

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5544261号
(P5544261)

(45) 発行日 平成26年7月9日(2014.7.9)

(24) 登録日 平成26年5月16日(2014.5.16)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 H
A 6 1 B 1/06 (2006.01) A 6 1 B 1/06 A

請求項の数 9 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2010-214938 (P2010-214938)	(73) 特許権者	306037311 富士フイルム株式会社
(22) 出願日	平成22年9月27日 (2010.9.27)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(65) 公開番号	特開2012-65945 (P2012-65945A)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
(43) 公開日	平成24年4月5日 (2012.4.5)	(72) 発明者	安田 裕昭 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
審査請求日	平成25年1月10日 (2013.1.10)	(72) 発明者	遠藤 安土 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	斎藤 牧 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内を撮像するための照明光を照射する照明光照射手段と、
 前記被検体内の治療対象部位に予め投与された薬品に作用する波長を持ち光線力学的治療を行うためのPDT光を前記治療対象部位に照射するPDT光照射手段と、
 前記照明光の入射光量に応じた信号電荷を蓄積して所定のフレームレートで被検体内を撮像する撮像手段と、
 前記信号電荷が蓄積される第1期間と前記第1期間以外の第2期間を含み前記撮像手段による1フレーム分の撮像期間である1フレーム期間内において、前記PDT光の照射光量を制御して照射光量が異なる第1及び第2の2種類の前記PDT光を照射させる光量制御手段であり、前記第2期間において前記第2PDT光を照射させるとともに、前記第1期間において前記第2PDT光の照射を停止し、前記第2PDT光よりも照射光量が小さい前記第1PDT光を照射させる光量制御手段とを備え、
前記第2PDT光は、前記第2期間内の一部の期間で照射され、
前記1フレーム期間内において、前記第1PDT光の照射時間は、第2PDT光の照射時間よりも短いことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項2】

前記光量制御手段は、さらに前記PDT光の照射強度を調節することにより、前記第1PDT光の照射光量を前記第2PDT光よりも小さくすることを特徴とする請求項1記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記第 1 P D T 光の照射光量は、前記第 1 P D T 光が前記撮像手段で撮像されるフレーム内に視認可能に写り込む光量以上、かつ、前記第 1 P D T 光の波長に感応する、前記撮像素子内の画素が飽和しない光量以下の範囲に定められていることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記光量制御手段は、連続する複数のフレーム期間のそれぞれにおいて前記第 1 P D T 光と前記第 2 P D T 光の照射を行わせることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記第 2 P D T 光の照射強度は、前記光線力学的治療において許容される上限値に設定されていることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記第 1 P D T 光は、前記第 1 期間内の全部又は一部の期間で照射されることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記 1 フレーム期間内において、前記第 2 P D T 光の照射時間は、前記 1 フレーム期間の半分よりも長い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 8】

前記光量制御手段は、前記 P D T 光照射手段の照射経路に進退自在で前記 P D T 光の照射光量を減少させる減光フィルタを含み、前記減光フィルタの進退により前記第 1 P D T 光と前記第 2 P D T 光を切り替えることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記 P D T 光照射手段は、前記 P D T 光を発生させるための光源を有しており、
前記光量制御手段は、前記 P D T 光源が発光する前記 P D T 光の光量を制御して、前記第 1 P D T 光と前記第 2 P D T 光を切り替えることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子内視鏡によって被検体内を撮像する電子内視鏡システムに関するものであり、さらに詳しくは、患部に治療用のレーザー光を照射する電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、電子内視鏡システムを用いて、P D D (Photodynamic Diagnosis: 光線力学的診断) と称される診断や、P D D によって診断を行った腫瘍組織等の病変に対して P D T (Photodynamic Therapy: 光線力学的治療) と称される治療が行われている。

【0003】

P D D では、ヘマトポルフィリン誘導体等の光感受性物質を腫瘍組織に予め蓄積させておき、腫瘍組織に 405 nm 近傍の青色光を励起光として照射する。励起光を照射すると、光感受性物質から波長 635 nm の赤色光が蛍光光として発生する。そして、発生した蛍光光を観察することにより、腫瘍組織の位置や大きさを特定することができる。P D D では、従来、通常光として白色光を照射して撮像した画像では把握が困難であった治療位置の識別性を向上させることができる。

【0004】

P D D で用いる光感受性物質は、例えば 630 nm ~ 680 nm の赤色光を照射すると腫瘍組織内に活性酸素が発生することが知られている。このような現象を利用し、P D T では、630 nm ~ 680 nm の赤色の P D T 光を治療光として腫瘍組織に照射し、活性

10

20

30

40

50

酸素の殺細胞作用によって腫瘍組織を消滅させる。PDTは、腫瘍組織の大きさや治療光のパワーにもよるが、通常1時間程度と、電子内視鏡を用いた治療としては比較的長い治療時間を要する。

【0005】

ところで、PDTで照射される治療光は、通常光と比較して極めて高出力のものが用いられる。このため、治療光を照射しながら通常光を照射して被検体内を撮像すると、いわゆるハレーションが生じて治療光の照射位置やその周辺が白くぼけやることがあり、PDTによる治療中に被検体内を観察することは困難になる。また、上述したように、PDDで観察する蛍光光は治療光と同程度の波長帯であり、蛍光光及び治療光ともに赤色光であることから、各光を区別することが困難であり、PDDとPDTを同時に行うことができない。しかし、例えば被検体が動く、あるいは術者の手ブレで電子内視鏡の挿入部が動くなどの要因で治療光の照射位置が移動してしまうことがある。このため、PDTによる治療中にも治療光の照射位置を確認できるようにすることが望まれている。

10

【0006】

こうしたことから、特許文献1には、第1フィールド期間でPDTを行ない、第2フィールド期間でPDDを行うことで、1フレーム期間中にPDTとPDDを両立させ、腫瘍組織を位置をPDDによって特定しながらPDTを行うことが提案されている。また、特許文献2では、通常光による通常光撮像、PDD、PDTを1フレーム期間が経過するごとに順に行ない、PDTを行うフレーム期間では1フレーム期間の途中で蓄積電荷をリセットすることによりハレーションを抑えた撮像を行うことが提案されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2006-130183号公報

【特許文献2】特開2006-094907号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、特許文献1, 2に記載されているように、通常光撮像、PDD、PDTを1フレーム期間ごと又は1フィールドごとに別個に行ってしまうと、各画像の比較により治療光の照射位置を確認することはできるが、1回あたりの治療光の照射時間が短くなるために治療時間が長くなってしまい、治療時に被検体への負担が大きくなってしまいおそれがある。また、特許文献2に記載されているように、PDT光を照射するフレーム期間で蓄積電荷をリセットすると、PDT光の照射スポット以外の部分は暗くなりすぎてしまい、治療位置の特定が困難になってしまう。

30

【0009】

本発明は上述の問題点を鑑みてなされたものであり、被検体への負担を軽減しつつ、PDTによる治療中に治療位置を容易に特定できるようにすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、被検体内を撮像するための照明光を照射する照明光照射手段と、前記被検体内の治療対象部位に予め投与された薬品に作用する波長を持ち光線力学的治療を行うためのPDT光を前記治療対象部位に照射するPDT光照射手段と、前記照明光の入射光量に応じた信号電荷を蓄積して所定のフレームレートで被検体内を撮像する撮像手段と、前記信号電荷が蓄積される第1期間と前記第1期間以外の第2期間を含み前記撮像手段による1フレーム分の撮像期間である1フレーム期間内において、前記PDT光の照射光量を制御して照射光量が異なる第1及び第2の2種類の前記PDT光を照射させる光量制御手段であり、前記第2期間において前記第2PDT光を照射させるとともに、前記第1期間において前記第2PDT光の照射を停止し、前記第2PDT光よりも照射光量が小さい前記第1PDT光を照射させる光量制御手段と

40

50

を備え、前記第2 P D T光は、前記第2期間内の一部の期間で照射され、前記1フレーム期間内において、前記第1 P D T光の照射時間は、第2 P D T光の照射時間よりも短いことを特徴とする。

【0011】

前記光量制御手段は、さらに前記 P D T光の照射強度を調節することにより、前記第1 P D T光の照射光量を前記第2 P D T光よりも小さくすることが好ましい。

【0012】

前記第1 P D T光の照射光量は、前記第1 P D T光が前記撮像手段で撮像されるフレーム内に視認可能に写り込む光量以上、かつ、前記第1 P D T光の波長に感応する、前記撮像素子内の画素が飽和しない光量以下の範囲に定められていることが好ましい。

10

【0013】

前記光量制御手段は、連続する複数のフレーム期間のそれぞれにおいて前記第1 P D T光と前記第2 P D T光の照射を行わせることが好ましい。

【0014】

前記第2 P D T光の照射強度は、前記光線力学的治療において許容される上限値に設定されていることが好ましい。

【0015】

前記第1 P D T光は、前記第1期間内の全部又は一部の期間で照射されることが好ましい。

【0019】

前記1フレーム期間内において、前記第2 P D T光の照射時間は、前記1フレーム期間の半分よりも長いことが好ましい。

20

【0020】

前記光量制御手段は、前記 P D T光照射手段の照射経路に進退自在で前記 P D T光の照射光量を減少させる減光フィルタを含み、前記減光フィルタの進退により前記第1 P D T光と前記第2 P D T光を切り替えることが好ましい。

【0021】

前記 P D T光照射手段は、前記 P D T光を発生させるための光源を有しており、前記光量制御手段は、前記 P D T光源が発光する前記 P D T光の光量を制御して、前記第1 P D T光と前記第2 P D T光を切り替えることが好ましい。

30

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、1フレーム期間内で P D Tと通常光撮像を行いながらも P D T光の照射位置を確認することが可能になるので、治療時間が長くなることを防止しながら P D T光の照射位置を確認でき、これにより、被験体への負担を軽減しつつ、P D Tによる治療中に治療位置を容易に特定できる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】ガイド光を照射する電子内視鏡システムの構成を示す外觀図である。

【図2】ガイド光を照射する電子内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

40

【図3】絞り機構の構成を示す説明図である。

【図4】ダブルノッチフィルタの特性を示すグラフである。

【図5】ガイド光を照射するときの処理の流れを示すフローチャートである。

【図6】ガイド光を照射する例における P D T時の1フレーム期間内におけるタイミングチャートである。

【図7】 P D T光の照射光量を調節してガイド光を照射する場合の処理の流れを示すフローチャートである。

【図8】治療光の照射中に信号電荷を蓄積する電子内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図9】治療光の照射中に信号電荷を蓄積するときの処理の流れを示すフローチャートで

50

ある。

【図10】治療光の照射中に信号電荷を蓄積する例におけるPDT時の1フレーム期間内におけるタイミングチャートである。

【図11】LDを光源として用いた電子内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図12】LDを光源として用いた電子内視鏡システムの投光ユニットの縦断面図である。

【図13】LDを光源として用いた電子内視鏡システムにおける電子内視鏡の先端部の正面図である。

【図14】励起光、蛍光光、治療光の波長を薬剤毎に比較した表である。

10

【発明を実施するための形態】

【0024】

図1に示すように、第1の実施形態に係る電子内視鏡システム11は、電子内視鏡12、プロセッサ装置13、及び光源装置14からなる。

【0025】

電子内視鏡12は、被検者の体内に挿入される可撓性の挿入部16と、挿入部16の基端部分に接続された操作部17と、プロセッサ装置13及び光源装置14に接続されるコネクタ18と、操作部17コネクタ18間を繋ぐユニバーサルコード19とを有する。挿入部16の先端(以下、先端部という)20内には被検体内撮像用のCCD型イメージセンサ(図2参照。以下、CCDという)21が設けられている。

20

【0026】

操作部17には、先端部20を上下左右に湾曲させるためのアングルノブや挿入部16の先端からエアや水を噴出させるための送気/送水ボタン、観察画像を静止画像記録するためのレリーズボタン、モニタ22に表示された観察画像の拡大/縮小を指示するズームボタン、通常光による観察とPDDの切り替えを行う切り替えボタンが設けられている。また、操作部17の先端側には、電気メス等の処置具が挿通される鉗子口23が設けられている。

【0027】

プロセッサ装置13は光源装置14と電氣的に接続されており、電子内視鏡システム11の動作を統括的に制御する。プロセッサ装置13は、ユニバーサルコード19や挿入部16内に挿通された伝送ケーブルを介して電子内視鏡12に給電を行い、CCD21の駆動を制御する。また、プロセッサ装置13は、伝送ケーブルを介してCCD21から出力された撮像信号を取得し、各種画像処理を施して画像データを生成する。モニタ22からはプロセッサ装置13で生成された画像データに基づいて観察画像が表示される。

30

【0028】

図2に示すように、先端部20には、観察窓30と照明窓31が設けられている。観察窓30の奥には対物光学系32が設けられている。対物光学系32は、レンズ群及びプリズムからなる。観察窓30から入射した被検体内の像はCCD21の撮像面で結像される。

【0029】

CCD21は、対物光学系32によって撮像面に結像された被検体内の像を光電変換する。CCD21は複数の画素を有し、各画素は入射光量に応じた画素値である撮像信号を出力する。撮像面は、中央の受光部と、受光部を囲むように設けられたオプティカルブラックとからなる。受光部には、複数の色セグメントからなるカラーフィルタが形成された画素が配列されている。カラーフィルタとしては、例えばベイヤー配列の原色(RGB)あるいは補色(CMYまたはCMYG)カラーフィルタが用いられている。オプティカルブラックには、遮光膜によって遮光された画素が配列されている。オプティカルブラックは暗電流ノイズに応じた撮像信号を出力する。したがって、CCD21が出力する撮像信号には、受光部の画素から出力される撮像信号とオプティカルブラックの画素から出力される撮像信号とが含まれる。受光部の画素から出力される撮像信号は、観察画像の生成に

40

50

用いられ、オプティカルブラックの画素から出力される撮像信号は、受光部の画素から出力される撮像信号の暗電流補正に用いられる。

【 0 0 3 0 】

光源装置 1 4 からの照明光は、ユニバーサルコード 1 9 及び挿入部 1 6 に挿通されたライトガイド 3 3 によって導光される。ライトガイド 3 3 として、例えば複数の石英製光ファイバーを巻回テープ等でバンドル化したものを用いている。ライトガイド 3 3 の出射端には照明レンズ 3 4 が配置されている。ライトガイド 3 3 で導かれた照明光は照明レンズ 3 4 によって拡散されて照明窓 3 1 を介して被検体内に照射される。

【 0 0 3 1 】

操作部 1 7 やユニバーサルコード 1 9、コネクタ 1 8 内には、タイミングジェネレータ (以下、T G) 3 5、アナログ信号処理回路 (以下 A F E) 3 6、C P U 3 7、V R A M 3 8 が設けられている。

10

【 0 0 3 2 】

T G 3 5 は C C D 2 1 にクロック信号を与える。C C D 2 1 は、T G 3 5 から入力されるクロック信号に応じて R、G、B 各色の信号電荷を蓄積して所定のフレームレートで撮像動作を行ない、撮像信号を出力する。C P U 3 7 はプロセッサ装置 1 3 の C P U 3 9 から入力される動作信号に基づいて T G 3 5 を駆動する。

【 0 0 3 3 】

C C D 2 1 から出力される撮像信号はアナログ信号であるため、A F E 3 6 によってノイズ除去処理やゲイン補正処理が施される。A F E 3 6 は、相関二重サンプリング (C D S) 回路、自動ゲイン調節 (A G C) 回路、A / D 変換器からなる。C D S は、C C D 2 1 が出力する撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、C C D 2 1 を駆動することによって生じるノイズを除去する。A G C は、C D S によってノイズが除去された撮像信号を増幅する。C P U 3 7 は、プロセッサ装置 1 3 の C P U 3 9 から入力される動作信号に基づいて、A G C 回路による撮像信号の増幅率 (ゲイン) を調節する。A / D 変換器は、A G C で撮像信号を、所定のビット数のデジタルな撮像信号に変換する。

20

【 0 0 3 4 】

プロセッサ装置 1 3 は、C P U 3 9、デジタル信号処理回路 (D S P) 4 0、デジタル画像処理回路 (D I P) 4 1、表示制御回路 4 2、操作部 4 3、R O M 4 4、R A M 4 5 を有する。

30

【 0 0 3 5 】

R O M 4 4 には、プロセッサ装置 1 3 の動作を制御するための各種プログラム (O S、アプリケーションプログラム等) や各種データ (グラフィックデータ等) が格納されている。C P U 3 9 は、操作部 1 7 の操作を受けて、R O M 4 4 から必要なプログラムやデータを読み出して、作業メモリである R A M 4 5 に展開し、読み出したプログラムを逐次処理することによってプロセッサ装置 1 3 全体の動作を統括的に制御する。また、C P U 3 9 は、検査日時、被検体や術者の情報等の文字情報といった検査毎に変わる情報を、操作部 4 3 や L A N 等のネットワークより取得し、R A M 4 5 に書き込む。

【 0 0 3 6 】

D S P 4 0 は、C C D 2 1 から入力される撮像信号に対して、色分離、色補間、ゲイン補正、ホワイトバランス調整、ガンマ補正等の各種信号処理を施し、画像データを生成する。D S P 4 0 で生成された画像データは、D I P 4 1 の作業メモリに入力される。また、D S P 4 0 は、例えば生成した画像データの各画素の輝度を平均した平均輝度値等、照明光量の自動制御 (A L C 制御) に必要な A L C 制御用データを生成し、C P U 3 9 に入力する。

40

【 0 0 3 7 】

D I P 4 1 は、D S P 4 0 で生成された画像データに対して、電子変倍、色強調処理、エッジ強調処理等の各種画像処理を施す。D I P 4 1 で各種画像処理が施された画像データは、観察画像として V R A M 3 8 に一時的に記憶された後、表示制御回路 4 2 に入力される。表示制御回路 4 2 は、入力された観察画像をモニタ 2 2 に表示する。また、表示制

50

御回路42は、CPU39からROM44及びRAM45に記憶されたグラフィックデータ等を受け取る。グラフィックデータ等には、観察画像のうち被写体が写された有効画素領域のみを表示させる表示マスク、検査日時、被検体や術者の情報等の文字情報、GUIといったものがある。

【0038】

表示制御回路42は、VRAM38から取得した観察画像に対してグラフィックデータ等の重畳処理を行うとともに、モニタ22の表示形式に応じたビデオ信号(コンポーネント信号、コンポジット信号等)に変換してモニタ22に出力する。これにより、モニタ22に観察画像が表示される。

【0039】

操作部43は、プロセッサ装置13の筐体に設けられた操作パネル、マウスやキーボード等の周知の入力デバイスに加え、PDTにおける治療光の照射及び停止を指示するペダルスイッチを備えている。CPU39は、操作部43や電子内視鏡12の操作部17からの操作信号に応じて、電子内視鏡システム11の各部を動作させる。

【0040】

プロセッサ装置13には、上記の他にも、画像データに所定の圧縮形式(例えばJPEG形式)で画像圧縮処理を施す圧縮処理回路や、リリースボタンの操作に連動して、圧縮された画像をリムーバブルメディアに記録するメディアI/F、LAN等のネットワークとの間で各種データの伝送制御を行うネットワークI/F等が設けられている。これらは、

【0041】

光源装置14はCPU46を備えている。CPU46は、光源装置14全体の動作を制御する。光源装置14は、撮像用の照明光を発生する照明光ユニット47を備えている。照明光ユニット47は、光源48、絞り機構49、波長選択フィルタ50を備えている。

【0042】

光源48は、例えばキセノンランプからなり、主に400nm以上800nm以下の波長帯の光で、赤色から青色までのブロードな波長の光を通常光として発生する。通常光の光量は絞り機構49によって調節される。光源48で発生した照明光は、集光レンズ51で集光されてライトガイド33の入射端に導光される。

【0043】

図3に示すように、絞り機構49は、絞り調節機構80とモータ81とを備えている。絞り調節機構80は、絞り開口82を開閉する絞り羽根83と、絞り羽根83を付勢するスプリング84とを備えている。絞り羽根83は、回動自在に軸支されており、スプリング84によって絞り開口82を閉じる位置に向けて付勢されている。モータ81が駆動されると、そのトルクによって絞り羽根83はスプリング84の付勢力に抗して絞り開口82を開放する位置に向けて(時計方向)に回転する。回転した絞り羽根83は、モータ81のトルクの大きさとスプリング84の付勢力が釣り合う位置で停止する。モータ81のトルクが大きいとスプリング84の付勢力に抗する力も大きくなって絞り開口82の開口量が大きくなる。一方、モータ81のトルクが小さいと、スプリング84の付勢力に抗する力が小さくなって絞り開口82の開口量が小さくなる。

【0044】

CPU46は、ALC制御用データに応じて、モータ81のトルクを決定するPWM(パルス幅変調)値を算出し、PWM値に応じた駆動パルスをモータドライバによって発生させることにより、モータ81を駆動する。PWM値は、モータ81の駆動パルスのデューティ比(パルス幅をパルス周期で割った値)を決定する。モータ81のトルクはPWM値の増加とともに大きくなり、PWM値が下がると減少する。CPU46は、ALC制御用データが増加を要求する信号である場合には、増加分に応じてPWM値を上昇させ、減少を要求する信号である場合には、減少分に応じてPWM値を下降させることにより、ALC制御を行う。

【0045】

10

20

30

40

50

波長選択フィルタ50はモータ52の駆動によって光源48による通常光の照射経路上に進入する励起光照射位置と、照射経路上から待避する通常光照射位置との間で回転する。そして、波長選択フィルタ50が励起光照射位置に回転すると、波長選択フィルタ50によって通常光が制限され、予め被検体に投与される光感受性物質から蛍光光を発生させる波長帯の光がPDD用の励起光として照射される。また、波長選択フィルタ50が通常光照射位置に回転すると、通常光がそのまま照射される。波長選択フィルタ50の回転位置は図示しない光電センサによって検知される。CPU46は、操作部17で照明光の選択操作が行われたことを示す信号をCPU39から受けて、モータ52の駆動制御を行うことにより、波長選択フィルタ50を励起光照射位置と通常光照射位置との間で回転させる。

10

【0046】

また、光源装置14は治療光ユニット53を備えている。治療光ユニット53は、光源54、絞り機構55、減光フィルタ56を備えている。なお、治療光ユニット53の絞り機構55は、照明光ユニット47の絞り機構49と同様に構成されており、CPU46によって同様に制御されるため詳しい説明は省略する。

【0047】

光源54は、630nm~680nmの赤色のPDT光を発生する。光源54が発生するPDT光は、光感受性物質が蓄積された腫瘍組織に照射されることで治療光として機能する。光源54はLDからなり、通常光やPDD用の励起光と比較して高光量のレーザー光をパルス発振する。治療光の光量は、絞り機構55によって調節される。絞り機構55で光量が調節された治療光は集光レンズ57で集光されて治療プローブ59に導光される。

20

【0048】

減光フィルタ56はモータ58の駆動によって光源54によるPDT光の照射経路上に進入するガイド光照射位置と、照射経路上から待避する治療光照射位置との間で回転する。そして、減光フィルタ56がガイド光照射位置に回転すると、PDT光の照射強度が治療光よりも小さくなり、治療光よりも光量の小さいガイド光が照射される。また、減光フィルタ56が治療光照射位置に回転すると、治療光がそのまま照射される。減光フィルタ56の回転位置は図示しない光電センサによって検知される。CPU46はモータ58の駆動制御を行うことにより、減光フィルタ56をガイド光照射位置と治療光照射位置との間で回転させる。本実施例においては、治療時間が長引くことを防止するため、治療光の照射光量は、PDTにおいて許容される上限値に設定されているが、治療光の照射光量は被検体によって適宜の設定が可能である。

30

【0049】

治療プローブ59はPDTに用いられ、その先端から腫瘍組織に治療光又はガイド光を照射する。治療プローブ59は、鉗子口23から鉗子チャンネル60を通し、その先端部を鉗子出口61から突出させて使用される。

【0050】

フード62は、PDD及びPDTを行う場合に先端部20に取り付けられる。フード62を先端部20に取り付けると、先端部20の観察窓30、照明窓31、鉗子出口61に観察窓63、照明窓64、開口65が対峙する。鉗子出口61は開口65から露呈する。

40

【0051】

図4に示すように、観察窓63には減光フィルタ66が設けられている。減光フィルタ66は、PDD用の励起光の波長 λ_1 の近傍で透過率が低い第1のノッチフィルタと、PDT用の治療光の波長 λ_2 の近傍で透過率が低い第2のノッチフィルタを重ねて作製されている。励起光の波長 λ_1 の透過率は、PDD時に用いる励起光の光量と発生する蛍光光とに応じて定められ、治療光 λ_2 の透過率はPDT時に用いる治療光の光量に応じて定められている。このため、減光フィルタ66では、励起光と治療光が減光されるとともに、励起光及び治療光以外の波長帯の光はほぼ100%透過する。これにより、PDD時には、光感受性物質から発生する蛍光光と励起光の反射光が観察窓63に入射するが、励起光

50

だけが減光される。これにより、蛍光光による被検体内の像を撮像することができる。また、PDT時には、治療光の反射光が減光されるので、治療光に高光量のレーザー光を用いてもCCD21に到達する治療光の光量を低減することができる。

【0052】

なお、通常光は広帯域光であるため、励起光や治療光と同一の波長帯の光を含むが、大部分の波長帯の光は減光フィルタ66を透過する。このため、通常光の照明によって撮像される観察画像（以下、通常光画像という）は、フード62の有無によらず、ほぼ同様の通常光画像となる。

【0053】

また、ここでは2種のノッチフィルタを組み合わせる例を説明したが、減光フィルタ66は、励起光と治療光を減光させることができれば良いので、光学薄膜等の具体的な構成は任意に定めることができる。

【0054】

上述のように構成された電子内視鏡システム11でPDTを行う際の処理の流れを説明する。

【0055】

電子内視鏡システム11によってPDD及びPDTを行う場合、術者は、PDD及びPDTに先立って被検者に光感受性物質を投与しておく。術者は電子内視鏡12とプロセッサ装置13及び光源装置14を接続し、プロセッサ装置13及び光源装置14の電源をオンにする。また、治療プローブ59の基端部分を光源装置14に接続するとともに、治療プローブ59を鉗子口23から電子内視鏡12に挿通する。そして、操作部43を操作して、被検体に関する情報等を入力するとともに、先端部20にフード62を取り付ける。先端部20へのフード62の取り付け後、挿入部16を被検体内に挿入する。このとき、波長選択フィルタ50は通常光照射位置に位置しており、通常光を照射して被検体内を撮像しながら挿入部16が挿入される。

【0056】

挿入部16が腫瘍組織付近に到達したことを識別したときには、術者は、操作部17を操作して通常光による撮像からPDDへの切り替え操作を行う。PDDに切り替えられると、CPU46は波長選択フィルタ50を励起光照射位置に回転させる。励起光が腫瘍組織に照射されると光感受性物質から蛍光光が発生し、モニタ22のPDD画像を観察することで腫瘍組織の位置を特定できる。

【0057】

図5及び図6に示すように、術者がPDD画像を観察しながら治療プローブ59の位置を調節し、操作部43のペダルスイッチを踏んでPDTに切り替えると、CPU46は光源54から治療光を照射させる。CPU46は、治療光の照射を開始してから一定の治療光照射期間が経過したときに照射を停止する。治療光の照射が停止してから1フレーム期間の終了までの信号電荷蓄積期間では通常光が照射され、電子シャッタが開放して信号電荷の蓄積が行われ、通常光による撮像が行われる。

【0058】

また、CPU46は、信号電荷蓄積期間の一部の期間で減光フィルタ56を治療光照射位置からガイド光照射位置に回転させる。減光フィルタ56がガイド光照射位置に回転するとガイド光が照射される。ガイド光はプローブ59から照射されるPDT光であるため、ガイド光の照射位置は治療光の照射位置と同一となる。このため、術者は、ガイド光の照射位置を確認することで、治療光の照射位置を確認できる。ガイド光の照射位置が治療位置からずれている場合は、術者は治療プローブ59の向きを調節してガイド光の照射位置を治療位置に合わせる。ガイド光の照射期間は一定期間に設定されており、この期間が終了すると、CPU46は、減光フィルタ56をガイド光照射位置から治療光照射位置に回転させる。1フレーム期間が経過して信号電荷蓄積期間が終了すると、後続する1フレーム期間の開始とともに再度治療光が照射され、上記の処理が再度行われる。

【0059】

10

20

30

40

50

このように、毎フレーム期間で治療光とガイド光とを照射することにより、治療時間が長くなることを防止し、かつ毎フレーム期間でガイド光が写り込むのでちらつきのない状態で治療光の照射位置を確認できる。

【 0 0 6 0 】

また、ガイド光の照射期間は、ガイド光の照射光量が CCD 2 1 で撮像されるフレーム内に視認可能に写り込む光量以上で、かつガイド光の波長に感応し、CCD 2 1 の画素が飽和しない光量以下になる期間、すなわち通常光による撮像を行っている期間中に R 光の信号電荷が満たされることのない期間に設定されている。これにより、ハレーションが生じることを防止しつつガイド光を撮像でき、治療光の照射位置をガイド光により確認できる。また、1フレーム期間内において、治療光の照射時間は1フレーム期間の半分（1フィールド期間）よりも長くなっており、これに伴ってガイド光の照射時間は治療光の照射時間よりも短くなっている。これにより、治療時間が長くなることを防止できる。なお、ガイド光は治療光よりも照射光量が小さいが、ガイド光の照射時間を治療光の照射時間としてカウントすれば、治療時間を短縮することもできる。

10

【 0 0 6 1 】

上記第 1 の実施形態では、減光フィルタ 5 6 を用いてガイド光を照射したが、光源 5 4 から照射される P D T 光の光量を調節してガイド光を照射してもよい。この例について図 7 を用いて以下に説明するが、上記実施形態と同一の処理部分に関しては詳しい説明は省略する。

【 0 0 6 2 】

図 7 に示すように、治療光照射期間から信号電荷蓄積期間に移行すると、CPU 4 6 は、信号電荷蓄積期間の一部の期間で P D T 光の照射強度を小さくすることによって P D T 光の照射光量を小さくし、被検体内にガイド光を照射させる。ガイド光の照射時間は図 5 に示す例と同一に設定されている。1フレーム期間の経過に伴って信号電荷蓄積期間が終了すると、後続する1フレーム期間の開始とともに治療光が照射され、上記の処理が再度行われる。

20

【 0 0 6 3 】

上記第 1 の実施形態では、減光フィルタ 5 6 を用いて治療光の照射強度を小さくするとともに、治療光の照射時間を短くすることによってガイド光の照射光量を治療光よりも小さくしたが、例えば減光フィルタ 5 6 によって治療光の照射強度のみを小さくすることによりガイド光を得るなど、いずれか一方のみを調節することによって、ガイド光の照射光量よりも治療光の照射光量を小さくしてよい。

30

【 0 0 6 4 】

上記第 1 の実施形態では、ガイド光を通常光による撮像期間の一部期間で照射したが、この期間中ガイド光を照射し続けてもよい。なお、通常光による撮像期間は上記実施形態のように固定期間とせず、信号電荷の蓄積期間を変化させて露出制御を行う場合などのように変化させてもよい。

【 0 0 6 5 】

上記第 1 の実施形態では、1フレーム期間に設けられた一定の治療光照射期間の全部で治療光を照射したが、1フレーム期間内の治療光の照射期間の一部期間で治療光を照射してもよい。これにより、CCD に代えて例えば CMOS などの信号電荷の読み出し期間中に照明光の照射を停止しなければならない撮像素子において有効である。

40

【 0 0 6 6 】

上記第 1 の実施形態では、光源 5 4 として LD を用いたが、LD に代えて LED を用いる、あるいは、白色光源と白色光源のうちから治療光以外の波長を制限するフィルタとを組み合わせる、あるいは、特定波長によって励起して治療光の波長の蛍光を発する蛍光体と蛍光体を励起させる励起光源とを組み合わせるなど、光源 5 4 の構成は適宜構成にしてよい。

【 0 0 6 7 】

上記第 1 の実施形態では、1フレーム期間毎に連続してガイド光を照射したが、例えば

50

ガイド光を照射したフレーム期間に後続する1フレーム期間ではPDDを行う、あるいは、PDTのみを行うなど、毎フレーム期間でガイド光を照射しなくてもよい。

【0068】

次に第2の実施形態について説明する。なお、第1の実施形態と同一の部材及び機能部について同一の符号を用いて詳しい説明を省略する。

【0069】

図8に示すように、第2の実施形態に係る電子内視鏡システム100は、光源装置14に減光フィルタ56が設けられていない点を除いて、第1の実施形態に係る電子内視鏡システム11と同一の構成になっている。

【0070】

次に、上述のように構成された電子内視鏡システム100でPDTを行う際の処理の流れを説明する。

【0071】

電子内視鏡システム100によってPDD及びPDTを行う場合、術者はPDD及びPDTに先立って被検者に光感受性物質を投与しておく。術者は電子内視鏡12とプロセッサ装置13及び光源装置14を接続し、プロセッサ装置13及び光源装置14の電源をオンにする。また、治療プローブ59の基端部分を光源装置14に接続するとともに、治療プローブ59を鉗子口23から電子内視鏡12に挿通する。そして、操作部43を操作して、被検体に関する情報等を入力するとともに、先端部20にフード62を取り付ける。先端部20へのフード62の取り付け後、挿入部16を被検体内に挿入する。このとき、波長選択フィルタ50は通常光照射位置に位置しており、通常光を照射して被検体内を撮像しながら挿入部16が挿入される。

【0072】

挿入部16が腫瘍組織付近に到達したことを識別したときには、術者は、操作部17を操作して通常光による撮像からPDDへの切り替え操作を行う。PDDに切り替えられると、CPU39は波長選択フィルタ50を励起光照射位置に回転させる。励起光が腫瘍組織に照射されると光感受性物質から蛍光光が発生し、モニタ22のPDD画像を観察することで腫瘍組織の位置を特定できる。

【0073】

図9及び図10に示すように、術者がPDD画像を観察しながら治療プローブ59の位置を調節し、操作部43のペダルスイッチを踏んでPDTに切り替えると、CPU46は光源54から治療光を照射させる。また、CPU46は、治療光の照射中の一部期間において電子シャッタを開放して信号電荷の蓄積を行い、通常光による撮像を行う。このとき、電子シャッタの開放期間は、治療光の照射光量がCCD21で撮像されるフレーム内に視認可能に写り込む期間以上で、かつ治療光の波長に感応し、CCD21の画素が飽和しない光量以下になる期間、すなわち通常光による撮像を行っている期間中にR光の信号電荷が満たされることのない期間に設定されている。これにより、治療時間が長くなることを防止できる。CPU46は、治療光の照射を開始してから一定の治療光照射期間が経過すると治療光の照射を停止する。治療光の照射が停止すると、治療光の照射が停止してから1フレーム期間の終了までの信号電荷蓄積期間において、電子シャッタが開放されて信号電荷の蓄積が行われ、通常光による撮像が行われる。

【0074】

治療光の照射中に通常光による撮像を行うことにより、治療光の照射位置を確認でき、また、その後の通常光による撮像により、治療位置の周辺を観察することができる。このため、術者は、治療光の照射位置が治療位置からずれている場合は、治療プローブ59の向きを調節して治療光の位置を適切な位置に合わせる。1フレーム期間が経過して信号電荷蓄積期間が終了すると、後続する1フレーム期間の開始とともに再度治療光が照射され、上記の処理が再度行われる。

【0075】

このように、治療光の照射中の一部期間で信号電荷の蓄積を行うことにより、ハレーシ

10

20

30

40

50

オンが生じることを防止しつつ治療光の照射位置を確認することができ、信号電荷蓄積期間における信号電荷の蓄積により治療光の照射位置の周辺の観察をすることができる。

【 0 0 7 6 】

また、毎フレーム期間で治療光を照射しながらも治療光の照射位置を確認することができるので、治療時間が長くなることを防止し、かつ毎フレームで治療光が写り込むのでちらつきのない状態で治療光の照射位置を確認できる。

【 0 0 7 7 】

さらに、1フレーム期間内において、治療光の照射時間は1フレーム期間の半分(1フィールド期間)よりも長くなっている。これにより、治療時間が長くなることを防止できる。

10

【 0 0 7 8 】

上記第2の実施形態では、1フレーム期間に設けられた一定の治療光照射期間の全部で治療光を照射したが、1フレーム期間内の治療光の照射期間の一部期間で治療光を照射してもよい。これにより、CCDに代えて例えばCMOSなどの信号電荷の読み出し期間中に照明光の照射を停止しなければならない撮像素子において有効である。

【 0 0 7 9 】

上記第2の実施形態では、1フレーム期間毎に連続して信号電荷の蓄積を2度行ったが、例えば信号電荷の蓄積を2度行ったフレーム期間に後続する1フレーム期間ではPDDを行う、あるいは、PDTのみを行うなど、毎フレーム期間でガイド光を照射しなくてもよい。また、1フレーム期間内において、治療光の照射中に信号電荷の蓄積を行う回数は2回に限らず適宜回数に設定してよい。

20

【 0 0 8 0 】

上記各実施形態では、光源48としてキセノンランプを用いる例を説明したが、LEDやLDを光源48として用いても良い。この場合、波長帯の異なる光を発するLEDやLD等を複数備えておき、これらの点灯と消灯を制御することによって通常光と励起光を切り替えても良い。また、青色レーザ光源と、青色レーザ光を照射されることにより緑色～赤色の蛍光光を発する蛍光体を用いて通常光を発生させても良い。さらに、他の用途に用いる光源を併用しても良い。以下、全ての光源にLDを用いる場合の例を説明する。

【 0 0 8 1 】

例えば、図11に示すように、電子内視鏡システム500の光源装置501は互いに中心波長が異なるレーザ光源LD1～LD12を備えている。各レーザ光源LD1～LD12は、CPU46によりそれぞれ個別に調光制御されており、各レーザ光を個別に又は同時に発生することができる。また、各レーザ光源の発光のタイミングや光量比は任意に変更可能となっており、各レーザ光が出射される照明窓からの光のスペクトルを、それぞれ個別に変更できる。

30

【 0 0 8 2 】

LD1は、中心波長405nmのレーザ光を出射する狭帯域光観察用の光源である。LD2は中心波長445nmのレーザ光を出射して後述する波長変換部材である蛍光体を用いて白色光(通常光)を生成するための光源である。LD3及びLD4は、波長405nmのレーザ光を出射する光源であり、PDD等の蛍光観察時に用いられる。LD5及びLD6は、中心波長472nmのレーザ光を出射する光源であり、血中の酸素飽和度と血管深さの情報を抽出するために用いられる。LD7及びLD8は、中心波長665nmのレーザ光を出射する光源であり、PDTに用いられる。LD9及びLD10は、中心波長785nmのレーザ光を出射する光源であり、血管に注入したIGCの赤外光観察に用いられる。LD11及びLD12は、中心波長375nmのレーザ光を出射する光源であり、ルシフェラーゼを用いた蛍光観察を行うための光源である。なお、各レーザ光源は、上記中心発光波長の ± 10 nmの範囲に入っていれば良い。

40

【 0 0 8 3 】

各レーザ光源LD1～LD12から出射されるレーザ光は、それぞれ集光レンズ(図示しない)により光ファイバ502A～502Dに導入される。LD1, LD2からのレー

50

ザ光は、光ファイバ502B, 502Cを通じて先端部20に配置された蛍光体503に伝送され、LD3~LD12からのレーザー光は、光ファイバ502A, 502Dを通じて光拡散部材504に伝送され、照明光や励起光、治療光として被検体内に向けて出射される。

【0084】

なお、LD1とLD2からのレーザー光は、コンバイナ506により合波して1系統の光路とされた後、カプラ507により分波して2系統の光路とし、それぞれコネクタ18に伝送される。これにより、LD1とLD2からのレーザー光が、各レーザー光源の個体差による発光波長のばらつきやスペckルが軽減されて光ファイバ502B, 502Cに均等に伝送される。ここでは、コンバイナ506及びカプラ503を用いるが、これらを用いず

10

【0085】

光ファイバ502Bと蛍光体503は投光ユニット511Bを構成し、光ファイバ502Cと光拡散部材504は投光ユニット511Cを構成する。また、光ファイバ502Aと蛍光体503は投光ユニット511Aを構成し、光ファイバ502Dと蛍光体503は投光ユニット511Dを構成する。

【0086】

図12(A)に示すように、投光ユニット511B, 511Cは、それぞれ同一の構成であって、蛍光体503と、蛍光体503の外周を覆う筒状のスリーブ部材513と、スリーブ部材513の一端側を封止する保護ガラス(照明窓)514と、スリーブ部材513に挿入された光ファイバ502B(, 502C)を中心軸に保持するフェルール515とを備えている。また、フェルール515の後端側から外皮に覆われて演出される光ファイバ502B(, 502C)には、その外皮の外側を覆うフレキシブルスリーブ516との間に挿入されている。

20

【0087】

投光ユニット511B, 511Cの蛍光体503は、レーザー光源LD2からの青色レーザー光の一部を吸収して緑色~黄色に励起発光する蛍光物質(例えばYAG蛍光体、あるいはBAM(BaMgAl₁₀O₁₇)等の蛍光体)を含んで構成される。これにより、青色レーザー光を励起光とする緑色~黄色の励起発光光と、蛍光体503により吸収されず透過した青色レーザー光とが合わされて白色(擬似白色)の通常光が生成される。

30

【0088】

また、図12(B)に示すように、投光ユニット511A, 511Dも同一構成であり、投光ユニット511B, 511Cの蛍光体503に代えて光拡散部材504が配設され、光ファイバ502B, 502Dから導光される点以外は、投光ユニット511B, 511Cと同様の構成となっている。

【0089】

図13に示すように、投光ユニット511A, 511Dの対と、投光ユニット511B, 511Cの対は、先端部20の先端面のける対物光学系32を挟んだ両脇側に対として配置される。そして、例えば、投光ユニット511B, 511Cに対してLD2から青色レーザー光を導入することにより、白色光(通常光)が生成され、投光ユニット511B, 511Cから被検体内に照射される。また、投光ユニット511A, 511Dに対してLD3, LD4から中心波長が405nmのレーザー光(PDD用の励起光)と、LD7, LD8から中心波長が665nmのレーザー光(治療光)とを選択的に導入することにより、投光ユニット511A, 511Dから励起光と治療光のいずれかが被検体内に照射される。

40

【0090】

なお、PDD用の励起光、励起光の照射によって生じる蛍光光(PDD蛍光)、PDT用の治療光の波長を薬剤毎に図14に示す。PDDの励起光としては、フォトフリン、レザフィリン、ピスダイン、5-ALA(アミノレブリン酸)のいずれの蛍光薬剤を使用し

50

た場合でも中心波長350~450nmのレーザ光が利用可能であり、中心波長が405nmのレーザ光が好適に用いられる。5-ALAはプロトポルフィリンIXの蓄積によるもので、病巣の進行によって蛍光の波長比が変化する。

【符号の説明】

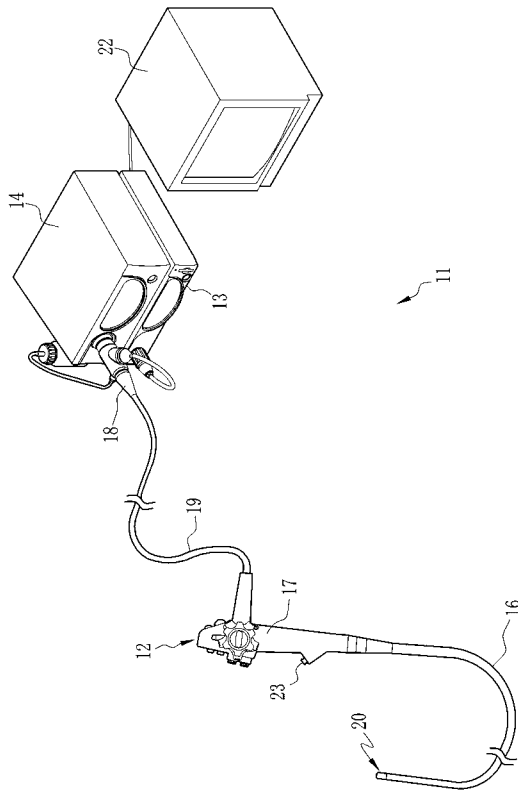
【0091】

- 11, 100, 500 内視鏡システム
- 46 CPU
- 53 治療光ユニット
- 54 光源
- 56 減光フィルタ
- 501 光源装置
- 502A~502D 光ファイバ
- 503 蛍光体
- 504 光拡散部材
- 506 コンバイナ
- 507 カプラ
- 511A~511D 投光ユニット
- 513 スリーブ部材
- 514 保護ガラス
- 515 フェルール
- 516 フレキシブルスリーブ

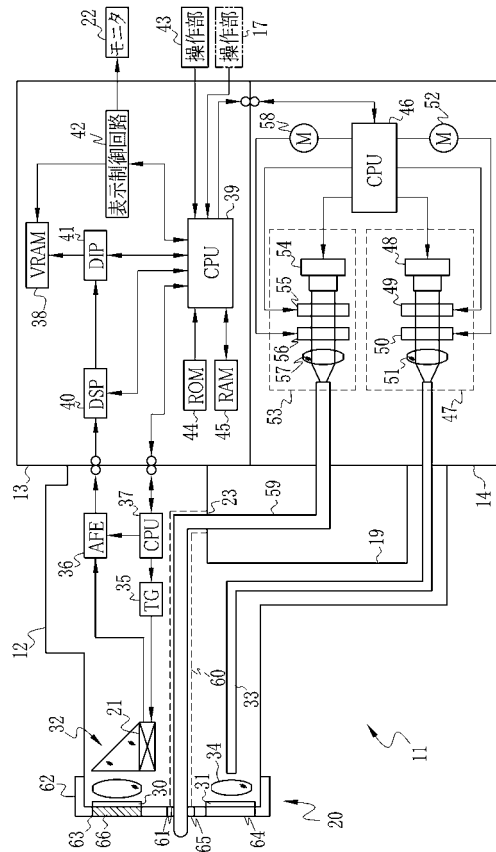
10

20

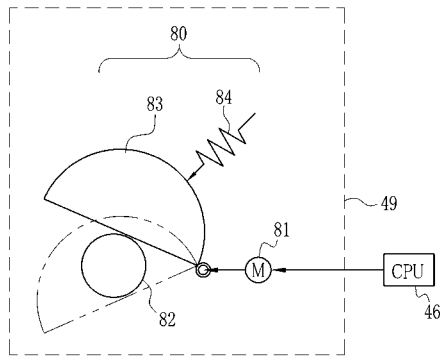
【図1】



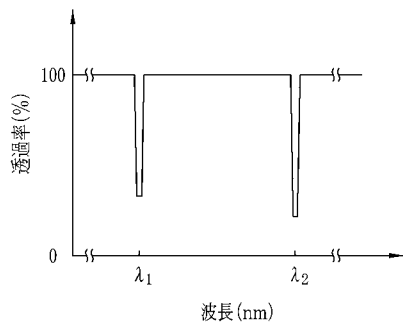
【図2】



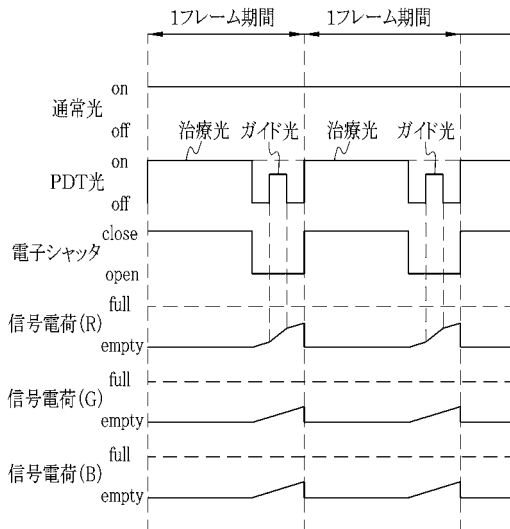
【図3】



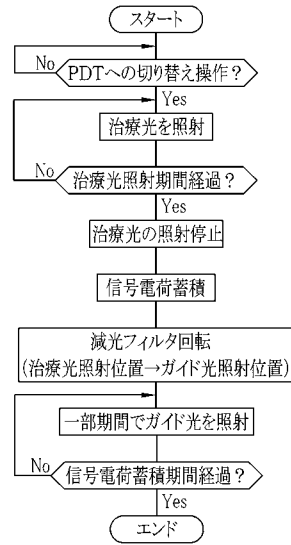
【図4】



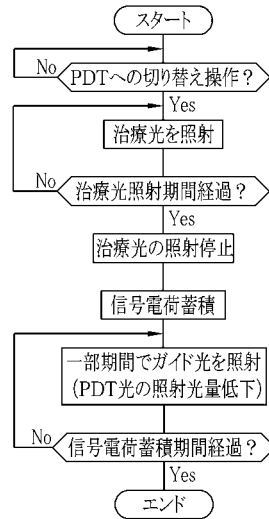
【図6】



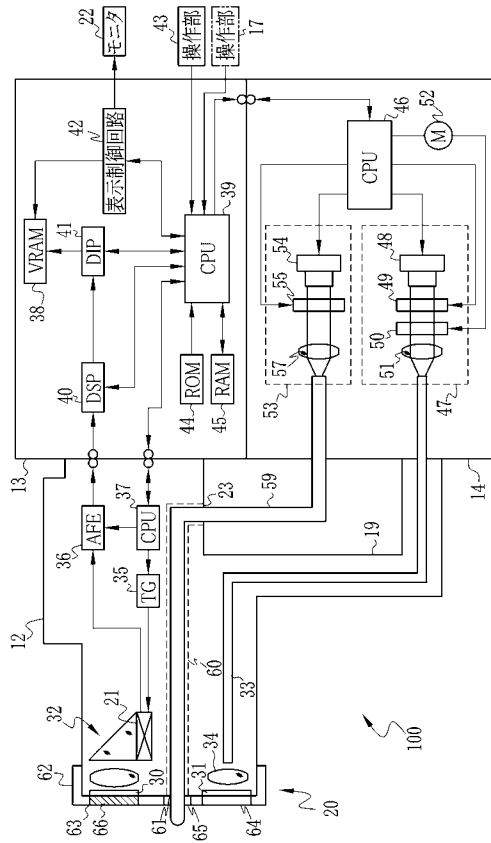
【図5】



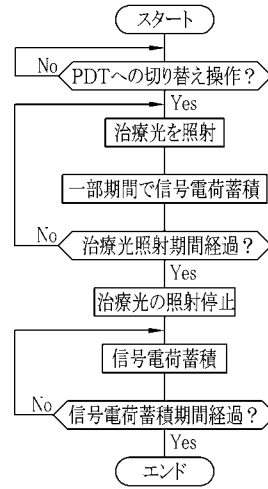
【図7】



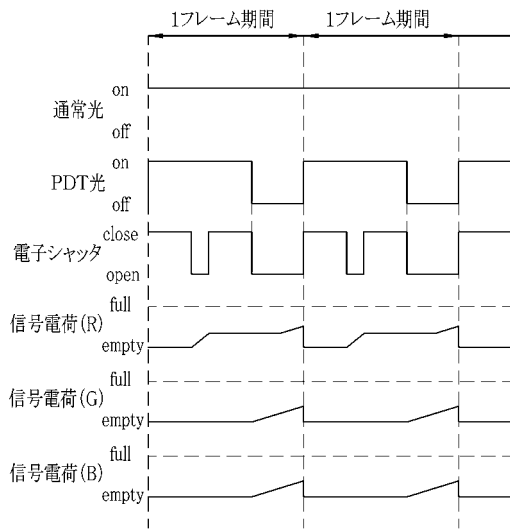
【図8】



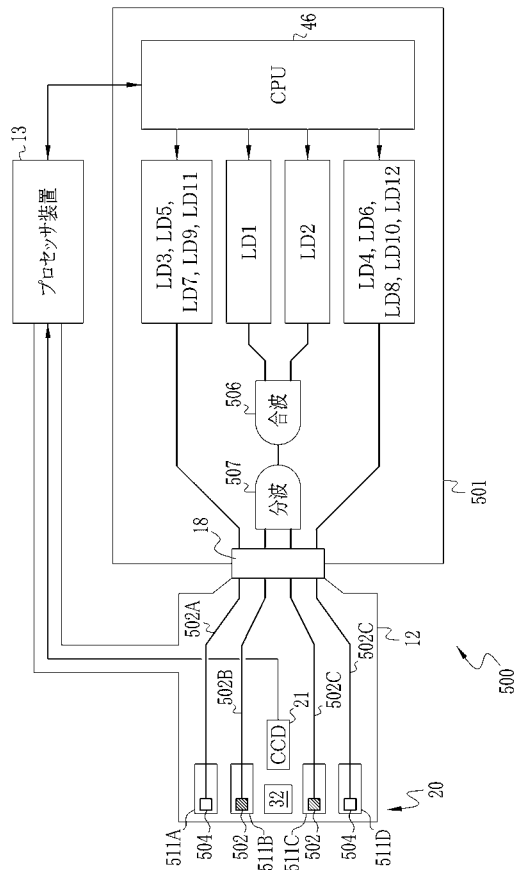
【図9】



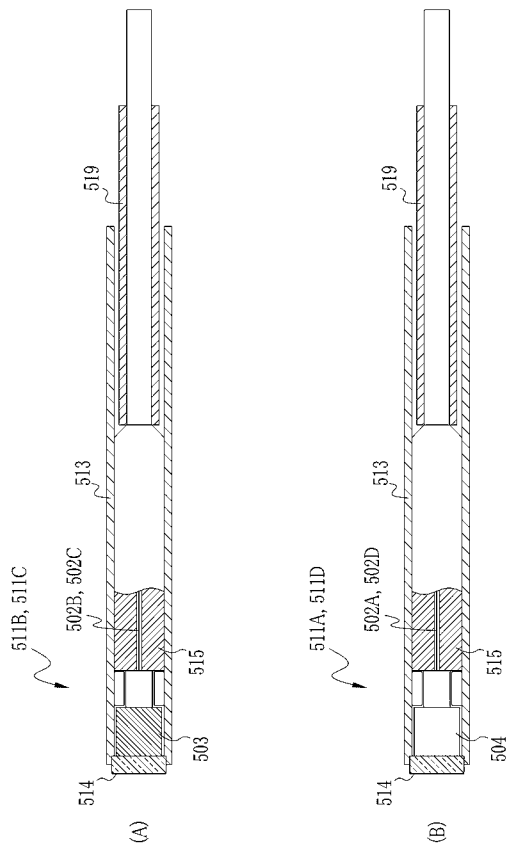
【図10】



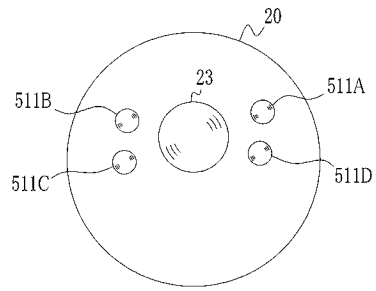
【図11】



【図12】



【図13】



【図14】

薬剤名	PDD励起光	PDD蛍光	PDT治療光
フォトリン	405nm	660nm	630nm
レザフィン	405nm	660nm	664nm
ビスダイ	405nm	660nm	689nm
5-ALA	405nm	635/670nm	630nm

フロントページの続き

- (72)発明者 山口 晃
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
- (72)発明者 山口 博司
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
- (72)発明者 飯田 孝之
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内

審査官 小田倉 直人

- (56)参考文献 特開2009-022652(JP,A)
特開2009-022654(JP,A)
特開2006-094907(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|---------|---------|
| A 6 1 B | 1 / 0 0 |
| A 6 1 B | 1 / 0 6 |

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5544261B2	公开(公告)日	2014-07-09
申请号	JP2010214938	申请日	2010-09-27
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	安田裕昭 遠藤安土 斎藤牧 山口晃 山口博司 飯田孝之		
发明人	安田 裕昭 遠藤 安土 斎藤 牧 山口 晃 山口 博司 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.300.H A61B1/06.A A61B1/00.621 A61B1/06.611 A61B1/06.612 A61B1/07.730 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/HH56 4C061/JJ17 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR03 4C061/RR04 4C061/RR18 4C061/RR24 4C061/RR26 4C061/SS05 4C061/WW14 4C061/WW17 4C061/WW18 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/HH56 4C161/JJ17 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR18 4C161/RR24 4C161/RR26 4C161/SS05 4C161/SS06 4C161/WW14 4C161/WW17 4C161/WW18		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2012065945A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在PDT治疗期间轻松确定治疗位置，同时减轻受试者的负担。在从治疗光的照射停止到一帧期间结束的信号电荷累积期间照射正常光，并且进行正常光的成像。在信号电荷累积时段的一部分期间，中性密度滤光器从治疗光照射位置旋转到引导光照射位置。当中性密度滤光片旋转到引导光照射位置时，照射引导光。由于引导光是从探头59发射的PDT光，所以引导光的照射位置与治疗光的照射位置相同。因此，操作者可以通过确认引导光的照射位置来检查治疗光的照射位置。 点域6

