

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5331298号
(P5331298)

(45) 発行日 平成25年10月30日 (2013. 10. 30)

(24) 登録日 平成25年8月2日 (2013. 8. 2)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 1/06 (2006. 01)	A 6 1 B 1/06 B
A 6 1 B 1/04 (2006. 01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2
G 0 2 B 23/26 (2006. 01)	G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 4 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2006-217510 (P2006-217510)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成18年8月9日 (2006. 8. 9)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2007-68990 (P2007-68990A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成19年3月22日 (2007. 3. 22)	(74) 代理人	100088683
審査請求日	平成21年6月26日 (2009. 6. 26)		弁理士 中村 誠
(31) 優先権主張番号	特願2005-230934 (P2005-230934)	(74) 代理人	100108855
(32) 優先日	平成17年8月9日 (2005. 8. 9)		弁理士 蔵田 昌俊
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100084618
			弁理士 村松 貞男
		(74) 代理人	100092196
			弁理士 橋本 良郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光源装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体に照射する第1の照明光を発生する複数の第1の発光素子と、
 少なくとも前記複数の第1の発光素子から発生される照明光とは異なる波長の光を含む
 第2の照明光を発生する複数の第2の発光素子と、
 を具備し、

前記複数の第1の発光素子のそれぞれは、各発光素子が配置される面方向に対して平行
 な方向に複数のピーク部が現れ、被写体を撮像する撮像素子までの距離に対して、異なる
 距離に配置されると共に、

前記複数の第2の発光素子のそれぞれは、各発光素子が配置される面方向に対して平行
 な方向に複数のピーク部が現れ、被写体を撮像する撮像素子までの距離に対して、異なる
 距離に配置され、

前記複数の第1の発光素子及び前記複数の第2の発光素子が配置される前記面の面方向
 に対して平行な方向に、前記複数の第1の発光素子の各々から発光される照明光の合成に
 より得られる第1の発光強度のピーク部と、前記面方向に対して平行な方向に、前記複数
 の第2の発光素子の各々から発光される照明光の合成により得られる第2の発光強度のピ
 ーク部とが、前記面上の任意の位置において一致するように、それぞれの発光素子の発光
 強度を可変することを特徴とする光源装置。

【請求項 2】

前記第1の発光強度のピーク部と前記第2の発光強度のピーク部とが、被写体を撮像す

10

20

る撮像素子の中心位置と一致するように配置され発光することを特徴とする請求項 1 記載の光源装置。

【請求項 3】

被写体に照射する第 1 の照明光を発生する複数の第 1 の発光素子と、

少なくとも前記複数の第 1 の発光素子から発生される照明光とは異なる波長の光を含む、第 2 の照明光を発生する複数の第 2 の発光素子と、

前記複数の第 1 の発光素子がそれぞれ発生する前記第 1 の照明光の合成により得られる第 1 の発光強度のピーク部と、前記複数の第 2 の発光素子がそれぞれ発生する前記第 2 の照明光の合成により得られる第 2 の発光強度のピーク部とが一致するように、前記複数の第 1 の発光素子と前記複数の第 2 の発光素子の発光量を制御する制御手段と、

10

を具備し、

前記複数の第 1 の発光素子のそれぞれは、各発光素子が配置される面方向に対して平行な方向に複数のピーク部が現れ、被写体を撮像する撮像素子までの距離に対して、異なる距離に配置されると共に、

前記複数の第 2 の発光素子のそれぞれは、各発光素子が配置される面方向に対して平行な方向に複数のピーク部が現れ、被写体を撮像する撮像素子までの距離に対して、異なる距離に配置され、

前記複数の第 1 の発光素子の各々から発光される照明光の合成により得られる第 1 の発光強度のピーク部と、前記複数の第 2 の発光素子の各々から発光される照明光の合成により得られる第 2 の発光強度のピーク部とが、前記撮像素子の画角内で一致するように、前記制御部は、前記複数の第 1 及び第 2 の発光素子における各発光量を制御することを特徴とする光源装置。

20

【請求項 4】

前記制御部は、前記複数の第 1 及び第 2 の発光素子における各発光量を制御する際に、所定の発光素子の発光量に関連させて他の発光素子の発光量を調整する、及び、各発光素子の発光量を独立して調整するうちのいずれかの制御を行うことを特徴とする請求項 3 に記載の光源装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

30

本発明は、複数の異なる波長の光を射出する複数の発光素子を備えた光源装置に関する。

【背景技術】

【0002】

例えば特開平 1 1 - 2 2 5 9 5 3 公報は、挿入部の先端に観察用の撮像手段及び R（赤い）、G（緑）、B（青）の 3 色の発光素子がそれぞれ配設された電子内視鏡を開示している。

【特許文献 1】特開平 1 1 - 2 2 5 9 5 3 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0003】

しかしながら、特開平 1 1 - 2 2 5 9 5 3 号公報に代表される従来技術では、各 R、G、B の LED の発光点は、CCD 等の撮像素子に対してそれぞれ異なっているため、内視鏡画像に色むらが発生するという問題があった。

【0004】

本発明はこのような課題に着目してなされたものであり、その目的とするところは、色むらのない内視鏡画像が得られる光源装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記の目的を達成するために、本発明の第 1 の態様に係る光源装置は、被写体に照射す

50

る第1の照明光を発生する複数の第1の発光素子と、少なくとも前記複数の第1の発光素子から発生される照明光とは異なる波長の光を含む第2の照明光を発生する複数の第2の発光素子と、を具備し、前記複数の第1の発光素子のそれぞれは、各発光素子が配置される面方向に対して平行な方向に複数のピーク部が現れ、被写体を撮像する撮像素子までの距離に対して、異なる距離に配置されると共に、前記複数の第2の発光素子のそれぞれは、各発光素子が配置される面方向に対して平行な方向に複数のピーク部が現れ、被写体を撮像する撮像素子までの距離に対して、異なる距離に配置され、前記複数の第1の発光素子及び前記複数の第2の発光素子が配置される前記面の面方向に対して平行な方向に、前記複数の第1の発光素子の各々から発光される照明光の合成により得られる第1の発光強度のピーク部と、前記面方向に対して平行な方向に、前記複数の第2の発光素子の各々から発光される照明光の合成により得られる第2の発光強度のピーク部とが、前記面上の任意の位置において一致するように、それぞれの発光素子の発光強度を可変する。

10

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、色むらのない内視鏡画像が得られる光源装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を詳細に説明する。図1は、本発明の一実施形態に係る面順次の内視鏡装置1の構成を示す図であり、発光ダイオード10を備えた電子内視鏡2と、発光ダイオード10の駆動を制御する発光ダイオード駆動制御部3と、電子内視鏡2で取得した画像信号に対して信号処理を行う信号処理装置としてのビデオプロセッサ4と、該ビデオプロセッサ4により処理された画像信号を表示するカラーモニタ5とを備える。電子内視鏡2、発光ダイオード駆動制御部3、ビデオプロセッサ4、カラーモニタ5はそれぞれ信号線等により接続されている。また、図1では、発光ダイオード10を1つしか示していないが、実際はR (Red)、G (Green)、B (Blue)ごとに3つ配置されている。

20

【0012】

上記した構成において、発光ダイオード10を発光させて被写体(図示せず)を照明すると、照明された被写体の光学像は、電子内視鏡2内の対物光学系12により、その焦点面に配置されたCCD11上に結像される。前記光学像は、CCD11により光電変換され、信号電荷として蓄積される。

30

【0013】

ビデオプロセッサ4内のCCDドライバ81から当該CCD11にCCDドライブ信号が印加されると、CCD11に蓄積された信号電荷が転送されて撮像信号出力として外部に出力される。

【0014】

CCD11の出力信号は、ビデオプロセッサ4内のプリアンプ83により増幅された後、A/Dコンバータ84でデジタル信号に変換される。デジタル信号に変換されたR、G、B撮像信号は、面順次照明に同期してセクタ85を切り替えることによりそれぞれR、G、Bメモリ86R、86G、86Bに格納される。

40

【0015】

R、G、Bメモリ86R、86G、86Bに格納された撮像信号は同時に読み出され、それぞれD/Aコンバータ87R、87G、87Bでアナログ信号に変換されてR、G、B信号となる。このR、G、B信号は、バッファ88R、88G、88Bを介して図示しない同期信号と共にカラーモニタ5に出力され、その表示面に被写体像がカラー表示される。

【0016】

また、D/Aコンバータ87R、87G、87Bを経て出力されるR、G、B信号は調光用信号生成回路89に inputs され、たとえば1フィールド期間積分した調光用信号が生成

50

される。この調光用信号は発光ダイオード駆動制御部 3 の点灯・調光制御回路 7 1 に入力される。

【 0 0 1 7 】

点灯・調光制御装置 7 1 には、観察に適した明るさに対応する基準レベルを発生する基準レベル発生回路 7 2 から基準電圧 E_r が印加される。なお、この基準レベルを可変とすることもできる。点灯・調光制御装置 7 1 は、この基準電圧 E_r と入力された調光用信号とを比較して差信号を生成し、この差信号が 0 になる点灯・調光用信号を発光ダイオードドライバ 7 3 に出力することで発光ダイオード 1 0 の発光強度や発光期間を可変させる。

【 0 0 1 8 】

図 2 は、発光ダイオード 1 0 の点灯、CCD 1 1 の駆動、撮像信号の格納の各動作のタイミング関係を示すタイムチャートである。タイミングコントローラ 8 2 は、図示せぬ同期信号発生回路で発生される垂直同期信号 (VD) により駆動される。CCD ドライバ 8 1 及び点灯・調光制御回路 7 1 は、タイミングコントローラ 8 2 からの出力信号により動作するタイミングが決められる。

10

【 0 0 1 9 】

すなわち、点灯・調光制御装置 7 1 は、タイミングコントローラ 8 2 からの出力信号に同期して、発光ダイオードドライバ 7 3 に発光ダイオードドライブ信号を出力する。発光ダイオードドライバ 7 3 は、この発光ダイオードドライブ信号に同期して発光ダイオード 1 0 を R, G, B の順に発光させる。発光ダイオード 1 0 の発光・調光制御は基準レベル発生回路 7 2 で発生される基準電圧に基づいて行われる。

20

【 0 0 2 0 】

CCD ドライバ 8 1 は、R, G, B の発光期間の後に、タイミングコントローラ 8 2 からの出力信号に同期して、CCD ドライブ信号を CCD 1 1 に対して出力する。これによって CCD 1 1 が駆動されて撮像動作が行われる。この撮像動作により取得された撮像信号は、セクタ 8 5 の繰り替え動作にしたがって、それぞれ R, G, B メモリ 8 6 R, 8 6 G, 8 6 B に格納される。上記した R, G, B それぞれの発光ダイオード 1 0 の発光、CCD 1 1 の駆動、撮像信号の格納の動作は 2 つの画面の区切りを示す 1 VD 期間内に行われる。

【 0 0 2 1 】

ところで、図 1 に示すように、電子内視鏡 2 の先端部には撮像素子としての CCD 1 1 や光源としての発光ダイオード 1 0 が配置されるが、細い径を有する先端部にこれらの素子を配置するにあたって、その配置の仕方によっては内視鏡画像に色むらが発生するという問題がある。以下では、CCD 1 1 に対して R, G, B の各発光ダイオード 1 0 をどのように配置したらよいかについて考察する。

30

【 0 0 2 2 】

(第 1 実施形態)

本発明の第 1 実施形態では CCD を内視鏡先端部の中央位置よりもずれた位置に配置した場合について説明する。図 3 は従来の配置の問題点を説明するための図である。各発光ダイオード 1 0 R, 1 0 G, 1 0 B は縦一列に配置されており、R, G, B 用の各発光ダイオード 1 0 R, 1 0 G, 1 0 B は配光を考慮した配置とはなっていない。このような配置状態で各発光ダイオード 1 0 R, 1 0 G, 1 0 B を発光させると、CCD 1 1 に対して発光ダイオード 1 0 R, 1 0 G, 1 0 B の発光点がそれぞれ異なるため、CCD 1 1 の画角内において配光分布が各発光ダイオード 1 0 R, 1 0 G, 1 0 B で、照明のピーク位置がずれてしまうため、内視鏡画像に色むらが発生する。

40

【 0 0 2 3 】

図 4 は、本発明の第 1 実施形態に係る内視鏡先端部の配置と、内視鏡先端から一定の距離だけ離れた面での照度 (図面の縦 (Y 軸) 方向) を示している。図面の横 (X 軸) 方向は、同種類の 2 つの発光素子の中心を通る直線上の距離を示す。図 4 において、R, G, B の各波長の光によって照明される照度の高い部分をそれぞれ発光強度のピーク部 1 0 0 - 3, 1 0 0 - 1, 1 0 0 - 2 と呼ぶことにする。これら 3 つの発光強度のピーク部 1 0

50

0 - 3 , 1 0 0 - 1 , 1 0 0 - 2 は C C D 1 1 の光軸上にあり、位置が一致している。

【 0 0 2 4 】

ここでは R , G , B 用の各発光ダイオード 1 0 R と 1 0 R - 1 、 1 0 G と 1 0 G - 1 、 1 0 B と 1 0 B - 1 で各々 C C D 1 1 を挟み込むように配置している。また、発光ダイオード 1 0 R 、 1 0 R - 1 は C C D 1 1 から等しい距離だけ離れた位置に配置されているのでそれぞれの発光強度のピークは一致している。他の色の発光ダイオード 1 0 G と 1 0 G - 1 、 1 0 B と 1 0 B - 1 についても同様である。

【 0 0 2 5 】

なお、ここでは、R , G , B 用の発光素子を 2 個ずつ配置したが、どれか 1 色の発光素子が 2 個以上配置されていればよい。

10

【 0 0 2 6 】

このように、各色の発光ダイオードの配置に関して、各色の発光ダイオードで C C D 1 1 を挟み込む位置、あるいは囲い込む位置に配置する事により、C C D 1 1 から見て各色の発光ダイオードの発光強度のピーク位置は、意図的に C C D 1 1 に近い距離に設定する事が可能となり、各色の配光を改善する事ができる。

【 0 0 2 7 】

上記のことより、C C D 1 1 に対して各発光ダイオード 1 0 R 及び 1 0 R - 1 の発光点と、1 0 G 及び 1 0 G - 1 の発光点と、1 0 B 及び 1 0 B - 1 の発光点とはほぼ一致するので同じ一点から発光しているように見える。このようにして、色むらのない内視鏡画像が得られる。

20

【 0 0 2 8 】

(第 2 実施形態)

以下に、本発明の第 2 実施形態について説明する。図 5 は、本発明の第 1 の実施形態のみでは解決出来ない場合の問題点を説明するための図であり、R , G , B 用の各発光ダイオード 1 0 R , 1 0 G , 1 0 B が例えば内視鏡先端部のレイアウト上の制約などによって C C D 1 1 に対して非対称に配置されている場合のようすを示している。このような配置では、C C D 1 1 の画角内において各発光ダイオード 1 0 R , 1 0 G , 1 0 B の配光ではピークも一致しないので、内視鏡画像に発生する色むらの問題は実使用上解消できない。そこで本実施形態では、各発光ダイオード 1 0 R , 1 0 G , 1 0 B の配置を変更するのではなく、各発光ダイオード 1 0 R 及び 1 0 R - 1 , 1 0 G 及び 1 0 G - 1 , 1 0 B 及び 1 0 B - 1 の発光強度をそれぞれ可変させることにより、R , G , B 用の各発光ダイオード 1 0 R 及び 1 0 R - 1 の配光のピークと、1 0 G 及び 1 0 G - 1 の配光のピークと、1 0 B 及び 1 0 B - 1 の配光のピークとが図 6 に示すように、C C D 1 1 の画角内においてほぼ一致するように制御する。ここで各発光素子の発光強度 (発光量) は他の発光素子に関連して制御させてもよいし、発光素子ごとにそれぞれ独立して制御するようにしてもよい。

30

【 0 0 2 9 】

これによって、C C D 1 1 に対して各発光ダイオード 1 0 R 及び 1 0 R - 1 の発光点と、1 0 G 及び 1 0 G - 1 の発光点と、1 0 B 及び 1 0 B - 1 の発光点とはほぼ一致するので同じ一点から発光しているように見えることになり、色むらのない内視鏡画像が得られる。

40

【 0 0 3 0 】

なお、上記した第 2 実施形態では、2 組の R , G , B の発光ダイオードが C C D 1 1 に対して挟み込むように配置したが、3 組以上の発光ダイオードがそれぞれ C C D 1 1 を囲い込むように配置してもよい。

【 0 0 3 1 】

図 7 は R 用の発光ダイオードを 3 個以上 (図 7 では 1 0 R , 1 0 R - 1 , 1 0 R - 2 の 3 個) 配置した場合の例を示しており、1 0 R と 1 0 R - 1 と 1 0 R - 2 で C C D 1 1 を囲い込むように配置される。同様な配置方法で G , B の各発光ダイオードに関しても 3 個以上用いる事ができる。

50

【 0 0 3 2 】

(第 3 実施形態)

以下に、本発明の第 3 実施形態について説明する。第 3 実施形態では C C D を先端部中央位置に配置した場合について説明する。図 8 は従来の配置の問題点を説明するための図である。このような配置で各発光ダイオード 1 0 R , 1 0 G , 1 0 B を発光させると、C C D 1 1 に対して発光ダイオード 1 0 R , 1 0 G , 1 0 B の発光点がそれぞれ異なるため、C C D 1 1 の画角内において配光のピークが各発光ダイオード 1 0 R , 1 0 G , 1 0 B で一致する事は無く内視鏡画像に色むらが発生する。

【 0 0 3 3 】

図 9 (a) は、本発明の第 3 実施形態に係る内視鏡先端部の構成を示している。ここでは C C D 1 1 に対して R , G , B 用の各発光ダイオード 1 0 R , 1 0 G , 1 0 B をほぼ点対称な位置に配置して囲い込んだことを特徴とする。さらに、3 組の R , G , B 用発光ダイオード 1 0 R - 1 , 1 0 G - 1 , 1 0 B - 1 、 1 0 R - 2 , 1 0 G - 2 , 1 0 B - 2 、 1 0 R - 3 , 1 0 G - 3 , 1 0 B - 3 についても C C D 1 1 を囲い込む位置に配置する。なお、ここでは、R , G , B 用の発光素子を 4 個ずつ配置したが、どれか 1 色の発光素子が 2 個以上配置されていればよい。ただし、2 個の場合は C C D 1 1 を概略挟み込む位置に配置する事となる。

【 0 0 3 4 】

以下では、発光ダイオード 1 0 R , 1 0 G , 1 0 B と、これらとそれぞれ対向する発光ダイオード 1 0 R - 2 , 1 0 G - 2 , 1 0 B - 2 について説明するが、互いに対向する他の発光ダイオードについても同様である。

【 0 0 3 5 】

C C D 1 1 の中心から発光ダイオード 1 0 R までの距離 L R 及び発光ダイオード 1 0 R - 2 までの距離 L R 2 と、C C D 1 1 の中心から発光ダイオード 1 0 G までの距離 L G 及び発光ダイオード 1 0 G - 2 までの距離 L G 2 と、C C D 1 1 の中心から発光ダイオード 1 0 B までの距離 L B 及び発光ダイオード 1 0 B - 2 までの距離 L B 2 と、に応じて各発光ダイオードの発光強度を調整することによって、R 用の発光ダイオード 1 0 R 及び 1 0 R - 2 を発光したときの配光のピークと、G 用の発光ダイオード 1 0 G 及び 1 0 G - 2 を発光したときの配光のピークと、B 用の発光ダイオード 1 0 B 及び 1 0 B - 2 を発光したときの配光のピークとは、図 9 (b) に示すように、C C D 1 1 の画角内においてほぼ一致させることができる。この場合、上記各 3 つの配向分布における発光強度はいずれも C C D 1 1 の中心でピークをもつ。

【 0 0 3 6 】

上記のことより、C C D 1 1 に対して各発光ダイオード 1 0 R 及び 1 0 R - 2 の発光点と、1 0 G 及び 1 0 G - 2 の発光点と、1 0 B 及び 1 0 B - 2 の発光点とはほぼ一致するので同じ一点から発光しているように見える。このようにして、色むらのない内視鏡画像が得られる。

【 0 0 3 7 】

なお、上記した第 1 実施形態では、C C D 1 1 に対して 4 組の R , G , B の発光ダイオードのそれぞれが C C D 1 1 に対して対称となるように配置したが、5 組以上の発光ダイオードがそれぞれ C C D 1 1 に対して対称となるように配置してもよい。

【 0 0 3 8 】

また、上記第 3 実施形態では C C D を先端部中央位置に配置した場合について説明したが、発光強度の調整により発光のピークを移動できるので、C C D が先端部中央位置から外れた位置に配置された場合においても、各色が同一点から発光しているように見えるように制御可能であることは明らかである。

【 0 0 3 9 】

さらに、本実施形態では、照明手段としての発光素子を発光ダイオードとしたが、レーザーダイオードでもよい。本実施形態では、撮像素子として C C D を用いたが、C M O S でもよい。また、本実施形態では、発光ダイオード駆動制御部 3 を別個に配置しているが

10

20

30

40

50

、ビデオプロセッサ 4 の内部や電子内視鏡 2 の先端または図示しない電子内視鏡 2 の操作部（図示せず）等に配置してもよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 0 】

【図 1】 発明の一実施形態に係る面順次内視鏡装置 1 の構成を示す図である。

【図 2】 発光ダイオード 1 0 の点灯、CCD 1 1 の駆動、撮像信号の格納の各動作のタイミング関係を示すタイムチャートである。

【図 3】 本発明の第 1 実施形態において、従来の配置の問題点を説明するための図である。

【図 4】 本発明の第 1 実施形態に係る内視鏡先端部の配置と、各発光素子から一定の距離だけ離れた面での照度を示す図である。 10

【図 5】 第 1 実施形態の変形例を示す図である。

【図 6】 本発明の第 2 実施形態において、R, G, B 用の各発光ダイオードの配光のピークが CCD 1 1 の画角内においてほぼ一致するように制御する例を示す図である。

【図 7】 本発明の第 2 実施形態において、R 用の発光ダイオードを 3 個配置した場合の例を示す図である。

【図 8】 本発明の第 3 実施形態において、従来の配置の問題点を説明するための図である。

【図 9】 (a) は、本発明の第 3 実施形態に係る内視鏡先端部の配置を示す図であり、(b) はその配向分布を示す図である。 20

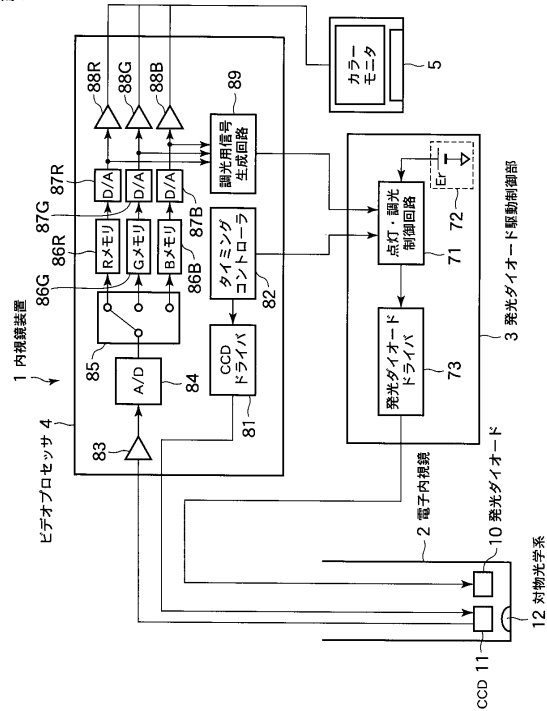
【符号の説明】

【 0 0 4 1 】

- 1 内視鏡装置
- 2 電子内視鏡
- 3 発光ダイオード駆動制御部
- 4 ビデオプロセッサ
- 5 カラーモニタ
- 1 0 発光ダイオード
- 1 1 撮像素子 (CCD)
- 1 2 対物光学系 30
- 7 1 点灯・調光制御回路
- 7 2 基準電圧
- 7 3 発光ダイオードドライバ
- 8 1 CCDドライバ
- 8 2 タイミングコントローラ
- 8 3 プリアンプ
- 8 4 A/Dコンバータ
- 8 5 セレクタ
- 8 6 R Rメモリ
- 8 6 G Gメモリ 40
- 8 6 B Bメモリ
- 8 7 R, 8 7 G, 8 7 B D/Aコンバータ
- 8 8 R, 8 8 G, 8 8 B バッファ
- 8 9 調光用信号生成回路
- 1 0 0 - 1 ~ 1 0 0 - 3 ピーク部

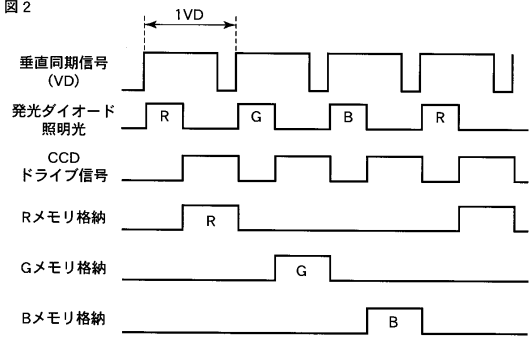
【図 1】

図 1



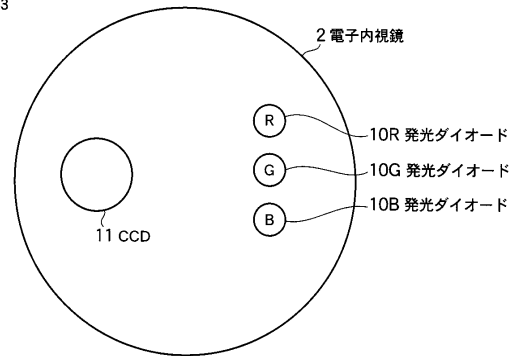
【図 2】

図 2



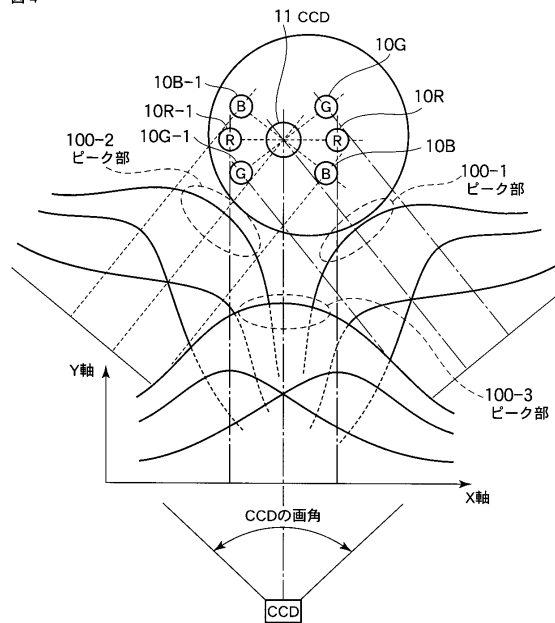
【図 3】

図 3



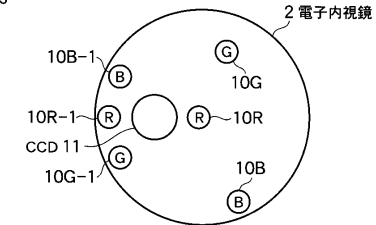
【図 4】

図 4



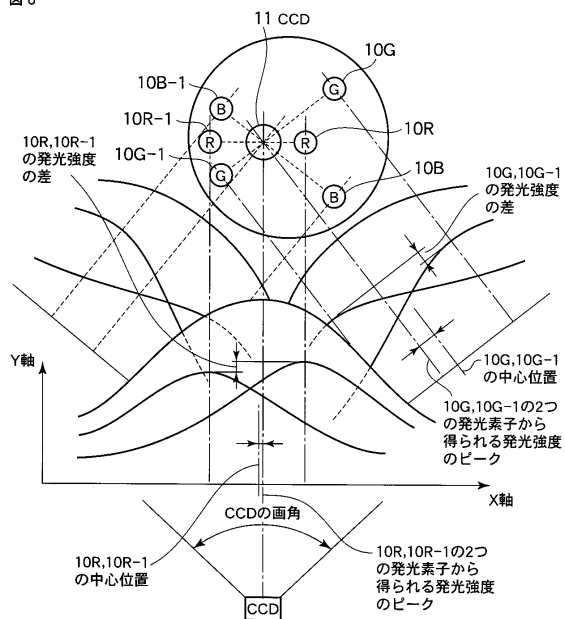
【図 5】

図 5



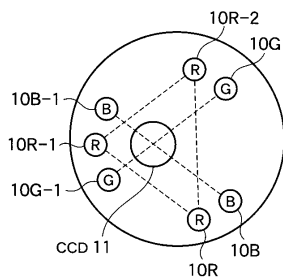
【図 6】

図 6



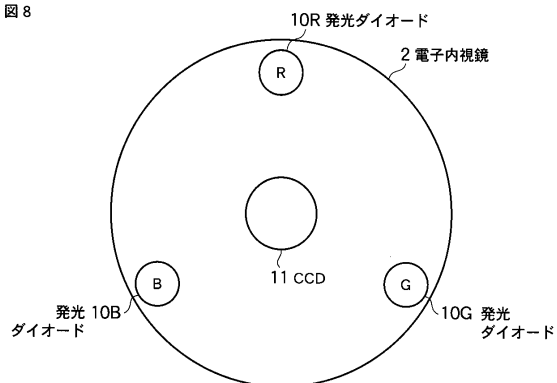
【図 7】

図 7



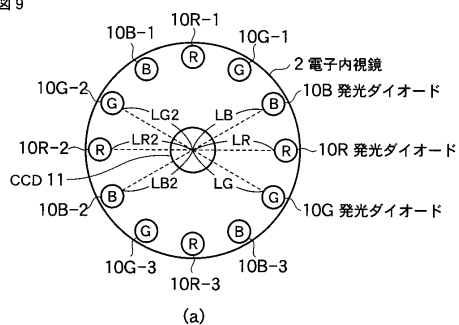
【図 8】

図 8

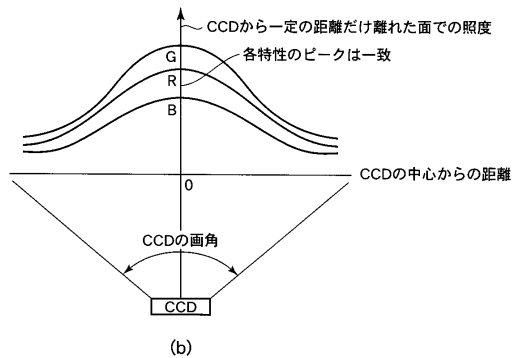


【図 9】

図 9



(a)



(b)

フロントページの続き

- (72)発明者 水野 恭輔
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 戸田 真人
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 山下 真司
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 樋熊 政一

- (56)参考文献 特開昭63-260526(JP,A)
特開2005-168520(JP,A)
特開2006-122335(JP,A)
特開2005-074034(JP,A)
特開平11-253398(JP,A)
特開平11-225953(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00

专利名称(译)	光源装置		
公开(公告)号	JP5331298B2	公开(公告)日	2013-10-30
申请号	JP2006217510	申请日	2006-08-09
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	水野恭輔 戸田真人 山下真司		
发明人	水野 恭輔 戸田 真人 山下 真司		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/04.372 G02B23/26.B A61B1/05 A61B1/06.510		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/BA11 2H040/CA03 2H040/CA04 2H040/CA22 2H040/DA53 2H040/FA01 2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/MM03 4C061/NN01 4C061/QQ01 4C061/QQ06 4C061/RR02 4C061/RR22 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/QQ01 4C161/QQ06 4C161/RR02 4C161/RR22		
代理人(译)	中村誠		
审查员(译)	棕熊正和		
优先权	2005230934 2005-08-09 JP		
其他公开文献	JP2007068990A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够获得没有颜色不均匀的内窥镜图像的光源装置。一种光源装置，包括：第一发光元件（R发光元件10R），用于产生要照射在被摄体上的第一发光强度的照明光；以及第二发光元件并且，第二发光元件（G发光元件10G）用于产生包括具有与光的波长不同的波长的光的第二发光强度的照明光，其中第一发光强度峰值部分100-3和并且第二发光强度的峰值部分100-1彼此一致以发光。点域4

【図 4】

