(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2018-161287 (P2018-161287A)

(43) 公開日 平成30年10月18日(2018.10.18)

(51) Int.Cl. FIテーマコード (参考) A61B 1/00 (2006, 01) A 6 1 B 1/00 552 2F063 GO 1 B 7/00 (2006.01) GO1B 7/00 103M 4C161

審査請求 未請求 請求項の数 10 OL (全 7 頁)

		田豆品外 水晶外 晶外类OU OU (主 / 莫/
(21) 出願番号 (22) 出願日	特願2017-60373 (P2017-60373) 平成29年3月27日 (2017.3.27)	(71) 出願人 000113263 HOYA株式会社 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
		(74) 代理人 100090169 弁理士 松浦 孝
		(74) 代理人 100124497 弁理士 小倉 洋樹
		(72) 発明者 水口 直志
		東京都新宿区西新宿六丁目1〇番1号 H 〇 Y A 株式会社内
		F ターム (参考) 2F063 AA04 BA29 DA01 GA03 LA11 4C161 CC06 FF21 HH55 LL02

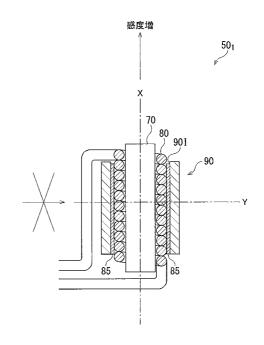
(54) 【発明の名称】内視鏡および医療器具

(57)【要約】

【課題】内視鏡の位置を適切に検出する。

【解決手段】複数の磁気検出コイル 50_1 、 50_2 がビデオスコープ 10 の挿入部 10 Mに配置される一方、複数の磁場発生コイル 40_1 ~ 40_n を備えた磁場発生装置 40 から磁場が発生し、磁気検出コイル 50_1 、 50_2 から誘導電流が発生する。磁気検出コイル 50_1 は、コア 70 に銅線 80 を巻いたインダクションコイルとして構成されるとともに、コア 70 の周囲には両端が開口した筒状のカバー部材 90 が配置される。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】

【請求項1】

少なくとも1つのコイルと、

前記コイルのコイル軸方向の周りを覆う高透磁率の筒状カバー部材とを備えたことを特徴とする内視鏡。

【請求項2】

前記カバー部材が、コイル軸方向に沿って延びていることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。

【請求項3】

前記カバー部材が、前記コイルを全体的に覆うことを特徴とする請求項1または2に記載の内視鏡。

【請求項4】

前記コイルが、棒状のコアを備え、前記コアの周囲に巻き線を巻いたコイルであることを特徴とする請求項1乃至3のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項5】

前記カバー部材が、前記コアと同じ素材によって成形されていることを特徴とする請求項4に記載の内視鏡。

【請求項6】

前記カバー部材と前記コイルとの間に、絶縁材が介在することを特徴とする請求項1乃至5のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項7】

請求項1乃至6のいずれかに記載された内視鏡のコイルから送られてくる電流信号を増幅処理して内視鏡位置を演算することを特徴とするプロセッサ。

【請求項8】

複数の磁場発生コイルを備えた磁場発生装置に対し、前記複数の磁場発生コイルを時系列的に順次駆動する時分割パルス信号を出力することを特徴とする請求項 7 に記載のプロセッサ。

【請求項9】

少なくとも 1 つのコイルと、前記コイルのコイル軸方向周りを覆う高透磁率の筒状カバー部材とを設けた内視鏡と、

複数の磁場発生コイルを備えた磁場発生装置と、

前記複数の磁場発生コイルを時系列的に順次駆動する時分割パルス信号を出力し、前記内視鏡から送られてくる磁気検出信号を増幅処理して内視鏡位置を演算するプロセッサとを備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項10】

少なくとも1つのコイルと、

前記コイルのコイル軸方向周りを覆う高透磁率の筒状カバー部材とを備えたことを特徴とする体内挿入可能な医療器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

[0001]

本発明は、スコープ(内視鏡)を備えた内視鏡装置、あるいはカテーテル、ステントなど体内に挿入される医療器具に関し、特に、内視鏡、医療器具の体内挿入時の位置検出に関する。

【背景技術】

[0002]

内視鏡装置では、可撓性のある内視鏡挿入部を体内に挿入して消化器官など観察部位を 観察し、必要に応じて処置、手術を行う。大腸、小腸のような管腔形状は複雑に曲がりく 10

20

30

40

ねった形状であるため、オペレータ(術者)にとって挿入部形状および先端部位置を把握することが難しい。そのため、操作容易化という観点から、内視鏡挿入部形状を検出する内視鏡操作支援システムが利用される(例えば、特許文献 1 参照)。

[0003]

そこでは、内視鏡挿入部の先端部に複数のコイルを配置し、磁場発生装置を診療ベッド 傍など所定位置に設置する。磁場発生装置のアンテナから交流磁界を発信させると、内視 鏡挿入部のコイルに誘導電流が生じ、磁気検出信号(電流信号)が発生する。

[0004]

そして、磁気検出信号の振幅、位相情報などに基づいてコイルの相対位置を検出することにより、体内における内視鏡挿入部の位置、形状がモニタに表示される。位置センサとして用いられるコイルは、透磁率の高い材質で成形されたコアの周囲に銅線を巻くコイルで構成される(例えば、特許文献 2 参照)。

【先行技術文献】

【特許文献】

[0005]

【特許文献 1 】特開 2 0 1 6 - 2 0 9 3 4 3 号公報

【特許文献2】特開2003-90702号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

[0006]

内視鏡挿入部には金属部品が使用されており、加工時の応力変化などによって組成が変化し、磁性体になる場合がある。コイルの周囲に磁性体が存在すると、コイル軸方向に沿っていない不必要な磁界を発生させ、コイルに生じる誘導電流にノイズを生じさせる。その結果、誤ったコイルの相対位置、すなわち内視鏡位置を演算することになる。

[0007]

したがって、不必要な磁界発生によるノイズの影響を防ぐように、コイルを構成することが求められる。

【課題を解決するための手段】

[0 0 0 8]

本発明の内視鏡は、少なくとも1つのコイルと、コイルのコイル軸方向周りを覆う高透磁率の筒状カバー部材とを備える。例えば、コイルは、空気より透磁率の高い棒状のコアの周囲に巻き線を巻いたコイルで構成することが可能である。一方、本発明のプロセッサは、内視鏡のコイルから送られてくる電流信号を増幅処理して内視鏡位置を演算するプロセッサであり、例えば、複数の磁場発生コイルを備えた磁場発生装置に対し、複数の磁場発生コイルを時系列的に順次駆動する時分割パルス信号を出力する。

[0009]

少なくともコイル軸に垂直な方向に沿った磁力線に起因するノイズが生じないように、カバー部材は、コイル軸方向に沿って延びるように構成することができる。また、カバー部材は、コイルを全体的に覆うように構成することができる。カバー部材は、コアと同じ素材によって成形してもよい。また、カバー部材とコイルとの間に、絶縁材が介在させてもよい。

[0 0 1 0]

本発明の他の態様における内視鏡システムは、少なくとも1つのコイルと、コイルのコイル軸方向周りを覆う高透磁率の筒状カバー部材とを設けた内視鏡と、複数の磁場発生コイルを備えた磁場発生装置と、複数の磁場発生コイルを時系列的に順次駆動する時分割パルス信号を出力し、内視鏡から送られてくる磁気検出信号を増幅処理して内視鏡位置を演算するプロセッサとを備える。

[0011]

本発明の他の態様における医療器具は、少なくとも 1 つのコイルと、コイルのコイル軸 方向周りを覆う高透磁率の筒状カバー部材とを備える。

20

10

30

40

【発明の効果】

[0012]

このように本発明によれば、内視鏡の位置を適切に検出することができる。

【図面の簡単な説明】

[0013]

【 図 1 】 本 実 施 形 態 に お け る 内 視 鏡 シ ス テ ム の ブ ロ ッ ク 図 で あ る 。

【 図 2 】 磁 場 発 生 装 置 へ の 駆 動 信 号 と そ れ に 伴 う 磁 気 検 出 コ イ ル の 出 力 信 号 を 時 系 列 的 に 示 し た 図 で あ る 。

【図3】磁気検出コイルの概略的断面図である。

【発明を実施するための形態】

[0014]

以下では、図面を参照して本実施形態である内視鏡システムについて説明する。

[0015]

図1は、本実施形態における内視鏡システムのブロック図である。

[0016]

内視鏡システムは、ビデオスコープ10と、ビデオスコープ10が着脱自在に接続されるプロセッサ20とを備え、患部の観察、処置などを行う場合、ビデオスコープ10の挿入部10Mが体内に挿入される。プロセッサ20には、観察画像を表示するモニタ60と、磁場発生装置40が接続されている。

[0017]

プロセッサ20内に設けられた光源部(図示せず)から放射される光は、ビデオスコープ10内に設けられたライトガイドによってビデオスコープ10の先端部10Tに導かれ、先端部10Tから被写体に向けて照射される。被写体からの反射光は、先端部10Tに設けられた撮像素子(図示せず)に結像し、これによって被写体像が形成される。プロセッサ20の信号処理回路30は、撮像素子から読み出される1フィールド/フレーム分の画素信号に基づいてカラー画像信号を生成する。これによって、観察画像がモニタ60に表示される。

[0018]

信号処理回路30は、画像信号処理を実行するとともに、プロセッサ20の動作全体を制御し、FPGAなどによって構成されている。信号処理回路30は、あらかじめROMなどに格納された動作制御プログラムに基づいて制御信号をプロセッサ20内の各回路へ出力する。

[0019]

ビデオスコープ 1 0 の挿入部 1 0 M には、複数のインダクションコイル(以下では、磁気検出コイルという) 5 0 が所定間隔離れて配置されており、ここでは、 2 つの磁気検出コイル 5 0 1 、 5 0 2 が図示されている。磁気検出コイル 5 0 1 、 5 0 2 は、ここではコイル軸方向が互いに異なるように配置されている。

[0020]

一方、磁場発生装置40においても、複数のインダクションコイル(以下、磁場発生コイルという)40が配置されている。ここでは、n個の磁場発生コイル40₁、40₂、・・・40_nが互いに所定間隔離れ、コイル軸方向が互いに異なるように配置されている。信号処理回路30は、コイル駆動部26(26₁~26_n)を経由して、時分割パルス信号を磁場発生装置40に出力する。

[0021]

磁場発生装置 4 0 による磁場発生によって磁気検出コイル 5 0 に誘導電流が生じると、電流信号はプロセッサ 2 0 内の増幅器 2 2 (2 2 $_1$ 、 2 2 $_2$) において増幅処理され、 A / D 変換器 2 4 (2 4 $_1$ 、 2 4 $_2$) によって A / D 変換処理される。信号処理回路 3 0 は、入力された信号に基づいてセンサコイル 5 0 $_1$ 、 5 0 $_2$ の相対位置を演算する。そして、体内における挿入部 1 0 M の形状を現わす 3 D 画像を生成し、モニタ 6 0 内に観察画像と共に表示する。なお、内視鏡装置のプロセッサ 2 0 とは別に位置検出、形状表示用の専

10

20

30

40

用プロセッサ、及び専用モニタを設けてもよい。

[0022]

図 2 は、磁場発生装置 4 0 への駆動信号とそれに伴う磁気検出コイル 5 0 の出力信号を時系列的に示した図である。プロセッサ 2 0 から磁場発生装置 4 0 へ時分割パルス信号が出されることにより、磁場発生装置 4 0 の各コイルは時系列的に駆動される。なお、図 2 では、磁場発生コイル 4 0 $_1$ ~ 4 0 $_n$ を、「 C o i 1 $_1$ ~ C o i 1 $_n$ 」と表している。

[0023]

内視鏡作業中、スコープ挿入部 10Mの体内での位置は移動し、これに伴って磁気検出コイル 50_1 、 50_2 の位置が変化する。そのため、磁場発生装置 40の磁場発生コイル 40_1 ~ 40_n それぞれに対するセンサコイル 50_1 ~ 50_2 の相対位置が変化し、磁気検出コイル 50_1 ~ 50_2 に生じる電流信号も変化する。図 2 には、センサコイル 50_1 に発生する電流信号のパターンが図示されている。

[0024]

一方、上述したように、磁場発生コイル $40_1 \sim 40_n$ はその固定位置およびコイル軸方向が互いに異なるように配置されていることから、磁気検出コイル 50_1 、 50_2 に生じる電流信号の波形は、スコープ挿入部 10M の位置変動だけでなく、磁場発生コイル $40_1 \sim 40_n$ それぞれとの相対的位置関係によって相違する。ただし、相対的位置関係には、相対的距離とコイル軸方向相対角度が含まれる。

[0025]

磁場発生コイル 4 0 $_1$ ~ 4 0 $_n$ の(コイル軸方向を含めた)位置は、センサコイル 5 0 $_1$ 、 5 0 $_2$ の相対的位置がその出力信号波形によって一義的に決定されるように定められている。したがって、時分割パルス信号に対して磁気検出コイル 5 0 $_1$ 、 5 0 $_2$ に生じる電流信号によって、磁気検出コイル 5 0 $_1$ 、 5 0 $_2$ の相対的位置が求められる。

[0026]

図 3 は、磁気検出コイル 5 0 $_1$ の概略的断面図である。磁気検出コイル 5 0 $_2$ も同様の構成になっている。なお、図 1 では、磁気検出コイル 5 0 $_1$ の構成を概略的に描いており、図 3 と異なる。

[0027]

磁気検出コイル 5 0 1 は、高透磁率であって断面円状の棒状(柱状)のコア 7 0 を備え、コア 7 0 の周囲に銅線 8 0 を巻いたインダクションコイルとして構成されており、銅線 8 0 はコア 7 0 の略全体に巻かれている。コア 7 0 は、ここではフェライトで成形されており、図示しない支持部材によって固定されている。

[0028]

コア70の周囲、すなわち磁気検出コイル50₁の周囲には、筒状のカバー部材90がコイル軸方向 X の周りを覆うように配置されている。コア70に対して同軸配置されたカバー部材90は、その両端が開口し、コイル軸方向 X に沿って延びており、コア70の銅線80が巻かれた範囲、すなわちコア70の略全体を囲む軸方向長さをもつ。

[0029]

カバー部材 9 0 は、高透磁率の高い材質で成形されており、ここではコア 7 0 と同じフェライトで成形されている。カバー部材 9 0 の内面 9 0 I には、接着剤などの絶縁材 8 5 が塗布されており、カバー部材 9 0 は絶縁材 8 5 介してコイル 5 0 1 に取り付けられている。

[0030]

このようなカバー部材 9 0 を設けることにより、以下述べるように、コイル軸方向以外の磁場発生に対して電流信号が発生するのを防ぐことができる。

[0031]

磁気検出コイル 5 0 1 周辺に設けられたステンレスなどの金属部材は、加工、組み立て時の応力などによって組成変化し、磁性体に変化することがある。このセンサコイル 5 0 周囲に存在する磁性体は、磁場発生装置 4 0 によって発生する磁場によって、コア軸方向 X とは異なる方向に対して不必要な磁場(磁力線)を生じさせる。

10

20

30

40

[0032]

磁気検出コイル 5 0 $_1$ は、コイル軸方向 X を貫く磁力線に対して感度が高い一方、コア軸方向 X に垂直な方向(以下、軸方向 Y とする)に対しては感度が低い。従って、上述したように、磁気検出コイル 5 0 $_1$ 、 5 0 $_2$ では、磁場発生コイル 4 0 $_1$ ~ 4 0 $_n$ との相対的位置関係に基づく誘導電流が生じるので、その位置、コア軸方向によって電流信号の出力レベル差は大きくなる。さらに、磁気検出コイル 5 0 $_1$ 、 5 0 $_2$ の位置(磁気発生コイル 5 0 0 の距離)によって出力レベルが非常に小さくなるため、プロセッサ 2 0 内の増幅器 2 2 の増幅率を高める必要がある。

[0033]

この高増幅率ため、コイル 5 0 1 が軸方向 Y に対して感度が低くても、センサコイル 5 0 1 周囲の磁性体によって生じる磁力線によって電流信号にノイズが生じる。特に、軸方向 Y に沿った磁力線によるノイズが、影響を及ぼす。このノイズはセンサコイル 5 0 1 からの出力信号の S N 比を低下させ、センサコイル 5 0 1 の相対的位置が誤って演算されることになる。

[0034]

しかしながら本実施形態では、コイル50₁を覆うようにカバー部材90を設けることにより、コイル軸方向X以外の方向、特に軸方向Yに対して磁力線が通りにくくなる。すなわち、カバー部材90が磁気シールドとして機能する。その結果、コア軸方向Xに沿った磁力線に対してコイル50₁に電流信号が生じることとなり、コイル50₁の相対位置を適正に算出することができる。

[0035]

一方、カバー部材 9 0 がコア 7 0 と同軸的に配置されているため、コイル軸方向 X に沿った磁力線に対する感度が増加し、磁気検出コイル 5 0 の正確な位置検出に寄与する。特に、カバー部材 9 0 がコア 7 0 と同じフェライトで構成されているため、磁束を集めやすくなる、すなわちインダクタンスを大きくすることができる。

[0036]

このように本実施形態によれば、複数の磁気検出コイル 50_1 、 50_2 がビデオスコープ 100 挿入部 10 Mに配置される一方、複数の磁場発生コイル 40_1 ~ 40_n を備えた磁場発生装置 40 から磁場が発生し、磁気検出コイル 50_1 、 50_2 から誘導電流が発生する。磁気検出コイル 50_1 は、コア 70 に銅線 80 を巻いたインダクションコイルとして構成されるとともに、コア 70 の周囲には両端が開口した筒状のカバー部材 90 が配置される。

[0037]

なお、絶縁材85を介さずにカバー部材90を位置固定してもよい。一方、カバー部材90を、コア70とは異なる非磁性体で構成してもよく、空気より透磁率の高いフェライト以外の素材によって成形すればよい。あるいは磁気検出コイル50を空芯コイルで構成してもよい。

[0038]

スコープ以外の非侵襲医療機器、あるいは侵襲的な医療器具にも適用可能である。例えば、カテーテル、ステント、マーカーなどの位置検出に利用可能である。

【符号の説明】

- [0 0 3 9]
 - 10 ビデオスコープ
 - 20 プロセッサ
 - 4 0 磁場発生装置
 - 40n 磁場発生コイル
 - 50 磁気検出コイル(コイル)
 - 70 コア
 - 80 銅線(巻き線)
 - 90 カバー部材

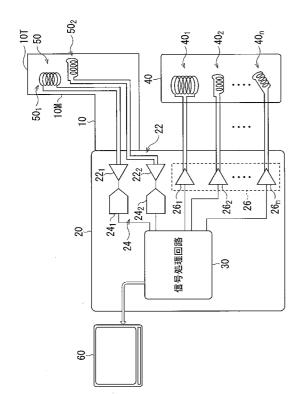
20

10

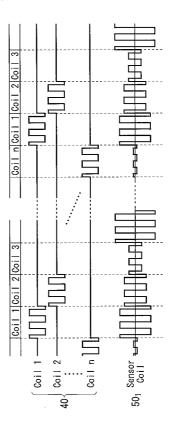
30

40

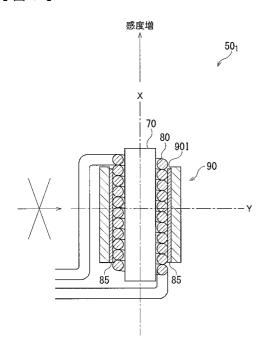
【図1】



【図2】



【図3】





专利名称(译)	内窥镜和医疗器械		
公开(公告)号	<u>JP2018161287A</u>	公开(公告)日	2018-10-18
申请号	JP2017060373	申请日	2017-03-27
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	水口直志		
发明人	水口 直志		
IPC分类号	A61B1/00 G01B7/00		
FI分类号	A61B1/00.552 G01B7/00.103.M		
F-TERM分类号	2F063/AA04 2F063/BA29 2F063/DA01 2F063/GA03 2F063/LA11 4C161/CC06 4C161/FF21 4C161 /HH55 4C161/LL02		
代理人(译)	松浦 孝		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题:适当地检测内窥镜的位置。多个磁场检测线圈50 1 50 2,而设置在内窥镜10的插入部10M,多个磁场产生线圈40的 1 ~40 名词,磁检测线圈50 1,50 2。磁检测线圈50 1 被配置为感应线圈,其中铜线80缠绕在芯70上,并且在芯70周围设置有在两端具有开口端的圆柱形盖构件90。这一点。

