

(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2004-8412

(P2004-8412A)

(43) 公開日 平成16年1月15日(2004.1.15)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 1/06
A61B 1/00
A61B 1/04
G01N 21/64
G02B 23/26

F I

A61B 1/06 A
A61B 1/00 300D
A61B 1/04 372
G01N 21/64 Z
G02B 23/26 B

テーマコード(参考)

2G043
2H040
4C061

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 42 頁)

(21) 出願番号 特願2002-164875(P2002-164875)

(22) 出願日 平成14年6月5日(2002.6.5)

(71) 出願人 000000376

オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100065824

弁理士 篠原 泰司

(74) 代理人 100104983

弁理士 藤中 雅之

(72) 発明者 鈴木 隆之

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 長谷川 晃

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内

最終頁に続く

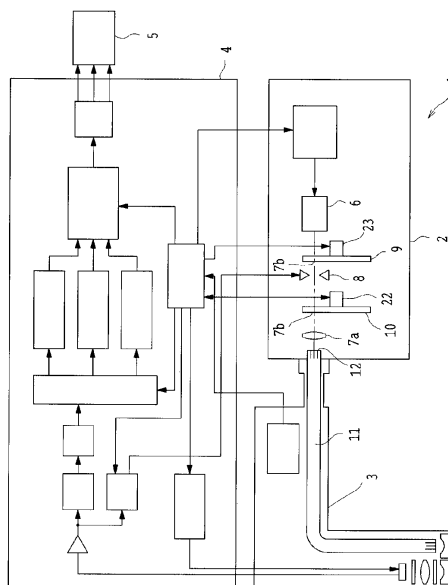
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置用光源装置及び内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 通常のカラ画像観察と複数の特殊光観察を組合わせて、病変部を正確に、診断する作業や、処置する作業を効率良く行うことができる内視鏡用光源装置及び内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 光源装置2は、ランプ6と集光レンズとフィルター7bを備え、フィルター7bが光路中に4つの照明モードの選択が可能ないように挿脱自在に配置されている。内視鏡装置は、画像処理装置1と光源装置2とスコープ3を備え、スコープ3が撮像ユニットを備え、光源装置1と撮像ユニットがそれぞれ複数の光学要素7を備え、光学要素7が透過特性の異なるコーティングを有し、かつ、部分的に交換可能に構成され、光源装置1の光学要素7の総合透過率特性と前記撮像ユニットの光学要素の総合透過率特性の組合わせを変えることにより、内視鏡観察手順に対応した複数の異なる画像情報を取得するように構成されている。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

少なくともランプと、集光レンズと、フィルターを備え、前記フィルターが、光路中に次の 4 つの照明モードの選択が可能のように挿脱自在に配置されていることを特徴とする内視鏡装置用光源装置。

〔照明モード 1〕 生体組織からの蛍光を得るための励起光と、生体組織から蛍光以外の情報を得るための前記励起光とは異なる波長成分をもつ光とを順次照明するモード。

〔照明モード 2〕 色再現性の良好な生体組織のカラー画像を得るために可視領域の光を赤、緑、青の波長範囲の光に分割して順次照明するモード。

〔照明モード 3〕 生体組織の表層から深さ方向に走行している血管構造の分解能を高めるために可視領域の光を極狭い複数の波長範囲に分割して順次照明するモード。 10

〔照明モード 4〕 生体組織の赤外画像をコントラスト良く得るために少なくとも 2 つの異なる波長成分をもつ赤外領域の光を順次照明するモード。

【請求項 2】

少なくとも画像処理装置と、光源装置と、スコープを備え、

前記スコープが、撮像ユニットを備え、

前記光源装置と前記撮像ユニットが、それぞれ複数の光学要素を備え、

前記光学要素が、透過特性の異なるコーティングを有し、かつ、部分的に交換可能に構成され、

前記画像処理装置が、前記撮像ユニットの取得した画像情報を加工してモニターに表示する回路を備え、 20

前記光源装置の光学要素の総合透過率特性と前記撮像ユニットの光学要素の総合透過率特性の組合わせを変えて被写体を観察することにより、次に示す一連の内視鏡観察手順に対応した複数の異なる画像情報を取得するように構成されていることを特徴とする内視鏡装置。

〔手順 1〕 生体に対し通常のカラ画像観察だけでは正常部位と見分けることの困難であった早期癌などの病変部について蛍光画像による観察を行い、上記病変部の位置を特定する。

〔手順 2〕 上記手順 1 によって生体表面に分布する病変部の位置と大まかな範囲が明らかになったところで、上記病変部を拡大して画像化する。そして、極狭い複数の波長範囲に分割した可視領域の光を利用して、上記病変部の表層から深さ方向に走行している血管構造を詳細に調べ、病変組織と正常組織との境界を明確にする。これにより病変部の範囲を特定する。 30

〔手順 3〕 上記手順 2 によって確定した病変部に対して、赤外画像による観察を行い、前記病変部の粘膜下層の状態を調べることで、病変の組織への浸潤度を判定し、内視鏡的に病変部を取り除くことが可能であるか否かを判断する。

〔手順 4〕 上記手順 3 の判断に基づき、内視鏡的に病変部を取り除くことが可能である場合は、前記病変部を通常のカラ画像で観察しながら内視鏡的粘膜切除術 (Endoscopic Mucosal Resection) により除去する。またはレーザーを用いて焼灼する処置を行う。 40

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は体腔内等を観察するための内視鏡装置用光源装置及び内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

体腔内にスコープを挿入し、食道、胃、小腸、大腸などの消化管や肺などの気管を TV モニター画面を介して観察する内視鏡装置が一般的に利用されている。また近年では、特定の波長範囲の光を照明光として利用し、生体組織から戻ってくる情報を画像化して観察を行う特殊光観察が普及し始めている。例えば、特定の波長の光に対して生体組織が蛍光を 50

発する現象を利用して、通常の観察では見つかりにくい病変部分を特定する内視鏡装置が利用されている。

更に、波長の異なる光に対する生体組織の吸収特性および散乱特性を利用して、病変の情報を詳しく把握する試みがなされている。

そのような内視鏡装置の従来例としては、特開平8-140929号公報、特開2001-170009号公報、特開2000-41942号公報に記載のものがある。

【0003】

特開平8-140929号公報には、通常のカラ画像の観察と病変部の蛍光画像の観察を切り替えて行うことができる内視鏡装置が提案されている。そしてこの装置には、内視鏡の先端に、通常画像を撮像する撮像素子と、蛍光画像を撮像する別の撮像素子とが配置されている。

10

【0004】

特開2001-170009号公報には、通常のカラ画像の観察と、可視領域の光を複数の波長範囲に分割した光を利用した病変部の表層から深さ方向に走行している血管構造の観察とを切り替えて行うことができる内視鏡装置が提案されている。そして、この装置には、上記2種類の観察に対応した照明光を供給する光源装置が用いられている。

【0005】

特開2000-41942号公報には、通常のカラ画像の観察と、病変部の赤外画像の観察とを切り替えて行うことのできる内視鏡装置が提案されている。そして、この装置には、上記2種類の観察に対応した照明光を供給する光源装置が用いられている。

20

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

このように、従来より、ある種の特殊光観察と通常のカラ画像観察との2種類の観察を行うことができる内視鏡装置が提案されている。

しかし、上記3種類の特殊光観察を組合わせて病変部の正確な診断および処置

を行う場合には、上記3種類の内視鏡装置をそれぞれ用意しなければならない。

このため、従来の内視鏡装置は、特殊光観察の種類を変える毎に内視鏡装置を交換するという面倒な作業が必要になる欠点や内視鏡検査に時間がかかる欠点があった。

【0007】

また、上記従来例には、個々の特殊光観察を効果的に効率良く実施するための工夫が開示されている。

30

しかし、上記種類の異なる特殊光観察を組合わせて、病変部の状態を短時間で正確に診断する方法およびそのための装置については言及されていない。すなわち、病変部の発見からその病変部の処置方法の判断に至るまでに通常行われる、病理標本の採取および精査等に要する時間と手間を無くし、病変部の発見から極短時間のうちに容易に病変部の状態を把握するための工夫については何ら開示されていない。

【0008】

本発明は、上記問題に鑑みてなされたものであり、通常のカラ画像観察と複数の特殊光観察を組合わせて、病変部を正確に、診断する作業や、処置する作業を効率良く行うことができる内視鏡用光源装置及び内視鏡装置を提供することを目的とする。

40

【0009】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本第1の発明による内視鏡装置用光源装置は、少なくともランプと、集光レンズと、フィルターを備え、前記フィルターが、光路中に次の4つの照明モードの選択が可能ないように挿脱自在に配置されていることを特徴としている。

[照明モード1] 生体組織からの蛍光を得るための励起光と、生体組織から蛍光以外の情報を得るための前記励起光とは異なる波長成分をもつ光とを順次照明するモード。

[照明モード2] 色再現性の良好な生体組織のカラ画像を得るために可視領域の光を赤、緑、青の波長範囲の光に分割して順次照明するモード。

[照明モード3] 生体組織の表層から深さ方向に走行している血管構造の分解能を高め

50

るために可視領域の光を極狭い複数の波長範囲に分割して順次照明するモード。

[照明モード4] 生体組織の赤外画像をコントラスト良く得るために少なくとも2つの異なる波長成分をもつ赤外領域の光を順次照明するモード。

【0010】

また、本第2の発明による内視鏡装置は、少なくとも画像処理装置と、光源装置と、スコープを備え、前記スコープが、撮像ユニットを備え、前記光源装置と前記撮像ユニットが、それぞれ複数の光学要素を備え、前記光学要素が、透過特性の異なるコーティングを有し、かつ、部分的に交換可能に構成され、前記画像処理装置が、前記撮像ユニットの取得した画像情報を加工してモニターに表示する回路を備え、前記光源装置の光学要素の総合透過率特性と前記撮像ユニットの光学要素の総合透過率特性の組合わせを変えて被写体を

10

観察することにより、次に示す一連の内視鏡観察手順に対応した複数の異なる画像情報を取得するように構成されていることを特徴としている。

[手順1] 生体に対し通常のカラ画像観察だけでは正常部位と見分けることの困難であった早期癌などの病変部について蛍光画像による観察を行い、上記病変部の位置を特定する。

[手順2] 上記手順1によって生体表面に分布する病変部の位置と大まかな範囲が明らかになったところで、上記病変部を拡大して画像化する。そして、極狭い複数の波長範囲に分割した可視領域の光を利用して、上記病変部の表層から深さ方向に走行している血管構造を詳細に調べ、病変組織と正常組織との境界を明確にする。これにより病変部の範囲を特定する。

20

[手順3] 上記手順2によって確定した病変部に対して、赤外画像による観察を行い、前記病変部の粘膜下層の状態を調べることで、病変の組織への浸潤度を判定し、内視鏡的に病変部を取り除くことが可能であるか否かを判断する。

[手順4] 上記手順3の判断に基づき、内視鏡的に病変部を取り除くことが可能である場合は、前記病変部を通常のカラ画像で観察しながら内視鏡的粘膜切除術(Endoscopic Mucosal Resection)により除去する。またはレーザーを用いて焼灼する処置を行う。

【0011】

【発明の実施の形態】

実施例の説明に先立ち、本発明の構成を詳述する。

30

通常のカラ画像観察と複数の特殊光観察とを組合わせて病変部を正確に、診断することや、処置することは、例えば、次に示す一連の手順で生体に発生した病変部を観察しながら診断することであり、また、病変部に対して適切な処置を行うことである。

1 まず、生体に対し通常観察だけでは正常部位と見分けることの困難であった早期癌などの病変部について、蛍光画像による観察を行う。これにより、病変部の位置を特定する。

2 次に、病変部を拡大して画像化する。そして、極狭い複数の波長範囲に分割した可視領域の光を利用して、病変部の表層から深さ方向に走行している血管構造を詳細に観察する。これにより、病変部と正常部位の境界を明確にする。その結果、病変部の範囲が特定される。

40

3 更に、赤外画像観察を行い、病変部の粘膜下層の状態を観察する。これにより、病変の組織への浸潤度を正確に把握する。また、内視鏡的に病変部を取り除くことが可能であるか否かを判断する。

4 内視鏡的に病変部を取り除くことが可能である場合は、病変部を内視鏡的粘膜切除術により除去する。またはレーザーを用いて焼灼する処置を行う。

【0012】

本発明の内視鏡装置は、上記の手順によって生体病変部を観察することや、処置することを1つの内視鏡装置で行えるように、上記内視鏡装置を構成する光源装置およびスコープにそれぞれ配置される複数のフィルターの組合わせを適宜変更できるように構成したものである。

50

より具体的には、本第1の発明の内視鏡装置用光源装置は、少なくともランプと、集光レンズと、フィルターを備えた光源装置であって、前記光源装置のフィルターを光路中に挿脱自在に配置して、次の4つの照明モードを選択可能にしている。

〔照明モード1〕 生体組織からの蛍光を得るための励起光と、生体組織から蛍光以外の情報を得るための前記励起光とは異なる波長成分をもつ光とを順次照明するモード。

〔照明モード2〕 色再現性の良好な生体組織のカラー画像を得るために可視領域の光を赤、緑、青の波長範囲の光に分割して順次照明するモード。

〔照明モード3〕 生体組織の表層から深さ方向に走行している血管構造の分解能を高めるために可視領域の光を極狭い複数の波長範囲に分割して順次照明するモード。

〔照明モード4〕 生体組織の赤外画像をコントラスト良く得るために少なくとも2つの異なる波長成分をもつ赤外領域の光を順次照明するモード。 10

【0013】

また、上記光源装置は、その光路中に、それぞれ異なる透過特性をもつ複数のフィルターを光路中に挿入および退避するためのターレットと、それぞれ異なる透過特性をもつ複数のフィルターの組合わせを順次一定の周期で光路中に挿入する回転ディスクとを配置して構成する。そして、上記光源装置は、その光路中に挿入される上記ターレットと上記回転ディスクのフィルターとを適宜組合わせることで4種類の異なる照明光を供給することができるようにしている。

【0014】

また、上記回転ディスクは、可視波長領域の光を3つの異なる波長範囲の光に分割する複数のシングルバンドパスフィルターの組合わせ（仮に、組合わせAとする）と、可視領域の光を青、赤、緑の波長範囲の光に分割すると同時に、近赤外波長領域の光を2つの極狭い波長範囲の光に分割する複数のダブルバンドパスフィルターの組合わせ（仮に組合わせBとする）とが、それぞれ同心円状に配置された構成とする。そして、上記4種類の照明モードに応じて組合わせAまたはBのいずれか一方が光路中に挿入されるように構成する。これにより、上記光源装置は順次照明光を供給する。 20

【0015】

また、異なる波長範囲の光を順次照明する上記の光源装置では、選択する照明モードによって上記異なる波長範囲の光の相対強度が変わるように、上記ターレットに配置された複数の強度調整フィルターの1つが選択されるようにしている。 30

【0016】

また、上記ターレットおよび上記回転ディスクは、上記光源装置の光路中で、次の条件式を満たす位置に配置される。

$$13^\circ$$

ただし、 θ は上記ターレットおよび上記回転ディスクに配置されたフィルターに入射する光線の入射角度である。

【0017】

また、上記光源装置の集光レンズの表面には、次の分光反射率特性を持った多層膜コートが施されている。

$$R(410\text{ nm}) \quad 2.7\%$$

$$R(420 - 750\text{ nm}) \quad 0.5\%$$

$$R(750 - 850\text{ nm}) \quad 1.5\%$$

$$R(850 - 950\text{ nm}) \quad 4\%$$

ただし、 $R(410\text{ nm})$ は 410 nm での反射率、 $R(420 - 750\text{ nm})$ は $420 - 750\text{ nm}$ での平均反射率、 $R(750 - 850\text{ nm})$ は $750 - 850\text{ nm}$ での平均反射率、 $R(850 - 950\text{ nm})$ は $850 - 950\text{ nm}$ での平均反射率である。 40

【0018】

また、本発明の内視鏡装置は、画像処理装置と光源装置にスコープを接続して被写体の照明と撮像を行う内視鏡装置であって、光源装置の光路中に配置された複数の光学要素とスコープの撮像光学系の光路中に配置された複数の光学要素の表面にそれぞれ透過特性の異 50

なるコーティングが施されている。上記光源装置の光学要素は部分的に交換することが可能であり、上記光源装置の光路中に配置された光学要素に施されたコーティングの総合透過特性を適宜変更することができるようになっている。そして、被写体の観察時には、上記光源装置側の光学要素の総合透過率特性と上記スコープ撮像光学系側の光学要素の総合透過率特性との組合わせを変えて観察することにより、複数の異なる画像情報を取得し、これらの画像情報を上記画像処理装置で加工してモニターに表示するように構成されている。上記光源装置側の光学要素の総合透過率特性と上記スコープ撮像光学系側の光学要素の総合透過率特性との組合わせは少なくとも3種類あり、それぞれ330nm~1100nmの間で異なる波長帯域のバンドパス特性を有している。

【0019】

また、上記光源側の光学要素と上記スコープの撮像光学系側の光学要素には、それぞれ平行平板状の光学部材に多層膜コーティングを施した光学フィルターが含まれており、生体組織の蛍光画像を観察するために上記光源側の光学フィルターが励起光生成フィルターとして機能し、上記撮像光学系側の光学フィルターが励起光カットフィルターとして機能する。このとき、上記励起光カットフィルターは次の条件を満たすようになっている。

入射角度 = 0°の光に対して透過率 $T = 50\%$ となる波長 λ_1 から透過率が50%以下になる側に $\lambda_2 = 20\text{nm}$ シフトした波長 λ_2 でのフィルターの阻止特性がOD4以上である。

かつ、入射角度 = 25°の光に対して上記波長 λ_2 でのフィルターの阻止特性がOD4以上である。

ただし、ODは光学濃度 (optical density) であって、フィルターに入射する光の強度を I 、フィルターを透過した光の強度を I' としたとき $\log_{10}(I/I')$ で表される。

【0020】

また、上記光源側の光学要素と上記スコープの撮像光学系側の光学要素には、それぞれ、平行平板状の光学部材に多層膜コーティングを施した光学フィルターが含まれており、生体組織の蛍光画像を観察するために上記光源側の光学フィルターは励起光生成フィルターとして機能し、上記撮像光学系側の光学フィルターが励起光カットフィルターとして機能する。

上記撮像光学系側の光学フィルターが2枚以上の光学フィルターを重ねて励起光をカットする場合には、その励起光カット波長範囲での光学フィルターの特性がOD4以上である。

ただし、ODは光学濃度 (optical density) であって、フィルターに入射する光の強度を I 、フィルターを透過する光の強度を I' としたとき $\log_{10}(I/I')$ で表される。

【0021】

また、上記光源側に配置される光学フィルターは、次の条件式を満たす位置に配置される。

$$\theta \leq 13^\circ$$

ただし、 θ は上記光学フィルターに入射する光線の入射角度である。

【0022】

また、上記励起光カットフィルターは、次の条件式を満たす位置に配置される。

$$\theta \leq 25^\circ$$

ただし、 θ は上記励起光カットフィルターに入射する光線の入射角度である。

【0023】

また、上記光源側の光学要素と上記スコープの撮像光学系側の光学要素には、それぞれ少なくとも片側に曲面を持ったレンズが含まれている。

上記レンズの表面には、次の分光反射率特性を持った多層膜コートが施されている。

$$R(410\text{nm}) \leq 2.7\%$$

$$R(420 - 750\text{nm}) \leq 0.5\%$$

10

20

30

40

50

R (7 5 0 - 8 5 0 n m) 1 . 5 %

R (8 5 0 - 9 5 0 n m) 4 %

ただし、R (4 1 0 n m) は 4 1 0 n m での反射率、R (4 2 0 - 7 5 0 n m) は 4 2 0 - 7 5 0 n m での平均反射率、R (7 5 0 - 8 5 0 n m) は 7 5 0 - 8 5 0 n m での平均反射率、R (8 5 0 - 9 5 0 n m) は 8 5 0 - 9 5 0 n m での平均反射率である。

【 0 0 2 4 】

また、共通の撮像光学系を用いて、生体組織の通常のカラ－画像の観察と蛍光画像の観察とをそれぞれ行うことのできる内視鏡装置において、前記撮像光学系に配置される光学要素は、通常カラ－画像観察時に利用される光成分を透過し、かつ蛍光画像観察時に観察の邪魔になる光成分をカットする総合透過率特性をもっている。

10

【 0 0 2 5 】

そして、本第 2 の発明の内視鏡装置は、画像処理装置と光源装置にスコープを接続して被写体の照明と撮像を行う内視鏡装置において、光源装置の光路中に配置された複数の光学要素とスコープの撮像光学系の光路中に配置された複数の光学要素の表面にそれぞれ透過特性の異なるコーティングが施されている。上記光学要素を部分的に交換可能にすることで、上記光源装置および上記撮像光学系の光路中に配置された光学要素に施されたコーティングの総合透過特性を適宜変更することができる。被写体の観察時には、上記光源装置側光学要素の総合透過率特性と上記スコープ撮像光学系側光学要素の総合透過率特性の組合わせを変えて観察することにより複数の異なる画像情報を取得し、これらの画像情報を上記画像処理装置で加工してモニターに表示する。そして、次に示す一連の手順で生体の

20

病変部の観察および処置を行うことができるようになっている。

[手順 1] 生体に対する通常のカラ－画像観察だけでは正常部位と見分けることの困難であった早期癌などの病変部について蛍光画像による観察を行い、上記病変部の位置を特定する。

[手順 2] 上記手順 1 によって生体表面に分布する病変部の位置と大まかな範囲が明らかになったところで、上記病変部を拡大して画像化する。そして、極狭い複数の波長範囲に分割した可視領域の光を利用して、上記病変部の表層から深さ方向に走行している血管構造を詳細に調べ、病変組織と正常組織との境界を明確にする。これにより病変部の範囲を特定する。

[手順 3] 上記手順 2 によって確定した病変部に対して、赤外画像による観察を行い、前記病変部の粘膜下層の状態を調べることで、病変の組織への浸潤度を判定し、内視鏡的に病変部を取り除くことが可能であるか否かを判断する。

30

[手順 4] 上記手順 3 の判断に基づき、内視鏡的に病変部を取り除くことが可能である場合は、病変部を内視鏡的粘膜切除術 (E n d o s c o p i c M u c o s a l R e s e c t i o n) により除去する。またはレーザーを用いて焼灼する処置を行う。

【 0 0 2 6 】

更に、本発明は、内視鏡装置を用いて生体の病変部の診断を行う内視鏡の診断方法に及ぶものである。上述のように、本発明の内視鏡装置は、その光源装置の光路中に配置された複数の光学要素とスコープの撮像光学系の光路中に配置された複数の光学要素の表面にそれぞれ透過特性の異なるコーティングが施されている。上記光学要素を部分的に交換可能にすることで、上記光源装置および上記撮像光学系の光路中に配置された光学要素に施されたコーティングの総合透過特性を適宜変更することができる。そして、被写体の観察時には上記光源装置側光学要素の総合透過率特性と上記スコープ撮像光学系側光学要素の総合透過率特性との組合わせを変えて観察することにより複数の異なる画像情報を取得し、これらの画像情報を画像処理装置で加工してモニターに表示する。上記診断方法は、次に示す 3 つの観察方法を組合わせて行う。

40

[観察方法 1] 蛍光画像観察により生体に対し通常のカラ－画像の観察だけでは正常部位と見分けることの困難であった早期癌などの病変部の位置を特定する。

[観察方法 2] 極狭い波長範囲の可視領域の光を照明し、病変部の拡大画像を観察することにより上記病変部の粘膜層に分布する毛細血管の構造を詳細に調べ、病変組織と正常

50

組織との境界を明確にする。これにより病変部の範囲を特定する。

[観察方法 3] 赤外画像観察により前記病変部の粘膜下層の血管およびリンパ管の走行状態を調べ、前記粘膜下層への浸潤の有無を判定する。これにより内視鏡的に病変部を取り除くことが可能であるか否かを判断する。

【 0 0 2 7 】

【 発明の実施の形態 】

以下、通常の色画像観察と上記複数の特殊光観察とを組合わせて病変部の診断および処置をする場合を例にして、本発明の実施例の構成および作用を説明する。なお、各実施例中では、光学フィルターの透過特性を表す場合、透過率 $T = 50\%$ となる波長 λ_1 と λ_2 を用いて、“ λ_1 から λ_2 の透過範囲をもつバンドパスフィルター ”、“ λ_1 以上の光を透過するフィルター ”、“ λ_1 から λ_2 の光をカットするフィルター ” などのように表してある。

10

【 0 0 2 8 】

第 1 実施例

本発明の第 1 実施例を図 1 から図 3 6 を用いて説明する。

図 1 は本発明の第 1 実施例による内視鏡装置の概略構成図である。

図 1 に示すように、本発明の内視鏡装置 1 は、光源装置 2 と、スコープ 3 と、画像処理装置 4 とで構成されている。

光源装置 2 は、ランプ 6 と、複数の光学要素 7 と、光量調整手段 8 とを備えている。複数の光学要素 7 は、少なくとも片側に曲面を持ったレンズ 7 a と平行平板状の光学部材に多層干渉膜コーティングを施した光学フィルター 7 b である。

20

【 0 0 2 9 】

第 1 実施例の内視鏡装置に用いられる光源装置の光学系の構成を図 2 に示す。図 2 に示すように、上記光源装置の光学系は、図 1 のレンズ 7 a が、ランプ 6 の開口窓の像を縮小して投影するレンズ系 5 5 と、ランプ 6 の光束を図 1 に示すスコープ 3 に内蔵されるライトガイドの入射端面 1 2 に集光するレンズ系 5 6 から構成されている。

ランプ 6 は、放電型のキセノンランプで構成されている。上記キセノンランプは、放物面鏡と組み合わされており、陰極の先端付近に形成される輝点の像を無限遠に投影する。ただし、上記輝点は完全な点ではなく有限の大きさを持っているため、上記放物面で反射した光束は広がりを持って射出される。

30

【 0 0 3 0 】

図 3 は第 1 実施例の内視鏡装置に用いられるキセノンランプの開口窓から出射する光線の配光分布を示すグラフであり、(a) は点灯時間の累計が 6 時間程度のときの配光分布を示し、(b) は点灯時間の累計が 1 0 0 時間程度のときの配光分布を示している。

図 3 (a) に示す配光分布より、配光中心強度に対する相対強度が 0 . 5 になる配光角度は約 3° であり、この配光分布形状は概ねガウス分布に従うので、配光角度 3° 以内の光線が全光束の約 7 5 % を占めることがわかる。

また、配光角度が 5° の光線の配光中心強度に対する相対強度は約 0 . 2 であり、配光角度が 5° より大きい光線はほとんど存在しないことがわかる。

また、図 3 (b) に示す配光分布より、上記キセノンランプは点灯時間の累計が 1 0 0 時間を越すと配光が広がることがわかる。この場合、配光中心強度に対する相対強度が 0 . 5 になる配光角度は約 5° となる。これは、ランプの点灯を繰り返すうちに上記陰極の先端部分が消耗し、それに伴って上記陰極の先端付近に形成される輝点が広がることが原因である。

40

【 0 0 3 1 】

図 4 は第 1 実施例の内視鏡装置に用いられるキセノンランプの発行強度分布を示すグラフであり、(a) は点灯時間の累計が 6 時間程度のときの発光強度分布、(b) は点灯時間の累計が 1 0 0 時間程度のときの発光強度分布を示している。

図 4 (a)、(b) に示すように、上記キセノンランプは、可視波長領域でフラットな発光強度分布を持っている。

50

また、上記キセノンランプは、紫外波長領域と赤外波長領域にも十分な強度を備えているので、本発明のように通常カラー画像観察と赤外画像観察など複数の特殊光観察を1つの内視鏡装置で行う場合に使用されるランプとしては最も適している。

また、上記キセノンランプは、点灯時間の累計が100時間を超えても上記それぞれの波長領域での発光強度分布の相対的な形状に大きな変化がなく安定している。このことは、極狭い波長領域の光を利用して生体組織の観察を行う本発明の内視鏡装置にとって、照明光の経時劣化に左右されずに常に安定した観察画像が得られる点で重要である。

なお、図4(a), (b)において、紫外波長領域は330nmから380nmまで、可視波長領域は380nmから680nmまで、赤外波長領域は680nmから1100nmまでの波長領域である。

10

【0032】

光学フィルター7bは、図1に示すように、上記キセノンランプで構成されたランプ6から図2に示す上記レンズ系55, 56を経てスコープ3に内蔵されるライトガイド11の入射端面12に至るまでの光路中に設置されたターレット9と回転ディスク10にそれぞれ配置されている。

ターレット9および回転ディスク10は、光源装置の光学系の光軸に対して垂直な面に沿って移動し、かつ、該光軸に平行な回転軸を中心にして回転することによって、上記光源装置の光学系の光束中に光学フィルター7bが挿入されるように設計されている。したがって、上記光軸に平行な光線は光学フィルター7bに対して垂直に入射する。

【0033】

しかし実際には、ターレット9および回転ディスク10の移動機構(図示せず)や回転機構22, 23に機械的な公差が存在するため、上記光軸に対してターレット9および回転ディスク10の移動面を完全に垂直にすることができなかつたり、上記光軸に対してターレット9および回転ディスク10の回転軸を完全に平行にすることができない。このため、光学フィルター7bは上記光源装置の光学系の光軸に対して斜めに挿入されることになる。このとき、上記光軸に平行な光線は、光学フィルター7bに対して約8°傾いて入射する。

20

【0034】

また、光学フィルター7bは、平行平板状の光学部材に多層干渉膜をコーティングして構成されており、特定の波長領域に属する光のみを透過し、それ以外の波長の光を反射する特性をもっている。

30

一般に、このような光学フィルターは、コート面に入射する光線の入射角度の大きさに対応して透過特性が変化する。この透過特性は、光の入射角度が0°のとき最良で、入射角度が大きくなるほど劣化する。

【0035】

図5は一般的な多層干渉膜に入射する光線の入射角度の変化と上記多層干渉膜の分光透過特性の変化との関係を示すグラフであり、(a)は多層干渉膜に入射する光線の入射角度が0°のときの透過特性、(b)は多層干渉膜に入射する光線の入射角度が10°のときの透過特性、(c)は多層干渉膜に入射する光線の入射角度が20°のときの透過特性、(d)は多層干渉膜に入射する光線の入射角度が30°のときの透過特性、(e)は多層干渉膜に入射する光線の入射角度が40°のときの透過特性を示している。

40

図5に示すように、上記コート面に入射する光線の入射角度が過大であると、透過波長領域が短波長側にシフトしてしまい、所望の透過特性が得られない。このことは、極狭い波長領域の照明光を安定して供給する必要のある本発明の光源装置にとっては好ましくない。

【0036】

図5より、光学フィルタ - のコート面に入射する光線の入射角度が10°程度であれば、上記光学フィルタ - の透過波長領域のシフト量が5nm程度であることがわかる。

そこで、本実施例の光源装置では、ターレット9および回転ディスク10を光源装置の光路中で、次の条件式を満たす位置に配置してある。

50

13°

ただし、はターゲット9および回転ディスク10に配置された光学フィルター7bに入射する光線の入射角度である。

【0037】

具体的には、ターゲット9を上記キセノンランプの直後に配置してある。上記キセノンランプの開口窓から出射する光線の配光分布は、図3に示すように、点灯時間の累計が100時間を過ぎた時点では、その約75%にあたる光線が配光角度5°以内に分布している。

そこで、少なくとも配光角度5°の光線がターゲット9に配置された光学フィルター7bに対して13°以内の入射角度で入射するようにしている。これにより、光学フィルター7bはランプの使用時間に左右されずに、所望の波長領域の光を安定した透過率で透過させることができる。

【0038】

また、回転ディスク10を、上記キセノンランプの開口窓の像を縮小して投影するレンズ系55の直後に配置してある。上記開口窓は上記キセノンランプの射出瞳に相当するので、レンズ系55の直後の光束中の光線の配光分布は図3(a)、(b)に示される配光分布に等しい。したがって、回転ディスク10に配置された光学フィルター7bに対する光線の入射角度もターゲット9に配置された光学フィルター7bと同じ条件に設定することができる。

【0039】

図6(a)は第1実施例の光源光学系に用いられるターゲットに配置されているフィルターホルダーのレイアウトを示す平面図、図6(b)は(a)の側面図である。ターゲット9は、基板に同心円状に少なくとも5つのフィルターホルダー40が設けられており、フィルターホルダー40には1つまたは複数の光学フィルター7bがそれぞれ収められている。

ターゲット9が回転軸を中心にして回転することにより、フィルターホルダー40に収められた所定の光学フィルター7bが上記光路中へ挿入されて位置を固定されるようになっている。

【0040】

図6(c)は第1実施例の光源の光学系に用いられる回転ディスクに配置されている窓のレイアウトを示す図である。

回転ディスク10は、基板に同心円状に間隔を空けて窓が設けられており、上記窓には光学フィルター7bが接着固定されている。窓はディスク基板の外周部と内周部に設けられている。

また、回転ディスク10は、回転軸を中心にして一定の回転速度で回転するようになっている。さらに、回転ディスク10は図示しない回転ディスク移動機構により上記光源装置の光学系の光軸に対してほぼ垂直に移動するようになっている。

そして、回転ディスク10を適当な位置に移動させることによって、次の3つの照明状態を選択的に作り出すことができるようになっている。

[照明状態1] 回転ディスク10の外周に設置された一連の光学フィルターが、上記光路中に順番に挿入されて繰り返し照明を行う状態。

[照明状態2] 回転ディスク10の内周に設置された一連の別の光学フィルターが、上記光路中に順番に挿入されて繰り返し照明を行う状態。

[照明状態3] 回転ディスク10が上記光路中から退避されて照明を行う状態。

【0041】

したがって、仮に、ターゲット9に5種類の異なる透過特性をもつ光学フィルターが取付けられている場合には、ターゲット9と回転ディスク10との組み合わせにより、15通りの異なった照明状態を作り出すことが可能である。

なお、回転ディスク10は各照明状態に対応して回転の周期を変えることができるようになっている。

10

20

30

40

50

【0042】

このように構成された本実施例の光源装置では、上記光学フィルターの組合せ方によって特定の狭い波長範囲の光を選択的に透過することができる。

特殊光観察では、上記特定の狭い波長範囲の光を生体組織へ照射することにより、上記特定の狭い波長範囲の光に由来する生体の画像情報を上記生体組織からの反射光として取得する。

【0043】

例えば、470nm以下の波長範囲から任意の狭い波長範囲の光を励起光として選び、上記励起光を生体組織へ照射することによって上記生体組織の自家蛍光を誘発し、上記生体組織の蛍光画像情報を取得することが可能である。上記生体組織の自家蛍光以外にも、ALA(5-aminolevulinic acid)などの蛍光薬剤が生体組織の病変部にのみ吸収される性質を利用することができる。また、代謝性の造影剤を用いることができる。この場合、造影剤が生体組織に吸収されると、病変部にのみ蓄積された物質と反応して二次的な生成物質が生成される。上記生成物質は励起光に反応して蛍光を発するので、病変部のみを正確に識別することができる。

10

【0044】

また、380nmから680nmまでの可視波長範囲から任意の狭い波長範囲の光を選び、これを生体組織へ照射することによって上記生体組織の深さ方向の情報を取得することが可能である。上記可視波長範囲のうち青色の波長領域に属する短波長の光は、生体組織の極表層付近までしか到達しない。このことを利用して、生体組織の粘膜表層に特化した情報が取得できる。

20

【0045】

同様に、上記可視波長範囲のうち緑色の波長領域に属する500nm付近の光が生体の表層より少し深い部分まで到達する性質や上記可視波長範囲のうち赤色の波長領域に属する長波長の光が生体の比較的深い部分まで到達する性質を利用すれば、それぞれ所望の深さに特化した生体組織の情報を取得することができる。

【0046】

また、680nmから1100nmまでの赤外波長範囲から任意の狭い波長範囲の光を選び、これを生体組織へ照射することによって上記生体組織の粘膜下層からの情報を取得することが可能である。上記生体組織の粘膜下層付近には比較的太い血管やリンパ管が存在する。

30

そこで、近赤外光に吸収ピークをもつインドシアニングリーン(ICG)などを造影剤として上記血管やリンパ管に注入し、上記血管やリンパ管に陰影をつけることでこれらを明瞭に観察することができる。

【0047】

また、図2に示す上記光源装置の光学系を構成するレンズ55、56は、上記光学フィルターが選択的に透過する任意の狭い波長範囲の光を効率良くライトガイド12の入射端面に集光させるものでなければならない。上記光源レンズの集光効率が悪いと、上述した特殊光観察に用いる照明としては致命的な光量不足を招くことになる。

このため、本実施例の光源レンズの表面には次の反射率特性をもつ多層膜コートが施されている。

40

R(410nm) 2.7%

R(420-750nm) 0.5%

R(750-850nm) 1.5%

R(850-950nm) 4%

ただし、R(410nm)は410nmでの反射率、R(420-750nm)は420-750nmでの平均反射率、R(750-850nm)は750-850nmでの平均反射率、R(850-950nm)は850-950nmでの平均反射率である。

【0048】

ところで、従来の光源レンズの表面には、主に可視波長に限定した狭い範囲の光に対して

50

反射防止するコーティングが施されていた。

これに対し、本発明の光源装置では、上述したように330nm～1100nmの広い波長範囲の光を利用して複数の種類の特殊光観察を行うため、従来と同様の反射防止コートを使用したのでは、可視波長範囲以外の光を利用した特殊光観察での照明光量が不足するという問題が生じる。

そこで、本実施例の光源装置では、上記の反射率特性をもつ多層膜コートを使用している。これにより、上記の複数種類の特殊光観察に対して明るさを確保することができる。

【0049】

また、図1に示す内視鏡装置におけるスコープ3の先端には、照明窓と観察窓が設けられている。上記照明窓にはライトガイドと照明レンズを備えた照明ユニットが配置されている。また、上記観察窓には、対物レンズ、フィルター、撮像素子などを備えた撮像ユニットが配置されている。また、図示されていないが、生体の病変部を内視鏡的に除去するための処置具や生体の病変部を焼灼するためのレーザー光を導くプローブを挿通するチャンネルが設けられている。

10

【0050】

上述のように、光源装置側には、特殊光観察の照明光量が不足しないための対策を施してあるが、それだけでは、通常のカラー画像観察時の照明光量に比べると、明るさが足りなくなることは避けられない。

このため、上記撮像ユニット側でも明るさ不足を補うための対策が必要となる。例えば、上記対物レンズのFナンバーを小さくし、上記被写体を反射して上記撮像素子の受光面に到達する光線の量をできるだけ確保することが考えられる。しかし、Fナンバーを小さくすると上記対物レンズの被写界深度が狭まってしまい、観察に支障をきたすという不具合がある。

20

【0051】

図7は第1実施例に用いられる撮像ユニットの1例を示す概略構成図である。

上記対物レンズの明るさ絞り近傍には、瞳変調素子のような空間周波数特性変換手段62が設けられている。上記空間周波数特性変換手段62を経て撮像素子67で得られた画像信号を、画像処理装置に設けた空間周波数特性の復元を行う信号処理回路で画像処理する方法により、上記対物レンズの被写界深度を広げることができる。

30

【0052】

上記のように撮像光学系の被写界深度を広げる手法は、米国特許5,748,371号に開示されている。この手法による装置を図8に示す。

この装置は、CCD等の撮像手段と、物体の像を撮像手段の受光面に結像させるレンズ系と、光学系の瞳位置に配置された光位相マスクと、撮像手段からの画像データに基づいて画像を構築する画像処理装置とを有している。

【0053】

図9は図8に示される光位相マスクの外観形状を示す斜視図である。図10は通常の光学系において物体が焦点位置にあるときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフ、図11は通常の光学系において物体が焦点位置から外れたときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフ、図12は通常の光学系において物体が焦点位置から図11のときよりも更に外れたときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフ、図13は被写界深度拡大光学系において物体が焦点位置にあるときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフ、図14は被写界深度拡大光学系において物体が焦点位置から外れたときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフ、図15は被写界深度拡大光学系において物体が焦点位置から図14のときよりも更に外れたときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフ、図16は被写界深度拡大光学系で得られる光学的伝達関数の強度分布に対して行われる空間周波数特性復元処理に使用するフィルターの特性を示すグラフ、図17は図13の光学的伝達関数の強度分布に対して図16の特性を持つフィルターによる空間周波数特性復元処理後に得られる光学的伝達関数の強度分布を示すグラフ、図18は図14の光学的伝達関数の強度分布に対して図16の特性を持つフィルターによる空間周波数特性復元処理後に得られる光学的伝達関

40

50

数の強度分布を示すグラフ、図19は図15の光学的伝達関数の強度分布に対して図16の特性を持つフィルターによる空間周波数特性復元処理後に得られる光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【0054】

位相マスクを持たない通常の結像光学系では、被写体が合焦位置から離れるにしたがって上記結像光学系の像面上での光学的伝達関数(OTF)の強度分布が、図10に示す形状から図11に示す形状へと変化する。更に被写体が合焦位置から離れると、図12に示す形状へと変化する。

これに対して、上記結像光学系と同じ光学性能をもつ光学系と上記光位相マスクを組合せたいわゆる被写界深度拡大光学系では、被写体と同じ距離だけ合焦位置から離れたときの上記被写界深度拡大光学系の像面上でのOTFの強度分布形状は、それぞれ図13と図14と図15に示されるようになる。

10

【0055】

ここで、図10～図19に示したグラフの横軸は像面での相対的な空間周波数であり、“2”は撮像素子のナイキスト周波数に相当する。縦軸は撮像光学系の光学的伝達関数である。上記被写界深度拡大光学系によって上記撮像手段に結像された画像は、上記画像処理装置で画像の復元処理が行われる。すなわち、図13と図14と図15に示されるOTFの強度分布に対して図16に示される特性を持った空間周波数特性復元フィルターを使ったフィルタリングが行われる。

【0056】

その結果、それぞれ図17と図18と図19に示されるOTFの強度分布形状に復元される。これらはいずれも、被写体が合焦位置にあるときの像面上でのOTFの強度分布形状に近い形をしている。したがって、本実施例の対物レンズではFナンバーを小さくして、上記撮像素子の受光面に結像する画像の明るさを確保すると同時に、上記対物レンズの被写界深度を広げることができる。

20

【0057】

本実施例の内視鏡装置では次の3種類のスコープを用いることができる。

その1つ(1種類目)のスコープは、先端に設けられた観察窓が1つであり、上記観察窓に1組の撮像ユニットが配置されているスコープである。上記撮像ユニットに配置するフィルターの特性を選ぶことにより、通常のカラ画像観察や特殊光観察を行うことができるように構成されている。

30

【0058】

図7に示した撮像ユニットを例にして、その構成を説明する。

この撮像ユニットは、被写体側から順に、平凹レンズ60と、両凸レンズ61と、空間周波数特性変換手段62と、明るさ絞り63と、観察に不要な光を除去するための光学フィルター64と、両凸レンズと被写体側に凹面を持つメニスカスレンズとの接合レンズ65と、撮像素子67とで構成されている。撮像素子67には受光面を保護するカバーガラス66が設けられている。

【0059】

上記撮像ユニットが、蛍光画像観察を行うように構成されている場合には、光学フィルター64は蛍光を励起する波長範囲の光をカットするフィルターとして機能する。生体組織の自家蛍光を観察する場合には、470nm以下の波長範囲から任意の狭い波長範囲の光を励起光として選び、上記生体組織へ照射する。上記生体組織は上記励起光よりも長い波長で、緑色に強度のピークをもつ蛍光を発する。上記生体組織が発する蛍光のピーク強度は、上記励起光の平均強度のわずかに500分の1～1000分の1である。

40

【0060】

図20に蛍光画像観察に使用される励起光68とこの励起光により生体組織が発した自家蛍光69の分光強度特性の1例を示す。図20では上記蛍光の強度を100倍して表示し、励起波長と蛍光波長を比較しやすいようにしている。上記励起光68は、光源装置に設置された470nm以下の光を透過するフィルターによって生成され、スコープの照明ユ

50

ニットを通して上記生体組織へ照射される。

【0061】

照明ユニットのライトガイドは一般的に多成分系ガラスを用いて作られているため、短い波長の光ほど吸収による伝送ロスが発生する。その結果、上記励起光68は470nmに強度のピークがあり、短波長側へ行くにしたがって強度が低下する青色の光となる。スコープに配置される光学フィルター64は、500nmから680nmまでの透過範囲をもつバンドパスフィルターである。このため、上記励起光は除去される。また、上記生体組織が発した自家蛍光69は510nm付近に強度のピークをもっている。

【0062】

このように、励起光と蛍光の強度ピークが近接しており、しかも両者の強度差が非常に大きい場合には、光学フィルター64が高い励起光除去性能を有していることが重要となる。励起光を除去する性能が不十分であると、光学フィルター64で除去しきれなかった光が蛍光とともに撮像素子67に到達する。その結果、蛍光画像にノイズがのった状態となってコントラストが悪くなり、鮮明な蛍光画像を得ることができない。

【0063】

多層干渉膜がコーティングされた光学フィルターは、コート面に入射する光線の入射角度の大きさに対応して透過特性が変化することはすでに述べた。つまり、光学フィルター64への入射角度が0°の光線を阻止することができても、入射角度の大きい光線を阻止することができなければ、光学フィルター64から撮像素子67側へ励起光が漏れることになる。特に、励起光と蛍光の強度ピークが近接している場合には、上記撮像ユニットの中でも光学フィルター64への光線の入射角度が大きくなるような位置には光学フィルター64を配置することができない。

【0064】

そこで、本実施例の撮像ユニットでは、光学フィルター64に対する光線の入射角度が小さく、かつ、上記撮像ユニットをコンパクトに構成することができる位置に光学フィルター64を配置してある。具体的には、光学フィルター64への光線の入射角度が25°を満たす位置に光学フィルター64を配置してある。

【0065】

内視鏡の撮像ユニットには、広視野でありながら収差が良好に補正されており、しかも各種光学フィルターが配置し得ることが要求される。このため、図7に示したようなテレセントリックな光学系が採用される。

このような光学系で上記条件式(25°)を満たすのは、明るさ絞りの近傍のスペースと最も像側に配置されるレンズから撮像素子67までの間のスペースである。光学フィルター64はこれらのスペースに分散して配置することができる。例えば、複数のフィルターで所望の励起光阻止特性を実現するようにして、それらを上記のスペースの数箇所に配置してもよい。

【0066】

図21は励起光を除去する性能が不十分である光学フィルターの例を特性で示すグラフである。図21において、実線で示した特性曲線は上記光学フィルターの入射面への入射角度が0°の光線に対する透過特性であり、図の左側の目盛りが適用される。図の左側の目盛りは透過率(単位は%)である。また、点線で示した特性曲線は同様の光線に対する上記光学フィルターの阻止特性であり、図の右側の目盛りが適用される。図の右側の目盛りは光学濃度(optical density)であって、フィルターに入射する光の強度をI、フィルターを透過した光の強度をI'としたとき $\log_{10}(I/I')$ で表される。

【0067】

図21に示す光学フィルターは、500nmから680nmまでの透過範囲をもつバンドパスフィルターであり、470nm付近の励起光をカットする特性を持っている。このとき、470nmでの阻止特性はOD4である。また、上記バンドパスフィルターの入射面への入射角度が25°の光線に対する透過特性は短波長側にシフトする。このため

、入射角度が 25° の光線に対する 470 nm での阻止特性は $OD 4$ よりも小さくなる。

【0068】

図22は図21のバンドパスフィルターを図7の撮像ユニットに使用したときに、撮像素子67で受光される光の分光強度分布を示すグラフである。図における縦軸の目盛りは任意単位 (arbitrary unit) である。

図22によれば、 500 nm から 680 nm までの範囲に 510 nm 付近に強度ピークを持つ蛍光が現れている。その一方で、 470 nm 付近には上記蛍光強度ピークの約2倍の強度を持つ励起光も現れている。これは上記バンドパスフィルターから撮像素子67側へ励起光が漏れた状態を示している。

【0069】

このような不具合を改善したバンドパスフィルターの例を図23(a), (b)に示す。図23(a)において、実線で示した特性曲線は上記バンドパスフィルターの入射面への入射角度が 0° の光線に対する透過特性であり、点線で示した特性曲線は同様の光線に対する上記バンドパスフィルターの阻止特性である。

図23(a)に示すバンドパスフィルターは図21に示すフィルターと同様に 500 nm から 680 nm までの透過範囲をもつバンドパスフィルターであり、 470 nm 付近の励起光をカットする特性を持っている。このとき、 470 nm での阻止特性は $OD 4$ より十分に大きい。また、 490 nm において阻止特性が $OD 4$ となっている。

【0070】

図23(a)に示すバンドパスフィルターの入射面への入射角度が 25° の光に対する特性を図23(b)に示す。

図23(b)において、実線で示した特性曲線は上記バンドパスフィルターの入射面への入射角度が 25° の光線に対する透過特性であり、点線で示した特性曲線は同様の光線に対する上記バンドパスフィルターの阻止特性である。上記バンドパスフィルターの入射面への入射角度が大きくなることにより上記特性曲線は短波長側へシフトするにもかかわらず、 470 nm での阻止特性は依然として $OD 4$ より十分に大きい状態が保たれている。これは、フィルター基板の表面に積層する干渉膜の層数を図21のバンドパスフィルターよりも多くした効果である。

【0071】

図24は図23(a)に示す特性を持つバンドパスフィルターを図7に示す撮像ユニットに使用したときに、撮像素子67で受光される光の分光強度分布を示すグラフである。図24によれば、 500 nm から 680 nm までの範囲に 510 nm 付近に強度ピークを持つ蛍光が現れるが、 470 nm 付近の励起光はほとんど阻止されている。

【0072】

以上のことから、励起光と蛍光の強度ピークが近接しており、しかも両者の強度差が非常に大きい場合には、撮像ユニットに配置する励起光阻止特性を有する光学フィルターが次のような特性を持つことが望ましい。

すなわち、入射角度 $\theta = 0^\circ$ の光に対して透過率 $T = 50\%$ となる波長 λ_1 から透過率が 50% 以下になる側に $\lambda_2 = 20\text{ nm}$ シフトした波長 λ_2 での上記光学フィルターの阻止特性が $OD 4$ 以上である。

かつ、入射角度 $\theta = 25^\circ$ の光に対して上記波長 λ_2 での上記光学フィルターの阻止特性が $OD 4$ 以上である。

ただし、 OD は光学濃度 (optical density) であって、上記光学フィルターに入射する光の強度を I 、上記光学フィルターを透過した光の強度を I' としたとき $\log_{10}(I/I')$ で表される。

【0073】

上記条件を満たす光学フィルターを採用することで、蛍光画像にノイズがのった状態となってコントラストが悪くなることなく、鮮明な蛍光画像を得ることができる。

また、複数のフィルターで所望の励起光カット特性を実現するようにして、それらを撮像ユニット内の数箇所に分けて配置する場合には、その励起光カット波長範囲での上記複数

10

20

30

40

50

の光学フィルターの総合特性がOD 4以上であれば同様の効果を得ることができる。

【0074】

また、通常カラー画像を観察しながら病変部に対してレーザー焼灼を行う場合においても、撮像ユニット内に配置されるレーザー波長をカットするための光学フィルターに対して上記と同様に厳しい阻止特性が求められる。

医療処置用レーザー装置としては、YAGレーザーや半導体レーザーなど赤外波長領域のコヒーレント光を利用したものが一般的であり、これらのレーザー光の強度は上記通常カラー画像を形成するのに必要な赤、緑、青の波長範囲の光の強度に比べて100倍以上の差がある。

撮像素子は上記レーザー波長に対しても感度を有しているため、上記光学フィルターのレーザー波長の光を阻止する性能が不十分であると、上記病変部にレーザー光を照射したときに観察画像が白とびして何も観察できなくなってしまう。このような状態で病変部に対するレーザー焼灼処置を行うことはできない。

【0075】

例えば、775 nmから875 nmまでの範囲の近赤外光を発生する半導体レーザーを用いる場合、上記近赤外光を確実に阻止することができる光学フィルターとしては図25(a)、(b)に示す特性をもつものがある。図25(a)において、実線で示した特性曲線は上記光学フィルターの入射面への入射角度が0°の光線に対する透過特性であり、点線で示した特性曲線は同様の光線に対する上記バンドパスフィルターの阻止特性である。

【0076】

図25(a)に示す特性を持つ光学フィルターは、715 nm以下の光を透過し、715 nmから960 nmまでの光をカットする特性を有し、上記阻止すべき近赤外光の範囲(すなわち775 nmから875 nmまでの範囲)を50 nm広げたときの境界の波長(すなわち750 nmと900 nm)での阻止特性がOD 3以上となるように製作されている。このとき775 nmから875 nmまでの範囲での阻止特性はOD 4以上である。

【0077】

また、図25(a)に示す特性を持つ光学フィルターの入射面への入射角度が25°の光に対する特性を図25(b)に示してある。図25(b)において、実線で示した特性曲線は上記光学フィルターの入射面への入射角度が25°の光線に対する透過特性であり、点線で示した特性曲線は同様の光線に対する上記光学フィルターの阻止特性である。

上記光学フィルターの入射面への入射角度が大きくなることにより上記特性曲線は短波長側へシフトするにもかかわらず、775 nmから875 nmまでの範囲での阻止特性は依然としてOD 4より十分に大きい状態が保たれている。

上記に示した特性により、上記半導体レーザー光を阻止することができる。このため、上記病変部にレーザー光を照射したときにも観察画像が白とびすることなく、安全にレーザー焼灼処置を行うことができる。

【0078】

上記光学フィルターの特性を一般化すると次のようになる。

すなわち、100 nm以上の波長範囲を阻止する特性を有する光学フィルターは、上記阻止すべき波長範囲を50 nm広げたときの境界の波長 λ_3 および λ_4 での阻止特性がそれぞれOD 3以上である。

光学フィルターを透過する光の強度Qと上記光学フィルターで阻止される光の強度Q'の比Q'/Qが100倍程度ある場合には、上記光学フィルターがこの条件を満たすことが望ましい。

以上のように、単一の撮像ユニットで構成されるスコープは、気管支などの比較的狭い空間に挿入するために先端を細くするニーズに対して有用である。なお、光学フィルターの透過特性を工夫することによって、通常カラー画像観察と蛍光画像観察の両方を行うようにすることもできるが、これについては後述する。

【0079】

もう一つ(2種類目)のスコープは、先端に設けられた観察窓が2つであり、上記2つの

観察窓にそれぞれ別の撮像ユニットが配置されているスコープである。これらの撮像ユニットはそれぞれの観察目的に対応させるために視野角、撮像倍率、被写界深度などの光学性能が異なっている。またフィルターの透過特性が異なっている。

更に撮像素子の画素数、撮像エリアの大きさ、受光感度などが異なっている。

【0080】

例えば、2つの撮像ユニットがそれぞれ次のような特徴を持っていることが考えられる。一方の撮像ユニットは、通常カラー画像観察と赤外画像観察を行うことができる。視野角は120°から160°程度であって、被写体に対して10mmから100mm程度までの被写界深度を持っている。他方の撮像ユニットは、通常カラー画像観察と蛍光画像観察を行うことができる。視野角60°から120°の範囲で撮像倍率を変化させることができる。被写体に対して2mmから30mm程度までの被写界深度を持っている。また、可視領域の光を極狭い複数の波長範囲に分割して順次照明したときに得られる被写体像や蛍光観察時の被写体像など、明るさが不足気味の画像を撮像するために、受光感度の高い撮像素子が用いられている。

このように、特徴の異なる撮像ユニットを組合わせて1つのスコープを構成することによって、本発明で開示される複数の特殊光観察を1つのスコープで効率良く実施することができる。このため特殊光観察の種類を変える毎に内視鏡装置を交換するという面倒な作業を無くすことができる。

【0081】

更にもう1つ(3種類目)のスコープは、先端に設けられた観察窓が2つであり、上記2つの観察窓にそれぞれ対物レンズとフィルターを備えた光学ユニットが配置され、上記光学ユニットの後方に1つの撮像素子が配置されているスコープである。これらの光学ユニットはそれぞれの観察目的に対応させるために視野角、撮像倍率、被写界深度などの光学性能が異なっている。また、フィルターの透過特性が異なっている。上記撮像素子は2つの光学ユニットを介して被写体の像を撮像する。この場合、2つの撮像素子を用いる場合に比べて、スコープ先端を細くすることができる。また、撮像素子が1つであれば撮像信号の処理を比較的簡単に行うことができるので、1つのモニター画面上に2つの画像を並べて表示することも容易である。

なお、上記3種類のスコープはいずれも撮像ユニットの視野方向を自由に設定できることは言うまでもない。

【0082】

このように構成された本実施例の内視鏡装置では、次に示す一連の手順で生体病変部の観察及び除去を行うことができる。

[手順1] 生体を通常にカラー画像観察するだけでは正常部位と見分けることの困難であった早期癌などの病変部について蛍光画像による観察を行い、上記病変部の位置を特定する。

[手順2] 上記手順1によって生体表面に分布する癌などの病変部の位置と大まかな範囲が明らかになった。そこで次の手順として、上記病変部を拡大して画像化し、上記病変部の表層から深さ方向に走行している血管構造を詳細に調べることで病変組織と正常組織との境界を明確にする。これにより除去すべき病変部の範囲が特定される。

[手順3] 上記手順2によって確定した癌などの病変部に対して、赤外画像による観察を行い、上記病変部の粘膜下層の血管の状態を調べることで、病変が粘膜下層まで浸潤しているか否かを判定する。また、内視鏡的に上記病変部を取り除くことが可能であるか否かを判断する。

[手順4] 上記手順3の判断に基づき、内視鏡的に癌などの病変部を取り除くことが可能である場合は、上記病変部を内視鏡的粘膜切除術(Endoscopic Mucosal Resection)により除去する。またはレーザーを用いて焼灼する処置を行う。

【0083】

図26は第1実施例に示される一連の生体病変部の観察及び除去手順において、[手順1

10

20

30

40

50

]による観察行為を行う際に使用される照明光の分光強度特性を示すグラフである。縦軸の目盛りは任意単位 (arbitrary unit) である。

上記[手順1]において、光源装置はスコープの照明ユニットを介して図26に示した波長範囲の光を被写体に向けて順番に繰り返し照明する。

図26の分光強度曲線Aは生体組織の蛍光を励起するための励起光であり、445nmより短波長の光を利用している。上記分光強度曲線Aにおいて、波長が短くなるにしたがって強度が減少しているのは、上記照明ユニットを構成しているライトガイドが短波長の光を吸収することに起因している。分光強度曲線Bおよび分光強度曲線Cは生体組織から蛍光以外の情報を取り出すための照明光であり、それぞれ540nmから560nmまでと、600nmから620nmまでという極狭い波長範囲の光を利用している。なお、3つの照明光の分光強度特性を比較するために、図26の分光強度曲線BおよびCは実際の強度を500~1000倍して表してある。

10

【0084】

図27は図26に示した波長範囲の光を正常な生体組織に対して照明したときに、生体組織から得られる蛍光と反射光の撮像面上での分光強度特性を示すグラフである。縦軸の目盛りは任意単位 (arbitrary unit) である。

撮像ユニットは励起光を阻止するフィルターを備えており、図26に示した波長範囲の光を正常な生体組織に対して照明すると、図27に示した蛍光Dと反射光B'およびC'の像が得られる。図27において蛍光Dは470nmから690nmまでの波長範囲で510nm付近に強度ピークを持つ分光強度分布を持っている。また、反射光B'およびC'はそれぞれ540nmから560nmまでと、600nmから620nmまでの波長範囲の分光強度分布を持っている。

20

【0085】

正常な生体組織が発する蛍光の分光強度分布と癌などの病変部が発する蛍光の分光強度分布を比較すると、上記病変部の生体組織が発する蛍光の強度が相対的に低下することが知られている。そこで、上記のような蛍光強度の差を利用して生体組織から病変部分を分離して表示されるようにビデオプロセッサで画像処理する。

しかし、生体組織が発する蛍光から得られる情報を元にして画像処理するだけでは、生体組織の正常部分と病変部分の境界を明確に分離することができない場合がある。

そこで、本実施例では図27に示した生体組織からの反射光B'およびC'より得られる情報を加えて画像処理するようにした。上記生体組織からの反射光としては、例えば血中ヘモグロビンが吸収する波長の1つである550nmを中心波長とした光と上記吸収波長に属さない610nmを中心波長とした光を選ぶことができる。

30

これによって、上記生体組織の正常部分と病変部分に分布する毛細血管の分布密度の差が抽出される。これを上記生体組織の正常部分と病変部分の境界を分離するための新たな情報として加えることによって、上記生体組織の正常部分と病変部分の境界を明確に分離することが可能となる。このように上記生体組織の正常部分と病変部分の境界における情報量を増やすことで蛍光画像の分解能が向上する。

【0086】

図28は第1実施例に示される一連の生体病変部の観察及び除去手順において、[手順2]による観察行為を行う際に使用される照明光の分光強度特性を示すグラフである。縦軸の目盛りは任意単位 (arbitrary unit) である。

40

上記[手順2]において、光源装置はスコープの照明ユニットを介して図28に示した極狭い波長範囲の光を被写体に向けて順番に繰り返し照明する。生体組織はその表面から深さ方向に向かって層構造をなしている。生体の最も表層には粘膜層があり、毛細血管が多く分布している。そしてさらに深層に行くにしたがって、毛細血管より太い血管やリンパ管が分布するようになる。一方で、生体組織に対する光の深さ方向への深達度は光の波長に依存している。図28の分光強度曲線Eは上記粘膜層の情報を取得するための青色領域の光であり、440nmより短波長の光を利用している。上記分光強度曲線Eにおいて、波長が短くなるにしたがって強度が減少しているのは、上記照明ユニットを構成している

50

ライトガイドが短波長の光を吸収することに起因している。

【0087】

上記青色領域の光は波長が短いために上記粘膜層で反射されるので、その反射光は上記粘膜層の情報を含んでいることになる。例えば粘膜層では正常な部分と癌などの病変部分の毛細血管の形状が異なっていたり、細胞配列密度に差が生じることがわかっている。

そこで、上記粘膜層を光学的に拡大して、そこに分布する毛細血管や細胞の配列を観察すると、その部分が癌化しているか否かの判定ができる。また、上記正常な部分と癌化している部分の境界を含んだ領域を観察することで癌の範囲を正確に特定することができる。

【0088】

図28の分光強度曲線Fは緑色領域に属する505nmから535nmまでの波長範囲の照明光である。また、分光強度曲線Gは赤色領域に属する595nmから625nmまでの波長範囲の照明光である。青色領域の光よりも波長が長い緑色領域や赤色領域の光の場合、粘膜層よりも深い部分まで到達して反射されるので、生体組織の中間層やそれよりも更に深い層での組織情報を取得することができる。これらの情報はビデオプロセッサで加工され、所望の組織情報を含んだ画像が表示される。

【0089】

上記3種類の照明光は、相対強度の比率を変更することができる。例えば粘膜層から得られる情報を重視する場合には、上記青色領域の光の照明強度比率を他の波長領域の光よりも高く設定する。これにより、粘膜層から取得する情報量を増やして上記ビデオプロセッサで情報を加工する際の自由度を上げることができる。

本実施例では図28に示すように、青色領域の光の照明強度を緑色領域と赤色領域の光の照明強度よりも約5倍ほど高く設定した。したがって、上記粘膜層における癌などの病変部分と正常部分の境界を明瞭に判別することを可能にした画像が得られる。

【0090】

図29は第1実施例に示される一連の生体病変部の観察及び除去手順において、[手順3]による観察行為を行う際に使用される照明光の分光強度特性を示すグラフである。縦軸の目盛りは任意単位(arbitrary unit)である。

上記[手順3]において、光源装置はスコープの照明ユニットを介して図29に示した波長範囲の光を被写体に向けて順番に繰り返し照明する。

図29の分光強度曲線Hは近赤外領域に属する790nmから820nmまでの波長範囲の照明光である。また、分光強度曲線Jは近赤外領域に属する920nmから950nmまでの波長範囲の照明光である。

近赤外領域の光による観察は、粘膜下層の血管の様子を調べるのに有効である。

この方法では、血中で波長805nm付近の近赤外光に吸収ピークを持つインドシアニングリーン(ICG)を造影剤として静脈に注入し、粘膜下層の血管に陰影をつけることで血管の走行状態を明瞭に観察することができる。

本実施例ではICGの吸収ピーク波長である805nm付近の近赤外光と、比較的吸収率の低い930nm付近の近赤外光を用いて画像化することで、血管内のICGの分布を擬似的に着色して表示し、観察しやすくしている。粘膜下層にまで癌が深達していると、癌とその周辺の血管の走行状態に差が生じるので、粘膜下層における癌の有無を調べることができる。また、癌をターゲットにしたICG誘導抗体を用いて、癌にICGを蓄積させ、それを観察することで粘膜下層における癌の有無を調べることもできる。

このようにして粘膜下層の状態を調べることで、癌が粘膜層を越えて浸潤しているか否かを判定する。もし癌が粘膜層にとどまっていれば、内視鏡的に癌を取り除くことが可能となる。

【0091】

図30は第1実施例に示される一連の生体病変部の観察及び除去手順において、[手順4]による病変除去を行う際に使用される照明光の分光強度特性を示すグラフである。縦軸の目盛りは任意単位(arbitrary unit)である。

上記[手順4]において、光源装置はスコープの照明ユニットを介して図30に示した波

長範囲の光を被写体に向けて順番に繰り返し照明する。

図30の分光強度曲線Kは可視領域に属する495nmより短波長の照明光である。上記分光強度曲線Kにおいて、波長が短くなるにしたがって強度が減少しているのは、上記照明ユニットを構成しているライトガイドが短波長の光を吸収することに起因している。また、分光強度曲線Lは可視領域に属する500nmから575nmまでの波長範囲の照明光である。また分光強度曲線Mは可視領域に属する585nmから655nmまでの波長範囲の照明光である。これらの照明光は可視領域を概ね青色、緑色、赤色の3つの波長領域に分割した幅広のバンド光であるため、色再現性が良好で、しかも明るいカラー画像を得ることができる。

【0092】

特に、癌などの病変部を内視鏡的に安全に処置するためには、上記病変部とその周辺組織を明るくかつ色再現のよい画像で観察できることが必須となる。内視鏡的粘膜切除術(EMR)においては、内視鏡に設けられた挿通チャンネルを通して処置具を病変部まで挿入し、上記病変部とその周辺組織の画像を観察しながら上記処置具を駆使して病変粘膜を切除する。また、レーザーを用いて病変粘膜を焼灼する場合には、上記内視鏡の挿通チャンネルを通してレーザープローブを病変部まで挿入し、上記病変部とその周辺組織の画像を観察しながら上記病変部に対してもれなくレーザー照射を行う。

【0093】

以上のような手順によれば、癌などの病変部の発見からその病変部の処置方法の判断に至るまでに通常行われる、病理標本の採取および精査等に要する時間と手間を無くすることができる。したがって、本発明の内視鏡装置と内視鏡による診断方法を用いることで、癌などの病変部の発見から極短時間のうちに容易にその病変部の状態を把握することができる。更に内視鏡的な処置が可能な状況であれば、そのまま病変部の切除まで行うことができる。

【0094】

また、本実施例の内視鏡装置には、上述した一連の観察を行うために、図31、図32、図33に示す分光透過特性をもつ光学フィルターが配置されている。図31(a)~(e)は第1実施例で使用される光源装置のターレットに配置される光学フィルターの分光透過特性を示すグラフである。上記ターレットには夫々符号111, 112, 113, 114に示す特性を持つ光学フィルターが同心円状に配置されている。

【0095】

図32(a)~(f)は第1実施例で使用される光源装置の回転ディスクに配置される光学フィルターの分光透過特性を示すグラフである。上記回転ディスクの外周部には夫々符号115, 116, 117に示す特性を持つ光学フィルターの組み合わせが同心円状に配置されている。また、上記回転ディスクの内周部には夫々符号118, 119, 120に示す特性を持つ光学フィルターの組み合わせが同心円状に配置されている。

【0096】

図33(a)~(c)はスコープの撮像光学系に配置される夫々の光学フィルターの分光透過特性121, 122, 123を示すグラフである。観察の種類によって図31から図33に示した特性を持つ光学フィルターを適宜組み合わせることで、所望の観察画像が得られるようになっている。

【0097】

ここでは上述した観察及び処置手順にしたがって、上記光学フィルターの組み合わせ例を説明する。

上記[手順1]において、光源装置はスコープの照明ユニットを通して図26に示した波長範囲の光を被写体に向けて順番に繰り返し照明する。このとき、上記光源装置のターレットが回転して図31(b), (c)の符号112に示す特性を持つ光学フィルターが光路中に挿入される。また、上記光源装置の回転ディスクが移動して上記回転ディスクの内周部が光路中に挿入される。そして、上記回転ディスクが回転して図32(d), (e), (f)の符号118, 119, 120に示す特性を持つ光学フィルターが一定の周期で

10

20

30

40

50

繰り返し挿入される。

【0098】

図31(b), (c)の符号112に示す特性を持つ光学フィルターは、390nmから695nmまでの透過範囲をもつバンドパスフィルター112aと、445nmから510nmまでの光をカットするフィルター112bとを組合わせて構成されている。

また、図32(d)の符号118に示す特性を持つ光学フィルターは、470nm以下の光を透過するフィルターである。上記符号118に示す特性を持つ光学フィルターが光路中に挿入されたときには、390nmから445nmまでの波長範囲の励起光が生成される。

【0099】

図32(e)の符号119に示す特性を持つ光学フィルターは、540nmから560nmまでの透過範囲をもつバンドパスフィルターと、上記バンドパスフィルターの透過光量を500分の1~1000分の1に調整する手段とを組合わせて構成されている。

また、図32(f)の符号120に示す特性を持つ光学フィルターは、600nmから620nmまでの透過範囲を持つバンドパスフィルターと、上記バンドパスフィルターの透過光量を500分の1~1000分の1に調整する手段とを組合わせて構成されている。符号119に示す特性を持つ光学フィルターと符号120に示す特性を持つ光学フィルターがそれぞれ光路中に挿入されたときには、生体組織から蛍光以外の情報を取り出すための照明光が生成される。

【0100】

スコープの撮像光学系には、図33(a)の符号121に示す特性を持つ光学フィルターが配置されている。

図33(a)の符号121に示す光学フィルターは、470nmから690nmまでの透過範囲をもつバンドパスフィルターである。したがって、上記撮像光学系の撮像面上には励起光が到達せずに、図27に示した蛍光Dと反射光B'およびC'の光が到達する。

【0101】

上記撮像光学系を使用して通常のカラ画像観察を行う場合には、上記光源装置のターゲットが回転して図31(a)の符号111に示す特性を持つ光学フィルターが光路中に挿入される。また、上記光源装置の回転ディスクが移動して上記回転ディスクの外周部が光路中に挿入される。そして、上記回転ディスクが回転して図32(a), (b), (c)の符号115, 116, 117に示す特性を持つ光学フィルターが一定の周期で繰り返し挿入される。

図31(a)の符号111に示す特性を持つ光学フィルターは、390nmから695nmまでの透過範囲をもつバンドパスフィルターであり、符号112aに示す特性を持つバンドパスフィルターと同じ透過特性をもっている。

また、図32(a)の符号115に示す特性を持つ光学フィルターは、385nmから495nmまでの透過範囲を持ち、かつ、920nm以上の光を透過するフィルターである。

上記符号115に示す特性を持つ光学フィルターが光路中に挿入されているときには、390nmから495nmまでの波長範囲の青色光が生成される。そして、上記撮像光学系の撮像面上には生体組織で反射した光のうち470nmから495nmまでの波長範囲の光が到達する。

【0102】

また、図32(b)の符号116に示す特性を持つ光学フィルターは、500nmから575nmまでの透過範囲を持ち、かつ、765nmから820nmまでの透過範囲をもつフィルターである。

上記符号116の特性を持つ光学フィルターが光路中に挿入されているときには、500nmから575nmまでの波長範囲の緑色光が生成される。そして、上記撮像光学系の撮像面上には生体組織で反射した500nmから575nmまでの波長範囲の光が到達する。

10

20

30

40

50

【0103】

また、図32(c)の符号117に示す特性を持つ光学フィルターは、585nmから655nmまでの透過範囲を持ち、かつ、745nmから820nmまでの透過範囲をもつフィルターである。

上記符号117に示す特性を持つ光学フィルターが光路中に挿入されているときには、585nmから655nmまでの波長範囲の赤色光が生成される。そして、上記撮像光学系の撮像面上には生体組織で反射した585nmから655nmまでの波長範囲の光が到達する。

【0104】

青色、緑色、赤色の単色画像は画像処理回路で合成処理されて通常のカラ画像が得られる。 10

このように光学フィルターを組み合わせることで、1つの撮像光学系で蛍光画像観察と通常のカラ画像観察を行うことができる。

【0105】

上記蛍光画像の観察における光学フィルターの組み合わせの変形例として、上記光源装置のターレットに配置される図31(b), (c)の符号112に示す特性を持つ光学フィルターに替えて符号111に示す特性を持つ光学フィルターを用いることもできる。この場合、スコープの撮像光学系には図33(a)の符号121に示す特性を持つ光学フィルターに替えて図33(c)の符号123に示す特性を持つ光学フィルターを配置する。

符号123に示す特性を持つ光学フィルターは500nmから680nmまでの透過範囲を持つフィルターである。 20

【0106】

光源装置では、上記符号111に示す特性を持つ光学フィルターと上記光源装置の回転フィルターに配置される図32(d)の符号118に示す特性を持つ光学フィルターとを組み合わせることによって、390nmから470nmまでの波長範囲の励起光が生成される。そして、上記撮像光学系の撮像面上には生体組織が発する500nmから680nmまでの波長範囲の蛍光が到達する。

同様に、上記光源装置の回転フィルターに配置される図32(e)の符号119に示す特性を持つ光学フィルターおよび符号120に示す特性を持つ光学フィルターとをそれぞれ組み合わせることによって、生体組織から蛍光以外の情報を取り出すための2種類の照明光が生成される。そして、上記撮像光学系の撮像面上には生体組織で反射した540nmから560nmまでの波長範囲の光および600nmから620nmまでの波長範囲の光が到達する。 30

【0107】

上記撮像光学系は蛍光画像観察しか行うことができない。しかし、励起光の波長範囲を広げたことで上記励起光の明るさが増加し、それにもなつて生体組織が発する蛍光の量を増加させることができる。このため、例えば胃壁など生体組織表面での散乱が大きく十分な蛍光を得るのが難しい部位を観察する際には特に有効である。

なお、ここに示したフィルターの透過範囲や光量調整手段の透過特性は、所望の観察画像を得るために適宜変更してもかまわない。また、上記光量調整手段はターレット側のフィルターと組み合わせることもできる。 40

【0108】

上記[手順2]において、光源装置はスコープの照明ユニットを介して図28に示した波長範囲の光を被写体に向けて順番に繰り返し照明する。このとき、上記光源装置のターレットが回転して図31(e)の符号114に示す特性を持つ光学フィルターが光路中に挿入される。また、上記光源装置の回転ディスクが移動して上記回転ディスクの外周部が光路中に挿入される。そして、上記回転ディスクが回転して図32(a), (b), (c)の符号115, 116, 117に示す特性を持つ光学フィルターが一定の周期で繰り返し挿入される。

【0109】

図31(e)の符号114に示す特性を持つ光学フィルターは、400nmから440nmまでの透過範囲を持ち、かつ、505nmから535nmまでの透過範囲を持ち、かつ、595nmから625nmまでの透過範囲を持つフィルターと、該フィルターを透過した400nmから440nmまでの波長範囲の光が他の2つの波長範囲の光に対して約5倍の光量を持つように調整する手段とを組合わせて構成されている。

【0110】

図32(a)の符号115に示す特性を持つ光学フィルターは、385nmから495nmまでの透過範囲を持ち、かつ、920nm以上の光を透過するフィルターである。

上記符号115に示す特性を持つ光学フィルターが光路中に挿入されているときには、400nmから440nmまでの波長範囲の青色領域の光が生成される。

10

【0111】

また、上記符号116に示す特性を持つ光学フィルターは、500nmから575nmまでの透過範囲を持ち、かつ、765nmから820nmまでの透過範囲をもつフィルターである。

上記符号116に示す特性を持つ光学フィルターが光路中に挿入されているときには、505nmから535nmまでの波長範囲の緑色領域の光が生成される。

【0112】

また、上記符号117に示す特性を持つ光学フィルターは、585nmから655nmまでの透過範囲をもち、かつ、745nmから820nmまでの透過範囲をもつフィルターである。

20

上記符号117に示す特性を持つ光学フィルターが光路中に挿入されているときには、595nmから625nmまでの波長範囲の赤色領域の光が生成される。

【0113】

スコープの撮像光学系には図33(b)の符号122に示す特性を持つ光学フィルターが配置されている。

該符号122に示す特性を持つ光学フィルターは、715nm以下の光を透過し、715nmから960nmまでの光をカットするフィルターである。

したがって、上記撮像光学系の撮像面上には生体組織で反射した上記青色領域の光、上記緑色領域の光、上記赤色領域の光がそれぞれ到達する。

また、上記青色領域の光の照明強度比率を他の波長領域の光よりも高く設定したので、生体組織の粘膜層において癌などの病変部分と正常部分の境界を明瞭に判別可能な画像を得ることができる。

30

なお、ここに示したフィルターの透過範囲や光量調整手段の透過特性は、所望の観察画像を得るために適宜変更してもかまわない。

【0114】

図34(a)~(c)は第1実施例の変形例で使用される光学フィルターの分光透過特性を示すグラフである。

上記[手順2]における光学フィルターの組合わせの変形例として、スコープの撮像光学系に図34(c)に符号125で示す特性を持つ光学フィルターを配置してもよい。

該符号125に示す特性を持つ光学フィルターは、495nmから690nmまでの透過範囲をもち、かつ、430nm以下の光を透過するフィルターである。

40

したがって、上記撮像光学系の撮像面上には生体組織で反射した青色領域の光のうち400nmから430nmまでの波長範囲の光と、上記緑色領域の光と、上記赤色領域の光とがそれぞれ到達することになり、上記符号122に示す特性を持つ光学フィルターを使用したときと、ほとんど同じ画像を得ることができる。

【0115】

また、上記符号125に示す特性を持つ光学フィルターを配置した撮像光学系は蛍光画像観察に使用することもできる。

この場合、光源装置のターレットには、図34(a),(b)の符号124に示す特性を持つ光学フィルターを配置し、これを光源の光路中に挿入する。

50

該符号 1 2 4 に示す特性を持つ光学フィルターは、390 nm から 695 nm までの透過範囲をもつ符号 1 2 4 a に示す特性を持つバンドパスフィルター 1 2 4 a と、445 nm 以上の光を透過する符号 1 2 4 b に示す特性を持つフィルター 1 2 4 b とを組合わせて構成されている。

上記符号 1 2 4 a に示す特性を持つバンドパスフィルターは、図 3 1 (b) の符号 1 1 2 a に示す特性を持つバンドパスフィルターと同じものである。

上記符号 1 2 5 に示す光学フィルターと光源装置の回転ディスクの内周部に配置されている符号 1 1 8 に示す特性を持つ光学フィルターとを組合せることによって、445 nm から 470 nm までの波長範囲の励起光が生成される。

したがって、上記撮像光学系の撮像面上には励起光が到達することがなく生体組織の発する蛍光のみが到達するので、コントラストのよい蛍光画像を得ることができる。 10

【 0 1 1 6 】

更に、上記符号 1 2 5 に示す特性を持つ光学フィルターを配置した撮像光学系は通常の色画像の観察にも使用することができる。この場合、上記ターレットには図 3 1 (a) の符号 1 1 1 に示す光学フィルターが配置され、光路中に挿入される。

上記符号 1 1 1 に示す特性を持つ光学フィルターと、上記回転ディスクの外周部に配置されている符号 1 1 5 , 1 1 6 , 1 1 7 に示す特性を持つ光学フィルターとを組合せることによって、青色、緑色、赤色の 3 色の照明光が生成される。

したがって、上記撮像光学系の撮像面上には生体組織で反射した上記青色光のうち 400 nm から 430 nm までの波長範囲の光と、上記緑色光と、上記赤色光がそれぞれ到達することになる。これらの単色画像は画像処理回路で合成処理されて通常の色画像が得られる。 20

このように、フィルターの組合わせを工夫することで、1つの撮像光学系を用いて3種類の観察を行うことも可能である。

【 0 1 1 7 】

上記 [手順 3] において、光源装置はスコープの照明ユニットを通して図 2 9 に示した波長範囲の光を被写体に向けて順番に繰り返し照明する。このとき、上記光源装置のターレットが回転して図 3 1 (d) の符号 1 1 3 に示す特性を持つ光学フィルターが光路中に挿入される。また、上記光源装置の回転ディスクが移動して上記回転ディスクの外周部が光路中に挿入される。そして、上記回転ディスクが回転して図 3 2 (a) , (b) , (c) の符号 1 1 5 , 1 1 6 , 1 1 7 に示す特性を持つ光学フィルターが一定の周期で繰り返し挿入される。 30

【 0 1 1 8 】

図 3 1 (d) の符号 1 1 3 に示す特性を持つ光学フィルターは、790 nm から 950 nm までの透過範囲をもつフィルターである。

図 3 2 (a) の符号 1 1 5 に示す特性を持つ光学フィルターは、385 nm から 495 nm までの透過範囲をもち、かつ、920 nm 以上の光を透過するフィルターであるから、上記符号 1 1 5 に示す特性を持つ光学フィルターが光路中に挿入されているときには、920 nm から 950 nm までの波長範囲の赤外領域の光が生成される。

また、上記符号 1 1 6 の特性を持つ光学フィルターは、500 nm から 575 nm までの透過範囲をもち、かつ、765 nm から 820 nm までの透過範囲をもつフィルターであるから、上記符号 1 1 6 に示す特性を持つ光学フィルターが光路中に挿入されているときには、790 nm から 820 nm までの波長範囲の赤外領域の光が生成される。 40

また、上記符号 1 1 7 に示す特性を持つ光学フィルターは、585 nm から 655 nm までの透過範囲をもち、かつ、745 nm から 820 nm までの透過範囲をもつフィルターであるから、上記符号 1 1 7 に示す特性を持つ光学フィルターが光路中に挿入されているときには、790 nm から 820 nm までの波長範囲の赤外領域の光が生成される。

【 0 1 1 9 】

スコープの撮像光学系では、少なくとも上記赤外領域の光を効率良く透過して上記撮像光学系の撮像面上に集光すればよいので、光学フィルターを省くことができる。上記撮像面 50

上に到達した上記赤外領域の光を画像化することによって、生体組織の粘膜下層に分布する血管やリンパ管の走行状態を明瞭に観察することができる。このため、癌などの病変が粘膜層を越えて浸潤しているか否かを判定することができる。

【0120】

上記[手順4]において、光源装置はスコープの照明ユニットを介して図30に示した波長範囲の光を被写体に向けて順番に繰り返し照明する。このとき、上記光源装置のターレットが回転して図31(a)の符号111に示す特性を持つ光学フィルターが光路中に挿入される。また、上記光源装置の回転ディスクが移動して上記回転ディスクの外周部が光路中に挿入される。そして、上記回転ディスクが回転して図32(a), (b), (c)の符号115, 116, 117に示す特性を持つ光学フィルターが一定の周期で繰り返し挿入される。この組み合わせについてはすでに述べたので、ここでは詳細説明を省略する。

10

【0121】

ところで、癌などの病変部を内視鏡的に安全に処置するためには、上記病変部とその周辺組織を明るくかつ色再現のよい画像で観察できることが必須となる。

また、レーザーを用いて病変部の粘膜を焼灼する場合には、レーザー波長の光を確実に阻止してレーザー照射中でも上記病変部を明瞭に観察できなければならない。

そこで、スコープの撮像光学系には図33(b)の符号122に示す特性を持つ光学フィルターが配置されている。

該符号122に示す特性を持つ光学フィルターは、715nm以下の光を透過し、かつ、715nmから960nmまでの光をカットするフィルターであり、上記撮像光学系の撮像面上には生体組織で反射した390nmから495nmまでの波長範囲の青色光と、500nmから575nmまでの波長範囲の緑色光と、585nmから655nmまでの波長範囲の赤色光がそれぞれ到達する。

20

これらの反射光を合わせると可視波長領域のほとんど全域をカバーすることができる。このため、色再現性が良好で、しかも明るいカラー画像を得ることができる。

また、775nmから875nmまでの範囲の近赤外光を発する半導体レーザー光は上記符号122に示す特性を持つ光学フィルターで阻止されるので、レーザー照射中でも上記病変部を明瞭に観察できる。

また、上記符号122に示す特性を持つ光学フィルター以外にも、例えば960nm以上の光をカットするフィルターを追加配置すれば、YAGレーザーを用いる場合にも対応することができる。

30

【0122】

以上、本実施例によれば、1つの光源装置で上述した一連の観察を行うための照明光をつくりだすことができる。このため、特殊光観察の種類を変える毎に光源装置を交換するという従来の面倒な作業が不要となる。

また、1つの撮像光学系で複数種類の観察を行うことができるので、観察の種類が変わる毎にスコープを取り替える手間と、患者に与える苦痛を減らすことができる。特に、異なる分光透過特性を持ったフィルターを配置した2つの撮像光学系を備えたスコープを用いることで、上述した一連の観察手順のすべてをスコープ交換することなく行うことも可能となる。

40

【0123】

なお、本実施例では、1つの撮像光学系で複数種類の観察を行うために、青色領域の光を2つの帯域に分割し、一方の帯域の光を蛍光画像観察用の励起光として利用し、もう一方の帯域の光をその他の観察に用いる照明光として利用している。このため、それぞれの観察において上記励起光および照明光の明るさが不足しないように、光源装置や撮像光学系に配置されるフィルターやスコープの照明ユニットを構成しているライトガイドに以下のような工夫をすることが望ましい。

上記ライトガイドには石英など短波長の光をあまり吸収しない素材で作られたものを用いるのが望ましい。これにより、例えば図28の分光強度曲線Eにみられるような、波長が短くなるにしたがって照明強度が減少してしまう現象を回避することができる。

50

【0124】

上記フィルターがガラス基板に何層もの干渉膜を蒸着したものである場合には、成膜材料として短波長の光をあまり吸収しないタンタル（Ta）などを用いるのが望ましい。

例えば、符号115に示す特性を持つ光学フィルターは、ガラス基板の両面にそれぞれ30～50層の干渉膜が蒸着されている。上記符号115に示す特性を持つ光学フィルターにおいて、短波長の光をあまり吸収しない成膜材料を用いた場合の分光透過率特性と、短波長の光を吸収する成膜材料を用いた場合の分光透過率特性を比較すると図35のグラフに示すようになる。

図35（a）は成膜材料にチタン（Ti）とシリコン（Si）を用いて多層干渉膜を構成した場合の分光透過率特性グラフである。図35（b）は上記成膜材料をチタン（Ti）からタンタル（Ta）に替えて多層干渉膜を構成した場合の分光透過率特性グラフである。

10

図35から明らかなように、成膜材料として短波長の光をあまり吸収しないタンタル（Ta）などを用いることで青色領域の透過特性が改善されることがわかる。また、これらの工夫を施すことにより紫外領域の光を励起光として利用することが可能となる。

【0125】

また、本実施例では光源装置のターレットがランプの直後に配置されている。このため、上記ターレットに配置された光学フィルターが上記ランプから射出された光束中に挿入されると、上記光学フィルターの表面に著しい熱負荷がかかることになる。このような状態で上記光学フィルターを使用すると、時間の経過とともに分光透過特性が変化することがある。その一例として、符号123に示す特性を持つ光学フィルターにおける分光透過特性の変化を図36のグラフに示す。

20

図36に実線で示された曲線は熱負荷がかかる前の分光透過特性であり、破線で示された曲線は熱負荷がかかってから60分経過した後の分光透過特性である。

上記符号123に示す特性を持つ光学フィルターに熱負荷がかかると、時間の経過とともに徐々に分光透過特性が短波長側に向かってシフトし、60分程度経過すると安定する。このとき分光透過特性のシフト量は6nmから10nmである。

【0126】

また、本実施例で実施される特殊光観察は、極狭い波長帯域の光を生体組織に照明して、その波長帯域の光に特化した情報を生体組織から取得するものである。このため、観察中は常に一定の波長帯域の光で照明する必要がある。観察の途中で光学フィルターの分光透過特性が変化してしまうと、それにもなって照明光の波長帯域が変わるので、安定した生体組織の情報が得られず、病変部分の正確な診断をすることができない。

30

上記のような熱負荷による光学フィルターの分光透過特性の変化は、干渉膜を積層するときに生じた膜間の隙間に入り込んだ水分が原因である。上記熱負荷により水分が蒸発することで分光透過特性が変化するが、水分が完全に蒸発してしまうと安定する。上記熱負荷が消えて光学フィルターが冷えると再び空気中の水分が上記隙間に入り込むので、上記光学フィルターを使用する限り不具合が解決されることはない。

そこで、本実施例の光学フィルターは、干渉膜を積層するときに膜間の隙間が生じない成膜方法により製作されている。具体的には、イオンプレーティングによる成膜方法やイオン銃を用いたイオンアシストによる成膜方法を採用している。

40

これらの成膜方法は成膜物質の結合力を強めることができるので膜間に隙間が生じない。このため、熱負荷がかかっても分光透過特性が変化しない光学フィルターを得ることができる。

【0127】

なお、本実施例で使用するフィルターは、単一のフィルターで構成してもよく、又は、複数のフィルターを組合わせて構成してもよい。

また、回転ディスク10に配置されるフィルターは、前記ディスクの外周部と内周部のいずれに配置してもよい。

【0128】

50

第 2 実施例

本発明の第 2 実施例を図 3 7 から図 3 9 を用いて説明する。

図 3 7 は本発明の第 2 実施例による内視鏡装置に用いられる光源装置の光学系の構成を示す概略構成図、図 3 8 は第 2 実施例の内視鏡装置に用いられる光源装置のターゲットに配置される光学フィルターの分光透過特性を示すグラフ、図 3 9 (a) ~ (c) は第 2 実施例の内視鏡装置に使用されるスコープの撮像光学系に配置される光学フィルターの分光透過特性を示すグラフである。

なお、基本的な装置の構成やフィルターの組み合わせ方法は第 1 実施例と同じであるのでその説明を省略し、第 1 実施例との相違点のみを述べることにする。

【 0 1 2 9 】

特殊光観察では、観察する部位や観察状態などによって画質にばらつきが生じる場合がある。例えば、胃壁は突起状に形成された組織が無数に分布しており、更に粘膜表面は胃壁を保護するための分泌物で覆われている。このため、照明光は上記粘膜表面で吸収散乱されてしまい、観察状態が変わるたびに粘膜層から得られる情報の量が変化する。

そこで、本実施例では観察状態に応じて照明光の相対強度を適宜変更できるようにして、常に安定した画質の観察画像が得られるようにしている。

【 0 1 3 0 】

本実施例で用いる光源装置の光学系は、図 1 のレンズ 7 a が、図 3 7 に示すように、ランプ 6 の開口窓から射出された光束をスコープ 3 のライトガイドの入射端面 1 2 に集光するレンズ 5 6 で構成されている。ランプ 6 とレンズ 5 6 との間には、ターゲット 9 と、回転

ディスク 1 0 と、透過光量調整手段 5 7 が配置されている。透過光量調整手段 5 7 は、入射面に入射した光束全体を均一に所望の割合で減光する機能を有している。また、回転ディスク 1 0 の回転周期に同期して、減光する割合が変化するように設定することができるようになっている。加えて、撮像ユニットで撮像した画像を画像処理回路で処理する過程でフィードバックされる明るさ補正信号に基づいて、自動的に減光する割合が変化するように設定することができるようになっている。

【 0 1 3 1 】

例えば、第 1 実施例に示した一連の観察手順のうち、[手順 2] の観察を行う場合には、ターゲット 9 に配置された図 3 8 の符号 1 2 6 に示す特性を持つ光学フィルターを光路中に挿入する。

符号 1 2 6 に示す特性を持つフィルターは、4 0 0 n m から 4 4 0 n m までの透過範囲をもち、かつ、5 0 5 n m から 5 3 5 n m までの透過範囲をもち、かつ、5 9 5 n m から 6 2 5 n m までの透過範囲をもつフィルターである。そして、回転ディスク 1 0 の外周部に設置された図 3 2 (a) , (b) , (c) の符号 1 1 5 , 1 1 6 , 1 1 7 に示す特性を持つ光学フィルターと組み合わせることによって、4 0 0 n m から 4 4 0 n m までの波長範囲の青色領域の光と、5 0 5 n m から 5 3 5 n m までの波長範囲の緑色領域の光と、5 9 5 n m から 6 2 5 n m までの波長範囲の赤色領域の光をそれぞれ生成する。

透過光量調整手段 5 7 は、回転ディスク 1 0 に同期して、上記 3 つの波長領域の光が所望の光量比になるように透過光量を調整する。また、観察状態に応じて上記 3 つの波長領域の光の相対光量比を調整する。これにより、観察する部位や観察状態によらず、常に安定した画質の観察画像を得ることができる。

【 0 1 3 2 】

本実施例の変形例として上記透過光量調整手段を撮像ユニットに配置することもできる。例えば、図 7 に示した対物光学系の明るさ絞り 6 3 の位置またはその近傍に透過率分布が変化する特性をもった光学素子を配置する。該光学素子は各波長範囲の光の照明期間に連動して透過率分布を変化させ、撮像素子 6 7 の受光面に到達する光量を調整する。

【 0 1 3 3 】

このような構成の撮像ユニットを用いて上記第 1 実施例に示した一連の観察手順のうち [手順 1] の観察を行う場合、光源装置側の光学フィルターには次に示すものを使用する。ターゲット 9 には、図 3 1 (b) , (c) の符号 1 1 2 に示す特性を持つ光学フィルター

10

20

30

40

50

が配置され、光路中に挿入される。また、回転ディスク10の内周部には、図39(a)、(b)、(c)の符号129、130、131に示す特性を持つ光学フィルターが配置され、光路中に一定の周期で繰り返し挿入される。

【0134】

図39(a)の符号129に示す光学フィルターは、470nm以下の光を透過するフィルターである。

上記符号129に示す特性を持つ光学フィルターが光路中に挿入されたときには、390nmから445nmまでの波長範囲の励起光が生成される。

【0135】

図39(b)の符号130に示す特性を持つ光学フィルターは、540nmから560nmまでの透過範囲を持つバンドパスフィルターである。

上記符号130に示す特性を持つ光学フィルターが光路中に挿入されたときには、540nmから560nmまでの透過範囲の光が生成される。

【0136】

図39(c)の符号131に示す特性を持つ光学フィルターは、600nmから620nmまでの透過範囲を持つバンドパスフィルターである。

上記符号131に示す特性を持つ光学フィルターが光路中に挿入されたときには、600nmから620nmまでの波長範囲の光が生成される。

【0137】

これら各波長範囲の光は、スコープの照明ユニットを通して生体組織へ照明され、前記生体組織からの蛍光と反射光は撮像ユニットに取り込まれる。上記撮像ユニットの明るさ絞り位置またはその近傍に配置された透過光量調整手段は、上記励起光の照明期間に連動して上記蛍光を100%透過する。また、他の波長範囲の光を照明する期間に連動して上記反射光を500分の1~1000分の1に減光する。なお、上記励起光は明るさ絞り63位置近傍のフィルター位置64に配置された図33(a)の符号121に示す特性を持つ光学フィルターによって阻止され、上記蛍光および反射光のみが撮像素子67の受光面に到達する。

【0138】

また、上記撮像素子からの画像信号が透過光量調整手段の駆動回路にフィードバックされ、上記駆動回路のメモリに記憶されている基準の光量比データに基づいて計算された明るさ補正值にしたがって、自動的に減光する割合が調整される。

これにより、観察する部位や観察状態によらず、常に安定した画質の観察画像を得ることができる。

【0139】

また、先端に設けられた観察窓が2つであり、上記2つの観察窓にそれぞれ対物レンズとフィルターを備えた光学ユニットが配置され、上記光学ユニットの後方に1つの撮像素子が配置されているスコープでは、上記透過光量調整手段を上記撮像素子の直前に配置してもよい。この場合、上記透過光量調整手段はそれぞれの対物レンズの光束と重なるエリアの透過率が個別に制御できるように構成される。

【0140】

以上説明したように、本発明による内視鏡装置は、特許請求の範囲に記載された発明の他に、次のような特徴も備えている。

【0141】

(1) ターレットと回転ディスクを備え、前記ターレットはそれぞれ異なる透過特性をもつ複数のフィルターを備え、前記フィルターを光路中に挿入および退避するように配置され、前記回転ディスクはそれぞれ異なる透過特性をもつ複数のフィルターを備え、前記フィルターを順次一定の周期で光路中に挿入および退避するように配置され、前記ターレットのフィルターと前記回転ディスクのフィルターを適宜組み合わせることで4種類の異なる照明を供給するように構成される請求項1に記載の光源装置。

【0142】

(2) 前記回転ディスクにはフィルターが同心円状に配置され、前記フィルターは次の2種類のフィルターの組み合わせからなり、前記組み合わせのうちいずれか一方が前記4種類の照明モードに対応して光路中に挿入されるように構成される上記(1)に記載の光源装置。

1 可視領域の光を3つの異なる波長範囲の光に分割する複数のバンドパスフィルターの組み合わせ。

2 可視領域の光を青、赤、緑の波長範囲の光に分割すると同時に、近赤外領域の光を2つの極狭い波長範囲の光に分割する複数のバンドパスフィルターの組み合わせ。

【0143】

(3) 前記ターレットおよび前記回転ディスクは、光源装置の光路中で次の条件式を満たす位置に配置される上記(1)に記載の光源装置。 10

13°

ただし は前記ターレットおよび前記回転ディスクに配置されたフィルターに入射する光線の入射角度である。

【0144】

(4) さらに透過光量調整手段を備えている上記(1)に記載の光源装置。

【0145】

(5) 前記光源装置の集光レンズの表面には、次の分光反射率特性を持った多層膜コートが施されている上記(1)に記載の光源装置。

$R(410\text{nm}) = 2.7\%$

$R(420 - 750\text{nm}) = 0.5\%$

$R(750 - 850\text{nm}) = 1.5\%$

$R(850 - 950\text{nm}) = 4\%$

ただし、 $R(410\text{nm})$ は410nmでの反射率、 $R(420 - 750\text{nm})$ は420 - 750nmでの平均反射率、 $R(750 - 850\text{nm})$ は750 - 850nmでの平均反射率、 $R(850 - 950\text{nm})$ は850 - 950nmでの平均反射率である。 20

【0146】

(6) 少なくとも光源装置と、スコープを備え、前記スコープは撮像ユニットを備え、前記光源装置と前記撮像ユニットは複数の光学要素を備え、前記光学要素は透過特性の異なるコーティングを有し、前記光源装置の光学要素と前記撮像光学系の光学要素の組み合わせを変えて被写体を観察することにより複数の異なる画像情報を取得するように構成され、前記組み合わせは330nmから680nmまでの間で3種類の異なる波長帯域のバンドパス特性を有し、680nmから1100nmまでの間で2種類の異なる波長帯域のバンドパス特性を有する内視鏡装置。 30

【0147】

(7) 前記光学要素は平行平板状の光学部材に多層膜コーティングを施した光学フィルターを含み、前記撮像ユニットに配置される前記光学フィルターが次の特徴をもっている上記(6)に記載の内視鏡装置。

入射角度 = 0°の光に対して、透過率 $T = 50\%$ となる波長 λ_1 から透過率が50%以下になる側に $\lambda_2 = 20\text{nm}$ シフトした波長 λ_2 でのフィルターの阻止特性がOD4以上であり、 40

かつ、入射角度 = 25°の光に対して前記波長 λ_2 でのフィルターの阻止特性がOD4以上である。

ただし、ODは光学濃度(optical density)であって、フィルターに入射する光の強度をI、フィルターを透過した光の強度をI'としたとき $\log_{10}(I/I')$ で表される。

【0148】

(8) 前記光学要素は平行平板状の光学部材に多層膜コーティングを施した光学フィルターを含み、前記撮像ユニットに配置される前記光学フィルターは2枚以上で構成して所望の波長帯域をカットし、前記波長帯域での光学濃度がOD4以上である上記(6)に記載 50

の内視鏡装置。

ただし、ODは光学濃度(optical density)であって、フィルターに入射する光の強度をI、フィルターを透過する光の強度をI'としたとき $\log_{10}(I/I')$ で表される。

【0149】

(9)前記光源装置に配置される光学フィルターは、次の条件式を満たす位置に配置される上記(6)に記載の内視鏡装置。

13°

ただし、は前記光学フィルターに入射する光線の入射角度である。

【0150】

(10)前記光学フィルターは、次の条件式を満たす位置に配置される上記(7)に記載の内視鏡装置。

25°

ただし、はフィルターに入射する光線の入射角度である。

【0151】

(11)前記光学フィルターは、次の条件式を満たす位置に配置される上記(8)に記載の内視鏡装置。

25°

ただし、はフィルターに入射する光線の入射角度である。

【0152】

(12)前記光学要素はレンズを含み、前記レンズには次の分光反射率特性を持った多層膜コートが施されている上記(6)に記載の内視鏡装置。

R(410nm) 2.7%

R(420-750nm) 0.5%

R(750-850nm) 1.5%

R(850-950nm) 4%

ただし、R(410nm)は410nmでの反射率、R(420-750nm)は420-750nmでの平均反射率、R(750-850nm)は750-850nmでの平均反射率、R(850-950nm)は850-950nmでの平均反射率である。

【0153】

(13)前記撮像光学系は生体組織の通常のカラ画像観察と複数の特殊光観察とに共通に使用する上記(6)に記載の内視鏡装置。

【0154】

(14)前記特殊光観察は蛍光画像の観察を含み、前記撮像光学系に配置される光学要素の総合透過率特性は、通常カラ画像観察時に利用される光成分を透過し、かつ蛍光画像観察時には観察の邪魔になる光成分をカットする特性を有する上記(13)に記載の内視鏡装置。

【0155】

(15)次の3つの観察方法の組み合わせによる生体病変部の診断方法。

[観察方法1] 蛍光画像観察により生体に対し通常のカラ画像観察だけでは正常部位と見分けることの困難であった早期癌などの病変部の位置を特定する。

[観察方法2] 極狭い波長範囲の可視領域の光を照明し、病変部の拡大画像を観察することにより前記病変部の粘膜層に分布する毛細血管の構造を詳細に調べ、病変組織と正常組織との境界を明確にする。これにより病変部の範囲を特定する。

[観察方法3] 赤外画像観察により前記病変部の粘膜下層の血管およびリンパ管の走行状態を調べ、前記粘膜下層への浸潤の有無を判定する。これにより内視鏡的に病変部を取り除くことが可能であるか否かを判断する。

【0156】

【発明の効果】

本発明の内視鏡装置によれば、通常カラ画像観察と複数の特殊光観察を組合わせて、病

10

20

30

40

50

変部を正確に、診断する作業や、処置する作業を効率良く行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 実施例による内視鏡装置の概略構成図である。

【図 2】第 1 実施例の内視鏡装置に用いられる光源装置の光学系の構成を示す図である。

【図 3】第 1 実施例の内視鏡装置に用いられるキセノンランプの開口窓から出射する光線の配光分布を示すグラフであり、(a) は点灯時間の累計が 6 時間程度のときの配光分布を示し、(b) は点灯時間の累計が 100 時間程度のときの配光分布を示している。

【図 4】第 1 実施例の内視鏡装置に用いられるキセノンランプの発行強度分布を示すグラフであり、(a) は点灯時間の累計が 6 時間程度のときの発光強度分布、(b) は点灯時間の累計が 100 時間程度のときの発光強度分布を示している。

10

【図 5】一般的な多層干渉膜に入射する光線の入射角度の変化と前記多層干渉膜の分光透過特性の変化との関係を示すグラフであり、(a) は多層干渉膜に入射する光線の入射角度が 0° のときの透過特性、(b) は多層干渉膜に入射する光線の入射角度が 10° のときの透過特性、(c) は多層干渉膜に入射する光線の入射角度が 20° のときの透過特性、(d) は多層干渉膜に入射する光線の入射角度が 30° のときの透過特性、(e) は多層干渉膜に入射する光線の入射角度が 40° のときの透過特性を示している。

【図 6】図 6 (a) は第 1 実施例の光源光学系に用いられるターレットに配置されているフィルターホルダーのレイアウトを示す平面図、図 6 (b) は (a) の側面図である。図 6 (c) は第 1 実施例の光源の光学系に用いられる回転ディスクに配置されている窓のレイアウトを示す図である。

20

【図 7】第 1 実施例に用いられる撮像ユニットの 1 例を示す概略構成図である。

【図 8】被写界深度を拡大する装置の構成を示す図である。

【図 9】図 8 に示される光位相マスクの外観形状を示す斜視図である。

【図 10】通常の光学系において物体が焦点位置にあるときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【図 11】通常の光学系において物体が焦点位置から外れたときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【図 12】通常の光学系において物体が焦点位置から図 11 のときよりも更に外れたときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【図 13】被写界深度拡大光学系において物体が焦点位置にあるときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

30

【図 14】被写界深度拡大光学系において物体が焦点位置から外れたときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【図 15】被写界深度拡大光学系において物体が焦点位置から図 14 のときよりも更に外れたときの光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【図 16】被写界深度拡大光学系で得られる光学的伝達関数の強度分布に対して行われる空間周波数特性復元処理に使用するフィルターの特性を示すグラフである。

【図 17】図 13 の光学的伝達関数の強度分布に対して図 16 の特性を持つフィルターによる空間周波数特性復元処理後に得られる光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

40

【図 18】図 14 の光学的伝達関数の強度分布に対して図 16 の特性を持つフィルターによる空間周波数特性復元処理後に得られる光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【図 19】図 15 の光学的伝達関数の強度分布に対して図 16 の特性を持つフィルターによる空間周波数特性復元処理後に得られる光学的伝達関数の強度分布を示すグラフである。

【図 20】蛍光画像観察に使用される励起光の分光強度分布と、この励起光により生体組織が発した自家蛍光の分光強度分布の 1 例を示すグラフである。

【図 21】励起光を阻止する性能が不十分であるバンドパスフィルターの特性を示すグラフである。

50

【図 2 2】図 2 1 のバンドパスフィルタを図 7 の撮像ユニットに使用したときに撮像素子 6 7 で受光される光の分光強度分布を示すグラフである。

【図 2 3】図 2 1 のフィルタが持っている不具合を改善したバンドパスフィルタの特性を示すグラフであり、(a) は前記バンドパスフィルタの入射面への入射角度が 0 ° の光線に対する特性、(b) は前記バンドパスフィルタの入射面への入射角度が 2 5 ° の光線に対する特性を示している。

【図 2 4】図 2 3 (a) に示す特性を持つバンドパスフィルタを図 7 に示す撮像ユニットに使用したときに撮像素子 6 7 で受光される光の分光強度分布を示すグラフである。

【図 2 5】7 7 5 n m から 8 7 5 n m までの範囲の近赤外光を発する半導体レーザーを用いる場合、前記近赤外光を確実に阻止することができる光学フィルタの特性を示すグラフであり、(a) は前記光学フィルタの入射面への入射角度が 0 ° の光線に対する特性、(b) は前記光学フィルタの入射面への入射角度が 2 5 ° の光線に対する特性を示している。

【図 2 6】第 1 実施例に示される一連の生体病変部の観察及び除去手順において、[手順 1] による観察行為を行う際に使用される照明光の分光強度特性を示すグラフである。

【図 2 7】図 2 6 に示した波長範囲の光を正常な生体組織に対して照明したときに、生体組織から得られる蛍光と反射光の撮像面上での分光強度特性を示すグラフである。

【図 2 8】第 1 実施例に示される一連の生体病変部の観察及び除去手順において、[手順 2] による観察行為を行う際に使用される照明光の分光強度特性を示すグラフである。

【図 2 9】第 1 実施例に示される一連の生体病変部の観察及び除去手順において、[手順 3] による観察行為を行う際に使用される照明光の分光強度特性を示すグラフである。

【図 3 0】第 1 実施例に示される一連の生体病変部の観察及び除去手順において、[手順 4] による病変除去を行う際に使用される照明光の分光強度特性を示すグラフである。

【図 3 1】(a) ~ (e) は第 1 実施例で使用される光源装置のターゲットに配置される光学フィルタの分光透過特性を示すグラフである。

【図 3 2】(a) ~ (f) は第 1 実施例で使用される光源装置の回転ディスクに配置される光学フィルタの分光透過特性を示すグラフである。

【図 3 3】(a) ~ (c) は第 1 実施例で使用されるスコープの撮像光学系に配置される光学フィルタの分光透過特性を示すグラフである。

【図 3 4】(a) ~ (c) は第 1 実施例の変形例で使用される光学フィルタの分光透過特性を示すグラフである。

【図 3 5】符号 1 1 5 に示す特性を持つ光学フィルタにおいて、短波長の光をあまり吸収しない成膜材料を用いた場合の分光透過率特性と、短波長の光を吸収する成膜材料を用いた場合の分光透過率特性を比較するためのグラフであり、(a) は成膜材料にチタン (T i) とシリコン (S i) を用いて多層干渉膜を構成した場合の分光透過率特性グラフ、(b) は上記成膜材料をチタン (T i) からタンタル (T a) に替えて多層干渉膜を構成した場合の分光透過率特性グラフである。

【図 3 6】符号 1 2 3 に示す特性を持つ光学フィルタにおいて、熱負荷がかかったときの分光透過特性の変化を示すグラフである。

【図 3 7】本発明の第 2 実施例による内視鏡装置に用いられる光源装置の光学系の構成を示す概略構成図である。

【図 3 8】第 2 実施例の内視鏡装置に用いられる光源装置のターゲットに配置される光学フィルタの分光透過特性を示すグラフである。

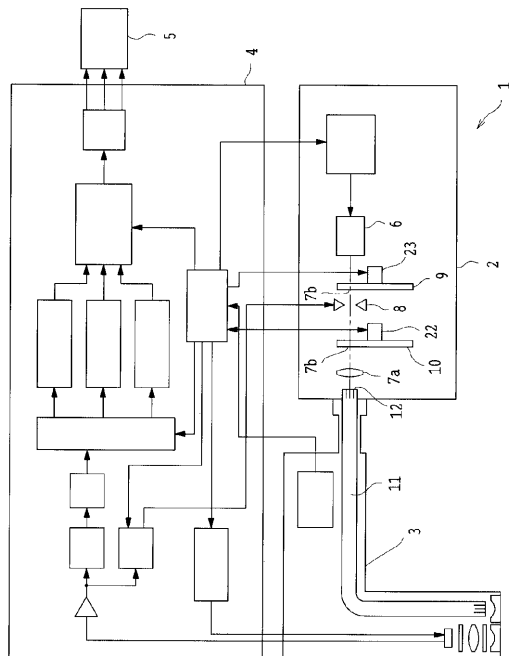
【図 3 9】(a) ~ (c) は第 2 実施例の内視鏡装置に使用されるスコープの撮像光学系に配置される光学フィルタの分光透過特性を示すグラフである。

【符号の説明】

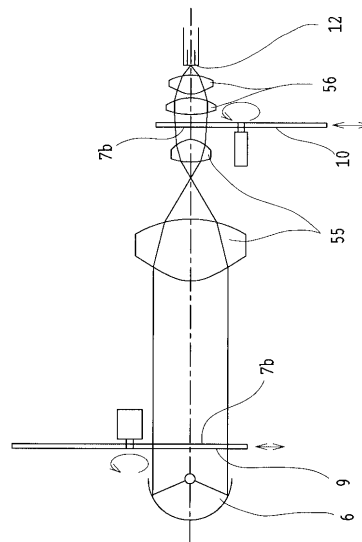
- 1 内視鏡装置
- 2 光源装置
- 3 スコープ
- 4 画像処理装置

- 6 ランプ
- 7 光学要素
- 7 a 少なくとも片側に曲面を持ったレンズ
- 7 b 光学フィルター
- 8 光量調整手段
- 9 ターレット
- 10 回転ディスク
- 11 ライトガイド
- 12 ライトガイドの入射端面
- 22、23 回転機構 10
- 40 フィルターホルダー
- 55 レンズ系
- 57 透過光量調整手段
- 60 平凹レンズ
- 61 両凸レンズ
- 62 空間周波数特性変換手段
- 63 明るさ絞り
- 64 光学フィルター
- 65 接合レンズ
- 66 カバーガラス 20
- 67 撮像素子
- 111、112 a、112 b、113、114、115、116、117、118、119、120、121、122、123、124 a、124 b、125、126、129、130、131 光学フィルターの特性

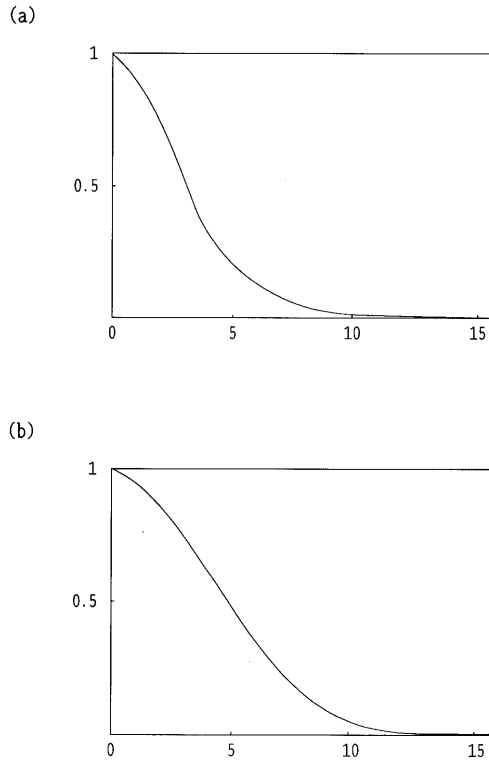
【図1】



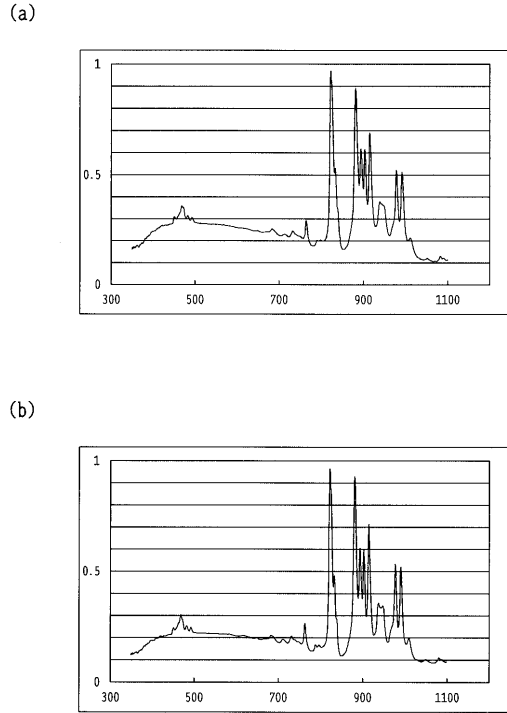
【図2】



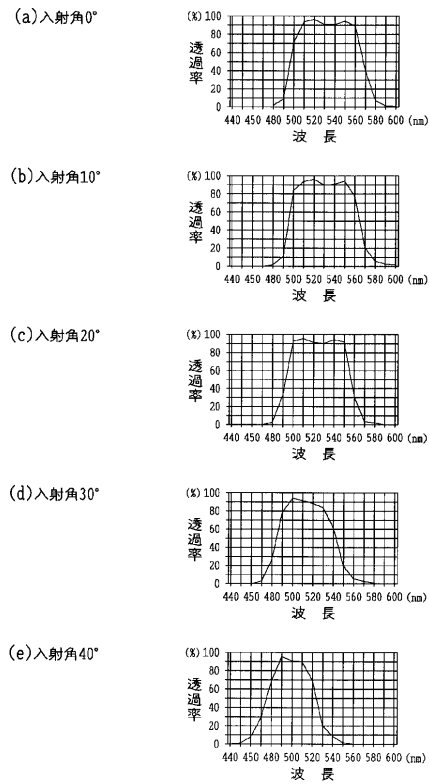
【 図 3 】



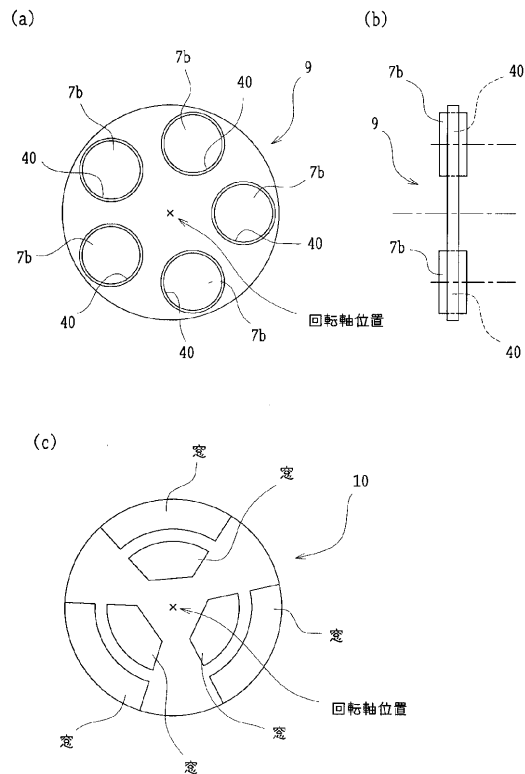
【 図 4 】



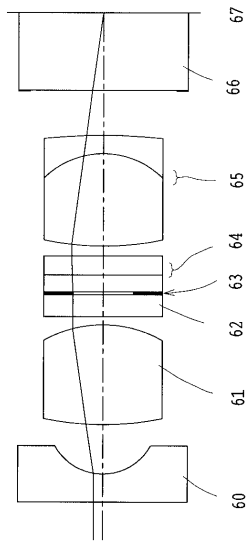
【 図 5 】



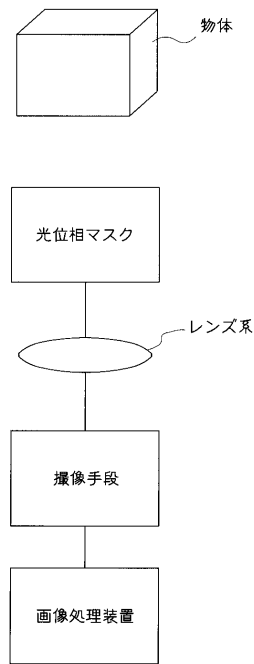
【 図 6 】



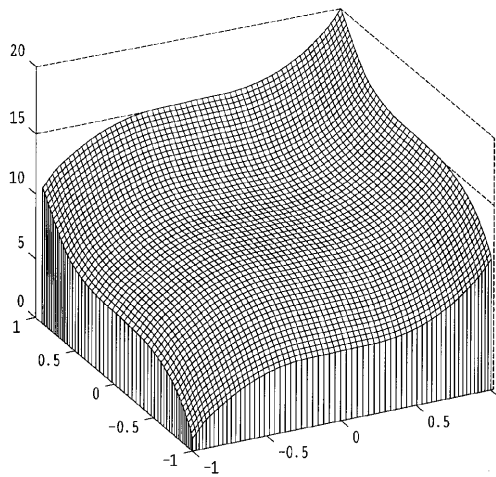
【 図 7 】



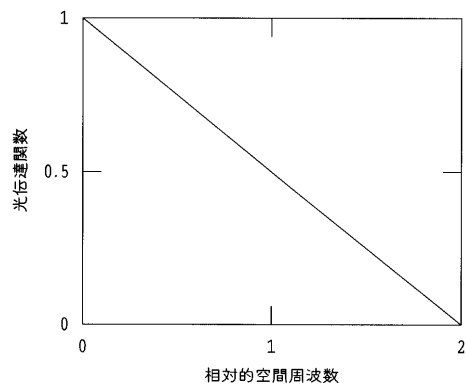
【 図 8 】



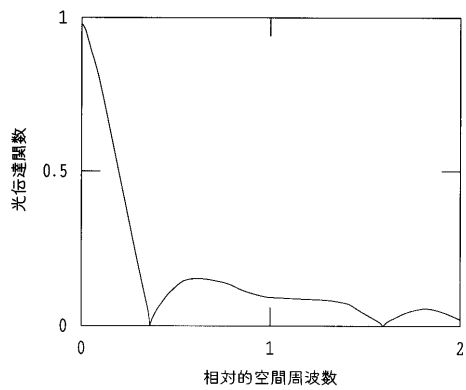
【 図 9 】



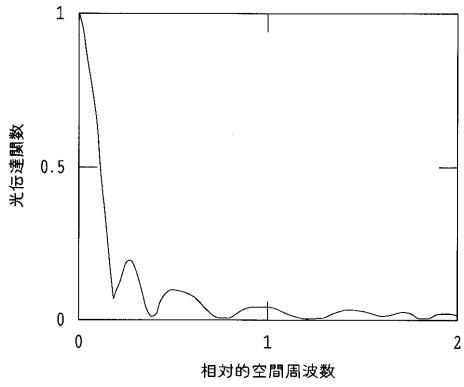
【 図 10 】



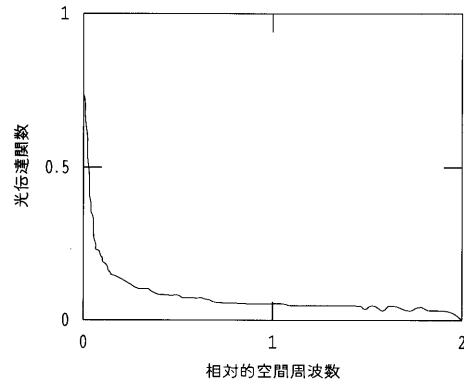
【 図 11 】



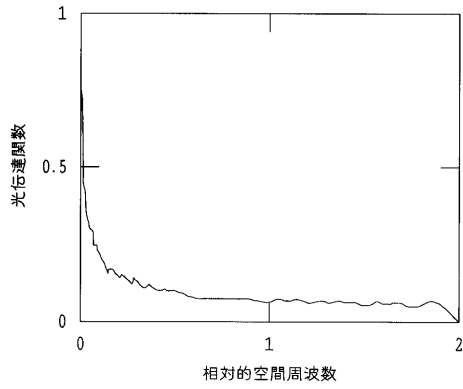
【 図 1 2 】



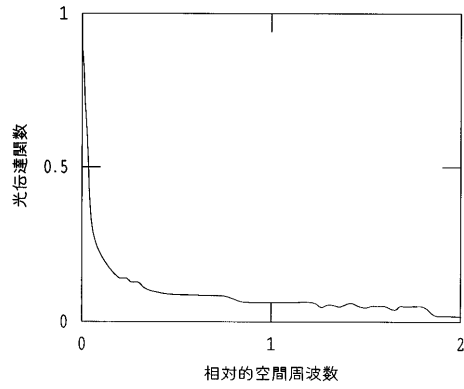
【 図 1 4 】



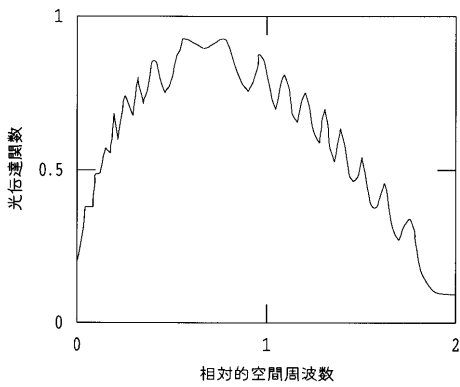
【 図 1 3 】



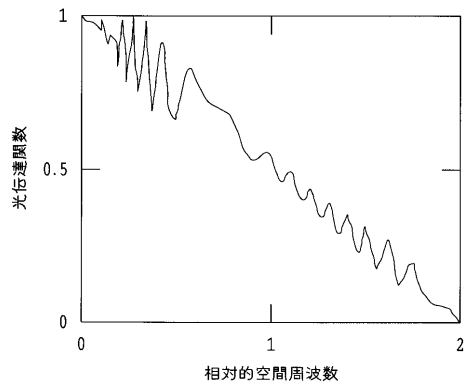
【 図 1 5 】



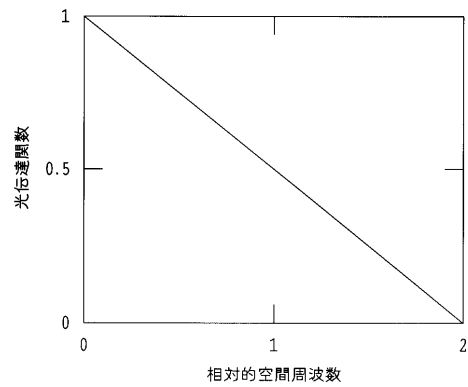
【 図 1 6 】



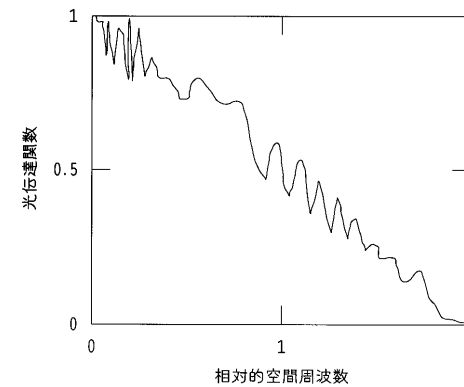
【 図 1 8 】



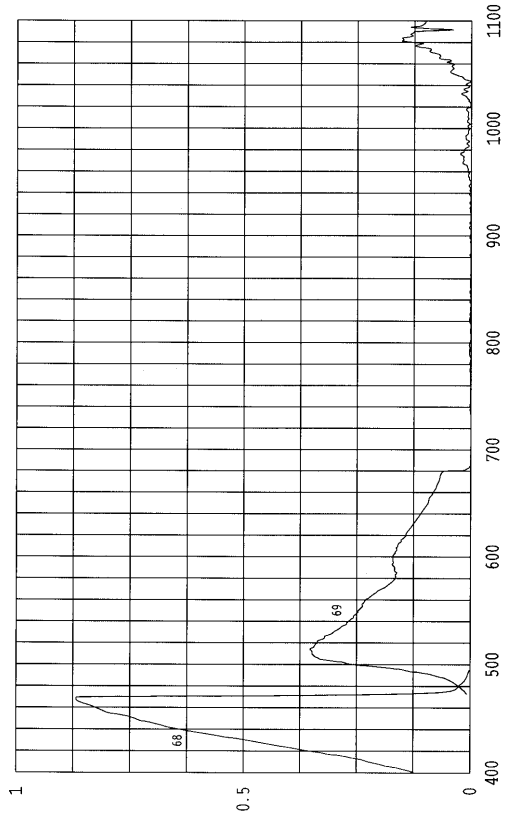
【 図 1 7 】



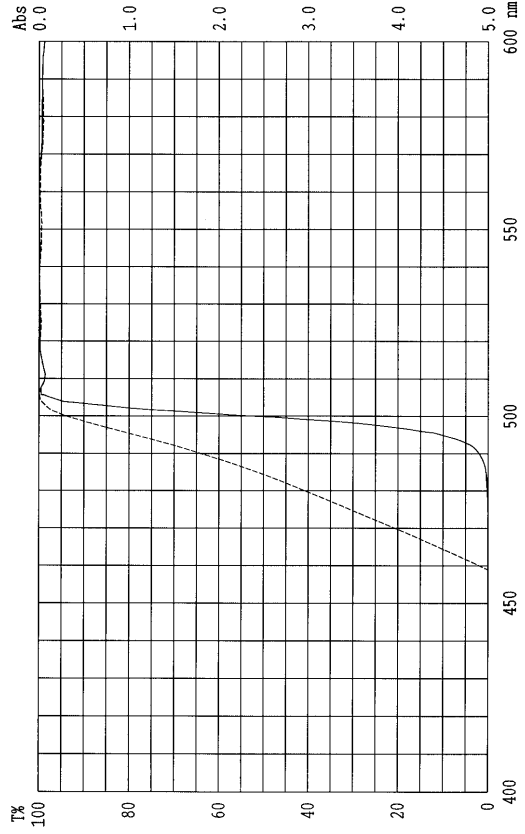
【 図 1 9 】



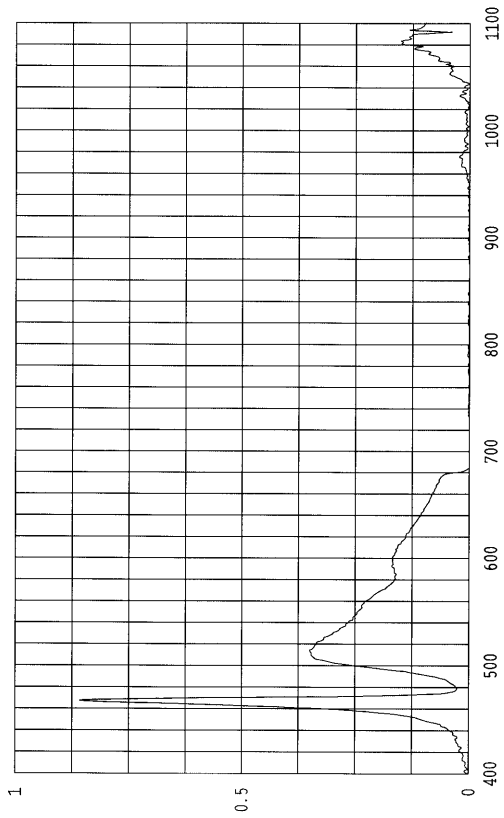
【 2 0 】



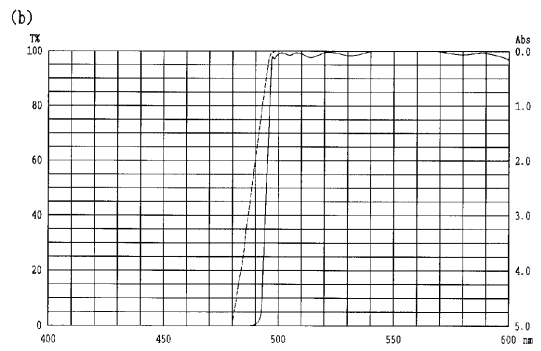
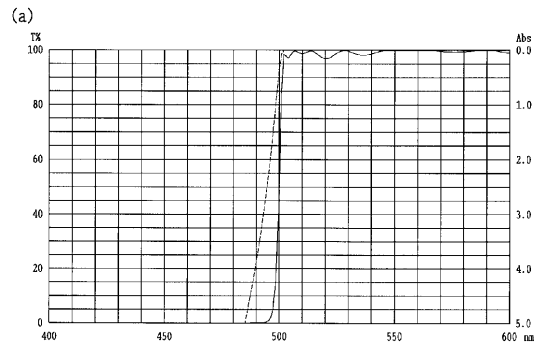
【 2 1 】



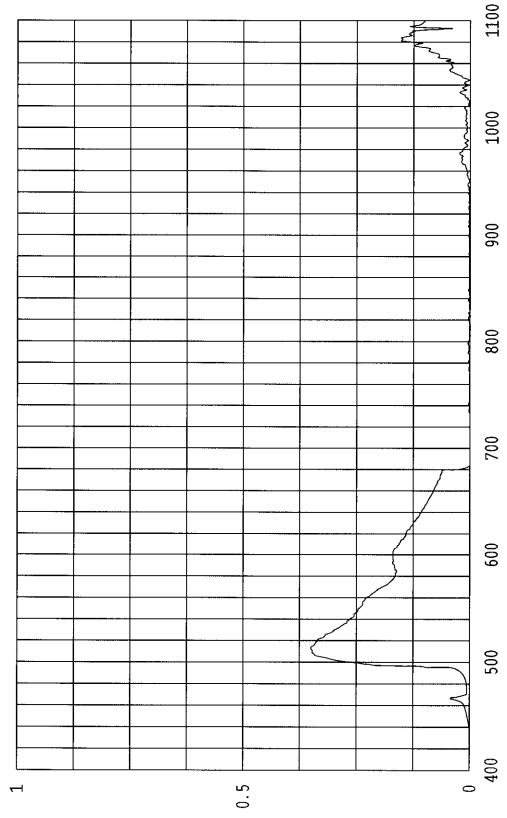
【 2 2 】



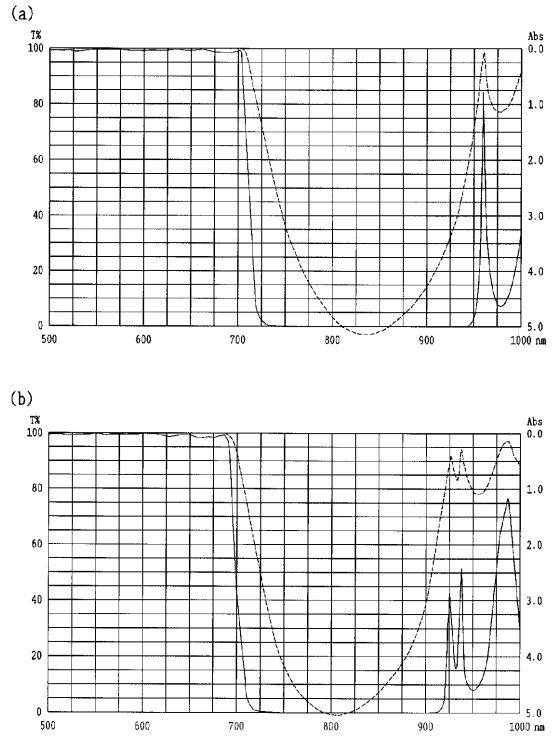
【 2 3 】



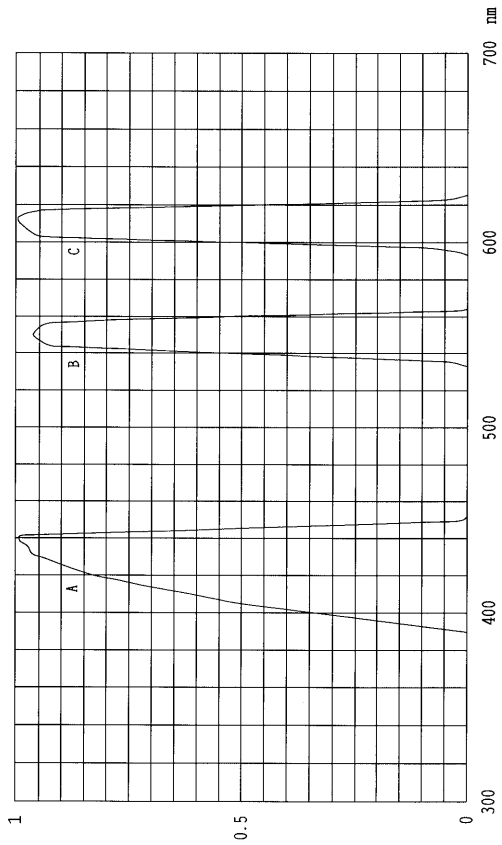
【 2 4 】



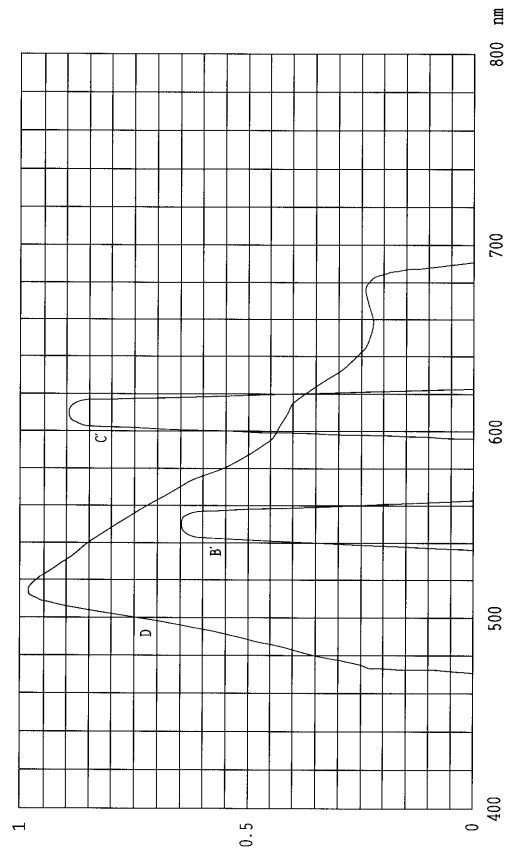
【 2 5 】



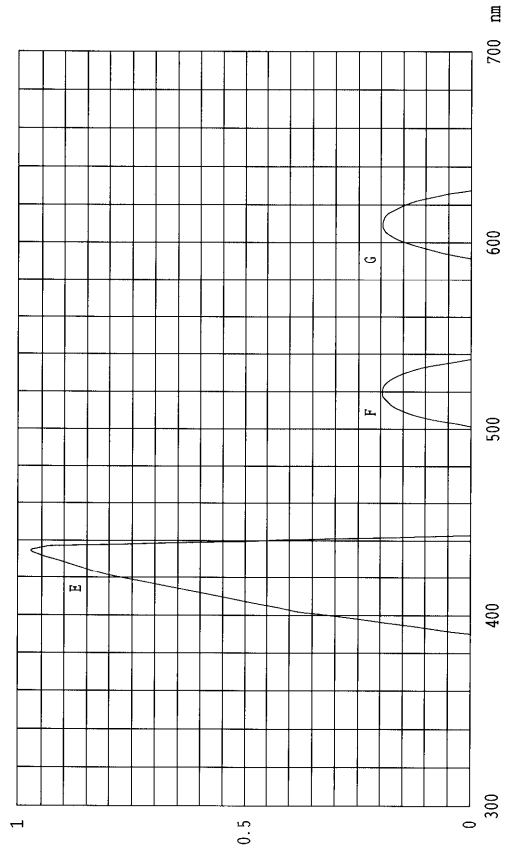
【 2 6 】



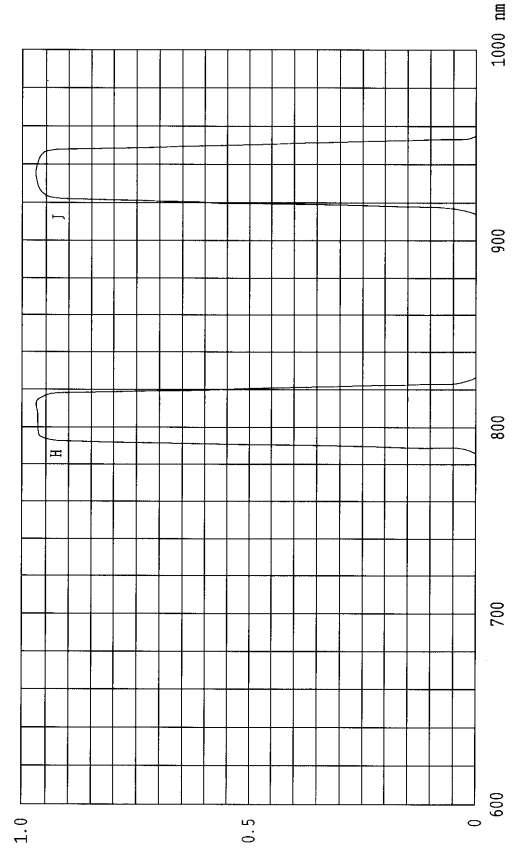
【 2 7 】



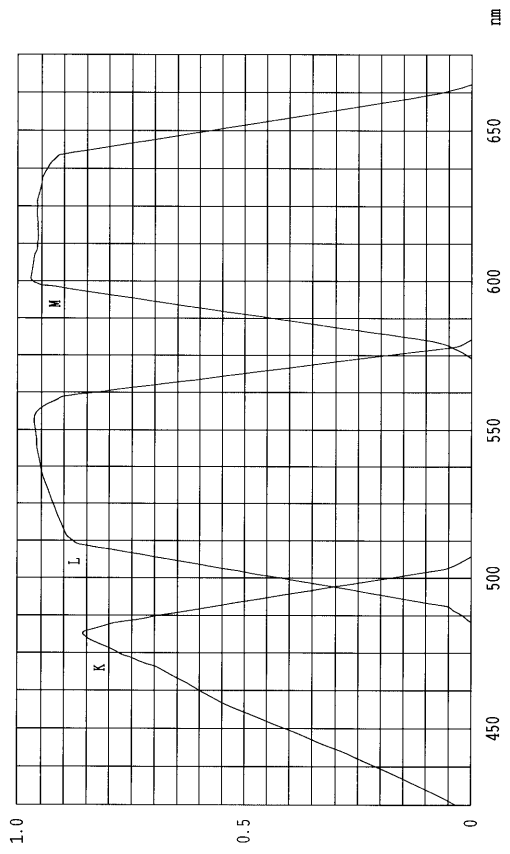
【 図 2 8 】



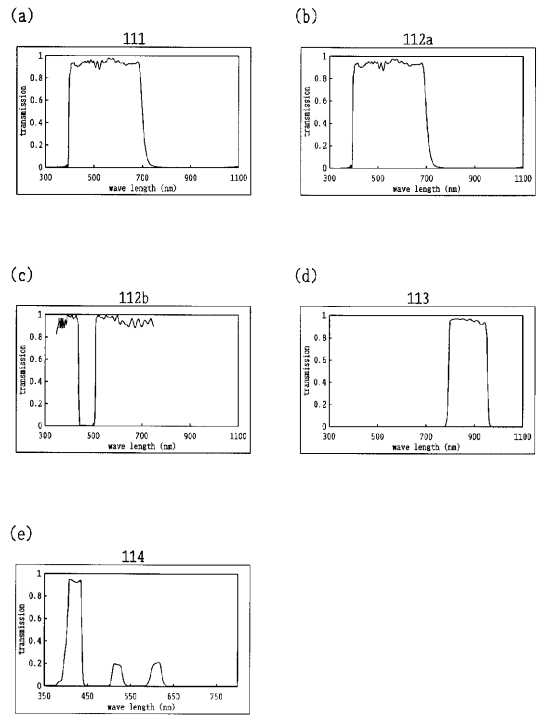
【 図 2 9 】



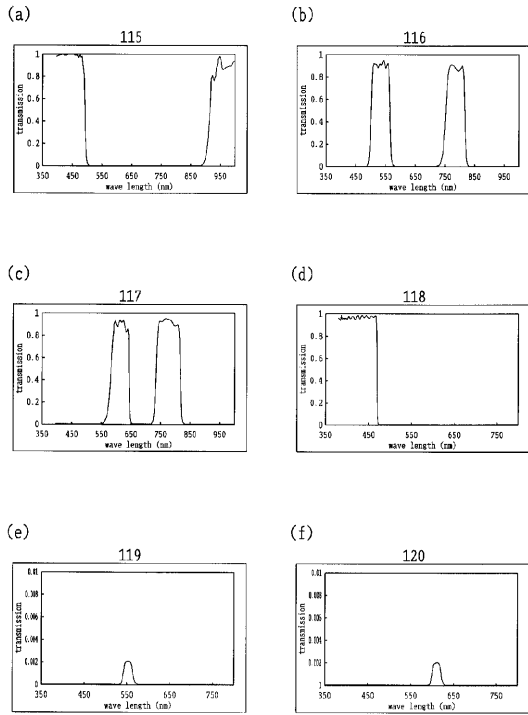
【 図 3 0 】



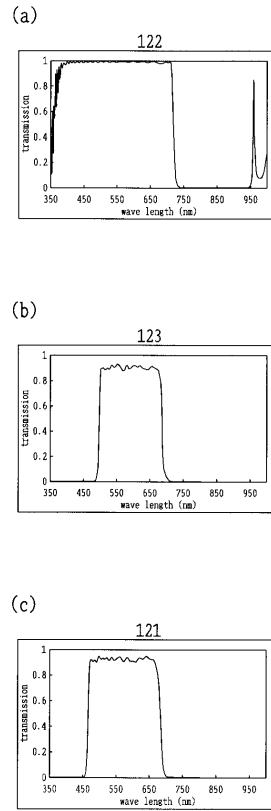
【 図 3 1 】



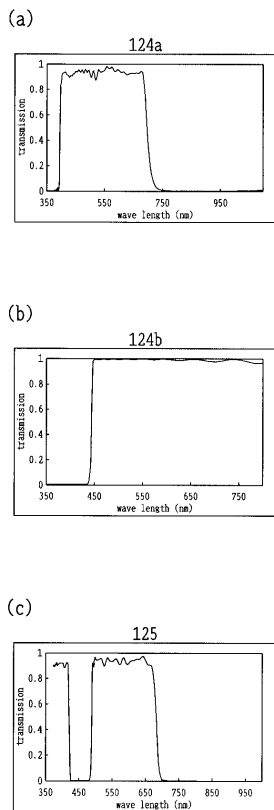
【 3 2 】



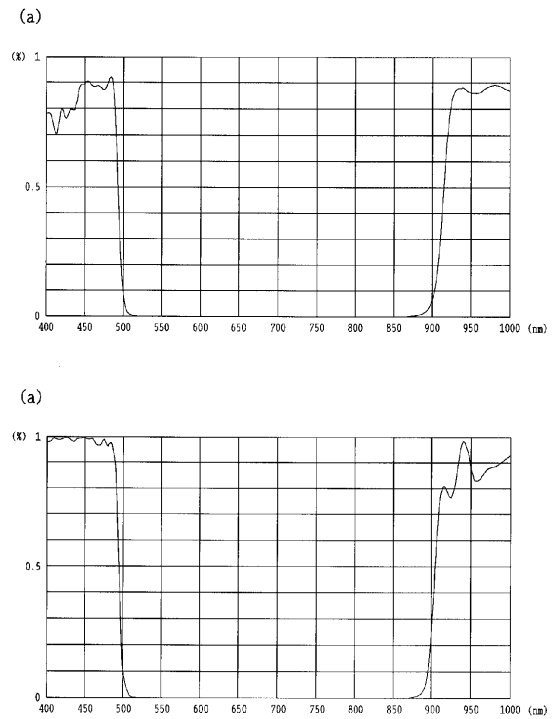
【 3 3 】



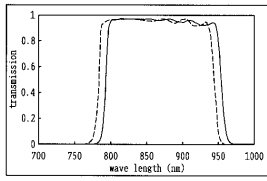
【 3 4 】



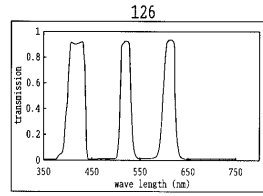
【 3 5 】



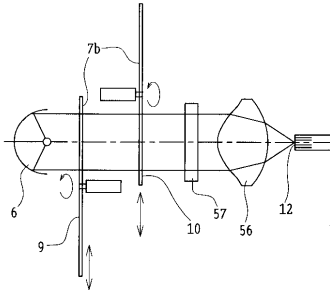
【 3 6 】



【 3 8 】

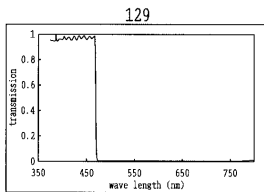


【 3 7 】

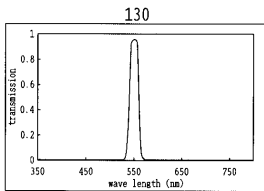


【 3 9 】

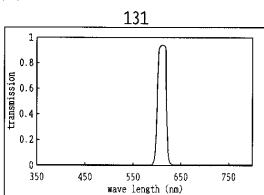
(a)



(b)



(c)



フロントページの続き

(72)発明者 松本 伸也

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 2G043 AA03 BA16 EA01 FA01 FA05 FA06 GA01 GB01 GB03 HA01
HA05 JA02 JA03 KA01 KA02 KA03 LA03
2H040 BA09 CA04 CA09 GA02 GA10
4C061 CC06 DD03 FF40 FF47 GG01 HH51 HH56 LL02 MM03 NN01
NN05 QQ02 QQ03 QQ04 QQ09 RR04 RR14 RR18 RR26 WW10
WW17

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2004008412A5	公开(公告)日	2005-09-29
申请号	JP2002164875	申请日	2002-06-05
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	鈴木隆之 長谷川晃 松本伸也		
发明人	鈴木 隆之 長谷川 晃 松本 伸也		
IPC分类号	G01N21/64 A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 A61B5/00 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	G02B23/2469 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B5/0071 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/00.300.D A61B1/04.372 G01N21/64.Z G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/FA05 2G043/FA06 2G043/GA01 2G043/GB01 2G043/GB03 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/JA02 2G043/JA03 2G043/KA01 2G043/KA02 2G043/KA03 2G043/LA03 2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA09 2H040/GA02 2H040/GA10 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/HH56 4C061/LL02 4C061/MM03 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ04 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/RR26 4C061/WW10 4C061/WW17 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/HH56 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/WW10 4C161/WW17		
其他公开文献	JP2004008412A JP4054222B2		

摘要(译)

解决的问题：将普通的彩色图像观察和多个特殊的光观察相结合以准确和准确地诊断和治疗病变部位，以及内窥镜光源装置和内窥镜。提供设备。光源装置(2)包括灯(6)，聚光透镜和滤光器(7b)，并且滤光器(7b)布置在光路中，使得其可以被插入和移除，从而可以选择四种照明模式。内窥镜装置包括图像处理装置1，光源装置2和观察镜3，观察镜3包括成像单元，光源装置1和成像单元均包括多个光学元件7，并且光学元件7具有透射特性。通过改变光源装置1的光学元件7和成像单元的光学元件的总透射率特性的组合，具有不同的涂层并且被配置为部分可替换的，它被配置为获取对应于内窥镜观察程序的多个不同图像信息。[选型图]图1