

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014年9月12日(12.09.2014)



(10) 国際公開番号

WO 2014/136706 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) A61B 1/06 (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/055235
- (22) 国際出願日: 2014年3月3日(03.03.2014)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2013-044282 2013年3月6日(06.03.2013) JP
- (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 西尾 真博(NISHIO, Masahiro); 〒1928512 東京都八王子市久保山町2-3 オリンパス知的財産サービス株式会社 知的財産技術部内 Tokyo (JP). 伊藤 毅(ITO, Takeshi); 〒1928512 東京都八王子市久保山町2-3 オリンパス知的財産サービス株式会社 知的財産技術部内 Tokyo (JP). 山本 英二(YAMAMOTO, Eiji); 〒1928512 東京都八王子市久保山町2-3 オリンパス知的

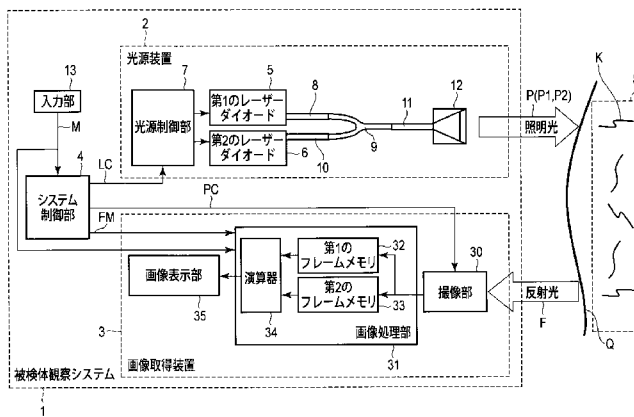
財産サービス株式会社 知的財産技術部内 Tokyo (JP).

- (74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門一丁目三番二号 勤銀不二ビル六階 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロピア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT,

[続葉有]

(54) Title: SUBJECT OBSERVATION SYSTEM AND METHOD

(54) 発明の名称: 被検体観察システム及び方法



- | | |
|------------------------------|------------------------------|
| 1 Subject observation system | 30 Image capture unit |
| 2 Light source device | 31 Image processing unit |
| 3 Image acquisition device | 32 First frame memory |
| 4 System control unit | 33 Second frame memory |
| 5 First laser diode | 34 Computation device |
| 6 Second laser diode | 35 Image display unit |
| 7 Light source control unit | F Reflected light |
| 13 Input unit | P(P1, P2) Illumination light |

(57) Abstract: A subject observation system comprises a plurality of primary light sources (5, 6), a wavelength conversion unit (12), an image acquisition unit (3), a mode input unit (13), and a light source unit (2). The wavelength conversion unit (12) wavelength converts a plurality of primary lights having different wavelengths which are respectively emitted from the plurality of primary light sources (1). When an input is made in the mode input unit of a special light observation mode which enhances and displays, among the subjects for observation, a specific subject for observation, the light source unit (2) switches on the plurality of primary light sources in sequence and projects the illumination light in sequence from an aperture of a given site upon the subject for observation. The image acquisition unit (3) acquires a plurality of images for each respective projection upon the subject for observation of the plurality of illumination lights, and generates a special light observation image of the subject for observation on the basis of the plurality of images.

(57) 要約:

[続葉有]



NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI 添付公開書類:

(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, — 国際調査報告 (条約第 21 条(3))
MR, NE, SN, TD, TG).

被検体観察システムは、複数の 1 次光源 (5, 6) と、波長変換部 (12) と、画像取得部 (3) と、モード入力部 (13) と、光源部 (2) とを含む。前記波長変換部 (12) は、前記複数の 1 次光源からそれぞれ射出される波長の異なる複数の 1 次光を波長変換する。前記光源部 (2) は、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。前記画像取得部 (3) は、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。

明 細 書

発明の名称：被検体観察システム及び方法

技術分野

[0001] 本発明は、白色光による通常観察や、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。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] 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の光として射出し、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。特許文献1では、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、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] 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、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。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。

[0006] 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 次光源と、前記複数の 1 次光源からそれぞれ射出される波長の異なる複数の 1 次光を波長変換する波長変換部と、前記波長変換部により波長変換した光を含む複数の照明光が観察対象に照射されると、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画像取得部と、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部とを具備し、前記画像取得部は、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。

[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、前記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し、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では、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に複数の画像を取得し、前記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。

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方法を提供できる。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]図1は、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である。

[図2]図2は、同装置における波長変換ユニットを示す概略構成図である。

[図3]図3は、同装置における波長変換部材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図である。

[図4]図4は、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である。

[図5]図5は、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である。

[図6]図6は、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である。

[図7]図7は、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である。

[図8]図8は、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である。

[図9]図9は、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である。

[図10]図10は、同装置における波長変換部材（緑色）の吸収／蛍光特性を示す図である。

[図11]図11は、同装置における波長変換部材（赤色）の吸収／蛍光特性を示す図である。

[図12]図12は、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である。

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。

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とする。緑色（G）領域は、波長領域500nm～600nmとする。赤色（R）領域は、波長領域600nm～720nmとする。撮像部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。

[0012] 図1は光源装置を備えた被検体観察装置1の構成図を示す。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。

被検体観察装置1は、複数の観察モード、例えば通常光観察モードと、特殊光観察モードとを有する。通常光観察モードでは、被検体Qに白色光を照射して観察する。特殊光観察モードでは、観察対象のうち特定の観察対象を強調表示する。具体的に特殊光観察モードは、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。

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、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とを含む。

[0013] 光源装置2は、複数の1次光源としての複数の励起光源と、波長変換部とを含む。複数の励起光源は、それぞれ異なる複数の波長の1次光を出力する。波長変換部は、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。

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）を含む。複数の励起光源は、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とを含む。

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415nm（ λ_1 ）で、半値幅が数nm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445nm（ λ_2 ）で、半値幅が数nm以下の狭帯域の青色のレーザ光とする第2の1次光（第2の励起光）として射出する。

[0014] 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。各レーザダイオード5、6から出射される各レーザ光の波長 λ_1 、 λ_2 は、それぞれ発光ピークとなる中心波長415nm（ λ_1 ）、445nm（ λ_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。

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。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。

[0015] 第1のレーザダイオード5には、第1の光ファイバ8を介して光カプラ9の一入射端が光学的に接続されている。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プラ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10を介して光カプラ9の他入射端が光学的に接続されている。第2の光ファイバ10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プラ9に導光する。

[0016] 光カプラ9の出射端は、第3の光ファイバ11を介して光学的に波長変換ユニット12に接続されている。光カプラ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10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10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11は、光カプラ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12に導光する。第3の光ファイバ11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11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。

[0017] 第1、第2及び第3の光ファイバ8、10、11は、それぞれ例えばコア径 $50\mu\text{m}$ 、開口数 $\text{FNA}=0.2$ 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、10との各間には、複数の結合レンズが設けられている。複数の結合レンズは、それぞれ第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、10に結合する。

[0018] 図2は波長変換ユニット12の概略構成図を示す。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、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P1、P2を照射する。

具体的に波長変換ユニット12は、第3の光ファイバ11から射出された1次光としての青紫色レーザ光（ λ_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（ λ_1 ）を透過させ、当該青紫色レーザ光（ λ_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。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む。第1の照明光P1は、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。

[0019] 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(λ_2)を波長変換、ここでは黄色の蛍光(λ_3)に波長変換し、当該蛍光(λ_3)を射出する。これと共に波長変換ユニット12により波長変換されずに当該波長変換ユニット12を透過する青色レーザ光(λ_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(λ_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(λ_2)の一部とを混合し、当該混合光を照明光(観察光)P、ここでは第2の照明光P2として射出する。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。

[0020] 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。ホルダ20は、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が設けられている。ホルダ20の照明光Pの射出側には、波長変換部材22が設けられている。ホルダ20の光透過部材21側には、1次光を入射するための入射部24が形成されている。ホルダ20の波長変換部材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。

[0021] 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ている。テーパ形状の内周面には、例えば膜状の反射部材23が形成されている。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。光透過部材 21 は、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。

[0022] 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 445 nm：第 2 の励起光： λ_2 ）を吸収して黄色の蛍光（ λ_3 ）を発する。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。酸化物蛍光体（YAG、TAG）は、波長領域 430 nm～470 nm 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。これにより、酸化物蛍光体（YAG、TAG）は、波長領域 430 nm～470 nm 中にピークを有する青色レーザ光と組み合わせて使用することができる。

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：第 1 の励起光： λ_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。

[0023] 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。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。可視光領域は、波長領域 380 nm～780 nm とする。

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（ λ_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。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。

[0024] 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（ λ_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。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445nm (λ_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、励起されないと思わせる。

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。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445nm:第2の励起光: λ_2)の一部を所望の波長、ここでは黄色蛍光(λ_3)に変換するために設定される。

[0025] 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。波長変換部材22は、例えば円柱形状に形成されている。波長変換部材22は、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。

[0026] 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。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Mをシステム制御部4に送る。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M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Mを入力する。

[0027] 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。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。画像取得装置3は、撮像部30と、画像処理部

31と、画像表示部35を含む。

撮像部30は、システム制御部4から出力される撮像制御信号PCによって撮像制御される。撮像部30は、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。撮像部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。

[0028] 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460nm(λ_b)に感度ピークを有するB画素と、緑色領域内の波長540nm(λ_g)に感度ピークを有するG画素と、赤色領域内の波長630nm(λ_r)に感度ピークを有するR画素を含む。

B画素の感度領域は、長波長側で波長540nmまで存在する。R画素の感度領域は、短波長側で波長540nm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含む。

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

[0029] 画像処理部31は、撮像部30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。画像処理部31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、演算器34を含む。

画像取得部31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と当該画像取得部31に有する色領域の波長特性とに基づいて特殊光観察画像を取得する。当該特殊光観察画像は、複数の照明光として例えば第1と第2の照明光P1、2の波長特性と当該画像取得部31に有する色領域の波長特性との重なりにより狭帯域スペクトル要素の情報を生成し、当該狭帯域スペクトル要素の情報を第1と第2の照明光P1、2の照射毎に取得された複数の反射画像に組み合わせることにより取得される。

[0030] 画像取得部31は、光源装置2から第1の照明光P1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P2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る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。

[0031] 第1と第2のフレームメモリ32、33は、それぞれ撮像部30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。第1と第2のフレームメモリ32、33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FMによって制御される。

[0032] 演算器34は、第1のフレームメモリ32と第2のフレームメモリ33とにそれぞれ保存された各反射光画像を読み出し、各反射光画像に対して演算を行って画像表示部35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。

画像表示部35は、画像処理部31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。画像表示部35は、具体的に例えばCRTや液晶ディスプレイなどを含む。

[0033] システム制御部4は、入力部13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Mを入力すると、当該観察モード情報Mの内容に応じて光源制御信号LCを光源制御部7に送出すると共に、撮像制御信号PCを撮像部30に送出し、かつ保存フレーム信号FMを画像処理装置31に送出する。

[0034] 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LCを光源制御部7に送出する。これと共に、システム制御部4は、撮像部30において露光処理と、当該

露光処理により得られる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PCを撮像部30に送出する。システム制御部4は、撮像部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FMを画像処理装置31に送出する。

従って、通常光観察モードであれば、画像処理部31は、第2のレーザダイオード6が点灯したときに、撮像部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。

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読み出し、当該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部35に表示する。

[0035] 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。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LCを光源制御部7に送出する。これと共に、システム制御部4は、撮像部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PCを撮像部30に送出する。システム制御部4は、撮像部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FMを画像処理装置31に送出する。

[0036] 従って、特殊光観察モードであれば、画像処理部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、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部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。第1のフレームメモリ32には、反射光画像が第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される。第2のフレームメモリ33には、反射光画像が第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される。

[0037] 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、各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画像表示部35に表示する。

特殊光観察モードにおいて、撮像部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。これにより、システム制御部4から出力される保存フレーム信号FMによって保存先が第1のフレームメモリ32として示される場合、撮像部30では、直前に行われる露光処理の期間に、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。当該露光処理の直後、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FMが保存先として第2フレームメモリ33を示す場合、撮像部30では、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。当該露光処理の直後、反射光画像は、第2フレームメモリ33に保存される。

[0038] 画像処理部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FM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。これに限らず、画像処理部31は、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M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。例えば、画像処理部31は、通常光観察モードを示す観察モード情報M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、撮像部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Mを入力すると、画像処理部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、撮像部

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。当該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部31により判定し、この判定結果に応じて第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ようにすればよい。

[0039] 画像処理部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、各反射光画像に基づいて被写体Qの特殊光観察画像を生成する。

画像処理部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。ホワイトバランス係数は、例えば照明光Pの波長 λ に対する発光強度特性 $P(\lambda)$ と、撮像部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。

[数1]

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

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

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

[0040] 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。

各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。

[0041] 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。ホワイトバランス係数 W_b と W_r とが極端に小さい又は大きい数値であれば、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ので、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。

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600nm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525nm～555nmの光量と比較して3分の1以上あることが好ましい。

[0042] 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LCを入力し、当該光源制御信号LC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LC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LC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。

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。

[0043] 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M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、入力部 13 は、通常光観察モードを示す観察モード情報 M をシステム制御部 4 に送る。

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 M 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 LC を光源制御部 7 に送出する。これと共に、システム制御部 4 は、撮像部 30 において露光処理と当該露光処理により得られる 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 PC を撮像部 30 に送出する。システム制御部 4 は、撮像部 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 FM を画像処理装置 31 に送出する。

[0044] 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 LC を入力すると、当該光源制御信号 LC に従って第 2 のレーザダイオード 6 を点灯駆動する。第 2 のレーザダイオード 6 は、中心波長 445 nm (λ_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。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。

[0045] 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 (λ_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 P2）として射出する。第 2 の照明光 P2 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。

波長変換ユニット 12 から射出された第 2 の照明光 P2 は、所定の配光角を有する。当該配光角と波長変換ユニット 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 P2 の照射領域 S の大きさが形成される。照射領域 S は、撮像部 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部30の撮像範囲よりも広くする。

[0046] 通常光観察モード時の第2の照明光P2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P2のスペクトル特性 $P(\lambda)$ を示す。BGRの各色領域においてスペクトル成分を有するのは、BGR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であると定義する。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。

波長変換ユニット12から射出される第2の照明光P2は、中心波長445nm(λ_1)にピークを持つ狭帯域の青色レーザ光と、中心波長565nm(λ_3)付近にピークを有する黄色蛍光との混合光である。当該混合光は、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P2は、青色レーザ光と黄色蛍光との間の波長領域450nm～480nmの最大強度が青色レーザ光のピーク波長(λ_1)の強度に対して20分の1以下になっている。

[0047] 波長領域450nm～480nmの光量は、波長領域400nm～440nmの光量の20分の1以下になっている。

第2の照明光P2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 λ_2 （青色レーザ光）と波長 λ_3 （黄色蛍光）との差分は、およそ150nmである。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80nmである。

[0048] 一方、撮像部30は、第2の照明光P2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、BGRの画素毎の画素信号を出力する。

画像処理部 31 は、観察モード情報 M 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 F M に従い、撮像部 30 の撮像により取得された B G R の各画素信号を入力し、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、各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。

[0049] 画像処理部 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 C R T や液晶ディスプレイなどの画像表示部 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 B G R 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。通常光観察画像は、第 2 の照明光 P 2 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。

[0050] (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、入力部 13 は、特殊光観察モードを示す観察モード情報 M をシステム制御部 4 に送る。

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 M 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 L C を光源制御部 7 に送出する。光源制御信号 L C 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。

[0051] 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 L C 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 L C とを交互に送出する。これと共に、システム制御部 4 は、撮像部 30 に対して上記同様に、露光処理と 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 P C を撮像部 30 に送出する。システム制御部

4は、撮像部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FMを画像処理装置31に送出する。

[0052] 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LC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LC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LC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LCとを交互に入力されて、各光源制御信号LC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415nm(λ_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。青紫色レーザ光は、第2の光ファイバ10、光カップラ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。

[0053] 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: λ_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(λ_1)を透過させ、当該青紫色レーザ光(λ_1)を照明光P(第1の照明光P1)として射出する。

[0054] 図6は第1の照明光P1のスペクトル特性P(λ_1)を示す。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415nm: λ_1)の最大光強度に対して20分の1以下である。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。

[0055] 撮像部30は、第1の照明光P1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、BGRの画素毎の画素信号を出力する。

画像処理部 31 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、当該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 32 に保存するための保存先を示す保存フレーム信号 FM に従い、撮像部 30 の撮像により取得された BGR の各画素信号を入力する。画像処理部 31 は、BGR 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、当該フレームの反射光画像を第 1 のフレームメモリ 32 に保存する。

[0056] 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 445 nm (λ_2) の青色レーザ光を射出する。青色レーザ光は、第 2 の光ファイバ 10、光カップラ 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。

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の蛍光 (λ_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、黄色蛍光と青色レーザ光とを第 2 の照明光 P2 として射出する。第 2 の照明光 P2 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。

撮像部 30 は、第 2 の照明光 P2 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、BGR の画素毎の画素信号を出力する。

[0057] 画像処理部 31 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、当該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 33 に保存するための保存先を示す保存フレーム信号 FM に従い、撮像部 30 の撮像により取得された BGR の各画素信号を入力する。画像処理部 31 は、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。

[0058] 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32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33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、当該点灯しているタイミングで、撮像部30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32に保存される。第2のレーザダイオード6が点灯したとき、当該点灯しているタイミングで、撮像部30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33に保存される。

[0059] 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380nm～780nmの可視光領域において、ヘモグロビンは、波長415nm付近(λ_{h1})と波長540nm付近(λ_{h2})との異なる各波長に吸収強度ピークを持つ。波長415nm(λ_{h1})付近の吸収強度が最も大きい性質を持つ。

[0060] 一般に内視鏡等の特殊光観察であるNB I観察は、波長415nm付近(λ_{h1})と波長540nm付近(λ_{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400nm～440nmの光と、およそ波長領域525nm～555nmの光とを照明光P（観察光）として使用する。NB I観察は、当該波長の光が生体組織表面から内部に侵入する光の深さと、各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、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(λ_1)の青紫レーザ光を1次光とし、この青紫レーザ光は、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 (λ_2)の青色レーザ光と、波長565nm付近にピークを持つ黄色蛍光 (λ_3) とにより白色光となる成分を含む。黄色蛍光は、ブロードなスペクトルで、波長540nm付近の光を含む。

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 (λ_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 λ_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 (λ_{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 (λ_{h1}) と比較した場合、吸収強度は、波長差35nmでおよそ1/5まで低下する。

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い。被検体Q内の生体組織の吸収特性は、例えば、図7に一例を示すように、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 (λ_{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 (λ_2)の青色レーザ光について、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。このためには、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 (λ_{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である。

[0064] 画像取得に使用する撮像部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(λ_1)付近よりも波長450nm付近の感度がおよそ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画素の感度は、およそ2倍程度高い。これにより、波長415nm(λ_1)の光量よりも波長領域450nm~480nmの光量が多くなる。このため、当該波長領域450nm~480nmの光量(波長445nm(λ_2)の青色レーザ光の付近の波長)は、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)の観察の際には、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。

[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。波長領域450nm~480nmの光量を波長領域400nm~440nmの光量の10分の1以下とすると、画像ノイズ低減に加えて、コントラストの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。

[0067] 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、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、撮像部30のB画素とG画素とR画素で受光される。

[0068] 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（ $\lambda 2$ ）と黄色蛍光（ $\lambda 3$ ）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（ $\lambda 2$ ）は、前述の通り特殊光観察では画像ノイズの原因となる。

[0069] 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（ $\lambda 1$ ）となる。B画素で受光される成分は青紫レーザ光となる。青紫レーザ光（ $\lambda 1$ ）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（ $\lambda h1$ ）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。

[0070] 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。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（ $\lambda 2$ ）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。

[0071] 図8はG画素の受光感度特性と黄色蛍光（ $\lambda 3$ ）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（ $\lambda 3$ ）の強度ピーク付近の波長領域に相当する。G画素の受光感度特性と黄色蛍光（ $\lambda 3$ ）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。

[0072] 波長565nm付近にピークを持つ黄色蛍光（ $\lambda 3$ ）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。図8に示すようにG画素の受光感度特性と黄色蛍光（ $\lambda 3$ ）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。

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(λ_{h2})に強度を持つ。第2の狭帯域スペクトル要素の部分Mは、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(λ_{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。

[0073] G画素の長波長境界値が黄色蛍光(λ_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(λ_3)の短波長境界値よりも短波長に存在するようになっている。これに限らず、G画素の短波長境界値は黄色蛍光(λ_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は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。

[0074] 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(λ_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。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。

[0075] 撮像部30のCCDで受光されたBGRの各画素信号は、画像処理部31に伝送される。画像処理部31は、観察モード情報M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から出力された保存フレーム信号FMに従い、第1の照明光P1を被写体Qに照射する毎に対応するフレーム毎に反射光画像を生成して第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に照射する毎に対応するフレーム毎に反射光画像を生成して第2のフレームメモリ33に保存する。保存フレーム信号FMは、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。第 1 と第 2 の照明光 P 1、P 2 は、交互に順次点灯している。

[0076] 具体的に、特殊光観察モード時、画像処理部 3 1 は、青紫色レーザ光 ($\lambda 1$) の第 1 の照明光 P 1 を被写体 Q に照射する毎に撮像部 3 0 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 3 2 に保存する。画像処理部 3 1 は、狭帯域の青色のレーザ光 ($\lambda 2$) の第 2 の照明光 P 2 を被写体 Q に照射する毎に撮像部 3 0 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 3 3 に保存する。

[0077] 画像処理部 3 1 は、第 1 のフレームメモリ 3 2 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 3 3 に保存された G 画素の画素信号を読み出し、B 画素の画素信号と G 画素の画素信号とを演算器 3 4 に送る。

演算器 3 4 は、第 1 のフレームメモリ 3 2 から読み出した B 画素の画素信号を画像表示部 3 5 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 3 3 から読み出した G 画素の画素信号を画像表示部 3 5 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。

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 P 1 に含まれる青色領域と、第 2 の照明光 P 2 に含まれる緑色領域とを用いて生成される。

演算器 3 4 は、生成した特殊光観察画像を画像表示部 3 5 に送る。この結果、画像表示部 3 5 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。

[0078] 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、撮像部 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 に保存し、当該保存し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する。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、撮像部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、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、各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M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することが可能である。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。

[0079] 第2の照明光P2は、中心波長445nm (λ_2)の青色レーザ光と、波長565nm付近 (λ_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する。このうち黄色蛍光は、波長540nm付近の光を含む。当該波長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 (λ_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 λ_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。

[0080] 具体的に、第2の照明光P2は、中心波長445nm (λ_2)の青色レーザ光と、波長565nm付近 (λ_3)にピークを持つ黄色蛍光とを含む白色光である。当該第2の照明光P2のスペクトル成分の中には、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とが含まれるので、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。

[0081] 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、小型化を実現できる。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は、例えば経鼻内視鏡などに特に有効である。

[0082] 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。

[0083] 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。

[0084] 観察モード情報M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、撮像部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M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合わ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と画像表示部35と

をそれぞれ2つ持つ構成として、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。

[0085] 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。蛍光プローブは、被検体外より投与され特定の波長に反応して発光する。

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400nm～440nm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440nm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415nmと440nm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。

[0086] 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賦活の酸窒化物蛍光体や、Eu賦活の硫化物蛍光体なども使用することができる。

[0087] 第2の照明光P2に占める青色領域の450nm～480nmの光量は、波長領域400nm～440nm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。

[0088] [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。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を含む。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445nm (λ_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。

波長変換部材22-1は、例えばCe賦活の酸化物蛍光体より成る。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415nm (λ_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。

[0089] 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415nm (λ_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445nm (λ_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。波長変換部材22-2は、例えば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。

[0090] 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415nm (λ_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。波長変換部材22-2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445nm (λ_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。

[0091] 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、当該第1のレーザダイオード5から波長415nm (λ_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415nm (λ_1)の青紫色レーザ光により励起されず、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415nm (λ_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。

[0092] 一方、第2のレーザダイオード6が点灯し、当該第2のレーザダイオード6から中心波長445nm (λ_2)の青色レーザ光が射出されると、一方の波長変換部材22-1は、第2のレーザダイオード6から射出される中心波長445nm (λ_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22-1は、緑色領域の蛍光の発光に寄与しない中心波長445nm (λ_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22-2は、第2のレーザダイオード6から射出される中心波長445nm (λ_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12は、一方の波長変換部材22-1を透過した青色レーザ光の一部と、当該波長変換部材22-1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第2の照明光P2を射出する。

[0093] 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12は、一方の波長変換部材22-1を透過した青色レーザ光の一部と、当該波長変換部材22-1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2の照明光P2を射出する。第2の照明光P2は、被写体Qに照射される。

このとき、撮像部30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33に保存され、当該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。

[0094] 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を所定の割合で混合した第1の照明光P1を射出する。

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12は、一方の波長変換部材22-1を透過した青色レーザ光の一部と、当該波長変換部材22-1により発光した緑色領域の蛍光と、他方の波長変換部材22-2により発光した赤色領域の蛍光とを所定の割合で混合した第2の照明光P2を射出する。

[0095] これにより、第1の照明光P1と第2の照明光P2とが交互に順次被写体Qに照射される。このとき、撮像部30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32、33に交互に保存される。第1と第2のフレームメモリ32、33の双方に保存された各反射光画像は、各フレームメモリ32、33から読み出され、画像処理部31によって演算されることにより特殊光観察画像が生成される。

[0096] 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12を第2のレーザダイオード6から射出される中心波長445nm (λ_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415nm (λ_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22-1と、第1のレーザダイオード5から射出される波長415nm (λ_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445nm (λ_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22-2とにより形成した。

[0097] 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P2は、一方の波長変換部材22-1を透過した青色レーザ光の一部と、当該波長変換部材22-1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。

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。

[0098] [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41の構成図を示す。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40に替えて一体化し、光源装置31として構成した。

[0099] 光源装置41は、基板42が設けられている。基板42上には、第1と第2の発光ダイオードLED1、2が設けられている。

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。第1の発光ダイオードLED1は、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。第2の発光ダイオードLED2は、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。

[0100] 基板42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40が設けられている。波長変換体40と各発光ダイオードLED1、2との間には、第1の樹脂43が満たされている。第1の樹脂43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40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。

波長変換体 40 は、各発光ダイオード LED 1、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 P 1、P 2 を射出する。波長変換体 40 は、第 2 の樹脂 44 と、第 2 の樹脂 44 内に散在する複数の蛍光体 45 とから成る。

[0101] 各蛍光体 45 は、第 1 と第 2 の発光ダイオード LED 1、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、又は当該各 LED 光を混合した混合 LED 光を受光し、各 LED 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 を射出する。

第 1 と第 2 の発光ダイオード LED 1、2 を用いた光源装置 41 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。

[0102] 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。

請求の範囲

[請求項1]

複数の 1 次光源と、
前記複数の 1 次光源からそれぞれ射出される波長の異なる複数の 1 次光を波長変換する波長変換部と、
前記波長変換部により波長変換した光を含む複数の照明光が観察対象に照射されると、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画像取得部と、
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部と、
を具備し、
前記画像取得部は、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システム。

[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、前記画像取得部は、前記光源部から出力される前記照明光の波長特性と当該画像取得部が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]

前記光源部は、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、
前記画像取得部は、前記光源部から前記第 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、

前記光源部から前記第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。

[請求項4]

前記画像取得部は、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部と、
を含み、

前記画像取得部は、前記光源部により前記第1の照明光を照射しているときに前記撮像部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、前記光源部により前記第2の照明光を照射しているときに前記撮像部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。

[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が存在し、

前記第2の色領域の前記短波長境界値又は前記長波長境界値は、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、

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と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] 前記画像取得部は、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とを用いて前記特殊光観察モードに於ける画像を生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を含む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を含む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、かつ前記第1の色領域に含まれない波長域に強度を有する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有す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、415nm付近の波長に強度ピークを有し、
前記第2の2次光は、445nm付近の波長に強度ピークを有し、
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460nmを中心とした青色領域であり、
前記第2の色領域は、波長540nmを中心とした緑色領域である、
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] 前記複数の1次光源は、前記光源部内に含まれ、かつそれぞれレーザー光源を含むことを特徴とする請求項1に記載の前記被検体観察システム。

[請求項22] 前記光源部が備える複数の1次光源は、それぞれ発光ダイオードを含むことを特徴とする請求項1に記載の前記被検体観察システム。

[請求項23] 前記画像取得部は、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生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、前記光源部は、前記照明光として第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、

前記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し、

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では、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、

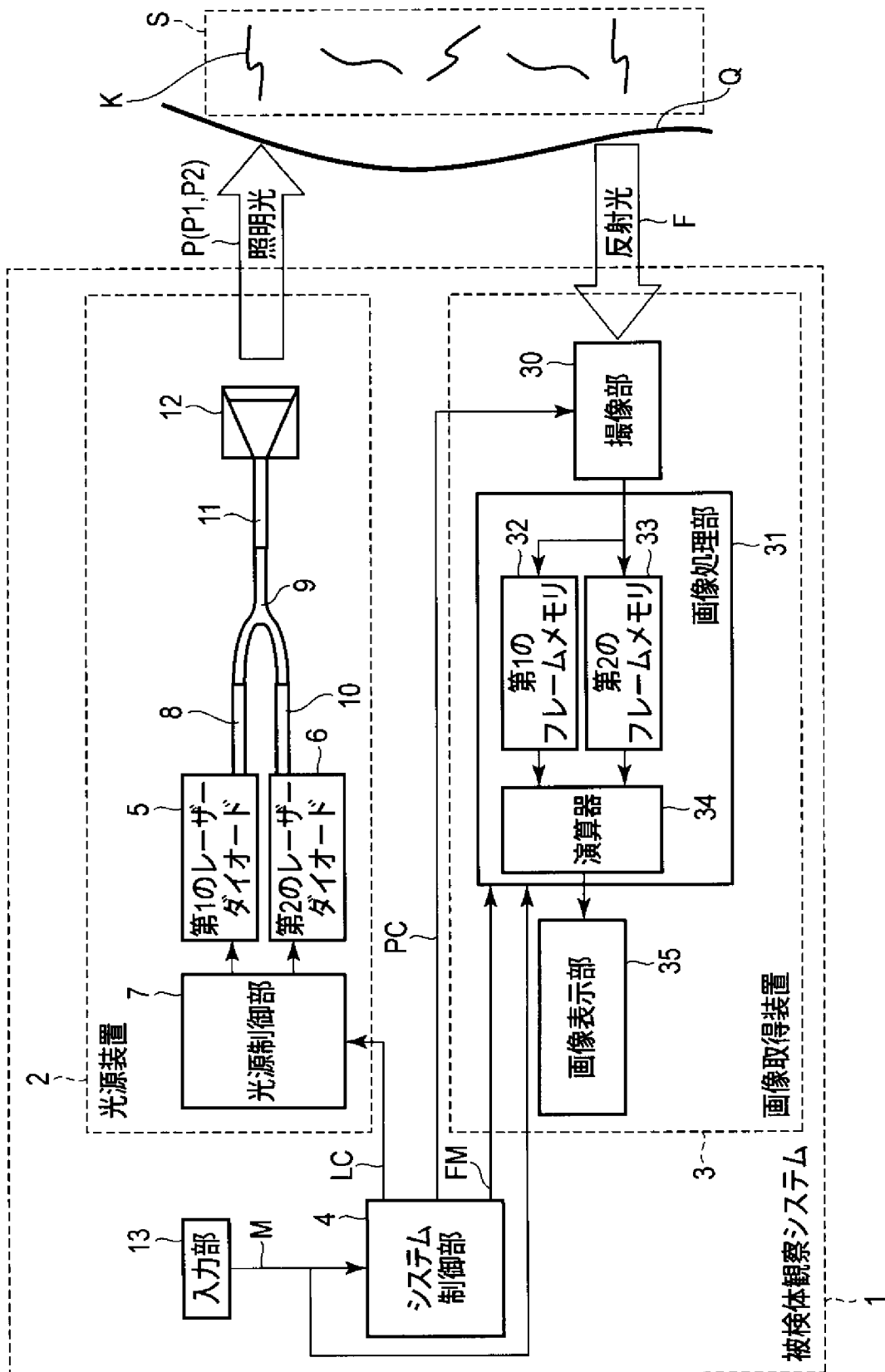
前記複数の照明光をそれぞれ前記観察対象に照射する毎に複数の画

像を取得し、

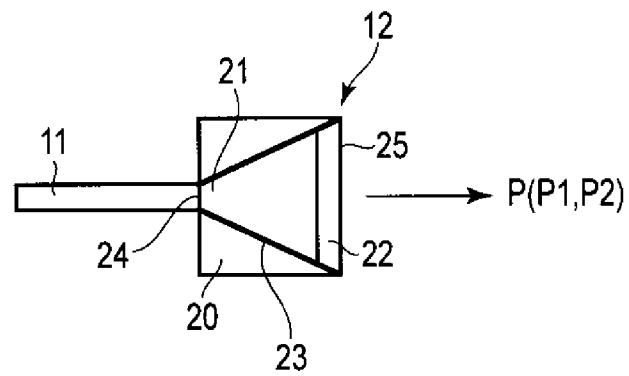
前記複数の画像に基づいて前記観察対象の特殊光観察画像を生成する、

ことを特徴とする被検体観察方法。

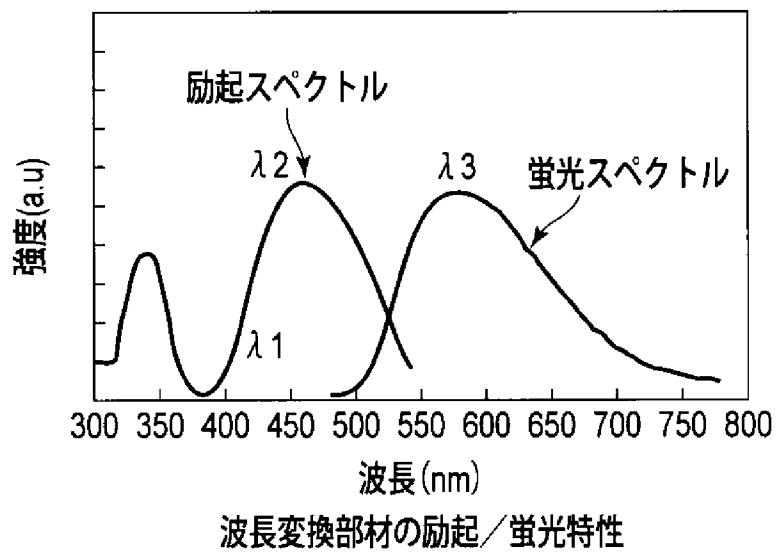
[図1]



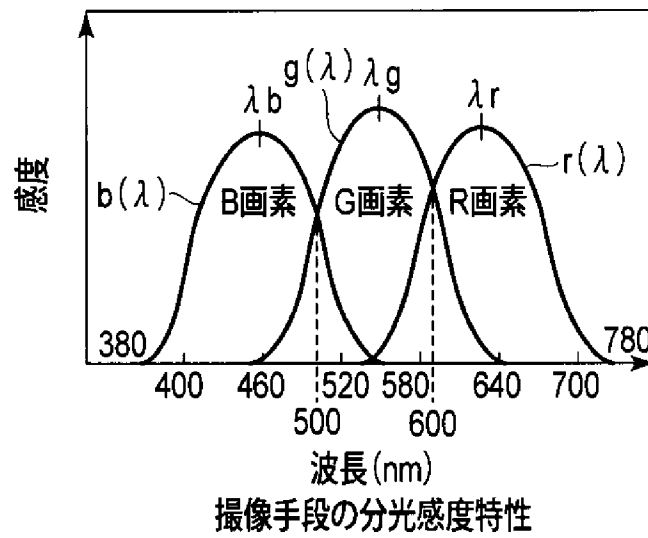
[図2]



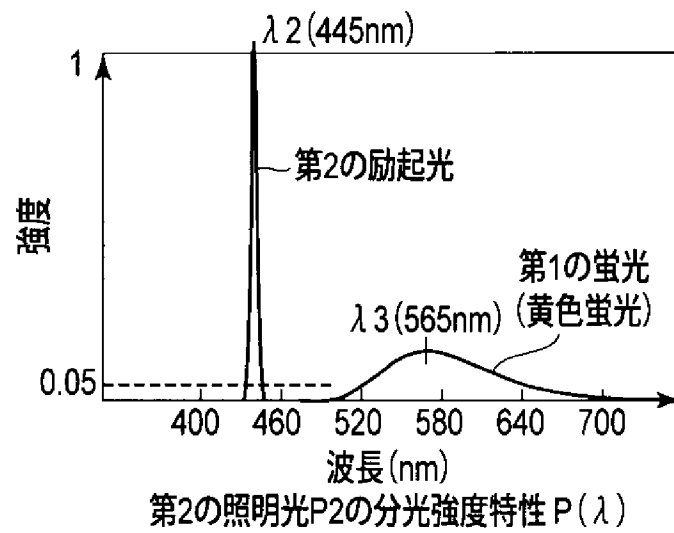
[図3]



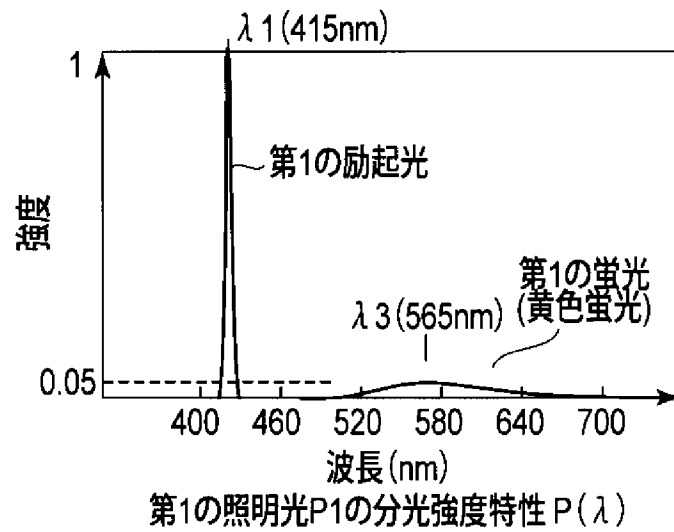
[図4]



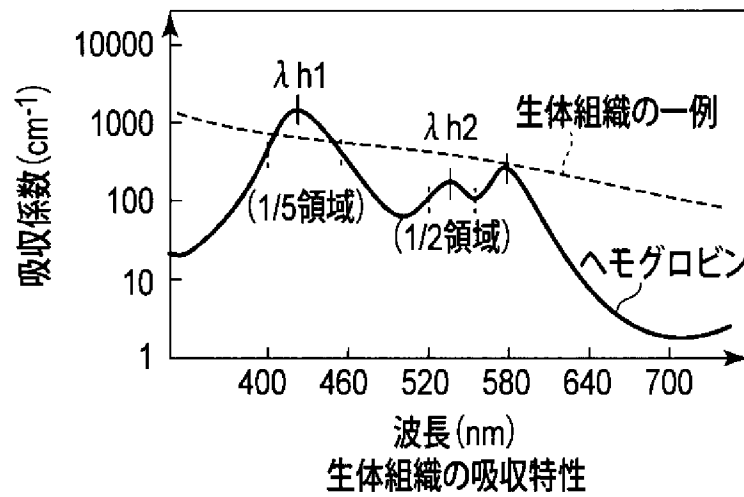
[図5]



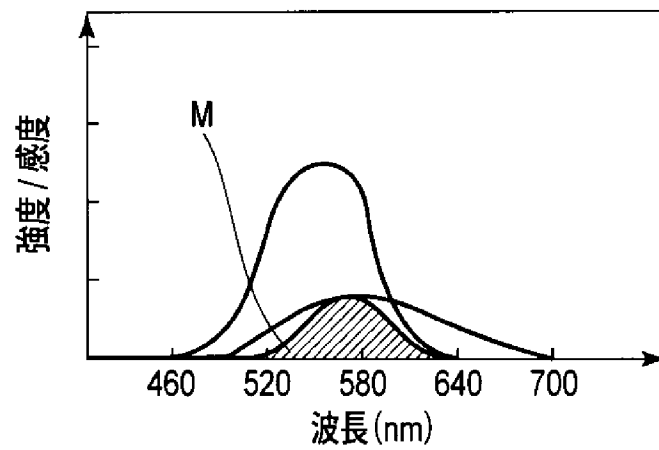
[図6]



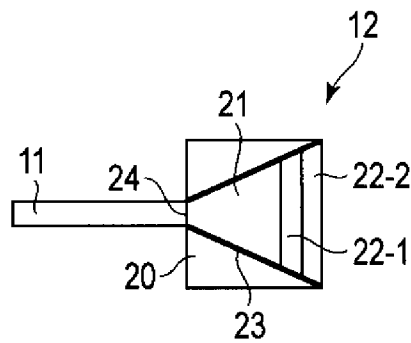
[図7]



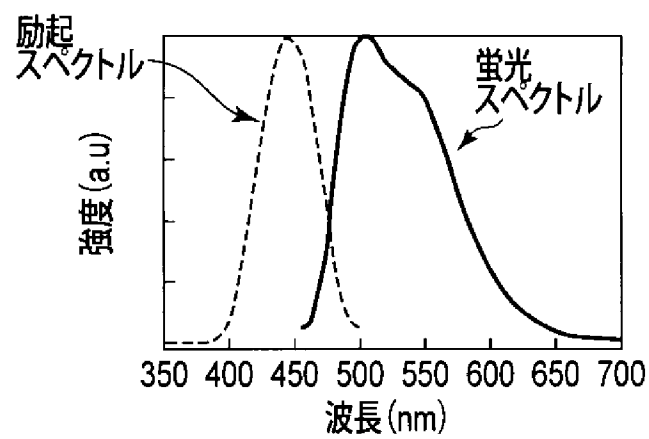
[図8]



[図9]

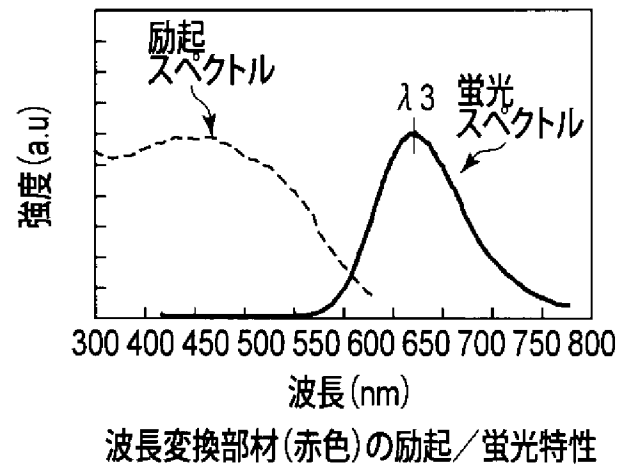


[図10]

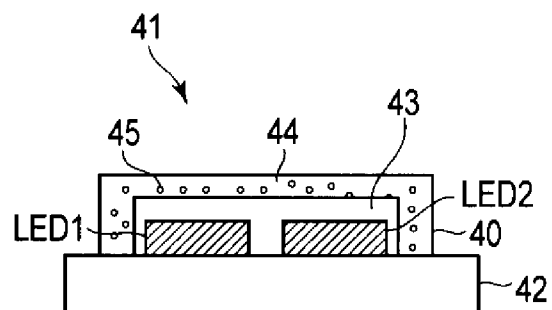


波長変換部材(緑色)の励起/蛍光特性

[図11]



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/055235

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00, A61B1/04, A61B1/06 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2014 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2009-297141 A (Fujifilm Corp.), 24 December 2009 (24.12.2009), entire text; all drawings & US 2009/0306478 A1 & US 2010/0280322 A1 & EP 2130484 A1 & EP 2241244 A1 & DE 602009001103 D & AT 506000 T	1-24
Y	JP 2012-170774 A (Fujifilm Corp.), 10 September 2012 (10.09.2012), entire text; all drawings (Family: none)	1-24
Y	JP 2012-100887 A (Fujifilm Corp.), 31 May 2012 (31.05.2012), entire text; all drawings (Family: none)	1-24
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 13 March, 2014 (13.03.14)		Date of mailing of the international search report 25 March, 2014 (25.03.14)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer Telephone No.
Facsimile No.		

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/055235

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2013-22341 A (Fujifilm Corp.), 04 February 2013 (04.02.2013), paragraphs [0031] to [0035], [0044] to [0063], [0075] to [0077], [0089], [0098] to [0101]; fig. 2 to 11 & US 2013/0030268 A1 & EP 2550910 A1 & CN 102894948 A	1-24
X	JP 2011-50470 A (Fujifilm Corp.), 17 March 2011 (17.03.2011), paragraphs [0039], [0051] to [0057], [0070] to [0075], [0084] to [0085]; fig. 6, 13(B) (Family: none)	1, 21
X	JP 2012-70839 A (Fujifilm Corp.), 12 April 2012 (12.04.2012), paragraphs [0027] to [0038], [0044] to [0058], [0084] to [0095]; fig. 2 to 3 (Family: none)	1, 21
A	JP 2009-153712 A (Olympus Corp.), 16 July 2009 (16.07.2009), paragraphs [0011] to [0017]; all drawings & US 2009/0167149 A1 & EP 2074934 A2	17

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/055235

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 25
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
(See extra sheet)
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/055235

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet(2)

The invention relating to a method for observing a subject as set forth in claim 25, said method comprising a step for, while using a device (a device for observing a subject) in the human body, radiating illumination light to an observation object and acquiring an image to observe the subject, pertains to methods for treatment of the human body by surgery as well as diagnostic methods. Thus, claim 25 relates to a subject matter which this International Searching Authority is not required, under the provisions of Article 17(2)(a)(i) of the PCT and Rule 39.1(iv) of the Regulations under the PCT, to search.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/00, A61B1/04, A61B1/06			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2014年 日本国実用新案登録公報 1996-2014年 日本国登録実用新案公報 1994-2014年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
Y	JP 2009-297141 A（富士フイルム株式会社）2009.12.24, 全文、全図 & US 2009/0306478 A1 & US 2010/0280322 A1 & EP 2130484 A1 & EP 2241244 A1 & DE 602009001103 D & AT 506000 T	1-24	
Y	JP 2012-170774 A（富士フイルム株式会社）2012.09.10, 全文、全図（ファミリーなし）	1-24	
Y	JP 2012-100887 A（富士フイルム株式会社）2012.05.31, 全文、全図（ファミリーなし）	1-24	
☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 13.03.2014		国際調査報告の発送日 25.03.2014	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 樋熊 政一 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4460

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2013-22341 A (富士フイルム株式会社) 2013.02.04, 段落【0031】－【0035】、【0044】－【0063】、【0075】－【0077】、【0089】、【0098】－【0101】、図2－11 & US 2013/0030268 A1 & EP 2550910 A1 & CN 102894948 A	1-24
X	JP 2011-50470 A (富士フイルム株式会社) 2011.03.17, 段落【0039】、【0051】－【0057】、【0070】－【0075】、【0084】－【0085】、図6、13 (B) (ファミリーなし)	1, 21
X	JP 2012-70839 A (富士フイルム株式会社) 2012.04.12, 段落【0027】－【0038】、【0044】－【0058】、【0084】－【0095】、図2－3 (ファミリーなし)	1, 21
A	JP 2009-153712 A (オリンパス株式会社) 2009.07.16, 段落【0011】－【0017】、全図 & US 2009/0167149 A1 & EP 2074934 A2	17

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（P C T 17条(2) (a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求項 25 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
請求項 25 の被検体観察方法の発明は、人体内で装置（被検体観察装置）を使用している最中に、照明光を観察対象に照射し、画像を取得し、被検体を観察する工程を含む方法であるから、人の身体の手術及び診断方法に関するものであって、PCT17条(2) (a) (i) 及びPCT規則39.1(iv) の規定により、この国際調査機関が国際調査をすることを要しない対象に係るものである。
2. ☐ 請求項 は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 は、従属請求の範囲であってP C T 規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。