

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2017年1月19日(19.01.2017)



(10) 国際公開番号

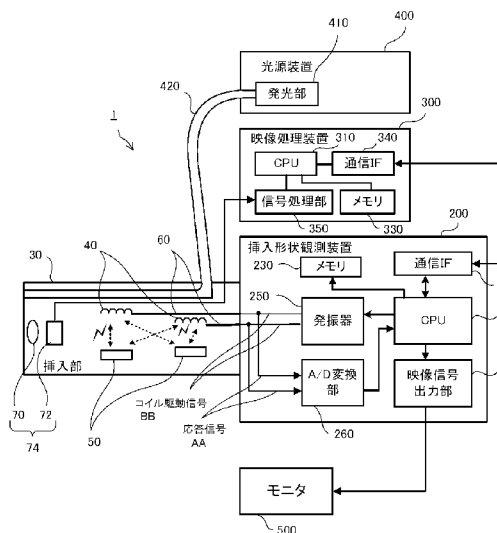
WO 2017/010244 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) G02B 23/24 (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/068410
- (22) 国際出願日: 2016年6月21日(21.06.2016)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2015-142039 2015年7月16日(16.07.2015) JP
- (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 熊谷 俊宏 (KUMAGAI, Toshihiro); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 久保 日出信 (KUBO, Hidenobu); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 大菅 義之 (OSUGA, Yoshiyuki); 〒1020084 東京都千代田区二番町8番地20二番町ビル3F Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: ENDOSCOPE SYSTEM, ENDOSCOPE APPARATUS, AND INSERTION SHAPE CALCULATION METHOD

(54) 発明の名称: 内視鏡システム、内視鏡装置、挿入形状算出方法



30 Insertion part
200 Insertion shape observing device
230, 330 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

(57) Abstract: This endoscope system 1, which acquires an image captured inside a subject, is provided with: a detection device 50 that detects electromagnetic waves radiated in accordance with a coil driving signal and that outputs a response signal; a coil 40 that radiates electromagnetic waves toward the detection device by using the applied coil driving signal; a transmission line 60 through which signals are transmitted between an oscillator and the coil; and an insertion shape calculation unit that obtains the distance between the coil and the detection device on the basis of an output timing at which the coil driving signal is outputted from the oscillator and a reception timing at which the response signal from the detection device is received, and that calculates an insertion shape of an insertion part on the basis of the distance.

(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送送する伝送線路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。

WO 2017/010244 A1

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：内視鏡システム、内視鏡装置、挿入形状算出方法 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、内視鏡システムの構成が大掛かりなものになってしまう。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。

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。

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。

[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

[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。

[0012] 内視鏡装置10は、ドクターによって操作される操作部20と体腔内を撮影するための撮像部74（図2参照）が先端に設けられた挿入部30を有する。また、挿入部30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。

[0013] 挿入形状観測装置200は、体腔内での挿入部30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200は、挿入部30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２００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２００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。

[0014] 映像処理装置３００は、挿入部３０の先端に設けられた撮像部７４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４００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５００は、映像処理装置３００から出力される内視鏡画像や挿入形状観測装置２００で生成される挿入形状画像を表示するものである。

[0015] <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。

[0016] 挿入部３０は、先端に撮像部７４を有する。撮像部７４は、レンズ部７０と光学像を光電変換して画像信号を出力する撮像素子７２を有する。撮像素子７２は、例えば、ＣＣＤ（Charge-Coupled Device）やＣＭＯＳ（Complementary Metal Oxide Semiconductor）である。

[0017] 挿入部３０は、挿入形状を観測するためのコイル４０及びＲＦ（radio frequency）タグ５０を備える。第１実施形態では、検知デバイスとして、ＲＦタグ５０を適用する例を示す。検知デバイスは、コイル４０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。ＲＦタグは、ＲＦＩＤ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。

[0018] コイル４０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ＲＦタグ５０から放射される応答信号を受信する。挿入部３０は、コイル４０と挿入形状観測装置２００間で信号を伝送する伝送線路６０を設ける。挿入部３０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４０とＲＦタグ５０を複数設け、伝送線路６０も

複数設ける。また、挿入部30は、内部に光源装置400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。

[0019] 挿入形状観測装置200は、CPU210、メモリ230、通信IF240、発振器250、A/D変換部260、映像信号出力部270を有する。CPU210は、挿入形状観測装置200の処理全体を統括的に制御するものである。CPU210は、メモリ230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230は、制御プログラムやデータを記憶する。

[0020] 通信IF240は、挿入形状観測装置200と映像処理装置300間で、制御データの通信を行い、映像処理装置300から挿入形状観測装置200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250は、CPU210の指示により、コイル40へコイル駆動信号を出力する。A/D変換部260は、発振器250へ入出力する信号の電圧波形をサンプリングし、デジタル信号を出力する。

[0021] 発振器250から出力されるコイル駆動信号は、伝送線路60を通じてコイル40に伝送され、印加される。コイル40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40から放射された信号はRFタグ50にて検知される。RFタグ50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250は、コイル駆動信号として、パルス信号もしくはFM（変調）信号等も出力してもよい。

[0022] コイル40は、RFタグ50から放射される応答信号を受信する。コイル40で受信された応答信号は、伝送線路60（コイル駆動信号と同じ経路）を通じて発振器250に戻ってくる。A/D変換部260は、発振器250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CPU210へ出力する。また、A/D変換部260は、コイル40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CPU210へ出力する。

[0023] CPU210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、A/D変換部260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40とRFタグ50の間の距離を算出する。CPU210は、挿入部30の挿入方向に沿って複数設けたコイル40とRFタグ50について、隣り合うコイル40とRFタグ50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40とRFタグ50の組み合わせ配置の具体例は、図8で後述する。

[0024] なお、1つのコイル40の付近に複数のRFタグが存在し、1つのコイル40の電磁波により複数のRFタグが応答して、当該1つのコイル40は、同時に複数のRFタグからの応答信号を受ける可能性がある。特定のRFタグ50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RFタグ50から応答信号が出力されないようにするために、各RFタグ50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。

[0025] また、RFタグ50からの応答信号に含まれるRFタグ50のIDによって、複数の応答信号から、所望のRFタグ50の応答信号を識別するようにしてもよい。ID情報によって所望のRFタグ50の応答信号を識別する手段は、A/D変換部260に設けるようにしてもよいし、CPU210で行うようにしてもよい。

[0026] 映像信号出力部270は、ビデオエンコーダ等で構成され、CPU210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、HDMIやRGB）に変換して出力する。

[0027] 映像処理装置300は、CPU310、メモリ330、通信IF340及び信号処理部350を有する。CPU310は、映像処理装置300の処理全体を統括的に制御するものである。CPU310は、メモリ330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。

- [0028] メモリ 330 は、制御プログラムやデータを記憶する。通信 I/F 340 は、映像処理装置 300 と挿入形状観測装置 200 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 350 は、挿入部 30 の撮像部 74 で取得された画像信号に対し、A/D、AGC（Automatic Gain Control）や CDS（Correlated Double Sampling）等の必要な各種画像信号処理を施す。
- [0029] 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。
- [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。
- [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。

[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。

[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、距離行列のパターンと、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。

[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_l 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。

[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、 d_t 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 d_t 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 d_t が、挿入形状算出部 214 で計測される。

[0044] 次に、時間差 d_t 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。

[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50-1bとRFタグ50-1d]、[コイル40-1aとコイル40-1c]、[RFタグ50-2bとRFタグ50-2d]、[コイル40-2aとコイル40-2c]・・・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 ϕ 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50-1bは $\phi=90^\circ$ 、RFタグ50-1dは $\phi=270^\circ$ の位置に配置される。続いて、コイル40-1aは $\phi=0^\circ$ 、コイル40-1cは $\phi=180^\circ$ の位置に配置される。同様に、RFタグ50-2bは $\phi=90^\circ$ 、RFタグ50-2dは $\phi=270^\circ$ 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。

[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の線路上に配置された接続とする。つまりコイル40-1aやコイル40-2aは伝送線路60a(図8では不図示)に、コイル40-1cやコイル40-2cは伝送線路60c(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40-1aやコイル40-2a・・・と伝送線路60aとは、詳細は省略するが、図4B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(Sc)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50-1bとRFタグ50-1d]及び[コイル40-1aとコイル40-1c]による組合せを、Sc1とし、Sc1から、距離行列を求める例を説明する。

[0049] まず、[コイル40-1aとRFタグ50-1b]の時間差を計測する。

コイル40-1a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50-1bからの応答信号が放射される。RFタグ50-1bから放射される応答信号がコイル40-1a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40-1a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50-1bからの応答信号に対応する電圧を出力する。コイル40-1aへのコイル駆動信号による電圧と、コイル40-1aで受信したRFタグ50-1b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。

[0051] 次に、[コイル40-1aとRFタグ50-1d]の時間差を計測する。コイル40-1aに、コイル駆動信号が印加される。A/D変換部260は、コイル40-1a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50-1dからの応答信号による電圧を出力する。コイル40-1aへのコイル駆動信号による電圧と、コイル40-1aで受信したRFタグ50-1d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。

[0052] 同様にして、[コイル40-1cとRFタグ50-1b]の時間差、[コイル40-1cとRFタグ50-1d]の時間差が計測される。

[0053] 図9は、A/D変換部260から、Sc1とSc2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40-1a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]の各時間差をt1a-1b、t1a-1d、t1c-1b、t1c-1dとして示す。

[0054] そして、[コイル40-1aとRFタグ50-1b]の距離をD1a-1bとすると、 $D1a-1b = (t1a-1b - t1) \times 0.5c$ となる。cは

信号の伝搬速度、 t_1 は伝送線路60の長さによる遅延である。

[0055] Sc1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、 $+\theta$ 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、 D_{1a-1b} 、 D_{1a-1d} が小さくなる。

[0057] 加えて、このとき $+\phi$ 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、 $D_{1a-1b} < D_{1a-1d}$ となる。

[0058] そして、 θ および ϕ 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。

[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、 $\cdots$ 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CPU210で実行される処理である。

- [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(S_c)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S_c1の例で説明すると、S_c1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。
- [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。
- [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S 1 1 2）。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S 1 4に進む。

[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S 1 4）。

[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S 1 6）。

[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S 1 8）。

[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S 2 0）。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S 2 2）。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S 2 2 No）、ステップS 1 2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S 2 2 Yes）、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）。

[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] 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。

[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] <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30bと挿入形状観測装置200bのみを示す。

[0080] 挿入部30b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200bに接続される。

[0082] 挿入形状観測装置200bは、CPU210b、メモリ230、通信IF240、発振器250、A/D変換部260b、映像信号出力部270を有する。メモリ230、通信IF240、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。

[0083] A/D変換部260b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CPU210bに出力する。さらに、A/D変換部260b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CPU210bに出力する。

[0084] CPU210bは、A/D変換部260bから出力されるコイル駆動信号と応答信号の時間差を算出する。以降、CPU210b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CPU210bに出力する。CPU210b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CPU210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、ＣＰＵ２１０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、ＣＰＵ２１０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

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

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

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

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。

[図1]

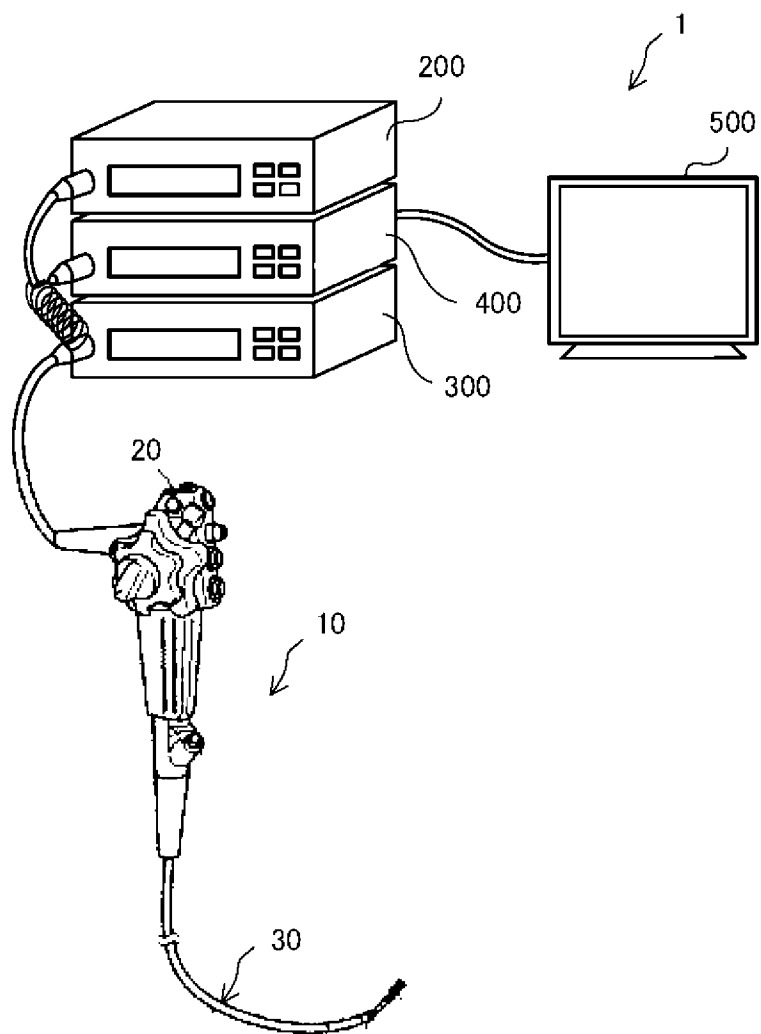


Figure 1 is a block diagram of a system 1 for measuring the shape of an inserted object. The system includes a light source device 400, an image processing device 300, an insertion shape measurement device 200, and a monitor 500.

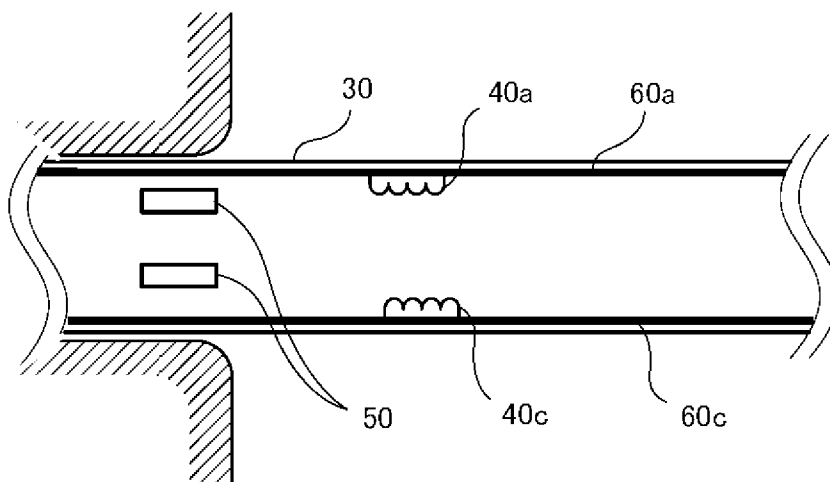
The light source device 400 includes a light emitting unit 410. The image processing device 300 includes a CPU 310, a communication IF 340, a signal processing unit 350, and a memory 330. The insertion shape measurement device 200 includes a memory 230, a communication IF 240, a CPU 210, an oscillator 250, an A/D converter 260, and an image signal output unit 270.

The system also includes a physical assembly 30. The assembly 30 includes an insertion part 70, a coil 40, and a sensor 60. The assembly 30 is connected to the insertion shape measurement device 200 via a cable 420. The insertion shape measurement device 200 is connected to the monitor 500.

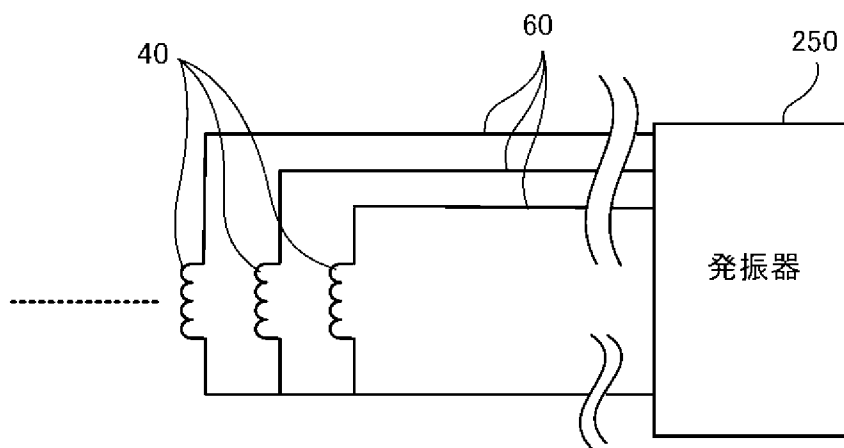
The system 1 is configured to measure the shape of an inserted object by emitting light from the light source device 400, capturing an image with the sensor 60, processing the image with the image processing device 300, and measuring the shape of the inserted object with the insertion shape measurement device 200. The measurement device 200 includes a communication IF 240 for communication with the image processing device 300 and a CPU 210 for processing the measurement data. The monitor 500 displays the measurement results.

A diagram of a spherical capsule 60. Inside the capsule, there are five circular components of varying sizes. Two of these components are labeled 60a and 60c, with leader lines pointing to them. The components 60a and 60c are positioned at the top and bottom of the capsule, respectively, and appear to be connected by a thin line or wire.

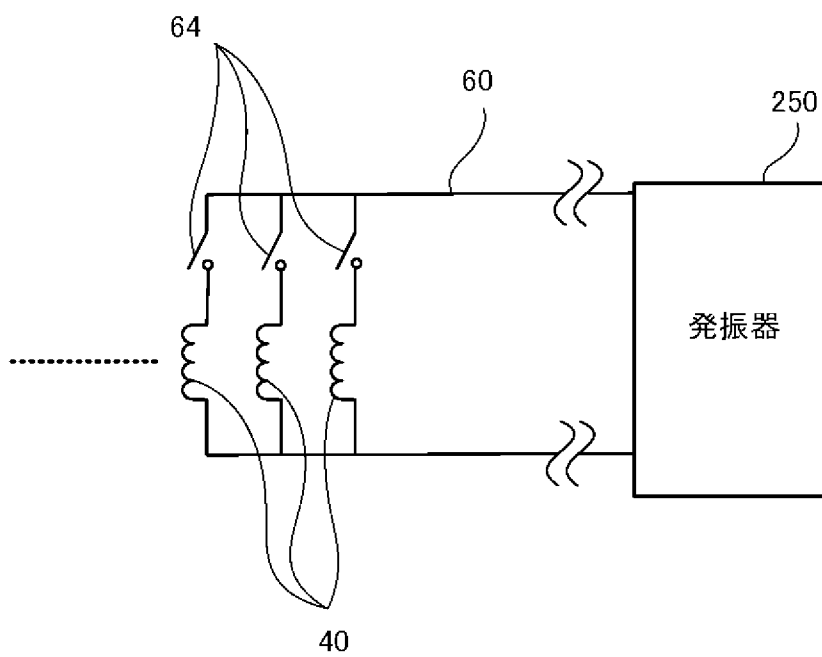
[図3B]



[図4A]



[図4B]



[図5]

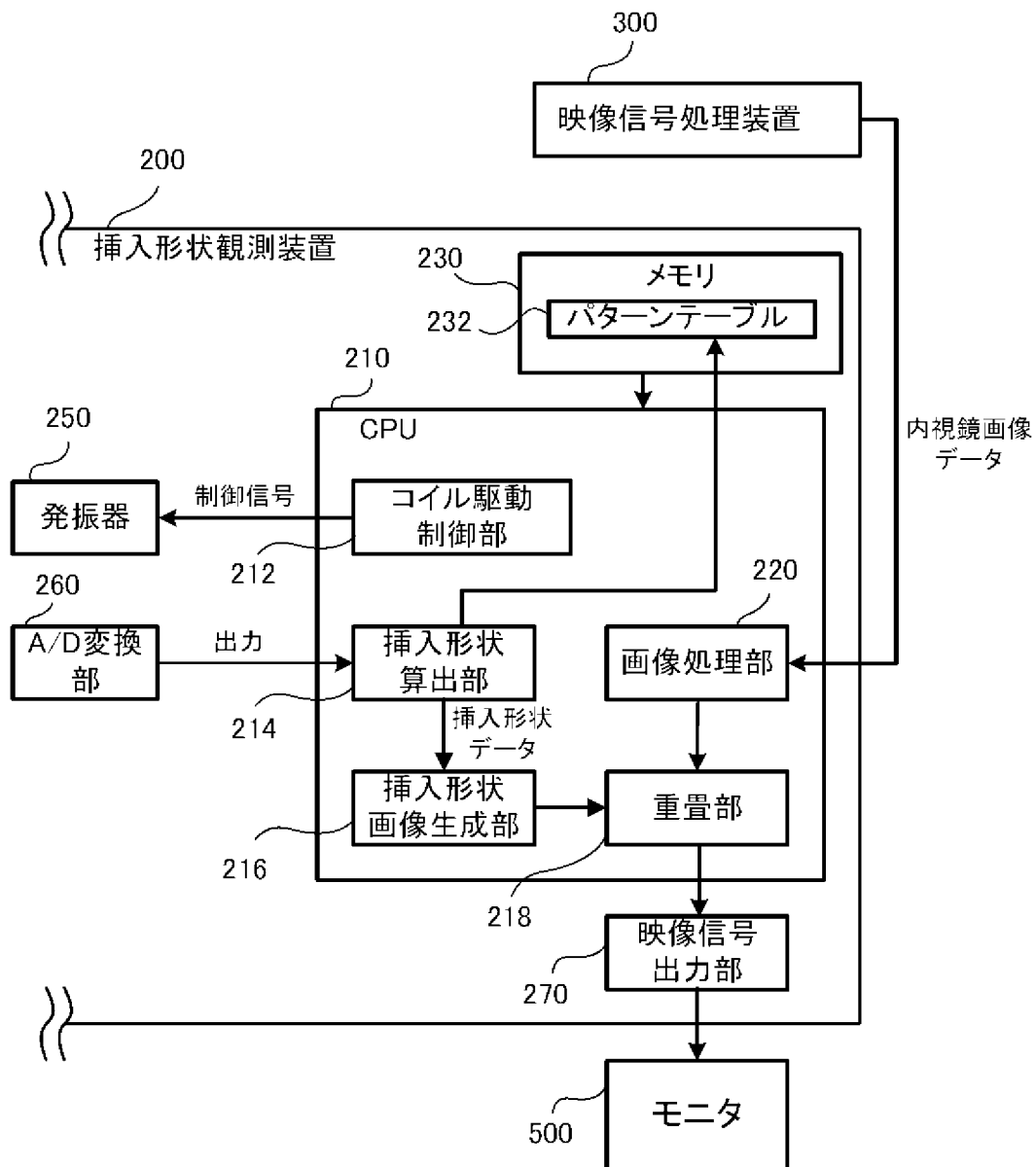


Diagram illustrating a non-contact communication system. A coil (40) is connected to an oscillator (250). The coil (40) is positioned at a distance D from a communication unit (50). The system includes a coil drive signal (コイル駆動信号) sent from the coil (40) to the communication unit (50), and a response signal (応答信号) received from the communication unit (50) back to the coil (40). The signal delay time t_l is indicated between the coil (40) and the communication unit (50).

A/D変換部
出力

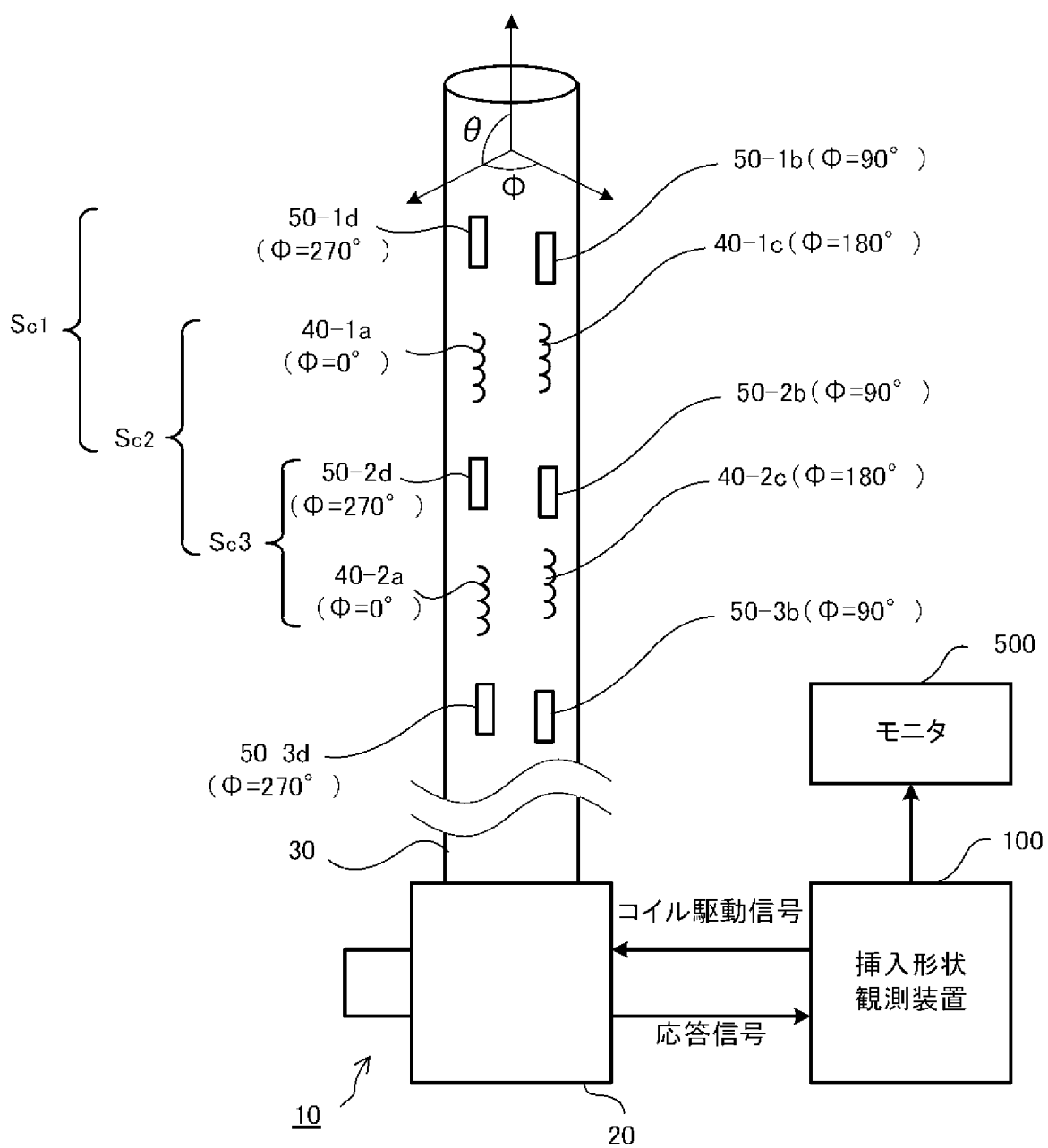
コイル駆動信号

応答信号

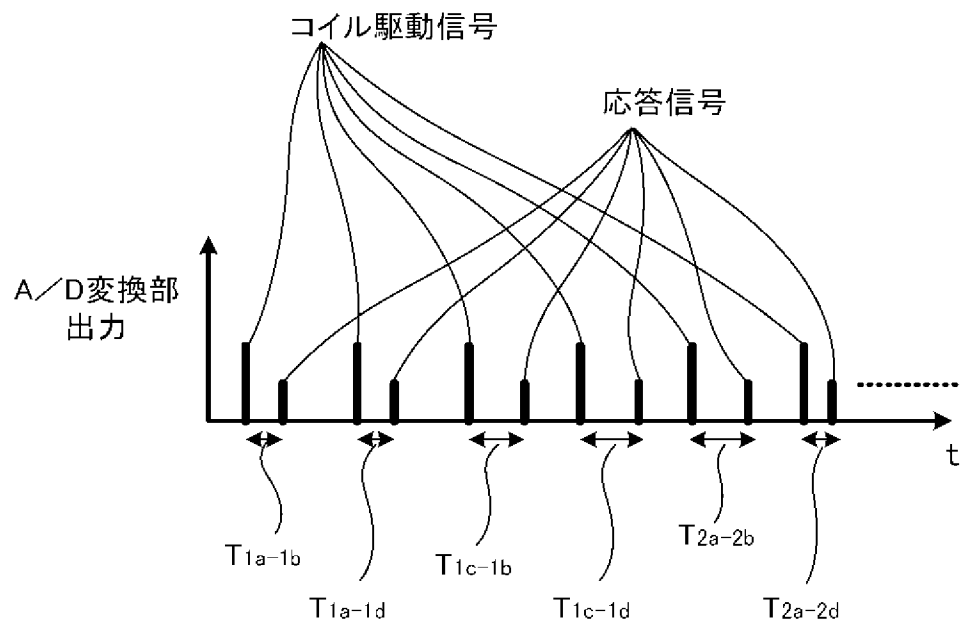
dt

t

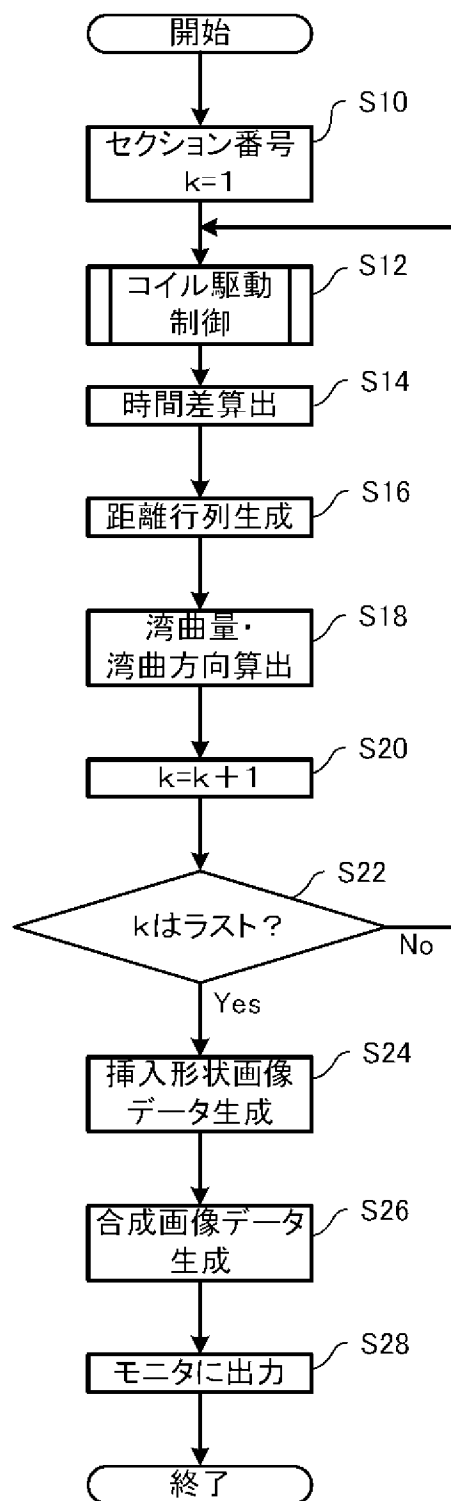
[図8]



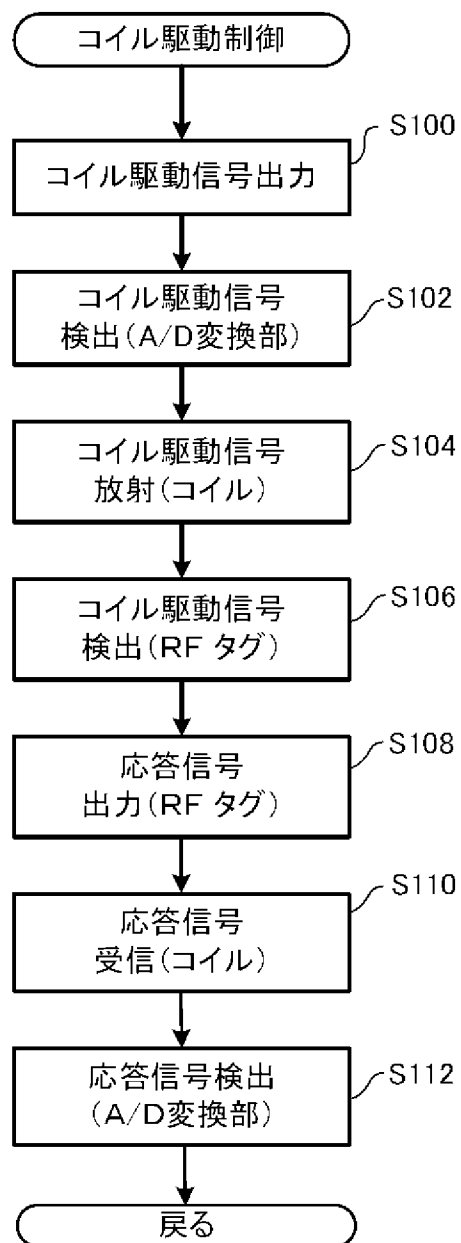
[図9]



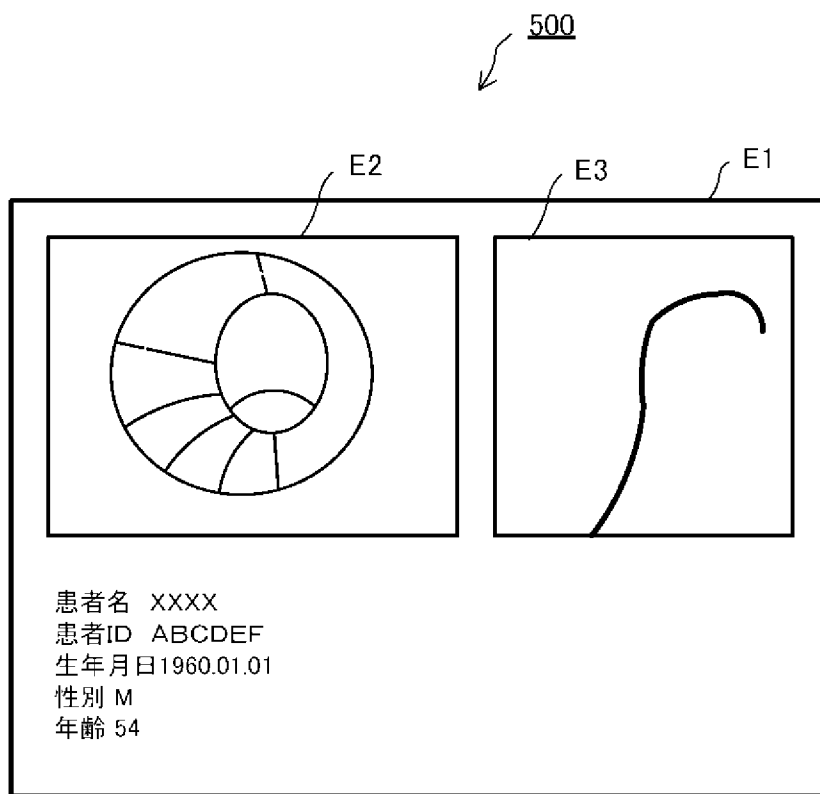
[図10]



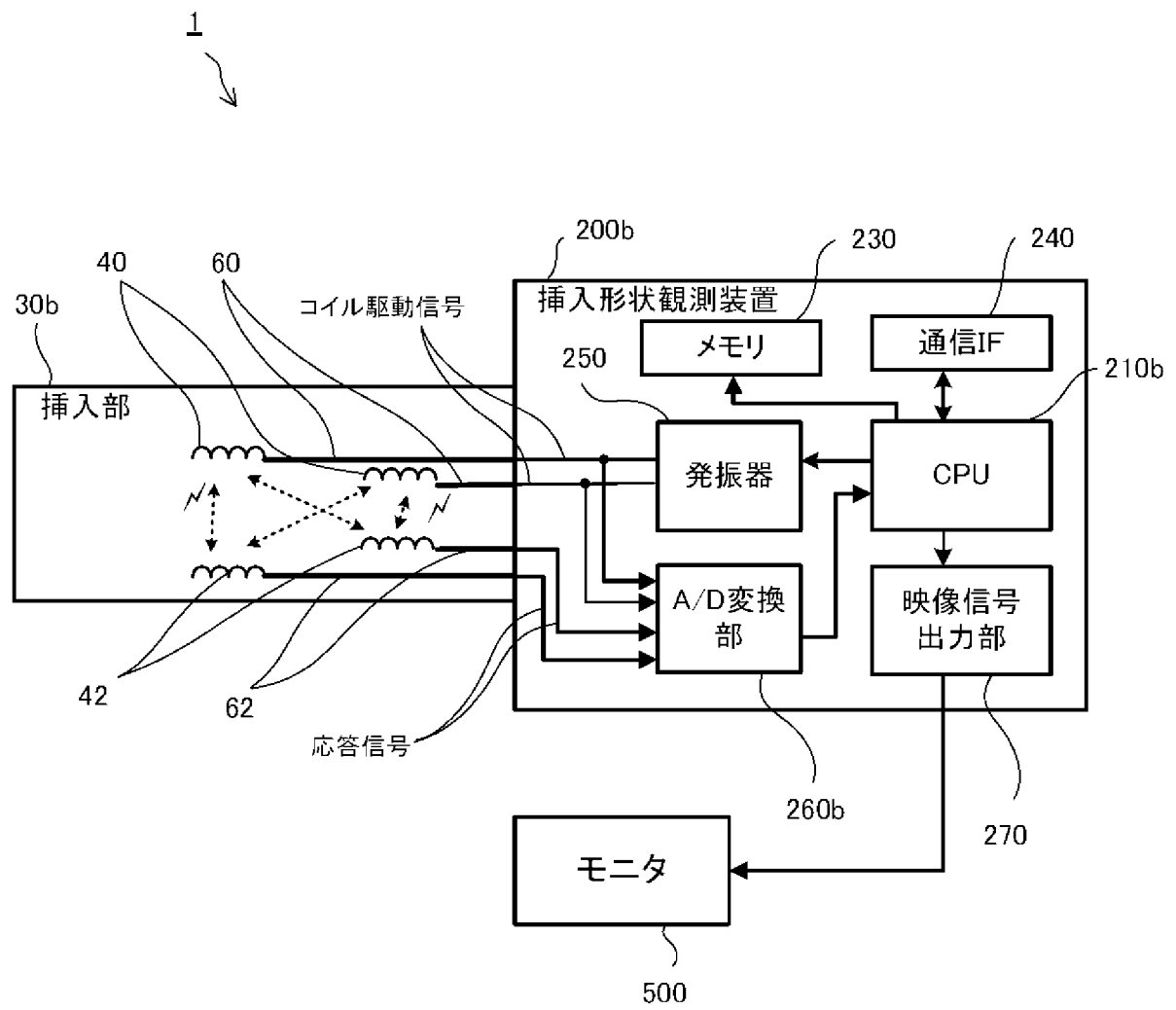
[図11]



[図12]



[図13]



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

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ 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.

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

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

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ 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

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「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

「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）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「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

「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

「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

「&」同一パテントファミリー文献

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

2 Q

4 8 4 5

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 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 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