

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5461753号
(P5461753)

(45) 発行日 平成26年4月2日(2014.4.2)

(24) 登録日 平成26年1月24日(2014.1.24)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 7 (全 29 頁)

(21) 出願番号	特願2005-208828 (P2005-208828)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成17年7月19日 (2005.7.19)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2006-61683 (P2006-61683A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成18年3月9日 (2006.3.9)	(74) 代理人	100118913
審査請求日	平成20年5月16日 (2008.5.16)		弁理士 上田 邦生
審査番号	不服2012-19749 (P2012-19749/J1)	(74) 代理人	100112737
審査請求日	平成24年10月9日 (2012.10.9)		弁理士 藤田 考晴
(31) 優先権主張番号	特願2004-223861 (P2004-223861)	(72) 発明者	石原 康成
(32) 優先日	平成16年7月30日 (2004.7.30)		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
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		
		合議体	
		審判長	森林 克郎
		審判官	信田 昌男
		審判官	岡田 孝博

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

少なくとも1つの光源を搭載し、照明光と励起光とを発生する光源装置と、
先端部分に前記照明光および前記励起光の照射部を有する内視鏡スコープと、
前記照明光が被検体に反射した反射光を検出する反射光撮像手段と、
該反射光撮像手段からの反射光信号をもとに内視鏡画像信号を生成する内視鏡画像生成手段と、

前記励起光によって前記被検体に発生した蛍光を検出する蛍光検出手段と、
該蛍光検出手段から蛍光信号をもとに蛍光画像信号を生成する蛍光画像生成手段と、
前記反射光信号の強度と予め設定した所定距離に配置されているときに前記照明光が被
検体に反射した反射光の強度であって予め格納された所定距離時の反射光強度との比率を
生成する比率生成手段と、

前記反射光撮像手段を複数領域に分割し、分割した前記各領域において夫々検出される
前記反射光の強度を基に前記内視鏡スコープの前記被検体に対する傾斜角度を演算し角度
信号を算出する角度算出手段と、

前記蛍光画像信号を、前記比率および前記角度信号により補正して、前記被検体と前記
照射部との距離および前記内視鏡スコープの傾斜角度の変化に影響されない前記蛍光の特
性値を算出する特性値算出手段と、
を備える内視鏡装置。

【請求項 2】

前記特性値が蛍光量である請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記特性値が蛍光画像のサイズである請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記内視鏡画像信号と前記蛍光画像信号とを合成する画像合成手段を備える請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記特性値算出手段が、前記蛍光信号あるいは前記蛍光画像信号を、蛍光薬剤を投与してからの経過時間に基づいて補正する薬剤投与後時間補正手段を備える請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の内視鏡装置。

10

【請求項 6】

前記蛍光信号あるいは前記蛍光画像信号を、前記励起光を発生する光源の光強度により補正する光源強度揺らぎ補正手段を備える請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記特性値算出手段により算出された前記特性値に応じて異なる視覚効果で表示する請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は、体腔または内臓の内腔を直接観察する内視鏡装置、特に、被検体に励起光を照射し、被検体が発生する蛍光により、疾患部位を観察、診断する内視鏡装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

内視鏡装置により被検体からの自家蛍光や、被検体へ薬物等を注入し、その薬物が生じる蛍光を検出して蛍光画像を生成し、この蛍光画像から、生体組織の変性や癌等の疾患状態を診断する技術がある。

従来、蛍光画像観察を行う内視鏡装置としては、例えば、特許文献 1 および特許文献 2 に示すものが提案されている。

30

特許文献 1 に示される内視鏡装置は、通常の内視鏡画像と蛍光画像とが蛍光画像の光量に応じて選択的に表示される構造のものである。これにより、内視鏡画像と蛍光画像とは簡単に切り替えられるとともに、病変部と正常部とは蛍光画像の光量で区分され、病変部の蛍光観察が確実に行われる。

特許文献 2 に示される内視鏡装置は、通常の内視鏡画像と蛍光画像とを観察でき、かつ、励起光用照射部と被検体との距離を測定し、その測定結果に応じて励起光源の出力が調整される構造のものである。これにより、励起光照射部と被検体との距離に係わらず、蛍光検出手段は一定のゲインで蛍光観察が行われる。

【0003】

【特許文献 1】特開平 7 - 155285 号公報（段落 [0009] ~ [0018]、及び図 1 ~ 図 2）

40

【特許文献 2】特開平 10 - 243920 号公報（段落 [0019] ~ [0029]、及び図 1）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、特許文献 1 に示される内視鏡装置は、励起光源の出力が一定であるので、励起光照射部と被検体との距離により例えば蛍光画像の輝度またはサイズが変化し、病変部の定量的な判断は困難である。

また、特許文献 2 に示される内視鏡装置は、励起光照射部と被検体との距離が長くなれ

50

ば、励起光源の出力を大きくして蛍光が検出できる大きさにするようにし、距離が短くなれば出力を小さくして蛍光検出器が飽和しないようにするものである。すなわち、蛍光量を蛍光検出手段が検出できる範囲に収めるということに留まり、病変部の定量的な判断を行うには不十分である。

【0005】

本発明は、上記問題点に鑑み、励起光照射部と被検体との距離に係わらず病変部等の状態を定量的に観察し、正確な診断が行える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】

【0006】

上記課題を解決するために、本発明は以下の手段を採用する。

本発明は、少なくとも1つの光源を搭載し、照明光と励起光とを発生する光源装置と、先端部分に前記照明光および前記励起光の照射部を有する内視鏡スコープと、前記照明光が被検体に反射した反射光を検出する反射光撮像手段と、該反射光撮像手段からの反射光信号をもとに内視鏡画像信号を生成する内視鏡画像生成手段と、前記励起光によって前記被検体に発生した蛍光を検出する蛍光検出手段と、該蛍光手段から蛍光信号をもとに蛍光画像信号を生成する蛍光画像生成手段と、前記反射光信号の強度と予め設定した所定距離に配置されているときに前記照明光が被写体に反射した反射光の強度であって予め格納された所定距離時の反射光強度との比率を生成する比率生成手段と、前記反射光撮像手段を複数領域に分割し、分割した前記各領域において夫々検出される前記反射光の強度を基に前記内視鏡スコープの前記被検体に対する傾斜角度を演算し角度信号を算出する角度算出手段と、前記蛍光画像信号を、前記比率および前記角度信号により補正して、前記被検体と前記照射部との距離および前記内視鏡スコープの傾斜角度の変化に影響されない前記蛍光の特性値を算出する特性値算出手段と、を備える内視鏡装置を提供する。

【0007】

本発明によれば、光源装置で発生された照明光は、内視鏡スコープの照射部から被検体に向けて照射される。該照明光は、被検体において反射または拡散等して反射光となり、反射光撮像手段へ入射する。この反射光撮像手段で検出された反射光により、内視鏡画像生成手段が内視鏡画像信号を生成する。

一方、光源装置で発生された励起光は、内視鏡スコープの照射部から被検体に向けて照射される。照射された励起光は、例えば病変部に含まれる薬剤による蛍光色素等の蛍光物質を励起して蛍光を発生させる。蛍光検出手段がこの発生した蛍光を検出して蛍光量に応じた蛍光信号を生成する。蛍光画像生成手段がこの蛍光信号をもとにして蛍光画像信号を生成し、例えば、モニタに表示する。

この時、蛍光量あるいはサイズ等の特性値は、同じ被検体を対象としても内視鏡スコープの照射部と被検体との距離により異なる値となる。本発明では、距離測定手段により反射光信号の強度と予め設定した所定距離時の反射光強度との比率が生成される。そして、特性値算出手段で、この比率により蛍光信号あるいは蛍光画像信号を補正して照射部と被検体との距離に影響されない蛍光の特性値を算出することとした。このように、距離に影響されない特性値が示されるので、病変部の定量的な診断を行うことができ、診断精度を向上できる。

なお、距離測定手段は、使用環境から非接触で測定できるものが好適である。

【0008】

また、上記発明においては、前記特性値が蛍光量であることが好ましい。

このようにすることにより、例えば、癌等の病変部に存在する蛍光を発生するものの量を定量的に把握できるので、病変の程度を正確に診断できる。

また、上記発明においては、前記特性値が蛍光画像のサイズであることが好ましい。

このようにすることにより、例えば、癌等の病変部に存在する蛍光を発生するものの範囲を定量的に把握できるので、病変の拡がり程度を正確に診断できる。

【0009】

また、本発明の参考例としては、少なくとも1つの光源を搭載し、照明光と励起光とを

発生する光源装置と、先端部分に前記照明光および前記励起光の照射部を有する内視鏡スコープと、前記照明光が被検体に反射した反射光を検出する反射光撮像手段と、該反射光撮像手段からの反射光信号をもとに内視鏡画像信号を生成する内視鏡画像生成手段と、前記励起光によって前記被検体に発生した蛍光を検出する蛍光検出手段と、該蛍光検出手段からの蛍光信号をもとに蛍光画像信号を生成する蛍光画像生成手段と、前記照射部と前記被検体との距離に相当する距離信号を生成する距離測定手段と、前記蛍光検出手段へ蛍光を伝達する伝達手段の先端と前記照射部とを支持し、前記内視鏡スコープに対して光軸方向に移動可能に取り付けられた先端光学系ユニットと、前記距離測定手段からの前記距離信号に応じて前記先端光学系ユニットを移動させる駆動手段と、を備える内視鏡装置を提供する。

10

【0010】

本発明によれば、光源装置で発生された照明光は、内視鏡スコープの照射部から被検体に向けて照射される。該照明光は、被検体において反射または拡散等して反射光となり、反射光撮像手段へ入射する。この反射光撮像手段で検出された反射光により、内視鏡画像生成手段が内視鏡画像信号を生成する。

一方、光源装置で発生された励起光は、内視鏡スコープの照射部から被検体に向けて照射される。照射された励起光は、例えば病変部に含まれる薬剤による蛍光色素等の蛍光物質を励起して蛍光を発生させる。蛍光検出手段がこの発生した蛍光を検出して蛍光量に応じた蛍光信号を生成する。蛍光画像生成手段がこの蛍光信号をもとにして蛍光画像信号を生成し、例えば、モニタに表示する。

20

この時、蛍光量あるいはサイズ等の特性値は、同じ被検体を対象としても内視鏡スコープの照射部と被検体との距離により異なる値となる。本発明では、距離測定手段により照射部と被検体との距離に相当する距離信号が生成される。この距離信号により、駆動手段が、蛍光を伝達する伝達手段の先端と照射部とを支持する先端光学系ユニットを移動させ、照射部と被検体との距離が常時一定の距離を維持する。このように、常に一定の距離において蛍光観察が行われるので、病変部の定量的な診断を行うことができ、診断精度を向上できる。

【0011】

また、上記発明においては、前記内視鏡画像信号と前記蛍光画像信号とを合成する画像合成手段を備えることが好ましい。

30

【0012】

このように、画像合成手段が内視鏡画像信号と蛍光画像信号とを合成するので、通常の外観を示す内視鏡画像に例えば病変部を示す蛍光画像が重畳されて表示できる。このため、被検体における病変が存在する位置は外観と関連付けて表示されるので、その位置を正確に把握することができる。

【0013】

また、上記発明において、前記距離測定手段が、前記反射光信号の強度と予め設定した所定距離時の反射光強度との比により前記距離信号を生成することが好ましい。

【0014】

本発明によれば、反射光の強度は、照射部と被検体との距離に応じて変化する。この距離に応じて変化する反射光の強度と基準となる所定距離時の反射光強度との比を取ることにより、照射部と被検体との現時点での距離が、基準となる所定距離に対する比率として距離信号を発生する。

40

このように、所定距離時の反射光強度を設定するだけで被検体からの反射光の強度により照射部と被検体との距離に相当する信号が得られるので、距離測定用に付加する機器が省略できる。したがって、内視鏡スコープの構造が簡単となり、安価に製造できる。

【0015】

また、上記発明の参考例において、前記距離測定手段が、超音波を利用することが好ましい。

さらに、上記発明において、前記距離測定手段が、マイクロ波を利用することが好まし

50

い。

また、上記発明において、前記距離測定手段が、被検体から反射される超音波の出力を検出し、該出力と距離との関係を予め設定した較正データにより被検体との距離を算出することが好ましい。

さらに、上記発明において、前記距離測定手段が、光を利用することが好ましい。このようにすることにより、非接触で距離が測定できるので、体腔内で使用するのに障害が少ない。

【0016】

また、上記発明において、前記内視鏡スコープの前記被検体に対する角度を算出する角度算出手段を備えることが好ましい。

10

このように、内視鏡スコープの被検体に対する角度を算出する角度算出手段を備えるので、角度算出手段で算出された角度信号によって蛍光信号あるいは蛍光画像信号を補正し内視鏡スコープの傾斜に影響されない画像を得ることができる。内視鏡スコープの被検体に対する影響を排除できるので、より正確な定量を行なうことができる。

【0017】

また、上記発明の参考例において、前記距離測定手段が、内視鏡スコープ毎に設定された前記較正データを格納し、使用する内視鏡スコープを特定するスコープ認識手段を備えることが好ましい。

本発明によれば、前記距離測定手段が、個々の内視鏡スコープによって較正データが異なるが、使用する内視鏡スコープ毎の全較正データを格納する。そして、スコープ認識手段が使用する内視鏡スコープを特定し、その内視鏡スコープの較正データを用いて距離測定を行うものである。

20

このため、使用対象、目的等に応じて複数の内視鏡スコープを容易に使い分けることができる。

【0018】

また、上記発明において、前記特性値算出手段が、前記蛍光信号あるいは前記蛍光画像信号を、蛍光薬剤を投与してからの経過時間に基づいて補正する薬剤投与後時間補正手段を備えることが好ましい。

このようにすることにより、例えば蛍光薬剤を投与してその影響が被検体に行き渡るまでに測定しても、行き渡った状態に補正することができるので、診断を迅速に行うことができる。また、診断精度が向上できる。

30

【0019】

また、上記発明において、前記蛍光信号あるいは前記蛍光画像信号を、前記励起光を発生する光源の光強度により補正する光源強度揺らぎ補正手段を備えることが好ましい。

このようにすることにより、光源の光強度が揺らぎ、その影響で例えば蛍光量変動しても、蛍光信号あるいは蛍光画像信号を光源の光強度で補正するので、光源の光強度の揺らぎの影響を除去できる。これにより、蛍光の測定精度が向上でき、診断精度が向上できる。

【0020】

また、本発明において、前記特性値算出手段により算出された前記特性値に応じて異なる視覚効果で表示することが好ましい。

40

このようにすることにより、特性値の多いところと少ないところが一目で判断できるので、病変の状況をより良く診断できる。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、内視鏡装置により蛍光観察を行い、病変を診断する際に、反射光信号の強度と予め設定した所定距離時の反射光強度との比率に基づき蛍光の特性値を補正し、距離に影響されない蛍光観察が行えるので、病変を定量的に観察でき、正確な診断を行え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】

50

【 0 0 2 2 】

以下に、本発明にかかる実施形態について、図面を参照して説明する。

[第一実施形態]

以下、本発明の第一実施形態に係る内視鏡装置について、図 1 ないし図 3 を用いて説明する。

本実施形態では、薬剤として蛍光色素を用いる。

蛍光色素には、例えば 5 - A L A やインドシアニングリーン誘導体標識抗体などがある。

5 - A L A は、正常細胞よりも腫瘍細胞においてその吸収や排泄の速度が異なることを利用し、正常細胞と腫瘍細胞とで濃度差が生じたところでその発する蛍光を測定し、病変部と特定する。

インドシアニングリーン誘導体標識抗体は、細胞内あるいは細胞表面などに存在する標的分子と結合する。したがって、癌細胞に多く含まれているような物質をターゲットとすれば、病変部に対する親和性が増し、病変部に多く集積することを利用して病変部を特定する。

これらを利用して、通常の内視鏡観察では発見が困難な早期癌などを検出することが可能となる。

【 0 0 2 3 】

図 1 は、本実施形態に係る内視鏡装置 1 の全体概略構成を示す構成図である。

内視鏡装置 1 は、図 1 に示すように、体腔内または内臓の内腔内に挿入される内視鏡スコープ 3 と、照明光および励起光を発生して内視鏡スコープ 3 へ供給する光源装置 5 と、内視鏡 3 により得られた反射光および蛍光を信号処理する画像プロセッサ 7 と、画像プロセッサ 7 により信号処理された内視鏡像および蛍光画像を表示するモニター 9 と、を備えている。

【 0 0 2 4 】

内視鏡スコープ 3 には、体腔内または内臓の内腔内に挿入される挿入部 1 1 と、挿入部 1 1 の基端に設けられた操作部 1 3 と、操作部 1 3 から延出したユニバーサルケーブル 1 5 とが備えられている。ユニバーサルケーブル 1 5 の延出端側は、2 つに分岐され、その各端部には、それぞれ光源装置 5 と画像プロセッサ 7 とへ接続されるコネクタ 1 7 , 1 9 が取り付けられている。

モニター 9 には、画像を表示する画面 2 1 と、特性値を表示する表示部 2 3 と、が備えられている。

【 0 0 2 5 】

図 3 は、光源装置 5 の構成を示すブロック図である。

光源装置 5 には、照明光を発生する白色光源 2 7 と、励起光を発生するレーザ光源 2 5 と、コリメートレンズ 2 9 と、ダイクロイックミラー 3 1 とが備えられている。

白色光源 2 7 としては、例えばキセノンランプ、が用いられている。レーザ光源としては、例えば波長 6 7 5 n m の半導体レーザが用いられている。

白色光源 2 5 からの白色光路 3 3 と、レーザ光源 2 5 からのレーザ光路 3 5 とは、直交しており、その交差位置にダイクロイックミラー 3 1 が配置されている。

ダイクロイックミラー 3 1 は、波長 6 7 5 n m 近傍の光を通過させ、その他の波長の光は反射するように構成されている。

【 0 0 2 6 】

白色光路 3 3 のダイクロイックミラー 3 1 の上流側には、上流側から R G B フィルタ 3 7 とオンオフフィルタ 3 9 とが備えられている。

R G B フィルタ 3 7 は、白色光路 3 3 の光軸と平行な軸線回りに回転されるように構成されている。R G B フィルタ 3 7 には、白色光路 3 3 が通過する半径方向位置に、周方向に R (赤)、G (緑)、B (青) の各波長帯域の光をそれぞれ透過する R フィルタ 3 7 a、G フィルタ 3 7 b、B フィルタ 3 7 c がこの順序で 2 組設けられている。

オンオフフィルタ 3 9 は、白色光路 3 3 の光軸と平行な軸線回りに回転されるように構

10

20

30

40

50

成されている。オンオフフィルタ 3 9 には、白色光路 3 3 が通過する半径方向位置に、周方向に光を遮光させる遮光部 3 9 a と光を通過させる通光部 3 9 b とが 2 等分するように設けられている。

【 0 0 2 7 】

レーザ光路 3 5 のダイクロイックミラー 3 1 の上流側には、オンオフフィルタ 4 1 が備えられている。

オンオフフィルタ 4 1 は、レーザ光路 3 5 の光軸と平行な軸線回りに回転されるように構成されている。オンオフフィルタ 4 1 には、レーザ光路 3 5 が通過する半径方向位置に、周方向に光を遮断させる遮光部 4 1 a と光を通過させる通光部 4 1 b とが 2 等分するように設けられている。

10

オンオフフィルタ 3 9 とオンオフフィルタ 4 1 とは、オンオフフィルタ 3 9 の遮光部 3 9 a が白色光路 3 3 を遮光している時、オンオフフィルタ 4 1 の通光部 4 1 b がレーザ光路 3 5 の位置にあるようにタイミングをとって回転される。すなわち、白色光源からの照明光とレーザ光源からの励起光とは、交互にダイクロイックミラー 3 1 に入光するように構成されている。

【 0 0 2 8 】

白色光源 2 7 から発せられた照明光は、コリメートレンズ 2 9 で平行光にされ、R G B フィルタ 3 7 で赤、緑、青の波長範囲の光に分割された後、順次ダイクロイックミラー 3 1 により反射され、出口コリメートレンズ 3 0 によって後述される照明ファイババンドル 4 3 の一端に集光されるようになっている。

20

また、レーザ光源 2 5 から発せられた励起光は、コリメートレンズ 2 9 によって一旦平行光にされた後、ダイクロイックミラー 3 1 を透過させられて、出口コリメートレンズ 3 0 によって後述する照明ファイババンドル 4 3 の一端に集光させられるようになっている。

【 0 0 2 9 】

図 2 は、内視鏡装置 1 の全体構成を示すブロック図である。図 2 により光源装置 5 以外の構成について説明する。

内視鏡スコープ 3 の内部には、光源装置 5 からの照明光および励起光を伝送する照明ファイババンドル 4 3 と、挿入部 1 1 の先端部 4 5 に配置された被検体 4 7 からの反射光等を受光する対物光学系 4 9 と、対物光学系 4 9 で分離された蛍光を伝送する蛍光ファイババンドル 5 1 とが備えられている。

30

照明ファイババンドル 4 3 は、光源装置 5 へのコネクタ 1 7、ユニバーサルケーブル 1 5 および挿入部 1 1 を挿通して設けられ、光源装置 5 から供給される照明光および励起光を伝送し、挿入部 1 1 の先端部（先端部分）4 5 に形成された照射部 5 3 から外部に向けて照明光および励起光を照射するように構成されている。この照明ファイババンドル 4 3 は、例えば多成分系ガラスファイバ、石英ファイバ等で形成される。

【 0 0 3 0 】

対物光学系 4 9 には、対物レンズ 5 5 と、励起光により励起された蛍光と通常の反射光とを分離する蛍光フィルタ 5 7 と、バリアフィルタ 5 9 と、反射光集光レンズ 6 1 と、蛍光集光レンズ 6 3 とが備えられている。なお、波長 6 7 5 n m の励起光で励起された蛍光の波長は 6 9 0 n m である。

40

対物レンズ 5 5 は、挿入部 1 1 の先端部 4 5 に取り付けられ、被検体 4 7 からの反射光と蛍光とを受光して平行光にする。

蛍光フィルタ 5 7 は、対物レンズ 5 5 より入射した反射光及び蛍光のうち蛍光の領域の光（波長 6 9 0 n m 近傍の光）を直角方向に反射し、その他の反射光の領域の光を透過することで、蛍光と反射光とを分離する光学素子である。

【 0 0 3 1 】

バリアフィルタ 5 9 は、蛍光フィルタ 5 7 の入射光軸後方に配設され、波長 6 7 5 n m の励起光がカットされる。

なお、反射光に含まれる反射した励起光をカットするには、バリアフィルタ 5 9 の位置

50

にオンオフフィルタ 39 と同様な構造のオンオフフィルタを配置し、オンオフフィルタ 39 と同じタイミングで遮光、投光するようにしてもよい。

バリアフィルタ 59 の後方には、反射光集光レンズ 61 が配置され、蛍光フィルタ 57 およびバリアフィルタ 59 を透過した反射光を CCD (反射光撮像手段) 65 に集光させている。

CCD 65 では、撮像面に集光された反射光が電気信号に変換され反射光信号 S1 が生成される。反射光信号 S1 は、信号ケーブル 77 により画像プロセッサ 7 へ伝送される。

【0032】

蛍光集光レンズ 63 は、蛍光フィルタ 57 の入射光軸の直交方向に配置され、蛍光フィルタ 57 で反射された蛍光を蛍光ファイババンドル 51 の一端 67 に集光させている。

蛍光ファイババンドル 51 の他端 69 に伝送された蛍光は、レンズ 71 を介しイメージインテンシファイア内臓 CCD 73 に集光される。なお、イメージインテンシファイア内臓 CCD 73 に替えて熱雑音を減少させた冷却 CCD (Cooled CCD) を用いてもよい。

イメージインテンシファイア内臓 CCD 73 では、微弱な蛍光を増幅して電気信号に変換することで、蛍光信号 S2 が生成される。蛍光信号 S2 は信号ケーブル 75 により画像プロセッサ 7 へ伝送される。

【0033】

画像プロセッサ 7 には、距離測定手段 81 と、蛍光量算出手段 (特性値算出手段) 83 と、画像処理手段 85 と、存在量算出手段 87 とが備えられている。

距離測定手段 81 には、内視鏡スコープ 3 の先端部 45 と被検体 47 との距離が所定距離時における反射光の強度信号 S0 を設定する基準値設定手段 89 と、距離演算手段 91 とが備えられている。距離演算手段 91 では、基準値設定手段 89 で設定された所定距離時の反射光の強度信号 S0 を、信号ケーブル 77 で伝送される測定された反射光信号 S1 の平均値で除算した距離信号 S3 が演算される。

測定される反射光の強度すなわち反射光量は、距離に略反比例するので、例えば、測定時の距離が所定距離より小さい場合、測定される反射光の強度である反射光信号 S1 は設定された強度信号 S0 より大きくなる。そのため、距離演算手段 91 で演算される距離信号 S3 は 1 より小さくなり、測定時の距離が所定距離より小さいことが示される。

【0034】

蛍光量算出手段 83 では、距離信号 S3 に信号ケーブル 75 で伝送される蛍光信号 S2 を乗算して補正蛍光信号 S4 が演算される。

測定される蛍光の強度 (蛍光量) は、距離に略反比例するので、例えば測定時の距離が小さい場合には、蛍光信号 S2 は実際より大きな値を示すことになる。この大きな値に 1 より小さい値を持つ距離信号 S3 を乗算することにより得られる補正蛍光信号 S4 は、距離が小さいことを補正されたことになる。

反対に測定時の距離が大きい場合には、補正蛍光信号 S4 は測定された蛍光信号 S2 より大きくなるように補正される。

すなわち、所定距離時における反射光の強度信号 S0 を適宜設定することにより、補正蛍光信号 S4 は内視鏡スコープ 3 の先端部 45 と被検体 47 との距離に係わらず実際の蛍光量が示されることになる。

【0035】

画像処理手段 85 には、蛍光画像生成手段 93 と、内視鏡画像生成手段 95 と、スーパーインポーズ (画像合成手段) 97 とが備えられている。

蛍光画像生成手段 93 では、蛍光量算出手段 83 からの補正蛍光信号 S4 により蛍光画像信号 S5 が生成される。

内視鏡画像生成手段 95 では、光源装置 5 からのトリガ信号 ST によりタイミングを取って、反射光信号 S1 から内視鏡画像信号 S6 が生成される。

蛍光画像信号 S5 および内視鏡画像信号 S6 は、スーパーインポーズ 97 に入力される。スーパーインポーズ 97 では、例えば一方を親画像とし他方をその親画像にスーパーイ

10

20

30

40

50

ンポーズさせた子画像とした合成画像信号 S 7 が生成される。

【 0 0 3 6 】

スーパーインポーズ 9 7 で生成された合成画像信号 S 7 がモニタ 9 に出力され、画面 2 1 に合成画像を表示させるようになっている。

なお、モニタ 9 に表示させる画像は上記の合成画像に限らず、どちらか一方のみの画像を表示させることが可能であり、親画像と子画像の切り換えや一方のみの表示等の指示は、画像プロセッサ 7 に設けられた図示しないスイッチにより容易に行うことができる。

また、存在量算出手段 8 7 では、蛍光画像信号 S 5 から蛍光量に基づいて標的物質の存在量が算出され、これらの値はモニタ 9 の表示部 2 3 に表示されるようになっている。

【 0 0 3 7 】

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

まず、被検体 4 7 に蛍光色素である 5 - A L A やインドシアニンググリーン誘導標識抗体などを投入した後、所定時間を置いて内視鏡装置 1 による診断を開始する。

この時、癌細胞の存在する病変部 4 8 では、癌細胞でより多く集積している 5 - A L A やインドシアニンググリーン誘導標識抗体などが蛍光を発する。

【 0 0 3 8 】

オンオフフィルタ 3 9 の通光部 3 9 b が白色光路 3 3 の位置にある時、白色光源 2 5 から発せられた照明光は、コリメートレンズ 2 9 で平行光にされ、R G B フィルタ 3 7 に入光される。R G B フィルタ 3 7 では、回転により R フィルタ 3 9 a、G フィルタ 3 9 b および B フィルタ 3 9 c が順次白色光路 3 3 を通過し、照明光を赤、緑、青の波長範囲の光に分割する。この分割された光は、順次ダイクロイックミラー 3 1 により反射され、出口コリメートレンズ 3 0 によって照明ファイババンドル 4 3 の一端に集光される。

【 0 0 3 9 】

この集光された光は、照明ファイババンドル 4 3 で伝送され先端部 4 5 に設けられた照射部 5 3 から被検体 4 7 に照射される。

そして、被検体 4 7 により反射された反射光は、対物レンズ 5 5 で平行光にされ蛍光フィルタ 5 7 を透過し、集光レンズ 6 1 により C C D 6 5 に集光される。C C D 6 5 では、撮像面に集光された反射光が電気信号に変換され反射光信号 S 1 が生成される。反射光信号 S 1 は、信号ケーブル 7 7 により距離演算手段 9 1 と内視鏡画像生成手段 9 5 へ伝送される。

【 0 0 4 0 】

内視鏡画像生成手段 9 5 にて、反射光信号 S 1 から内視鏡画像信号 S 6 が生成される。この内視鏡画像信号 S 6 によると、照明光が可視領域を概ね青色、緑色、赤色の 3 つの波長領域に分割した幅広のバンド光であるため、色再現性が良好で、しかも明るいカラー画像を得ることができる。

【 0 0 4 1 】

一方、オンオフフィルタ 4 1 の通光部 4 1 b がレーザ光路 3 5 の位置にある時、レーザ光源 2 5 から発せられた励起光は、コリメートレンズ 2 9 によって一旦平行光にされ、ダイクロイックミラー 3 1 を透過し、出口コリメートレンズ 3 0 によって照明ファイババンドル 4 3 の一端に集光される。この集光された励起光は、照明ファイババンドル 4 3 で伝送され先端部 4 5 に設けられた照射部 5 3 から被検体に照射される。

この励起光の照射により、癌細胞内に集積された 5 - A L A やインドシアニンググリーン誘導標識抗体などが励起されて蛍光を発生する。この蛍光は対物レンズ 5 5 に入射して平行光にされ、蛍光フィルタ 5 7 で反射され、集光レンズ 6 3 により蛍光ファイババンドル 5 1 の一端 6 7 に集光される。

【 0 0 4 2 】

この集光された蛍光は、蛍光ファイババンドル 5 1 により伝送され、他端 6 9 からレンズ 7 1 を介してイメージインテンシファイヤ内臓 C C D 7 3 に集光される。イメージインテンシファイヤ内臓 C C D 7 3 では、微弱な蛍光を増幅して電気信号に変換して、蛍光信号 S 2 が生成される。蛍光信号 S 2 は信号ケーブル 7 5 により蛍光量算出手段 8 3 へ伝送

10

20

30

40

50

される。

照明光および励起光のこのような作用は、オンオフフィルタ 39、41 の作動タイミングにより交互に行われる。

【0043】

距離演算手段 91 には、信号ケーブル 77 により反射光信号 S1 が伝送されるとともに基準値設定手段 89 に格納されている所定距離時の反射光の強度信号 S0 が伝送される。距離演算手段 91 では、強度信号 S0 は、平均値を演算された反射信号 S1 で除算されて、距離信号 S3 が出力される。距離信号 S3 は、設定された所定距離に対する測定時の距離を比率の形で示している。

このように、所定距離時の反射光強度 S0 を設定するだけで、被検体 47 からの反射光の強度である反射光信号 S1 により、照射部 53 と被検体 47 との距離に相当する距離信号が得られるので距離測定用に付加する機器が省略できる。したがって、内視鏡スコープ 3 の構造が簡単となり、安価に製造できる。

【0044】

距離信号 S3 は、蛍光量算出手段 83 に伝送され、蛍光量算出手段 83 では、信号ケーブル 75 により伝送される蛍光信号 S2 に乗算され、補正蛍光信号 S4 が出力される。これにより、反射光および蛍光はともに光であり、距離による減衰率は略同一であるので、蛍光信号 S2 は距離信号 S3 で補正されたことになる。

なお、本実施形態では、反射光により距離信号 S3 を生成したが、これに限定されるものではなく、例えば所定距離時の蛍光強度を設定して蛍光信号 S2 を用いて距離信号 S3 を生成してもよい。

【0045】

補正蛍光信号 S4 は、蛍光画像生成手段 93 に伝送される。蛍光画像生成手段 93 にて補正蛍光信号 S4 により蛍光画像信号 S5 が生成される。

蛍光画像信号 S5 および内視鏡画像信号 S6 は、スーパーインポザ 97 に入力される。スーパーインポザ 97 では、例えば一方を親画像とし他方をその親画像にスーパーインポーズさせた子画像とした合成画像信号 S7 が生成される。

スーパーインポザ 97 で生成された合成画像信号 S7 はモニター 9 に出力され、画面 21 に合成画像を表示させるようになっている。

【0046】

このように、本実施形態では、蛍光量を示す蛍光信号 S2 が、距離信号 S3 で補正されることにより、照射部 53 と被検体 47 との距離に影響されない補正蛍光信号 S4 が生成される。そして、この補正蛍光信号 S4 に基づいて蛍光画像がモニター 9 に表示されるので、照射部 53 と被検体 47 との距離に影響されない蛍光量がモニター 9 に表示されることになる。このように、距離に影響されない蛍光量がモニター 9 に示されるので、病変部の定量的な診断を行うことができ、診断精度を向上できる。

【0047】

また、本実施形態によれば、スーパーインポザ 97 が内視鏡画像信号 S6 と蛍光画像信号 S5 とを合成するので、通常の外観を示す内視鏡画像に例えば病変部を示す蛍光画像が重畳されて表示できる。このため、被検体 47 における病変が存在する位置は外観と関連付けて表示されるので、その位置を正確に把握することができる。

また、蛍光画像は、距離に影響されない蛍光量が示されるので、病変部の定量的な診断を行うことができ、診断精度を向上できる。

【0048】

なお、蛍光画像信号 S5 をモニター 9 の画面 21 に表示する場合に、蛍光強度の強弱によって、異なる視覚効果で表示することが好ましい。

異なる視覚効果とは、例えば、色の濃淡をつけた表示、異なる色での表示、および点滅させその点滅速度を変化させた表示等がある。

このようにすると、蛍光強度の大きいところ、すなわち、例えば、癌細胞が多いところがモニター 9 を見ることで容易に判断できる。このため、例えば、癌の転移の危険性や進達

10

20

30

40

50

度の診断等をモニター 9 上で行うことができる。

【 0 0 4 9 】

また、存在量算出手段 8 7 により、蛍光画像信号 S 5 から蛍光量に基づいて標的物質の存在量を算出し、これらの値をモニター 9 の表示部 2 3 に表示させることができる。

さらに、蛍光量や癌のサイズ等を併せて表示するようにしてもよい。

このようにすると、例えば、癌の大きさを具体的な数値で把握できるので、診断精度を向上できる。

【 0 0 5 0 】

なお、本実施形態の画像プロセッサ 7 に、図 4 に示すように、画像記憶手段 9 8 と、画像マッチング手段 9 9 とを追加しても良い。

また、モニター 9 には、画面 2 1、2 2 が並設されている。

画像記憶手段 9 8 は、必要な合成画像信号 S 7 を格納保存するものである。必要な合成画像信号 S 7 とは、例えば、病変部の可能性がある部位の画像の信号である。

画像マッチング手段 9 9 は、画像記憶手段 9 8 に保存された合成画像信号 S 7 の中から選択された 1 個の合成画像信号（旧合成画像信号という）S 8 と現在スーパーインポザ 9 7 で生成中の合成画像信号 S 7 とを、形状変化の少ない内視鏡画像信号 S 6 を使用してストラクチャ抽出によりマッチングするものである。

【 0 0 5 1 】

旧合成画像信号 S 8 は、画像記憶手段 9 8 から画像マッチング手段 9 9 とモニター 9 に伝送され、モニターの画面 2 2 に表示されている。合成画像信号 S 7 は、スーパーインポザ 9 7 から、画像マッチング手段 9 9 とモニター 9 に伝送され、モニター 9 の画面 2 1 に表示されている。

画像マッチング手段 9 9 では、旧合成画像信号 S 8 と逐次変化する合成画像信号 S 7 とが逐次マッチングされており、一致した場合には音声、点灯等適宣手段で術者に知らせるように構成されている。

【 0 0 5 2 】

このようにすると、画像記憶手段 9 8 に格納された部位は容易に再現できるので、内視鏡スコープ 3 が動いた場合や、薬剤による蛍光の発光がなくなった場合にも容易に復旧して処置をすることができる。また、モニター 9 を見て術前術後の状態を比較できるので、例えば治療の効果を評価することができる。

【 0 0 5 3 】

[第二実施形態]

次に、本発明の第二実施形態について、図 5 ~ 図 7 を用いて説明する。

本実施形態に係る内視鏡装置 1 の基本構成は、第一実施形態と同様であるが、第一実施形態とは、距離測定手段の構成および蛍光画像信号を生成する構成が相違している。

以下、主としてこの相違点について説明する。

なお、第一実施形態と構成を共通とする箇所同一符号を付して説明を簡略化する。

【 0 0 5 4 】

図 5 は、本実施形態に係る内視鏡装置 1 の全体概略構成を示すブロック図である。図 7 は内視鏡スコープ 3 の光源装置 5 への取付状態を示す正面図である。

本実施形態に係る内視鏡装置 1 の距離測定手段 1 0 0 について説明する。距離測定手段 1 0 0 には、内視鏡スコープ 3 の挿入部 1 1 の先端部 4 5 に設けられた超音波発生器 1 0 1 と超音波検出器 1 0 3 と、光源装置 5 内に設けられた超音波信号処理装置 1 0 5 と、距離演算装置 1 0 7 とが備えられている。

【 0 0 5 5 】

超音波発生器 1 0 1 および超音波検出器 1 0 3 は、挿入部 1 1 およびユニバーサルケーブル 1 5 を挿通して設けられた信号ケーブル 1 0 2 により超音波信号処理装置 1 0 5 に接続されている。信号ケーブル 1 0 2 は、内視鏡スコープ 3 のコネクタ 1 7 を光源装置 5 に差し込むことで連通する。超音波信号処理装置 1 0 5 は、距離演算装置 1 0 7 に信号ケーブル 1 0 4 で接続されている。

10

20

30

40

50

超音波信号処理装置 105 は、超音波発生器 101 および超音波検出器 103 での超音波の受発信を制御するとともに超音波検出器 103 で検出した検出器出力信号 S9 を距離演算装置 107 へ出力する。

ここで、検出器出力信号 S9 は、例えば、検出された超音波の強度や、あるいは超音波を発してから戻ってくるまでの時間に比例した信号である。

【0056】

距離演算装置 107 は、図 6 に示すような、被検体 47 との距離と、超音波検出器出力との関係を示す校正データ 117 を備えており、この校正データ 117 を使用して超音波信号処理装置 105 からの検出器出力信号 S9 により先端部 45 と被検体 47 との距離を算出し、距離信号 S10 を出力する。校正データ 117 は、当該内視鏡スコープ 3 であら

10

かじめ距離と検出器出力との関係を測定し、プロットしておいたものである。校正データ 117 は各内視鏡スコープ 3 で異なるので、距離演算装置 107 には、内視鏡装置 1 で使用する複数の内視鏡スコープ 3 に関する全ての校正データ 117 が格納されている。各内視鏡スコープ 3 のコネクタ 17 には、内視鏡スコープ 3 を特定するデータを格納した IC チップ 113 が取り付けられている。光源装置 5 には、この IC チップ 113 のデータを読み取り、使用する校正データ 117 を特定する読取部（スコープ認識手段）115 が設けられている。

【0057】

画像処理手段 85 において、蛍光画像生成手段 93 とスーパーインポザ 97 との間に蛍光量算出手段 109 が備えられ、蛍光画像生成手段 93 には、蛍光信号 S2 が直接入力

20

されている点が前記第一実施形態と異なる。蛍光画像生成手段 93 では、入力された蛍光信号 S2 から蛍光画像信号 S5 が生成され、蛍光量算出手段 109 へ出力される。

蛍光量算出手段 109 には、距離補正手段 111 が備えられている。距離補正手段 111 は、距離演算装置 107 からの距離信号 S10 により蛍光画像信号 S5 を補正して補正蛍光画像信号 S11 を生成する。

補正蛍光画像信号 S11 は、スーパーインポザ 97 に伝送される。

【0058】

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

本実施形態における薬剤の投入、照明光および励起光の照射、反射光および蛍光の検出、反射光信号 S1 および蛍光信号 S2 の生成、ならびにモニタ 9 での表示については、前記第一実施形態と同様であるので、重複した説明を省略する。

30

【0059】

観察に使用する内視鏡スコープ 3 のコネクタ 17 を光源装置 5 に装着すると、読取部 115 がコネクタ 17 に取り付けられた IC チップ 113 に格納されたデータを読み取り、そのデータに対応する校正データ 117 を選択する。

超音波信号処理装置 105 の制御により、超音波発生器 101 は、超音波信号を被検体 47 に照射する。そして、超音波検出器 103 が被検体 47 により反射されて戻る超音波信号を検出して、検出器出力信号 S9 に変換して超音波信号処理装置 105 に伝送する。

検出器出力信号 S9 は、超音波信号処理装置 105 から距離演算装置 107 に伝送される。距離演算装置 107 では、この検出器出力信号 S9 から選択された校正データ 117 により先端部 45 から被検体 47 までの距離が算出され、距離信号 S10 として出力される。

40

【0060】

蛍光画像生成手段 93 にて、蛍光信号 S2 から蛍光画像信号 S5 が生成され蛍光量算出手段 109 に伝送される。

蛍光量算出手段 109 において、距離補正手段 111 が蛍光画像信号 S5 を距離演算装置 107 から伝送された距離信号 S10 により補正して補正蛍光画像信号 S11 を生成する。補正蛍光画像信号 S11 は、内視鏡画像生成手段 95 で生成された内視鏡画像信号 S6 とともにスーパーインポザ 97 に入力され、合成画像信号 S7 が生成される。

50

スーパーインポザ９７で生成された合成画像信号Ｓ７がモニタ９に出力され、画面２１に合成画像を表示する。

【００６１】

このように、本実施形態によれば、蛍光量を示す蛍光信号Ｓ２より生成された蛍光画像信号Ｓ５が、距離信号Ｓ１０で補正されて被検体４７との距離に影響されない補正蛍光画像信号Ｓ１１が生成される。そして、この補正蛍光画像信号Ｓ１１に基づいて蛍光画像がモニタ９に表示されるので、照射部５３と被検体４７との距離に影響されない蛍光量がモニタ９に表示されることになる。このように、距離に影響されない蛍光量が示されるので、病変部の定量的な診断を行うことができ、診断精度を向上できる。

【００６２】

なお、本実施形態では、距離測定手段１００に超音波を利用しているが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えばマイクロ波を利用してもよい。

すなわち、内視鏡スコープ３の挿入部１１の先端部４５に、マイクロ波発生器と反射波を受信するアンテナを取付け、マイクロ波発生器からマイクロ波を被検体４７へ発信して、被検体４７からの反射波をアンテナが受信するまでの時間差で距離を測定する。

このようにすると、マイクロ波は超音波に比べて減衰が少なく、時間分解能が高いので、超音波に比べてより正確に距離を測定できる。

【００６３】

また、本実施形態（第一実施形態参照）では、反射光および蛍光の検出を１つの対物光学系４９で行っているが、図１０に示すように各々別々の対物光学系で検出するようにしてもよい。

すなわち、対物光学系４９の蛍光フィルタ５７と集光レンズ６３をなくし、蛍光対物光学系１２１を追加している。

蛍光対物光学系１２１には、蛍光対物レンズ１２３と、蛍光のみを透過する励起光カットフィルタ１２５と、スキャンミラー１２７と、集光レンズ１２９と、光ファイバ１３１と、レンズ１３３と、光電子増倍管（ＰＭＴ）１３５と、スキャンミラー１２７を駆動するスキャンミラー駆動装置１３７とが備えられている。

【００６４】

蛍光対物レンズ１２３に入光した蛍光は、励起光カットフィルタ１２５を透過し、スキャンミラー１２７でスキャンされ、集光レンズ１２９で光ファイバ１３１の一端に集光される。光ファイバ１３１を通過した蛍光は、光ファイバ１３１の他端からレンズ１３３を通過して光電子増倍管１３５に集光され、光電子増倍管１３５で蛍光信号Ｓ２に変換される。

【００６５】

このように、スキャンミラー１２７を用いて走査するため、ＣＣＤのようなアレイ状に形成された光検出器が不要となることから、高価なイメージインテンシファイヤ内蔵ＣＣＤを使う必要がなくなる。このため、比較的安価な光電子増倍管１３５を使用することができるので、内視鏡装置１が安価に製造できる。

【００６６】

[第三実施形態]

次に、本発明の第三実施形態について、図８を用いて説明する。

本実施形態に係る内視鏡装置１の構成は、第二実施形態とは、画像処理手段８５の構成が若干相違している以外は同じである。

以下、主としてこの相違点について説明する。

なお、前記各実施形態と構成を共通とする箇所に同一符号を付して説明を簡略化する。

【００６７】

図８は、本実施形態に係る内視鏡装置１の全体概略構成を示すブロック図である。

画像処理手段８５には、画像のサイズを算出する画像サイズ算出手段１１９が備えられている点が第二実施形態とは異なる。

画像サイズ算出手段１１９には、スーパーインポザ９７からの合成画像信号Ｓ１２と

10

20

30

40

50

、距離演算装置 107 からの距離信号 S10 とが入力される。

画像サイズ算出手段 119 は、合成画像信号 S12 の画像サイズを所定距離時のスケールで算出し、その算出値を距離信号 S10 で補正して、実際のサイズを算出して、サイズ信号 S13 としてモニタ 9 に伝送するものである。そして、モニタ 9 の表示部 23 に画像サイズを数値で表示する。

【0068】

このように、本実施形態によれば、合成画像の実際のサイズが表示されるので、蛍光画像の大きさも定量的に把握できる。したがって、例えば、癌等の病変部に存在する蛍光を発生するものの範囲を定量的に把握できるので、病変の拡がり程度を正確に診断できる。

【0069】

なお、本実施形態では、合成画像の画像サイズを表示部 23 に数値で表示するようにしたが、本発明はこれに限定されるものではない。

例えば、画像サイズ算出手段 119 において、所定距離時のスケールを距離信号 S10 で補正した補正スケールで、合成画像信号 S12 を補正し、モニタ 9 に伝送して、図 9 に示すように、モニタ 9 の画面表示サイズを補正するようにしてもよい。また、補正スケールを画面 21 に表示してもよい。

図 9 の左側の画面 21 は、内視鏡スコープ 3 の先端部 45 が、所定距離よりも被検体 47 に近づいた時の全体的に大きくなっている画像を示している。右側の画面 22 は、前記サイズ補正を行った後の表示であり、全体的に小さくなったことが示されている。

さらに、第三実施形態の数値表示と画面表示サイズの補正とは、合わせて行うようにしてもよい。

このようにすると、より診断精度が向上できる。

【0070】

[第四実施形態]

次に、本発明の第四実施形態について、図 11 を用いて説明する。

本実施形態に係る内視鏡装置 1 の基本構成は、第二実施形態と同様であるが、第二実施形態とは、挿入部 11 の先端部分の構成、蛍光検出の構成および画像処理手段 85 の構成が相違している。

以下、主としてこの相違点について説明する。

なお、前記各実施形態と構成を共通とする箇所には同一符号を付して説明を簡略化する。

【0071】

図 11 は、本実施形態に係る内視鏡装置 1 の全体概略構成を示すブロック図である。

内視鏡スコープ 3 の挿入部 11 内の先端部には、光軸方向に摺動可能に支持された先端光学系ユニット 141 と、先端光学系ユニット 141 を光軸方向に駆動するアクチュエータ 143 とが備えられている。

先端光学系ユニット 141 には、照明ファイババンドル 43 の先端部分が取り付けられて、照明対物光学系 145 と、蛍光対物光学系 147 とが備えられている。

照明ファイババンドル 43 の端部は、先端光学系ユニット 141 の先端に形成された照射部 149 から外部に向けて照明光および励起光を照射するように構成されている。

【0072】

照明対物光学系 145 には、被検体 47 からの反射光を受光して平行光にする反射光対物レンズ 151 と、励起光より長波長の光をカットするパリアフィルタ 153 と、反射光を後記する CCD (反射光撮像手段) 157 に集光させる反射光集光レンズ 155 と、撮像面に集光された反射光を電気信号に変換して反射光信号 S1 を生成する CCD 157 とが備えられている。

蛍光対物光学系 147 には、蛍光対物レンズ 159 と、蛍光のみ透過させる励起光フィルタ 161 と、蛍光集光レンズ 163 とが備えられている。先端光学系ユニット 141 の後端側に蛍光ファイババンドル 51 の先端部分が取り付けられている。蛍光集光レンズ 163 は蛍光ファイババンドル 51 の一端 67 に蛍光を集光させている。

【0073】

10

20

30

40

50

アクチュエータ 143 としては、各種のリニアアクチュエータが採用される。このアクチュエータ 143 は、アクチュエータ駆動装置 165 により駆動される。

位置検出装置 167 は、先端光学系ユニット 141 の移動を追跡し、超音波発信器 101 と照射部 149 との距離 L を常時検出している。

移動量算出装置（距離測定手段）169 は、距離演算装置 107 からの距離信号 S10 と距離 L とから被検体と照射部 149 との距離を算出し、距離信号 SL をアクチュエータ駆動装置 165 に出力する。

アクチュエータ駆動装置 165 は、距離信号 SL と設定した所定距離との差分が 0 となるようにアクチュエータ 143 を駆動するように構成されている。

【0074】

本実施形態の画像処理手段 85 には、第二実施形態で備えられていた蛍光量算出手段 109 が備えられていない。したがって、蛍光画像信号 S5 が直にスーパーインポザ 97 へ入力される。

【0075】

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

本実施形態における薬剤の投入、照明光および励起光の照射、ならびにモニター 9 での表示については、前記第一実施形態と同様であり、超音波信号による距離信号 S10 の算出については前記第二実施形態と同様であるので、重複した説明を省略する。

【0076】

距離演算装置 107 は、被検体 47 により反射されて戻る超音波信号による距離測定を行い、距離信号 S10 を出力する。そして、距離演算装置 107 は、この距離信号 S10 を移動量算出装置 169 へ伝送する。移動量算出装置 169 は、距離信号 S10 と位置検出装置 167 からの距離 L とを加算して距離信号 SL を算出して、アクチュエータ駆動装置 165 へ出力する。アクチュエータ駆動装置 165 は、距離信号 SL と設定した所定距離を比較して差分があると、その差分をなくす方向にアクチュエータ 143 を駆動して、先端光学系ユニット 141 を光軸方向に移動させる。そして、アクチュエータ駆動装置 165 は、この差分がなくなったところで、アクチュエータ 143 の駆動を停止する。

この状態で、蛍光観察に入る。

【0077】

照射部 149 は、光源装置 5 で発生された照明光および励起光を照射する。そして、被検体 47 から反射された反射光は、反射光対物レンズ 151 で平行光にされ、バリアフィルタ 153 を透過する。このとき、反射光の内、励起光の波長以上の波長の光がカットされる。その余の光が集光レンズ 155 により CCD 157 に集光される。CCD 157 では、撮像面に集光された反射光が電気信号に変換され反射光信号 S1 が生成される。反射光信号 S1 は、信号ケーブル 77 により内視鏡画像生成手段 95 へ伝送される。

また、反射光は蛍光対物レンズ 159 に入射して平行光にされ、励起光フィルタ 161 で蛍光のみが透過され、蛍光集光レンズ 163 により蛍光ファイババンドル 51 の一端 67 に集光される。

【0078】

この集光された蛍光は、蛍光ファイババンドル 51 により伝送され、他端 69 からレンズ 71 を介してイメージインテンシファイヤ内臓 CCD 73 に集光される。イメージインテンシファイヤ内臓 CCD 73 では、微弱な蛍光が増幅されて電気信号に変換され、蛍光信号 S2 が生成される。蛍光信号 S2 は信号ケーブル 75 により蛍光画像生成手段 93 へ伝送される。

【0079】

蛍光画像生成手段 93 にて、蛍光信号 S2 から蛍光画像信号 S5 が生成され蛍光量算出手段 109 に伝送される。

蛍光画像信号 S5 は、内視鏡画像生成手段 95 で生成された内視鏡画像信号 S6 とともにスーパーインポザ 97 へ入力され、合成画像信号 S7 が生成される。

スーパーインポザ 97 で生成された合成画像信号 S7 がモニター 9 に出力され、画面 2

10

20

30

40

50

1に合成画像が表示される。

【0080】

このように、本実施形態によれば、移動量算出手段169により照射部149と被検体47との距離に相当する距離信号SLが生成される。この距離信号SLにより、アクチュエータ143が、蛍光ファイババンドル51の先端と照射部149とを支持する先端光学系ユニット141を移動させることにより、照射部149と被検体47との距離が常時一定の距離を維持することができる。このように、常に一定の距離において蛍光観察が行われるので、病変部の定量的な診断を行うことができ、診断精度を向上できる。

【0081】

[第五実施形態]

次に、本発明の第五実施形態について、図12を用いて説明する。

本実施形態に係る内視鏡装置1の基本構成は、第1の実施の形態と同様であるが、第一実施形態とは、蛍光信号S2を補正する構成が相違している。

以下、主としてこの相違点について説明する。

なお、第一実施形態と構成を共通とする箇所に同一符号を付して説明を簡略化する。

【0082】

図12は、本実施形態に係る内視鏡装置1の全体概略構成を示すブロック図である。

レーザ光源25には、レーザ光源25から発生する励起光の強度を測定する励起光強度測定装置171が備えられている。

また、白色光源27には、白色光源27から発生する照明光の強度を測定する照明光強度測定装置173が備えられている。

【0083】

画像プロセッサ7には、光源強度揺らぎ補正手段175が備えられている。

光源強度揺らぎ補正手段175には、蛍光量算出手段83から補正蛍光信号S4が入力され、励起光強度測定装置171から励起光強度信号S15が入力され、照明光強度測定装置173から照明光強度信号S14が入力されている。

光源強度揺らぎ補正手段175では、補正蛍光信号S4に励起光強度信号S15を除算し、照明光強度信号S14を乗算して、揺らぎ補正蛍光信号S16を算出し、蛍光画像生成手段93に伝送している。

蛍光画像生成手段93では、揺らぎ補正蛍光信号S16から蛍光画像信号S5を生成して、スーパーインポザ97を介してモニタ9の画面に合成画像を表示している。

【0084】

測定される蛍光の強度は、励起光の強度に略比例するので、補正蛍光信号S4に励起光強度信号S15を除算することで、励起光の揺らぎによる影響は除去されることになる。一方、距離算出手段91では、所定距離時の反射光量S0を、測定した反射光信号S1で除算している。反射光信号S1には、照明光の揺らぎが影響しているため、補正蛍光信号S4を照明光強度信号S14で乗算すれば、照明光の揺らぎによる影響は除去されることになる。

【0085】

このように、本実施形態によれば、励起光および照明光の光強度が揺らぎ、その影響で例えば蛍光量および反射光が変動しても、光源強度揺らぎ補正手段175で補正蛍光信号S4が励起光強度信号S15および照明光強度信号S14で補正されるので、励起光および照明光の光強度の揺らぎの影響を除去できる。これにより、蛍光の測定精度が向上でき、診断精度が向上できる。

なお、このような補正は、影響の大きい励起光についてのみ行っても相当な効果がある。

【0086】

[第六実施形態]

次に、本発明の第六実施形態について、図13および図14を用いて説明する。

本実施形態に係る内視鏡装置1の基本構成は、第二実施形態と同様であるが、第二実施

10

20

30

40

50

形態とは、蛍光量算出手段 109 の構成が部分的に相違している。

以下、主としてこの相違点について説明する。

なお、第二実施形態と構成を共通とする箇所に同一符号を付して説明を簡略化する。

【0087】

図 13 は、本実施形態に係る内視鏡装置 1 の全体概略構成を示すブロック図である。図 14 は、薬剤を投与した時、投与後の時間と薬剤の集積量との関係を一般的に示した相関図である。図 14 を見るように、薬剤投与後、一定時間経過して薬剤が集積し始め、時間の経過とともに集積量が比例的に増加し、しばらくピークを維持した後、低下するという傾向にあるのが一般的である。

【0088】

蛍光量算出手段には、薬剤投与後時間補正手段 177 が備えられている。薬剤投与後時間補正手段 177 には、各種薬剤について図 14 に示すような相関図が格納保管されていて、図示しない設定手段で、対象薬剤を指示すればその薬剤に対応する相関図を選択できるようになっている。

また、時間設定手段 179 が備えられており、術者が時間を入力することにより、時間信号 T を薬剤投与後時間補正手段 177 に入力するように構成されている。

薬剤投与後時間補正手段 177 は、時間設定手段 179 から入力された時間により、選択した相関図から薬剤の集積量（ピーク時を 1 とした場合の割合）を算出して、蛍光画像信号 S5 を補正する。

例えば、図 14 に示すように投与後 T0 時間経過している場合、その時の集積割合 A で蛍光画像信号 S5 を除算することで、ピーク時の状態に補正するようになっている。

【0089】

このように本実施形態によれば、例えば蛍光薬剤を投与してその影響が被検体に行き渡るまでに測定しても、行き渡った状態に補正することができるので、診断を迅速に行うことができる。また、診断精度が向上できる。

【0090】

[第七実施形態]

次に、本発明の第七実施形態について、図 15 ~ 図 17 を用いて説明する。

本実施形態に係る内視鏡装置 1 の基本構成は、第一実施形態と同様であるが、第一実施形態とは、距離測定手段の構成、挿入部 11 の先端部分の構成および画像処理手段 85 の構成が相違している。

以下、主としてこの相違点について説明する。

なお、第一実施形態と構成を共通とする箇所に同一符号を付して説明を簡略化する。

【0091】

図 15 は、本実施形態に係る内視鏡装置 1 の全体概略構成を示すブロック図である。図 16 は内視鏡スコープ 3 の先端面を示す正面図である。

本実施形態に係る内視鏡装置 1 の距離測定手段 181 について説明する。距離測定手段 181 には、内視鏡スコープ 3 の挿入部 11 の先端部 45 に設けられたレーザ発生器 183 と、レーザ光検出器 185 と、距離演算装置 107 と、が備えられている。

【0092】

レーザ発生器 183 は、図示しない電源によってレーザ光を発射するものである。

レーザ光検出器 185 は、レーザ発生器 183 からのレーザ光が反射したレーザ反射光を受信するもので、例えば、分割フォトダイオードで形成されている。レーザ光検出器 185 の先端面は、略矩形形状をし、縦横に 2 分割され略等面積を有する 4 面の分割面 187 に分割されている。レーザ発生器 183 およびレーザ光検出器 185 は、両者を結ぶ線が対物光学系 49 の対物レンズ 55 を通るよう配置されている。

なお、光源としてレーザ発生器 183 に換えて LED を用いてもよい。

【0093】

レーザ光検出器 185 と距離演算装置 107 とは、信号ケーブル 189 により接続されている。

10

20

30

40

50

レーザ光検出器 185 は、各分割面 187 毎に、受信した光によって検出信号 S 17 を発信する。発信された検出信号 S 17 は信号ケーブル 189 によって距離演算装置 107 に伝送される。

距離演算装置 107 では、各分割面 187 からの検出信号 S 17 の平均明るさによって予め求められたデータと比較して内視鏡スコープ 3 と被検体 47 との距離を算出する。

距離演算装置 107 で算出された距離信号 S 10 は、距離補正手段 111 へ伝送される。

【0094】

検出信号 S 17 は、信号ケーブル 189 から分岐された信号ケーブル 193 によって角度演算手段 191 に伝送される。

角度演算手段 191 は、信号 S 17 からレーザ光検出器 185 の各分割面 187 が受光するレーザ反射光の量を演算し、それらの偏差から内視鏡スコープ 3 の被検体 47 に対する傾斜角度（角度）を算出する。

角度演算手段 191 で算出された角度信号 S 10 は、角度補正手段 195 へ伝送される。

【0095】

本実施形態では、照明光および励起光を伝送する照明ファイババンドル 43（図示省略）は 2 セット設けられている。照明ファイババンドルで伝送される照明光および励起光を照射する照射部 53 は、対物光学系 49 の対物レンズ 55 を挟んで対称となる位置に設けられている。

対物光学系 49 には、対物レンズ 55 と、励起光により励起された蛍光と通常の反射光とを分離する蛍光フィルタ 57 と、蛍光フィルタ 57 で反射された反射光が集光される CCD 197 と、蛍光フィルタ 57 を透過した反射光が集光される CCD 199 とが設けられている。

【0096】

蛍光フィルタ 57 は、対物レンズ 55 より入射した反射光及び蛍光のうち蛍光の領域の光（波長 690 nm 近傍の光）を透過し、その他の反射光の領域の光を直角方向に反射することで、蛍光と反射光とを分離する光学素子である。

CCD 197 では、撮像面に集光された反射光が電気信号に変換され反射光信号 S 1 が生成される。反射光信号 S 1 は、信号ケーブル 77 により内視鏡画像生成手段 95 へ伝送される。

CCD 199 では、撮像面に集光された蛍光を増幅して電気信号に変換することで、蛍光信号 S 2 が生成される。蛍光信号 S 2 は信号ケーブル 75 により蛍光画像生成手段 93 へ伝送される。

【0097】

画像処理手段 85 において、蛍光画像生成手段 93 とスーパーインポザ 97 との間に蛍光量算出手段 109 が備えられている。

蛍光画像生成手段 93 では、入力された蛍光信号 S 2 から蛍光画像信号 S 5 が生成され、蛍光量算出手段 109 へ出力される。

蛍光量算出手段 109 には、距離補正手段 111 および角度補正手段 195 が備えられている。距離補正手段 111 は、距離演算装置 107 からの距離信号 S 10 により蛍光画像信号 S 5 を補正する。角度補正手段 195 は、角度算出手段 191 からの角度信号 S 18 により蛍光画像信号 S 5 を補正する。このようにして、蛍光量算出手段 109 は、補正蛍光画像信号 S 11 を生成する。

補正蛍光画像信号 S 11 は、スーパーインポザ 97 に伝送される。

【0098】

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

本実施形態における薬剤の投入、照明光および励起光の照射、反射光および蛍光の検出、ならびにモニタ 9 での表示については、前記第一実施形態と同様であるので、重複した説明を省略する。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 9 】

光源から伝送された光は、先端部 4 5 に設けられた 2 箇所の照射部 5 3 から被検体 4 7 に照射される。

被検体 4 7 により反射された反射光は、対物レンズ 5 5 に入射され蛍光フィルタ 5 7 で反射し、CCD 1 9 7 に集光される。CCD 1 9 7 では、撮像面に集光された反射光が電気信号に変換され反射光信号 S 1 が生成される。反射光信号 S 1 は、信号ケーブル 7 7 により内視鏡画像生成手段 9 5 へ伝送される。内視鏡画像生成手段 9 5 では、反射光信号 S 1 から内視鏡画像信号 S 6 が生成される。

【 0 1 0 0 】

一方、照射部 5 3 から被検体 4 7 照射された励起光によって、癌細胞内に集積された 5 - A L A やインドシアニンググリーン誘導標識抗体などが励起されて蛍光を発生する。

この蛍光は対物レンズ 5 5 に入射し、蛍光フィルタ 5 7 を透過し、CCD 1 9 9 に集光される。

CCD 1 9 9 では、蛍光を電気信号に変換して、蛍光信号 S 2 が生成される。蛍光信号 S 2 は信号ケーブル 7 5 により蛍光画像生成手段 9 3 へ伝送される。蛍光画像生成手段 9 3 にて、蛍光信号 S 2 から蛍光画像信号 S 5 が生成され蛍光量算出手段 1 0 9 に伝送される。

【 0 1 0 1 】

レーザ発生器 1 8 3 から発射されたレーザ光が被検体 4 7 に反射され、被検体 4 7 からの反射レーザ光がレーザ光検出器 1 8 5 に入射される。

この時、内視鏡スコープ 3 が被検体 4 7 に対して正対している（傾斜していない）と図 1 7 に実線で示すように、反射レーザ光の中心部 2 0 1 はレーザ光検出器 1 8 5 の中心に位置するので、各分割面 1 8 7 が受ける光量は略同等となる。

一方、内視鏡スコープ 3 が被検体 4 7 に対して傾斜していると図 1 7 に一点鎖線で示すように、反射レーザ光の中心部 2 0 1 はレーザ光検出器 1 8 5 の中心から傾斜状態に対応した位置にずれるので、各分割面 1 8 7 が受ける光量は異なる。

レーザ光検出器 1 8 5 は、これらの各分割面 1 8 7 が受光した光量を検出信号 S 1 7 として、距離演算装置 1 0 7 および角度算出手段 1 9 1 へ伝送する。

【 0 1 0 2 】

距離演算装置 1 0 7 では、各分割面 1 8 7 からの検出信号 S 1 7 からそれらの平均光量あるいは総光量を算出し、予め求めていた較正データから内視鏡スコープ 3 と被検体 4 7 との距離を演算し、距離信号 S 1 0 を生成する。

角度算出手段 1 9 1 では、各分割面 1 8 7 からの検出信号 S 1 7 を用いて内視鏡スコープ 3 の被検体 4 7 に対する傾斜角度を算出する。例えば、受光量は距離の二乗に反比例するので、受光量の差は距離の差を表している。各分割面 1 8 7 の受光量の比率から距離の関係を算出し、その距離の関係から内視鏡スコープ 3 の傾斜状態を算出する。これにより、内視鏡スコープ 3 の傾斜角度を算出し、角度信号 S 1 8 を生成する。

【 0 1 0 3 】

距離演算装置 1 0 7 および角度算出手段 1 9 1 で生成された距離信号 S 1 0 および角度信号 S 1 8 が蛍光量算出手段 1 0 9 に伝送される。

蛍光量算出手段 1 0 9 では、距離補正手段 1 1 1 および角度補正手段 1 9 5 が蛍光画像信号 S 5 を距離信号 S 1 0 および角度信号 S 1 8 により補正され、補正蛍光画像信号 S 1 1 を生成する。

補正蛍光画像信号 S 1 1 は、内視鏡画像生成手段 9 5 で生成された内視鏡画像信号 S 6 とともにスーパーインポザ 9 7 に入力され、合成画像信号 S 7 が生成される。

スーパーインポザ 9 7 で生成された合成画像信号 S 7 がモニター 9 に出力され、画面 2 1 に合成画像を表示する。

【 0 1 0 4 】

このように、本実施形態によれば、蛍光量を示す蛍光信号 S 2 より生成された蛍光画像信号 S 5 が、距離信号 S 1 0 および角度信号 S 1 8 で補正されて被検体 4 7 との距離およ

10

20

30

40

50

び内視鏡スコープ3の傾斜角度に影響されない補正蛍光画像信号S11が生成される。

そして、この補正蛍光画像信号S11に基づいて蛍光画像がモニタ9に表示されるので、照射部53と被検体47との距離および内視鏡スコープ3の傾斜に影響されない蛍光量がモニタ9に表示されることになる。

このように、照射部53と被検体47との距離および内視鏡スコープ3の傾斜に影響されない蛍光量が示されるので、病変部の定量的な診断を行うことができ、診断精度を一層向上できる。

【0105】

なお、本実施形態では、レーザ発生器183とレーザ光検出器185を一对一としているが、図18および図19に示すように一個のレーザ発生器183に対して複数のレーザ光検出器185を設けるようにしてもよい。

10

図18に示されるものは、レーザ発生器183は内視鏡スコープ3の先端部45の中心部の近傍に設置し、複数の略円形をしたレーザ光検出器185を先端部45の周縁部に周方向に間隔を空けて設置する。

このようにすると、各レーザ光検出器185の受光量の比を一層明確に検出することができ、角度の算出を一層正確に行なえる。

【0106】

図19に示されるものは、本実施形態で用いた四分割された受光面を有するレーザ光検出器185が、対物レンズ55を挟んで対称となる位置に設置され、レーザ発生器183が内視鏡スコープ3の先端部45の中心部の近傍に設置されている。

20

このようにすると、反射レーザ光の検出に偏りがないようにでき、角度の算出を一層正確に行なえる。

【0107】

なお、本実施形態では、反射レーザ光の各分割面187に入射される光量により、距離を求めるようにしているが、これは、反射時間により距離を求めるようにしてもよい。

また、本実施形態では、距離測定手段181にレーザ光を利用しているが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、第一実施形態から第六実施形態で説明したものを利用してもよい。

【0108】

[第八実施形態]

次に、本発明の第八実施形態について、図20および図21を用いて説明する。

本実施形態に係る内視鏡装置1の基本構成は、第七実施形態と同様であるので、第七実施形態との相違点について主として説明する。

なお、第七実施形態と構成を共通とする箇所同一符号を付して説明を簡略化する。

30

【0109】

図20は、本実施形態に係る内視鏡装置1の全体概略構成を示すブロック図である。図21は内視鏡スコープ3の先端面を示す正面図である。

本実施形態では、内視鏡スコープ3の先端部45の外周に着脱可能に取り付けられたキャップ203が備えられている。

キャップ203は、ドーナツ形状をし、その先端部にはレーザ発生器183および複数のレーザ光検出器185が周方向に略等間隔に設置されている。

40

レーザ発生器183には、キャップ203に内蔵されたレーザ用電源205が接続されている。

なお、光源としてレーザ発生器183に換えてLEDを用いてもよい。

【0110】

各レーザ光検出器185には、それぞれキャップ203に内蔵された信号送信機207が接続されている。

レーザ光検出器185は、受信した光によって検出信号S17を生成する。生成された検出信号S17は信号送信機207から発信される。

画像プロセッサ7には、この検出信号を受信する信号受信機209が備えられている。

50

信号受信機 209 で受信された検出信号 S17 は、距離演算装置 107 および角度算出手段 191 に信号ケーブルによって伝送される。

【0111】

このように、レーザ発生器 183 およびレーザ光検出器 185 は、内視鏡スコープ 3 の外側に着脱可能に取り付けられるキャップ 203 に備えられているので、内視鏡スコープ 3 の内部における改造が不要である。

このため、内視鏡スコープ 3 の大幅な設計変更を省略することができるし、既存の内視鏡スコープ 3 にも容易に取付けることができる。

【0112】

[第九実施形態]

次に、本発明の第九実施形態について、図 22 ~ 図 24 を用いて説明する。

本実施形態に係る内視鏡装置 1 の基本構成は、第七実施形態と同様であるが、第七実施形態とは、距離演算装置 107 および角度算出手段 191 で算出に用いる信号が相違している。

以下、主としてこの相違点について説明する。

なお、第七実施形態と構成を共通とする箇所に同一符号を付して説明を簡略化する。

【0113】

図 22 は、本実施形態に係る内視鏡装置 1 の全体概略構成を示すブロック図である。図 23 は、距離演算装置 107 および角度算出手段 191 の概略較正を示すブロック図である。図 24 は、モニタ 9 の画面 21 への表示例を示す正面図である。

本実施形態では、距離演算装置 107 および角度算出手段 191 で算出に用いる信号として、内視鏡画像信号 S6 を利用している。

【0114】

角度算出装置 191 では、画面を複数、例えば 4 個の領域に分割し、内視鏡画像信号 S6 を各領域 A, B, C, D に相当する信号に分割している。

角度算出装置 191 には、領域 A の平均明るさを算出する A 算出手段 211 と、領域 B の平均明るさを算出する B 算出手段 213 と、領域 C の平均明るさを算出する C 算出手段 215 と、領域 D の平均明るさを算出する D 算出手段 217 と、角度決定手段 219 とが備えられている。

【0115】

角度決定手段 219 は、例えば、次のようにして角度を決定する。

反射光画像が、図 24 に示すように、領域 C から領域 A に向かうに連れて明るくなっているとすると、内視鏡スコープ 3 の先端部 45 と領域 A とは比較的近接しており、領域 C とは比較的離隔していることになる。

明るさの差は距離の二乗に反比例するので、各領域 A, B, C, D の平均明るさによって相対的な距離の関係が算出できる。その距離の関係から内視鏡スコープ 3 の傾斜状態を算出し、傾斜角度を算出する。

また、種々の内視鏡スコープ 3 が傾斜した状態における各領域 A, B, C, D の明るさの分布についての較正データを予め準備しておき、算出された各領域 A, B, C, D の明るさの分布に合致する傾斜角度を選定するようにしてもよい。

【0116】

距離演算装置 107 には、全反射光の平均明るさを算出する平均算出手段 221 と、距離決定手段 223 とが備えられている。

対物レンズ 55 の入射角が一定であるとする、同じ距離であっても内視鏡スコープ 3 が傾斜した場合の方が距離の長い領域からの反射光が入射してくるため、画面が暗くなる。すなわち、同じ明るさでも、内視鏡スコープ 3 が被検体 47 に対して傾斜している場合は、被検体 47 までの距離が長くなる。

距離決定手段 223 は、平均算出手段 221 で算出された全反射光の平均明るさと角度決定手段 219 で決定された傾斜角度とから距離を決定する。

【0117】

10

20

30

40

50

本実施形態では、前述の第七実施形態の作用、効果に加えて、反射光を用いて照射部 5 3 と被検体 4 7 との距離および内視鏡スコープ 3 の傾斜角度が得られるので、これらを得るために付加する機器が省略できる。したがって、内視鏡スコープ 3 の構造が簡単となり、安価に製造できる。

【図面の簡単な説明】

【0118】

【図1】本発明の第一実施形態に係る内視鏡装置の全体概略構成を示す構成図である。

【図2】本発明の第一実施形態に係る内視鏡装置の全体構成を示すブロック図である。

【図3】本発明の第一実施形態に係る光源装置の構成を示すブロック図である。

【図4】本発明の第一実施形態に係る画像プロセッサの別の実施形態を示すブロック図である。 10

【図5】本発明の第二実施形態に係る内視鏡装置の全体構成を示すブロック図である。

【図6】本発明の第二実施形態に係る較正データを示す説明図である。

【図7】本発明の第二実施形態に係る光源装置部の構成を示すブロック図である。

【図8】本発明の第三実施形態に係る内視鏡装置の全体構成を示すブロック図である。

【図9】本発明の第三実施形態の画面を示す正面図である。

【図10】本発明の第一実施形態に係る内視鏡装置の別の実施形態を示すブロック図である。

【図11】本発明の第四実施形態に係る内視鏡装置の全体構成を示すブロック図である。

【図12】本発明の第五実施形態に係る内視鏡装置の全体構成を示すブロック図である。 20

【図13】本発明の第六実施形態に係る内視鏡装置の全体構成を示すブロック図である。

【図14】本発明の第六実施形態における薬剤投与後の時間と薬剤集積量との相関図である。

【図15】本発明の第七実施形態に係る内視鏡装置の全体構成を示すブロック図である。

【図16】本発明の第七実施形態に係る内視鏡スコープの先端部を示す正面図である。

【図17】本発明の第七実施形態に係るレーザー光検出器の正面図である。

【図18】本発明の第七実施形態に係る内視鏡スコープの別の実施態様を示す正面図である。

【図19】本発明の第七実施形態に係る内視鏡スコープのさらに別の実施態様を示す正面図である。 30

【図20】本発明の第八実施形態に係る内視鏡装置の全体構成を示すブロック図である。

【図21】本発明の第八実施形態に係る内視鏡スコープの先端部を示す正面図である。

【図22】本発明の第九実施形態に係る内視鏡装置の全体構成を示すブロック図である。

【図23】本発明の第九実施形態に係る角度算出手段の構成を示すブロック図である。

【図24】本発明の第九実施形態に係るモニターを示す正面図である。

【符号の説明】

【0119】

1 内視鏡装置

3 内視鏡スコープ

5 光源装置

4 5 先端部

4 7 被検体

5 1 蛍光ファイババンドル

5 3 照射部

6 5 C C D

7 3 インテンシファイア内臓 C C D

8 1 距離測定手段

8 3 蛍光量算出手段

9 3 蛍光画像生成手段

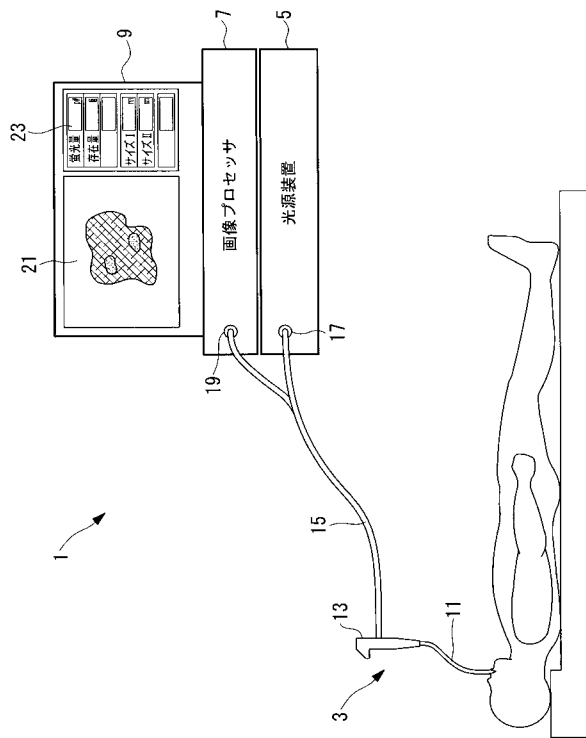
9 5 内視鏡画像生成手段

40

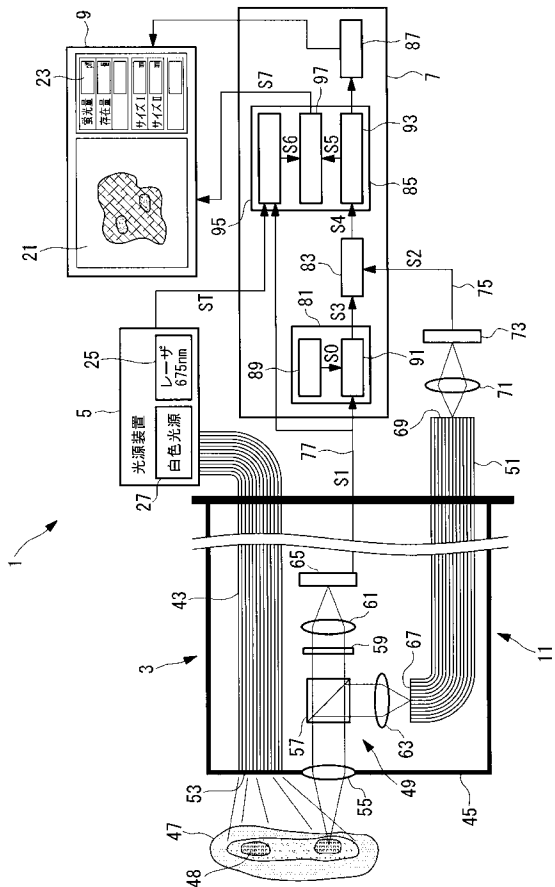
50

- 97 スーパーインポータ
- 100 距離測定手段
- 109 蛍光量算出手段
- 113 ICチップ
- 115 読取部
- 117 校正データ
- 141 先端光学系
- 169 移動量算出装置
- 191 角度算出手段
- S1 反射光信号
- S2 蛍光信号
- S3 距離信号
- S5 蛍光画像信号
- S6 内視鏡画像信号
- S10 距離信号
- SL 距離信号

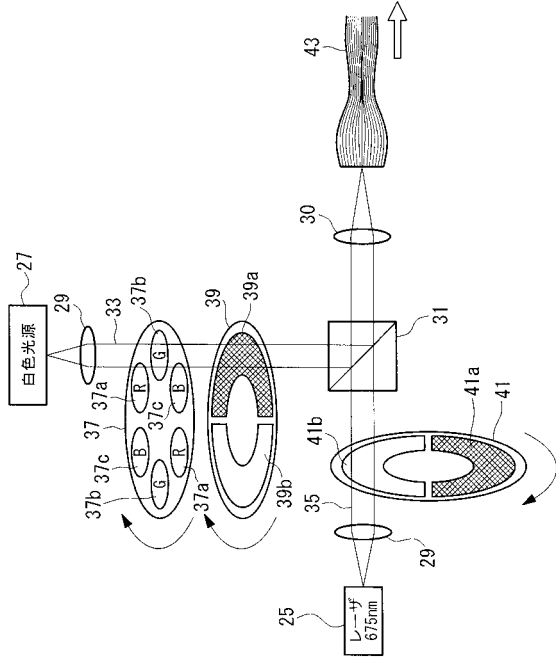
【図1】



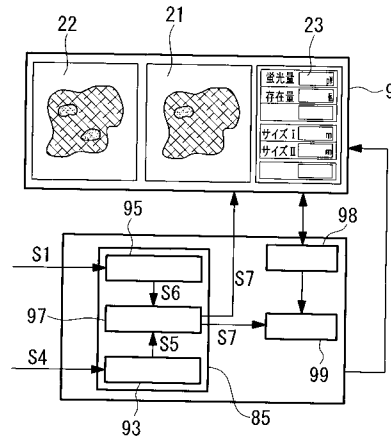
【図2】



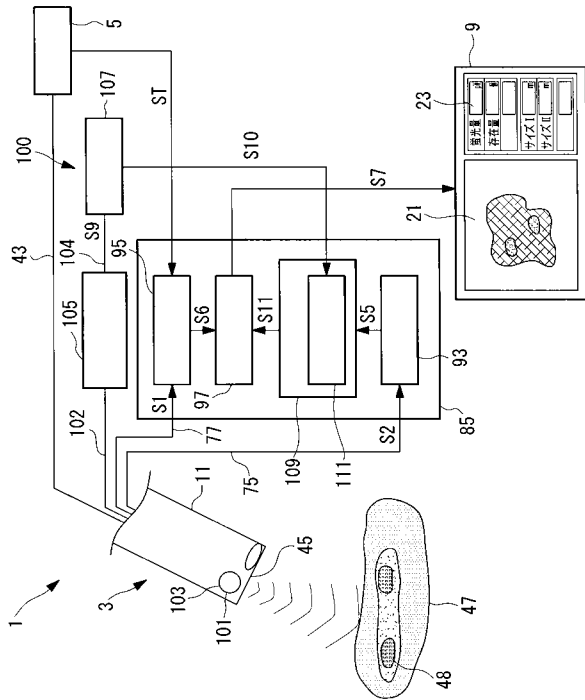
【図3】



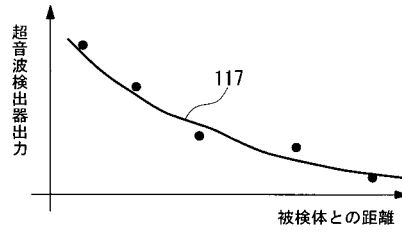
【図4】



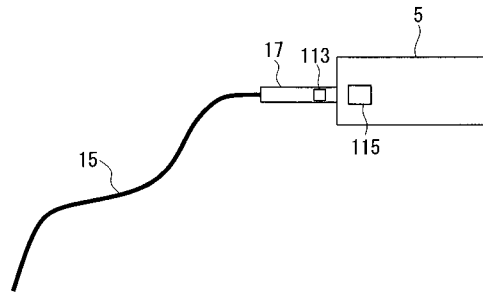
【図5】



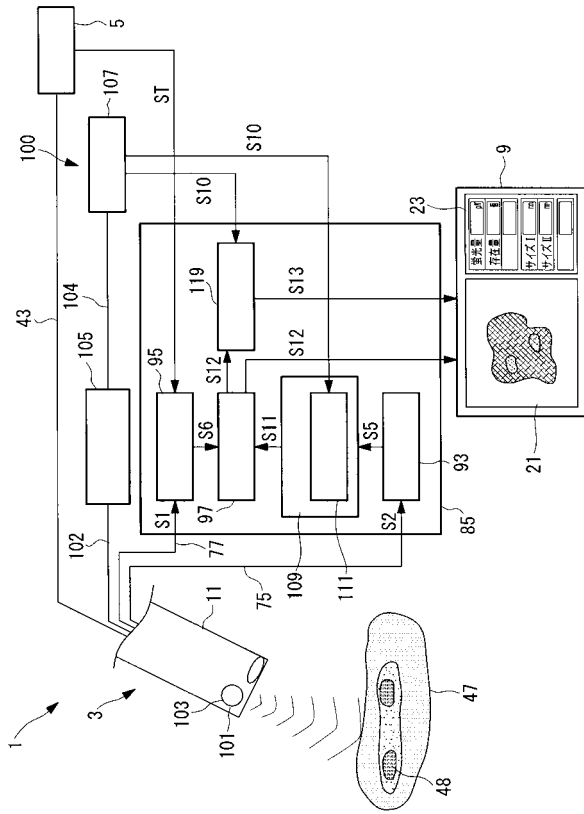
【図6】



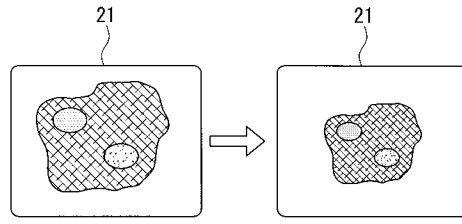
【図7】



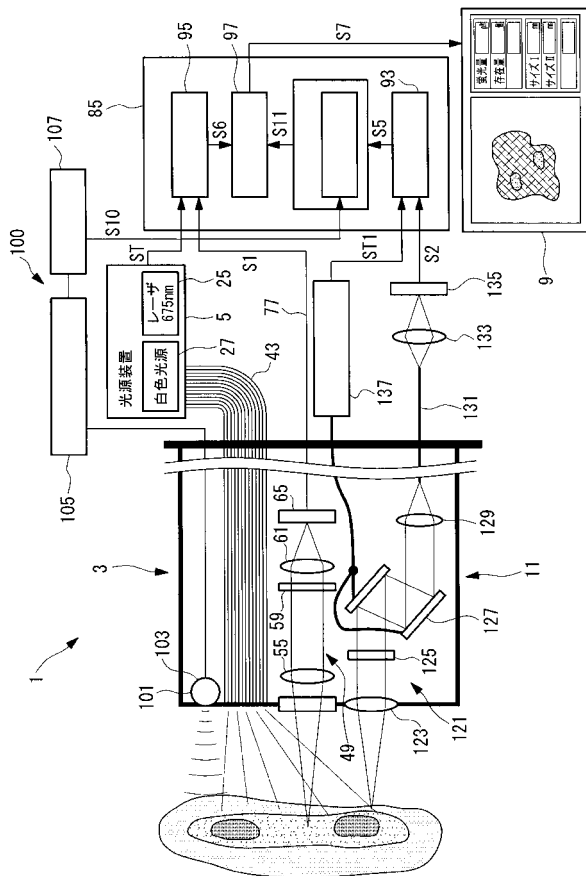
【図8】



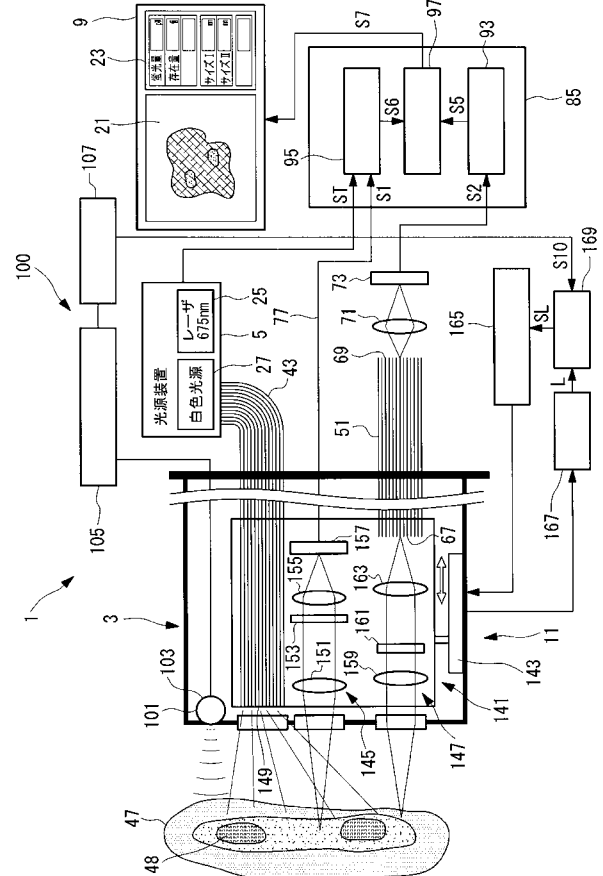
【図9】



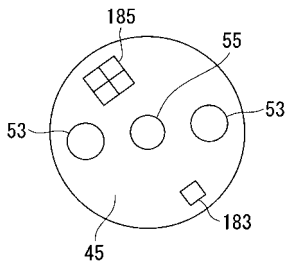
【図10】



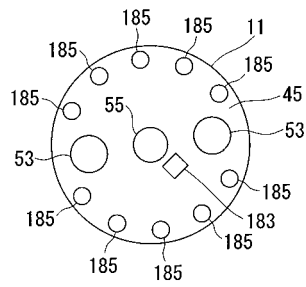
【図11】



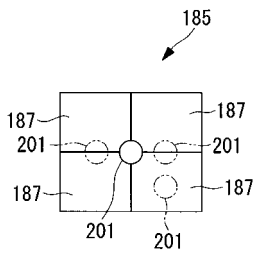
【図16】



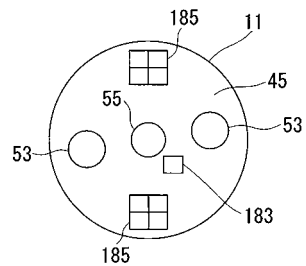
【図18】



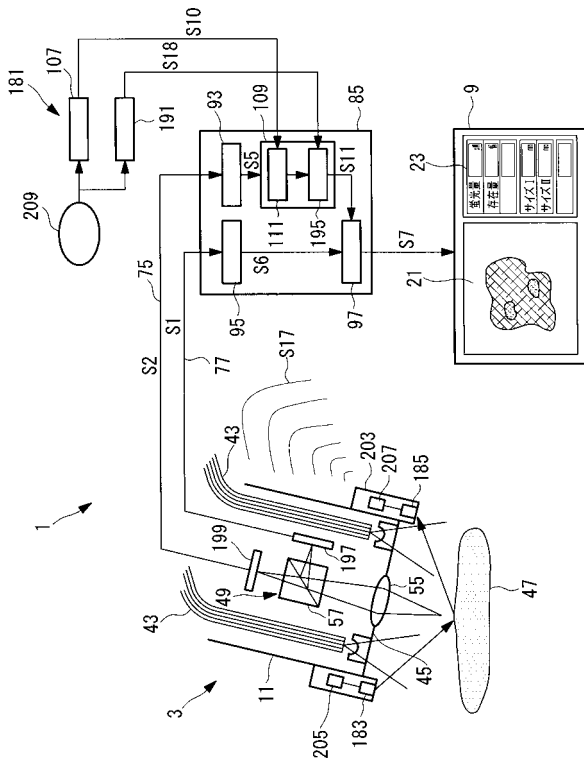
【図17】



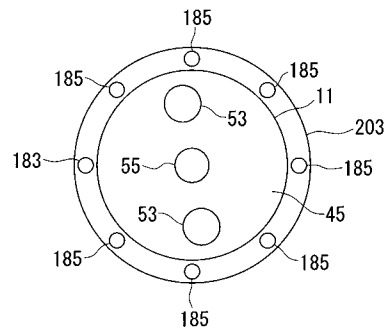
【図19】



【図20】



【図21】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2002-65581(JP,A)
特開2004-187716(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B1/00-1/32

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	JP5461753B2	公开(公告)日	2014-04-02
申请号	JP2005208828	申请日	2005-07-19
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	石原康成		
发明人	石原 康成		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00096 A61B1/043 A61B1/063 A61B1/0646		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.553 A61B1/00.640 A61B1/045.610 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/CC07 4C061/DD03 4C061/FF35 4C061/FF40 4C061/FF41 4C061/HH52 4C061/HH54 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/PP09 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/RR02 4C061/RR23 4C061/WW04 4C061/WW17 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/CC07 4C161/DD03 4C161/FF35 4C161/FF40 4C161/FF41 4C161/HH52 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/PP09 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR23 4C161/WW04 4C161/WW17		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
助理审查员(译)	彼田正雄 冈田孝弘		
优先权	2004223861 2004-07-30 JP		
其他公开文献	JP2006061683A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够定量观察病变状况的内窥镜装置，而不管激发光照射部分与待检查对象之间的距离如何并给出正确的诊断。

ŽSOLUTION：该内窥镜装置1配备有产生激发光的激光光源25，内窥镜装置1的范围3，其具有在顶端45上的激发光的照射部分53，增强器内置CCD（充电）耦合装置）73，用激发光检测待检查对象47产生的荧光，荧光成像装置85从增强器内置CCD73发出的荧光信号S2产生荧光图像信号S5，距离确定装置确定与照射部分53和对象47之间的距离对应的距离信号S3，以及通过用距离信号S3校正荧光信号S2来确定荧光量而不受距离波动影响的荧光计算装置81。 Ž

