

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/084201

発行日 平成29年9月28日(2017.9.28)

(43) 国際公開日 平成28年6月2日(2016.6.2)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 3	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 O	4 C 1 6 1
G O 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 1	
	G O 2 B 23/24 B	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 31 頁)

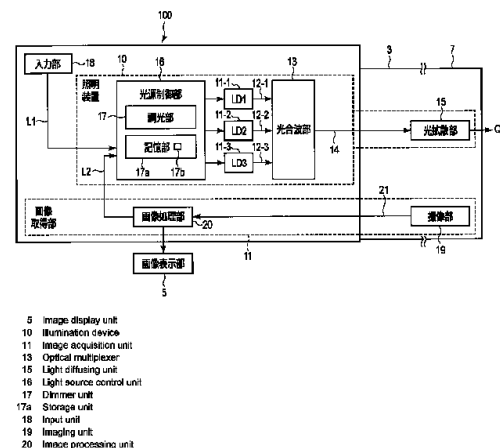
出願番号	特願2016-561169 (P2016-561169)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2014/081416		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成26年11月27日(2014.11.27)		東京都八王子市石川町2951番地
(81) 指定国	AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, 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, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100103034 弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100153051 弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100179062 弁理士 井上 正
		(74) 代理人	100189913 弁理士 鵜飼 健
		(74) 代理人	100199565 弁理士 飯野 茂

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

内視鏡装置は、レーザダイオード(11-1,11-2,11-3)と、照明系(10)と、撮像部(19)と、光源制御部(16)とを含む。前記光源制御部(16)は、前記撮像部の露光時間内に、それぞれ異なる複数の駆動電流を前記レーザダイオードに順次供給して当該レーザダイオードから複数の前記レーザ光を順次射出させ、かつ当該射出された複数のレーザ光が前記露光時間内において重畳された合成レーザ光の合成波長スペクトル幅が前記複数のレーザ光の個々の波長スペクトル幅よりも広くなるように前記複数の駆動電流を制御する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

レーザダイオードと、

前記レーザダイオードから射出されたレーザ光を照明光として被観察体に照射する照明部と、

前記照明部により前記照明光が照射された前記被観察体を撮像する撮像部と、

前記撮像部の露光時間内に、それぞれ異なる複数の駆動電流を前記レーザダイオードに順次供給して当該レーザダイオードから複数の前記レーザ光を順次射出させ、かつ当該射出された複数のレーザ光が前記露光時間内において重畳された合成レーザ光の合成波長スペクトル幅が前記複数のレーザ光の個々の波長スペクトル幅よりも広くなるように前記複数の駆動電流を制御する光源制御部と、
を具備することを特徴とする内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記光源制御部は、前記撮像部の露光時間内に、前記複数の駆動電流としてそれぞれ異なるピーク電流値の複数のパルス駆動電流を前記レーザダイオードに順次供給して当該レーザダイオードから複数のパルス光を順次射出させ、かつ前記複数のパルス光が前記露光時間内において重畳された合成パルス光の合成波長スペクトル幅が前記複数のパルス光の個々の波長スペクトル幅よりも広くなるように前記複数のパルス駆動電流の前記ピーク電流値を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

20

前記光源制御部は、前記撮像部の露光時間内に、前記複数の駆動電流として異なる平均電流値を含む複数の交流駆動電流を前記レーザダイオードに順次供給して当該レーザダイオードから複数のパルス光を順次射出させ、かつ前記複数のパルス光が前記露光時間内において重畳された合成パルス光の合成波長スペクトル幅が前記複数のパルス光の個々の波長スペクトル幅よりも広くなるように前記複数の交流駆動電流の前記平均電流値を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記光源制御部は、前記複数のレーザ光又はパルス光における波長軸に対して隣り合う 2 つの前記レーザ光又は前記パルス光の中心波長間の差が当該レーザ光又は 2 つパルス光の波長スペクトル幅に基づいた所定の波長差以上の波長差になるように、前記複数の駆動電流、前記複数のパルス駆動電流の前記ピーク電流値、又は前記複数の交流駆動電流の前記平均電流値を制御することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

30

【請求項 5】

前記光源制御部は、前記複数のパルス光のうちいずれかのパルス光の波長スペクトルの波長領域が他のパルス光の波長スペクトルの波長領域に包含されないように前記複数のパルス駆動電流の前記ピーク電流値を制御することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記光源制御部は、前記複数のパルス光のうち前記波長軸に対して隣り合う前記 2 つのパルス光の中心波長間の差が当該隣り合う 2 つのパルス光のうち波長スペクトル幅の小さいパルス光の波長スペクトル半幅以上の波長差になるように前記複数のパルス駆動電流の前記ピーク電流値を制御することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

40

【請求項 7】

前記光源制御部は、前記複数のパルス光のうち前記波長軸に対して隣り合う前記 2 つのパルス光の中心波長間の差が当該隣り合う 2 つのパルス光の波長スペクトル幅の半幅の和以上の波長差になるように前記複数のパルス駆動電流の前記ピーク電流値を制御することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記光源制御部は、前記レーザダイオードに供給する前記パルス駆動電流を連続的に変

50

化させたとき、発振モードが跳ぶモードホッピングが生じるときの前記パルス駆動電流をモードホッピング電流値とし、前記複数のパルス駆動電流の前記ピーク電流値が当該モードホッピング電流値を跨ぐように前記複数のパルス駆動電流の前記ピーク電流値を制御することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記光源制御部は、前記レーザダイオードの発振しきい値の近傍でかつ前記発振しきい値以上の電流値である発振しきい値近傍電流値と、前記レーザダイオードの最大定格電流値の近傍でかつ前記最大定格電流値以下の電流値である定格電流近傍電流値とのうちいずれか一方又は両方を前記ピーク電流値として規定することを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡装置。

10

【請求項 10】

前記光源制御部は、前記発振しきい値近傍電流値と、前記定格電流近傍電流値と、前記発振しきい値近傍電流値と前記定格電流近傍電流値との間の中間電流値を前記複数のパルス電流の前記ピーク電流値として規定することを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

前記光源制御部は、前記発振しきい値近傍電流値と、前記定格電流近傍電流値との間の電流範囲において等間隔に前記複数のパルス駆動電流の前記ピーク電流値を規定することを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡装置。

【請求項 12】

前記光源制御部は、前記発振しきい値近傍電流値をピーク電流とする前記パルス光の中心波長と、前記定格電流近傍電流値をピーク電流とする前記パルス光の中心波長との間の波長範囲において等間隔に前記パルス光の中心波長が存在するように前記中間電流値を規定することを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 13】

前記光源制御部は、前記レーザダイオードの調光を行う調光部を含み、
前記調光部は、前記露光時間内において前記複数のパルス駆動電流のパルス幅を制御するパルス幅制御を行って前記調光を行う、
ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 14】

前記光源制御部は、前記レーザダイオードの調光を行う調光部を含み、
前記調光部は、前記複数のパルス駆動電流に対してそれぞれ前記露光時間内でパルス幅の制御を行うパルス幅制御期間を規定し、当該パルス幅制御期間における前記レーザダイオードの発光時間の比率であるデューティ比を制御することで前記調光を行う、
ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

30

【請求項 15】

前記調光部は、前記レーザダイオードから射出される前記レーザ光の光量を大きくする場合、前記ピーク電流値の小さい前記パルス駆動電流の前記デューティ比を大きくし、
かつ前記レーザダイオードの射出光量を小さくする場合、前記ピーク電流値の大きい前記パルス駆動電流の前記デューティ比を小さくする、
ことを特徴とする請求項 14 に記載の内視鏡装置。

40

【請求項 16】

前記調光部は、前記レーザダイオードから射出される前記レーザ光の光量に応じて前記パルス幅制御期間を可変可能とし、前記レーザ光の光量が所定の光量よりも大きければ、前記ピーク電流値の大きさに比例して前記パルス幅制御期間の長さを可変して前記調光を行うことを特徴とする請求項 15 に記載の内視鏡装置。

【請求項 17】

前記光源制御部は、前記レーザダイオードの調光を行う調光部を含み、
前記調光部は、前記露光時間内の所定の周期毎に、前記ピーク電流値が等しい複数の前記パルス駆動電流を前記レーザダイオードに供給し、かつ前記所定の周期内の前記複数の

50

パルス駆動電流の数を制御するパルス数制御を行って前記調光を行う、
ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 18】

前記調光部は、前記パルス数制御を行うパルス数制御期間を設定し、当該パルス数制御期間内において、前記ピーク電流値が等しい前記パルス駆動電流の数を制御する、
ことを特徴とする請求項 17 に記載の内視鏡装置。

【請求項 19】

前記調光部は、前記レーザダイオードから射出される前記レーザ光の光量を大きくするときに、前記ピーク電流値の小さい前記パルス駆動電流の数を増加し、

前記レーザダイオードから射出される前記レーザ光の光量を小さくするときに、前記ピーク電流値の大きい前記パルス駆動電流の数を減少する、
ことを特徴とする請求項 18 に記載の内視鏡装置。

10

【請求項 20】

前記調光部は、前記レーザダイオードから射出される前記レーザ光の光量に応じて、前記パルス数制御期間を可変可能とし、

前記レーザダイオードから射出される前記レーザ光の光量が所定の光量よりも大きければ、前記ピーク電流値の大きさに比例して前記パルス幅制御期間の長さを可変して前記調光を行う、

ことを特徴とする請求項 19 に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 21】

前記光源制御部は、前記複数のパルス駆動電流の前記ピーク電流値を記憶する記憶部を含むことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 22】

前記光源制御部は、前記レーザダイオードから射出される前記レーザ光の光量に対する前記パルス幅制御期間に関する情報を記憶する記憶部を含み、

前記調光部は、前記記憶部に記憶されている前記情報に基づいて前記パルス幅制御を行う、

ことを特徴とする請求項 14 に記載の内視鏡装置。

【請求項 23】

前記光源制御部は、前記レーザダイオードから射出される前記レーザ光の光量に対する前記ピーク電流値が等しい前記パルス駆動電流の前記パルス数制御の相関の情報を記憶する記憶部を含み、

30

前記調光部は、前記記憶部に記憶されている前記相関の情報に基づいて前記パルス数制御を行う、

ことを特徴とする請求項 17 に記載の内視鏡装置。

【請求項 24】

互いに異なる発振波長のレーザ光を射出する複数の前記レーザダイオードを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明は、レーザダイオードから射出された光を照明光として被観察体に照射する内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、半導体レーザを用いた照明装置の開発が活発に進められている。半導体レーザを用いた照明装置は、小型・高輝度・低消費電力といったメリットを有する。一方、半導体レーザを用いた照明装置は、レーザ光の高い干渉性によってスペックルが生じる。

【0003】

スペックルとは、レーザ光のような高い干渉性を有する光が対象物に照射されると、対

50

象物の表面で反射したり、散乱された光の位相が重なり、観察画像に対象物の表面付近の状態を反映した干渉パターンが生じることである。スペックルは、画質低下の原因となるので、スペックル低減の技術開発が行われている。

【 0 0 0 4 】

スペックルを低減する技術としては、例えば特許文献 1 がある。特許文献 1 は、レーザダイオードからなる励起光源と波長変換部材とを含む発光部と、撮像部とを備える発光装置であって、撮像部の露光時間内に発光部に入力される電流値が変化するように、発光部に、露光時間以下の周期でパルス電流を供給することを開示する。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

10

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 8 - 2 5 3 7 3 6 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

特許文献 1 では、発光部にパルス電流を供給することにより、ある程度のスペックル低減の効果が期待される。しかしながら、発光部にパルス電流を供給するだけでは、未だ、スペックルの低減が不十分である場合がある。

【 0 0 0 7 】

本発明の目的は、十分なスペックルの低減を行って観察を行うことができる内視鏡装置を提供することである。

20

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

本発明の内視鏡装置は、レーザダイオードと、前記レーザダイオードから射出されたレーザ光を照明光として被観察体に照射する照明部と、前記照明部により前記照明光が照射された前記被観察体を撮像する撮像部と、前記撮像部の露光時間内に、それぞれ異なる複数の駆動電流を前記レーザダイオードに順次供給して当該レーザダイオードから複数の前記レーザ光を順次射出させ、かつ当該射出された複数のレーザ光が前記露光時間内において重畳された合成レーザ光の合成波長スペクトル幅が前記複数のレーザ光の個々の波長スペクトル幅よりも広くなるように前記複数の駆動電流を制御する光源制御部とを具備する。

30

【 発明の効果 】

【 0 0 0 9 】

本発明は、十分なスペックルの低減を行って観察を行うことができる内視鏡装置を提供できる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 0 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明の内視鏡装置を適用した内視鏡システムを示す概略構成図である。

【 図 2 】 図 2 は、内視鏡システムにおける内視鏡装置の一実施の形態を示すブロック構成図である。

40

【 図 3 】 図 3 は、光拡散部を示す構成図である。

【 図 4 】 図 4 は、第 1 の L D のパルス駆動電流に対するレーザ光の光量と、波長スペクトル幅と、規定する 3 つのパルス駆動電流とを示す模式図である。

【 図 5 】 図 5 は、露光時間内で第 1 の L D から射出された 3 つのパルス光が重畳された合成波長スペクトルを示す図である。

【 図 6 】 図 6 は、モードホッピング電流を示す模式図である。

【 図 7 】 図 7 は、2 つのピーク電流値による規定方法を示す図である。

【 図 8 】 図 8 は、4 つのピーク電流値による規定方法を示す図である。

【 図 9 】 図 9 は、L D の発光時間を制御するパルス幅制御である第 1 の調光方法を示す模

50

式図である。

【図 1 0】図 1 0 は、パルス幅制御期間を可変とする第 2 の調光方法を示す模式図である。

【図 1 1】図 1 1 は、デューティ比を小さくした場合のパルス幅制御を示す第 3 の調光方法示す模式図である。

【図 1 2】図 1 2 は、デューティ比を大きくした場合のパルス幅制御を示す第 3 の調光方法示す模式図である。

【図 1 3】図 1 3 は、パルス数制御期間内のパルス数を制御するパルス数制御による第 4 の調光方法を示す模式図である。

【図 1 4】図 1 4 は、パルス数制御期間を可変とするパルス数制御による第 5 の調光方法を示す模式図である。

【図 1 5】図 1 5 は、デューティ比を小さくした場合のパルス数制御による第 6 の調光方法を示す模式図である。

【図 1 6】図 1 6 は、デューティ比を大きくした場合のパルス数制御による第 6 の調光方法を示す模式図である。

【図 1 7】図 1 7 は、第 2 の変形例に係る内視鏡装置を示すブロック構成図である。

【図 1 8 A】図 1 8 A は、第 3 の変形例に係る三角形状の波形のパルス駆動電流を示す図である。

【図 1 8 B】図 1 8 B は、第 3 の変形例に係るのこぎり波状のパルス駆動電流を示す図である。

【図 1 8 C】図 1 8 C は、第 3 の変形例に係る曲線状の波形のパルス駆動電流を示す図である。

【図 1 9 A】図 1 9 A は、第 4 の変形例に係る正弦波のパルス駆動電流を示す図である。

【図 1 9 B】図 1 9 B は、第 4 の変形例に係る矩形波のパルス駆動電流を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

[一実施の形態]

以下、一実施の形態に係る内視鏡装置について図面を参照して説明する。

図 1 は内視鏡装置を適用した内視鏡システム 1 の概略構成図を示す。内視鏡システム 1 は、内視鏡スコープ部 2 と、本体側ケーブル 3 と、内視鏡スコープ部 2 に本体側ケーブル 3 を介して接続された内視鏡本体部 4 と、この内視鏡本体部 4 に接続された画像表示部 5 とを含む。

【0012】

内視鏡スコープ部 2 は、本体側ケーブル 3 と、操作部 6 と、この操作部 6 に連結された挿入部 7 とを含む。操作部 6 は、操作ハンドル 6 a を含む。操作ハンドル 6 a は、オペレータの操作を受けて挿入部 7 を上下方向又は左右方向を湾曲させるためのものである。

【0013】

挿入部 7 は、例えば観察対象物の管孔内に挿入され、観察対象物内の被観察体を観察するためのものである。挿入部 7 は、挿入先端部 7 a が硬質に形成され、他の部分（以下、挿入湾曲部と称する）7 b が可撓性に形成されている。これにより、挿入湾曲部 7 b は、受動的に湾曲可能であり、例えば観察対象物の管孔内に挿入されると、管孔内の形状に倣って湾曲する。又、挿入部 7 は、操作部 6 の操作によって上下方向又は左右方向を湾曲する。つまり、挿入部 7 は、能動可能に湾曲可能になっている。

【0014】

図 2 は内視鏡システム 1 における内視鏡装置 100 のブロック構成図を示す。内視鏡本体部 4 は、被観察体に照明光を照射する照明装置 10 と、被観察体の画像を取得する画像取得部 11 とを含む。画像取得部 11 には、被観察体の画像を表示する画像表示部 5 が接続されている。

【0015】

照明装置 10 は、複数のレーザダイオード（以下、LD と称する）、例えば 3 個の第 1

10

20

30

40

50

乃至第3のLD11-1~11-3と、第1乃至第3の光ファイバ12-1~12-3と、光合波部（以下、光ファイバコンバイナと称する）13と、第4の光ファイバ14と、光拡散部15と、光源制御部16とを含む。

【0016】

第1乃至第3のLD11-1~11-3は、互いに異なる発振波長で発振してレーザ光を射出する。例えば、

第1のLD11-1は、中心波長445nmの青色レーザ光を射出する。

第2のLD11-2は、中心波長532nmの緑色レーザ光を射出する。

第3のLD11-3は、中心波長635nmの赤色レーザ光を射出する。

【0017】

第1の光ファイバ12-1は、第1のLD11-1と光ファイバコンバイナ13との間を光学的に接続し、第1のLD11-1から射出された青色レーザ光を光ファイバコンバイナ13に導光する。

第2の光ファイバ12-2は、第2のLD11-2と光ファイバコンバイナ13との間を光学的に接続し、第2のLD11-2から射出された緑色レーザ光を光ファイバコンバイナ13に導光する。

第3の光ファイバ12-3は、第1のLD11-3と光ファイバコンバイナ13との間を光学的に接続し、第3のLD11-3から射出された赤色レーザ光を光ファイバコンバイナ13に導光する。

【0018】

光ファイバコンバイナ13は、第1乃至第3の光ファイバ12-1~12-3によりそれぞれ導光された青色レーザ光と、緑色レーザ光と、赤色レーザ光とを合波し、白色レーザ光を生成する。

第4の光ファイバ14は、光ファイバコンバイナ13によって合波された白色レーザ光を光拡散部15に導光する。

第1乃至第3の光ファイバ12-1~12-3と第4の光ファイバ14とは、例えばコア径数十μm~数百μmの単線ファイバである。

光ファイバコンバイナ13内の第1乃至第3の光ファイバ12-1~12-3と第4の光ファイバ12-4との各間には、結合レンズ（不図示）が設けられている。この結合レンズは、第1乃至第3の光ファイバ12-1~12-3からそれぞれ射出された青色レーザ光と、緑色レーザ光と、赤色レーザ光とそれぞれ収束させて第4の光ファイバ12-4に結合する。

【0019】

図3は光拡散部15の構成図を示す。光拡散部15は、第4の光ファイバ14によって導光された白色レーザ光を光拡散する。光拡散部15により光拡散された白色レーザ光が照明光Qとして射出される。光拡散部15は、ホルダ15-1と、ホルダ15-1内に収容された例えばアルミナ粒子などの拡散部材15-2とを含む。光拡散部15による光拡散は、第4の光ファイバ14によって導光された白色レーザ光の配光を広げる効果と共に、同白色レーザ光の位相を乱すことにより干渉性を低下し、スペックルを低減する。

光ファイバ14及び光拡散部15は、複数本、例えば数百~数千本の光ファイバから成るバンドルファイバ及び照明光学系（レンズ）に代えてもよい。バンドルファイバは、LDから射出されるレーザ光の位相を乱し、スペックルを低減する効果を有する。

【0020】

以下、第1乃至第3のLD11-1~11-3のうち単一のLD、例えば第1のLD11-1に対するパルス駆動について説明する。なお、他のLD11-2、11-3に対して同様のパルス駆動が行われる。

光源制御部16は、第1のLD11-1の調光を行うための調光部17を含む。この調光部17は、第1のLD11-1のオン（ON）・オフ（OFF）と、第1のLD11-1の光量制御とを行う。

【0021】

10

20

30

40

50

光源制御部 16 は、画像取得部 11 に含まれる撮像部 19 の撮像により 1 フレームの画像を取得するときの露光時間内において、第 1 の LD 11 - 1 に対して互いにピーク電流の異なる 3 つのパルス駆動電流 I を供給する。撮像部 19 は、周期的に 1 フレーム毎の撮像を行うので、光源制御部 16 においては、撮像部 19 の露光時間内で、周期的に 3 つのパルス駆動電流 I を第 1 の LD 11 - 1 に供給して当該第 1 の LD 11 - 1 からレーザ光を射出させる。

【0022】

図 4 は第 1 の LD 11 - 1 のパルス駆動電流 I に対するレーザ光の光量 Q_a の関係の模式図を示す。同図には、パルス駆動電流 I の 3 つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c に対応する各波長スペクトル幅 $\Delta\lambda_a$ 、 $\Delta\lambda_b$ 、 $\Delta\lambda_c$ も示す。各ピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c の大きさの関係は、 $I_a < I_b < I_c$ である。各波長スペクトル幅 $\Delta\lambda_a$ 、 $\Delta\lambda_b$ 、 $\Delta\lambda_c$ における中心波長は、それぞれ λ_{a0} 、 λ_{b0} 、 λ_{c0} である。

10

【0023】

第 1 の LD 11 - 1 は、パルス駆動電流 I が増加するに従ってレーザ光量 Q_a が増加するだけでなく、発振モードが増加すると共に波長スペクトル幅 $\Delta\lambda_a$ 、 $\Delta\lambda_b$ 、 $\Delta\lambda_c$ が広くなる。各波長スペクトル幅 $\Delta\lambda_a$ 、 $\Delta\lambda_b$ 、 $\Delta\lambda_c$ の各中心波長 λ_{a0} 、 λ_{b0} 、 λ_{c0} は、長波長側にシフトする性質がある。これにより、各波長スペクトル幅 $\Delta\lambda_a$ 、 $\Delta\lambda_b$ 、 $\Delta\lambda_c$ の大きさの関係は、

$$\Delta\lambda_a \quad \Delta\lambda_b \quad \Delta\lambda_c$$

となる。各波長スペクトル幅 $\Delta\lambda_a$ 、 $\Delta\lambda_b$ 、 $\Delta\lambda_c$ の各中心波長 λ_{a0} 、 λ_{b0} 、 λ_{c0} の大きさの関係は、

20

$$\lambda_{a0} \quad \lambda_{b0} \quad \lambda_{c0}$$

となる。

【0024】

撮像部 19 の露光時間内に 3 つのパルス駆動電流 I 、すなわち 3 つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c のパルス駆動電流 I を第 1 の LD 11 - 1 に供給するので、当該第 1 の LD 11 - 1 から射出される 3 つのパルス光 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 の波長スペクトルが露光時間内において重畳される。当該重畳された合成波長スペクトル幅 $\Delta\lambda_{abc}$ ($= \Delta\lambda_a + \Delta\lambda_b + \Delta\lambda_c$) は、3 つのパルス光 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 における個々の波長スペクトル幅 $\Delta\lambda_a$ 、 $\Delta\lambda_b$ 又は $\Delta\lambda_c$ よりも広い。

30

しかるに、光源制御部 16 は、撮像部 19 の露光時間内に 3 つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c のパルス駆動電流 I を第 1 の LD 11 - 1 に供給して当該第 1 の LD 11 - 1 から 3 つのパルス光 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 を射出させる。

光源制御部 16 は、3 つのパルス光 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 が重畳されて合成レーザ光 Q となったときの合成波長スペクトル幅 $\Delta\lambda_{abc}$ ($= \Delta\lambda_a + \Delta\lambda_b + \Delta\lambda_c$) が当該 3 つのパルス光 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 の個々の波長スペクトル幅 $\Delta\lambda_a$ 、 $\Delta\lambda_b$ 、 $\Delta\lambda_c$ よりも広くなるようにパルス駆動電流 I を制御する。

【0025】

図 5 は露光時間 T_p 内で第 1 の LD 11 - 1 から射出された 3 つのパルス光 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 が重畳された合成波長スペクトルを示す。同図からはパルス駆動電流 I が増加するに従って発振モードが増加すると共に、各波長スペクトル幅 $\Delta\lambda_a$ 、 $\Delta\lambda_b$ 、 $\Delta\lambda_c$ が広くなり、かつ各波長スペクトル幅 $\Delta\lambda_a$ 、 $\Delta\lambda_b$ 、 $\Delta\lambda_c$ の各中心波長 λ_{a0} 、 λ_{b0} 、 λ_{c0} が長波長側にシフトすることが示されている。

40

【0026】

次に、パルス駆動電流 I の 3 つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c の規定方法について説明する。

光源制御部 16 は、記憶部 17 a を含む。記憶部 17 a には、パルス駆動電流 I の 3 つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c が記憶されている。3 つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c は、以下のように第 1 乃至第 4 の規定方法がある。

(a) 第 1 の規定方法

50

ピーク電流値 I_a は、図 4 に示すようにパルス駆動電流 I において第 1 の LD 11 - 1 の発振しきい電流値 H の近傍で、かつ同発振しきい電流値 H の電流値以上の電流値（発振しきい値近傍電流値）に規定する。この発振しきい値近傍電流値は、第 1 の LD 11 - 1 の発振しきい電流値 H を基準にして 20 % 以上大きくない電流値である。又、発振しきい値近傍電流値は、第 1 の LD 11 - 1 の温度変化等により発振しきい電流値が変化しても発振しきい電流値 H を下回らず、安定してレーザ発振可能な電流値として規定する。

【0027】

ピーク電流値 I_c は、第 1 の LD 11 - 1 の最大定格電流値 I_m の近傍で、かつ最大定格電流値 I_m 以下の電流値（最大定格近傍電流値）に規定する。最大定格電流値 I_m は、第 1 の LD 11 - 1 に安全に入力可能な電流値の最大値である。最大定格近傍電流値 I_a は、最大定格電流値 I_m を基準にして 80 % 以上の電流値であり、かつ第 1 の LD 11 - 1 の温度変化等によるばらつきを考慮して、所定の安全マージンを持たせた電流値に規定する。

10

【0028】

ピーク電流値 I_b は、発振しきい値近傍電流値と、最大定格近傍電流値との平均値付近に規定する。ピーク電流値 I_b は、発振しきい値近傍電流値と、最大定格近傍電流値との中間電流値であればよいが、発振しきい値近傍電流値と最大定格近傍電流値との間の電流範囲に対して略等間隔に規定する方が望ましい。中間電流値は、第 1 の LD 11 - 1 の発振しきい電流値 H を基準にして 20 % 以上で、かつ最大定格電流値 I_m を基準にして 80 % 以下の電流範囲の電流値を示す。

20

【0029】

光源制御部 16 は、第 1 の LD 11 - 1 の発振しきい電流値 H の近傍でかつ当該発振しきい電流値 H 以上の電流値である発振しきい値近傍電流値と、第 1 の LD 11 - 1 の最大定格電流値 I_m の近傍でかつ最大定格電流値 I_m 以下の電流値である最大定格近傍電流値とのうちいずれか一方又は両方をパルス駆動電流 I のピーク電流値 I_a 、 I_c として規定してもよい。

光源制御部 16 は、発振しきい値近傍電流値と、定格電流近傍電流値と、発振しきい値近傍電流値と定格電流近傍電流値との間の中間電流値とを、パルス駆動電流 I のピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c として規定してもよい。

30

【0030】

光源制御部 16 は、発振しきい値近傍電流値と、定格電流近傍電流値との間の電流範囲において等間隔にパルス駆動電流 I のピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c を規定してもよい。第 1 の LD 11 - 1 から射出されるパルス光 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 の波長スペクトルの中心波長 λ_0 は、パルス駆動電流 I が大きくなるにつれて長波長側にシフトするので、上記のように広い電流範囲において略等間隔にパルス駆動電流 I のピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c が規定されるのが好ましい。

3 つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c は、互いに第 1 の LD 11 - 1 のモードホッピング電流値を跨いで規定される。モードホッピング電流値は、例えば図 6 に示すように第 1 の LD 11 - 1 のパルス駆動電流 I を連続的に変化させたときに、発振モードが不連続的に変化するときのパルス駆動電流値 I_{h1} 、 I_{h2} のことである。例えば、パルス駆動電流 I が連続して増加したときに各パルス駆動電流値 I_{h1} 、 I_{h2} になると、第 1 の LD 11 - 1 から射出されるパルス光の波長 λ は、それぞれ短い波長値に飛び移る。反対にパルス駆動電流 I が連続して減少したときに各パルス駆動電流値 I_{h1} 、 I_{h2} になると、第 1 の LD 11 - 1 から射出されるパルス光の波長 λ は、それぞれ長い波長値に飛び移る。すなわち、モードホッピングは、モードホッピング電流 I_{h1} 、 I_{h2} を跨ぐと、各波長スペクトル幅 $\Delta\lambda_a$ 、 $\Delta\lambda_b$ 、 $\Delta\lambda_c$ の各中心波長 λ_{a0} 、 λ_{b0} 、 λ_{c0} が不連続的に飛び移ることである。モードホッピングの発生する理由は、第 1 の LD 11 - 1 の内部温度の上昇による屈折率変化に伴う利得ピーク変化又は横モード変化などによって生じることに拠る。

40

【0031】

50

このようにパルス駆動電流 I の 3 つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c がモードホッピング電流 I_{h1} 、 I_{h2} を跨ぐように規定することにより、3 つのパルス光 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 のうち任意の 2 つのパルス光、例えばパルス光 Q_1 、 Q_2 のうちいずれか一方のパルス光 Q_1 の波長スペクトルの波長領域は、一方のパルス光 Q_2 の波長スペクトルの波長領域に包含されないものとなっている。

【0032】

しかるに、光源制御部 16 は、複数のパルス光、例えば 3 つのパルス光 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 における波長軸に対して隣り合う 2 つのパルス光、例えばパルス光 Q_1 、 Q_2 の中心波長 λ_{a0} 、 λ_{b0} が当該 2 つパルス光の波長スペクトル幅 $\Delta\lambda_a$ 、 $\Delta\lambda_b$ に基づいた所定の波長差以上の波長差になるように、パルス駆動電流 I の 3 つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c を制御する。

10

光源制御部 16 は、複数のパルス光、例えば 3 つのパルス光 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 のうちいずれか一方のパルス光の波長スペクトルの波長領域が他のパルス光の波長スペクトルの波長領域に包含されないようにパルス駆動電流 I の 3 つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c を制御してもよい。

【0033】

さらに、3 つのパルス光 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 の波長軸に対して隣り合う 2 つのパルス光の中心波長、例えばパルス光 Q_1 、 Q_2 が当該パルス光 Q_1 、 Q_2 の各波長スペクトル幅 $\Delta\lambda_a$ 、 $\Delta\lambda_b$ の半幅の和以上の波長差を有するようにしてもよい。

しかるに、光源制御部 16 は、複数のパルス光、例えば 3 つのパルス光 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 における波長軸に対して隣り合う 2 つのパルス光、例えばパルス光 Q_1 、 Q_2 の波長スペクトル幅 $\Delta\lambda_a$ 、 $\Delta\lambda_b$ の半幅の和以上の波長差になるように、パルス駆動電流 I の 3 つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c を制御する。

20

【0034】

この結果、撮像部 19 の露光時間 T_p 内において重畳された合成波長スペクトル幅 $\Delta\lambda_{abc}$ ($=\Delta\lambda_a+\Delta\lambda_b+\Delta\lambda_c$) を個々の波長スペクトル $\Delta\lambda_a$ 、 $\Delta\lambda_b$ 、 $\Delta\lambda_c$ よりも効果的に広くすることができる。これにより、コヒーレンスが低減され、スペックルを効果的に低減できる。

(b) 第 2 の規定方法

発振しきい値近傍電流値及び最大定格近傍電流値は、上記第 1 の規定方法と同様に規定する。そして、それぞれをピーク電流値 I_a 、 I_c とする。

30

ピーク電流値 I_b は、発振しきい値近傍電流値をピーク電流 I_a とするパルス光 Q_1 の中心波長 λ_{a0} と、最大定格近傍電流値をピーク電流 I_c とするパルス光 Q_3 の中心波長 λ_{c0} との平均値付近にパルス光 Q_2 の中心波長 λ_{b0} が存在するように規定する。

しかるに、光源制御部 16 は、発振しきい値近傍電流値をピーク電流とするパルス光 Q_1 の中心波長 λ_{a0} と、定格電流近傍電流値をピーク電流 I_c とするパルス光 Q_3 の中心波長 λ_{c0} との間の波長範囲において、パルス光 Q_1 の中心波長 λ_{a0} とパルス光 Q_3 の中心波長 λ_{c0} とから等間隔にパルス光 Q_2 の中心波長 λ_{b0} が存在するように中間電流値を規定する。

この場合、予め発振しきい値近傍電流値をピーク電流 I_a とするパルス光 Q_1 の中心波長 λ_{a0} と、ピーク電流をピーク電流 I_b とするパルス光 Q_2 の中心波長 λ_{b0} とのように、中心波長に対するパルスのピーク電流依存性を測定した上で、上記ピーク電流 I_b を規定するものとなる。

40

(c) 第 3 の規定方法

第 1 と第 2 の規定方法では、パルス駆動電流 I のピーク電流値を例えば 3 つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c としているが、ピーク電流値は、2 つでもよいし、4 つ以上でもよい。

【0035】

図 7 は、2 つのピーク電流値による規定方法を示す。撮像部 19 の撮像により 1 フレームの画像を取得するときの露光時間 T_p 内には、2 つのピーク電流値 I_b 、 I_c が発生し

50

ている。各ピーク電流値 I_b 、 I_c は、それぞれパルス幅 t_b 、 t_c を有する。各ピーク電流値 I_b 、 I_c は、それぞれ間隔 T_b 、 T_c ($= T_b$) で繰り返し発生する。

【0036】

図8は、4つのピーク電流値による規定方法を示す。撮像部19の撮像により1フレームの画像を取得するときの露光時間 T_p 内には、4つのピーク電流値 $I_a \sim I_d$ が発生している。各ピーク電流値 $I_a \sim I_d$ は、それぞれパルス幅 $t_a \sim t_d$ を有する。各ピーク電流値 $I_a \sim I_d$ は、それぞれ間隔 $T_a \sim T_d$ ($T_a = T_b = T_c = T_d$) で繰り返し発生する。

【0037】

4つ以上のピーク電流値による規定方法では、発振しきい値近傍電流値と最大定格近傍電流値との間の電流範囲に対して略等間隔にパルス駆動電流 I のピーク電流値を規定する。図8に示す4つのピーク電流値 $I_a \sim I_d$ は、等間隔 $T_a \sim T_d$ ($T_a = T_b = T_c = T_d$) で規定される。

4つ以上のピーク電流値による規定方法では、波長軸に対して隣り合う2つのパルス光の中心波長が当該2つのパルス光のうち波長スペクトル幅の小さい方のパルス光の波長スペクトル半幅以上の波長差を有する。

しかるに、光源制御部16は、複数のパルス光、例えば4つ以上のピーク電流値のうち波長軸に対して隣り合う2つのパルス光の中心波長、例えばパルス光 Q_1 、 Q_2 が当該隣り合う2つのパルス光 Q_1 、 Q_2 のうち波長スペクトル幅の小さいパルス光の波長スペクトル半幅以上の波長差になるように複数のパルス駆動電流 I の各ピーク電流値 $I_a \sim I_d$ を制御する。

【0038】

4つ以上のピーク電流値による規定方法では、どの場合においても、発振しきい値近傍電流値と最大定格近傍電流値のどちらか1つを少なくとも規定する。

4つ以上のピーク電流値による規定方法では、モードホッピング電流を跨ぐように規定する。

(d) 第4の規定方法

第4の規定方法では、予めパルス駆動電流 I の3つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c に対するパルス光 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 の中心波長 λ_{a0} 、 λ_{b0} 、 λ_{c0} の測定が行われる。

この規定方法では、3つのパルス光 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 のうち任意の2つのパルス光に対して一方のパルス光の波長スペクトルの波長領域が他方のパルス光の波長スペクトルの波長領域に包含されないように3つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c が規定される。

【0039】

3つのパルス光 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 のうち波長軸に対して隣り合う2つのパルス光、例えばパルス光 Q_1 、 Q_2 の中心波長 λ_{a0} 、 λ_{b0} が当該2つのパルス光 Q_1 、 Q_2 のいずれかの波長スペクトル幅 $\Delta \lambda_a$ 、 $\Delta \lambda_b$ の半幅の以上の波長差を有する。好ましくは、2つのパルス光 Q_1 、 Q_2 の波長スペクトル幅 $\Delta \lambda_a$ 、 $\Delta \lambda_b$ の半幅の和以上の波長差を有するように3つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c が規定される。

【0040】

次に、第1乃至第3の $LD11-1 \sim 11-3$ の調光方法について説明する。

第1乃至第3の $LD11-1 \sim 11-3$ の出射光量は、入力部18に対するユーザの操作によって入力される照明光量制御情報 L_1 、又は画像取得部11に含まれる画像処理部20の画像処理により算出される照明光量制御情報 L_2 に基づいて求められる。なお、画像処理部20は、被観察部の画像における輝度情報を画像処理することによって照明光量制御情報 L_2 を算出する。

【0041】

光源制御部16は、記憶部17aを含む。記憶部17aには、照明光 Q が所望の色となるための第1乃至第3の $LD11-1 \sim 11-3$ の各光量の比率を示す光量比情報 L_I が記憶されている。所望の色とは、例えば演色性の高い白色光、例えばキセノンランプ又はハロゲンランプにより照射されたときの被観察部の色を再現するような色である。

光源制御部 16 は、照明光量制御情報 L1 又は L2 と、光量比情報 LI とに基づいて第 1 乃至第 3 の LD11-1 ~ 11-3 からそれぞれ射出される各レーザ光の各光量を算出する。

【0042】

光源制御部 16 は、第 1 乃至第 3 の LD11-1 ~ 11-3 の調光を行う調光部 17 を含む。調光部 17 は、上記光源制御部 16 により算出された第 1 乃至第 3 の LD11-1 ~ 11-3 からそれぞれ射出される各レーザ光量に基づいて調光を行う。

【0043】

以下、第 1 乃至第 3 の LD11-1 ~ 11-3 のうち単一の LD、例えば第 1 の LD11-1 に対する調光方法について説明する。なお、他の LD11-2、11-3 に対して同様の調光が行われる。

第 1 の LD11-1 に対する調光方法には、以下のように第 1 乃至第 6 の調光方法がある。

(a) 第 1 の調光方法

調光部 17 は、3 つのピーク電流値 Ia、Ib、Ic に対して露光時間 Tp 内における第 1 の LD11-1 の発光時間を制御するパルス幅制御、すなわちパルス駆動電流 I のピーク電流値 Ia、Ib、Ic のパルス幅を制御するパルス幅制御を行って第 1 の LD11-1 の調光を行う。

【0044】

具体的に調光部 17 は、図 9 のようにパルス駆動電流 I の 3 つのピーク電流値 Ia、Ib、Ic に対してパルス幅制御期間 Ta、Tb、Tc を規定する。調光部 17 は、パルス幅制御期間 Ta 内において第 1 の LD11-1 の発光時間 ta を調整し、パルス幅制御期間 Tb 内において第 1 の LD11-1 の発光時間 tb を調整し、パルス幅制御期間 Tc 内において第 1 の LD11-1 の発光時間 tc を調整する。すなわち、パルス幅制御期間 Ta に対する第 1 の LD11-1 の発光時間 ta の比率 ta / Ta と、パルス幅制御期間 Tb に対する第 1 の LD11-1 の発光時間 tb の比率 tb / Tb と、パルス幅制御期間 Tc に対する第 1 の LD11-1 の発光時間 tc の比率 tc / Tc とは、それぞれデューティ比 Da、Db、Dc である。ここで、パルス幅制御期間 Ta、Tb、Tc は、固定である。

従って、調光部 17 は、各デューティ比 Da、Db、Dc をそれぞれ調整することにより第 1 の LD11-1 の調光を行う。図 9 は、第 1 の LD11-1 の各発光時間 ta、tb、tc を長くして各デューティ比 Da、Db、Dc を大きくした状態を示す。

【0045】

パルス駆動電流 I に対するパルス幅制御期間 Ta、Tb、Tc は、図 9 に示すように露光時間 Tp をピーク電流値 Ia、Ib、Ic の数、ここでは 3 で割った時間 ($Tp / 3$) で固定する。

【0046】

具体的な調光部 17 によるパルス幅制御は、次のように行われる。記憶部 17a には、調光テーブル 17b が形成されている。調光テーブル 17b には、第 1 の LD11-1 の調光を行うためのパルス幅制御情報、すなわち第 1 の LD11-1 の各発光時間 ta、tb、tc を調整するためのパルス幅制御情報が記憶されている。このパルス幅制御情報は、第 1 の LD11-1 から射出されるレーザ光の光量に対して各ピーク電流値 Ia、Ib、Ic のデューティ比 Da、Db、Dc をどのように設定するかを示す情報を含む。

【0047】

調光部 17 は、上記調光テーブル 17b に記憶されている情報に基づいて第 1 の LD11-1 の調光を行う。すなわち、調光部 17 は、第 1 の LD11-1 から射出されるレーザ光の光量を大きくする場合、ピーク電流値 Ia、Ib、Ic の小さいパルス電流 I のデューティ比 Da を優先的に大きくする。

調光部 17 は、第 1 の LD11-1 から射出されるレーザ光の光量を小さくする場合、ピーク電流値 Ic の大きいパルス駆動電流 I のデューティ比 Dc を優先的に小さくする。

このように調光すれば、ピーク電流 I_a の小さいパルス駆動電流 I のデューティ比 D_a をできるだけ確保し、合成波長スペクトル幅 $\Delta \lambda_{abc} (= \Delta \lambda_a + \Delta \lambda_b + \Delta \lambda_c)$ に対する寄与が小さくならないようにする。

(b) 第2の調光方法

調光部17は、第1のLD11-1から射出されるレーザ光の光量に応じて各ピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c に対するパルス幅制御期間を可変とする。図10は、パルス幅制御期間を可変とする第2の調光方法の模式図を示す。

第1の調光方法では、各デューティ比を最大にして露光時間 T_p の全てで露光すると、これ以上光量を大きくすることができない。これ以上の大きな光量（高光量）が含まれる場合、高光量モードとして第2の調光方法が用いられる。

10

【0048】

調光部17は、第1のLD11-1から射出されるレーザ光の光量が高光量の場合、ピーク電流が大きいパルス電流ほどパルス幅制御期間 T_a 、 T_b 、 T_c を長くする。図10では、ピーク電流 I_c のパルス幅制御期間 T_c が長く制御されている。この状態から光量を減少させるときには、調光部17は、ピーク電流が小さいパルス電流からパルス幅制御期間を長くしていく。

このようにパルス幅制御期間 T_a 、 T_b 、 T_c を制御して調光することで、調光レンジを広く取ることが可能である。

(c) 第3の調光方法

20

調光部17は、3つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c のパルス幅、すなわち第1のLD11-1の各発光時間 t_a 、 t_b 、 t_c の比を固定し、3つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c を1つのパルスのように扱う。この状態で、調光部17は、露光時間 T_p 内におけるデューティ比 D を制御することで調光を行う。なお、各ピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c に対するパルス幅制御期間 T_a 、 T_b 、 T_c は定義されない。

図11及び図12は第1のLD11-1の各発光時間 t_a 、 t_b 、 t_c の比を固定して当該各発光時間 t_a 、 t_b 、 t_c を可変した一例を示す。図12に示す各発光時間 t_a 、 t_b 、 t_c は、図11に示す各発光時間 t_a 、 t_b 、 t_c よりも長く制御されている。各発光時間 t_a 、 t_b 、 t_c は、当該各発光時間 t_a 、 t_b 、 t_c の比が固定されているので、各発光時間 t_a 、 t_b 、 t_c の関係は、 $t_a = t_b = t_c$ に維持される。

30

(d) 第4の調光方法

図13は、パルス数制御による第4の調光方法を示す。調光部17は、図13に示すように露光時間 T_p 内の所定の周期すなわちパルス数制御期間 T_{ap} 、 T_{bp} 、 T_{cp} を設定する。調光部17は、パルス数制御期間 T_{ap} 、 T_{bp} 、 T_{cp} 毎に、3つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c の各発光時間 t_a 、 t_b 、 t_c においてそれぞれピーク電流値の等しい複数のパルスを発生し、かつ当該複数のパルス数 n_a 、 n_b 、 n_c を制御（パルス数制御）して調光を行う。各パルス数制御期間 T_{ap} 、 T_{bp} 、 T_{cp} は、露光時間 T_p をピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c の数、ここでは3で割った時間に固定される。

【0049】

調光部17は、記憶部17aの調光テーブル17bに予め記憶されているパルス数制御情報に基づいてパルス数制御を行う。調光テーブル17bには、パルス数制御情報として、例えば3つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c に対応する各パルス数制御期間 T_{ap} 、 T_{bp} 、 T_{cp} と、各パルス数制御期間 T_{ap} 、 T_{bp} 、 T_{cp} 内に発生するパルスの周期と、3つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c に対応する第1のLD11-1の各発光時間 t_a 、 t_b 、 t_c に発生するパルス数との各情報が記憶されている。

40

【0050】

調光部17は、第1のLD11-1からそれぞれ射出されるレーザ光の光量を大きくする場合、小さいピーク電流値の発光期間におけるパルス数、例えば小さいピーク電流値 I_a の発光期間 t_a におけるパルス数 n_a を優先的に増加する。

調光部17は、第1のLD11-1からそれぞれ射出されるレーザ光の光量を小さくす

50

る場合、大きいピーク電流値の発光期間におけるパルス数、例えば大きいピーク電流値 I_c の発光期間 t_c におけるパルス数 n_c を優先的に減少する。

【0051】

このような調光であれば、ピーク電流の小さいパルス駆動電流 I_a による第1のLD11-1の発光期間 t_a におけるパルス数（光量） n_a が確保でき、合成波長スペクトル幅 $\Delta\lambda_{abc} (= \Delta\lambda_a + \Delta\lambda_b + \Delta\lambda_c)$ に対する寄与が小さくならないようにできる。

(e) 第5の調光方法

調光部17は、パルス数制御を行う際に、第1のLD11-1から射出されるレーザ光の光量に応じて各パルス数制御期間 T_{ap} 、 T_{bp} 、 T_{cp} を可変可能とし、かつ第1のLD11-1から射出されるレーザ光の光量が所定の光量よりも大きければ、3つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c の大きさに比例してパルス幅制御期間 T_a 、 T_b 、 T_c の長さを可変して調光を行う。

10

【0052】

すなわち、第5の調光方法では、第1のLD11-1から射出されるレーザ光の光量に応じて3つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c に対するパルス数制御期間 T_{ap} 、 T_{bp} 、 T_{cp} を調整可能とする。

例えば、図14に示すように第1のLD11-1から射出されるレーザ光の光量が小さい場合は、ピーク電流が小さいパルス駆動電流 I ほどパルス数制御期間 T_{ap} 、 T_{bp} 、 T_{cp} を短くする。

【0053】

20

第1のLD11-1から射出されるレーザ光の光量が大きい場合は、ピーク電流が大きいパルス駆動電流 I ほどパルス数制御期間 T_{ap} 、 T_{bp} 、 T_{cp} を長くする。換言すれば、ピーク電流が小さいパルス駆動電流 I ほどパルス数制御期間 T_{ap} 、 T_{bp} 、 T_{cp} が短くなる。

このように調光することで、調光レンジを広く取ることが可能である。

(f) 第6の調光方法

図15及び図16は、パルス数制御を行う第6の調光方法の模式図を示す。第6の調光方法では、3つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c の各パルス幅の比を固定し、当該3つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c に対してそれぞれパルス数を制御する。

調光部17は、3つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c の各パルス幅の比を固定し、第1のLD11-1の各発光時間 t_a 、 t_b 、 t_c 内に発生するパルス数の比を固定する。例えば、図15に示すLD11-1の各発光時間 t_a 、 t_b 、 t_c 内に発生するパルス数と、図16に示すLD11-1の各発光時間 t_a 、 t_b 、 t_c 内に発生するパルス数とは、各発光時間 t_a 、 t_b 、 t_c の長さに比例している。

30

【0054】

画像取得部11は、撮像部19と、画像処理部20とを含む。撮像部19と画像処理部20との間は、撮像ケーブル21を介して接続されている。撮像部19は、被観察体からの反射光像を受光し、被観察体を撮像して撮像信号を出力する。撮像部19は、具体的に、例えばCCDイメージャ、CMOSイメージャを含む。撮像部19のフレームレートは、例えば周波数30Hz (fps) である。

40

【0055】

画像処理部20は、撮像部19から出力された画像信号を入力し、この画像信号を画像処理して被観察体の画像を取得する。画像処理部20は、撮像部19から出力された画像信号に含まれる輝度情報に基づいて画像処理を行って第2の光量制御情報 L_2 を算出する。第2の光量制御情報 L_2 は、被観察体の画像を適正な輝度値とするためのもので、調光部17に送られる。

【0056】

画像表示部5は、画像処理部20により取得された被観察体の画像を表示する。画像表示部5は、例えば液晶ディスプレイ等のモニタを含む。

入力部18は、オペレータの操作を受けて照明光 Q に対する第1の光量制御情報 L_1 を

50

出力する。第 1 の光量制御情報 L 1 は、光量制御部 1 6 の調光部 1 7 に送られる。

【 0 0 5 7 】

次に、上記の通り構成された内視鏡用照明装置 1 0 の動作について説明する。

入力部 1 8 は、オペレータの操作を受けて照明光 Q に対する第 1 の光量制御情報 L 1 を出力する。

画像処理部 2 0 は、撮像部 1 9 から出力された画像信号に含まれる輝度情報に基づいて画像処理を行って第 2 の光量制御情報 L 2 を算出する。第 2 の光量制御情報 L 2 は、被観察体の画像を適正な輝度値とするためのもで、光源制御部 1 6 に送られる。

【 0 0 5 8 】

光源制御部 1 6 は、照明光量制御情報 L 1 又は L 2 と、光量比情報 L I とに基づいて第 1 乃至第 3 の L D 1 1 - 1 ~ 1 1 - 3 から射出されるレーザ光の光量を算出する。調光部 1 7 は、光源制御部 1 6 により算出された第 1 乃至第 3 の L D 1 1 - 1 ~ 1 1 - 3 から射出されるレーザ光量に基づいて調光を行う。

10

【 0 0 5 9 】

この場合、光源制御部 1 6 は、撮像部 1 9 の露光時間内に 3 つのピーク電流値 I a、I b、I c のパルス駆動電流 I を第 1 の L D 1 1 - 1 に供給して当該第 1 の L D 1 1 - 1 から 3 つのパルス光 Q 1、Q 2、Q 3 を射出させる。

光源制御部 1 6 は、3 つのパルス光 Q 1、Q 2、Q 3 が重畳されて合成レーザ光 Q となったときの合成波長スペクトル幅 $\Delta \lambda_{abc} (= \Delta \lambda_a + \Delta \lambda_b + \Delta \lambda_c)$ が当該 3 つのパルス光 Q 1、Q 2、Q 3 の個々の波長スペクトル幅 $\Delta \lambda_a$ 、 $\Delta \lambda_b$ 、 $\Delta \lambda_c$ よりも広くなるようにパルス駆動電流 I を制御する。

20

なお、3 つのピーク電流値 I a、I b、I c は、上記第 1 乃至第 4 の規定方法によって規定される。

第 1 の規定方法では、ピーク電流値 I a が図 4 に示すようにパルス駆動電流 I において第 1 の L D 1 1 - 1 の発振しきい電流値 H の近傍で、かつ同発振しきい電流値 H の電流値以上の電流値（発振しきい値近傍電流値）に規定される。

ピーク電流値 I c は、第 1 の L D 1 1 - 1 の最大定格電流値 I m の近傍で、かつ最大定格電流値 I m 以下の電流値（最大定格近傍電流値）に規定される。

【 0 0 6 0 】

ピーク電流値 I b は、発振しきい値近傍電流値と、最大定格近傍電流値との平均値付近に規定される。

30

【 0 0 6 1 】

第 2 の規定方法では、ピーク電流値 I a、I c が発振しきい値近傍電流値及び最大定格近傍電流値が上記第 1 の規定方法と同様に規定される。

ピーク電流値 I b は、発振しきい値近傍電流値をピーク電流 I a とするパルス光 Q 1 の中心波長 λ_{a0} と、最大定格近傍電流値をピーク電流 I c とするパルス光 Q 3 の中心波長 λ_{c0} との平均値付近にパルス光 Q 2 の中心波長 λ_{b0} が存在するように規定される。

【 0 0 6 2 】

なお、ピーク電流値の数が 3 つ以外の場合には、第 3 の規定方法で規定される。

第 4 の規定方法では、3 つのパルス光 Q 1、Q 2、Q 3 のうち任意の 2 つのパルス光に対して一方のパルス光の波長スペクトルの波長領域が他方のパルス光の波長スペクトルの波長領域に包含されないように 3 つのピーク電流値 I a、I b、I c が規定される。第 4 の規定方法では、2 つのパルス光の各波長スペクトル幅の半幅の和以上の波長差を有するように 3 つのピーク電流値 I a、I b、I c が規定される。

40

他の第 2 の L D 1 1 - 2、第 3 の L D 1 1 - 3 についても同様である。

【 0 0 6 3 】

又、光源制御部 1 6 の調光部 1 7 は、上述した第 1 乃至第 6 の調光方法のいずれか 1 つの調光方法によって第 1 乃至第 3 の L D 1 1 - 1 ~ 1 1 - 3 に対する調光を行う。

【 0 0 6 4 】

第 1 の調光方法では、調光部 1 7 は、3 つのピーク電流値 I a、I b、I c に対して露

50

光時間 T_p 内における第 1 の LD 11 - 1 の発光時間を制御するパルス幅制御、すなわちパルス駆動電流 I のピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c のパルス幅を制御するパルス幅制御を行う。

【0065】

第 2 の調光方法では、調光部 17 は、第 1 の LD 11 - 1 から射出されるレーザ光の光量に応じて各ピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c に対するパルス幅制御期間を可変とする。

【0066】

第 3 の調光方法では、調光部 17 は、3 つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c のパルス幅、すなわち第 1 の LD 11 - 1 の各発光時間 t_a 、 t_b 、 t_c の比を固定し、3 つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c を 1 つのパルスのように扱い、露光時間 T_p 内におけるデューティ比 D を制御する。

10

【0067】

第 4 の調光方法では、調光部 17 は、図 13 に示すように露光時間 T_p 内にパルス数制御期間 T_{ap} 、 T_{bp} 、 T_{cp} を設定し、同パルス数制御期間 T_{ap} 、 T_{bp} 、 T_{cp} 毎に、3 つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c の各発光時間 t_a 、 t_b 、 t_c においてそれぞれピーク電流値の等しい複数のパルスが発生し、かつ当該複数のパルス数 n_a 、 n_b 、 n_c を制御（パルス数制御）する。

【0068】

第 5 の調光方法では、調光部 17 は、第 1 の LD 11 - 1 から射出されるレーザ光の光量に応じて各パルス数制御期間 T_{ap} 、 T_{bp} 、 T_{cp} を可変可能とし、かつ第 1 の LD 11 - 1 から射出されるレーザ光の光量が所定の光量よりも大きければ、3 つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c の大きさに比例してパルス幅制御期間 T_a 、 T_b 、 T_c の長さを可変する。

20

【0069】

第 6 の調光方法では、調光部 17 は、3 つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c の各パルス幅の比を固定し、当該 3 つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c に対してそれぞれパルス数を制御する。

他の第 2 の LD 11 - 2、第 3 の LD 11 - 3 についても同様である。

【0070】

第 1 乃至第 3 の LD 11 - 1 ~ 11 - 3 からは、調光された青色レーザ光と、緑色レーザ光と、赤色レーザ光とが射出される。青色と緑色と赤色との各レーザ光は、各光ファイバ 12 - 1 ~ 12 - 3 により導光されて光ファイバコンバイナ 13 に入射する。光ファイバコンバイナ 13 は、青色と緑色と赤色との各レーザ光を合波して白色レーザ光を射出する。光ファイバコンバイナ 13 から射出された白色レーザ光は、光ファイバ 14 により導光された光拡散部 15 に入射する。

30

【0071】

光拡散部 15 は、第 4 の光ファイバ 14 によって導光された白色レーザ光を光拡散する。光拡散された白色レーザ光は、照明光 Q として被観察体に照射される。

【0072】

撮像部 19 は、被観察体からの反射光像を受光し、被観察体を撮像して撮像信号を出力する。

40

画像処理部 20 は、撮像部 19 から出力された画像信号を入力し、この画像信号を画像処理して被観察体の画像を取得する。被観察体の画像は、画像表示部 5 に表示される。

画像処理部 20 は、撮像部 19 から出力された画像信号に含まれる輝度情報に基づいて画像処理を行って第 2 の光量制御情報 L_2 を算出する。第 2 の光量制御情報 L_2 は、調光部 17 に送られる。

【0073】

このように上記一実施の形態によれば、3 つのパルス光 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 が重畳されて合成レーザ光となったときの合成波長スペクトル幅 $\Delta\lambda_{abc} (= \Delta\lambda_a + \Delta\lambda_b + \Delta\lambda_c)$ が当該 3 つのパルス光 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 の個々の波長スペクトル幅 $\Delta\lambda_a$ 、 $\Delta\lambda_b$ 、 $\Delta\lambda_c$ よ

50

りも広くなるようにパルス駆動電流 I を制御する。

これにより、第 1 の LD 11 - 1 から射出される 3 つのパルス光 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 の波長スペクトルが露光時間内において重畳される。当該重畳された合成波長スペクトル幅 $\Delta\lambda_{abc} (= \Delta\lambda_a + \Delta\lambda_b + \Delta\lambda_c)$ は、3 つのパルス光 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 における個々の波長スペクトル幅 $\Delta\lambda_a$ 、 $\Delta\lambda_b$ 又は $\Delta\lambda_c$ よりも広い。

他の第 2 の LD 11 - 2、第 3 の LD 11 - 3 についても同様である。

【0074】

従って、光拡散部 15 から射出される照明光 Q は、コヒーレンスの低減されたものとすることができる。撮像部 19 の撮像により得られる画像上のスペックルを十分に低減することができる。よって、スペックルの低減した観察対象物内の被観察体の画像を観察することができる

10

[第 1 の変形例]

次に、第 1 の変形例について説明する。上記一実施の形態では、3 つの LD 11 - 1 ~ 11 - 3 を用いて白色色の照明光 Q を射出して被観察体を観察する場合について説明したが、これに限らず、4 つ以上の LD を用いてもよい。4 つ以上の LD を用いれば、例えば、3 つの LD よりもさらに演色性の高い白色光を用いた観察と、ヘモグロビンの光吸収特性を利用して血管を強調表示するような青紫 LD と緑 LD との 2 つの LD を用いた観察と、近赤外の波長の LD を 1 つだけ用いた観察とが適用可能である。

[第 2 の変形例]

次に、第 2 の変形例について説明する。なお、図 2 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。

20

図 17 は第 2 の変形例に係る内視鏡用照明装置 1 を示すブロック構成図である。

内視鏡用照明装置 1 には、1 つの LD 11 が設けられている。LD 11 は、例えば、第 1 の LD 11 - 1、第 2 の LD 11 - 2 又は第 3 の LD 11 - 3 のうちいずれかの LD、又は他の中心波長を有するレーザ光を射出する LD である。

LD 11 は、光ファイバ 14 を介して光拡散部 15 に光学的に接続されている。上記一実施の形態における光合波部 13 は、1 つの LD 11 であるので必要が無くなっている。

【0075】

光源制御部 16 は、照明光量制御情報 L_1 又は L_2 と、光量比情報 L_I とに基づいて LD 11 から射出されるレーザ光の光量を算出する。

30

調光部 17 は、光源制御部 16 により算出された LD 11 から射出されるレーザ光量に基づいて調光を行う。調光部 17 は、上述した第 1 乃至第 6 の調光方法のいずれか 1 つの調光方法によって LD 11 に対する調光を行う。

【0076】

照明光学系 30 が第 4 の光ファイバ（単に光ファイバと称する）14 に接続されている。照明光学系 30 は、光ファイバ 14 によって導光されたレーザ光を照明光 Q として被観察体に照射する。

【0077】

LD 11 からは、例えば、青色、緑色又は赤色のレーザ光が射出される。当該レーザ光は、光ファイバ 14 により導光されて照明光学系 30 に入射する。照明光学系 30 は、光ファイバ 14 によって導光されたレーザ光を照明光 Q として被観察体に照射する。

40

このように上記第 2 の変形例においても、上記一実施の形態と同様の効果を奏することは言うまでもない。

[第 3 の変形例]

次に、第 3 の変形例について説明する。上記一実施の形態では、パルス駆動電流 I を矩形波のパルス信号としているが、これに限ることはない。パルス駆動電流 I は、例えば、図 18 A に示すような三角形状の波形、図 18 B に示すようなのこぎり波状の波形、又は図 18 C に示すような曲線状の波形でもよい。

[第 4 の変形例]

次に、第 4 の変形例について説明する。上記一実施の形態では、光源制御部 16 におい

50

て矩形波のパルス駆動電流 I の 3 つのピーク電流値 I_a 、 I_b 、 I_c を規定した。

これに対して第 4 の変形例では、図 19 A に示すようにパルス駆動電流 I を正弦波にしてもよいし、又は図 19 A に示すようにパルス駆動電流 I を矩形波にしてもよい。第 4 の変形例では、正弦波又は矩形波のパルス駆動電流 I の交流電流における平均電流値を規定する。LD 11 - 1 の調光は、正弦波又は矩形波の山の数、又は LD 11 - 1 の発光時間の制御によって行う。

【0078】

従って、光源制御部 16 は、撮像部 19 の露光時間 T_p 内に異なる平均電流値を含む複数の交流駆動電流を LD 11 - 1 に供給して当該 LD 11 - 1 から複数のパルス光、例えば 3 つのパルス光 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 を射出させる。光源制御部 16 は、3 つのパルス光 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 が重畳されて合成パルス光となったときの当該合成パルス光の合成波長スペクトル幅 $\Delta\lambda_{abc}$ ($=\Delta\lambda_a+\Delta\lambda_b+\Delta\lambda_c$) が 3 つのパルス光 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 の個々の波長スペクトル幅よりも広くなるように複数の交流駆動電流、例えば正弦波又は矩形波等の平均電流値を制御する。

【0079】

以上、上記一実施の形態に基づいて本発明を説明したが、本発明は上述した各実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨の範囲内で、種々の変形及び応用が可能なことは勿論である。

さらに、上述した実施の形態には種々の段階の発明が含まれており、開示した複数の構成要件の適当な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示す全構成要件からいくつかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成も発明として抽出され得る。

【符号の説明】

【0080】

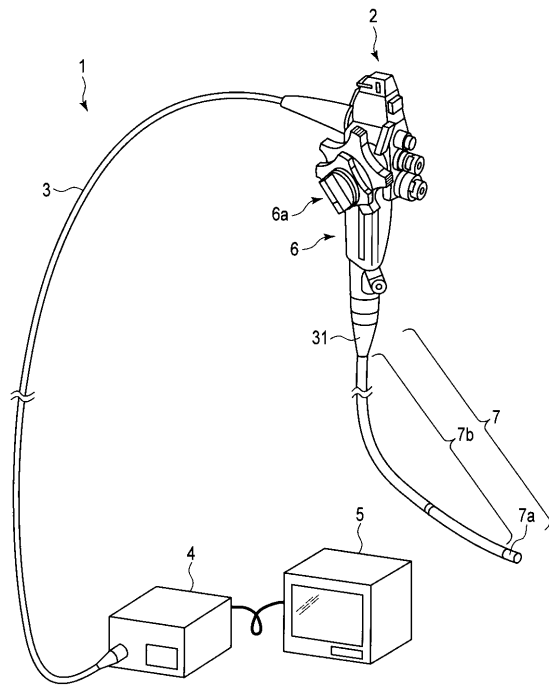
100：内視鏡装置、1：内視鏡システム、2：内視鏡スコープ部、3：本体側ケーブル、4：内視鏡本体部、5：画像表示部、6：操作部、6a：操作ハンドル、7：挿入部、7a：挿入先端部、7b：挿入湾曲部、10：照明装置、11：画像取得部、11-1～11-3：第1乃至第3のLD、12-1～12-3：第1乃至第3の光ファイバ、13：光合波部（光ファイバコンパイナ）、14：第4の光ファイバ、16：光源制御部、17：調光部、17a：記憶部、17b：調光テーブル、18：入力部、19：撮像部、20：画像処理部、30：照明光学系。

10

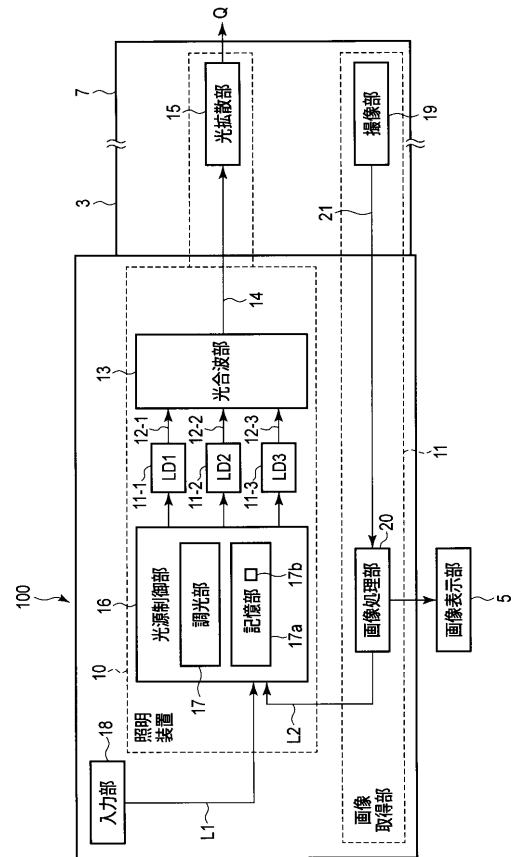
20

30

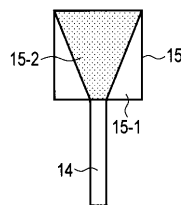
【 図 1 】



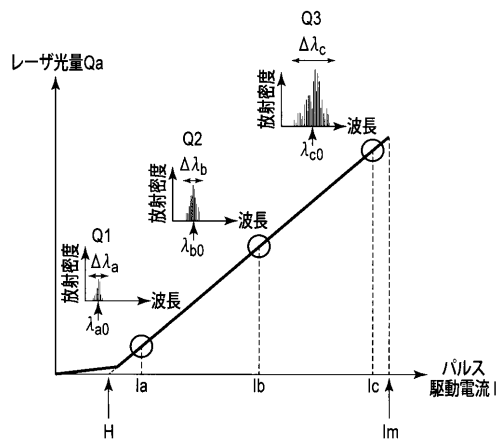
【 図 2 】



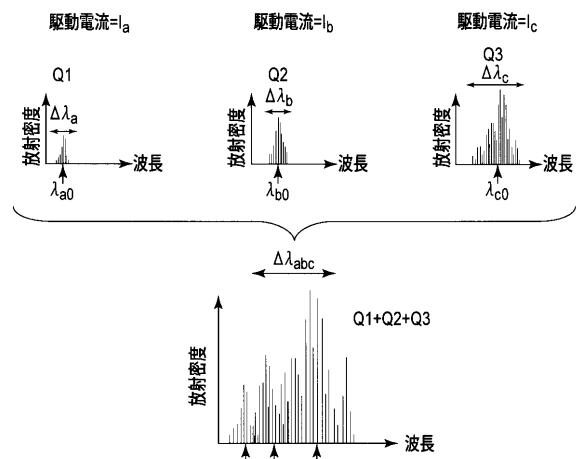
【 図 3 】



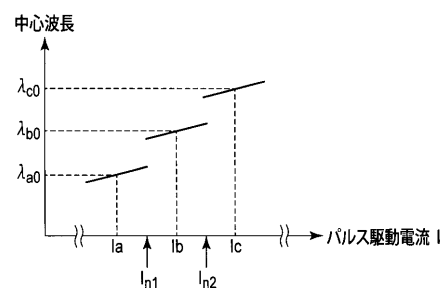
【 図 4 】



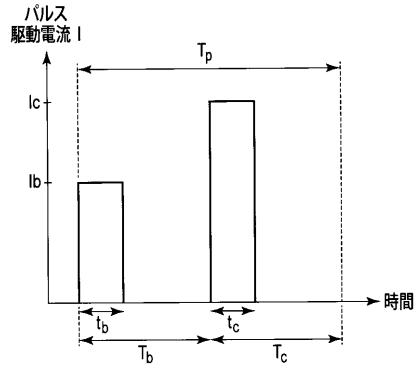
【 図 5 】



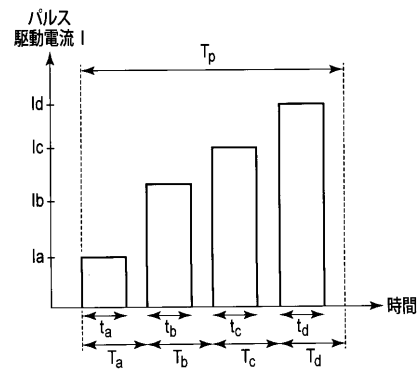
【 図 6 】



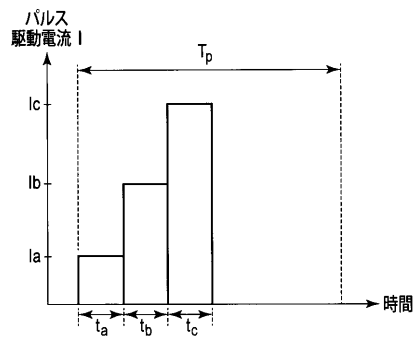
【図 7】



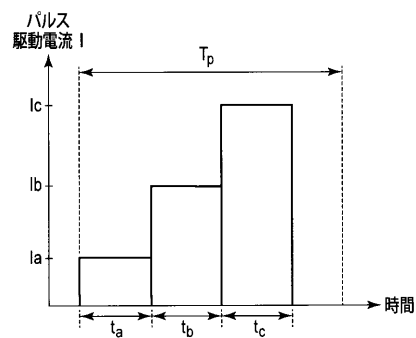
【図 8】



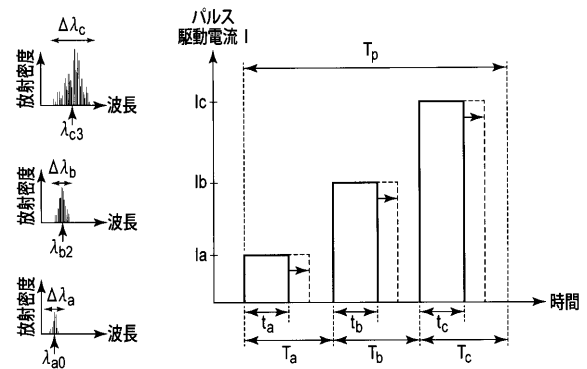
【図 11】



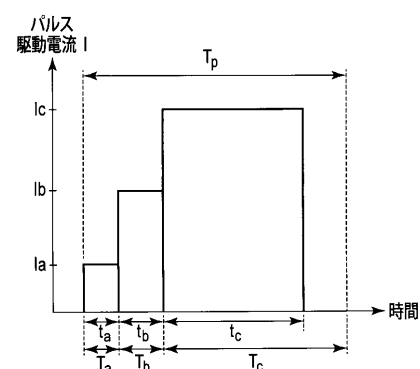
【図 12】



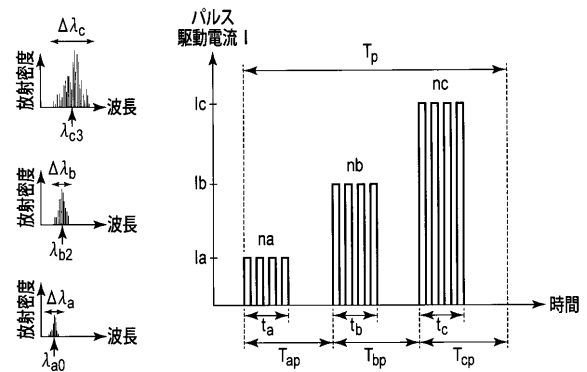
【図 9】



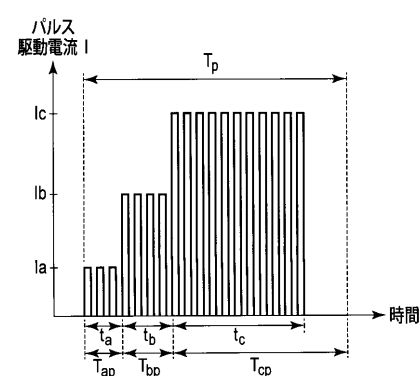
【図 10】



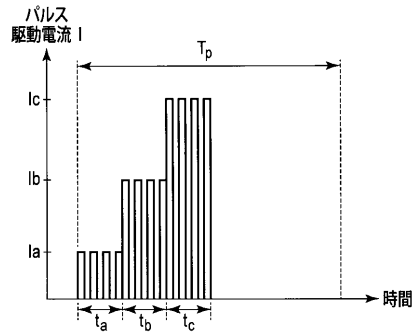
【図 13】



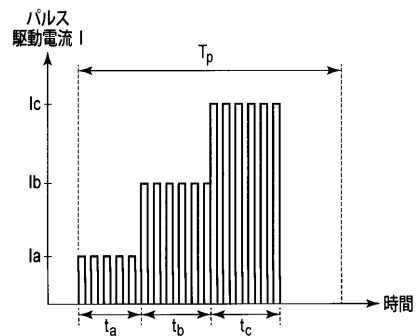
【図 14】



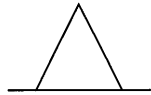
【図 15】



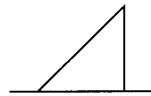
【図 16】



【図 18 A】



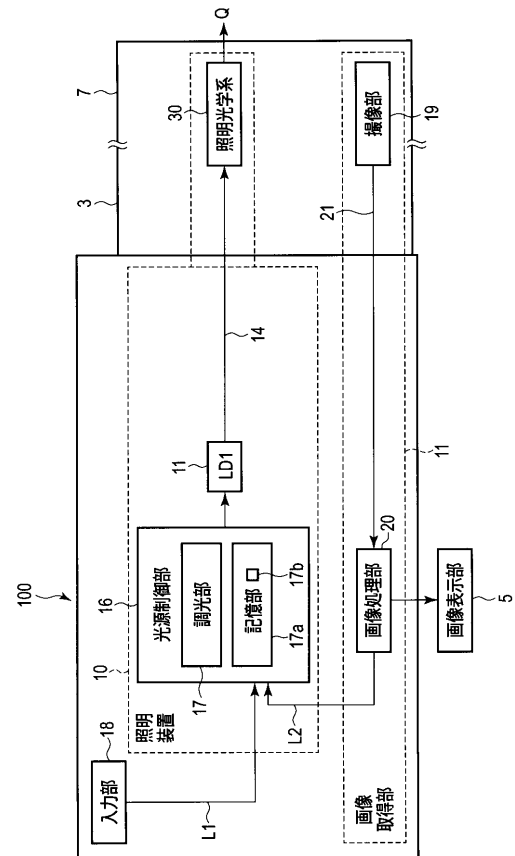
【図 18 B】



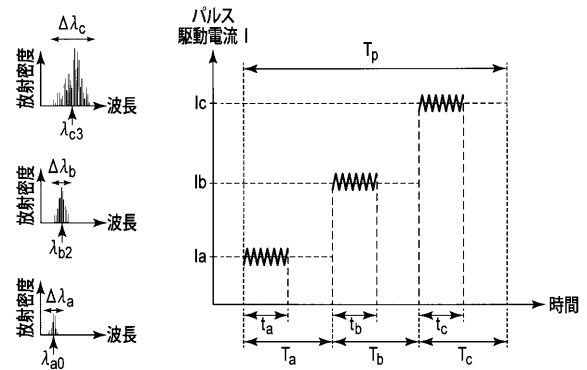
【図 18 C】



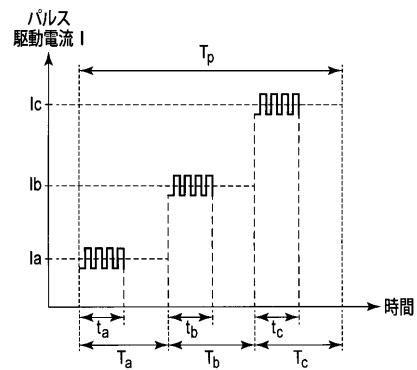
【図 17】



【図 19 A】



【図 19 B】



【手続補正書】

【提出日】平成29年5月18日(2017.5.18)

【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】

レーザダイオードと、

前記レーザダイオードから射出されたレーザ光を照明光として被観察体に照射する照明部と、

前記照明部により前記照明光が照射された前記被観察体を撮像する撮像部と、

前記撮像部の露光時間内に、それぞれ異なる複数の駆動電流を前記レーザダイオードに順次供給して当該レーザダイオードから複数の前記レーザ光を順次射出させる光源制御部と、

を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記光源制御部は、前記射出された複数のレーザ光が前記露光時間内において重畳された合成レーザ光の合成波長スペクトル幅が前記複数のレーザ光の個々の波長スペクトル幅よりも広くなるように前記複数の駆動電流を制御する請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記光源制御部は、前記撮像部の露光時間内に、前記複数の駆動電流としてそれぞれ異なるピーク電流値の複数のパルス駆動電流を前記レーザダイオードに順次供給して当該レーザダイオードから複数のパルス光を順次射出させ、かつ前記複数のパルス光が前記露光時間内において重畳された合成パルス光の合成波長スペクトル幅が前記複数のパルス光の個々の波長スペクトル幅よりも広くなるように前記複数のパルス駆動電流の前記ピーク電流値を制御することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記光源制御部は、前記撮像部の露光時間内に、前記複数の駆動電流として異なる平均電流値を含む複数の交流駆動電流を前記レーザダイオードに順次供給して当該レーザダイオードから複数のパルス光を順次射出させ、かつ前記複数のパルス光が前記露光時間内において重畳された合成パルス光の合成波長スペクトル幅が前記複数のパルス光の個々の波長スペクトル幅よりも広くなるように前記複数の交流駆動電流の前記平均電流値を制御することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記光源制御部は、前記複数のレーザ光又はパルス光における波長軸に対して隣り合う 2 つの前記レーザ光又は前記パルス光の中心波長間の差が当該レーザ光又は 2 つパルス光の波長スペクトル幅に基づいた所定の波長差以上の波長差になるように、前記複数の駆動電流を制御することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記光源制御部は、前記複数のレーザ光又はパルス光における波長軸に対して隣り合う 2 つの前記レーザ光又は前記パルス光の中心波長間の差が当該レーザ光又は 2 つパルス光の波長スペクトル幅に基づいた所定の波長差以上の波長差になるように、前記複数のパルス駆動電流の前記ピーク電流値を制御することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置

°

【請求項 7】

前記光源制御部は、前記複数のレーザ光又はパルス光における波長軸に対して隣り合う 2 つの前記レーザ光又は前記パルス光の中心波長間の差が当該レーザ光又は 2 つパルス光の波長スペクトル幅に基づいた所定の波長差以上の波長差になるように、前記複数の交流

駆動電流の前記平均電流値を制御することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記光源制御部は、前記複数のパルス光のうちいずれかのパルス光の波長スペクトルの波長領域が他のパルス光の波長スペクトルの波長領域に包含されないように前記複数のパルス駆動電流の前記ピーク電流値を制御することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記光源制御部は、前記複数のパルス光のうち前記波長軸に対して隣り合う前記 2 つのパルス光の中心波長間の差が当該隣り合う 2 つのパルス光のうち波長スペクトル幅の小さいパルス光の波長スペクトル半幅以上の波長差になるように前記複数のパルス駆動電流の前記ピーク電流値を制御することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記光源制御部は、前記複数のパルス光のうち前記波長軸に対して隣り合う前記 2 つのパルス光の中心波長間の差が当該隣り合う 2 つのパルス光の波長スペクトル幅の半幅の和以上の波長差になるように前記複数のパルス駆動電流の前記ピーク電流値を制御することを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

前記光源制御部は、前記レーザダイオードに供給する前記パルス駆動電流を連続的に変化させたとき、発振モードが跳ぶモードホッピングが生じるときの前記パルス駆動電流をモードホッピング電流値とし、前記複数のパルス駆動電流の前記ピーク電流値が当該モードホッピング電流値を跨ぐように前記複数のパルス駆動電流の前記ピーク電流値を制御することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡装置。

【請求項 12】

前記光源制御部は、前記レーザダイオードの発振しきい値の近傍でかつ前記発振しきい値以上の電流値である発振しきい値近傍電流値と、前記レーザダイオードの最大定格電流値の近傍でかつ前記最大定格電流値以下の電流値である定格電流近傍電流値とのうちいずれか一方又は両方を前記ピーク電流値として規定することを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡装置。

【請求項 13】

前記光源制御部は、前記発振しきい値近傍電流値と、前記定格電流近傍電流値と、前記発振しきい値近傍電流値と前記定格電流近傍電流値との間の中間電流値を前記複数のパルス電流の前記ピーク電流値として規定することを特徴とする請求項 12 に記載の内視鏡装置。

【請求項 14】

前記光源制御部は、前記発振しきい値近傍電流値と、前記定格電流近傍電流値との間の電流範囲において等間隔に前記複数のパルス駆動電流の前記ピーク電流値を規定することを特徴とする請求項 13 に記載の内視鏡装置。

【請求項 15】

前記光源制御部は、前記発振しきい値近傍電流値をピーク電流とする前記パルス光の中心波長と、前記定格電流近傍電流値をピーク電流とする前記パルス光の中心波長との間の波長範囲において等間隔に前記パルス光の中心波長が存在するように前記中間電流値を規定することを特徴とする請求項 13 に記載の内視鏡装置。

【請求項 16】

前記光源制御部は、前記レーザダイオードの調光を行う調光部を含み、
前記調光部は、前記露光時間内において前記複数のパルス駆動電流のパルス幅を制御するパルス幅制御を行って前記調光を行う、
ことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 17】

前記光源制御部は、前記レーザダイオードの調光を行う調光部を含み、
前記調光部は、前記複数のパルス駆動電流に対してそれぞれ前記露光時間内でパルス幅

の制御を行うパルス幅制御期間を規定し、当該パルス幅制御期間における前記レーザダイオードの発光時間の比率であるデューティ比を制御することで前記調光を行う、ことを特徴とする請求項3に記載の内視鏡装置。

【請求項 18】

前記調光部は、前記レーザダイオードから射出される前記レーザ光の光量を大きくする場合、前記ピーク電流値の小さい前記パルス駆動電流の前記デューティ比を大きくし、

かつ前記レーザダイオードの射出光量を小さくする場合、前記ピーク電流値の大きい前記パルス駆動電流の前記デューティ比を小さくする、ことを特徴とする請求項17に記載の内視鏡装置。

【請求項 19】

前記調光部は、前記レーザダイオードから射出される前記レーザ光の光量に応じて前記パルス幅制御期間を可変可能とし、前記レーザ光の光量が所定の光量よりも大きければ、前記ピーク電流値の大きさに比例して前記パルス幅制御期間の長さを可変して前記調光を行うことを特徴とする請求項18に記載の内視鏡装置。

【請求項 20】

前記光源制御部は、前記レーザダイオードの調光を行う調光部を含み、

前記調光部は、前記露光時間内の所定の周期毎に、前記ピーク電流値が等しい複数の前記パルス駆動電流を前記レーザダイオードに供給し、かつ前記所定の周期内の前記複数のパルス駆動電流の数を制御するパルス数制御を行って前記調光を行う、ことを特徴とする請求項3に記載の内視鏡装置。

【請求項 21】

前記調光部は、前記パルス数制御を行うパルス数制御期間を設定し、当該パルス数制御期間内において、前記ピーク電流値が等しい前記パルス駆動電流の数を制御する、ことを特徴とする請求項20に記載の内視鏡装置。

【請求項 22】

前記調光部は、前記レーザダイオードから射出される前記レーザ光の光量を大きくするときに、前記ピーク電流値の小さい前記パルス駆動電流の数を増加し、

前記レーザダイオードから射出される前記レーザ光の光量を小さくするときに、前記ピーク電流値の大きい前記パルス駆動電流の数を減少する、ことを特徴とする請求項21に記載の内視鏡装置。

【請求項 23】

前記調光部は、前記レーザダイオードから射出される前記レーザ光の光量に応じて前記パルス数制御期間を可変可能とし、前記レーザダイオードから射出される前記レーザ光の光量が所定の光量よりも大きければ、前記ピーク電流値の大きさに比例して前記パルス数制御期間の長さを可変して前記調光を行う、ことを特徴とする請求項22に記載の内視鏡装置。

【請求項 24】

前記光源制御部は、前記複数のパルス駆動電流の前記ピーク電流値を記憶する記憶部を含むことを特徴とする請求項23に記載の内視鏡装置。

【請求項 25】

前記光源制御部は、前記レーザダイオードから射出される前記レーザ光の光量に対する前記パルス幅制御期間に関する情報を記憶する記憶部を含み、

前記調光部は、前記記憶部に記憶されている前記情報に基づいてパルス幅制御を行う、ことを特徴とする請求項17に記載の内視鏡装置。

【請求項 26】

前記光源制御部は、前記レーザダイオードから射出される前記レーザ光の光量に対する前記ピーク電流値が等しい前記パルス駆動電流の前記パルス数制御の相関の情報を記憶する記憶部を含み、

前記調光部は、前記記憶部に記憶されている前記相関の情報に基づいてパルス数制御を行う、

ことを特徴とする請求項 20 に記載の内視鏡装置。

【請求項 27】

互いに異なる発振波長のレーザ光を射出する複数の前記レーザダイオードを含むことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0008

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0008】

本発明の一実施形態による内視鏡装置は、レーザダイオードと、前記レーザダイオードから射出されたレーザ光を照明光として被観察体に照射する照明部と、前記照明部により前記照明光が照射された前記被観察体を撮像する撮像部と、前記撮像部の露光時間内に、それぞれ異なる複数の駆動電流を前記レーザダイオードに順次供給して当該レーザダイオードから複数の前記レーザ光を順次射出させる光源制御部とを具備する。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0056

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0056】

画像表示部 5 は、画像処理部 20 により取得された被観察体の画像を表示する。画像表示部 5 は、例えば液晶ディスプレイ等のモニタを含む。

入力部 18 は、オペレータの操作を受けて照明光 Q に対する第 1 の光量制御情報 L1 を出力する。第 1 の光量制御情報 L1 は、光源制御部 16 の調光部 17 に送られる。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0074

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0074】

従って、光拡散部 15 から射出される照明光 Q は、コヒーレンスの低減されたものとすることができる。撮像部 19 の撮像により得られる画像上のスペックルを十分に低減することができる。よって、スペックルの低減した観察対象物内の被観察体の画像を観察することができる

[第 1 の変形例]

次に、第 1 の変形例について説明する。上記一実施の形態では、3つのLD11-1～11-3を用いて白色色の照明光 Q を射出して被観察体を観察する場合について説明したが、これに限らず、4つ以上のLDを用いてもよい。4つ以上のLDを用いれば、例えば、3つのLDよりもさらに演色性の高い白色光を用いた観察と、ヘモグロビンの光吸収特性を利用して血管を強調表示するような青紫LDと緑LDとの2つのLDを用いた観察と、近赤外の波長のLDを1つだけ用いた観察とが適用可能である。

[第 2 の変形例]

次に、第 2 の変形例について説明する。なお、図 2 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 17 は第 2 の変形例に係る内視鏡用照明装置 10 を示すブロック構成図である。

内視鏡用照明装置 10 には、1つのLD11が設けられている。LD11は、例えば、第 1 のLD11-1、第 2 のLD11-2 又は第 3 のLD11-3 のうちいずれかのLD、又は他の中心波長を有するレーザ光を射出するLDである。

LD11は、光ファイバ 14 を介して光拡散部 15 に光学的に接続されている。上記一

実施の形態における光合波部 13 は、1 つの LD 11 であるので必要が無くなっている。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2014/081416
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/06(2006.01)i, G02B23/26(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) A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26, H04N5/225-5/247, H04N7/18 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 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 5526482 B2 (Nichia Chemical Industries, Ltd.), 18 June 2014 (18.06.2014), entire text; all drawings & JP 2008-253736 A	1-24
A	JP 2014-150932 A (Olympus Corp.), 25 August 2014 (25.08.2014), entire text; all drawings & WO 2014/123000 A1	1-24
A	WO 2014/021022 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 06 February 2014 (06.02.2014), entire text; all drawings & US 2014/0180004 A1	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 20 February 2015 (20.02.15)		Date of mailing of the international search report 03 March 2015 (03.03.15)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/081416

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2013-255655 A (Olympus Corp.), 26 December 2013 (26.12.2013), entire text; all drawings & WO 2013/187215 A1	1-24
A	JP 2002-95634 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 02 April 2002 (02.04.2002), entire text; all drawings & US 2002/0038074 A1 & US 2005/0215861 A1	1-24
A	JP 2001-257416 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 21 September 2001 (21.09.2001), entire text; all drawings (Family: none)	1-24
A	JP 2009-56248 A (Fujifilm Corp.), 19 March 2009 (19.03.2009), entire text; all drawings & US 2009/0062617 A1 & EP 2030559 A1	1-24
A	JP 2010-42153 A (Fujifilm Corp.), 25 February 2010 (25.02.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-24
A	JP 5622529 B2 (Fujifilm Corp.), 12 November 2014 (12.11.2014), entire text; all drawings & JP 2012-100835 A	1-24
A	JP 2012-110485 A (Fujifilm Corp.), 14 June 2012 (14.06.2012), entire text; all drawings (Family: none)	1-24
A	JP 2012-223376 A (Hoya Corp.), 15 November 2012 (15.11.2012), entire text; all drawings (Family: none)	1-24

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 8 1 4 1 6	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/06(2006.01)i, G02B23/26(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（IPC）） Int.Cl. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26, H04N5/225-5/247, H04N7/18			
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 1971-2015年 日本国実用新案登録公報 1996-2015年 日本国登録実用新案公報 1994-2015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） JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)			
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	
A	JP 5526482 B2（日亜化学工業株式会社）2014.06.18, 全文, 全図 & JP 2008-253736 A	1-24	
A	JP 2014-150932 A（オリンパス株式会社）2014.08.25, 全文, 全図 & WO 2014/123000 A1	1-24	
A	WO 2014/021022 A1（オリンパスメディカルシステムズ株式会社）2014.02.06, 全文, 全図 & US 2014/0180004 A1	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 20.02.2015		国際調査報告の発送日 03.03.2015	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/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） 遠藤 孝徳 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 8 1 4 1 6
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
A	JP 2013-255655 A (オリンパス株式会社) 2013.12.26, 全文, 全図 & WO 2013/187215 A1	1-24
A	JP 2002-95634 A (富士写真フイルム株式会社) 2002.04.02, 全文, 全図 & US 2002/0038074 A1 & US 2005/0215861 A1	1-24
A	JP 2001-257416 A (富士写真フイルム株式会社) 2001.09.21, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-24
A	JP 2009-56248 A (富士フイルム株式会社) 2009.03.19, 全文, 全図 & US 2009/0062617 A1 & EP 2030559 A1	1-24
A	JP 2010-42153 A (富士フイルム株式会社) 2010.02.25, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-24
A	JP 5622529 B2 (富士フイルム株式会社) 2014.11.12, 全文, 全図 & JP 2012-100835 A	1-24
A	JP 2012-110485 A (富士フイルム株式会社) 2012.06.14, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-24
A	JP 2012-223376 A (HOYA株式会社) 2012.11.15, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-24

フロントページの続き

(72)発明者 大道寺 麦穂

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

(72)発明者 山本 英二

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA11 CA06 CA11 DA15 DA21 GA02 GA11

4C161 CC06 FF40 GG01 JJ17 LL02 NN01 QQ02 QQ07 QQ09 RR02

RR03 RR04 RR22 RR26

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JPWO2016084201A1	公开(公告)日	2017-09-28
申请号	JP2016561169	申请日	2014-11-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	大道寺麦穗 山本英二		
发明人	大道寺 麦穗 山本 英二		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/07 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/06.613 A61B1/07.730 A61B1/06.611 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/GG01 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR22 4C161/RR26		
代理人(译)	河野直树 井上 正 肯·鹈饲 饭野滋		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜设备包括激光二极管（11-1、11-2、11-3），照明系统（10），成像部（19）和光源控制部（16）。光源控制单元（16）在成像单元的曝光时间内向激光二极管顺序地提供多个不同的驱动电流，以从激光二极管顺序地发射多个激光束，并且进行发射。控制多个驱动电流，以使得在曝光时间内叠加有所产生的多个激光的组合激光的组合波长光谱宽度比多个激光的各个波长光谱宽度宽。

