

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5544260号
(P5544260)

(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 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 1/06 B

請求項の数 5 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2010-213999 (P2010-213999)
 (22) 出願日 平成22年9月24日 (2010.9.24)
 (65) 公開番号 特開2012-65899 (P2012-65899A)
 (43) 公開日 平成24年4月5日 (2012.4.5)
 審査請求日 平成25年1月10日 (2013.1.10)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (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
 (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】

被検体内の治療対象部位を治療するために治療光を前記被検体内に照射する治療光照射手段と、

前記治療対象部位を観察するために前記治療対象部位に投与された薬品から蛍光を発光させる励起光を照射する励起光照射手段と、

前記被検体内に白色光を照射する白色光照射手段と、

入射光を光電変換し、入射光量に応じた信号電荷を蓄積する画素を複数有し、前記被検体内を撮像する撮像手段と、

前記撮像手段が1枚の画像を撮像する撮像期間の1つである第1撮像期間内において、前記治療光を照射する治療光照射期間と、前記蛍光の光量に応じた前記信号電荷を蓄積する蓄積期間とが重複なく存在するように、前記治療光照射手段及び前記撮像手段を制御し、前記第1撮像期間とは別の前記撮像期間である第2撮像期間内において、前記治療光照射期間と、前記白色光の光量に応じた前記信号電荷を蓄積する蓄積期間とに一部重複が生じるように、前記治療光照射手段及び前記撮像手段を制御する制御手段と、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】

前記撮像手段は、前記第1撮像期間と前記第2撮像期間を交互に発生させ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】

10

20

前記一部重複期間は可変であり、前記制御手段が前記一部重複期間の長さを決定することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

撮影された画像の明るさを判別する判別手段を備え、

前記制御手段は、前記判別手段による判別結果に基づいて、前記一部重複期間の長さを決定することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

前記制御手段は、前記一部重複期間の長さを変更するときに、前記治療光照射期間の長さを調節することを特徴とする請求項 3 または 4 に記載の電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子内視鏡によって被検体内を撮影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】

医療分野では、電子内視鏡を用いた診断や治療が数多く行われている。近年では、被検体内に白色光（以下、通常光という）を照射して撮影した画像は、被検体内を自然に観察することができるが、腫瘍組織等を把握し難い場合があるため、特定の狭い波長帯の光（以下、特殊光という）を被検体内に照射しながら被検体内を撮影することにより、腫瘍組織等を把握し易くした電子内視鏡システムが知られている。例えば、こうした電子内視鏡システムとして、PDD（Photodynamic Diagnosis: 光線力学的診断）を行うものが知られている。さらに、PDDによって診断を行った腫瘍組織等の病変に対して PDT（Photodynamic Therapy: 光線力学的治療）を行うシステムも知られている。

20

【0003】

PDDは、所定波長の励起光を照射することによって蛍光光を発する光感受性物質を腫瘍組織に予め蓄積させておくことにより、光感受性物質が発する蛍光光によって、腫瘍組織の位置や大きさを把握することができるようにした診断方法である。腫瘍親和性の光感受性物質としては、405nm近傍の青色光を励起光として照射することによって赤色の蛍光光（例えば、波長635nm）を発生するヘマトポルフィリン誘導体等が知られている。

30

【0004】

PDDで用いる光感受性物質は、励起光とは異なる所定波長の光（例えば、630nm～680nmの赤色光。以下、治療光という）を照射することによって、腫瘍組織内に活性酸素が発生することが知られている。PDTは、こうして発生する活性酸素の殺細胞作用を利用した治療法であり、光感受性物質が蓄積された腫瘍組織に治療光を照射すること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時間以上と、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】

40

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ので、治療光を照射しながら通常光を照射して被検体内を撮影すると、治療光の照射位置やその周辺が白くぼやける現象（いわゆるハレーション）が生じる。このため、PDTによる治療中に、被検体内を観察することは難しい。また、PDDで観察する蛍光光は、治療光と同程度の波長帯であることから、PDDとPDTを同時に行うことは難しい。しかし、治療光の照射位置や治療効果を確認しながら行うために、PDTによる治療中にも被検体内を観察できるようにすることが望まれている。

【0006】

こうしたことから、治療光及び通常光の照射タイミングと撮像素子の駆動タイミングを上手く同期させ、PDTと、通常光撮影やPDDを交互に行うことで、PDTによる治療

50

中に通常光観察やPDDを行うことを可能にした電子内視鏡システムが知られている（特許文献1，2）。特許文献1には、第1フィールドでPDTを行ない、第2フィールドでPDDを行うことで、1フレーム期間でPDTとPDDを両立させる技術が開示されている。特許文献2には、通常光撮影、PDD、PDTをフレーム期間毎に順に行ない、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影を行う技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2006-130183号公報

10

【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】

PDTによって腫瘍組織を消滅させる場合、腫瘍組織の大きさ等に応じて、治療に必要な治療光の総照射光量が定まる。また、光源の特性として、単位時間あたりの治療光の光量は一定である。このため、PDTに要する時間は、治療光の光量と、治療完了までに必要な総照射光量によって定まる。

【0009】

しかしながら、特許文献1，2に記載されているように、通常光撮影やPDDと、PDTをフレーム期間（またはフィールド）毎に分けて行う場合、通常光撮影時やPDD時には治療光の照射を中断しなければならないので、その分、PDTによる治療が完了するまでに要する時間（以下、治療時間という）が延長される。例えば、PDTと通常光撮影をフレーム期間毎に交互に行うようにすると、治療光を間断なく照射し続けた場合（最短の治療時間）の2倍の治療時間が必要になる。また、PDTと、通常光撮影、PDDをフレーム期間毎に行うと、治療時間は治療光を間断なく照射し続けた場合の3倍に伸びる。前述のように、最短の治療時間は概ね10分程度と長いので、治療時間が2倍，3倍に延長されると患者の負担は大きく増大するという欠点がある。

20

【0010】

また、特許文献2に記載されているように、PDTを行うフレーム期間で蓄積電荷を途中リセットすると、ハレーションを低減させることができるが、治療光の照射スポット近傍のハレーションが生じた部分以外が暗くなりすぎるので、観察に適した画像を得ることは難しい。

30

【0011】

本発明は上述の問題点に鑑みてなされたものであり、治療時間をできるだけ短く抑えながら、PDTによる治療中においても被検体を良好に観察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】

【0012】

本発明の電子内視鏡システムは、被検体内の治療対象部位を治療するために治療光を前記被検体内に照射する治療光照射手段と、前記治療対象部位を観察するために前記治療対象部位に投与された薬品から蛍光を発光させる励起光を照射する励起光照射手段と、前記被検体内に白色光を照射する白色光照射手段と、入射光を光電変換し、入射光量に応じた信号電荷を蓄積する画素を複数有し、前記被検体内を撮像する撮像手段と、前記撮像手段が1枚の画像を撮像する撮像期間の1つである第1撮像期間内において、前記治療光を照射する治療光照射期間と、前記蛍光の光量に応じた前記信号電荷を蓄積する蓄積期間とが重複なく存在するように、前記治療光照射手段及び前記撮像手段を制御し、前記第1撮像期間とは別の前記撮像期間である第2撮像期間内において、前記治療光照射期間と、前記白色光の光量に応じた前記信号電荷を蓄積する蓄積期間とに一部重複が生じるように、前記治療光照射手段及び前記撮像手段を制御する制御手段と、を備えることを特徴とする。

40

50

【 0 0 1 4 】

前記撮像手段は、前記第 1 撮像期間と前記第 2 撮像期間を交互に発生させることが好ましい。

【 0 0 1 5 】

前記一部重複期間は可変であり、前記制御手段が前記一部重複期間の長さを決定することが好ましい。

【 0 0 1 6 】

撮像された画像の明るさを判別する判別手段を備え、前記制御手段は、前記判別手段による判別結果に基づいて、前記一部重複期間の長さを決定することが好ましい。

【 0 0 1 7 】

前記制御手段は、前記一部重複期間の長さを変更するときに、前記治療光照射期間の長さを調節することが好ましい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 8 】

本発明によれば、治療時間をできるだけ抑えながら、P D T による治療中においても被検体を良好に観察することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 9 】

【 図 1 】 電子内視鏡システムの構成を示す外観図である。

【 図 2 】 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 3 】 投光ユニットの構成を示す断面図である。

【 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 】 治療光の照射タイミング、電子シャッタの動作タイミング、及び各色の画素の信号電荷が蓄積する様子を示すタイミングチャートである。

【 図 6 】 比較例 2 の電子シャッタの動作タイミングと各色の画素の信号電荷が蓄積する様子を示すタイミングチャートである。

【 図 7 】 重複時間 T 3 を可変にした態様を示すタイミングチャートである。

【 図 8 】 P D D 時に治療光ヲ照射する態様を示すタイミングチャートである。

【 図 9 】 光感受性物質の種類と、P D D 用の励起光、励起光の照射により発生する蛍光光、治療光の波長を示す表である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 0 】

〔 第 1 実施形態 〕

図 1 に示すように、電子内視鏡システム 1 1 は、電子内視鏡 1 2、プロセッサ装置 1 3、及び光源装置 1 4 からなる。電子内視鏡 1 2 は、被検者の体内に挿入される可撓性の挿入部 1 6 と、挿入部 1 6 の基端部分に接続された操作部 1 7 と、プロセッサ装置 1 3 及び光源装置 1 4 に接続されるコネクタ 1 8 と、操作部 1 7 - コネクタ 1 8 間を繋ぐユニバーサルコード 1 9 とを有する。挿入部 1 6 の先端（以下、先端部という）2 0 には被検体内撮影用の C C D 型イメージセンサ（図 2 参照。以下、C C D という）2 1 が設けられている。

【 0 0 2 1 】

操作部 1 7 には、先端部 2 0 を上下左右に湾曲させるためのアングルノブや挿入部 1 6 の先端からエアー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リリースボタン、モニタ 2 2 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 P D D の切り替えを行う切り替えボタンといった操作部材が設けられている。また、操作部 1 7 の先端側には、電気メス等の処置具が挿通される鉗子口が設けられている。鉗子口は、挿入部 1 6 内の鉗子チャネルを介して、先端部 2 0 に設けられた鉗子出口に連通している。

【 0 0 2 2 】

プロセッサ装置 1 3 は、光源装置 1 4 と電氣的に接続され、電子内視鏡システム 1 1 の

10

20

30

40

50

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、CCD 21 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 CCD 21 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。プロセッサ装置 13 で生成された画像データは、プロセッサ装置 13 にケーブル接続されたモニタ 22 に観察画像として表示される。

【0023】

図 2 に示すように、先端部 20 には、CCD 21、対物光学系 31、投光ユニット 55A, 55B 等が設けられている。タイミングジェネレータ（以下、TG という）26、アナログ信号処理回路（以下、AFE という）27、VRAM 28、CPU 29 は、操作部 17 やユニバーサルコード 19 のコネクタ 18 等に設けられている。観察窓 23 の奥には、レンズ群及びプリズムからなる対物光学系 31 によって被検体内の像が撮像面に結像されるように CCD 21 が配置されている。照明窓 24 からは照明光や P D T 用の治療光が被検体内に照射される。照明光や治療光は、光源装置 14 から電子内視鏡 12 に供給され、ユニバーサルコード 19 及び挿入部 16 に挿通された光ファイバ 56A, 56B によって導光され、出射端に配置された投光ユニット 55A, 55B から照明レンズ（図示しない）を介して被検体内に照明される。

【0024】

CCD 21 は、対物光学系 31 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。CCD 21 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。受光部は開口された画素が配列された領域であり、各画素に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ている。カラーフィルタは、例えばベイヤー配列の原色（RGB）あるいは補色（CMY または CMYG）カラーフィルタである。オプティカルブラックは、遮光膜によって遮光された画素からなる領域であり、暗電流ノイズに応じた撮像信号を出力する。したがって、CCD 21 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ともに、オプティカルブラックの画素から出力される撮像信号が含まれる。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。また、CCD 21 は TG 26 から入力されるクロック信号に応じて動作し、信号電荷の蓄積や読み出し等の動作を行う。信号電荷を蓄積する期間（以下、電荷蓄積期間という）の長さや開始／終了のタイミング等、いわゆる電子シャッタの開閉やそのタイミングは、シャッタパルスとしてのクロック信号の入力タイミングによって調節される。シャッタパルスが入力されている期間が電子シャッタが閉じられている期間であり、シャッタパルスの入力停止している期間が、電子シャッタが開かれている期間である。

【0025】

CCD 21 から出力される撮像信号はアナログ信号であり、AFE 27 によってノイズ除去処理やゲイン補正処理が施され、A/D 変換された後に、ユニバーサルコード 19 及びコネクタ 18 を介してプロセッサ装置 13 の DSP 42（後述）に入力される。

【0026】

TG 26 は、CCD 21 にクロック信号を与える。CCD 21 は、TG 26 から入力されるクロック信号に応じて撮像動作を行ない、撮像信号を出力する。CPU 29 は、電子内視鏡 12 とプロセッサ装置 13 とが接続された後、プロセッサ装置 13 の CPU 41 からの動作信号に基づいて TG 26 を駆動させる。後述するように、TG 26 から出力されるクロック信号は CPU 29 によって決定され、P D T による治療中や P D D による観察時等、撮影の態様に応じて各々異なるタイミングで信号電荷の蓄積等の動作を開始／終了を指示するクロック信号が出力される場合がある。

【0027】

AFE 27 は、相関二重サンプリング（CDS）回路、自動ゲイン調節（AGC）回路

10

20

30

40

50

、A/D変換器からなる。CDSは、CCD21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、CCD21を駆動することによって生じるノイズを除去する。AGCは、CDSによってノイズが除去された撮像信号を増幅する。A/D変換器は、AGC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。AFE27の駆動は、CPU29によって制御される。例えば、CPU29は、プロセッサ装置13のCPU41から入力される動作信号に基づいて、AGC回路による撮像信号の増幅率（ゲイン）を調節する。

【0028】

投光ユニット55A、55Bは、光源装置14から光ファイバ56A、56Bによって導光される光を被検体内に照射するユニットである。投光ユニット55A、55Bの先端は保護ガラス（図示しない）によって封止されており、それぞれ治療光、通常光、励起光の照射窓として先端面に露呈される。

10

【0029】

投光ユニット55Aは、通常光を被検体内に照射するユニットであり、光ファイバ56Aによって光源装置14から青色レーザー光が導光される。投光ユニット55Aの先端には、蛍光体58が設けられている。蛍光体58は、例えばYAGやBAM（BaMgAl₁₀O₁₇）からなり、光ファイバ56Aから出射される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。このため、投光ユニット55Aは、蛍光体58を拡散しながら透過する青色の光と、蛍光体58から励起発光される緑色～黄色の光が合わさって擬似白色の通常光を出射する。通常光の照射範囲は、電子内視鏡12による撮影範囲と同程度か、これよりも大きく、通常光は観察画像の全面にほぼ均一に照射される。

20

【0030】

投光ユニット55Bは、PDD用の励起光やPDT用の治療光を被検体内に照射するユニットであり、光ファイバ56Bによって励起光または治療光の一方が導光される。投光ユニット55Bの先端には、光ファイバ56Bから出射される光を所定の範囲に拡散させる光拡散部材59が設けられている。このため、投光ユニット55Bが被検体内に照射する光は、一定の広がりを持った照射範囲となる。励起光及び治療光の照射範囲は、通常光の照射範囲よりも小さく、励起光及び治療光は、主に電子内視鏡12の視野の一部に照射される。

【0031】

30

プロセッサ装置13は、CPU41、デジタル信号処理回路（DSP）42、デジタル画像処理回路（DIP）43、表示制御回路44、操作部51等を有する。

【0032】

CPU41は、図示しないデータバスやアドレスバス、制御線を介して各部と接続されており、プロセッサ装置13全体の動作を統括的に制御する。ROM52には、プロセッサ装置13の動作を制御するための各種プログラム（OS、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）が記憶されている。CPU41は、ROM52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RAM53に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、CPU41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51やLAN等のネットワークより取得し、RAM53に記憶する。

40

【0033】

さらに、CPU41は、被検体内に照射する光の種類や照射タイミング等、撮影の態様に応じてCCD21の電荷蓄積期間やその開始/終了のタイミングを調節する調節信号を電子内視鏡12のCPU29に入力する。電子内視鏡12のCPU29は、CPU41から入力される調節信号にしたがってTG26を駆動させることにより、CCD21の電子シャッタを開閉させるタイミング等を撮影の態様に応じて調節する。例えば、挿入部16の挿入時等に通常光で照明しながら被検体内を撮影する場合、1枚の観察画像を撮影するサイクルである1フレーム期間のうち、信号電荷を読み出して撮像信号を出力する期間を除くほぼ全ての期間を電荷蓄積時間とする。一方、PDTによる治療を行ないながら被検

50

体内を撮影する場合、CPU 29は、1フレーム期間の前半半分で電子シャッタを閉じ、1フレーム期間の後半半分で電子シャッタを開け、電荷蓄積期間とする。

【0034】

また、CPU 41は、CPU 29に入力するものと同じ調節信号を光源装置14のCPU 66に入力する。これにより、光源装置14から撮影態様に応じたタイミングで通常光や励起光、治療光を照射させる。CCD 21と後述する光源装置14の各LDの動作は、CPU 41がCPU 29及びCPU 66に撮影態様に応じた同期信号を入力することによって同期される。

【0035】

DSP 42は、CCD 21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。DSP 42で生成された画像データは、DIP 43の作業メモリに入力される。また、DSP 42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(ALC制御)に必要なALC制御用データを生成し、CPU 41に入力する。

【0036】

DIP 43は、DSP 42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。DIP 43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VRAM 28に一時的に記憶された後、表示制御回路44に入力される。

【0037】

表示制御回路44は、VRAM 28から観察画像を選択して取得し、モニタ22上に表示する。また、表示制御回路44は、CPU 41からROM 52及びRAM 53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。表示制御回路44は、VRAM 28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。

【0038】

操作部51は、プロセッサ装置13の筐体に設けられる操作パネル、マウスやキーボード等の周知の入力デバイスであり、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含む。CPU 41は、操作部51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。

【0039】

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、データバス等を介してCPU 41と接続されている。

【0040】

光源装置14は、照明光ユニット61と治療光ユニット62を備える。照明光ユニット61は、被検体内に照射する撮影用の照明光を発生するユニットであり、光源63、絞り機構64、波長選択フィルタ65等から構成される。

【0041】

光源装置14は、通常光用LD 61、励起光用LD 62、治療光用LD 63の3種類のレーザーダイオードを光源として有し、CPU 66によって各々の動作を制御する。

【0042】

通常光用LD 61は、中心波長445nmの青色レーザー光を発光する光源であり、レンズ等(図示しない)を介して光ファイバ64aに導光される。光ファイバ64aは、コ

10

20

30

40

50

ネクタ 18 を介して電子内視鏡 12 の光ファイバ 56 A に接続される。このため、通常光用 LD 61 が発光した青色レーザー光は、投光ユニット 55 A に導光され、蛍光体 58 に入射する。そして、青色レーザー光が入射されることにより蛍光体 58 が励起発光する緑色～黄色の光と合わさって、擬似白色の通常光として被検体内に照射される。

【0043】

励起光用 LD 62 は、中心波長 405 nm の青紫レーザー光を発光する光源であり、レンズ等（図示しない）を介して光ファイバ 64 b に導光される。光ファイバ 64 b は、カプラ（図示しない）によって光ファイバ 64 c と 1 経路の光ファイバ 64 d に統合され、コネクタ 18 を介して電子内視鏡 12 の光ファイバ 56 B に接続される。このため、励起光用 LD 62 が発光した青紫レーザー光は、投光ユニット 55 B に導光される。そして、光拡散部材 59 によって拡散され、PDD 用の励起光として被検体内に照射される。PDD 及び PDT で用いられる光感受性物質は、励起光の照射によって中心波長 660 nm 程度の赤色の蛍光光を発生する。

【0044】

治療光用 LD 63 は、中心波長 665 nm の赤色レーザー光を発する光源であり、レンズ等（図示しない）を介して光ファイバ 64 c に導光される。光ファイバ 64 c は、光ファイバ 64 d に統合された後に、コネクタ 18 を介して電子内視鏡 12 の光ファイバ 56 B に接続される。このため、治療光用 LD 63 が発光した赤色レーザー光は、投光ユニット 55 B に導光される。そして、光拡散部材 59 によって拡散され、PDT 用の治療光として被検体内に照射される。

【0045】

これらの各 LD 61～63 の点灯や消灯のタイミングは CPU 66 によって各々制御される。例えば、CPU 66 は、CPU 41 から入力される信号に基づいて、励起光用 LD 62 と治療光用 LD 63 のいずれか一方を選択的に点灯させる。これにより、PDD 用の励起光または PDT 用の治療光のいずれか一方が投光ユニット 55 B から被検体内に照射される。

【0046】

また、CPU 66 は、CPU 41 から入力される調節信号や同期信号にしたがって各 LD 61～63 の点灯／消灯のタイミングを調節することにより、撮影態様に応じて、かつ、CCD 21 の駆動タイミングと同期して、通常光や励起光、治療光を被検体内に照射させる。例えば、PDT による治療を行ないながら被検体内を撮影する場合、CPU 66 は通常光用 LD 61 を常時点灯させることにより、投光ユニット 55 A から通常光を照射し続けるとともに、1 フレーム期間のうち一部の期間で治療光用 LD 63 を点灯させ、投光ユニット 55 B から治療光を照射する。このとき、CPU 66 は、1 フレーム期間の開始時点に同期して、治療光用 LD 63 を点灯開始させるとともに、所定時間、治療光用 LD 63 を点灯させた後に、治療光用 LD 63 を消灯する。CPU 66 が治療光用 LD 63 を点灯させる期間は、1 フレーム期間後半の電荷蓄積期間に一部重複する長さに調節される。治療光の照射期間と電荷蓄積時間とが重複する期間（以下、重複期間という）の長さは、調節信号に含まれており、CPU 41 によって、撮影する画像にハレーションが生じない程度に設定や ALC 制御用データ等に基づいて決定される。

【0047】

さらに、CPU 66 は、プロセッサ装置 13 の CPU 41 と通信し、通常光用 LD 61 及び励起光用 LD 62 の発光量を調節することにより、被検体内に照射する照明光の光量を調節する。CPU 66 による照明光量の制御は、撮影された観察画像の明るさ等に応じて自動的に照明光量を調節する ALC（Auto Light Control）制御であり、DSP 42 で生成された ALC 制御用データに基づいて行われる。

【0048】

フード 81 は、PDD 及び PDT を行う場合に先端部 20 に取り付けられるアタッチメントである。フード 81 には、先端部 20 の観察窓 23，照明窓 24，鉗子出口の位置にそれぞれ対応して、観察窓 82，照明窓 83，鉗子出口が設けられている。

【 0 0 4 9 】

観察窓 8 2 には減光フィルタ 8 5 が設けられている。減光フィルタ 8 5 は、P D D 用の励起光と P D T 用の治療光を減光するフィルタ（いわゆるノッチフィルタ）であり、励起光及び治療光以外の波長帯の光はほぼ 1 0 0 % 透過する。このため、P D D 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 8 2 に入射するが、励起光だけが減光される。これにより、光量が小さい蛍光光による被検体内の像を撮影することができる。

【 0 0 5 0 】

また、P D T 時には、治療時間を短縮するために高光量の治療光が用いられるが、その反射光は減光フィルタ 8 5 によって減光されるので、C C D 2 1 に到達する治療光の光量が低減される。

10

【 0 0 5 1 】

なお、通常光は広帯域光であり、P D D 用の励起光や P D T 用の治療光の波長の光を含むので、フード 8 1 を取り付けけた状態で通常光によって照明しながら被検体内を撮影（以下、通常光撮影という）すると、減光フィルタ 8 5 によって励起光及び治療光と同一の波長帯の情報が低減されてしまうが、その他の大部分の波長帯の光は減光フィルタ 8 5 を透過する。このため、通常光の照明によって撮影される観察画像（以下、通常光画像という）は、フード 8 1 の有無によらず、ほぼ同様の通常光画像となる。

【 0 0 5 2 】

照明窓 8 3 には、少なくとも通常光と励起光を透過する透明な部材（例えばガラス板）が嵌め込まれている。このため、先端部 2 0 にフード 8 1 を取り付けけた場合も、フード 8 1 を取り付けけない場合と同様に通常光や励起光が被検体内に照射される。

20

【 0 0 5 3 】

図 3（A）に示すように、投光ユニット 5 5 A は、蛍光体 5 8 と、蛍光体 5 8 の外周を覆う筒状のスリーブ部材 7 1 と、スリーブ部材 7 1 の先端を封止する保護ガラス 7 2 と、スリーブ部材 7 1 に挿入された光ファイバ 5 6 A を中心軸に保持するフェルール 7 3 とを備えている。光ファイバ 5 6 A はフレキシブルスリーブ 7 4 の間に挿入され、フェルール 7 3 の後端側に延設されている。また、図 3（B）に示すように、投光ユニット 5 5 B は、蛍光体 5 8 のかわりに光拡散部材 5 9 が配置され、光ファイバ 5 6 B によって導光される以外は、投光ユニット 5 5 A と同様の構成となっている。

30

【 0 0 5 4 】

図 4 に示すように、減光フィルタ 8 5 は、励起光の波長 λ_1 の近傍と治療光の波長 λ_2 の近傍で透過率が低く、その他の波長の光はほぼ 1 0 0 % 透過する。減光フィルタ 8 5 は、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、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る。このため、励起光の波長 λ_1 の透過率は、P D D 時に用いる励起光の光量と発生する蛍光光とに応じて、治療光 λ_2 の透過率は P D T 時に用いる治療光の光量に応じて、各々定められる。なお、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 8 5 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。

40

【 0 0 5 5 】

上述のように構成される電子内視鏡システム 1 1 の作用を説明する。電子内視鏡システム 1 1 によって P D D 及び P D T を行う場合、術者は前もって被検者に光感受性物質を投与する。光感受性物質の投与後、一定の時間が経過し、光感受性物質が腫瘍組織に十分に蓄積し、検査及び治療が開始される。検査及び治療を開始するときには、術者は電子内視鏡 1 2 とプロセッサ装置 1 3 及び光源装置 1 4 を接続し、プロセッサ装置 1 3 及び光源装置 1 4 の電源をオンにする。また、操作部 5 1 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 2 0 にフード 8 1 を取り付け、挿入部 1 6 を被検体内に挿入する。挿入部 1 6 の挿入は、通常光を証明して被検体内を観察しながら行われる。

【 0 0 5 6 】

50

先端部 20 が腫瘍組織近傍に到達したら、操作部 17 を操作して、観察方法を通常光観察から PDD に切り替える。操作部 17 によって通常光観察から PDD への切り替え指示が入力されると、CPU 41 は、PDD 用の調節信号と同期信号を電子内視鏡 12 の CPU 29 と光源装置 14 の CPU 66 に入力する。電子内視鏡 12 の CPU 29 は、PDD 用の調節信号と同期信号が入力された場合、通常光によって被検体内を観察する場合と同様に CCD 21 を駆動して被検体内を撮影する。また、光源装置 14 の CPU 66 は、PDD 用の調節信号と同期信号が入力されると、通常光用 LD 61 を消灯し、励起光用 LD 62 を点灯させる。これにより、被検体内には、投光ユニット 55A から照射される通常光に代わって、投光ユニット 55B から励起光が照射される。

【0057】

10

こうして励起光を照射して被検体内を撮影すると、光感受性物質から発せられる蛍光光によって腫瘍組織が強調された PDD 画像が撮影され、モニタ 22 に表示される。術者は、通常光画像と PDD 画像を切り替え観察（あるいは同時に表示させて観察）しながら腫瘍組織の位置や大きさ、形状等を確認し、腫瘍組織に治療光が効率良く照射されるように先端部 20 の位置や向きを調節する。

【0058】

先端部 20 の位置や向きを調節が完了すると、術者はペダルスイッチ（操作部 51）を踏み、PDT による治療を開始する。ペダルスイッチが踏まれると、CPU 41 は、PDT 用の調節信号及び同期信号を、電子内視鏡 12 の CPU 29 及び光源装置 14 の CPU 66 に PDT 用の調節信号及び同期信号を入力する。電子内視鏡 12 の CPU 29 及び光源装置 14 の CPU 66 は、PDT 用の調節信号及び同期信号が入力されると、これに応じて CCD 21 の電子シャッタの開閉タイミングや各 LD 61 ~ 63 の点灯 / 消灯のタイミングを各々調節して、PDT による治療中用の撮影態様に切り替える。

20

【0059】

図 5 に示すように、電子内視鏡 12 の CPU 29 は、PDT 用の調節信号及び同期信号が入力されると、1 フレーム期間 FR の前半半分 A で電子シャッタを閉じ（close）、1 フレーム期間 FR の後半半分 B で電子シャッタを開く（open）ように、TG 26 から所定のクロック信号を CCD 21 に入力させる。これにより、CCD 21 は、1 フレーム期間 FR の後半半分 B で信号電荷を蓄積する。

【0060】

30

また、光源装置 14 の CPU 66 は、PDT 用の調節信号及び同期信号が入力されると、通常光用 LD 61 を on に設定し、常時点灯を開始させるとともに、励起光用 LD 62 を消灯する。これにより、PDT による治療を行っている間、投光ユニット 55A から常に通常光が照射される。これと同時に、CPU 66 は、治療光用 LD 63 を点灯 / 消灯（on / off）させることにより、CCD 21 の駆動タイミングに合わせて投光ユニット 55B から治療光をパルス照射する。治療光用 LD 63 が点灯開始（on）されるタイミングは、CCD 21 の電子シャッタが閉じられる 1 フレーム期間 FR の開始時に同期され、1 フレーム期間 FR の後半半分の期間 B の途中で消灯（off）される。

【0061】

したがって、治療光の照射期間 T1 と電荷蓄積期間 T2 には重複期間 T3 がある。重複期間 T3 の長さは、PDT による治療中に撮影する画像（以下、PDT 画像という）にハレーションが生じない程度に、設定等にしたがって CPU 41 によって予め定められている。治療光の照射期間 T1 は、1 フレーム期間 FR の前半半分 A に重複期間 T3 を加えた長さに定められる。

40

【0062】

CCD 21 の各画素は、電子シャッタが閉じられているフレーム FR の前半半分の期間 A では、信号電荷の蓄積量は 0（empty）である。その後、電子シャッタが開かれると、入射光量に応じて信号電荷が蓄積される。このとき、緑色画素（以下、G 画素という）は、通常光の反射光に含まれる緑色成分に感応して、電荷蓄積期間 T2 の長さに比例した信号電荷が蓄積される。治療光は赤色であるため、重複期間 T3 においても G 画素は通

50

常光の反射光によって信号電荷を蓄積する。青色画素（以下、B画素という）も同様に、通常の反射光に含まれる青色成分に感応して、電荷蓄積期間T2の長さに比例した信号電荷が蓄積される。

【0063】

一方、赤色画素（以下、R画素という）では、電子シャッタが開かれると、電荷蓄積期間T2のうち、当初の重複期間T3では、治療光による反射光と通常光の反射光に含まれる赤色成分とによって信号電荷が蓄積される。このため、治療光の反射光が入射するR画素では、G画素やB画素よりも急峻に信号電荷が蓄積される。そして、重複期間T3以後の電荷蓄積期間T2においては、通常光の反射光に含まれる赤色成分の量に比例して信号電荷が蓄積する。重複期間T3は、電荷蓄積期間T2の終了時にR画素に蓄積される信号電荷が、概ね最大蓄積容量（full）に満たない範囲内で決定される。また、治療光の反射光が入射しない位置にあるR画素では、G画素やB画素と同様に、通常光の反射光に含まれる赤色成分によって信号電荷が蓄積されるので、電荷蓄積期間T2を通して、通常光の反射光の光量に比例して信号電荷が蓄積される。

【0064】

上述のように、電子内視鏡システム11では、PDTによる治療を行っているときに、1フレーム期間FRの前半の一部期間を治療光照射期間T1、フレームFRの後半半分の期間Bを電荷蓄積期間T2とするとともに、治療光照射期間T1と電荷蓄積期間T2に重複期間T3を設けてPDT画像を撮影する。重複期間T3はPDT画像にハレーションが生じない程度に定められるので、電子内視鏡システム11で撮影したPDT画像によれば、PDTによる治療中であっても被検体内を良好に観察することができる。

【0065】

そして、フレーム期間毎に治療光の照射と通常光撮影を交互に行うことによって治療中の被検体内を観察する例（例えば、 $T1 = T2$ かつ $T3 = 0$ の場合。以下、比較例1という）と電子内視鏡システム11を比較すると、電子内視鏡システム11は、重複期間T3の分だけ各フレーム期間FRにおいて治療光が長く腫瘍組織に照射される。PDTによる治療時間は、CCD21の駆動サイクルに関係なく常に治療光を照射し続けた場合であっても1時間以上もの長時間を要することも多い。このため、電子内視鏡システム11によれば、重複期間T3の長さや、治療完了するまでに必要な治療光の総照射光量によっては、数10分単位で治療時間を短縮し、被検者の負担を低減することができる。

【0066】

また、電子内視鏡システム11では、重複期間T3が設けられているため、PDT画像は、いわゆる通常光画像に重複期間T3の長さに比例した治療光の照射スポットの像が重畳表示された画像となっている。比較例1の場合には、治療光の照射と通常光撮影が交互であるため、モニタ等に表示される通常光画像から治療光が照射されているか否かを判別したり、治療光が腫瘍組織の位置に正しく照射されているか否かを判別したりすることは困難であるが、電子内視鏡システム11では、PDTによる治療中に被検体内を良好に観察することができることに加えて、治療光の照射スポットをPDT画像から把握することができる。

【0067】

さらに、図6に示すように、CCD21の駆動サイクルに関わらず常に治療光を照射しておき、1フレーム期間FRの途中で電子シャッタを閉じて信号電荷を破棄することによってPDTによる治療中にハレーションのない画像を撮影する例（以下、比較例2という）と比べて、本発明の電子内視鏡システム11には次のようなメリットがある。

【0068】

比較例2の場合、1フレーム期間FRの開始時点aで電子シャッタを閉じて、再び電子シャッタを開き信号電荷の蓄積を開始する。その後、1フレーム期間FRの途中bで再び電子シャッタを閉じて、全画素の信号電荷を破棄する。この間、フレームFR当初の時点aから途中の時点bまでにR画素は治療光の反射光によって飽和してしまうが（full）、途中の時点bで全画素の信号電荷を破棄することにより、治療光によるハレーション

を防止する。

【0069】

ここで、例えば、R画素のタイミングチャートに二点鎖線で示すように、比較例2で時点b後のR画素に蓄積される信号電荷の量が、本発明の電子内視鏡システム11のR画素の信号電荷の量と等しくなるように、電子シャッタを閉じる時点bのタイミングが定められているとする。この場合、比較例2では時点bで電子シャッタを閉じ、G画素やB画素の信号電荷も破棄してしまうので、G画素及びB画素のタイミングチャートに二点鎖線で示すように、電子内視鏡システム11のG画素やB画素の信号電荷の量よりも小さくなりやすい。また、治療光の反射光が入射しないようなR画素は、G画素やB画素と同様に蓄積される信号電荷の量は小さい。したがって、比較例2で撮影されるPDT画像是、ほぼ治療光の照射スポット（赤色）だけが浮かび上がったような画像となり、PDTによる治療中に被検体内の全体を良好に観察することは難しい。これに対して、電子内視鏡システム11は、被検体内の全体をほぼフルカラーで観察することができる。また、電子内視鏡システム11を用いてPDTによる治療を行う場合、治療光を消灯する時間がある分、比較例2よりも治療時間は長くなるが、電子内視鏡システム11は、治療時間を最小限に抑えつつ、被検体内を良好に観察することができるようにしたものである。

10

【0070】

なお、上述の第1実施形態では、設定等によって重複期間T3が予め定められている例を説明したが、重複期間T3を可変にしても良い。例えば、図7(A)に示すように、重複時間T3でPDT画像を撮影したときに、R画素の信号電荷が小さくPDT画像が暗かった場合、図7(B)や図7(C)に示すように、フレーム期間毎の治療光照射期間T1を延長し、または電荷蓄積期間T2を延長することによって、重複期間T3の長さを延長しても良い。逆に、必要以上にPDT画像が明るかった場合には、同様にして重複期間T3を短縮しても良い。

20

【0071】

こうした重複期間T3の延長は、CPU41がDSP42から入力されるALC制御用データに基づいて以下のように行うようにすれば良い。なお、重複期間T3を短縮する場合も同様であるので説明は省略する。CPU41には、DSP42からALC制御用データが入力されるが、PDTによる治療中においては、通常光撮影時に比べて電荷蓄積期間T2が減少されており、PDT画像は通常光画像と比べて暗いと判別される場合が多い。このため、PDTによる治療中では、ALC制御用データは、概ね、通常光の光量を増大させ、より明るい画像を撮影することを指示するものとなっている。また、光源装置14のCPU66は、これに応じて通常光を最大光量まで増大させているとする。

30

【0072】

CPU41は、こうしたALC制御用データが入力されると、ALC制御用データが指示する通常光の光量の増大分を、所定の数式（あるいはデータテーブル等）にしたがって重複時間T3に換算し、あらたな重複時間T3'、T3''を決定する。そして、決定した重複時間T3'、T3''に応じて、治療光照射期間T1をT1'（T1' > T1）に延長するように、または電荷蓄積期間T2をT2'（T2' > T2）に延長するように、新たな調節信号及び同期信号を電子内視鏡12のCPU29及び光源装置14のCPU66に入力する。電子内視鏡12のCPU29及び光源装置14のCPU66は、新たに入力された調節信号及び同期信号に基づいて、CCD21や各LD61～63を各々制御することによって、次のフレーム期間またはそれ以降のフレーム期間で重複期間T3が重複期間T3'、T3''に延長される。

40

【0073】

図7(B)に示すフレーム期間FR'のように、治療光照射期間T1をT1'とすることによって重複期間T3をT3'に延長する場合、重複期間が延長された分、1フレーム期間で照射される治療光の光量が増大するとともに、R画素で蓄積される信号電荷が増大する。一方、電荷蓄積期間T2は以前のフレーム期間FRと同じなので、G画素やB画素の信号電荷は以前のフレーム期間FRとほぼ変わりなく、治療光の反射光が入射しないよ

50

うな位置にあるR画素もG画素やB画素と同様である。このため、治療光照射期間T1を延長することによって重複期間T3を延長させる場合、治療時間を短縮できるとともに、主に治療光の照射スポット周辺の赤色がより明るいPDT画像を撮影することができる。これは、被検者の体力が少ない場合などで、治療時間をより短く抑えたい場合に特に有用である。

【0074】

また、図7(C)に示すフレーム期間FR"のように、電荷蓄積期間T2をT2"とすることによって重複期間T3をT3"に延長する場合、重複期間が延長された分、R画素で蓄積される信号電荷が増大する。同時に、G画素やB画素で蓄積される信号電荷も増大する。このため、電荷蓄積期間T2を延長することによって重複期間T3を延長する場合、RGBの全色がより明るくなったPDT画像を撮影することができ、PDTによる治療と同時に、その治療効果等、被検体内の詳細な性状観察をおこないたい場合に特に有用である。

10

【0075】

なお、ここでは、重複期間T3を可変にする場合に、治療光照射期間T1または電荷蓄積期間T2のいずれか一方を変更することによって重複期間T3を延長/短縮する例を説明したが、治療光照射期間T1及び電荷蓄積期間T2の双方の長さを変更することによって重複期間T3を延長/短縮しても良い。この場合、CPU41は、延長/短縮後の重複期間T3の長さをALC制御用データに基づいて先に決定し、例えば、決定した延長/短縮後の重複期間T3の長さ治療光照射期間T1及び電荷蓄積期間T2の増減量が最小になるように、治療光照射期間T1及び電荷蓄積期間T2の長さを決定すれば良い。こうして治療光照射期間T1と電荷蓄積期間T2をともに変更することによって重複期間T3の長さを調節すると、治療時間とPDT画像の明るさを最適化することができる。

20

【0076】

なお、上述の第1実施形態では、フレーム期間FRの前半側を治療光照射期間T1とし、後半側を電荷蓄積期間T2とすることで、治療光照射期間T1の後端と電荷蓄積期間T2の前端に重複期間T3を設ける例を説明したが、これに限らず、フレーム期間FRの前半側を電荷蓄積期間T2とし、後半側を治療光照射期間T1として、電荷蓄積期間T2の後端と治療光照射期間T1の前端に重複期間T3を設けても良い。

【0077】

[第2実施形態]

なお、上述の第1実施形態では、PDTによる治療中に、通常光の照明の元でPDT画像を撮影する例を説明したが、PDTによる治療中にPDDによる蛍光観察画像(以下、PDD画像)を撮影するようにしても良い。この場合、PDT画像の撮影とPDD画像の撮影をフレーム期間毎に分けて交互に行うと、治療時間が倍増するので、以下に説明する第2実施形態のようにすることが好ましい。

30

【0078】

PDD用の励起光照射によって光感受性物質が発光する蛍光光(以下、PDD蛍光光という)は例えば中心波長660nmの赤色光であり、治療光は中心波長665nmの赤色光である。また、PDD蛍光光の光量は治療光の光量と比較して極めて小さい。このため、PDD画像の撮影時に、治療光を僅かでも照射すると、PDD蛍光光は治療光の反射光に埋もれ、撮影したPDD画像によって腫瘍組織を蛍光観察することはできない。したがって、図8に示すように、PDTによる治療中に、PDT画像の撮影とPDD画像の撮影をともに行う場合、PDT画像の撮影を行うフレーム期間FR1とPDD画像の撮影を行うフレーム期間FR2を分け、各々交互に行う。

40

【0079】

PDT画像の撮影を行うフレーム期間FR1では、前述の第1実施形態のように、治療光照射期間T1と電荷蓄積期間T2に重複期間T3を設けてPDT画像を撮影することで、治療時間をできるだけ短縮しながら、被検体内を良好に観察可能なPDT画像を通常光照明下で撮影することができる。

50

【 0 0 8 0 】

PDD画像の撮影を行うフレーム期間FR2では、電子内視鏡12のCPU29は、フレーム期間FR2の前半半分の期間t1で電子シャッタを閉じ、フレーム期間FR2の後半半分の期間t2(t1=t2)で電子シャッタを開ける。また、光源装置14のCPU66は、フレーム期間FR2の全期間(t1+t2)にわたって通常光用LD61を消灯し、投光ユニット55Aからの通常光の照射を停止させる。一方、光源装置14のCPU66は、フレーム期間FR2の前半半分の期間t1で治療光用LD63を点灯させ、投光ユニット55Bから治療光を被検体内に照射させるとともに、フレーム期間FR2の後半半分の期間t2では治療光用LD63を消灯し、かわりに励起光用LD62を点灯させ、投光ユニット55Bから励起光を被検体内に照射させる。したがって、PDD画像の撮影を行うフレーム期間FR2では、前半半分の期間t1でPDTによる治療が行われ、後半半分の期間t2でPDD画像の撮影が行われる。フレーム期間FR2で撮影されたPDD画像は、前のフレーム期間FR1で撮影されたPDT画像と並べてモニタ22に表示される。また、PDD画像は、操作部51の操作に応じてモニタ22にPDT画像の代わりに切り替え表示される。

10

【 0 0 8 1 】

こうして、PDTによる治療中にPDD画像の撮影も行う場合に、PDD画像を撮影するフレーム期間FR2の前半半分の期間t1等、フレーム期間FR2の一部期間で治療光を照射することにより、単にPDT画像を撮影するフレーム期間とPDD画像を撮影するフレーム期間を分けて交互にPDT画像とPDD画像を撮影する場合と同様にPDTによる治療中にPDT画像及びPDD画像の撮影をほぼ同時に行ないながらも、治療時間の延長を短く抑えることができる。

20

【 0 0 8 2 】

なお、第2実施形態では、PDD画像を撮影するフレーム期間FR2では、前半半分の期間で治療光を照射し、後半半分の期間でPDD画像の撮影を行う例を説明したが、第1実施形態の後半で重複期間T3を可変にする変形例と同様に、撮影したPDD画像に基づいたALC制御用データ等に基づいて、フレーム期間FR2における治療光照射期間及び電荷蓄積期間を可変とすることが好ましい。フレーム期間FR2の治療光照射期間及び電荷蓄積期間を可変にすることで治療時間の短縮と観察しやすいPDD画像の撮影を容易に両立することができる。

30

【 0 0 8 3 】

また、第2実施形態では、フレーム期間FR1において第1実施形態と同様にPDT画像を撮影する例を説明したが、これに限らない。例えば、フレーム期間FR1の全期間で治療光を照射し、PDD画像を撮影するフレーム期間FR2については前後半の期間t1, t2で治療光の照射とPDD画像の撮影を分けるようにしても良い。この場合、フレーム期間FR1において撮影されるPDT画像にはハレーションが生じるが、より治療時間を短縮することができる。したがって、PDD画像から、被検体内及び腫瘍組織を良好に観察可能な場合であって、さらに治療時間を短縮したい場合に好適である。

【 0 0 8 4 】

なお、第2実施形態では、PDT画像を撮影するフレーム期間FR1とPDD画像を撮影するフレーム期間FR2を交互に行う例を説明したが、PDD撮影を行う頻度は任意に決めて良い。例えば、PDT画像を2連続で撮影し、その後、PDD画像を1枚撮影する等としても良い。

40

【 0 0 8 5 】

なお、上述の第2実施形態では、PDD画像を撮影するフレーム期間FR2の前半t1で治療光を照射し、後半t2を電荷蓄積期間とする例を説明したが、これに限らず、PDD画像を撮影するフレーム期間FR2の前半t1を電荷蓄積期間とし、フレーム期間FR2の前半t1でPDD画像を撮影し、フレーム期間FR2の後半t2で治療光を照射するようにしても良い。

【 0 0 8 6 】

50

なお、上述の第2実施形態では、治療光の照射中に励起光の照射を中断する例を説明したが、治療光照射期間中に励起光の照射を中断させなくても良い。治療光の光量は励起光や蛍光光の光量に比べて極めて大きいので、撮影画像に何ら影響がないからである。

【0087】

なお、上述の第1及び第2実施形態では、LDを光源とする例を説明したが、LEDやハロゲンランプ等、他の周知の光源を用いても良い。

【0088】

なお、上述の第1及び第2実施形態では、通常光、PDD用の励起光、PDT用の治療光の3種類の光を被検体内に照射する例を説明したが、他の光を組み合わせ用いても良い。例えば、中心波長472nmの青色光を照明光として用いて撮影すると、血中の酸素飽和度と血管の深さの情報を抽出することができる。また、中心波長785nmの赤外光を照明光として用いると、血管に注入したIGC（インドシアニンググリーン）の赤外光観察を行うことができる。中心波長375nmの紫外光を照明光として用いると、ルシフェラーゼを用いた蛍光観察を行うことができる。また、PDD用の励起光を、被検体に光感受性物質を投与していない場合にも照明光として用いることによって、いわゆる狭帯域光観察を行っても良い。

【0089】

なお、上述の第1及び第2実施形態では、通常光用LD61、励起光用LD62、治療光用LD63の3種類のLDを光源装置14に備える例を説明したが、各々の光源を複数のLDで構成し、カプラ等を用いて合波して照明光等として用いることが好ましい。こうして、各光源を複数のLDで構成することにより、各LDの個体差による発光波長のばらつきやスペckルを軽減することができる。

【0090】

なお、上述の第1及び第2実施形態では、通常光を照射する投光ユニット55Aと、励起光または治療光を照射する投光ユニット55Bを備える例を各々1つずつ備える例を説明したが、これらと同様のものを複数設けても良い。また、通常光、PDD用の励起光、PDT用の治療光以外の光を照明光等として用いる場合には、各々に専用の投光ユニットを設けても良い。但し、挿入部16を細径化するためには、できるだけ共通の投光ユニットを用いることが好ましい。

【0091】

なお、上述の第1及び第2実施形態では、通常光等を照射する場合に各LD61～63を点灯させ、通常光等の照射を中止する場合に各LD61～63を消灯する例を説明したが、通常光や励起光、治療光を被検体内に照射する場合には、各LD61～63のon/offを短時間で切り替えることによりパルス照射するようにして、継続的に照射する場合と同等の光量の光を被検体内に照射するようにしても良い。

【0092】

なお、PDD及びPDTに用いる光感受性物質は、治療対象となる部位（腫瘍組織等）に蓄積し、励起光の照射により蛍光光を発し、治療光を照射することによって治療対象となる部位を治療可能であれば、任意の薬剤を用いることができる。PDD用の励起光の波長やPDT用の治療光の波長は、使用する光感受性物質に応じて定めれば良い。また、励起光や治療光の波長が異なる複数種類の光感受性物質を用いることがある場合には、各々に応じて光源等を設けておけば良い。PDD用の励起光、励起光の照射によって生じる蛍光光（PDD蛍光光）、PDT用の治療光の波長の例を薬剤毎に図9に示す。PDDの励起光としては、フォトリン、レザフィリン、ビスダイン、5-ALA（アミノレブリン酸）のいずれの薬剤を光感受性物質として使用した場合でも中心波長350～450nmのレーザー光が利用可能であり、中心波長が405nmのレーザー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。

【0093】

なお、上述の第1及び第2実施形態では、1フレーム期間で全画素の信号電荷を用いた

画像（いわゆるプログレッシブ画像）を撮影する例を説明したが、これに限らない。例えば、ＣＣＤ２１の画素のうち、１行おきの画素を組みにしてフィールド毎にインターレース画像の観察画像を撮影する場合には、フィールド毎にＰＤＴ画像やＰＤＤ画像を撮影しても良い。

【００９４】

なお、上述の第１及び第２実施形態では、撮像素子としてＣＣＤ２１を用いる例を説明したが、ＣＭＯＳ型のイメージセンサ等、他の周知のイメージセンサを撮像素子として好適に用いることができる。また、上述の第１及び第２実施形態では、ＣＣＤ２１の画素毎にＲＧＢのカラーフィルタが設けられ、フルカラーの画像を撮影する、いわゆる同時式で撮影する例を説明したが、カラーフィルタを設けていない撮像素子の全面でＲＧＢのカラーフィルタを回転させる等して、各色毎に撮影する、いわゆる面順次方式で撮影しても良い。面順次方式の場合に本発明を適用する場合には、照射期間Ｔ１、電荷蓄積期間Ｔ２、重複期間Ｔ３の長さをＲＧＢの色毎に個別に設定することができる。例えば、赤色の画像を撮影する場合には、電荷蓄積期間Ｔ２及び重複期間Ｔ３を短く設定してハレーションを防ぎ、緑色及び青色の画像を撮影する場合には治療光はフィルタでカットされるので、照射期間Ｔ１の長さに関わりなく、電荷蓄積期間Ｔ２を適切に設定することができる。面順次方式を採用する場合に、こうして色毎に照射期間Ｔ１、電荷蓄積期間Ｔ２、重複期間Ｔ３を個別に設定することで、ＰＤＴによる治療中により容易に適切な通常光画像（ＰＤＴ画像）を撮影することができる。

【００９５】

なお、上述の第１及び第２実施形態では、光源装置１４に治療光用ＬＤ６３を備え、挿入部１６に予め設けられた投光ユニット５５Ｂから治療光を照射する例を説明したが、治療光を被検体内に照射する態様はこれに限らない。例えば、光源装置１４とは別に治療光用の光源を設け、鉗子口から鉗子チャンネルに導光プローブを挿通し、鉗子出口に突出させた導光プローブの先端から治療光を被検体内に照射するようにしても良い。

【００９６】

なお、上述の第１及び第２実施形態では、治療光の照射期間Ｔ１に通常光を照射し続ける例を説明したが、通常光はＰＤＴ画像を撮影するフレームの電荷蓄積期間Ｔ２（重複期間Ｔ３を含む）に照射されていれば良く、治療光の照射期間Ｔ１のうち、重複期間Ｔ３を除く期間については通常光を消灯しても良い。

【符号の説明】

【００９７】

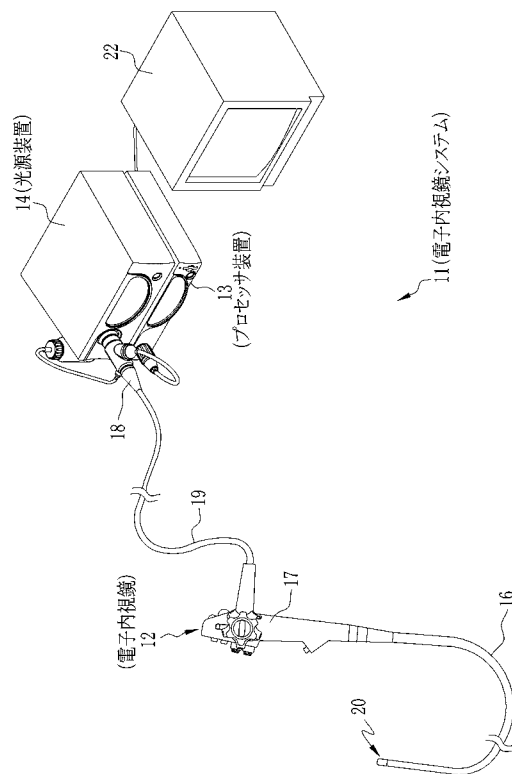
- １１ 電子内視鏡システム
- １２ 電子内視鏡
- １３ プロセッサ装置
- １４ 光源装置
- １６ 挿入部
- １７，５１ 操作部
- １８ コネクタ
- １９ ユニバーサルコード
- ２０ 先端部
- ２１ ＣＣＤ
- ２２ モニタ
- ２３，８２ 観察窓
- ２４，８３ 照明窓
- ２６ ＴＧ
- ２７ ＡＦＥ
- ２８ ＶＲＡＭ
- ２９，４１，６６ ＣＰＵ
- ３１ 対物光学系

- 3 3 照明レンズ
- 4 2 D S P
- 4 3 D I P
- 4 4 表示制御回路
- 5 2 R O M
- 5 3 R A M
- 5 5 A , 5 5 B 投光ユニット
- 5 6 A , 5 6 B 光ファイバ
- 5 8 蛍光体
- 5 9 光拡散部材
- 6 1 通常光用 L D
- 6 2 励起光用 L D
- 6 3 治療光用 L D
- 6 4 a ~ 6 4 d 光ファイバ
- 7 1 スリーブ部材
- 7 2 保護ガラス
- 7 3 フェルルール
- 7 4 フレキシブルスリーブ
- 8 1 フード
- 8 5 減光フィルタ

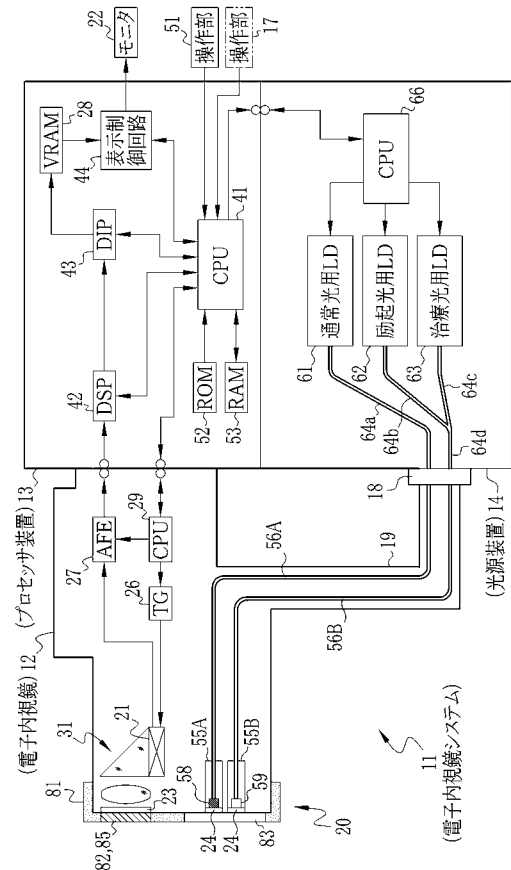
10

20

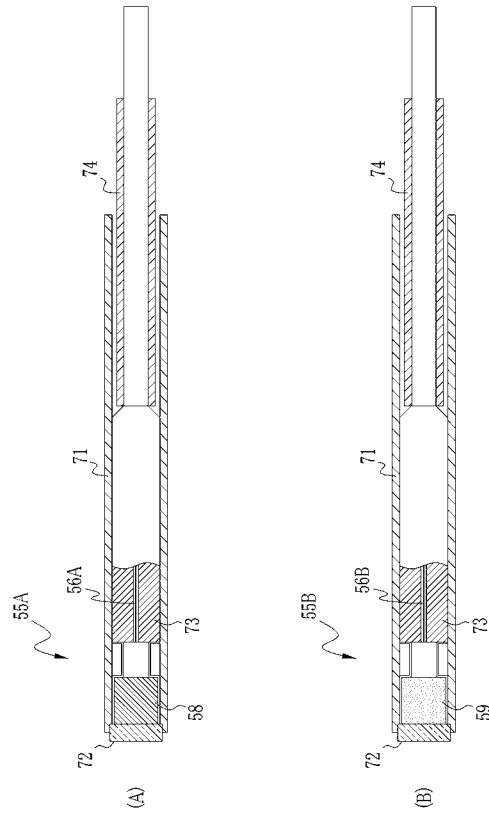
【図 1】



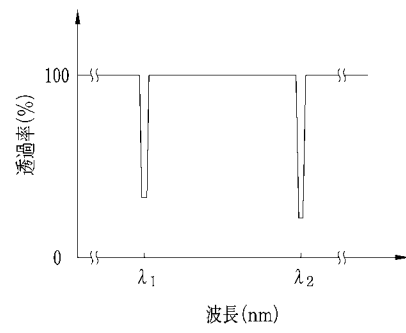
【図 2】



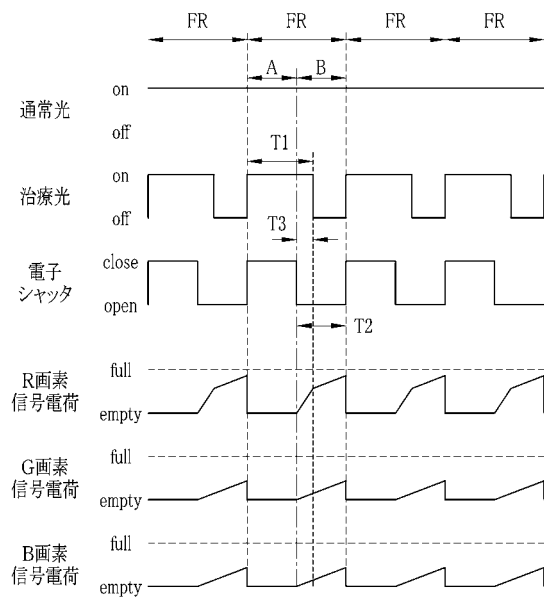
【図 3】



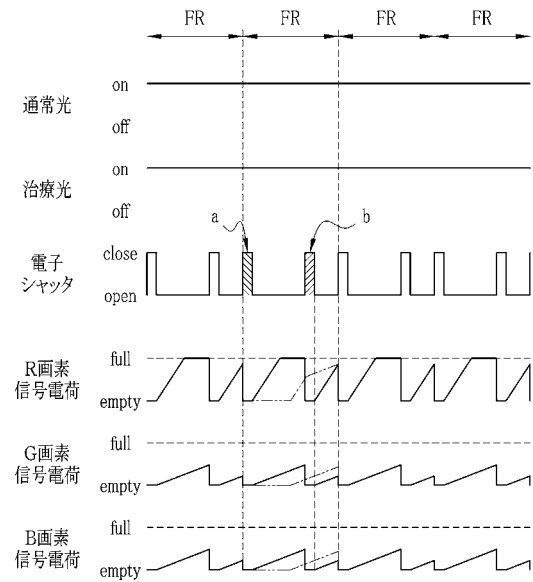
【図 4】



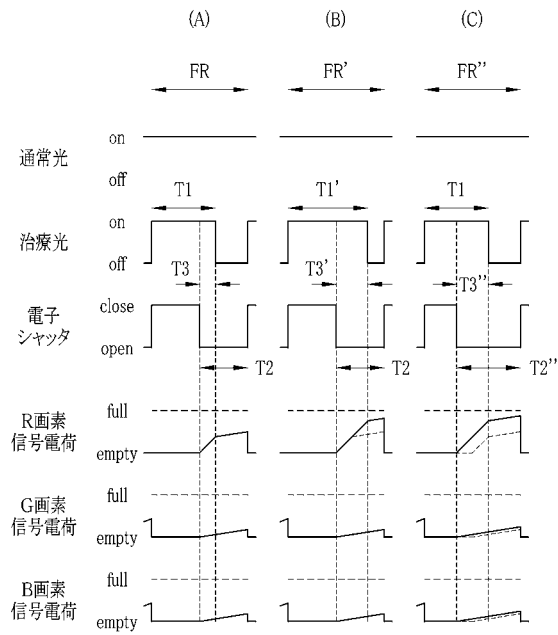
【図 5】



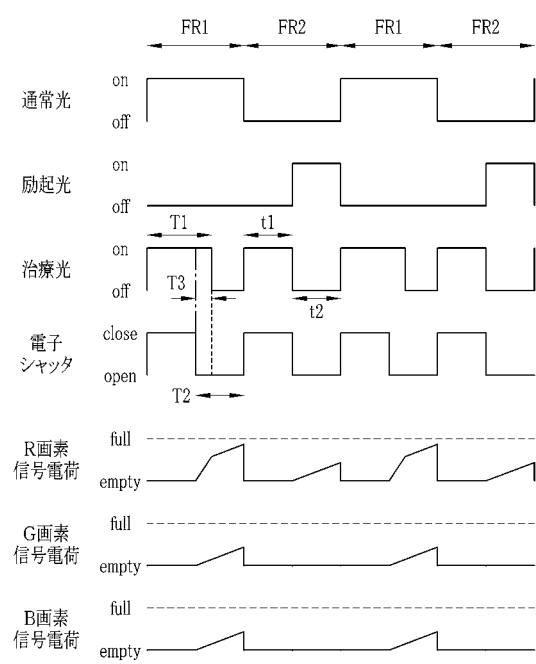
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【図 9】

薬剤名	PDD励起光	PDD蛍光	PDT治療光
フォトリン	405nm	660nm	630nm
レザファイリン	405nm	660nm	664nm
ビスダイン	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 7 9 8 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 7 9 8 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 7 9 8 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 2 0 0 6 - 0 9 4 9 0 7 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 0 2 2 6 5 4 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 1 3 0 1 8 3 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
- | | |
|---------|---------|
| A 6 1 B | 1 / 0 0 |
| A 6 1 B | 1 / 0 4 |
| A 6 1 B | 1 / 0 6 |

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5544260B2	公开(公告)日	2014-07-09
申请号	JP2010213999	申请日	2010-09-24
[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 A61B1/04 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.300.H A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/06.B A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.621 A61B1/04 A61B1/045.631 A61B1/045.632 A61B1/06.510 A61B1/06.611 A61B17/36.350 A61B18/22 A61N5/06.E A61N5/067		
F-TERM分类号	4C026/AA04 4C026/BB07 4C026/FF02 4C026/FF51 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH56 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ09 4C061/RR05 4C061/RR26 4C061/SS05 4C082/RA02 4C082/RC08 4C082/RE02 4C082/RE51 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH56 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR05 4C161/RR26 4C161/SS05 4C161/SS06		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2012065899A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

即使在使用PDT治疗期间也要解决观察受试者的问题，同时尽可能缩短治疗时间。电子内窥镜系统（11）包括光投射单元（55B），用于激发光的LD（62），用于治疗光的LD（63），CCD（21）和CPU（41）。光投射单元55B将从激发光LD62引导的光作为PDD的激发光照射到对象中，并且将从治疗光LD63引导的光作为PDT的治疗光照射到对象。内照射。CCD21通过来自对象内部的入射光的光电转换来捕获对象内部的图像。当同时进行照射治疗光的肿瘤组织的治疗和通过用激发光照射时产生的荧光进行成像时，CPU 41将治疗光的照射周期和信号电荷的累积周期设置为在一帧内不重叠。通过控制每个部分来进行治疗 and 成像以便包括在内。The

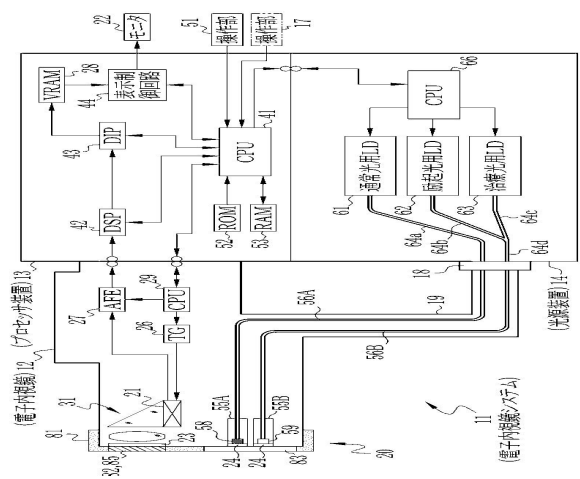


图 2-1