

(11) 特許出願公開番号

特開2006-198323

(P2006-198323A)

(43) 公開日 平成18年8月3日(2006.8.3)

(51) Int.Cl.

A61B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

F 1

A61B 1/04 372

A61B 1/00 300E

テーマコード (参考)

4C061

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2005-15725 (P2005-15725)

(22) 出願日 平成17年1月24日 (2005. 1. 24)

(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

F ターム (参考) 4C061 CC06 HH52 JJ18 LL02 UU06

WW14 YY14 YY18

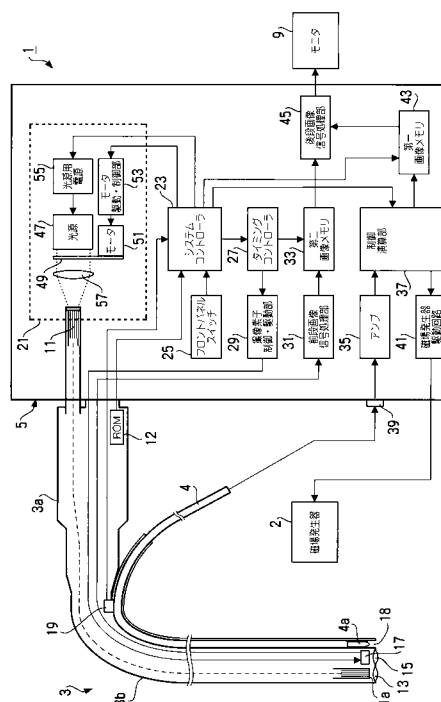
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 可撓管の径を細く、かつ該可撓管内部の構成を簡素に維持しつつも、該可撓管の形状を正確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二つの方向に磁場を発生させる磁場発生手段と、磁場を用いて磁場発生手段との相対的な位置を検出する位置検出センサを先端に一つ備え、該可撓管内を挿抜自在に構成された位置検出手段と、位置検出手段の可撓管内への挿抜動作を検出する動作検出センサと、動作検出センサの検出結果に基づく所定のタイミングで、異なる方向の磁場が順次連続して発生するように磁場発生手段を駆動制御する制御手段と、位置検出センサからの検出結果に基づいて可撓管の形状を少なくとも二次元の画像として生成する画像生成手段を有する構成にした。

【選択図】 図1



【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発生させる磁場発生手段と、

前記磁場を用いて前記磁場発生手段との相対的な位置を検出する位置検出センサを先端に一つ備え、前記可撓管内を挿抜自在に構成された位置検出手段と、

前記位置検出手段の前記可撓管内への挿抜動作を検出する動作検出センサと、

前記動作検出センサの検出結果に基づく所定のタイミングで、異なる方向の磁場が順次連続して発生するように前記磁場発生手段を駆動制御する制御手段と、

前記位置検出センサからの検出結果に基づいて前記可撓管の形状を少なくとも二次元の画像として生成する画像生成手段を有することを特徴とする電子内視鏡システム。

10

【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。

【請求項 3】

請求項 1 または請求項 2 に記載の電子内視鏡システムにおいて、

前記画像生成手段は、前記磁場発生手段が発生させた各磁場の方向と前記位置検出センサの検出結果を関連づけることにより磁場発生時における位置情報を生成し、該位置情報を記憶手段に格納し、

前記記憶手段に格納された複数の位置情報に基づいて前記可撓管の形状に関する画像を生成することを特徴とする電子内視鏡システム。

20

【請求項 4】

請求項 3 に記載の電子内視鏡システムにおいて、

前記位置情報は、前記記憶手段におけるアドレスに変換されて、該アドレスにより特定される領域にバイナリ情報として格納され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 を引用する請求項 3 に記載の電子内視鏡システムにおいて、

前記位置情報は、前記第一の方向と前記第二の方向に関連づけられた各前記検出結果を前記記憶手段におけるアドレスに、前記第三の方向に関連づけられた前記検出結果を該アドレスにより特定される領域のデータ容量に、それぞれ変換されて該記憶手段に格納されることを特徴とする電子内視鏡システム。

30

【請求項 6】

請求項 3 に記載の電子内視鏡システムにおいて、

前記位置情報は、前記磁場発生手段が発生させた各磁場の方向に関する座標値として前記記憶手段に格納され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 1 から請求項 6 のいずれかに記載の電子内視鏡システムにおいて、

前記動作検出センサは、前記挿抜動作における前記位置検出手段の送り量を検出することを特徴とする電子内視鏡システム。

40

【請求項 8】

請求項 7 に記載の電子内視鏡システムにおいて、

前記制御手段は、前記動作検出センサから送信される送り量が所定量に達する毎に前記磁場発生手段を駆動制御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 8 に記載の電子内視鏡システムにおいて、

前記制御手段は、システム外部からの操作に対応して前記所定量を設定することを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 10】

50

請求項 8 に記載の電子内視鏡システムにおいて、
前記内視鏡は、該内視鏡に関する所定の情報を保有しており、
前記制御手段は、前記情報に対応して前記所定量を設定することを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 1 1】

請求項 1 から請求項 1 0 のいずれかに記載の電子内視鏡システムにおいて、
前記位置検出手段は、前記可撓管に配設さ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であることを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 1 2】

請求項 1 1 に記載の電子内視鏡システムにおいて、
前記動作検出センサは、前記内視鏡の本体と前記可撓管との接続部近傍における前記鉗子チャンネルに沿って配設されることを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 1 3】

請求項 1 から請求項 1 2 のいずれかに記載の電子内視鏡システムにおいて、
前記動作検出センサは、挿抜動作中にある前記位置検出手段に向けて投光する発光素子と、該位置検出手段からの反射光を受光する受光素子によって構成された光学式センサであることを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 1 4】

請求項 1 から請求項 1 3 のいずれかに記載の電子内視鏡システムにおいて、
前記位置検出センサは、前記磁場により誘導電流を発生させることにより前記磁場発生手段との相対的な位置を検出することを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 1 5】

前記撮像素子により撮像された画像および前記画像生成手段により生成された前記可撓管の形状に関する画像を表示する表示手段をさらに有することを特徴とする請求項 1 から請求項 1 4 のいずれかに記載の電子内視鏡システム。

【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。

【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。

【0003】

【特許文献 1】特開 2 0 0 1 - 1 1 6 7 7 4 号公報

【0004】

特許文献 1 には、磁場を発生する磁場発生部を複数備える医療用挿入具と、各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とを備える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、各磁場発生部により発生した磁場を磁気センサによって検出することにより、各磁場発生部の位置を検出し、医療用挿入具の屈曲形状を検知することができる。

【0005】

上記のように、特許文献 1 に記載のシステムは、医療用挿入具において、体腔内に実際に挿入される部位に複数の磁場発生部を配設する構成を採る。従って、体腔内に挿入される部位の体腔内における形状を検知するために使用可能なスペースが制限される電子内視鏡システム等には不適である。具体的には、電子内視鏡システムは、体腔内に挿入される部位つまり可撓管に撮像素子や対物光学系、さらには送気管、送水管等が予め配設されている。そのため、上記特許文献 1 のような構成を電子内視鏡システムに適用すると、必然的に可撓管の径を太くしたり、既存の構成部材との関係において可撓管の内部構成を複雑

10

20

30

40

50

にせざるを得ず、好ましくない。しかも、近年、電子内視鏡システムは、被検者の精神的あるいは肉体的苦痛を和らげるべくより一層の細径化が要望されている。該要望に応えるためにも、上記特許文献 1 のような構成を電子内視鏡システムに適用することは、好ましくない。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

そこで本発明は、以上の事情に鑑み、可撓管の径を細く、かつ該可撓管内部の構成を簡素に維持しつつも、該可撓管の形状を正確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。

10

【課題を解決するための手段】

【0007】

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、磁場を用いて磁場発生手段との相対的な位置を検出する位置検出センサを先端に一つ備え、該可撓管内を挿抜自在に構成された位置検出手段と、位置検出手段の可撓管内への挿抜動作を検出する動作検出センサと、動作検出センサの検出結果に基づく所定のタイミングで、異なる方向の磁場が順次連続して発生するように磁場発生手段を駆動制御する制御手段と、位置検出センサからの検出結果に基づいて可撓管の形状を少なくとも二次元の画像として生成する画像生成手段を有すること

20

【0008】

請求項 1 に記載の発明によれば、位置検出手段の電子内視鏡の可撓管内における挿抜動作に基づいて磁場を定期的に発生させることができる。従って、該磁場発生時における位置検出センサの検出結果に基づいて、可撓管の正確な形状を示す画像を生成することが可能になる。

【0009】

しかも、本発明によれば、先端に位置検出センサを一つのみ備える位置検出手段を使用するため、実際に体腔内に挿入される部位つまり可撓管を大型化したり、内部を複雑な構成にすることなく、可撓管の正確な形状を示す画像を生成することができる。

30

【0010】

本発明の請求項 2 に記載の電子内視鏡システムによれば、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できる。

【0011】

画像生成手段は、磁場発生手段が発生させた各磁場の方向と位置検出センサの検出結果を関連づけることにより磁場発生時における位置情報を生成し、該位置情報を記憶手段に格納し、記憶手段に格納された複数の位置情報に基づいて可撓管の形状に関する画像を生成するように構成することができる（請求項 3）。

【0012】

例えば、上記位置情報は、記憶手段におけるアドレスに変換されて、該アドレスにより特定される領域にバイナリ情報として格納される（請求項 4）。もし、磁場を第一～第三の各方向に発生するように構成した場合は、上記位置情報を、第一の方向と第二の方向に関連づけられた各検出結果を記憶手段におけるアドレスに、第三の方向に関連づけられた検出結果を該アドレスにより特定される領域のデータ容量に、それぞれ変換して該記憶手段に格納することが可能である（請求項 5）。また、位置情報を、磁場発生手段が発生させた各磁場の方向に関する座標値として記憶手段に格納してもよい（請求項 6）。

40

【0013】

請求項 7 に記載の発明によれば、動作検出センサは、挿抜動作における位置検出手段の送り量を検出する。この場合、制御手段は、該動作検出センサから送信される送り量が所定量に達する毎に磁場発生手段を駆動制御することができる（請求項 8）。

50

【 0 0 1 4 】

請求項 9 に記載の発明によれば、制御手段は、システム外部からの操作に対応して上記の所定量を設定することができる。また、内視鏡が、該内視鏡に関する所定の情報を保有している場合、制御手段は、該情報に対応して上記所定量を設定してもよい（請求項 1 0 ）。

【 0 0 1 5 】

請求項 1 1 に記載の発明によれば、上記位置検出手段は、具体的には、可撓管に配設さ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であることが望ましい。このように、位置検出手段を、電子内視鏡に従前より配設されている鉗子チャンネルに適合するプローブとして構成することにより、位置検出手段を挿通させるためのチャンネルを新たに配設する必要がなくなり、電子内視鏡システムの細径化が維持される。この場合、動作検出センサは、前記内視鏡の本体と前記可撓管との接続部近傍における前記鉗子チャンネルに沿って配設されるとよい（請求項 1 2 ）。

10

【 0 0 1 6 】

請求項 1 3 に記載の発明によれば、動作検出センサとしては、例えば、挿抜動作中にある位置検出手段に向けて投光する発光素子と、該位置検出手段からの反射光を受光する受光素子によって構成された光学式センサを用いることができる。

【 0 0 1 7 】

また、上記位置検出センサは、磁場により誘導電流を発生させることにより磁場発生手段との相対的な位置を検出するように構成される（請求項 1 4 ）。

20

【 0 0 1 8 】

請求項 1 5 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画像生成手段により生成された前記可撓管の形状に関する画像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 】

【 0 0 1 9 】

本発明に係る電子内視鏡システムによれば、先端に位置検出センサを一つのみ備える位置検出手段を用いて該位置検出手段の挿抜動作の検出結果に基づいて位置検出する構成にしたことにより、可撓管の径を細く、かつ該可撓管内部の構成を簡素に維持しつつも、該可撓管の形状を正確に検出することができる。

30

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 0 】

図面を参照して本発明の実施形態を説明する。図 1 は、本発明による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、位置検出プローブ 4、プロセッサ 5、モニター 9 を有する。

【 0 0 2 1 】

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。そして、各コイルに交流電流を流すことにより、X、Y、Z の各方向に交流の磁場を発生させる。

40

【 0 0 2 2 】

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 3 a、被検者の体腔内に挿入される可撓管 3 b からなる。電子内視鏡 3 は、プロセッサ 5 から内視鏡 3 に照射光を伝送するライトガイド 1 1、電子内視鏡 3 固有の情報（例えば、ロットナンバ等の識別情報や可撓管 3 b の全長に関する情報等）が格納された R O M 1 2、ライトガイド射出端 1 1 a 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 1 3、被検者の体腔内からの光を集光する対物レンズ 1 5、対物レンズ 1 5 を介して被検者の体腔内を撮像するカラー C C D のような撮像素子 1 7、鉗子チャンネル 1 8、鉗子チャンネル 1 8 内における位置検出プローブ 4 の挿抜動作を検出する動作検出センサ 1 9、を有する。

【 0 0 2 3 】

50

なお動作検出センサ 19 は、詳しくは、位置検出プローブ 4 に向けて投光する発光素子と該プローブ 4 からの反射光を受光する受光素子からなる。そして、該反射光が作る光学像の変化から位置検出プローブ 4 の送り量を検出する。ここで、動作検出センサ 19 は、本体 3 a と可撓管 3 b の接続部における鉗子チャンネル 18 に沿って配設されている。このような位置に配設することにより、磁場発生時における位置検出センサ 4 a の鉗子チャンネル 18 内での位置は、必ず本体 3 a と可撓管 3 b の接続部を基準として所定距離離れた場所となる。従って、モニタ 9 に表示される可撓管の形状の画像は、実際の可撓管 3 b における本体 3 a との接続部から先端近傍までの形状を非常に精確に表した画像となる。

【0024】

位置検出プローブ 4 は、先端部に位置検出センサ 4 a を備える。位置検出センサ 4 a は一軸のコイルを有し、磁場発生器 2 で発生した磁場により誘導電流が発生するように構成される。

【0025】

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。

【0026】

システムコントローラ 23 は、光源部 21 を駆動制御して体腔内を照明する。詳しくは、光源部 21 は、白色光を発するランプである光源 47、光源 47 から出力される光量を調整する略円盤状の調光用絞り 49、調光用絞り 49 を回転駆動するモータ 51、回転駆動するモータ 51 を駆動・制御するモータ駆動・制御部 53、光源 47 に電力を供給する光源用電源 55、光源 47 から照射された光をライトガイド入射端 11 b に導くレンズ 57、を有する。ライトガイド入射端 11 b に入射した白色光は、ライトガイド 11、配光レンズ 13 を介して体腔内を照明する。

【0027】

体腔内で反射した光は、対物レンズ 15 を介して撮像素子 17 の受光面に光学像を結ぶ。撮像素子 17 は、システムコントローラ 23 の制御によってタイミングコントローラ 27 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 29 により駆動制御される。撮像素子 17 は、撮像素子制御・駆動部 29 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 31 に定期的

【0028】

前段画像信号処理部 31 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 31 から出力された画像信号は、各色に関する画像データとして順次第二画像メモリ 33 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 27 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 45 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 45 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。

【0029】

図 2 は、モニタ 9 の画面の一例を示す。後段画像信号処理部 45 から出力された画像データは、例えば、モニタ 9 の画面においてメイン画像 9 a として表示される。術者は、メイン画像 9 a 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。

【0030】

次に、本発明の主たる特徴ある可撓管 3 b の形状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 の体腔内における形状を確認することができる。

【0031】

可撓管 3 b の体腔内における形状を確認する場合、術者は、まず、位置検出プローブ 4 を鉗子チャンネル 18 内に挿入する。位置検出プローブ 4 が鉗子チャンネル 18 内に挿入

10

20

30

40

50

されると、動作検出センサ 19 が送り量を検出し、該送り量をパルス信号に変換してプロセッサ 5 内のシステムコントローラ 23 に送信する。

【0032】

システムコントローラ 23 は、プロセッサ 5 内の各構成部位を駆動制御する。システムコントローラ 23 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 23 は、ROM 12 から該内視鏡 3 固有の情報を読み出して、該固有の情報のうち可撓管 3b の全長に関する情報に基づいて、磁場を発生させるタイミングを決定する。本実施形態では、システムコントローラ 23 は、可撓管 3b の全長に関する情報に基づいて、磁場発生に必要なとされるパルス数（基準パルス数）を決定している。

10

【0033】

システムコントローラ 23 は、動作検出センサ 19 からのパルス信号をカウントし、基準パルス数に達する度に、制御演算部 37 に磁場を発生させるための制御信号を送信する。一般に、位置検出プローブ 4 の鉗子チャンネル 18 内への挿入動作は、術者が自らの手によって行うことが多い。そのため、挿入速度は安定しない。しかし、上記のように、動作検出センサ 19 が検出した送り量に基づいて磁場発生に関する制御信号が生成される構成にすることにより、位置検出センサ 4a が鉗子チャンネル 18 内を一定量移動する毎に磁場を発生させることが可能になる。これにより、より高精度で誤差の小さい形状検出が可能となる。また、術者が可撓管 3b における本体 3a との接続部から体腔内に挿入されている任意の場所までの距離および該任意の場所における可撓管 3b の形状を容易かつ正確に把握することができる。

20

【0034】

制御演算部 37 は、該制御信号を受信すると、磁場発生器駆動回路 41 を介して交流電流を供給することにより磁場発生器 2 を駆動させる。ここで、磁場発生器駆動回路 41 は、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独立して交流電流を供給できるように構成されている。そして制御演算部 37 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、各コイルに対して順次交流電流を供給する。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は非常に微少に設定されており、実際には略同一タイミングとみなすことができる。

30

【0035】

磁場が発生すると、位置検出センサ 4a は、該磁場の影響を受けて誘導電流を発生させる。該誘導電流に対応する信号は、コネクタ 39 を介してプロセッサ 5 内のアンプ 35 に伝送される。アンプ 35 により所定レベルまで増幅された該信号は制御演算部 37 に入力する。

【0036】

ここで、位置検出センサ 4a で発生した誘導電流は磁場発生器 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誘導電流をそれぞれ検出することにより、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。そこで、制御演算部 37 は、発生中の磁場の各方向と入力された該誘導電流の大きさをそれぞれ関連づけ、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 方向の磁場発生時における誘導電流量（X 方向の距離情報）、Y 方向の磁場発生時における誘導電流量（Y 方向の距離情報）、Z 方向の磁場発生時における誘導電流量（Z 方向の距離情報）からなる。

40

【0037】

制御演算部 37 は、生成した相対的位置情報を第一画像メモリ 43 に格納する。詳しくは、制御演算部 37 は、生成した相対的位置情報のうち、X 方向と Y 方向の各距離情報を第一画像メモリ 43 のアドレスに変換する。そして、該アドレスにより特定されるメモリ領域に、Z 方向の距離情報を格納する。制御演算部 37 は、システムコントローラ 23 か

50

らの制御信号を受信する毎に上記の一連の処理を実行する。

【0038】

図3は、第一画像メモリ43のメモリ領域を二次元的なマップとして示す模式図である。図3中、丸で囲んだ数字は相対的位置が検出された順番を表す。該順番を示す数字はメモリ格納時に例えばヘッダ情報として扱われる。また、各数字が付されたセルは、生成した相対的位置情報に基づき制御演算部37が特定したアドレスを持つメモリ領域である。従って、各数字が付されたメモリ領域におけるデータ量が、それぞれのZ方向の距離情報に対応する。

【0039】

術者は、図2に示すモニタ9の画面中メイン画像9aに位置検出プローブ4が現れると、フロントパネルスイッチ25もしくは内視鏡本体3aの操作部を操作して、可撓管3bの形状をモニタ9上に表示させる指示を行う。該指示を受信すると、システムコントローラ23は、第一画像メモリ43に保存された複数の相対的位置情報を後段画像信号処理部45に送信する。

【0040】

後段画像信号処理部45は、第一画像メモリ43から読み出した各相対的位置情報に基づいて可撓管3bの形状に関する画像を生成する。詳しくは、データが格納されているメモリ領域のアドレスをX方向とY方向の各距離情報に変換する。X方向とY方向の各距離情報により特定される点、つまり位置検出点間を例えば直線により補間する。なお該補間処理は、上記ヘッダ情報を参照しつつ行われる。メモリ領域に格納されていたデータの量つまりZ方向の距離情報は、位置検出点での輝度レベルに変換する。これにより、X、Y、Zの各方向により特定される可撓管3bの形状に関する二次元画像が生成される。

【0041】

後段画像信号処理部45は、以上の処理を行って生成された二次元画像をモニタ9に出力する。図3中、該二次元画像はサブ画像9bとしてメイン画像9aを並んで表示される。なお、サブ画像9bにおいて、白抜点は、原点を磁場発生器2の位置とするX、Yの各方向に対応した二次元座標上に展開された位置検出点である。各白抜点は、Z方向の距離情報に対応する輝度として表現される。従って、術者は、サブ画像9bを観察することにより、可撓管3bの形状を容易に把握することができる。

【0042】

このように、電子内視鏡システム1では、位置検出センサ4aを一つだけ用いて可撓管3bの形状検出を行うため、従前の構成に比べ、可撓管内部構成を複雑にすることがない。また、鉗子チャンネル18を挿通可能なプローブを用いて形状検出を行うため、可撓管3bの細径化の維持も図られる。

【0043】

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。

【0044】

例えば、上記実施形態では、プローブの挿入動作時に磁場を発生し位置検出を行う構成を説明したが、本発明に係る電子内視鏡システムは、予め鉗子チャンネル内に挿入された状態にある位置検出プローブを引き抜く動作時に位置検出することも可能である。

【0045】

また、上記実施形態の動作検出センサ19は光学式センサを示したが、あくまで一例であって回転ローラとステッピングモータ等を用いて機械的に送り量を検出するセンサを使用することも可能である。

【0046】

また、可撓管の挿入状態が二次元的であることが予め分かっている場合、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。この場合、上記実施形態における制御演算部37は、X、Yの各方向の距離情報を変換して得られたアドレスにバ

10

20

30

40

50

イナリデータを格納するとよい。

【 0 0 4 7 】

また、可撓管の形状に関する画像は二次元のみならず、三次元的に表示することも可能である。さらに、相対的位置情報は、座標値に変換されて第一画像メモリに格納することも可能である。

【 0 0 4 8 】

また、上記実施形態では、システムコントローラ 2 3 は電子内視鏡 3 の R O M 1 2 から読み出した該内視鏡固有の情報に基づいて基準パルス数を設定して、動作検出センサ 1 9 からのパルス数をカウントすると説明した。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スイッチ等を操作することにより、術者が任意に基準パルス数を設定することも可能である。ここで、基準パルス数を少なく設定すれば、より多くの位置検出点10
が得られより細かな屈曲形状を検出することができる。基準パルス数を少なく設定すれば、処理負担が軽減し、より迅速に可撓管の形状に関する画像を表示することができる。

【 0 0 4 9 】

また、上記実施形態では、モニタ 9 の画面中メイン画像 9 a に位置検出プローブ 4 が現れると、フロントパネルスイッチ 2 5 の操作に応じて可撓管 3 b の形状に関する画像が表示されると説明したが、該画像の表示タイミングは、これに限定されるものではない。電子内視鏡システムでは、術者が任意のタイミングでフロントパネルスイッチ 2 5 を操作することにより、該操作直前までに検出された形状に関する画像を表示することができる。

【 0 0 5 0 】

また、上記実施形態では、可撓管 3 b 全域にわたる形状が検出された契機として、モニタ 9 の画面中メイン画像 9 a に位置検出プローブ 4 が現れた時を説明している。この他にも、例えば、位置検出センサ 4 a が可撓管 3 b 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がされた位置検出プローブを使用する。そして、該プローブ挿入動作中に該部位が鉗子チャンネル挿入口近傍に位置した時を可撓管 3 b 全域にわたる形状が検出された契機とすることも可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 1 】

【 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 】 実施形態の電子内視鏡システムのモニタに表示される画面の一例を示す図である

。 【 図 3 】 第一画像メモリのメモリ領域を二次元的なマップとして示す模式図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 2 】

- 1 電子内視鏡システム
- 2 磁場発生器
- 3 電子内視鏡
- 3 b 可撓管
- 4 位置検出プローブ
- 4 a 位置検出センサ
- 5 プロセッサ
- 1 7 撮像素子
- 1 8 鉗子チャンネル
- 2 3 システムコントローラ
- 3 7 制御演算部
- 4 1 磁場発生器駆動回路

10

20

30

40

フロントページの続き

【要約の続き】

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 电子内窥镜系统 | | |
| 公开(公告)号 | JP2006198323A | 公开(公告)日 | 2006-08-03 |
| 申请号 | JP2005015725 | 申请日 | 2005-01-24 |
| [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 | A61B1/04 A61B1/00 | | |
| FI分类号 | A61B1/04.372 A61B1/00.300.E A61B1/00.320.Z A61B1/00.551 A61B1/00.552 A61B1/01 A61B1/018.511 A61B1/045.610 A61B1/05 | | |
| F-TERM分类号 | 4C061/CC06 4C061/HH52 4C061/JJ18 4C061/LL02 4C061/UU06 4C061/WW14 4C061/YY14 4C061/YY18 4C061/GG22 4C161/CC06 4C161/GG22 4C161/HH52 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/UU06 4C161/WW14 4C161/YY14 4C161/YY18 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

解决的问题：提供一种电子内窥镜系统，该系统能够准确地检测挠性管的形状，同时减小挠性管的直径并在挠性管内部保持简单的构造。。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；磁场产生单元，用于在彼此正交的至少两个方向上产生磁场；以及使用该磁场产生磁场。检测用于检测相对于挠性管的相对位置的位置检测传感器，以及构造成能够插入到挠性管中以及从挠性管中移除的位置检测装置，并且检测位置检测装置向挠性管中的插入/移除操作。所述操作检测传感器，用于驱动和控制磁场产生装置的控制装置，使得基于所述操作检测传感器的检测结果和来自所述位置检测传感器的检测结果，在预定的定时连续地产生不同方向的磁场。基于该构造，挠性管被构造成为具有图像产生单元，该图像产生单元产生至少二维图像。[选型图]图1

