

(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2019-30669

(P2019-30669A)

(43) 公開日 平成31年2月28日(2019.2.28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 1/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 1	2 H 0 4 0
<b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 1	4 C 1 6 1
<b>A 6 1 B</b> 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 3	
<b>G 0 2 B</b> 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 2 2	
	A 6 1 B 1/00 5 2 1	
審査請求 有 請求項の数 21 O L (全 50 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2018-158635 (P2018-158635)  
 (22) 出願日 平成30年8月27日 (2018. 8. 27)  
 (62) 分割の表示 特願2014-262323 (P2014-262323) の分割  
 原出願日 平成26年12月25日 (2014. 12. 25)

(71) 出願人 000002185  
 ソニー株式会社  
 東京都港区港南1丁目7番1号  
 (74) 代理人 100095957  
 弁理士 亀谷 美明  
 (74) 代理人 100096389  
 弁理士 金本 哲男  
 (74) 代理人 100101557  
 弁理士 萩原 康司  
 (74) 代理人 100128587  
 弁理士 松本 一騎  
 (72) 発明者 古川 昭夫  
 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

最終頁に続く

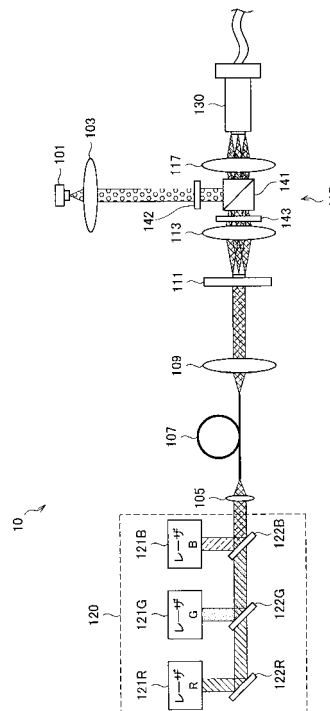
(54) 【発明の名称】 照明装置、照明方法及び観察装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 照射光の波長帯域を切り替えることと、より高品質な観察像を得ることと、を両立させる照明装置を提供する。

【解決手段】 照明装置10は、広帯域光を出射する第1の光源部101と、狭帯域光を出射する第2の光源部120と、出射された狭帯域光の放射角度を変更することで2次光源を生成する放射角度変更部材と、広帯域光と狭帯域光とを合波する合波部材115とを備え、放射角度変更部材は、合波部材により合波された光が入射するライトガイドの入射端面において広帯域光と狭帯域光との入射角が近づくように、狭帯域光の放射角度を変更し、合波部材115は、広帯域光及び狭帯域光のうちランダム偏光である光の光路上に少なくとも配置される偏光変換素子142、143と、偏光変換素子を通過した光が入射する偏光ビームスプリッター141とを有し、偏光方向が互いに直交した状態となった広帯域光及び狭帯域光を合波する。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

広帯域光を出射する第 1 の光源部と、  
前記広帯域光より狭い波長帯域の狭帯域光を出射する第 2 の光源部と、  
前記第 2 の光源部から出射された前記狭帯域光の放射角度を変更することにより 2 次光源を生成する放射角度変更部材と、

前記広帯域光と前記狭帯域光とを合波する合波部材と、  
を備え、

前記放射角度変更部材は、前記合波部材により合波された光が入射するライトガイドの入射端面において前記広帯域光と前記狭帯域光との入射角が近づくように、前記狭帯域光の放射角度を変更し、

前記合波部材は、前記広帯域光及び前記狭帯域光のうちランダム偏光である光の光路上に少なくとも配置され入射光の偏光方向を所定の変換する偏光変換素子と、前記偏光変換素子を通じた光が入射する偏光ビームスプリッターと、を有し、

前記偏光ビームスプリッターは、前記偏光変換素子によって偏光方向が互いに直交した状態となった前記広帯域光及び前記狭帯域光を合波する、照明装置。

**【請求項 2】**

前記放射角度変更部材は、更に、前記ライトガイドの入射端面において前記広帯域光と前記狭帯域光とのビーム径が近づくように、前記狭帯域光の放射角度を変更する、

請求項 1 に記載の照明装置。

**【請求項 3】**

前記第 1 の光源部から出射された前記広帯域光を略平行光とする第 1 のコリメート光学系と、

前記放射角度変更部材から出射された前記狭帯域光を略平行光とする第 2 のコリメート光学系と、

を更に備え、

前記合波部材は、前記第 1 のコリメート光学系によって略平行光に変換された前記広帯域光と、前記第 2 のコリメート光学系によって略平行光に変換された前記狭帯域光と、を合波する、

請求項 1 に記載の照明装置。

**【請求項 4】**

前記第 2 の光源部から出射された前記狭帯域光を光ファイバに結合させる結合光学系と、

前記光ファイバから出射された前記狭帯域光を略平行光とする第 3 のコリメート光学系と、

を更に備え、

前記放射角度変更部材は、前記第 3 のコリメート光学系から出射された前記狭帯域光の放射角度を変更することにより 2 次光源を生成する、

請求項 3 に記載の照明装置。

**【請求項 5】**

前記合波部材によって合波された光をライトガイドの入射端に結像するコンデンサ光学系、を更に備え、

前記コンデンサ光学系は、前記ライトガイドの入射端に結像される前記 2 次光源の像の大きさが、前記ライトガイドの入射端の直径と略同一になるように、前記 2 次光源からの光を前記ライトガイドの入射端に結像する、

請求項 3 に記載の照明装置。

**【請求項 6】**

前記第 2 の光源部は、前記狭帯域光としてレーザ光を出射する複数のレーザ光源を有し、

前記複数のレーザ光源は、赤色レーザ光を出射する赤色レーザ光源、緑色レーザ光を出

10

20

30

40

50

射する緑色レーザ光源、及び青色レーザ光を出射する青色レーザ光源、を少なくとも含む、  
請求項 1 に記載の照明装置。

【請求項 7】

前記第 2 の光源部は、前記狭帯域光としてレーザ光を出射する複数のレーザ光源を有し、  
前記複数のレーザ光源の駆動がそれぞれ独立に制御されることにより、前記合波部材によって合波された光の色温度が調整される、  
請求項 6 に記載の照明装置。

【請求項 8】

前記第 2 の光源部を構成する光源のうち少なくとも 1 つは、観察部位の蛍光観察に用いられる励起光に対応する波長帯域のレーザ光を、前記狭帯域光として出射する、  
請求項 1 に記載の照明装置。

【請求項 9】

前記第 2 の光源部から出射される狭帯域光とは異なる波長帯域の光を出射する第 3 の光源部、を更に備え、

前記第 1 の光源部から出射された前記広帯域光と前記第 3 の光源部から出射された光とが合波された光が前記合波部材に入射し、

前記合波部材によって、前記第 1 の光源部から出射された前記広帯域光と前記第 3 の光源部から出射された光とが合波された光と、前記第 2 の光源部から出射される前記狭帯域光と、が更に合波される、

請求項 1 に記載の照明装置。

【請求項 10】

前記第 1 の光源部及び前記第 3 の光源部は LED によって構成される、

請求項 9 に記載の照明装置。

【請求項 11】

第 1 の光源部、第 2 の光源部、放射角度変更部材、合波部材及び制御部を備える照明装置における照明方法であって、

前記制御部が前記第 1 の光源部の駆動電流を制御して、前記第 1 の光源部から広帯域光を出射させることと、

前記制御部が前記第 2 の光源部の駆動電流を制御して、前記第 2 の光源部から、前記広帯域光より狭い波長帯域の狭帯域光を出射させることと、

前記放射角度変更部材によって、前記合波部材により合波された光が入射するライトガイドの入射端面において前記広帯域光と前記狭帯域光との入射角が近づくように、前記狭帯域光の放射角度を変更することと、

前記合波部材によって、前記広帯域光と前記狭帯域光とを合波することと、  
を含み、

前記合波部材は、前記広帯域光及び前記狭帯域光のうちランダム偏光である光の光路上に少なくとも配置され入射光の偏光方向を所定の方向に変換する偏光変換素子と、前記偏光変換素子を通じた光が入射する偏光ビームスプリッターと、を有し、

前記偏光ビームスプリッターは、前記偏光変換素子によって偏光方向が互いに直交した状態となった前記広帯域光及び前記狭帯域光を合波する、照明方法。

【請求項 12】

患者の術野に照射される広帯域光及び励起光の少なくともいずれかを出力する照明装置、を備え、

前記照明装置は、

広帯域光を出射する第 1 の光源部と、

前記広帯域光より狭い波長帯域の狭帯域光を出射する第 2 の光源部と、

前記第 2 の光源部から出射された前記狭帯域光の放射角度を変更することにより 2 次光源を生成する放射角度変更部材と、

10

20

30

40

50

前記広帯域光と前記狭帯域光とを合波する合波部材と、  
を備え、

前記放射角度変更部材は、前記合波部材により合波された光が入射するライトガイドの入射端面において前記広帯域光と前記狭帯域光との入射角が近づくように、前記狭帯域光の放射角度を変更し、

前記合波部材は、前記広帯域光及び前記狭帯域光のうちランダム偏光である光の光路上に少なくとも配置され入射光の偏光方向を所定の方向に変換する偏光変換素子と、前記偏光変換素子を通過した光が入射する偏光ビームスプリッターと、を有し、

前記偏光ビームスプリッターは、前記偏光変換素子によって偏光方向が互いに直交した状態となった前記広帯域光及び前記狭帯域光を合波する、観察装置。

10

【請求項 13】

前記観察装置は、患者の体腔内に挿入され、前記照明装置からの出力光が内部を導光されるとともに、前記体腔内の術野に対して前記出力光を照射する鏡筒、を更に備える、内視鏡装置である、

請求項 12 に記載の観察装置。

【請求項 14】

前記観察装置は、前記照明装置からの出力光が、投影レンズを介して外部に向かって出射され、術野に対して照射される、顕微鏡装置である、

請求項 12 に記載の観察装置。

【請求項 15】

前記励起光よりも長波長帯域であって前記励起光による蛍光の波長帯域を含む光に基づいて第 1 の画像を生成する長波長帯域画像生成部と、

前記蛍光よりも短波長帯域であって前記励起光の波長帯域を含む光に基づいて第 2 の画像を生成する短波長帯域画像生成部と、

を更に備える、

請求項 12 に記載の観察装置。

20

【請求項 16】

広帯域光による術野の通常観察像が得られる通常観察モードにおいては、

前記第 1 の光源部及び前記第 2 の光源部がともに駆動され、

前記第 1 の画像と前記第 2 の画像とが合成されることにより、前記通常観察像が得られる、

請求項 15 に記載の観察装置。

30

【請求項 17】

前記通常観察モードでは、前記第 1 の画像の RGB 値と前記第 2 の画像の RGB 値とが足し合わされることにより前記通常観察像が生成される、

請求項 16 に記載の観察装置。

【請求項 18】

励起光による術野の蛍光観察像が得られる特殊観察モードにおいては、

前記第 1 の光源部及び前記第 2 の光源部のうち前記第 2 の光源部のみが駆動され、

前記第 2 の画像が前記蛍光観察像として得られる、

請求項 15 に記載の観察装置。

40

【請求項 19】

広帯域光による術野の通常観察像と、励起光による術野の蛍光観察像と、が同時に得られる通常 / 特殊観察モードにおいては、

前記第 1 の光源部及び前記第 2 の光源部がともに駆動され、

前記第 1 の画像と前記第 2 の画像とが合成されることにより、前記通常観察像と前記蛍光観察像とが重ね合わされた画像が得られる、

請求項 15 に記載の観察装置。

【請求項 20】

前記通常 / 特殊観察モードでは、前記第 1 の画像の R 値と前記第 2 の画像の GB 値とが

50

足し合わされることにより、前記通常観察像と前記蛍光観察像とが重ね合わされた画像が生成される、

請求項 19 に記載の観察装置。

【請求項 21】

前記短波長帯域画像生成部は、前記励起光に対応する波長帯域の成分が減衰又は除去された光に基づいて前記第 2 の画像を生成し、

前記通常 / 特殊観察モードでは、前記第 1 の画像の RGB 値と前記第 2 の画像の RGB 値とが足し合わされることにより、前記通常観察像と前記蛍光観察像とが重ね合わされた画像が生成される、

請求項 19 に記載の観察装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、照明装置、照明方法及び観察装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡装置や顕微鏡装置等の患者の術野を観察する観察装置の光源として、これまで広く用いられてきたランプ光源に代えて、レーザが用いられつつある。光源としてレーザを使用する利点としては、例えば、光源の電気光変換効率が高いために低消費電力化が期待できることや、波長帯域が狭いことから、血管などの組織の光吸収特性と組み合わせ、特定組織の強調観察がしやすくなること等が挙げられる。更に、内視鏡装置においてレーザを光源として利用する場合には、例えば、ライトガイドへの光結合効率が高いことから低消費電力化がより期待できることや、レーザ光の指向性の高さから細径ライトガイドへの光結合効率が高く細径の内視鏡挿入部を実現できること等が、更なる利点として挙げられる。

20

【0003】

ここで、レーザ光を用いた観察においては、その観察像の画質を向上させるために様々な技術が開発されている。例えば、レーザ光によって物体を照射し、その照射野を観察した場合、レーザ光の可干渉性の高さ起因して、明暗の斑点模様が現れることがある。この現象は、物体の粗面でランダムな光の干渉が起こり、ランダムな強度分布を持った干渉パターンが現れるために発生する。このような斑点模様はスペckル (speckle) ノイズと呼ばれ、照射野観察の妨げとなり得る。そこで、スペckルノイズの発生を抑制し、より高品質な観察像を得るために、下記特許文献 1 ~ 特許文献 5 に例示する技術が提案されている。

30

【0004】

例えば下記特許文献 1 では、コヒーレンス長以上の光路差長を有する複数本の光ファイバを束ねたバンドルファイバをノイズ低減装置として利用する内視鏡システムが開示されている。

【0005】

例えば下記特許文献 2 では、強度変調したレーザ光を光ファイバで出力するモジュールを複数台使用し、それぞれの光ファイバを束ね、更に単一の光ファイバに光結合する内視鏡用光源装置が開示されている。

40

【0006】

例えば下記特許文献 3 には、光源である半導体レーザに供給する駆動電流に高周波信号を重畳して半導体レーザを多モード発振させる高周波重畳手段を備えた照明装置が開示されている。

【0007】

例えば下記特許文献 4 には、光ファイバを振動させる加振手段が内視鏡挿入部内に配置された内視鏡が開示されている。

50

## 【0008】

例えば下記特許文献5には、得られた撮像画像を画像処理して観察画像として出力する内視鏡システムが開示されている。

## 【0009】

一方、観察装置においては、白色光のような広波長帯域の光によって術野を観察する通常観察モードと、所定の波長帯域の光（以下、狭帯域光とも呼称する）によって励起される蛍光を検出することにより術野内の当該蛍光が発せられた部位のみを集中的に観察する特殊観察モードと、を切り替えられるものが存在する。このような観察装置では、観察モードの切り替えに応じて、照射光が、白色光と狭帯域光との間で切り替えられることとなる。

10

## 【0010】

ここで、白色光と狭帯域光とが切り替えられる場合には、これらの光は、同一の光軸上を導光されて、術野に対して照射されることが望ましい。白色光と狭帯域光とが別々の光路を辿って照射される場合には、術野に対する白色光の照射角度と狭帯域光の照射角度とが互いに異なるものとなる可能性があり、通常観察モードで得られる観察像（通常観察像）と、特殊観察モードで得られる観察像（蛍光観察像）とで、影の見え方が変化する等、ユーザによる観察像の視認性が低下する恐れがあるからである。

## 【0011】

白色光と狭帯域光とを切り替え可能であり、かつ、これらの光が同一の光軸上を導光されて照射される観察装置としては、下記特許文献6～特許文献9に例示するものが提案されている。

20

## 【0012】

例えば下記特許文献6では、白色光又はレーザ光（すなわち狭帯域光）が、ハーフミラーを介して同一の光軸上を導光される内視鏡装置が開示されている。

## 【0013】

例えば下記特許文献7では、白色光とレーザ光とが、白色光を透過させる透過部とレーザ光を反射する反射部とが組み合わせられて構成される合波部材によって同一光軸上に合波される内視鏡用光源装置が開示されている。

## 【0014】

例えば下記特許文献8、9では、白色光又はレーザ光が、ダイクロイックミラーを介して同一の光軸上を導光される内視鏡用光源装置が開示されている。

30

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0015】

【特許文献1】特開2008-043493号公報

【特許文献2】特開2009-240560号公報

【特許文献3】特開2010-042153号公報

【特許文献4】特開2010-172651号公報

【特許文献5】特開2012-005785号公報

【特許文献6】特開2009-131496号公報

40

【特許文献7】特開2012-081133号公報

【特許文献8】特開2005-342033号公報

【特許文献9】特開2006-000157号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0016】

しかしながら、上記特許文献1では素線長さがそれぞれコヒーレンス長以上のバンドルファイバデバイス、上記特許文献2では複数ファイバ光源デバイス及び強度変調装置、上記特許文献3では高周波重置回路、上記特許文献4では機械的加振手段、上記特許文献5では画像処理装置と、光源としての機能を実現するための構成に加えて更なる装置が必要

50

となるため、装置全体が大型化するとともに、スペックルノイズ低減（すなわち高画質化）のためのコストが別途必要になってしまう。また、上記特許文献6～特許文献9に記載の技術では、例えばスペックルノイズの低減については考慮されておらず、観察像の高画質化について十分に検討がなされているとは言い難い。

【0017】

このように、患者の術野を観察する観察装置においては、観察用途に応じて照射光の波長帯域を切り替えることと、より高品質な観察像を得ることと、をともに実現する技術については、これまで十分に検討がなされていなかった。そこで、本開示では、照射光の波長帯域を切り替えることと、より高品質な観察像を得ることと、を両立させることが可能な、新規かつ改良された照明装置、照明方法及び観察装置を提案する。

10

【課題を解決するための手段】

【0018】

本開示によれば、広帯域光を出射する第1の光源部と、前記広帯域光より狭い波長帯域の狭帯域光を出射する第2の光源部と、前記第2の光源部から出射された前記狭帯域光の放射角度を変更することにより2次光源を生成する放射角度変更部材と、前記広帯域光と前記狭帯域光とを合波する合波部材と、を備え、前記放射角度変更部材は、前記合波部材により合波された光が入射するライトガイドの入射端面において前記広帯域光と前記狭帯域光との入射角が近づくように、前記狭帯域光の放射角度を変更し、前記合波部材は、前記広帯域光及び前記狭帯域光のうちランダム偏光である光の光路上に少なくとも配置され入射光の偏光方向を所定の方向に変換する偏光変換素子と、前記偏光変換素子を通過した光が入射する偏光ビームスプリッターと、を有し、前記偏光ビームスプリッターは、前記偏光変換素子によって偏光方向が互いに直交した状態となった前記広帯域光及び前記狭帯域光を合波する、照明装置が提供される。

20

【0019】

また、本開示によれば、第1の光源部、第2の光源部、放射角度変更部材、合波部材及び制御部を備える照明装置における照明方法であって、前記制御部が前記第1の光源部の駆動電流を制御して、前記第1の光源部から広帯域光を出射させることと、前記制御部が前記第2の光源部の駆動電流を制御して、前記第2の光源部から、前記広帯域光より狭い波長帯域の狭帯域光を出射させることと、前記放射角度変更部材によって、前記合波部材により合波された光が入射するライトガイドの入射端面において前記広帯域光と前記狭帯域光との入射角が近づくように、前記狭帯域光の放射角度を変更することと、前記合波部材によって、前記広帯域光と前記狭帯域光とを合波することと、を含み、前記合波部材は、前記広帯域光及び前記狭帯域光のうちランダム偏光である光の光路上に少なくとも配置され入射光の偏光方向を所定の方向に変換する偏光変換素子と、前記偏光変換素子を通過した光が入射する偏光ビームスプリッターと、を有し、前記偏光ビームスプリッターは、前記偏光変換素子によって偏光方向が互いに直交した状態となった前記広帯域光及び前記狭帯域光を合波する、照明方法が提供される。

30

【0020】

また、本開示によれば、患者の術野に照射される広帯域光及び励起光の少なくともいずれかを出力する照明装置、を備え、前記照明装置は、広帯域光を出射する第1の光源部と、前記広帯域光より狭い波長帯域の狭帯域光を出射する第2の光源部と、前記第2の光源部から出射された前記狭帯域光の放射角度を変更することにより2次光源を生成する放射角度変更部材と、前記広帯域光と前記狭帯域光とを合波する合波部材と、を備え、前記放射角度変更部材は、前記合波部材により合波された光が入射するライトガイドの入射端面において前記広帯域光と前記狭帯域光との入射角が近づくように、前記狭帯域光の放射角度を変更し、前記合波部材は、前記広帯域光及び前記狭帯域光のうちランダム偏光である光の光路上に少なくとも配置され入射光の偏光方向を所定の方向に変換する偏光変換素子と、前記偏光変換素子を通過した光が入射する偏光ビームスプリッターと、を有し、前記偏光ビームスプリッターは、前記偏光変換素子によって偏光方向が互いに直交した状態となった前記広帯域光及び前記狭帯域光を合波する、観察装置が提供される。

40

50

## 【 0 0 2 1 】

本開示によれば、広帯域光を出射する第1の光源部と、広帯域光より狭い波長帯域の狭帯域光を出射する第2の光源部と、が設けられる。従って、これらの光源部の駆動を適宜制御することにより、照射光の波長帯域を切り替えることができる。また、偏光方式で広帯域光と狭帯域光とを合波する合波部材が設けられる。当該合波部材は、広帯域光とレーザー光との偏光方向を互いに直交させてこれらの光を合波するため、偏光方向の揃っていない広帯域光及び/又は偏光方向の揃っていない狭帯域光であっても、これらの光が重畳するように、合波光を生成することができる。当該合波光においては、例えば色温度等の特性を、第1の光源部及び第2の光源部の駆動を適宜制御することによって調整することが可能になる。よって、照射光として、色温度等の特性が適宜調整された、広帯域光と狭帯域光とが合波された光を用いることができるため、観察像の品質をより向上させることができる。このように、本開示によれば、照射光の波長帯域を切り替えることと、より高品質な観察像を得ることと、を両立させることが可能になる。

10

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 2 2 】

以上説明したように本開示によれば、照射光の波長帯域を切り替えることと、より高品質な観察像を得ることと、を両立させることが可能になる。なお、上記の効果は必ずしも限定的なものではなく、上記の効果とともに、又は上記の効果に代えて、本明細書に示されたいずれかの効果、又は本明細書から把握され得る他の効果が奏されてもよい。

20

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 2 3 】

【 図 1 】 第1の実施形態に係る照明装置の一構成例を示す図である。

【 図 2 】 図1に示す照明装置からの出力光が入射するライトガイドの構成について説明するための説明図である。

【 図 3 】 図1に示す照明装置の合波部材によって合波された光の特性について説明するための説明図である。

【 図 4 】 第2の実施形態に係る照明装置の一構成例を示す図である。

【 図 5 】 白色光及びレーザー光がともに発散光として合波される場合における、照明装置の一構成例を示す図である。

【 図 6 】 更なる波長帯域の光源が追加される場合における、照明装置の一構成例を示す図である。

30

【 図 7 】 第1の実施形態、第2の実施形態、及び各変形例に係る照明装置が適用された内視鏡装置の一構成例を示す図である。

【 図 8 】 図7に示す内視鏡装置の合波部材によって合波された光の特性について説明するための説明図である。

【 図 9 】 図7に示す内視鏡装置の他の構成例を示す図である。

【 図 10 】 第1の実施形態、第2の実施形態、及び各変形例に係る照明装置が適用された顕微鏡装置の一構成例を示す図である。

【 図 11 】 観察部位における照射光の照射範囲について説明するための説明図である。

40

## 【 発明を実施するための形態 】

## 【 0 0 2 4 】

以下に添付図面を参照しながら、本開示の好適な実施の形態について詳細に説明する。なお、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略する。

## 【 0 0 2 5 】

なお、説明は以下の順序で行うものとする。

1. 第1の実施形態
2. 第2の実施形態
3. 変形例

3 - 1. 白色光及びレーザー光がともに発散光として合波される変形例

50

## 3 - 2 . 更なる波長帯域の光源が追加される変形例

## 4 . 適用例

## 4 - 1 . P D D 及び P D T について

## 4 - 2 . 内視鏡装置

## 4 - 2 - 1 . 内視鏡装置の構成

## 4 - 2 - 2 . 内視鏡装置の動作

## 4 - 2 - 3 . 内視鏡装置の他の構成例

## 4 - 3 . 顕微鏡装置

## 4 - 3 - 1 . 顕微鏡装置の構成

## 4 - 3 - 2 . 顕微鏡装置の動作

## 5 . 補足

## 【 0 0 2 6 】

## ( 1 . 第 1 の実施形態 )

図 1 ~ 図 3 を参照して、本開示の第 1 の実施形態に係る照明装置の構成について説明する。図 1 は、第 1 の実施形態に係る照明装置の一構成例を示す図である。図 2 は、図 1 に示す照明装置からの出力光が入射するライトガイドの構成について説明するための説明図である。図 3 は、図 1 に示す照明装置の合波部材によって合波された光の特性について説明するための説明図である。

## 【 0 0 2 7 】

なお、第 1 の実施形態及び後述する第 2 の実施形態に係る照明装置は、内視鏡装置や顕微鏡装置等の患者の術部を観察する観察装置の光源部として好適に適用され得る。以下では、一例として、下記 ( 4 - 3 . 顕微鏡装置 ) を除いて、第 1 及び第 2 の実施形態に係る照明装置が内視鏡装置に適用された場合について説明する。第 1 及び第 2 の実施形態に係る照明装置が内視鏡装置に適用される場合には、照明装置から出射された光は、内視鏡の鏡筒内に続くライトガイドの端部に入射することとなるため、以下の照明装置の構成を示す各図面では、光が入射される当該ライトガイドの一端を併せて図示している。

## 【 0 0 2 8 】

図 1 を参照すると、第 1 の実施形態に係る照明装置 1 0 は、白色光を出射する第 1 の光源部 1 0 1 と、第 1 のコリメート光学系 1 0 3 と、を有する。また、照明装置 1 0 は、所定の波長帯域の光を出射する少なくとも 1 つのレーザ光源からなる第 2 の光源部 1 2 0 と、結合光学系 1 0 5 と、光ファイバ 1 0 7 と、第 3 のコリメート光学系 1 0 9 と、拡散部材 1 1 1 と、第 2 のコリメート光学系 1 1 3 と、合波部材 1 1 5 と、コンデンサ光学系 1 1 7 と、を更に有する。また、図示は省略するが、照明装置 1 0 は、第 1 の光源部 1 0 1 及び第 2 の光源部 1 2 0 の駆動を制御する駆動制御部 ( 後述する図 7 に示す第 1 光源部駆動制御部 1 1 2 1 及び第 2 光源部駆動制御部 1 1 2 3 に対応する ) を有する。

## 【 0 0 2 9 】

第 1 の光源部 1 0 1 から出射された白色光は、第 1 のコリメート光学系 1 0 3 を通過することによって略平行光となって、合波部材 1 1 5 に入射する。一方、第 2 の光源部 1 2 0 から出射されたレーザ光は、結合光学系 1 0 5、光ファイバ 1 0 7、第 3 のコリメート光学系 1 0 9、拡散部材 1 1 1 及び第 2 のコリメート光学系 1 1 3 をこの順に通過して、略平行光となって合波部材 1 1 5 に入射する。合波部材 1 1 5 によって、白色光及びレーザ光が合波され、合波された光が、コンデンサ光学系 1 1 7 を介して、ライトガイド 1 3 0 の端部に入射する。

## 【 0 0 3 0 】

ここで、照明装置 1 0 では、第 2 の光源部 1 2 0 を構成するレーザ光源としては、観察目的に応じた、蛍光観察において励起光として機能し得る波長帯域の光を出射可能なものが搭載され得る。そして、照明装置 1 0 は、白色光によって術野を観察する通常観察モードと、所定の波長帯域の光 ( 以下、狭帯域光とも呼称する ) によって励起される蛍光を検出することにより術野内の当該蛍光が発せられた部位を集中的に観察する特殊観察モードと、通常観察と特殊観察とを同時に行う通常 / 特殊観察モードと、を切り替え可能に構成

10

20

30

40

50

される（詳細は下記（４．適用例）で説明する）。なお、特殊観察モード及び通常／特殊観察モードにおける蛍光観察は、励起光照射部位の自家蛍光を検出するものであってもよいし、照射部位に導入された各種蛍光試薬（光感受性薬剤）に起因する薬剤蛍光を検出するものであってもよい。

#### 【 0 0 3 1 】

通常観察モードでは、第１の光源部 1 0 1 からの白色光と第２の光源部 1 2 0 からのレーザー光とが合波されて生成された白色光が、術野に対して照射される。これにより、白色光に基づく通常観察像が得られる。なお、以下の説明では、第１の光源部 1 0 1 からの白色光と第２の光源部 1 2 0 からのレーザー光とが合波されて生成された白色光のことを、第１の光源部 1 0 1 からの白色光と区別するために、便宜的に、合波白色光とも呼称することとする。通常観察モードでは、第２の光源部 1 2 0 からのレーザー光の出力は、合波白色光が所望の色合い（例えば、第１の光源部 1 0 1 から出射された元々の白色光と似た色合いや、任意の標準光源に対応する色合い等）になるように適宜調整される。

10

#### 【 0 0 3 2 】

特殊観察モードでは、第１の光源部 1 0 1 から白色光が出射されず（すなわち第１の光源部 1 0 1 の白色光源がオフされ）、第２の光源部 1 2 0 から観察目的に応じた波長帯域のレーザー光のみが出射される（すなわち観察目的に応じたレーザー光源のみがオンされる）ことにより、狭帯域光が術野に対して照射される。これにより、蛍光に基づく蛍光観察像が得られる。蛍光観察像では、例えば腫瘍等、観察目的に応じた部位のみが示される。

20

#### 【 0 0 3 3 】

通常／特殊観察モードでは、通常観察モードと同様に、合波白色光が術野に対して照射されるが、その際、第２の光源部 1 2 0 からのレーザー光の出力が、観察目的に応じた強度（すなわち蛍光観察に適した強度）に調整される。これにより、通常観察像と特殊観察像とが重ね合わされた画像が得られる。

#### 【 0 0 3 4 】

以下、照明装置 1 0 の各構成部材について、より詳細に説明する。

#### 【 0 0 3 5 】

第２の光源部 1 2 0 は、照明装置 1 0 において少なくとも１つ設けられる。第２の光源部 1 2 0 は、所定の波長帯域のレーザー光を出射する少なくとも１つのレーザー光源によって構成される。図示する例では、第２の光源部 1 2 0 は、赤色帯域のレーザー光（例えば、中心波長が約 6 3 8 (nm) のレーザー光）を出射するレーザー光源 1 2 1 R と、緑色帯域のレーザー光（例えば、中心波長が約 5 3 2 (nm) のレーザー光）を出射するレーザー光源 1 2 1 G と、青色帯域のレーザー光（例えば、中心波長が約 4 5 0 (nm) のレーザー光）を出射するレーザー光源 1 2 1 B と、を有する。各レーザー光源 1 2 1 R、1 2 1 G、1 2 1 B には、コリメータ光学系が設けられており、各波長帯域のレーザー光は、平行光束として出射される。

30

#### 【 0 0 3 6 】

レーザー光源 1 2 1 R、1 2 1 G、1 2 1 B としては、例えば、半導体レーザーや固体レーザー等、各種の公知のレーザー光源を用いることができる。あるいは、レーザー光源 1 2 1 R、1 2 1 G、1 2 1 B として、これらのレーザー光源と波長変換機構とを組み合わせたものが使用されてもよい。第２の光源部 1 2 0 では、レーザー光源 1 2 1 R、1 2 1 G、1 2 1 B の駆動は、それぞれ独立に制御され得る。

40

#### 【 0 0 3 7 】

このように、第２の光源部 1 2 0 は、例えば、光の三原色に対応する各波長帯域の光を出射するレーザー光源 1 2 1 R、1 2 1 G、1 2 1 B によって構成され得る。第２の光源部 1 2 0 をこのように構成することにより、後述するように、各色に対応するレーザー光源 1 2 1 R、1 2 1 G、1 2 1 B の出力を適宜調整することにより、合波白色光の色温度を調整することが可能になる。

#### 【 0 0 3 8 】

ただし、第１の実施形態はかかる例に限定されず、第２の光源部 1 2 0 を構成するレー

50

ザ光源の種類は、観察目的や観察対象の種類等に応じて適宜選択されてよい。例えば、各種の蛍光観察が行われる場合であれば、第2の光源部120は、各蛍光観察方法に応じた励起光に対応する波長帯域のレーザ光を出射するレーザ光源を含むように構成され得る。例えば、ICG (Indocyanine green) 蛍光造影法による観察が行われる場合であれば、第2の光源部120は、近赤外帯域のレーザ光を出射するレーザ光源を少なくとも含むように構成される。

【0039】

第2の光源部120は、レーザ光源121Rからの赤色レーザ光に対応する波長帯域の光を反射するダイクロミックミラー122Rと、レーザ光源121Gからの緑色レーザ光に対応する波長帯域の光を反射するダイクロミックミラー122Gと、レーザ光源121Bからの青色レーザ光に対応する波長帯域の光を反射するダイクロミックミラー122Bと、を更に有する。ダイクロミックミラー122R、122G、122Bによって、各レーザ光源121R、121G、121Bから射出された平行光束となっているレーザ光が合波され、1つの光束として、後段の結合光学系105に向かって出射される。

10

【0040】

なお、ダイクロミックミラー122R、122G、122Bは、レーザ光源121R、121G、121Bからのレーザ光を合波する合波部材の一例であり、当該合波部材としては、他の任意の部材が用いられてよい。例えば、各レーザ光源121R、121G、121Bからのレーザ光を合波する部材としては、波長で合波する場合にはダイクロミックプリズムが用いられてもよいし、偏光で合波する場合には偏光ビームスプリッター (PBS: Polarizing Beam Splitter) が用いられてもよいし、振幅で合波する場合にはビームスプリッターが用いられてもよい。

20

【0041】

結合光学系105は、例えば集光レンズ (コレクタレンズ) によって構成され、第2の光源部120から出射されたレーザ光を、光ファイバ107の入射端に光結合させる。なお、図1に示す例では、結合光学系105を便宜的に一の凸レンズとして図示しているが、結合光学系105の具体的な構成はかかる例に限定されない。結合光学系105は、レーザ光を光ファイバ107の入射端に光結合させる機能を有すればよく、公知の光学素子が適宜組み合わせられて構成されてよい。

【0042】

光ファイバ107は、第2の光源部120から出射されたレーザ光を、後段に設けられた第3のコリメート光学系109へと導光する。光ファイバ107の出射光は、回転対称なビームとなるため、当該光ファイバ107によってレーザ光が導光されることにより、その面内での輝度分布がより一様化される。

30

【0043】

光ファイバ107の種類は特に限定されるものではなく、光ファイバ107としては、公知のマルチモード光ファイバ (例えば、ステップインデックス型マルチモードファイバ) を利用することが可能である。また、光ファイバ107のコア径も特に限定されるものではなく、例えばコア径が1 (mm) 程度のものが利用されてよい。

【0044】

第1の実施形態では、光ファイバ107の入射端において、各レーザ光源121R、121G、121Bからのレーザ光の入射開口数なるべく一致するように、当該光ファイバ107の入射端へと当該レーザ光が導光される。このとき、レーザ光源121R、121G、121Bから出射されるレーザ光をコリメートするレンズの焦点距離を最適化したり、当該レーザ光の結合光学系105 (すなわちコレクタレンズ) への入射位置を調整する等して、光ファイバ107の出射端から出射されるレーザ光が、光ファイバ107の中心光軸近傍の光量が周辺部の光量と比べて低くなるようなドーナツ状の光線ではなく、光ファイバ107の中心光軸近傍の光量が周辺部の光量と同等であるような中実の光線となることが望ましい。

40

【0045】

50

第3のコリメート光学系109は、光ファイバ107の出射端の後段に設けられ、光ファイバ107から出射されたレーザ光を平行光束へと変換する。第3のコリメート光学系109によりレーザ光が平行光束へと変換されることにより、後段に設けられた拡散部材111において、レーザ光の拡散状態を容易に制御することが可能となる。なお、図1に示す例では、第3のコリメート光学系109を便宜的に一の凸レンズとして図示しているが、第3のコリメート光学系109の具体的な構成はかかる例に限定されない。第3のコリメート光学系109は、レーザ光を平行光束に変換する機能を有すればよく、公知の光学素子が適宜組み合わせられて構成されてよい。

【0046】

拡散部材111は、第3のコリメート光学系109の後側焦点位置近傍に設けられ、第3のコリメート光学系109から出射された平行光束となっているレーザ光を拡散させることにより、2次光源を構成する。すなわち、拡散部材111における光の出射端が、2次光源として機能することとなる。また、光ファイバ107から出射される光の角度は、各レーザ光によりバラツキがあるのが一般的だが、拡散部材111を通すことにより、これらの発散角が統一されることとなる。このように、第1の実施形態によれば、拡散部材111により、例えば上記特許文献6～9に示す一般的な既存の照明装置で発生することが予想される、照射時の色むらが低減されることになる。

【0047】

拡散部材111により生成される2次光源のサイズは、第3のコリメート光学系109の焦点距離によって制御することができる。また、拡散部材111の拡散角度により、その出射光のNAを制御することが可能である。両者の効果により、ライトガイド130の入射端に結合する際の集光スポットのサイズと入射NAの両方を独立に制御することが可能となる。なお、拡散部材111が配置される、第3のコリメート光学系109の後側焦点位置近傍が、実際にどのくらいの範囲となるかについては、特に限定されるものではないが、当該範囲は、例えば、第3のコリメート光学系109の後側焦点位置を含み、その上流側及び下流側に焦点距離 $\pm 10\%$ 程度の範囲とすることが好ましい。

【0048】

なお、拡散部材111の具体的な種類は特に限定されるものではなく、拡散部材111としては、公知の拡散素子が利用されてよい。このような拡散素子の例として、例えば、フロスト型のすりガラスやガラス内に光拡散物質を分散させることで拡散特性を利用したオパール型の拡散板やホログラフィック拡散板を挙げることができる。ホログラフィック拡散板は、所定の基板の上にホログラフィックパターンが施されたものであり、出射光の拡散角度を任意の角度に設定することができるため、拡散部材111として用いられることが特に好ましい。

【0049】

拡散部材111から出射されたレーザ光は、第2のコリメート光学系113に導光される。第2のコリメート光学系113は、拡散部材111からの光(すなわち2次光源からの光)を平行光束に変換し、合波部材115に入射させる。

【0050】

ここで、第2のコリメート光学系113を通過したレーザ光は完全な平行光でなくてもよく、平行光に近い状態となった発散光であってもよい。換言すれば、第2のコリメート光学系113と後述するコンデンサ光学系117とは、無限共役ではなく有限共役であってよい。本明細書では、コリメート光学系を通過し、平行光又は平行光に近い状態になった光のことを、便宜的に、略平行光と呼称することとする。すなわち、略平行光は、平行光又は発散光を含む概念である。なお、白色光及びレーザ光がともに発散光として合波される場合における照明装置10の構成例は、下記(3-1.白色光及びレーザ光がともに発散光として合波される変形例)で改めて詳しく説明する。

【0051】

第1の光源部101は、照明装置10において少なくとも1つ設けられ、白色光を出射する。第1の光源部101を構成する白色光源は、白色光を出射するものであればよく、

10

20

30

40

50

その種類は限定されない。例えば、当該白色光源としては、白色LED (Light Emitting Diode)、レーザ励起蛍光体、キセノンランプ、ハロゲンランプ等、任意の光源が用いられてよい。第1の実施形態では、一例として、青色LEDによって励起される蛍光体を用いたいわゆる蛍光体方式の白色LEDが、第1の光源部101の白色光源として用いられることとする。

#### 【0052】

第1の光源部101から出射された白色光は、第1のコリメート光学系103によって平行光束に変換され、拡散部材111から出射されたレーザ光とは異なる方向(図示する例では互いの光軸が略直交する方向)から合波部材115に入射する。なお、第1のコリメート光学系103を通過した白色光は完全な平行光でなくてもよい。換言すれば、第1

10

#### 【0053】

なお、図1に示す例では、第1のコリメート光学系103を便宜的に一の凸レンズとして図示しているが、第1のコリメート光学系103の具体的な構成はかかる例に限定されない。第1のコリメート光学系103は、白色光を略平行光にする機能を有すればよく、公知の光学素子が適宜組み合わせられて構成されてよい。

#### 【0054】

合波部材115は、第1の光源部101から出射された白色光と、第2の光源部120から出射されたレーザ光とを合波する。合波部材115は、偏光ビームスプリッター141と、第1の偏光変換素子142と、第2の偏光変換素子143と、を有する。

20

#### 【0055】

第1の偏光変換素子142は、白色光が偏光ビームスプリッター141に入射する光路上に配置され、第1のコリメート光学系103によって略平行光とされた白色光は、第1の偏光変換素子142を通過して偏光ビームスプリッター141に入射する。第1の偏光変換素子142は、例えば、P/Sコンバータとフライアイとから構成され、入射光の偏光を一定の方向に揃える機能を有する。第1の実施形態では、例えば、第1の偏光変換素子142は、入射した白色光をP偏光に変換する。

#### 【0056】

第2の偏光変換素子143は、レーザ光が偏光ビームスプリッター141に入射する光路上に配置され、第2のコリメート光学系113によって略平行光とされたレーザ光は、第2の偏光変換素子143を通過して偏光ビームスプリッター141に入射する。第2の偏光変換素子143は、例えば、P/Sコンバータとフライアイとから構成され、入射光の偏光を一定の方向に揃える機能を有する。第1の実施形態では、例えば、第2の偏光変換素子143は、入射したレーザ光をP偏光に変換する。

30

#### 【0057】

図示する例では、偏光ビームスプリッター141は、入射光のP偏光成分を反射させるとともに、S偏光成分を透過させるように設計されている。つまり、偏光ビームスプリッター141は、第1の偏光変換素子142を通過した光を反射するとともに、第2の偏光変換素子143を通過した光を透過させる特性を有する。照明装置10では、拡散部材111、第2のコリメート光学系113、第2の偏光変換素子143、偏光ビームスプリッター141及びコンデンサ光学系117は、この順に略一列に配置される。また、第1の光源部101、第1のコリメート光学系103及び第1の偏光変換素子142は、レーザ光の光軸と略直交する方向から偏光ビームスプリッター141に白色光が入射するように配置される。従って、第2の偏光変換素子143によってS偏光となったレーザ光は、偏光ビームスプリッター141を透過してコンデンサ光学系117に入射する。また、第1の偏光変換素子142によってP偏光となった白色光は、偏光ビームスプリッター141によって反射されコンデンサ光学系117に入射する。

40

#### 【0058】

50

このように、合波部材 115 は、第 1 の光源部 101 から出射される白色光と、第 2 の光源部 120 から出射されるレーザ光と、の偏光方向を互いに直交させることにより、これらの光を合波する機能を有する。偏光方向を互いに直交させて、白色光とレーザ光とを合波することにより、例えばダイクロミックミラー等を用いた波長による合波とは異なり、同一波長の光であっても合波することができる。なお、合波部材 115 によって合波された光の特性の詳細については、図 3 を参照して後述する。

#### 【0059】

ここで、図 1 に示す構成例では、白色光の光路上及びレーザ光の光路上に、第 1 の偏光変換素子 142 及び第 2 の偏光変換素子 143 がそれぞれ配置されているが、第 1 の偏光変換素子 142 及び第 2 の偏光変換素子 143 は必ずしも両方設けられなくてもよい。第 1 の実施形態では、合波部材 115 に入射する白色光は、白色 LED から出射される白色光であるため、様々な偏光成分が混ざり合った状態（以下、このような偏光をランダム偏光と呼称する）である。また、一般的に、光ファイバを通過した光は、ランダム偏光になることが知られているため、光ファイバ 107 を介して合波部材 115 に入射するレーザ光もランダム偏光である。従って、図 1 に示す構成例では、白色光とレーザ光との偏光方向を互いに直交させて偏光ビームスプリッター 141 に入射させるために、第 1 の偏光変換素子 142 及び第 2 の偏光変換素子 143 が両方設けられているのである。

10

#### 【0060】

よって、第 1 の光源部 101 及び / 又は第 2 の光源部 120 が、所定の偏光方向の光を出射可能な光源によって構成され、その偏光方向が保たれたまま白色光及び / 又はレーザ光が偏光ビームスプリッター 141 に入射するように、照明装置 10 が構成される場合であれば、白色光及びレーザ光のうち、その偏光方向が揃っている光の光路上には、必ずしも偏光変換素子は設けられなくてもよい。換言すれば、照明装置 10 においては、白色光及びレーザ光のうち、ランダム偏光である光の光路上に、偏光変換素子が少なくとも配置され得る。

20

#### 【0061】

しかしながら、例えば、第 1 の光源部 101 として用いられる可能性が高い白色 LED やランプ光源から発せられる白色光は、一般的にランダム偏光である。また、上述した光ファイバ 107 のように、光路上に配置される光学部材を通過することによっても、光の偏光方向は変化する。従って、実際に照明装置 10 を構成する際には、合波部材に入射する白色光及びレーザ光の少なくともいずれかはランダム偏光である可能性が高い。よって、合波部材 115 は、好適に、第 1 の偏光変換素子 142 及び / 又は第 2 の偏光変換素子 143 を含むように構成され得る。

30

#### 【0062】

なお、偏光ビームスプリッター 141 の種類は特に限定されず、偏光ビームスプリッター 141 としては、各種の公知な構成を有する偏光ビームスプリッターが用いられてよい。また、第 1 の偏光変換素子 142 及び第 2 の偏光変換素子 143 の種類も特に限定されるものではなく、第 1 の偏光変換素子 142 及び第 2 の偏光変換素子 143 としては、各種の公知な構成を有する第 1 の偏光変換素子及び第 2 の偏光変換素子が用いられてよい。

40

#### 【0063】

コンデンサ光学系 117 は、例えば集光レンズ（コレクタレンズ）によって構成され、合波部材 115 によって合波された光を、所定の近軸横倍率でライトガイド 130 の入射端に結像させる。

#### 【0064】

ここで、第 2 のコリメート光学系 113 とコンデンサ光学系 117 による結像倍率（[コンデンサ光学系 117 の焦点距離] / [第 2 のコリメート光学系 113 の焦点距離]）は、2 次光源のサイズ及び発散角が、ライトガイド 130 のコア径と入射 NA にマッチングするように設定される。また、第 1 のコリメート光学系 103 とコンデンサ光学系 117 による結像倍率（[コンデンサ光学系 117 の焦点距離] / [第 1 のコリメート光学系 103]）は、ライトガイドのコア径及び入射 NA にマッチングさせ、白色光が高効率で

50

ライトガイド 130 の入射端に結合されるように設定される。

【0065】

図 2 にライトガイド 130 の一構成例を示す。図 2 では、ライトガイド 130 の端部を図示している。図示するように、ライトガイド 130 は、ファイバコア部とファイバクラッド部とから構成される光ファイバが複数束ねられて構成されている。ここで、第 1 の実施形態に係るコンデンサ光学系 117 は、一般的な構成とは異なり、照明対象（第 1 の実施形態であればライトガイド 130 の入射端）の面積をなるべく満たすように 2 次光源を結像させるように構成されている。つまり、第 1 の実施形態では、コンデンサ光学系 117 は、ライトガイド 130 の入射端に結像される 2 次光源の像の大きさが、当該ライトガイド 130 の入射端の直径と略同一になるように、当該 2 次光源からの光を当該ライトガイド 130 の入射端に集光するように構成され得る。これにより、照明装置 10 全体としてのスペックルノイズを低減させることができる。

10

【0066】

ここで、スペックルノイズは、光源の輝度分布に依存することが知られている。例えば、光源が理想的な点光源である場合には、その輝度分布は関数とみなすことができ、当該光源からの光が照射される物体面のあらゆる点同士が干渉して、可干渉性が高くなる。つまり、スペックルノイズは大きくなる。このような光源（点光源）は、コヒーレント（coherent）な光源と言われ、コヒーレントな光源が用いられた場合にはスペックルノイズは大きくなる。

20

【0067】

一方、光源として、大きさ無限大の一樣光源を仮定した場合には、その輝度分布は均一なものとなり、当該光源からの光が照射される物体面上の同一位置でしか干渉が生じず、可干渉性が低くなる。つまり、スペックルノイズは小さくなる。このような大きさが無限大の光源は、インコヒーレント（incoherent）な光源と言われ、インコヒーレントな光源が用いられた場合にはスペックルノイズは小さくなる。

【0068】

実際に照明装置 10 に搭載される光源は、空間的にコヒーレント光源とインコヒーレント光源の間に位置する部分的コヒーレントな光源であるため、見かけ上の光源の大きさが大きく、光源の輝度分布が一樣であるほど、可干渉性が低くなり、スペックルノイズは低減すると考えられる。

30

【0069】

ここで、ライトガイド 130 の入射端の直径よりも 2 次光源の像が小さくなるように当該 2 次光源からの光がライトガイド 130 の入射端に集光された場合には、ライトガイド 130 を構成する光ファイバが部分的にしか導光に寄与しないため、結果として、ライトガイド 130 の射出光を観察部位に照射する場合に、当該観察部位の被照射面から観察した時の見かけ上の光源サイズが小さくなり、スペックルノイズが悪化してしまうことが懸念される。

【0070】

一方、ライトガイド 130 の入射端の直径よりも 2 次光源の像が大きくなるように当該 2 次光源からの光がライトガイド 130 の入射端に集光された場合には、ライトガイド 130 の入射端面においてレーザ光のケラレが発生し、光結合効率が落ちてしまうことが懸念される。

40

【0071】

従って、上述したように、ライトガイド 130 の入射端の直径と、2 次光源の像の大きさとが略等しくなるように、当該 2 次光源からの光がライトガイド 130 の入射端に集光されることにより、ライトガイド 130 の入射端面での光結合効率を向上させつつ、スペックルノイズを低減することができるのである。

【0072】

ここで、例えば上記特許文献 6～9 に示すような既存の一般的な照明装置では、このようなスペックルノイズを低減する構成は適用されていない。このように、第 1 の実施形態

50

に係る照明装置 10 によれば、一般的な照明装置に比べて、スペックルノイズがより低減された観察像を得ることが可能になる。

【0073】

なお、図 1 に示す例では、コンデンサ光学系 117 を便宜的に一の凸レンズとして図示しているが、コンデンサ光学系 117 の具体的な構成はかかる例に限定されない。コンデンサ光学系 117 は、上述した各機能を有すればよく、公知の光学素子が適宜組み合わせられて構成されてよい。

【0074】

ここで、図 3 を参照して、合波部材 115 によって合波された光の特性について説明する。図 3 は、合波部材 115 によって、第 1 の光源部 101 から出射される白色光と第 2 の光源部 120 から出射されるレーザ光とが合波された後の光のスペクトルの一例を示している。図示する例では、白色光に対して、赤色レーザ光、緑色レーザ光及び青色レーザ光が合波された場合のスペクトルが示されている。このように、第 1 の実施形態では、白色光とレーザ光とが合波されて、いわば新たな白色光（すなわち合波白色光）が生成され得る。第 1 の実施形態では、この合波白色光が、通常観察モード及び通常/特殊観察モードにおいて、術野に対して照射される。なお、特殊観察モードでは、第 1 の光源部 101 は駆動されず、第 2 の光源部 120 のみが駆動され、蛍光観察を行う際の励起光に対応する波長帯域のレーザ光が、術野に対して照射される。

10

【0075】

ここで、例えば上記特許文献 6、8、9 に示される既存の一般的な照明装置では、白色光及びレーザ光が合波部材により同一の光軸上を導光されるが、その際、白色光源及びレーザ光源の駆動を適宜制御したり、フィルタの光路からの退避及び光路への配置を適宜制御したりすることにより、白色光及びレーザ光のいずれかが選択的に術野に対して照射される。つまり、特許文献 6、8、9 に記載の技術では、通常観察モードでは、白色光源からの白色光が、直接、術野に対して照射されることになる。また、特許文献 7 に記載の技術では、白色光及びレーザ光が合波部材により合波されて生成される白色光が術野に対して照射されるが、当該合波部材は、その一部が白色光の全波長帯域の成分を透過する透過部によって構成されているため、結果的には、当該透過部を透過した白色光源からの白色光が、直接、術野に対して照射されることになる。

20

【0076】

このように、上記特許文献 6～9 に例示される既存の一般的な照明装置では、通常観察モードでは、ハロゲンランプや白色 LED 等の白色光源からの白色光が、直接、術野に対して照射され得る。従って、術野に対して照射される白色光のスペクトルは、各種のフィルタ等を用いてある程度は調整可能であったとしても、基本的には白色光源の種類に応じて固定的であり、照射される白色光のスペクトルを詳細に制御することは困難であった。

30

【0077】

一方、第 1 の実施形態によれば、上述したように、第 1 の光源部 101 から出射される白色光と第 2 の光源部 120 から出射されるレーザ光とが合波されて生成された白色光が、通常観察モード及び通常/特殊観察モードにおいて、術野に対して照射され得る。また、第 2 の光源部 120 は、例えば、光の三原色に対応する各波長帯域の光を出射するレーザ光源 121R、121G、121B によって構成され得る。当該構成によれば、第 2 の光源部 120 から出射されるレーザ光の混合比を適宜調整することにより、合波白色光のスペクトルを制御し、その色温度を調整することが可能になる。このように、第 1 の実施形態によれば、フィルタ等によって照明装置よりも後段で色温度の調整を行うのではなく、光源側で色温度の調整を行うことが可能となる。色温度を適宜調整することにより、照明装置 10 からの出力光において、例えば D65 標準光源や D50 常用光源等、各種の光源による白色光の色温度を再現することが可能となる。

40

【0078】

以上、図 1～図 3 を参照して、第 1 の実施形態に係る照明装置 10 の構成について説明した。以上説明したように、第 1 の実施形態によれば、レーザ光の光路上に拡散部材 11

50

1 が設けられることにより、第 2 の光源部 1 2 0 から出射される複数のレーザ光の発散角が統一されるため、照明装置 1 0 からの出力光の照射時の色むらが低減される。また、コンデンサ光学系 1 1 7 が、ライトガイド 1 3 0 の入射端の面積をなるべく満たすように 2 次光源からの光を当該ライトガイド 1 3 0 の入射端に結像させるように構成されることにより、照明装置 1 0 全体としてのスペックルノイズを低減させることができる。また、第 2 の光源部 1 2 0 におけるレーザ光の混合比を調整することにより、合波白色光の色温度を調整することができる。従って、第 1 の実施形態によれば、白色光を用いた観察（すなわち、通常観察モード又は通常/特殊観察モードにおける観察）において、より均一で品質の高い白色光を照射光として用いることができ、より高品質な観察像を得ることが可能となる。

10

**【 0 0 7 9 】**

また、第 1 の実施形態に係る照明装置 1 0 では、上述したように、第 1 の光源部 1 0 1 及び第 2 の光源部 1 2 0 の駆動を適宜制御することにより、通常観察モードと、特殊観察モードと、通常/特殊観察モードと、を切り替えることが可能である。このように、第 1 の実施形態によれば、照射光の波長帯域を切り替えることと、より高品質な観察像を得ることと、を両立させることが可能になる。

**【 0 0 8 0 】**

ここで、以上説明した構成例では、合波部材 1 1 5 の偏光ビームスプリッター 1 4 1 が、S 偏光である白色光を反射し、P 偏光であるレーザ光を透過させることにより、当該白色光と当該レーザ光とが合波されていたが、第 1 の実施形態はかかる例に限定されない。偏光ビームスプリッター 1 4 1 の反射特性及び透過特性が、上述した特性とは逆になるように設定されることにより、偏光ビームスプリッター 1 4 1 を透過した白色光と、偏光ビームスプリッター 1 4 1 によって反射されたレーザ光とが合波され、合波された光が、コンデンサ光学系 1 1 7 を介してライトガイド 1 3 0 に入射するように、照明装置 1 0 が構成されてもよい。

20

**【 0 0 8 1 】**

また、図 1 に示す構成例は、あくまで照明装置 1 0 の一構成例を示すものであり、照明装置 1 0 の構成はかかる例に限定されない。照明装置 1 0 には、一般的な既存の照明装置に搭載され得る各種の光学素子が更に備えられてもよい。例えば、第 1 の光源部 1 0 1 の白色光源としてキセノンランプを使用する場合には、第 1 の光源部 1 0 1 の後段に、照射時に生体の発熱に寄与し得る近赤外帯域の光を減衰又は除去するフィルタ等が設けられてもよい。または、被写体の観察に用いられる撮像素子の前段に近赤外帯域の光を減衰又は除去するフィルタ等が設けられてもよい。

30

**【 0 0 8 2 】****( 2 . 第 2 の実施形態 )**

図 4 を参照して、本開示の第 2 の実施形態に係る照明装置の構成について説明する。図 4 は、第 2 の実施形態に係る照明装置の一構成例を示す図である。ここで、図 4 に示す第 2 の実施形態に係る照明装置は、上述した図 1 に示す第 1 の実施形態に係る照明装置 1 0 において、結合光学系 1 0 5、光ファイバ 1 0 7 及び第 3 のコリメート光学系 1 0 9 が省略されたものに対応する。従って、以下の第 2 の実施形態についての説明では、第 1 の実施形態と重複する事項についてはその詳細な説明を省略し、第 1 の実施形態と相違する事項について主に説明する。

40

**【 0 0 8 3 】**

図 4 を参照すると、第 2 の実施形態に係る照明装置 2 0 は、白色光を照射する第 1 の光源部 1 0 1 と、第 1 のコリメート光学系 1 0 3 と、所定の波長帯域の光を出射する少なくとも 1 つのレーザ光源からなる第 2 の光源部 1 2 0 と、拡散部材 1 1 1 と、第 2 のコリメート光学系 1 1 3 と、合波部材 1 1 5 と、コンデンサ光学系 1 1 7 と、を有する。ここで、これらの各部材の構成及び機能は、図 1 に示す各部材の構成及び機能と同様であるため、各部材についての詳細な説明は省略する。

**【 0 0 8 4 】**

50

照明装置 20 では、第 1 の実施形態に係る照明装置 10 と同様に、第 1 の光源部 101 から出射された白色光は、第 1 のコリメート光学系 103 によって略平行光に変換され、合波部材 115 に入射する。一方、照明装置 20 では、第 1 の実施形態に係る照明装置 10 とは異なり、第 2 の光源部 120 から出射されたレーザ光は、直接拡散部材 111 に入射し、拡散されたレーザ光（すなわち 2 次光源からのレーザ光）が第 2 のコリメート光学系 113 によって略平行光に変換され、合波部材 115 に入射する。照明装置 20 のように、より簡略化された構成であっても、第 1 の実施形態と同様の、合波白色光の品質向上の効果をj得ることができ、観察像をより高品質なものとするjことができる。

【0085】

以上、図 4 を参照して、第 2 の実施形態に係る照明装置 20 の構成について説明した。以上説明したように、第 2 の実施形態によれば、より簡易な構成で第 1 の実施形態と同様の効果をj得ることができ、従って、第 1 の実施形態でj得られる効果に加えて、照明装置 20 の小型化、製造コストの低減を実現jすることができる。

10

【0086】

ただし、上記（1-1. 照明装置の構成）で説明したように、光ファイバ 107 によってレーザ光が導光されることにより、当該光ファイバ 107 から出射されるレーザ光の輝度分布がより一様化されるという効果がある。従って、出力光の品質をより一層高品質なものとするためには、第 1 の実施形態に係る照明装置 10 のように光ファイバ 107 が設けられることが好ましい。第 1 の実施形態に係る照明装置 10 の構成を採用するか、第 2 の実施形態に係る照明装置 20 の構成を採用するかは、用途に応じて求められる出力光の品質や、装置の製造コスト等を総合的に考慮して適宜決定されてよい。

20

【0087】

（3. 変形例）

以上説明した第 1 及び第 2 の実施形態におけるいくつかの変形例について説明する。なお、以下の各変形例についての説明では、一例として、図 1 に示す第 1 の実施形態に係る照明装置 10 に対して各変形例に対応する構成が適用された場合について説明するが、第 2 の実施形態に係る照明装置 20 に対しても、同様に、各変形例に対応する構成が適用され得る。

【0088】

（3-1. 白色光及びレーザ光がともに発散光として合波される変形例）

図 5 を参照して、白色光及びレーザ光がともに発散光として合波される変形例における、照明装置の構成について説明する。図 5 は、白色光及びレーザ光がともに発散光として合波される場合における、照明装置の一構成例を示す図である。

30

【0089】

ここで、図 5 に示す本変形例に係る照明装置は、上述した図 1 に示す第 1 の実施形態に係る照明装置 10 において、第 1 のコリメート光学系 103、第 2 のコリメート光学系 113 及びコンデンサ光学系 117 の光学特性が変更されたものに対応する。従って、以下の本変形例についての説明では、第 1 の実施形態と重複する事項についてはその詳細な説明を省略し、第 1 の実施形態と相違する事項について主に説明する。

【0090】

図 5 を参照すると、本変形例に係る照明装置 30 は、白色光を照射する第 1 の光源部 101 と、第 1 のコリメート光学系 103 a と、所定の波長帯域の光を出射する少なくとも 1 つのレーザ光源からなる第 2 の光源部 120 と、結合光学系 105 と、光ファイバ 107 と、第 3 のコリメート光学系 109 と、拡散部材 111 と、第 2 のコリメート光学系 113 a と、合波部材 115 と、コンデンサ光学系 117 a と、を有する。ここで、第 1 の光源部 101、第 2 の光源部 120、結合光学系 105、光ファイバ 107、第 3 のコリメート光学系 109、拡散部材 111 及び合波部材 115 の構成及び機能は、図 1 に示すこれらの部材の構成及び機能と同様であるため、これらの部材の各々についての詳細な説明は省略する。

40

【0091】

50

本変形例では、第1のコリメート光学系103aは、第1の光源部101から出射された白色光を、完全な平行光ではなく、発散光として合波部材115に入射させる。第2のコリメート光学系113aは、白色光に合わせて、第2の光源部120から出射され、拡散部材111によって拡散されたレーザ光（すなわち2次光源からのレーザ光）を、完全な平行光ではなく、発散光として合波部材115に入射させる。合波部材115において、ともに発散光である白色光とレーザ光とが合波され、合波された光が、コンデンサ光学系117aによってライトガイド130の端部に結合される。この際、第1の実施形態と同様に、コンデンサ光学系117aは、2次光源からの光がライトガイド130の入射端の面積をなるべく満たすように、当該2次光源からの光を当該ライトガイド130の入射端面に集光するように構成されている。

10

**【0092】**

ここで、一般的に、LEDでは、高出力を得るためにその発光面積を大きくする必要があるので、LEDから出射された光は、等方的に放射される性質が強く、コリメートレンズを用いたとしても完全な平行光にすることは困難である。従って、第1の実施形態においても、第1の光源部101として白色LEDを用いた場合には、第1のコリメート光学系103によって第1の光源部101からの白色光を完全な平行光にすることは難しい。本変形例は、このように、白色光を完全な平行光に変換することが困難である場合に対応して、当該白色光に合わせてレーザ光も発散光とし、両者をともに発散光として合波するものである。その意味で、図5に示す照明装置30は、第1の実施形態において第1の光源部101として白色LEDを用いた場合における照明装置10の構成を、より厳密に図示したものであるとも言える。

20

**【0093】**

本変形例では、上述したように、ともに発散光である白色光とレーザ光とが合波され、合波された光が、コンデンサ光学系117aによってライトガイド130の端部に結合される。つまり、第1のコリメート光学系103aとコンデンサ光学系117aと、及び、第2のコリメート光学系113aとコンデンサ光学系117aと、は、ともに有限共役である。コンデンサ光学系117aの光学特性は、第1のコリメート光学系103a及び第2のコリメート光学系113aの光学特性に応じて、合波された光がライトガイド130の入射端面に適切に結合されるように、適宜設計される。これにより、本変形例に係る照明装置30では、第1の実施形態と同様の、合波白色光の品質向上の効果を得ることができ、観察像をより高品質なものとすることができる。

30

**【0094】**

なお、図5に示す例では、第1のコリメート光学系103a、第2のコリメート光学系113a及びコンデンサ光学系117aをそれぞれ便宜的に一の凸レンズによって図示しているが、これらの光学系の具体的な構成はかかる例に限定されない。第1のコリメート光学系103a、第2のコリメート光学系113a及びコンデンサ光学系117aは、それぞれ、上述した各機能を有すればよく、公知の光学素子が適宜組み合わせられて構成されてよい。

**【0095】**

以上、白色光及びレーザ光がともに発散光として合波される変形例における、照明装置30の構成について説明した。以上説明したように、例えば第1の光源部101として白色LEDが用いられ、白色光を完全な平行光に変換することが困難である場合であっても、本変形例のように、第1のコリメート光学系103a、第2のコリメート光学系113a及びコンデンサ光学系117aの光学特性を適宜調整することにより、第1の実施形態と同様の効果を奏する照明装置30を構成することが可能になる。

40

**【0096】**

（3-2.更なる波長帯域の光源が追加される変形例）

以上説明した第1及び第2の実施形態では、白色光と、赤色レーザ光と、緑色レーザ光と、青色レーザ光と、が合波される場合について説明した。当該構成では、特殊観察モードでは、赤色レーザ光、緑色レーザ光、青色レーザ光、又はこれらのレーザ光のうちの一

50

ずれかが混合されたものが、照射光として用いられることとなる。しかしながら、特殊観察モードにおける観察目的によっては、これらのレーザ光とは異なる他の波長帯域の光を照射光として用いたいという要望があり得る。ここでは、第1及び第2の実施形態の一変形例として、第1の実施形態に係る照明装置10に対して、更なる波長帯域の光源が追加される場合における、照明装置の構成について説明する。

#### 【0097】

図6を参照して、更なる波長帯域の光源が追加される変形例における、照明装置の構成について説明する。図6は、更なる波長帯域の光源が追加される場合における、照明装置の一構成例を示す図である。

#### 【0098】

ここで、図6に示す本変形例に係る照明装置は、上述した図1に示す第1の実施形態に係る照明装置10に対して、後述する第3の光源部119が追加されたものに対応する。従って、以下の本変形例についての説明では、第1の実施形態と重複する事項についてはその詳細な説明を省略し、第1の実施形態と相違する事項について主に説明する。

#### 【0099】

図6を参照すると、本変形例に係る照明装置40は、白色光を照射する第1の光源部101と、第1のコリメート光学系103と、所定の波長帯域の光を出射する少なくとも1つのレーザ光源からなる第2の光源部120と、結合光学系105と、光ファイバ107と、第3のコリメート光学系109と、拡散部材111と、第2のコリメート光学系113と、合波部材115と、コンデンサ光学系117と、第3の光源部119と、ダイクロイックミラー125と、を有する。ここで、第3の光源部119及びダイクロイックミラー125以外の各部材の構成及び機能は、図1に示すこれらの部材の構成及び機能と同様であるため、これらの部材の各々についての詳細な説明は省略する。

#### 【0100】

図示するように、本変形例に係る照明装置40では、第1の光源部101から合波部材115に向かう光路の途中に、ダイクロイックミラー125が設けられる。そして、第1の光源部101から合波部材115に向かう光路に対して略垂直な方向からダイクロイックミラー125に対して出射光が入射するように、第3の光源部119が設けられる。

#### 【0101】

第3の光源部119は、第2の光源部120から出射されるレーザ光とは異なる波長帯域の光を出射する。ここでは、一例として、第3の光源部119が、中心波長410(nm)の紫外光を出射するLEDによって構成される場合について説明する。なお、簡単のため、図示は省略しているが、第3の光源部119からの出射光を略平行光にしてダイクロイックミラー125に入射させるコリメータレンズ等が、第3の光源部119の後段に設けられる。

#### 【0102】

ダイクロイックミラー125は、第1の光源部101から出射される白色光を透過させるとともに、第3の光源部119から出射される波長410(nm)近傍の紫外光を反射する特性を有する。これにより、ダイクロイックミラー125によって、白色光と紫外光とが合波され、合波された光が、合波部材115に入射する。

#### 【0103】

合波部材115の偏光ビームスプリッター141は、第1の実施形態と同様に、第1の偏光変換素子142を通過した光を反射するとともに、第2の偏光変換素子143を通過した光を透過させる特性を有する。従って、本変形例では、第1の偏光変換素子142を通過した白色光と紫外光とが合波された光と、第2の偏光変換素子143を通過したレーザ光とが、偏光ビームスプリッター141によって合波されることとなる。このように、本変形例に係る照明装置40では、第1の実施形態に係る照明装置10の出力光に対して紫外光が重畳された光を、合波白色光として出力することが可能となる。

#### 【0104】

以上、図6を参照して、更なる波長帯域の光源が追加される変形例における、照明装置

10

20

30

40

50

40の構成について説明した。以上説明したように、本変形例によれば、第1の実施形態に係る照明装置10の出力光に対して第3の光源部119からの出射光が重畳された光が、合波白色光として出力され得る。第3の光源部119からの出射光が追加されること以外は、第1の実施形態と同様に合波白色光が生成されるため、本変形例に係る照明装置40において、第1の実施形態と同様に、通常観察モード又は通常/特殊観察モードにおいて照射光として用いられる合波白色光の品質向上の効果を得ることができ、観察像をより高品質なものとすることができる。一方、特殊観察モードでは、観察目的に応じて、第3の光源部119のみを駆動することにより、紫外光を術部に対して照射することができる。このように、本変形例では、第1の実施形態で得られる効果を実現しつつ、観察目的に応じた波長帯域の光をより適切に出力することができるため、より多様な用途に対応し得る照明装置40が実現される。

10

#### 【0105】

ここで、更なる波長帯域の光源を追加する場合には、第2の光源部120にレーザ光源を追加する構成も考えられる。例えば、上記の例であれば、第2の光源部120に紫外光に対応する波長帯域のレーザ光を出射するレーザ光源を追加することでも、照明装置40と同様の出力光は得ることができる。しかしながら、一般的に、レーザ光源は、LEDに比べて高価であり、構成も大型化する傾向にある。図示した構成のように、第3の光源部119をLEDによって構成することにより、より低コスト、かつ小型に、照明装置40を実現することが可能になる。

20

#### 【0106】

なお、ダイクロイックミラー125の反射特性及び透過特性は、上述した特性とは逆になるように設定されてもよい。この場合、ダイクロイックミラー125を透過した紫外光と、ダイクロイックミラー125によって反射された白色光とが合波され、合波された光が、合波部材115に入射することになる。また、第1の実施形態と同様に、合波部材115の反射特性及び透過特性が、上述した特性とは逆になるように設定されてもよい。

#### 【0107】

また、ダイクロイックミラー125は、白色光と紫外光とを合波するための合波部材の一例であり、白色光と紫外光との合波は、例えば偏光ビームスプリッター等、他の種類の合波部材によって行われてもよい。

#### 【0108】

また、以上説明した第1の実施形態、第2の実施形態、及び各変形例に係る構成は、可能な範囲で互いに組み合わせられてもよい。ここで、上記(3-1.白色光及びレーザ光とともに発散光として合波される変形例)で説明したように、一般的に、LEDからの出射光については、コリメータレンズを用いても完全な平行光とすることが難しい。従って、図6に示す構成例において、第1の光源部101及び/又は第3の光源部119としてLEDを用いた場合には、その出射光は、ともに完全な平行光ではなく発散光となり得る。よって、図6に示す構成例において第1の光源部101及び/又は第3の光源部119としてLEDを用いる場合には、図5に示す構成例と組み合わせ、発散光に対応するように、第1のコリメータ光学系103、第2のコリメータ光学系113及びコンデンサ光学系117の光学特性が適宜調整されることが好ましい。

30

40

#### 【0109】

##### (4.適用例)

以上説明した第1の実施形態、第2の実施形態、及び各変形例に係る照明装置10、20、30、40の適用例について説明する。ここでは、一適用例として、照明装置10、20、30、40が、光線力学的診断(PDD: Photodynamic Diagnosis)及び光線力学的治療(PDT: Photodynamic Therapy)を実行可能な観察装置に適用される場合について説明する。

#### 【0110】

以下では、まず、PDD及びPDTについて説明する。そして、PDD及びPDTを実行可能な一般的な既存の観察装置について説明するとともに、これら一般的な観察装置に

50

おける課題について説明する。次いで、照明装置 10、20、30、40 が適用された観察装置の構成例及び動作例について説明する。

【0111】

(4-1. PDD 及び PDT について)

PDD 及び PDT は、光感受性薬剤を用いた侵襲性の少ない腫瘍診断、治療法であり、早期肺がん、早期食道癌、胃がん、早期子宮頸がん、悪性脳腫瘍等の診断及び治療に適用されている。

【0112】

PDD では、所定の波長帯域の励起光により励起されて蛍光を発する光感受性薬剤の性質が利用される。患者に投与された光感受性薬剤は腫瘍に選択的に集積する性質を有しているため、術野に励起光を照射し、光感受性薬剤から発せられる蛍光を検出することにより、腫瘍部位を診断することができる。

10

【0113】

PDT では、所定の波長帯域の励起光の照射により活性酸素を発生する光感受性薬剤の性質が利用される。上述したように、患者に投与された光感受性薬剤は腫瘍に選択的に集積する性質を有しているため、術野に励起光を照射することにより、主に腫瘍部位で活性酸素が発生し、腫瘍部位を変性、細胞死させることにより、当該腫瘍部位の治療を行うことができる。PDD 及び PDT を行うための励起光の照射は、上述した実施形態における特殊観察モードでの照明装置 10、20、30、40 の動作に対応している。

20

【0114】

励起光のみを術野に照射した場合には、腫瘍部位は観察できるものの、術野全体の通常の状態を観察することはできない。従って、一般的に、PDD 及び PDT を実行可能な観察装置には、通常観察を行うための白色光の照射と、PDD 及び PDT を行うための励起光の照射とを、切り替える又は同時に行う機能が搭載されているものが存在する。

【0115】

例えば、特開 2006-000157 号公報（以下、参考文献 1 と呼称する）には、通常観察用の白色光の照射と、蛍光観察用のレーザ光（励起光）の照射とを切り替え可能な観察装置（内視鏡装置）用の光源装置が開示されている。参考文献 1 に記載の技術では、白色光源から発せられる白色光を透過させるとともにレーザ光源からの励起光のほとんどを反射させる特性を有するダイクロイックミラーによって、白色光と励起光とが同一の光軸上を導光される。そして、白色光源の後段に設けられる遮蔽板の移動及びレーザ光源の駆動が適宜制御されることにより、白色光又は励起光がライトガイドの端部に入射する。このように、参考文献 1 に記載の光源装置は、通常観察モードと特殊観察モードとを切り替え可能に構成されている。なお、参考文献 1 は、上記特許文献 9 と同一の文献である。

30

【0116】

例えば、特開 2006-296516 号公報（以下、参考文献 2 と呼称する）には、蛍光観察時の観察光（すなわち蛍光）の取入口近傍に、通常観察のための白色光源を設けることにより、蛍光を発している病変部の周辺領域を明視野観察可能な観察装置（顕微鏡装置）が開示されている。参考文献 2 に記載の技術では、観察光の取入口に設けられる光源として、病変部から発せられる蛍光に対応する波長領域が他の波長帯域よりも相対的に低い強度を有するか、又はフィルタによりカットされた可視光を発する白色光源を用いることにより、蛍光を発している病変部及びその周辺領域の同時観察を可能としている。このように、参考文献 2 に記載の観察装置は、通常 / 特殊観察モードでの術野の観察が可能に構成されている。

40

【0117】

例えば、特開 2009-226067 号公報（以下、参考文献 3 と呼称する）には、白色光源と、当該白色光源からの白色光から所定の波長帯域の光をそれぞれ抽出する複数のフィルタが面内の互いに異なる領域に設けられた回転フィルタと、を有する観察装置が開示されている。参考文献 3 に記載の技術では、回転フィルタに、白色光から第 1 の光感受性薬剤に対応する励起光の波長帯域に応じた光を抽出する第 1 のフィルタと、白色光から

50

第2の光感受性薬剤に対応する励起光の波長帯域に応じた光を抽出する第2のフィルタと、白色光から可視光の波長帯域に応じた光を抽出する第3のフィルタと、が設けられる。そして、当該回転フィルタの回転角度が制御され、白色光が通過するフィルタが切り替えられることにより、励起光の照射と可視光の照射とが切り替えられる。このように、参考文献3に記載の観察装置は、通常観察モードと特殊観察モードとを切り替え可能に構成されている。

【0118】

しかしながら、参考文献1に記載の技術では、白色光と励起光とを同時に照射する使用方法（すなわち通常/特殊観察モードに対応する使用方法）は想定されておらず、白色光と励起光とが時分割で照射される。従って、上述したような白色光を遮断する遮蔽板及び当該遮蔽板の駆動機構を設ける必要があり、装置が複雑化、大型化する可能性がある。また、装置の構成上、ダイクロイックミラーを経由してライトガイドに入射する白色光は、励起光に対応する波長成分がカット又は減衰された白色光であり、本来の白色光とは色合いが異なるため、通常観察時に高品質な観察像が得られない恐れがある。また、参考文献1に記載の光源装置には、レーザ光源の出力を調整するために、励起光の強度を検出する光検出器が設けられているが、当該光検出器に白色光も到達し得る構成になっているため、当該光検出器の検出値が、励起光の強度と白色光の強度とが重畳されたものとなり、レーザ光源の出力が適切に制御されず、蛍光観察時に高品質な観察像が得られない恐れもある。

10

【0119】

また、参考文献2に記載の技術では、通常観察のための白色光の光路と蛍光観察のための励起光の光路とが互いに異なり、術野に対するこれらの光の照射角度も互いに異なる。従って、術野の形状に起因して観察像に現れる影が、通常観察時と蛍光観察時とで変化し得る。よって、通常観察時では影が見られなかった部位に、蛍光観察時には影が発生する事態が生じる可能性がある。蛍光観察時に影になっている部分は、励起光は到達し得ない部分であるため、通常観察時に蛍光観察をしようと狙いを定めた部分が、実際に蛍光観察をしようとした際には観察できないこととなり、ユーザの要望に応じた適切な観察が困難になる恐れがある。

20

【0120】

また、参考文献3に記載の技術では、参考文献1に記載の技術と同様に、白色光と励起光とを同時に照射する使用方法（すなわち通常/特殊観察モードに対応する使用方法）は想定されておらず、白色光と励起光とが時分割で照射される。参考文献3に記載の技術では、上述したように、回転フィルタを用いて時分割での白色光又は励起光の照射を実現しているが、当該回転フィルタ及び当該回転フィルタの駆動機構が必要となるために、装置が複雑化、大型化する可能性がある。

30

【0121】

このように、一般的な既存の技術では、通常観察及び/又は蛍光観察をより簡易な構成で実行するとともに、通常観察及び/又は蛍光観察においてより高品質な観察像を取得可能な構成については、十分に検討されていなかった。一方、本開示によれば、以上説明した第1の実施形態、第2の実施形態、及び各変形例に係る照明装置10、20、30、40を観察装置に適用することにより、通常観察及び/又は蛍光観察をより簡易な構成で実行することと、通常観察及び/又は蛍光観察においてより高品質な観察像を得ることと、を両立させることが可能となる。以下、照明装置10、20、30、40が適用される観察装置の構成例について詳しく説明する。

40

【0122】

(4-2.内視鏡装置)

(4-2-1.内視鏡装置の構成)

図7及び図8を参照して、照明装置10、20、30、40が、内視鏡装置に適用された場合における、当該内視鏡装置の構成について説明する。図7は、第1の実施形態、第2の実施形態、及び各変形例に係る照明装置10、20、30、40が適用された内視鏡

50

装置の一構成例を示す図である。図 8 は、図 7 に示す内視鏡装置の合波部材によって合波された光の特性について説明するための説明図である。

【 0 1 2 3 】

なお、以下の説明では、一例として、第 2 の実施形態に係る照明装置 2 0 に対応する構成が内視鏡装置に搭載される場合について説明する。ただし、本適用例はかかる例に限定されず、他の照明装置 1 0、3 0、4 0 に対応する構成が内視鏡装置に搭載されてもよい。

【 0 1 2 4 】

図 7 を参照すると、内視鏡装置 1 は、照明装置 1 1 0 0 と、内視鏡部 1 2 0 0 と、画像処理装置 1 3 0 0 と、表示装置 1 4 0 0 と、を有する。なお、図 7 では、照明装置 1 1 0 0 からの出力光が照射される観察部位 1 5 0 0 を併せて模擬的に図示している。

10

【 0 1 2 5 】

( 照明装置 1 1 0 0 )

照明装置 1 1 0 0 は、通常観察用の白色光 ( 合波白色光 ) 及び蛍光観察用の励起光を生成する。照明装置 1 1 0 0 によって生成された合波白色光及び / 又は励起光が、ライトガイド 1 3 0 に入射し、当該ライトガイド 1 3 0 によって後述する鏡筒 1 2 1 0 内に導光され、鏡筒 1 2 1 0 の先端から観察部位 1 5 0 0 に対して照射される。

【 0 1 2 6 】

ここで、照明装置 1 1 0 0 は、上述した第 2 の実施形態に係る照明装置 2 0 に対応するものである。ただし、内視鏡装置 1 に搭載するに当たり、いくつかの部材が追加されている。

20

【 0 1 2 7 】

具体的には、照明装置 1 1 0 0 は、白色光を照射する第 1 の光源部 1 0 1 と、第 1 のコリメート光学系 1 0 3 と、所定の波長帯域の光を出射する少なくとも 1 つのレーザ光源からなる第 2 の光源部 1 2 0 b と、拡散部材 1 1 1 と、第 2 のコリメート光学系 1 1 3 と、合波部材 1 1 5 と、コンデンサ光学系 1 1 7 と、レーザラインフィルタ 1 1 0 1 と、ハーフミラー 1 1 0 3 と、光検出器 1 1 0 5 と、ハーフミラー 1 1 0 7 と、光検出器 1 1 0 9 と、制御部 1 1 2 0 と、を有する。

【 0 1 2 8 】

このように、照明装置 1 1 0 0 は、第 2 の実施形態に係る照明装置 2 0 に対して、レーザラインフィルタ 1 1 0 1、ハーフミラー 1 1 0 3、光検出器 1 1 0 5、ハーフミラー 1 1 0 7 及び光検出器 1 1 0 9 が追加されるとともに、第 2 の光源部 1 2 0 の光学特性が変更されたものに対応する。他の部材の構成及び機能は、図 4 に示すこれらの各部材の構成及び機能と同様であるため、これらの部材の各々についての詳細な説明は省略する。また、制御部 1 1 2 0 は、図 4 では図示を省略していた、第 1 の光源部 1 0 1 及び第 2 の光源部 1 2 0 b の駆動を制御する制御部に対応するものである。

30

【 0 1 2 9 】

ここで、第 2 の光源部 1 2 0 b は、照明装置 2 0 の第 2 の光源部 1 2 0 に対して、出射可能なレーザ光の波長帯域が変更されたものに対応する。第 2 の光源部 1 2 0 b のその他の構成及び機能は、照明装置 2 0 におけるこれらの部材の構成及び機能と同様であるため、第 2 の光源部 1 2 0 b についても、既に説明した事項と重複する事項についてはその詳細な説明を省略する。

40

【 0 1 3 0 】

なお、図 7 では、第 2 の光源部 1 2 0 b を簡略化して図示しているが、第 2 の光源部 1 2 0 b は、図 4 に示す第 2 の光源部 1 2 0 と同様に、少なくとも 1 つのレーザ光源によって構成されている。ただし、第 2 の光源部 1 2 0 b を構成するレーザ光源の少なくとも 1 つとしては、PDD 及び PDT において励起光として用いられる波長帯域のレーザ光を出射可能なものが搭載されている。

【 0 1 3 1 】

レーザラインフィルタ 1 1 0 1 は、図示するように、例えば第 3 のコリメート光学系 1

50

09と拡散部材111との間に設けられる。レーザラインフィルタ1101は、所定の波長帯域以外の光のみを透過する、いわゆるバンドパスフィルタ(BPF)である。レーザラインフィルタ1101は、レーザ発振波長以外のスペクトル(例えば、第2の光源部120を構成するレーザ光源の自然放出光成分等)を除去するように設定される。第2の光源部120bから出射されるレーザ光がレーザラインフィルタ1101を通過することによって、観察像においてノイズとなり得る余分な波長帯域の成分が当該レーザ光から除去され、励起光に対応する波長帯域の成分のみがレーザ光から抽出されることとなる。

#### 【0132】

レーザラインフィルタ1101の後段には、ハーフミラー1103が設けられる。ハーフミラー1103によって分波されたレーザ光の一部は、光検出器1105に入射する。光検出器1105は、光の強度を検出する機能を有しており、その検出値は、後述する制御部1120の第2光源部駆動制御部1123に提供される。第2光源部駆動制御部1123は、当該検出値に基づいて、例えば第2の光源部120bからのレーザ光の総出力が一定になるように、第2の光源部120bの各レーザ光源の駆動を制御する。このように、第2の光源部120bから出射されるレーザ光の出力をモニタする構成が設けられることにより、その出力をより安定的なものとすることができる。

10

#### 【0133】

第1の光源部101から合波部材115に向かう光路上には、ハーフミラー1107が設けられる。ハーフミラー1107によって分波された白色光の一部は、光検出器1109に入射する。光検出器1109は、光の強度を検出する機能を有しており、その検出値は、後述する制御部1120の第1光源部駆動制御部1121に提供される。第1光源部駆動制御部1121は、当該検出値に基づいて、例えば第1の光源部101からの白色光の出力が一定になるように、第1の光源部101の白色光源の駆動を制御する。このように、第1の光源部101から出射される白色光の出力をモニタする構成が設けられることにより、その出力をより安定的なものとすることができる。

20

#### 【0134】

なお、ハーフミラー1103、1107は、分波部材の一例であり、ハーフミラー1103、1107に代えて他の分波部材が用いられてもよい。また、光検出器1105、1109としては、各種の公知の光検出器が用いられてよい。

#### 【0135】

制御部1120は、照明装置1100の動作を統合的に制御する。制御部1120は、その機能として、第1光源部駆動制御部1121と、第2光源部駆動制御部1123と、を有する。制御部1120は、例えばCPU(Central Processing Unit)やDSP(Digital Signal Processor)等のプロセッサ、又はこれらのプロセッサが搭載されたマイコン等によって構成され、これらのプロセッサが所定のプログラムに従った演算処理を実行することにより、制御部1120の各機能が実現される。

30

#### 【0136】

第1光源部駆動制御部1121は、第1の光源部101の発光出力を制御する。具体的には、第1光源部駆動制御部1121は、第1の光源部101の白色光源(例えば白色LED)の駆動電流を変化させることにより、その発光出力を制御することができる。上述したように、第1光源部駆動制御部1121は、光検出器1109の検出値によって、白色光の強度をモニタすることができ、白色光の強度が一定になるように、第1の光源部101の駆動を制御することができる。

40

#### 【0137】

第2光源部駆動制御部1123は、第2の光源部120bの発光出力を制御する。具体的には、第2光源部駆動制御部1123は、第2の光源部120bのレーザ光源の駆動電流を変化させることにより、その発光出力を制御することができる。上述したように、第2光源部駆動制御部1123は、光検出器1105の検出値によって、レーザ光の強度をモニタすることができ、レーザ光の強度が一定になるように、第2の光源部120bの駆

50

動を制御することができる。

【0138】

また、第2光源部駆動制御部1123は、第2の光源部120bのレーザ光源のデバイス温度を一定に保つことにより、当該レーザ光源の発振波長を一定に保つ制御を行う機能を更に有してもよい。例えば、当該レーザ光源に、サーモエレクトリッククーラ及び測温素子が内蔵されており、第2光源部駆動制御部1123は、当該測温素子による測温情報に基づいて、サーモエレクトリッククーラの駆動を制御して、レーザ光源のデバイス温度を一定に保つことができる。

【0139】

ここで、PDD及びPDTにおいて使用される光感受性薬剤の励起光波長及び蛍光波長の一例を、下記表1に示す。本構成例では、第2の光源部120bは、用いられる光感受性薬剤の励起光波長に対応するレーザ光を出射するように構成される。

10

【0140】

【表1】

薬剤	励起光波長	蛍光波長
5-ALA	405nm	635nm
レザフィリン	664nm	672nm

【0141】

以下では、一例として、光感受性薬剤としてレザフィリンが用いられる場合における内視鏡装置1の構成及び動作について説明する。また、上記(2.第2の実施形態)で説明した構成例では、第2の光源部120bは、互いに異なる3つの波長帯域のレーザ光を合波して出射していたが、ここでは、説明を簡単にするために、第2の光源部120bは、レザフィリンの励起光波長に対応する波長帯域のレーザ光のみを出射するものとして説明を行う。これは、第2の光源部120bを構成する複数のレーザ光源のうち、レザフィリンの励起光波長に対応するレーザ光を出射可能なレーザ光源のみが駆動されている状態に対応する。

20

【0142】

光感受性薬剤としてレザフィリンが用いられる場合における、合波部材115によって合波された光の特性について、図8を参照して説明する。図8では、第1の光源部101から出射される白色光のスペクトル及び第2の光源部120bから出射されるレーザ光のスペクトルを示している。

30

【0143】

図示するように、第1の光源部101から出射される白色光は、概ね400(nm)~750(nm)の波長帯域を含む、広帯域な発光スペクトルを有する。一方、第2の光源部120bから出射されるレーザ光は、発振ピーク波長がレザフィリンの励起光波長(664(nm))に対応する、狭帯域の発光スペクトルを有する。

【0144】

合波部材115は、第1の光源部101から出射される白色光と、第2の光源部120bから出射されるレーザ光と、の偏光方向を互いに直交させて、これらの光を合波する。従って、合波部材115によって合波された光は、白色光に対してレザフィリンの励起光波長に対応する波長帯域の成分が重畳されて生成された白色光(すなわち合波白色光)となる。当該合波された光のスペクトルは、図示する白色光の広帯域なスペクトルとレザフィリンの励起光波長に対応する狭帯域なスペクトルとが、重ね合わされたものになる。

40

【0145】

(内視鏡部1200)

内視鏡部1200は、鏡筒1210と、撮像ユニット1220と、を有する。本構成例では、内視鏡部1200は、硬性内視鏡として構成されている。鏡筒1210は、略円筒形状を有し、内部にはライトガイド130(すなわち導光部材)が、その先端部まで延設

50

される。鏡筒 1 2 1 0 が患者の体腔内に挿入され、ライトガイド 1 3 0 を導光された光（すなわち照明装置 1 1 0 0 からの出力光）が当該先端部から照射されることにより、観察部位 1 5 0 0 に対して白色光及び / 又は励起光が照射される。

【 0 1 4 6 】

観察部位 1 5 0 0 に白色光及び / 又は励起光が照射されると、その反射光が、鏡筒 1 2 1 0 内を逆方向に導光され、撮像ユニット 1 2 2 0 に至る。図 7 では、撮像ユニット 1 2 2 0 における光の伝播を、破線矢印で模擬的に図示している。

【 0 1 4 7 】

撮像ユニット 1 2 2 0 は、光学フィルタ 1 2 2 1 と、第 1 の撮像素子 1 2 2 3 と、第 2 の撮像素子 1 2 2 5 と、を有する。観察部位 1 5 0 0 からの反射光は、撮像ユニット 1 2 2 0 に至ると、光学フィルタ 1 2 2 1 に入射する。

10

【 0 1 4 8 】

光学フィルタ 1 2 2 1 は、ダイクロイックミラー等の分光素子であり、例えば、波長が 6 7 0 (nm) 以上の光を透過して第 1 の撮像素子 1 2 2 3 に入射させるとともに、波長が 6 7 0 (nm) 未満の光を反射して第 2 の撮像素子 1 2 2 5 に入射させるように構成される。従って、第 1 の撮像素子 1 2 2 3 は、レザフィリンの励起光（波長 6 6 4 (nm)）は受光しないが、レザフィリンの蛍光（波長 6 7 2 (nm)）は受光することとなる。このように、光学フィルタ 1 2 2 1 は、薬剤励起光及び薬剤蛍光のうち、薬剤蛍光のみが一方の撮像素子（図示する例では第 1 の撮像素子 1 2 2 3）に入射するように構成される。

20

【 0 1 4 9 】

第 1 の撮像素子 1 2 2 3 及び第 2 の撮像素子 1 2 2 5 は、カラー撮像が可能な撮像素子である。第 1 の撮像素子 1 2 2 3 及び第 2 の撮像素子 1 2 2 5 の種類は限定されず、第 1 の撮像素子 1 2 2 3 及び第 2 の撮像素子 1 2 2 5 としては、例えば、CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサや CMOS (Complementary Metal - Oxide - Semiconductor) イメージセンサ等、各種の公知の撮像素子を用いることができる。

【 0 1 5 0 】

第 1 の撮像素子 1 2 2 3 の出力は、後述する画像処理装置 1 3 0 0 の長波長帯域画像生成部 1 3 0 1 に入力される。また、第 2 の撮像素子 1 2 2 5 の出力は、後述する画像処理装置 1 3 0 0 の短波長帯域画像生成部 1 3 0 3 に入力される。

30

【 0 1 5 1 】

( 画像処理装置 1 3 0 0 )

画像処理装置 1 3 0 0 は、撮像ユニット 1 2 2 0 によって検出された観察部位 1 5 0 0 からの反射光に基づいて、観察部位 1 5 0 0 の撮像画像（観察像）を生成する。画像処理装置 1 3 0 0 は、その機能として、長波長帯域画像生成部 1 3 0 1 と、短波長帯域画像生成部 1 3 0 3 と、観察像生成部 1 3 0 5 と、入力部 1 3 0 7 と、を有する。画像処理装置 1 3 0 0 は、例えば CPU や DSP 等のプロセッサ、又はこれらのプロセッサが搭載されたマイコン等によって構成され、これらのプロセッサが所定のプログラムに従った演算処理を実行することにより、画像処理装置 1 3 0 0 の各機能が実現する。例えば、画像処理装置 1 3 0 0 は、プロセッサやマイコンが搭載された PC (Personal Computer) 等の情報処理装置であってよい。

40

【 0 1 5 2 】

長波長帯域画像生成部 1 3 0 1 は、第 1 の撮像素子 1 2 2 3 からの出力信号に基づいて観察部位 1 5 0 0 の画像を生成する。長波長帯域画像生成部 1 3 0 1 によって生成される画像のことを、以下では第 1 の画像とも呼称する。光学フィルタ 1 2 2 1 によって、第 1 の撮像素子 1 2 2 3 は、波長が 6 7 0 (nm) 以上の光を受光しているため、長波長帯域画像生成部 1 3 0 1 は、波長が 6 7 0 (nm) 以上である比較的長波長帯域の光に基づいて第 1 の画像を生成する。このように、長波長帯域画像生成部 1 3 0 1 は、励起光波長よりも長波長帯域であって蛍光波長を含む波長帯域の光に基づいて第 1 の画像を生成する。

50

## 【 0 1 5 3 】

短波長帯域画像生成部 1 3 0 3 は、第 2 の撮像素子 1 2 2 5 からの出力信号に基づいて観察部位 1 5 0 0 の画像を生成する。短波長帯域画像生成部 1 3 0 3 によって生成される画像のことを、以下では第 2 の画像とも呼称する。光学フィルタ 1 2 2 1 によって、第 2 の撮像素子 1 2 2 5 は、波長が 6 7 0 ( n m ) 未満の光を受光しているため、短波長帯域画像生成部 1 3 0 3 は、波長が 6 7 0 ( n m ) 未満である比較的短波長帯域の光に基づいて第 2 の画像を生成する。このように、短波長帯域画像生成部 1 3 0 3 は、蛍光波長よりも短波長帯域であって励起光波長を含む波長帯域の光に基づいて第 2 の画像を生成する。

## 【 0 1 5 4 】

観察像生成部 1 3 0 5 は、長波長帯域画像生成部 1 3 0 1 によって生成された第 1 の画像と、短波長帯域画像生成部 1 3 0 3 によって生成された第 2 の画像と、の少なくともいずれかに基づいて、観察像を生成する。観察像生成部 1 3 0 5 によって生成された画像が、最終的にユーザによって視認される観察部位 1 5 0 0 の観察像となる。ここで、観察像生成部 1 3 0 5 の具体的な処理は観察モードに応じて異なる。観察像生成部 1 3 0 5 の処理の詳細については、下記 ( 4 - 2 - 2 . 内視鏡装置の動作 ) で改めて説明する。観察像生成部 1 3 0 5 は、生成した画像についての情報を、表示装置 1 4 0 0 に送信する。

10

## 【 0 1 5 5 】

入力部 1 3 0 7 は、ユーザの操作入力を受け付ける入力インターフェースである。入力部 1 3 0 7 は、例えば、マウス、キーボード、タッチパネル、ボタン、スイッチ及びレバー等、ユーザによって操作される入力装置によって構成される。ユーザは、入力部 1 3 0 7 を介して、各種の情報や各種の指示を内視鏡装置 1 に対して入力することができる。

20

## 【 0 1 5 6 】

例えば、ユーザは、入力部 1 3 0 7 を介して、観察モードとして通常観察モード、特殊観察モード及び通常 / 特殊観察モードのうちのいずれかを選択する旨の指示を、内視鏡装置 1 に対して入力することができる。選択された観察モードについての情報は、観察像生成部 1 3 0 5 並びに照明装置 1 1 0 0 の第 1 光源部駆動制御部 1 1 2 1 及び第 2 光源部駆動制御部 1 1 2 3 に入力され、観察像生成部 1 3 0 5 、第 1 光源部駆動制御部 1 1 2 1 及び第 2 光源部駆動制御部 1 1 2 3 は、選択された観察モードに応じて、画像を生成したり、第 1 の光源部 1 0 1 及び第 2 の光源部 1 2 0 を駆動させたりする。

30

## 【 0 1 5 7 】

また、例えば、ユーザは、入力部 1 3 0 7 を介して、照明装置 1 1 0 0 の第 1 の光源部 1 0 1 及び第 2 の光源部 1 2 0 からの出射光の強度についての指示を、内視鏡装置 1 に対して入力することができる。入力された強度についての情報は、照明装置 1 1 0 0 の第 1 光源部駆動制御部 1 1 2 1 及び第 2 光源部駆動制御部 1 1 2 3 に入力され、第 1 光源部駆動制御部 1 1 2 1 及び第 2 光源部駆動制御部 1 1 2 3 は、指示された強度が実現されるように第 1 の光源部 1 0 1 及び第 2 の光源部 1 2 0 を駆動させる。

## 【 0 1 5 8 】

( 表示装置 1 4 0 0 )

表示装置 1 4 0 0 は、画像処理装置 1 3 0 0 の観察像生成部 1 3 0 5 によって生成された画像を表示する。表示装置 1 4 0 0 の種類は限定されず、表示装置 1 4 0 0 は、例えば、C R T ディスプレイ装置、液晶ディスプレイ装置、プラズマディスプレイ装置、E L ディスプレイ装置等であってよい。ユーザは、表示装置 1 4 0 0 に表示された画像を視認することにより、観察部位 1 5 0 0 の診断や治療を行う。

40

## 【 0 1 5 9 】

以上、図 7 及び図 8 を参照して、照明装置 2 0 が適用された内視鏡装置 1 の一構成例について説明した。なお、図 7 に示す内視鏡装置 1 の構成は、あくまで一例であり、内視鏡装置 1 の具体的な構成は、以上説明した機能が実現される範囲において、適宜変更されてよい。例えば、内視鏡装置 1 には、図示した構成以外にも、一般的な既存の内視鏡装置に備えられる各種の光学素子が更に設けられてもよい。

## 【 0 1 6 0 】

50

また、照明装置 1100 の制御部 1120 の各機能、及び画像処理装置 1300 の各機能は、必ずしも図示するように各装置に搭載されなくてもよく、これらの機能はいずれの装置によって実行されてもよい。例えば、制御部 1120 の各機能のうちの一部又は全てが、画像処理装置 1300 に搭載されてもよい。あるいは、逆に、画像処理装置 1300 の各機能のうちの一部又は全てが、照明装置 1100 に搭載されてもよい。また、上述した例では、画像処理装置 1300 に設けられる入力部 1307 を介して、照明装置 2100 の駆動に関する指示入力が行われていたが、照明装置 2100 にも入力部 1307 と同様の機能が設けられてもよく、ユーザは、当該入力部を介して照明装置 2100 に対して各種の指示を入力してもよい。

#### 【0161】

10

(4-2-2. 内視鏡装置の動作)

以上説明した内視鏡装置 1 の、観察モードに応じた動作について説明する。内視鏡装置 1 では、その観察モードとして、通常観察モード、特殊観察モード及び通常/特殊観察モードのうちいずれかを選択することができる。

#### 【0162】

(通常観察モード)

通常観察モードでは、概ね 400 nm ~ 750 nm の範囲の可視光に対応する広帯域の光が観察部位 1500 に照射され、当該観察部位 1500 の画像が取得される。ユーザによって、入力部 1307 を介して、観察モードとして通常観察モードを選択する旨の指示が入力されると、当該指示に応じて、照明装置 1100 の第 1 光源部駆動制御部 1121 及び第 2 光源部駆動制御部 1123 によって、第 1 の光源部 101 及び第 2 の光源部 120b がともに駆動される。

20

#### 【0163】

このとき、照明装置 1100 からの出力光は、図 8 に示すように、第 1 の光源部 101 からの白色光と、第 2 の光源部 120b からのレーザ光とが合波された光（合波白色光）となる。ここで、通常観察モードでは、例えば、第 1 の光源部 101 からの白色光の出力及び第 2 の光源部 120b からのレーザ光の出力が適宜調整されることにより、合波白色光が、ユーザによって予め設定される所定の色合い（例えば各種の標準光源からの白色光に似た色合い）になるように、可能な範囲で調整され得る。

30

#### 【0164】

撮像ユニット 1220 では、上述したように、波長が 670 (nm) 以上の光が第 1 の撮像素子 1223 に入射され、波長が 670 (nm) 未満の光が第 2 の撮像素子 1225 に入射される。従って、画像処理装置 1300 の長波長帯域画像生成部 1301 では、第 1 の画像として、波長が 670 (nm) 以上の赤色帯域の光に基づく画像が生成される。また、短波長帯域画像生成部 1303 では、第 2 の画像として、波長が 670 (nm) 未満の赤色帯域、緑色帯域及び青色帯域の光に基づく画像が生成される。

#### 【0165】

通常観察モードでは、観察像生成部 1305 は、長波長帯域画像生成部 1301 によって生成された第 1 の画像の RGB 値と、短波長帯域画像生成部 1303 によって生成された第 2 の画像の RGB 値と、を足し合わせることにより、合成画像を生成する。このようにして生成された合成画像は、可視光帯域（約 400 (nm) ~ 750 (nm)）の照射光に対応する通常観察像となる。

40

#### 【0166】

なお、上記の例では、通常観察モードにおいて第 1 の光源部 101 及び第 2 の光源部 120b がともに駆動される場合について説明したが、通常観察モードにおける内視鏡装置 1 の動作はかかる例に限定されない。例えば、通常観察モードでは、第 1 の光源部 101 のみが駆動されてもよい。この場合には、第 1 の光源部 101 から出射される白色光が、そのまま観察部位 1500 に照射される。

#### 【0167】

また、上記の例では、第 2 の光源部 120b が、レザフィリンの励起光波長に対応する

50

波長帯域のレーザ光のみを出射する場合について説明したが、本適用例はかかる例に限定されない。例えば、第2の光源部120bは、レザフィリンの励起光波長に対応する波長帯域のレーザ光に加えて、照明装置10、20、30、40における第2の光源部120と同様に、光の三原色に対応する、赤色レーザ光、緑色レーザ光及び青色レーザ光を出射可能に構成されてもよい。この場合には、各色のレーザ光の出力が適宜制御されることにより、各種の任意の光源からの白色光の色合いを再現するように、合波白色光の色温度が調整され得る。なお、このような、赤色レーザ光、緑色レーザ光及び青色レーザ光を用いた、合波白色光における色温度の調整は、後述する通常/観察モードにおいても行われてもよい。

#### 【0168】

(特殊観察モード)

特殊観察モードでは、光感受性薬剤であるレザフィリンの励起光波長に対応する狭帯域光が観察部位1500に照射され、当該観察部位1500からの蛍光に基づく画像が取得される。特殊観察モードは、PDD及びPDTを行う際に用いられる観察モードである。

#### 【0169】

ユーザによって、入力部1307を介して、観察モードとして特殊観察モードを選択する旨の指示が入力されると、当該指示に応じて、照明装置1100の第2光源部駆動制御部1123によって、第2の光源部120bのみが駆動される。

#### 【0170】

このとき、照明装置1100からの出力光は、図8に示すスペクトルにおいて、白色光のスペクトルが存在しないもの、すなわち、レザフィリンの励起光波長を中心波長として有するレーザ光となる。なお、一般的に、PDTでは、PDDに比べて、より強い強度で励起光が観察部位1500に対して照射される。従って、特殊観察モードにおいて、PDTが行われる場合には、PDDが行われる場合に比べて、第2の光源部120bからのレーザ光の出力は、より強くなるように設定される。

#### 【0171】

撮像ユニット1220では、上述したように、波長が670(nm)以上の光が第1の撮像素子1223に入射され、波長が670(nm)未満の光が第2の撮像素子1225に入射される。従って、画像処理装置1300の長波長帯域画像生成部1301では、第1の画像として、波長が670(nm)以上の赤色帯域の光に基づく画像が生成される。

#### 【0172】

ここで、レザフィリンの蛍光波長は672(nm)であるため、長波長帯域画像生成部1301によって生成される第1の画像は、当該レザフィリンの蛍光に基づく画像であり、すなわち、特殊観察モードで観察対象としている、腫瘍が選択的に現れた画像である。従って、特殊観察モードでは、観察像生成部1305は、長波長帯域画像生成部1301によって生成された第1の画像、すなわち蛍光観察像を、表示装置1400に出力する。

#### 【0173】

(通常/特殊観察モード)

通常/特殊観察モードでは、通常観察用の白色光の照射と、特殊観察用の励起光の照射とが同時に行われることにより、通常観察像による術野の形状把握と、特殊観察像による腫瘍の蛍光観察と、を同時に行うことができる。このように、通常/特殊観察モードによる観察を行うことにより、術野のどの位置に腫瘍が存在するかを容易に判断することが可能となる。

#### 【0174】

ユーザによって、入力部1307を介して、観察モードとして通常/特殊観察モードを選択する旨の指示が入力されると、通常観察モードと同様に、当該指示に応じて、照明装置1100の第1光源部駆動制御部1121及び第2光源部駆動制御部1123によって、第1の光源部101及び第2の光源部120bがともに駆動される。このとき、照明装置1100からの出力光は、図8に示すように、第1の光源部101からの白色光と、第2の光源部120bからのレーザ光とが合波された光(合波白色光)となる。ただし、通

10

20

30

40

50

常観察モードとは異なり、通常/特殊観察モードでは、第2の光源部120bからのレーザ光の出力は、PDD及びPDTに応じた値に調整される。なお、このとき、特殊観察モードと同様に、PDTが行われる場合には、PDDが行われる場合に比べて、第2の光源部120bからのレーザ光の出力は、より強くなるように設定される。

【0175】

撮像ユニット1220では、上述したように、波長が670(nm)以上の光が第1の撮像素子1223に入射され、波長が670(nm)未満の光が第2の撮像素子1225に入射される。従って、画像処理装置1300の長波長帯域画像生成部1301では、第1の画像として、波長が670(nm)以上の赤色帯域の光に基づく画像が生成される。また、短波長帯域画像生成部1303では、第2の画像として、波長が670(nm)未満の赤色帯域、緑色帯域及び青色帯域の光に基づく画像が生成される。

10

【0176】

ここで、レザフィリンの蛍光波長は672(nm)であるため、長波長帯域画像生成部1301によって生成される第1の画像は、当該レザフィリンの蛍光に基づく画像であり、すなわち、腫瘍が選択的に現れた画像である。一方、短波長帯域画像生成部1303によって生成された第2の画像のうち、赤色の成分は、照射光のうち、レザフィリンの励起光波長に対応する成分に基づくものであると考えられる。このような第2の画像における赤色成分は、腫瘍の蛍光観察の妨げになる成分であると言える。

【0177】

従って、通常/特殊観察モードでは、観察像生成部1305は、長波長帯域画像生成部1301によって生成された第1の画像のR値と、短波長帯域画像生成部1303によって生成された第2の画像のGB値と、を足し合わせるにより、合成画像を生成する。このようにして生成された合成画像は、第2の画像のGB値に基づく通常観察像と、第1の画像のR値に基づく蛍光観察像と、が重ね合わされた画像となる。当該画像では、BG値に基づく通常観察像内に、腫瘍が赤色で表示されることとなる。

20

【0178】

なお、上記の例では、通常/特殊観察モードにおいて第1の光源部101及び第2の光源部120がともに駆動される場合について説明したが、通常/特殊観察モードにおける内視鏡装置1の動作はかかる例に限定されない。例えば、上述した通常観察モードにおける動作と、特殊観察モードにおける動作と、を時分割で連続的に交互に実行することにより、通常観察像及び蛍光観察像をそれぞれ得て、観察像生成部1305によってこれらが合成されることにより、通常観察像と蛍光観察像とが重ね合わされた画像が取得されてもよい。

30

【0179】

また、上記の例では、最終的に得られる画像は、BG値に基づく通常観察像内に、腫瘍が赤色で表示されたものとなり得る。しかしながら、赤色で表示された腫瘍が、必ずしもユーザにとって視認しやすいものであるとは限らない。従って、ユーザの要望に基づいて、観察像生成部1305によって、腫瘍の表示色を適宜変更する画像処理が更に行われてもよい。これにより、ユーザによる腫瘍の視認性をより向上させることができる。

【0180】

以上、第2の実施形態に係る照明装置20と略同様の構成を有する照明装置1100が組み込まれた内視鏡装置1の構成及び動作について説明した。照明装置1100を内視鏡装置1の光源として用いることにより、照明装置20と同様に、以下の効果を得ることができる。

40

【0181】

すなわち、照明装置1100には、第2の光源部120bからのレーザ光の光路上に拡散部材111が設けられており、当該拡散部材111によってレーザ光の放射角が拡大される。一般的に第1の光源部101に使用される白色LEDは、第2の光源部120bで使用されるレーザ光源(例えば半導体レーザ)に比べて、そのビーム径及び放射角が大きい。従って、拡散部材111を用いて第2の光源部120bからのレーザ光の放射角を拡

50

大させることにより、ライトガイド130の入射端面における、第1の光源部101からの白色光及び第2の光源部120bからのレーザ光の、ビーム径及び入射角の略同一性を担保する、すなわちライトガイド130の出力端におけるビーム径及び放射角度を略同一にすることが可能となる。よって、観察部位1500における照射光の輝度分布を略同一にすることができ、照射光の色むら等を低減することができる。

【0182】

また、照明装置1100では、コンデンサ光学系117が、ライトガイド130の入射端面の面積をなるべく満たすように2次光源からの光を結像させるように構成される。これにより、照明装置10全体としてのスペックルノイズを低減させることができる。従って、スペックルノイズが低減された、より高品質な観察像を得ることができる。

10

【0183】

更に、内視鏡装置1では、以下の効果を得ることができる。

【0184】

照明装置1100では、第1の光源部101からの白色光及び第2の光源部120bからのレーザ光が、同一光軸上で合波される。従って、第1の光源部101からの白色光を照射光として用いた場合と、第2の光源部120bからのレーザ光を照射光として用いた場合とで、観察部位1500の起伏に起因して生じる影が同一の形状で観察される。従って、通常観察時に影が存在しない部分に、蛍光観察時には影が存在してしまい、励起光を当該部分に照射できないという事態が発生することはない。よって、ユーザは、通常観察モードで狙いを定めた箇所特殊観察モードで励起光を照射するという、一連の操作を、よりスムーズに行うことができ、ユーザの利便性を向上させることができる。

20

【0185】

また、照明装置1100では、第1の光源部101は例えば白色LEDによって構成され、第2の光源部120bは例えば半導体レーザによって構成される。このように、第1の光源部101及び第2の光源部120bが半導体発光素子によって構成される場合には、その駆動電流を適宜制御することにより、各光源部からの出射光の出力を、任意のタイミングで独立に制御することが可能となる。従って、照明装置1100からの出力光を、より高い自由度で調整することが可能となる。

【0186】

なお、以上説明した適用例では、簡単のため、第2の光源部120bから、光感受性薬剤の励起光波長に対応する波長帯域のレーザ光のみが出射される場合について説明したが、照明装置1100においても、照明装置10、20、30、40と同様に、第2の光源部120bから、互いに異なる複数の波長帯域のレーザ光が出射されてもよい。第2の光源部120bがこのように構成される場合には、上記のように各レーザ光の出力を独立に制御することにより、通常観察モード及び通常/特殊観察モードにおいて照射光として用いられる合波白色光の色温度の調整をより容易に行うことが可能となる。

30

【0187】

また、照明装置1100では、第1の光源部101からの白色光及び第2の光源部120bからのレーザ光のそれぞれに対して、合波前の強度を検出するための光検出器1105、1109が設けられる。そして、光検出器1105、1109によってモニタされた白色光及びレーザ光の強度に応じて、第1の光源部101及び第2の光源部120bの駆動が制御される。従って、第1の光源部101及び第2の光源部120bからの出射光の強度を、より高精度に制御することができ、照明装置1100からの出力光の品質をより向上させることができる。

40

【0188】

また、内視鏡装置1では、特殊観察モード及び通常/特殊観察モードにおいて、光学フィルタ1221により、第1の撮像素子1223に、励起光に対応する波長帯域の光は入射せず、蛍光に対応する波長帯域の光は入射するように、撮像ユニット1220が構成される。このように、本適用例によれば、光学フィルタ1221という比較的簡易な構成により、観察部位1500から発せられる微弱な蛍光成分を高精度に検出することが可能と

50

なり、より高精細な蛍光観察像を得ることができる。

【0189】

また、内視鏡装置1では、観察モードに応じて、観察像生成部1305による処理が適宜切り替えられることにより、通常観察モードでの通常観察像による術野の確認、特殊観察モードでの蛍光観察像による腫瘍診断、及び、通常/特殊観察モードでの通常観察像と蛍光観察像とが重ね合わされた画像による術野中の腫瘍の位置確認を、ユーザの要望に応じて、適宜行うことができる。特に、通常/特殊観察モードでは、白色光と励起光とを時分割で照射するのではなく、同時に照射しながら、通常観察像と蛍光観察像とが重ね合わされた画像を得ることができる。従って、術野における腫瘍の観察をリアルタイムで行うことが可能になる。更に、本適用例では、このような通常/特殊観察モードでの画像取得が、光学フィルタ1221、複数の撮像素子(第1の撮像素子1223及び第2の撮像素子1225)及び画像処理装置1300の各機能(長波長帯域画像生成部1301、短波長帯域画像生成部1303及び観察像生成部1305)という、比較的簡易な構成によって実行可能である。従って、装置を大型化することなく、また、コストを増加させることなく、より高品質な通常/特殊観察モードでの観察像を得ることができる。

10

【0190】

(4-2-3.内視鏡装置の他の構成例)

図9を参照して、以上説明した内視鏡装置1の一変形例として、当該内視鏡装置1の他の構成例について説明する。図9は、図7に示す内視鏡装置1の他の構成例を示す図である。なお、本変形例に係る内視鏡装置は、図7に示す内視鏡装置1に対して、内視鏡部1200の構成が変更されたものに対応する。従って、図9では、本変形例に係る内視鏡装置の構成のうち、内視鏡部1200cのみを図示している。

20

【0191】

図9を参照すると、本変形例に係る内視鏡装置の内視鏡部1200cは、鏡筒1210と、撮像ユニット1220cと、を有する。ここで、鏡筒1210の構成及び機能は、図7に示す鏡筒1210の構成及び機能と同様である。一方、撮像ユニット1220cは、光学フィルタ1221と、第1の撮像素子1223と、第2の撮像素子1225と、第2の光学フィルタ1227と、を有する。このように、本変形例に係る撮像ユニット1220cは、図7に示す内視鏡装置1の撮像ユニット1220に対して、第2の光学フィルタ1227が更に設けられたものに対応する。

30

【0192】

図示するように、第2の光学フィルタ1227は、第2の撮像素子1225の前段に設けられる。第2の光学フィルタ1227は、第2の光源部120bからのレーザ光の波長帯域に対応する光(例えばレザフィリンの励起光波長(664(nm))に対応する波長帯域の光)のみを遮断するノッチフィルタである。第2の光学フィルタ1227が設けられることにより、第2の撮像素子1225への、レザフィリンの励起光波長に対応する波長帯域の光の受光量が抑制されることとなる。

【0193】

本変形例において、通常観察モード及び特殊観察モードでの観察像生成部1305における処理は、上述した内視鏡装置1における処理と同様である。ただし、通常/特殊観察モードでの観察像生成部1305における処理は、上述した内視鏡装置1における処理と若干異なるものとなる。

40

【0194】

具体的には、通常/特殊観察モードでは、第1の光源部101及び第2の光源部120bがともに駆動され、第1の光源部101からの白色光と、第2の光源部120bからのレーザ光とが合波された光が、観察部位1500に対して照射される。このとき、第2の光源部120bからのレーザ光の出力は、PDD及びPDTに応じた値に調整される。

【0195】

撮像ユニット1220cでは、波長が670(nm)以上の光が第1の撮像素子1223に入射され、波長が670(nm)未満の光が第2の撮像素子1225に入射される。

50

ただし、第2の撮像素子1225に入射する光からは、レザフィリンの励起光波長に対応する波長帯域の成分はカットされている。

【0196】

画像処理装置1300の長波長帯域画像生成部1301では、第1の画像として、波長が670(nm)以上の赤色帯域の光に基づく腫瘍を示す画像が生成される。また、短波長帯域画像生成部1303では、第2の画像として、波長が670(nm)未満の赤色帯域、緑色帯域及び青色帯域の光に基づく画像が生成される。ただし、短波長帯域画像生成部1303によって生成される第2の画像からは、レザフィリンの励起光波長に対応する波長帯域の成分はカットされている。

【0197】

本変形例では、観察像生成部1305は、長波長帯域画像生成部1301によって生成された画像のRGB値と、短波長帯域画像生成部1303によって生成された画像のRGB値と、を足し合わせるにより、合成画像を生成する。短波長帯域画像生成部1303によって生成される第2の画像から、レザフィリンの励起光波長に対応する波長帯域の成分がカットされているため、両方の画像のRGB値を単純に足し合わせるにより、通常観察像と蛍光観察像とが重ね合わされた画像を得ることができるのである。

【0198】

ここで、特にPDTを行う場合には、第2の光源部120bからのレーザ光の強度は、第1の光源部101からの白色光の強度に比べて非常に大きいものとなる。従って、第2の光源部120bからのレーザ光の波長帯域に対応する光に基づいて画像が生成されると、当該波長帯域の光の受光量が飽和してしまい、正常な画像が生成できない可能性がある。そこで、上述した内視鏡装置1では、通常/特殊観察モードにおいて、第1の画像のR値と第2の画像のGB値とを足し合わせるにより、いわば画像処理の段階で第2の光源部120bからのレーザ光の波長帯域に対応する成分をカットして、合成画像を生成していた。一方、本変形例では、第2の撮像素子1225の前段に第2の光学フィルタ1227を設け、第2の撮像素子1225への第2の光源部120bからのレーザ光の波長帯域に対応する光の入射を遮断することにより、単純に第1の画像のRGB値と第2の画像のRGB値とを足し合わせるにより、当該レーザ光の波長帯域の成分がカットされた画像を得ることができるのである。

【0199】

(4-3. 顕微鏡装置)

(4-3-1. 顕微鏡装置の構成)

図10及び図11を参照して、照明装置10、20、30、40が、顕微鏡装置に適用された場合における、当該顕微鏡装置の構成について説明する。図10は、第1の実施形態、第2の実施形態、及び各変形例に係る照明装置10、20、30、40が適用された顕微鏡装置の一構成例を示す図である。図11は、観察部位1500における照射光の照射範囲について説明するための説明図である。

【0200】

なお、以下の説明では、一例として、第1の実施形態に係る照明装置10に対応する構成が顕微鏡装置に搭載される場合について説明する。後述するように、顕微鏡装置に対して照明装置10、20、30、40が適用される場合には、PDTを行う際に観察部位1500に対する励起光の照射強度を精度良く制御するために、照明装置10のように光ファイバ107が搭載された照明装置が用いられることが好ましい。ただし、本適用例はかかる例に限定されず、他の照明装置20、30、40に対応する構成が顕微鏡装置に搭載されてもよい。

【0201】

図10を参照すると、顕微鏡装置2は、照明装置2100と、撮像ユニット2200と、画像処理装置1300と、表示装置1400と、を有する。なお、図10では、照明装置2100からの出力光が照射される観察部位1500を併せて模擬的に図示している。

【0202】

10

20

30

40

50

(照明装置 2 1 0 0)

照明装置 2 1 0 0 は、通常観察用の白色光（合波白色光）及び蛍光観察用の励起光を生成する。照明装置 2 1 0 0 によって生成された白色光及び/又は励起光が、後述する投影レンズ 1 1 1 1 を介して外部に向かって投射され、観察部位 1 5 0 0 に対して照射される。

【0 2 0 3】

ここで、照明装置 2 1 0 0 は、上述した第 1 の実施形態に係る照明装置 1 0 に対応するものである。ただし、顕微鏡装置 2 に搭載するに当たり、いくつかの部材が省略、追加されている。

【0 2 0 4】

具体的には、照明装置 2 1 0 0 は、白色光を照射する第 1 の光源部 1 0 1 と、第 1 のコリメート光学系 1 0 3 と、所定の波長帯域の光を出射する少なくとも 1 つのレーザ光源からなる第 2 の光源部 1 2 0 b と、結合光学系 1 0 5 と、光ファイバ 1 0 7 と、第 3 のコリメート光学系 1 0 9 と、合波部材 1 1 5 と、コンデンサ光学系 1 1 7 と、レーザラインフィルタ 1 1 0 1 と、ハーフミラー 1 1 0 3 と、光検出器 1 1 0 5 と、ハーフミラー 1 1 0 7 と、光検出器 1 1 0 9 と、制御部 1 1 2 0 と、を有する。

【0 2 0 5】

このように、照明装置 2 1 0 0 は、第 1 の実施形態に係る照明装置 1 0 に対して、レーザラインフィルタ 1 1 0 1、ハーフミラー 1 1 0 3、光検出器 1 1 0 5、ハーフミラー 1 1 0 7 及び光検出器 1 1 0 9 が追加されるとともに、第 2 のコリメート光学系 1 1 3 及び拡散部材 1 1 1 が省略されたものに対応する。また、照明装置 2 1 0 0 では、第 1 の実施形態に係る照明装置 1 0 に対して、第 2 の光源部 1 2 0 の光学特性も変更されている。他の部材の構成及び機能は、図 1 に示すこれらの各部材の構成及び機能と同様であるため、これらの部材の各々についての詳細な説明は省略する。また、制御部 1 1 2 0 は、図 1 では図示を省略していた、第 1 の光源部 1 0 1 及び第 2 の光源部 1 2 0 b の駆動を制御する制御部に対応するものである。

【0 2 0 6】

ここで、第 2 の光源部 1 2 0 b、レーザラインフィルタ 1 1 0 1、ハーフミラー 1 1 0 3、光検出器 1 1 0 5、ハーフミラー 1 1 0 7、光検出器 1 1 0 9 及び制御部 1 1 2 0 の構成及び機能は、図 7 に示す内視鏡装置 1 におけるこれらの部材の構成及び機能と同様であるため、その詳細な説明は省略する。

【0 2 0 7】

図示するように、照明装置 2 1 0 0 では、第 2 の光源部 1 2 0 b から出射されたレーザ光は、結合光学系 1 0 5、光ファイバ 1 0 7、第 3 のコリメート光学系 1 0 9、レーザラインフィルタ 1 1 0 1 及びハーフミラー 1 1 0 3 をこの順に通過して、略平行光として合波部材 1 1 5 に入射する。一方、第 1 の光源部 1 0 1 から出射された白色光は、第 1 のコリメート光学系 1 0 3 を通過して、略平行光として合波部材 1 1 5 に入射する。

【0 2 0 8】

照明装置 2 1 0 0 の筐体の隔壁の一部領域には、投影レンズ 1 1 1 1 が設けられており、合波部材 1 1 5 を通過した光は、当該投影レンズ 1 1 1 1 を介して観察部位 1 5 0 0 に照射される。

【0 2 0 9】

ここで、以下では、一例として、内視鏡装置 1 と同様に、光感受性薬剤としてレザフィリンが用いられる場合における顕微鏡装置 2 の構成及び動作について説明する。また、上記（1．第 1 の実施形態）で説明した構成例では、第 2 の光源部 1 2 0 は、互いに異なる 3 つの波長帯域のレーザ光を合波して出射していたが、ここでは、説明を簡単にするために、第 2 の光源部 1 2 0 b は、レザフィリンの励起光波長に対応する波長帯域のレーザ光のみを出射するものとして説明を行う。これは、第 2 の光源部 1 2 0 b を構成する複数のレーザ光源のうち、レザフィリンの励起光波長に対応するレーザ光を出射可能なレーザ光源のみが駆動されている状態に対応する。

10

20

30

40

50

## 【0210】

なお、レザフィリンが用いられる場合における合波部材115によって合波された光の特性は、図8を参照して上述した特性と同様である。すなわち、第1の光源部101から出射された白色光及び第2の光源部120bから出射されたレーザ光が合波部材115によって合波された光は、白色光に対してレザフィリンの励起光波長に対応する波長帯域の成分が重畳されて生成された白色光（すなわち合波白色光）となる。

## 【0211】

合波白色光が観察部位1500に照射される場合における、当該観察部位1500における照射範囲の一例を、図11に示す。図11に示すように、第1の光源部101から出射された白色光及び第2の光源部120bから出射されたレーザ光が、ともに観察部位1500に照射される場合、特に通常/特殊観察モードである場合には、第2の光源部120bからのレーザ光による第2の照射範囲1503が、第1の光源部101からの白色光による第1の照射範囲1501に包含されるように、照射範囲1501、1503が調整されることが好ましい。照射範囲1501、1503が図示するような関係にある場合には、例えばPDD又はPDTを行う場合に、第1の光源部101からの白色光により観察部位1500の通常観察を行い、当該通常観察によって狙いを定めた部位に対して、第2の光源部120bからのレーザ光（すなわち励起光）を集中的に照射することが可能になる。

10

## 【0212】

第1の照射範囲1501及び第2の照射範囲1503の調整は、光ファイバ107のコア径、第3のコリメート光学系109の焦点距離及び投影レンズ1111の焦点距離を調整することにより制御可能である。このとき、光ファイバ107の出射端面における像が、観察部位1500に結像するように、各部材の光学特性が調整されることが望ましい。この場合には、光ファイバ107の出射端面におけるレーザ光の強度及びサイズを調整することにより、観察部位1500における照射レーザ光の強度及びサイズを調整することができるからである。

20

## 【0213】

ここで、例えばPDTを行う場合には、患部（腫瘍）に照射する励起光の単位時間当たり、単位面積当たりの強度が、その腫瘍の種類や光感受性薬剤の種類等に応じて定められていることが一般的である。従って、顕微鏡装置2においては、上記のように、光ファイバ107を用いて観察部位1500に照射されるレーザ光の強度及びサイズを適宜調整することにより、PDTをより効果的に行うことが可能となる。

30

## 【0214】

顕微鏡装置2では、光ファイバ107が設けられ、観察部位1500と共役になり得る当該光ファイバの出射端におけるレーザ光の強度及びサイズが適宜調整されることにより、観察部位1500における照射レーザ光の強度及びサイズを調整することが可能になる。従って、PDTを行う際に観察部位1500に対する励起光の照射を精度良く制御するためには、顕微鏡装置2には、図示するように光ファイバ107が設けられることが好ましい。

40

## 【0215】

（撮像ユニット2200）

撮像ユニット2200は、光学フィルタ1221と、第1の撮像素子1223と、第2の撮像素子1225と、イメージレンズ2227と、を有する。イメージレンズ2227は、撮像ユニット2200の筐体の隔壁の一部領域に設けられ、観察部位1500からの反射光を当該筐体内に導光する。イメージレンズ2227を介して撮像ユニット2200の筐体内に導光された光は、当該筐体内に設けられる光学フィルタ1221に入射する。なお、図10では、撮像ユニット2200における光の伝播を、破線矢印で模擬的に図示している。

50

## 【0216】

光学フィルタ1221、第1の撮像素子1223及び第2の撮像素子1225の構成及

び機能は、図7に示す内視鏡装置1におけるこれらの部材の構成及び機能と同様であるため、その詳細な説明は省略する。すなわち、観察部位1500からの反射光は、光学フィルタ1221によって、例えば波長が670(nm)以上の光と波長が670(nm)未満の光とに分離され、波長が670(nm)以上の光が第1の撮像素子1223に入射し、波長が670(nm)未満の光が第2の撮像素子1225に入射する。

#### 【0217】

(画像処理装置1300)

画像処理装置1300は、撮像ユニット2200によって検出された観察部位1500からの反射光に基づいて、観察部位1500の撮像画像(観察像)を生成する。なお、画像処理装置1300の構成及び機能は、図7に示す内視鏡装置1における画像処理装置1300の構成及び機能と同様であるため、その詳細な説明は省略する。

10

#### 【0218】

(表示装置1400)

表示装置1400は、画像処理装置1300の観察像生成部1305によって生成された画像を表示する。なお、表示装置1400の構成及び機能は、図7に示す内視鏡装置1における表示装置1400の構成及び機能と同様であるため、その詳細な説明は省略する。

#### 【0219】

(4-3-2.顕微鏡装置の動作)

以上説明した顕微鏡装置2の、観察モードに応じた動作について説明する。顕微鏡装置2では、その観察モードとして、通常観察モード、特殊観察モード及び通常/特殊観察モードのうちのいずれかを選択することができる。なお、顕微鏡装置2の各観察モードに応じた動作は、図7に示す内視鏡装置1における各観察モードに応じた動作と同様であるため、重複する事項についての詳細な説明は省略する。

20

#### 【0220】

(通常観察モード)

通常観察モードでは、概ね400nm~750nmの範囲の可視光に対応する広帯域の光が観察部位1500に照射され、当該観察部位1500の画像が取得される。

#### 【0221】

ユーザによって観察モードとして通常観察モードが選択されると、照明装置2100の第1の光源部101及び第2の光源部120bがともに駆動される。このとき、照明装置1100からの出力光は、図8に示すように、第1の光源部101からの白色光と、第2の光源部120からのレーザ光とが合波された光(合波白色光)となる。ここで、通常観察モードでは、合波白色光が、ユーザによって予め設定された所定の色合いになるように、第1の光源部101から出射される白色光及び第2の光源部120bから出射されるレーザ光の出力が、可能な範囲で適宜調整され得る。

30

#### 【0222】

撮像ユニット2200では、上述したように、波長が670(nm)以上の光が第1の撮像素子1223に入射し、波長が670(nm)未満の光が第2の撮像素子1225に入射する。従って、画像処理装置1300の長波長帯域画像生成部1301では、第1の画像として、波長が670(nm)以上の赤色帯域の光に基づく画像が生成される。また、短波長帯域画像生成部1303では、第2の画像として、波長が670(nm)未満の赤色帯域、緑色帯域及び青色帯域の光に基づく画像が生成される。

40

#### 【0223】

通常観察モードでは、観察像生成部1305は、長波長帯域画像生成部1301によって生成された画像のRGB値と、短波長帯域画像生成部1303によって生成された画像のRGB値と、を足し合わせることで、合成画像を生成する。このようにして生成された合成画像は、可視光帯域(約400(nm)~750(nm))の照射光に対応する通常観察像となる。

#### 【0224】

50

## (特殊観察モード)

特殊観察モードでは、光感受性薬剤であるレザフィリンの励起光波長に対応する狭帯域の光が観察部位1500に照射され、当該観察部位1500からの蛍光に基づく画像が取得される。特殊観察モードは、PDD及びPDTを行う際に用いられる観察モードである。

## 【0225】

ユーザによって観察モードとして特殊観察モードが選択されると、照明装置1100の第2の光源部120のみが駆動される。このとき、照明装置1100からの出力光は、図8に示すスペクトルにおいて白色光のスペクトルが存在しないもの、すなわち、レザフィリンの励起光波長を中心波長として有するレーザ光となる。なお、特殊観察モードにおいて、PDTが行われる場合には、PDDが行われる場合に比べて、第2の光源部120からのレーザ光の出力は、より強くなるように設定される。

10

## 【0226】

撮像ユニット2200では、上述したように、波長が670(nm)以上の光が第1の撮像素子1223に入射し、波長が670(nm)未満の光が第2の撮像素子1225に入射する。従って、画像処理装置1300の長波長帯域画像生成部1301では、第1の画像として、波長が670(nm)以上の赤色帯域の光に基づく画像が生成される。

## 【0227】

ここで、レザフィリンの蛍光波長は672(nm)であるため、長波長帯域画像生成部1301によって生成される第1の画像は、当該レザフィリンの蛍光に基づく画像であり、すなわち、特殊観察モードで観察対象としている、腫瘍が選択的に現れた画像である。従って、特殊観察モードでは、観察像生成部1305は、長波長帯域画像生成部1301によって生成された画像、すなわち蛍光観察像を、表示装置1400に出力する。

20

## 【0228】

## (通常/特殊観察モード)

通常/特殊観察モードでは、通常観察用の白色光の照射と、特殊観察用の励起光の照射とが同時に行われることにより、通常観察像による術野の形状把握と、特殊観察像による腫瘍の蛍光観察と、を同時に行うことができる。

## 【0229】

ユーザによって、観察モードとして通常/特殊観察モードが選択されると、通常観察モードと同様に、照明装置1100の第1の光源部101及び第2の光源部120bがともに駆動される。このとき、照明装置1100からの出力光は、図9に示すように、第1の光源部101からの白色光と、第2の光源部120bからのレーザ光とが合波された光(合波白色光)となる。ただし、通常観察モードとは異なり、通常/特殊観察モードでは、第2の光源部120bからのレーザ光の出力は、PDD及びPDTに応じた値に調整される。また、特殊観察モードと同様に、PDTが行われる場合には、PDDが行われる場合に比べて、第2の光源部120bからのレーザ光の出力は、より強くなるように設定される。

30

## 【0230】

撮像ユニット2200では、上述したように、波長が670(nm)以上の光が第1の撮像素子1223に入射し、波長が670(nm)未満の光が第2の撮像素子1225に入射する。従って、画像処理装置1300の長波長帯域画像生成部1301では、第1の画像として、波長が670(nm)以上の赤色帯域の光に基づく画像が生成される。また、短波長帯域画像生成部1303では、第2の画像として、波長が670(nm)未満の赤色帯域、緑色帯域及び青色帯域の光に基づく画像が生成される。

40

## 【0231】

ここで、レザフィリンの蛍光波長は672(nm)であるため、長波長帯域画像生成部1301によって生成される第1の画像は、当該レザフィリンの蛍光に基づく画像であり、すなわち、腫瘍が選択的に現れた画像である。一方、短波長帯域画像生成部1303によって生成された第2の画像のうち、赤色の成分は、照射光のうち、レザフィリンの励起

50

光波長に対応する成分に基づくものであると考えられる。このような第2の画像における赤色成分は、腫瘍の蛍光観察の妨げになる成分であると言える。

【0232】

従って、通常/特殊観察モードでは、観察像生成部1305は、長波長帯域画像生成部1301によって生成された第1の画像のR値と、短波長帯域画像生成部1303によって生成された第2の画像のGB値と、を足し合わせることにより、合成画像を生成する。このようにして生成された合成画像は、第2の画像のGB値に基づく通常観察像と、第1の画像のR値に基づく蛍光観察像と、が重ね合わされた画像となる。当該画像では、BG値に基づく通常観察像内に、腫瘍が赤色で表示されることとなる。

【0233】

以上、第1の実施形態に係る照明装置10と略同様の構成を有する照明装置2100が組み込まれた顕微鏡装置2の構成及び動作について説明した。顕微鏡装置2によれば、上述した内視鏡装置1と同様に、以下の効果を奏することができる。

【0234】

照明装置2100では、第1の光源部101からの白色光及び第2の光源部120bからのレーザ光が、同一光軸上で合波される。従って、第1の光源部101からの白色光を照射光として用いた場合と、第2の光源部120bからのレーザ光を照射光として用いた場合とで、観察部位1500の起伏に起因して生じる影が同一の形状で観察される。従って、通常観察時に影が存在しない部分に、蛍光観察時には影が存在してしまい、励起光を当該部分に照射できないという事態が発生することはない。よって、ユーザは、通常観察モードで狙いを定めた箇所に特殊観察モードで励起光を照射するという、一連の操作を、よりスムーズに行うことができ、ユーザの利便性を向上させることができる。

【0235】

また、照明装置2100では、第1の光源部101は例えば白色LEDによって構成され、第2の光源部120bは例えば半導体レーザによって構成される。このように、第1の光源部101及び第2の光源部120bが半導体発光素子によって構成される場合には、その駆動電流を適宜制御することにより、各光源部からの出射光の出力を、任意のタイミングで独立に制御することが可能となる。従って、照明装置1100からの出力光を、より高い自由度で調整することが可能となる。

【0236】

なお、以上説明した適用例では、簡単のため、第2の光源部120bから、光感受性薬剤の励起光波長に対応する波長帯域のレーザ光のみが出射される場合について説明したが、照明装置2100においても、照明装置10、20、30、40と同様に、第2の光源部120bから、互いに異なる波長帯域の複数のレーザ光（例えば、光の三原色に対応する、赤色レーザ光、緑色レーザ光及び青色レーザ光）が出射されてもよい。第2の光源部120bがこのように構成される場合には、各色のレーザ光の出力を独立に制御することにより、通常観察モード及び通常/特殊観察モードにおいて照射光として用いられる合波白色光の色温度の調整をより容易に行うことが可能となる。

【0237】

また、照明装置2100では、第1の光源部101からの白色光及び第2の光源部120bからのレーザ光のそれぞれに対して、合波前の強度を検出するための光検出器1105、1109が設けられる。そして、光検出器1105、1109によってモニタされた白色光及びレーザ光の強度に応じて、第1の光源部101及び第2の光源部120bの駆動が制御される。従って、第1の光源部101及び第2の光源部120bからの出射光の強度を、より高精度に制御ことができ、照明装置2100からの出力光の品質をより向上させることができる。

【0238】

また、顕微鏡装置2では、特殊観察モード及び通常/特殊観察モードにおいて、光学フィルタ1221により、第1の撮像素子1223に、励起光に対応する波長帯域の光は入射せず、蛍光に対応する波長帯域の光は入射するように、撮像ユニット2200が構成さ

10

20

30

40

50

れる。このように、本適用例によれば、光学フィルタ 1 2 2 1 という比較的簡易な構成により、観察部位 1 5 0 0 から発せられる微弱な蛍光成分を高精度に検出することが可能となり、より高精細な蛍光観察像を得ることができる。

【 0 2 3 9 】

また、顕微鏡装置 2 では、観察モードに応じて、観察像生成部 1 3 0 5 による処理が適宜切り替えられることにより、通常観察モードでの通常観察像による術野の確認、特殊観察モードでの蛍光観察像による腫瘍診断、及び、通常/特殊観察モードでの通常観察像と蛍光観察像とが重ね合わされた画像による術野中の腫瘍の位置確認を、ユーザの要望に応じて、適宜行うことができる。特に、通常/特殊観察モードでは、白色光と励起光とを時分割で照射するのではなく、同時に照射しながら、通常観察像と蛍光観察像とが重ね合わされた画像を得ることができる。従って、術野における腫瘍の観察をリアルタイムで行うことが可能になる。更に、本適用例では、このような通常/特殊観察モードでの画像取得が、光学フィルタ 1 2 2 1、複数の撮像素子（第 1 の撮像素子 1 2 2 3 及び第 2 の撮像素子 1 2 2 5）及び画像処理装置 1 3 0 0 の各機能（長波長帯域画像生成部 1 3 0 1、短波長帯域画像生成部 1 3 0 3 及び観察像生成部 1 3 0 5）という、比較的簡易な構成によって実行可能である。従って、装置を大型化することなく、また、コストを増加させることなく、より高品質な通常/特殊観察モードでの観察像を得ることができる。

10

【 0 2 4 0 】

（ 5 . 補足 ）

以上、添付図面を参照しながら本開示の好適な実施形態について詳細に説明したが、本開示の技術的範囲はかかる例に限定されない。本開示の技術分野における通常の知識を有する者であれば、特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、これらについても、当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。

20

【 0 2 4 1 】

また、本明細書に記載された効果は、あくまで説明的又は例示的なものであって限定的なものではない。つまり、本開示に係る技術は、上記の効果とともに、又は上記の効果に代えて、本明細書の記載から当業者には明らかな他の効果を奏し得る。

【 0 2 4 2 】

なお、以下のような構成も本開示の技術的範囲に属する。

30

（ 1 ）広帯域光を出射する第 1 の光源部と、前記広帯域光より狭い波長帯域の狭帯域光を出射する第 2 の光源部と、前記第 2 の光源部から出射された前記狭帯域光の放射角度を変更することにより 2 次光源を生成する放射角度変更部材と、前記広帯域光と前記狭帯域光とを合波する合波部材と、を備え、前記放射角度変更部材は、前記合波部材により合波された光が入射するライトガイドの入射端面において前記広帯域光と前記狭帯域光との入射角が近づくように、前記狭帯域光の放射角度を変更し、前記合波部材は、前記広帯域光及び前記狭帯域光のうちランダム偏光である光の光路上に少なくとも配置され入射光の偏光方向を所定の方向に変換する偏光変換素子と、前記偏光変換素子を通過した光が入射する偏光ビームスプリッターと、を有し、前記偏光ビームスプリッターは、前記偏光変換素子によって偏光方向が互いに直交した状態となった前記広帯域光及び前記狭帯域光を合波する、照明装置。

40

（ 2 ）前記放射角度変更部材は、更に、前記ライトガイドの入射端面において前記広帯域光と前記狭帯域光とのビーム径が近づくように、前記狭帯域光の放射角度を変更する、前記（ 1 ）に記載の照明装置。

（ 3 ）前記第 1 の光源部から出射された前記広帯域光を略平行光とする第 1 のコリメート光学系と、前記放射角度変更部材から出射された前記狭帯域光を略平行光とする第 2 のコリメート光学系と、を更に備え、前記合波部材は、前記第 1 のコリメート光学系によって略平行光に変換された前記広帯域光と、前記第 2 のコリメート光学系によって略平行光に変換された前記狭帯域光と、を合波する、前記（ 1 ）又は（ 2 ）に記載の照明装置。

（ 4 ）前記第 2 の光源部から出射された前記狭帯域光を光ファイバに結合させる結合光学

50

系と、前記光ファイバから出射された前記狭帯域光を略平行光とする第3のコリメート光学系と、を更に備え、前記放射角度変更部材は、前記第3のコリメート光学系から出射された前記狭帯域光の放射角度を変更することにより2次光源を生成する、前記(3)に記載の照明装置。

(5) 前記合波部材によって合波された光をライトガイドの入射端に結像するコンデンサ光学系、を更に備え、前記コンデンサ光学系は、前記ライトガイドの入射端に結像される前記2次光源の像の大きさが、前記ライトガイドの入射端の直径と略同一になるように、前記2次光源からの光を前記ライトガイドの入射端に結像する、前記(3)又は(4)に記載の照明装置。

(6) 前記第2の光源部は、前記狭帯域光としてレーザ光を出射する複数のレーザ光源を有し、前記複数のレーザ光源は、赤色レーザ光を出射する赤色レーザ光源、緑色レーザ光を出射する緑色レーザ光源、及び青色レーザ光を出射する青色レーザ光源、を少なくとも含む、前記(1)~(5)のいずれか1項に記載の照明装置。

(7) 前記第2の光源部は、前記狭帯域光としてレーザ光を出射する複数のレーザ光源を有し、前記複数のレーザ光源の駆動がそれぞれ独立に制御されることにより、前記合波部材によって合波された光の色温度が調整される、前記(1)~(6)のいずれか1項に記載の照明装置。

(8) 前記第2の光源部を構成する光源のうち少なくとも1つは、観察部位の蛍光観察に用いられる励起光に対応する波長帯域のレーザ光を、前記狭帯域光として出射する、前記(1)~(7)のいずれか1項に記載の照明装置。

(9) 前記第2の光源部から出射される狭帯域光とは異なる波長帯域の光を出射する第3の光源部、を更に備え、前記第1の光源部から出射された前記広帯域光と前記第3の光源部から出射された光とが合波された光が前記合波部材に入射し、前記合波部材によって、前記第1の光源部から出射された前記広帯域光と前記第3の光源部から出射された光とが合波された光と、前記第2の光源部から出射される前記狭帯域光と、が更に合波される、前記(1)~(8)のいずれか1項に記載の照明装置。

(10) 前記第1の光源部及び前記第3の光源部はLEDによって構成される、前記(9)に記載の照明装置。

(11) 第1の光源部、第2の光源部、放射角度変更部材、合波部材及び制御部を備える照明装置における照明方法であって、前記制御部が前記第1の光源部の駆動電流を制御して、前記第1の光源部から広帯域光を出射させることと、前記制御部が前記第2の光源部の駆動電流を制御して、前記第2の光源部から、前記広帯域光より狭い波長帯域の狭帯域光を出射させることと、前記放射角度変更部材によって、前記合波部材により合波された光が入射するライトガイドの入射端面において前記広帯域光と前記狭帯域光との入射角が近づくように、前記狭帯域光の放射角度を変更することと、前記合波部材によって、前記広帯域光と前記狭帯域光とを合波することと、を含み、前記合波部材は、前記広帯域光及び前記狭帯域光のうちランダム偏光である光の光路上に少なくとも配置され入射光の偏光方向を所定の変換する偏光変換素子と、前記偏光変換素子を通過した光が入射する偏光ビームスプリッターと、を有し、前記偏光ビームスプリッターは、前記偏光変換素子によって偏光方向が互いに直交した状態となった前記広帯域光及び前記狭帯域光を合波する、照明方法。

(12) 患者の術野に照射される広帯域光及び励起光の少なくともいずれかを出力する照明装置、を備え、前記照明装置は、広帯域光を出射する第1の光源部と、前記広帯域光より狭い波長帯域の狭帯域光を出射する第2の光源部と、前記第2の光源部から出射された前記狭帯域光の放射角度を変更することにより2次光源を生成する放射角度変更部材と、前記広帯域光と前記狭帯域光とを合波する合波部材と、を備え、前記放射角度変更部材は、前記合波部材により合波された光が入射するライトガイドの入射端面において前記広帯域光と前記狭帯域光との入射角が近づくように、前記狭帯域光の放射角度を変更し、前記合波部材は、前記広帯域光及び前記狭帯域光のうちランダム偏光である光の光路上に少なくとも配置され入射光の偏光方向を所定の変換する偏光変換素子と、前記偏光変換

10

20

30

40

50

素子を通過した光が入射する偏光ビームスプリッターと、を有し、前記偏光ビームスプリッターは、前記偏光変換素子によって偏光方向が互いに直交した状態となった前記広帯域光及び前記狭帯域光を合波する、観察装置。

(13) 前記観察装置は、患者の体腔内に挿入され、前記照明装置からの出力光が内部を導光されるとともに、前記体腔内の術野に対して前記出力光を照射する鏡筒、を更に備える、内視鏡装置である、前記(12)に記載の観察装置。

(14) 前記観察装置は、前記照明装置からの出力光が、投影レンズを介して外部に向かって出射され、術野に対して照射される、顕微鏡装置である、前記(12)に記載の観察装置。

(15) 前記励起光よりも長波長帯域であって前記励起光による蛍光の波長帯域を含む光に基づいて第1の画像を生成する長波長帯域画像生成部と、前記蛍光よりも短波長帯域であって前記励起光の波長帯域を含む光に基づいて第2の画像を生成する短波長帯域画像生成部と、を更に備える、前記(12)~(14)のいずれか1項に記載の観察装置。

(16) 広帯域光による術野の通常観察像が得られる通常観察モードにおいては、前記第1の光源部及び前記第2の光源部がともに駆動され、前記第1の画像と前記第2の画像とが合成されることにより、前記通常観察像が得られる、前記(15)に記載の観察装置。

(17) 前記通常観察モードでは、前記第1の画像のRGB値と前記第2の画像のRGB値とが足し合わされることにより前記通常観察像が生成される、前記(16)に記載の観察装置。

(18) 励起光による術野の蛍光観察像が得られる特殊観察モードにおいては、前記第1の光源部及び前記第2の光源部のうち前記第2の光源部のみが駆動され、前記第2の画像が前記蛍光観察像として得られる、前記(15)~(17)のいずれか1項に記載の観察装置。

(19) 広帯域光による術野の通常観察像と、励起光による術野の蛍光観察像と、が同時に得られる通常/特殊観察モードにおいては、前記第1の光源部及び前記第2の光源部がともに駆動され、前記第1の画像と前記第2の画像とが合成されることにより、前記通常観察像と前記蛍光観察像とが重ね合わされた画像が得られる、前記(15)~(18)のいずれか1項に記載の観察装置。

(20) 前記通常/特殊観察モードでは、前記第1の画像のR値と前記第2の画像のGB値とが足し合わされることにより、前記通常観察像と前記蛍光観察像とが重ね合わされた画像が生成される、前記(19)に記載の観察装置。

(21) 前記短波長帯域画像生成部は、前記励起光に対応する波長帯域の成分が減衰又は除去された光に基づいて前記第2の画像を生成し、前記通常/特殊観察モードでは、前記第1の画像のRGB値と前記第2の画像のRGB値とが足し合わされることにより、前記通常観察像と前記蛍光観察像とが重ね合わされた画像が生成される、前記(19)に記載の観察装置。

#### 【符号の説明】

#### 【0243】

- 1 内視鏡装置
- 2 顕微鏡装置
- 10、20、30、40、1100、2100 照明装置
- 101 第1の光源部
- 103、103a 第1のコリメート光学系
- 105 結合光学系
- 107 光ファイバ
- 109 第3のコリメート光学系
- 111 拡散部材
- 113、113a 第2のコリメート光学系
- 115 合波部材
- 117、117a コンデンサ光学系

10

20

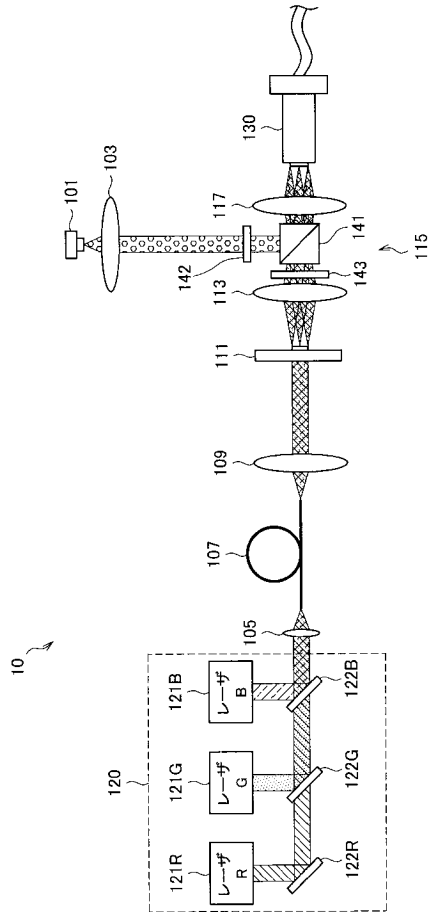
30

40

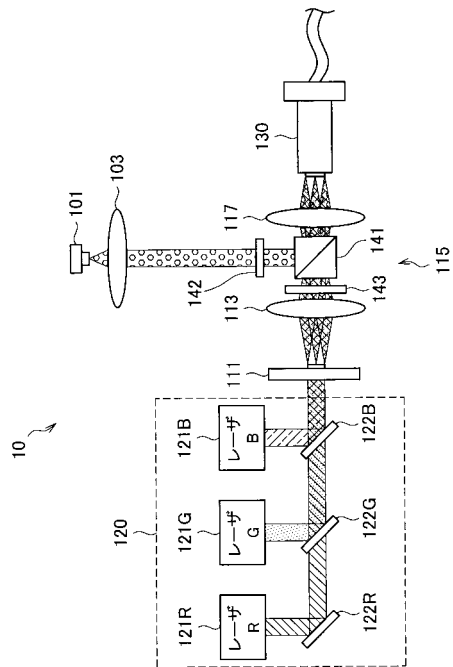
50

1 1 9	第 3 の光源部	
1 2 0、1 2 0 b	第 2 の光源部	
1 2 1 R、1 2 1 G、1 2 1 B	レーザ光源	
1 2 2 R、1 2 2 G、1 2 2 B	ダイクロイックミラー	
1 2 5	ダイクロイックミラー	
1 3 0	ライトガイド	
1 4 1	偏光ビームスプリッター	
1 4 2	第 1 の偏光変換素子	
1 4 3	第 2 の偏光変換素子	
1 1 0 1	レーザラインフィルタ	10
1 1 0 3、1 1 0 7	ハーフミラー	
1 1 0 5、1 1 0 9	光検出器	
1 1 1 1	投影レンズ	
1 1 2 0	制御部	
1 1 2 1	第 1 光源部駆動制御部	
1 1 2 3	第 2 光源部駆動制御部	
1 2 0 0、1 2 0 0 c	内視鏡部	
1 2 1 0	鏡筒	
1 2 2 0、1 2 2 0 c、2 2 0 0	撮像ユニット	
1 2 2 1	光学フィルタ	20
1 2 2 3	第 1 の撮像素子	
1 2 2 5	第 2 の撮像素子	
1 2 2 7	第 2 の光学フィルタ	
1 3 0 0	画像処理装置	
1 3 0 1	長波長帯域画像生成部	
1 3 0 3	短波長帯域画像生成部	
1 3 0 5	観察像生成部	
1 3 0 7	入力部	
1 4 0 0	表示装置	
1 5 0 0	観察部位	30
1 5 0 1	第 1 の照射範囲	
1 5 0 3	第 2 の照射範囲	
2 2 2 7	イメージレンズ	

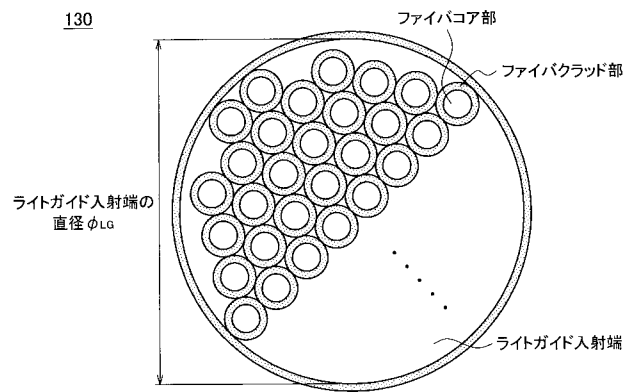
【図1】



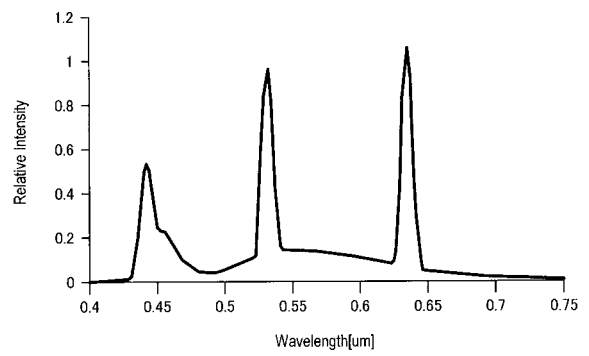
【図4】



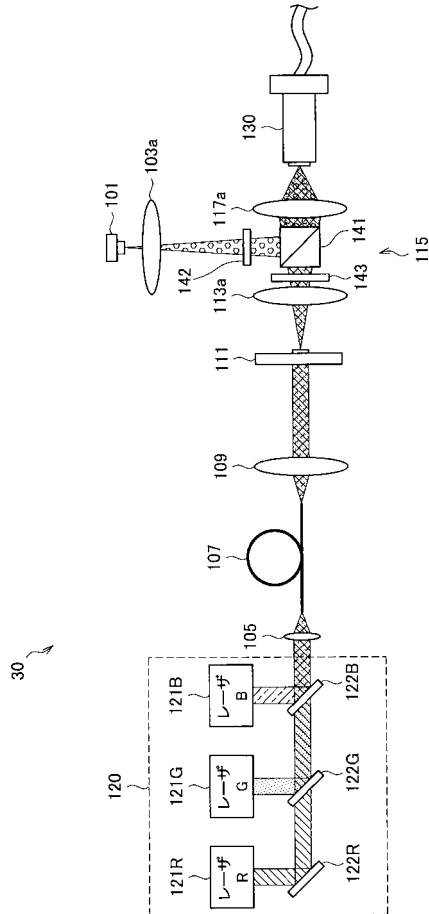
【図2】



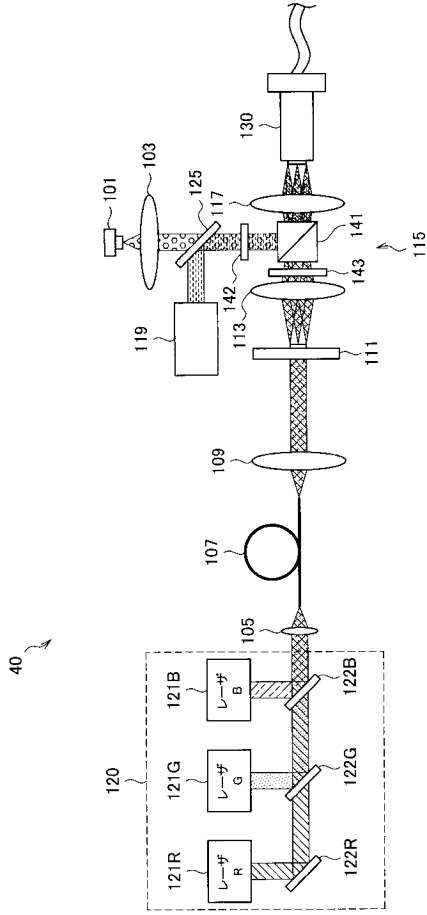
【図3】



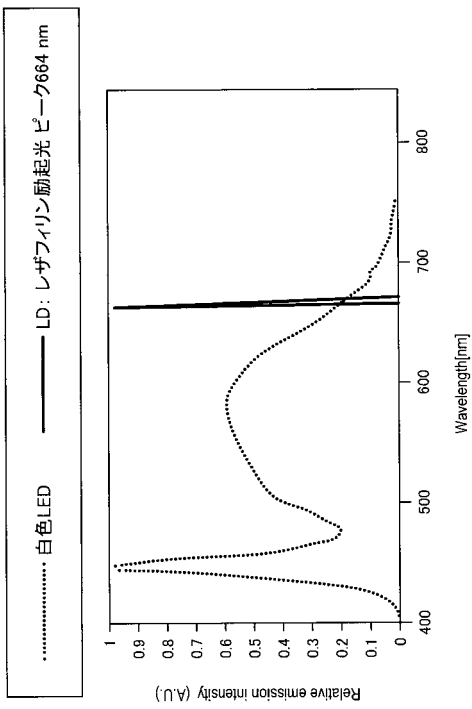
【図5】



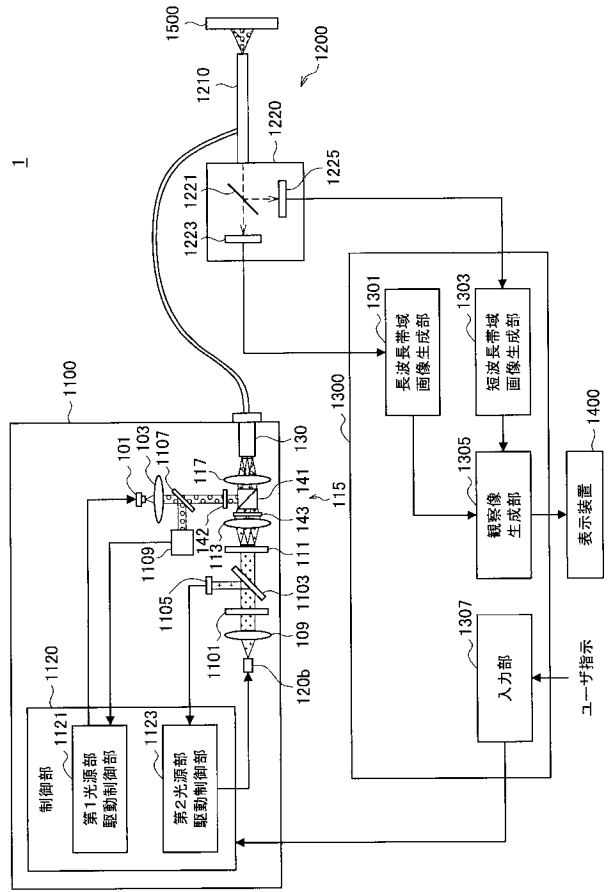
【図6】



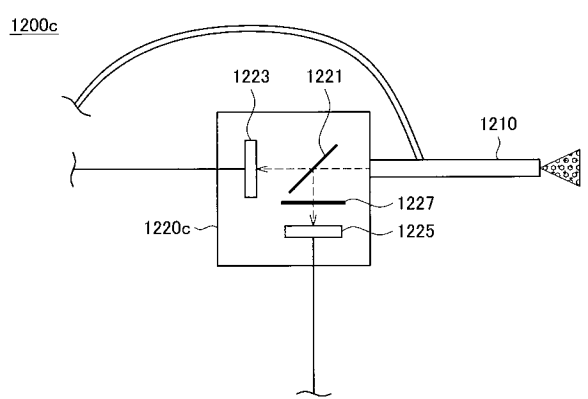
【図8】



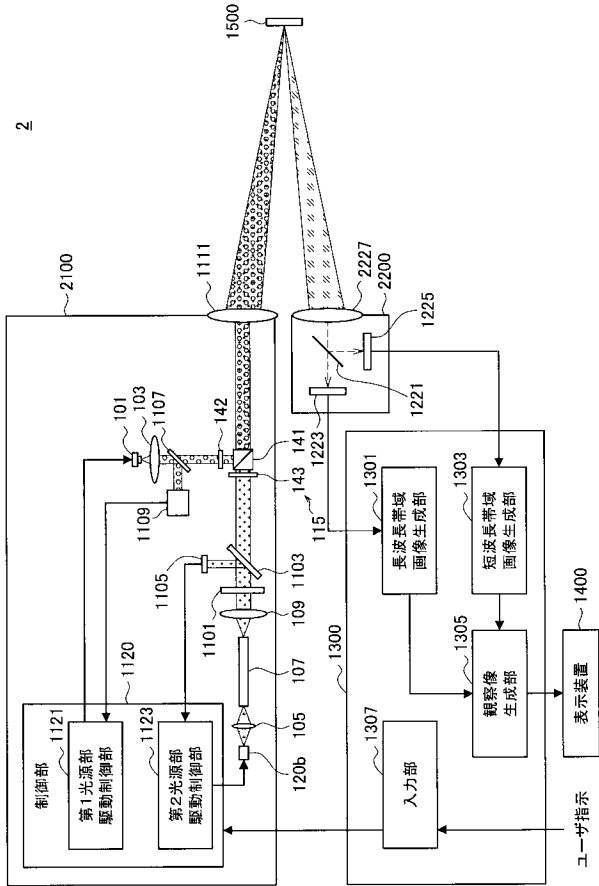
【図7】



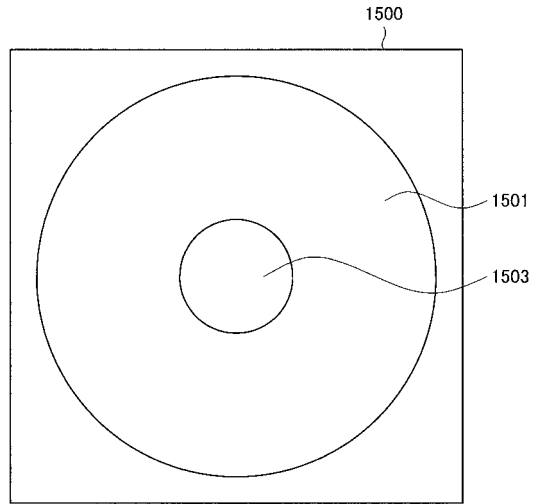
【図9】



【図10】



【図11】



【手続補正書】

【提出日】平成30年9月19日(2018.9.19)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

広帯域光を出射する第1の光源部と、  
 前記広帯域光より狭い波長帯域の狭帯域光を出射する第2の光源部と、  
 前記第2の光源部から出射された前記狭帯域光の放射角度を変更することにより2次光源を生成する放射角度変更部材と、

前記広帯域光と前記狭帯域光とを合波する合波部材と、  
 を備え、

前記放射角度変更部材は、前記合波部材により合波された光が入射するライトガイドの入射端面において前記広帯域光と前記狭帯域光との入射角が近づくように、前記狭帯域光の放射角度を変更し、

前記合波部材は、前記広帯域光及び前記狭帯域光のうちランダム偏光である光の光路上に少なくとも配置され入射光の偏光方向を所定の方向に変換する偏光変換素子と、前記偏光変換素子を通過した光が入射する偏光ビームスプリッターと、を有し、

前記偏光ビームスプリッターは、前記偏光変換素子によって偏光方向が互いに直交した状態となった前記広帯域光及び前記狭帯域光を合波する、照明装置。

【請求項2】

前記放射角度変更部材は、更に、前記ライトガイドの入射端面において前記広帯域光と

前記狭帯域光とのビーム径が近づくように、前記狭帯域光の放射角度を変更する、  
請求項 1 に記載の照明装置。

【請求項 3】

前記第 1 の光源部から出射された前記広帯域光を略平行光とする第 1 のコリメート光学系と、

前記放射角度変更部材から出射された前記狭帯域光を略平行光とする第 2 のコリメート光学系と、

を更に備え、

前記合波部材は、前記第 1 のコリメート光学系によって略平行光に変換された前記広帯域光と、前記第 2 のコリメート光学系によって略平行光に変換された前記狭帯域光と、を合波する、

請求項 1 又は 2 に記載の照明装置。

【請求項 4】

前記第 2 の光源部から出射された前記狭帯域光を光ファイバに結合させる結合光学系と

、

前記光ファイバから出射された前記狭帯域光を略平行光とする第 3 のコリメート光学系と、

を更に備え、

前記放射角度変更部材は、前記第 3 のコリメート光学系から出射された前記狭帯域光の放射角度を変更することにより 2 次光源を生成する、

請求項 3 に記載の照明装置。

【請求項 5】

前記合波部材によって合波された光をライトガイドの入射端に結像するコンデンサ光学系、を更に備え、

前記コンデンサ光学系は、前記ライトガイドの入射端に結像される前記 2 次光源の像の大きさが、前記ライトガイドの入射端の直径と略同一になるように、前記 2 次光源からの光を前記ライトガイドの入射端に結像する、

請求項 3 又は 4 に記載の照明装置。

【請求項 6】

前記第 2 の光源部は、前記狭帯域光としてレーザ光を出射する複数のレーザ光源を有し

、

前記複数のレーザ光源は、赤色レーザ光を出射する赤色レーザ光源、緑色レーザ光を出射する緑色レーザ光源、及び青色レーザ光を出射する青色レーザ光源、を少なくとも含む

、

請求項 1 ~ 5 の何れか 1 項に記載の照明装置。

【請求項 7】

前記第 2 の光源部は、前記狭帯域光としてレーザ光を出射する複数のレーザ光源を有し

、

前記複数のレーザ光源の駆動がそれぞれ独立に制御されることにより、前記合波部材によって合波された光の色温度が調整される、

請求項 1 ~ 6 の何れか 1 項に記載の照明装置。

【請求項 8】

前記第 2 の光源部を構成する光源のうちの少なくとも 1 つは、観察部位の蛍光観察に用いられる励起光に対応する波長帯域のレーザ光を、前記狭帯域光として出射する、

請求項 1 ~ 7 の何れか 1 項に記載の照明装置。

【請求項 9】

前記第 2 の光源部から出射される狭帯域光とは異なる波長帯域の光を出射する第 3 の光源部、を更に備え、

前記第 1 の光源部から出射された前記広帯域光と前記第 3 の光源部から出射された光とが合波された光が前記合波部材に入射し、

前記合波部材によって、前記第 1 の光源部から出射された前記広帯域光と前記第 3 の光源部から出射された光とが合波された光と、前記第 2 の光源部から出射される前記狭帯域光と、が更に合波される、

請求項 1 ~ 8 の何れか 1 項に記載の照明装置。

【請求項 10】

前記第 1 の光源部及び前記第 3 の光源部は LED によって構成される、  
請求項 9 に記載の照明装置。

【請求項 11】

第 1 の光源部、第 2 の光源部、放射角度変更部材、合波部材及び制御部を備える照明装置における照明方法であって、

前記制御部が前記第 1 の光源部の駆動電流を制御して、前記第 1 の光源部から広帯域光を出射させることと、

前記制御部が前記第 2 の光源部の駆動電流を制御して、前記第 2 の光源部から、前記広帯域光より狭い波長帯域の狭帯域光を出射させることと、

前記放射角度変更部材によって、前記合波部材により合波された光が入射するライトガイドの入射端面において前記広帯域光と前記狭帯域光との入射角が近づくように、前記狭帯域光の放射角度を変更することと、

前記合波部材によって、前記広帯域光と前記狭帯域光とを合波することと、  
を含み、

前記合波部材は、前記広帯域光及び前記狭帯域光のうちランダム偏光である光の光路上に少なくとも配置され入射光の偏光方向を所定の方向に変換する偏光変換素子と、前記偏光変換素子を通過した光が入射する偏光ビームスプリッターと、を有し、

前記偏光ビームスプリッターは、前記偏光変換素子によって偏光方向が互いに直交した状態となった前記広帯域光及び前記狭帯域光を合波する、照明方法。

【請求項 12】

患者の術野に照射される広帯域光及び励起光の少なくともいずれかを出力する照明装置、を備え、

前記照明装置は、

広帯域光を出射する第 1 の光源部と、

前記広帯域光より狭い波長帯域の狭帯域光を出射する第 2 の光源部と、

前記第 2 の光源部から出射された前記狭帯域光の放射角度を変更することにより 2 次光源を生成する放射角度変更部材と、

前記広帯域光と前記狭帯域光とを合波する合波部材と、  
を備え、

前記放射角度変更部材は、前記合波部材により合波された光が入射するライトガイドの入射端面において前記広帯域光と前記狭帯域光との入射角が近づくように、前記狭帯域光の放射角度を変更し、

前記合波部材は、前記広帯域光及び前記狭帯域光のうちランダム偏光である光の光路上に少なくとも配置され入射光の偏光方向を所定の方向に変換する偏光変換素子と、前記偏光変換素子を通過した光が入射する偏光ビームスプリッターと、を有し、

前記偏光ビームスプリッターは、前記偏光変換素子によって偏光方向が互いに直交した状態となった前記広帯域光及び前記狭帯域光を合波する、観察装置。

【請求項 13】

前記観察装置は、患者の体腔内に挿入され、前記照明装置からの出力光が内部を導光されるとともに、前記体腔内の術野に対して前記出力光を照射する鏡筒、を更に備える、内視鏡装置である、

請求項 12 に記載の観察装置。

【請求項 14】

前記観察装置は、前記照明装置からの出力光が、投影レンズを介して外部に向かって出射され、術野に対して照射される、顕微鏡装置である、

請求項 1 2 に記載の観察装置。

【請求項 1 5】

前記励起光よりも長波長帯域であって前記励起光による蛍光の波長帯域を含む光に基づいて第 1 の画像を生成する長波長帯域画像生成部と、

前記蛍光よりも短波長帯域であって前記励起光の波長帯域を含む光に基づいて第 2 の画像を生成する短波長帯域画像生成部と、

を更に備える、

請求項 1 2 ~ 1 4 の何れか 1 項に記載の観察装置。

【請求項 1 6】

広帯域光による術野の通常観察像が得られる通常観察モードにおいては、

前記第 1 の光源部及び前記第 2 の光源部がともに駆動され、

前記第 1 の画像と前記第 2 の画像とが合成されることにより、前記通常観察像が得られる、

請求項 1 5 に記載の観察装置。

【請求項 1 7】

前記通常観察モードでは、前記第 1 の画像の R G B 値と前記第 2 の画像の R G B 値とが足し合わされることにより前記通常観察像が生成される、

請求項 1 6 に記載の観察装置。

【請求項 1 8】

励起光による術野の蛍光観察像が得られる特殊観察モードにおいては、

前記第 1 の光源部及び前記第 2 の光源部のうち前記第 2 の光源部のみが駆動され、

前記第 2 の画像が前記蛍光観察像として得られる、

請求項 1 5 ~ 1 7 の何れか 1 項に記載の観察装置。

【請求項 1 9】

広帯域光による術野の通常観察像と、励起光による術野の蛍光観察像と、が同時に得られる通常 / 特殊観察モードにおいては、

前記第 1 の光源部及び前記第 2 の光源部がともに駆動され、

前記第 1 の画像と前記第 2 の画像とが合成されることにより、前記通常観察像と前記蛍光観察像とが重ね合わされた画像が得られる、

請求項 1 5 ~ 1 8 の何れか 1 項に記載の観察装置。

【請求項 2 0】

前記通常 / 特殊観察モードでは、前記第 1 の画像の R 値と前記第 2 の画像の G B 値とが足し合わされることにより、前記通常観察像と前記蛍光観察像とが重ね合わされた画像が生成される、

請求項 1 9 に記載の観察装置。

【請求項 2 1】

前記短波長帯域画像生成部は、前記励起光に対応する波長帯域の成分が減衰又は除去された光に基づいて前記第 2 の画像を生成し、

前記通常 / 特殊観察モードでは、前記第 1 の画像の R G B 値と前記第 2 の画像の R G B 値とが足し合わされることにより、前記通常観察像と前記蛍光観察像とが重ね合わされた画像が生成される、

請求項 1 9 に記載の観察装置。

---

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)  
G 0 2 B 23/26 B

(72)発明者 松延 剛  
東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

(72)発明者 山口 恭司  
東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA09 CA09 CA11 GA03 GA05 GA11  
4C161 BB08 CC06 NN05 QQ04 QQ07 QQ09 RR02 RR04 RR13 WW04  
WW17

