

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-86680

(P2008-86680A)

(43) 公開日 平成20年4月17日(2008.4.17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 H	4 C 0 2 6
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 0 6 1
A 6 1 N 5/06 (2006.01)	A 6 1 N 5/06 E	4 C 0 8 2
A 6 1 B 18/20 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 5 0	

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2006-273688 (P2006-273688)	(71) 出願人	000000527
(22) 出願日	平成18年10月5日 (2006.10.5)		ペンタックス株式会社
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号
		(74) 代理人	100098235
			弁理士 金井 英幸
		(72) 発明者	宇津井 哲也
			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
		Fターム(参考)	4C026 AA01 FF17 FF36 FF39 FF43
			FF52 FF53 FF55 GG06
			4C061 AA00 BB02 CC06 CC07 DD00
			FF40 GG15 HH51 HH56 JJ17
			LL02 LL03 LL08 NN01 PP12
			QQ02 QQ04 RR05 RR26 WW17
			4C082 RE17 RE34 RE52 RE53 RE55
			RJ06

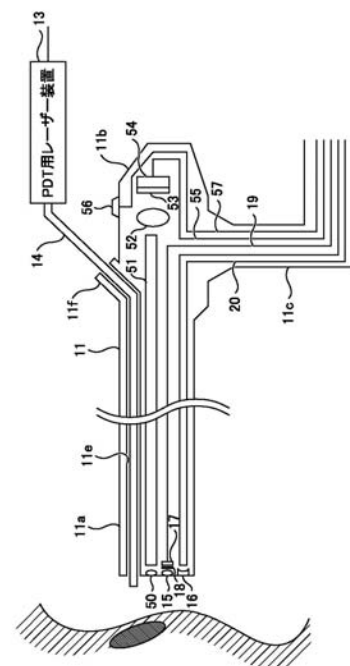
(54) 【発明の名称】 P D T用内視鏡

(57) 【要約】

【課題】被検部のカラー撮像とPDTによる治療が行えるにも拘わらず、カラー撮像された映像の色再現性が良く、また、PDTによる治療がなされている様子もハレーションを起こすことなく観察できるPDT用内視鏡を、提供する。

【解決手段】内視鏡11の先端には、配光レンズ16、メイン対物レンズ15及びサブ対物レンズ50が嵌め込まれているとともに、処置具チャンネル11eが開口している。内視鏡11の内部には、体配光レンズ16の背後からコネクタ11dまで、ライトガイド20が引き通されている。メイン対物レンズ15による像が形成される位置には、撮像素子17が配置されている。この撮像素子17からの出力線は、内視鏡11の内部を、コネクタ11dまで引き通されている。サブ対物レンズ50による像が形成される位置から操作部内部までイメージガイド51が引き通されている。結像レンズ52は、イメージガイド51の基端面に表れた像を、撮像素子52の撮像面に再結像させる。

【選択図】図2



【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被検者の腫瘍部位に対して P D T 用レーザー光を照射することによって治療を行うために用いられる P D T 用内視鏡であって、

夫々第 1 及び第 2 の対物レンズが嵌め込まれた二つの撮像素子と配光レンズが嵌め込まれた照明窓が先端に形成されているとともに、全体として長尺状に形成された体腔内挿入部と、

当該体腔内挿入部の基端に設けられた操作部と、

前記体腔内挿入部の内部における前記第 1 の対物レンズによる結像位置に配置された撮像素子と、

前記体腔内挿入部の内部における前記第 2 の対物レンズによる結像位置にその先端面が配置されているとともに、当該体腔内挿入部内を前記操作部まで引き通されたイメージガイドと、

前記イメージガイドの基端面に表れた像を観察させるための観察光学系と、

前記第 2 の対物レンズに入射した光のうち、前記腫瘍親和性光感受性物質に対する P D T 用レーザー光と同じ波長帯の光を遮断するレーザー光カットフィルタと、

前記体腔内挿入部の内部における前記配光レンズの背後にその先端面が配置されているとともに、当該体腔内挿入部内を前記操作部まで引き通されたライトガイドと、

前記体腔内挿入部内を、その先端から前記操作部の側面まで引き通されることにより、前記体腔内挿入部の先端及び前記操作部の側面に夫々開口しているとともに、P D T 用レーザー光を導光するレーザー照射プローブが挿通され得る内径を有する処置具チャンネルと

を備えたことを特徴とする P D T 用内視鏡。

【請求項 2】

前記操作部に組み込まれた第 2 の撮像素子を、更に備えるとともに、

前記観察光学系は、前記イメージガイドの基端面に表れた像を、前記第 2 の撮像素子の撮像素面に再結像させるレンズである

ことを特徴とする請求項 1 記載の P D T 用内視鏡。

【請求項 3】

前記操作部にその先端が接続されているとともに、前記ライトガイド及び前記撮像素子から伸びた画像信号ケーブルが内部に引き通されている可撓管と、

前記可撓管の基端に設けられ、その端面から、前記ライトガイドの基端及び前記画像信号ケーブルに導通した端子が突出しているコネクタとを、

更に備えたことを特徴とする請求項 1 記載の P D T 用内視鏡。

【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 T V モニター上に表示しながら、同内視鏡の処置具チャンネルに挿通されたレーザー照射プローブを用いて患部をレーザー治療するために用いられる内視鏡に、関する。

【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ー光を用いて、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、P D D (Photodynamic Diagnosis: 光線力学的診断) 及び P D T (Photodynamic Therapy: 光線力学的治療) が開発されている。これら P D D 及び P D T 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るのに加えて、特定波長の光(以下、「P D D 用レーザー光」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、特定波長のレーザー光(以下、「P D T 用レーザー光」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」

10

20

30

40

50

と呼ばれている)。

【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のPDD用レーザー光を照射する。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、この電子内視鏡の処置具チャンネルにレーザー照射プローブを挿入して、蛍光を発していた腫瘍部位にその先端を当て付けて、このレーザー照射プローブを通じてPDT用レーザー光を照射する。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用レーザー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。

10

【0004】

このようにPDT用レーザー光を照射している間、術者は、PDT用レーザー光の照射対象部位からレーザー照射プローブの先端がずれないように、TVモニター上に表示されている患部の様子を監視し続けなければならない。

【0005】

但し、PDT用レーザー光は高エネルギー光であるので、その反射光が対物レンズを通じて撮像素子に入射すると、撮像素子を構成する各画素に蓄積する電荷が広範囲に亘って飽和してしまうことにより、TVモニター上に表示される映像にハレーションが生じてしまって、肝心の腫瘍部位もレーザー照射プローブの先端も見えなくなってしまうという問題がある。この問題を解決する対策としては、例えば、PDT用レーザー光と同じ波長の波長帯域の光のみを遮断するバンドパスフィルターを対物レンズと撮像素子との間の光路中に介在させることが考えられる。

20

【特許文献1】特開2000-189527号公報

【特許文献2】特開2002-153414号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0006】

しかしながら、PDT用レーザー光として機能する光の波長は、腫瘍親和性光感受性物質の物性に依存するところ、現在発見されている腫瘍親和性光感受性物質に対して活性酸素生成作用を生じさせるレーザー光の波長は、何れの物質に対するもの(630nm, 664nm)も、可視帯域に含まれている。従って、このような帯域の光を遮断するバンドパスフィルターを対物レンズと撮像素子との間に介在させると、撮像素子によって撮像される映像は、遮断される帯域の情報を含まない疑似カラー映像となってしまう。しかも、上述した630nm, 664nmを含む赤色帯域は、内視鏡検査において重要な情報源であるヘモグロビンの色を含んでいるので、撮像される映像は、血管の状態や出血の状態すら写り込まないものとならざるを得ない。結局、かかるバンドパスフィルターを対物レンズと撮像素子との間に組み込んだ内視鏡は、PDT用レーザー光の照射用にしか利用できないものになってしまうのである。

40

【0007】

そのため、従来のPDTによる治療の現場では、通常観察及びPDD診断に用いる通常の蛍光観察用電子内視鏡システム(励起光として紫外光を用いるとともに電子内視鏡の対物レンズと撮像素子との間に紫外光を遮断する励起光カットフィルターを介在させたもの)に加えて、PDT専用、接眼部にPDT用レーザー光を遮断するフィルターを装着した従前のファイバースコープを用いていた。即ち、術者は、蛍光観察用電子内視鏡を用いて通常観察又はPDDによる診断を行って腫瘍部位を突き止めると、突き止めた腫瘍部位にマーキングを残してその体腔内挿入部を被検者の体腔から引き抜き、改めてファイバー

50

スコープを被検者の体腔内に挿入し、マーキングを手がかりに、処置具チャンネルに挿通させたレーザー照射プローブの先端を腫瘍部位に押し付け、PDT用レーザー光を腫瘍部位に照射するのである。

【0008】

このように、従来のPDTによる治療の現場では、被検部を観察する状態からPDTに移行する際に内視鏡を挿し換えなければならなかったので、患者に体腔内挿入管の挿抜に伴う苦痛を与え、また、施術の時間が長くなる事に依り患者に負担が掛かるという問題が生じていた。

【0009】

そこで、本発明は、被検部のカラー撮像とPDTによる治療が行えるにも拘わらず、カラー撮像された映像の色再現性が良く、また、PDTによる治療がなされている様子もハレーションを起こすことなく被検部を観察できるPDT用内視鏡の提供を、課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記課題を解決するために案出された本発明によるPDT用内視鏡は、腫瘍親和性光感受性物質が蓄積した被検者の腫瘍部位に対してPDT用レーザー光を照射することによって治療を行うために用いられるPDT用内視鏡であって、夫々第1及び第2の対物レンズが嵌め込まれた二つの撮像窓と配光レンズが嵌め込まれた照明窓が先端に形成されているとともに、全体として長尺状に形成された体腔内挿入部と、当該体腔内挿入部の基端に設けられた操作部と、前記体腔内挿入部の内部における前記第1の対物レンズによる結像位置に配置された撮像素子と、前記体腔内挿入部の内部における前記第2の対物レンズによる結像位置にその先端面が配置されているとともに、当該体腔内挿入部内を前記操作部まで引き通されたイメージガイドと、前記イメージガイドの基端面に表れた像を観察させるための観察光学系と、前記第2の対物レンズに入射した光のうち、前記腫瘍親和性光感受性物質に対するPDT用レーザー光と同じ波長帯の光を遮断するレーザー光カットフィルタと、前記体腔内挿入部の内部における前記配光レンズの背後にその先端面が配置されているとともに、当該体腔内挿入部内を前記操作部まで引き通されたライトガイドと、前記体腔内挿入部内を、その先端から前記操作部の側面まで引き通されることにより、前記体腔内挿入部の先端及び前記操作部の側面に夫々開口しているとともに、PDT用レーザー光を導光するレーザー照射プローブが挿通され得る内径を有する処置具チャンネルとを、備えたことを特徴とする。

【0011】

このように構成された本発明のPDT用内視鏡におけるライトガイドの基端を光源装置に接続し、撮像装置から出力される画像信号を画像プロセッサ装置に接続すれば、術者は、このPDT用内視鏡の体腔内挿入部を被検者の体腔内に挿入することにより、ライトガイドを通じて導入された照明光によって照らされた被検部の様子を、撮像素子によって得られた画像信号に基づいて画像プロセッサ装置がディスプレイ上に表示させた画像に基づいて、観察される。このとき、第1の対物レンズを介して撮像素子に至る光路上には、可視帯域の光を除去するためのバンドパスフィルタは設けられていない。従って、ディスプレイ上に表示される映像は色再現性に優れたカラー画像であるので、血管や出血に関する情報も表れるので、診断の用途には支障がない。また、この診断を通じて体腔内に腫瘍を発見した場合には、術者は、被検者の体腔内から体腔内挿入部を引き抜くことなく、操作部側の開口から処置具チャンネル内にレーザー照射プローブを挿入し、このレーザー照射プローブを通じて、腫瘍部位にPDT用レーザー光を照射する。これにより、PDTによる治療がなされるのであるが、この際に体腔内壁にて反射した照明光とともにPDT用レーザー光が第1の対物レンズに入射してしまうので、撮像素子によって撮像される画像にはハレーションが生じ得る。しかしながら、これらの光は、第2の対物レンズにも入射して被検部の像を結び、この像はイメージガイドを通じて操作部内まで伝送される。このとき、第2の対物レンズに入射した光のうち、PDT用レーザー光はレーザーカットフィルタにより除去されている。よって、術者は、観察光学系を介して観察すれば、被検部の

10

20

30

40

50

様子を視認することができ、プローブの先端が適切な位置及び方向にあることを確認することができる。なお、観察光学系を介して観察される被検部の像は、レーザーカットフィルタによりPDT用レーザー光と同じ波長成分を除去されたものであるため、血管や出血についての情報が含まれていない。しかしながら、術者は、レーザー照射プローブの位置及び方向を認識できさえすればPDTの治療を続行でき、PDT用レーザー光の照射を停止しさえすれば、直ちに、被検部のカラー画像がディスプレイ上で視認できるようになるため、支障はない。

【0012】

本発明において、観察光学系は、従前のファイバースコープにおいて用いられている接眼レンズであっても良いし、イメージガイドの基端面に表れた像を第2の撮像素子に結像させる結像レンズであっても良い。

10

【0013】

また、白色光から切り換えて、生体組織中の蛍光物質又は被検者に投与された腫瘍親和性光感受性物質を励起させて蛍光を生じさせる励起光を、ライトガイドを通じて照明窓から照射できるようになっていても良い。その場合、撮像素子の撮像面上に設けられるカラーフィルタが励起光をカットする特性を有しているか別途第1の対物レンズに入射する光から励起光を除去するフィルタが設けられていれば、撮像素子によって撮像されてディスプレイ上に表示される画像は、被検部における腫瘍部位の分布を示す蛍光画像となる。

【発明の効果】

20

【0014】

以上のように構成された本発明のPDT用内視鏡によると、被検部のカラー撮像とPDTによる治療が行えるにも拘わらず、カラー撮像された映像の色再現性が良く、また、PDTによる治療がなされている様子もハレーションを起こすことなく観察することができる。

【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について、説明する。

【0016】

図1は、本発明の一実施例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10は、蛍光観察内視鏡11、光源プロセッサ装置12、PDT用レーザ装置13、レーザー照射プローブ14及び、TVモニター60を、備えている。

30

【0017】

図1及び図2に示される蛍光観察内視鏡11は、具体的には、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11a、その体腔内挿入部11aの先端部分を湾曲操作するためのアングルノブや切換スイッチ56等を有する操作部11b、操作部11bと光源プロセッサ装置12とを接続するための可撓管11c、及び、この可撓管11cの基端に設けられたコネクタ11dを、備えている。そして、体腔内挿入部11aの先端面には、配光レンズ16が組み込まれた照明窓と、メイン対物レンズ15、サブ対物レンズ50が夫々嵌め込まれたメイン撮影窓及びサブ撮影窓とが、形成されている。そして、この体腔内挿入部11aの内部には、メイン対物レンズ(第1の対物レンズ)15によって形成された被検部の像を撮影して画像信号に変換する電子内視鏡撮像素子(カラーCCD)17、メイン対物レンズ15を透過した光から励起光を除去するための励起光カットフィルタ18が、組み込まれている。なお、この励起光カットフィルタ18は、励起光のみをカットして他の可視帯域の光を透過させる機能を有せば足りるので、電子内視鏡撮像素子17の各画素上に被せられるカラーフィルタによって代用されても良い。

40

【0018】

電子内視鏡撮像素子17から出力された画像信号を伝送するための画像信号ケーブル19は、体腔内挿入部11a、操作部11b及び可撓管11c内を引き通されて、コネクタ11dの端面から突出する電気コネクタ11gに含まれる何れかの端子に導通している。

50

【 0 0 1 9 】

この画像信号ケーブル 1 9 と並行して、体腔内挿入部 1 1 a , 操作部 1 1 b 及び可撓管 1 1 c 内には、多数の光ファイバを束ねてなる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）2 0 が、引き通されている。このライトガイド 2 0 の先端は、体腔内挿入部 1 1 a の先端部内において配光レンズ 1 6 に対向し、その基端は、コネクタ 1 1 d の端面から突出した金属製のパイプである口金 2 1 内に、挿入されて固定されている。

【 0 0 2 0 】

さらに、これら信号ケーブル 1 9 及びライトガイド 2 0 と並行して、体腔内挿入部 1 1 a から操作部 1 1 b まで、イメージガイドファイババンドル（以下、単に「イメージガイド」という）5 1 が引き通されており、その先端は、体腔内挿入部 1 1 a の先端部内におけるサブ対物レンズ（第 2 の対物レンズ）5 0 が被検部の像を結ぶ位置に配置されている。このイメージガイド 5 1 は、多数本の光ファイバーを、その両端での並び位置が同じとなるように両端のみで束ねてなるものである。従って、イメージガイド 5 1 の解像度は、光ファイバーの本数に依存するが、体腔内挿入部 1 1 a の大径化を極力抑えるべくイメージガイド 5 1 自身の外径を細くするために、その解像度（即ち、光ファイバーの本数）は、撮像素子 1 7 の解像度（即ち、画素数）よりも低く（少なく）なっている。

【 0 0 2 1 】

操作部 1 1 b 内におけるイメージガイド 5 1 の基端面の後方には、順番に、結像レンズ 5 2 , レーザークットフィルタ 5 3 及びイメージガイド撮像素子 5 4 が、配置されている。観察光学系としての結像レンズ 5 2 は、イメージガイド 5 1 の基端面に表れた被検部の像をイメージガイド撮像素子 5 4 の撮像面上に再結像するレンズである。また、レーザークットフィルタ 5 3 は、後述する P D T 用レーザー装置 1 3 が発するレーザー光と同じ波長帯域の光のみを遮断するバンドパスフィルタである。なお、P D T 用レーザー装置 1 3 が発すべきレーザー光の波長は、P D T に用いられる腫瘍親和性光感受性物質（例えば、ヘマトポルフィリン）の種類毎に異なるので、レーザー光の波長（6 3 0 n m , 6 6 4 n m 等）に合わせて、遮断する波長帯域が相互に異なる複数のレーザークットフィルタ 5 3 を交換可能となっていることが望ましい。また、第 2 の撮像素子としてのイメージガイド撮像素子 5 4 は、結像レンズ 5 2 によって結像されたイメージガイド 5 1 の基端面上の像を撮像し、画像信号に変換する。

【 0 0 2 2 】

イメージガイド撮像素子 5 4 から出力された画像信号を伝送するための画像信号ケーブル 5 5 は、操作部 1 1 b 及び可撓管 1 1 c 内を引き通されて、コネクタ 1 1 d の端面から突出する電気コネクタ 1 1 f に含まれる他の何れかの端子に導通している。

【 0 0 2 3 】

操作部 1 1 b 上に設けられた切換スイッチ 5 6 は、そのオンオフに応じた信号を、信号線 5 7 に印加する。この信号線 5 7 は、操作部 1 1 b 及び可撓管 1 1 c 内を引き通されて、コネクタ 1 1 d の端面から突出する電気コネクタ 1 1 g に含まれる他の何れかの電極に導通している。

【 0 0 2 4 】

また、体腔内挿入部 1 1 a 内には、イメージガイド 5 1 と並行に、処置具チャンネル 1 1 e が引き通されている。この処置具チャンネル 1 1 e の先端は、体腔内挿入部 1 1 a の先端面に開口し、その基端は、操作部 1 1 b の側面に突出して設けられた鉗子口 1 1 f に連通している。

【 0 0 2 5 】

この処置具チャンネル 1 1 e には、各種の処置具を挿入可能であるが、その一つが、P D T 用レーザー装置 1 3 に接続されているレーザー照射プローブ 1 4 である。即ち、この処置具チャンネル 1 1 e は、P D T 用レーザー光を導光するレーザー照射プローブ 1 4 が挿通され得る内径を有している。

【 0 0 2 6 】

レーザー照射プローブ 14 は、多数の光ファイバーを束ねた繊維束若しくは単繊維から構成される。但し、PDT 用のレーザー光としては、可視帯域のレーザー光が用いられるので、レーザー照射プローブ 14 を構成する光ファイバーは、通常のガラス製でも良い。

【0027】

PDT 用レーザー装置 13 は、光源プロセッサ装置 12 を構成する後述するシステムコントロール回路 40 に接続され、このシステムコントロール回路 40 からの指示によって励起する図示せぬレーザー光源を内蔵し、このレーザー光源が励起することによって発した PDT 用レーザー光を、図示せぬ集光光学系を通じて、レーザー照射プローブ 14 の基端面に導入する。このようにして、レーザー照射プローブ 14 の基端面に導入された PDT 用レーザー光は、このレーザー照射プローブ 14 によって導光されて、その先端面から

10

【0028】

光源プロセッサ装置 12 は、内視鏡 11 のライトガイド 20 の基端面に白色光及び励起光を選択的に導入する機能、PDT 用レーザー装置 13 を制御することによって PDT 用レーザー装置 13 からレーザー照射プローブ 14 に PDT 用レーザー光を導入させる機能、及び、蛍光観察内視鏡 11 の図示せぬ端子を通じて撮像素子 17 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白色光導入時におけるビデオ信号を生成して TV モニター 60 へ出力する機能を、基本的な機能として備えている。

【0029】

光源プロセッサ装置 12 の筐体の正面のパネルには、内視鏡 11 の口金 21 がその外面側から挿入されて保持される貫通孔であるソケット 12a が、設けられている。このソケット 12a の貫通孔は、光源プロセッサ装置 12 の内部空間に通じている。この光源プロセッサ装置 12 の内部空間内には、ソケット 12a の中心線（即ち、ソケット 12a に挿入された口金 21 中のライトガイド 20 の中心軸の延長線）に沿って順番に、集光レンズ 28、ビームスプリッタ 27、赤外カットフィルタ 26、シャッタ 25 及び白色光光源 33 が、配置されている。

20

【0030】

白色光光源 33 は、白色光用電源回路 41 によって電源電流が供給されて可視帯域の白色光を発する電球（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として反射するリフレクター（図示略）とから構成されている。そして、白色光光源 33 は、白色光を、集光レンズ 28 へ向けてその光軸に沿って射出するように、配置されている。

30

【0031】

シャッタ 25 は、白色光光源 33 から射出された白色光の光路に挿入され、白色光の進行を断続させる。

【0032】

赤外カットフィルタ 26 は、白色光光源 33 から発した白色光から、赤外成分を除去するためのバンドパスフィルターである。

【0033】

ビームスプリッタ 27 は、図示せぬスライド機構によって、集光レンズ 28 の光軸に対して 45 度傾いた状態を維持しつつ同光軸に直交する方向にのみ移動可能に保持されており、入射角 45 度で入射した励起光の波長帯域の光を反射するとともに、入射角 45 度で入射した上記励起光の波長帯域を除く可視光帯域の光を透過する。このビームスプリッタ 27 は、かかるダイクロイックミラーの他、偏光ビームスプリッタでも、部分反射鏡でも良い。ビームスプリッタドライブ回路 23 は、図示せぬスライド機構を駆動することにより、ビームスプリッタ 27 を、白色光の光路外に退避した位置（通常観察位置）と、白色光の光路中に侵入させた位置（蛍光観察位置）との間で、移動させる。

40

【0034】

集光レンズ 28 は、その光軸に沿って入射した平行光を、ソケット 12a に挿入された口金 21 内に保持されているライトガイド 20 の基端面に、収束させる。このように集光レンズ 28 の光軸に沿ってこの集光レンズ 28 に入射しうる平行光としては、ビームス

50

リッタ 27 を透過した白色光光源 33 からの白色光の他、ビームスプリッタ 27 によって反射された光がありうる。即ち、ビームスプリッタ 27 での反射により、集光レンズ 28 の光軸が、光源側において直角に折り曲げられているのである。このように折り曲げられた集光レンズ 28 の光軸上には、ビームスプリッタ 27 側から順番に、励起光コリメートレンズ 37 及び励起光光源 38 が、配置されている。

【0035】

励起光光源 38 は、励起光用電源回路 43 から駆動電流を供給されることにより、励起光を、発散光として励起光コリメートレンズ 37 に向けて射出する。

【0036】

励起光コリメートレンズ 37 は、励起光光源 38 から発散光として発せられた励起光を平行光に変換する正レンズである。

【0037】

また、光源プロセッサ装置 12 の筐体の正面側パネルには、内視鏡 11 の口金 21 がソケット 12a に挿入された状態において内視鏡 11 の電気コネクタ 11f に設けられた各端子と夫々導通する多数の端子からなる電気ソケット 12b が、設けられている。

【0038】

上述した画像信号ケーブル 19, 55 及び信号線 57 は、電気ソケット 12b を構成する個々の端子を通じて、システムコントロール回路 40 に接続される。このシステムコントロール回路 40 には、更に、上述した P D T 用レーザ装置 13, 白色光用電源回路 41, ビームスプリッタドライブ回路 23, 励起光用電源回路 43 及びシャッタ 25 の他、電子内視鏡撮像素子用 C C U (Camera Control Unit) 39, イメージガイド撮像素子用 C C U 36 及びセクタ 35 が、接続されている。

【0039】

電子内視鏡撮像素子 17 からの画像信号は、システムコントロール回路 40 を通じて電子内視鏡撮像素子用 C C U 39 に入力される。この電子内視鏡撮像素子用 C C U 39 は、入力された画像信号に対して所定の処理を施すことにより、システムコントロール回路 40 から通常観察モードでの動作を指示されている間は、被検部の可視像（白色光の体腔内壁表面での反射光による像）を単独で表示させるためのビデオ信号を生成し、セクター 35 へ向けて出力する。また、P D D モードでの動作を指示されている間は、画像信号を、被検部に白色光が照射されている間に得られたフィールドと、被検部に励起光が照射されている間に得られたフィールドとに分離し、前者に基づく被検部の可視像と後者に基づく被検部の蛍光像（励起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からなる像）とを並べて表示させるためのビデオ信号を生成し、セクター 35 に向けて出力する。

【0040】

イメージガイド撮像素子 54 からの画像信号は、システムコントロール回路 40 を通じてイメージガイド撮像素子用 C C U 36 に入力される。このイメージガイド撮像素子用 C C U 36 は、入力された画像信号を処理することにより被検部の可視像（P D T 用レーザ光と同じ波長成分が欠落した可視帯域全域の光からなる疑似カラー像）を単独で表示させるためのビデオ信号を生成し、セクター 35 へ向けて出力する。

【0041】

セクター 35 は、システムコントロール回路 40 からの指示に応じて、電子内視鏡撮像素子用 C C U 39 から出力されたビデオ信号及びイメージガイド撮像素子用 C C U 36 から出力されたビデオ信号のうち何れか一方を選択して、T V モニター 60 へ出力する。

【0042】

T V モニター 60 は、入力されたビデオ信号に基づいて、動画を表示する。

【0043】

システムコントロール回路 40 は、切り換えスイッチ 56 からオン信号が入力される毎に、光源プロセッサ装置 12 全体の動作モードを、通常観察モード, P D D モード, P D

10

20

30

40

50

Tモードに、切り換える。なお、切り換えスイッチ56は、光源プロセッサ装置12の筐体の正面側パネルに設けられていても良い。

【0044】

システムコントローラ40は、通常観察モード下においては、白色光源用電源41に対して白色光光源33から白色光を射出させ、シャッタ25を開放するとともに、ビームスプリッタドライブ回路23に対して、ビームスプリッタ27を通常観察位置へ退避させる。すると、白色光光源33から射出された白色光は、ビームスプリッタ27の脇を通過して、直接集光レンズ28に入射し、ライトガイド20及び配光レンズ16を通じて被検部に照射され続ける。この間に電子内視鏡撮像素子17から電子内視鏡撮像素子用CCU39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。その結果、上述したように、電子内視鏡撮像素子用CCU39は、被検部の可視像（白色光の体腔内壁表面での反射光による像）を単独で表示させるためのビデオ信号を生成する。そして、システムコントロール回路40は、セクタ35に対して、電子内視鏡撮像素子用CCU39からのビデオ信号を選択させて、TVモニター60上に、被検部の可視像動画を単独で表示させる。

10

【0045】

また、システムコントローラ40は、PDDモード下においては、白色光源用電源41に対して白色光光源33から白色光を射出させ、また、シャッタ25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白色光を通過させるとともに第2フィールドに相当する期間のみ白色光を遮断させる。また、ビームスプリッタドライブ回路23に対して、ビームスプリッタ27を蛍光観察位置へ進出させる。さらに、励起光用電源回路43に対して、シャッタ25が閉じている間（各フレームにおける第2フィールドに相当する期間）のみ、励起光光源38から励起光を射出させる。すると、白色光と励起光とが、交互に集光レンズ28に入射し、更にライトガイド20及び配光レンズ16を通じて被検部に照射される。この間に電子内視鏡撮像素子17から電子内視鏡撮像素子用CCU39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、励起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像信号（以下、「PDD画像信号」という）となる。その結果、上述したように、電子内視鏡撮像素子用CCU39は、被検部の可視像と蛍光像とを並べて表示させるためのビデオ信号を生成する。そして、システムコントロール回路40は、セクタ35に対して、電子内視鏡撮像素子用CCU39からのビデオ信号を選択させて、TVモニター60上に、被検部の可視像動画及び蛍光像動画を並べて表示させる。

20

30

【0046】

また、システムコントローラ40は、PDTモード下においては、白色光源用電源41に対して白色光光源33から白色光を射出させ、シャッタ25を開放するとともに、ビームスプリッタドライブ回路23に対して、ビームスプリッタ27を通常観察位置へ退避させる。また、PDT用レーザ装置13に対してPDT用レーザ光を、レーザ照射プロンプ14の基端に導入する。その結果、被検部に対して、白色光及びPDT用レーザ光が同時に照射されることになる。すると、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とともに、その被検部表面での白色光及びPDT用レーザ光の一部が、サブ対物レンズ50に入射して被検部の可視像を結び、この可視像が、イメージガイド51及び結像レンズ52によって伝送される。但し、レーザカットフィルタ53により、PDT用レーザ光及び白色光中PDT用レーザ光と同じ波長成分のみが除去されるので、白色光中の残りの波長成分のみからなる可視像（疑似カラー像）が、イメージガイド撮像素子54によって撮像されることになる。よって、この間にイメージガイド撮像素子54からイメージガイド撮像素子用CCU36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、被検部の疑似カラー像を示す画像信号（以下、「PDT画像信号」という）となる。その結果、上述したよう

40

50

に、イメージガイド撮像素子用ＣＣＵ３６は、被検部の疑似カラー像を単独で表示させるためのビデオ信号を生成する。そして、システムコントロール回路４０は、セクタ３５に対して、イメージガイド撮像素子用ＣＣＵ３６からのビデオ信号を選択させて、ＴＶモニター６０上に、被検部の疑似カラー像動画を表示させる。

【００４７】

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、蛍光観察内視鏡１１の切換スイッチ５６を適宜操作することによって、光源プロセッサ装置１２の動作モードを通常観察モードに設定して（但し、レーザー照射プローブ１４は処置具チャンネル１１eから抜いたままとする）、蛍光観察内視鏡１１の体腔内挿入部１１a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１１aの照明窓からは白色光が継続的に照射され、ＴＶモニター６０上には、可視像の動画が単独で表示される。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定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１８を介して電子内視鏡撮像素子１７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１８は、可視帯域の光はほぼ全て透過するし、その他に、可視帯域の光を遮断する光学フィルタはメイン対物レンズ１５と電子内視鏡撮像素子１７との間に設置されていないので、この撮像素子１７から出力される通常観察画像信号に基づいてＴＶモニター６０上に表示される可視像は、色再現性に優れたカラー画像となっている。

10

20

【００４８】

術者は、ＴＶモニター６０上に表示されている可視像を見ながら、電子内視鏡１１を操作することによって、その体腔内挿入部１１aの先端面を腫瘍部位と思しき体腔内壁に対向させる。

【００４９】

次に、術者は、切換スイッチ５６を適宜操作することによって、光源プロセッサ装置１２の照明動作モードをＰＤＤモードに切り換える。すると、上述したように、体腔内挿入部１１a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励起光とが交互に射出され、ＴＶモニター６０上には、可視像と蛍光像とが並べて表示される。このうち後者の蛍光像中では、腫瘍部位が特に明るく光って見える。従って、術者は、両画像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

【００５０】

しかる後に、術者は、レーザー照射プローブ１４を電子内視鏡の鉗子孔１１fから処置具チャンネル１１cに挿入して、その先端を、腫瘍部位に当て付ける。そして、切換スイッチ５６を適宜操作することによって、光源プロセッサ装置１２の動作モードをＰＤＴモードに切り換える。すると、上述したように、体腔内挿入部１１aの先端面における照明窓から白色光が照射され、同時に、レーザー照射プローブ１４の先端からＰＤＴ用レーザー光が照射され、ＴＶモニター６０上には、レーザー照射プローブ１４からレーザー光を腫瘍部位に照射している状態を表す疑似カラー像が表示される。この疑似カラー像には、白色光と比較して強度が強いＰＤＴ用レーザー光の成分が含まれていないので、ＰＤＴによる治療中の腫瘍部位の様子を、視認することができる。

40

【００５１】

なお、この疑似カラー像には、ＰＤＴ用レーザー光そのものは写り込んでいないものの、術者は、レーザー照射プローブ１４先端の位置及び方向によって、ＰＤＴ用レーザー光が照射されている箇所を知ることができる。また、この疑似カラー像には、ＰＤＴ用レーザー光と同じ波長帯域に含まれる血液の情報が含まれておらず、その解像度も低いものであるが、ＰＤＴ用レーザー光が照射されている部位を確認できれば足りるものであるので、ＰＤＴ治療のためには支障がない。

50

【 0 0 5 2 】

術者は、P D T 治療の効果を確認したいときには、電子内視鏡 1 1 の体腔内挿入部 1 1 a を引き抜くことなく、そのまま、切換スイッチ 5 6 を押下することにより、適宜通常観察モード又は P D D モードに切り換えて、血液の情報を含む可視像又は蛍光像を T V モニター 6 0 上に表示させる。術者は、これらの画像を適宜確認して、治療が未完であると判断した場合には、再度 P D T モードに切り換えて、P D T 用レーザー光の照射を継続し、治療が完了したと判断した場合には、通常観察モードに切り換えた上で、体腔内挿入部 1 1 a を体腔内から引き抜いて、施術を終了する。

【 0 0 5 3 】

このように、本例によれば、同一の電子内視鏡を用いて、被検部の可視像の T V モニター上への表示、及び、P D T 用レーザー光の照射時における被検部の T V モニター上への表示が、可能になる。よって、従来のように、P D T 用レーザー光照射時のみファイバースコープに交換するという手間を掛ける必要がないので、体腔内挿入部の挿抜に伴う苦痛及び施術時間が延びることによる負担から、患者を解放することが可能となる。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 4 】

【図 1】本発明の実施形態である内視鏡システムの外観を示す外観図

【図 2】内視鏡システムを構成する内視鏡の内部構成を示す概略図

【図 3】内視鏡システムを構成する光源プロセッサ装置の内部構成を示す概略図

【符号の説明】

20

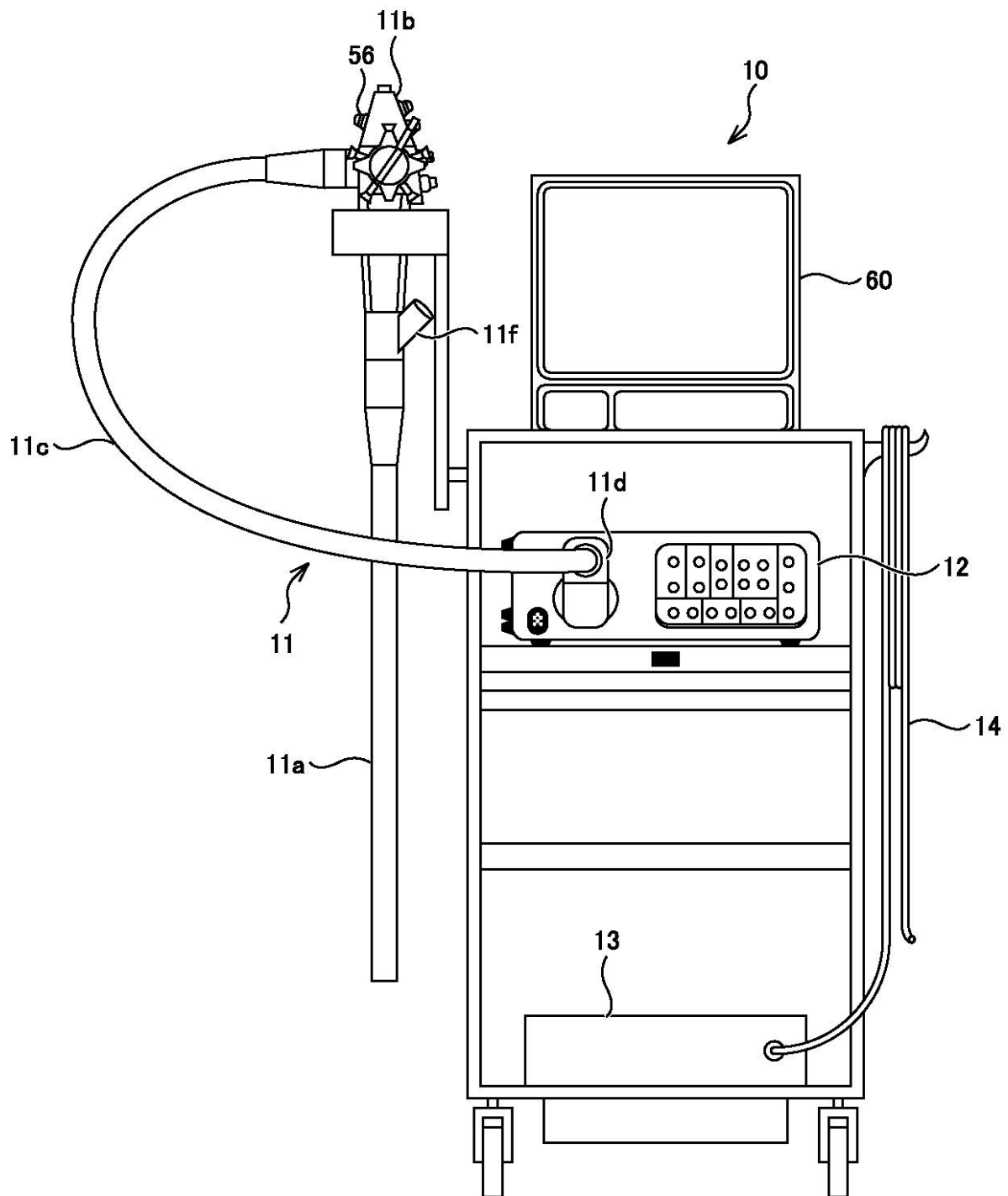
【 0 0 5 5 】

- 1 0 内視鏡システム
- 1 1 電子内視鏡
- 1 2 光源プロセッサ装置
- 1 3 P D T 用レーザー装置
- 1 4 レーザー照射プローブ
- 1 5 メイン対物レンズ
- 1 7 電子内視鏡撮像素子
- 2 0 ライトガイド
- 2 1 口金
- 2 8 集光レンズ
- 3 3 白色光光源
- 3 6 イメージガイド撮像素子用 C C U
- 3 9 電子内視鏡撮像素子用 C C U
- 4 0 システムコントロール回路
- 5 0 サブ対物レンズ
- 5 1 イメージガイド
- 5 2 結像レンズ
- 5 3 レーザーカットフィルター
- 5 4 イメージガイド撮像素子
- 6 0 T V モニター

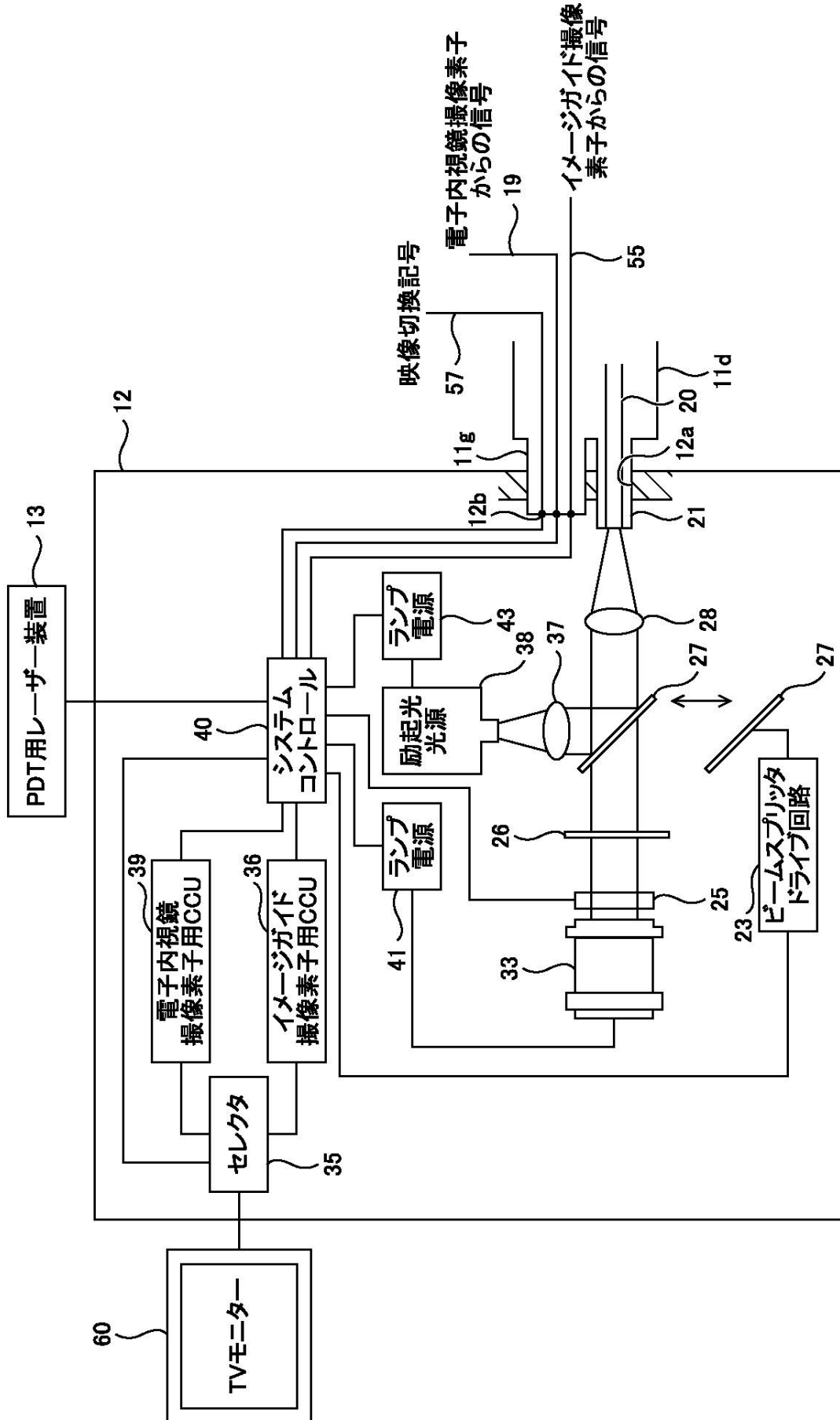
30

40

【図 1】



【図 3】



专利名称(译)	PDT用内视镜		
公开(公告)号	JP2008086680A	公开(公告)日	2008-04-17
申请号	JP2006273688	申请日	2006-10-05
[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		
[标]发明人	宇津井 哲也		
发明人	宇津井 哲也		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61N5/06 A61B18/20		
FI分类号	A61B1/00.300.H A61B1/04.370 A61N5/06.E A61B17/36.350 A61B1/00.511 A61B1/00.620 A61B1/00.621 A61B1/00.732 A61B1/04 A61B18/22 A61N5/067		
F-TERM分类号	4C026/AA01 4C026/FF17 4C026/FF36 4C026/FF39 4C026/FF43 4C026/FF52 4C026/FF53 4C026/FF55 4C026/GG06 4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/CC07 4C061/DD00 4C061/FF40 4C061/GG15 4C061/HH51 4C061/HH56 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/LL03 4C061/LL08 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR05 4C061/RR26 4C061/WW17 4C082/RE17 4C082/RE34 4C082/RE52 4C082/RE53 4C082/RE55 4C082/RJ06 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/CC07 4C161/DD00 4C161/FF40 4C161/GG15 4C161/HH51 4C161/HH56 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/LL03 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR05 4C161/RR26 4C161/WW17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在观察要进行颜色检查和PDT处理的零件的同时提供彩色成像图像的良好颜色再现性，并观察PDT处理的状态而不会引起光晕。提供了用于PDT的内窥镜。在内窥镜11的前端安装有配光透镜16，主物镜15和副物镜50，并且打开了治疗工具通道11e。在内窥镜11的内部，从体内配光透镜16的后方向连接器11d拉出光导20。图像拾取装置17布置在由主物镜15形成图像的位置处。来自图像拾取装置17的输出线穿过内窥镜11的内部延伸至连接器11d。从由副物镜50形成图像的位置到操作单元的内部绘制图像引导件51。成像透镜52对在成像元件52的成像表面上的图像引导件51的基端面上出现的图像进行再成像。[选择图]图2

