

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4475966号  
(P4475966)

(45) 発行日 平成22年6月9日(2010.6.9)

(24) 登録日 平成22年3月19日(2010.3.19)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 1/00 (2006.01)** A 6 1 B 1/00 3 0 0 H  
**G 0 1 N 21/64 (2006.01)** A 6 1 B 1/00 3 0 0 D  
 G O 1 N 21/64 Z

請求項の数 7 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2004-20923 (P2004-20923)  
 (22) 出願日 平成16年1月29日(2004.1.29)  
 (65) 公開番号 特開2005-211272 (P2005-211272A)  
 (43) 公開日 平成17年8月11日(2005.8.11)  
 審査請求日 平成18年12月19日(2006.12.19)

(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 100090169  
 弁理士 松浦 孝  
 (74) 代理人 100127306  
 弁理士 野中 剛  
 (72) 発明者 池谷 浩平  
 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  
 (72) 発明者 福山 三文  
 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

審査官 井上 香緒梨

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光線力学診断のための励起光に利用可能なレーザー光を発光する複数のレーザー発振器を有するレーザー光源部と、

前記複数のレーザー発振器から発光されたレーザー光を集める集光部と、

前記光線力学診断を行う第 1 モードの場合は前記複数のレーザー発振器のうち前記集光部を介して照射された前記レーザー光によって生体組織の観察が出来且つ前記生体組織に照射される前記レーザー光の出力が前記生体組織を傷つけない程度となるよう定められた第 1 の数のレーザー発振器を駆動し、光線力学治療を行う第 2 モードの場合は前記複数のレーザー発振器のうち前記第 1 の数より多く且つ前記レーザー光によって前記生体組織の

10

治療が出来る程度の第 2 の数のレーザー発振器を駆動するレーザー出力制御部と、

白色光を発する白色光源部と、

前記白色光源部及び前記レーザー光源部のうち少なくとも一方を照射光の光源とする光源切り替え部と、

前記第 1 モードの場合に、前記白色光源部及び前記レーザー光源部のうち少なくとも一方からの照射により得られた第 1、第 2 画像信号を一時記録する第 1、第 2 画像メモリ部と、

前記第 1、第 2 画像信号を合成する画像合成部とを備える内視鏡装置。

【請求項 2】

前記第 1 の数は、前記第 1 モードの場合に前記生体組織に照射される前記レーザー光の

20

単位面積当たりの出力が  $30 \text{ mW} / \text{cm}^2$  以下となるよう定められ、前記第 2 の数は、前記第 2 モードの場合に前記生体組織に照射される前記レーザー光の単位面積当たりの出力が少なくとも  $150 \text{ mW} / \text{cm}^2$  となるよう定められることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記レーザー出力制御部は、前記第 1 モードの場合であって且つ前記生体組織表面から浅い領域を診断する場合には前記複数のレーザー発振器のうちで前記レーザー光の波長が比較的短い第 1 波長であるレーザー発振器を優先的に使用し、深い領域を診断する場合には前記複数のレーザー発振器のうちで前記レーザー光の波長が比較的長い第 2 波長であるレーザー発振器を優先的に使用することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

10

【請求項 4】

前記第 1 波長は、 $360 \text{ nm}$  以上  $420 \text{ nm}$  以下の間の値で、前記第 2 波長は、 $630 \text{ nm}$  以上  $1070 \text{ nm}$  以下の値であることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記第 2 モードの場合に、前記白色光源部からの白色光照射によって生体組織を観察し前記レーザー光源部からの前記レーザー光を照射すべき部位を特定し、前記白色光照射を維持しつつ前記レーザー光源部からの前記レーザー光照射を前記部位に行うことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記白色光源部は放電ランプを有し、前記光源切り替え部は前記放電ランプから発せられる白色光を必要に応じて遮断するシャッタを有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 7】

前記集光部は、ロッドレンズと、前記複数のレーザー発振器からの前記レーザー光を前記ロッドレンズに誘導する光誘導部材とを有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置に関し、特に、光線力学診断 (PDD) 及び光線力学治療 (PDT) を行う内視鏡装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

体腔内の観察や検査を行う内視鏡装置において、予め腫瘍親和性があり且つ波長の短い励起光に対して感応する光感受性物質を生体に投与した後、励起光に利用可能なレーザー光を比較的弱い出力で生体組織表面に照射して癌などの腫瘍の病巣部で濃度が高くなった光感受性物質が発する蛍光を観察することにより、腫瘍を診断する光線力学的診断 (Photodynamic Diagnosis、以下 PDD と略す)、及び比較的波長の短いレーザー光を比較的強い出力で生体組織表面に照射して癌などの腫瘍を治療する光線力学的治療 (Photodynamic Therapy、以下 PDT と略す) のできる装置が提案されている。

40

【0003】

特許文献 1 は、診断 (PDD) 用のレーザー発振器と、治療 (PDT) 用のレーザー発振器をそれぞれ 1 以上備えた内視鏡装置を開示する。

【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】

【0004】

しかし、この装置では、PDD 用レーザー発振器と PDT 用レーザー発振器は別個に用意する必要があり、装置が大型化していた。

【0005】

50

したがって本発明の目的は、PDD用、PDT用いずれにも適し大型化しないレーザー光源装置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は、光線力学診断のための励起光に利用可能なレーザー光を発光する複数のレーザー発振器を有するレーザー光源部と、複数のレーザー発振器から発光されたレーザー光を集める集光部と、光線力学診断を行う第1モードの場合は複数のレーザー発振器のうち集光部を介して照射されたレーザー光によって生体組織の観察が出来且つ生体組織に照射されるレーザー光の出力が生体組織を傷つけない程度となるよう定められた第1の数のレーザー発振器を駆動し、光線力学治療を行う第2モードの場合は複数の

10

【0007】

これにより光線力学診断(PDD)と光線力学治療(PDT)で共通するレーザー発振器を使用することができ、PDDとPDTそれぞれに適したレーザー発振器を用意する従来の装置よりも小型化を図ることが可能になる。また、用途に応じて発光させるレーザー発振器の数を調整することができるので、照射出力が強すぎて観察面の生体組織を傷ついたり、逆に治療に必要な照射出力よりも弱すぎて病巣を十分根治できないという問題は生じない。

【0008】

20

好ましくは、第1の数は、第1モードの場合に生体組織に照射されるレーザー光の単位面積当たりの出力が $30\text{ mW/cm}^2$ 以下となるよう定められ、第2の数は、第2モードの場合に生体組織に照射されるレーザー光の単位面積当たりの出力が少なくとも $150\text{ mW/cm}^2$ となるよう定められる。

【0009】

好ましくは、レーザー出力制御部は、第1モードの場合であって且つ生体組織表面から浅い領域を診断する場合には複数のレーザー発振器のうちで比較的短いレーザー光の波長が第1波長であるレーザー発振器を優先的に使用し、深い領域を診断する場合には複数のレーザー発振器のうちでレーザー光の波長が比較的長い第2波長であるレーザー発振器を優先的に使用する。これにより、診断したい部位の生体組織表面からの深さに応じて使用

30

【0010】

さらに好ましくは、第1波長は、 $360\text{ nm}$ 以上 $420\text{ nm}$ 以下の間の値で、第2波長は、 $630\text{ nm}$ 以上 $1070\text{ nm}$ 以下の値である。

【0011】

また、好ましくは、白色光を発する白色光源部と、白色光源部、レーザー光源部の少なくとも一方を照射する光の光源とする光源切り替え部とを備える。これにより、必要に応じて通常観察における白色光による観察面の照射が可能になる。

【0012】

さらに好ましくは、第1モードの場合に、白色光源部、レーザー光源部のそれぞれからの照射により得られた第1、第2画像信号を一時記録する第1、第2画像メモリ部と、第1、第2画像信号を合成する画像合成部とをさらに備える。これによりレーザー光源部からの励起光としてのレーザー光の照射により得られる蛍光による画像と白色光源部からの白色光照射による画像とを合成して診断精度を向上させる鮮明な生体組織表面の画像を得ることが可能になる。

40

【0013】

また、さらに好ましくは、第2モードの場合に、白色光源部からの白色光照射によって生体組織を観察しレーザー光源部からのレーザー光を照射すべき部位を特定し、白色光照射を維持しつつレーザー光源部からのレーザー光照射を照射すべき部位に行う。これにより治療時にレーザー光を照射すべき病巣部を観察して特定することが容易になる。

50

## 【 0 0 1 4 】

また、さらに好ましくは、白色光源部は放電ランプを有し、光源切り替え部は放電ランプから発せられる白色光を必要に応じて遮断するシャッタを有する。これによりオンオフ切り替え時にタイムラグの発生する放電ランプを点灯維持させたまま必要に応じて白色光照射のオンオフを切り替えることが可能になる。

## 【 0 0 1 5 】

また、好ましくは、集光部は、ロッドレンズと、複数のレーザー発振器からのレーザー光をロッドレンズに誘導する光誘導部材とを有する。これにより複数のレーザー発振器のうちオン状態にされているいくつかのレーザー発振器からのレーザー光を1つの光として集光することが可能になる。

10

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 1 6 】

以上のように本発明によれば、PDD用、PDT用いずれにも適し大型化しないレーザー光源装置を提供することが可能になる。

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 1 7 】

以下、本発明の実施形態について、図1を参照して説明する。図1は、内視鏡装置の構成図を示す。本実施形態に係る内視鏡装置は、電子スコープ10と、カラープロセッサ(電子内視鏡用プロセッサ)20と、カラーモニタ40とを備える。電子スコープ10は、カラープロセッサ20の制御により、被写体を撮像する。撮像により得られた画像信号はカラープロセッサ20によってカラーモニタ40で出力(画面表示)が可能な映像信号に変換される。変換された映像信号はアナログ信号でカラーモニタ40に伝達される。伝達された映像信号は、カラーモニタ40によって出力される。使用者は、カラーモニタ40による出力結果により、電子スコープで撮像された被写体映像を観察することができる。

20

## 【 0 0 1 8 】

電子スコープ10は、撮像部11と、照明部12とを有し、照明部12が被写体に適度な光量を与えながら撮像部11が被写体を撮像する。

## 【 0 0 1 9 】

撮像部11は、対物レンズ11a、CCDなどの撮像素子11bとを有する。対物レンズ11aは蛍光を観察するため励起光カットコーティングが施されている。被写体の撮像によって撮像素子11bに蓄積された電荷は、フィールドごとに画像信号として映像信号処理部21に転送される。

30

## 【 0 0 2 0 】

照明部12は、光誘導部材12b、配光レンズ12aを介して生体組織に照射するレーザー光源部27、白色光源部28からの光を供給する。電子スコープ10と、カラープロセッサ20は、コネクタ部(不図示)で電氣的、光学的に接続される。

## 【 0 0 2 1 】

カラープロセッサ20は、映像信号処理部21、メイン制御回路24、レーザー光源部27、白色光源部28、及び光源切り替え部30を有しており、電子スコープ10で撮像し電荷転送された画像信号を、カラーモニタ40で出力できる映像信号に変換する。

40

## 【 0 0 2 2 】

映像信号処理部21は、電子スコープ10から送られてきたフィールドごとの画像信号を前段映像信号処理回路21aでA/D変換、ガンマ補正、輪郭強調、及び増幅し、メモリ切り替え部21bを介して、第1、第2画像メモリ部21c、21dに順次一時記録する。メモリ切り替え部21bは、撮像により得られた画像信号を一時記録させるメモリをフィールドごとに切り替える。

## 【 0 0 2 3 】

通常観察だけを行う場合は、第1、第2画像メモリ部21c、21dは1フレームの第1、第2フィールドにおいて白色光源部28から供給された白色光による第1、第2画像信号をそれぞれ記録する。PDDだけを行う場合は、第1、第2画像メモリ部21c、2

50

1 dは1フレームの第1、第2フィールドにおいてレーザー光源部27から供給された励起光としてのレーザー光の照射により得られる蛍光による第1、第2画像信号をそれぞれ記録する。PDTを行う場合は、第1、第2画像メモリ部21c、21dは1フレームの第1、第2フィールドにおいてレーザー光源部27から照射されたレーザー光、及び白色光源部28から供給された白色光による第1、第2画像信号をそれぞれ記録する。第1、第2画像メモリ部21c、21dに一時記録された第1、第2画像信号は、後段映像信号処理回路21eに転送される。後段映像信号処理回路21eは、第1、第2画像信号をそれぞれVideoコンポジット信号、Y/C分離信号などの第1、第2映像信号に変換し、D/A変換部21fでアナログ信号に変換された後、カラーモニタ40に随時出力する。

10

#### 【0024】

通常観察とPDDを行う場合、第1画像メモリ部21cは、1フレームの第1フィールドにおいて白色光源部28から供給された白色光による第1画像信号を一時記録する。第2画像メモリ部21dは、1フレームの第2フィールドにおいてレーザー光源部27から供給された励起光としてのレーザー光の照射により得られる蛍光による第2画像信号を一時記録する。第1、第2画像メモリ部21c、21dに一時記録された第1、第2画像信号は、後段映像信号処理回路21eに転送される。後段映像信号処理回路21eは、転送された第1、第2画像信号を合成した後、Videoコンポジット信号、Y/C分離信号などの映像信号に変換し、D/A変換部21fでアナログ信号に変換された後、カラーモニタ40に出力する。

20

#### 【0025】

メイン制御回路24は、図示しないCPUとRAMとを有し、内視鏡装置各部の制御や信号の一時記録を行う。

#### 【0026】

レーザー光源部27は、第1～第mサブ制御回路27a<sub>1</sub>～27a<sub>m</sub>、励起光に利用可能な青色レーザー光を発するレーザーダイオード(LD)などの第1～第mレーザー発振器27b<sub>1</sub>～27b<sub>m</sub>、光ファイバなどの第1～第mレーザー光誘導部材27c<sub>1</sub>～27c<sub>m</sub>、ロッドレンズ27d、及びレーザー光集光レンズ27eとを有する。第1～第mサブ制御回路27a<sub>1</sub>～27a<sub>m</sub>はメイン制御回路24の制御下で、それぞれ第1～第mレーザー発振器27b<sub>1</sub>～27b<sub>m</sub>を駆動する。第1～第mレーザー発振器27b<sub>1</sub>～27b<sub>m</sub>は励起光に利用可能な青色レーザー光を発し、それぞれ第1～第mレーザー光誘導部材27c<sub>1</sub>～27c<sub>m</sub>を介してロッドレンズ27d、レーザー光集光レンズ27eに集光される。

30

#### 【0027】

第1～第mレーザー発振器27b<sub>1</sub>～27b<sub>m</sub>のうち第1～第nレーザー発振器27b<sub>1</sub>～27b<sub>n</sub>の発するレーザー光の波長は比較的短い360～420nmの間に設定される。また第n+1～第mレーザー発振器27b<sub>n+1</sub>～27b<sub>m</sub>の発するレーザー光の波長は比較的長い630～1070nmの間に設定される。mは2以上の自然数、nはmより小さく1以上の自然数である。

#### 【0028】

メイン制御回路24は、使用目的に合わせて、第1～第mレーザー発振器27b<sub>1</sub>～27b<sub>m</sub>のうちいずれのレーザー発振器をどのような出力で駆動するかを制御するレーザー出力制御機能を有する。具体的には、照射させたい部位の生体組織表面からの距離に応じて使い分けたり、PDDとPDTで使い分ける。

40

#### 【0029】

照射させたい部位が生体組織表面から浅い領域の場合は、レーザー光の波長が短い第1～第nレーザー発振器27b<sub>1</sub>～27b<sub>n</sub>を優先的に使用する。照射させたい部位が生体組織表面から深い領域の場合は、レーザー光の波長が長い第n+1～第mレーザー発振器27b<sub>n+1</sub>～27b<sub>m</sub>を優先的に使用する。

#### 【0030】

PDDの場合は、照射光量を弱めにする目的で、第1～第mレーザー発振器27b<sub>1</sub>～

50

27 b<sub>m</sub>のうち、第1の数のレーザー発振器を使って行う。一方、PDTの場合には、光量を強めにする目的で、第2の数のレーザー発振器を使って行う。個々のレーザー発振器が発光を維持できる範囲内で調整できる発光出力幅は狭いので、出力の調整よりも駆動するレーザー発振器の数の増減を行う方が照射光量の調整幅が広いことを考慮したものである。

【0031】

ここで第1の数とは、第1～第mレーザー発振器27 b<sub>1</sub>～27 b<sub>m</sub>のうちロッドレンズ27 d、レーザー光集光レンズ27 e、光源切り替え部30、照明部12を介して照射されたレーザー光によって、すなわち励起光としてのレーザー光の照明により得られる蛍光によって生体組織の観察が出来且つ生体組織を傷つけない程度の数をいう。また、第2の数とは、第1～第mレーザー発振器27 b<sub>1</sub>～27 b<sub>m</sub>のうちロッドレンズ27 d、レーザー光集光レンズ27 e、光源切り替え部30、照明部12を介して照射されたレーザー光によって生体組織における病変部に活性酸素を発生させ病変細胞を壊死させて必要箇所を焼き切る処置が出来る程度の数をいう。従って、第1の数は、第2の数よりも少ない。

10

【0032】

具体的な目安として、生体組織を傷つけない照射レーザー光の単位面積当たりの出力は30 mW / cm<sup>2</sup>以下であり、PDTの場合に必要な照射レーザー光の単位面積当たりの出力は少なくとも150 mW / cm<sup>2</sup> (又はそれ以上)である。現状において、レーザー発振器1個につき30～60 mWの出力があり、照明部12の配光レンズ12 aから照射した時の光学的伝送効率率は20～30%である。従って、例えば、レーザー発振器の出力を総て30 mWとし、前述の光学的伝送効率を20%とし、電子スコープ10の先端とレーザー光の照射面との距離や配光角を考慮した所定のレーザー光照射条件によると、17個がPDDの場合に必要なとするレーザー発振器の第1の数の数に相当し、83個がPDTの場合に必要なとするレーザー発振器の第2の数の数に相当する。

20

【0033】

そのため、PDDとPDTで共通するレーザー発振器を使用することができ、PDDとPDTそれぞれに適したレーザー発振器を用意する従来の装置よりも小型化を図ることが可能になる。また、用途に応じて発光させるレーザー発振器の選択、出力量を調整することができるので、照射出力が強すぎて観察面の生体組織を傷ついたり、逆に治療に必要な照射出力よりも弱すぎて病巣を十分根治できないという問題は生じない。

30

【0034】

白色光源部28は、白色光を発するキセノンランプなど印加された高電圧パルスによって放電を開始し白色光を発光する放電ランプ28 a、発光された光を集光する白色光集光レンズ28 bとを有する。放電ランプによる白色光は、短い波長から長い波長まで波長帯域の広い広帯域光である。

【0035】

発光された白色光、レーザー光は、光源切り替え部30、光ファイバなどの光誘導部材12 b、配光レンズ12 aを介して被写体である生体組織(観察面)に照射される。

【0036】

光源切り替え部30は、シャッタ30 aと、白色光反射ミラー30 bと、ハーフミラー30 cと、集光レンズ30 dとを有する。シャッタ30 aは、開閉により白色光を透過又は遮断させる。白色光を観察面に照射させる通常観察の場合には、シャッタ30 aはオープン状態にして白色光源部28からの白色光を透過させる。その間、レーザー光を発するレーザー光源部27はオフ状態にされる。透過された白色光は白色光反射ミラー30 b、ハーフミラー30 cを反射し、集光レンズ30 d、光誘導部材12 b、配光レンズ12 aを介して観察面に照射される。励起光としてのレーザー光を観察面に照射させるPDDの場合には、シャッタ30 aはクローズ状態にして白色光源部28からの白色光を遮断する。レーザー光を観察面(病巣部)に照射させるPDTの場合には、シャッタ30 aはオープン状態のまま白色光源部28からの白色光を透過させ遮断しないで、PDT処置と並行して通常観察と同様の観察を可能とする。PDD、PDTいずれの場合も、その間、レー

40

50

レーザー光を発生するレーザー光源部 27 はオン状態にされ、レーザー光源部 27 から発せられた青色レーザー光は、ハーフミラー 30c を透過し、集光レンズ 30d、光誘導部材 12b、配光レンズ 12a を介して観察面に照射される。シャッター 30a 開閉制御、及びレーザー光源部 27 のオンオフ制御はメイン制御回路 24 が行う。

【0037】

カラーモニタ 40 は、映像信号を取り込んで表示することが可能な市販のカラーモニタであり、電子スコープ 10 で撮像され、カラープロセッサ 20 で変換された映像信号を、出力（画面表示）する。

【0038】

配光レンズ 12a を介して白色光が生体組織に照射されると、生体組織で反射されたあるいは散乱した広帯域光が対物レンズ 11a で集光され撮像素子 11b で受光される。配光レンズ 12a を介して励起光としてのレーザー光が生体組織に照射されると、生体組織で反射されたあるいは散乱した狭帯域光と、光感受性物質が発する蛍光と、励起された生体組織自身が発する自家蛍光とが対物レンズ 11a に集光され、光感受性物質が発する蛍光と自家蛍光とが撮像素子 11b で受光される。但し自家蛍光については微弱な光なので撮像結果には大きく影響しない。

【0039】

光の体腔内組織に対する光の深さ方向の到達度合いは、波長に依存する。すなわち短い波長の光は生体組織表面から浅い領域にまでしか光は到達せず、長い波長の光は生体組織表面から深い領域にまで光が到達する。

【0040】

波長帯域が広い放電ランプによる白色光は、生体組織表面から深い領域にまで光が到達し、到達した深さの範囲から反射、散乱した広帯域光によって生体組織表面から深い領域にある太い血管などを映し出すことが可能になる。そのため、通常観察及び P D T において生体組織の観察面の全体像を把握し易い。

【0041】

後述するように、白色光の広帯域光による通常観察画像に、狭帯域光による画像を合成することで、被写体の観察面に関する鮮明な P D D 合成観察画像を得、診断能力を向上させることができる。

【0042】

以下、フローチャートで P D D、P D T における本発明の実施形態について説明する。いずれの場合においても、内視鏡装置の操作開始後（図 2 のステップ S 11、図 3 のステップ S 31）、白色光源部 28 の放電ランプ 28a は点灯状態が維持され、光が観察面に照射されるか否かはシャッター 30a によって操作される。

【0043】

まず図 2 で通常観察と P D D を行う場合について説明する。ステップ S 11 で内視鏡操作が開始されると、ステップ S 12 でシャッター 30a がオープン状態にされる。ステップ S 13 で、1 フレームの第 1 フィールドにおいて白色光源部 28 から白色光を観察面に向かって照射する。このとき、レーザー光源部 27 はオフ状態にされる。ステップ S 14 で、照射された白色光の反射による広帯域光を撮像し、第 1 画像信号を通常観察画像として第 1 画像メモリ部 21c に一時記録する。

【0044】

ステップ S 15 で、シャッター 30a をクローズ状態にし、ステップ S 16 で、1 フレームの第 2 フィールドにおいてレーザー光源部 27 の第 1 ~ 第 m レーザー発振器 27b<sub>1</sub> ~ 27b<sub>m</sub> のうち第 1 の数のレーザー発振器についてだけ駆動すなわちオン状態にし、他のレーザー発振器はオフ状態にする。どのレーザー発振器をオン状態にするかについては、照射させたい部位の生体組織表面からの距離に応じて決める。ステップ S 17 で、オン状態にされたレーザー発振器からの励起光としてのレーザー光を観察面に向かって照射する。ステップ S 18 で、照射された励起光としてのレーザー光により生じた蛍光の反射による狭帯域光を撮像し、P D D 狭帯域光画像として第 2 画像メモリ部 21d に一時記録する

10

20

30

40

50

。ステップS 19で、レーザー光源部27をオフ状態にして第1の数のレーザー発振器の発光も停止する。ステップS 20で、第1、第2画像メモリ部21c、21dに一時記録された第1画像信号及び第2画像信号を合成する。ステップS 21で、合成した画像信号を映像信号に変換してPDD合成観察画像としてカラーモニタ40に表示しPDDを行う。ステップS 22で、PDD用の観察を継続するか否かすなわち撮像を継続させるか否かを判断する。観察を継続する場合は、ステップS 12に戻って次のフレームの撮像手順に入る。観察を継続せず終了する場合は、ステップS 22で終了する。

【0045】

次に図3でPDTを行う場合について説明する。ステップS 31で内視鏡操作が開始されると、ステップS 32でシャッタ30aがオープン状態にされる。ステップS 33で白色光源部28から白色光を観察面に向かって照射する。このとき、レーザー光源部27はオフ状態にされる。ステップS 34で、1フレームの第1、第2フィールドにおいて照射された白色光の反射による広帯域光を撮像し、撮像された第1、第2画像信号に対応してカラーモニタ40に随時表示された第1、第2映像信号を観察しながらPDDで診断された病巣部を見つける。

【0046】

ステップS 35で、レーザー光源部27の第1～第mレーザー発振器27b<sub>1</sub>～27b<sub>m</sub>の第2の数のレーザー発振器について駆動すなわちオン状態にする。このときレーザー光を照射して治療すべき病巣部の場所を特定する観察を続けるため白色光源部28は放電ランプ28aを発光させた状態で、シャッタ30aはオープン状態のままである。ステップS 36で、フィールドごとに撮像を行い、撮像された画像信号に対応してカラーモニタ40に表示された映像信号を観察しながら、オン状態にされたレーザー発振器からのレーザー光を病巣部に向かって照射してPDTを行う。ステップS 37でシャッタ30aをクローズ状態にする。ステップS 38で、第1～第mレーザー発振器27b<sub>1</sub>～27b<sub>m</sub>のうち第1の数のレーザー発振器だけをオン状態を継続し、他のレーザー発振器をオフ状態にする。オン状態にされた第1の数のレーザー発振器によって照射された励起光としてのレーザー光により生じた蛍光の反射による狭帯域光をフィールドごとに撮像し、撮像されたPDD狭帯域光画像に対応してカラーモニタ40に表示された映像信号の観察でPDDを行う。ステップS 39で、PDDの結果、病巣部が根治されたか否かを判断する。根治されていない場合はステップS 32に戻りPDTを繰り返す。根治された場合はステップS 40でレーザー光源部27をオフ状態にして第1の数のレーザー発振器の発光も停止し、ステップS 41で終了する。

【0047】

これら通常観察とPDD、及びPDTを行う場合のレーザー光源部27、白色光源部28のオンオフタイミングを図4のタイミングチャートで説明する。白色光源部28の白色光照射による通常観察だけを行う場合(図4のt11～t13)には、1フレームにおけるいずれのフィールド(図4のt11～t12、t12～t13)においても白色光源部28の放電ランプ28aはオン状態且つシャッタ30aがオープン状態にされ、レーザー光源部27はオフ状態にされる(図3のステップS 32～S 34)。レーザー光源部27の励起光としてのレーザー光照射によるPDDだけを行う場合(図4のt13～t15)には、1フレームにおけるいずれのフィールド(図4のt13～t14、t14～t15)においてもレーザー光源部27の第1～第mレーザー発振器27b<sub>1</sub>～27b<sub>m</sub>の第1の数のレーザー発振器だけがオン状態にされる。白色光源部28はオン状態ではあるが、シャッタ30aがクローズ状態にされることにより観察面には白色光が照射されない事実上のオフ状態にされる(図3のステップS 37～S 39)。図4では、例として生体組織表面近くを観察するために、波長の短い第1、第2レーザー発振器27b<sub>1</sub>、27b<sub>2</sub>が駆動される第1の数のレーザー発振器としている。

【0048】

図2のフローチャートで説明した通常観察とPDDを行う場合(図4のt15～t17)には、1フレームにおける第1フィールド(図4のt15～t16)において白色光源

10

20

30

40

50

部 28 の放電ランプ 28 a をオン状態にして且つシャッタ 30 a をオープン状態にして白色光照射を行い、このとき撮像された第 1 画像信号を第 1 画像メモリ部 21 c に記録する（図 2 のステップ S 12 ~ S 14）。第 1 フィールドにおいては、レーザー光源部 27 はオフ状態にされる。次に同じ 1 フレームにおける第 2 フィールド（図 4 の t 16 ~ t 17）においてレーザー光源部 27 の第 1 ~ 第 m レーザー発振器 27 b<sub>1</sub> ~ 27 b<sub>m</sub> の第 1 の数のレーザー発振器だけがオン状態にされる。白色光源部 28 はオン状態ではあるが、シャッタ 30 a がクローズ状態にされることにより観察面には白色光が照射されない事実上のオフ状態にされる。このとき撮像された第 2 画像信号を第 2 画像メモリ部 21 d に記録する（図 2 のステップ S 15 ~ S 18）。第 1、第 2 画像信号を合成した画像信号を映像信号に変換してカラーモニタ 40 に表示する（図 2 のステップ S 19 ~ S 21）。図 4 では、例として生体組織表面近くを観察するために、波長の短い第 1、第 2 レーザー発振器 27 b<sub>1</sub>、27 b<sub>2</sub> が駆動される第 1 の数のレーザー発振器としている。第 1 の数のレーザー発振器を使って励起光としての光量の弱いレーザー光照射を行うことにより観察面である生体組織表面とその周りを傷つけることなく PDD を行うことが可能になる。また白色光照射の場合の通常画像と合成することにより、診断能力を向上させる観察面の全体像を把握しつつ生体組織表面近くにある病巣部を診断することが可能になる。

#### 【0049】

図 3 のフローチャートで説明した P D T を行う場合（図 4 の t 17 ~ t 19）には、通常観察と P D D による病巣部の発見後（図 3 のステップ S 34）、1 フレームにおけるいずれのフィールド（図 4 の t 17 ~ t 18、t 18 ~ t 19）においても白色光源部 28 の放電ランプ 28 a、及びレーザー光源部 27 の第 1 ~ 第 m レーザー発振器 27 b<sub>1</sub> ~ 27 b<sub>m</sub> の第 2 の数のレーザー発振器が駆動すなわちオン状態にされる（図 3 のステップ S 35 ~ S 36）。シャッタ 30 a はオープン状態にされる。第 2 の数のレーザー発振器を使ってレーザー光照射を行うことにより強い光量で観察面でありレーザー光照射により治療すべき病巣部を壊死させて焼き切ることが可能になる。また同時に白色光照射を行っているため、カラーモニタ 40 で病巣部の位置を把握しながら P D T を行うことが可能になる。図 4 では、第 2 の数として総てのレーザー発振器 27 b<sub>1</sub> ~ 27 b<sub>m</sub> がオン状態にされる例を示す。

#### 【0050】

なお、生体組織に照射させる光の光源を白色光とレーザー光のいずれかに切り替える光源切り替え部 30 は、シャッタ 30 a を用いるものとして説明したが、これは放電ランプのようにオンオフ信号により瞬時に点灯消灯が行えないものの場合に有効である。白色光の光源を LED など瞬時の点灯消灯が行えるものであれば、シャッタ 30 a を使用しなくてもよく、光源切り替え部 30 は、レーザー光を発するレーザー光源部 27 と白色光を発する LED などの光源とを交互にオンオフ切り替え制御ができる機能があればよい。

#### 【0051】

また、第 1 ~ 第 m レーザー発振器 27 b<sub>1</sub> ~ 27 b<sub>m</sub> の波長を 2 種類に分けて設定したが、さらに照射させたい部位の生体組織表面からの深さを調整すべく 3 種類以上に分けて設定してもよい。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0052】

【図 1】本実施形態における内視鏡装置の構成図を示す。

【図 2】通常観察と P D D を行うフローチャートを示す。

【図 3】P D T を行うフローチャートを示す。

【図 4】通常観察、P D D、P D T を行う際の各光源部のオンオフ状態を表したタイミングチャートを示す。

#### 【符号の説明】

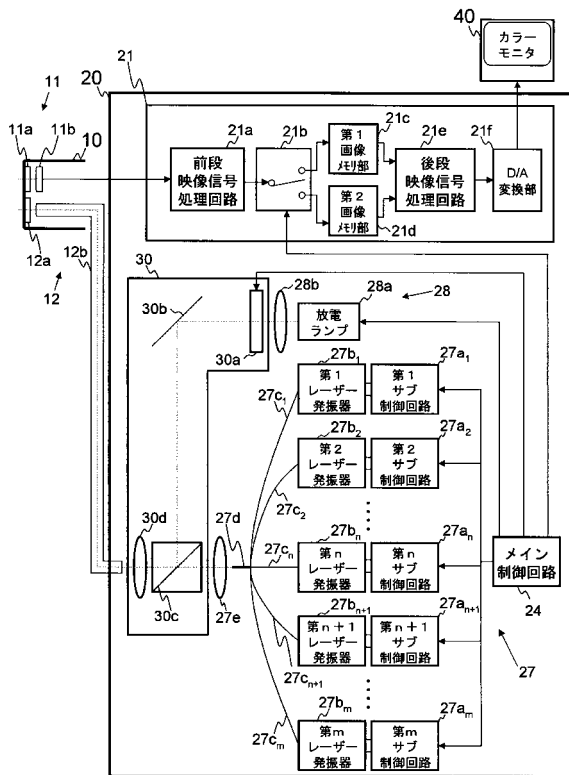
#### 【0053】

10 電子スコープ

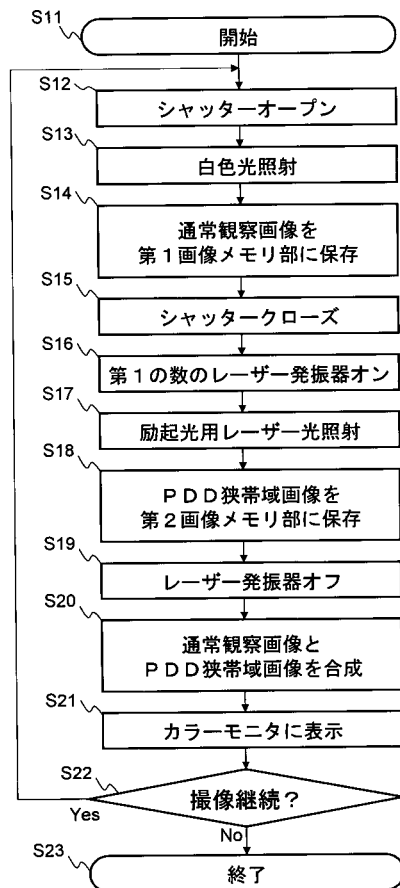
20 カラープロセッサ

- 2 1 映像信号処理部
- 2 4 メイン制御回路
- 2 7 レーザー光源部
- 2 7 a<sub>1</sub> ~ 2 7 a<sub>m</sub> 第 1 ~ 第 m サブ制御回路
- 2 7 b<sub>1</sub> ~ 2 7 b<sub>n</sub> 比較的波長の短い第 1 ~ 第 n レーザー発振器
- 2 7 b<sub>n+1</sub> ~ 2 7 b<sub>m</sub> 比較的波長の長い第 n + 1 ~ 第 m レーザー発振器
- 2 7 c<sub>1</sub> ~ 2 7 c<sub>m</sub> レーザー光誘導部材
- 2 8 白色光源部
- 3 0 光源切り替え部
- 4 0 カラーモニタ

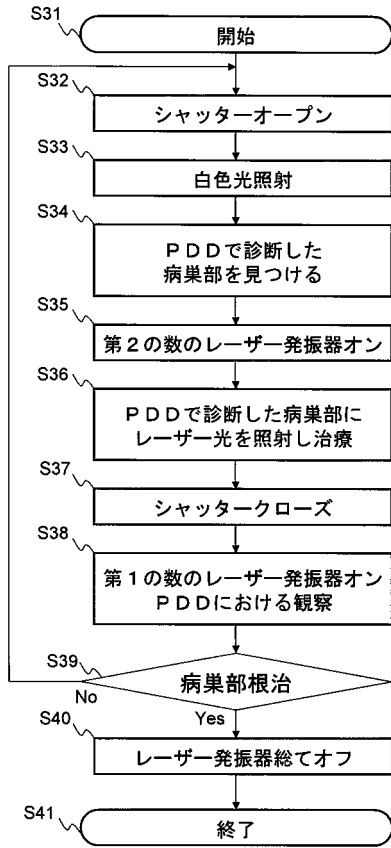
【図 1】



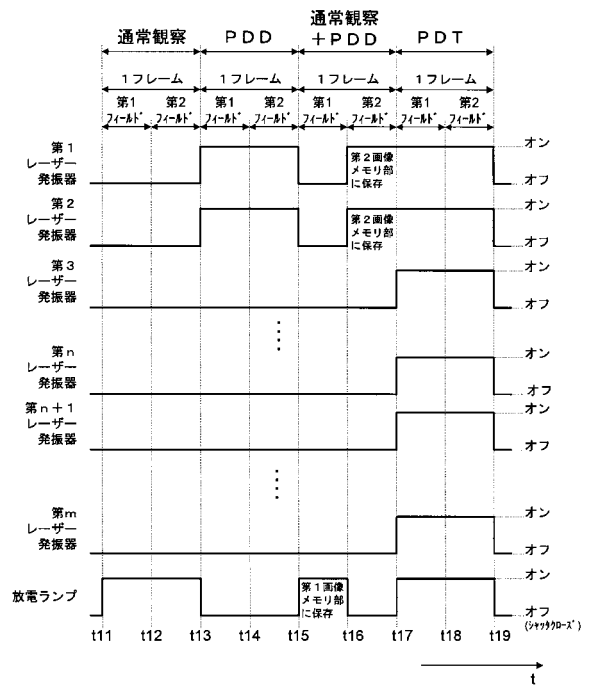
【図 2】



【図3】



【図4】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2000-189527(JP,A)  
特開平07-275254(JP,A)  
特開2001-008892(JP,A)  
実開平03-029115(JP,U)  
特開2002-065875(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

A61B 18/20

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4475966B2</a>	公开(公告)日	2010-06-09
申请号	JP2004020923	申请日	2004-01-29
[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 G01N21/64		
FI分类号	A61B1/00.300.H A61B1/00.300.D G01N21/64.Z A61B1/00.550 A61B1/00.621		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/CA05 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/FA06 2G043/GA02 2G043/GB01 2G043/HA01 2G043/HA02 2G043/HA05 2G043/HA09 2G043/JA03 2G043/KA02 2G043/KA09 2G043/LA03 4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/QQ01 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR03 4C061/RR15 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/QQ01 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR15		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
其他公开文献	JP2005211272A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供适用于PDD和PDT的激光束源装置，而不是放大。  
 解决方案：该内窥镜装置设置有激光束源部件27，其具有多个激光振荡器，其发射可用于光动力诊断（PDD）的出射光的激光束；以及聚光部件，其聚集从多个激光束发射的激光束。激光振荡器。该装置还具有激光输出控制部分，在执行光动力学诊断的第一模式中，驱动第一数量的激光振荡器，允许通过经由聚光部分发射的激光束观察生物组织中的多个激光振荡器。激光振荡器并将发射到生物组织的激光束的输出规定到不伤害生物组织的程度；并且在执行光动力疗法（PDT）的第二模式中，在多个激光振荡器中驱动第二数量的激光振荡器，其超过第一数量，其程度为通过所述生物组织的生物组织的治疗。激光束。Z

【图1】

