

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6099586号  
(P6099586)

(45) 発行日 平成29年3月22日(2017.3.22)

(24) 登録日 平成29年3月3日(2017.3.3)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06

B

請求項の数 12 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2014-48245 (P2014-48245)  
 (22) 出願日 平成26年3月11日(2014.3.11)  
 (65) 公開番号 特開2015-171443 (P2015-171443A)  
 (43) 公開日 平成27年10月1日(2015.10.1)  
 審査請求日 平成28年2月23日(2016.2.23)

(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 森本 美範  
 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 杉▲崎▼ 誠  
 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 ▲高▼ 芳徳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用光源装置及び内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

励起光を発する第1光源と、

前記励起光の照射により、前記励起光よりピーク波長が長波長である第1光を発する蛍光体と、

前記第1光よりピーク波長が短波長である第2光を発する第2光源と、

前記第2光よりピーク波長が短波長である第3光を発する第3光源と、

前記第2光に対して反射及び透過のうちの一方を生じさせ、前記第3光に対して反射及び透過のうちの他方を生じさせる第1ダイクロイックミラーと、

前記励起光、前記第2光、及び前記第3光に対して反射及び透過のうちの一方を生じさせ、前記第1光に対して反射及び透過のうちの他方を生じさせる第2ダイクロイックミラーと、を備え、

前記蛍光体は、前記第1光源から前記第2ダイクロイックミラーを介して前記励起光が入射することにより、前記第2ダイクロイックミラーに向けて前記第1光を発し、

前記第1ダイクロイックミラーは、前記第2及び第3光の光路を統合し、前記第2ダイクロイックミラーは、前記第1ダイクロイックミラーにより光路が統合された前記第2及び第3光と、前記蛍光体から入射した前記第1光との光路を統合する

ことを特徴とする内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

前記第1光よりピーク波長が長波長である第4光を発する第4光源と、

10

20

前記第 2 ダイクロイックミラーにより光路が統合された前記第 1 ~ 第 3 光に対して反射及び透過のうち的一方を生じさせ、前記第 4 光に対して反射及び透過のうちの他方を生じさせて、前記第 1 ~ 第 4 光の光路を統合する第 3 ダイクロイックミラーと、

を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 3】

前記第 1 光は緑色光であって、前記第 1 光のピーク波長は 560 nm 未満であることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 4】

前記第 3 ダイクロイックミラーは、560 ~ 590 nm の範囲内の特定波長以上の光に対して、反射及び透過のうちの前記他方を生じさせることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡用光源装置。

10

【請求項 5】

560 ~ 590 nm の範囲内の特定波長以上の光をカットする長波長カットフィルタを備えることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 6】

前記長波長カットフィルタを、前記第 1 光の光路上に挿脱させるフィルタ挿脱部を備えることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 7】

560 ~ 590 nm の波長範囲の光を減光させるノッチフィルタを備えることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡用光源装置。

20

【請求項 8】

前記ノッチフィルタを、前記第 3 ダイクロイックミラーにより統合された光路上に挿脱させるフィルタ挿脱部を備えることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 9】

前記蛍光体は、回転駆動され、前記蛍光体上の前記励起光の照射位置が回転に応じて移動する回転蛍光体であることを特徴とする請求項 1 から 8 のうちいずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 10】

励起光を発する第 1 光源と、

前記励起光の照射により、前記励起光よりピーク波長が長波長である第 1 光を発する蛍光体と、

30

前記第 1 光よりピーク波長が短波長である第 2 光を発する第 2 光源と、

前記第 2 光よりピーク波長が短波長である第 3 光を発する第 3 光源と、

前記第 2 光に対して反射及び透過のうち的一方を生じさせ、前記第 3 光に対して反射及び透過のうちの他方を生じさせる第 1 ダイクロイックミラーと、

前記励起光、前記第 2 光、及び前記第 3 光に対して反射及び透過のうち的一方を生じさせ、前記第 1 光に対して反射及び透過のうちの他方を生じさせる第 2 ダイクロイックミラーと、を備え、

前記蛍光体が、前記第 1 光源から前記第 2 ダイクロイックミラーを介して前記励起光が入射することにより、前記第 2 ダイクロイックミラーに向けて前記第 1 光を発し、

40

前記第 1 ダイクロイックミラーが、前記第 2 及び第 3 光の光路を統合し、前記第 2 ダイクロイックミラーが、前記第 1 ダイクロイックミラーにより光路が統合された前記第 2 及び第 3 光と、前記蛍光体から入射した前記第 1 光との光路を統合する光源装置と、

前記第 1 ~ 第 3 光のうちの少なくとも 1 つが照射された観察部位からの反射光を撮像する撮像素子を有する内視鏡と、

前記第 1 ~ 第 3 光源と前記撮像素子との制御を行う制御部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 11】

前記光源装置が、

前記第 1 光よりピーク波長が長波長である第 4 光を発する第 4 光源と、

50

前記第 2 ダイクロイックミラーにより光路が統合された前記第 1 ～ 第 3 光に対して反射及び透過のうちの一方を生じさせ、前記第 4 光に対して反射及び透過のうちの他方を生じさせて、前記第 1 ～ 第 4 光の光路を統合する第 3 ダイクロイックミラーと、

を備えることを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

通常観察モードと血管強調観察モードとを有し、

前記制御部は、前記通常観察モード時には、前記第 1 光、前記第 2 光、及び前記第 4 光を同時または個別に発光させ、前記血管強調観察モード時には、前記第 1 光及び前記第 3 光を同時または個別に発光させることを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、励起光源と蛍光体とを有する内視鏡用光源装置及び内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年の医療においては、内視鏡用光源装置、電子内視鏡、プロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断等が広く行われている。内視鏡用光源装置は、照明光を発生して検体内に照射する。電子内視鏡は、照明光が照射された検体内を、撮像素子により撮像して撮像信号を生成する。プロセッサ装置は、電子内視鏡により生成された撮像信号を画像処理して、モニタに表示するための観察画像を生成する。

20

【0003】

従来、内視鏡用光源装置には、照明光として白色光を発するキセノンランプやハロゲンランプ等のランプ光源が使用されていたが、最近では、ランプ光源に代えて、特定の色の光を発するレーザダイオード (LD: Laser Diode) や発光ダイオード (LED: Light Emitting Diode) 等の半導体光源が用いられつつある。

【0004】

また、照明光の高輝度化を図るために、励起光 (青色光) を発する励起光源 (青色 LD)、励起光の入射により蛍光 (緑色光) を発する蛍光体、励起光を反射させ蛍光を透過させるダイクロイックミラーが設けられた内視鏡用光源装置が知られている (特許文献 1 参照)。この内視鏡用光源装置では、励起光源から射出された励起光がダイクロイックミラーで反射されて蛍光体に照射される。蛍光体は、励起光の照射に応じて、ダイクロイックミラーに向けて蛍光 (緑色光) を発する。この蛍光は、ダイクロイックミラーを透過して射出される。

30

【0005】

特許文献 1 に記載の内視鏡用光源装置では、緑色光の他に、青色光、赤色光、紫色光を発生するために、青色光源 (青色 LED)、赤色光源 (赤色 LED)、紫色光源 (紫色 LED) が設けられている。また、これらの光の光路を、蛍光体からの蛍光 (緑色光) の光路と統合するために、各光源に対して 1 つずつダイクロイックミラーが設けられている。これらの光のうち紫色光は、狭帯域光であり、生体組織表層の血管を強調するための血管強調観察モードで用いられるものである。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開 2013 - 215435 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、特許文献 1 に記載の内視鏡用光源装置では、励起光源、青色光源、赤色光源、紫色光源の各光源につき 1 つのダイクロイックミラーが設けられているので、ダイ

50

クロイックミラーの枚数が多い。このため、高コストで、かつ装置サイズが大型化すると  
いった問題がある。

【 0 0 0 8 】

また、特許文献 1 に記載の内視鏡用光源装置では、血管強調観察モードでのみ使用される  
紫色光源と、紫色光源に対して設けられたダイクロイックミラーとが光路の最下流に設  
けられている。このため、通常観察モードで生成される蛍光（緑色光）、青色光、赤色光  
の各光（通常光）は、紫色光源に対して設けられたダイクロイックミラーを常に通過する  
。ダイクロイックミラーは、透過または反射により光をわずかながら吸収・散乱させるの  
で、通常光の減衰が懸念される。

【 0 0 0 9 】

本発明は、励起光源と蛍光体とを有する内視鏡用光源装置及び内視鏡システムにおいて  
、ダイクロイックミラーの枚数を削減し、かつ通常光の減衰を抑えることを可能とする内  
視鏡用光源装置及び内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡用光源装置は、励起光を発する第 1 光源と  
、励起光の照射により、励起光よりピーク波長が長波長である第 1 光を発する蛍光体と、  
第 1 光よりピーク波長が短波長である第 2 光を発する第 2 光源と、第 2 光よりピーク波長  
が短波長である第 3 光を発する第 3 光源と、第 2 光に対して反射及び透過のうちの一方を  
生じさせ、第 3 光に対して反射及び透過のうちの他方を生じさせる第 1 ダイクロイックミ  
ラーと、励起光、第 2 光、及び第 3 光に対して反射及び透過のうちの一方を生じさせ、第  
1 光に対して反射及び透過のうちの他方を生じさせる第 2 ダイクロイックミラーと、を備  
え、蛍光体は、第 1 光源から第 2 ダイクロイックミラーを介して励起光が入射することに  
より、第 2 ダイクロイックミラーに向けて第 1 光を発し、第 1 ダイクロイックミラーは、  
第 2 及び第 3 光の光路を統合し、第 2 ダイクロイックミラーは、第 1 ダイクロイックミラ  
ーにより光路が統合された第 2 及び第 3 光と、蛍光体から入射した第 1 光との光路を統合  
する。なお、ダイクロイックミラーとは、ダイクロイックフィルタと同義である。

【 0 0 1 1 】

第 1 光よりピーク波長が長波長である第 4 光を発する第 4 光源と、第 2 ダイクロイック  
ミラーにより光路が統合された第 1 ～ 第 3 光に対して反射及び透過のうちの一方を生じさ  
せ、第 4 光に対して反射及び透過のうちの他方を生じさせて、第 1 ～ 第 4 光の光路を統合  
する第 3 ダイクロイックミラーと、を備えることが好ましい。

【 0 0 1 2 】

第 1 光は緑色光であって、第 1 光のピーク波長は 5 6 0 n m 未満であることが好ましい  
。

【 0 0 1 3 】

第 3 ダイクロイックミラーは、5 6 0 ～ 5 9 0 n m の範囲内の特定波長以上の光に対し  
て、反射及び透過のうちの上記他方を生じさせても良い。

【 0 0 1 4 】

5 6 0 ～ 5 9 0 n m の範囲内の特定波長以上の光をカットする長波長カットフィルタを  
設けても良い。この場合、長波長カットフィルタを、第 1 光の光路上に挿脱させるフィル  
タ挿脱部を備えることが好ましい。

【 0 0 1 5 】

5 6 0 ～ 5 9 0 n m の波長範囲の光を減光させるノッチフィルタを設けても良い。この  
場合、ノッチフィルタを、第 3 ダイクロイックミラーにより統合された光路上に挿脱させ  
るフィルタ挿脱部を備えることが好ましい。

【 0 0 1 6 】

蛍光体は、回転駆動され、蛍光体上の励起光の照射位置が回転に応じて移動する回転蛍

10

20

30

40

50

光体であることが好ましい。

【0017】

本発明の内視鏡システムは、光源装置と、内視鏡と、制御部とを備える。光源装置は、励起光を発する第1光源と、励起光の照射により、励起光よりピーク波長が長波長である第1光を発する蛍光体と、第1光よりピーク波長が短波長である第2光を発する第2光源と、第2光よりピーク波長が短波長である第3光を発する第3光源と、第2光に対して反射及び透過のうち的一方を生じさせ、第3光に対して反射及び透過のうちの方を生じさせる第1ダイクロイックミラーと、励起光、第2光、及び第3光に対して反射及び透過のうちの方を生じさせ、第1光に対して反射及び透過のうちの方を生じさせる第2ダイクロイックミラーと、を備え、蛍光体が、第1光源から第2ダイクロイックミラーを介して励起光が入射することにより、第2ダイクロイックミラーに向けて第1光を発し、第1ダイクロイックミラーが、第2及び第3光の光路を統合し、第2ダイクロイックミラーが、第1ダイクロイックミラーにより光路が統合された第2及び第3光と、蛍光体から入射した第1光との光路を統合する。内視鏡は、第1～第3光のうちの少なくとも1つが照射された観察部位からの反射光を撮像する撮像素子を有する。制御部は、第1～第3光源と撮像素子との制御を行う。

10

【0018】

光源装置が、第1光よりピーク波長が長波長である第4光を発する第4光源と、第2ダイクロイックミラーにより光路が統合された第1～第3光に対して反射及び透過のうちの方を生じさせ、第4光に対して反射及び透過のうちの方を生じさせて、第1～第4光の光路を統合する第3ダイクロイックミラーと、を備えることが好ましい。

20

【0019】

通常観察モードと血管強調観察モードとを有し、制御部は、通常観察モード時には、第1光、第2光、及び第4光を同時または個別に発光させ、血管強調観察モード時には、第1光及び第3光を同時または個別に発光させることが好ましい。

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、蛍光体が、第1光源から第2ダイクロイックミラーを介して励起光が入射することにより、第2ダイクロイックミラーに向けて第1光を発し、第1ダイクロイックミラーが、第2及び第3光の光路を統合し、第2ダイクロイックミラーが、第1ダイクロイックミラーにより光路が統合された第2及び第3光と、蛍光体から入射した第1光との光路を統合するので、ダイクロイックミラーの枚数を削減し、かつ通常光の減衰を抑えることができる。例えば、励起光は青色レーザ光であり、第1光は緑色光であり、第2光は青色光、第3光は紫色光である。

30

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】内視鏡システムの外観図である。

【図2】内視鏡の先端部の正面図である。

【図3】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4】カラーフィルタアレイの構成を示す図である。

40

【図5】光源部の構成を示す図である。

【図6】照明光の波長スペクトルを示すグラフである。

【図7】第1ダイクロイックミラーの光透過率を示すグラフである。

【図8】回転蛍光体の構成を示す図である。

【図9】青色レーザダイオードの構成を示す図である。

【図10】第2ダイクロイックミラーの光透過率を示すグラフである。

【図11】第3ダイクロイックミラーの光透過率を示すグラフである。

【図12】第2ダイクロイックミラーの変形例を示すグラフである。

【図13】図12に示す特性の第2ダイクロイックミラーを用いた光源部の構成を示す図である。

50

【図 1 4】第 1 ダイクロイックミラーの変形例を示すグラフである。

【図 1 5】図 1 4 に示す第 1 ダイクロイックミラーを用いた光源部の構成を示す図である。

【図 1 6】第 3 ダイクロイックミラーの変形例を示すグラフである。

【図 1 7】図 1 6 に示す第 3 ダイクロイックミラーを用いた光源部の構成を示す図である。

【図 1 8】光源部の変形パターンを説明する表である。

【図 1 9】通常観察モード時の面順次方式を説明する図である。

【図 2 0】血管強調観察モード時の面順次方式を説明する図である。

【図 2 1】緑色光の長波長成分をカットするための第 2 ダイクロイックミラーの変形例を示すグラフである。

10

【図 2 2】長波長カットフィルタを設けた光源部の構成を示す図である。

【図 2 3】ノッチフィルタを設けた光源部の構成を示す図である。

【図 2 4】ノッチフィルタの光透過率を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0022】

図 1 において、内視鏡システム 10 は、検体として生体内の観察部位を撮像する電子内視鏡（以下、単に内視鏡という）11 と、撮像により得られた撮像信号に基づいて観察部位の表示画像を生成するプロセッサ装置 12 と、観察部位を照射する照明光を内視鏡 11 に供給する内視鏡用光源装置（以下、単に光源装置という）13 と、表示画像を表示する

20

【0023】

内視鏡システム 10 は、観察部位を通常光（白色光）により観察するための通常観察モードと、特殊光により観察部位の粘膜内部に存在する血管を強調して観察するための血管強調観察モードとを有する。これらの観察モードは、操作入力部 15 等により選択可能である。

【0024】

血管強調観察モードは、血管情報として血管のパターンを可視化して、腫瘍の良悪鑑別等の診断を行うためのモードである。この血管強調観察モードでは、血中ヘモグロビンに

30

【0025】

通常観察モードでは、観察部位の全体の観察に適した通常観察画像が表示画像として生成される。血管強調観察モードでは、血管のパターンの観察に適した血管強調観察画像が表示画像として生成される。

【0026】

内視鏡 11 は、生体の消化管内に挿入される挿入部 16 と、挿入部 16 の基端部分に設けられた操作部 17 と、内視鏡 11 をプロセッサ装置 12 及び光源装置 13 に接続するためのユニバーサルコード 18 とを備えている。挿入部 16 は、先端部 19、湾曲部 20、可撓管部 21 で構成されており、先端側からこの順番に連結されている。

40

【0027】

先端部 19 の先端面には、図 2 に示すように、観察部位に照明光を照射する照明窓 22 と、観察部位の像を取り込むための観察窓 23 と、観察窓 23 を洗浄するために送気・送水を行う送気・送水ノズル 24 と、鉗子や電気メス等の処置具を突出させて各種処置を行うための鉗子出口 25 とが設けられている。観察窓 23 の奥には、撮像素子 33（図 3 参照）が内蔵されている。

【0028】

湾曲部 20 は、連結された複数の湾曲駒で構成されており、操作部 17 のアングルノブ 26 の操作に応じて、上下左右方向に湾曲する。湾曲部 20 を湾曲させることにより、先端部 19 が所望の方向に向けられる。可撓管部 21 は、可撓性を有しており、食道や腸等

50

の曲がりくねった管道に挿入可能である。挿入部 16 には、撮像素子 33 を駆動するための駆動信号や、撮像素子 33 が出力する撮像信号を伝達する信号ケーブルや、光源装置 13 から供給される照明光を照明窓 22 に導光するライトガイド 32 (図 3 参照) が挿通されている。

【0029】

操作部 17 には、アングルノブ 26 の他、処置具を挿入するための鉗子口 27、送気・送水ノズル 24 から送気・送水を行う際に操作される送気・送水ボタン 28、静止画像を撮影するためのフリーズボタン (図示せず) 等が設けられている。

【0030】

ユニバーサルコード 18 には、挿入部 16 から延設される通信ケーブルやライトガイド 32 が挿通されており、プロセッサ装置 12 及び光源装置 13 側の一端には、コネクタ 29 が取り付けられている。コネクタ 29 は、通信用コネクタ 29a と光源用コネクタ 29b からなる複合タイプのコネクタである。通信用コネクタ 29a と光源用コネクタ 29b とはそれぞれ、プロセッサ装置 12 と光源装置 13 とに着脱自在に接続される。通信用コネクタ 29a には通信ケーブルの一端が配置されている。光源用コネクタ 29b にはライトガイド 32 の入射端 32a (図 3 参照) が配置されている。

【0031】

図 3 において、光源装置 13 は、光源部 30 と、光源制御部 31 とを有している。光源部 30 は、光源制御部 31 の制御に基づき、照明光として、通常光と特殊光とのいずれか一方を出力する。光源部 30 から出力された照明光は、内視鏡 11 のライトガイド 32 の入射端 32a に入射する。

【0032】

内視鏡 11 は、ライトガイド 32 と、撮像素子 33 と、撮像駆動部 34 と、アナログ処理回路 (AFE: Analog Front End) 35 と、照射レンズ 36 と、対物光学系 37 とを有している。ライトガイド 32 は、複数本の光ファイバをバンドル化したファイババンドルである。光源用コネクタ 29b が光源装置 13 に接続されたときに、光源用コネクタ 29b に配置されたライトガイド 32 の入射端 32a が光源部 30 の出射端に対向する。先端部 19 に位置するライトガイド 32 の出射端は、2つの照明窓 22 にそれぞれ光が導光されるように、照明窓 22 の前段で 2本に分岐している。

【0033】

照明窓 22 の奥には、照射レンズ 36 が配置されている。光源装置 13 から供給された照明光は、ライトガイド 32 により照射レンズ 36 に導光されて照明窓 22 から観察部位に向けて照射される。照射レンズ 36 は、凹レンズであり、ライトガイド 32 から出射する照明光を、観察部位の広い範囲に照射する。

【0034】

観察窓 23 の奥には、対物光学系 37 を介して撮像素子 33 が配置されている。観察部位の像 (反射光) は、観察窓 23 を通して対物光学系 37 に入射し、対物光学系 37 によって撮像素子 33 の撮像面 33a に結像される。

【0035】

撮像素子 33 は、単板カラー方式の CCD イメージセンサや CMOS イメージセンサであり、光電変換により画素信号を生成する複数の画素が撮像面 33a に形成されている。撮像面 33a には、図 4 に示すカラーフィルタアレイ 38 が設けられている。このカラーフィルタアレイ 38 は、赤色 (R) フィルタ 38a と、緑色 (G) フィルタ 38b と、青色 (B) フィルタ 38c とで構成されている。各フィルタ 38a, 38b, 38c は、1つの画素に対応して、その光入射側に配置されている。カラーフィルタアレイ 38 の色配列は、ベイヤー配列と呼ばれるものである。さらに、カラーフィルタアレイ 38 上には、各画素に対応してマイクロレンズ (図示せず) が設けられている。

【0036】

撮像素子 33 は、撮像駆動部 34 により駆動され、撮像面 33a に結像された像を、カラーフィルタアレイ 38 を介して複数の画素により撮像して撮像信号を出力する。撮像信

10

20

30

40

50

号は、画素毎に R , G , B のうちのいずれかの色信号 ( R 信号、 G 信号、 B 信号 ) を有する。

【 0 0 3 7 】

A F E 3 5 は、相関二重サンプリング ( C D S ) 回路、自動ゲイン制御 ( A G C ) 回路、アナログ / デジタル ( A / D ) 変換器等で構成されている。 C D S 回路は、撮像素子 3 3 から入力された撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施してノイズを除去する。 A G C 回路は、 C D S 回路によりノイズが除去された撮像信号を増幅する。 A / D 変換器は、 A G C 回路により増幅された撮像信号を、所定ビット数のデジタル信号に変換してプロセッサ装置 1 2 に入力する。

【 0 0 3 8 】

プロセッサ装置 1 2 は、制御部としてのコントローラ 4 0 と、 D S P ( Digital Signal Processor ) 4 1 と、フレームメモリ 4 2 と、画像処理部 4 3 と、表示制御部 4 4 とを有している。コントローラ 4 0 は、 C P U 、制御プログラムや制御に必要な設定データを記憶する R O M や、制御プログラムをロードする作業メモリとしての R A M 等を有し、 C P U が制御プログラムを実行することにより、プロセッサ装置 1 2 の各部と、光源制御部 3 1 と、撮像駆動部 3 4 とを制御する。

【 0 0 3 9 】

D S P 4 1 は、通信用コネクタ 2 9 a を介して A F E 3 5 から入力される撮像信号に対して、画素補間処理、ガンマ補正、ホワイトバランス補正等の信号処理を施す。画素補間処理は、 R 信号、 G 信号、 B 信号の各信号について画素補間処理を行う。 D S P 4 1 は、信号処理を施した撮像信号を、 1 フレーム周期毎に画像データとして、フレームメモリ 4 2 に記憶させる。

【 0 0 4 0 】

画像処理部 4 3 は、フレームメモリ 4 2 から画像データを読み出して、所定の画像処理を施す。具体的には、通常観察モード時には、画像データに基づいて通常観察画像を生成する。一方、血管強調観察モード時には、画像データに基づいて血管強調観察画像を生成するが、表層血管を強調するために、例えば、画像データ中の B 信号に基づいて画像内の表層血管の領域を抽出して、抽出した表層血管の領域に対して輪郭強調処理等を施す。そして、輪郭強調処理が施された B 信号を、 R G B 信号を元に生成したフルカラー画像に合成する。表層血管に加えて中深層血管に対しても同様の処理を行っても良い。中深層血管を強調する場合には、中深層血管の情報が多く含まれる G 信号から中深層血管の領域を抽出して、抽出した中深層血管の領域に対して輪郭強調処理を施す。

【 0 0 4 1 】

表示制御部 4 4 は、画像処理部 4 3 により生成された画像を、コンポジット信号やコンポーネント信号等のビデオ信号に変換してモニタ 1 4 に出力する。なお、血管強調観察モード時には、 R 信号を用いずに、 B 信号及び G 信号のみで血管強調観察画像を生成し、 B 信号をモニタ 1 4 の B チャンネル及び G チャンネルに割り当て、 G 信号をモニタ 1 4 の R チャンネルに割り当てても良い。

【 0 0 4 2 】

図 5 において、光源部 3 0 は、青色 L E D ( B - L E D ) 5 0 a と、紫色 L E D ( V - L E D ) 5 0 b と、赤色 L E D ( R - L E D ) 5 0 c と、 L E D 駆動部 5 1 と、第 1 ~ 第 3 ダイクロイックミラー ( D M ) 5 2 a ~ 5 2 c と、第 1 ~ 第 6 レンズ 5 3 a ~ 5 3 f と、青色レーザダイオード ( B - L D ) 5 4 と、 L D 駆動部 5 5 と、回転蛍光体 5 6 と、回転モータ 5 7 と、モータ駆動部 5 8 とを有している。

【 0 0 4 3 】

B - L E D 5 0 a は、図 6 に示すように、波長帯域が約 4 3 0 n m ~ 4 8 0 n m で、ピーク波長が約 4 5 5 n m の青色光 L B を発する。 V - L E D 5 0 b は、波長帯域が約 3 9 5 n m ~ 4 1 5 n m で、ピーク波長が約 4 0 5 n m の紫色光 L V を発する。 R - L E D 5 0 c は、波長帯域が約 5 8 0 n m ~ 6 4 0 n m で、ピーク波長が約 6 2 0 n m の赤色光 L R を発する。このうち、紫色光 L V は、血中ヘモグロビンに対する吸光度が高い狭帯域光

10

20

30

40

50

である。

【0044】

LED駆動部51は、光源制御部31の制御に基づいて、B-LED50a、V-LED50b、R-LED50cのそれぞれを駆動するためのLED駆動信号（駆動電流または駆動電圧）を生成し、各LED50a～50cに供給する。

【0045】

第1レンズ53aは、B-LED50aが射出する青色光LBの光路上に配置されており、青色光LBを集光する。第2レンズ53bは、V-LED50bが射出する紫色光LVの光路上に配置されており、紫色光LVを集光する。第1レンズ53aから射出された青色光LBの光路と、第2レンズ53bから射出された紫色光LVの光路とは直交しており、この交点に第1DM52aが配置されている。第1DM52aの一方の面に青色光LBが45°の角度で入射し、他方の面に紫色光LVが45°の角度で入射する。

10

【0046】

第1DM52aは、図7に示すように、約420nmに閾値λ1を有し、閾値λ1以下の波長の光を反射させ、閾値λ1より大きい波長の光を透過させる。すなわち、第1DM52aは、第1レンズ53aから入射した青色光LBを透過させ、第2レンズ53bから入射した紫色光LVを90°反射させる。これにより、青色光LBと紫色光LVとの各光路が統合される。

【0047】

回転蛍光体56は、円盤状のホイール板60と、ホイール板60の一方の面に設けられた蛍光体層61とで構成されている。ホイール板60は、銅、アルミニウム、ステンレス等の金属で形成されている。

20

【0048】

蛍光体層61は、図8に示すように、ホイール板60の一方の面に形成された凹部62に埋設されている。この凹部62は、ホイール板60の回転軸63を中心とした円周状に形成されている。蛍光体層61は、励起光源としてのB-LD54から射出される励起光LEにより緑色の蛍光（緑色光LG）を発する蛍光体により形成されている。この蛍光体としては、BAM（BaMgAl<sub>10</sub>O<sub>17</sub>）、β-SiAlON（β-Si<sub>6-x</sub>Al<sub>x</sub>O<sub>x</sub>N<sub>8-x</sub>）、YAG（Y<sub>3</sub>Al<sub>5</sub>O<sub>2</sub>）等が挙げられる。緑色光LGは、図6に示すように、波長帯域が約500nm～600nmであり、ピーク波長が約540nmである。

30

【0049】

LD駆動部55は、光源制御部31の制御に基づいて、B-LD53を駆動するためのLD駆動信号（駆動電流または駆動電圧）を生成し、B-LD53に供給する。B-LD53は、図9に示すように、複数のLD素子55aを2次元アレイ状に配列したものである。B-LD53は、図6に示すように、励起光LEとして、波長帯域が約450nm～460nmで、ピーク波長が約455nmの青色レーザ光を射出する。

【0050】

第4レンズ53dは、B-LD54が射出する励起光LEの光路上に配置されており、励起光LEを集光する。第2DM52bは、第4レンズ53dから射出された励起光LEの光路と、第1DM52aにより統合された青色光LB及び紫色光LVの光路との交点に配置されている。第2DM52bの一方の面には、励起光LEが45°の角度で入射し、他方の面には、青色光LB及び紫色光LVが45°の角度で入射する。

40

【0051】

第2DM52bは、図10に示すように、約490nmに閾値λ2を有するロングパスフィルタであり、閾値λ2以下の波長の光を反射させ、閾値λ2より大きい波長の光を透過させる。すなわち、第2DM52bは、第4レンズ53dから入射した励起光LEを反射させて90°偏角し、第1DM52aから入射した青色光LB及び紫色光LVを反射させて90°偏角する。

【0052】

50

第5レンズ53eは、第2DM52bにより反射された励起光LEの光路上に配置されており、励起光LEを集光する。第5レンズ53eにより集光された励起光LEは、回転蛍光体56の蛍光体層61に照射される。

【0053】

回転モータ57は、ホイール板60を、その回転軸63を中心として回転させる。モータ駆動部58は、光源制御部31の制御に基づいて回転駆動信号を生成し、回転モータ57に供給する。回転モータ57は、回転駆動信号に応じてホイール板60を回転させる。励起光LEは、ホイール板60が回転駆動されている状態で、蛍光体層61の一部分に連続的に照射される。したがって、蛍光体層61上の励起光LEの照射位置64は、ホイール板60の回転とともに移動する。

10

【0054】

励起光LEの照射により、蛍光体層61の照射位置64から緑色光LGが発生する。この緑色光LGは、図6に示すように、波長帯域が約500nm~600nmで、ピーク波長が約540nmである。この緑色光LGは、第5レンズ53eにより集光され、第2DM52bに向けて射出される。第2DM52bが前述の光学特性を有することにより、緑色光LGは、第2DM52bを透過する。したがって、第2DM52bは、青色光LB及び紫色光LVの光路と、緑色光LGの光路とを統合する。

【0055】

第3レンズ53cは、R-LED50cが射出する赤色光LRの光路上に配置されており、赤色光LRを集光する。第3レンズ53cから射出された赤色光LRの光路と、第2DM52bにより統合された紫色光LV、青色光LB、及び緑色光LGの光路とは直交しており、この交点に第3DM52cが配置されている。第3DM52cの一方の面に赤色光LRが45°の角度で入射し、他方の面に紫色光LV、青色光LB、及び緑色光LGが45°の角度で入射する。

20

【0056】

第3DM52cは、図11に示すように、約580nmに閾値λ3を有し、閾値λ3以上の波長の光を反射させ、閾値λ3より小さい波長の光を透過させる。すなわち、第3DM52cは、第3レンズ53cから入射した赤色光LRを反射させて90°偏角し、第2DM52bから入射した紫色光LV、青色光LB、及び緑色光LGを透過させる。これにより、紫色光LV、青色光LB、緑色光LG、及び赤色光LRの各光路が統合される。

30

【0057】

第5レンズ53fは、第3DM52cから射出された紫色光LV、青色光LB、緑色光LG、及び赤色光LRの光路上に配置されている。また、第5レンズ53fは、光源用コネクタ29bの近傍に配置されており、入射した光を集光して、ライトガイド32の入射端32aに入射させる。

【0058】

通常観察モード時には、B-LED50a、R-LED50c、及びB-LD54が駆動され、青色光LB、緑色光LG、及び赤色光LRが合波された混合光が通常光としてライトガイド32に供給される。一方の血管強調観察モード時には、V-LED50b及びB-LD54が駆動され、紫色光LV及び緑色光LGの混合光が特殊光としてライトガイド32に供給される。

40

【0059】

青色光LB及び紫色光LVは、Bフィルタ38cが設けられた画素により撮像される。緑色光LGは、Gフィルタ38bが設けられた画素により撮像される。赤色光LRは、Rフィルタ38aが設けられた画素により撮像される。

【0060】

このように、光源部30では、第1~第3DM52a~52cにより、青色光LB、紫色光LV、緑色光LG、及び赤色光LRの各光路は、短波長側から順に統合されている。血管強調観察モードで用いられる紫色光LVは、第1DM52aによって光路統合が行われており、通常光を構成する青色光LB、緑色光LG、及び赤色光LRのうち、青色光L

50

Bのみが第1DM52aを通過する。このため、本実施形態では、紫色光LVを統合するためのダイクロイックミラーを通過するによる通常光の減衰が低減される。

【0061】

また、本実施形態では、励起光LEを回転蛍光体56に導光させ、回転蛍光体56からの緑色光LGを射出するための第2DM52bを用いて、紫色光LV、青色光LB、及び緑色光LGの光路を統合しているので、ダイクロイックミラーの枚数を源の数(4個)より減らすことができる。

【0062】

次に、内視鏡システム10の作用を説明する。内視鏡診断を行う場合には、内視鏡11をプロセッサ装置12及び光源装置13に接続し、プロセッサ装置12及び光源装置13の電源を投入する。内視鏡システム10が起動すると、操作入力部15を操作して、通常観察モードを選択する。

10

【0063】

内視鏡11の挿入部16を被検者の消化管内に挿入して、消化管内の観察を開始する。通常観察モードでは、コントローラ40の制御に基づき、B-LED50a、R-LED50c、及びB-LD54が駆動される。これにより、光源部30から青色光LB、赤色光LR、及び緑色光LGが発生され、これらが混合された通常光が照明光としてライトガイド32に供給される。

【0064】

内視鏡11では、照明光がライトガイド32を介して照明窓22に導光され、照明窓22から観察部位に照射される。観察部位からの反射光は、観察窓23から対物光学系37を介して撮像素子33に入射する。撮像素子33は、1フレーム周期毎に入射光を光電変換して撮像信号を生成する。この撮像信号は、AFE35により、CDS、AGC、A/D変換等の処理が施され、デジタル信号としてプロセッサ装置12のDSP41に入力される。

20

【0065】

DSP41は、内視鏡11から入力されたデジタルの撮像信号に対して、フレーム単位で、画素補間処理、ガンマ補正、ホワイトバランス補正等の信号処理を施して画像データとし、この画像データをフレームメモリ42に記憶させる。画像処理部43は、フレームメモリ42に記憶された画像データに対して所定の画像処理を施して通常観察画像を生成する。この通常観察画像は、表示制御部44を介してモニタ14に表示される。モニタ14に表示される通常観察画像は、1フレーム毎に更新される。

30

【0066】

次に、通常観察モードで病変部と疑わしき観察部位が発見された場合等には、通常観察モードから血管強調観察モードに切り替えられる。この血管強調観察モードでは、コントローラ40の制御に基づき、V-LED50b及びB-LD54が駆動される。これにより、光源部30から紫色光LV及び緑色光LGが発生され、これらが混合された特殊光が照明光としてライトガイド32に供給される。

【0067】

内視鏡11では、観察部位からの反射光が、通常観察モードの場合と同様に撮像され、撮像信号がプロセッサ装置12に入力される。プロセッサ装置12では、画像処理部43により血管強調観察画像が生成され、表示制御部44により血管強調観察画像がモニタ14に表示されること以外は、通常観察モードの場合と同様である。

40

【0068】

なお、上記実施形態では、第2DM52bを、閾値 $\lambda_2$ 以下の波長の光を反射させ、閾値 $\lambda_2$ より大きい波長の光を透過させているが、図12に示すように、閾値 $\lambda_2$ 以上の波長の光を反射させ、閾値 $\lambda_2$ より小さい波長の光を透過させても良い。この場合には、B-LD54、回転蛍光体56、B-LED50a及びV-LED50bは、第2DM52bに対して図13に示すように配置され、第2DM52bを透過した青色光LB及び紫色光LVの光路と、第2DM52bにより反射された緑色光LGとの光路とが統合される。

50

## 【 0 0 6 9 】

上記実施形態では、第 1 D M 5 2 a を、閾値  $\lambda_1$  以下の波長の光を反射させ、閾値  $\lambda_1$  より大きい波長の光を透過させているが、図 1 4 に示すように、閾値  $\lambda_1$  以上の波長の光を反射させ、閾値  $\lambda_1$  より小さい波長の光を透過させても良い。この場合には、図 1 5 に示すように、第 1 D M 5 2 a を透過した紫色光 L V の光路と、第 1 D M 5 2 a により反射された青色光 L B の光路とが統合される。

## 【 0 0 7 0 】

上記実施形態では、第 3 D M 5 2 c を、閾値  $\lambda_3$  以上の波長の光を反射させ、閾値  $\lambda_3$  より小さい波長の光を透過させているが、図 1 6 に示すように、閾値  $\lambda_3$  以下の波長の光を反射させ、閾値  $\lambda_3$  より大きい波長の光を透過させても良い。この場合には、図 1 7 に示すように、第 3 D M 5 2 c を透過した赤色光 L R の光路と、第 3 D M 5 2 c により反射された紫色光 L V、青色光 L B、及び緑色光 L G の光路とが統合される。

## 【 0 0 7 1 】

したがって、第 1 ~ 第 3 D M 5 2 a ~ 5 2 c はそれぞれ、閾値以上の波長の光に対して反射及び透過のうち的一方を生じさせ、閾値より小さい波長の光に対して反射及び透過のうちの他方を生じさせればよいので、図 1 8 に示すように、第 1 ~ 第 3 D M 5 2 a ~ 5 2 c の光学特性（反射又は透過）の組み合わせは、上記実施形態を含めて 8 通りのパターンが可能である。図 5 に示す構成は第 1 のパターンに対応しており、図 1 3 に示す構成は第 2 のパターンに対応している。

## 【 0 0 7 2 】

また、上記実施形態では、光源部 3 0 に R - L E D 5 0 c 及び第 3 D M 5 2 c を設けているが、R - L E D 5 0 c 及び第 3 D M 5 2 c を設けず、緑色及び赤色の波長帯域を含む黄色光を回転蛍光体 5 6 から発生させても良い。

## 【 0 0 7 3 】

上記実施形態では、励起光 L E として青色レーザ光を用いているが、これに代えて、励起光 L E として紫色レーザ光等を用いても良い。

## 【 0 0 7 4 】

上記実施形態では、原色型のカラーフィルタアレイ 3 8 を用いているが、これに代えて、補色型のカラーフィルタアレイを用いても良い。

## 【 0 0 7 5 】

また、単板カラー方式の撮像素子 3 3 に代えて、モノクロの撮像素子を用いても良い。この場合には、光源装置 1 3 内の B - L E D 5 0 a、V - L E D 5 0 b、R - L E D 5 0 c、B - L D 5 4 をそれぞれ個別に駆動し、赤色光 L R、緑色光 L G、青色光 L B、紫色光 L V の各光をそれぞれ個別に発光させ、各光により照明された観察部位からの反射光を、撮像素子で個別に撮像する。この撮像方式は、面順次方式と呼ばれる。

## 【 0 0 7 6 】

具体的には、通常観察モード時には、図 1 9 に示すように、赤色光 L R、緑色光 L G、青色光 L B がそれぞれ消灯期間を介して順に発光される。一方の血管強調観察モード時には、図 2 0 に示すように、紫色光 L V と緑色光 L G とが灯期間を介して交互に発光される。撮像素子は、各光で照射された観察部位からの反射光により露光され、消灯期間に信号読み出しが行われる。このように消灯期間を設ける方式は、撮像素子が C M O S イメージセンサである場合に好ましい。これは、C M O S イメージセンサでは、基本的に露光中に信号読み出しを行えないためである。C C D イメージセンサでは、露光中に信号読み出しを行うことが可能であるので、消灯期間を設けなくても良い。

## 【 0 0 7 7 】

また、この面順次方式の場合には、赤色光 L R、緑色光 L G、青色光 L B の各波長帯域を、従来のキセノン光源と波長選択フィルタとにより得られる波長帯域に近づけることが、従来の機器との親和性の点で好ましい。特に、緑色光 L G は、蛍光であり、長波長側に広がりがあるので、長波長側成分をカットすることが好ましい。具体的には、緑色光 L G の 5 6 0 ~ 5 9 0 n m の範囲内の特定波長以上の光をカットすることが好ましい。

## 【 0 0 7 8 】

このためには、例えば、上記実施形態において、第 3 D M 5 2 c の閾値  $\lambda_3$  を、560 ~ 590 nm の範囲内とすればよい。この場合には、緑色光 L G は、閾値  $\lambda_3$  以上の波長成分が第 3 D M 5 2 c を透過せず反射することにより光路外に導かれ、カットされる。

## 【 0 0 7 9 】

また、図 2 1 に示すように、第 2 D M 5 2 b に、第 1 の閾値  $\lambda_2$  に加えて、第 2 の閾値  $\lambda_4$  を設け、緑色光 L G のうち、第 1 の閾値  $\lambda_2$  から第 2 の閾値  $\lambda_4$  の間の波長成分の光のみを透過させるバンドパスフィルタとしても良い。この場合においても、第 2 D M 5 2 b の反射と透過とを逆にすることも可能である。

## 【 0 0 8 0 】

また、図 2 2 に示すように、560 ~ 590 nm の範囲内の特定波長以上の光をカットする長波長カットフィルタ 7 0 を、回転蛍光体 5 6 から第 3 D M 5 2 c までの緑色光 L G の光路上に設けても良い。長波長カットフィルタ 7 0 は、フィルタ挿脱部 7 1 により、緑色光 L G の光路上に挿脱される。フィルタ挿脱部 7 1 は、撮像方式を面順次方式とする場合に、長波長カットフィルタ 7 0 を緑色光 L G の光路上に挿入する。

## 【 0 0 8 1 】

また、図 2 3 に示すように、特定の波長範囲の光を減光させるノッチフィルタ 8 0 を設けても良い。このノッチフィルタ 8 0 は、第 3 D M 5 2 c により統合された光路上に配置される。図 2 4 に示すように、ノッチフィルタ 8 0 は、560 ~ 590 nm の波長範囲の光を反射または吸収し、その他の波長の光を透過させるものであり、緑色光 L G 及び赤色光 L R をそれぞれ部分的に減光させる。

## 【 0 0 8 2 】

ノッチフィルタ 8 0 は、フィルタ挿脱部 8 1 により、第 3 D M 5 2 c により統合された光路上に挿脱される。フィルタ挿脱部 8 1 は、撮像方式を面順次方式とする場合に、ノッチフィルタ 8 0 を該光路上に挿入し、緑色光 L G 及び赤色光 L R から 560 ~ 590 nm の波長範囲の光を減光させる。なお、560 ~ 590 nm の波長範囲の減光率は 100 % で無くても良い。

## 【 0 0 8 3 】

また、上記実施形態では、蛍光体を回転駆動される回転蛍光体 5 6 としているが、蛍光体は、回転駆動されなくてもよく、励起光 L E の入射方向とは反対方向に蛍光を発する反射型のものであれば良い。

## 【 0 0 8 4 】

上記実施形態では、光源装置とプロセッサ装置とを別体構成としているが、光源装置とプロセッサ装置と 1 つの装置で構成しても良い。

## 【 0 0 8 5 】

特許請求の範囲に記載の第 1 ~ 第 4 光源は、上記実施形態中の B - L D 5 4、B - L E D 5 0 a、V - L E D 5 0 b、R - L E D 5 0 c にそれぞれに対応する。特許請求の範囲に記載の第 1 ~ 第 4 光は、緑色光 L G、青色光 L B、紫色光 L V、赤色光 L R にそれぞれに対応する。

## 【 0 0 8 6 】

特許請求の範囲の請求項 1 に記載の構成は、図 1 8 に示すパターン 1 ~ 8 を含むものであるが、これを分解した付記項 1 ~ 4 を以下に記載する。付記項 1 は、パターン 1, 5 に対応する。付記項 2 は、パターン 2, 6 に対応する。付記項 3 は、パターン 3, 7 に対応する。付記項 4 は、パターン 4, 8 に対応する。

## 【 0 0 8 7 】

## [ 付記項 1 ]

励起光を発する第 1 光源と、

前記励起光の照射により、前記励起光よりピーク波長が長波長である第 1 光を発する蛍光体と、

前記第 1 光よりピーク波長が短波長である第 2 光を発する第 2 光源と、

10

20

30

40

50

前記第 2 光よりピーク波長が短波長である第 3 光を発する第 3 光源と、  
前記第 2 光を透過させ、前記第 3 光を反射させる第 1 ダイクロイックミラーと、  
前記励起光、前記第 2 光、及び前記第 3 光を反射させ、前記第 1 光を透過させる第 2 ダイクロイックミラーと、を備え、  
前記蛍光体は、前記第 1 光源から前記第 2 ダイクロイックミラーを介して前記励起光が入射することにより、前記第 2 ダイクロイックミラーに向けて前記第 1 光を発し、  
前記第 1 ダイクロイックミラーは、前記第 2 及び第 3 光の光路を統合し、前記第 2 ダイクロイックミラーは、前記第 1 ダイクロイックミラーにより光路が統合された前記第 2 及び第 3 光と、前記蛍光体から入射した前記第 1 光との光路を統合することを特徴とする内視鏡用光源装置。

10

## [ 付記項 2 ]

励起光を発する第 1 光源と、  
前記励起光の照射により、前記励起光よりピーク波長が長波長である第 1 光を発する蛍光体と、  
前記第 1 光よりピーク波長が短波長である第 2 光を発する第 2 光源と、  
前記第 2 光よりピーク波長が短波長である第 3 光を発する第 3 光源と、  
前記第 2 光を透過させ、前記第 3 光を反射させる第 1 ダイクロイックミラーと、  
前記励起光、前記第 2 光、及び前記第 3 光を透過させ、前記第 1 光を反射させる第 2 ダイクロイックミラーと、を備え、  
前記蛍光体は、前記第 1 光源から前記第 2 ダイクロイックミラーを介して前記励起光が入射することにより、前記第 2 ダイクロイックミラーに向けて前記第 1 光を発し、  
前記第 1 ダイクロイックミラーは、前記第 2 及び第 3 光の光路を統合し、前記第 2 ダイクロイックミラーは、前記第 1 ダイクロイックミラーにより光路が統合された前記第 2 及び第 3 光と、前記蛍光体から入射した前記第 1 光との光路を統合することを特徴とする内視鏡用光源装置。

20

## [ 付記項 3 ]

励起光を発する第 1 光源と、  
前記励起光の照射により、前記励起光よりピーク波長が長波長である第 1 光を発する蛍光体と、  
前記第 1 光よりピーク波長が短波長である第 2 光を発する第 2 光源と、  
前記第 2 光よりピーク波長が短波長である第 3 光を発する第 3 光源と、  
前記第 2 光を反射させ、前記第 3 光を透過させる第 1 ダイクロイックミラーと、  
前記励起光、前記第 2 光、及び前記第 3 光を反射させ、前記第 1 光を透過させる第 2 ダイクロイックミラーと、を備え、  
前記蛍光体は、前記第 1 光源から前記第 2 ダイクロイックミラーを介して前記励起光が入射することにより、前記第 2 ダイクロイックミラーに向けて前記第 1 光を発し、  
前記第 1 ダイクロイックミラーは、前記第 2 及び第 3 光の光路を統合し、前記第 2 ダイクロイックミラーは、前記第 1 ダイクロイックミラーにより光路が統合された前記第 2 及び第 3 光と、前記蛍光体から入射した前記第 1 光との光路を統合することを特徴とする内視鏡用光源装置。

30

40

## [ 付記項 4 ]

励起光を発する第 1 光源と、  
前記励起光の照射により、前記励起光よりピーク波長が長波長である第 1 光を発する蛍光体と、  
前記第 1 光よりピーク波長が短波長である第 2 光を発する第 2 光源と、  
前記第 2 光よりピーク波長が短波長である第 3 光を発する第 3 光源と、  
前記第 2 光を反射させ、前記第 3 光を透過させる第 1 ダイクロイックミラーと、  
前記励起光、前記第 2 光、及び前記第 3 光を透過させ、前記第 1 光を反射させる第 2 ダイクロイックミラーと、を備え、  
前記蛍光体は、前記第 1 光源から前記第 2 ダイクロイックミラーを介して前記励起光が

50

入射することにより、前記第 2 ダイクロイックミラーに向けて前記第 1 光を発し、

前記第 1 ダイクロイックミラーは、前記第 2 及び第 3 光の光路を統合し、前記第 2 ダイクロイックミラーは、前記第 1 ダイクロイックミラーにより光路が統合された前記第 2 及び第 3 光と、前記蛍光体から入射した前記第 1 光との光路を統合する

ことを特徴とする内視鏡用光源装置。

【 0 0 8 8 】

以上のように、第 1 ダイクロイックミラーは、第 2 及び第 3 光の光路を統合し、第 2 ダイクロイックミラーは、第 1 ダイクロイックミラーにより光路が統合された第 2 及び第 3 光と、第 1 光との光路を統合する。したがって、第 1 ~ 第 3 光源が同時に駆動され、第 1 ~ 第 3 光が同時に発せられた場合には、第 1 及び第 2 ダイクロイックミラーにより、第 1 ~ 第 3 光が合波される。

10

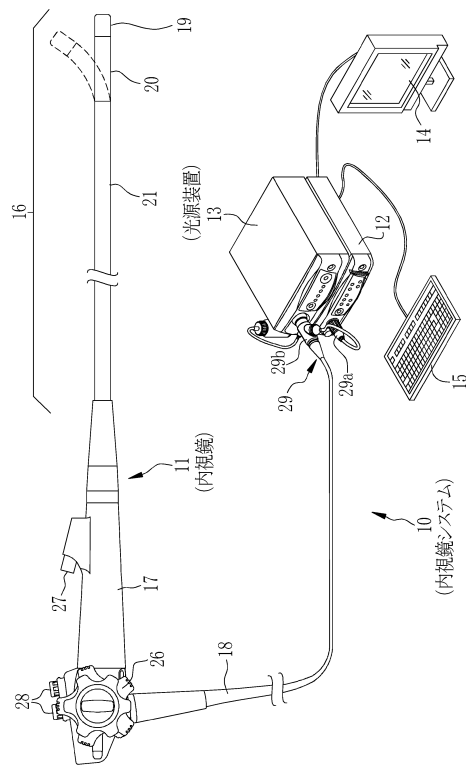
【符号の説明】

【 0 0 8 9 】

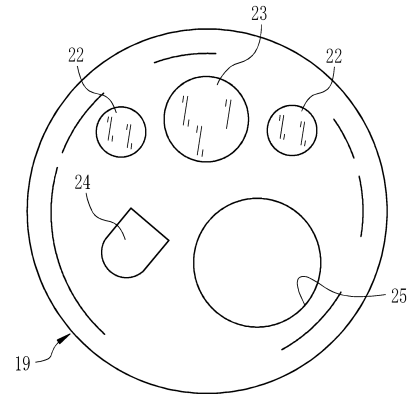
- 1 0 内視鏡システム
- 1 1 内視鏡
- 1 2 プロセッサ装置
- 1 3 光源装置
- 3 0 光源部
- 3 3 撮像素子
- 3 8 カラーフィルタアレイ
- 4 0 コントローラ
- 5 2 a ~ 5 2 c 第 1 ~ 第 3 ダイクロイックミラー
- 5 6 回転蛍光体
- 6 0 ホイール板
- 6 1 蛍光体層
- 7 0 長波長カットフィルタ

20

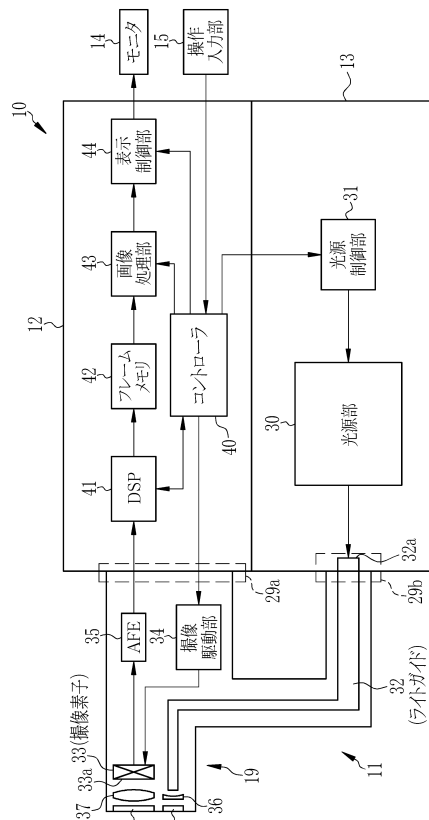
【図 1】



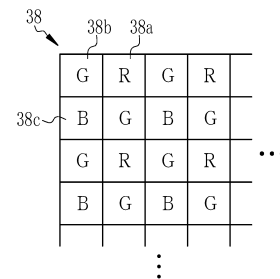
【図 2】



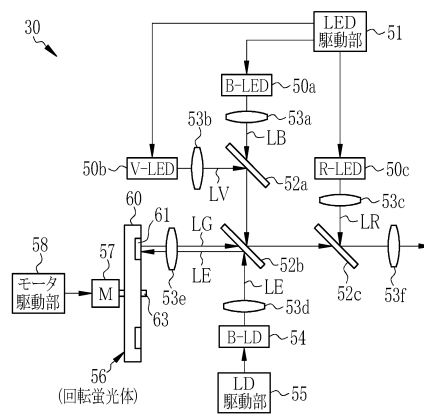
【図 3】



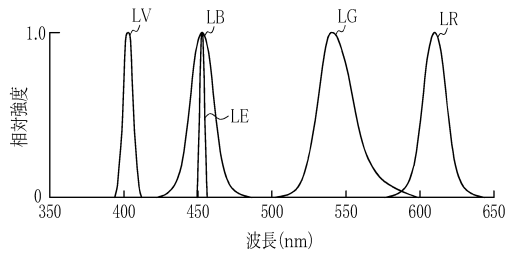
【図 4】



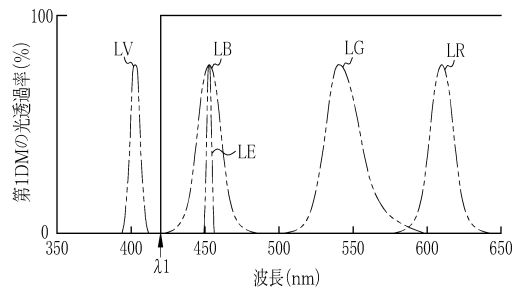
【図 5】



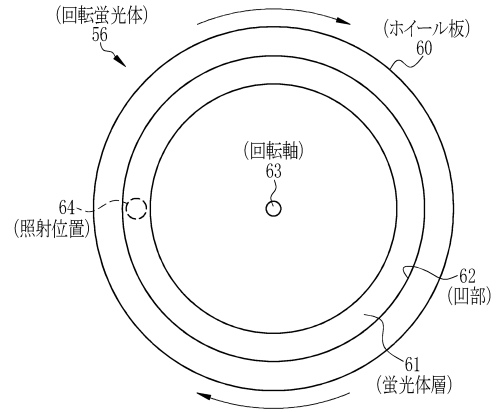
【図 6】



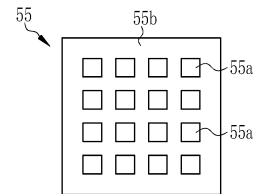
【図 7】



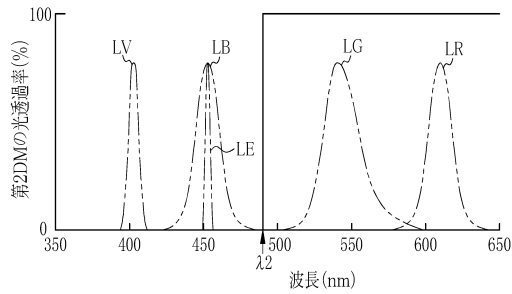
【図 8】



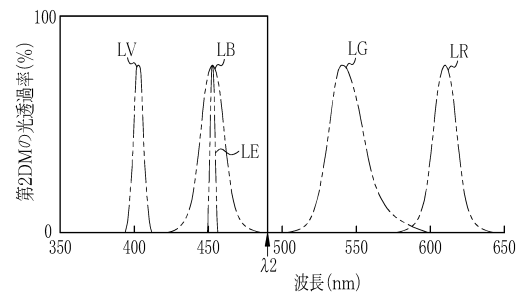
【図 9】



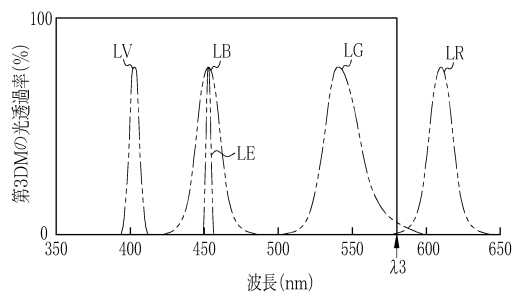
【図 10】



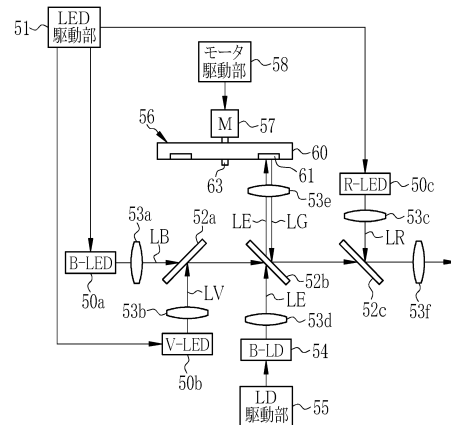
【図 12】



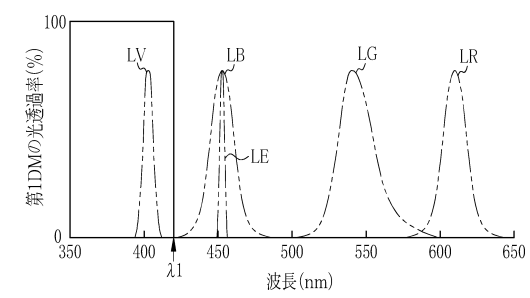
【図 11】



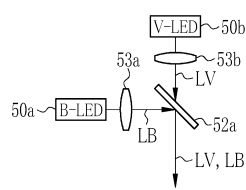
【図 13】



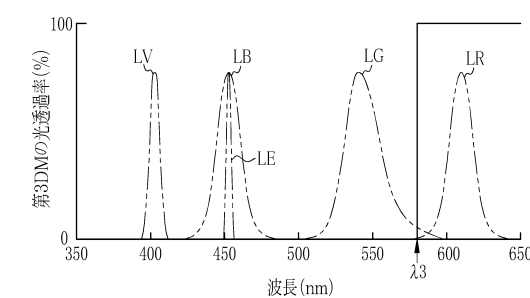
【図 1 4】



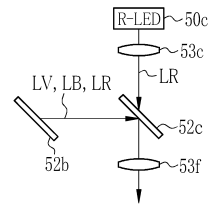
【図 1 5】



【図 1 6】



【図 1 7】



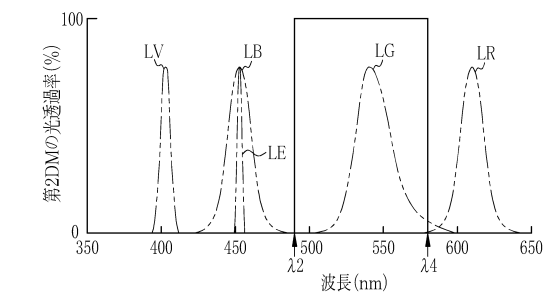
【図 1 8】

| パターン |      | LV | LB, LE | LG | LR |
|------|------|----|--------|----|----|
| 1    | 第1DM | 反射 | 透過     |    |    |
|      | 第2DM |    | 反射     | 透過 |    |
|      | 第3DM |    | 透過     |    | 反射 |
| 2    | 第1DM | 反射 | 透過     |    |    |
|      | 第2DM |    | 透過     |    | 反射 |
|      | 第3DM |    | 透過     |    | 反射 |
| 3    | 第1DM | 透過 |        | 反射 |    |
|      | 第2DM | 反射 |        | 透過 |    |
|      | 第3DM |    | 透過     |    | 反射 |
| 4    | 第1DM | 透過 |        | 反射 |    |
|      | 第2DM | 透過 |        | 反射 |    |
|      | 第3DM |    | 透過     |    | 反射 |
| 5    | 第1DM | 反射 |        | 透過 |    |
|      | 第2DM | 反射 |        | 透過 |    |
|      | 第3DM |    | 反射     |    | 透過 |
| 6    | 第1DM | 反射 |        | 透過 |    |
|      | 第2DM | 透過 |        | 反射 |    |
|      | 第3DM |    | 反射     |    | 透過 |
| 7    | 第1DM | 透過 |        | 反射 |    |
|      | 第2DM | 反射 |        | 透過 |    |
|      | 第3DM |    | 反射     |    | 透過 |
| 8    | 第1DM | 透過 |        | 反射 |    |
|      | 第2DM | 透過 |        | 反射 |    |
|      | 第3DM |    | 反射     |    | 透過 |

【図 2 0】



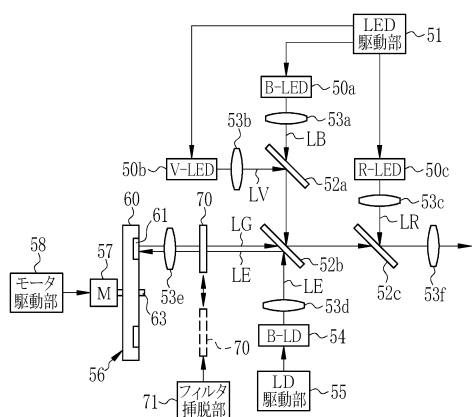
【図 2 1】



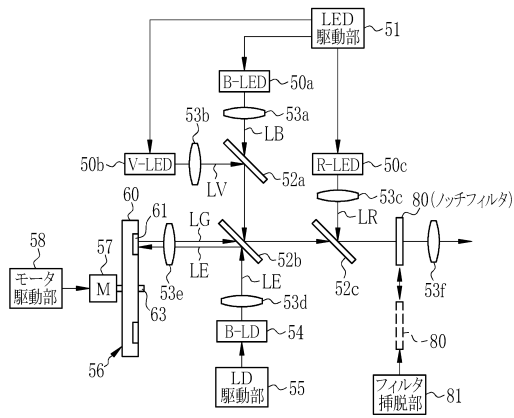
【図 1 9】



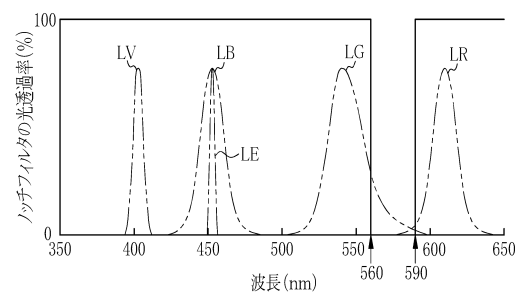
【図 2 2】



【図 2 3】



【図 2 4】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 1 3 - 2 1 5 4 3 5 ( J P , A )  
特開 2 0 0 7 - 0 6 8 6 9 9 ( J P , A )  
特開 2 0 0 9 - 2 9 7 3 1 1 ( J P , A )  
特開 2 0 1 1 - 0 3 6 3 6 1 ( J P , A )  
特開平 8 - 3 6 1 3 8 ( J P , A )  
特開 2 0 1 3 - 2 0 2 3 0 5 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

|         |           |   |           |
|---------|-----------|---|-----------|
| A 6 1 B | 1 / 0 0   | - | 1 / 3 2   |
| G 0 2 B | 2 3 / 2 4 | - | 2 3 / 2 6 |

|                |                                                                                          |         |            |
|----------------|------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内窥镜光源装置和内窥镜系统                                                                            |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP6099586B2</a>                                                              | 公开(公告)日 | 2017-03-22 |
| 申请号            | JP2014048245                                                                             | 申请日     | 2014-03-11 |
| [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         | 森本美範<br>杉崎誠                                                                              |         |            |
| 发明人            | 森本 美範<br>杉▲崎▼ 誠                                                                          |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/06                                                                                 |         |            |
| FI分类号          | A61B1/06.B A61B1/00.513 A61B1/06.510 A61B1/06.611 A61B1/07.731 A61B1/07.735 A61B1/07.736 |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C161/HH54 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/WW08             |         |            |
| 代理人(译)         | 小林和典                                                                                     |         |            |
| 其他公开文献         | JP2015171443A                                                                            |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                |         |            |

摘要(译)

减小的分色镜的数量，并提供一种光源装置和内窥镜的内窥镜系统，其能够抑制在正常光的衰减。第1分色镜52a被通过传输的蓝光LB由B-LED 50a的进入，通过反射紫色光入射LV从V-LED50b，蓝色光LB和紫色光LV的光路集成到。第二分色镜52b反射从B-LD 54入射的激发光LE，以便使用激发光LE照射旋转荧光体56。旋转荧光体56根据激发光LE的照射向第二分色镜52b发射绿光LG。第二分色镜52b中引起透射绿光LG的通过反射的蓝色光LB和紫色光LV的光路，及绿色光LG和蓝色光LB和紫色光入射LV来自第一分色镜52A整合。点域5

|                                                         |                                                                                                                                           |                                                                                                                                                                                                                        |
|---------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| (19) 日本国特許庁 (JP)                                        | (12) 特 許 公 報 (B2)                                                                                                                         | (11) 特許番号<br>特許第6099586号<br>(P6099586)                                                                                                                                                                                 |
| (45) 発行日 平成29年3月22日 (2017.3.22)                         | (24) 登録日 平成29年3月3日 (2017.3.3)                                                                                                             |                                                                                                                                                                                                                        |
| (51) Int. Cl.<br>A 6 1 B 1 / 0 6 (2006.01)              | F I<br>A 6 1 B 1 / 0 6                                                                                                                    | B                                                                                                                                                                                                                      |
| 請求項の数 12 (全 20 頁)                                       |                                                                                                                                           |                                                                                                                                                                                                                        |
| (21) 出願番号<br>(22) 出願日<br>(65) 公開番号<br>(43) 公開日<br>審査請求日 | 特願2014-48245 (P2014-48245)<br>平成26年3月11日 (2014.3.11)<br>特開2015-171443 (P2015-171443A)<br>平成27年10月1日 (2015.10.1)<br>平成28年2月23日 (2016.2.23) | (73) 特許権者 306037311<br>富士フイルム株式会社<br>東京都港区西麻布2丁目26番30号<br>(74) 代理人 100075281<br>弁理士 小林 和憲<br>(72) 発明者 森本 美範<br>神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地<br>富士フイルム株式会社内<br>(72) 発明者 杉▲崎▼ 誠<br>神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地<br>富士フイルム株式会社内<br>審査官 ▲高▼ 芳徳 |
| 最終頁に続く                                                  |                                                                                                                                           |                                                                                                                                                                                                                        |
| (54) 【発明の名称】 内視鏡用光源装置及び内視鏡システム                          |                                                                                                                                           |                                                                                                                                                                                                                        |