

(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2009-22653

(P2009-22653A)

(43) 公開日 平成21年2月5日(2009.2.5)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	4 C 0 2 6
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 H	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 0 8 2
A 6 1 B 18/20 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	
A 6 1 N 5/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	
審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 18 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2007-190911 (P2007-190911)
 (22) 出願日 平成19年7月23日 (2007.7.23)

(71) 出願人 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100098235
 弁理士 金井 英幸
 (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
 Fターム(参考) 4C026 AA04 BB08 FF16 FF22 FF39
 FF43 FF52 FF53 FF58 GG06
 HH02 HH03 HH15 HH23

最終頁に続く

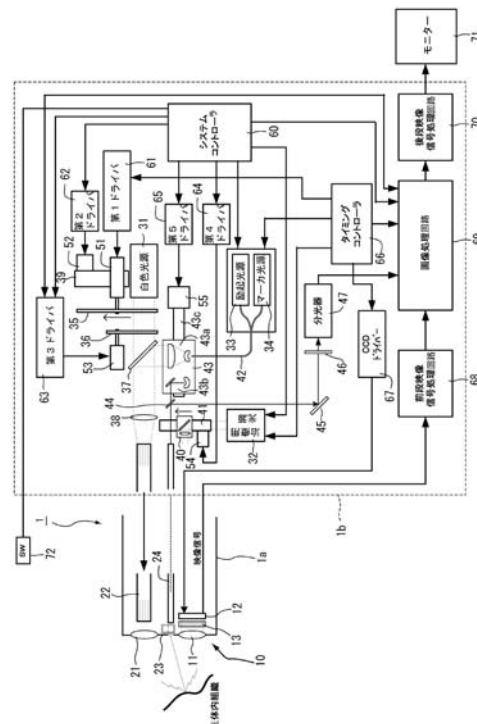
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】通常観察用の光源とPDT用の光源とを同一の装置内に配置することができ、かつ、これら2つの光源以外の第3の光源を設ける場合に適切なシステムを提供すること。

【解決手段】内視鏡挿入部1aの先端には、対物レンズ11と、この対物レンズ11により形成される対象物の像を撮像する撮像素子12とが設けられている。光源プロセッサ装置1bには、白色光源31、PDTに用いられる治療用光源32、体腔内の組織を励起させるための紫外線を発生する励起光源33と、可視域のマーカー用の光を発するマーカー用光源34とを備えている。内視鏡挿入部1aには、白色光源からの光束を先端に導いて配光レンズ21を介して体腔内の組織に照射させるライトガイド22と、治療用光源または励起光源、マーカー用光源からの光を導いて切替レンズ23を介して照射させる治療用プローブ24とが引き通されている。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡挿入部の先端に配置された対物レンズにより形成される体腔内の組織の像を撮像素子により撮像する撮像光学系と、

照明用の白色光を発する第 1 光源と、

光線力学治療に用いられる治療光を発する第 2 光源と、

前記第 1, 第 2 光源とは異なる目的で光を発する第 3 光源と、

前記第 1, 第 2, 第 3 光源を内蔵する単体の光源装置と、

前記第 1 光源からの光束を前記内視鏡挿入部の先端に導いて体腔内の組織に照射させるライトガイドと、

前記第 2 光源または前記第 3 光源からの光束を導いて体腔内の組織に照射させる治療用プローブと、

前記治療用プローブに前記第 2 光源からの治療光と前記第 3 光源からの光のいずれを入射させるかを選択する第 1 の光路選択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】

前記第 3 光源は、体腔内の組織を励起させる励起光を発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】

前記励起光を前記ライトガイドと前記治療用プローブとのいずれに入射させるかを選択する第 2 の光路選択手段を備え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】

前記治療用プローブと前記第 3 光源との間に配置され、前記治療用プローブを介して戻る光を励起光の光路から分離する光路分離手段と、分離された光を受光してそのスペクトルを分析する分光器とをさらに備え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 5】

前記第 3 光源は、可視域のマーカ用光を発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 6】

前記治療用プローブの先端には、当該治療用プローブを介して照射される光の照射範囲を切り替える照射範囲切替光学系が設けられ、該照射範囲切替光学系は、前記第 2 光源からの治療光を照射する際には照射範囲を広くし、前記第 3 光源からの光を照射する際には照射範囲を狭くするよう制御されることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の電子内視鏡システム。

【請求項 7】

内視鏡挿入部の先端に配置された対物レンズにより形成される体腔内の組織の像を撮像素子により撮像する撮像光学系と、

照明用の白色光を発する白色光源と、

体腔内の組織を励起させる励起光を発する励起光源と、

光線力学治療に用いられる治療光を発する治療用光源と、

前記白色光源または前記励起光源からの光束を前記内視鏡挿入部の先端に導いて体腔内の組織に照射させるライトガイドと、

前記励起光源または前記治療用光源からの光束を前記内視鏡挿入部の先端に導いて体腔内の組織に照射させる治療用プローブと、

前記治療用プローブに前記励起光源からの励起光と前記治療用光源からの治療光のいずれを入射させるかを選択する第 1 の光路選択手段と、

前記励起光を前記ライトガイドと前記治療用プローブとのいずれに入射させるかを選択する第 2 の光路選択手段と、

10

20

30

40

50

前記励起光源からの励起光が前記治療用プローブに入射するよう前記第 1 , 第 2 の光路選択手段が設定された際に、体腔内の組織から発して前記治療用プローブを介して戻る蛍光を受光してそのスペクトルを分析する分光器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 8】

可視域のマーカ用光を発するマーカ用光源を備え、該マーカ用光源から発した光を前記第 1 の光路選択手段に導いて選択的に前記治療用プローブに入射させることを特徴とする請求項 7 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 9】

前記治療用プローブの先端には、当該治療用プローブを介して照射される光の照射範囲を切り替える照射範囲切替光学系が設けられ、該照射範囲切替光学系は、前記治療用光源からの治療光を照射する際には照射範囲を広くし、前記励起光源または前記マーカ用光源からの光を照射する際には照射範囲を狭くするよう制御されることを特徴とする請求項 7 または 8 に記載の電子内視鏡システム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内等の対象部位の画像を撮像素子により電子的に撮影して表示させる電子内視鏡システムに関し、特に、光線力学治療(以下、PDTとする)が可能なシステムに関する。

20

【背景技術】

【0002】

電子内視鏡システムは、光源装置から発する白色光により対象物を照明し、内視鏡挿入部の先端に配置された対物レンズにより形成される対象物の像を撮像素子により撮像し、この撮像素子から出力される映像信号を画像処理装置により処理して外部のモニター画面に表示する。操作者は、モニター画面に動画、または静止画として表示される画像を観察して撮影対象部位の状態を把握する。

【0003】

また、早期肺癌、表在性食道癌、表在性早期胃癌等の早期癌の治療法として内視鏡的 PDT が広く用いられている。これは、患者に光感受性物質のフォトフリンが癌細胞に特異的に集積する性質を利用し、フォトフリンを静脈注射で投与し、所定時間後に、腫瘍部位に長波長(例えば 680nm)の比較的高強度のレーザーを照射し、腫瘍内に取り込まれた光感受性物質を励起し、癌細胞を壊死させる技術である。

30

【0004】

特許文献 1 には、内視鏡用照明装置からの白色光を照明用のファイババンドルを介して内視鏡先端に導くと共に、光線力学診断(以下、PDDという)及び PDT 用の特定の波長を発する光線力学的診断・治療用光線装置からの光束を鉗子チャンネルに引き通したライトガイドを介して内視鏡先端に導く内視鏡装置が開示されている。

【0005】

【特許文献 1】特開 2001 - 299940 号公報

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、特許文献 1 に開示される内視鏡装置は、内視鏡用照明装置と光線力学的診断・治療用光線装置とがそれぞれ独立した装置として設けられているため、システム全体をコンパクトに構成することができないという問題がある。また、特許文献 1 に開示される内視鏡装置は 2 つの光源装置を備えているが、例えば自家蛍光を観察するための励起光源等の第 3 の光源を設ける場合の構成については示唆がない。

【0007】

本発明は、このような従来技術の問題点に鑑みてなされたものであり、通常観察用の光

50

源とPDT用の光源とを同一の装置内に配置することができ、かつ、これら2つの光源以外の第3の光源を設ける場合に適切なシステムを提供することを目的(課題)とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記の課題を解決するために案出された本発明の電子内視鏡システムは、内視鏡挿入部の先端に配置された対物レンズにより形成される体腔内の組織の像を撮像素子により撮像する撮像光学系と、照明用の白色光を発する第1光源と、光線力学治療に用いられる治療光を発する第2光源と、第1、第2光源とは異なる目的で光を発する第3光源と、これらの第1、第2、第3光源を内蔵する単体の光源装置と、第1光源からの光束を内視鏡挿入部の先端に導いて体腔内の組織に照射させるライトガイドと、第2光源または第3光源からの光束を導いて体腔内の組織に照射させる治療用プローブと、治療用プローブに第2光源からの治療光と第3光源からの光のいずれを入射させるかを選択する第1の光路選択手段とを備えることを特徴とする。

10

【0009】

第3光源は、体腔内の組織を励起させる励起光を発する励起光源として構成することができる。この場合には、励起光をライトガイドと治療用プローブとのいずれに入射させるかを選択する第2の光路選択手段を備えることが望ましい。また、治療用プローブと第3光源との間に配置され、治療用プローブを介して戻る光を励起光の光路から分離する光路分離手段と、分離された光を受光してそのスペクトルを分析する分光器とをさらに備えることが望ましい。

20

【0010】

一方、第3光源としては、上記の励起光源に代えて、あるいは、上記の励起光源に加えて、可視域のマーカ用光を発するマーカ用光源を設けることもできる。

【0011】

第3光源を励起光源として用いる際にも、マーカ用光源として用いる際にも、治療用プローブの先端に、この治療用プローブを介して照射される光の照射範囲を切り替える照射範囲切替光学系を設けることが望ましい。照射範囲切替光学系は、第2光源からの治療光を照射する際には照射範囲を広くし、第3光源からの光を照射する際には照射範囲を狭くするよう制御されることが望ましい。

30

【発明の効果】

【0012】

本発明の電子内視鏡システムによれば、白色光を発する第1光源と、PDT用の治療光を発する第2光源とを同一の光源装置内に設けることができるため、それぞれの光源について独立した光源装置を用いる場合と比較して、システム全体の構成をコンパクトにすることができる。また、光源装置に第3光源を含ませる場合にも、PDT用の治療光を照射する治療用プローブを第3光源からの光を伝達するのに兼用することにより、徒にライトガイドの数を増やすことなく、適切なシステムを構築することが可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

次に、添付図面に基づいて、本発明を実施するための形態を説明する。図1は、実施形態の電子内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。

40

【0014】

図1に示されるように、この電子内視鏡システム1は、体腔内に挿入されるために細長く形成された内視鏡挿入部1aと、この挿入部に接続された光源プロセッサ装置1bとから構成されている。図1は、内視鏡挿入部1aの先端部分の構成と、光源プロセッサ装置1b内の各回路の接続関係とを示している。

【0015】

内視鏡挿入部1aの先端には、対物レンズ11と、この対物レンズ11により形成される対象物の像を撮像するCCDイメージセンサ等の電荷蓄積型の撮像素子12とから構成される撮像光学系10が設けられている。光源プロセッサ装置(光源装置)1bには、後述

50

する第 1, 第 2, 第 3 光源が設けられており、内視鏡挿入部 1 a には、第 1 光源からの光束を先端に導いて配光レンズ 2 1 を介して体腔内の組織に照射させるライトガイド 2 2 と、第 2 光源または第 3 光源からの光束を導いて切替レンズ 2 3 を介して体腔内の組織に照射させる治療用プローブ 2 4 とが引き通されている。

【0016】

第 1 光源は、照明用の白色光を発するキセノンランプ等の白色光源 3 1 である。第 2 光源は、PDT に用いられる波長 630 nm の治療光を発する半導体レーザー等の治療用光源 3 2 である。また、第 3 光源は、第 1, 第 2 光源とは異なる目的で光を発するものであり、この例では、体腔内の組織を励起させるための波長 320 nm ~ 400 nm 程度の紫外線を発生する半導体レーザー等の励起光源 3 3 と、可視域(例えば波長 660 nm)のマーカー用の光を発するマーカー用光源 3 4 とを備えている。これらの光源は同一の光源プロセッサ装置 1 b 内に配置されているため、独立した光源装置を用いる場合と比較して、システム全体の構成をコンパクトにすることができる。

【0017】

励起光源 3 3 は、体腔内の組織の自家蛍光を発生させて蛍光撮影するための励起光を発する光源として使用されると共に、事前に生体に投与された光感受性物質を励起して光線力学診断(PDD)を行うためのPDD用光源としても利用される。

【0018】

対物レンズ 1 1 と撮像素子 1 2 との間には、励起光源 3 3 から発する励起光に相当する波長成分を除去するための励起光カットフィルタ 1 3 が組み込まれている。励起光カットフィルタは、図 2 に示すように、励起光を遮断し、励起光より長い波長の光を透過させる特性を有しており、これにより、蛍光撮影時に撮像素子 1 2 に励起光が入射するのを防ぎ、蛍光画像のみの撮影が可能となる。

【0019】

白色光源 3 1 とライトガイド 2 2 とを結ぶ直線的な光路上には、回転により白色光を断続的に透過させるロータリーシャッタ 3 5、白色光の光量を調整するための絞り 3 6、第 1 ハーフミラー 3 7、集光レンズ 3 8 が光源側から順に配置されている。

【0020】

第 1 ロータリーシャッタ 3 5 は、図 3 に平面形状を示すように、中心角約 180°の扇形の開口 3 5 a が形成された円板であり、集光レンズ 3 8 の光軸に対して直交し且つオフセットした状態で、第 1 モータ 5 1 の回転軸に固定されている。開口 3 5 a の径方向のサイズは、白色光の径より大きく設定されており、第 1 モータ 5 1 を駆動してロータリーシャッタ 3 5 を回転させることにより、撮影時に画像信号のフレームやフィールドの切り替えに同期して白色光がオン/オフされる。ロータリーシャッタ 3 5 を透過した白色光源 3 1 からの白色光の一部は、第 1 ハーフミラー 3 7 を透過して集光レンズ 3 8 により集光されてライトガイド 2 2 に入射する。

【0021】

ロータリーシャッタ 3 5 は、第 1 モータ 5 1 と共にスライド台 3 9 に取り付けられており、第 2 モータ 5 2 を駆動することにより、ロータリーシャッタ 3 5 を図 1 に示す光路中の設定位置と、図中上側に光路から外れた待避位置との間で切り替えられる。絞り 3 6 は、第 3 モータ 5 3 により駆動され、その開口径を変化させる。

【0022】

光源プロセッサ装置 1 b 内には、治療用プローブ 2 4 の端部に対向する位置に配置可能な第 1 光路切替ユニット 4 0 が設けられている。第 1 光路切替ユニット 4 0 は、ミラー及び集光レンズを備え、第 4 モータ 5 4 により駆動され、治療用プローブ 2 4 の中心軸に対して垂直な方向に敷設されたレール 4 1 に沿って、治療用プローブ 2 4 の中心軸上に位置する光路中の設定位置と、図 1 に示されるように光路から下側に外れた待避位置との間で切り替えられる。

【0023】

励起光源 3 3 とマーカー用光源 3 4 とは、共通の光源ユニット内に並列して設けられて

10

20

30

40

50

おり、それぞれの光源から発したレーザー光は、入射側が二股に分岐して射出側が統合された光ファイバ束 4 2 により共通の光路にまとめられ、第 2 光路切替ユニット 4 3 に入射する。第 2 光路切替ユニット 4 3 は、光ファイバ束 4 2 から射出される発散光を幅広の平行光に変換して第 1 ハーフミラー 3 7 に入射させるレンズ系 4 3 a と、光ファイバ束 4 2 から射出される発散光を収束させてから反射させて治療用プローブ 2 4 に入射させるミラー系 4 3 b とを備えている。第 2 光路切替ユニット 4 3 は、第 5 モータ 5 5 により駆動され、治療用プローブ 2 4 の中心軸の方向に敷設されたレール 4 3 c に沿って、励起光源 3 3 またはマーカー用光源 3 4 からのレーザー光を第 1 ハーフミラー 3 7 を介してライトガイド 2 2 に入射させる図 1 に示す第 1 の位置と、図中右側に移動してレーザー光をミラー系 4 3 b で治療用プローブ 2 4 側に反射させる第 2 の位置との間で切り替えられる。

10

【 0 0 2 4 】

白色光源 3 1 から発する白色光は、絞り 3 6 が開いており、ロータリーシャッター 3 5 が待避位置にある場合には連続的にライトガイド 2 2 に入射し、ロータリーシャッター 3 5 が光路内の設定位置にあって回転している際には断続的にライトガイド 2 2 に入射する。治療用光源 3 2 から発する治療光は、第 1 光路切替ユニット 4 0 が光路中の設定位置にある場合には治療用プローブ 2 4 に入射する。励起光源 3 3 から発する励起光は、第 2 光路切替ユニット 4 3 が第 1 の位置にある場合にはライトガイド 2 2 に入射し、第 1 光路切替ユニット 4 0 が待避位置にあって第 2 の光路切替ユニット 4 3 が第 2 の位置にある場合には治療用プローブ 2 4 に入射する。マーカー用光源 3 4 から発するマーカー用光束は、第 1 光路切替ユニット 4 0 が待避位置にあって第 2 の光路切替ユニット 4 3 が第 2 の位置にある場合に治療用プローブ 2 4 に入射する。

20

【 0 0 2 5 】

すなわち、白色光は、ライトガイド 2 2 のみに入射し、治療光、マーカー光は治療用プローブ 2 4 のみに入射し、励起光は、ライトガイド 2 2 または治療用プローブ 2 4 に入射する。第 1 光路切替ユニット 4 0 は、治療用プローブ 2 4 に対して、治療用光源 3 2 からの治療光と、励起光源 3 3 またはマーカー用光源 3 4 からのレーザー光とのいずれを入射させるかを選択する第 1 の光路選択手段としての機能を有する。また、第 2 光路切替ユニットは、励起光をライトガイド 2 2 と治療用プローブ 2 4 とのいずれに入射させるかを選択する第 2 の光路選択手段としての機能を有している。

【 0 0 2 6 】

第 1 光路切替ユニット 4 0 の設定位置と第 2 光路切替ユニット 4 3 との間の光路中には、第 2 ハーフミラー 4 4 が配置されている。第 2 ハーフミラー 4 4 は、励起光を照射することにより励起した組織から発する蛍光のスペクトルを測定する際に、治療用プローブ 2 4 を介して戻る光(蛍光)を励起光の光路から分離する光路分離手段として機能する。分離された光は、ミラー 4 5、励起光カットフィルタ 4 6 を介して分光器 4 7 に入射する。

30

【 0 0 2 7 】

なお、治療用プローブ 2 4 の先端側に配置された切替レンズ 2 3 は、図 4 に拡大して示したように、治療用プローブ 2 4 を介して導かれた光束を細いビームとして体腔内の組織に局所的に照射させるビーム照射用レンズ 2 3 a と、光束をビームよりは広いが配光レンズ 2 1 を介した白色光の照明範囲よりは狭い領域に照射させる狭角照射用レンズ 2 3 b とを備えている。これらのレンズは 2 3 a、2 3 b は、一体に磁性体を有するレンズ枠 2 5 に収納され、レンズ枠 2 5 の両側に一対設けられた磁気コイル 2 6 a、2 6 b の一方に電流を流すことにより、いずれか一方が光路中に配置される。具体的には、治療用プローブ 2 4 に励起光あるいはマーカー光を入射させる場合には、ビーム照射用レンズ 2 3 a が光路中に配置され、治療光を入射させる場合には、狭角照射用レンズ 2 3 b が光路中に配置される。切替レンズ 2 3 は、治療用プローブ 2 4 を介して照射される光の照射範囲を切り替える照射範囲切替光学系としての機能を果たしている。

40

【 0 0 2 8 】

治療用プローブ 2 4 を介して導かれる励起光は、ビーム照射用レンズ 2 3 a が選択されている場合、体腔内の組織の局所的な部分に照射され、その部分を励起させる。そして、

50

励起した部分から発した蛍光と反射した励起光とがビーム照射用レンズ 2 3 a 及び治療用プローブ 2 4 を戻り、第 2 ハーフミラー 4 4 で反射され、ミラー 4 5 で反射され、励起光カットフィルター 4 6 により励起光がカットされ、蛍光のみが分光器 4 7 に入射する。分光器 4 7 は蛍光のスペクトル分布を数値化して画像処理回路 6 9 へ出力する。自家蛍光を発する物質は NADH、コラーゲン、フラビンなどがあり、それぞれ発光するスペクトルが異なるため、分光測定によりスペクトル分布がわかると、その部分の物質を特定することができる。

【0029】

一方、治療用プローブ 2 4 を介して導かれるマーカー光は、ビーム照射用レンズ 2 3 a が選択されている場合、励起光が照射されるのと同じ部分に照射され、その部分を赤く表示する。したがって、白色光で照明してカラー画像を撮像する際にマーカー光を照射すると、分光測定の対象となる部位をカラー画像内で特定することができる。術者は、マーカー光を測定したい部位に合わせることで、その部位の蛍光の分光測定をすることができる。

【0030】

図 5 及び図 6 は、切替レンズの他の例を示したものである。この例の切替レンズ 2 3 A は、光軸方向に並ぶ 2 つのレンズを備え、一方を治療用プローブ 2 4 の端部に隣接した固定レンズ 2 3 c とし、他方を永久磁石が設けられたレンズ枠 2 5 A に収納された移動レンズ 2 3 d としている。固定レンズ 2 3 c の周囲に配置された磁気コイル 2 6 への通電方向を切り替えることにより、永久磁石に対して吸着力、反発力を作用させ、移動レンズ 2 3 d を光軸方向に移動させる。図 5 に示すように、移動レンズ 2 3 d が固定レンズ 2 3 c から離れた位置にある場合には、光束を細いビームとして照射させ、図 6 に示すように、移動レンズ 2 3 d が固定レンズ 2 3 c に近接した位置にある場合には、光束をビームよりは広いが配光レンズ 2 1 を介した白色光の照明範囲よりは狭い領域に照射させる。

【0031】

次に、撮像光学系 1 0 により撮像された画像信号を処理し、各光源 3 1 ~ 3 4 や各モータ 5 1 ~ 5 5 を制御する電気系統の構成について説明する。電子内視鏡システム 1 の電気系統は、全体の制御を司るシステムコントローラ 6 0 を中心に、第 1 ~ 第 5 モータ 5 1 ~ 5 5 をそれぞれ駆動する第 1 ~ 第 5 ドライバ 6 1 ~ 6 5、撮影時に画像信号のフレームやフィールドの切り替える同期信号を出力するタイミングコントローラ 6 6、このタイミングコントローラ 6 6 からの信号に同期して撮像素子 1 2 を駆動する駆動信号を出力する CCD ドライバ 6 7 を備えている。ロータリーシャッタ 3 5 用の第 1 モータ 5 1、治療用光源 3 2、励起光源 3 3 及びマーカー用光源 3 4 は、タイミングコントローラ 6 6 からの同期信号により制御され、他のモータ用のドライバはシステムコントローラ 6 0 により制御される。

【0032】

また、画像信号の処理系として、撮像素子 1 2 から出力される映像信号を処理する前段信号処理回路 6 8、この前段信号処理回路 6 8 で処理され出力されたデジタルの映像信号を演算処理する画像処理回路 6 9、この画像処理回路 6 9 で演算された映像信号をモニター 7 1 に表示するための規格化映像信号に変換して出力する後段信号処理回路 7 0 を備える。

【0033】

画像処理回路 6 9 は、図 7 に示すように、前段映像信号処理回路 6 8 からの画像データをフィールド毎に一時記憶する第 1、第 2 画像メモリ 6 9 a、6 9 b と、タイミングコントローラ 6 6 からの同期信号に基づいて、これらの画像メモリ 6 9 a、6 9 b へのデータの読み書きを制御するメモリコントローラ 6 9 c と、画像メモリ 6 9 a、6 9 b から読み出したデータによりモニター 7 1 に表示すべき画像を形成するスキャンコンバータ 6 9 d とを備えている。なお、分光器 4 7 の出力は、レジスタ 4 7 a を介して第 2 画像メモリ 6 9 b に入力される。

【0034】

10

20

30

40

50

さらに、内視鏡挿入部に接続される操作部には、動作モードを通常観察モード、蛍光観察モード、通常観察／分光測定モード、蛍光観察／PDTモードとの間で切り替えるためのモード切替スイッチ72が設けられている。このスイッチは、内視鏡による観察、治療時に操作者(術者)により操作される。

【0035】

次に、上記のように構成された電子内視鏡システム1の動作を説明する。システムの電源が投入されると、システムコントローラ60が起動し、白色光源31が点灯する。システムコントローラ60は、モード切替スイッチ71の設定を読み込み、各観察モードに合わせて各部を制御する。以下、通常観察モード、蛍光観察モード、通常観察／分光測定モード、蛍光観察／PDTモードの順に動作を図8に示すタイミングチャートを参照して説明する。

10

【0036】

通常観察モードが選択されている場合には、システムコントローラ60は、第2ドライバ62を介して第2モータ52を制御してロータリーシャッター35を光路外に待避させ、第3ドライバ63を介して第3モータ53を制御して絞り36を開く。これにより、白色光源21から発した照明光が連続的にライトガイド22を介して内視鏡先端部に届き、配光レンズ21を介して体腔内の組織を照明する。白色光により照明された組織からの反射光は、撮像光学系10に取り込まれて組織のカラー画像を形成する。通常観察モードにおける撮像素子12による撮像のタイミングは図8のAに示されている。NTSCのインターレース方式に準拠し、1秒間に30フレーム、60フィールド分の画像を撮像し、次のフィールドの撮像中に前のフィールドのデータを転送する。画像データは、フィールド毎に画像メモリ69a、69bに順次記憶され、1フィールド分のデータが揃った時点でスキャンコンバータ69dにより合成されて1フレーム分の画像データとして出力される。この結果、通常撮影モードでは、体腔内の組織のカラー映像がモニター71上に動画で表示される。

20

【0037】

蛍光観察モードが選択されている場合には、システムコントローラ60は、第2ドライバ62を介して第2モータ52を制御してロータリーシャッター35を光路中に設定し、第3ドライバ63を介して第3モータ53を制御して絞り36を開き、第5ドライバ65を介して第5モータを制御して第2光路切替ユニット43を図1に示す第1の位置に設定する。また、タイミングコントローラ66からの同期信号により、第1ドライバ61を介して第1モータ51を駆動してロータリーシャッター35を回転させ、白色光が第1ロータリーシャッター35を透過する間は励起光源33を消灯させ、白色光が第1ロータリーシャッター35により遮断される間は励起光源33を発光させる。これにより、白色光源31から発した白色光と、励起光源33から発した励起光とが交互にライトガイド22に入射する。

30

【0038】

励起光が照射されている期間は励起された組織からの蛍光が励起光と共に撮像光学系10に入射するが、励起光は励起光カットフィルタ13により遮断されるため、蛍光のみが撮像素子12に到達し、蛍光画像の信号が得られる。なお、蛍光画像には、生体組織の励起による緑色の自家蛍光と、PDDにより癌細胞に滞留した光感受性物質から発生する赤色の蛍光とが含まれる。PDDを実施する場合には、検査を始める前に光感受性物質(フォトフィリン)を体内に静脈注射投与しておく。フォトフィリンは、一定時間後には正常細胞からは流れ出すが、腫瘍部には滞留する。このため、短波長の励起光を照射してフォトフィリンを励起すると、赤色の蛍光が発生し、腫瘍部の特定が容易となる。

40

【0039】

一方、白色光が照射されている期間は、組織からの反射光が撮像素子12に到達する。撮像素子12は、図8Bに示すようなタイミングでフィールド毎に通常画像(カラー画像)の撮像と、蛍光画像の撮像及びPDDとを繰り返す。これにより、フィールド毎に通常画像のデータと蛍光画像及びPDDのデータとが画像メモリ69a、69bに記憶されるが

50

、これらは通常の画像データのようにインターレースの処理をせず、それぞれ独立した画面を表示するように１フィールド分の画像データで公知の補間処理を行って１フレームの画面データを生成する。

【００４０】

モニター７１には、図９に示すように、通常画像(カラー画像)と蛍光画像とが並べて表示される。図７の蛍光画像では、中央の濃度が濃い部分がフォトフィリンによる赤色の蛍光、その周囲が緑色の自家蛍光を示している。

【００４１】

通常観察／分光測定モードが選択されている場合には、システムコントローラ６０は、第２ドライバ６２を介して第２モータ５２を制御してロータリーシャッター３５を光路中に設定し、第４ドライバ６４を介して第４モータ５４を制御して第１光路切替ユニット４０を待避位置に設定し、第５ドライバ６５を介して第５モータを制御して第２光路切替ユニット４３を第２の位置に設定する。また、図示せぬドライバを介して磁気コイル２６ａに通電することによりビーム照射用レンズ２３ａを光路中に設定する。さらに、図８Ｃに示すように、タイミングコントローラ６６からの同期信号により、第１ドライバ６１を介して第１モータ５１を駆動してロータリーシャッター３５を回転させ、白色光が第１ロータリーシャッター３５を透過する間はマーカー用光源３４を発光、励起光源３３を消灯させ、白色光が第１ロータリーシャッター３５により遮断される間は励起光源３３を発光、マーカー用光源３４を消灯させる。

【００４２】

これにより、白色光源３１から発した白色光がライトガイド２２及び配光レンズ２１を介して体腔内の組織を照明している期間には、マーカー用光源３４から発したマーカー光が治療用プローブ２４及びビーム照射用レンズ２３ａを介して組織の一部を照射する。白色光が遮断されている期間には、励起光源３３から発した励起光が治療用プローブ２４及びビーム照射用レンズ２３ａを介して組織の一部を照射し、この部分の組織を励起する。そして、励起された部位から発した蛍光が、治療用プローブ２４、第２ハーフミラー４４、ミラー４５、励起光カットフィルタ４６を介して分光器４７に入射する。

【００４３】

撮像素子１２は、図８Ｃに示すようなタイミングで１フレーム内の一方のフィールドでのみ通常画像(カラー画像)を撮像する。他方のフィールドでは、分光器４７により測定されたスペクトル分布のデータがレジスタ４７ａを介して出力される。これにより、フィールド毎に通常画像のデータが第１画像メモリ６９ａに記憶され、スペクトル分布のデータが第２画像メモリ６９ｂに記憶される。通常画像のデータは、インターレースの処理をせず、１フィールド分の画像データで公知の補間処理を行って１フレームの画面データを生成する。また、スペクトル分布のデータは、図１０に示すようなグラフデータに変換される。

【００４４】

モニター７１には、図１１に示すように、マーカー光による赤色のポイントを含む通常画像(カラー画像)とスペクトル分布(分光特性)のグラフとが並べて表示される。

【００４５】

蛍光観察／ＰＤＴモードが選択されている場合には、システムコントローラ６０は、第３ドライバ６３を介して第３モータ５３を制御して絞り３６を閉じて白色光を遮断し、第４ドライバ６４を介して第４モータ５４を制御して第１光路切替ユニット４０を光路中に設定し、第５ドライバ６５を介して第５モータを制御して第２光路切替ユニット４２を図１に示した第１の位置に設定する。また、図示せぬドライバを介して磁気コイル２６ｂに通電することにより狭角照射用レンズ２３ｂを光路中に設定する。さらに、タイミングコントローラ６６からの同期信号により、フィールド毎に治療用光源３２と励起光源３３とを交互に発光させる。

【００４６】

これにより、治療用光源３２は、図８Ｄに示すタイミングでフィールド毎にオンオフを

10

20

30

40

50

繰り返し、治療光が治療用プローブ 2 4 及び狭角照射用レンズ 2 3 b を介して体腔内の組織に高出力で照射され、治療用光束が照射されない期間には励起光源 3 2 から発した励起光がライトガイド 2 2 及び配光レンズ 2 1 を介して組織を照射する。

【 0 0 4 7 】

このように、フィールド毎に治療光と励起光とのオンオフを切り換え、励起光が照射される期間に撮像する。P D T の治療用光束が高出力で照射されている間は、撮像光学系 1 0 に入射する反射光量が極めて大きく、撮像素子 1 2 の出力は飽和するため、この期間は撮像素子 1 2 の電荷は蓄積せずに捨てる。この間、生体組織の癌細胞に滞留しているフォトフィリンが照射された治療用光束の光エネルギーを吸収し、癌細胞を壊死させる。

【 0 0 4 8 】

励起光が照射されている期間は、励起された組織からの蛍光と励起光とが撮像光学系 1 0 に入射する。ただし、励起光は励起光カットフィルタ 1 3 により遮断されるため、蛍光のみが撮像素子 1 2 に到達し、蛍光画像の信号が得られる。これにより、1 フィールドおきに蛍光画像のデータが画像メモリ 6 9 a に記憶される。そして、1 フィールド分の画像データで公知の補間処理を行って 1 フレームの画面データを生成する。

【 0 0 4 9 】

モニター 7 1 には、P D T の開始時には、図 1 2 に示すような画像が表示される。中心には P D D による赤色の蛍光、その周囲には自家蛍光による緑色の蛍光画像が表示される。治療が進み、癌細胞が壊死すると、図 1 3 に示すように、その部分の蛍光が弱くなり、黒く表示される。したがって、このモードでは、術者は治療部位の状態を観察しながら治療を行うことができる。なお、蛍光観察 / P D T モードでは、画面の右上に P D T の高出力の治療用レーザ光が照射されていることを術者が確実に認識できるように表示する。

【 0 0 5 0 】

一方、P D T の実行中に治療光が照射する範囲を知りたい場合には、図 8 E に示すように、蛍光撮影のタイミングに合わせて治療用光源 3 2 からの治療光を十分に低い強度で照射する。これにより、モニター上には、図 1 4 に示すように中心部に治療光の照射範囲が赤く表示され、その周囲に緑色の自家蛍光の画像が表示される。ただし、この場合には P D D による赤色の蛍光が識別しにくくなる。

【 0 0 5 1 】

以上説明したように、上記の実施形態によれば、P D T 用の光源を通常の白色光源や励起光源と同一の光源装置内に格納することができ、システムのサイズをコンパクトにすることができる。また、治療光を照射するための治療用プローブを、分光測定のための励起光の照射と反射光の受光、マーカー光の照射にも利用することができるため、徒にライトガイドの数を増やすことなく、適切なシステムを構築することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 2 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態による電子内視鏡システムの内部構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 図 1 の電子内視鏡システムに含まれる励起光カットフィルタの特性を示すグラフである。

【 図 3 】 図 1 の電子内視鏡システムに含まれるロータリーシャッタの平面図である。

【 図 4 】 図 1 の電子内視鏡システムに含まれる切替レンズの構成を示す断面図である。

【 図 5 】 図 4 に示した切替レンズの他の例を示す断面図である。

【 図 6 】 図 5 に示した切替レンズの他の状態を示す断面図である。

【 図 7 】 図 1 の電子内視鏡システムに含まれる画像処理装置の詳細を示すブロック図である。

【 図 8 】 図 1 の電子内視鏡システムにおける撮像タイミングを示すタイミングチャートである。

【 図 9 】 図 1 の電子内視鏡システムの蛍光観察モードにおいてモニター上に表示される画面例を示す説明図である。

10

20

30

40

50

【図 1 0】図 1 の電子内視鏡システムの分光器の出力を示すグラフである。

【図 1 1】図 1 の電子内視鏡システムの通常観察 / 分光測定モードにおいてモニター上に表示される画面例を示す説明図である。

【図 1 2】図 1 の電子内視鏡システムの蛍光観察 / P D T モードにおいて治療開始時にモニター上に表示される画面例を示す説明図である。

【図 1 3】図 1 の電子内視鏡システムの蛍光観察 / P D T モードにおいて治療終了時にモニター上に表示される画面例を示す説明図である。

【図 1 4】図 1 の電子内視鏡システムの蛍光観察 / P D T モードにおいて治療光の照射範囲を確認する場合にモニター上に表示される画面例を示す説明図である。

【符号の説明】

10

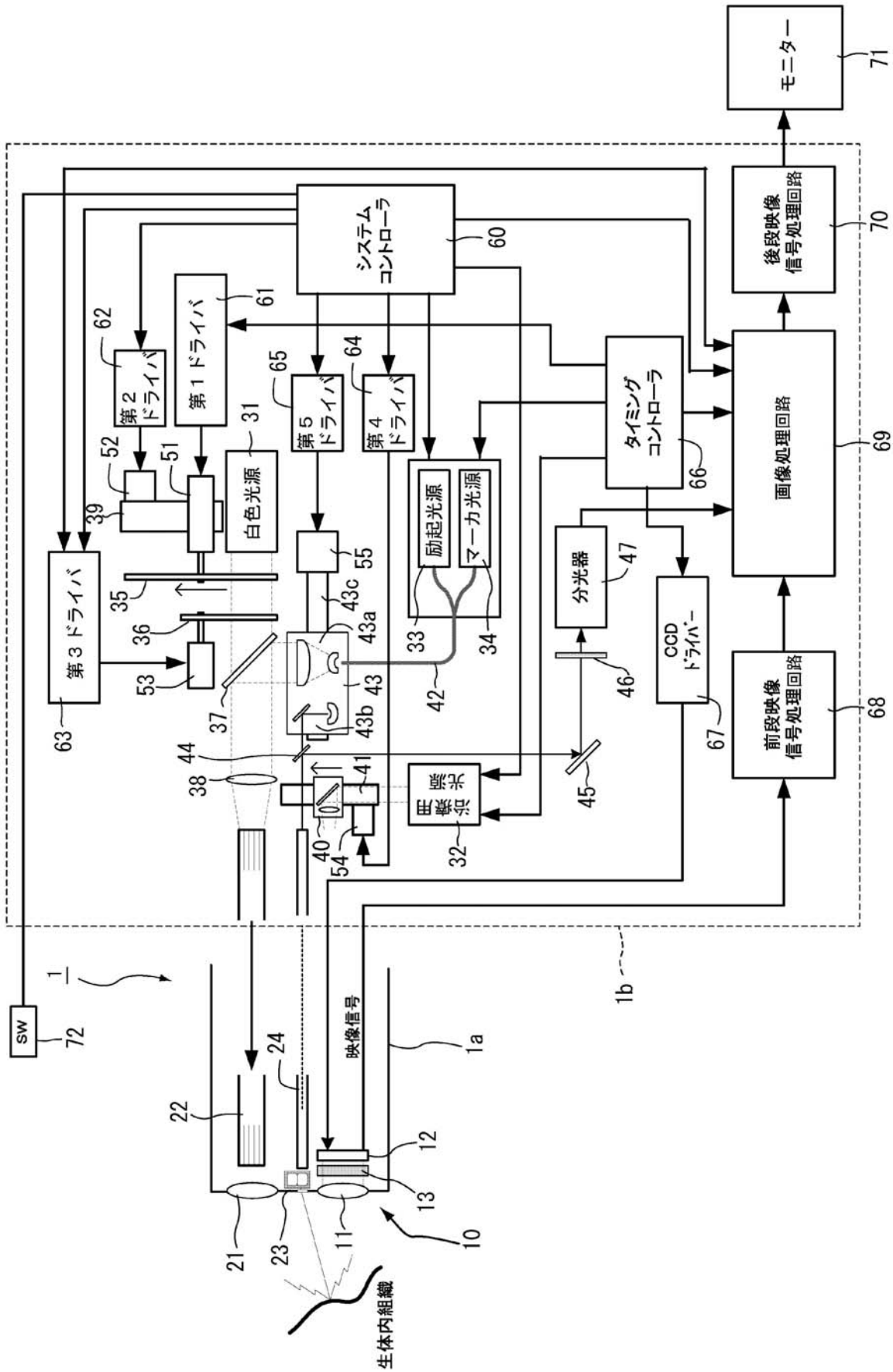
【 0 0 5 3 】

- 1 電子内視鏡システム
- 1 a 内視鏡挿入部
- 1 b 光源プロセッサ装置
- 1 0 撮像光学系
- 1 1 対物レンズ
- 1 2 撮像素子
- 1 3 励起光カットフィルタ
- 2 2 ライトガイド
- 2 3 切替レンズ
- 2 4 治療用プローブ
- 3 1 白色光源
- 3 2 治療用光源
- 3 3 励起光源
- 3 4 マーカー用光源
- 3 5 ロータリーシャッタ
- 3 7 ハーフミラー
- 3 8 集束レンズ
- 4 0 第 1 光路切替ユニット
- 4 3 第 2 光路切替ユニット
- 5 1 ~ 5 5 第 1 ~ 第 5 モータ
- 6 0 システムコントローラ
- 6 1 ~ 6 5 第 1 ~ 第 5 ドライバ
- 6 6 タイミングコントローラ
- 6 8 前段映像信号処理回路
- 6 9 画像処理回路
- 7 0 後段映像信号処理回路
- 7 1 モニター
- 7 2 モード切替スイッチ

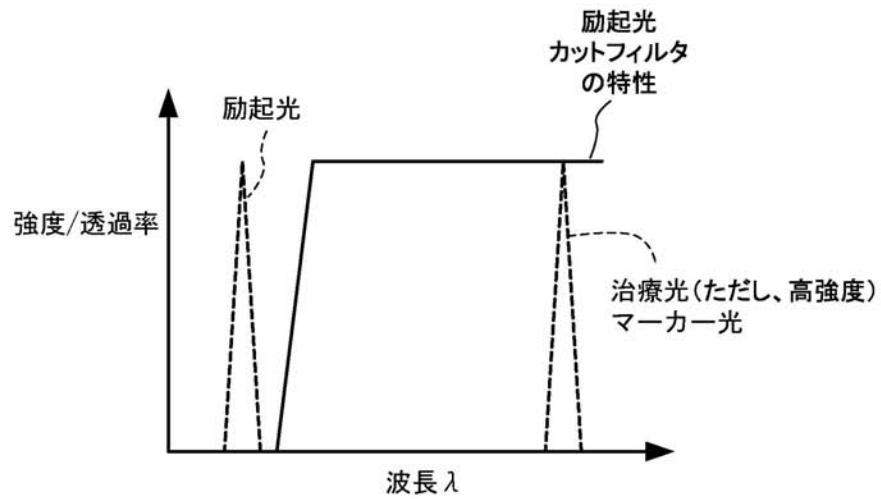
20

30

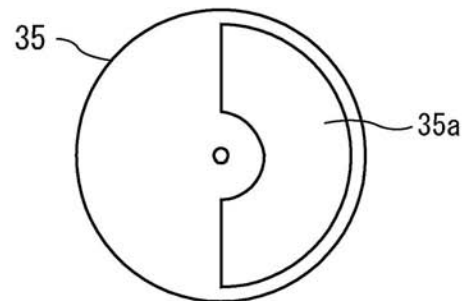
【図 1】



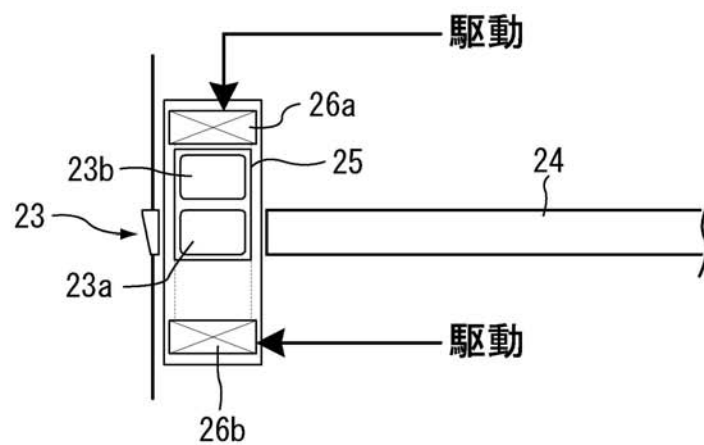
【 図 2 】



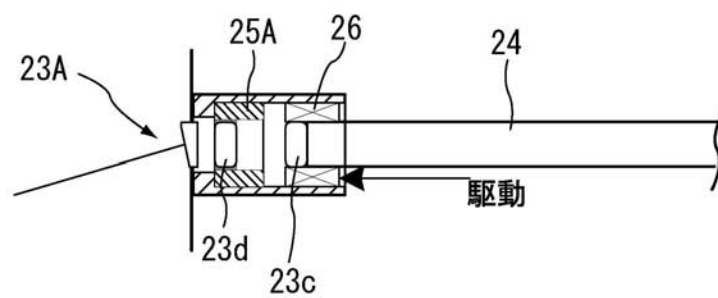
【 図 3 】



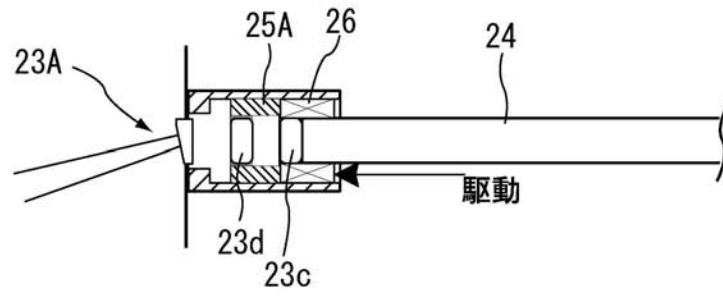
【 図 4 】



【 図 5 】

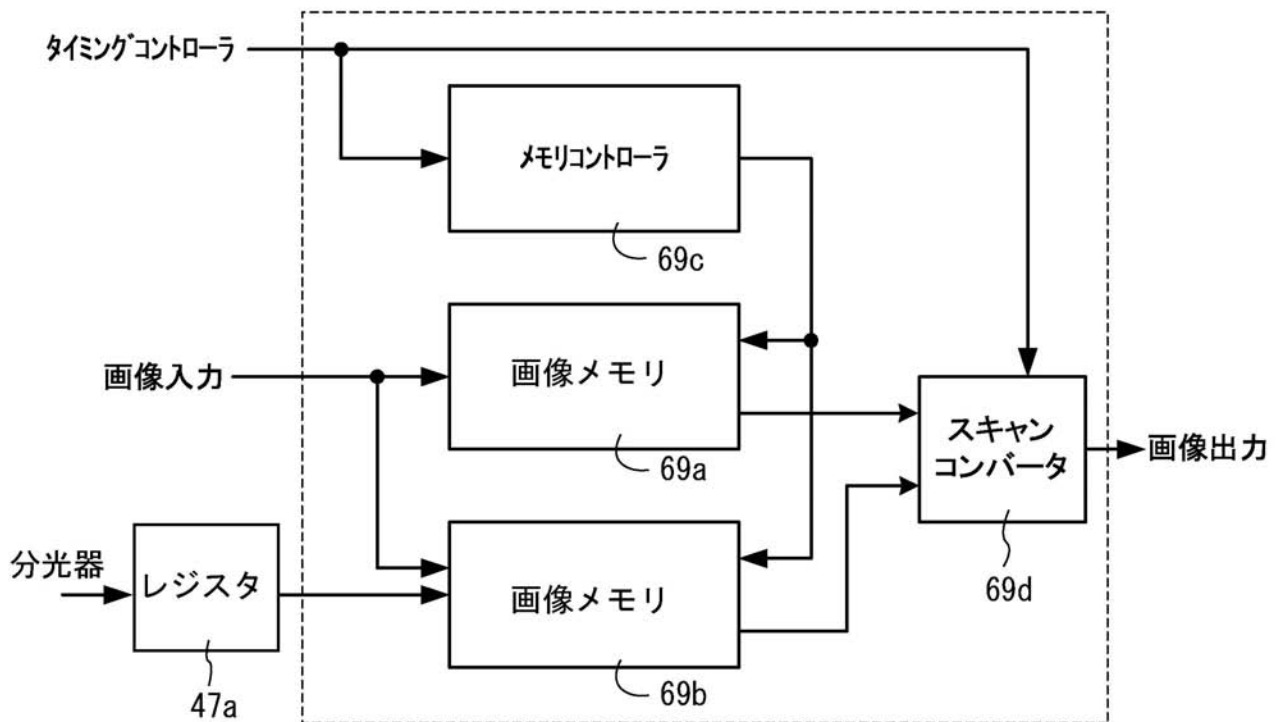


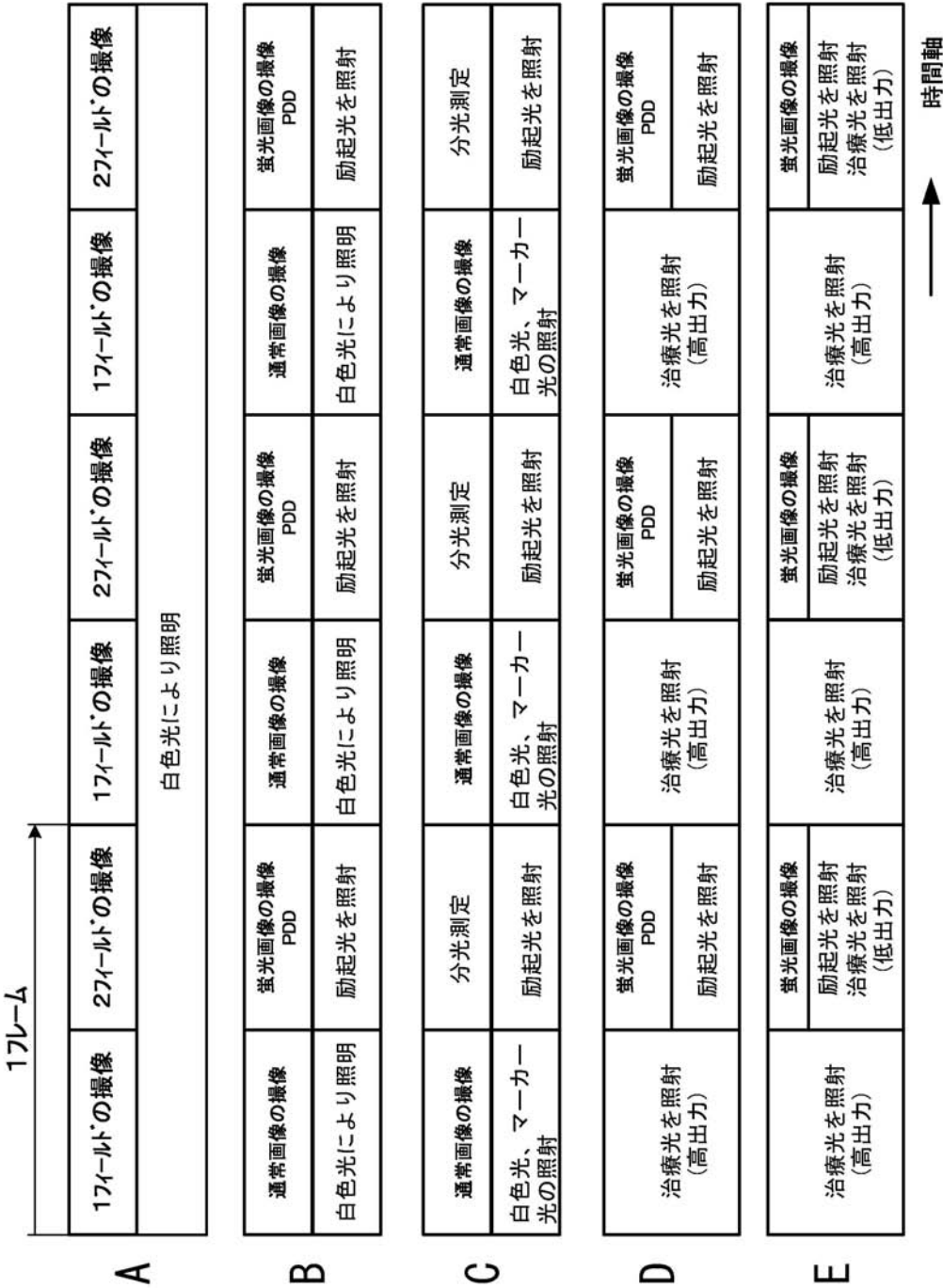
【 図 6 】



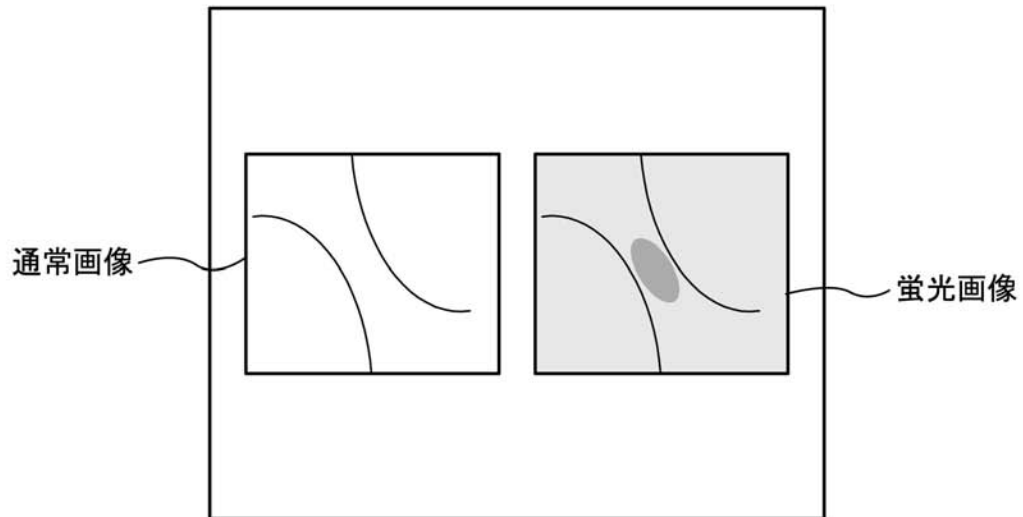
【 図 7 】

画像処理回路 69

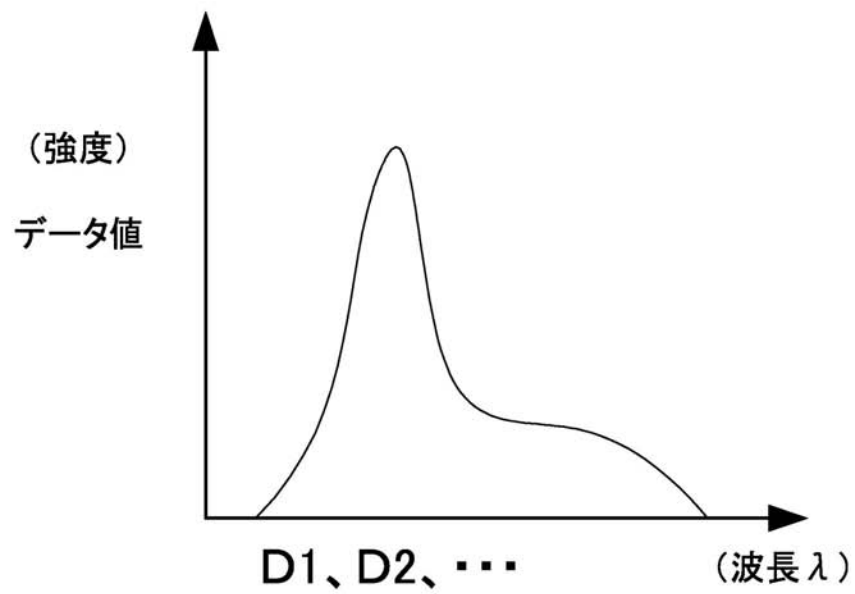




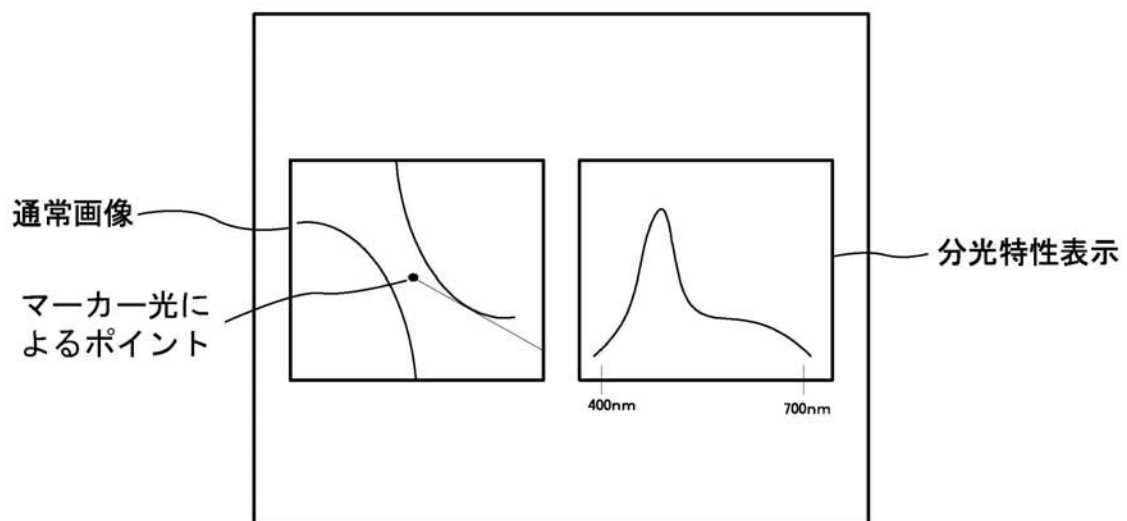
【図 9】



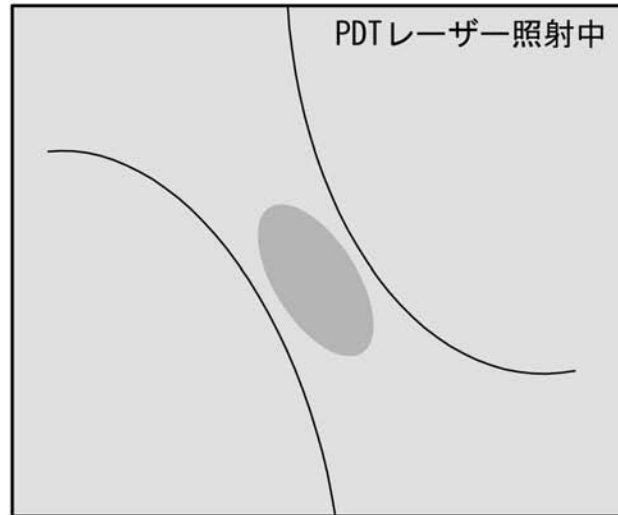
【図 10】



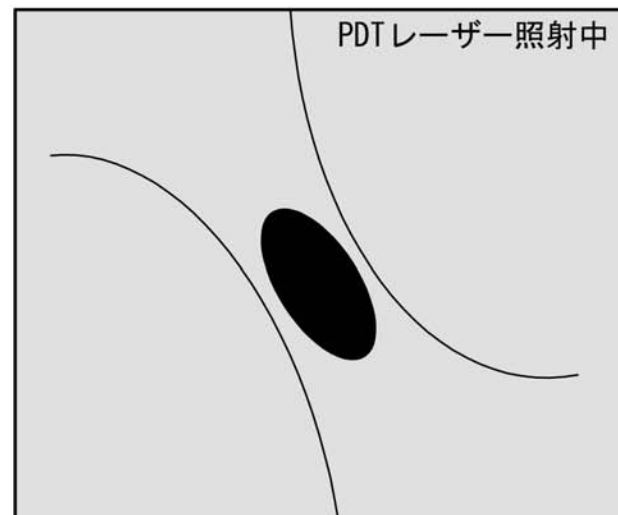
【図 11】



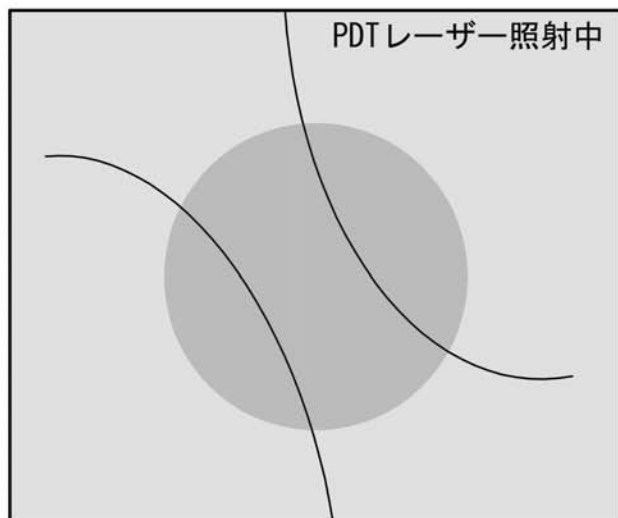
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 B 17/36 3 5 0

A 6 1 N 5/06 E

F ターム(参考) 4C061 AA00 BB02 CC06 DD00 FF00 GG01 GG15 HH56 JJ17 LL02
MM02 NN01 NN07 PP12 QQ02 QQ04 QQ07 QQ09 RR02 RR03
RR15 RR18 RR20 RR26 WW10 WW15 WW17 YY12 YY18
4C082 RA02 RC09 RE17 RE22 RE34 RE52 RE55 RE58 RJ06 RL02
RL03 RL15 RL18 RL23

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2009022653A	公开(公告)日	2009-02-05
申请号	JP2007190911	申请日	2007-07-23
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	杉本秀夫		
发明人	杉本 秀夫		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 A61B1/04 A61B18/20 A61N5/06		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/00.300.H A61B1/00.300.D A61B1/00.334.D A61B1/04.372 A61B17/36.350 A61N5/06.E A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.621 A61B1/018.515 A61B1/05 A61B1/07.730 A61B1/07.731 A61B1/07.733 A61B17/94 A61N5/067		
F-TERM分类号	4C026/AA04 4C026/BB08 4C026/FF16 4C026/FF22 4C026/FF39 4C026/FF43 4C026/FF52 4C026/FF53 4C026/FF58 4C026/GG06 4C026/HH02 4C026/HH03 4C026/HH15 4C026/HH23 4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/FF00 4C061/GG01 4C061/GG15 4C061/HH56 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/NN07 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR03 4C061/RR15 4C061/RR18 4C061/RR20 4C061/RR26 4C061/WW10 4C061/WW15 4C061/WW17 4C061/YY12 4C061/YY18 4C082/RA02 4C082/RC09 4C082/RE17 4C082/RE22 4C082/RE34 4C082/RE52 4C082/RE55 4C082/RE58 4C082/RJ06 4C082/RL02 4C082/RL03 4C082/RL15 4C082/RL18 4C082/RL23 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/FF00 4C161/GG01 4C161/GG15 4C161/HH56 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/NN07 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR15 4C161/RR18 4C161/RR20 4C161/RR26 4C161/WW10 4C161/WW15 4C161/WW17 4C161/YY12 4C161/YY18		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种电子内窥镜系统，该系统可以保持用于常规观察的光源和安装在同一装置中的PDT（光动力治疗）的光源，并且安装在除了这两者之外的第三光源的情况下提供光源。解决方案：物镜11和用于对由物镜11形成的物体成像的图像传感器12设置在内窥镜插入部分1a的前端。光源处理器装置1b配备有白光源31，用于PDT的处理光源32，用于激发紫外线以激发体腔中组织的激发光源33和用于发射的标记光源34可见光区域的标记光。光导22，其将来自白光源的光通量引导至内窥镜的前端，以通过配光透镜21，治疗光源或激发光源和治疗探针照射体腔中的组织。如图24所示，引导来自标记光源的光通过切换透镜23照射组织，并通过内窥镜插入部分1a引出。Z

