

(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2009-95539

(P2009-95539A)

(43) 公開日 平成21年5月7日(2009.5.7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B	1/00	4 C 0 6 1
1/00	3 0 0 H	
(2006.01)	3 0 0 U	
	3 0 0 D	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2007-271228 (P2007-271228)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成19年10月18日 (2007.10.18)		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	100090169
			弁理士 松浦 孝
		(74) 代理人	100124497
			弁理士 小倉 洋樹
		(74) 代理人	100127306
			弁理士 野中 剛
		(74) 代理人	100129746
			弁理士 虎山 滋郎
		(74) 代理人	100132045
			弁理士 坪内 伸

最終頁に続く

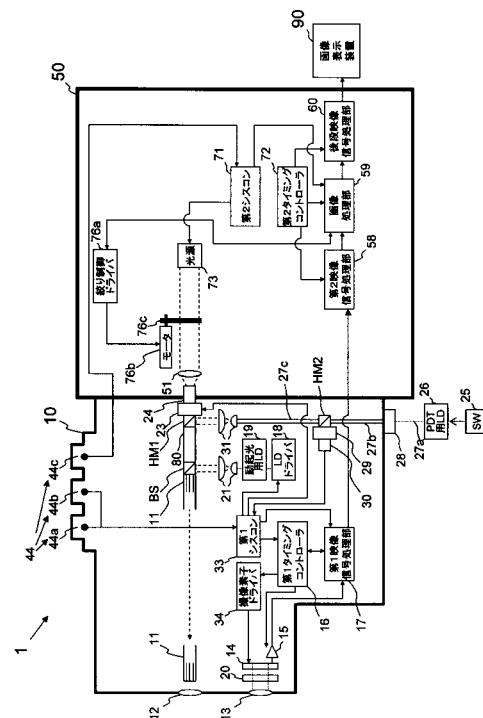
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置の電子内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 鉗子チャンネルを占有することなく、PDT用レーザー光を導光できる内視鏡装置の電子内視鏡を提供する。

【解決手段】 内視鏡装置1の電子内視鏡10は、プロセッサ50の光源73からの通常白色光を伝達する第1ライトガイド11を備える。PDT用レーザー光を第1ライトガイド11まで伝達する第2ライトガイド(第1～第3ファイバケーブル27a～27c)を備える。通常白色光とPDT用レーザー光の少なくとも一方が第1ライトガイド11を介して照射された被写体を撮像する撮像素子14を備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

光源装置からの第 1 照射光を伝達する第 1 ライトガイドと、
P D T 用の第 2 照射光を前記第 1 ライトガイドまで伝達する第 2 ライトガイドと、
前記第 1 照射光と前記第 2 照射光の少なくとも一方が前記第 1 ライトガイドを介して照射された被写体を撮像する撮像素子とを備える内視鏡装置の電子内視鏡。

【請求項 2】

前記第 1 ライトガイドを介して照射する光の切換のために、前記第 1 照射光からの光の透過と遮光とが切換可能なシャッタをさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡。

10

【請求項 3】

前記第 2 照射光を検知する光センサをさらに備え、

前記光センサが前記第 2 照射光を検知すると、前記シャッタは、前記第 1 照射光からの光を遮光することを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡。

【請求項 4】

前記第 2 照射光が前記第 1 ライトガイドを介して照射された被写体を撮像する場合、前記撮像素子における画像信号を得るための電荷蓄積期間が短く設定されることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡。

【請求項 5】

前記第 1 照射光は、白色光であり、前記第 2 照射光は、P D T 用レーザー光であることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡。

20

【請求項 6】

光源装置からの第 1 照射光が入射する第 1 入射面と、P D T 用光源装置からの第 2 照射光が入射する第 2 入射面と、前記第 1 入射面及び前記第 2 入射面から入射した光を出射する第 1 出射面とを有する第 1 導光部材と、

前記第 1 導光部材の前記第 1 出射面から出射される光が一端部に入射され、他端部から前記一端部に入射された光を出射する第 1 ライトガイドと、

前記第 1 ライトガイドの前記他端部から出射された光が照射された被写体を撮像する撮像素子とを備えることを特徴とする内視鏡装置の電子内視鏡。

【請求項 7】

前記第 1 入射面の側に設けられて前記第 1 照射光を遮光可能なシャッタと、

前記第 2 照射光を前記第 1 導光部材の前記第 2 入射面に導く第 2 ライトガイドと、

前記第 2 照射光を検知する光センサと、

前記光センサが前記第 2 照射光を検知した場合、前記第 1 照射光を遮光し、前記第 2 照射光が前記第 1 ライトガイドの前記一端部に導かれ、前記光センサが前記第 2 照射光を検知していない場合は、前記第 1 照射光が前記シャッタを透過して前記第 1 ライトガイドの前記一端部へ導かれるように、前記シャッタを開閉制御する制御部とをさらに備えることを特徴とする請求項 6 に記載の電子内視鏡。

30

【請求項 8】

蛍光観察用の励起光を発光する励起光源装置と、

前記第 1 導光部材と、前記第 1 ライトガイドの前記一端部との間に配置され、前記第 1 導光部材からの光が入射する第 3 入射面と、前記励起光が入射する第 4 入射面と、前記第 3 入射面及び前記第 4 入射面から入射した光を前記第 1 ライトガイドの前記一端部に射出する第 2 出射面とを有する第 2 導光部材とをさらに備えることを特徴とする請求項 6 に記載の電子内視鏡。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡装置の電子内視鏡に関し、特に P D T 用レーザー光を使った P D T が

50

可能な装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、レーザー光を生体に照射して病変部位の治療（光線力学的治療：PDT）を行う内視鏡装置が提案されている。

【0003】

特許文献1は、PDTが可能な内視鏡装置を開示する。

【特許文献1】特開2006-94907号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0004】

しかし、特許文献1では、通常白色光を導光するライトガイドとは別にPDT用レーザー光を導光するライトガイドを電子内視鏡の先端部まで設ける必要がある。そのため、鉗子チャンネルが占有される問題が生じていた。

【0005】

したがって本発明の目的は、鉗子チャンネルを占有することなく、PDT用レーザー光を導光できる内視鏡装置の電子内視鏡を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明に係る内視鏡装置の電子内視鏡は、光源装置からの第1照射光を伝達する第1ライトガイドと、PDT用の第2照射光を第1ライトガイドまで伝達する第2ライトガイドと、第1照射光と第2照射光の少なくとも一方が第1ライトガイドを介して照射された被写体を撮像する撮像素子とを備える。

20

【0007】

好ましくは、第1ライトガイドを介して照射する光の切換のために、第1照射光からの光の透過と遮光とが切換可能なシャッタをさらに備える。

【0008】

さらに好ましくは、第2照射光を検知する光センサをさらに備え、光センサが第2照射光を検知すると、シャッタは、第1照射光からの光を遮光する。

【0009】

また、好ましくは、第2照射光が第1ライトガイドを介して照射された被写体を撮像する場合、撮像素子における画像信号を得るための電荷蓄積期間が短く設定される。

30

【0010】

また、好ましくは、第1照射光は、白色光であり、第2照射光は、PDT用レーザー光である。

【0011】

本発明に係る内視鏡装置の電子内視鏡は、光源装置からの第1照射光が入射する第1入射面と、PDT用光源装置からの第2照射光が入射する第2入射面と、第1入射面及び第2入射面から入射した光を出射する第1出射面とを有する第1導光部材と、第1導光部材の第1出射面から出射される光が一端部に入射され、他端部から一端部に入射された光を出射する第1ライトガイドと、第1ライトガイドの他端部から出射された光が照射された被写体を撮像する撮像素子とを備える。

40

【0012】

好ましくは、第1入射面の側に設けられて第1照射光を遮光可能なシャッタと、第2照射光を第1導光部材の第2入射面に導く第2ライトガイドと、第2照射光を検知する光センサと、光センサが第2照射光を検知した場合、第1照射光を遮光し、第2照射光が第1ライトガイドの一端部に導かれ、光センサが第2照射光を検知していない場合は、第1照射光がシャッタを透過して第1ライトガイドの一端部へ導かれるように、シャッタを開閉制御する制御部とをさらに備える。

【0013】

50

また、好ましくは、蛍光観察用の励起光を発光する励起光光源装置と、第1導光部材と、第1ライトガイドの一端部との間に配置され、第1導光部材からの光が入射する第3入射面と、励起光が入射する第4入射面と、第3入射面及び第4入射面から入射した光を第1ライトガイドの一端部に出射する第2出射面とを有する第2導光部材とをさらに備える。

【発明の効果】

【0014】

以上のように本発明によれば、鉗子チャネルを占有することなく、PDT用レーザー光を導光できる内視鏡装置の電子内視鏡を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

10

【0015】

以下、本発明にかかる実施形態について、図1～4を用いて説明する。本実施形態における内視鏡装置1は、電子内視鏡10、プロセッサ50、及びモニターなどの画像表示装置90を備える電子内視鏡装置である。

【0016】

電子内視鏡10は、光ファイバケーブルなどの第1ライトガイド11、配光レンズ12、対物レンズ13、撮像素子14、撮像素子アンプ15、第1タイミングコントローラ16、第1映像信号処理部17、励起光用励起光用LDドライバ18、励起光用励起光用レーザーダイオード(LD)19、励起光カットフィルタ20、第1光学ユニット21、液晶シャッタ23、第1ロッドレンズ24、フットスイッチ25、PDT(Photodynamic Therapy)用レーザーダイオード26、第1、第2、第3光ファイバケーブル(第2ライトガイド)27a、27b、27c、光学コネクタ28、光学フィルタ29、光センサ30、第2光学ユニット31、第1システムコントロール部33、撮像素子ドライバ34、操作部44、第1ハーフミラーHM1、第2ロッドレンズ80、第2ハーフミラーHM2、及びビームスプリッタBSを有し、プロセッサ50などの光源装置側の光源73からの通常白色光、または電子内視鏡10の励起光用レーザーダイオード19からの励起光を、配光レンズ12を介して、被写体である体内を照射し、対物レンズ13を介して撮像素子14で撮像する。また、PDT用レーザーダイオード26からのPDT用レーザー光を、配光レンズ12を介して、被写体に照射する。

20

【0017】

光源73からの光を電子内視鏡10の先端部分にまで導光するための部材は、光源73側から、第1ロッドレンズ24、液晶シャッタ23、第1ハーフミラーHM1、第2ロッドレンズ80、ビームスプリッタBS、第1ライトガイド11、及び配光レンズ12の順に配置される。

30

【0018】

PDT用レーザーダイオード26からのPDT用レーザー光を第1ハーフミラーHM1まで導光するための部材は、PDT用レーザーダイオード26側から、第1光ファイバケーブル27a、光学コネクタ28、第2光ファイバケーブル27b、第2ハーフミラーHM2、第3光ファイバケーブル27c、及び第2光学ユニット31の順に配置される。

【0019】

第1映像信号処理部17は、メモリコントローラ17a、第1メモリ17b、第2メモリ17c、明るさ検出部17d、スキャンコンバータ17e、及び比較器17fを有する。

40

【0020】

プロセッサ50は、集光レンズ51、第2映像信号処理部58、画像処理部59、後段映像信号処理部60、第2システムコントロール部71、第2タイミングコントローラ72、光源73、絞り制御ドライバ76a、絞り用モータ76b、及び絞り76cを有し、電子内視鏡10に照射光(通常白色光)、及び電力を供給し、電子内視鏡10で撮像された被写体の画像信号について画像処理を行い、画像表示装置90側にて観察可能なビデオ信号に変換する。

50

【 0 0 2 1 】

まず、電子内視鏡 1 0 の各部について説明する。第 1 ライトガイド 1 1 は、光源 7 3 からの通常白色光、又は励起光用レーザーダイオード 1 9 からの励起光、又は P D T 用レーザーダイオード 2 6 からの P D T 用レーザー光を電子内視鏡 1 0 の先端部分に伝達する。第 1 ライトガイド 1 1 によって伝達された光は、配光レンズ 1 2 を介して、被写体に照射される。

【 0 0 2 2 】

撮像素子 1 4 は、対物レンズ 1 3、励起光カットフィルタ 2 0 を介して入射した被写体における反射光（被写体像、励起光用レーザーダイオード 1 9 からの励起光を照射した場合は蛍光）を、光学像として撮像する。P D T 用レーザーダイオード 2 6 からの P D T 用レーザー光が照射された場合、ハレーションを防止するために、撮像素子 1 4 における画像信号を得るための電荷蓄積期間が、短く調整される（以下、P D T レーザー光が照射された際の画像を P D T 画像という）。光源 7 3 からの通常白色光を使った撮像や、励起光用レーザーダイオード 1 9 からの励起光を使った撮像の場合は、撮像素子 1 4 における画像信号を得るための電荷蓄積期間は、特に調整されない。

【 0 0 2 3 】

撮像素子 1 4 における画像信号を得るための電荷蓄積期間調整は、第 1 映像信号処理部 1 7 において、P D T 画像の画像信号に関する輝度情報が、P D T 画像用の輝度閾値と比較され、比較結果が電荷蓄積期間調整信号として、第 1 タイミングコントローラ 1 6 に送信されることにより行われる。

【 0 0 2 4 】

具体的には、第 1 タイミングコントローラ 7 2 に制御されたメモリコントローラ 1 7 a によって、撮像素子アンプ 1 5 からの画像信号のうち、通常白色画像及び P D T 画像に関するものは第 1 メモリ 1 7 b に一時記録され、蛍光画像に関するものは第 2 メモリ 1 7 c に一時記録され、その後、プロセッサ 5 0 や画像表示装置 9 0 の水平同期周波数に合わせる変換処理を行うスキャンコンバータ 1 7 e を介して、第 2 映像信号処理部 5 8 に出力される。

【 0 0 2 5 】

明るさ検出部 1 7 d は、第 1 メモリ 1 7 b に一時記録された P D T 画像に関する画像信号から輝度情報を検出する。比較器 1 7 f は、P D T 画像に関する画像信号の輝度情報と予め設定された P D T 画像用の輝度閾値と比較し、比較結果として撮像素子 1 4 における電子シャッタによる画像信号取得のための電荷蓄積期間に関する電荷蓄積期間調整信号を、第 1 タイミングコントローラ 1 6 を介して撮像素子ドライバ 3 4 に出力する。撮像素子ドライバ 3 4 が有する移相器（不図示）は、電荷蓄積期間調整信号に基づいて、オン信号を出力するタイミング（位相）が調整された電荷蓄積期間調整用パルスを撮像素子 1 4 に出力する（図 4 参照）。撮像素子 1 4 は、電荷蓄積期間調整用パルスのオン信号が出力されるまでの期間に蓄積された電荷を吐き出し、オン信号が出力されてから 1 フィールドが終了するまでの間に蓄積された電荷を、P D T 画像の画像信号として出力する。

【 0 0 2 6 】

電荷蓄積期間調整信号に対応する P D T 画像に関する画像信号の輝度が高く、P D T 画像を暗くする必要がある場合には、遅いタイミングで電荷蓄積期間調整用パルスのオン信号を出力して電荷蓄積期間を短くする。電荷蓄積期間調整信号に対応する P D T 画像に関する画像信号の輝度が低く、P D T 画像を明るくする必要がある場合には、早いタイミングで電荷蓄積期間調整用パルスのオン信号を出力して電荷蓄積期間を長くする。

【 0 0 2 7 】

図 4 は、前半 2 つの 1 フィールド期間において、比較的長い電荷蓄積期間（1）を有し、後半 3 つの 1 フィールド期間において、電荷蓄積期間調整され、比較的短い電荷蓄積期間（2）を有する電荷蓄積期間調整用パルスの波形を示す。

【 0 0 2 8 】

励起光カットフィルタ 2 0 は、励起光用レーザーダイオード 1 9 から出射される光の波

10

20

30

40

50

長帯域を含む短い波長帯域の光を除去する（図 3 参照）。撮像素子アンプ 15 は、撮像により得られた光学像に関する画像信号を増幅する。撮像素子アンプ 15 における増幅率は、第 1 タイミングコントローラ 16 によって調整される。例えば、励起光用レーザーダイオード 19 からの励起光を照射して得られる信号レベルの低い蛍光画像の場合に、増幅率を高める調整が行われる。

【0029】

なお、励起光用レーザーダイオード 19 が出力（発光）する励起光の波長帯域は、可視光よりも短い波長帯域に設定され、PDT 用レーザーダイオード 26 が出力（発光）する PDT 用レーザー光の波長帯域は、可視光の一部の波長帯域に設定され、励起光カットフィルタ 20 を透過する光の波長帯域は、励起光に基づく蛍光や可視光の波長帯域を含むように設定される。このため、励起光カットフィルタ 20 によって、光源 73 からの通常白色光を使った撮像及び PDT 用レーザーダイオード 26 からの PDT 用レーザー光を使った撮像において、青成分が欠けるなどの問題は生じない。

【0030】

本実施形態では、撮像素子 14 から出力された画像信号の増幅を、照射光の種類（通常白色光と励起光）に分けて増幅率を変えて行う（増幅率調整）。

【0031】

操作部 44 は、白色光照射のみによる第 1 撮像モードを選択するための第 1 操作ボタン 44a、白色光照射と励起光照射による第 2 撮像モードを選択するための第 2 操作ボタン 44b、及び撮像画像を静止画表示させるフリーズ操作ボタン 44c とを備える。第 1、第 2 操作ボタン 44a、44b の操作信号は、第 1 システムコントロール部 33 に出力され、第 1 システムコントロール部 33 は、使用者により選択された撮像モード（第 1 撮像モードか第 2 撮像モードか）を把握する。フリーズ操作ボタン 44c の操作信号は、プロセッサ 50 側の第 2 システムコントロール部 71 に出力される。

【0032】

撮像素子アンプ 15 における増幅率調整は、第 1 映像信号処理部 17 において、蛍光画像の画像信号に関する輝度情報が、蛍光画像用の輝度閾値と比較され、比較結果が増幅度信号として、第 1 タイミングコントローラ 16 に送信されることにより行われる。

【0033】

明るさ検出部 17d は、第 2 メモリ 17c に一時記録された蛍光画像に関する画像信号から輝度情報を検出する。比較器 17f は、蛍光画像に関する画像信号の輝度情報と予め設定された蛍光画像用の輝度閾値と比較し、比較結果として撮像素子アンプ 15 における増幅率に関する増幅度信号を、第 1 タイミングコントローラ 16 に出力する。増幅度信号は、撮像素子アンプ 15 における増幅率調整だけでなく、ノイズ除去度合い、励起光用レーザーダイオード 19 における出射強度の調整に使用されてもよい。

【0034】

第 1 タイミングコントローラ 16 は、第 1 システムコントロール部 33 の制御に基づいて、電子内視鏡 10 の各部にタイミングパルスを供給し、各部の動作タイミングを制御する。特に、第 1 タイミングコントローラ 16 は、撮像素子 14 を駆動する撮像素子ドライバ 34 や、第 1 映像信号処理部 17 の各部にタイミングパルスを供給する。

【0035】

第 1 映像信号処理部 17 は、電荷蓄積期間調整や増幅率調整のための輝度情報取得の他、画像信号について、相関二重サンプリング処理やノイズ除去などの前段の画像処理を行って、第 2 映像信号処理部 58 に出力する。具体的には、撮像素子アンプ 15 で増幅された画像信号は、相関二重サンプリング処理やノイズ除去が施された後、プロセッサ 50 にデジタル信号で伝送する経路と、アナログ信号で伝送する経路の 2 系統に出力される。

【0036】

ノイズ除去は、蛍光画像と通常白色画像（または PDT 画像）とに分けられ且つ時系列に並べられた画像信号を重み付け係数を乗算した上で平均化することにより行われる。平均化することにより、ノイズは低減されるが、動画像としての応答性が悪くなる（残像が

10

20

30

40

50

目に付きやすくなる)ため、重み付け係数や平均化のために取り込む画像信号の数(データ数)を制御する。通常白色画像(またはPDT画像)の場合には、明るさが十分に確保されているため撮像素子アンプ15における増幅率が低く、ノイズが少ないので、ノイズ除去をあまり行う必要はない。蛍光画像の場合には、画像が暗いため撮像素子アンプ15における増幅率が高く設定され、ノイズを含む画像になりやすいので、新しい画像信号の重み付け係数を小さくし、平均化のために取り込み画像信号の数を多くする(古い画像信号まで含めて平均化の演算を行う)ことにより、通常白色画像(またはPDT画像)の場合に比べてノイズ除去度合いを大きくしてノイズ除去を行う。

【0037】

第1映像信号処理部17から第2映像信号処理部58への画像信号出力は、操作部44の第1、第2操作ボタン44a、44bの操作に対応して、光源73からの光に基づく通常白色画像の1画面表示と、光源73からの光に基づく通常白色画像とレーザーダイオード19からの励起光に基づく蛍光画像との2画面表示とを行うための画像処理を行った状態で行われる。

【0038】

具体的には、通常白色画像の1画面表示(第1撮像モード)が選択された場合は、通常白色画像が第1メモリ17bへ書き込まれ、スキャンコンバータ17eが第1メモリ17b内の画像データを順次読み出して、通常白色画像1画面に対応した画像データが第2映像信号処理部58に出力される。光センサ30によるPDTレーザー光が検知され、PDT画像の1画面表示に優先的に切り替えられた場合も同様である。

【0039】

一方、通常白色画像と蛍光画像との2画面表示(第2撮像モード)が選択された場合は、まず、第1メモリ17b及び第2メモリ17cには、通常白色画像と蛍光画像の画像データが1フィールド毎に交互に書き込まれて、1フレーム分(各1フィールド分)の画像データが格納される。そして、スキャンコンバータ17eは各画像の1水平走査線単位で第1メモリ17b及び第2メモリ17cから交互に画像データを読み出すとともに、画素混合処理を施して読み出す画素数を調整して、大きさが小さくリサイズされた通常白色画像と蛍光画像とが水平方向に並列配列された2画面表示用画像データが生成され、第2映像信号処理部58に出力される。

【0040】

励起光用LDドライバ18は、励起光用レーザーダイオード19を駆動する。励起光用レーザーダイオード19が出力(発光)する照射光(励起光)は、第1光学ユニット21を透過し、ビームスプリッタBSで反射され、第1ライトガイド11、配光レンズ12を介して電子内視鏡10の先端部から被写体に向けて照射される。励起光用レーザーダイオード19の発光タイミングは、第1システムコントロール部33によって制御され、例えば、フィールドごとで且つ、液晶シャッタ23が光源73からの光を遮光する遮光期間に発光する(通常白色画像と蛍光画像の2画面表示(第2撮像モード))。但し、液晶シャッタ23により光源73からの光を遮光して、総てのフィールドにおいて励起光用レーザーダイオード19を発光させて、蛍光画像の1画面表示を行っても良い。

【0041】

ビームスプリッタBSは、第1ハーフミラーHM1からの光が入射する第3入射面と、励起光用レーザーダイオード19から出射された励起光が入射する第4入射面と、第3入射面及び第4入射面から入射した光を第1ライトガイド11の一端部に出射する第2出射面とを有し、PDT用レーザー光や可視光など比較的波長の長い光を透過し、励起光用レーザーダイオード19から出射される励起光など短い波長の光を反射する(図3参照)。従って、光源73からの光やPDT用レーザーダイオード26からのPDT用レーザー光でビームスプリッタBSの第3入射面に入射された光の殆どは、透過して第2出射面から第1ライトガイド11の一端部に向けて出射される。また、励起光用レーザーダイオード19からの光で、ビームスプリッタBSの第4入射面に入射された光の殆どは反射して第2出射面から第1ライトガイド11の一端部に向けて出射される。但し、ビームスプリッ

10

20

30

40

50

タ B S に代えて入射した光の一部を透過し残りを反射するハーフミラーを使っても良い。

【 0 0 4 2 】

液晶シャッタ 2 3 は、第 1 システムコントロール部 3 3 の制御に基づいて、光源 7 3 からの光で被写体を照射する照射期間に開いて光源 7 3 から出射される光を透過し、励起光用レーザーダイオード 1 9 からの励起光または P D T 用レーザーダイオード 2 6 からの P D T 用レーザー光を被写体に照射する遮光期間に閉じて光源 7 3 から出射される光を遮光するように、開閉動作を行う。従って、通常白色画像と蛍光画像の 2 画面表示の場合はフィールドごとに液晶シャッタ 2 3 の開閉が行われ（第 2 撮像モード）、蛍光画像または P D T 画像の 1 画面表示の場合は常に液晶シャッタ 2 3 が閉じる状態にされ、通常白色画像の 1 画面表示の場合は常に液晶シャッタが開く状態にされる（第 1 撮像モード）。

10

【 0 0 4 3 】

なお、後述する光センサ 3 0 による P D T レーザー光が検知されると P D T 画像の 1 画面表示に優先的に切り替えられる。通常白色画像の 1 画面表示（第 1 撮像モード）や、通常白色画像と蛍光画像の 2 画面表示（第 2 撮像モード）へのモード切り替えは、前述した操作部 4 4 の第 1、第 2 操作ボタン 4 4 a、4 4 b の操作に基づいて行われる。

【 0 0 4 4 】

本実施形態では、光源 7 3 からの通常白色光について透過及び遮光を行う装置として液晶シャッタを用いたが、他のシャッタ機構を使ってもよい。

【 0 0 4 5 】

デジタル信号で伝送する経路では、デジタルの画像信号が、パラレルデータからシリアルデータに変換された後、プロセッサ 5 0 の第 2 映像信号処理部 5 8 に出力される。シリアルデータで電子内視鏡 1 0 とプロセッサ 5 0 との間の信号伝送を行うことにより、接続ピン数を少なくすることが出来る。アナログ信号で伝送する経路では、Y C 分離された状態で、アナログの画像信号が、プロセッサ 5 0 に出力される。

20

【 0 0 4 6 】

第 1 ハーフミラー H M 1 は、光源 7 3 からの光が入射する第 1 入射面と、P D T 用レーザーダイオード 2 6 からの P D T 用レーザー光が入射する第 2 入射面と、第 1 入射面及び第 2 入射面から入射した光を第 2 ロッドレンズ 8 0 に向けて出射する第 1 出射面とを有し、第 1、第 2 入射面に入射した光の一部を透過し、残りを反射する。従って、光源 7 3 からの光で第 1 ハーフミラー H M 1 の第 1 入射面に入射された光の一部は、透過して第 1 出射面から第 2 ロッドレンズ 8 0 に向けて出射され、残りは、第 1 ハーフミラー H M 1 で反射される。また、P D T 用レーザーダイオード 2 6 からの P D T 用レーザー光で、第 1 ハーフミラー H M 1 の第 2 入射面に入射された光の一部は反射し第 1 出射面から第 2 ロッドレンズ 8 0 に向けて出射され、残りは、第 1 ハーフミラー H M 1 を透過する。

30

【 0 0 4 7 】

フットスイッチ 2 5 は、P D T 用レーザーダイオード 2 6 の発光状態（オン状態）と消灯状態（オフ状態）とを切り替えるためのスイッチで、電子内視鏡 1 0 の使用者などの足下に配置される。P D T 用レーザーダイオード 2 6 は、可視光の波長帯域に含まれ励起光用レーザーダイオード 1 9 よりも長い波長帯域を有し、励起光用レーザーダイオード 1 9 よりも高い強度のレーザー光を出力し（図 3 参照）、かかるレーザー光の患部への照射に基づいて P D T が行われる。第 1、第 2、第 3 光ファイバケーブル（第 2 ライトガイド）2 7 a、2 7 b、2 7 c は、P D T 用レーザーダイオード 2 6 からの P D T 用レーザー光を第 2 光学ユニット 3 1 まで導光（伝達）する。

40

【 0 0 4 8 】

P D T 用レーザーダイオード 2 6 に取り付けられた第 1 光ファイバケーブル 2 7 a は、取り外し可能な状態で、光学コネクタ 2 8 に取り付けられる。第 2 光ファイバケーブル 2 7 b は、光学コネクタ 2 8 と第 2 ハーフミラー H M 2 との間に取り付けられる。第 3 光ファイバケーブル 2 7 c は、第 2 ハーフミラー H M 2 と第 2 光学ユニット 3 1 との間に取り付けられる。

【 0 0 4 9 】

50

第２ハーフミラーＨＭ２は、入射した光の一部を透過し、残りを反射する。従って、ＰＤＴ用レーザーダイオード２６からのＰＤＴ用レーザー光で第２ハーフミラーＨＭ２に入射された光の一部は、透過して第３光ファイバケーブル２７ｃに向けて出射され、残りは、第２ハーフミラーＨＭ２で反射される。光センサ３０で反射光が検出出来る程度に、第２ハーフミラーＨＭ２における反射の分配比率が低めに設定される。

【００５０】

ＰＤＴ用レーザーダイオード２６からのＰＤＴ用レーザー光であって、第２ハーフミラーＨＭ２を透過した光は、第３光ファイバケーブル２７ｃ及び第２光学ユニット３１を透過し、第１ハーフミラーＨＭ１で反射され、ビームスプリッタＢＳ、第１ライトガイド１１、配光レンズ１２を介して電子内視鏡１０の先端部から被写体に向けて照射される。

10

【００５１】

ＰＤＴ用レーザーダイオード２６からのＰＤＴ用レーザー光であって、第２ハーフミラーＨＭ２で反射された光は、光学フィルタ２９を透過して、光センサ３０に到達する。光学フィルタ２９は、ＰＤＴ用レーザーダイオード２６が出射する光の波長帯域を透過領域とするフィルタで、光センサ３０において、ＰＤＴレーザーダイオード２６からのＰＤＴ用レーザー光以外の光を検出させないようにする趣旨（光センサ３０の誤動作防止趣旨）である。

【００５２】

光センサ３０は、ＰＤＴ用レーザーダイオード２６からの出射光を検出するセンサで、これにより、ＰＤＴ用レーザーダイオード２６からのＰＤＴ用レーザー光が、電子内視鏡１０に入射されたことを検出する。検出した信号は、第１システムコントロール部３３に送信され、第１システムコントロール部３３は、光センサ３０において光が検出されている間は、内視鏡装置１をＰＤＴ用画像の１画面表示を行うモードに切り替えて、励起光用レーザーダイオード２１の発光を停止し、液晶シャッタ２３を閉じて光源７３からの通常白色光を遮光する。これにより、ＰＤＴ用レーザーダイオード２６と電子内視鏡１０との間に電気的な接続を介することなく、ＰＤＴ用レーザーダイオード２６の発光状態を検知し、ＰＤＴ画像を表示するモード切り替えを行うことが可能になる。

20

【００５３】

次に、プロセッサ５０の各部について説明する。第２映像信号処理部５８は、電子内視鏡１０から送信されたデジタルの画像信号、及びアナログの画像信号のいずれかを切り替えて画像処理部５９に出力する。

30

【００５４】

デジタル信号で伝送する経路では、第２映像信号処理部５８は、受信したシリアルデータをパラレルデータに変換した後、画像処理部５９に出力する。アナログ信号で伝送する経路では、第２映像信号処理部５８は、アナログの画像信号が再びデジタル信号に変換した後、画像処理部５９に出力する。

【００５５】

画像処理部５９に出力された画像信号は、画像信号における輝度情報が絞り制御ドライバ７６ａに出力され、絞り７６ｃの絞り制御に用いられる。また、画像処理部５９は、操作部４４のフリーズ操作ボタン４４ｃによるフリーズ操作に応じて、動画像生成のための画像処理部５９内にあるメモリの更新を止めて静止画を生成し、後段映像信号処理部６０に出力する。後段映像信号処理部６０では、画像表示装置９０で表示可能な映像信号への変換など後段の画像処理が行われる。

40

【００５６】

第２システムコントロール部７１は、操作部４４の操作などに基づいて、プロセッサ５０の各部を制御する。第２タイミングコントローラ７２は、プロセッサ５０の各部にタイミングパルスを供給し、各部の動作タイミングを制御する。

【００５７】

光源７３は、キセノンランプ光源などの光源装置であり、第２システムコントロール部７１の制御に基づいて、被写体を照らす照射光（通常白色光）を発光する。光源７３から

50

発光された照射光は、液晶シャッタ 2 3 で遮光されるか、または絞り 7 6 c で光量調節が行われ、集光レンズ 5 1、第 1 ロッドレンズ 2 4、液晶シャッタ 2 3、第 1 ハーフミラー H M 1、第 2 ロッドレンズ 8 0、ビームスプリッタ B S、第 1 ライトガイド 1 1、配光レンズ 1 2 を介して電子内視鏡 1 0 の先端部から被写体に向けて照射される。

【 0 0 5 8 】

絞り 7 6 c は、絞り制御ドライバ 7 6 a に制御された絞り用モータ 7 6 b によって回転せしめられて、光源 7 3 から集光レンズ 5 1 へ到達する光量を調整する。絞り制御ドライバ 7 6 a は、画像処理部 5 9 からの画像信号における輝度情報に基づいて絞り 7 6 c の開度の制御を行う。但し、使用者による操作部 4 4 の操作などによって手動で設定された輝度値に対応して絞り 7 6 c の開度を調整してもよい。

10

【 0 0 5 9 】

本実施形態では、光源 7 3 からの光を導光する第 1 ライトガイド 1 1 を使って、電子内視鏡 1 0 に取り付けられた P D T 用レーザーダイオード 2 6 からの P D T 用レーザー光を導光（伝達）することが可能になるため、鉗子チャンネルを占有する必要がない。また、P D T 用レーザーダイオード 2 6 からの P D T 用レーザー光を検知し、検知期間中は撮像素子 1 4 の画像信号を形成する電荷蓄積期間を短くするため、P D T 用レーザーダイオード 2 6 からの強い光に基づくハレーションを防止することが可能になる。

【 0 0 6 0 】

なお、電子内視鏡 1 0 に設けられたレーザーダイオード 1 9 は、プロセッサ 5 0 側に設けられても良いし、無くても良い。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 1 】

【図 1】本実施形態における内視鏡装置の構成図である。

【図 2】電子内視鏡の第 1 映像信号処理部、プロセッサの第 2 映像信号処理部、及び周辺の構成図である。

【図 3】励起光用レーザーダイオード、及び P D T 用レーザーダイオードから出力される光の波長帯域を示す図である。

【図 4】電荷蓄積期間調整用のパルスの出力タイミングを示すタイミングチャートである。

【符号の説明】

30

【 0 0 6 2 】

- 1 内視鏡装置
- 1 0 電子内視鏡
- 1 1 第 1 ライトガイド
- 1 2 配光レンズ
- 1 3 対物レンズ
- 1 4 撮像素子
- 1 5 撮像素子アンプ
- 1 6 第 1 タイミングコントローラ
- 1 7 第 1 映像信号処理部
- 1 7 a メモリコントローラ
- 1 7 b 第 1 メモリ
- 1 7 c 第 2 メモリ
- 1 7 d 明るさ検出部
- 1 7 e スキャンコンバータ
- 1 7 f 比較器
- 1 8 励起光用 L D ドライバ
- 1 9 励起光用レーザーダイオード
- 2 0 励起光カットフィルタ
- 2 1 第 1 光学ユニット

40

50

2 3	液晶シャッタ	
2 4	第 1 ロッドレンズ	
2 5	フットスイッチ	
2 6	P D T 用レーザーダイオード	
2 7 a、2 7 b、2 7 c	第 1、第 2、第 3 光ファイバケーブル	
2 8	光学コネクタ	
2 9	光学フィルタ	
3 0	光センサ	
3 1	第 2 光学ユニット	
3 3	第 1 システムコントロール部	10
3 4	撮像素子ドライバ	
4 4	操作部	
4 4 a、4 4 b	第 1、第 2 操作ボタン	
4 4 c	フリーズ操作ボタン	
5 0	プロセッサ	
5 1	集光レンズ	
5 3	光学ユニット	
5 8	第 2 映像信号処理部	
5 9	画像処理部	
6 0	後段映像信号処理部	20
7 1	第 2 システムコントロール部	
7 2	第 2 タイミングコントローラ	
7 3	光源	
7 6 a	絞り制御ドライバ	
7 6 b	絞り用モータ	
7 6 c	絞り	
8 0	第 2 ロッドレンズ	
9 0	画像表示装置	
B S	ビームスプリッタ	
H M 1、H M 2	第 1、第 2 ハーフミラー	30

フロントページの続き

(72)発明者 杉本 秀夫

東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 ペンタックス株式会社内

F ターム(参考) 4C061 AA00 BB02 CC06 DD00 FF40 FF46 FF47 HH51 HH56 JJ17
LL02 NN01 NN07 PP12 QQ02 QQ04 QQ09 RR05 RR12 RR23
RR26 SS05 SS09 SS23 WW10 WW17 XX01 YY12

专利名称(译)	内窥镜装置的电子内窥镜		
公开(公告)号	JP2009095539A	公开(公告)日	2009-05-07
申请号	JP2007271228	申请日	2007-10-18
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
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		
FI分类号	A61B1/00.300.H A61B1/00.300.U A61B1/00.300.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.621 A61B1/00.732 A61B1/045.632 A61B1/07.731 A61B1/07.732		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/HH51 4C061/HH56 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN07 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ09 4C061/RR05 4C061/RR12 4C061/RR23 4C061/RR26 4C061/SS05 4C061/SS09 4C061/SS23 4C061/WW10 4C061/WW17 4C061/XX01 4C061/YY12 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/HH56 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN07 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR05 4C161/RR12 4C161/RR23 4C161/RR26 4C161/SS05 4C161/SS06 4C161/SS09 4C161/SS23 4C161/WW10 4C161/WW17 4C161/XX01 4C161/YY12		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜装置的电子内窥镜，其能够在不占用镊子通道的情况下引导用于PDT的激光束。 解决方案：内窥镜装置1的电子内窥镜10包括用于从处理器50的光源73传输正常白光的第一光导11。并且第二光导（第一至第三光纤线缆27a至27c）用于将用于PDT的激光传输至第一光导11。并且，图像拾取装置14用于拾取经由第一光导11照射有白光和PDT激光中的至少一种的物体的图像。 点域1

