

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4495513号
(P4495513)

(45) 発行日 平成22年7月7日 (2010.7.7)

(24) 登録日 平成22年4月16日 (2010.4.16)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 5 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2004-141549 (P2004-141549)
 (22) 出願日 平成16年5月11日 (2004.5.11)
 (65) 公開番号 特開2005-319212 (P2005-319212A)
 (43) 公開日 平成17年11月17日 (2005.11.17)
 審査請求日 平成19年4月11日 (2007.4.11)

(73) 特許権者 000113263
 H O Y A 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 100098235
 弁理士 金井 英幸
 (72) 発明者 榎本 貴之
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペ
 ンタックス株式会社内
 (72) 発明者 杉本 秀夫
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペ
 ンタックス株式会社内

審査官 門田 宏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内の被検部の生体組織に励起光を照射し、この励起光によって励起した前記生体組織が発する蛍光を分光測定する蛍光内視鏡装置であって、

その先端に対物光学系及び照明窓を備えるとともにその基端と先端とを通じる中空のチャンネル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前記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、

術者によって操作される操作部材と、

前記操作部材が操作された後の所定期間を除き、前記照明窓を通じて前記被検部に可視光を照射する照明手段と、

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光プローブと、

前記所定期間内のみ、前記生体組織を励起して前記蛍光を発光させる波長帯域の励起光を前記光プローブの基端に導入する励起光源と、

前記光プローブの先端に設けられ、前記励起光を受けて蛍光を発光する蛍光部材と、

前記蛍光を分光測定する分光測定手段と、

前記所定期間内に出力されるものを除き、前記撮像装置が出力する映像信号を逐次一時記憶する第1記憶手段と、

前記所定期間内に前記撮像装置が出力する映像信号を記憶する第2記憶手段と、

10

20

前記第 2 記憶手段に記憶されている映像信号が示す画像中における輝点の位置を特定する輝点位置検出手段と、

前記第 1 記憶手段に記憶されている映像信号が示す画像に、前記輝点位置検出手段が特定する位置に対応した位置を示すマークを付加する画像合成手段と、

前記画像合成手段によって得られた画像を表示するモニタとを備えたことを特徴とする蛍光内視鏡装置。

【請求項 2】

前記分光測定手段は、前記光プローブの先端から基端へ導光された蛍光を分光測定するとともに、

前記画像合成手段は、前記分光測定手段による分光測定結果を前記画像に結合することを特徴とする請求項 1 記載の蛍光内視鏡装置。

10

【請求項 3】

前記光プローブの基端と前記分光器との間に前記励起光と同じ波長の光を遮断する励起光カットフィルタが挿入されている

ことを特徴とする請求項 1 記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 4】

前記光プローブの先端には、前記励起光を受けて蛍光を発光する前記蛍光部材としてのリング状部材が嵌められている

ことを特徴とする請求項 1 記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 5】

20

前記光プローブの基端は、前記励起光が導入される第 1 分岐部と前記蛍光が射出される第 2 分岐部とに分岐している

ことを特徴とする請求項 1 記載の蛍光内視鏡装置。

【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内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

30

生体組織に対して青～紫外帯域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が生体組織から発せられることは良く知られている(この蛍光は「自家蛍光」と言われる)。また、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ので、画像として表されると、悪性の腫瘍が発生した病変部が正常組織のみからなる正常部位よりも暗く表示されることも、知られている。これは、悪性の腫瘍によって細胞組織が肥大化すると、血流が悪くなるためであると考えられている。

【0003】

このような知識をベースに、内視鏡の鉗子チャンネルを通じてライトプローブ(以下、単に「プローブ」という)を被検者の体腔内に導入し、その先端を被検部(体腔内壁)に押し当てた状態で励起光を射出し、この励起光によって生じた蛍光を同プローブを通じて体腔外に導き、その蛍光の分光測定を行う蛍光内視鏡装置が、提案されている。このような蛍光内視鏡装置を用いて検査した場合には、検査結果の記録のために、体腔内壁のどの箇所について蛍光分光測定をしたのかが判るように、内視鏡観察画像(内視鏡を通じて得られる画像)を保存しなければならない。この場合、プローブを被検部に押し当てた状態で内視鏡画像を保存することも考えられるが、プローブ自体の陰になる為に、被検部全体が良く見えないという問題がある。

40

【0004】

そこで、従来、蛍光分光測定後に、内視鏡を動かさずにプローブを鉗子チャンネルから引き抜き、代わりに鉗子チャンネルに挿入した処置具により測定対象箇所にマーキング(着

50

色、タグの取付、等)を施した上で、この処置具を鉗子チャンネルから引き抜いた後の内視鏡画像を撮影して、保存(プリントアウト、映像信号のフリーズ、等)していた。

【特許文献1】特開2003-180614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、上記方法によると、蛍光分光測定を完了してからマーキングを施すまでの間に、プローブを鉗子チャンネルから完全に引き抜いてからマーキングのための処置具を挿入し直すという煩雑な作業が必要であるので、内視鏡先端の位置が意に反してずれてしまう等の要因によって、測定対象箇所を見失う蓋然性が高かった。しかも、着色によってマーキングする場合には、内視鏡画像を保存するまでの間に着色塗料が流れてしまう問題があるし、タグを取り付けることによってマーキングする場合には、タグを回収しなければならないと言う問題がある。

【0006】

そこで、本発明は、蛍光分光測定の対象箇所自体には物理的なマーキングを施すことなく、内視鏡画像上に測定対象箇所を示すマークを表示することができる蛍光内視鏡装置の提供を、課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

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内視鏡装置は、体腔内の被検部の生体組織に励起光を照射し、この生体組織が発する蛍光を分光測定する蛍光内視鏡装置であって、その先端に対物光学系及び照明窓を備えるとともにその基端と先端とを通じる中空のチャンネル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、術者によって操作される操作部材と、前記操作部材が操作された後の所定期間を除き、前記照明窓を通じて前記被検部に可視光を照射する照明手段と、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光プローブと、前記所定期間内のみ、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前記光プローブの基端に導入する励起光源と、前記光プローブの先端に設けられ、前記励起光を受けて蛍光を発光する蛍光部材と、前記蛍光を分光測定する分光測定手段と、前記所定期間内に出力されるものを除き、前記撮像装置が出力する映像信号を逐次一時記憶する第1記憶手段と、前記所定期間内に前記撮像装置が出力する映像信号を記憶する第2記憶手段と、前記第2記憶手段に記憶されている映像信号が示す画像中における輝点の位置を特定する輝点位置検出手段と、前記第1記憶手段に記憶されている映像信号が示す画像に、前記輝点位置検出手段が特定する位置に対応した位置を示すマークを付加する画像合成手段と、前記画像合成手段によって得られた画像を表示するモニタとを、備えたことを特徴とする。

【0008】

このように構成されると、操作部材が操作される前においては、照明手段が、内視鏡の体腔内挿入部の先端に形成された照明窓を通じて、被検部に対して照明光を照射する。この照明光によって照明された被検物は対物光学系及び撮像素子によって撮像され、この撮像素子から出力された映像信号が、逐次第1記憶手段に一時記憶される。この時点においては、第2記憶手段に映像信号が記憶されていないために、輝点位置検出手段は輝点の位置を特定しておらず、よって、画像合成手段は、第1記憶手段に記憶されている映像信号が示す画像を、そのままモニタ上に表示させる。そして、術者が内視鏡の体腔内挿入部のチャンネルにプローブを挿入させた後に操作部材を操作すると、その操作後の所定期間内のみ、照明手段が照明光の照射中断し、励起光源が励起光をプローブの基端に導入し、撮像素子から出力された映像信号が第2記憶手段に記憶され、励起光によって励起された被検部の生体組織が発した蛍光を分光測定手段が分光測定する。この時、第2記憶手段に記憶されている映像は、プローブの先端から射出された励起光に起因するものであるので

、プローブの先端のみが輝点となっている画像を示すものである。従って、輝点位置特定手段は、この第2記憶手段に記憶されている映像信号が示す画像中の輝点の位置を検出し、その輝点の位置を画像合成手段に通知する。すると、以後、画像合成手段は、第1記憶手段から読み出した映像信号が示す画像に、輝点位置特定手段によって特定された輝点の位置に対応した位置を示すマークを付加して、モニタ上に表示させる。従って、術者がプローブの先端を内視鏡の体腔内挿入部の先端に引き込んだ後でも、モニタ上に表示されている画面には、当該マークによって、プローブ先端が存在していた位置、即ち、蛍光分光測定の対象箇所が示されている。従って、術者は、分光測定手段による分光測定結果の元となった蛍光分光測定対象箇所を、一目で知ることができる。

【発明の効果】

10

【0009】

以上に説明したように、本発明の蛍光内視鏡装置によれば、蛍光分光測定の対象箇所自体には物理的なマーキングを施すことなく、内視鏡の体腔内挿入部の先端に設けられた対物光学系及び撮像装置によって撮像されてモニタ上に表示されている画像上に、測定対象箇所を示すマークを表示することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

次に、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。

【0011】

図1は、本発明による蛍光内視鏡装置の実施の形態である内視鏡システムの外觀図である。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、光源プロセッサ装置20、蛍光分光測定装置30、プリンタ50及びモニタ60を、備えている。

20

<内視鏡>

内視鏡10は、通常の電子内視鏡そのものであり、図2に示すように、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等を有する操作部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。

【0012】

30

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が、組み込まれている。

【0013】

撮像素子13から出力された映像信号を伝送するための信号ケーブル（各走査線に沿ってR[赤]、G[緑]、B[青]の各画素から夫々読み出したRGBの各画像信号を夫々伝送するための3系統の信号線を含む信号ケーブル）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10gに接続されている。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（以下、単に「ライトガイド」という）16が引き通されている。このライトガイド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19内に挿入されて固定されている。

40

【0014】

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ンネル10eが内蔵されており、この鉗子チャンネル10eの基端は、操作部10bの側面から突出している鉗子口10fに連通している。従って、操作部10bの外部より、この鉗子口10fからこの鉗子チャンネル10e内に鉗子類（後述するライトプローブP等）を挿入し、そ

50

の先端を体腔内挿入部 10a の先端面から突出させることができる。

< ライトプローブ >

ライトプローブ P は、特開 2003-180614 号にて開示したものを多少改変したものである。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 は図 3 における III-III 線に沿った横断面図である。この図 4 に示すように、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させるための励起光を導く第 1 の光ファイバ F1、及び、生体組織から発した蛍光を導くための第 2 の光ファイバ F2 を、いずれも多数備えている。

【0015】

そして、図 3 に示すように、両光ファイバ F1、F2 はその先端から過半の領域において、横断面が円形の複合バンドルとして束ねられている。これら光ファイバ F1、F2、及びこれらを被覆するチューブが、複合部 P0 を構成している。具体的には、複合部 P0 においては、チューブ T の中心軸周辺の領域に第 2 の光ファイバ F2 が多数充填され、その外側に第 1 の光ファイバ F1 が多数充填されている。

【0016】

ライトプローブ P の複合部 P0 の先端には、リング状部材 PR が嵌められている。図 4 の (A) は、このリング状部材 PR を示す斜視図であり、同図 (B) は、このリング状部材 PR が嵌められている複合部 P0 先端の縦断面図である。これら各図に示されるように、リング状部材 PR は、扁平な円筒状に形成された蛍光アクリル等の部材から構成されており、その先端側の端面には、反射膜 M が蒸着されている。このリング状部材 PR の外径は、複合部 P0 の外径と同じであり、その内径は、複合部 P0 における第 1 の光ファイバ F1 の束の外径よりも小さい。そのため、第 1 の光ファイバ F1 における最外周のものは、複合部 P0 の先端まで達することなく、リング状部材 PR の基端側の端面に当接したところで途切れている。従って、これら第 1 の光ファイバ F1 における最外周のものを通じてその基端側の端面から励起光によって照らされることによって、このリング状部材 PR が蛍光を発光するのである。

【0017】

一方、図 3 に示されるように、第 1 の光ファイバ F1 及び第 2 の光ファイバ F2 は、その基端側において相互に分岐して夫々束ねられ、夫々チューブによって被覆されている。ここで、第 1 の光ファイバ F1 の束を内包する分岐を「第 1 分岐部 P1」と称し、第 2 の光ファイバ F2 の束を内包する分岐を「第 2 分岐部 P2」と称するものとする。

【0018】

このプローブ P は、その複合部 P0 が内視鏡 10 の鉗子チャンネル 10e に挿通されるとともに、各分岐部 P1、P2 の基端が夫々診断用補助装置 3 内に挿入された状態で、使用される。

< 蛍光分光測定装置 >

蛍光分光測定装置 30 は、ライトプローブ P の第 1 分岐部 P1 に対して励起光を導入するとともに、その第 2 分岐部 P2 から射出された蛍光を分光測定する装置である。この蛍光分光測定装置 30 の筐体の正面のパネルには、ライトプローブ P の各分岐部 P1、P2 が夫々挿入されて夫々保持する一対のソケットが形成されている。

【0019】

そして、一方のソケットに保持された第 1 分岐部 P1 の中心軸の延長線上には、順番に、集光レンズ 31 及び励起光源 32 が配置されている。そして、励起光源 32 は駆動回路 33 に接続されている。この駆動回路 33 は、後述する光源プロセッサ装置 20 (システムコントロール回路 26) からの制御に従って、励起光源 32 に対して駆動電流を供給する。

【0020】

励起光源 32 は、駆動回路 33 によって電源電流が供給されて特定波長帯域 (例えば、紫外波長帯域) の励起光を含む光を発光する電球又は半導体レーザ (図示略) と、この電球から発した光を平行光にするためのリフレクター又はレンズ (図示略) と、この光から

10

20

30

40

50

上記特定波長帯域の励起光のみを透過させる励起光透過フィルター（図示略）とを、備えている。よって、励起光源 3 2 は、励起光を、集光レンズ 3 1 の光軸に沿った平行光として、集光レンズ 3 1 に向けて射出する。

【 0 0 2 1 】

集光レンズ 3 1 は、その光軸に沿って励起光源 3 2 側から入射してきた励起光を、ソケットに挿入された第 1 分岐部 P 1 内の光ファイバ（第 1 の光ファイバ F 1 ）の束の基端面に、集光して入射させる。これら駆動回路 3 3 , 励起光源 3 2 及び集光レンズ 3 1 が、励起光源に相当する。

【 0 0 2 2 】

その結果として、光プローブ P 内の第 1 の光ファイバ F 1 を通じて励起光が導光され、その一部は上述したようにリング状部材 P R を発光させるとともに、その残りが複合部 P 0 の先端面から射出される。従って、この複合部 P 0 の先端が生体に押し当てられている場合には、その励起光によって生体組織が励起されて蛍光を発する。この蛍光の一部は、直接、複合部における第 2 の光ファイバ F 2 の先端面に入射して、この第 2 の光ファイバ F 2 を通じて第 2 分岐部 P 2 の基端まで導光される。

【 0 0 2 3 】

蛍光分光測定装置 3 0 における他方のソケットに保持された第 2 分岐部 P 2 の中心軸の延長線上には、順番に、コリメートレンズ 3 4 , 拡散板 3 5 , 励起光カットフィルタ 3 6 及び分光器 3 7 が、配置されている。そして、分光器 3 7 には、信号処理分析器 3 8 が接続されている。

【 0 0 2 4 】

コリメートレンズ 3 4 は、第 2 分岐部 P 2 内の光ファイバ（第 2 の光ファイバ F 2 ）の束の基端面から射出された蛍光を平行光にするレンズである。拡散板 3 5 は、コリメートレンズ 3 4 から射出された蛍光を拡散することによって、その光路断面の全域において分光スペクトルを均一にする。励起光カットフィルタ 3 6 は、上記励起光と同じ波長帯域の光を遮断する光フィルタであり、拡散板 3 5 から発した蛍光に混入している励起光を除去する。

【 0 0 2 5 】

図 6 は、この励起光カットフィルタ 3 6 の透過波長領域を、励起光源 3 2 から射出される励起光の波長帯域と対比して示すグラフである。このグラフから明らかなように、励起光の波長帯域は紫外域にあり、励起光カットフィルタ 3 6 は、励起光と同じ波長帯域の成分を遮断すると同時に、励起光の波長帯域よりも長波長側の成分を透過する。従って、この励起光カットフィルタ 3 6 は、この励起光によって生じた蛍光のみを透過させることができるのである。

【 0 0 2 6 】

分光器 3 7 は、その受光面に設置された光センサにより検出した光のうちの幾つかの波長の強度を測定し（以下、「分光測定」という）、測定結果を電子情報（分光スペクトル信号）として出力する機器である。信号処理分析器 3 8 は、分光器 3 7 によって入力された分光スペクトル信号を分析することによって、横軸に波長をとるとともに縦軸に強度をとる分光スペクトルグラフのイメージデータに変換し、このイメージデータを後述する光源プロセッサ装置 2 0（映像信号処理回路 2 7）に入力する。コリメートレンズ 3 4 , 拡散板 3 5 , 励起光カットフィルタ 3 6 , 分光器 3 7 及び信号処理分析器 3 8 が、分光測定手段に相当する。

< 光源プロセッサ装置 >

光源プロセッサ装置 2 0 は、内視鏡 1 0 のライトガイド 1 6 の端面に白色光を導入するとともに、内視鏡 1 0 の電気コネクタ 1 0 g 及び電気ソケット 2 0 b（後述）を通じて駆動回路 1 5 から受信した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 6 0 へ出力する装置である。

【 0 0 2 7 】

この光源プロセッサ装置 2 0 の筐体の正面のパネルには、内視鏡 1 0 のパイプ 1 9 がそ

10

20

30

40

50

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、光源プロセッサ装置 20 の内部空間に通じている。この光源プロセッサ装置 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 19 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、シャッタ 22、及び、ランプ 24 が、配置されている。

【0028】

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 19 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。

【0029】

ランプ 24 は、ランプ用電源 25 によって電源電流が供給されて紫外光を含む白色光を発光する電球（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。

【0030】

これらランプ 24 と集光レンズ 21 との間に介在しているシャッタ 22 は、図 7 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大きい略扇形の羽根であり、白色光の光路外に配置されたモータ 28 により、白色光の光路に対して選択的に挿入されて白色光を遮断する。

【0031】

光源プロセッサ装置 20 の筐体の正面側パネルには、パイプ 19 がソケット 20 a に挿入された状態において電気コネクタ 31 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 20 b と、外部から操作される複数のスイッチ（図 2 においては、測定開始スイッチ 23 a、表示選択スイッチ 23 b、フリーズスイッチ 23 c のみ図示）を有する操作パネル 23 が、設けられている。そして、操作パネル 23 上の各スイッチ 23 a ~ c は、夫々、システムコントロール回路 26 に接続されている。その結果、操作パネル 23 上の各スイッチ 23 a ~ c に対する操作によって生じた操作信号は、夫々、システムコントロール回路 26 に入力される。

【0032】

このシステムコントロール回路 26 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）を発生することにより、光源プロセッサ装置 20 内部及び蛍光分光測定装置 30 の同期制御を行っている。

【0033】

そして、このシステムコントロール回路 26 は、上述したモータ 28 及びランプ用電源 25 に接続されており、これらを制御するための信号を出力する。具体的には、システムコントロール回路 26 は、主電源投入後には、ランプ用電源制御回路 25 に対してランプ 24 から白色光を射出させるとともに、測定開始スイッチ 23 a が投入されない限り、シャッタ 22 を白色光の光路外へ待避させたままにしておく。これにより、内視鏡のライトガイド 16 へは、常時白色光が導入されることになる。これらシステムコントロール回路 26、ランプ用電源制御回路 25、ランプ 24、シャッタ 22、集光レンズ 21、ライトガイド 16 及び配光レンズ 11 が、照明手段に相当する。

【0034】

ライトガイド 16 及び配光レンズ 11 を通じて被写体に照射された白色光は、被検部の表面で反射され、対物レンズ 12 により、撮像素子 13 の撮像面上に被検部の像を形成し、1 フレーム毎に更新される映像信号（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映像信号）に変換される。

【0035】

また、システムコントロール回路 26 は、ライトガイド 16 に白色光を導入させている間に操作部材としての測定開始スイッチ 23 a が投入されると、図 8 に示すように、その測定開始スイッチ 23 a が投入された時点が含まれるフレームの次のフレームにおける第

10

20

30

40

50

2フィールドに相当する期間（操作部材が操作された後の所定期間）だけ、一時的にシャッタ22を白色光の光路へ侵入させることにより、白色光のライトガイド16への入射を遮断する。システムコントロール回路26は、シャッタ22を白色光の光路へ侵入させている間（上記第2フィールドに相当する期間）だけ、蛍光分光測定装置30の駆動回路33を起動することによって、励起光を励起光源32から射出させて、ライトプローブPの第1分岐部P1（第1の光ファイバF1）の基端面に入射させる。第1の光ファイバF1の基端面に入射した励起光は、被検部に照射され、被検部の生体組織から蛍光を放射させる。その結果、上述したように、この蛍光の一部が複合部P0の先端面から第2の光ファイバF2に入射し、この第2の光ファイバF2を通じて蛍光分光測定装置30内に導かれて、分光器37によって分光測定され、その分光スペクトルグラフのイメージデータが信号処理分析器38から出力される。

10

【0036】

この時、第1の光ファイバF1によって導光された励起光の一部は、リング状部材PRに入射されて、このリング状部材PRから蛍光を発光させる。これら励起光及び蛍光は、反射部材Mによって遮光されている前方を除き、あらゆる方向へ発散される。このようにして発散した光の一部は、内視鏡10の対物レンズ12に直接入射して、撮像素子13の撮像面にリング状部材PRの像を形成する。この際、仮に白色光が配光レンズ11から射出されていたならば、対物レンズ12から光プローブPの複合部P0の先端を見ると、図10に示すような構図となる。実際には、測定開始スイッチ23aが投入されて、その測定開始スイッチ23aが投入された時点が含まれるフレームの次のフレームにおける第2フィールドに相当する期間だけ、シャッタ22の白色光の光路への侵入により、白色光のライトガイド16への入射が遮断され、リング状部材PRのみから光が放射しているので、撮像素子13の撮像面に形成される像は、図10におけるリング部材PRのみが暗闇から浮き上がったものとなる。そして、撮像素子13は、そのフレームにおける第2フィールドの映像信号として、このリング状部材PRを撮像することによって取得した映像信号を出力する。

20

【0037】

なお、システムコントロール回路26は、一旦、シャッタ22を白色光の光路へ侵入させた後は、白色光をライトガイド16に導入させ続ける状態に復帰する。

【0038】

さらに、システムコントロール回路26は、映像信号処理回路27に接続されており、この映像信号処理回路27に対しても、タイミング信号を入力するとともに、シャッタ22の動作、表示切替スイッチ23b及びフリーズスイッチ23cの状態を通知する。

30

【0039】

この映像信号処理回路27には、また、電気ソケット20bを構成する各電極が接続されている。よって、内視鏡10内の撮像素子13から出力されたRGBの各映像信号は、電気コネクタ10g及び電気ソケット20bを通じて、映像信号処理回路27に入力される。また、この映像信号処理回路27には、プリンタ50及びモニタ60が接続されている。映像信号処理回路27は、内視鏡10の撮像素子13から入力された各映像信号を処理することによって、カラー画像上に蛍光分光測定対象箇所を示すキャラクタをスーパーインポーズしてなる画像を、モニタ60上に表示するとともに、プリンタ50から出力する。

40

【0040】

図9は、この映像信号処理回路27の内部構造を示すブロック図である。この図9に示されるように、映像信号処理回路27内において、撮像素子13から出力された映像信号は、前段映像信号処理回路271に入力される。この前段映像信号処理回路271はRGBメモリ272に接続されている。このRGBメモリ272の内部は、前段映像信号処理回路271によって処理された各フレームの第1フィールドに相当する映像信号（R、G、Bの各映像信号）を記憶する第1フィールド通常カラー画像記憶領域272a、同じく各フィールドの第2フィールドに相当する映像信号を記憶する第2フィールド通常カラー

50

画像記憶領域 272b, 及び、励起光輝点用記憶領域 272c に、区分されている。そして、第 1 フィールド通常カラー画像記憶領域 272a 及び第 2 フィールド通常カラー画像記憶領域 272b はスキャンコンバータ 273 に、励起光輝点用記憶領域 272c は輝点位置検出回路 274 に、夫々接続されている。この輝点位置検出回路 274 は、スキャンコンバータ 273 に接続されているとともに上述したシステムコントロール回路 26 に接続されている。スキャンコンバータ 273 には、更に、信号処理分析器 38 及び後段映像信号処理回路 275 が接続されている。この後段映像信号処理回路 275 は、更に、キャプチャ回路 276 及び上述したモニタ 60 に接続されている。キャプチャ回路 276 は、更に、プリンタ 50 に接続されている。

【0041】

以下、映像信号処理回路 27 を構成する各ブロックの機能を、図 8 乃至図 12 の説明図を参照しながら、説明する。

【0042】

前段映像信号処理回路 271 は、撮像素子 13 から送られてくる RGB の各映像信号信号に対して、フィールド単位で所定の処理を施すための回路である。この前段映像信号処理回路 271 が各映像信号に施す処理としては、高周波成分除去，増幅，ブランキング，クランピング，ホワイトバランス，ガンマ補正，アナログデジタル変換がある。前段映像信号処理回路 271 は、システムコントロール回路 26 によってシャッタ 22 が白色光を遮断することが通知されるまでは、システムコントロール回路 26 によって通知されたタイミング信号に基づいて、各フレームの第 1 フィールドに相当する映像信号を、上記処理後に第 1 フィールド通常カラー画像記憶領域 272a に格納し、各フレームの第 2 フィールドに相当する映像信号を、上記処理後に第 2 フィールド通常カラー画像領域 272b に格納する。即ち、これら第 1 フィールド通常カラー画像記憶領域 272a 及び第 2 フィールド通常カラー画像領域 272b が、第 1 記憶手段に相当する。また、前段映像信号処理回路 271 は、システムコントロール回路 26 によってシャッタ 22 が白色光を遮断することが通知されると、その直後に入力される第 2 フィールドに相当する映像信号を励起光輝度用記憶領域 272c に格納する。即ち、この励起光輝度用記憶領域 272c が、第 2 記憶手段に相当する。なお、各記憶領域 272a ~ c に格納された映像信号は、新たな映像信号によって上書きされるまで、保持される。

【0043】

輝点位置検出回路 274 は、励起光輝点用記憶領域 272c から読み出した輝度信号に対してマトリックス演算を施すことにより、画素毎に輝度値を抽出して、輝度値のみからなるモノクロ画像信号に変換する。そして、このモノクロ画像信号を各ライン毎に走査して、所定の閾値以上の輝度値を有する画素を抽出する。この抽出処理を全ラインに対して実行することによって抽出された画素が一つであれば、輝点位置検出回路 274 は、当該画素の座標（水平及び垂直方向の夫々における原点から当該画素までの画素数）を算出する。また、抽出された画素が複数であれば、輝度位置検出回路 274 は、水平方向及び垂直方向におけるそれらの画素群の中央の座標を算出する。輝度位置検出回路 274 は、システムコントロール回路 26 からシャッタ 22 が白色光を遮断したことが通知された後、表示切り替えスイッチ 23b が操作されるまでの間、このような座標の算出をし続け、算出した座標値をスキャンコンバータ 273 に入力し続ける。即ち、この輝点位置検出回路 274 が、輝点位置検出手段に相当する。

【0044】

スキャンコンバータ 273 は、システムコントロール回路 26 から入力されるタイミング信号に基づいて、各フレームに相当する期間毎に、その時点において第 1 フィールド通常カラー画像格納領域 272a 及び第 2 フィールド通常カラー画像格納領域 272b に夫々格納されている映像信号を、夫々、第 1 フィールドの映像信号及び第 2 フィールドの映像信号として読み出る（その結果、シャッタ 22 が閉じているために映像信号が励起光輝点用記憶領域 272c に格納された場合には、第 2 フィールド通常カラー映像信号領域 272b から同じ映像信号が 2 度読み出されて映像信号の欠落を補完することになる）。ま

10

20

30

40

50

た、スキャンコンバータ 273 は、輝点位置検出回路 274 から座標値が入力されている間は、上記各映像信号における当該座標値が示す位置に、分光測定箇所を示すキャラクタ（図 12 における X マーク）をスーパーインポーズする。さらに、スキャンコンバータ 273 は、上記各映像信号（場合に依っては分光測定箇所を示すキャラクタがスーパーインポーズされた映像信号）に対して、夫々、蛍光分光測定装置 30 の信号処理分析器 38 から入力された分光スペクトルグラフのイメージデータ、及び、図示せぬキャラクタ生成回路から入力されたキャラクタデータ（被験者の特定情報等の文字情報を表示させるためのイメージデータ）を更に結合し、結合後の各映像信号を順番（第 1 フィールド、第 2 フィールドの順）に出力することによって、図 12 に示すようなレイアウトの画面を表示するための映像信号を後段映像信号処理回路 275 に渡す。即ち、このスキャンコンバータ 273 が、画像合成手段に相当する。

10

【0045】

後段映像信号処理回路 275 は、入力され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 60 及び 276 へ出力する。その結果、モニタ 60 上には、撮像素子 13 によって撮像された画像及び文字情報を示す画面（測定開始スイッチ 23a が投入されてから表示切替スイッチが投入されるまでの間においては、当該画像上に蛍光測定箇所を示すキャラクタがスーパーインポーズされてなる画像、文字情報及び分光スペクトルグラフを示す画面）が、表示される。

【0046】

20

キャプチャ回路 276 は、フリーズスイッチ 23c が投入された時点で入力されている一フレーム分の映像信号を静止画のイメージデータ（ビットマップデータ等）に変換して、プリンタ 50 に出力する。その結果、当該イメージデータを用紙上に印刷した出力紙が、このプリンタ 50 から出力される。

<使用例>

以上のように構成された内視鏡システムを用いる術者は、まず、光源プロセッサ装置 20 及び蛍光分光測定装置 30 に主電源を投入する。すると、内視鏡 10 の体腔内挿入部 10a の先端（配光レンズ 11）からは常時白色光が射出され、モニタ 60 上には対物レンズ 12 を通じて撮像された画像が、被験者についての文字情報とともに表示される。そこで、術者は、このモニタ 60 上に表示された画像を見ながら、内視鏡 10 を操作して、その体腔内挿入部 10a を被験者の体腔内に挿入して、被検部に導いていく。

30

【0047】

そして、画像内に被検部を捕捉すると、術者は、内視鏡 10 の鉗子チャンネル 10e にプローブ P の複合部 P0 を挿入して、その先端面を測定対象箇所を押しつける。しかる後に、術者は、測定開始スイッチ 272a を投入する。すると、その測定開始スイッチ 272a の投入タイミングの次のフレームにおける第 2 フィールドを撮像するタイミングにおいて、シャッタ 22 が閉じられて白色光の照射が中断されると同時に、蛍光分光測定器 30 から導入された励起光がプローブ P の複合部 P0 の先端面から射出される。すると、この励起光によって測定対象箇所の生体組織から生じた蛍光がこのプローブ P を通じて蛍光分光測定器 30 に導かれる。すると、この蛍光に基づいて、分光器 37 及び信号処理分析器 38 が分光スペクトルグラフのイメージデータを生成し、映像信号処理回路 27（スキャンコンバータ 273）に入力する。

40

【0048】

一方、励起光の一部によって照らされた上記複合部 P0 先端のリング状部材 PR は、撮像素子 13 によって、撮像される。すると、その映像信号に基づいて、基点位置検出回路 274 が、画像中における当該リング状部材 PR の像の位置を示す座標値を算出し、スキャンコンバータ 273 に入力する。

【0049】

その結果、スキャンコンバータ 273 及び後段映像信号処理回路 275 により、モニター 50 上には、当該画像上に蛍光測定箇所を示すキャラクタがスーパーインポーズされて

50

なる画像が、文字情報及び分光スペクトルグラフとともに、表示される。但し、この時点の画像は、プローブ P 0 の先端が測定対象箇所押し当てられた状態のものである。

【 0 0 5 0 】

そこで、術者は、内視鏡 1 0 の体腔内挿入部 1 0 a の先端を動かすことなく、プローブ P を体腔内挿入部 1 0 a 内に引き込む。この時点では、白色光の照射が再開されているので、モニタ 6 0 上の画像からは、プローブ P 0 が見えなくなる。但し、その間も、分光処理分析部 3 8 及び輝点位置検出回路 2 7 4 は、夫々分光スペクトルグラフの映像信号及び座標値をスキャンコンバータ 2 7 3 に入力しているので、モニタ 6 0 上の画像にスーパーインポーズされているキャラクタは移動することなく表示されたままであり、分光スペクトルグラフもそのまま表示され続けている。

10

【 0 0 5 1 】

そこで、術者は、フリーズスイッチ 2 3 c を投入する。すると、その時点において後段映像信号処理回路 2 7 5 から出力されている映像信号がキャプチャ回路 2 7 6 によって静止画像信号に変換され、その時点においてモニタ 6 0 に表示されている画面がプリンタ 5 0 から出力される。

【 0 0 5 2 】

その後、術者は、表示切替スイッチ 2 3 b を投入する。すると、輝点位置検出回路 2 7 4 がリセットされて、モニタ 6 0 上の画像からキャラクタが消える。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 3 】

20

【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】プローブの外観を示す側面図

【図 4】図 3 における III-III 線に沿ったプローブの横断面図

【図 5】リング状部材の斜視図 (A) 及び縦断面図 (B)

【図 6】励起光透過フィルタの透過波長スペクトルと励起光カットフィルタの透過波長帯域とを示すグラフ

【図 7】シャッタの正面図

【図 8】ライトガイドに導入される光及びメモリの各記憶領域への映像信号の格納タイミングを示すシーケンス図

30

【図 9】映像信号処理回路の構成を示すブロック図

【図 1 0】対物レンズから見たプローブ先端の構図を示す図

【図 1 1】蛍光射出時において撮像素子が撮像する映像を示す図

【図 1 2】モニタ上の画面を示す図

【符号の説明】

【 0 0 5 4 】

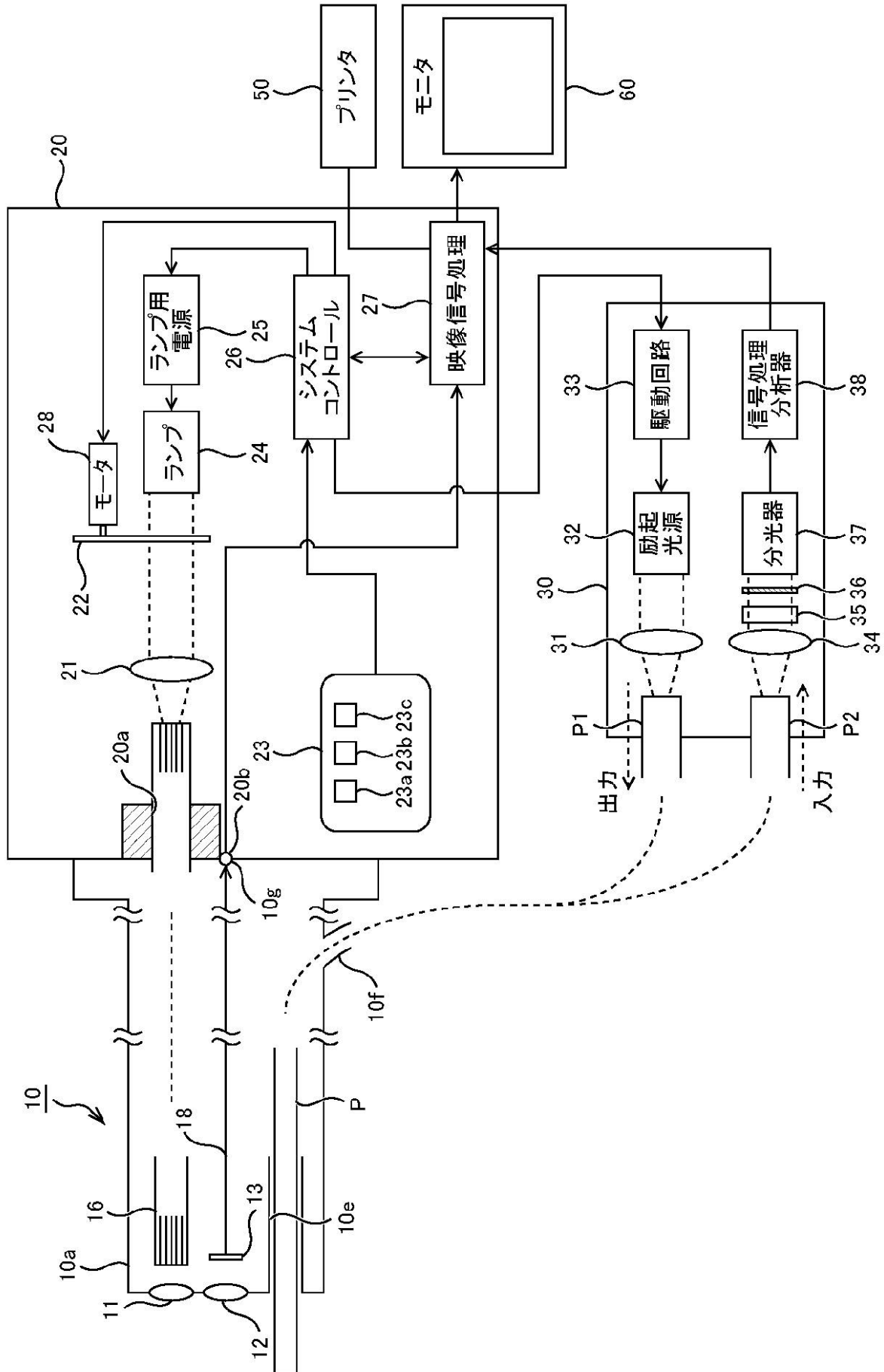
- 1 0 内視鏡
- 1 1 配光レンズ
- 1 2 対物レンズ
- 1 3 撮像素子
- 1 6 ライトガイド
- 2 0 光源プロセッサ装置
- 2 2 シャッタ
- 2 3 操作パネル
- 2 5 ランプ
- 2 6 システムコントロール回路
- 2 7 映像信号処理回路
- 3 0 蛍光分光測定装置
- 3 2 励起光源
- 3 7 分光器

40

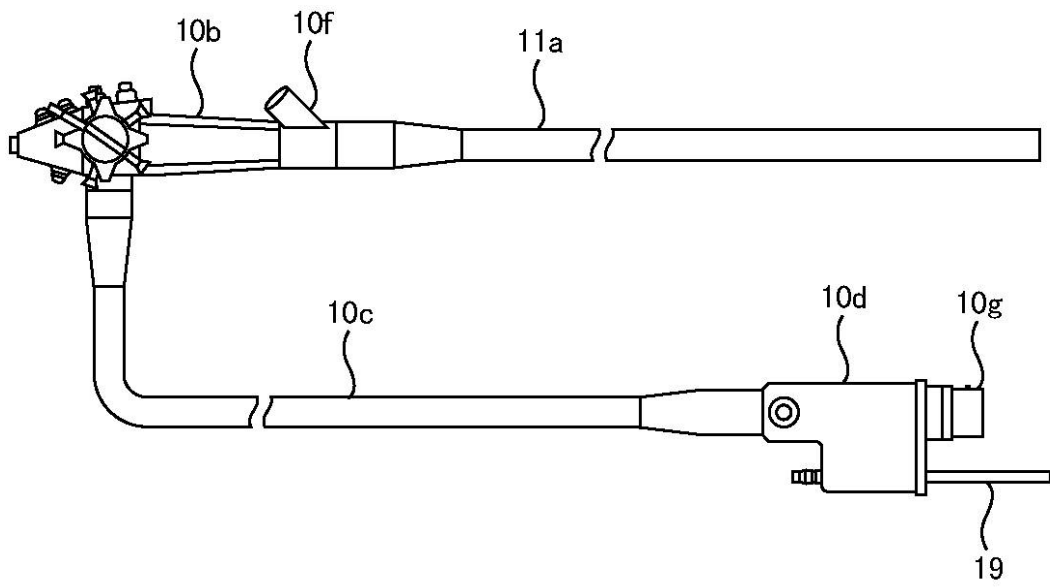
50

3 8	信号処理分析器
2 7 2	メモリ
2 7 3	スキャンコンバータ
2 7 4	輝点位置検出回路
P	プローブ

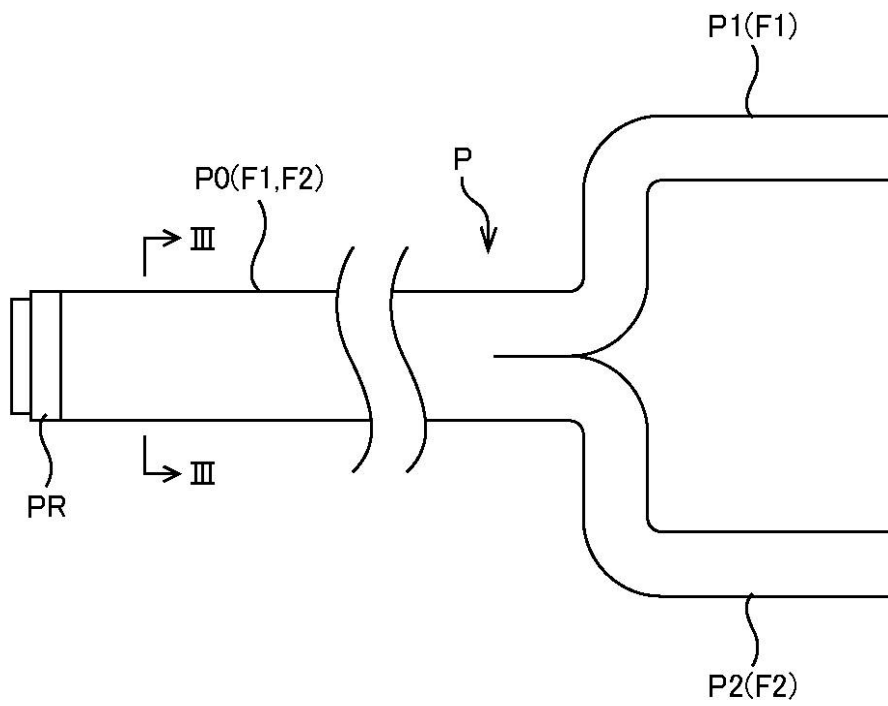
【図 1】



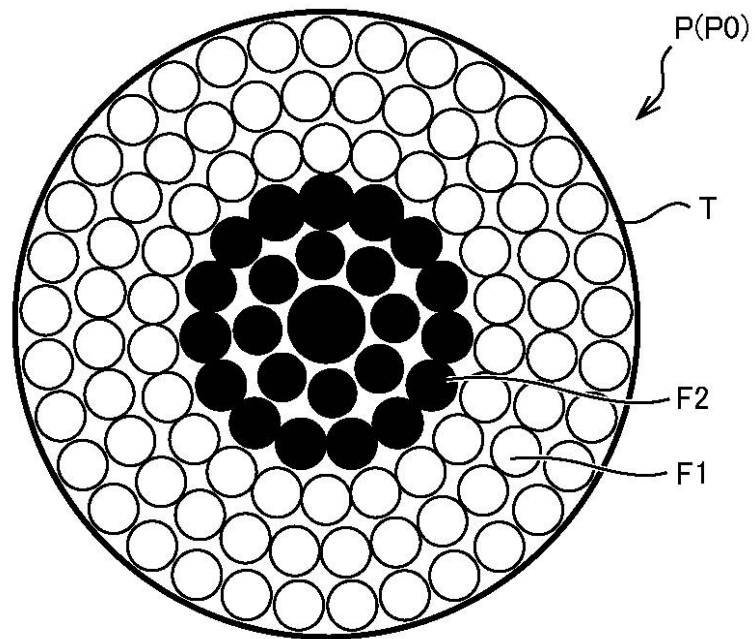
【図2】



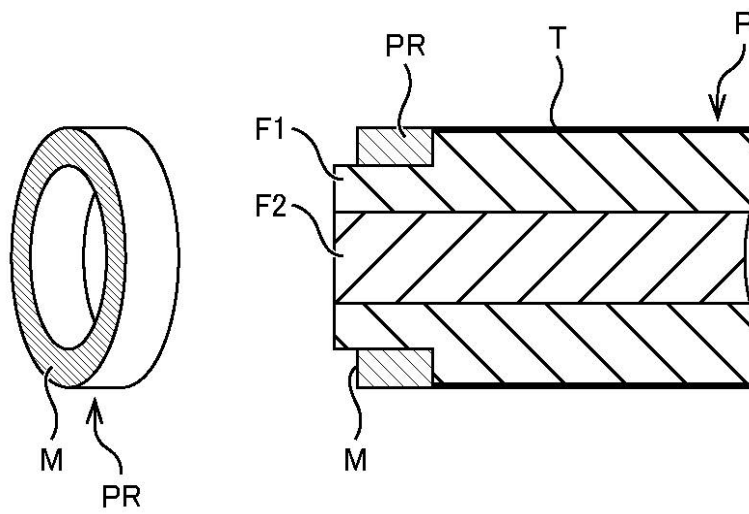
【図3】



【図4】



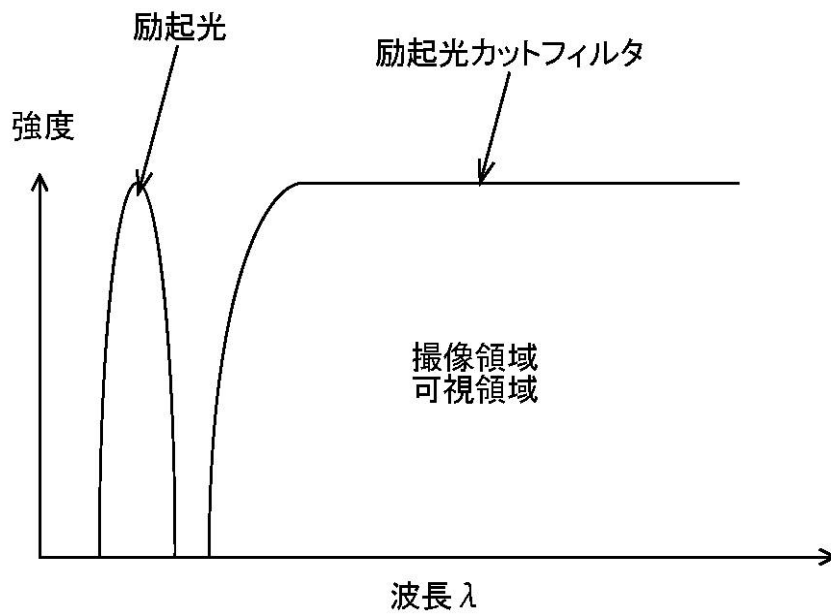
【図5】



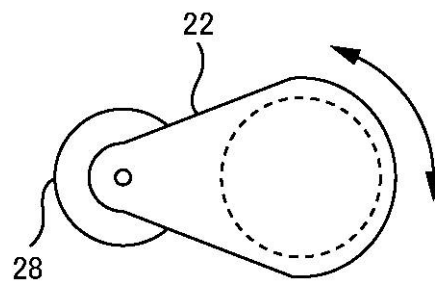
(A)

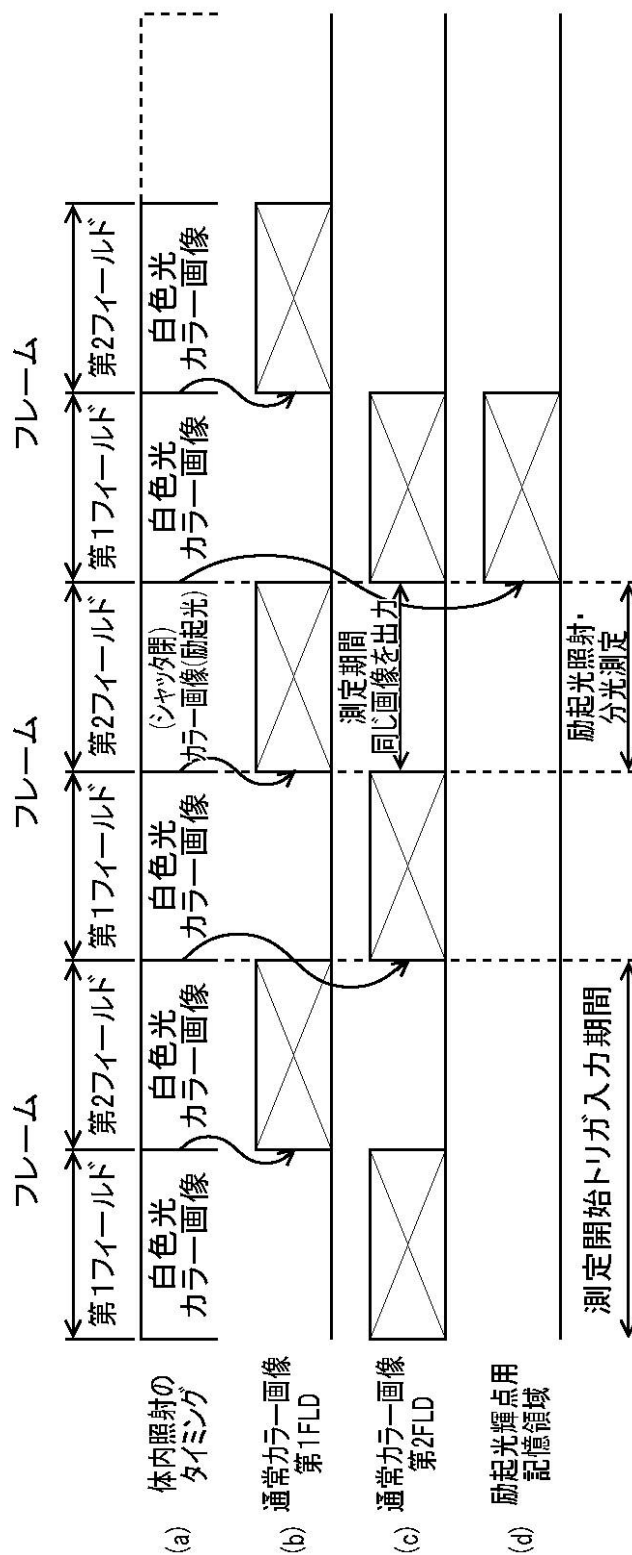
(B)

【図 6】

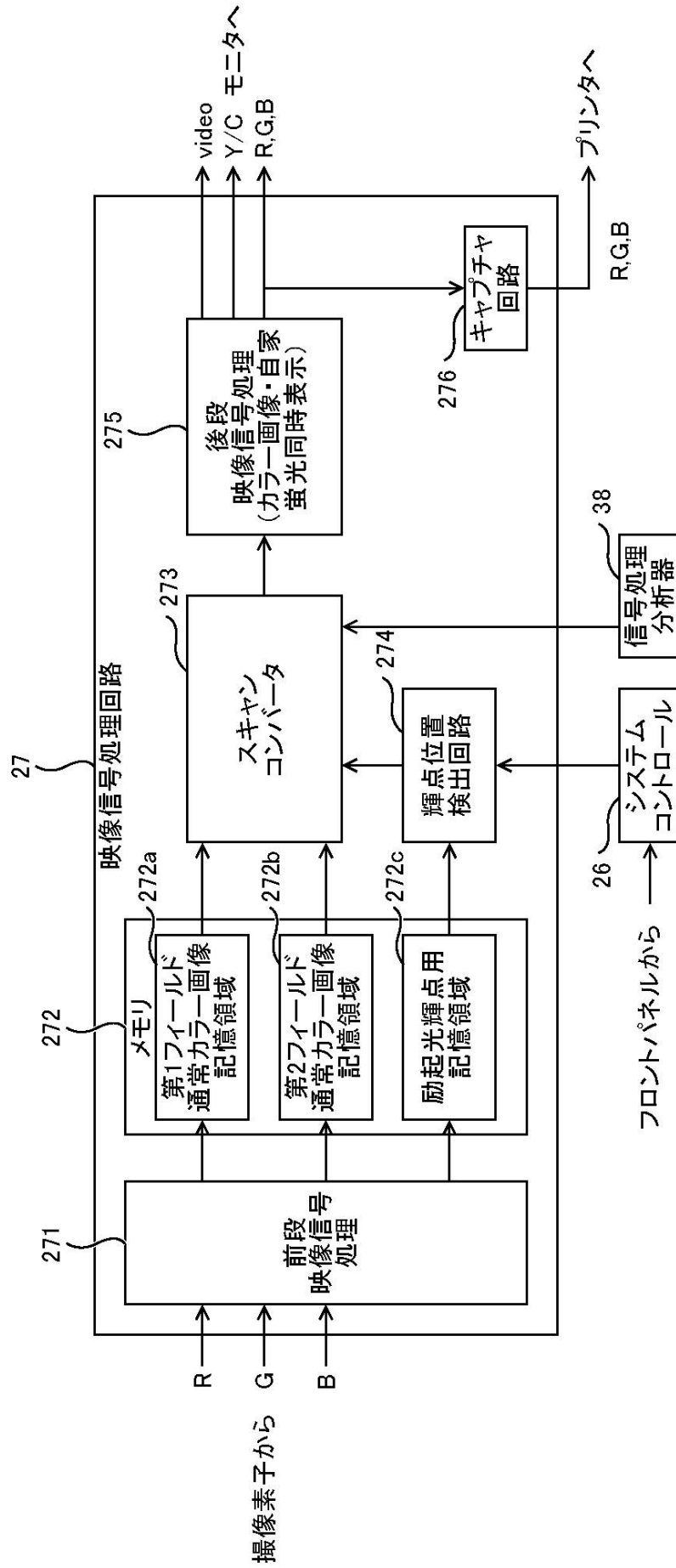


【図 7】

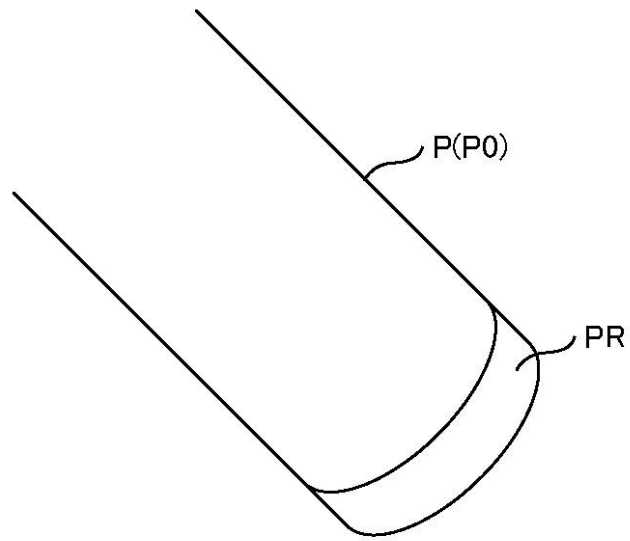




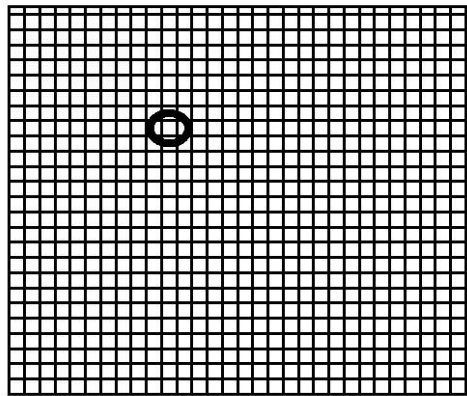
【図9】



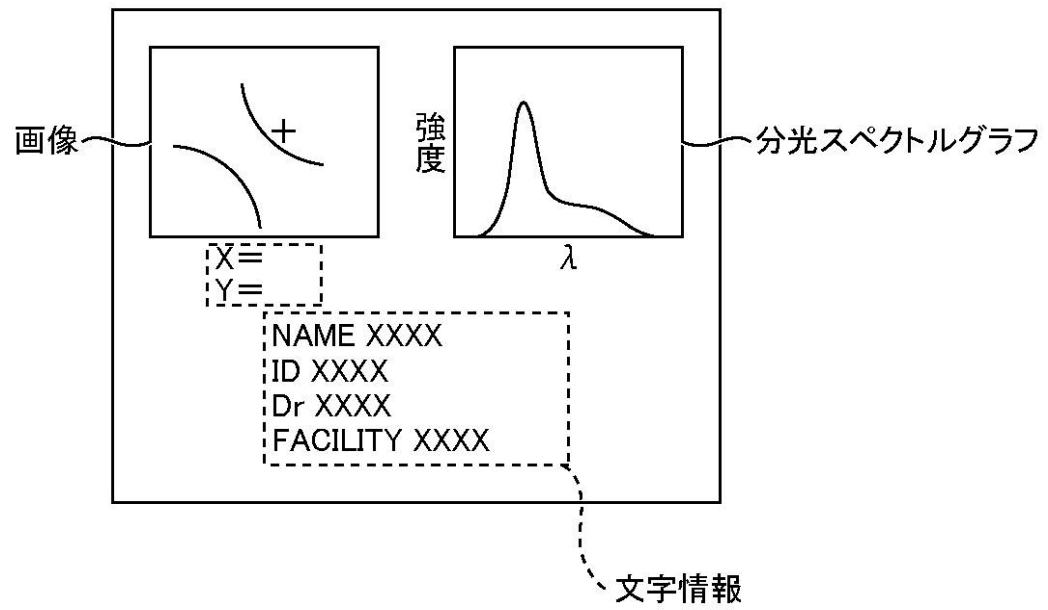
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平08-224240(JP,A)
特開平09-248281(JP,A)
特開平01-280448(JP,A)
特開2003-180614(JP,A)
特開2003-180616(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	荧光内窥镜设备		
公开(公告)号	JP4495513B2	公开(公告)日	2010-07-07
申请号	JP2004141549	申请日	2004-05-11
[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	榎本貴之 杉本秀夫		
发明人	榎本 貴之 杉本 秀夫		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G01N21/64 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/018.515 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.618 A61B1/045.622 G01N21/64.Z G02B23/24.B G02B23/26.B G02B23/26.D		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/FA06 2G043/HA01 2G043/HA02 2G043/HA05 2G043/HA11 2G043/JA02 2G043/KA02 2G043/KA09 2G043/LA03 2G043/NA01 2G043/NA06 2H040/CA04 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/WW04 4C161/CC06 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/WW04		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2005319212A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够显示用于指示内窥镜图像上的测量位置的标记的荧光内窥镜设备。ZSOLUTION：来自内窥镜10的白光照射对象并由图像传感器13拍摄，并且从该图像传感器13输出的图像信号依次存储在第一和第二场通常的彩色图像存储区域272a，272b上。。当投掷测量启动开关23a时，正好当激发光源32将激发光引入探针P时，白色光被仅在一个场内的快门22切断。用于指示图像中发光点的坐标的坐标值然后，从输出的图像信号用发光点位置检测电路272测量，并且同时从通过探针引入的荧光检测棱镜。扫描转换器273将从坐标值指示的位置处的标记叠加在从图像存储区域272a，b读取的图像信号上的发光点位置检测电路274的位置处。Z

【 図 1 】

