

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 95634

(P2002 - 95634A)

(43)公開日 平成14年4月2日(2002.4.2)

(51) Int.Cl⁷

識別記号

FI

テ-マコ-ト* (参考)

A 6 1 B 1/06

A 6 1 B 1/06

A 2 H 0 4 0

1/00

1/00

300

300

300 D 4 C 0 6 1

G 0 2 B 23/26

G 0 2 B 23/26

B 5 F 0 7 3

H 0 1 S 5/323

H 0 1 S 5/323

審査請求 未請求 請求項の数 110 L (全 11数)

(21)出願番号 特願2000 - 292471(P2000 - 292471)

(22)出願日 平成12年9月26日(2000.9.26)

(71)出願人 000005201

富士写真フイルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼210番地

(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

写真フィルム株式会社内

(74)代理人 100073184

弁理士 柳田 征史 (外1名)

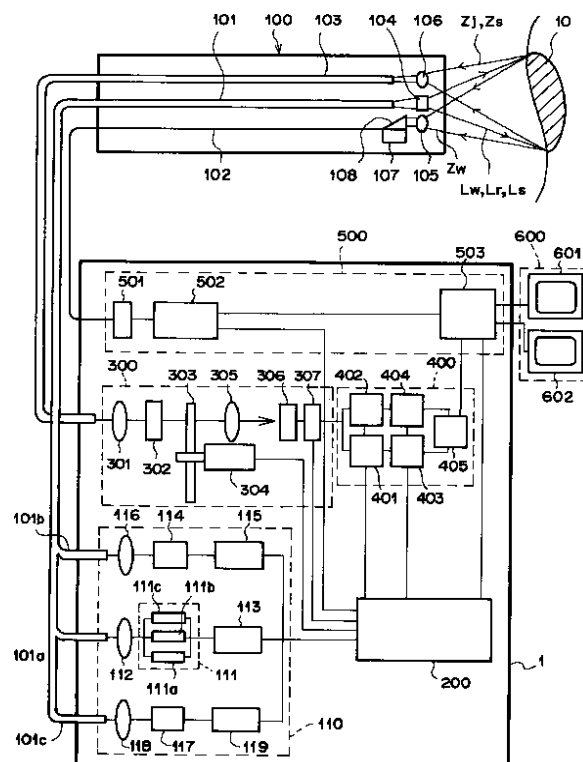
[最終頁に続く](#)

(54)【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 内視鏡装置において、照明光または励起光の光源としてレーザ光源を使用することができ、かつ、レーザ光の干渉による診断画像のむらを減少させる。

【解決手段】 照明ユニット 110 における白色光源 111 が、赤色半導体レーザ 111a、緑色半導体レーザ 111b および青色半導体レーザ 111c を備え、それぞれの半導体レーザは干渉の少ない複数の波長のスペクトル分布を有するマルチ縦モードの光を射出するものとし、また、GaN 系半導体レーザ 114 も、干渉の少ないマルチ縦モードの励起光を射出するものとする。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 照明光を射出する照明光射出手段と、前記照明光を被測定部まで導光して照射する照射手段と、前記照明光の照射により前記被測定部から反射される反射光による通常像を撮像する撮像手段とを備えた内視鏡装置において、前記照明光射出手段が、マルチ縦モードの前記照明光を射出するレーザ光源を有するものであることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】 前記照明光射出手段が、複数の前記レーザ光源を備えたことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 3】 照明光を射出する照明光射出手段と、前記照明光を被測定部まで導光して照射する照射手段と、前記照明光の照射により前記被測定部から反射される反射光による通常像を撮像する撮像手段とを備えた内視鏡装置において、前記照明光射出手段が、複数のシングル縦モードの前記照明光を射出するレーザ光源を有するものであり、該複数のレーザ光源の少なくとも 2 つが、波長および位相の少なくとも 1 つが互いに異なる前記照明光を射出するものであることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 4】 照明光を射出する照明光射出手段と、前記照明光を被測定部まで導光して照射する照射手段と、前記照明光の照射により前記被測定部から反射される反射光による通常像を撮像する撮像手段とを備えた内視鏡装置において、前記照射手段を振動させる加振手段を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 5】 照明光を射出する照明光射出手段と、前記照明光を被測定部まで導光して照射する照射手段と、前記照明光の照射により前記被測定部から反射される反射光による通常像を撮像する撮像手段とを備えた内視鏡装置において、前記照明光射出手段が、前記照明光を射出するレーザ光源と、高周波信号を出力する高周波信号出力手段とを備え、該高周波信号出力手段から出力される前記高周波信号により前記レーザ光源の駆動電流を変化させて前記照明光の波長を複数の波長に変化させることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 6】 励起光を射出する励起光射出手段と、前記励起光を被測定部まで導光して照射する励起光照射手段と、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を撮像する蛍光撮像手段とを備えた内視鏡装置において、前記励起光射出手段が、マルチ縦モードの前記励起光を射出するレーザ光源を有するものであることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 7】 前記励起光射出手段が、複数の前記レー

*ザ光源を備えたことを特徴とする請求項 6 記載の内視鏡装置。

【請求項 8】 励起光を射出する励起光射出手段と、前記励起光を被測定部まで導光して照射する励起光照射手段と、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を撮像する蛍光撮像手段とを備えた内視鏡装置において、前記励起光射出手段が、複数のシングル縦モードの前記励起光を射出するレーザ光源を有するものであり、該複数のレーザ光源の少なくとも 2 つが、波長および位相の少なくとも 1 つが互いに異なる前記励起光を射出するものであることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 9】 励起光を射出する励起光射出手段と、前記励起光を被測定部まで導光して照射する励起光照射手段と、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を撮像する蛍光撮像手段とを備えた内視鏡装置において、前記励起光照射手段を振動させる加振手段を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 10】 励起光を射出する励起光射出手段と、前記励起光を被測定部まで導光して照射する励起光照射手段と、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を撮像する蛍光撮像手段とを備えた内視鏡装置において、前記励起光射出手段が、前記励起光を射出するレーザ光源と、高周波信号を出力する高周波信号出力手段とを備え、該高周波信号出力手段から出力される前記高周波信号により前記レーザ光源の駆動電流を変化させて前記励起光の波長を複数の波長に変化させることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 11】 前記レーザ光源が、Ga_{0.4}N_{0.6}系の半導体レーザ光源であり、前記励起光の波長帯域が 400 nm から 420 nm までの範囲内であることを特徴とする請求項 6 から 10 いずれか 1 項記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、照明光の照射により生体組織から反射される反射光または励起光の照射により生体組織から発生した蛍光を測定し、生体組織に関する情報を表す画像として表示する内視鏡装置に関し、特に詳細には照明光または励起光の光源を改良した内視鏡装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】従来より、生体内部を観察したり、また観察しながら治療するために、内視鏡装置が広く用いられている。現在の内視鏡装置では、照明光の照射により生体組織から反射された反射光による通常画像を撮像し画像として表示させる技術だけでなく、生体内に色素の励起光波長領域にある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、生体内に色素が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も提案されている。

【0003】通常、励起光を照射すると、図9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微弱な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】また、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、励起光強度にほぼ比例するが、励起光強度は距離の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。発明者らは、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を提案している。

【0005】ところで、上記技術による内視鏡装置では、通常照明の光源としてはハロゲンランプやキセノンランプなどが使用され、励起光の光源としては水銀灯やキセノンランプなどが使用され、バンドパスフィルタと組み合わせることにより特定波長の励起光を得ていた。そして、さらに装置の小型化、省エネルギー化、低コスト化などの要求から光源としてレーザ光源が使用が考えられ、励起光源としてはすでにレーザ光源の使用が提案されている。

【0006】
【発明が解決しようとする課題】しかしながら、照明光または励起光の光源としてレーザ光源を使用する場合、通常、単波長のレーザ光、いわゆるシングル縦モードのレーザ光を発するレーザ光源が利用されるが、この場合、そのレーザ光のコヒーレントが良いという性質上、照明光または励起光が干渉起こして干渉パターンが形成される。この干渉パターンを持った照明光または励起光の照射による通常画像または蛍光画像も当然この干渉パターンが反映され、生体組織の性状を反映したものではないむらのある診断画像が提供されていた。

【0007】本発明は、上記のような問題点を鑑みて、内視鏡装置において、照明光または励起光の光源としてレーザ光源を使用することができ、かつ、レーザ光の干渉による診断画像のむらを減少させることができる内視鏡装置を提供することを目的とするものである。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明による第1の内視鏡装置は、照明光を射出する照明光射出手段と、照明光を被測定部まで導光して照射する照射手段と、照明光の照射により被測定部から反射される反射光による通常像を撮像する撮像手段とを備えた内視鏡装置において、照明光射出手段が、マルチ縦モードの照明光を射出するレーザ光源を有するものであることを特徴とするものである。

【0009】ここで、上記「マルチ縦モードの照明光を射出するレーザ光源」とは、複数の波長成分を有する照明光を射出するレーザ光源を意味する。レーザ光源は固体レーザや半導体レーザなどレーザ光を射出するものであれば如何なるものでもよい。また、照明光は単色光や白色光のどちらでもよいが、白色光を使用する場合、複数の単色光を射出するレーザ光源により構成するときは各レーザ光源がマルチ縦モードの単色光を射出するレーザ光源であるとする。

【0010】また、照明光射出手段は、マルチ縦モードの照明光を射出するレーザ光源を複数備えたものとすることもできる。

【0011】また、本発明による第2の内視鏡装置は、照明光を射出する照明光射出手段と、照明光を被測定部まで導光して照射する照射手段と、照明光の照射により被測定部から反射される反射光による通常像を撮像する撮像手段とを備えた内視鏡装置において、照明光射出手段が、複数のシングル縦モードの照明光を射出するレーザ光源を有するものであり、複数のレーザ光源の少なくとも2つが、波長および位相の少なくとも1つが互いに異なる照明光を射出するものであることを特徴とするものである。

【0012】ここで、上記「シングル縦モードの照明光を射出するレーザ光源」とは、単波長の波長成分を有する照明光を射出するレーザ光源を意味する。

【0013】また、本発明による第3の内視鏡装置は、照明光を射出する照明光射出手段と、照明光を被測定部まで導光して照射する照射手段と、照明光の照射により被測定部から反射される反射光による通常像を撮像する撮像手段とを備えた内視鏡装置において、照射手段を振動させる加振手段を備えたことを特徴とするものである。

【0014】ここで、上記「照射手段」とは、上記照明光を導光するファイバやレンズなどを意味するが、上記「加振手段」はこれらのものを振動させることにより導光される照明光の光路長を変化させるものであれば如何

なるものでもよい。また、ファイバなどの長さを持った照射手段を振動させる場合、その加振箇所は特に問わない。

【0015】また、本発明による第4の内視鏡装置は、照明光を射出する照明光射出手段と、照明光を被測定部まで導光して照射する照射手段と、照明光の照射により被測定部から反射される反射光による通常像を撮像する撮像手段とを備えた内視鏡装置において、照明光射出手段が、照明光を射出するレーザ光源と、高周波信号を出力する高周波信号出力手段とを備え、高周波信号出力手段から出力される高周波信号によりレーザ光源の駆動電流を変化させて照明光の波長を複数の波長に変化させることを特徴とするものである。

【0016】ここで、上記「レーザ光源」はその駆動電流を変化させることにより波長が変化するものであれば如何なるものでもよい。

【0017】また、上記「高周波信号によりレーザ光源の駆動電流を変化させて照明光の波長を複数の波長に変化させる」とは、例えば、レーザ光源としてレーザダイオードを使用した場合、その駆動回路に高周波信号を入力しその駆動電流を変化させることによりレーザダイオードから射出される照明光の波長を複数の波長に変化させることをいう。複数の波長に変化させるとは、擬似的にマルチ縦モードのような波長成分分布にすることを意味する。また、高周波信号の周波数は、レーザ光源が擬似的なマルチ縦モードの照明光を射出できる程度の周波数であればよい。

【0018】また、本発明による第5の内視鏡装置は、励起光を射出する励起光射出手段と、励起光を被測定部まで導光して照射する励起光照射手段と、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を撮像する蛍光撮像手段とを備えた内視鏡装置において、励起光射出手段が、マルチ縦モードの励起光を射出するレーザ光源を有するものであることを特徴とするものである。

【0019】ここで、上記「マルチ縦モードの励起光を射出するレーザ光源」とは、複数の波長成分を有する励起光を射出するレーザ光源を意味する。レーザ光源は固体レーザや半導体レーザなどレーザ光を射出するものであれば如何なるものでもよい。

【0020】また、励起光射出手段は、マルチ縦モードの励起光を射出するレーザ光源を複数備えたものとすることもできる。

【0021】また、本発明による第6の内視鏡装置は、励起光を射出する励起光射出手段と、励起光を被測定部まで導光して照射する励起光照射手段と、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を撮像する蛍光撮像手段とを備えた内視鏡装置において、励起光射出手段が、複数のシングル縦モードの励起光を射出するレーザ光源を有するものであり、その複数のレーザ光源の少なくとも2つが、波長および位相の少なくとも1

つが互いに異なる前記励起光を射出するものであることを特徴とするものである。

【0022】ここで、上記「シングル縦モードの照明光を射出するレーザ光源」とは、単波長の波長成分を有する励起光を射出するレーザ光源を意味する。

【0023】また、本発明による第7の内視鏡装置は、励起光を射出する励起光射出手段と、励起光を被測定部まで導光して照射する励起光照射手段と、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を撮像する蛍光撮像手段とを備えた内視鏡装置において、励起光照射手段を振動させる加振手段を備えたこと特徴とするものである。

【0024】ここで、上記「励起光照射手段」とは、上記励起光を導光するファイバやレンズなどを意味するが、上記「加振手段」はこれらのものを振動させることにより導光される照明光の光路長を変化させるものであれば如何なるものでもよい。また、ファイバなどの長さを持った励起光照射手段を振動させる場合、その加振箇所は特に問わない。

【0025】また、本発明による第8の内視鏡装置は、励起光を射出する励起光射出手段と、励起光を被測定部まで導光して照射する励起光照射手段と、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を撮像する蛍光撮像手段とを備えた内視鏡装置において、励起光射出手段が、励起光を射出するレーザ光源と、レーザ光源から射出された励起光の波長を複数の波長に変化させる高周波信号を発生する高周波信号発生手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0026】ここで、上記「レーザ光源」はその駆動電流を変化させることにより波長が変化するものであれば如何なるものでもよい。上記「高周波信号によりレーザ光源の駆動電流を変化させて励起光の波長を複数の波長に変化させる」とは、例えば、レーザ光源としてレーザダイオードを使用した場合、その駆動回路に高周波信号を入力しその駆動電流を変化させることによりレーザダイオードから射出される励起光の波長を変化させることをいう。複数の波長に変化させるとは、擬似的にマルチ縦モードのような波長成分分布にすることを意味する。また、高周波信号の周波数は、レーザ光源が擬似的なマルチ縦モードの励起光を射出できる程度の周波数であればよい。

【0027】また、上記第1から第8までの内視鏡装置では、レーザ光源をGaN系の半導体レーザ光源とし、励起光の波長帯域が400nmから420nmまでの範囲内であるものとすることができる。

【0028】

【発明の効果】本発明による第1の内視鏡装置によれば、照明光射出手段がマルチ縦モードの照明光を射出するレーザ光源を有するものとしたので、その照明光の干渉が抑制され照明光の干渉により生じていた通常像のむ

らを減少させることができ、より鮮明な診断画像を提供することができるとともに装置の小型化、省エネ化を図ることができる。

【0029】また、照明光射出手段がマルチ縦モードの照明光を射出するレーザ光源を複数備えたものとした場合には、照明光の干渉がより抑制され、より鮮明な診断画像が提供することができる。

【0030】また、本発明による第2の内視鏡装置によれば、照明光射出手段が複数のシングル縦モードの照明光を射出するレーザ光源を有するものであり、複数のレーザ光源の少なくとも2つが、波長および位相の少なくとも1つが互いに異なる照明光を射出するものとしたので、その照明光の干渉が抑制され照明光の干渉により生じていた通常像のむらを減少させることができ、より鮮明な診断画像を提供することができるとともに装置の小型化、省エネ化を図ることができる。

【0031】また、本発明による第3の内視鏡装置によれば、照射手段を振動させる加振手段を備えるようにしたので、この加振手段により照射手段に振動を加えることによって導光される照明光の光路長を変化させることができるので、その照明光の干渉が抑制され、照明光の干渉により生じていた通常像のむらを減少させることができ、より鮮明な診断画像を提供することができるとともに装置の小型化、省エネ化を図ることができる。

【0032】また、本発明による第4の内視鏡装置によれば、照明光射出手段が、照明光を射出するレーザ光源と、高周波信号を出力する高周波信号出力手段を備え、高周波信号出力手段から出力される高周波信号によりレーザ光源の駆動電流を変化させて照明光の波長を複数の波長に変化させることにより擬似的なマルチ縦モードの照明光を射出するようにしたので、その照明光の干渉が抑制され、照明光の干渉により生じていた通常像のむらを減少させることができ、より鮮明な診断画像を提供することができるとともに装置の小型化、省エネ化を図ることができる。

【0033】また、本発明による第5の内視鏡装置によれば、励起光射出手段がマルチ縦モードの励起光を射出するレーザ光源を有するものとしたので、その励起光の干渉が抑制され、励起光の干渉により生じていた蛍光像のむらを減少させることができ、より鮮明な診断画像を提供することができるとともに装置の小型化、省エネ化を図ることができる。

【0034】また、励起光射出手段は、マルチ縦モードの励起光を射出するレーザ光源を複数備えたものとした場合には、励起光の干渉がより抑制され、より鮮明な診断画像が提供することができる。

【0035】また、本発明による第6の内視鏡装置によれば、励起光射出手段が複数のシングル縦モードの前記照明光を射出するレーザ光源を有するものであり、その複数のレーザ光源の少なくとも2つが、波長および位相

の少なくとも1つが互いに異なる前記励起光を射出するものとしたので、その励起光の干渉が抑制され励起光の干渉により生じていた蛍光像のむらを減少させることができ、より鮮明な診断画像を提供することができるとともに装置の小型化、省エネ化を図ることができる。

【0036】また、本発明による第7の内視鏡装置によれば、励起光照射手段を振動させる加振手段を備えたものとしたので、この加振手段により照射手段に振動を加えることによって導光される励起光の光路長を変化させることができるので、その励起光の干渉が抑制され、励起光の干渉により生じていた蛍光像のむらを減少させることができ、より鮮明な診断画像を提供することができるとともに装置の小型化、省エネ化を図ることができる。

【0037】また、本発明による第8の内視鏡装置によれば、励起光射出手段が、励起光を射出するレーザ光源と、レーザ光源から射出された励起光の波長を複数の波長に変化させる高周波信号を発生する高周波信号発生手段とを備え、高周波信号出力手段から出力される高周波信号によりレーザ光源の駆動電流を変化させて励起光の波長を複数の波長に変化させることにより擬似的なマルチ縦モードの励起光を射出するようにしたので、その励起光の干渉が抑制され、励起光の干渉により生じていた蛍光像のむらを減少させることができ、より鮮明な診断画像を提供することができるとともに装置の小型化、省エネ化を図ることができる。

【0038】また、上記第5から第8までの内視鏡装置では、レーザ光源としてGaN系の半導体レーザ光源を用い励起光の波長帯域が400nmから420nmまでの範囲内とすれば、効率よく蛍光を発生させることができる。

【0039】

【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、本発明の第1および第5の内視鏡装置を適用した蛍光内視鏡の概略構成を示す図である。

【0040】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100と、生体組織から得られた情報を画像信号として処理して出力する画像信号処理部1と、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600とから構成される。画像信号処理部1は、白色光Lw、励起光Lrおよび参照光Lsをそれぞれ射出する3つの光源を備えた照明ユニット110と、この励起光Lsの照射により生体組織10から発生した自家蛍光像Zjと、参照光Lsの照射により生体組織10から反射した反射像Zs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300と、画像検出ユニット300から出力された自家蛍光像の2次元画像データから距離補正等の演算を行って、その演

算値に色の表示階調を割り当て、また、反射像の 2 次元画像データに輝度の表示階調を割り当てて、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 と、白色光 Lw の照射により生体組織 10 から反射した通常像 Zw 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 と、各ユニットの制御を行う制御用コンピュータ 200 とから構成される。

【0041】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 および参照光ライトガイド 101c と、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、励起光ライトガイド 101b および参照光ライトガイド 101c は照明ユニット 110 へ接続されている。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。

【0042】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 111、その白色光源 111 に電氣的に接続された白色光源用電源 113、白色光源 111 から射出された白色光を集光する白色光用集光レンズ 112 を備えている。そして、白色光源 111 は、赤色半導体レーザ 111a、緑色半導体レーザ 111b および青色半導体レーザ 111c を備え、それぞれの半導体レーザは干渉の少ないマルチ縦モードの光を射出するものである。ここで、マルチ縦モードの光とは、図 3 に示すように複数の波長のスペクトル分布を有する光のことをいう。また、蛍光画像用の励起光 Lr を発する GaN 系半導体レーザ 114、その GaN 系半導体レーザ 114 に電氣的に接続された半導体レーザ用電源 115、GaN 系半導体レーザ 114 から射出される励起光を集光する励起光用集光レンズ 116 を備え、GaN 系半導体レーザ 114 も、干渉の少ないマルチ縦モードの励起光を射出するものである。また、反射画像用の参照光を発する参照光源 117、その参照光源 117 に電氣的に接続された参照光源用電源 119、参照光源 117 から射出される参照光を集光する参照光用集光レンズ 118 を備え、参照光源 117 は赤外帯域の所定の波長帯域を持

ち、コヒーレント長の短い光を射出する SLD である。SLD も干渉の少ない光を射出するものである。

【0043】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または反射像を結像系に導くコリメートレンズ 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または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または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または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または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。

【0044】上記光学透過フィルタ 303 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 430 nm から 730 nm までの波長の広帯域の蛍光像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 430 nm から 530 nm の狭帯域の蛍光像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 750 nm から 900 nm の反射像を透過させるバンドパスフィルタである。

【0045】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を記憶する蛍光画像用メモリ 401、反射画像信号データを記憶する反射画像用メモリ 402、蛍光画像用メモリ 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、各画素の演算値に色を割り当てる蛍光画像演算部 403、反射画像用メモリ 402 に記憶された反射画像の各画素値に輝度を割り当てる反射画像演算部 404、蛍光画像演算部 403 から出力された色画像と反射画像演算部 404 から出力された輝度画像を合成して合成画像として出力する画像合成部 405 を備えている。

【0046】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 405 から出力された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 を備えている。

【0047】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。

【0048】次に、以上のように構成された本実施の形

態による蛍光内視鏡の作用について説明する。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。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 115 が駆動され、GaN 系半導体レーザ 114 から中心波長が 410 nm のマルチ縦モードの励起光 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 100 の先端まで導光された後、照明レンズ 104 から生体組織 10 へ照射される。

【0049】励起光 Lr を照射されることにより生じる生体組織 10 からの自家蛍光画像は、集光レンズ 106 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画像は、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 420 nm 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 の中心波長は 410 nm 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。

【0050】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素子 306 からの映像信号は AD 変換回路 307 へ入力され、デジタル化された後、蛍光画像用メモリ 401 に保存される。なお、蛍光画像用高感度撮像素子 306 により撮像した広帯域自家蛍光画像は、蛍光画像用メモリ 401 の図示省略した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、図示省略した狭帯域自家蛍光画像領域に保存される。

【0051】反射画像撮像時には、制御用コンピュータ 200 からの信号に基づき、参照光源用電源 119 が駆動され、参照光源 117 から所定の赤外帯域の波長を中心波長とした参照光 Ls が射出される。参照光 Ls は、参照光用集光レンズ 118 を透過し、参照光ライトガイド 101c に入射され、内視鏡挿入部 100 の先端まで導光された後、照明レンズ 104 から生体組織 10 へ照射される。

【0052】参照光 Ls を照射されることにより生じる生体組織 10 からの反射像は、集光レンズ 106 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 を透過した反射像は、光学透過フィルタ 303 に入射される。

【0053】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、反射像は、バンドパスフィルタ 303c 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 により撮像され、蛍光画像用高感度撮像素子 306 からの映像信号は AD 変換回路 307 へ入力され、デジタル化された後、反射画像用メモリ 402 に保存される。この時、バンドパスフィルタ 303c では、参照光 Ls の照射により生体組織 10 から反射される反射像を透過する。

【0054】蛍光画像用メモリ 401 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、蛍光画像演算部 403 で、各画像の各画素値の比率に応じた演算を行い、その演算値に色を割り当て、色画像信号を生成し出力する。また、反射画像用メモリ 402 に保存された反射画像は、反射画像演算部 404 で、各画素に輝度を割り当て輝度画像信号を生成し出力する。

【0055】蛍光画像演算部 403 から出力された色画像信号と反射画像演算部 404 から出力された輝度画像信号は、画像合成部 405 にて合成され、合成画像信号としてビデオ信号処理回路 503 に出力される。合成画像信号は、ビデオ信号処理回路 503 によって DA 変換後にモニタユニット 600 に入力され、合成画像用モニタ 602 に表示される。

【0056】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 200 からの信号に基づき白色光源用電源 113 が駆動され、白色光源 111 の赤色半導体レーザ 111a、緑色半導体レーザ 111b および青色半導体レーザ 111c からそれぞれマルチ縦モードの赤色光、緑色光および青色光が発せられ白色光 Lw に合成されて射出される。白色光 Lw は、白色光用集光レンズ 112 を経て白色光ライトガイド 101a に入射され、内視鏡挿入部 100 の先端部まで導光された後、照明レンズ 104 から生体組織 10 へ照射される。白色光 Lw の反射光は対物レンズ 105 によって集光され、反射用プリズム 108 に反射して、通常画像用撮像素子 107 に結像される。通常画像用撮像素子 107 からの映像信号は AD 変換器 501 へ入力され、デジタル化された後、通常画像用メモリ 502 に保存される。その通常画像用メモリ 502 により保存された通常画像信号は、ビデオ信号処理回路 503 によって DA 変換後にモニタユニット 600 に入力され、通常画像用モニタ 601 に可視画像として表示される。

【0057】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 200 によって制御される。

【0058】本発明による第 1 および第 5 の内視鏡装置を適用した蛍光内視鏡によれば、照明ユニット 110

が、マルチ縦モードの白色光および励起光を射出するレーザ光源を有するものとしたので、その白色光および励起光の干渉が抑制され、白色光の干渉により生じていた通常像のむらおよび励起光の干渉により生じていた蛍光像のむらを減少させることができ、より鮮明な診断画像を提供することができるとともに装置の小型化、省エネ化を図ることができる。

【0059】次に、本発明による第2および第6の内視鏡装置を適用した蛍光内視鏡の実施の形態について説明する。その概略構成は図4に示すとおりであるが、図1に示す第1および第5の内視鏡装置を適用した蛍光内視鏡の実施の形態とほぼ同様であるため、異なる要素のみに要素番号を記載する。なお、第1および第5の内視鏡装置を適用した蛍光内視鏡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。

【0060】本実施の形態における内視鏡装置を適用した蛍光内視鏡は、第1および第5の内視鏡装置を適用した蛍光内視鏡の実施の形態とは照明ユニット110の光源が異なるものである。

【0061】本実施の形態における照明ユニット120は、白色光源128が、赤色半導体レーザ128a、128b、緑色半導体レーザ128c、128d、および青色半導体レーザ128e、128fを備え、それぞれの半導体レーザはシングル縦モードの光を射出するものである。ここで、シングル縦モードの光とは、図5に示すように単数の波長のスペクトル分布を有する光のことをいう。また、赤色半導体レーザ128aと128bが発する赤色光は、互いに波長が異なるものとする。同様に、緑色半導体レーザ128cと128dが発する緑色光、青色半導体レーザ128eと128fが発する青色光はそれぞれ互いに波長が異なるものとする。また、励起光Lrを発するGaN系半導体レーザ127は、互いに異なる410nm付近の波長の励起光を発するGaN系半導体レーザ127a、127bおよび127cを備え、それぞれのGaN系半導体レーザはシングル縦モードの励起光を射出するものである。

【0062】上記のように構成された照明ユニット120から射出される白色光Lw、励起光Lrはそれぞれ干渉の抑制された光となる。その他の作用については、本発明による第1および第5の内視鏡装置を適用した蛍光内視鏡装置の実施の形態と同様である。

【0063】本発明による第2および第6の内視鏡装置を適用した蛍光内視鏡によれば、照明ユニット120が、シングル縦モードの白色光および励起光を射出するレーザ光源を複数有するものとしたので、その白色光および励起光の干渉が抑制され、白色光の干渉により生じていた通常像のむらおよび励起光の干渉により生じていた蛍光像のむらを減少させることができ、より鮮明な診断画像を提供することができるとともに装置の小型化、省エネ化を図ることができる。

【0064】次に、本発明による第3および第7の内視鏡装置を適用した蛍光内視鏡の実施の形態について説明する。その概略構成は図6に示すとおりであるが、図1に示す第1および第5の内視鏡装置を適用した蛍光内視鏡の実施の形態とほぼ同様であるため、異なる要素のみに要素番号を記載する。なお、第1および第5の内視鏡装置を適用した蛍光内視鏡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。

【0065】本実施の形態における蛍光画像表示装置を適用した蛍光内視鏡は、第1および第5の内視鏡装置を適用した蛍光内視鏡の実施の形態における照明ユニット110の構成が異なるものである。

【0066】本実施の形態の照明ユニット130は、白色光源131が、赤色半導体レーザ131a、緑色半導体レーザ131bおよび青色半導体レーザ131cを備え、それぞれの半導体レーザはシングル縦モードの光を射出するものである。また、GaN系半導体レーザ134は、波長が410nmのシングル縦モードの光を射出するものである。そして、さらに、白色光源131から射出された白色光が白色光用集光レンズ112により集光され入射される白色光ライトガイド101aの入射口には、白色光ライトガイド101aを振動させる加振機135が設置されている。加振機135にはその制御部136が電気的に接続されており、制御部136は白色光源131からの白色光の射出に同期して加振機135を動作させる。また、同様にして励起光ライトガイド101bの入射口には、励起光ライトガイド101bを振動させる加振機132およびその制御部133が設置され、励起光の射出に同期して動作する。

【0067】上記のように構成された照明ユニット130から射出された白色光Lwおよび励起光Lrは、加振機132、135により振動した白色光ライトガイド101aおよび励起光ライトガイド101bにより導光され、それぞれ干渉の抑制された白色光および励起光が生体組織10に照射される。その他の作用については、本発明による第1および第5の内視鏡装置を適用した蛍光内視鏡装置の実施の形態と同様である。

【0068】また、本発明による第3および第7の内視鏡装置は、白色光ライトガイド101aおよび励起光ライトガイド101bを振動させる加振機135および132を備えたので、この加振機135、132により白色光ライトガイド101aおよび励起光ライトガイド101bに振動を加えることによって、導光される白色光および励起光の光路長を変化させることができるので、その白色光および励起光の干渉が抑制され、白色光および励起光の干渉により生じていた通常像および蛍光像のむらを減少させることができ、より鮮明な診断画像を提供することができるとともに装置の小型化、省エネ化を図ることができる。

【0069】次に、本発明による第4および第8の内視

鏡装置を適用した蛍光内視鏡の実施の形態について説明する。その概略構成は、図 7 に示すとおりであるが、図 1 に示す第 1 および第 5 の内視鏡装置を適用した蛍光内視鏡の実施の形態とはほぼ同様であるため、異なる要素のみ要素番号を記載する。なお、第 1 および第 5 の内視鏡装置を適用した蛍光内視鏡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。

【0070】本実施の形態における内視鏡装置を適用した蛍光内視鏡は第 1 および第 5 の内視鏡装置を適用した蛍光内視鏡の実施の形態における照明ユニット 110 の構成が異なるものである。

【0071】本実施の形態の照明ユニット 140 は、白色光源 141 が、赤色半導体レーザ 141a、緑色半導体レーザ 141b および青色半導体レーザ 141c を備え、それぞれの半導体レーザはシングル縦モードの光を射出するものである。また、GaN 系半導体レーザ 144 は、波長が 410 nm のシングル縦モードの光を射出するものである。さらに、白色光源 141 に電氣的に接続される白色光源用電源 143 には、高周波信号出力手段 148 が接続されており、この高周波信号出力手段 148 から出力された高周波信号は白色光源用電源 143 において重畳されて、白色光源用電源 143 から出力される白色光源 141 の駆動電流を変化させる。図 8 に示すように駆動電流の変化 I_F は白色光の波長変化となり白色光源 141 からは波長の異なる白色光が出力される。また、 I_F の変化に対する λ の変化は連続的でなくステップ状に変化するため、白色光源 141 から出力される白色光は擬似的なマルチ縦モードのような波長成分分布を有する。同様にして、GaN 系半導体レーザ 144 に電氣的に接続される半導体レーザ用電源 145 には、高周波信号出力手段 147 が接続されており、この高周波信号出力手段 147 から出力された高周波信号は半導体レーザ用電源 145 において重畳されて、半導体レーザ用電源 145 から出力される GaN 系半導体レーザの駆動電流を変化させる。この駆動電流の変化により GaN 系半導体レーザ 144 からは、波長の異なる励起光が出力される。

【0072】上記のように構成された照明ユニット 140 からはそれぞれ波長の異なる白色光 L_w および励起光 L_r が射出され、それぞれ干渉の抑制された白色光および励起光が生体組織 10 に照射される。

【0073】本発明による第 4 および第 8 の内視鏡装置を適用した蛍光内視鏡によれば、照明ユニット 140 が、白色光および励起光を射出するレーザ光源と、高周波信号を出力する高周波信号出力手段 148、147 を備え、高周波信号出力手段 148、147 から出力される高周波信号によりレーザ光源の駆動電流を変化させて白色光および励起光の波長を複数の波長に変化させることにより擬似的なマルチ縦モードの白色光および励起光を射出することができるので、その白色光および励起光

の干渉が抑制され、白色光および励起光の干渉により生じていた通常像および蛍光像のむらを減少させることができ、より鮮明な診断画像を提供することができる。また、装置の小型化、省エネ化を図ることができる。

【0074】また、上記実施の形態では、励起光源は中心波長として 400 nm から 420 nm 程度のいずれのものを選んでよい。

【0075】また、上記実施の形態では、通常画像と合成画像を 2 つのモニタで表示するようにしたが、1 つのモニタにより通常画像と合成画像を切り換えて表示してもよい。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明による第 1 および第 5 の内視鏡装置を適用した蛍光内視鏡の実施の形態の概略構成図

【図 2】上記実施の形態における光学透過フィルタの概略構成図

【図 3】マルチ縦モードの波長成分の分布を示す図

【図 4】本発明による第 2 および第 6 の内視鏡装置を適用した蛍光内視鏡の実施の形態の概略構成図

【図 5】シングル縦モードの波長成分の分布を示す図

【図 6】本発明による第 3 および第 7 の内視鏡装置を適用した蛍光内視鏡の実施の形態の概略構成図

【図 7】本発明による第 4 および第 8 の内視鏡装置を適用した蛍光内視鏡の実施の形態の概略構成図

【図 8】図 7 に示す実施の形態における白色光源および GaN 系半導体レーザの波長とその駆動電流との関係を示す図

【図 9】正常組織と病変組織の蛍光スペクトルの強度分布を示す説明図

【符号の説明】

- 1、2、3、4 画像信号処理部
- 10 生体組織
- 100 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
- 101c 参照光ライトガイド
- 102 CCD ケーブル
- 103 イメージファイバ
- 104 照明レンズ
- 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、120、130、140 照明ユニット
- 111 白色光源
- 111a 赤色半導体レーザ (マルチ縦モード)
- 111b 緑色半導体レーザ (マルチ縦モード)
- 111c 青色半導体レーザ (マルチ縦モード)
- 112 白色光用集光レンズ

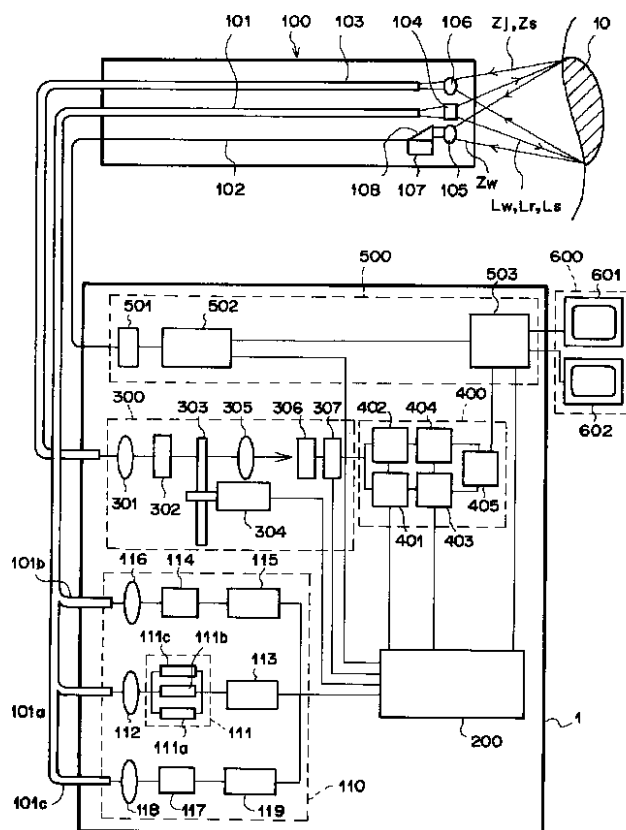
17

18

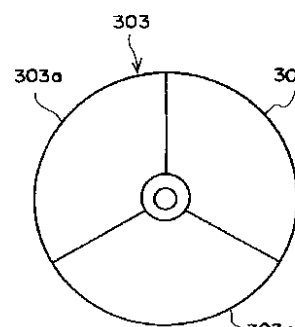
- 113、143 白色光源用電源
 114 GaN系半導体レーザ（マルチ縦モード）
 115、145 半導体レーザ用電源
 116 励起光用集光レンズ
 117 参照光源
 118 参照光用集光レンズ
 119 参照光源用電源
 127a、127b GaN系半導体レーザ（シングル縦モード）
 127c、134、144 GaN系半導体レーザ（シングル縦モード）
 128a、128b 赤色半導体レーザ（シングル縦モード）
 131a、141a 赤色半導体レーザ（シングル縦モード）
 128c、128d 緑色半導体レーザ（シングル縦モード）
 131b、141b 緑色半導体レーザ（シングル縦モード）
 128e、128f 青色半導体レーザ（シングル縦モード）
 131c、141c 青色半導体レーザ（シングル縦モード）
 132、135 加振機 *

- *133、136 制御部
 147、148 高周波信号出力手段
 200 制御用コンピュータ
 300 画像検出ユニット
 301 コリメートレンズ
 302 励起光カットフィルタ
 303 光学透過フィルタ
 303a、303b、303c バンドパスフィルタ
 304 フィルタ回転装置
 305 蛍光用集光レンズ
 306 蛍光画像用高感度撮像素子
 307 AD変換器
 400 画像演算ユニット
 401 蛍光画像用メモリ
 402 反射画像用メモリ
 403 蛍光画像演算部
 404 反射画像演算手段
 405 画像合成部
 500 表示信号処理ユニット
 502 通常画像用メモリ
 503 ビデオ信号処理回路
 600 モニタユニット
 601 通常画像用モニタ
 602 合成画像用モニタ

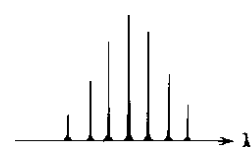
【図1】



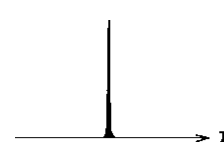
【図2】



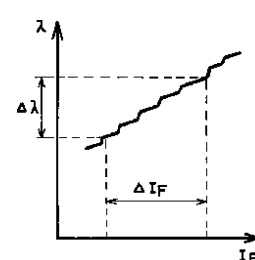
【図3】



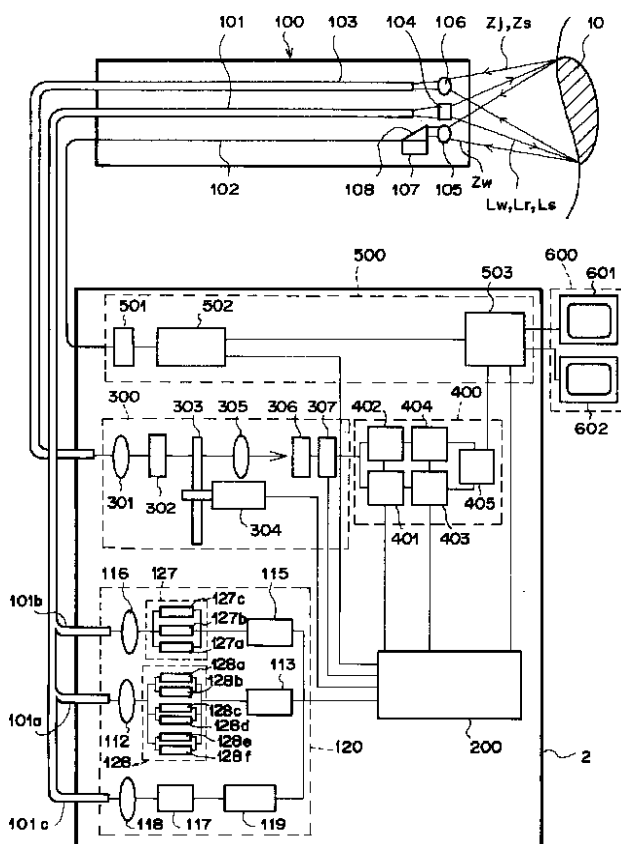
【図5】



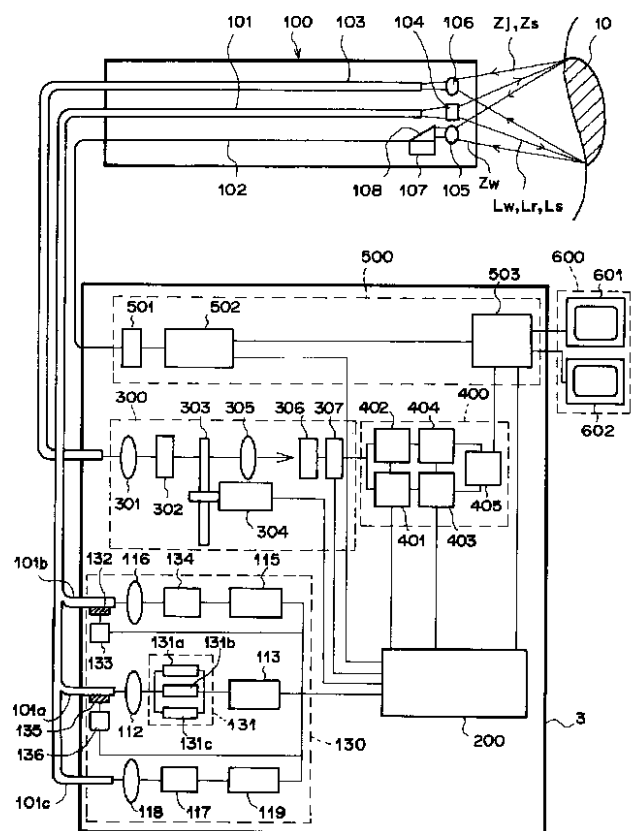
【図8】



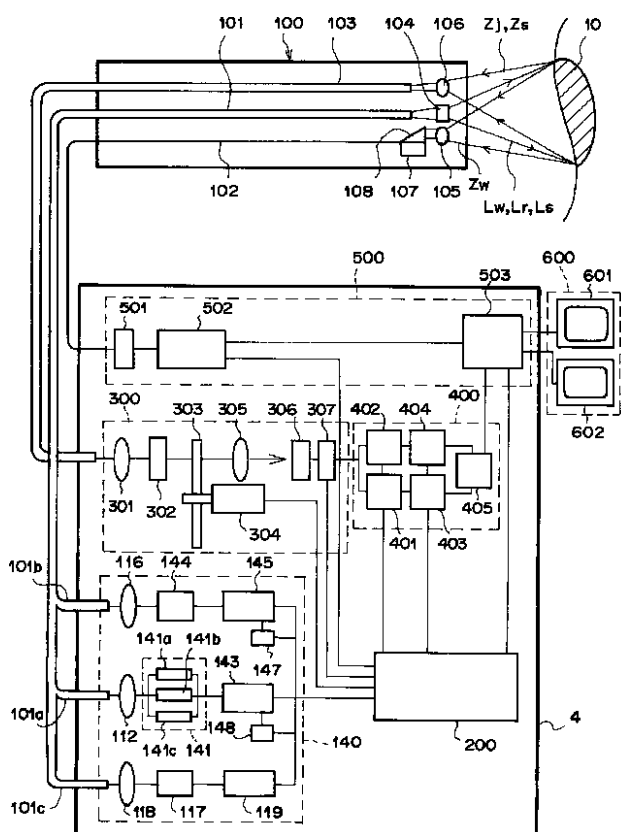
【図4】



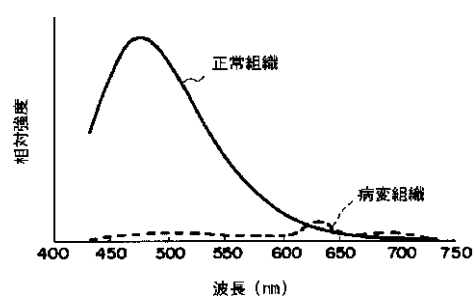
【図6】



【図7】



【図9】



专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2002095634A	公开(公告)日	2002-04-02
申请号	JP2000292471	申请日	2000-09-26
[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		
[标]发明人	袴田和男		
发明人	袴田 和男		
IPC分类号	G02B23/26 A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 A61B5/00 H01S5/323		
CPC分类号	A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/0638 A61B5/0071 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/00.300.D G02B23/26.B H01S5/323 A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/07.730 A61B1/07.731 H01S5/323.610		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/CA02 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA10 2H040/GA11 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/NN01 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/WW17 5F073/AB21 5F073/AB25 5F073/AB27 5F073/BA09 5F073/CA02 5F073/EA01 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/NN01 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/WW17 5F173/MA10 5F173/MC01 5F173/ME44 5F173/MF03 5F173/MF18 5F173/MF23		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

激光光源可以用作内窥镜设备中的照明光或激发光的光源，并且可以减少由于激光的干涉引起的诊断图像的不均匀性。照明单元（110）中的白光源（111）包括红色半导体激光器（111a），绿色半导体激光器（111b）和蓝色半导体激光器（111c），并且每个半导体激光器都具有多纵向模式，该模式具有多个波长（ λ ）的光谱分布且干扰较小。发射光，并且GaN半导体激光器114还发射具有很少干涉的多纵向模式激发光。

