(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2006 年10 月19 日 (19.10.2006)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2006/109733 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 1/06 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2006/307468

(22) 国際出願日: 2006 年4 月7 日 (07.04.2006)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:

特願2005-110983	2005 年4 月7 日 (07.04.2005)	JP
特願2005-110984	2005 年4 月7 日 (07.04.2005)	JP
特願2005-118788	2005 年4 月15 日 (15.04.2005)	JP
特願2005-118789	2005 年4 月15 日 (15.04.2005)	JP
特願2005-120929	2005 年4 月19 日 (19.04.2005)	JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号 Tokyo (JP). オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号 Tokyo (JP).

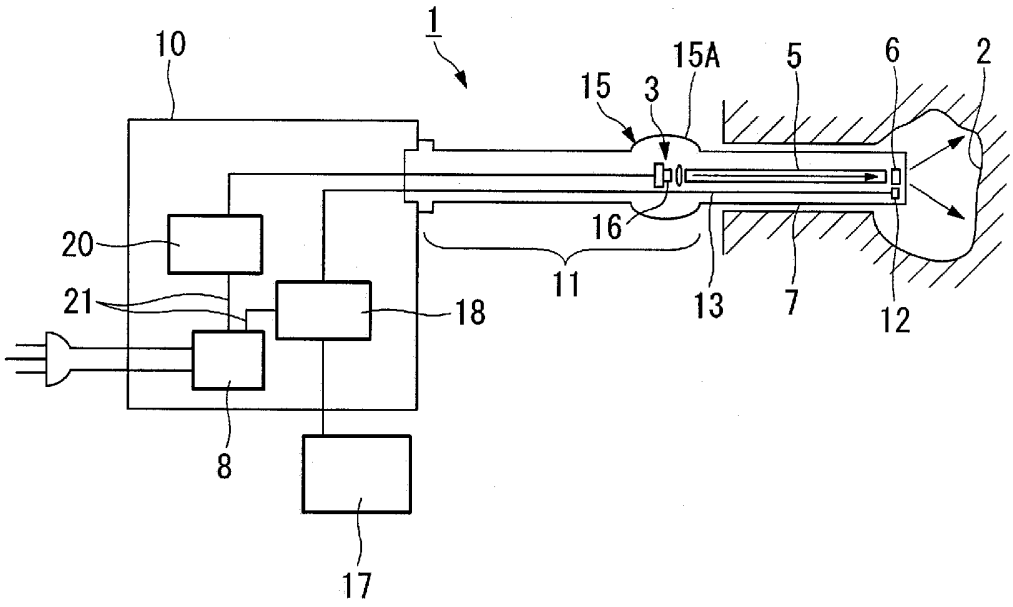
(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 伊藤 満祐 (ITO, Mitsuhiro) [JP/JP]; 〒1900144 東京都あきる野市山田７７３－１６ Tokyo (JP). 大西 順一 (OHNISHI, Junichi) [JP/JP]; 〒1930823 東京都八王子市横川町６１７－１５９ Tokyo (JP). 高橋 進 (TAKAHASHI, Susumu) [JP/JP]; 〒3580021 埼玉県入間市高倉１－７－２２ Saitama (JP). 山田 雄一 (YAMADA, Yuichi) [JP/JP]; 〒1770042 東京都練馬区下石神井４－１４－７ Tokyo (JP).

[続葉有]

(54) **Title:** ENDOSCOPE

(54) 発明の名称: 内視鏡装置



(57) **Abstract:** An endoscope (1) comprising an elongated inserting portion (7) being inserted into an object, a light source section (3) emitting laser light, a power supply unit (8) for supplying power to the light source section (3), a housing section (10) arranged with the power supply unit (8), an intermediate section (11) connecting the housing section (10) and the inserting portion (7), a light guide (5) provided at the inserting portion (7) and guiding laser light emitted from the light source section (3), and a phosphor (6) provided at the distal end of the inserting portion (7) and emitting illumination light by being excited with laser light guided through the light guide (5).

(57) 要約: この内視鏡装置１は、被写体に挿入される細長の挿入部７と；レーザ光を発する光源部３と；光源部３に電力を供給する電源ユニット８と；電源ユニット８を配設された筐体部１０と；筐体部１０と挿入部７とを繋ぐ中間部１１と；挿入部７に設けられ、光源部３から出射されたレーザ光を導光するライトガイド５と；挿入部７の先端に設けられ、ライトガイド５を通じて導光されたレーザ光によって

[続葉有]

WO 2006/109733 A1

(74) 代理人：棚井 澄雄，外(TANAI, Sumio et al.); 〒1048453 東京都中央区八重洲２丁目３番１号 Tokyo (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:
— 国際調査報告書

２文字コード及び他の略語については、定期発行される各*PCT*ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

励起されることにより照明光を出射する蛍光体６と；を備える。

明 細 書

内視鏡装置

技術分野

[0001] 本発明は、医療用または工業用の内視鏡装置に関する。

本願は、2005年4月7日に出願された特願2005－110984号、2005年4月19日に出願された特願2005－120929号、2005年4月15日に出願された特願2005－118789号、2005年4月15日に出願された特願2005－118788号、および2005年4月7日に出願された特願2005－110983号について優先権を主張し、その内容をここに援用する。

背景技術

[0002] 一般に、工業用または医療用の内視鏡装置500は、図37に示すように、被写体501の内部に挿入される管状の挿入部502と、光源ランプ503が配設された筐体部504と、挿入部502と筐体部504とを繋ぐ中間部505とを備えている。

挿入部502および中間部505には、光源ランプ503から出射された光を導いて挿入部の先端から被写体501に光を照射する光ファイバの束であるライトガイド506が配設されている。挿入部502の先端には、被写体501の撮像手段として、例えば、CCD507が配設されている。

筐体部504は、光源ランプ503に電力を供給する電源ユニット504Aと、CCD507が撮像した撮像信号を映像信号に変換して筐体部504とは別に配設されるモニタ504Bに伝送する画像処理ユニット504Cと、光源ランプ503の発光タイミングを調整する点灯制御ユニット504Dとをさらに備えている。

[0003] このような内視鏡装置の光源ランプとして代表的なものに、例えばキセノンランプなどが知られている（例えば、特許文献1参照）。

光源ランプは、画像を処理するビデオプロセッサ用の筐体とは別の筐体に配設される場合もある（例えば、特許文献2参照）。このような内視鏡装置の場合、筐体部と中間部とは、光コネクタと、電気信号の交換や電力供給を行うための電気コネクタとによってそれぞれ接続されている。

特許文献1:特開2001－321335号公報

特許文献2:特開平6－327627号公報

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0004] 上記の内視鏡装置は、光源ランプ503が全方位に照明光を放射するので、一般的に光源ランプ503よりも小径のライトガイド506の入射端面に照明光を集めるために、リフレクタ508が必要となる。さらに、ランプ自体が元々大きい上にリフレクタ508も大きいので、光源ランプ503が配設される筐体部504が大型になってしまう。

[0005] また、リフレクタ508によって反射された照明光は、ライトガイド506の入射端面に対して様々な角度で入射するので、導光時にライトガイド506内で反射しきれない光が生じて損失が発生する。したがって、ライトガイド506の導光効率が低く、光源ランプの輝度を上げるためには供給電力を上げて光源ランプ503の光量を増やす必要がある。その結果、電源の大型化およびこれを収納する筐体部504が大型化してしまう。

さらに、特許文献2に記載された内視鏡装置は、光コネクタおよび電気コネクタの両方が必要になるため、コネクタ部が大型化するとともに、装置の構造が複雑化してしまう。

[0006] 本発明は上記事情に鑑みて成されたものであり、筐体部や挿入部を小型化するとともに、装置の構造の簡易化す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。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明の内視鏡装置は、被写体に挿入される細長の挿入部と;レーザ光を発する光源部と;前記光源部に電力を供給する電源部と;前記電源部を配設された筐体部と;前記筐体部と前記挿入部とを繋ぐ中間部と;前記挿入部に設けられ、前記光源部から出射されたレーザ光を導光するライトガイドと;前記挿入部の先端に設けられ、前記ライトガイドを通じて導光されたレーザ光によって励起されることにより照明光を出射する蛍光体と;を備える。

本発明の内視鏡装置によれば、レーザ光を発する光源部と、レーザ光によって励

起される蛍光体とを備えているので、従来のランプ光源と同様の白色光を被写体に出射することができる。さらに、レーザ光は指向性を有しているので、リフレクタ等の集光部材が不要になり、結果的に光源部を小型化することができる。

[0008] 本発明の内視鏡装置においては、前記光源部が、前記中間部に配設されていてもよい。

本発明の内視鏡装置によれば、光源部が中間部に配設されるので、筐体部と中間部との間に光コネクタ等の光を中継する部材を配する必要がなく、構造を簡略化することができる。

さらに、レーザ光は指向性を有しているので、従来の光源と異なり、ライトガイド内で反射しきれない光が減少する。すなわち、レーザ光を蛍光体まで導光する過程での光の損失を低減することができる。

[0009] 本発明の内視鏡装置においては、前記中間部の先端側に、前記挿入部と接続される先端側接続部が配され、前記光源部が、前記先端側接続部またはその近傍に配設されていてもよい。

本発明の内視鏡装置によれば、光源部が、中間部の挿入部に最も近い位置に配設されるので、光源部から挿入部先端までのライトガイド等の長さを最小にすることができる。従って、ライトガイドにおける光の損失を最小限に抑えることができ、レーザ光を蛍光体まで導光する過程での光の損失を低減することができる。

[0010] 本発明の内視鏡装置においては、前記中間部の基端側に、前記筐体部と接続される基端側接続部が配され、前記光源部が、前記基端側接続部またはその近傍に配されていてもよい。

本発明の内視鏡装置によれば、基端側接続部よりも先端側の中間部を挿入部と同様に小径にすることができ、装置全体の小型化を好適に実現することができる。

[0011] 本発明の内視鏡装置においては、前記筐体部に、前記中間部の前記基端側接続部と着脱可能に接続される筐体側接続部が配されていてもよい。

本発明の内視鏡装置によれば、中間部の基端側接続部と筐体部の筐体側接続部とを接続して、中間部と筐体部とを接続したり、中間部の基端側接続部と筐体部の筐体側接続部との接続を解除して中間部を筐体部から取り外したりすることができる。

加えて、光源部が基端側接続部またはその近傍に配設されているので、中間部を筐体部から取り外した状態では、光源部への電力供給がなされない。その結果、光源部から出射されるレーザ光が筐体部外のなにかに直接照射されることはない。

[0012] 本発明の内視鏡装置においては、前記光源部が複数設けられ、これら複数の光源部が、前記中間部の軸線方向に沿って配設されていてもよい。

本発明の内視鏡装置によれば、光源部が複数設けられているので、エネルギーの大きなレーザ光を蛍光体に照射することができ、蛍光体を容易に励起させることができる。加えて、複数の光源部が中間部の軸線方向に沿って配設されているので、中間部の外径を必要以上に大きくする必要がない。

[0013] 本発明の内視鏡装置においては、前記光源部が、レーザダイオードを備えていてもよい。

本発明の内視鏡装置によれば、光源部がレーザダイオードを備えているので、素子内に生じる電荷の再結合による発光をそのままレーザ光として利用することができ、高いエネルギー変換効率を得ることができる。従って、小さい冷却機構や電源にて対応することができる。

発明の効果

[0014] 本発明の内視鏡装置によれば、筐体部や挿入部を小型化するとともに、装置の構造の簡易化することができる。

図面の簡単な説明

[0015] [図1]図1は、本発明の内視鏡装置の第1の実施形態を示す概略概略図である。

[図2]図2は、本発明の内視鏡装置の第2の実施形態を示す概略概略図である。

[図3]図3は、本発明の内視鏡装置の第3の実施形態を示す概略概略図である。

[図4]図4は、本発明の内視鏡装置の第4の実施形態を示す概略構成図である。

[図5]図5は、本発明の内視鏡装置の第4の実施形態における光路切り換え手段を示す平面図である。

[図6]図6は、本発明の内視鏡装置の第4の実施形態に含まれる光路切り換え手段を示す平面図である。

[図7]図7は、本発明の内視鏡装置の第5の実施形態を示す概略構成図である。

[図8]図8は、本発明の内視鏡装置の第5の実施形態に含まれる光分割手段を示す平面図である。

[図9]図9は、本発明の内視鏡装置の第6の実施形態を示す概略構成図である。

[図10]図10は、本発明の内視鏡装置の第7の実施形態の要部を示す断面図である。

[図11]図11は、本発明の内視鏡装置の第8の実施形態を示す概略構成図である。

[図12]図12は、図11に示す蛍光体から放射される光を被検対象に照射した様子を示す説明図である。

[図13]図13は、本発明の内視鏡装置の第9の実施形態の要部を示す概略図である。

[図14]図14は、本発明の内視鏡装置の第10の実施形態の要部を示す概略図である。

[図15]図15は、本発明の内視鏡装置の第11の実施形態の要部を示す概略図である。

[図16]図16は、本発明の内視鏡装置の第12の実施形態を示す概略構成図である。

[図17]図17は、図16の光導入チップにレーザ光が導入されて、蛍光体全体から光を放射する様子を示す概略図である。

[図18]図18は、本発明の内視鏡装置の第13の実施形態の要部を示す概略構成図である。

[図19]図19は、本発明の内視鏡装置の第14の実施形態の要部を示す概略構成図である。

[図20]図20は、本発明の内視鏡装置の第15の実施形態の要部を示す概略構成図である。

[図21]図21は、図20の挿入部の先端面の様子を示す正面図である。

[図22]図22は、図20の挿入部の先端部の様子を示す断面図である。

[図23]図23は、図20のライトガイドの変形例を示す概略構成図である。

[図24]図24は、図20のライトガイドの他の変形例を示す概略構成図である。

[図25]図25は、本発明の内視鏡装置の第16の実施形態の要部を示す概略構成図

である。

[図26]図26は、図25の光導入チップにレーザ光が導入されて、蛍光体全体から光を放射する様子を示す概略図である。

[図27]図27は、図25の光導入チップの変形例を示す正面図である。

[図28]図28は、本発明の内視鏡装置の第17の実施形態の要部を示す概略構成図である。

[図29]図29は、本発明の生体処置システムの第1の実施形態を示す概略構成図である。

[図30]図30は、本発明の生体処置システムの第1の実施形態を示す機能ブロック図である。

[図31]図31は、本発明の生体処置システムの第3の実施形態を示す機能ブロック図である。

[図32]図32は、本発明の生体処置システムの第4の実施形態を示す機能ブロック図である。

[図33]図33は、本発明の生体処置システムの第5の実施形態を示す機能ブロック図である。

[図34]図34は、本発明の生体処置システムの第6の実施形態を示す機能ブロック図である。

[図35]図35は、本発明の生体処置システムの第7の実施形態を示す機能ブロック図である。

[図36]図36は、本発明の生体処置システムの第8の実施形態を示す機能ブロック図である。

[図37]従来の内視鏡装置を示す概略概略図である。

符号の説明

[0016] 1, 25, 35…内視鏡装置、3, 38A, 38B, 38C…光源部、5, 40A, 40B, 40C…ライトガイド、6, 41…蛍光体、7, 32, 37…挿入部、8…電源ユニット(電源部)、10, 27…筐体部、11, 26, 36…中間部、15…先端側接続部、16…レーザダイオード、28…基端側接続部、30…筐体側接続部

発明を実施するための最良の形態

[0017] 本発明の内視鏡装置の第1の実施形態について、図1を参照して説明する。

本実施形態の内視鏡装置1は、被写体2を観察する内視鏡装置であって、レーザ光を発する光源部3と、被写体2に挿入される細長の挿入部7と、光源部3に電力を供給する電源ユニット(電源部)8と、電源ユニット8が配設された筐体部10と、筐体部10と挿入部7とを繋ぐ中間部11とを備えている。挿入部7は、光源部3から出射されたレーザ光を導光するライトガイド5と、ライトガイド5によって導光されたレーザ光を励起光として受光し、白色光を被写体2に照射する蛍光体6とを有している。蛍光体6は、ライトガイド5よりも挿入部7の先端側に配設されている。

[0018] 挿入部7は可撓性を有しており、先端側は湾曲可能である。そして、挿入部7の先端には、被写体2の撮像手段として、例えば、CCD12が配設されている。このCCD12は、挿入部7および中間部11内を挿通して配設される撮像信号伝送用ケーブル13を介して、筐体部10内の後述する画像処理ユニット18に接続されている。

蛍光体6は、CCD12近傍の挿入部7の先端に配設されている。

[0019] 中間部11の先端側には、挿入部7に接続される先端側接続部15が配設されている。先端側接続部15は、挿入部7を湾曲操作するための湾曲操作部15Aを有している。光源部3は、湾曲操作部15Aに配設されており、レーザダイオード16を備えている。レーザダイオード16は、中間部11内に配設された図示しない冷却部によって冷却される。

[0020] 筐体部10は、電源ユニット8の他に、画像処理ユニット18と、光源部3のレーザ光の発光タイミングを調整する点灯制御ユニット20とをさらに備えている。画像処理ユニット18は、CCD12が撮像した撮像信号を処理して、例えばNTSC信号等の映像信号に変換して筐体部10とは別に配設されるモニタ17に伝送する。電源ユニット8と、画像処理ユニット18および点灯制御ユニット20とは、ケーブル21によって電気的に接続されている。

[0021] 次に、本実施形態の内視鏡装置1の作用・効果について説明する。

まず、挿入部7を被写体2に挿入する。そして、モニタ17および電源ユニット8の図示しないスイッチを操作してモニタの表示を可能にするとともに、点灯制御ユニット20

を起動する。これによって、光源部3のレーザダイオード16が駆動し、所定の波長のレーザ光を出射する。

[0022] 光源部3から出射されたレーザ光は指向性を有しているので、ライトガイド5内での反射が少ない状態でライトガイド5の先端に導光され、蛍光体6を照射する。

レーザ光が蛍光体6に照射されると、蛍光体6が励起して観察に適した白色光を発し、白色光が被写体2に照射される。レーザ光が照射されている間、光源部3は図示しない冷却部によって冷却される。

[0023] 被写体2に照射された白色光の反射光は、CCD12上に結像後、電気信号に変換され、撮像信号伝送用ケーブル13を介して画像処理ユニット18に伝送される。そして、画像処理ユニット18に伝送された電気信号は映像信号に変換され、被写体2の像がモニタ17に表示される。

[0024] この内視鏡装置1によれば、レーザ光を発する光源部3とレーザ光によって励起する蛍光体6とを備えているので、従来のランプ光源と同様の白色光を被写体2に出射することができる。さらに、レーザ光は指向性を有しているので、光源部からリフレクタ等の集光部材を除去することができ、光源部3を小型化することができる。

[0025] また、光源部3がレーザダイオード16を備えているので、素子内に生じる電荷の再結合による発光をそのままレーザ光として利用することができ、高いエネルギー変換効率を得ることができる。従って、小型の冷却機構や電源にて対応することができる。

この結果、筐体部10や挿入部7の小型化を図ることができるとともに、中間部11が大型化するのを抑えることができる。

[0026] さらに、光源部3が中間部11に配設されているので、筐体部10と中間部11との間に光コネクタ等の光を中継する部材を配する必要がなく、構造を簡略化することができる。

また、直進性に優れるレーザ光なので、従来の光源と異なりライトガイド5内での反射を減らすことができ、光損失の少ない状態で蛍光体6まで導光することができる。

[0027] 特に、中間部11の挿入部7に最も近い先端側接続部15の湾曲操作部15Aに光源部3が配設されているので、光源部3から挿入部7先端までのライトガイド5の長さを最小にすることができる。従って、ライトガイド5での光損失を最小限に抑えることができ

、高効率の照明光を得ることができる。

[0028] 本発明の内視鏡装置の第2の実施形態について、図2を参照しながら説明する。なお、上述した実施形態と同様の構成要素には同一符号を付してその説明を省略する。

第2の実施形態の内視鏡装置25においては、第1の実施形態とは異なり、中間部26の基端側に筐体部27と接続される基端側接続部28が配設され、光源部3が、基端側接続部28に配設されている。

[0029] 筐体部27には、中間部26の基端側接続部28に着脱可能に接続される筐体側接続部30が配設されている。基端側接続部28および筐体側接続部30は、電気的な信号を中継するコネクタ構造を備えており、その結合／解除によって両者が着脱される。

中間部26には、挿入部32側から延長されたライトガイド31が配設されている。

[0030] 次に、本実施形態の内視鏡装置25の作用・効果について説明する、

まず、中間部26の基端側接続部28および筐体部27の筐体側接続部30をコネクタ結合する。これによって、基端側接続部28に配設された光源部3が筐体部27の点灯制御ユニット20と電気的に接続される。

[0031] その後は、上記第1の実施形態と同様の操作によって、被写体2の観察を行う。

観察終了後、中間部26の基端側接続部28および筐体部27の筐体側接続部30の接続を解除して中間部26と筐体部27とを切り離す。

[0032] 本実施形態の内視鏡装置25によれば、第1の実施形態と同様に、筐体部27や中間部26、挿入部32のそれぞれを小型化することができる。

特に、光源部3が基端側接続部28に配設されているので、基端側接続部28よりも先端側の中間部26を挿入部32と同様に小さい径にすることができ、装置全体の小型化をより好適に実現することができる。

[0033] また、中間部26が筐体部27から分離された状態では、筐体部27の電源ユニット8が駆動しても光源部3に電力供給されないので、光源部3から出射されるレーザ光が筐体部27外のなにかに直接照射されることはない。

[0034] 本発明の内視鏡装置の第3の実施形態について、図3を参照しながら説明する。な

お、上述した実施形態と同様の構成要素には同一符号を付してその説明を省略する。

第3の実施形態の内視鏡装置35においては、第1の実施形態とは異なり、三つの光源部38A, 38B, 38Cが、中間部36の中心軸線C方向、すなわち中間部36の長さ方向にそれぞれ離間して配設されている。

[0035] 中間部36および挿入部37には、各光源部38A, 38B, 38Cから挿入部37の先端に向かって、三本のライトガイド40A, 40B, 40Cが並設されている。蛍光体41は、すべてのライトガイド40A, 40B, 40Cの先端に対向するように配設されている。なお、光源部およびライトガイドは三つに限定されない。

各光源部38A, 38B, 38Cは、筐体部42に配設された点灯制御ユニット43によって制御され、点灯する。

[0036] 本実施形態の内視鏡装置35によれば、三つの光源部38A, 38B, 38Cが設けられているので、エネルギーの大きなレーザ光を蛍光体41に照射することができ、蛍光体41を容易に励起させることができる。加えて、光源部38A, 38B, 38Cが中間部36の長さ方向にそれぞれ離間して配設されているので、中間部の外径を必要以上に大きくすることなく形成させることができる。

[0037] なお、本発明の技術範囲は上記実施の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、上記第3の実施形態では、蛍光体41が白色光を発するものとしているが、蛍光体41の発光色は、白色に限らず、検査目的に応じて変更してもよい。

[0038] また、上記第3の実施形態では、観察時に光源部38A, 38B, 38Cを同時に点灯させるが、点灯制御ユニットによって個別に点灯させてもよい。この場合、光量の調整をより容易に行うことができる。

[0039] 本発明の第4の実施形態について、図4から図6を参照しながら説明する。

本実施形態の内視鏡装置101は、図4に示すように、被検体を観察する内視鏡102と、被検体に光を照射する光源ユニット103とを備えている。内視鏡102には、内視鏡102によって取り込まれた画像を電気的に処理してディスプレイに表示する画像処理ユニット(図示略)が接続される。

[0040] 内視鏡102は、被検体の任意の部位(例えば管腔部)に挿入される挿入部105と、挿入部105の先端を前後左右にそれぞれ湾曲操作する操作部106と、光源ユニット103や画像処理ユニットに光学的あるいは電気的に接続される接続部107とを備えている。内視鏡102には、接続部107から挿入部105の先端にまで達するように、光ファイバ109, 110が組み込まれている。また、光ファイバ109の、挿入部105の先端に対応する個所には、光ファイバ109を通過する光によって励起されることにより蛍光を発する蛍光体111が配置されている。

[0041] 光源ユニット103は、特定波長光を発する、例えばレーザダイオードからなるレーザ光源112と、レーザ光源112から発せられる光を前記内視鏡の光ファイバ109, 110にそれぞれ接続する光ファイバ113, 114と、レーザ光源112から発せられる光を前記光ファイバ113, 114のいずれかに導くように選択的に光路を切り換える光路切り換え手段115とを備えている。

光源ユニット側の光ファイバ109、および内視鏡側の光ファイバ113は、互いに接続されることにより、第1の光路116を構成している。また、光源ユニット側の光ファイバ110、および内視鏡側の光ファイバ114は、互いに接続されることにより、第2の光路117を構成している。

[0042] 光ファイバ114には、光ファイバ114中を通過する光の波長を変える波長変換手段118が設けられている。波長変換手段118は、物質中で光が受ける非線形効果を利用してレーザ光の波長を変えるものであり、例えば、二次の非線形効果を利用することによって二倍高調波や三倍高調波を得る。また、逆に、二次の非線形効果における差周波発生を利用することにより、初期より長い波長の光を得る。

[0043] また、光路切り換え手段115は、フットスイッチ119によりコントロールユニット120を介して切り換え操作される。光路切り換え手段115の一例としては、例えば、図5に示すように、ミラー121を回転操作することによって、レーザ光源から発せられる光を、光ファイバ113の基端側、あるいは光ファイバ114の基端側にそれぞれ導くものが考えられる。また、光路切り換え手段115の他の例としては、図6に示すように、プリズム122を回転操作することによって、レーザ光源112から発せられる光を、光ファイバ113の基端側、あるいは光ファイバ114の基端側にそれぞれ導くものも考えられる。な

お、ミラー121やプリズム122の回転操作には、コントロールユニット120からの信号によって回転されるモータあるいはシリンダ等が利用される。

[0044] 次に、上記構成の内視鏡装置の作用について説明する。

内視鏡装置の使用方法は、2つに大別される。一方は通常観察用であり、他方は特殊観察用あるいは光治療用である。

通常観察の場合、まず、図示せぬスイッチをオン操作し、レーザ光源112を発光させる。そして、フットスイッチ119を操作し、光路切り換え手段115によってレーザ光源112から発せられる光を光ファイバ113に導く。光ファイバ113に導かれたレーザ光は、内視鏡内の光ファイバ109に導かれ、そこから内視鏡挿入部先端の蛍光体111に照射される。レーザ光の照射によって蛍光体111は励起され、この蛍光体111からは所定色例えば白色の光が発せられる。これにより、通常観察が行える。

[0045] 他方、特殊観察あるいは光治療の場合には、フットスイッチ119により光路切り換え手段115を切り換えて、レーザ光源112から発せられる光を光ファイバ114に導く。光ファイバ114に導かれたレーザ光は、波長変換手段118により適宜波長を有する光に変換される。この変換された光は、光ファイバ110を通して内視鏡挿入部105の先端から被検体へ直接照射される。

[0046] このように特殊観察あるいは光照射治療の場合には、レーザ光源112から発せられる光を、直接被検体に照射するのではなく、波長変換手段118を介して波長を変えて被検体に照射するようにしているので、生体からの自家蛍光を観察したり生体へ注入した薬物からの蛍光を観察したりする特殊観察やあるいは光照射治療に、最適な波長の光を被検体に照射することができる。

[0047] したがって、この内視鏡装置101においては、ただ一つのレーザ光源112しか有していないにもかかわらず、レーザ光源112からの光を、通常観察用としても、また、特殊観察用あるいは治療光用としても利用することができる。このため、光源に関する機材数を少なくでき、装置の小型化を図ることができる。

[0048] 本発明の第5の実施形態について、図7および図8を参照しながら説明する。なお、上述した第4の実施形態と同様の構成要素には同一の符号を付してその説明を省略する。

第5の実施形態の内視鏡装置130においては、光路切り換え手段115の構造が第4の実施形態とは異なる。すなわち、内視鏡装置130の光路切り換え手段115では、レーザ光源112から発せられる光の光路を直接切り換えるのではなく、レーザ光源112から発せられる光を、光分割手段131によって予め通常観察用と、特殊観察用あるいは治療用の光路にそれぞれ分割しておき、それらの光路中にシャッタ手段132をそれぞれ設け、こられシャッタ手段132によって必要のない方の光路の光を遮断する。

[0049] 光分割手段131としては、例えば、図8に示すように、レーザ光源112から発せられる光路中にハーフミラー133が左側45度の傾斜角を持って配置され、このハーフミラー133の後方にミラー134が右側45度の傾斜角を持って配置され、これらミラー133，134に光ファイバ113，114の端部がそれぞれ対向するように配置されて構成されるものが考えられる。

[0050] シャッタ手段132としては、例えば、光ファイバ113，114の光路中に不透明部材が挿抜可能に配置された、いわゆるメカニカルシャッタや、前記光路中に液晶が配置されたものが考えられる。これらシャッタ手段132は、フットスイッチ119によりコントロールユニット120を介して操作される。

[0051] 本実施形態の内視鏡装置130によれば、前述した第4の実施形態の内視鏡装置1と同様に、ただ一つあるレーザ光源112からの光を、通常観察用としても、また、特殊観察用あるいは治療光用としても利用することができる。

また、シャッタ手段132として例えば液晶を利用したものを用いることにより、光路切り換え手段115から、可動部分を有する機械的な機構を排除することができ、もって、機械的な故障が発生するのを未然に防止することができ、光路切り換え手段として半永久的なものとすることができる。また、光ファイバ113，114に挿入されるそれぞれのシャッタ手段132をともにオンとすることにより、通常観察光と特殊観察光または治療光を同時に被検体に照射することができる。

[0052] 本発明の第6の実施形態について、図9を参照しながら説明する。なお、上述した第4の実施形態と同様の構成要素には同一の符号を付してその説明を省略する。

第6の実施形態の内視鏡装置140においては、第4の実施形態とは異なり、波長変

換手段118が、通常観察側である第1の光路116に、第1の光路116に対して挿抜可能に配置されている。なお、波長変換手段118の挿抜操作は、例えば、光路切り換え手段を操作するフットスイッチ119に機能を追加し、コントロールユニット120を介して行うようにしても良い。

[0053] 内視鏡装置140においては、光路切り換え手段115によってレーザ光源112からの光が第2の光路117に導かれたとき、レーザ光源112から発せられる光は直接被検体に照射される。このため、レーザ光源112には、特殊観察または光治療に適した波長の光を発するものを予め選択する必要がある。

一方、光路切り換え手段115によってレーザ光源112からの光が第1の光路116に導かれたとき、レーザ光源112から発せられる光は、波長変換手段118を通過することによって、蛍光体111を励起するのに最適な波長を有する光に変換され、この変換された状態で蛍光体111に照射される。

[0054] 加えて、光路切り換え手段115によってレーザ光源112からの光が第1の光路116に導かれたときに、さらに、波長変換手段118を挿抜操作することにより、蛍光体111へは2種類のレーザ光を選択的に照射することができる。つまり、波長変換手段118を第1の光路116中に挿入した場合には、レーザ光源112から発せられる光を波長変換手段118によって波長を変換した形で蛍光体111へ照射することができ、他方、波長変換手段118を第1の光路116から抜き出した場合には、レーザ光源112から発せられる光を、波長を変えることなくそのままの形で蛍光体111へ照射することができる。

[0055] このとき、蛍光体111からは、照射される励起光の波長に応じた光を発するため、結果的に、蛍光体111からは、例えば色再現を重視した白色光を発せさせたり、多少色再現は悪くなるが、明るさを重視した白色光を発させたりするといった、2種類の光を発することが可能になる。

したがって、例えば、蛍光体111から白色光と赤外光とを発するように、蛍光体111あるいはレーザ光源112を選択すれば、第1の光路116から紫外光(レーザ光源12から発せられる光)と合わせ、特殊観察として、紫外域と赤外域の2種類の観察が可能となる。

[0056] なお、この第6の実施形態では、光路切り換え手段115として、光路を直接切り換えるタイプのものを用いたが、勿論これに限られることなく、第5の実施形態で説明したように、光分割手段131とシャッタ手段132とからなる構成のものを用いてもよい。

[0057] 本発明の第7の実施形態について、図10を参照しながら説明する。なお、上述した第4の実施形態と同様の構成要素には同一の符号を付してその説明を省略する。

第7の実施形態の内視鏡装置150においては、第4の実施形態とは異なり、第2の光路中を通過する光を拡散させる拡散部材151が、第2の光路117の内視鏡挿入部105の先端に、第2の光路117に対して挿抜可能に配置されている。

[0058] レーザ光源112から発せられる光は、指向性が高いため、治療光としては最適であるが、広い範囲に照射することが必要となる特殊観察光としては適さない。

この内視鏡装置150においては、拡散部材151を第2の光路117に挿抜可能に配置しているので、例えば、当該内視鏡装置を治療用に用いる場合には、拡散部材151を第2の光路117から抜き出し、レーザ光源112から発せられる光を、そのまま直接患部に当てる。また、特殊観察用として用いる場合には、拡散部材151を第2の光路117に挿入し、レーザ光源112から発せられる光を、拡散した状態で前方へ照射させる。

このように、レーザ光源112から発せられる光を、治療用に適するように、あるいは特殊観察用に適するように、それぞれ指向性を任意に変えることが可能となる。

[0059] また、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、上述した各実施形態では、光路切り換え手段115を切り換え操作したり、波長変換手段118を挿抜操作したりするために、フットスイッチ119を用いているが、これに限られることなく、図4中に2点鎖線で示すように、内視鏡の操作部に設けたスイッチ155を利用しても、あるいは光源ユニットのフロントパネル(図示略)に設けたスイッチを利用しても良い。

[0060] 従来の内視鏡装置(例えば、特許第3194660号公報を参照)においては、複数の光源を用途に応じて使い分けるので、予め複数の光源を用意しなければならず、機材数が増えるという問題がある。また、複数の光源を一台の装置に組み付けなけれ

ばならず、装置全体が大型化するという問題がある。

[0061] そこで、本発明の内視鏡装置は:特定波長光を発するレーザ光源と;前記レーザ光源から発せられる光を、内視鏡挿入部の先端まで導く第1の光路および第2の光路と;前記レーザ光源から発せられる光を、前記第1の光路または第2の光路のいずれか一方に導くように選択的に光路を切り換える光路切り換え手段と;前記内視鏡挿入部の先端に配置され、前記第1の光路中を通過する光によって励起されることにより蛍光を発する蛍光体と;を備える。

[0062] 上記の内視鏡装置によれば、レーザ光源から発せられる光が、光路切り換え手段によって、第1の光路か第2の光路のいずれかの光路に選択的に導かれる。例えば、第1の光路に導かれたレーザ光は、該第1の光路中を通過し、内視鏡挿入部先端に配置された蛍光体に当たって、該蛍光体を励起する。そして、励起された蛍光体からは蛍光が発せられ、この蛍光は、例えば通常観察用として利用される。一方、光路切り換え手段が切り換えられて、レーザ光源から発せられる光が第2の光路に導かれた場合には、第2の光路中を通過するレーザ光は、そのまま内視鏡挿入部先端から前方へ照射される。このレーザ光は、所定波長光であるため、例えば、特殊観察光としてあるいは治療光として利用される。

[0063] 上記の内視鏡装置においては、前記第1の光路または前記第2の光路のうちいずれか一方に、該一方の光路中を通過する光の波長を変化させる波長変換手段が設けられていてもよい。

[0064] 上記の内視鏡装置によれば、例えば、第1の光路に波長変換手段を設けた場合、第1の光路を通過するレーザ光は、波長変換手段によって適宜波長の光に変換され、この変換された光はその波長のまま、内視鏡挿入部先端から照射される。このように内視鏡挿入部先端から照射する光を、波長変換手段によって、特殊観察光として最適な波長の光や、治療光として好適な波長の光に変換することができる。

また、第2の光路に波長変換手段を設けた場合、レーザ光源から発せられる光を、蛍光体を励起するのに好適な波長の光に変換することができる。

[0065] 上記の内視鏡装置においては、前記波長変換手段が、前記一方の光路中に挿抜可能に配置されていてもよい。

上記の内視鏡装置によれば、特殊観察光あるいは治療光として、レーザ光源から発せられた光を直接利用するか、あるいは波長変換手段によって適宜波長に変換した光を利用するか、任意に選択することができる。

[0066] 上記の内視鏡装置においては、前記光路切り換え手段が、レーザ光源から発せられる光を前記第1，第2の光路にそれぞれ分割する光分割手段と、前記第1，第2の光路中にそれぞれ配置され、前記第1，第2の光路中を通過する光を遮断するシャッタ手段とを備えていてもよい。

[0067] 上記の内視鏡装置によれば、レーザ光源から発せられる光を第1，第2の光路に導くことができるのは勿論、第1，第2の光路中に介装したシャッタ手段を開くことにより、第1，第2の光路を通過する光を、同時に内視鏡先端から照射することができる。

[0068] 上記の内視鏡装置においては、前記内視鏡挿入部の先端に、前記第2の光路中を通過する光を拡散させる拡散部材が挿抜可能に配置されていてもよい。

[0069] 一般的に、レーザ光源から発せられる光は指向性が高いため、治療用としては最適であるが、特殊観察用としては、ある限られた範囲しか照射することができず、適さない。

上記の内視鏡装置によれば、拡散部材を挿抜可能に配置されているので、例えば、当該内視鏡装置を治療用として用いる場合には、拡散部材を第2の光路から抜き出し、レーザ光源から発せられる光を、直接患部に当てる。また、特殊観察用として用いる場合には、拡散部材を第2の光路中に挿入し、レーザ光源から発せられる光を、拡散した状態で前方に照射する。このように、レーザ光源から発せられる光を、治療用に適するように、あるいは特殊観察用に適するように、それぞれ指向性を任意に変えることができる。

[0070] 上記の内視鏡装置によれば、一つのレーザ光源しか有していないにもかかわらず、該レーザ光源からの光を、通常観察用としても、また、特殊観察用あるいは治療光用としても利用することができ、このため、光源に関する機材数を少なくでき、装置の小型化を図ることができる。

[0071] 本発明の内視鏡装置の第8の実施形態について、図11および図12を参照して説明する。

本実施形態の内視鏡装置201は、図11に示すように、管状の挿入部(内視鏡挿入部)202と、被検対象の観察画像を表示するための表示装置203と、被検対象に照明をあてるための光源装置204とを備えている。

[0072] 挿入部202の基端部は、光源装置204に着脱可能に取り付けられている。そして、挿入部202の長さ方向の途中位置には、撮像信号伝送用のケーブル部214の一端が取り付けられ、その他端は表示装置203に取り付けられている。

また、挿入部202の先端部には、撮像手段としてのCCD212が設けられている。このCCD212の前方であって挿入部202の先端面202aには、被検対象からの反射光を取り込んでCCD212上に結像させる対物レンズ211が設けられている。

なお、上記の撮像手段はCCD212に限定されるものではなく、例えばC－MOSやイメージガイドファイバ等であってもよい。

[0073] さらに、対物レンズ211の近傍には、レーザ光を照射することによって励起され、別波長の白色光を放射する蛍光体209が設けられている。そして、先端面202aのうち、蛍光体209の対向する位置には、凸レンズからなる照明用レンズ(光学素子)8が設けられている。

[0074] また、上述の表示装置203は、CCU(カメラコントロールユニット)216を備えており、このCCU216は、ケーブル217を介してCCD212に電気的に接続されている。また、CCU216は、ケーブル217を介して、観察画像を映し出すモニタ219に電気的に接続されている。そして、CCU216は、CCD212から入力された撮像信号を、例えばNTSC信号等の映像信号に変換して、不図示の画像処理回路を介してモニタ219に供給する。

[0075] また、上述の光源装置204は、レーザ光を出射するレーザ光源220を備えている。このレーザ光源220の光源としては、例えば、レーザダイオードが使用されている。さらに、レーザ光源220から出射されるレーザ光の光路上には、レーザ光を集光するための集光光学系222が設置されている。そして、レーザ光源220と蛍光体209との間には、レーザ光を案内するためのライトガイド224が設けられている。

このような構成のもと、レーザ光源220を駆動してレーザ光を出射させると、そのレーザ光は、集光光学系222を透過することにより集光され、ライトガイド224内を案内

されて、蛍光体209に照射される。

[0076] また、レーザ光源220には、冷却手段としてのペルチェ素子225が設けられている。このペルチェ素子225は、温度制御部227による通電制御のもと、ペルチェ効果により放熱する。さらに、レーザ光源220は、光源制御部229に接続されており、不図示の駆動スイッチをオンすると、この光源制御部229によってレーザ光源220に通電され、レーザ光源220が駆動する。

[0077] また、本実施形態においては、図12に示すように、ライトガイド224の前方(レーザ光の進行方向)に、透明部材からなる円板状の光受け基板231が設けられている。さらに、ライトガイド224からのレーザ光の光路上であって光受け基板231の前面に、蛍光材が塗布されている。この蛍光材が上述の蛍光体209となる。蛍光材は、全体として矩形形状になるように塗布されているので、蛍光体209は、光受け基板231上において矩形形状に構成されている。

[0078] 次に、このように構成された本実施形態の内視鏡装置201の作用について説明する。

まず、図11に示す表示装置203および光源装置204に電源を投入する。すると、光源制御部229が、レーザ光源220に通電し、レーザ光源220を駆動する。これにより、レーザ光源220からレーザ光が出射され、そのレーザ光が集光光学系222を透過する。すると、透過したレーザ光は集光されて、ライトガイド224内を進行する。そのレーザ光は、ライトガイド224に案内されて、蛍光体209に照射される。これによって蛍光体209が励起され、蛍光体209の全体から白色光が放射される。

[0079] この白色光が、図12に示すように、照明用レンズ208を透過することにより集光され、先端面202aから出射される。そして、その白色光が被検対象に照射され、被検対象に到達する。このとき、蛍光体209が矩形形状であり、その全体から光を放射することから、その白色光の到達領域は、全体として矩形形状となる。この矩形形状の到達領域が、照明領域Kとなる。

[0080] さらに、照明領域K内の照明のもと、被検対象からの反射光が、対物レンズ211を透過することにより、CCD212上に結像する。このとき結像した光がCCD212により電気信号に変換され、この電気信号が撮像信号としてCCU216に入力される。この

撮像信号はCCU216により映像信号に変換されて、画像処理回路を介してモニタ219に供給される。これにより、観察画像がモニタ219に映し出される。このように対物レンズ211によって被検対象からの反射光が取り込まれる領域が観察領域となり、この観察領域は、全体として矩形形状となる。

それから、モニタ219に映し出される所望の部位の観察画像を見ながら、被検体内を観察する。これによって検査が終了し、検査結果に応じて所定の処置が行われる。

[0081] したがって、本実施形態の内視鏡装置201によれば、照明領域Kを全体として矩形形状にすることができ、照明領域Kと観察領域とを矩形形状として双方一致させることができる。これにより、観察領域内に十分な光量の照明を効率よく当てることができ、正確な観察を行うことができる。

また、照明領域Kと観察領域とを一致させることができるため、照明に寄与しない光束の発生を防止することができる。そのため、観察視野外からの観察系へのフレアーを減少させることができ、さらに、照明に不要な光が挿入部202の側壁に吸収されて、挿入部202が発熱することを防止することができる。

[0082] また、照明用レンズ208として、凸レンズを設けているため、より均一な照明を当てることができる。

さらに、従来であれば、照明領域Kにファイバーバンドの網目構造が映ってしまうため、デフォーカス用の光学系を設ける必要があったが、本実施形態においては、数μmから数10μm程度の極小の粒子からなる蛍光体209から発せられる光を利用しているため、網目構造などが映ることを防止することができ、そのためデフォーカス用の光学系を設けることなく、均質でクリアな照明を当てることができる。

[0083] 本発明の内視鏡装置の第9の実施形態について、図13を参照しながら説明する。なお、上述した実施形態と同様の構成要素には同一符号を付してその説明を省略する。

[0084] 本実施形態の内視鏡装置は、上述の光受け基板231に相当する部材として、図13に示すように、透明部材からなる四角錐形状の光受け部材232を備えている。光受け部材232は、その頂点がライトガイド224の先端に対向し、その底面が照明用レンズ208に対向するように挿入部202内に設置されている。そして、光受け部材232の

矩形形状の底面には、その全域にわたって蛍光材が塗布されており、これにより矩形形状の蛍光体209が形成されている。

[0085] このような構成のもと、ライトガイド224からレーザ光が出射されると、そのレーザ光が光受け部材232内に導入され、蛍光体209に照射される。このとき、導入されたレーザ光の一部には、光受け部材232の側斜面232a側に向かうものもあるが、その側斜面232a側に向かったレーザ光は、側斜面232aの内面を反射し、底面全域に設けられた蛍光体209に到達する。

[0086] したがって、上記第8の実施形態と同様の効果を奏することができるだけでなく、ライトガイド224から出射されたレーザ光のより多くを蛍光体209に照射することができるので、照明効率を向上させることができる。

[0087] なお、上記第8および第9の実施形態では、蛍光材を塗布して蛍光体209を形成させるものとしたが、これに限ることはなく、あらかじめ蛍光材を混入しておき、その蛍光材が混入された部材を成形するようにしてもよい。

また、蛍光体209およびレーザ光源220を一つ設置しているが、これに限ることはなく、それら設置数は適宜変更可能である。

さらに、蛍光体209が白色光を放射するとしたが、これに限ることはなく、その色は適宜変更可能である。また、赤色光、緑色光および青色光を放射させることにより、RGB照明によって観察画像を得るようにしてもよい。

[0088] 本発明の内視鏡装置の第10の実施形態について、図14を参照しながら説明する。なお、上述した実施形態と同様の構成要素には同一符号を付してその説明を省略する。

[0089] 本実施形態の内視鏡装置は、被検対象に所定の形状の測定パターンを映し出して、その測定パターンの明瞭度(焦点位置など)を観察することにより、測定対象までの距離や測定対象の形状、大きさ、表面の凹凸などの測定を可能とするものである。

すなわち、本実施形態においては、光受け基板231に十字状に蛍光材が塗布されており、蛍光体209が十字形状に構成されている。そして、光受け基板231とライトガイド224との間には、凹レンズ234が設けられている。なお、照明用レンズ208、凹レンズ234、ライトガイド224や上記第8の実施形態で示したレーザ光源220等は、映

出手段を構成するものである。

このような構成のもと、ライトガイド224から出射されたレーザ光は、凹レンズ234を透過することにより拡散されて、蛍光体209に照射される。これにより、蛍光体209が光を発し、この光が、上記第8の実施形態の作用と同様にして、被検対象に照射されて、被検対象に到達する。このとき、蛍光体209が十字形状であり、その全体から光を放射することから、その光の到達領域は、全体として十字形状となる。このときの到達領域が、十字測定パターンPとなる。

[0090] この十字測定パターンPは、測定対象までの距離によって、その明瞭度が異なるものとなる。そこで、その明瞭度を観察することによって、測定対象までの距離の測定などが行われる。また、測定対象に投影されたパターン形状から、測定対象の形状、大きさ、表面の凹凸などの測定が行われる。

[0091] したがって、数μmから数10μm程度の極小の粒子からなる蛍光体209の形状を、十字測定パターンPとして映し出すことができるため、従来のような網目構造が映ることなく、均質でクリアな十字測定パターンPを得ることができる。また、従来のようにスリットを形成するのに比べて、蛍光体209の種々の形状を容易に形成することができる。さらに、蛍光体209自体が発光するので、輝度が高く、明るい照明系の十字測定パターンPを映し出すことができる。また、蛍光体209を、十字線以外は、白色に発光する蛍光材として、十字線を異なる発色光とすることで、この白色光を全体照明として利用することができる。そのため、全体照明と十字測定パターンPとを兼用させることができ、効率よく迅速な測定を行うことができる。

[0092] 本発明の内視鏡装置の第11の実施形態について、図15を参照しながら説明する。なお、上述した実施形態と同様の構成要素には同一符号を付してその説明を省略する。

[0093] 本実施形態の内視鏡装置は、複数の光受け基板231a, 231b, 231cを備えており、これら光受け基板231a, 231b, 231cが、照明用レンズ208および凹レンズ234の光軸L上に、所定の間隔を空けて設けられている。そして、光受け基板231a, 231b, 231cには、それぞれ形状が異なるように蛍光材が塗布されており、光受け基板231a, 231b, 231cの順に、蛍光体209a, 209b, 209cが、円フレーム形状、十字形

状、星型形状に形成されている。そして、これら蛍光体209a，209b，209cにレーザ光を照射すると、白色光、赤色光、緑色光というように、それぞれで異なる色の光を放射する。

[0094] このような構成のもと、ライトガイド224からのレーザ光が蛍光体209cに照射され、さらに、レーザ光の一部は光受け基板231cの透明部分を透過して蛍光体209bに照射される。さらに、そのレーザ光の一部は光受け基板231bの透明部分を透過して蛍光体209aに照射される。そのため蛍光体209a，209b，209cが、それぞれ白色光、赤色光、緑色光を発する。そのため、上記と同様の作用により、被検対象にそれぞれ形状および色が異なる測定パターンが複数映し出される。すなわち、蛍光体209aによって白色の円フレーム測定パターンPaが映し出され、蛍光体209bによって赤色の十字測定パターンPbが映し出され、蛍光体209cによって緑色の星型測定パターンPcが映し出される。

[0095] このとき、蛍光体209a，209b，209cが前記光軸L上に複数設けられていることから、蛍光体209a，209b，209cの設置位置によって、それら蛍光体209a，209b，209cから被検対象までの距離が異なることになり、各測定パターンPa，Pb，Pcの明瞭度が、それら距離に応じて異なることになる。そこで、各測定パターンPa，Pb，Pcの明瞭度を観察することにより、被検対象までの距離や形状、大きさ、表面の凹凸などを容易かつ迅速に測定することができる。

[0096] なお、本発明の技術範囲は上記実施の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、本実施形態においては、蛍光体209a，209b，209cの形状を、円フレーム形状、十字形状、星型形状としたが、これに限ることはなく、その形状は適宜変更可能である。

また、蛍光体209a，209b，209cが放射する光を、白色光、赤色光、緑色光としたが、これに限ることはなく、その色は適宜変更可能である。また、色を変えることなく単一色であってもよい。

[0097] また、上記第8から第11の実施形態において、内視鏡装置を直視用として構成したが、これに限ることはなく、挿入部202の側面に対物レンズ211や各蛍光体209を

設け、側視用として構成としてもよい。

[0098] 従来の内視鏡装置(例えば、特開2005－013359号公報を参照)においては、撮像素子による観察領域が全体として矩形形状となるのに対して、光源ランプからの光が被検対象に到達する到達領域、すなわち照明領域は全体として円形形状となるため、照明光の多くが観察領域から外れてしまうという問題がある。そのため、被検対象を有効に照らすことができず、照明効率が低下してしまう。

[0099] そこで、本発明の内視鏡装置は:被検体に挿入される内視鏡挿入部と;前記内視鏡挿入部に設けられた非円形の蛍光体と;前記蛍光体にレーザ光を照射するためのレーザ光源と;を備え、前記レーザ光源から出射されたレーザ光を励起光として前記蛍光体が発する別波長の光を、前記被検体の被検対象に照射する。

[0100] 上記の内視鏡装置によれば、レーザ光源を駆動すると、そのレーザ光源から出射されたレーザ光を励起光として蛍光体が別波長の光を発する。この別波長の光を被検対象に照射することにより、被検対象に照明光が照射される。このとき、蛍光体が非円形形状であることから、蛍光体からの別波長の光が前記被検対象に到達したときの到達領域も全体として非円形形状になる。

したがって、照明領域を全体として非円形形状とすることができ、照明領域と観察領域とを合わせることができる。

なお、「円形形状」とは、平面状に延在する円をいうものとし、枠状のものなどは含まないものとする。

[0101] 上記の内視鏡装置においては、前記蛍光体が、矩形形状であってもよい。

上記の内視鏡装置によれば、蛍光体が矩形形状であることから、蛍光体からの光の到達領域が全体として矩形形状になる。

したがって、照明領域を全体として矩形形状とすることができ、照明領域と観察領域とを合致させることができる。

[0102] 上記の内視鏡装置は、前記別波長の光が前記被検対象に到達したときの到達領域に、前記蛍光体の形状を測定パターンとして映し出す映出手段を備えていてもよい。

[0103] 上記の内視鏡装置においては、映出手段により、到達領域に蛍光体の形状が測定

パターンとして映し出される。そして、この測定パターンを利用して、測定対象までの距離や測定対象の形状、大きさ、表面の凹凸などの測定が行われる。

ここで、従来のように光源ランプによって測定パターンを映し出すときは、光源ランプからの光路上にレチクルガラスを設け、このレチクルガラスに所定の形状のスリットを形成することにより、スリットと同一形状のパターンを測定ポイントに映し出す。

しかし、このような構成によると、光源ランプからの光を案内するファイバーバンドの網目構造が上記測定パターンに映り込んでしまい、測定が困難となる。また、それら網目構造を消すために拡散板を設けることが考えられるが、拡散板を設置すると光量ロスが激しくなり、照明効率が低減してしまう。

[0104] 上記の内視鏡装置によれば、数μmから数10μm程度の極小の粒子からなる蛍光体の形状を測定パターンとして映し出すことができるため、均質でクリアな測定パターンを得ることができる。また、スリットを形成するのに比べて、種々の形状を容易に形成することができる。さらに、蛍光体自体が発光するので、輝度が高く、明るい照明系の測定パターンを映し出すことができる。また、蛍光体から発する光を、例えば白色光などの全体照明に使用し得る光にすることにより、全体照明と測定パターンとを兼用させることができ、効率よく迅速な測定を行うことができる。

[0105] 上記の内視鏡装置においては、前記映出手段が、前記別波長の光を前記被検対象に結像させるための光学素子を備え、前記蛍光体が複数設けられ、これら複数の前記蛍光体が、それぞれ形状を異ならせて前記光学素子の光軸上に配置されていてもよい。

上記の内視鏡装置においては、映出手段により、到達領域に蛍光体の形状が測定パターンとして映し出される。そして、この測定パターンを利用して、測定対象までの距離や測定対象の形状、大きさ、表面の凹凸などの測定が行われる。

ここで、従来のように光源ランプによって測定パターンを映し出すときは、光源ランプからの光路上にレチクルガラスを設け、このレチクルガラスに所定の形状のスリットを形成することにより、スリットと同一形状のパターンを測定ポイントに映し出す。

しかし、このような構成によると、光源ランプからの光を案内するファイバーバンドの網目構造が上記測定パターンに映り込んでしまい、測定が困難となる。また、それら

網目構造を消すために拡散板を設けることが考えられるが、拡散板を設置すると光量ロスが激しくなり、照明効率が低減してしまう。

[0106] 上記の内視鏡装置によれば、数μmから数10μm程度の極小の粒子からなる蛍光体の形状を測定パターンとして映し出すことができるため、均質でクリアな測定パターンを得ることができる。また、スリットを形成するのに比べて、種々の形状を容易に形成することができる。さらに、蛍光体自体が発光するので、輝度が高く、明るい照明系の測定パターンを映し出すことができる。また、蛍光体から発する光を、例えば白色光などの全体照明に使用し得る光にすることにより、全体照明と測定パターンとを兼用させることができ、効率よく迅速な測定を行うことができる。

[0107] 上記の内視鏡装置においては、形状の異なる複数の蛍光体から発せられた光が、被検対象にそれぞれ到達し、それぞれ異なる形状の測定パターンが複数映し出される。

このとき、蛍光体が光学素子の光軸上に複数設けられていることから、蛍光体の設置位置によって、それら蛍光体から被検対象までの距離が異なることになり、測定パターンの明瞭度が、それら距離に応じて異なることになる。

これにより、どの測定パターンがはっきり映し出されているかを判別することにより、被検対象までの距離や形状、大きさ、表面の凹凸などを容易かつ迅速に測定することができる。

[0108] 上記の内視鏡装置によれば、照明領域を全体として非円形形状とすることができ、照明領域と観察領域とを合わせることができることから、観察領域内に十分な光量の照明を効率よく当てることができ、正確な観察を行うことができる。

[0109] 本発明の内視鏡装置の第12の実施形態について、図16および図17を参照しながら説明する。なお、上述した第8の実施形態と同様の構成要素には同一符号を付してその説明を省略する。

本実施形態の内視鏡装置201は、図16に示すように、集光光学系222を透過したレーザ光を案内するためのライトガイド(光案内路)324を備えている。ライトガイド324は、集光光学系222の前方(レーザ光の進行方向)に設けられている。

[0110] また、図17に示すように、挿入部202は、プラスチック部材からなる光導入チップ(

光導入部材）332を備えている。光導入チップ332は円筒状に形成されている。そして、光導入チップ332の外径は挿入部202の先端の外径と同一に設定されており、光導入チップ332は挿入部202の先端に挿入部202と同心状に設けられている。この光導入チップ332の前端面332aおよび側面332bには、一面にわたって蛍光材が塗布されており、この蛍光材が蛍光体209となる。そのため、蛍光体209は、挿入部202の先端において挿入部202の全周にわたって形成されており、光導入チップ332の前端面332aは、挿入部202の先端面202aをなしている。蛍光体209は、レーザ光が照射されることによって励起し、360° 全方向に、別波長の白色光を放射する。

[0111] また、光導入チップ332の後端面332cには、レーザ光を内部に導入する（取り込む）ための導入連結部334が設けられており、この導入連結部334を介して、ライトガイド324の先端が、光導入チップ332の後端面332cに取り付けられている。このような構成のもと、ライトガイド324に案内されたレーザ光が、導入連結部334を介して、光導入チップ332の内部に導入され、この導入されたレーザ光が蛍光体209に照射される。

また、光導入チップ332の外面全体にはコーティング層が設けられており、このコーティング層が蛍光体209の保護層として機能する。

さらに、光導入チップ332の筒孔337には、CCD212が設けられており、筒孔337の前端面332a側の開口部337aには、対物レンズ211が設けられている。

[0112] 次に、このように構成された本実施形態の内視鏡装置301の作用について説明する。

まず、図16に示す表示装置203および光源装置204に電源を投入する。すると、光源制御部229が、レーザ光源220に通電し、レーザ光源220を駆動する。これにより、レーザ光源220からレーザ光が出射され、そのレーザ光が集光光学系222を透過する。すると、透過したレーザ光は集光されて、ライトガイド324内を進行する。そのレーザ光は、ライトガイド324に案内されて、後述するように蛍光体209に照射される。これによって、蛍光体209が励起されて、蛍光体209の全体から白色光が放射される。

[0113] この白色光が、挿入部202の先端面202aから被検対象に照射されて、被検対象に到達する。これにより、被検対象に照明光が当てられる。さらに、これら白色光による照明のもと、被検対象からの反射光が、対物レンズ211を透過することにより、CCD212上に結像する。このとき結像した光がCCD12により電気信号に変換され、この電気信号が撮像信号としてCCU216に入力される。この撮像信号はCCU216により映像信号に変換されて、画像処理回路を介してモニタ219に供給される。これにより、観察画像がモニタ219に映し出される。それから、モニタ219に映し出される所望の部位の観察画像によって、被検体内が観察される。これによって検査が終了し、検査結果に応じて所定の処置が行われる。

[0114] ここで、本実施形態においては、以下のようにして観察対象に照明光が当てられる。すなわち、レーザ光源220からライトガイド324を通って進行するレーザ光は、導入連結部334を介して、光導入チップ332内に導入される。この導入されたレーザ光は、前端面332aに位置する蛍光体209に到達し、蛍光体209の粒子によって散乱する。そのため、導入されたレーザ光は、前端面332aに位置する蛍光体209や、側面332bに位置する蛍光体209に全体に広がっていく。このようにして、導入されたレーザ光が、蛍光体209の全体に照射され、挿入部202の全周から略360° 全方向に均一に白色光が放射される。そのため、これら白色光が、観察対象に満遍なく照射され、観察対象の周辺まで一様に到達する。

[0115] したがって、本実施形態の内視鏡装置301によれば、挿入部202の全周から均一に白色光を放射することができることから、観察対象をムラなく均一に照らすことができ、そのため高品質な観察画像を容易に得ることができる。また、挿入部202の先端に蛍光体209を設けるだけで、配光のよい均一な照明光を得ることができることから、LGバンドル等を不要にすることができ、そのため、構成を簡易にし、小型化を容易にすることができる。

[0116] また、光導入チップ332の前端面332aだけでなく、側面332bにも蛍光体209が設けられていることから、光導入チップ332の外周全体から白色光を放射することができ、より一層均一な照明光を得ることができる。

さらに、光導入チップ332の筒孔337に、CCD212や対物レンズ211を設けている

ことから、挿入部202の先端のスペース利用効率を向上させることができるだけでなく、光導入チップ332、CCD212および対物レンズ211などの組み込み作業を容易にすることができる。

[0117] 本発明の内視鏡装置の第13の実施形態について、図18を参照しながら説明する。なお、上述した実施形態と同様の構成要素には同一符号を付してその説明を省略する。

[0118] 本実施形態においては、光導入チップ332の前部に、半球状(ドーム状)に外方に突出する半球突出部338が設けられており、この半球突出部338が挿入部2から突出している。半球突出部338には、全体に蛍光材が塗布されており、これにより、光導入チップ332の前部に蛍光体209が設けられ、この蛍光体209が挿入部202の全周にわたって形成されている。

なお、蛍光体209は、光導入チップ332の側面332bにも設けられている。また、光導入チップ332の中央には、前後方向に延びる貫通孔339が設けられており、この貫通孔339に、CCD212、対物レンズ211および各種レンズ系が設けられている。

[0119] 上記のように構成された内視鏡装置において、導入連結部334を介して、レーザ光が、光導入チップ332内に導入される。この導入されたレーザ光は、半球突出部338に位置する蛍光体209に到達し散乱する。そして、これら散乱したレーザ光は、半球突出部338および側面332bの全体に広がり、蛍光体209が発光する。このとき、半球突出部338に位置する蛍光体209が半球状に突出しているため、この蛍光体209から発せられた白色光は、広がりをもって全体に放射される。そのため、白色光が、より広範囲にわたって均一に照射される。

[0120] したがって、本実施形態の内視鏡装置によれば、より広範囲にわたって均一に白色光を照射することができることから、均一で一様な照明光を観察対象の広範囲にわたって当てることができる。そのため、特に、広角観察系によって広範囲な観察を行うときに、ムラのない高品質な観察画像を容易に得ることができる。

[0121] 本発明の内視鏡装置の第14の実施形態について、図19を参照しながら説明する。なお、上述した実施形態と同様の構成要素には同一符号を付してその説明を省略する。

[0122] 本実施形態においては、光導入チップ332の前部に、半球状に内方に没入する半球没入部342が設けられている。半球没入部342には、全体に蛍光材が塗布されており、これにより、光導入チップ332の前部に蛍光体209が設けられ、この蛍光体209が挿入部202の全周にわたって形成されている。なお、蛍光体209は、光導入チップ332の側面332bにも設けられている。

上記のように構成された内視鏡装置において、光導入チップ332内にレーザ光が導入されると、そのレーザ光が、半球没入部342に位置する蛍光体209に到達し散乱する。そして、これら散乱したレーザ光は、半球没入部342および側面332bの全体に広がり、蛍光体209が発光する。

このとき、半球没入部342に位置する蛍光体209は半球状に没入しているため、この蛍光体209から発せられた白色光は、狭い領域内に全方向から集中的に照射される。

[0123] したがって、本実施形態の内視鏡装置によれば、狭い領域内に集中的に照明光を照射することができることから、所望のポイントに全方向からの照明光を当てることができる。そのため、特に、拡大観察系によって観察を行うときに、影のない高品質な観察画像を容易に得ることができる。

[0124] 本発明の内視鏡装置の第15の実施形態について、図20から図22を参照しながら説明する。なお、上述した実施形態と同様の構成要素には同一符号を付してその説明を省略する。

本実施形態においては、図20から図22に示すように、ライトガイド324が、先端面202aにまで延ばされて、先端面202aの裏面に沿ってループ状に巻かれて構成されている。そして、そのループ状に巻かれた部分が、ループ部343となる。ループ部343には、全体に蛍光材が塗布されており、これにより、蛍光体209が挿入部2の全周にわたって形成されている。さらに蛍光体209の外面はコーティングにより保護されている。

[0125] 上記のように構成された内視鏡装置において、レーザ光は、ライトガイド324内を案内されてループ部343内を進行する。ループ部343には、蛍光体209が設けられていることから、蛍光体209が発光し、全体から白色光を放射する。

[0126] したがって、ムラのない均一なリング状の照明を容易に得ることができるだけでなく、部品点数を減少させて構成をより簡易にすることができる。また、挿入部2の先端の省スペース化を図ることができる。

[0127] なお、ライトガイド324の設置位置については、適宜変更可能である。例えば、図23に示すように、ループ部343を設けるだけでなく、挿入部202の基端側に向けて、ライトガイド324を挿入部2の外周面に螺旋状に巻くようにしてもよい。そして、これら螺旋状の部分にも蛍光体209を設けるようにする。このような構成のもと、挿入部2の基端側から先端側にわたって蛍光体209からライン状に光が放射され、これらの光の一部は、挿入部2が挿入される生体を透過して、その生体の外部にまで到達する。そのため、前記外部に到達した光を観察することにより、生体の外部から挿入部2の位置を容易に把握することができる。

[0128] また、上記のように螺旋状に巻くことなく、図24に示すように、挿入部2に沿わせて直線状にライトガイド324を設けるようにしてもよい。

また、ライトガイド324の先端面の裏面側に、例えば、鏡面コートなどのような反射部材を設けてもよい。これにより、ライトガイド324内を進行したレーザ光が反射部材に到達すると、そのレーザ光は、反射部材によって反射して、上記と逆方向に進行する。

そのため、ライトガイド324の先端に向けて進行するレーザ光だけでなく、反射してライトガイド324の後端に向けて進行するレーザ光によっても、蛍光体209を励起することができ、レーザ光の利用効率を向上させることができる。

[0129] 本発明の内視鏡装置の第16の実施形態について、図25および図26を参照しながら説明する。なお、上述した実施形態と同様の構成要素には同一符号を付してその説明を省略する。

本実施形態において、光導入チップ332は略半円筒状に形成されている。そして、光導入チップ332の前端面332aは正面視して略三日月形状をなしている。そして、挿入部202の先端面202aには対物レンズ211が偏心して設けられており、この先端面202aの空きスペースに、前端面332aが配置されている。すなわち、蛍光体209は挿入部202の略半周にわたって延在している。

また、光導入チップ332の後端には、側面視して前方に漸次広がるような傾斜部344が設けられている。この傾斜部344は、光導入チップ332内に導入されるレーザ光の導入方向に対して傾斜するように形成されている。

[0130] 上記のように構成された内視鏡装置において、レーザ光が、導入連結部334を介して光導入チップ332内に導入されて、蛍光体209に照射されると、そのレーザ光は、蛍光体209の粒子によって散乱しながら、蛍光体209の全体に広がる。このとき、傾斜部344に位置する蛍光体209は、傾斜によって表面積が大きくなっていることから、散乱したレーザ光のより多くが蛍光体209に到達する。そのため、レーザ光の当たる粒子数が増加し、蛍光体209からより多くの光が均一に放射される。

[0131] したがって、蛍光体209の全体にわたってレーザ光を均一に照射することができるだけでなく、レーザ光の利用効率を向上させることができる。

また、光導入チップ332が略半円筒状に形成されていることから、挿入部2の先端面202aの空きスペースに光導入チップ332を効率よく設けることができる。

[0132] なお、本実施形態においては、光導入チップ332を略半円筒状としたが、これに限ることはなく、その形状等は適宜変更可能である。例えば、図27に示すように、光導入チップ332を円筒状に形成し、その筒孔337を偏心させるようにしてもよい。

[0133] 本発明の内視鏡装置の第17の実施形態について、図28を参照しながら説明する。なお、上述した実施形態と同様の構成要素には同一符号を付してその説明を省略する。

本実施形態においては、光導入チップ332の内部であって、導入連結部334を介して導入されたレーザ光の光路上に、第1の反射面(第1の進路変更手段)47が設けられている。また、傾斜部344の裏面側であって、第1の反射面347によって反射されたレーザ光の到達領域には、第2の反射面(第2の進路変更手段)48が設けられている。第2の反射面348は、傾斜部344の導入連結部334側から前端面332a側にわたって階段状に複数設けられている。なお、光導入チップ332の前端面332aの一面に蛍光体209が設けられており、蛍光体209の前面には、透明部材からなる保護部材50が設けられている。

[0134] 上記のように構成された内視鏡装置において、導入連結部334を介して導入され

たレーザ光は、第1の反射面347によって、傾斜部344に向かうようにその進路が変更される。そして、その進路が変更されたレーザ光は、傾斜部344に設けられた第2の反射面348に到達する。そして、これら第2の反射面348によって、そのレーザ光の進路が再び変更される。さらに、第2の反射面348が到達領域にわたって複数設けられていることから、それら第2の反射面348によって反射したレーザ光は、光導入チップ332の前端面332aの裏面に満遍なく到達する。

[0135] したがって、光導入チップ332に設けられた蛍光体209の全体にわたって、効率よく確実にレーザ光を照射することができる。

[0136] なお、本発明の技術範囲は上記実施の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、上記第12から第17の実施形態においては、蛍光材を塗布して蛍光体209を形成させるものとしたが、これに限ることはなく、あらかじめ蛍光材を混入しておき、その蛍光材が混入された部材を成形するようにしてもよい。

また、蛍光体209およびレーザ光源220を一つ設置しているが、これに限ることはなく、それら設置数は適宜変更可能である。

さらに、蛍光体209が白色光を放射するとしたが、これに限ることはなく、その色は適宜変更可能である。また、赤色光、緑色光および青色光を放射させることにより、RGB照明によって観察画像を得るようにしてもよい。

また、内視鏡装置を直視用として構成したが、これに限ることはなく、挿入部202の側面に対物レンズ211や各蛍光体209を設け、側視用として構成としてもよい。

[0137] 従来の内視鏡装置(例えば、特開2005－013359号公報を参照)においては、内視鏡挿入部の先端面の一部から照明光が照射されるため、またキセノンランプからの光の照射角度が制限されるため、その照明光による照明にムラが生じてしまうという問題がある。このムラを減少させるために、キセノンランプからの光をLGバンドルなどに通して、先端面の複数箇所から照射することが考えられるが、このように複数箇所から照射しようとすると、先端面に照明用レンズを複数設ける必要があるため内視鏡挿入部の径が大きくなってしまうだけでなく、LGバンドルなどの配線が複雑になってしまう。

[0138] そこで、本発明の内視鏡装置は:被検体に挿入される内視鏡挿入部と;前記内視鏡挿入部に設けられ、前記内視鏡挿入部の少なくとも略半周にわたって延在する蛍光体と;光案内路と;前記光案内路を通して前記蛍光体にレーザ光を照射するレーザ光源と;を備え、

前記レーザ光源から出射されたレーザ光を励起光として前記蛍光体が発する別波長の光を、前記被検体の被検対象に照射する。

[0139] 本発明の内視鏡装置においては、レーザ光源を駆動すると、そのレーザ光源から出射されて光案内路を通されたレーザ光を励起光として、蛍光体が360° 全方向に別波長の光を放射する。この別波長の光の一部を被検対象に照射することにより、被検対象に照明光が照射される。このとき、蛍光体が内視鏡挿入部の少なくとも略半周にわたって延在し、上述のように全方向に光を放射することから、その光は、内視鏡挿入部の少なくとも略半周から満遍なく観察対象に照射され、観察対象の周辺までムラなく一様に到達する。

したがって、従来のようなLGバンドルや照明用レンズなどを設けることなく、簡易な構成により、観察対象を均一に照らすことができる。

[0140] 上記の内視鏡装置においては、前記光案内路が、前記内視鏡挿入部の略全周にわたってループ状に巻かれたループ部を備え、前記ループ部に、前記蛍光体が設けられていてもよい。

上記の内視鏡装置によれば、光案内路によってレーザ光が案内されて、そのレーザ光がループ部を通される。このとき、ループ部には蛍光体が設けられていることから、ループ部の全体から別波長の光が照射される。

したがって、構成を簡易にしつつ、均一な照明光を容易かつ確実に照射することができる。

[0141] 上記の内視鏡装置においては、前記内視鏡挿入部が、前記内視鏡挿入部の先端部に設けられて前記内視鏡挿入部の少なくとも略半周にわたって延在するとともに、前記光案内路に連結されて前記光案内路を通過したレーザ光を導入される光導入部材を備え、前記光導入部材に、前記蛍光体が設けられていてもよい。

[0142] 上記の内視鏡装置によれば、光案内路に案内されたレーザ光が、光導入部材の内

部に導入される。このとき、光導入部材は内視鏡挿入部の少なくとも略半周にわたって形成されていることから、先端部の少なくとも略半周から照明光が照射される。

これにより、均一な照明光を容易かつ確実に照射することができる。

[0143] 上記の内視鏡装置においては、前記光導入部材が、円筒状に形成されていてもよい。

上記の内視鏡装置によれば、円筒状に形成された光導入部材の筒孔に、例えばCCDなどの観察手段などを配置することができ、そのため内視鏡挿入部の先端部のスペース利用効率を向上させることができ、内視鏡挿入部の小型化を容易に図ることができる。

[0144] 上記の内視鏡装置においては、前記光導入部材が、略半球状に突出する半球突出部を備え、前記半球突出部に、前記蛍光体が設けられていてもよい。

上記の内視鏡装置によれば、光案内路に案内されたレーザ光が、光導入部材の内部に導入されて、半球突出部に到達する。このとき、半球突出部に蛍光体が設けられていることから、半球突出部から、より広範囲にわたって、前記別波長の光を照射することができる。

[0145] 上記の内視鏡装置においては、前記光導入部材が、略半球状に没入する半球没入部を備え、前記半球没入部に、前記蛍光体が設けられていてもよい。

上記の内視鏡装置によれば、光案内路に案内されたレーザ光が、光導入部材の内部に導入されて、半球没入部に到達する。このとき、半球没入部に蛍光体が設けられていることから、半球没入部から、狭い領域内に前記別波長の光を均一かつ集中的に照射することができる。

[0146] 上記の内視鏡装置においては、前記光導入部材が、略半円筒状に形成されていてもよい。

上記の内視鏡装置によれば、内視鏡挿入部の先端面の空きスペースに、光導入部材の前端面が配置される。このとき、光導入部材は、略半円筒状に形成されていることから、内視鏡挿入部の先端面の空きスペースに効率よく配置される。

したがって、内視鏡挿入部の先端面の空きスペースの有効活用を図ることができる。

[0147] 上記の内視鏡装置においては、前記光導入部材の後端に、前記導入されるレーザ光の導入方向に対して傾斜した傾斜部が設けられていてもよい。

上記の内視鏡装置によれば、光導入部材の内部に導入されたレーザ光が、蛍光体に到達する。すると、照射されたレーザ光は、蛍光体の粒子によって散乱しながら、蛍光体の全体に広がる。このとき、傾斜部に位置する蛍光体は、傾斜によって表面積が大きくなっていることから、散乱したレーザ光のより多くが蛍光体に到達する。そのため、蛍光体からより多くの光が均一に放射される。

したがって、光導入部材に設けられた蛍光体の全体にわたってレーザ光を確実に照射することができるだけでなく、レーザ光の利用効率を向上させることができる。

[0148] 上記の内視鏡装置においては、前記光導入部材が:前記光導入部材の後端で前記光案内路に連結され、前記光案内路を通過したレーザ光を前記光導入部材に導入する導入連結部と;前記導入連結部を介して前記光導入部材に導入されたレーザ光が前記傾斜部に向かうように前記レーザ光の進路を変更する第1の進路変更手段と;前記第1の進路変更手段によって進路を変更されたレーザ光の前記傾斜部への到達領域に設けられ、前記到達領域に到達したレーザ光が、前記光導入部材の前端に到達するようにその進路を変更する第2の進路変更手段と;を備え、前記第2の進路変更手段が、前記到達領域に複数設けられていてもよい。

上記の内視鏡装置によれば、第1の進路変更手段によって、導入連結部を介して導入されたレーザ光が、傾斜部に向かうようにその進路が変更される。そして、この進路が変更されたレーザ光は、第2の進路変更手段によって、光導入部材の前端に到達するようにその進路が変更される。このとき、第2の進路変更手段は、到達領域にわたって複数設けられていることから、第1の進路変更手段によって進路が変更された光が、光導入部材の前端に満遍なく到達する。

したがって、光導入部材に設けられた蛍光体の全体にわたって、効率よく確実にレーザ光を照射することができる。

[0149] 本発明の内視鏡装置によれば、簡易な構成により、観察対象を均一に照らすことができることから、観察対象の周辺まで満遍なく均一に照明することができるだけでなく、照明用レンズなどを複数設ける必要がないため内視鏡挿入部の小型化を容易に

することができる。

[0150] 本発明の生体処置システムの第1の実施形態について、図29および図30を参照しながら説明する。

本実施形態の生体処置システム401は、図29に示すように、人体(生体)に手術等の処置を行う手術室(処置室)402の天井から複数懸架される天吊アーム群403のうちの一つの天吊アーム403Aに、レーザ光源部406と、内視鏡装置408と、レーザ光導光部410とを備えている。レーザ光源部406は、レーザダイオード(以下、LDと称する)405を有し、内視鏡装置408は、レーザ光源部406から出射されたレーザ光を照明光として利用する内視鏡本体(レーザ光利用部)407を有する。レーザ光導光部410は、レーザ光源部406から出射されたレーザ光を内視鏡本体407に導光する。

[0151] レーザ光源部406が配された天吊アーム403Aには、LD405からの光をレーザ光導光部410に導光するための光ファイバ411が配されており、その先端には、レーザ光導光部410と接続されるLD側光リンクコネクタ412が配されている。

レーザ光源部406のLD405は、所定の波長を有するレーザ光を出射し、後述する蛍光体420と1対1に対応している。

[0152] レーザ光導光部410は、光ファイバを螺旋状に成形したものであって、一方向に伸縮自在である。

レーザ光導光部410の両端には、導光側光リンクコネクタ413が接続されており、LD側光リンクコネクタ412および後述する内視鏡側光リンクコネクタ421と着脱可能に接続される。

なお、レーザ光導光部410は、螺旋状以外に形成されていても構わず、固定された天吊アーム403Aと移動可能な内視鏡本体407との間を好適に接続できるものであれば、直線状、曲線状に形成されて巻回された状態で配されていてもよい。

[0153] 内視鏡装置408は、レーザ光源部406に電源供給するために図示しない電源部や、内視鏡本体407によって撮像された被写体の観察画像を表示するモニタ415および画像処理等を行う図示しない画像処理部を有する筐体部416をさらに備えている。筐体部416および筐体部416のモニタ415は、天吊アーム群403の他の天吊アーム403B, 403Cにそれぞれ配されており、天吊アーム群403を介してレーザ光源

部406と電気的に接続されている。

[0154] 内視鏡本体407は、生体内に挿入される挿入部417と、挿入部417を湾曲操作する操作部418とを備えている。挿入部417の先端には、レーザ光源部406から出射されたレーザ光が照射されて、例えば、白色の光を発する蛍光体420が配されている。

操作部418には、導光側光リンクコネクタ413と接続される内視鏡側光リンクコネクタ421が配されている。

挿入部417および操作部418には、これらを連通するとともに、一端が内視鏡側光リンクコネクタ421と接続され、他端が蛍光体420と対向して載置される挿入部光ファイバ422が配されている。

また、手術室402の中央付近にはベッド423が配されており、天吊アーム群403の各アームは、各種機器を懸架した状態でベッド423の上方を移動可能とされている。

[0155] 次に、本実施形態の生体処置システム401による処置、および作用・効果について説明する。

内視鏡装置408を使用して手術を行う際、まず、導光側光リンクコネクタ413と天吊アーム403Aに配されたLD側光リンクコネクタ412とを接続する。

そして、レーザ光導光部410を所定の長さに引き伸ばしてもう一つのLD側光リンクコネクタ412と内視鏡本体407の内視鏡側光リンクコネクタ421とを接続する。

[0156] 処置の際には、筐体部416に配された図示しないスイッチを操作することによって、レーザ光源部406に電源供給してLD405からレーザ光を出射する。

レーザ光は天吊アーム403A内の光ファイバ411を導光されてLD側光リンクコネクタ412に到達し、レーザ光導光部410内を導光されて内視鏡側光リンクコネクタ421から操作部418内に入って挿入部光ファイバ422の他端から蛍光体420に出射される。

[0157] こうして、蛍光体420が励起して白色光が被写体に発せられる。

被写体の反射光は、図示しないCCD等によって撮像されて筐体部416に伝送され、画像処理がなされてモニタ415に表示される。

その他の処置を終了後、内視鏡本体407とレーザ光導光部410とを切り離し、レーザ光導光部410と天吊アーム403Aとを切り離して手術を終了する。

[0158] この生体処置システム401によれば、レーザ光源部406が内視鏡本体407とは別に配されているので、レーザ光導光部410の長さおよび配置を変更することによってレーザ光源部406に対して内視鏡本体407を自由な位置に配設することができる。

従って、内視鏡本体407にレーザ光源部406のための冷却部材等を配する必要がなく、内視鏡本体407の小型化、軽量化を図ることができ、容易に移動することができる。また、レーザ光源部406のメンテナンスの際、内視鏡本体407を持ち出す必要がないので、レーザ光源部406のメンテナンスを容易に行うことができる。

[0159] また、レーザ光導光部410が天吊アーム403Aおよび内視鏡本体407と着脱可能とされているので、必要なときに手術室402内にレーザ光導光部410を配設することができ、手術室402内の整理・片付けを容易に行うことができる。この際、レーザ光導光部410が天吊アーム403Aから懸架される状態となるので、レーザ光導光部410を手術室402内の床に配する必要がなくなり、レーザ光導光部410が処置の際に邪魔になるのを好適に抑えることができ、処置の確実性を高めることができる。

さらに、LD405からレーザ光を出射するので、レーザ光源部406自体を小型化することができ、手術室402内においてレーザ光源部406を設置する場所の省スペース化を図ることができる。

[0160] また、蛍光体420が内視鏡本体407の挿入部417に配されているので、レーザ光源部406からのレーザ光によって被写体の観察を好適に行うことができる。

この際、挿入部417にレーザ光源部406と内視鏡本体407の蛍光体420とが1対1に対応しているので、観察内容に応じて好適な波長のレーザ光をレーザ光源部406から供給することができる。

[0161] 本発明の生体処置システムの第2の実施形態について説明する。

第2の実施形態の生体処置システムにおいては、第1の実施形態とは異なり、レーザ光源部のLD側光リンクコネクタとレーザ光導光部の導光側光リンクコネクタとが予め接続されている。

[0162] この生体処置システムにおいては、第1の実施形態の生体処置システム401と同様の作用・効果を奏することができる。

特に、レーザ光利用部をレーザ光導光部に接続するだけでレーザ光利用部にレー

ザ光を容易に供給することができ、処置のための準備を短時間で行うことができる。

[0163] 本発明の生体処置システムの第3の実施形態について、図31を参照しながら説明する。なお、上述した実施形態と同様の構成要素には同一符号を付してその説明を省略する。

第3の実施形態の生体処置システム430においては、第1の実施形態とは異なり、レーザ光導光部431が、レーザ光源部406から出射されたレーザ光を電磁波として空間伝送させる送信部432と、送信部432から発信された電磁波を受信して再びレーザ光に変換する受信部433とを備えている。

[0164] 送信部432は、レーザ光源部406から出射されたレーザ光を空間伝送可能な周波数の電磁波に変換するOE変換部435と、変換された電磁波を送信するためのRF送信部436とを備えており、天吊アーム403Aの先端に配されている。なお、周波数変換させずにレーザ光源部406から出射されたレーザ光をそのまま空間伝送させても構わない。

受信部433は、内視鏡本体437の操作部438に配されている。

[0165] この生体処置システム430によれば、レーザ光源部406から出射されたレーザ光を内視鏡本体437に空間伝送することができ、手術室での処置の際、レーザ光導光部431が処置の邪魔になることを好適に抑えることができる。

[0166] 本発明の生体処置システムの第4の実施形態について、図32を参照しながら説明する。なお、上述した実施形態と同様の構成要素には同一符号を付してその説明を省略する。

第4の実施形態の生体処置システム440においては、第1の実施形態とは異なり、レーザ光源部406が天吊アーム403Aではなく手術室外に配されている。また、生体処置システム440には、分配器(分配部)445が設けられている。分配器445は、レーザ光源部406の一つから出射されたレーザ光を、複数の手術室にそれぞれ配された内視鏡本体441, 442, 443に導光する。

[0167] 生体処置システム40は、レーザ光源部406に配されたLD405を駆動制御するためのLD駆動部(制御部)46をさらに備えており、レーザ光源部406と接続されている。なお、レーザ光源部406のLD405の波長は一定の波長に固定されている。

分配器445から図示しないLD側光リンクコネクタまでは、図示しない光ファイバによってレーザ光が導光される。なお、このレーザ光を上記第3の実施形態のように各内視鏡本体441，442，443に空間伝送させてもよい。

[0168] この生体処置システム40によれば、上記の実施形態と同様に内視鏡本体441，442，443それぞれの小型化・軽量化を図ることができる。

特に、各手術室にレーザ光源部406を配する必要がないので、システム全体が経済的であり、レーザ光源部406を一括して集中管理することができ効率良くメンテナンスすることができる。

[0169] 本発明の生体処置システムの第5の実施形態について、図33を参照しながら説明する。なお、上述した実施形態と同様の構成要素には同一符号を付してその説明を省略する。

第5の実施形態の生体処置システム450は、第4の実施形態とは異なり、レーザ光の光量を検出する光検出部451を備えている。また、LD駆動部452が、複数の内視鏡本体441，442，443に導光されるレーザ光の光量を、光検出部451からの情報に基づいて可変制御する。

[0170] 光検出部451は、使用される内視鏡本体の数によってLD405から分配器445に入力されるレーザ光量の変化を検出する図示しないセンサを備えている。

LD駆動部452は、光検出部451が検出した光量情報に基づいてレーザ光の出力をフィードバック制御してLD405の総出力を可変するものとされている。

[0171] この生体処置システム450によれば、内視鏡本体441，442，443のそれぞれにてレーザ光が利用されることによってレーザ光の光量が変化するような場合、LD駆動部452にてフィードバック制御を行うことによって内視鏡本体441，442，443におけるレーザ光を一定の光量に維持することができる。

[0172] 本発明の生体処置システムの第6の実施形態について、図34を参照しながら説明する。なお、上述した実施形態と同様の構成要素には同一符号を付してその説明を省略する。

第6の実施形態の生体処置システム460は、第5の実施形態とは異なり、複数の内視鏡本体441，442，443のそれぞれに対応する光検出部461，462，463を備え

ている。光検出部461，462，463は、図示しない天吊アームに配設されている。

[0173] 光検出部461，462，463からの光量に関する情報は、手術室外に配された主光検出部465に集められてLD駆動部466に伝達される。

また、各光検出部461，462，463には、内視鏡本体441，442，443に導光する光量を可変制御するための図示しないスイッチが配されている。

LD駆動部466では、各光検出部461，462，463からの光量情報およびスイッチによって指定された光量を比較して、分配器445から所定の光量で出力されるようにLD405を駆動制御する。

[0174] 例えば、内視鏡本体441のみ光量レベルを下げたい場合には、スイッチを所望のレベルに操作することによって、その変更情報が主光検出部465に伝達され、LD駆動部466にて情報処理されてLD405の出力が変化する。この光量変化を光検出部461が検出して主光検出部465に伝達し、LD駆動部466にてフィードバック制御が行われて所望の光量に調整される。

この生体処置システム460によれば、レーザ光源部406の一つから出射させたレーザ光を複数の内視鏡本体441，442，443のそれぞれに対して所望する光量に個別に変更して導光することができる。

[0175] 本発明の生体処置システムの第7の実施形態について、図35を参照しながら説明する。なお、上述した実施形態と同様の構成要素には同一符号を付してその説明を省略する。

第7の実施形態の生体処置システム470は、第4の実施形態とは異なり、複数のレーザ光源部471，472，473と、選択部475とを備えている。複数のレーザ光源部471，472，473は、それぞれ異なる波長のレーザ光を出射し、選択部475は、各レーザ光源部471，472，473から出射されたレーザ光を選択して図示しないレーザ光利用部に導光する。

[0176] レーザ光利用部は、上述した内視鏡本体のみならず、例えば、白色光以外の励起光を発する蛍光体を有する別の内視鏡本体や、レーザ光を治療に使用可能なレーザ治療器とされている。これらに対応して、レーザ光源部471には蛍光体から白色光を励起させる波長のレーザ光を出射する図示しないLDが配され、レーザ光源部472

には蛍光体から白色光以外の他の光を出射させる波長のレーザ光を出射する図示しないLDが配され、レーザ光源部473には治療用の所望の波長のレーザ光を出射する図示しないLDが配されている。

[0177] この生体処置システム470によれば、異なる波長のレーザ光を一つの選択部475を介して複数のレーザ光利用部に供給することができ、より好適に省力化、省スペース化を図ることができる。

[0178] 本発明の生体処置システムの第8の実施形態について、図36を参照しながら説明する。なお、上述した実施形態と同様の構成要素には同一符号を付してその説明を省略する。

本実施形態の生体処置システム480においては、図36に示すように、手術室内のベッド423の下方に、レーザ光源部406が配されている。

本実施形態の生体処置システム480によれば、レーザ光導光部とレーザ光源部406とを接続するまたは予め接続することによって、上記実施形態と同様に内視鏡本体等の小型化・軽量化を図ることができる。

[0179] 従来の生体処置システム(例えば、特開2001－321335号公報を参照)においては、LDの放熱対策が必要とされる。そのため、例えば、内視鏡本体やレーザ治療器にLDを冷却する冷却部材等が配された場合には、これらレーザ光利用部が重く、大きくなってしまい、移動させる際に取り扱いが困難となってしまう。

[0180] そこで、本発明の生体処置システムは:生体に処置を行う処置室内または前記処置室外に配設される一つまたは複数のレーザ光源部と;前記レーザ光源部から出射されたレーザ光を前記処置室内で利用する一つまたは複数のレーザ光利用部と;前記レーザ光源部から出射されたレーザ光を前記レーザ光利用部に導光する一つまたは複数のレーザ光導光部と;を備える。

[0181] 上記の生体処置システムによれば、レーザ光源部がレーザ光利用部とは別に配されているので、レーザ光導光部の長さおよび配置を変更することによってレーザ光源部に対してレーザ光利用部を自由な位置に配設することができる。

[0182] 上記の生体処置システムにおいては、前記レーザ光源部の一つから出射されたレーザ光が、一つの前記レーザ光利用部に導光されてもよい。

上記の生体処置システムによれば、レーザ光源部とレーザ光利用部とが1対1に対応しているので、レーザ光利用部の用途に応じて好適な波長のレーザ光をレーザ光源部から供給することができる。

[0183] 上記の生体処置システムは、前記レーザ光源部の一つから出射されたレーザ光を複数の前記レーザ光利用部に導光する分配部をさらに備えてもよい。

上記の生体処置システムによれば、レーザ光源部の集中管理やメンテナンスを容易に行うことができる。

[0184] 上記の生体処置システムは、異なる波長のレーザ光をそれぞれ出射する複数の前記レーザ光源部から出射されたレーザ光を選択して前記レーザ光利用部の一つに導光する選択部をさらに備えてもよい。

上記の生体処置システムによれば、複数の異なる波長のレーザ光を一つの選択部を介して複数のレーザ光利用部に供給することができ、より好適に省力化、省スペース化を図ることができる。

[0185] 上記の生体処置システムは:前記レーザ光利用部に導光されるレーザ光の光量を検出する光検出部と;前記光検出部からの情報に基づいて複数の前記レーザ光利用部に導光するレーザ光の光量を可変制御する制御部と;をさらに備えてもよい。

上記の生体処置システムによれば、複数のレーザ光利用部にてレーザ光が利用されることによってレーザ光の光量が変化するような場合、制御部にてフィードバック制御を行うことによって、レーザ光利用部におけるレーザ光を一定の光量に維持することができる。

[0186] 上記の生体処置システムにおいては、前記光検出部が、複数の前記レーザ光利用部のそれぞれに対応して配設されていてもよい。

上記の生体処置システムによれば、レーザ光源部の一つから出射させたレーザ光を複数のレーザ光利用部のそれぞれに対して所望する光量に個別に変更して導光することができる。

[0187] 上記の生体処置システムにおいては、前記レーザ光導光部が光ファイバを備え、前記光ファイバが、前記レーザ光源部および前記レーザ光利用部のそれぞれと着脱可能に接続されていてもよい。

上記の生体処置システムによれば、必要なときに処置室内にレーザ光導光部を配設することができ、処置室内の整理・片付けを容易に行うことができる。

[0188] 上記の生体処置システムにおいては、前記レーザ光導光部が光ファイバを備え、前記レーザ光源部と前記光ファイバとが予め接続され、前記レーザ光利用部と前記光ファイバとが着脱可能に接続されていてもよい。

上記の生体処置システムによれば、レーザ光利用部をレーザ光導光部に接続するだけでレーザ光利用部にレーザ光を容易に供給することができ、処置のための準備を短時間で行うことができる。

[0189] 上記の生体処置システムにおいては、前記レーザ光導光部が、前記処置室の天井から懸架されていてもよい。

上記の生体処置システムによれば、レーザ光導光部を処置室内の床に配する必要がないので、レーザ光導光部が処置の際に邪魔になるのを好適に抑えることができ、処置の確実性を高めることができる。

[0190] 上記の生体処置システムにおいては、前記レーザ光導光部が:前記レーザ光源部から出射されたレーザ光を電磁波として空間伝送する送信部と;前記送信部から発信された前記電磁波を受信して再びレーザ光に変換する受信部と;を備えていてもよい。

上記の生体処置システムによれば、レーザ光源部から出射されたレーザ光をレーザ光利用部に空間伝送することができ、処置室での処置の際、レーザ光導光部が処置の邪魔になることを好適に抑えることができる。

[0191] 上記の生体処置システムにおいては、前記レーザ光利用部が、前記レーザ光源部から出射されたレーザ光を励起光として受光して照明光を発する蛍光体を備えていてもよい。

上記の生体処置システムによれば、蛍光体から発せられる光の波長を所望の波長とすることによって、例えば、蛍光体から白色光を出射してレーザ光を照明光として利用することができる。

[0192] 上記の生体処置システムにおいては、前記レーザ光利用部が、生体内に挿入される挿入部を有する内視鏡装置であってもよい。

上記の生体処置システムによれば、内視鏡装置がレーザ光源部を備える必要がないので、内視鏡装置の小型化、軽量化を図ることができ、レーザ光源部のメンテナンスを容易に行うことができる。

[0193] 上記の生体処置システムにおいては、前記蛍光体が前記挿入部に配設されていてもよい。

上記の生体処置システムによれば、内視鏡装置の挿入部を生体内に挿入して観察する際に、レーザ光源部から出射されたレーザ光を使用して照明することができる。

[0194] 上記の生体処置システムにおいては、前記レーザ光源部が、レーザダイオードを備えていてもよい。

上記の生体処置システムによれば、レーザ光源部自体を小型化することができ、処置室内および処置室外においてレーザ光源部を設置する場所の省スペース化を図ることができる。

[0195] 上記の生体処置システムによれば、レーザ光利用部にレーザ光源部のための冷却部材等を配する必要がなく、レーザ光利用部の小型化、軽量化を図ることができ、容易に移動することができる。

[0196] [付記項1]

特定波長光を発するレーザ光源と;

前記レーザ光源から発せられる光を、内視鏡挿入部の先端まで導く第1の光路および第2の光路と;

前記レーザ光源から発せられる光を、前記第1の光路または第2の光路のいずれか一方に導くように選択的に光路を切り換える光路切り換え手段と;

前記内視鏡挿入部の先端に配置され、前記第1の光路中を通過する光によって励起されることにより蛍光を発する蛍光体と;

を備える内視鏡装置。

[付記項2]

付記項1に記載の内視鏡装置であって、

前記第1の光路または前記第2の光路のうちいずれか一方に、該一方の光路中を通過する光の波長を変化させる波長変換手段が設けられている内視鏡装置。

[付記項3]

付記項2に記載の内視鏡装置であって、

前記波長変換手段が、前記一方の光路中に挿抜可能に配置されている内視鏡装置。

[付記項4]

付記項1から3のいずれか一項に記載の内視鏡装置であって、

前記光路切り換え手段が、レーザ光源から発せられる光を前記第1，第2の光路にそれぞれ分割する光分割手段と、前記第1，第2の光路中にそれぞれ配置され、前記第1，第2の光路中を通過する光を遮断するシャッタ手段とを備える内視鏡装置。

[付記項5]

付記項1から4のいずれか一項に記載の内視鏡装置であって、

前記内視鏡挿入部の先端に、前記第2の光路中を通過する光を拡散させる拡散部材が挿抜可能に配置されている内視鏡装置。

[0197] [付記項6]

被検体に挿入される内視鏡挿入部と;

前記内視鏡挿入部に設けられた非円形の蛍光体と;

前記蛍光体にレーザ光を照射するためのレーザ光源と;

を備え、

前記レーザ光源から出射されたレーザ光を励起光として前記蛍光体が発する別波長の光を、前記被検体の被検対象に照射する内視鏡装置。

[付記項7]

付記項6に記載の内視鏡装置であって、

前記蛍光体が、矩形形状である内視鏡装置。

[付記項8]

付記項6に記載の内視鏡装置であって、

前記別波長の光が前記被検対象に到達したときの到達領域に、前記蛍光体の形状を測定パターンとして映し出す映出手段を備える内視鏡装置。

[付記項9]

付記項8に記載の内視鏡装置であって、

前記映出手段が、前記別波長の光を前記被検対象に結像させるための光学素子を備え、

前記蛍光体が複数設けられ、これら複数の前記蛍光体が、それぞれ形状を異ならせて前記光学素子の光軸上に配置されている内視鏡装置。

[0198] [付記項10]

被検体に挿入される内視鏡挿入部と;

前記内視鏡挿入部に設けられ、前記内視鏡挿入部の少なくとも略半周にわたって延在する蛍光体と;

光案内路と;

前記光案内路を通して前記蛍光体にレーザ光を照射するレーザ光源と;

を備え、

前記レーザ光源から出射されたレーザ光を励起光として前記蛍光体が発する別波長の光を、前記被検体の被検対象に照射する内視鏡装置。

[付記項11]

付記項10に記載の内視鏡装置であって、

前記光案内路が、前記内視鏡挿入部の略全周にわたってループ状に巻かれたループ部を備え、前記ループ部に、前記蛍光体が設けられている内視鏡装置。

[付記項12]

付記項10に記載の内視鏡装置であって、

前記内視鏡挿入部が、前記内視鏡挿入部の先端部に設けられて前記内視鏡挿入部の少なくとも略半周にわたって延在するとともに、前記光案内路に連結されて前記光案内路を通過したレーザ光を導入される光導入部材を備え、

前記光導入部材に、前記蛍光体が設けられている内視鏡装置。

[付記項13]

付記項12に記載の内視鏡装置であって、

前記光導入部材が、円筒状に形成されている内視鏡装置。

[付記項14]

付記項12に記載の内視鏡装置であって、

前記光導入部材が、略半球状に突出する半球突出部を備え、

前記半球突出部に、前記蛍光体が設けられている内視鏡装置。

[付記項15]

付記項12に記載の内視鏡装置であって、

前記光導入部材が、略半球状に没入する半球没入部を備え、

前記半球没入部に、前記蛍光体が設けられている内視鏡装置。

[付記項16]

付記項12に記載の内視鏡装置であって、

前記光導入部材が、略半円筒状に形成されている内視鏡装置。

[付記項17]

付記項12から16のいずれか一項に記載の内視鏡装置であって、

前記光導入部材の後端に、前記導入されるレーザ光の導入方向に対して傾斜した傾斜部が設けられている内視鏡装置。

[付記項18]

付記項17に記載の内視鏡装置であって、

前記光導入部材が:

前記光導入部材の後端で前記光案内路に連結され、前記光案内路を通過したレーザ光を前記光導入部材に導入する導入連結部と;

前記導入連結部を介して前記光導入部材に導入されたレーザ光が前記傾斜部に向かうように前記レーザ光の進路を変更する第1の進路変更手段と;

前記第1の進路変更手段によって進路を変更されたレーザ光の前記傾斜部への到達領域に設けられ、前記到達領域に到達したレーザ光が、前記光導入部材の前端に到達するようにその進路を変更する第2の進路変更手段と;

を備え、

前記第2の進路変更手段が、前記到達領域に複数設けられている内視鏡装置。

[0199] [付記項19]

生体に処置を行う処置室内または前記処置室外に配設される一つまたは複数のレ

ーザ光源部と;

前記レーザ光源部から出射されたレーザ光を前記処置室内で利用する一つまたは複数のレーザ光利用部と;

前記レーザ光源部から出射されたレーザ光を前記レーザ光利用部に導光する一つまたは複数のレーザ光導光部と;

を備える生体処置システム。

[付記項20]

付記項19に記載の生体処置システムであって、

前記レーザ光源部の一つから出射されたレーザ光が、一つの前記レーザ光利用部に導光される生体処置システム。

[付記項21]

付記項19に記載の生体処置システムであって、

前記レーザ光源部の一つから出射されたレーザ光を複数の前記レーザ光利用部に導光する分配部を備える生体処置システム。

[付記項22]

付記項19に記載の生体処置システムであって、

異なる波長のレーザ光をそれぞれ出射する複数の前記レーザ光源部から出射されたレーザ光を選択して前記レーザ光利用部の一つに導光する選択部を備える生体処置システム。

[付記項23]

付記項21に記載の生体処置システムであって:

前記レーザ光利用部に導光されるレーザ光の光量を検出する光検出部と;

前記光検出部からの情報に基づいて複数の前記レーザ光利用部に導光するレーザ光の光量を可変制御する制御部と;

をさらに備える生体処置システム。

[付記項24]

付記項22に記載の生体処置システムであって、

前記光検出部が、複数の前記レーザ光利用部のそれぞれに対応して配設されて

いる生体処置システム。

[付記項25]

付記項19から24のいずれか一項に記載の生体処置システムであって、

前記レーザ光導光部が光ファイバを備え、

前記光ファイバが、前記レーザ光源部および前記レーザ光利用部のそれぞれと着脱可能に接続されている生体処置システム。

[付記項26]

付記項19から24のいずれか一項に記載の生体処置システムであって、

前記レーザ光導光部が光ファイバを備え、

前記レーザ光源部と前記光ファイバとが予め接続され、

前記レーザ光利用部と前記光ファイバとが着脱可能に接続されている生体処置システム。

[付記項27]

付記項25または26に記載の生体処置システムであって、

前記レーザ光導光部が、前記処置室の天井から懸架されている生体処置システム。

[付記項28]

付記項19から24のいずれか一項に記載の生体処置システムであって、

前記レーザ光導光部が:前記レーザ光源部から出射されたレーザ光を電磁波として空間伝送する送信部と;

前記送信部から発信された前記電磁波を受信して再びレーザ光に変換する受信部と;

を備える生体処置システム。

[付記項29]

付記項19から28のいずれか一項に記載の生体処置システムであって、

前記レーザ光利用部が、前記レーザ光源部から出射されたレーザ光を励起光として受光して照明光を発する蛍光体を備える生体処置システム。

[付記項30]

付記項19から29のいずれか一項に記載の生体処置システムであって、

前記レーザ光利用部が、生体内に挿入される挿入部を有する内視鏡装置である生体処置システム。

[付記項31]

付記項30に記載の生体処置システムであって、

前記蛍光体が前記挿入部に配設されている生体処置システム。

[付記項32]

付記項19から31のいずれか一項に記載の生体処置システムであって、

前記レーザ光源部が、レーザダイオードを備える生体処置システム。

請求の範囲

[1] 被写体に挿入される細長の挿入部と;

レーザ光を発する光源部と;

前記光源部に電力を供給する電源部と;

前記電源部を配設された筐体部と;

前記筐体部と前記挿入部とを繋ぐ中間部と;

前記挿入部に設けられ、前記光源部から出射されたレーザ光を導光するライトガイドと;

前記挿入部の先端に設けられ、前記ライトガイドを通じて導光されたレーザ光によって励起されることにより照明光を出射する蛍光体と;

を備える内視鏡装置。

[2] 請求項1に記載の内視鏡装置であって、

前記光源部が、前記中間部に配設されている内視鏡装置。

[3] 請求項1に記載の内視鏡装置であって、

前記中間部の先端側に、前記挿入部と接続される先端側接続部が配され、

前記光源部が、前記先端側接続部又はその近傍に配設されている内視鏡装置。

[4] 請求項1に記載の内視鏡装置であって、

前記中間部の基端側に、前記筐体部と接続される基端側接続部が配され、

前記光源部が、前記基端側接続部又はその近傍に配されている内視鏡装置。

[5] 請求項4に記載の内視鏡装置であって、

前記筐体部に、前記中間部の前記基端側接続部と着脱可能に接続される筐体側接続部が配されている内視鏡装置。

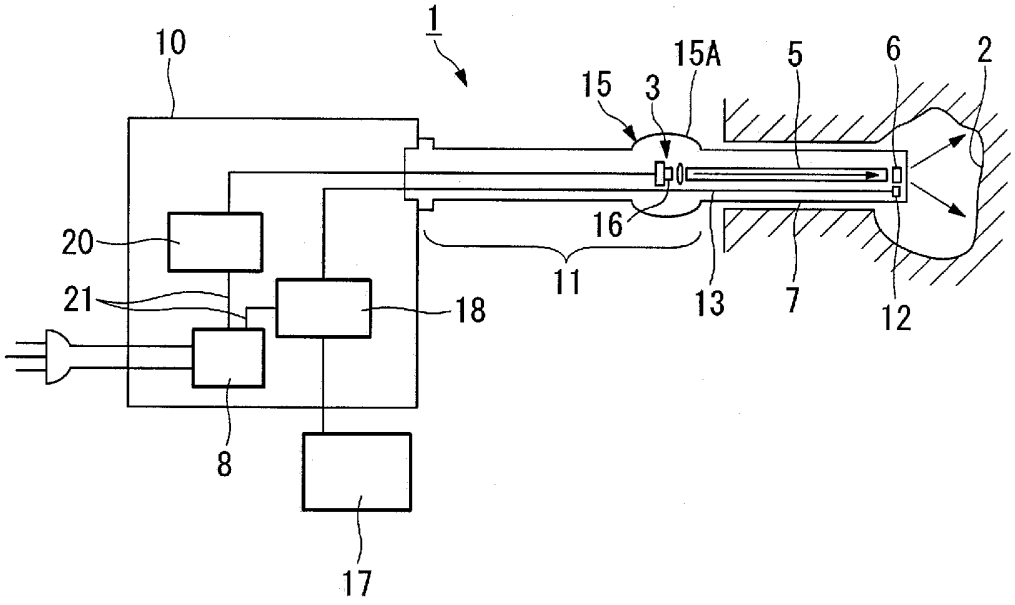
[6] 請求項1から5のいずれか一項に記載の内視鏡装置であって、

前記光源部が複数設けられ、これら複数の光源部が、前記中間部の軸線方向に沿って配設されている内視鏡装置。

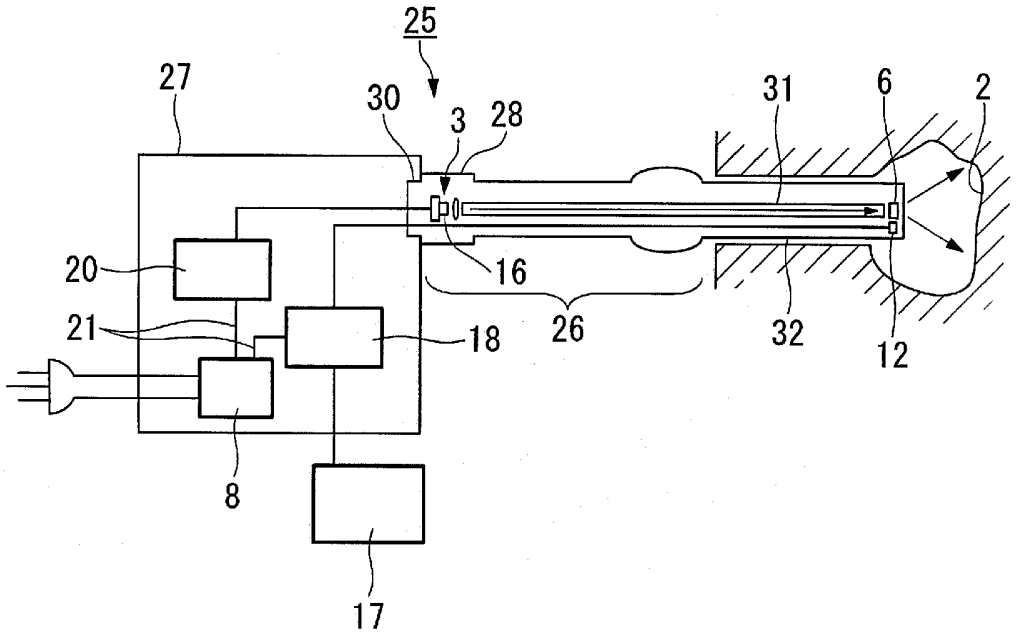
[7] 請求項1から6のいずれか一項に記載の内視鏡装置であって、

前記光源部が、レーザダイオードを備えている内視鏡装置。

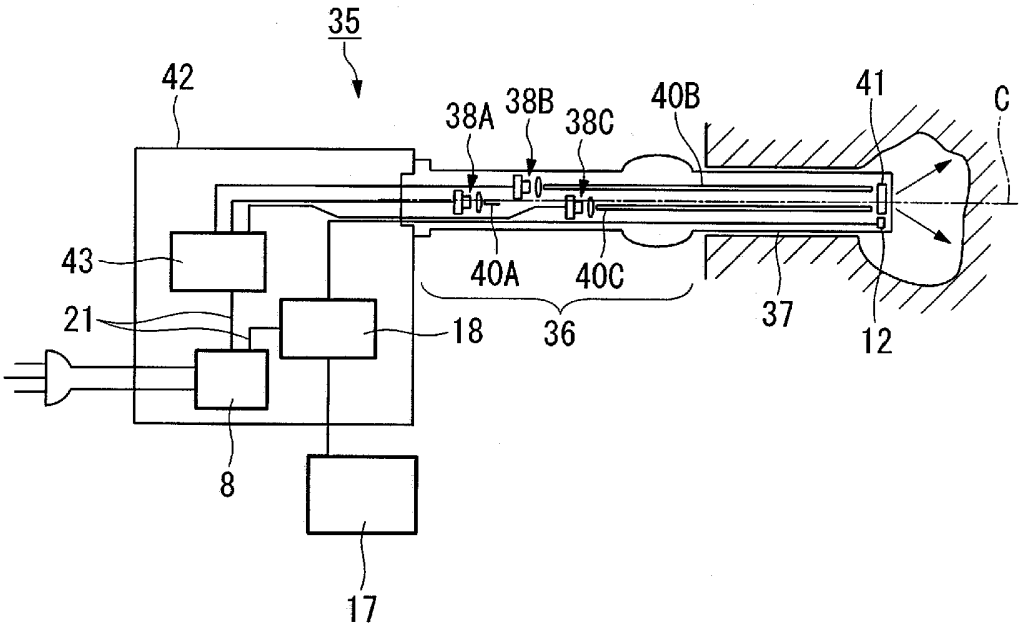
[図1]


1
10
15
3
15A
5
6
2
20
21
18
16
11
13
7
12
8
17

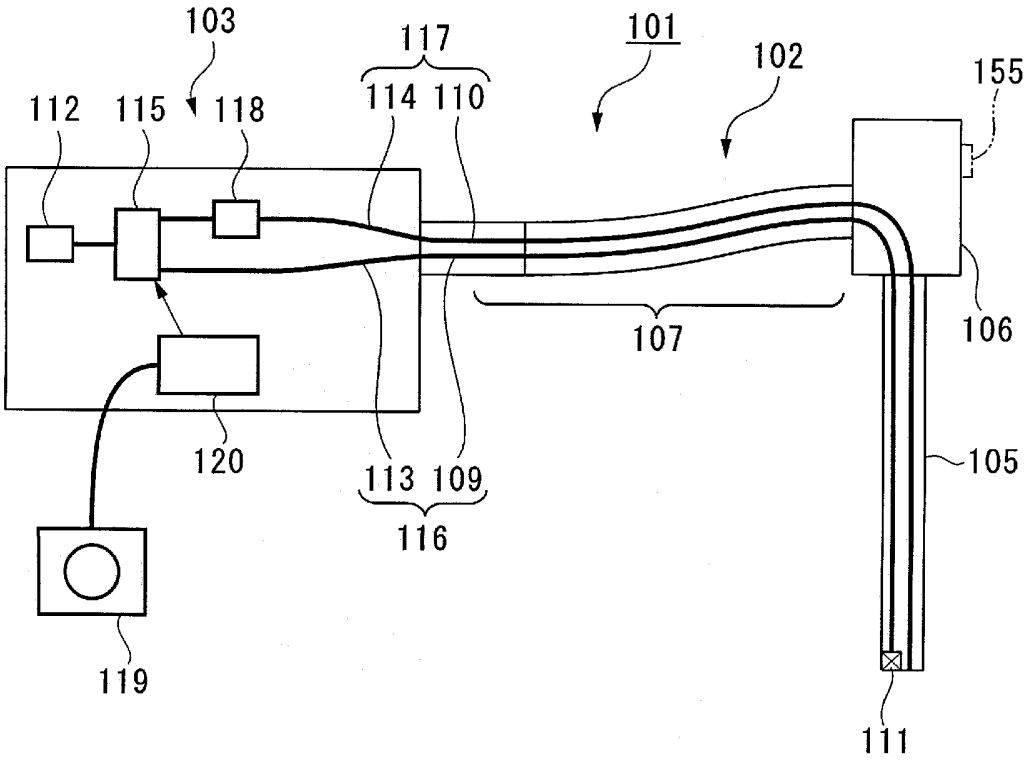
[図2]


25
27
30
3
28
31
6
2
20
21
18
16
26
32
12
8
17

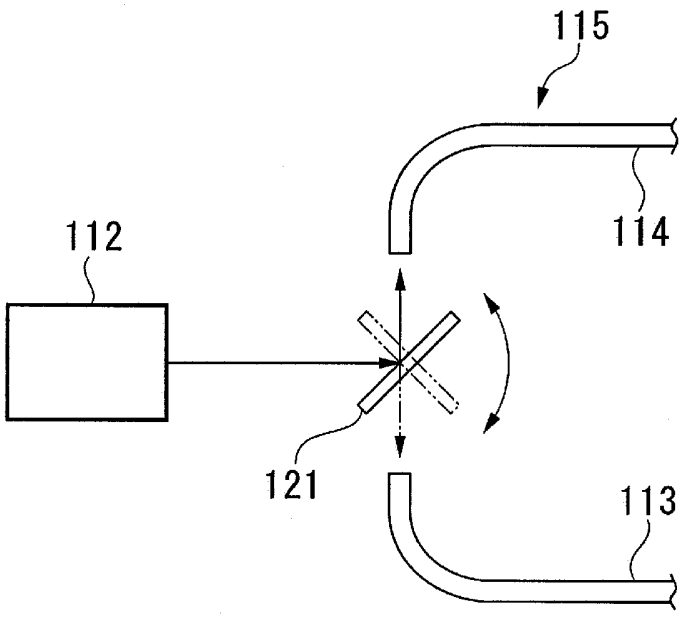
[図3]


35
42
38A
38B
38C
40B
41
C
43
40A
40C
21
18
36
37
12
8
17

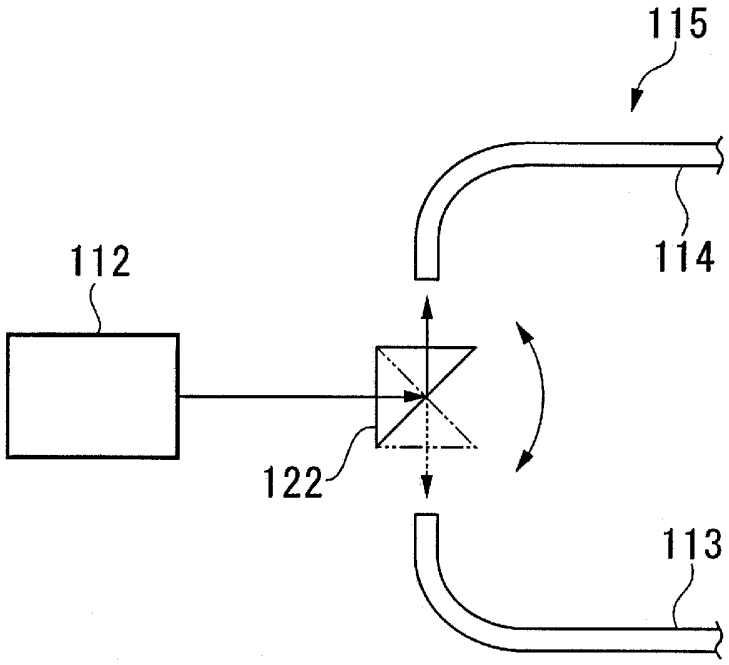
[図4]


103
117
101
102
155
112
115
118
114
110
107
106
120
113
109
105
116
119
111

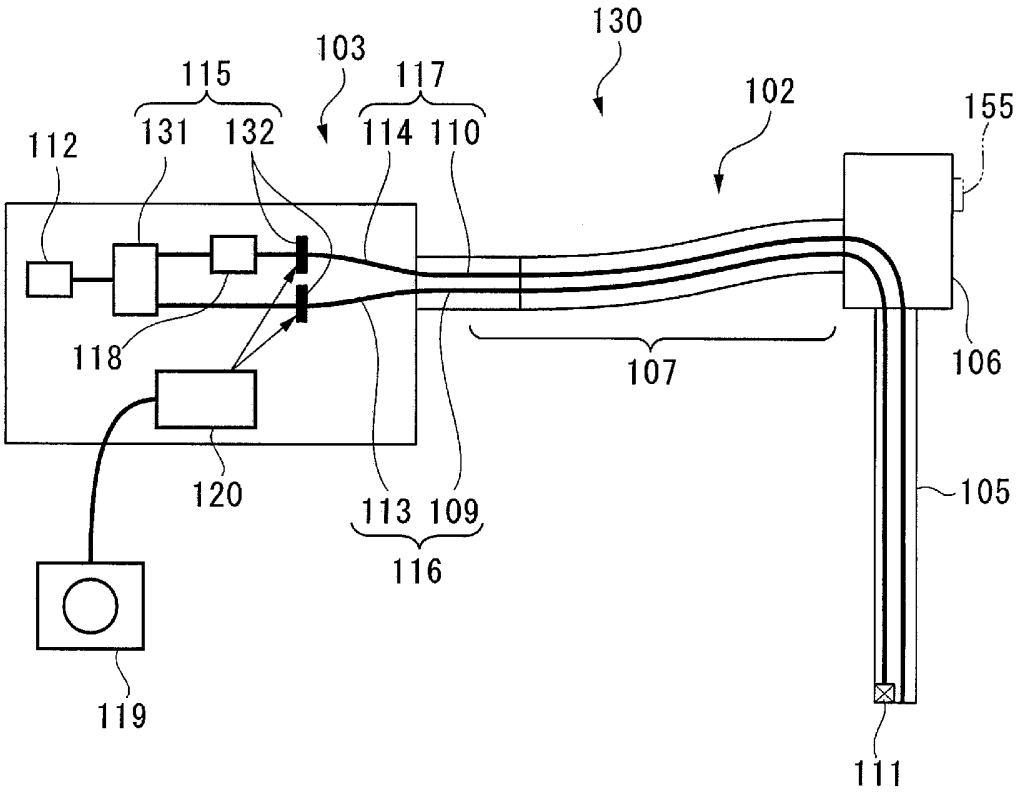
[図5]



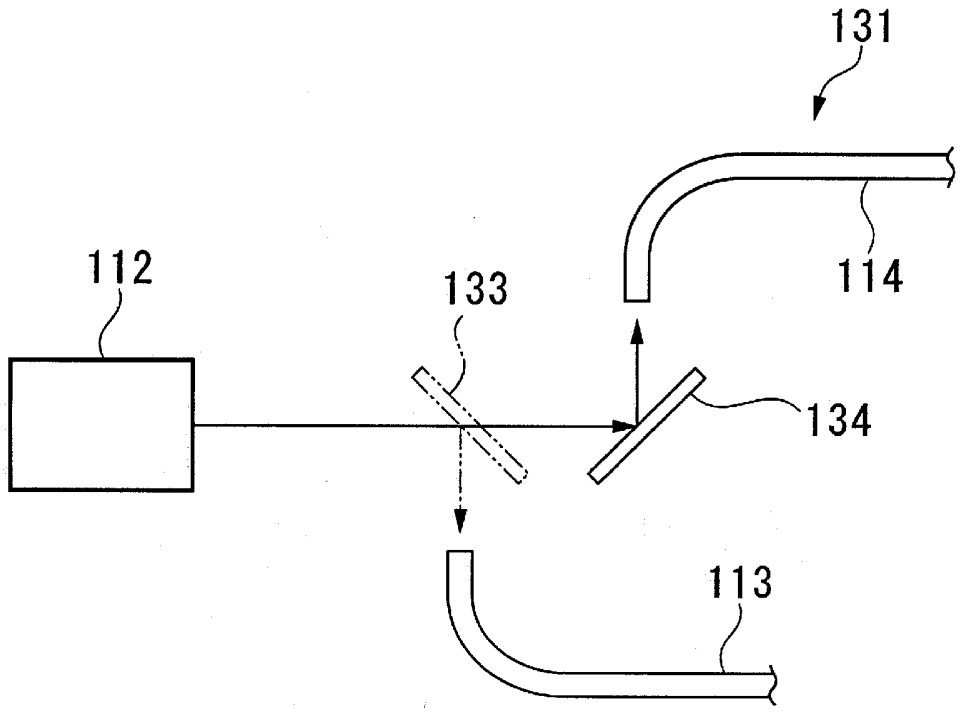
[図6]



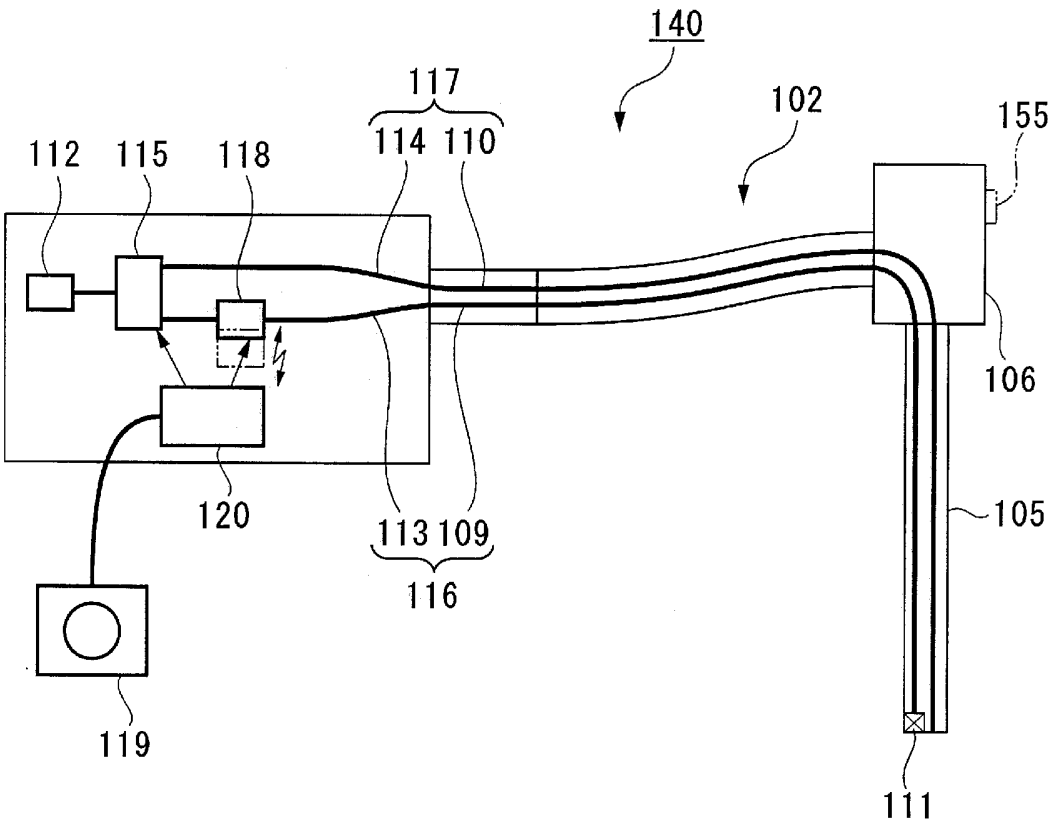
[図7]


130
103
115
117
102
155
112
131
132
114
110
118
107
106
120
113
109
105
116
119
111

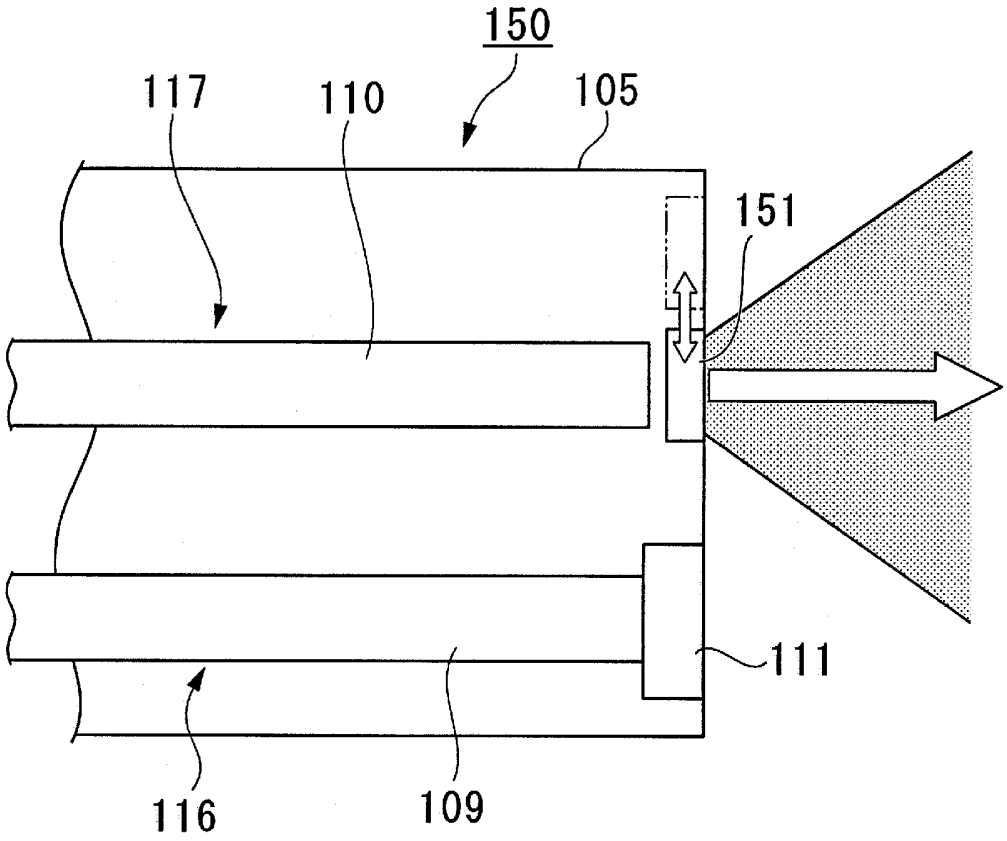
[図8]


131
114
112
133
134
113

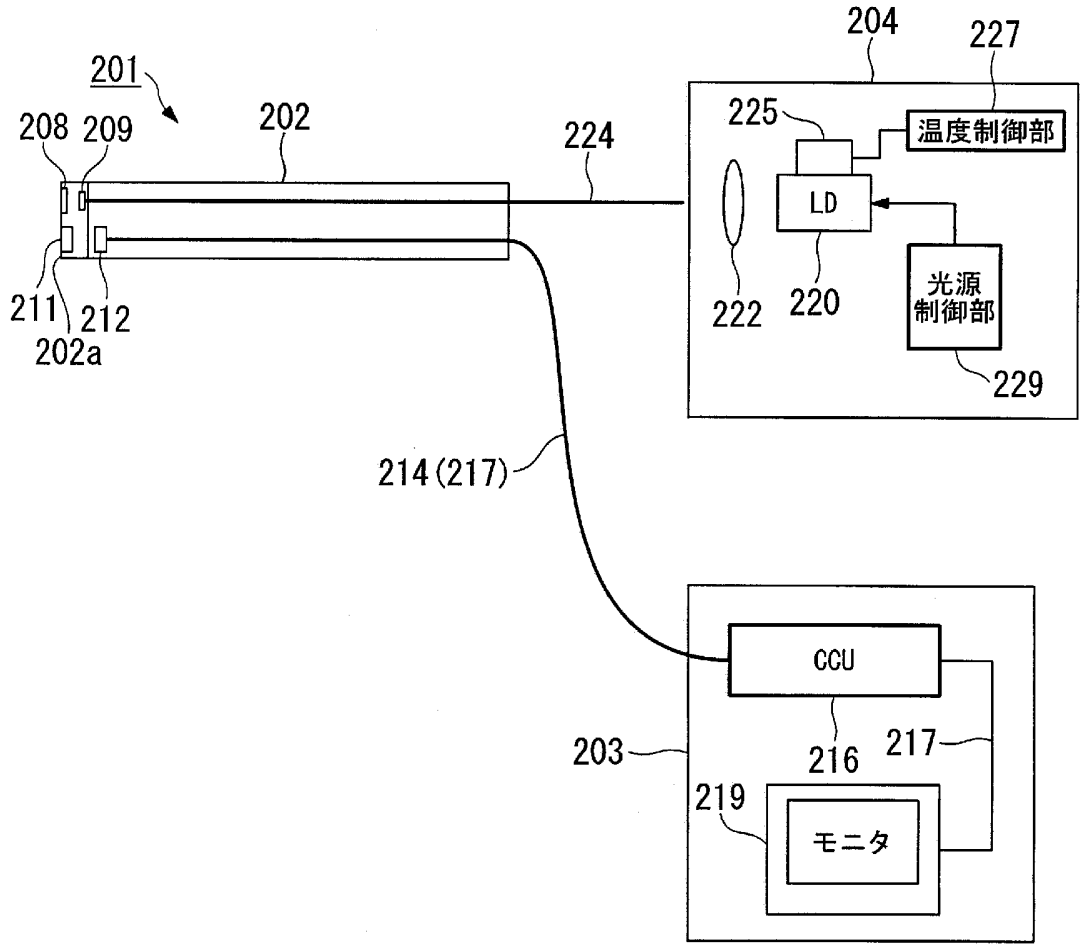
[図9]


140
117
114
110
102
155
112
115
118
106
120
113
109
116
105
119
111

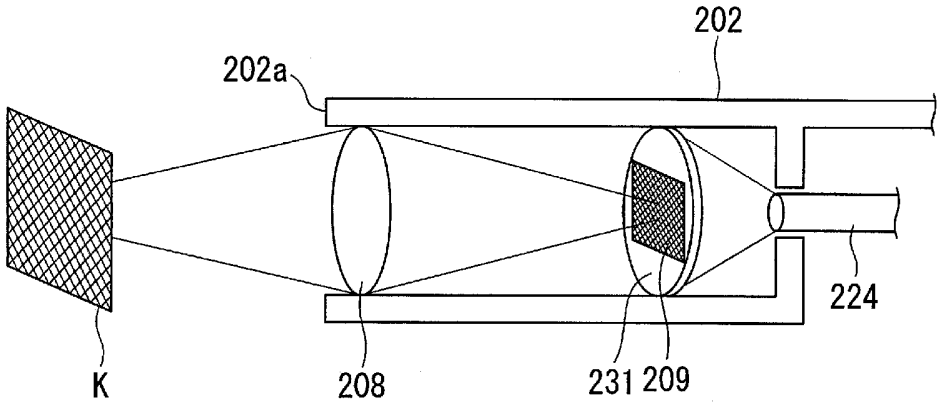
[図10]



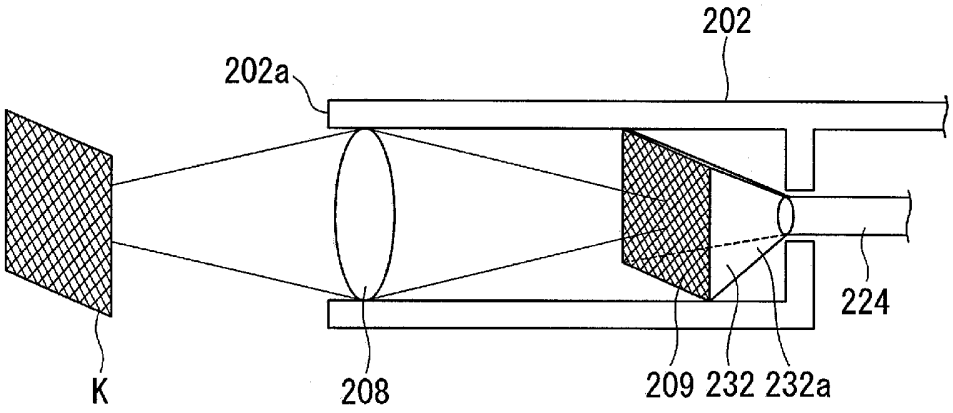
[図11]


201
208
209
202
224
204
227
225
温度制御部
LD
光源
制御部
222
220
229
211
212
202a
214 (217)
CCU
216
217
203
219
モニタ

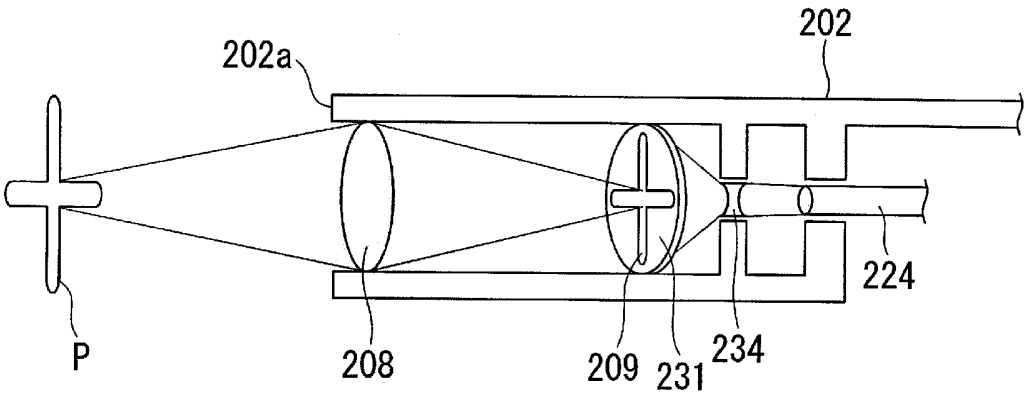
[図12]


202
202a
224
K
208
231
209

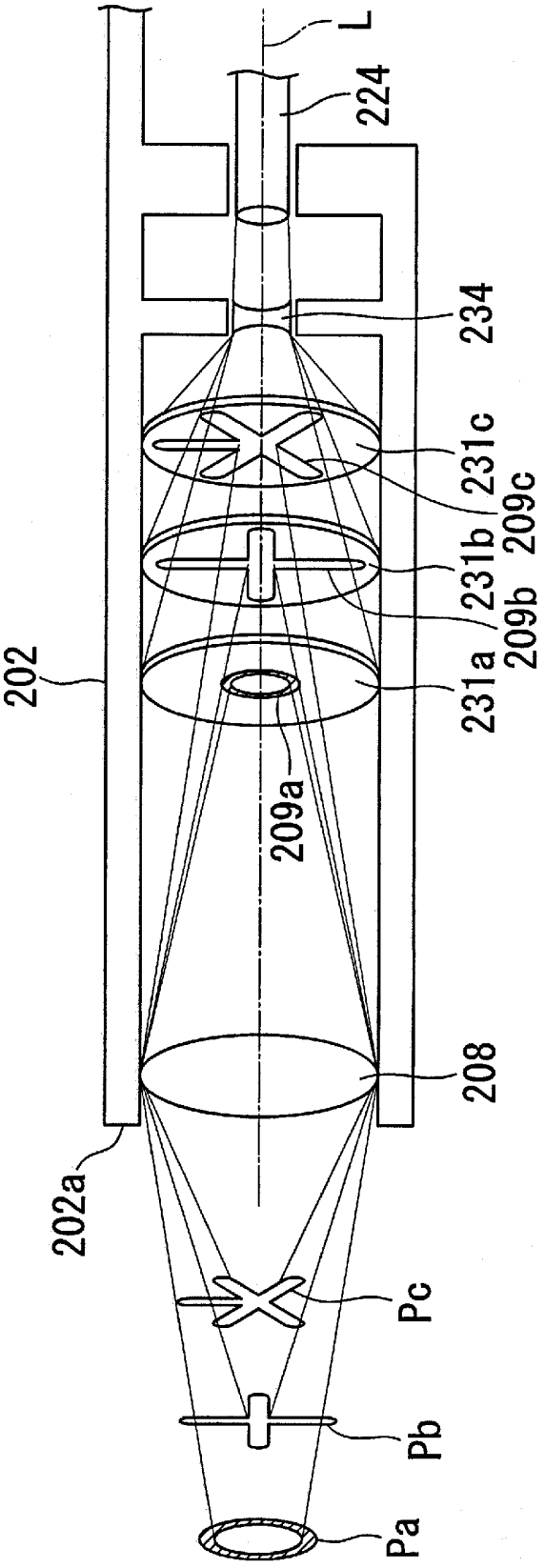
[図13]



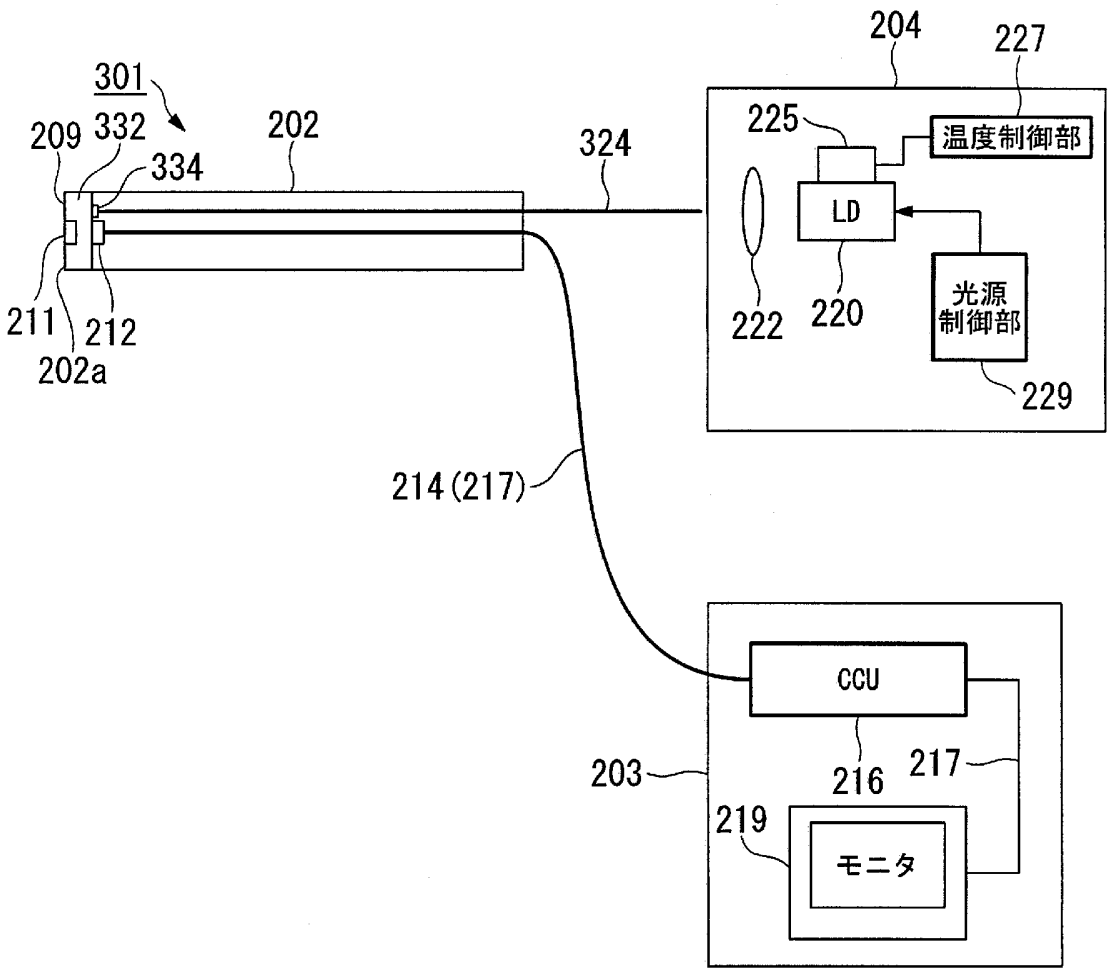
[図14]



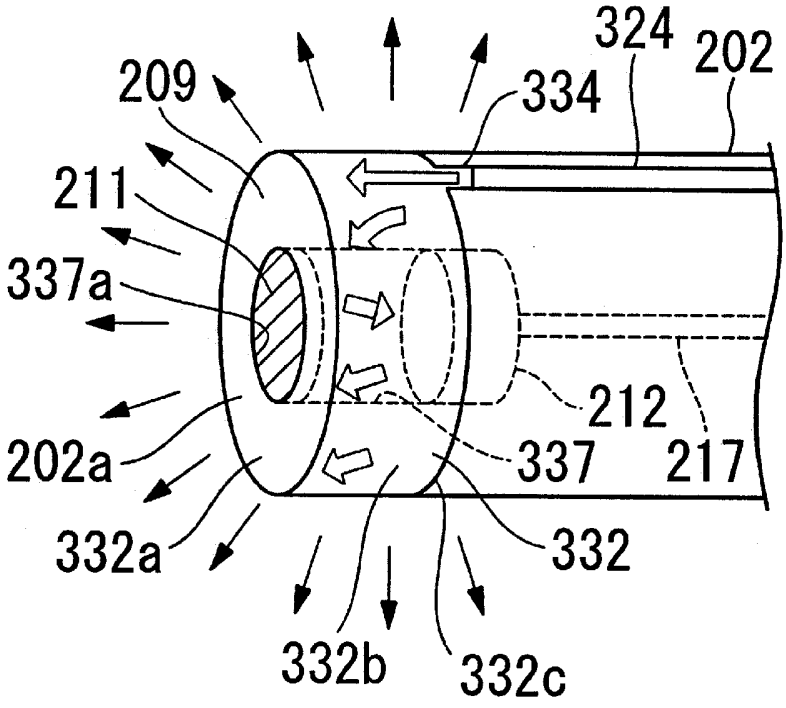
[図15]



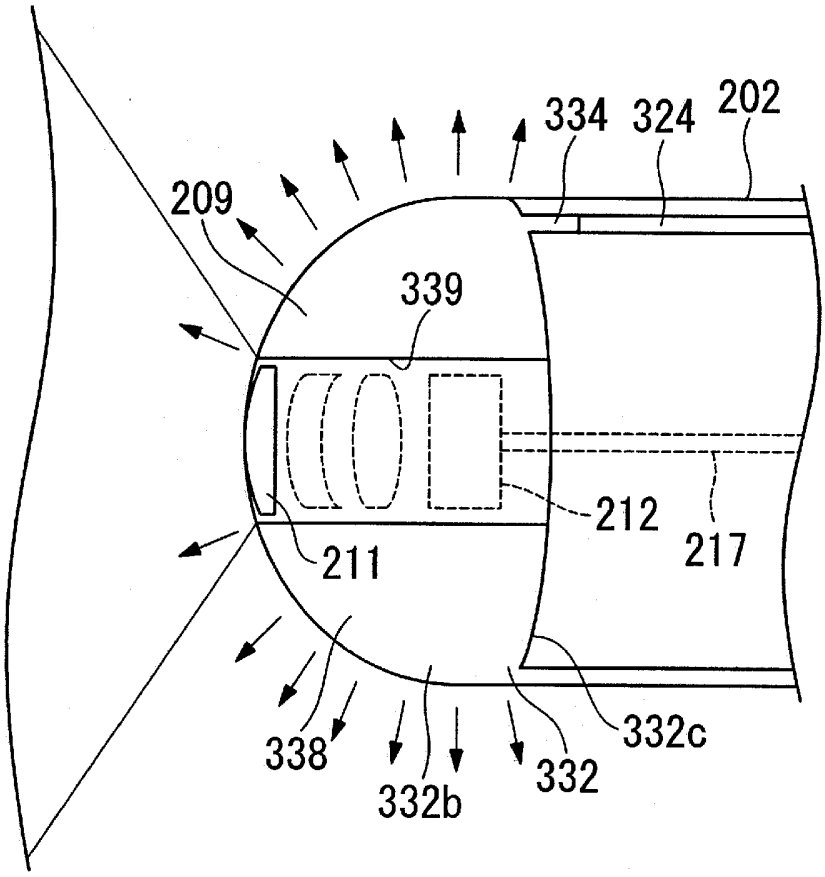
[図16]


301
209
332
334
202
324
204
227
225
温度制御部
LD
光源
制御部
222
220
229
211
212
202a
214(217)
CCU
203
216
217
219
モニタ

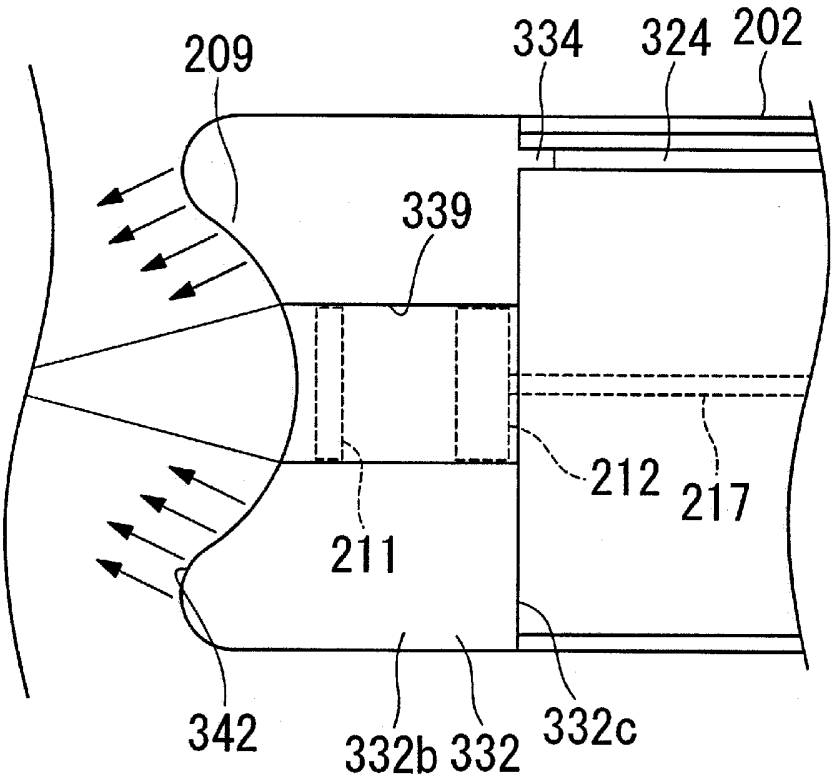
[図17]



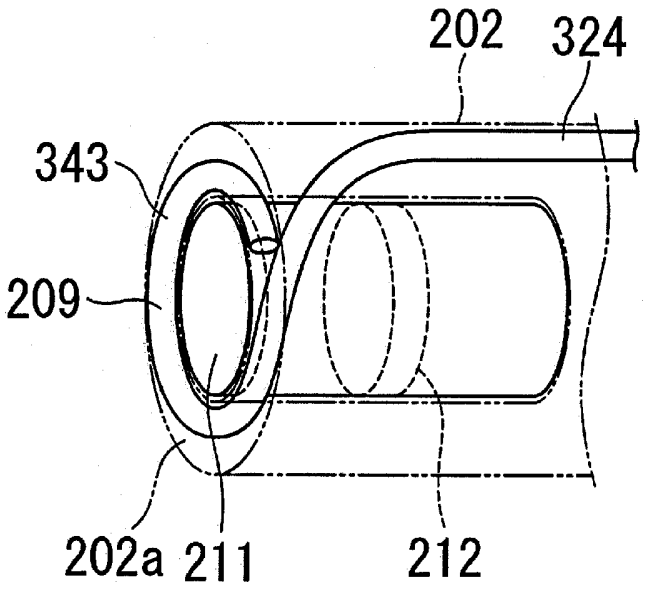
[図18]



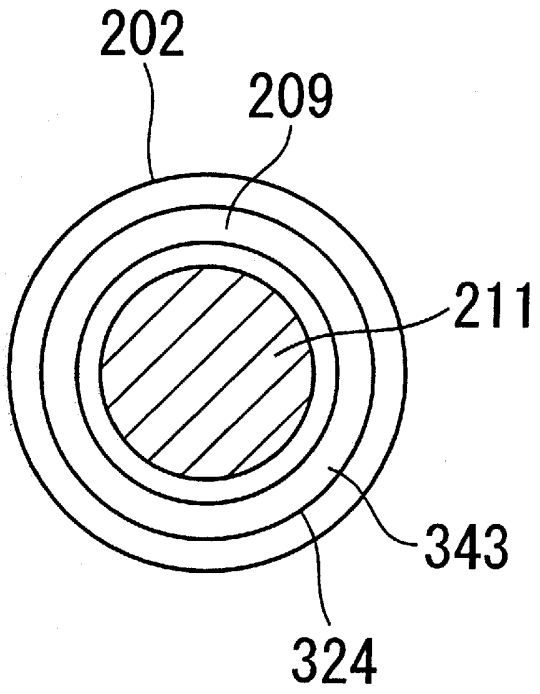
[図19]



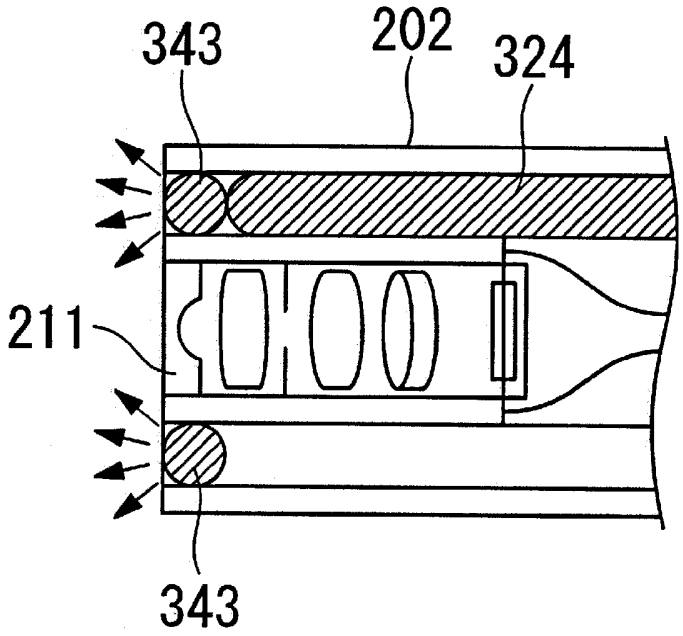
[図20]



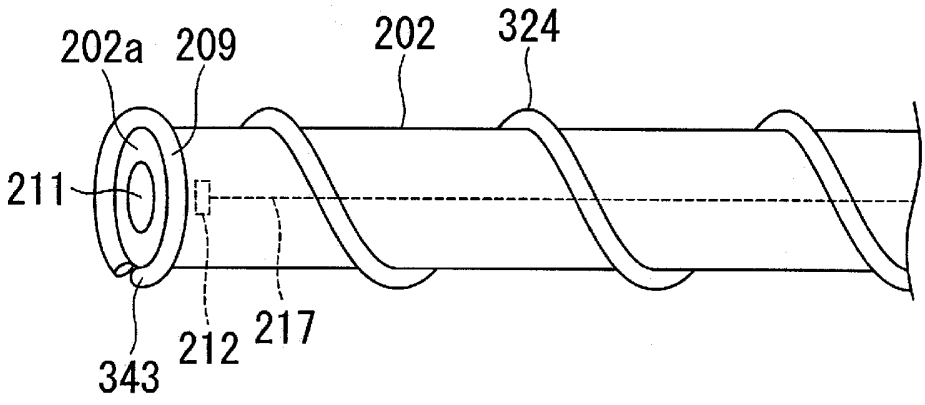
[図21]



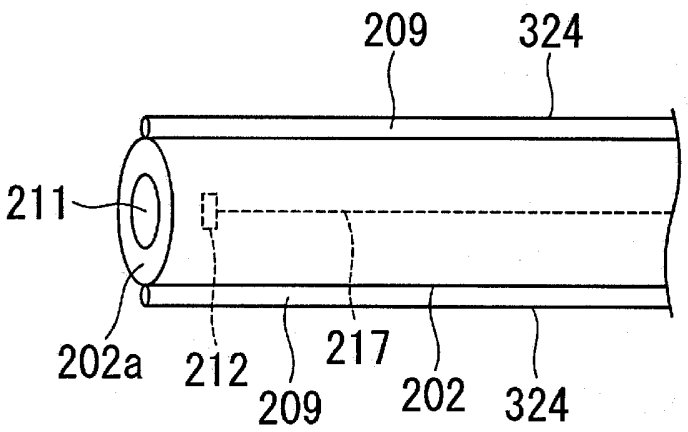
[図22]



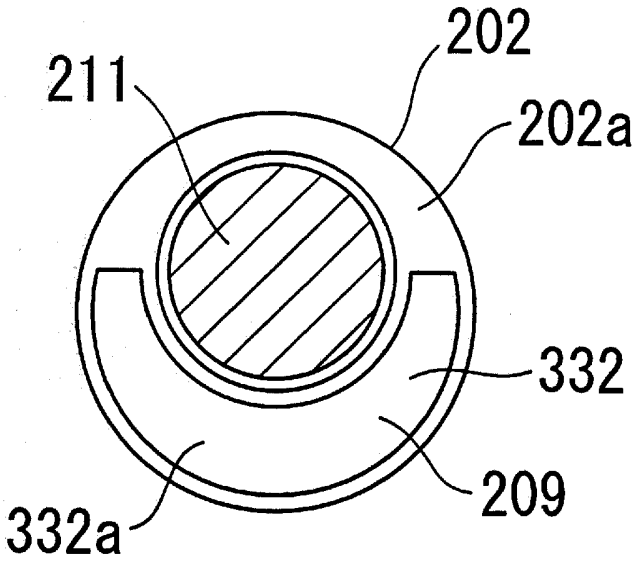
[図23]



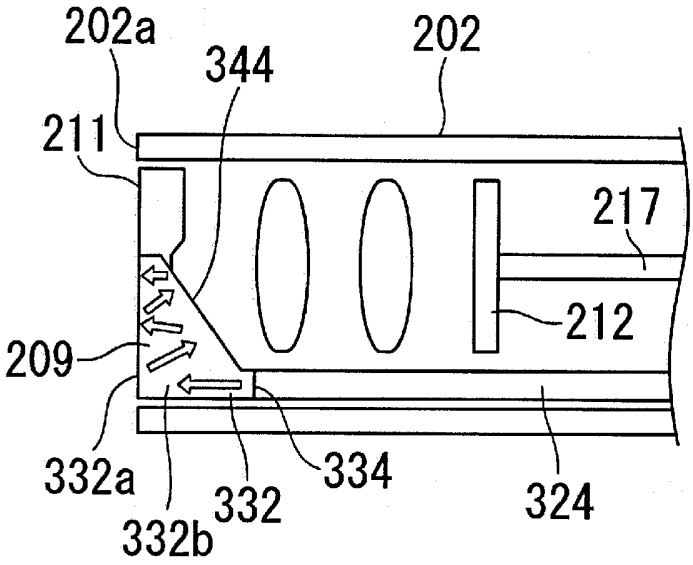
[図24]



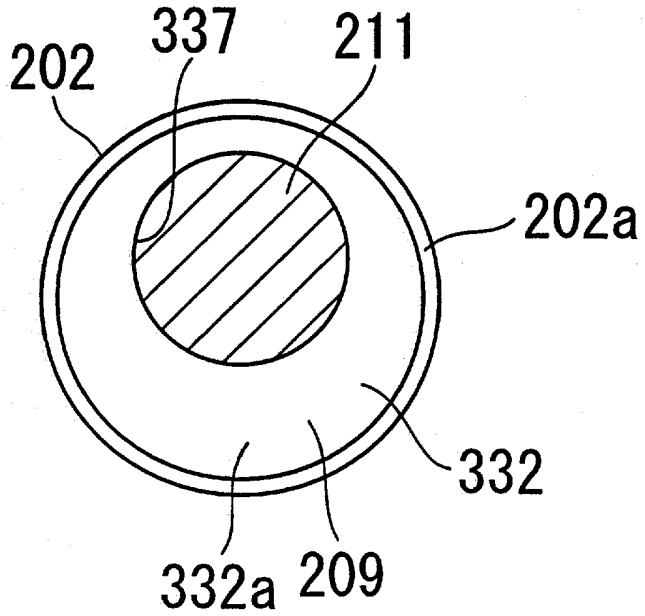
[図25]



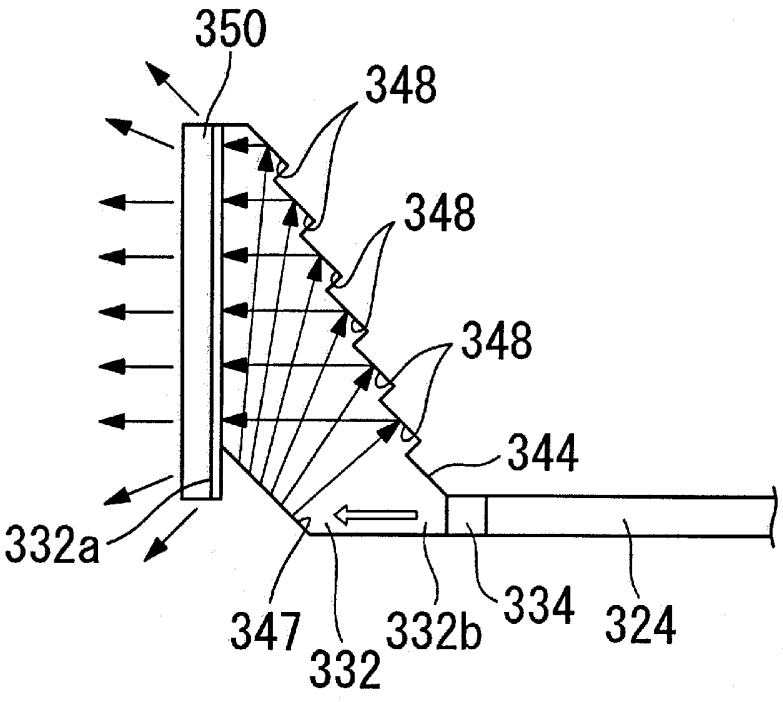
[図26]


202a
344
202
211
217
212
209
332a
332b
332
334
324

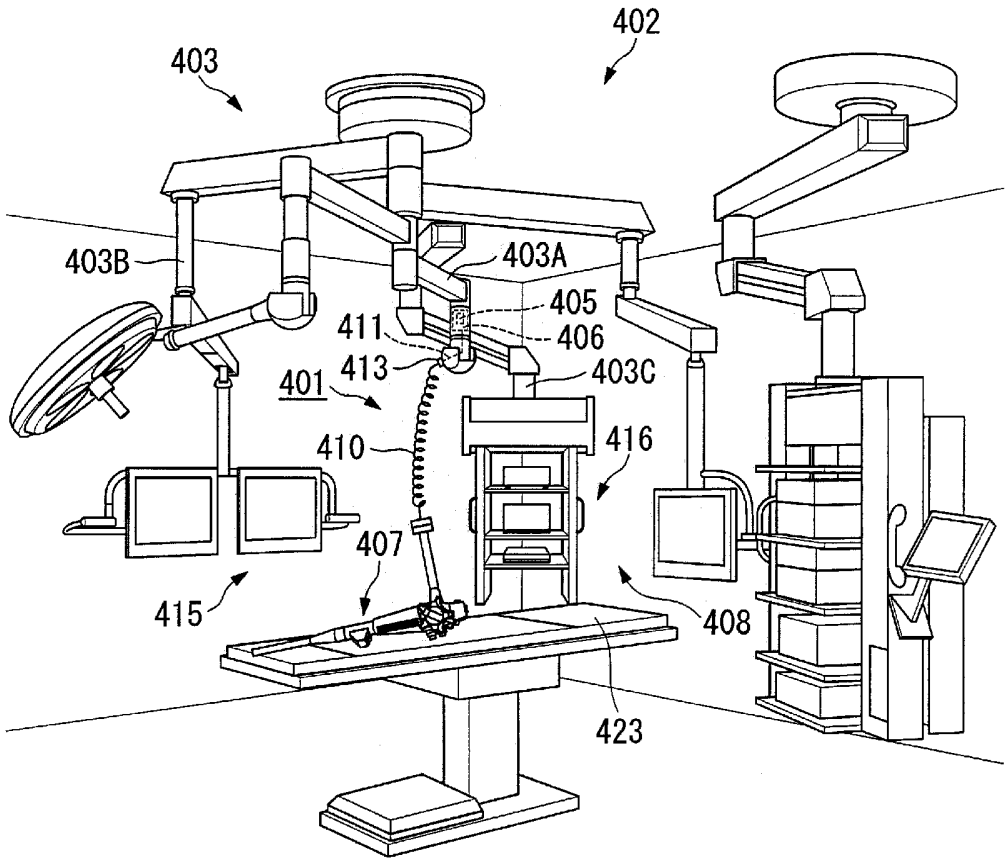
[図27]


337
211
202
202a
332
332a
209

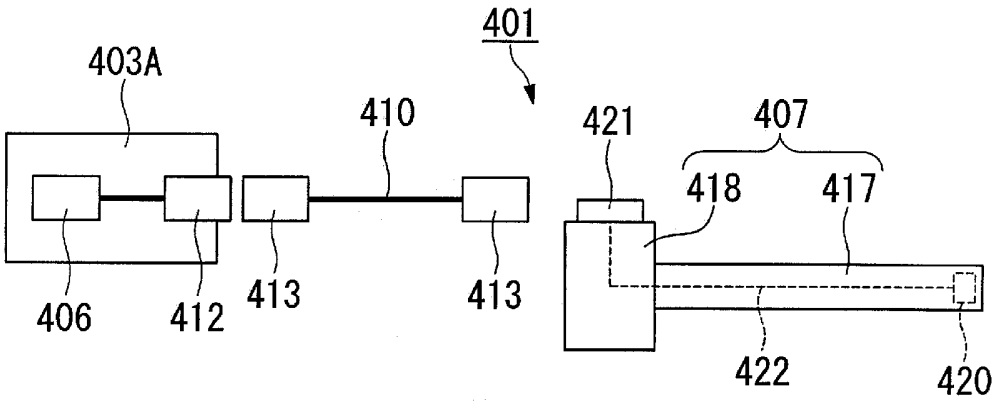
[図28]



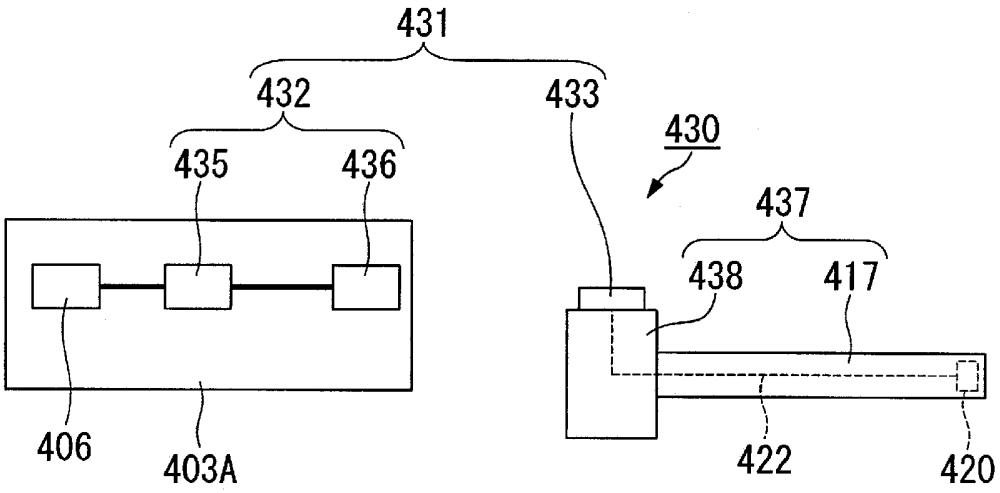
[図29]


402
403
403B
403A
405
411
406
401
413
403C
410
416
407
415
408
423

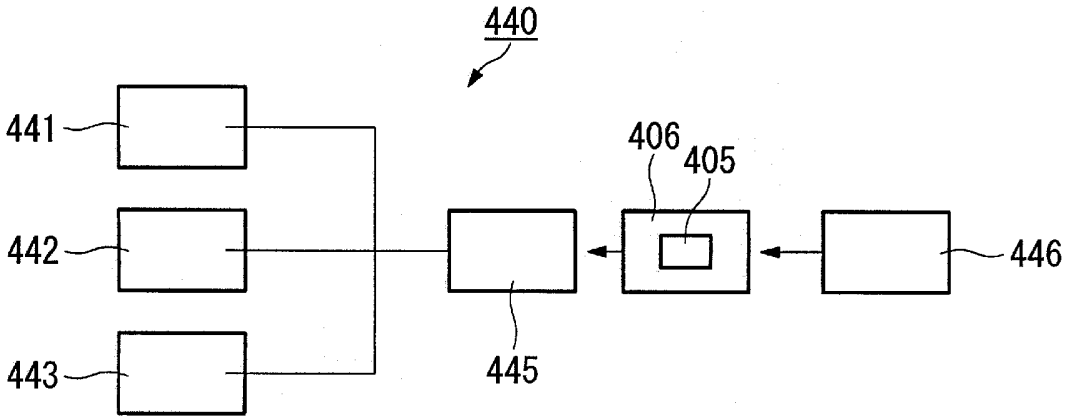
[図30]


401
403A
410
421
407
418
417
406
412
413
413
422
420

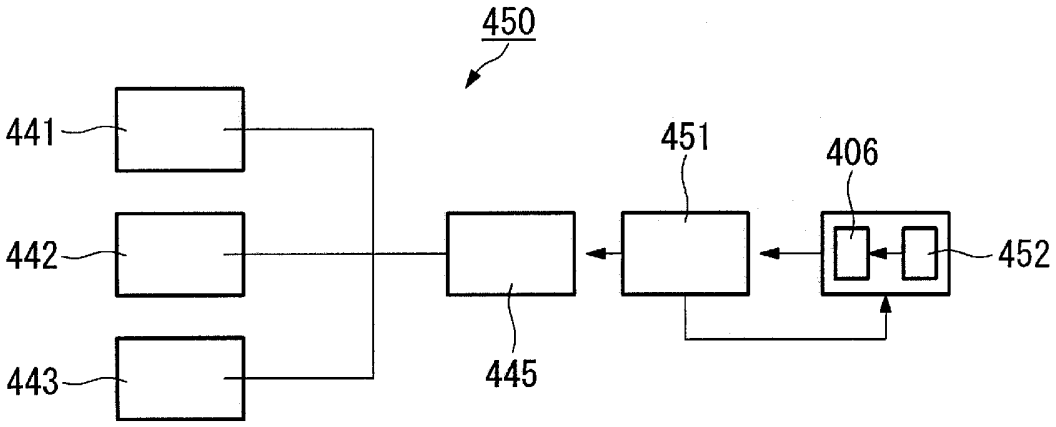
[図31]


431
432
433
435
436
430
437
438
417
406
403A
422
420

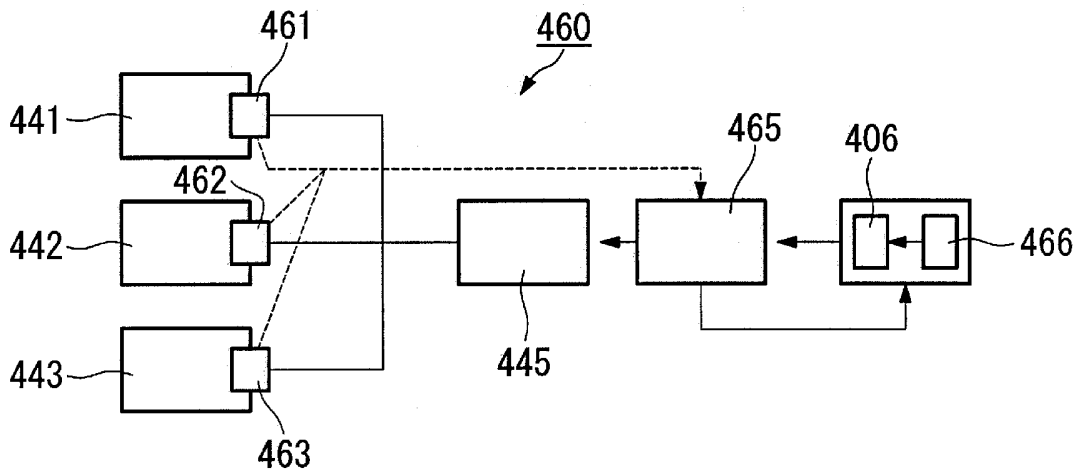
[図32]


440
441
442
443
406
405
446
445

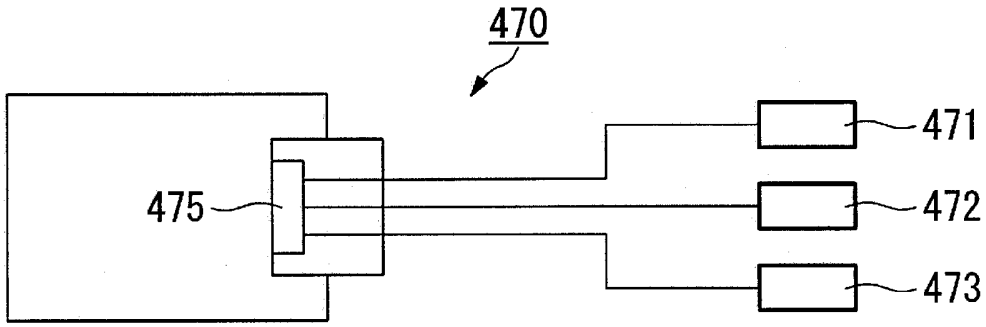
[図33]


450
441
442
443
451
406
452
445

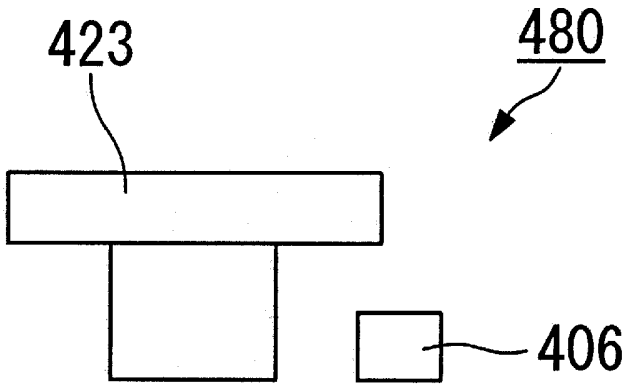
[図34]


461
460
441
465
406
462
442
466
445
443
463

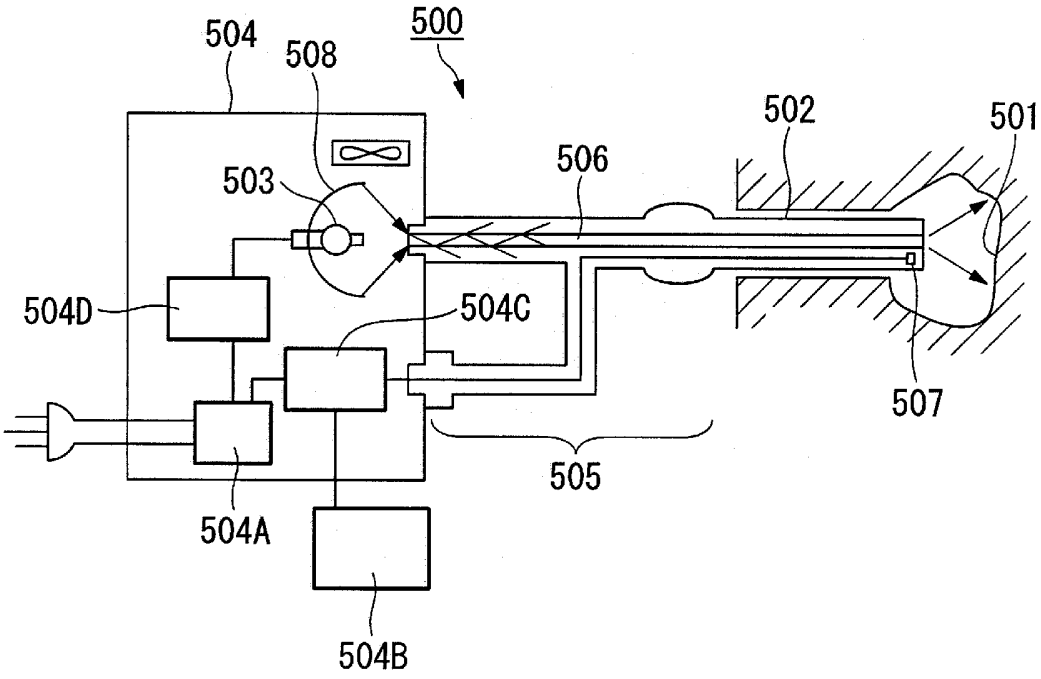
[図35]


470
471
475
472
473

[図36]


423
480
406

[図37]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2006/307468

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B1/06(2006.01)

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B1/06(2006.01)

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2006
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2006 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2006

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2005-501639 A (Smith & Nephew, Inc.), 20 January, 2005 (20.01.05), Par. Nos. [0021], [0031], [0038]; Fig. 1 & US 2003/0050534 A1 & WO 2003/022135 A2	1-7
E,X	JP 2006-158716 A (Olympus Corp.), 22 June, 2006 (22.06.06), Par. Nos. [0027], [0028]; Fig. 5 (Family: none)	1-7
P,A	JP 2006-61685 A (Kyocera Corp.), 09 March, 2006 (09.03.06), Par. No. [0025]; Fig. 1 (Family: none)	1-7

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
27 June, 2006 (27.06.06)	04 July, 2006 (04.07.06)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２００６／３０７４６８

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　*A61B1/06 (2006.01)*

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　*A61B1/06 (2006.01)*

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２００６年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２００６年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２００６年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求の範囲の番号
X	JP ２００５－５０１６３９ A（スミス　アンド　ネフュー　インコーポレーテッド）２００５.０１.２０，段落【００２１】、【００３１】、【００３８】、第１図 ＆ ＵＳ ２００３／００５０５３４ Ａ１ ＆ ＷＯ ２００３／０２２１３５ Ａ２	１－７
E, X	JP ２００６－１５８７１６ A（オリンパス株式会社）２００６.０６.２２，段落【００２７】、【００２８】、第５図（ファミリーなし）	１－７

☑　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。　　☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー
「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 ２７．０６．２００６	国際調査報告の発送日 ０４．０７．２００６
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 郵便番号１００－８９１５ 東京都千代田区霞が関三丁目４番３号	特許庁審査官（権限のある職員）　２Ｑ　３４１０ 長井　真一 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

Ｃ（続き）．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求の範囲の番号
P,A	JP ２００６－６１６８５ A(京セラ株式会社) ２００６．０３．０９，段落【００２５】、第１図　(ファミリーなし)	１－７