

(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2005-211272
(P2005-211272A)

(43) 公開日 平成17年8月11日(2005.8.11)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 1/00
G01N 21/64

F I

A61B 1/00 300H
A61B 1/00 300D
G01N 21/64 Z

テーマコード(参考)

2G043
4C061

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (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)

(71) 出願人 000000527
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 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

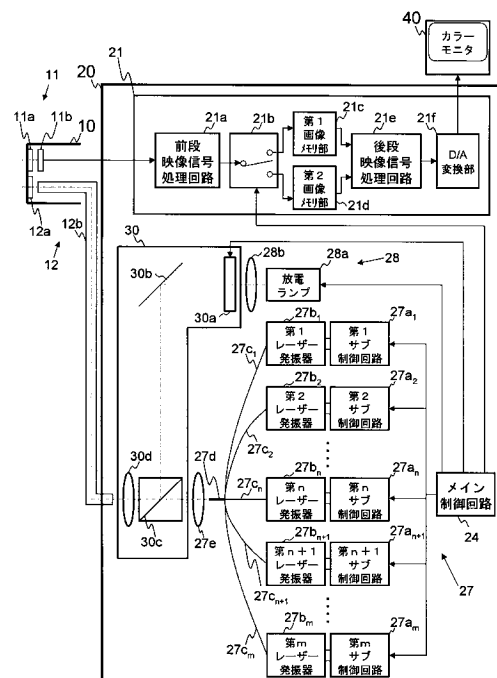
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 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。

【解決手段】 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27を備える。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を備える。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レーザー発振器のうち第1の数より多く且つレーザー光によって生体組織の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を備える。

【選択図】 図1



【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を備える内視鏡装置。

10

【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。

20

【請求項 4】

前記第 1 波長は、 360 nm 以上 420 nm 以下の間の値で、前記第 2 波長は、 630 nm 以上 1070 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】

白色光を発する白色光源部と、前記白色光源部、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とを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

30

【請求項 6】

前記第 1 モードの場合に、前記白色光源部、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、前記第 1、第 2 画像信号を合成する画像合成部とをさらに備えた請求項 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

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 5 に記載の内視鏡装置。

40

【請求項 8】

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ーを有することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

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】

50

【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。

【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。 10

【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。 20

【0005】

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レーザー発振器のうち第1の数より多く且つレーザー光によって生体組織の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を備える。 30

【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けたり、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。 40

【0008】

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 $30\text{ mW}/\text{cm}^2$ 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 $150\text{ mW}/\text{cm}^2$ 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 50

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するレーザー発振器を選択することが可能になる。

【0010】

さらに好ましくは、第1波長は、360nm以上420nm以下の間の値で、第2波長は、630nm以上1070nm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。

10

【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。

【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。

20

【0014】

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。

【0015】

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。

30

【発明の効果】

【0016】

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】

【0017】

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。

40

【0018】

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。

50

【0019】

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。

【0020】

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。

【0021】

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。

【0022】

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。

【0023】

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、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。

【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。

【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27a₁～27a_m、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27b₁～27b_m、光ファイバなどの第1～第mレーザー光誘導部材27c₁～27c_m、

10

20

30

40

50

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 27a₁ ~ 27a_m 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 27b₁ ~ 27b_m を駆動する。第 1 ~ 第 m レーザー発振器 27b₁ ~ 27b_m は励起光に利用可能な青色レーザー光を発生し、それぞれ第 1 ~ 第 m レーザー光誘導部材 27c₁ ~ 27c_m 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。

【0027】

第 1 ~ 第 m レーザー発振器 27b₁ ~ 27b_m のうち第 1 ~ 第 n レーザー発振器 27b₁ ~ 27b_n の発するレーザー光の波長は比較的短い 360 ~ 420 nm の間に設定される。また第 n + 1 ~ 第 m レーザー発振器 27b_{n+1} ~ 27b_m の発するレーザー光の波長は比較的長い 630 ~ 1070 nm 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。

10

【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 27b₁ ~ 27b_m 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。

【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 27b₁ ~ 27b_n 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_{n+1} ~ 27b_m を優先的に使用する。

20

【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 27b₁ ~ 27b_m 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 27b₁ ~ 27b_m のうちロッドレンズ 27d、レーザー光集光レンズ 27e、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 27b₁ ~ 27b_m のうちロッドレンズ 27d、レーザー光集光レンズ 27e、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。

30

【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 / cm² 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 / cm² (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 12a から照射した時の光学的伝送効率 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 の場合に必要とするレーザー発振器の第 1 の数に相当し、83 個が PDT の場合に必要とするレーザー発振器の第 2 の数に相当する。

40

【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

50

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けたり、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。

【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28a、発光された光を集光する白色光集光レンズ28b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12b、配光レンズ12aを介して被写体である生体組織(観察面)に照射される。 10

【0036】

光源切り替え部30は、シャッタ30aと、白色光反射ミラー30bと、ハーフミラー30cと、集光レンズ30dとを有する。シャッタ30a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30a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30b、ハーフミラー30cを反射し、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。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30a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 20。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30a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、レーザー光を発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、 30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。 40

【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PDT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 50

することで、被写体の観察面に関する鮮明なPDD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PDD、PDT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S11、図3のステップS31)、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30aによって操作される。

【0043】

まず図2で通常観察とPDDを行う場合について説明する。ステップS11で内視鏡操作が開始されると、ステップS12でシャッタ30aがオープン状態にされる。ステップS13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S14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。

10

【0044】

ステップS15で、シャッタ30aをクローズ状態にし、ステップS16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 $27b_1 \sim 27b_m$ 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S17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S18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、PDD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。ステップS19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S20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S21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S22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S12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S22で終了する。

20

30

【0045】

次に図3でPDTを行う場合について説明する。ステップS31で内視鏡操作が開始されると、ステップS32でシャッタ30aがオープン状態にされる。ステップS33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S34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S35で、レーザー光源部27の第1～第mレーザー発振器 $27b_1 \sim 27b_m$ 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S36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S37でシャッタ30aをクローズ状態にする。ステップS38で、第1～第mレーザー発振器 $27b_1 \sim 27b_m$ 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P

40

50

DD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S39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S32に戻りPDTを繰り返す。根治された場合はステップS40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S41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S32~S34)。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27b₁~27b_m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S37~S39)。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27b₁、27b₂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)において白色光源部28の放電ランプ28aをオン状態にして且つシャッタ30a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21cに記録する(図2のステップS12~S14)。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t16~t17)においてレーザー光源部27の第1~第mレーザー発振器27b₁~27b_m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。このとき撮像された第2画像信号を第2画像メモリ部21dに記録する(図2のステップS15~S18)。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S19~S21)。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27b₁、27b₂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PDTを行う場合(図4のt17~t19)には、通常観察とPDDによる病巣部の発見後(図3のステップS34)、1フレームにおけるいずれのフィールド(図4のt17~t18、t18~t19)においても白色光源部28の放電ランプ28a、及びレーザー光源部27の第1~第mレーザー発振器27b₁~27b_m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S35~S36)。シャッタ30a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PDT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27b₁~27b_mがオン状態にされ

10

20

30

40

50

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30a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30a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 $27b_1 \sim 27b_m$ 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PDDを行うフローチャートを示す。

【図3】PDTを行うフローチャートを示す。

【図4】通常観察、PDD、PDT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】

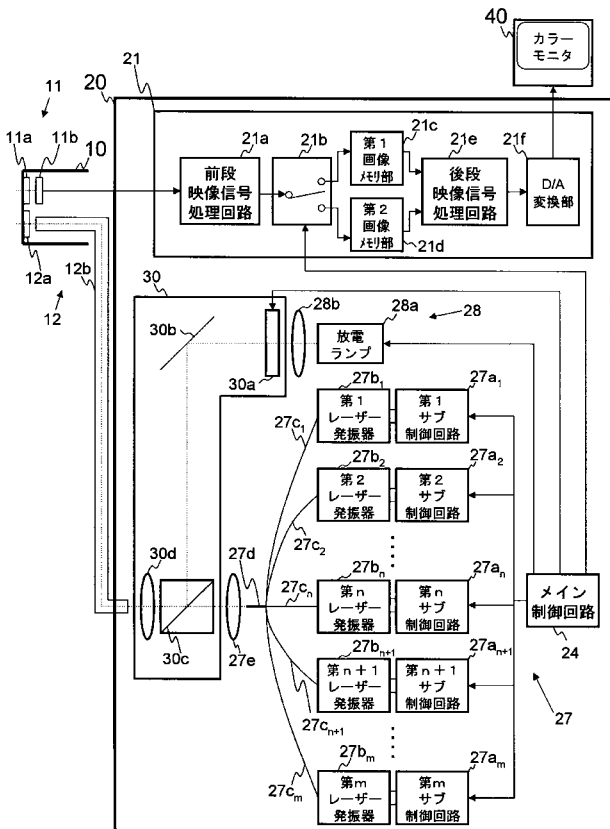
- 10 電子スコープ
- 20 カラープロセッサ
- 21 映像信号処理部
- 24 メイン制御回路
- 27 レーザー光源部
- 27a₁～27a_m 第1～第mサブ制御回路
- 27b₁～27b_n 比較的波長の短い第1～第nレーザー発振器
- 27b_{n+1}～27b_m 比較的波長の長い第n+1～第mレーザー発振器
- 27c₁～27c_m レーザー光誘導部材
- 28 白色光源部
- 30 光源切り替え部
- 40 カラーモニタ

10

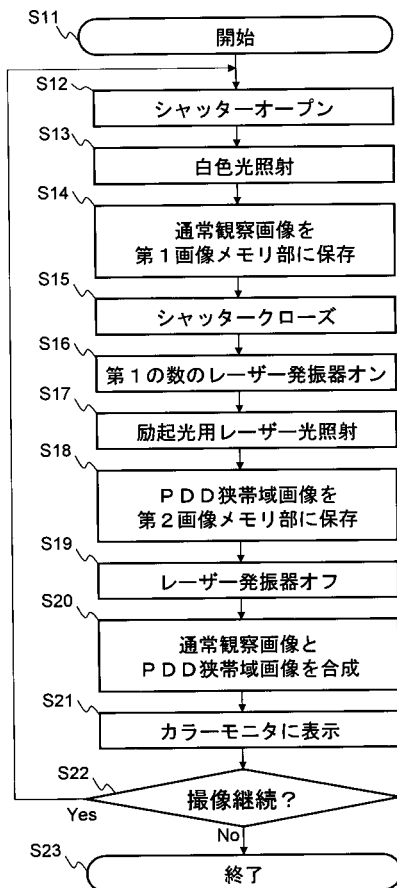
20

30

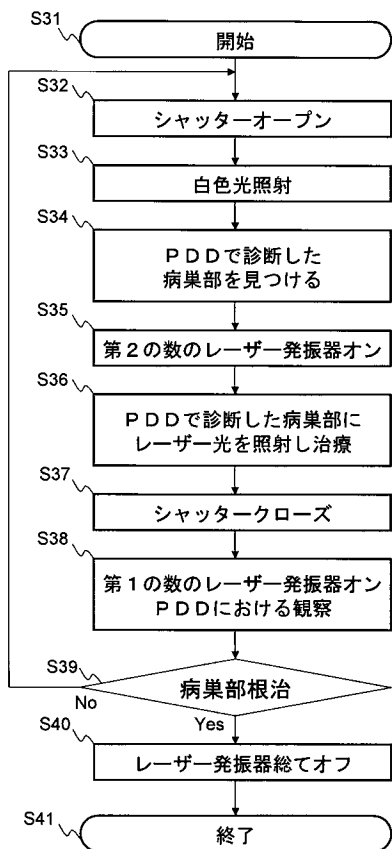
【図1】



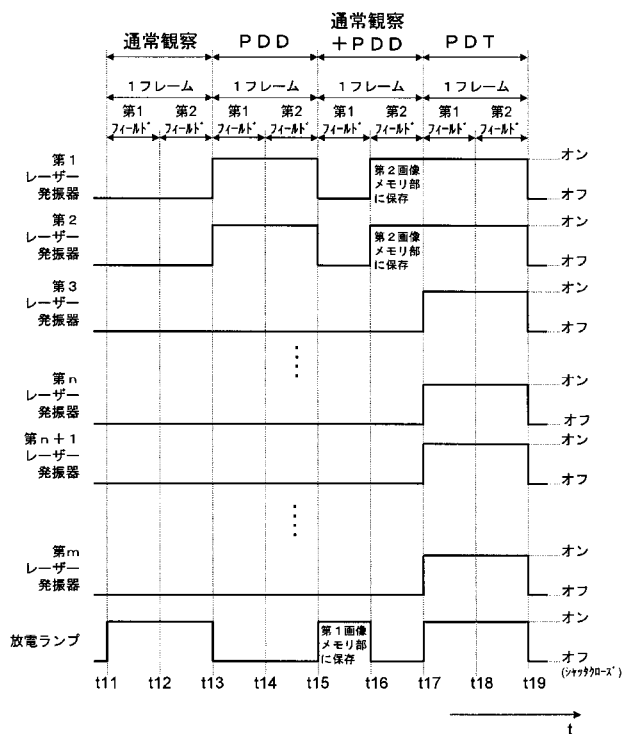
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

Fターム(参考) 2G043 AA03 BA16 CA05 EA01 FA01 FA06 GA02 GB01 HA01 HA02
HA05 HA09 JA03 KA02 KA09 LA03
4C061 CC06 GG01 LL02 QQ01 QQ07 QQ09 RR03 RR15

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2005211272A	公开(公告)日	2005-08-11
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		
[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	G01N21/64 A61B1/00		
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	JP4475966B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种激光光源装置，该装置适合于PDD和PDT且不会变大。内窥镜装置包括具有多个激光振荡器的激光源单元27，所述多个激光振荡器发射可以用于作用于光动力诊断的激发光的激光。提供了聚集单元，该聚集单元收集从多个激光振荡器发出的激光。在用于进行光动力诊断的第一模式的情况下，可以通过在多个激光振荡器中通过会聚单元发射的激光来观察生物体，并且施加到生物体的激光的输出改变生物体。驱动第一数量的激光振荡器，使其不被损坏，并且在执行光动力疗法的第二模式的情况下，激光振荡器的数量大于多个激光振荡器的第一数量 提供了一种用于驱动第二数量的可以被治疗的激光振荡器的激光输出控制单元。 [选型图]图1

