

(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2016-39851

(P2016-39851A)

(43) 公開日 平成28年3月24日(2016.3.24)

(51) Int.Cl.

A61B 1/00 (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01)
A61B 18/20 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 1/00
A 6 1 B 1/04
A 6 1 B 17/36

テーマコード(参考)

4 C 0 2 6
4 C 1 6 1
3 0 0 H
3 6 2 A
3 5 0

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号

特願2014-164303 (P2014-164303)

(22) 出願日

平成26年8月12日 (2014.8.12)

(71) 出願人

000113263

HOYA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

(72) 発明者

西尾 潤二

東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HO

YA株式会社内

F ターム(参考) 4C026 AA01 BB08 FF17 FF51 GG03
HH02 HH03 HH15
4C161 BB02 CC06 HH56 JJ15 JJ17
LL02 NN01 SS05

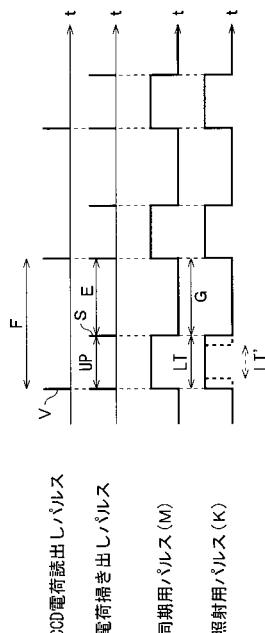
(54) 【発明の名称】レーザ治療可能な内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 任意の波長をもつレーザを使用可能な内視鏡システムにおいて、観察画像に影響を与えることなく、レーザ照射する。

【解決手段】可視光のレーザ光線を照射するレーザと、ビデオスコープの鉗子チャネルに挿通可能なレーザプローブを使ってレーザ治療を行うことができる内視鏡システムにおいて、レーザ処置モードが設定されると、電荷掃出しパルスSを一定時間間隔で出力するとともに、フィールド期間内における非露光期間UP、露光期間Eに対応したHIGHレベル、LOWレベルの同期用パルス信号Mを、レーザに送信する。レーザでは、同期用パルス信号Mに基づいてレーザをパルス状に照射する。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

特定波長域のレーザ光線をパルス状に放射可能なレーザと、
 ビデオスコープに形成されたチャネルに挿通可能であって、レーザ光線をビデオスコープの先端部へ導くレーザプローブと、
 前記ビデオスコープの先端部に設けられたイメージセンサに対し、所定のフィールドもしくはフレーム期間に従って電荷読み出しパルス信号を出力するとともに、フィールドもしくはフレーム期間内に電荷掃出しパルス信号を出力可能なイメージセンサ駆動部と、
 前記電荷読み出しパルス信号および前記電荷掃出しパルス信号の出力を制御するパルス信号制御部とを備え、

前記パルス信号制御部が、電荷掃出しパルス信号を前記イメージセンサ駆動部から出力させ、また、フィールドもしくはフレーム期間における非露光期間／露光期間とに対応したHIGH／LOWレベルもしくはLOW／HIGHレベルを有する同期用パルス信号を前記レーザへ出力し、

前記レーザが、前記同期用パルス信号に従って、非露光期間にレーザ光線を放射することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記パルス信号制御部が、前記電荷掃出しパルス信号を前記イメージセンサ駆動部から一定時間間隔で出力させることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記パルス信号制御部が、レーザを使用するモードが設定されると、前記電荷掃出しパルスを前記イメージセンサ駆動部から出力させ、また、前記同期用パルス信号を出力することを特徴とする請求項1乃至2のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記レーザが、可視光域のレーザ光線を放射することを特徴とする請求項1乃至3のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

ビデオスコープの先端部に設けられたイメージセンサに対し、所定のフィールドもしくはフレーム期間に従って電荷読み出しパルス信号を出力するとともに、フィールドもしくはフレーム期間内に電荷掃出しパルス信号を出力可能なイメージセンサ駆動部と、

前記電荷読み出しパルス信号および前記電荷掃出しパルス信号の出力を制御するパルス信号制御部とを備え、

前記パルス信号制御部が、前記電荷掃出しパルス信号を前記イメージセンサ駆動部から出力させ、また、フィールドもしくはフレーム期間における非露光期間／露光期間とに対応したHIGH／LOWレベルもしくはLOW／HIGHレベルを有する同期用パルス信号を、外部に出力することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 6】

請求項5に記載された内視鏡装置に電気的に接続されるとともに、ビデオスコープに形成されたチャネルに挿通可能なレーザプローブが接続されるレーザであって、

特定波長域のレーザ光線をパルス状に放射可能なレーザ光線放射部と、

前記レーザ光線放射部を駆動する駆動部と

を備えたことを特徴とするレーザ。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、スコープ(内視鏡)を使って器官内壁などの被写体を撮像し、処置等を行う内視鏡システムに関し、特に、レーザ診断、治療等を行うときの露出制御に関する。

【背景技術】**【0002】**

内視鏡システムでは、プローブなどを利用して器官内壁の腫瘍など患部を診断、処置、

10

20

30

40

50

手術することが可能であり、その一つにレーザ治療が知られている。そこでは、スコープの鉗子チャネルにレーザプローブを挿入し、レーザ発振器から放射されるレーザ光線をスコープ先端部へ導光する。レーザ光線としては、YAGレーザなどの赤外レーザ、あるいは近赤外レーザが使用される。

【0003】

内視鏡作業中にレーザ光線を患部へ照射すると、レーザ光線は生体組織に反射し、スコープ先端部に設けられたイメージセンサに入射する。この影響で画素信号が飽和し、ハレーションが発生するのを防ぐため、赤外域あるいは近赤外～赤外の波長域の光をカットするフィルタが、イメージセンサ前面に配置される（例えば、特許文献1、2参照）。

【0004】

一方、光線力学的治療（Photodynamic Diagnosis Therapy:以下、PDTという）では、腫瘍に可視光域の波長をもつレーザ光線を照射することによって、生体組織から蛍光を発生させ、殺細胞作用を生じさせる。PDTに使用されるレーザ光線の波長が可視光域にあるため、レーザカットフィルタをイメージセンサ全面に配置すると、観察画像の色再現が困難となる。そのため、ビデオスコープ内部にオペレータ観察専用のイメージファイバを配置し、イメージファイバによって捉えられる画像を別のイメージセンサを使って撮像し、観察画像を表示する（特許文献3参照）。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

20

【特許文献1】特開2001-314367号公報

【特許文献2】特開平11-76146号公報

【特許文献3】特開2008-86680号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

照明光を導光するライトガイドとイメージファイバとをビデオスコープ内に設けることは、細径のビデオスコープに対して困難であり、また、レーザ治療の度にレーザ治療専用ビデオスコープを装備する必要があり、内視鏡作業の進行に影響を与える。

【0007】

30

したがって、レーザ光線を利用する内視鏡診断、治療等を行う内視鏡システムにおいて、レーザ専用の機構を設けることなく、レーザ光線の影響を受けない観察画像を得ることが求められる。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の内視鏡システムは、ビデオスコープとプロセッサとを備えた内視鏡装置とともに、特定波長域のレーザ光線をパルス状に放射可能なレーザと、ビデオスコープに形成されたチャネルに挿通可能であって、レーザ光線をビデオスコープの先端部へ導くレーザプローブとを備える。内視鏡システムは、ビデオスコープの先端部に設けられたイメージセンサに対し、所定のフィールドもしくはフレーム期間に従って電荷読み出しパルス信号を出力するとともに、フィールドもしくはフレーム期間内に電荷掃出しパルス信号を出力可能なイメージセンサ駆動部と、前記電荷読み出しパルス信号および前記電荷掃出しパルス信号の出力を制御するパルス信号制御部とを備える。

40

【0009】

本発明では、前記パルス信号制御部が、電荷掃出しパルス信号を前記イメージセンサ駆動部から出力させ、また、フィールドもしくはフレーム期間における非露光期間と露光期間（ここでは、非露光期間／露光期間と表す）に対応したHIGH/LOWレベルもしくはLOW/HIGHレベルを有する同期用パルス信号を前記レーザへ送信する。ここで「HIGH/LOW」、あるいは「LOW/HIGH」は、露光期間／非露光期間に応じてパルス信号のレベルを表したものである。すなわち、非露光期間に合わせてHIGHレ

50

ベル、露光期間に合わせてLOWレベルとなるパルス信号、もしくは非露光期間に合わせてLOWレベル、露光期間に合わせてHIGHレベルのパルス信号を生成し、出力する。

【0010】

前記レーザは、送られてくる同期用パルス信号に従って、非露光期間にレーザ光線を放射する。例えば、半導体レーザの場合、同期用パルス信号に対応した駆動信号によってレーザ発振すればよい。なお、レーザ放射の期間は、非露光期間全体に渡る期間であってもよく、あるいは、その一部期間であってもよい。また、非露光期間において連続的に放射、間欠的に放射いずれも可能である。

【0011】

非露光期間においてレーザが患部に照射するため、画素信号が飽和することなく良好な画質で観察画像が表示される。例えば、レーザが、可視光域のレーザ光線を放射する場合、色再現性が確保された観察画像を得ることができる。

10

【0012】

例えば、オペレータのレーザ診断、処置の開始に合わせてイメージセンサ駆動、レーザ発光制御を実現することを考慮すれば、パルス信号制御部が、レーザを使用するモードが設定されると、前記電荷掃出しパルスを前記イメージセンサ駆動部から出力させ、また、前記同期用信号を出力するように構成すればよい。

【0013】

内視鏡作業中に自動調光処理が行われていることを考慮すれば、一定時間間隔でレーザを照射させるように、パルス信号制御部が、前記電荷掃出しパルス信号を前記イメージセンサ駆動部から一定時間間隔で出力させることも可能である。

20

【0014】

本発明の他の態様における内視鏡装置は、ビデオスコープの先端部に設けられたイメージセンサに対し、所定のフィールドもしくはフレーム期間に従って電荷読み出しパルス信号を出力するとともに、フィールドもしくはフレーム期間内に電荷掃出しパルス信号を出力可能なイメージセンサ駆動部と、前記電荷読み出しパルス信号および前記電荷掃出しパルス信号の出力を制御するパルス信号制御部とを備え、前記パルス信号制御部が、前記電荷掃出しパルス信号を前記イメージセンサ駆動部から出力させ、また、フィールドもしくはフレーム期間における非露光期間／露光期間とに対応したHIGH／LOWレベルもしくはLOW／HIGHレベルを有する同期用パルス信号を外部に出力する。

30

【0015】

また、このような内視鏡装置に電気的に接続されるとともに、ビデオスコープに形成されたチャネルに挿通可能なレーザプローブが接続されるレーザは、特定波長域のレーザ光線をパルス状に放射可能なレーザ光線放射部と、前記レーザ光線放射部を駆動する駆動部とを備える。

【発明の効果】

【0016】

このように本発明によれば、任意の波長をもつレーザを使用可能な内視鏡システムにおいて、観察画像に影響を与えることなく、レーザ照射することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本実施形態である電子内視鏡システムのブロック図である。

【図2】レーザ処置時におけるイメージセンサの駆動制御および同期用パルス信号出力を示したフローチャートである。

【図3】レーザ処置時のタイミングチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下では、図面を参照して本実施形態である電子内視鏡システムについて説明する。

【0019】

図1は、本実施形態である電子内視鏡システムのブロック図である。

50

【0020】

電子内視鏡システムは、ビデオスコープ10とプロセッサ30とを備えた電子内視鏡装置を備えるとともに、レーザ治療時に使用されるレーザ70、レーザプローブ72が装備されている。ビデオスコープ10は、プロセッサ30に着脱自在に接続可能であり、プロセッサ30には、モニタ60が接続されている。

【0021】

プロセッサ30は、キセノンランプなどのランプ48を備え、ランプ48はランプ駆動回路43によって駆動される。ランプ48から放射された光は、集光レンズ45を介してビデオスコープ10内に設けられたライトガイド11の入射端に入射する。ライトガイド11から射出した光は、配光レンズ21を介してスコープ先端部10Tから被写体（観察対象）に向けて照射される。ランプ48とライトガイド11との間には絞り46が設けられており、絞り46の開閉によって照明光量が調整される。10

【0022】

被写体に反射した照明光は、スコープ先端部10Tに設けられた対物レンズ13によって結像し、被写体像がイメージセンサ（CCD、CMOSなど）12の受光面に形成される。イメージセンサ12は駆動回路17によって駆動され、1フィールド分の画素信号がイメージセンサ12から所定のフレーム時間間隔（例えば1/60秒間隔）で読み出される。イメージセンサ12には、Cy、Ye、G、MgあるいはR、G、Bなどの色要素を配列させた色フィルタが配設されている。20

【0023】

イメージセンサ12から読み出された一連の画素信号は、アンプ14を経由して初期回路15に入力し、デジタル化される。そして、画像信号処理回路16では、デジタル画素信号に対し、ホワイトバランス処理、ガンマ補正処理などの画像信号処理が施される。これにより、R、G、Bの画像信号が生成される。R、G、B画像信号は、プロセッサ30へ送られる。20

【0024】

プロセッサ30に送信された画像信号は、前段信号処理回路32において所定の処理が施された後、画像メモリ34に一時的に保存される。そして、後段画像処理回路36では、輪郭強調処理、スーパーインポーズ処理などが画像信号に対して施される。画像信号が映像信号としてモニタ60に出力される間、観察画像がリアルタイムでモニタ60に表示される。30

【0025】

CPU、ROM、RAMなどを含むシステムコントロール回路40は、タイミングジェネレータ38、後段画像処理回路36などへ制御信号を出力し、プロセッサ30が電源ON状態である間プロセッサ30の動作を制御する。動作制御プログラムは、あらかじめROMに記憶されている。

【0026】

ビデオスコープ10がプロセッサ30に接続されると、システムコントロール回路40はビデオスコープ10の動作を制御するスコープコントローラ19と相互通信し、メモリ20に格納されたスコープ特性（解像度、スコープ種類など）に関するデータを取得する。40

【0027】

プロセッサ30のタイミングジェネレータ38は、前段信号処理回路32などプロセッサ30の各回路へクロックパルス信号を出力し、各回路の入出力タイミングを制御、調整する。一方、ビデオスコープ10のタイミングジェネレータ18は、駆動回路17などビデオスコープ10内の各回路へクロックパルス信号を出力し、駆動回路17からイメージセンサ12へ送られる駆動パルス信号の出力タイミングを調整する。

【0028】

プロセッサ30では、表示される被写体像の明るさが適正な明るさを維持するように自動調光処理が行われる。システムコントロール回路40は、読み出された画素信号の輝度50

レベルを検出し、基準輝度値との差に基づいてモータドライバ42を制御する。これに応じて、絞り46がモータ44によって開閉する。

【0029】

プロセッサ30のフロントパネル50には、明るさ調整モードなどのモードを切り替える切替ボタン（図示せず）が設けられており、本実施形態では、レーザ70を使ったレーザ治療（例えば、PDT）に対応するレーザ処置モードが設定可能である。システムコントロール回路40は、モード切替ボタンからの操作信号を検出する。

【0030】

レーザ70は、ここでは半導体レーザで構成されており、レーザ発振器74、駆動回路76を備える。レーザ70は、信号ケーブルを介してプロセッサ30のI/F回路39と電気的に接続されている。レーザ発振器74は、500～600nmの範囲にある波長のレーザ光線を放射し、レーザ光線をパルス状に放射することが可能である。

10

【0031】

レーザ治療を行う場合、患部にマーキングなどを施した後、レーザ70の光射出部分にレーザプローブ72が接続される。レーザプローブ72は、ビデオスコープ10の鉗子口10Zを介し、鉗子チャネル10Hを通ってその先端部72Tがビデオスコープ先端部10Tへ到達するまで挿入される。

【0032】

オペレータによってレーザ処置モードが設定されると、システムコントロール回路40は、タイミングジェネレータ38を制御し、I/F回路39を経由して後述する同期用パルス信号をレーザ70へ送信させる。それに応じて、スコープコントローラ19はタイミングジェネレータ18を制御し、レーザ処置に対応した駆動信号を駆動回路17から出力させる。なお、タイミングジェネレータ18とタイミングジェネレータ38との間では同期をとるようにクロックパルス信号が出力されている。

20

【0033】

図2は、レーザ処置時におけるイメージセンサの駆動制御および同期用パルス信号出力を示したフローチャートである。図3は、レーザ処置時のタイミングチャートである。

【0034】

レーザ処置モードが設定されると(S101)、システムコントロール回路40はスコープコントローラ19、タイミングジェネレータ18を介して駆動回路17から一定時間間隔でイメージセンサ12に電荷掃出しパルスSを出力する。具体的には、図3に示すように、1フィールド期間Fに合わせて電荷読み出しパルスVが出力されている状況下において、1フィールド期間F内の所定のタイミングで電荷掃出しパルスSがイメージセンサ12へ出力される(S102)。電荷掃出しパルスSが出力されることにより、1フィールド期間内の残りの期間Eが露光期間となる。この電荷掃出しパルスSの出力は、明るさ調整を行う電子シャッタ機能を働かせるためではなく、非露光期間を設けるため行われる。

30

【0035】

電荷掃出しパルスSが一定時間間隔で出力されることから、電荷読み出しパルスVの出力から電荷掃出しパルスSの出力までの非露光期間UPは一定となり、残りの露光期間Eも一定となる。電荷掃出しパルスSの出力に従い、より短くなった露光期間Eに基づいたゲイン値設定、輝度レベル検出、絞り46の開閉制御などが実行される(S103)。

40

【0036】

一方、システムコントロール回路40は、タイミングジェネレータ38を制御することによって、同期用パルス信号Mをレーザ70に向けて出力する(S104)。図3に示すように、同期用パルス信号Mは、非露光期間UPに応じたHIGHレベル、露光期間Eに応じたLOWレベルから成るパルス信号であり、電荷読み出しパルスVの出力と同時に立ち上がり、電荷掃出しパルスSの出力と一緒に立ち下がる。ただし、同期用パルス信号Mは、このようなポジティブエッジトリガーの代わりにネガティブエッジトリガーのパルス信号にすることも可能である。

50

【0037】

同期用パルス信号Mがレーザ70へ送られると、駆動回路76は、同期用パルス信号Mと同様の照射用パルス信号Kをレーザ発振器74へ出力する。その結果、レーザ光線がパルス状に放射し、非露光期間UPと同じ期間LT(照射期間)にレーザ光線がON状態、非露光期間Eと同じ期間Gにレーザ光線がOFF状態になる(図3参照)。なお、非露光期間UPより短い照射期間LT'を設定することも可能である。

【0038】

レーザ光線は、非露光期間UPに照射されるため、露光期間Eに生成される画素信号にレーザ光線が影響しない。その結果、観察画像にハレーションが発生しない。また、自動調光処理においても、レーザ光線が影響しない。したがって、オペレータは、レーザ光線による反射光の影響を受けることなく、レーザ処置を行うことができる。また、非露光期間UPが一定であるため、安定したレーザ照射、画素信号読み出し、さらには自動調光処理を実現することができる。レーザ治療が終了し、レーザ処置モードが切り替えられると、通常観察時におけるイメージセンサ駆動、自動調光処理が実行される(S105、S106)。

10

【0039】

このように本実施形態によれば、可視光のレーザ光線を照射するレーザと、ビデオスコープ10の鉗子チャネル10Hに挿通可能なレーザプローブを使ってレーザ治療を行うことができる内視鏡システムにおいて、レーザ処置モードが設定されると、電荷掃出しパルスSを一定時間間隔で出力するとともに、フィールド期間内における非露光期間UP、露光期間Eに対応したHIGHレベル、LOWレベルの同期用パルス信号Mを、レーザ70に送信する。レーザ70では、同期用パルス信号Mに基づいてレーザをパルス状に照射する。

20

【0040】

本実施形態では、可視光域の波長をもつレーザ光線を利用したレーザ治療を行っているが、赤外光、近赤外光、紫外光のレーザ光線を利用した診断、処置などにも適用することが可能である。従来のビデオスコープには、赤外光、紫外光の光をカットするフィルタがイメージセンサ前面に配置されているが、医師などのオペレータは、そのビデオスコープの仕様を考慮せずにレーザを用いる可能性がある。その場合においても、適切な観察画像を表示することができる。なお、従来のビデオスコープのように、赤外光、紫外光など可視光以外の波長をもつ光をカットするフィルタを設けてもよい。

30

【0041】

本実施形態では、レーザ処置モードが設定されると電荷掃出しパルスを出力するよう構成しているが、通常観察時においても、電子シャッタ機能に基づく明るさ調整処理を行ってもよい。この場合、レーザ処置モード設定により、明るさ調整のために常時変化する電荷掃出しパルス出力タイミングが、一定に切り替わる。

30

【0042】

レーザ70については、ガスレーザを使用することも可能であり、遮光板を使うことによってレーザ光線をパルス状に照射させることが可能である。また、プロセッサ30において電荷掃出しパルス、同期用パルス信号の生成、出力をすべて行うようにしてもよい。

40

【符号の説明】

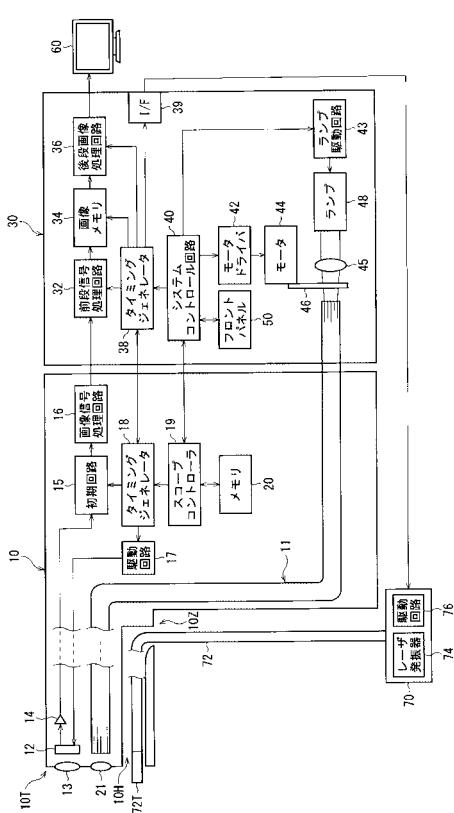
【0043】

- 10 ビデオスコープ
- 12 イメージセンサ
- 17 駆動回路(イメージセンサ駆動部)
- 18 タイミングジェネレータ(制御部)
- 19 スコープコントローラ(制御部)
- 30 プロセッサ
- 38 タイミングジェネレータ(制御部)
- 40 システムコントロール回路(パルス信号制御部)

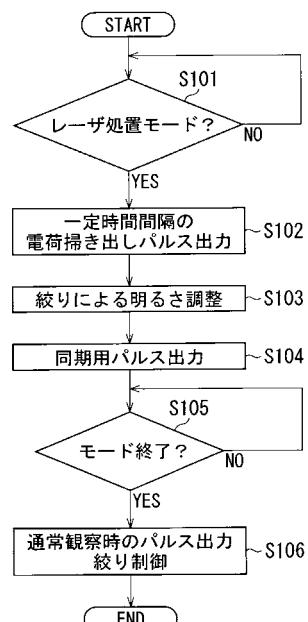
50

- 7 0 レーザ
 7 2 レーザプローブ
 7 4 レーザ発振器(レーザ光線照射部)
 7 6 駆動回路(駆動部)

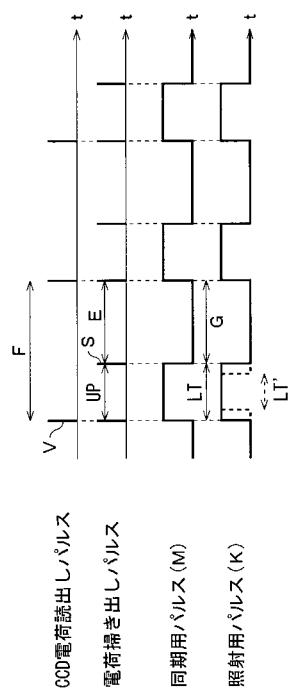
【図1】



【図2】



【図3】



专利名称(译)	内窥镜系统能够进行激光治疗		
公开(公告)号	JP2016039851A	公开(公告)日	2016-03-24
申请号	JP2014164303	申请日	2014-08-12
[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	西尾潤二		
发明人	西尾 潤二		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B18/20		
FI分类号	A61B1/00.300.H A61B1/04.362.A A61B17/36.350 A61B1/00.621 A61B1/045.632 A61B1/05 A61B1/06.613 A61B18/24		
F-TERM分类号	4C026/AA01 4C026/BB08 4C026/FF17 4C026/FF51 4C026/GG03 4C026/HH02 4C026/HH03 4C026/IH15 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/HH56 4C161/JJ15 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/SS05		
代理人(译)	松浦 孝		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在能够使用具有任意波长的激光的内窥镜系统中照射激光而不影响观察到的图像。在内窥镜系统中设置激光治疗模式，该内窥镜系统能够使用发射可见激光束的激光器和可以插入到视频镜的镊子通道中的激光探头进行激光治疗。之后，以恒定的时间间隔输出电荷扫描脉冲S，并且将与场周期中的非曝光时间段UP和曝光时间段E相对应的高电平和低电平同步脉冲信号M传输至激光器。激光基于同步脉冲信号M以脉冲形式照射激光。[选择图]图3

(21)出願番号	特願2014-164303 (P2014-164303)	(71)出願人	000113263 HOYA株式会社 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(22)出願日	平成26年8月12日 (2014.8.12)	(74)代理人	100090169 弁理士 松浦 孝
		(74)代理人	100124497 弁理士 小倉 洋樹
		(72)発明者	西尾 潤二 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HO YA株式会社内
		Fターム (参考)	4C026 AA01 BB08 FF17 FF51 GG03 HH02 HH03 HH15 4C161 BB02 CC06 HH56 JJ15 JJ17 LL02 NN01 SS05