている。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

そこで本発明は、以上の事情に鑑み、可撓管の仕様に拘わらず、該可撓管の先端位置を高精度に検出することができる電子内視鏡システム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】

上記課題を解決するため、本発明の請求項1に記載の電子内視鏡システムは、先端に撮像素子を備える可撓管を有する内視鏡と、互いに直交する少なくとも第一の方向および第二の方向に磁場を発生させる磁場発生手段と、可撓管の先端に位置し、磁場を検出し、各方向の磁場に対応する検出信号を出力する磁場検出センサを有する磁場検出手段と、磁場検出センサから出力された検出信号に基づいて、磁場発生手段に対する可撓管先端の相対的位置情報を生成する位置情報生成手段と、磁場発生手段による磁場の発生地点と磁場検出センサが所定の距離にあるときに生成され前記位置情報生成手段に入力する参照検出信号のレベルが、所定の条件を満たすように、該レベルを補正する補正手段と、を有し、上記の位置情報生成手段は該補正手段によって補正された状態で、可撓管先端の相対的位置情報を生成することを特徴とする。

【0009】

請求項1に記載の発明によれば、位置情報生成手段による可撓管先端の相対的位置情報の生成に用いられる検出信号は、補正手段により予め補正された状態にある。従って、システムにおいて用いられる可撓管、さらに言えば内視鏡の仕様の違いによって検出信号レベルが低下したり、磁場検出範囲が狭くなったりすることがなくなり、どのような可撓管を用いた場合であっても高精度な位置検出が可能になる。

【0010】

詳しくは、上記補正手段は、磁場発生手段を駆動するための駆動信号を増幅する第一の増幅手段を有し、駆動信号を増幅して前記磁場の強度を変化することにより補正する(請求項2)。該第一の増幅手段は、各方向の磁場を発生させる各駆動信号を各自独立の増幅率で増幅してもよいし、共通の増幅率によって増幅してもよい。

【0011】

請求項5に記載の発明によれば、第一の増幅手段は、位置情報生成手段に入力する参照検出信号のレベルが基準値以上となるように駆動信号を増幅することができる。この場合、位置情報生成手段は、補正手段により補正された各参照検出信号のレベルを保有し、実際に生成された各方向の検出信号と、実際に生成された各方向の検出信号に対応する参照検出信号のレベルとに基づいて可撓管先端の相対的位置情報を生成する(請求項6)。

【0012】

また請求項7に記載の発明によれば、第一の増幅手段は、位置情報生成手段に入力する参照検出信号のレベルが基準値となるように駆動信号を増幅することもできる。

【0013】

なお、請求項8に記載の発明によれば、補正手段に、各方向の磁場に対応して順次生成される各検出信号を直接増幅する第二の増幅手段を設けることができる。この場合、補正手段は、第一の増幅手段による補正でも参照検出信号のレベルが所定の条件を満たさない場合に、第二の増幅手段による増幅を実行することができる(請求項9)。

【0014】

請求項10に記載の発明によれば、磁場発生手段は、発生させる磁場の方向に関する情報を第二の増幅手段に送信し、第二の増幅手段は、情報に応じて検出信号のレベルを増幅することが望ましい。

【0015】

請求項11に記載の発明によれば、磁場検出センサは、可撓管の先端に固定することが

10

20

30

40

50

可能である。あるいは、先端に前記位置検出センサを備え、可撓管に設けられた鉗子チャネル内を挿通自在に構成されたプローブを磁場検出手段として使用することも可能である（請求項12）。

【0016】

請求項13に記載の発明によれば、磁場発生手段は、さらに、第一の方向および第二の方向に直交する第三の方向にも磁場を発生させることが望ましい。これにより可撓管の先端位置に関し、三次元方向での検出が可能になる。

【0017】

請求項14に記載の発明によれば、撮像素子により撮像された画像および位置情報生成手段により生成された前記相対的位置情報を表示する表示手段をさらに有することができる。

【発明の効果】

【0018】

本発明に係る電子内視鏡システムによれば、予め補正手段により補正された状態で磁場を発生し、検出信号を生成する。これにより、可撓管の全長や径等の仕様に拘わらず、常に高精度な位置検出に必要な一定のレベルにある検出信号が生成される。また本発明によれば、該検出信号に基づき非常に精確な位置情報を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。図1は、本発明の第一実施形態の電子内視鏡システム1を示す図である。電子内視鏡システム1は、磁場発生器2、電子内視鏡3、プロセッサ5、モニタ9を有する。

【0020】

磁場発生器2は、内視鏡観察および内視鏡処置を行うにあたり、予め、被検者の周囲に設置される。磁場発生器2は、互いに直交するX、Y、Zの各方向に磁場を発生させる三つのコイルを持つ。各コイルは、交流電流が流れることにより、X、Y、Zの各方向に交流の磁場を発生させる。

【0021】

電子内視鏡3は、図示しない操作部材が配設された把持部を有する本体3a、被検者の体腔内に挿入される可撓管3bからなる。電子内視鏡3は、プロセッサ5から可撓管3bに照射光を伝送するライトガイド11、電子内視鏡3固有の情報（例えば、ロットナンバー等の識別情報や可撓管3bの仕様に関する情報等）が格納されたROM12、ライトガイド射出端11aから射出された光を被検者の体腔内に照射するための配光レンズ13、被検者の体腔内からの光を集光する対物レンズ15、対物レンズ15を介して被検者の体腔内を撮像するカラーCCDのような撮像素子17、鉗子チャネル18、を有する。

【0022】

また、電子内視鏡3は、可撓管3bの先端に位置検出センサ4aを備える。位置検出センサ4aは一軸のコイルを有し、磁場発生器2で発生した磁場の強度に対応するレベルの検出信号を生成するように構成される。

【0023】

プロセッサ5は、電子内視鏡システム1全体の制御を行うシステムコントローラ23や、後に詳述する可撓管3bの先端位置検出に関する制御を主として行う制御演算部37、制御演算部37から送信される磁場発生器2の駆動に関する駆動信号を所定の増幅率で増幅する第一増幅部39、第一増幅部39により増幅された駆動信号に基づき、磁場発生器を駆動させる駆動回路部41、位置検出センサ4aから送信される検出信号に所定の処理を施す検出信号処理部35等を有している。

【0024】

電子内視鏡システム1を用いた、被検者に対する内視鏡観察および内視鏡処置は以下のようにして実行される。

【0025】

10

20

30

40

50

システムコントローラ 2 3 は、光源部 2 1 を駆動制御して体腔内を照明する。詳しくは、光源部 2 1 は、白色光を発するランプである光源 4 7、光源 4 7 から出力される光量を調整する略円盤状の調光用絞り 4 9、調光用絞り 4 9 を回転駆動するモータ 5 1、回転駆動するモータ 5 1 を駆動・制御するモータ駆動・制御部 5 3、光源 4 7 に電力を供給する光源用電源 5 5、光源 4 7 から照射された光をライトガイド入射端 1 1 b に導くレンズ 5 7、を有する。ライトガイド入射端 1 1 b に入射した白色光は、ライトガイド 1 1、配光レンズ 1 3 を介して体腔内を照明する。

【 0 0 2 6 】

体腔内で反射した光は、対物レンズ 1 5 を介して撮像素子 1 7 の受光面に光学像を結ぶ。撮像素子 1 7 は、システムコントローラ 2 3 の制御によってタイミングコントローラ 2 7 から送信されるタイミング信号に同期して撮像素子制御・駆動部 2 9 により駆動制御される。撮像素子 1 7 は、受光面上に画素毎に所定の色のカラーフィルタがそれぞれ設けられ、撮像素子制御・駆動部 2 9 からの駆動信号に同期して、上記光学像に対応する各色の画像信号を生成し、プロセッサ 5 の前段画像信号処理部 3 1 に定期的に送信する。

【 0 0 2 7 】

前段画像信号処理部 3 1 は、画像信号に A / D 変換等の処理を行う。前段画像信号処理部 3 1 から出力された画像信号は、R G B (赤緑青) の各色に関する画像データとして順次第二画像メモリ 3 3 に格納される。格納された各色に対応する画像データは、タイミングコントローラ 2 7 から送信されるタイミング信号に同期して後段画像信号処理部 4 5 に一斉に出力される。該タイミング信号は、例えばモニタ 9 の周期に対応して送信される。後段画像信号処理部 4 5 は、画像データに D / A 変換等の処理を施し、モニタ 9 に動画像として出力する。術者は、モニタ 9 に表示される画像を確認しつつ病変部を特定したり、鉗子を用いた生体組織の採取等の処置を実行する。以上が、電子内視鏡システム 1 を用いた、被検者に対する内視鏡観察および内視鏡処置の説明である。

【 0 0 2 8 】

次に、本発明の主たる特徴である、体腔内における可撓管 3 b の先端位置の検出について詳説する。電子内視鏡システム 1 を使用することにより、術者は、任意のタイミングで可撓管 3 b の体腔内における先端位置を確認することができる。図 2 は、第一実施形態の電子内視鏡システム 1 において、可撓管 3 b の体腔内における先端位置の検出処理に関する構成を示すブロック図である。図 2 に示すように、可撓管 3 b の体腔内における先端位置の検出処理に関する構成は、主として、磁場発生器 2、電子内視鏡 3 の位置検出センサ 4 a や R O M 1 2、プロセッサ 5 のシステムコントローラ 2 3、フロントパネル 2 5、検出信号処理部 3 5、制御演算部 3 7、第一增幅部 3 9、駆動回路部 4 1 を有する。検出信号処理部 3 5 は、より詳しくは、プリアンプ 3 5 a、第二增幅部 3 5 b、実信号検出部 3 5 c、A / D コンバータ 3 5 d、比較器 3 5 e を有する。

【 0 0 2 9 】

電子内視鏡システム 1 では、可撓管 3 b の先端位置の検出処理に先立って、可撓管 3 b の仕様の影響を受けることなく、常に可撓管 3 b の先端位置の精確な検出ができるよう、位置検出センサ 4 a から出力される検出信号のレベルに関する補正処理を予め行う。

【 0 0 3 0 】

補正処理を行うため、システムコントローラ 2 3 は、電子内視鏡 3 がプロセッサ 5 に接続されると、予め以下の処理を実行する。すなわち、システムコントローラ 2 3 は、R O M 1 2 に格納されている情報、ここでは可撓管 3 b の仕様に関する情報を読み出す。そしてシステムコントローラ 2 3 は、該情報に基づいて、以下に詳述する検出信号の補正処理に用いる基準値を決定する。基準値とは、磁場発生器 2 と位置検出センサ 4 a が所定距離だけ離れた位置関係にあるときに、制御演算部 3 7 が精確に上記所定距離の情報を生成できるような検出信号のレベルを意味する。なお本文において、磁場発生器 2 と位置検出センサ 4 a が所定距離だけ離れた位置関係にあるときに、位置検出センサ 4 a により生成される検出信号を参照検出信号という。

【 0 0 3 1 】

10

20

30

40

50

補正処理は、術者が磁場発生器 2 と位置検出センサ 4 a を上記の所定距離だけ離して配置した状態で、本体 3 a あるいはフロントパネル 2 5 に設けられている補正処理指示用のスイッチをオンすることにより実行される。

【0032】

補正処理指示用のスイッチがオンされると、システムコントローラ 2 3 は、比較器 3 5 e に上記基準値を設定するとともに、制御演算部 3 7 に磁場を発生させるための制御信号を送信する。制御演算部 3 7 は、該制御信号を受信すると、第一增幅部 3 9 に磁場発生器を駆動させるための駆動信号を送信する。なお制御演算部 3 7 は、制御信号を一回受信する毎に、磁場発生器 2 から異なる方向の磁場が連続して一回ずつ発生するように、X、Y、Z の駆動信号を順次送信する。また、制御演算部 3 7 は、駆動信号を送信する都度、システムコントローラ 2 3 に送信した駆動信号が X、Y、Z、いずれの方向の磁場発生に関する駆動信号であるかを識別するための識別信号をシステムコントローラ 2 3 に送信している。10

【0033】

なお、連続して磁場を発生させるといっても、各磁場発生時のずれ（つまり各駆動信号の出力タイミング）は非常に微少に設定されている。従って、実際には略同一タイミングとみなすことができる。

【0034】

第一增幅部 3 9 は、図 2 に示すように、X 方向の磁場に関する駆動信号を増幅する X 增幅器 3 9 X、Y 方向の磁場に関する駆動信号を増幅する Y 增幅器 3 9 Y、Z 方向の磁場に関する駆動信号を増幅する Z 增幅器 3 9 Z を有する。各增幅器 3 9 X ~ 3 9 Z は、システムコントローラ 2 3 により設定された増幅率で各駆動信号を増幅する。補正処理時、システムコントローラ 2 3 は、各增幅器 3 9 X ~ 3 9 Z に、予め定められた増幅率、例えば出荷当初の初期値（本実施形態では 1 倍）を設定する。なお各增幅器 3 9 X ~ 3 9 Z は、1 0 2 4 ~ 2 0 4 8 程度の非常に微細なステップで増幅率を変化可能な構成になっている。20

【0035】

各增幅器 3 9 X ~ 3 9 Z を介した各駆動信号は、駆動回路部 4 1 内のそれぞれ対応する駆動回路、すなわち X 駆動回路 4 1 X、Y 駆動回路 4 1 Y、Z 駆動回路 4 1 Z に入力する。駆動回路部 4 1 内の各駆動回路 4 1 X ~ 4 1 Z は、駆動信号を受信すると、磁場発生器 2 における X、Y、Z の各方向に対応するコイルそれぞれに交流電流を供給する。磁場発生器 2 は、各コイルに交流電流が供給されると X、Y、Z の各方向の磁場を発生させる。30

【0036】

位置検出センサ 4 a は、位置検出センサ 4 a がある位置での各磁場の強度に対応する参照検出信号を順次生成する。ここで一般的に、各磁場の強度は、磁場発生地点つまり磁場発生器 2 の配置位置と位置検出センサ 4 a の位置間の X、Y、Z の各方向の距離に対応して変化することが知られる。つまり、位置検出センサ 4 a で生成される検出信号（参照検出信号）のレベルは、磁場発生器 2 と位置検出センサ 4 a 間の距離に対応して変化する。生成された検出信号は、プロセッサ 5 の検出信号処理部 3 5 に順次送信される。

【0037】

検出信号処理部 3 5 に入力した参照検出信号は、プリアンプ 3 5 a を介して第二增幅部 3 5 b に入力する。第二增幅部 3 5 b は、システムコントローラ 2 3 により設定された増幅率で参照検出信号のレベルを増幅する。補正処理時、システムコントローラ 2 3 は、第二增幅部 3 5 b に、第一增幅部 3 9 と同様、予め定められた増幅率、例えば出荷当初の初期値（本実施形態では 1 倍）を設定する。なお、第二增幅部 3 5 b も、第一增幅部 3 9 の各增幅器 3 9 X ~ 3 9 Z と同様に非常に微細なステップで増幅率が設定できるように構成されている。40

【0038】

第二增幅部 3 5 b から出力された参照検出信号は、実信号検出部 3 5 c、A / D コンバータ 3 5 d を介して比較器 3 5 e および制御演算部 3 7 に出力される。つまり、比較器 3 5 e に入力する参照検出信号のレベルは、制御演算部 3 7 に入力する参照検出信号のレベ

ルと同一である。なお、実信号検出部 35c は、位置検出センサ 4a から出力された参照検出信号に含まれてしまったノイズを除去し、各磁場の強度に対応実信号のみを検出するために設けられている。

【0039】

比較器 35e は、システムコントローラ 23 により設定された基準値と A/D コンバータ 35d を介して入力する参照検出信号のレベルとを比較する。そして比較結果をシステムコントローラ 23 に送信する。

【0040】

システムコントローラ 23 は、制御演算部 37 からの識別信号に基づき、比較器 35e から送信される比較結果が X、Y、Z、いずれの方向の磁場により生成された参照検出信号の比較結果であるか判別する。そして、各参照検出信号のレベルが基準値と一致するように、第一增幅部 39 の各增幅器 39X～39Z の増幅率を変更する。

【0041】

またシステムコントローラ 23 は、第一增幅部 39 の各增幅器 39X～39Z に設定した増幅率が上限に達しても未だレベルが基準値に達しない参照検出信号があると判断した場合、第二增幅部 35b の増幅率を変化させて、該当する参照検出信号のレベルを直接増幅する。つまり、本実施形態において、第二增幅部 35b は可撓管 3b の仕様による信号レベルの減衰を補助的に補正する手段として機能する。ここで、構成上、第二增幅部 35b には、X、Y、Z いずれの方向の参照検出信号も必ず入力する。そこで、本実施形態では、システムコントローラ 23 が、制御演算部 37 からの識別信号に基づき、第二增幅部 35b に入力する参照検出信号が X、Y、Z いずれの方向の磁場により発生したものであるかを判断して、第二增幅部 35b の増幅率を適宜変更する。これにより、第一增幅部 39 による増幅によってレベルが基準値と一致している他の参照検出信号に影響を与えることなく、レベルが基準値に達していない参照検出信号のみを第二增幅部 35b によって正確に増幅することができる。

【0042】

システムコントローラ 23 は、各参照検出信号のレベルが基準値と一致するまで上記一連の処理を繰り返す。そして、全ての参照検出信号のレベルが基準値と一致すると、布団とパネル 25 の表示部 25a やモニタ 9 に補正処理が完了した旨の表示を行い、補正処理を終了する。もし、第二增幅部 35b に設定した増幅率が上限に達しても未だレベルが基準値に達していない参照検出信号があると判断した場合、二つの增幅部 39、35b による補正是不可能であると判断し、表示部 25a 等にエラーを表示し、補正処理を強制終了する。

【0043】

以上の補正処理が実行され、全ての参照検出信号のレベルが基準値と一致した状態で、術者が本体 3a あるいはフロントパネル 25 に設けられている検出指示用のスイッチをオンすると、可撓管 3b の体腔内における先端位置を検出する処理が実行される。

【0044】

すなわち、検出指示用のスイッチがオンされると、システムコントローラ 23 は、上記基準値に関するデータおよび磁場を発生させるための制御信号を制御演算部 37 に送信する。制御信号を受信した制御演算部 37 は、補正処理において行う処理と同様の処理を行う。

【0045】

制御演算部 37 から順次出力された各駆動信号は、第一增幅部 39 内において対応する増幅器 39X～39Z に入力する。各増幅器 39X～39Z は、上記の補正処理により設定された増幅率で駆動信号を増幅し、駆動回路部 41 に出力する。駆動回路部 41 は、駆動信号を受信すると、磁場発生器 2 における X、Y、Z の各方向に対応するコイルそれぞれに交流電流を供給し、磁場を発生させる。

【0046】

位置検出センサ 4a は、各磁場の強度に対応する検出信号を順次生成して、プロセッサ

10

20

30

40

50

5 の検出信号処理部 35 に送信する。上記の通り、システムコントローラ 23 は、制御演算部 37 から送信される識別信号に基づき、検出信号処理部 35 に送信された検出信号が X、Y、Z いずれの方向の磁場により生成されたものであるか判断している。そして、位置検出センサ 4a により生成された検出信号が第二増幅部 35b による増幅が必要とされるものであると判断すると、第二増幅部 35b の増幅率を上記補正処理により設定された増幅率に変更する。

【0047】

第二増幅部 35b に入力した各検出信号は、入力時に設定されている増幅率により増幅され、実信号検出部 35c、A/D コンバータ 35d を介して制御演算部 37 に出力される。

10

【0048】

ここで、上記の通り、位置検出センサ 4a で生成される検出信号のレベルは、磁場発生器 2 と位置検出センサ 4a 間の距離に対応して変化する。つまり、X、Y、Z の各方向の磁場発生時における検出信号のレベルに基づいて、該磁場発生時における位置検出センサ 4a の磁気発生器 2 に対する相対的位置を検出することができる。

【0049】

検出信号を受信した制御演算部 37 は、発生中の磁場の各方向と入力された該検出信号のレベルをそれぞれ関連づける。そして、該検出信号のレベルと予めシステムコントローラ 23 により設定された基準値との比から、磁場発生器 2 に対する位置検出センサ 4a の相対的位置情報を生成する。つまり、相対的位置情報は、X、Y、Z の各方向の距離情報からなる。

20

【0050】

制御演算部 37 は、生成した相対的位置情報を文字データもしくは画像データとして第一画像メモリ 43 に格納する。格納されたデータは、所定のタイミング、例えばモニタ 9 のフレーム周期に対応して、後段画像信号処理部 45 によって読み出され、モニタ 9 に出力される。これにより、術者は、現在の体腔内における可撓管 3b 先端位置の確認が容易に達成される。

20

【0051】

以上が第一実施形態の電子内視鏡システム 1 の説明である。このように電子内視鏡システム 1 によれば、駆動信号、場合によっては検出信号そのもののレベルを増幅することにより、可撓管の仕様による検出信号の減衰を抑え、どのような可撓管（内視鏡）を使用した場合であっても、精度の高い先端位置を検出することができる。

30

【0052】

次に第二実施形態の電子内視鏡システム 1 について説明する。第二実施形態の電子内視鏡システム 1 の全体構成については、第一実施形態と略同一であるため、図 1 を参照し、ここでの説明は省略する。図 3 は、第二実施形態の電子内視鏡システム 1 において、可撓管 3b の体腔内における先端位置の検出処理に関する構成を示すブロック図である。第二実施形態の制御演算部 37 は、内部に補正ブロック 37a を持つ。

【0053】

第二実施形態のシステムコントローラ 23 は、補正処理において、X、Y、Z の各方向の参照検出信号のレベルが基準値以上となるまで、第一増幅部 39 の各増幅器 39X～39Z の増幅率、あるいは必要に応じて第二増幅部 35b の増幅率を変更する。従って、補正処理に要する時間が第一実施形態よりも短期間で済むという利点がある。以上が第二実施形態の補正処理である。

40

【0054】

上記補正処理によって、各参照検出信号のレベルが基準値以上になっている状態で、術者が本体 3a あるいはフロントパネル 25 に設けられている検出指示用のスイッチをオンすると、可撓管 3b の体腔内における先端位置を検出する処理が実行される。

【0055】

先端位置検出の処理において、磁気発生に伴い位置検出センサ 4a により生成された検

50

出信号が検出信号処理部35を経て制御演算部37に入力するまでの一連の処理は、上記第一実施形態と同様である。すなわち、第二実施形態においても制御演算部37から出力された各駆動信号は、システムコントローラ23の制御下、第一増幅部39によって増幅される。また、必要に応じて位置検出センサ4aにより生成された検出信号は、システムコントローラ23の制御下、第二増幅部35bにより増幅される。

【0056】

第二実施形態では、上記の補正処理によって補正されたX、Y、Zの各参照検出信号は、基準値以上になっているだけで、各信号の具体的なレベルは同一であるとは限らない。従って、検出信号毎に異なる補正演算を行って相対的位置情報を生成する必要がある。そのため、第二実施形態の制御演算部37には、補正ブロック37aが設けられている。システムコントローラ23は、補正処理時に各参照検出信号のレベルが基準値以上であると判断すると、判断時のレベルを各参照検出信号におけるレベルとして補正ブロック37aに設定している。検出信号処理部35から出力された検出信号は、制御演算部37の補正ブロック37aに入力する。そして、補正ブロック37aは、該検出信号のレベルと上記補正処理時に設定された参照検出信号のレベルとの比から、磁場発生器2に対する位置検出センサ4aの相対的位置情報を生成する。

【0057】

以上が本発明の実施形態である。本発明はこれらの実施形態に限定されるものではなく以下に例示するように、様々な範囲で変形が可能である。

【0058】

例えば、上記では、いずれも位置検出センサ4aが可撓管3bの先端に取り付けられている構成であると説明した。該位置検出センサ4aは、可撓管3bの先端との関係において着脱自在に構成することも可能である。図4は、変形例の電子内視鏡システム1'を示す図である。

【0059】

図4に示すように電子内視鏡システム1'は、可撓管3bの先端に位置検出センサ4aを有しない代わりに、先端に位置検出センサ4bを備えた位置検出プローブ4を有する。

【0060】

図4に示す電子内視鏡システム1'において、体腔内における可撓管3bの先端位置を検出する場合、術者は、まず、位置検出プローブ4の先端に配設された位置検出センサ4bが可撓管3bの先端に位置するまで位置検出プローブ4を鉗子チャンネル18内に挿入する。ここで、位置検出プローブ4は、位置検出センサ4bが可撓管3b先端に達したときの鉗子チャンネル挿入口近傍に位置する部位にマーキング(不図示)がされている。従って、術者は、該マーキングされた部位が鉗子チャンネル挿入口に位置しているか否かによって、位置検出センサ4bが可撓管3bの先端に位置したか否かを容易に判断することができる。上記マーキングがされていない位置検出プローブ4であっても、モニタ9の画面中メイン画像9aに位置検出プローブ4が現れた時を位置検出センサ4bが可撓管3b先端に達したときとみなせばよい。

【0061】

可撓管3b先端に位置検出センサ4bが位置した状態で、上記の補正処理および先端位置の検出処理を実行すれば、位置検出センサ4bにより生成された検出信号が、コネクタ39を介して検出信号処理部35に入力する。そして上記同様、可撓管3bの仕様による検出信号の減衰を抑えるための補正処理、および該補正処理に基づく高精度な可撓管先端位置の検出が可能になる。

【0062】

また、上記の各実施形態では、補正手段として第一増幅部39と第二増幅部35b双方備える構成を説明したが、本発明に係る電子内視鏡システムにおける補正手段は、各増幅部39、35bのうちいずれか一方のみであってもよい。また、電子内視鏡システムが、検出信号のS/N比を良好に保つことができる構成を有しているのであるならば、第二増幅部35bを可撓管3bの仕様による信号レベルの減衰を主として補正する手段にするこ

10

20

30

40

50

とも可能である。

【0063】

また、上記の各実施形態では、図2や図3に示すように、第一増幅部39は、X増幅器39X、Y増幅器39Y、Z増幅器39Zを有する。これにより、参照検出信号毎に異なる増幅率を設定し、より柔軟な補正処理を実現可能にしている。但し、第二実施形態のように、参照検出信号のレベルが基準値以上になるように補正処理を行う場合、第一増幅部39は、X、Y、Zの各方向の駆動信号を同一の増幅率で増幅することも可能である。これにより、補正処理に要する時間を短縮することができる。

【0064】

また、可撓管の先端位置の検出が二次元的で足りる場合、またはコストダウンを図る場合、磁場発生器は、互いに直交する二つの方向（上記実施形態でいえばX、Yの二方向）にのみ磁場を発生させるように構成してもよい。

【0065】

また、上記実施形態では、システムコントローラ23は電子内視鏡3のROM12から読み出した該可撓管3bの仕様に関する情報に基づいて基準値を設定すると説明した。本発明に係る電子内視鏡システムでは、さらにフロントパネル25に配設されたスイッチ等を操作することにより、術者が任意に基準値を設定することも可能である。基準値を高く設定すれば、先端位置の検出処理時に制御演算部37に入力する検出信号のレベルが高くなるため、検出エラー等が低下する。基準値を低く設定すれば、一般的に増幅率が小さくてすむため、システム全体にかかる負荷を低減することができる。

【図面の簡単な説明】

【0066】

【図1】本発明の実施形態の電子内視鏡システムの概略構成を示す図である。

【図2】第一実施形態の電子内視鏡システムの、可撓管の体腔内における先端位置の検出処理に関する構成を示すブロック図である。

【図3】第二実施形態の電子内視鏡システムの、可撓管の体腔内における先端位置の検出処理に関する構成を示すブロック図である。

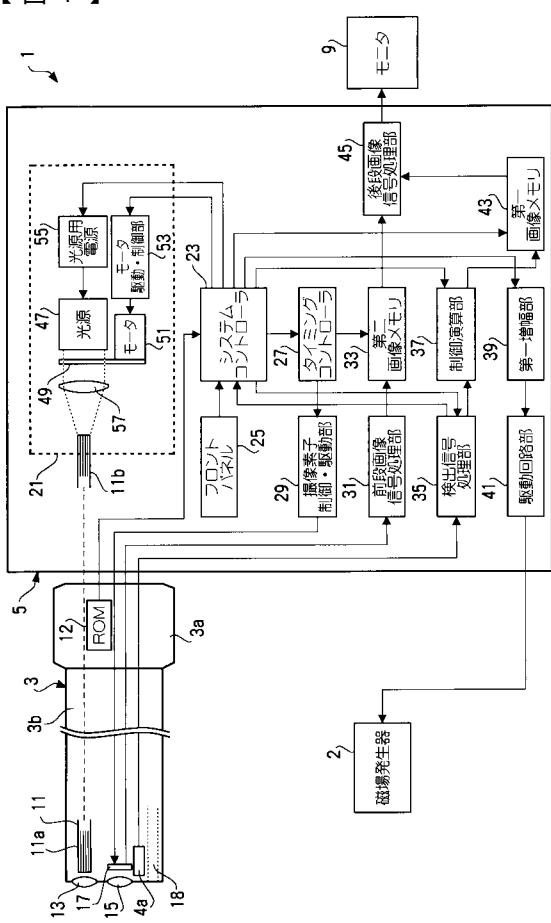
【図4】本発明の変形例の電子内視鏡システムの概略構成を示す図である。

【符号の説明】

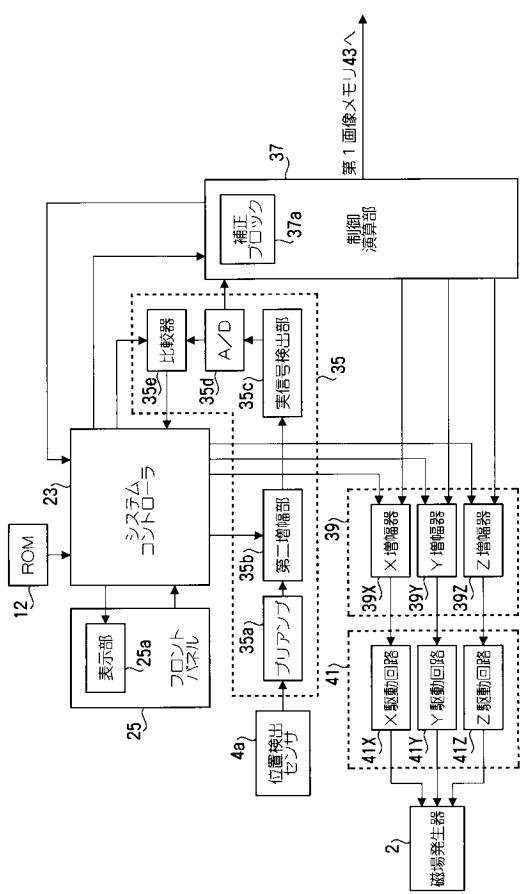
【0067】

- 1 電子内視鏡システム
- 2 磁場発生器
- 3 電子内視鏡
- 3b 可撓管
- 4 位置検出プローブ
- 4a、4b 位置検出センサ
- 5 プロセッサ
- 17 摄像素子
- 18 鉗子チャンネル
- 23 システムコントローラ
- 37 制御演算部
- 41 駆動回路部

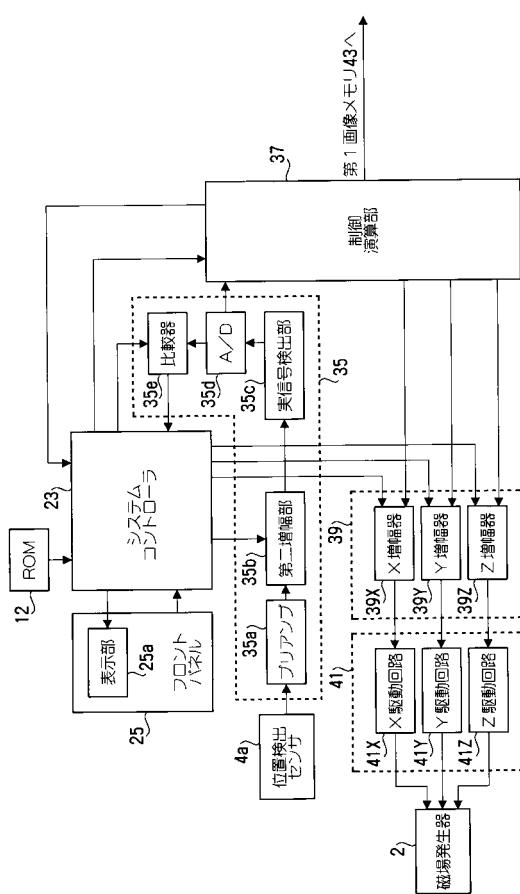
【図 1】



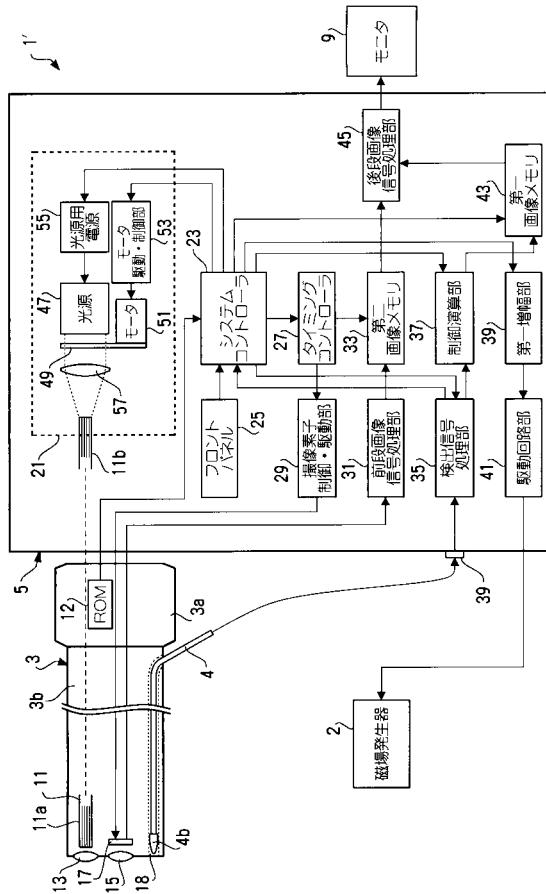
【図 3】



【図 2】



【図 4】



专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2006223730A	公开(公告)日	2006-08-31
申请号	JP2005043939	申请日	2005-02-21
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	杉本秀夫		
发明人	杉本秀夫		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.E G02B23/24.B A61B1/00.551 A61B1/00.552 A61B1/00.715 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/GG22 4C061/HH52 4C161/GG22 4C161/HH52		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种电子内窥镜系统，该电子内窥镜系统能够以高精度检测柔性管的尖端位置，而不管柔性管的规格如何。电子内窥镜系统包括：内窥镜，其具有在其顶端具有成像元件的挠性管；以及磁场产生装置，用于在至少彼此正交的第一方向和第二方向上产生磁场。位于挠性管末端的磁场检测单元检测磁场，并具有一个磁场检测传感器，该传感器输出与每个方向上的磁场相对应的检测信号，以及一个基于从磁场检测传感器输出的检测信号的磁场。位置信息生成装置，用于生成挠性管的尖端相对于生成装置的相对位置信息，以及当磁场生成点和磁场检测传感器处于预定距离时生成并输入到位置信息生成装置中的基准检测信号。以及校正装置，用于校正电平以满足预定条件。我做了一个作文。[选择图]图2

