

(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2017-86549

(P2017-86549A)

(43) 公開日 平成29年5月25日(2017.5.25)

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

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2015-221426 (P2015-221426)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成27年11月11日 (2015.11.11)		オリンパス株式会社
			東京都八王子市石川町2951番地
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(74) 代理人	100101661
			弁理士 長谷川 靖
		(74) 代理人	100135932
			弁理士 篠浦 治
		(72) 発明者	中山 登
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 BA09 CA09 CA12 CA23 CA27
			GA05 GA11

最終頁に続く

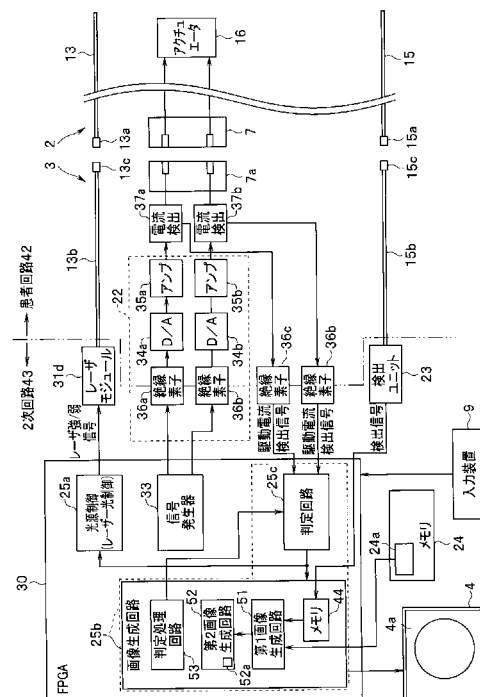
(54) 【発明の名称】 走査型内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 走査型内視鏡の先端部が体外にある場合には、表示装置に表示される画像から容易に走査型内視鏡の先端部が被検体の外部にあることを認識できる走査型内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 走査型内視鏡2の先端部内に配置されたアクチュエータ16を構成する圧電素子に流れる駆動信号の電流を電流検出回路37a, 37bが検出し、判定回路25cはその時の駆動電圧の情報を用いて圧電素子の抵抗値を算出し、メモリ24に格納された抵抗値と温度とを関連付けるテーブルデータから圧電素子の温度を取得し、その温度が患者の内部にある状態での温度範囲内か否かにより先端部が内部にあるか外部にあるかを判定し、外部の場合にはモニタ4に第1画像よりも解像度が低い第2画像を表示する。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

照射光が入射される第 1 端部と前記照明光を被検体側に出射する第 2 端部とを有するファイバと、前記第 2 端部を渦巻き状軌跡を形成するように振動させる走査部と、を備えた走査型内視鏡と、

前記被検体側からの反射光を検出し検出信号を出力する検出素子と、

前記第 2 端部が配置された前記走査型内視鏡の先端部が前記被検体の内部にあるか外部にあるかの判定を行う判定部と、

前記判定部による判定結果として前記先端部が前記被検体の内部にある場合には、前記検出信号から生成した第 1 画像の第 1 画像信号を表示装置に出力し、前記先端部が前記被検体の外部にある場合には、前記検出信号から前記第 1 画像の表示形態とは異なる、前記第 1 画像信号に比較して前記被検体に関する画像情報量が少ない第 2 画像の第 2 画像信号に変換して前記表示装置に出力する信号処理部と、

を有することを特徴とする走査型内視鏡装置。

【請求項 2】

前記信号処理部は、前記第 2 画像に前記被検体の外部にあることを示す表示情報を重畳した前記第 2 画像信号に変換することを特徴とする請求項 1 に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 3】

前記信号処理部は、前記第 2 画像上に前記判定結果に係る情報を重畳して前記第 2 画像信号に変換することを特徴とする請求項 1 に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 4】

前記信号処理部は、前記第 2 画像として、前記第 1 画像よりも解像度が小さい、又は前記第 1 画像よりも諧調数が小さい、又は前記第 1 画像よりも画角が小さい画像に変換することを特徴とする請求項 1 に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 5】

前記判定部による前記判定結果が前記被検体の内部である場合にのみユーザ入力を受け付け、前記ユーザ入力に応じて前記照明光の強度を下げる照明光制御回路を更に有することを特徴とする請求項 1 に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 6】

前記判定部は、前記第 1 画像信号に基づいて前記判定結果の情報を出力することを特徴とする請求項 1 に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 7】

前記判定部は、前記先端部の周辺の温度、または鉛直方向に対する前記先端部の振動中心の角度を検出するセンサを有し、

前記信号処理部は、前記第 1 画像信号および前記センサの出力に基づいて前記判定結果の情報を出力することを特徴とする請求項 6 に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 8】

更に、前記ファイバの前記第 1 端部に入射する前記照明光を発生する光源部と、

前記光源部が発生する前記照明光の光量を少なくとも第 1 の光量と、前記第 1 の光量の $1/2$ 以下となる第 2 の光量とに制御する光量制御部と、

前記信号処理部に設けられ、前記照明光が照射された前記被検体の内部又は外部からの戻り光に基づく前記検出信号から、前記被検体の内部又は外部の被検体像に対応する前記第 1 画像信号を生成する第 1 画像生成回路と、

前記信号処理部に設けられ、前記第 1 画像信号から少なくとも前記第 1 画像の輝度レベルが小さく、且つ前記第 1 画像とは異なる表示形態の前記第 2 画像の前記第 2 画像信号を生成する第 2 画像生成回路と、

を有し、

前記光量制御部は、前記判定部により前記先端部が前記被検体の外部にある判定結果に基づいて、前記ファイバの前記第 1 端部に入射する光量を前記第 1 の光量から前記第 2 の光量に低減する制御を行い、

10

20

30

40

50

前記第 2 画像生成回路は、前記光量制御部が前記第 2 の光量に低減する制御に連動して、前記第 1 画像信号が出力されていた表示装置に対して前記第 1 画像信号から生成した前記第 2 画像信号を前記表示装置に出力することを特徴とする請求項 1 に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 9】

更に、前記表示装置に表示される前記第 2 画像として、前記第 1 の画像との差異が現れる解像度、画角を含む複数の表示形態項目から少なくとも 1 つを選択する選択部を有し、

前記第 2 画像生成回路は、選択された表示形態項目に対応した前記第 2 画像を生成するように前記第 1 画像信号に対する画像変換処理を行うことを特徴とする請求項 8 に記載の走査型内視鏡装置。

10

【請求項 10】

前記光源部は、前記照明光として、レーザ光を発生することを特徴とする請求項 8 に記載の走査型内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に照明光を走査する走査型内視鏡装置に関する。

【背景技術】

20

【0002】

近年、医療分野等において内視鏡が広く用いられるようになってきている。また、被検体内に挿入される挿入部を細径化するために種々の技術が提案されている。そのような技術の一例として、走査型内視鏡装置がある。

例えば、従来例としての特開 2011-19706 号公報は、レーザ光が術者等の目に入るような状況においては、レーザ光の光量を安全なレベルに制限することが可能となるように、レーザ光を走査させるプローブと、前記プローブに前記レーザ光を供給するレーザ光源と、前記プローブが体内などの所定の状態であるか否かを判定する判定手段と、前記判定手段による判定結果に基づいて、前記レーザ光源から射出されるレーザ光源の光量を制御する制御手段とを備えた走査型内視鏡装置を開示している。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2011-19706 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上記従来例は、プローブ等が体内などの所定の状態でない判定結果の場合にはレーザ光の出力を制限すると共に、レーザ光の光量を制限することをモニタで表示することを開示しているが、誤判定を行う可能性がある。特に、プローブ又は走査型内視鏡の先端部が実際には体外にあるにも関わらず、誤判定により、レーザ光の出力が低下しないような場合には、出力が低下していないレーザ光に対して速やかにユーザを保護できるように認識又は確認することができることが望まれる。

40

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、走査型内視鏡の先端部が体外にある場合には、表示装置に表示される画像から容易に走査型内視鏡の先端部が被検体の外部にあることを認識できる走査型内視鏡装置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】

【0005】

本発明の一態様の走査型内視鏡装置は、照射光が入射される第 1 端部と前記照明光を被検体側に出射する第 2 端部とを有するファイバと、前記第 2 端部を渦巻き状軌跡を形成す

50

るように振動させる走査部と、を備えた走査型内視鏡と、前記被検体側からの反射光を検出し検出信号を出力する検出素子と、前記第２端部が配置された前記走査型内視鏡の先端部が前記被検体の内部にあるか外部にあるかの判定を行う判定部と、前記判定部による判定結果として前記先端部が前記被検体の内部にある場合には、前記検出信号から生成した第１画像の第１画像信号を表示装置に出力し、前記先端部が前記被検体の外部にある場合には、前記検出信号から前記第１画像の表示形態とは異なる、前記第１画像信号に比較して前記被検体に関する画像情報量が少ない第２画像の第２画像信号に変換して前記表示装置に出力する信号処理部と、を有する。

【発明の効果】

【０００６】

10

本発明によれば、走査型内視鏡の先端部が体外にある場合には、表示装置に表示される画像から容易に走査型内視鏡の先端部が被検体の外部にあることを認識できる。

【図面の簡単な説明】

【０００７】

【図１】図１は本発明の第１の実施形態の走査型内視鏡装置の全体構成を示す図。

【図２】図２は図１におけるＡ－Ａ線断面によるアクチュエータの構成を示す断面図。

【図３】図３はアクチュエータを駆動する駆動信号の波形を示す図。

【図４】図４は図３の駆動信号により光ファイバの先端が揺動される軌跡を示す図。

【図５】図５は第１の実施形態における駆動ユニット周辺部の構成を示す図。

【図６】図６は第１の実施形態における代表的な処理内容を示すフローチャート。

20

【図７】図７は第２画像として縮小表示が選択された場合の画像表示例を示す図。

【図８】図８は第２画像としてモノクロ表示が選択された場合の画像表示例を示す図。

【図９】図９は第２画像として解像度劣化表示が選択された場合の画像表示例を示す図。

【図１０】図１０は第２画像として情報重畳表示が選択された場合の画像表示例を示す図。

。

【図１１】図１１は第１の実施形態の変形例における駆動ユニット周辺部の構成を示す図。

。

【発明を実施するための形態】

【０００８】

30

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

（第１の実施形態）

図１に示すように本発明の第１の実施形態の走査型内視鏡装置１は、被検体を形成する患者５の体腔内又は体内に挿入される走査型内視鏡２と、走査型内視鏡２が着脱自在に接続される本体装置（又は走査型内視鏡制御装置）３と、本体装置３に接続される表示装置としてのモニタ４と、を有する。走査型内視鏡２は、各走査型内視鏡２に固有の情報を含むスコープＩＤデータを格納したメモリ６を有し、このメモリ６は、走査型内視鏡２のスコープコネクタ（単に、コネクタと略記）７内のコネクタ基板８に設けられている。また、術者等のユーザが本体装置３に対して画像表示モードを選択、又は指示する信号を入力する入力装置９が設けてある。

走査型内視鏡２は、患者５の体内又は体腔内に挿入可能な細長の形状及び可撓性を備えて形成された挿入部１１を有し、挿入部１１の基端部に、走査型内視鏡２を本体装置３に着脱自在に接続するためのコネクタ７が設けられている。なお、コネクタ７は、本体装置３のコネクタ受け（レセプタクル）７ａ（図５参照）に着脱自在に接続される。

40

【０００９】

挿入部１１内には、基端部から先端部１１ａ付近にかけて、本体装置３の光源ユニット２１から供給された照明光を導光する導光部材となる照明用光ファイバ１３が挿通されている。照明用光ファイバ１３は、基端となる第１端部に入射された照明光を導光し照明用光ファイバ１３の第２端部となる先端から、対向する集光光学系１４を経て、患者５内の検査部位（被写体とも言う）に向けて照明光が出射される。

また、挿入部１１内には、被写体からの戻り光を受光して本体装置３の検出部を構成す

50

る検出ユニット 2 3 へ導く受光用光ファイバ 1 5 が挿通されている。

上記照明用光ファイバ 1 3 における光入射面となる第 1 端部は、光コネクタ 1 3 a において本体装置 3 の内部に設けられた照明用光ファイバ 1 3 b の先端側の端部 1 3 c (図 5 参照) と接続され、この照明用光ファイバ 1 3 b の基端側の光入射面となる端部は光源ユニット 2 1 内の合波器 3 2 近傍に配置されている。

また、照明用光ファイバ 1 3 の光出射面となる第 2 端部は、挿入部 1 1 の先端部 1 1 a に設けられた集光光学系 1 4 に近接して対向する位置に配置され、その状態において、走査部を構成するアクチュエータ 1 6 により揺動される。

【0010】

受光用光ファイバ 1 5 の光入射面となる端部は、挿入部 1 1 の先端部 1 1 a の先端面における、例えば集光光学系 1 4 の光出射面の周囲に円形に沿って配置されている。また、受光用光ファイバ 1 5 の光出射面となる基端側の端部 1 5 a は本体装置 3 の内部に設けられた受光用光ファイバ 1 5 b の先端側の端部 1 5 c (図 5 参照) と接続され、この受光用光ファイバ 1 5 b の基端側の端部は検出ユニット 2 3 内の検出器 3 7 近傍に配置されている。

また、検出ユニット 2 3 は本体装置内 3 に設けられているものに限らず、走査型内視鏡 2 内に設けられていても良い。

集光光学系 1 4 は、凸レンズ 1 4 a 及び凹レンズ 1 4 b からなる色消し機能を持つ光学系を形成し、照明用光ファイバ 1 3 の先端面から照明光を集光して被写体側へ出射する。

挿入部 1 1 における先端部 1 1 a の内部には、本体装置 3 の駆動ユニット 2 2 から出力される駆動信号に基づいて照明用光ファイバ 1 3 の先端側を、該照明用光ファイバ 1 3 の長手方向と直交する方向に駆動するための走査部を構成するアクチュエータ 1 6 が設けられている。

【0011】

アクチュエータ 1 6 を構成する圧電素子 1 7 a, 1 7 b と 1 7 c, 1 7 d (図 2 参照) は、挿入部 1 1 内に挿通された駆動線 1 8 a, 1 8 b と接続され、駆動線 1 8 a, 1 8 b はコネクタ 7 の電気接点を介して本体装置 3 内の駆動線 1 8 c, 1 8 d と接続される。駆動線 1 8 c, 1 8 d は駆動ユニット 2 2 と接続され、駆動信号が印加される。

アクチュエータ 1 6 は、照明用光ファイバ 1 3 の長手方向を Z 軸方向とした場合、駆動信号の印加により Z 軸方向に伸張又は収縮することによって、図 1 の実線で示す状態から点線で示すように照明用光ファイバ 1 3 の先端側を移動して、照明用光ファイバ 1 3 の先端面から出射される照明光を Z 軸と垂直となる X, Y 軸方向に走査する。

駆動信号の印加によりアクチュエータ 1 6 を駆動した場合、照明用光ファイバ 1 3 の先端側を X, Y 軸方向に走査し易いように、アクチュエータ 1 6 の Z 軸方向に沿ったその基端側部分を支持部材 1 9 を介して挿入部 1 1 の内面に固定している。

照明用光ファイバ 1 3 及びアクチュエータ 1 6 は、挿入部 1 1 の長手軸方向に垂直な断面において、例えば、図 2 に示すような位置関係を有するようにそれぞれ配置されている。図 2 は、走査型内視鏡 2 に設けられたアクチュエータ 1 6 の構成を示す断面図である。

【0012】

図 2 に示すように、照明用光ファイバ 1 3 とアクチュエータ 1 6 との間には、接合部材としてのフェルール 4 1 が配置されている。具体的には、フェルール 4 1 は、例えば、ジルコニア (セラミック) またはニッケル等により形成されている。

フェルール 4 1 は、図 2 に示すように、正方形の四角柱の形状を有するように形成されており、中心軸に沿った孔に通した照明用光ファイバ 1 3 が固定され、Y 軸方向 (紙面の上下方向) の両側面と、X 軸方向 (紙面の左右方向) の両側面とにアクチュエータ 1 6 を形成する圧電素子 1 7 a, 1 7 b と 1 7 c, 1 7 d が取り付けられている。

各圧電素子は、例えば P Z T (チタン酸ジルコン酸鉛) 等により構成され、駆動信号の印加により、長手方向 (図 2 において Z 軸方向) に伸縮する。従って、基端が保持又は固定された状態で、例えば圧電素子 1 7 a, 1 7 b に (一方を伸張、他方を収縮させる) 逆

10

20

30

40

50

位相の駆動信号を印加することにより、図 1 において点線で示すように受光用光ファイバ 15 の先端側を上下方向に振動（揺動）させることができる。

なお、各圧電素子 17a～17d は、それぞれ分極方向が所定方向になるように分極処理され、対向する両面に駆動信号が印加される電極（図示略）が設けられている。

【0013】

図 3 は、圧電素子 17a（及び 17b）、（17c（及び 17d）の場合も同様）を駆動する駆動信号の波形を示す。

図 3 に示すように圧電素子 17a（及び 17b）と圧電素子 17c（及び 17d）とを駆動する駆動信号は、一方の駆動信号の位相をシフトした殆ど同じ波形で、正弦波形状に変化させると共に、その電圧を走査開始位置 Pa（図 4 参照）に相当する 0 の値から走査終了位置 Pb（図 4 参照）に相当する値まで次第に大きくした後、再び次第に小さくして走査開始位置 Pa に相当する 0 の値に戻すようにしている。

このような駆動信号を圧電素子 17a（及び 17b）と圧電素子 17c（及び 17d）とに印加することにより、アクチュエータ 16 により駆動される照明用光ファイバ 13 の先端側は、図 4 に示すように走査開始位置 Pa から走査終了位置 Pb まで渦巻き形状に移動（走査）される。照明用光ファイバ 13 の先端の走査に対応して照明用光ファイバ 13 の先端から出射された照明光も、患者 5 の内部の表面上を渦巻き形状に光走査する。なお、照明光は、連続発光でなく、パルス発光するように制御される。

【0014】

図 3 に示すような駆動波形の駆動信号でアクチュエータ 16 を駆動した場合、実際には、アクチュエータ 16 を形成する圧電素子 17a～17d の電気的特性等の個体差のために、図 4 に示した走査位置が変化する。そのため、予め基準の被写体面に対して図 3 に示すような駆動信号で各走査型内視鏡 2 のアクチュエータ 16 を駆動した場合における光が実際に照射された 2 次元の座標位置を調べ、調べられた適正な座標位置（走査位置、又は照射位置とも言う）を取得できるように走査位置を校正したキャリブレーションデータを、アクチュエータ 16 を搭載した走査型内視鏡 2 内のメモリ 6 に予め格納している。

キャリブレーションデータは、走査型内視鏡 2 が本体装置 3 に接続された状態において、コントローラ 25 の制御で読み出され、本体装置 3 内のメモリ 24 に格納される。

図 1 に示すように本体装置 3 は、照明光を生成し、走査型内視鏡 2 の照明用光ファイバ 13 の基端側に生成した照明光を供給する光源を形成する光源ユニット 21 と、照明用光ファイバ 13 の先端を 2 次元的に走査するように駆動する駆動ユニット 22 と、照明用光ファイバ 13 の先端から出射された照明光の戻り光を受光する受光用光ファイバ 15 を用いて戻り光を検出し、光電変換した検出信号を出力する検出素子としての検出器 37 を備えた検出ユニット 23 と、上記メモリ 6 から読み出されたスコープ ID データが（一時的に）格納される読出データ格納部 24a を形成するメモリ領域を有するメモリ 24 と、本体装置 3 の全体の制御を行うコントローラ 25 と、を有する。

【0015】

なお、図 1 におけるコントローラ 25 と信号発生器 33 は、図 1 において 2 点鎖線で示すと共に、図 5 にも示す FPG A（Field Programmable Gate Array）30 により形成されている。

光源ユニット 21 は、赤色の波長帯域のレーザ光（R レーザ光、又は単に R 光とも言う）を発生する R レーザ光源 31a と、緑色の波長帯域の光（レーザ G 光、又は G 光とも言う）を発生する G レーザ光源 31b と、青色の波長帯域のレーザ光（B レーザ光、又は B 光とも言う）を発生する B レーザ光源 31c と、合波器 32 と、を有する。

R レーザ光源 31a、G レーザ光源 31b 及び B レーザ光源 31c は、例えばレーザダイオード（LD）を用いたレーザモジュール 31d（図 5 参照）を用いて構成されている。図 5 では 1 つのレーザモジュール 31d により、R レーザ光源 31a、G レーザ光源 31b、B レーザ光源 31c を示している。

図 1 の R レーザ光源 31a、G レーザ光源 31b、B レーザ光源 31c は、コントローラ 25 の制御によりオンされた際に、それぞれ R レーザ光、G レーザ光、B レーザ光の各

10

20

30

40

50

レーザ光を合波器 3 2 へ順次出射する。コントローラ 2 5 は、Rレーザ光源 3 1 a、Gレーザ光源 3 1 b 及び Bレーザ光源 3 1 b の離散的な発光を制御する光源制御回路（又はレーザ光制御回路）2 5 a を有する。なお、Rレーザ光源 3 1 a、Gレーザ光源 3 1 b、Bレーザ光源 3 1 c を単にレーザ光源 3 1 a ~ 3 1 c とも言う。

【0016】

この光源制御回路 2 5 a は、アクチュエータ 1 6 により照明用光ファイバ 1 3 を駆動した場合、上記メモリ 2 4 に記憶された離散的な座標位置への駆動タイミングにおいて、パルス発光させるように Rレーザ光源 3 1 a、Gレーザ光源 3 1 b 及び Bレーザ光源 3 1 b の発光を制御する。

また、本実施形態においては、走査型内視鏡 2 の挿入部 1 1 の先端部 1 1 a が被検体としての患者 5 内に挿入されているか否かを判定する判定部を構成する判定回路 2 5 c を有し、判定部による判定結果に基づいて、光源制御回路 2 5 a は、Rレーザ光源 3 1 a、Gレーザ光源 3 1 b 及び Bレーザ光源 3 1 b を制御し、Rレーザ光、Gレーザ光及び Bレーザ光の光量又は光強度を制御する。R、G、Bレーザ光は照明光を形成するため、光源制御回路 2 5 a は照明光の光量又は光強度を制御する照明光制御回路と定義することもできる。

本実施形態においては、コントローラ 2 5（の光源制御回路 2 5 a）は、Rレーザ光源 3 1 a、Gレーザ光源 3 1 b 及び Bレーザ光源 3 1 b に対して順次パルスの発光させる制御信号を送り、Rレーザ光源 3 1 a、Gレーザ光源 3 1 b 及び Bレーザ光源 3 1 b は順次 Rレーザ光、Gレーザ光、Bレーザ光を発生し、合波器 3 2 へ出射する。

【0017】

合波器 3 2 は、Rレーザ光源 3 1 a からの Rレーザ光、Gレーザ光源 3 1 b からの Gレーザ光、Bレーザ光源 3 1 c からの Bレーザ光、を順次照明用光ファイバ 1 3 b の光入射面に供給し、照明用光ファイバ 1 3 b は、Rレーザ光、Gレーザ光、Bレーザ光を順次照明用光ファイバ 1 3 側に供給する。

駆動ユニット 2 2 は、駆動信号出力部としての機能を有し、信号発生器 3 3 と、絶縁素子 3 6 a、3 6 b と、D/A変換器 3 4 a 及び 3 4 b と、アンプ 3 5 a 及び 3 5 b と、を有する。

駆動ユニット 2 2 により生成される駆動信号は、患者 5 内に挿入される走査型内視鏡 2 に搭載したアクチュエータ 1 6 を駆動するため、図 1 において 2 点鎖線で示すように 2 次回路側と絶縁素子 3 6 a、3 6 b により電氣的に絶縁された患者回路 4 2 側に D/A変換器 3 4 a 及び 3 4 b と、アンプ 3 5 a 及び 3 5 b と、を配置している。図 1、図 5 は、患者回路 4 2 に属する電気回路系を示している。なお、図 1 における患者回路 4 2 以外の信号発生器 3 3 等は、2 次回路 4 3（図 1 では番号を省略）に属する。

【0018】

また、本実施形態においては、アンプ 3 5 a、3 5 b から駆動線 1 8 c、1 8 a と 1 8 d、1 8 b を介して（アクチュエータ 1 6 の）圧電素子 1 7 a、1 7 b と 1 7 c、1 7 d に印加される駆動信号の電流を検出する電流検出回路 3 7 a、3 7 b を設けている。

後述するように電流検出回路 3 7 a、3 7 b により検出された電流は、コントローラ 2 5 内部に設けられた判定回路 2 5 c に入力される。判定回路 2 5 c は、検出された電流 I の時の駆動電圧 V から圧電素子 1 7 a ~ 1 7 d の抵抗値 Z を V/I により算出する。

そして、判定回路 2 5 c は、抵抗値 Z が、先端部 1 1 a を患者 5 の内部にある状態での温度範囲（例えば 35 ~ 37 °C）内で検出される抵抗値の場合、又は前記抵抗値 Z に対応する圧電素子の温度が、先端部 1 1 a が患者 5 の内部にある場合の前記温度範囲内となる場合には、先端部 1 1 a が患者 5 の内部の体内にあると判定し、この温度範囲から逸脱する温度の場合には患者 5 の外部の体外にあるとの判定を行う。

抵抗値 Z により、先端部 1 1 a が患者 5 の内部にあるか外部にあるかを判定できるように、メモリ 6 には、予め圧電素子 1 7 a ~ 1 7 d の抵抗値と温度とを関係付けたテーブルデータが格納されている。このテーブルデータは、キャリブレーションデータと共に、メモリ 2 4 に格納される。

10

20

30

40

50

【0019】

判定回路25cは、算出された抵抗値Zを用いてテーブルデータから、圧電素子17a～17dの温度（の情報）を読み出し、その温度が患者5の内部に有る場合の温度範囲内にある場合には先端部11aが患者5の内部にあると判定し、この温度範囲から外れる温度の場合には患者5の体外にあるとの判定を行う。

信号発生器33は、コントローラ25の制御に基づき、照明用光ファイバ13の光出射側の端部を振動（又は揺動）させるための交流信号を発生し、絶縁素子36a、36bを介してD/A変換器34a及び34bに出力する。

絶縁素子36a、36b（更に、後述する36c、36d、36e）は、例えば発光ダイオード（LEDと略記）と、フォトランジスタとから構成され、（光結合部において）電気信号を光信号に変換し、さらに光信号を電気信号に変換する構成とすることにより、光結合部において2次回路43側と患者回路42側とを電氣的に絶縁する。なお、メモリ6のキャリブレーションデータ等は、患者回路42内の読出回路39により読み出され、絶縁素子36eを経てコントローラ25に入力され、コントローラはメモリ24に格納する。

【0020】

D/A変換器34a及び34bは、信号発生器33から出力されたデジタルの駆動信号をアナログの駆動信号に変換してそれぞれアンプ35a及び35bへ出力する。

アンプ35a及び35bは、D/A変換器34a及び34bから出力された小振幅の駆動信号をそれぞれ増幅して図3に示した駆動信号にし、電流検出回路37a、37bが介挿された駆動線18c、18aと18d、18bとを経てアクチュエータ16（の圧電素子17a、17bと17c、17d）へ出力する。

上記電流検出回路37a、37bは、検出した電流を絶縁素子36c、36dを介して、2次回路43側のコントローラ25内に設けた判定回路25cに出力する。

なお、患者回路42に属するD/A変換器34a及び34b、アンプ35a、35b等は、2次回路43側の電源回路から絶縁された患者回路42に属する電源回路（図示略）から動作の電源が供給される。

本体装置3内の検出ユニット23は、検出器37及びA/D変換器38を有する。

【0021】

検出器37は、フォトダイオード等の光検出器により構成され、受光用光ファイバ15の光出射面から出射された戻り光を受光して電気信号に変換する。受光用光ファイバ15は、Rレーザ光、Gレーザ光、Bレーザ光により順次照明された被検体側から反射された戻り光を導光し、導光された戻り光が検出器37に順次入射される。検出器37は、入射されたRレーザ光、Gレーザ光、Bレーザ光の戻り光の強度にそれぞれ応じたアナログのR、G、B検出信号を順次生成し、A/D変換器38へ出力する。

A/D変換器38は、検出器37から順次出力されるアナログのR、G及びB検出信号を、それぞれデジタルのR、G及びB検出信号に順次変換してコントローラ25内の画像生成回路25bへ出力する。なお、図1に示す構成において、Rレーザ光源31a、Gレーザ光源31b、Bレーザ光源31cを同時にパルス発光させるような構成にしても良い。この場合には、検出ユニット23として、R光、G光、B光を同時に検出する構成にすれば良い。

【0022】

メモリ24には、本体装置3の制御を行うための制御プログラム等が予め格納されている。また、メモリ24の一部のメモリ領域には、本体装置3のコントローラ25によりメモリ6から読み出されたスコープIDデータの情報が格納される。例えばメモリ24における一部のメモリ領域は、メモリ6から読み出されたスコープIDデータを一時的に格納する読出データ格納部24aを形成する。この読出データ格納部24aに格納されるスコープIDデータには、上述したキャリブレーションデータと、テーブルデータとが含まれる。

コントローラ25は、例えばメモリ24に格納された制御プログラム等に基づいて光源

10

20

30

40

50

ユニット 2 1 及び駆動ユニット 2 2 等の制御を行う。

走査部又は光走査部としての機能を有するアクチュエータ 1 6 は、前述のようなコントローラ 2 5 の制御に応じて駆動ユニット 2 2 から出力される駆動信号に基づき、被写体へ照射される照明光の照射位置が渦巻き形状となる所定の走査パターンに応じた軌跡を描くように照明用光ファイバ 1 3 を揺動させる。

【0023】

また、コントローラ 2 5 の光源制御回路 2 5 a は、メモリ 2 4 に格納された駆動信号に関連付けられた発光位置（又は発光タイミング）の情報に従って、R レーザ光源 3 1 a、G レーザ光源 3 1 b、B レーザ光源 3 1 c を順次離散的に発光させるように制御する。そして、検出ユニット 2 3 は、順次発光されたタイミングにおいて被写体からの戻り光を R, G, B 検出信号としてサンプリングして取得し、取得した R, G, B 検出信号を画像生成回路 2 5 b 内のメモリ 4 4（図 5 参照）に格納する。

また、コントローラ 2 5 は、絶縁素子 3 6 e を介して患者回路 4 2 側に設けた読出回路 3 9 と接続され、読出回路 3 9 は信号線 4 0 を介して、メモリ 6 と接続される。コントローラ 2 5 は、起動時にメモリ 6 からスコープ I D データを読み出すように読出回路 3 9 を制御し、読み出されたスコープ I D データはコントローラ 2 5 を経て画像生成回路 2 5 b 等からアクセスできるメモリ 2 4 に書き込む。

なお、画像生成回路 2 5 b が読出回路 3 9 を制御し、メモリ 6 から読み出されたスコープ I D データを取得するようにしても良い。

【0024】

図 5 に示すように画像生成回路 2 5 b は、通常観察用の（内視鏡）画像となる第 1 画像の画像信号としての第 1 画像信号を生成する第 1 画像生成回路 5 1 と、第 1 画像よりも輝度レベル等が低い（内視鏡）画像となる第 2 画像の画像信号としての第 2 画像信号を生成する第 2 画像生成回路 5 2 とを有する。第 2 画像生成回路 5 2 は、第 1 画像信号から第 2 画像信号を生成するための変換処理又は変更処理を行う画像信号変換回路（又は画像信号変更回路）5 2 a の機能を有する。

また、本実施形態においては、画像生成回路 2 5 b は、第 1 画像又は第 2 画像における特徴量から先端部 1 1 a が被検体の内部にあるか外部にあるかを判定する画像処理を行う判定処理回路 5 3 を有する。判定処理回路 5 3 は、走査型内視鏡 2 が被検体としての患者 5 の鼻腔内に挿入される場合においては、画像信号に、鼻腔内の色味（赤色）、鼻汁の色味（黄色）、鼻毛の色（黒色）の信号が、特徴部として検出された場合には、先端部 1 1 a が鼻腔内（体内）に有ると判定し、このような信号が検出されないと鼻腔内（体内）に無いと判定し、判定信号を判定回路 2 5 c に送る。ユーザは、入力装置 9 からの選択信号により、画像生成回路 2 5 b の判定処理回路 5 3 を（先端部 1 1 a が患者 5 の内部又は外部にあるか否かの判定に）用いるか否かを選択することができる。

【0025】

また、判定処理回路 5 3 は、走査型内視鏡 2 の先端部 1 1 a が被検体として患者 5 の気管や気管支内に挿入される場合においては、画像信号に、気管や気管支の色味（赤色）、気管分岐部の枝分かれ箇所（黒色）の信号が特徴部として検出された場合には、先端部 1 1 a が気管や気管支内（体内）に有ると判定し、このような信号が検出されないと気管や気管支内（体内）に無いと判定し、判定信号を判定回路 2 5 c に送る。

なお、第 2 画像は、第 1 画像に比較して、少なくとも輝度レベル（又は信号レベル）が低下した、第 1 の画像とは異なる画像となり、（第 2 画像は、）第 1 画像に比較して、更に解像度等が低下（又は劣化）した情報量の画像となる場合があるため、判定処理回路 5 3 は、第 1 画像（信号）から先端部 1 1 a が患者 5 の内部にあるか否かを判定するようにしても良い。

前述したように判定回路 2 5 c は、電流検出回路 3 7 a、3 7 b からの電流検出とその時の駆動電圧とから圧電素子 1 7 a～1 7 d の抵抗値 Z を算出し、テーブルデータを参照して、先端部 1 1 a が患者 5 の内部（つまり体内）にあるか患者 5 の外部（つまり体外）にあるかの判定を行う。また、判定回路 2 5 c は、判定処理回路 5 3 より判定結果も使用

10

20

30

40

50

される場合には、両方の判定結果に基づいて先端部 1 1 a が被検体としての患者 5 の内部にあるか外部にあるかの判定を行う。

【0026】

判定回路 2 5 c は、先端部 1 1 a が患者 5 の内部にあるか外部にあるかの判定結果の信号を、光源制御回路 2 5 a と画像生成回路 2 5 b に送り、光源制御回路 2 5 a と画像生成回路 2 5 b は、判定結果の信号に対応した動作及び制御動作を行う。

光源制御回路 2 5 a は、患者 5 の内部にある判定結果の信号の場合には、検査、又は診断を行い易い高画質で、適度の明るさの内視鏡画像が表示装置としてのモニタ 4 に表示できるように所定の光量又は光強度の照明光としてのレーザ光を照明用光ファイバ 1 3 側に射出するように制御する。

10

また、画像生成回路 2 5 b (の第 1 画像生成回路 5 1) は、上記所定の光量又は光強度の照明光としてのレーザ光が被検体側に照射された場合においての被検体側からの戻り光から得られる検出信号に基づいて生成した第 1 画像信号をモニタ 4 に出力し、モニタ 4 は検査、又は診断を行い易い高画質で、適度の明るさの内視鏡画像となる第 1 画像を表示する。

これに対して、患者 5 の外部にある判定結果の信号の場合には、光源制御回路 2 5 a は、照明用光ファイバ 1 3 の先端から射出される照明光としてのレーザ光が、仮に術者等のユーザの目に照射された場合にも支障が無い程度に光量又は光強度に低減化したレーザ光 (例えば上記所定のレーザ光の数分の 1 以下の光量又は光強度のレーザ光) を照明用光ファイバ 1 3 側に射出するように制御する。

20

【0027】

また、患者 5 の外部にある判定結果の信号の場合には、画像生成回路 2 5 b (の第 2 画像生成回路 5 2) は、第 1 画像信号からユーザにより解像度低下表示等の選択された表示形態に対応した (又は選択された表示形態に対応した画像処理等により第 1 画像とは表示形態又は信号規格が異なる第 2 画像の) 第 2 画像信号を生成する。

本実施形態においては、モニタ 4 に表示される内視鏡画像としての第 1 画像又は第 2 画像をユーザが観察した場合、第 1 画像であるか第 2 画像であるかが容易に認識又は視認できるように、画像生成回路 2 5 b は、第 1 画像信号を該第 1 画像信号とは解像度等 (の表示形態項目) が異なる第 2 画像信号に変換又は変更する。

また、上記のように本実施形態においては、患者 5 の外部にある判定結果の場合には、内部の判定結果よりもレーザ光の出力が十分に低下した値 (単に弱とも言う) に設定すると共に、第 1 画像よりも解像度等が低下した第 2 画像が表示装置としてもモニタ 4 に表示されるように制御し、また、患者 5 の内部にある判定結果の場合には、レーザ光の出力が外部の判定結果よりもレーザ光の出力が十分に大きい値 (単に強とも言う) に設定すると共に、第 2 画像よりも解像度等が高い第 1 画像がモニタ 4 に表示されるように制御する。

30

【0028】

つまり、レーザ光の出力の強、弱と、モニタ 4 に表示される画像が第 1 画像、第 2 画像とが対応 (連動) する。このため、術者は、例えば、(先端部 1 1 a を含めて) 挿入部 1 1 を患者 5 の内部から外部に引き出す操作を行うような場合、モニタ 4 に表示される画像 (この場合、第 1 画像) を観察し、解像度等が低下した画像 (この場合、第 2 画像) に変化したか否かにより、レーザ光の出力の強から弱になったか否かを容易かつ速やかに認識することができるようになっている (先端部 1 1 a を外部に引き出す操作を行う場合、先端部 1 1 a から実際に射出されているレーザ光が強であるか弱であることを、レーザ光が照射された部位等の照射状態の観察等から認識や判断するような場合よりも、遥かに簡単となる)。

40

このため、仮に誤判定が発生した場合には、上記の操作において画像の解像度等が変化しないためにレーザ光の出力が強のままであることを、術者は容易に認識でき、出力が強いレーザ光から他の術者又は周囲の医療スタッフなどに対して保護する操作等を行い易くなる。

また、上記のようにレーザ光の出力の強、弱と、表示される画像の解像度等の差異とを

50

連動させているため、患者 5 の外部にある判定結果の場合には、照明用光ファイバ 1 3 の先端から出射されるレーザ光の光量又は光強度が弱に低下するため、第 2 画像の輝度レベル又は明るさは、第 1 画像に比較すると、十分に低下した画像となる。このため、第 1 画像信号に対して、単に外部の場合の情報を重畳したのみの第 2 画像信号を生成する表示形態又は画像処理を用いることもできる。

なお、図 1 及び図 5 に示す構成例では、信号処理部を形成する画像生成回路 2 5 b は、判定回路 2 5 c を含まない構成となっているが、例えば図 5 において、点線で示すように画像処理回路 2 5 b が判定回路 2 5 c を含む構成にしても良い。又は、実線で示す画像処理回路 2 5 b と判定回路 2 5 c とを含むものを信号処理部と定義しても良い。

【0029】

本実施形態の走査型内視鏡装置 1 は、照射光が入射される第 1 端部と前記照明光を被検体を形成する患者 5 側に射出する第 2 端部とを有するファイバを形成する照明用光ファイバ 1 3 と、前記第 2 端部を渦巻き状軌跡を形成するように振動させる走査部を形成するアクチュエータ 1 6 と、を備えた走査型内視鏡 2 と、前記被検体側からの反射光を検出し検出信号を出力する検出素子を形成する検出器 3 7 と、前記第 2 端部が配置された前記走査型内視鏡 2 の先端部 1 1 a が前記被検体の内部にあるか外部にあるかの判定を行う判定部を形成する判定回路 2 5 c と、前記判定部による判定結果として前記先端部が前記被検体の内部にある場合には、前記検出信号から生成した第 1 画像の第 1 画像信号を表示装置に出力し、前記先端部が前記被検体の外部にある場合には、前記検出信号から前記第 1 画像の表示形態とは異なる、前記第 1 画像信号に比較して前記被検体に関する画像情報量が少ない第 2 画像の第 2 画像信号に変換して前記表示装置に出力する信号処理部を形成する画像生成回路 2 5 b と、を有することを特徴とする。

次に図 6 を参照して本実施形態の代表的な動作を説明する。術者は、走査型内視鏡 2 を本体装置 3 に接続し、走査型内視鏡装置 1 の電源スイッチとなる本体装置 3 の電源スイッチを ON にする。

【0030】

すると、本体装置 3 内のコントローラ 2 5 は、動作状態となり、ステップ S 1 においてコントローラ 2 5 は、本体装置 3 に接続された走査型内視鏡 2 のメモリ 6 から ID データ等を読み出す。ID データ内には、キャリブレーションデータと、テーブルデータが含まれ、読み出された ID データはメモリ 2 4 に格納される（そして、後述の動作において、参照される）。

次のステップ S 2 として術者は、先端部 1 1 a が患者 5 の外部にあると判定された場合に、モニタ 4 に表示する第 2 画像における第 1 画像と差異を付ける（又は視覚的な違いを際立たせる）ための主要な表示形態（又は表示形態項目）を入力装置 9 から選択、又は指定する。第 2 画像における第 1 画像と差異を付けるための主要な表示形態（項目）を選択する場合、術者は、入力装置 9 から例えば、以下の 4 つの表示形態（項目）

- a) 第 2 画像のサイズ又は画角を、第 1 画像よりも縮小する縮小表示、
- b) 第 1 画像のカラー画像に対して、第 2 画像をモノクロ画像にするモノクロ表示、
- c) 第 1 画像の画質から解像度又は階調数を低下又は劣化した解像度／階調数低下表示、
- d) 第 1 画像におけるレーザ光量の状態からレーザ光量が低減された明るさが低減された第 1 画像のままで、レーザ光量が低減された情報を重畳した情報重畳表示

における任意の 1 つを選択することができる。この場合、入力装置 9 は、第 2 画像における第 1 画像と差異を付けるための主要な表示形態（項目）を選択、又は指定する表示形態（項目）選択部を形成する。なお、1 つでなく、複数を選択できるようにしても良い。

【0031】

図 7 は縮小表示が選択された場合のモニタ 4 の表示領域（表示画面）4 a に表示される画像表示例を示す。図 7 の左側は、先端部 1 1 a が患者 5 の内部と判定された場合の第 1 画像 I 1 を示し、先端部 1 1 a が患者 5 の外部と判定された場合にはその右側に示すように、第 1 画像 I 1 より縮小した画像サイズ（又は画角）の第 2 画像 I 2 が表示されるようにする。なお、図 7 における右側の点線は第 1 画像 I 1 の画像サイズ（又は画角）を示す

。また、図7では第1画像I1と、第2画像I2とを交差した斜線で示している。例えば、第2画像生成回路52は、第1画像信号に対して縮小処理を施して第2画像信号を生成する。この場合の縮小処理として、例えば、第1画像における水平方向及び垂直方向の画素を1つおきに抽出する間引き処理により、第2画像信号を生成するようにしても良い。この場合には、第2画像生成回路52の画像処理が簡単な間引き回路で構成できる。

図8はモノクロ表示が選択された場合のモニタ4の表示領域（表示画面）4aに表示される画像表示例を示す。図8の左側は、先端部11aが患者5の内部と判定された場合のカラーの第1画像I1coを示す。先端部11aが患者5の外部と判定された場合には、第2画像生成回路52は、第1画像信号に対してクロマキラーに相当する画像処理をしてその右側に示すように、カラーの第1画像I1coに対してモノクロの第2画像信号を生成する。図8ではカラーの第1画像I1coを交差した斜線で示し、モノクロの第2画像信号を斜線で示している。

そして表示領域4aにはモノクロの第2画像I2moが表示される。なお、モノクロの第2画像I2moとして、白黒の画像の他に、赤、緑、青等の単色の画像を生成し、表示領域4aに単色の画像を表示する選択ができるようにしても良い。

【0032】

例えば、第2画像生成回路52は、第1画像信号におけるR、G、Bの3原色信号における1つの色信号のみをモニタ4に出力するように図示しないスイッチのON/OFFを行うようにしても良い。この場合においても、第2画像生成回路52として簡単な構成のスイッチ切替回路で実現できる。

図9は解像度低下表示が選択された場合のモニタ4の表示領域（表示画面）4aに表示される画像表示例を模式的に示す。図9の左側は、先端部11aが患者5の内部と判定された場合のカラーの第1画像I1coを示し、右側は、第1画像I1coよりも画素数を低減した第2画像I2coaを示す。図9ではカラーの第1画像I1coを差した斜線で示し、第2画像I2coaを第1画像I1coの場合の交差した斜線よりも粗い交差した斜線で示している。

例えば、先端部11aが患者5の外部と判定された場合には、第2画像生成回路52は、第1画像I1coにおける例えば水平方向及び垂直方向にそれぞれ隣接する例えば3画素からなる9画素（ブロック）を、第2画像の単位画素（ブロック）とするような画像処理を行う。

この場合、第2画像生成回路52は、第1画像I1coにおける各9画素の中央となる画素値を、その周囲の8画素全てに適用し、9画素が全て同じ値の画素値となるように置換して、第1画像I1coよりも解像度が大幅に劣化した第2画像I2coaの第2画像信号に変換又は変更する。（なお、上記の9画素以外の例えば16画素等にしても良いし、ユーザが解像度を低下する程度を選択できるようにしても良い）。

【0033】

また、上記図9は、階調数低下表示の場合も兼用した模式図となっている。先端部11aが患者5の外部と判定された場合には、第2画像生成回路52は、第1画像信号の階調数（信号レベル）が例えば12ビット（の範囲内）である場合には、そのビット数よりも低減された例えば8～4ビット（の範囲内）に制限して、第1画像I1coよりも階調数が大幅に劣化した第2画像I2coaの第2画像信号に変換又は変更する。

そして、図9の右側に示すように、表示領域4aには第1画像I1coよりも階調数が劣化した第2画像I2coaが表示される。

図10は情報重畳表示が選択された場合のモニタ4の表示領域（表示画面）4aに表示される画像表示例を示す。図10の左側は、先端部11aが患者5の内部と判定された場合のカラーの第1画像I1coを示し、先端部11aが患者5の外部と判定された場合にはその右側に示すように、第1画像I1coにおいて輝度レベル（信号レベル）が低下した状態の画像を第2画像I2cobにすると共に、レーザ光の出力が低減されたことを明示的に示す情報として、例えば弱にされた旨の文字情報や記号情報が重畳して表示されるようにする。

10

20

30

40

50

なお、図10において、第1画像I1c oと第2画像I2c o bの下側には例えば画像の中心を通る水平ラインに沿った画像信号における信号レベルS1を示す。第2画像I2c o aの信号レベルS1は、第1画像I1c oの信号レベルS1の数分の1以下となる例を示している。

【0034】

術者は、画像の明るさから、先端部11aが内部にあると判定され、所定のレーザ出力に対応した場合の第1画像I1c oであるか、先端部11aが外部にあると判定され、所定のレーザ出力からそのレーザ出力が例えば数分の1以下に低減された場合の第2画像I2c o bであるかを容易に認識又は視認できる。

なお、図10においては、レーザ光の出力が弱にされた情報を第2画像I2c o bの画像上に重畳した状態で表示した例を示している。この場合には、第2画像I2c o bは、この第2画像I2c o b上に重畳された情報により、第1画像I1c oに比較して被検体に関する画像情報量が少ない画像となる。

このようにレーザ光の出力に関する情報を、第2画像I2c o bの画像上に表示する場合と、（第2画像I2c o bの画像上でなく）第2画像I2c o bの近傍又は周辺部に表示する場合とを選択することもできるようにしても良い。後者の選択が行われた場合には、第2画像I2c o bの近傍又は周辺部にレーザ光の出力が弱にされた情報が表示される。なお、上述した図7～9のいずれの場合における第2画像も第1画像に比較して画像情報量が少ない画像となるが、第2画像は体内を観察することを意図していないため、体内の観察に支障を出すことなくレーザ光の出力の切り替わりをユーザに示すことができる。

【0035】

図6に示すようにステップS2の処理の次のステップS3においてコントローラ25は、駆動ユニット22がアクチュエータ16に駆動信号を印加するように制御する。また、ステップS4において電流検出回路37a、37bは、駆動信号の電流Iを検出して判定回路25cに出力する。

ステップS5において判定回路25cは、電流Iが検出された時の駆動電圧Vと電流Iとから圧電素子17a～17dの抵抗値Zを算出する。次のステップS6において判定回路25cは、テーブルデータを参照することにより、抵抗値Zから圧電素子17a～17dの温度Tをテーブルデータから取得する。

次のステップS7において判定回路25cは、温度Tが患者5の内部となる温度範囲に該当するか否かにより先端部11aが患者5の内部か否かを判定する。

先端部11aが患者5の内部にあると判定した場合には、次のステップS8においてコントローラ25は、駆動ユニット22を制御し、駆動ユニット22が図3に示すような所定の駆動信号をアクチュエータ16に印加するように制御する。

【0036】

次のステップS9においてコントローラ25（の光源制御回路25a）は、光源ユニット21のレーザ光源31a～31cを制御し、レーザ光源31a～31cは所定のタイミングで、かつ所定のレーザ出力でパルス発光する。なお、この場合のレーザ出力は、後述するように（先端部11aが患者5の外部にあると判定された場合における）低減されたレーザ出力を弱とすると、強となる。

この場合、受光用光ファイバ15は、パルス発光によりレーザ光が照射された被写体側で反射された戻り光を受光し、検出ユニット23に導光する。検出ユニット23により光電変換された検出信号はメモリ44に格納され、第1画像生成回路51は、キャリブレーションデータを参照して渦巻き状の走査に対応した画像信号を生成する。

次のステップS10において第1画像生成回路51は、渦巻き状の走査に対応した画像信号からラスタ変換して直交座標系の画像信号としての第1画像信号を生成し、モニタ4に出力する。

次のステップS11においてモニタ4は、患者5の内部の検査部位の被写体画像を第1画像として表示する。

【0037】

10

20

30

40

50

次のステップ S 1 2 においてコントローラ 2 5 は、術者が画像を用いて先端部 1 1 a が患者 5 の内部に有るか否かを判定する選択を行っているかを判定する。画像を用いる選択を行っている場合には次のステップ S 1 2 において判定回路 2 5 c は、抵抗値 Z により取得された温度 T の判定結果と、判定処理回路 5 3 による画像処理による判定結果とが共に、先端部 1 1 a が患者 5 の内部に有る判定結果であるか否かを判定する。

この判定結果に該当する場合には、ステップ S 8 の処理に戻り、上述した処理を繰り返す。一方、両方の判定結果が共に内部でない（つまり外部にある）判定結果の場合には、その判定結果をレーザ光源 3 1 a ~ 3 1 c と、第 2 画像生成回路 5 2 に送り、ステップ S 1 5 の処理に進む。

また、ステップ S 1 2 の判定処理において画像を用いて判定を行うことが選択されていない場合には、ステップ S 1 3 において判定回路 2 5 c は、電流検出回路 3 7 a、3 7 b により電流検出などで算出した抵抗値 Z から、この抵抗値 Z に対応する温度 T を取得する。

【0038】

そして、ステップ S 1 5 において判定回路 2 5 c は、先端部 1 1 a が患者 5 の内部に有るかを判定する。この判定結果に該当する場合には、ステップ S 8 の処理に戻る。一方、内部でない判定結果の場合には、ステップ S 1 6 の処理に進む。

ステップ S 1 6 において駆動ユニット 2 2 は、ステップ S 8 の場合と同様に所定の駆動信号によりアクチュエータ 1 6 を駆動する。

次のステップ S 1 7 においてコントローラ 2 5（の光源制御回路 2 5 a）は、判定回路 2 5 c からの判定結果に基づくレーザ光の出力を低減する判定信号によりレーザ光源 3 1 a ~ 3 1 c のレーザ出力を低減し、レーザ光源 3 1 a ~ 3 1 c は、低減されたレーザ出力でパルス発光する。

上述したように先端部 1 1 a が患者 5 の内部に有る判定結果の場合の所定のレーザ出力のレベルを強とすると、そのレベルよりかなり小さい弱となるレーザ出力でレーザ光源 3 1 a ~ 3 1 c はパルス発光する。

低減されたレーザ出力の状態でパルス発光した場合における戻り光により第 1 画像生成回路 5 1 は、第 1 画像信号を生成する。この第 1 画像信号は、第 2 画像生成回路 5 2 に入力される。

【0039】

ステップ S 1 8 において第 2 画像生成回路 5 2 は、第 1 画像信号からステップ S 2 において選択された表示形態の第 2 画像信号を生成する。具体的には、図 7 ~ 図 1 0 におけるそれぞれ右側に示したものにおいて、選択された表示形態の第 2 画像信号を生成し、モニタ 4 に出力する。

次のステップ S 1 9 においてモニタ 4 は、選択された表示形態の第 2 画像を表示する。術者は、モニタ 4 に表示される第 1 画像とは異なる第 2 画像から、先端部 1 1 a が体外であると判定され、レーザ光の出力が低減されたことを、容易に認識できる。

次のステップ S 2 0 において判定回路 2 5 c は、先端部 1 1 a が患者 5 の外部に有るか否かの判定を行う。なお、ステップ S 2 0 の判定処理として、画像と抵抗値 Z の算出（又は温度 T の取得）との両方を用いて、先端部 1 1 a が患者 5 の外部に有るか否かの判定を行っても良いし、抵抗値 Z の算出（又は温度 T の取得）の情報により先端部 1 1 a が患者 5 の外部に有るか否かの判定を行っても良い。

ステップ S 2 0 において外部でない判定結果（つまり、内部の判定結果）の場合には、ステップ S 8 の処理に移る。一方、ステップ S 2 0 において外部である判定結果には、次のステップ S 2 1 の処理に進む。

次のステップ S 2 1 においてコントローラ 2 5 は、術者が入力装置 9 を操作して内視鏡検査を終了する指示入力が行われたか否かを判定し、検査終了の指示入力されていない場合には、ステップ S 1 6 の処理に戻る。一方、鏡検査を終了する指示入力が行われた場合には、図 6 の処理を終了する。

【0040】

このように動作する本実施形態によれば、走査型内視鏡 2 の先端部 1 1 a が体外にある場合には、表示装置に表示される画像から走査型内視鏡 2 の先端部 1 1 a が被検体の外部にあることをユーザは容易に認識又は確認できる。

つまり、実際に先端部 1 1 a が体外に引き出された場合において、表示装置に表示される画像の変化（第 1 画像から第 2 画像への変化）を観察することにより、照明光としてのレーザ光の出力が低下されているか否かを簡単に確認できる。

また、実際に先端部 1 1 a を体外に引き出した場合において、誤判定のために第 1 画像のままで第 2 画像に変化しない場合には、その操作を行っている術者等のユーザは、観察した画像からその誤判定のためにレーザ光の出力が強の状態であることを速やかに認識でき、レーザ光を他のユーザ等に照射しないように注意する操作や、レーザ光の出力を低下する等の操作を速やかに行い易くなる。つまり、誤判定に対する操作、処置を速やかに行い易くなる。

なお、図 6 に示す処理において、先端部 1 1 a が内部であると判定を行ったステップ（例えばステップ S 1 4、S 1 5、S 2 0）の後に、適宜の時間内においてユーザにより入力装置 9 からレーザ光の出力を低減する指示操作を受け付け、受け付けた指示操作に対応した制御動作を行うようにしても良い。

このようにすると、誤判定のために先端部 1 1 a が外部に引き出されたにも関わらず、内部の判定結果のままのレーザ出力となるような画像の場合には、ユーザは入力装置 9 からレーザ光の出力を低減する指示操作を行い、レーザ光の出力を低減させ、先端部 1 1 a が外部に引き出された場合におけるユーザの保護を円滑に行うことができるようになる。

また、本実施形態によれば、ユーザは第 2 画像における第 1 画像との視覚的な差異が顕著となるように解像度等の表示形態項目を選択できるようになっているので、第 1 画像から変化した場合の第 2 画像を（選択できない場合よりも）ユーザは確認し易い。

また、本実施形態においては、先端部 1 1 a の内部に温度を検出する温度センサを配置することなく、アクチュエータ 1 6 を構成する圧電素子 1 7 a ~ 1 7 d の抵抗値 Z が温度依存性を示す特性を利用して、先端部 1 1 a が患者 5 の内部にあるか外部にあるかを判定することができるようにしている。このため、本実施形態によれば、走査型内視鏡 2 の挿入部 1 1 を細径化し易い（細径化に適する）。

【0041】

なお、上述した実施形態においては、2つの電流検出回路 3 7 a、3 7 b を設けた場合を説明したが、1つの電流検出回路 3 7 a 又は 3 7 b を設けた構成にしても良い。そして、例えば1つの電流検出回路 3 7 a により圧電素子 1 7 a、1 7 b の合成抵抗値、又は、圧電素子 1 7 a 及び 1 7 b の一方の抵抗値を算出するようにしても良い。

また、圧電素子 1 7 a ~ 1 7 d は、所定の駆動信号が繰り返し印加されるため、そのような印加状態においては、印加されていない状態と比較して圧電素子 1 7 a ~ 1 7 d は、加温される状態となる。

このため、このような印加状態を考慮してテーブルデータを生成したり、圧電素子の抵抗値 Z から取得して温度 T が、患者 5 の内部にある温度範囲に該当するか否かの当該温度範囲を設定するようにしても良い。また、先端部 1 1 a を患者 5 に挿入する検査部位に応じて、当該温度範囲を可変設定するようにしても良い。

また、図 1 1 に示す変形例のように、術者等のユーザが、該ユーザの判断により必要とされる場合のみ使用できる強制切替用スイッチとなるフロントスイッチ 5 6 を備えた構成にしても良い。そして、ユーザによる手動の指示操作により、レーザモジュール 3 1 d のレーザ光の光量を、強から弱に強制的に切り替えることができるようにしても良い。

【0042】

なお、強制切替用スイッチとなるフロントスイッチ 5 6 は、先端部 1 1 a が患者 5 の内部にある判定結果の場合においてのみ使用できる手動で操作されるスイッチである。

このため、フロントスイッチ 5 6 が操作される前の状態では、FPGA 3 0（又はコントローラ 2 5）内の光源制御回路 2 5 a は、レーザモジュール 3 1 d に対してレーザ強信

10

20

30

40

50

号を出力し、レーザモジュール 3 1 d は、強となるレーザ光の光量を、照明用光ファイバ 1 3 b 側に出射する状態である。

また、この光源制御回路 2 5 a の制御状態に連動して、画像生成回路 2 5 b は、第 1 画像生成回路 5 1 により生成した第 1 画像信号をモニタ 4 に出力する状態である。

このような状態において、ユーザがフロントスイッチ 5 6 から（強から）弱にする指示操作を行った場合には、FPGA 3 0（又はコントローラ 2 5）は、その指示操作の信号を FPGA 3 0（又はコントローラ 2 5）内の光源制御回路 2 5 a に送り、光源制御回路 2 5 a は、レーザモジュール 3 1 d に対してレーザ弱信号を出力し、レーザモジュール 3 1 d は、弱となるレーザ光の光量を、照明用光ファイバ 1 3 b 側に出射する。

また、この光源制御回路 2 5 a の制御に連動して、上記指示操作の信号は画像生成回路 2 5 b に送られる。そして、画像生成回路 2 5 b 内の第 2 画像生成回路 5 2 は、第 1 画像生成回路 5 1 から生成した第 2 画像信号をモニタ 4 に出力する。

【0043】

図 1 1 では、手動操作する強制切替用スイッチとして、フロントスイッチ 5 6 の場合で示しているが、フットスイッチでも良いし、走査型内視鏡 2 の挿入部 1 1 の後端付近に設けた操作スイッチでも良いし、挿入部 1 1 の後端に操作部を設けた場合には、この操作部に設けた操作部スイッチでも良い。

なお、図 1 1 において、上記フロントスイッチ 5 6 によるレーザ光量の切替を、入力装置 9 により行うようにした場合には、図 1 1 は図 5 と同じ構成となる。

本変形例によれば、第 1 の実施形態の効果の他に、ユーザを保護する必要がある場合のみにおいて、ユーザを保護することができるようにレーザ光量の切替ができる（ユーザを保護する必要がある場合としての先端部 1 1 a が外部にある場合には、レーザ光量は既に弱となっており、さらに弱にする操作の必要性は少ない）。

また、患者 5 に対してその体内に挿入して内視鏡検査を行った後に、挿入部 1 1 を体内から引き出すような場合において、レーザ光の光量が強のままであるような場合には、強制的にレーザ光量を弱にし、ユーザを保護する操作ができる。

【0044】

また、本発明は、上述した構成の場合に限定されるものでなく、例えば図 1 において先端部 1 1 a の内部に、2 点鎖線で示すように加速度センサ 6 1 を設けた構成にしても良い。そして、加速度センサ 6 1 による加速度の検出信号を、信号線 6 2 を介して判定回路 2 5 c に入力し、判定回路 2 5 c は、加速度の検出信号に基づいて、先端部 1 1 a が患者 5 の内部にあるか外部に有るかを判定するようにしても良い。

加速度センサ 6 1 は、例えば先端部 1 1 a の長手方向に働く加速度と、この長手方向と直交し、圧電素子 1 7 a, 1 7 b が振動する方向、又は圧電素子 1 7 a, 1 7 b が振動する方向との少なくとも 2 軸方向の加速度を検出する。

判定回路 2 5 c は、例えば長手方向に働く加速度が重力成分と一致し、長手方向に直交する方向の加速度の平均値がほぼ 0 となるような状態が一定時間以上継続する場合には、挿入部 1 1 が患者 5 の外部に引き出され、ハンガに掛けられた状態（つまり、挿入部 1 1（の先端部 1 1 a）の長手方向に働く加速度が鉛直方向に働く重力成分に一致する状態）と判定して、（先端部 1 1 a が患者 5 の）外部と判定するようにしても良い。また、鉛直方向に対する先端部 1 1 a の振動中心の角度を検出するセンサを設け、判定回路 2 5 c は、このセンサの出力に基づいて先端部 1 1 a が患者 5 の内部又は外部にあるかを判定するようにしても良い。

なお、上述した実施形態において、表示形態が異なる第 2 画像を生成する第 2 画像生成回路 5 2 を備えた構成をそれぞれ異なる実施形態と見なすようにしても良い。

【符号の説明】

【0045】

1…走査型内視鏡装置、2…走査型内視鏡、3…本体装置、4…モニタ、5…患者、6…メモリ、7…コネクタ、9…入力装置、11…挿入部、11a…先端部、13…照明用光ファイバ、15…受光用光ファイバ、16…アクチュエータ、17a～17d…圧電素子

10

20

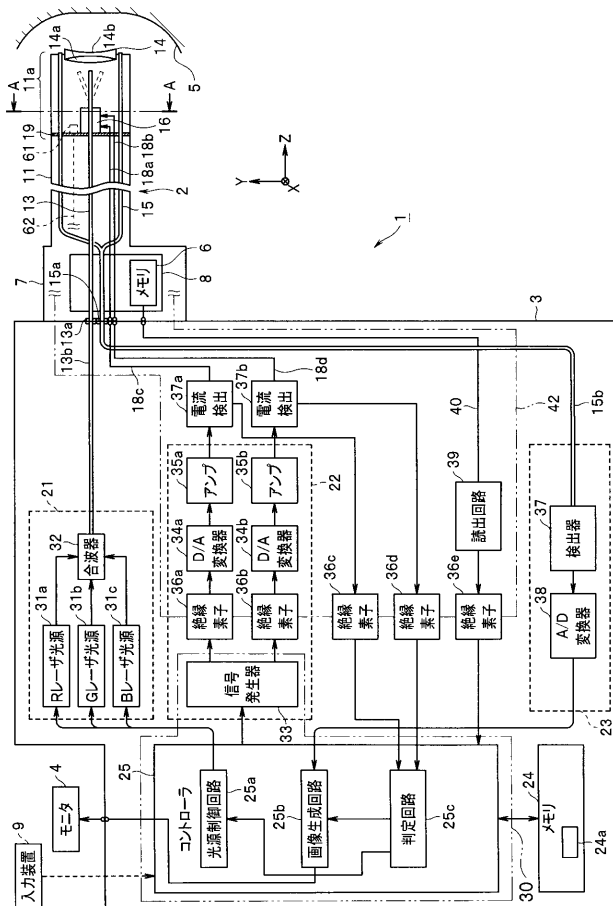
30

40

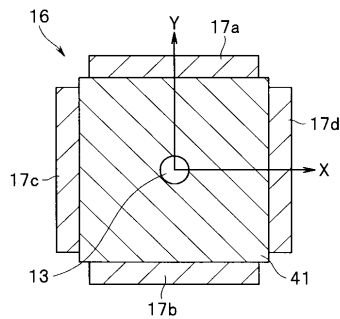
50

、 2 1 … 光源ユニット、 2 2 … 駆動ユニット、 2 3 … 検出ユニット、 2 4 … メモリ、 2 5 … コントローラ、 2 5 a … 光源制御回路、 2 5 b … 画像生成回路、 2 5 c … 判定回路、 3 0 … F P G A、 3 1 a ~ 3 1 c … レーザ光源、 3 3 … 信号発生器、 3 5 a、 3 5 b … アンプ、 3 7 a、 3 7 b … 電流検出回路、 3 7 … 検出器、 4 2 … 患者回路、 5 1 … 第 1 画像生成回路、 5 2 … 第 2 画像生成回路、 5 3 … 判定処理回路、

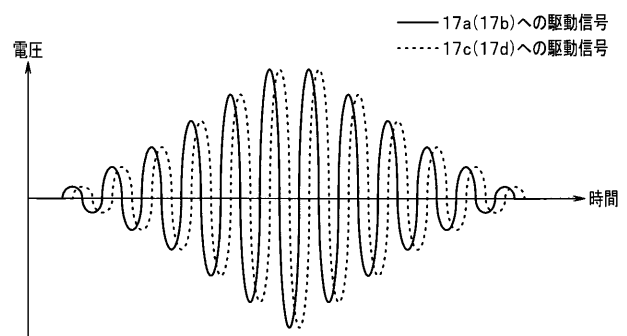
【図 1】



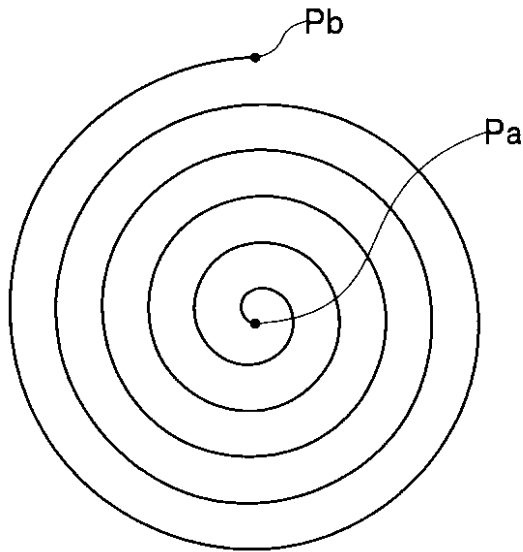
【図 2】



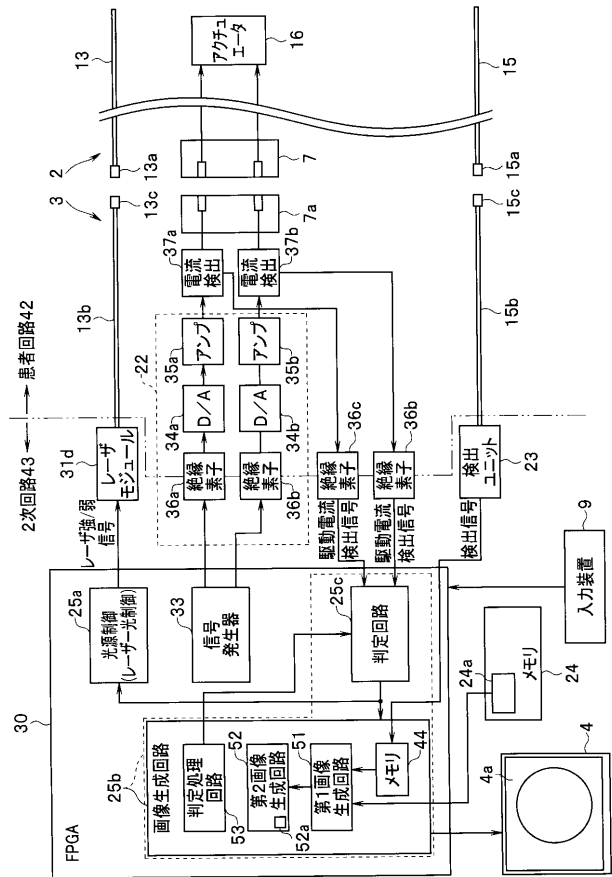
【図 3】



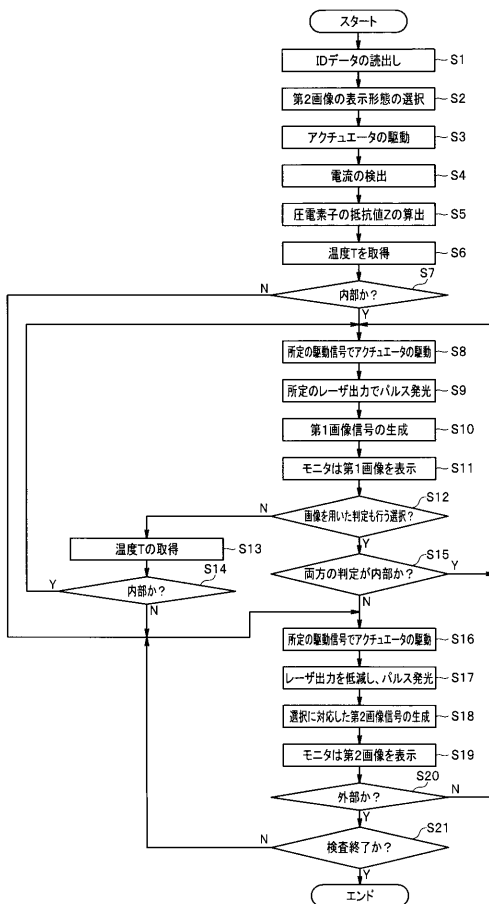
【図 4】



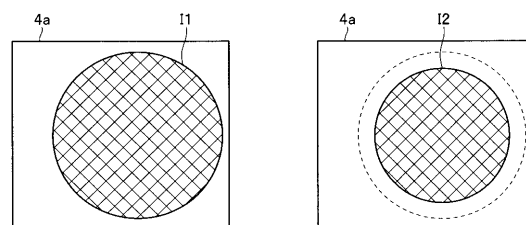
【図 5】



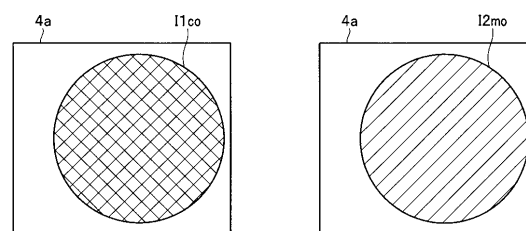
【図 6】



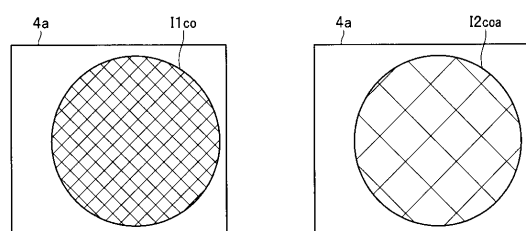
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C161 CC07 FF40 FF46 JJ17 JJ18 MM10 NN01 QQ07 QQ09 RR01
RR02 RR19 RR24 WW03 WW18

专利名称(译)	扫描内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2017086549A	公开(公告)日	2017-05-25
申请号	JP2015221426	申请日	2015-11-11
[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	中山登		
发明人	中山 登		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.T G02B23/24.B A61B1/00.524 A61B1/00.730 A61B1/045.610 A61B1/06.612		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA09 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/CA27 2H040/GA05 2H040/GA11 4C161/CC07 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/JJ17 4C161/JJ18 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR01 4C161/RR02 4C161/RR19 4C161/RR24 4C161/WW03 4C161/WW18		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种扫描内窥镜装置，操作者可以从显示单元上显示的图像容易地理解当尖端不在受试者体内时扫描内窥镜的尖端在受试者体外。溶剂：电流检测电路37a，37b检测流过构成安装在扫描内窥镜2的尖端内的致动器16的压电元件的驱动信号的电流。确定电路25c使用当时的信息计算压电元件的电阻值。驱动电压。接下来，确定电路从表数据中获得压电元件的温度，其中存储在存储器24中的电阻值和温度彼此相关联，基于温度是否确定内窥镜的尖端是在患者体内还是体外。在显示尖端放置在患者体内的温度范围内，并且当尖端位于患者体外时，在监视器4上显示分辨率低于第一图像的第二图像。所示图：图5

