

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4579645号  
(P4579645)

(45) 発行日 平成22年11月10日(2010.11.10)

(24) 登録日 平成22年9月3日(2010.9.3)

(51) Int.Cl.		F I	
<b>A 6 1 B 1/06</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B 1/06	A
<b>A 6 1 B 1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00	3 0 0 D
<b>G 0 2 B 23/24</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 2 B 23/24	B
<b>G 0 2 B 23/26</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 2 B 23/26	A

請求項の数 6 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2004-312847 (P2004-312847)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成16年10月27日(2004.10.27)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2006-122234 (P2006-122234A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成18年5月18日(2006.5.18)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成19年8月30日(2007.8.30)		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4番2号 オリンパス株式会社内
		(72) 発明者	渡邊 俊明
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
		審査官	安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光観察内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

所定波長の励起光を発光する励起光発光手段と、  
 白色光を発光する白色光源と、  
 前記励起光を被検体に伝送する第1の光伝送手段と、  
 前記白色光を前記被検体に伝送する第2の光伝送手段と、  
 前記第1の光伝送手段により伝送された前記励起光を前記白色光の前記被検体への照射により観察される領域内の所定の範囲において同時に2次元走査するためのミラーを少なくとも1つ具備して構成される励起光走査手段と、  
 前記励起光走査手段と前記被検体との間に配置され、前記励起光を前記被検体に集光させる集光手段と、  
 前記被検体からの前記白色光の反射光を受光する反射白色光受光手段と、  
 前記励起光により前記被検体より励起された蛍光を受光する蛍光受光手段と、  
 前記反射白色光受光手段が受光した受光信号に基づき前記被検体の観察画像を生成する観察画像生成手段と、  
 前記蛍光受光手段が受光した受光信号に基づき前記被検体の蛍光画像を生成する蛍光画像手段と、  
 前記励起光走査手段における前記ミラーの角度に基づき、前記観察画像と前記蛍光画像を合成する画像合成手段と、  
 を備えたことを特徴とする蛍光観察内視鏡装置。

10

20

## 【請求項 2】

前記励起光発光手段は、白色光を発光する光源手段と、前記光源手段からの白色光のうち前記所定波長の励起光のみを透過する透過フィルタとからなる

ことを特徴とする請求項 1 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

## 【請求項 3】

前記励起光発光手段は、レーザ光源からなる

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

## 【請求項 4】

少なくとも、前記第 1 の光伝送手段、前記第 2 の光伝送手段、前記励起光走査手段及び前記集光手段は、体腔内に挿入可能な挿入部内に設けられている

ことを特徴とする請求項 1、2 または 3 のいずれか 1 つに記載の蛍光観察内視鏡装置。

10

## 【請求項 5】

前記集光手段は、前記励起光発光手段からの励起光が前記被検体に照射される際の集光度合を任意に変化させることができる集光度変化手段を有する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

## 【請求項 6】

前記集光度変化手段は、形状可変ミラーにより構成され、

前記画像合成手段は、前記励起光走査手段における前記ミラーの角度と、前記形状可変ミラーにおけるミラー形状と、に基づき、前記観察画像と前記蛍光画像を合成する

ことを特徴とする請求項 5 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

20

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、蛍光観察内視鏡装置、詳しくは、被検査対象に励起光を照射し、その被検査対象から発する蛍光より、疾患部位を観察、診断する蛍光観察内視鏡装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

近年、内視鏡等により生体からの自家蛍光や、生体へ薬物を注入し、その薬物の蛍光を 2 次元画像として検出し、その蛍光像から、生体組織の変性や癌等の疾患状態（例えば、疾患の種類や浸潤範囲）を診断する技術がある。

30

## 【0003】

生体組織に光を照射するとその励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体における蛍光物質として、例えば NADH（ニコチンアミドアデニンヌクレオチド）、FMN（フラビンモノヌクレオチド）、ビリジンヌクレオチド等がある。最近では、このような、生体内因物質と、疾患との相互関係が明確になってきた。また、HpD（ヘマトポルフィリン）、Photofrin、ALA（-amino levulinic acid）は、癌への集積性があり、これを生体内に注入し、前記物質の蛍光を観察することで疾患部位を診断できる。

## 【0004】

例えば、特開平 8 - 252218 号公報には、励起用のレーザ光を内視鏡のライトガイドの先端から出力させ蛍光観察を行う技術手段が開示されている。

40

## 【特許文献 1】特開平 8 - 252218 号公報

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

しかしながら、前記特開平 8 - 252218 号公報に開示されたような従来の技術手段では、蛍光観察の際に照射される励起用のレーザ光の光量が所定光量であるため、内視鏡の先端と対象組織との距離により、蛍光画像の輝度が変化し、見え具合が変化してしまうという問題があった。

## 【0006】

50

また、従来の技術手段では、光量を一定にした状態で蛍光観察の分解能を高めるため、励起用のレーザー光の照射領域を極めて限定していた。この場合、通常の内視鏡観察域と比べ局所領域（数ミクロン平方）しか照射していないため、照射胃や大腸のような広い空間で蛍光観察を行う場合、励起光照射の中心部分から離れた所では生体からの自家蛍光が得られにくいような場合があった。即ち、広い範囲を観察しようとする、観察もれを生じて観察性が悪くなるという問題点があった。

【0007】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、レーザー光源を劣化させることなく、内視鏡観察画像上で少なくとも判別可能な領域を蛍光観察することのできる蛍光観察内視鏡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】

【0008】

本発明の蛍光観察内視鏡装置は、  
 所定波長の励起光を発光する励起光発光手段と、  
 白色光を発光する白色光源と、  
 前記励起光を被検体に伝送する第1の光伝送手段と、  
 前記白色光を前記被検体に伝送する第2の光伝送手段と、  
 前記第1の光伝送手段により伝送された前記励起光を前記白色光の前記被検体への照射により観察される領域内の所定の範囲において同時に2次元走査するためのミラーを少なくとも1つ具備して構成される励起光走査手段と、

前記励起光走査手段と前記被検体との間に配置され、前記励起光を前記被検体に集光させる集光手段と、

前記被検体からの前記白色光の反射光を受光する反射白色光受光手段と、

前記励起光により前記被検体より励起された蛍光を受光する蛍光受光手段と、

前記反射白色光受光手段が受光した受光信号に基づき前記被検体の観察画像を生成する観察画像生成手段と、

前記蛍光受光手段が受光した受光信号に基づき前記被検体の蛍光画像を生成する蛍光画像手段と、

前記励起光走査手段における前記ミラーの角度に基づき、前記観察画像と前記蛍光画像を合成する画像合成手段と、

を備えて構成される。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、レーザー光源を劣化させることなく、内視鏡観察画像上で少なくとも判別可能な領域を蛍光観察することができるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

【実施例1】

【0011】

図1ないし図5は本発明の実施例1に係わり、図1は蛍光観察内視鏡装置の構成を示す構成図、図2は図1の蛍光観察内視鏡装置の変形例1の構成を示す構成図、図3は図1の蛍光観察内視鏡装置の変形例2の構成を示す構成図、図4は図1の蛍光観察内視鏡装置の変形例3の構成を示す構成図、図5は図4の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する図である。

【0012】

図1に示すように、本実施例の蛍光観察内視鏡装置1は、体腔内に挿入され管腔内の生体組織像を得る内視鏡2と、内視鏡2に励起光及び白色光を供給すると共に、内視鏡2で得られた生体組織像を撮像し信号処理して生体組織画像をモニタ部3に表示させる観察処理装置4とから構成される。

10

20

30

40

50

## 【0013】

観察処理装置4は、白色光を発光する白色光源11と、励起光 exを発光するレーザー光源12とを備えている。ここで、白色光は生体組織の通常観察画像を得るために光であり、励起光は生体組織における蛍光（自家蛍光及び薬剤蛍光）を励起させるための光である。

## 【0014】

そして、白色光源11からの白色光及びレーザー光源12からの励起光 exはーフミラー13により同一光路上に導かれ、ーフミラー14を介して内視鏡2内を挿通するシングル光ファイバ15に導光される。シングル光ファイバ15から出射した照射光（励起光 ex + 白色光）は所定の軸を中心に回転するx軸スキャニングミラー16及びx軸スキャニングミラー16の回転軸に直交する軸を中心に回転するy軸スキャニングミラー17により2次元走査される。

10

## 【0015】

x軸スキャニングミラー16及びy軸スキャニングミラー17により2次元走査された光（励起光 ex + 白色光）は集光レンズ18を介して生体組織19に照射される。すなわち、励起光 + 白色光は、生体組織19上の所定の通常内視鏡観察領域を2次元走査することになる。

## 【0016】

そして、生体組織19からの戻り光（蛍光 em + 反射白色光）は、集光レンズ18、x軸スキャニングミラー16及びy軸スキャニングミラー17を介し逆の光路を経ることでシングル光ファイバ15に導光され、ーフミラー14により照射光（励起光 ex + 白色光）の光路より分離され、さらにーフミラー20により、戻り光（蛍光 em + 反射白色光）は、蛍光 emと反射白色光とに分離される。

20

## 【0017】

ーフミラー20により分離された蛍光 emは蛍光観察用のPMT21に撮像され、PMT21からの撮像信号が蛍光画像生成部22で信号処理され生体組織19上の蛍光画像が生成される。

## 【0018】

一方、ーフミラー20により分離された反射白色光は通常観察用のPD23に撮像され、PMT21からの撮像信号が通常画像生成部24で信号処理され生体組織19上の通常画像が生成される。

30

## 【0019】

この蛍光画像及び通常画像は、同一の走査手段であるx軸スキャニングミラー16及びy軸スキャニングミラー17で2次元走査されているため、走査領域及び走査タイミングは同一である。この結果、通常画像生成部24で生成した通常画像と蛍光画像生成部22で生成した蛍光画像とを画像合成部25にて同一のタイミングで合成することで、通常画像の画像領域上に蛍光画像を有する合成画像をモニタ部3に表示することができる。

## 【0020】

このように本実施例では、励起光 exをx軸スキャニングミラー16及びy軸スキャニングミラー17からなるスキャニング手段と集光レンズ18からなる集光光学系を用いて、集光させた状態で生体組織19に2次元走査して照射することにより、レーザー光源12の出射光量を高めることなく、出力の弱い光源を用いても蛍光観察することができる。また、励起光 exと白色光を、同一の走査手段でスキャニングして画像化することで、通常観察域と同一領域での蛍光観察を同時に行うことが可能である。このようにして、本実施例では、レーザー光源を劣化させることなく、通常観察域と同様な広い空間で蛍光観察を行うことができる。

40

## 【0021】

なお、図1の構成に限らず、以下の変形例1ないし変形例3の構成においても本実施例と同様の作用/効果を得ることができる。

## 【0022】

50

## (変形例 1)

本実施例の変形例 1 の蛍光観察内視鏡装置 1 a では、図 2 に示すように、本実施例 (図 1) に対して、レーザー光源 1 2 の代わりに白色光源 1 2 a と波長  $\lambda_{ex}$  の光のみを透過する透過フィルタ 1 2 b とを用いて構成される。この変形例 1 では白色光源 1 2 a からの白色光が透過フィルタ 1 2 b により励起光  $\lambda_{ex}$  に変換されハーフミラー 1 3 に導光される。

【 0 0 2 3 】

## (変形例 2)

本実施例の変形例 2 の蛍光観察内視鏡装置 1 b では、図 3 に示すように、本実施例 (図 1) に対して、レーザー光源 1 2 の代わりに、第 1 の励起光  $\lambda_{ex1}$  を発光する第 1 のレーザー光源 1 2 d と、第 2 の励起光  $\lambda_{ex2}$  を発光する第 2 のレーザー光源 1 2 e とを設け、第 1 の励起光  $\lambda_{ex1}$  は本実施例 (図 1) と同様に、ハーフミラー 1 3 により白色光と同一光路上に導き、第 2 の励起光  $\lambda_{ex2}$  はハーフミラー 3 1 により白色光と同一光路上に導く。また、ハーフミラー 2 0 を介した第 1 の励起光  $\lambda_{ex1}$  で励起された第 1 の蛍光  $\lambda_{em1}$  と第 2 の励起光  $\lambda_{ex2}$  で励起された第 2 の蛍光  $\lambda_{em2}$  を分離するハーフミラー 3 2 と、第 1 の蛍光  $\lambda_{em1}$  を撮像する PMT 2 1 a 及び第 2 の蛍光  $\lambda_{em2}$  を撮像する PMT 2 1 b とを有している。この変形例では 2 色の蛍光色素の観測が同時に可能となる。

【 0 0 2 4 】

## (変形例 3)

本実施例の変形例 3 の蛍光観察内視鏡装置 1 c では、図 4 に示すように、本実施例 (図 1) に対して、シングル光ファイバ 1 5 の代わりに、複数のシングル光ファイバをライン状に形成したライン光ファイババンドル 1 5 a を用いる。これによりスキャニング手段を構成する x 軸スキャニングミラー 1 6 及び y 軸スキャニングミラー 1 7 の一方、例えば x 軸スキャニングミラー 1 6 を固定ミラー 1 6 a とすることができ、図 5 に示すように、ライン状に生体組織 1 9 上に照射された励起光  $\lambda_{ex}$  + 白色光を一方向のみスキャニングすることで本実施例と同様な作用 / 効果を得ることができる。

【 実施例 2 】

【 0 0 2 5 】

図 6 ないし図 9 は本発明の実施例 2 に係わり、図 6 は蛍光観察内視鏡装置の構成を示す構成図、図 7 は図 6 の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する図、図 8 は図 6 の蛍光観察内視鏡装置の変形例の構成を示す構成図、図 9 は図 7 の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する図である。

【 0 0 2 6 】

実施例 2 は、実施例 1 とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【 0 0 2 7 】

図 6 に示すように、本実施例の蛍光観察内視鏡装置 5 1 は、体腔内に挿入され管腔内の生体組織像を撮像する内視鏡 2 と、内視鏡 5 2 に励起光及び白色光を供給すると共に内視鏡 2 で得られた生体組織像の撮像信号を信号処理して生体組織画像をモニタ部 3 に表示させる観察処理装置 5 4 とから構成される。

【 0 0 2 8 】

本実施例の内視鏡 5 2 は、観察処理装置 5 4 の白色光源 1 1 からの白色光を先端に伝送するライトガイドファイババンドル 5 0 を内挿している。また、観察処理装置 4 のレーザー光源 1 2 からの励起光  $\lambda_{ex}$  は実施例 1 と同様にシングル光ファイバ 1 5 で導光され x 軸スキャニングミラー 1 6 及び y 軸スキャニングミラー 1 7 により 2 次元走査されて集光レンズ 1 8 を介して生体組織 1 9 の所定範囲 (例えば通常観察領域の 10% 以上の範囲) にわたりに照射される。

【 0 0 2 9 】

なお、本実施例では x 軸スキャニングミラー 1 6 及び y 軸スキャニングミラー 1 7 は、観察処理装置 5 4 に設けられたスキャニングミラー角度調整部 5 8 により制御される。

【 0 0 3 0 】

10

20

30

40

50

また、本実施例の内視鏡 5 2 は、ハーフミラー 5 5、通常観察用の CCD 5 6 及び蛍光観察用の CCD 5 7 を内蔵しており、反射白色光がハーフミラー 5 5 を介して通常観察用の CCD 5 6 により撮像され、蛍光 ex がハーフミラー 5 5 を介して蛍光観察用の CCD 5 7 により撮像されるようになっている。

【 0 0 3 1 】

そして、実施例と同様に、観察処理装置 5 4 において、CCD 5 7 からの撮像信号が蛍光画像生成部 2 2 で信号処理され生体組織 1 9 上の蛍光画像が生成され、CCD 5 6 からの撮像信号が通常画像生成部 2 4 で信号処理され生体組織 1 9 上の通常画像が生成される。

【 0 0 3 2 】

観察処理装置 5 4 の画像合成部 2 5 では、実施例 1 と同様に通常画像の画像領域上に蛍光画像を有する合成画像を生成するが、このとき、画像合成部 2 5 はスキャニングミラー角度調整部 5 8 からのミラー角度情報 6 5 に基づいて蛍光画像の通常画像の画像領域上の位置を算出して蛍光画像を通常画像に合成する。

【 0 0 3 3 】

その他の構成 / 作用は実施例 1 と同じである。

【 0 0 3 4 】

このように本実施例では、励起光を通常観察範囲全体に照射せずに、照射範囲を限定し集光して 2 次元走査することより、出力の強くないレーザ光を用いても効率的に蛍光を発生させることができ、レーザ光源を劣化させることなく、図 7 に示すように、モニタ部 3 の内視鏡観察画像 5 9 上で判別可能な領域 6 0 で蛍光観察することができる。

【 0 0 3 5 】

なお、図 8 に示すように、x 軸スキャニングミラー 1 6 及び y 軸スキャニングミラー 1 7 を CCD 5 6 のフレームレートで 2 次元走査することで、蛍光を CCD 5 6 により撮像するようにしてもよい。この場合、画像合成部 2 5 を必要とせず、通常画像生成部 2 4 において、通常画像はビデオレートで更新され、蛍光画像は、図 9 に示すように、x 軸スキャニングミラー 1 6 及び y 軸スキャニングミラー 1 7 によるスキャニングレートか、CCD 5 6 のフレームレートかのうち、遅い方に基づき更新される。

【実施例 3】

【 0 0 3 6 】

図 1 0 ないし図 1 4 は本発明の実施例 3 に係わり、図 1 0 は蛍光観察内視鏡装置の構成を示す構成図、図 1 1 は図 1 0 の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する第 1 の図、図 1 2 は図 1 0 の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する第 2 の図、図 1 3 は図 1 0 の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する第 3 の図、図 1 4 は図 1 0 の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する第 4 の図である。

【 0 0 3 7 】

実施例 3 は、実施例 2 とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【 0 0 3 8 】

図 1 0 に示すように、励起光を 2 次元走査するスキャニング手段を形状可変ミラー 7 1 及び x-y 軸スキャニングミラー 7 2 により構成される。

【 0 0 3 9 】

x-y 軸スキャニングミラー 7 2 は、例えば文献 "Micromachined scanning confocal optical microscope OPTICS LETTERS Vol.21.No10.May,1996" に示される微小共焦点顕微鏡に開示されており、公知であるので説明は省略する。

【 0 0 4 0 】

形状可変ミラー 7 1 は観察処理装置 5 4 の形状可変ミラー調整部 7 3 で制御され、また x-y 軸スキャニングミラー 7 2 は観察処理装置 5 4 のスキャニングミラー角度調整部 5 8 で制御される。

観察処理装置 5 4 の画像合成部 2 5 では、実施例 1 と同様に通常画像の画像領域上に蛍光画像を有する合成画像を生成するが、このとき、画像合成部 2 5 はスキャニングミラー

10

20

30

40

50

角度調整部 5 8 からのミラー角度情報 6 5 及び形状可変ミラー調整部 7 3 からのミラー形状情報 7 4 に基づいて、蛍光画像の通常画像の画像領域上の位置及び範囲を算出して蛍光画像を通常画像に合成する。

【 0 0 4 1 】

この結果、本実施例では実施例 2 の効果に加え、スキャニングミラー角度調整部 5 8 からのミラー角度情報 6 5 及び形状可変ミラー調整部 7 3 からのミラー形状情報 7 4 に基づいて、図 1 1 に示す形状可変ミラー 7 1 の形状から図 1 2 に示す形状可変ミラー 7 1 の形状に可変することで、図 1 3 に示すような蛍光画像の領域 6 0 を図 1 4 に示すような領域 6 0 に可変してモニタ部 3 に表示することが可能となる。

【 0 0 4 2 】

[ 付 記 ]

( 付 記 項 1 )

所定波長の励起光を発光する励起光発光手段と、  
白色光を発光する白色光源と、  
前記励起光を被検体に伝送する第 1 の光伝送手段と、  
前記白色光を前記被検体に伝送する第 2 の光伝送手段と、

前記第 2 の光伝送手段により伝送された前記励起光を前記白色光の前記被検体への照射領域内の所定領域に走査する励起光走査手段と、

前記励起光走査手段と前記被検体との間に配置され、前記励起光を前記被検体に集光させる集光手段と、

前記被検体からの前記白色光の反射光を受光する反射白色光受光手段と、  
前記励起光により前記被検体より励起された蛍光を受光する蛍光受光手段と  
を備えたことを特徴とする蛍光観察内視鏡装置。

【 0 0 4 3 】

( 付 記 項 2 )

前記励起光走査手段は、前記励起光発光手段からの励起光と前記白色光源からの白色光を同時に走査する

ことを特徴とする付記項 1 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【 0 0 4 4 】

本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【 図 面 の 簡 単 な 説 明 】

【 0 0 4 5 】

【 図 1 】 本発明の実施例 1 に係る蛍光観察内視鏡装置の構成を示す構成図

【 図 2 】 図 1 の蛍光観察内視鏡装置の変形例 1 の構成を示す構成図

【 図 3 】 図 1 の蛍光観察内視鏡装置の変形例 2 の構成を示す構成図

【 図 4 】 図 1 の蛍光観察内視鏡装置の変形例 3 の構成を示す構成図

【 図 5 】 図 4 の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する図

【 図 6 】 本発明の実施例 2 に係る蛍光観察内視鏡装置の構成を示す構成図

【 図 7 】 図 6 の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する図

【 図 8 】 図 6 の蛍光観察内視鏡装置の変形例の構成を示す構成図

【 図 9 】 図 7 の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する図

【 図 1 0 】 本発明の実施例 3 に係る蛍光観察内視鏡装置の構成を示す構成図

【 図 1 1 】 図 1 0 の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する第 1 の図

【 図 1 2 】 図 1 0 の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する第 2 の図

【 図 1 3 】 図 1 0 の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する第 3 の図

【 図 1 4 】 図 1 0 の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する第 4 の図

【 符 号 の 説 明 】

【 0 0 4 6 】

1 ... 蛍光観察内視鏡装置

10

20

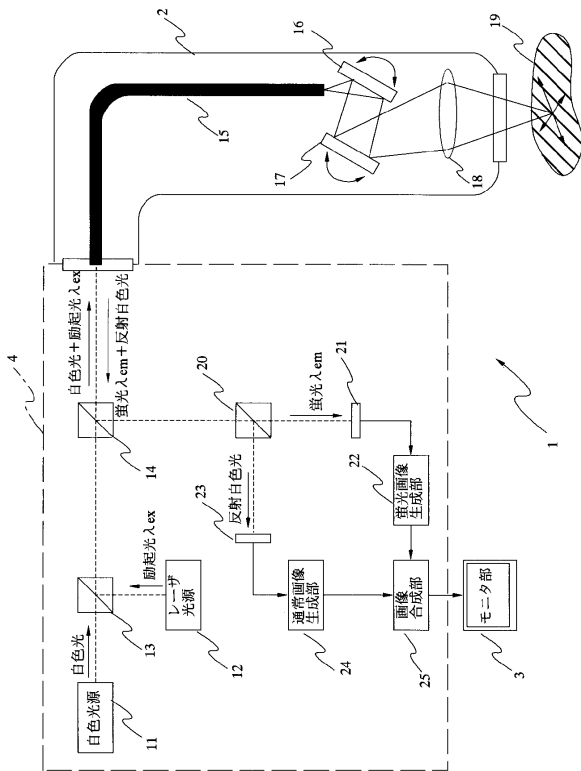
30

40

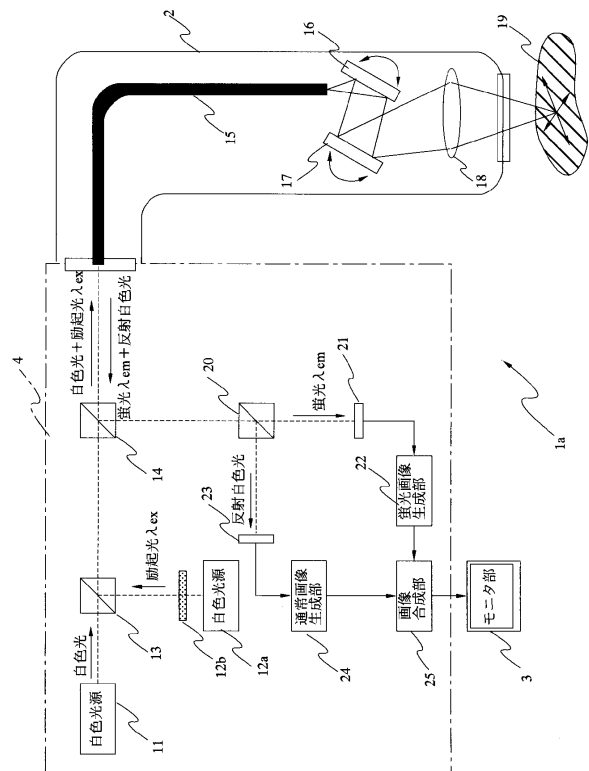
50

- 2 ... 内視鏡
  - 3 ... モニタ部
  - 4 ... 観察処理装置
  - 1 1 ... 白色光源
  - 1 2 ... レーザ光源
  - 1 3、1 4、2 0 ... ハーフミラー
  - 1 5 ... シングル光ファイバ
  - 1 6 ... x軸スキャニングミラー
  - 1 7 ... y軸スキャニングミラー
  - 1 8 ... 集光レンズ
  - 2 1 ... PMT
  - 2 2 ... 蛍光画像生成部
  - 2 3 ... PD
  - 2 4 ... 通常画像生成部
  - 2 5 ... 画像合成部
- 代理人 弁理士 伊藤 進

【図1】



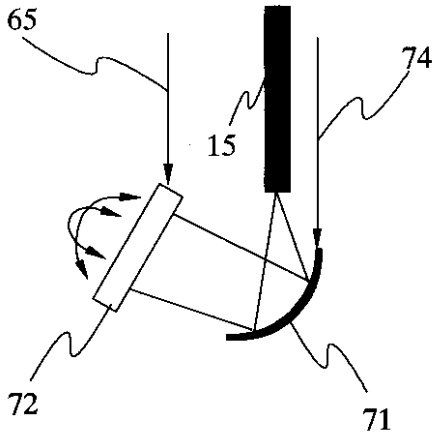
【図2】



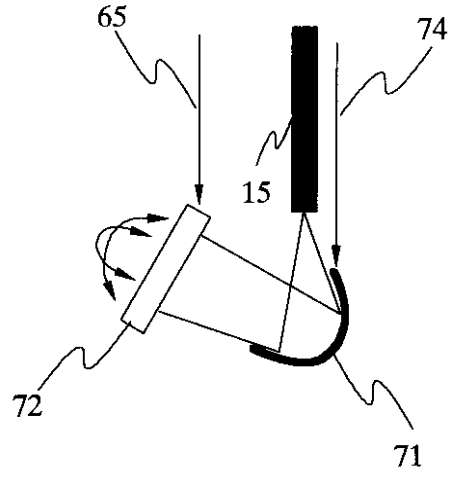




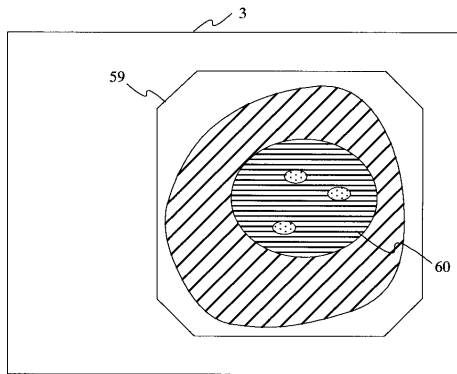
【図 1 1】



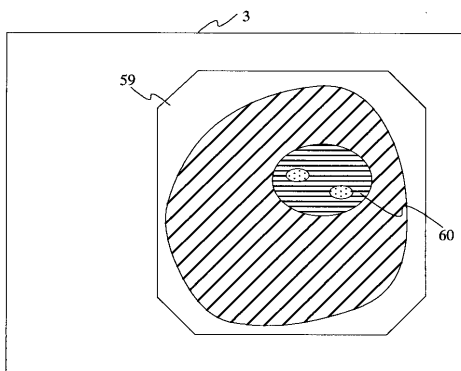
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平07-163572(JP,A)  
特開2001-147398(JP,A)  
特開2004-194821(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32  
G02B 23/24 - 23/26

