

(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2006-94907

(P2006-94907A)

(43) 公開日 平成18年4月13日(2006.4.13)

(51) Int.CI.

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

F 1

A 6 1 B 1/04 3 7 2
A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
A 6 1 B 1/00 3 0 0 H

テーマコード(参考)

4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号
(22) 出願日特願2004-281393 (P2004-281393)
平成16年9月28日 (2004.9.28)(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 幸
(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

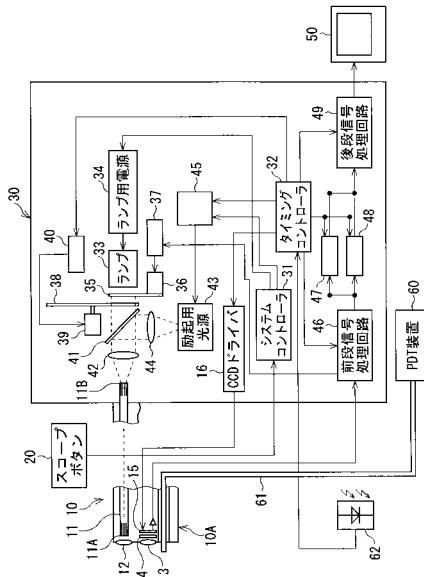
(54) 【発明の名称】電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 P D T が可能な電子内視鏡システムにおいて、撮影画像の色再現性を向上させる。

【解決手段】 P D T 装置 6 0 から出射される P D T 用レーザ光を光ファイバー 6 1 で電子スコープ 1 0 の挿入部先端 1 0 A に導く。光ファイバー 6 1 からの漏れ光をフォトダイオード 6 2 で検出する。漏れ光の検出に応じてフォトダイオード 6 2 が出力する検知信号をタイミングコントローラ 3 2 へ入力する。タイミングコントローラ 3 2 はランプ 3 3 からの白色光の生体への照射、励起用光源 4 3 からの励起光の生体への照射、P D T 用レーザ光の照射が交互に行われるよう、検知信号の入力に基づいて、回転プレート 3 8 の回転、及び励起用光源 4 3 からの励起光の出射を制御する。P D T 用レーザ光の照射中、タイミングコントローラ 3 2 はC C D 1 5 の電子シャッタを駆動し、飽和電荷をカットする。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

可視帯域の通常光を出射する通常光光源と、
光線力学的診断のための診断用レーザ光を出力する第1の発振手段と、
光線力学的治療のための治療用レーザ光を出力する第2の発振手段と、
前記通常光と前記診断用レーザ光と前記治療用レーザ光の生体への照射のタイミングを制御する照射光制御手段と、
前記通常光の照射時、固体撮像素子により取得される前記生体の通常光画像と、前記診断用レーザ光の照射時、前記固体撮像素子により取得される前記生体の蛍光画像とをモニタに表示する表示制御手段と、
前記治療用レーザ光の照射時、前記固体撮像素子の飽和電荷をカットする固体撮像素子制御手段とを備えることを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 2】

前記照射光制御手段は、前記通常光の照射の周期と、前記第1の発振手段の出力の周期と、前記第2の発振手段の出力の周期との相対的関係を制御することにより、前記照射のタイミングを制御することを特徴とする請求項1に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3】

前記照射光制御手段は、前記第2の発振手段に固有の前記治療用レーザ光の出力の周期に基づいて、前記通常光の照射と、前記診断用レーザ光の照射のタイミングを制御することを特徴とする請求項2に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記第2の発振手段から出力される前記治療用レーザ光を電子スコープの挿入部先端に伝送するための光ファイバーと、

前記治療用レーザ光の伝送中に前記光ファイバーから漏れる前記治療用レーザ光を検出する漏れ光検出手段とを備え、

前記照射光制御手段は、前記漏れ光検出手段の検出結果に基づいて前記タイミングを制御することを特徴とする請求項3に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

前記通常光光源から出射される前記通常光の光路内に介在するよう配設され、開口部が形成された回転板を備え、

前記照射光制御手段は、前記回転板の回転を制御することにより、前記通常光の照射と前記診断用レーザ光の照射のタイミングを制御することを特徴とする請求項2乃至4のいずれかに記載の電子内視鏡システム。

【請求項 6】

前記表示制御手段は、
前記通常光画像の画像情報を格納する第1の格納手段と、前記蛍光画像の画像情報を格納する第2の格納手段とを有し、

前記モニタにおける映像信号の処理仕様に準拠したタイミングで前記第1及び第2の格納手段から前記通常光画像の画像情報及び前記蛍光画像の画像情報を読み出し、前記モニタに出力することを特徴とする請求項1に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 7】

可視帯域の通常光の照射と、光線力学的診断のための診断用レーザ光の照射と、光線力学的治療のための治療用レーザ光の照射とが所定の周期で交互に実行され、

前記治療用レーザ光の照射による固体撮像素子の飽和電荷がカットされ、
前記通常光の照射時、前記固体撮像素子により取得される通常光画像と、前記診断用レーザ光の照射時、前記固体撮像素子により取得される蛍光画像とがモニタに並列表示されることを特徴とする電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

【0001】

本発明は、腫瘍親和性蛍光物質を投与した生体にレーザ光を照射し、病変部位の発見及び治療を行う電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、生体に腫瘍親和性蛍光物質を投与し、癌等の腫瘍の発見を行う光線力学的診断(以下、PDD (Photodynamic Diagnosis))や、腫瘍を治療する光線力学的治療(以下、PDT (Photodynamic Therapy))が行われている。生体に腫瘍親和性蛍光物質を投与して所定時間経過すると、病変部位には蛍光物質が残留する。PDDはこの特性を利用し、腫瘍親和性蛍光物質の投与後所定時間経過した生体にレーザ光を照射し、その蛍光物質から発した蛍光を測定することにより、病変部位を発見する診断方法である。また、PDTは、上述の蛍光物質が光エネルギーを吸収することにより発生する一重項酸素が、その酸化作用によって病変組織を破壊する特性を利用する治療方法である。

10

【0003】

近年、PDD、PDTが内視鏡に適用され、病変部位の早期発見・治療に応用されている。PDT用レーザ光は極めて強力である。従って、PDT機能を備えた電子内視鏡システムでは、固体撮像素子の光電変換において電荷が飽和することがないよう、生体からの反射光において、PDT用レーザ光の波長をカットするカットフィルタが対物光学系内に配設される。

20

【特許文献1】実開平6-63009号公報**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

ところが、このようなカットフィルタは、PDT用のレーザ光の波長のみならず、その近傍の帯域の波長をもカットしてしまう。その結果、固体撮像素子により取得された画像情報をTVモニタに表示させるとときの色再現性が悪くなるという問題があった。

30

【0005】

本発明は、以上の問題を解決するものであり、PDD、PDTを行うことができる電子内視鏡システムにおいて、生体の画像を再現する際の色再現性を向上させることを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】**【0006】**

本発明に係る電子内視鏡システムは、可視帯域の通常光を出射する通常光光源と、光線力学的診断のための診断用レーザ光を出力する第1の発振手段と、光線力学的治療のための治療用レーザ光を出力する第2の発振手段と、通常光と診断用レーザ光と治療用レーザ光の生体への照射のタイミングを制御する照射光制御手段と、通常光の照射時、固体撮像素子により取得される生体の通常光画像と、診断用レーザ光の照射時、固体撮像素子により取得される生体の蛍光画像とをモニタに表示する表示制御手段と、治療用レーザ光の照射時、固体撮像素子の飽和電荷をカットする固体撮像素子制御手段とを備えることを特徴とする。

40

【0007】

照射光制御手段は、通常光の照射の周期と、第1の発振手段の出力の周期と、第2の発振手段の出力の周期との相対的関係を制御することにより照射のタイミングを制御してもよい。

【0008】

照射光制御手段は、例えば、第2の発振手段に固有の治療用レーザ光の出力の周期に基づいて、通常光の照射と、診断用レーザ光の照射のタイミングを制御してもよい。その場合、好ましくは、第2の発振手段から出力される治療用レーザ光を電子スコープの挿入部先端に伝送するための光ファイバーと、治療用レーザ光の伝送中に光ファイバーから漏れる治療用レーザ光を検出する光ファイバーからの漏れ光を検出する漏れ光検出手段とを備

50

え、照射光制御手段は、漏れ光検出手段の検出結果に基づいてタイミングを制御する。

【0009】

好ましくは、通常光光源から出射される通常光の光路内に介在するよう配設され、開口部が形成された回転板を備え、照射光制御手段は、回転板の回転を制御することにより、通常光の照射と診断用レーザ光の照射のタイミングを制御する。

【0010】

好ましくは、表示制御手段は、通常光画像の画像情報を格納する第1の格納手段と、蛍光画像の画像情報を格納する第2の格納手段とを有し、モニタにおける映像信号の処理仕様に準拠したタイミングで第1及び第2の格納手段から通常光画像の画像情報及び蛍光画像の画像情報を読み出し、モニタに出力する。

10

【0011】

また、本発明に係る電子内視鏡システムは、可視帯域の通常光の照射と、光線力学的診断のための診断用レーザ光の照射と、光線力学的治療のための治療用レーザ光の照射とが所定の周期で交互に実行され、治療用レーザ光の照射による固体撮像素子の飽和電荷がカットされ、通常光の照射時、固体撮像素子により取得される通常光画像と、診断用レーザ光の照射時、固体撮像素子により取得される蛍光画像とがモニタに並列表示されることを特徴とする。

【発明の効果】

【0012】

以上のように、本願発明によれば、固体撮像素子制御手段により、治療用レーザ光の照射時、固体撮像素子の飽和電荷がカットされるため、従来のカットフィルタを用いる必要がない。従って、従来のカットフィルタによりカットされていたレーザ光波長の近傍の帯域の波長がカットされることはなく、生体の反射光や自家蛍光が固体撮像素子に導かれ、画像処理が施される。その結果、モニタに表示される通常光画像や蛍光画像の色再現性が向上する。

20

【0013】

また、治療用レーザ光照射時の固体撮像素子の飽和電荷をカットすることにより、治療用レーザ光の照射に統一して自家蛍光画像の取得をし、モニタに再現させた場合、再現される映像がハレーションを起こすことがない。従って、治療の経過を逐次把握することができ、病変組織の過不足のない除去をより効率的に実施することができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

図1は、本発明に係る実施形態が適用される電子内視鏡システムのブロック図である。電子スコープ10には多数の光ファイバーから成るライトガイド11が挿通している。ライトガイド11は電子スコープ10の挿入部先端10Aまで延びている。挿入部先端10Aにおいてライトガイド11の出射端11Aの前方には配光レンズ12が配置される。

【0015】

画像処理プロセッサ30のシステムコントローラ31は、電子内視鏡システム全体をコントロールする例えばマイクロプロセッサである。タイミングコントローラ32は、後述する各ドライバ等へ駆動の同期をとるための制御信号を出力する。

40

【0016】

画像処理プロセッサ30内には、白色光を出射するランプ33が設けられる。ランプ33には例えばキセノンランプ等が用いられる。電子スコープ10の操作部(図示せず)に設けられたスコープボタン20が操作されると、システムコントローラ31からランプ用電源34へ制御信号が出力され、ランプ用電源34からランプ33への電力の供給が開始され、ランプ33が点灯駆動される。ランプ33から出射された白色光は、絞り35、回転プレート38を介してダイクロックミラー41へ導かれる。白色光はダイクロックミラー41を透過し、集光レンズ42によりライトガイド11の入射端11Bへ集光する。

【0017】

また、画像処理プロセッサ30内には、ランプ33に加えて励起用光源43が設けられ

50

る。励起用光源 4 3 には例えば、波長が 4 0 8 nm (ナノメータ) の P D D 用励起光を出射する半導体レーザが用いられる。スコープボタン 2 0 が操作されると、システムコントローラ 3 1 から励起用光源ドライバ 4 5 へ励起用光源 4 3 の立ち上がり開始を指示する制御信号が出力され、励起用光源 4 3 が立ち上がる。また、タイミングコントローラ 3 2 から出力される制御信号に基づく励起用光源ドライバ 4 5 の駆動信号により、励起用光源 4 3 の P D D 用励起光の出射開始・出射停止が行われる。すなわち、タイミングコントローラ 3 2 により P D D 用励起光の出射のタイミングが制御される。励起用光源 4 3 から出射された P D D 用励起光は、レンズ 4 4 を介してダイクロックミラー 4 1 へ導かれる。P D D 用励起光はダイクロックミラー 4 1 により反射され、集光レンズ 4 2 によりライトガイド 1 1 の入射端 1 1 B へ集光する。

10

【 0 0 1 8 】

図 2 は、回転プレート 3 8 の正面図である。回転プレート 3 8 は円形を呈し、周方向に沿ってセクタ状の開口部 3 8 A が形成されている。開口部 3 8 A は回転プレート 3 8 の略 1 / 4 の領域を占めている。回転プレート 3 8 の中心 3 8 E にはモータ 3 9 (図 1 参照) の出力軸が固定的に嵌合している。モータ 3 9 の回転に応じて開口部 3 8 A がランプ 3 3 からの白色光の光路内に位置決めされると、白色光はダイクロックミラー 4 1 へ導かれ、開口部 3 8 A 以外の領域 3 8 B 、 3 8 C 、 3 8 D が当該光路内に位置決めされると、白色光は遮断される。

20

【 0 0 1 9 】

再び図 1 を参照すると、入射端 1 1 B に入射した白色光若しくは P D D 用励起光は、ライトガイド 1 1 により挿入部先端 1 0 A まで導かれ、出射端 1 1 A から出射される。出射光は配光レンズ 1 2 を介して挿入部先端 1 0 A の前方に出射され、これにより被観察体が照射される。被観察体からの反射光若しくは自家蛍光は、電子スコープ 1 0 の挿入部先端 1 0 A に配設された対物レンズ 1 3 、 P D D 用励起光を遮断し白色光及び自家蛍光を通過させる励起光カットフィルタ 1 4 を介して C C D 1 5 に入射する。これにより、 C C D 1 5 の受光面に被観察体の光学像及び自家蛍光像が結像される。

20

【 0 0 2 0 】

C C D ドライバ 1 6 から出力される C C D 駆動信号により C C D 1 5 の駆動が制御される。C C D 1 5 では被観察体の光学像及び自家蛍光像が光電変換され、アナログ画像信号が出力される。アナログ画像信号は画像処理プロセッサ 3 0 の前段信号処理回路 4 6 で A / D 変換、その他所定の画像処理が施される。白色光の照射により得られ、画像処理が施された画像信号は、白色光画像の画像情報として第 1 の画像メモリ 4 7 に格納される。励起光の照射により得られ、画像処理が施された画像信号は、蛍光画像の画像情報として第 2 の画像メモリ 4 8 に格納される。

30

【 0 0 2 1 】

第 1 及び第 2 の画像メモリ 4 7 、 4 8 に格納された画像情報は、タイミングコントローラ 3 2 からの同期信号に基づいてそれぞれ読み出され、後段信号処理回路 4 9 へ出力される。後段信号処理回路 4 9 では、白色光画像の画像情報、蛍光画像の画像情報のそれぞれが、テレビ垂直同期の周波数 6 0 H z に合わせて補完され、 T V モニタ 5 0 へ出力される。これにより、白色光画像と蛍光画像が T V モニタ 5 0 に並列表示される。

40

【 0 0 2 2 】

P D T 装置 6 0 は、 P D T 用の半導体レーザを出射するレーザ装置である。P D T 装置 6 0 には光ファイバー 6 1 が接続される。この光ファイバー 6 1 は電子スコープ 1 0 の処置具挿通路に挿通され、その自由端は挿入部先端 1 0 A の鉗子口から露出する。P D T 装置 6 0 は、所定の周期で波長約 6 4 0 nm のレーザ光を出射する。出射されたレーザ光は光ファイバー 6 1 を介して挿入部先端 1 0 A へ導かれ、生体に照射される。

【 0 0 2 3 】

フォトダイオード 6 2 は、光ファイバー 6 1 から漏れてくるレーザ光を検出する。レーザ光を検出するとフォトダイオード 6 2 から出力される検知信号は、タイミングコントローラ 3 2 に入力される。タイミングコントローラ 3 2 は、フォトダイオード 6 2 の検知信

50

号の入力の周期に合わせて、回転プレート38の回転、励起用光源43のオンオフ、CCD15の駆動の同期をとる。

【0024】

図3は、タイミングコントローラ32により制御されるPDT用レーザ光照射、白色光照射、PDD用励起光照射、及び回転プレート38の回転のタイミングチャートである。PDT用レーザ光の照射は、PDT装置60の仕様により定められた所定の周期で実行される。本実施形態では、図3に示すように、t10～t11、t12～t13、t14～t15、t16～t17、t18～t19、t20～t21というタイミングでPDT装置60からレーザ光が出射され、生体に照射される。上述のように、フォトダイオード62はこれらのタイミングで光ファイバー61からの漏れ光を検知し、検知信号をタイミングコントローラ32へ出力する。10

【0025】

回転プレート38の回転、及び励起用光源43からのPDD用励起光の出射がPDT装置60からのレーザ光の出射と同期をとって行われるよう、タイミングコントローラ32は、フォトダイオード62からの検知信号の入力のタイミングに基づいてモータ駆動回路40及びレーザ駆動回路45へ制御信号を出力する。

【0026】

t11～t15までで回転プレート38が1回転するよう、タイミングコントローラ32はモータ駆動回路40へ制御信号を出力する。フォトダイオード62の検知信号が入力しないt11～t12の間、ランプ33からの白色光の光路内に開口部38A(図2参照)が介在し、フォトダイオード62の検知信号が入力されるt12～t13の間、領域38Bが白色光光路内に介在し、再びフォトダイオード62の検知信号が入力しないt13～t14の間、領域38Cが白色光光路内に介在し、再びフォトダイオード62の検知信号が入力するt14～t15の間、領域38Dが白色光光路内に介在するよう、タイミングコントローラ32により回転プレート38の回転が制御される。20

【0027】

また、PDT装置60からレーザ光が出射されずフォトダイオード62の検知信号が入力されず、かつ白色光が被観察体に照射されない間、すなわち、t13～t14の間、レーザ駆動回路45へ制御信号が出力され、PDD用励起光が被観察体に照射される。

【0028】

t11～t12の期間、開口部38Aが白色光の光路内に介在することにより、白色光は回転プレート38に遮光されることなく被観察体に照射される。従って、これらの期間、CCD15により白色光画像が取得される。また、t13～t14の期間、領域38Cによりランプ33からの白色光が遮光された状態でPDD用励起光が被観察体に照射される。従って、これらの期間、CCD15により蛍光画像が取得される。30

【0029】

t15以降も同様のタイミングで、PDT用レーザ光の照射、白色光の照射、及びPDD用励起光の照射が制御される。すなわち、本実施形態の電子内視鏡システムによれば、PDT装置60による病変部位の治療、及び白色光画像による生体の観察、及び蛍光画像による病変部位の観察が交互に行われる。40

【0030】

さらに、第1実施形態では、PDT用レーザ光が照射される期間(t10～t11、t12～t13、t14～t15、t16～t17、t18～t19、t20～t21)中、CCD15は電子シャッタ駆動される。すなわち、これらの各期間におけるCCD15のシャッタースピード(電荷蓄積時間)が調整される。図4に示すように、CCD15に蓄積された電荷の読み出しの周期(s30～s40)に合わせて、蓄積された電荷をカットするためのパルス信号(電荷掃き捨てパルス)がCCD15に印加される(s31)。電荷掃き捨てパルスの印加のタイミングは、タイミングコントローラ32により制御される。この電子シャッタの駆動により、s30～s31までにCCD15に蓄積された電荷は排除され、s31～s40までの間に蓄積された電荷がs40で読み出される。50

【0031】

上述のように、PDT用レーザ光は一般に極めて強度が高いため、PDT用レーザ光照射中にCCD15の蓄積電荷が飽和し、TVモニタ50に再現される映像がハレーションを起こす場合がある。しかし、PDT用レーザ光照射中に電子シャッタのシャッタースピードを適宜制御することにより、CCD15の飽和電荷がカットされ、ハレーションが防止される。従って、PDTの治療時でもTVモニタ50により生体を観察することが可能となる。

【0032】

第1実施形態によれば、PDTの治療とPDDの診断とが交互に進行されるため、PDT直後の患部の状態をTVモニタ50で視認することができる。従って、PDTによる患部の除去を過不足なく実行することができる。また、白色光照射による観察も並行して行える。従って、治療及び診断をより円滑に行うことができる。

【0033】

また、レーザ光カットフィルタを使用することなく、PDT用レーザ光照射時のハレーションが防止される。従って、白色光照射時に取得される白色光画像の表示において色再現性の低下が回避される。すなわち、本実施形態によれば、白色光画像の色再現性を低下させることなく、PDT用レーザ光照射時のハレーションを防止することができる。

【0034】

図5は、本発明に係る第2実施形態が適用される電子内視鏡システムのブロック図である。図1と同様の構成要素には同一の符号が付されている。第2実施形態においては、PDT装置63のレーザ光の出力の周期をタイミングコントローラ32で制御する。すなわち、PDT装置63のレーザ光出力の仕様に基づいて他の照射光の照射が制御されるのではなく、PDT用レーザ光の出力、PDD用励起光の出力、回転プレート38の回転による白色光の照射の全てのタイミングが、タイミングコントローラ32により制御される。PDT用レーザ光の照射、白色光の照射及び画像の取得、PDD用励起光の照射及び画像の取得のタイミングは、図3のタイミングチャートに示されるのと同様である。

【0035】

第2実施形態によれば、PDT装置63をタイミングコントローラ32で制御するため、フォトダイオード62を設ける必要がない。従って、システム構成が簡略化される。

【図面の簡単な説明】

【0036】

【図1】本発明に係る第1実施形態が適用される電子内視鏡システムのブロック図である。

【図2】回転プレートの正面図である。

【図3】PDT用レーザ光照射、白色光照射、PDD用励起光照射、及び回転プレートの回転のタイミングチャートである。

【図4】CCDの電子シャッタの原理を示すタイミングチャートである。

【図5】本発明に係る第2実施形態が適用される電子内視鏡システムのブロック図である。

【符号の説明】

【0037】

- 10 電子スコープ
- 30 画像処理プロセッサ
- 31 システムコントローラ
- 32 タイミングコントローラ
- 33 ランプ
- 38 回転プレート
- 43 励起用光源
- 50 TVモニタ
- 60 PDT装置

10

20

30

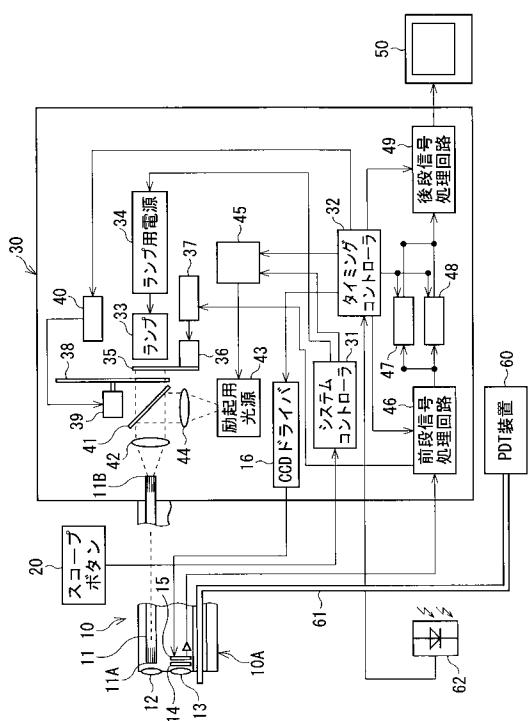
40

50

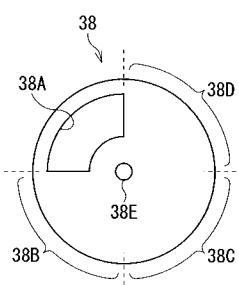
6 1 光ファイバー

6 2 フォトダイオード

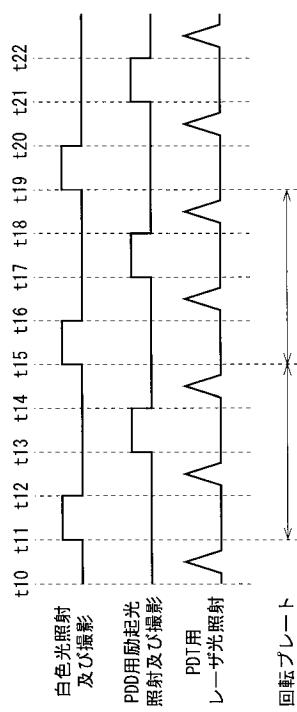
【図1】



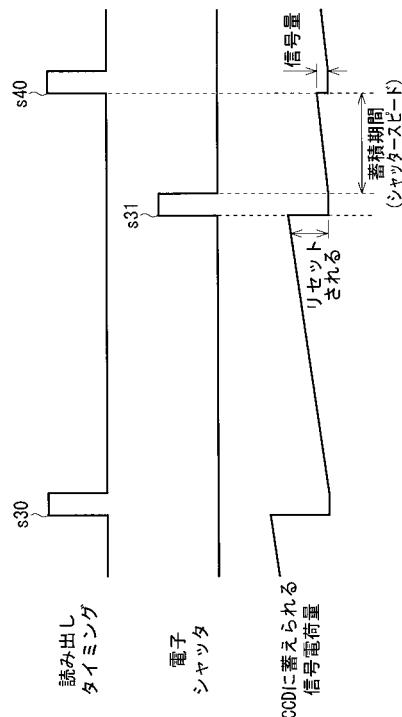
【図2】



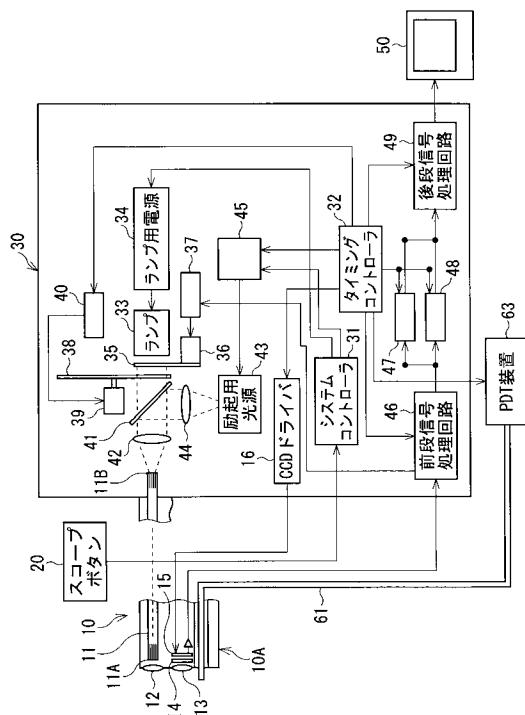
【図3】



【図4】



【図5】



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

F ターム(参考) 4C061 BB01 CC06 DD03 GG01 HH54 HH56 JJ17 NN01 QQ02 QQ04
QQ09 RR03 RR15 RR18 RR23 RR26 SS04 WW17

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2006094907A	公开(公告)日	2006-04-13
申请号	JP2004281393	申请日	2004-09-28
[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	杉本秀夫 福山三文		
发明人	杉本 秀夫 福山 三文		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00		
F1分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.D A61B1/00.300.H A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.621 A61B1/05 A61B1/06.611		
F-TERM分类号	4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/HH56 4C061/JJ17 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ09 4C061/RR03 4C061/RR15 4C061/RR18 4C061/RR23 4C061/RR26 4C061/SS04 4C061/WW17 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/HH56 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR15 4C161/RR18 4C161/RR23 4C161/SS04 4C161/SS06 4C161/WW17		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在具有PDT的电子内窥镜系统中提高捕获图像的色彩再现性。解决方案：从PDT设备60发出的PDT激光被光纤61引导到电子示波器10的插入部分的尖端10A。来自光纤61的泄漏光由光电二极管62检测。从光电二极管62输出的检测信号根据泄漏光的检测而输入到定时控制器32。时序控制器32基于来自检测灯33的输入的来自灯33的白光照射生物，并且利用来自激发光源43的激发光照射生物，并交替地照射PDT激光。控制旋转板38的旋转和来自激发光源43的激发光的发射。在PDT激光的照射期间，定时控制器32驱动CCD 15的电子快门以切断饱和电荷。 [选型图]图1

