

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5118867号
(P5118867)

(45) 発行日 平成25年1月16日(2013.1.16)

(24) 登録日 平成24年10月26日(2012.10.26)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D
A 6 1 B	8/12	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 E
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	8/12	
			A 6 1 B	1/04	3 7 0
			A 6 1 B	1/00	3 0 0 F

請求項の数 5 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2007-69108 (P2007-69108)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成19年3月16日 (2007.3.16)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2008-228810 (P2008-228810A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成20年10月2日 (2008.10.2)	(74) 代理人	100118913
審査請求日	平成22年3月12日 (2010.3.12)		弁理士 上田 邦生
		(74) 代理人	100112737
			弁理士 藤田 考晴
		(72) 発明者	石原 康成
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
		審査官	長井 真一
		(56) 参考文献	特開2006-061683 (JP, A)
)
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡観察装置および内視鏡の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

体腔内に配置される挿入体の先端に、
 該先端に対向する被検体に対して光を照射する投光部と、
 被検体から戻る観察光を受光する受光部と、
 超音波の発振により前記挿入体と被検体との絶対距離を計測する超音波センサと、
 該超音波センサにより取得された絶対距離情報に基づいて前記観察光の輝度情報を補正する補正部と、
 該補正部により補正された観察光の輝度情報に基づいて被検体の画像を生成する画像生成部とを備え、
 前記投光部が、前記挿入体の半径方向外方に向けて、周方向の所定範囲にわたり光を照射可能に設けられ、
 前記受光部が、前記周方向の所定範囲にわたる被検体からの観察光を受光可能に設けられ、
 前記超音波センサが、前記周方向の所定範囲における各位置と挿入体との絶対距離を計測可能に設けられている内視鏡観察装置。

【請求項2】

前記投光部、前記受光部または前記超音波センサの少なくとも1つを前記挿入体の軸線回りに回転させる回転駆動部を備える請求項1に記載の内視鏡観察装置。

【請求項3】

前記超音波センサが前記受光部に対して周方向に所定の角度をなして固定され、
前記補正部が、前記所定角度分回転するのに必要な時間だけずれて取得された絶対距離
情報に基づいて前記観察光の輝度情報を補正する請求項 2 に記載の内視鏡観察装置。

【請求項 4】

前記超音波センサにより取得された絶対距離情報と、前記補正部により補正された観察
光の輝度情報とを合成し、被検体の輪郭形状に観察光の輝度情報を重畳した合成画像を生
成する合成画像生成部を備える請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の内視鏡観察装置
。

【請求項 5】

被検体に対して光を照射し、被検体から戻る観察光を受光して画像化する内視鏡の作動
方法であって、

投光部が、挿入体の半径方向外方に向けて、周方向の所定範囲にわたり光を照射するス
テップと、

受光部が、前記周方向の所定範囲にわたる被検体からの観察光を受光するステップと、
超音波センサが、超音波の発振により前記周方向の所定範囲における各位置と挿入体と
の絶対距離を計測する計測ステップと、

補正部が、計測された絶対距離に基づいて前記観察光の輝度情報を補正する補正ステッ
プと、

画像生成部が、補正された観察光の輝度情報に基づいて被検体の画像を生成する画像生
成ステップとを備える内視鏡の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、内視鏡観察装置、観察装置および内視鏡観察方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、生体組織に励起光を照射して発生した蛍光を観察する蛍光内視鏡装置として、例
えば、特許文献 1 に示される構造のものがある。

この蛍光内視鏡装置は、生体に対して励起光を照射して、生体からの自家蛍光や生体
に注入した薬剤からの蛍光を 2 次元画像として検出するものであり、その蛍光像から生体組
織の変性や癌等の疾患状態を診断することを可能にしている。

【0003】

しかしながら、癌細胞の悪性度等を精度よく検出するためには、生体組織から発生して
いる蛍光量の絶対値を精度よく求めることが必要である。挿入部の先端に配置されている
受光部に受光される蛍光量は、挿入部の先端と生体組織等の被検体との距離の変動等によ
って変動するため、これらの変動によらず蛍光量の絶対値を求める工夫が必要である。

【0004】

この特許文献 1 においては、挿入部の先端と被検体との距離を測定するために超音波信
号を用いた距離計測手段を備えた蛍光内視鏡装置が開示されている。

また、被検体に低コヒーレンス光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検
体の断層像を精度よく構築する、いわゆる OCT (オプティカル・コヒーレンス・トモグ
ラフィ) 技術を利用した光イメージング装置が開示されている (特許文献 2 参照。)。

【0005】

【特許文献 1】特開平 10 - 243920 号公報

【特許文献 2】特開平 11 - 148897 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、特許文献 1 においては、超音波信号を用いて測定した距離に応じて励起
用光源から照射する励起光量を制御する技術に関し、胃や大腸のような広い空間で蛍光観

10

20

30

40

50

察を行う場合等に、一定のゲインで蛍光観察を行うことを目的としている。このため、近い位置を観察するときには励起光量を低下させ、遠い位置を観察するときには励起光量を増大させるものであり、画像間において定量化を図ることはできるものの、単一の画像中において被検体との距離の影響を受けることのない定量化を図ることはできないという不都合がある。

また、特許文献2ののOCT技術は、一般に、被検体の断層像を構築するために用いられているだけである。

【0007】

本発明は上述した事情に鑑みてなされたものであって、被検体に光を照射する投光部先端と被検体との絶対距離を精度よく測定し、被検体との距離の影響を受けずに定量性のある被検体の画像を取得することができる内視鏡観察装置および内視鏡観察方法を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明は以下の手段を提供する。

本発明は、体腔内に配置される挿入体の先端に、該先端に対向する被検体に対して光を照射する投光部と、被検体から戻る観察光を受光する受光部と、超音波の発振により前記挿入体と被検体との絶対距離を計測する超音波センサと、該超音波センサにより取得された絶対距離情報に基づいて前記観察光の輝度情報を補正する補正部と、該補正部により補正された観察光の輝度情報に基づいて被検体の画像を生成する画像生成部とを備え、前記投光部が、前記挿入体の半径方向外方に向けて、周方向の所定範囲にわたり光を照射可能に設けられ、前記受光部が、前記周方向の所定範囲にわたる被検体からの観察光を受光可能に設けられ、前記超音波センサが、前記周方向の所定範囲における各位置と挿入体との絶対距離を計測可能に設けられている内視鏡観察装置を提供する。

【0009】

本発明によれば、超音波センサの作動により、投光部および受光部が設けられている挿入体の先端と被検体との絶対距離が計測される。受光部により受光される被検体からの観察光の輝度は、投光部からの照明光あるいは励起光が均一な拡散光であるとする、その拡散開始位置から被検体までの絶対距離の2乗に反比例する。したがって、超音波センサにより精度よく計測した絶対距離を用いて補正部を作動させることにより、観察光の輝度情報を精度よく補正できる。

【0010】

そして、画像生成部の作動により、補正された輝度情報に基づいて被検体の画像を生成することにより、挿入体の先端と被検体との距離にかかわらず、正確な輝度分布を有する画像を取得することができる。

【0012】

また、投光部が、挿入体の半径方向外方に向けて周方向の所定範囲にわたり光を照射可能に設けられ、受光部が周方向の所定範囲にわたる被検体からの観察光を受光可能に設けられているので、投光部から発せられた光が挿入体の側面に対向する被検体の周方向に所定範囲にわたって照射され、光が照射されることにより発生する反射光または蛍光のような観察光が周方向の所定範囲にわたる被検体から受光部により受光される。さらに、超音波センサにより、挿入体と被検体との絶対距離が、周方向の所定範囲にわたる各位置において計測される。その結果、受光部により取得された周方向の所定範囲にわたる被検体からの観察光の輝度情報が、当該所定範囲における挿入体と被検体の各位置との絶対距離に基づいて精度よく補正され、挿入体と被検体との距離にかかわらず、正確な輝度分布を有する画像を取得することができる。

【0013】

また、上記発明においては、前記投光部、前記受光部または前記超音波センサの少なくとも1つを前記挿入体の軸線回りに回転させる回転駆動部を備えることとしてもよい。

このようにすることで、回転駆動部の作動により、該回転駆動部に固定された投光部、

10

20

30

40

50

受光部または超音波センサの少なくとも1つが挿入体の軸線回りに回転させられる。投光部が回転駆動部に固定されている場合、投光部が半径方向一方向に光を照射するように構成されるだけで、回転駆動部の作動により周方向の所定範囲にわたって光を照射することができる。受光部が回転駆動部に固定されている場合、受光部が半径方向一方向からの観察光を受光するように構成されるだけで、回転駆動部の作動により周方向の所定範囲からの観察光を受光することができる。また、超音波センサが回転駆動部に固定されている場合、超音波センサが半径方向一方向に沿う挿入体と被検体との絶対距離を計測するように構成されるだけで、回転駆動部の作動により周方向の所定範囲の各位置における絶対距離を計測することができる。

【0014】

また、上記発明においては、前記超音波センサが前記受光部に対して周方向に所定の角度をなして固定され、前記補正部が、前記所定角度分回転するのに必要な時間だけずれて取得された絶対距離情報に基づいて前記観察光の輝度情報を補正することとしてもよい。

このようにすることで、受光部により受光する観察光が発せられる被検体の位置と同一の位置における絶対距離情報は、受光部と超音波センサとの取付角度分だけ回転駆動部が超音波センサを回転させることにより取得される。したがって、受光部により受光された観察光の輝度情報を受光部と超音波センサとの取付角度分だけ時間をずらして取得された絶対距離情報に基づいて正確に補正することができる。これにより、受光部と超音波センサとを容易に重複しないように配置することができる。

【0015】

また、本発明は、前記超音波センサにより取得された絶対距離情報と、前記補正部により補正された観察光の輝度情報とを合成し、被検体の輪郭形状に観察光の輝度情報を重畳した合成画像を生成する合成画像生成部を備えることとしてもよい。

このようにすることで、合成画像生成部により生成された合成画像を表示することによって、被検体の輪郭形状および観察光の輝度情報を同時に観察することができ、病変部等の注目部位を被検体の状況とともに把握することができる。

【0016】

また、本発明は、被検体に対して光を照射し、被検体から戻る観察光を受光して画像化する内視鏡の作動方法であって、投光部が、挿入体の半径方向外方に向けて、周方向の所定範囲にわたり光を照射するステップと、受光部が、前記周方向の所定範囲にわたる被検体からの観察光を受光するステップと、超音波センサが、超音波の発振により前記周方向の所定範囲における各位置と挿入体との絶対距離を計測する計測ステップと、補正部が、計測された絶対距離に基づいて前記観察光の輝度情報を補正する補正ステップと、画像生成部が、補正された観察光の輝度情報に基づいて被検体の画像を生成する画像生成ステップと、を備える内視鏡の作動方法を提供する。

【0017】

本発明によれば、挿入体を体腔内に挿入し、先端から被検体に対して光を照射し、被検体から戻る観察光を受光し、受光された観察光に基づいて観察画像を生成することで被検体の観察を行うことができる。この場合に、被検体と挿入体との距離が異なると、受光される観察光の光量が変化する。本発明によれば、計測ステップにおいて挿入体と被検体との絶対距離を超音波の発振により計測し、補正ステップにおいて絶対距離に基づいて観察光の輝度情報を補正し、画像生成ステップにおいて、補正後の輝度情報に基づいて被検体の画像を生成するので、挿入体と被検体との間の距離が変動しても、観察画像の輝度を変化させることなく、被検体の状態を正確に観察することができる。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、被検体に光を照射する投光部先端と被検体との絶対距離を精度よく測定し、被検体との距離の影響を受けずに定量性のある被検体の画像を取得することができるという効果を奏する。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 9 】

本発明の第 1 の実施形態に係る内視鏡観察装置 1 について、図 1 ~ 図 7 を参照して以下に説明する。

本実施形態に係る内視鏡観察装置 1 は、図 1 に示されるように、体腔内に挿入される細長い挿入部 2 を備える内視鏡本体 3 と、該内視鏡本体 3 を介して体腔内の内視鏡画像を取得するための光源ユニット 4 およびビデオプロセッサ（合成画像生成部）5 と、内視鏡本体 3 に備えられた鉗子チャンネル（図示略）を介して挿入部 2 の先端に挿入される細長いプローブ本体（挿入体）6 と、該プローブ本体 6 に接続されたプローブ装置 7 と、前記ビデオプロセッサ 5 により生成された内視鏡画像およびプローブ画像を表示するモニタ 8 とを備えている。

10

【 0 0 2 0 】

プローブ本体 6 は、内視鏡本体 3 に備えられた鉗子挿入口 9 から鉗子チャンネル内に挿入され、挿入部 2 先端の鉗子チャンネルの開口からその先端を突出させるように構成されている。プローブ本体 6 は、図 2 および図 3 に示されるように、外部を液密状態に被覆する透明な筒状のシース 10 と、該シース 10 内に略同心に配置され、軸線 C 回りに回転可能に支持された回転筒部 11 と、該回転筒部 11 の先端に固定された投受光部（投光部、受光部）12 および超音波センサ 13 と、投受光部 12 とプローブ装置 7 とを接続する光ファイバ 14 および超音波センサ用配線 15 とを備えている。

【 0 0 2 1 】

前記超音波センサ 13 は、回転筒部 11 の先端側面に半径方向外方に向けて超音波 U を出射することができるように配置されている。また、超音波センサ 13 は、体腔内壁 A から戻るエコー信号を受信するようになっている。

20

前記投受光部 12 は、前記光ファイバ 14 の先端に接続されたグリーンレンズ 16 と、該グリーンレンズ 16 の先端に固定された三角プリズム 17 と、回転筒部 11 の先端に設けられた窓部 18 とを備えている。

【 0 0 2 2 】

光ファイバ 14 を介して伝播されてきた励起光はグリーンレンズ 16 を伝播した後に三角プリズム 17 の先端反射面において反射され、窓部 18 を介して半径方向外方に出射されるようになっている。窓部 18 から半径方向外方に出射された励起光は、図 3 に示されるように、既知の集光位置 P において一旦集光された後、拡散させられて体腔内壁 A に照射されるようになっている。

30

【 0 0 2 3 】

一方、体腔内壁 A から発せられた蛍光は、窓部 18 を介して回転筒部 11 内に入射されると、三角プリズム 17 の先端反射面において反射され、グリーンレンズ 16 および光ファイバ 14 を介してプローブ装置 7 まで導かれるようになっている。

【 0 0 2 4 】

超音波センサ 13 による超音波 U の出射方向と、前記投受光部 12 による励起光の出射方向は、例えば、周方向に 180° 離れた方向、すなわち、半径方向に正反対の方向となるように設定されている。図中、符号 19 は、回転する回転筒部 11 に対して、回転中に信号を伝達するための接触用リング、符号 20 は接触ブラシである。

40

【 0 0 2 5 】

前記プローブ装置 7 には、前記回転筒部 11 を回転自在に支持するコネクタ 21 と、前記回転筒部 11 を回転させる中空モータ 22 と、該中空モータ 22 を駆動制御する中空モータ制御部 23 と、超音波センサ 13 により検出され、超音波センサ用配線 15 を介して伝送されてきたエコー信号を処理して超音波画像を生成する超音波画像生成部 24 とが備えられている。

【 0 0 2 6 】

また、プローブ装置 7 には、所定の波長帯域の励起光を光ファイバ 14 の基端側に入射させるために、励起光源 25、ダイクロイックミラー 26 およびカップリングレンズ 27 が備えられ、光ファイバ 14 を介して伝播されてきてダイクロイックミラー 26 により励

50

起光から分岐された蛍光を検出する光検出器 28 と、該光検出器 28 により検出された蛍光の輝度情報に基づいて蛍光画像を生成する蛍光画像生成部 29 とが備えられている。図中符号 30 は光検出器 28 への励起光を遮断するバリアフィルタ、符号 31 は集光レンズである。

【0027】

さらに、プローブ装置 7 には、前記超音波センサ 13 により検出されたエコー信号に基づいて蛍光画像の各画素における距離に基づく輝度の変動を補正する距離補正部 32 が備えられている。距離補正部 32 は、超音波センサ 13 から伝送されてきたエコー信号を用いて計測された回転筒部 11 の回転中心から体腔内壁 A までの距離 D から、回転中心から励起光の集光位置までの距離 d を差し引いて得られた距離 (D - d) の 2 乗を、光検出器 28 により検出された蛍光の輝度情報に、補正係数として乗算するようになっている。

10

【0028】

また、距離補正部 32 は、光検出器 28 により検出された蛍光の輝度情報を、その検出時に対して、前記回転筒部 11 が半周回転するのに要する時間だけずれた時刻に計測された超音波センサ 13 からのエコー信号に基づく距離情報を用いて補正するようになっている。

【0029】

前記超音波画像生成部 24 は、中空モータ制御部 23 から入力される中空モータ 22 の角度位置情報と、超音波センサ 13 により検出されたエコー信号とに基づいて、周方向の全周にわたって、回転筒部 11 の回転中心から体腔内壁 A までの距離を示す画像、すなわち、図 5 に示されるような、体腔内壁 A の横断面の輪郭形状を示す超音波画像を生成するようになっている。

20

【0030】

前記ビデオプロセッサ 5 は、前記プローブ装置 7 内の前記距離補正部 32 により補正された蛍光画像情報と前記超音波画像生成部 24 により生成された超音波画像とを合成する画像合成部 (図示略) を備えている。該画像合成部により合成された合成画像は、モニタ 8 に出力されて表示されるようになっている。

【0031】

このように構成された本実施形態に係る内視鏡観察装置 1 の作用について以下に説明する。

30

本実施形態に係る内視鏡観察装置 1 を用いて体腔内壁 A の蛍光観察を行うには、内視鏡本体 3 に備えられた挿入部 2 を体腔内に挿入し、その挿入部 2 先端を観察対象部位近傍に配置する。挿入部 2 先端の位置決めの際には、光源ユニット 4 を作動させ、挿入部 2 先端から照明光を照射して、得られた反射光をビデオプロセッサ 5 により反射光画像として生成し、モニタ 8 に表示する。これにより、医師等の操作者が、患部等の観察対象部位を内視鏡画像において特定し、その位置に挿入部 2 先端を固定する。

【0032】

この状態で、操作者は、プローブ本体 6 を操作してその先端を挿入部 2 の鉗子チャンネルの先端開口から突出させる。そして、プローブ装置 7 を作動させて中空モータ 22 を作動させ、回転筒部 11 をシース 10 内において軸線 C 回りに回転させる。

40

【0033】

さらに、励起光源 25 の作動により、励起光源 25 から発せられた励起光を、ダイクロイックミラー 26 およびカップリングレンズ 27 を介して光ファイバ 14 内に入射させ、グリーンレンズ 16 および三角プリズム 17 を介して半径方向外方に指向させ、窓部 18 を介して体腔内壁 A に照射する。その結果、体腔において蛍光物質が励起されることにより発生する蛍光が、シース 10 および窓部 18 を介して回転筒部 11 内に入射し、三角プリズム 17、グリーンレンズ 16 および光ファイバ 14 を介してプローブ装置 7 内に伝播される。

また、これと同時に、超音波センサ 13 および超音波画像生成部 24 を作動させて超音波 U を体腔内壁 A に照射し、反射して戻るエコー信号を取得し、超音波画像生成部により

50

超音波画像が生成される。

【 0 0 3 4 】

プローブ装置 7 に伝播されてきた蛍光は、カップリングレンズ 2 7、ダイクロイックミラー 2 6、バリアフィルタ 3 0 および集光レンズ 3 1 を介して光検出器 2 8 に入射され、各位置における輝度情報が取得される。

そして、中空モータ 2 2 の回転角度情報と各位置において取得された蛍光の輝度情報とが蛍光画像生成部 2 9 に入力されることにより、図 4 に示されるように、周方向全周にわたる円環状の細い帯状の蛍光画像情報 G_1 が生成される。

【 0 0 3 5 】

一方、超音波画像生成部 2 4 においては超音波センサ 1 3 により取得されたエコー信号に基づいて超音波センサ 1 3 と体腔内壁 A との絶対距離情報が算出される（計測ステップ）。超音波センサ 1 3 は回転筒部 1 1 に固定され、その軸線 C に対して一定距離に配置されているので、超音波センサ 1 3 により検出されたエコー信号に基づいて、回転筒部 1 1 の中心軸線 C から体腔内壁 A の表面までの絶対距離情報 D が全周にわたって取得され、絶対距離画像 G_2 が生成されることになる。

【 0 0 3 6 】

また、蛍光画像生成部 2 9 において生成された周方向全周にわたる円環状の細長い帯状の蛍光画像情報 G_1 と、超音波センサ 1 3 により検出された絶対距離情報 D とが距離補正部 3 2 に入力されて、蛍光画像情報 G_1 の各位置における輝度情報が補正された新たな蛍光画像情報 G_1 が生成される。

蛍光画像情報 G_1 においては、周方向に分布する複数の高輝度領域 H は、光源からの距離 $D - d$ の大小に影響されることなく、同一の強度の励起光が照射されたならば高い輝度の蛍光を発生することとなる領域を正確に表していることになる。

【 0 0 3 7 】

そして、これらの絶対距離画像 G_2 および輝度補正された蛍光画像情報 G_1 がビデオプロセッサ 5 に入力されて合成され、図 6 に示されるように、体腔内壁 A の横断面の輪郭形状の各位置に輝度情報が重畳された帯状の合成画像 G_3 が生成される。

【 0 0 3 8 】

さらに、プローブ本体 6 をその軸線 C に沿う方向に微小移動させながら、上記のようにして構成される帯状の合成画像 G_3 を複数枚取得することにより、図 7 に示されるように、体腔内壁 A の長手方向に沿う筒状の立体的な合成画像 G_4 を取得することができる。この蛍光画像は、超音波画像生成部により生成された絶対距離情報に基づく体腔内壁の正確な立体形状と、該絶対距離情報を用いて補正された正確な蛍光輝度情報とを備えているので、病変部に高輝度領域 H を有し、病変部の位置および状態を精度よく診断することが可能となる。

【 0 0 3 9 】

なお、本実施形態においては、励起光を照射し蛍光を検出する投受光部 1 2 を設けたが、これに代えて、投光部と受光部とを別個に設けることにしてもよい。また、投受光部 1 2 と超音波センサ 1 3 とを、周方向に 180° ずれた位置に配置したが、これに代えて、他の任意の角度だけずれた位置に配置してもよい。

【 0 0 4 0 】

また、本実施形態においては、体腔内壁 A の微少領域から戻る蛍光を光検出器 2 8 により検出し、回転筒部 1 1 を回転させて全周にわたる蛍光画像情報を取得し、さらに、プローブ本体 6 を軸線 C に沿う方向に移動させて 3 次元的な管状の合成画像 G_4 を取得することとしたが、これに代えて、図 8 に示されるように、ライン CCD 3 3 により軸線 C に沿うライン状の蛍光画像を取得し、回転筒部 1 1 を 1 回転させることで、3 次元的な管状の合成画像を取得することにしてもよい。この場合には、超音波センサとして、軸線 C に沿う方向に複数配列された超音波センサアレイ 1 3 を用いることにすればよい。

【 0 0 4 1 】

図 8 中、符号 3 4 はダイクロイックミラー、符号 3 5 は撮影光学系、符号 3 6 はミラー

10

20

30

40

50

、符号 42 はバリアフィルタである。

そして、この場合には、励起光は、光ファイバ 14 の端面から出射された時点から拡散し始めるので、距離補正部 32 において輝度情報に乘算する補正係数は、光ファイバ 14 の端面から三角プリズム 17 の先端反射面の中心点までの距離 d (既知) および回転筒部 11 の中心軸線 C から体腔内壁 A の表面までの絶対距離情報 D を用いた $(D + d)^2$ とすればよい。

【0042】

また、本実施形態においては、回転筒部 11 を軸線 C 回りに回転させることにより、全周にわたる蛍光画像を取得することとしたが、これに代えて、図 9 ~ 図 11 に示されるように、プローブ本体 6 の先端に円錐ミラー 40 を配置し、全周にわたる蛍光画像を一度に取得することにしてもよい。この場合、回転筒部 11 を有しないので、超音波センサとしては、窓部 18 の近傍に周方向に複数配列された超音波センサアレイ 13 を採用すればよい。図中、符号 37 はライトガイドファイバ、符号 38 は 2 次元 CCD である。

10

【0043】

また補正係数としては、励起光を拡散させる凹レンズ 39 から体腔内壁 A 間での距離の 2 乗とすればよい。具体的には、ライトガイドファイバ 37 から出射される励起光の光軸に沿って凹レンズ 39 からプローブ本体 6 の外面までの距離 d (既知) と、超音波センサアレイ 13 により検出されたプローブ本体 6 の外面から体腔内壁 A 間での距離 D と、励起光の光軸とプローブ本体 6 の軸線 C 方向とのなす角 θ を用いて、補正係数を $((D / \sin \theta) + d)^2$ とすればよい。

20

【0044】

また、図 10 に示されるように、円錐ミラー 40 の中央に貫通孔 40a を設けて、観察光学系 41 を配置し、体腔内壁 A の全周にわたる蛍光画像の中央に直視画像を有する画像を一度に取得することにしてもよい。

【0045】

さらに、本実施形態においては、内視鏡観察装置 1 の内視鏡本体 3 に備えられた挿入部 2 の鉗子チャンネルを介して体腔内に挿入されるプローブ本体 2 に超音波センサアレイ 13 を設ける場合について説明したが、これに代えて、図 12 および図 13 に示されるように、挿入部 (挿入体) 2 の先端部に超音波センサアレイ 13 を配置することとしてもよい。この場合には、挿入部 2 の基端側に接続されたスコープ装置 43 に備えられたスコープ光源 25 からの励起光をライトガイドファイバ 37 を介して挿入部 2 の先端に導き、体腔内壁 A から戻る蛍光を挿入部 2 の先端に配置された撮影光学系 35 により集光し、2 次元 CCD 38 により撮像することにすればよい。

30

【図面の簡単な説明】

【0046】

【図 1】本発明の一実施形態に係る内視鏡観察装置を示す全体構成図である。

【図 2】図 1 の内視鏡観察装置のプローブ本体およびプローブ装置を模式的に示す構成図である。

【図 3】図 2 のプローブ本体の先端部の構成を説明する縦断面図である。

40

【図 4】図 2 のプローブ本体およびプローブ装置により得られる蛍光画像の一例を示す図である。

【図 5】図 2 のプローブ本体およびプローブ装置により得られる絶対距離情報を示す画像の一例を示す図である。

【図 6】図 4 の蛍光画像と図 5 の絶対距離情報を示す画像とを合成した合成画像の一例を示す図である。

【図 7】図 6 の合成画像をプローブの長手方向に複数合成して得られた 3 次元的な画像の一例を示す図である。

【図 8】図 2 のプローブ本体の第 1 の変形例を示す縦断面図である。

【図 9】図 2 のプローブ本体の第 2 の変形例を示す縦断面図である。

50

【図10】図9のプローブ本体の変形例を示す縦断面図である。

【図11】図9のプローブ本体およびプローブ装置を模式的に示す構成図である。

【図12】図1の内視鏡観察装置の変形例を示す全体構成図である。

【図13】図12の内視鏡観察装置の挿入部およびスコープ装置を模式的に示す構成図である。

【符号の説明】

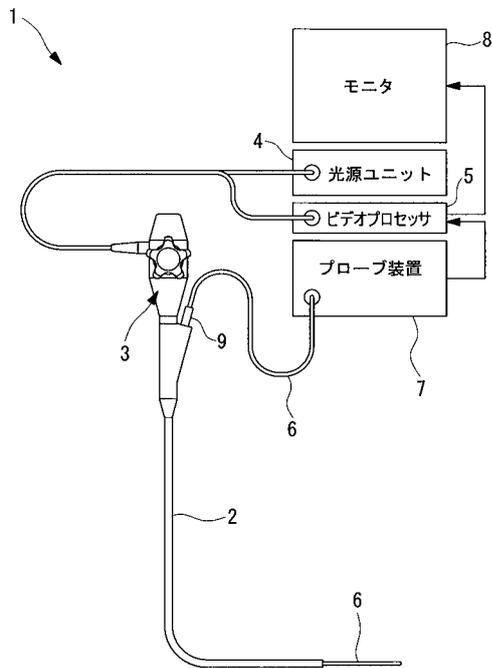
【0047】

- A 体腔内壁（被検体）
- C 軸線
- D 絶対距離情報
- G₃ 合成画像（画像）
- 1 内視鏡観察装置
- 2 挿入部（挿入体）
- 5 ビデオプロセッサ（合成画像生成部）
- 6 プローブ本体（挿入体）
- 12 投受光部（投光部、受光部）
- 13 超音波センサ
- 13 , 13 超音波センサアレイ（超音波センサ）
- 22 中空モータ（回転駆動部）
- 32 距離補正部（補正部、画像生成部）

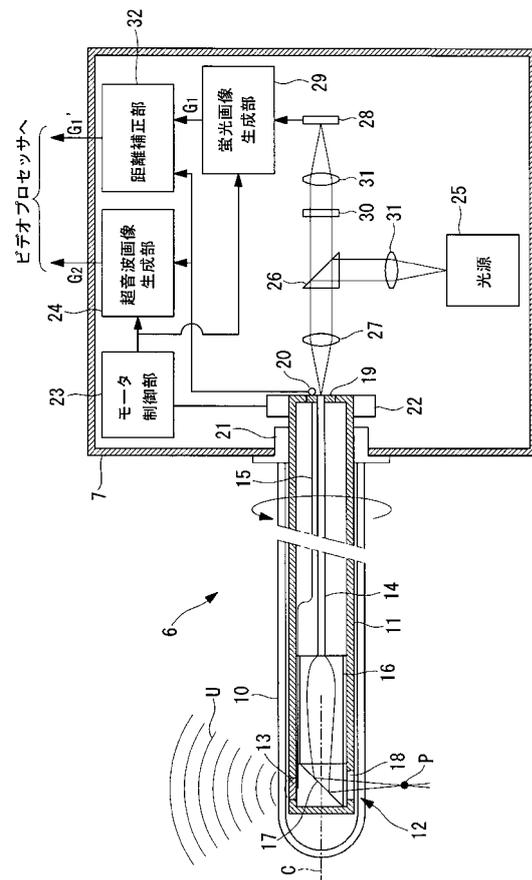
10

20

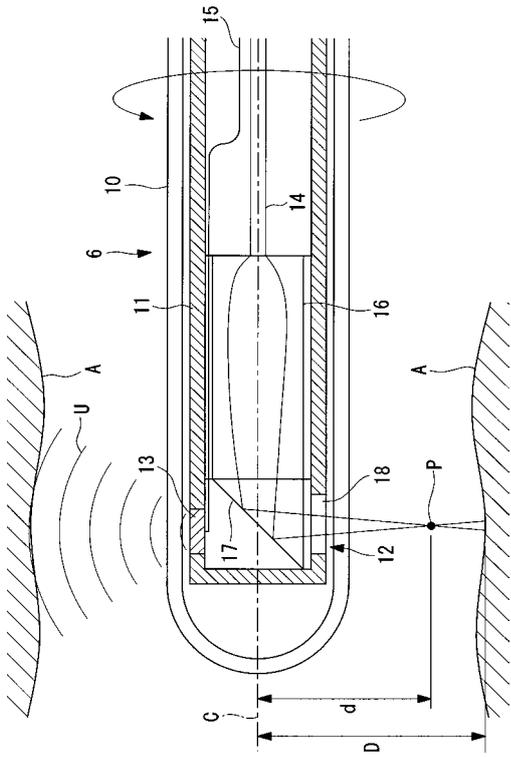
【図1】



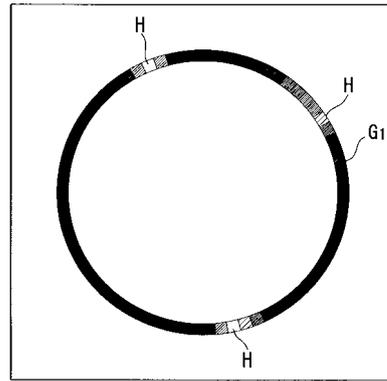
【図2】



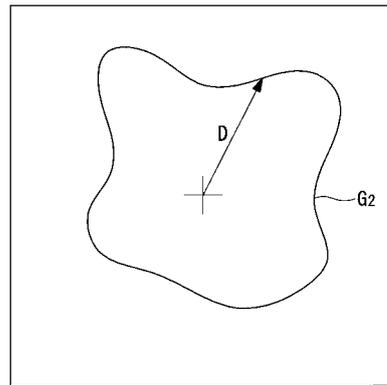
【図3】



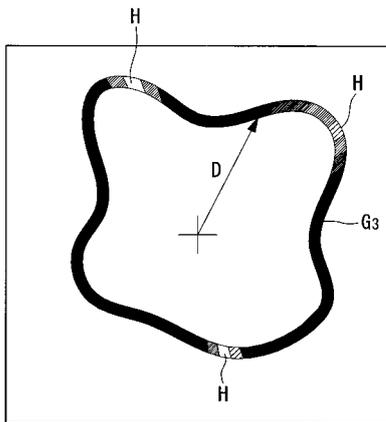
【図4】



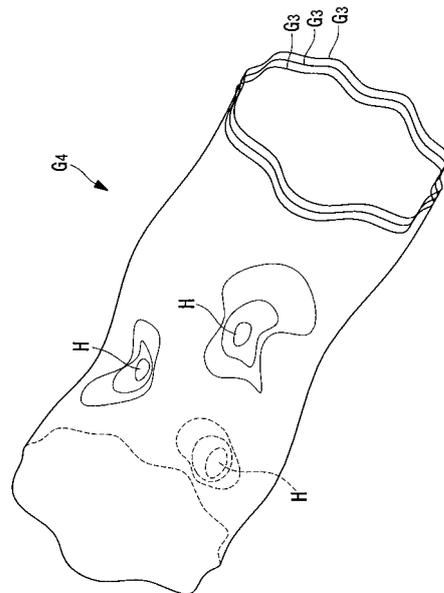
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 0 4

A 6 1 B 8 / 1 2