

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5097715号
(P5097715)

(45) 発行日 平成24年12月12日(2012.12.12)

(24) 登録日 平成24年9月28日(2012.9.28)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/00 3 2 0 C

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y

A 6 1 B 1/04 3 7 2

請求項の数 10 (全 39 頁)

(21) 出願番号 特願2008-549287 (P2008-549287)
 (86) (22) 出願日 平成19年12月7日(2007.12.7)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2007/073712
 (87) 国際公開番号 W02008/072579
 (87) 国際公開日 平成20年6月19日(2008.6.19)
 審査請求日 平成22年11月24日(2010.11.24)
 (31) 優先権主張番号 特願2006-333688 (P2006-333688)
 (32) 優先日 平成18年12月11日(2006.12.11)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 (74) 代理人 100118913
 弁理士 上田 邦生
 (74) 代理人 100112737
 弁理士 藤田 考晴
 (72) 発明者 渡邊 俊明
 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
 (72) 発明者 大川 敦
 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入される挿入部と、

前記挿入部の半径方向に位置する前記体腔の内壁と接触することにより、前記挿入部の半径方向において前記体腔に対する前記挿入部の位置決めを行うバルーンと、

前記内壁に対して照射される励起光を前記挿入部の半径方向外方に出射するとともに、

前記内壁から発生した蛍光を前記挿入部の複数の異なる半径方向から前記挿入部の内部に導入する光出射導入部と、

前記光出射導入部から導入された蛍光を撮像する撮像部と、

前記バルーンにおける前記内壁との接触面と、前記挿入部と、の間の距離に基づいて前記撮像部から出力された撮像信号を補正する補正信号を算出する補正信号算出部と、

前記補正信号に基づいて前記撮像信号の強度を補正し、補正された撮像信号から画像信号を生成する信号処理部と、

前記体腔に対する前記挿入部の挿入長さを計測する挿入長計測部と、

前記撮像部から出力される撮像信号と、前記挿入長計測部から出力される挿入長さに係る信号と、に基づいて前記撮像信号の展開処理を行う画像処理部と、

が設けられた蛍光内視鏡。

【請求項 2】

前記光出射導入部が、前記励起光を前記挿入部の半径方向外方に出射する照射部と、

前記内壁から発生した蛍光を、前記挿入部の中心軸線方向に向けて反射するとともに、

10

20

前記中心軸線回りに回転可能に配置された反射部と、
を備え、

前記撮像部が、前記反射部から反射した蛍光を撮像する請求項 1 記載の蛍光内視鏡。

【請求項 3】

前記反射部を回転させる回転駆動部が設けられた請求項 2 記載の蛍光内視鏡。

【請求項 4】

前記光出射導入部が、前記挿入部の少なくとも先端部の内部に配置されるとともに、前記挿入部の中心軸線回りに回転可能に配置された回転部と、

該回転部に設けられ、前記励起光を前記挿入部の半径方向外方に出射する照射部と、

前記回転部に設けられ、前記内壁から発生した蛍光を前記中心軸線方向に向けて反射する反射部と、

を備え、

前記撮像部が、前記回転部に設けられ、前記反射部から反射した蛍光を撮像する請求項 1 記載の蛍光内視鏡。

【請求項 5】

前記光出射導入部が、前記挿入部の少なくとも先端部の内部に配置されるとともに、前記挿入部の中心軸線回りに回転可能に配置された回転部と、

前記回転部に設けられ、前記励起光を前記挿入部の半径方向外方に出射する照射部と、
を備え、

前記撮像部が、前記回転部の内部に導入された蛍光を撮像する請求項 1 記載の蛍光内視鏡。

【請求項 6】

前記光出射導入部が、前記励起光を前記挿入部の半径方向外方に出射する照射部と、

前記内壁から発生した蛍光を前記挿入部の中心軸線方向に向けて反射する円錐ミラーと

、

を備え、

前記撮像部が、前記円錐ミラーから反射した蛍光を撮像する請求項 1 記載の蛍光内視鏡

。

【請求項 7】

前記バルーンに流体を流入させる流入部と、

前記バルーンに流入した流体の流量を計測する流量計測部と、

該流量計測部から出力された流量信号に基づいて、前記バルーンにおける前記内壁との接触面と、前記挿入部と、の間の距離を求める演算部と、が設けられ、

前記補正信号算出部が、前記演算部により求められた距離に基づいて前記補正信号を算出する請求項 1 から 6 のいずれかに記載の蛍光内視鏡。

【請求項 8】

前記バルーンにおける前記内壁との接触面には蛍光剤が配置され、

該蛍光剤から発生した蛍光の強度を検出する蛍光検出部が設けられ、

前記補正信号算出部が、前記演算部により求められた距離に基づいて前記補正信号を算出する請求項 1 から 6 のいずれかに記載の蛍光内視鏡。

【請求項 9】

前記バルーンに流入する流体が液体であって、

前記バルーンにおける前記内壁との接触面に向かって超音波を発生させる超音波信号発生器と、

前記接触面から反射した超音波を検出する超音波信号検出器と、

前記超音波信号発生器を制御するとともに、前記超音波信号検出器から出力される検出信号に基づいて、前記バルーンにおける前記内壁との接触面と、前記挿入部と、の距離を求める制御部と、が設けられ、

前記補正信号算出部が、前記制御部により求められた距離に基づいて前記補正信号を算出する請求項 1 から 6 のいずれかに記載の蛍光内視鏡。

10

20

30

40

50

【請求項 10】

前記バルーンにおける前記内壁との接触面に向かってマイクロ波を発生させるマイクロ波信号発生器と、

前記接触面から反射したマイクロ波を検出するマイクロ波信号検出器と、

前記マイクロ波信号発生器を制御するとともに、前記マイクロ波信号検出器から出力される検出信号に基づいて、前記バルーンにおける前記内壁との接触面と、前記挿入部と、の距離を求める制御部と、が設けられ、

前記補正信号算出部は、前記演算部により求められた距離に基づいて前記補正信号を算出する請求項 1 から 6 のいずれかに記載の蛍光内視鏡。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、蛍光内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、癌等の疾患部へ集積するとともに、励起光により蛍光を発する薬剤を用いて生体組織の癌等の疾患状態を診断する技術が開発されている。特に、上記薬剤を生体に注入した状態で蛍光内視鏡等から励起光を生体に照射することで、蛍光内視鏡等により疾患部に集積した薬物から発する蛍光を 2 次元画像として検出し、検出された蛍光強度から疾患部を診断する技術が知られている。

20

しかしながら、検出される蛍光の強度は検出部と疾患部との距離の 2 乗に反比例するため、上記距離を一定に保たなければ、検出された蛍光強度から疾患部を診断することは困難であった。内視鏡を用いた他の疾患部の診断方法においても、疾患部と検出部等との距離を所定距離に保つことは、正確な診断を行う上で重要であった。そのため、内視鏡において疾患部と検出部等との距離を一定に保つ様々な技術が提案されている。

【0003】

血管の内部から血管組織を検査する際に、血管内部にプローブを挿入してプローブから照明光を血管組織に照射することにより、検査を行う技術が知られている（例えば、特許文献 1 参照。）。

この技術においては、プローブの先端にバルーンが設けられている。上述の検査を行う際に、上記バルーンを膨らませて血管壁に密着させていた。

30

【0004】

さらに、蛍光を用いて診断を行う内視鏡において、励起光の照射部と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、距離信号に基づいて蛍光信号や蛍光画像信号を補正する特性値算出手段とを用いて、病变部の診断を行う技術も知られている（例えば、特許文献 2 参照。）。

この技術によれば、距離測定手段と特性値算出手段とにより、照射部と被検体との距離に影響されないで病变部の診断を行うことができた。

【特許文献 1】特開 2002 - 219130 号公報

【特許文献 2】特開 2006 - 61638 号公報

40

【発明の開示】

【0005】

側視型内視鏡において挿入された管腔の全周または複数方向を蛍光観察する場合には、被検体と内視鏡との観察距離が変化すると、内視鏡により得られる蛍光量が大きく変化してしまい、蛍光の強度による病变の診断が難しいという問題があった。

管腔の内径は一定ではないので、観察位置を変えた際に管腔の内径の変化によって管腔の面と内視鏡の検出部との距離を一定距離に保つことはできなかった。

【0006】

本発明は、上記の課題を解決するためになされたものであって、側視型内視鏡を用いた蛍光観察において、被検体である体腔の内周を複数方向において蛍光観察する場合に、被

50

検体である体腔の内周面全面と挿入部との観察距離が変化しても、観察領域における体腔組織が良性組織か悪性組織かを判別しやすくできる蛍光内視鏡を提供することを目的とする。

【 0 0 0 7 】

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、体腔内に挿入される挿入部と、前記挿入部の半径方向に位置する前記体腔の内壁と接触することにより、前記挿入部の半径方向において前記体腔に対する前記挿入部の位置決めを行うバルーンと、前記内壁に対して照射される励起光を前記挿入部の半径方向外方に射出するとともに、前記内壁から発生した蛍光を前記挿入部の複数の異なる半径方向から前記挿入部の内部に導入する光射出導入部と、前記光射出導入部から導入された10
蛍光を撮像する撮像部と、前記バルーンにおける前記内壁との接触面と、前記挿入部と、の間の距離に基づいて前記撮像部から出力された撮像信号を補正する補正信号を算出する補正信号算出部と、前記補正信号に基づいて前記撮像信号の強度を補正し、補正された撮像信号から画像信号を生成する信号処理部と、前記体腔に対する前記挿入部の挿入長さを計測する挿入長計測部と、前記撮像部から出力される撮像信号と、前記挿入長計測部から出力される挿入長さに係る信号と、に基づいて前記撮像信号の展開処理を行う画像処理部と、が設けられた蛍光内視鏡を提供する。

【 0 0 0 8 】

本発明によれば、バルーンは、挿入部の半径方向に位置する体腔の内壁と接触することにより、挿入部を体腔の略中心に位置させる。つまり、バルーンは、挿入部の半径方向に20
おける体腔の内壁の全ての部分領域と挿入部との間の距離を等しくすることができる。光射出導入部は、励起光を挿入部の半径方向外方に射出して、バルーンにより挿入部からの距離を等しくされた体腔の内壁に対して照射する。これにより、励起光が照射された内壁から蛍光が発生する。体腔の内壁から発生した蛍光は、光射出導入部により挿入部の内部に導入される。ここで、体腔の内壁の複数箇所から蛍光が発生した場合は、それぞれの蛍光が、挿入部の複数の異なる半径方向から挿入部の内部に導入される。そして、撮像部は、光射出導入部から挿入部内に導入された蛍光を撮像する。

【 0 0 0 9 】

補正信号算出部は、バルーンにおける内壁との接触面と、挿入部との間の距離に基づいて、撮像部から出力された撮像信号を補正する補正信号を算出する。すなわち、バルーン30
における内壁との接触面と、挿入部との間の距離の変化に応じて、補正信号算出部において異なる補正信号が算出される。そして、信号処理部は、補正信号算出部において算出された補正信号に基づいて撮像部から出力された撮像信号の強度を補正し、補正された撮像信号から画像信号を生成する。

【 0 0 1 0 】

これにより、接触面と挿入部との間が所定距離に保たれた場合と同様の画像信号を生成することができる。この画像信号を用いることにより、接触面と挿入部との間の距離が変化しても、体腔の内壁を常に所定距離で観察した場合と同様の蛍光画像が得られるので、体腔組織が良性組織か悪性組織かを判別しやすくできる。

【 0 0 1 1 】

上記発明においては、前記光射出導入部が、前記励起光を前記挿入部の半径方向外方に射出する照射部と、前記内壁から発生した蛍光を、前記挿入部の中心軸線方向に向けて反射するとともに、前記中心軸線回りに回転可能に配置された反射部と、を備え、前記撮像部が、前記反射部から反射した蛍光を撮像する構成でもよい。

【 0 0 1 2 】

このようにすることにより、励起光は光射出導入部に設けられた照射部から挿入部の半径方向外方に射出され、体腔の内壁に照射される。励起光が照射された体腔の内壁から蛍光が発生し、蛍光は挿入部の内部に導入される。挿入部の内部に導入された蛍光は、光射出導入部に設けられた反射部により挿入部の中心軸線方向に向けて反射される。反射部は中心軸線回りに回転可能に配置されているため、挿入部の複数の異なる半径方向に位置す50

る体腔の内壁から発生した蛍光は挿入部の中心軸線方向に向けて反射される。反射部から反射した蛍光は撮像部により撮像される。よって、本発明によれば、挿入部の複数の異なる半径方向に位置する体腔の内壁から発生した蛍光の像を取得することができる。

なお、反射部は、上記内壁から発生した蛍光のみを反射することとしてもよく、体腔の診断に不必要な波長の光（例えば、照射部から出射された励起光など）を透過することとしてもよい。

【 0 0 1 3 】

上記構成においては、前記反射部を回転させる回転駆動部が設けられてもよい。

このようにすることにより、反射部を回転させることにより、挿入部の複数の異なる半径方向に位置する体腔の内壁の部分領域から発生した蛍光を撮像部に向けて反射させて、撮像部に蛍光を撮像させることとしてもよい。

10

なお、回転駆動部は、反射部のみを回転させるものであってもよいし、反射部を含む光出射導入部を回転させるもの、例えば、光出射導入部を備えたチューブ状のものであって、挿入部に対して回転可能に配置されたものであってもよい。

【 0 0 1 4 】

上記発明においては、前記光出射導入部が、前記挿入部の少なくとも先端部の内部に配置されるとともに、前記挿入部の中心軸線回りに回転可能に配置された回転部と、該回転部に設けられ、前記励起光を前記挿入部の半径方向外方に射出する照射部と、前記回転部に設けられ、前記内壁から発生した蛍光を前記中心軸線方向に向けて反射する反射部と、を備え、前記撮像部が、前記回転部に設けられ、前記反射部から反射した蛍光を撮像してもよい。

20

【 0 0 1 5 】

このようにすることにより、励起光は回転部に設けられた照射部から挿入部の半径方向外方に射出され、体腔の内壁に照射される。励起光が照射された体腔の内壁から蛍光が発生し、蛍光は挿入部を透過して回転部の内部に導入される。

回転部の内部に導入された蛍光は、回転部に設けられた反射部により挿入部の中心軸線方向に向けて反射される。反射部から反射した蛍光は撮像部により撮像され、撮像部は挿入部の半径方向に位置する内壁の部分領域の像を取得する。ここで、回転部は、挿入部の内部に、挿入部の中心軸線回りに回転可能に配置されているため、蛍光を挿入部の複数の異なる半径方向から挿入部の内部に導入することが可能である。よって、本発明によれば、挿入部の複数の異なる半径方向に位置する体腔の内壁から発生した蛍光を撮像できる。

30

【 0 0 1 6 】

上記発明においては、前記光出射導入部が、前記挿入部の少なくとも先端部の内部に配置されるとともに、前記挿入部の中心軸線回りに回転可能に配置された回転部と、前記回転部に設けられ、前記励起光を前記挿入部の半径方向外方に射出する照射部と、を備え、前記撮像部が、前記回転部の内部に導入された蛍光を撮像してもよい。

【 0 0 1 7 】

このようにすることにより、励起光は回転部に設けられた照射部から挿入部の半径方向外方に射出され、体腔の内壁に照射される。励起光が照射された体腔の内壁から蛍光が発生し、蛍光は挿入部を透過して回転部の内部に導入される。

40

回転部の内部に導入された蛍光は、回転部に設けられた撮像部により撮像される。ここで、回転部は、挿入部の内部に、挿入部の中心軸線回りに回転可能に配置されているため、蛍光を挿入部の複数の異なる半径方向から挿入部の内部に導入することが可能である。よって、本発明によれば、挿入部の複数の異なる半径方向に位置する体腔の内壁から発生した蛍光を撮像できる。

【 0 0 1 8 】

上記発明においては、前記光出射導入部は、前記励起光を前記挿入部の半径方向外方に射出する照射部と、前記内壁から発生した蛍光を前記挿入部の中心軸線方向に向けて反射する円錐ミラーと、を備え、前記撮像部が、前記円錐ミラーから反射した蛍光を撮像してもよい。

50

【 0 0 1 9 】

このようにすることにより、励起光は照射部から挿入部の半径方向外方に出射され、体腔の内壁に照射される。励起光が照射された体腔の内壁から蛍光が発生し、蛍光は光出射導入部から挿入部の内部に導入される。

光出射導入部の内部に導入された蛍光は、光出射導入部に設けられた円錐ミラーにより挿入部の中心軸線方向に向けて反射され、撮像部により撮像される。ここで、円錐ミラーは、蛍光を挿入部の複数の異なる半径方向から挿入部の内部に導入することが可能である。この結果、挿入部の複数の異なる半径方向に位置する体腔の内壁から発生した蛍光を撮像できる。

【 0 0 2 0 】

10

上記発明においては、前記体腔に対する前記挿入部の挿入長さを計測する挿入長計測部と、前記撮像部から出力される撮像信号と、前記挿入長計測部から出力される挿入長さに係る信号と、に基づいて前記撮像信号の展開処理を行う画像処理部と、が設けられてもよい。

【 0 0 2 1 】

このようにすることにより、体腔に対する撮像部の移動距離は、挿入長計測部により計測される。挿入長計測部から出力された挿入長さに係る信号は、画像処理部に入力される。画像処理部には、撮像部から出力された蛍光画像信号と、挿入長計測部から出力された挿入長さに係る信号とが入力され、両信号に基づいて撮像信号の処理が行われる。

例えば、撮像部から出力された撮像信号が、円錐ミラーに映った内壁の全内周面の蛍光画像に係る信号である場合には、画像処理部は円錐ミラーに映った蛍光画像に係る信号を、体腔を展開した状態の蛍光画像に係る信号に変換処理することができる。

20

【 0 0 2 2 】

上記発明においては、前記バルーンに流体を流入させる流入部と、前記バルーンに流入した流体の流量を計測する流量計測部と、該流量計測部から出力された流量信号に基づいて、前記バルーンにおける前記内壁との接触面と、前記挿入部と、の間の距離を求める演算部と、が設けられ、前記補正信号算出部が、前記演算部により求められた距離に基づいて前記補正信号を算出してもよい。

【 0 0 2 3 】

このようにすることにより、バルーン内には、流入部により流体が流入される。流入した流体により膨張したバルーンは、挿入部の半径方向に位置する体腔の内壁と接触することにより、挿入部を体腔の略中心に位置させる。バルーンに流入した流体の流量からは、膨張したバルーンの体積を算出できる。したがって、流量計測部により計測された流量信号に基づいて、演算部が、バルーンにおける上記内壁との接触面と、挿入部と、の間の距離を容易に算出することができる。

30

そして、演算部により求められた距離に基づいて補正信号算出部が演算部により求められた距離に基づいて補正信号を算出することにより、上記内壁から撮像部までの距離が所定の一定距離に保たれた場合と同様の画像信号を生成することができる。

【 0 0 2 4 】

上記発明においては、前記バルーンにおける前記内壁との接触面には蛍光剤が配置され、該蛍光剤から発生した蛍光の強度を検出する蛍光検出部が設けられ、前記補正信号算出部が、前記演算部により求められた距離に基づいて前記補正信号を算出してもよい。

40

【 0 0 2 5 】

このようにすることにより、挿入部の半径方向外方に出射された励起光はバルーンにおける内壁との接触面に配置された蛍光剤に照射される。励起光が照射された蛍光剤からは、蛍光が発生される。発生された蛍光は蛍光検出部により蛍光強度が検出される。ここで、蛍光強度は蛍光剤からの距離の2乗に反比例するため、蛍光検出部から出力される蛍光強度信号は蛍光剤と蛍光検出部との間の距離に係る信号とみなすことができる。

したがって、補正信号算出部が、蛍光強度信号に基づいて補正信号を算出することにより、上記内壁から撮像部までの距離が所定の一定距離に保たれた場合と同様の画像信号を

50

生成することができる。

【0026】

上記発明においては、前記バルーンに流入する流体が液体であって、前記バルーンにおける前記内壁との接触面に向かって超音波を発生させる超音波信号発生器と、前記接触面から反射した超音波を検出する超音波信号検出器と、前記超音波信号発生器を制御するとともに、前記超音波信号検出器から出力される検出信号に基づいて、前記バルーンにおける前記内壁との接触面と、前記挿入部と、の距離を求める制御部と、が設けられ、前記補正信号算出部が、前記制御部により求められた距離に基づいて前記補正信号を算出してもよい。

【0027】

このようにすることにより、超音波は、超音波信号発生器からバルーンの上記接触面に向かって発生され、液体が満たされたバルーン内を伝搬する。ここで、バルーン内に液体が満たされているため、気体が満たされている場合と比較して、超音波の減衰率が低くなる。バルーン内を伝搬した超音波は、上記接触面において反射し、超音波信号検出器により検出される。

【0028】

制御部は、超音波信号発生部を制御することにより発生される超音波を制御するとともに、制御部には、超音波信号検出器から出力される検出信号が入力される。そのため、制御部は、超音波信号発生部から発生される超音波の位相と、超音波信号検出器に検出された超音波の位相との位相差に基づいて、上記接触面と挿入部との距離を求めることができる。

このように、補正信号算出部が制御部により求められた距離に基づいて補正信号を算出することにより、上記内壁から撮像部までの距離が所定の一定距離に保たれた場合と同様の画像信号を生成することができる。

【0029】

上記発明においては、前記バルーンにおける前記内壁との接触面に向かってマイクロ波を発生させるマイクロ波信号発生器と、前記接触面から反射したマイクロ波を検出するマイクロ波信号検出器と、前記マイクロ波信号発生器を制御するとともに、前記マイクロ波信号検出器から出力される検出信号に基づいて、前記バルーンにおける前記内壁との接触面と、前記挿入部と、の距離を求める制御部と、が設けられ、前記補正信号算出部が、前記演算部により求められた距離に基づいて前記補正信号を算出してもよい。

【0030】

このようにすることにより、マイクロ波は、マイクロ波信号発生器からバルーンの上記接触面に向かって発生され、バルーン内を伝搬する。ここで、マイクロ波は、超音波と比較して低い減衰率でバルーン内を伝搬する。バルーン内を伝搬したマイクロ波は、上記接触面において反射し、マイクロ波信号検出器により検出される。

【0031】

制御部は、マイクロ波信号発生器を制御することにより発生されるマイクロ波を制御するとともに、制御部には、マイクロ波信号検出器から出力される検出信号が入力される。そのため、制御部は、マイクロ波信号発生部から発生されるマイクロ波の位相と、マイクロ波信号検出器に検出されたマイクロ波の位相との位相差に基づいて、上記接触面と挿入部との距離を求めることができる。

このように、補正信号算出部が制御部により求められた距離に基づいて補正信号を算出することにより、上記内壁から撮像部までの距離が所定の一定距離に保たれた場合と同様の画像信号を生成することができる。

【0032】

本発明の蛍光内視鏡によれば、被検体である体腔の内周面全面と挿入部との観察距離が変化しても、体腔の内周面全面と挿入部との間が所定距離で保たれた場合と同様の画像信号を生成することができるので、体腔組織が良性組織か悪性組織かを判別しやすくできるという効果を奏する。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 3 】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態の蛍光内視鏡の構成を説明する模式図である。

【図 2】図 1 の挿入部の構成を説明する模式図である。

【図 3】図 2 の照射用レンズの構成を説明する斜視図である。

【図 4】図 2 の反射ミラーの構成を説明する斜視図である。

【図 5】図 2 の保持部の構成を説明する A - A 断面図である。

【図 6】図 1 のアクチュエータの制御方法を説明するフローチャートである。

【図 7】図 1 の蛍光信号処理部における処理方法を説明するフローチャートである。

【図 8】本発明の第 1 実施形態の第 1 変形例における蛍光内視鏡の構成を説明する模式図
である。 10

【図 9】図 8 の円錐ミラーの構成を説明する模式図である。

【図 10】図 8 の撮像素子に撮像された蛍光像を示す図である。

【図 11】図 8 の蛍光信号処理部により変換処理された後の画像を示す図である。

【図 12】本発明の第 1 の実施形態の第 2 変形例における蛍光内視鏡の構成を説明する模
式図である。

【図 13】図 12 の挿入部の構成を説明する模式図である。

【図 14】本発明の第 1 の実施形態の第 3 変形例における蛍光内視鏡の構成を説明する模
式図である。

【図 15】図 14 の挿入部の構成を説明する模式図である。 20

【図 16】本発明の第 1 の実施形態の第 4 変形例における蛍光内視鏡の構成を説明する模
式図である。

【図 17】図 16 の挿入部の構成を説明する模式図である。

【図 18】図 17 の挿入部の構成を説明する正面視図である。

【図 19】本発明の第 1 の実施形態の第 5 変形例における蛍光内視鏡の構成を説明する模
式図である。

【図 20】図 19 の挿入部の構成を説明する模式図である。

【図 21】本発明の第 1 の実施形態の第 6 変形例における蛍光内視鏡の構成を説明する模
式図である。

【図 22】図 1 から図 21 の蛍光内視鏡の別の構成を説明する模式図である。 30

【図 23】図 1 から図 21 の蛍光内視鏡のさらに別の構成を説明する模式図である。

【図 24】図 1 から図 21 の蛍光内視鏡のさらに別の構成を説明する模式図である。

【図 25】本発明の第 2 の実施形態における蛍光内視鏡の構成を説明する模式図である。

【図 26】図 25 の挿入部の構成を説明する模式図である。

【図 27】本発明の第 2 の実施形態の第 1 変形例における蛍光内視鏡の構成を説明する模
式図である。

【図 28】図 27 の挿入部の構成を説明する模式図である。

【図 29】本発明の第 2 の実施形態の第 2 変形例における蛍光内視鏡の構成を説明する模
式図である。

【図 30】図 29 の挿入部の構成を説明する模式図である。 40

【符号の説明】

【 0 0 3 4 】

1, 101, 201, 301, 401, 501, 601, 701, 801, 901 蛍
光内視鏡

3 体腔

5, 105, 205, 305, 405, 505, 605, 705, 805, 905 挿
入部

15 バルーン

17, 217, 417, 517 光出射部（光出射導入部）

19, 119, 219 光導入部（光出射導入部） 50

2 1 , 4 2 1 , 5 2 1 撮像部
 3 3 , 2 3 3 照射用ミラー (照射部)
 3 5 ダイクロイックミラー (反射部)
 3 7 駆動モータ (回転駆動部)
 4 9 送気ポンプ (流入部)
 5 1 流量計 (流量計測部)
 5 3 , 6 5 3 距離測定部 (演算部)
 5 7 蛍光信号処理部 (補正信号算出部、信号処理部)
 1 3 5 円錐ミラー (反射部)
 1 5 7 蛍光信号処理部 (補正信号算出部、信号処理部、画像処理部) 10
 1 6 1 画像センサ (挿入長計測部)
 2 1 3 A , 6 1 3 A , 7 1 3 A , 8 1 3 A 外側挿入部 (挿入部)
 2 1 3 B , 3 1 3 B , 4 1 3 B , 6 1 3 B , 7 1 3 B , 8 1 3 B , 9 1 3 B 内側挿入
 部 (光出射導入部、回転部)
 5 3 3 照射用ミラー (照射部)
 6 2 4 蛍光検出部
 7 2 4 超音波発生測定部 (超音波信号発生器、超音波信号検出器)
 7 4 9 ポンプ (流入部)
 7 5 4 , 8 5 4 制御部
 8 2 4 マイクロ波発生測定部 (マイクロ波信号発生器、マイクロ波信号検出器) 20

【発明を実施するための最良の形態】

【0035】

〔第1の実施形態〕

以下、本発明の第1の実施形態に係る蛍光内視鏡について図1から図7を参照して説明する。

図1は、本実施形態の蛍光内視鏡の構成を説明する模式図である。

蛍光内視鏡1は、図1に示すように、被検体の体腔3内に挿入される挿入部5と、励起光を出射する光源7と、挿入部5と体腔3の内壁との距離を測定する測定制御部9と、撮像された蛍光像を表示する表示部11と、を備えている。

【0036】

図2は、図1の挿入部の構成を説明する模式図である。

挿入部5は、被検体の体腔3内に挿入されるとともに、体腔3の内壁から発生する蛍光を観察するものである。挿入部5には、図2に示すように、外皮チューブ13と、バルーン15と、光出射部(光出射導入部)17と、光導入部(光出射導入部)19と、撮像部21と、が設けられている。

【0037】

外皮チューブ13は、挿入部5の外周面を構成するチューブである。外皮チューブ13における挿入側端部(図2の左側端部)には、励起光が透過する励起光用窓25と、蛍光が透過する蛍光用窓27とが設けられ、励起光用窓25および蛍光用窓27の外周面にはバルーン15が配置されている。外皮チューブ13の内部には、光出射部17や光導入部19や撮像部21や保持部45が配置されている。励起光用窓25に対して蛍光用窓27は、外皮チューブ13の挿入側端部に近い位置に配置されている。励起光用窓25は、略円筒状に形成された部材であって、光源7から出射された励起光を透過する材料から形成されたものである。蛍光用窓27は、略円筒状に形成された部材であって、体腔3から発生した蛍光を透過する材料から形成されたものである。

【0038】

バルーン15は、体腔3内で膨張されることにより、挿入部5を体腔3に固定するとともに挿入部5の挿入側端部を体腔管路の略中央に位置させるものである。バルーン15は、図2に示すように、外皮チューブ13における励起光用窓25および蛍光用窓27の外周面に配置され、励起光用窓25を透過する励起光および蛍光用窓27を透過する蛍光を

30

40

50

透過する材料から形成されたものである。バルーン 15 には後述する測定制御部 9 の送気ポンプ 49 が接続されている。

図 2 には、膨張される前のバルーン 15 が実線で表示され、膨張されたバルーン 15 が二点鎖線で表示されている。

【0039】

図 3 は、図 2 の照射用レンズの構成を説明する斜視図である。図 4 は、図 2 の反射ミラーの構成を説明する斜視図である。

光出射部 17 は、光源 7 から出射された励起光を体腔 3 の内壁に向けて出射させるものである。光出射部 17 は、図 2 に示すように、ライトガイド 29 と、照射用レンズ 31 と、照射用ミラー（照射部）33 とを備えている。なお、光出射部 17 は、上記内壁の全周面に対して一度に励起光を出射できることが好ましい。

【0040】

ライトガイド 29 は、光源 7 から出射された励起光を挿入部 5 の挿入側端部に配置された照射用レンズ 31 まで導くものである。ライトガイド 29 は、励起光を導くファイバの束から構成されたものであって、略円筒状に形成されている。

照射用レンズ 31 は、励起光を体腔 3 の観察領域全体に照射させるレンズである。照射用レンズ 31 は、挿入部 5 の挿入側端部であって、ライトガイド 29 と照射用ミラー 33 との間に配置されている。照射用レンズ 31 は、図 3 に示すように円環状に形成されるとともに、ライトガイド 29 と対向する面に凹状の溝が形成されたレンズである。

【0041】

照射用ミラー 33 は、照射用レンズ 31 から挿入部 5 の中心軸線方向に出射された励起光を、挿入部 5 の半径方向外側に反射するミラーである。照射用ミラー 33 は、外皮チューブ 13 の内部であって、励起光用窓 25 と対向する位置に配置されている。照射用ミラー 33 は、図 4 に示すように、略円錐状に形成されるとともに円錐面が反射面とされたミラーであって、中心軸線に沿って貫通孔が形成されたミラーである。照射用ミラー 33 は、ミラー保持部 34 により保持されている。

【0042】

光導入部 19 は、体腔 3 から発生した蛍光を撮像部 21 に向けて反射するものである。光導入部 19 は、図 2 に示すように、ダイクロイックミラー（反射部）35 と、駆動モータ（回転駆動部）37 と、モータ制御部 39 と、を備えている。

ダイクロイックミラー 35 は、蛍光用窓 27 を透過した蛍光を挿入部 5 の中心軸線に沿う方向へ反射させるものであって、撮像部 21 で撮像される蛍光以外の波長の光は透過するものである。ダイクロイックミラー 35 は、外皮チューブ 13 の内部であって蛍光用窓 27 と対向する位置に、挿入部 5 の中心軸線を回転中心として回転可能に配置されている。ダイクロイックミラー 35 は直方体状に形成され、体腔 3 の一部領域から発生した蛍光を撮像部 21 に向けて反射するものである。ダイクロイックミラー 35 は、ダイクロイックミラー保持部 36 により保持されている。なお、ダイクロイックミラー 35 としては、公知のものをを用いることができ、特に限定するものではない。

【0043】

駆動モータ 37 は、ダイクロイックミラー 35 を挿入部 5 の中心軸線を回転中心として回転駆動させるものである。駆動モータ 37 は挿入部 5 の先端部に配置され、モータ制御部 39 と接続されている。なお、駆動モータ 37 としては、公知のモータを用いることができ、特に限定するものではない。

モータ制御部 39 は、駆動モータ 37 の回転を制御することにより、ダイクロイックミラー 35 の回転を制御するものである。モータ制御部 39 から蛍光信号処理部 57 にダイクロイックミラー 35 の位相信号が出力されているとともに、モータ制御部 39 から駆動モータ 37 に制御信号が出力されている。

【0044】

撮像部 21 は、体腔 3 から発生した蛍光の像を撮像するものである。撮像部 21 は、図 2 に示すように、撮像用レンズ系 41 と、撮像素子 43 とを備えている。

撮像用レンズ系 4 1 は、ダイクロイックミラー 3 5 に反射された蛍光の像を撮像素子 4 3 の受光面に結像させるものである。撮像用レンズ系 4 1 は、ダイクロイックミラー 3 5 と撮像素子 4 3 との間に配置されるとともに、照射用ミラー 3 3 の内側、言い換えると、挿入部 5 の中心軸線上に配置されている。本実施形態においては、図 2 に示すように、複数のレンズから構成された撮像用レンズ系 4 1 の場合に適用して説明するが、特に撮像用レンズ系 4 1 の構成について限定するものではない。

【 0 0 4 5 】

撮像素子 4 3 は、体腔 3 から発生した蛍光の像を撮像するものである。撮像素子 4 3 は、照射用レンズ 3 1 の内側、言い換えると、挿入部 5 の中心軸線上に配置され、表示部 1 1 の蛍光信号処理部 5 7 と接続されている。なお、撮像素子 4 3 としては、CCD (Ch

10

arge Coupled Devices) や、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) などの公知な素子を用いることができ、特に限定するものではない。

【 0 0 4 6 】

図 5 は、図 2 の保持部の構成を説明する A - A 断面図である。

保持部 4 5 は、照射用レンズ 3 1 と撮像用レンズ系 4 1 と撮像素子 4 3 とを保持するとともに、照射用レンズ 3 1 から出射された励起光が撮像素子 4 3 に直接入射することを防止するものである。保持部 4 5 には、図 5 に示すように、モータ制御部 3 9 から駆動モータ 3 7 へ制御信号を伝達する信号線が通る溝部 4 6 が形成されている。

【 0 0 4 7 】

20

光源 7 は、図 1 に示すように、体腔 3 に照射されるとともに、体腔 3 から蛍光を発生させる励起光を出射させるものである。特に、体腔 3 の病変部 T から強い蛍光を発生させる励起光を出射させるものである。光源 7 から出射された励起光は、挿入部 5 のライトガイド 2 9 に入射されている。

【 0 0 4 8 】

測定制御部 9 は、挿入部 5 と体腔 3 の内壁との距離を測定するものである。測定制御部 9 は、図 1 に示すように、送気ポンプ (流入部) 4 9 と、流量計 (流量計測部) 5 1 と距離測定部 (演算部) 5 3 とを備えている。

【 0 0 4 9 】

送気ポンプ 4 9 は、空気 (流体) を送気することによりバルーン 1 5 を膨張させるものである。送気ポンプ 4 9 から送気された空気は外皮チューブ 1 3 の外周面に配置された送気チューブ 5 5 を通ってバルーン 1 5 に送られる。送気ポンプ 4 9 の流量信号は流量計 5 1 に出力されている。なお、送気ポンプ 4 9 としては、公知のポンプを用いることができ、特に限定するものではない。

30

【 0 0 5 0 】

流量計 5 1 は、送気ポンプ 4 9 からバルーン 1 5 に送気された空気の流量を計測するものである。具体的には、送気ポンプ 4 9 の流量信号に基づいて上記空気流量を計測するものである。流量信号としては、送気された空気流量を求めるのに必要な情報であって、送気ポンプ 4 9 の駆動時間やポンプの回転速度などを例示することができる。流量計 5 1 により計測された空気流量に係る信号は、距離測定部 5 3 に出力されている。

40

【 0 0 5 1 】

距離測定部 5 3 は、挿入部 5 と体腔 3 の内壁との距離を測定するものである。距離測定部 5 3 には、流量計 5 1 から空気流量に係る信号が入力され、当該信号に基づいて距離測定部 5 3 は、挿入部 5 と体腔 3 の内壁との距離を求めることができる。距離測定部 5 3 から蛍光信号処理部 5 7 に、挿入部 5 と体腔 3 の内壁との距離に係る距離信号が出力されている。

【 0 0 5 2 】

表示部 1 1 は、撮像部 2 1 により撮像された蛍光像を表示するものである。表示部 1 1 は、図 1 に示すように、蛍光信号処理部 (補正信号算出部、信号処理部) 5 7 と、モニタ 5 9 とを備えている。

50

【 0 0 5 3 】

蛍光信号処理部 5 7 は、撮像素子 4 3 から出力された撮像信号をモニタ 5 9 に表示する画像信号に変換処理するものである。蛍光信号処理部 5 7 には、撮像素子 4 3 から出力された撮像信号と、モータ制御部 3 9 から出力されたダイクロイックミラー 3 5 の位相信号と、距離測定部 5 3 から出力された距離信号と、が入力されている。蛍光信号処理部 5 7 からモニタ 5 9 には、画像信号が出力されている。

【 0 0 5 4 】

次に、上記の構成からなる蛍光内視鏡 1 による体腔 3 の内壁の撮像方法について説明する。

まず、蛍光内視鏡 1 の挿入部 5 が、体腔 3 の内部に挿入される。このとき、バルーン 1 5 は、図 2 に実線で示されるように、挿入の邪魔にならないように縮められ、挿入部 5 の外周面に密着した状態とされている。

【 0 0 5 5 】

挿入部 5 の挿入側端部が体腔 3 の検査領域に到達すると、送気ポンプ 4 9 から空気がバルーン 1 5 に送気され、バルーン 1 5 は膨張して体腔 3 の内壁に押し付けられる。挿入部 5 は、バルーン 1 5 により体腔 3 に対して固定されるとともに、挿入部 5 の挿入側端部は体腔 3 における管路の略中央に配置される。送気ポンプ 4 9 は、バルーン 1 5 内の圧力が所定圧力に達するまで送気を継続し、上記圧力が所定圧力に到達した後に送気を中止する。

【 0 0 5 6 】

バルーン 1 5 内には所定圧力の空気が満たされているため、バルーン 1 5 は体腔 3 の内壁を半径方向外側に向けて押圧する。例えば、大腸のように体腔 3 の内壁にヒダがある場合には、ヒダは、バルーン 1 5 に押圧されることにより押し広げられる。そのため、体腔 3 内壁のヒダを伸ばして、ヒダの間に隠れた領域を観察することができる。

【 0 0 5 7 】

図 6 は、図 1 のアクチュエータの制御方法を説明するフローチャートである。

流量計 5 1 は、送気ポンプ 4 9 から出力される流量信号に基づいて上記空気流量を計測し、上記空気流量に係る情報を距離測定部 5 3 に出力する（ステップ S 1）。距離測定部 5 3 は、入力された上記空気流量に係る情報に基づいて、バルーン 1 5 の外径を求めることにより、挿入部 5 と体腔 3 の内壁との距離を測定する（ステップ S 2）。

【 0 0 5 8 】

具体的には、距離測定部 5 3 には、バルーン 1 5 に送気された空気の流量と、当該流量に対応する挿入部 5 と体腔 3 の内壁との間の距離とに関するルックアップテーブルが記憶されており、当該ルックアップテーブルを参照することにより、距離測定部 5 3 は挿入部 5 と体腔 3 の内壁との間の距離を求めることができる。上記ルックアップテーブルを構成するデータは、例えば、予め実験などにより実測して取得することができる。

【 0 0 5 9 】

距離測定部 5 3 は、求めた挿入部 5 と体腔 3 の内壁との間の距離に基づいて、蛍光信号処理部 5 7 に対して出力する距離信号を生成する。つまり、アクチュエータ駆動部 5 3 は、撮像素子 4 3 と体腔 3 の内壁との間の距離が所定の一定距離となるように、保持部 4 5 における外皮チューブ 1 3 に対する相対位置を制御している。

【 0 0 6 0 】

具体的には、距離測定部 5 3 は、まず、求められた挿入部 5 と体腔 3 の内壁との間の距離から求められる体腔 3 の内壁からダイクロイックミラー 3 5 までの距離と、外皮チューブ 1 3 に対する保持部 4 5 の相対位置に基づいて求められるダイクロイックミラー 3 5 から撮像素子 4 3 までの距離と、から現在の体腔 3 の内壁から撮像素子 4 3 までの距離を求める。そして、距離測定部 5 3 は、求められた距離と上記所定の一定距離との差を求め（ステップ S 3）、当該差に係る信号（距離信号）を蛍光信号処理部 5 7 に出力している（ステップ S 4）。例えば、距離測定部 5 3 は、上記求められた距離が上記所定の一定距離より長い場合には、正の符号情報と、上記求められた距離と上記所定の一定距離との差分

10

20

30

40

50

の絶対値と、を含む距離信号を出力する。一方、上記求められた距離が上記所定の一定距離より短い場合には、負の符号情報と、上記求められた距離と上記所定の一定距離との差分の絶対値と、を含む距離信号を出力する。

【 0 0 6 1 】

その後、光源 7 から励起光が出射され、励起光はライトガイド 2 9 により外皮チューブ 1 3 内を通過して、挿入部 5 の先端側端部に導かれる。励起光はライトガイド 2 9 から挿入部 5 の中心軸線に沿う方向に出射され、照射用レンズ 3 1 を透過して照射用ミラー 3 3 に入射する。照射用ミラー 3 3 に入射した励起光は、挿入部 5 の半径方向外側に向かって反射され、励起光用窓 2 5 およびバルーン 1 5 を透過して体腔 3 に入射する。励起光は、照射用レンズ 3 1 を透過することにより、体腔 3 における観察領域全面を照明することができる。

10

【 0 0 6 2 】

励起光が入射した体腔 3 からは蛍光が発生する。特に、病変部 T から発生する蛍光の光量は、正常な体腔 3 から発生する蛍光の光量より大きくなる。蛍光はバルーン 1 5 および蛍光用窓 2 7 を透過して外皮チューブ 1 3 内に入射する。入射した蛍光の内、ダイクロイックミラー 3 5 に入射した蛍光は、挿入部 5 の中心軸線方向に反射される。ダイクロイックミラー 3 5 に入射した上記蛍光以外の波長を有する光は、反射されことなくダイクロイックミラー 3 5 を透過する。

【 0 0 6 3 】

ダイクロイックミラー 3 5 により反射された蛍光は、撮像用レンズ系 4 1 により撮像素子 4 3 の受光面に結像される。撮像素子 4 3 は、結像された蛍光像に基づいて撮像信号を蛍光信号処理部 5 7 に出力する。

20

【 0 0 6 4 】

一方、ダイクロイックミラー 3 5 は、モータ制御部 3 9 により回転制御されている。具体的には、モータ制御部 3 9 は、駆動モータ 3 7 の回転を制御することにより、ダイクロイックミラー 3 5 の位相を制御している。体腔 3 の内壁全面から発生する蛍光は、ダイクロイックミラー 3 5 が挿入部 5 の中心軸線回りに回転制御されることにより、撮像素子 4 3 に入射される。

同時に、モータ制御部 3 9 は、ダイクロイックミラー 3 5 の回転位相に係る信号を蛍光信号処理部 5 7 に出力している。

30

【 0 0 6 5 】

図 7 は、図 1 の蛍光信号処理部における処理方法を説明するフローチャートである。

蛍光信号処理部 5 7 は、距離測定部 5 3 から入力された距離信号と、撮像素子 4 3 から入力された撮像信号と、モータ制御部 3 9 から入力された回転位相に係る信号とに基づいて、画像信号を算出する。

【 0 0 6 6 】

蛍光信号処理部 5 7 は、まず、補正信号算出部 5 3 から入力された距離信号に基づいて、補正信号を生成する（ステップ S 5）。例えば、距離信号に正の符号情報が含まれていた場合には、蛍光信号処理部 5 7 は、距離信号に含まれる差分の絶対値に基づいて、画像信号に含まれる蛍光強度の増幅の程度を制御する補正信号を算出する。一方、距離信号に負の符号情報が含まれていた場合には、蛍光信号処理部 5 7 は、距離信号に含まれる差分の絶対値に基づいて、画像信号に含まれる蛍光強度の減少の程度を制御する補正信号を算出する。

40

【 0 0 6 7 】

その後、蛍光信号処理部 5 7 は、算出した補正信号に基づいて、撮像信号に補正処理を施して画像信号を生成する（ステップ S 6）。蛍光信号処理部 5 7 は、撮像信号に含まれる全ての蛍光強度に係る信号について、補正信号に基づいて補正処理を施して画像信号を生成する。つまり、蛍光信号処理部 5 7 は、実際の体腔 3 の内壁から撮像素子 4 3 までの距離に係わらず、上記所定の一定距離において撮像したら得られる蛍光強度に係る画像信号を生成する。

50

【 0 0 6 8 】

一方、撮像素子 4 3 から入力される撮像信号は、ダイクロイックミラー 3 5 の回転に伴い回転する像に係る信号である。蛍光信号処理部 5 7 は、上記回転位相に係る信号に基づいて、回転する像に係る信号である撮像信号を、静止した像に係る画像信号に変換処理する。

蛍光信号処理部 5 7 において、補正処理および変換処理された画像信号は、蛍光信号処理部 5 7 からモニタ 5 9 に出力され、モニタ 5 9 において表示される。

【 0 0 6 9 】

上記の構成によれば、バルーン 1 5 は、挿入部 5 の半径方向に位置する体腔 3 の内壁と接触することにより、挿入部 5 を体腔 3 の略中心に位置させることができる。つまり、バルーン 1 5 は、挿入部 5 の半径方向における体腔 3 の内壁の全ての部分領域と挿入部 5 との間の距離を等しくすることができる。光出射部 1 7 は、励起光を挿入部 5 の半径方向外方に射出して、バルーン 1 5 により挿入部 5 からの距離を等しくされた体腔 3 の内壁に対して照射することができる。これにより、励起光が照射された内壁から蛍光が発生される。体腔 3 の内壁から発生した蛍光は、バルーン 1 5 を透過して挿入部 5 の半径方向内方に向かい、光導入部 1 9 により挿入部 5 の内部に導入される。ここで、体腔 3 の内壁の複数箇所から蛍光が発生した場合は、それぞれの蛍光が、挿入部 5 の複数の異なる半径方向から挿入部の内部に導入される。そして、撮像部 2 1 の撮像素子 4 3 は、光導入部 1 9 から挿入部 5 内に導入された蛍光を撮像することができる。

【 0 0 7 0 】

蛍光信号処理部 5 7 は、バルーン 1 5 における内壁との接触面と、挿入部 5 との間の距離に基づいて、撮像部 2 1 から出力された撮像信号を補正する補正信号を算出することができる。すなわち、バルーン 1 5 における内壁との接触面と、挿入部 5 との間の距離の変化に応じて、蛍光信号処理部 5 7 において異なる補正信号が算出される。そして、蛍光信号処理部 5 7 において算出された補正信号に基づいて撮像部 2 1 の撮像素子 4 3 から出力された撮像信号の強度を補正し、補正された撮像信号から画像信号を生成することができる。

【 0 0 7 1 】

これにより、接触面と挿入部 5 との間が所定距離に保たれた場合と同様の画像信号を生成することができる。この画像信号を用いることにより、接触面と挿入部 5 との間の距離が変化しても、体腔 3 の内壁を常に所定距離で観察した場合と同様の蛍光画像が得られるので、体腔組織が良性組織化悪性組織化を判別しやすくなる。

【 0 0 7 2 】

励起光は光出射部 1 7 に設けられた照射用ミラー 3 3 により挿入部 5 の半径方向外方に射出され、バルーン 1 5 と接触している体腔 3 の内壁に照射される。励起光が照射された体腔 3 の内壁から蛍光が発生し、蛍光は挿入部 5 の内部に導入される。挿入部 5 の内部に導入された蛍光は、光導入部 1 9 に設けられたダイクロイックミラー 3 5 により挿入部 5 の中心軸線方向に向けて反射される。ダイクロイックミラー 3 5 は中心軸線回りに回転可能に配置されているため、挿入部 5 の複数の異なる半径方向に位置する体腔 3 の内壁から発生した蛍光は挿入部 5 の中心軸線方向に向けて反射される。ダイクロイックミラー 3 5 から反射した蛍光は撮像部 2 1 の撮像素子 4 3 により撮像され、撮像素子 4 3 は挿入部 5 の半径方向に位置する内壁の部分領域の像を取得することができる。

【 0 0 7 3 】

ダイクロイックミラー 3 5 を回転させることにより、挿入部 5 の複数の異なる半径方向に位置する体腔 3 の内壁の部分領域から発生した蛍光を撮像素子 4 3 に向けて反射させて、撮像素子 4 3 に蛍光を撮像させることができる。

【 0 0 7 4 】

〔 第 1 の実施形態の第 1 変形例 〕

次に、本発明の第 1 の実施形態の第 1 変形例について図 8 から図 1 1 を参照して説明する。

本変形例の蛍光内視鏡の基本構成は、第１の実施形態と同様であるが、第１の実施形態とは、反射部の構成が異なっている。よって、本変形例においては、図８から図１１を用いて反射部の周辺のみを説明し、その他の構成要素等の説明を省略する。

図８は、本変形例における蛍光内視鏡の構成を説明する模式図である。

なお、第１の実施形態と同一の構成要素については、同一の符号を付してその説明を省略する。

【００７５】

蛍光内視鏡１０１は、図８に示すように、被検体の体腔３内に挿入される挿入部１０５と、励起光を出射する光源７と、挿入部５と体腔３の内壁との距離を測定する測定制御部９と、撮像された蛍光像を表示する表示部１１１と、を備えている。

10

【００７６】

挿入部１０５には、図８に示すように、外皮チューブ１３と、バルーン１５と、光出射部（光出射導入部）１７と、光導入部（光出射導入部）１１９と、撮像部２１と、とが設けられている。

光導入部１１９は、体腔３から発生した蛍光を撮像部２１にむけて反射するものである。光導入部１１９は、円錐ミラー（反射部）１３５を備えている。

【００７７】

図９は、図８の円錐ミラーの構成を説明する模式図である。

円錐ミラー１３５は、蛍光用窓２７を透過した蛍光を挿入部５の中心軸線に沿う方向へ反射させるものである。円錐ミラー１３５は、外皮チューブ１３の内部であって蛍光用窓２７と対向する位置に配置されている。図９に示すように、円錐ミラー１３５は円錐状に形成されるとともに、円錐面が反射面とされたミラーである。そのため、円錐ミラー１３５は、体腔３の内壁全面から発生した蛍光を撮像部２１に向けて反射するものである。円錐ミラー１３５は、挿入部１０５の先端部に配置されている。

20

円錐ミラー１３５は、所定の反射面の表面積を有していれば、円錐台の形状であってもよい。

【００７８】

表示部１１１は、図８に示すように、撮像部２１により撮像された蛍光像を表示するものである。表示部１１１は、図８に示すように、蛍光信号処理部（補正信号算出部、信号処理部、画像処理部）１５７と、モニタ５９と、画像センサ（挿入長計測部）１６１と、を備えている。

30

【００７９】

蛍光信号処理部１５７は、撮像素子４３から出力された撮像信号をモニタ５９に表示する画像信号に変換処理するものである。蛍光信号処理部１５７には、撮像素子４３から出力された撮像信号と、距離測定部５３から出力された距離信号と、が入力されている。蛍光信号処理部１５７からモニタ５９には、画像信号が出力されている。

【００８０】

画像センサ１６１は、体腔３に対する挿入部５の挿入長さを測定するものである。画像センサ１６１は、挿入部５に設けられた目盛りの画像を撮像することにより、挿入部５の挿入長さを測定するものである。挿入長さに係る信号は、画像センサ１６１から蛍光信号処理部１５７へ出力されている。なお、画像センサ１６１としては公知のセンサ等を用いることができ、挿入長さの算出方法としても公知の方法を用いることができ、特に限定するものではない。

40

【００８１】

次に、上記の構成からなる蛍光内視鏡１０１による体腔３の内壁の撮像方法について説明する。

なお、バルーン１５による挿入部５の固定方法は、第１の実施形態と同様であるので、その説明を省略する。

光源７から出射された励起光を体腔３に照射するまでの作用についても、第１の実施形態と同様であるので、その説明を省略する。

50

【 0 0 8 2 】

体腔 3 から発生した蛍光は、バルーン 1 5 および蛍光用窓 2 7 を透過して外皮チューブ 1 3 内に入射する。入射した蛍光は円錐ミラー 1 3 5 により、挿入部 1 0 5 の中心軸線方向に反射される。つまり、蛍光用窓 2 7 と対向する領域である体腔 3 の全内周面から発生した蛍光が円錐ミラー 1 3 5 に入射し、撮像素子 4 3 方向に反射される。

円錐ミラー 1 3 5 に反射された蛍光は、撮像用レンズ系 4 1 により撮像素子 4 3 に受光面に結像される。撮像素子 4 3 は、結像された蛍光像に基づいて撮像信号を蛍光信号処理部 1 5 7 に出力する。

【 0 0 8 3 】

図 1 0 は、図 8 の撮像素子に撮像された蛍光像を示す図である。図 1 1 は、図 8 の蛍光信号処理部により変換処理された後の画像を示す図である。

蛍光信号処理部 1 5 7 は、撮像素子 4 3 から入力された撮像信号と、画像センサ 1 6 1 から入力された挿入長さに係る信号に基づいて、画像信号を生成する。ここで、撮像素子 4 3 から入力された撮像信号に係る画像は、図 1 0 に示すように、円錐ミラー 1 3 5 の円周面に映った体腔 3 の内壁の像である。蛍光信号処理部 1 5 7 は、挿入長さに係る信号に基づいて、上記撮像信号に対して展開処理や伸張処理などの処理を行い、図 1 1 に示すような、体腔 3 を展開した画像に係る画像信号を生成する。生成された画像信号は、図 8 に示すように、モニタ 5 9 に出力され、モニタ 5 9 において表示される。

【 0 0 8 4 】

上記の構成によれば、励起光は照射用ミラー 3 3 から挿入部 1 0 5 の半径方向外方に出射され、バルーン 1 5 と接触している体腔 3 の内壁に照射される。励起光が照射された体腔 3 の内壁から蛍光が発生し、蛍光は挿入部 1 0 5 の内部に導入される。光導入部 1 1 9 の内部に導入された蛍光は、光導入部 1 1 9 に設けられた円錐ミラー 1 3 5 により挿入部 1 0 5 の中心軸線方向に向けて反射される。円錐ミラー 1 3 5 から反射した蛍光は撮像部 2 1 の撮像素子 4 3 により撮像され、撮像素子 4 3 は挿入部 1 0 5 の半径方向に位置する内壁の部分領域の像を取得することができる。

【 0 0 8 5 】

〔 第 1 の実施形態の第 2 変形例 〕

次に、本発明の第 1 の実施形態の第 2 変形例について図 1 2 および図 1 3 を参照して説明する。

本変形例の蛍光内視鏡の基本構成は、第 1 の実施形態と同様であるが、第 1 の実施形態とは、挿入部の構成が異なっている。よって、本変形例においては、図 1 2 および図 1 3 を用いて挿入部の周辺のみを説明し、その他の構成要素等の説明を省略する。

図 1 2 は、本変形例における蛍光内視鏡の構成を説明する模式図である。

なお、第 1 の実施形態と同一の構成要素については、同一の符号を付してその説明を省略する。

【 0 0 8 6 】

蛍光内視鏡 2 0 1 は、図 1 2 に示すように、被検体の体腔 3 内に挿入される挿入部 2 0 5 と、励起光を出射する光源 7 と、挿入部 2 0 5 と体腔 3 の内壁との距離を測定する測定制御部 9 と、撮像された蛍光像を表示する表示部 1 1 と、を備えている。

【 0 0 8 7 】

図 1 3 は、図 1 2 の挿入部の構成を説明する模式図である。

挿入部 2 0 5 には、図 1 2 に示すように、外側挿入部（挿入部）2 1 3 A と、内側挿入部（光出射導入部、回転部）2 1 3 B と、が設けられている。

【 0 0 8 8 】

外側挿入部 2 1 3 A は挿入部 2 0 5 の外周面を構成するチューブである。外側挿入部 2 1 3 A における挿入側端部（図 1 3 の左側端部）の外周面にはバルーン 1 5 が配置されている。少なくとも、外側挿入部 2 1 3 A のバルーン 1 5 が配置されている領域であって、後述する励起光用窓 2 2 5 および蛍光用窓 2 2 7 と対向する領域は、励起光用窓 2 2 5 を透過する励起光および蛍光用窓 2 2 7 を透過する蛍光を透過する材料から形成されている

10

20

30

40

50

ことが望ましい。外側挿入部 2 1 3 A は、曲がらない、いわゆる硬性内視鏡の挿入部として形成されることとしてもよい。このようにすることで、内部に挿入された内側挿入部 2 1 3 B を外側挿入部 2 1 3 A に対して回転容易にできる。

【 0 0 8 9 】

内側挿入部 2 1 3 B は外側挿入部 2 1 3 A の内部に挿入されるものである。内側挿入部 2 1 3 B には、励起光用窓 2 2 5 と、蛍光用窓 2 2 7 と、光出射部（光出射導入部）2 1 7 と、光導入部（光出射導入部）2 1 9 と、撮像部 2 1 とが設けられている。

励起光用窓 2 2 5 は、励起光が内側挿入部 2 1 3 B の内側から外側に向かって出射する窓である。励起光用窓 2 2 5 は、内側挿入部 2 1 3 B の先端側端部の近傍に形成されており、内側挿入部 2 1 3 B における円周方向の長さが円周の 1 / 4 程度になるように形成されている。

10

【 0 0 9 0 】

蛍光用窓 2 2 7 は、蛍光が内側挿入部 2 1 3 B の外側から内側に向かって入射する窓である。蛍光用窓 2 2 7 は、内側挿入部 2 1 3 B の先端側端部の近傍に形成されており、内側挿入部 2 1 3 B における円周方向の長さが円周の 1 / 4 程度になるように形成されている。蛍光用窓 2 2 7 は、励起光用窓 2 2 5 よりも内側挿入部 2 1 3 B の先端側に形成されている。

【 0 0 9 1 】

なお、励起光用窓 2 2 5 および蛍光用窓 2 2 7 における円周方向の長さは、上述のように円周の 1 / 4 程度であってもよいし、それ以上であっても以下であってもよく、特に限定

20

【 0 0 9 2 】

光出射部 2 1 7 は、光源 7 から出射された励起光を体腔 3 の内壁に向けて出射させるものである。光出射部 2 1 7 は、図 1 3 に示すように、ライトガイド 2 2 9 と、照射用レンズ 2 3 1 と、照射用ミラー（照射部）2 3 3 とを備えている。

ライトガイド 2 2 9 は、光源 7 から出射された励起光を内側挿入部 2 1 3 B の挿入側端部に配置された照射用レンズ 2 3 1 まで導くものである。ライトガイド 2 2 9 は、励起光を導くファイバの束から構成されたものである。

【 0 0 9 3 】

照射用レンズ 2 3 1 は、励起光を体腔 3 の観察領域全体に照射させるレンズである。照射用レンズ 2 3 1 は、内側挿入部 2 1 3 B の挿入側端部であって、ライトガイド 2 2 9 と照射用ミラー 2 3 3 との間に配置されている。照射用レンズ 2 3 1 は、ライトガイド 2 2 9 と対向する面が凹状に形成されたレンズである。

30

【 0 0 9 4 】

照射用ミラー 2 3 3 は、照射用レンズ 2 3 1 から挿入部 5 の中心軸線方向に出射された励起光を、内側挿入部 2 1 3 B の半径方向外側に反射するミラーである。照射用ミラー 2 3 3 は、内側挿入部 2 1 3 B の内部であって、励起光用窓 2 2 5 と対向する位置に配置されている。照射用ミラー 2 3 3 は、内側挿入部 2 1 3 B の中心軸線を含む面により切断した断面が三角形になるとともに、上記断面形状を、上記中心軸線を回転軸として回転させた立体形状からなるミラーである。照射用ミラー 2 3 3 は、ミラー保持部 2 3 4 により保持されている。

40

【 0 0 9 5 】

光導入部 2 1 9 は、体腔 3 から発生した蛍光を撮像部 2 1 に向けて反射するものである。光導入部 2 1 9 は、図 1 3 に示すように、ダイクロイックミラー（反射部）3 5 を備えている。ダイクロイックミラー 3 5 は、内側挿入部 2 1 3 B の先端部に直接固定されている。

【 0 0 9 6 】

次に、上記の構成からなる蛍光内視鏡 2 0 1 による体腔 3 の内壁の撮像方法について説明する。

まず、蛍光内視鏡 2 0 1 の外側挿入部 2 1 3 A が、体腔 3 の内部に挿入される。外側挿

50

入部 2 1 3 A の内部に図示しない直視型内視鏡を入れた状態で、体腔への挿入を行ってもよい。挿入の際、前方を見ることができるので挿入が楽に行える。観察位置に到達したら直視型内視鏡を抜いて内側挿入部 2 1 3 B を挿入する。このとき、バルーン 1 5 は、挿入の邪魔にならないように縮められ、外側挿入部 2 1 3 A の外周面に密着した状態とされている。外側挿入部 2 1 3 A の挿入側端部が体腔 3 の検査領域に到達すると、送気ポンプ 4 9 から空気がバルーン 1 5 に送気され、バルーン 1 5 は膨張して体腔 3 の内壁に押し付けられる。外側挿入部 2 1 3 A は、バルーン 1 5 により体腔 3 に対して固定されるとともに、外側挿入部 2 1 3 A の挿入側端部は体腔 3 における管路の略中央に配置される。

その後、内側挿入部 2 1 3 B が外側挿入部 2 1 3 A の内部に挿入される。

【 0 0 9 7 】

10

なお、バルーン 1 5 における作用については、第 1 の実施形態と同様であるので、その説明を省略する。

【 0 0 9 8 】

その後、光源 7 から励起光が出射され、励起光はライトガイド 2 2 9 により内側挿入部 2 1 3 B 内を通して、内側挿入部 2 1 3 B の先端側端部に導かれる。励起光はライトガイド 2 2 9 から内側挿入部 2 1 3 B の中心軸線に沿う方向に出射され、照射用レンズ 2 3 1 を透過して照射用ミラー 2 3 3 に入射する。照射用ミラー 2 3 3 に入射した励起光は、内側挿入部 2 1 3 B の半径方向外側に向かって反射され、励起光用窓 2 2 5、外側挿入部 2 1 3 A およびバルーン 1 5 を透過して体腔 3 に入射する。励起光は、照射用レンズ 2 3 1 を透過することにより、体腔 3 における観察領域全面を照明することができる。

20

【 0 0 9 9 】

励起光が入射した体腔 3 からは蛍光が発生する。特に、病変部 T から発生する蛍光の光量は、正常な体腔 3 から発生する蛍光の光量より大きくなる。蛍光はバルーン 1 5、外側挿入部 2 1 3 A および蛍光用窓 2 2 7 を透過して内側挿入部 2 1 3 B 内に入射する。入射した蛍光の内、ダイクロイックミラー 3 5 に入射した蛍光は、内側挿入部 2 1 3 B の中心軸線方向に反射される。ダイクロイックミラー 3 5 に入射した上記蛍光以外の波長を有する光は、反射されることなくダイクロイックミラー 3 5 を透過する。

【 0 1 0 0 】

ダイクロイックミラー 3 5 により反射された蛍光は、撮像用レンズ系 4 1 により撮像素子 4 3 に受光面に結像される。撮像素子 4 3 は、結像された蛍光像に基づいて撮像信号を

30

蛍光信号処理部 5 7 に出力する。蛍光信号処理部 5 7 は、撮像素子 4 3 から入力された撮像信号に基づいて、画像信号を生成する。画像信号は、蛍光信号処理部 5 7 からモニタ 5 9 に出力され、モニタ 5 9 において表示される。

【 0 1 0 1 】

一方、内側挿入部 2 1 3 B は、外側挿入部 2 1 3 A に対して、中心軸線回りに回転可能に配置されているため、内側挿入部 2 1 3 B を回転させることにより、体腔 3 の所定の内壁から発生した蛍光を観察することができる。

【 0 1 0 2 】

上記の構成によれば、励起光は内側挿入部 2 1 3 B に設けられた照射用ミラー 2 3 3 から挿入部 2 0 5 の半径方向外方に出射され、バルーン 1 5 と接触している体腔の内壁に照射される。励起光が照射された体腔の内壁から蛍光が発生し、蛍光は挿入部 2 0 5 を透過して内側挿入部 2 1 3 B の内部に導入される。内側挿入部 2 1 3 B の内部に導入された蛍光は、内側挿入部 2 1 3 B に設けられたダイクロイックミラー 3 5 により挿入部 2 0 5 の中心軸線方向に向けて反射される。ダイクロイックミラー 3 5 から反射した蛍光は撮像部 2 1 の撮像素子 4 3 により撮像され、撮像素子 4 3 は挿入部 2 0 5 の半径方向に位置する内壁の部分領域の像を取得することができる。

40

【 0 1 0 3 】

ここで、内側挿入部 2 1 3 B は、挿入部 2 0 5 の内部に、挿入部 2 0 5 の中心軸線回りに回転可能に配置されているため、蛍光を挿入部 2 0 5 の複数の異なる半径方向から挿入

50

部 2 0 5 の内部に導入することが可能である。よって、撮像素子 4 3 は、挿入部 2 0 5 の複数の異なる半径方向に位置する体腔の内壁から発生した蛍光を撮像できる。

【 0 1 0 4 】

〔 第 1 の実施形態の第 3 変形例 〕

次に、本発明の第 1 の実施形態の第 3 変形例について図 1 4 および図 1 5 を参照して説明する。

本変形例の蛍光内視鏡の基本構成は、第 1 の実施形態の第 2 変形例と同様であるが、第 1 の実施形態とは、回転挿入部の構成が異なっている。よって、本変形例においては、図 1 4 および図 1 5 を用いて回転挿入部の周辺のみを説明し、その他の構成要素等の説明を省略する。

10

図 1 4 は、本変形例における蛍光内視鏡の構成を説明する模式図である。

なお、第 1 の実施形態の第 2 変形例と同一の構成要素については、同一の符号を付してその説明を省略する。

【 0 1 0 5 】

蛍光内視鏡 9 0 1 は、図 1 4 に示すように、被検体の体腔 3 内に挿入される挿入部 9 0 5 と、励起光を出射する光源 7 と、挿入部 9 0 5 と体腔 3 の内壁との距離を測定する測定制御部 9 と、撮像された蛍光像を表示する表示部 1 1 と、を備えている。

【 0 1 0 6 】

図 1 5 は、図 1 4 の挿入部の構成を説明する模式図である。

挿入部 9 0 5 は、図 1 5 に示すように、外側挿入部 2 1 3 A と、回転挿入部（光出射導入部，回転部）9 1 3 B と、を備えている。

20

【 0 1 0 7 】

回転挿入部 9 1 3 B は外側挿入部 2 1 3 A における先端部分の内部に、挿入部 9 0 5 の中心軸回りに回転可能に配置されるものである。回転挿入部 9 1 3 B には、励起光用窓 2 2 5 と、蛍光用窓 2 2 7 と、光出射部 2 1 7 と、光導入部 2 1 9 と、撮像部 2 1 とが設けられている。さらに、回転挿入部 9 1 3 B には、光ロータリジョイント 9 1 5 と、信号ロータリジョイント 9 1 7 と、挿入部駆動モータ 9 1 9 とが設けられている。

【 0 1 0 8 】

光ロータリジョイント 9 1 5 は、外側挿入部 2 1 3 A から外側挿入部 2 1 3 A 内で回転する回転挿入部 9 1 3 B へ、励起光を導くジョイントである。光ロータリジョイント 9 1 5 は、挿入部 9 0 5 の中心軸線上に配置されているとともに、外側挿入部 2 1 3 A 内のライトガイド 2 2 9 と、回転挿入部 9 1 3 B のライトガイド 2 2 9 とを繋ぐように配置されている。光ロータリジョイント 9 1 5 には、対向配置されたレンズ 9 1 6 A , 9 1 6 B が備えられ、レンズ 9 1 6 A は外側挿入部 2 1 3 A に配置され、レンズ 9 1 6 B は回転挿入部 9 1 3 B に配置されている。そのため、外側挿入部 2 1 3 A 内のライトガイド 2 2 9 から出射した励起光は、レンズ 9 1 6 A およびレンズ 9 1 6 B を透過して回転挿入部 9 1 3 B のライトガイド 2 2 9 に入射する。

30

【 0 1 0 9 】

なお、本実施形態においては、光ロータリジョイント 9 1 5 として公知の光ロータリジョイントを用いることができ、本実施形態で例示した態様の光ロータリジョイントに限定するものではない。

40

【 0 1 1 0 】

信号ロータリジョイント 9 1 7 は、外側挿入部 2 1 3 A と、外側挿入部 2 1 3 A 内で回転する回転挿入部 9 1 3 B との間を電氣的に接続するジョイントである。信号ロータリジョイント 9 1 7 には、撮像素子 4 3 から出力された撮像信号を蛍光信号処理部 5 7 に導く撮像用集電環 9 2 1 および撮像用ブラシ 9 2 3 が備えられている。

撮像用集電環 9 2 1 は、回転挿入部 9 1 3 B に設けられた円環または円筒状の部材であって、両集電環 9 2 1 は、中心軸線が回転挿入部 9 1 3 B の中心軸線と一致するように配置されている。撮像用集電環 9 2 1 は撮像素子 4 3 に電氣的に接続されている。

【 0 1 1 1 】

50

撮像用ブラシ 9 2 3 は、外側挿入部 2 1 3 A に設けられたブラシである。撮像用ブラシ 9 2 3 は、撮像用集電環 9 2 1 の円周面または円筒面に摺動可能に配置されているとともに、蛍光信号処理部 5 7 と電氣的に接続されている。

なお、本実施形態においては、信号ロータリジョイント 9 1 7 として公知のスリップリング等の集電装置を用いることができ、本実施形態で例示した態様の信号ロータリジョイントに限定するものではない。

【0112】

挿入部駆動モータ 9 1 9 は、外側挿入部 2 1 3 A 内に配置され、外側挿入部 2 1 3 A 内で回転挿入部 9 1 3 B を回転するものである。挿入部駆動モータ 9 1 9 はギヤ（図示せず）などを介して回転挿入部 9 1 3 B を回転駆動するように配置されているとともに、モータ制御部 3 9 と接続されている。

10

なお、挿入部駆動モータ 9 1 9 としては、公知のモータを用いることができ、特に限定するものではない。

【0113】

次に、上記の構成からなる蛍光内視鏡 9 0 1 による体腔 3 の内壁の撮像方法について説明する。

なお、バルーン 1 5 による挿入部 9 0 5 の固定、および、体腔 3 の内壁から撮像素子 4 3 までの距離の制御方法は、第 1 の実施形態と同様であるので、その説明を省略する。

【0114】

ここで、本変形例の特徴部である光ロータリジョイント 9 1 5 の作用について説明する。

20

光源 7 から出射された励起光は、ライトガイド 2 2 9 により外側挿入部 2 1 3 A 内を通過して、光ロータリジョイント 9 1 5 に導かれる。励起光は、外側挿入部 2 1 3 A のライトガイド 2 2 9 からレンズ 9 1 6 A に向けて出射される。レンズ 9 1 6 A に入射した励起光は平行光となりレンズ 9 1 6 B に入射する。

【0115】

レンズ 9 1 6 A , 9 1 6 B の光軸は回転挿入部 9 1 3 B の中心軸線と一致しているため、挿入部駆動モータ 9 1 9 により回転挿入部 9 1 3 B が回転駆動されていても、レンズ 9 1 6 A から出射した励起光は全て回転挿入部 9 1 3 B とともに回転するレンズ 9 1 6 B に入射する。

30

【0116】

レンズ 9 1 6 B に入射した励起光は、回転挿入部 9 1 3 B のライトガイド 2 2 9 に集光する。集光された励起光は、照射用レンズ 2 3 1 を通って出射される。以後、励起光が体腔 3 を照明する作用は、第 2 変形例と同様であるのでその説明を省略する。

【0117】

次に、本変形例の別の特徴部である信号ロータリジョイント 9 1 7 の作用について説明する。なお、体腔 3 から発生した蛍光が撮像素子 4 3 に結像するまでの作用は、第 2 変形例と同様であるので、その説明を省略する。

結像された蛍光像に基づいて、撮像素子 4 3 は撮像信号を信号ロータリジョイント 9 1 7 に出力する。撮像素子 4 3 からの撮像信号は、信号ロータリジョイント 9 1 7 の撮像用集電環 9 2 1 から撮像用ブラシ 9 2 3 を通って、蛍光信号処理部 5 7 に入力される。

40

【0118】

撮像用集電環 9 2 1 の中心軸線は、回転挿入部 9 1 3 B の中心軸線と一致しているため、挿入部駆動モータ 9 1 9 により回転挿入部 9 1 3 B が回転駆動されていても、撮像用集電環 9 2 1 と撮像用ブラシ 9 2 3 は離れることなく摺動接触し続けることができる。そのため、撮像用集電環 9 2 1 と撮像用ブラシ 9 2 3 は電氣的接続し続けることができる。

【0119】

上記の構成によれば、励起光は回転挿入部 9 1 3 B に設けられた光出射部 2 1 7 から挿入部 9 0 5 の半径方向外方に出射され、バルーン 1 5 と接触している体腔 3 の内壁に照射される。励起光が照射された体腔 3 の内壁から蛍光が発生し、蛍光は外側挿入部 2 1 3 A

50

を透過して回転挿入部 9 1 3 B の内部に導入される。回転挿入部 9 1 3 B の内部に導入された蛍光は、回転挿入部 9 1 3 B に設けられた撮像素子 4 3 により撮像される。

ここで、回転挿入部 9 1 3 B は、外側挿入部 2 1 3 A の内部に、挿入部 9 0 5 の中心軸線回りに回転可能に配置されているため、蛍光を挿入部 9 0 5 の複数の異なる半径方から回転挿入部 9 1 3 B の内部に導入することが可能である。

【 0 1 2 0 】

〔第 1 の実施形態の第 4 変形例〕

次に、本発明の第 1 の実施形態の第 4 変形例について図 1 6 から図 1 8 を参照して説明する。

本変形例の蛍光内視鏡の基本構成は、第 1 の実施形態の第 2 変形例と同様であるが、第 1 の実施形態とは、内側挿入部の構成が異なっている。よって、本変形例においては、図 1 6 から図 1 8 を用いて内側挿入部の周辺のみを説明し、その他の構成要素等の説明を省略する。

10

図 1 6 は、本変形例における蛍光内視鏡の構成を説明する模式図である。

なお、第 1 の実施形態の第 2 変形例と同一の構成要素については、同一の符号を付してその説明を省略する。

【 0 1 2 1 】

蛍光内視鏡 3 0 1 は、図 1 6 に示すように、被検体の体腔 3 内に挿入される挿入部 3 0 5 と、励起光を出射する光源 7 と、挿入部 3 0 5 と体腔 3 の内壁との距離を測定する測定制御部 9 と、撮像された蛍光像を表示する表示部 1 1 と、を備えている。

20

【 0 1 2 2 】

図 1 7 は、図 1 6 の挿入部の構成を説明する模式図である。

挿入部 3 0 5 には、図 1 7 に示すように、外側挿入部 2 1 3 A と、内側挿入部（光出射導入部、回転部）3 1 3 B と、を備えている。

【 0 1 2 3 】

図 1 8 は、図 1 7 の挿入部の構成を説明する正面視図である。

内側挿入部 3 1 3 B は外側挿入部 2 1 3 A の内部に挿入されるものである。内側挿入部 3 1 3 B には、励起光用窓 2 2 5 と、蛍光用窓 2 2 7 と、光出射部（光出射導入部）2 1 7 と、光導入部（光出射導入部）2 1 9 と、撮像部 2 1 と、鉗子孔 3 2 5 と、が設けられている。

30

鉗子孔 3 2 5 は、内側挿入部 3 1 3 B に設けられた、直視スコープ 3 2 7 や鉗子などが挿通される貫通孔である。鉗子孔 3 2 5 は、内側挿入部 3 1 3 B の外周面の近傍に（図 1 8 参照。）、中心軸線に沿って形成された貫通孔である。

【 0 1 2 4 】

次に、上記の構成からなる蛍光内視鏡 3 0 1 による体腔 3 の内壁の撮像方法について説明する。

なお、バルーン 1 5 による外側挿入部 2 1 3 A の固定、および、内側挿入部 3 1 3 B による体腔 3 の蛍光撮像の方法は、第 1 の実施形態の第 2 変形例と同様であるので、その説明を省略する。

【 0 1 2 5 】

40

つぎに、内側挿入部 3 1 3 B の鉗子孔 3 2 5 の使用方法について説明する。

例えば、鉗子孔 3 2 5 には直視スコープ 3 2 7 が挿通され、内側挿入部 3 1 3 B の先端側端部から、直視スコープ 3 2 7 の先端が突出させる。このように直視スコープ 3 2 7 を用いることにより、挿入部 3 0 5 の中心軸線方向の画像を取得することができる。

あるいは、鉗子孔 3 2 5 に種々の鉗子を挿通させることにより、体腔 3 への医療処置を施すことができる。

【 0 1 2 6 】

〔第 1 の実施形態の第 5 変形例〕

次に、本発明の第 1 の実施形態の第 5 変形例について図 1 9 および図 2 0 を参照して説明する。

50

本変形例の蛍光内視鏡の基本構成は、第１の実施形態と同様であるが、第１の実施形態とは、挿入部の構成が異なっている。よって、本変形例においては、図１９および図２０を用いて挿入部の周辺のみを説明し、その他の構成要素等の説明を省略する。

図１９は、本変形例における蛍光内視鏡の構成を説明する模式図である。

なお、第１の実施形態と同一の構成要素については、同一の符号を付してその説明を省略する。

【０１２７】

蛍光内視鏡４０１は、図１９に示すように、被検体の体腔３内に挿入される挿入部４０５と、電力を供給する電源４０７と、挿入部４０５と体腔３の内壁との距離を測定する測定制御部９と、撮像された蛍光像を表示する表示部１１と、を備えている。

10

【０１２８】

図２０は、図１９の挿入部の構成を説明する模式図である。

挿入部４０５には、図２０に示すように、外側挿入部４１３Ａと、内側挿入部（光出射導入部、回転部）４１３Ｂと、が設けられている。

【０１２９】

外側挿入部４１３Ａは挿入部４０５の外周面を構成するチューブである。外側挿入部４１３Ａにおける挿入側端部（図２０の左側端部）の外周面にはバルーン１５が配置されている。少なくとも、外側挿入部４１３Ａのバルーン１５が配置されている領域であって、後述する窓部４２５と対向する領域は、窓部４２５を透過する励起光および蛍光を透過する材料から形成されていることとしてもよい。外側挿入部４１３Ａは、曲がらない、いわゆる硬性内視鏡の挿入部として形成されることが望ましい。このようにすることで、内部に挿入された内側挿入部４１３Ｂを外側挿入部４１３Ａに対して回転容易にできる。

20

【０１３０】

内側挿入部４１３Ｂは外側挿入部４１３Ａの内部に挿入されるものである。内側挿入部４１３Ｂには、図２０に示すように、外皮チューブ４１３と、光出射部（光出射導入部）４１７と、撮像部４２１と、励起光および蛍光が透過する窓部４２５とが設けられている。

【０１３１】

外皮チューブ４１３は、内側挿入部４１３Ｂの外周面を構成するチューブである。外皮チューブ４１３における挿入側端部（図２０の左側端部）には、励起光および蛍光が透過する窓部４２５が設けられ、窓部４２５の外周面にはバルーン１５が配置されている。外皮チューブ４１３の内部には、光出射部４１７や撮像部４２１や保持部４４５が配置されている。窓部４２５は、光源７から出射された励起光および体腔３から発生した蛍光を透過する材料から形成されたものである。

30

【０１３２】

光出射部４１７は、励起光を体腔３の内壁に向けて出射させるものである。光出射部４１７は、図２０に示すように、ＬＥＤ（Light Emitting Diode）（照射部）４２９を備えている。

ＬＥＤ４２９は、電源４０７から電力が供給されることにより、励起光を出射するものである。ＬＥＤ４２９は、挿入部４０５の半径方向外側であって、窓部４２５側に励起光を出射するように配置されている。ＬＥＤ４２９と電源４０７とは、電力配線４３０により接続されている。なお、光出射部４１７としては、上述のようにＬＥＤ４２９を用いてもよいし、その他の励起光を出射する素子を用いてもよく、特に限定するものではない。

40

【０１３３】

撮像部４２１は、体腔３から発生した蛍光の像を撮像するものである。撮像部４２１は、図２０に示すように、撮像用レンズ系４４１と、撮像素子４４３とを備えている。

撮像用レンズ系４４１は、窓部４２５を透過した蛍光の像を撮像素子４４３の受光面に結像させるものである。撮像用レンズ系４４１は、窓部４２５と撮像素子４４３との間に配置されている。撮像用レンズ系４４１の光軸は、内側挿入部４１３Ｂの半径方向に平行となるように配置されている。

50

【 0 1 3 4 】

撮像素子 4 4 3 は、体腔 3 から発生した蛍光の像を撮像するものである。撮像素子 4 4 3 は、窓部 4 2 5 から入射した蛍光を撮像できるように配置されている。言い換えると、撮像素子 4 4 3 は、内側挿入部 4 1 3 B の半径方向外側から入射した蛍光を撮像できるように配置されている。撮像素子 4 4 3 は、表示部 1 1 の蛍光信号処理部 5 7 と信号配線 4 4 4 により接続されている。

保持部 4 4 5 は、LED 4 2 9 と撮像素子 4 4 3 とを保持するものである。

【 0 1 3 5 】

次に、上記の構成からなる蛍光内視鏡 4 0 1 による体腔 3 の内壁の撮像方法について説明する。

10

まず、蛍光内視鏡 4 0 1 の外側挿入部 4 1 3 A が、体腔 3 の内部に挿入される。外側挿入部 4 1 3 A の内部に図示しない直視型内視鏡を入れた状態で体腔への挿入を行ってもよい。挿入の際、前方を見ることができるので挿入が楽に行える。観察位置に到達したら、直視型内視鏡を抜いて内側挿入部 4 1 3 B を挿入する。このとき、バルーン 1 5 は、挿入の邪魔にならないように縮められ、外側挿入部 4 1 3 A の外周面に密着した状態とされている。外側挿入部 4 1 3 A の挿入側端部が体腔 3 の検査領域に到達すると、送気ポンプ 4 9 から空気がバルーン 1 5 に送気され、バルーン 1 5 は膨張して体腔 3 の内壁に押し付けられる。外側挿入部 4 1 3 A は、バルーン 1 5 により体腔 3 に対して固定されるとともに、外側挿入部 4 1 3 A の挿入側端部は体腔 3 における管路の略中央に配置される。

その後、内側挿入部 4 1 3 B が外側挿入部 4 1 3 A の内部に挿入される。

20

【 0 1 3 6 】

なお、バルーン 1 5 による外側挿入部 4 1 3 A の固定、および、体腔 3 の内壁から撮像素子 4 4 3 までの距離の測定方法は、第 1 の実施形態と同様であるので、その説明を省略する。

【 0 1 3 7 】

その後、電源 4 0 7 から LED 4 2 9 に電力が供給され、LED 4 2 9 から励起光が出射される。励起光は内側挿入部 4 1 3 B の半径方向外側に向けて出射され、窓部 4 2 5 およびバルーン 1 5 を透過して体腔 3 に入射する。

【 0 1 3 8 】

励起光が入射した体腔 3 からは蛍光が発生する。蛍光はバルーン 1 5 および窓部 4 2 5 を透過して内側挿入部 4 1 3 B 内に入射する。入射した蛍光は、撮像用レンズ系 4 4 1 により撮像素子 4 4 3 に受光面に結像される。撮像素子 4 4 3 は、結像された蛍光像に基づいて撮像信号を蛍光信号処理部 5 7 に出力する。

30

蛍光信号処理部 5 7 以後の信号処理は第 1 の実施形態と同様であるので、その説明を省略する。

【 0 1 3 9 】

上記の構成によれば、内側挿入部 4 1 3 B に設けられた LED 4 2 9 は、励起光を挿入部 4 0 5 の半径方向外方に出射することができる。これにより、バルーン 1 5 と接触している体腔 3 の内壁に励起光が照射されて、励起光が照射された体腔 3 の内壁から蛍光が発生される。発生した蛍光は、挿入部 4 0 5 を透過して内側挿入部 4 1 3 B の内部に導入される。内側挿入部 4 1 3 B に設けられた撮像素子 4 4 3 は、内側挿入部 4 1 3 B に導入された蛍光を撮像することができる。

40

【 0 1 4 0 】

ここで、内側挿入部 4 1 3 B は、挿入部 4 0 5 の内部に配置されているとともに、中心軸線回りに回転可能とされているため、蛍光を挿入部 4 0 5 の複数の異なる半径方向から挿入部 4 0 5 の内部に導入することが可能である。よって、撮像部 4 2 1 の撮像素子 4 4 3 は、挿入部 4 0 5 の複数の異なる半径方向に位置する体腔 3 の内壁から発生した蛍光を撮像できる。

【 0 1 4 1 】

〔 第 1 の実施形態の第 6 変形例 〕

50

次に、本発明の第１の実施形態の第６変形例について図２１を参照して説明する。

本変形例の蛍光内視鏡の基本構成は、第１の実施形態と同様であるが、第１の実施形態とは、挿入部の構成が異なっている。よって、本変形例においては、図２１を用いて挿入部の周辺のみを説明し、その他の構成要素等の説明を省略する。

図２１は、本変形例における蛍光内視鏡の構成を説明する模式図である。

なお、第１の実施形態と同一の構成要素については、同一の符号を付してその説明を省略する。

【０１４２】

蛍光内視鏡５０１は、図２１に示すように、被検体の体腔３内に挿入される挿入部５０５と、励起光を出射する光源７と、挿入部５０５と体腔３の内壁との距離を測定する測定制御部９と、撮像された蛍光像を表示する表示部１１と、を備えている。

10

【０１４３】

挿入部５０５は、被検体の体腔３内に挿入されるとともに、体腔３の内壁から発生する蛍光を観察するものである。挿入部５０５は、図２１に示すように、外皮チューブ５１３と、バルーン１５と、光出射部（光出射導入部）５１７と、光導入部（光出射導入部）１９と、撮像部５２１とを備えている。

【０１４４】

外皮チューブ５１３は、挿入部５０５の外周面を構成するチューブである。外皮チューブ５１３における挿入側端部（図２１の左側端部）には、励起光および蛍光が透過する窓部５２５が設けられ、窓部５２５の外周面にはバルーン１５が配置されている。外皮チューブ５１３の内部には、光出射部５１７や撮像部５２１や保持部５４５が配置されている。窓部５２５は、円筒状に形成されているとともに、光源７から出射された励起光および体腔３から発生した蛍光を透過する材料から形成されているものである。

20

【０１４５】

光出射部５１７は、光源７（図１参照。）から出射された励起光を体腔３の内壁に向けて出射させるものである。光出射部５１７は、図２１に示すように、ライトガイド２９と、照射用レンズ５３１と、照射用ミラー（照射部）５３３とを備えている。

照射用レンズ５３１は、励起光を体腔３の観察領域全体に照射させるレンズである。照射用レンズ５３１は、挿入部５０５の挿入側端部であって、ライトガイド２９と照射用ミラー５３３との間に配置されている。照射用レンズ５３１は、円環状に形成されたレンズであって、照射用ミラー５３３と対向する面が凸状に形成されたレンズである。

30

【０１４６】

照射用ミラー５３３は、照射用レンズ５３１から挿入部５０５の中心軸線方向に出射された励起光を、挿入部５０５の半径方向外側に反射するミラーである。照射用ミラー５３３は、挿入部５０５の内部であって、窓部５２５と対向する位置に配置されている。照射用ミラー５３３は、略円錐状に形成されるとともに円錐面が反射面とされたミラーであって、中心軸線に沿って貫通孔が形成されたミラーである。円錐面は、図に示すように外側へ凸なる曲面に形成されている。挿入部５０５の中心軸線を含む面により切断した断面が三角形になるとともに、上記断面形状を、上記中心軸線を回転軸として回転させた立体形状からなるミラーである。照射用ミラー５３３は、挿入部５０５の先端部５３４により保持されている。

40

【０１４７】

撮像部５２１は、体腔３から発生した蛍光の像を撮像するものである。撮像部５２１は、図２１に示すように、撮像用レンズ系５４１と、撮像素子４３とを備えている。

撮像用レンズ系５４１は、ダイクロイックミラー３５に反射された蛍光の像を撮像素子４３の受光面に結像させるものである。撮像用レンズ系５４１は、ダイクロイックミラー３５と撮像素子４３との間に配置されている。

【０１４８】

保持部５４５は、照射用レンズ５３１と撮像用レンズ系５４１と撮像素子４３とを保持するものである。

50

【 0 1 4 9 】

次に、上記の構成からなる蛍光内視鏡 5 0 1 による体腔 3 の内壁の撮像方法について説明する。

なお、バルーン 1 5 による挿入部 5 0 5 の固定方法は、第 1 の実施形態と同様であるので、その説明を省略する。

【 0 1 5 0 】

光源 7 から励起光が出射され、励起光はライトガイド 2 9 により挿入部 5 0 5 内を通過して、挿入部 5 の先端側端部に導かれる。励起光はライトガイド 2 9 から挿入部 5 の中心軸線に沿う方向に出射され、照射用レンズ 5 3 1 を透過して照射用ミラー 3 3 に入射する。励起光は、照射用レンズ 5 3 1 から平行光として出射される。照射用ミラー 5 3 3 に入射した励起光は、挿入部 5 0 5 の半径方向外側に向かって反射され、励起光用窓 2 5 およびバルーン 1 5 を透過して体腔 3 に入射する。なお、励起光は、照射用ミラー 5 3 3 の反射面は凸状の曲面であるため、体腔 3 における観察領域全面を照明することができる。

以後の作用効果は、第 1 の実施形態と同様であるため、その説明を省略する。

【 0 1 5 1 】

上記の構成によれば、第 1 の実施形態と比較して、撮像素子 4 3 に蛍光を結像させる撮像用レンズ系 5 4 1 のレンズ径を大きくすることができ、撮像素子 4 3 に結像させる蛍光の蛍光量を大きくすることができる。つまり、第 1 の実施形態と比較して、より明るい蛍光画像を撮像することができる。

【 0 1 5 2 】

図 2 2 は、図 1 から図 2 1 の蛍光内視鏡の別の構成を説明する模式図である。図 2 3 は、図 1 から図 2 1 の蛍光内視鏡のさらに別の構成を説明する模式図である。図 2 4 は、図 1 から図 2 1 の蛍光内視鏡のさらに別の構成を説明する模式図である。

【 0 1 5 3 】

なお、上述の第 1 の実施形態およびその各変形例において説明したように、バルーン 1 5 越しに励起光を観察領域に照射するとともに、観察領域から発生した蛍光をバルーン 1 5 越しに観察してもよいし、図 2 2 から図 2 4 に示すように、バルーン 1 5 を回避して励起光を観察領域に照射し、バルーン 1 5 を回避して観察領域から発生した蛍光を観察してもよく、特に限定するものではない。

【 0 1 5 4 】

このようにすることで、バルーン 1 5 越しに蛍光を観察する方法と比較して、バルーン 1 5 における蛍光のロスが回避されるため、検出される蛍光強度を高めることができる。さらに、例えば、内壁に襞が存在しない管腔臓器の内壁を観察する場合には、バルーン 1 5 の位置と、観察領域とが異なっているにもかかわらず、測定距離と観察距離との間に大きな違いが生じず、観察に支障が生じない。

【 0 1 5 5 】

具体的には、図 2 2 に示す蛍光内視鏡では、観察窓 2 5 より手元側にバルーン 1 5 を配置することにより、バルーン 1 5 を回避して励起光を観察領域に照射するとともに、バルーン 1 5 を回避して観察領域から発生した蛍光を観察している。図 2 3 に示す蛍光内視鏡では、観察窓 2 5 より先端側にバルーン 1 5 を配置することにより、バルーン 1 5 を回避して励起光を観察領域に照射するとともに、バルーン 1 5 を回避して観察領域から発生した蛍光を観察している。図 2 5 に示す蛍光内視鏡では、観察窓 2 5 より手元側および先端側にバルーン 1 5 が配置することにより、バルーン 1 5 を回避して励起光を観察領域に照射するとともに、バルーン 1 5 を回避して観察領域から発生した蛍光を観察している。

【 0 1 5 6 】

〔 第 2 の実施形態 〕

次に、本発明の第 2 の実施形態について図 2 5 および図 2 6 を参照して説明する。

本実施形態の蛍光内視鏡の基本構成は、第 1 の実施形態の第 2 変形例と同様であるが、第 1 の実施形態の第 2 変形例とは、挿入部の構成が異なっている。よって、本実施形態においては、図 2 5 および図 2 6 を用いて挿入部の周辺のみを説明し、その他の構成要素等

の説明を省略する。

図 25 は、本実施形態における蛍光内視鏡の構成を説明する模式図である。

なお、第 1 の実施形態の第 2 変形例と同一の構成要素については、同一の符号を付してその説明を省略する。

【0157】

蛍光内視鏡 601 は、図 25 に示すように、被検体の体腔 3 内に挿入される挿入部 605 と、励起光を出射する光源 7 と、挿入部 605 と体腔 3 の内壁との距離を測定する測定制御部 609 と、撮像された蛍光像を表示する表示部 11 と、を備えている。

【0158】

図 26 は、図 25 の挿入部の構成を説明する模式図である。

10

挿入部 605 には、図 25 に示すように、外側挿入部（挿入部）613A と、内側挿入部（光出射導入部、回転部）613B と、が設けられている。

【0159】

外側挿入部 613A は挿入部 605 の外周面を構成するチューブである。外側挿入部 613A における挿入側端部（図 26 の左側端部）の外周面にはバルーン 615 が配置されている。少なくとも、外側挿入部 613A のバルーン 615 が配置されている領域であって、後述する励起光用窓 225 および蛍光用窓 227 と対向する領域は、励起光用窓 225 を透過する励起光および蛍光用窓 227 を透過する蛍光を透過する材料から形成されていることが望ましい。

【0160】

20

バルーン 615 における体腔 3 と接触する外周面には、蛍光を発生する蛍光剤が配置されている。上記蛍光剤は、光源 7 から出射される励起光が照射されると、蛍光を発生させるものである。上記蛍光剤から発生される蛍光は、体腔 3 から発生される蛍光とは異なる波長の蛍光であって、ダイクロイックミラー 35 において反射されない波長の蛍光である。蛍光剤は、バルーン 615 に塗布されていてもよいし、バルーン 615 を構成する膜の成分の一部として含まれていてもよく、特に限定するものではない。

【0161】

内側挿入部 613B は外側挿入部 613A の内部に挿入されるものである。内側挿入部 613B には、図 26 に示すように、励起光用窓 225 と、蛍光用窓 227 と、光出射部（光出射導入部）217 と、光導入部（光出射導入部）219 と、撮像部 21 と、蛍光検出部 624 と、が設けられている。

30

【0162】

蛍光検出部 624 は、バルーン 615 に配置された蛍光剤から発生した蛍光の蛍光強度を検出するものである。蛍光検出部 624 は、蛍光用窓 227 と対向する位置であって、蛍光検出部 624 と蛍光用窓 227 との間にダイクロイックミラー 35 が挟まれるように配置されている。蛍光検出部 624 が検出した蛍光強度に係る信号は、図 25 に示すように、距離測定部 653 に出力されている。

【0163】

測定制御部 609 は、挿入部 605 と体腔 3 の内壁との距離を測定するものである。測定制御部 609 は、図 25 に示すように、送気ポンプ 49 と、距離測定部（演算部）653 と、を備えている。

40

距離測定部 653 は、挿入部 605 と体腔 3 の内壁との距離を測定するとともに、撮像素子 43 と体腔 3 の内壁との距離を所定の一定距離に制御するものである。距離測定部 653 には、蛍光検出部 624 から蛍光強度に係る信号が入力され、当該信号に基づいて距離測定部 653 は、挿入部 605 と体腔 3 の内壁との距離を求め、当該距離に係る距離信号を蛍光信号処理部 57 に出力することができる。

【0164】

次に、上記の構成からなる蛍光内視鏡 601 による体腔 3 の内壁の撮像方法について説明する。

なお、バルーン 615 により外側挿入部 613A を体腔 3 に固定する方法、および、光

50

源 7 から励起光が体腔 3 に照射されるまでの作用は、第 1 の実施形態と同様であるので、その説明を省略する。

【 0 1 6 5 】

励起光が体腔 3 に照射されると、同時にバルーン 6 1 5 の蛍光剤にも励起光が照射される。そのため、体腔 3 および上記蛍光剤からそれぞれ蛍光が発生される。

上記蛍光剤から発生した蛍光は、外側挿入部 6 1 3 A および蛍光用窓 2 2 7 を透過して内側挿入部 6 1 3 B 内に入射する。入射した蛍光は、ダイクロイックミラー 3 5 を透過して蛍光検出部 6 2 4 に入射する。蛍光検出部 6 2 4 は、入射した蛍光の蛍光強度に基づいた、蛍光強度に係る信号を距離測定部 6 5 3 に出力する。

【 0 1 6 6 】

10

距離測定部 6 5 3 は、まず、入力された蛍光強度に係る信号に基づいて、バルーン 6 1 5 の外周面から蛍光検出部 6 2 4 までの距離を求める。そして、距離測定部 6 5 3 は、バルーン 6 1 5 の外周面から蛍光検出部 6 2 4 までの距離に基づいて、体腔 3 の内壁から撮像素子 4 3 までの距離を算出し、当該算出された距離に基づいて上記距離信号を算出する。

【 0 1 6 7 】

一方、体腔 3 から発生した蛍光の撮像方法は、第 1 の実施形態の第 2 変形例と同様であるので、その説明を省略する。

【 0 1 6 8 】

上記の構成によれば、挿入部 6 0 5 の半径方向外方に射出された励起光はバルーン 6 1 5 における内壁との接触面に配置された蛍光剤に照射される。励起光が照射された蛍光剤からは、蛍光が発生される。発生された蛍光は蛍光検出部 6 2 4 により蛍光強度が検出される。ここで、蛍光強度は蛍光剤からの距離の 2 乗に反比例するため、蛍光検出部 6 2 4 から出力される蛍光強度信号は蛍光剤と蛍光検出部 6 2 4 との間の距離に係る信号とみなすことができる。

20

【 0 1 6 9 】

したがって、蛍光強度信号に基づくことにより、蛍光信号処理部 5 7 は、上記内壁から撮像部 2 1 の撮像素子 4 3 までの距離が所定の一定距離に保たれた場合と同様の画像信号を生成することができる。

【 0 1 7 0 】

30

〔 第 2 の実施形態の第 1 変形例 〕

次に、本発明の第 2 の実施形態の第 1 変形例について図 2 7 および図 2 8 を参照して説明する。

本変形例の蛍光内視鏡の基本構成は、第 2 の実施形態と同様であるが、第 2 の実施形態とは、挿入部の構成が異なっている。よって、本変形例においては、図 2 7 および図 2 8 を用いて挿入部の周辺のみを説明し、その他の構成要素等の説明を省略する。

図 2 7 は、本変形例における蛍光内視鏡の構成を説明する模式図である。

なお、第 2 の実施形態と同一の構成要素については、同一の符号を付してその説明を省略する。

【 0 1 7 1 】

40

蛍光内視鏡 7 0 1 は、図 2 7 に示すように、被検体の体腔 3 内に挿入される挿入部 7 0 5 と、励起光を出射する光源 7 と、挿入部 7 0 5 と体腔 3 の内壁との距離を測定する測定制御部 7 0 9 と、撮像された蛍光像を表示する表示部 1 1 と、を備えている。

【 0 1 7 2 】

図 2 8 は、図 2 7 の挿入部の構成を説明する模式図である。

挿入部 7 0 5 には、図 2 7 に示すように、外側挿入部（挿入部）7 1 3 A と、内側挿入部（光出射導入部，回転部）7 1 3 B と、が設けられている。

【 0 1 7 3 】

外側挿入部 7 1 3 A は挿入部 7 0 5 の外周面を構成するチューブである。外側挿入部 7 1 3 A における挿入側端部（図 2 8 の左側端部）の外周面にはバルーン 1 5 が配置されて

50

いる。少なくとも、外側挿入部 7 1 3 A のバルーン 1 5 が配置されている領域であって、後述する励起光用窓 2 2 5 および蛍光用窓 2 2 7 と対向する領域は、励起光用窓 2 2 5 を透過する励起光および蛍光用窓 2 2 7 を透過する蛍光を透過する材料から形成されていることが望ましい。外側挿入部 7 1 3 A は、硬質で超音波透過性のよい材料から形成されていることが望ましい。

【 0 1 7 4 】

内側挿入部 7 1 3 B は外側挿入部 7 1 3 A の内部に挿入されるものである。内側挿入部 7 1 3 B には、図 2 8 に示すように、励起光用窓 2 2 5 と、蛍光用窓 2 2 7 と、光出射部（光出射導入部）2 1 7 と、光導入部（光出射導入部）2 1 9 と、撮像部 2 1 と、超音波発生測定部（超音波信号発生器、超音波信号検出器）7 2 4 と、が設けられている。

10

【 0 1 7 5 】

超音波発生測定部 7 2 4 は、内側挿入部 7 1 3 B からバルーン 1 5 の体腔 3 との接触面までの距離の測定に用いるものである。超音波発生測定部 7 2 4 は、超音波を内側挿入部 7 1 3 B の外側に向けて発生するとともに、内側挿入部 7 1 3 B の内部に伝播してきた超音波を測定するものである。超音波発生測定部 7 2 4 には、後述する制御部 7 5 4 から発生する超音波の位相等を制御する制御信号が入力されているとともに、超音波発生測定部 7 2 4 から制御部 7 5 4 に、測定された超音波の位相等に係る測定信号が出力されている。超音波発生測定部 7 2 4 は、内側挿入部 7 1 3 B における先端側端部の半径方向外側に配置されている。超音波発生測定部 7 2 4 に対して隣接する位置には、内側挿入部 7 1 3 B の外周面の一部を構成するカバー 7 2 5 が配置されている。カバー 7 2 5 は、硬質で超音波透過性のよい材料から形成されていることが好ましい。

20

【 0 1 7 6 】

測定制御部 7 0 9 は、挿入部 6 0 5 と体腔 3 の内壁との距離を測定するものである。測定制御部 7 0 9 は、図 2 8 に示すように、ポンプ（流入部）7 4 9 と、距離測定部（演算部）7 5 3 と、制御部 7 5 4 と、を備えている。

【 0 1 7 7 】

ポンプ 7 4 9 は、液体（例えば水）を圧送することによりバルーン 1 5 を膨張させるものである。ポンプ 7 4 9 から圧送された液体は圧送チューブ 7 5 5 を通ってバルーン 1 5 に送られる。なお、ポンプ 7 4 9 としては、公知のポンプを用いることができ、特に限定するものではない。

30

【 0 1 7 8 】

距離測定部 7 5 3 は、体腔 3 の内壁から超音波発生測定部 7 2 4 までの距離を算出するものである。つまり、距離測定部 7 5 3 は、後述する位相差に係る信号に基づいて、体腔 3 の内壁から超音波発生測定部 7 2 4 までの距離に係る距離信号を生成するものである。距離測定部 7 5 3 には、制御部 7 5 4 から位相差に係る信号が入力されているとともに、距離測定部 7 5 3 から蛍光信号処理部 5 7 に距離信号が出力されている。なお、体腔 3 の内壁から超音波発生測定部 7 2 4 までの距離の算出方法は、公知の算出方法を用いることができ、特に限定するものではない。

【 0 1 7 9 】

制御部 7 5 4 は、超音波発生測定部 7 2 4 を制御するとともに、後述する位相差に係る信号を距離測定部 7 5 3 に出力するものである。制御部 7 5 4 は、超音波発生測定部 7 2 4 に対して超音波の発生や停止、および、発生する超音波の位相などを制御する制御信号を出力しているとともに、制御部 7 5 4 には、超音波発生測定部 7 2 4 から測定された超音波の位相などの測定信号が入力されている。制御部 7 5 4 は、入力された制御信号および測定信号に基づいて、超音波発生測定部 7 2 4 から発生された超音波と、超音波発生測定部 7 2 4 に測定された超音波との位相差を求め、位相差に係る信号を出力している。

40

【 0 1 8 0 】

次に、上記の構成からなる蛍光内視鏡 7 0 1 による体腔 3 の内壁の撮像方法について説明する。

なお、バルーン 1 5 により外側挿入部 7 1 3 A を体腔 3 に固定する方法、および、体腔

50

3 から発生した蛍光を撮像する方法などは、第 1 の実施形態と同様であるので、その説明を省略する。

【 0 1 8 1 】

次に、本実施形態の特徴である、体腔 3 の内壁から超音波発生測定部 7 2 4 までの距離の測定方法について説明する。

【 0 1 8 2 】

バルーン 1 5 により外側挿入部 7 1 3 A が体腔 3 に固定されている状態で、制御部 7 5 4 は、超音波発生測定部 7 2 4 に対して超音波を発生させる制御信号を出力する。制御信号が入力された超音波発生制御部 7 5 4 は、制御信号に基づいて超音波を発生する。超音波は、カバー 7 2 5、外側挿入部 7 1 3 A およびバルーン 1 5 内の液体を伝播して、バルーン 1 5 と体腔 3 との接触面である外周面において反射される。反射された超音波は、バルーン 1 5 内の液体、外側挿入部 7 1 3 A およびカバー 7 2 5 を伝播して超音波発生測定部 7 2 4 に検出される。超音波発生測定部 7 2 4 は、反射した超音波の位相などの情報を含む測定信号を制御部 7 5 4 に出力する。

10

【 0 1 8 3 】

制御部 7 5 4 は、超音波発生測定部 7 2 4 から入力された測定信号と、超音波発生測定部 7 2 4 に出力した制御信号とに基づいて、超音波発生測定部 7 2 4 から発生された超音波と、超音波発生測定部 7 2 4 に測定された超音波との位相差を算出する。算出された位相差に係る信号は、制御部 8 5 4 から距離測定部 7 5 3 に出力される。距離測定部 7 5 3 は、入力された位相差に係る信号に基づいて、体腔 3 の内壁から超音波発生測定部 7 2 4 までの距離を算出する。算出された距離に係る距離信号は、蛍光信号処理部 5 7 に出力される。

20

【 0 1 8 4 】

上記の構成によれば、超音波は、超音波発生測定部 7 2 4 からバルーン 1 5 の上記接触面に向かって発生され、液体が満たされたバルーン 1 5 内を伝搬する。ここで、バルーン 1 5 内に液体が満たされているため、気体が満たされている場合と比較して、超音波の減衰率が低くなる。バルーン 1 5 内を伝搬した超音波は、上記接触面において反射し、超音波発生測定部 7 2 4 により検出される。上記接触面と挿入部 7 0 5 との距離は、超音波発生測定部 7 2 4 から発生される超音波の位相と、超音波発生測定部 7 2 4 に検出された超音波の位相との位相差に基づいて、制御部 7 5 4 により求められている。

30

【 0 1 8 5 】

このように、制御部 7 5 4 により求められた距離に基づくことにより、蛍光信号処理部 5 7 は、上記内壁から撮像部 2 1 までの距離が所定の一定距離に保たれた場合と同様の画像信号を生成することができる。

【 0 1 8 6 】

〔 第 2 の実施形態の第 2 変形例 〕

次に、本発明の第 2 の実施形態の第 2 変形例について図 2 9 および図 3 0 を参照して説明する。

本変形例の蛍光内視鏡の基本構成は、第 2 の実施形態と同様であるが、第 2 の実施形態とは、挿入部の構成が異なっている。よって、本変形例においては、図 2 9 および図 3 0 を用いて挿入部の周辺のみを説明し、その他の構成要素等の説明を省略する。

40

図 2 9 は、本変形例における蛍光内視鏡の構成を説明する模式図である。

なお、第 2 の実施形態と同一の構成要素については、同一の符号を付してその説明を省略する。

【 0 1 8 7 】

蛍光内視鏡 8 0 1 は、図 2 9 に示すように、被検体の体腔 3 内に挿入される挿入部 8 0 5 と、励起光を出射する光源 7 と、挿入部 8 0 5 と体腔 3 の内壁との距離を測定する測定制御部 8 0 9 と、撮像された蛍光像を表示する表示部 1 1 と、を備えている。

【 0 1 8 8 】

図 3 0 は、図 2 9 の挿入部の構成を説明する模式図である。

50

挿入部 805 には、図 29 に示すように、外側挿入部（挿入部）813A と、内側挿入部（光出射導入部、回転部）813B と、が設けられている。

【0189】

外側挿入部 813A は挿入部 805 の外周面を構成するチューブである。外側挿入部 813A における挿入側端部（図 30 の左側端部）の外周面にはバルーン 15 が配置されている。少なくとも、外側挿入部 813A のバルーン 15 が配置されている領域であって、後述する励起光用窓 225 および蛍光用窓 227 と対向する領域は、励起光用窓 225 を透過する励起光および蛍光用窓 227 を透過する蛍光を透過する材料から形成されていることが望ましい。外側挿入部 813A は、マイクロ波透過性のよい材料から形成されていることが望ましい。

10

【0190】

内側挿入部 813B は外側挿入部 813A の内部に挿入されるものである。内側挿入部 813B には、図 30 に示すように、励起光用窓 225 と、蛍光用窓 227 と、光出射部（光出射導入部）217 と、光導入部（光出射導入部）219 と、撮像部 21 と、マイクロ波発生測定部（マイクロ波信号発生器、マイクロ波信号検出器）824 と、が設けられている。

【0191】

マイクロ波発生測定部 824 は、内側挿入部 813B からバルーン 15 の体腔 3 との接触面までの距離の測定に用いるものである。マイクロ波発生測定部 824 は、マイクロ波を内側挿入部 813B の外側に向けて発生するとともに、内側挿入部 813B の内部に伝搬してきたマイクロ波を測定するものである。マイクロ波発生測定部 824 には、後述する制御部 854 から、発生するマイクロ波の位相等を制御する制御信号が入力されているとともに、マイクロ波発生測定部 824 から制御部 854 に、測定されたマイクロ波の位相等に係る測定信号が出力されている。マイクロ波発生測定部 824 は、内側挿入部 813B における先端側端部の半径方向外側で配置されている。マイクロ波発生測定部 824 に対して隣接する位置には、内側挿入部 813B の外周面の一部を構成するカバー 825 が配置されている。カバー 825 は、マイクロ波透過性のよい材料から形成されていることが好ましい。

20

【0192】

測定制御部 809 は、挿入部 805 と体腔 3 の内壁との距離を測定するものである。測定制御部 809 は、図 30 に示すように、送気ポンプ 49 と、距離測定部（演算部）853 と、制御部 854 と、を備えている。

30

【0193】

距離測定部 853 は、体腔 3 の内壁からマイクロ波発生測定部 824 までの距離を算出するものである。つまり、距離測定部 853 は、後述する位相差に係る信号に基づいて、体腔 3 の内壁からマイクロ波発生測定部 824 までの距離に係る距離信号を生成するものである。距離測定部 853 には、制御部 854 から位相差に係る信号が入力されているとともに、距離測定部 853 から蛍光信号処理部 57 に距離信号が出力されている。なお、体腔 3 の内壁からマイクロ波発生測定部 824 までの距離の算出方法は、公知の算出方法を用いることができ、特に限定するものではない。

40

【0194】

制御部 854 は、マイクロ波発生測定部 824 を制御するとともに、後述する位相差に係る信号を距離測定部 753 に出力するものである。制御部 854 は、マイクロ波発生測定部 824 に対してマイクロ波の発生や停止、および、発生する超音波の位相などを制御する制御信号を出力しているとともに、制御部 854 には、マイクロ波発生測定部 824 から測定された超音波の位相などの測定信号が入力されている。制御部 854 は、入力された制御信号および測定信号に基づいて、マイクロ波発生測定部 824 から発生されたマイクロ波と、マイクロ波発生測定部 824 に測定されたマイクロ波との位相差を求め、位相差に係る信号を出力している。

【0195】

50

次に、上記の構成からなる蛍光内視鏡 8 0 1 による体腔 3 の内壁の撮像方法について説明する。

なお、バルーン 1 5 により外側挿入部 8 1 3 A を体腔 3 に固定する方法、および、体腔 3 から発生した蛍光を撮像する方法などは、第 1 の実施形態と同様であるので、その説明を省略する。

【 0 1 9 6 】

次に、本実施形態の特徴である、体腔 3 の内壁からマイクロ波発生測定部 8 2 4 までの距離の測定方法について説明する。

【 0 1 9 7 】

バルーン 1 5 により外側挿入部 8 1 3 A が体腔 3 に固定されている状態で、制御部 8 5 4 は、マイクロ波発生測定部 8 2 4 に対してマイクロ波を発生させる制御信号を出力する。制御信号が入力されたマイクロ波発生測定部 8 2 4 は、制御信号に基づいてマイクロ波を発生する。マイクロ波は、カバー 8 2 5、外側挿入部 8 1 3 A およびバルーン 1 5 内を伝搬して、バルーン 1 5 と体腔 3 との接触面である外周面において反射される。反射されたマイクロ波は、バルーン 1 5、外側挿入部 8 1 3 A およびカバー 8 2 5 を伝搬してマイクロ波発生測定部 8 2 4 に検出される。マイクロ波発生測定部 8 2 4 は、反射したマイクロ波の位相などの情報を含む測定信号を制御部 8 5 4 に出力する。

【 0 1 9 8 】

制御部 8 5 4 は、マイクロ波発生測定部 8 2 4 から入力された測定信号と、マイクロ波発生測定部 8 2 4 に出力した制御信号とに基づいて、マイクロ波発生測定部 8 2 4 から発生されたマイクロ波と、マイクロ波発生測定部 8 2 4 に測定されたマイクロ波との位相差を算出する。算出された位相差に係る信号は、制御部 8 5 4 から距離測定部 8 5 3 に出力される。距離測定部 8 5 3 は、入力された位相差に係る信号に基づいて、体腔 3 の内壁からマイクロ波発生測定部 8 2 4 までの距離を算出する。算出された距離に係る距離信号は、蛍光信号処理部 5 7 に出力される。

【 0 1 9 9 】

上記の構成によれば、マイクロ波は、マイクロ波発生測定部 8 2 4 からバルーン 1 5 の上記接触面に向かって発生され、バルーン 1 5 内を伝搬する。ここで、マイクロ波は、超音波と比較して低い減衰率でバルーン 1 5 内を伝搬する。バルーン 1 5 内を伝搬したマイクロ波は、上記接触面において反射し、マイクロ波発生測定部 8 2 4 により検出される。

【 0 2 0 0 】

制御部 8 5 4 は、マイクロ波発生測定部 8 2 4 を制御することにより発生されるマイクロ波を制御するとともに、制御部 8 5 4 には、マイクロ波発生測定部 8 2 4 から出力される検出信号が入力される。そのため、制御部 8 5 4 は、マイクロ波発生測定部 8 2 4 から発生されるマイクロ波の位相と、マイクロ波発生測定部 8 2 4 に検出されたマイクロ波の位相との位相差に基づいて、上記接触面と挿入部 8 0 5 との距離を求めることができる。

このように、制御部 8 5 4 により求められた距離に基づくことにより、蛍光信号処理部 5 7 は、上記内壁から撮像部 2 1 の撮像素子 4 3 までの距離が所定の一定距離に保たれた場合と同様の画像信号を生成することができる。

【 0 2 0 1 】

なお、本発明の技術範囲は上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において種々の変更を加えることが可能である。

例えば、第 1 の実施形態の第 1 変形例においては、体腔の内壁と挿入部との間の距離を求めるためにバルーンの流量を測定することに代えて、測定挿入部の先端部に超音波発生測定部を設けることができるものである。

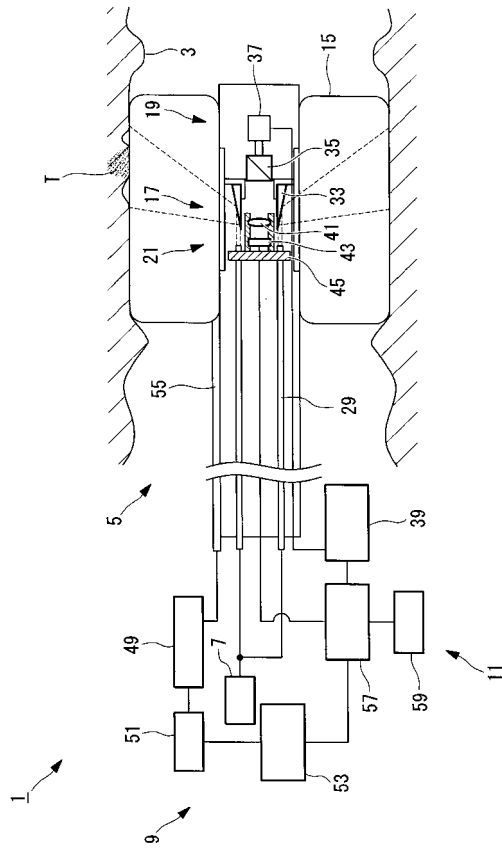
10

20

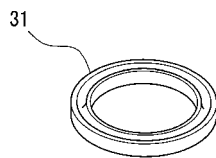
30

40

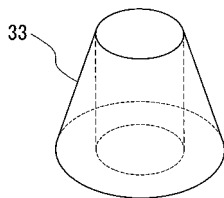
【図 1】



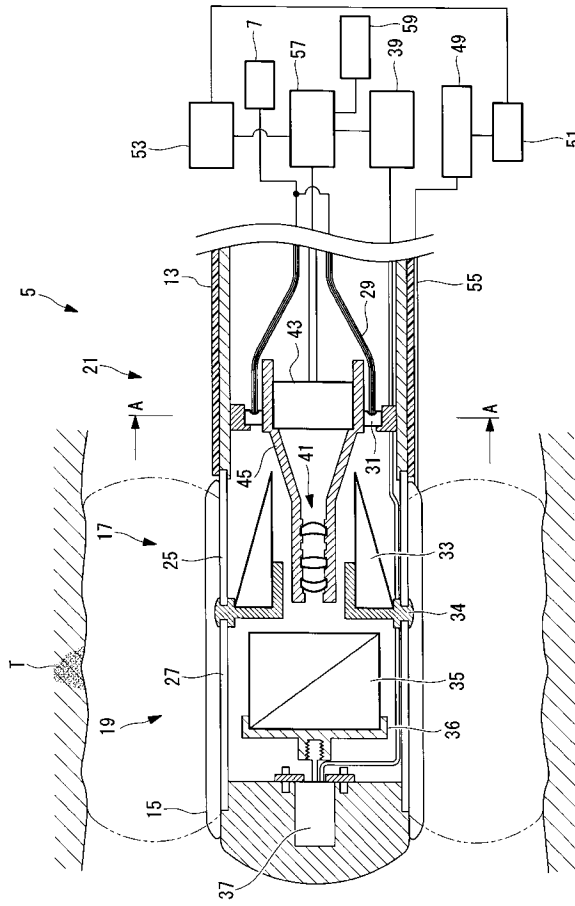
【図 3】



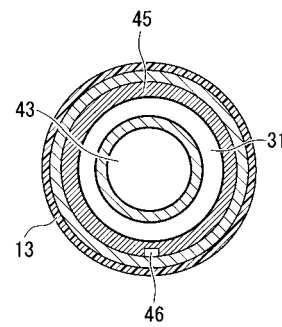
【図 4】



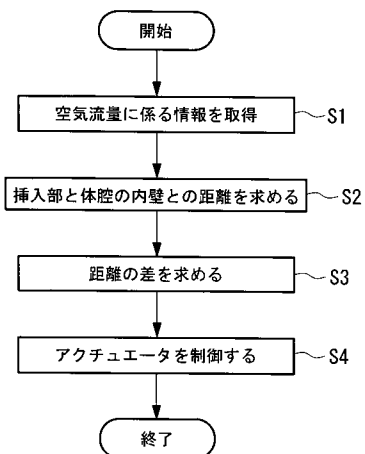
【図 2】



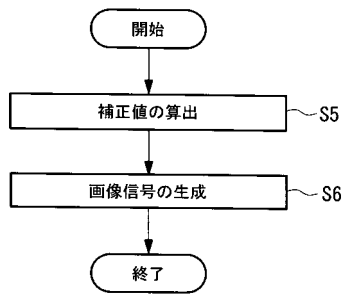
【図 5】



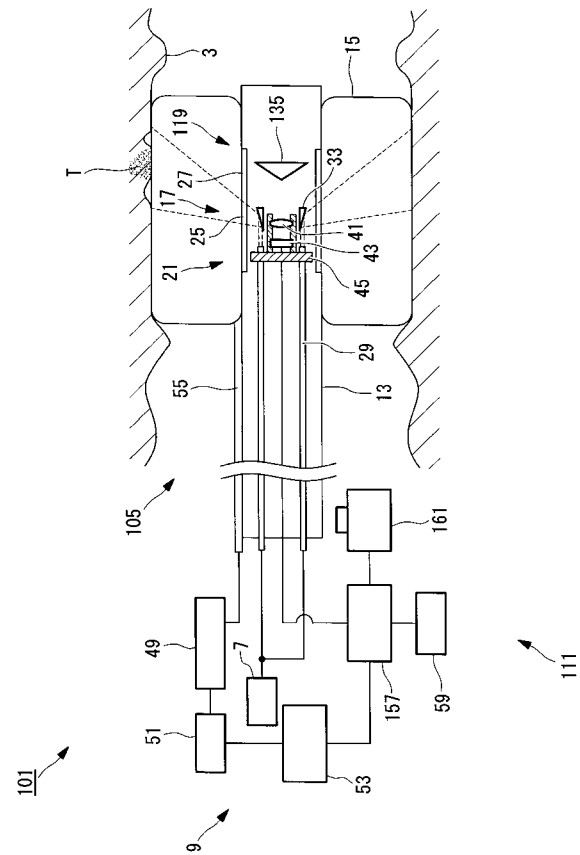
【図 6】



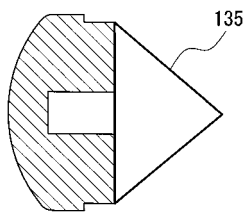
【図 7】



【図 8】



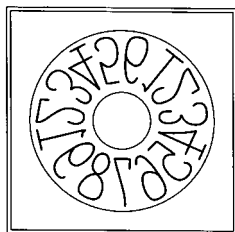
【図 9】



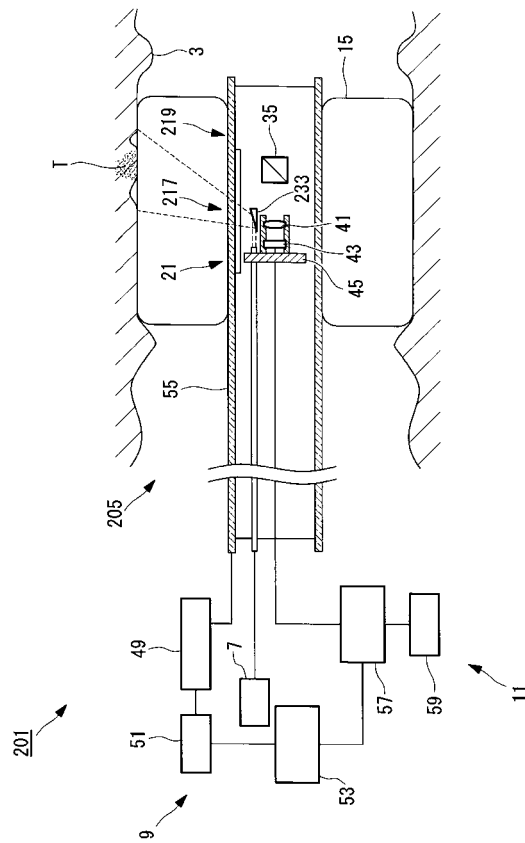
【図 1 1】

123456789123456

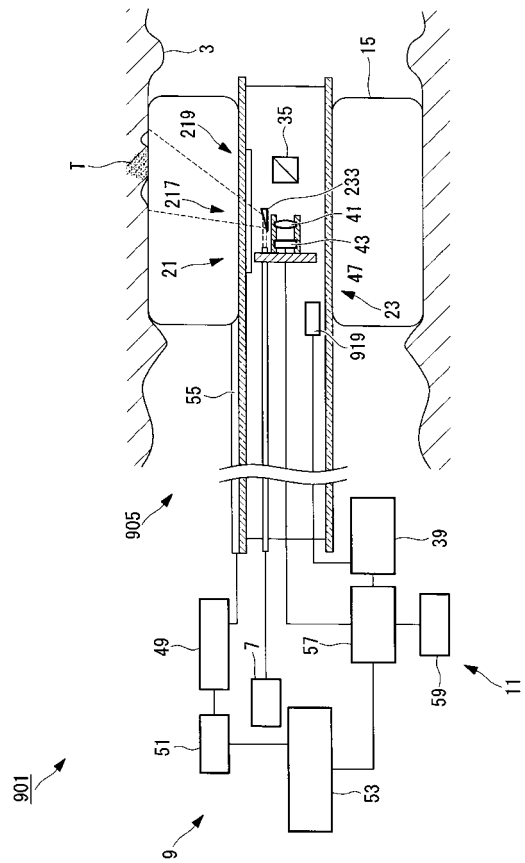
【図 1 0】



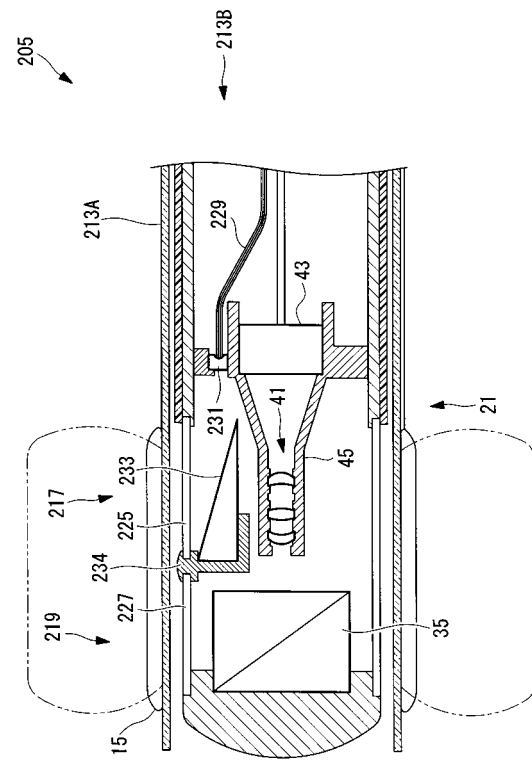
【図 1 2】



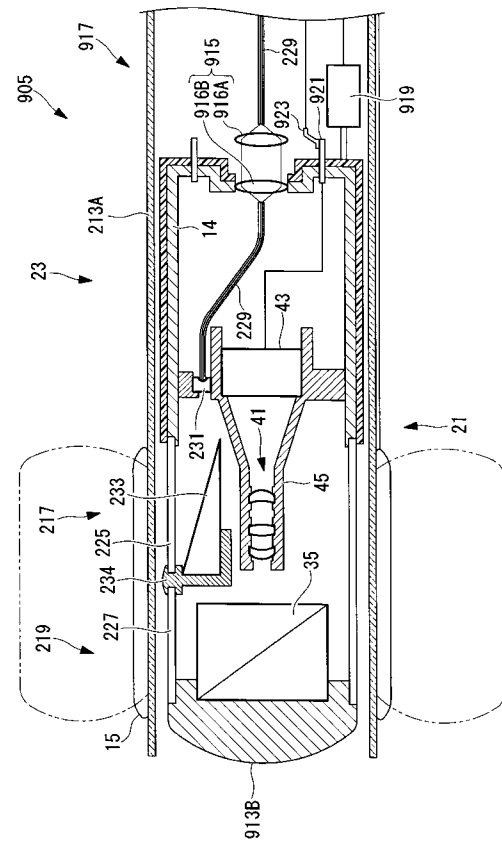
【図 1 4】



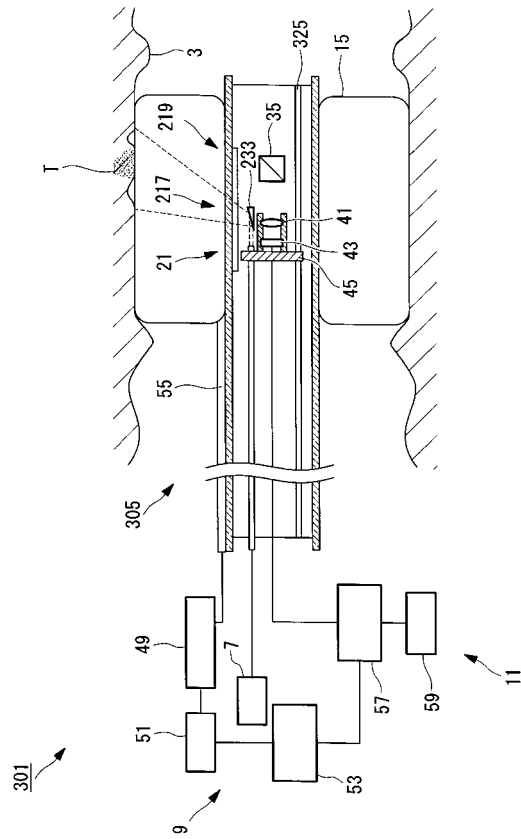
【図 1 3】



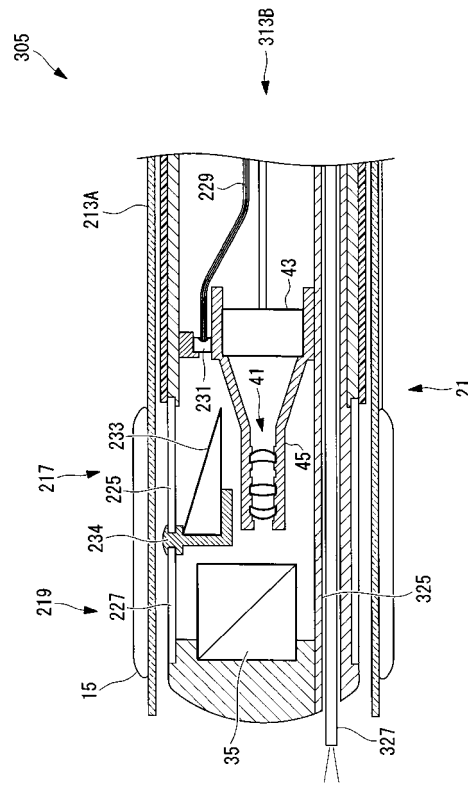
【図 1 5】



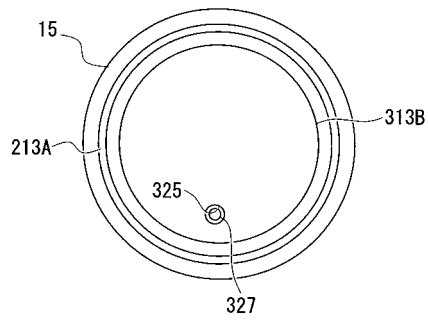
【図 16】



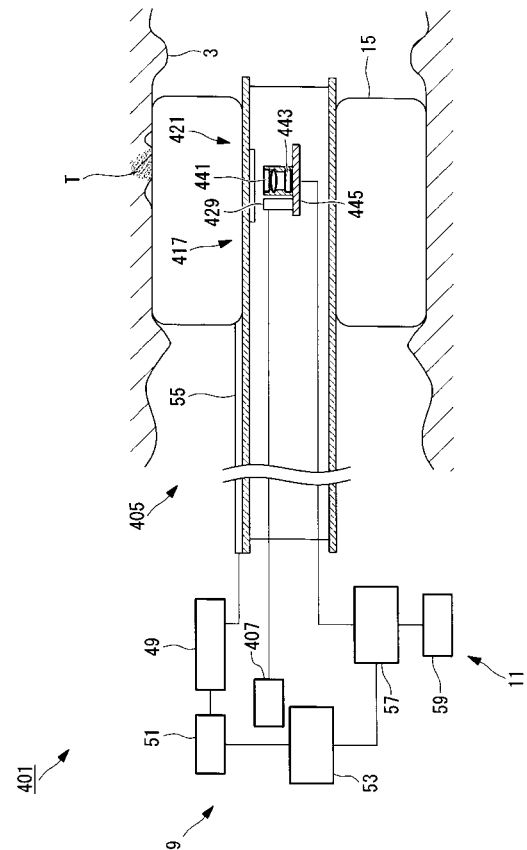
【図 17】



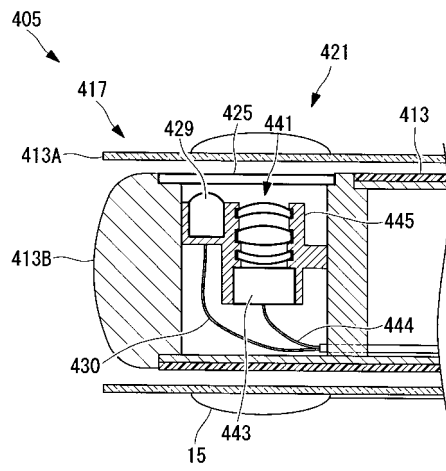
【図 18】



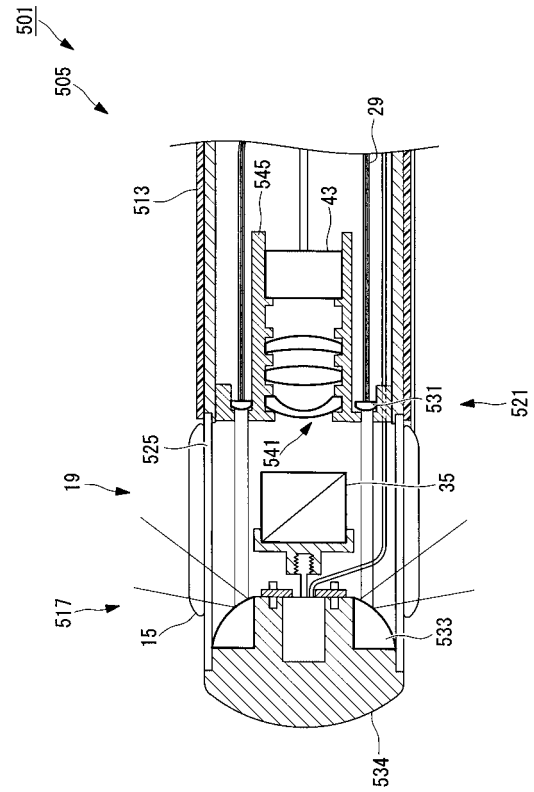
【図 19】



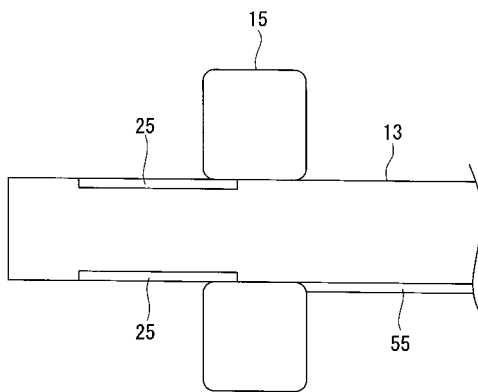
【図 2 0】



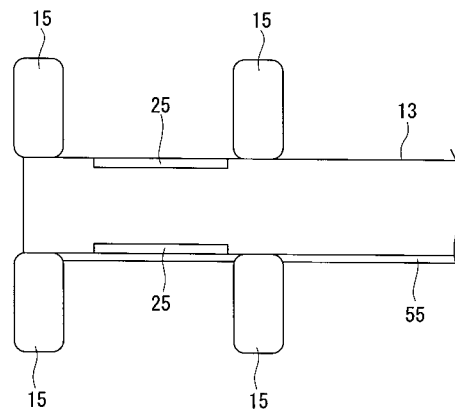
【図 2 1】



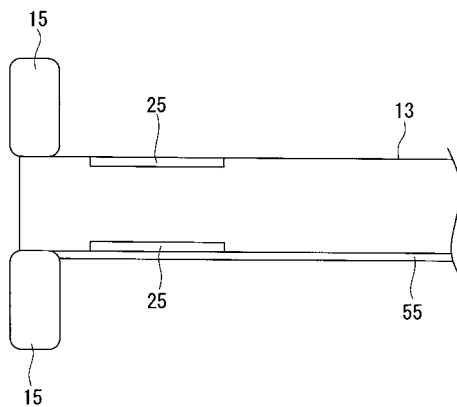
【図 2 2】



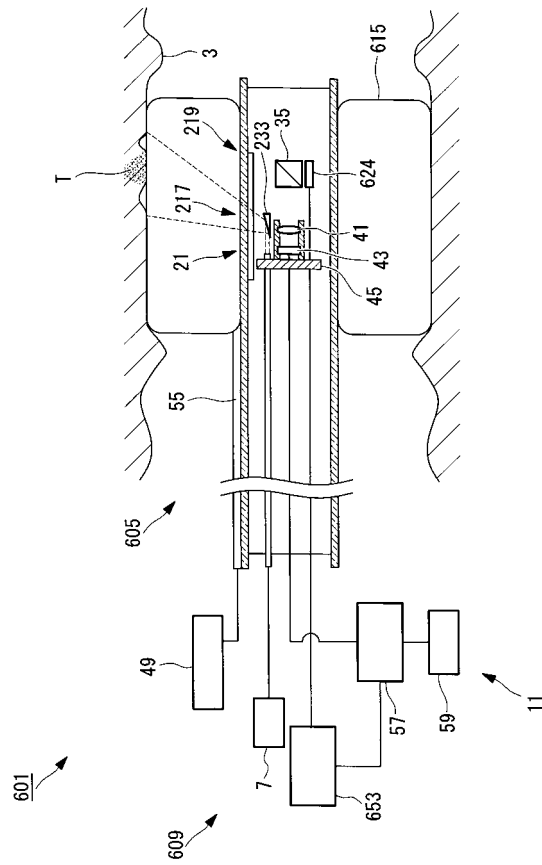
【図 2 4】



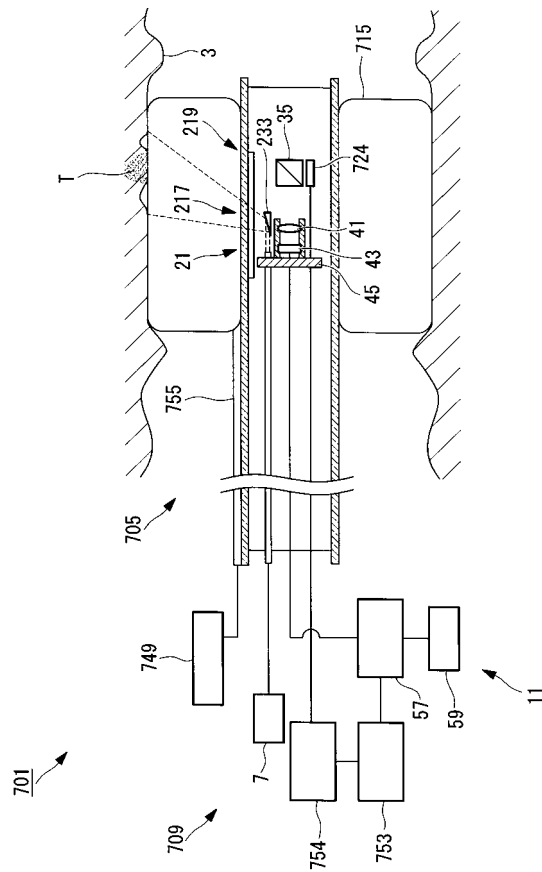
【図 2 3】



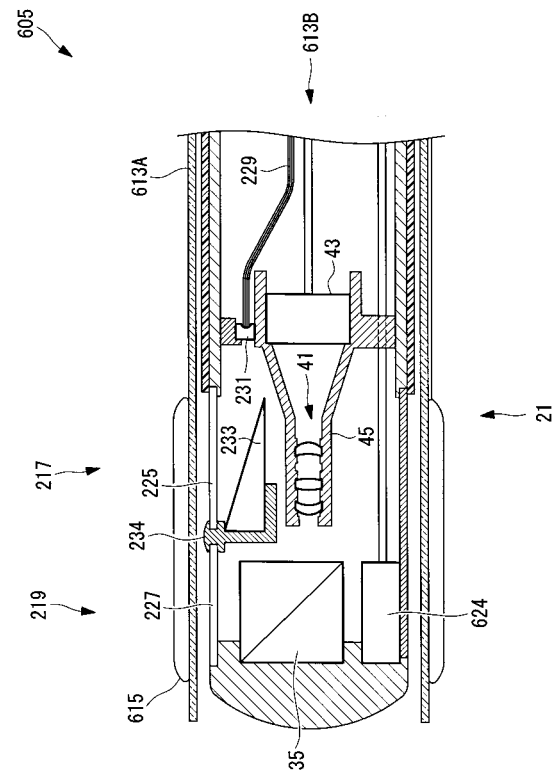
【図 25】



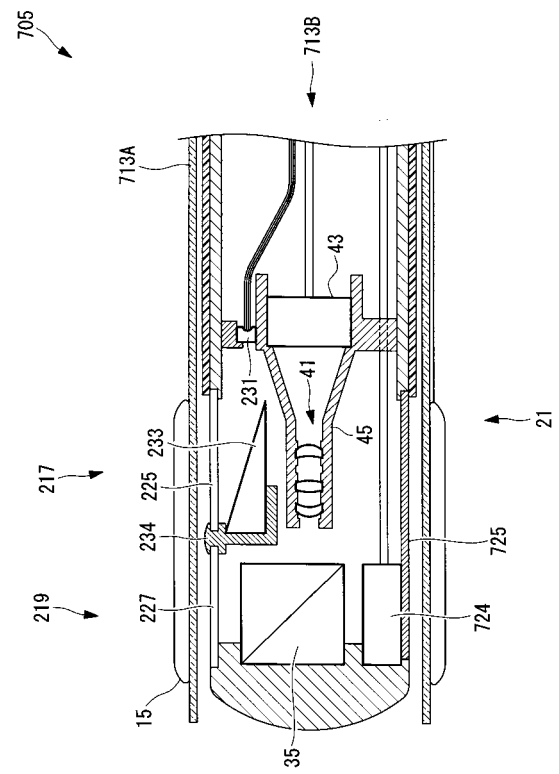
【図 27】



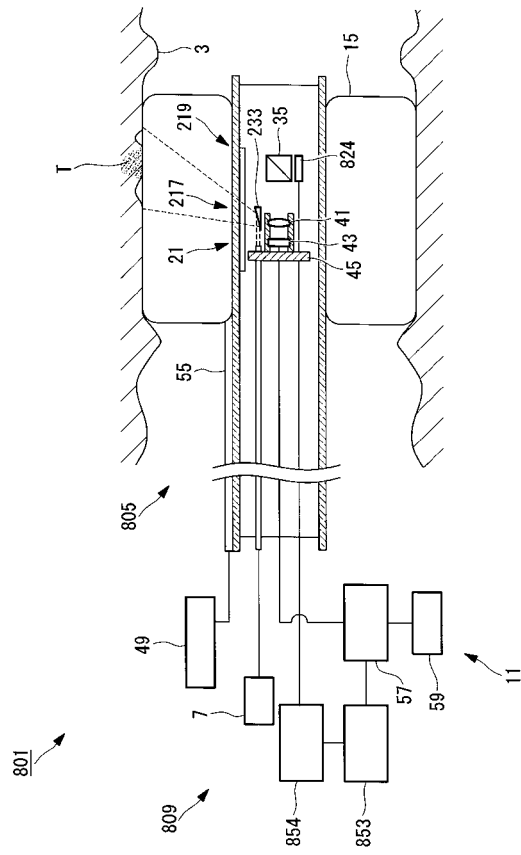
【図 26】



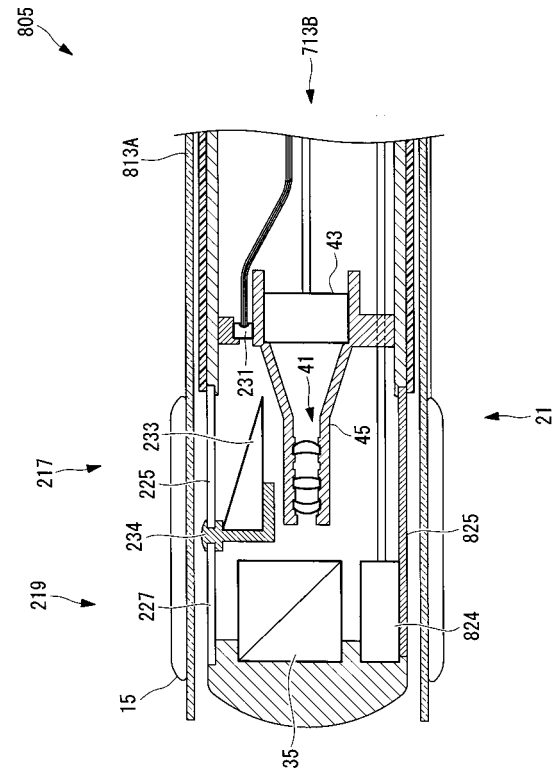
【図 28】



【図 29】



【図 30】



フロントページの続き

- (72)発明者 石原 康成
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 唐澤 亮
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

審査官 右▲高▼ 孝幸

- (56)参考文献 特開平7 - 222712 (J P , A)
特開平10 - 243920 (J P , A)
特表2005 - 514144 (J P , A)
特開2006 - 61683 (J P , A)
特表2006 - 512109 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61B 1/00

专利名称(译)	荧光内窥镜		
公开(公告)号	JP5097715B2	公开(公告)日	2012-12-12
申请号	JP2008549287	申请日	2007-12-07
[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	渡邊俊明 大川敦 石原康成 唐澤亮		
发明人	渡邊 俊明 大川 敦 石原 康成 唐澤 亮		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B5/0071 A61B1/00165 A61B1/043 A61B5/0084 A61B2560/0223		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.320.C A61B1/00.300.Y A61B1/04.372		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
优先权	2006333688 2006-12-11 JP		
其他公开文献	JPWO2008072579A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

当观察从所述体腔的内周表面的整个发射的荧光是在观察区域受试者管腔组织提供了一种荧光内窥镜，可以帮助确定是否良性或恶性组织。插入部被插入到体腔（3）和（5），通过与位于所述插入部的径向方向上的体腔（3）的内壁接触（5），体腔中的插入部的半径方向（5）（插入气球，用于定位插入部（5）（15），具有径向向外发射照射靠在内壁的激发光的插入部（5），从对3内壁产生的荧光）从多个不同的径向的部件插接部分（5）发射用于引入的（5）和（17，19）的内部，成像用于成像从光引入的荧光导入部发光导入部（17,19）（21）基于计算部（21），所述球囊（15）的内壁之间的接触表面，所述插入部（5），用于校正从所述摄像部输出的摄像信号的校正信号对之间的距离修正所述图像信号的基础上，校正信号的强度的修正信号计算单元（57），用于从校正后的图像信号的图像信号和（57）的信号处理单元，被设置和特征。

【 図 1 】

