

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5114024号
(P5114024)

(45) 発行日 平成25年1月9日(2013.1.9)

(24) 登録日 平成24年10月19日(2012.10.19)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/06 A

請求項の数 9 (全 66 頁)

(21) 出願番号	特願2006-169356 (P2006-169356)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成18年6月19日 (2006. 6. 19)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2007-90044 (P2007-90044A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成19年4月12日 (2007. 4. 12)	(73) 特許権者	304050923
審査請求日	平成21年6月5日 (2009. 6. 5)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2005-252517 (P2005-252517)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(32) 優先日	平成17年8月31日 (2005. 8. 31)	(74) 代理人	100076233
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	石原 康成
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内
		(72) 発明者	大川 敦
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

励起光と、可視光帯域における少なくとも一部の帯域の光と、を含む光を発光する光源装置中の光源と、

体腔内に挿入可能な挿入部と、

前記光源からの光の中の前記被検体に照射される励起光の帯域を通過帯域とする前記光源装置中の励起光フィルタと、

前記挿入部に設けられていて、前記励起光フィルタを通過した光を体腔内の被検体に導くための光伝達部と、

前記挿入部の先端部に設けられていて、前記光伝達部により前記被検体へ導かれた光の、該被検体からの戻り光を受光するための受光光学系と、

前記受光光学系によって受光した戻り光の内の蛍光に係る蛍光画像を得るための蛍光撮像部と、

前記光伝達部により伝達されて該被検体に導かれる光が該光伝達部の光路中で発生させる蛍光またはラマン散乱光から、少なくとも前記蛍光撮像部により撮像される光の帯域と重なる帯域の光を低減するための、前記光伝達部を構成している部材の内の少なくとも一つの部材の表面上に形成された光学薄膜である照明光フィルタ部と、

を具備し、前記照明光フィルタ部が遮光する波長帯域における当該照明光フィルタ部のOD値は、前記励起光フィルタが遮光する波長帯域における当該励起光フィルタのOD値より低いことを特徴とする光イメージング装置。

10

20

【請求項 2】

前記照明光フィルタ部は、可視光帯域を透過帯域として含むように構成されたものであることを特徴とする請求項 1 に記載の光イメージング装置。

【請求項 3】

前記光伝達部は、

前記挿入部に設けられていて、前記光源からの光を前記挿入部の先端部に導くための導光部と、

前記挿入部の先端部に設けられていて、前記導光部により導かれた光を該挿入部の先端部から出射するための照明光学系と、

を有して構成されたものであり、

前記照明光フィルタ部は、前記照明光学系に設けられたものであることを特徴とする請求項 1 に記載の光イメージング装置。

【請求項 4】

前記照明光フィルタ部は、光吸収物質により形成された光吸収部材を含むものであることを特徴とする請求項 3 に記載の光イメージング装置。

【請求項 5】

前記受光光学系は、受光した戻り光を前記蛍光撮像部へ導く光路上に、蛍光画像を得るために必要な帯域の光のみを通過させる受光フィルタ部を有して構成されたものであることを特徴とする請求項 1 に記載の光イメージング装置。

【請求項 6】

前記受光光学系によって受光した戻り光の内の可視光帯域の光に係る反射光画像を得るための反射光撮像部をさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の光イメージング装置。

【請求項 7】

前記反射光撮像部による反射光画像の取得と、前記蛍光撮像部による蛍光画像の取得とは、同時に行われるものであることを特徴とする請求項 6 に記載の光イメージング装置。

【請求項 8】

前記挿入部の先端部に着脱自在なキャップをさらに具備し、

前記照明光フィルタ部は、前記キャップに設けられたものであって、該キャップを前記挿入部の先端部に装着することにより、前記光伝達部の光出射端側に配設されるように構成されたものであることを特徴とする請求項 1 に記載の光イメージング装置。

【請求項 9】

前記反射光画像と前記蛍光画像とを同時に表示するための合成画像を生成する画像合成部と、

前記画像合成部により生成された合成画像を表示するための画像表示部と、

をさらに具備したことを特徴とする請求項 6 に記載の光イメージング装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、励起光を照射して被検体からの蛍光を受光する蛍光観察を行うことが可能な光イメージング装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来より、内視鏡装置は、医療分野等において広く用いられている。特に、医療分野における内視鏡装置は、被検体である生体内の検査、観察等に用いられている。

【0003】

このような内視鏡観察としては、通常の可視光観察以外にも、例えば励起光を生体に照射し病変部からの蛍光を受光して画像化する蛍光観察がある。このような蛍光観察を行うには、まず予め、例えば癌などの病変部に親和性を持つヘマトポルフィリン等の蛍光物質を患者の体内に投与する。そして、蛍光物質を投与してから所定時間が経過した後に、生

10

20

30

40

50

体に励起光を照射することにより、病変部に集積した蛍光物質から発光される蛍光を受光して蛍光画像を生成し、この蛍光画像に基づき病変部の状態を判断するのが蛍光観察となっている。

【0004】

このような蛍光画像を得ることができる光イメージング装置としての内視鏡装置は、特開平7-155285号公報、特開平8-224208号公報、特開平11-244220号公報、特開2005-58618号公報に開示されたものが幾つかの例として挙げられる。

【0005】

上記特開平7-155285号公報及び、特開平8-224208号公報に記載の内視鏡装置は、励起光を照射して受光する被検体からの戻り光の内の、蛍光以外の光を遮光する光学フィルタを撮像素子の前段に配置して、蛍光像を取得するように構成されている。

【0006】

また、上記特開平11-244220号公報に記載の内視鏡装置は、励起光を照射して受光する被検体からの戻り光の内の、励起光を遮光するための光学フィルタを有するキャップを内視鏡の先端部に取り付けて、蛍光像を取得するように構成されている。

【0007】

さらに、上記特開2005-58618号公報に記載の内視鏡装置は、励起光のみを透過する光学フィルタを有するキャップと、励起光のみを遮光する光学フィルタを有するキャップと、の内の所望のキャップを内視鏡の先端部に取り付けて、励起光のみを透過する光学フィルタを先端部に取り付けた際に蛍光像を取得するように構成されている。

【0008】

一方、これらに対して、例えば、特開2004-294109号公報には、被検体からのラマン散乱光を計測するラマン散乱計測装置が開示されている。このラマン散乱計測装置は、励起光路中に発生するラマン散乱光を低減するための光学フィルタをプローブ先端部に設けた構成となっている。

【特許文献1】特開平7-155285号公報

【特許文献2】特開平8-224208号公報

【特許文献3】特開平11-244220号公報

【特許文献4】特開2005-58618号公報

【特許文献5】特開2004-294109号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

上記従来の光イメージング装置としての内視鏡装置は、照明光路を構成している光学部材、例えば光源装置内のレンズ類、挿入部内のライトガイドや照明レンズ、またはこれらの部材の固定に用いられている接着剤などが、極わずかながら蛍光またはラマン散乱光を発生する場合がある。

【0010】

このような場合に、上記従来の内視鏡装置は、励起光として被検体に照射している照明光に上記照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光が混入し、これらの光も被検体により反射されて内視鏡装置に取り込まれてしまう。このために、上記従来の内視鏡装置は、上記光学フィルタの透過波長帯域中に上記照明光路由来の蛍光、ラマン散乱光が含まれていると、これらの照明光路由来の蛍光、ラマン散乱光が被検体により発生する蛍光とともに撮像素子により撮像されてしまうことになる。

【0011】

特に、照明光と被検体と受光光学系との位置関係が、正反射条件を満たす部分が存在する位置関係となっている場合には、上述したような照明光路由来の蛍光やラマン散乱光がより明るく描出されてしまい、その光が被検体由来の蛍光によるものなのか、あるいは照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光であるのかを判別することが困難になり、円滑な観

10

20

30

40

50

察を妨げる要因となっていた。

【 0 0 1 2 】

一般に、被検体から発生する蛍光の強度は、通常の反射光の強度に比べて非常に小さい。従って、上記従来の内視鏡装置は、上記照明光路由来の蛍光、ラマン散乱光の反射光が混入すると、被検体からの蛍光のみを検出することが困難となる場合がある。

【 0 0 1 3 】

一方、上記特開 2 0 0 4 - 2 9 4 1 0 9 号公報に記載のラマン散乱光計測装置は、被検体からのラマン散乱光のスペクトル強度を計測する装置（つまり、ラマン散乱光を 1 次元的に計測する装置）であるために、ラマン散乱光以外の蛍光や白色光を測定することを目的としたものとはなっておらず、特に、これらの 2 次元画像を取得する通常内視鏡観察と蛍光画像観察とを行うことを目的としたものとはなっていない。従って、このラマン散乱光計測装置は、通常内視鏡観察と蛍光画像観察とを同時的に行うことも可能ではない。

【 0 0 1 4 】

そして、上記特開 2 0 0 5 - 5 8 6 1 8 号公報に記載の内視鏡装置は、キャップを装着した状態では、内視鏡の先端において励起光以外の光を遮断してしまうことになるために、そのままの状態では通常内視鏡観察と蛍光画像観察との両方を行うことができない。もし、通常内視鏡観察と蛍光画像観察との両方を行おうとする場合には、内視鏡を被検体から一度引き抜いて、キャップの着脱を行った後に、再度内視鏡を被検体に挿入して観察を行わなければならない。従って、該公報に記載の内視鏡装置は、白色反射光画像と蛍光画像とを略同時に観察することを目的としたものとはなっていない。

【 0 0 1 5 】

本発明は上述した点に鑑みてなされたものであり、蛍光観察と通常内視鏡観察との両方に使用可能であって、かつ、蛍光観察に影響を及ぼし得る不要光を低減することができる光イメージング装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 6 】

上記の目的を達成するために、本発明による光イメージング装置は、励起光と可視光帯域における少なくとも一部の帯域の光とを含む光を発光する光源装置中の光源と、体腔内に挿入可能な挿入部と、前記光源からの光の中の前記被検体に照射される励起光の帯域を通過帯域とする前記光源装置中の励起光フィルタと、前記挿入部に設けられていて前記励起光フィルタを通過した光を体腔内の被検体に導くための光伝達部と、前記挿入部の先端部に設けられていて前記光伝達部により前記被検体へ導かれた光の該被検体からの戻り光を受光するための受光光学系と、前記受光光学系によって受光した戻り光の内の蛍光に係る蛍光画像を得るための蛍光撮像部と、前記光伝達部により伝達されて該被検体に導かれる光が該光伝達部の光路中で発生させる蛍光またはラマン散乱光から少なくとも前記蛍光撮像部により撮像される光の帯域と重なる帯域の光を低減するための、前記光伝達部を構成している部材の内の少なくとも一つの部材の表面上に形成された光学薄膜である照明光フィルタ部と、を具備し、前記照明光フィルタ部が遮光する波長帯域における当該照明光フィルタ部の OD 値は、前記励起光フィルタが遮光する波長帯域における当該励起光フィルタの OD 値より低い。

【発明の効果】

【 0 0 1 7 】

本発明の光イメージング装置は、蛍光観察と通常内視鏡観察との両方に使用可能であって、かつ、蛍光観察に影響を及ぼし得る不要光を低減することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 8 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【 0 0 1 9 】

[実施形態 1]

図 1 から図 1 0 は本発明の実施形態 1 に係り、図 1 は実施形態 1 の光イメージング装置

10

20

30

40

50

を示す全体構成図、図 2 は図 1 に示した内視鏡の挿入部の先端部の要部拡大図、図 3 は図 2 のライトガイドを伝達して照明レンズに入射した光の波長特性を示すグラフ、図 4 は図 2 の照明光フィルタのフィルタ特性を示すグラフ、図 5 は図 2 の照明光フィルタを透過して被検体に照射される光の波長特性を示すグラフ、図 6 は図 2 の被検体からの戻り光の波長特性を示すグラフ、図 7 は図 2 の励起光カットフィルタのフィルタ特性を示すグラフ、図 8 は図 2 の励起光カットフィルタを透過した光の波長特性を示すグラフ、図 9 は図 3 ~ 図 8 のグラフを 1 つにまとめた波長特性を示すグラフ、図 10 は図 9 に対して照明光路由来の蛍光の代わりに照明光路由来のラマン散乱光を加えた波長特性を示すグラフである。

【0020】

図 1 に示すように実施形態 1 の光イメージング装置 1 は、体腔内に挿入され得る内視鏡 2 と、この内視鏡 2 に照明光を供給する光源装置 3 と、内視鏡 2 に内蔵された光検出部（撮像部）から出力される信号に基づき画像生成の信号処理を行う画像生成部としての画像生成装置 4 と、この画像生成装置 4 により生成された画像信号（映像信号）が入力されることにより撮像部により撮像された画像を表示する画像表示部としてのモニタ 5 と、を備えている。

【0021】

前記内視鏡 2 は、体腔内に挿入し易いように構成された細長の挿入部 6 を有している。この挿入部 6 には、前記光源装置 3 から供給される光を前記挿入部 6 の先端に導く導光部としての例えば 2 本のライトガイド 7, 8 が挿通されている。また、前記内視鏡 2 の後端側には、コネクタ 9 が設けられている。このコネクタ 9 は、内視鏡 2 を前記光源装置 3 に着脱自在に接続するためのものである。そして、内視鏡 2 が光源装置 3 に接続された際には、このコネクタ 9 の後端側に露呈する前記ライトガイド 7, 8 の光入射端 7a, 8a に、該光源装置 3 からの照明光が入射されるようになっている。

【0022】

前記光源装置 3 内には、白色光源 11 と、コリメータレンズ 12 と、コンデンサレンズ 13 と、が設けられている。そして、白色光源 11 からの光は、照明光導入光学系としてのコリメータレンズ 12 により略平行な光束に変換された後に、コンデンサレンズ 13 により集光されて、前述したライトガイド 7, 8 の光入射端 7a, 8a に入射される。こうして光入射端 7a, 8a に入射された照明光は、ライトガイド 7, 8 を各介して、該ライトガイド 7, 8 の光出射端にそれぞれ伝達（導光）される。

【0023】

上述したライトガイド 7, 8 の各光出射端は、挿入部 6 の先端部 6a 内において固定されている。そして、ライトガイド 7, 8 の各光出射端に対向するように、照明光出射口となる照明窓部 14a, 14b が挿入部 6 の先端部 6a に設けられている。これらの照明窓部 14a, 14b には、照明光学系としての照明レンズ（平凹レンズ）15a, 15b がそれぞれ取り付けられている。従って、前記ライトガイド 7, 8 の光出射端から出射される照明光は、各光出射端に対向する各照明レンズ 15a, 15b を経て拡開し、被検体 21 に照射される。なお、上述したライトガイド 7, 8 及び照明レンズ 15a, 15b は、光伝達部を構成するものとなっている。

【0024】

上述した 2 つの照明窓部 14a, 14b の間の例えば中間位置には、観察窓或いは受光口が設けられている。そして、この観察窓或いは受光口には、被検体 21 からの戻り光である反射光或いは励起光の照射に伴う蛍光を受光する受光光学系として対物レンズ 22 が取り付けられている。この対物レンズ 22 は、その結像位置に配置された撮像部に光学像を結ぶものである。また、この対物レンズ 22 の光軸上における結像位置の手前には、ビームスプリッタ（或いはハーフプリズム）23 が配置されている。このビームスプリッタ 23 は、被検体 21 から入射した光の一部を反射し残りを透過させることにより、2 つに分離するものである。

【0025】

このビームスプリッタ 23 の反射側の結像位置には通常画像撮像用の撮像部 24（反射

10

20

30

40

50

光撮像部)が配置され、透過側の結像位置には蛍光画像撮像用の撮像部25(蛍光撮像部)が配置されている。これら撮像部24,25は、光検出部を構成するものであり、例えばCCD(Charge Coupled Device)またはCMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)等の固体撮像素子を有して構成されている。

【0026】

前記通常画像撮像用の撮像部24の撮像面(受光面)の前(撮像部24とビームスプリッタ23との間)には、可視光を透過する特性に設定された可視光透過フィルタ(以下、可視光フィルタ)26が配置されている。この可視光フィルタ26は、可視光として、例えば波長帯域400~700nmの光のみを透過するものとなっている。

【0027】

一方、前記蛍光画像撮像用の撮像部25の撮像面(受光面)の前(撮像部25とビームスプリッタ23との間)には、励起光をカット(遮光)し蛍光を透過する特性に設定された、受光フィルタ部としての励起光カットフィルタ(或いは蛍光透過フィルタ)27が配置されている。この励起光カットフィルタ27のフィルタ特性は、後述する。

【0028】

前記撮像部24,25は、挿入部6内に挿通された信号線及び光源装置3内に配設された信号線などを経て、画像生成装置4内に設けられた通常画像処理回路31と蛍光画像処理回路32とにそれぞれ接続されている。これらの通常画像処理回路31及び蛍光画像処理回路32は、それぞれ図示しない撮像駆動回路を内蔵している。そして、各撮像駆動回路は、撮像駆動信号を各対応する撮像部24,25にそれぞれ印加して、受光した光を光電変換させ、光電変換して得られた撮像信号を各撮像部24,25からそれぞれ出力させる。

【0029】

その後、通常画像処理回路31は、撮像部24から取得した撮像信号に基づき、通常画像を生成する処理を行う。同様に、蛍光画像処理回路32は、撮像部25から取得した撮像信号に基づき、蛍光画像を生成する処理を行う。これらの通常画像処理回路31及び蛍光画像処理回路32により、それぞれ生成された通常画像の画像信号(映像信号)と蛍光画像の画像信号(映像信号)とは、画像の合成を行う画像合成部としての画像合成回路33を経て、モニタ5に出力される。このモニタ5の表示画面には、合成画像として例えば通常画像34と蛍光画像35とが並べて表示される。

【0030】

なお、前記画像生成装置4は、表示画面に表示する画像を選択するための表示選択スイッチ36を備えている。この表示選択スイッチ36は、モニタ5の表示画面に、上述した合成画像と、合成処理が行われない通常画像と、合成処理が行われない蛍光画像と、の何れを表示するかを選択するためのものである。従って、前記画像合成回路33は、表示選択スイッチ36により合成画像が選択された場合には、合成処理を行う。また、前記画像合成回路33は、表示選択スイッチ36により通常画像が選択された場合には、合成処理を行うことなく、通常画像のみをモニタ5へ出力する。さらに、前記画像合成回路33は、表示選択スイッチ36により蛍光画像が選択された場合には、合成処理を行うことなく、蛍光画像のみをモニタ5へ出力する。

【0031】

なお、照明光路を構成している光学部材、例えば前記光源装置3内のレンズ類、挿入部6内のライトガイド7,8や照明レンズ15a,15b、またはこれらの部材を固定するために用いられている接着剤などの中には、極わずかながら蛍光またはラマン散乱光を発生するものが含まれる場合がある。このような場合には、被検体に照射している照明光に上記照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光が混入して、蛍光撮像部である撮像部25により撮像する蛍光画像に影響を及ぼす可能性がある。

【0032】

このような照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光は、被検体21に固有のものではなく、光を照射する条件等に依存する。このために、本実施形態においては、以下に説明す

10

20

30

40

50

るように、被検体 2 1 に照射する照明光に上記照明光路由来の蛍光やラマン散乱光（すなわち、照明光の内の、励起光カットフィルタ 2 7 を介して撮像部 2 5 により撮像される光の帯域と重なる帯域の光）（つまり、蛍光観察に影響を及ぼし得る不要光）が実質的に含まれないように（例えば遮光するように）構成している。

【 0 0 3 3 】

より具体的に説明すると、図 2 に示すように、前記照明レンズ 1 5 a , 1 5 b の光出射端には、所定の波長帯域の光を遮光するための照明光フィルタ部としての照明光フィルタ 3 7 a , 3 7 b が、それぞれ設けられている。

【 0 0 3 4 】

これらの照明光フィルタ 3 7 a , 3 7 b は、例えば、前記照明レンズ 1 5 a , 1 5 b の光出射端面に形成された光学薄膜となっている。これらの光学薄膜は、例えば、 Ta_2O_5 （五酸化タンタル）、 SiO_2 （酸化シリコン）、 TiO_2 （酸化チタン）等の誘電体薄膜となっている。そして、この誘電体薄膜が、イオンプレーティング等の真空蒸着や、スパッタ等の物理的気相成長法（Physical Vapor Deposition）、あるいは CVD 等の化学的気相成長法（Chemical Vapor Deposition）などにより成膜される。

【 0 0 3 5 】

前記照明光フィルタ 3 7 a , 3 7 b は、例えば後述する図 4 に示すように、可視光と励起光とを透過するとともに近赤外光を遮光する特性のものとなっている。ここに、本実施形態は、近赤外光が生体への吸収が小さいことに着目して、近赤外光帯域の蛍光を検出する赤外蛍光観察を行うものとなっている。そして、照明光フィルタ 3 7 a , 3 7 b は、上記特性を備えることにより、近赤外光の波長帯域に含まれ得る照明光路由来の蛍光を低減するようになっている。なお、この照明光フィルタ 3 7 a , 3 7 b の特性や作用の詳細については、後で詳しく説明する。

【 0 0 3 6 】

次に、このような構成による実施形態 1 の作用を説明する。

【 0 0 3 7 】

図 1 に示すような光イメージング装置 1 は、光源装置 3 に内視鏡 2 等を接続した状態において、図示しない電源スイッチを操作することにより動作が開始される。術者は、前記内視鏡 2 の挿入部 6 を体腔内へ挿入し、挿入部 6 の先端部 6 a を目的部位まで導く。そして、術者は、先端部 6 a を目的部位まで導いたところで、蛍光観察を行うようになっている。

【 0 0 3 8 】

すなわち、術者は、患者の体内に蛍光物質を予め投与しておく。この蛍光物質は、投与されてから所定時間が経過した後に、病変部に集積される。なお、本実施形態においては、蛍光物質として蛍光色素 Cy（Carbocyanine）7 を用いて赤外蛍光観察を行うものとする。蛍光色素 Cy 7 は、励起光の波長帯域が 6 8 0 ~ 7 4 0 nm、蛍光の波長帯域が 7 6 0 ~ 8 5 0 nm であり、それぞれ励起光ピーク波長 7 3 0 nm、蛍光ピーク波長 7 7 0 nm である（図 9 参照）。

【 0 0 3 9 】

術者は、前記内視鏡 2 の挿入部 6 を患者の体腔内に挿入して、先端部 6 a を目的部位まで導く。なお、挿入部 6 の先端部 6 a を目的部位へ導くまでは、術者は、表示選択スイッチ 3 6 を操作することによりモニタ 5 の表示画面に通常画像のみを表示するようにしている。挿入部 6 の先端部 6 a が目的部位まで到達したら、術者は赤外蛍光観察を開始する。

【 0 0 4 0 】

ライトガイド 7 , 8 の光入射端 7 a , 8 a には、白色光源 1 1 からの光が入射される。この光は、ライトガイド 7 , 8 により伝達されてこれらライトガイド 7 , 8 の光出射端から出射され、照明レンズ 1 5 a , 1 5 b に入射される。

【 0 0 4 1 】

このとき、照明レンズ 1 5 a , 1 5 b に入射した光は、例えば図 3 に示すように、照明光路由来の蛍光を含んでいる。なお、図 3 のグラフにおいて、横軸は波長を示し、縦軸は

10

20

30

40

50

強度を示している。この照明光路由来の蛍光は、蛍光色素 Cy 7 の蛍光波長帯域 760 ~ 850 nm 付近に存在している。なお、撮像部 24, 25 は、波長 1100 nm 以上の長波長の光に対しては感度がないために、図 3 に示すように、波長 1100 nm 以上の長波長帯域については例えば光を受光したとしても信号が出力されない。

【0042】

そして、照明レンズ 15a, 15b に入射した光は、前記照明光フィルタ 37a, 37b を介して被検体 21 に照射される。ここに、照明光フィルタ 37a, 37b は、例えば図 4 に示すようなフィルタ特性を有するものとなっている。図 4 のグラフにおいて、横軸は波長を示し、縦軸は OD (Optical Density ; 光学的濃度、光学密度) 値を示している。なお、OD 値 n のフィルタを透過した光の強度は、元の 10^{-n} となる。例えば、10 mW の光が OD 値 7 のフィルタを透過すると、

$$10 \text{ mW} \times 10^{-7} = 1 \text{ nW}$$

となる。

【0043】

前記照明光フィルタ 37a, 37b は、可視光と蛍光色素 Cy 7 の励起光 680 ~ 740 nm とを含む波長帯域 400 ~ 750 nm を透過し、上記照明光路由来の蛍光が含まれる近赤外光 750 ~ 1100 nm の波長帯域を OD 値 7 以上遮光する。従って、前記照明光フィルタ 37a, 37b を透過して被検体 21 に照射される光は、図 5 に示すように、蛍光色素 Cy 7 の励起光 680 ~ 740 nm を含む照明光 400 ~ 750 nm の波長帯域の光のみとなる。この図 5 のグラフにおいて、横軸は波長を示し、縦軸は強度を示している。

【0044】

このことにより、被検体 21 には、照明光路由来の蛍光が含まれる近赤外光 750 ~ 1100 nm の波長帯域を遮光した可視光と、励起光と、の波長帯域 400 ~ 750 nm の光のみが照射される。

【0045】

従って、照明光路由来の蛍光が含まれる近赤外光が遮光されるために、被検体 21 からの戻り光には、この被検体 21 に含まれる蛍光色素 Cy 7 により発生した蛍光と、被検体 21 からの反射可視光と、のみが前記対物レンズ 22 から取り込まれることになる。

【0046】

すなわち、被検体 21 からの戻り光は、図 6 に示すように、被検体 21 からの反射可視光 400 ~ 750 nm の波長帯域と、被検体 21 に含まれる蛍光色素 Cy 7 により発生した蛍光 760 ~ 850 nm の波長帯域と、のみである。図 6 のグラフにおいて、横軸は波長を示し、縦軸は強度を示している。この被検体 21 からの戻り光は、対物レンズ 22 に入射し、さらにビームスプリッタ 23 により 2 つに分離される。このビームスプリッタ 23 により分離された光の内の、反射された光は可視光フィルタ 26 を介して撮像部 24 に結像され、透過された光は励起光カットフィルタ 27 を介して撮像部 25 に結像される。

【0047】

前記励起光カットフィルタ 27 は、図 7 に示すようなフィルタ特性を有するものとなっている。図 7 のグラフにおいて、横軸は波長を示し、縦軸は OD 値を示している。図 7 に示すように、励起光カットフィルタ 27 は、可視光 400 ~ 750 nm の波長帯域を OD 値 7 以上遮光し、それ以外の波長帯域の光を透過する。

【0048】

従って、励起光カットフィルタ 27 を透過した光は、図 8 に示すように、実質的に、蛍光色素 Cy 7 により発生した蛍光 760 ~ 850 nm の波長帯域のみとなる。図 8 のグラフにおいて、横軸は波長を示し、縦軸は強度を示している。

【0049】

上記図 3 ~ 図 8 のグラフを 1 つにまとめると、図 9 に示すようになる。図 9 のグラフにおいて、横軸は波長を示し、縦軸は OD 値を示している。図 9 に示すように、照明光フィルタ 37a, 37b は、照明光路由来の蛍光が含まれる近赤外光 750 ~ 1100 nm の

10

20

30

40

50

波長帯域をOD値7以上遮光して、蛍光色素Cy7の励起光680～740nmを含む照明光400～750nmの波長帯域の光のみを透過する。また、励起光カットフィルタ27は、可視光400～750nmの波長帯域をOD値7以上遮光するために、蛍光色素Cy7により発生した蛍光760～850nmの波長帯域のみを透過する。なお、照明光フィルタ37a, 37bの遮光帯域と励起光カットフィルタ27の遮光帯域との交点は、OD値5以上である。

【0050】

従って、前記撮像部25は、蛍光色素Cy7により発生した蛍光760～850nmの波長帯域のみを受光することができる。

【0051】

撮像部24により受光した光の情報は、通常画像処理回路31及び画像合成回路33を経て、通常画像としてモニタ5に出力される。また、撮像部25により受光した光の情報は、蛍光画像処理回路32及び画像合成回路33を経て、蛍光画像としてモニタ5に出力される。そして、モニタ5の表示画面には、通常画像34と蛍光画像35とが並べて表示される。

【0052】

この結果、本実施形態の光イメージング装置1は、近赤外光帯域における照明光路由来の蛍光を低減することができ、ノイズ源となる光の発生を抑制することができる。上述したように、照射光と被検体と受光光学系との位置関係が正反射条件を満たす部分では、何の対策も施さないと、上記照明光路由来の蛍光が特に明るく表示されてしまい、被検体由来の蛍光を判別することが困難となる。この光イメージング装置1のような2次元観察を行う装置は、対物レンズ22として画角が広い光学系を採用することが多いために、正反射条件を満たす位置関係が生じる可能性が高い。従って、蛍光観察に影響を及ぼす可能性のある光を、被検体21へ照射する直前で遮断する効果は絶大である。また、本実施形態の光イメージング装置1は、照明光フィルタ37a, 37bが可視光全域を透過するものであるために、通常画像34と蛍光画像35との両画像を同時に得ることができる。

【0053】

なお、光イメージング装置1は、図10に示すように、近赤外光帯域における照明光路由来のラマン散乱光も同様に低減することができる。ここに、ラマン散乱が発生すると、照明光に対して一定の波長量をシフトされた光が発せられる。例えば、ラマン散乱において200nmシフトが生じる場合には、照明光の波長帯域が400～750nmであるものとする、略600～950nmの波長帯域にラマン散乱光が発生することになる。

【0054】

前記光イメージング装置1は、照明光フィルタ37a, 37bを用いて上記照明光路由来のラマン散乱光を照明光路由来の蛍光と同様に遮光することにより、この照明光路由来のラマン散乱光を低減することができ、通常画像34と蛍光画像35との両画像を得ることができる。

【0055】

こうして、本実施形態の光イメージング装置1は、前記照明レンズ15a, 15bの光出射端に照明光フィルタ37a, 37bを設けているために、蛍光観察と通常内視鏡観察との両方に使用可能であって、照明光路由来の蛍光やラマン散乱光を低減することができる。なお、本実施形態では2本のライトガイド7, 8を用いる構成例について説明したが、3本以上のライトガイドを用いる構成を採用しても構わない。

【0056】

[実施形態2]

図11及び図12は本発明の実施形態2に係り、図11は実施形態2の光イメージング装置を示す全体構成図、図12は図11の光イメージング装置の波長特性を示すグラフである。上述した実施形態1は、近赤外光帯域の蛍光を検出して赤外蛍光観察を行う光イメージング装置に本発明を適用した構成のものであったが、この実施形態2は、可視光帯域の蛍光を検出して可視光蛍光観察を行う光イメージング装置に本発明を適用した構成のも

10

20

30

40

50

のとなっている。それ以外の構成は上述した実施形態 1 と同様であるために説明を省略し、同一の構成には同一の符号を付して説明する。

【 0 0 5 7 】

図 1 1 に示す実施形態 2 の光イメージング装置 1 B は、可視光蛍光観察を行うことが可能となるように構成されたものとなっている。光源装置 3 B は、コリメータレンズ 1 2 により略平行な光束にされた白色光源 1 1 からの光が入射される円形の回転板 4 1 を備えている。この回転板 4 1 は、例えばリング形状の超音波モータ等により構成されるモータ 4 2 に取り付けられている。

【 0 0 5 8 】

前記回転板 4 1 には、遮光部 4 3 a と透過部 4 3 b とが略半円形をなすようにそれぞれ設けられている。回転板 4 1 に入射された光は、遮光部 4 3 a においては遮光され、透過部 4 3 b においては透過される。このために、内視鏡 2 B を挿通されている 2 本のライトガイド 7, 8 の光入射端 7 a, 8 a の内の、透過部 4 3 b に対向した部分に光が入射される。なお、回転板 4 1 は、図 1 1 に示すような回転位置から 1 / 4 回転程度だけ回転させた状態のときには、透過部 4 3 b を透過した光が両光入射端 7 a, 8 a に入射され得るように構成されている。また、前記モータ 4 2 は、回転駆動回路 4 4 からの駆動信号により、例えば 1 秒に 1 回転程度などの、一定速度で回転する。そして、このモータ 4 2 に取り付けられた回転板 4 1 が該モータ 4 2 の回転に応じて回転されることにより、回転板 4 1 に入射された光は、2 本のライトガイド 7, 8 に交互に入射されるようになっている。

【 0 0 5 9 】

また、前記内視鏡 2 B には、前記ライトガイド 7, 8 の光出射端にそれぞれ対向するように、照明光学系 4 5 a, 4 5 b が配置されている。これらの照明光学系 4 5 a, 4 5 b は、ロッドレンズ 4 6 a, 4 6 b と、リレーレンズ（両凸レンズ）4 7 a, 4 7 b と、照明光出射口となる照明窓部 1 4 a, 1 4 b にそれぞれ配置される照明レンズ（平凸レンズ）4 8 a, 4 8 b と、を含んで構成されている。また、これらの内の前記照明光学系 4 5 a のみには、後述するような光学特性の照明光フィルタ 4 9 が配置されている。そして、前記ライトガイド 7, 8 の光出射端から出射される照明光は、これらの光出射端に対向する各照明光学系 4 5 a, 4 5 b を経て拡開され、被検体 2 1 に照射される。

【 0 0 6 0 】

上述した 2 つの照明窓部 1 4 a, 1 4 b は、先端部 6 a の先端面における互いに異なる位置に形成されている。そして、異なる位置の 2 つの照明窓部 1 4 a, 1 4 b からの照明光は、被検体 2 1 に交互に（すなわち、時間を異ならせて）照射されるようになっている。つまり、本実施形態においては、白色光源 1 1 の照明光を、異なる 2 つの位置の照射口としての照明窓部 1 4 a, 1 4 b から時間的に切り替えて被検体 2 1 に照射するための照射口切替部が形成されている。そして、本実施形態においては、後述するように、異なる位置の照明窓部 1 4 a, 1 4 b から異なる波長帯域の照明光を交互に照射することにより、可視光帯域の蛍光画像と、通常画像と、の両方の画像を得るようになっている。

【 0 0 6 1 】

なお、前記回転駆動回路 4 4 は、前記回転板 4 1 の回転に同期した同期信号を画像生成装置 4 B の通常画像処理回路 3 1 B 及び蛍光画像処理回路 3 2 B に送信するようになっている。通常画像処理回路 3 1 B 及び蛍光画像処理回路 3 2 B は、受信した同期信号に同期して、それぞれ通常画像及び蛍光画像を生成する処理を行う。

【 0 0 6 2 】

通常画像処理回路 3 1 B 及び蛍光画像処理回路 3 2 B は、それぞれ図示しない撮像駆動回路を内蔵している。各撮像駆動回路は、同期信号に同期してそれぞれ撮像駆動信号を撮像部 2 4, 2 5 に印加し、撮像部 2 4, 2 5 によりそれぞれ受光した光を光電変換して得られた撮像信号を出力させる。なお、上述では回転駆動回路 4 4 が同期信号を生成して画像生成装置 4 B へ送信するようにしているが、これに代えて、画像生成装置 4 B により同期信号を生成し、生成した同期信号を回転駆動回路 4 4 側へ送信するようにしてもよい。

【 0 0 6 3 】

また、通常画像処理回路 3 1 B 及び蛍光画像処理回路 3 2 B により、それぞれ生成された通常画像の画像信号（映像信号）と蛍光画像の画像信号（映像信号）とは、画像の合成を行う画像合成回路 3 3 B を経てモニタ 5 B に出力され、モニタ 5 B の表示面には、例えば通常画像と蛍光画像とが合成された状態で表示される。

【 0 0 6 4 】

画像合成回路 3 3 B は、蛍光画像の信号部分を通常画像に重畳する。この場合に、通常画像における、蛍光画像が重畳される画像部分は、マスク処理して排除される。

【 0 0 6 5 】

このように、画像合成回路 3 3 B によって通常画像上に蛍光画像の信号部分を合成して表示するようにしているために、通常画像部分により患部等の位置や輪郭を容易に把握することができるとともに、かつ蛍光画像部分により病変部分或いは腫瘍部分の診断を容易に行うことが可能となっている。

10

【 0 0 6 6 】

また、画像生成装置 4 B は、表示選択スイッチ 3 6 B の選択操作に応じて、画像合成回路 3 3 B により合成する画像を選択することができるよう構成されている。例えば、画像合成回路 3 3 B は、表示選択スイッチ 3 6 B の選択操作に応じて、両方のライトガイド 7 , 8 共に透過状態に設定したタイミングにより照明を行い、この状態において撮像した画像を合成してモニタ 5 B に表示させることも可能となっている。

【 0 0 6 7 】

図 1 1 に示すモニタ 5 B は、この状態により得られた画像の表示例を示すものとなっている。ここに、符号 3 4 B は反射光による通常画像を示し、符号 3 5 B は被検体 2 1 に照射された励起光により発光する蛍光による蛍光画像を示している。

20

【 0 0 6 8 】

なお、前記表示選択スイッチ 3 6 B の選択操作により、2 つのライトガイド 7 及び 8 により交互に照明した状態において撮像した画像を、モニタ 5 B に表示させるようにしてもよい。この場合には、両ライトガイド 7 , 8 の一方を交互に遮光状態にして各撮像された画像が、例えば回転板 4 1 の回転に同期して表示されることになる。

【 0 0 6 9 】

ここで、本実施形態における蛍光画像について説明する。本実施形態においては、生体に存在している内因性蛍光物質からの蛍光を受光して蛍光画像を得る構成を採用している。ここに、内因性蛍光物質としては、例えばリボフラビン、トリプトファン、チロシン、NADH（ニコチンアミドアデニンジヌクレオチド）、NADPH（ニコチンアミドアデニンジヌクレオチドリジン酸）、ボルフィリン、コラーゲン、エラスチン、フィブロンネクチン、FAD（フラビンアデニンジヌクレオチド）などが挙げられる。

30

【 0 0 7 0 】

450nm 付近の波長光で励起すると、正常組織は、520nm 波長付近の蛍光を発する。これに対して、癌病巣の組織は、組織の発癌過程が進むに従って内因性蛍光物質から発生する蛍光が減弱するために、蛍光が正常部位の蛍光よりも有意に弱い。このために、本実施形態は、可視光帯域に発生する照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光を遮光して、可視光帯域の蛍光画像を得る構成を採用している。

40

【 0 0 7 1 】

さらに具体的に説明すると、前記照明光学系 4 5 a は、例えばリレーレンズ 4 7 a と照明レンズ 4 8 a との間の光路上に、照明光フィルタ 4 9 を配設した構成となっている。この照明光フィルタ 4 9 は、干渉型フィルタまたは吸収型フィルタとして形成されたものであり、可視光帯域に現れる照明光路由来の蛍光やラマン散乱光を遮光する機能のものとなっている（図 1 2 参照）。

【 0 0 7 2 】

また、前記蛍光画像撮像用の撮像部 2 5 の撮像面（受光面）の前には、励起光カットフィルタ 2 7 B が配置されている。この励起光カットフィルタ 2 7 B は、可視光帯域に現れる励起光をカット（遮光）するとともに、被検体からの蛍光を透過する光学特性のもので

50

ある（図１２参照）。

【００７３】

このような構成による実施形態２の作用を説明する。

【００７４】

図１１に示すように、光イメージング装置１Ｂは、光源装置３Ｂに内視鏡２Ｂ等を接続した状態において、図示しない電源スイッチを操作することにより動作される。術者は、前記内視鏡２Ｂの挿入部６Ｂを体腔内に挿入して、この挿入部６Ｂの先端部６ａを目的部位まで導いたところで蛍光観察を行うようになっている。なお、本実施形態においては、内因性蛍光物質として上記例示した内のコラーゲンを想定して、可視光蛍光観察を行うものとする。

10

【００７５】

術者は、前記内視鏡２Ｂの挿入部６Ｂを患者の体腔内に挿入して、先端部６ａを目的部位まで導く。なお、挿入部６Ｂの先端部６ａを目的部位へ導くまでは、術者は、表示選択スイッチ３６Ｂを操作することによりモニタ５Ｂの表示画面に通常画像のみを表示するようにしている。

【００７６】

挿入部６Ｂの先端部６ａが目的部位まで到達したら、術者は可視光蛍光観察を開始する。この可視光蛍光観察時には、モータ４２は一定速度で回転し、このモータ４２の回転に従って回転板４１も回転する。白色光源１１からの光は、回転板４１の透過部４３ｂを介して両ライトガイド７，８へ交互に入射する。

20

【００７７】

ライトガイド７の光入射端７ａに遮光部４３ａが対向する状態において、他方のライトガイド８の光入射端８ａには、透過部４３ｂを透過した白色光源１１からの光が入射される。前記光入射端８ａに入射された光は、このライトガイド８により伝達されて、先端面から照射される。この光は、さらに、照明光学系４５ｂを経て被検体２１に照射される。

【００７８】

また、前記状態から回転板４１が半回転した場合には、ライトガイド８の光入射端８ａに遮光部４３ａが対向する状態になり、ライトガイド７の光入射端７ａには透過部４３ｂを透過した白色光源１１からの光が入射される。前記光入射端７ａに入射された光は、このライトガイド７により伝達されて、先端面から照射される。この光は、さらに、照明光学系４５ａを経て被検体２１に照射される。このとき、図１２に示すように、ライトガイド７を伝達されて照明光学系４５ａに入射された光には、照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光が含まれている。そして、この照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光は、コラーゲンの蛍光ピーク波長５２０ｎｍ付近の帯域に存在している。

30

【００７９】

前記照明光学系４５ａに配置されている前記照明光フィルタ４９は、コラーゲンの蛍光５２０ｎｍ付近を含む波長帯域５００～５５０ｎｍ及び近赤外光の波長帯域７００～１１００ｎｍをＯＤ値７以上遮光し、それ以外のコラーゲンの励起光４５０ｎｍ付近を含む可視光帯域４００～４８０ｎｍ及び５５０～７００ｎｍを透過する。

【００８０】

従って、前記照明光フィルタ４９を透過して被検体２１に照射される光は、コラーゲンの励起光４５０ｎｍ付近を含む可視光帯域４００～４８０ｎｍ及び５５０～７４０ｎｍの波長帯域のみとなる。

40

【００８１】

これにより、被検体２１には、可視光帯域４００～４８０ｎｍ及び５５０～７４０ｎｍの波長帯域の光のみが照射され、照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光が含まれるコラーゲンの蛍光５２０ｎｍ付近を含む波長帯域５００～５５０ｎｍ及び近赤外光の波長帯域７００～１１００ｎｍは遮光される。

【００８２】

こうして、照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光が含まれる可視光帯域の一部が遮光

50

されるために、被検体 2 1 からの戻り光には、この被検体 2 1 に含まれるコラーゲンにより発生した蛍光と、被検体 2 1 からの反射可視光と、のみが含まれる。このような被検体 2 1 からの戻り光が、前記対物レンズ 2 2 から取り込まれることになる。この被検体 2 1 からの戻り光は、対物レンズ 2 2 に入射した後に、ビームスプリッタ 2 3 により 2 つに分離される。このビームスプリッタ 2 3 により分離された光の内の、反射された光は撮像部 2 4 に結像され、透過された光は励起光カットフィルタ 2 7 B を介して撮像部 2 5 に結像される。

【 0 0 8 3 】

前記励起光カットフィルタ 2 7 B は、可視光 4 0 0 ~ 5 0 0 n m 及び 5 5 0 ~ 7 0 0 n m の波長帯域を O D 値 7 以上遮光し、それ以外の波長帯域の光を透過する。

10

【 0 0 8 4 】

従って、励起光カットフィルタ 2 7 B を透過した光は、コラーゲンにより発生した蛍光 5 2 0 n m 付近を含む 5 0 0 ~ 5 5 0 n m の波長帯域のみとなって前記撮像部 2 5 に結像されることになる。

【 0 0 8 5 】

撮像部 2 4 により受光した光の情報は、通常画像処理回路 3 1 B 及び画像合成回路 3 3 B を経て、通常画像としてモニタ 5 B に出力される。また、撮像部 2 5 により受光した光の情報は、蛍光画像処理回路 3 2 B 及び画像合成回路 3 3 B を経て、蛍光画像としてモニタ 5 B に出力される。こうしてモニタ 5 B の表示画面には、通常画像 3 4 B と蛍光画像 3 5 B とが 1 つの表示画像として合成され表示される。

20

【 0 0 8 6 】

この結果、実施形態 2 の光イメージング装置 1 B は、可視光帯域における照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光を低減することができて、通常画像 3 4 B と蛍光画像 3 5 B との両画像を得ることができる。また、2 つの照明光路の内の片方だけに照明光フィルタ 4 9 を設けていて、通常内視鏡観察時には照明光フィルタが設けられていないライトガイド 8 側の照明光路を用いるようにしているために、可視光の一部を遮断する照明光フィルタを先端に設けることによって通常内視鏡観察における色が実際とは異なる色に描出されるといったことを、未然に回避することが可能となる。

【 0 0 8 7 】

[実施形態 3]

30

図 1 3 から図 2 6 は本発明の実施形態 3 に係り、図 1 3 は実施形態 3 の光イメージング装置を示す全体構成図、図 1 4 は図 1 3 の励起光フィルタのフィルタ特性を示すグラフ、図 1 5 は図 1 3 の励起光フィルタを透過した光の波長特性を示すグラフ、図 1 6 は図 1 3 の R G B フィルタのフィルタ特性を示すグラフ、図 1 7 は図 1 3 のライトガイドを伝達して照明光学系に入射した光の波長特性を示すグラフ、図 1 8 は図 1 3 の照明光フィルタのフィルタ特性を示すグラフ、図 1 9 は図 1 3 の照明光フィルタを透過した光の波長特性を示すグラフ、図 2 0 は図 1 3 の励起光カットフィルタのフィルタ特性を示すグラフ、図 2 1 は図 1 3 の励起光カットフィルタを透過した光の波長特性を示すグラフ、図 2 2 は図 1 4 ~ 図 1 5 及び図 1 7 ~ 図 2 1 のグラフを 1 つにまとめた波長特性を示すグラフ、図 2 3 は O D 値が高くエッジが急峻な照明光フィルタのフィルタ特性を示すグラフ、図 2 4 は O D 値が低くエッジが緩やかな照明光フィルタのフィルタ特性を示すグラフ、図 2 5 は図 1 3 の挿入部の変形例を示す要部拡大図、図 2 6 は短波長透過フィルタ（ショートウエーブパスフィルタ）のフィルタ特性を示すグラフである。

40

【 0 0 8 8 】

上述した実施形態 1 , 2 は、照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光を低減する照明光フィルタ部を照明光学系に設けた構成であったが、この実施形態 3 は、該照明光フィルタ部に組み合わせるように、光源装置内に導入光フィルタ部をさらに設けた構成となっている。それ以外の構成は上述した実施形態 1 , 2 と同様であるために説明を省略し、同一の構成には同一の符号を付して説明する。

【 0 0 8 9 】

50

図 13 に示すように、実施形態 3 の光イメージング装置 1 C は、励起光透過フィルタ（以下、励起光フィルタ）50 と可視光フィルタ 51 とを導入光フィルタ部として回転板 41 C に設けた光源装置 3 C を備えている。前記励起光フィルタ 50 は、可視光と励起光とを透過するとともに近赤外光を遮光するフィルタ特性を有するものとなっている。このフィルタ特性については後で詳しく説明する。なお、本実施形態は、上述した実施形態 1 において説明したような赤外蛍光観察を行うものとなっている。

【0090】

前記可視光フィルタ 51 は、可視光を透過するとともに、それ以外の波長帯域を遮光するフィルタ特性を有するものとなっている。なお、本実施形態においては、可視光フィルタ 51 として、R（赤）、G（緑）、B（青）の各波長帯域の光をそれぞれ透過する R、G、B フィルタ 51 a, 51 b, 51 c を設けて、面順次で可視光を供給するようになっている。また、これらの R、G、B フィルタ 51 a ~ 51 c のフィルタ特性については、後述する。

【0091】

光源装置 3 内に設けられた白色光源 11 からの光は、コリメータレンズ 12 C により略平行な光束にされた後に、回転板 41 C に入射される。この回転板 41 C に入射された光は、この回転板 41 C の回転に応じて、配列順に励起光フィルタ 50、R フィルタ 51 a、B フィルタ 51 c、G フィルタ 51 b を透過し、内視鏡 2 C の挿入部 6 C に挿通されている 2 本のライトガイド 7, 8 の光入射端 7 a, 8 a に順次入射される。なお、モータ 42 C は、回転駆動回路 44 C からの駆動信号により、例えば 1 秒に 1 回転程度など、一定速度で回転する。そして、このモータ 42 C に取り付けられた回転板 41 C が回転されることにより、回転板 41 C に入射された光は、2 本のライトガイド 7, 8 に順次入射される。

【0092】

さらに具体的に説明すると、例えば図 13 に示す状態（すなわち、励起光フィルタ 50 がライトガイド 7, 8 の光入射端 7 a, 8 a に対向する状態）においては、前記回転板 41 C に入射された光は、励起光フィルタ 50 を透過して、ライトガイド 7, 8 の光入射端 7 a, 8 a に入射される。また、図 13 に示す状態から回転板 41 C が 1 / 4 回転程度だけ回転され、R フィルタ 51 a がライトガイド 7, 8 の光入射端 7 a, 8 a に対向する状態となったときには、前記回転板 41 C に入射された光は、R フィルタ 51 a を透過して、ライトガイド 7, 8 の光入射端 7 a, 8 a に入射される。同様に、B フィルタ 51 c が光入射端 7 a, 8 a に対向する状態となったときには、前記回転板 41 C に入射された光は B フィルタ 51 c を透過して、また、G フィルタ 51 b が光入射端 7 a, 8 a に対向する状態となったときには、前記回転板 41 C に入射された光は G フィルタ 51 b を透過して、ライトガイド 7, 8 の光入射端 7 a, 8 a にそれぞれ入射される。

【0093】

このようにしてライトガイド 7, 8 に入射され、該ライトガイド 7, 8 の光出射端から出射される照明光は、光出射端に対向する各照明光学系 45 a, 45 b をさらに経て、拡開して被検体 21 に照射される。

【0094】

また、前記内視鏡 2 C は、照明光学系 45 a, 45 b にそれぞれ照明光フィルタ 52 a, 52 b が配置されている。これらの照明光フィルタ 52 a, 52 b は、干渉型フィルタまたは吸収型フィルタとして形成されたものであり、近赤外光帯域に現れる照明光路由来の蛍光やラマン散乱光を遮光する機能のものとなっている（図 18 参照）。

【0095】

また、前記蛍光画像撮像用の撮像部 25 の撮像面（受光面）の前には、励起光カットフィルタ 27 C が配置されている。この励起光カットフィルタ 27 C は、可視光帯域に現れる励起光をカット（遮光）するとともに、被検体からの蛍光を透過する光学特性のものである（図 20 参照）。なお、前記回転駆動回路 44 C は、前記回転板 41 C の回転に同期した同期信号を画像生成装置 4 C の通常画像処理回路 31 C 及び蛍光画像処理回路 32 C

10

20

30

40

50

に送信するようになっている。通常画像処理回路 3 1 C 及び蛍光画像処理回路 3 2 C は、受信した同期信号に同期して、それぞれ通常画像及び蛍光画像を生成する処理を行う。

【 0 0 9 6 】

通常画像処理回路 3 1 C 及び蛍光画像処理回路 3 2 C は、それぞれ図示しない撮像駆動回路を内蔵している。各撮像駆動回路は、同期信号に同期してそれぞれ撮像駆動信号を撮像部 2 4 , 2 5 に印加し、撮像部 2 4 , 2 5 によりそれぞれ受光した光を光電変換して得られた撮像信号を出力させる。なお、上述では回転駆動回路 4 4 C が同期信号を生成して画像生成装置 4 C へ送信するようにしているが、これに代えて、画像生成装置 4 C により同期信号を生成し、生成した同期信号を回転駆動回路 4 4 C 側へ送信するようにしてもよい。

10

【 0 0 9 7 】

また、通常画像処理回路 3 1 C 及び蛍光画像処理回路 3 2 C により、それぞれ生成された通常画像の画像信号（映像信号）と蛍光画像の画像信号（映像信号）とは、画像の合成を行う画像合成回路 3 3 C を経てモニタ 5 C に出力され、このモニタ 5 C の表示画面には、合成画像として例えば通常画像 3 4 C と蛍光画像 3 5 C とが並べて表示される。

【 0 0 9 8 】

図 1 3 に示すモニタ 5 C は、この状態により得られた画像の表示例を示すものとなっている。ここに、符号 3 4 C は反射光による通常画像を示し、符号 3 5 C は被検体 2 1 に照射された励起光により発光する蛍光による蛍光画像を示している。なお、前記画像生成装置 4 C は、表示選択スイッチ 3 6 C の選択操作により、前記画像合成回路 3 3 C が合成処理をすることなくモニタ 5 C の表示画面に通常画像 3 4 C が表示される状態、前記画像合成回路 3 3 C が合成処理をすることなくモニタ 5 C の表示画面に蛍光画像 3 5 C が表示される状態、前記画像合成回路 3 3 C が合成処理を行って通常画像 3 4 C と蛍光画像 3 5 C とが 1 つの表示画像としてモニタ 5 C の表示画面に合成表示される状態、を切り替えることができるようにしてもよい。

20

【 0 0 9 9 】

このような構成による実施形態 3 の作用を説明する。

【 0 1 0 0 】

図 1 3 に示すように、光イメージング装置 1 C は、光源装置 3 C に内視鏡 2 C 等を接続した状態において、図示しない電源スイッチを操作することにより動作される。術者は、前記内視鏡 2 C の挿入部 6 C を体腔内に挿入して、この挿入部 6 C の先端部 6 a を目的部位まで導いたところで、蛍光観察を行うようになっている。

30

【 0 1 0 1 】

すなわち、術者は、患者の体内に蛍光物質を予め投与しておく。この蛍光物質は、投与されてから所定時間が経過した後に、病変部に集積される。なお、本実施形態では、上述した実施形態 1 において説明した蛍光色素 Cy 7 を用いて赤外蛍光観察を行う。

【 0 1 0 2 】

術者は、前記内視鏡 2 C の挿入部 6 C を患者の体腔内に挿入して、先端部 6 a を目的部位まで導く。なお、挿入部 6 C の先端部 6 a を目的部位へ導くまでは、術者は、表示選択スイッチ 3 6 C を操作することによりモニタ 5 C の表示画面に通常画像のみを表示するようになっている。挿入部 6 C の先端部 6 a が目的部位まで到達したら、術者は赤外蛍光観察を開始する。

40

【 0 1 0 3 】

このときには、モータ 4 2 C は一定速度で回転し、このモータ 4 2 C の回転に従って、回転板 4 1 C も回転する。この回転板 4 1 C の回転に応じて、白色光源 1 1 からの光は、励起光フィルタ 5 0、R フィルタ 5 1 a、G フィルタ 5 1 b、B フィルタ 5 1 c を介してライトガイド 7、8 の光入射端 7 a、8 a に順次入射する。前記励起光フィルタ 5 0 は、例えば図 1 4 に示すようなフィルタ特性を有するものとなっている。図 1 4 のグラフにおいて、横軸は波長を示し、縦軸は OD 値を示している。

【 0 1 0 4 】

50

すなわち、前記励起光フィルタ50は、可視光と蛍光色素Cy7の励起光680～740nmとを含む波長帯域400～750nmを透過し、近赤外光750～1100nmの波長帯域をOD値7以上遮光する。従って、前記励起光フィルタ50を透過してライトガイド7, 8の光入射端7a, 8aに入射する光は、図15に示すように、蛍光色素Cy7の励起光680～740nmを含む照明光400～750nmの波長帯域のみとなる。図15のグラフにおいて、横軸は波長を示し、縦軸は強度を示している。

【0105】

また、前記R、G、Bフィルタ51a～51cは、例えば図16に示すようなフィルタ特性を有するものとなっている。図16のグラフにおいて、横軸は波長を示し、縦軸は透過率を示している。前記R、G、Bフィルタ51a～51cは、600～750nm、500～570nm、380～500nmの各波長帯域の光をそれぞれ透過して、それ以外の光を遮光する。なお、蛍光色素Cy7の励起光680～740nmは、Rフィルタ51aを透過する光に含まれる。従って、前記R、G、Bフィルタ51a～51cを透過してライトガイド7, 8の光入射端7a, 8aに入射する光は、それぞれ600～750nm、500～570nm、380～500nmの光のみとなる。

【0106】

なお、以降は、前記励起光フィルタ50を透過した光を例に挙げて説明する。

【0107】

前記励起光フィルタ50からライトガイド7, 8に入射した光は、これらのライトガイド7, 8により伝達されてその光出射端から出射され、前記照明光学系45a, 45bに入射される。

【0108】

このとき、照明光学系45a, 45bに入射した光は、例えば図17に示すように、照明光路由来の蛍光を含んでいる。なお、図17のグラフにおいて、横軸は波長を示し、縦軸は強度を示している。この照明光路由来の蛍光は、蛍光色素Cy7の蛍光波長帯域760～850nm付近に存在している。照明光学系45a, 45bに入射した光は、前記照明光フィルタ52a, 52bを介して被検体21に照射される。

【0109】

前記照明光フィルタ52a, 52bは、例えば図18に示すようなフィルタ特性を有するものとなっている。図18のグラフにおいて、横軸は波長を示し、縦軸はOD値を示している。前記照明光フィルタ52a, 52bは、可視光と蛍光色素Cy7の励起光680～740nmとを含む波長帯域400～750nmを透過し、上記照明光路由来の蛍光が含まれる近赤外光750～1100nmの波長帯域をOD値2～3程度遮光する。

【0110】

なお、前記照明光フィルタ52a, 52bが近赤外光750～1100nmの波長帯域をOD値2～3程度遮光するのは、上述したように前記光源装置3Cの励起光フィルタ50により略同一の波長帯域である近赤外光をOD値7以上遮光しているためである。

【0111】

従って、前記照明光フィルタ52a, 52bを透過して被検体21に照射される光は、図19に示すように、蛍光色素Cy7の蛍光波長帯域760～850nm付近に存在している照明光路由来の蛍光が低減される。図19のグラフにおいて、横軸は波長を示し、縦軸は強度を示している。このことにより、被検体21には、照明光路由来の蛍光が含まれる近赤外光750～1100nmの波長帯域を低減した光が照射される。

【0112】

この被検体21からの戻り光は、対物レンズ22に入射され、ビームスプリッタ23により2つに分離される。このビームスプリッタ23により分離された光の内の、反射された光は撮像部24に結像され、透過された光は励起光カットフィルタ27Cを介して撮像部25に結像される。前記励起光カットフィルタ27Cは、図20に示すようなフィルタ特性を有するものとなっている。図20のグラフにおいて、横軸は波長を示し、縦軸はOD値を示している。

【 0 1 1 3 】

図 2 0 に示すように、励起光カットフィルタ 2 7 C は、可視光 4 0 0 ~ 7 5 0 n m の波長帯域を O D 値 7 以上遮光し、それ以外の波長帯域の光を透過する。従って、励起光カットフィルタ 2 7 C を透過した光は、図 2 1 に示すように、可視光 4 0 0 ~ 7 5 0 n m の波長帯域が低減され、蛍光色素 C y 7 により発生した蛍光 7 6 0 ~ 8 5 0 n m の波長帯域が優位となる。

【 0 1 1 4 】

本実施形態の光イメージング装置 1 C の波長特性は、上記図 1 4 ~ 図 1 5 及び図 1 7 ~ 図 2 1 のグラフを 1 つにまとめた図 2 2 に示すようなものとなる。図 2 2 のグラフにおいて、横軸は波長を示し、縦軸は O D 値を示している。

10

【 0 1 1 5 】

図 2 2 に示すように、励起光フィルタ 5 0 は、可視光と蛍光色素 C y 7 の励起光 6 8 0 ~ 7 4 0 n m とを含む波長帯域 4 0 0 ~ 7 5 0 n m を透過し、近赤外光 7 5 0 ~ 1 1 0 0 n m の波長帯域を O D 値 7 以上遮光する。また、照明光フィルタ 5 2 a , 5 2 b は、可視光と蛍光色素 C y 7 の励起光 6 8 0 ~ 7 4 0 n m とを含む波長帯域 4 0 0 ~ 7 5 0 n m を透過し、上記照明光路由来の蛍光が含まれる近赤外光 7 5 0 ~ 1 1 0 0 n m の波長帯域を O D 値 2 ~ 3 程度遮光する。

【 0 1 1 6 】

さらに、励起光カットフィルタ 2 7 C は、可視光 4 0 0 ~ 7 5 0 n m の波長帯域を O D 値 7 以上遮光するために、蛍光色素 C y 7 により発生した蛍光 7 6 0 ~ 8 5 0 n m の波長帯域のみを透過する。なお、照明光フィルタ 5 2 a , 5 2 b の遮光帯域と励起光カットフィルタ 2 7 C の遮光帯域との交点は、O D 値 5 以上である。励起光カットフィルタ 2 7 C を透過した光は、前記撮像部 2 5 により受光されて光電変換される。一方、ビームスプリッタ 2 3 により反射された光は、R G B 毎に撮像部 2 4 に受光されて光電変換される。

20

【 0 1 1 7 】

撮像部 2 4 により受光した光の情報は、通常画像処理回路 3 1 C 及び画像合成回路 3 3 C を経て、通常画像としてモニタ 5 C に出力される。また、撮像部 2 5 により受光した光の情報は、蛍光画像処理回路 3 2 C 及び画像合成回路 3 3 C を経て、蛍光画像としてモニタ 5 C に出力される。こうしてモニタ 5 C の表示画面には、通常画像 3 4 C と蛍光画像 3 5 C とが並べて表示される。

30

【 0 1 1 8 】

この結果、本実施形態の光イメージング装置 1 C は、上述した実施形態 1 と同様に、近赤外光帯域における照明光路由来の蛍光を低減することができて、通常画像 3 4 C と蛍光画像 3 5 C との両画像を得ることができる。なお、図示はしないが、前記光イメージング装置 1 C は、近赤外光帯域における照明光路由来のラマン散乱光も同様に低減することができる。

【 0 1 1 9 】

これにより、実施形態 3 の光イメージング装置 1 C は、蛍光観察と通常内視鏡観察との両方に使用可能であって、照明光路由来の蛍光やラマン散乱光を低減することができる。また一般に、O D 値 3 程度のフィルタは、照明光路由来の蛍光やラマン散乱光を遮断するのには十分であるが、該フィルタのみでは励起光源に含まれる蛍光波長帯域の光を遮断するには不十分である。これは、上述したように、2 次元観察では対物レンズ 2 2 の画角が広いために正反射条件を満たす可能性が高いこと、そして、正反射した光は強度が高いために励起光源に含まれる蛍光波長帯域の光を遮断するには O D 値 7 程度のフィルタを用いる必要があること、のためである。また、一般に、C C D の感度は、近赤外帯域 (7 5 0 ~ 1 1 0 0 n m) では可視光帯域よりも相対的に低下するために、S / N 比の低下を防ぐためにも O D 値を高く設定する必要がある。しかしながら、本実施形態の光イメージング装置 1 C は、光源装置 3 C の内部に導入光フィルタ部としての励起光フィルタ 5 0 及び可視光フィルタ 5 1 を設けて、これらの内の励起光フィルタ 5 0 により上記励起光源に含まれる蛍光波長帯域の光を O D 値 7 程度以上遮断しているために、挿入部 6 C の先端部 6 a

40

50

に配置する照明光フィルタ52a, 52bのOD値を高く設定する必要がなく、照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光以外の光、例えば励起光源に含まれる蛍光波長帯域の光などを遮断する必要はない。従って、本実施形態における照明光フィルタのOD値は、多くの場合において3程度で十分である。

【0120】

一方で、OD値の高いフィルタの製作には、より多くの層数のフィルタを形成する必要がある。従って、1つの基板だけでは得たい性能を得ることができない場合があり、この場合には複数の基板を必要とすることになる。また、基板に成膜する層数が増えると、基板が膜から受ける膜応力が大きくなるために、例えば1枚の基板で性能を得ることができるとしても、基板の破損を防ぐために膜応力に耐え得る厚さの基板を用いる必要がある。本実施形態では、照明光フィルタのOD値が3程度で十分であるために、膜層数を少なくすることが可能となり、基板を複数枚用いることなくフィルタを製作することが容易になるとともに、基板を非常に薄くすることも可能となる。従って、内視鏡全体を小型化することができる。このような構成は、気管支内視鏡や膵胆管内視鏡、あるいはマウス等の小動物に用いるための内視鏡のような、極めて細径の内視鏡に適用すると、特に大きな効果を奏することができる。

【0121】

また、実施形態3の光イメージング装置1Cは、RGB毎に面順次式で可視光画像を得るものであって、高精細な通常画像を得ることができる（すなわち、1つの画素位置毎にRGB各色の色信号を得ることができるために、単板式の撮像素子を用いた場合に必要となる色信号の補間処理（三板化処理）が不要となる）ものである。このように、実施形態3の光イメージング装置1Cは、光源装置3C内の可視光フィルタ51（R、G、Bフィルタ51a～51c）と組み合わせることにより、面順次式への適用を可能としたものとなっている。

【0122】

なお、前記照明光フィルタ52a, 52bは、前記照明光学系45a, 45b内に配置されている。これら照明光フィルタ52a, 52bには、前記照明光学系45a, 45bのリレーレンズ47a, 47bを介して、ライトガイド7, 8の光出射端からの光が斜めに入射する可能性がある。一般に、光学フィルタは、光が斜めに入射すると、波長特性がシフトしてしまう。従って、図23に示すように、OD値が大きくエッジの急峻な照明光フィルタを用いると、リレーレンズ47a, 47bからの、レンズ端になるに従ってフィルタに斜めに入射する光は、該照明光フィルタの波長特性に大きな影響を与えてしまうことになる。なお、この事情は、照明光フィルタがレンズに形成された前記光学薄膜の場合であっても、同様である。

【0123】

本実施形態では、エッジの急峻なOD値7以上の導入光フィルタ部としての励起光フィルタ50及び可視光フィルタ51を、光源装置3Cの内部に設けているために、挿入部6Cの先端部6aには、図24に示すようなOD値が2～3程度の緩やかなエッジを有する照明光フィルタ52a, 52bを配置している。従って、この構成により、本実施形態では、斜め入射によるフィルタ特性のずれの影響を緩和することができる。また、光線の入射方向に応じてフィルタ特性が仮に大きくずれることがあったとしても、導入光フィルタ部が光源装置3C内に設けられているために、光源に含まれる蛍光波長帯域の遮断能力が低下することはなく、S/N比が大幅に低下するのを回避することもできる。

【0124】

なお、前記光イメージング装置1Cの内視鏡は、図25に示すように、ビームスプリッタ23を用いることなく構成したものであってもよい。

【0125】

図25に示すように、内視鏡2Dは、2つの対物レンズ22a, 22bを備えており、これらの対物レンズ22a, 22bの結像位置に上述した撮像部24, 25をそれぞれ配置している。なお、撮像部24の撮像面（受光面）の前には、可視光フィルタ26が配置

されている。このような構成を採用した内視鏡 2 D は、上述した実施形態 3 と同様の効果を奏することができるとともに、さらに、ビームスプリッタ 2 3 を用いていないために、さらなる細径化を図ることが可能となる利点がある。

【 0 1 2 6 】

なお、前記光イメージング装置 1 C は、導入光フィルタ部を備えているために、挿入部 6 C の先端部 6 a に配置する照明光フィルタ 5 2 a , 5 2 b は照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光のみを遮光することができるものであればよい。このために、前記光イメージング装置 1 C は、照明光フィルタ 5 2 a , 5 2 b を図 2 6 に示すような短波長透過フィルタ（ショートウエーブパスフィルタ）に代えて構成してもよい。

【 0 1 2 7 】

図 2 6 に示すように、短波長透過フィルタ（ショートウエーブパスフィルタ）は、上記照明光路由来の蛍光が含まれない 7 5 0 n m 未満の波長帯域を透過するフィルタ特性を有するものとなっている。従って、前記短波長透過フィルタ（ショートウエーブパスフィルタ）を用いると、7 5 0 n m 以上の長波長側のカットオフ周波数を考慮する必要がなく、バンドパスフィルタを設ける場合と比較して、設計が単純化され、層数が少なくなつて製作が容易になる。

【 0 1 2 8 】

また、本実施形態においては、照明光フィルタの O D 値が 2 ~ 3 程度であるが、これに限定されるものではない。すなわち、さらに O D 値の高い照明光フィルタを用いることにより、より強度が弱い蛍光色素の観察を行うことも可能となる。また、導入光フィルタは光源装置内に設けられているために、内視鏡先端に設ける照明光フィルタのようなスペース上の制約がなく、基板を複数枚用いた O D 値がさらに高い（例えば、O D 値 8 ~ 9、あるいはそれ以上の）フィルタを配設することも可能となる。こうして、このような構成によれば、より強度が弱い蛍光を観察するときであっても、S / N 比の低下を抑制することが可能となる。

【 0 1 2 9 】

[実施形態 4]

図 2 7 から図 3 5 は本発明の実施形態 4 に係り、図 2 7 は実施形態 4 の光イメージング装置を示す全体構成図、図 2 8 は図 2 7 の励起光フィルタ及び励起光カットフィルタのフィルタ特性を示すグラフ、図 2 9 は図 2 7 の照明光フィルタのフィルタ特性を示すグラフ、図 3 0 は被検体からの反射可視光の本来のスペクトルを示すグラフ、図 3 1 は図 3 0 のグラフに対して撮像部が受光する被検体からの反射可視光のスペクトルを示すグラフ、図 3 2 は図 3 1 のグラフに対して減衰した波長帯域 5 0 0 ~ 5 5 0 n m のスペクトルを増幅する補正処理を施した反射可視光のスペクトルを示すグラフ、図 3 3 は G（緑）の波長帯域である 5 0 0 ~ 5 7 0 n m の内の、波長帯域 5 0 0 ~ 5 5 0 n m 付近を O D 値 2 ~ 3 程度遮光している照明光フィルタのフィルタ特性を示すグラフ、図 3 4 は G 信号のみを増幅する画像補正回路を備えた画像生成装置の構成を示すブロック図、図 3 5 は図 2 7 の変形例を示す光イメージング装置の全体構成図である。

【 0 1 3 0 】

上述した実施形態 3 は、照明光フィルタに組み合わせて、光源装置内に導入光フィルタを設けて赤外蛍光観察を行うように構成したものであるが、この実施形態 4 は、照明光フィルタに組み合わせて、光源装置内に導入光フィルタを設けて可視光蛍光観察を行うように構成したものとなっている。それ以外の構成は上述した実施形態 3 と同様であるために説明を省略し、同一の構成には同一の符号を付して説明する。

【 0 1 3 1 】

図 2 7 に示すように、実施形態 4 の光イメージング装置 1 E は、励起光フィルタ 5 0 E と可視光フィルタ 5 1 E とを導入光フィルタ部として回転板 4 1 E に設けた光源装置 3 E を備えている。前記励起光フィルタ 5 0 E は、蛍光波長帯域以外の可視光を透過し、それ以外の波長帯域は遮光するフィルタ特性を有するものとなっている（図 2 8 参照）。一方、前記可視光フィルタ 5 1 E は、可視光全て（例えば 4 0 0 ~ 7 0 0 n m）を透過し、そ

10

20

30

40

50

れ以外の波長帯域を遮光する白色光フィルタである。

【 0 1 3 2 】

前記回転板 4 1 E に入射された白色光源 1 1 からの光は、コリメータレンズ 1 2 E を介して前記回転板 4 1 E に入射される。この回転板 4 1 E に入射された光は、この回転板 4 1 E の回転に応じて励起光フィルタ 5 0 E、可視光フィルタ 5 1 E を透過し、内視鏡 2 E の挿入部 6 E を挿通している 2 本のライトガイド 7, 8 の光入射端 7 a, 8 a に入射される。

【 0 1 3 3 】

なお、モータ 4 2 E は、回転駆動回路 4 4 E からの駆動信号により、例えば 1 秒に 1 回転程度などの、一定速度で回転する。そして、このモータ 4 2 E に取り付けられた回転板 4 1 E が該モータ 4 2 E の回転に応じて回転されることにより、回転板 4 1 E に入射された光は、2 本のライトガイド 7, 8 に入射されるようになっている。

【 0 1 3 4 】

さらに具体的に説明すると、例えば図 2 7 に示すような状態においては、前記回転板 4 1 E に入射された白色光源 1 1 からの光は、励起光フィルタ 5 0 E を透過して両ライトガイド 7, 8 に入射される。この図 2 7 に示す状態から回転板 4 1 E が半回転程度だけ回転された状態となったときには、前記回転板 4 1 E に入射された光は、可視光フィルタ 5 1 E を透過して両ライトガイド 7, 8 に入射される。このようにしてライトガイド 7, 8 に入射され、該ライトガイド 7, 8 の光出射端から出射される照明光は、光出射端に対向する各照明光学系 4 5 a, 4 5 b をさらに経て、拡開して被検体 2 1 に照射される。

【 0 1 3 5 】

また、前記内視鏡 2 E は、照明光学系 4 5 a, 4 5 b にそれぞれ照明光フィルタ 5 3 a, 5 3 b が配置されている。これらの照明光フィルタ 5 3 a, 5 3 b は、それぞれロッドレンズ 4 6 a, 4 6 b の光入射端面に形成された光学薄膜として構成されている。これらの照明光フィルタ 5 3 a, 5 3 b は、可視光帯域に現れる照明光路由来の蛍光やラマン散乱光を遮光する光学特性のものである（図 2 9 参照）。

【 0 1 3 6 】

また、前記蛍光画像撮像用の撮像部 2 5 の撮像面（受光面）の前には、励起光カットフィルタ 2 7 E が配置されている。この励起光カットフィルタ 2 7 E は、被検体からの蛍光を透過するとともに、それ以外の波長帯域をカット（遮光）する光学特性のものである（図 2 8 参照）。なお、前記回転駆動回路 4 4 E は、前記回転板 4 1 E の回転に同期した同期信号を画像生成装置 4 E の通常画像処理回路 3 1 E 及び蛍光画像処理回路 3 2 E に送信するようになっている。通常画像処理回路 3 1 E 及び蛍光画像処理回路 3 2 E は、受信した同期信号に同期して、それぞれ通常画像及び蛍光画像を生成する処理を行う。

【 0 1 3 7 】

通常画像処理回路 3 1 E 及び蛍光画像処理回路 3 2 E は、それぞれ図示しない撮像駆動回路を内蔵している。各撮像駆動回路は、同期信号に同期してそれぞれ撮像駆動信号を撮像部 2 4, 2 5 に印加し、撮像部 2 4, 2 5 によりそれぞれ受光した光を光電変換して得られた撮像信号を出力させる。なお、上述では回転駆動回路 4 4 E が同期信号を生成して画像生成装置 4 E へ送信するようにしているが、これに代えて、画像生成装置 4 E により同期信号を生成し、生成した同期信号を回転駆動回路 4 4 E 側へ送信するようにしてもよい。

【 0 1 3 8 】

また、通常画像処理回路 3 1 E 及び蛍光画像処理回路 3 2 E により、それぞれ生成された通常画像の画像信号（映像信号）と蛍光画像の画像信号（映像信号）とは、画像の合成を行う画像合成回路 3 3 E を経てモニタ 5 E に出力され、このモニタ 5 E の表示画面には、例えば通常画像と蛍光画像とが合成された状態で表示される。

【 0 1 3 9 】

図 2 7 に示すモニタ 5 E は、この状態により得られた画像の表示例を示すものとなっている。ここに、符号 3 4 E は反射光による通常画像を示し、符号 3 5 E は被検体 2 1 に照

10

20

30

40

50

射された励起光により発光する蛍光による蛍光画像を示している。なお、前記画像生成装置 4 E は、表示選択スイッチ 3 6 E の選択操作により、前記画像合成回路 3 3 E が合成処理をすることなくモニタ 5 E の表示画面に通常画像 3 4 E が表示される状態、前記画像合成回路 3 3 E が合成処理をすることなくモニタ 5 E の表示画面に蛍光画像 3 5 E が表示される状態、前記画像合成回路 3 3 E が合成処理を行ってモニタ 5 E の表示画面に通常画像 3 4 E と蛍光画像 3 5 E とが並べて表示される状態、を切り替えることができるようにしてもよい。

【 0 1 4 0 】

また、前記画像生成装置 4 E は、照明光フィルタ情報記録部 5 4 と、画像補正回路 5 5 と、を有して構成されている。前記照明光フィルタ情報記録部 5 4 は、前記内視鏡 2 C に設けられた照明光フィルタの種類に応じたフィルタ特性情報を記録しているものである。

10

【 0 1 4 1 】

前記画像補正回路 5 5 は、前記照明光フィルタ情報記録部 5 4 に記録されている情報に基づき、前記通常画像処理回路 3 1 E により生成される通常画像の画像信号（映像信号）に対して補正処理を施し、前記画像合成回路 3 3 E に出力するものである。この補正処理の詳細については、後述する。

【 0 1 4 2 】

このような構成による実施形態 4 の作用を説明する。

【 0 1 4 3 】

図 2 7 に示すように、光イメージング装置 1 E は、光源装置 3 E に内視鏡 2 E 等を接続した状態において、図示しない電源スイッチを操作することにより動作される。術者は、前記内視鏡 2 E の挿入部 6 E を体腔内に挿入して、この挿入部 6 E の先端部 6 a を目的部位まで導いたところで蛍光観察を行うようになっている。なお、本実施形態では、内因性蛍光物質としてコラーゲンを想定して可視光蛍光観察を行うものとする。

20

【 0 1 4 4 】

術者は、前記内視鏡 2 E の挿入部 6 E を患者の体腔内に挿入して先端部 6 a を目的部位まで導く。なお、挿入部 6 E の先端部 6 a を目的部位へ導くまでは、術者は、表示選択スイッチ 3 6 E を操作することによりモニタ 5 E の表示画面に通常画像のみを表示するようにしている。挿入部 6 E の先端部 6 a が目的部位まで到達したら、術者は可視光蛍光観察を開始する。

30

【 0 1 4 5 】

このときには、モータ 4 2 E は一定速度で回転し、このモータ 4 2 E の回転に従って、回転板 4 1 E も回転する。この回転板 4 1 E の回転に応じて、白色光源 1 1 からの光は、励起光フィルタ 5 0 E、可視光フィルタ 5 1 E を介してライトガイド 7、8 の光入射端 7 a、8 a に入射する。

【 0 1 4 6 】

ここに、前記励起光フィルタ 5 0 E は、例えば図 2 8 に示すようなフィルタ特性を有するものとなっている。図 2 8 のグラフにおいて、横軸は波長を示し、縦軸は OD 値を示している。前記励起光フィルタ 5 0 E は、コラーゲンの蛍光 5 2 0 nm 付近を含む波長帯域 5 0 0 ~ 5 5 0 nm 及び近赤外光の波長帯域 7 0 0 ~ 1 1 0 0 nm を OD 値 7 以上遮光し、それ以外のコラーゲンの励起光 4 5 0 nm 付近を含む可視光帯域 4 0 0 ~ 4 8 0 nm 及び 5 5 0 ~ 7 0 0 nm を透過する。従って、前記励起光フィルタ 5 0 E を透過してライトガイド 7、8 の光入射端 7 a、8 a に入射する光は、コラーゲンの励起光 4 5 0 nm 付近を含む可視光帯域 4 0 0 ~ 4 8 0 nm 及び 5 5 0 ~ 7 0 0 nm の波長帯域のみとなる。

40

【 0 1 4 7 】

一方、前記可視光フィルタ 5 1 E は、図示はしないが、可視光帯域 4 0 0 ~ 7 0 0 nm を透過し、それ以外の波長帯域を遮光する。従って、前記可視光フィルタ 5 1 E を透過してライトガイド 7、8 の光入射端 7 a、8 a に入射する光は、可視光（4 0 0 ~ 7 0 0 nm）のみとなる。なお、以降は、前記励起光フィルタ 5 0 E を透過した光を例に挙げて説明する。

50

【 0 1 4 8 】

前記励起光フィルタ 5 0 E からライトガイド 7 , 8 に入射した光は、ライトガイド 7 , 8 により伝達されてこれらのライトガイド 7 , 8 の光出射端から出射され、前記照明光学系 4 5 a , 4 5 b に入射される。このとき、照明光学系 4 5 a , 4 5 b に入射した光は、照明光路由来の蛍光を含んでいる。前記照明光学系 4 5 a , 4 5 b に入射した光は、前記照明光フィルタ 5 3 a , 5 3 b を介して被検体 2 1 に照射される。

【 0 1 4 9 】

前記照明光フィルタ 5 3 a , 5 3 b は、例えば図 2 9 に示すようなフィルタ特性を有するものとなっている。図 2 9 のグラフにおいて、横軸は波長を示し、縦軸は OD 値を示している。前記照明光フィルタ 5 3 a , 5 3 b は、コラーゲンの蛍光 5 2 0 nm 付近を含む波長帯域 5 0 0 ~ 5 5 0 nm を OD 値 2 ~ 3 程度遮光し、それ以外のコラーゲンの励起光 4 5 0 nm 付近を含む可視光帯域 4 0 0 ~ 4 8 0 nm 及び 5 5 0 ~ 7 0 0 nm を透過する。

10

【 0 1 5 0 】

なお、これらの照明光フィルタ 5 3 a , 5 3 b は、遮光する波長帯域が前記光源装置 3 E の励起光フィルタ 5 0 E よりも狭帯域である。また、前記照明光フィルタ 5 3 a , 5 3 b がコラーゲンの蛍光 5 2 0 nm 付近を含む波長帯域 5 0 0 ~ 5 5 0 nm を OD 値 2 ~ 3 程度遮光するのは、上述したように、前記励起光フィルタ 5 0 E により OD 値 7 以上の遮光がなされているためである。

【 0 1 5 1 】

20

従って、前記照明光フィルタ 5 3 a , 5 3 b を透過して被検体 2 1 に照射される光は、波長帯域 5 0 0 ~ 5 5 0 nm 付近に存在している照明光路由来の蛍光が低減された光となる。このことにより、被検体 2 1 には、照明光路由来の蛍光が含まれる可視光 5 0 0 ~ 5 5 0 nm 付近の波長帯域を低減した光が照射される。

【 0 1 5 2 】

この被検体 2 1 からの戻り光は、対物レンズ 2 2 に入射され、ビームスプリッタ 2 3 により 2 つに分離される。このビームスプリッタ 2 3 により分離された光の内の、反射された光は撮像部 2 4 に結像され、透過された光は励起光カットフィルタ 2 7 E を介して撮像部 2 5 に結像される。

【 0 1 5 3 】

30

前記励起光カットフィルタ 2 7 E は、上記図 2 8 に示すようなフィルタ特性を有するものとなっている。

【 0 1 5 4 】

図 2 8 に示すように、励起光カットフィルタ 2 7 E は、可視光 4 0 0 ~ 5 0 0 nm 及び 5 5 0 ~ 7 0 0 nm の波長帯域と、近赤外光 7 4 0 ~ 1 1 0 0 nm の波長帯域と、を OD 値 7 以上遮光し、コラーゲンにより発生した蛍光 5 2 0 nm 付近を含む 5 0 0 ~ 5 5 0 nm の波長帯域のみを透過する。なお、励起光フィルタ 5 0 E の遮光帯域と励起光カットフィルタ 2 7 E の遮光帯域との交点は、OD 値 5 以上である。

【 0 1 5 5 】

従って、励起光カットフィルタ 2 7 E を透過した光は、コラーゲンにより発生した蛍光 5 2 0 nm 付近を含む 5 0 0 ~ 5 5 0 nm の波長帯域が優位となる。励起光カットフィルタ 2 7 E を透過した光は、前記撮像部 2 5 により受光されて光電変換され、この光電変換された撮像信号は前記蛍光画像処理回路 3 2 E へ出力される。前記蛍光画像処理回路 3 2 E は、撮像信号を信号処理して画像信号（映像信号）を生成する。

40

【 0 1 5 6 】

一方、ビームスプリッタ 2 3 により反射された光は、撮像部 2 4 に受光されて光電変換され、この光電変換された撮像信号は前記通常画像処理回路 3 1 E へ出力される。前記通常画像処理回路 3 1 E は、撮像信号を信号処理して画像信号（映像信号）を生成する。

【 0 1 5 7 】

このとき、被検体へ照射されている光は、前記照明光フィルタ 5 3 a , 5 3 b により波

50

長帯域 500 ~ 550 nm を OD 値 2 ~ 3 程度遮光した照射光であるために、前記撮像部 24 が受光する被検体 21 からの反射可視光は、波長帯域 500 ~ 550 nm が減衰している。

【0158】

このために、本来、被検体 21 からの反射可視光が例えば図 30 に示すようなスペクトルであるとする、前記撮像部 24 が受光する被検体 21 からの反射可視光は、図 31 に示すように、波長帯域 500 ~ 550 nm が減衰したものとなる。

【0159】

そこで、本実施形態の光イメージング装置 1E においては、例えば図 32 に示すように、減衰した波長帯域 500 ~ 550 nm のスペクトルを増幅する補正処理を行うようにしている。すなわち、前記画像補正回路 55 は、前記照明光フィルタ情報記録部 54 に記録されている情報に基づき、前記通常画像処理回路 31E により生成される通常画像の画像信号（映像信号）に対してピーク、曲線形状を推測し、波長帯域 500 ~ 550 nm に相当する信号成分を増幅して補正する。そして、前記画像補正回路 55 は、補正処理した通常画像の画像信号を前記画像合成回路 33E に出力する。

【0160】

前記画像合成回路 33E は、前記画像補正回路 55 からの通常画像の画像信号と前記蛍光画像処理回路 32E からの蛍光画像の画像信号とを合成して、この合成画像信号を前記モニタ 5E に出力する。こうして、モニタ 5E の表示画面には、通常画像 34E と蛍光画像 35E とが 1 つの表示画像として合成表示される。

【0161】

この結果、実施形態 4 の光イメージング装置 1E は、上述した実施形態 2 と同様に、可視光帯域における照明光路由来の蛍光を低減することができて、通常画像 34E と蛍光画像 35E との両画像を得ることができる。そして、通常画像 34E に対するこのような補正が可能である理由は、照明光フィルタによる 500 ~ 550 nm 付近の減衰を OD 値 2 ~ 3 程度に止めてあり、通常内視鏡観察におけるこの帯域の光が完全にゼロ、あるいはほぼゼロに近くなっているわけではないためである。つまり、この照明光フィルタは、蛍光観察において照明光路由来の蛍光やラマン散乱光を遮断するのに十分な性能を備えているとともに、通常内視鏡観察においては画像補正が不可能なほどに可視光帯域の光（この場合、500 ~ 550 nm）を減衰させない程度の性能を備えている。そして、照明光フィルタがこうした性能を備えていることが、通常画像 34E と蛍光画像 35E との両立を図ることを可能とする要因である。なお、図示はしないが、前記光イメージング装置 1E は、可視光帯域における照明光路由来のラマン散乱光も同様に低減することができる。

【0162】

これにより、実施形態 4 の光イメージング装置 1E は、蛍光観察と通常内視鏡観察との両方に使用可能であって、照明光路由来の蛍光やラマン散乱光を低減することができる。

【0163】

なお、上記補正処理は、RGB の面順次式においても可能である。

【0164】

この場合には、図 33 に示すように、照明光フィルタ 53a, 53b により OD 値 2 ~ 3 程度遮光される波長帯域 500 ~ 550 nm 付近は、G（緑）の波長帯域である 500 ~ 570 nm に含まれる。従って、画像生成装置 4F は、図 34 に示すように、G 信号のみを増幅する画像補正回路 55F を備えて構成されている。

【0165】

さらに具体的に説明すると、画像補正回路 55F は、照明光フィルタ情報記録部 54F からの情報に基づき、通常画像処理回路 31F の G 信号処理回路 56g から出力される G 信号を増幅する増幅回路 57 を有している。なお、符号 56r は R 信号処理回路、符号 56b は B 信号処理回路をそれぞれ示し、これらの信号処理回路からの信号が前記画像補正回路 55F をスルーして画像合成回路 33F に入力される。

【0166】

前記画像合成回路 3 3 F は、前記画像補正回路 5 5 F から入力される通常画像の画像信号 (R , G , B 信号) と、前記蛍光画像処理回路 3 2 F から入力される蛍光画像の画像信号とを合成処理してモニタ 5 F に出力する。こうして、モニタ 5 F の表示画面には、通常画像 3 4 F と蛍光画像 3 5 F とが並べて表示される。なお、画像生成装置 4 F は、前記蛍光画像処理回路 3 2 F からの画像信号を R , G , B 信号に分けて、前記通常画像の画像信号 (R , G , B 信号) と各 R G B 信号毎に合成処理し、モニタ 5 F の表示画面に 1 つの表示画像として合成表示するようなものであってもよい。

【 0 1 6 7 】

これにより、光イメージング装置は、面順次式に構成されている場合であっても、補正処理をすることができ、上述した実施形態 4 と同様の効果を奏することができる。

10

【 0 1 6 8 】

なお、上記光イメージング装置 1 E は、可視光帯域における蛍光を撮像して可視光蛍光観察を行うように構成されているが、本発明はこれに限定されるものではなく、近赤外帯域における蛍光を撮像して近赤外蛍光観察を行うように構成されたものであってもよい。この場合には、励起光のみを透過する励起光フィルタ及び可視光のみを透過する可視光フィルタを導入光フィルタ部として設けるとともに、2つのライトガイド 7 , 8 の内の一方 (例えばライトガイド 7) を可視光を含まない励起光専用、他方 (例えばライトガイド 8) を励起光を含まない可視光専用とする。そして、励起光フィルタを透過した励起光は例えばライトガイド 7 を伝達して被検体 2 1 に照射する一方で、可視光フィルタを透過した可視光は例えばライトガイド 8 を伝達して被検体 2 1 に照射する。すなわち、励起光専用のライトガイドが伝達する光には可視光が含まれず、かつこの励起光伝達光路に設けられる照明光フィルタは、透過帯域が励起光帯域のみとなるように構成する。

20

【 0 1 6 9 】

なお、可視光蛍光観察を行うことが可能な光イメージング装置は、図 3 5 に示すように構成してもよい。図 3 5 に示すように、光イメージング装置 1 G は、導入光フィルタ部としての干渉型フィルタ 5 8 と、遮光部 4 3 a 及び透過部 4 3 b を有する回転板 4 1 G と、を設けた光源装置 3 G を備えている。前記干渉型フィルタ 5 8 は、コラーゲンの励起光の波長帯域を含む可視光を透過するとともに、近赤外光を OD 値 7 以上で遮光するように構成されている。

【 0 1 7 0 】

30

また、内視鏡 2 G は、通常画像取得用の光源として、白色光を発生する LED 5 9 a を挿入部 6 G の先端部 6 a に設けている。そして、前記照明光学系 4 5 b は、前記 LED 5 9 a の白色光を被検体 2 1 に照射するようになっている。このために、前記照明光学系 4 5 b は、前記照明光フィルタ 5 3 b を設けていない。

【 0 1 7 1 】

前記 LED 5 9 a は、信号線が延出されており、この信号線は挿入部 6 G を挿通されて、コネクタ 9 を介して前記光源装置 3 G に設けられた LED 制御回路 5 9 に電氣的に接続されている。また、この LED 制御回路 5 9 は、回転駆動回路 4 4 G に接続されている。この LED 制御回路 5 9 は、前記回転駆動回路 4 4 G の制御により前記回転板 4 1 G が遮光部 4 3 a を前記ライトガイド 7 の光入射端に対向させたときに、同期して点灯するように前記 LED 5 9 a を制御する。

40

【 0 1 7 2 】

従って、光イメージング装置 1 G は、白色光源 1 1 からの光を前記回転板 4 1 G の遮光部 4 3 a により遮光したときに、前記 LED 5 9 a が点灯し、この LED 5 9 a からの白色光が前記照明光学系 4 5 b を介して被検体 2 1 へ照射される。

【 0 1 7 3 】

一方、図 3 5 に示すような状態から回転板 4 1 G が半回転した場合には、この回転板 4 1 G の透過部 4 3 b がライトガイド 7 の光入射端 7 a に対向して、白色光源 1 1 からの可視光が、コリメータレンズ 1 2 G 及び干渉型フィルタ 5 8 を介してライトガイド 7 の光入射端 7 a に入射される。前記光入射端 7 a に入射された可視光は、このライトガイド 7 に

50

より伝達されて、ライトガイド 7 の先端面からさらに照明光学系 4 5 a を経て、被検体 2 1 に照射される。

【 0 1 7 4 】

すなわち、前記回転板 4 1 G は、前記 L E D 5 9 a からの白色光と、前記白色光源 1 1 からの可視光と、が被検体 2 1 に交互に照射され得るように、前記回転駆動回路 4 4 G により制御駆動される。従って、光イメージング装置 1 G は、前記 L E D 5 9 a からの白色光と、前記白色光源 1 1 からの可視光と、が被検体 2 1 に交互に照射される。なお、前記回転駆動回路 4 4 G は、前記回転板 4 1 G の回転に同期した同期信号を画像生成装置 4 G の通常画像処理回路 3 1 G 及び蛍光画像処理回路 3 2 G に送信するようになっている。通常画像処理回路 3 1 G 及び蛍光画像処理回路 3 2 G は、受信した同期信号に同期して、それぞれ通常画像及び蛍光画像を生成する処理を行う。

10

【 0 1 7 5 】

通常画像処理回路 3 1 G 及び蛍光画像処理回路 3 2 G は、それぞれ図示しない撮像駆動回路を内蔵している。各撮像駆動回路は、同期信号に同期してそれぞれ撮像駆動信号を撮像部 2 4 , 2 5 に印加し、撮像部 2 4 , 2 5 によりそれぞれ受光した光を光電変換して得られた撮像信号を出力させる。なお、上述では回転駆動回路 4 4 G が同期信号を生成して画像生成装置 4 G へ送信するようにしているが、これに代えて、画像生成装置 4 G により同期信号を生成し、生成した同期信号を回転駆動回路 4 4 G 側へ送信するようにしてもよい。

【 0 1 7 6 】

20

また、通常画像処理回路 3 1 G 及び蛍光画像処理回路 3 2 G により、それぞれ生成された通常画像の画像信号（映像信号）と蛍光画像の画像信号（映像信号）とは、画像の合成を行う画像合成回路 3 3 G を経てモニタ 5 G に出力される。こうして、モニタ 5 G の表示画面には、例えば通常画像と蛍光画像とが合成された状態で表示される。

【 0 1 7 7 】

図 3 5 に示すモニタ 5 G は、この状態により得られた画像の表示例を示すものとなっている。ここに、符号 3 4 G は反射光による通常画像を示し、符号 3 5 G は被検体 2 1 に照射された励起光により発光する蛍光による蛍光画像を示している。なお、前記画像生成装置 4 G は、表示選択スイッチ 3 6 G の選択操作により、前記画像合成回路 3 3 G が合成処理をすることなくモニタ 5 G の表示画面に通常画像 3 4 G が表示される状態、前記画像合成回路 3 3 G が合成処理をすることなくモニタ 5 G の表示画面に蛍光画像 3 5 G が表示される状態、前記画像合成回路 3 3 G が合成処理を行ってモニタ 5 G の表示画面に通常画像 3 4 G と蛍光画像 3 5 G とが合成表示（あるいは、並べて表示）される状態、を切り替えることができるようにしてもよい。

30

【 0 1 7 8 】

このような構成による変形例の作用を説明する。

【 0 1 7 9 】

図 3 5 に示すように、光イメージング装置 1 G は、光源装置 3 G に内視鏡 2 G 等を接続した状態において、図示しない電源スイッチを操作することにより動作される。術者は、前記内視鏡 2 G の挿入部 6 G を体腔内に挿入して、この挿入部 6 G の先端部 6 a を目的部位まで導いたところで蛍光観察を行うようになっている。なお、本実施形態では、内因性蛍光物質としてコラーゲンを想定して可視光蛍光観察を行うものとする。

40

【 0 1 8 0 】

術者は、前記内視鏡 2 G の挿入部 6 G を患者の体腔内に挿入して先端部 6 a を目的部位まで導く。なお、挿入部 6 G の先端部 6 a を目的部位へ導くまでは、術者は、表示選択スイッチ 3 6 G を操作することによりモニタ 5 G の表示画面に通常画像のみを表示するようにしている。

【 0 1 8 1 】

挿入部 6 G の先端部 6 a が目的部位まで到達したら、術者は可視光蛍光観察を開始する。モータ 4 2 G は一定速度で回転し、このモータ 4 2 G の回転に従って、回転板 4 1 G も

50

回転する。前記回転板 4 1 G の遮光部 4 3 a が前記ライトガイド 7 の光入射端 7 a に位置したときに、前記 L E D 5 9 a が点灯し、この L E D 5 9 a からの白色光が前記照明光学系 4 5 b を介して被検体 2 1 へ照射される。

【 0 1 8 2 】

被検体 2 1 からの反射光は、前記ビームスプリッタ 2 3 により反射されて前記撮像部 2 4 に結像され、この撮像部 2 4 によって撮像される。この撮像部 2 4 からの撮像信号は、前記通常画像処理回路 3 1 G により信号処理される。通常画像処理回路 3 1 G は、撮像信号を信号処理して通常画像の画像信号を生成し、この通常画像の画像信号を画像合成回路 3 3 G に出力する。

【 0 1 8 3 】

一方、前記回転板 4 1 G の透過部 4 3 b が前記ライトガイド 7 の光入射端 7 a に位置したときには、前記干渉型フィルタ 5 8 を透過した白色光源 1 1 からの光は、透過部 4 3 b を介してライトガイド 7 の光入射端 7 a に入射する。このときには、前記干渉型フィルタ 5 8 は、コラーゲンの励起光の波長帯域を含む可視光を透過するとともに、近赤外光を O D 値 7 以上で遮光する。従って、前記干渉型フィルタ 5 8 を透過してライトガイド 7 の光入射端 7 a に入射する光は、コラーゲンの励起光 4 5 0 n m 付近を含む可視光帯域 4 0 0 ~ 7 8 0 n m のみとなる。

【 0 1 8 4 】

前記光入射端 7 a に入射された光は、このライトガイド 7 により伝達され、先端面からさらに照明光学系 4 5 a を経て被検体 2 1 に照射される。このとき、前記照明光学系 4 5 a に配置されている照明光フィルタ 5 3 a は、上述した実施形態 4 において説明したのと同様に、コラーゲンの蛍光 5 2 0 n m 付近を含む波長帯域 5 0 0 ~ 5 5 0 n m を O D 値 2 ~ 3 程度遮光し、それ以外のコラーゲンの励起光 4 5 0 n m 付近を含む可視光帯域 4 0 0 ~ 4 8 0 n m 及び 5 5 0 ~ 7 0 0 n m を透過する。

【 0 1 8 5 】

これにより、白色光源 1 1 からの光は、前記照明光フィルタ 5 3 a を透過することにより、波長帯域 5 0 0 ~ 5 5 0 n m 付近に存在している照明光路由来の蛍光が低減された光となる。被検体 2 1 からの戻り光は、対物レンズ 2 2 に入射され、ビームスプリッタ 2 3 を透過しさらに励起光カットフィルタ 2 7 G を介して撮像部 2 5 に結像され、この撮像部 2 5 によって撮像される。このとき、励起光カットフィルタ 2 7 G は、可視光 4 0 0 ~ 5 0 0 n m 及び 5 5 0 ~ 7 0 0 n m の波長帯域と、近赤外光 7 0 0 ~ 1 1 0 0 n m の波長帯域と、を O D 値 7 以上遮光し、コラーゲンにより発生した蛍光 5 2 0 n m 付近を含む 5 0 0 ~ 5 5 0 n m の波長帯域のみを透過する。従って、励起光カットフィルタ 2 7 G を透過した光は、コラーゲンにより発生した蛍光 5 2 0 n m 付近を含む 5 0 0 ~ 5 5 0 n m の波長帯域が優位となる。

【 0 1 8 6 】

前記撮像部 2 5 からの撮像信号は、前記蛍光画像処理回路 3 2 G により信号処理される。この蛍光画像処理回路 3 2 G は、撮像信号を信号処理して蛍光画像の画像信号を生成し、生成した蛍光画像の画像信号を画像合成回路 3 3 G に出力する。

【 0 1 8 7 】

前記画像合成回路 3 3 G は、前記通常画像処理回路 3 1 G からの通常画像の画像信号と前記蛍光画像処理回路 3 2 G からの蛍光画像の画像信号とを合成して、この合成画像信号を前記モニタ 5 G に出力する。こうして、モニタ 5 G の表示画面には、通常画像 3 4 G と蛍光画像 3 5 G とが 1 つの表示画像として合成表示される。

【 0 1 8 8 】

この結果、変形例の光イメージング装置 1 G は、上述した実施形態 4 と同様に、可視光帯域における照明光路由来の蛍光を低減することができて、通常画像 3 4 G と蛍光画像 3 5 G との両画像を得ることができる。なお、図示はしないが、前記光イメージング装置 1 G は、可視光帯域における照明光路由来のラマン散乱光も同様に低減することができる。これにより、変形例の光イメージング装置 1 G は、蛍光観察と通常内視鏡観察との両方に

10

20

30

40

50

使用可能であって、照明光路由来の蛍光やラマン散乱光を低減することができる。

【 0 1 8 9 】

また、変形例の光イメージング装置 1 G は、前記 L E D 5 9 a からの白色光と、前記白色光源 1 1 からの可視光と、を被検体 2 1 に交互に照射する構成であるために、前記 L E D 5 9 a による照明光が過度に強くなることなく、可視光画像と蛍光画像とが強度的にも釣り合うという効果を奏することができる。

【 0 1 9 0 】

[実施形態 5]

図 3 6 から図 5 0 は本発明の実施形態 5 に係り、図 3 6 は実施形態 5 の光イメージング装置を示す全体構成図、図 3 7 は照明光フィルタの第 1 の変形例を示す図、図 3 8 は照明光フィルタの第 2 の変形例を示す図、図 3 9 は照明光フィルタの第 3 の変形例を示す図、図 4 0 は照明光フィルタの第 4 の変形例を示す図、図 4 1 は照明光フィルタの第 5 の変形例を示す図、図 4 2 は照明光フィルタの第 6 の変形例を示す図、図 4 3 は照明光フィルタの第 7 の変形例を示す図、図 4 4 は照明光フィルタの第 8 の変形例を示す図、図 4 5 は図 4 4 の第 1 干渉型フィルタのフィルタ特性を示すグラフ、図 4 6 は図 4 4 の第 2 干渉型フィルタのフィルタ特性を示すグラフ、図 4 7 は照明光フィルタの第 9 の変形例を示す図、図 4 8 は図 4 7 の吸収型フィルタの第 1 の構成を示す図、図 4 9 は図 4 7 の吸収型フィルタの第 2 の構成を示す図、図 5 0 は照明光フィルタの第 1 0 の変形例を示す図である。

【 0 1 9 1 】

この実施形態 5 は、光源装置内に導入光フィルタ部として干渉型フィルタ及び吸収型フィルタを設けて、赤外蛍光観察を行うように構成されたものである。それ以外の構成は上述した実施形態 1 と同様であるために説明を省略し、同一の構成には同一の符号を付して説明する。

【 0 1 9 2 】

図 3 6 に示すように、実施形態 5 の光イメージング装置 1 H は、干渉型フィルタ 6 1 と吸収型フィルタ 6 2 とを導入光フィルタ部として設けた光源装置 3 H を備え、上述した実施形態 1 と同様に赤外蛍光観察可能に構成されている。

【 0 1 9 3 】

前記干渉型フィルタ 6 1 は、可視光と励起光とを透過して近赤外光を O D 値 7 以上で遮光する。一方、前記吸収型フィルタ 6 2 は、前記干渉型フィルタ 6 1 と、上述した実施形態 1 において説明した照明光フィルタ 3 7 a , 3 7 b と、の間で生じる多重反射光を吸収してこの多重反射を低減する。それ以外は、上述した実施形態 1 と同様な構成であるために説明を省略する。

【 0 1 9 4 】

このような構成による実施形態 5 の作用を説明する。

【 0 1 9 5 】

図 3 6 に示すように、光イメージング装置 1 H は、光源装置 3 H に内視鏡 2 H 等を接続した状態において、図示しない電源スイッチを操作することにより動作される。術者は、前記内視鏡 2 H の挿入部 6 H を体腔内に挿入して、この挿入部 6 H の先端部 6 a を目的部位まで導いたところで蛍光観察を行うようになっている。

【 0 1 9 6 】

すなわち、術者は、患者の体内に蛍光物質を予め投与しておく。この蛍光物質は、投与されてから所定時間が経過した後に、病変部に集積される。なお、本実施形態においては、蛍光物質として蛍光色素 C y (Carbocyanine) 7 を用いて赤外蛍光観察を行うものとする。

【 0 1 9 7 】

術者は、前記内視鏡 2 H の挿入部 6 H を患者の体腔内に挿入して、先端部 6 a を目的部位まで導く。なお、挿入部 6 H の先端部 6 a を目的部位へ導くまでは、術者は、表示選択スイッチ 3 6 H を操作することによりモニタ 5 H の表示画面に通常画像のみを表示するようにしている。挿入部 6 H の先端部 6 a が目的部位まで到達したら、術者は赤外蛍光観察

を開始する。

【0198】

ライトガイド7, 8の光入射端7a, 8aには、干渉型フィルタ61及び吸収型フィルタ62を介して、白色光源11からの光が入射される。このとき、干渉型フィルタ61は、可視光と蛍光色素Cy7の励起光680~740nmとを含む波長帯域400~750nmを透過し、近赤外光750~1100nmの波長帯域をOD値7以上遮光する。従って、前記干渉型フィルタ61を透過してライトガイド7, 8の光入射端7a, 8aに入射する光は、蛍光色素Cy7の励起光680~740nmを含む照明光400~750nmの波長帯域のみとなる。

【0199】

この光は、ライトガイド7, 8により伝達されてこれらのライトガイド7, 8の光出射端から出射され、照明レンズ15a, 15bに入射される。このとき、照明レンズ15a, 15bに入射した光は、照明光路由来の蛍光を含んでいる。この照明光路由来の蛍光は、蛍光色素Cy7の蛍光波長帯域760~850nm付近に存在している。

【0200】

照明レンズ15a, 15bに入射した光は、前記照明光フィルタ37a, 37bを介して被検体21に照射される。このとき、前記干渉型フィルタ61と前記照明光フィルタ37a, 37bとの間に生じる多重反射は、前記吸収型フィルタ62により吸収される。

【0201】

前記照明光フィルタ37a, 37bは、可視光と蛍光色素Cy7の励起光680~740nmとを含む波長帯域400~750nmを透過し、上記照明光路由来の蛍光が含まれる近赤外光750~1100nmの波長帯域をOD値7以上遮光する。従って、前記照明光フィルタ37a, 37bを透過して被検体21に照射される光は、蛍光色素Cy7の励起光680~740nmを含む照明光400~750nmの波長帯域のみとなる。

【0202】

このことにより、被検体21には、照明光路由来の蛍光が含まれる近赤外光750~1100nmの波長帯域を遮光した400~750nmの波長帯域のみからなる可視光と励起光とが照射される。従って、照明光路由来の蛍光が含まれる近赤外光が遮光されるために、被検体21からの戻り光には、この被検体21に含まれる蛍光色素Cy7により発生した蛍光と、被検体21からの反射可視光と、のみが前記対物レンズ22から取り込まれることになる。

【0203】

被検体21からの戻り光は、被検体21からの反射可視光400~750nmの波長帯域と、被検体21に含まれる蛍光色素Cy7により発生した蛍光760~850nmの波長帯域と、のみである。この被検体21からの戻り光は、対物レンズ22に入射され、ビームスプリッタ23により2つに分離される。このビームスプリッタ23により分離された光の内の、反射された光は可視光フィルタ26を介して撮像部24に結像され、透過された光は励起光カットフィルタ27Hを介して撮像部25に結像される。

【0204】

励起光カットフィルタ27Hは、可視光400~750nmの波長帯域をOD値7以上遮光し、蛍光色素Cy7により発生した蛍光760~850nmの波長帯域のみを透過する。従って、励起光カットフィルタ27Hを透過した光は、蛍光色素Cy7により発生した蛍光760~850nmの波長帯域のみとなる。こうして、前記撮像部25は、蛍光色素Cy7により発生した蛍光760~850nmの波長帯域のみを受光することができる。

【0205】

撮像部24により受光した光の情報は、画像生成装置4Hの通常画像処理回路31H及び画像合成回路33Hを経て、通常画像としてモニタ5Hに出力される。また、撮像部25により受光した光の情報は、画像生成装置4Hの蛍光画像処理回路32H及び画像合成回路33Hを経て、蛍光画像としてモニタ5Hに出力される。こうして、モニタ5Hの表

10

20

30

40

50

示画面には、通常画像 3 4 H と蛍光画像 3 5 H とが 1 つの表示画像として合成表示される。

【 0 2 0 6 】

これにより、実施形態 5 の光イメージング装置 1 H は、上述した実施形態 1 と同様の効果を奏することができるとともに、さらに、光源装置 3 H の内部に導入光フィルタ部として干渉型フィルタ 6 1 を設けているために、挿入部 6 H の先端部 6 a に配置する照明光フィルタ 3 7 a , 3 7 b の OD 値を高く設定する必要がなく、照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光以外に遮光する必要もない。さらに、実施形態 5 の光イメージング装置 1 H は、吸収型フィルタ 6 2 を設けているために、前記干渉型フィルタ 6 1 と、前記照明光フィルタ 3 7 a , 3 7 b との間で生じる多重反射を低減することができ、より精細な蛍光画像及び通常画像を得ることができる。

10

【 0 2 0 7 】

また、干渉型フィルタ 6 1 の OD 値を 7、吸収型フィルタ 6 2 の OD 値を 3 とすれば、導入光フィルタ部の性能を OD 値 10 とすることができる。吸収型フィルタ 6 2 と干渉型フィルタ 6 1 との間には多重反射が生じないために、こうした組み合わせを採用することにより容易に性能を向上させることができ、より強度が弱い蛍光を観察することが可能となる。

【 0 2 0 8 】

なお、内視鏡の照明光学系に配置する照明光フィルタは、図 3 7 ~ 図 4 0 に示すように構成してもよい。ここに、これらの構成の照明光フィルタは、本実施形態の内視鏡に適用するに限らず、他の実施形態の内視鏡や光プローブ等に適用することも可能である。

20

【 0 2 0 9 】

図 3 7 に示すように、照明光フィルタ 6 3 は、挿入部 6 の先端部 6 a に設けられた照明光学系 4 5 に配置されている。この照明光学系 4 5 は、ライトガイド 6 4 の光出射端に対向するロッドレンズ 4 6 と、リレーレンズ（両凸レンズ）4 7 と、照明レンズ（平凸レンズ）4 8 と、を含んで構成されている。前記照明光フィルタ 6 3 は、前記ロッドレンズ 4 6 の光入射端面に形成された光学薄膜を含んでいる。この照明光フィルタ 6 3 は、干渉型フィルタである。

【 0 2 1 0 】

図 3 8 に示すように、照明光フィルタ 6 3 b は、前記照明光学系 4 5 のリレーレンズ 4 7 と照明レンズ 4 8 との間に配置されている。この照明光フィルタ 6 3 b は吸収型フィルタであり、光吸収素材（光吸収物質）により形成される光吸収部材としてのカバーガラスである。

30

【 0 2 1 1 】

図 3 9 に示すように、照明光フィルタ 6 3 c は、照明光学系 4 5 c に配置されている。この照明光学系 4 5 c は、ライトガイド 6 4 の光出射端に対向するロッドレンズ 4 6 と、リレーレンズ（平凸レンズ）4 7 c と、照明レンズ（平凸レンズ）4 8 と、を含んで構成されている。前記照明光フィルタ 6 3 c は、前記リレーレンズ 4 7 c の光出射端面に形成された光学薄膜として構成されたものである。この照明光フィルタ 6 3 c は、干渉型フィルタである。

40

【 0 2 1 2 】

図 4 0 に示すように、照明光フィルタ 6 3 d は、照明光学系 4 5 d に配置されている。この照明光学系 4 5 d は、ライトガイド 6 4 の光出射端に対向するロッドレンズ 4 6 と、照明レンズ（平凸レンズ）4 8 と、を含んで構成されている。前記照明光フィルタ 6 3 d は、前記ロッドレンズ 4 6 と前記照明レンズ 4 8 との間に配置されている。この照明光フィルタ 6 3 d は、光吸収素材（光吸収物質）により形成される光吸収部材としてのレンズである。

【 0 2 1 3 】

また、照明光フィルタは、図 4 1 ~ 図 4 3 に示すように構成してもよい。

【 0 2 1 4 】

50

図４１に示すように、照明光フィルタ６３eは、ライトガイド６４の光出射端に配置される照明光学系としての照明レンズ（平凹レンズ）１５に対して、その光出射端面に光学薄膜を形成し、さらにこの光学薄膜面に SiO_2 基板６５を取り付けて構成されている。この照明光フィルタ６３eは、干渉型フィルタである。このような構成を採用すれば、照明光フィルタ６３eが SiO_2 基板６５により被覆されるために、フィルタ耐性が向上する利点がある。なお、上述では前記照明光フィルタ６３eは、照明レンズ１５に光学薄膜を形成してさらに SiO_2 基板６５を取り付けて構成しているが、これに代えて、 SiO_2 基板６５に前記光学薄膜を形成してこの成膜面を前記照明レンズ１５の光出射端に取り付けて構成するようにしてもよい。

【０２１５】

10

また、図４２に示すように、照明光フィルタ６３eは、前記照明光学系４５cに設けた照明レンズ４８の光出射端に設けて構成してもよい。すなわち、照明光学系４５cは、上述したように、ロッドレンズ４６と、リレーレンズ４７cと、照明レンズ４８と、を含んで構成されている。そして、前記照明光フィルタ６３eは、平面となっている照明レンズ４８の光出射端面に光学薄膜を形成し、さらにこの光学薄膜の面に SiO_2 基板６５を取り付けて構成されている。なお、光学薄膜を、照明レンズ４８側に形成する代わりに、 SiO_2 基板６５側に設けてもよいことは、上述と同様である。

【０２１６】

さらに、図４３に示すように、照明光フィルタ６３fは、前記光学薄膜が形成された平行平板干渉型フィルタ６６を前記照明レンズ１５の光入射端に取り付けて構成してもよい。このような構成を採用した照明光フィルタ６３fは、前記照明レンズ１５の光出射端に光学薄膜を形成する構成に比して、耐久性が向上する利点がある。

20

【０２１７】

そして、照明光フィルタは、図４４に示すように構成してもよい。なお、この図４４に示す構成の照明フィルタは、上述した実施形態１または実施形態２の内視鏡に組み合わせるのに適したものとなっている。

【０２１８】

図４４に示すように、照明光フィルタ６７は、前記照明光学系４５に配置されている。前記照明光フィルタ６７は、前記ロッドレンズ４６の光入射端面に光学薄膜を形成して構成された第１干渉型フィルタ６７aと、前記リレーレンズ４７と前記照明レンズ４８との間に配置される第２干渉型フィルタ６７bと、これら第１干渉型フィルタ６７aと第２干渉型フィルタ６７bとの間に配置される吸収型フィルタ６７cと、を含んで構成されている。

30

【０２１９】

このような構成の照明光フィルタ６７は、前記第１干渉型フィルタ６７a、第２干渉型フィルタ６７bの２枚を用いているために、所定の波長帯域の光を透過または遮光する効果を向上することができる。さらにこの照明光フィルタ６７は、吸収型フィルタ６７cを設けているために、これら第１干渉型フィルタ６７aと第２干渉型フィルタ６７bとの間において発生する多重反射を防止することができる。

【０２２０】

40

なお、前記照明光フィルタ６７は、例えば図４５及び図４６に示すように、前記第１干渉型フィルタ６７aと第２干渉型フィルタ６７bとの一方を励起用のフィルタ、他方を照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光を低減するフィルタとすることができる。なお、図４５及び図４６は、蛍光物質として蛍光色素ＩＣＧ（Indocyanine Green）を用いた場合を示している。

【０２２１】

図４５は第１干渉型フィルタ６７aのフィルタ特性、図４６は第２干渉型フィルタ６７bのフィルタ特性を示している。

【０２２２】

図４５に示すように、前記第１干渉型フィルタ６７aは、蛍光色素ＩＣＧの励起光６８

50

0 ~ 780 nmを含む波長帯域400 ~ 800 nmを透過し、蛍光色素ICGの蛍光800 ~ 900 nmに存在している照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光が含まれる近赤外光800 ~ 950 nmの波長帯域をOD値7以上遮光する。

【0223】

一方、図46に示すように、前記第2干渉型フィルタ67bは、蛍光色素ICGの励起光680 ~ 780 nmを含む波長帯域400 ~ 800 nmを透過し、蛍光色素ICGの蛍光800 ~ 900 nmに存在している照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光が含まれる近赤外光800 ~ 950 nmの波長帯域をOD値2 ~ 3程度遮光する。

【0224】

これにより、前記第1干渉型フィルタ67aは蛍光色素ICGの励起用フィルタとして、前記第2干渉型フィルタ67bは照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光を遮光するフィルタとして、それぞれ用いることができる。なお、前記第2干渉型フィルタ67bは、照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光を遮光するためになるべく先端側に配置される。

【0225】

また、上述した実施形態3または実施形態4のように導入光フィルタを有する光源を用いる場合には、第1干渉フィルタと第2干渉フィルタとのOD値を両方とも3程度にしておけば、全体でおよそOD値6の性能を得ることができる。

【0226】

一般に可視光帯域においては、波長が短くなるほど照明光路由来の蛍光、特にライトガイド由来の蛍光が強くなる。従って、観察する被検体の蛍光強度が極めて微弱である場合、または蛍光波長が短い場合には、照明光フィルタの性能がOD値3よりも高い必要が生じる可能性もある。このような場合に、図44に示すような構成を採用すれば、高い効果を奏することが可能となる。

【0227】

また、照明光フィルタは、図47に示すように構成してもよい。

図47に示すように、照明光フィルタ68は、照明光学系45eに配置されている。この照明光学系45eは、ライトガイド64の光出射端に対向するロッドレンズ46と、リレーレンズ（平凸レンズ）47と、照明レンズ（平凹レンズ）15と、を含んで構成されている。

【0228】

前記照明光フィルタ68は、前記ロッドレンズ46の光入射端面に前記光学薄膜を形成して構成された干渉型フィルタ68aと、前記照明レンズ15の光入射端に取り付けた平行平板干渉型フィルタ68bと、これら干渉型フィルタ68aと平行平板干渉型フィルタ68bとの間に配置される吸収型フィルタ68cと、を含んで構成されている。

【0229】

前記吸収型フィルタ68cは、図48及び図49に示すように、基板上に金属薄膜をメッシュ（網の目）状に成膜して形成されている。そして、この吸収型フィルタ68cは、メッシュ状に成膜した金属薄膜により光の一部が乱反射することによって、透過する光が減衰するように構成されている。

【0230】

この吸収型フィルタ68cは、金属薄膜の面積率を変えることによって透過率を設定することができ、且つ、波長特性がないために透過する光の全帯域を一律に減衰させることができる。なお、図49に示す構成は、図48に示す構成に比して、メッシュが密となるように、すなわち、金属薄膜の面積率が大きくなるように形成されており、透過率が低くなるように設定されたものとなっている。

【0231】

また、照明光フィルタは、図50に示すように、ライトガイド端面に設けて構成してもよい。図50に示すように、照明光フィルタ69は、ライトガイド7, 8の光出射端面に設けられている。前記照明光フィルタ69は、前記ライトガイド7, 8の光出射端面に、光学薄膜が形成されて構成されるか、または光学薄膜を形成した基板を取り付けて構成さ

10

20

30

40

50

れる。このような構成を採用した光イメージング装置は、内視鏡の先端部 6 a の省スペースを図ることが可能となるために、より細径化した内視鏡を構成することができる。なお、上記図 3 7 ~ 図 5 0 において説明した照明光フィルタは、赤外蛍光観察と可視光蛍光観察との何れにも使用可能である。

【 0 2 3 2 】

[実施形態 6]

図 5 1 から図 5 6 は本発明の実施形態 6 に係り、図 5 1 は実施形態 6 の光イメージング装置を構成する光プローブ装置の全体構成図、図 5 2 は図 5 1 の照明光フィルタの変形例を示す図、図 5 3 は光学フィルタの第 1 の変形例を示す図、図 5 4 は光学フィルタの第 2 の変形例を示す図、図 5 5 は光学フィルタの第 3 の変形例を示す図、図 5 6 は光学フィルタの第 4 の変形例を示す図である。

10

【 0 2 3 3 】

上述した実施形態 1 ~ 5 は内視鏡を用いた構成となっているが、この実施形態 6 は内視鏡の処置具挿通用チャンネルに挿通する光プローブを用いた構成となっている。それ以外の構成は上述した実施形態 1 と同様であるために説明を省略し、同一の構成には同一の符号を付して説明する。

【 0 2 3 4 】

図 5 1 に示すように、実施形態 6 の光イメージング装置は、通常の可視光による内視鏡画像を取得可能に構成された図示しない内視鏡装置と、この内視鏡装置と組み合わせて蛍光画像を取得するための光プローブ装置 7 0 と、を備えて構成されている。この光プローブ装置 7 0 は、図示しない内視鏡の処置具挿通用チャンネルに挿通する挿入部としての光プローブ (バンドルファイバ) 7 1 と、この光プローブ 7 1 に照明光を供給する光源装置 7 2 と、前記光プローブ 7 1 により伝達される被検体からの戻り光を撮像する撮像装置 7 3 と、を備えている。

20

【 0 2 3 5 】

前記光源装置 7 2 は、白色光源 8 0 と、コリメータレンズ 8 1 と、励起光フィルタ 8 2 と、コンデンサレンズ 8 3 と、を有して構成されている。そして、このコンデンサレンズ 8 3 の集光位置には、ライトガイド 8 4 の光入射端 8 4 a が配置されるようになっている。

【 0 2 3 6 】

このような構成において、光源装置 7 2 内に設けられた白色光源 8 0 からの光は、コリメータレンズ 8 1 により略平行な光束にされた後に、励起光フィルタ 8 2 に入射される。励起光フィルタ 8 2 は、白色光源 8 0 からの光を、励起光の波長帯域の光に帯域制限する。こうして励起光フィルタ 8 2 により帯域制限された光は、コンデンサレンズ 8 3 により集光されてライトガイド 8 4 の光入射端 8 4 a に入射される。

30

【 0 2 3 7 】

この光入射端 8 4 a に入射された照明光は、ライトガイド 8 4 によりその光出射端 8 4 b に伝達 (導光) される。このライトガイド 8 4 の光出射端 8 4 b は、後述するイメージガイド 8 6 の光入射端 8 6 a を取り囲むように、光プローブ 7 1 の外周側にリング状に配設されている。

40

【 0 2 3 8 】

そして、この光出射端 8 4 b には、該光出射端 8 4 b の端面形状に合わせてリング状に形成された照明光フィルタ部として照明光フィルタ 8 5 が配設されている。こうして、前記ライトガイド 8 4 の光出射端 8 4 b から出射される照明光は、照明光フィルタ 8 5 を介して被検体 2 1 に照射されるようになっている。

【 0 2 3 9 】

前記照明光フィルタ 8 5 は、励起光の波長帯域を透過し、照明光路由来の蛍光やラマン散乱光を遮光する。この照明光フィルタ 8 5 は、前記ライトガイド 8 4 の光出射端 8 4 b の端面に形成された前記光学薄膜 (干渉薄膜) として構成されている。なお、この照明光フィルタ 8 5 は、図 5 2 に示すように、前記ライトガイド 8 4 の光出射端 8 4 b の端面に

50

取り付けるように構成された、光学薄膜（干渉薄膜）を成膜した基板 8 5 b であってもよい。

【 0 2 4 0 】

被検体 2 1 からの戻り光である反射光或いは励起光の照射に伴う蛍光は、イメージガイド 8 6 の光入射端 8 6 a に入射される。この光入射端 8 6 a に入射された戻り光は、イメージガイド 8 6 によりその光出射端 8 6 b に伝達（導光）される。

【 0 2 4 1 】

撮像装置 7 3 は、コンデンサレンズ 8 7 と、励起光カットフィルタ 8 8 と、撮像部 8 9 と、を有して構成されている。そして、上述したイメージガイド 8 6 の光出射端 8 6 b は、この撮像装置 7 3 の内部に固定されている。

10

【 0 2 4 2 】

このような構成において、イメージガイド 8 6 の光出射端 8 6 b から出射される光は、光出射端 8 6 b に対向するコンデンサレンズ 8 7 により、励起光カットフィルタ 8 8 を介して蛍光画像撮像用の撮像部 8 9（蛍光撮像部）の撮像面（受光面）に集光される。ここに、前記励起光カットフィルタ 8 8 は、被検体 2 1 から発生した蛍光の波長帯域を透過するとともに、それ以外の波長帯域をカット（遮光）する光学特性のものである。

【 0 2 4 3 】

前記撮像部 8 9 は、図示しない信号ケーブルを介して、上述した実施形態 1 ～ 5 において説明したのと同様な画像生成装置に電氣的に接続されている。そして、撮像部 8 9 は、光電変換して得られた撮像信号を、この画像生成装置へ出力する。画像生成装置は、撮像部 8 9 からの撮像信号を信号処理して、蛍光画像の画像信号（映像信号）を生成する。さらに、この画像生成装置は、内視鏡に設けられた撮像部からの撮像信号を信号処理して、通常の可視光による内視鏡画像の画像信号（映像信号）も生成する。

20

【 0 2 4 4 】

これら蛍光画像の画像信号（映像信号）及び内視鏡画像の画像信号（映像信号）は、画像生成装置から図示しないモニタに出力されて、このモニタの表示画面に通常画像と蛍光画像とが合成表示される。ここに、前記励起光フィルタ 8 2、前記照明光フィルタ 8 5、前記励起光カットフィルタ 8 8 は、取得する蛍光画像（赤外蛍光画像または可視光蛍光画像）に応じて、上述した実施形態 1 ～ 5 において説明したのと同様なフィルタ特性を有するものとなっている。

30

【 0 2 4 5 】

これにより、光プローブ装置 7 0 は、照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光を遮光して低減することができる。この結果、実施形態 6 の光イメージング装置は、前記光プローブ装置 7 0 を内視鏡と組み合わせて、この内視鏡の処置具挿通チャンネルに光プローブ 7 1 を挿通することにより、通常の可視光による内視鏡画像の画像信号（映像信号）と、蛍光画像と、の両方を得ることができる。

【 0 2 4 6 】

従って、実施形態 6 の光イメージング装置は、蛍光観察と通常内視鏡観察との両方に使用可能であって、照明光路由来の蛍光やラマン散乱光を低減することができる。

【 0 2 4 7 】

40

なお、前記光プローブ 7 1 の先端面に設ける照明光フィルタ部は、受光フィルタ部と組み合わせて同一部材である光学フィルタとし、この光学フィルタを光プローブ 7 1 の先端面に設けるように構成してもよい。すなわち、図 5 3 に示すように、光学フィルタ 9 1 は、前記ライトガイド 8 4 の光出射端 8 4 b の端面に設ける照明光フィルタ 9 1 a と、前記イメージガイド 8 6 の光入射端 8 6 a の端面に設ける励起光カットフィルタ 9 1 b と、を備えて構成されている。このような構成を採用する場合には、撮像装置 7 3 内に励起光カットフィルタ 8 8 を設ける必要がないという利点がある。なお、前記照明光フィルタ 9 1 a は、励起光の波長帯域のみを透過するように構成して、前記励起光フィルタ 8 2 を兼ねるようにしてもよい。

【 0 2 4 8 】

50

また、図 5 4 に示すように、光学フィルタ 9 2 は、光プローブ 7 1 の例えば円形をなす先端面に対して、周方向を 4 等分した内の対向する 2 つの直角扇形の部分に照明光フィルタ 9 2 a を設けた構成となっている。ただし、このような 1 / 4 面ずつ交互に設けた構成の場合には、前記ライトガイド 8 4 の光出射端 8 4 b 及び前記イメージガイド 8 6 の光入射端 8 6 a も、光プローブ 7 1 の先端面に対して 1 / 4 面ずつ交互に配置されることになる。なお、このような構成においても、前記イメージガイド 8 6 の光入射端面（すなわち、光学フィルタ 9 2 の照明光フィルタ 9 2 a が設けられていない部分）に、図示はしないが、励起光カットフィルタを設けてもよい。

【 0 2 4 9 】

さらに、図 5 5 に示すように、光学フィルタ 9 3 は、照明光フィルタ 9 3 a と励起光カットフィルタ 9 3 b とを光プローブ 7 1 の先端面に対して半面ずつ設けた構成となっている。ただし、このような構成の場合には、前記ライトガイド 8 4 の光出射端 8 4 b 及び前記イメージガイド 8 6 の光入射端 8 6 a も、光プローブ 7 1 の先端面に対して半面ずつ配置されることになる。

【 0 2 5 0 】

そして、図 5 6 に示すように、光学フィルタ 9 4 は、光プローブ 7 1 の先端面に対して交互あるいは市松模様状に照明光フィルタ 9 4 a を設けた構成となっている。ただし、このような構成の場合には、前記ライトガイド 8 4 の光出射端 8 4 b と前記イメージガイド 8 6 の光入射端 8 6 a とは、交互にあるいは市松模様状に配置されることになる。なお、前記イメージガイド 8 6 の光入射端面に、図示はしないが、励起光カットフィルタを設けるようにしてもよい。

【 0 2 5 1 】

また、上記図 5 3 ~ 図 5 6 において説明した光学フィルタは、赤外蛍光観察と可視光蛍光観察との何れにも使用可能である。

【 0 2 5 2 】

[実施形態 7]

図 5 7 から図 6 0 は本発明の実施形態 7 に係り、図 5 7 は実施形態 7 の光イメージング装置を示す全体構成図、図 5 8 は図 5 7 に示した内視鏡の挿入部の先端部の要部拡大図、図 5 9 は図 5 8 に示した挿入部の先端部の正面図、図 6 0 はキャップをプローブ先端部に取り付けした光プローブ装置の全体構成図である。

【 0 2 5 3 】

この実施形態 7 は、挿入部の先端部に着脱自在に取り付け可能なキャップに、照明光フィルタを設けた構成となっている。それ以外の構成は上述した実施形態 1 とほぼ同様であるために説明を省略し、同一の構成には同一の符号を付して説明する。

【 0 2 5 4 】

図 5 7 ~ 図 5 9 に示すように、実施形態 7 の光イメージング装置 1 I は、内視鏡 2 I の挿入部 6 I の先端部 6 a に対して着脱自在に取り付け可能なキャップ 9 5 を有して構成されている。このキャップ 9 5 は、先端部 6 a に装着された際に前記内視鏡 2 I の照明レンズ 1 5 a , 1 5 b に対向する位置に、照明光フィルタ部としての照明光フィルタ 9 6 が設けられている。

【 0 2 5 5 】

より詳しくは、この照明光フィルタ 9 6 は、図 5 9 に示すように、受光口である対物レンズ 2 2 以外の部分を覆うように配置されている。そして、この照明光フィルタ 9 6 は、取得する蛍光画像（赤外蛍光画像または可視光蛍光画像）に応じて、上述した実施形態 1 ~ 5 において説明したのと同様なフィルタ特性を有するものとなっている。なお、キャップ本体 9 5 a は、遮光性の部材として構成されていてもよいし、透明な部材として構成されていても構わない。

【 0 2 5 6 】

また、光源装置 3 I は、導入光フィルタ部として干渉型フィルタ 5 8 I を備えている。この干渉型フィルタ 5 8 I は、取得する蛍光画像（赤外蛍光画像または可視光蛍光画像）

10

20

30

40

50

に応じて、上述した実施形態 1 ～ 5 において説明したのと同様なフィルタ特性を有するものとなっている。

【 0 2 5 7 】

これにより、白色光源 1 1 からの光は、可視光の波長帯域および励起光の波長帯域の光に帯域制限された後に、コンデンサレンズ 1 3 により集光されて、ライトガイド 7 , 8 の光入射端 7 a , 8 a に入射される。これらの光入射端 7 a , 8 a に入射された照明光は、ライトガイド 7 , 8 により各出射端に伝達（導光）される。これらライトガイド 7 , 8 の光出射端から出射される照明光は、各光出射端にそれぞれ対向する照明レンズ 1 5 a , 1 5 b を経て拡開し、前記キャップ 9 5 に設けられた照明光フィルタ 9 6 を介して、被検体 2 1 に照射される。

10

【 0 2 5 8 】

このとき、前記照明光フィルタ 9 6 は、内視鏡 2 I から被検体 2 1 に照射される光に対して励起光の波長帯域を透過し、照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光を遮光する。従って、照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光が遮光されるために、被検体 2 1 からの戻り光には反射光或いは励起光の照射に伴う蛍光が対物レンズ 2 2 から取り込まれることになる。

【 0 2 5 9 】

この被検体 2 1 からの戻り光は、前記対物レンズ 2 2 に入射され、ビームスプリッタ 2 3 により 2 つに分離される。このビームスプリッタ 2 3 により分離された光の内の、反射された光は可視光フィルタ 2 6 I を介して撮像部 2 4 に結像され、透過された光は励起光カットフィルタ 2 7 I を介して撮像部 2 5 に結像される。なお、前記可視光フィルタ 2 6 I または前記励起光カットフィルタ 2 7 I は、取得する蛍光画像（赤外蛍光画像または可視光蛍光画像）に応じて、上述した実施形態 1 ～ 5 において説明したのと同様なフィルタ特性を有するものとなっている。

20

【 0 2 6 0 】

撮像部 2 4 により受光した光の情報は、画像生成装置 4 I の通常画像処理回路 3 1 I 及び画像合成回路 3 3 I を経て、通常画像としてモニタ 5 I に出力される。また、撮像部 2 5 により受光した光の情報は、蛍光画像処理回路 3 2 I 及び画像合成回路 3 3 I を経て、蛍光画像としてモニタ 5 I に出力される。こうして、モニタ 5 I の表示画面には、通常画像 3 4 I と蛍光画像 3 5 I とが 1 つの表示画像として合成表示される。

30

【 0 2 6 1 】

なお、前記画像生成装置 4 I は、表示選択スイッチ 3 6 I の選択操作により、前記画像合成回路 3 3 I が合成処理をすることなくモニタ 5 I の表示画面に通常画像 3 4 I が表示される状態、前記画像合成回路 3 3 I が合成処理をすることなくモニタ 5 I の表示画面に蛍光画像 3 5 I が表示される状態、前記画像合成回路 3 3 I が合成処理を行ってモニタ 5 I の表示画面に通常画像 3 4 I と蛍光画像 3 5 I とが合成表示（あるいは、並べて表示）される状態、を切り替えることができるようにしてもよい。

【 0 2 6 2 】

この結果、実施形態 7 の光イメージング装置 1 I は、上述した実施形態 1 ～ 5 と同様の効果を奏することができるとともに、さらに、挿入部 6 I の先端部 6 a に前記キャップ 9 5 を取り付けるといった簡単な作業を行うだけで、内視鏡 2 I から被検体 2 1 に照射される光から照明光路由来の蛍光やラマン散乱光を低減（あるいは遮光）することができる。

40

【 0 2 6 3 】

また、実施形態 7 の光イメージング装置 1 I は、前記キャップ 9 5 が着脱自在であるために、取得する蛍光画像（赤外蛍光画像または可視光蛍光画像）に応じて種々の波長に対応する照明光フィルタ 9 6 を設けて用いることが可能である。

【 0 2 6 4 】

なお、上述したようなキャップは、上述した実施形態 6 において説明した光プローブ装置に用いるようにしてもよい。

【 0 2 6 5 】

50

すなわち、図 6 0 に示すように、光プローブ装置 7 0 B は、光プローブ 7 1 B の先端部に着脱自在に取り付け可能なキャップ 9 5 B を有して構成されている。このキャップ 9 5 B は、光プローブ 7 1 B の先端部に装着された際に前記ライトガイド 8 4 の光出射端 8 4 b に対向する位置に、上述した照明光フィルタ 8 5 に代えて、照明光フィルタ部としての照明光フィルタ 9 6 B が設けられている。

【 0 2 6 6 】

この照明光フィルタ 9 6 B は、前記ライトガイド 8 4 の光出射端 8 4 b を覆うようにリング状に形成されていて、取得する蛍光画像（赤外蛍光画像または可視光蛍光画像）に応じて上述した実施形態 1 ～ 5 において説明したのと同様なフィルタ特性を有するものとなっている。なお、この照明光フィルタ 9 6 B は、上述した実施形態 6 と同様な構成の光学

10

フィルタとして構成してもよい。それ以外の構成は、上述した実施形態 6 と同様な構成であるために説明を省略する。これにより、光プローブ装置 7 0 B は、照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光を遮光して低減することができる。

【 0 2 6 7 】

[実施形態 8]

図 6 1 は本発明の実施形態 8 の光イメージング装置を示す全体構成図である。

【 0 2 6 8 】

この実施形態 8 は、本発明を光走査型の光イメージング装置に適用したものとなっている。それ以外の構成は上述した実施形態 1 とほぼ同様であるために説明を省略し、同一の構成には同一の符号を付して説明する。

20

【 0 2 6 9 】

図 6 1 に示すように、実施形態 8 の光イメージング装置 1 J は、通常画像撮像用の撮像部 2 4 及び蛍光画像撮像用の撮像部 2 5 の代わりに通常画像用フォトダイオード 1 0 1 及び蛍光画像用フォトダイオード 1 0 2 を設けた光源装置 3 J と、この光源装置 3 J から延出する内視鏡 2 J と、を備えている。

【 0 2 7 0 】

前記内視鏡 2 J の挿入部 6 J には、前記光源装置 3 から供給される光を該挿入部 6 J の先端に導くライトガイド 8 J が挿通されている。このライトガイド 8 J は、シングルモード光ファイバ、マルチモード光ファイバの何れであってもよい。

【 0 2 7 1 】

30

前記光源装置 3 J 内に設けられた白色光源 1 1 からの光は、コリメータレンズ 1 2 J により略平行な光束にされた後に、干渉型フィルタ 5 8 J を介してコンデンサレンズ 1 3 J により集光され、前記ライトガイド 8 J の光入射端 8 a に入射される。この光入射端 8 a に入射された照明光は、ライトガイド 8 J によりその光出射端 8 b に伝達（導光）される。

【 0 2 7 2 】

ライトガイド 8 J から出射した照明光（励起光 + 白色光）は、リレーレンズ 4 7 J を介して、照明光フィルタ 5 2 J に入射する。この照明光フィルタ 5 2 J は、取得する蛍光画像（赤外蛍光画像または可視光蛍光画像）に応じて上述した実施形態 1 ～ 7 において説明したのと同様なフィルタ特性を有するものとなっている。

40

【 0 2 7 3 】

この照明光フィルタ 5 2 J を通過した光は、X 軸スキャンニングミラー 1 0 3 及び Y 軸スキャンニングミラー 1 0 4 により 2 次元走査される。ここに、前記 X 軸スキャンニングミラー 1 0 3 は、所定の軸を中心に回転するように構成されたものである。また、前記 Y 軸スキャンニングミラー 1 0 4 は、前記 X 軸スキャンニングミラー 1 0 3 の回転軸に直交する軸を中心に回転するように構成されたものである。これらのスキャンニングミラー 1 0 3 , 1 0 4 は、光源装置 3 J に設けられたスキャンミラーコントローラ 1 0 5 により制御されるようになっている。

【 0 2 7 4 】

X 軸スキャンニングミラー 1 0 3 及び Y 軸スキャンニングミラー 1 0 4 により 2 次元走

50

査された照明光（励起光＋白色光）は、ハーフミラー１１１を透過した後に、照明レンズを兼ねる対物レンズ２２Ｊから被検体２１に照射される。

【０２７５】

このような構成により、照明光（励起光＋白色光）は、自家蛍光成分を低減された後に、被検体２１上の所定の観察領域を２次元走査することになる。

【０２７６】

被検体２１からの戻り光（蛍光＋反射白色光）は、対物レンズ２２Ｊを介して、ハーフミラー１１１に入射する。このハーフミラー１１１により反射された戻り光は、さらにミラー１１２により反射された後に、内視鏡２Ｊの挿入部６Ｊ内に挿通されたイメージガイド１１３に導光される。なお、このイメージガイド１１３は、シングルモード光ファイバ、マルチモード光ファイバの何れであってもよい。このイメージガイド１１３は、一端が光源装置３Ｊ内まで挿通されており、この光源装置３Ｊ内において、前記通常画像用フォトダイオード１０１へ到る通常用分岐路１０６と、前記蛍光画像用フォトダイオード１０２へ到る蛍光用分岐路１０７と、に分岐している。こうして、イメージガイド１１３に入射した戻り光は、一部が通常用分岐路１０６の出射端へ、他の一部が蛍光用分岐路１０７の出射端へ、それぞれ導かれる。なお、上述したような構成により、前記ハーフミラー１１１および前記対物レンズ２２Ｊは、照明光学系と受光光学系とを兼ねたものとなっている。

【０２７７】

通常用分岐路１０６の出射端から出射された戻り光（蛍光＋反射白色光）は、コリメータレンズ１０８を介して前記通常画像用フォトダイオード１０１により受光され、その強度が電圧値に変換される。

【０２７８】

また、蛍光用分岐路１０７の出射端から出射された戻り光（蛍光＋反射白色光）は、コリメータレンズ１０９を介して前記蛍光画像用フォトダイオード１０２により受光され、その強度が電圧値に変換される。なお、これらコリメータレンズ１０９と蛍光画像用フォトダイオード１０２との間には、励起光カットフィルタ１１０が配置されている。この励起光カットフィルタ１１０は、取得する蛍光画像（赤外蛍光画像または可視光蛍光画像）に応じて、上述した実施形態１～７において説明したのと同様なフィルタ特性を有するものとなっている。

【０２７９】

前記通常画像用フォトダイオード１０１からの信号は、画像生成装置４Ｊに設けられた通常画像処理回路３１Ｊに入力される。また、前記蛍光画像用フォトダイオード１０２からの信号は、画像生成装置４Ｊに設けられた蛍光画像処理回路３２Ｊに入力される。これら通常画像用フォトダイオード１０１及び蛍光画像用フォトダイオード１０２からの信号に同期して、前記スキャンミラーコントローラ１０５は、前記Ｘ軸スキャンニングミラー１０３及び前記Ｙ軸スキャンニングミラー１０４のミラー角度情報を、前記通常画像処理回路３１Ｊ及び蛍光画像処理回路３２Ｊに送信するようになっている。

【０２８０】

前記通常画像処理回路３１Ｊ及び前記蛍光画像処理回路３２Ｊは、前記Ｘ軸スキャンニングミラー１０３及び前記Ｙ軸スキャンニングミラー１０４のミラー角度情報に応じて、それぞれ通常画像及び蛍光画像を生成する処理を行う。

【０２８１】

通常画像処理回路３１Ｊ及び蛍光画像処理回路３２Ｊにより、それぞれ生成された通常画像の画像信号（映像信号）と蛍光画像の画像信号（映像信号）とは、画像の合成を行う画像合成回路３３Ｊを経てモニタ５Ｊに出力される。これにより、モニタ５Ｊの表示面には、例えば通常画像３４Ｊと蛍光画像３５Ｊとが合成された状態で表示される。なお、蛍光画像３５Ｊ及び通常画像３４Ｊは、同一の走査手段であるＸ軸スキャンニングミラー１０３及びＹ軸スキャンニングミラー１０４により２次元走査されたものであるために、走査領域及び走査タイミングは同一である。従って、画像合成回路３３Ｊは、通常画像と蛍

10

20

30

40

50

光画像とを同一のタイミングで合成することができる。

【0282】

なお、前記画像生成装置4Jは、表示選択スイッチ36Jの選択操作により、前記画像合成回路33Jが合成処理をすることなくモニタ5Jの表示画面に通常画像34Jが表示される状態、前記画像合成回路33Jが合成処理をすることなくモニタ5Jの表示画面に蛍光画像35Jが表示される状態、前記画像合成回路33Jが合成処理を行ってモニタ5Jの表示画面に通常画像34Jと蛍光画像35Jとが合成表示（あるいは、並べて表示）される状態、を切り替えることができるようにしてもよい。

【0283】

また、上述では、照明光フィルタ52Jをリレーレンズ47JとX軸スキャンニングミラー103との間に配設したが、これに限るものではなく、照明光路上の、被検体からの戻り光が通過しない部分であれば、その他の部分に配設することも可能である。従って、ライトガイド8Jの光出射端8bからハーフミラー111の出射面よりも前ならば、適宜の位置に配設することが可能である。具体例としては、ハーフミラー111のY軸スキャンニングミラー104側の表面に光学薄膜を形成して、このハーフミラー111自体が照明光フィルタ52Jを兼用するように構成することも可能である。

【0284】

このように実施形態8の光イメージング装置1Jは、照明光路上の、被検体からの戻り光が通過しない部分に照明光フィルタ52Jを設けることにより、光走査型であっても上述した実施形態1～7と同様に、照明光路由来の蛍光又はラマン散乱光を低減することができ、ノイズ源となる光の発生を抑制することができる。

【0285】

[実験結果等]

次に、図62～図74を参照して、照明光路において発生する蛍光またはラマン散乱光などの様子と、照明光フィルタを用いたときの低減効果と、について説明する。ここに、図62は測定システムの構成の概要を示す図、図63は照明光フィルタを設けていない内視鏡の先端部の構成を示す断面図、図64は照明光フィルタを設けた内視鏡の先端部の構成を示す断面図、図65は照明光フィルタの構成を示す斜視図、図66は照明光フィルタと励起光フィルタと励起光カットフィルタとのフィルタ特性を示すグラフ、図67は照明光フィルタを設けていない内視鏡の照明光路を通過した光の帯域特性を示す図、図68は照明光フィルタを設けた内視鏡の照明光路を通過した光の帯域特性を示す図、図69は照明光フィルタを設けていない内視鏡により被検体を照明し撮像している様子を示す図、図70は照明光フィルタを設けた内視鏡により被検体を照明し撮像している様子を示す図、図71は照明光フィルタを設けていない内視鏡により被検体を照明し撮像して得られた画像を示す図、図72は照明光フィルタを設けた内視鏡により被検体を照明し撮像して得られた画像を示す図、図73は図71に示した画像における中央付近の縦線で示すラインの輝度分布を示す図、図74は図72に示した画像における中央付近の縦線で示すラインの輝度分布を示す図である。

【0286】

なお、ここでは内視鏡を例に挙げて実験結果について説明するが、この実験結果は光プローブにも同様に適用することができる。

【0287】

この測定システムは、検査対象の内視鏡122に照明光を供給する光源120と、内視鏡122から照射される照明光を、励起光カットフィルタ123を介して受光ファイバ124により受光し、受光した光を分光測定する分光測定器125と、を有して構成されている。ここに、前記光源120内には、励起光フィルタ121が設けられている。

【0288】

また、照明光フィルタを設けていない内視鏡122Aの先端部は、図63に示すように構成されている。すなわち、内視鏡122Aは、挿入軸に垂直な断面が例えば円形をなしており、この断面における中央部に、イメージガイド131が配設されている。このイメ

ーシガイド131は、遮光性の素材により形成された被覆134により、その周面を覆われている。また、このイメージガイド131の先端側には、対物光学系132が配設され、この対物光学系132の先端側にはさらにカバーガラス133が配設されている。また、上記被覆134の外周側には挿入軸に垂直な断面がリング状をなすように、ライトガイド136が配設されている。このライトガイド136は、外周側を遮光性の外皮135により被覆されるとともに、先端側を透光性の接着剤137により固定されている。

【0289】

一方、照明光フィルタを設けた内視鏡122Bの先端部は、図64に示すように構成されている。まず、イメージガイド131、対物光学系132、カバーガラス133、被覆134、外皮135、ライトガイド136、の構成は、図63に示した内視鏡122Aと同様である。そして、ライトガイド136の先端側には、透光性の接着剤141を介して照明光フィルタ142が接着されている。この照明光フィルタ142は、フィルタ基板143aと、このフィルタ基板143aの出射側端面に成膜された光学薄膜143bと、を含んで構成されたものである。照明光フィルタ142は、図65に示すように、被検体側から対物光学系132へ入射する光線を通させるための円形孔142aが設けられた、略リング状の形状のものとして形成されている。そして、この照明光フィルタ142の、内周側および外周側は、遮光用黑色接着剤144を介してこの内視鏡122Bに固定されている。

【0290】

次に、図66を参照して、図62に示したような測定システムに設けられた各光学フィルタの特性について説明する。

【0291】

この図66において、符号121cは、光源120内に設けられた励起光フィルタ121のフィルタ特性を示している。この励起光フィルタ121は、図示のように、近赤外光760～850nmの波長帯域を、OD値7～8程度低減（ほぼ実質的に遮光）するフィルタ特性のものとなっている。従って、内視鏡122に入射する光には、この波長帯域の光は実質的に含まれていないと考えてよい。

【0292】

また、符号123cは、内視鏡122から分光測定器125へ向かう光路上に設けられた励起光カットフィルタ123のフィルタ特性を示している。この励起光カットフィルタ123は、図示のように、可視光400～740nmの波長帯域をOD値7～8程度低減（ほぼ実質的に遮光）するフィルタ特性のものとなっている。従って、分光測定器125により測定される光には、この波長帯域の光は実質的に含まれていないと考えてよい。

【0293】

そして、符号142cは、内視鏡122の先端部に設けられた照明光フィルタ142のフィルタ特性を示している。この照明光フィルタ142のフィルタ特性は、光学薄膜143bの特性により760nm以上の近赤外光の波長帯域を、OD値3程度低減するフィルタ特性のものとなっている。

【0294】

このような構成の測定システムにより、図63に示したような照明光フィルタが設けられていない内視鏡122Aの照明光路を通過した光の帯域特性を測定して得られた結果が、図67に示すようなものとなる。

【0295】

図示のように、近赤外光760～850nmの波長帯域において、受光した光の強度にピークが見られる。この波長帯域の光は、光源120内において励起光フィルタ121により既に実質的な遮光が行われているために、この図67に示すピークは、照明光路に由来して発生した蛍光またはラマン散乱光である。

【0296】

これに対して、上記測定システムにより、図64および図65に示したような照明光フィルタ142を設けた内視鏡122Bの照明光路を通過した光の帯域特性を測定して得ら

10

20

30

40

50

れた結果が、図 6 8 に示すようなものとなる。

【 0 2 9 7 】

図 6 7 に示したような、近赤外光 7 6 0 ~ 8 5 0 n m の波長帯域における光の強度のピークは、この図 6 8 においては大幅に小さくなり、実質的に観測結果に影響を与えないレベルまで低減されていることが分かる。従って、照明光フィルタ 1 4 2 を設けることにより、照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光を、十分に効果的に低減することが可能であることが分かる。

【 0 2 9 8 】

次に、図 6 9 は、図 6 3 に示したような照明光フィルタが設けられていない内視鏡 1 2 2 A により、サンプルを照明し、さらに該サンプルの光学像をイメージガイド 1 3 1 を介して伝達して、撮像部で撮像して得られた画像の様子を示している。

10

【 0 2 9 9 】

また、図 7 0 は、図 6 4 および図 6 5 に示したような照明光フィルタ 1 4 2 を設けた内視鏡 1 2 2 B により、サンプルを照明し、さらに該サンプルの光学像をイメージガイド 1 3 1 を介して伝達して、撮像部で撮像して得られた画像の様子を示している。

【 0 3 0 0 】

ここに、図 6 9 および図 7 0 に示したような配置で撮像を行ったときの内視鏡 1 2 2 A , 1 2 2 B とサンプルとの位置関係は、リング状をなすライトガイド 1 3 6 の肉厚部分における中心と、イメージガイド 1 3 1 の中心と、の距離が約 0 . 3 m m 、内視鏡 1 2 2 A , 1 2 2 B の先端面とサンプルとの距離が約 1 ~ 1 . 5 m m となっている。また、サンプルとしては、蛍光色素を導入していないマウスの大腸内表面のほぼ平らな部分を用いている。

20

【 0 3 0 1 】

そして、図 7 1 は図 6 9 に示す構成で撮像された画像を、図 7 2 は図 7 0 に示す構成で撮像された画像を、それぞれ示している。

【 0 3 0 2 】

図 7 1 に示す画像は、照明光フィルタが設けられていない内視鏡 1 2 2 A を介して撮像されたものである。ここで、サンプルには蛍光色素が導入されていないために、このサンプルの光学像を撮像した場合に、本来であれば撮像部により蛍光が受光されることはないと考えられる。しかしながら、図 7 1 に示す画像には、像が現れていることがわかる。これは、上述したような照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光が、サンプルに照射される照明光に含まれ、サンプルにおいて反射された後に、撮像部によって受光されたためである。そして、画像中における特に輝度が高い部分は、正反射となっている部分である。この図 7 1 における中央やや左側の縦線に沿った輝度分布を示すのが図 7 3 である。図示のように、サンプルからの反射光の内の、正反射と推定される部分の輝度は、他の反射光部分の輝度よりも特段に高く（図 7 3 に示す輝度の指標において、例えば 6 0 ~ 1 2 0 程度）になっている。

30

【 0 3 0 3 】

一方、図 7 2 に示す画像は、照明光フィルタ 1 4 2 が設けられた内視鏡 1 2 2 B を介して撮像されたものであるために、サンプルに照射される照明光からは、上述したように照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光が取り除かれている。従って、図 7 2 に示す画像からは、図 7 1 に示した画像中の輝点が、ほとんどなくなっている。この図 7 2 における中央やや左側の縦線に沿った輝度分布を示すのが図 7 4 である。図示のように、画像中の輝点がほとんどなくなっている（図 7 4 に示す輝度の指標において、例えば 2 0 未満）ことが、この図 7 4 から裏付けられる。

40

【 0 3 0 4 】

こうして、特に正反射が生じ得る条件の下では、照明光フィルタ 1 4 2 を設けることにより、大きな効果が得られることが分かる。

【 0 3 0 5 】

続いて、図 7 5 ~ 図 7 7 を参照して、照明光フィルタの帯域特性をどのように設定する

50

かの幾つかの例について説明する。図 7 5 は被検体からの蛍光と自家蛍光との重なり部分を遮光するように照明光フィルタの帯域特性を設定した例を示すグラフ、図 7 6 は励起光カットフィルタの透過域と自家蛍光との重なり部分を遮光するように照明光フィルタの帯域特性を設定した例を示すグラフ、図 7 7 は励起光カットフィルタの透過域と被検体からの蛍光との重なり部分を遮光するように照明光フィルタの帯域特性を設定した例を示すグラフ、である。

【 0 3 0 6 】

まず、図 7 5 に示す照明光フィルタは、被検体からの蛍光と、自家蛍光と、の重なり部分を遮光するように帯域特性が設定されたものとなっている。そして、励起光と、照明光フィルタによっては遮光されない自家蛍光とを、他のフィルタによって遮光するように構成すれば、自家蛍光の影響を受けることなく、被検体からの蛍光のみを受光して撮像することが可能となる。

10

【 0 3 0 7 】

また、図 7 6 に示す例照明光フィルタは、励起光カットフィルタの透過域と、自家蛍光と、の重なり部分を遮光するように帯域特性が設定されたものとなっている。これにより、自家蛍光の影響を受けることなく、励起光カットフィルタの透過域における被検体からの蛍光のみを受光して撮像することが可能になる。

【 0 3 0 8 】

さらに、図 7 7 に示す照明光フィルタは、励起光カットフィルタの透過域と、被検体からの蛍光と、の重なり部分を遮光するように帯域特性が設定されたものとなっている。これにより、照明光における、励起光カットフィルタを介して撮像部により撮像される帯域の光には、被検体からの蛍光と同じ帯域の光が含まれていないことになる。こうして、被検体からの蛍光以外の光の影響を受けることなく、被検体からの蛍光のみを受光して撮像することが可能になる。

20

【 0 3 0 9 】

これら幾つかの例に示すように、照明光フィルタは、光源から伝達され該照明光フィルタに入射される光から、少なくとも蛍光画像撮像用の撮像部により撮像される光の帯域と重なる帯域の光を低減するように構成されている。

【 0 3 1 0 】

このように構成することにより、撮像部により撮像される蛍光画像に、照明光路由来の蛍光またはラマン散乱光が影響を及ぼすのを未然に防ぐことが可能となる。

30

【 0 3 1 1 】

なお、上述した各実施形態における内視鏡は、可撓性を有するいわゆる軟性鏡であっても構わないし、硬性鏡であってもよい。さらに、上述した内視鏡や光プローブは、医療用であってもよいが、動物用や工業用であっても構わない。

【 0 3 1 2 】

また、本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能であることは勿論である。従って、上述した各実施形態等を部分的に組み合わせる等して構成される実施形態も本発明に属する。

【 0 3 1 3 】

40

[付 記]

(付 記 1)

体腔内に挿入可能な挿入部と、
少なくとも励起光と一部の可視光帯域の光を含む光源からの光を体腔内の被検体に導く、前記挿入部内に設けた光伝達部と、
前記被検体からの戻り光を受光する、前記挿入部の先端部に設けた受光光学系と、
前記受光光学系によって受光した戻り光を検出する光検出部と、
前記光源から伝達されて前記被検体に出射されるまでの光路中に発生する蛍光または、ラマン散乱光を少なくとも低減する、前記光伝達部の経路中または光出射端に固定した照明光フィルタ部と、

50

を具備したことを特徴とする光イメージング装置。

【0314】

(付記2)

体腔内に挿入可能な挿入部と、

光源からの光を体腔内の被検体に導く、前記挿入部内に設けた光伝達部と、

前記被検体からの戻り光を受光する、前記挿入部の先端部に設けた受光光学系と、

前記受光光学系によって受光した戻り光を検出する光検出部と、

前記光源からの光を前記光伝達部に導入する照明光導入光学系と、

前記光源からの光に対して所定の波長帯域の光を遮光する、前記照明光導入光学系の内部に設けた導入光フィルタ部と、

10

前記光源から伝達されて前記被検体に出射されるまでの光に対して所定の波長帯域の光を遮光する、前記光伝達部の経路中または光出射端に設けた照明光フィルタ部と、

を具備したことを特徴とする光イメージング装置。

【0315】

(付記3)

体腔内に挿入可能な挿入部と、

光源からの光を体腔内の被検体に導く、前記挿入部内に設けた光伝達部と、

前記被検体からの戻り光を受光する、前記挿入部の先端部に設けた受光光学系と、

前記受光光学系によって受光した戻り光を検出する光検出部と、

前記挿入部の先端部に着脱自在なキャップと、

20

前記光源からの光を前記光伝達部に導入する照明光導入光学系と、

前記光源からの光に対して所定の波長帯域の光を遮光する、前記照明光導入光学系の内部に設けた導入光フィルタ部と、

前記光源から伝達されて前記被検体に出射されるまでの光に対して所定の波長帯域の光を遮光する、前記キャップに設けた照明光フィルタ部と、

を具備したことを特徴とする光イメージング装置。

【0316】

(付記4)

前記光伝達部は、前記光源からの光を前記挿入部の先端部に導く、前記挿入部内に設けた導光部と、この導光部によって導いた光を前記挿入部の先端部から出射する、前記挿入部の先端部に設けた照明光学系とを有することを特徴とする付記1～3のいずれか1つに記載の光イメージング装置。

30

【0317】

(付記5)

前記光源からの光を前記光伝達部に導入する照明光導入光学系を有し、この照明光導入光学系の内部に所定の波長帯域の光を遮光する導入光フィルタ部を設けたことを特徴とする付記1に記載の光イメージング装置。

【0318】

(付記6)

前記照明光フィルタ部は、前記光伝達部を構成している部材の内の、少なくとも一つの部材面上に形成した光学薄膜であることを特徴とする付記1または2に記載の光イメージング装置。

40

【0319】

(付記7)

前記受光光学系の内部または受光端面に、前記被検体からの戻り光の内の、所定の波長帯域の光を遮光する受光フィルタ部を設けたことを特徴とする付記1に記載の光イメージング装置。

【0320】

(付記8)

前記照明光フィルタ部は、透過帯域に可視光帯域を含むことを特徴とする付記2に記載

50

の光イメージング装置。

【0321】

(付記9)

前記照明光フィルタ部は、前記照明光学系の少なくとも一部を構成し、光吸収物質により形成した光吸収部材であることを特徴とする付記4に記載の光イメージング装置。

【0322】

[付記の追記]

1. 付記1または4において、

前記照明光フィルタ部は、少なくとも前記被検体内部の物質または前記被検体に注入された蛍光物質から蛍光を発生させるための蛍光波長帯域の光を透過する。

10

【0323】

2. 付記1または4において、

前記照明光フィルタ部は、近赤外光帯域の光を透過する。

【0324】

3. 付記1または4において、

前記照明光フィルタ部は、可視光帯域の少なくとも一部の波長帯域の光を遮光する。

【0325】

4. 付記1または4において、

前記画像生成部は、前記反射光撮像部からの信号に基づき、反射光画像を生成する反射光画像生成部と、前記蛍光撮像部からの信号に基づき、蛍光画像を生成する蛍光画像生成部とを有する。

20

【0326】

5. 付記2において、

前記照明光フィルタ部は、透過帯域が少なくとも可視光帯域を含む。

【0327】

6. 付記2において、

前記照明光フィルタ部は、近赤外光帯域の光を透過する。

【0328】

7. 付記2において、

前記照明光フィルタ部は、可視光帯域の少なくとも一部の波長帯域の光を遮光する。

30

【0329】

8. 付記3において、

前記キャップは、前記受光光学系によって受光される前記被検体からの戻り光の内の、所定の波長帯域の光を遮光する受光フィルタ部を有する。

【0330】

9. 付記1～4のいずれか1つにおいて、

前記撮像部は、前記被検体からの戻り光の内の、反射光を検出する反射光撮像部と、前記被検体からの蛍光を検出する蛍光撮像部とを有する。

【0331】

10. 付記1～4のいずれか1つにおいて、

前記挿入部は、内視鏡または内視鏡の処置具挿通用チャンネルに挿通可能な光プローブである。

40

【0332】

11. 付記1～4のいずれか1つにおいて、

前記照明光フィルタ部は、前記光源からの光によって、前記光源から前記導光部を経て前記照明光学系の先端面までの照明光路において発生する蛍光またはラマン散乱光の波長帯域を遮光する照明光路由来の遮光フィルタを有する。

【0333】

12. 付記6において、

前記導入光フィルタ部が遮光する波長帯域は、前記照明光フィルタ部が遮光する波長帯

50

域と略同一である。

【 0 3 3 4 】

1 3 . 付記 6 において、

前記照明光フィルタ部が遮光する波長帯域における最大の O D 値は、前記導入光フィルタ部が遮光する波長帯域における最大の O D 値より低い。

【 0 3 3 5 】

1 4 . 付記 6 において、

前記照明光フィルタ部が遮光する波長帯域における最大の O D 値は、4 以下である。

【 0 3 3 6 】

1 5 . 付記 6 において、

前記照明光フィルタ部が遮光する波長帯域は、前記導入光フィルタ部が遮光する波長帯域よりも狭帯域である。

【 0 3 3 7 】

1 6 . 付記 6 において、

前記導入光フィルタ部は、前記被検体から蛍光を発生させるための励起光を透過する励起光透過フィルタと、可視光帯域の少なくとも一部の波長帯域の光を透過する可視光透過フィルタとを有する。

【 0 3 3 8 】

1 7 . 付記 6 において、

前記導入光フィルタ部は、所定の波長帯域の光を吸収する吸収型フィルタを少なくとも有する。

【 0 3 3 9 】

1 8 . 付記 7 において、

前記導光部は、光ファイババンドルである。

【 0 3 4 0 】

1 9 . 付記 7 において、

前記光学薄膜は、複数の層から形成される誘電体薄膜層を含む。

【 0 3 4 1 】

2 0 . 付記 7 において、

前記光学薄膜は、所定の波長帯域の光を吸収する金属薄膜を含む。

【 0 3 4 2 】

2 1 . 付記 8 において、

前記受光フィルタ部の透過波長帯域は、前記照明光フィルタ部の透過波長帯域より長い。

【 0 3 4 3 】

2 2 . 付記 8 において、

前記照明光フィルタ部と前記受光フィルタ部とは、同一部材上に設けられている。

【 0 3 4 4 】

2 3 . 付記 8 において、

前記受光フィルタ部は、前記被検体から発生した蛍光のみを透過する。

【 0 3 4 5 】

2 4 . 付記 8 において、

前記受光フィルタ部は、近赤外光帯域の光を透過する。

【 0 3 4 6 】

2 5 . 付記 9 において、

前記照明光フィルタ部は、近赤外光帯域の光を透過する。

【 0 3 4 7 】

2 6 . 付記の追記 4 において、

前記画像生成部は、前記反射光画像と蛍光画像とを合成する画像合成部を有する。

【 0 3 4 8 】

10

20

30

40

50

27．付記の追記4において、

前記画像生成部は、前記照明光フィルタが遮光する波長特性の情報を記録する照明光フィルタ情報記録部と、

前記照明光フィルタ情報記録部からの情報に基づき、前記反射光画像生成部によって生成された反射光画像に補正をかける画像補正部を有する。

【0349】

28．付記の追記6において、

前記照明光フィルタ部は、波長帯域650～900nmの内の、少なくとも一部の波長帯域の光を透過する。

【0350】

10

29．付記の追記10において、

前記照明光フィルタ部は、前記照明光路において発生する蛍光またはラマン散乱光よりも短い波長の光を透過する短波長透過フィルタにより形成される。

【0351】

30．付記の追記24において、

前記受光フィルタ部は、波長帯域700～900nmの内の少なくとも一部の波長帯域の光の光を透過する。

【0352】

31．付記の追記25において、

前記照明光フィルタ部は、波長帯域650～900nmの内の、少なくとも一部の波長帯域の光を透過する。

20

【0353】

32．付記の追記25において、

前記照明光フィルタ部は、可視光帯域の少なくとも一部の波長帯域の光を透過する。

【産業上の利用可能性】

【0354】

本発明は、励起光を照射して被検体からの蛍光を受光する蛍光観察を行うことが可能な光イメージング装置に好適に利用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0355】

30

【図1】実施形態1の光イメージング装置を示す全体構成図。

【図2】図1に示した内視鏡の挿入部の先端部の要部拡大図。

【図3】図2のライトガイドを伝達して照明レンズに入射した光の波長特性を示すグラフ。

【図4】図2の照明光フィルタのフィルタ特性を示すグラフ。

【図5】図2の照明光フィルタを透過して被検体に照射される光の波長特性を示すグラフ。

【図6】図2の被検体からの戻り光の波長特性を示すグラフ。

【図7】図2の励起光カットフィルタのフィルタ特性を示すグラフ。

【図8】図2の励起光カットフィルタを透過した光の波長特性を示すグラフ。

40

【図9】図3～図8のグラフを1つにまとめた波長特性を示すグラフ。

【図10】図9に対して照明光路由来の蛍光の代わりに照明光路由来のラマン散乱光を加えた波長特性を示すグラフ。

【図11】実施形態2の光イメージング装置を示す全体構成図。

【図12】図11の光イメージング装置の波長特性を示すグラフ。

【図13】実施形態3の光イメージング装置を示す全体構成図。

【図14】図13の励起光フィルタのフィルタ特性を示すグラフ。

【図15】図13の励起光フィルタを透過した光の波長特性を示すグラフ。

【図16】図13のRGBフィルタのフィルタ特性を示すグラフ。

【図17】図13のライトガイドを伝達して照明光学系に入射した光の波長特性を示すグ

50

ラフ。

【図 18】図 13 の照明光フィルタのフィルタ特性を示すグラフ。

【図 19】図 13 の照明光フィルタを透過した光の波長特性を示すグラフ。

【図 20】図 13 の励起光カットフィルタのフィルタ特性を示すグラフ。

【図 21】図 13 の励起光カットフィルタを透過した光の波長特性を示すグラフ。

【図 22】図 14 ~ 図 15 及び図 17 ~ 図 21 のグラフを 1 つにまとめた波長特性を示すグラフ。

【図 23】OD 値が高くエッジが急峻な照明光フィルタのフィルタ特性を示すグラフ。

【図 24】OD 値が低くエッジが緩やかな照明光フィルタのフィルタ特性を示すグラフ。

【図 25】図 13 の挿入部の変形例を示す要部拡大図。

【図 26】短波長透過フィルタ（ショートウエーブパスフィルタ）のフィルタ特性を示すグラフ。

【図 27】実施形態 4 の光イメージング装置を示す全体構成図。

【図 28】図 27 の励起光フィルタ及び励起光カットフィルタのフィルタ特性を示すグラフ。

【図 29】図 27 の照明光フィルタのフィルタ特性を示すグラフ。

【図 30】被検体からの反射可視光の本来のスペクトルを示すグラフ。

【図 31】図 30 のグラフに対して撮像部が受光する被検体からの反射可視光のスペクトルを示すグラフ。

【図 32】図 31 のグラフに対して減衰した波長帯域 500 ~ 550 nm のスペクトルを増幅する補正処理を施した反射可視光のスペクトルを示すグラフ。

【図 33】G（緑）の波長帯域である 500 ~ 570 nm の内の、波長帯域 500 ~ 550 nm 付近を OD 値 2 ~ 3 程度遮光している照明光フィルタのフィルタ特性を示すグラフ。

【図 34】G 信号のみを増幅する画像補正回路を備えた画像生成装置の構成を示すブロック図。

【図 35】図 27 の変形例を示す光イメージング装置の全体構成図。

【図 36】実施形態 5 の光イメージング装置を示す全体構成図。

【図 37】照明光フィルタの第 1 の変形例を示す図。

【図 38】照明光フィルタの第 2 の変形例を示す図。

【図 39】照明光フィルタの第 3 の変形例を示す図。

【図 40】照明光フィルタの第 4 の変形例を示す図。

【図 41】照明光フィルタの第 5 の変形例を示す図。

【図 42】照明光フィルタの第 6 の変形例を示す図。

【図 43】照明光フィルタの第 7 の変形例を示す図。

【図 44】照明光フィルタの第 8 の変形例を示す図。

【図 45】図 44 の第 1 干渉型フィルタのフィルタ特性を示すグラフ。

【図 46】図 44 の第 2 干渉型フィルタのフィルタ特性を示すグラフ。

【図 47】照明光フィルタの第 9 の変形例を示す図。

【図 48】図 47 の吸収型フィルタの第 1 の構成を示す図。

【図 49】図 47 の吸収型フィルタの第 2 の構成を示す図。

【図 50】照明光フィルタの第 10 の変形例を示す図。

【図 51】実施形態 6 の光イメージング装置を構成する光プローブ装置の全体構成図。

【図 52】図 51 の照明光フィルタの変形例を示す図。

【図 53】光学フィルタの第 1 の変形例を示す図。

【図 54】光学フィルタの第 2 の変形例を示す図。

【図 55】光学フィルタの第 3 の変形例を示す図。

【図 56】光学フィルタの第 4 の変形例を示す図。

【図 57】実施形態 7 の光イメージング装置を示す全体構成図。

【図 58】図 57 に示した内視鏡の挿入部の先端部の要部拡大図。

10

20

30

40

50

【図 5 9】図 5 8 に示した挿入部の先端部の正面図。

【図 6 0】キャップをプローブ先端部に取り付けた光プローブ装置の全体構成図。

【図 6 1】実施形態 8 の光イメージング装置を示す全体構成図。

【図 6 2】各実施形態に係り、測定システムの構成の概要を示す図。

【図 6 3】各実施形態に係り、照明光フィルタを設けていない内視鏡の先端部の構成を示す断面図。

【図 6 4】各実施形態に係り、照明光フィルタを設けた内視鏡の先端部の構成を示す断面図。

【図 6 5】各実施形態に係り、照明光フィルタの構成を示す斜視図。

【図 6 6】各実施形態に係り、照明光フィルタと励起光フィルタと励起光カットフィルタとのフィルタ特性を示すグラフ。

【図 6 7】各実施形態に係り、照明光フィルタを設けていない内視鏡の照明光路を通過した光の帯域特性を示す図。

【図 6 8】各実施形態に係り、照明光フィルタを設けた内視鏡の照明光路を通過した光の帯域特性を示す図。

【図 6 9】各実施形態に係り、照明光フィルタを設けていない内視鏡により被検体を照明し撮像している様子を示す図。

【図 7 0】各実施形態に係り、照明光フィルタを設けた内視鏡により被検体を照明し撮像している様子を示す図。

【図 7 1】各実施形態に係り、照明光フィルタを設けていない内視鏡により被検体を照明し撮像して得られた画像を示す図。

【図 7 2】各実施形態に係り、照明光フィルタを設けた内視鏡により被検体を照明し撮像して得られた画像を示す図。

【図 7 3】図 7 1 に示した画像における中央付近の縦線で示すラインの輝度分布を示す図。

【図 7 4】図 7 2 に示した画像における中央付近の縦線で示すラインの輝度分布を示す図。

【図 7 5】各実施形態に係り、被検体からの蛍光と自家蛍光との重なり部分を遮光するように照明光フィルタの帯域特性を設定した例を示すグラフ。

【図 7 6】各実施形態に係り、励起光カットフィルタの透過域と自家蛍光との重なり部分を遮光するように照明光フィルタの帯域特性を設定した例を示すグラフ。

【図 7 7】各実施形態に係り、励起光カットフィルタの透過域と被検体からの蛍光との重なり部分を遮光するように照明光フィルタの帯域特性を設定した例を示すグラフ。

【符号の説明】

【 0 3 5 6 】

1 ... 光イメージング装置

2 ... 内視鏡

3 ... 光源装置

4 ... 画像生成装置

5 ... モニタ

6 ... 挿入部

6 a ... 先端部

7 , 8 ... ライトガイド

1 1 ... 白色光源

1 4 a , 1 4 b ... 照明窓

1 5 a , 1 5 b ... 照明レンズ

2 1 ... 被検体

2 2 ... 対物レンズ

2 3 ... ビームスプリッタ

2 4 , 2 5 ... 撮像部

10

20

30

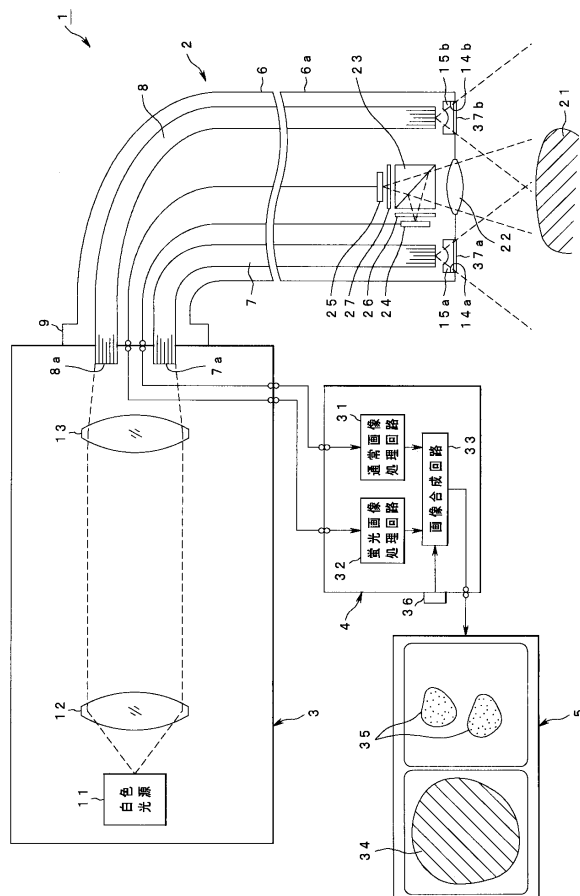
40

50

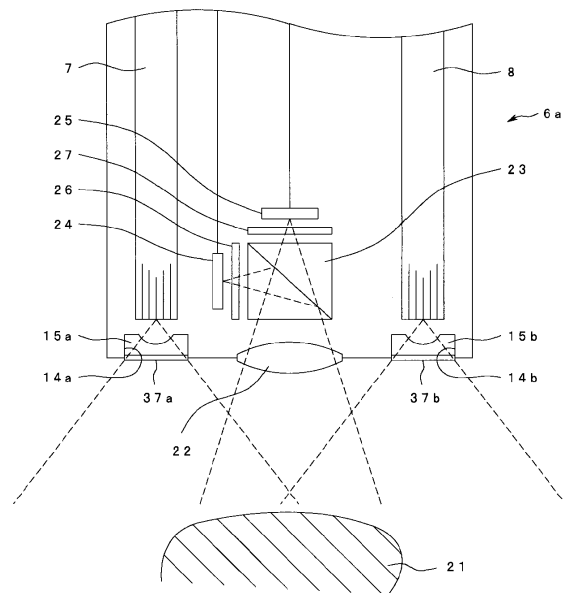
- 2 6 ... 可視光フィルタ
- 2 7 ... 励起光カットフィルタ
- 3 1 ... 通常画像処理回路
- 3 2 ... 蛍光画像処理回路
- 3 3 ... 画像合成回路
- 3 4 ... 通常画像
- 3 5 ... 蛍光画像
- 3 7 a , 3 7 b ... 照明光フィルタ
- 5 0 ... 励起光フィルタ
- 5 8 ... 干渉型フィルタ
- 6 1 ... 干渉型フィルタ
- 6 2 ... 吸収型フィルタ
- 6 7 c ... 吸収型フィルタ
- 6 8 c ... 吸収型フィルタ
- 7 0 ... 光プローブ装置
- 7 1 ... 光プローブ
- 7 2 ... 光源装置
- 7 3 ... 撮像装置
- 9 5 ... キャップ

10

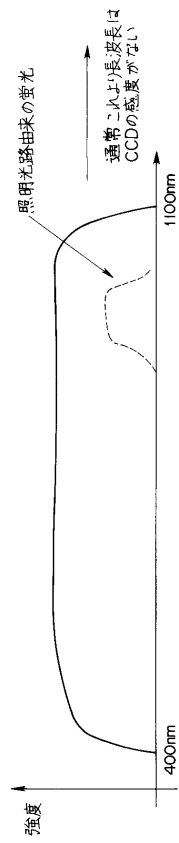
【図 1】



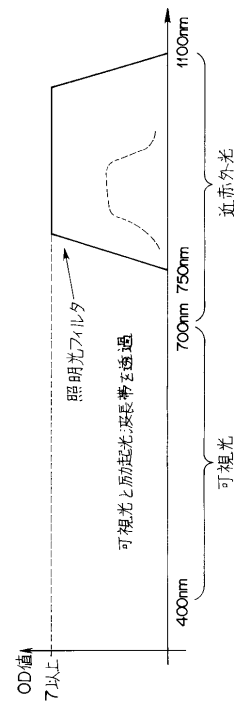
【図 2】



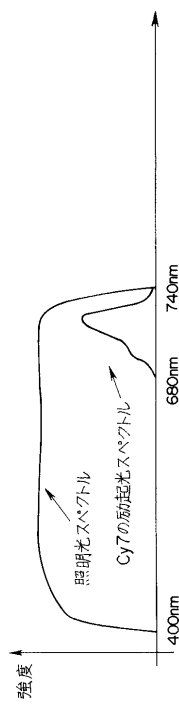
【図 3】



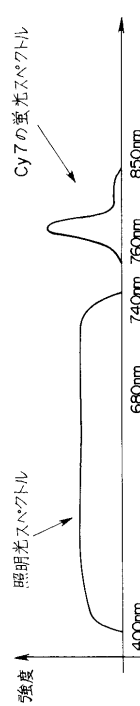
【図 4】



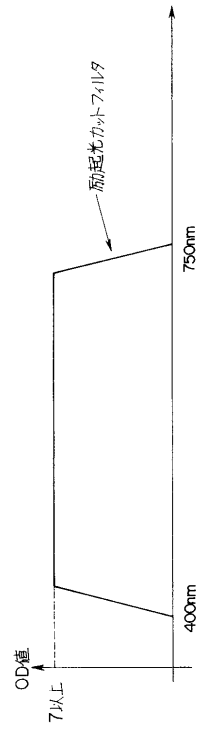
【図 5】



【図 6】



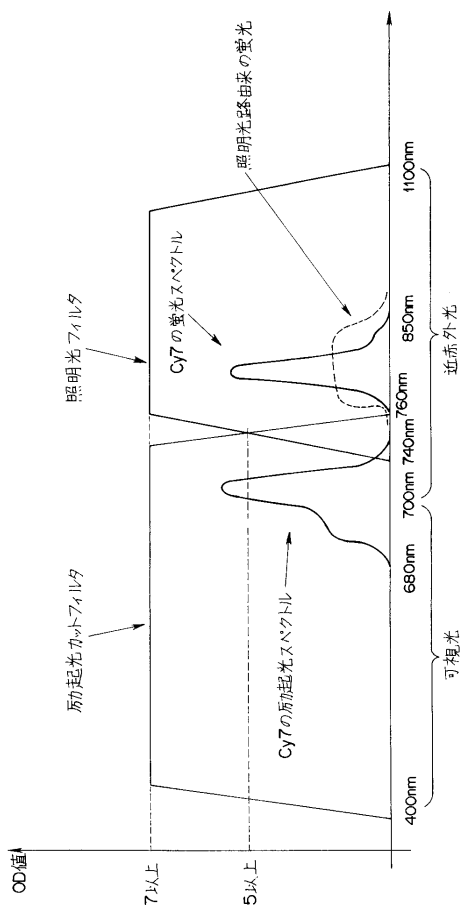
【図 7】



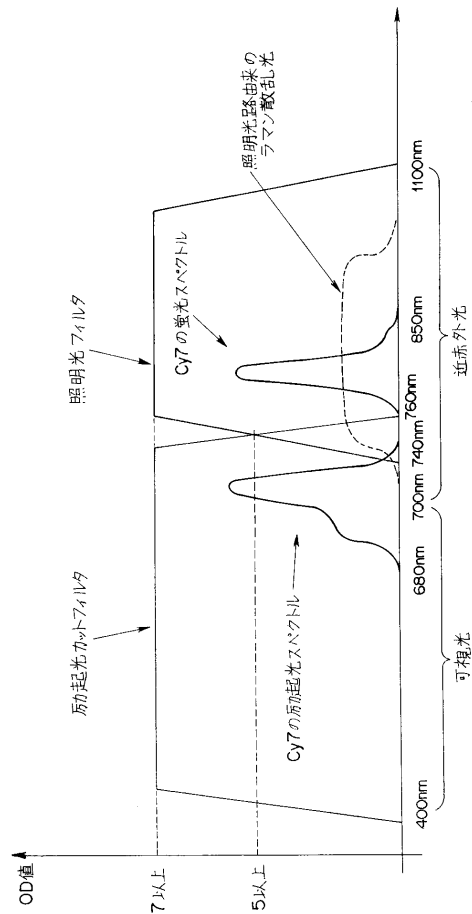
【図 8】



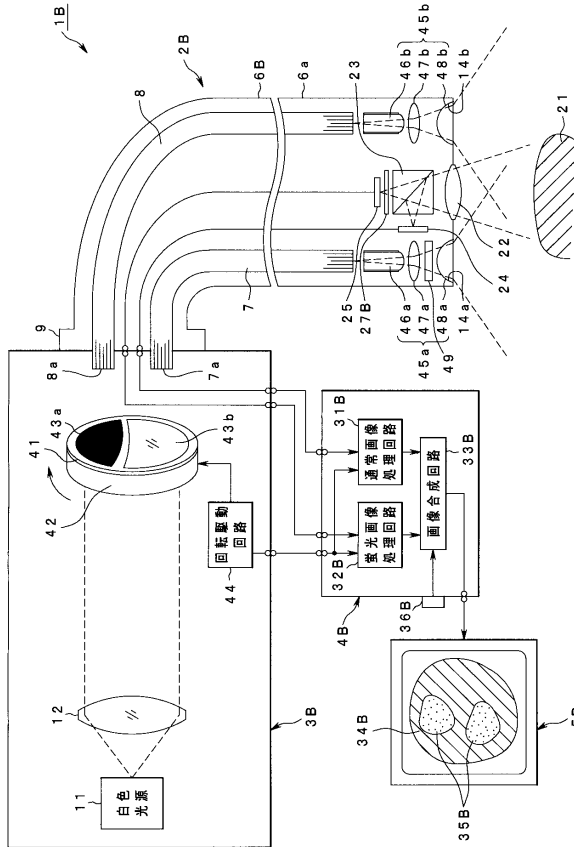
【図 9】



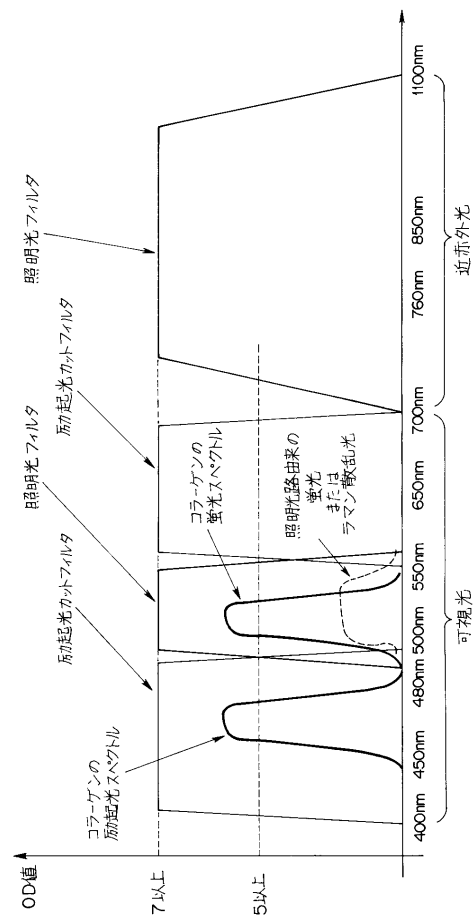
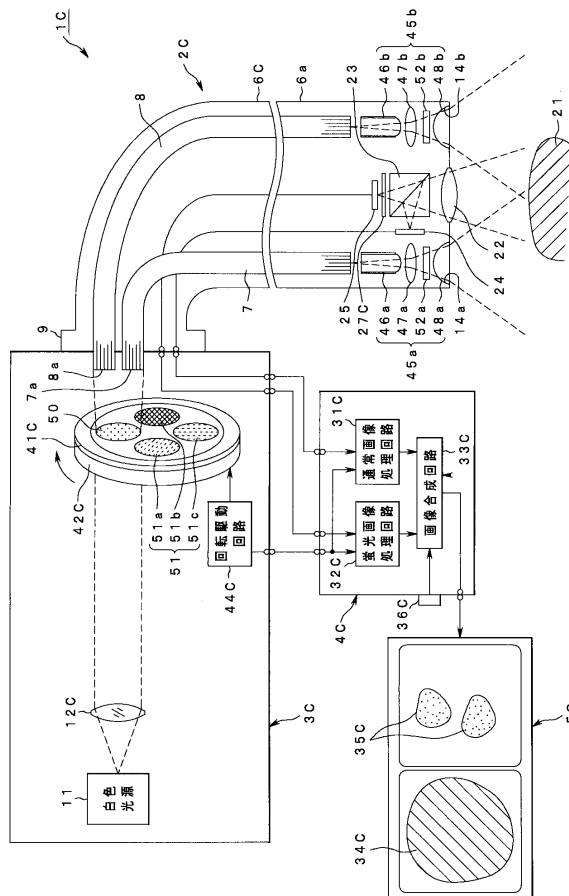
【図 10】



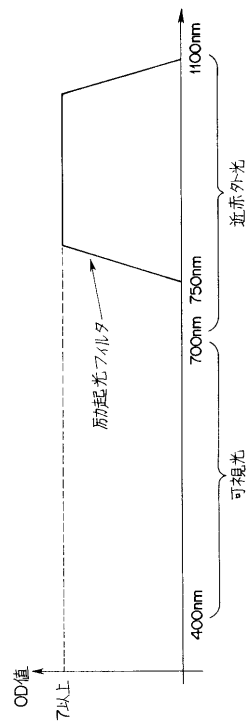
【 図 1 2 】



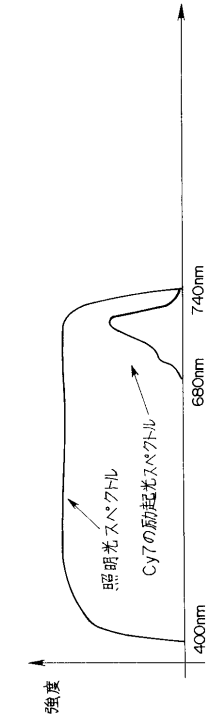
【 図 1 3 】



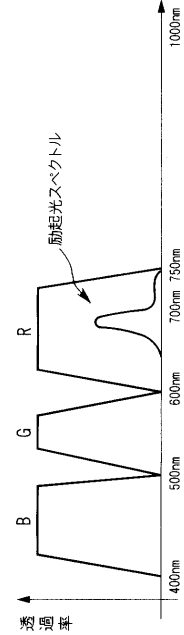
【 図 1 4 】



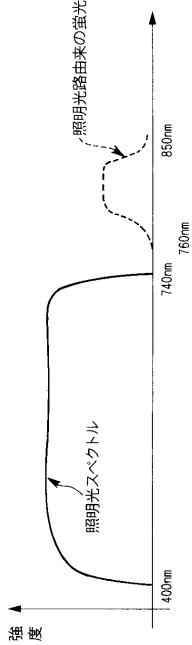
【図 15】



【図 16】



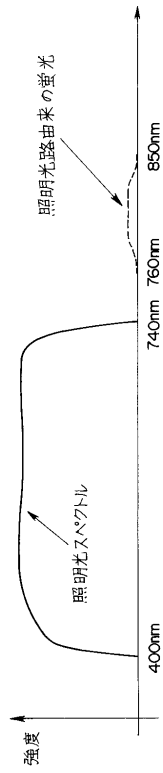
【図 17】



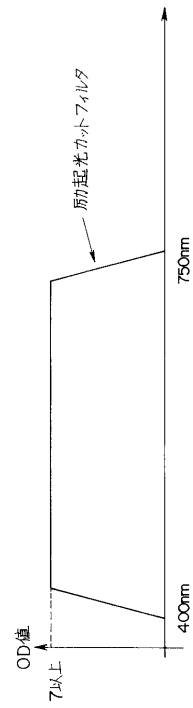
【図 18】



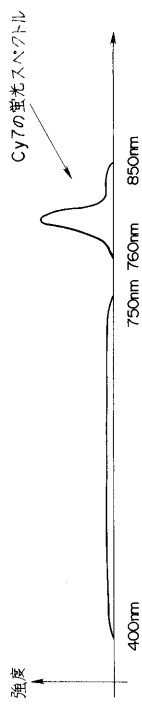
【図 19】



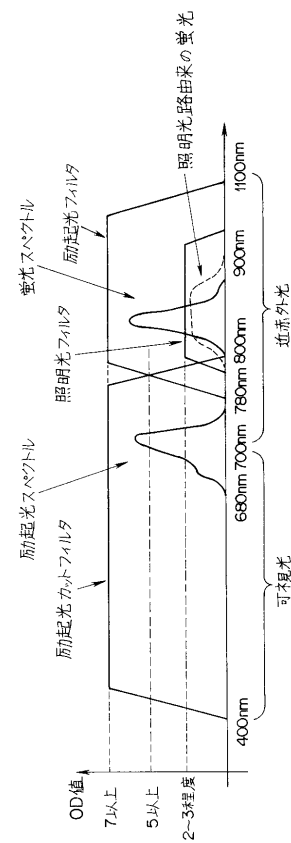
【図 20】



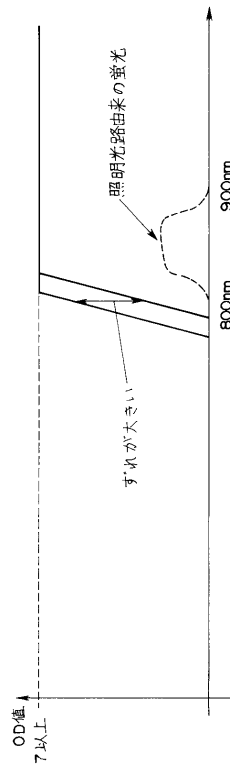
【図 21】



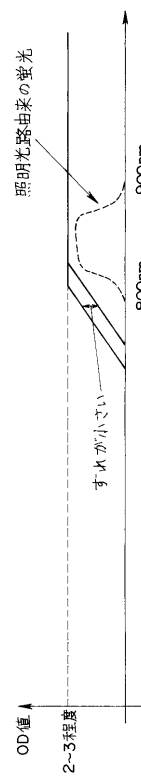
【図 22】



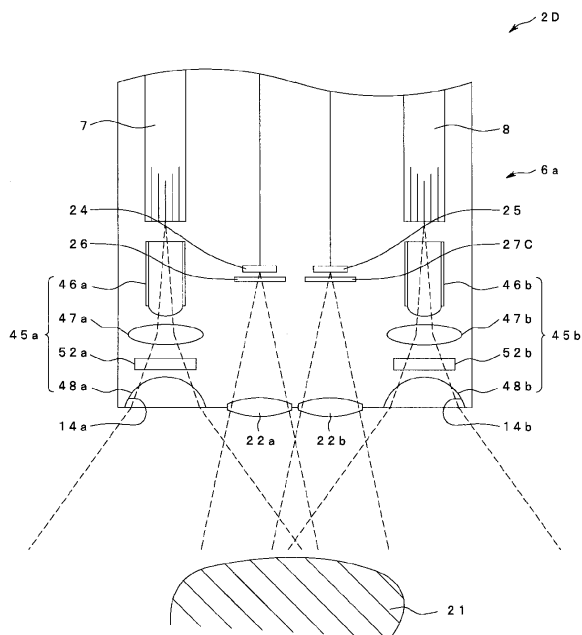
【図 23】



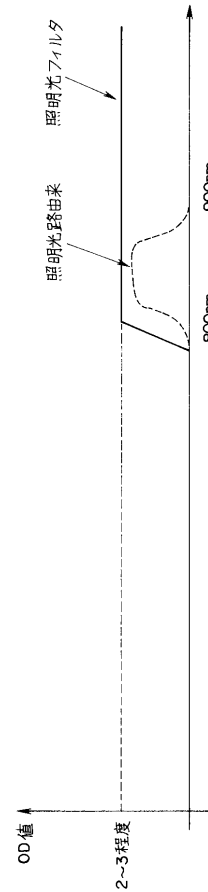
【図 24】



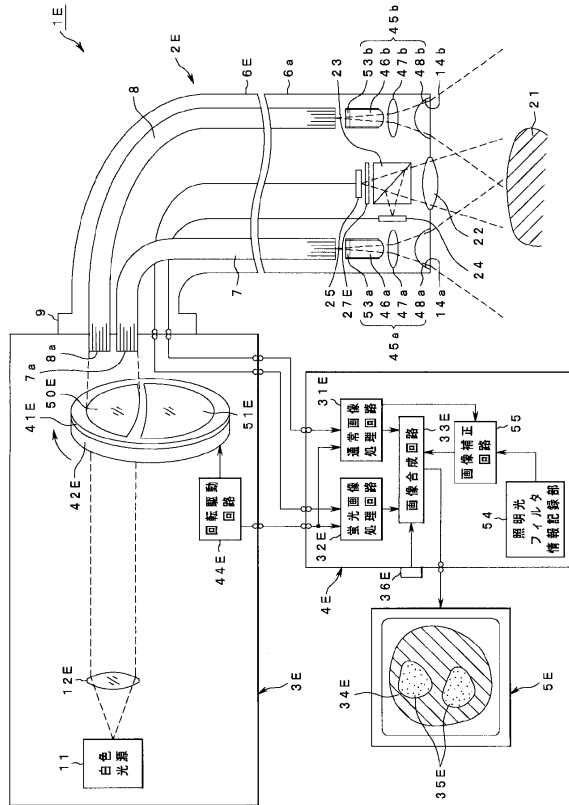
【図 25】



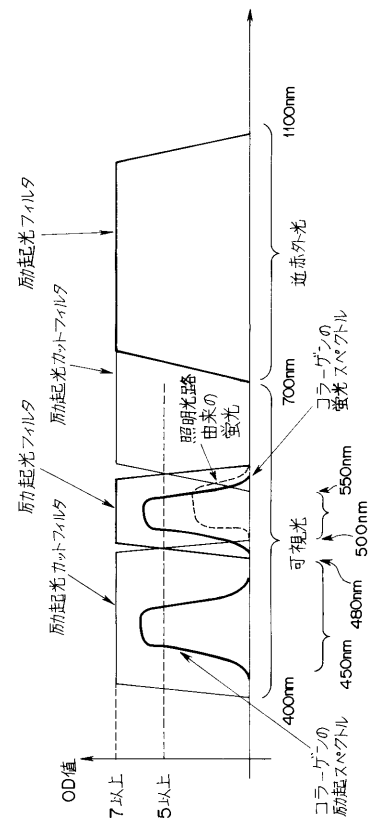
【図 26】



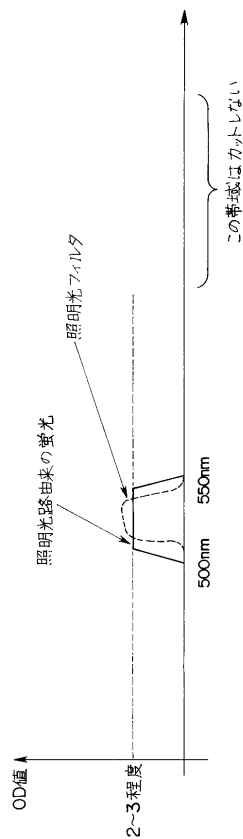
【図 27】



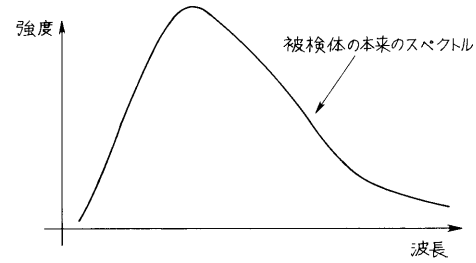
【図 28】



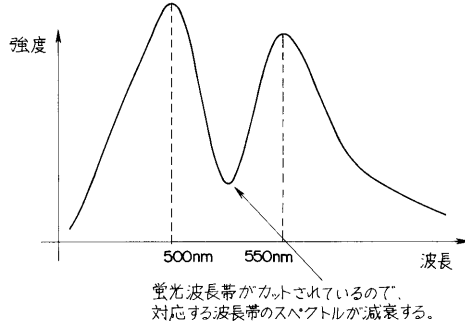
【図 29】



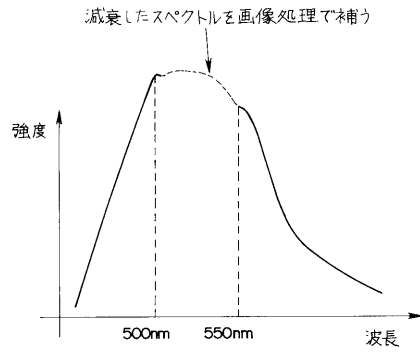
【図 30】



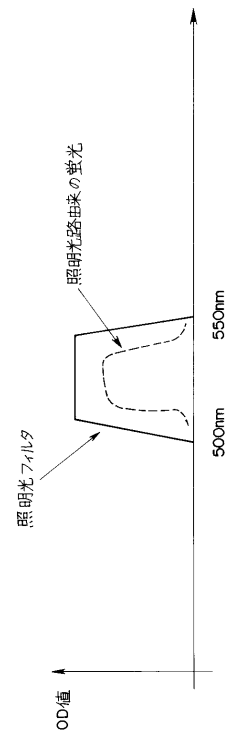
【図 31】



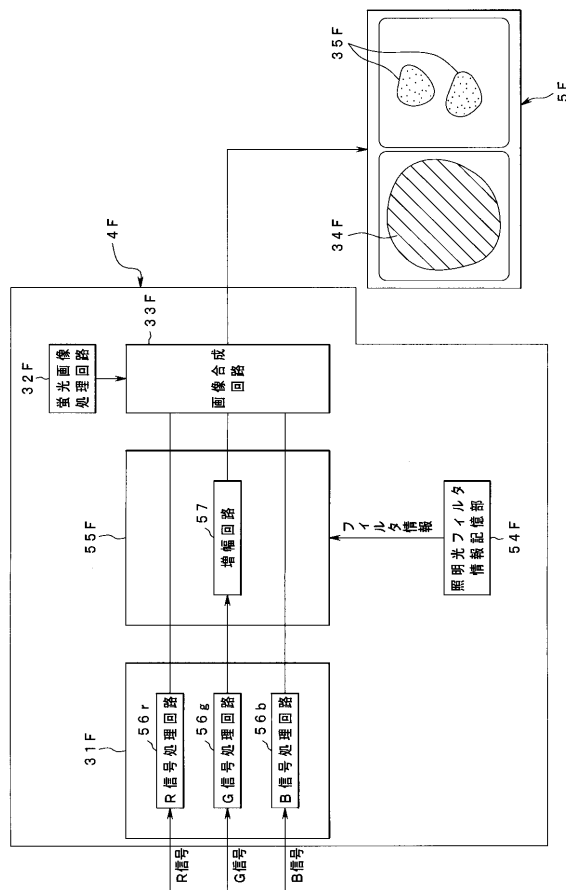
【図 3 2】



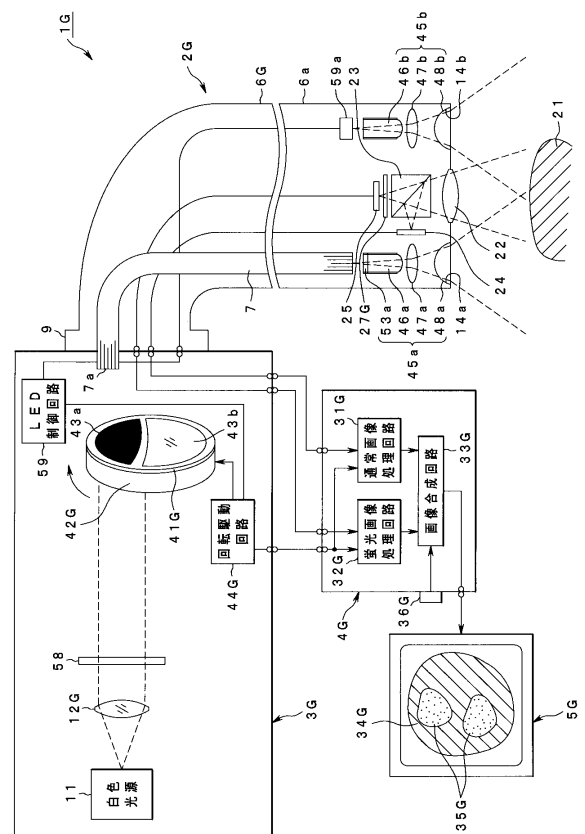
【図 3 3】



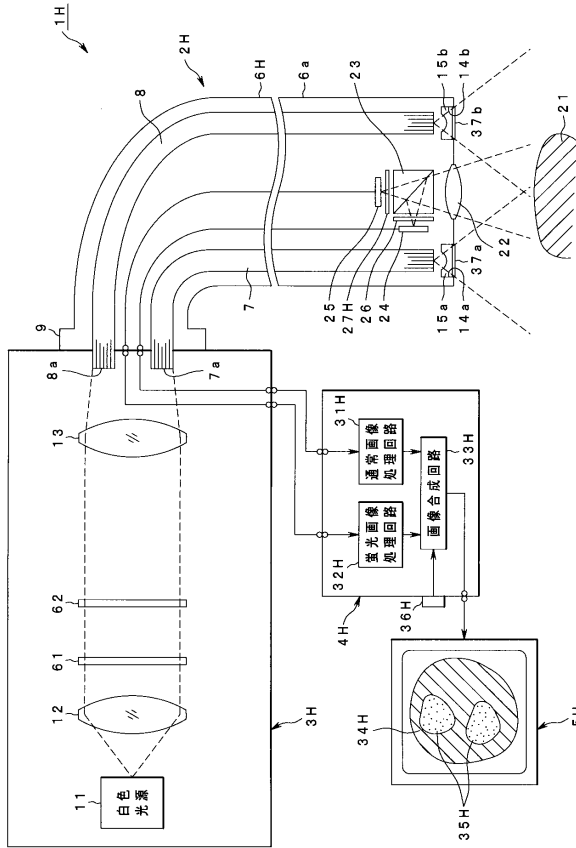
【図 3 4】



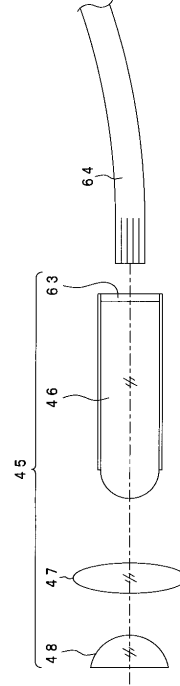
【図 3 5】



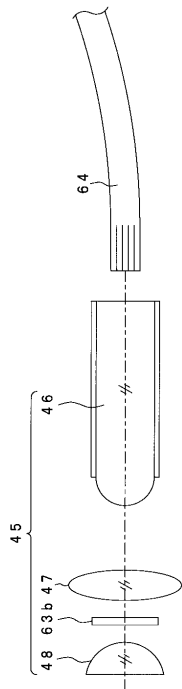
【図 36】



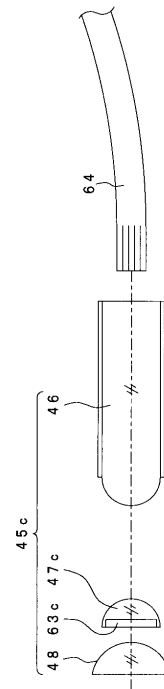
【図 37】



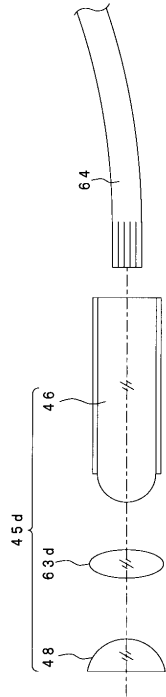
【図 38】



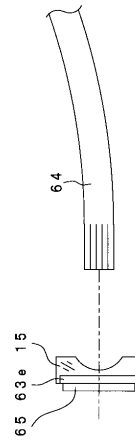
【図 39】



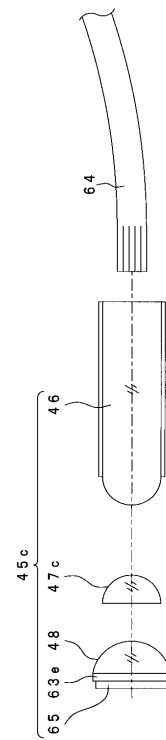
【図 40】



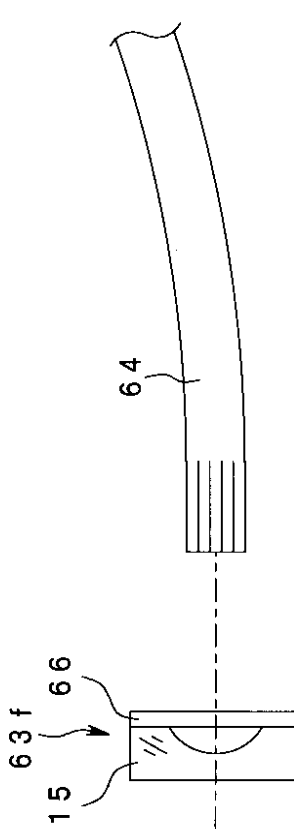
【図 41】



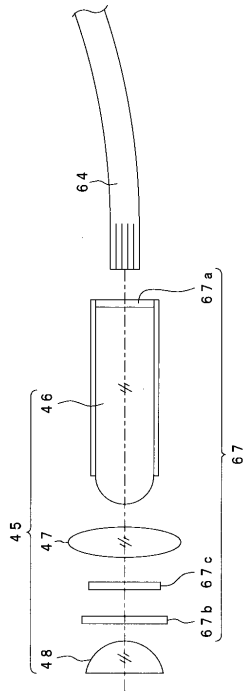
【図 42】



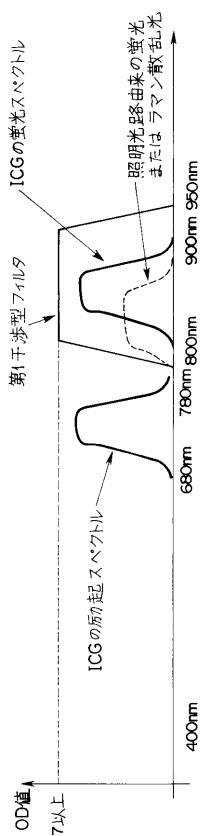
【図 43】



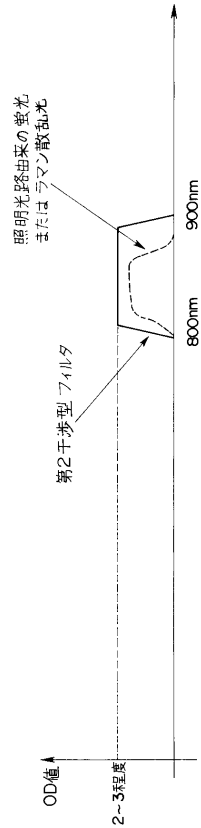
【図 4 4】



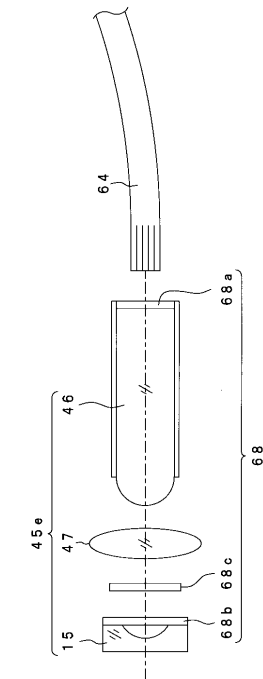
【図 4 5】



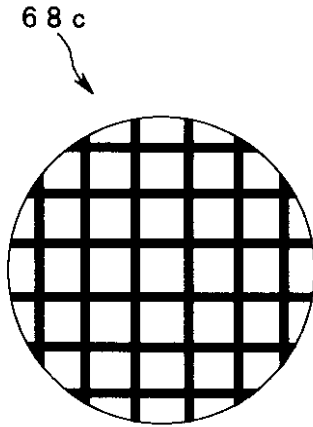
【図 4 6】



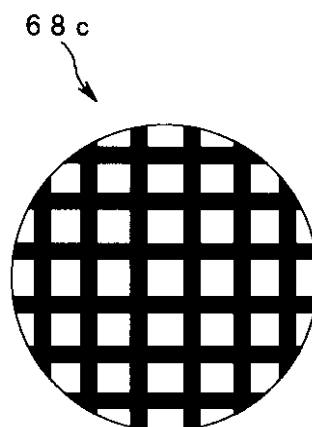
【図 4 7】



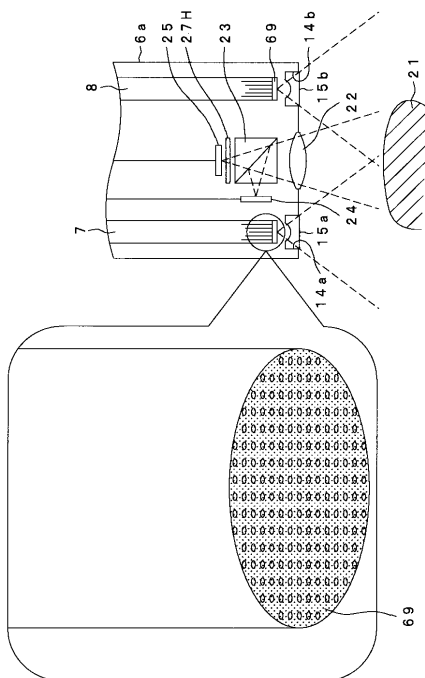
【図48】



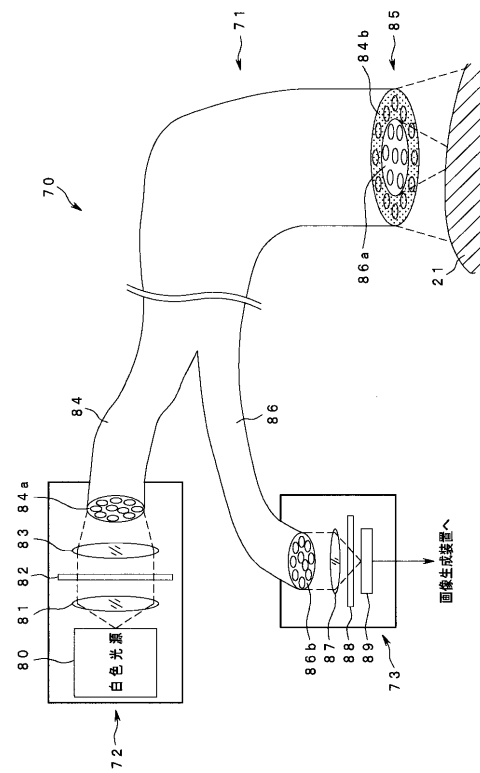
【図49】



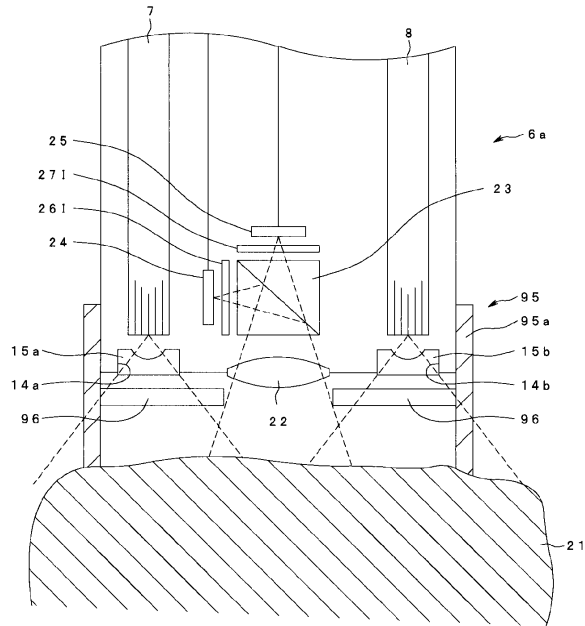
【図50】



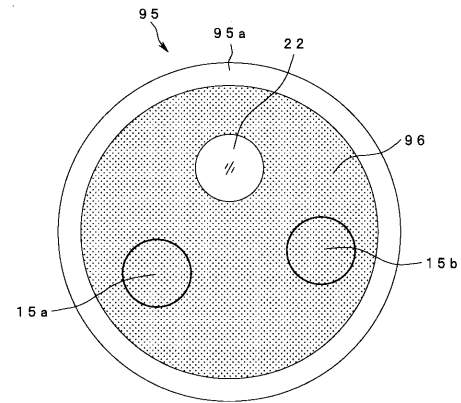
【図51】



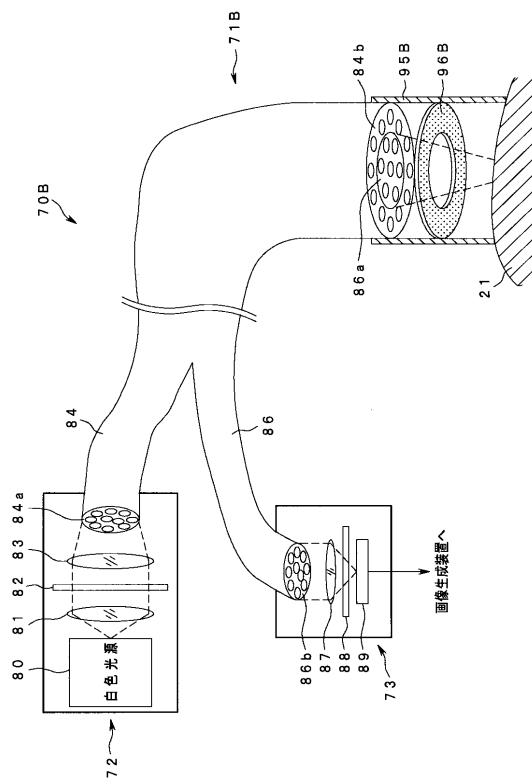
【 図 5 8 】



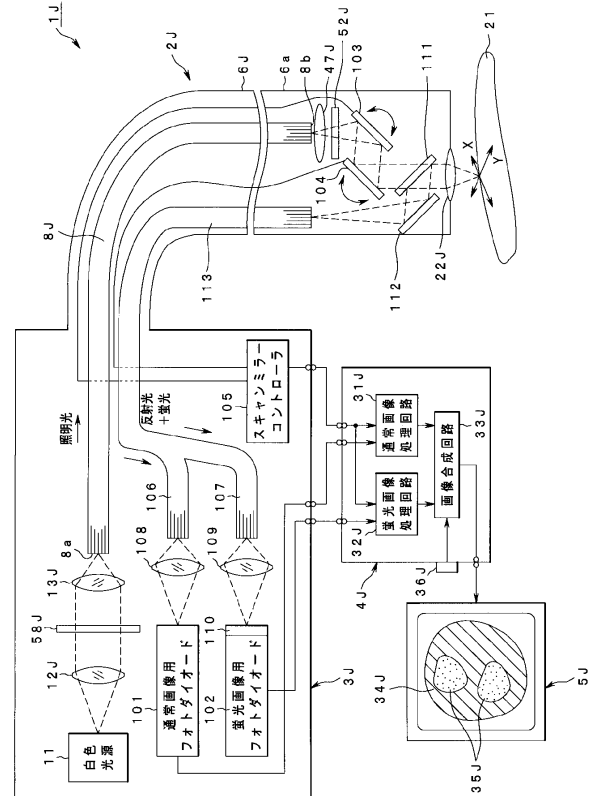
【 図 5 9 】



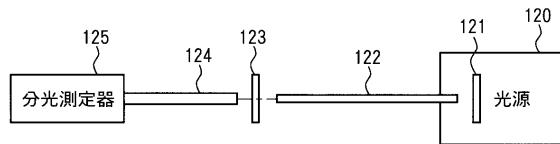
【 図 6 0 】



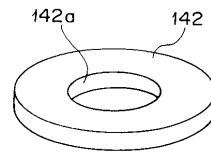
【 図 6 1 】



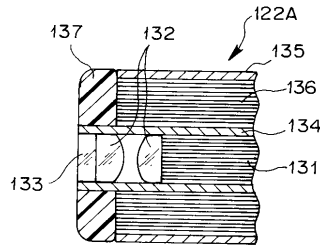
【図 6 2】



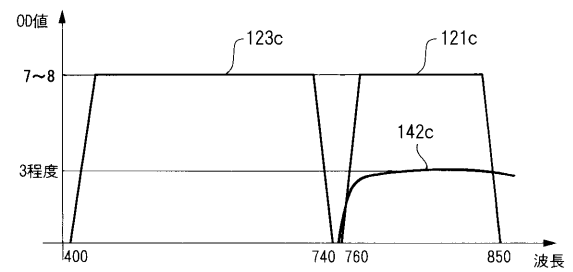
【図 6 5】



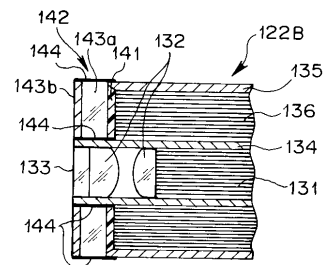
【図 6 3】



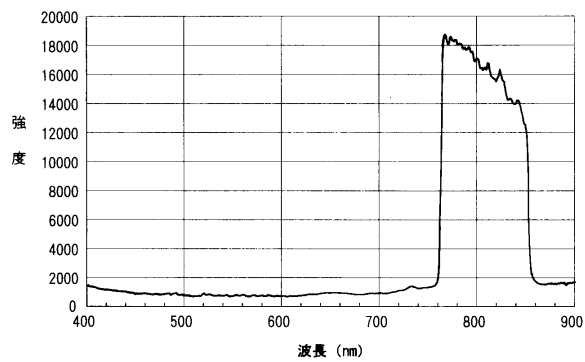
【図 6 6】



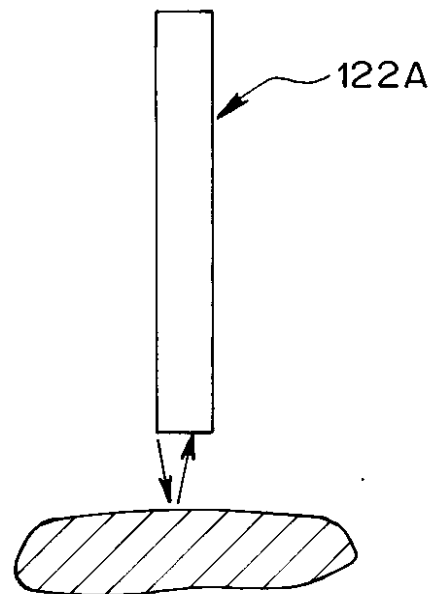
【図 6 4】



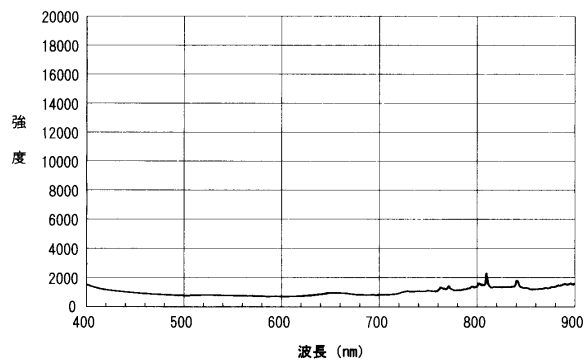
【図 6 7】



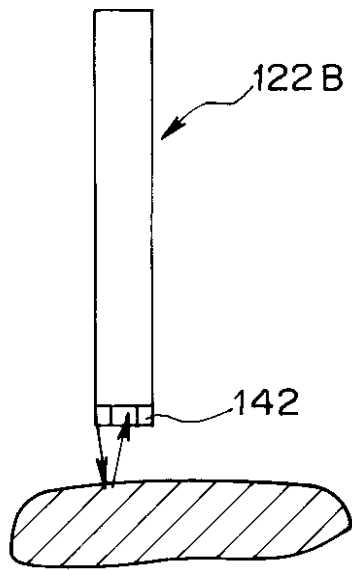
【図 6 9】



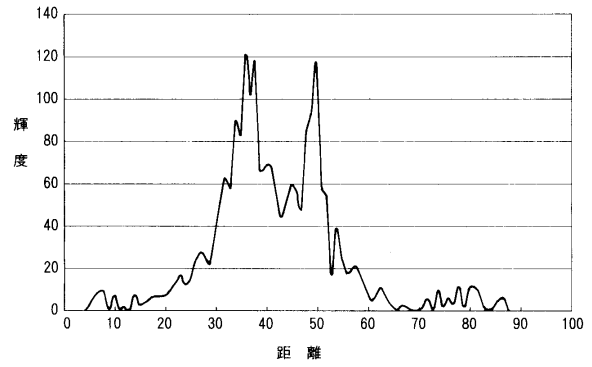
【図 6 8】



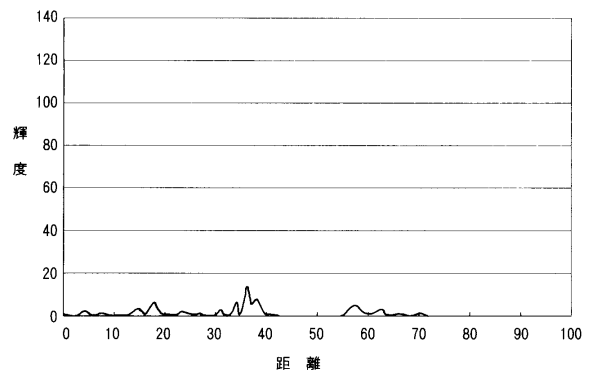
【図 70】



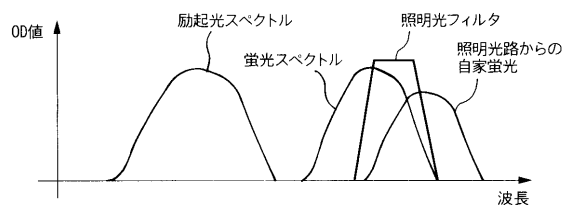
【図 73】



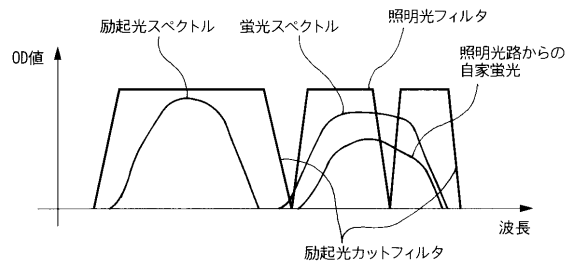
【図 74】



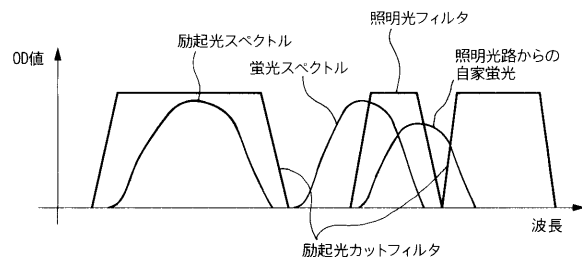
【図 75】



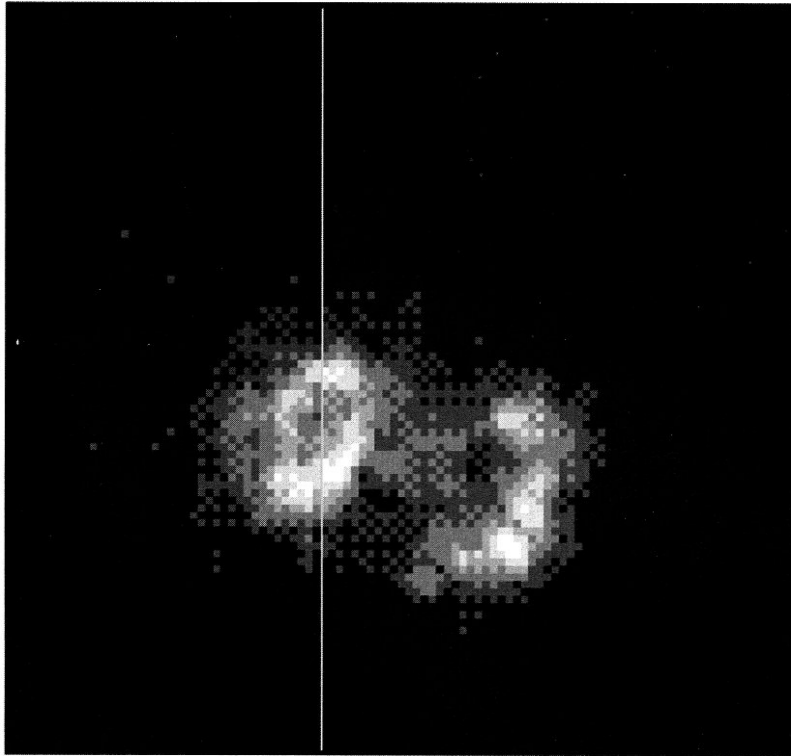
【図 77】



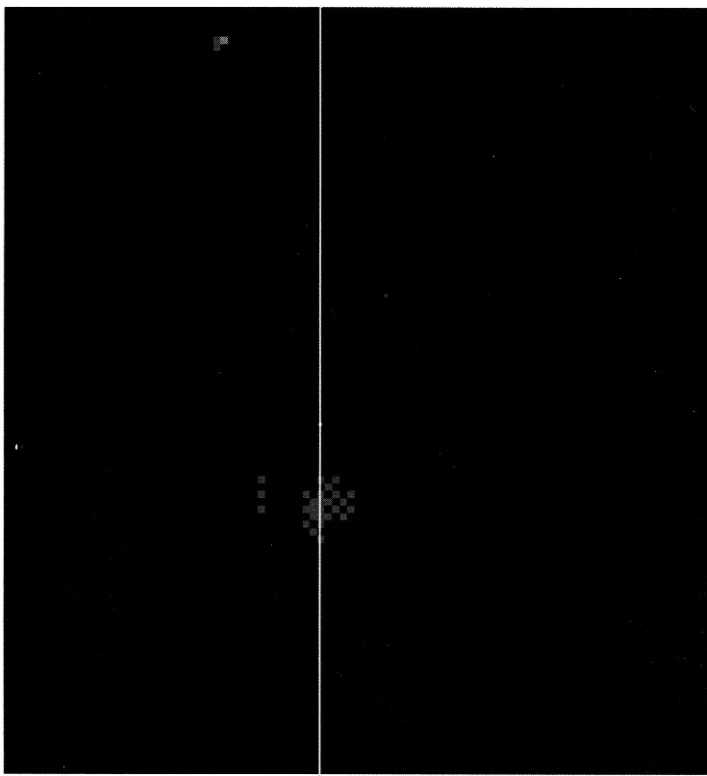
【図 76】



【図 7 1】



【図 7 2】



フロントページの続き

(72)発明者 秋山 大輔

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 今泉 克一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開平08-224208(JP,A)

特開2002-301009(JP,A)

特開2005-058618(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	光学成像装置		
公开(公告)号	JP5114024B2	公开(公告)日	2013-01-09
申请号	JP2006169356	申请日	2006-06-19
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司 オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司 オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	石原康成 大川敦 秋山大輔 今泉克一		
发明人	石原 康成 大川 敦 秋山 大輔 今泉 克一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	G01N21/6428 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/00172 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B1/0684 A61B5/0071 A61B5/0075 A61B5/0084 G01N21/6456 G01N2021/6484		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.650 A61B1/00.731 A61B1/045.622 A61B1/05 A61B1/07.730 A61B1/07.731 A61B1/07.733 A61B1/07.735 G02B23/24.C H04N7/18.M		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA02 2H040/CA03 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/DA12 2H040/DA53 2H040/FA02 2H040/FA08 2H040/FA10 2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/BB05 4C061/CC06 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/WW10 4C061/WW17 4C061/XX02 4C161/BB05 4C161/CC06 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/WW10 4C161/WW17 4C161/XX02 5C054/CC07 5C054/HA12		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2005252517 2005-08-31 JP		
其他公开文献	JP2007090044A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够用于荧光观察和正常内窥镜观察并减少不必要的光以影响荧光观察的光学成像设备。ZSOLUTION：光学成像设备包括：光源装置3;光导7,8和照明透镜15a，15b设置在可插入体腔的插入部分2中，用于构成用于将来自光源装置3的照明光引导到对象21的照明光路;物镜22，用于接收来自被检体21的返回光;成像部分24，用于从返回光获取可见光带图像;激发光截止滤光器27和图像捕获部分25，用于从返回光获取荧光图像;设置在照明光路上的照明滤光器37a，37b用于减少与由成像部分25从入射的照明光成像的光带重叠的带中的光。Z

