

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4316118号  
(P4316118)

(45) 発行日 平成21年8月19日(2009.8.19)

(24) 登録日 平成21年5月29日(2009.5.29)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 A

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 B

G 0 2 B 23/26 (2006.01)

G 0 2 B 23/26

請求項の数 6 (全 26 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2000-214727 (P2000-214727)  
 (22) 出願日 平成12年7月14日(2000.7.14)  
 (65) 公開番号 特開2002-28125 (P2002-28125A)  
 (43) 公開日 平成14年1月29日(2002.1.29)  
 審査請求日 平成17年9月12日(2005.9.12)

(73) 特許権者 306037311  
 富士フイルム株式会社  
 東京都港区西麻布2丁目26番30号  
 (74) 代理人 100073184  
 弁理士 柳田 征史  
 (74) 代理人 100090468  
 弁理士 佐久間 剛  
 (72) 発明者 袴田 和男  
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
 富士写真フイルム株式会社内  
 審査官 松谷 洋平

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

励起光および照明光を射出する射出手段と、生体内部に挿入される挿入部と、該挿入部内に設置されて生体内部の被測定部まで前記射出手段から射出された励起光および照明光を導光する導光手段と、該導光手段により導光された前記励起光の照射により前記被測定部から発生する蛍光による蛍光像および該導光手段により導光された前記照明光の照射により前記被測定部から反射される通常像を撮像する撮像手段とを備えた蛍光内視鏡装置において、

前記励起光の射出を禁止する励起光射出禁止手段と、

前記射出手段から射出される前記照明光とは異なる室内照明光の照射により現れるフリッカの存在を検出するフリッカ検出手段と、

該フリッカ検出手段の検出信号に基づいて前記励起光射出禁止手段により前記励起光の射出を禁止する励起光射出禁止制御手段を備えることを特徴とする蛍光内視鏡装置。

【請求項 2】

励起光および照明光を射出する射出手段と、生体内部に挿入される挿入部と、該挿入部内に設置されて生体内部の被測定部まで前記射出手段から射出された励起光および照明光を導光する導光手段と、該導光手段により導光された前記励起光の照射により前記被測定部から発生する蛍光による蛍光像および該導光手段により導光された前記照明光の照射により前記被測定部から反射される通常像を撮像する撮像手段とを備えた蛍光内視鏡装置において、

10

20

前記励起光の射出を禁止する励起光射出禁止手段と、

前記通常画像の色信号が生体内部における色信号と異なることを検出する色信号検出手段と、

該色信号検出手段の検出信号に基づいて前記励起光射出禁止手段により前記励起光の射出を禁止する励起光射出禁止制御手段を備えることを特徴とする蛍光内視鏡装置。

【請求項3】

励起光および照明光を射出する射出手段と、生体内部に挿入される挿入部と、該挿入部に設置されて生体内部の被測定部まで前記射出手段から射出された励起光および照明光を導光する導光手段と、該導光手段により導光された前記励起光の照射により前記被測定部から発生する蛍光による蛍光像および該導光手段により導光された前記照明光の照射により前記被測定部から反射される通常像を撮像する撮像手段とを備えた蛍光内視鏡装置において、

10

前記励起光の射出を禁止する励起光射出禁止手段と、

前記通常画像の直線パターンが生体内部における直線パターンと異なることを検出する直線検出手段と、

該直線検出手段の検出信号に基づいて前記励起光射出禁止手段により前記励起光の射出を禁止する励起光射出禁止制御手段を備えることを特徴とする蛍光内視鏡装置。

【請求項4】

励起光および照明光を射出する射出手段と、生体内部に挿入される挿入部と、該挿入部に設置されて生体内部の被測定部まで前記射出手段から射出された励起光および照明光を導光する導光手段と、該導光手段により導光された前記励起光の照射により前記被測定部から発生する蛍光による蛍光像および該導光手段により導光された前記照明光の照射により前記被測定部から反射される通常像を撮像する撮像手段とを備えた蛍光内視鏡装置において、

20

前記励起光の射出を禁止する励起光射出禁止手段と、

前記挿入部先端に設置されて前記挿入部先端近傍のガスが生体内部のガスと異なることを検出するガス検出手段と、

該ガス検出手段の検出信号に基づいて前記励起光射出禁止手段により前記励起光の射出を禁止する励起光射出禁止制御手段を備えることを特徴とする蛍光内視鏡装置。

【請求項5】

30

励起光および照明光を射出する射出手段と、生体内部に挿入される挿入部と、該挿入部に設置されて生体内部の被測定部まで前記射出手段から射出された励起光および照明光を導光する導光手段と、該導光手段により導光された前記励起光の照射により前記被測定部から発生する蛍光による蛍光像および該導光手段により導光された前記照明光の照射により前記被測定部から反射される通常像を撮像する撮像手段とを備えた蛍光内視鏡装置において、

前記励起光の射出を禁止する励起光射出禁止手段と、

前記生体の挿入口に装着され磁場を発生する磁場発生手段および前記挿入部に設置されて前記磁場を検出する磁場検出手段と、

該磁場検出手段の検出信号に基づいて前記励起光射出禁止手段により前記励起光の射出を禁止する励起光射出禁止制御手段を備えることを特徴とする蛍光内視鏡装置。

40

【請求項6】

励起光および照明光を射出する射出手段と、生体内部に挿入される挿入部と、該挿入部に設置されて生体内部の被測定部まで前記射出手段から射出された励起光および照明光を導光する導光手段と、該導光手段により導光された前記励起光の照射により前記被測定部から発生する蛍光による蛍光像および該導光手段により導光された前記照明光の照射により前記被測定部から反射される通常像を撮像する撮像手段とを備えた蛍光内視鏡装置において、

前記励起光の射出を禁止する励起光射出禁止手段と、

前記挿入部と前記生体との間の空間容量を検出する空間容量検出手段と、

50

該空間容量検出手段の検出信号に基づいて前記励起光射出禁止手段により前記励起光の射出を禁止する励起光射出禁止制御手段を備えることを特徴とする蛍光内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体内部に挿入される内視鏡挿入部により生体組織に励起光を照射し、生体組織から発生した蛍光を測定し、蛍光像を撮像する蛍光内視鏡装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

従来より、励起光を生体組織に照射した場合に、正常組織と病変組織では、発する蛍光強度が異なることを利用して、生体組織に所定波長領域の励起光を照射し、生体より発する蛍光を受光することにより病変組織の局在、浸潤範囲を蛍光画像として表示する技術が提案されている。

10

【0003】

通常、励起光を照射すると、図13に実線で示すように正常組織からは強い蛍光が発せられ、病変組織からは破線で示すように正常組織から発せられる蛍光より弱い蛍光が発せられるため、蛍光強度を測定することにより、生体組織が正常であるか病変状態にあるかを判定することができる。

【0004】

ところで、励起光による蛍光の強度を画像として表示する場合、生体組織に凹凸があるため、生体組織に照射される励起光の強度は均一ではない。また、生体組織から発せられる蛍光強度は、励起光照度にはほぼ比例するが、励起光照度は距離の2乗に反比例して低下する。そのため、光源から遠くにある正常組織よりも近くにある病変組織からの方が、強い蛍光を受光する場合があります。励起光による蛍光の受光強度の情報だけでは生体組織の組織性状を正確に識別することができない。このような不具合を低減するために、異なる波長帯域から取得した2種類の蛍光強度の比率を除算により求め、その除算値に基づく演算画像を表示する方法、すなわち、生体の組織性状を反映した蛍光スペクトルの形状の違いに基づいた画像表示方法や、種々の生体組織に対して一様な吸収を受ける近赤外光を参照光として生体組織に照射し、この参照光の照射を受けた生体組織によって反射された反射光の強度を検出して、蛍光強度との比率を除算により求め、その除算値に基づく演算画像を表示する方法、すなわち、蛍光収率を反映した値を求めて画像表示する方法などが提案されている。

20

30

【0005】

また、上記技術を用いて、生体内部の蛍光像を撮像する蛍光内視鏡装置の開発が進められている。蛍光内視鏡装置は、励起光源としてレーザを利用するため、このレーザ照射に対する測定者および被験者の安全性を確保する必要がある。励起光として利用されるレーザが出力するエネルギー密度は、JIS規格などでMPE値として、規定されている。これまでに、蛍光内視鏡装置における内視鏡挿入部を体腔内に挿入したとき、内視鏡挿入部の励起光出射端が被測定部へ非常に近くなることにより、被測定部へ過剰なエネルギー密度のレーザが照射され、生体組織が損傷をうける恐れがあることに対する安全機構を提案されている。

40

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、蛍光内視鏡装置においては、内視鏡挿入部を生体内に挿入するとき、または、生体内から抜去するときにも、励起光が射出された場合、被験者および測定者の眼に励起光が入射し、眼に損傷を与える恐れがあり、そのことに対する安全機構については、これまでに提供されていなかった。

【0007】

本発明は上記のような従来技術の事情に鑑みて、蛍光内視鏡装置において、内視鏡挿入部が生体内に挿入されるとき、または、生体内から抜去されるときに、励起光が被験者ある

50

いは測定者の眼に入射することにより、眼に損傷を与える恐れがあることを回避する安全機構を備えた蛍光内視鏡装置を提供することを目的とするものである。

【 0 0 0 8 】

【課題を解決するための手段】

本発明による蛍光内視鏡装置は、励起光および照明光を射出する射出手段と、生体内部に挿入される挿入部と、挿入部内に設置されて生体内部の被測定部まで射出手段から射出された励起光および照明光を導光する導光手段と、導光手段により導光された励起光の照射により被測定部から発生する蛍光による蛍光像および導光手段により導光された照明光の照射により被測定部から反射される通常像を撮像する撮像手段とを備えた蛍光内視鏡装置において、励起光の射出を禁止する励起光射出禁止手段と、挿入部先端が、生体外にあることを検出する検出手段と、検出手段の検出信号に基づいて励起光射出禁止手段により励起光の射出を禁止する励起光射出禁止制御手段とを備えることを特徴とするものである。

10

【 0 0 0 9 】

また、請求項 2 に記載の発明による蛍光内視鏡装置は、前記検出手段が、射出手段から射出される照明光とは異なる室内照明光の照射により現れるフリッカの存在を検出するフリッカ検出手段を有し、そのフリッカ検出手段の検出信号に基づいて励起光射出禁止手段により励起光の射出を禁止する励起光射出禁止制御手段とを備えたものである。

【 0 0 1 0 】

ここで、フリッカとは、室内照明下（室内照明光は、蛍光灯のように商用電源周波数の 2 倍の周期で光量が変動しているものとする。）において、蛍光内視鏡装置により測定を行った場合に検出される室内照明光が持つ周期的な輝度変化のことである。フリッカ検出手段は、撮像手段で撮像される通常画像または蛍光画像に現れるフリッカを検出するものでもよいし、内視鏡挿入部先端に配置されフリッカのみを検出するものでもよい。後者の場合、フリッカ検出手段は、内視鏡挿入部の励起光射出端から数 c m の位置に配置するのが望ましい。なお、通常画像または蛍光画像に現れるフリッカを検出する場合、フリッカは、通常像または蛍光像の撮像周期が、商用電源周波数と異なる場合に生じるものであり、撮像周期と商用電源周波数が等しい場合もしくはいずれか一方が他方の周波数の整数倍の周波数となる場合は、生じないため、撮像周期を考慮する必要がある。フリッカ検出手段は、このフリッカが存在するとき、内視鏡挿入部先端が、生体外にあるとして、検出信号を出力する。なお、生体外とは、内視鏡挿入部先端から射出される励起光が、被験者および測定者の眼に入射する恐れのある位置、もしくは、その位置から所定の安全距離を確保した位置を意味する。

20

30

【 0 0 1 1 】

また、請求項 3 に記載の発明による蛍光内視鏡装置は、前記検出手段が、通常画像の輝度分布が生体内部における輝度分布と異なることを検出する輝度分布検出手段を有し、その輝度分布検出手段の検出信号に基づいて励起光射出禁止手段により励起光の射出を禁止する励起光射出禁止制御手段とを備えたものである。

【 0 0 1 2 】

ここで、蛍光内視鏡装置での測定対象が、例えば、筒状の器官（食道、胃、十二指腸、大腸など）である場合、生体内の通常画像の輝度分布は、画像中央より画像周辺の方が明るくなり、生体外の通常画像の輝度分布とは異なるため、通常画像の輝度分布状態から、内視鏡挿入部先端が、生体内にあるか生体外にあるかを識別できる。輝度分布検出手段は、検出した輝度分布状態が、生体内の輝度分布状態と異なるとき、内視鏡挿入部先端が、生体外にあるとして、検出信号を出力する。

40

【 0 0 1 3 】

また、請求項 4 に記載の発明による蛍光内視鏡装置は、前記検出手段が、通常画像の輝度が生体内部における輝度と異なることを検出する輝度検出手段を有し、その輝度検出手段の検出信号に基づいて励起光射出禁止手段により励起光の射出を禁止する励起光射出禁止制御手段とを備えたものである。

50

## 【 0 0 1 4 】

ここで、輝度検出手段は、通常画像のいずれかの画素の輝度の大きさが所定の閾値以上になったとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるものとして、検出信号を出力する。

## 【 0 0 1 5 】

また、請求項 5 に記載の発明による蛍光内視鏡装置は、前記検出手段が、通常画像の色信号が生体内部における色信号と異なることを検出する色信号検出手段を有し、その色信号検出手段の検出信号に基づいて励起光射出禁止手段により励起光の射出を禁止する励起光射出禁止制御手段とを備えたものである。

## 【 0 0 1 6 】

ここで、蛍光内視鏡装置により撮像される通常画像の色信号である R G B 信号は、生体内の通常画像の場合、粘膜や血管などの画像であるため R 信号が、G 信号、B 信号と比較して大きい。従って、色信号検出手段は、R 信号に基づく値が、所定の閾値よりも小さくなったとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるものとして、検出信号を出力する。

10

## 【 0 0 1 7 】

また、請求項 6 に記載の発明による蛍光内視鏡装置は、前記検出手段が、通常画像の直線パターンが生体内部における直線パターンと異なることを検出する直線検出手段を有し、その直線検出手段の検出信号に基づいて励起光射出禁止手段により励起光の射出を禁止する励起光射出禁止制御手段とを備えたものである。

## 【 0 0 1 8 】

ここで、蛍光内視鏡装置により撮像される通常画像は、内視鏡挿入部先端が生体内にあるときよりも生体外にあるときの方が、測定環境の通常画像であるため直線パターンが多い。直線検出手段は、通常画像内の直線の数が所定の閾値以上になったとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるものとして、検出信号を出力する。なお、直線の検出方法としては、例えば、H o u g h 変換により画像処理して直線を検出する方法、または、直線のための画像のテンプレートを通常画像に掛け合わせるにより直線成分を強調して検出する方法などがあり、要は、通常画像における直線成分を検出するものであれば如何なるものでもよい。

20

## 【 0 0 1 9 】

また、請求項 7 に記載の発明による蛍光内視鏡装置は、検出手段が、挿入部先端に配置され挿入部先端近傍の光強度が生体内部の光強度と異なることを検出する光強度検出手段を有し、その光強度検出手段の検出信号に基づいて励起光射出禁止手段により励起光の射出を禁止する励起光射出禁止制御手段とを備えたものである。

30

## 【 0 0 2 0 】

ここで、蛍光内視鏡装置の内視鏡挿入部先端近傍の明るさは、内視鏡挿入部先端が、生体内にあるときよりも生体外にあるときの方が明るいいため、光強度検出手段は、検出される光強度が、所定の閾値以上になったとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、検出信号を出力する。また、光検出手段は、内視鏡挿入部の励起光出射端から安全距離を確保した数 c m の位置に配置することが望ましい。

## 【 0 0 2 1 】

また、請求項 8 に記載の発明による蛍光内視鏡装置は、前記検出手段が、挿入部先端に設置されて挿入部先端近傍の温度が生体内部の温度と異なることを検出する温度検出手段を有し、その温度検出手段の検出信号に基づいて励起光射出禁止手段により励起光の射出を禁止する励起光射出禁止制御手段とを備えたものである。

40

## 【 0 0 2 2 】

ここで、蛍光内視鏡装置における内視鏡挿入部先端近傍の温度は、内視鏡挿入部先端が、生体内にあるときよりも生体外にあるときの方が低いいため、温度検出手段は、検出される温度が 3 5 度程度（生体の体温）以下になったとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、検出信号を出力する。また、温度検出手段は、内視鏡挿入部の励起光出射端から安全距離を確保した数 c m の位置に配置し、内視鏡挿入部側方の温度を検出することが望ましい。

50

## 【 0 0 2 3 】

また、請求項 9 に記載の発明による蛍光内視鏡装置は、前記検出手段が、挿入部先端に設置されて挿入部先端近傍のガスが生体内部のガスと異なることを検出するガス検出手段を有し、そのガス検出手段の検出信号に基づいて励起光射出禁止手段により励起光の射出を禁止する励起光射出禁止制御手段とを備えたものである。

## 【 0 0 2 4 】

ここで、ガス検出手段は、生体外よりも生体内の方が濃度が高いガスを検出する手段であり、例えば、炭酸ガスを検出する手段があるが、要は、生体外の外気における濃度より生体内における濃度の方が高い気体成分を検出するものであれば如何なるものでもよく、例えば、メタン、硫化水素などを検出するものがある。さらに、測定時に、外気とは異なるガスを体内に注入した場合は、そのガスを検出ようにすることもできる。ガス検出手段は、検出されるガスの濃度が、所定の閾値以下になったとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるものとして、検出信号を出力する。また、ガス検出手段は、内視鏡挿入部の励起光射出端から安全距離を確保した数 c m の位置に配置し、内視鏡挿入部側方のガスを検出することが望ましい。

10

## 【 0 0 2 5 】

また、請求項 1 0 に記載の発明による蛍光内視鏡装置は、前記検出手段が、生体の挿入口に装着され磁場を発生する磁場発生手段および挿入部に設置されて前記磁場を検出する磁場検出手段を有し、その磁場検出手段の検出信号に基づいて励起光射出禁止手段により励起光の射出を禁止する励起光射出禁止制御手段とを備えたものである。

20

## 【 0 0 2 6 】

また、請求項 1 1 に記載の発明による蛍光内視鏡装置は、前記検出手段が、生体の挿入口に装着され光を射出する光射出手段および光の照射により挿入部先端から反射される反射光を検出する反射光検出手段を有し、その反射光検出手段の検出信号に基づいて励起光射出禁止手段により励起光の射出を禁止する励起光射出禁止制御手段とを備えたものである。

## 【 0 0 2 7 】

また、請求項 1 2 に記載の発明による蛍光内視鏡装置は、前記検出手段が、生体の挿入口に装着され光を射出する光射出手段および光の照射により挿入部を透過する透過光を検出する透過光検出手段を有し、その透過光検出手段の検出信号に基づいて励起光射出禁止手段により励起光の射出を禁止する励起光射出禁止制御手段とを備えたものである。

30

## 【 0 0 2 8 】

また、請求項 1 3 に記載の発明による蛍光内視鏡装置は、前記検出手段が、挿入部と前記生体との間の空間容量を検出する空間容量検出手段を有し、その空間容量検出手段の検出信号に基づいて励起光射出禁止手段により励起光の射出を禁止する励起光射出禁止制御手段とを備えたものである。

## 【 0 0 2 9 】

ここで、空間容量は、内視鏡挿入部が生体内にあるときは、所定の一定値になるようにし、空間容量検出手段は、検出される空間容量が、所定の一定値以上となったとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるものとして、検出信号を出力する。

40

## 【 0 0 3 0 】

## 【発明の効果】

上記のように構成された蛍光内視鏡装置によれば、挿入部先端が、生体外にあることを検出する検出手段を備え、この検出手段の検出信号に基づいて励起光射出禁止制御手段は、励起光の射出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことがなく、安全性を確保することができる。

## 【 0 0 3 1 】

また、請求項 2 に記載の発明による蛍光内視鏡装置によれば、検出手段に室内照明光により発生するフリッカを検出するフリッカ検出手段を備え、フリッカ検出手段は、フリッカの存在が検出されたとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、励起光射出禁止制御

50

手段に検出信号を出力し、そのとき励起光射出禁止制御手段は、励起光の射出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことがなく、安全性を確保することができる。また、フリッカ検出手段を、内視鏡挿入部の励起光射出端から数 c m の位置に配置したとき、より安全性を増すことができる。

【 0 0 3 2 】

また、請求項 3 に記載の発明による蛍光内視鏡装置によれば、検出手段に通常画像の輝度分布検出手段を備え、輝度分布検出手段は、生体内とは異なる輝度分布状態が検出されたとき、内視鏡挿入部が生体外にあるとして、励起光射出禁止制御手段に検出信号を出力し、そのとき励起光射出禁止制御手段は、励起光の射出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことがなく、安全性を確保することができる。

10

【 0 0 3 3 】

また、請求項 4 に記載の発明による蛍光内視鏡装置によれば、検出手段に通常画像の輝度検出手段を備え、輝度検出手段は、通常画像のいずれかの画素の輝度信号が、所定の閾値よりも大きいことが検出されたとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、励起光射出禁止制御手段に検出信号を出力し、そのとき励起光射出禁止制御手段は、励起光の射出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことがなく、安全性を確保することができる。

【 0 0 3 4 】

また、請求項 5 に記載の発明による蛍光内視鏡装置によれば、検出手段に通常画像の色信号検出手段を備え、色信号検出手段は、通常画像の各画素の R G B 信号において、R 信号に基づく値が所定の閾値よりも小さいことが検出されたとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、励起光射出禁止制御手段に検出信号を出力し、そのとき励起光射出禁止制御手段は、励起光の射出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことがなく、安全性を確保することができる。

20

【 0 0 3 5 】

また、請求項 6 に記載の発明による蛍光内視鏡装置によれば、検出手段に通常画像の直線パターンを検出する直線検出手段を備え、直線検出手段は、検出された直線成分が所定の閾値以上になったとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、励起光射出禁止制御手段に検出信号を出力し、そのとき励起光射出禁止制御手段は、励起光の射出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことがなく、安全性を確保することができる。

30

【 0 0 3 6 】

また、請求項 7 に記載の発明による蛍光内視鏡装置によれば、検出手段に内視鏡挿入部先端近傍の光強度を検出する光強度検出手段を備え、光強度検出手段は、内視鏡挿入部先端近傍の光強度が、所定の閾値よりも大きいことが検出されたとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、励起光射出禁止制御手段に検出信号を出力し、励起光射出禁止制御手段は、励起光の射出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことがなく、安全性を確保することができる。また、光検出手段を、内視鏡挿入部の励起光射出端から数 c m の位置に配置したとき、より安全性が増すことができる。

【 0 0 3 7 】

40

また、請求項 8 に記載の発明による蛍光内視鏡装置によれば、検出手段に内視鏡挿入部先端近傍の温度を検出する温度検出手段を備え、温度検出手段は、内視鏡挿入部先端近傍の温度が 35 度程度（生体の体温）以下であることが検出されたとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、励起光射出禁止制御手段に検出信号を出力し、励起光射出禁止制御手段は、励起光の射出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことがなく、安全性を確保することができる。また、温度検出手段を、内視鏡挿入部の励起光射出端から数 c m の位置に配置し、内視鏡挿入部側方の温度を検出することにより、より安全性が増すことができる。

【 0 0 3 8 】

また、請求項 9 に記載の発明による蛍光内視鏡装置によれば、検出手段に内視鏡挿入部先

50

端近傍のガスを検出するガス検出手段を備え、ガス検出手段は、内視鏡挿入部先端近傍の例えば、炭酸ガスの濃度が所定の閾値以下であることが検出されたとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、励起光射出禁止制御手段に検出信号を出力し、励起光射出禁止制御手段は、励起光の射出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことがなく、安全性を確保することができる。また、検出するガスが、測定時に生体内に注入される大気とは異なるガスであるときは、より検出精度が向上する。さらに、ガス検出手段を、内視鏡挿入部の励起光出射端から数 cm の位置に配置し、内視鏡挿入部側方のガスを検出することにより、より安全性が増すことができる。

#### 【 0 0 3 9 】

また、請求項 1 0 に記載の発明による蛍光内視鏡装置によれば、検出手段に生体の内視鏡挿入口に装着される磁場発生手段および内視鏡挿入部にその磁場を検出する磁場検出手段を備え、磁場検出手段は、磁場発生器の磁場の検知に基づいて内視鏡挿入部先端が生体外にあるとし、励起光射出禁止制御手段に検出信号を出力し、励起光射出禁止制御手段は、励起光の射出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことがなく、安全性を確保することができる。

10

#### 【 0 0 4 0 】

また、請求項 1 1 に記載の発明による蛍光内視鏡装置によれば、検出手段に生体の内視鏡挿入口に装着される光射出手段および光射出手段の光の照射により内視鏡挿入部から反射される反射光を検出する反射光検出手段を備え、反射光検出手段は、反射光の検知に基づいて内視鏡挿入部先端が生体外にあるとし、励起光射出禁止制御手段に検出信号を出力し、励起光射出禁止制御手段は、励起光の射出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことがなく、安全性を確保することができる。

20

#### 【 0 0 4 1 】

また、請求項 1 2 に記載の発明による蛍光内視鏡装置によれば、検出手段に生体の内視鏡挿入口に装着される光射出手段および光射出手段の光の照射により内視鏡挿入部を透過する透過光を検出する透過光検出手段を備え、透過光検出手段は、透過光の検知に基づいて内視鏡挿入部先端が生体外にあるとし、励起光射出禁止制御手段に検出信号を出力し、励起光射出禁止制御手段は、励起光の射出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことがなく、安全性を確保することができる。

30

#### 【 0 0 4 2 】

また、請求項 1 3 に記載の発明による蛍光内視鏡装置によれば、検出手段に内視鏡挿入部と生体との間の空間容量を検出する空間容量検出手段を備え、空間容量検出手段は、検出される空間容量の大きさが所定の閾値以上になったとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、励起光射出禁止制御手段に検出信号を出力し、励起光射出禁止制御手段は、励起光の射出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことがなく、安全性を確保することができる。

#### 【 0 0 4 3 】

#### 【 発明の実施の形態 】

以下、本発明の具体的な実施の形態について図面を用いて説明する。図 1 は、本発明の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成を示す図である。

40

#### 【 0 0 4 4 】

本実施の形態による蛍光内視鏡は、患者の病巣と疑われる部位に挿入される内視鏡挿入部 1 0 0、生体組織から得られた情報を画像信号に処理する画像信号処理部 1、画像信号処理部 1 で処理された信号を可視画像として表示するモニタユニット 6 0 0 および通常画像撮像状態から蛍光画像撮像状態に切り換えるスイッチ 2 とから構成される。画像信号処理部 1 は、通常画像用白色光  $L_w$ 、自家蛍光画像用励起光  $L_r$  および反射画像用参照光  $L_s$  をそれぞれ射出する 2 つの光源を備えた照明ユニット 1 1 0、この励起光により生体組織 1 0 から発生した異なる 2 つの波長帯域の自家蛍光像  $Z_j$  と参照光により生体組織 1 0 から発生した反射像を撮像し、デジタル値に変換して 2 次元画像データとして出力する画像検出ユニット 3 0 0、画像検出ユニット 3 0 0 から出力された自家蛍光像の 2 次元画像デ

50



ータから距離補正等の演算を行い演算画像を算出し、色情報を割り当て、反射像の2次元画像データに輝度情報を割り当てて、2つの画像情報を合成して出力する画像演算ユニット400、通常画像をデジタル値に変換して2次元画像データとし、その2次元画像データおよび画像演算ユニット400の出力信号をビデオ信号に変換して出力する表示信号処理ユニット500、各ユニットに接続され、動作タイミングの制御を行う制御用コンピュータ200、および画像演算ユニット400のフリッカ検出手段405または表示信号処理ユニット500のフリッカ検出手段504により、合成画像または通常画像内にフリッカの存在が検出されたとき、励起光の射出を禁止する励起光射出禁止制御手段700とから構成される。

#### 【0045】

内視鏡挿入部100は、内部に先端まで延びるライトガイド101、CCDケーブル102およびイメージファイバ103を備えている。ライトガイド101およびCCDケーブル102の先端部、即ち内視鏡挿入部100の先端部には、照明レンズ104および対物レンズ105を備えている。また、イメージファイバ103は石英ガラスファイバであり、その先端部には集光レンズ106を備えている。CCDケーブル102の先端部には、通常画像用撮像素子107が接続され、その通常画像用撮像素子107には、反射用プリズム108が取り付けられている。ライトガイド101は、多成分ガラスファイバである白色光ライトガイド101aおよび石英ガラスファイバである励起光ライトガイド101bがバンドルされ、ケーブル状に一体化されており、白色光ライトガイド101aおよび励起光ライトガイド101bは照明ユニット110に接続されている。CCDケーブル102の一端は、表示信号処理ユニット500に接続され、イメージファイバ103の一端は、画像検出ユニット300へ接続されている。

#### 【0046】

照明ユニット110は、通常画像用白色光Lwを発する白色光源114、その白色光源114に電氣的に接続された白色光源用電源115、白色光源114から射出された白色光を集光する白色光用集光レンズ116、蛍光画像用の励起光Lrを発するGaN系半導体レーザ111およびそのGaN系半導体レーザ111に電氣的に接続されている半導体レーザ用電源112、GaN系半導体レーザから射出される励起光を集光する励起光用集光レンズ113を備えている。また、白色光源114から射出される白色光Lwには、参照光Lsとして利用できる波長帯域の光が含まれているため、参照光源としても利用できる。

#### 【0047】

画像検出ユニット300には、イメージファイバ103が接続され、イメージファイバ103により伝搬された自家蛍光画像および反射像を結像系に導く蛍光用コリメートレンズ301、自家蛍光画像から励起光近傍付近の波長をカットする励起光カットフィルタ302、その励起光カットフィルタ302を透過した自家蛍光画像および反射像から所望の波長帯域を切り出す光学透過フィルタ303、その光学透過フィルタを回転させるフィルタ回転装置304、その光学透過フィルタを透過した自家蛍光画像および反射像を結像させる蛍光用集光レンズ305、蛍光用集光レンズ305により結像された自家蛍光画像および反射像を撮像する蛍光画像用高感度撮像素子306、蛍光画像用高感度撮像素子306により撮像された自家蛍光画像および反射像をデジタル値に変換して2次元画像データとして出力するAD変換器307を備えている。

#### 【0048】

上記光学透過フィルタは図2に示すような、3種類のバンドパスフィルタ303a、303bおよび303cから構成され、バンドパスフィルタ303aは430nmから730nmまでの波長の光を透過させるバンドパスフィルタであり、バンドパスフィルタ303bは430nmから530nmの光を透過させるバンドパスフィルタであり、バンドパスフィルタ303cは750nmから900nmの光を透過させるバンドパスフィルタである。

#### 【0049】

画像演算ユニット４００は、デジタル化された異なる２つの波長帯域の自家蛍光画像信号データと反射画像信号データを記憶する画像用メモリ４０１、画像用メモリ４０１に記憶された２つの波長帯域の自家蛍光画像の各画素値の比率に応じた演算を行って各画素の演算値を算出し、その演算値に色情報を割り当てる自家蛍光画像演算部４０２、画像用メモリ４０１に記憶された反射画像の各画素値に輝度情報を割り当てる反射画像演算部４０３、自家蛍光画像演算部４０２から出力される色情報をもった画像信号と反射画像演算部４０３から出力される輝度情報をもった画像信号を合成して合成画像を生成し出力する画像合成部４０４、画像合成部４０４で合成された画像からフリッカの存在を検出するフリッカ検出手段４０５を備えている。

【００５０】

10

画像用メモリ４０１は、図示省略した狭帯域自家蛍光画像記憶領域、広帯域自家蛍光画像記憶領域および反射画像記憶領域から構成され、バンドパスフィルタ３０３aを透過した自家蛍光画像は、広帯域自家蛍光画像記憶領域に保存され、バンドパスフィルタ３０３bを透過した自家蛍光画像は、狭帯域自家蛍光画像記憶領域に保存され、バンドパスフィルタ３０３cを透過した自家蛍光画像は、反射画像記憶領域に保存される。

【００５１】

表示信号処理ユニット５００は、通常画像用撮像素子１０７で得られた映像信号をデジタル化するＡＤ変換器５０１、デジタル化された通常画像信号を保存する通常画像用メモリ５０２、通常画像用メモリ５０２から出力された画像信号および画像合成部４０４から出力される合成画像信号をビデオ信号に変換するビデオ信号処理回路５０３、通常画像の画像信号からフリッカの存在を検出するフリッカ検出手段５０４を備えている。

20

【００５２】

モニタユニット６００は、通常画像用モニタ６０１、合成画像用モニタ６０２を備えている。

【００５３】

次に、以上のように構成された本実施の形態による蛍光撮像装置を適用した蛍光内視鏡の作用について説明する。

【００５４】

まず、異なる２つの波長帯域の自家蛍光画像と反射画像を用いて合成画像を表示する場合の作用について説明する。

30

【００５５】

異なる２つの波長帯域の自家蛍光画像撮像時には、制御コンピュータ２００からの信号に基づき、半導体レーザ用電源１１２が駆動され、ＧａＮ系半導体レーザ１１１から波長４１０nmの励起光Ｌｒが射出される。励起光Ｌｒは、励起光用集光レンズ１１３を透過し、励起光ライトガイド１０１bに入射され、内視鏡挿入部１５０の先端部まで導光された後、照明レンズ１０３から生体組織１０へ照射される。

【００５６】

励起光Ｌｒを照射されることにより生じる生体組織１０からの自家蛍光像は、集光レンズ１０５により集光され、イメージファイバ１０３の先端に入射され、イメージファイバ１０３を経て、励起光カットフィルタ３０２に入射する。励起光カットフィルタ３０２を透過した自家蛍光像は、光学透過フィルタ３０３に入射される。なお、励起光カットフィルタ３０２は、波長４２０nm以上の全蛍光を透過するロングパスフィルタである。励起光Ｌｒの波長は４１０nmであるため、生体組織１０で反射された励起光は、この励起光カットフィルタ３０２でカットされ、光学透過フィルタ３０３へ入射することはない。

40

【００５７】

制御用コンピュータ２００により、フィルタ回転装置３０４が駆動され、自家蛍光像Ｚjは、バンドパスフィルタ３０３aを透過した後、蛍光用集光レンズ３０５により結像され、蛍光画像用高感度撮像素子３０６により広帯域自家蛍光画像として撮像され、バンドパスフィルタ３０３bを透過した後、蛍光用集光レンズ３０５により結像され、蛍光画像用高感度撮像素子３０６により狭帯域自家蛍光画像として撮像され、蛍光画像用高感度撮像

50

素子 3 0 6 からの映像信号は A D 変換回路 3 0 7 へ入力され、デジタル化された後、画像データメモリ 4 0 1 に保存される。なお、蛍光画像用高感度撮像素子 3 0 6 により撮像された広帯域自家蛍光画像は、広帯域自家蛍光画像領域に保存され、狭帯域自家蛍光画像は、狭帯域自家蛍光画像領域に保存される。

【 0 0 5 8 】

反射画像撮像時には、制御用コンピュータ 2 0 0 からの信号に基づき、白色光源電源 1 1 5 が駆動され、白色光 L w が射出される。この白色光 L w には、波長帯域が 7 5 0 n m から 9 0 0 n m までの参照光 L s が含まれる。参照光 L s を含む白色光 L w は、白色光用集光レンズ 1 1 6 を透過し、白色光ライトガイド 1 0 1 a に入射され、内視鏡先端部まで導光された後、照明レンズ 1 0 3 から生体組織 1 0 へ照射される。

10

【 0 0 5 9 】

参照光 L s を含む白色光 L w を照射されることにより生じる生体組織 1 0 からの反射像は、集光レンズ 1 0 5 により集光され、イメージファイバ 1 0 3 の先端に入射され、イメージファイバ 1 0 3 を経て、励起光カットフィルタ 3 0 2 に入射する。励起光カットフィルタ 3 0 2 を透過した反射像は、光学透過フィルタ 3 0 3 に入射される。

【 0 0 6 0 】

制御用コンピュータ 2 0 0 により、フィルタ回転装置 3 0 4 が駆動され、反射像は、バンドパスフィルタ 3 0 3 c を透過した後、蛍光用集光レンズ 3 0 5 により結像され、蛍光画像用高感度撮像素子 3 0 6 により撮像され、蛍光画像用高感度撮像素子 3 0 6 からの映像信号は A D 変換回路 3 0 7 へ入力され、デジタル化された後、画像データメモリ 4 0 1 に保存される。この時、バンドパスフィルタ 3 0 3 c では、白色光 L w に含まれる参照光 L s の照射により生体組織 1 0 から反射される反射像を透過する。また、蛍光画像用高感度撮像素子 3 0 6 により撮像された反射画像は、画像用メモリ 4 0 1 の反射画像記憶領域に保存される。画像用メモリ 4 0 1 に保存された広帯域自家蛍光画像および狭帯域自家蛍光画像は、自家蛍光演算部 4 0 2 で、各画像の各画素値の比に応じた演算を行い、その演算値に色情報を割り当て、色情報をもった画像信号を生成し出力する。また、画像用メモリ 4 0 1 に保存された反射画像は、反射画像演算部 4 0 3 で、各画素値に輝度情報を割り当て、輝度情報をもった画像信号を生成し出力する。自家蛍光画像演算部 4 0 2 と反射画像演算部 4 0 3 から出力された 2 つの画像信号は、画像合成部 4 0 4 で合成される。画像合成部 4 0 4 で合成された合成画像は、ビデオ信号処理回路 5 0 3 によって D A 変換後にモ

20

30

【 0 0 6 1 】

次に、通常画像表示時の作用を説明する。通常画像表示時には、制御用コンピュータ 2 0 0 からの信号に基づき白色光源用電源 1 1 5 が駆動され、白色光源 1 1 4 から白色光 L w が射出される。白色光 L w は、白色光用集光レンズ 1 1 6 を経て白色光ライトガイド 1 0 1 a に入射され、内視鏡挿入部 1 0 0 の先端部まで導光された後、照明レンズ 1 0 3 から生体組織 1 0 へ照射される。白色光 L w の反射光は対物レンズ 1 0 6 によって集光され、反射用プリズム 1 0 8 に反射して、通常画像用撮像素子 1 0 7 に結像される。通常画像用撮像素子 1 0 7 からの映像信号は A D 変換器 5 0 1 へ入力され、デジタル化された後、通常画像用メモリ 5 0 2 に保存される。その通常画像用メモリ 5 0 2 により保存された通常画像信号は、ビデオ信号処理回路 5 0 3 によって、カラー画像信号 ( R G B 信号 ) に処理された後、D A 変換後にモニタユニット 6 0 0 に入力され、通常画像用モニタ 6 0 1 に可視画像として表示される。

40

【 0 0 6 2 】

合成画像表示時および通常画像表示時における、上記一連の動作は、制御用コンピュータ 2 0 0 によって制御される。また、内視鏡挿入部 1 0 0 を挿入するときには、通常画像撮像状態で挿入され、スイッチ 2 を押下することにより、通常画像、自家蛍光画像および反射画像の撮像に切り換る。なお、測定中、自家蛍光画像、反射画像および通常画像の撮像は、それぞれ時分割で交互に行なわれる。

【 0 0 6 3 】

50

測定後、内視鏡挿入部 100 が抜去されるときは、スイッチ 2 を押下することにより、通常画像撮像状態に切り換る。

【0064】

ここで、通常画像撮像時、自家蛍光画像撮像時および反射画像撮像時において、内視鏡挿入部先端が、生体外にあるときは、室内照明光（図示省略）により生じるフリッカが自家蛍光像または反射像または通常像とともに蛍光画像用高感度撮像素子 306 または通常画像用撮像素子 107 により撮像され、フリッカ検出手段 405 または 504 により検出される。フリッカ検出手段 405 または 504 によりフリッカが検出されたとき、フリッカ検出手段 405 または 504 は、励起光射出禁止制御手段 700 に検出信号を出力し、励起光射出禁止制御手段 700 は、制御用コンピュータ 200 により半導体レーザ用電源 112 を OFF にして励起光の射出を禁止する。また、このとき、スイッチ 2 を押下しても、励起光は射出されない。なお、制御コンピュータ 200 は、本発明における励起光射出禁止手段も兼ねている。

10

【0065】

上記のように構成された蛍光内視鏡装置によれば、室内照明光により発生するフリッカを検出するフリッカ検出手段を備え、フリッカ検出手段は、フリッカの存在が検出されたとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、励起光射出禁止制御手段に検出信号を出力し、そのとき励起光射出禁止制御手段は、励起光の射出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことができなく、安全性を確保することができる。

【0066】

20

次に本発明による第 2 の実施の形態による蛍光内視鏡装置の説明をする。その構成は、図 1 に示す第 1 の実施の形態とほぼ同様であるため、異なる要素のみ、図 1 内に要素番号を記載する。なお、第 1 の実施の形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【0067】

本実施の形態における蛍光内視鏡装置は、上記第 1 の実施の形態の、フリッカ検出手段 405 および 504 の代わりに、通常画像の輝度分布を検出する輝度分布検出手段 514 を備えたものである。

【0068】

次に、本実施の形態による蛍光内視鏡装置の作用を説明する。本実施の形態における蛍光内視鏡装置は、通常画像用撮像素子 107 で撮像された通常画像の各画素のデジタルデータの輝度信号が輝度分布検出手段 514 により検出される。輝度分布検出手段は、通常画像の各画素の輝度信号の分布が、画像の中央部分の方が、画像の周辺部分のよりも輝度信号が大きい時、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、検出信号を励起光射出禁止制御手段 701 に出力する。励起光射出禁止制御手段 701 は、制御用コンピュータ 200 により半導体レーザ用電源 112 を OFF にして励起光の射出を禁止する。

30

【0069】

上記のように構成された蛍光内視鏡装置によれば、通常画像の輝度分布検出手段を備え、輝度分布検出手段は、生体内とは異なる輝度分布状態が検出されたとき、内視鏡挿入部が生体外にあるとして、励起光射出禁止制御手段に検出信号を出力し、そのとき励起光射出禁止制御手段は、励起光の射出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことができなく、安全性を確保することができる。

40

【0070】

次に本発明による第 3 の実施の形態による蛍光内視鏡装置の説明をする。図 3 は、本発明の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成を示す図である。なお、第 1 の実施の形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【0071】

本実施の形態における蛍光内視鏡装置は、通常画像の各画素の輝度を検出する輝度検出手段 524 と、白色光源用電源 115 を OFF にする白色光スイッチ 3 とを備えたものである。

50

## 【 0 0 7 2 】

次に、本実施の形態による蛍光内視鏡装置の作用を説明する。まず、内視鏡挿入部 1 0 0 が、白色光源用電源 1 1 5 が O F F の状態で、測定者の目視により生体内に挿入される。挿入後、通常画像を撮像し、その通常画像の各画素の輝度信号が、輝度検出手段 5 2 4 により検出される。通常画像のいずれかの画素の輝度の大きさが、所定の閾値以下になると、輝度検出手段 5 2 4 は、制御用コンピュータ 2 0 0 に検出信号をおくり、制御用コンピュータ 2 0 0 は、白色光源用電源 1 1 5 を O N にする。その後、スイッチ 2 を押すことにより、励起光が射出され、自家蛍光画像撮像状態になる。なお、このとき、輝度検出手段 5 2 4 により白色光用電源 1 1 5 が O N した場合でなければ、スイッチ 2 を押しても励起光は射出されないものとする。つまり、内視鏡挿入部先端が、生体内にある状態においてのみ、励起光の射出が可能となる。測定後、スイッチ 2 を押下すると通常画像撮像状態に切り換わる。（このとき、半導体レーザ用電源 1 1 2 は、電圧を所定の電圧値まで下げてスタンバイ状態となり、励起光は、射出してないとする。）そして、内視鏡挿入部 1 0 0 を抜去するが、このとき、内視鏡挿入部 1 0 0 が、白色光 O F F でも安全に抜去できる位置まで抜かれたときには、白色光スイッチ 3 を押下して白色光源 1 1 5 を O F F にする。または、所定の明るさまで、落とした状態にするようにしてもよい。その後、輝度検出手段 5 2 4 により検出された通常画像のいずれかの画素の輝度信号が、所定の閾値よりも大きくなったとき、内視鏡挿入部 1 0 0 が生体外にあるとして、輝度信号検出手段 2 5 4 は、励起光射出禁止制御手段 7 0 2 に検出信号を出力する。励起光射出禁止制御手段 7 0 2 は、制御用コンピュータ 2 0 0 により半導体レーザ用電源 1 1 2 を O F F にして励起光の射出を禁止する。

10

20

## 【 0 0 7 3 】

上記のように構成された蛍光内視鏡装置によれば、通常画像の輝度検出手段を備え、輝度検出手段は、通常画像のいずれかの画素の輝度信号が、所定の閾値よりも大きいことが検出されたとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、励起光射出禁止制御手段に検出信号を出力し、そのとき励起光射出禁止制御手段は、励起光の射出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことがなく、安全性を確保することができる。

## 【 0 0 7 4 】

次に本発明による第 4 の実施の形態による蛍光内視鏡装置の説明をする。図 4 は、本発明の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成を示す図である。なお、第 1 の実施の形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

30

## 【 0 0 7 5 】

本実施の形態における蛍光内視鏡装置は、通常画像の色信号を検出する色信号検出手段 5 3 4 を備えたものである。

## 【 0 0 7 6 】

次に、本実施の形態による蛍光内視鏡装置の作用を説明する。まず、内視鏡挿入部 1 0 0 は、通常画像表示状態により、生体内に挿入され、通常画像における各画素に色信号、すなわち、ビデオ信号処理回路 5 0 3 から出力された R G B 信号が、色信号検出手段 5 3 4 により検出される。挿入後、通常画像の R G B 信号において、所定の階調以上の R 信号成分が所定の閾値以上になったとき、色信号検出手段 5 3 4 は、励起光射出禁止制御手段 7 0 3 に検出信号を出力し、励起光射出禁止制御手段 7 0 3 は、励起光が射出可能な状態とする。（なお、このときの射出可能な状態とは、半導体レーザ用電源 1 1 2 が、所定の電圧値まで上げられ、励起光の射出の準備をしたスタンバイ状態であることを意味する。）励起光射出禁止制御手段 7 0 3 は、この信号が入力されるまでは、半導体レーザ用電源 1 1 2 を O F F にすることにより、励起光の射出を禁止状態にしている。つまり、内視鏡挿入部先端が、生体内にある状態においてのみ、励起光の射出が可能な状態となる。そして、スイッチ 2 を押すことにより、半導体レーザ用電源 1 1 2 が O N し、励起光が射出される。そして、測定後、スイッチ 2 を押すことにより、通常画像撮像状態に切り換わる。（なお、このとき、半導体レーザ用電源 1 1 2 は、スタンバイ状態である。）その後、通常

40

50

画像表示状態で、内視鏡挿入部 100 は、抜去されるが、通常画像の RGB 信号において、所定の階調以上の R 信号成分が所定の閾値以下のとき、色信号検出手段 534 は、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、励起光射出禁止制御手段 703 に検出信号を出力する。励起光射出禁止制御手段 703 は、制御用コンピュータ 200 により半導体レーザー用電源 112 を OFF にして励起光の射出を禁止する。

【0077】

なお、蛍光内視鏡装置での測定における、生体内における RGB 信号分布と生体外の RGB 信号分布（診察室風景の RGB 信号分布）を図 5 に示す。図 5 より、生体内では、R 信号成分の分布は階調が高い方に分布し、G 信号成分、B 信号成分の分布とは分離した状態になっているのがわかる。生体外の RGB 信号分布（診察室風景の RGB 信号分布）は、R 信号成分、G 信号成分、B 信号成分が重なっており、生体内の RGB 信号分布とは、明らかに異なる。色信号検出手段 534 は、この RGB 信号分布の違いを検出する。例えば、上記のように所定の階調の値以上の R 信号成分の画素数（頻度）を算出し、所定の閾値以下のとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとすればよい。

【0078】

上記のように構成された蛍光内視鏡装置によれば、通常画像の色信号検出手段を備え、色信号検出手段は、通常画像の各画素の RGB 信号において、R 信号に基づく値が所定の閾値よりも小さいことが検出されたとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、励起光射出禁止制御手段に検出信号を出力し、そのとき励起光射出禁止制御手段は、励起光の射出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことがなく、安全性を確保することができる。

【0079】

次に本発明による第 5 の実施の形態による蛍光内視鏡装置の説明をする。図 6 は、本発明の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成を示す図である。なお、第 1 の実施の形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【0080】

本実施の形態における蛍光内視鏡装置は、通常画像における直線パターンを検出する直線検出手段 544 を備えたものである。

【0081】

次に、本実施の形態による蛍光内視鏡装置の作用を説明する。まず、内視鏡挿入部 100 は、通常画像表示状態により、生体内に挿入され、直線検出手段 544 は、通常画像のデジタルデータを Hough 変換して、通常画像における直線成分を検出する。挿入後、通常画像における直線の数、所定の閾値以下となったとき、直線検出手段 544 は、励起光射出禁止制御手段 704 に検出信号を出力し、励起光射出禁止制御手段 704 は、励起光が射出可能な状態とする（なお、このとき、半導体レーザー用電源 112 は、スタンバイ状態である）。励起光射出禁止制御手段 704 は、この信号が入力されるまでは、励起光の射出を禁止状態としている。つまり、内視鏡挿入部先端が、生体内にある状態においてのみ、励起光の射出が可能となる。そして、スイッチ 2 を押すことにより、半導体レーザー用電源 112 が ON され、励起光が射出される。そして、測定後、スイッチ 2 を押すことにより、通常画像撮像状態に切り換わる。（なお、このとき、半導体レーザー用電源 112 はスタンバイ状態である。）その後、通常画像表示状態で、内視鏡挿入部 100 は、抜去されるが、通常画像における直線の数、所定の閾値以上となったとき直線検出手段 544 は、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、励起光射出禁止制御手段 704 に検出信号を出力する。励起光射出禁止制御手段 704 は、制御用コンピュータ 200 により半導体レーザー用電源 112 を OFF にして励起光の射出を禁止する。

【0082】

上記のように構成された蛍光内視鏡装置によれば、通常画像の直線パターンを検出する直線検出手段を備え、直線検出手段は、検出された直線成分が所定の閾値以上になったとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、励起光射出禁止制御手段に検出信号を出力し、そのとき励起光射出禁止手段は、励起光の射出を禁止するので、励起光が被験者の目に

入ることにより損傷を及ぼすことができなく、安全性を確保することができる。

【0083】

なお、直線の検出方法としては、Hough変換により画像処理して直線を検出する方法の他に図7に示すような直線のみの画像のテンプレートを通常画像に掛け合わせることに  
より直線成分を強調して検出する方法を利用してもよい。

【0084】

次に本発明による第6の実施の形態による蛍光内視鏡装置の説明をする。図8は、本発明  
を実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成を示す図である。なお、第1の実施の形態  
と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【0085】

本実施の形態における蛍光内視鏡装置は、内視鏡挿入部210の先端に、内視鏡挿入部2  
10先端近傍の光強度を検出する光検出手段211と、その光検出手段211と画像処理  
信号部内の励起光射出禁止制御手段705とを繋ぐ検出ケーブル212と、白色光源用電  
源115をOFFにする白色光スイッチ3とを備えたものである。

【0086】

次に、本実施の形態による蛍光内視鏡装置の作用を説明する。まず、内視鏡挿入部210  
が、白色光源用電源115がOFFの状態、測定者の目視により生体内に挿入され、光  
検出手段211は、内視鏡挿入部先端近傍の光強度を検出する。挿入後、光検出手段21  
1により検出される光強度が、所定の閾値以下になると、光検出手段211は、制御用コ  
ンピュータ200に検出信号を出力し、制御用コンピュータ200は、白色光源用電源1  
15をONする。その後、スイッチ2を押すことにより、半導体レーザ用電源がONされ  
、励起光が射出される。なお、このとき、光検出手段211により白色光用電源115が  
ONされた場合でなければ、スイッチ2を押しても励起光は射出されないものとする。つ  
まり、内視鏡挿入部先端が、生体内にある状態においてのみ、励起光の射出が可能とな  
る。測定後、スイッチ2を押下すると通常画像撮像状態に切り換わる。(なお、このとき、  
半導体レーザ用電源112は、スタンバイ状態である。)そして、内視鏡挿入部を抜去す  
るが、このとき、内視鏡挿入部が、白色光OFFでも安全に抜去できる位置まで抜かれた  
ときには、白色光スイッチ3を押下して白色光源115をOFFにする。または、所定の  
明るさまで、落とした状態にするようにしてもよい。

【0087】

その後、光検出手段211により検出された光強度が、所定の閾値よりも大きくなったと  
き、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、光検出手段211は、励起光射出禁止制  
御手段705に検出信号を出力する。励起光射出禁止制御手段705は、制御用コンピュ  
ータ200により半導体レーザ用電源112をOFFにして励起光の射出を禁止する。なお  
、光検出手段は、内視鏡挿入部210先端から数cm離れた位置に設置するのが望ましい  
。

【0088】

上記のように構成された蛍光内視鏡装置によれば、内視鏡挿入部先端近傍の光強度を検  
出する光強度検出手段を備え、光強度検出手段は、内視鏡挿入部先端近傍の光強度が、所  
定の閾値よりも大きいことが検出されたとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、  
励起光射出禁止制御手段に検出信号を出力し、励起光射出禁止制御手段は、励起光の射  
出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことができなく、安全性  
を確保することができる。

【0089】

次に本発明による第7の実施の形態による蛍光内視鏡装置の説明をする。その構成は、図  
8に示す第6の実施の形態とほぼ同様であるため、異なる要素のみ、図8内に要素番号を  
記載する。なお、第6の実施の形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り  
省略する。

【0090】

本実施の形態における蛍光内視鏡装置は、内視鏡挿入部220の先端に、内視鏡挿入部2

10

20

30

40

50

20 先端近傍の温度を検出する温度検出手段221と、その温度検出手段221と画像処理信号部内の励起光射出禁止制御手段とを繋ぐ検出ケーブル222とを備えたものである。

【0091】

次に、本実施の形態による蛍光内視鏡装置の作用を説明する。本実施の形態における蛍光内視鏡装置は、内視鏡挿入部220先端に温度検出手段221を備え、この温度検出手段221は、内視鏡挿入部220先端近傍の温度が、35度（生体の体温程度）より低くなった時、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、励起光射出禁止制御手段706に検出信号を出力する。励起光射出禁止制御手段706は、制御用コンピュータ200により半導体レーザ用電源112をOFFにして励起光の射出を禁止する。

10

【0092】

なお、本実施の形態による蛍光内視鏡装置で使用する温度検出手段は、35度程度の温度を速い応答速度で検出するものが望ましく、例えば、焦電赤外線検出器などがあり、焦電赤外線検出器を使用した場合は、生体から放出される赤外線強度を検出するため、内視鏡挿入部先端から数cm離れた位置に配置し、内視鏡挿入部先端の側方の温度を検出するようにした方がよい。また、焦電赤外線検出器以外で、赤外線強度、赤外線スペクトル分布、特定波長帯の強度を検出するもの、もしくは、その組み合わせから温度を算出するものでもよい。また、温度検出手段は、内視鏡挿入部220先端から数cm離れた位置で、内視鏡挿入部220側方の温度を検出するように設置するのが望ましい。

【0093】

20

上記のように構成された蛍光内視鏡装置によれば、内視鏡挿入部先端近傍の温度を検出する温度検出手段を備え、温度検出手段は、内視鏡挿入部先端近傍の温度が35度程度（生体の体温）以下であることが検出されたとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、励起光射出禁止制御手段に検出信号を出力し、励起光射出禁止制御手段は、励起光の射出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことがなく、安全性を確保することができる。

【0094】

次に本発明による第8の実施の形態による蛍光内視鏡装置の説明をする。その構成は、図8に示す第6の実施の形態とほぼ同様であるため、異なる要素のみ、図6内に要素番号を記載する。なお、第6の実施の形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

30

【0095】

本実施の形態における蛍光内視鏡装置は、内視鏡挿入部230の先端に、内視鏡挿入部230先端近傍のガスの成分を検出するガス検出手段231と、そのガス検出手段231と画像処理信号部内の励起光射出禁止制御手段707とを繋ぐ検出ケーブル232とを備えたものである。

【0096】

次に、本実施の形態による蛍光内視鏡装置の作用を説明する。本実施の形態における蛍光内視鏡装置は、内視鏡挿入部230先端にガス検出手段231を備え、このガス検出手段231は、内視鏡挿入部230先端近傍の炭酸ガスの濃度が、所定の閾値より小さくなった時、内視鏡挿入部230が生体外にあるとして、その検出信号を励起光射出禁止制御手段707に出力する。励起光射出禁止制御手段707は、制御用コンピュータ200により半導体レーザ用電源112をOFFにして励起光の射出を禁止する。なお、ガス検出手段は、内視鏡挿入部230先端から数cm離れた位置で、内視鏡挿入部230側方のガスを検出するように設置するのが望ましい。

40

【0097】

上記のように構成された蛍光内視鏡装置によれば、内視鏡挿入部先端近傍のガスを検出するガス検出手段を備え、ガス検出手段は、内視鏡挿入部先端近傍の例えば、炭酸ガスの濃度が所定の閾値以下であることが検出されたとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、励起光射出禁止制御手段に検出信号を出力し、励起光射出禁止制御手段は、励起光の

50



射出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことがなく、安全性を確保することができる。

【 0 0 9 8 】

次に本発明による第 9 の実施の形態による蛍光内視鏡装置の説明をする。図 9 は、本発明の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成を示す図である。なお、第 1 の実施の形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【 0 0 9 9 】

本実施の形態における蛍光内視鏡装置は、生体の内視鏡挿入口に装着され磁場を発生する磁場発生手段 2 4 1 と、内視鏡挿入部 2 4 0 内に磁場発生手段 2 4 1 が発生する磁場を検出する磁場検出手段 2 4 2 と、その磁場検出手段 2 4 2 と画像処理信号部内の励起光射出禁止制御手段 7 0 8 とを繋ぐ検出ケーブル 2 4 3 とを備えたものである。磁場検出手段 2 4 2 は、内視鏡挿入部側方全体に配置され、透磁率の低い材料で作られたワイヤ 2 4 2 a とワイヤ 2 4 2 a に形成される磁束を検出するホールセンサ 2 4 2 b とから構成される。

10

【 0 1 0 0 】

次に、本実施の形態による蛍光内視鏡装置の作用を説明する。本実施の形態における蛍光内視鏡装置は、生体の内視鏡挿入口に装着され磁場を発生する磁場発生手段 2 4 1 と、その磁場を検出する磁場検出手段 2 4 2 を備え、内視鏡挿入部先端が、挿入口に装着された磁場発生手段 2 4 1 に近づいたとき、その磁場は、ワイヤ 2 4 2 a の磁束変化としてホールセンサ 2 4 2 b により検出され、その検出信号は、励起光射出禁止制御手段 7 0 8 に出力される。そして、この磁場検出手段 2 4 2 により磁場発生手段 2 4 1 の磁場が検出されなくなったとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、励起光射出禁止制御手段 7 0 8 は、制御用コンピュータ 2 0 0 により半導体レーザ用電源 1 1 2 を OFF にして励起光の射出を禁止する。なお、磁場検出手段 2 4 2 のワイヤ 2 4 2 a は、内視鏡挿入部側方全体に配置されるため、内視鏡挿入部 2 4 0 が生体内にあるときは、励起光は射出できる状態にある。また、磁場発生手段 2 4 2 は、内視鏡挿入口に装着されるマウスピースなどに内蔵してもよい。また、磁場検出手段 2 4 1 は、内視鏡挿入部の一部（先端から数 cm であることが望ましい。）を除いて、全ての側方部分に配置することが望ましい。

20

【 0 1 0 1 】

上記のように構成された蛍光内視鏡装置によれば、生体の内視鏡挿入口に装着される磁場発生手段と、内視鏡挿入部にその磁場を検出する磁場検出手段を備え、磁場検出手段は、磁場発生器の磁場の検知に基づいて内視鏡挿入部先端が生体外にあるとし、励起光射出禁止制御手段に検出信号を出力し、励起光射出禁止制御手段は、励起光の射出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことがなく、安全性を確保することができる。

30

【 0 1 0 2 】

次に、本発明による第 1 0 の実施の形態による蛍光内視鏡装置の説明をする。図 1 0 は、本発明の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成を示す図である。なお、第 1 の実施の形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【 0 1 0 3 】

本実施の形態における蛍光内視鏡装置は、生体の内視鏡挿入口に装着される挿入口装着部 2 5 5 と、挿入口装着部 2 5 5 に内蔵され光を射出する光射出手段 2 5 1 と、内視鏡挿入部 2 5 0 内に配置され光射出手段 2 5 1 が射出する光を反射する反射手段 2 5 2、挿入口装着部 2 5 5 に内蔵され、反射手段 2 5 2 に反射された反射光を検出する反射光検出手段 2 5 3、反射光検出手段 2 5 3 と画像処理信号部内の励起光射出禁止制御手段 7 0 9 とを繋ぐ検出ケーブル 2 5 4 とを備えたものである。反射手段 2 5 2 は、内視鏡挿入部側方全体に配置され、反射率の高い材料で作られた膜である。

40

【 0 1 0 4 】

次に、本実施の形態による蛍光内視鏡装置の作用を説明する。本実施の形態における蛍光内視鏡装置は、生体の内視鏡挿入口に光を射出する光射出手段 2 5 1 と、内視鏡挿入部側方全体に配置され、光射出手段 2 5 1 から射出される光を反射する反射手段 2 5 2 と、そ

50

の反射光を検出する反射光検出手段 2 5 3 を備え、内視鏡挿入部先端が生体挿入口にある光射出手段 2 5 1 に近づいたとき、光射出手段 2 5 1 から射出された光は、内視鏡挿入部に配置された反射手段 2 5 2 により反射され、その反射光は、反射光検出手段 2 5 3 により検出され、その検出信号は励起光射出禁止制御手段 7 0 9 に出力される。そして、この反射光検出手段 2 5 3 により反射手段 2 5 2 の反射光が検出されなくなったとき、内視鏡挿入部 2 5 0 が生体外にあるとして、励起光射出禁止手制御段 7 0 9 は、制御用コンピュータ 2 0 0 により半導体レーザ用電源 1 1 2 を OFF にして励起光の射出を禁止する。なお、反射手段 2 5 2 は、内視鏡挿入部側方全体に配置されるため、内視鏡挿入部 2 5 0 が生体内にあるときは、励起光は射出できる状態にある。また、内視鏡挿入部 2 5 0 は、光射出手段 2 5 1 から射出する光が、常に反射手段 2 5 2 に照射されるよう生体内に挿入されるものとする。また、反射手段 2 5 2 は、内視鏡挿入部 2 5 0 の側方の材料が、反射手段 2 5 2 と同等の反射率のものであれば、特に必要ない。また、反射手段 2 5 2 は、内視鏡挿入部の一部（先端から数 c m であることが望ましい。）を除いて、全ての側方部分に配置することが望ましい。

10

#### 【 0 1 0 5 】

上記のように構成された蛍光内視鏡装置によれば、生体の内視鏡挿入口に装着される光射出手段と、光射出手段の光の照射により内視鏡挿入部から反射される反射光を検出する反射光検出手段とを備え、反射光検出手段は、反射光の検知に基づいて内視鏡挿入部先端が生体外にあるとし、励起光射出禁止制御手段に検出信号を出力し、励起光射出禁止制御手段は、励起光の射出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことがなく、安全性を確保することができる。

20

#### 【 0 1 0 6 】

次に、本発明による第 1 1 の実施の形態による蛍光内視鏡装置の説明をする。図 1 1 は、本発明の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成を示す図である。なお、第 1 の実施の形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

#### 【 0 1 0 7 】

本実施の形態における蛍光内視鏡装置は、生体の内視鏡挿入口に装着される挿入口装着部 2 6 5 と、挿入口装着部 2 6 5 に内蔵され光を射出する光射出手段 2 6 1 と、内視鏡挿入部 2 6 0 内に配置され光射出手段 2 6 1 が射出する光を所定の透過率で透過する光透過手段 2 6 2、挿入口装着部 2 6 5 に内蔵され、光透過手段 2 6 2 を含めた内視鏡挿入部 2 6 0 を透過した透過光を検出する透過光検出手段 2 6 3、透過光検出手段 2 6 3 と画像処理信号部内の励起光射出禁止制御手段 7 1 0 とを繋ぐ検出ケーブル 2 6 4 とを備えたものである。光透過手段 2 6 3 は、内視鏡挿入部側方全体に配置され、所定の透過率の材料で作られた膜である。

30

#### 【 0 1 0 8 】

次に、本実施の形態による蛍光内視鏡装置の作用を説明する。本実施の形態における蛍光内視鏡装置は、生体の内視鏡挿入口に光を射出する光射出手段 2 6 1 と、内視鏡挿入部全体に配置され、光射出手段から射出される光を透過する光透過手段 2 6 2 と、その透過光を検出する透過光検出手段 2 6 3 を備え、この透過光検出手段 2 6 3 は、検出される透過光の強度が、所定の閾値以上になったとき、内視鏡挿入部 2 6 0 が生体外にあるとして、励起光射出制御手段 7 1 0 に、検出信号を出力する。励起光射出禁止制御手段 7 1 0 は、制御用コンピュータ 2 0 0 により半導体レーザ用電源 1 1 2 を OFF にして励起光の射出を禁止する。なお、所定の透過率をもった光透過手段を透過した透過光は、光透過手段 2 6 2 を透過せず内視鏡挿入部 2 6 0 を透過した透過光と識別がつく程度の強度になるものとする。また、光透過手段 2 6 2 は、内視鏡挿入部側方全体に配置されるため、内視鏡挿入部 2 6 0 が生体内にあるときは、励起光は射出できる状態にある。

40

#### 【 0 1 0 9 】

また、内視鏡挿入部 2 6 0 は、光射出手段 2 6 1 から射出する光が、常に光透過手段 2 6 2 に照射されるよう生体内に挿入されるものとする。また、光透過手段 2 6 2 は、内視鏡挿入部 2 6 0 の側方の材料が、光透過手段 2 6 2 と同等の透過率のものであれば、特に別

50

個に設ける必要はない。また、光透過手段 262 は、内視鏡挿入部の一部（先端から数 cm であることが望ましい。）を除いて、全ての側方部分に配置することが望ましい。

【0110】

上記のように構成された蛍光内視鏡装置によれば、生体の内視鏡挿入部に装着される光射出手段と、光射出手段の光の照射により内視鏡挿入部を透過する透過光を検出する透過光検出手段とを備え、透過光検出手段は、透過光の検知に基づいて内視鏡挿入部先端が生体外にあるとし、励起光射出禁止制御手段に検出信号を出力し、励起光射出禁止制御手段は、励起光の射出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことなく、安全性を確保することができる。

【0111】

次に、本発明による第 12 の実施の形態による蛍光内視鏡装置の説明をする。図 12 は、本発明の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成を示す図である。なお、第 1 の実施の形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【0112】

本実施の形態における蛍光内視鏡装置は、画像信号処理部内に配置され、内視鏡挿入部 270 と生体との間の空間容量 C を検出する空間容量検出手段 271 と、内視鏡挿入部 270 内に配置され、内視鏡挿入部の負荷を一定値にする負荷手段 272、その負荷手段 272 と画像処理信号部内の空間容量検出手段 271 とを繋ぐ検出ケーブル 273 とを備えたものである。負荷手段 272 は、内視鏡挿入部側方全体に配置され、内視鏡挿入部 270 の負荷が一定の値となるよう配置されたものである。

【0113】

次に、本実施の形態による蛍光内視鏡装置の作用を説明する。本実施の形態における蛍光内視鏡装置は、画像信号処理手段内に、内視鏡挿入部 270 と生体との間の空間容量 C を検出する空間容量検出手段 271 と、内視鏡挿入部側方全体に配置され、内視鏡挿入部 270 の負荷を一定値に保つ 272 とを備え、空間容量検出手段 271 は、高周波の電流を流す交流電圧源（図示省略）を備えており、この高周波電流は、検出ケーブル 273 を介して内視鏡挿入部 270 の負荷手段 272 に流れ、内視鏡挿入部 270 と生体との間の空間容量 C を介して、生体に流れる。画像信号処理部内の空間容量検出手段 271 と生体とは、図示省略したケーブルにより GND を介して繋がっているものとする。

【0114】

空間容量検出手段 271 は、高周波電流を流すことにより内視鏡挿入部 270 内に配置される負荷手段 272 の負荷と、負荷手段 272 と生体との間の空間容量 C と、生体の負荷とに基づく負荷を検出する。内視鏡挿入部 270 が、生体内にあるときは、空間容量検出手段 271 により検出される負荷は一定値である。そして、この検出される負荷が所定の閾値以上になったとき、空間容量検出手段 271 は、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、励起光射出制御手段 711 に検出信号を出力する。励起光射出禁止制御手段 711 は、制御用コンピュータ 200 により半導体レーザ用電源 112 を OFF にして励起光の射出を禁止する。なお、負荷手段 272 は、内視鏡挿入部を構成する材料が、負荷手段 272 と同等のものであれば特に別個に設ける必要はない。

【0115】

上記のように構成された蛍光内視鏡装置によれば、内視鏡挿入部と生体との間の空間容量を検出する空間容量検出手段を備え、空間容量検出手段は、検出される空間容量の大きさが所定の閾値以上になったとき、内視鏡挿入部先端が生体外にあるとして、励起光射出禁止制御手段に検出信号を出力し、励起光射出禁止制御手段は、励起光の射出を禁止するので、励起光が被験者の目に入ることにより損傷を及ぼすことなく、安全性を確保することができる。

【0116】

上記本発明の各実施の形態による蛍光内視鏡装置は、励起光の射出の禁止を励起光射出禁止制御手段が、制御用コンピュータにより制御信号を出力することにより行なったが、励起光を導光する導光手段の光路中にシャッターなどを設置することにより、励起光の射出

10

20

30

40

50

を禁止するようにしてもよい。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 および第 2 の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図

【図 2】第 1 から第 12 までの具体的な実施の形態の蛍光内視鏡装置に使用される光学透過フィルタの概略構成図

【図 3】本発明の第 3 の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図

【図 4】本発明の第 4 の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図

【図 5】体腔内および診察室風景の通常画像における R G B 信号のヒストグラムを示す図

【図 6】本発明の第 5 の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図

【図 7】直線成分からなる画像のテンプレートを示す図

10

【図 8】本発明の第 6、第 7、第 8 の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図を示す図

【図 9】本発明の第 9 の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図

【図 10】本発明の第 10 の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図

【図 11】本発明の第 11 の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図

【図 12】本発明の第 12 の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図

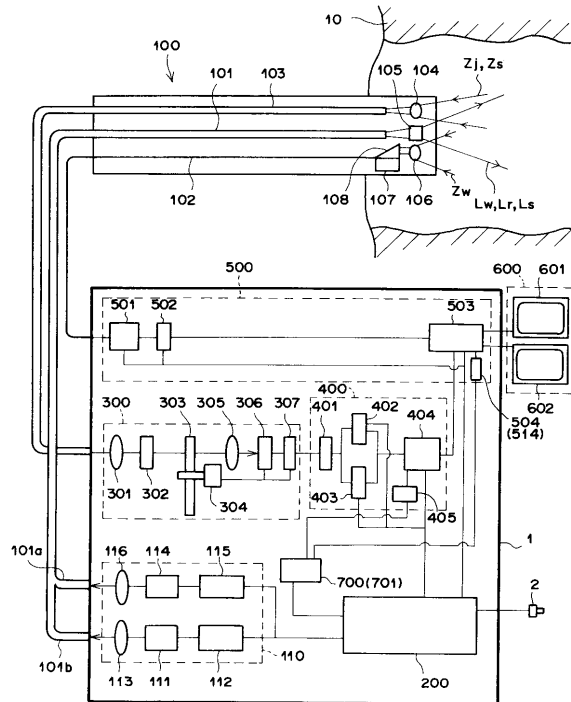
【図 13】正常組織と病変組織の蛍光スペクトルの強度比分布を示す説明図

【符号の説明】

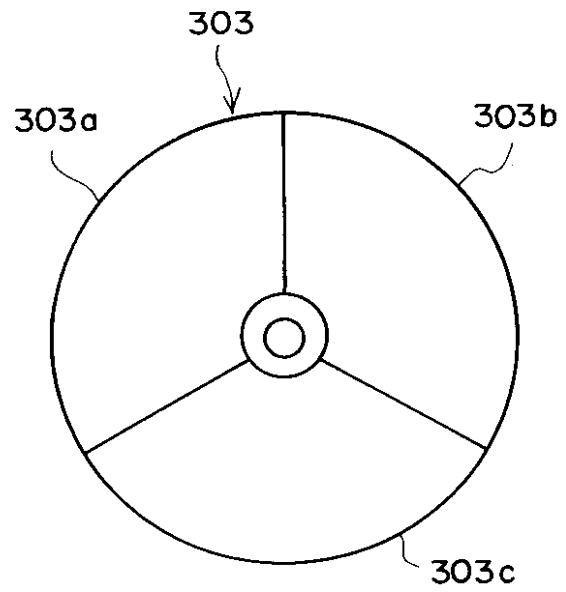
1、4、5、6、7	画像信号処理部	
2	スイッチ	20
3	白色光スイッチ	
10	生体組織	
100、210、220、230	内視鏡挿入部	
240、250、260、270	内視鏡挿入部	
101	ライトガイド	
101a	白色光ライトガイド	
101b	励起光ライトガイド	
102	C C D ケーブル	
103	イメージファイバ	
104	照明レンズ	30
105	対物レンズ	
106	集光レンズ	
107	通常画像用撮像素子	
108	反射用プリズム	
110	照明ユニット	
111	白色光源	
112	白色光源用電源	
113	白色光用集光レンズ	
114	G a N 系半導体レーザ	
115	半導体レーザ用電源	40
116	励起光用集光レンズ	
200	制御用コンピュータ	
211	光検出手段	
221	温度検出手段	
231	ガス検出手段	
241	磁場発生手段	
242	磁場検出手段	
242a	ワイヤ	
242b	ホールセンサ	
212、222、232、243	検出ケーブル	50

2 5 4、2 6 4、2 7 3	検出ケーブル	
2 5 1、2 6 1	光射出手段	
2 5 2	反射手段	
2 5 3	反射光検出手段	
2 6 2	透過手段	
2 6 3	透過光検出手段	
2 7 1	空間容量検出手段	
2 7 2	負荷手段	
3 0 0	画像検出ユニット	
3 0 1	蛍光用コリメートレンズ	10
3 0 2	励起光カットフィルタ	
3 0 3	光学透過フィルタ	
3 0 3 a、3 0 3 b、3 0 3 c	バンドパスフィルタ	
3 0 4	フィルタ回転装置	
3 0 5	蛍光用集光レンズ	
3 0 6	蛍光画像用高感度撮像素子	
3 0 7、5 0 1	A D変換器	
4 0 0	画像演算ユニット	
4 0 1	画像データメモリ	
4 0 2	自家蛍光画像演算部	20
4 0 3	反射画像演算部	
4 0 4	画像合成部	
4 0 5、5 0 4	フリッカ検出手段	
5 0 0	表示信号処理ユニット	
5 0 2	通常画像データメモリ	
5 0 3	ビデオ信号処理回路	
5 1 4	輝度分布検出手段	
5 2 4	輝度検出手段	
5 3 4	色信号検出手段	
5 4 4	直線検出手段	30
6 0 0	モニタユニット	
6 0 1	通常画像用モニタ	
6 0 2	演算画像用モニタ	
7 0 0、7 0 1、7 0 1、7 0 2、7 0 3	励起光射出禁止制御手段	
7 0 4、7 0 5、7 0 6、7 0 7、7 0 8	励起光射出禁止制御手段	
7 0 9、7 1 0、7 1 1	励起光射出禁止制御手段	
L w	白色光	
L r	励起光	
L s	参照光	
Z j	蛍光像	40
Z s	反射像	
Z w	通常像	
C	空間容量	

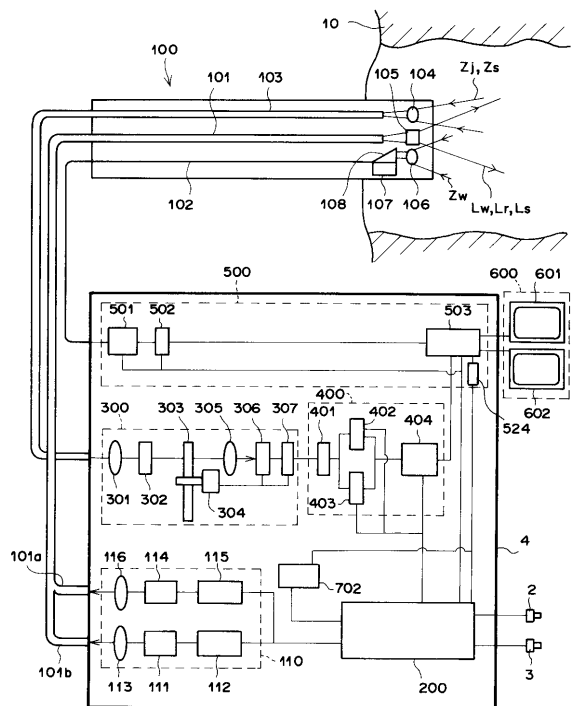
【図 1】



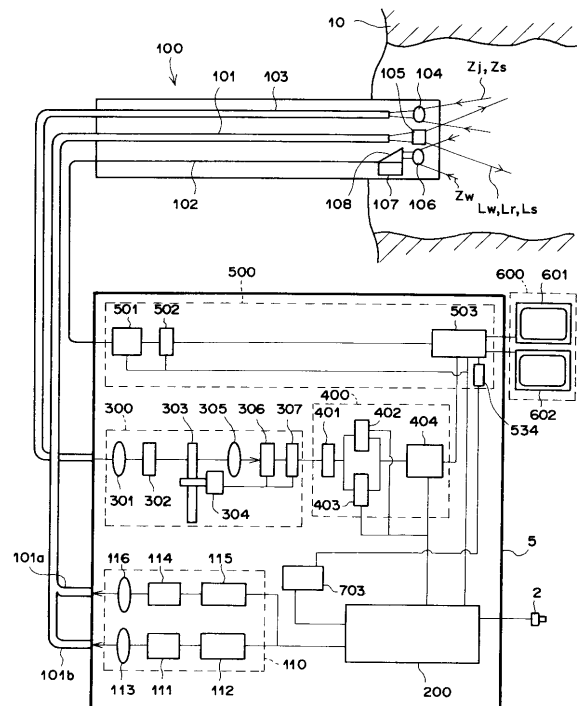
【図 2】



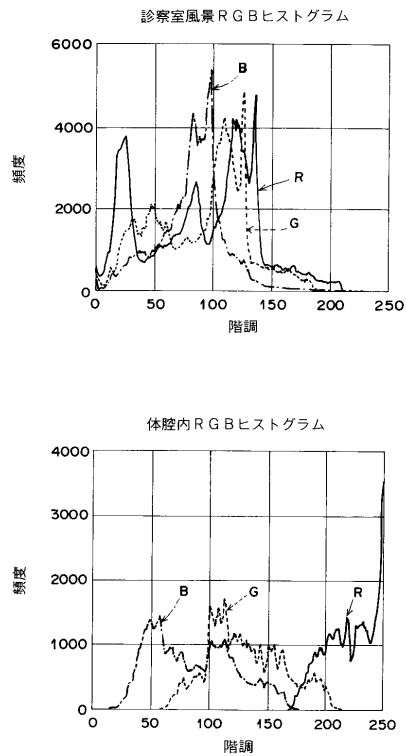
【図 3】



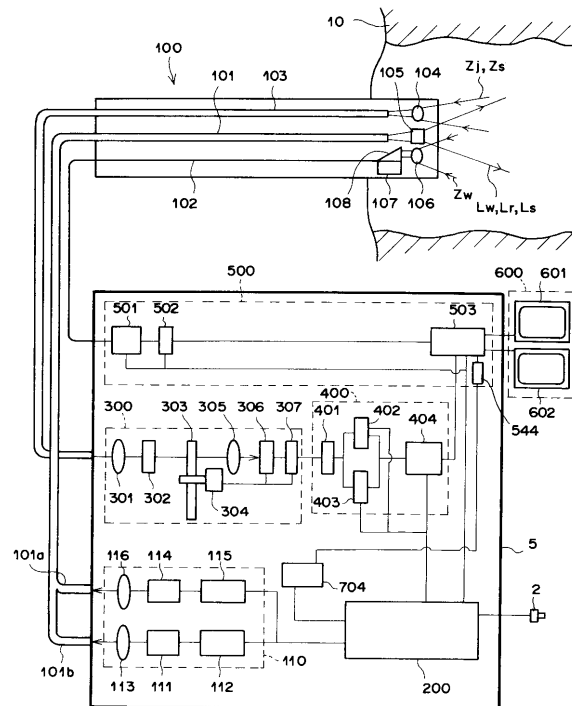
【図 4】



【図 5】



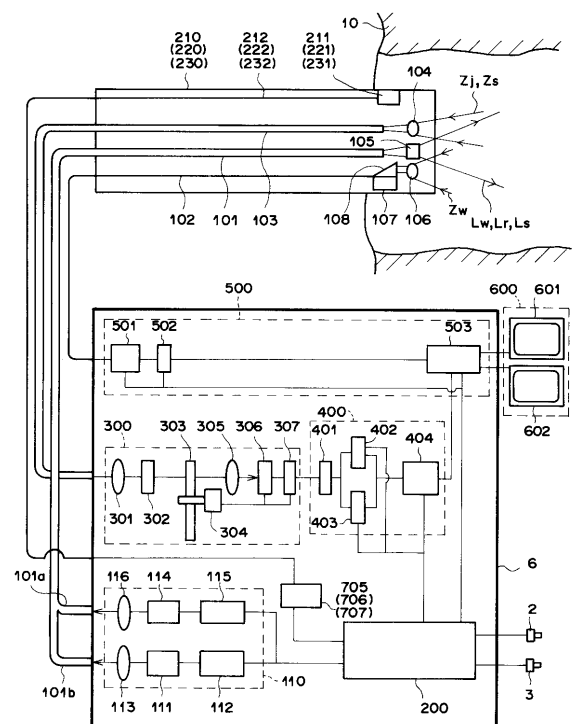
【図 6】



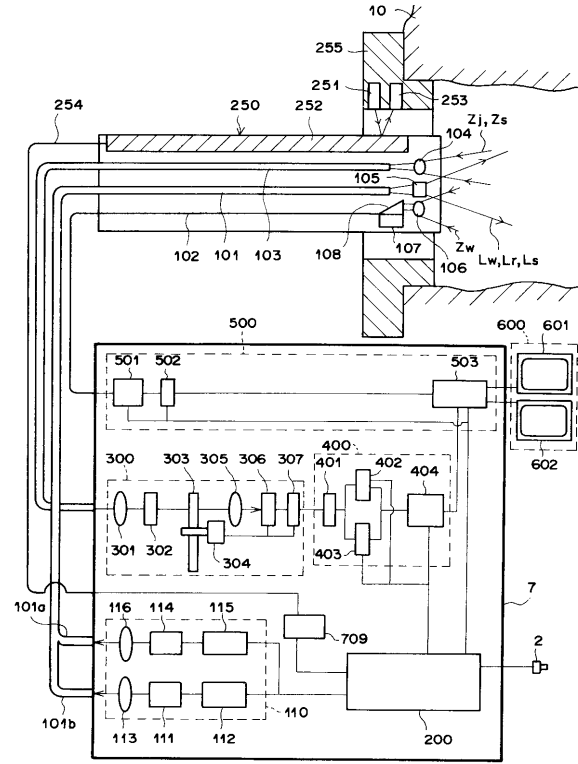
【図 7】

0 0 0	0 1 0	0 0 1
1 1 1	0 1 0	0 1 0
0 0 0	0 1 0	1 0 0

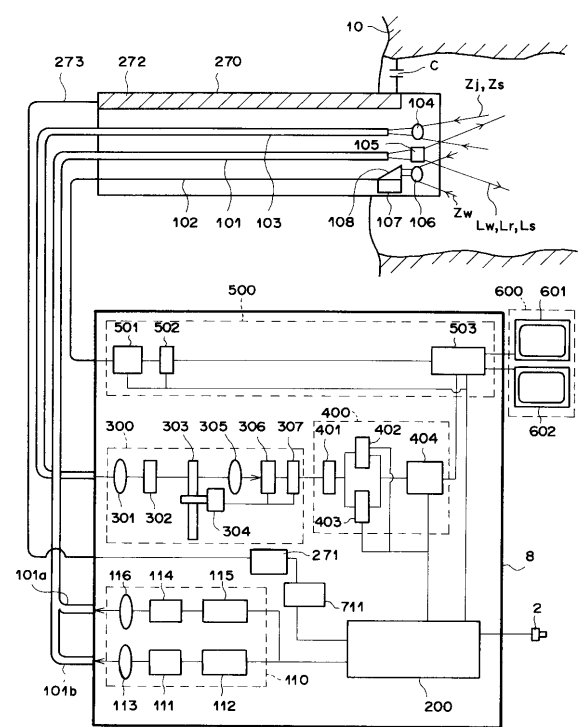
【図 8】



【 図 1 0 】

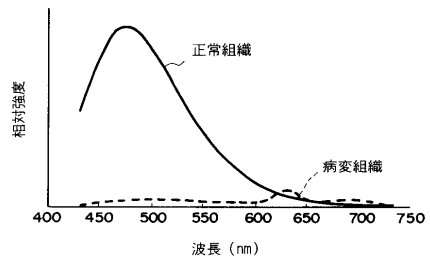


【圖 12】





【図 13】



---

 フロントページの続き

(51) Int.Cl.			F I		
<b>H 0 4 N</b>	<b>5/225</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>H 0 4 N</b>	<b>5/225</b>	<b>C</b>
<b>H 0 4 N</b>	<b>5/238</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>H 0 4 N</b>	<b>5/238</b>	<b>Z</b>
<b>H 0 4 N</b>	<b>7/18</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>H 0 4 N</b>	<b>7/18</b>	<b>M</b>

- (56) 参考文献 特開平 0 8 - 2 2 4 2 1 0 ( J P , A )  
 特開平 0 7 - 2 5 0 8 1 2 ( J P , A )  
 特開 2 0 0 0 - 1 8 9 3 8 3 ( J P , A )  
 特開平 0 6 - 0 0 0 1 5 7 ( J P , A )  
 特開平 0 8 - 2 3 8 2 0 9 ( J P , A )

## (58) 調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)

A61B 1/00  
 A61B 1/04  
 A61B 1/06  
 G02B 23/24  
 G02B 23/26  
 H04N 5/225  
 H04N 5/238  
 H04N 7/18

专利名称(译)	荧光内窥镜设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4316118B2</a>	公开(公告)日	2009-08-19
申请号	JP2000214727	申请日	2000-07-14
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	袴田和男		
发明人	袴田 和男		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G02B23/24 G02B23/26 H04N5/225 H04N5/238 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/043		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/06.A G02B23/24.B G02B23/26 H04N5/225.C H04N5/238.Z H04N7/18.M A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/06.610 A61B1/07.730 H04N5/225 H04N5/238		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/BA23 2H040/CA01 2H040/CA02 2H040/CA11 2H040/CA27 2H040/DA11 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/CC07 4C061/FF46 4C061/HH51 4C061/HH54 4C061/JJ11 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR03 4C061/RR14 4C061/RR22 4C061/RR30 4C061/VV04 4C061/WW17 4C161/CC06 4C161/CC07 4C161/FF46 4C161/HH51 4C161/HH54 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR14 4C161/RR22 4C161/RR30 4C161/VV04 4C161/WW17 5C022/AA09 5C022/AB13 5C022/AB15 5C022/AC51 5C022/AC55 5C022/AC69 5C054/AA01 5C054/AA05 5C054/CA04 5C054/CA06 5C054/CC07 5C054/DA10 5C054/EA01 5C054/EA05 5C054/EA07 5C054/ED00 5C054/FA00 5C054/FB03 5C054/FC03 5C054/FC07 5C054/FC12 5C054/FF02 5C054/GA04 5C054/GB01 5C054/GC03 5C054/HA12 5C122/DA26 5C122/EA01 5C122/FH11 5C122/FH24 5C122/GG05 5C122/GG25 5C122/HA66 5C122/HA81 5C122/HB06 5C122/HB09		
代理人(译)	佐久间刚		
其他公开文献	JP2002028125A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：当在荧光内窥镜中插入或拔出内窥镜的插入部分以便拾取时，通过防止激发光进入对象或操作者的眼睛来确保对象和操作者的安全。通过激发光的照射从生物组织产生的自发荧光图像。解决方案：当内窥镜的插入部分100的尖端在生物体外时，由诸如荧光灯的室内光产生的闪烁与高荧光图像或正常图像一起被高灵敏度成像装置306拾取。用于荧光图像或用于正常图像的成像装置107，并由闪烁检测装置405或504检测。当闪烁检测装置405或504检测到闪烁时，从闪烁检测装置405输出信号或激发光发射禁止控制装置700通过控制计算机200关闭用于半导体激光器的电源112来禁止激发光的发射。

【 図 3 】

