

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4648683号  
(P4648683)

(45) 発行日 平成23年3月9日(2011.3.9)

(24) 登録日 平成22年12月17日(2010.12.17)

(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 1/00 3 0 0 H

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 18/20 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 A

G 0 1 N 21/64 (2006.01)

A 6 1 B 17/36 3 5 0

請求項の数 4 (全 21 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2004-324699 (P2004-324699)  
 (22) 出願日 平成16年11月9日(2004.11.9)  
 (65) 公開番号 特開2006-130183 (P2006-130183A)  
 (43) 公開日 平成18年5月25日(2006.5.25)  
 審査請求日 平成19年10月16日(2007.10.16)

(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 100113608  
 弁理士 平川 明  
 (74) 代理人 100105407  
 弁理士 高田 大輔  
 (72) 発明者 池谷 浩平  
 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 福山 三文  
 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

腫瘍親和性光感受性物質が蓄積した腫瘍部位に励起光を照射することによってこの腫瘍部位から生じた蛍光を撮像するとともに、この腫瘍部位に対して治療用レーザー光を照射することによって治療を行うための内視鏡システムであって、

被写体の像を形成する対物光学系をその体腔内挿入部の先端に備えるとともに、前記体腔内挿入部の先端に開口した鉗子チャンネル、及び、前記体腔内挿入部の先端へ光を導光して前記対物光学系の被写体に当該光を照射するライトガイドを内蔵した電子内視鏡と、  
 前記ライトガイドに対して前記励起光を導入する光源部と、

前記対物光学系によって形成された被写体の像を所定単位期間毎に撮像して1フレームが第1フィールドと第2フィールドからなる画像信号に変換して出力する撮像装置と、

前記対物光学系と前記撮像装置との間で前記励起光のみを遮断する励起光カットフィルタと、

前記鉗子チャンネルに挿入されるレーザープローブと、

間欠的に前記レーザープローブに前記治療用レーザー光を導入する治療用レーザー装置と、  
 前記撮像装置から出力される各フレームの画像信号をモニタに表示する画像処理部と、  
 を備え、

内視鏡システムの治療動作モードが前記腫瘍部位に対して治療用レーザー光を照射するPDTモードであって且つ照明動作モードが前記被写体に前記励起光を照射するPDDモードである場合に、前記第1フィールドに相当する期間にのみ前記治療用レーザー装置が該レ

10

20

ーザプロープに該治療用レーザ光を導入し、前記第2フィールドに相当する期間にのみ前記光源部が前記ライトガイドに間欠的に前記励起光を導入することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項2】

前記光源部は前記ライトガイドに対して前記励起光又は白色光を選択的に導入可能であって、且つ、前記画像処理部は、前記撮像装置から出力される各フレームにおける前記第1フィールドの画像信号及び前記第2フィールドの画像信号をそれぞれモニタ上の異なる領域に同時に表示可能であって、

内視鏡システムの治療動作モードが前記PDTモードであって且つ照明動作モードが前記PDDモードである場合、前記光源部は更に、各フレームにおける前記第1フィールドに相当する期間にのみ前記白色光を前記ライトガイドに間欠的に導入することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

10

【請求項3】

内視鏡システムの治療動作モードが前記PDTモードであって且つ照明動作モードが前記被写体に前記白色光を照射する通常観察モードである場合、前記治療用レーザ装置は前記第1フィールドに相当する期間にのみ該レーザプロープに該治療用レーザ光を導入し、前記光源部は前記第1フィールド及び第2フィールドの双方に相当する期間に前記ライトガイドに前記白色光を導入することを特徴とする請求項2に記載の内視鏡システム。

【請求項4】

内視鏡システムの治療動作モードが前記PDTモードではなく且つ照明動作モードが前記PDDモードである場合、前記光源部は、前記第1フィールドに相当する期間にのみ前記ライトガイドに前記白色光を導入し、前記第2フィールドに相当する期間にのみ前記ライトガイドに前記励起光を導入することを特徴とする請求項2又は3に記載の内視鏡システム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子内視鏡を通じて撮像した腫瘍部位の画像をモニター上に表示しながら、同内視鏡の鉗子チャンネルに挿通されたレーザプロープを用いて患部をレーザ治療することができる内視鏡システムに、関する。

30

【背景技術】

【0002】

内視鏡を通じて患者の体腔内に導入されたレーザ光を用いて、当該患者の体腔内壁に生じた腫瘍部位を治療する診断・治療法として、PDD(Photodynamic Diagnosis: 光線力学的診断)及びPDT(Photodynamic Therapy: 光線力学的治療)が開発されている。これらPDD及びPDTは、例えばヘマトポルフィリン誘導体のような物質が腫瘍に親和性を有すのに加えて、特定波長の光(以下、「PDD用レーザ光」という)によって励起されると特定波長の蛍光を発するとともに、特定波長のレーザ光(以下、「PDT用レーザ光」という)を照射されると殺細胞作用を生じることを利用した診断・治療法である(なお、このような性質を持った物質は、一般的に、「腫瘍親和性光感受性物質」と呼ばれている)。

40

【0003】

具体的には、PDD及びPDTによる診断・治療を行う場合には、術者は、予め患者に腫瘍親和性光感受性物質を投与して、当該患者の腫瘍部位にこの腫瘍親和性光感受性物質を蓄積させておく。しかる後に、患者の体腔内に電子内視鏡の体腔内挿入部を挿入して、腫瘍部位と思しき部位に上記特定波長(紫外域)のPDD用レーザ光を照射する。すると、腫瘍部位に蓄積した腫瘍親和性光感受性物質が蛍光を発するので、この体腔内挿入部の先端に組み込まれた対物レンズを通じて撮像素子によって撮像された映像(蛍光画像)内では、腫瘍部位のみが明るく映り込むことになる。このようにして腫瘍部位を確認した術者は、次に、この電子内視鏡の鉗子チャンネルにレーザプロープを挿入して、蛍光を発して

50

いる腫瘍部位にその先端を向けて、このレーザプローブを通じてPDT用レーザ光を照射する。すると、腫瘍部位に蓄積している腫瘍親和性光感受性物質は、PDT用レーザ光の作用によって一重項酸素などの活性酸素を生成して、腫瘍部位の細胞に対して殺細胞作用を及ぼすのである。その間、術者は、モニタ上に表示されている映像を観察しているので、腫瘍部位から発している蛍光が消えると、腫瘍部位に対する治療が完了したと判断して、PDT用レーザ光の照射を停止することができる。

【0004】

このように、PDD及びPDTによる診断・治療では、PDT用レーザ光を照射しながら腫瘍部位を蛍光観察しなければならないが、蛍光のみの像を撮像素子の受光面に形成するには、それ以外の高エネルギー光であるPDD用レーザ光及びPDT用レーザ光が、撮像素子に入射しないようにする必要がある。そのため、従来PDD及びPDTのために開発された内視鏡システムでは、PDD用レーザ光をカットするためのPDD用レーザ光カットフィルタの他、PDT用レーザ光をカットするためのレーザカットフィルタを、対物レンズと撮像素子との間の光路内に介在させなければならなかった。

【特許文献1】特開2000-189527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、図11に示すように、PDT用レーザ光は多くの場合可視光であり、上述したレーザカットフィルタは、かかるPDT用レーザ光の波長のみでなく、不可避免的に、その周囲の波長領域の光をも減衰させてしまう。その結果、撮像素子に入射する光は、PDT用レーザ光の波長近傍が欠落したものとなるので、白色光を被検部に照射する通常観察時において、この撮像素子によって得られる画像は、色再現性に劣るものとならざるを得ない。特に、PDT用レーザ光としては赤色レーザ光が用いられることが多いので、赤色光成分が他の色成分に比較して圧倒的に多い体腔内を観察するための内視鏡としては、致命的である。しかも、対物レンズと撮像素子との間に複数枚の光学フィルターを組み込もうとすると、内視鏡の体腔内挿入部の先端部が、不可避免的に大きくなってしまう。

【0006】

そこで、本発明は、対物レンズと撮像装置との間にPDT用レーザカットフィルタを設けることなく、PDD及びPDTによる診断・治療が可能となり、そのため、通常観察時における色再現性が向上するとともに体腔内挿入部の先端部のサイズを抑えることができる内視鏡システムの提供を、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内視鏡システムは、腫瘍親和性光感受性物質が蓄積した腫瘍部位に励起光を照射することによってこの腫瘍部位から生じた蛍光を撮像するとともに、この腫瘍部位に対して治療用レーザ光を照射することによって治療を行うための内視鏡システムであって、被写体の像を形成する対物光学系をその体腔内挿入部の先端に備えるとともに、前記体腔内挿入部の先端に開口した鉗子チャンネル、及び、前記体腔内挿入部の先端へ光を導光して前記対物光学系の被写体に当該光を照射するライトガイドを内蔵した電子内視鏡と、前記ライトガイドに対して前記励起光を導入する光源部と、前記対物光学系によって形成された被写体の像を所定単位期間毎に撮像して1フレームが第1フィールドと第2フィールドからなる画像信号に変換して出力する撮像装置と、前記対物光学系と前記撮像装置との間で前記励起光のみを遮断する励起光カットフィルタと、前記鉗子チャンネルに挿入されるレーザプローブと、間欠的に前記レーザプローブに前記治療用レーザ光を導入する治療用レーザ装置と、前記撮像装置から出力される各フレームにおける前記第1フィールドの画像信号及び前記第2フィールドの画像信号を、それぞれモニタ上の異なる領域に同時に表示可能な画像処理部と、を備え、内視鏡システムの治療動作モードが前記腫瘍部位に対して治療用レーザ光を照射するPDTモードであって且つ照明動作モードが前記被写体に前記励起光を照射するPDDモードである場

10

20

30

40

50

合に、前記第 1 フィールドに相当する期間にのみ前記治療用レーザ装置が該レーザプローブに該治療用レーザ光を導入し、前記第 2 フィールドに相当する期間に前記光源部が前記ライトガイドに前記励起光を導入することを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

以上のように構成された本発明の内視鏡システムによると、腫瘍親和性光感受性物質が投与された腫瘍部位に対しては、撮像素子が撮像する所定単位期間の単位で間欠的に、レーザプローブによって導光された治療用レーザ装置からの治療用レーザ光照射される。従って、治療用レーザ光が照射されていない単位期間内に撮像素子から出力された画像信号は、治療用レーザ光による影響を全く受けない。従って、本発明の内視鏡システムでは、対物光学系から撮像装置に至る光路上に、治療用レーザ光を遮断するためのレーザカットフィルタを設置する必要がない。従って、内視鏡挿入部の外径が大きくなることが防止されているとともに、ライトガイドに白色光を導入することによって通常観察を行う場合においても、撮像装置から出力される画像信号によって表示される通常観察画像は、色再現性が優れたものとなる。

【発明の効果】

【 0 0 0 9 】

以上に説明したように、本発明の内視鏡システムによれば、対物レンズと撮像装置との間にレーザカットフィルタを設けなくても P D D 及び P D T による診断・治療が可能となる。その結果、通常観察時における色再現性が向上するとともに、体腔内挿入部の先端部のサイズを抑えることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 0 】

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。

【 0 0 1 1 】

図 1 は、本発明の実施の形態である内視鏡システムの外観図である。図 1 に示されるように、この内視鏡システムは、電子内視鏡 1 0 , 光源プロセッサ装置 2 0 , 及び、モニター 6 0 を、備えている。

【 0 0 1 2 】

電子内視鏡 1 0 は、通常の電子内視鏡に蛍光観察用の改変を加えたものであり、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 1 0 a , その体腔内挿入部 1 0 a 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 1 0 b , 操作部 1 0 b と光源プロセッサ装置 2 0 とを接続するためのライトガイド可撓管 1 0 e , 及び、このライトガイド可撓管 1 0 e の基端に設けられたコネクタ 1 0 d を、備えている。

【 0 0 1 3 】

図 2 の概略図に示すように、体腔内挿入部 1 0 a の先端面には、配光レンズ 1 1 及び対物レンズ 1 2 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 1 0 a の内部には、対物レンズ（対物光学系） 1 2 によって形成された被検部の像を撮影する撮像素子（カラー C C D ） 1 3 , この撮像素子 1 3 から出力された画像信号を増幅するケーブルドライバ 1 5 , 対物レンズ 1 2 を透過した光から後述する P D D 用レーザ光に相当する波長成分を除去するための励起光カットフィルタ 1 4 が、組み込まれている。これら撮像素子 1 3 及びケーブルドライバ 1 5 が、前記対物光学系によって形成された被検部の像を所定単位時間毎に撮像して 1 フレームが 2 フィールドからなる映像信号に変換して出力する撮像装置に、該当する。

【 0 0 1 4 】

撮像素子 1 3 に制御信号を伝達するための制御信号ケーブル 1 8 a , この撮像素子 1 3 から出力されてケーブルドライバ 1 5 によって処理された画像信号を伝送するための画像信号ケーブル（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 R G B 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） 1 8 b は、体腔内挿入部 1 0 a , 操作部 1 0 b 及びライトガイド可撓管 1 0 e 内を引き通されて、コネクタ 1 0 d の端面に設けられた電気コネクタ 1 9 に接続されている。

## 【 0 0 1 5 】

これら信号ケーブル 1 8 a , b と並行して、操作部 1 0 b 及びライトガイド可撓管 1 0 e 内には、石英ファイバからなるライトガイドファイババンドル 1 6 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 1 6 の先端は、体腔内挿入部 1 0 a の先端部内において配光レンズ 1 1 に対向し、その基端は、コネクタ 1 0 d の端面から突出した金属製のパイプ（図示略）内に挿入されて固定されている。

## 【 0 0 1 6 】

さらに、操作部 1 0 b から体腔内挿入部 1 0 a の先端まで、鉗子チャンネル 1 0 c が引き通されている。この鉗子チャンネル 1 0 c の先端は、体腔内挿入部 1 0 a の先端面にて開口し、その基端は、操作部 1 0 b の側面に突出形成された鉗子口 1 0 f に連通することによって開口している。この鉗子チャンネル 1 0 c には各種の処置具を挿入可能であるが、その一つが、光源プロセッサ装置 2 0 に内蔵されている後述の P D T 装置 4 0 に接続されているレーザプローブ 4 1 である。このレーザプローブ 4 1 は、多数の光ファイバーを束ねることによって形成されている。

## 【 0 0 1 7 】

また、操作部 1 0 b の側面には、電気スイッチである複数のスコープボタン 1 7（図 2 では一つのみ表示）が設けられている。これらスコープボタン 1 7 が生じるオン / オフ信号は、操作部 1 0 b 及びライトガイド可撓管 1 0 e 内を引き通されたスイッチ信号ケーブル 1 8 c を通じて、コネクタ 1 0 d の端面に設けられた電気コネクタ 1 9 に伝達される。

## 【 0 0 1 8 】

光源プロセッサ装置 2 0 は、電子内視鏡 1 0 のライトガイドファイババンドル 1 6 の端面に照明光（白色光）及び P D D 用レーザ光を選択的に導入する機能、及び、電子内視鏡 1 0 の電気コネクタ 1 9 を通じてケーブルドライバ 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 へ出力する機能を基本的な機能として備えているとともに、上述したレーザプローブ 4 1 に P D T 用レーザ光を供給する P D T 装置 4 0 を付加的構成として内蔵している。

## 【 0 0 1 9 】

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、電子内視鏡 1 0 のパイプ 1 9 がその外面側から挿入される筒であるソケット 2 0 a が、設けられている。このソケット 2 0 a に穿たれた貫通孔は、光源プロセッサ装置 2 0 の内部空間に通じている。この光源プロセッサ装置 2 0 の内部空間内には、ソケット 2 0 a の中心軸（即ち、ソケット 2 0 a に挿入されたライトガイドファイババンドル 1 6 の中心軸）の延長線に沿って順番に、集光レンズ 2 8 , ビームスプリッタ 2 9 , ロータリーシャッタ 3 2 , 絞り 3 6 , 及び、ランプ 3 3 が、配置されている。

## 【 0 0 2 0 】

集光レンズ 2 8 は、その光軸に沿ってビームスプリッタ 2 9 側から入射してきた平行光をソケット 2 0 a に挿入されたライトガイドファイババンドル 1 6 の基端面に集光するレンズである。

## 【 0 0 2 1 】

ランプ 3 3 は、ランプ用電源 3 9 によって電源電流が供給されて白色光を発光する電球（図示略）と、この電球から発散光として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 3 3 は、白色光を、集光レンズ 2 8 の光軸に沿った平行光として、ビームスプリッタ 2 9 を通じて集光レンズ 2 8 に向けて射出する。

## 【 0 0 2 2 】

ビームスプリッタ 2 9 は、集光レンズ 2 8 の光軸に対して 4 5 度傾けて配置されている。このビームスプリッタ 2 9 は、ランプ 3 3 からの白色光を透過するとともに、集光レンズ 2 8 の光軸に対して垂直な方向からの光を、集光レンズ 2 8 の光軸に沿って反射して当該集光レンズ 2 8 に入射させるハーフミラーである。

## 【 0 0 2 3 】

これらランプ 33 とビームスプリッタ 29 との間に介在しているロータリーシャッタ 32 は、円形の板からなり、第 1 モータ 34 によって回転自在に保持されている。図 3 は、ロータリーシャッタ 32 をランプ 33 側から見た状態を示す図である。この図に示すように、ロータリーシャッタ 32 には、中心角が 180 度である扇状 (1/2 の円環状) の開口 32a が穿たれており、このロータリーシャッタ 32 の回転に伴って、開口 32a の径方向における中央を集光レンズ 28 の光軸が相対的に通過する。第 1 モータ 34 は、シャッタ用駆動制御回路 35 に制御されることによって、後述する通常観察モード下では、開口 32a を白色光が通過する位置でロータリーシャッタ 32 を停止させ、後述する PDD モードでは、1 フレーム相当期間に 1 回転するようにロータリーシャッタ 32 を回転駆動する。

10

#### 【0024】

また、ランプ 33 とロータリーシャッタ 32 との間に配置された絞り 36 は、絞り用駆動制御回路 38 によって制御された第 2 モータ 37 によって回動されることによって、白色光の光路に対して任意量だけ挿入される板であり、ライトガイドファイババンドル 16 に入射する白色光の光量を調整する。

#### 【0025】

一方、ビームスプリッタ 29 によって 90 度折り曲げられた集光レンズ 28 の光軸上には、順番に、コリメータレンズ 31、及び、PDD 用光源 30 が、配置されている。PDD 用光源 30 は、レーザ用駆動制御回路 22 によって電源電流が供給されて PDD 用レーザ光として機能する特定波長のレーザ光を射出する半導体レーザである。図 4 は、この PDD 用光源 30 から射出される PDD 用レーザ光の波長分布と電子内視鏡 10 の体腔内挿入部 10a の先端に内蔵される PDD 用レーザ光カットフィルタ 14 の透過特性とを併せて示すグラフである。この図 4 に示されるように、PDD 用レーザ光の波長は、PDD 用レーザ光カットフィルタ 14 の透過波長帯域の外にあり、この PDD 用レーザ光によって励起された腫瘍親和性光感受性物質が発する蛍光の波長帯域は、PDD 用レーザ光カットフィルタ 14 の透過波長帯域に含まれている。

20

#### 【0026】

コリメータレンズ 31 は、PDD 用光源 30 から発散光として発した PDD 用レーザ光を平行光に変換する正レンズである。

#### 【0027】

以上の光学構成により、ランプ 33 から射出された白色光は、ロータリーシャッタ 32 の開口 32a が集光レンズ 28 の光軸上に位置している時には、このロータリーシャッタ 32 を通過して、ビームスプリッタ 29 を透過して集光レンズ 28 に入射する。一方、PDD 用光源 30 から発した PDD 用レーザ光は、コリメータレンズ 31 によって平行光に変換された後に、ビームスプリッタ 29 によって反射されて集光レンズ 28 に入射する。これら白色光及び PDD 用レーザ光は、更にライトガイド 16 及び配光レンズ 11 を通じて被検部に照射される。

30

#### 【0028】

光源プロセッサ装置 20 の筐体の正面側パネルには、ライトガイドファイババンドル 16 がソケット 20a に挿入された状態において電気コネクタ 19 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 23 が、設けられている。これら電気コネクタ 19 及び電気ソケット 23 を通じて、制御信号ケーブル 18a は、撮像素子制御駆動回路 25 に接続され、画像信号ケーブル 18b は前段信号処理回路 26 に接続され、スイッチ信号ケーブル 18c は、システムコントローラ 24 に接続される。

40

#### 【0029】

撮像素子制御駆動回路 25 は、上述したシャッタ用駆動制御回路 35、レーザ用駆動制御回路 22、前段信号処理回路 26、PDT 装置 40 とともに、タイミングコントローラ 21 に接続されている。このタイミングコントローラ 21 は、更に、第 1 メモリ 42、第 2 メモリ 43、後段信号処理回路 44 に接続されている。また、システムコントローラ 24 には、上述したシャッタ用駆動制御回路 35、ランプ用電源 39、レーザ用駆動制御回

50

路 22, 及び、PDT 装置 40 が、接続されている。また、前段信号処理回路 26 には、上述したタイミングコントローラ 21 の他、絞り駆動制御回路 38, 第 1 メモリ 42, 及び、第 2 メモリ 43 が、接続されている。

【0030】

タイミングコントローラ 21 は、撮像素子制御駆動回路 25, シャッタ用駆動制御回路 35, レーザ用駆動制御回路 22, 前段信号処理回路 26, PDT 装置 40, 第 1 メモリ 42, 第 2 メモリ 43, 後段信号処理回路 44 に対して、これらの動作を互いに同期させるための同期信号（各フレーム及び各フィールドの先頭タイミングを夫々示す信号）を供給する。

【0031】

撮像素子制御駆動回路 25 は、撮像素子 13 を駆動して画像信号を出力させるための垂直同期信号を各フレームの周期毎に出力する回路であり、この光源プロセッサ装置 20 に主電源が投入されている間中、タイミングコントローラ 21 からの同期信号が示すタイミングで、撮像信号に垂直同期信号を供給し続ける。

【0032】

PDT 装置 40 は、システムコントローラ 24 からの指示によって励起する図示せぬ固体レーザ装置を内蔵し、この固体レーザ装置が励起することによって発した PDT 用レーザ光を、図示せぬ集光光学系を介してレーザプローブ 41 に導入する治療用レーザ装置である。

【0033】

システムコントローラ 24 は、複数のスコープボタン 17 に対する操作の組合せに応じて、光源プロセッサ装置 20 全体の動作モードを、通常観察モード、PDD モード、PDD モード且つ PDT モード、通常観察モード且つ PDT モードに、切り換える。なお、通常観察モード及び PDD モードは、ライトガイドファイババンドル 16 への光の導入のしかたについての動作モード（照明動作モード）であり、PDT モードは、PDT 装置 40 がレーザプローブ 41 に PDT 用レーザ光を導入するか否かについての動作モード（治療動作モード）である。

【0034】

そして、システムコントローラ 24 は、その照明動作モードが通常観察モードであると、ランプ用電源 39 に対して、ランプ 33 から白色光を射出させるとともに、シャッタ用駆動制御回路 35 に対して、白色光が開口 32a を通過する位置でロータリーシャッタ 32 を停止させる（但し、レーザ用駆動制御回路 22 に対しては PDD 用光源 30 からの PDD 用レーザ光の発光を禁じる）。すると、ランプ 33 から射出された白色光は、ロータリーシャッタ 32 の開口 32a を通過して、ビームスプリッタ 29 を透過して集光レンズ 28 に入射し、ライトガイドファイババンドル 16 及び配光レンズ 11 を通じて被検部に照射され続ける。この間に撮像素子 13 から前段信号処理回路 26 に入力される画像信号は、各フレームにおける両フィールドが、ともに、白色光の反射光により結像された被検部の可視像を示す画像信号（以下、「通常観察画像信号」という）となる。

【0035】

また、同期手段としてのシステムコントローラ 24 は、その照明動作モードが通常観察モードから PDD 観察モードに切り替わると、シャッタ用駆動制御回路 35 に対して、各フレームにおける第 1 フィールドに相当する期間のみ開口 32a が白色光の光路を通過するとともに第 2 フィールドに相当する期間のみ白色光を遮断する位相及び周期でロータリーシャッタ 32 を回転させるとともに、レーザ用駆動制御回路 22 に対して、ロータリーシャッタ 32 が白色光を遮断している間のみ PDD 用光源 30 から PDD 用レーザ光を射出させる。すると、白色光と PDD 用レーザ光とが交互に、集光レンズ 28 に入射し、更にライトガイド 16 及び配光レンズ 11 を通じて被検部に照射される。この間に撮像素子 13 から前段信号処理回路 26 に入力される画像信号は、各フレームにおける第 1 フィールドが、通常観察画像信号となり、同第 2 フィールドが、PDD 用レーザ光によって励起された腫瘍親和性光感受性物質から発した蛍光により結像された被検部の蛍光像を示す画

10

20

30

40

50

像信号（以下、「PDD画像信号」という）となる。これら集光レンズ28，ビームスプリッタ29，ロータリーシャッタ32，ランプ33，PDD用光源30，コリメータレンズ31，シャッタ用駆動制御回路35，ランプ用電源39，レーザ用駆動制御回路22，タイミングコントローラ21及びシステムコントローラ24が、光源部に相当する。

【0036】

一方、システムコントローラ24は、その治療動作モードがPDTモードでないと、PDT装置40の動作を停止させておくが、治療動作モードがPDTモードであると、PDT装置40に対して、各フレームの第1フィールドに相当する期間にのみレーザプローブ41にPDT用レーザ光を導入させる。すると、白色光が照射されている被検部に対して、このレーザプローブ41を通じてPDT用レーザ光が照射され、このPDT用レーザ光の腫瘍親和性光感受性物質に対する作用により、腫瘍部位の細胞を滅却する。このPDT用レーザ光照射時に撮像素子13から前段信号処理回路26に入力される通常観察画像信号が示す画像（通常観察画像）は、PDT用レーザ光に起因してハレーションを起こした状態を示すものとなる。以下、便宜上、PDT用レーザ光に起因してハレーションが生じている通常観察画像を、「PDT画像」という。

【0037】

前段映像信号処理回路26は、撮像素子13から送られてくるRGBの各画像信号（通常観察画像信号，PDD画像信号）に対して所定の処理を施すための回路である。この前段映像信号処理回路26が各画像信号に施す処理としては、A/D変換，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，及び、色分離がある。なお、本実施形態においては、モニター60はRGBモニターであるので、以後の回路においても、RGBの各画像信号は、互いに並行に処理されることになる。よって、以後においては、単に、「画像信号」と表記するものとする。そして、前段映像信号処理回路26は、各フレームにおける第1フィールドの画像信号を第1メモリ42に書き込み、同第2フィールドの画像信号を第2メモリ43に書き込む。

【0038】

後段映像信号処理回路44は、両メモリ42，43に新たな画像信号が揃った時点で、両メモリ42，43から同時に画像信号を読み出して、第1メモリ42から読み出した画像信号（通常観察画像信号）に基づく画像（通常観察画像又はPDT画像）を画面の左半分に表示するとともに、第2メモリ43から読み出した画像信号（通常観察画像信号又はPDD画像信号）に基づく画像（通常観察画像，PDD画像）を画面の右半分に表示するための画像信号を生成し、この画像信号に対して、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へ出力する回路である。具体的には、システムコントローラ24は、通常観察モード且つPDTモードにおいては、図5に示すようなタイミングで白色光及びPDT用レーザ光を被検部に照射しているので、モニタ60上では、図6に示すように、左側にPDT画像が表示されるとともに右側に通常観察画像が表示される。また、システムコントローラ24は、PDDモード且つPDTモードにおいては、図7に示すようなタイミングで白色光，PDD用レーザ光及びPDT用レーザ光を被検部に照射しているので、モニタ60上では、図8に示すように、左側にPDT画像が表示されるとともに右側にPDD画像が表示される。また、システムコントローラ24は、PDDモード（PDTモードではない）においては、図9に示すようなタイミングで白色光及びPDD用レーザ光を被検部に照射しているので、モニタ60上では、図10に示すように、左側に通常観察画像が表示されるとともに右側にPDD画像が表示される。これら前段映像信号処理回路26，第1メモリ42，第2メモリ43，及び後段信号処理回路44が、画像処理部に相当する。

【0039】

以上のように構成される本実施形態の内視鏡システムを用いてPDD及びPDTによる検査・治療を行う場合には、術者は、事前に被検者に対してヘマトポルフィリン誘導体等の腫瘍親和性光感受性物質を投与する。そして、この腫瘍親和性光感受性物質が当該被検者の腫瘍部位に十分に蓄積すると、術者は、電子内視鏡10のスコープスイッチ17を適

10

20

30

40

50

宜操作することによって、光源プロセッサ装置 20 の照明動作モードを通常観察モードに設定して（但し、治療動作モードは P D T モードではなく、レーザプローブ 41 は鉗子チャンネル 10 c から抜いたままである）、電子内視鏡 10 の体腔内挿入部 10 a を、当該腫瘍が生じている体腔内に挿入する。すると、上述したように、この体腔内挿入部 10 a の照明窓からは白色光が継続的に照射され、モニター 60 上には、通常観察画像が左右に並べられて表示される。この際、被写体の表面にて反射した白色光は、その被写体の表面の色に対応した分光特性の光として対物光学系 12 に入射し、励起光カットフィルタ 14 を介して撮像素子の撮像面に入射する。しかしながら、励起光カットフィルタ 14 は、可視帯域の光は全て透過するし、その他に、可視帯域の光を遮断する光学フィルタは対物レンズ 12 と撮像素子 13 との間に設置されていないので、この撮像素子 13 から出力される通常観察画像信号に基づいてモニター 60 上に表示される通常観察画像は、色再現性に優れている。

10

#### 【0040】

なお、各フィールド毎の通常観察画像を並べて表示しても解像度の点において不利であるので、この場合（即ち、治療動作モードが P D T モードでない場合）には、後段信号処理回路 44 が、両メモリ 42, 43 に格納されている各フィールド毎の二つの通常観察画像信号をインターレースすることによって、1 フレームで一画面をなす画像信号を合成して、一つの通常画像のみをモニター 60 上に表示することが望ましい。

#### 【0041】

何れにしても、術者は、モニター 60 上に表示されている通常観察画像を見ながら、電子内視鏡 10 を操作することによって、その体腔内挿入部 10 a の先端面を腫瘍部位と思しき体腔内壁に対向させる。

20

#### 【0042】

次に、術者は、スコープボタン 17 を適宜操作することによって、光源プロセッサ装置 20 の照明動作モードを P D D モードに切り換える（但し、治療動作モードは未だ P D T モードではない）。すると、上述したように、体腔内挿入部 10 a の照明窓からは、1 フィールドに相当する期間毎に白色光と P D D 用レーザ光とが交互に射出され、モニター 60 上には、図 10 に示すように、左側に通常観察画像が表示されるとともに、右側に P D D 画像が表示される。この P D D 画像中では、腫瘍部位のみが明るく比較して見える。従って、術者は、左側の通常観察画像と右側の P D D 画像とを見比べることによって、腫瘍部位の位置、大きさ、形状、程度を、正確に認識することができる。

30

#### 【0043】

しかる後に、術者は、レーザプローブ 41 を電子内視鏡の鉗子孔 10 f から鉗子チャンネル 10 c に挿入して、その先端を、腫瘍部位に向ける。そして、スコープボタン 17 を適宜操作することによって、光源プロセッサ装置 20 の治療モードを P D T モードに切り換える。すると、P D T 装置 40 が P D T 用レーザ光を励起して、この P D T 用レーザ光が、レーザプローブ 41 を通じて腫瘍部位に照射される。

#### 【0044】

上述したように、この P D T 用レーザ光は、照明窓からの白色光の照射と同期して、断続的に照射される。従って、P D D 用レーザ光照射時には、P D T 用レーザ光が照射されることはないので、P D T 用レーザ光を遮断するための光学フィルタが対物レンズ 12 と撮像素子 13 との間に設置されていなくても、腫瘍親和性光感受性物質からの蛍光による腫瘍部位の像を撮像素子 13 が撮像している間に、蛍光よりも遙かにエネルギーが高い P D T 用レーザ光が撮像素子 13 の受光面に入射することがない。よって、撮像素子 13 は、P D T 用レーザ光による影響が完全に排除された P D D 画像信号を出力することができる。その結果、モニター 60 上には、図 8 に示すように、左側に P D T 用レーザ光を照射していることを示す通常観察画像（即ち、P D T 画像）が表示されるとともに、右側に P D D 画像が表示される。

40

#### 【0045】

従って、術者は、左側の通常観察画像（P D T 画像）を見ることによって確実に P D T

50

用レーザ光が腫瘍部位に照射されていることを確認することができるとともに、右側のPDD画像を見ることによって、PDT用レーザ光の照射によって腫瘍部位の細胞が滅却されていく様子（即ち、腫瘍部位の蛍光が弱くなっていく様子）を、観察することができる。その結果、術者は、右側のPDD画像における腫瘍部位の蛍光が十分に弱くなることを確認すると、腫瘍部位の治療が完了したと判断して、PDT用レーザ光を停止させる（即ち、PDTモードを終了する）ことができる。なお、PDTモード中にPDD画像中の蛍光が弱くなると、PDT用レーザ光の照射の狙いが判らなくなることがある。そのような場合には、術者は、スコープボタン17を適宜操作することによって照明モードを通常観察モードに切り換える。すると、上述したように、PDT用レーザ光が停止している間にも白色光が被検部に照射されることになるので、図6に示すように、モニタ60上の右側には通常観察画像が表示される。術者は、この通常観察画像を見ることによって、PDT用レーザ光が照射されている部位を確認することができるのである。その結果、PDT用レーザ光の照射ミスを防止することができる。

10

#### 【0046】

このように、本実施形態による内視鏡システムによると、PDDによる診断とPDTによる治療を同時進行で行うことができるにも関わらず、電子内視鏡10体腔内挿入部10aの先端に、PDT用レーザ光をカットする光学フィルタを設置する必要がないので、当該体腔内挿入部の先端の外径が大きくなることを防止することができるとともに、通常観察時における色再現性が劣化することを防止することができる。

20

#### 【0047】

なお、上記実施形態では、PDDモードでは白色光とPDD用レーザ光とを交互にライトガイドファイババンドル16に導入するようにしていたが、ロータリーシャッタ32を常時白色光を遮断する回転位置で停止させるとともに、PDD用光源30から常時PDD用レーザ光を射出させることによって常時PDD用レーザ光のみをライトガイドファイババンドルに導入するようにしても良い。この場合でも、治療モードをPDTモードとした場合には第1フィールドでしかPDT用レーザ光はレーザプローブ41に導入されず、第2フィールドではPDT用レーザ光はレーザプローブ41に導入されないため、モニタ60上では、右側にPDD画像が表示されるとともに、左側にはPDT用レーザ光によってハレーションが生じている画像が表示されることとなる。

30

#### 【0048】

また、上記実施形態では、PDT装置40は、光源プロセッサ装置20に組み込まれていたが、PDT装置40は、光源プロセッサ装置20とは別体の装置とされていても良い。但し、同期手段としてのタイミングコントローラ21から同期信号がPDT装置40に供給される必要がある。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0049】

【図1】本発明の実施形態による内視鏡システムの外観を示す外観図

【図2】内視鏡システムの内部構成を示す概略図

【図3】ロータリーシャッタの正面図

【図4】PDD用レーザ光の分光特性及びレーザ光カットフィルタの透過特性を示すグラフ

40

【図5】通常観察モード且つPDTモードにおける各光の照射タイミングを示すタイミングチャート

【図6】通常観察モード且つPDTモードにおいてモニタ上に表示される画像を示す図

【図7】PDDモード且つPDTモードにおける各光の照射タイミングを示すタイミングチャート

【図8】PDDモード且つPDTモードにおいてモニタ上に表示される画像を示す図

【図9】PDDモードにおける各光の照射タイミングを示すタイミングチャート

【図10】PDDモードにおいてモニタ上に表示される画像を示す図

【図11】従来のPDTレーザ光用レーザカットフィルタの透過特性及びPDTレーザ光

50

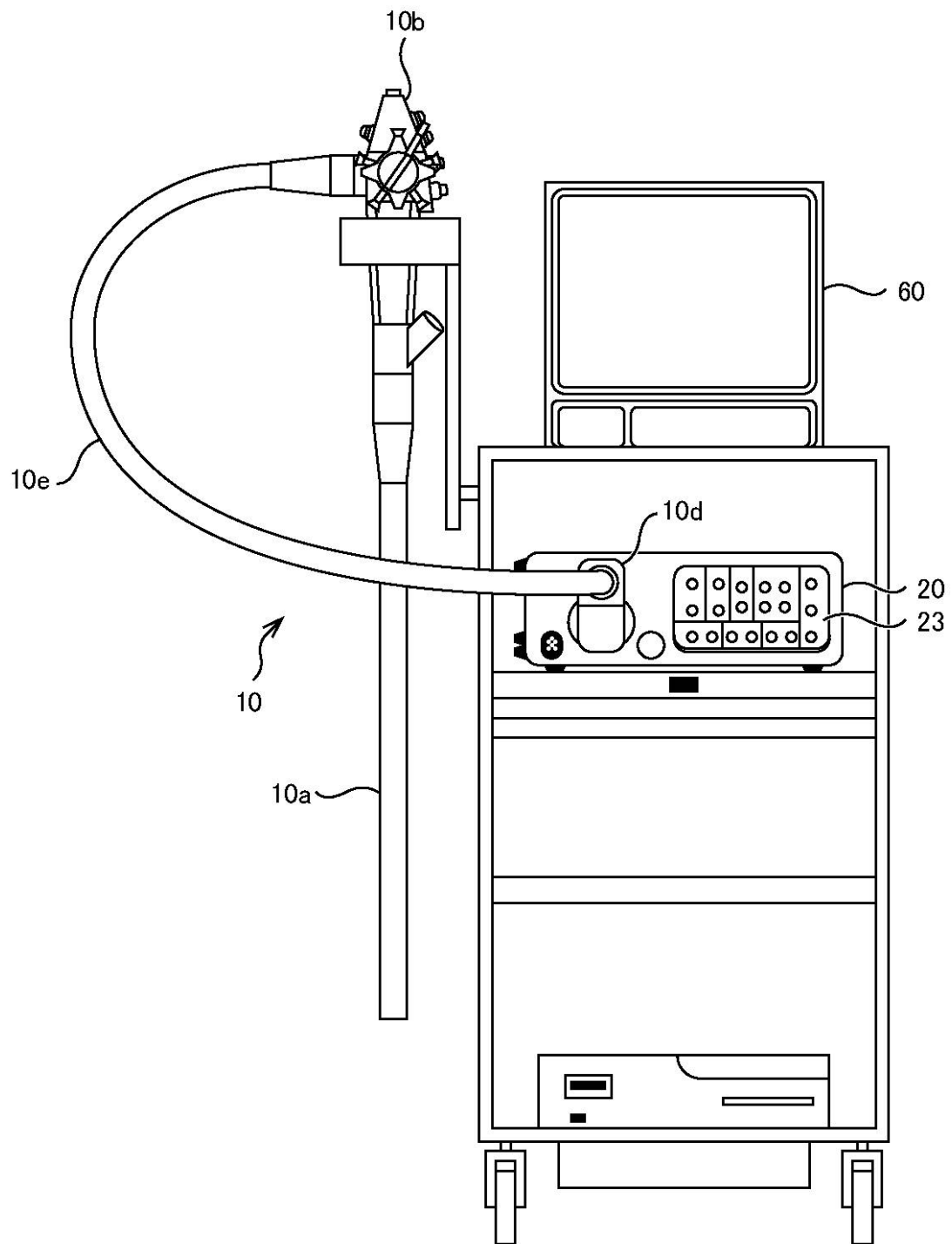
の分光特性を示すグラフ

【符号の説明】

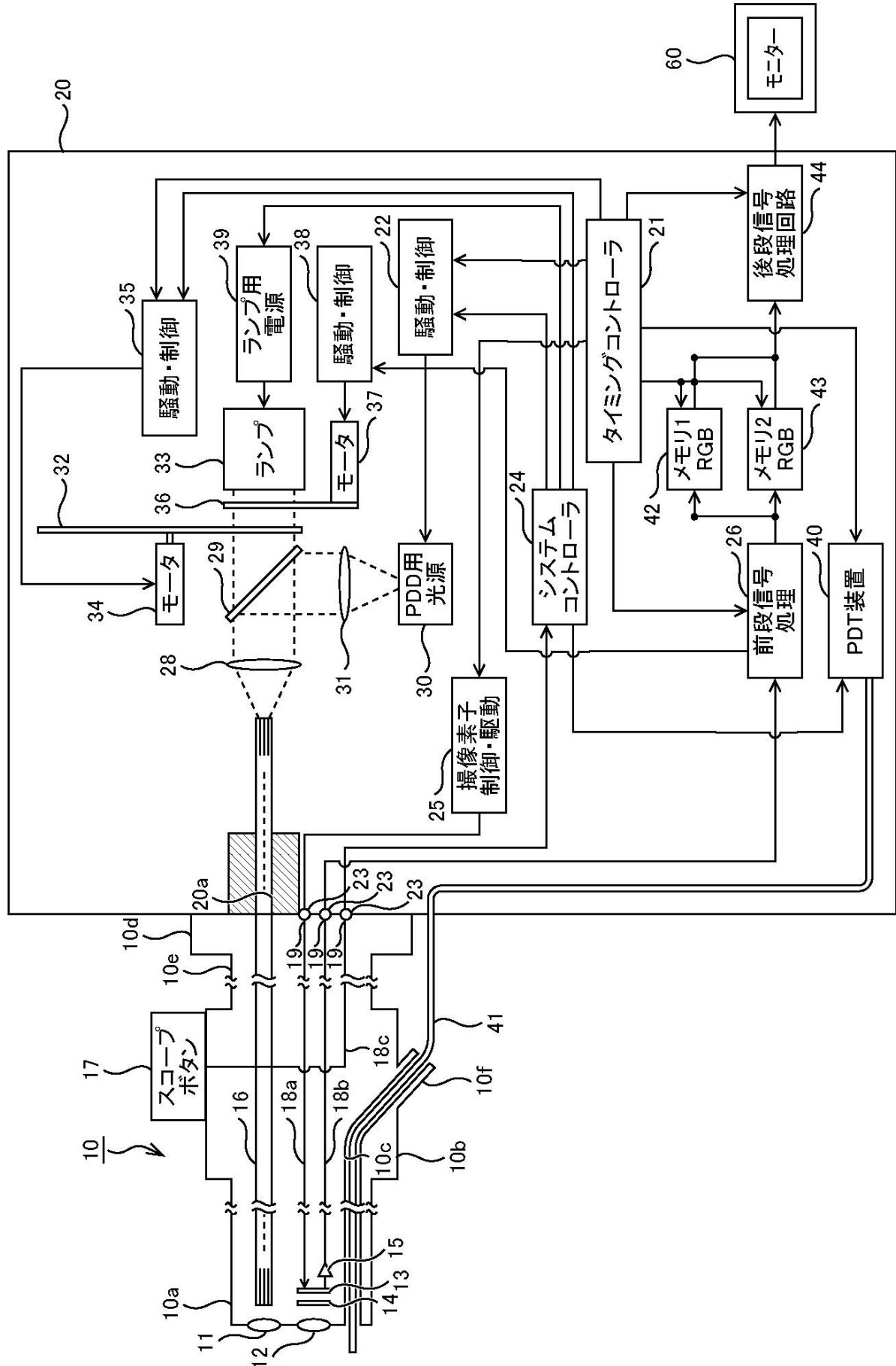
【 0 0 5 0 】

1 0	蛍光観察内視鏡	
1 2	対物光学系	
1 3	撮像素子	
1 4	蛍光カットフィルタ	
1 6	ライトガイドファイババンドル	
2 0	光源プロセッサ装置	
2 1	タイミングコントローラ	10
2 4	システムコントロール回路	
2 6	前段信号処理回路	
2 8	集光レンズ	
2 9	ビームスプリッタ	
3 0	P D D 用光源	
3 1	コリメータレンズ	
3 2	ロータリーシャッタ	
3 3	ランプ	
4 0	P D T 装置	
4 1	レーザープローブ	20
4 4	後段信号処理回路	

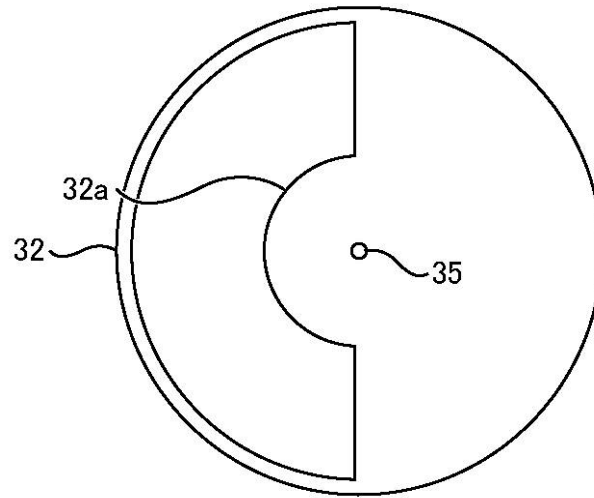
【図1】



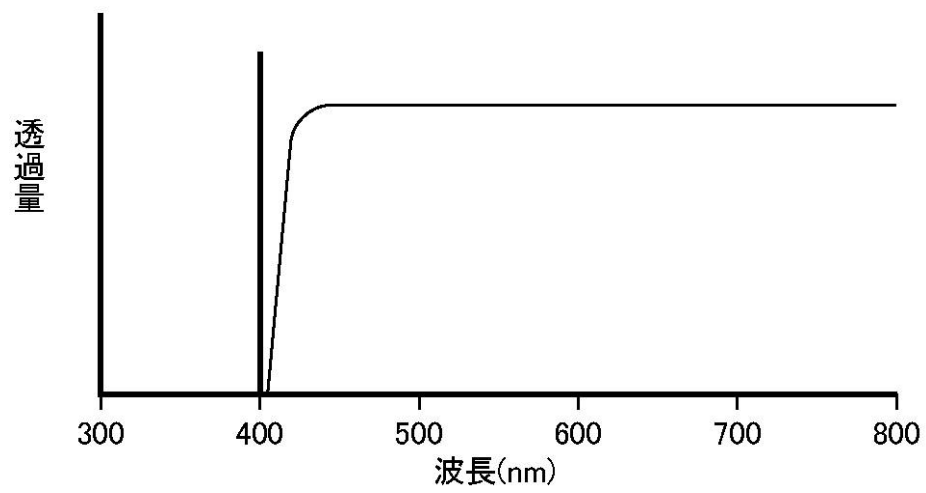
【図2】



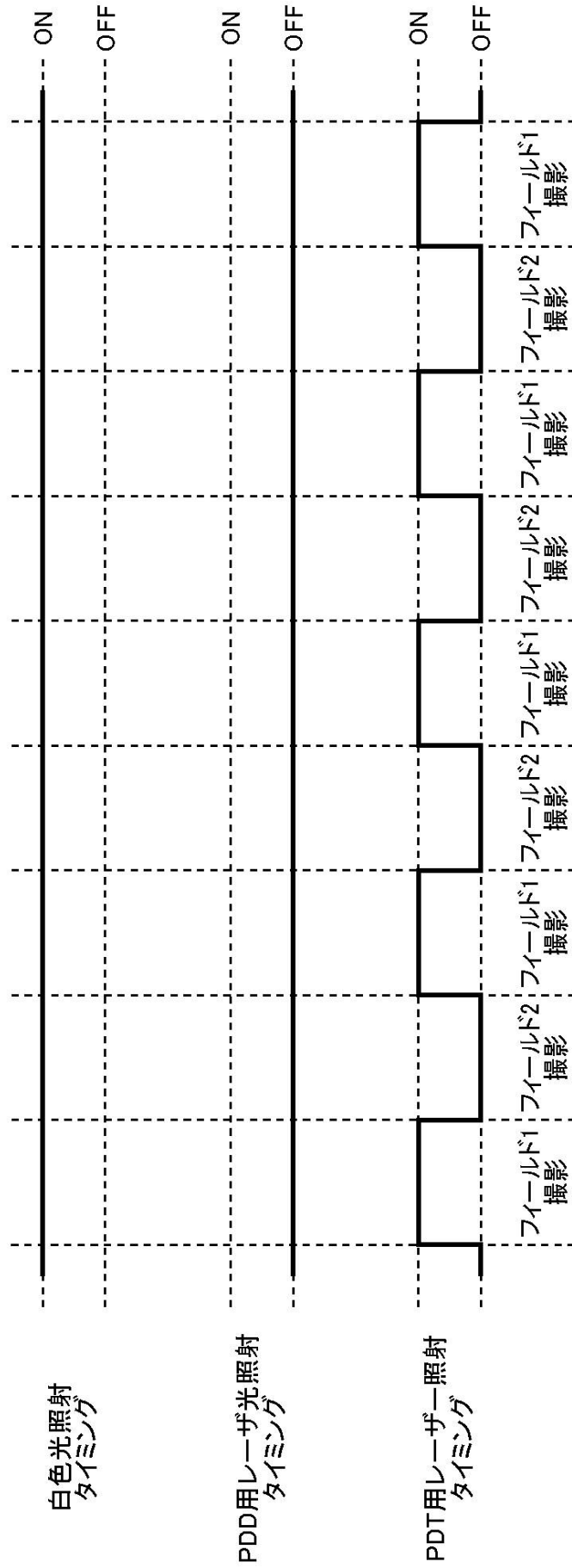
【図 3】



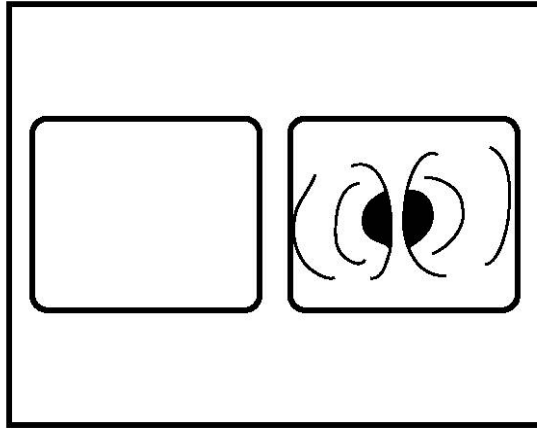
【図 4】



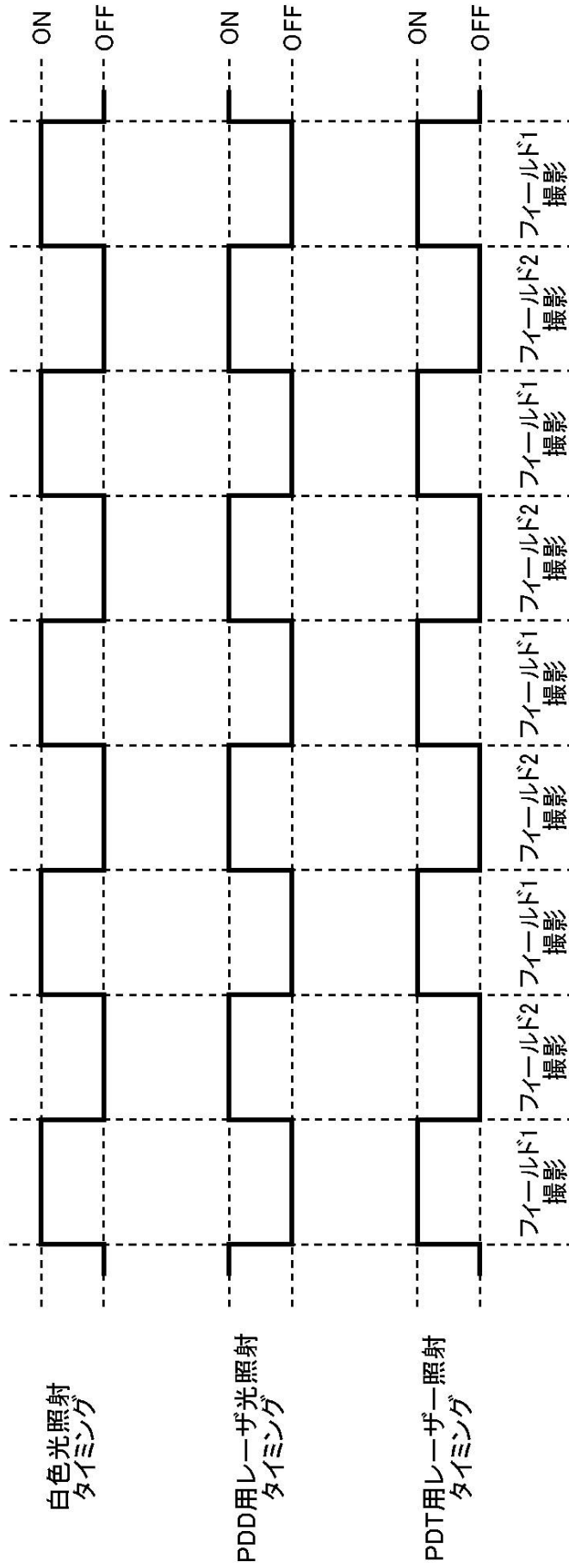
【図5】



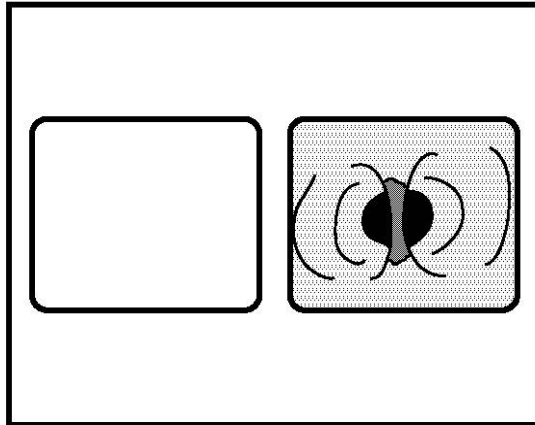
【図 6】



【図7】

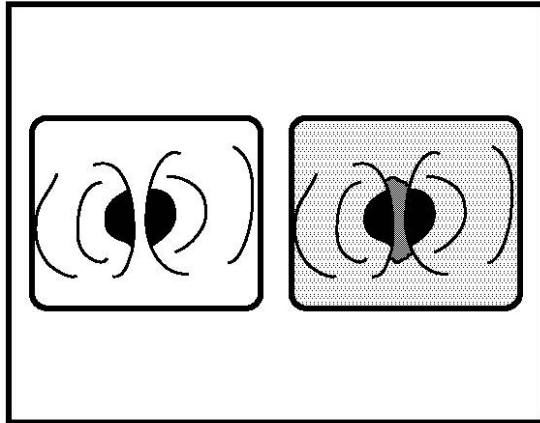


【図 8】

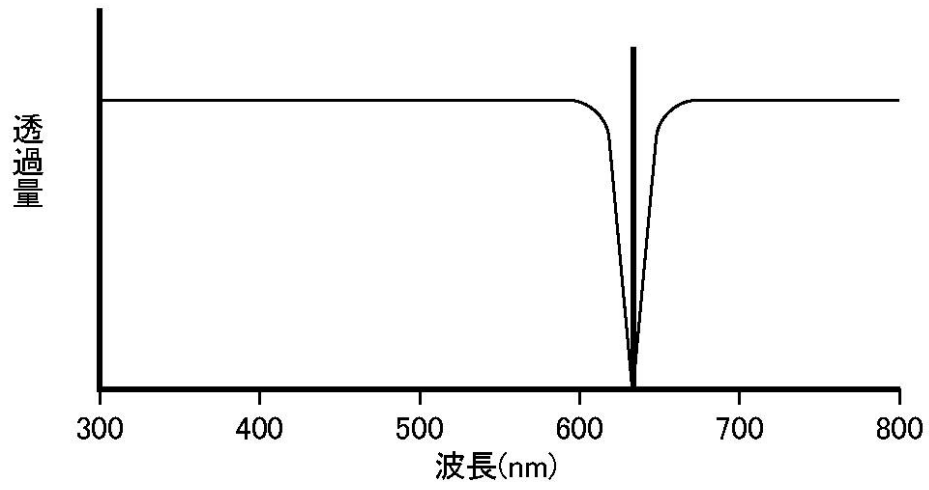




【図 10】



【図 11】



---

フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

G 0 1 N 21/64

F

審査官 原 俊文

(56)参考文献 特開昭59-040830(JP,A)  
特開2004-008381(JP,A)  
特開平02-213362(JP,A)  
特開平03-060627(JP,A)  
特開平07-023265(JP,A)  
特開平01-151436(JP,A)  
特開2001-078205(JP,A)  
特開平05-095899(JP,A)  
特開昭61-094644(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP4648683B2</a>	公开(公告)日	2011-03-09
申请号	JP2004324699	申请日	2004-11-09
[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	池谷浩平 福山三文		
发明人	池谷 浩平 福山 三文		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 A61B18/20 G01N21/64		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.H A61B1/04.370 A61B1/06.A A61B17/36.350 G01N21/64.F A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.621 A61B1/00.731 A61B1/018.515 A61B1/04 A61B1/04.372 A61B1/045.640 A61B1/05 A61B1/06.611 A61B1/07.730 A61B18/20		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/CA05 2G043/DA02 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/GA02 2G043/GB18 2G043/GB19 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/JA03 2G043/KA02 2G043/KA09 2G043/LA03 4C026/AA01 4C026/BB10 4C026/FF53 4C026/GG02 4C061/CC06 4C061/FF43 4C061/FF45 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/HH56 4C061/LL02 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/RR03 4C061/RR14 4C061/RR15 4C061/RR26 4C061/WW17 4C161/CC06 4C161/FF43 4C161/FF45 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/HH56 4C161/LL02 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR03 4C161/RR14 4C161/RR15 4C161/RR26 4C161/WW17		
代理人(译)	平川 明 高田大辅		
其他公开文献	JP2006130183A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供能够通过PDD（光动力学诊断）和PDT（光动力学疗法）进行诊断/治疗的内窥镜系统，而无需在物镜和成像元件之间布置用于PDT的激光切割滤光器。ŽSOLUTION：响应于来自定时控制器的同步信号，旋转快门32和用于光源处理器21中的PDD的光源30交替地将用于PDD的白光和激光束引入电子内窥镜10的光导纤维束16。PDT装置40响应于来自定时控制器21的同步信号，仅在用于PDD的激光束未被引入光导纤维束16的时段中将用于PDT的激光束引入激光探针41。成像元件13通过在用于PDD的激光束照射到对象时的每个周期通过物镜光学系统和激发光截止滤光器对对象成像来输出PDD图像信号。Ž

