(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
2007年4月19日 (19.04.2007)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2007/043537 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) *G01N 21/64* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2006/320234

(22) 国際出願日: 2006年10月4日 (04.10.2006)

(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2005-297367
2005年10月12日 (12.10.2005) 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): 町田 亮 (MACHIDA, Ryo) [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: 韮澤 弘, 外(NIRASAWA, Hiroshi et al.); 〒1100005 東京都台東区上野３丁目１６番３号 上野鈴木ビル７階 梓特許事務所 Tokyo (JP).

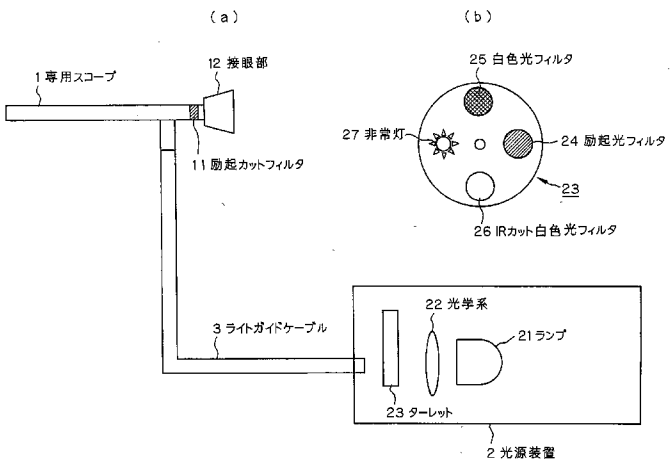
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, 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, LS, MW, MZ, NA, SD,

[続葉有]

(54) **Title:** BIODIAGNOSTIC APPARATUS

(54) **発明の名称:** 生体診断装置



1 DEDICATED SCOPE
12 EYE-PIECE SECTION
11 EXCITATION CUT FILTER
3 LIGHT GUIDE CABLE
27 EMERGENCY LAMP
25 WHITE LIGHT FILTER
24 EXCITING LIGHT FILTER
26 IR CUT WHITE LIGHT FILTER
23 TURRET
22 OPTICAL SYSTEM
21 LAMP
2 LIGHT SOURCE DEVICE

(57) **Abstract:** A biodiagnostic apparatus for observing a reflection image other than a fluorescent portion by an exciting light captured in an observation system. The apparatus enables fluorescence observation with a good color contrast. The apparatus comprises a light source (21), a light source optical system (22), a light transmission system (3) for guiding an illuminating light from the light source (21) to an organism, an exciting light filter (24) disposed between the light source (21) and the light transmission system (3), an image transmission system for guiding the light from the organism to an image plane, and an excitation cut filer (11) disposed in an image transmission system. The spectral characteristic of the illuminating light passing through the exciting light filter (24) and the transmittance characteristic of the excitation cut filter (11) have an overlap region. The spectral characteristic other than a fluorescent portion at the image plane when an object is observed satisfies the condition expression $0.005 \leqq I(\lambda_p+)/I(\lambda_p) \leqq 0.5$ where $40 \leqq \leqq 80$ nm, λ_p is the wavelength (nm) at which the spectral intensity takes on a maximum value, and $I(\lambda_p)$ is the maximum spectral intensity.

[続葉有]

WO 2007/043537 A1

SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:
— 国際調査報告書

２文字コード及び他の略語については、定期発行される各*PCT*ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(57) 要約: 本発明は、観察系に取り込まれた励起光により蛍光部以外の反射像を観察可能とする生体診断装置において、良好な色コントラストで蛍光観察を行えるようにするものであり、光源（２１）、光源光学系（２２）、光源（２１）からの照明光を生体まで導く光伝送系（３）と、光源（２１）と光伝送系（３）の間に設置された励起光フィルタ（２４）と、生体からの光を像面まで導く像伝送系と、像伝送系内に設置された励起カットフィルタ（１１）とを備え、励起光フィルタ（２４）を透過した照明光の分光特性と励起カットフィルタ（１１）の透過率特性がオーバーラップ部分を有する生体診断装置であり、被写体を観察した際の像面における蛍光部以外の分光特性が、０．００５≦Ｉ（λ_p ＋Δ）／Ｉ（λ_p）≦０．５、の条件式を満足する。ただし、４０≦Δ≦８０ｎｍとし、λ_pは分光強度が最大となる波長（ｎｍ）、Ｉ（λ_p）はそのときの分光強度を表す。

明　細　書

生体診断装置

技術分野

本発明は、生体診断装置に関し、生体内、特に膀胱内の腫瘍等の蛍光観察・診断に適する生体診断装置に関するものである。

背景技術

従来、腫瘍の観察には、癌細胞に集まりやすく光照射によって蛍光を発する薬剤を使用する方法が知られている（特許文献１）。この場合、蛍光像だけでなく、直接像も同時に観察することも開示されている。特許文献１記載のものは、照明系と観察系の波長特性がオーバーラップするもので、全系の全透過率について規定している。

その場合に、両特性のオーバーラップによって僅かに観察系に取り込まれた励起光により、蛍光部以外の反射像を観察可能としている。

具体的に、蛍光薬剤として５－ＡＬＡ（アミノレブリン酸）を使用する場合は、励起光波長λ_e＝４１０ｎｍ程度、蛍光波長λ_f＝６３０ｎｍである。蛍光波長は赤色であり、この蛍光部をコントラスト良く観察するためには、背景色は青色がよく、かつ、背景色は単色に近い方がよい。背景色が白色に近くなると、色のコントラストが低下し望ましくない。

〔特許文献１〕

特表平１１－５１１３６９号公報

このように、蛍光波長は赤色であり、観察系に取り込まれた励起光により蛍光部以外の反射像を観察可能とする場合、背景色に影響する要因として、観察対象の生体の自家蛍光がある。生体の自家蛍光を考慮せずに光学系の設計を行うと、色のコントラスト低下を招く。上記従来例では、明るさのコントラストを確保しようというものであるが、色のコントラストについて詳細は述べられていない。

発 明 の 開 示

本発明は従来技術のこのような問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、照明系と観察系の波長特性がオーバーラップし、そのオーバーラップによって観察系に取り込まれた励起光により蛍光部以外の反射像を観察可能とする生体診断装置において、良好な色コントラストで蛍光観察を行えるようにすることである。

上記目的を達成する本発明の１つの生体診断装置は、生体組織の蛍光反応による生体診断装置であり、光源、光源光学系、及び、前記光源からの照明光を生体まで導く光伝送系と、前記光源と前記光伝送系の間に設置された励起光フィルタと、生体からの光を像面まで導く像伝送系と、前記像伝送系内に設置された励起カットフィルタとを備え、前記励起光フィルタを透過した照明光の分光特性と前記励起カットフィルタの透過率特性がオーバーラップ部分を有する生体診断装置において、

前記生体診断装置により被写体を観察した際の像面における蛍光部以外の分光特性が以下の式を満足することを特徴とするものである。

$40 \leqq \Delta \leqq 80$ nmとし、

$0.005 \leqq I(\lambda_p + \Delta) / I(\lambda_p) \leqq 0.5$ ・・・（1）

ただし、λ_p は分光強度が最大となる波長（nm）、$I(\lambda_p)$ はそのときの分光強度を表す。

本発明のもう１つの生体診断装置は、生体組織の蛍光反応による生体診断装置であり、光源、光源光学系、及び、前記光源からの照明光を生体まで導く光伝送系と、前記光源と前記光伝送系の間に設置された励起光フィルタと、生体からの光を像面まで導く像伝送系と、前記像伝送系内に設置された励起カットフィルタとを備え、前記励起光フィルタを透過した照明光の分光特性と前記励起カットフィルタの透過率特性がオーバーラップ部分を有する生体診断装置において、

前記励起カットフィルタ透過後の光の色度座標（x，y）が、以下の式を満足することを特徴とするものである。

$0.16 \leqq x \leqq 0.21$，$0.04 \leqq y \leqq 0.23$ ・・・（2）

本発明のさらにもう１つの生体診断装置は、生体組織の蛍光反応による生体診断装置であり、光源、光源光学系、及び、前記光源からの照明光を生体まで導く光伝送系と、前記光源と前記光伝送系の間に設置された光源フィルタと、生体からの光を像面まで導く像伝

送系と、前記像伝送系内に設置された励起カットフィルタとを備え、前記光源フィルタは蛍光励起波長を含む第１の透過領域と、第２の透過領域を持ち、前記励起カットフィルタの透過率特性が、前記光源フィルタの前記第２の透過領域を含む装置において、

前記生体診断装置により被写体を観察した際の像面における蛍光部以外の分光特性が以下の式を満足することを特徴とするものである。

４０≦Δ≦８０ｎｍとし、

０．００５≦Ｉ（λ_p＋Δ）／Ｉ（λ_p）≦０．５　　・・・（１）

ただし、λ_pは分光強度が最大となる波長（ｎｍ）、Ｉ（λ_p）はそのときの分光強度を表す。

この場合に、前記光源は、前記第１の透過領域と一致する第１の光源フィルタと、前記第２の透過領域と一致する第２の光源フィルタとを備え、前記第１の光源フィルタと前記第２の光源フィルタを透過した光を順次被写体に照射するようにしてもよい。

図面の簡単な説明

図１は本発明による生体診断装置の概略の構成を説明するための図である。

図２は従来の生体診断装置の励起光フィルタと励起カットフィルタの透過率特性を示す図である。

図３は従来の生体診断全体のシステム特性を示す図である。

図４は図３のシステム特性を持つ場合に照明系の波長特性と観察系の波長特性のオーバーラップ部（背景部）の波長特性の計算値と実測値を示す図である。

図５は蛍光薬剤として５－ＡＬＡを使用した場合の蛍光部と背景部の色のコントラストを模式的に示す図であり、（ａ）は赤色の蛍光部に対して背景部が青色となっている場合、（ｂ）は赤色の蛍光部に対して背景部が白色となっている場合である。

図６は本発明に基づく場合の照明系、観察系の両特性のオーバーラップ量の上限、中央値、下限における背景部の分光強度分布を示す図である。

図７は図６の上限、中央値、下限それぞれにおける分光特性を得るためのシステム特性を示す図である。

図８は図６の上限、中央値、下限それぞれにおける背景部の分光強度分布を色度図上に表現した図である。

図９は本発明の生体診断装置の別の実施例の光源フィルタの透過率特性を示す図である

。

図１０は図９の構成における生体診断システム全体のシステム特性を示す図である。

図１１は図９の変形として２つの光源フィルタを用いる場合の透過率特性を示す図である。

図１２は図１１のように２つの光源フィルタを用いる場合のフィルタ切り換え機構の例を説明するための図である。

図１３は図１の生体診断装置における光源装置の光学系の反射防止コートと励起光フィルタの透過率特性を示す図である。

図１４は従来型のＩＲカット白色光フィルタと図１５の例の生体診断装置においてテレビカメラヘッド中に配置する専用ＩＲカットフィルタの透過率特性を示す図である。

図１５は本発明による生体診断装置にテレビカメラシステムを接続して撮像する場合の概略の構成を示す図である。

発明を実施するための最良の形態

以下に、本発明による生体診断装置をその原理と実施例に基づいて説明する。

図１（ａ）は、本発明による生体診断装置の概略の構成を説明するための図であり、例えば膀胱内に挿入可能な専用スコープ（内視鏡）１と、その専用スコープ１の照明系にライトガイドケーブル３を介して照明光を送る光源装置２とからなり、光源装置２には、キセノンランプ等からなるランプ２１と、ランプ２１からの光をライトガイドケーブル３の入力端に集光する光学系２２と、ランプ２１からの光路中に配置されたターレット２３とを備えており、ターレット２３の周囲には、図１（ｂ）に示すように、励起光フィルタ２４と白色光フィルタ２５とＩＲカット白色光フィルタ２６と非常灯（小電球）２７とが選択可能に配置されており、励起光フィルタ２４は後記するような波長特性を持ち蛍光反応を励起させるためのフィルタ、白色光フィルタ２５は全波長域の光を透過し普通の像観察のためのフィルタ、ＩＲカット白色光フィルタ２６は赤外域の波長をカットし可視域の光を透過して色再現性良い像観察のためのフィルタであり、非常灯（小電球）２７はランプ２１が切れたときに専用スコープ１を生体から引き抜くための最低限の照明光を確保するためのものである。また、専用スコープ１の光路中には、励起カットフィルタ１１が配置されており、接眼部１２を経て直接患部を観察するか、後記のように接眼部１２にＣＣＤカメラを装着して患部を電子的に観察可能になっている。

まず、従来の生体診断装置の問題点について説明する。図２（ａ）に励起光フィルタ２４の透過率特性を、図２（ｂ）に励起カットフィルタ１１の透過率特性を示す。励起光フィルタ２４と励起カットフィルタ１１とがこのような透過率特性を持っているので、ターレット２３を回転させて励起光フィルタ２４を照明光路中に挿入したときの、生体診断システム全体のシステム特性は図３に示したように、照明系の波長特性（相対強度）と観察系の波長透過率とが波長４４０ｎｍ近傍でオーバーラップし、また、照明系の励起光で励起された蛍光部の蛍光が波長６３０ｎｍ近傍に生じることになる。

図４に、図３のシステム特性を持つ場合に、照明系の波長特性と観察系の波長特性のオーバーラップである背景部（蛍光を発しない背景部）の波長特性の計算値と実測値を示す。ここで、計算値は図３の照明系の波長特性と観察系の波長透過率との積であるが、実測値は特に波長４４０ｎｍより長い波長の広い範囲で計算値より上回っている。この背景部の計算値より上回る分は生体の自家発光に起因すると考えられる。そのため、生体のこの自家蛍光を考慮せずに背景色を選ぶと、蛍光部と背景部の色のコントラストの低下を招くことになる。これが特許文献１に記載されている生体診断装置の問題点である。

以上の説明から明らかなように、蛍光観察時の背景色は、照明系と観察系の波長特性のオーバーラップによって僅かに観察系に取り込んだ励起光部分と、観察対象である生体の自家蛍光とで決定される。

ここで、被写体（生体患部）に照射される励起光は一定であるので、生体より発する自家蛍光量も一定である。照明系、観察系の両特性のオーバーラップ量によって観察系に取り込まれる励起光量が決まるので、その励起光量と自家蛍光量の比は照明系、観察系の両特性のオーバーラップ量によって決まる。そのため、背景色、すなわち、蛍光部と背景部の色のコントラストが照明系、観察系の両特性のオーバーラップ量によって決まることになる。

良いコントラストで観察を行うためには、観察系に取り込んだ励起光と生体の自家蛍光の比率が重要である。オーバーラップ量が多くなれば、取り込んだ励起光と比較して生体の自家蛍光が相対的に少なくなり、背景色は単色に近くなる。一方、逆にオーバーラップ量が少なくなれば、励起光に対する生体の自家蛍光が多くなり、背景色は白色に近づくことになる。

図５は、蛍光薬剤として５－ＡＬＡ（アミノレブリン酸）を使用した場合の蛍光部と背景部の色のコントラストを模式的に示す図である。図５（ａ）は赤色の蛍光部に対して背

景部が青色となっている場合に色のコントラストが良く、蛍光部（病変部）が見やすくなる場合である。これに対して、図５（ｂ）に示すように、赤色の蛍光部に対して背景部が白色となると、色のコントラストが良くなく、蛍光部（病変部）が見難くなり、見落とす確率が高くなる。

そこで、本発明においては、被写体を観察した際の像面における蛍光部以外の背景部の分光特性が以下の式を満足するようにする。

４０≦Δ≦８０ｎｍとし、

０．００５≦Ｉ（λ_p＋Δ）／Ｉ（λ_p）≦０．５　　・・・（１）

ただし、λ_pは分光強度が最大となる波長（ｎｍ）、Ｉ（λ_p）はそのときの分光強度を表す。

この条件式（１）の上限の０．５を越えると、特性のオーバーラップによって取り込んだ励起光に対して、生体の自家蛍光の割合が多くなる。その結果、背景色が白色に近くなり、色のコントラストの低下を招き、蛍光部（病変部）が見難くなり、見落とす確率が高くなる。

一方、条件式（１）の下限の０．００５を越えると、特性のオーバーラップによって取り込んだ励起光に対して、生体の自家蛍光の割合が少なくなる。これは、観察系に取り込む励起光が多くなるためで、その結果、被写体からの蛍光に対して蛍光部以外からの反射光、すなわち、背景が明るくなり過ぎ、明るさのコントラストの低下を招く。

特に、蛍光薬剤として５－ＡＬＡを用いる場合、励起光波長λ_e＝４１０ｎｍ、蛍光波長λ_f＝６３０ｎｍであるので、オレンジ乃至赤色の蛍光をコントラスト良く観察するためには、図５（ａ）に示すように、背景色は補色の傾向にある必要があるので、青色が良いとされている。

図６に、照明系、観察系の両特性のオーバーラップ量の上限、中央値、下限（それぞれ条件式（１）の下限、中央値、上限に対応する。）における背景部の分光強度分布を示す。また、図７（ａ）、（ｂ）、（ｃ）にそれぞれ図６の上限、中央値、下限それぞれにおける分光特性を得るためのシステム特性を示す。ただし、図７の実線は照明系の波長特性（相対強度）、破線は観察系の波長透過率を示す。

図６（図７（ｃ））の下限における背景は白っぽい青色であり、中央値（図７（ｂ））における背景は青色、上限（図７（ａ））における背景は深い青色である。

また、図６の照明系、観察系の両特性のオーバーラップ量の上限、中央値、下限（それ

ぞれ条件式（１）の下限、中央値、上限に対応する。）における背景部の分光強度分布を色度図（ＣＩＥ（Ｘ，Ｙ））上に表現することもできる。図８にその色度図上に上記上限、中央値、下限における色度座標（ｘ，ｙ）をプロットしてある。この図８より、励起カットフィルタ１１透過後（像面）の光の色度座標（ｘ，ｙ）は、次の条件式（２）を満足することが望ましい。

０．１６≦ｘ≦０．２１，０．０４≦ｙ≦０．２３　　・・・（２）

条件式（２）の範囲を図８中に破線で囲って示す。この条件式（２）のそれぞれ上限０．２１、０．２３を越えると、背景色が白色に近くなり、蛍光部と背景部の色のコントラストの低下を招き、蛍光部（病変部）が見難くなり、見落とす確率が高くなる。条件式（２）のそれぞれ下限０．１６、０．０４を越えると、極端に青色単色となってしまい、望ましくない。また、視感度を考慮すると、観察系に取り込む励起光のエネルギーが同じとしても、背景が暗くなってしまい、蛍光部以外の反射像が観察し難くなるという不具合が起こる。

次に、観察像中の蛍光部以外の反射像を得るために、照明光路中に配置する光源フィルタ（励起光フィルタ２４の代わりに配置するフィルタ）に、図９に透過率特性を示すように、第１の透過領域と第２の透過領域を設けるようにしてもよい。この場合、第１の透過領域は蛍光の励起波長（５－ＡＬＡの場合、励起光波長λ_e＝４１０ｎｍ）を含むようにし、第２の透過領域が励起カットフィルタ１１の透過領域に含まれるようにする。

このように構成した場合には、生体診断システム全体のシステム特性は図１０に示すようになり、第２の透過領域を透過した光は蛍光部以外の背景の反射像を得るために利用されることになる。

この場合にも、被写体を観察した際の像面における蛍光部以外の背景部の分光特性が以下の式を満足するようにすることが望ましい。

４０≦Δ≦８０ｎｍとし、

０．００５≦$I(\lambda_p+\Delta)/I(\lambda_p)$≦０．５　　・・・（１）

ただし、λ_pは分光強度が最大となる波長（ｎｍ）、$I(\lambda_p)$はそのときの分光強度を表す。

条件式（１）の上限の０．５を越えると、第２の透過領域を透過した光に対して、生体の自家蛍光の割合が多くなる。その結果、背景色が白色に近くなり、色のコントラストの低下を招き、蛍光部（病変部）が見難くなり、見落とす確率が高くなる。

一方、条件式（１）の下限の０．００５を越えると、第２の透過領域を透過した光に対して、生体の自家蛍光の割合が少なくなる。これは、観察系に入る第２の透過領域を透過した光が多くなるためで、その結果、被写体からの蛍光に対して蛍光部以外からの反射光、すなわち、背景が明るくなり過ぎ、明るさのコントラストの低下を招く。

なお、照明光路中に配置する光源フィルタに第１の透過領域と第２の透過領域を設ける代わりに、２つの光源フィルタを用意し、第１の光源フィルタは、図１１に透過率特性を示すように、上記の第１の透過領域と同様に蛍光の励起波長を含むようにし、第２の光源フィルタは、上記の第２の透過領域と同様に励起カットフィルタ１１の透過領域に含まれるようにする。

そして、この第１の光源フィルタを透過した光と第２の光源フィルタを透過した光を順次被写体に照射するようにすることで、観察者の目の残像現象を利用するか、あるいは、面順次方式のビデオ撮像によって、蛍光部と背景部を重ね合わせて良好な色コントラストで観察を行うことができる。このように、第１の光源フィルタを透過した光と第２の光源フィルタを透過した光を順次被写体に照射するには、ランプ２１からライトガイドケーブル３に至る光路中に、図１２に示したようなターレット３０を配置し、そのターレット３０の周囲に第１の光源フィルタ３１と第２の光源フィルタ３２とを連続的に切り換え可能に配置して、そのターレット３０を連続的に回転させるか往復回転させるようにすればよい。

なお、被写体に照射する照明光として、図９のような透過率特性を持つ光源フィルタを用いる代わりに、光源として励起光波長を発振するレーザを用い、そのレーザからの励起光に励起カットフィルタ１１の透過領域に含まれる波長の光を重畳させるか、順次交互に被写体に照射するようにしてもよい。

なお、図１（ａ）の生体診断装置において、光学系２２は励起光フィルタ２４を透過する励起光を減衰するものであってはならないので、図１３に波長特性を示すように、光学系２２のレンズ等に設ける反射防止コートは、励起光フィルタ２４を透過する波長に対して高透過率のものを用いることが重要である。

さらに、図１（ａ）の生体診断装置にテレビカメラシステムを接続して撮像する場合の概略の構成を図１５（ａ）に示す。生体診断装置本体は、図１の場合と同様に、例えば膀胱内に挿入可能な専用スコープ（内視鏡）１と、その専用スコープ１の照明系にライトガイトケーブル３を介して照明光を送る光源装置２とからなり、光源装置２には、キセノン

ランプ等からなるランプ２１と、ランプ２１からの光をライトガイドケーブル３の入力端に集光する光学系２２と、ランプ２１からの光路中に配置されたターレット２３とを備えており、ターレット２３の周囲には、図１５（ｂ）に示すように、励起光フィルタ２４と白色光フィルタ２５と従来型のＩＲカット白色光フィルタ２６と非常灯（小電球）２７とが選択可能に配置されており、励起光フィルタ２４は以上説明したような波長特性を持ち励起波長を含む光を透過させるためのフィルタ、白色光フィルタ２５は全波長域の光を透過し普通の像観察のためのフィルタ、従来型のＩＲカット白色光フィルタ２６は、図１４に従来型ＩＲカットとして透過率特性を示すように、赤外域の波長をカットし可視域の光を透過して色再現性良い像観察のためのフィルタであり、非常灯（小電球）２７はランプ２１が切れたときに専用スコープ１を生体から引き抜くための最低限の照明光を確保するためのものである。また、専用スコープ１の光路中には、励起カットフィルタ１１が配置されており、患部を観察する接眼部１２が設けられている。

そして、この例では、生体診断装置本体の接眼部１２にテレビカメラヘッド４０が装着され、被写体を電子的に撮像可能にしている。テレビカメラヘッド４０中には、ＣＣＤ４１とその入射側に専用ＩＲカットフィルタ４２が配置されており、この専用ＩＲカットフィルタ４２は、従来の通常色再現性を保つためにＣＣＤ４１の前に設置されている図１４の従来型ＩＲカットフィルタ等の吸収型ＩＲカットフィルタに代わるもので、図１４に専用ＩＲカットフィルタとして示したように、蛍光像（蛍光波長λ_f＝６３０ｎｍ）に影響しないようにカットオフ周波数を長波長側にずらしたフィルタを用いている。

テレビカメラヘッド４０から得られた映像信号は、カメラコントロールユニット４３に送られ、撮影像を表示・録画すると共に、カメラコントロールユニット４３から光源装置２にフィードバック信号を送って調光等を行っている。

以上、本発明の生体診断装置をその原理と実施例に基づいて説明してきたが、本発明は種々の変形が可能である。

産業上の利用可能性

本発明においては、照明系と観察系の波長特性がオーバーラップする生体診断装置であって、そのオーバーラップによって観察系に取り込まれた励起光により蛍光部以外の反射像を観察可能とするものにおいて、条件式（１）又は（２）を満足するように構成しているので、背景に対して蛍光部を良好な色コントラストで観察することができる。

請 求 の 範 囲

〔1〕 生体組織の蛍光反応による生体診断装置であり、光源、光源光学系、及び、前記光源からの照明光を生体まで導く光伝送系と、前記光源と前記光伝送系の間に設置された励起光フィルタと、生体からの光を像面まで導く像伝送系と、前記像伝送系内に設置された励起カットフィルタとを備え、前記励起光フィルタを透過した照明光の分光特性と前記励起カットフィルタの透過率特性がオーバーラップ部分を有する生体診断装置において、

前記生体診断装置により被写体を観察した際の像面における蛍光部以外の分光特性が以下の式を満足することを特徴とする生体診断装置。

$40 \leqq \Delta \leqq 80$ nmとし、

$$0.005 \leqq I(\lambda_p + \Delta) / I(\lambda_p) \leqq 0.5 \quad \cdots (1)$$

ただし、λ_p は分光強度が最大となる波長（nm）、$I(\lambda_p)$ はそのときの分光強度を表す。

〔2〕 生体組織の蛍光反応による生体診断装置であり、光源、光源光学系、及び、前記光源からの照明光を生体まで導く光伝送系と、前記光源と前記光伝送系の間に設置された励起光フィルタと、生体からの光を像面まで導く像伝送系と、前記像伝送系内に設置された励起カットフィルタとを備え、前記励起光フィルタを透過した照明光の分光特性と前記励起カットフィルタの透過率特性がオーバーラップ部分を有する生体診断装置において、

前記励起カットフィルタ透過後の光の色度座標（x，y）が、以下の式を満足することを特徴とする生体診断装置。

$$0.16 \leqq x \leqq 0.21,\ 0.04 \leqq y \leqq 0.23 \quad \cdots (2)$$

〔3〕 生体組織の蛍光反応による生体診断装置であり、光源、光源光学系、及び、前記光源からの照明光を生体まで導く光伝送系と、前記光源と前記光伝送系の間に設置された光源フィルタと、生体からの光を像面まで導く像伝送系と、前記像伝送系内に設置された励起カットフィルタとを備え、前記光源フィルタは蛍光励起波長を含む第1の透過領域と、第2の透過領域を持ち、前記励起カットフィルタの透過率特性が、前記光源フィルタの前記第2の透過領域を含む装置において、

前記生体診断装置により被写体を観察した際の像面における蛍光部以外の分光特性が以下の式を満足することを特徴とする生体診断装置。

$40 \leqq \Delta \leqq 80$ nmとし、

$0.005 \leqq I(\lambda_p + \Delta) / I(\lambda_p) \leqq 0.5$ ・・・（1）

ただし、λ_p は分光強度が最大となる波長（nm）、$I(\lambda_p)$ はそのときの分光強度を表す。

〔4〕 前記光源は、前記第1の透過領域と一致する第1の光源フィルタと、前記第2の透過領域と一致する第2の光源フィルタとを備え、前記第1の光源フィルタと前記第2の光源フィルタを透過した光を順次被写体に照射することを特徴とする請求項3記載の生体診断装置。

FIG. 1

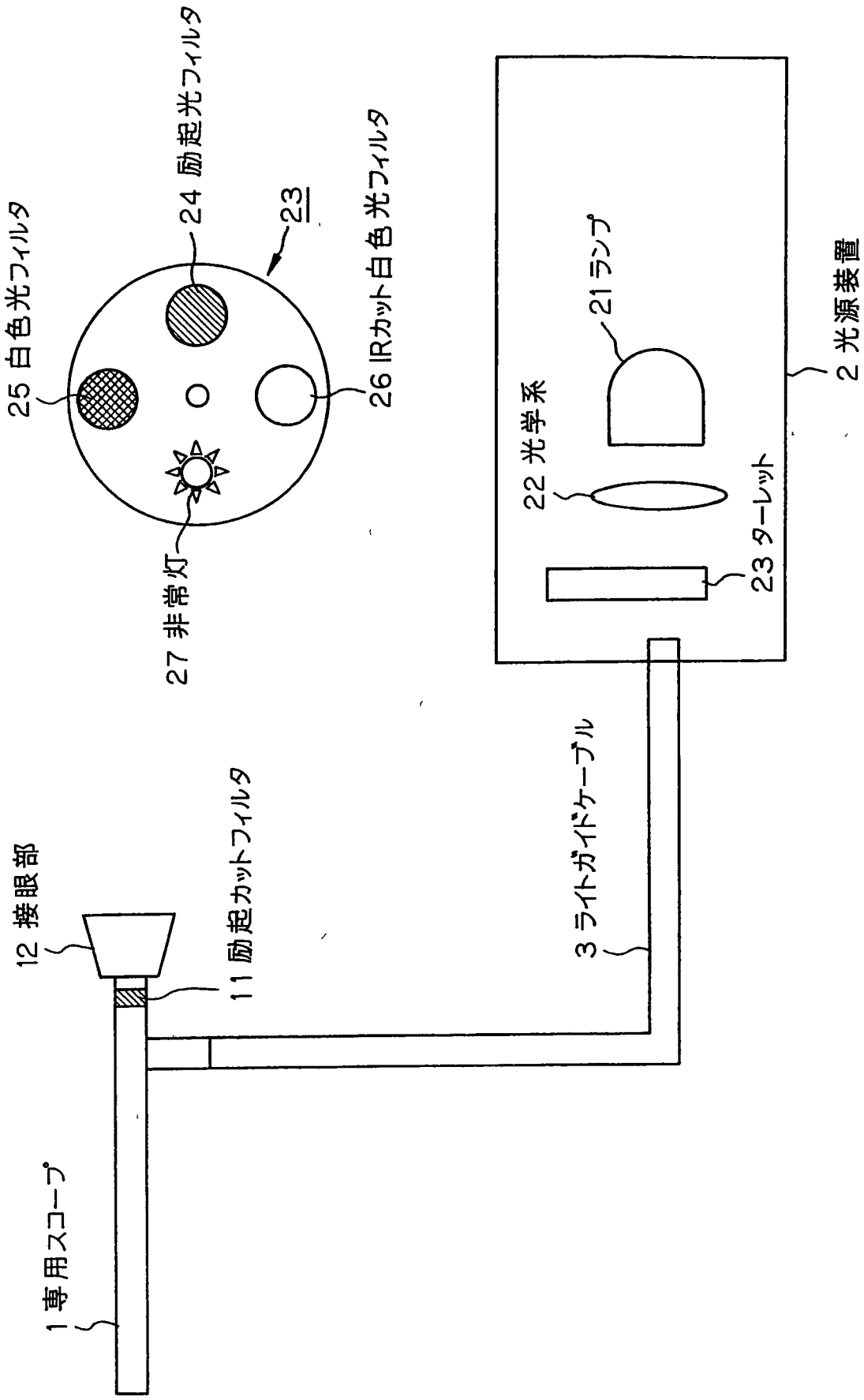
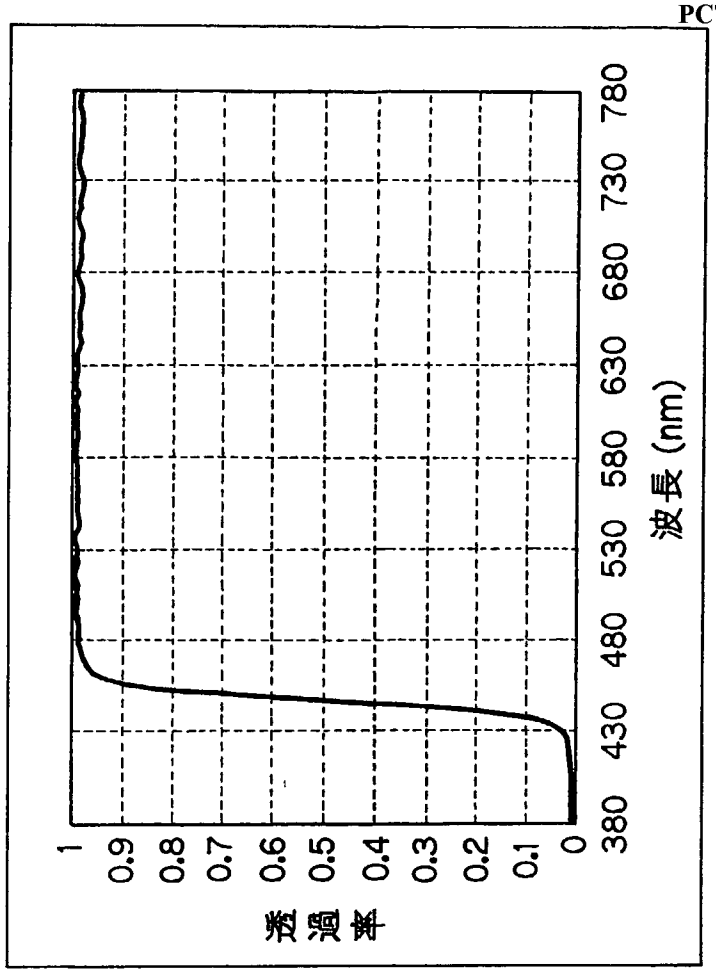

(a)
(b)
1 専用スコープ
12 接眼部
11 励起カットフィルタ
3 ライトガイドケーブル
2 光源装置
21 ランプ
22 光学系
23 ターレット
23
24 励起光フィルタ
25 白色光フィルタ
26 IRカット白色光フィルタ
27 非常灯

FIG. 2


(b)
1
0.9
0.8
0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0
380
430
480
530
580
630
680
730
780
波長 (nm)

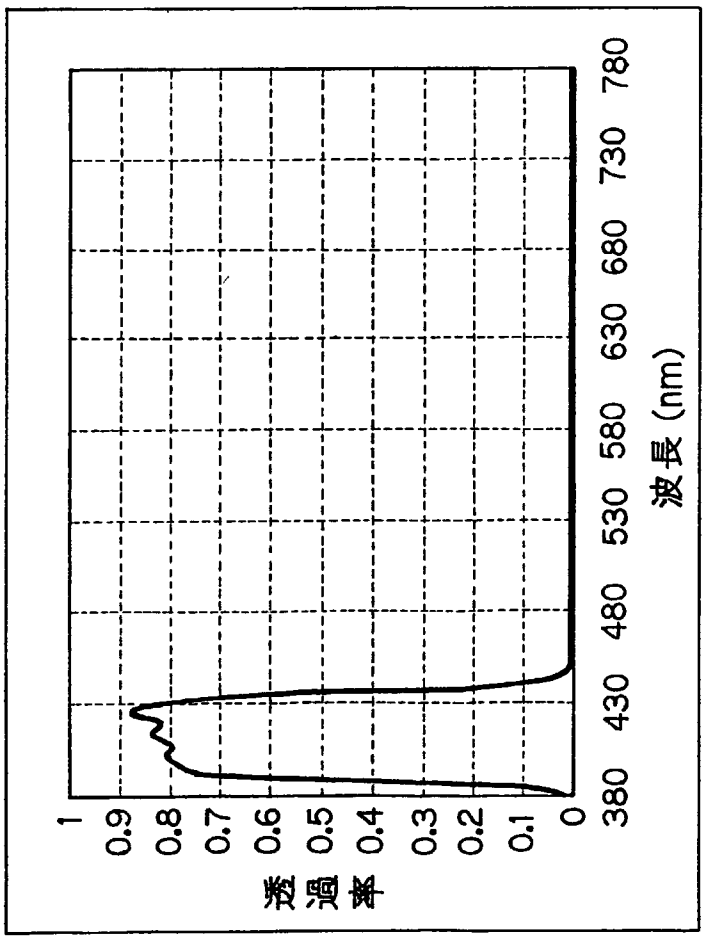

(a)
1
0.9
0.8
0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0
380
430
480
530
580
630
680
730
780
波長 (nm)

FIG. 3

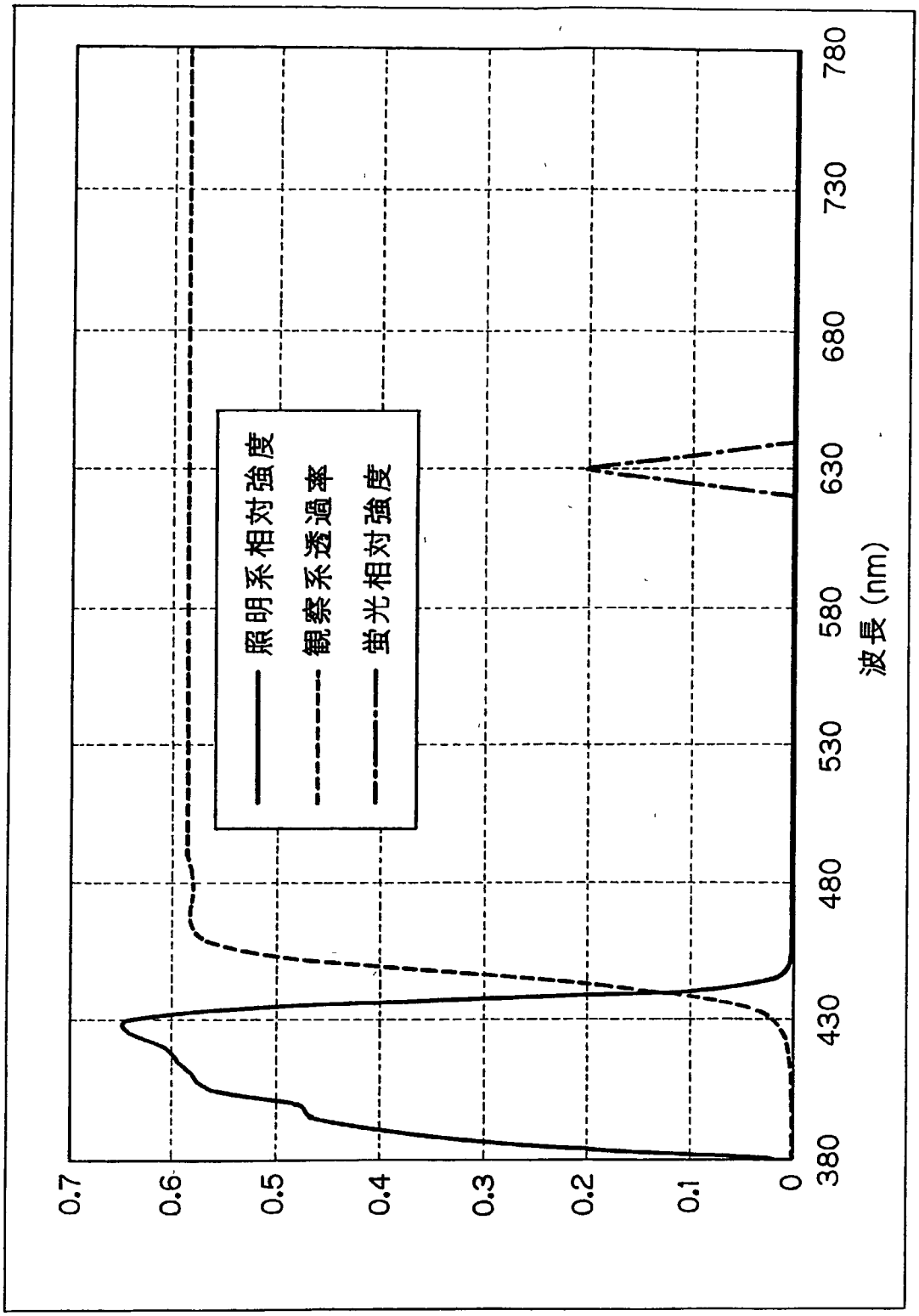

照明系相対強度
観察系透過率
蛍光相対強度
0
0.1
0.2
0.3
0.4
0.5
0.6
0.7
380
430
480
530
580
630
680
730
780
波長 (nm)

FIG. 4

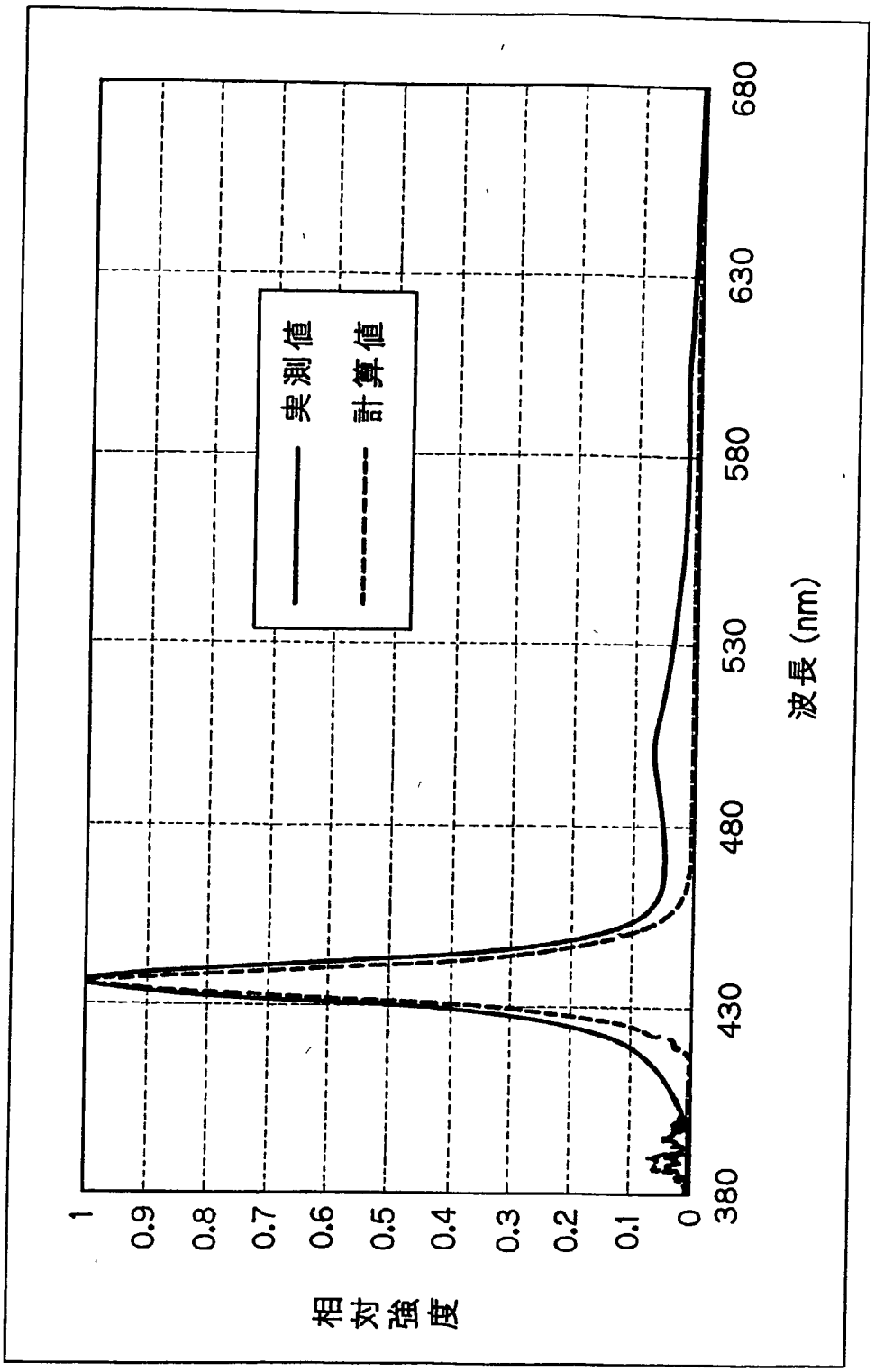

実測値
計算値
相対強度
波長 (nm)
0
0.1
0.2
0.3
0.4
0.5
0.6
0.7
0.8
0.9
1
380
430
480
530
580
630
680

FIG. 5

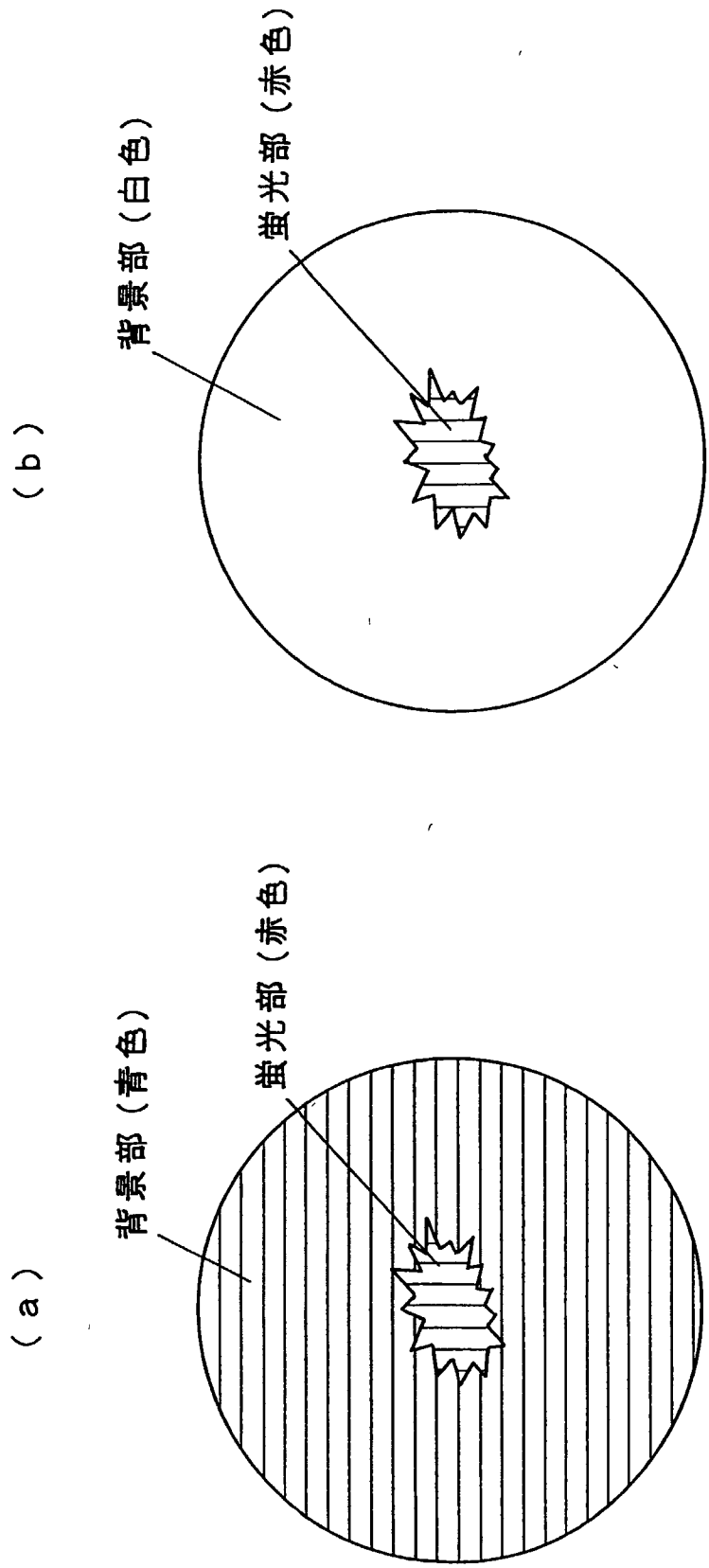


FIG. 6

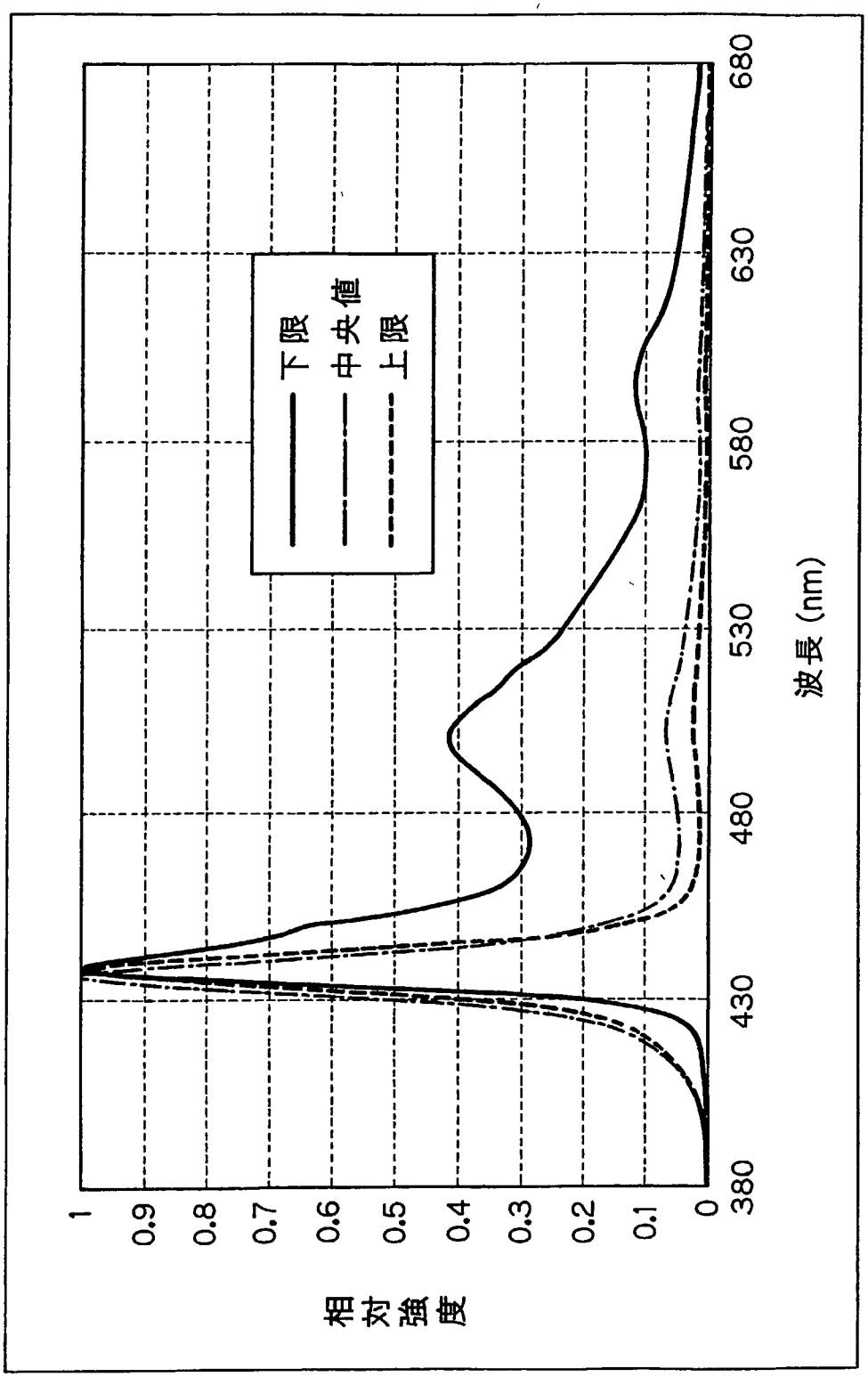
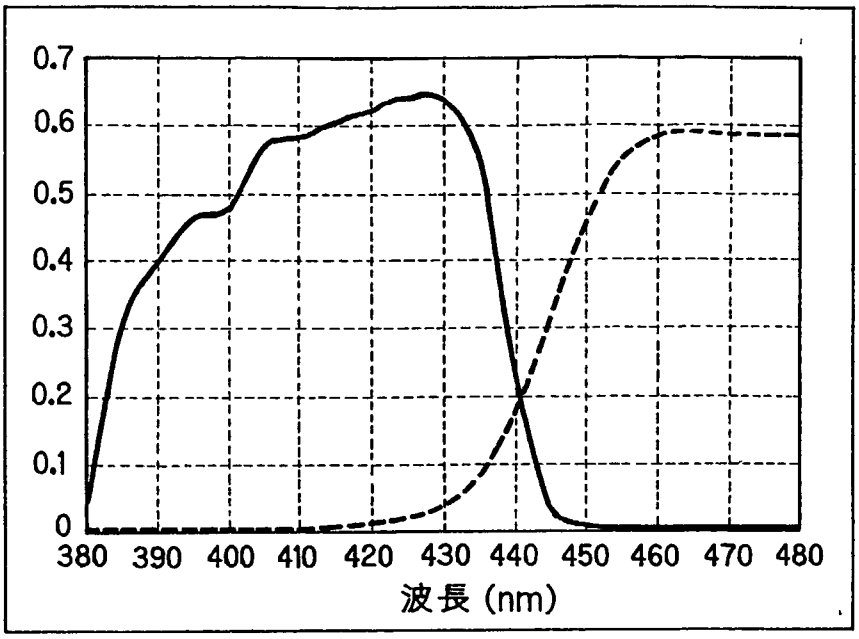
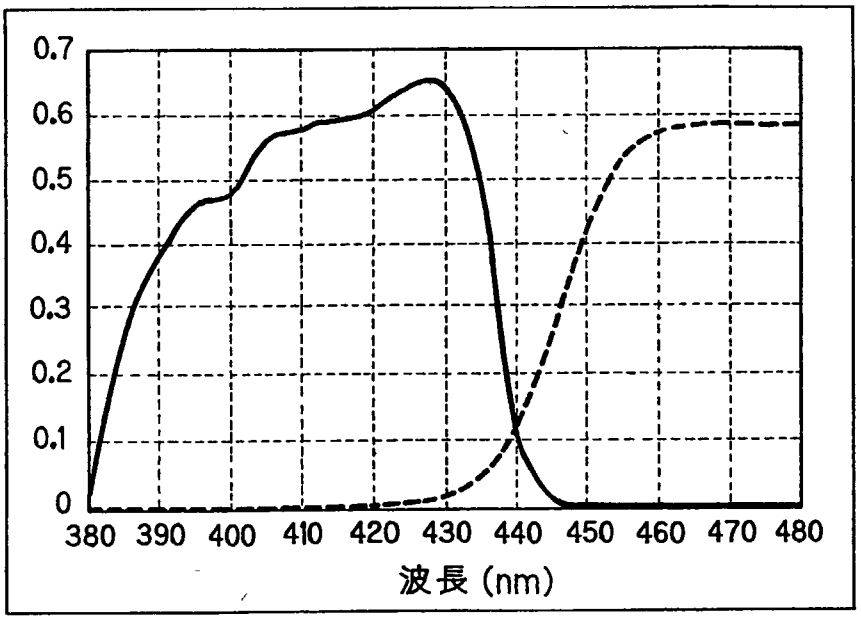

下限
中央値
上限
相対強度
波長 (nm)
0
0.1
0.2
0.3
0.4
0.5
0.6
0.7
0.8
0.9
1
380
430
480
530
580
630
680

FIG. 7

(a)


0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0
380 390 400 410 420 430 440 450 460 470 480
波長 (nm)

(b)


0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0
380 390 400 410 420 430 440 450 460 470 480
波長 (nm)

(c)

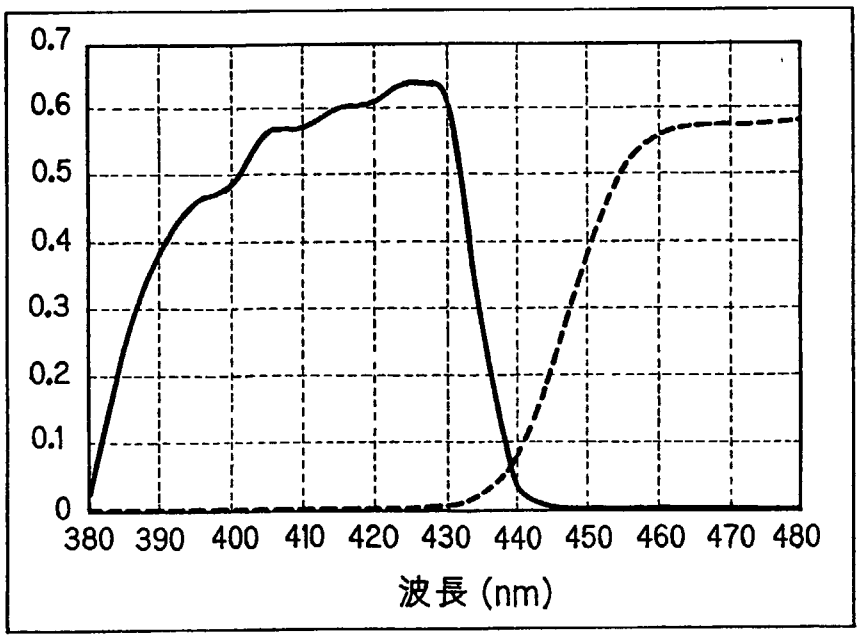

0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0
380 390 400 410 420 430 440 450 460 470 480
波長 (nm)

FIG. 8

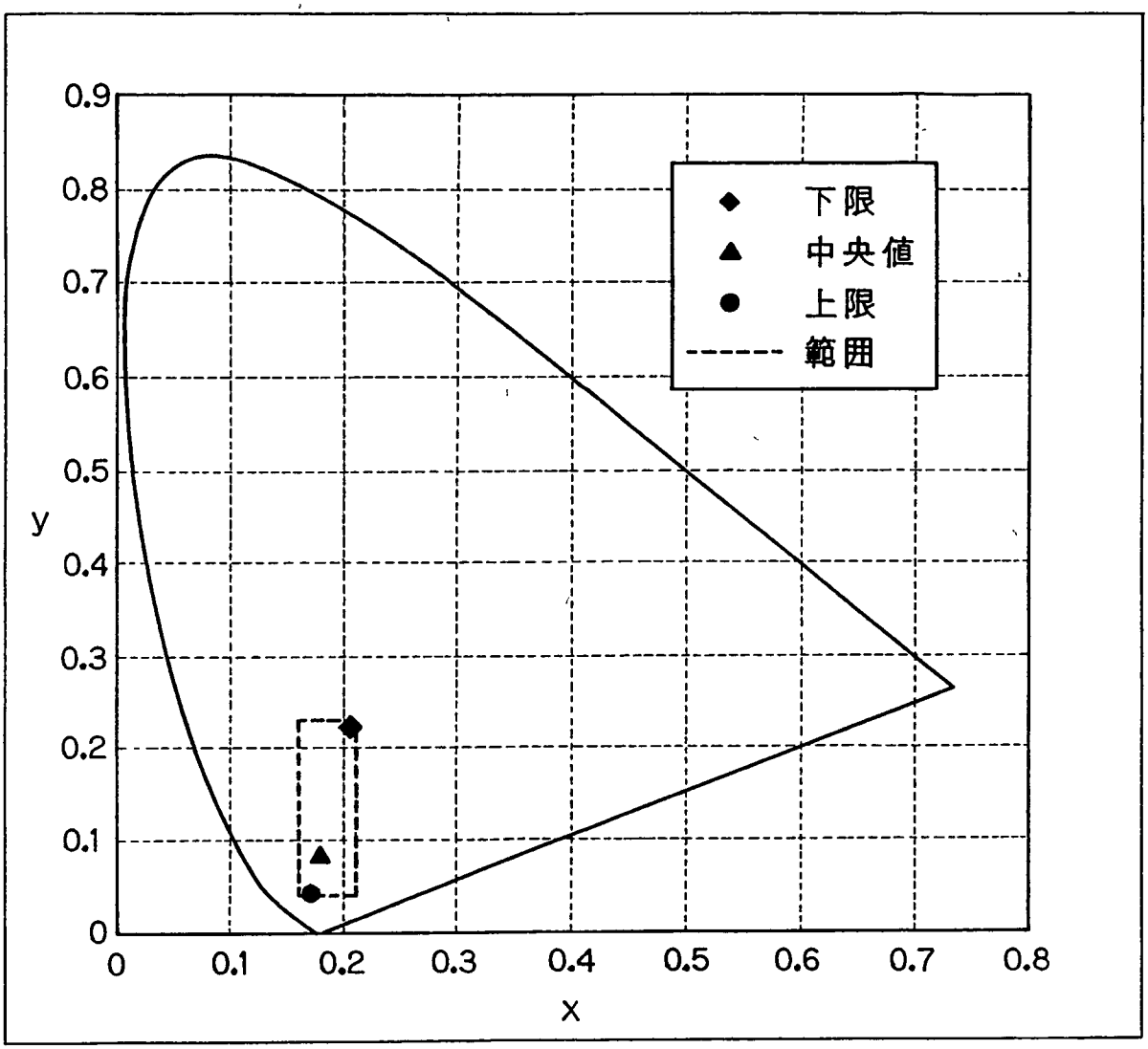


FIG. 9

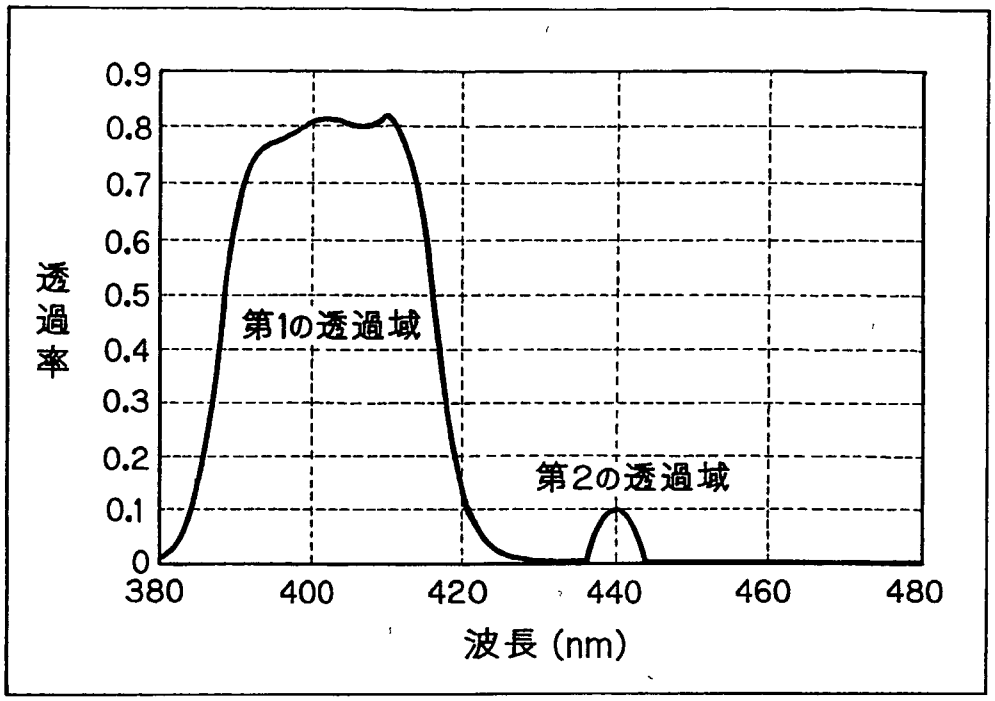

0.9
0.8
0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0
透過率
第1の透過域
第2の透過域
380
400
420
440
460
480
波長 (nm)

FIG. 10

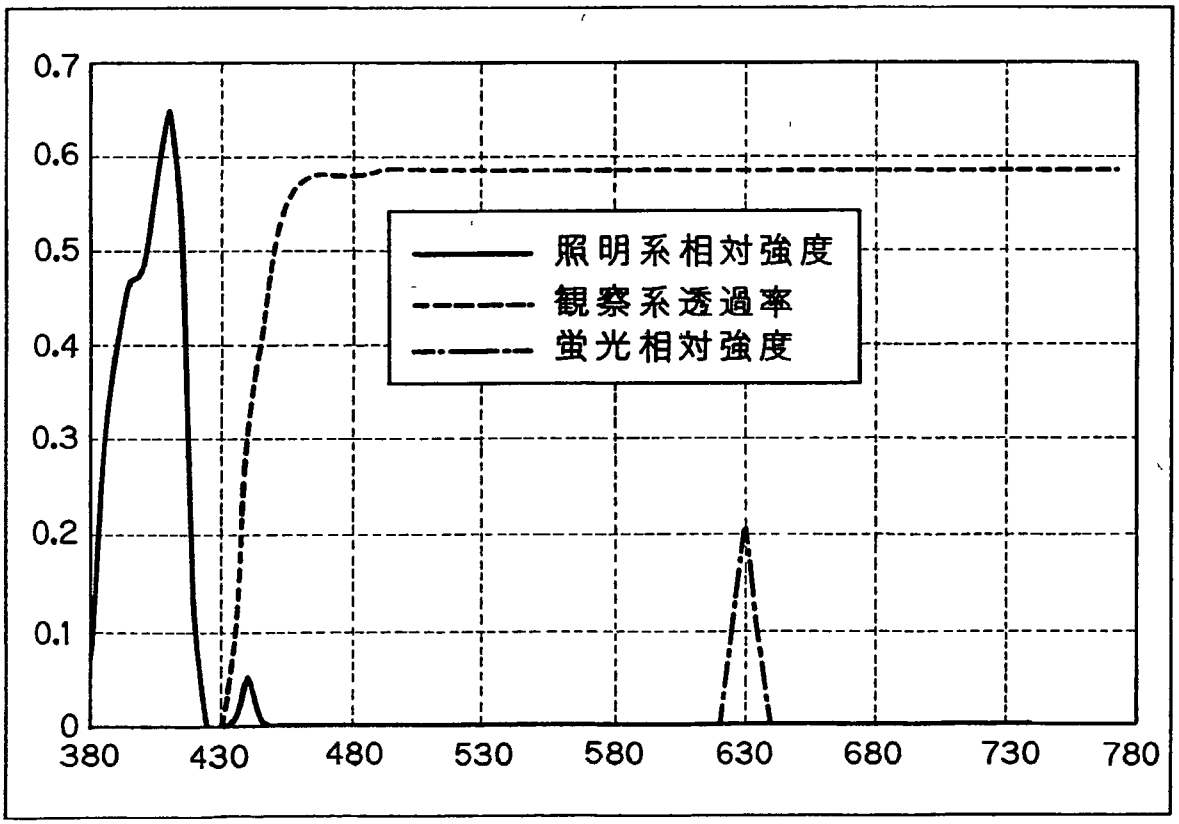

0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0
照明系相対強度
観察系透過率
蛍光相対強度
380
430
480
530
580
630
680
730
780

FIG. 11

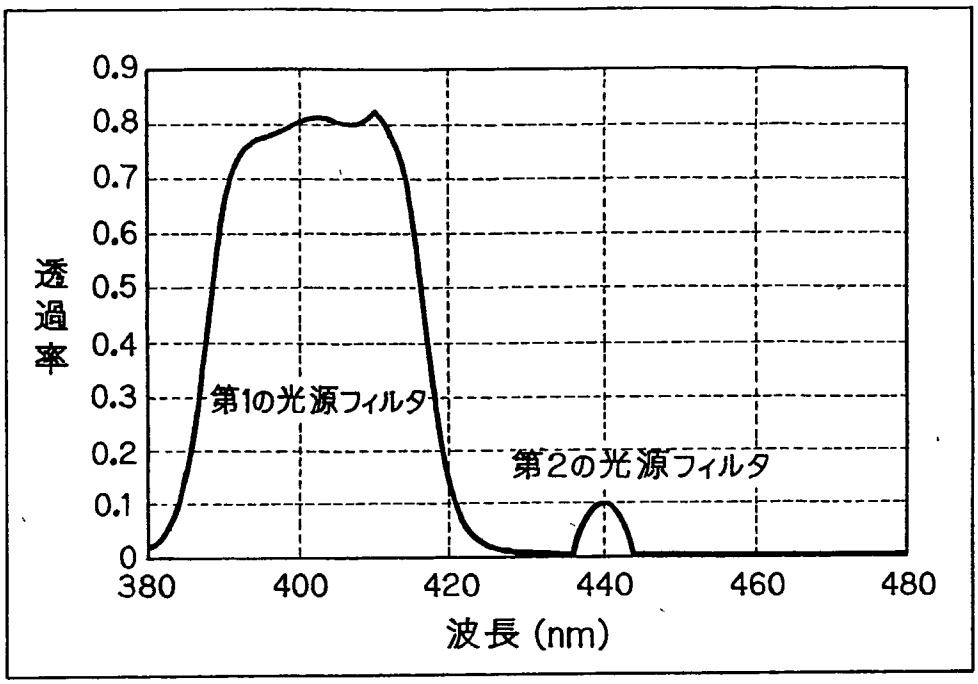

0.9
0.8
0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0
透過率
第1の光源フィルタ
第2の光源フィルタ
380
400
420
440
460
480
波長 (nm)

FIG. 12

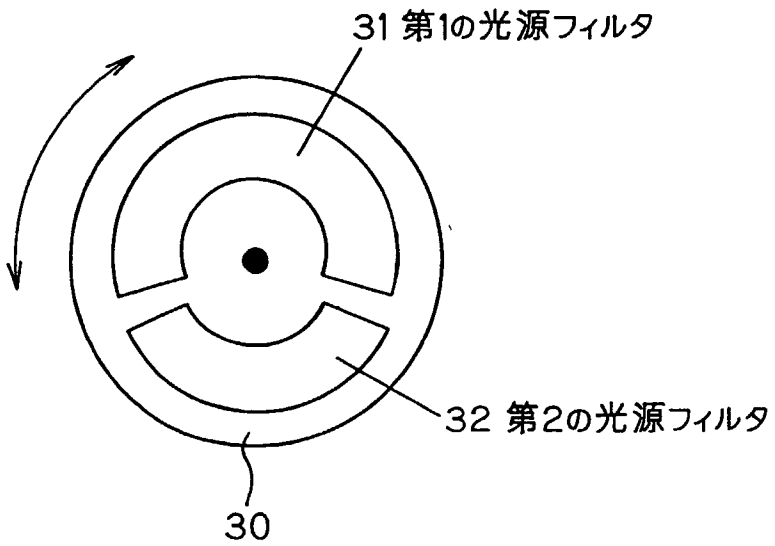

31 第1の光源フィルタ
32 第2の光源フィルタ
30

FIG. 13

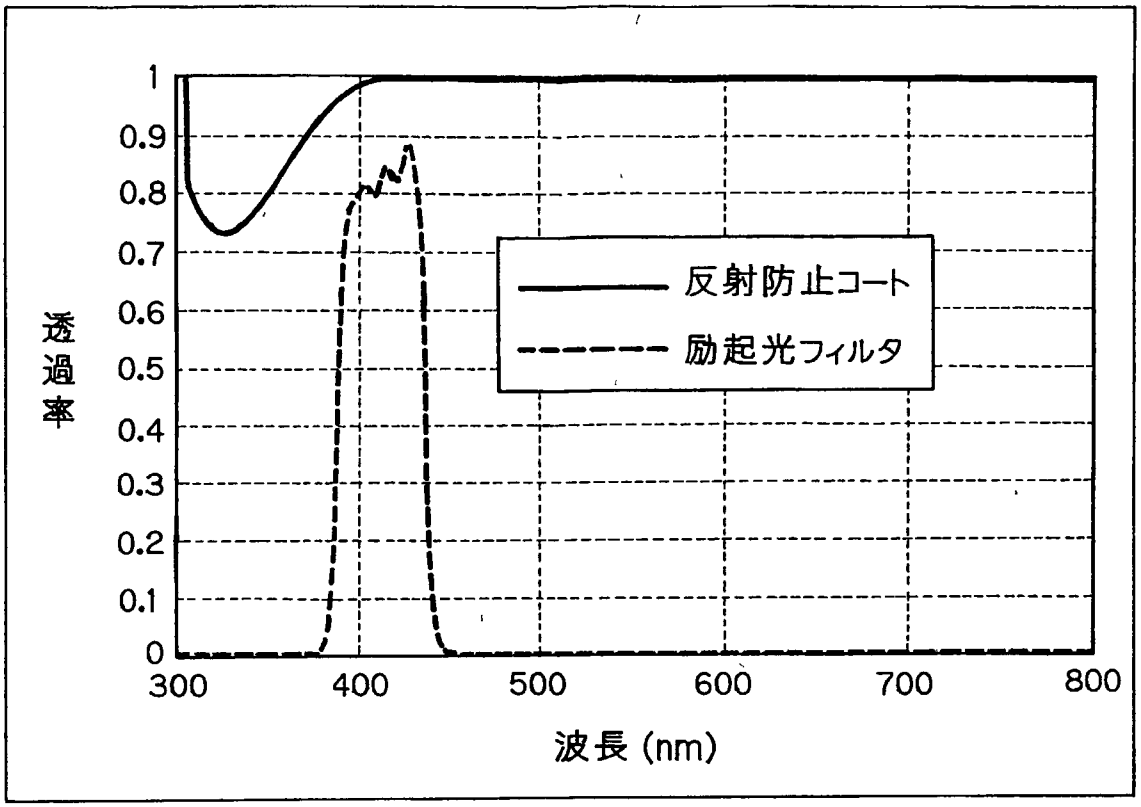

1
0.9
0.8
0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0
透過率
300
400
500
600
700
800
波長 (nm)
反射防止コート
励起光フィルタ

FIG. 14

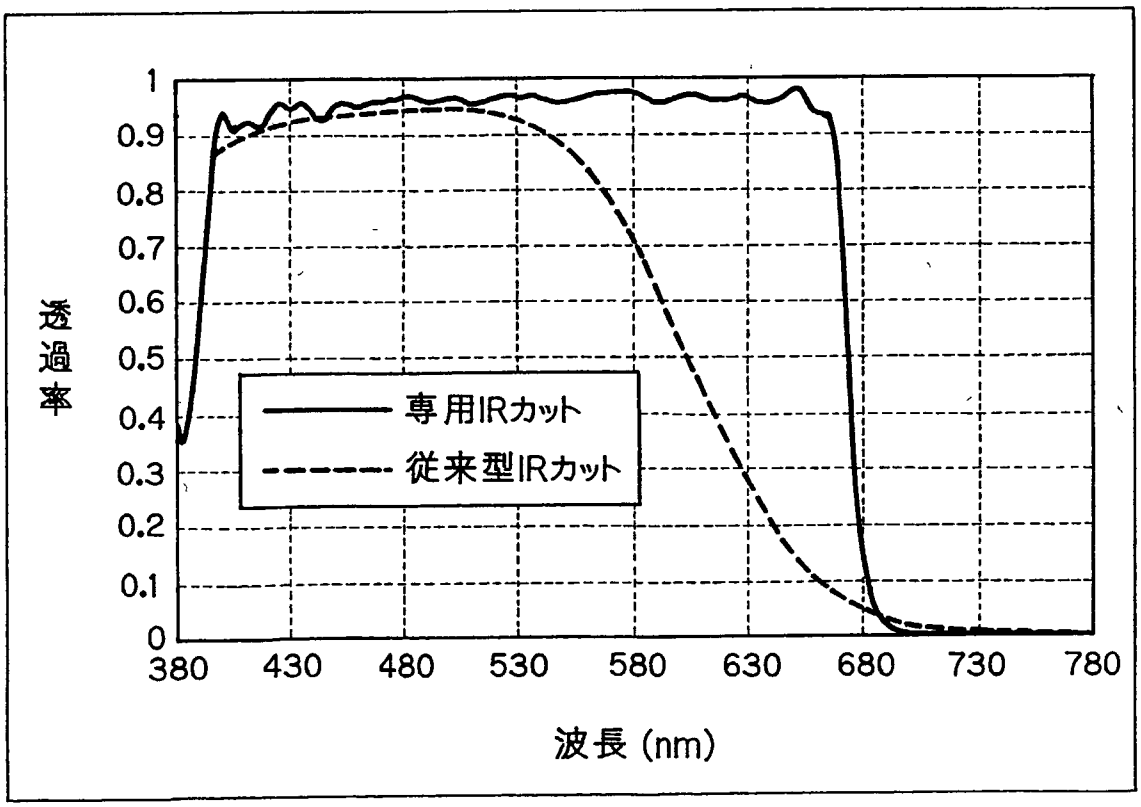
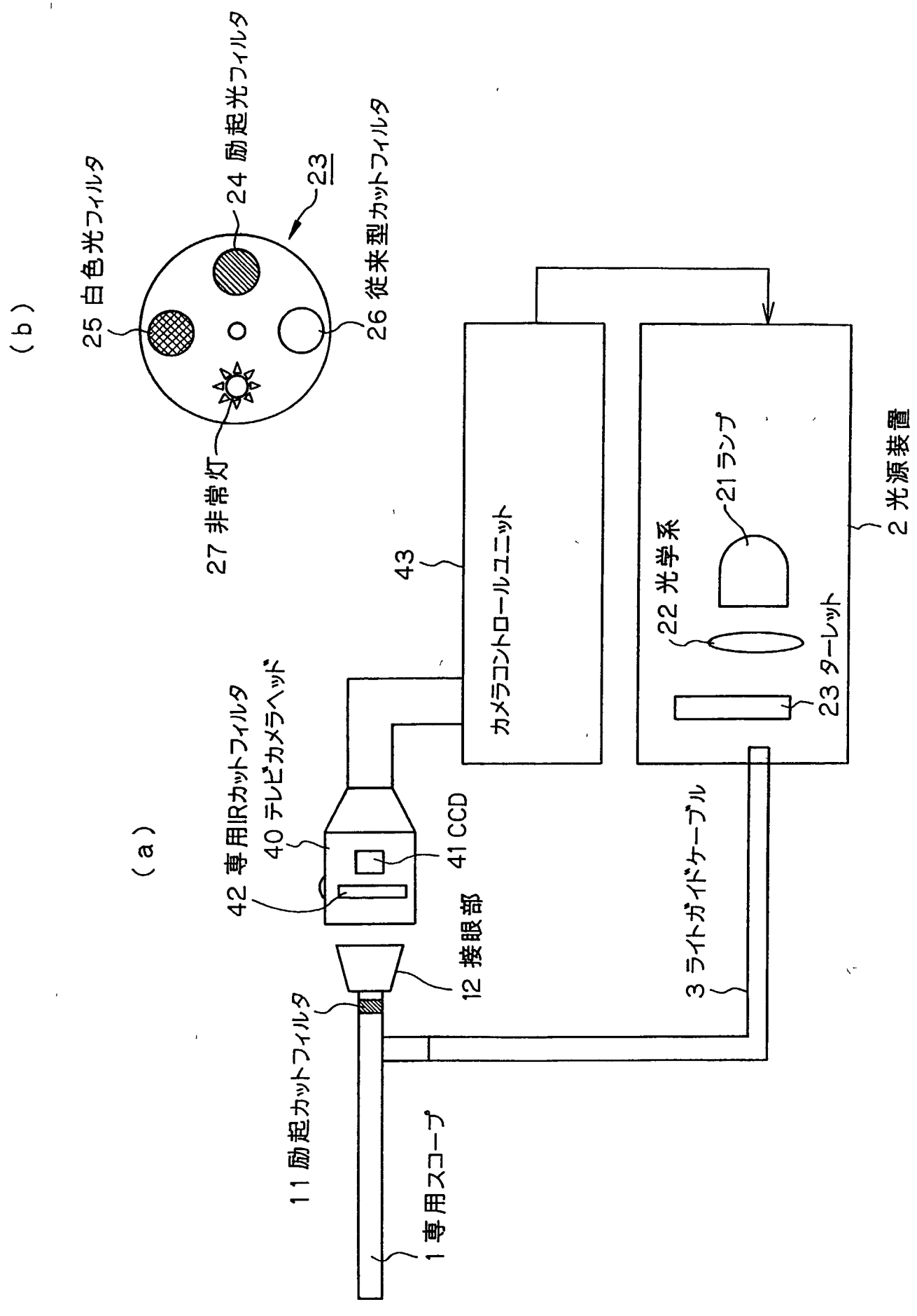

1
0.9
0.8
0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0
透過率
380
430
480
530
580
630
680
730
780
波長 (nm)
専用IRカット
従来型IRカット

FIG. 15


(a)
(b)
1 専用スコープ
11 励起カットフィルタ
12 接眼部
3 ライトガイドケーブル
40 テレビカメラヘッド
41 CCD
42 専用IRカットフィルタ
43
カメラコントロールユニット
2 光源装置
21 ランプ
22 光学系
23 ターレット
23
24 励起光フィルタ
25 白色光フィルタ
26 従来型カットフィルタ
27 非常灯

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2006/320234

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B1/00(2006.01)i, *G01N21/64*(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B1/00, G01N21/64

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 1996-2006
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2006 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2006

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.
A	JP 2003-207451 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 25 July, 2003 (25.07.03), Par. No. [0013]; Fig. 1 (Family: none)	1-4
P,A	JP 2006-20727 A (Olympus Corp.), 26 January, 2006 (26.01.06), Par. No. [0006]; Fig. 3 & WO 2006/004038 A1	1-4
P,A	JP 2006-187322 A (Olympus Corp.), 20 July, 2006 (20.07.06), Par. No. [0006]; Fig. 4 (Family: none)	3,4

☐ 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	Date of mailing of the international search report
19 December, 2006 (19.12.06)	09 January, 2007 (09.01.07)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２００６／３２０２３４

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B1/00(2006.01)i, G01N21/64(2006.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B1/00, G01N21/64

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	１９７１－２００６年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２００６年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２００６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	関連する請求の範囲の番号
A	JP 2003-207451 A（オリンパス光学工業株式会社）2003.07.25, 段落【００１３】、第１図　（ファミリーなし）	1-4
P,A	JP 2006-20727 A（オリンパス株式会社）2006.01.26, 段落【０００６】、第３図 & WO 2006/004038 A1	1-4
P,A	JP 2006-187322 A（オリンパス株式会社）2006.07.20, 段落【０００６】、第４図　（ファミリーなし）	3,4

☐　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 １９．１２．２００６	国際調査報告の発送日 ０９．０１．２００７
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）　２Ｑ　３４１０ 門田　宏 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２