

【特許請求の範囲】**【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ことを特徴とする医療用画像形成装置。

10

【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ことを特徴とする請求項 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ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の医療用画像形成装置。

20

【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ことを特徴とする請求項 1 乃至 3 の何れか 1 項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っ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ことを特徴とする請求項 1 乃至 4 の何れか 1 項に記載の医療用画像形成装置。

30

【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ことを特徴とする請求項 1 乃至 5 の何れか 1 項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ことを特徴とする請求項 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ことを特徴とする請求項 7 に記載の医療用画像形成装置。

40

【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 の強調画像であることを特徴とする請求項 1 乃至 5 の何れか 1 項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ことを特徴とする請求項 9 に記載の医療用画像形成装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、医療用画像形成装置に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

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ましい。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。

10

【 0 0 0 3 】

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、特許文献 1 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。特許文献 1 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、特許文献 1 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。

【 先行技術文献 】

20

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 1 - 2 0 0 5 7 2 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

特許文献 1 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ふ。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、特許文献 1 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。

30

【 0 0 0 6 】

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。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

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ことを特徴とする。

40

【 発明の効果 】

50

【 0 0 0 8 】

本発明によれば、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ができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 9 】

【図 1】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結果を示すグラフである。

【図 2】図 2 (a) は生体粘膜の断面構造を模式的に示す図であり、図 2 (b) は波長の長さとの関係性を模式的に示す図である。

【図 3】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。

10

【図 4】図 4 (a) 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 4 (b) は蛍光強度特性を表すグラフである。

【図 5】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】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】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】4 つの観察画像の並列表示の例を示す図である。

【図 9】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。

20

【図 10】2 つの観察画像の並列表示の例を示す図である。

【図 11】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】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】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】

【 0 0 1 0 】

30

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）。

【 0 0 1 1 】

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。

40

【 0 0 1 2 】

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

50

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。

【 0 0 1 3 】

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2(a)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2(b)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2(b)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2(b)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。

【 0 0 1 4 】

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。

【 0 0 1 5 】

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变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。

【 0 0 1 6 】

3、自家蛍光画像

図4(a)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4(b)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、腫瘍と相関のある自家蛍光物質であるFAD(Flavin Adenine Dinucleotide)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4(a)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4(b)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)。

【0017】

[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。

【0018】

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560nmの光を照射する。

【0019】

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。

【0020】

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。

【0021】

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

10

20

30

40

50

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。

【0022】

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（60nm 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。

【0023】

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。

【0024】

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に対応する画像形成部に送信する。特殊光 1 画像形成部 24a 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 24b 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 24c 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 24d は、受信した画像信号から白色光画像を形成する。

【0025】

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。

【0026】

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。

【0027】

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

10

20

30

40

50

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。

【0028】

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。

【0029】

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。

【0030】

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。

【0031】

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

10

20

30

40

50

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。

【0032】

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益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。

10

【0033】

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、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。

20

【0034】

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。

【0035】

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。

30

【0036】

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。

【0037】

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。

40

【0038】

[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

50

の実施形態と共通の構成については説明を省略する。

【0039】

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。

【0040】

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。

10

【0041】

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。

20

【0042】

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。

【0043】

以上実施形態に基づいて本発明を説明したが、本発明は上述した実施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や応用が可能なことは勿論である。また、上記した実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件の適当な組合せにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件からいくつかの構成要件が削除されても、上述したような課題を解決でき、上述したような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。

30

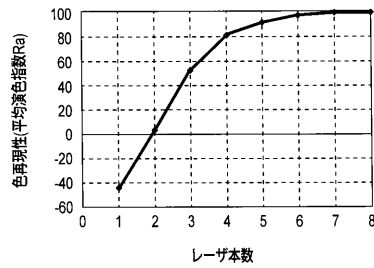
【符号の説明】

【0044】

1～7 レーザ、8 光源制御部、9 画像選択部、10 観察モード記憶部、11、13 光ファイバ、12 コンバイナ、14 スコープ挿入部、16 配光変換部材、18 撮像部、20 照明撮像同期部、22 画像分配部、24 画像信号処理回路、24a 特殊光1画像形成部、24b 特殊光2画像形成部、24c 特殊光3画像形成部、24d 白色光画像形成部、26 画像表示部、28 明るさ補正部、100 医療用画像形成装置

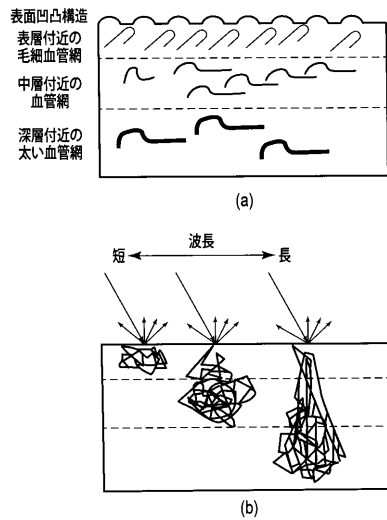
【図 1】

図 1



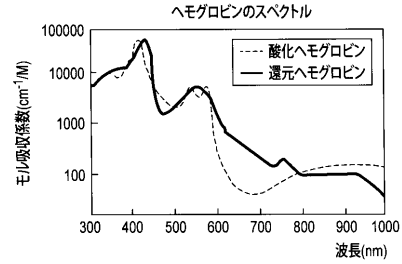
【図 2】

図 2



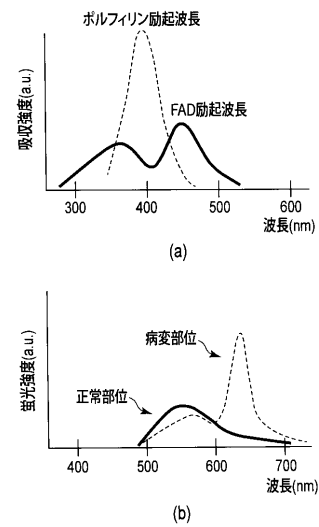
【図 3】

図 3



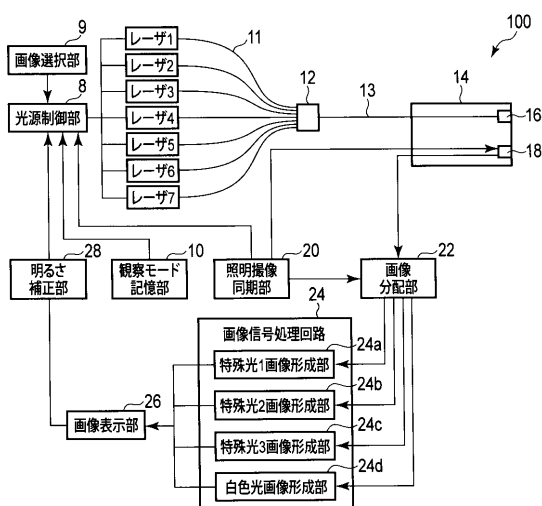
【図 4】

図 4



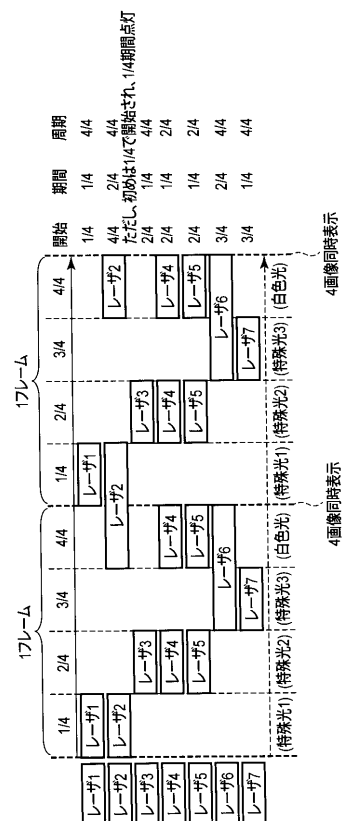
【図 5】

図 5



【図 7】

図 7



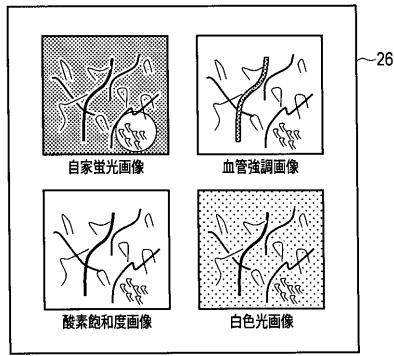
【図 6】

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	レーザ1,2	レーザ3,4,5	レーザ6,7	レーザ2,4,5,6
用途	特殊光1	特殊光2	特殊光3	白色光画像

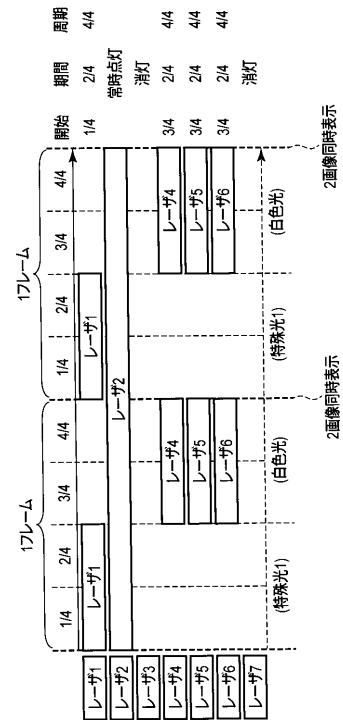
【図 8】

図 8



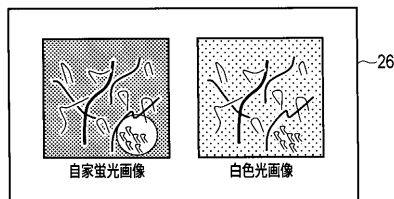
【図 9】

図 9



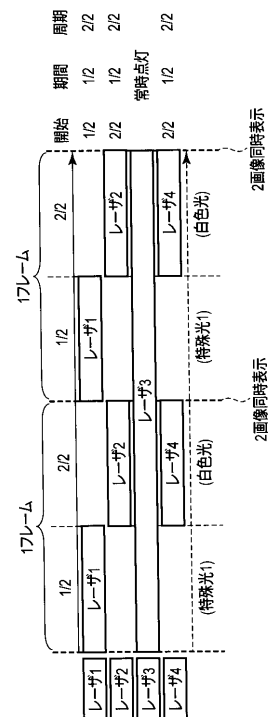
【図 10】

図 10



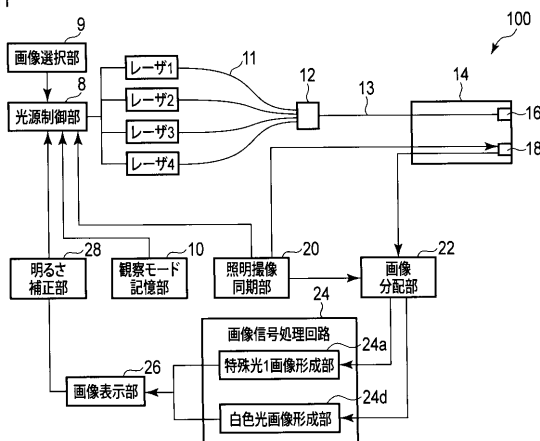
【図 12】

図 12



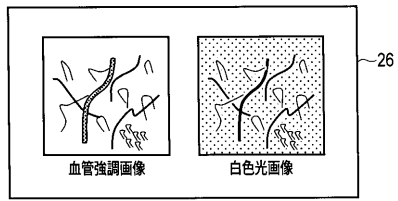
【図 11】

図 11



【図 13】

図 13



フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I		テーマコード(参考)	
H 0 4 N	7/18	(2006.01)	H 0 4 N	7/18	M
G 0 3 B	15/00	(2006.01)	G 0 3 B	15/00	T

(74)代理人 100158805

弁理士 井関 守三

(74)代理人 100179062

弁理士 井上 正

(74)代理人 100124394

弁理士 佐藤 立志

(74)代理人 100112807

弁理士 岡田 貴志

(74)代理人 100111073

弁理士 堀内 美保子

(72)発明者 亀江 宏幸

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

(72)発明者 伊藤 毅

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

F ターム(参考) 2H002 CD00

2H053 AD00 BA34 DA02

4C161 BB01 BB08 CC06 JJ17 LL02 NN01 QQ02 QQ04 QQ07 RR03

RR26 TT01 TT13 WW08 WW10 WW17

5C054 CC07 FE09 FE17 HA12