

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) **公開特許公報(A)**

(11)特許出願公開番号

特開2011-156339

**(P2011-156339A)**

(43) 公開日 平成23年8月18日(2011.8.18)

(51) Int.Cl.

**A 6 1 B 1/00 (2006.01)**

F 1

A61B 1/00 300Y

A 6 1 B 1/00 3 0 0 P

A 6 1 B    1/00    3 0 0 D

テーマコード (参考)

4 C 0 6 1

4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2010-119746 (P2010-119746)

(22) 出願日 平成22年5月25日 (2010.5.25)

(31) 優先權主張番号 特願2010-3388 (P2010-3388)

(32) 優先日 平成22年1月8日 (2010.1.8)

(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 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 100115107

弁理士 高松 猛

(74) 代理人 100132986

弁理士 矢澤 清純

(72) 発明者 江利川 昭彦

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地

富士フイルム株式会社内

(72) 発明者 飯田 孝之

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地

富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

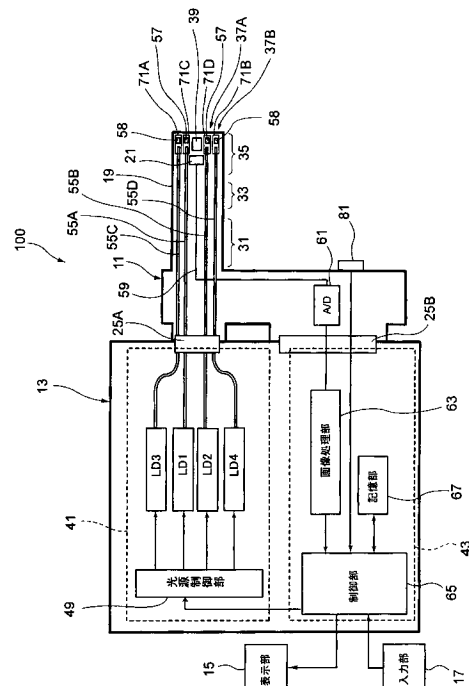
(54) 【発明の名称】 医療機器及び内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】近接撮影時の光量ムラを軽減できる医療機器及び内視鏡装置を提供する。

【解決手段】被検体内に挿入される挿入部先端 3 5 に配置され、スペクトルの異なる複数の光源からの光を被検体に向けて出射する複数の照射窓と、被検体を観察する観察窓 3 9 とを備えた医療機器であって、複数の照射窓が、一対の第 1 照射窓 3 7 A と、一対の第 1 照射窓 3 7 A より内側に配置され第 1 照射窓 3 7 A からの照射光よりも短波長の光を出射する一対の第 2 照射窓 3 7 B と、を備えた。

【選択図】図 1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体内に挿入される挿入部先端に配置され、スペクトルの異なる複数の光源からの光を被検体に向けて出射する複数の照射窓と、被検体を観察する観察窓とを備えた医療機器であって、

前記複数の照射窓が、一对の第 1 照射窓と、前記一对の第 1 照射窓より内側に配置され該第 1 照射窓からの出射光よりも短波長の光を出射する一对の第 2 照射窓と、を有する医療機器。

**【請求項 2】**

請求項 1 記載の医療機器であって、

10

前記観察窓の中心点を通り、かつ、前記挿入部先端の先端面を二等分する直線を境界線とし、該境界線により前記先端面を二等分したそれぞれの領域内に、前記第 1 の照射窓と前記第 2 の照射窓がそれぞれ 1 つずつ配置された医療機器。

**【請求項 3】**

請求項 1 又は請求項 2 記載の医療機器であって、

前記一对の第 1 の照射窓と、前記一对の第 2 の照射窓とが、それぞれ前記観察窓を挟んで配置された医療機器。

**【請求項 4】**

請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれか 1 項記載の医療機器であって、

20

前記一对の第 1 照射窓がそれぞれ同じスペクトルの光を出射し、

前記一对の第 2 照射窓がそれぞれ同じスペクトルの光を出射する医療機器。

**【請求項 5】**

請求項 1 ~ 請求項 4 のいずれか 1 項記載の医療機器であって、

前記第 1 照射窓から白色照明光を出射し、

前記第 2 照射窓から前記白色照明光の中心波長より短波長の光を出射する医療機器。

**【請求項 6】**

請求項 1 ~ 請求項 5 のいずれか 1 項記載の医療機器であって、

前記一对の第 1 照射窓及び前記一对の第 2 照射窓が、前記観察窓の両脇側に該観察窓の中心から略等距離でそれぞれ配置された医療機器。

30

**【請求項 7】**

請求項 1 ~ 請求項 6 のいずれか 1 項記載の医療機器として構成され、

前記観察窓及び前記照明窓が、被検体内に挿入される内視鏡挿入部の先端に配置された内視鏡装置。

**【請求項 8】**

請求項 7 記載の内視鏡装置であって、

前記複数の光源が、レーザ発光素子を発光源とする光源を含む内視鏡装置。

**【請求項 9】**

請求項 8 記載の内視鏡装置であって、

レーザ光源と、該レーザ光源からのレーザ光を内視鏡挿入部の先端に導光する光ファイバと、該光ファイバの光出射端に配置され前記レーザ光を波長変換する波長変換部材と、を備え、

40

前記第 1 照明窓が、前記レーザ光と前記波長変換された光とを合成した白色光を出射する内視鏡装置。

**【請求項 10】**

請求項 7 記載の内視鏡装置であって、

前記複数の光源が、発光ダイオードを発光源とする光源を含む内視鏡装置。

**【請求項 11】**

請求項 10 記載の内視鏡装置であって、

前記発光ダイオードが前記内視鏡挿入部の先端に配置された内視鏡装置。

**【請求項 12】**

50

請求項 7 ~ 請求項 11 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記一対の第 1 照射窓から光を出射させる光源と、前記一対の第 2 照射窓から光を出射させる光源に体して、光出射タイミングと出射光量比の少なくともいずれかを変更する光源制御部を備えた内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療機器及び内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡の拡大観察時においては、内視鏡先端と被写体との距離が 1 ~ 3 mm 程度での撮影となり、通常の内視鏡の画角が 120° ~ 140° 程度であるのに対して、50° ~ 60° 程度とすることが多い。図 9 に内視鏡先端部の正面図、図 10 に内視鏡先端部の断面図を示した。図 9 に示すような構成の内視鏡 200 で、図 10 に内視鏡先端部の断面図を示す撮像素子を有する観察窓 201 から距離 H の近接撮影を行うと、画面中央部分に届く光が周辺部分に届く光と比較して少なくなり、観察画像に光量ムラが発生する。この光量ムラは以下のような理由で色毎に異なったものになる。即ち、観察窓 201 を挟み、観察窓 201 から等距離 L に離間したライトガイド 203, 203 から出力される光の内、波長の比較的長い赤成分は、被写体（生体）205 の表面 205a での反射だけでなく、生体内部 205b で散乱され、その結果、画面中心部分へ散乱した光が届く。一方、短波長成分の青い光は、生体内部 205b では、すぐに減衰し、生体表面 205a での直接反射光以外は画面中央部分へは届かない。このため、観察窓 201 の内部に配置された CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサから観察される像の図 9 の矢印 A 方向に対する光量比は、図 11 に示すグラフのようになる。波長の比較的長い赤成分 R は、水平画素列のどの位置でも光量比 1.0 近傍で平坦となり、光量ムラが少ない。一方、短波長成分の緑青成分 G, B は水平画素列中心と比較して、周辺（ライトガイド 203, 203 に近い部分）の光量が多い。つまり、短波長成分ほど周辺部分ほど光量が多くなり、光量ムラが大きくなる。なお、図 9 中の円形穴は鉗子口 207 を示す。

10

20

【0003】

また、通常モード、蛍光モードの照明光を出射する照明窓とは別に励起光照明窓を設けて、照明窓からの照明光により色ムラが生じないように同期して調光する医療装置が例えば特許文献 1 に記載されているが、波長毎の光量差を解決するものではなかった。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2009 - 34224 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明は上記状況に鑑みてなされたもので、近接撮影時の光量ムラを軽減することが可能な医療機器及び内視鏡装置を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は下記構成からなる。

(1) 被検体内に挿入される挿入部先端に配置され、スペクトルの異なる複数の光源からの光を被検体に向けて出射する複数の照射窓と、被検体を観察する観察窓とを備えた医療機器であって、

前記複数の照射窓が、一対の第 1 照射窓と、前記一対の第 1 照射窓より内側に配置され該第 1 照射窓からの出射光よりも短波長の光を出射する一対の第 2 照射窓と、を有する医療機器。

50

## 【 0 0 0 7 】

( 2 ) ( 1 ) の医療機器として構成され、

前記観察窓及び前記照明窓が、被検体内に挿入される内視鏡挿入部の先端に配置された内視鏡装置。

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 0 8 】

本発明に係る医療機器及び内視鏡装置によれば、短波長の照明光を出射する照射窓を、他の照射窓より観察窓の近くに配置するので、近接撮影時に発生する観察波長毎の異なる光量ムラを軽減することが可能となる。これにより、良好な観察画像が得られ、診断精度を向上できる。

10

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 0 9 】

【 図 1 】 本発明の実施形態を説明するための図で、内視鏡装置の概念的なブロック構成図である。

【 図 2 】 図 1 に示す内視鏡装置の一例としての外観図である。

【 図 3 】 ( A ) は光偏向・拡散部材を備えた投光ユニットの断面構成図、( B ) は蛍光体を備えた投光ユニットの断面構成図である。

【 図 4 】 レーザ光源からの青色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体により波長変換された発光スペクトルを示すグラフである。

【 図 5 】 ( A ) は複数の照射窓が直線上に配置された内視鏡先端部の正面図、( B ) は平行な直線上のそれぞれに同じスペクトルの光を照射する照射窓が配置された内視鏡先端部の正面図、( C ) は交差する直線上のそれぞれに同じスペクトルの光を照射する照射窓が配置された内視鏡先端部の正面図である。

20

【 図 6 】 中心波長の短い光と長い光の照射のタイミングを示すタイムチャートである。

【 図 7 】 L E D を光源に用いた内視鏡装置の概念的なブロック構成図である。

【 図 8 】 L E D を光源に用いた内視鏡装置の概念的なブロック構成図である。

【 図 9 】 従来の複数の照射窓が直線上に配置された内視鏡先端部の正面図である。

【 図 1 0 】 図 9 に示した内視鏡先端部を用いた近接撮影時の被写体との位置関係を示す側面図である。

【 図 1 1 】 中央画素値を基準とする画素列位置と R G B 別光量比との相関を表すグラフである。

30

## 【 発明を実施するための形態 】

## 【 0 0 1 0 】

以下、本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。

図 1 は本発明の実施形態を説明するための図で、内視鏡装置の概念的なブロック構成図、図 2 は図 1 に示す内視鏡装置の一例としての外観図である。

図 1、図 2 に示すように、医療機器の一つである内視鏡装置 1 0 0 は、内視鏡 1 1 と、この内視鏡 1 1 が接続される制御装置 1 3 とを有する。制御装置 1 3 には、画像情報等を表示する表示部 1 5 と、入力操作を受け付ける入力部 1 7 が接続されている。内視鏡 1 1 は、被検体内に挿入される内視鏡挿入部 1 9 の先端から照明光を出射する照明光学系と、被観察領域を撮像する撮像素子 2 1 ( 図 1 参照 ) を含む撮像光学系とを有する、電子内視鏡である。

40

## 【 0 0 1 1 】

また、内視鏡 1 1 は、内視鏡挿入部 1 9 と、内視鏡挿入部 1 9 の先端の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部 2 3 ( 図 2 参照 ) と、内視鏡 1 1 を制御装置 1 3 に着脱自在に接続するコネクタ部 2 5 A , 2 5 B を備える。なお、図示はしないが、操作部 2 3 及び内視鏡挿入部 1 9 の内部には、組織採取用処置具等を挿入する鉗子チャンネルや、送気・送水用のチャンネル等、各種のチャンネルが設けられる。

## 【 0 0 1 2 】

内視鏡挿入部 1 9 は、可撓性を持つ軟性部 3 1 と、湾曲部 3 3 と、先端部 ( 以降、内視

50

鏡先端部とも呼称する) 35 から構成される。内視鏡先端部 35 には、図 1 に示すように、被観察領域へ光を照射する照射窓 37A, 37B と、被観察領域の画像情報を取得する CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサや CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサ等の撮像素子 21 が配置されている。また、撮像素子 21 の受光面側には観察窓となる対物レンズユニット 39 が配置される。

#### 【0013】

湾曲部 33 は、軟性部 31 と先端部 35 との間に設けられ、図 2 に示す操作部 23 に配置されたアングルノブ 22 の回動操作により湾曲自在にされている。この湾曲部 33 は、内視鏡 11 が使用される被検体の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲でき、内視鏡先端部 35 の照射窓 37A, 37B 及び撮像素子 21 の観察方向を、所望の観察部位に向けることができる。上記の内視鏡挿入部 19 の照射窓 37A, 37B の構造については、詳細を後述する。

#### 【0014】

制御装置 13 は、内視鏡先端部 35 の照射窓 37A, 37B に供給する照明光を発生する光源装置 41 と、撮像素子 21 からの画像信号を画像処理するプロセッサ 43 とを備え、コネクタ部 25A, 25B を介して内視鏡 11 に接続される。また、プロセッサ 43 には、前述の表示部 15 と入力部 17 が接続されている。プロセッサ 43 は、内視鏡 11 の操作部 23 や入力部 17 からの指示に基づいて、内視鏡 11 から伝送されてくる撮像素子からの画像信号を画像処理し、表示用画像を生成して表示部 15 へ供給する。

#### 【0015】

光源装置 41 は、互いに中心波長の異なる複数種のレーザ光源を備える。本構成例においては、図 1 に示すように、中心波長が 405nm の LD1, LD2、及び中心波長が 445nm の LD3, LD4 を基本構成として備え、更に他の発光波長の LD を備えた構成としてもよい。

#### 【0016】

各レーザ光源 LD1 ~ LD4 は、光源制御部 49 によりそれぞれ個別に調光制御されており、各レーザ光を個別に又は同時に発生することができる。また、各レーザ光源の発光のタイミングや光量比は任意に変更可能になっている。

#### 【0017】

LD1, LD2 は中心波長 405nm の紫色レーザ光を出射する特殊光観察用の光源であり、被観察領域に向けて、後述する蛍光体を介さずに光出射する光源となっている。LD3, LD4 は中心波長 445nm の青色レーザ光を出射して、後述する波長変換部材である蛍光体により白色照明光を生成する通常観察用の光源となっている。LD3, LD4 からの青色レーザ光と蛍光体とによって、高効率で高輝度の白色光が生成される。

#### 【0018】

LD1, LD2 は、狭帯域光観察、蛍光観察を行うための照明光として用いられ、更に光線力学的診断 (Photodynamic Diagnosis: PDD) を行うための照明光としても利用可能である。PDD は、予め腫瘍親和性がありかつ特定の励起光に対して感応する光感受性物質を生体に投与した後、励起光となるレーザ光を生体組織表面に照射して、癌などの腫瘍の病巣部で光感受性物質の濃度が高くなった部位からの蛍光を観察する診断方法である。

#### 【0019】

LD1, LD2 の特殊光観察と LD3, LD4 の通常光観察との変更は、図 1 に示す内視鏡装置 100 の切り替えスイッチ 81 の操作、入力部 17 からの操作、或いは光源装置 41 によって、任意のタイミング、又はプログラムされた規定のタイミングで行うことができる。また、予めプリセットされた出射光量比にスイッチ操作等により選択する構成にすれば、通常観察画像と特殊光観察画像とを簡単に切り替えることができる。勿論、双方を同時に表示させることも可能である。

#### 【0020】

上記のレーザ光源 LD1 ~ LD4 は、ブロードエリア型の InGaIn 系レーザダイオー

10

20

30

40

50

ドが利用でき、また、InGaNAs系レーザダイオードやGaNAs系レーザダイオード等を用いることもできる。なお、上記光源として発光ダイオード等の半導体発光素子を用いた構成としてもよい。また、半導体発光素子以外にも、キセノンランプ等の白色光源からの光をカラーフィルタにより波長選択した光等を用いることもできる。

【0021】

各レーザ光源LD1～LD4から出射されるレーザ光は、それぞれ集光レンズ（図示略）により光ファイバに導入される。LD1とLD2からのレーザ光は、コネクタ部25Aを通じて光ファイバ55A，55Bに伝送される。LD3とLD4からのレーザ光は、コネクタ部25Aを通じて光ファイバ55C，55Dに伝送される。

【0022】

光ファイバ55A～55Dは、マルチモードファイバであり、一例として、コア径105μm、クラッド径125μm、外皮となる保護層を含めた径が0.3～0.5mmの細径なファイバケーブルを使用できる。

【0023】

コネクタ部25Aから内視鏡先端部35まで延設された光ファイバ55A～55Dには、各レーザ光源LD1～LD4からのレーザ光がそれぞれ任意のタイミングで導入される。LD1，LD2からのレーザ光は、光偏向・拡散部材57に伝送され、照明光として被観察領域に向けて出射される。LD3，LD4からのレーザ光は、内視鏡先端部35に配置された蛍光体58に伝送され、白色照明光として被観察領域に向けて出射される。

【0024】

ここで、光ファイバ55Cと蛍光体58は投光ユニット71Aを構成し、光ファイバ55Dと蛍光体58は投光ユニット71Bを構成する。また、光ファイバ55Aと光偏向・拡散部材57は投光ユニット71Cを構成し、光ファイバ55Bと光偏向・拡散部材57は投光ユニット71Dを構成する。

【0025】

これら投光ユニット71A，71Bの対と、投光ユニット71C，71Dの対は、内視鏡先端部35の撮像素子21及び対物レンズユニット39を挟んだ両脇側にそれぞれ配置される。

【0026】

次に、内視鏡先端部の投光ユニットの構成について説明する。

図3(A)に投光ユニット71A，71Bの断面構成図、図3(B)に投光ユニット71C，71Dの断面構成図を示した。投光ユニット71Aと投光ユニット71Bは、それぞれ同一の構成であって、蛍光体58と、蛍光体58の外周を覆う筒状のスリーブ部材73と、スリーブ部材73の一端側を封止する保護ガラス（照明窓）75と、スリーブ部材73内に挿入され光ファイバ55C（55D）を中心軸に保持するフェルール77とを備えている。また、フェルール77の後端側から外皮に覆われて延出される光ファイバ55C（55D）には、その外皮の外側を覆うフレキシブルスリーブ79がスリーブ部材73との間に挿入されている。

【0027】

一方、投光ユニット71Cと投光ユニット71Dも同一構成であり、投光ユニット71A，71Bの蛍光体58に代えて、光偏向・拡散部材57が配設され、光ファイバ55A（55B）から導光される点以外は投光ユニット71A，71Bと同様の構成となっている。

【0028】

投光ユニット71A，71Bの蛍光体58は、レーザ光源LD3，LD4からの青色レーザ光の一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光体物質（例えばYAG系蛍光体、或いはBAM（BaMgAl<sub>10</sub>O<sub>17</sub>）等の蛍光体）を含んで構成される。これにより、青色レーザ光を励起光とする緑色～黄色の励起発光光と、蛍光体58により吸収されず透過した青色レーザ光とが合わされて、白色（疑似白色）の照明光が生成される。

【0029】

10

20

30

40

50

図4は、レーザ光源LD3, LD4からの青色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体58により波長変換された発光スペクトルを示すグラフである。青色レーザ光は、中心波長445nmの輝線で表され、青色レーザ光による蛍光体58からの励起発光光は、概ね450nm~700nmの波長帯域で発光強度が増大する分光強度分布となる。この励起発光光と青色レーザ光によるプロファイルによって、前述した白色光が形成される。本構成例のように、半導体発光素子を励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の白色光が得られ、白色光の強度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

#### 【0030】

ここで、本明細書でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らず、例えば、基準色であるR(赤), G(緑), B(青)等、特定の波長帯の光を含むものであればよく、例えば、緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等も広義に含むものとする。

#### 【0031】

上記の蛍光体58は、レーザ光の可干渉性により生じるスペックルに起因して、撮像の障害となるノイズの重畳や、動画像表示を行う際のちらつきの発生を防止できる。また、蛍光体58は、蛍光体を構成する蛍光物質と、充填剤となる固定・固化用樹脂との屈折率差を考慮して、蛍光物質そのものと充填剤に対する粒径を、赤外域の光に対して吸収が小さく、かつ散乱が大きい材料で構成することが好ましい。これにより、赤色や赤外域の光に対して光強度を落とすことなく散乱効果が高められ、光学的損失が小さくなる。

#### 【0032】

また、投光ユニット71C, 71Dの光偏向・拡散部材57は、LD1, LD2からのレーザ光が透過する材料であればよく、例えば透光性を有する樹脂材料やガラス等が用いられる。更には、光偏向・拡散部材57は、樹脂材料やガラスの表面等に、微小凹凸や屈折率の異なる粒子(フィラー等)を混在させた光拡散層を設けた構成や、半透明体の材料を用いた構成としてもよい。これにより、光偏向・拡散部材57から出射する透過光は、所定の照射領域内で光量が均一化された狭帯域波長の光となる。

#### 【0033】

再び図1に戻り説明する。上記のように青色レーザ光と蛍光体58からの励起発光光による白色光、及び各レーザ光による狭帯域光は、内視鏡11の先端部35から被検体の被観察領域に向けて照射される。そして、照明光が照射された被観察領域の様子は、観察窓となる対物レンズユニット39により被検体像を結像させ、撮像素子21により撮像される。

#### 【0034】

撮像後に撮像素子21から出力される撮像画像の画像信号は、スコープケーブル59を通じてA/D変換器61に伝送されてデジタル信号に変換され、コネクタ部25Bを介してプロセッサ43の画像処理部63に入力される。画像処理部63は、デジタル信号に変換された撮像素子21からの撮像画像信号に対して、ホワイトバランス補正、ガンマ補正、輪郭強調、色補正等の各種処理を施す。画像処理部63で処理された撮像画像信号は、制御部65で各種情報と共に内視鏡観察画像にされ、表示部15に表示される。また必要に応じて、メモリやストレージ装置からなる記憶部67に記憶される。

#### 【0035】

次に、内視鏡先端部の一構成例について詳細に説明する。

図5(A)は複数の照射窓が直線上に配置された内視鏡先端部の正面図、(B)は平行な直線上のそれぞれに同じスペクトルの光を照射する照射窓が配置された内視鏡先端部の正面図、(C)は交差する直線上のそれぞれに同じスペクトルの光を照射する照射窓が配置された内視鏡先端部の正面図である。

内視鏡挿入部19(図1、図2参照)の先端部35には、対物レンズユニット39に対して、長波長の光を照射する照射窓37Bが離間して配置される。また、先端部35には、この長波長の光を照射する照射窓37Bの離間距離Mよりも短い離間距離Nで対物レン

ズユニット 39 に対して短波長の光を照射する照射窓 37A が配置される。

【0036】

図 5 (A) に示す構成例では、照射窓 37A が投光ユニット 71C, 71D からなり、照射窓 37B が投光ユニット 71A, 71B からなる。つまり、対物レンズユニット 39 を挟み、長波長の光を照射する一対の投光ユニット 71A, 71B が等距離 M で配置され、その内側に、対物レンズユニット 39 を挟み、短波長の光を照射する一対の投光ユニット 71C, 71D が等距離 N で配置されている。投光ユニット 71C, 71D からは中心波長が 405 nm の短波長の光が出射され、投光ユニット 71A, 71B からは波長 445 nm のレーザ光により生成される白色光が出射される。なお、距離 M, N は厳密に等距離でなくとも、実質的な影響が生じない範囲で変動があってもよい。

10

【0037】

上記構成によれば、対物レンズユニット 39 を挟んだ両側から同じスペクトルの光を同時に照射することで、被観察領域内に凹凸が存在しても観察画像に影が映出されることを防止でき、画面全体の診断が容易となる。また、短波長の光を、長波長の光より対物レンズユニット 39 に近接した位置から出射することで、照射中心位置から離れるに従って光量の低下度合いが大きくなる短波長の光を、観察画像の中心位置近傍から照射できる。これにより、短波長の光を観察画像の画面中心から画面両脇までの離れた位置にまで均等な光量で照射でき、近接撮影時におけるシェーディングの発生を防止できる。

【0038】

対物レンズユニット 39 を挟む投光ユニット 71A, 71B と投光ユニット 71C, 71D の配置構成は、図 5 (A) に示すように、投光ユニット 71A, 71B と、投光ユニット 71C, 71D とを同一直線 80 上で、対物レンズユニット 39 に対して点対称に配置することにより、対物レンズユニット 39 の両脇での光量バランスを均一にでき、シェーディングや色ムラをより生じにくくできる。特に白色光を照射する投光ユニット 71A, 71B の間隔を広げることで、影の発生をより確実に防止できる。

20

【0039】

また、図 5 (B) に示すように、互いに平行な直線 83 及び 85 上に、同じスペクトルの光を照射する投光ユニット 71C, 71D 及び投光ユニット 71A, 71B をそれぞれ配置してもよい。この配置構成によれば、直線状に配列する場合に比べ、配列全長を短くでき、内視鏡の細径化に寄与できる。

30

【0040】

また、図 5 (C) に示すように、交差する直線 87 及び 89 上に、同波長の光を照射する投光ユニット 71C, 71D 及び投光ユニット 71A, 71B をそれぞれ配置してもよい。この配置構成によれば、全てを直線状に配列する場合に比べ、配列全長を短くコンパクトに配置できるとともに、投光ユニット 71A, 71B と、投光ユニット 71C, 71D のそれぞれが点対称配置となり、光量バランスを均一にできる。

【0041】

このように、本構成の内視鏡装置 100 では、観察画像の画面中心部分への光量が減衰しやすい短波長の光を照射する専用の投光ユニット 71C, 71D が、対物レンズユニット 39 に近接して配置されるため、画面中心部分に対し、短波長光の光量の減衰が抑制され、光量の低下が抑えられる。これにより、最終的に画面中心部分に入射する短波長の光の光量と、長波長の光の光量とが均一となり、近接撮影時におけるシェーディングや色ムラの発生が防止できる。

40

【0042】

なお、投光ユニット 71A, 71B 及び投光ユニット 71C, 71D と、対物レンズユニット 39 との位置関係は、一対の投光ユニット 71A, 71B と一対の投光ユニット 71C, 71D とする以外にも、例えば、対物レンズユニット 39 に対して一つの投光ユニット 71C のみが離間して配置され、投光ユニット 71C の離間距離 M よりも短い離間距離 N で対物レンズユニット 39 に対して短波長光を照射する一つの投光ユニット 71A のみが配置されていてもよい。

50



## 【 0 0 4 3 】

また、対物レンズユニット 3 9 は、一対の投光ユニット 7 1 A , 7 1 B を結ぶ線上、或いは一対の投光ユニット 7 1 C , 7 1 D を結ぶ線上に配置することが好ましい。しかし、これに限らず、対物レンズユニット 3 9 ( 観察窓 ) の中心点を通り、かつ、内視鏡挿入部先端の先端面を二等分する線を境界線とした場合に、この境界線により二等分される一方の領域内に投光ユニット 7 1 A を配置し、他方の領域内に投光ユニット 7 1 B を配置し、同様に上記一方の領域内に投光ユニット 7 1 C を配置し、他方の領域内に投光ユニット 7 1 D を配置した構成であればよく、一対の投光ユニットを結ぶ線上から離れた位置に対物レンズユニット 3 9 を配置した構成としてもよい。その場合、撮像して得られる観察画像データに対し、必要に応じてシェーディング補正を施すことで、観察画像内で均一な光量分布の照明光が照射されたような観察画像にできる。

10

## 【 0 0 4 4 】

また、上記した内視鏡装置 1 0 0 の他の構成例としては、中心波長が 4 0 5 n m のレーザー光と、中心波長が 4 4 5 n m のレーザー光を励起光とする蛍光体を通じて得られる白色光との 2 種類の光を照射する以外にも、更に他の波長成分を有する光を照射させる構成としてもよい。例えば、前述の照射窓 3 7 A、3 7 B の外側で、対物レンズユニット 3 9 を挟んで一対の投光ユニットからなる他の照射窓を設け、この照射窓から中心波長が 7 8 5 n m 等の更に長波長のレーザー光を照射する構成としてもよい。

## 【 0 0 4 5 】

次に、各投光ユニットにレーザー光を供給する各レーザー光源の照射タイミングについて説明する。

20

図 6 に中心波長の異なる 2 種類の光を照明光として撮像する場合の各レーザー光源及び撮像素子の駆動例を示した。前述の通り L D 1 , L D 2 は中心波長 4 0 5 n m のレーザー光 ( 特殊光 ) を発生し、L D 3 , L D 4 は中心波長 4 4 5 n m のレーザー光を発生する。そして、L D 3 , L D 4 からのレーザー光は蛍光体により波長変換されて白色光として照射される。

## 【 0 0 4 6 】

同一の観察位置であっても、白色光照明時の観察画像と特定波長の特殊光照明時の観察画像とでは観察対象が異なるため、それぞれ異なる画像となる。そのため、図 1 に示す表示部 1 5 へ各観察画像を表示する際、各観察画像の表示形態を所望の情報が得やすいように任意に設定することができる。例えば、撮像素子による撮像フレームと同期して、白色光照明時と特殊光照明時とを切り替え、奇数フレームでは白色光照明、偶数フレームでは特殊光照明により撮像する。

30

## 【 0 0 4 7 】

この場合、特殊光照明時を撮像した偶数フレームと白色光照明時を撮像した奇数フレームとを、一枚の画像情報として重ねて表示することで、通常観察時の観察画像と特殊光観察時の観察画像の内容を、位置を合わせた状態で同時に把握できる。これによれば、白色光照明による観察位置の把握と、特殊光観察による特徴部分の観察が、高い視認性でより確実に実施できる。また、特殊光観察画像に対して、白色光観察画像の重畳により色再現性が高められ、より自然な画像として表示できる効果もある。

40

## 【 0 0 4 8 】

なお、上記の偶数フレームの画像と、奇数フレームの画像とを一枚の画像情報として重ね合わせずに、表示部 1 5 の表示領域内で、それぞれ別々の位置に表示させることもできる。その場合には、双方を対比させながら観察や治療を行うことができる。

## 【 0 0 4 9 】

次に、上記レーザー光源に代えて L E D 光源を用いた内視鏡装置の構成例を説明する。

図 7、図 8 は L E D を投光ユニットに用いた内視鏡装置の概念的なブロック構成図である。

図 1 に示す構成例の内視鏡装置 1 0 0 では、投光ユニット 7 1 A , 7 1 B、7 1 C , 7 1 D に光を供給する光源としてレーザー光源 L D 1 ~ L D 4 を用いたが、これら光源のうち

50

、少なくともいずれかが発光ダイオードを発光源とする構成であってもよい。図 7 に示す変形例による内視鏡装置 100A は、投光ユニット 71A, 71B の光源にレーザ光源 LD1, LD2 を用い、図 1 における投光ユニット 71C, 71D に代えて発光ダイオード 91, 93 を用いている。発光ダイオード 91, 93 は、照射窓内側の先端硬性部の例えば支持体に取り付けられる。

#### 【0050】

この場合の発光ダイオード 91, 93 は、中心波長が 405nm の紫色発光ダイオードであり、前述の投光ユニット 71A, 71B による特殊光を照射する機能を有している。発光ダイオード 91, 93 は信号線 56A, 56B を通じて光源制御部 49 に接続され、光源制御部 49 により個別に発光のタイミングや投光ユニット 71A, 71B に対する光量比が任意に変更可能となっている。また、発光ダイオード 91, 93 同士の光量比も変更自在であり、同じ光量から所望の光量比まで照射対象に応じて最適に調整できる。

#### 【0051】

この内視鏡装置 100A によれば、特殊光観察用の光源に発光ダイオードを用いることで、光源の高寿命化と省電力化、また光源自体を低コスト化、軽量化が図れ、更にメンテナンスコストも低減できる。

#### 【0052】

また、図 8 に示す変形例による内視鏡装置 100B は、図 7 に示す変形例による内視鏡装置 100A の投光ユニット 71A, 71B に代えて、発光ダイオード 95, 97 を用いている。発光ダイオード 95, 97 は白色ダイオードであり、例えば青色発光ダイオードと、この青色発光ダイオードからの青色光を黄色光に変換する蛍光体とを有する。これにより、発光ダイオード 95, 97 では、青色発光ダイオードから出射された青色光の一部が蛍光体に吸収されて波長変換されて黄色光を発し、この黄色光と吸収されなかった青色光とにより出射光が白色光となる。また、これに限らず他の構成の白色ダイオードを用いて白色光を照射するようにしてもよい。

#### 【0053】

発光ダイオード 95, 97 は信号線 56C, 56D を通じて光源制御部 49 に接続され、前述同様に光源制御部 49 により個別に発光のタイミングや発光ダイオード 91, 93 に対する光量比が任意に変更可能となっている。

#### 【0054】

上記構成によれば、内視鏡先端部 35 から出射する照明光を全て発光ダイオードからの発光で賄うことで、光源の高寿命化、省電力化、低コスト化、軽量化がより一層図られる。

#### 【0055】

また、上記構成の他にも、R, G, B の各色を発光する赤色発光ダイオード、緑色発光ダイオード、青色発光ダイオードを内視鏡挿入部の先端に配置した構成としてもよい。その場合は、短波長ほど観察窓に近付けて配置する。つまり、観察窓を中心に内側から B, G, R の順で発光ダイオードをそれぞれ配置する。この構成によれば、波長毎に光量分布の差が生じにくくなるので、色ムラの発生も防止できる。よって、シェーディングや色ムラのない均一な照明光が生成でき、良好な観察画像を常に安定して得ることができる。また、各色の発光ダイオードを独立して光量制御すれば、色味の調整や特定波長の照射等、観察目的に応じた最適な照明光を自在に生成できる。

#### 【0056】

以上説明したように、上記各内視鏡装置 100, 100A, 100B によれば、短波長の照射光の照射窓を、長波長の照射光の照射窓より撮像素子 21 の近くに配置するので、対物レンズユニット 39 に入射する短波長成分の光量と、長波長成分の光量とが均一となり、内視鏡の画角が 50° ~ 60° 程度となる近接撮影時に発生しやすい光量分布の波長依存性を軽減できる。これにより観察画像のシェーディングや色ムラの発生を防止でき、内視鏡による診察、診断の精度を向上できる。また、特殊光観察時（表層血管等が強調される狭帯域光観察、自家蛍光や薬剤蛍光を観察する蛍光観察等）の光量ムラに対しても、

10

20

30

40

50

これを軽減できる。

【0057】

なお、本発明は上記の実施形態に限定されるものではなく、明細書の記載、並びに周知の技術に基づいて、当業者が変更、応用することも本発明の予定するところであり、保護を求める範囲に含まれる。

【0058】

以上の通り、本明細書には次の事項が開示されている。

(1) 被検体内に挿入される挿入部先端に配置され、スペクトルの異なる複数の光源からの光を被検体に向けて出射する複数の照射窓と、被検体を観察する観察窓とを備えた医療機器であって、

10

前記複数の照射窓が、一对の第1照射窓と、前記一对の第1照射窓より内側に配置され該第1照射窓からの出射光よりも短波長の光を出射する一对の第2照射窓と、を有する医療機器。

この医療機器によれば、中心波長の短い光を、中心波長の長い光より観察窓に近接した位置から出射することで、照射中心位置から離れるに従って光量の低下度合いが大きくなる短波長の光を、観察画像の中心位置近傍から照射できる。これにより、短波長の光を観察画像の画面中心から画面両脇に離れた位置まで均等な光量で照射でき、近接撮影時等にシェーディングの発生を防止できる。

【0059】

(2) (1)の医療機器であって、

20

前記観察窓の中心点を通り、かつ、前記挿入部先端の先端面を二等分する直線を境界線とし、該境界線により前記先端面を二等分したそれぞれの領域内に、前記第1の照射窓と前記第2の照射窓がそれぞれ1つずつ配置された医療機器。

この医療機器によれば、境界線を挟んだ両脇の各領域で、第1の照射窓と第2の照射窓がそれぞれ1つずつ配置されて、それぞれが一对(合計2対)の照射窓となる。これにより、観察窓からは、対となった同種の照射窓から略均等に光が照射されるように観察され、被観察領域内に凹凸が存在しても観察画像に影が映出されることを防止できる。

【0060】

(3) (1)又は(2)の医療機器であって、

前記一对の第1の照射窓と、前記一对の第2の照射窓とが、それぞれ前記観察窓を挟んで配置された医療機器。

30

この医療機器によれば、観察窓を挟んだ両側から光を同時に照射することで、より均等に被観察領域を照明できる。

【0061】

(4) (1)又~(3)のいずれか1つの医療機器であって、

前記一对の第1照射窓がそれぞれ同じスペクトルの光を出射し、

前記一对の第2照射窓がそれぞれ同じスペクトルの光を出射する医療機器。

この医療機器によれば、各照射窓の対が同じスペクトルの光を出射するため、同種の光が観察窓を挟んだ両方の照射窓から照射され、被観察領域を均一に照明することができる。

40

【0062】

(5) (1)~(4)のいずれか1つの医療機器であって、

前記第1照射窓から白色照明光を出射し、

前記第2照射窓から前記白色照明光の中心波長より短波長の光を出射する医療機器。

この医療機器によれば、外側の第1照射窓から白色照明光が出射され、内側の第2照射窓からは、白色照明光の中心波長より短波長の光が出射される。これにより、白色照明光により被観察領域の影の発生が防止され、また、短波長の光が被観察領域に均一に照射される。よって、通常観察画像と特殊光観察画像の照明ムラを共に防止することができる。

【0063】

(6) (1)~(5)のいずれかの医療機器であって、

50

前記一対の第 1 照射窓及び前記一対の第 2 照射窓が、前記観察窓の両脇側に該観察窓の中心から略等距離でそれぞれ配置された医療機器。

この医療機器によれば、各照射窓が観察窓から略等距離に配置されることで、観察窓を中心とする対称的な照明が行え、より均一な光量分布が得られる。

【0064】

(7) (1) ~ (6) のいずれかの医療機器として構成され、

前記観察窓及び前記照明窓が、被検体内に挿入される内視鏡挿入部の先端に配置された内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、光量分布の均一な照明光が得られ、照明ムラのない高品質な観察画像が得られる。これによって診断精度をより向上できる。

10

【0065】

(8) (7) の内視鏡装置であって、

前記複数の光源が、レーザ発光素子を発光源とする光源を含む内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、高効率で高強度の光が得られる。

【0066】

(9) (8) の内視鏡装置であって、

レーザ光源と、該レーザ光源からのレーザ光を内視鏡挿入部の先端に導光する光ファイバと、該光ファイバの光出射端に配置され前記レーザ光を波長変換する波長変換部材と、を備え、

前記第 1 照明窓が、前記レーザ光と前記波長変換された光とを合成した白色光を出射する内視鏡装置。

20

この内視鏡装置によれば、例えば 445 nm のレーザ光により波長変換部材である蛍光体を励起発光させて白色光を生成することで、光強度を落とすことなく散乱効果を高め、高効率でしかも高演色性の光で通常観察を行うことができ、良好な観察画像を得ることができる。

【0067】

(10) (7) の内視鏡装置であって、

前記複数の光源が、発光ダイオードを発光源とする光源を含む内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、超寿命で安価、しかも高効率な発光ダイオードを発光源とすることで、低コスト化、省電力化が図られる。

30

【0068】

(11) (10) の内視鏡装置であって、

前記発光ダイオードが前記内視鏡挿入部の先端に配置された内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、発光ダイオードが内視鏡挿入部の先端に配置されることで、内視鏡装置の構成を簡単化できる。

【0069】

(12) (7) ~ (11) のいずれか 1 つの内視鏡装置であって、

前記一対の第 1 照射窓から光を出射させる光源と、前記一対の第 2 照射窓から光を出射させる光源に体して、光出射タイミングと出射光量比の少なくともいずれかを変更する光源制御部を備えた内視鏡装置。

40

この内視鏡装置によれば、光源制御部により各照射窓からの出射光を自在に制御でき、観察目的に応じた照明光を簡単に生成できる。

【符号の説明】

【0070】

35 内視鏡先端部

37A 中心波長の短い光を照射する照射窓

37B 中心波長の長い光を照射する照射窓

39 対物レンズユニット(観察窓)

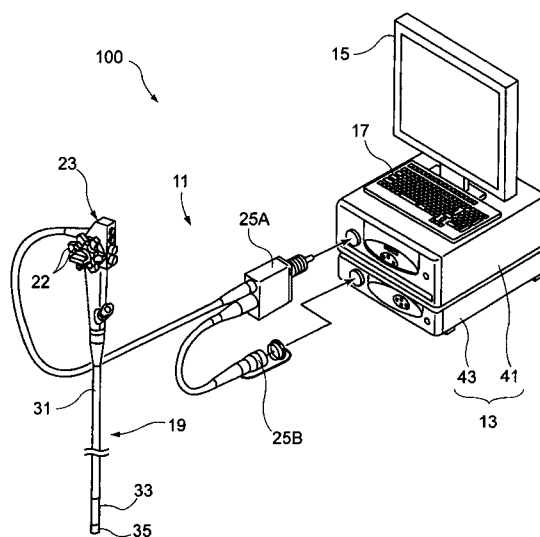
71A, 71B 投光ユニット

71C, 71D 投光ユニット

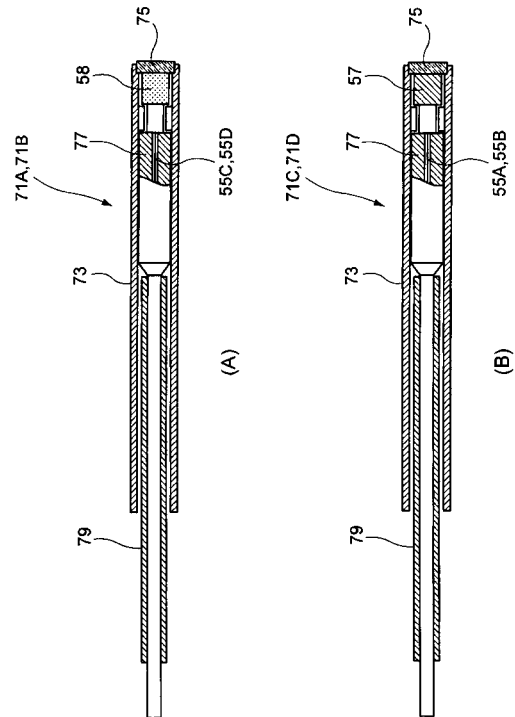
50

N 中心波長の長い光を照射する照射窓の離間距離よりも短い離間距離

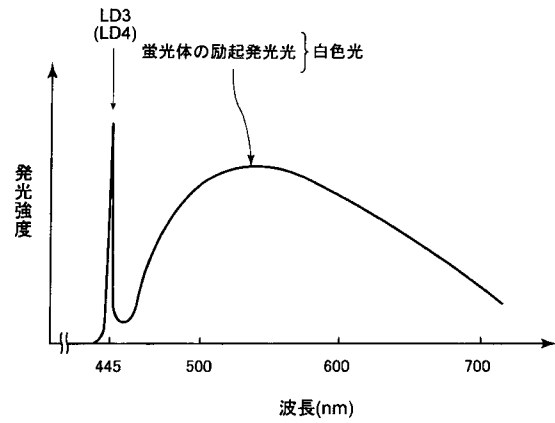
【 図 2 】



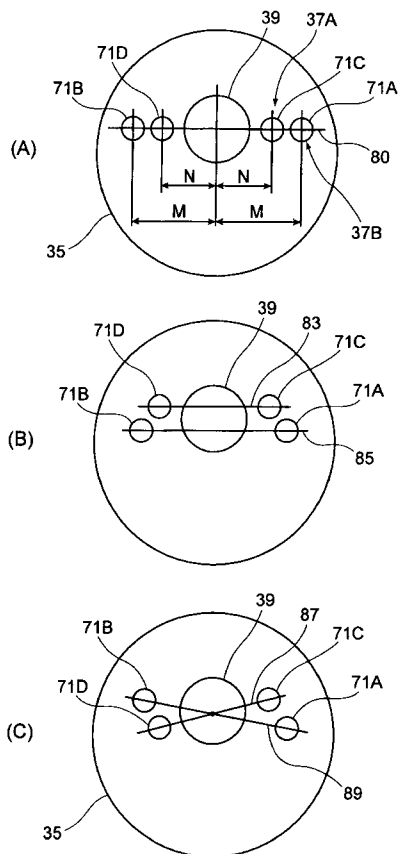
【図 3】



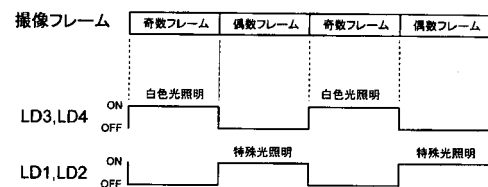
【図 4】



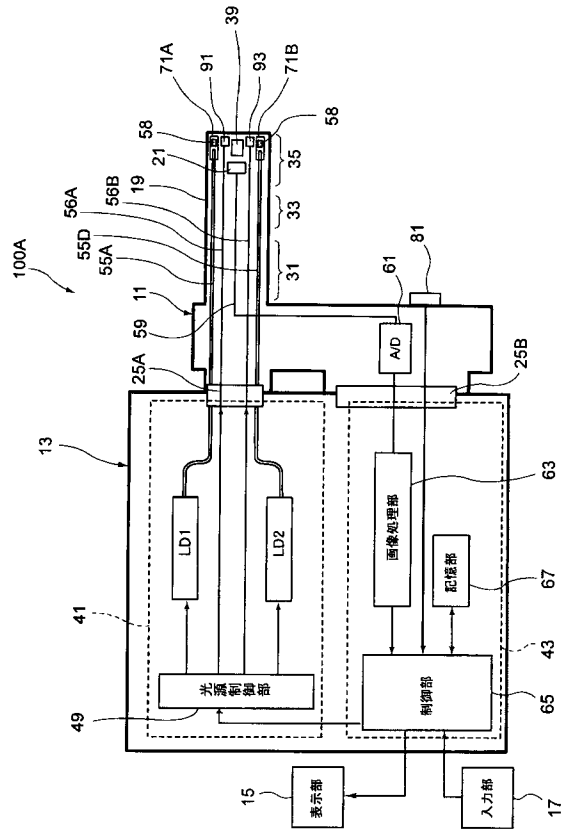
【図 5】



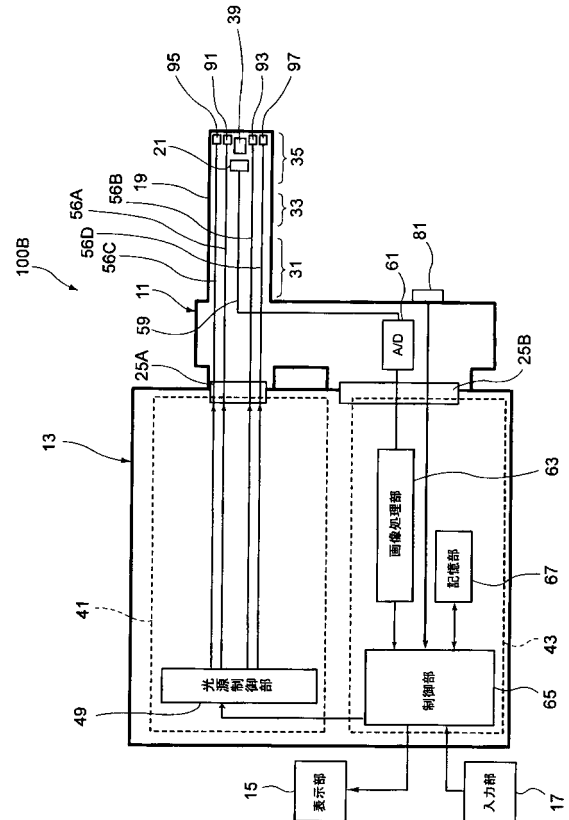
【図 6】



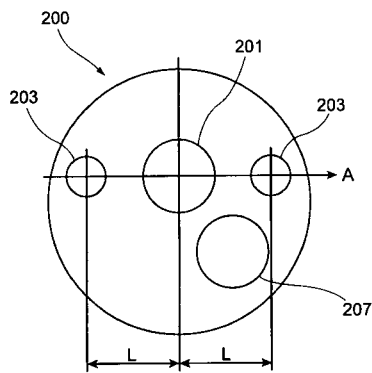
【図 7】



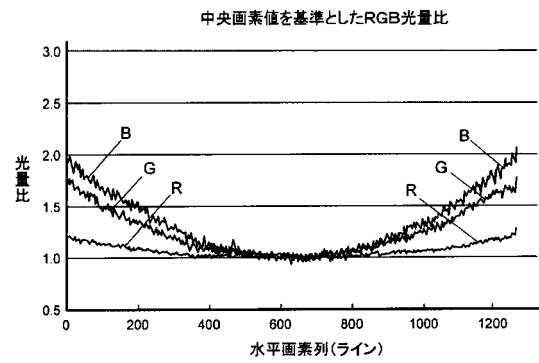
【図 8】



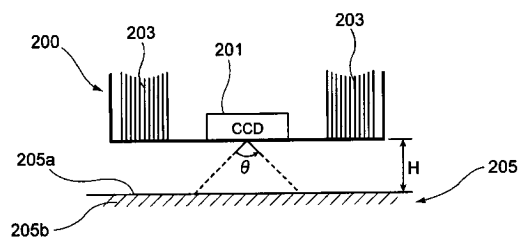
【図 9】



【図 11】



【図 10】



---

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 AA00 BB01 BB08 CC06 DD03 FF40 GG01 HH54 JJ06 LL02  
                  NN01 NN05 QQ02 QQ04 QQ06 WW17  
          4C161 AA00 BB01 BB08 CC06 DD03 FF40 GG01 HH54 JJ06 LL02  
                  NN01 NN05 QQ02 QQ04 QQ06 WW17



专利名称(译)	医疗设备和内窥镜设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011156339A</a>	公开(公告)日	2011-08-18
申请号	JP2010119746	申请日	2010-05-25
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	江利川昭彦 飯田孝之		
发明人	江利川 昭彦 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/063 A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B1/0669 A61B1/07 A61B5/0084 A61B5/0086		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/00.300.P A61B1/00.300.D A61B1/00.510 A61B1/00.550 A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/06.531 A61B1/06.611 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF40 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/JJ06 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ06 4C061/WW17 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/JJ06 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ06 4C161/WW17		
优先权	2010003388 2010-01-08 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种医疗设备和内窥镜设备，其减少近视成像中的光强度的不均匀性。ŽSOLUTION：在配备有多个照明窗的医疗设备中，所述多个照明窗设置在插入到对象中的插入部分的远端35处，并且从具有与对象不同的光谱的多个光源发射光束，并且观察窗口39为了观察对象，多个照明窗口包括一对第一照明窗口37A和一对第二照明窗口37B，它们设置在一对第一照明窗口37A内，并且发射波长比从发射的光束短的波长的光束。第一照明窗37A。Ž

