

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/010244

発行日 平成29年7月13日 (2017. 7. 13)

(43) 国際公開日 平成29年1月19日 (2017. 1. 19)

(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 2 0 Z	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 A	4 C 1 6 1

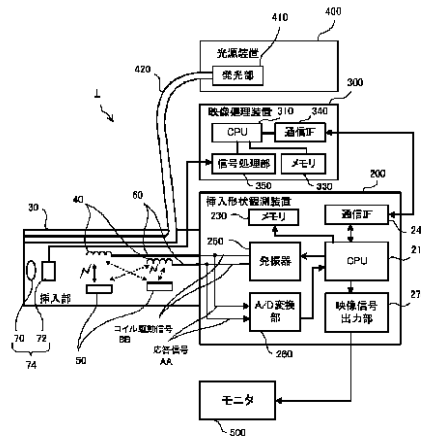
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

出願番号 特願2017-509782 (P2017-509782)	(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号 PCT/JP2016/068410	(74) 代理人 100074099 弁理士 大菅 義之
(22) 国際出願日 平成28年6月21日 (2016. 6. 21)	(72) 発明者 熊谷 俊宏 東京都八王子市石川町2951番地 オリ ンパス株式会社内
(31) 優先権主張番号 特願2015-142039 (P2015-142039)	(72) 発明者 久保 日出信 東京都八王子市石川町2951番地 オリ ンパス株式会社内
(32) 優先日 平成27年7月16日 (2015. 7. 16)	Fターム(参考) 2H040 BA21 DA03 DA11 DA22 4C161 BB02 CC06 DD03 FF41 GG11 HH55 JJ18 LL02 NN07 YY14 YY18
(33) 優先権主張国 日本国(JP)	最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡、挿入形状観測装置

(57) 【要約】

被検体内の撮像画像を取得する内視鏡システム1であって、コイル駆動信号に基づき放射される電磁波を検知して、応答信号を出力する検知デバイス50と、印加されたコイル駆動信号により検知デバイスに電磁波を放射するコイル40と、発振器およびコイル間において信号を伝送する伝送線路60と、発振器からコイル駆動信号が出力される出力タイミングと検知デバイスからの応答信号を受信する受信タイミングから、コイルと検知デバイスとの間の距離を求め、当該距離に基づいて挿入部の挿入形状を算出する挿入形状算出部を備える。



- 30 Insertion part
- 250 Oscillator
- 230, 250 Memory
- 240, 340 Communication Interface
- 250 Oscillator
- 260 A/D conversion unit
- 270 Image signal outputting unit
- 300 Image processing device
- 350 Signal processing unit
- 400 Light source device
- 410 Light emission unit
- 500 Monitor
- AA Response signal
- BB Coil driving signal

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内に内視鏡装置の挿入部を挿入して、該被検体内の撮像画像を取得する内視鏡システムであって、

コイル駆動信号を出力する発振器と、

前記挿入部に設けられ、前記コイル駆動信号に基づき放射される電磁波を検知して、応答信号を出力する検知デバイスと、

前記挿入部に設けられ、印加されたコイル駆動信号により前記検知デバイスに電磁波を放射するコイルと、

前記挿入部に設けられ、前記発振器および前記コイル間において信号を伝送する伝送線路と、

前記発振器からコイル駆動信号が出力される出力タイミングと前記検知デバイスからの応答信号を受信する受信タイミングから、前記コイルと前記検知デバイスとの間の距離を求め、当該距離に基づいて前記挿入部の挿入形状を算出する挿入形状算出部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記コイルと前記検知デバイスとの組が、前記挿入部の挿入方向に亘って複数組設けられている

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記検知デバイスは、RF タグであって、

前記検知デバイスからの応答信号を受信する受信タイミングは、前記検知デバイスである前記 RF タグから放射される応答信号を前記コイルが受信するタイミングである

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記検知デバイスは、前記印加されたコイル駆動信号により前記コイルで発生する磁界を検出して誘導電流を発生する第 2 のコイルである

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記挿入形状算出部は、前記コイルと検知デバイスを 1 組とし、複数組の夫々の距離を算出して導出された距離行列データと、前記挿入部を湾曲させた状態で前記コイルと検知デバイスとの距離を実測することによって予め得られている実測距離行列データとの相関に基づいて、前記挿入部の湾曲形状を求めることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記挿入形状算出部は、前記コイルと前記検知デバイス間の距離に対する挿入形状との関係を予め記載したパターンテーブルに基づき、前記求めた前記コイルと前記検知デバイス間の距離から、前記挿入形状を算出する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記挿入部は、断面が略円形で、挿入方向に沿った細長形状に形成され、

前記挿入部は、前記検知デバイスを、前記コイルに対して、略円形断面の円周方向に沿って所定の角度離れた位置に設ける

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

被検体内に挿入される挿入部と、

前記挿入部に設けられ、印加されたコイル駆動信号により電磁波を放射するコイルと、

前記挿入部に設けられ、前記コイル駆動信号に基づき放射される電磁波を検知して、応答信号を出力する検知デバイスと、

前記挿入部に沿って設けられ、発振器から出力されるコイル駆動信号を前記コイルに伝

10

20

30

40

50

送する伝送線路と、
を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 9】

内視鏡挿入部内に設けられたコイルを駆動するためのコイル駆動信号を出力する発振器と、

前記発振器からコイル駆動信号が出力される出力タイミングと、前記内視鏡挿入部内に設けられ、前記コイル駆動信号によってコイルから放射される電磁波を検知した検知デバイスから出力される応答信号を前記コイルが受信する受信タイミングから、前記コイルと前記検知デバイスとの間の距離を求め、当該距離に基づいて前記挿入部の挿入形状を算出する挿入形状算出部と、を備える

ことを特徴とする挿入形状観測装置。

【請求項 10】

被検体内に内視鏡装置の挿入部を挿入して、該被検体内の撮像画像を取得する内視鏡システムにおける挿入形状算出方法において、

挿入部に設けられたコイルに発振器からコイル駆動信号を印加し、

挿入部に設けられ、前記コイル駆動信号に基づき前記コイルから放射される電磁波を検知する検知デバイスから出力される応答信号を受信し、

前記発振器からコイル駆動信号が出力される出力タイミングと前記検知デバイスから出力される応答信号を受信する受信タイミングから、前記コイルと前記検知デバイスとの間の距離を求め、当該距離に基づいて前記挿入部の挿入形状を算出する

ことを特徴とする挿入形状算出方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡システムにおいて、内視鏡装置の挿入部形状を解析する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡検査には、上部内視鏡検査と下部内視鏡検査とがある。いずれにおいても、被検体である患者の体腔内において内視鏡装置の挿入部形状状態および挿入位置をもとに、内視鏡操作者は適切な操作を行う必要がある。内視鏡装置の挿入部形状状態については、操作者であるドクターが経験等に基づき判断するのが一般的である。このため、経験の浅い研修医等や第三者にとっては、内視鏡装置の挿入部形状状態を容易に把握するのが難しいこともある。

【0003】

そこで、内視鏡装置の挿入部の体腔内での形状を観測する技術が提案されている。例えば、特許文献 1 によれば、内視鏡の挿入部に複数の磁気コイルを内蔵し、磁気コイルから発せられる磁気を受信する位置検出部（コイルユニット）を設けることにより、挿入部の形状を得ることができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2010 - 88573 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上記の特許文献 1 に記載されている技術を用いることにより、内視鏡装置挿入部の形状を得ることが可能となる。しかし、特許文献 1 に記載の内視鏡システムでは、アンテナユニットが追加され、アンテナユニットを内視鏡装置とは別に設置する必要があるため、内

10

20

30

40

50

視鏡システムの構成が大掛かりなものとなってしまう。同時に、周囲環境によっては、アンテナユニットはノイズ等の影響を受けやすくなる。さらに、携帯型の内視鏡装置においては、上記の構成を適用することができない。

【0006】

本発明は、コンパクトな構成によって内視鏡装置挿入部の挿入形状を取得する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】

【0007】

上記目的を達成するために、被検体内に内視鏡装置の挿入部を挿入して、該被検体内の撮像画像を取得する内視鏡システムであって、コイル駆動信号を出力する発振器と、前記挿入部に設けられ、前記コイル駆動信号に基づき放射される電磁波を検知して、応答信号を出力する検知デバイスと、前記挿入部に設けられ、印加されたコイル駆動信号により前記検知デバイスに電磁波を放射するコイルと、前記挿入部に設けられ、前記発振器および前記コイル間において信号を伝送する伝送線路と、前記発振器からコイル駆動信号が出力される出力タイミングと前記検知デバイスからの応答信号を受信する受信タイミングから、前記コイルと前記検知デバイスとの間の距離を求め、当該距離に基づいて前記挿入部の挿入形状を算出する挿入形状算出部と、を備える。

10

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、コンパクトな構成によって内視鏡装置挿入部の挿入形状を取得する内視鏡システムを提供することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本実施形態に係る内視鏡システムの外観図である。

【図2】内視鏡システムの内部構成を示す全体ブロック図である。

【図3A】挿入部を挿入方向に垂直な面で断面した図である。

【図3B】体腔内に挿入された挿入部を挿入方向に平行な面で断面した図である。

【図4A】各コイルに1本ずつ伝送線路が配線されるタイプの配線図である。

【図4B】各コイルに共通の伝送線路が配線されるタイプの配線図である。

【図5】CPUによる制御処理を説明するための機能ブロック図である。

30

【図6】発振器からコイル駆動信号が出力されて応答信号が戻る様子を示す図である。

【図7】A/D変換部から対応する電圧が出力されるタイミングを示す図である。

【図8】挿入部におけるコイルとRFタグの配置例である。

【図9】A/D変換部から対応する電圧が出力されるタイミングを示す図である。

【図10】挿入形状算出に係わる処理を示したメインのフローチャートである。

【図11】挿入形状算出に係わる処理を示したサブルーチンである。

【図12】モニタに表示される合成画像の例である。

【図13】第2実施形態における、内視鏡システムの内部構成を示す全体ブロック図である。

【発明を実施するための形態】

40

【0010】

以下、図面に従って本発明の実施形態を説明する。図1は、本実施形態に係る内視鏡システム1の外観図である。内視鏡システム1は、内視鏡装置(スコープとも呼ばれる)10、挿入形状観測装置200、映像処理装置300、光源装置400及びモニタ500を有する。なお、挿入形状観測装置200と映像処理装置300は、まとめてプロセッサとも呼ばれる。

【0011】

内視鏡システム1は、ドクターによって内視鏡装置10が操作されて、被検体である患者の体腔内の画像を得て、内視鏡検査等を行うものである。図1及び以下においては、下部消化管内視鏡装置を用いて下部内視鏡検査を行う場合を例に説明する。

50

【 0 0 1 2 】

内視鏡装置 1 0 は、ドクターによって操作される操作部 2 0 と体腔内を撮影するための撮像部 7 4 (図 2 参照) が先端に設けられた挿入部 3 0 を有する。また、挿入部 3 0 には、挿入形状を算出するための、コイルと検知デバイスが複数配置される。詳細は後述する。

【 0 0 1 3 】

挿入形状観測装置 2 0 0 は、体腔内での挿入部 3 0 の挿入形状を求めるためのものである。挿入形状観測装置 2 0 0 は、挿入部 3 0 の変形によるコイルと検知デバイス間の距離変化を計測して、挿入形状を算出する。挿入形状観測装置 2 0 0 は、算出した挿入形状に基づき、挿入形状画像を生成する。挿入形状観測装置 2 0 0 は、コイル駆動信号を出力する発振器等を有するが、挿入形状の算出等についての詳細は後述する。

10

【 0 0 1 4 】

映像処理装置 3 0 0 は、挿入部 3 0 の先端に設けられた撮像部 7 4 で取得された画像信号に各種処理を行い、体腔内の映像である内視鏡画像データを出力する。光源装置 4 0 0 は、撮影のために体腔内を照射する照射光を発生する光源である。モニタ 5 0 0 は、映像処理装置 3 0 0 から出力される内視鏡画像や挿入形状観測装置 2 0 0 で生成される挿入形状画像を表示するものである。

【 0 0 1 5 】

< 第 1 実施形態 >

図 2 は、内視鏡システム 1 の内部構成を示す全体ブロック図である。主に、挿入形状観測処理を説明するためのブロック図である。

20

【 0 0 1 6 】

挿入部 3 0 は、先端に撮像部 7 4 を有する。撮像部 7 4 は、レンズ部 7 0 と光学像を光電変換して画像信号を出力する撮像素子 7 2 を有する。撮像素子 7 2 は、例えば、C C D (Charge-Coupled Device) や C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) である。

【 0 0 1 7 】

挿入部 3 0 は、挿入形状を観測するためのコイル 4 0 及び R F (radio frequency) タグ 5 0 を備える。第 1 実施形態では、検知デバイスとして、R F タグ 5 0 を適用する例を示す。検知デバイスは、コイル 4 0 から放射される電磁波や磁界を検出して、対応する信号を出力する素子であればよい。R F タグは、R F I D タグとも呼ばれ、制御回路やメモリを内蔵し、外部からの電磁波により電力を発生して、所定の応答信号を放射する。

30

【 0 0 1 8 】

コイル 4 0 は、コイル駆動信号が印加されて電磁波を放射し、放射した電磁波に対応して R F タグ 5 0 から放射される応答信号を受信する。挿入部 3 0 は、コイル 4 0 と挿入形状観測装置 2 0 0 間で信号を伝送する伝送線路 6 0 を設ける。挿入部 3 0 は、挿入方向 (長手方向) に沿った表面近傍の位置に、所定の間隔で、コイル 4 0 と R F タグ 5 0 を複数設け、伝送線路 6 0 も複数設ける。また、挿入部 3 0 は、内部に光源装置 4 0 0 から供給される照明光を内部に導くライトガイドを設ける。

【 0 0 1 9 】

挿入形状観測装置 2 0 0 は、C P U 2 1 0 、メモリ 2 3 0 、通信 I F 2 4 0 、発振器 2 5 0 、A / D 変換部 2 6 0 、映像信号出力部 2 7 0 を有する。C P U 2 1 0 は、挿入形状観測装置 2 0 0 の処理全体を統括的に制御するものである。C P U 2 1 0 は、メモリ 2 3 0 に記憶された制御プログラムを読み込んで、制御プログラムに従って、各制御処理を実行する。メモリ 2 3 0 は、制御プログラムやデータを記憶する。

40

【 0 0 2 0 】

通信 I F 2 4 0 は、挿入形状観測装置 2 0 0 と映像処理装置 3 0 0 間で、制御データの通信を行い、映像処理装置 3 0 0 から挿入形状観測装置 2 0 0 へ出力される画像データ (内視鏡画像データ) を受信する。発振器 2 5 0 は、C P U 2 1 0 の指示により、コイル 4 0 へコイル駆動信号を出力する。A / D 変換部 2 6 0 は、発振器 2 5 0 へ入出力する信号

50

の電圧波形をサンプリングし、デジタル信号を出力する。

【 0 0 2 1 】

発振器 2 5 0 から出力されるコイル駆動信号は、伝送線路 6 0 を通じてコイル 4 0 に伝送され、印加される。コイル 4 0 は、印加されたコイル駆動信号に対応して電磁波を放射する。コイル 4 0 から放射された信号は R F タグ 5 0 にて検知される。R F タグ 5 0 は、放射された信号を受信して、対応する応答信号を放射する。なお、発振器 2 5 0 は、コイル駆動信号として、パルス信号もしくは F M (変調) 信号等を出力してもよい。

【 0 0 2 2 】

コイル 4 0 は、R F タグ 5 0 から放射される応答信号を受信する。コイル 4 0 で受信された応答信号は、伝送線路 6 0 (コイル駆動信号と同じ経路) を通じて発振器 2 5 0 に戻ってくる。A / D 変換部 2 6 0 は、発振器 2 5 0 から出力されるコイル駆動信号の電圧波形をサンプリングし、対応する電圧を C P U 2 1 0 へ出力する。また、A / D 変換部 2 6 0 は、コイル 4 0 で受信された応答信号の電圧波形をサンプリングし、対応する電圧を C P U 2 1 0 へ出力する。

10

【 0 0 2 3 】

C P U 2 1 0 は、A / D 変換部 2 6 0 から出力されるコイル駆動信号に対応する電圧と、A / D 変換部 2 6 0 から出力される応答信号に対応する電圧との時間差を計測し、時間差からコイル 4 0 と R F タグ 5 0 の間の距離を算出する。C P U 2 1 0 は、挿入部 3 0 の挿入方向に沿って複数設けたコイル 4 0 と R F タグ 5 0 について、隣り合うコイル 4 0 と R F タグ 5 0 を 1 つの組とし、各組の距離を取得して、各組の距離から挿入形状を算出し、挿入形状画像を生成する。コイル 4 0 と R F タグ 5 0 の組み合わせ配置の具体例は、図 8 で後述する。

20

【 0 0 2 4 】

なお、1つのコイル 4 0 の付近に複数の R F タグが存在し、1つのコイル 4 0 の電磁波により複数の R F タグが応答して、当該1つのコイル 4 0 は、同時に複数の R F タグからの応答信号を受ける可能性がある。特定の R F タグ 5 0 の応答信号以外を排除する必要がある。そのため、例えば、所望以外の R F タグ 5 0 から応答信号が出力されないようにするために、各 R F タグ 5 0 のアンテナ部の共振周波数を変更するようにしてもよいし、あるいはフィルタを設けるようにしてもよい。

【 0 0 2 5 】

また、R F タグ 5 0 からの応答信号に含まれる R F タグ 5 0 の I D によって、複数の応答信号から、所望の R F タグ 5 0 の応答信号を識別するようにしてもよい。I D 情報によって所望の R F タグ 5 0 の応答信号を識別する手段は、A / D 変換部 2 6 0 に設けるようにしてもよいし、C P U 2 1 0 で行うようにしてもよい。

30

【 0 0 2 6 】

映像信号出力部 2 7 0 は、ビデオエンコーダ等で構成され、C P U 2 1 0 で生成される画像データ (挿入形状画像データに内視鏡画像データが合成された画像データ) を所定の映像信号 (例えば、H D M I や R G B) に変換して出力する。

【 0 0 2 7 】

映像処理装置 3 0 0 は、C P U 3 1 0 、メモリ 3 3 0 、通信 I F 3 4 0 及び信号処理部 3 5 0 を有する。C P U 3 1 0 は、映像処理装置 3 0 0 の処理全体を統括的に制御するものである。C P U 3 1 0 は、メモリ 3 3 0 に記憶された制御プログラムを読み込んで、制御プログラムに従って、各制御処理を実行する。

40

【 0 0 2 8 】

メモリ 3 3 0 は、制御プログラムやデータを記憶する。通信 I F 3 4 0 は、映像処理装置 3 0 0 と挿入形状観測装置 2 0 0 間で、画像データ (内視鏡画像データ) や制御データ等の通信を行う。信号処理部 3 5 0 は、挿入部 3 0 の撮像部 7 4 で取得された画像信号に対し、A / D 、A G C (Automatic Gain Control) や C D S (Correlated Double Sampling) 等の必要な各種画像信号処理を施す。

【 0 0 2 9 】

50

光源装置 400 は、キセノンランプ等からなる発光部 410 を有する。光源装置 400 には、グラスファイバー等からなるライトガイド 420 が接続される。

【0030】

図 3 A、図 3 B は、挿入部 30 の内部に設けられる伝送線路 60 やコイル 40 等を示す図である。図 3 A は、挿入部 30 を挿入方向（長手方向）に垂直な面で断面した図である。図 3 B は、体腔内に挿入された挿入部 30 を挿入方向（長手方向）に平行な面で断面した図である。図 3 B の左側が体腔内で、右側が挿入形状観測装置 200 のある方向である。

【0031】

図 3 A、図 3 B に示すように、挿入部 30 の内部には、ライトガイド 420 や撮像部 74 への信号ケーブル（不図示）が設けられる。挿入部 30 の外表面に近い部分に伝送線路 60 が設けられる。ここでは、伝送線路 60 として、2 組の伝送線路 60 a、60 c が、180° 対向して配設される例を示す（図 3 A 参照）。伝送線路 60 a はコイル 40 a に接続され、伝送線路 60 c はコイル 40 c に接続される。

10

【0032】

図 4 は、コイル 40 に対する伝送線路 60 の配線例のタイプを示す図である。図 4 A は、各コイル 40 に 1 組ずつ伝送線路 60 が配線されるタイプの配線図である。図 3 で示した伝送線路 60 a、60 c に対応する例である。発振器 250 には、コイル 40 の個数分の伝送線路 60 が接続される。発振器 250 は、駆動させるコイル 40 に対応する伝送線路 60 にコイル駆動信号を出力する。

20

【0033】

図 4 B は、各コイル 40 に共通の伝送線路 60 が配線されるタイプの配線図である。そして、この場合には、共通の伝送線路 60 と各コイル 40 間には、特定のコイル 40 だけにコイル駆動信号が印加されるように、CPU 210 により制御される切換えスイッチ 64 がそれぞれ設けられる。

【0034】

図 5 は、挿入形状観測装置 200 の CPU 210 による制御処理を説明するための、機能ブロック図である。CPU 210 は、コイル駆動制御部 212、挿入形状算出部 214、挿入形状画像生成部 216、重畳部 218 及び画像処理部 220 を有する。コイル駆動制御部 212、挿入形状算出部 214、挿入形状画像生成部 216、重畳部 218 及び画像処理部 220 は、メモリ 230 に記憶された制御プログラムを読込んだ CPU 210 により実現される。

30

【0035】

コイル駆動制御部 212 は、コイル 40 にコイル駆動信号を印加するように発振器 250 を制御する。コイル駆動制御部 212 は、所定の順番で各コイル 40 にコイル駆動信号を印加するように、発振器 250 を制御する。

【0036】

挿入形状算出部 214 は、コイル 40 にコイル駆動信号が出力されるタイミングと、RF タグ 50 からの応答信号を受信するタイミングの時間差から、コイル 40 と RF タグ 50 の距離を計測し、計測した距離から挿入形状を算出する。

40

【0037】

挿入部形状算出処理を、簡単に説明する。挿入形状算出部 214 は、A/D 変換部 260 から出力される発振器 250 のコイル駆動信号に基づく電圧と、A/D 変換部 260 から出力される応答信号に基づく電圧から、[コイル 40 と RF タグ 50] の 1 つの組における時間差を計測し、これを各組について行う。

【0038】

挿入形状算出部 214 は、[コイル 40 と RF タグ 50] の各組で計測した時間差から、各組での [コイル 40 と RF タグ 50] 間の距離を計測する。そして、挿入形状算出部 214 は、挿入部 30 上の各組の座標位置と距離に基づき、メモリ 230 のパターンテーブル 232 を参照して、挿入形状を算出する。パターンテーブル 232 は、距離行列のバ

50

ターンと、実際（実測）の湾曲量・湾曲方向との関係が予め記載されたテーブルである。パターンテーブル 232 を、実測距離行列データとも呼ぶ。

【0039】

挿入形状画像生成部 216 は、算出された挿入形状に基づき、挿入形状を画像化させた挿入形状画像データを生成する。

【0040】

画像処理部 220 は、映像処理装置 300 から出力された内視鏡画像データに、所定の画像処理を施すものである。重畳部 218 は、画像処理部 220 で所定の画像処理が施された内視鏡画像データに、挿入形状画像データを重畳して、合成画像を作成する。合成画像は、映像信号出力部 270 からエンコードされて出力され、モニタ 500 に表示される。図 12 は、モニタ 500 に表示される合成画像の例である。合成画像 E1 には、内視鏡画像 E2 と挿入形状画像 E3 が含まれる。

10

【0041】

次に、図 6 から図 9 を参照して、挿入部形状算出処理の詳細を説明する。図 6 は、発振器 250 からコイル駆動信号が出力されて応答信号が戻る様子を示す模式図である。

【0042】

発振器 250 からコイル駆動信号が出力され、伝送線路 60 を介してコイル 40 に印加され、コイル 40 から電磁波が放射される。コイル 40 から距離 D だけ離れた位置に配置される RF タグ 50 がコイル 40 に応答信号を返す。コイル 40 は、応答信号を受信し、受信された応答信号は伝送線路 60 を介して、発振器 250 に戻る。応答信号が発振器 250 に戻るまでの時間は、伝送線路 60 による信号伝達遅延量 t_1 が一定の状態においては、コイル 40 と RF タグ 50 間の距離 D によって決定される。

20

【0043】

図 7 は、A/D 変換部 260 から対応する電圧が出力されるタイミングを示す図である。A/D 変換部 260 から、コイル駆動信号に対応する電圧が出力された後、 dt 時間だけ遅れて応答信号に対応する電圧が出力される。時間差 dt が、コイル 40 と RF タグ 50 の距離に応じて変化する。前述のように、時間差 dt が、挿入形状算出部 214 で計測される。

【0044】

次に、時間差 dt から距離 D を算出する方法を説明する。図 8 は、挿入部 30 における、コイル 40 と RF タグ 50 の配置例である。なお、図 8 におけるコイル 40 と RF タグ 50 の配置例は、距離 D を算出する方法を説明するための一例である。

30

【0045】

図 8 に示す例では、挿入部 30 先端から操作部 20 までの間で、2 つの RF タグ 50 からなる RF タグの組（b/d タイプとも称す）と、2 つのコイル 40 からなるコイル 40 の組（a/c タイプとも称す）が、交互に所定間隔に配置される。具体的には、挿入部 30 先端から順に、[RF タグ 50 - 1 b と RF タグ 50 - 1 d]、[コイル 40 - 1 a とコイル 40 - 1 c]、[RF タグ 50 - 2 b と RF タグ 50 - 2 d]、[コイル 40 - 2 a とコイル 40 - 2 c]・・・が、配置される。

【0046】

また、一組の RF タグ 50 は隣り合う一組のコイル 40 に対し、それぞれ図の極座標系において所定角度（本例では、 90° ）ずらして配置される。具体的には、最も内視鏡挿入部先端側にある 1 組のコイルである RF タグ 50 - 1 b は $= 90^\circ$ 、RF タグ 50 - 1 d は $= 270^\circ$ の位置に配置される。続いて、コイル 40 - 1 a は $= 0^\circ$ 、コイル 40 - 1 c は $= 180^\circ$ の位置に配置される。同様に、RF タグ 50 - 2 b は $= 90^\circ$ 、RF タグ 50 - 2 d は $= 270^\circ$ の位置に配置される。符号の末尾のアルファベット（a, b, c, d）が同一のコイル 40 や RF タグ 50 は、位相が同一であることを示す。

40

【0047】

また、コイル 40 は、符号の末尾のアルファベットに対応した伝送線路 60 の線路上に

50

配置された接続とする。つまりコイル40 - 1 aやコイル40 - 2 aは伝送線路60 a (図8では不図示)に、コイル40 - 1 cやコイル40 - 2 cは伝送線路60 c (図8では不図示)に接続するといった形である。従って、コイル40 - 1 aやコイル40 - 2 a・ ・と伝送線路60 aとは、詳細は省略するが、図4 Bで説明したような構成となる。

【0048】

以下では、[隣り合う2つのRFタグ50と2つのコイル40]からなる組をセクション(S c)と呼び(図8参照)、このセクションを単位として、距離行列を算出する例を示す。図8に示すように、[RFタグ50 - 1 bとRFタグ50 - 1 d]及び[コイル40 - 1 aとコイル40 - 1 c]による組合せを、S c 1とし、S c 1から、距離行列を求める例を説明する。

10

【0049】

まず、[コイル40 - 1 aとRFタグ50 - 1 b]の時間差を計測する。コイル40 - 1 aに、発振器250から伝送線路60(a)を介し、コイル駆動信号が印加され、電磁波が放射される。電磁波を検出したRFタグ50 - 1 bからの応答信号が放射される。RFタグ50 - 1 bから放射される応答信号がコイル40 - 1 aで検出され、A/D変換部260で受信される。

【0050】

A/D変換部260は、コイル40 - 1 aへのコイル駆動信号に対応する電圧を出力する。また、A/D変換部260は、複数のRFタグ50からの応答信号が入力されるが、前述した手段(例えば、RFタグのID情報で識別する)によりRFタグ50 - 1 bからの応答信号に対応する電圧を出力する。コイル40 - 1 aへのコイル駆動信号による電圧と、コイル40 - 1 aで受信したRFタグ50 - 1 bからの応答信号による電圧の時間差が、挿入形状算出部214により計測される。

20

【0051】

次に、[コイル40 - 1 aとRFタグ50 - 1 d]の時間差を計測する。コイル40 - 1 aに、コイル駆動信号が印加される。A/D変換部260は、コイル40 - 1 aへのコイル駆動信号による電圧を出力する。また、A/D変換部260は、RFタグ50 - 1 dからの応答信号による電圧を出力する。コイル40 - 1 aへのコイル駆動信号による電圧と、コイル40 - 1 aで受信したRFタグ50 - 1 dからの応答信号による電圧の時間差が、挿入形状算出部214により計測される。

30

【0052】

同様にして、[コイル40 - 1 cとRFタグ50 - 1 b]の時間差、[コイル40 - 1 cとRFタグ50 - 1 d]の時間差が計測される。

【0053】

図9は、A/D変換部260から、S c 1とS c 2の一部の電圧がCPU210に出力されるタイミングを示す図である。[コイル40 - 1 aとRFタグ50 - 1 b]、[コイル40 - 1 aとRFタグ50 - 1 d]、[コイル40 - 1 cとRFタグ50 - 1 b]、[コイル40 - 1 cとRFタグ50 - 1 d]の各時間差を t_{1a-1b} 、 t_{1a-1d} 、 t_{1c-1b} 、 t_{1c-1d} として示す。

【0054】

そして、[コイル40 - 1 aとRFタグ50 - 1 b]の距離を D_{1a-1b} とすると、 $D_{1a-1b} = (t_{1a-1b} - t_l) \times 0.5c$ となる。cは信号の伝搬速度、 t_l は伝送線路60の長さによる遅延である。

40

【0055】

S c 1における、コイル40とRFタグ50間の距離行列は、以下式(1)のようになる。

【数 1】

$$\begin{pmatrix} D_{1a-1b} & D_{1a-1d} \\ D_{1c-1b} & D_{1c-1d} \end{pmatrix} = \left\{ \begin{pmatrix} t_{1a-1b} & t_{1a-1d} \\ t_{1c-1b} & t_{1c-1d} \end{pmatrix} - t_1 \right\} \times 0.5c \cdots (1)$$

【0056】

挿入部 30 が湾曲すると、この隣り合う計 4 つのコイル 40 と RF タグ 50 同士の位置関係が変化するため、結果距離行列の値が変化する。例えば、図 8 の極座標系において、+ 方向に挿入部が湾曲した場合、RF タグ 50 - 1b と RF タグ 50 - 1d が、コイル 40 - 1a の距離が接近し、D1a - 1b、D1a - 1d が小さくなる。

10

【0057】

加えて、このとき + 方向に湾曲すると、RF タグ 50 - 1b に比べて RF タグ 50 - 1d のほうがよりコイル 40 - 1a に接近するため、D1a - 1b < D1a - 1d となる。

【0058】

そして、および の値に応じて式 (1) の距離行列がどの程度変化するかを予め実測等で求めテーブル化したパターンテーブル 232 を参照して、実際に得た距離行列との相関係数を求め、最も相関度が高いものが現在の内視鏡挿入部の湾曲量・湾曲方向であると判断する。

20

【0059】

そして、この形状の算出を、挿入部 30 の長さ全体について行って、挿入部 30 全体の 3 次元的な形状を算出することができる。図 8 に示すように、先端から順番に、Sc1、Sc2、Sc3、・・・Sc(n-1) とし、コイル 40 と RF タグ 50 の隣り合う組 (セクション) を組み合わせることで、挿入部 30 全体の 3 次元的な形状を算出することができる。

【0060】

以上のようにして、本実施形態に係る内視鏡システム 1 では、各コイル 40 - RF タグ 50 間の距離から、3 次元的に内視鏡挿入部の挿入形状を得ることができる。

【0061】

次に、本実施形態に係る挿入形状算出に係わる処理の手順を説明する。図 10 及び図 11 は、本実施形態に係る挿入形状算出の手順を説明するためのフローチャートである。図 10 は、メインのフローチャートである。図 11 は、サブルーチンである。図 10 と図 11 における処理は、主に挿入形状観測装置 200 の CPU 210 で実行される処理である。

30

【0062】

図 10 において、挿入形状算出部 214 は、初期化処理として、セクション (Sc) 番号 k を 1 にする (ステップ S10)。コイル駆動制御部 212 は、コイル駆動制御を行う (ステップ S12)。

【0063】

図 11 のサブルーチンに移る。なお、この処理は、セクション k に属するコイル 40 と RF タグ 50 の各組み合わせに対して、ステップ S100 ~ ステップ S112 が実行されるものとする。つまり、図 8 の Sc1 の例で説明すると、Sc1 に属する [コイル 40 - 1a と RF タグ 50 - 1b]、[コイル 40 - 1a と RF タグ 50 - 1d]、[コイル 40 - 1c と RF タグ 50 - 1b]、[コイル 40 - 1c と RF タグ 50 - 1d] の 4 つの組み合わせにつき、ステップ S100 ~ ステップ S112 が、それぞれ実行される。

40

【0064】

コイル駆動制御部 212 は、発振器 250 にコイル駆動信号の出力を指示する。発振器 250 は、セクション k の所定のコイルに、コイル駆動信号を出力する (ステップ S100)。例えば、発振器 250 はコイル 40 - 1a にコイル駆動信号を出力する。

50

【0065】

A/D変換部260は、発振器250から出力されたコイル駆動信号を検出して(ステップS102)、対応する電圧を挿入形状算出部214に出力する。

【0066】

コイル40が、コイル駆動信号により電磁波を放射する(ステップS104)。RFタグ50がコイル駆動信号により放射された電磁波を検出する(ステップS106)。RFタグ50が、検出した電磁波に応じて、応答信号を出力(放射)する(ステップS108)。

【0067】

コイル40が、RFタグ50から放射された応答信号を受信する(ステップS110)。A/D変換部260は、伝送線路60を介して応答信号を検出し、応答信号をサンプリングして、対応する電圧を挿入形状算出部214に出力する(ステップS112)。例えば、A/D変換部260は、RFタグ50-1dの応答信号による対応する電圧を挿入形状算出部214に出力する。前述のように、この処理を、セクションkに属する他のコイル40とRFタグ50の組み合わせについて行い、終了したら図10のステップS14に進む。

10

【0068】

挿入形状算出部214は、A/D変換部260から出力されるコイル駆動信号に対応する電圧と応答信号に対応する電圧に基づき、コイル駆動電圧が出力される出力タイミングと応答信号を受信した受信タイミングとの時間差を算出する(ステップS14)。

20

【0069】

挿入形状算出部214は、A/D変換部260からの電圧波形を読み出して、発振器250がコイル駆動信号を出力してから、RFタグ50による応答信号をコイル40が受信するまでの時間差を算出する。図8の例では、1つのセクションにつき、4つの時間差(t_{1a-1b} 、 t_{1a-1d} 、 t_{1c-1b} 、 t_{1c-1d})が算出される。

【0070】

挿入形状算出部214は、時間差を解析し、コイル40・RFタグ50間の距離行列(式(1))を生成する(ステップS16)。

【0071】

挿入形状算出部214は、生成した距離行列と、メモリ230に予め格納しておいたパターンテーブル232とのマッチングを行い、該当セクションにおける湾曲量・湾曲方向を算出する(ステップS18)。

30

【0072】

挿入形状算出部214は、セクション番号kに1をインクリメントする(ステップS20)。挿入形状算出部214は、セクション番号kがラストであるかを判断する(ステップS22)。挿入形状算出部214は、セクション番号kがラストでないと判断する(ステップS22No)、ステップS12に戻り、次の番号のセクションに移り、同様の手順にて解析を実施する。

【0073】

挿入形状算出部214は、セクション番号kがラストであると判断すると(ステップS22Yes)、挿入形状算出部214により挿入部30全体の挿入形状が算出されたことになるので、挿入形状算出部214は、各セクションの挿入形状データを挿入形状画像生成部216に通知する。挿入形状画像生成部216は、各セクションの挿入形状データに基づき、対応する挿入形状画像データを生成する(ステップS24)。

40

【0074】

重畳部218は、生成された挿入形状の画像データを内視鏡画像データに重畳させ、合成画像データを生成する(ステップS26)。映像信号出力部270は、合成画像をモニタ500に出力する。モニタ500には、図12で示したように、内視鏡画像E2と挿入形状画像E3が合成された合成画像E1が表示される。

【0075】

50

以上説明したように、本実施形態に係る内視鏡システム 1 によれば、発振器 250 から出力されたコイル駆動信号が、内視鏡装置 10 の挿入部 30 に沿って設けられる伝送線路 60 を伝送する。伝送されたコイル駆動信号は、コイル 40 において放射され、放射された電磁波が RF タグ 50 により検出される。RF タグ 50 は、電磁波を検出して、対応する応答信号を放射する。RF タグ 50 より放射される応答信号をコイル 40 は検出する。コイル 40 で検出された応答信号は再び伝送線路 60 を通じて発振器 250 に戻ってくる。

【0076】

A/D 変換部 260 は、発振器 250 の入出力電圧波形をサンプリングする。挿入形状算出部 214 は、対応する電圧の時間差に基づき、上記式 (1) で示した各コイル 40・RF タグ 50 間の距離行列を求める。挿入形状算出部 214 は、求めた距離行列とメモリ 230 に格納しておいた湾曲量・湾曲方向に対応した距離行列のパターンテーブル 232 とのマッチングを行い、該当セクションにおける湾曲量・湾曲方向を求める。

10

【0077】

挿入形状算出部 214 は、これを挿入部 30 に設けたコイル 40 と RF タグ 50 の組み合わせ数 (セクションの数) だけ繰り返し、全てのセクションの湾曲量・湾曲方向を算出し、挿入部 30 全体の挿入形状を算出する。これにより、本実施形態では、アンテナユニット等の大掛かりな装置を必要とせず、より簡単な構成により、内視鏡装置 10 における挿入部 30 の形状を算出することが可能となる。

【0078】

20

< 第 2 実施形態 >

第 1 実施形態では、RF タグ 50 を検知デバイスに適用した例を説明した。検知デバイスは、RF タグに限るものではなく、例えばコイルを適用することも可能である。第 2 実施形態では、検知デバイスにコイルを適用した例を説明する。

【0079】

図 13 は、第 2 実施形態における、内視鏡システム 1 の内部構成を示す全体ブロック図である。第 2 実施形態の内視鏡システム 1 の外観図は、図 1 と同じであるので省略する。図 13 では、第 1 実施形態と異なる、挿入部 30 b と挿入形状観測装置 200 b のみを示す。

【0080】

30

挿入部 30 b には、コイル 40、伝送線路 60、検知デバイスであるセンスコイル 42 (第 2 のコイルとも呼ぶ) と、伝送線路 62 とが設けられる。コイル 40 及び伝送線路 60 は、第 1 実施形態と同様であるので、説明は省略する。

【0081】

センスコイル 42 は、RF タグ 50 に代わる検知手段である。センスコイル 42 には、それぞれ伝送線路 62 が設けられ、伝送線路 62 は挿入形状観測装置 200 b に接続される。

【0082】

挿入形状観測装置 200 b は、CPU 210 b、メモリ 230、通信 IF 240、発振器 250、A/D 変換部 260 b、映像信号出力部 270 を有する。メモリ 230、通信 IF 240、発振器 250、映像信号出力部 270 については、第 1 実施形態と同様であるので説明は省略する。発振器 250 は、所定のコイル 40 にコイル駆動信号を印加する。

40

【0083】

A/D 変換部 260 b は、コイル 40 に印加されるコイル駆動信号を検出しサンプリングして対応する電圧を CPU 210 b に出力する。さらに、A/D 変換部 260 b は、センスコイル 42 で発生する誘導電流を応答信号として伝送線路 62 を介して検出し、サンプリングして対応する電圧を CPU 210 b に出力する。

【0084】

CPU 210 b は、A/D 変換部 260 b から出力されるコイル駆動信号と応答信号の

50

時間差を算出する。以降、CPU 210bが挿入形状を算出して、挿入形状画像を生成する処理は、第1実施形態と同様であるので、省略する。

【0085】

以上のような構成で、コイル40に発振器250よりコイル駆動信号が印加され、コイル40が発生した磁界により、センスコイル42には、誘導電流が発生する。センスコイル42で発生する誘導電流が応答信号として伝送線路62により、A/D変換部260bに入力される。A/D変換部260bは、コイル駆動信号と応答信号に対応する電圧をそれぞれCPU 210bに出力する。CPU 210bは、第1実施形態と同様に、時間差から挿入形状を算出して、挿入形状画像を生成し、合成画像をモニタ500に出力する。

【0086】

上記の各実施形態により、アンテナシステムが不要になり、コンパクトな構成によって内視鏡装置挿入部の挿入形状を取得する内視鏡システムを提供することができる。

【0087】

上記の各実施形態においては、発振器250を内視鏡システム1の挿入形状観測装置200に設置する場合を例に説明している。しかしながら、本実施形態に係る内視鏡装置10の挿入部30の挿入形状を算出する方法を実現するためには、かかる構成に限定されるものではない。例えば、内視鏡装置10の操作部20に発振器250、及びCPU 210等の挿入形状観測装置200に含まれる機能を設置する構成とすることもできる。この場合、特に携帯型の内視鏡システムにおいては内視鏡装置のみで全ての機能を搭載できる点で有用性が高いといえる。

【0088】

更には、上記の各実施形態においては、コイル40・検知デバイス間の信号伝達時間から挿入部の挿入形状を算出しているが、算出方法としてはそれに限らない。信号の伝達速度からコイル40・検知デバイス間の距離を求めるのではなく、信号の受信感度(コイル40・検知デバイス間の透過係数等)から距離を求め、挿入形状を算出することも可能である。また、コイル40についても、コイルとしての形状に限定されるものではなく、周囲に電磁界を形成するものであれば同様の効果を得ることができる。

【0089】

また、本実施形態では、挿入形状観測装置200、映像処理装置300と光源装置400とを別体の装置として説明したが、挿入形状観測装置200、映像処理装置300と光源装置400とを、2つ以上組み合わせて構成するものであってもよい。

【0090】

また、内視鏡装置10と映像処理装置300との間で伝送される画像信号は、電気信号に限らず、例えば電気信号を光に変調して送受信が行われるものであっても良い。また、内視鏡装置10と映像処理装置300との間で画像信号は、ワイヤによって伝送されるものに限らず、無線によって伝送されるものであっても良い。

【0091】

また、光源装置400の光源は、レーザー光源を用いるものであってもよい。また、内視鏡装置10と別体の光源装置400から、ライトガイドで光源が供給される構成を説明したが、これに限らず、例えば内視鏡装置10の挿入部30先端に半導体光源(LEDやレーザー)を設けるようにしてもよい。

【0092】

なお、上記においては、CPU 210が挿入形状を算出することとしている。しかし、かかる構成に限定されるものではなく、例えば、FPGA(field-programmable gate array)等により、上記の挿入形状の算出処理を実現する構成とすることもできる。また、CPU 210による処理は、その一部または全部をハードウェアで構成してもよい。また、発振器250やA/D変換部260を、ソフトウェア処理で実現するようにしてもよい。

【0093】

なお、本発明は上述した実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階でのそ

10

20

30

40

50

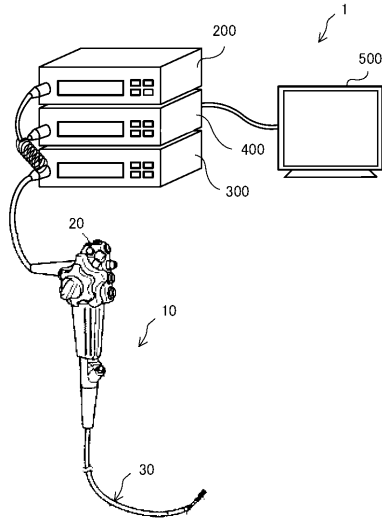
の要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化することができる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成することができる。例えば、実施形態に示される全構成要素を適宜組み合わせても良い。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。このような、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能であることはもちろんである。

【符号の説明】

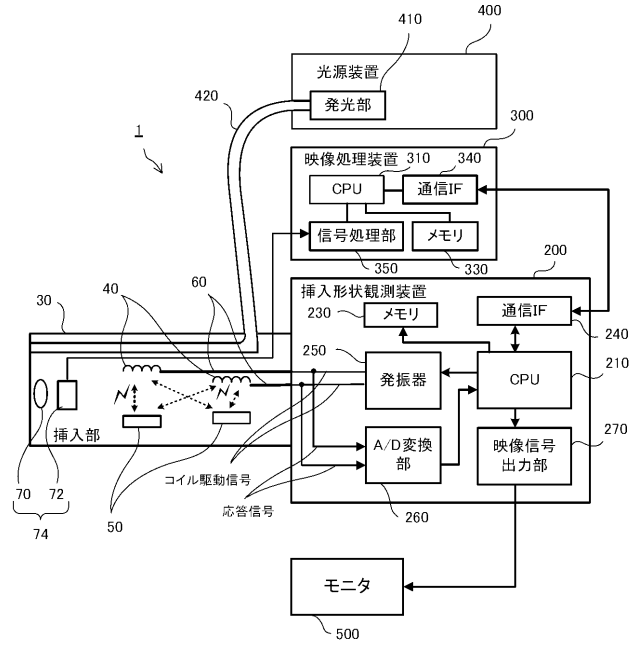
【0094】

1	1 b	内視鏡システム			
1 0		内視鏡装置			
2 0		操作部	10		
3 0	3 0 b	挿入部			
4 0	4 0 - 1 a	4 0 - 1 c	4 0 - 2 a	4 0 - 2 c	コイル
4 2		センスコイル			
5 0	5 0 - 1 b	5 0 - 1 d	5 0 - 2 b	5 0 - 2 d	R F タグ
6 0	6 2	伝送線路			
6 4		スイッチ			
7 0		レンズ部			
7 2		撮像素子			
7 4		撮像部			
2 0 0		挿入形状観測装置			20
	2 1 0	2 1 0 b	C P U		
		2 1 2	コイル駆動制御部		
		2 1 4	挿入形状算出部		
		2 1 6	挿入形状画像生成部		
		2 1 8	重畳部		
		2 2 0	画像処理部		
	2 3 0		メモリ		
		2 3 2	パターンテーブル		
	2 4 0		通信 I F		
	2 5 0		発振器		30
	2 6 0	2 6 2	A / D 変換部		
	2 7 0		映像信号出力部		
3 0 0		映像処理装置			
	3 1 0		C P U		
	3 3 0		メモリ		
	3 4 0		通信 I F		
	3 5 0		信号処理部		
4 0 0		光源装置			
5 0 0		モニタ			40

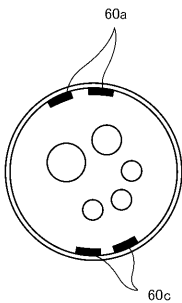
【 図 1 】



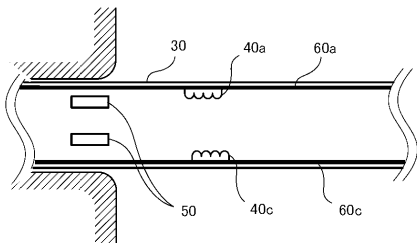
【 図 2 】



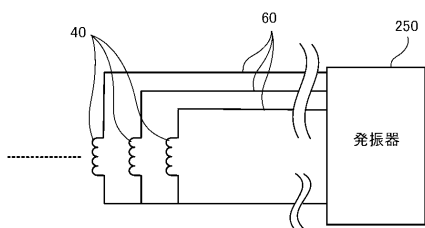
【 図 3 A 】



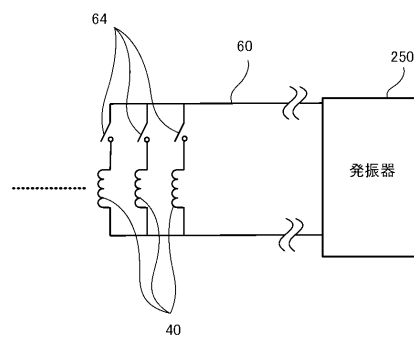
【 図 3 B 】



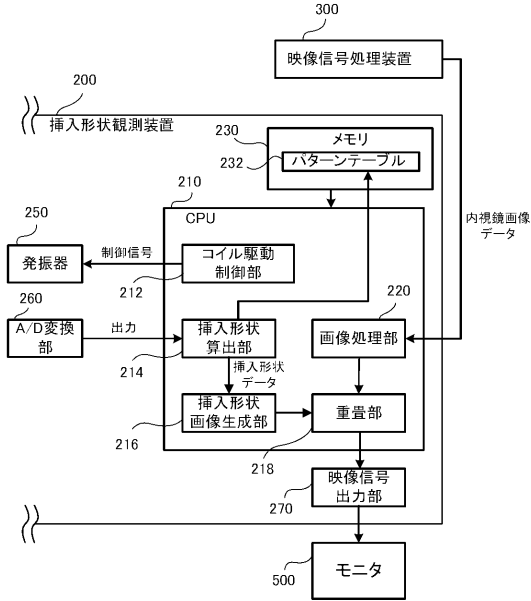
【 図 4 A 】



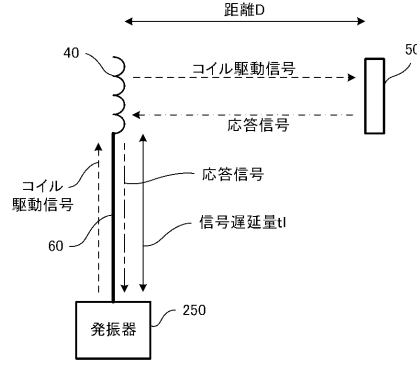
【 図 4 B 】



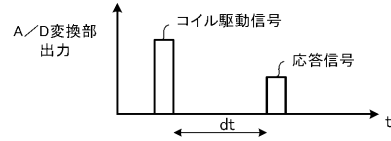
【図5】



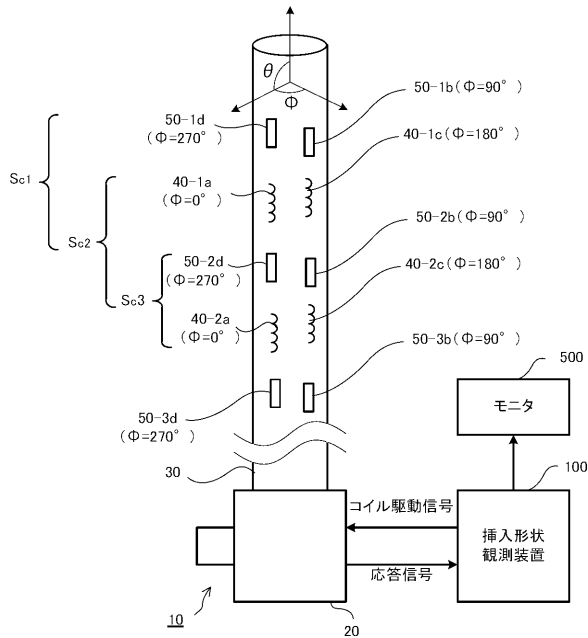
【図6】



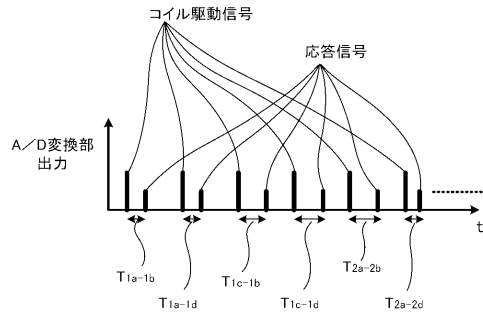
【図7】



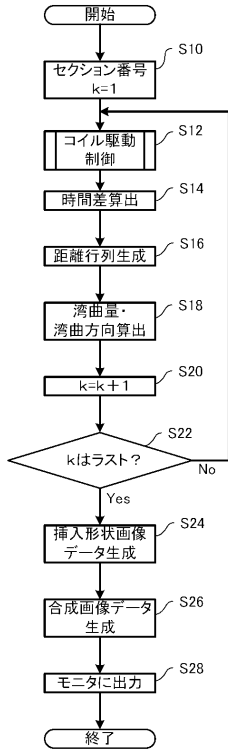
【図8】



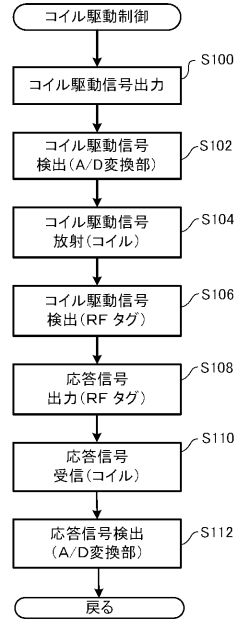
【図9】



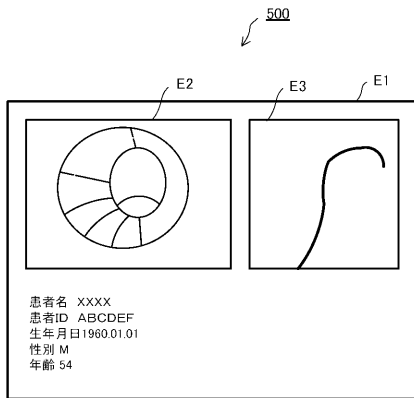
【図10】



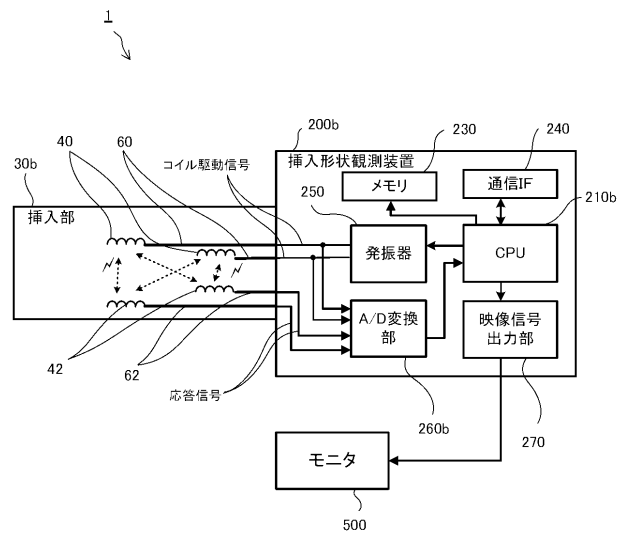
【図11】



【図12】



【図13】



【手続補正書】

【提出日】平成29年2月17日(2017.2.17)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内に挿入される挿入部と、
前記挿入部に設けられ、印加されたコイル駆動信号により電磁波を放射するコイルと、
前記挿入部に設けられ、前記コイル駆動信号に基づき放射される電磁波を検知して、応答信号を出力する検知デバイスと、
前記挿入部に沿って設けられ、発振器から出力されるコイル駆動信号を前記コイルに伝送する伝送線路と、
を備えることを特徴とする内視鏡。

【請求項2】

前記コイルと前記検知デバイスとの組が、前記挿入部の挿入方向に亘って複数組設けられている
ことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。

【請求項3】

前記検知デバイスは、RFタグであって、
前記検知デバイスからの応答信号を受信する受信タイミングは、前記検知デバイスである前記RFタグから放射される応答信号を前記コイルが受信するタイミングである
ことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。

【請求項4】

前記検知デバイスは、前記印加されたコイル駆動信号により前記コイルで発生する磁界を検出して誘導電流を発生する第2のコイルである
ことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。

【請求項5】

前記挿入部は、断面が略円形で、挿入方向に沿った細長形状に形成され、
前記挿入部は、前記検知デバイスを、前記コイルに対して、略円形断面の円周方向に沿って所定の角度離れた位置に設ける
ことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。

【請求項6】

内視鏡挿入部内に設けられたコイルを駆動するためのコイル駆動信号を出力する発振器と、
前記発振器からコイル駆動信号が出力される出力タイミングと、前記内視鏡挿入部内に設けられ、前記コイル駆動信号によってコイルから放射される電磁波を検知した検知デバイスから出力される応答信号を前記コイルが受信する受信タイミングから、前記コイルと前記検知デバイスとの間の距離を求め、当該距離に基づいて前記挿入部の挿入形状を算出する挿入形状算出部と、を備える
ことを特徴とする挿入形状観測装置。

【請求項7】

前記挿入形状算出部は、前記コイルと検知デバイスを1組とし、複数組の夫々の距離を算出して導出された距離行列データと、前記挿入部を湾曲させた状態で前記コイルと検知デバイスとの距離を実測することによって予め得られている実測距離行列データとの相関に基づいて、前記挿入部の湾曲形状を求める
ことを特徴とする請求項6に記載の挿入形状観測装置。

【請求項8】

前記挿入形状算出部は、前記コイルと前記検知デバイス間の距離に対する挿入形状との関係を予め記載したパターンテーブルに基づき、前記求めた前記コイルと前記検知デバイス間の距離から、前記挿入形状を算出することを特徴とする請求項6に記載の挿入形状観測装置。

【請求項9】

被検体内に内視鏡装置の挿入部を挿入して、該被検体内の撮像画像を取得する内視鏡システムにおける挿入形状算出方法において、

挿入部に設けられたコイルに発振器からコイル駆動信号を印加し、

挿入部に設けられ、前記コイル駆動信号に基づき前記コイルから放射される電磁波を検知する検知デバイスから出力される応答信号を受信し、

前記発振器からコイル駆動信号が出力される出力タイミングと前記検知デバイスから出力される応答信号を受信する受信タイミングから、前記コイルと前記検知デバイスとの間の距離を求め、当該距離に基づいて前記挿入部の挿入形状を算出する

ことを特徴とする挿入形状算出方法。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0007

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0007】

上記目的を達成するために、内視鏡は、被検体内に挿入される挿入部と、前記挿入部に設けられ、印加されたコイル駆動信号により電磁波を放射するコイルと、前記挿入部に設けられ、前記コイル駆動信号に基づき放射される電磁波を検知して、応答信号を出力する検知デバイスと、前記挿入部に沿って設けられ、発振器から出力されるコイル駆動信号を前記コイルに伝送する伝送線路と、を備える。

【手続補正書】

【提出日】平成29年5月26日(2017.5.26)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内に挿入される挿入部と、前記挿入部に設けられ、印加されたコイル駆動信号により電磁波を放射するコイルと、前記挿入部に設けられ、前記コイル駆動信号に基づき放射される電磁波を検知して、応答信号を出力する検知デバイスと、

前記挿入部に沿って設けられ、発振器から出力されるコイル駆動信号を前記コイルに伝送する伝送線路と、を備え、

前記コイルと前記検知デバイスとの組が、前記挿入部の挿入方向に亘って複数組設けられていることを特徴とする内視鏡。

【請求項2】

被検体内に挿入される挿入部と、

前記挿入部に設けられ、印加されたコイル駆動信号により電磁波を放射するコイルと、前記挿入部に設けられ、前記コイル駆動信号に基づき放射される電磁波を検知して、応答信号を出力する検知デバイスと、

前記挿入部に沿って設けられ、発振器から出力されるコイル駆動信号を前記コイルに伝送する伝送線路と、を備え、

前記検知デバイスは、RFタグであって、

前記検知デバイスからの応答信号を受信する受信タイミングは、前記RFタグから放射される応答信号を前記コイルが受信するタイミングであることを特徴とする内視鏡。

【請求項3】

前記検知デバイスは、前記印加されたコイル駆動信号により前記コイルで発生する磁界を検出して誘導電流を発生する第2のコイルであることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。

【請求項4】

前記挿入部は、断面が略円形かつ挿入方向に沿った細長形状に形成され、前記挿入部内において、前記検知デバイスが前記コイルに対して略円形断面の円周方向に沿って所定の角度離れた位置に設けられる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5】

内視鏡挿入部内に設けられたコイルを駆動するためのコイル駆動信号を出力する発振器と、

前記発振器からコイル駆動信号が出力される出力タイミングと、前記コイル駆動信号によって前記コイルから放射される電磁波を前記内視鏡挿入部内で検知した検知デバイスから出力される応答信号を前記コイルが受信する受信タイミングと、に基づいて、前記コイルと前記検知デバイスとの間の距離を求め、当該距離に基づいて前記挿入部の挿入形状を算出する挿入形状算出部と、

を備えることを特徴とする挿入形状観測装置。

【請求項6】

前記挿入形状算出部は、前記コイルと検知デバイスを1組とし、複数組の夫々の距離を算出して導出された距離行列データと、前記挿入部を湾曲させた状態で前記コイルと検知デバイスとの距離を実測することによって予め得られている実測距離行列データとの相関に基づいて、前記挿入部の湾曲形状を求めることを特徴とする請求項5に記載の挿入形状観測装置。

【請求項7】

前記挿入形状算出部は、前記コイルと前記検知デバイス間の距離に対する挿入形状との関係を予め記載したパターンテーブルに基づき、前記求めた前記コイルと前記検知デバイス間の距離から、前記挿入形状を算出することを特徴とする請求項5に記載の挿入形状観測装置。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0007

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0007】

上記目的を達成するために、内視鏡は、被検体内に挿入される挿入部と、前記挿入部に設けられ、印加されたコイル駆動信号により電磁波を放射するコイルと、前記挿入部に設けられ、前記コイル駆動信号に基づき放射される電磁波を検知して、応答信号を出力する検知デバイスと、前記挿入部に沿って設けられ、発振器から出力されるコイル駆動信号を前記コイルに伝送する伝送線路と、を備え、前記コイルと前記検知デバイスとの組が、前記挿入部の挿入方向に亘って複数組設けられている。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2016/068410
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00-1/32 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2016 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2008-301968 A (Olympus Medical Systems Corp.), 18 December 2008 (18.12.2008), paragraphs [0001] to [0088]; fig. 1 to 9 & US 2008/0303898 A1 paragraphs [0001] to [0096]; fig. 1 to 9 & EP 2014219 A2 & CN 101317749 A	1-10
A	JP 2007-7180 A (Olympus Medical Systems Corp.), 18 January 2007 (18.01.2007), paragraphs [0001] to [0047]; fig. 1 to 6 (Family: none)	1-10
A	JP 2000-116615 A (Toshiba Corp.), 25 April 2000 (25.04.2000), paragraphs [0001] to [0097]; fig. 1 to 16 (Family: none)	1-10
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 06 September 2016 (06.09.16)		Date of mailing of the international search report 13 September 2016 (13.09.16)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 8 4 1 0									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00 - 1/32											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2016年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2016年	日本国実用新案登録公報	1996-2016年	日本国登録実用新案公報	1994-2016年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2016年										
日本国実用新案登録公報	1996-2016年										
日本国登録実用新案公報	1994-2016年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	JP 2008-301968 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2008.12.18, [0001]~[0088]、図1~9 & US 2008/0303898 A1、[0001]~[0096]、図1~9 & EP 2014219 A2 & CN 101317749 A	1-10									
A	JP 2007-7180 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.01.18, [0001]~[0047]、図1~6 (ファミリーなし)	1-10									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 06.09.2016		国際調査報告の発送日 13.09.2016									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 北島 拓馬	2Q 4845								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 8 4 1 0
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2000-116615 A (株式会社東芝) 2000.04.25, [0001]~[0097]、図1~16 (ファミリーなし)	1-10

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1 . H D M I

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜，插入形状观察装置		
公开(公告)号	JPWO2017010244A1	公开(公告)日	2017-07-13
申请号	JP2017509782	申请日	2016-06-21
[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		
[标]发明人	熊谷俊宏 久保日出信		
发明人	熊谷 俊宏 久保 日出信		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.320.Z G02B23/24.A		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/DA03 2H040/DA11 2H040/DA22 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF41 4C161/GG11 4C161/HH55 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/NN07 4C161/YY14 4C161/YY18		
优先权	2015142039 2015-07-16 JP		
其他公开文献	JP6188991B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统 (1)，其用于获取被检体内部的捕获图像，该内窥镜系统 (1) 基于线圈驱动信号检测辐射的电磁波并输出响应信号以及检测到的用于检测的线圈驱动信号。从向装置辐射电磁波的线圈40，在振荡器和线圈之间传输信号的传输线60，从振荡器输出线圈驱动信号的输出定时，以及从检测装置接收响应信号的接收定时，插入形状计算单元，其获得检测装置和检测装置之间的距离，并基于该距离来计算插入单元的插入形状。

