

(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2012-115406
(P2012-115406A)

(43) 公開日 平成24年6月21日 (2012.6.21)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 0 2 6
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 0 6 1
A 6 1 B 18/20 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 H	
	A 6 1 B 17/36 3 5 0	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2010-266783 (P2010-266783)
(22) 出願日 平成22年11月30日 (2010.11.30)

(71) 出願人 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 100080159
弁理士 渡辺 望穂
(74) 代理人 100090217
弁理士 三和 晴子
(74) 代理人 100152984
弁理士 伊東 秀明
(74) 代理人 100148080
弁理士 三橋 史生
(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

最終頁に続く

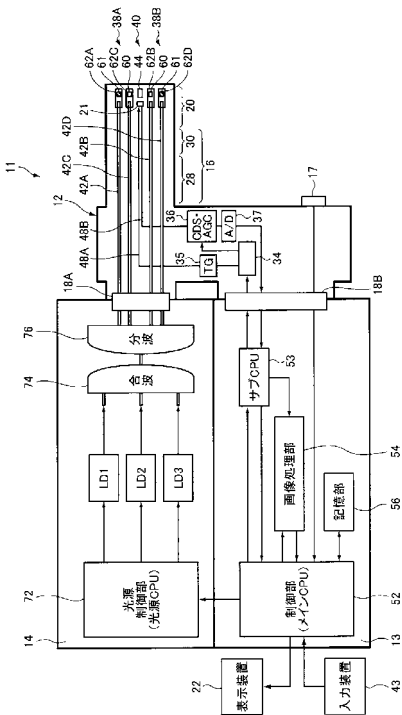
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】通常光撮影とPDD光撮影とを切り替えて行う場合において、それぞれの撮影に最適な露光を実現し、最適な撮像画像を得ることができる内視鏡装置を提供する。

【解決手段】広帯域光を出射する第1の光源部LD1と、狭帯域光を出射する第2の光源部LD2と、各発光及び各照射光量を制御する光源制御部72と、被写体からの戻り光及び蛍光光により、通常光画像及び蛍光画像をフレーム毎に撮像する撮像部21と、蛍光光の強度に応じて撮像時間を決定する撮像時間決定部34と、撮像部を制御する撮像制御部34と、第1の光源の発光条件を決定する発光条件決定部52と、を有し、光源制御部72は、第1のフレームにおいて第1の光源部LD1を発光させ、次の第2のフレームにおいて第2の光源部LD2を発光させ、通常光画像の撮像と蛍光画像の撮像とを少なくとも含む一連の撮像を順次に繰り返す。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

可視領域を含む広い波長帯域を持つ広帯域光を出射する第 1 の光源部と、
被写体とする生体の構造・成分の分光スペクトル特性に応じて狭帯域化された波長帯域幅を持つ狭帯域光を出射する第 2 の光源部と、

前記第 1 の光源部及び前記第 2 の光源部の各発光及び前記広帯域光及び前記狭帯域光の前記被写体への各照射光量を制御する光源制御部と、

前記第 1 の光源部から照射された前記広帯域光の前記被写体からの戻り光、及び前記第 2 の光源部から照射された前記狭帯域光に応じて前記被写体から発生する蛍光光により、それぞれ前記被写体の通常光画像及び蛍光画像をフレーム毎に撮像し、画像情報を各フレーム毎に出力する撮像部と、

該撮像部の各フレーム毎の撮像において、前記蛍光光による撮像が所要の露光光量となるように、前記蛍光光の強度に応じて前記フレーム内における撮像時間を決定する撮像時間決定部と、

該撮像時間決定部で決定された前記撮像時間で各フレーム毎に撮像が行われるように前記撮像部を制御する撮像制御部と、

前記撮像時間内において前記広帯域光による撮像が所要の露光光量となるように、前記第 1 の光源の発光条件を決定する発光条件決定部と、を有し、

前記光源制御部は、1つのフレームを第 1 のフレームとすると、該第 1 のフレームにおいて、前記発光条件決定部で決定された前記第 1 の光源の前記発光条件で前記第 1 の光源部を発光させて前記広帯域光を出射し、前記第 1 のフレームに続く次の第 2 のフレームにおいて前記第 2 の光源部を発光させて前記狭帯域光を出射するように、前記第 1 の光源部及び前記第 2 の光源部を制御し、

前記撮像部による前記第 1 のフレームの前記広帯域光による前記被写体の前記通常光画像の撮像と前記第 2 のフレームの前記狭帯域光により発生する前記蛍光光による前記被写体の前記蛍光画像の撮像とを少なくとも含む一連の撮像として順次に繰り返すことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記光源制御部は、前記広帯域光及び前記狭帯域光の前記被写体への各照射光量を制御するために、前記第 1 の光源部から出射される前記広帯域光の発光時間及び発光強度の少なくとも一方、及び前記第 2 の光源部から出射される前記狭帯域光の発光時間及び発光強度の少なくとも一方を制御する請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記撮像時間決定部は、前記蛍光光による前記被写体の撮像が適正に行えるように、前記撮像部における前記撮像時間を決定するものであり、

前記蛍光光による前記所要の露光光量は、前記蛍光光の強度と前記撮影時間とによって定まるものである請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記撮像時間は、前記撮像部における電子シャッタの開放時間である請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記撮像部は、撮像素子を含み、前記撮像時間は、前記撮像素子の蓄積時間である請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記発光条件決定部は、前記撮像部において前記撮像時間内に前記広帯域光による前記被写体の撮像が適正に行える前記所要の露光光量となるように、前記第 1 の光源の前記発光条件を決定するものである請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記発光条件決定部は、前記撮像時間内において、前記広帯域光による前記所要の露光光量となるように、前記第 1 の光源の発光時間及び発光強度の少なくとも一方を決定する

10

20

30

40

50

ものであり、

前記広帯域光による前記所要の露光光量は、前記広帯域光の強度と前記撮影時間とによって定まるものである請求項 1 ~ 6 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記第 2 の光源部から照射される前記狭帯域光は、前記被写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であり、前記狭帯域光の照射に応じて前記被写体から発生する前記蛍光光は、前記狭帯域光により励起された、前記治療対象部位に蓄積された前記薬品の蛍光光であり、

前記第 2 のフレームの撮影は、前記治療対象部位から発生する前記薬品の蛍光光を撮像する光線力学的診断用撮影である請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の内視鏡装置。

10

【請求項 9】

さらに、前記被写体内の治療対象部位に予め投与された薬品に作用して前記治療対象部位を治療する赤色光を照射する第 3 の光源部と、

を有し、

前記光源制御部は、前記第 1 のフレームにおいて、前記第 1 の光源部から前記広帯域光を前記被写体に照射すると同時に、前記第 3 の光源部をごく短時間またはごく弱く発光させて前記赤色光を出射し、前記第 2 のフレームにおいて、前記第 2 の光源部から前記狭帯域光を前記被写体に照射し、前記第 2 のフレームに続く前記第 3 のフレームにおいて、前記第 3 の光源部から前記赤色光を照射するように、前記第 1 の光源部及び前記第 2 の光源部に加えて、前記第 3 の光源部の発光及び前記赤色光の前記被写体への照射光量を制御し

20

、
前記撮像部による、前記第 1 のフレームの前記広帯域光による前記被写体の前記通常光画像に前記赤色光の照射範囲が重畳した重畳画像の撮像と、前記第 2 のフレームの前記蛍光光による前記被写体の前記蛍光画像の撮像とを少なくとも含む一連の撮像と、

前記第 3 の光源部からの前記赤色光の照射と

を順次繰り返すことを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記第 2 の光源部からの前記狭帯域光は、中心波長を 405 nm とする青紫色レーザー光であり、前記第 3 の光源部からの前記赤色光は、中心波長を 630 nm とする赤色レーザー光であることを特徴とする請求項 8 又は 9 に記載の内視鏡装置。

30

【請求項 11】

前記第 2 の光源部から照射される前記狭帯域光は、被写体組織の自家蛍光観察に用いられる波長であり、

前記第 2 のフレームの撮影は、前記狭帯域光により励起された、前記被写体の自家蛍光を撮像する自家蛍光撮影であることを特徴とする請求項 1 ~ 10 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、特殊光観察可能な内視鏡装置の発光制御及び撮像制御に関するものである。

40

【背景技術】

【0002】

近年、特殊光観察可能な内視鏡装置を用いて、PDD (Photodynamic Diagnosis: 光線力学的診断) と称される診断や、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) と称される治療が行われている。

【0003】

PDD 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。PDD

50

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】

PDDで用いる光感受性物質は、例えば630nm～680nm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、PDTでは、630nm～680nmの赤色のPDT光を治療光として腫瘍組織に照射し、活性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、概ね10分程度と、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写体内を撮像すると、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やけることがあり、PDTによる治療中に被写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。

【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、腫瘍組織の位置を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ことに順に行い、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。

【0007】

また、前述のように光感受性物質を腫瘍組織に予め蓄積させることなく、腫瘍組織に405nm近傍の青色光を励起光として照射しても、組織自体が緑色の自家蛍光光を発生することが、AFI (Auto-Fluorescence Imaging) として知られている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2006-130183号公報

【特許文献1】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】

【0009】

しかしながら、特許文献1に記載の発明の構成、及び特許文献2に記載の発明の構成を実現すると、通常光撮影の場合とPDD光撮影の場合とのそれぞれにおいて、最適な露光光量を実現することが困難であった。

また、この問題は、特許文献1及び2のように、光源としてキセノンランプを前提として考えており、露光光量を機械絞りによって調節しているために起こる問題であるが、問題となるのはそれだけではなく、例えば、優れた応答性能を備えるレーザ光源を使用した場合によっても、撮像素子側の電子シャッタの制御の応答遅れの問題から実現することが困難であった。

【0010】

一般的な内視鏡装置において、光源及び内視鏡（スコープ）は、プロセッサからの指示により動作する。図11に示すように、プロセッサ内には、露光条件（露光時間及び露光光の強度）の演算等を行うメインCPUと内視鏡との通信を行う（3）サブCPUとがあ

10

20

30

40

50

り、内視鏡内には、撮像素子の露光時間の調整や、撮像信号のゲイン調整に対する指示を行う(4)スコープCPUがある。

そして、メインCPUと(3)サブCPUとの間の通信は、(1)シリアル通信であり、また、(3)サブCPUと(4)スコープCPUとの間の通信も、(2)シリアル通信であるため、プロセッサと内視鏡の間では通信速度がそれほど出ない。

【0011】

本課題は、例えば、図12に示すように、白色光と励起光とをフレーム毎に交互に切り替えて照射し、撮像素子側の露光時間をフレーム毎に切り替えることで解決することも可能である。

しかし、この場合、プロセッサのメインCPUで算出した露光条件に基づいて撮像素子側の露光時間を調整するためには、1フレーム中に、(1)、(2)シリアル通信に加えて、(3)サブCPUでの演算、(4)スコープCPUでの演算を行い、更に撮像素子の電子シャッタの設定(H/W設定)を終わらせる必要がある。

図13に示す「OK時」のように、1フレーム中に全ての処理が終了すればよいが、(1)、(2)のシリアル通信は通信速度が遅く、また、(3)サブCPU、(4)スコープCPUでは、様々な割り込み処理が入る可能性があるため、実際には、「NG時」に示すとおり、(3)サブCPU、(4)スコープCPUでの処理が長く掛かり、1フレーム内に処理が終わらない場合がある。このように1フレーム処理が遅れた場合、白色光観察のみであれば特に問題とならないが、白色光観察とPDD光による蛍光観察とを交互に行うような場合には、それぞれの観察において画像処理を切り替えているため、この遅れが致命的な欠陥となる。

【0012】

そして、光源の発光強度及び発光時間を調整する場合、図11に示すように、プロセッサと光源(光源CPU)の間では、PWM(Pulse Width Modulation)によるリアルタイム通信が行われており、メインCPUと光源CPUとが直接通信を行っているため、図13の場合と異なり図14に示すように、前述のような処理遅れの問題は発生しない。

【0013】

なお、通常光撮影と自家蛍光撮影(AFI)とをそれぞれ切り替えて行う場合においても、基本的な構成はPDD光撮影の場合と同じであるため、PDD光撮影の場合と同じ課題が存在していた。

【0014】

本発明は上述の問題点に鑑みてなされたものであり、通常光撮影とPDD光撮影、及び通常光撮影と自家蛍光撮影(AFI)それぞれ切り替えて行う場合において、最適な露光光量を実現することを目的とする。

また、PDTを行う際に、通常光撮影された撮像画像において、PDT光の照射範囲を確認でき、PDD光撮影された撮像画像によりPDTの治療経過を確認しつつ、PDTを行うことを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0015】

上記課題を解決するために、本発明は、可視領域を含む広い波長帯域を持つ広帯域光を出射する第1の光源部と、被写体とする生体の構造・成分の分光スペクトル特性に応じて狭帯域化された波長帯域幅を持つ狭帯域光を出射する第2の光源部と、前記第1の光源部及び前記第2の光源部の各発光及び前記広帯域光及び前記狭帯域光の前記被写体への各照射光量を制御する光源制御部と、前記第1の光源部から照射された前記広帯域光の前記被写体からの戻り光、及び前記第2の光源部から照射された前記狭帯域光に応じて前記被写体から発生する蛍光光により、それぞれ前記被写体の通常光画像及び蛍光画像をフレーム毎に撮像し、画像情報を各フレーム毎に出力する撮像部と、該撮像部の各フレーム毎の撮像において、前記蛍光光による撮像が所要の露光光量となるように、前記蛍光光の強度に応じて前記フレーム内における撮像時間を決定する撮像時間決定部と、該撮像時間決定部で決定された前記撮像時間で各フレーム毎に撮像が行われるように前記撮像部を制御する

撮像制御部と、前記撮像時間内において前記広帯域光による撮像が所要の露光光量となるように、前記第1の光源の発光条件を決定する発光条件決定部と、を有し、前記光源制御部は、1つのフレームを第1のフレームとすると、該第1のフレームにおいて、前記発光条件決定部で決定された前記第1の光源の前記発光条件で前記第1の光源部を発光させて前記広帯域光を出射し、前記第1のフレームに続く次の第2のフレームにおいて前記第2の光源部を発光させて前記狭帯域光を出射するように、前記第1の光源部及び前記第2の光源部を制御し、前記撮像部による前記第1のフレームの前記広帯域光による前記被写体の前記通常光画像の撮像と前記第2のフレームの前記狭帯域光により発生する前記蛍光光による前記被写体の前記蛍光画像の撮像とを少なくとも含む一連の撮像として順次に繰り返すことを特徴とする内視鏡装置を提供する。

10

【0016】

また、前記光源制御部は、前記広帯域光及び前記狭帯域光の前記被写体への各照射光量を制御するために、前記第1の光源部から出射される前記広帯域光の発光時間及び発光強度の少なくとも一方、及び前記第2の光源部から出射される前記狭帯域光の発光時間及び発光強度の少なくとも一方を制御することが好ましい。

【0017】

また、前記撮像時間決定部は、前記蛍光光による前記被写体の撮像が適正に行えるように、前記撮像部における前記撮像時間を決定するものであり、

前記蛍光光による前記所要の露光光量は、前記蛍光光の強度と前記撮影時間とによって定まるものであることが好ましい。

20

【0018】

また、前記撮像時間は、前記撮像部における電子シャッタの開放時間であることが好ましい。

【0019】

また、前記撮像部は、撮像素子を含み、前記撮像時間は、前記撮像素子の蓄積時間であることが好ましい。

【0020】

また、前記発光条件決定部は、前記撮像部において前記撮像時間内に前記広帯域光による前記被写体の撮像が適正に行える前記所要の露光光量となるように、前記第1の光源の前記発光条件を決定するものであることが好ましい。

30

【0021】

また、前記発光条件決定部は、前記撮像時間内において、前記広帯域光による前記所要の露光光量となるように、前記第1の光源の発光時間及び発光強度の少なくとも一方を決定するものであり、前記広帯域光による前記所要の露光光量は、前記広帯域光の強度と前記撮影時間とによって定まるものであることが好ましい。

【0022】

また、前記第2の光源部から照射される前記狭帯域光は、前記被写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であり、前記狭帯域光の照射に応じて前記被写体から発生する前記蛍光光は、前記狭帯域光により励起された、前記治療対象部位に蓄積された前記薬品の蛍光光であり、前記第2のフレームの撮影は、前記治療対象部位から発生する前記薬品の蛍光光を撮像する光線力学的診断用撮影であることが好ましい。

40

【0023】

さらに、前記被写体内の治療対象部位に予め投与された薬品に作用して前記治療対象部位を治療する赤色光を照射する第3の光源部と、を有し、前記光源制御部は、前記第1のフレームにおいて、前記第1の光源部から前記広帯域光を前記被写体に照射すると同時に、前記第3の光源部をごく短時間またはごく弱く発光させて前記赤色光を出射し、前記第2のフレームにおいて、前記第2の光源部から前記狭帯域光を前記被写体に照射し、前記第2のフレームに続く前記第3のフレームにおいて、前記第3の光源部から前記赤色光を照射するように、前記第1の光源部及び前記第2の光源部に加えて、前記第3の光源部の発光及び前記赤色光の前記被写体への照射光量を制御し、前記撮像部による、前記第1の

50

フレームの前記広帯域光による前記被写体の前記通常光画像に前記赤色光の照射範囲が重畳した重畳画像の撮像と、前記第2のフレームの前記蛍光光による前記被写体の前記蛍光画像の撮像とを少なくとも含む一連の撮像と、前記第3の光源部からの前記赤色光の照射とを順次繰り返すことが好ましい。

【0024】

また、前記第2の光源部からの前記狭帯域光は、中心波長を405nmとする青紫色レーザー光であり、前記第3の光源部からの前記赤色光は、中心波長を630nmとする赤色レーザー光であることが好ましい。

【0025】

また、前記第2の光源部から照射される前記狭帯域光は、被写体組織の自家蛍光観察に用いられる波長であり、前記第2のフレームの撮影は、前記狭帯域光により励起された、前記被写体の自家蛍光光を撮像する自家蛍光撮影であることが好ましい。

10

【発明の効果】

【0026】

本発明によれば、通常光撮影とPDD光撮影、及び通常光撮影と自家蛍光撮影(AFI)をそれぞれ切り替えて行う場合において、それぞれの撮影に最適な露光を実現し、それぞれの撮影において最適な撮像画像を得ることができる。

また、通常光撮影された撮像画像において、PDT光の照射範囲を確認でき、PDD光撮影された撮像画像により治療経過を確認しつつ、PDTを行うことができる。

【図面の簡単な説明】

20

【0027】

【図1】本発明に係る内視鏡装置の構成を示す外観図である。

【図2】本発明に係る内視鏡装置の内部構成を示すブロック図である。

【図3】LD(レーザダイオード)を光源として用いた内視鏡の先端部の正面図である。

【図4】LDを光源として用いた内視鏡の投光ユニットの縦断面図である。

【図5】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。

【図6】本発明の第1の撮影モードのステップを示すフローチャートである。

【図7】本発明の第1の撮影モードに係る、白色照明光、PDD励起光、及び電子シャッタのタイミングチャートである。

【図8】本発明の第2の撮影モードのステップを示すフローチャートである。

30

【図9】本発明の第2の撮影モードに係る、白色照明光、PDD励起光、PDT光、及び電子シャッタのタイミングチャートである。

【図10】本発明の第3の撮影モードに係る、白色照明光、AFI励起光、及び電子シャッタのタイミングチャートである。

【図11】本発明を含む一般的な内視鏡装置の情報伝達構成を示すブロック図である。

【図12】撮像素子の露光時間を可変とした場合の、白色照明光、PDD励起光、及び電子シャッタのタイミングチャートである。

【図13】一般的な内視鏡装置において、撮像素子の露光時間を変更した場合の各要素の処理時間を示すタイミングチャートである。

【図14】一般的な内視鏡装置において、光源の発光時間及び発光強度を変更した場合の各要素の処理時間を示すタイミングチャートである。

40

【発明を実施するための形態】

【0028】

本発明に係る内視鏡装置を、添付の図面に示す好適実施形態に基づいて以下に詳細に説明する。

【0029】

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

【0030】

内視鏡12は、被写体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

50

分に連結された操作部 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 内には被写体内撮像用の 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。

【0031】

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 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 光による蛍光観察との切り替えを行う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。

10

【0032】

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、内視鏡装置全体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。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。

【0033】

図 2 は、図 1 の本発明に係る内視鏡装置の内部構成を表すブロック図である。図 2 に示すように、内視鏡 12 の内視鏡先端部 20 には、被観察領域へ光を照射する 2 つの照射窓 38 A、38 B と、被観察領域からの反射光ないし蛍光光を撮像する観察窓 40 が配置されている。観察窓 40 の奥には対物光学系 44 が設けられている。対物光学系 44 は、レンズ群及びプリズムからなる。観察窓 40 から入射した被写体内の像は CCD 21 の撮像面で結像される。

20

【0034】

CCD 21 は、対物光学系 44 によって撮像面に結像された被写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 又は 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。従って、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。

30

【0035】

光源装置 14 からの照明光は、ユニバーサルコード 19 及び挿入部 16 に挿通されたライトガイド 42 A ~ 42 D によって導光される。ライトガイドとしては、例えば複数の石英製光ファイバ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 42 B、42 C の出射端には蛍光体 60 が配置され、ライトガイド 42 A、42 D の出射端には光拡散部材 61 が配置されている。ライトガイド 42 B、42 C で導かれた励起光は、ライトガイド先端に設けられた蛍光体 60 を励起し、それぞれの照明窓を介して被写体内に白色光として照射される。

40

【0036】

操作部 17 やユニバーサルコード 19、コネクタ 18 内には、スコープ CPU 34、タイミングジェネレータ（以下、TG）35、撮像後に CCD 21 からの撮像画像の画像信号の信号処理系として、アナログ信号である撮像画像信号に相関二重サンプリング（CD

50

S)や自動利得制御(AGC)を行うためのCDS・AGC回路36と、CDS・AGC回路36でサンプリングと利得制御が行われたアナログ画像信号をデジタル画像信号に変換するA/D変換器(A/Dコンバータ)37とを有する。A/D変換器37でA/D変換されたデジタル画像信号は、コネクタ部18Bを介してプロセッサ16のサブCPU53に入力され、画像処理部54に入力される。

【0037】

スコープCPU34は、プロセッサ13のサブCPU53とのシリアル通信により、プロセッサ13の制御部52の演算結果を受けて、TG35への動作信号の入力、CCD21の撮像時間、CDS・AGC回路36におけるゲイン調整などを行う。

【0038】

TG35は、CCD21にクロック信号を与える。CCD21は、TG35から入力されたクロックに応じて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い、撮像信号を出力する。また、CCD21の撮像時間、つまり、信号電荷の蓄積時間は電子シャッタにより調整される。また、スコープCPU34は、プロセッサ装置13のサブCPU53から入力される動作信号に基づいてTG35を駆動する。

【0039】

CCD21から出力される撮像信号はアナログ信号であるため、相関二重サンプリング(CDS)回路、自動ゲイン調節(AGC)回路(CDS・AGC)36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変換器37によってデジタル信号とされる。具体的には、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。スコープCPUは、プロセッサ装置13のサブCPU53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。A/D変換器37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。

【0040】

CCD21、CDS・AGC36及びA/D変換器37は、後述する観察窓40及び対物光学系44も含め、本発明における撮像部として動作し、スコープCPU34及びTG35は、本発明における撮像制御部として動作する。また、スコープCPU34は、撮像信号及びフレームレートに基づいてCCD21の撮像時間を決定する本発明の撮像時間決定部として動作する。

【0041】

プロセッサ装置13は、制御部(メインCPU)52、サブCPU53、画像処理部54、記憶部56を有する。

記憶部56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)が格納されている。また、記録部56には、制御部52が操作部43やLAN等のネットワークより取得した検査日時、被検体や術者の情報等の文字情報と言った検査毎に変わる情報が書き込まれる。

【0042】

制御部52は、操作部17及び入力装置43の操作を受けて、記憶部56から必要なプログラムやデータを読み出し、また、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13全体の動作を統括的に制御する。具体的には、操作部17の指示により後述する撮影モードの切り替えを行う。

また、制御部52は、画像処理部54により処理された画像データに基づいて、所要の露光光量で撮像が可能のように、照射光の照射時間及び照射強度(光源の発光時間及び発光強度)の算出を行い、CCD21及び後述する光源LD1~LD3の動作指示を、それぞれの制御を行うスコープCPU34及び後述する光源制御部72に伝達する。また、制御部52は、スコープCPU34に代わって、前述の撮像信号に基づいてCCD21の必要な撮像時間の決定を行う本発明の撮像時間決定部として動作してもよい。

10

20

30

40

50

さらに、制御部 5 2 は、入力装置 4 3 の操作を受けて、前述の画像データを表示装置 2 2 に出力し、表示する。

【 0 0 4 3 】

サブ CPU 5 3 は、制御部 5 2 からの内視鏡 1 2 の操作指示を受け、スコープ CPU 3 4 へ、TG 3 5 の動作信号の入力、CDS・AGC 3 6 のゲイン調整指示、CCD 2 1 の撮像時間の指示等を行う。また、サブ CPU 5 3 は、内視鏡 1 2 から、CCD 2 1 が撮像した撮像信号を受け、その撮像信号を画像処理部 5 4 へ出力する。

【 0 0 4 4 】

画像処理部 5 4 は、サブ CPU 5 3 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。また、画像処理部 5 4 は、例えばこうして生成された画像データに対して、各画素の輝度を平均した平均輝度値等、照射光量の自動制御 (ALC 制御) に必要な ALC 制御用データを生成し、制御部 5 2 に入力する。

10

さらに、画像処理部 5 4 は、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。各種画像処理が施された画像データは、観察画像として、制御部 5 2 を通して記憶部 5 6 に記憶され、また、制御部 5 2 を通してモニタ 2 2 で表示される。また、画像データには、観察画像のうち被写体が映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、被写体や術者の情報等の文字情報、GUI といったものがある。また、画像データは制御部 5 2 により、モニタ 2 2 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) に変換され、モニタ 2 2 に出力される。これによりモニタ 2 2 に観察画像が表示される。

20

【 0 0 4 5 】

以上、制御部 (メイン CPU) 5 2 は、サブ CPU 5 3、画像処理部 5 4、及び記憶部 5 6 と協働して、所要の露光光量で撮像が可能ないように光源の発光時間及び発光強度を決定する発光条件決定部として動作する。

【 0 0 4 6 】

操作部 4 3 は、プロセッサ装置 1 3 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の他に、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。制御部 5 2 は、操作部 4 3 や内視鏡 1 2 の操作部 1 7 からの操作信号に応じて、内視鏡装置 1 1 の各部を動作させる。

30

【 0 0 4 7 】

プロセッサ装置 1 3 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制御部 5 2 と接続されている。

【 0 0 4 8 】

光源装置 1 4 は、光源制御部 (光源 CPU) 7 2 を備えている。光源制御部 7 2 は、光源装置 1 4 全体の動作を制御する。光源装置 1 4 は、内視鏡先端 2 0 に設置された蛍光体 6 0 を励起し、内視鏡先端より白色光 (広帯域光) を照射し通常観察を行うための中心波長 4 4 5 nm のレーザダイオード 1 (以下、LD 1 : 第 1 の光源部を構成)、予め被写体に投与される光感受性物質を励起し、蛍光光を発生させる励起光 (狭帯域光) として機能する中心波長 4 0 5 nm のレーザダイオード 2 (以下、LD 2 : 第 2 の光源部を構成)、そして、予め被写体に投与された光感受性物質が蓄積された腫瘍に照射されることで治療光として機能する 6 3 0 nm ~ 6 8 0 nm の赤色の PDT 光を出射するレーザダイオード 3 (以下、LD 3 : 第 3 の光源部を構成) をそれぞれ備える。LD 1 ~ LD 3 の出射制御、及び出射光量の制御は、発光条件決定部として動作する制御部 5 2 からの指示により、光源制御部 7 2 で行われる。具体的には、LD 1 ~ LD 3 に電流を流すこと、及び流れる電流値を調整することや、電流を流す時間により制御される。また、LD 2 は、AFI においても用いることができる。

40

50

【 0 0 4 9 】

照射口 3 8 A の奥には、2 系統の光ファイバ 4 2 A、4 2 C が収納され、照射口 3 8 B の奥には、2 系統の光ファイバ 4 2 B、4 2 D が収納されている。光ファイバ 4 2 A ~ 4 2 D は、マルチモードファイバであり、一例として、コア径 1 0 5 μm 、クラッド径 1 2 5 μm 、外皮となる保護層を含めた径が $\phi 0.3 \sim 0.5 \text{ mm}$ の細径なファイバケーブルを使用できる。光ファイバ 4 2 A ~ 4 2 D は、光源装置 1 4 からコネクタ部 1 8 A を介して内視鏡先端部 2 0 まで敷設されており、光源装置 1 4 から発せられる 3 系統の照明光は、それぞれ対応する光ファイバ 4 2 A ~ 4 2 D によって照射口 3 8 A、3 8 B まで導かれる。

【 0 0 5 0 】

なお、LD 1 からのレーザ光は分波部 7 6 により分波して 2 系統の光路とされ、コネクタ 1 8 A を介して、光ファイバ 4 2 B、4 2 C へ伝送される。また、LD 2 又は LD 3 からのレーザ光は分波部 7 6 により分波して 2 系統の光路とされ、コネクタ 1 8 A を介して、光ファイバ 4 2 A、4 2 D へ伝送される。

【 0 0 5 1 】

内視鏡先端部 2 0 は、長手方向に沿って複数の穿設孔が形成されたステンレス鋼等からなる先端硬性部に投光ユニット 6 2 A ~ 6 2 D 等の各種部品が取り付けられて構成される。内視鏡先端 2 0 は、正面から見ると、図 3 に示すように、照射窓 3 8 A に、投光ユニット 6 2 A 及び 6 2 D が配置され、照射窓 3 8 B に、投光ユニット 6 2 C 及び 6 2 B が配置される。また、照射窓 3 8 A と 3 8 B との間には、観察窓 4 0 が配置され、その奥には対物光学系 4 4 が設けられる。対物光学系 4 4 は、その中心が、投光ユニット 6 2 A 及び 6 2 D の中心が成す直線と投光ユニット 6 2 C 及び 6 2 B の中心が成す直線との交点と重なるように構成される。

【 0 0 5 2 】

図 4 (A) に示すように、投光ユニット 6 2 B、6 2 C は、それぞれ同一の構成であって、蛍光体 6 0 と、蛍光体 6 0 の外周を覆う筒状のスリーブ部材 6 4 と、スリーブ部材 6 4 の一端側を封止する保護ガラス (照明窓) 6 6 と、スリーブ部材 6 4 に挿入された光ファイバ 4 2 B (、4 2 C) を中心軸に保持するフェルール 6 8 とを備えている。また、フェルール 6 8 の後端側から外皮に覆われて送出される光ファイバ 4 2 B (、4 2 C) には、その外皮の外側を覆うフレキシブルスリーブ 7 0 との間に挿入されている。

【 0 0 5 3 】

投光ユニット 6 2 B、6 2 C の蛍光体 6 0 は、レーザ光源 LD 1 からの青色レーザ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 Y A G 蛍光体、あるいは B A M (B a M g A l ₁₁ O ₁₇) 等の蛍光体) を含んで構成される。これにより、青色レーザ光を励起光とする緑色 ~ 黄色の励起発光光と、蛍光体 6 0 により吸収されず透過した青色レーザ光とが合わされて白色の通常光が生成される。

【 0 0 5 4 】

また、図 4 (B) に示すように、投光ユニット 6 2 A、6 2 D も同一構成であり、投光ユニット 6 2 B、6 2 C の蛍光体 6 0 に代えて光拡散部材 6 1 が配設され、光ファイバ 4 2 B、4 2 D から導光される点以外は、投光ユニット 6 2 B、6 2 C と同様の構成となっている。

【 0 0 5 5 】

前述のとおり、図 3 に示すように、投光ユニット 6 2 A、6 2 D の対と、投光ユニット 6 2 B、6 2 C の対は、先端部 2 0 の先端面における対物光学系 4 4 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 6 2 B、6 2 C に対して LD 1 から青色レーザ光 (例えば、中心波長 4 4 5 nm) 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 6 2 B、6 2 C から被写体内に照射される。また、投光ユニット 6 2 A、6 2 D に対して LD 2 から中心波長 4 0 5 nm のレーザ光 (P D D 用の励起光) と、LD 3 からの中心波長が 6 6 5 nm のレーザ光 (治療光) とを選択的に導入することにより、投光ユニット 6 2 A、6 2 D から励起光と治療光のいずれかが被写体内に照射され

10

20

30

40

50

る。

【0056】

LD1は、蛍光体60を含む投光ユニット62B、62Cと共に本発明の第1の光源部を構成する。また、同様に、LD2は、投光ユニット62A、62Dと共に本発明の第2の光源部を構成し、LD3は、投光ユニット62A、62Dと共に本発明の第3の光源部を構成する。

【0057】

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蛍光光)、PDT用の治療光の波長を薬剤毎に図5に示す。PDDの励起光としては、フォトリソ、レザフィリン、ビスダイン、5-ALA(アミノレブリン酸)のいずれの蛍光薬剤を使用し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。

以上が、本発明の実施形態に係る内視鏡装置の構成である。

【0058】

次に、上述のように構成された内視鏡装置11で、PDD及びPDTを行う際の動作について説明する。通常光観察とPDDとを交互に行う場合を第1の撮影モード、通常光観察、PDD、PDTを順番に行う場合を第2の撮影モードとして、図6~図9に沿ってそれぞれ説明する。

【0059】

内視鏡装置11において、PDD及びPDTを行う場合、術者は、PDD及びPDTに先立って被験者に光感受性物質を投与しておく。術者は、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。そして、操作部43を操作して、被写体に関する情報等を入力するとともに、先端部20へのフードの取り付け後、挿入部16を被写体内に挿入する。このとき、内視鏡装置11は通常光撮影モードに設定されており、LD1から445nm励起光を出射し、蛍光体60を励起させ、内視鏡先端20の投光ユニット62B及び62Cから白色光を照射して被写体内を撮像しながら挿入部16が挿入される。

【0060】

図6に示すように、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を操作して通常光撮影モードからPDD光撮影を行う第1の撮影モードへの切り替え操作を行う(ステップS10)。第1の撮影モードに切り替えられると、光源制御部72は、LD2から中心波長405nmの励起光を出射し、405nmの励起光が内視鏡先端20の投光ユニット62A及び62Dから腫瘍組織に照射される(ステップS12)。

【0061】

励起光が腫瘍組織に照射されると、腫瘍組織に蓄積された光感受性物質から蛍光光が発生する。撮像制御部(スコープCPU)34は、この腫瘍組織からの蛍光光が撮像可能なように、CCD21の撮像時間を調整し、CCD21の撮像時間を固定する(ステップS14)。また、このCCD21の撮像時間の決定は、撮像制御部(スコープCPU)34ではなく、制御部(メインCPU)52で行われてもよい。

CCD21の撮像時間が固定されると、固定された撮像時間の情報がプロセッサ13のサブCPUを介して制御部52へ伝送される。制御部52は、固定された撮像時間の情報に基づいて光源制御部72を制御し、白色照明光(中心波長445nmの狭帯域光を出射するLD1)の照射強度及び照射時間が調整、固定する(ステップS16)。

【0062】

CCD21の撮像時間、及び白色照明光(LD1)の照射強度及び照射時間が決定されると、これらに基づいて、図7のタイムチャートに示すとおり、第1フレームで通常光撮影がなされる(ステップS18)そして、次に、第2フレームでPDDがなされる(ステップS20)。ステップS18及びステップS20は、繰り返し交互になされる。

そして、フレーム毎に交互になされた通常光撮影とPDD光撮影とによって、通常光画像とPDD蛍光画像とが撮像され、モニタ22に表示される(ステップS22)。

【0063】

以上が、本発明の実施形態において、通常光撮影とPDDとを交互に行う第1の撮影モードの動作の説明である。

【0064】

次に、図8のフローチャートに基づいて、本発明の実施形態における第2の撮影モードについて説明する。

【0065】

まず、術者は、操作部17を操作してPDTを行う第2の撮影モードへの切り替え操作を行う(ステップS110)。

第2の撮影モードに切り替えた際、直前の撮影モードが第1の撮影モードであるか否かを判断する(ステップS112)。

ここで、直前の撮影モードが第1の撮影モードでない場合は、図7の第1の撮影モードのステップS12～S16が実行され、CCDの撮像時間、並びに白色照明光の照射強度及び照射時間(LD1の出射強度及び出射時間)が調整される(ステップS114)。

【0066】

また、直前の撮影モードが第1の撮影モードである場合には、前述のCCDの撮像時間、並びに白色照明光の照射強度及び照射時間はすでに調整済みである。

そして、図9のタイムチャートに示すように、第1フレームでLD1の出射と同時にLD3(治療光)をごく短時間発光させる(ステップS116)。

通常光撮影の際にPDTに使用する治療光をごく短時間発光させることで、通常光画像上にPDTの治療光の照射範囲が重なった重畳画像が表示される。

また、治療光をごく短時間発光させるかわりにごく弱く発光させてもよい。この場合も前述と同様、通常光画像上にPDTの治療光の照射範囲が重なった重畳画像が表示される。

【0067】

次に第2フレームで、LD2を出射し、PDDを行う(ステップS118)。前述のステップS20と同様に、光感受性物質を蓄積した腫瘍が発光する蛍光光の画像が取得できる。

そして、第1フレームで取得されたPDTの照射範囲が重なった重畳画像、及び第2フレームで取得された腫瘍部分のPDD蛍光画像を確認しつつ、第3フレームでLD3を出射し、PDTを行う(ステップS120)。

【0068】

図9に示すように、第1フレーム(ステップS116)～第3フレーム(ステップS120)は繰り返し行われ、第1フレーム及び第2フレームで取得された重畳画像及びPDD蛍光画像がモニタ22に表示される(ステップS122)。

こうして術者は、モニタ22を観察し、PDTの効果を確認しつつ施術を行うことができる。

【0069】

以上が、本発明の実施形態において、通常光撮影、PDD、PDTを順番に繰り返し行う第2の撮影モードの動作の説明である。

【0070】

本発明の実施形態は、PDDではなくAFI(自家蛍光観察)を行う場合にも有効である。被写体に予め前述の光感受性物質を投与しなければ、第1の撮影モードで、図10のタイムチャートに示すように、通常光観察とAFIとフレーム毎に交互に行い、通常光画像と表層血管を強調したAFI蛍光画像とを取得することができる。

【0071】

以上、本発明の実施形態における第1及び第2の撮影モードについて詳細に説明したが、本発明は、上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲に

10

20

30

40

50

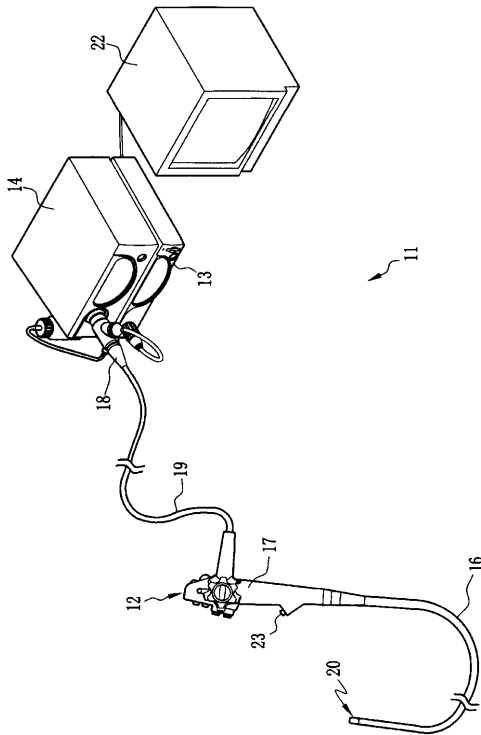
において、各種の改良や変更を行ってもよい。

【符号の説明】

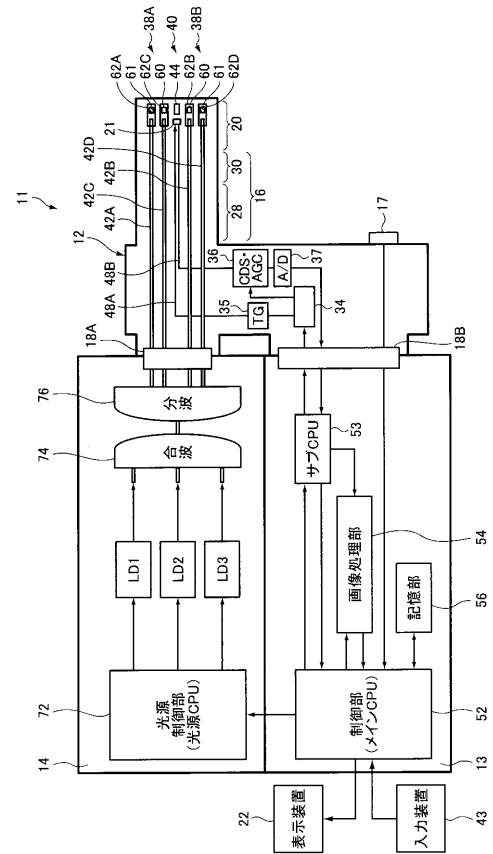
【 0 0 7 2 】

1 1	内視鏡装置	
1 2	内視鏡（スコープ）	
1 3	プロセッサ	
1 4	光源装置	
1 6	挿入部	
1 7	操作部	
1 8、1 8 A、1 8 B	コネクタ	10
1 9	ユニバーサルコード	
2 0	内視鏡先端部（先端部）	
2 1	ＣＣＤ（撮像素子）	
2 2	モニタ	
2 8	軟性部	
3 0	湾曲部	
3 4	スコープＣＰＵ	
3 5	タイミングジェネレータ（ＴＧ）	
3 6	ＣＤＳ・ＡＧＣ（相関二重サンプリング・自動利得制御）	
3 7	Ａ／Ｄ変換器（Ａ／Ｄコンバータ）	20
3 8 A、3 8 B	照射口	
4 0	観察窓	
4 2 A～4 2 D	光ファイバ	
4 3	入力装置	
4 4	対物光学系	
4 8 A、4 8 B	スコープケーブル	
5 2	制御部（メインＣＰＵ）	
5 3	サブＣＰＵ	
5 4	画像処理部	
5 6	記憶部	30
6 0	蛍光体	
6 1	光拡散部材	
6 2 A～6 2 D	投光ユニット	
6 4	スリーブ部材	
6 6	保護ガラス（照明窓）	
6 8	フェルール	
7 0	フレキシブルスリーブ	
7 2	光源制御部（光源ＣＰＵ）	
7 4	合波部	
7 6	分波部	40

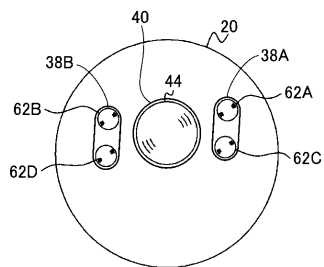
【図 1】



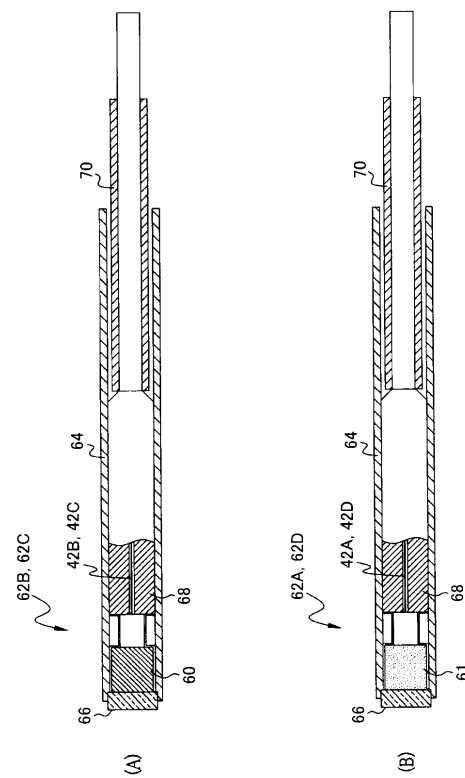
【図 2】



【図 3】



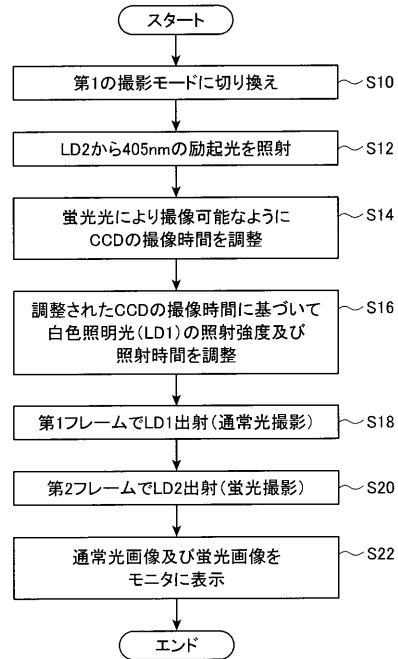
【図 4】



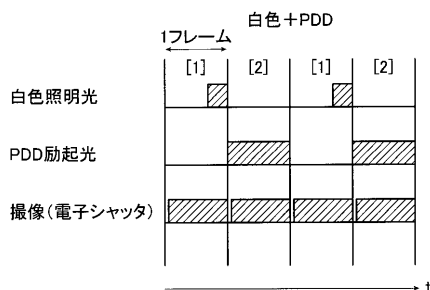
【図 5】

薬剤名	PDD励起光	PDD蛍光	PDT治療光
フォトブリン	405nm	660nm	630nm
レザフィリン	405nm	660nm	664nm
ビスタイン	405nm	660nm	689nm
5-ALA	405nm	635/670nm	630nm

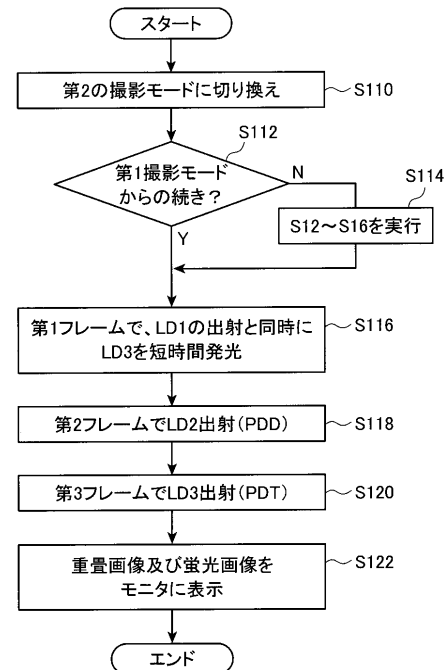
【図 6】



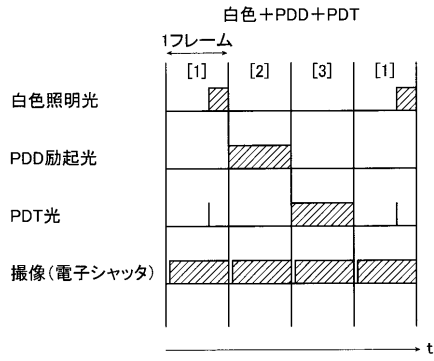
【図 7】



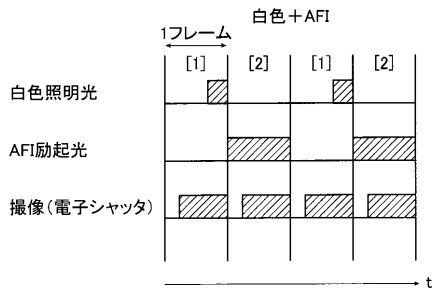
【図 8】



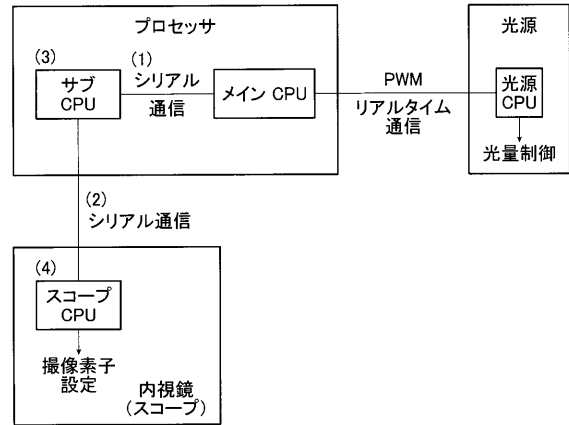
【図 9】



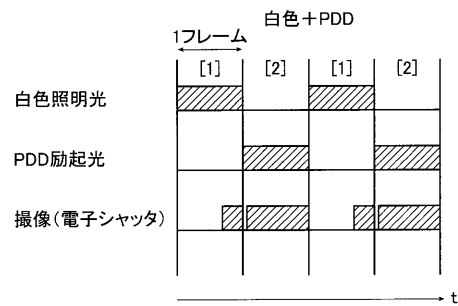
【図 10】



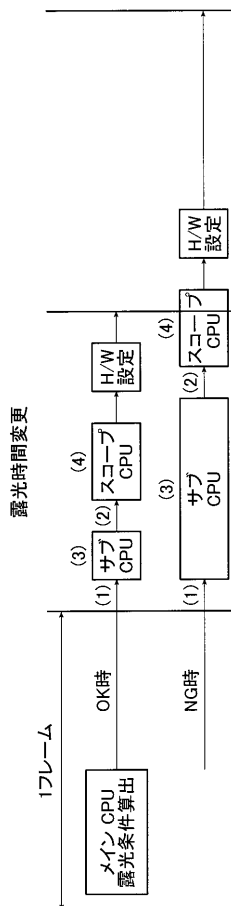
【図 11】



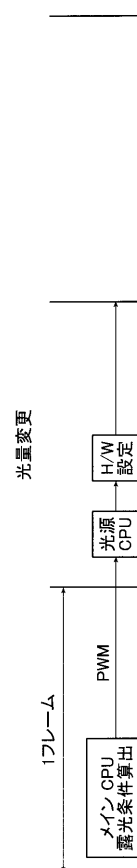
【図 12】



【図 13】



【図 14】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C026 AA04 BB08 FF22 FF39 FF55 HH02 HH06 HH12 HH24
4C061 DD03 GG01 HH51 HH56 LL02 NN01 QQ04 RR02 RR03 RR26
SS21 TT01 WW17

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2012115406A	公开(公告)日	2012-06-21
申请号	JP2010266783	申请日	2010-11-30
[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		
[标]发明人	遠藤安土		
发明人	遠藤 安土		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B18/20		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 A61B1/00.300.H A61B17/36.350 A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.621 A61B1/045.632 A61B1/05 A61B1/06.612 A61B18/20		
F-TERM分类号	4C026/AA04 4C026/BB08 4C026/FF22 4C026/FF39 4C026/FF55 4C026/HH02 4C026/HH06 4C026/HH12 4C026/HH24 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/HH56 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ04 4C061/RR02 4C061/RR03 4C061/RR26 4C061/SS21 4C061/TT01 4C061/WW17 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/HH56 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ04 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR26 4C161/SS06 4C161/SS21 4C161/TT01 4C161/WW17		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP5584601B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜装置，该内窥镜装置能够在每次普通摄影与PDD摄影之间切换时实现每次摄影的最佳曝光并获得最佳的拍摄图像。 解决方案：发射宽带光的第一光源单元LD1，发射窄带光的第一光源单元LD2，控制每个光发射和每个照射光量的光源控制单元72以及从被摄体返回。 图像捕获单元21通过光和荧光来捕获每帧的正常光图像和荧光图像；图像捕获时间确定单元34根据荧光的强度来确定图像捕获时间；以及图像捕获控制单元，其控制图像捕获单元。 参照图34，发光条件确定单元52用于确定第一光源，下一帧中的第一光源的发光条件，光源控制单元72，第一光源单元LD1的发光条件。 使第二光源单元LD2在框架中发光，并且顺序地重复至少包括正常光图像的成像和荧光图像的成像的一系列成像。 [选择图]图2

