

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6359998号
(P6359998)

(45) 発行日 平成30年7月18日(2018.7.18)

(24) 登録日 平成30年6月29日(2018.6.29)

(51) Int.Cl.			F I		
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	5 1 0
A 6 1 B	1/05	(2006.01)	A 6 1 B	1/05	
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	6 1 0
A 6 1 B	1/07	(2006.01)	A 6 1 B	1/07	7 3 6
G 0 2 B	23/26	(2006.01)	G 0 2 B	23/26	B

請求項の数 4 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2015-87856 (P2015-87856)
 (22) 出願日 平成27年4月22日(2015.4.22)
 (65) 公開番号 特開2016-202582 (P2016-202582A)
 (43) 公開日 平成28年12月8日(2016.12.8)
 審査請求日 平成30年1月23日(2018.1.23)

(出願人による申告)平成26年度、独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構、「未来医療を実現する先端医療機器・システムの研究開発/先端医療機器の開発/高い安全性と更なる低侵襲化及び高難度治療を可能にする軟性内視鏡手術システムの研究開発」委託研究、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願

早期審査対象出願

(73) 特許権者 000005821
 パナソニック株式会社
 大阪府門真市大字門真1006番地
 (74) 代理人 110002000
 特許業務法人栄光特許事務所
 (72) 発明者 宮西 哲
 大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック株式会社内
 (72) 発明者 門脇 慎一
 大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック株式会社内
 (72) 発明者 元家 淳志
 大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

特定波長光を発光する光源と、
 前記光源から出射した前記特定波長光を集光させる光学部と、
 前記光学部により集光される前記特定波長光の波長をそれぞれ異なる波長に変換する複数の層を有する蛍光体と、
 前記光源から出射した前記特定波長光を、前記蛍光体のいずれかの前記層に集光させる集光位置制御部と、
 前記蛍光体のいずれかの前記層への集光に応じて前記蛍光体から出射した光を入射し、入射した前記光を観察対象に向けて照射する照明ファイバと、を備える、
 内視鏡。

【請求項2】

請求項1に記載の内視鏡であって、
 前記集光位置制御部は、前記光学部と前記蛍光体とを光軸に沿って相対移動させることにより、前記光源から出射した前記特定波長光を、前記蛍光体のいずれかの前記層に集光させる、
 内視鏡。

【請求項3】

請求項1に記載の内視鏡であって、
 前記蛍光体の各々の前記層は、光軸に直交する方向の各位置で厚さが異なる、

内視鏡。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の内視鏡であって、

前記集光位置制御部は、前記光学部に対し、前記光軸に交差する方向に前記蛍光体を相対移動させる、

内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

装置の大型化等を招くことなく、観察光の切り換えを実現できる内視鏡装置が知られている（例えば、特許文献 1 参照）。特許文献 1 の内視鏡装置は、特定の波長の光を発するレーザダイオードを光源として設け、レーザ光の出射端となる内視鏡本体の先端にアダプタを脱着自在に設ける。このアダプタには、光源の光を励起光として別の波長の光を発する蛍光体が設けられる。アダプタが取り付けられない状態では、特定の波長の光源の光がそのまま内視対象物に照射され、アダプタを取り付けられた状態では、蛍光体によって別の波長に変換された光が内視対象物に照射される。

【0003】

また、特許文献 1 には、回転自在な回転部材を観察光の切換構造に用いた内視鏡装置が開示されている。特許文献 1 の内視鏡装置は、光源の光路と交差する方向に回転自在な回転部材が設けられ、その回転部材には蛍光体が装着されている窓と装着されていない窓とが設けられている。この場合、回転部材の回転操作によって窓を切り換えることにより、観察光の切り換えが容易となる。つまり、特許文献 1 の内視鏡装置によれば、切換構造による蛍光体の介在操作だけで特定の波長の光とそれ以外の波長の光とを切り換えることができるため、光源数の増加や装置の大型化を招くことなく、観察光の切り換えが容易になる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2005 - 323738 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献 1 の内視鏡装置は、特定の波長の光とそれ以外の波長の光とを切り換える場合、内視鏡本体の先端に設けた切換構造のアダプタを脱着して交換したり、回転部材の回転操作によって窓を切り換えたりする必要がある。このため、例えば施術中には観察光である照明光の波長（つまり、照明光の色合い）を変えることができない。照明光の色合いを変えるには施術を一旦中断しなければならない不利がある。また、アダプタや回転部材による切換構造で得られる照明光は、断続的な変化であり、連続的な色合いの変化ではなかった。更に、内視鏡本体の先端に、アダプタの脱着構造や回転部材の回転構造を設けることは、内視鏡本体の先端構造を複雑にするため、内視鏡本体を小型化する上での障害となった。

【0006】

本発明は、上記従来状況に鑑みて案出され、内視鏡本体の先端構造を複雑にすることなく、観察対象の部位を観察しながら照明光の色合いを容易かつ連続的に切り替えする内視鏡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】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

本発明は、特定波長光を発光する光源と、前記光源から出射した前記特定波長光を集光させる光学部と、前記光学部により集光される前記特定波長光の波長をそれぞれ異なる波長に変換する複数の層を有する蛍光体と、前記光源から出射した前記特定波長光を、前記蛍光体のいずれかの前記層に集光させる集光位置制御部と、前記蛍光体のいずれかの前記層への集光に応じて前記蛍光体から出射した光を入射し、入射した前記光を観察対象に向けて照射する照明ファイバと、を備える、内視鏡である。

【 発明の効果 】

【 0 0 0 9 】

本発明によれば、内視鏡本体の先端構造を複雑にすることなく、観察対象の部位を観察しながら照明光の色合いを容易かつ連続的に切り替えできる。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 0 】

【 図 1 】 第 1 の実施形態の内視鏡の要部構成の一例を示す図

【 図 2 】 各実施形態の内視鏡の全体構成の一例を示す図

【 図 3 】 各実施形態の内視鏡におけるカメラの構成の一例を示す図

【 図 4 】 図 3 に示したカメラヘッドの要部拡大図

【 図 5 】 (A) 焦点が光源側の蛍光体に配置された波長変換部の断面図、(B) 焦点が照明ファイバ側の蛍光体に配置された波長変換部の断面図

【 図 6 】 (A) 3 層の蛍光体が設けられた変形例に係る波長変換部の断面図、(B) 蛍光体の膜厚が不均一な波長変換部の断面図、(C) 蛍光体の濃度分布が異なる波長変換部の断面図

20

【 図 7 】 蛍光体の出力光エネルギーと励起光の入力エネルギーとの関係の一例を表すグラフ

【 図 8 】 第 2 の実施形態の内視鏡の要部構成図

【 図 9 】 異なる蛍光体への励起光の照射をパルス制御することによって得られる色合い例を表す説明図

【 図 1 0 】 撮像画像の 1 フレームに対応する励起光のパルス発光数の一例を表す説明図

【 図 1 1 】 (A) 複数の蛍光体が円周方向に不規則に配置された変形例に係る保持部の正面図、(B) 円周方向を複数の円弧状に分割して蛍光体が設けられた保持部の正面図

30

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 1 】

以下、適宜図面を参照しながら、本発明に係る内視鏡の構成及び作用を具体的に開示した実施形態（以下、「本実施形態」という）を詳細に説明する。但し、必要以上に詳細な説明は省略する場合がある。例えば、既によく知られた事項の詳細説明や実質的に同一の構成に対する重複説明を省略する場合がある。これは、以下の説明が不必要に冗長になるのを避け、当業者の理解を容易にするためである。なお、添付図面及び以下の説明は、当業者が本開示を十分に理解するために提供されるのであって、これらにより特許請求の範囲に記載の主題を限定することは意図されていない。

【 0 0 1 2 】

40

図 1 は、第 1 の実施形態の内視鏡 1 1 の要部構成の一例を示す図である。本実施形態の内視鏡 1 1 は、例えば施術等において人体内の患部（例えば血管、リンパ節、上部消化管）の状況を観察するために使用され、少なくとも光源の一例としての発光素子 1 3 と、複数のレンズを用いて構成される光学部 1 5 と、基板 S U B 上に形成された複数の層を有する蛍光体（具体的には蛍光体 1 7 の層、蛍光体 1 9 の層）と、照明ファイバ 2 1 と、集光位置制御部 2 3 とを含む構成である。

【 0 0 1 3 】

図 1 に示す内視鏡 1 1 では、光学系に関する構成（例えば、発光素子 1 3 から出射した青色の励起光が蛍光体 1 7 の層又は蛍光体 1 9 の層に集光された結果、励起光の波長から異なる波長に変換された光（以下、「蛍光」という）が照明ファイバ 2 1 に入射して照射

50

される構成)について図示されており、内視鏡11の撮像系に関する構成(例えば、患者の体内の様子を示す画像を撮像するための構成)の図示は省略されている。

【0014】

図2は、各実施形態の内視鏡11の全体構成の一例を示す図である。内視鏡11は、ビデオプロセッサ25と、モニタ27と、撮像ユニット又は内視鏡ユニットとしてのカメラ29とに大別して構成される。カメラ29は、ビデオプロセッサに接続可能なプラグ31と、体内挿入部33と、カメラヘッド35とを有する。体内挿入部33には、ライトガイドとしての役割を有する照明ファイバ21が内挿される。照明ファイバ21は、1本のファイバでもよいし、複数本のファイバが束となったもののうちいずれでもよい。本実施形態では、照明ファイバ21は、一対(つまり、2本)とする。また、体内挿入部33は、照明ファイバ21に加えて伝送ケーブル37(図4参照)が一体となって添わされている。伝送ケーブル37は、例えば複数の配線(信号線、電力線、グラウンド線等)からなる。なお、本実施形態において、内視鏡11は細径である。細径の内視鏡11において、後述する外装部43の最大外径は約3.0mm以下である。

10

【0015】

カメラ29は、上記構成に加えて操作部(不図示)を有してもよい。操作部は、カメラヘッド35の湾曲操作や観察のための操作を行う。カメラ29では、操作部とカメラヘッド35との間が体内挿入部33となる。即ち、カメラ29は、これらカメラヘッド35、体内挿入部33が体腔内に挿入され、操作部が体外で操作されることにより、観察等の施術が行われる。

20

【0016】

ビデオプロセッサ25は、撮像素子39からの画像データを画像処理するプロセッサ(不図示)を備える。ビデオプロセッサ25は、カメラ29の端部に設けられたプラグ31が接続されることで、カメラ29と電気的に接続される。プロセッサは、カメラ29の操作部やキーボードからの指示に基づいて、カメラ29から伝送されてくる、撮像された画像データを画像処理し、モニタ27において表示可能な画像データを生成してモニタ27へ供給する。

【0017】

図3は、各実施形態の内視鏡11におけるカメラ29の構成の一例を示す図である。カメラ29では、ビデオプロセッサ25におけるプラグ31との接続部分として設けられたソケットに、プラグ31が着脱自在に接続される。プラグ31には、ソケットのカードエッジコネクタに接続されるカードエッジ基板41が設けられている。

30

【0018】

プラグ31には、特定の波長を有する光(以下、単に「特定波長光」と略記し、例えば青色の励起光である)を発光する光源の一例としての発光素子13が設けられる。本実施形態において、発光素子13には、例えばレーザダイオード素子(LD)が用いられる。レーザダイオード素子は、InGaN系レーザダイオードが利用でき、また、InGaAs系レーザダイオードやGaAs系レーザダイオード等を用いることもできる。なお、上記光源には、発光ダイオード素子(LED)等の半導体発光素子を用いた構成としてもよい。また、光源には、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。発光素子13は、ビデオプロセッサ25の電源回路からプラグ31を介して供給される電力によって光(例えば青色の励起光)を発生して出射する。

40

【0019】

図4は、図3に示したカメラヘッド35の要部拡大図である。カメラヘッド35は、SUS管等からなる円筒状に形成された硬性の外装部43を有する。体内挿入部33の外装部にはPFA(ポリテトラフルオロエチレン)等からなる円筒状に形成された軟性の外装部45が接続される。外装部43には、被観察領域へ照明ファイバ21からの光を照射する一対の照射口47と、被観察領域の画像データを取得するCCD(Charge Coupled Device)イメージセンサ又はCMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)イメージ

50

センサ等の撮像素子39が配置されている。撮像素子39は、伝送ケーブル37と接続される。また、撮像素子39の受光面側には対物レンズを含むレンズユニット49等が配置される。

【0020】

ところで、図3に示すプラグ31には、発光素子13と照明ファイバ21との間に、発光素子13からの特定波長光（つまり、青色の励起光）の波長を他の波長（例えば照明ファイバ21から出射する光を白色光とするために必要となる黄色の蛍光が得られるための波長）に変換するための波長変換部51が設けられる。波長変換部51は、光学部15と、基板SUB上に形成された蛍光体（つまり、蛍光体17, 19の2層）と、集光位置制御部23とを有する（図1参照）。光学部15は、発光素子13からの光を集光させる。光学部15は、発光素子13からの特定波長光を光軸方向に平行な光に屈折させるコリメートレンズ53と、コリメート光を光軸に交わる方向へ屈折させて基板SUB上に形成された蛍光体のいずれかの層に集光させるコンデンサレンズ55とを有する。基板SUBは、例えばサファイア又はガラスを部材として成形され、コリメート光である青色の励起光を透過可能である。

10

【0021】

波長変換部51において、基板SUB上に形成された蛍光体は、光学部15から出射した光をそれぞれ異なる波長に変換するための複数の層を有する。例えば、図1に示す蛍光体は、蛍光体17と蛍光体19との2層からなる。即ち、蛍光体は、蛍光体17及び蛍光体19からなる積層体57を構成する。蛍光体17, 19は、発光素子13からの特定波長光によって励起されることで、青色の波長が異なる他の波長（例えば黄色の蛍光, 赤みが強い蛍光に対応するそれぞれの波長）に変換した光を発光させる。蛍光体17, 19は、発光素子13からの特定波長光（例えば青色のレーザ光）の一部を吸収し、例えば緑色～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(BaMgAl₁₀O₁₇)等の蛍光体)を含んで構成されてもよい。これにより、青色の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17, 19により吸収されず透過した青色のレーザ光とが合わされて、白色（つまり、疑似白色）の光等（以下、「照明光」という）が生成可能となる。照明ファイバ21には、この照明光が入射する。

20

【0022】

照明ファイバ21に入射した照明光は、カメラヘッド35から被検体（例えば患者）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、レンズユニット49により被検体像を結像させ、撮像素子39により撮像される。

30

【0023】

なお、撮像素子39から出力される撮像画像の画像データは、伝送ケーブル37を通じてビデオプロセッサ25のA/D変換器に伝送されてデジタル信号に変換され、ビデオプロセッサの画像処理部に入力される。画像処理部は、デジタル信号に変換された撮像素子39からの画像データに対して、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。画像処理部で処理された画像データは、各種情報と共にモニタ27に表示可能な画像データとしてモニタ27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に記憶される。

40

【0024】

集光位置制御部23は、光学部15から出射した光を蛍光体のいずれかの層に集光させるように、光学部15と蛍光体17, 19を相対移動する。相対移動とは、光学部15と蛍光体のいずれか一方が移動しても、双方が移動してもよい意味である。但し、移動によって双方間の距離が変化することを条件とする。その結果、集光位置制御部23は、蛍光体17, 19からなる積層体57の厚み方向の任意の位置に、焦点59を配置することが可能となっている。

【0025】

本実施形態において、集光位置制御部23は、光学部15と蛍光体とを光軸に沿う方向（図中の矢印a方向）に相対移動させることにより、蛍光体のいずれかの層（つまり、蛍

50

光体 17 又は蛍光体 19) に焦点 59 を切り替える。

【0026】

内視鏡 11 は、微細病変を特殊光観察で捉える内視鏡診断に用いることができる。特殊光観察としては、表層血管の強調表示を行う狭帯域光観察、生体の自家蛍光を観察する蛍光観察、注入した薬剤からの蛍光により深層の血管情報を抽出する赤外光観察等を挙げることができる。通常観察では白色光照明を用いるのに対し、狭帯域光観察、蛍光観察では例えば波長 405 nm の光を照明光として用い、赤外光観察では例えば波長 760 nm の光を照明光として用いられる。この他にも光線力学的診断 (Photodynamic Diagnosis: PDD) には例えば波長 405 nm の光が照明光として、光線力学的治療 (Photodynamic Therapy: PDT) には例えば波長 630 nm の光が照明光として用いられる。

10

【0027】

他には、例えば動脈硬化の原因となるプラーク (血管内壁のコブ) は、正常な大動脈内部組織との光スペクトル反射特性が大きく異なる。例えば 580 nm (黄色領域) での画像解析を行えば、プラークの多い領域と少ない領域との差異が観察可能である。例えば、反射特性の参照文献としては、「Martin R. P. et al., "Preferential Light Absorption in Atheromas In Vitro" (1986)」が挙げられる。この参照文献では、250 ~ 1300 nm における「大動脈」と「アステローム」の反射率 (remittance) と測定され、グラフデータ読み込み数値化したデータが取得される。大動脈は灰色、アステロームは黄色の反射特性を有し、580 nm 以降の波長を照明光として使用すれば差異が大きくなり、色差向上が期待できる。

20

【0028】

本実施形態の波長変換部 51 は、プラグ 31 に設けられる。この他、本実施形態の内視鏡 11 は、波長変換部 51 をビデオプロセッサ 25 に設けることもできる。この場合、ビデオプロセッサ 25 とカメラ 29 のプラグ 31 の接続部には、ビデオプロセッサ 25 からの照明光をカメラ 29 の照明ファイバ 21 へ入射させるフェルール等を設けた光接続機構が用いられる。

【0029】

次に、本実施形態の内視鏡 11 の作用について、図 5 (A), (B) を参照して説明する。図 5 (A) は、焦点 59 が光源側の蛍光体 17 に配置された波長変換部 51 の断面図である。図 5 (B) は、焦点 59 が照明ファイバ 21 側の蛍光体 19 に配置された波長変換部 51 の断面図である。

30

【0030】

本実施形態の内視鏡 11 では、光源である発光素子 13 から出射される特定波長光は、光学部 15 によって集光される。即ち、光学部 15 において、光軸と平行に入射した特定波長光の光線は、光軸と焦点 59 で交わる。集光位置制御部 23 は、光学部 15 と蛍光体 17, 19 とを相対移動させる。これにより、焦点 59 は、集光位置制御部 23 によって、特定波長光の波長を異なる波長に変換するための複数の層として形成された異なる蛍光体 (具体的には、蛍光体 17 又は蛍光体 19) のいずれかの層に移動する。

【0031】

蛍光体 17, 19 は、焦点 59 が移動した近傍で、特定波長光の波長を異なる波長に変換した蛍光を発光させる。また、発光素子 13 からの特定波長光 (つまり、青色の励起光) の一部は、蛍光体 17, 19 において励起せず、そのまま蛍光体 17, 19 を透過する。照明ファイバ 21 へ入射する光は、これらの異なる波長を有する蛍光と特定波長光との混ざった光 (照明光) となる。集光位置制御部 23 によって焦点 59 の位置が変更されることで、異なる波長に変換された蛍光がそれぞれ得られる。また、焦点 59 の位置が変更されることで、全照明光成分における蛍光と特定波長光 (つまり、励起光) との割合も連続的に (つまり、断続的でなく) 増減可能となる。これにより、図 5 (A) に示すカラーバランスの照明光が得られて照明ファイバ 21 に入射し、更に、図 5 (B) に示すカラーバランスの照明光が得られて照明ファイバ 21 に入射する。図 5 (A) に示す焦点 59 の位置が形成された蛍光体 (蛍光体 17 の層) と図 5 (B) に示す焦点 59 の位置が形成さ

40

50

れた蛍光体（蛍光体 19 の層）とは異なるので、図 5（A）及び図 5（B）に示すそれぞれのカラーバランスは異なる。

【0032】

図 7 は、蛍光体の出力光エネルギーと励起光の入力光エネルギーとの関係の一例を表すグラフである。図 7 において、蛍光体 A 層とは、例えば蛍光体 17 の層を示す（図 1 参照）。蛍光体 B 層とは、例えば蛍光体 19 の層を示す（図 1 参照）。図 7 では、図 5（A）に示す蛍光体 17 に焦点 59 が位置する場合の、蛍光体の入力光エネルギーと出力光エネルギーとが示されている。

【0033】

図 7 では、励起光（つまり、入力光エネルギー）と蛍光（つまり、出力光エネルギー）との関係が直線的となる領域は、蛍光体 A 層又は蛍光体 B 層で、入力光エネルギーである励起光の一部を各蛍光体が吸収して蛍光発光するプロセスにおいて、励起光の増加に対する蛍光の増加の割合が線形関係を維持している領域である。

【0034】

また、励起光（つまり、入力光エネルギー）と蛍光（つまり、出力光エネルギー）との関係が曲線的となる領域について、以下に説明する。

【0035】

発光素子 13 から出射した特定波長光（つまり、青色の励起光）の入力光エネルギーが X のとき、蛍光体 A 層では励起光が集光されているため、入力光エネルギー密度が高すぎる状態である。このため、入力光エネルギー密度が高くなりすぎた蛍光体 A 層では、「励起飽和」及び「温度消光」の影響により、励起光の入力光エネルギーと蛍光の出力光エネルギーとの関係が非線形的となる。言い換えると、蛍光の出射量が少なくなっており蛍光効率が劣化している。

【0036】

これに対し、蛍光体 B 層では、発光素子 13 から出射した特定波長光（つまり、青色の励起光）の入力光エネルギーが X のとき、蛍光体 A 層に比べて蛍光体 B 層に入射する励起光の表面積が大きいために入力光エネルギー密度が低く、「励起飽和」及び「温度消光」の影響を受けず、励起光の入力光エネルギーと蛍光の出力光エネルギーとの関係が線形的となる。このように、蛍光体における波長変換効率は、励起光の入力光エネルギーによって影響を受けやすく、励起光の入力光エネルギー密度が高くなり過ぎると、一定の温度以上になって低下することが分かる。このことから、蛍光体は、冷却部（不図示）等によって温度上昇の抑制が図られることが望ましい。

【0037】

以上により、本実施形態の内視鏡 11 は、内視鏡本体（つまり、カメラ 29）の先端（つまり、カメラヘッド 35）構造を複雑にすることなく、ユーザ（例えば医者）が観察しながら照明光の色合い変更を可能とすることができる。また、内視鏡 11 は、集光位置制御部 23 によって焦点 59 を積層体 57 の厚み方向に移動させることで、照明ファイバ 21 へ送る照明光の色合いを連続的に変更することが可能となる。

【0038】

また、内視鏡 11 では、集光位置制御部 23 によって、光学部 15 と蛍光体とが相対移動する。光学部 15 と蛍光体は、相対移動によって双方間の距離が変化する。これにより、簡素な機構で所望の蛍光体に焦点 59 を移動させることが可能となる。例えば、光学部 15 が光源側のコリメートレンズ 53 と蛍光体側のコンデンサレンズ 55 とで構成される場合には、コンデンサレンズ 55 が光軸に沿って移動されることで焦点 59 の移動が可能となる。

【0039】

次に、第 1 の実施形態の変形例の内視鏡 11 について、図 6（A）～（C）を参照して説明する。図 6（A）は、3 層の蛍光体 17, 19, 67 が設けられた変形例に係る波長変換部 61 の断面図である。図 6（B）は、蛍光体の膜厚が不均一な波長変換部 63 の断面図である。図 6（C）は、蛍光体の濃度分布が異なる波長変換部 65 の断面図である。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 0 】

図 6 (A) に示す内視鏡 1 1 の波長変換部 6 1 は、3 層の蛍光体 1 7 , 1 9 , 6 7 が基板 S U B 上に形成されている。このように、内視鏡 1 1 は、3 層以上の蛍光体を設けることができる。この波長変換部 6 1 では、2 層の蛍光体 1 7 , 1 9 が設けられた場合に比べて、広範な所望の色合いをより得やすくすることができる。

【 0 0 4 1 】

図 6 (B) に示す内視鏡 1 1 の波長変換部 6 3 は、基板 S U B 上に形成された各層の蛍光体 (蛍光体 1 7 , 1 9) が、光軸に直交する方向の各位置で厚さが異なる。この場合、内視鏡 1 1 は、集光位置制御部 2 3 が、光学部 1 5 と蛍光体 (つまり、蛍光体 1 7 , 1 9) とを光軸に交差する方向 (図中の矢印 b 方向) に相対移動させる。相対移動とは、光学部 1 5 と蛍光体のいずれか一方が移動しても、双方が移動してもよい意味である。但し、移動することによって積層体の表面における特定波長光の入射位置が変化することを条件とする。

10

【 0 0 4 2 】

この波長変換部 6 3 では、複数の蛍光体が光軸に沿う方向に重なり積層体 6 9 となる。特定波長光は、積層体 6 9 における積層方向の一方の積層体表面から積層体 6 9 に入射する。この積層体 6 9 は、光軸に直交する積層体表面の異なる位置で、各層の蛍光体 1 7 , 1 9 の厚みの割合が異なる。即ち、集光位置制御部 2 3 は、積層体表面の異なる位置に特定波長光を入射させることで、全照明光成分におけるそれぞれの蛍光の割合が増減可能となる。また、集光位置制御部 2 3 は、これと同時に蛍光と特定波長光の割合も増減可能となる。

20

【 0 0 4 3 】

この内視鏡では、光学部 1 5 と蛍光体とが、光軸に交差する方向に相対移動されることで、積層体表面に入射する特定波長光の位置が変えられる。

【 0 0 4 4 】

図 6 (C) に示す内視鏡 1 1 の波長変換部 6 5 は、膜厚方向に、濃度分布を有した蛍光体 7 1 が基板 S U B 上に形成されている。この波長変換部 6 5 では、連続階調を得やすくすることができる。

【 0 0 4 5 】

次に、第 2 の実施形態の内視鏡 1 1 A について、図面を参照して説明する。

30

【 0 0 4 6 】

図 8 は、第 2 の実施形態の内視鏡 1 1 A の要部構成図である。なお、図 1 ~ 図 6 に示した部材と同一の部材には同一の符号を付し、重複する説明は省略する。本実施形態の内視鏡 1 1 A は、少なくとも光源の一例としての発光素子 1 3 と、光源の一例としての発光素子 1 3 の駆動を制御する発光制御部 7 9 と、複数のレンズを用いて構成される光学部 7 3 と、保持部 8 1 上に塗布された複数の蛍光体 (具体的には蛍光体 1 7 、蛍光体 1 9) と、照明ファイバ 2 1 と、蛍光体移動部 7 5 とを含む構成である。本実施形態の内視鏡 1 1 A では、第 1 の実施形態の内視鏡 1 1 と比べて、光学部 7 3 と、蛍光体移動部 7 5 とが異なる。光学部 7 3 及び蛍光体移動部 7 5 は、波長変換部 7 7 を構成する。

【 0 0 4 7 】

40

発光制御部 7 9 は、所定のタイミングで周期的に発光素子 1 3 を発光させるように、ビデオプロセッサ 2 5 内に設けられた発光駆動回路を制御する。

【 0 0 4 8 】

蛍光体移動部 7 5 は、複数の異なる蛍光体のいずれかを光学部 7 3 の光路上に配置させる。

【 0 0 4 9 】

本実施形態において、蛍光体移動部 7 5 は、保持部 8 1 と、回転駆動部 8 3 とを有する。保持部 8 1 は、複数の異なる蛍光体を円周方向に所定間隔で配置され、光透過性を有する円盤形状に形成された筐体である。本実施形態において、保持部 8 1 の円周上には、異なる 2 種類の蛍光体 1 7 A 及び蛍光体 1 9 A が、1 6 個交互に塗布されて配置される (図

50

9 参照)。回転駆動部 8 3 は、保持部 8 1 の中心を通る中心軸回りに保持部 8 1 を回転させる。

【 0 0 5 0 】

発光制御部 7 9 は、ユーザの操作（例えば施術中の医者又はその補助者のスイッチ（不図示）による操作）に応じた操作信号を受けると、保持部 8 1 の回転と同期しながら、複数の異なる蛍光体（つまり、蛍光体 1 7 A , 1 9 A）のうち、ある特定の蛍光体にだけ特定波長光（つまり、青色の励起光）を照射する。また、保持部 8 1 は、熱伝導率の高い材料からなる。更に、保持部 8 1 は、光透過率の高い材料からなる。

【 0 0 5 1 】

図 9 は、異なる蛍光体への励起光の照射をパルス制御することによって得られる色合い例を表す説明図である。 10

内視鏡 1 1 A では、発光制御部 7 9 は、保持部 8 1 を円周方向に回転させ、発光素子 1 3 からの特定波長光（つまり、青色の励起光）の照射をパルス制御し、例えば蛍光体 1 7 A にのみ特定波長光（つまり、青色の励起光）を照射する。すると、青色の励起光の一部が蛍光体 1 7 A に吸収されて波長変換した蛍光（つまり、黄色の蛍光）と青色の励起光自体とが混ざった色合い A 1 の照明光が得られる。

【 0 0 5 2 】

内視鏡 1 1 A では、発光制御部 7 9 は、保持部 8 1 を円周方向に回転させ、発光素子 1 3 からの特定波長光（つまり、青色の励起光）の照射をパルス制御し、例えば蛍光体 1 9 A にのみ特定波長光（つまり、青色の励起光）を照射する。すると、青色の励起光の一部が蛍光体 1 9 A に吸収されて波長変換した蛍光（つまり、赤みが強い蛍光）と青色の励起光自体とが混ざった色合い B 1 の照明光が得られる。 20

【 0 0 5 3 】

内視鏡 1 1 A では、発光制御部 7 9 は、保持部 8 1 を円周方向に回転させ、発光素子 1 3 からの特定波長光（つまり、青色の励起光）の照射をパルス制御し、例えば蛍光体 1 7 A , 1 9 A の両方に特定波長光（つまり、青色の励起光）を照射する。すると、青色の励起光の一部が蛍光体 1 7 A に吸収されて波長変換した蛍光（つまり、黄色の蛍光）と、青色の励起光の一部が蛍光体 1 9 A に吸収されて波長変換した蛍光（つまり、赤みが強い蛍光）と青色の励起光自体とが混ざった色合い C 1 の照明光が得られる。 30

【 0 0 5 4 】

図 1 0 は、撮像画像の 1 フレームに対応する励起光のパルス発光数の一例を表す説明図である。内視鏡 1 1 A は、撮像素子 3 9 による撮像フレームと同期しながら、発光素子 1 3 から特定波長光である青色の励起光を、保持部 8 1 の蛍光体 1 7 A 若しくは蛍光体 1 9 A、又は蛍光体 1 7 A 及び蛍光体 1 9 A に対して周期的に照射する。色合い A 1 , B 1 , C 1 については図 9 を参照して説明したので、説明を省略する。 30

【 0 0 5 5 】

この場合、内視鏡 1 1 A における撮像のフレームレートが 6 0 f p s とすると、1 フレームの読取時間（撮像期間）が 0 . 0 1 7 s e c (= 1 7 m s e c) となる。例えば蛍光体 1 7 A , 1 9 A が保持部 8 1 の円周上に 6 0 個配置された場合、保持部 8 1 が 1 0 0 0 r p m で回転したら、6 0 × 1 0 0 0 個 / m i n となり、1 フレームでは 1 7 個の蛍光体 1 7 A , 1 9 A に励起光が照射される。従って、内視鏡 1 1 A は、波長変換部 7 7 において、1 フレーム中に、1 7 個の蛍光体に対して青色の励起光をパルス発光できる。言い換えると、内視鏡 1 1 A は、1 フレームにおいて青色の励起光と黄色の蛍光とが混ざった照明光（つまり、疑似白色）を 1 7 回分照射でき、若しくは、1 フレームにおいて青色の励起光と赤みが強い蛍光とが混ざった照明光を 1 7 回分照射でき、又は、1 フレームにおいて青色の励起光と黄色の蛍光と赤みが強い蛍光とが混ざった照明光を 1 7 回分照射できる。 40

【 0 0 5 6 】

図 1 1 (A) は、複数の蛍光体が円周方向に不規則に配置された変形例に係る保持部 8 5 の正面図である。図 1 1 (B) は、円周方向を複数の円弧状に分割して蛍光体が設けら 50

れた保持部 87 の正面図である。なお、内視鏡 11A は、蛍光が上記の 2 種類以上の例えば図 11(A) に示す保持部 85 のように蛍光体 17A、蛍光体 19A 及び蛍光体 67 が所定の配列パターンで配列されるものであってもよい。また、蛍光は、図 11(B) に示す保持部 87 のように、2 種類以上の蛍光体 17A、蛍光体 19A 及び蛍光体 C67 が、円周方向を複数の円弧状に分割して塗布されて設けられてもよい。

【0057】

以上により、本実施形態の内視鏡 11A は、蛍光体移動部 75 が、異なる波長変換を行う複数の異なる蛍光体 17A、19A のうちいずれかを、選択的に光路上に配置する。この際、所望の蛍光体が光路上に配置された時のみ、発光制御部 79 によって特定波長光を蛍光体に入射させることが可能となる。従って、単位時間内に、異なる波長の蛍光を混ぜることが可能となる。即ち、全照明光成分における複数の蛍光と特定波長光（つまり、青色の励起光）との割合が連続的に増減可能となる。これにより、内視鏡 11A は、照明ファイバ 21 へ送る照明光の色合いが連続的に変更可能となる。

10

【0058】

また、内視鏡 11A では、保持部 81 に、複数の異なる蛍光体が同心円上で配置される。光学部 73 は、特定波長光を同心円上の 1 箇所に入射させる。保持部 81 が回転駆動部 83 によって回転されることで、特定波長光の入射箇所には、異なる蛍光体が順次配置される。この際、所望の蛍光体が入射箇所に配置されたとき、特定波長光が入射される。発光制御部 79 によって所望の蛍光体に特定波長光を入射させることで、単位時間内に、異なる波長の蛍光を混ぜることが可能となる。即ち、全照明光成分における蛍光と特定波長光の割合が連続的に増減可能となる。これにより、内視鏡 11A は、照明ファイバ 21 へ送る照明光の色合いが連続的に変更可能となる。

20

【0059】

また、内視鏡 11A では、特定の蛍光体による蛍光成分を増加させて、その色合いの強調が容易となる。

【0060】

また、内視鏡 11A では、特定波長光が照射されることによる保持部 81 の温度上昇が抑制される。これにより、内視鏡 11A は、蛍光体が高温となることが抑制され、励起飽和や温度消光等の影響によって、蛍光体の波長変換効率の低下が抑制可能となる。

【0061】

また、内視鏡 11A では、保持部 81 の光透過率が高くなることで、特定波長光が保持部 81 を透過して蛍光体に入射するまで（蛍光体が保持部 81 の光源側に設けられた場合）、或いは、特定波長光に励起された蛍光が保持部 81 を透過するまで（蛍光体が保持部 81 の照明ファイバ側に設けられた場合）の光利用効率が高まり、光強度の高い照明光が得られる。

30

【0062】

以上、図面を参照して本発明に係る内視鏡の実施形態について説明したが、本開示はかかる例に限定されない。当業者であれば、特許請求の範囲に記載された範疇内において、各種の変更例、修正例、置換例、付加例、削除例、均等例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。

40

【符号の説明】

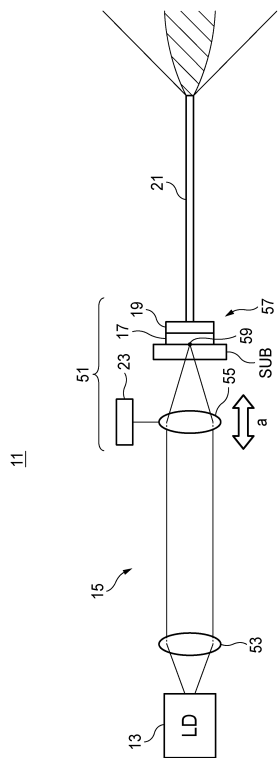
【0063】

- 11、11A 内視鏡
- 13 発光素子
- 15 光学部
- 17 蛍光体
- 19 蛍光体
- 21 照明ファイバ
- 23 集光位置制御部
- 25 ビデオプロセッサ

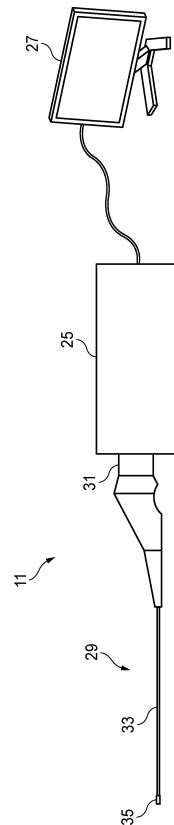
50

- 27 モニタ
- 53 コリメートレンズ
- 55 コンデンサレンズ
- 57 積層体
- 59 焦点
- 75 蛍光体移動部
- 79 発光制御部
- 81 保持部
- 83 回転駆動部

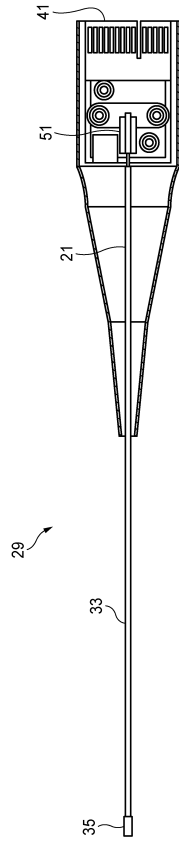
【図1】



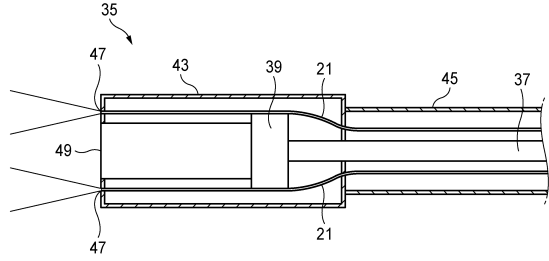
【図2】



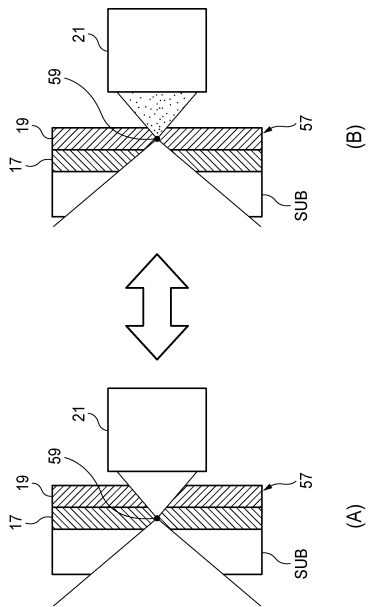
【 図 3 】



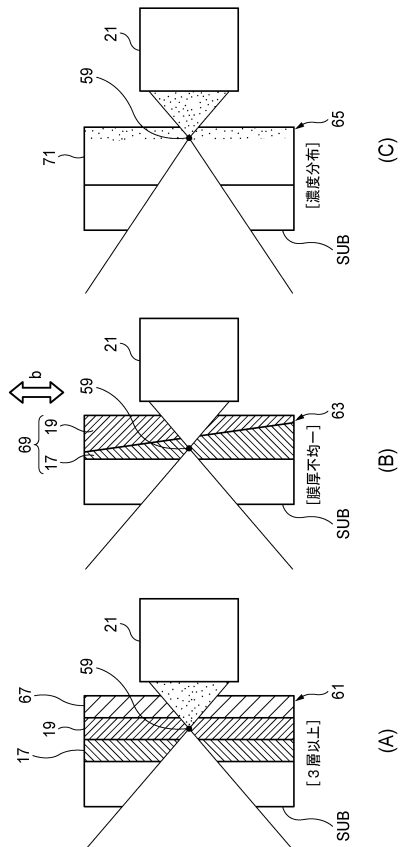
【 図 4 】



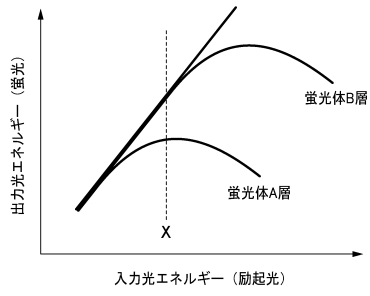
【 図 5 】



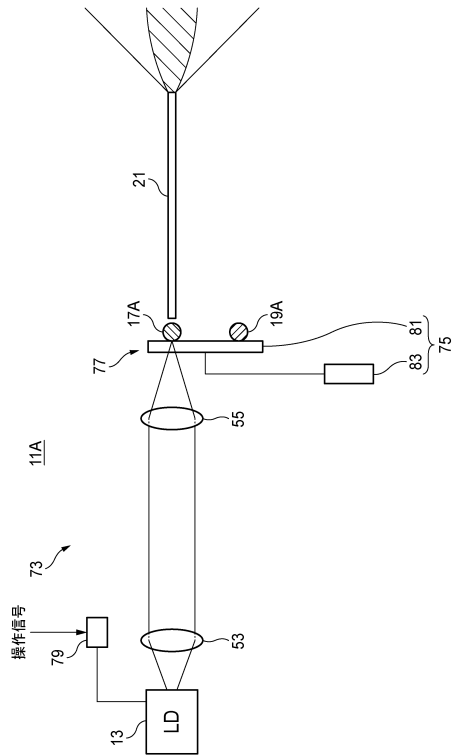
【 図 6 】



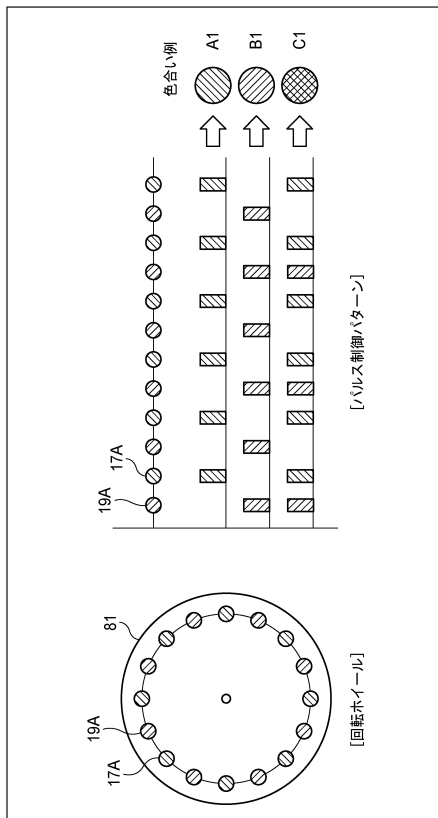
【図7】



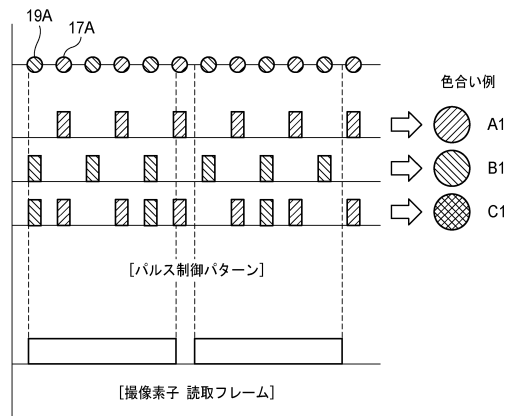
【図8】



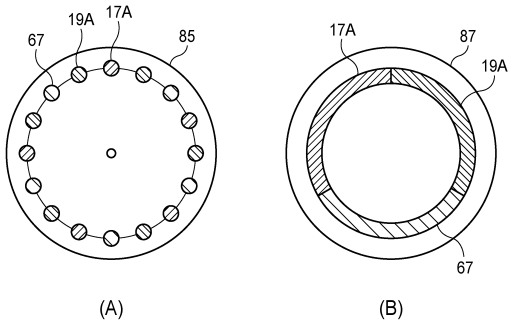
【図9】



【図10】



【 図 1 1 】



フロントページの続き

(72)発明者 土橋 伸浩
大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック株式会社内

審査官 磯野 光司

(56)参考文献 国際公開第2014/109333(WO, A1)
特開2014-117305(JP, A)
特開2009-153712(JP, A)
特開2016-000073(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP6359998B2	公开(公告)日	2018-07-18
申请号	JP2015087856	申请日	2015-04-22
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	宫西哲 門脇慎一 元家淳志 土橋伸浩		
发明人	宫西 哲 門脇 慎一 元家 淳志 土橋 伸浩		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/05 A61B1/06 A61B1/07 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.510 A61B1/05 A61B1/06.610 A61B1/07.736 G02B23/26.B A61B1/00.300.D A61B1/00.300.T A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.730 A61B1/04.372 A61B1/06.A A61B1/07.730 A61B1/07.731 A61B1/07.734 G02B23/26		
F-TERM分类号	2H040/CA07 2H040/CA11 4C161/CC06 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR17 4C161/WW17		
其他公开文献	JP2016202582A		

摘要(译)

本发明的目的是使得可以在观察的同时改变照明光的颜色而不使内窥镜主体的尖端结构复杂化。解决方案：在内窥镜11中，用于发射特定波长的光的光源（发光元件13），用于会聚来自光源的光的光学单元15和从光学单元15发射的光的波长彼此不同。从不同的层（荧光体A17和荧光体B19）转换成多层，从荧光体发射的光入射到的照明光纤21和来自光学单元15的任何荧光体层提供聚光位置控制单元23，其相对移动光学单元15和荧光体以聚集发射的光。聚焦位置控制单元23通过沿光轴相对移动光学单元15和荧光体，将焦点59切换到多个层中的任何一个。[选图]图1

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6359998号 (P6359998)
(45) 発行日 平成30年7月18日(2018.7.18)	(24) 登録日 平成30年6月29日(2018.6.29)	
(51) Int. Cl.	F 1	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00	5 1 0
A 6 1 B 1/05 (2006.01)	A 6 1 B 1/05	
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06	6 1 0
A 6 1 B 1/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/07	7 3 6
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26	B
請求項の数 4 (全 15 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-87856(P2015-87856)	(73) 特許権者 000005821	
(22) 出願日 平成27年4月22日(2015.4.22)		
(65) 公開番号 特開2016-202582(P2016-202582A)	(74) 代理人 パナソニック株式会社	
(43) 公開日 平成28年12月8日(2016.12.8)		
審査請求日 平成30年1月23日(2018.1.23)		
(出願人による申告) 平成26年度、独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構、「未来医療を実現する先端医療機器・システムの研究開発/先端医療機器の開発/高い安全性と更なる低侵襲化及び高難度治療を可能にする軟性内視鏡手術システムの研究開発」委託研究、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願	(72) 発明者 宮西 哲	
早期審査対象出願	(72) 発明者 大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック株式会社内	
	(72) 発明者 門脇 慎一	
	(72) 発明者 大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック株式会社内	
	(72) 発明者 元家 淳志	
	(72) 発明者 大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック株式会社内	
	(72) 発明者 土橋 伸浩	
	(72) 発明者 大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック株式会社内	
最終頁に続く		

(54) 【発明の名称】 内視鏡