

(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  
2015 年 8 月 6 日(06.08.2015)



(10) 国際公開番号  
WO 2015/115320 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61B 1/06 (2006.01) G03B 15/00 (2006.01)  
A61B 1/00 (2006.01) G03B 15/05 (2006.01)  
A61B 1/04 (2006.01) H04N 7/18 (2006.01)  
G03B 7/091 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/051809
- (22) 国際出願日: 2015 年 1 月 23 日(23.01.2015)
- (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 2014-014869 2014 年 1 月 29 日(29.01.2014) 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 3 番 2 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 亀江 宏幸 (KAMEE, Hiroyuki); 〒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).
- (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 勸銀不二屋ビル六階 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, 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, 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, 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, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (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, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: MEDICAL IMAGE FORMATION DEVICE

(54) 発明の名称: 医療用画像形成装置

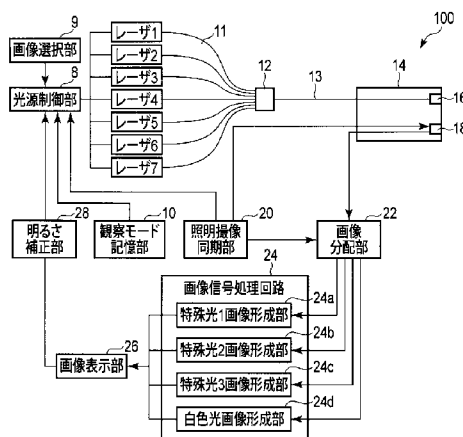


FIG. 5:  
AA Laser  
8 Light source control unit  
9 Image selection unit  
10 Observation mode storage unit  
20 Lighting imaging synchronization unit  
22 Image distributor  
24 Image signal processing circuit  
24a Special light 1 image formation unit  
24b Special light 2 image formation unit  
24c Special light 3 image formation unit  
24d White light image formation unit  
26 Image display unit  
28 Brightness correction unit

(57) Abstract: A medical image formation device (100) comprises: laser emitting elements (1)-(7) which emit laser light of different wavelengths; an image selection unit (9) for selecting the type of an observation image; a light source control unit (8) which controls lighting of the laser emitting elements (1)-(7) according to an observation mode corresponding to the combination of the selected observation images; an imaging unit (18) which images return light of the laser light from a subject to be observed; and an image signal processing circuit (24) which forms the observation image from an image signal from the imaging unit (18). The light source control unit (8) turns on at least one of the laser emitting elements (1)-(7) when a first observation image is selected, and turns on at least one of the laser emitting elements to be turned on in the case of the first observation image when a second observation image is selected.

(57) 要約: 医療用画像形成装置 (100) は、異なる波長のレーザ光を発するレーザ発光素子 (1) ~ (7) と、観察画像の種類を選択するための画像選択部 (9) と、選択された観察画像の組み合わせに応じた観察モードに従ってレーザ発光素子 (1) ~ (7) の点灯制御を行う光源制御部 (8) と、観察対象からのレーザ光の戻り光を撮像する撮像部 (18) と、撮像部 (18) からの画像信号から観察画像を形成する画像信号処理回路 (24) とを有している。光源制御部 (8) は、第 1 の観察画像が選択された場合にレーザ発光素子 (1) ~ (7) の少なくとも 1 つを点灯させ、第 2 の観察画像が選択された場合に第 1 の観察画像の場合に点灯させるレーザ発光素子の少なくとも 1 つを点灯させる。

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

## 明 細 書

発明の名称：医療用画像形成装置

### 技術分野

[0001] 本発明は、医療用画像形成装置に関する。

### 背景技術

[0002] 従来から用いられている気体光源等に対し、固体光源は、低消費電力、高接続効率、小型、高速切替可能等の長所を有する。このような固体光源に対する技術革新は目覚しい。このような固体光源のうち、特に、固体レーザは出射面積内の光密度が極めて高いという特性を有している。この特性により、固体レーザを例えば光ファイバと組み合わせることによって構成された、いわゆるファイバ光源が活発に開発されている。ファイバ光源は、細い構造物内を照明するのに好適であり、内視鏡等への応用が進められている。

[0003] ファイバ光源を用いた医療用画像形成装置の例として、例えば、日本国特開2011-200572号公報は、白色光画像に加え、微細血管画像、酸素飽和度画像、血管深さ画像の中から、使用者等によって選ばれた1種又は2種の画像を同時に取得して同時に表示することができる電子内視鏡システムを提供している。日本国特開2011-200572号公報においては、広帯域光用の複数の固体光源、微細血管画像用の複数のレーザ、酸素飽和度画像用の複数のレーザ、及び血管深さ画像用の複数のレーザが光源として設けられている。そして、日本国特開2011-200572号公報は、選択された画像に応じた複数の光源を同時に又は順次に対象物に照射させることにより、複数の画像を取得している。

### 発明の概要

[0004] 日本国特開2011-200572号公報では、選択できる画像毎に専用のレーザが設けられている。このため、選択できる画像の数が増えると、レーザの数が増えて製造コストが高くなり、かつ、容積も大きくなってしまう。また、画像向けの複数のレーザの波長が近接していたとしてもそれ

らの複数のレーザを順次照射しなければならないため、回路に対する負荷が大きく、高消費電力に繋がり易い。さらに、日本国特開2011-200572号公報では、波長的に近接しているレーザを同時に照射して、別々の特殊光画像を構築している。このとき、各波長の受光強度に対する推定を行っており、画像再現正確度が低くなり易い。

[0005] 本発明は、前記の事情に鑑みてなされたものであり、低コスト化、低容積化、低消費電力化を実現しつつ、画像再現正確度の高い医療用画像形成装置を提供することを目的とする。

[0006] 前記の目的を達成するために、本発明の一態様の医療用画像形成装置は、異なる波長のレーザ光を発する複数のレーザ発光素子と、観察画像の種類を選択するための画像選択部と、前記選択された観察画像の組み合わせに応じた観察モードに従って前記複数のレーザ発光素子の点灯制御を行う光源制御部と、観察対象からの前記レーザ光の戻り光を撮像して画像信号として出力する撮像部と、前記撮像部からの画像信号から前記観察画像を形成する画像信号処理回路とを具備し、前記選択された観察画像の種類が第1の観察画像である場合に前記光源制御部によって点灯制御されるレーザ発光素子と前記選択された観察画像の種類が第2の観察画像である場合に前記光源制御部によって点灯制御されるレーザ発光素子との間には共通の波長のレーザ光を発するレーザ発光素子が含まれている。

## 図面の簡単な説明

[0007] [図1]図1は、平均演色指数 $R_a$ の計算を様々な波長やレーザ本数について行った結果を示すグラフである。

[図2A]図2Aは、生体粘膜の断面構造を模式的に示す図である。

[図2B]図2Bは、波長の長さとの関係を模式的に示す図である。

[図3]図3は、血中ヘモグロビンの吸光係数の波長依存性を示す図である。

[図4A]図4Aは、自家蛍光物質に関する吸収強度特性を表すグラフである。

[図4B]図4Bは、蛍光強度特性を表すグラフである。

[図5]図5は、本発明の第1の実施形態に係る医療用画像形成装置の構成を示

すブロック図である。

[図6]図6は、特殊光画像1、特殊光画像2、特殊光画像3、白色光画像の全てが選択された場合のレーザ出力条件の例を示す図である。

[図7]図7は、特殊光画像1、2、3と白色光画像とを同時表示させる場合のレーザ出力条件の例を示す図である。

[図8]図8は、4つの観察画像の並列表示の例を示す図である。

[図9]図9は、特殊光画像1と白色光画像のみが選択されたときのレーザ出力条件の例を示す図である。

[図10]図10は、2つの観察画像の並列表示の例を示す図である。

[図11]図11は、本発明の第2の実施形態に係る医療用画像形成装置の構成を示すブロック図である。

[図12]図12は、本発明の第2の実施形態において特殊光画像1と白色光画像の全てが選択されたときのレーザ出力条件の例を示す図である。

[図13]図13は、本発明の第2の実施形態における2つの観察画像の並列表示の例を示す図である。

### 発明を実施するための形態

[0008] 以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。まず、本実施形態の前提となる技術について説明する。従来、高品質で、かつ、画像再現正確度の高い白色照明装置には、可視光全体に渡り波長欠落のない光が出射されることが不可欠と考えられてきた。しかしながら、近年、レーザ光のような単波長光を複数組み合わせた照明光でも、十分に照明光としての性能（演色性）が高いことが明らかとなってきた（例えば、A. Neumann et al., Opt. Exp., 19, S4, A982(July 4, 2011)参照）。

[0009] 出願人は、日本工業規格（JIS）等で定められている照明器品質評価パラメータの一つである平均演色指数 $R_a$ の計算を、様々な波長やレーザ本数に対して行った。この結果、図1のように、複数本の波長の異なるレーザ光をうまく組み合わせることで、従来から用いられてきたブロードなスペクトルの一般照明と同等か、それ以上の性能が得られることがわかってきた。具

体的には、レーザが少なくとも4本あれば、平均演色指数 $R_a$ が80となり、照明光源として十分な性能を得ることができる。

[0010] レーザは、気体光源やLEDよりも小さな発光領域から光密度と平行度の高い光を出力させることができる。したがって、演色性が必要な白色光観察用光源としてのレーザは、内視鏡装置のような閉空間内の観察が想定される観察装置におけるファイバ等の細径導光部材に高効率に導入しやすいという利点がある（低消費電力、高輝度照明）。また、近年内視鏡分野で開発が盛んに行われている特殊光観察に対しても、レーザの狭スペクトル性により、対象部位の特定物質に対する波長的特徴を正確に取得しやすい利点をも得ることができる。特殊光観察とは、例えば血管強調画像、酸素飽和度画像、自家蛍光画像の観察が挙げられる。以下、それぞれの観察画像について説明する。

#### [0011] 1、血管強調画像

生体内に紫外光から近赤外光の領域内の光を照射した場合、生体の持つ散乱特性や吸収特性により、長波長光を照射するほど光の侵達長が長くなることが知られている。例えば生体粘膜の断面構造が模式的に図2Aのようになっているとすると、生体に入射した光は、生体内におけるおおよそ侵達長の深さまで侵達し、その深さの範囲において吸収や散乱等を受けて戻ってくる。この戻り光を観察することにより、侵達長の深度周辺の情報を観察することができる。図2Bに示すように、短波長（400nm台）の波長光（B光）は、表層付近までしか侵達せず、その付近で吸収、散乱を受ける。このときの戻り光が生体表面から射出される。また、図2Bに示すように、中波長（500nm台）の波長光（G光）は、表層よりも深い範囲まで侵達し、その付近で吸収、散乱を受ける。このときの戻り光が生体表面から射出される。この戻り光により、短波長の波長光よりも深部の情報を取得することができる。さらにまた、図2Bに示すように、長波長（600nm台）の波長光（R光）は、さらに深い範囲まで侵達し、その付近で吸収、散乱を受ける。このときの戻り光が生体表面から射出される。この戻り光により、中波長の波長光よりも深部の

情報を取得することができる。

[0012] 図3は、血中ヘモグロビンの吸光係数の波長依存性を示している。図3に示すように、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとで、若干吸収スペクトルが異なっている。ヘモグロビンの吸光係数の高い400nm台の前半の波長の光が生体に向けて照射された場合、主に生体表層に存在する血管が強調された画像が取得でき、同じく、ヘモグロビンの吸光係数の高い500nm台の波長の光が生体に向けて照射された場合、主に生体中層に存在する血管が強調された画像が取得でき、600nm以上の波長の光が生体に向けて照射された場合、主に深層に存在する血管が強調された画像が取得できる。これらの観察画像が血管強調画像である。

[0013] 2、酸素飽和度画像

ヘモグロビンの酸素飽和度は、全ヘモグロビンの量に対する酸化ヘモグロビンの量を得ることにより算出される。図3から分かるように、450nm、540nm、805nmの波長は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとの吸光係数の差がほとんどない波長である。一方430nm、560nm、760nmの波長は還元ヘモグロビンの方の吸光係数が大きい波長であり、470nm、590nm、840nmの波長は酸化ヘモグロビンの方の吸光係数が大きい波長である。このように、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとで吸光係数が逆転する波長の光を選んで生体に照射し、これにより得られた各波長帯域の画像情報を例えば赤、緑、青の各色に割り当てて観察することにより、酸素飽和度の変化を画像の色の変化として捉えやすくなる。このような観察画像が酸素飽和度画像である。ここで、上述のように光の侵達長は長波長ほど長いので、400nm台の波長の光を用いた場合には表層血管に関する酸素飽和度画像を、500nm台の波長の光を用いた場合には中層血管に関する酸素飽和度画像を、600nm以上の波長の光を用いた場合には深層血管に関する酸素飽和度画像をそれぞれ表示させることができる。

[0014] 3、自家蛍光画像

図4Aは自家蛍光物質に関する吸収強度特性を表すグラフであり、図4B

は蛍光強度特性を表すグラフである。これらのグラフには、腫瘍と関連のある自家蛍光物質であるFlavin Adenine Dinucleotide (FAD) 及びポルフィリンの吸収強度特性及び蛍光強度特性が示されている。図4Aのグラフから分かるように、ポルフィリンは中心波長400nmの光によって蛍光を発生し、FADは中心波長380nm及び450nmの光によって蛍光を発生する。このような蛍光を撮像して画像としたものが自家蛍光画像である。ここで、自家蛍光の蛍光強度は、病変部と正常部で異なる。すなわち、正常部では550nm付近にピークを有する蛍光が発生する一方、病変部位では、560nmと630nmの2つのピークを有する蛍光が発生する。癌等の病変部においては、ポルフィリンが蓄積されることが知られている。したがって、図4Bに示す病変部位に関する630nmの蛍光はポルフィリンに由来する蛍光である。このように、ポルフィリンの蛍光強度の違いを捉えることにより、正常部と病変部とを区別することが可能である（参考文献：田村守、「シリーズ/光が拓く生命科学 第6巻 光による医学診断」、日本光生物学協会編、共立出版、2001年3月18日）。

[0015] [第1の実施形態]

図5は、本発明の第1の実施形態に係る医療用画像形成装置の構成を示すブロック図である。この医療用画像形成装置100は、特殊光画像1、特殊光画像2、特殊光画像3、白色光画像を画像正確性高く表示させるものである。特殊光画像は、特定の波長の光の照射により得られる、観察対象の特定の特徴が強調された観察画像である。一例の特殊光画像1は、自家蛍光画像である。また、一例の特殊光画像2は、血管強調画像である。さらに、一例の特殊光画像3は、酸素飽和度画像である。また、白色光画像は、白色光が照射されることにより得られる、観察対象の特定の特徴が強調されていない通常の観察画像である。この白色光画像は、スクリーニング等に用いられる。

[0016] 図5に示す医療用画像形成装置100は、照明用光源として、レーザ発光素子（以下、単にレーザと言う）1～7を有する。これらのレーザは、例え

ば半導体レーザであって発光波長が異なっている。一例においては、レーザ 1 は400nmの波長の光を照射し、レーザ 2 は450nmの波長の光を照射し、レーザ 3 は420nmの波長の光を照射し、レーザ 4 は540nmの波長の光を照射し、レーザ 5 は640nmの光を照射し、レーザ 6 は590nmの光を照射し、レーザ 7 は560 nmの光を照射する。

[0017] レーザ 1 ～ 7 は、光源制御部 8 に接続されている。また、光源制御部 8 は、画像選択部 9 及び観察モード記憶部 10 に接続されている。画像選択部 9 は、例えばタッチパネルのような操作部材であって、使用者による観察画像の種類の選択操作を受け付ける。観察モード記憶部 10 は、画像選択部 9 によって選択された観察画像の組み合わせに適した観察モード毎のレーザ出力条件（レーザの点灯開始タイミング、点灯期間、点灯周期等）を記憶している。光源制御部 8 は、観察モード記憶部 10 から観察モードに応じたレーザ出力条件を取得し、取得したレーザ出力条件に従って画像選択部 9 で選択された観察画像が形成できるようにレーザ 1 ～ 7 の点灯制御をする。詳細については後で説明する。

[0018] 例えば、特殊光画像 1（自家蛍光画像）、特殊光画像 2（血管強調画像）、特殊光画像 3（酸素飽和度画像）、白色光画像の全てが選択された場合のレーザ出力条件の例を図 6 に示す。このレーザ出力条件は、選択された 4 つの観察画像を同時表示する観察モードについてのレーザ出力条件である。画像が表示される周期を 1 フレームとしたとき、図 6 の例では、1/4 フレームが特殊光画像 1 を形成するための期間であって、この期間中にはレーザ 1、2 が点灯される。また、2/4 フレームが特殊光画像 2 を形成するための期間であって、この期間中にはレーザ 3、4、5 が点灯される。また、3/4 フレームが特殊光画像 3 を形成するための期間であって、この期間中にはレーザ 6、7 が点灯される。また、4/4 フレームが白色光画像を形成するための期間であって、この期間中にはレーザ 2、4、5、6 が点灯される。本実施形態では、特殊光画像の形成に使用されるレーザが白色光画像の形成にも使用される。このため、レーザの本数は 7 本でよい。

[0019] また、レーザ１～７は、光ファイバ１１を介してコンバイナ１２に接続されている。コンバイナ１２は、光ファイバ１１によって導波された複数のレーザ光を合波する。また、コンバイナ１２は、光ファイバ１３を介してスコープ挿入部１４の先端に設けられた配光変換部材１６に接続されている。配光変換部材１６は、光ファイバ１３によって導波された混合光の配光を撮像に適した状態（例えば最適な配光広がり角）に調整して、図示しない観察対象に向けて射出する。ここで、配光変換部材１６は、例えば、レンズ、表面において光拡散機能を有する表面拡散部材、内部に屈折率や反射率の異なる微小部材の何れかを含有した内部拡散部材又はそれらの組み合わせである複合光学部材であることが望ましい。

[0020] スコープ挿入部１４の先端には、さらに、撮像部１８が設けられている。撮像部１８は、同一平面上に規則的に複数個ずつ配置された、例えばＲ（赤色）、Ｇ（緑色）、Ｂ（青色）の撮像素子（例えばＣＣＤ撮像素子）を有している。Ｒの撮像素子は、Ｒの波長帯域（６００nm付近）に感度のピークを有する撮像素子である。同様に、Ｇの撮像素子は、Ｇの波長帯域（５４０nm付近）に感度のピークを有する撮像素子である。Ｂの撮像素子は、Ｂの波長帯域（４８０nm付近）に感度のピークを有する撮像素子である。これらの撮像素子は、それぞれ、対応する波長帯域の光を光電変換して色別の画像信号を生成する。

[0021] 撮像部１８には、照明撮像同期部２０が接続されている。また、照明撮像同期部２０は、光源制御部８及び画像分配部２２にも接続されている。照明撮像同期部２０は、レーザ１～７による照明と、撮像部１８による撮像と、画像分配部２２による画像分配とを同期させるため、光源制御部８と、撮像部１８と、画像分配部２２とに同期信号を出力する。

[0022] 撮像部１８は、画像分配部２２に接続されている。また、画像分配部２２は、画像信号処理回路２４に設けられた複数の画像形成部、すなわち特殊光１画像形成部２４ａ、特殊光２画像形成部２４ｂ、特殊光３画像形成部２４ｃ、白色光画像形成部２４ｄのそれぞれに接続されている。画像分配部２２は、照明撮像同期部２０からの同期信号の入力に応じて撮像部１８から受信

した画像信号を対応する画像形成部に送信する。特殊光 1 画像形成部 24 a は、受信した画像信号から特殊光画像 1（自家蛍光画像）を形成する。特殊光 2 画像形成部 24 b は、受信した画像信号から特殊光画像 2（血管強調画像）を形成する。特殊光 3 画像形成部 24 c は、受信した画像信号から特殊光画像 3（酸素飽和度画像）を形成する。白色光画像形成部 24 d は、受信した画像信号から白色光画像を形成する。

[0023] 画像表示部 26 は、画像信号処理回路 24 の画像形成部で形成された観察画像を受信し、使用者等にとってわかりやすい状態で表示する。例えば、画像表示部 26 は、1 画面を 4 分割してそれぞれの観察画像を並列表示する。

[0024] 明るさ補正部 28 は、画像表示部 26 から観察画像を受信して、画像表示部 26 に表示されている観察画像の明るさを判別する。そして、画像表示部 26 に表示されている観察画像の明るさが適切な明るさでない場合に、観察画像の明るさが適切な明るさとなるように、光源制御部 8 に補正信号を出力する。

[0025] 次に本実施形態に係る医療用画像形成装置 100 の動作を説明する。まず、使用者による画像選択部 9 の操作によって観察画像の選択が行われる。一例においては、特殊光画像 1、2、3 と白色光画像との全てが選択されたとする。観察画像の選択が行われると、光源制御部 8 は、選択された観察画像に適した観察モードに応じたレーザ出力条件を観察モード記憶部 10 から取得する。図 7 は、特殊光画像 1、2、3 と白色光画像とを同時表示させる場合のレーザ出力条件の例を示している。図 7 に示すように、レーザ 1 は、特殊光画像 1（自家蛍光画像）の形成にのみ用いられる。したがって、レーザ 1 の点灯開始タイミングは、特殊光画像 1 の形成期間である 1/4 フレームの開始タイミングである。また、レーザ 1 の点灯期間は、1 フレームの 1/4 の期間である。さらに、点灯周期は、1 フレームの期間である。これに対し、レーザ 2 は、特殊光画像 1 の形成と白色光画像の形成とに用いられる。したがって、レーザ 2 の点灯開始タイミングは、特殊光画像 1 の形成期間である 1/4 フレームの開始タイミングと白色光画像の形成期間である 4/4 フレームの開

始タイミングである。ただし、繰り返し表示が行われる場合、図7に示すように、4/4フレームと1/4フレームとが連続することになる。したがって、実際のレーザ2の点灯開始タイミングは、最初のフレームのみ1/4フレームの開始タイミングと4/4フレームの開始タイミングであり、2フレーム目以降は前のフレームにおける4/4フレームの開始タイミングである。また、レーザ2の点灯期間は、最初の1/4フレームのみ1フレームの $1/4$ の期間であり、それ以後は1フレームの $1/2$ の期間である。さらに、レーザ2の点灯周期は、最初のフレーム1/4からフレーム4/4の期間のみ1フレームの $3/4$ の期間であり、それ以後は1フレームの期間である。また、レーザ3は、特殊光画像2（血管強調画像）の形成にのみ用いられる。したがって、レーザ3の点灯開始タイミングは、特殊光画像2の形成期間である2/4フレームの開始タイミングである。また、レーザ3の点灯期間は、1フレームの $1/4$ の期間である。さらに、点灯周期は、1フレームの期間である。また、レーザ4は、特殊光画像2の形成と白色光画像の形成とに用いられる。したがって、レーザ4の点灯開始タイミングは、特殊光画像2の形成期間である2/4フレームの開始タイミングと白色光画像の形成期間である4/4フレームの開始タイミングである。また、レーザ4の点灯期間は、1フレームの $1/4$ の期間である。さらに、点灯周期は、 $1/2$ フレームの期間である。また、レーザ5は、特殊光画像2の形成と白色光画像の形成とに用いられる。したがって、レーザ5の点灯開始タイミングは、特殊光画像2の形成期間である2/4フレームの開始タイミングと白色光画像の形成期間である4/4フレームの開始タイミングである。また、レーザ5の点灯期間は、1フレームの $1/4$ の期間である。さらに、点灯周期は、 $1/2$ フレームの期間である。また、レーザ6は、特殊光画像3（酸素飽和度画像）の形成と白色光画像の形成とに用いられる。したがって、レーザ6の点灯開始タイミングは、特殊光画像3の形成期間である3/4フレームの開始タイミングと白色光画像の形成期間である4/4フレームの開始タイミングである。なお、3/4フレームと4/4フレームとは連続しているので、実際のレーザ6の点灯開始タイミングは、3/4フレームの開始タイミング

である。また、レーザ6の点灯期間は、1フレームの $1/2$ の期間である。さらに、点灯周期は、1フレームの期間である。また、レーザ7は、特殊光画像3の形成にのみ用いられる。したがって、レーザ7の点灯開始タイミングは、特殊光画像3の形成期間である $3/4$ フレームの開始タイミングである。また、レーザ7の点灯期間は、1フレームの $1/4$ の期間である。さらに、点灯周期は、1フレームの期間である。

[0026] 以上のような出力条件と照明撮像同期部20からの同期信号とに従って光源制御部8は、レーザ1～7を点灯させる。撮像部18は、照明撮像同期部20からの同期信号に従ってレーザ1～7から照射されたレーザ光の観察対象からの戻り光を撮像して画像信号を生成し、生成した画像信号を画像分配部22に送信する。

[0027] 画像分配部22は、照明撮像同期部20からの同期信号によって形成すべき観察画像の種類を識別し、この識別結果に従って撮像部18から受信した画像信号を、特殊光1画像形成部24a、特殊光2画像形成部24b、特殊光3画像形成部24c、及び白色光画像形成部24dのうちの必要な画像形成部に送信する。画像形成部は、受信した画像信号から対応する観察画像を形成し、形成した観察画像を画像表示部26に送信する。画像表示部26は、受信した観察画像を使用者が見やすいように表示する。画像表示部26は、例えば図8に示すように4つの観察画像を並列表示する。

[0028] また、画像形成部で形成された観察画像は、画像表示部26から明るさ補正部28に入力される。明るさ補正部28は、画像表示部26に表示される観察画像の明るさが適正になるように光源制御部8に対してレーザ1～7の出力の補正指示をする。

[0029] 図9は、特殊光画像1と白色光画像のみが選択されたときのレーザ出力条件の例を示している。2つの観察画像のみが選択された場合、図10に示すような2つの観察画像の並列表示が行われる。このような観察モードでは、1フレームで2つの観察画像を形成できればよい。したがって、図9に示すように、レーザ1、4、5、6の点灯期間は、1フレームの $1/2$ の期間で

よい。また、レーザ２は、点灯させ続けてよい。図９の例では、観察画像の形成期間を長くできるので、１フレームの期間が図７の例と同じであれば、観察対象へのレーザ光の照射期間と撮像期間を図７の例よりも長くすることができる。したがって、図９の例では、図７の例よりも明るい観察画像を表示させることが可能である。

[0030] 以上説明したように本実施形態においてはレーザを用いて白色光や特殊光を形成している。レーザはファイバ等の細径導光部材に高効率に導入しやすく、かつ、ＬＥＤ光源や気体光源と比べてかなりの明るさの照明光を実現することができる。また、レーザを用いて特殊光を形成することにより、ＬＥＤ光源等のブロードなスペクトルを有する光源と比較して、その波長だけに特有な像情報を取得することができる。したがって画像正確度が高い。

[0031] また、特殊光用レーザの一部を活用して白色光画像を構築しているので、レーザ本数を少なくして低コスト化及び低容積化を図ることができる。また、白色光画像用レーザは４灯用意されているので、白色光画像の演色性が確保される。さらに、白色光画像を取得する際に他のレーザが点灯されないので、画像正確性の高い白色光画像を形成することができる。また、複数種類の特殊光画像用レーザについても共通化させているため、よりレーザ数を少なくして低コスト化及び低容積化を図ることができる。

[0032] また、画像選択部９によって使用者の所望の画像のみが形成される。このため、不必要なレーザ点灯がなく、不必要な画像取得期間もない。したがって、１フレーム内で１つの観察画像に対するレーザの点灯期間及び撮像期間が最大化される。これにより、画像正確度の高い画像を取得することができる。

[0033] また、観察モード記憶部１０に、観察モードに応じたレーザ点灯開始タイミング、レーザ点灯期間、レーザ点灯周期を記憶しておくことにより、無駄なレーザの駆動がない。これによっても低消費電力化を図ることができる。また、異なるレーザの点灯周期を個別に変化させることにより、画像種の異なる撮像を行っているフレームをまたいでレーザを点灯し続けさせること

ができる。これにより、共通化されたレーザを回路的に負荷無く照明させることができる。このことによっても低消費電力化を図ることができる。

[0034] 照明撮像同期部 20 により、適切なタイミングで画像形成部に画像信号が転送される。

このことによっても低消費電力化を図ることができる。

[0035] ここで、本実施形態の医療用画像形成装置 100 は特殊光画像用に用意したレーザのみで白色光画像を作り出すような構成を有しているが、その限りではない。特殊光画像用に用意したレーザのみでは、高品位な白色光画像が作り出せない構成の場合、白色光画像用レーザを別途用意しても良い。また、本実施形態の医療用画像形成装置 100 は複数種類の特殊光用に用いるレーザ光についてもそれぞれ別のレーザを用意したが、このことに関しても同一にすることができる技術があればしても良い。例えば、ポルフィリンの励起中心波長とヘモグロビンに関する酸化物と還元物スペクトルが一致する波長とは 450nm で一致している。したがって自家蛍光画像の形成用のレーザと酸素飽和度画像の形成用のレーザは 450nm のレーザ 1 本のみとしてもよい。

[0036] [第 2 の実施形態]

次に本発明の第 2 の実施形態について説明する。図 11 は、本発明の第 2 の実施形態に係る医療用画像形成装置の構成を示すブロック図である。本実施形態の医療用画像形成装置 100 は、第 1 の実施形態のものよりも単純な構成である。なお、以下においては第 1 の実施形態と共通の構成については説明を省略する。

[0037] 第 2 の実施形態の医療用画像形成装置 100 は、照明用光源として、レーザ 1 ～ 4 を有する。一例においては、レーザ 1 は 400nm の波長の光を照射し、レーザ 2 は 450nm の波長の光を照射し、レーザ 3 は 540nm の波長の光を照射し、レーザ 4 は 640nm の波長の光を照射する。また、第 2 の実施形態では最大でも特殊光画像 1（血管強調画像）と白色光画像の 2 つの観察画像しか形成されない。したがって、画像形成部も 2 つのみである。

[0038] 図 12 は、第 2 の実施形態において特殊光画像 1 と白色光画像のみが選択

されたときのレーザ出力条件の例を示している。図 12 に示すように、特殊光画像 1 の形成期間では、レーザ 1 とレーザ 3 とが点灯される。また、白色光画像の形成期間では、レーザ 2 と、レーザ 3 と、レーザ 4 とが点灯される。点灯周期及び点灯期間は図 9 と同様でよい。このような第 2 の実施形態では、図 13 に示すような 2 つの観察画像の並列表示が行われる。

[0039] 以上説明したように本実施形態によれば、レーザ本数やその他の部材数を第 1 の実施形態に比べてさら減らすことができる。また、第 1 の実施形態に比べて個々の機能を単純化することができるので、第 1 の実施形態に比べて低コスト化、低容積化、低消費電力化を図ることが可能となる。また、使用者にとって真に必要な観察モードだけが形成可能な構成となっているので、1 フレーム内で 1 つの観察画像に対するレーザの点灯期間及び撮像期間が最大化される。これによる、画像正確度の高い画像を取得することができる。

[0040] また、第 2 の実施形態では白色光画像用にレーザを新設しているため、レーザが 3 灯であっても演色性の高い白色光画像を得ることができる。

## 請求の範囲

- [請求項1] 異なる波長のレーザ光を発する複数のレーザ発光素子と、  
観察画像の種類を選択するための画像選択部と、  
前記選択された観察画像の組み合わせに応じた観察モードに従って  
前記複数のレーザ発光素子の点灯制御を行う光源制御部と、  
観察対象からの前記レーザ光の戻り光を撮像して画像信号として出力する撮像部と、  
前記撮像部からの画像信号から前記観察画像を形成する画像信号処理回路と、  
を具備し、  
前記選択された観察画像の種類が第1の観察画像である場合に前記光源制御部によって点灯制御されるレーザ発光素子と前記選択された観察画像の種類が第2の観察画像である場合に前記光源制御部によって点灯制御されるレーザ発光素子との間には共通の波長のレーザ光を発するレーザ発光素子が含まれている医療用画像形成装置。
- [請求項2] 前記第1の観察画像と前記第2の観察画像とは、互いに異なる期間に取得される請求項1に記載の医療用画像形成装置。
- [請求項3] 前記観察モードに応じた前記複数のレーザ発光素子の点灯開始タイミングと、点灯期間と、点灯周期とをレーザ出力条件として記憶する観察モード記憶部をさらに具備し、  
前記光源制御部は、前記観察モード記憶部に記憶された前記レーザ出力条件に基づいて前記複数のレーザ発光素子の点灯制御を行う請求項1に記載の医療用画像形成装置。
- [請求項4] 前記複数のレーザ発光素子の少なくとも一部は、点灯期間又は点灯周期が異なる請求項1に記載の医療用画像形成装置。
- [請求項5] 前記選択された観察画像の種類が第1の観察画像である場合に前記光源制御部によって点灯制御されるレーザ発光素子と前記選択された観察画像の種類が第2の観察画像である場合に前記光源制御部によ

て点灯制御されるレーザ発光素子との間には異なる波長のレーザ光を発するレーザ発光素子が含まれている請求項 1 に記載の医療用画像形成装置。

[請求項6] 前記第 1 の観察画像は前記観察対象の特定の特徴が強調された強調画像であり、前記第 2 の観察画像は前記観察対象の特定の特徴が強調されていない通常画像である請求項 1 に記載の医療用画像形成装置。

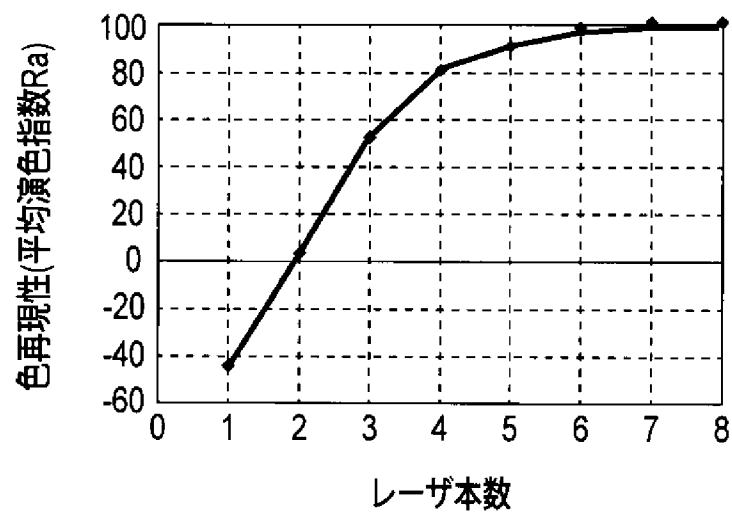
[請求項7] 前記強調画像は特殊光画像であり、前記通常画像は白色光画像である請求項 6 に記載の医療用画像形成装置。

[請求項8] 前記白色光画像の形成には、異なる波長のレーザ光を発する少なくとも 4 個の前記レーザ発光素子が用いられる請求項 7 に記載の医療用画像形成装置。

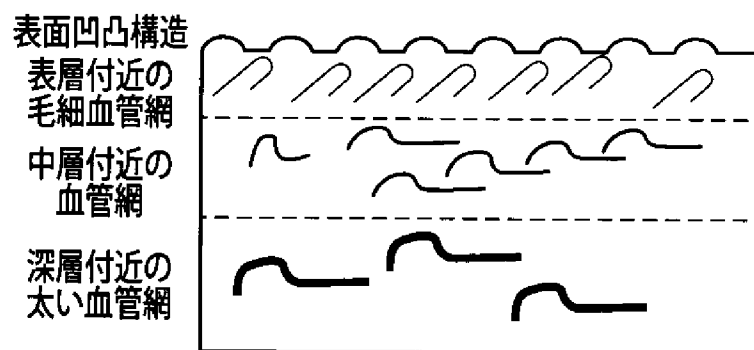
[請求項9] 前記第 1 の観察画像は前記観察対象の特定の特徴が強調された第 1 の強調画像であり、前記第 2 の観察画像は前記観察対象の別の特定の特徴が強調された第 2 の強調画像である請求項 1 に記載の医療用画像形成装置。

[請求項10] 前記第 1 の強調画像及び前記第 2 の強調画像は特殊光画像である請求項 9 に記載の医療用画像形成装置。

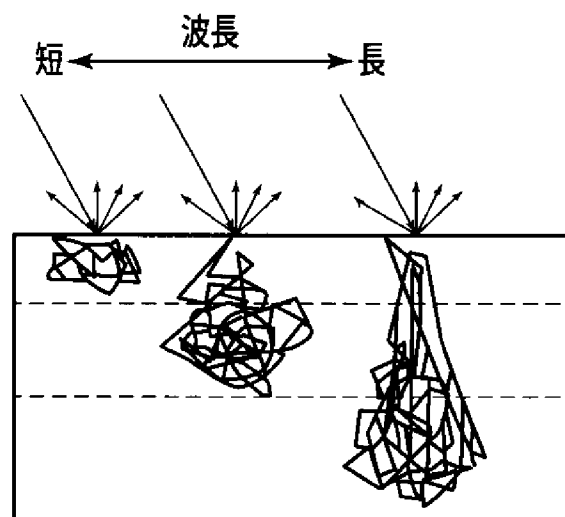
[図1]



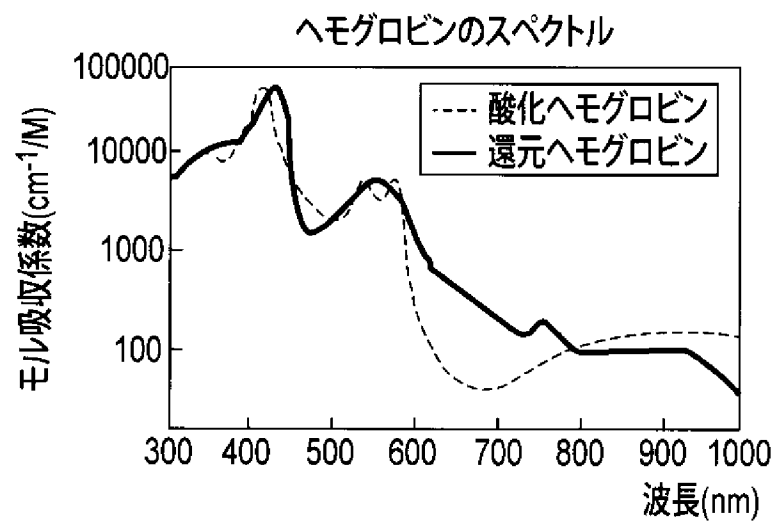
[図2A]



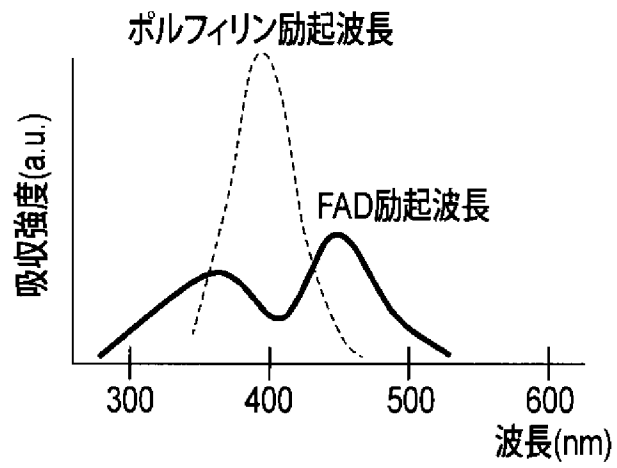
[図2B]



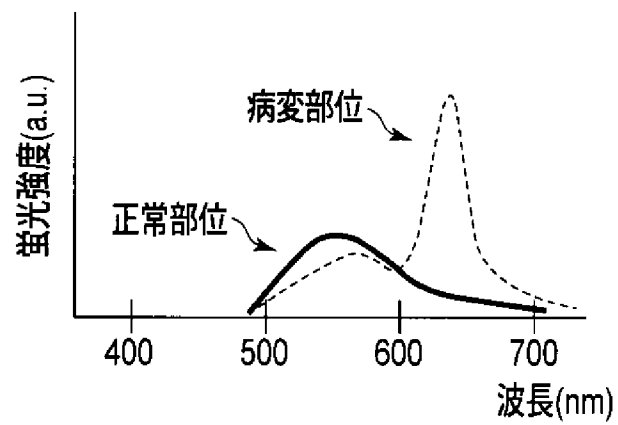
[図3]



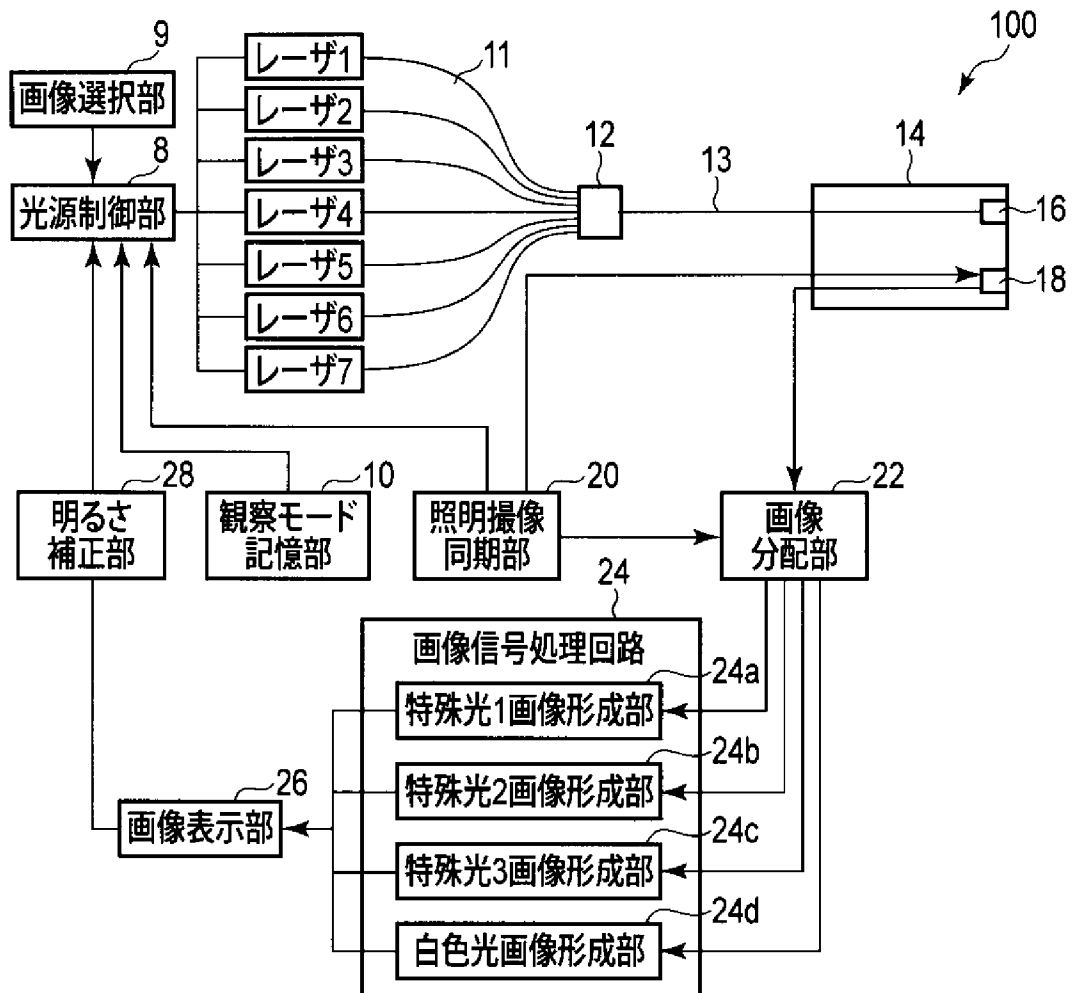
[図4A]



[図4B]



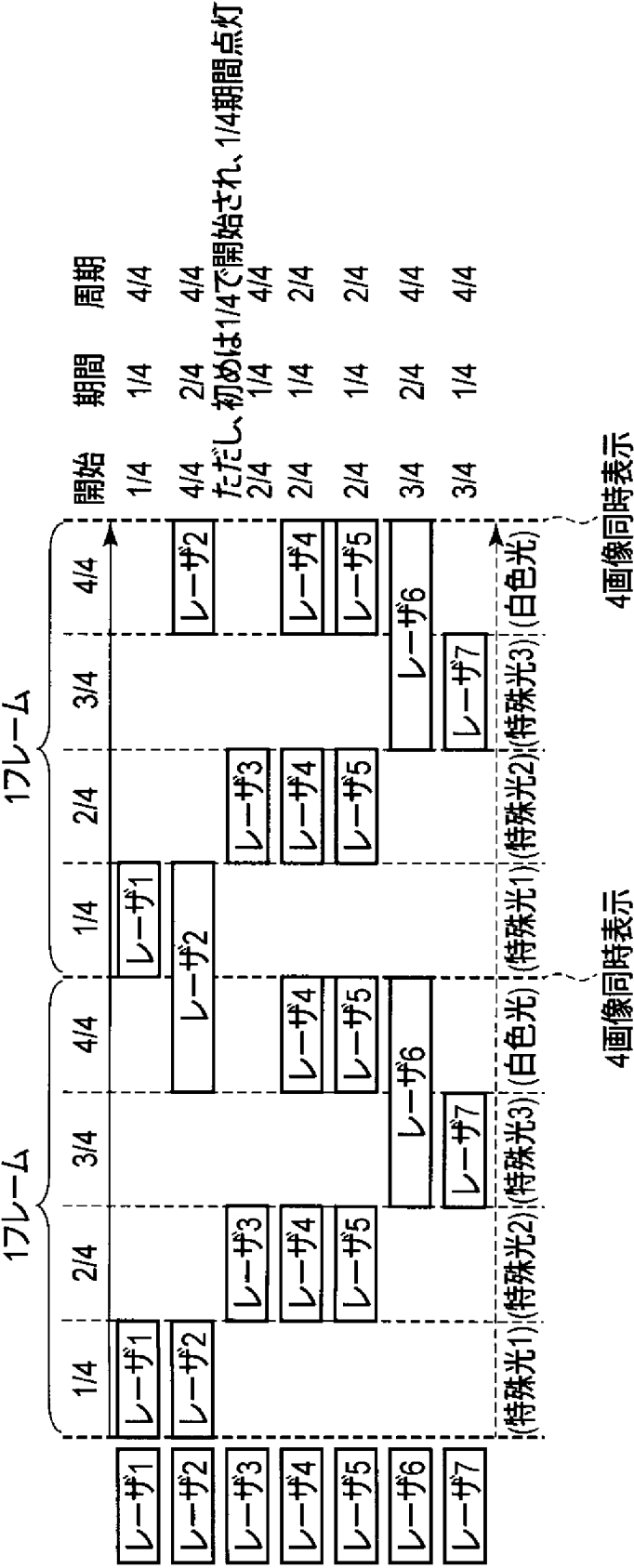
[図5]



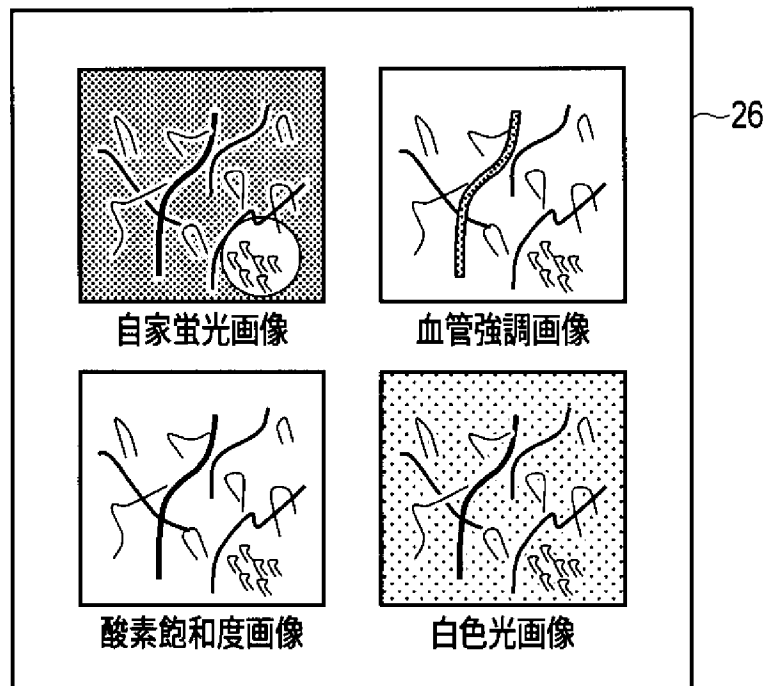
[図6]

|        | 1/4フレーム | 2/4フレーム   | 3/4フレーム | 4/4フレーム     |
|--------|---------|-----------|---------|-------------|
| 点灯レーザー | レーザー1,2 | レーザー3,4,5 | レーザー6,7 | レーザー2,4,5,6 |
| 用途     | 特殊光1    | 特殊光2      | 特殊光3    | 白色光画像       |

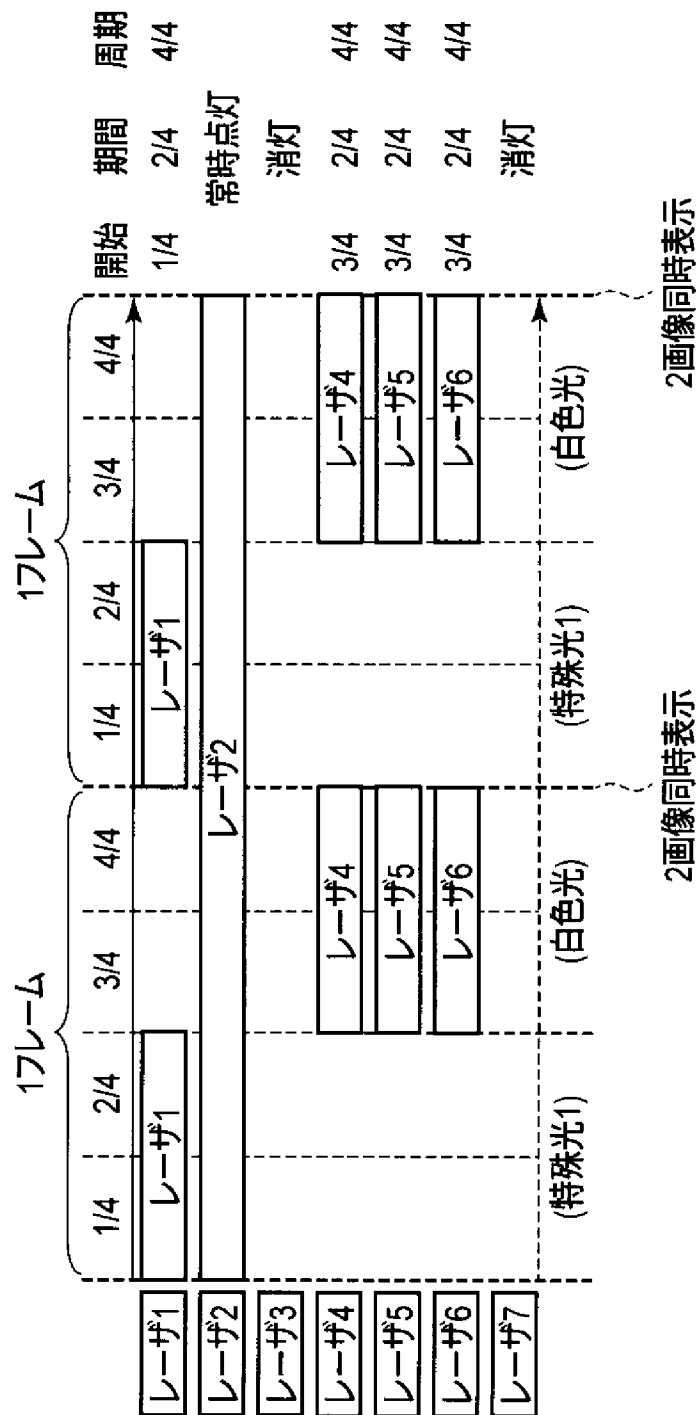
[図7]



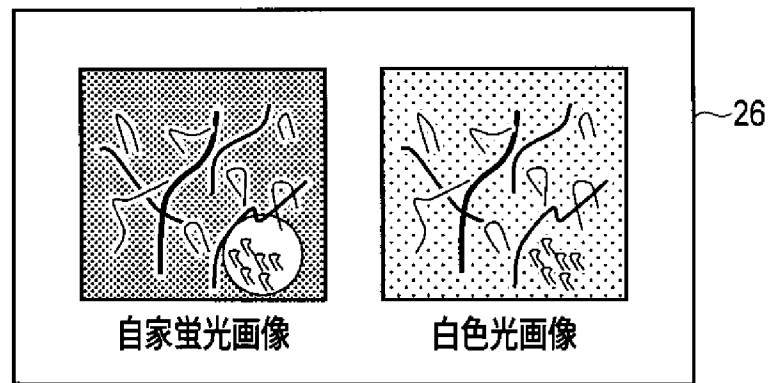
[図8]



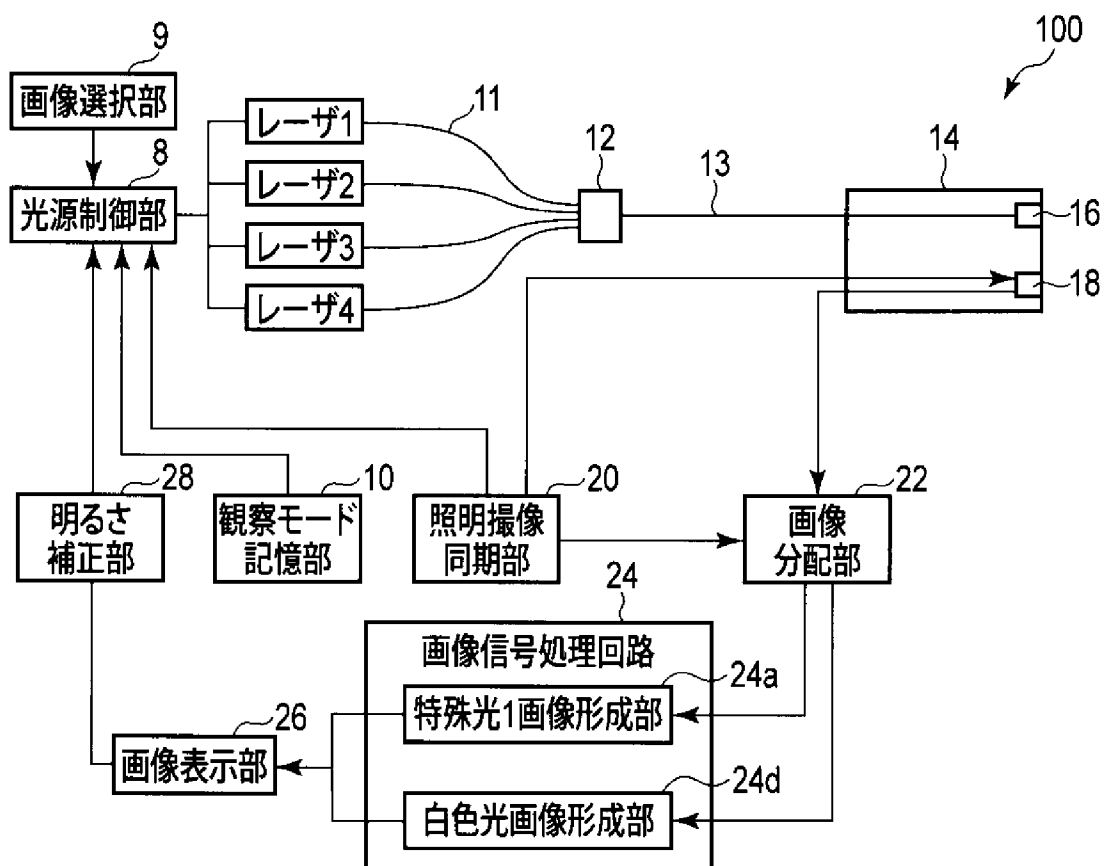
[図9]



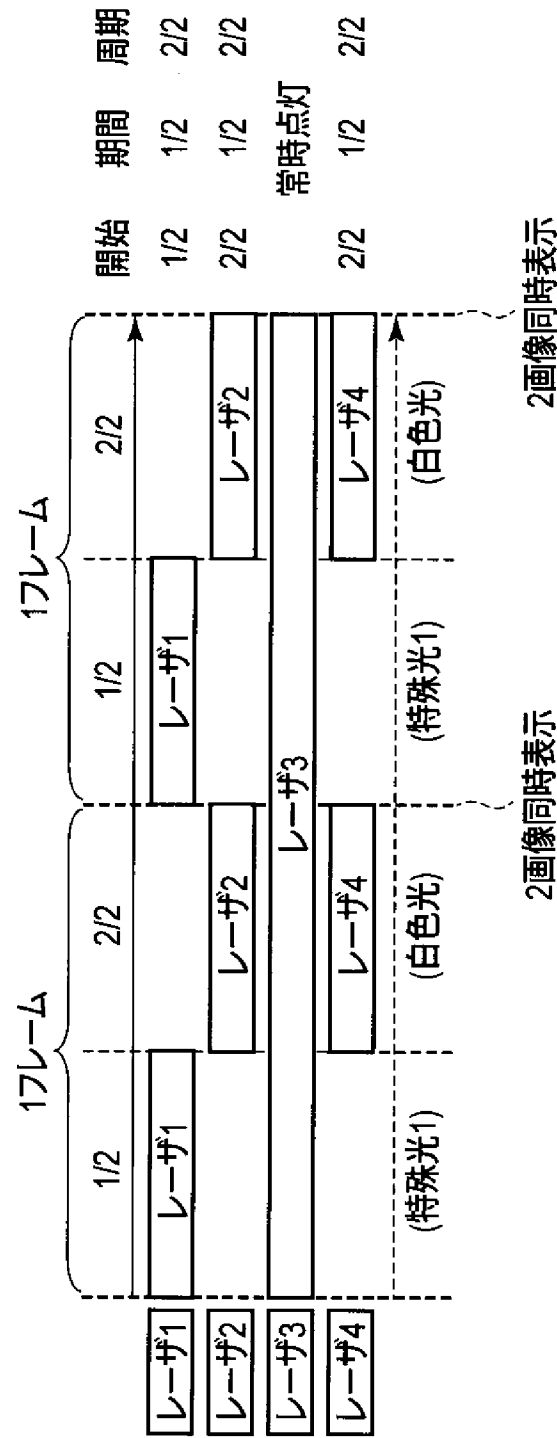
[図10]



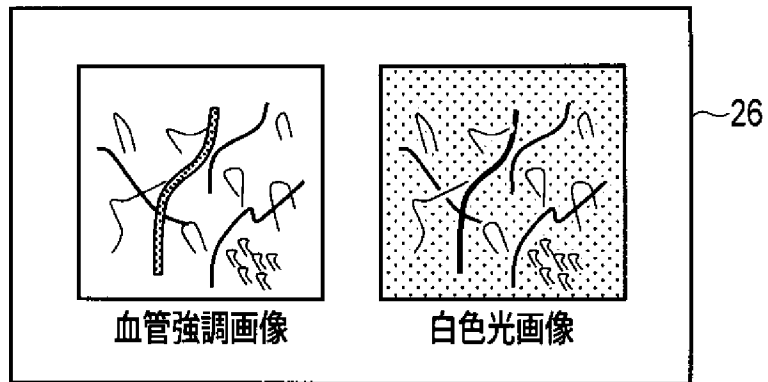
[図11]



[図12]



[図13]



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/051809

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/06(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G03B7/091(2006.01)i, G03B15/00(2006.01)i, G03B15/05(2006.01)i, H04N7/18(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)

A61B1/06, A61B1/00, A61B1/04, G03B7/091, G03B15/00, G03B15/05, 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)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                                                                                     | Relevant to claim No. |
|-----------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| Y         | JP 2009-207584 A (Hoya Corp.),<br>17 September 2009 (17.09.2009),<br>paragraphs [0038] to [0049]; fig. 8<br>& US 2009/0219384 A1 & DE 102009011474 A                   | 1-10                  |
| Y         | JP 2012-16545 A (Fujifilm Corp.),<br>26 January 2012 (26.01.2012),<br>paragraphs [0050] to [0111]; fig. 12<br>& US 2012/0010465 A1 & EP 2404544 A1<br>& CN 102309307 A | 1-10                  |
| Y         | JP 2011-200572 A (Fujifilm Corp.),<br>13 October 2011 (13.10.2011),<br>paragraphs [0059], [0070]; fig. 10<br>(Family: none)                                            | 9-10                  |

☐ 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  
06 April 2015 (06.04.15)

Date of mailing of the international search report  
14 April 2015 (14.04.15)

Name and mailing address of the ISA/  
Japan Patent Office  
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,  
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

## 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, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G03B7/091(2006.01)i, G03B15/00(2006.01)i, G03B15/05(2006.01)i, H04N7/18(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. A61B1/06, A61B1/00, A61B1/04, G03B7/091, G03B15/00, G03B15/05, 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）

## C. 関連すると認められる文献

| 引用文献の<br>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<br>請求項の番号 |
|-----------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------|
| Y               | JP 2009-207584 A（HOYA株式会社）2009.09.17,<br>段落 0038-0049, 図 8 & US 2009/0219384 A1 & DE 102009011474 A                   | 1-10           |
| Y               | JP 2012-16545 A（富士フイルム株式会社）2012.01.26,<br>段落 0050-0111, 図 12 & US 2012/0010465 A1 & EP 2404544 A1<br>& CN 102309307 A | 1-10           |
| Y               | JP 2011-200572 A（富士フイルム株式会社）2011.10.13,<br>段落 0059, 0070, 図 10（ファミリーなし）                                               | 9-10           |

☐ 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

の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

06.04.2015

国際調査報告の発送日

14.04.2015

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）

大塚 裕一

2Q

3202

電話番号 03-3581-1101 内線 3292