

(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2014-171511

(P2014-171511A)

(43) 公開日 平成26年9月22日(2014.9.22)

(51) Int.Cl.

F 1

テーマコード (参考)

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

4 C 1 6 1

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 B

審査請求 未請求 請求項の数 25 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2013-44282 (P2013-44282)

(22) 出願日 平成25年3月6日 (2013.3.6)

(71) 出願人 0000000376

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100108855

弁理士 蔵田 昌俊

(74) 代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74) 代理人 100088683

弁理士 中村 誠

(74) 代理人 100103034

弁理士 野河 信久

(74) 代理人 100095441

弁理士 白根 俊郎

(74) 代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

[最終頁に続く](#)

(54) 【発明の名称】 被検体観察システム及びその方法

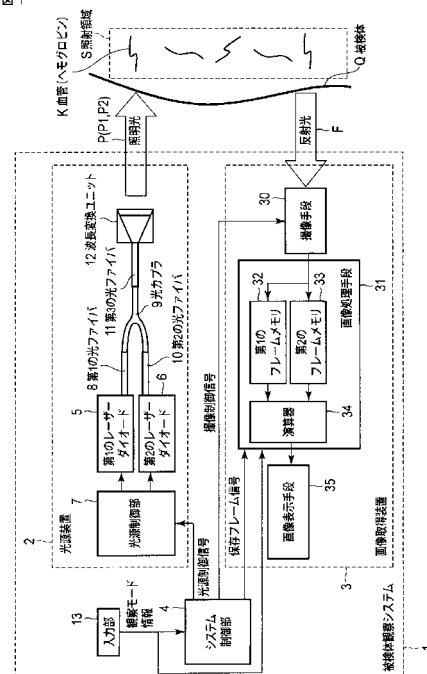
(57) 【要約】

【課題】通常光観察や特殊光観察等の複数の観察に使用可能で、かつ所望の波長帯域の画像を得ることが可能な小型化を実現すること。

【解決手段】複数の１次光源からそれぞれ射出された波長の異なる複数の１次光を波長変換し、当該波長変換した光を含む複数の照明光を観察対象に照射し、観察対象における照明光の照射領域の画像を複数の色領域により色分解して取得する被検体観察システムにおいて、複数の観察モードを入力可能なモード入力部と、モード入力部に観察対象のうち特定の観察対象を強調表示する特殊光観察モードが入力された場合、複数の１次光源を順次点灯して照明光を順次観察対象に対して同一箇所の開口から照射する光源手段と、複数の照明光をそれぞれ観察対象に照射する毎の複数の画像を取得し、当該複数の画像に基づいて観察対象の特殊光観察画像を生成する画像取得手段とを具備する。

【選択図】図 1

图 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の 1 次光源からそれぞれ射出された波長の異なる複数の 1 次光を波長変換し、当該波長変換した光を含む複数の照明光を観察対象に照射し、前記観察対象における前記照明光の照射領域の画像を複数の色領域により色分解して取得する被検体観察システムにおいて、

複数の観察モードを入力可能なモード入力部と、

前記モード入力部に前記観察対象のうち特定の観察対象を強調表示する特殊光観察モードが入力された場合、前記複数の 1 次光源を順次点灯して前記照明光を順次前記観察対象に対して同一箇所の開口から照射する光源手段と、

前記複数の照明光をそれぞれ前記観察対象に照射する毎の複数の画像を取得し、当該複数の画像に基づいて前記観察対象の特殊光観察画像を生成する画像取得手段と、
を具備することを特徴とする被検体観察システム。

10

【請求項 2】

前記モード入力部に前記特殊光観察モードが入力された場合、前記画像取得手段は、前記光源手段から出力される前記照明光の波長特性と当該画像取得手段に有する前記色領域の波長特性との重なりにより生成される狭帯域スペクトル要素の情報に基づいて前記特殊光観察画像を取得することを特徴とする請求項 1 に記載の被検体観察システム。

【請求項 3】

前記光源手段は、前記照明光としてそれぞれ波長の異なる第 1 の照明光と第 2 の照明光とを射出し、

前記モード入力部に前記特殊光観察モードが入力された場合、前記画像取得手段は、前記光源手段から前記第 1 の照明光が前記観察対象に照射される毎に取得される各第 1 の撮像フレームの画像から第 1 の狭帯域スペクトル要素の情報を取得し、かつ前記光源手段から前記第 2 の照明光が前記観察対象に照射される毎に取得される各第 2 の撮像フレームの画像から第 2 の狭帯域スペクトル要素の情報を取得し、前記第 1 の狭帯域スペクトル要素の情報と前記第 2 の狭帯域スペクトル要素の情報とを組み合わせる前記特殊光観察画像を構築する、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の被検体観察システム。

20

【請求項 4】

前記画像取得手段は、前記第 1 の撮像フレームの画像を保存する第 1 のフレームメモリと、

前記第 2 の撮像フレームの画像を保存する第 2 のフレームメモリと、

前記観察対象を撮像する撮像手段と、

を備え、

前記画像取得手段は、前記光源手段により前記第 1 の照明光を照射しているときに前記撮像手段における露光処理により取得した前記第 1 の撮像フレームの画像を前記第 1 のフレームメモリに保存し、前記光源手段により前記第 2 の照明光を照射しているときに前記撮像手段における露光処理により取得した前記第 2 の撮像フレームの画像を前記第 2 のフレームメモリに保存する、

ことを特徴とする請求項 3 に記載の被検体観察システム。

30

40

【請求項 5】

前記第 1 の狭帯域スペクトル要素と前記第 2 の狭帯域スペクトル要素とは、それぞれ前記観察対象の物質の吸収強度が高い波長を含み、かつ異なる吸収ピークに属することを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の被検体観察システム。

【請求項 6】

前記第 1 の照明光は、前記 1 次光源のうち第 1 の 1 次光源から射出される第 1 の 1 次光で構成される前記第 1 の狭帯域スペクトル要素を少なくとも含み、前記第 1 の狭帯域スペクトル要素を含む前記色領域のうち第 1 の色領域において、前記観察対象の物質の吸収強度が相対的に吸収されにくい波長の強度が低いことを特徴とする請求項 5 に記載の被検体

50

観察システム。

【請求項 7】

前記第 2 の照明光は、前記 1 次光源のうち第 2 の 1 次光源から射出される第 2 の 1 次光と、当該第 2 の 1 次光により励起される第 1 の蛍光体により生成される第 1 の蛍光とが混合した光を含み、

前記第 1 の蛍光体は、前記 1 次光源のうち第 1 の 1 次光により励起されず、

前記第 2 の 1 次光は、前記第 1 の狭帯域スペクトル要素を含む前記色領域のうち第 1 の色領域に属し、前記第 1 の 1 次光と波長が異なる、

ことを特徴とする請求項 5 に記載の被検体観察システム。

【請求項 8】

前記色領域のうち第 2 の色領域は、前記第 2 の狭帯域スペクトル要素を含み、

前記第 2 の色領域の短波長境界値又は長波長境界値は、前記第 1 の蛍光の長波長境界値と短波長境界値の間に位置し、かつ前記第 2 の色領域のもう一方の境界値は、前記第 1 の蛍光の長波長境界値より長波長又は短波長境界値より短波長に位置し、

前記第 2 の狭帯域スペクトル要素は、前記第 2 の色領域と、前記第 1 の蛍光のスペクトルが重なり合った波長領域である、

ことを特徴とする請求項 7 に記載の被検体観察システム。

【請求項 9】

前記画像取得手段は、前記第 1 の撮像フレームの前記第 1 の色領域の画素情報と、前記第 2 の撮像フレームの前記第 2 の色領域の画素情報を用いて、特殊光観察に於ける画像を構成することを特徴とする請求項 4 に記載の被検体観察システム。

【請求項 10】

前記観察対象の物質は、前記被検体内に存在するヘモグロビンであることを特徴とする請求項 5 又は 6 に記載の被検体観察システム。

【請求項 11】

前記観察対象の物質は、前記被検体外より投与され特定の波長に反応して発光する蛍光プローブであることを特徴とする請求項 5 又は 6 に記載の被検体観察システム。

【請求項 12】

前記第 1 の照明光は、前記第 1 の 1 次光に加えて、可視光波長領域の中でありかつ前記第 1 の色領域に含まれない波長域に強度を持つことを特徴とする請求項 6 に記載の被検体観察システム。

【請求項 13】

前記第 1 の照明光は、前記第 1 の 1 次光に加えて、前記第 1 の 1 次光により励起される第 2 の蛍光を含むことを特徴とする請求項 12 に記載の被検体観察システム。

【請求項 14】

前記第 2 の照明光は、前記第 2 の色領域に含まれない波長に強度を持つことを特徴とする請求項 7 に記載の被検体観察システム。

【請求項 15】

前記第 2 の照明光は、前記第 2 の 1 次光により励起される第 3 の蛍光を含むことを特徴とする請求項 14 に記載の被検体観察システム。

【請求項 16】

前記第 2 の照明光は、白色光であり、

前記第 2 の撮像フレームで得られる画像は、通常光観察画像である、
ことを特徴とする請求項 14 又は 15 に記載の被検体観察システム。

【請求項 17】

前記第 1 の 1 次光は、415 nm 付近の波長に強度ピークを持ち、

前記第 2 の 2 次光は、445 nm 付近の波長に強度ピークを持ち、

前記第 1 の蛍光は、前記第 2 の 1 次光により励起される緑色の蛍光であり、

前記第 1 の色領域は、波長 460 nm を中心とした青色領域であり、

前記第 2 の色領域は、波長 540 nm を中心とした緑色領域である、

10

20

30

40

50

ことを特徴とする請求項 8 に記載の被検体観察システム。

【請求項 18】

前記第 2 の蛍光は、前記第 1 の 1 次光により励起される赤色の蛍光を含むことを特徴とする請求項 13 に記載の被検体観察システム。

【請求項 19】

前記第 3 の蛍光は、前記第 2 の 1 次光により励起される赤色の蛍光を含むことを特徴とする請求項 15 に記載の被検体観察システム。

【請求項 20】

前記第 2 の照明光は、前記第 1 の照明光を含むことを特徴とする請求項 7 に記載の被検体観察システム。

【請求項 21】

前記光源手段が備える複数の 1 次光源は、レーザ光源であることを特徴とする請求項 1 に記載の被検体観察システム。

【請求項 22】

前記光源手段が備える複数の 1 次光源は、発光ダイオードであることを特徴とする請求項 1 に記載の被検体観察システム。

【請求項 23】

前記画像取得手段は、前記第 1 のフレームメモリに保存されている前記第 1 の撮像フレームの画像における特定の検出色画面の輝度情報と、前記第 2 のフレームメモリに保存されている前記第 2 の撮像フレームの画像における特定の検出色画面の輝度情報とを演算処理して、特定の波長成分の光による画像を解析的に求めて前記特殊光観察画像を構築することを特徴とする請求項 4 に記載の被検体観察システム。

【請求項 24】

前記モード入力部は、前記観察対象に対し通常観察を行う通常光観察モードを入力可能であり、

前記モード指示部へ前記通常光観察モードを入力した場合、前記光源手段は照明光として第 2 の照明光を出力する、

ことを特徴とする請求項 16 に記載の被検体観察システム。

【請求項 25】

複数の 1 次光源からそれぞれ射出された波長の異なる複数の 1 次光を波長変換し、当該波長変換した光を含む複数の照明光を観察対象に照射し、前記観察対象における前記照明光の照射領域の画像を複数の色領域により色分解して取得する被検体観察システムにおいて、

前記観察対象のうち特定の観察対象を強調表示する特殊光観察モード時、前記複数の 1 次光源を順次点灯して前記照明光を順次前記観察対象に対して同一箇所の開口から照射し、

前記複数の照明光をそれぞれ前記観察対象に照射する毎の複数の画像を取得し、当該複数の画像に基づいて前記観察対象の特殊光観察画像を生成する、

ことを特徴とする被検体観察方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、白色光による通常観察や、この通常観察での波長とは異なる波長の光、例えば特定の被検体を観察するための特殊光による観察などの複数の観察を行う被検体観察システム及びその方法に関する。

【背景技術】

【0002】

例えば内視鏡等の被検体観察システムは、被検体に白色光等を照射するために発光装置を備えている。このような発光装置としては、現在、光ファイバ先端に波長変換部材を配置し、小型固体光源から出力された光を波長変換部材により波長変換することにより、光

10

20

30

40

50

を所望の照射パターンや色へ変化させるものが開発されている。特許文献 1 は、励起光源と光ファイバ先端に配置する波長変換部材との組合せにより、様々な色が射出可能な発光装置及びそれを用いた内視鏡装置を開示する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2005 - 205195 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

10

特許文献 1 は、先端に配置した複数の波長変換部材を励起光源で励起し、この励起により発生する白色光、すなわち可視光領域の広範囲にスペクトル成分を持つ白色光を内視鏡用光源として射出し、この白色光を生体内に照射することにより当該生体内の通常光観察を実現している。また、特許文献 1 は、白色光とは異なる色、すなわち波長の異なる光を射出する場合には、発光特性が異なる波長変換部材を励起光源で励起することにより実現している。

【0005】

このため、特許文献 1 では、白色光による通常光観察と、白色光と異なる色による観察となどの複数の観察を行う場合には、発光特性が異なる複数の波長変換部材を先端に配置する必要がある。又、特許文献 1 では、励起光源から波長変換部材に励起光を導光する導光部材や、励起光源も場合によっては複数必要となり、発光装置等の小型化が困難である。

20

【0006】

そこで本発明は、通常光観察や特殊光観察等の複数の観察に使用可能で、かつ所望の波長帯域の画像を得ることが可能な小型化を実現できる被検体観察システム及びその方法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】

【0007】

本発明の主要な局面に係る被検体観察システムは、複数の 1 次光源からそれぞれ射出された波長の異なる複数の 1 次光を波長変換し、当該波長変換した光を含む複数の照明光を観察対象に照射し、前記観察対象における前記照明光の照射領域の画像を複数の色領域により色分解して取得する被検体観察システムにおいて、複数の観察モードを入力可能なモード入力部と、前記モード入力部に前記観察対象のうち特定の観察対象を強調表示する特殊光観察モードが入力された場合、前記複数の 1 次光源を順次点灯して前記照明光を順次前記観察対象に対して同一箇所の開口から照射する光源手段と、前記複数の照明光をそれぞれ前記観察対象に照射する毎の複数の画像を取得し、当該複数の画像に基づいて前記観察対象の特殊光観察画像を生成する画像取得手段とを具備する。

30

【0008】

本発明の主要な局面に係る被検体観察方法は、複数の 1 次光源からそれぞれ射出された波長の異なる複数の 1 次光を波長変換し、当該波長変換した光を含む複数の照明光を観察対象に照射し、前記観察対象における前記照明光の照射領域の画像を複数の色領域により色分解して取得する被検体観察システムにおいて、前記観察対象のうち特定の観察対象を強調表示する特殊光観察モード時、前記複数の 1 次光源を順次点灯して前記照明光を順次前記観察対象に対して同一箇所の開口から照射し、前記複数の照明光をそれぞれ前記観察対象に照射する毎の複数の画像を取得し、当該複数の画像に基づいて前記観察対象の特殊光観察画像を生成する。

40

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、通常光観察や特殊光観察等の複数の観察に使用可能で、かつ所望の波長帯域の画像を得ることが可能な小型化を実現できる被検体観察システム及びその方法を

50

提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明に係る被検体観察システムの第1の実施の形態を示す構成図。

【図2】同装置における波長変換ユニットを示す概略構成図。

【図3】同装置における波長変換部材を形成する酸化物質蛍光体の励起/蛍光スペクトル特性を示す図。

【図4】同装置における撮像手段に用いられるCCDイメージャの感度波長特性を示す図。

【図5】同装置における波長変換ユニットから射出される第1の照明光のスペクトル特性を示す図。 10

【図6】同装置における波長変換ユニットから射出される第2の照明光のスペクトル特性を示す図。

【図7】同装置において生体組織中の血管K内に流れるヘモグロビンの吸収強度の指標となる吸収係数を示す図。

【図8】同装置における撮像手段のG画素の受光感度特性と黄色蛍光の波長スペクトルとの重なった第2の狭帯域スペクトル要素に相当する部分を示す図。

【図9】本発明に係る被検体観察システムの第2の実施の形態における波長変換ユニットを示す構成図。

【図10】同装置における波長変換部材（緑色）の吸収/蛍光特性を示す図。 20

【図11】同装置における波長変換部材（赤色）の吸収/蛍光特性を示す図。

【図12】本発明に係る被検体観察システムの第3の実施の形態における波長変換ユニットを示す構成図。

【発明を実施するための形態】

【0011】

[第1の実施の形態]

以下、本発明の第1の実施の形態について図面を参照して説明する。

ここで、本実施の形態における色領域と波長領域との関係は、以下のように定義する。青色（B）領域は、波長領域380nm～500nmとし、緑色（G）領域は、波長領域500nm～600nmとし、赤色（R）領域は、波長領域600nm～720nmとする。なお、後述する撮像手段30の青画素、緑画素、赤画素の感度が最大となる波長は、それぞれ青色領域、緑色領域、赤色領域に含まれるようにする。 30

【0012】

図1は光源装置を備えた被検体観察装置の構成図を示す。この被検体観察装置1は、例えば生体等の被検体Q中の観察対象、例えば血管K中に流れるヘモグロビンを観察する。被検体Qは、例えば人体等であり、血管（毛細血管、深部の太い血管等を含む）Kを含む生体組織である。

この被検体観察装置1は、複数の観察モード、例えば被検体Qに白色光を照射して観察するための通常光観察モードと、観察対象のうち特定の観察対象を強調表示するモード、具体的に被検体Q中の観察対象として例えば血管K中に流れるヘモグロビンを強調表示するための特殊光観察モードとを有する。この被検体観察装置1は、被検体Qに照明光Pとして第1又は第2の照明光P1、P2を照射する光源装置2と、被検体Qの画像情報を取得する画像取得装置3と、これら光源装置2と画像取得装置3とを制御するシステム制御部4とを有する。 40

【0013】

光源装置2は、それぞれ異なる複数の波長の1次光を出力する複数の1次光源としての複数の励起光源と、複数の励起光源から出力された1次光を受光して波長変換し、当該波長変換した光を含む照明光Pを観察対象に射出する波長変換部とを有する。具体的に、光源装置2は、それぞれ異なるスペクトルを有する複数の励起光を射出する複数の励起光源（1次光源）を有する。これら励起光源は、例えば第1の励起光源として半導体レーザで 50

ある第 1 のレーザダイオード 5 と、第 2 の励起光源として半導体レーザである第 2 のレーザダイオード 6 とを有する。

【 0 0 1 4 】

第 1 のレーザダイオード 5 は、発光ピークとなる中心波長（第 1 のスペクトル）が 4 1 5 n m（ 1 ）で、半値幅が数 n m 以下の狭帯域の青紫色のレーザ光を第 1 の 1 次光（第 1 の励起光）として射出する。

第 2 のレーザダイオード 6 は、発光ピークとなる中心波長（第 2 のスペクトル）が 4 4 5 n m（ 2 ）で、半値幅が数 n m 以下の狭帯域の青色のレーザ光とするを第 2 の 1 次光（第 2 の励起光）として射出する。

【 0 0 1 5 】

これら第 1 と第 2 のレーザダイオード 5、6 から出射される各レーザ光（第 1 と第 2 の励起光）は、青色領域に存在する。これらレーザダイオード 5、6 から出射される各レーザ光の波長 1、2 は、それぞれ発光ピークとなる中心波長 4 1 5 n m（ 1 ）、4 4 5 n m（ 2 ）を代表値として挙げたが、これら中心波長に限定されるものでなく、本実施の形態の作用効果を維持出来る範囲でばらつき・固体差が有っても良い。

これら第 1 と第 2 レーザダイオード 5、6 は、光源制御部 7 に接続され、当該光源制御部 7 によって駆動制御される。この光源制御部 7 による第 1 と第 2 レーザダイオード 5、6 の駆動制御の詳細は、後述する。

【 0 0 1 6 】

第 1 のレーザダイオード 5 には、第 1 の光ファイバ 8 を介して光カブラ 9 の一入射端が光学的に接続されている。この第 1 の光ファイバ 8 は、第 1 のレーザダイオード 5 から射出された青紫色のレーザ光を光カブラ 9 に導光する。

第 2 のレーザダイオード 6 には、第 2 の光ファイバ 1 0 を介して光カブラ 9 の他入射端が光学的に接続されている。この第 2 の光ファイバ 1 0 は、第 2 のレーザダイオード 6 から射出された青色のレーザ光を光カブラ 9 に導光する。

【 0 0 1 7 】

光カブラ 9 の出射端は、第 3 の光ファイバ 1 1 を介して光学的に波長変換ユニット 1 2 に接続されている。この光カブラ 9 は、第 1 の光ファイバ 8 によって導光された青紫色レーザ光を第 1 の 1 次光（励起光）として射出するか、第 2 の光ファイバ 1 0 によって導光された青色レーザ光を第 2 の 1 次光として射出するか、又は第 1 の光ファイバ 8 によって導光された青紫色レーザ光である第 1 の 1 次光と第 2 の光ファイバ 1 0 によって導光された青色レーザ光である第 2 の 1 次光とを混合した 1 次光（混合励起光）として射出する。

第 3 の光ファイバ 1 1 は、光カブラ 9 により混合されて射出された 1 次光、すなわち青紫色レーザ光、青色レーザ光、又は混合励起光を波長変換ユニット 1 2 に導光する。この第 3 の光ファイバ 1 1 は、青紫色レーザ光、青色レーザ光、又は混合励起光を当該第 3 の光ファイバ 1 1 の開口、すなわち同一箇所の開口から被検体 Q に照射するものとなる。

【 0 0 1 8 】

なお、第 1、第 2 及び第 3 の光ファイバ 8、1 0、1 1 は、それぞれ例えばコア径 5 0 μ m、開口数 F N A = 0 . 2 を有するマルチモード光ファイバである。

第 1、第 2 のレーザダイオード 5、6 と各光ファイバ 8、1 0 との各間には、第 1、第 2 のレーザダイオード 5、6 から射出される青紫色レーザ光、青色レーザ光をそれぞれ収束させて各光ファイバ 8、1 0 に結合するための各結合レンズ（不図示）が設けられている。

【 0 0 1 9 】

図 2 は波長変換ユニット 1 2 の概略構成図を示す。この波長変換ユニット 1 2 は、第 3 の光ファイバ 1 1 から射出された 1 次光、すなわち青紫色レーザ光、青色レーザ光、又は混合励起光を受光し、これら励起光に応じて照明光 P として第 1 又は第 2 の照明光 P 1、P 2 を照射する。

具体的に波長変換ユニット 1 2 は、第 3 の光ファイバ 1 1 から射出された 1 次光として

10

20

30

40

50

の青紫色レーザ光（ １ ）に対して励起強度が低く、波長変換して蛍光を発光しないものとなっている。これにより、波長変換ユニット１２は、青紫色レーザ光（ １ ）を透過させ、当該青紫色レーザ光（ １ ）を照明光（観察光）Ｐ、ここでは第１の照明光Ｐ１として射出する。この第１の照明光Ｐ１は、第１又は第２のレーザダイオード５、６のうち第１の１次光源としての第１のレーザダイオード５から射出される第１の１次光で構成される第１の狭帯域スペクトル要素を少なくとも含み、第１の狭帯域スペクトル要素を含む色領域のうち第１の色領域において、被検体Ｑの物質の吸収強度が相対的に吸収されにくい波長の強度が低い。

【００２０】

又、この波長変換ユニット１２は、第３の光ファイバ１１から射出された１次光としての青色レーザ光（ ２ ）を波長変換、ここでは黄色の蛍光（ ３ ）に波長変換し、この蛍光（ ３ ）を射出する。これと共に波長変換ユニット１２は、波長変換せずに当該波長変換ユニット１２を透過する青色レーザ光（ ２ ）が存在する。

従って、波長変換ユニット１２は、波長変換した蛍光（ ３ ）と、当該波長変換ユニット１２により波長変換されずに透過した青色レーザ光（ ２ ）の一部とを混合し、この混合光を照明光（観察光）Ｐ、ここでは第２の照明光Ｐ２として射出する。この第２の照明光Ｐ２は、１次光源のうち第２の１次光源としての第２のレーザダイオード６から射出される第２の１次光と、当該第２の１次光により励起される第１の蛍光体（波長変換部材２２）により生成される第１の蛍光とが混合した光を含む。

【００２１】

この波長変換ユニット１２の構造は、ホルダ２０と、光透過部材２１と、波長変換部材２２、反射部材２３と、入射部２４と、射出部２５とから成る。

ホルダ２０は、光透過部材２１と波長変換部材２２とを保持するもので、第３の光ファイバ１１の接続側、すなわち１次光の入射側に光透過部材２１が設けられ、かつ照明光Ｐの射出側に波長変換部材２２が設けられている。このホルダ２０における光透過部材２１側には、１次光を入射するための入射部２４が形成され、かつ波長変換部材２２側には、第１又は第２の照明光Ｐ１、Ｐ２である照明光Ｐを射出するための射出部２５が形成されている。

【００２２】

このホルダ２０の内部は、例えば凹部状に窪んだ円錐状のテーパ形状に形成され、このテーパ形状の内周面に例えば膜状の反射部材２３が形成されている。この反射部材２３は、レーザ光及び蛍光を正反射又は拡散反射する。

光透過部材２１は、第３の光ファイバ１１の射出端から射出される１次光（青紫色レーザ光、青色レーザ光、混合光）と波長変換部材２２により波長変換された蛍光とを透過するもので、透過率の高いガラスやシリコン樹脂等の部材により形成されている。

【００２３】

波長変換部材２２は、第２のレーザダイオード６から射出される１次光の青色レーザ光（中心波長４４５ｎｍ：第２の励起光： ２）を吸収して黄色の蛍光（ ３ ）を発する。この波長変換部材２２は、例えばＣｅ（セリウム）賦活のガーネット結晶構造を有する酸化物蛍光体（ＹＡＧ、ＴＡＧ）が用いられる。この酸化物蛍光体（ＹＡＧ、ＴＡＧ）は、波長領域４３０ｎｍ～４７０ｎｍの青色レーザ光を吸収して黄色蛍光を発光可能な材料であるので、波長領域４３０ｎｍ～４７０ｎｍ中にピークを有する青色レーザ光と組み合わせ使用することができる。

又、この波長変換部材２２は、第１のレーザダイオード５から射出される青紫色のレーザ光（中心波長４１５ｎｍ：第１の励起光： １）に対して励起強度が低く、励起されないものとなっている。

【００２４】

図３は波長変換部材２２を形成する酸化物蛍光体の励起／蛍光スペクトル特性を示す。ここで、励起スペクトルの励起領域は、励起強度がピーク値の半分以上である領域と定義する。又、可視光領域は、波長領域３８０ｎｍ～７８０ｎｍとする。

10

20

30

40

50

波長領域 380 nm ~ 780 nm の可視光領域における酸化物蛍光体の吸収領域は、およそ波長領域 420 nm ~ 520 nm である。黄色の蛍光スペクトル（第 1 の蛍光）は、蛍光ピークが中心波長 575 nm（ 3 ）に存在し、半値幅が 95 nm のブロードなスペクトルを有する。この蛍光スペクトルの波形は、蛍光ピーク波長に対して長波長側が短波長側と比べて緩やかな傾斜な特性を有する。

【0025】

この酸化物蛍光体は、第 1 のレーザダイオード 5 から出射される 1 次光である中心波長 415 nm（ 1 ）の青紫色のレーザ光（第 1 の励起光）に対して励起強度が低く、励起されない。この酸化物蛍光体は、励起強度が第 2 のレーザダイオード 6 から出射される 1 次光である波長 445 nm（ 2 ）の青色のレーザ光（第 2 の励起光）に対する強度に対して約 3 分の 1 以下であれば、励起されないと見なせる。

10

この波長変換部材 22 は、シリコン樹脂やガラスなどの封止材料に粉末形状の蛍光体を分散し、当該封止材料を固化させることにより形成される。この波長変換部材 22 の厚さや封止材料に混合される粉末蛍光体の濃度条件は、蛍光体の励起光吸収率や波長変換効率の特性等を考慮して、第 3 の光ファイバ 11 から 1 次光として入射する青色レーザ光、すなわち第 2 のレーザダイオード 6 から出射される青色レーザ光（中心波長 445 nm：第 2 の励起光： 2 ）の一部を所望の波長、ここでは黄色蛍光（ 3 ）に変換するために設定される。

【0026】

この波長変換部材 22 は、ホルダ 20 の入射部 24 に接続された第 3 の光ファイバ 11 から入射する 1 次光の青紫色レーザ光（第 1 の励起光）や青色レーザ光（第 2 の励起光）の光路軸上に配置される。この波長変換部材 22 は、例えば円柱形状に形成され、第 3 のファイバ 11 からの第 1、第 2 の励起光の光軸付近に設置される。

20

【0027】

システム制御部 4 には、入力部（モード指示部）13 が接続されている。この入力部 13 は、複数の観察モードとして、例えば通常光観察モードと特殊光観察モードとのいずれかの観察モードで観察するかを示す観察モード情報をシステム制御部 4 に送る。この入力部 13 は、例えば、オペレータ等のマニュアル操作を受けて観察モード情報を入力したり、外部のコンピュータからの観察モード情報を入力する。

【0028】

画像取得装置 3 は、光源装置 2 によって照明光 P が照射された観察対象である被検体 Q の照射領域 S の画像を複数の色領域により色分解して画像を取得する。すなわち、この画像取得装置 3 は、被検体 Q からの反射光を撮像して被検体 Q の画像、例えば通常光観察モード時の通常光観察画像や、特殊光観察モード時の特殊光観察画像を取得するもので、撮像手段 30 と、画像処理手段 31 と、画像表示手段 35 とを有する。

30

撮像手段 30 は、システム制御部 4 から出力される撮像制御信号によって撮像制御されるもので、光源装置 2 から出射された照明光 P の被検体 Q の照射領域 S からの反射光 F を撮像し、BGR の画素毎の画素信号を出力する。この撮像手段 30 は、例えば、CCD 等の撮像素子を用いた CCD イメージャや CMOS イメージャなどの撮像デバイスにより成る。

40

【0029】

図 4 は一般的な CCD イメージャの感度波長特性を示す。CCD イメージャは、青色領域内の波長 460 nm（ b ）に感度ピークを有する B 画素と、緑色領域内の波長 540 nm（ g ）に感度ピークを有する G 画素と、赤色領域内の波長 630 nm（ r ）に感度ピークを有する R 画素を備える。

B 画素の感度領域は、長波長側で波長 540 nm まで存在し、R 画素の感度領域は、短波長側で波長 540 nm まで存在する。従って、B 画素と G 画素、G 画素と R 画素では、隣接する波長領域で感度が重なる波長領域を有する。

なお、波長 に対する B 画素の受光感度特性を b（ ）とし、G 画素の受光感度特性を g（ ）とし、R 画素の受光感度特性を r（ ）と定義する。

50

【 0 0 3 0 】

画像処理手段 3 1 は、撮像手段 3 0 から出力される B 画素、G 画素、R 画素毎の各画素信号を画像処理し、被検体 Q の通常光観察画像や特殊光観察画像を取得するもので、第 1 のフレームメモリ 3 2 と、第 2 のフレームメモリ 3 3 と、演算器 3 4 とを有する。

この画像取得手段 3 1 は、特殊光観察モードの指示があると、光源装置 2 から出力される複数の照明光、ここでは第 1 と第 2 の照明光 P 1、2 の波長特性と当該画像取得手段 3 1 に有する色領域の波長特性との重なりにより生成される狭帯域スペクトル要素の情報を、第 1 と第 2 の照明光 P 1、2 の照射毎に取得された複数の反射画像を組み合わせること

【 0 0 3 1 】

又、画像取得手段 3 1 は、光源装置 2 から第 1 の照明光 P 1 が被検体 Q に照射される毎に取得される各第 1 の撮像フレームの反射画像から第 1 の狭帯域スペクトル要素の情報を取得し、かつ光源装置 2 から第 2 の照明光 P 2 が被検体 Q に照射される毎に取得される各第 2 の撮像フレームの反射画像から第 2 の狭帯域スペクトル要素の情報を取得し、第 1 の狭帯域スペクトル要素の情報と第 2 の狭帯域スペクトル要素の情報とを組み合わせ

て特殊光観察画像を構築する。

第 1 の狭帯域スペクトル要素と第 2 の狭帯域スペクトル要素とは、それぞれ被検体 Q の吸収強度が高い波長を含み、かつ異なる吸収ピークに属する。

【 0 0 3 2 】

第 1 と第 2 のフレームメモリ 3 2、3 3 は、それぞれ撮像手段 3 0 から出力される B 画素、G 画素、R 画素毎の各画素信号を順次取り込み、フレーム毎の反射光画像として保存する。これら第 1 と第 2 のフレームメモリ 3 2、3 3 へのフレーム毎の反射光画像の保存は、システム制御部 4 から出力される保存フレーム信号によって制御される。

【 0 0 3 3 】

演算器 3 4 は、第 1 のフレームメモリ 3 2 と第 2 のフレームメモリ 3 3 とにそれぞれ保存された各反射光画像を読み出し、これら反射光画像に対して演算を行って画像表示手段 3 5 に表示する画像情報、例えば通常光観察画像や特殊光観察画像を生成する。

画像表示手段 3 5 は、画像処理手段 3 1 の画像処理により取得された通常光観察画像や特殊光観察画像を表示するもので、具体的に例えば C R T や液晶ディスプレイなどを有する。

【 0 0 3 4 】

上記システム制御部 4 は、入力部 1 3 から通常光観察モード又は特殊光観察モードを示す観察モード情報を入力すると、当該観察モード情報の内容に応じて光源制御信号を光源制御部 7 に送出すると共に、撮像制御信号を撮像手段 3 0 に送出し、かつ保存フレーム信号を画像処理装置 3 1 に送出する。

【 0 0 3 5 】

具体的に、システム制御部 4 は、通常光観察モードであれば、第 2 のレーザダイオード 6 を点灯する様に光源制御信号を光源制御部 7 に送出すると共に、撮像手段 3 0 において露光処理と当該露光処理により得られる B G R 画素毎の各画素信号の送出とを繰り返すための撮像制御信号を撮像手段 3 0 に送出し、かつ撮像手段 3 0 の撮像により得られたフレーム毎の反射光画像を第 2 のフレームメモリ 3 3 に保存するための保存先を示す保存フレーム信号を画像処理装置 3 1 に送出する。

従って、通常光観察モードであれば、画像処理手段 3 1 は、第 2 のレーザダイオード 6 が点灯したときに、撮像手段 3 0 の撮像により得られたフレーム毎の反射光画像を第 2 のフレームメモリ 3 3 に保存する。

演算器 3 4 は、第 2 のフレームメモリ 3 3 に保存された反射光画像を読み出し、この反射光画像を演算して白色光を被検体 Q に照射したときの被検体 Q の通常光観察画像を生成し、当該通常光観察画像を画像表示手段 3 5 に表示する。

【 0 0 3 6 】

一方、特殊光観察モードであれば、システム制御部 4 は、光源装置 2 における複数の 1

10

20

30

40

50

次光源、すなわち第 1 と第 2 のレーザダイオード 5、6 を順次点灯して複数の波長の 1 次光の照明光 P を順次観察対象である被写体 Q に照射する。このシステム制御部 4 は、第 1 と第 2 のレーザダイオード 5、6 を交互に点灯する様に光源制御信号を光源制御部 7 に送出すると共に、撮像手段 30 に対して上記同様に、露光処理と BGR 画素毎の各画素信号の送出とを繰り返すための撮像制御信号を撮像手段 30 に送出し、かつ撮像手段 30 の撮像により得られたフレーム毎の反射光画像を第 1 と第 2 のフレームメモリ 32、33 に交互に保存するための保存先を示す保存フレーム信号を画像処理装置 31 に送出する。

【0037】

従って、特殊光観察モードであれば、画像処理手段 31 は、第 1 と第 2 のレーザダイオード 4、5 が交互に点灯したときに、これら第 1 と第 2 のレーザダイオード 4、5 の交互の点灯に同期して撮像手段 30 の撮像により得られた反射光画像をフレーム毎に第 1 と第 2 のフレームメモリ 32、33 に交互に順次繰り返して保存する。この場合、第 1 のフレームメモリ 32 には、反射光画像を第 1 の狭帯域スペクトル要素の情報を含む情報として保存し、第 2 のフレームメモリ 33 には、反射光画像を第 2 の狭帯域スペクトル要素の情報を含む情報として保存する。

【0038】

演算器 34 は、第 1 と第 2 のフレームメモリ 32、33 の双方に保存されている反射光画像を読み出し、これら反射光画像を演算して特殊光観察画像を生成し、当該特殊光観察画像を表示手段 35 に表示する。

この特殊光観察モードにおいて、撮像手段 30 の撮像により得られる反射光画像は、フレーム毎に第 1 のフレームメモリ 32 と第 2 のフレームメモリ 33 とに交互に順次繰り返して保存されるので、保存フレーム信号が保存先として第 1 のフレームメモリ 32 を示す場合、撮像手段 30 において直前に行われる露光処理の期間に当該第 1 フレームメモリ 32 に保存されるべき反射光画像が生成される。この露光処理の直後、反射光画像は、第 1 フレームメモリ 32 に保存される。

同様に、保存フレーム信号が保存先として第 2 フレームメモリ 33 を示す場合、撮像手段 30 において直前に行われる露光処理の期間に当該第 2 フレームメモリ 33 に保存されるべき反射光画像が生成される。この露光処理の直後、反射光画像は、第 2 フレームメモリ 33 に保存される。

【0039】

なお、画像処理手段 31 は、上記の通りシステム制御部 4 から送出される保存フレーム信号に応じてフレーム毎の反射光画像を第 1 のフレームメモリ 32 又は第 2 のフレームメモリ 33 に保存しているが、これに限らず、入力部 13 からの通常光観察モード又は特殊光観察モードを示す観察モード情報を直接入力して反射光画像を第 1 のフレームメモリ 32 又は第 2 のフレームメモリ 33 に保存するようにしてもよい。

【0040】

例えば、画像処理手段 31 は、通常光観察モードを示す観察モード情報を入力すると、第 2 のレーザダイオード 6 が点灯したときに、撮像手段 30 の撮像により得られたフレーム毎の反射光画像を第 2 のフレームメモリ 33 に保存する。

特殊光観察モードを示す観察モード情報を入力すると、画像処理手段 31 は、第 1 と第 2 のレーザダイオード 4、5 が交互に点灯したときに、撮像手段 30 の撮像により得られた反射光画像をフレーム毎に第 1 のフレームメモリ 32 と第 2 のフレームメモリ 33 とに交互に順次繰り返して保存する。このとき、反射光画像の保存先は、第 1 又は第 2 のレーザダイオード 4、5 のいずれかが点灯している期間に露光処理が行われたかを画像処理手段 31 により判定することにより、第 1 又は第 2 のフレームメモリ 32、33 のいずれかに保存するかを決定する構成とすれば良い。

【0041】

画像処理手段 31 は、特殊光観察モード時、複数の照明光をそれぞれ観察対象である被写体 Q に照射する毎の複数の反射光画像を取得してフレーム毎に第 1 のフレームメモリ 32 と第 2 のフレームメモリ 33 とに交互に順次繰り返して保存し、これら反射光画像に基

10

20

30

40

50

づいて被写体 Q の特殊光観察画像を生成する。

又、画像処理手段 31 は、通常光観察モードでの画像生成時と特殊光観察モードでの画像生成時との色情報を決定するホワイトバランス係数を有する。このホワイトバランス係数は、例えば照明光 P の波長に対する発光強度特性 $P(\lambda)$ と、撮像手段 30 の撮像素子として CCD の受光感度特性 $b(\lambda)$ 、 $g(\lambda)$ 、 $r(\lambda)$ とを掛け合わせた感度特性に対して、反射特性が可視光領域でほぼ平坦な白色板を用いて設定される。

照明光 P の発光強度特性 $P(\lambda)$ と CCD の受光感度特性 $b(\lambda)$ 、 $g(\lambda)$ 、 $r(\lambda)$ とをそれぞれ掛け合わせた色成分 B、G、R は、以下のように算出される。

【0042】

【数 1】

10

$$B = \int_{380}^{780} P(\lambda) \cdot b(\lambda) d\lambda$$

$$G = \int_{380}^{780} P(\lambda) \cdot g(\lambda) d\lambda$$

$$R = \int_{380}^{780} P(\lambda) \cdot r(\lambda) d\lambda$$

例えば、白色板の反射特性（吸収特性）が可視光領域で一定であった場合、色成分 G に対する色成分 B のホワイトバランス係数 W_b は B/G であり、色成分 G に対する色成分 R のホワイトバランス係数 W_r は R/G となる。

20

これらホワイトバランス係数 W_b 、 W_r が 1.0 の場合は、照明光 P のスペクトル特性と CCD の各画素の感度特性とを掛け合せたときに、青色成分と緑色成分と赤色成分とのバランスが良いことを示す。

【0043】

ホワイトバランス係数 W_b と W_r との係数による補正により、照明光 P のスペクトルが白色光とは異なっても、通常光観察画像と特殊光観察画像との生成は可能であるが、極端に小さい又は大きい数値では、色バランス設定時に特定画素のノイズが増幅されて、生成画像のノイズが大きくなるため、ホワイトバランス係数 W_b 、 W_r は、例えば $1/3 \sim 3$ の範囲が好ましい。

30

従って、照明光 P に占める色成分の比率に関して、R 画素が最大感度を有する波長 600 nm 以上の R 色の光量は、G 画素が最大感度を有する波長領域、例えば 525 nm ~ 555 nm の光量と比較して 3 分の 1 以上あることが好ましい。

【0044】

光源制御部 7 は、システム制御部 4 から出力された光源制御信号を入力し、この光源制御信号に応じて第 1 又は第 2 のレーザダイオード 5、6 を点灯制御する。例えば、通常光観察モードであれば、システム制御部 4 は、第 2 のレーザダイオード 6 を点灯する光源制御信号を送出するので、光源制御部 7 は、第 2 のレーザダイオード 6 を点灯駆動する。一方、特殊光観察モードであれば、システム制御部 4 は、第 1 と第 2 のレーザダイオード 5、6 を交互に点灯する様に光源制御信号を送出するので、光源制御部 7 は、第 1 と第 2 のレーザダイオード 5、6 を交互に点灯駆動する。

40

この光源制御部 7 は、第 1 と第 2 のレーザダイオード 5、6 の駆動電流や駆動方式、例えばパルス駆動、連続駆動（CW）などの駆動の制御を行って第 1 と第 2 のレーザダイオード 5、6 を点灯する。

【0045】

次に、上記の如く構成された装置の動作について説明する。

(1) 観察モード情報として通常光観察モードが入力された場合

オペレータ等のマニュアル操作又は外部のコンピュータから通常光観察モードの観察モードが入力部 13 に入力されると、この入力部 13 は、通常光観察モードを示す観察モー

50

ド情報をシステム制御部 4 に送る。

このシステム制御部 4 は、通常光観察モードを示す観察モード情報を入力すると、第 2 のレーザダイオード 6 を点灯する光源制御信号を光源制御部 7 に送出すると共に、撮像手段 30 において露光処理と当該露光処理により得られる B G R 画素毎の各画素信号の送出とを繰り返すための撮像制御信号を撮像手段 30 に送出し、かつ撮像手段 30 の撮像により得られたフレーム毎の反射光画像を第 2 のフレームメモリ 33 に保存するための保存先を示す保存フレーム信号を画像処理装置 31 に送出する。

【0046】

光源制御部 7 は、第 2 のレーザダイオード 6 を点灯する光源制御信号を入力すると、この光源制御信号に従って第 2 のレーザダイオード 6 を点灯駆動する。この第 2 のレーザダイオード 6 は、中心波長 445 nm (2) の青色レーザ光である 1 次光 (第 1 の励起光) を射出する。この青色レーザ光は、第 2 の光ファイバ 10、光カプラ 9、第 3 の光ファイバ 11 に導光されて波長変換ユニット 12 に入射する。

10

【0047】

この波長変換ユニット 12 は、入射した青色レーザ光の一部を波長変換部材 22 である蛍光体により黄色蛍光 (3) に波長変換する。これと共に波長変換ユニット 12 は、蛍光体で吸収されずに黄色蛍光に波長変換されなかった青色レーザ光を透過する。これにより、波長変換ユニット 12 は、波長変換した黄色蛍光と青色レーザ光とを射出端から照明光 P (第 2 の照明光 P 2) として射出する。この第 2 の照明光 P 2 は、被検体 Q に照射され、当該被検体 Q 上に照射領域 S が形成される。

20

なお、波長変換ユニット 12 から射出された第 2 の照明光 P 2 は、所定の配光角を有する。この配光角と、当該波長変換ユニット 12 の射出端及び被検体 Q の間の距離との関係により被検体 Q に照射される第 2 の照明光 P 2 の照射領域 S の大きさが形成される。この照射領域 S は、撮像手段 30 により撮像する範囲を少なくとも含む大きさの領域で、望ましくは上記撮像手段 30 の撮像範囲よりも広くする。

【0048】

通常光観察モード時の第 2 の照明光 P 2 は、白色光であることが望ましい。被検体 Q として特に生体組織内に多い肌色から赤色を呈する被検体 Q を観察するためには、緑色から赤色の波長領域にかけて連続した平坦なスペクトル成分が有効と考えられる。

図 5 は第 2 の照明光 P 2 のスペクトル特性 P () を示す。なお、B G R の各色領域においてスペクトル成分を有するのは、これら B G R の各色領域の最大光強度に対して例えば 20 分の 1 より大きい光強度が存在する領域と定義する。一方、最大光強度に対して 20 分の 1 以下となる光強度は、スペクトル成分を有さないとする。

30

波長変換ユニット 12 から射出される第 2 の照明光 P 2 は、中心波長 445 nm (1) にピークを持つ狭帯域の青色レーザ光と、中心波長 565 nm (3) 付近にピークを有する黄色蛍光との混合光である。この混合光は、白色光付近となるような青色レーザ光と黄色蛍光との成分比率に設定される。

第 2 の照明光 P 2 は、青色レーザ光と黄色蛍光との間の波長領域 450 nm ~ 480 nm の最大強度が青色レーザ光のピーク波長 (1) の強度に対して 20 分の 1 以下になっている。

40

【0049】

この波長領域 450 nm ~ 480 nm の光量は、波長領域 400 nm ~ 440 nm の光量の 20 分の 1 以下になっている。

第 2 の照明光 P 2 の青色領域と緑色領域と赤色領域との光量の比率は、およそ 5 (青色) : 3 (緑色) : 2 (赤色) となっている。波長 2 (青色レーザ光) と波長 3 (黄色蛍光) との差分は、およそ 150 nm であり、青色レーザ光の半値幅端と黄色蛍光の半値幅端との波長差分は、およそ 80 nm である。

【0050】

一方、撮像手段 30 は、第 2 の照明光 P 2 が照射された被検体 Q の照射領域 S からの反射光 F を撮像し、B G R の画素毎の画素信号を出力する。

50

画像処理手段 31 は、観察モード情報として通常光観察モードが入力されると、システム制御部 4 から出力されたフレーム毎の反射光画像を第 2 のフレームメモリ 33 に保存するための保存先を示す保存フレーム信号に従い、撮像手段 30 の撮像により取得された BGR の各画素信号を入力し、これら BGR の各画素信号レベルに基づいてフレーム毎に反射光画像を生成し、これらフレーム毎に反射光画像を第 2 のフレームメモリ 33 に保存する。

【0051】

この画像処理手段 31 の演算器 34 は、第 2 のフレームメモリ 33 に保存された反射光画像を演算して白色光を被検体 Q に照射したときの被検体 Q の通常光観察画像を生成し、当該通常光観察画像を例えば CRT や液晶ディスプレイなどの画像表示手段 35 に表示する。具体的に、演算器 34 は、第 2 のフレームメモリ 33 に保存されている BGR の各画素の受光信号に対して所定の画像処理、例えばホワイトバランス、ノイズ低減、構造強調、ガンマ補正などの画像処理を施し、通常光観察画像を生成する。この通常光観察画像は、第 2 の照明光 P2 に含まれる全スペクトル成分を用いて生成するものである。

【0052】

(2) 観察モードとして特殊光観察モードが入力された場合

オペレータ等のマニュアル操作又は外部のコンピュータから特殊光観察モードの観察モードが入力部 13 に入力されると、この入力部 13 は、特殊光観察モードを示す観察モード情報をシステム制御部 4 に送る。

このシステム制御部 4 は、特殊光観察モードを示す観察モード情報を入力すると、第 1 と第 2 のレーザダイオード 5、6 を交互に点灯する様に光源制御信号を光源制御部 7 に送出する。この光源制御信号は、第 1 又は第 2 のレーザダイオード 5、6 のいずれかを点灯させるのかを区別する情報を含む。従って、システム制御部 4 は、例えば、第 1 のレーザダイオード 5 を点灯させる光源制御信号と、第 2 のレーザダイオード 6 を点灯させる光源制御信号とを交互に送出する。これと共に、システム制御部 4 は、撮像手段 30 に対して上記同様に、露光処理と BGR 画素毎の各画素信号の送出とを繰り返すための撮像制御信号を撮像手段 30 に送出し、かつ撮像手段 30 の撮像により得られたフレーム毎の反射光画像を第 1 と第 2 のフレームメモリ 32、33 に交互に保存するための保存先を示す保存フレーム信号を画像処理装置 31 に送出する。

【0053】

システム制御部 4 は、例えば、第 1 のレーザダイオード 5 を点灯させる光源制御信号と、第 2 のレーザダイオード 6 を点灯させる光源制御信号とを交互に送出する。

光源制御部 7 には、システム制御部 4 から送出された第 1 のレーザダイオード 5 を点灯させる光源制御信号と、第 2 のレーザダイオード 6 を点灯させる光源制御信号とを交互に入力されて、これら光源制御信号に従って第 1 と第 2 のレーザダイオード 5、6 を交互に点灯駆動する。

第 1 のレーザダイオード 5 が点灯すると、当該第 1 のレーザダイオード 5 は、発光ピークとなる中心波長 415 nm (1) で、半値幅が数 nm 以下の狭帯域の青紫色のレーザ光を 1 次光として射出する。この青紫色レーザ光は、第 2 の光ファイバ 10、光カプラ 9、第 3 の光ファイバ 11 に導光されて波長変換ユニット 12 に入射する。

【0054】

この波長変換部材 22 は、第 1 のレーザダイオード 5 から射出される青紫色のレーザ光 (中心波長 415 nm : 1) に対して励起強度が低く、励起されない。従って、波長変換ユニット 12 は、青紫色レーザ光 (1) を透過させ、当該青紫色レーザ光 (1) を照明光 P (第 1 の照明光 P1) として射出する。

図 6 は第 1 の照明光 P1 のスペクトル特性 P (1) を示す。この第 1 の照明光 P1 が波長変換部材 22 に照射されたときに発光される黄色蛍光の光強度は、青紫色のレーザ光 (中心波長 415 nm : 1) の最大光強度に対して 20 分の 1 以下となっており、上記の通り、波長変換部材 22 は、第 1 のレーザダイオード 5 から射出される青紫色のレーザ光に対して励起強度が低く、励起されないものとなっている。

【 0 0 5 5 】

撮像手段 3 0 は、第 1 の照明光 P 1 が照射された被検体 Q の照射領域 S からの反射光 F を撮像し、B G R の画素毎の画素信号を出力する。

画像処理手段 3 1 は、特殊光観察モード時、第 1 のレーザダイオード 5 が点灯したときに、この点灯しているタイミングで、システム制御部 4 から出力されたフレーム毎の反射光画像を第 1 のフレームメモリ 3 2 に保存するための保存先を示す保存フレーム信号に従い、撮像手段 3 0 の撮像により取得された B G R の各画素信号を入力し、これら B G R の各画素信号レベルに基づいて 1 フレームの反射光画像を生成し、このフレームの反射光画像を第 1 のフレームメモリ 3 2 に保存する。

【 0 0 5 6 】

一方、第 2 のレーザダイオード 6 が点灯すると、当該第 2 のレーザダイオード 6 は、上記同様に、中心波長 4 4 5 n m (2) の青色レーザ光を射出するので、この青色レーザ光は、第 2 の光ファイバ 1 0、光カプラ 9、第 3 の光ファイバ 1 1 に導光されて波長変換ユニット 1 2 に入射する。

この波長変換ユニット 1 2 は、入射した青色レーザ光の一部を波長変換部材 2 2 である蛍光体により黄色の蛍光 (3) に波長変換し、これと共に、蛍光体で吸収されずに黄色蛍光に波長変換されなかった青色レーザ光を透過する。これにより、波長変換ユニット 1 2 は、黄色蛍光と青色レーザ光とを第 2 の照明光 P 2 として射出する。この第 2 の照明光 P 2 は、被検体 Q に照射され、当該被検体 Q 上に照射領域 S が形成される。

撮像手段 3 0 は、第 2 の照明光 P 2 が照射された被検体 Q の照射領域 S からの反射光 F を撮像し、B G R の画素毎の画素信号を出力する。

【 0 0 5 7 】

画像処理手段 3 1 は、特殊光観察モード時、第 2 のレーザダイオード 6 が点灯したときに、この点灯しているタイミングで、システム制御部 4 から出力されたフレーム毎の反射光画像を第 2 のフレームメモリ 3 3 に保存するための保存先を示す保存フレーム信号に従い、撮像手段 3 0 の撮像により取得された B G R の各画素信号を入力し、これら B G R の各画素信号レベルに基づいてフレーム毎に反射光画像を生成し、これらフレーム毎に反射光画像を第 2 のフレームメモリ 3 3 に保存する。

【 0 0 5 8 】

これ以降、特殊光観察モードでは、第 1 と第 2 のレーザダイオード 4、5 が交互に順次繰り返して点灯するので、第 1 のレーザダイオード 5 が点灯したとき、被検体 Q の反射光画像は、第 1 のフレームメモリ 3 2 に保存される。第 2 のレーザダイオード 6 を点灯したとき、被検体 Q の反射光画像は、第 2 のフレームメモリ 3 3 に保存される。すなわち、第 1 のレーザダイオード 5 が点灯したとき、この点灯しているタイミングで、撮像手段 3 0 の露光期間中に生成される反射光画像は、第 1 のフレームメモリ 3 2 に保存される。又、第 2 のレーザダイオード 6 が点灯したとき、この点灯しているタイミングで、撮像手段 3 0 の露光期間中に生成される反射光画像は、第 2 のフレームメモリ 3 3 に保存される。

【 0 0 5 9 】

次に、高コントラストな特殊光画像が得られる作用について説明する。

被検体 Q には、血管 K と例えば粘膜などの生体組織との少なくとも光の吸収特性が異なる 2 種の組織が存在する。

図 7 は生体組織中の血管 K 内に流れるヘモグロビンの吸収強度の指標となる吸収係数を示す。波長領域 3 8 0 n m ~ 7 8 0 n m の可視光領域において、ヘモグロビンは、波長 4 1 5 n m 付近 (h1) と波長 5 4 0 n m 付近 (h2) との異なる各波長に吸収強度ピークを持ち、このうち波長 4 1 5 n m (h1) 付近の吸収強度が最も大きい性質を持つ。

【 0 0 6 0 】

一般に内視鏡等の特殊光観察である N B I 観察は、波長 4 1 5 n m 付近 (h1) と波長 5 4 0 n m 付近 (h2) との各波長領域を含む 2 つの波長の光、例えば、およそ波長領域 4 0 0 n m ~ 4 4 0 n m の光と、およそ波長領域 5 2 5 n m ~ 5 5 5 n m の光とを照明光 P (観察光) として使用し、さらに、これら波長の光が生体組織表面から内部に侵入する

10

20

30

40

50

光の深さと、これら波長の光の散乱特性が異なる性質を持つこととを利用して、血管K等をコントラスト良く観察することで、癌等の発見を容易にする技術（特殊光観察）である。

【0061】

本実施の形態における第1の照明光P1は、中心波長415nm（1）の青紫レーザー光を1次光とし、この青紫レーザー光は、生体組織の比較的表層部で吸収散乱されるので、被検体Qである生体組織の表面近傍の血管Kの観察に有効である。

第2の照明光P2は、中心波長445nm（2）の青色レーザー光と、波長565nm付近にピークを持つ黄色蛍光（3）とにより白色光となる成分を有している。黄色蛍光は、ブロードなスペクトルで、波長540nm付近の光を含んでいる。

10

この黄色蛍光に含む波長540nm付近の光は、生体組織への照射時にある程度散乱されつつも、波長415nm（1）の光よりも生体組織の皮下深くまで進行して、皮下にある血管K等に吸収散乱されるので、皮下組織の血管Kの観察に有効である。好ましくは、黄色蛍光の成分のピーク波長3は、緑色領域のヘモグロビンの吸収ピーク波長540nmの吸収係数に対して2分の1以上である吸収係数の波長帯域内に存在することが、皮下組織の血管Kの観察に吸収される割合増加と、G画素の感度が増加する方向となるので、コントラストが高い画像を得ることができる。

【0062】

一方、ヘモグロビンの吸収特性は、波長415nm付近（h1）から長波長側になるにつれて吸収強度が急激に低下する傾向を示す。例えば、波長450nmの吸収係数を波長415nm（h1）と比較した場合、吸収強度は、波長差35nmでおよそ1/5まで低下している。

20

これに対して、被検体Q内の生体組織は、肌色から赤色を示すものが多く、例えば生体組織の吸収特性の一例として、図7に示すように青色領域から赤色領域にかけて吸収係数が緩やかに低下し、青色領域の波長415nm付近（h1）ではヘモグロビンの吸収係数よりも小さく、波長450nm付近ではヘモグロビンの吸収係数より大きい組織も存在する。

【0063】

血管Kをコントラスト高く観察するためには、観察光として第2の照明光P2に含まれる中心波長445nm（2）の青色レーザー光について、ヘモグロビンの吸収係数が生体組織の吸収係数よりも大きい波長415nm付近（h1）の第1の光量を上記ヘモグロビンの吸収係数が生体組織の吸収係数よりも小さい波長450nm付近の第2の光量よりも多くすることにより、ヘモグロビンが生体組織に対して吸収される青色領域の光量の割合を増加させることが必要である。

30

【0064】

画像取得に使用する撮像手段30のCCDのB画素は、上記の通りヘモグロビンの吸収係数が生体組織の吸収係数よりも大きい波長415nm（1）付近よりも波長450nm付近の感度がおおよそ2倍程度高い。このため、波長450nmから長波長側の青色領域である波長領域450nm～480nmの光量が波長415nm付近である波長領域400nm～440nmの光量の2分の1程度の比率であれば、上記の通りB画素の感度がおおよそ2倍程度高いことから、波長415nm（1）の光量よりも波長領域450nm～480nmの光量が多くなってしまい、当該波長領域450nm～480nmの光量（波長445nm（2）の青色レーザー光の付近の波長）がコントラストを高める際に画像ノイズとして影響を与えてしまう。すなわち、被検体Qの表面近傍の血管K（ヘモグロビンが流れる）の観察の際に、生体組織による吸収により発生する画像ノイズの影響を受けてしまう。

40

【0065】

画像ノイズの低減のためには、波長領域450nm～480nmの光量を波長領域400nm～440nmの光量の5分の1以下に抑えることが有効である。さらに、波長領域450nm～480nmの光量を波長領域400nm～440nmの光量の10分の1以

50

下とすることで画像ノイズ低減に加えて、コントラスト高い画像を得ることができる。

【0066】

次に、第1の照明光P1を照射したときに第1のフレームメモリ32に保存された反射光画像と、第2の照明光P2を照射したときに第2のフレームメモリ33に保存された反射光画像とに基づいて特殊光観察画像を生成する動作について説明する。

第1の照明光P1又は第2の照明光P2が被検体Qに照射されたとき、これら第1の照明光P1と第2の照明光P2とは、それぞれ被検体Q上の照射領域S内にある血管Kや生体組織の吸収特性によって一部が吸収され、残りの一部が散乱、反射されて、撮像手段30のB画素とG画素とR画素で受光される。

【0067】

B画素の受光感度特性は、波長領域380nm～540nmに存在する。第2の照明光P2を照射したときにB画素が受光する反射光Fは、第2の1次光である青色レーザ光(2)と黄色蛍光(3)との短波長領域部分に相当する。但し、B画素は波長520nm付近の感度が低いため、B画素で受光される成分は、主に青色レーザ光となる。

第2の照明光P2に含まれる1次光である青色レーザ光(2)は、前述の通り特殊光観察では画像ノイズの原因となる。

【0068】

第1の照明光P1を照射したときにB画素が受光する反射光Fは、1次光である青紫レーザ光(1)となり、B画素で受光される成分は青紫レーザ光となる。この青紫レーザ光(1)は、前述の通りヘモグロビンの一つ目の吸収ピークである波長415nm付近(h1)に強度を持ち、生体組織の比較的表層部で吸収散乱される。

【0069】

これにより、第1の照明光P1を照射して取得されて第1のフレームメモリ32に保存されたフレーム毎の反射光画像には、B画素の情報として組織の表面近傍の血管Kの状況に関する情報が保存されている。また、同第1の照明光P1の照射により取得された同フレーム毎の反射光画像には、B画素の情報として、第2の照明光P2に含まれる1次光すなわち青色レーザ光(2)の反射光Fの情報が含まれておらず、ヘモグロビン以外の生体組織による青色レーザ光の吸収で発生するノイズの影響が低減できる。

【0070】

図8はG画素の受光感度特性と黄色蛍光(3)の波長スペクトルとの重なった第2の狭帯域スペクトル要素に相当する部分Mを示す。G画素の受光感度特性は、波長領域460nm～640nmに存在する。第2の照明光P2を照射したときにG画素が受光する反射光Fは、黄色蛍光(3)の強度ピーク付近の波長領域に相当する。このG画素の受光感度特性と黄色蛍光(3)の波長スペクトルとの重なった部分MがG画素に取り込まれる。

【0071】

ところが、波長565nm付近にピークを持つ黄色蛍光(3)の強度スペクトルの短波長端は、G画素の受光感度特性に挟まれている。しかるに、図8に示すようにG画素の受光感度特性と黄色蛍光(3)の波長スペクトルとの重なった部分Mは、それぞれの持つ波長スペクトルより狭い特性となり、第2の狭帯域スペクトル要素に相当する。

この第2の狭帯域スペクトル要素の部分Mは、ヘモグロビンの2つ目の吸収ピークである波長540nm付近(h2)に強度を持ち、かつ当該波長の光が前述の通り生体組織に照射時にある程度散乱されつつも、波長415nm(h1)の光よりも皮下深くまで進行して、皮下にある血管K等に吸収散乱されるので、皮下組織の血管Kの観察に有効である。

第1の照明光P1を照射したときには、G画素の受光感度を持つ波長領域に強度を持っていないので、G画素では反射光Fを受光しない。

【0072】

なお、G画素の長波長境界値が黄色蛍光(3)の短波長境界値と長波長境界値の間に存在し、G画素の短波長境界値が黄色蛍光(3)の短波長境界値よりも短波長に存在す

10

20

30

40

50

るようになっているが、G画素の短波長境界値が黄色蛍光(3)の短波長境界値と長波長境界値との間に存在し、G画素の長波長境界値が黄色蛍光の長波長境界よりも長波長に存在するようにしてもよい。

【0073】

一方、R画素の受光感度特性は、波長領域540nm~720nmに存在する。第2の照明光P2の黄色蛍光(3)の長波長領域は、波長580nm以上の赤色領域成分も含んでいる。従って、R画素は、当該第2の照明光P2の赤色領域成分を主に受光する。又、R画素は、第1の照明光P1を照射したとき、当該第1の照明光P1に含む波長領域に対して受光感度の強度を持っていないので、反射光Fを受光しない。

【0074】

撮像手段30のCCDで受光されたBGRの各画素信号は、画像処理手段31に伝送される。この画像処理手段31は、観察モード情報として特殊光観察モードが入力されると、システム制御部4から出力されたフレーム毎の反射光画像を第1と第2のフレームメモリ32、33に交互に順次保存するための保存先を示す保存フレーム信号に従い、第1と第2の照明光P1、P2とが交互に順次点灯したときの第1の照明光P1を被写体Qに照射する毎にBGRの各画素信号レベルに基づいてフレーム毎に反射光画像を生成し、これらフレーム毎に反射光画像を第1のフレームメモリ32に保存し、かつ第2の照明光P2を被写体Qに照射する毎にBGRの各画素信号レベルに基づいてフレーム毎に反射光画像を生成し、これらフレーム毎に反射光画像を第2のフレームメモリ33に保存する。

【0075】

具体的に、特殊光観察モード時、画像処理手段31は、青紫色レーザ光(1)の第1の照明光P1を被写体Qに照射する毎に撮像手段30のB画素から出力される画素信号を第1のフレームメモリ32に保存し、狭帯域の青色のレーザ光(2)の第2の照明光P2を被写体Qに照射する毎に撮像手段30のG画素から出力される画素信号を第2のフレームメモリ33に保存する。

【0076】

画像処理手段31は、第1のフレームメモリ32に保存されたB画素の画素信号を読み出すと共に、第2のフレームメモリ33に保存されたG画素の画素信号を読み出し、これらB画素の画素信号とG画素の画素信号とを演算器34に送る。

この演算器34は、第1のフレームメモリ32から読み出したB画素の画素信号を画像表示手段35に送るための画像情報のB画素とG画素とに割り当て、かつ第2のフレームメモリ33から読み出したG画素の画素信号を画像表示手段35に送るための画像情報のR画素に割り当て、所定の画像処理に基づいて特殊光観察画像を生成する。

この特殊光観察画像は、照明光Pに含まれる成分の中で、第1の照明光P1に含まれる青色領域と、第2の照明光P2に含まれる緑色領域とを用いて生成される。

この演算器34は、生成した特殊光観察画像を画像表示手段35に送る。この結果、画像表示手段35は、例えばCRTや液晶ディスプレイなどに特殊光観察画像を表示する。

【0077】

このように上記第1の実施の形態によれば、通常光観察モードであれば、第2のレーザダイオード6を点灯したときに、撮像手段30の撮像により得られたフレーム毎の反射光画像を第2のフレームメモリ33に保存し、この保存された反射光画像を演算して白色光を被検体Qに照射したときの被検体Qの通常光観察画像を生成し、一方、特殊光観察モードであれば、第1と第2のレーザダイオード5、6を交互に点灯して、撮像手段30の撮像により得られたフレーム毎の反射光画像を第1と第2のフレームメモリ32、33に交互に保存し、これら第1と第2のフレームメモリ32、33の双方に保存されている反射光画像を読み出し、これら反射光画像を演算して特殊光観察画像を生成する。

これにより、観察モード情報として通常光観察モードが入力されたときは通常光観察画像を取得し、観察モードとして特殊光観察モードが入力されたときは、被検体Qに2つの照明光P1、P2を照射して血管Kのコントラストを高く強調表示した特殊光観察画像を取得することが可能となる。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 8 】

第2の照明光P2は、中心波長445nm(2)の青色レーザ光と、波長565nm付近(3)にピークを持つ黄色蛍光とにより白色光となる成分を有し、このうち黄色蛍光は、波長540nm付近の光を含んでおり、この波長540nm付近の光は、生体組織への照射時にある程度散乱されつつも、波長415nm(1)の青紫色レーザ光よりも生体組織の皮下深くまで進行して、皮下にある血管K等に吸収散乱されるので、皮下組織の血管Kの観察に有効である。好ましくは、黄色蛍光の成分のピーク波長3は、緑色領域のヘモグロビンの吸収ピーク波長540nmの吸収係数に対して2分の1以上である吸収係数の波長帯域内に存在することが、皮下組織の血管Kの観察に吸収される割合増加と、G画素の感度が増加する方向となるので、コントラストが高い画像を得ることができる。

10

【 0 0 7 9 】

具体的に、第2の照明光P2は、中心波長445nm(2)の青色レーザ光と、波長565nm付近(3)にピークを持つ黄色蛍光とを含む白色光であり、当該第2の照明光P2のスペクトル成分の中に、ヘモグロビンの吸収ピーク付近の波長420nmの青色レーザ光と、緑色領域のヘモグロビンの吸収ピーク540nmを含むものとなるので、画像取得装置3と組み合わせることにより特殊光観察を実現することができる。特に、特殊光観察画像のB色の情報を取得する際には、B色領域として第1の照明光P1における1次光のみが照射されている状態で情報を取得するので、生体組織表面の血管Kをコントラスト高く表現した特殊光観察画像を得ることができる。

20

【 0 0 8 0 】

第2の照明光P2のスペクトル成分の中には、赤色光も含んだ白色光を実現しているので、所定の画像取得装置3と組み合わせて通常光観察を実現することができる。

通常光観察モードで射出される第1の照明光P1、及び特殊光観察モードで射出される第2の照明光P2は、同じ波長変換ユニット12から射出されるので、小型化を実現でき、第1及び第2のレーザダイオード5、6等の光源や波長変換ユニット12を配置する領域に制限のある場合、例えば経鼻内視鏡などに特に有効である。

【 0 0 8 1 】

なお、特殊光観察モードでの画像取得を2つの画像フレームで取得する構成としたが、第1のフレームメモリ32に保存される第1のフレーム画像のB画素情報のみ、又は第2のフレームメモリ33に保存される第2のフレーム画像のG画素情報のみのいずれか1つから特殊光画像を構成しても良い。

30

【 0 0 8 2 】

第2の照明光P2として、第2のレーザダイオード6を点灯させて青紫色レーザ光を1次光として射出させるのではなく、第1のレーザダイオード5も点灯させて青色レーザ光を1次光として射出させても良い。この場合、第2の照明光P2のスペクトルの形状が変化するので、第1のレーザダイオード5から射出される青色レーザ光の強度を調整することで、色の調整を行うことが可能である。

【 0 0 8 3 】

観察モード情報に依らず常に第1の照明光P1と第2の照明光P2とを切り換えて照射し、撮像手段30の撮像により得られたフレーム毎の反射光画像を第1と第2のフレームメモリ32、33に順次保存を続ける構成としてもよい。この構成において、演算器34は、観察モード情報に応じて、第2のフレームメモリ33に保存されている反射光画像から通常光観察画像を構築するか、又は第1のフレームメモリ32と第2のフレームメモリ33とに保存されている各反射光画像を組み併せて特殊光観察画像を構築するかの動作を切り換える構成としても良い。また、演算器34と画像表示手段35とをそれぞれ2つつ構成として、通常光観察画像と特殊光観察画像とを並行して取得し、表示する構成としても良い。

40

【 0 0 8 4 】

本実施の形態では、対象物質としてヘモグロビンを用いたが、他の体内に存在する物質

50

を用いても良いし、体外より投与する蛍光プローブを用いても良い。この場合、蛍光プローブの吸収波長域を励起光の波長に合わせると良い。

又、半導体レーザから射出する青色レーザは、ヘモグロビンの吸収係数が大きい波長領域 400 nm ~ 440 nm の間にピーク波長を有するものを使用することができる。CCD 画素の青色領域の感度ピークが波長 440 nm よりも長波長側にある場合、青色レーザ光のピーク波長は、ヘモグロビンの吸収ピークの波長 415 nm と 440 nm との間に存在することが、血管 K のコントラストが高く、明るい画像を得られ易いためより好ましい。

【0085】

波長変換部材 22 は、Ce (セリウム) 賦活のガーネット結晶構造を有する酸化物蛍光体 (YAG、TAG) に限らず、青色帯域の光を吸収し、黄色のブロードな蛍光を発光する蛍光体であれば、Eu 賦活の窒化物蛍光体や、Eu 賦活の硫化物蛍光体なども使用することができる。

【0086】

第 2 の照明光 P2 に占める青色領域の 450 nm ~ 480 nm の光量は、波長領域 400 nm ~ 440 nm の光量と比べて、5 分の 1 以下までであれば、G 画素で受光する青色光成分は、少なく特殊光画像ノイズとして影響が少ない。望ましくは、10 分の 1 以下である。

[第 2 の実施の形態]

次に、本発明の第 2 の実施の形態について図面を参照して説明する。なお、図 1 と同一部分には同一符号を付してその詳しい説明は省略する。

図 9 は光源装置を備えた被検体観察装置における波長変換ユニット 12 の構成図を示す。

この波長変換ユニット 12 は、2 色光の構成で、2 つの波長変換部材 22 - 1、22 - 2 を有する。一方の波長変換部材 22 - 1 は、第 2 のレーザダイオード 6 から 1 次光として射出される中心波長 445 nm (2) の青色レーザ光を吸収して緑色領域の蛍光を発光するもので、Ce 賦活の酸化物蛍光体より成る。この波長変換部材 22 - 1 は、第 1 のレーザダイオード 5 から 1 次光として射出される波長 415 nm (1) の青紫色レーザ光により励起されない。図 10 は当該波長変換部材 (緑色) 22 - 1 の吸収 / 蛍光特性を示す。

【0087】

他方の波長変換部材 22 - 2 は、第 1 のレーザダイオード 5 から射出される波長 415 nm (1) の青紫色レーザ光や、第 2 のレーザダイオード 6 から射出される中心波長 445 nm (2) の青色レーザ光の 1 次光を吸収して赤色領域の蛍光を発光するもので、Eu 賦活の窒化物蛍光体より成る。図 11 は当該波長変換部材 (赤色) 22 - 2 の吸収 / 蛍光特性を示す。

この他方の波長変換部材 22 - 2 は、蛍光体として、第 1 のレーザダイオード 5 から射出される波長 415 nm (1) の青紫色レーザ光を吸収せずに、緑色蛍光を吸収して発光する蛍光体材料でも良いし、第 2 のレーザダイオード 6 から 1 次光として射出される中心波長 445 nm (2) の青色レーザ光を吸収して発光する蛍光材料でも良い。

【0088】

このような波長変換ユニット 12 を用いれば、第 1 のレーザダイオード 5 が点灯し、この第 1 のレーザダイオード 5 から波長 415 nm (1) の青紫色レーザ光が射出されると、一方の波長変換部材 22 - 1 は、当該波長 415 nm (1) の青紫色レーザ光により励起されず、この青紫色レーザ光を透過する。これと共に、他方の波長変換部材 22 - 2 は、第 1 のレーザダイオード 5 から射出される波長 415 nm (1) の青紫色レーザ光の 1 次光を吸収して赤色領域の蛍光を発光する。

これにより、波長変換ユニット 12 は、一方の波長変換部材 22 - 1 を透過した青紫色レーザ光と、他方の波長変換部材 22 - 2 により発光した赤色領域の蛍光とが所定の割合で混合された白色の第 1 の照明光 P1 を射出する。

【 0 0 8 9 】

一方、第 2 のレーザダイオード 6 が点灯し、この第 2 のレーザダイオード 6 から中心波長 4 4 5 n m (2) の青色レーザ光が射出されると、一方の波長変換部材 2 2 - 1 は、第 2 のレーザダイオード 6 から射出される中心波長 4 4 5 n m (2) の青色レーザ光の 1 次光を吸収して緑色領域の蛍光を発光する。このとき一方の波長変換部材 2 2 - 1 は、緑色領域の蛍光の発光に寄与しない中心波長 4 4 5 n m (2) の青色レーザ光の一部を透過する。これと共に他方の波長変換部材 2 2 - 2 は、第 2 のレーザダイオード 6 から射出される中心波長 4 4 5 n m (2) の青色レーザ光の 1 次光を吸収して赤色領域の蛍光を発光する。

これにより、波長変換ユニット 1 2 は、一方の波長変換部材 2 2 - 1 を透過した青色レーザ光の一部と、この波長変換部材 2 2 - 1 により発光した緑色領域の蛍光と、他方の波長変換部材 2 2 - 2 により発光した赤色領域の蛍光とが所定の割合で混合された第 2 の照明光 P 2 を射出する。

【 0 0 9 0 】

このような構成であれば、通常光観察モード時に、第 2 のレーザダイオード 6 が点灯すると、波長変換ユニット 1 2 は、一方の波長変換部材 2 2 - 1 を透過した青色レーザ光の一部と、この波長変換部材 2 2 - 1 により発光した緑色領域の蛍光と、他方の波長変換部材 2 2 - 2 により発光した赤色領域の蛍光とが所定の割合で混合された白色の第 2 の照明光 P 2 を射出し、この第 2 の照明光 P 2 を被写体 Q に照射する。このとき、撮像手段 3 0 の撮像により得られたフレーム毎の反射光画像は、第 2 のフレームメモリ 3 3 に保存され、この保存された反射光画像を演算して白色光を被検体 Q に照射したときの被検体 Q の通常光観察画像が生成される。

【 0 0 9 1 】

一方、特殊光観察モード時、第 1 と第 2 のレーザダイオード 5、6 が交互に点灯すると、第 1 のレーザダイオード 5 が点灯したとき、波長変換ユニット 1 2 は、一方の波長変換部材 2 2 - 1 を透過した青紫色レーザ光と、他方の波長変換部材 2 2 - 2 により発光した赤色領域の蛍光とが所定の割合で混合された第 1 の照明光 P 1 を射出し、かつ第 2 のレーザダイオード 6 が点灯したとき、波長変換ユニット 1 2 は、一方の波長変換部材 2 2 - 1 を透過した青色レーザ光の一部と、この波長変換部材 2 2 - 1 により発光した緑色領域の蛍光と、他方の波長変換部材 2 2 - 2 により発光した赤色領域の蛍光とが所定の割合で混合された第 2 の照明光 P 2 を射出する。これにより、第 1 の照明光 P 1 と第 2 の照明光 P 2 とが交互に順次被写体 Q に照射される。このとき、撮像手段 3 0 の撮像により得られたフレーム毎の反射光画像が第 1 と第 2 のフレームメモリ 3 2、3 3 に交互に保存され、これら第 1 と第 2 のフレームメモリ 3 2、3 3 の双方に保存された反射光画像が読み出され、これら反射光画像を演算して特殊光観察画像が生成される。

【 0 0 9 2 】

このように上記第 2 の実施の形態によれば、波長変換ユニット 1 2 を第 2 のレーザダイオード 6 から射出される中心波長 4 4 5 n m (2) の青色レーザ光の 1 次光を吸収して緑色領域の蛍光を発光し、かつ第 1 のレーザダイオード 5 から射出される波長 4 1 5 n m (1) の青紫色レーザ光の 1 次光により励起されない一方の波長変換部材 2 2 - 1 と、第 1 のレーザダイオード 5 から射出される波長 4 1 5 n m (1) の青紫色レーザ光や、第 2 のレーザダイオード 6 から射出される中心波長 4 4 5 n m (2) の青色レーザ光の 1 次光を吸収して赤色領域の蛍光を発光する他方の波長変換部材 2 2 - 2 とにより形成した。

【 0 0 9 3 】

これにより、上記第 1 の実施の形態の効果に加えて、第 2 の照明光 P 2 は、一方の波長変換部材 2 2 - 1 を透過した青色レーザ光の一部と、この波長変換部材 2 2 - 1 により発光した緑色領域の蛍光と、他方の波長変換部材 2 2 - 2 により発光した赤色領域の蛍光とが所定の割合で混合された白色光、すなわち緑色領域から赤色領域にかけて平坦なスペクトルを有する白色光となり、通常光観察モード時の演色性が向上する。

本第２の実施の形態は、上記第１の実施の形態と比較して、赤色領域のスペクトル成分が長波長側まで存在するので、被検体Ｑ内の生体組織に多く存在する赤色組織を再現性高く観察できることを実現できる。

第１の照明光Ｐ２にも赤色蛍光が含まれるが、特殊光観察モード時の画像構築時に用いられるＧ画素から出力される画素信号に影響を与えることが無く特殊光観察画像を作成できる。

なお、波長変換ユニット１２は、青色レーザ光と青紫色レーザ光との１次光の入射方向に対して波長変換部材２２－１、２２－２の順に積層するのに限らず、波長変換部材２２－２、２２－１の順に積層してもよい。

【００９４】

10

[第３の実施の形態]

次に、本発明の第３の実施の形態について図面を参照して説明する。なお、図１と同一部分には同一符号を付してその詳しい説明は省略する。

図１２は光源装置３１の構成図を示す。この光源装置２は、上記各実施の形態における第１と第２のレーザダイオード５、６をそれぞれ第１と第２の発光ダイオードＬＥＤ１、２に替えると共に、上記波長変換部材２２を波長変換体３０に替えて一体化し、光源装置３１として構成した。

【００９５】

この光源装置３１は、基板３２が設けられ、この基板３２上に第１と第２の発光ダイオードＬＥＤ１、２が設けられている。

20

第１の発光ダイオードＬＥＤ１は、上記第１のレーザダイオード５に対応するもので、例えば第１のスペクトルの波長領域の１次光の青紫色のＬＥＤ光（第１の励起光）を射出する。

第２の発光ダイオードＬＥＤ２は、上記第２のレーザダイオード６に対応するもので、例えば第２のスペクトルの波長領域の１次光の青色のＬＥＤ光（第２の励起光）を射出する。

【００９６】

又、基板３２上には、第１と第２の発光ダイオードＬＥＤ１、２を覆うように波長変換体３０が設けられている。なお、これら波長変換体３０と各発光ダイオードＬＥＤ１、２との間には、第１の樹脂３３が満たされている。この第１の樹脂３３は、第１と第２の発光ダイオードＬＥＤ１、２からそれぞれ射出された各ＬＥＤ光を波長変換体３０に導光するための光透過性の樹脂により形成されている。

30

【００９７】

波長変換体３０は、各発光ダイオードＬＥＤ１、２から射出された各ＬＥＤ光を受光して第１又は第２の照明光Ｐ１、Ｐ２を射出するもので、第２の樹脂３４と、この第２の樹脂３４内に散在する複数の蛍光体３５とから成る。

これら蛍光体３５は、第１と第２の発光ダイオードＬＥＤ１、２から射出された１次光の各ＬＥＤ光、すなわち青紫色のＬＥＤ光、青色のＬＥＤ光、又はこれらＬＥＤ光を混合した混合ＬＥＤ光を受光し、これらＬＥＤ光に応じて照明光Ｐとして第１又は第２の照明光Ｐ１、Ｐ２を射出する。

40

【００９８】

このような第１と第２の発光ダイオードＬＥＤ１、２を用いた光源装置３１であっても、上記第１の実施の形態の効果と同様の効果を奏することができる。

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

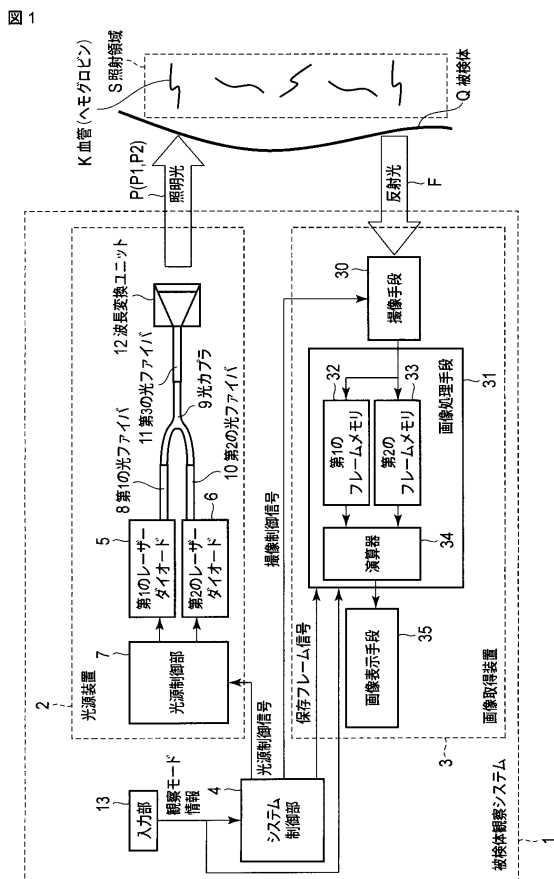
【符号の説明】

【００９９】

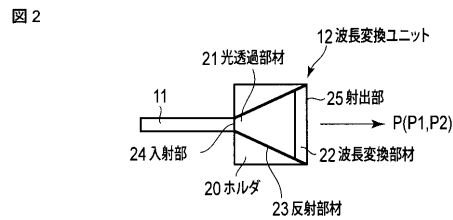
50

1 : 被検体観察装置、2 : 光源装置、3 : 画像取得装置、4 : システム制御部、5 : 第1のレーザダイオード、6 : 第2のレーザダイオード、7 : 光源制御部、8 : 第1の光ファイバ、9 : 光カプラ、10 : 第2の光ファイバ、11 : 第3の光ファイバ、12 : 波長変換ユニット、13 : 入力部、20 : ホルダ、21 : 光透過部材、22 : 波長変換部材、23 : 反射部材、24 : 入射部、25 : 射出部、30 : 撮像手段、31 : 画像処理手段、32 : 第1のフレームメモリ、33 : 第2のフレームメモリ、34 : 演算器、35 : 画像表示手段、22-1, 22-2 : 波長変換部材、40 : 波長変換体、41 : 光源装置、LED1 : 第1の発光ダイオード、LED2 : 第2の発光ダイオード、42 : 基板、44 : 第2の樹脂、45 : 蛍光体、Q : 被検体。

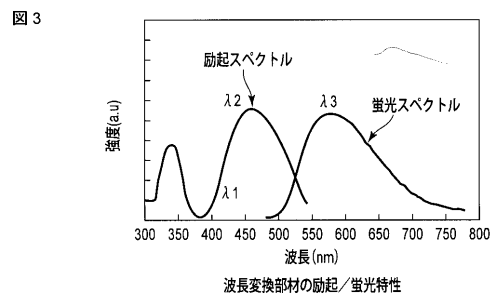
【図1】



【図2】

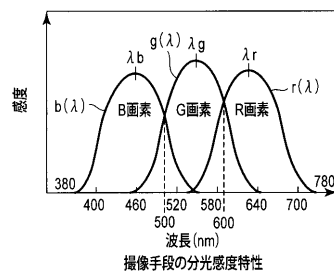


【図3】



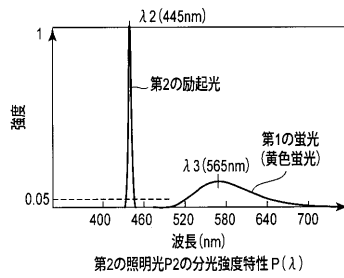
【 図 4 】

図 4



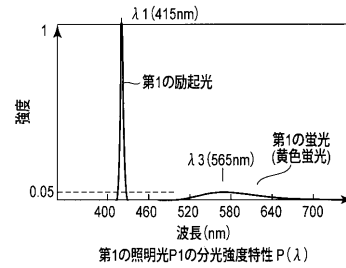
【 図 5 】

図 5



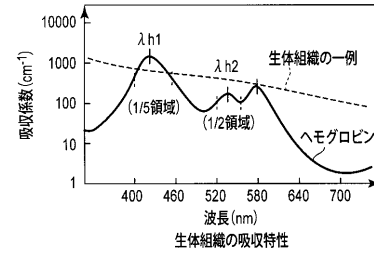
【 図 6 】

図 6



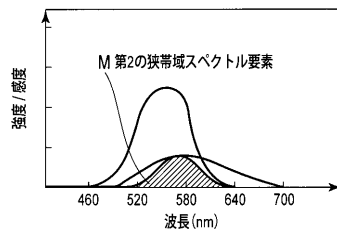
【 図 7 】

図 7



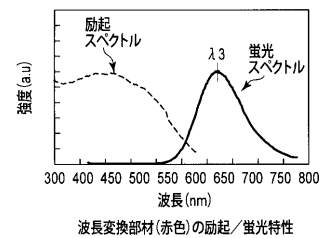
【 図 8 】

図 8



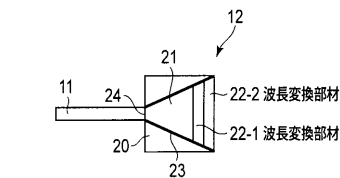
【 図 1 1 】

図 11



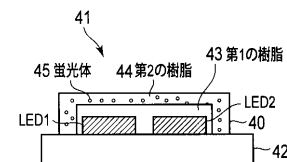
【 図 9 】

図 9



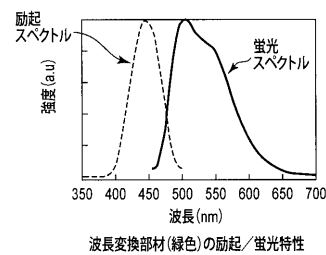
【 図 1 2 】

図 12



【 図 1 0 】

図 10



フロントページの続き

(74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎

(74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹

(74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克

(74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三

(74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄

(74)代理人 100179062
弁理士 井上 正

(74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志

(74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志

(74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子

(74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓

(72)発明者 西尾 真博
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

(72)発明者 伊藤 毅
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

(72)発明者 山本 英二
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

F ターム(参考) 4C161 BB01 BB08 CC06 GG01 HH54 LL02 NN01 QQ02 QQ04 QQ07
RR04 SS21 WW17