

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4731225号  
(P4731225)

(45) 発行日 平成23年7月20日(2011.7.20)

(24) 登録日 平成23年4月28日(2011.4.28)

(51) Int.CI.

F 1

**A61B 1/00**

(2006.01)

A 61 B 1/00 300 D

**A61B 1/06**

(2006.01)

A 61 B 1/06 300 U

**G01N 21/64**

(2006.01)

A 61 B 21/64 A

G 01 N 21/64 Z

請求項の数 4 (全 22 頁)

(21) 出願番号

特願2005-200830 (P2005-200830)

(22) 出願日

平成17年7月8日(2005.7.8)

(65) 公開番号

特開2007-14633 (P2007-14633A)

(43) 公開日

平成19年1月25日(2007.1.25)

審査請求日

平成20年3月26日(2008.3.26)

(73) 特許権者 000113263

HOYA株式会社

東京都新宿区中落合2丁目7番5号

(74) 代理人 100090516

弁理士 松倉 秀実

(74) 代理人 100113608

弁理士 平川 明

(74) 代理人 100105407

弁理士 高田 大輔

(72) 発明者 杉本 秀夫

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ベンタックス株式会社内

審査官 樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光観察装置及び光源装置

(57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

体腔内に励起光を導入し、この励起光によって励起した被検体の生体組織が発する蛍光を分光計測する蛍光観察装置であつて、

その先端に対物光学系及び照明窓を備え、その基端と先端とを通じる中空のチャンネル及びその基端から前記照明窓まで光を導光するライトガイドが内蔵された体腔内挿入部を有する内視鏡と、

前記対物光学系によって形成された被検部の像を逐次撮像して、映像信号に変換して出力する撮像装置と、

前記チャンネルに挿通され、その基端から導入された光をその先端から射出するライトプローブと、

可視照明光を発する可視光源と、

この可視光源から発した可視照明光の光路を前記ライトガイドの基端へ導く照明光学系と、

生体組織を励起して蛍光を発光させる波長帯域の励起光を発する励起光源と、

当該励起光の光路を、選択的に、前記ライトプローブの基端へ至る光路及び前記可視照明光の光路に交差する光路の何れかに切り換える光路切替光学素子と、

前記可視照明光の光路と前記光路切替光学素子によって切り換えられた前記励起光の光路との交差点において両光路を合成する光路合成光学素子と、

前記対物光学系から前記撮像装置までの光路上において前記励起光のみを遮断する励起

10

20

光カットフィルタと、

前記光路切替光学素子が前記励起光の光路を前記ライトプローブの基端へ至る光路に切り換えている間に、前記蛍光を分光計測する分光計測手段と  
を備えたことを特徴とする蛍光観察装置。

【請求項 2】

体腔内に励起光を導入し、この励起光によって励起した被検体の生体組織が発する蛍光を分光計測する蛍光観察装置であって、

その先端に対物光学系及び照明窓を備え、その基端と先端とを通じる中空のチャンネル及びその基端から前記照明窓まで光を導光するライトガイドが内蔵された体腔内挿入部を有する内視鏡と、

10

前記対物光学系によって形成された被検部の像を逐次撮像して、映像信号に変換して出力する撮像装置と、

前記チャンネルに挿通され、その基端から導入された光をその先端から射出するライトプローブと、

可視照明光を発する可視光源と、

この可視光源から発した可視照明光の光路を前記ライトガイドの基端へ導く照明光学系と、

生体組織を励起して蛍光を発光させる波長帯域の励起光を発する励起光源と、

当該励起光の光路を、選択的に、前記ライトプローブの基端へ至る光路及び前記可視照明光の光路に交差する光路の何れかに切り換える光路切替光学素子と、

20

前記可視照明光の光路と前記光路切替光学素子によって切り換えられた前記励起光の光路との交差点において両光路を合成する光路合成光学素子と、

前記対物光学系から前記撮像装置までの光路上において前記励起光のみを遮断する励起光カットフィルタと、

前記光路切替光学素子が前記励起光の光路を前記ライトプローブの基端へ至る光路に切り換えている間に、前記蛍光を分光計測する分光計測手段と、

操作者によって操作がなされる操作部材と、

この操作部材に対する操作に応じて、前記可視照明光のみを前記ライトガイドに導入するとともに前記励起光の前記ライトガイド及び前記ライトプローブへの導入を停止する第1の状態と、前記光路切替素子によって前記励起光の光路を前記可視照明光の光路に交差する光路に切り換えた上で前記励起光のみを前記ライトガイドに導入する第2の状態と、前記光路切替素子によって前記励起光の光路をライトプローブの基端に至る光路に切り換えた上で前記励起光を前記ライトプローブの基端に導入するとともに前記可視照明光の前記ライトガイドへの導入を停止する第3の状態とを、選択的に切り換える制御部と、

30

前記分光計測手段による分光計測結果をグラフのイメージに展開する展開手段と、

前記映像信号による映像と前記展開手段によって展開されたイメージとを並べて表示させる映像信号を生成するコンバータと、

前記映像信号に基づく画面表示を行うモニタと  
を備えたことを特徴とする蛍光観察装置。

【請求項 3】

前記ライトプローブは、前記励起光を伝送する第1の光ファイバと、前記蛍光を伝送する第2の光ファイバとを先端側において互いに束ねることによって構成されており、その基端では、前記第1の光ファイバと前記第2光ファイバとが分離していることを特徴とする請求項1又は2記載の蛍光観察装置。

【請求項 4】

その先端に対物光学系及び照明窓を備え、その基端と先端とを通じる中空のチャンネル及びその基端から前記照明窓まで光を導光するライトガイドが内蔵された体腔内挿入部と、前記対物光学系によって形成された被検部の像を逐次撮像して、映像信号に変換して出力する撮像装置と前記対物光学系から前記撮像装置までの光路上において前記励起光のみを遮断する励起光カットフィルタとを有する内視鏡における前記ライトガイドの基端が接

40

50

続されるとともに、前記チャンネルに挿通され、その基端から導入された光をその先端から射出するライトプローブの基端が接続される光源装置であって、

可視照明光を発する可視光源と、

この可視光源から発した可視照明光の光路を前記ライトガイドの基端へ導く照明光学系と、

生体組織を励起して蛍光を発光させる波長帯域の励起光を発する励起光源と、

当該励起光の光路を、選択的に、前記ライトプローブの基端へ至る光路及び前記可視照明光の光路に交差する光路の何れかに切り換える光路切替光学素子と、

前記可視照明光の光路と前記光路切替光学素子によって切り換えられた前記励起光の光路との交差点において両光路を合成する光路合成光学素子と  
を備えたことを特徴とする光源装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡の鉗子チャンネルを通じてプローブを挿通し、このプローブを介して被検部に励起光を照射するとともに蛍光を測定する蛍光観察装置及びこのような蛍光観察装置に用いられる光源装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の電子内視鏡システム（電子内視鏡システム）は、内視鏡（電子内視鏡）の体腔内挿入管内に内蔵されたライトガイドを通じて被検者の体腔内に白色照明光を導入するとともに、この体腔内挿入管の先端に組み込まれた撮像装置によって、この白色照明光によって照らされた体腔内壁を撮像（即ち、体腔内壁表面にて反射した白色照明光が対物光学系によって結ぶ像を撮像素子によって撮像）し、この撮像によって得られた画像信号に基づく体腔内の映像を、TVモニター上に表示するものであった。

20

【0003】

他方、生体組織に対して特定波長の光を励起光として照射すると、励起光の波長よりも長波長側にスペクトルを有する蛍光（自家蛍光）がその生体組織から発せられるが、その自家蛍光の強度（特に、緑光領域の強度）は、生体の病変組織（腫瘍、癌）から発生するものの方が正常組織から発生するものよりも低い。このことをを利用して、既存の内視鏡の鉗子チャンネルを通じて、体腔内に励起光を導入するとともにこの励起光を照射された体腔内壁を蛍光観察させる（即ち、励起光によって励起された生体組織が発する蛍光が対物光学系によって結ぶ像を撮像素子によって撮像し、撮像によって得られた画像信号に基づく像〔可視像〕をモニタ上に表示する）蛍光観察システムも、実用化されている。

30

【0004】

更に、近年においては、より簡便な操作によってより高度な画像処理を行うことを目的として、内視鏡システムと蛍光観察システムを様々な態様で統合することが提案されている。

【0005】

それらのうち特許文献1に記載されたものは、内視鏡（ファイバースコープ）のライトガイドに対して光源装置から白色照明光及び励起光を選択的に切り換えて導入するとともに、対物光学系及びイメージガイドを通じて伝送された体腔内の像を、白色照明光導入時には直接撮像し、励起光導入時には励起光カットフィルタを介して撮像するものである。これによれば、白色照明光導入時の画像（通常観察画像）と励起光導入時の画像（蛍光観察画像）を、選択的に又は並べて、モニター上に表示させることができる。

40

【0006】

しかしながら、蛍光観察画像からは、病変部である可能性が高い部位（暗部）を知ることはできるが、早急な処置を要する悪性部位であるか処置を要しない良性部位であるかを正確に判定することはできないので、更に詳しい検査（生体組織を採取した上の生検）が必要となる。

50

## 【0007】

そこで、内視鏡の鉗子チャンネルに挿入されたライトプローブを通じて、励起用光源から発された励起光を体腔内壁へ照射するとともに当該励起光を照射された生体組織からの蛍光を導光し、導光された蛍光中の二つの特定波長成分の光量の比率を算出して、その比率を悪性部位であるか否かの判定要素として表示できるようにしたシステムも、提案されている（特許文献2乃至4参照）。これは、生体組織の状態に依って、特定波長の励起光に因って生じる蛍光の波長特性が変化する現象を利用したものである。

【特許文献1】特開平10-295632号公報

【特許文献2】特開2003-174999号公報

【特許文献3】特開2003-180616号公報

10

【特許文献4】特開2003-199746号公報

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0008】

しかしながら、これらのシステムにおいては、上述したような蛍光観察画像を取得することはできなかったので、ライトプローブによってどの箇所を測定するかは、可視像上で見当を付けなければならなかった。なお、特許文献1に記載された構成と、特許文献2乃至4に記載された装置とを組み合わせることも考えられるかも知れないが、蛍光観察用にライトガイドに導入する励起光の波長とライトプローブに導入する励起光の波長とが相違していると、発生する蛍光の分光特性も相違してしまうので、これら両励起光を同時に導入することはできない。よって、常に、何れか一方の励起光用の光源は停止しているので、全体として見た場合には、無駄の多い構成とならざるを得ない。

20

## 【0009】

そこで、本発明は、一つの励起光用光源から発した励起光を、選択的に、蛍光観察用に内視鏡のライトガイドに導入するか、若しくは、分光計測のためにライトプローブに導入することができる蛍光観察装置、及び、このような蛍光観察装置に用いられる光源装置の提供を、課題とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0010】

上記の課題を解決するために案出された本発明による蛍光観察装置の第1の態様は、取得された映像信号及び分光計測結果の表示方法を問わないものである。具体的には、体腔内に励起光を導入し、この励起光によって励起した被検体の生体組織が発する蛍光を分光計測する蛍光観察装置であって、その先端に対物光学系及び照明窓を備え、その基端と先端とを通じる中空のチャンネル及びその基端から前記照明窓まで光を導光するライトガイドが内蔵された体腔内挿入部を有する内視鏡と、前記対物光学系によって形成された被検部の像を逐次撮像して、映像信号に変換して出力する撮像装置と、前記チャンネルに挿通され、その基端から導入された光をその先端から射出するライトプローブと、可視照明光を発する可視光源と、この可視光源から発した可視照明光の光路を前記ライトガイドの基端へ導く照明光学系と、生体組織を励起して蛍光を発光させる波長帯域の励起光を発する励起光源と、当該励起光の光路を、選択的に、前記ライトプローブの基端へ至る光路及び前記可視照明光の光路に交差する光路の何れかに切り換える光路切替光学素子と、前記可視照明光の光路と前記光路切替光学素子によって切り換えられた前記励起光の光路との交差点において両光路を合成する光路合成光学素子と、前記対物光学系から前記撮像装置までの光路上において前記励起光のみを遮断する励起光カットフィルタと、前記光路切替光学素子が前記励起光の光路を前記ライトプローブの基端へ至る光路に切り換えている間に、前記蛍光を分光計測する分光計測手段とを、備えたことを特徴とする。

30

## 【0011】

また、本発明による蛍光観察装置の第2の態様は、取得された映像信号及び分光計測結果を表示するための構成を含めたものである。具体的には、体腔内に励起光を導入し、この励起光によって励起した被検体の生体組織が発する蛍光を分光計測する蛍光観察装置で

40

50

あって、その先端に対物光学系及び照明窓を備え、その基端と先端とを通じる中空のチャンネル及びその基端から前記照明窓まで光を導光するライトガイドが内蔵された体腔内挿入部を有する内視鏡と、前記対物光学系によって形成された被検部の像を逐次撮像して、映像信号に変換して出力する撮像装置と、前記チャンネルに挿通され、その基端から導入された光をその先端から射出するライトプローブと、可視照明光を発する可視光源と、この可視光源から発した可視照明光の光路を前記ライトガイドの基端へ導く照明光学系と、生体組織を励起して蛍光を発光させる波長帯域の励起光を発する励起光源と、当該励起光の光路を、選択的に、前記ライトプローブの基端へ至る光路及び前記可視照明光の光路に交差する光路の何れかに切り換える光路切替光学素子と、前記可視照明光の光路と前記光路切替光学素子によって切り換えられた前記励起光の光路との交差点において両光路を合成する光路合成光学素子と、前記対物光学系から前記撮像装置までの光路上において前記励起光のみを遮断する励起光カットフィルタと、前記光路切替光学素子が前記励起光の光路を前記ライトプローブの基端へ至る光路に切り換えている間に、前記蛍光を分光計測する分光計測手段と、操作者によって操作がなされる操作部材と、この操作部材に対する操作に応じて、前記可視照明光のみを前記ライトガイドに導入するとともに前記励起光の前記ライトガイド及び前記ライトプローブへの導入を停止する第1の状態と、前記光路切替光学素子によって前記励起光の光路を前記可視照明光の光路に交差する光路に切り換えた上で前記励起光のみを前記ライトガイドに導入する第2の状態と、前記光路切替光学素子によって前記励起光の光路をライトプローブの基端に至る光路に切り換えた上で前記励起光を前記ライトガイドの基端に導入するとともに前記可視照明光の前記ライトガイドへの導入を停止する第3の状態とを、選択的に切り換える制御部と、前記分光計測手段による分光計測結果をグラフのイメージに展開する展開手段と、前記映像信号による映像と前記展開手段によって展開されたイメージとを並べて表示させる映像信号を生成するコンバータと、前記映像信号に基づく画面表示を行うモニタとを、備えたことを特徴とする。  
10

#### 【0012】

また、本発明による光源装置は、その先端に対物光学系及び照明窓を備え、その基端と先端とを通じる中空のチャンネル及びその基端から前記照明窓まで光を導光するライトガイドが内蔵された体腔内挿入部と、前記対物光学系によって形成された被検部の像を逐次撮像して、映像信号に変換して出力する撮像装置と前記対物光学系から前記撮像装置までの光路上において前記励起光のみを遮断する励起光カットフィルタとを有する内視鏡における前記ライトガイドの基端が接続されるとともに、前記チャンネルに挿通され、その基端から導入された光をその先端から射出するライトプローブの基端が接続される光源装置であって、可視照明光を発する可視光源と、この可視光源から発した可視照明光の光路を前記ライトガイドの基端へ導く照明光学系と、生体組織を励起して蛍光を発光させる波長帯域の励起光を発する励起光源と、当該励起光の光路を、選択的に、前記ライトプローブの基端へ至る光路及び前記可視照明光の光路に交差する光路の何れかに切り換える光路切替光学素子と、前記可視照明光の光路と前記光路切替光学素子によって切り換えられた前記励起光の光路との交差点において両光路を合成する光路合成光学素子とを、備えたことを特徴とする。  
20

#### 【0013】

以上のように構成された本発明の蛍光観察装置及び光源装置によると、励起光源から発した励起光の光路は、光路切替光学素子によって、選択的に、光路合成光学素子に至る光路、及び、ライトプローブの基端に至る光路の何れかに、切り換えられる。光路が前者に切り換えられた場合には、励起光は、光路合成光学素子によって、可視光源からの可視照明光の光路と合成されて、照明光学系を通じて内視鏡のライトガイドに導入される。そして、このライトガイドによって導光されて、照明窓から被検部に照射される。このように照射された励起光によって励起された被検部の生体組織から蛍光が発すると、この蛍光による像が内視鏡の対物光学系によって結ばれ、励起光成分が励起光カットフィルタによって除去された状態で、この像が撮像素子によって画像信号に変換される。この画像信号に基づいて、被検部の蛍光画像を表示することができる。一方、光路が後者に切り換えられ  
30  
40  
50

た場合には、励起光は、ライトプローブに導入される。そして、このライトプローブによつて導光されて、その先端から被検部に照射される。このように照射された励起光によつて励起された被検部の生体組織から発した蛍光は、分光計測に供される。このように、本発明によると、蛍光観察用に内視鏡のライトガイドに導入される励起光と分光計測のためにライトプローブに導入される励起光とを、共通の一個の励起光源から発することができるので、励起光源の必要数を減らして、コストダウンを図ることが可能となる。

#### 【発明の効果】

#### 【0014】

本発明の蛍光観察装置によれば、一つの励起用光源から発した励起光を、選択的に、蛍光観察用に内視鏡のライトガイドに導入するか、若しくは、分光計測のためにライトプローブに導入することができる。10

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0015】

以下、添付図面に基づいて、本発明を実施するための形態を、説明する。

#### 【0016】

図1は、本発明による蛍光観察装置の実施の形態である内視鏡システムの概略構成図である。図1に示されるように、この内視鏡システムは、内視鏡10，ライトプローブP，光源装置20及びモニタ60を、備えている。

#### <内視鏡>

図2は、内視鏡の外観を示す側面図である。内視鏡10は、通常の電子内視鏡を蛍光観察用に改良したものであり、図2にその外観を示すように、体腔内に挿入されるために細長く形成されている体腔内挿入部10a，その体腔内挿入部10aの先端部分を湾曲操作するためのアングルノブ10c，二つのスイッチ17a，17b等が設けられた操作部材としての操作部10b，操作部10bと光源プロセッサ装置20とを接続するためのライトガイド可撓管10e，及び、このライトガイド可撓管10eの基端に設けられたコネクタ10dを、備えている。20

#### 【0017】

図1に示すように、体腔内挿入部10aの先端面には、配光レンズ11及び対物レンズ12が夫々嵌め込まれた照明窓及び撮影窓が形成されている。そして、この体腔内挿入部10aの内部には、対物レンズ(対物光学系)12によって形成された被写体の像を撮影する撮像素子(カラーCCD，撮像装置に相当)13，及びこの撮像素子13から出力された画像信号を増幅するアンプ14が、組み込まれている。なお、対物レンズ12と撮像素子13との間には、対物レンズ12を透過した光から励起光成分を除去するための励起光カットフィルタ15が設けられている。30

#### 【0018】

アンプ14によって増幅された画像信号を伝送するための信号ケーブル18は、体腔内挿入部10a，操作部10b及びライトガイド可撓管10e内を引き通されて、コネクタ10dの端面に設けられた電気コネクタ10hを構成する何れかの端子(図示略)に導通している。この信号ケーブル18と並行して、体腔内挿入部10a，操作部10b及びライトガイド可撓管10e内には、ライトガイドファイババンドル16が引き通されている。このライトガイドファイババンドル16の先端は、体腔内挿入部10aの先端部内において配光レンズ11に対向し、その基端は、コネクタ10dの端面から突出した金属製のパイプ10i内に挿入されて固定されている。また、操作部材としての上記各スイッチ17a，17bに対する操作に応じた信号を伝達する信号ケーブル19a，19bは、操作部10b及びライトガイド可撓管10e内を引き通されて、コネクタ10dの端面に設けられた電気コネクタ10hを構成する何れかの端子(図示略)に導通している。40

#### 【0019】

また、体腔内挿入部10a内には、その先端面に開口した中空の鉗子チャネル10fが内蔵されており、この鉗子チャンネル10fの基端は、操作部10bの側面から突出している鉗子口10gに連通している。従って、操作部10bの外部より、この鉗子口10g50

からこの鉗子チャンネル 10 f 内に鉗子類（後述するライトプローブ P 等）を挿入し、その先端を体腔内挿入部 10 a の先端面から突出させることができる。

< ライトプローブ >

図 3 は、ライトプローブ P の概略構成を側面から示す図であり、図 4 はその先端面を示す図である。これらの図に示されるように、ライトプローブ P は、生体組織を励起して自家蛍光を発生せるための励起光を導く第 1 光ファイババンドル F 1（第 1 の光ファイバに相当），及び、生体組織から発した蛍光を導くための 4 本の第 2 光ファイババンドル F 2（第 2 の光ファイバに相当）から、構成されている。そして、各光ファイババンドル F 1，F 2 は、その先端から過半の領域において、第 1 光ファイババンドル F 1 の周囲に 4 本の第 2 光ファイババンドル F 2 が配置されて全体として被覆チューブに覆われた形態に束ねられている。10 また、その基端部においては、第 1 光ファイババンドル F 1 と 4 本の第 2 光ファイババンドル F 2 とが分離しており、第 1 光ファイババンドル F 1 はそのまま被覆チューブによって覆われ、4 本の光ファイババンドル F 2 が一つに束ねられて被覆チューブによって覆われている。以下、第 1 光ファイババンドル F 1 からなる分岐を「第 1 分岐部 P 1」と称し、4 本の第 2 光ファイババンドル F 2 からなる分岐を「第 2 分岐部 P 2」と称する。

【 0 0 2 0 】

このプローブ P は、その先端が内視鏡 10 の鉗子チャンネル 10 f に挿通されるとともに、各分岐部 P 1，P 2 の基端が夫々光源装置 20 の前面に設けられたソケット 20 b，20 20 c に挿入された状態で、使用される。

< 光源装置 >

光源装置 20 は、内視鏡 10 のライトガイドファイババンドル 16 の端面に白色光及び励起光を選択的に導入するとともに、内視鏡 10 の電気コネクタ 10 h を通じて受信した画像信号（可視画像の画像信号又は蛍光観察画像の画像信号）に対して画像処理を行うことによってビデオ信号を生成してモニタ 60 へ出力することを主たる機能とし、ライトプローブ P の第 1 分岐部 P 1 の基端面に励起光を導入するとともに、第 2 分岐部 P 2 の基端面から射出された蛍光を分光計測することを従たる機能とする装置である。

【 0 0 2 1 】

この光源装置 20 の筐体の正面のパネルには、内視鏡 10 のパイプ 10 i がその外面側から挿入される筒であるソケット 20 a が、設けられている。このソケット 20 a に穿たれた貫通孔は、光源装置 20 の内部空間に通じている。この光源装置 20 の内部空間内には、ソケット 20 a の中心軸（即ち、ソケット 20 a に挿入されたパイプ 10 i 内のライトガイドファイババンドル 16 の中心軸）の延長線に沿って順番に、集光レンズ 21，ビームスプリッタ 29，ロータリーシャッタ 22，調光用絞り 23，及び、ランプ 24 が、配置されている。30

【 0 0 2 2 】

集光レンズ 21 は、その光軸に沿ってランプ 24 側から入射してきた平行光をソケット 20 a に挿入されたパイプ 10 i 内のライトガイドファイババンドル 16 の基端面に集光するレンズである（照明光学系に相当）。

【 0 0 2 3 】

ランプ 24 は、ランプ用電源 48 から電源電流を供給されることによって紫外光を含む白色光（可視照明光）を発光する電球（図示略）と、この電球から発した白色光を平行光にするためのレンズ又はリフレクター（図示略）とを備えている。その結果として、ランプ 24 は、白色光を、集光レンズ 21 の光軸に沿った平行光として、集光レンズ 21 に向けて射出する（可視光源に相当）。

【 0 0 2 4 】

調光用絞り 23 は、第 2 モータ駆動制御回路 49 から駆動電流を供給される第 2 モータ 27 によって軸支され、この第 2 モータ 27 によってその軸を中心として回転駆動されることによって、ランプ 24 と集光レンズ 21 との間の白色光の光路から完全に出た位置から、この光路に進入して完全に遮光する位置までの間の任意の位置に、停止することができます。4050

きる。

**【0025】**

ロータリーシャッタ22は、図5の正面図に示されるように、集光レンズ21に入射する白色光の光路の断面よりも幅広で中心角が180度の扇形のスリット22aが形成された円板であり、第1モータ駆動制御回路47から駆動電流を供給されることによって駆動制御される第1モータ28により、回転させられる。この第1モータ28は、白色光の光路に直交する方向にスライド可能なテーブル26上に設置され、このテーブル26は、第4モータ駆動制御回路46から駆動電流を供給されることによって駆動制御される第4モータ25によって動作する。その結果、第1モータ28は、ロータリーシャッタ22の全体が白色光の光路から完全に排除される位置と、ロータリーシャッタ22の回転に伴ってスリット22aが間欠的に白色光の光路に挿入される（間欠的に可視光の照射を遮断する）位置との間で、移動させられる。  
10

**【0026】**

光源装置20の内部空間内には、また、ソケット20bの中心軸（即ち、ソケット20bに挿入されたライトプローブPの第1分岐部P1の中心軸）の延長線に沿って順番に、集光レンズ31、ミラー58及び励起用光源32が、配置されている。

**【0027】**

集光レンズ31は、励起用光源32が射出した励起光を、ソケット20bに挿入された第1分岐部P1の基端面に集光するレンズである。  
20

**【0028】**

励起用光源32は、励起光用駆動制御回路50から駆動電流を供給されることによって、励起光として用いられる特定波長（紫外光～青色光）の光を、集光レンズ31と同軸な平行光として射出する光源（レーザダイオード）である。

**【0029】**

上述したビームスプリッタ29及びミラー58は、夫々、ロータリーシャッタ22と集光レンズ21との間、及び、励起用光源32と集光レンズ31との間ににおいて、白色光の光路及び励起光の光路に対して共に直交する軸と平行にスライド可能なテーブル56上に、固定されている。即ち、このテーブル56が最も矢印b側へ移動した状態において、ミラー58は、励起光の光路内においてこの励起光を上記「軸（テーブル56の移動方向）」の方向へ反射すべく、この光路に対して45度傾いた状態で、固定されている。同様に、このテーブル56が最も矢印b側へ移動した状態において、ビームスプリッタ29は、白色光の光路内においてミラー58によって反射された励起光を集光レンズ21へむけて反射すべく、この光路に対して45度傾いた状態で、固定されている。このミラー58は、励起光を正反射する鏡である。また、ビームスプリッタ29は、白色光を透過するとともに励起光を反射するハーフミラー又はダイクロイックミラーである。テーブル56は、第3モータ駆動制御回路46から駆動電流を供給されることによって駆動制御される第4モータ25によって動作する。そして、テーブル56が、図1に示す位置から矢印a方向に移動すると、ミラー58及びビームスプリッタ29は、夫々、励起光及び白色光の光路から出た位置へ移動する。このテーブル56は、第3モータ駆動制御回路59から駆動電流を供給されることによって駆動制御される第3モータ57によって動作する。従って、上述したミラー58が、光路切替光学素子として機能し、ビームスプリッタ29が、光路合成光学素子として機能することになる。  
30  
40

**【0030】**

光源装置20の内部空間内には、また、ソケット20cの中心軸（即ち、ソケット20cに挿入されたライトプローブPの第2分岐部P2の中心軸）の延長線に沿って順番に、コリメータレンズ33、励起光カットフィルタ34及び分光器35が、配置されている。

**【0031】**

コリメータレンズ33は、ソケット20cに挿入された第2分岐部P2の基端面から発散光として射出された光（蛍光及び励起光）を平行光にする正レンズである。励起光カットフィルタ34は、コリメータレンズ33を透過した光から、励起光の成分のみを遮断し  
50

て、蛍光の成分のみを透過する光学的バンドパスフィルタである。

**【0032】**

分光器35は、その受光面に設置されたラインセンサにより検出した光に含まれる各波長成分毎の強度を測定し（以下、「分光計測」という）、分光計測結果として、波長に対する光強度の特性（波長特性）を示す一次元の信号（以下、「測定波長特性信号」という）を出力する機器である（分光計測手段に相当）。即ち、上記ラインセンサには、その一端から他端に向けて、各画素毎に一定値づつ透過波長が長くなるように設定されたフィルタが被せられているので、そのラインセンサの出力が、上述した測定波長特性信号となるのである。この分光器35から出力された測定波長特性信号は、アンプ36によって増幅され、フィルタ37によってノイズ成分が除去された後に、A D（Analog Digital）変換器38によってデジタル信号に変換（A D変換）される。10

**【0033】**

一方、光源装置20の筐体の正面側パネルには、パイプ10iがソケット20aに挿入された状態において電気コネクタ10hを構成する各端子と夫々導通する多数の電極からなる電気ソケット（図示略）と、外部から操作される複数のスイッチ（Fパネルスイッチ39）からなる操作パネルが、設けられている。また、照明側パネルに設けられた図示せぬ入力ポートには、フットスイッチ60が接続されている。

**【0034】**

そして、内視鏡10の操作部10bに設けられた各スイッチ17a, 17bに対する操作信号は、各信号ケーブル19a, 19b, 電気コネクタ10hを構成する各端子及び図示せぬ電気ソケットを構成する各電極を通じて、光源装置20の内部に実装されたシステムコントローラ40に入力される。同様に、各Fパネルスイッチ39及びフットスイッチ60もシステムコントローラ40に接続されているので、各Fパネルスイッチ39及びフットスイッチ60に対する操作によって生じた操作信号も、夫々、システムコントローラ40に入力される。20

**【0035】**

このシステムコントローラ40は、タイミングコントローラ41, 第2モータ駆動制御回路49, 第3モータ駆動制御回路59及び第4モータ駆動制御回路46に、接続されている。また、このタイミングコントローラ41は、第1モータ駆動制御回路47, 励起用光源駆動制御回路50, 分光器35, A D変換器38, ラインメモリ51, 第3メモリ55, 前段信号処理回路42, 第1メモリ43, 第2メモリ52, スキャンコンバータ44, 及び、後段信号処理回路45に、接続されている。上述した内視鏡10のアンプ14から出力された画像信号は、信号ケーブル18, 電気コネクタ10hを構成する各端子及び図示せぬ電気ソケットを構成する各電極を通じて、前段信号処理回路42の入力端に入力される。この前段信号処理回路42の出力端は、第1メモリ43及び第2メモリ52の各入力端に接続されている。これらメモリ43, 52の出力端は、スキャンコンバータ44の一方の入力端に接続されている。このスキャンコンバータ44の出力端は、後段信号処理回路45に接続されている。この後段信号処理回路45の出力端は、モニタ60の入力端に接続されている。一方、A D変換器38の出力端は、ラインメモリ51の入力端に接続されている。このラインメモリ51の出力端は、第3メモリ55の入力端に接続されている。この第3メモリ55の出力端は、スキャンコンバータ44の他方の入力端に接続されている。30

**【0036】**

これらのうち、前段信号処理回路42は、撮像素子13から送られてくる画像信号（インターレース方式に従って個々のフレームが夫々2フィールドから構成される画像信号）に対して所定の処理を施すための回路である。この前段信号処理回路42が画像信号に施す処理としては、高周波成分除去, 増幅, ブランкиング, クランピング, ホワイトバランス, ガンマ補正, 色分離, 及び、アナログデジタル変換がある。40

**【0037】**

第1メモリ43及び第2メモリ52は、後述するタイミングコントローラ41からのタ50

イミング信号（ライトイネーブル信号）に従ってフレーム順次で交互に選択されて、前段信号処理回路42による処理が施された画像信号をフレーム毎に記憶する画像メモリである。各第1及び第2メモリ43, 52は、夫々、図7(a)に示すように、その論理メモリエリアにおける別々の領域に、各フレームの第1フィールドの画像信号及び第2フィールドの画像信号を記憶する。

#### 【0038】

ラインメモリ51は、上述したA/D変換器38によってデジタル信号に変換された測定波長特性信号を夫々記憶し、後述するタイミングコントローラ41からの別のタイミング信号（リードイネーブル信号）に従って、記憶している測定波長特性信号を出力する（図8参照）。 10

#### 【0039】

第3メモリ55は、ラインメモリ51から読み出された測定波長特性信号を論理的に二次元状の一本のグラフ（X軸：波長，Y軸：強度）のイメージとして記憶する。

#### 【0040】

スキャンコンバータ44は、後述するタイミングコントローラ41からのタイミング信号に従って、各フレーム毎に、第1メモリ43又は第2メモリ52から画像信号を読み出し、更に分光計測時においては第3メモリ55から測定波長特性信号を読み出して、一画面分の映像信号を生成する回路である。

#### 【0041】

後段信号処理回路45は、スキャンコンバータ44が生成した映像信号に対して、デジタルアナログ変換、エンコーディング、及び、インピーダンスマッチング等の処理を施してモニター60へ出力する。 20

#### 【0042】

システムコントローラ40は、タイミングコントローラ41とともに制御部を構成し、内視鏡10の各スイッチ17a, 17b、各Fパネルスイッチ39及びフットスイッチ60から入力された操作信号に応じて、光源装置20内の各回路（タイミングコントローラ41、第3モータ駆動制御回路59、第4モータ駆動制御回路46及び第2モータ駆動制御回路49）を制御する。具体的には、システムコントローラ40は、主電源投入後には、何れかのFパネルスイッチ39によって設定された光量（若しくは、図示せぬ自動調光回路によって自動設定された光量）の指示に応じて第2モータ駆動制御回路49を制御することによって、調光用絞り23を通過する白色光の光量を調整する。また、システムコントローラ40は、内視鏡10のスイッチ17aが押下される毎に、その動作モードを、通常白色光画像観察モード、蛍光画像観察モード、白色・蛍光画像観察モードの順で切り替え、その旨をタイミングコントローラ41に通知する。同様に、システムコントローラ40は、内視鏡10のスイッチ17bが押下されている間は、その旨をタイミングコントローラ41に通知する。 30

#### 【0043】

そして、システムコントローラ40は、動作モードが通常白色光画像観察モードに切り替わると、スイッチ17bが押下されていない限り、第3モータ駆動制御回路59を制御することによって、テーブル56を矢印aの方向へ移動させるとともに、第4モータ駆動制御回路46を制御することによって、ロータリーシャッタ22を白色光の光路外へ待避させる。これにより、内視鏡10のライトガイドファイババンドル16へは、常時白色光が導入され、撮像素子13からは、被検部表面での可視照明光の反射光による像（通常白色光画像）を各フレームの第1フィールド及び第2フィールドによって夫々表す画像信号が、前段信号処理回路42に入力される。一方、この間、励起用光源32は停止している（第1の状態に相当）。 40

#### 【0044】

また、システムコントローラ40は、動作モードが蛍光画像観察モードに切り替わると、第3モータ駆動制御回路59を制御することによって、テーブル56を矢印bの方向へ移動させるとともに、第4モータ駆動制御回路46を制御することによって、ロータリー

10

20

30

40

50

シャッタ 22 を、その回転に伴ってそのスリット 22 a が白色光の光路に間欠的に挿入される位置へ移動させる。さらに、タイミングコントローラ 41 を通じて第 1 モータ駆動制御回路 47 を制御することによって、ロータリーシャッタ 22 を白色光を遮断する回転位置に停止させるとともに、励起用光源駆動制御回路 50 を制御することによって、励起用光源 32 から常時励起光を射出させる。これにより、内視鏡 10 のライトガイドファイババンドル 16 へは、ミラー 58 , ビームスプリッタ 29 によって順次反射された励起光が常時導入され、撮像素子 13 からは、この励起光によって励起された被検部の生体組織から発した蛍光による像（蛍光画像）を各フレームの第 1 フィールド及び第 2 フィールドによって夫々表す画像信号が、前段信号処理回路 42 に入力される（第 2 の状態に相当）。

## 【0045】

10

また、システムコントローラ 40 は、動作モードが白色・蛍光画像観察モードに切り替わると、タイミングコントローラ 41 を通じて第 1 モータ駆動制御回路 47 を制御することによって、第 1 フィールドに相当する期間にスリット 22 a が白色光の光路を通過する位相でロータリーシャッタ 22 を回転させるとともに、励起用光源駆動制御回路 50 を制御することによって、第 2 フィールドに相当する期間のみ励起用光源 32 から励起光を射出させる。これにより、図 6 A に示すように、内視鏡 10 のライトガイドファイババンドル 16 へは、第 1 フィールドに相当する期間にはビームスプリッタ 29 を透過した白色光が導入され（第 1 の状態に相当）、第 2 フィールドに相当する期間にはミラー 58 及びビームスプリッタ 29 によって順次反射された励起光が夫々導入される（第 2 の状態に相当）。その結果、図 6 B に示すように、撮像素子 13 では、第 1 フィールドに相当する期間に通常白色光画像が撮像され、第 2 フィールドに相当する期間に蛍光画像が撮像される。そして、図 6 C に示すように、1 フィールド分のタイムラグをもって、通常白色光画像に基づく画像信号と、蛍光画像に基づく画像信号が前段信号処理回路 42 に転送される。

## 【0046】

20

さらに、システムコントローラ 40 は、動作モードが通常白色光観察モードである時に、内視鏡 10 のスイッチ 17 b が押下されている間は、第 4 モータ駆動制御回路 46 を制御することによって、ロータリーシャッタ 22 を、その回転に伴ってそのスリット 22 a が白色光の光路に間欠的に挿入される位置へ移動させる。さらに、タイミングコントローラ 41 を通じて第 1 モータ駆動制御回路 47 を制御することによって、第 1 フィールドに相当する期間にスリット 22 a が白色光の光路を通過する位相でロータリーシャッタ 22 を回転させるとともに、励起用光源駆動制御回路 50 を制御することによって、第 2 フィールドに相当する期間のみ励起用光源 32 から励起光を射出させる。これにより、第 1 フィールドに相当する期間には、ビームスプリッタ 29 を透過した白色光が内視鏡 10 のライトガイドファイババンドル 16 へ導入される一方、励起用光源 32 からの励起光射出が停止される（第 1 の状態に相当）。一方、第 2 フィールドに相当する期間には、ミラー 58 の脇を通った励起光がライトプローブ P の第 1 分岐部 P 1 へ導入される一方、白色光がロータリーシャッタ 22 によって遮断される（第 3 の状態に相当）。その結果、第 1 フィールドに相当する期間には、通常白色光画像を表す画像信号が撮像素子 13 から前段信号処理回路 42 に入力され、第 2 フィールドに相当する期間には、ライトプローブ P の先端が押しつけられた部分の生体組織が励起光によって励起することで発した蛍光が、分光器 35 に受光される（前段信号処理回路 42 には、励起光の被検体表面での反射光による像を撮像素子 13 が撮像して得られた画像信号が入力される）。

30

## 【0047】

40

タイミングコントローラ 41 は、その内部においてタイミング信号（個々のフレームの先頭タイミングを示す垂直同期信号）を発生し、システムコントローラ 40 からの指示された動作モード如何及びスイッチ 17 b の押下如何に応じて、このタイミング信号を適宜分周した上で、各回路 35 , 38 , 42 ~ 45 , 47 , 50 ~ 52 , 55 に供給する。これによって、上述したように第 1 モータ駆動制御回路 47 及び励起用光源駆動制御回路 50 を制御する他、他の各回路を以下のように制御する。

## 【0048】

50

即ち、このタイミングコントローラ 4 1 は、動作モードが通常白色光画像観察モードであり且つスイッチ 17 b が押下されていない間においては、分光器 35 及び A/D 変換器 38 に対して動作を停止させ、ラインメモリ 51 及び第 3 メモリ 55 に対してデータの読み込み及び読み出しを停止させ、前段信号処理回路 42 を各フィールド毎に動作させる。そして、図 7 (a) に示すように、フレーム順次で第 1 メモリ 43 及び第 2 メモリ 52 を交互に書き込み対象メモリとして選択し、選択したメモリ 43, 52 に各フレームの第 1 フィールドの画像信号及び第 2 フィールドの画像信号を記憶させるとともに、スキャンコンバータ 44 に対して、各フレーム毎に、書き込み対象メモリでない方のメモリ 43, 52 から、第 1 フィールドの画像信号及び第 2 フィールドの画像信号を読み出させて、図 7 (b) に示すような一画面分の映像信号を生成させ、後段信号処理回路 45 に対してスキャンコンバータ 44 からの映像信号を処理させてモニタ 60 に出力させる。その結果、モニタ 60 上には、被検部の通常白色光画像の動画が左右に二つ並べて表示される。  
10

#### 【0049】

また、タイミングコントローラ 4 1 は、動作モードが白色・蛍光画像観察モードである間においては、動作モードが通常白色光画像観察モードであり且つスイッチ 17 b が押下されていない間と同様に、各回路 35, 38, 51, 55, 42, 43, 52, 44, 45 を制御する。その結果、モニタ 60 上には、被検部の通常白色光画像の動画が右に、蛍光画像の動画が左に、夫々表示される。

#### 【0050】

また、タイミングコントローラ 4 1 は、動作モードが蛍光画像観察モードである間においては、動作モードが通常白色光画像観察モードであり且つスイッチ 17 b が押下されていない間と同様に、各回路 35, 38, 51, 55, 42, 43, 52, 44, 45 を制御する。その結果、モニタ 60 上には、被検部の蛍光画像の動画が左右に二つ並べて表示される。  
20

#### 【0051】

また、タイミングコントローラ 4 1 は、動作モードが通常白色光観察モードであり且つスイッチ 17 b が押下されている間においては、図 6 (D) に示すように、各フレームの第 2 フィールドに相当する期間（撮像素子 13 におけるものとは 1 フィールド分ずれている）毎に、分光器 35 に対して蛍光の分光計測を行わせて測定波長特性信号を出力させ、A/D 変換器 38 に対して測定波長特性信号を A/D 変換させ、ラインメモリ 51 にその測定波長特性信号を記憶させ、当該記憶された測定波長特性信号を第 3 メモリ 55 に展開させる（展開手段に相当）。同時に、タイミングコントローラ 4 1 は、前段信号処理回路 42 に対して撮像素子 13 から入力された各フレームの第 1 フィールドに相当する画像信号のみを処理させ、フレーム順次で第 1 メモリ 43 及び第 2 メモリ 52 を交互に書き込み対象メモリとして選択し、処理された第 1 フィールドの画像信号を選択したメモリに記憶させる。  
30

#### 【0052】

そして、タイミングコントローラ 4 1 は、スキャンコンバータ 44 に対して、各フレーム毎に、書き込み対象メモリでない方のメモリ 43, 52 及び第 3 メモリ 55 から夫々画像信号（第 1 フィールドのみに相当する画像信号）及び測定波長特性信号（1 本のグラフに相当する測定波長特性信号）を読み出させ、一画面分の映像信号を生成させる。そして、タイミングコントローラ 4 1 は、後段信号処理回路 45 に対してスキャンコンバータ 44 からの映像信号を処理させてモニタ 60 に出力させる。その結果、モニタ 60 上には、図 9 に示すように、被検部の通常白色光画像（図の右側）の動画と最新に取得された測定波長特性信号に基づくグラフ（図の左側）とが並んで表示される。  
40

#### 【0053】

以上のように構成された本実施形態の蛍光内視鏡システムを使用する術者は、先ず、両スイッチ 17 a を適宜押下して光源装置 20 の動作モードを通常白色光モードに切り換えた状態で内視鏡 10 を操作して、その体腔内挿入部 10 a を体腔内に挿入する。そして、光源装置 20 の動作モードを白色・蛍光画像観察モード又は蛍光画像観察モードに切り換えて、体腔内を蛍光画像として観察し、悪性部位である蓋然性の高い暗部を捜す。  
50

## 【0054】

この蛍光画像中に悪性部位と思しき暗部を見出すと、術者は、体腔内挿入部 10 a の先端面を当該暗部（被検部）に対向させ、鉗子口 10 g からライトプローブ P を挿入し、その先端面を被検部に押し付ける。そして、スイッチ 17 a を適宜押下して通常白色光モードに戻した上で、スイッチ 17 b を押下する。すると、各フレームの第 2 フィールドに相当する期間において、白色光の代わりにライトプローブ P の先端から励起光が被検部に照射され、その励起光によって被検部の生体組織から生じた蛍光が、分光器 35 によって分光計測され、その結果である測定波長特性信号が、ラインメモリ 51 に格納され、それに対応するグラフのイメージが第 3 メモリ 55 に展開される。そして、各フレームの第 1 フィールドに相当する画像信号による通常白色光画像と並んで、当該グラフがモニタ 60 上に表示される。術者は、このグラフが示す分光計測結果に基づいて、当該被検部が真に悪性部位であるか否かを確認することができる。

## 【0055】

このように、本実施形態によると、悪性部位である蓋然性が高い部位を捜すための蛍光画像撮像用に内視鏡 10 のライトガイドアイバンドル 16 に導入される励起光と、当該部位についての分光計測用にプローブ P の第 1 分岐部 P 1 に導入される励起光とが、同一の励起用光源 32 から射出され、ミラー 58 及びビームスプリッタ 29 の移動によって切り換えられる。従って、高価な高輝度半導体レーザを用いる励起用光源 32 が一つで済むので、光源装置 20 全体のコストダウンに寄与することができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0056】

【図 1】本発明の実施形態による内視鏡システムの内部構成を示す概略図

【図 2】内視鏡の外観を示す側面図

【図 3】ライトプローブの外観を示す側面図

【図 4】ライトプローブの先端面を示す正面図

【図 5】ロータリーシャッタの正面図

【図 6】体腔内に導入される光の切替を示すシーケンス図（A）撮像される画像の切替を示すシーケンス図（B），転送される画像信号の切替を示すシーケンス図（C）及び分光計測のタイミングを示すシーケンス図（D）

【図 7】第 1 メモリ及び第 2 メモリのマッピング図（a）及び映像信号のレイアウト図（b）

【図 8】ラインメモリの構造図（a）及び第 3 メモリのマッピング図（b）

【図 9】モニタ上に表示される画面を示す図

## 【符号の説明】

## 【0057】

10 内視鏡

10 f 鉗子チャネル

12 対物レンズ

13 撮像素子

15 励起光カットフィルタ

17 a スイッチ

17 b スイッチ

20 光源装置

32 励起用光源

34 励起光カットフィルタ

35 分光器

40 システムコントローラ

41 タイミングコントローラ

43 第 1 メモリ

44 スキャンコンバータ

10

20

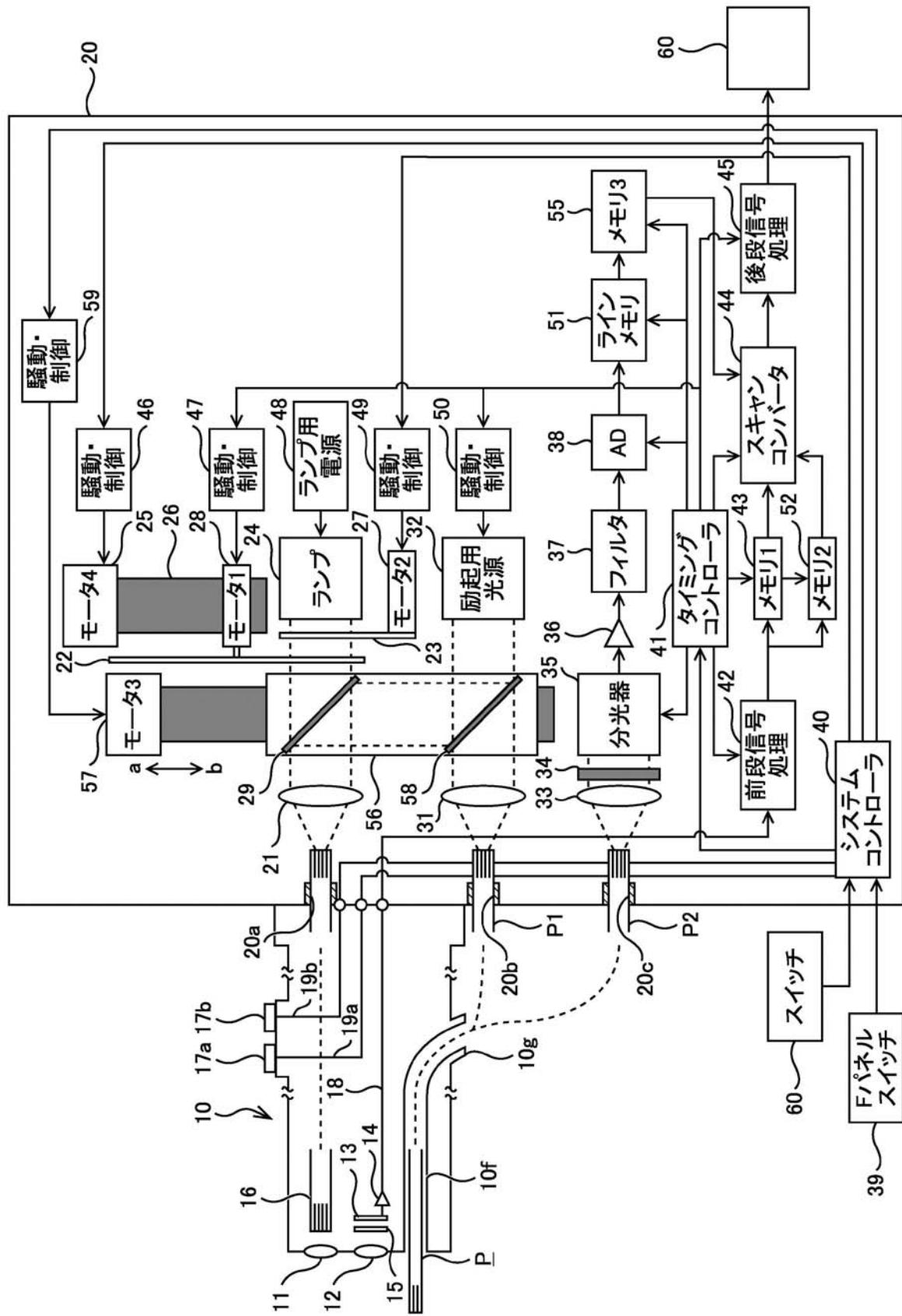
30

40

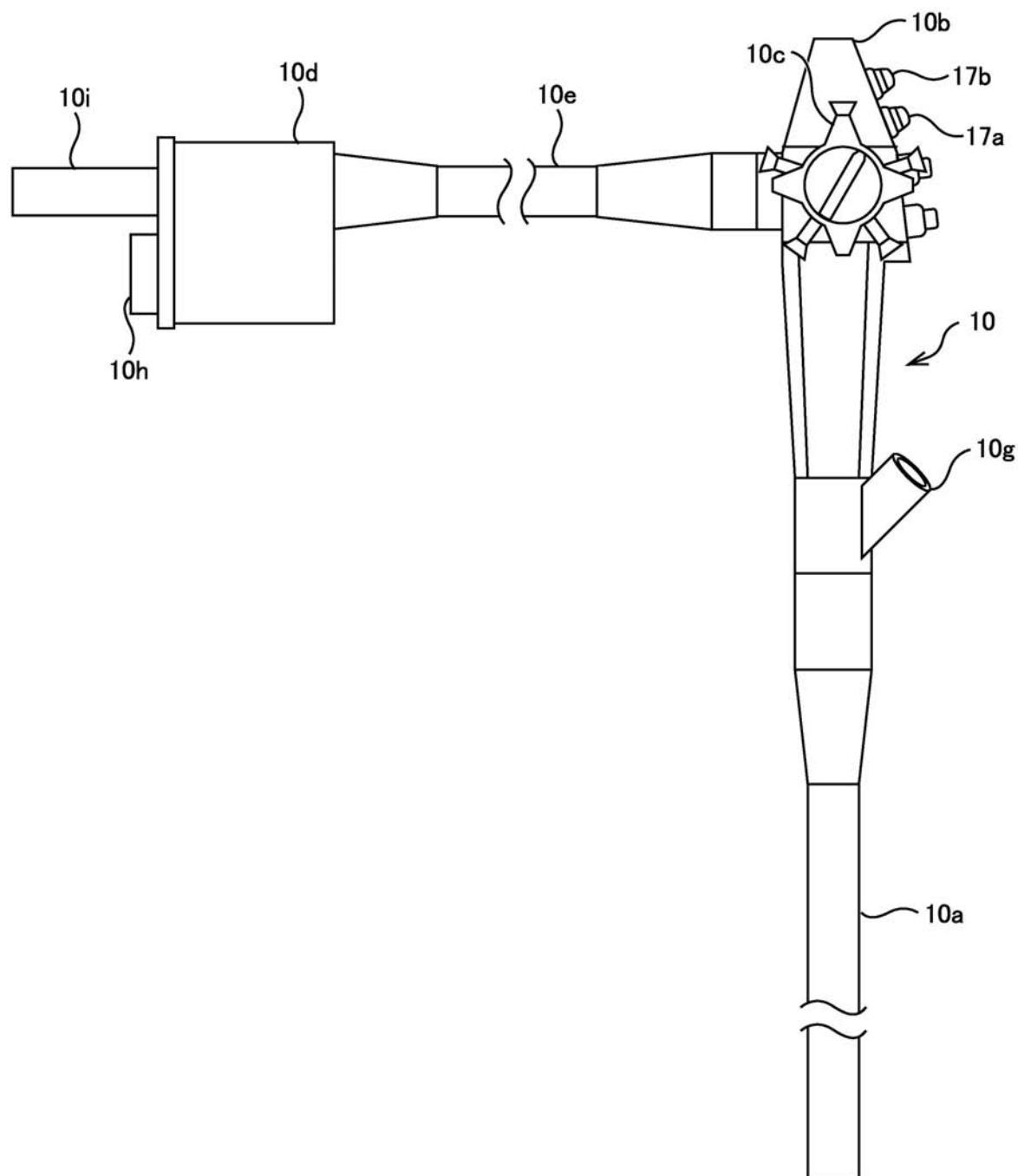
50

5 1 ラインメモリ  
5 2 第2メモリ  
5 5 第3メモリ  
6 0 モニタ

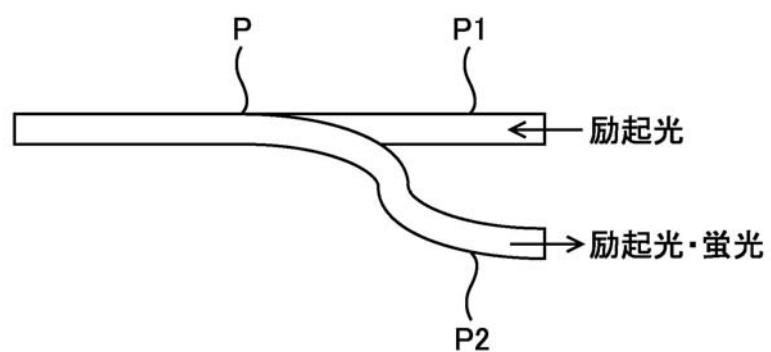
【図1】



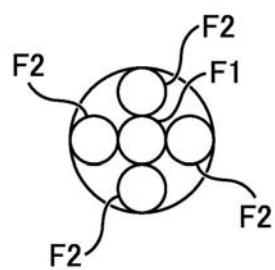
【図2】



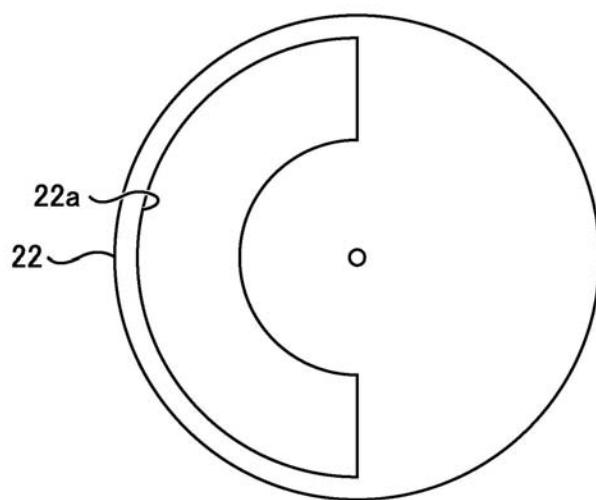
【図3】



【図4】



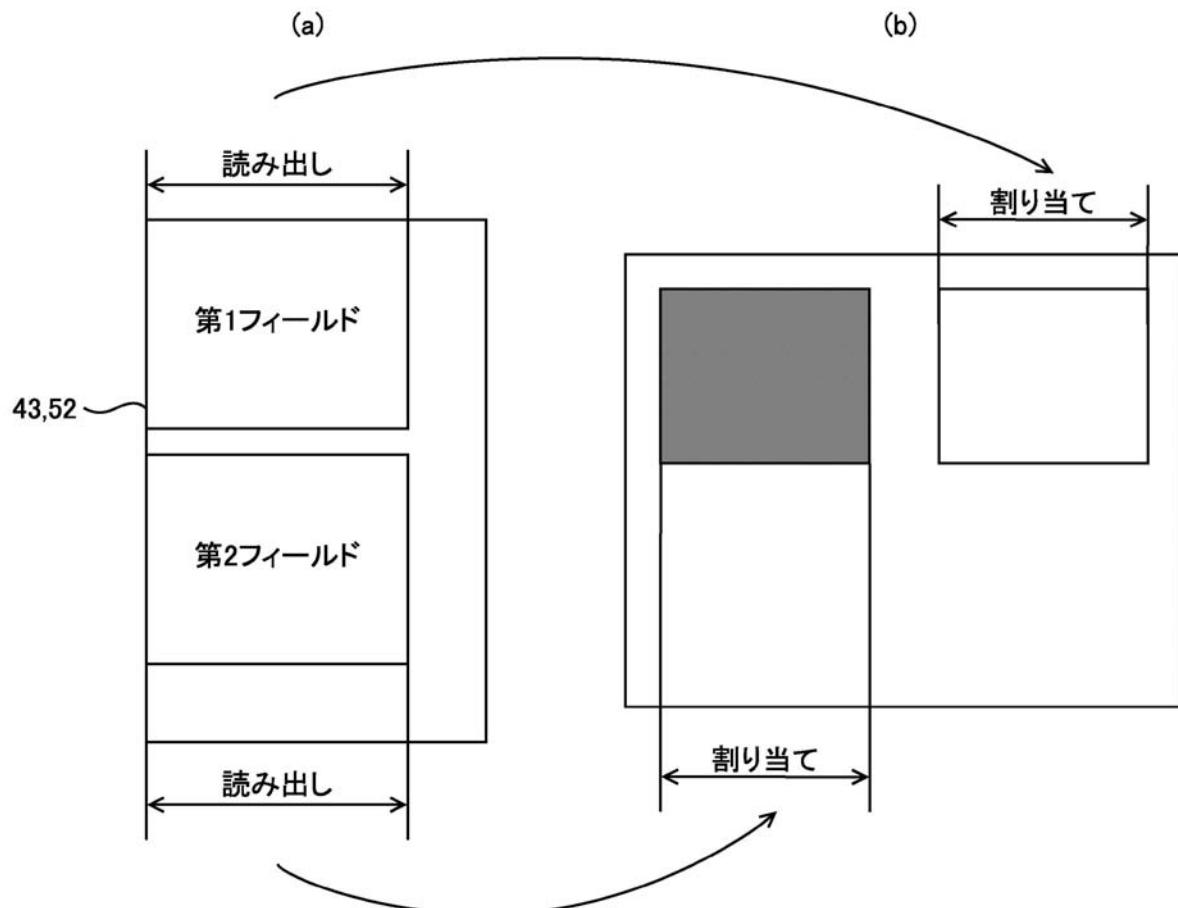
【図5】



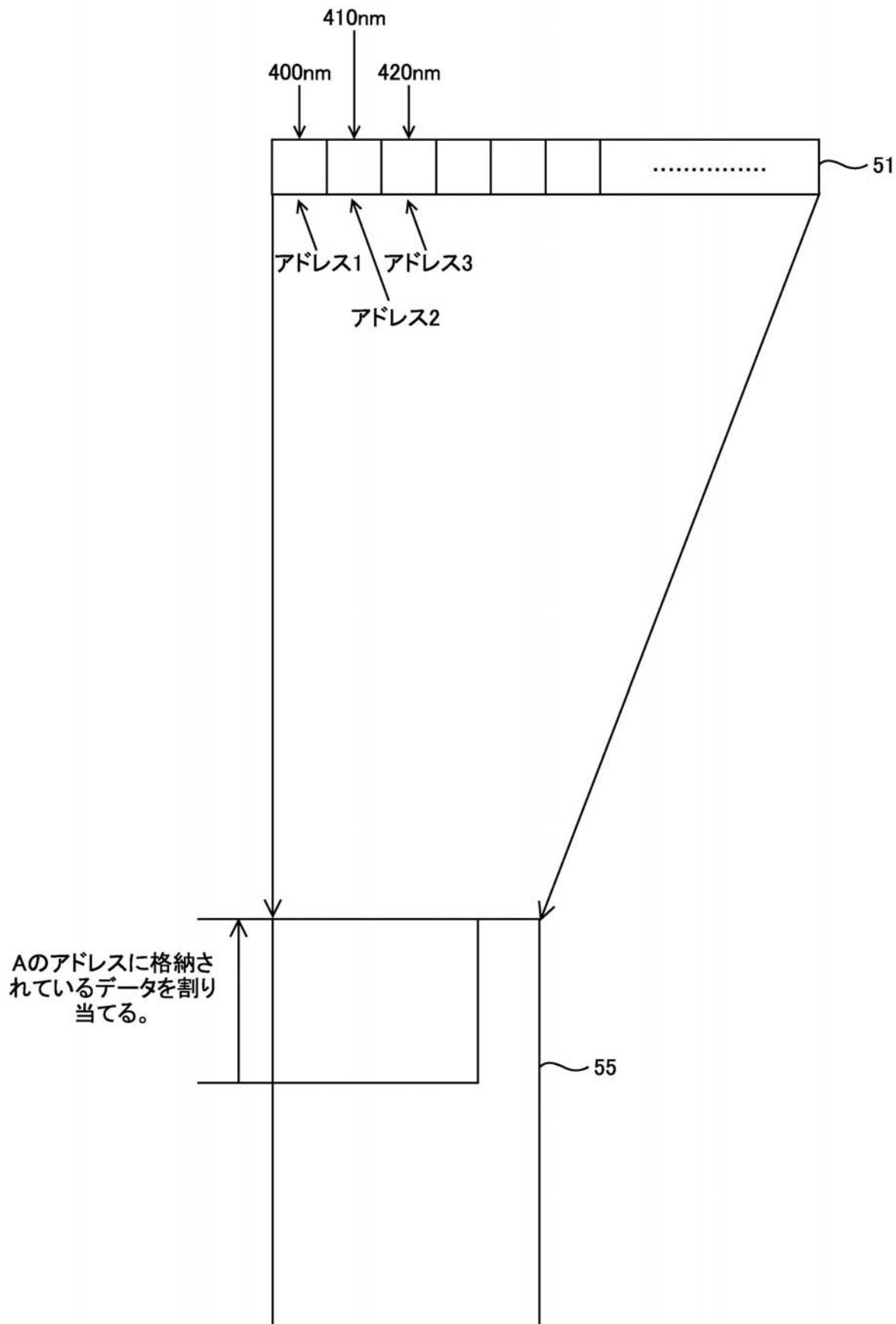
【図6】

	フィールド周期			
(a)	白色光	励起光	白色光	励起光
(b)	通常カラー 画像の撮像	自家蛍光 画像の撮像	通常カラー 画像の撮像	自家蛍光 画像の撮像
(c)	自家蛍光 画像の転送	通常カラー 画像の転送	自家蛍光 画像の転送	通常カラー 画像の転送
(d)	計測禁止	計測可能	計測禁止	計測可能

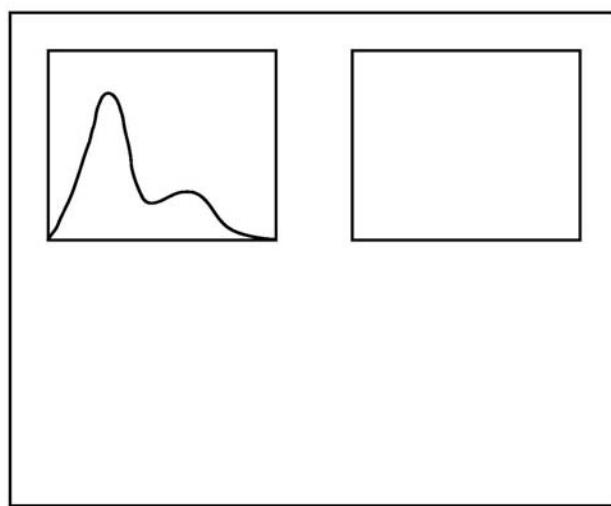
【図7】



【図8】



【図9】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平07-155285(JP,A)  
特開2003-199746(JP,A)  
特開2001-137173(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1 / 00  
G01N 21 / 64

专利名称(译)	荧光观察装置和光源装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4731225B2</a>	公开(公告)日	2011-07-20
申请号	JP2005200830	申请日	2005-07-08
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	杉本秀夫		
发明人	杉本 秀夫		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G01N21/64		
CPC分类号	A61B1/018 A61B1/00186 A61B1/0669 A61B1/07 A61B5/0071 A61B5/0075 A61B5/0084 G02B23/2469 G02B26/023 G02B26/04 G02B27/141		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.U A61B1/06.A G01N21/64.Z A61B1/00.550 A61B1/00.732 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/CA05 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/HA01 2G043/HA02 2G043 /HA05 2G043/JA03 2G043/LA03 4C061/CC06 4C061/FF43 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/RR04 4C061 /RR14 4C061/RR15 4C061/RR17 4C061/WW10 4C061/WW17 4C161/CC06 4C161/FF43 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ04 4C161 /QQ07 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR15 4C161/RR17 4C161/WW10 4C161/WW17		
代理人(译)	平川 明 高田大辅		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2007014633A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：提供一种荧光观察装置，其能够将从单个激发光源发射的激发光引入内窥镜的光导或光探针中。解决方案：内窥镜10包括光导纤维束16，连接检查部分的图像的物镜光学系统12，以及拾取图像的图像拾取装置13。光探针P插入内窥镜10的钳子通道10f。在光源装置20中，设置有用于发射白光的灯24，用于在光导纤维束16的近端面上会聚白光的聚光透镜21，用于发射激发光的激发光源32，聚光透镜31，用于将光会聚在探头P的基端面上，镜子58可移动以将激发光的光路切换到朝向聚光透镜31的光路和与白光的光路相交的光，并且分束器29用于在激发光的光路和激发光的光路的交叉点处组合两个光路。点域1

