(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
2012 年 8 月 2 日(02.08.2012)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2012/101904 A1

(51) 国際特許分類:
F21V 9/10 (2006.01) *F21V 14/04* (2006.01)
F21S 2/00 (2006.01) *G02F 1/13357* (2006.01)
F21V 7/22 (2006.01) *F21Y 101/02* (2006.01)
F21V 9/08 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2011/078236

(22) 国際出願日: 2011 年 12 月 7 日(07.12.2011)

(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 2011-016945 2011 年 1 月 28 日(28.01.2011) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号 Tokyo (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 花野 和成 (HANANO, Kazunari) [JP/JP]; 〒1510072 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 Tokyo (JP). 菅 武志 (SUGA, Takeshi) [JP/JP]; 〒1510072 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 Tokyo (JP). 合渡 大和 (GODO, Hirokazu) [JP/JP]; 〒1510072 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 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 上田 邦生, 外 (UEDA, Kunio et al.); 〒2208137 神奈川県横浜市西区みなとみらい２－２－１ 横浜ランドマークタワー３７Ｆ Kanagawa (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, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, 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.

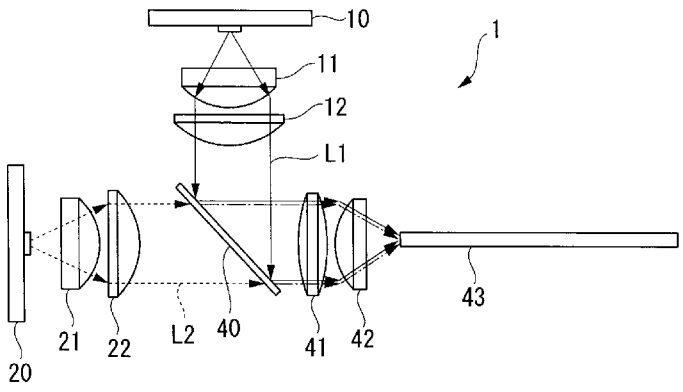
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨー

[続葉有]

(54) **Title**: ILLUMINATION DEVICE AND OBSERVATION SYSTEM

(54) 発明の名称 : 照明装置および観察システム

[図1]



(57) **Abstract**: Provided are an illumination device and an observation system with which it is possible to emit light with strong color rendering properties having a contiguous spectrum. An illumination device (1) is used, comprising: a first light source (10) which emits light (L1) of a first wavelength band; a second light source (20) which emits light (L2) of a second wavelength band which is wider than the first wavelength band and which has a contiguous spectrum; a dichroic mirror (40) which is positioned at the intersection of the optical axis of the first light source (10) and the optical axis of the second light source (20) and is inserted into, and removed from, the optical axis of the second light source (20); and a light guide (43) which is positioned upon the optical axis of the second light source (20).

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2012/101904 A1

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, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

連続的なスペクトルを有し、演色性の高い光を射出することができる照明装置および観察システムを提供する。第１の波長帯域の光（Ｌ１）を発する第１の光源（１０）と、第１の波長帯域よりも広帯域で連続的なスペクトルを有する第２の波長帯域の光（Ｌ２）を発する第２の光源（２０）と、第１の光源（１０）の光軸と第２の光源（２０）の光軸との交点上に配置され、第２の光源（２０）の光軸上に挿脱されるダイクロイックミラー（４０）と、第２の光源（２０）の光軸上に配置されたライトガイド（４３）とを備える照明装置（１）を採用する。

明　細　書

発明の名称 ： 照明装置および観察システム

技術分野

[0001] 本発明は、照明装置およびこれを備える観察システムに関するものである。

背景技術

[0002] 従来、互いに異なる波長帯域の光を射出する光源を複数備え、これら光源からの異なる波長帯域の光をダイクロイックミラーにより合成して射出する照明装置が知られている（例えば、特許文献１から３参照）。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開２００９－８６０５７号公報

特許文献2：特開２００８－２９２５４７号公報

特許文献3：特開２００８－１７６０８３号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、上記の特許文献１から３に開示されている照明装置によれば、特定の波長帯域の光を透過するとともに該特定の波長帯域以外の光を反射するダイクロイックミラーにより、異なる波長帯域の光を合成するため、合成した光のスペクトルが不連続となってしまい、演色性が低いという不都合があった。

[0005] 本発明は上述した事情に鑑みてなされたものであって、連続的なスペクトルを有し、演色性の高い光を射出することができる照明装置および観察システム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

[0006] 上記目的を達成するために、本発明は以下の手段を採用する。

本発明の第１の態様は、第１の波長帯域の光を発する第１の光源と、前記

第１の波長帯域よりも広帯域で連続的なスペクトルを有する第２の波長帯域の光を発する第２の光源と、前記第１の波長帯域の光と前記第２の波長帯域の光とを合成する光合成部と、該光合成部による各前記波長帯域の光の合成比率を調節する合成比率調節部とを備える照明装置である。

[0007] 本発明の第１の態様によれば、第１の光源からの第１の波長帯域の光と、第２の光源からの第２の波長帯域の光とが、光合成部により合成されて射出される。この場合において、合成比率調節部により、光合成部による各波長帯域の光の合成比率が調節される。このようにすることで、照明する対象に応じて、波長帯域を変化させて光を射出することができる。

[0008] これにより、例えば本発明を内視鏡装置に適用して病変部を観察するために、特定の波長帯域の光を射出したい場合には、第１の波長帯域の光と第２の波長帯域の光との合成比率を調節して、特定の波長帯域の光を射出することができる。一方、例えば白色光のようなブロードな光を射出したい場合には、第２の波長帯域の光、すなわち、第１の波長帯域よりも広帯域で連続的なスペクトルを有する第２の波長帯域の光をそのまま射出することができる。

[0009] 上記の第１の態様において、前記光合成部が、前記第１の波長帯域の光を反射するとともに、前記第２の波長帯域の光の一部を透過して、前記第１の波長帯域の光と前記第２の波長帯域の光とを合成し、前記合成比率調節部が、前記光合成部を前記第２の光源の光軸上から挿脱することとしてもよい。

[0010] このようにすることで、特定の波長帯域の光を射出したい場合には、光合成部を第２の光源の光軸上に配置した状態で、第１の光源および／または第２の光源を点灯させることによって、特定の波長帯域の光を射出することができる。また、例えば白色光のようなブロードな光を射出したい場合には、光合成部を第２の光源の光軸上から外した状態で、第２の光源を点灯させることによって、広帯域で連続的なスペクトルを有する第２の波長帯域の光をそのまま射出することができる。

[0011] 上記の第１の態様において、前記第２の波長帯域の一部の波長帯域である

第３の波長帯域の光を発する第３の光源を備え、前記光合成部が、前記第１の波長帯域の光および前記第２の波長帯域の光を反射するとともに、前記第３の波長帯域の光を透過し、前記合成比率調節部が、前記光合成部を各前記光源の光軸に直交する軸線回りに回転させることとしてもよい。

[0012] このようにすることで、特定の波長帯域の光を射出したい場合には、第１の光源からの第１の波長帯域の光を合成光の射出光軸方向に反射するように、光合成部を各光源の光軸に直交する軸線回りに回転させる。この状態において、第１の光源および／または第３の光源を点灯させることによって、特定の波長帯域の光を射出することができる。

[0013] また、例えば白色光のようなブロードな光を射出したい場合には、第２の光源からの第２の波長帯域の光を合成光の射出光軸方向に反射するように、光合成部を各光源の光軸に直交する軸線回りに回転させる。この状態において、第２の光源および第３の光源を点灯させることによって、第２の波長帯域の光において、波長帯域の一部が第３の波長帯域の光に置き換わった広帯域で連続的なスペクトルを有する合成光を射出することができる。

[0014] 上記の第１の態様において、前記第１の波長帯域および前記第２の波長帯域とは異なる波長帯域である第３の波長帯域の光を発する第３の光源を備え、前記光合成部が、前記第１の波長帯域の光および前記第３の波長帯域の光を反射するとともに、前記第２の波長帯域の光の一部を透過する板状のフィルタであり、前記合成比率調節部が、前記光合成部を各前記光源の光軸に直交する軸線回りに回転させることとしてもよい。

[0015] このようにすることで、第１の波長帯域を含む特定の波長帯域の光を射出したい場合には、第１の光源からの第１の波長帯域の光を合成光の射出光軸方向に反射するように、光合成部を各光源の光軸に直交する軸線回りに回転させる。この状態において、第１の光源および／または第２の光源を点灯させることによって、所望の波長帯域の光を射出することができる。

[0016] また、例えば白色光のようなブロードな光を射出したい場合には、板状のフィルタである光合成部の反射面が第２の光源の射出光軸に沿う方向となる

ように、光合成部を各光源の光軸に直交する軸線回りに回転させる。この状態において、第２の光源を点灯させることによって、広帯域で連続的なスペクトルを有する第２の波長帯域の光を、光合成部により反射させることなくそのまま射出することができる。

[0017] また、第３の波長帯域を含む特定の波長帯域の光を射出したい場合には、第３の光源からの第３の波長帯域の光を合成光の射出光軸方向に反射するように、光合成部を各光源の光軸に直交する軸線回りに回転させる。この状態において、第３の光源および／または第２の光源を点灯させることによって、所望の波長帯域の光を射出することができる。

[0018] 上記の第１の態様において、前記光合成部の回転に同期して、各前記光源を点灯させることとしてもよい。

このようにすることで、第１の波長帯域の光、第２の波長帯域の光、第３の波長帯域の光を順次射出することができ、面順次照明を行うことができる。

[0019] 上記の第１の態様において、前記合成比率調節部が、射出する光の波長帯域に応じて、前記光合成部の各前記光源の光軸に直交する軸線回りの回転角度を微調節することとしてもよい。

このようにすることで、光合成部の角度依存性を利用して射出する光の波長帯域を微調節することができる。これにより、例えば蛍光試薬の種類により励起光の波長を数１０ｎｍシフトさせたい場合にも、励起光（射出光）の波長を微調節して蛍光観察を行うことができる。

[0020] 本発明の第２の態様は、上記の照明装置と、該照明装置により照明された標本の画像を撮像する撮像素子とを備える観察システムである。

本発明の第２の態様によれば、前述の照明装置を備えているため、標本に応じた照明光を射出して、適切な照明条件で標本の画像を撮像することができ、標本の観察精度を向上することができる。

発明の効果

[0021] 本発明によれば、白色モードでは連続的なスペクトルを有し演色性の高い

光を射出することができるとともに、医学的効果が高い照明モードへの切り替えも簡易な構成で実現できるという効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0022] [図1]本発明の第１の実施形態に係る照明装置の概略構成図である（ＮＢＩモード）。

[図2]図１のダイクロイックミラーの反射特性を示すグラフである。

[図3]図１の第１の光源からの光の分光特性を示すグラフである。

[図4]図１の第２の光源からの光の分光特性を示すグラフである。

[図5]ダイクロイックミラー透過後の第２の光源からの光の分光特性を示すグラフである。

[図6]ＮＢＩモードにおける射出光の分光特性を示すグラフである。

[図7]図１の照明装置のＷＬＩモード時の状態を示す概略構成図である。

[図8]ＷＬＩモードにおける射出光の分光特性を示すグラフである。

[図9]本発明の第２の実施形態に係る照明装置の概略構成図である（ＮＢＩモード）。

[図10]図９のダイクロイックミラーの反射特性を示すグラフである。

[図11]図９の第１の光源からの光の分光特性を示すグラフである。

[図12]図９の第２の光源からの光の分光特性を示すグラフである。

[図13]図９の第３の光源からの光の分光特性を示すグラフである。

[図14]ＮＢＩモードにおける射出光の分光特性を示すグラフである。

[図15]図９の照明装置のＷＬＩモード時の状態を示す概略構成図である。

[図16]ダイクロイックミラーにより反射された第２の光源からの光の分光特性を示すグラフである。

[図17]ＷＬＩモードにおける射出光の分光特性を示すグラフである。

[図18]本発明の第３の実施形態に係る照明装置の概略構成図である（ＷＬＩモード）。

[図19]図１８のダイクロイックミラーの反射特性を示すグラフである。

[図20]図１８の第１の光源からの光の分光特性を示すグラフである。

[図21]図１８の第２の光源からの光の分光特性を示すグラフである。

[図22]図１８の第３の光源からの光の分光特性を示すグラフである。

[図23]ＷＬＩモードにおける射出光の分光特性を示すグラフである。

[図24]図１８の照明装置のＮＢＩモード時の状態を示す概略構成図である。

[図25]ダイクロイックミラー透過後の第２の光源からの光の分光特性を示すグラフである。

[図26]ＮＢＩモードにおける射出光の分光特性を示すグラフである。

[図27]図１８の照明装置のＭＩモード時の状態を示す概略構成図である。

[図28]ダイクロイックミラー透過後の第２の光源からの光の分光特性を示すグラフである。

[図29]ＭＩモードにおける射出光の分光特性を示すグラフである。

[図30]第１の変形例に係る照明装置の重畳光の分光特性を示すグラフである。

[図31]第２の変形例に係る照明装置のダイクロイックミラーの反射特性を示すグラフである。

[図32]図３１のダイクロイックミラーにより合成される合成光の分光特性を示すグラフである。

[図33]図３１のダイクロイックミラーの静止角度を変化させた場合の反射特性を示すグラフである。

[図34]図３３のダイクロイックミラーにより合成される合成光の分光特性を示すグラフである。

発明を実施するための形態

[0023] 〔第１の実施形態〕

以下、本発明の第１の実施形態に係る照明装置について図面を参照して説明する。

本実施形態に係る照明装置１は、例えば生体組織を観察する観察システムに適用され、図１に示すように、光軸が互いに直交する向きに配置された第１の光源１０および第２の光源２０と、第１の光源１０の光軸と第２の光源

２０の光軸との交点上に配置されたダイクロイックミラー（光合成部）４０と、第２の光源２０の光軸上に配置されたライトガイド４３とを備えている。

[0024] 第１の光源１０は、図３に示すように、例えばバイオレット色等の比較的短波長の光（第１の波長帯域の光）Ｌ１を射出するＬＥＤである。

第１の光源１０の射出光軸上には、第１の光源１０からの光Ｌ１を略平行光にするレンズ群１１，１２が配置されている。

[0025] 第２の光源２０は、図４に示すように、例えば白色等の比較的広帯域で連続的なスペクトルを有する光（第２の波長帯域の光）Ｌ２を射出するＬＥＤである。

第２の光源２０の射出光軸上には、第２の光源２０からの光Ｌ２を略平行光にするレンズ群２１，２２が配置されている。

[0026] ダイクロイックミラー４０は、図２に示すように、例えば５００ｎｍ以上６００ｎｍ未満の波長帯域の光を透過するともに、５００ｎｍ未満および６００ｎｍ以上の波長帯域の光を反射するような反射特性を有している。なお、図２において、各グラフは、ダイクロイックミラー４０への入射角をそれぞれ示している。

[0027] このような反射特性を有することで、ダイクロイックミラー４０は、第１の光源１０から射出された光Ｌ１を反射するとともに、第２の光源２０から射出された光Ｌ２のうち、５００ｎｍ以上６００ｎｍ未満の波長帯域の光を透過するようになっている。

また、ダイクロイックミラー４０は、図７に示すように、後述する照明モードに応じて、図示しない移動機構により第１の光源１０の光軸方向に移動され、第２の光源２０の光軸上に挿脱されるようになっている。

[0028] 本実施形態に係る照明装置１は、特定の波長帯域の光を照明するＮＢＩ（Narrow Band Imaging：狭帯域光観察）モードと、白色光を照明するＷＬＩ（White
Light Imaging：白色光観察）モードとを備えている。これらの照明モードか

ら、例えばタッチパネルやスイッチ等により所望の照明モードをユーザが選択することで、ダイクロイックミラー４０が、図示しない移動機構により第２の光源２０の光軸上に挿脱される。

[0029] ＮＢＩモードとは、血液中のヘモグロビンに吸収されやすい狭帯域化された２つの波長帯域の光（例えば、３９０～４４５ｎｍの波長帯域の光と５３０～５５０ｎｍの波長帯域の光）を照射することで、粘膜表層の毛細血管、粘膜微細模様を強調して表示することができる照明モードである。

ＷＬＩモードとは、波長帯域の広い白色光を照射するものであり、演色性の高い観察を行うことができる照明モードである。

[0030] ダイクロイックミラー４０とライトガイド４３との間には、ダイクロイックミラー４０からの光をライトガイド４３の入射端に集光するレンズ群４１，４２が配置されている。

ライトガイド４３は、例えばガラス等で形成された導光ロッドであり、レンズ群４１，４２により集光されたダイクロイックミラー４０からの光を出射端まで導くようになっている。

[0031] 上記構成を有する照明装置１の作用について以下に説明する。

まず、ＮＢＩモードでは、図１に示されるように、ダイクロイックミラー４０が第２の光源２０の光軸上に配置される。

この状態において第１の光源１０および第２の光源２０が点灯される。

[0032] 第１の光源１０からは、例えばバイオレット色等の比較的短波長の光Ｌ１が射出される。第１の光源１０から射出された光Ｌ１は、レンズ群１１，１２により略平行光にされ、ダイクロイックミラー４０によりライトガイド４３の入射端に向けて反射される。

[0033] 第２の光源２０からは、例えば白色等の比較的広帯域で連続的なスペクトルを有する光Ｌ２が射出される。第２の光源２０から射出された光Ｌ２は、レンズ群２１，２２により略平行光にされ、ダイクロイックミラー４０に入射する。ダイクロイックミラー４０では、図５に示すように、第２の光源２０から射出された光Ｌ２のうち、一部がライトガイド４３の入射端の方向に

透過し、その他が反射される。具体的には、ダイクロイックミラー４０は、第２の光源２０から射出された光Ｌ２のうち、例えば５００ｎｍ以上６００ｎｍ未満の波長帯域の光Ｌ２’を透過するともに、５００ｎｍ未満および６００ｎｍ以上の波長帯域の光を反射する。

[0034] このような反射特性を有するダイクロイックミラー４０により、図６に示すように、第１の光源１０から射出された光Ｌ１と、第２の光源２０から射出された光Ｌ２のうち５００ｎｍ以上６００ｎｍ未満の波長帯域の光Ｌ２’とが合成される。このように合成された光は、レンズ群４１，４２によりライトガイド４３の入射端に集光され、ライトガイド４３により出射端まで導かれて射出される。

[0035] このようにすることで、血液中のヘモグロビンに吸収されやすい狭帯域化された２つの波長帯域の光（例えば、３９０～４４５ｎｍの波長帯域の光と５３０～５５０ｎｍの波長帯域の光）を照射することができ、粘膜表層の毛細血管、粘膜微細模様を強調して表示することができる。

[0036] 次に、ＷＬＩモードでは、図７に示されるように、ダイクロイックミラー４０が、図示しない移動機構により第１の光源１０の光軸方向に移動され、第２の光源２０の光路外へ外される。

この状態において第２の光源２０が点灯される。なお、この状態では、第１の光源１０からの光はライトガイド４３の入射端に導光されないため、第１の光源１０も点灯させることとしてもよい。

[0037] 第２の光源２０からは、例えば白色等の比較的広帯域で連続的なスペクトルを有する光Ｌ２が射出される。第２の光源２０から射出された光Ｌ２は、レンズ群２１，２２により略平行光にされ、レンズ群４１，４２によりライトガイド４３の入射端に集光されて、ライトガイド４３により出射端まで導かれて射出される。

これにより、第２の光源２０から射出された光Ｌ２、すなわち、図８に示すような広帯域で連続的なスペクトルを有する白色光を照射することができ、演色性の高い観察を行うことができる。

[0038] 以上のように、本実施形態の照明装置１によれば、第１の光源１０からの光Ｌ１と、第２の光源２０からの光Ｌ２とが、ダイクロイックフィルタ４０により合成されて射出される。この場合において、図示しない移動機構によりダイクロイックフィルタ４０を第１の光源１０の光軸方向に移動させることで、異なる波長帯域の光を切り替えて射出することができる。このようにすることで、照明する対象に応じて、波長帯域を切り替えて光を射出することができる。

[0039] より具体的には、特定の波長帯域の光を射出したい場合には、ＮＢＩモードを選択し、ダイクロイックフィルタ４０を光Ｌ２軸上に配置した状態で、第１の光源１０および／または第２の光源２０を点灯させることによって、特定の波長帯域の光を射出することができる。また、例えば白色光のようなブロードな光を射出したい場合には、ＷＬＩモードを選択し、ダイクロイックフィルタ４０を第２の光源２０の光軸上から外した状態で、第２の光源２０を点灯させることによって、広帯域で連続的なスペクトルを有する光Ｌ２をそのまま射出することができる。

[0040] 〔第２の実施形態〕

次に、本発明の第２の実施形態に係る照明装置について、主に図９から図１７を参照して説明する。

本実施形態に係る照明装置が第１の実施形態と異なる点は、第１の光源１０、第２の光源２０に加えて、第３の光源３０を備える点である。以下、本実施形態の照明装置について、第１の実施形態と共通する点については説明を省略し、異なる点について主に説明する。

[0041] 本実施形態に係る照明装置２は、図９に示すように、光軸が互いに直交する向きに配置された第１の光源１０、第２の光源２０、および第３の光源３０と、各光源の光軸の交点上に配置されたダイクロイックミラー（光合成部）４０と、第３の光源３０の光軸上に配置されたライトガイド４３とを備えている。

第１の光源１０と第２の光源２０とは対向して配置され、第３の光源３０

は、第１の光源１０および第２の光源２０の光軸に直交する方向に光軸を向けて配置されている。

[0042] 第１の光源１０は、図１１に示すように、例えばバイオレット色等の比較的短波長の光（第１の波長帯域の光）Ｌ１を射出するＬＥＤである。

第１の光源１０の射出光軸上には、第１の光源１０からの光Ｌ１を略平行光にするレンズ群１１，１２が配置されている。

[0043] 第２の光源２０は、図１２に示すように、例えば白色等の比較的広帯域で連続的なスペクトルを有する光（第２の波長帯域の光）Ｌ２を射出するＬＥＤである。

第２の光源２０の射出光軸上には、第２の光源２０からの光Ｌ２を略平行光にするレンズ群２１，２２が配置されている。

[0044] 第３の光源３０は、図１３に示すように、例えば緑色等の中間波長の光（第３の波長帯域の光）Ｌ３を射出するＬＥＤである。この光Ｌ３の波長帯域は、第２の光源２０からの光Ｌ２の波長帯域の一部である。

第３の光源３０の射出光軸上には、第３の光源３０からの光Ｌ３を略平行光にするレンズ群３１，３２が配置されている。

[0045] ダイクロイックミラー４０は、図１０に示すように、例えば５００ｎｍ以上６００ｎｍ未満の波長帯域の光を透過するともに、５００ｎｍ未満および６００ｎｍ以上の波長帯域の光を反射するような反射特性を有している。

[0046] このような反射特性を有することで、ダイクロイックミラー４０は、第１の光源１０から射出された光Ｌ１を反射するとともに、第２の光源２０から射出された光Ｌ２のうち５００ｎｍ以上６００ｎｍ未満の波長帯域の光および第３の光源３０から射出された光Ｌ３を透過するようになっている。

また、ダイクロイックミラー４０は、図１５に示すように、後述する照明モードに応じて、図示しない移動機構により各光源の光軸に直交する軸線（紙面に垂直な軸線）回りに回転されるようになっている。

[0047] 本実施形態に係る照明装置２は、特定の波長帯域の光を照明するＮＢＩ（Narrow Band Imaging：狭帯域光観察）モードと、白色光を照明するＷＬＩ（W

hite

Light Imaging：白色光観察）モードとを備えている。これらの照明モードから、例えばタッチパネルやスイッチ等により所望の照明モードをユーザが選択することで、ダイクロイックミラー４０が、図示しない移動機構により各光源の光軸に直交する軸線回りに回転される。

[0048] ダイクロイックミラー４０とライトガイド４３との間には、ダイクロイックミラー４０からの光をライトガイド４３の入射端に集光するレンズ群４１，４２が配置されている。

ライトガイド４３は、例えばガラス等で形成された導光ロッドであり、レンズ群４１，４２により集光されたダイクロイックミラー４０からの光を出射端まで導くようになっている。

[0049] 上記構成を有する照明装置２の作用について以下に説明する。

まず、ＮＢＩモードでは、図９に示されるように、ダイクロイックミラー４０が、第１の光源１０から射出された光Ｌ１をライトガイド４３の入射端に向けて反射する角度に設定される。

この状態において第１の光源１０および第３の光源３０が点灯される。

[0050] 第１の光源１０からは、例えばバイオレット色等の比較的短波長の光Ｌ１が射出される。第１の光源１０から射出された光Ｌ１は、レンズ群１１，１２により略平行光にされ、ダイクロイックミラー４０によりライトガイド４３の入射端に向けて反射される。

[0051] 第３の光源３０からは、例えば緑色等の中間波長の光Ｌ３が射出される。第３の光源３０から射出された光Ｌ３は、レンズ群３１，３２により略平行光にされ、ダイクロイックミラー４０を透過してライトガイド４３の入射端に入射する。

[0052] このような反射特性を有するダイクロイックミラー４０により、図１４に示すように、第１の光源１０から射出された光Ｌ１と、第３の光源３０から射出された光Ｌ３とが合成される。このように合成された光は、レンズ群４１，４２によりライトガイド４３の入射端に集光され、ライトガイド４３に

より出射端まで導かれて射出される。

[0053] このようにすることで、血液中のヘモグロビンに吸収されやすい狭帯域化された２つの波長帯域の光（例えば、３９０～４４５ｎｍの波長帯域の光と５３０～５５０ｎｍの波長帯域の光）を照射することができ、粘膜表層の毛細血管、粘膜微細模様を強調して表示することができる。

[0054] 次に、ＷＬＩモードでは、図１５に示されるように、ダイクロイックミラー４０が、図示しない移動機構により各光源の光軸に直交する軸線回りに回転され、第２の光源２０から射出された光Ｌ２をライトガイド４３の入射端に向けて反射する角度に設定される。

この状態において第２の光源２０および第３の光源３０が点灯される。

[0055] 第２の光源２０からは、例えば白色等の比較的広帯域で連続的なスペクトルを有する光Ｌ２が射出される。第２の光源２０から射出された光Ｌ２は、レンズ群２１，２２により略平行光にされ、ダイクロイックミラー４０に入射する。ダイクロイックミラー４０では、図１６に示すように、第２の光源２０から射出された光Ｌ２のうち、一部がライトガイド４３の入射端の方向に透過し、その他が反射される。具体的には、ダイクロイックミラー４０は、第２の光源２０から射出された光Ｌ２のうち、例えば５００ｎｍ以上６００ｎｍ未満の波長帯域の光を透過するともに、５００ｎｍ未満および６００ｎｍ以上の波長帯域の光Ｌ２’を反射する。

[0056] このような反射特性を有するダイクロイックミラー４０により、図１７に示すように、第３の光源３０から射出された光Ｌ３と、第２の光源２０から射出された光Ｌ２のうち５００ｎｍ未満および６００ｎｍ以上の波長帯域の光とが合成される。このように合成された光は、レンズ群４１，４２によりライトガイド４３の入射端に集光され、ライトガイド４３により出射端まで導かれて射出される。

[0057] これにより、第２の光源２０から射出された光Ｌ２における５００ｎｍ以上６００ｎｍ未満の波長帯域の光Ｌ２’を、第３の光源３０から射出された光Ｌ３に置き換えて射出することができる。ここで、人間の目には、例えば

緑色等の中間波長の光の強度を高くすることで、明るさが大きく向上するように感じることが知られている。したがって、第３の光源３０からの光Ｌ３の強度を大きくすることで、明るく且つ広帯域で連続的なスペクトルを有する白色光を照射することができ、観察精度を向上することができる。

[0058] 以上のように、本実施形態の照明装置２によれば、特定の波長帯域の光を射出したい場合には、ＮＢＩモードを選択し、第１の光源１０からの光Ｌ１を合成光の射出光軸方向に反射するように、ダイクロイックフィルタ４０を各光源の光軸に直交する軸線回りに回転させる。この状態において、第１の光源１０および／または第３の光源３０を点灯させることによって、特定の波長帯域の光を射出することができる。

[0059] また、例えば白色光のようなブロードな光を射出したい場合には、ＷＬＩモードを選択し、第２の光源２０からの光Ｌ２を合成光の射出光軸方向に反射するように、ダイクロイックフィルタ４０を各光源の光軸に直交する軸線回りに回転させる。この状態において、第２の光源２０および第３の光源３０を点灯させることによって、第２の光源２０からの光Ｌ２において、波長帯域の一部が第３の光源３０からの光Ｌ３に置き換わった、明るく且つ広帯域で連続的なスペクトルを有する合成光を射出することができる。

[0060] 〔第３の実施形態〕

次に、本発明の第３の実施形態に係る照明装置について、主に図１８から図２９を参照して説明する。

本実施形態に係る照明装置が前述の各実施形態と異なる点は、ＮＢＩモード、ＷＬＩモードに加えて、ＩＲ光を用いたＭＩ（Molecular Imaging：分子画像観察）モードを有する点である。以下、本実施形態の照明装置について、前述の各実施形態と共通する点については説明を省略し、異なる点について主に説明する。

[0061] ここで、ＭＩ（分子画像観察）とは、体内の特定の分子（例えばブドウ糖や様々なたんぱく質など）の分布や動きをＰＥＴ－ＣＴ等により可視化し、体内で起こっている様々な現象を動的に捉える観察方法である。この観察方

法により、例えば癌や神経疾患や心疾患等の有無・進行状況・悪性度等を診断することができる。

[0062] 本実施形態に係る照明装置３は、図１８に示すように、光軸が互いに直交する向きに配置された第１の光源１０、第２の光源２０、および第３の光源３０と、各光源の光軸の交点上に配置されたダイクロイックミラー（光合成部）４０と、第２の光源２０の光軸上に配置されたライトガイド４３とを備えている。

第１の光源１０と第３の光源３０とは対向して配置され、第２の光源２０は、第１の光源１０および第３の光源３０の光軸に直交する方向に光軸を向けて配置されている。

[0063] 第１の光源１０は、図２０に示すように、例えばバイオレット色等の比較的短波長の光（第１の波長帯域の光）Ｌ１を射出するＬＥＤである。

第１の光源１０の射出光軸上には、第１の光源１０からの光Ｌ１を略平行光にするレンズ群１１，１２が配置されている。

[0064] 第２の光源２０は、図２１に示すように、例えば白色等の比較的広帯域で連続的なスペクトルを有する光（第２の波長帯域の光）Ｌ２を射出するＬＥＤである。

第２の光源２０の射出光軸上には、第２の光源２０からの光Ｌ２を略平行光にするレンズ群２１，２２が配置されている。

[0065] 第３の光源３０は、図２２に示すように、例えばＩＲ光（第３の波長帯域の光）Ｌ３を射出するＬＥＤである。この光Ｌ３は、第２の光源２０からの光Ｌ２とは異なる波長帯域を有する光である。

第３の光源３０の射出光軸上には、第３の光源３０からの光Ｌ３を略平行光にするレンズ群３１，３２が配置されている。

[0066] ダイクロイックミラー４０は、図１９に示すように、例えば５００ｎｍ以上６００ｎｍ未満の波長帯域の光を透過するともに、５００ｎｍ未満および６００ｎｍ以上の波長帯域の光を反射するような反射特性を有している。なお、図１９において、各グラフは、ダイクロイックミラー４０への入射角を

それぞれ示している。

[0067] このような反射特性を有することで、ダイクロイックミラー４０は、第１の光源１０から射出された光Ｌ１を反射するとともに、第２の光源２０から射出された光Ｌ２のうち５００ｎｍ以上６００ｎｍ未満の波長帯域の光および第３の光源３０から射出された光Ｌ３を透過するようになっている。

また、ダイクロイックミラー４０は、図２４に示すように、後述する照明モードに応じて、図示しない移動機構により各光源の光軸に直交する軸線（紙面に垂直な軸線）回りに回転されるようになっている。

[0068] 本実施形態に係る照明装置３は、特定の波長帯域の光を照明するＮＢＩ（Narrow Band Imaging：狭帯域光観察）モードと、白色光を照明するＷＬＩ（White
Light Imaging：白色光観察）モードと、ＭＩ（Molecular Imaging：分子画像観察）モードとを備えている。これらの照明モードから、例えばタッチパネルやスイッチ等により所望の照明モードをユーザが選択することで、ダイクロイックミラー４０が、図示しない移動機構により各光源の光軸に直交する軸線回りに回転される。

[0069] ダイクロイックミラー４０とライトガイド４３との間には、ダイクロイックミラー４０からの光をライトガイド４３の入射端に集光するレンズ群４１，４２が配置されている。

ライトガイド４３は、例えばガラス等で形成された導光ロッドであり、レンズ群４１，４２により集光されたダイクロイックミラー４０からの光を出射端まで導くようになっている。

[0070] 上記構成を有する照明装置３の作用について以下に説明する。

まず、ＷＬＩモードでは、図１８に示されるように、ダイクロイックミラー４０が、図示しない移動機構により各光源の光軸に直交する軸線回りに回転され、その反射面が第２の光源２０の光軸に沿う方向になるように配置される。

この状態において第２の光源２０が点灯される。

[0071] 第２の光源２０からは、例えば白色等の比較的広帯域で連続的なスペクトルを有する光Ｌ２が射出される。第２の光源２０から射出された光Ｌ２は、レンズ群２１，２２により略平行光にされ、レンズ群４１，４２によりライトガイド４３の入射端に集光されて、ライトガイド４３により出射端まで導かれて射出される。

これにより、第２の光源２０から射出された光Ｌ２、すなわち、図２３に示すような広帯域で連続的なスペクトルを有する白色光を照射することができ、演色性の高い観察を行うことができる。

[0072] 次に、ＮＢＩモードでは、図２４に示されるように、ダイクロイックミラー４０が、第１の光源１０から射出された光Ｌ１をライトガイド４３の入射端に向けて反射する角度に設定される。

この状態において第１の光源１０および第２の光源２０が点灯される。

[0073] 第１の光源１０からは、例えばバイオレット色等の比較的短波長の光Ｌ１が射出される。第１の光源１０から射出された光Ｌ１は、レンズ群１１，１２により略平行光にされ、ダイクロイックミラー４０によりライトガイド４３の入射端に向けて反射される。

[0074] 第２の光源２０からは、例えば白色等の比較的広帯域で連続的なスペクトルを有する光Ｌ２が射出される。第２の光源２０から射出された光Ｌ２は、レンズ群２１，２２により略平行光にされ、ダイクロイックミラー４０に入射する。ダイクロイックミラー４０では、図２５に示すように、第２の光源２０から射出された光Ｌ２のうち、一部がライトガイド４３の入射端の方向に透過し、その他が反射される。具体的には、ダイクロイックミラー４０は、第２の光源２０から射出された光Ｌ２のうち、例えば５００ｎｍ以上６００ｎｍ未満の波長帯域の光Ｌ２’を透過するともに、５００ｎｍ未満および６００ｎｍ以上の波長帯域の光を反射する。

[0075] このような反射特性を有するダイクロイックミラー４０により、図２６に示すように、第１の光源１０から射出された光Ｌ１と、第２の光源２０から射出された光Ｌ２のうち５００ｎｍ以上６００ｎｍ未満の波長帯域の光Ｌ２

’とが合成される。このように合成された光は、レンズ群４１，４２によりライトガイド４３の入射端に集光され、ライトガイド４３により出射端まで導かれて射出される。

[0076] このようにすることで、血液中のヘモグロビンに吸収されやすい狭帯域化された２つの波長帯域の光（例えば、３９０～４４５ｎｍの波長帯域の光と５３０～５５０ｎｍの波長帯域の光）を照射することができ、粘膜表層の毛細血管、粘膜微細模様を強調して表示することができる。

[0077] 次に、ＭＩモードでは、図２７に示されるように、ダイクロイックミラー４０が、第３の光源３０から射出された光Ｌ３をライトガイド４３の入射端に向けて反射する角度に設定される。

この状態において第２の光源２０および第３の光源３０が点灯される。

[0078] 第３の光源３０からは、例えばＩＲ光等の比較的短波長の光Ｌ３が射出される。第３の光源３０から射出された光Ｌ３は、レンズ群３１，３２により略平行光にされ、ダイクロイックミラー４０によりライトガイド４３の入射端に向けて反射される。

[0079] 第２の光源２０からは、例えば白色等の比較的広帯域で連続的なスペクトルを有する光Ｌ２が射出される。第２の光源２０から射出された光Ｌ２は、レンズ群２１，２２により略平行光にされ、ダイクロイックミラー４０に入射する。ダイクロイックミラー４０では、図２８に示すように、第２の光源２０から射出された光Ｌ２のうち、一部がライトガイド４３の入射端の方向に透過し、その他が反射される。具体的には、ダイクロイックミラー４０は、第２の光源２０から射出された光Ｌ２のうち、例えば５００ｎｍ以上６００ｎｍ未満の波長帯域の光Ｌ２’を透過するともに、５００ｎｍ未満および６００ｎｍ以上の波長帯域の光を反射する。

[0080] このような反射特性を有するダイクロイックミラー４０により、図２９に示すように、第３の光源３０から射出された光Ｌ３と、第２の光源２０から射出された光Ｌ２のうち５００ｎｍ以上６００ｎｍ未満の波長帯域の光Ｌ２’とが合成される。このように合成された光は、レンズ群４１，４２により

ライトガイド４３の入射端に集光され、ライトガイド４３により出射端まで導かれて射出される。

[0081] このようにすることで、第３の光源３０から射出された光Ｌ３を励起光とし、第２の光源２０から射出された光Ｌ２のうち５００ｎｍ以上６００ｎｍ未満の波長帯域の光Ｌ２’を参照光として、体内の特定の分子（例えばブドウ糖や様々なたんぱく質など）の分布や動きを観察することができ、例えば癌や神経疾患や心疾患等の有無・進行状況・悪性度等を診断することができる。

[0082] 以上のように、本実施形態の照明装置３によれば、第１の光源１０からの光Ｌ１を含む特定の波長帯域の光を射出したい場合には、ＮＢＩモードを選択し、第１の光源１０からの光Ｌ１を合成光の射出光軸方向に反射するように、ダイクロイックフィルタ４０を各光源の光軸に直交する軸線回りに回転させる。この状態において、第１の光源１０および／または第２の光源２０を点灯させることによって、所望の波長帯域の光を射出することができる。

[0083] また、例えば白色光のようなブロードな光を射出したい場合には、ＷＬＩモードを選択し、板状のフィルタであるダイクロイックフィルタ４０の反射面が第２の光源２０の射出光軸に沿う方向となるように、ダイクロイックフィルタ４０を各光源の光軸に直交する軸線回りに回転させる。この状態において、第２の光源２０を点灯させることによって、広帯域で連続的なスペクトルを有する光Ｌ２を、ダイクロイックフィルタ４０により反射させることなくそのまま射出することができる。

[0084] また、第３の光源３０からの光Ｌ３（ＩＲ光）を含む特定の波長帯域の光を射出したい場合には、ＭＩモードを選択し、第３の光源３０からの光Ｌ３を合成光の射出光軸方向に反射するように、ダイクロイックフィルタ４０を各光源の光軸に直交する軸線回りに回転させる。この状態において、第３の光源３０および／または第２の光源２０を点灯させることによって、所望の波長帯域の光を射出することができる。

[0085] 〔第１の変形例〕

本実施形態に係る照明装置３の第１の変形例として、ダイクロイックフィルタ４０の回転と各光源の点灯とを同期させることとしてもよい。ここで、第１の光源１０から射出される光Ｌ１、第２の光源２０から射出される光Ｌ２、第３の光源３０から射出される光Ｌ３のスペクトルはそれぞれ補完関係にある。そこで、ダイクロイックフィルタ４０の回転に同期して各光源を順次点灯させることで、図３０に示すように、広帯域で連続的なスペクトルを有する光を重畳光として射出することができる。

[0086] また、ＷＬＩモード、ＮＢＩモード、ＭＩモードを、高速で順次切り替えられるため、高速面順次のような照明を行うことができる。この場合において、各照明モードを撮像と同期させることで、３つの照明モードで被写体を撮像できるため、画像処理によって、ＷＬＩモードの画像にＮＢＩモードやＭＩモードを重畳したり、高速に切り替え表示を行うことが可能となる。

[0087] 〔第２の変形例〕

本実施形態に係る照明装置３の第２の変形例として、ダイクロイックフィルタ４０の静止角度を微調整することとしてもよい。

具体的には、ダイクロイックフィルタ４０の入射角依存性（波長シフト）を考慮することによって、ダイクロイックフィルタ４０の静止角を、上記のように４５°，０°，－４５°の３パターンだけでなく、例えば４３°，４０°としてもよい。これにより、ダイクロイックフィルタ４０の静止する角度に応じて、白色光（第２の光源２０から射出される光Ｌ２）から切り出すＧ帯域の波長を任意に設定することができる。

[0088] 例えば、ＮＢＩモードとＡＦＩモードともにバイオレット色の光と緑色の光を使用するが、照射する波長が少し異なっている（ＮＢＩモードのＧバンドの中心波長はＡＦＩのそれよりも１０ｎｍ短い）。ＮＢＩモードとＡＦＩモードとでフィルタの静止角を変えることで、最適なＧ帯域の波長を提供できる。

[0089] さらに、ダイクロイックフィルタ４０の分光特性を図３１に示す特性とし、ダイクロイックフィルタ４０の静止角度を図３３のように変化させること

で、各光源からの光の波長を図３２から図３４に示すようにシフトさせることができる。これにより、例えば蛍光試薬の種類により励起光の波長を数１０ｎｍシフトさせたい場合にも、ダイクロイックフィルタ４０の静止角度を変化させて、励起光（射出光）の波長を微調節して蛍光観察を行うことができる。

[0090] 以上、本発明の実施形態について図面を参照して詳述してきたが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲の設計変更等も含まれる。例えば、本発明を上記の実施形態および各変形例を適宜組み合わせた実施形態に適用してもよい。

また、各実施形態において本発明の照明装置を観察システムに適用した例を説明したが、このような照明装置が適用可能なシステムの例としては、特殊光（赤外光観察や薬剤蛍光検察など）を用いる内視鏡システムや、蛍光観察を行う顕微鏡システムなどが挙げられる。

[0091] また、各実施形態において、各光源はそれぞれ独立した１つのＬＥＤであるとして説明したが、異なる波長のチップをパッケージングしたマルチチップのＬＥＤモジュールを用いることとしてもよい。これにより、出力光（合成光）におけるスペクトルの自由度を増加させることができ、より所望の帯域の光を得ることができる。

また、光合成部の具体例としてダイクロイックフィルタを挙げて説明したが、例えばダイクロイックプリズム等でもよい。

符号の説明

[0092] １，２，３　照明装置

１０　第１の光源

１１，１２　レンズ群

２０　第２の光源

２１，２２　レンズ群

３０　第３の光源

３１，３２　レンズ群

４０　ダイクロイックミラー（光合成部）

４１，４２　レンズ群

４３　ライトガイド

Ｌ１　第１の波長帯域の光

Ｌ２　第２の波長帯域の光

Ｌ３　第３の波長帯域の光

請求の範囲

［請求項1］ 第１の波長帯域の光を発する第１の光源と、

前記第１の波長帯域よりも広帯域で連続的なスペクトルを有する第２の波長帯域の光を発する第２の光源と、

前記第１の波長帯域の光と前記第２の波長帯域の光とを合成する光合成部と、

該光合成部による各前記波長帯域の光の合成比率を調節する合成比率調節部とを備える照明装置。

［請求項2］ 前記光合成部が、前記第１の波長帯域の光を反射するとともに、前記第２の波長帯域の光の一部を透過して、前記第１の波長帯域の光と前記第２の波長帯域の光とを合成し、

前記合成比率調節部が、前記光合成部を前記第２の光源の光軸上から挿脱する請求項１に記載の照明装置。

［請求項3］ 前記第２の波長帯域の一部の波長帯域である第３の波長帯域の光を発する第３の光源を備え、

前記光合成部が、前記第１の波長帯域の光および前記第２の波長帯域の光を反射するとともに、前記第３の波長帯域の光を透過し、

前記合成比率調節部が、前記光合成部を各前記光源の光軸に直交する軸線回りに回転させる請求項１に記載の照明装置。

［請求項4］ 前記第１の波長帯域および前記第２の波長帯域とは異なる波長帯域である第３の波長帯域の光を発する第３の光源を備え、

前記光合成部が、前記第１の波長帯域の光および前記第３の波長帯域の光を反射するとともに、前記第２の波長帯域の光の一部を透過する板状のフィルタであり、

前記合成比率調節部が、前記光合成部を各前記光源の光軸に直交する軸線回りに回転させる請求項１に記載の照明装置。

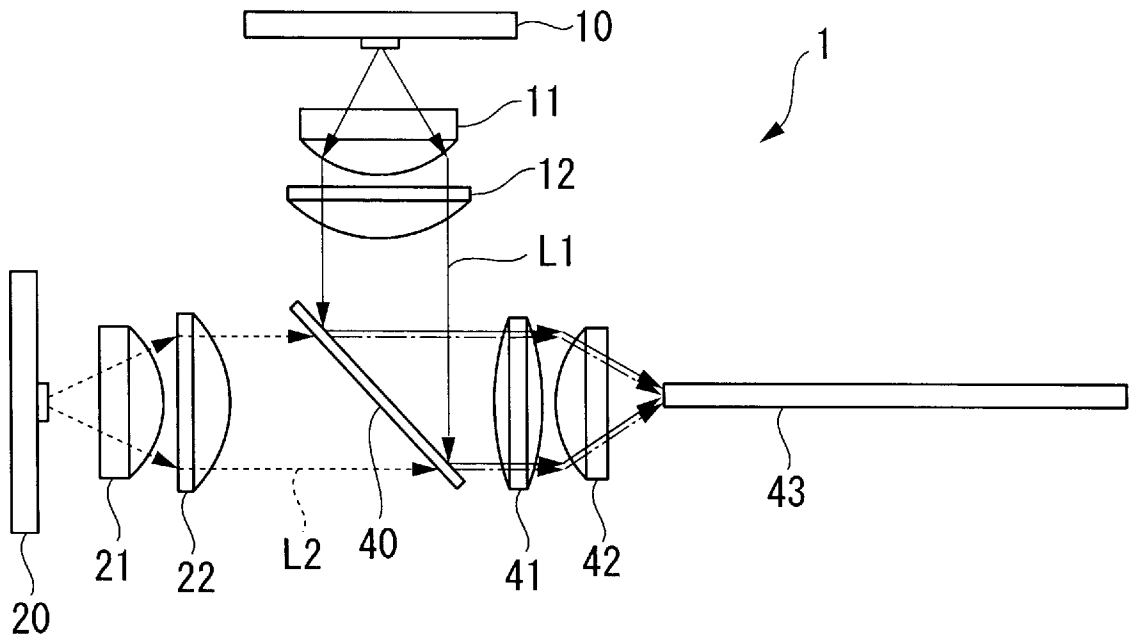
［請求項5］ 前記光合成部の回転に同期して、各前記光源を点灯させる請求項４に記載の照明装置。

［請求項6］ 前記合成比率調節部が、射出する光の波長帯域に応じて、前記光合成部の各前記光源の光軸に直交する軸線回りの回転角度を微調節する請求項３から請求項５のいずれかに記載の照明装置。

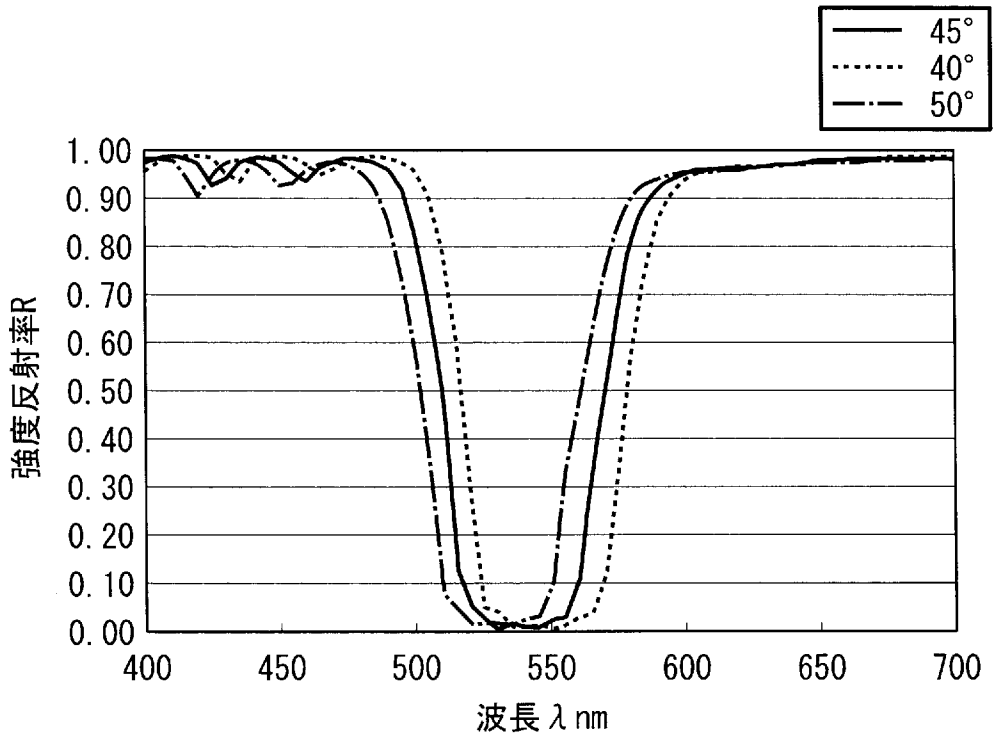
［請求項7］ 請求項１から請求項６のいずれかに記載の照明装置と、

該照明装置により照明された標本の画像を撮像する撮像素子とを備える観察システム。

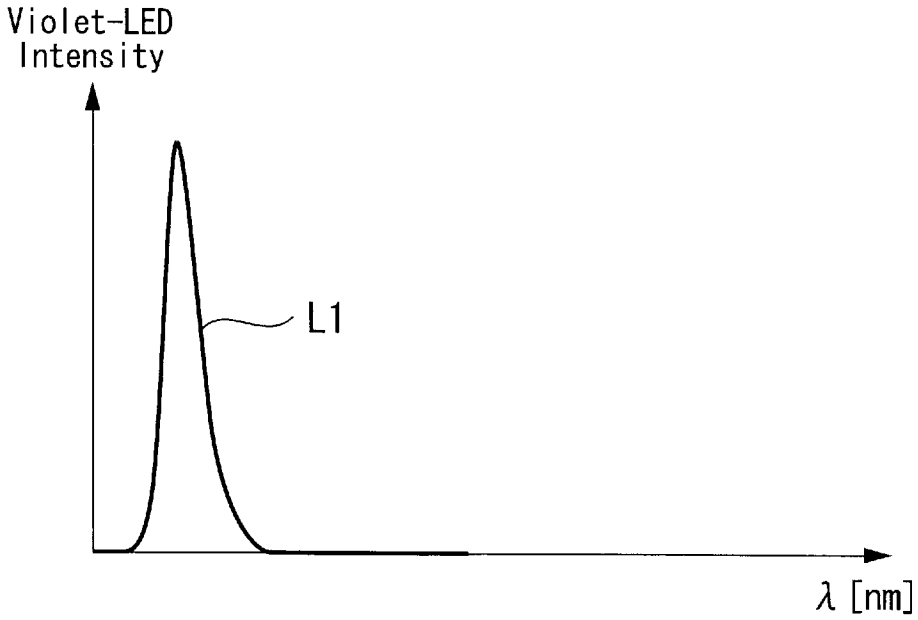
[図1]


10
1
11
12
L1
43
21
22
L2
40
41
42
20

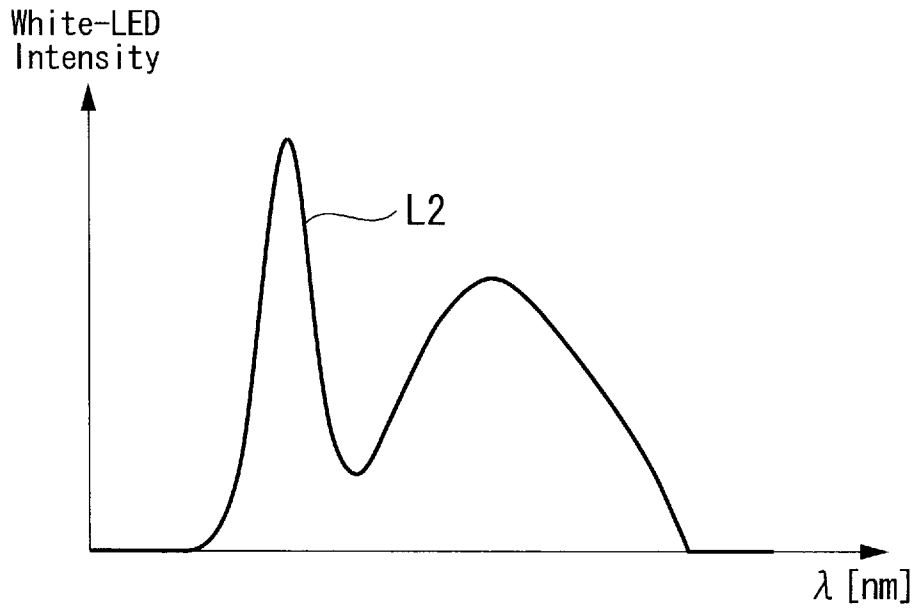
[図2]


45°
40°
50°
1.00
0.90
0.80
0.70
0.60
0.50
0.40
0.30
0.20
0.10
0.00
強度反射率R
400
450
500
550
600
650
700
波長λnm

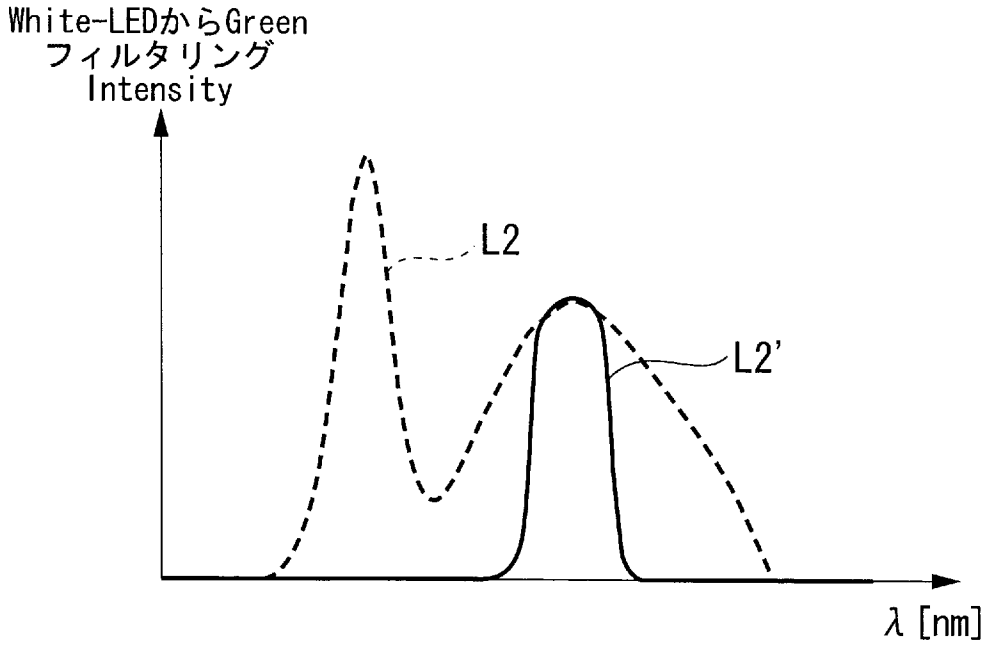
[図3]



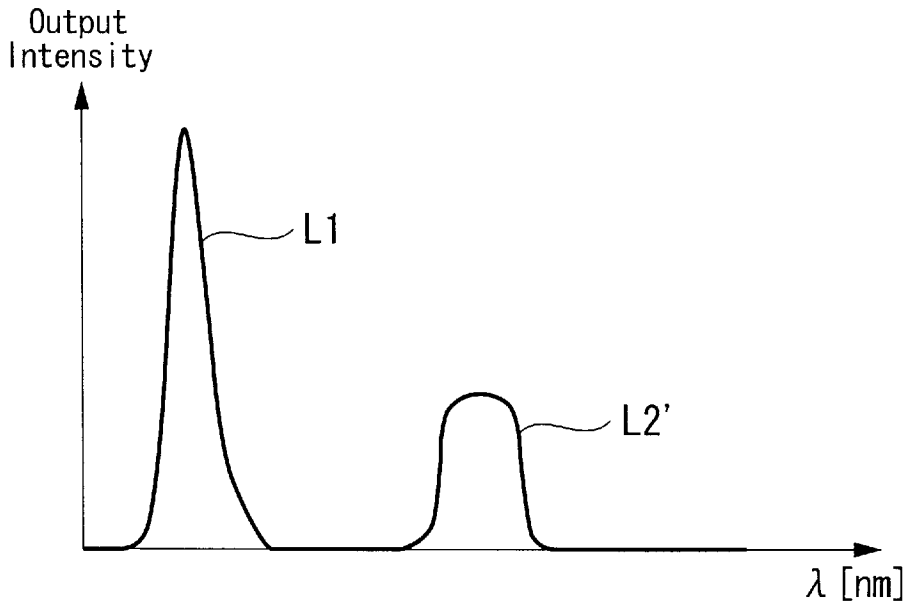
[図4]



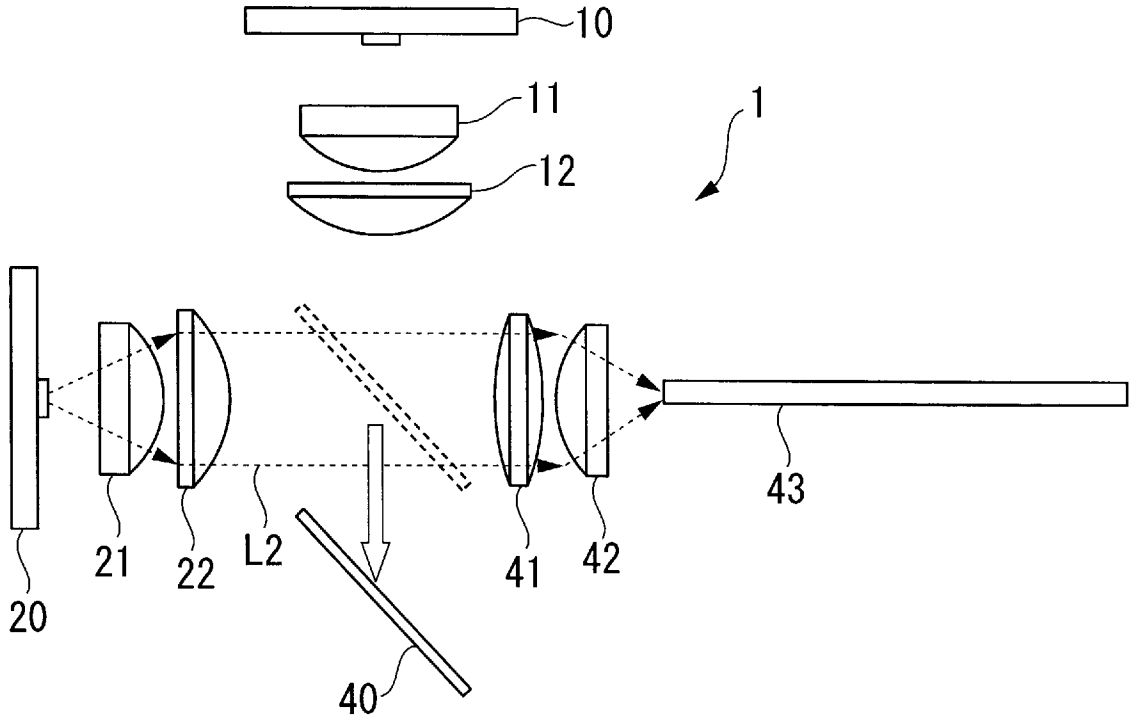
[図5]


White-LEDからGreen
フィルタリング
Intensity
L2
L2'
λ [nm]

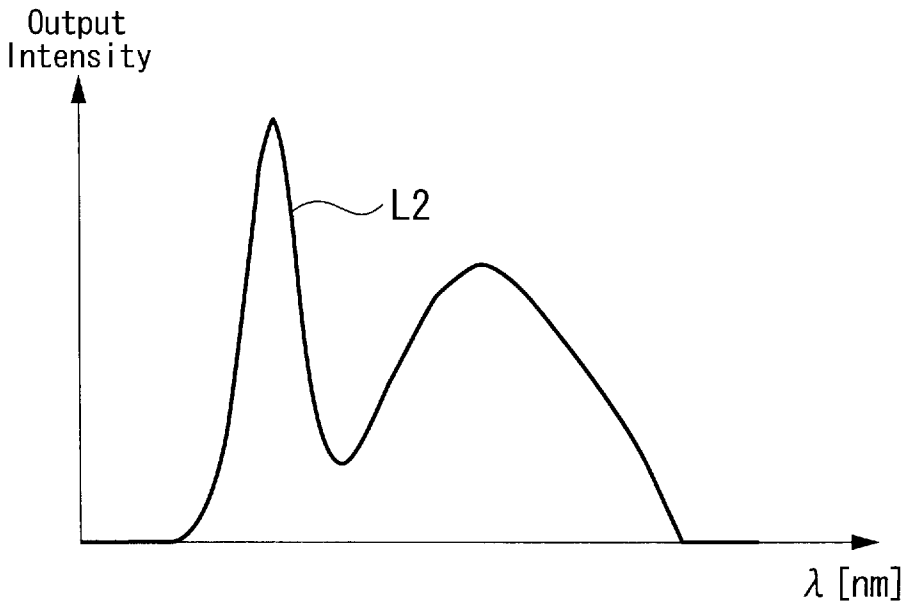
[図6]


Output
Intensity
L1
L2'
λ [nm]

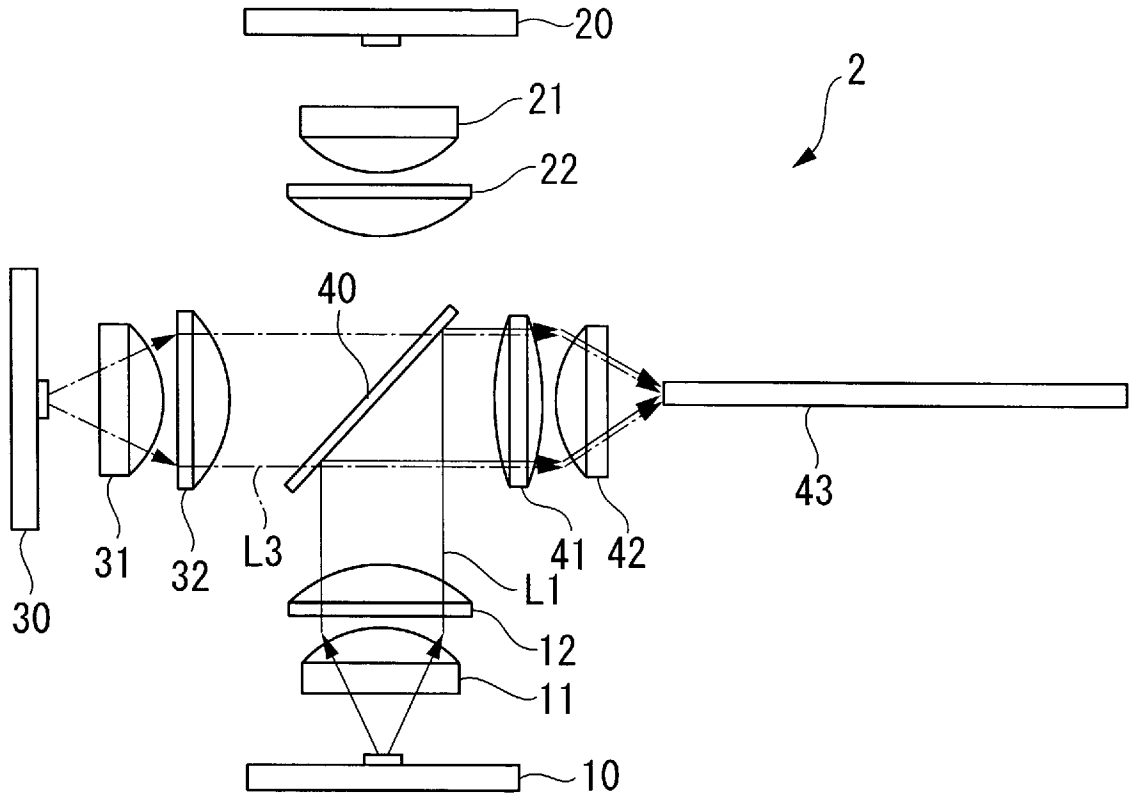
[図7]



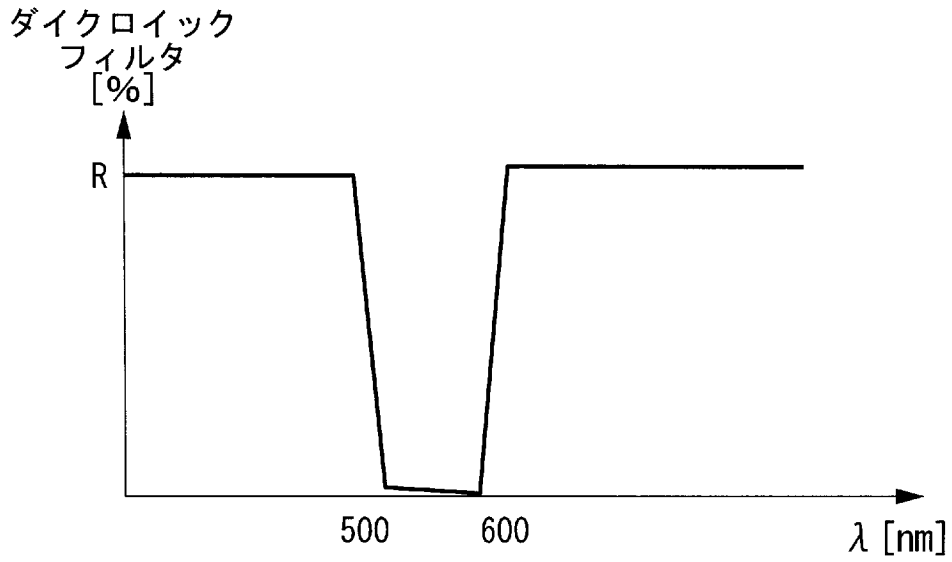
[図8]



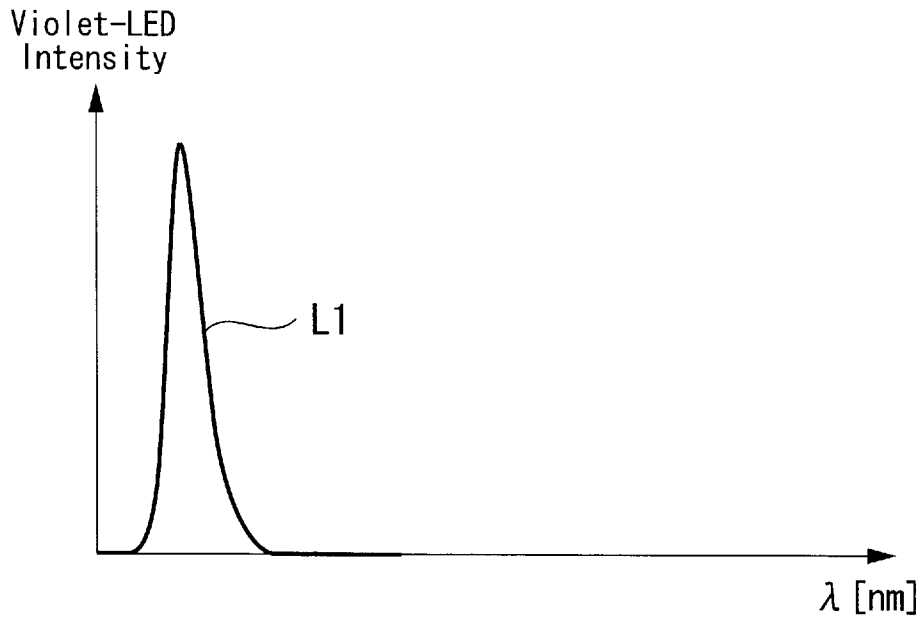
[図9]


20
21
22
2
40
43
30
31
32
L3
41
42
L1
12
11
10

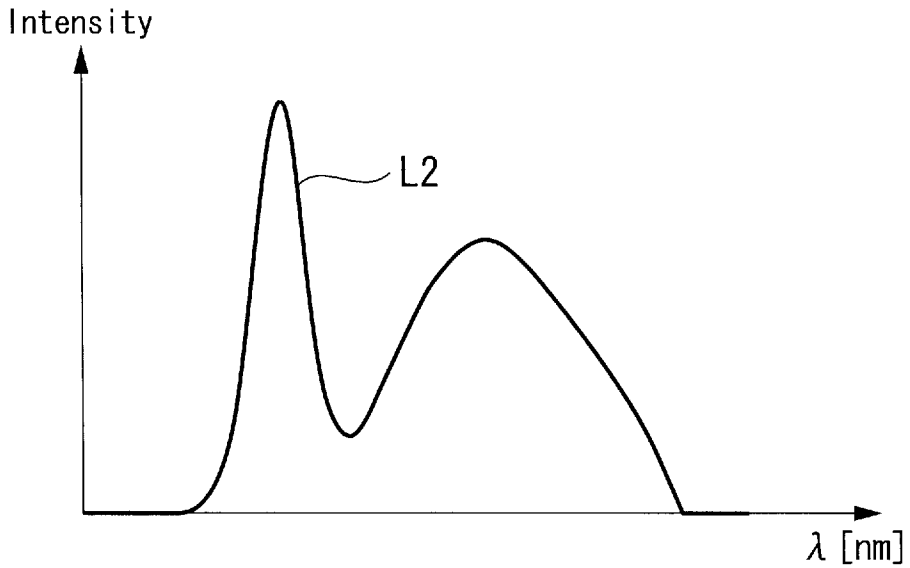
[図10]


ダイクロイック
フィルタ
[%]
R
500
600
λ [nm]

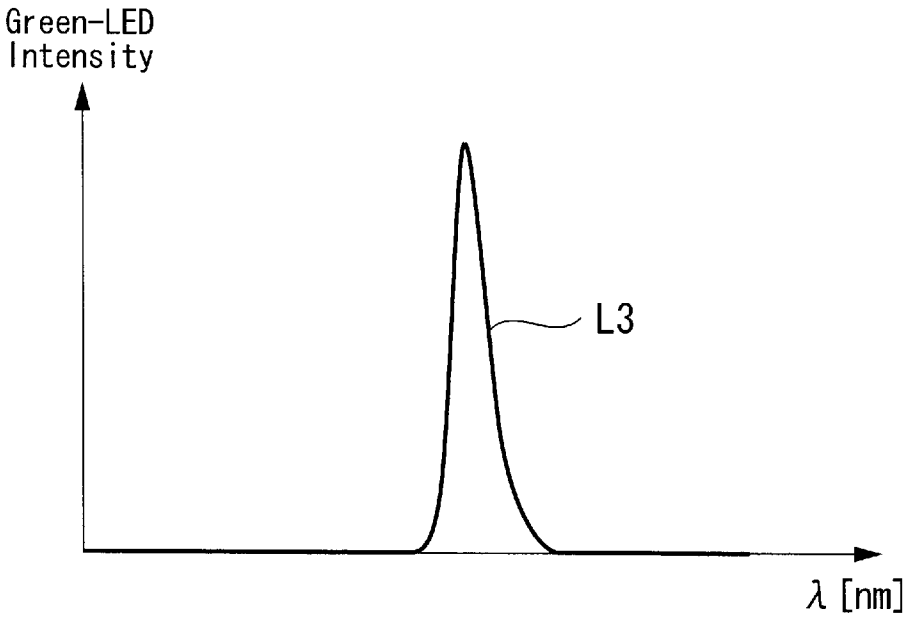
[図11]



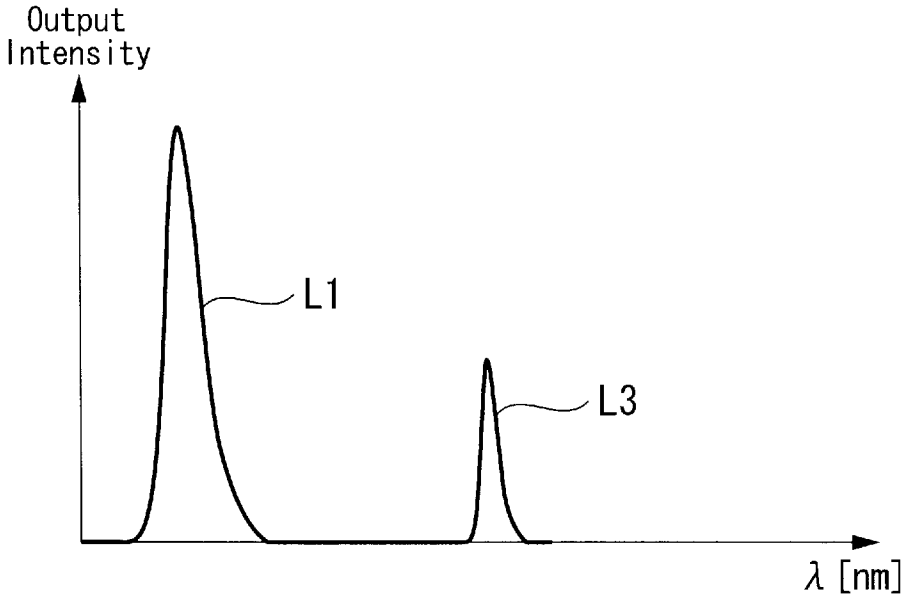
[図12]



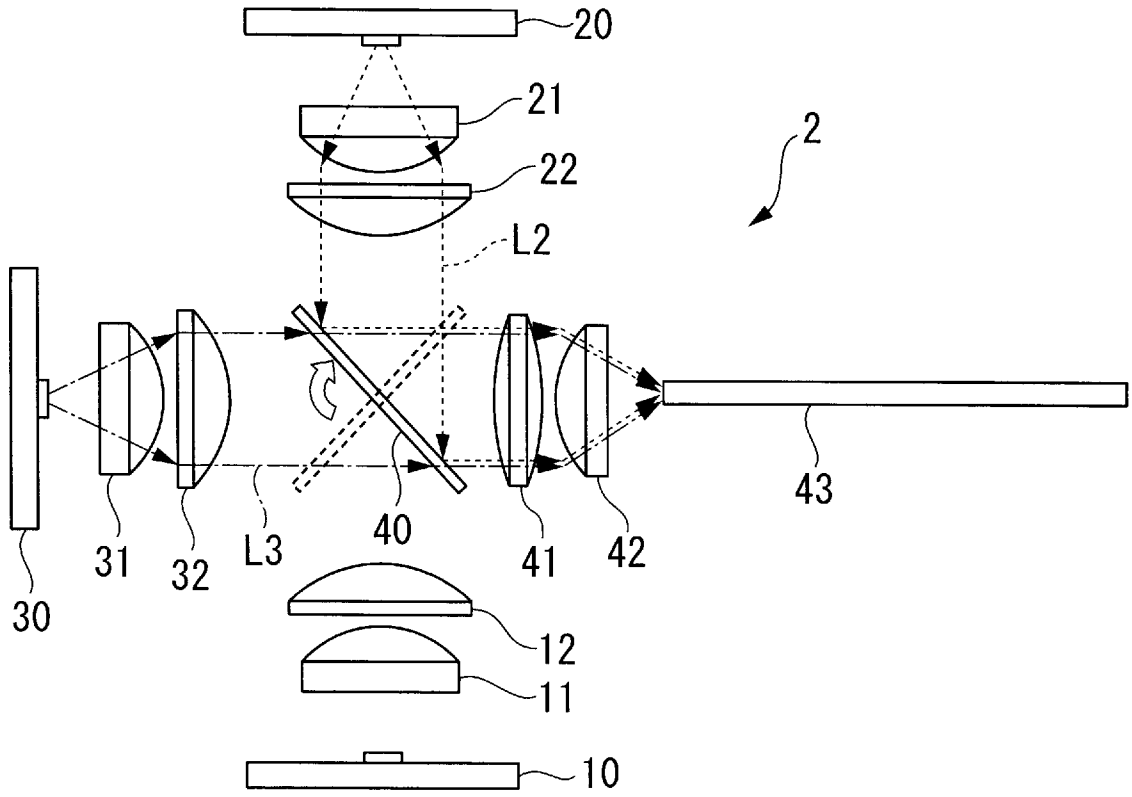
[図13]



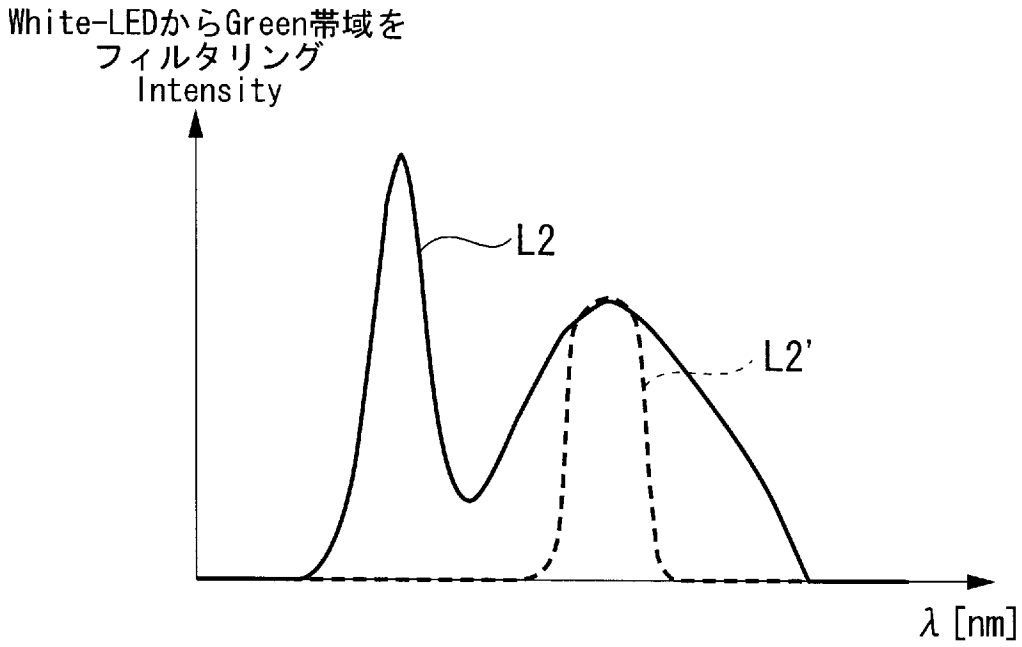
[図14]



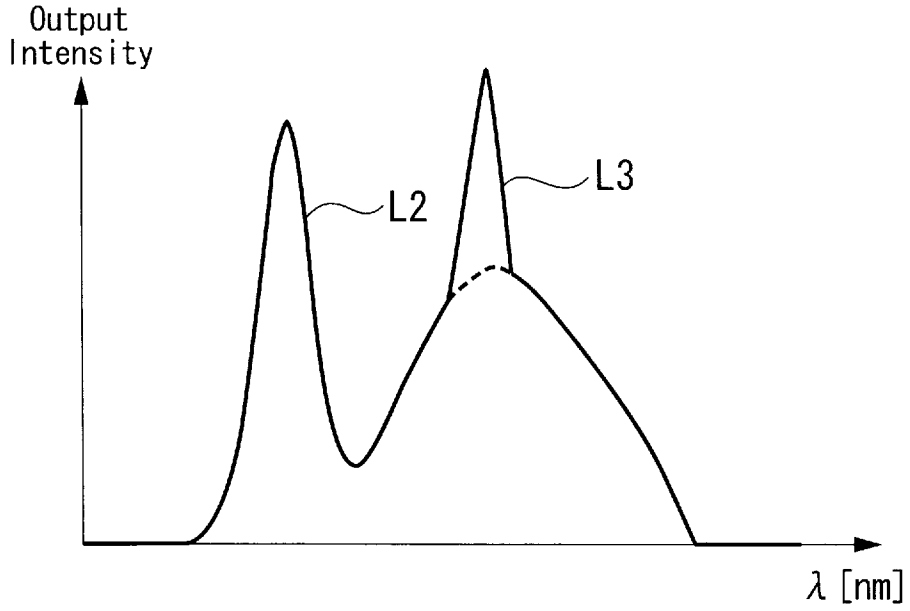
[図15]



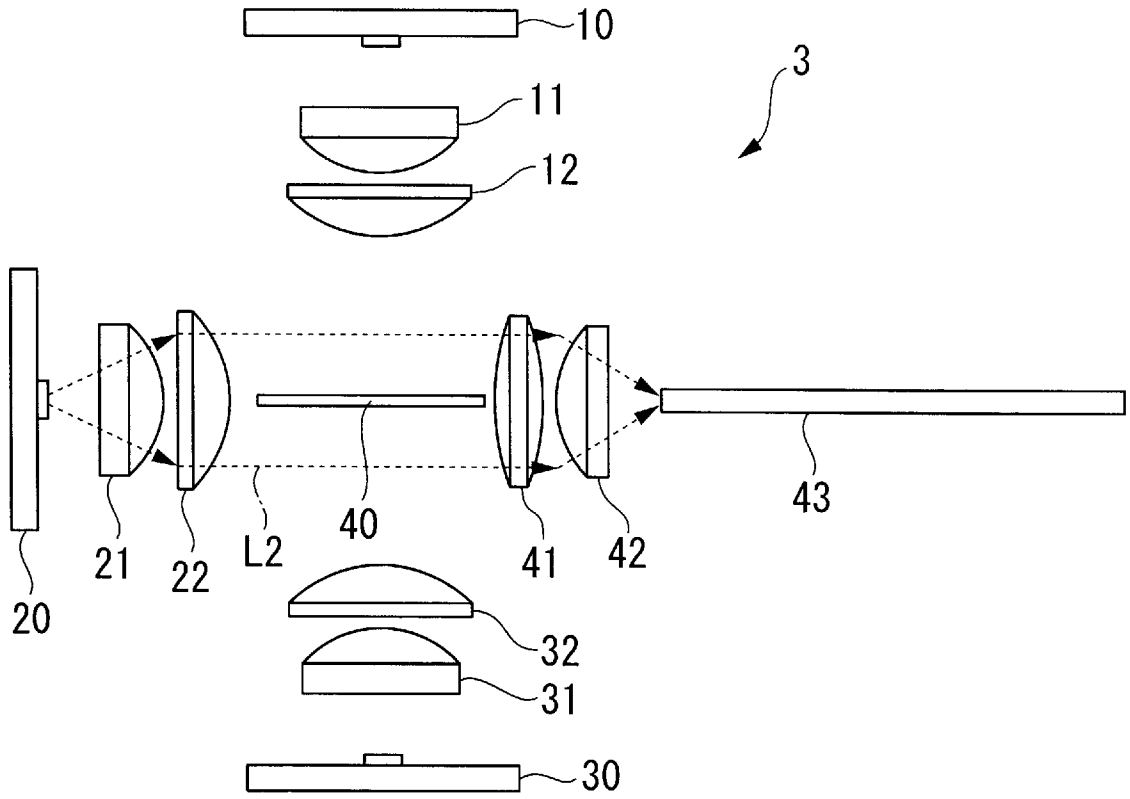
[図16]


White-LEDからGreen帯域を
フィルタリング
Intensity
L2
L2'
λ [nm]

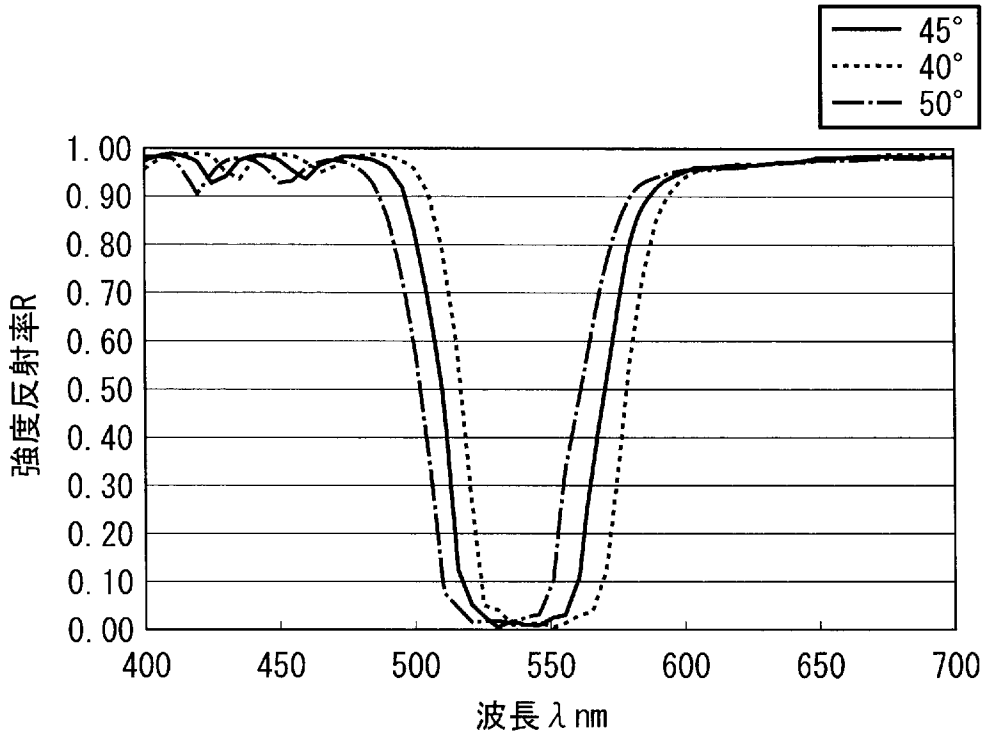
[図17]


Output
Intensity
L2
L3
λ [nm]

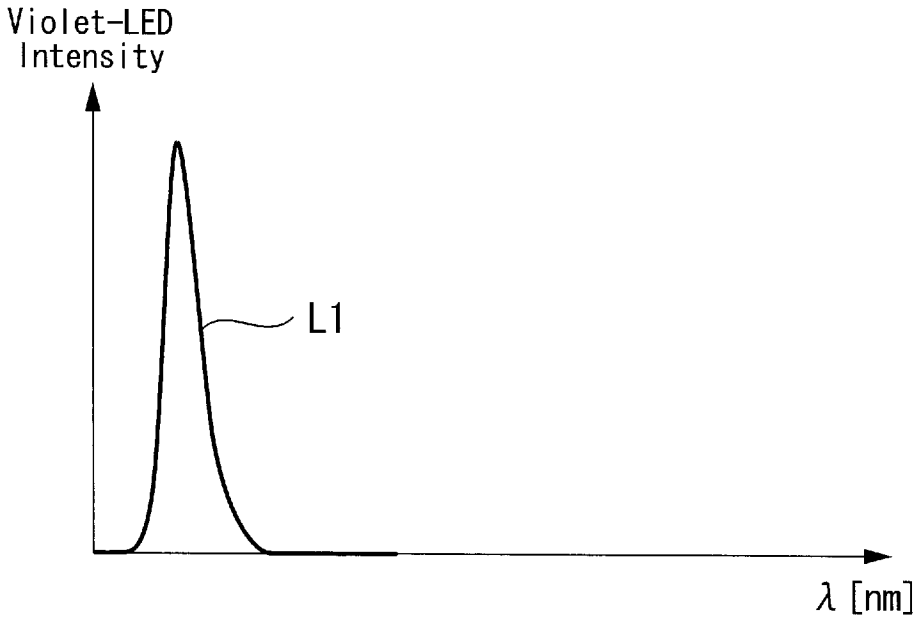
[図18]


10
11
12
3
20
21
22
L2
40
41
42
43
32
31
30

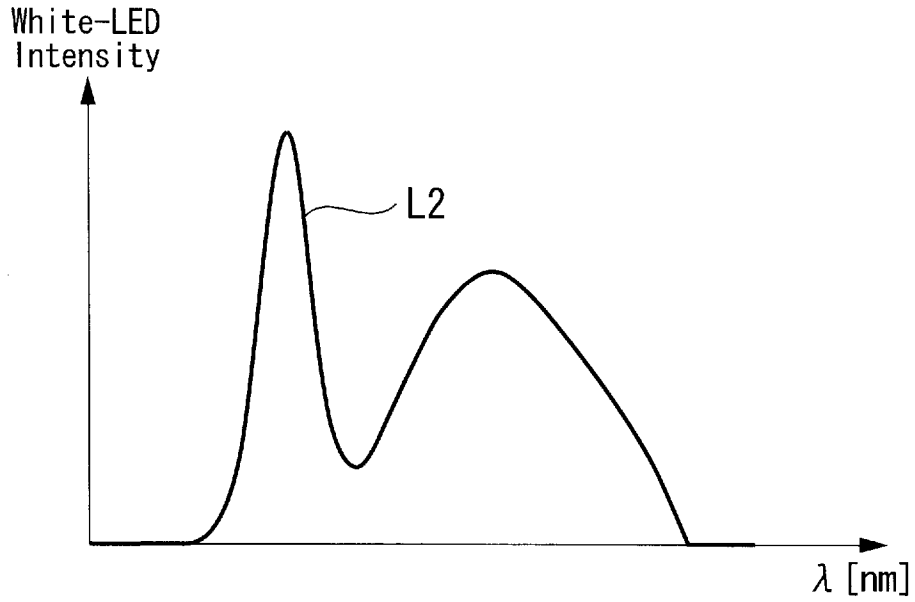
[図19]


45°
40°
50°
1.00
0.90
0.80
0.70
0.60
0.50
0.40
0.30
0.20
0.10
0.00
強度反射率R
400
450
500
550
600
650
700
波長λnm

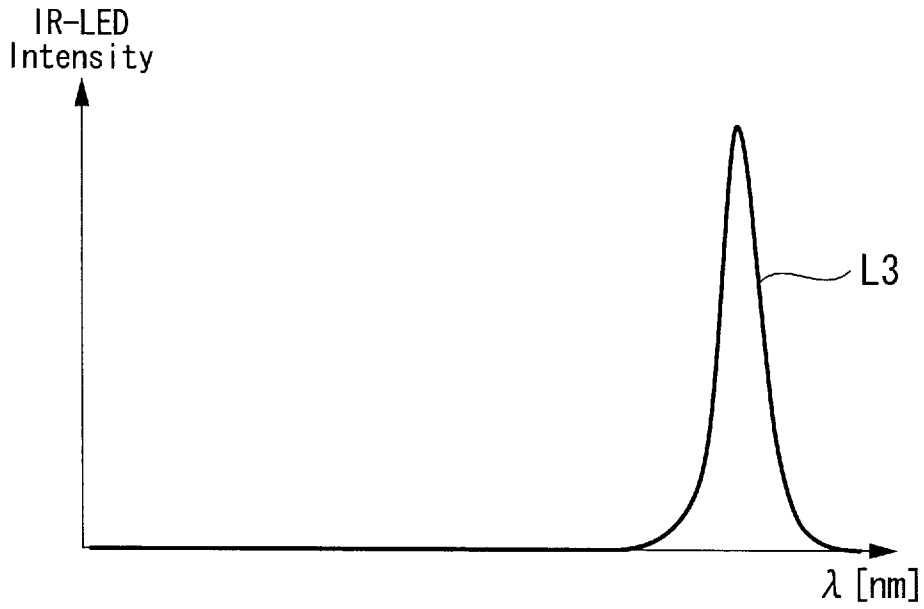
[図20]



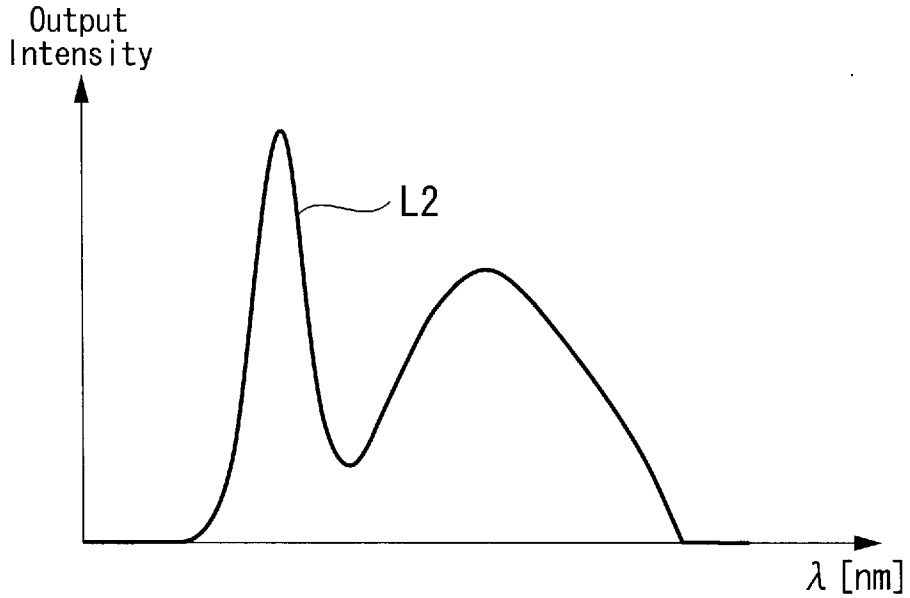
[図21]



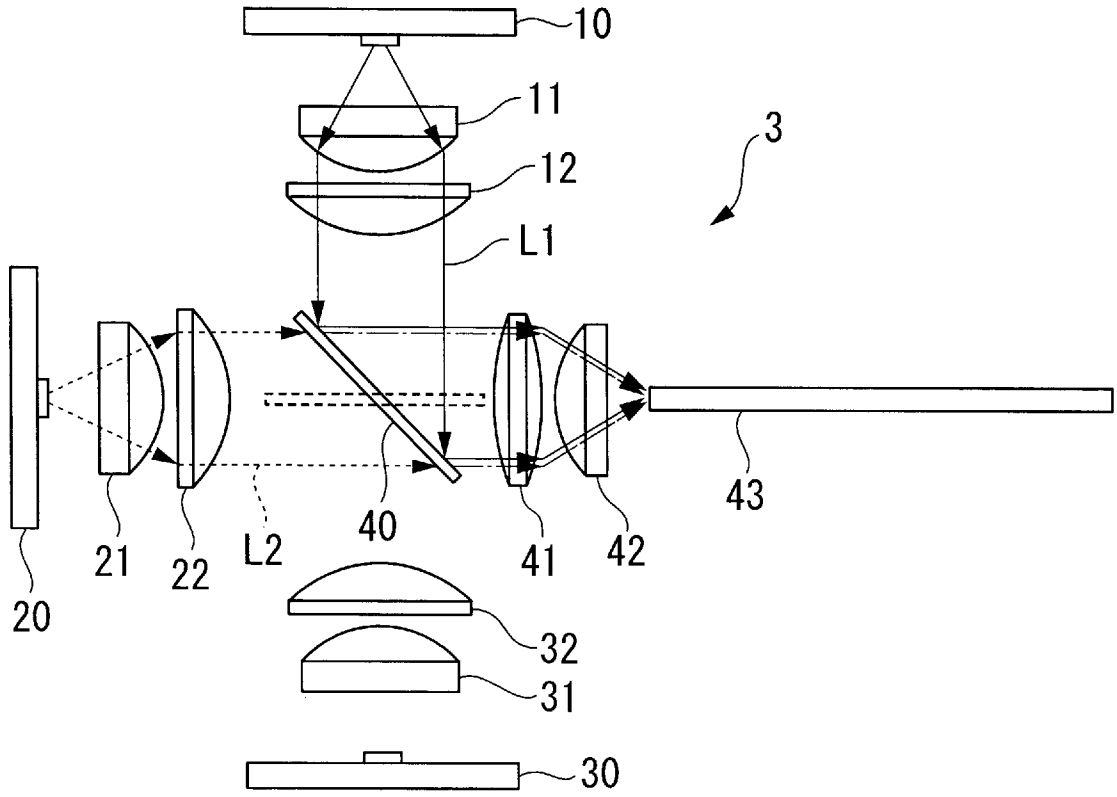
[図22]



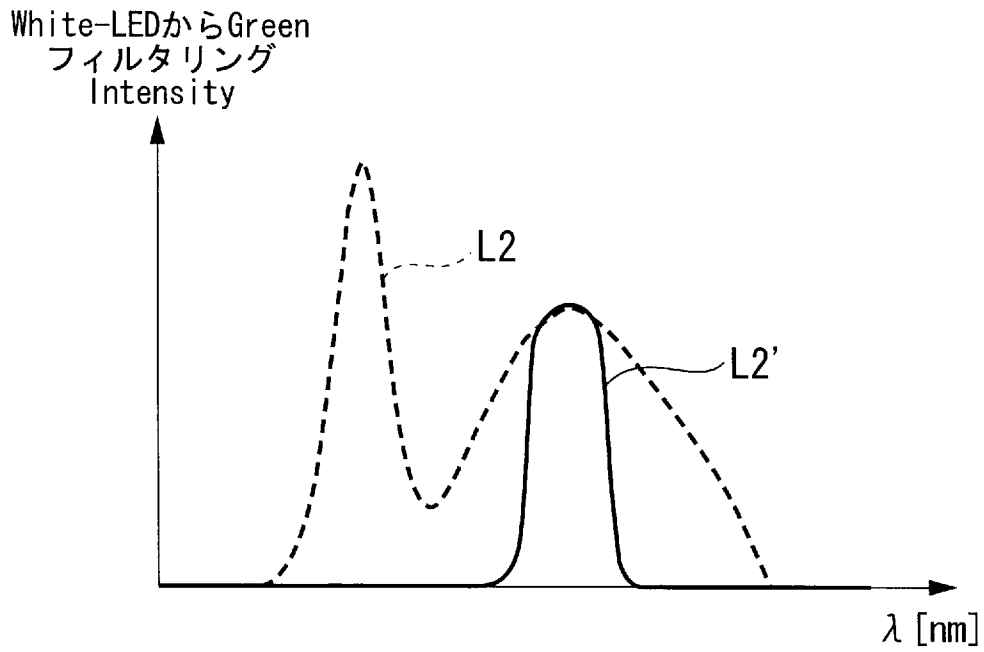
[図23]



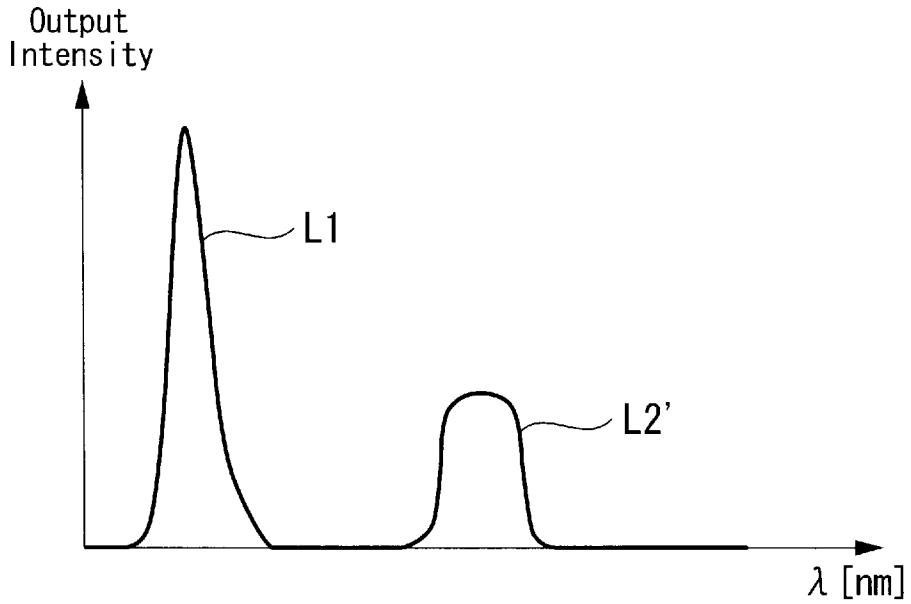
[図24]



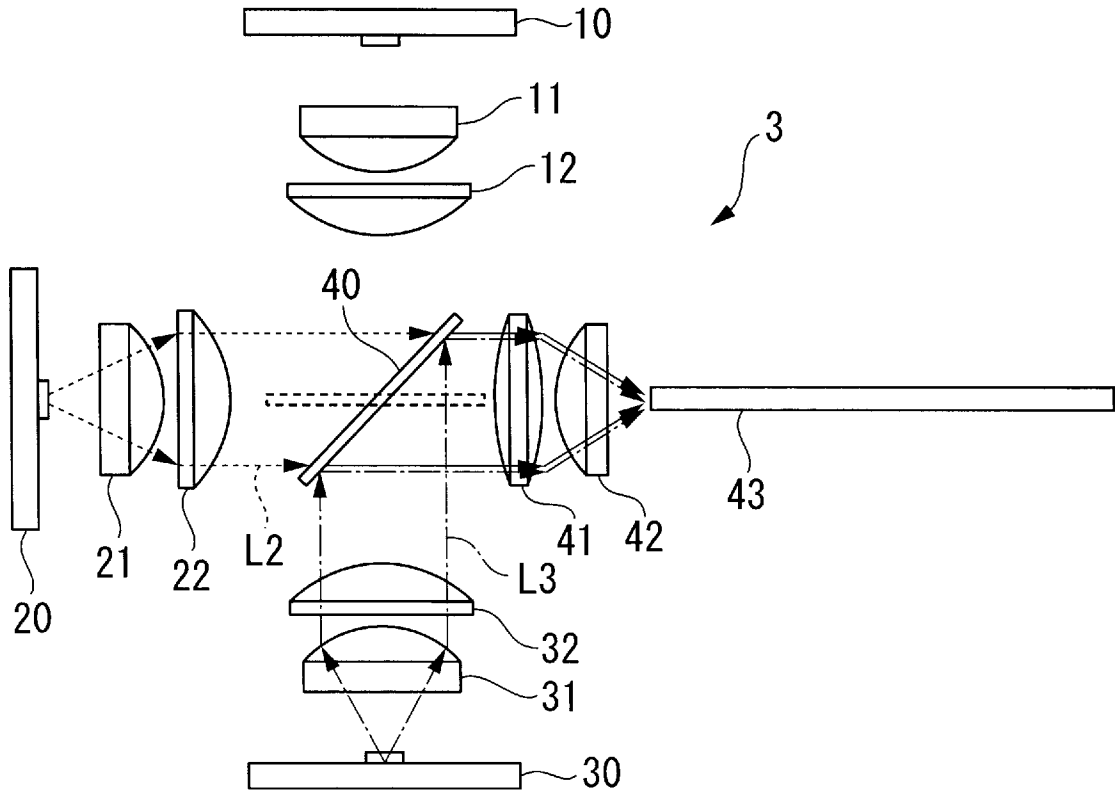
[図25]


White-LEDからGreen
フィルタリング
Intensity
L2
L2'
λ [nm]

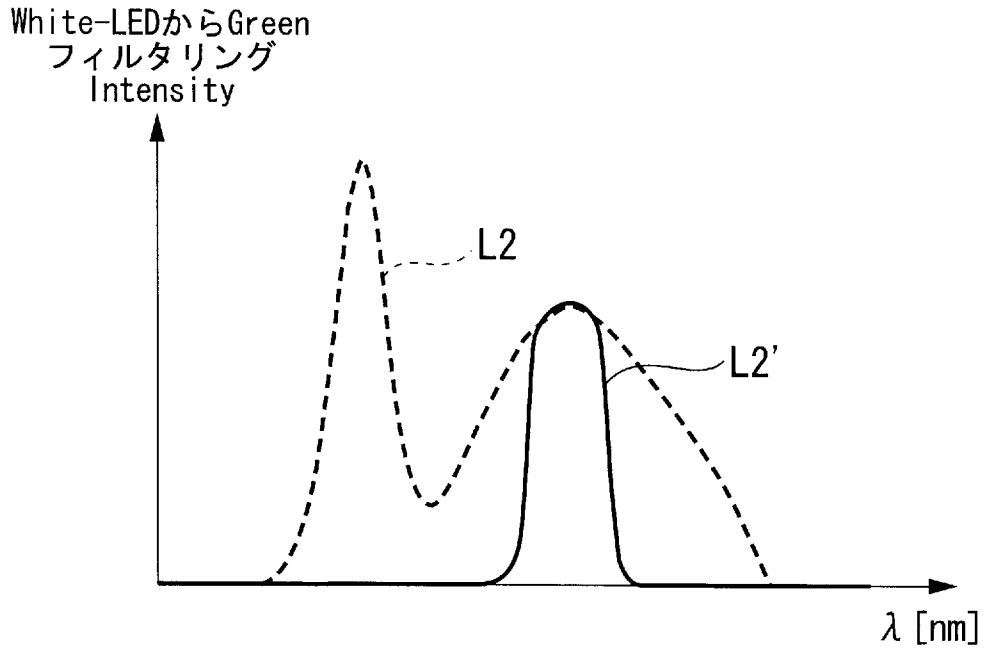
[図26]


Output
Intensity
L1
L2'
λ [nm]

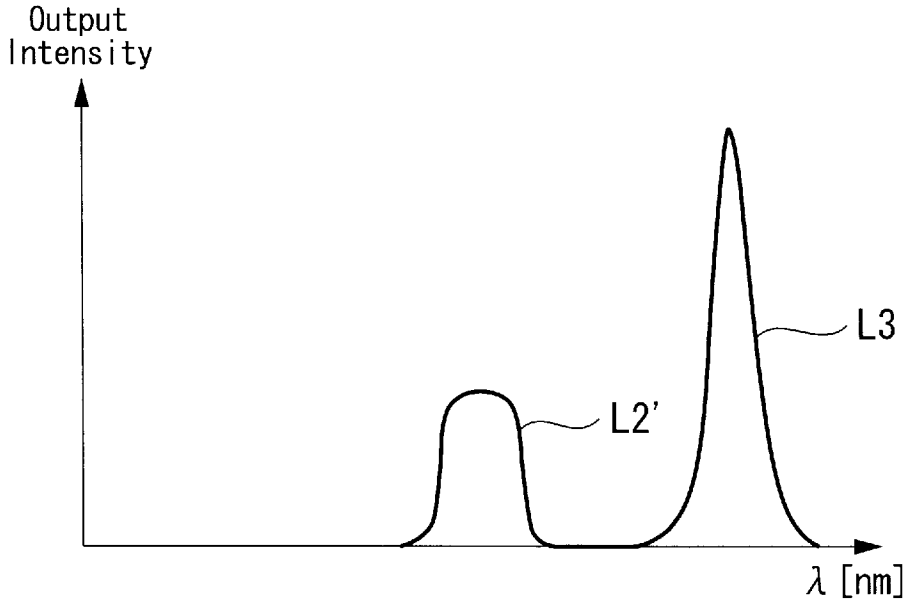
[図27]


10
11
12
3
40
43
41
42
21
22
L2
L3
20
32
31
30

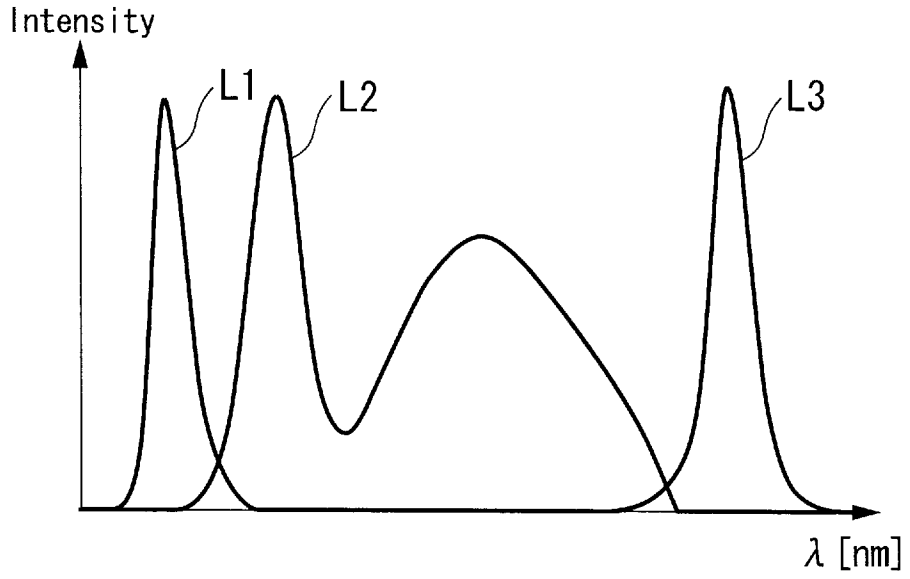
[図28]


White-LEDからGreen
フィルタリング
Intensity
L2
L2'
λ [nm]

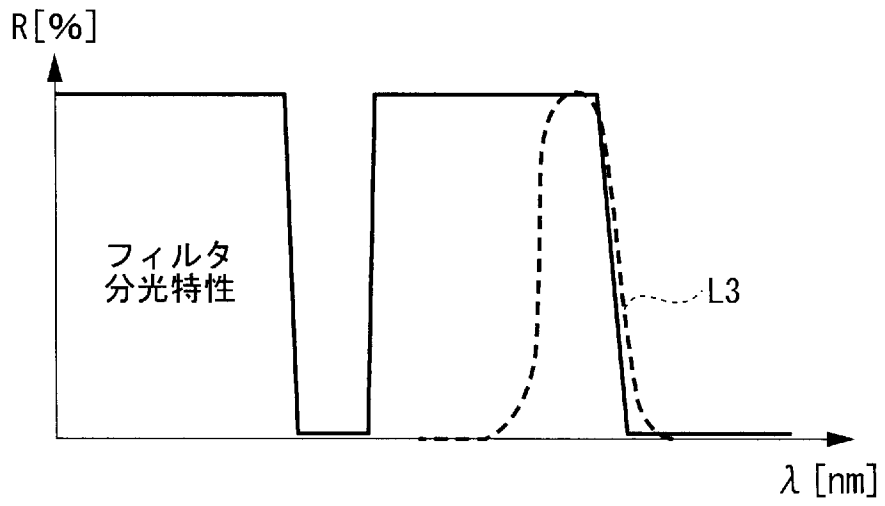
[図29]



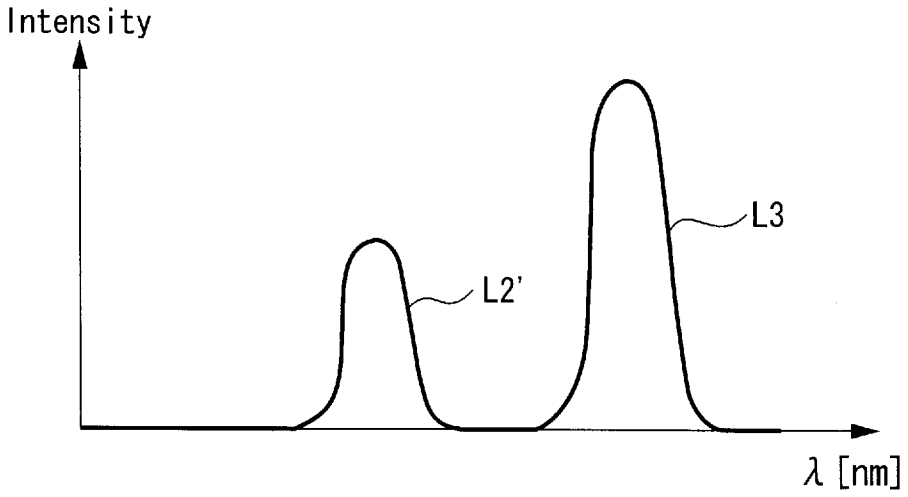
[図30]



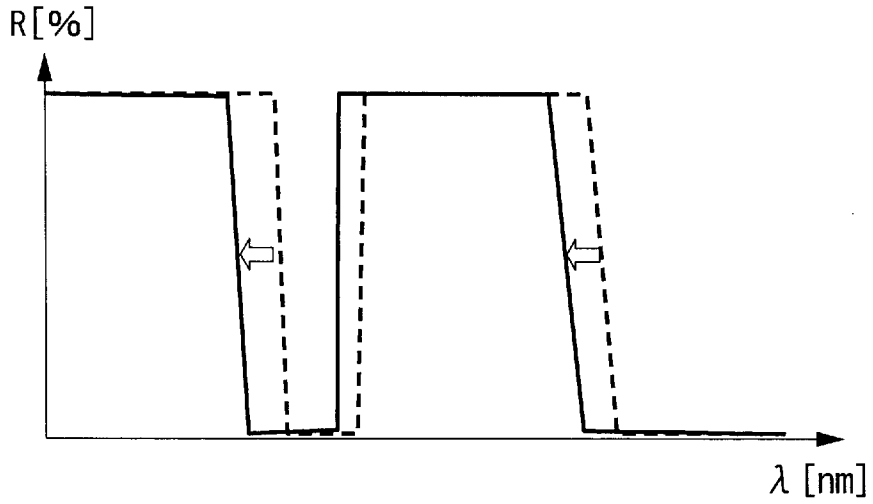
[図31]



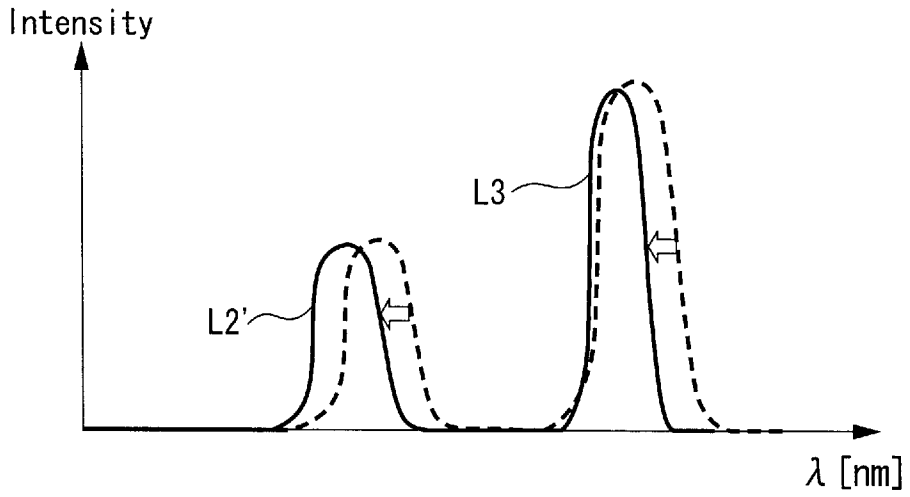
[図32]



[図33]



[図34]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2011/078236

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
F21V9/10(2006.01)i, *F21S2/00*(2006.01)i, *F21V7/22*(2006.01)i, *F21V9/08*(2006.01)i, *F21V14/04*(2006.01)i, *G02F1/13357*(2006.01)i, *F21Y101/02*(2006.01)n
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)
F21V9/10, F21S2/00, F21V7/22, F21V9/08, F21V14/04, G02F1/13357, F21Y101/02

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	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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.
X Y	JP 2005-250059 A (Hitachi, Ltd.), 15 September 2005 (15.09.2005), entire text; all drawings (Family: none)	1,3,6,7 2,4,5
Y	JP 7-56134 A (High Definition TV Engineering Corp.), 03 March 1995 (03.03.1995), paragraphs [0026] to [0033]; fig. 1, 2 (Family: none)	2
Y	JP 2009-86057 A (Citizen Electronics Co., Ltd.), 23 April 2009 (23.04.2009), paragraph [0017]; fig. 1 (Family: none)	4,5

☐ 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 01 March, 2012 (01.03.12)	Date of mailing of the international search report 13 March, 2012 (13.03.12)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１１／０７８２３６

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　F21V9/10(2006.01)i, F21S2/00(2006.01)i, F21V7/22(2006.01)i, F21V9/08(2006.01)i, F21V14/04(2006.01)i, G02F1/13357(2006.01)i, F21Y101/02(2006.01)n

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.　F21V9/10, F21S2/00, F21V7/22, F21V9/08, F21V14/04, G02F1/13357, F21Y101/02

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	１９７１－２０１２年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１２年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１２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
X Y	JP 2005-250059 A (株式会社日立製作所) 2005.09.15, 全文、全図 (ファミリーなし)	1,3,6,7 2,4,5
Y	JP 7-56134 A (株式会社高度映像技術研究所) 1995.03.03, 段落【００２６】－【００３３】、【図１】、【図２】 (ファミリーなし)	2
Y	JP 2009-86057 A (シチズン電子株式会社) 2009.04.23, 段落【００１７】、【図１】 (ファミリーなし)	4,5

☐　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	国際調査報告の発送日
０１．０３．２０１２	１３．０３．２０１２

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
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）　３Ｘ　４４８４
▲桑▼原　恭雄
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３３７２