

(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2006-212187

(P2006-212187A)

(43) 公開日 平成18年8月17日(2006.8.17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 F 0 6 3
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 1 0 G	2 H 0 4 0
G 0 1 B 7/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 1 B 7/00 R	
	G 0 2 B 23/24 A	
審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 12 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2005-27615 (P2005-27615)

(22) 出願日 平成17年2月3日(2005.2.3)

(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) 2F063 AA04 BA29 CA34 DA01 DA05

GA03 NA04 PA10

2H040 BA23 DA11 DA12 DA15 DA51

GA02

4C061 AA04 BB02 CC06 DD03 FF41

GG15 HH51 JJ15 JJ17 LL02

NN05 WW13

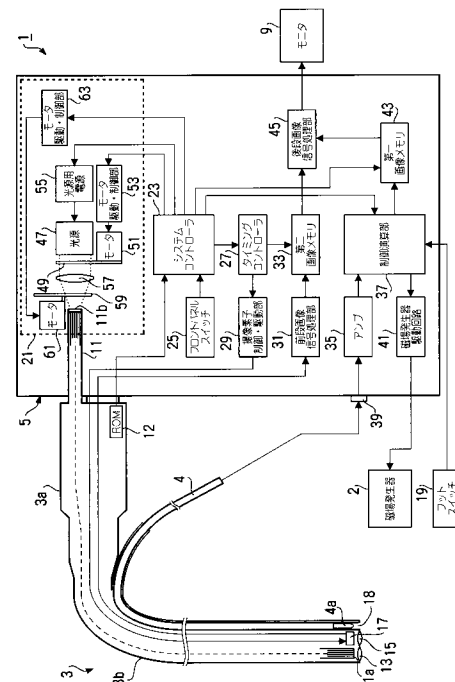
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 撮像素子の駆動制御信号等の影響を受けることなく、該可撓管の先端位置、さらには可撓管の体腔内における形状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順次連続して発生させる磁場発生手段と、可撓管内の所定位置に配置され、磁場を用いて誘導電流を発生させることにより磁場発生手段に対する該所定位置の相対的位置を検出する位置検出センサを少なくとも一つ有する位置検出手段と、撮像素子による電荷蓄積期間中に磁場が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、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順次連続して発生させる磁場発生手段と、

前記可撓管内における少なくとも先端近傍に配置され、前記磁場を用いて誘導電流を発生させることにより、該先端の前記磁場発生手段に対する相対的位置を検出する位置検出センサを有する位置検出手段と、

前記撮像素子による電荷蓄積期間中に前記誘導電流が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、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、

前記位置検出手段による位置検出を指示するための操作手段をさらに有し、

前記制御手段は、前記操作手段からの前記指示に応じて、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 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 4】

20

請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の電子内視鏡システムにおいて、

前記位置検出センサは、前記可撓管の長さ方向に沿って略等間隔に複数個配置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 1 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、

前記位置検出手段は、少なくとも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であることを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 6】

30

請求項 1 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、

前記位置検出センサは、前記可撓管内に配設されてい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 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、

前記操作手段はフットスイッチであ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、

前記制御手段は、予め定められた所定の周期で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】

40

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の周期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】

前記撮像素子により撮像された画像および前記位置検出手段による検出結果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 9 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】

50

【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。例えば、コイルに交流電流を流すことにより磁場を発生する磁場発生装置と、該磁場発生装置により発生した磁場をコイル等により検出する位置検出センサとを用いた内視鏡システムが提案されている。該内視鏡システムにおいては、内視鏡の可撓管の先端に配置された位置検出センサで発生した誘起電流の大きさによって、可撓管の先端位置が検出される。そして各検出結果の軌跡を辿ることにより可撓管全体の体腔内における形状が検出される。上述した内視鏡システムは、例えば以下の特許文献1に開示されている。

10

【0003】

【特許文献1】特開2001-145598号公報

【0004】

内視鏡システムの種類として、可撓管先端に設けた撮像素子により体腔内の画像を撮像する電子内視鏡システムが知られている。このような電子内視鏡システムに上記特許文献1に記載の構成を用いて体腔内における可撓管の先端位置や可撓管全体の形状を検出することも可能である。

20

【0005】

但し、上記のように電子内視鏡システムに特許文献1に記載の構成を適用した場合、位置検出センサで発生した誘導電流に対応する検出信号に対して、上記撮像素子を駆動制御するための駆動制御信号は、比較的高いレベルを有する場合がある。そのため、撮像素子駆動中に、位置検出センサから検出信号が出力されると、該撮像素子の駆動制御信号の影響を受けて該検出信号にノイズが混入し、精度の高い位置検出に支障が出るおそれがある。

【0006】

しかも可撓管は被検者の肉体的、精神的苦痛を少しでも緩和すべく細径化されることが強く望まれている。そのため、特許文献1に記載の構成を有する電子内視鏡システムにおいて、可撓管のより一層の細径化を図ろうとすると、駆動制御信号を伝送する信号線と検出信号を伝送する信号線とを必然的に近接配置せざるを得ない。従って、検出信号にノイズが混入する可能性が高くなってしまい、さらなる改善が望まれていた。

30

【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、撮像素子の駆動制御信号等の影響を受けることなく、該可撓管の先端位置、さらには可撓管の体腔内における形状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】

40

【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順次連続して発生させる磁場発生手段と、可撓管内の所定位置に配置され、磁場を用いて誘導電流を発生させることにより磁場発生手段に対する該所定位置の相対的位置を検出する位置検出センサを有する位置検出手段と、撮像素子による電荷蓄積期間中に磁場が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、を有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、撮像素子の電荷蓄積期間、より具体的には撮像素子の

50

駆動制御信号の非伝送中に位置検出センサによる位置検出が実行される。従って、該センサから送信される位置検出信号よりも強度の高い駆動制御信号の影響によって、該位置検出信号にノイズが混入するおそれなくなる。よって、可撓管先端の磁場発生手段に対する相対的位置を高精度に検出することができる。

【0010】

請求項2に記載の電子内視鏡システムによれば、位置検出手段による位置検出を指示するための操作手段をさらに有し、制御手段は、操作手段からの指示に応じて、磁場発生手段を駆動制御することができる。

【0011】

請求項3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。 10

【0012】

請求項4に記載の電子内視鏡システムによれば、位置検出センサは、可撓管の長さ方向に沿って略等間隔に複数個配置してもよい。これにより、可撓管先端位置の検出のみならず、体腔内における可撓管全体の形状を短時間で効率よく検出することができる。

【0013】

請求項5に記載の電子内視鏡システムによれば、位置検出手段として、少なくとも先端に位置検出センサを備え、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使用することができる。あるいは、請求項6に記載の電子内視鏡システムによれば、位置検出センサを可撓管内に配設することも可能である。 20

【0014】

請求項7に記載の電子内視鏡システムによれば、操作手段としてフットスイッチを使用することができる。

【0015】

請求項8に記載の電子内視鏡システムによれば、制御手段は、予め定められた所定間隔において磁場発生手段を駆動制御することが望ましい。これにより、位置検出手段が位置検出センサを一つだけ備える場合には、該位置検出センサの移動の軌跡、つまり体腔内における可撓管の形状も検出することができる。また、位置検出手段が位置検出センサを複数備える場合には、体腔内における可撓管の形状の変化も随時検出することができる。

【0016】

請求項9に記載の電子内視鏡システムによれば、内視鏡が、該内視鏡に関する所定の情報を保有するような構成にすることにより、制御手段は、該情報に対応して上記の所定の周期を設定することができる。 30

【0017】

請求項10に記載の電子内視鏡システムによれば、撮像素子により撮像された画像および位置検出手段による検出結果を表示する表示手段を有する。

【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、位置検出のタイミングを撮像素子に関する駆動制御信号伝送期間外に設定したことにより、細径化された可撓管を用いても、撮像素子の駆動制御信号等の影響を受けることなく、該可撓管の先端位置、さらには可撓管の体腔内における形状を高精度に検出することができる。 40

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

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。

【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 50

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。

【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から内視鏡3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、ロットナンバ等の識別情報や可撓管3bの全長に関する情報等）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撮像素子17、鉗子チャンネル18、を有する。

10

【0022】

位置検出プローブ4は、先端部に位置検出センサ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で発生した磁場により誘導電流が発生するように構成される。

【0023】

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。

【0024】

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11bに導くレンズ57、を有する。なお、光源47と調光用絞り49の間にはRGBカラーフィルタ59、RGBカラーフィルタを回転駆動するモータ61、モータ61を駆動・制御するモータ駆動・制御部63が設けられ、照射光は順次、赤、緑、青の色となるように調整されている。ライトガイド入射端11bに入射した各色の光は、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。

20

【0025】

体腔内で反射した各色の光は、対物レンズ15を介して撮像素子17の受光面にそれぞれの光学像を結ぶ。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。該タイミング信号は、光源部21から照射される各色の光の照射タイミングに同期している。撮像素子17は、撮像素子制御・駆動部29からの駆動制御信号に同期して、上記光学像に対応する画像信号を生成し、プロセッサ5の前段画像信号処理部31に定期的送信する。

30

【0026】

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。

40

【0027】

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9aとして表示される。術者は、メイン画像9a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。

【0028】

50

次に、本発明の主たる特徴の一つである可撓管 3 b の先端位置の検出について詳説する。体腔内における可撓管 3 b 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 4 a が可撓管 3 b 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 1 8 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 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 4 a が可撓管 3 b 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 9 a に位置検出プローブ 4 が現れた時を位置検出センサ 4 a が可撓管 3 b 先端に達したときとみなせばよい。

10

【0029】

システムコントローラ 2 3 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 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、ROM 1 2 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 3 b 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 2 3 は、ROM 1 2 から読み出した可撓管 3 b の全長に関する情報に基づいて、磁場発生の周期を決定している。

【0030】

システムコントローラ 2 3 は、術者によってフットスイッチ 1 9 が操作されると、以下に説明するタイミングで制御演算部 3 7 に磁場を発生させるための制御信号を送信する。図 3 は、システムコントローラ 2 3 により駆動制御されるプロセッサ 5 内の各部位に関するタイミングチャートである。図 3 (1) は、光源部 2 1 から照射される赤、緑、青の光の照明タイミングを示す。図 3 (1) において、H の期間が赤、緑、青の各光の点灯期間を示す。図 3 (2) は、システムコントローラ 2 3 の制御下、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 の駆動タイミングを示す。図 3 (2) において、立ち上がり時に駆動制御信号、より詳しくは各画素で蓄積した電荷の読み出しを指示する信号が撮像素子制御・駆動部 2 9 から撮像素子 1 7 に送信される。従って、図 3 (2) において、H の期間が撮像素子の各画素から読み出された電荷が画像信号としてプロセッサ 5 の前段画像信号処理部に送信される読み出し期間である。また、図 3 (2) において、L の期間は撮像素子が体腔内で反射した光を受光して電荷を蓄積する電荷蓄積期間である。図 3 (3) は、フットスイッチ 1 9 の ON/OFF 状態を示す。図 3 (3) において、H の期間がフットスイッチ 1 9 が操作されて ON 状態にある期間を示す。

20

30

【0031】

図 3 (4) は、システムコントローラ 2 3 による可撓管 3 b 先端位置の検出に関するタイミングを示す図である。図 3 (4) において、H の期間が以下に詳述する位置決めに関する処理を実行している期間、すなわち位置検出期間である。図 3 (3)、(4) に示すように、システムコントローラ 2 3 は、フットスイッチ 1 9 が ON 状態になると、制御演算部 3 7 に磁場発生に関する制御信号を送信することにより、定期的に磁場を発生させる。図 3 (4) において立ち上がり時が制御信号送信時に対応する。

40

【0032】

システムコントローラ 2 3 は、上記の読み出し期間と重複しないタイミングで制御信号を制御演算部 3 7 に送信する。上記の通り、磁場発生の周期は、ROM 1 2 から読み出した可撓管 3 b の全長に関する情報に基づいて決定される。本実施形態では、図 3 (2)、(4) に示すように、撮像素子 1 7 が電荷蓄積中である度（電荷蓄積期間の都度）に磁場が発生するように磁場発生の周期を設定する。

【0033】

制御演算部 3 7 は、該制御信号を受信すると、磁場発生器駆動回路 4 1 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 4 1 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

50

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。

【0034】

磁場が発生すると、位置検出センサ 4 a 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。図 3 (4) に示す位置検出期間では、少なくとも上記の処理までが実行される。すなわち、誘導電流に対応する信号は、必ず撮像素子 17 の電荷蓄積期間中、換言すれば駆動制御信号や画像信号といった相対的に高い強度を持つ信号の送受信時以外の期間中にプロセッサ 5 に伝送される。従って、誘導電流に対応する信号が駆動制御信号等の影響を受けることはなく、ノイズ等による誤差を低減し精度の高い位置検出を可能にする。

10

【0035】

位置検出センサ 4 a で発生した誘導電流は磁場発生器 2 と位置検出センサ 4 a 間の距離に対応して変化する。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連続して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 4 a 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 4 a 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。

20

【0036】

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 3 b 先端位置の確認が容易に達成される。

30

【0037】

上記説明では、現在の体腔内における可撓管 3 b 先端位置の検出を主目的とした一連の位置決め処理について説明した。本実施形態では、例えば、可撓管 3 b を体腔内に挿入する時等にフットスイッチ 19 を ON することにより、可撓管 3 b の体腔内における形状を検出することも可能である。可撓管 3 b の体腔内における形状を検出する場合、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 4 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 4 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。

40

【0039】

術者は、フロントパネルスイッチ 25 もしくは内視鏡本体 3 a の操作部を任意のタイミングで操作して、可撓管 3 b 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

50

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ー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

10

20

【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、位置検出センサ４ａは、必ずしも単一である必要はない。例えば、図５に示すような、長さ方向に沿って所定間隔をおいて位置検出センサ４ａが複数個配設された位置検出プローブ４'を使用することも可能である。位置検出センサ４ａが複数個配設された位置検出プローブ４'を使用した場合、上記説明のように複数回連続して磁場を発生させることなく、Ｘ、Ｙ、Ｚの各方向の磁気を各一回ずつ発生させるだけで、可撓管３ｂの複

30

【００４５】

位置検出プローブ４'を使用した場合、各位置検出センサ４ａから同時に複数の誘導電流に対応する信号が出力される。そこで、各位置検出センサ４ａとプロセッサ５のアンプ３５間をパラレル接続することにより、伝送速度を上げて処理の効率化が可能である。但し、プローブ自体さらには可撓管３ｂの細径化を図るのであれば、シリアル接続であってもよい。

【００４６】

例えば、上記実施形態では、操作手段であるフットスイッチ１９の操作に応じてシステムコントローラ２３が磁場発生器７を駆動制御する等の一連の位置検出処理を実行すると説明したが、より簡素な構成を目的とするのであれば、操作手段は設けるには及ばない。この場合、システムコントローラ２３は、撮像素子の駆動制御信号等の伝送タイミングと重複しない所定のタイミングで常時磁場を発生させて位置検出処理を実行する。

40

【００４７】

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イナリデータを格納するとよい。

50

【0048】

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。

【0049】

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から読み出した該内視鏡固有の情報に基づいて磁場発生周期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スイッチ等を実行することにより、術者が任意に磁場発生周期を設定することも可能である。ここで、磁場発生周期を短く設定すれば、より多くの位置検出点を得られより細かな屈曲形状を検出することができる。磁場発生周期を長く設定すれば、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。

10

【0050】

また上記実施形態では、位置検出センサは位置検出プローブに配設されていると説明した。本発明に係る電子内視鏡システムでは、位置検出センサは、電子内視鏡の可撓管自体に配設される構成であっても上記実施形態と同様の効果を奏することができる。

【図面の簡単な説明】

【0051】

【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

20

。【図3】システムコントローラにより駆動制御されるプロセッサ内の各部位に関するタイミングチャートである。

【図4】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。

【図5】位置検出プローブの他の構成を示す図である。

【符号の説明】

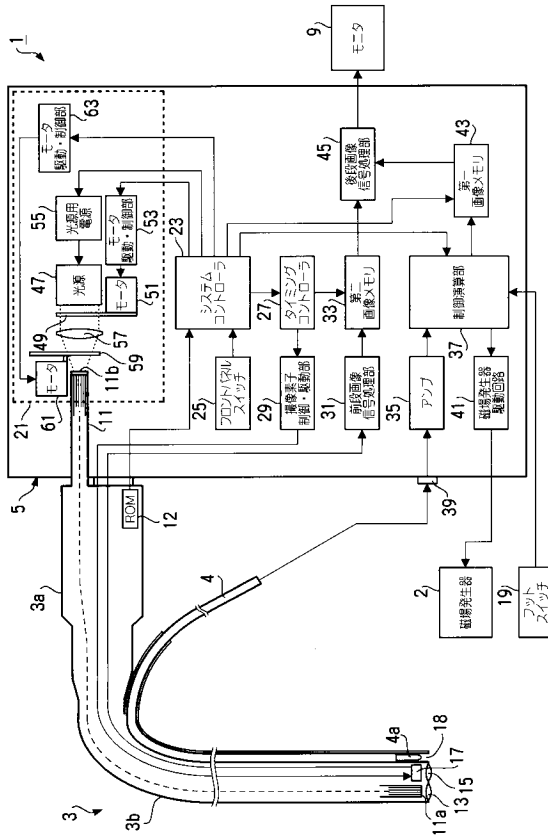
【0052】

- 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、4' 位置検出プローブ
- 4a 位置検出センサ
- 5 プロセッサ
- 17 撮像素子
- 18 鉗子チャンネル
- 19 フットスイッチ
- 23 システムコントローラ
- 37 制御演算部
- 41 磁場発生器駆動回路

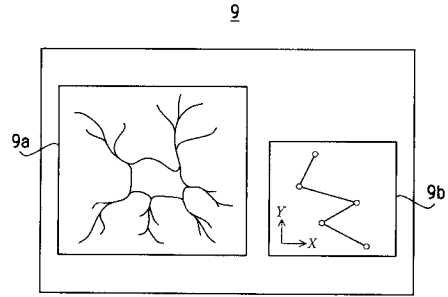
30

40

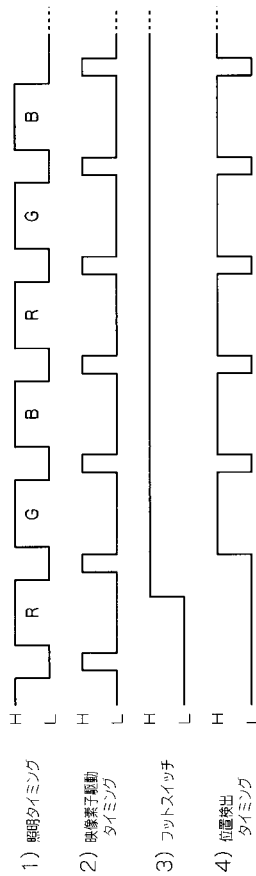
【 図 1 】



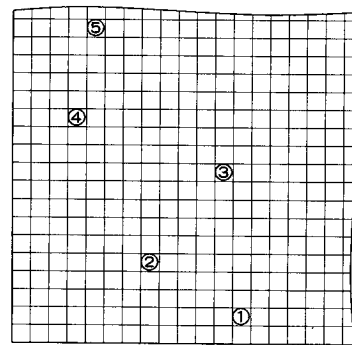
【図 2】



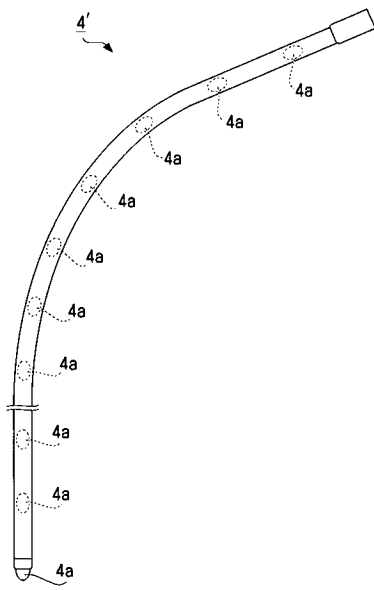
【 図 3 】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード (参考)

G 0 2 B 23/24

B

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2006212187A	公开(公告)日	2006-08-17
申请号	JP2005027615	申请日	2005-02-03
[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 A61B1/04 G01B7/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.310.G A61B1/04.370 G01B7/00.R G02B23/24.A G02B23/24.B A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/005.511 A61B1/008.512 A61B1/04 A61B1/045.622 G01B7/00.102.M G01B7/00.103.M		
F-TERM分类号	2F063/AA04 2F063/BA29 2F063/CA34 2F063/DA01 2F063/DA05 2F063/GA03 2F063/NA04 2F063/PA10 2H040/BA23 2H040/DA11 2H040/DA12 2H040/DA15 2H040/DA51 2H040/GA02 4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF41 4C061/GG15 4C061/HH51 4C061/JJ15 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN05 4C061/WW13 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF41 4C161/GG15 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ15 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN05 4C161/WW13		
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体腔中的挠性管的形状，而不受图像拾取装置等的驱动控制信号的影响。提供。电子内窥镜系统包括内窥镜，该内窥镜具有在其尖端处设置有图像传感器的挠性管以及用于在至少彼此正交的第一方向和第二方向上连续且连续地产生磁场的磁场。位置检测装置具有至少一个产生装置和位置检测传感器，该位置检测传感器布置在挠性管中的预定位置处，并通过利用磁场产生感应电流来检测预定位置相对于磁场产生装置的相对位置。并且，控制装置用于驱动和控制磁场产生装置，以使得在电荷累积期间由图像拾取装置产生磁场。[选型图]图1

