

(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2004-8381

(P2004-8381A)

(43) 公開日 平成16年1月15日(2004.1.15)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	2 G 0 4 3
A 6 1 B 1/06	A 6 1 B 1/00 3 0 0 H	2 H 0 4 0
A 6 1 B 18/20	A 6 1 B 1/06 A	4 C 0 2 6
G 0 1 N 21/64	A 6 1 B 1/06 B	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/26	G 0 1 N 21/64 Z	
審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 12 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2002-164133 (P2002-164133)	(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
(22) 出願日	平成14年6月5日(2002.6.5)	(74) 代理人	100098235 弁理士 金井 英幸
		(72) 発明者	中村 哲也 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭 光学工業株式会社内
		Fターム(参考)	2G043 AA03 BA16 EA01 FA01 FA05 GA02 GB01 GB18 HA01 HA02 HA05 HA09 KA02 KA03 KA05 KA09 LA03 2H040 CA04 CA11 CA12 DA11 DA56 GA02
		最終頁に続く	

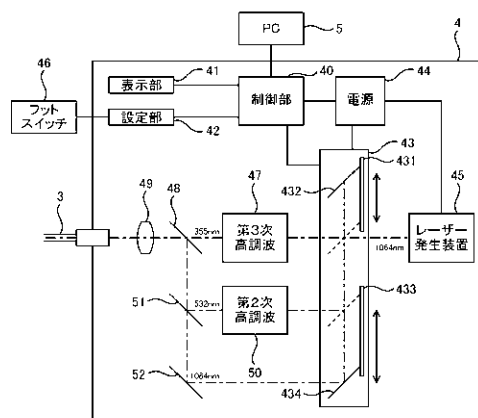
(54) 【発明の名称】 プローブ用レーザー光源装置

(57) 【要約】

【課題】 一本のプローブに対して、励起光と治療用レーザー光とを選択的に導入することができるプローブ用光源装置を、提供する。

【解決手段】 プローブ3は、電子内視鏡1の鉗子チャンネル13に挿入される。プローブ3の基端は、レーザー装置4に装着されている。このレーザー装置4には、高エネルギーの赤外レーザー光である基本レーザー光を射出するレーザー発生装置45、このレーザー発生装置45から発生した基本レーザー光の光路を切換える光路切換装置43、第1光路上に配置されているとともに基本レーザー光を受けてその第3次高調波である励起光を射出する第3次高調波発生装置47、第3光路上に配置されているとともに基本レーザー光を受けてその第2次高調波である参照光を射出する第2次高調波発生装置50と、励起光、参照光及び第2光路を進んで来た基本レーザー光を合わせてプローブの基端面に集光する光学系とが、内蔵されている。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡の鉗子チャンネルに挿入可能であってその基端から先端へ光を伝達できる長尺なプローブの基端に接続されるプローブ用光源装置において、
高エネルギーの治療用レーザー光を射出するレーザー光源と、
生体組織を励起して蛍光を発生させる励起光を射出する励起光光源と、
前記レーザー光源から射出された治療用レーザー光及び前記励起光光源から射出された励起光のうちの何れかを排他的に前記プローブの基端面に導入する選択手段と
を備えたことを特徴とするプローブ用レーザー光源装置。

【請求項 2】

生体組織を照明する可視照明光である参照光を射出する参照光光源を更に備えるとともに、
前記選択手段は、前記レーザー光源から射出された治療用レーザー光、前記励起光光源から射出された励起光及び前記参照光光源から射出された参照光のうちの何れかを排他的に前記プローブの基端面に導入する選択手段と
を備えたことを特徴とするプローブ用レーザー光源装置。

【請求項 3】

前記励起光光源は、前記レーザー光源から射出された治療用レーザー光を受けてその第 3 次高調波を前記励起光として射出する第 3 次高調波発生装置であり、
前記選択手段は、
前記レーザー光源から射出された治療用レーザー光の光路を、前記励起光光源に入射する第 1 光路と直接前記プローブに導入する第 2 光路とに切り換える光路切換装置と、
前記励起光光源から発生した励起光の光路を前記第 2 光路に結合する光路結合光学系と
からなることを特徴とする請求項 1 記載のプローブ用レーザー光源装置。

【請求項 4】

前記励起光光源は、前記レーザー光源から射出された治療用レーザー光を受けてその第 3 次高調波を前記励起光として射出する第 3 次高調波発生装置であり、
前記参照光光源は、前記レーザー光源から射出された治療用レーザー光を受けてその第 2 次高調波を前記参照光として射出する第 2 次高調波発生装置であり、
前記選択手段は、
前記レーザー光源から射出された治療用レーザー光の光路を、前記励起光光源に入射する第 1 光路と直接前記プローブに導入する第 2 光路と前記参照光光源に入射する第 3 光路とに切り換える光路切換装置と、
前記励起光光源から発生した励起光の光路及び前記参照光光源から発生した参照光を前記第 2 光路に結合する光路結合光学系と
からなることを特徴とする請求項 2 記載のプローブ用レーザー光源装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、内視鏡の鉗子チャンネルに挿通されてその先端が内視鏡の先端面から突出した状態で使用されるプローブにレーザー光を導入するためのプローブ用レーザー光源装置に、関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、生体組織に特定波長の紫外光（励起光）が照射されると、この生体組織が励起されて蛍光（自家蛍光）を発すること、及び、腫瘍や癌などの病変が生じた異常な生体組織が発する自家蛍光の分光特性は正常な生体組織が発する自家蛍光の分光特性とは異なることが、知られている。具体的には、正常な生体組織が発する自家蛍光の緑色帯域の強度は、病変が生じた生体組織が発する自家蛍光の緑色帯域の強度よりも弱い。このような自家蛍光に関する分光特性に基づいて、自家蛍光を発している生体組織が正常であるか異常であ

10

20

30

40

50

るかを判定する蛍光診断システムが、開発されている。

【0003】

従来用いられてきた蛍光診断システムの一例として、励起光をその先端から射出する光ファイババンドルからなる励起光プローブを、電子内視鏡の鉗子チャンネルを通じてその先端から突出させ、この励起光プローブの先端から照射された励起光が励起した生体組織からの蛍光による像を、電子内視鏡によって撮影するシステムがある。なお、このようにして撮影された蛍光による像は、上述したように、異常な部位において弱くなっている他、被検体の陰影部（例えば、体腔内の管空部）においても弱くなっている。従って、このような陰影部を異常部位から識別するために、蛍光による像を撮影する合間に、赤色の照明光（参照光）を照射することによって可視光像（参照像）を撮影し、この参照像における暗部を蛍光像からマスクすることが、通常採用されている。

10

【0004】

一方、上述した励起光プローブに類似するプローブとして、その先端からレーザー光を射出するレーザープローブがある。このレーザープローブも、内視鏡の鉗子チャンネルに挿入され、その先端から突出された状態で、患部にレーザー光を照射する。なお、このレーザープローブには、いわゆるレーザーメスとして、レーザー光を患部に収束させて患部を焼き切るタイプの他、患部にその先端が押し当てられた状態でマーキングを施すために使用されるタイプがある。

【0005】

図4は、上述した蛍光診断システムに、後者のタイプのレーザープローブを組み合わせたシステムシステムのシステム構成図である。この図4において、100が電子内視鏡であり、101が励起光プローブであり、102がレーザープローブである。これらのうち、電子内視鏡100は、患者の体腔内に挿入される体腔内挿入部100aと、この体腔内挿入部100aの基端に接続された操作部100bと、この操作部100bに接続されている可撓管100cとから、構成されている。そして、上述した鉗子チャンネルは、体腔内挿入部100aの先端と操作部100bとの間を繋ぐように、内蔵されている。また、この体腔内挿入部100aの先端面には、対物レンズが嵌め込まれており、その対物レンズによって形成される像は、撮像素子100fによって撮影される。この撮像素子からの出力信号を伝達する信号線100gは、操作部100b及び可撓管100cを通過して、内視鏡プロセッサ103に接続されている。

20

30

【0006】

一方、励起光プローブ101の基端は自家蛍光光源装置104に連結され、レーザープローブ102の基端は治療用レーザー光源装置105に連結される。自家蛍光光源装置104は、後述するコンピュータ(PC)106から入力されるトリガ信号及び同期信号に従って、励起光及び参照光を、交互に励起光プローブ101へ導入する。また、治療用レーザー光源装置105は、高エネルギーの治療用レーザー光をレーザープローブ102へ導入する。また、これら励起光プローブ101及びレーザープローブ102は、電子内視鏡100の鉗子チャンネル100dに挿入され、この電子内視鏡100における体腔内挿入部100aの先端面から突出されて、使用される。

【0007】

内視鏡プロセッサ103は、励起光プローブ101から励起光が照射されている時に撮像素子100fによって入力された画像信号、及び参照光が照射されている時に撮像素子100fによって入力された画像信号に基づいて、被検体の陰影部がマスクされた蛍光画像の画像データを、生成する。この内視鏡プロセッサ103は、コンピュータ(PC)106に接続されており、このコンピュータ(PC)106から入力された制御信号及び同期信号に従って動作するとともに、このコンピュータ(PC)106に画像データを入力する。

40

【0008】

コンピュータ(PC)106は、自家蛍光光源装置104、治療用レーザー光源装置105及び内視鏡プロセッサ103に各種信号を入力するとともに、内視鏡プロセッサ103

50

によって入力された画像データを処理することによって、診断に有用な診断用画面を生成して、この画面をモニタ107に表示する。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、従来のシステムによると、自家蛍光光源装置104と治療用レーザー光源装置105とが各プローブ101, 102に夫々光を導入しているため、励起光プローブ101とレーザープローブ102とが別個に必要であった。従って、電子内視鏡100に鉗子チャンネルが一本しかなければ、蛍光観察後にレーザー治療を行うために、鉗子チャンネル100dから励起光プローブ101を引き抜いてレーザープローブ102と交換しなければならない。なお、電子内視鏡100が鉗子チャンネルを2本持っていれば両プローブ101, 102を交換することなく使用することができるが、その体腔内挿入部100aが太くなってしまふという問題が生じる。

10

【0010】

本発明は、従来のシステムにおけるこれら問題に鑑みてなされたものであり、一本のプローブに対して励起光と治療用レーザー光とを選択的に導入することにより、鉗子チャンネルからプローブを引き抜くことなく蛍光観察とレーザー治療とを可能にするプローブ用光源装置の提供を、課題とする。

【0011】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するために案出された本発明によるプローブ用光源装置は、内視鏡の鉗子チャンネルに挿入可能であってその基端から先端へ光を伝達できる長尺なプローブの基端に接続されるプローブ用光源装置において、高エネルギーの治療用レーザー光を射出するレーザー光源と、生体組織を励起して蛍光を発生させる励起光を射出する励起光光源と、前記レーザー光源から射出された治療用レーザー光及び前記励起光光源から射出された励起光のうちの何れかを排他的に前記プローブの基端面に導入する選択手段とを、備えたことを特徴とする。

20

【0012】

このように構成されると、少なくとも、レーザー光源から射出された治療用レーザー光及び励起光光源から射出された励起光のうちの何れか一方が、選択手段によって排他的に選択されて、同一のプローブに導入される。従って、内視鏡の鉗子チャンネルにこのプローブを挿入したまま、プローブを鉗子チャンネルから引き抜くことなく、治療用レーザー光を用いたレーザー治療と、励起光を用いた蛍光観察とを、交互に行うことができる。そのため、内視鏡には鉗子チャンネルが一本在りさえすれば良いので、内視鏡の挿入部の径を太くする必要がなくなる。

30

【0013】

なお、励起光光源は、レーザー光源とは独立に励起光を発生するランプであっても良いが、レーザー光源装置から射出される治療用レーザー光を受けて、その第3次高調波として励起光を発生する第3次高調波発生装置であっても良い。前者の場合には、選択手段は、治療用レーザー光の光路と励起光の光路とを切り換えてプローブに繋がる光路に接続する構成となるが、後者の場合には、選択手段は、治療用のレーザー光の光路を励起光光源に繋がる光路と直接プローブに繋がる光路とに切り換える構成となる。

40

【0014】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。

【0015】

図1は、本発明によるプローブ用光源装置の一形態であるレーザー装置4を用いる内視鏡システムの概略構成図である。図1に示されるように、この内視鏡システムは、上述したレーザー装置4の他、電子内視鏡1, 照明光光源装置2, プローブ3, コンピュータ(PC)5及びモニタ6から、構成される。

【0016】

50

先ず、電子内視鏡 1 について説明する。図 1 には、この電子内視鏡 1 の詳細な形状は図示されていないが、電子内視鏡 1 は、生体内の管路（体腔）内に挿入される長尺な可撓管からなる挿入部 1 a を有している。この挿入部 1 a を構成する可撓管の先端近傍には、図示せぬ湾曲機構が組み込まれており、その先端には、硬質部材製の先端構成部が組み込まれている。この先端構成部には、軸方向に少なくとも 3 つの貫通孔が穿たれており、そのうちの一对の貫通孔には、配光レンズ 1 1 及び対物レンズ 1 2 が、夫々、詰め込まれている。他の 1 つの貫通孔は、鉗子口 1 3 a として利用される。そして、この鉗子口 1 3 a と操作部に穿たれた鉗子口 1 3 b とを結んで内視鏡 1 内を引き通された管が、各種治療具をガイドするための鉗子チャンネル 1 3 として、機能する。

【 0 0 1 7 】

この挿入部 1 a の基端には操作部 1 b が連結されており、この操作部 1 b には、上述した湾曲機構を湾曲操作するための図示せぬダイヤル及び各種操作スイッチが、設けられている。

【 0 0 1 8 】

この操作部 1 b の側面からは、長尺な可撓管からなるライトガイド可撓管 1 c が延びている。そして、このライトガイド可撓管 1 c の末端から操作部 1 b 内を通過して挿入部 1 a の先端まで、内視鏡 1 内にはライトガイド 1 5 が引き通されている。このライトガイド 1 5 は、光ファイバが多数束ねられてなる可撓なファイババンドルであり、その先端（射出面）が、配光レンズ 1 1 に対向するように挿入部 1 a の先端構成部内に固定され、その基端（入射面）が、ライトガイド可撓管 1 c の末端に形成された図示せぬコネクタから突出するように固定されている。そして、この図示せぬコネクタが照明光光源装置 2 の図示せぬコネクタ受けに装着されると、ライトガイド 1 4 の入射面が照明光光源装置 2 内に配置される。

【 0 0 1 9 】

更に、挿入部 1 a の先端構成部内には、対物レンズ 1 2 によって形成された被検体（体腔内壁）の像を撮像するための固体撮像素子 1 6 が内蔵されている。この固体撮像素子 1 6 によって出力された画像信号を伝達するための信号線 1 7 は、操作部 1 b 及びライトガイド可撓管 1 c を通って、上述した図示せぬコネクタに設けられた電極に接続されている。そして、上述したように当該コネクタが照明光光源装置 2 の図示せぬコネクタ受けに装着されると、この信号線 1 7 は、照明光源装置 2 内の内視鏡プロセッサ 2 2 に導通する。なお、対物レンズ 1 2 と固体撮像素子 1 6 との間には、紫外帯域の光（励起光）をカットするための励起光カットフィルタ 1 8 が配置されている。

【 0 0 2 0 】

次に、プローブ 3 について説明する。このプローブ 3 は、複数本の光ファイバからなる光ファイババンドルと、この光ファイババンドルを被覆するチューブとから、構成されている。そして、このプローブ 3 の基端には、レーザー装置 4 のケーシングに形成された受け口に挿入できるように、金属パイプからなる口金が、被せられている。このプローブ 3 は、電子内視鏡 1 の鉗子チャンネル 1 3 よりも十分に長い全長と、この鉗子チャンネル 1 3 の内径よりも若干細い外径とを有している。従って、プローブ 3 は、この鉗子チャンネル 1 3 に挿入されて、その先端を挿入部 1 a の先端面に形成された鉗子口 1 3 a から突出させることができる。

【 0 0 2 1 】

次に、レーザー装置 4 について説明する。図 2 は、このレーザー装置 4 の回路構成及び光路を示すブロック図である。この図 2 に示されるように、このレーザー装置 4 内には、後述するコンピュータ（PC）5 に接続された制御部 4 0 と、この制御部 4 0 に夫々接続された表示部 4 1，設定部 4 2，光路切換装置 4 3 及び電源部 4 4 とからなる回路が、内蔵されている。

【 0 0 2 2 】

制御部 4 0 は、後述するコンピュータ（PC）5 から入力される同期信号に従って、レーザー装置 4 内における他のデバイスを制御する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

設定部 4 2 は、この制御部 4 0 の各種制御パラメータを設定するために操作される入力装置である。例えば、この設定部 4 2 には、制御部 4 0 を後述する「蛍光モード」で動作させるか「治療モード」で動作させるかを切り換えるためのモード切替スイッチが、含まれている。さらに、この設定部 4 2 には、レーザー装置 4 の外部に設置されるフットスイッチ 4 6 が、接続されている。

【 0 0 2 4 】

表示部 4 1 は、制御部 4 0 に現在設定されている各種制御パラメータ（例えば現在「蛍光モード」が設定されているか「治療モード」が設定されているか）を表示するデバイスである。

10

【 0 0 2 5 】

電源部 4 4 は、図示せぬメインスイッチがオンの時に制御部 4 0 に主電源を供給するとともに、この制御部 4 0 からの指示に従って、レーザー発生装置 4 5 及び光路切換装置 4 3 に、駆動電力を供給する。

【 0 0 2 6 】

レーザー光源としてのレーザー発生装置 4 5 は、YAGレーザーを内蔵しており、電源部 4 4 から駆動電力の供給を受けると、波長が 1064 nm である高エネルギーのレーザー光（治療用レーザー光）を、射出する。

【 0 0 2 7 】

光路切換装置 4 3 は、レーザー発生装置 4 5 から射出されるレーザー光に対して共に 4 5 度傾くととともに互いに平行である第 1 反射鏡 4 3 2 及び第 2 反射鏡 4 3 4 と、制御部 4 0 からの指示に従って各反射鏡 4 3 2, 4 3 4 をレーザー発生装置 4 5 から射出されるレーザー光に直交する方向へ個別に移動させる第 1 移動機構 4 3 1 及び第 2 移動機構 4 3 3 とを、内蔵している。具体的には、第 1 移動機構 4 3 1 は、第 1 反射鏡 4 3 2 を、レーザー発生装置 4 5 から射出されるレーザー光の光路に交差する第 1 位置と、レーザー光の光路から待避した第 2 位置との間で、移動させる。また、第 2 移動機構 4 3 3 は、第 2 反射鏡 4 3 4 を、レーザー光の光路に挿入された第 1 反射鏡によって 90 度反射されるレーザー光の光路上において、第 1 反射鏡 4 3 2 に近接した診断位置と、第 1 反射鏡 4 3 2 から遠退いた治療位置との間で、移動させる。

20

【 0 0 2 8 】

第 1 反射鏡 4 3 2 が第 2 位置に在る場合にこのレーザー光が進む光路（第 1 光路）上には、順に、第 3 次高調波発生装置 4 7, 第 1 ハーフミラー 4 8 及び集光レンズ 4 9 が、配置されている。励起光光源としての第 3 次高調波発生装置 4 7 は、LBO (LiB₃O₅), YCOB (YCa₄O(BO₃)₃), BBO (BaB₂O₄), CLBO (CsLiB₆O₁₀) などの非線形光学結晶をからなり、入射したレーザー光（以下、基本レーザー光という）の第 3 次高調波（基本レーザー光の 1/3 の波長, 即ち、355 nm のレーザー光）を、射出する。なお、この第 3 次高調波は、生体組織を励起させて蛍光を発生させる励起光として利用可能であり、そのエネルギーは、基本レーザー光よりも十分に小さい。

30

【 0 0 2 9 】

また、第 1 反射鏡 4 3 2 が第 1 位置に在り、且つ、第 2 反射鏡 4 3 4 が診断位置に在る場合に、この第 2 反射鏡 4 3 4 によって反射された基本レーザー光の光路（第 3 光路）上には、順に、第 2 次高調波発生装置 5 0 及び第 2 ハーフミラー 5 1 が、配置されている。参照光光源としての第 2 次高調波発生装置 5 0 は、LBO, KTP (KTiOPO₄), BBO などの非線形光学結晶からなり、基本レーザー光の第 2 次高調波（基本レーザー光の 1/2 の波長, 即ち、532 nm のレーザー光）を、射出する。なお、この第 2 次高調波は、緑色の可視光であるので、参照光として利用可能であり、そのエネルギーは、基本レーザー光よりも十分に小さい。

40

【 0 0 3 0 】

第 2 ハーフミラー 5 1 は、第 2 次高調波発生装置 5 0 から射出されたレーザー光（第 2 次

50

高調波)を、第3次高調波発生装置47から射出されたレーザー光(第3次高調波)の光路に対して直交する方向へ、反射する。上述した第1ハーフミラー48は、第3次高調波発生装置47から射出されたレーザー光(第3次高調波)の光路と第2ハーフミラー51によって反射されたレーザー光(第2次高調波)の光路との交差点において、両光路に対して夫々45度傾いて設置されている。

【0031】

さらに、第1反射鏡432が第1位置に在り、且つ、第2反射鏡434が治療位置に在る場合に、この第2反射鏡434によって反射された基本レーザー光の光路(第2光路)上には、固定反射鏡52が、配置されている。固定反射鏡52は、第1ハーフミラー48及び第2ハーフミラー51と平行に配置されており、治療位置に在る第2反射鏡434によ

10

【0032】

以上の構成により、第1反射鏡432が第2位置に在る場合には、レーザー発生装置45から射出された基本レーザー光が第3次高調波発生装置47に直接入射し、この第3次高調波発生装置47から射出されたレーザー光(第3次高調波)が、第1ハーフミラー48を透過して、集光レンズ49に入射する。また、第1反射鏡432が第1位置にあり、且つ、第2反射鏡434が診断位置に在る場合には、レーザー発生装置45から射出された基本レーザー光が、第1反射鏡432及び第2反射鏡434によって順に反射されて、第2次高調波発生装置50に入射し、この第2次高調波発生装置50から射出されたレー

20

【0033】

集光レンズ49は、これらのレーザー光を、収束する。この集光レンズ49によるレーザー光の収束点には、レーザー装置4のケーシングに形成された受け口に装着されたプローブ3の端面が配置されている。従って、このプローブ3には、3種類のレーザー光(基本レーザー光, 第2高調波, 第3高調波)が選択的に、導入されるのである。

30

【0034】

なお、制御部40は、診断モードで動作している時には、プローブ3へ第3高調波(励起光)及び第2高調波(参照光)を導入するタイミングを、夫々PC5へ通知する。

【0035】

図1に戻り、照明光光源装置2について説明する。この照明光光源装置2は、光源21と内視鏡プロセッサ22とを、内蔵している。この光源21は、後述するコンピュータ(PC)5から入力される制御信号に従って、ハロゲンランプ等の白色ランプから放射された白色光を、リフレクタ及び集光レンズを用いて、図示せぬコネクタ受けに装着された内視鏡のコネクタに固定されているライトガイド15の入射面に、導入する。一方、内視鏡プロセッサ22は、後述するコンピュータ(PC)52から入力される同期信号及び制御信号に従って、固体撮像素子16を駆動し、その結果として当該固体撮像素子16から出力された画像信号を処理する。具体的には、内視鏡プロセッサ22は、照明光光源21が白色光をライトガイド15に導入している間に固体撮像素子16から出力された画像信号に基づいて、可視画像データを生成し、これをコンピュータ(PC)5に入力する。また、内視鏡プロセッサ22は、レーザー装置4が第3高調波をプローブ3に導入している間に固体撮像素子16から出力された画像信号(第3高調波[励起光]が照射された被検体から生じた蛍光による像を示す画像信号)に基づいて蛍光画像を生成するとともに、第2高

40

50

調波をプローブ3に導入している間に固体撮像素子16から出力された画像信号(第2高調波[参照光]の反射光による被検体の像を示す画像信号)に基づいて参照画像を生成した後に、蛍光画像を参照画像中の暗部によってマスクすることによって診断用画像の画像データを生成し、この画像データをコンピュータ(PC)5に入力する。

【0036】

コンピュータ(PC)5は、レーザー装置4及び照明光光源装置2に対して、夫々同期信号を入力するとともに、照明光光源装置2に対して、レーザー装置4が第3高調波(励起光)又は第2高調波(参照光)をプローブ3に導入していない間のみ光源21を起動させる制御信号、レーザー装置4が第3高調波(励起光)をプローブ3に導入したタイミングを通知して蛍光画像を生成させる制御信号、レーザー装置4が第2高調波(参照光)をプローブ3に導入したタイミングを通知して参照画像を生成させる制御信号、等を、入力する。また、コンピュータ(PC)5は、照明光光源装置2の内視鏡プロセッサ22から入力された画像データに基づいた画面を、モニタ6に表示させる。

10

【0037】

次に、本実施形態によるレーザー装置4の動作を、制御部40による各種デバイスに対する制御内容を中心として、図3のフローチャートに従って説明する。図3のフローチャートは、制御部40に主電源が供給されることによって開始する。そして、最初のS01では、制御部40は、モードを初期設定する。ここで、初期設定されるモードは、安全確保のためには、蛍光モードであることが望ましい。次のS02では、制御部40は、設定部42のモード切替スイッチが入力されたか否かをチェックする。そして、モード切替スイッチが入力されていなければ、制御部40は、そのまま処理をS04へ進める。これに対して、モード切替スイッチが入力されていれば、制御部40は、S03において、現在設定されているモードが蛍光モードであれば治療モードへ変更し、現在設定されているモードが治療モードであれば蛍光モードへ変更してから、処理をS04へ進める。

20

【0038】

S04では、制御部40は、フットスイッチ46の状態をチェックする。そして、フットスイッチ46がオフであれば処理をS02に戻し、フットスイッチ46がオンであれば処理をS05へ進める。

【0039】

S05では、制御部40は、現在設定されているモードの種類をチェックし、蛍光モードが設定されていれば処理をS06へ進め、治療モードが設定されていれば処理をS11へ進める。

30

【0040】

S06では、制御部40は、光路切換装置43の第2移動機構433に対して、第2反射鏡434を診断位置へ移動させる。

【0041】

次のS07では、制御部40は、コンピュータ(PC)5から入力される同期信号に同期して、光路切換装置43の第1移動機構431を制御して、第1反射鏡432による光路切り換え(第1位置と第2位置との間での第1反射鏡432の往復)を、開始する。

【0042】

次のS08では、制御部40は、電源部44に対して、レーザー発生装置45への駆動電力の供給45を指示する。これにより、レーザー発生装置45は基本レーザー光を射出し、上述したように、第3次高調波発生装置47から射出された第3次高調波(励起光)及び第2次高調波発生装置50から射出された第2次高調波(参照光)が、交互に、プローブ3に導入される。なお、プローブに第3次高調波(励起光)が導入されるタイミング、及び第2次高調波(参照光)が導入されるタイミングは、制御部40からコンピュータ(PC)5へ通知され、更に、制御信号として照明光光源装置2の内視鏡プロセッサ22に入力される。その結果、内視鏡プロセッサ22によって生成された診断用画像が、コンピュータ(PC)5によってモニタ6上に表示される。

40

【0043】

50

その後、制御部 40 は、次の S 0 9 においてフットスイッチ 46 がオフになるのを待ち、オフになると、S 1 0 において、光路切換装置 43 の第 1 移動機構 431 に対して第 1 反射鏡 432 を停止させるとともに、S 1 5 において、電源部 44 に対してレーザー発生装置 45 への駆動電力供給を停止させて、処理を S 0 2 に戻す。

【0044】

一方、S 1 1 では、制御部 40 は、光路切換装置 43 の第 2 移動機構 433 に対して、第 2 反射鏡 434 を治療位置へ移動させる。

【0045】

次の S 1 2 では、制御部 40 は、光源切換装置 43 の第 1 移動機構 431 に対して、第 1 反射鏡 432 を第 1 位置へ移動させる。

10

【0046】

次の S 1 3 では、制御部 40 は、電源部 44 に対して、レーザー発生装置 45 への駆動電力の供給を指示する。これにより、レーザー発生装置 45 は基本レーザー光を射出し、上述したように、この基本レーザー光がそのままプローブ 3 に導入される。その結果、電子内視鏡 1 の挿入部 1a の先端面に開口した鉗子口 13a から突出したプローブ 3 の先端から、この基本レーザー光が患部に対して照射され、この患部に対する治療が行われる。

【0047】

その後、制御部 40 は、次の S 1 4 においてフットスイッチ 46 がオフになるのを待ち、オフになると、S 1 5 において、電源部 44 に対してレーザー発生装置 44 への駆動電力供給を停止させて、処理を S 0 2 に戻す。

20

【0048】

以上説明したように、本実施形態によるレーザー装置 4 は、同一のプローブ 3 に対して、治療用レーザー光（基本レーザー光）、励起光（第 3 高調波）及び参照光（第 2 高調波）を選択的に導入することができる。従って、プローブ 3 を電子内視鏡 1 の鉗子チャンネル 13 に挿入したまま、これを交換することなく、蛍光観察と、レーザー治療とを、交互に行うことができる。

【0049】

【発明の効果】

以上に説明したように、本発明のプローブ用光源装置によると、一本のプローブに対して励起光と治療用レーザー光とを選択的に導入することができるので、内視鏡の鉗子チャンネルからプローブを引き抜くことなく、このプローブを用いた蛍光観察とレーザー治療とを交互に行うことができる。

30

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明によるプローブ用光源装置の実施の形態であるレーザー装置が用いられた内視鏡システムの概略構成図

【図 2】レーザー装置の詳細構成図

【図 3】制御部によって実行される制御処理の内容を示すフローチャート

【図 4】従来の内視鏡システムの概略構成図

【符号の説明】

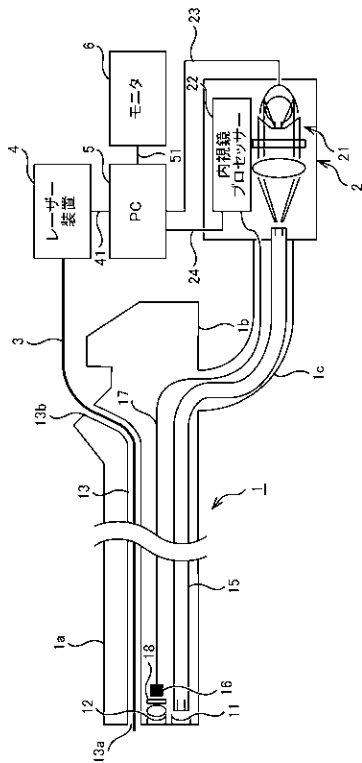
- 1 電子内視鏡
- 3 プローブ
- 4 レーザー装置
- 13 鉗子チャンネル
- 40 制御部
- 43 光路切換装置
- 45 レーザー発生装置
- 47 第 3 次高調波発生装置
- 48 第 1 ハーフミラー
- 49 集光レンズ
- 50 第 2 次高調波発生装置

40

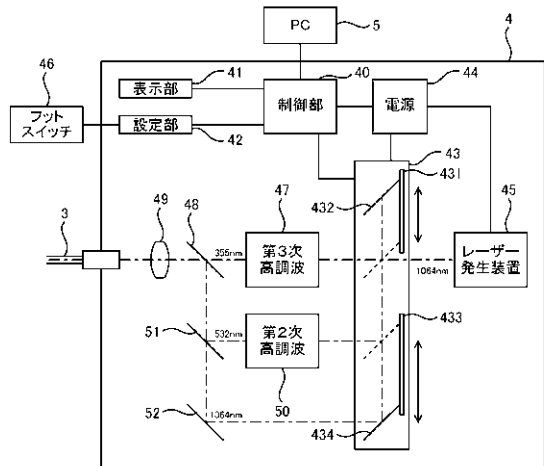
50

- 5 1 第 2 ハーフミラー
- 5 2 固定反射鏡
- 4 3 1 第 1 移動機構
- 4 3 2 第 1 反射鏡
- 4 3 3 第 2 移動機構
- 4 3 4 第 2 反射鏡

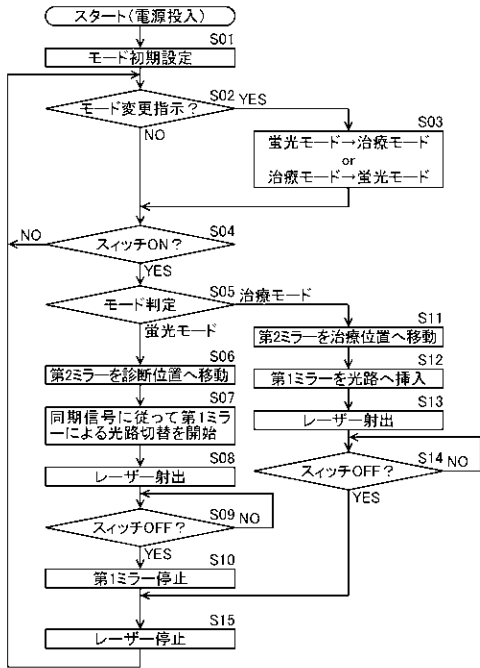
【 図 1 】



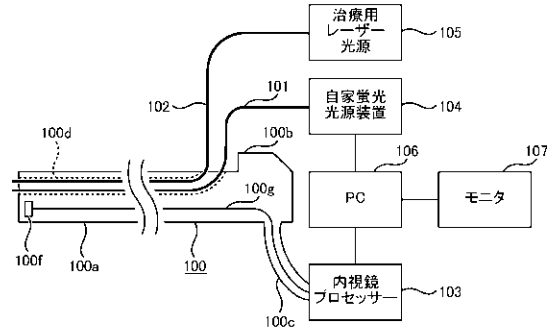
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.⁷

F I

テーマコード(参考)

G 0 2 B 23/26 B
A 6 1 B 17/36 3 5 0F ターム(参考) 4C026 AA01 BB07 FF01 FF17 FF21 FF34 FF52 FF55 HH02 HH03
HH06 HH22 HH23 HH24
4C061 CC06 DD03 FF47 GG01 GG15 HH51 HH56 LL02 NN01 NN05
QQ04 QQ07 QQ09 RR05 RR11 RR17 RR26 WW17

专利名称(译)	用于探针的激光光源装置		
公开(公告)号	JP2004008381A	公开(公告)日	2004-01-15
申请号	JP2002164133	申请日	2002-06-05
[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	中村哲也		
发明人	中村 哲也		
IPC分类号	G01N21/64 A61B1/00 A61B1/06 A61B18/20 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.334.D A61B1/00.300.H A61B1/06.A A61B1/06.B G01N21/64.Z G02B23/26.B A61B17/36.350 A61B1/00.621 A61B1/018.515 A61B1/06.510 A61B1/07.730 A61B18/24		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/FA05 2G043/GA02 2G043/GB01 2G043/GB18 2G043/HA01 2G043/HA02 2G043/HA05 2G043/HA09 2G043/KA02 2G043/KA03 2G043/KA05 2G043/KA09 2G043/LA03 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/DA11 2H040/DA56 2H040/GA02 4C026/AA01 4C026/BB07 4C026/FF01 4C026/FF17 4C026/FF21 4C026/FF34 4C026/FF52 4C026/FF55 4C026/HH02 4C026/HH03 4C026/HH06 4C026/HH22 4C026/HH23 4C026/HH24 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/GG15 4C061/HH51 4C061/HH56 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR05 4C061/RR11 4C061/RR17 4C061/RR26 4C061/WW17 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/GG15 4C161/HH51 4C161/HH56 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR05 4C161/RR11 4C161/RR17 4C161/RR26 4C161/WW17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够选择性地将激发光或治疗激光束引入单个探头的探头光源设备。ZSOLUTION：探头3插入电子内窥镜1的钳子通道13中。探头3的近端安装在激光设备4上。激光设备4包括：激光发生器45，用于发射基本激光束，它是高能红外激光束；光路切换装置43，用于切换从激光发生器45产生的基本激光束的光路；第三高次谐波发生器47，设置在第一光路上，接收基本激光束并发射作为其第三高次谐波的激发光；第二高次谐波发生器50设置在第三光路上，接收基本激光束并发射作为其第二高次谐波的参考光，以及用于组合激发光，参考光和基本激光束通过第二光路前进以聚焦在探头的远端表面上。Z

