

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-297290

(P2009-297290A)

(43) 公開日 平成21年12月24日(2009.12.24)

(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 B	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 0 A	
	A 6 1 B 1/04 3 7 2	
	A 6 1 B 1/04 3 6 2 A	

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2008-155597 (P2008-155597)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成20年6月13日 (2008.6.13)		富士フイルム株式会社
			東京都港区西麻布2丁目26番30号
		(74) 代理人	100115107
			弁理士 高松 猛
		(74) 代理人	100132986
			弁理士 矢澤 清純
		(72) 発明者	水由 明
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	4C061 AA01 BB01 CC06 FF45 FF46
			GG01 LL02 QQ02 QQ06 QQ07
			QQ09 RR03 RR05 RR14

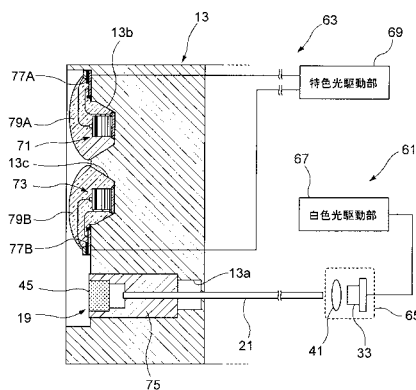
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置およびその画像処理方法

(57) 【要約】

【課題】内視鏡挿入部の細径化を図り、内視鏡挿入部の先端に配置したLED素子の発熱を抑えつつ、白色光と特定の狭い可視波長帯域の光とを簡単な構成で選択的に照射して観察することができる内視鏡装置、およびこの内視鏡装置からの画像情報に基づいてより精度の高い分光診断を可能とする画像処理方法を提供する。

【解決手段】レーザ光を出射する第1光源33と、レーザ光を光入射側に入射して内視鏡挿入部先端へ伝送する光ファイバー21と、該光ファイバー21の光出射側に配置されレーザ光により励起発光する少なくとも1種の蛍光材料を含む波長変換部材45と、を有し、レーザ光と波長変換部材45からの励起発光光とを混合して内視鏡挿入部13先端から白色光を出射する第1の照明光学系61と、内視鏡挿入部13先端に配置され特定の可視波長帯域で発光する発光素子71, 73を備えた第2の照明光学系61と、を具備した。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

レーザ光を出射する第 1 光源と、前記レーザ光を光入射側に入射して内視鏡挿入部先端へ伝送する光ファイバーと、該光ファイバーの光出射側に配置され前記レーザ光により励起発光する少なくとも 1 種の蛍光材料を含む波長変換部材と、を有し、前記レーザ光と前記波長変換部材からの励起発光光とを混合して前記内視鏡挿入部先端から白色光を出射する第 1 の照明光学系と、

前記内視鏡挿入部先端に配置され特定の可視波長帯域で発光する発光素子を備えた第 2 の照明光学系と、

を具備する内視鏡装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の内視鏡装置であって、

前記第 2 の照明光学系の前記発光素子が、LED 素子である内視鏡装置。

【請求項 3】

請求項 1 または請求項 2 記載の内視鏡装置であって、

前記第 2 の照明光学系が、それぞれ異なる中心波長で発光する複数の発光素子を備えた内視鏡装置。

【請求項 4】

請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記第 2 の照明光学系が、少なくとも緑色光を発光する発光素子を有する内視鏡装置。

20

【請求項 5】

請求項 1 ~ 請求項 4 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記第 2 の照明光学系が、少なくとも青色光を発光する発光素子を有する内視鏡装置。

【請求項 6】

請求項 1 ~ 請求項 5 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記第 2 の照明光学系が、少なくとも赤色光乃至赤外光を発光する発光素子を有する内視鏡装置。

【請求項 7】

請求項 1 ~ 請求項 6 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記内視鏡挿入部先端に設けた観察窓を通して被観察部位からの光を受光して撮像信号を出力する撮像素子を含む撮像手段と、

30

前記第 1 の照明光学系による白色光と前記第 2 の照明光学系による特定の可視波長帯域の光とを切り換えて照明する照明光制御手段と、
を備えた内視鏡装置。

【請求項 8】

請求項 7 記載の内視鏡装置であって、

前記第 1 の照明光学系による白色光の照明光下において撮像した撮像信号を保存する第 1 のメモリと、

前記第 2 の照明光学系による前記特定の可視波長帯域の光を含む照明光下において撮像した撮像信号を保存する第 2 のメモリと、

40

前記第 1 のメモリと前記第 2 のメモリに保存された各撮像信号をそれぞれ異なる表示領域に表示する撮像画像表示手段と、

を備えた内視鏡装置。

【請求項 9】

請求項 8 記載の内視鏡装置であって、

前記照明光制御手段が、前記白色光の照明と、前記特定の可視波長帯域の光を含む照明とを、前記撮像素子による撮像フレーム毎に交互に切り換えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 10】

請求項 7 ~ 請求項 9 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

50

前記撮像素子が特定検出色成分を検出するためのカラーフィルタを備えており、

前記発光素子が発光する前記特定の可視波長帯域の発光スペクトル曲線のピークの半値幅が、前記カラーフィルタの前記特定検出色を検出する波長帯域のスペクトル感度曲線のピークの半値幅より狭い波長幅にされた内視鏡装置。

【請求項 11】

請求項 7～請求項 10 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置を用い、それぞれ異なる特定の波長帯域光を検出した検出色画面を複数画面有して構成されるフレーム画像を、複数回にわたって撮像する一方、各フレーム画像の撮像タイミングに同期して複数種の光源からの光をそれぞれ異なる条件で照射する内視鏡装置の画像処理方法であって、

前記第 1 光源により被検体を照明したときの観察画像を第 1 フレーム画像、前記第 2 光源により被検体を照明したときの観察画像を第 2 フレーム画像として、前記第 1 フレーム画像と前記第 2 フレーム画像とを繰り返し撮像し、

前記第 1 フレーム画像の特定の検出色画面の輝度情報と、前記第 2 フレーム画像の特定の検出画面の輝度情報とを組み合わせ、前記光源装置からの特定の波長成分の光による観察画像を解析的に求めることを特徴とする内視鏡装置の画像処理方法。

【請求項 12】

請求項 11 記載の内視鏡装置の画像処理方法であって、

前記特定の波長成分の光による観察画像が、波長帯域幅の狭い出射光による観察画像を少なくとも含むことを特徴とする内視鏡装置の画像処理方法。

【請求項 13】

請求項 11 記載の内視鏡装置の画像処理方法であって、

前記特定の波長成分の光による観察画像が、波長帯域幅の広い出射光による観察画像を少なくとも含むことを特徴とする内視鏡の画像処理方法。

【請求項 14】

請求項 11～請求項 13 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置の画像処理方法であって、

前記特定の波長成分の光による観察画像を、それぞれ特定の色調に変換して疑似カラー画像を生成することを特徴とする内視鏡装置の画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置およびその画像処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より広く使用されている内視鏡装置は、光源装置内のランプからの照明光を内視鏡挿入部に沿って設けたライトガイドにより導光し、このライトガイドで導光された照明光を内視鏡挿入部の先端の照明窓から出射して検査対象部位を照明する構成になっている。これに対し、光源としてランプに代えて LED 素子を用いたものがいくつか提案されている（例えば特許文献 1、2）。

特許文献 1 の光源装置では、LED 素子を内視鏡の操作部またはその近傍に配置して、光ファイバ束であるライトガイドを通じて内視鏡挿入部の先端から光出力している。また、特許文献 2 に記載の光源装置では、LED 素子を内視鏡挿入部の先端に配置して、ストロボ撮影時にだけ発光照射し、通常はライトガイドを通して供給されるキセノン光源の光を照射するようにしている。

また、LED 素子の他にもレーザ光により照明を行うものがある。特許文献 3 の光源装置は、青色レーザ光を光ファイバーにより内視鏡挿入部先端に導き、光ファイバー先端に配置された蛍光体を励起発光させることで、白色照明光を照射する構成となっている。

【0003】

ところで、内視鏡診断においては、上記の白色照明光による観察に加えて、特定の波長帯域の光で照明した画像を利用する分光診断と呼ばれる手法がある。その場合の照明光は、特定の狭い波長帯域の光が用いられる。分光診断では、例えば粘膜層あるいは粘膜下層

10

20

30

40

50

に発生する新生血管を明瞭に観察でき、通常の観察像では得られない粘膜表面の微細構造の描写が可能であるため、例えば、病変の診断や癌の早期発見等に有益に供されている。分光診断に用いる特定の波長帯域の照明光は、波長が短いほど散乱特性が強くなるので、短波長では比較的浅い層の情報、長波長では比較的深い層からの情報が得られるようになる。そのため、光の深達度を表層に限定して表面微細構造を観察する場合には、照明光を狭帯域化することが撮像画像のコントラストを向上させる上で重要となる。

【特許文献 1】特開平 5 - 1 4 6 4 0 3 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 2 - 2 1 9 1 0 2 号公報

【特許文献 3】特開 2 0 0 5 - 2 0 5 1 9 5 号公報

【発明の開示】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 4】

ところで、内視鏡を用いて上部消化管の診断を行う際、従来の経口内視鏡でなく、患者にとってより負担の少ない経鼻内視鏡が用いられつつある。しかし、一般的なランプとライトガイドを用いる構成や、特許文献 1 のように内視鏡の操作部に L E D 素子を配置して L E D 素子の発光光を操作部から内視鏡先端部へライトガイドを通じて導光させる構成では、内視鏡挿入部の細径化には限度がある。つまり、光源が一般的なランプの場合は、照明光を小さく絞ることが困難であり、L E D の場合は、一般的なランプに対して発光光源の面積は小さいが、高輝度を得ようとする発光面の面積が増大するので、細径化できない。また、光源からの発光をライトガイドに導入する際の光の損失もあり、光の伝送効率（利用効率）が低下する不利があった。

20

また、特許文献 2 のように内視鏡挿入部の先端に L E D 素子を配置した場合、ライトガイドが不要となる。しかし、白色照明用として所定の光量を得るためには L E D 素子からの発熱は、電気エネルギーを青色光に変換するための発熱と青色から蛍光体光を発生させるための発熱が非常に大きく、これを抑える必要があるが、コンパクトな構成のまま十分に放熱させることは困難であった。特に経鼻内視鏡は、内視鏡挿入部が細く、ライトガイドの太さを確保することが困難になる。そこで、照明光量を十分確保するには単位面積あたりの光量を増やせばよいが、発熱が増大するので好ましくない。そのため、内視鏡挿入部の先端に配置した L E D 素子は、ライトガイドを通じて光源装置から供給される照明光と併用して低輝度で発光させるか、あるいは一時的な点灯であるストロボ撮影時のみに利用する等、使用条件が限られていた。

30

さらに、特許文献 3 のように、レーザ光を細径の光ファイバーで導光することで電気エネルギーを青色励起に変換する発熱は先端部ではなく外部になり、先端部では青色の励起光から蛍光体発光への発熱だけとなり、内視鏡挿入部の細径化は図れるが、レーザ光を蛍光体により白色光に変換する際に、所望の発光波長幅を得ること、特に波長幅の狭い発光を得ることは困難であった。また、レーザ光を直接照明光として利用する場合に、そのコヒーレンシーの高さから、スペックル（干渉）により撮影画像にノイズが重畳したり、動画でちらつきが発生しやすくなるがあった。

【0 0 0 5】

本発明は、このような状況に鑑みてなされたもので、内視鏡挿入部の細径化を図り、内視鏡挿入部の先端に配置した L E D 素子の発熱を抑えつつ、白色光と特定の狭い可視波長帯域の光とを簡単な構成で選択的に照射して観察することができる内視鏡装置、およびこの内視鏡装置からの画像情報に基づいてより精度の高い分光診断を可能とする画像処理方法を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0 0 0 6】

本発明は、下記構成からなる。

(1) レーザ光を出射する第 1 光源と、前記レーザ光を光入射側に入射して内視鏡挿入部先端へ伝送する光ファイバーと、該光ファイバーの光出射側に配置され前記レーザ光により励起発光する少なくとも 1 種の蛍光材料を含む波長変換部材と、を有し、前記レーザ

50

光と前記波長変換部材からの励起発光光とを混合して前記内視鏡挿入部先端から白色光を出射する第 1 の照明光学系と、

前記内視鏡挿入部先端に配置され特定の可視波長帯域で発光する発光素子を備えた第 2 の照明光学系と、
を具備する内視鏡装置。

【 0 0 0 7 】

この内視鏡装置によれば、第 1 光源によるレーザ光を光ファイバーにより導光し、光ファイバーの出射端に配置した波長変換部材に照射して、波長変換部材を励起発光させることで、もともとの第 1 光源からのレーザ光と、励起発光光とにより白色光が生成されて、白色光照明用の光学系となる。また、特定の可視波長帯域で発光する発光素子を有する第 2 の照明光学系を備えたことで、白色光照明と、特定の可視波長帯域の光による照明とを簡素な構成で選択的に出射させることができる。

そして、レーザ光を用いて白色照明光を生成するため、高輝度な光が得られ、しかも光ファイバーにより導光するために内視鏡挿入部の細径化が図られる。

【 0 0 0 8 】

(2) (1) 記載の内視鏡装置であって、

前記第 2 の照明光学系の前記発光素子が、LED 素子である内視鏡装置。

【 0 0 0 9 】

この内視鏡装置によれば、高効率で高輝度の光が得られる。また、第 1 の照明光学系のレーザ光と併用することで、内視鏡挿入部先端からの LED 素子の光量を抑制でき、これにより、内視鏡挿入部先端の小型化と発熱の抑制が図られる。

【 0 0 1 0 】

(3) (1) または (2) 記載の内視鏡装置であって、

前記第 2 の照明光学系が、それぞれ異なる中心波長で発光する複数の発光素子を備えた内視鏡装置。

【 0 0 1 1 】

この内視鏡装置によれば、複数の発光素子を備えることで、観察目的に応じて種々の照明光を出射することができる。

【 0 0 1 2 】

(4) (1) ~ (3) のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記第 2 の照明光学系が、少なくとも緑色光を発光する発光素子を有する内視鏡装置。

【 0 0 1 3 】

この内視鏡装置によれば、緑色光を出射させることで、分光診断における強調画像の生成が行える。

【 0 0 1 4 】

(5) (1) ~ (4) のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記第 2 の照明光学系が、少なくとも青色光を発光する発光素子を有する内視鏡装置。

【 0 0 1 5 】

この内視鏡装置によれば、青色光を出射させることで、分光診断における強調画像の生成が行える。

【 0 0 1 6 】

(6) (1) ~ (5) のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記第 2 の照明光学系が、少なくとも赤色光乃至赤外光を発光する発光素子を有する内視鏡装置。

【 0 0 1 7 】

この内視鏡装置によれば、赤色光乃至赤外光を出射させることで、赤外光が吸収されやすい薬剤を静脈注射した状態で観察する、いわゆる赤外光観察を実施できる。

【 0 0 1 8 】

(7) (1) ~ (6) のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記内視鏡挿入部先端に設けた観察窓を通して被観察部位からの光を受光して撮像信号

10

20

30

40

50

を出力する撮像素子を含む撮像手段と、

前記第 1 の照明光学系による白色光と前記第 2 の照明光学系による特定の可視波長帯域の光とを切り換えて照明する照明光制御手段と、

を備えた内視鏡装置。

【0019】

この内視鏡装置によれば、内視鏡挿入部を細径化でき、また、照射する光を、白色光と特定の可視波長帯域の光とを選択的に出射制御できるので、分光診断等を容易に行うことができる。

【0020】

(8) (7) 記載の内視鏡装置であって、

10

前記第 1 の照明光学系による白色光の照明光下において撮像した撮像信号を保存する第 1 のメモリと、

前記第 2 の照明光学系による前記特定の可視波長帯域の光を含む照明光下において撮像した撮像信号を保存する第 2 のメモリと、

前記第 1 のメモリと前記第 2 のメモリに保存された各撮像信号をそれぞれ異なる表示領域に表示する撮像画像表示手段と、

を備えた内視鏡装置。

【0021】

この内視鏡装置によれば、照明光の種類に対応して撮像信号をそれぞれ異なるメモリに保存し、各メモリの撮像信号をそれぞれ異なる表示領域に表示させることで、例えば、白色光による照明光下の観察像と、特定の可視波長帯域の光による照明光下の観察像とを、それぞれ別々に表示させることができる。これにより、通常の観察像と特定波長で観察される像とを比較しながら診断することができる。

20

【0022】

(9) (8) 記載の内視鏡装置であって、

前記照明光制御手段が、前記白色光の照明と、前記特定の可視波長帯域の光を含む照明とを、前記撮像素子による撮像フレーム毎に交互に切り換えることを特徴とする内視鏡装置。

【0023】

この内視鏡によれば、白色光の照明下の撮像画像と、特定の可視波長帯域の光を含む照明下の撮像画像を交互に撮像することで、双方を略同時に画像取得することができ、2種類の画像情報をリアルタイムで同時に表示させることができる。

30

【0024】

(10) (7) ~ (9) のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記撮像素子が特定検出色成分を検出するためのカラーフィルタを備えており、

前記発光素子が発光する前記特定の可視波長帯域の発光スペクトル曲線のピークの半値幅が、前記カラーフィルタの前記特定検出色を検出する波長帯域のスペクトル感度曲線のピークの半値幅より狭い波長幅にされた内視鏡装置。

【0025】

この内視鏡装置によれば、発光素子が発光する特定の可視波長帯域の発光ピークの半値幅を、カラーフィルタの検出波長帯域ピークの半値幅より狭くすることで、発光素子の発光光が対応する一つの波長帯域のピーク内で検出され、他の波長帯域に影響を及ぼさない。したがって、混色等の影響を受けることがない。また、光の深達度を観察目的とする領域に合わせやすくなり、観察したい層からの情報を確実に取得できるとともに、撮像画像の高コントラスト化が図られる。

40

【0026】

(11) (7) ~ (10) のいずれか 1 項記載の内視鏡装置を用い、それぞれ異なる特定の波長帯域光を検出した検出色画面を複数画面有して構成されるフレーム画像を、複数回にわたって撮像する一方、各フレーム画像の撮像タイミングに同期して複数種の光源からの光をそれぞれ異なる条件で照射する内視鏡装置の画像処理方法であって、

50

前記第 1 光源により被検体を照明したときの観察画像を第 1 フレーム画像、前記第 2 光源により被検体を照明したときの観察画像を第 2 フレーム画像として、前記第 1 フレーム画像と前記第 2 フレーム画像とを繰り返し撮像し、

前記第 1 フレーム画像の特定の検出色画面の輝度情報と、前記第 2 フレーム画像の特定の検出画面の輝度情報とを組み合わせ、前記光源装置からの特定の波長成分の光による観察画像を解析的に求めることを特徴とする内視鏡装置の画像処理方法。

【0027】

この内視鏡装置の画像処理方法によれば、第 1 フレーム画像と第 2 フレーム画像の各検出色画面の情報を組み合わせることで、所望の波長成分の光による観察画像を選択的に抽出することができる。すなわち、1 回の撮像によるフレーム画像から直接的に得られない特定の波長成分の光による観察画像を、時間軸前後のフレーム画像を用いることで解析的に求めることができる。

10

【0028】

(12) (11) 記載の内視鏡装置の画像処理方法であって、

前記特定の波長成分の光による観察画像が、波長帯域幅の狭い出射光による観察画像を少なくとも含むことを特徴とする内視鏡装置の画像処理方法。

【0029】

この内視鏡装置の画像処理方法によれば、狭波長帯域の光成分による観察画像を解析的に求められ、例えば血管や腺管構造の観察を行う際に、光の深達度が狭い範囲に限定されて、よりコントラストの高い画像を得ることができる。

20

【0030】

(13) (11) 記載の内視鏡装置の画像処理方法であって、

前記特定の波長成分の光による観察画像が、波長帯域幅の広い出射光による観察画像を少なくとも含むことを特徴とする内視鏡の画像処理方法。

【0031】

この内視鏡装置の画像処理方法によれば、広い波長帯域幅の光成分による観察画像を解析的に求められ、より演色性の高い白色照明下での画像を得ることができる。

【0032】

(14) (11) ~ (13) のいずれか 1 項記載の内視鏡装置の画像処理方法であって、

30

前記特定の波長成分の光による観察画像を、それぞれ特定の色調に変換して疑似カラー画像を生成することを特徴とする内視鏡装置の画像処理方法。

【0033】

この内視鏡装置の画像処理方法によれば、組織表面の毛細血管や腺管構造等を強調表示することができ、観察対象の確認を容易にし、診断精度を向上できる。

【発明の効果】

【0034】

本発明の内視鏡装置によれば、内視鏡挿入部の細径化を図り、内視鏡挿入部の先端に配置した LED 素子の発熱を抑えつつ、白色光と特定の狭い可視波長帯域の光とを簡単な構成で選択的に照射して観察することができる。また、内視鏡装置の画像処理方法によれば、この内視鏡装置からの画像情報に基づいてより精度の高い分光診断が可能となる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0035】

以下に、光源装置およびこれを用いた内視鏡装置ならびに画像処理方法の好適な実施の形態について、図面を参照して詳細に説明する。

図 1 に本実施形態の内視鏡装置の概念的な構成図を示した。

本実施形態の内視鏡装置 100 は、主に、内視鏡 10、光源装置 20、画像処理装置 30、モニタ 40 を備えて構成される。

内視鏡 10 は、本体操作部 11 と、この本体操作部 11 に連設され、被検体（体腔）内に挿入される内視鏡挿入部 13 とを備える。内視鏡挿入部 13 の先端部には撮像光学系で

50

ある撮像素子 15 と撮像レンズ 17 が配置され、また、撮像光学系の近傍には照明光学系の照明用光学部材 19 とこれに接続される光ファイバー 21 が配置されている。光ファイバー 21 は詳細を後述する光源装置 20 に接続され、撮像素子 15 からの撮像信号は画像処理装置 30 に入力される。

【0036】

撮像素子 15 は、CCD (charge coupled device) や CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 等の撮像素子が使用され、その撮像信号は、制御部 29 からの指令に基づいて撮像信号処理部 27 によって画像データに変換されて適宜の画像処理が施される。制御部 29 は、撮像信号処理部 27 から出力される画像データを撮像画像表示手段であるモニタ 40 に映出したり、図示しない LAN 等のネットワークに接続して画像データを含む情報を配信する。また、制御部 29 には、撮像信号を保存するための第 1 のメモリ 51 と、第 2 のメモリ 52 が接続されている。これら第 1 のメモリ 51、第 2 のメモリ 52 については後述する。

10

【0037】

次に、照明光学系の構成例を説明する。

図 2 は図 1 に示す内視鏡装置の内視鏡挿入部先端における照明光学系の概略的な断面構成図である。

照明光学系は、白色光を出射するための白色光照明系 61 と、緑色光、青色光等の特色光を出射するための特色光照明系 63 とからなる。白色光照明系 61 は、中心波長 445 nm の青色レーザ光源 (第 1 光源) 33 と、青色レーザ光源 33 からのレーザ光を集光する集光レンズ 41 とを励起光源部 65 に備え、内視鏡挿入部 13 の先端に配される照明用光学部材 19 はレーザ光を可視光に変換する波長変換部材 45 からなる。また、励起光源部 65 と照明用光学部材 19 との間は光ファイバー 21 により接続されている。

20

【0038】

青色レーザ光源 33 は、白色光駆動部 67 からの指令に基づいて出射光量を制御されつつ青色レーザ光を出射し、この出射光が光ファイバー 21 を通じて内視鏡挿入部 13 の波長変換部材 45 に照射される。

波長変換部材 45 は、青色レーザ光源 33 からのレーザ光の一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光体 (例えば YAG 系蛍光体、あるいは BAM ($\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{37}$) 等を含む蛍光体等) を含んで構成される。これにより、青色レーザ光源 33 からのレーザ光と、このレーザ光から変換された緑色～黄色の励起光とが合波されて、白色光が生成される。

30

【0039】

この青色レーザ光源 33 としては、ブロードエリア型の InGaN 系レーザダイオードが使用できる。また、光ファイバー 21 は、内視鏡挿入部 13 の先端硬質部 (金属製ブロック) に形成された開口孔 13a に挿通され、この開口孔 13a に嵌挿される固定用治具 75 に光軸を合わせて固定される。この固定用治具 75 は、光ファイバー 21 の光出射側に波長変換部材 45 を固定し、光ファイバー 21 からの出射光を受けて波長変換部材 45 が励起発光する光を光路前方へ出射する。このとき、波長変換部材 45 を波長変換せずに透過する青色レーザ光は、波長変換部材 45 内の蛍光体により拡散され、直進性の高いレーザ光から光軸に対して $60^\circ \sim 70^\circ$ の拡散角を有する拡散光として出射される。

40

【0040】

一方、特色光照明系 63 は、LED (Light Emitting Diode: 発光ダイオード) 素子を光源として用いており、特色光駆動部 69 に接続された青色発光 LED 素子 71 と緑色発光 LED 素子 73 とを備えて構成される。

青色発光 LED 素子 71 と緑色発光 LED 素子 73 は、先端硬質部に窪んで形成され側壁が反射面とされた収容座 13b、13c に配置され、これら収容座 13b、13c の近傍には電極パッド 77A、77B がそれぞれ配置されて、各 LED 素子の N 型電極と P 型電極にワイヤーボンディングによって接続されている。さらに、これら各 LED 素子 71、73 と電極パッド 77A、77B、と金ワイヤー線は、透明樹脂によりモールドされて

50

、このモールドされた透明樹脂 79A, 79B がレンズとして機能する。なお、青色 LED、緑色 LED と記載したが、例えば緑色 LED は発光効率が低いので、405nm 紫色 LED を用いて、透明樹脂に緑色で発光する蛍光体や、染料あるいは顔料等を混入してもよい。また、同様に 375nm の紫外 LED と青紫色で発光する蛍光体を樹脂に混入して封止しても良い。

【0041】

特色光駆動部 69 は、青色発光 LED 素子 71 と緑色発光 LED 73 とを個別に出射光量を制御して、白色光駆動部 67 と共に制御部 29 (図 1) により統括制御される。これら白色光駆動部 67 および特色光駆動部 69 ならびに制御部 29 が、照明光の切り換え等を行う照明光制御手段として機能する。

上記構成により、光ファイバー 21 から出射される青色レーザ光源 33 からの青色レーザ光は、波長変換部材 45 に照射され、波長変換部材 45 は、青色レーザ光の一部を吸収して、この青色レーザ光よりも長波長の光 (緑色～黄色の光) を励起発光する。

【0042】

図 3 は、青色レーザ光が波長変換部材 45 により波長変換された後の光のスペクトル分布を示すグラフである。青色レーザ光源 33 からの青色レーザ光は、中心波長 445nm の輝線で表され、このレーザ光により波長変換部材 45 が励起発光する光によって、概ね 450nm～700nm の波長帯域で発光強度が増大する。この波長帯域の光と青色レーザ光とによって白色光が形成される。

【0043】

図 4 は、特色光照明系 63 の青色発光 LED 素子 71 と、緑色発光 LED 素子 73 の発光スペクトルである。青色発光 LED 素子 71 による発光スペクトルは、半値幅で波長 450～480nm 程度の狭波長帯域の光で、緑色発光 LED 素子 73 による発光スペクトルは、半値幅で 520～560nm 程度の狭波長帯域の光である。

【0044】

なお、波長変換部材 45 から出射する青色、緑色、他の波長域の発光は同時に出射されるが、各光成分による照明光の観察光を検出する際は、撮像素子 15 が有するカラーフィルタにより、例えば緑色光成分のみを撮像素子 15 で検出することで、緑色光成分と他の光成分とを容易に分離することができる。また、青色光成分も同様に分離できる。したがって、後段の信号処理で混色の問題を生じることはない。

【0045】

次に、上記構成の光源装置 20 が内視鏡 10 に組み込まれた内視鏡装置 100 の使用例を説明する。

図 1 に示すように、内視鏡装置 100 においては、内視鏡挿入部 13 を体腔内に挿入して、内視鏡挿入部 13 の先端から白色照明光を照明用光学部材 19 を通して出射させ、また、特色光による照明光を各 LED 素子 71, 73 から出射させる。白色光と特色光はそれぞれ切り換えて、いずれか一方のみを出射させる。そして、この出射光が被検体に照射された反射光を、撮像レンズ 17 を通して撮像素子 15 で撮像する。撮像して得た撮像信号は、撮像信号処理部 27 によって適宜な画像処理が施されて、モニタ 40 に出力される。あるいは記録媒体に保存する。

【0046】

このような撮像素子 15 を用いた撮像の際、体腔内で白色の照明光を照射して観察する通常の内視鏡診断時には、制御部 29 は、図 2 に示す白色光駆動部 67 により、青色レーザ光源 33 からのレーザ光の出力を ON にし、特色光駆動部 69 により青色発光 LED 素子 71、緑色発光 LED 素子 73 の各出力を OFF にする。この場合には、青色レーザ光源 33 からのレーザ光と、波長変換部材 45 の励起発光光とによって生成される白色照明光が被検体に照射される。また、内視鏡装置 100 による分光診断を行う際は、制御部 29 は、特色光駆動部 69 により青色発光 LED 素子 71、緑色発光 LED 素子 73 の各出力を ON にし、白色光駆動部 67 により青色レーザ光源 33 の出力を OFF にする。この場合には、青色発光 LED 素子 71、緑色発光 LED 素子 73 による狭波長帯域の青色光お

10

20

30

40

50

よび緑色光が被検体に照射される。そして、これら緑色光と青色光とを同時に照射した被検体からの反射光を撮像素子 15 により撮像し、撮像信号処理部 27 は、分光診断用の疑似カラー画像を生成する。例えば、撮像素子 15 による緑検出信号（狭帯域の緑色光の反射光成分）を赤色の色調、青検出信号を青色と緑色の色調に変換して疑似カラー画像を生成する。この疑似カラー画像によれば、被検体の表層の表面微細構造（毛細血管や粘膜微細構造等）を明瞭に観察することができる。

【0047】

ここで、分光診断を行う場合の具体的な制御例を説明する。

図 5 は、撮像光学系により撮像して時系列的に得た複数のフレーム画像（a）と、これらフレーム画像を並べ替えて表示する様子（b）を概念的に示す説明図である。ここでは、白色光による照明光下の観察像と、特定の可視波長帯域（緑色、青色）の光による照明光下の観察像とを、それぞれ別々にモニタ 40 に表示する制御を行う。

10

制御部 29 は、図 5（a）に示すように、光源装置 20 による出射光を制御して、第 1 フレーム目では、中心波長 445 nm の青色レーザ光を出射させて白色光を被検体に照射する。撮像素子 15 は、白色光で照明された被検体を撮像し、その撮像信号を第 1 のメモリ 51（図 1 参照）に保存する。

【0048】

次に、制御部 29 は、光源装置 20 による出射光を制御して、第 2 フレーム目では、青色発光 LED 素子 71 と緑色発光 LED 素子 73 による狭波長帯域の緑色光と青色光をそれぞれ被検体に照射する。撮像素子 15 は、緑色光と青色光で照明された被検体を撮像し、その撮像信号を第 2 のメモリ 53 に保存する。

20

【0049】

以降、同様にして、第 3 フレーム（奇数フレーム）では第 1 フレーム目と同様に、第 4 フレーム（偶数フレーム）では第 2 フレームと同様に照明・撮像・撮像信号保存の処理を行うことを繰り返す。つまり、白色光の照明と、特定の可視波長帯域の光を含む照明とを撮像素子 15 の撮像フレーム毎に交互に切り換える。すると、図 5（b）に示すように、第 1 のメモリ 51 には白色光による照明画像が蓄積され、第 2 のメモリ 53 には緑色光と青色光による狭帯域診断用画像が蓄積される。これら 2 種類の撮像信号による画像情報を、図 6 に示すように、モニタ 40 上の異なる表示領域 55、57 に、第 1 のメモリ 51 と第 2 のメモリ 53 に保存された撮像信号をそれぞれ表示する。各表示領域のサイズは図示例では同一にしているが、いずれか一方を他方より大きく表示したり、いずれか一方の画像表示領域内に、他方の画像を小さく表示する等、任意に設定することができる。

30

【0050】

このように、白色光の照明下の撮像画像と、特定の可視波長帯域の光を含む照明下の撮像画像とを交互に撮像することで、双方を略同時に画像取得することができ、2 種類の画像情報をリアルタイムで同時に表示させることができる。また、それぞれの撮像画像を並べて表示することで、観察位置とその部位の性状が同時に把握でき、分光診断による診断精度を一層高められる。

【0051】

また、特定の可視波長帯域の光を照射して撮像し、分光診断を行う際に、上記のように青色発光 LED 素子による青色光、緑色発光 LED 素子による緑色光の照明光の組み合わせ以外にも、種々の光成分の組み合わせが可能である。

40

例えば、青色発光 LED 素子 71 による青色光に代えて、白色照明用の青色レーザ光源 33 による青色レーザ光を狭帯域の特色光として用いて疑似カラー画像を生成することもできる。これにより得られる疑似カラー画像は、出射光の波長帯域が LED 素子よりレーザの方が狭いため、分光診断に有益な画像となる場合がある。

【0052】

このような光成分の組み合わせを行うには、撮像光学系により撮像して時系列的に得た複数のフレーム画像に対して、撮像タイミングの異なるフレーム画像に跨った画像演算処理を行う。

50

つまり、図 5 で説明したように、それぞれ異なる特定の波長帯域光を検出した検出色画面（青、緑、赤の 3 原色の画面）を複数画面有して構成されるフレーム画像を、複数回にわたって撮像する一方、各フレーム画像の撮像タイミングに同期して複数種の光源からの光をそれぞれ異なる条件で照射する。第 1 光源により被検体を照明したときの観察画像を第 1 フレーム画像、第 2 光源により被検体を照明したときの観察画像を第 2 フレーム画像としたとき、第 1 フレーム画像と第 2 フレーム画像とを繰り返し撮像し、第 1 フレーム画像の特定の検出色画面の輝度情報と、第 2 フレーム画像の特定の検出色画面の輝度情報とを組み合わせて、特定の波長成分の光による観察画像を解析的に求める。

【0053】

図 7 に、図 5 と同様に撮像した各フレーム画像に対して特定の検出色の画面に含まれる主要な光成分を示した。ここでは、波長変換部材 45 の蛍光体として、YAG 蛍光体とした例で説明する。

中心波長 445 nm の青色レーザ光を照射して撮像して得た撮像信号である第 1 フレームは、青色の検出光画面 B1 では、青色レーザ光源 33 からの中心波長 445 nm の青色レーザ光による照明光下での観察光が含まれ、緑色の検出光画面 G1 では、波長変換部材 45 の YAG 蛍光体による緑光蛍光による照明光下での観察光が含まれ、赤色の検出光画面 R1 では、波長変換部材 45 の YAG 蛍光体による赤色蛍光による照明光下での観察光が含まれる。

【0054】

また、次に青色発光 LED 素子 71 と緑色発光 LED 素子 73 を発光させて撮像して得た撮像信号である第 2 フレームは、青色の検出光画面 B2 では、青色発光 LED 素子 71 による照明光下での観察光が含まれ、緑色の検出光画面 G2 では、緑色発光 LED 素子 73 による照明光下での観察光が含まれる。

【0055】

ここで、白色光による観察画像について考えると、照明に用いる白色光は、特定の狭い範囲の波長成分が強くなると、実際の見え方と異なる色調となる。そのため、理想的には、可視波長帯域が比較的平坦なスペクトルの光で照明することが望ましい。しかし、本構成による白色照明は、輝線となる青色レーザ光を白色照明用としているので、これをレーザ光より波長幅の広い青色発光 LED 71 による発光と入れ替えると、照明光のスペクトルをより平坦化できる。つまり、白色照明時では、輝線成分となるレーザ光が混在する照明光よりも、むしろ第 2 フレームにおける LED 素子による比較的波長帯域幅の広い青色光を用いた方が演色性を向上できる。そこで、白色光による観察光画像として、第 1 フレームをそのまま用いることなく、第 1 フレームの G1、R1 と、第 2 フレームの B2 を組み合わせることで、より演色性のよい白色光による観察光画像を得ることができる。

【0056】

また、狭帯域照明光による観察光画像として、B1 で得られる青色レーザ光による観察光と、G2 で得られる緑色発光 LED 素子 73 の発光による狭帯域光による観察光を組み合わせ、これを強調処理用画像として用いることができる。その場合には、青色光の波長幅が狭くされるので、観察対象となる組織表層部を、表面側のより浅い領域に限定することができる。

【0057】

上記のように、撮像して得られる各フレームの各検出光画面のそれぞれを適宜組み合わせて利用することで、診断に都合のよい画像情報を簡単に提供することができる。また、粘膜の深い部分に到達しにくい青色光が組織の表層部の毛細血管を、また、組織の内部にまで行き届く緑色光が深部の血管をそれぞれ鮮明に映し出した画像を簡単にして得ることができる。

【0058】

また、白色照明光と特定の狭い可視波長帯域の光とを、内視鏡 10 の本体操作部 11 に設けたスイッチ 12 等により、簡単な手元操作により切り換え自在とする構成としてもよい。この場合、照明光を手動により任意のタイミングで切り換えることができ、使い勝手

10

20

30

40

50

を向上することができる。

【0059】

以上説明したように、本実施形態の内視鏡装置100によれば、照明光学系の白色光源としてレーザ光を用いることで、光ファイバーにより導光でき、高輝度の光を拡散を抑えて高効率で伝搬させることができる。また、白色用の導光路を光ファイバーで構成できるため、従前のライトガイド（光ファイバー束）を要することなく、内視鏡挿入部の細径化が図り易くなる。すなわち、ライトガイドで必要な光を内視鏡挿入部13の先端に導くためには、ライトガイドの径が少なくとも約1mm以上必要となるが、単線の光ファイバーを用いる本実施形態の構成では、外皮の保護材を含めた外径で0.3mm程度の細径にできる。また、LED素子は、必要な波長帯域に直接エネルギーを変換して照明するので、高効率で高照度の光が得られ、内視鏡で一般的に用いられるキセノンランプにより狭波長帯域の光をフィルタリングして取り出す場合と比較すると、1/20程度の消費電力で同等の明るさを実現できる。さらに、排熱も少なくできることから、冷却ファン等の小型化、静音化が図られる。

10

そして、蛍光体励起光を照明光として使用するため、レーザ光を直接照明光として利用する場合に生じやすい、スペックル（干渉）によるノイズの重畳がなく、動画でのちらつきも発生しない。

【0060】

また、本実施形態の内視鏡装置100の構成によれば、内視鏡挿入部13の細径化に伴って熱容量が小さくなり、LED素子71, 73からの発熱が危惧されるが、比較的光量を多く必要とする白色照明光をレーザ光を利用して供給し、分光診断に必要となる特色照明光をLED素子71, 73を利用して供給するので、LED素子を常時高出力で点灯する場合と比較して、発熱量を抑えることができる。

20

【0061】

また、LED素子71, 73からの出射光は、透明樹脂79A, 79Bで形成されたレンズにより集光され、所望の照射位置に向けて出射される。そのため、図8に観察領域と特色光照射領域の関係を示すように、撮像素子15による観察領域81の全領域をLED素子71, 73で照明することなく、観察領域81の一部を特色光照明領域83とすることができる。特色光照明領域83を狭い領域に選択的に照射することにすれば、LED素子71, 73からの出射光量が小さくて済み、これにより、発熱量を抑えることができる。

30

【0062】

次に、上記構成の内視鏡装置100の変形例を説明する。

<変形例1>

図9に内視鏡挿入部の他の断面構成図を示した。

上記の内視鏡装置100の内視鏡挿入部13に形成したLED素子71, 73の収容座は、各LED素子71, 73にそれぞれ設ける以外にも、複数のLED素子71, 73を一つの収容座13dに配置することもできる。この場合、複数のLED素子71, 73を纏めて透明樹脂79Cでモールドすることができ、製造工程を簡略化して、しかも各LED素子71, 73が1つの集光レンズを共有することで、出射光の照射むらが抑えられる。

40

【0063】

<変形例2>

図10に光源装置の他の光学系の構成図を示した。

この場合のLED素子は、青色発光LED素子71, 73（いずれか一方は紙面垂直方向に並設している）と、赤外（780nm）発光LED素子76である。これらLED素子71, 73, 74は同一の収容座13eに配置されて透明樹脂79Dでモールドされている。青色発光LED素子71、緑色発光LED素子73、赤外発光LED素子74は、共に特色光駆動部69に接続され、発光状態がそれぞれ制御される。

【0064】

50

図 1 1 は、この場合の青色発光 L E D 素子 7 1、緑色発光 L E D 素子 7 3、赤外発光 L E D 素子 7 4 の発光スペクトルである。この構成によれば、分光診断に用いる青色光～緑色光に加えて、赤外光が出射可能となるので、例えば赤外光観察による診察が可能となる。赤外光観察とは、赤外光が吸収されやすい I C G (インドシアニンゲグリーン) を静脈注射した上で、赤外光を照射することで、人間の目では視認が難しい粘膜深部の血管や肥厚を強調表示する技術である。また、血流情報も表示させることができる。

【 0 0 6 5 】

以上説明した、各内視鏡装置においては、分光診断等に用いる狭波長帯域の光、すなわち、青色発光 L E D 素子 7 1、緑色発光 L E D 素子 7 3 等の発光は、波長帯域が半値幅で 4 0 n m 以下に設定されることが好ましい。これは次の理由による。

C C D や C M O S 等の撮像素子は、カラーフィルタを備えており、例えば R (赤)、G (緑)、B (青) の各原色 (他にも補色としてシアン、マゼンタ、イエロー等の組み合わせもある) を特定検出色としてフルカラー画像情報を生成している。各検出色の光強度検出は、ある波長幅の有感度波長帯内の光強度を検出するが、実際には各検出色の波長が近接しており、有感度波長帯の一部が相互にオーバーラップしている。しかし、オーバーラップする領域が多いと混色が生じるため、通常、このオーバーラップする領域を狭めることがなされている。

【 0 0 6 6 】

有感度波長帯は、例えば、B では 1 0 0 n m 以下、G では 8 0 n m 以下、R では G との混色防止のため 1 0 0 n m 以下に設計される (本明細書では、これを実質的な有感度波長帯と呼称する)。したがって、撮像素子に混色の影響なく各検出色を検出するには、L E D 素子の発光の波長帯域をこの実質的な有感度波長帯よりも狭い波長幅にすればよい。換言すれば、L E D 素子が発光する特定の可視波長帯域の発光スペクトル曲線のピークの半値幅が、カラーフィルタの特定検出色 (L E D 素子の発光色を検出するための検出色) 成分を検出する波長帯域のスペクトル感度曲線のピークの半値幅より狭い波長幅にする。これにより、特定の波長帯域の発光光が複数の有感度波長帯に跨って検出されることがなくなる。また、観察したい被検体に合わせてスペクトルの中心をカラーフィルタの中心からずらす場合もあり、その場合には、発光光の波長帯域の幅をより狭くする必要がある。

【 0 0 6 7 】

このため、各 L E D 素子 7 1、7 3 の発光光の波長帯域の幅は、6 0 n m 以下、好ましくは 4 0 n m 以下、さらに好ましくは 2 0 n m 以下に設定する。また、光強度の観点からは 1 0 n m 以上であることが好ましい。

【 0 0 6 8 】

また、狭帯域化の理由は、撮像素子の光強度検出による理由の他に、狭帯域内視鏡 (n a r r o w b a n d i m a g i n g : N B I) による診断を行う際に、狭帯域化が必要となる点も挙げられる。生体組織に照明光が照射されると、光は拡散的に伝播する。吸収や散乱特性が強いと、光は生体組織内の深くまで伝播されずに反射光として観察される。その吸収・散乱特性は、強い波長依存性を有し、波長が短いほど散乱特性が強くなり、光の生体組織への深達度は照射する光の波長によって決定される。特に、早期病変の診断に重要となる粘膜表面の微細構造の観察には、表面から浅い層内からの情報が重要となるので、その場合には、L E D 素子の発光光の波長帯域を、所望の波長でしかも帯域を狭くすることで、観察目的とする層からの情報を選択的に抽出することが可能となる。

【 0 0 6 9 】

以上、各実施形態の内視鏡装置によれば、レーザ光と蛍光体の励起発光光とを含んで形成される白色光と、特定の狭い可視波長帯域の光とを、細径化を図りつつ簡単な構成で選択的に照射することができる。

なお、本光源装置およびこれを用いた内視鏡装置は、前述した各実施形態に限定されるものではなく、適宜、変形や改良等が可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 0 】

10

20

30

40

50

【図 1】本発明の内視鏡装置の概念的な構成図である。

【図 2】図 1 に示す内視鏡装置の内視鏡挿入部先端における照明光学系の概略的な断面構成図である。

【図 3】青色レーザ光が波長変換部材により波長変換された後の光のスペクトル分布を示すグラフである。

【図 4】特色光照明系の青色発光 L E D 素子と、緑色発光 L E D 素子の発光スペクトルである。

【図 5】撮像光学系により撮像して時系列的に得た複数のフレーム画像 (a) と、これらフレーム画像を並べ替えて表示する様子 (b) を概念的に示す説明図である。

【図 6】モニタ上の異なる表示領域に、第 1 のメモリと第 2 のメモリに保存された撮像信号をそれぞれ表示した様子を模式的に示す説明図である。

【図 7】図 5 と同様に撮像した各フレーム画像に対して特定の検出色の画面に含まれる主要な光成分を示す説明図である。

【図 8】観察領域と特色光照射領域の関係を示す説明図である。

【図 9】内視鏡挿入部の他の断面を示す構成図である。

【図 10】光源装置の他の光学系を示す構成図である。

【図 11】青色発光 L E D 素子、緑色発光 L E D 素子、赤外発光 L E D 素子の発光スペクトルである。

【符号の説明】

【 0 0 7 1 】

- 1 0 内視鏡
- 1 1 本体操作部
- 1 3 挿入部
- 1 5 撮像素子
- 1 9 照明用光学部材
- 2 0 光源装置
- 2 1 光ファイバー
- 2 7 撮像信号処理部
- 2 9 制御部
- 3 0 画像処理装置
- 3 3 青色レーザ光源
- 4 5 波長変換部材
- 5 1 第 1 のメモリ
- 5 3 第 2 のメモリ
- 5 5 , 5 7 表示領域
- 6 1 白色光照明系
- 6 3 特色光照明系
- 6 5 励起光源部
- 6 7 白色光駆動部
- 6 9 特色光駆動部
- 7 1 青色発光 L E D 素子
- 7 3 緑色発光 L E D 素子
- 7 4 赤外発光 L E D 素子
- 7 9 A , 7 9 B 透明樹脂
- 8 1 観察領域
- 8 3 特色光照射領域
- 1 0 0 内視鏡装置

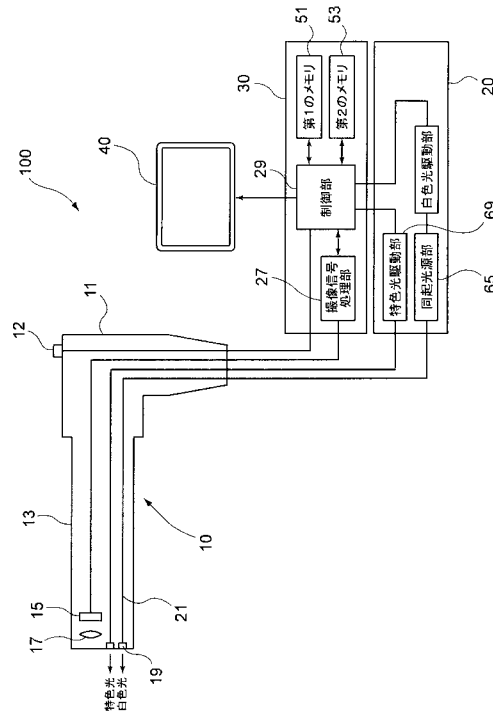
10

20

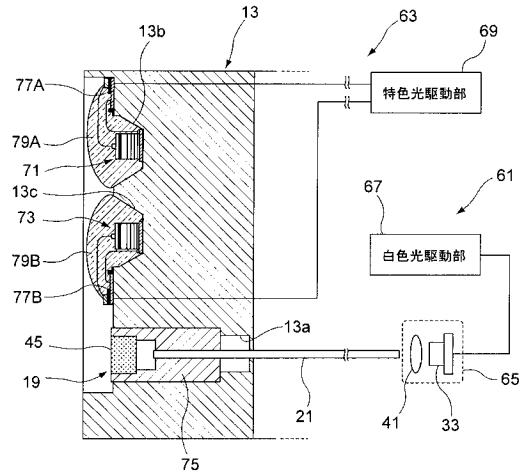
30

40

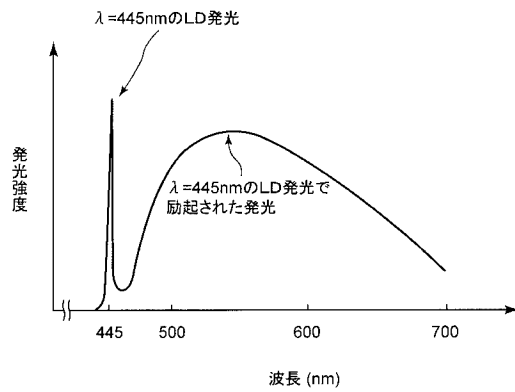
【図 1】



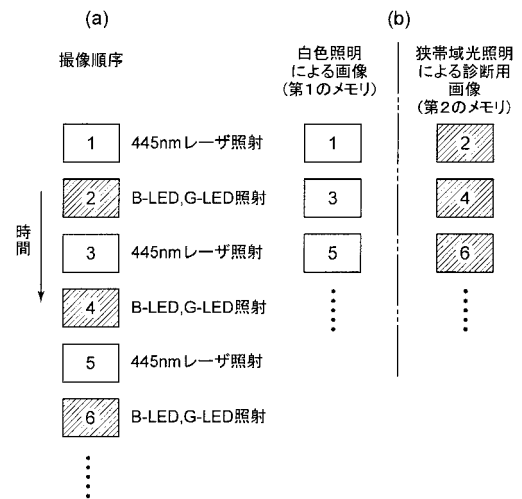
【図 2】



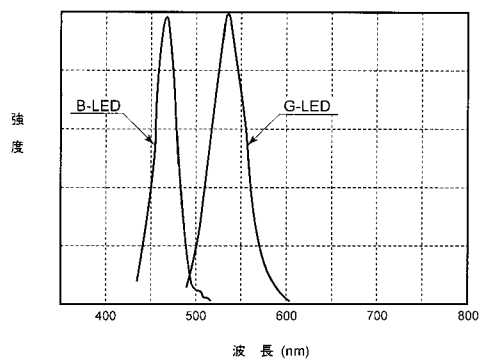
【図 3】



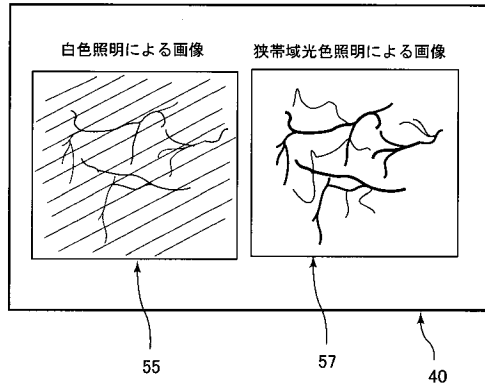
【図 5】



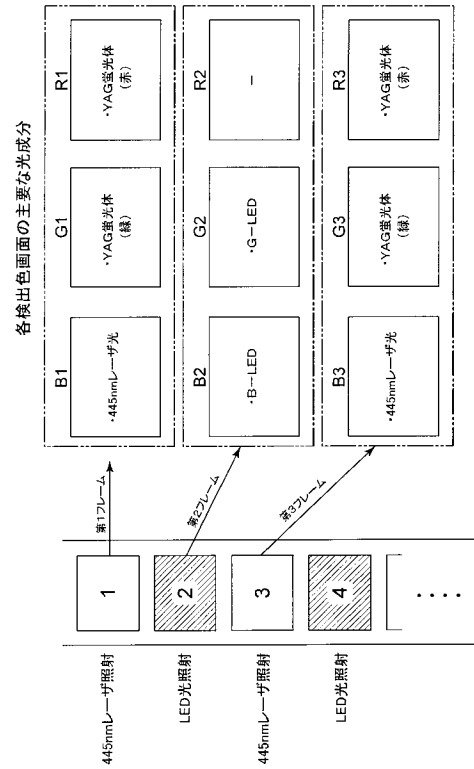
【図 4】



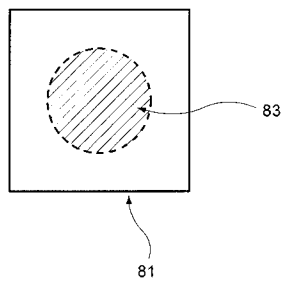
【図 6】



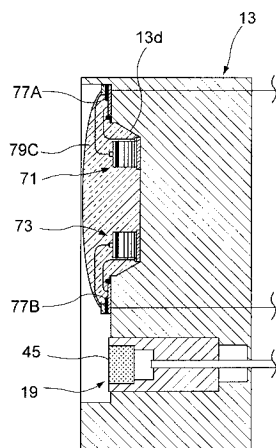
【図 7】



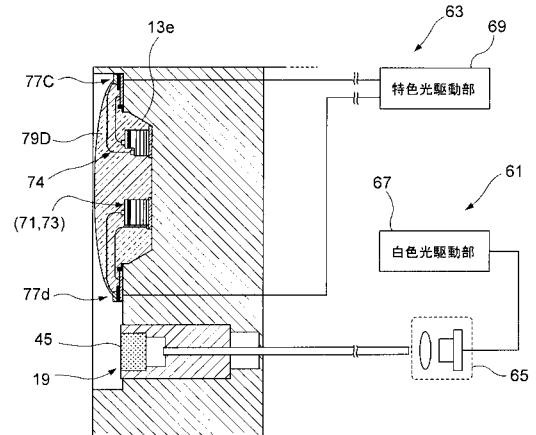
【図 8】



【図 9】



【図 10】



【図 11】

