

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5100457号
(P5100457)

(45) 発行日 平成24年12月19日 (2012.12.19)

(24) 登録日 平成24年10月5日 (2012.10.5)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 B

G 0 2 B 23/26 (2006.01)

G 0 2 B 23/26 C

G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 9 (全 36 頁)

(21) 出願番号 特願2008-59911 (P2008-59911)
 (22) 出願日 平成20年3月10日 (2008.3.10)
 (65) 公開番号 特開2009-213649 (P2009-213649A)
 (43) 公開日 平成21年9月24日 (2009.9.24)
 審査請求日 平成22年10月1日 (2010.10.1)

(73) 特許権者 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 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 秋山 大輔
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 菅 武志
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 渡▲辺▼ 純也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡観察システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

偏光による観察像と非偏光による観察像を観察可能に構成された内視鏡観察システムにおいて、

前記偏光による観察像を観察するときと前記非偏光による観察像を観察するときとで、少なくとも一部の波長帯域が異なる照明光を発生させる光源部と、

前記光源部からの照明光を観察対象に照射する照射側光路に設けられ、該光源部からの照明光に対する偏光分離を行う照射側偏光分離素子と、

観察対象からの光を受光する受光側光路に設けられ、該観察対象からの光に対し、特定の波長帯域においては、所定の偏光成分の偏光を透過し、該所定の偏光成分以外の偏光成分の偏光を反射することによって偏光分離を行うとともに、該特定の波長帯域以外の波長帯域においては、偏光・非偏光ともに同じ透過・反射特性を有する受光側偏光分離素子と

、
 前記受光側偏光分離素子を透過又は反射した光を受光する撮像素子、
 を有することを特徴とする内視鏡観察システム。

【請求項 2】

前記照射側偏光分離素子は、前記光源部からの照明光に対し、特定の波長帯域においては、所定の偏光成分の偏光を透過し、該所定の偏光成分以外の偏光成分の偏光を反射することによって偏光分離を行うとともに、該特定の波長帯域以外の波長帯域においては、偏光・非偏光ともに同じ透過・反射特性を有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡

観察システム。

【請求項 3】

前記照射側偏光分離素子と前記受光側偏光分離素子は、夫々、偏光分離波長帯域において、互いに直交する 2 つの直線偏光を分離することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡観察システム。

【請求項 4】

前記照射側偏光分離素子と前記受光側偏光分離素子は、夫々、プリズム型の偏光分離素子であることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡観察システム。

【請求項 5】

前記照射側偏光分離素子と前記受光側偏光分離素子は、夫々、偏光分離波長帯域において透過する偏光成分の偏光方向が互いに直交するように、配置されていることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡観察システム。

10

【請求項 6】

前記照射側偏光分離素子と前記受光側偏光分離素子は、夫々、透過波長帯域と偏光分離波長帯域との境界波長が 580 nm 以上であることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡観察システム。

【請求項 7】

前記偏光による観察像を観察するときの照明光が、2 つの異なる波長帯域の光からなることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡観察システム。

【請求項 8】

20

前記 2 つの異なる波長帯域のうちの一方の波長帯域における光の像を前記撮像素子で撮像することによって得られる画像情報と、他方の波長帯域における光の像を該撮像素子で撮像することによって得られる画像情報とを演算し、1 つの画像に合成する画像処理装置を備えたことを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡観察システム。

【請求項 9】

前記偏光による観察像を観察するときの照明光の波長帯域が、580 nm 以上であることを特徴とする請求項 7 又は 8 に記載の内視鏡観察システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

30

本発明は、偏光を用いた偏光画像と、通常光を用いた通常画像を観察する内視鏡観察システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、生体内部の診断・治療に際し、生体内部を観察するための光学装置として内視鏡が知られている。

一般に、内視鏡においては、例えば、生体内部の外観、形状等を観察する場合、非偏光の光を観察光として用い、生体内部に挿入した内視鏡先端部の内部に設けられた照明光学系を介して、観察対象部位に照射する。観察対象部位からの光を内視鏡先端部の内部に設けられた撮像光学系で受光し、撮像素子で撮像する。そして、撮像した画像を画像表示装置等に表示する。

40

【0003】

また、内視鏡においては、非偏光の光を用いた観察の他に、例えば、HGD、早期癌等の診断等の際に、偏光を用いて観察することが有用な場合がある。

HGD、早期癌等は、生体組織の表面付近から発生する。しかるに、PCT 公報 WO 00/42912 に記載のように、組織表面のみの散乱光を抜き出し解析することで、組織の性状を判断し、異常な組織を発見することができ、この表面部分のみの散乱光を取り出すために偏光を用いることが有用であることが知られている。

また、組織内部で散乱した光は、偏光がくずれる。早期癌などの異常組織は細胞核が大きく、散乱の度合いが正常組織とは異なる。このため、組織の内部に入り込んだ偏光の散

50

乱度合い（偏光のくずれ具合）を測定することで、組織内部の異常性を推定することもできる。

【 0 0 0 4 】

上記 P C T 公報では、図 1 9 に示す装置が開示されている。なお、図 1 9 は上記 P C T 公報の発明者と同じ発明者による IEEE JOURNAL OF SELECTED TOPICS IN QUANTUM ELECTRONICS VOL. 5 , NO. 4 , p1019-1026から引用している。

【 0 0 0 5 】

図 1 9 に示す装置 5 0 では、広帯域の光源 5 1 からの白色光は、ファイバ 5 2 により導光され、レンズ 5 3、開口絞り 5 4、偏光子 5 5 を経て特定の直線偏光の光に変換された後、ビームスプリッタ 5 6 に入射し、このビームスプリッタ 5 6 で反射された光が、生体組織 5 7 に照射する。

10

【 0 0 0 6 】

生体組織 5 7 で散乱され、ビームスプリッタ 5 6 に入射した光は、その一部がビームスプリッタ 5 6 を透過し、開口絞り 5 8 を経て、ミラー 5 9 で反射されて偏光ビームスプリッタ 6 0 に入射する。

この偏光ビームスプリッタ 6 0 に入射する光は、偏光子 5 5 で偏光された偏光方向と平行な偏光方向の光成分が、偏光ビームスプリッタ 6 0 を透過し、レンズ 6 1 a 等を経てマルチチャンネルの分光器 6 2 に導光される。

【 0 0 0 7 】

また、偏光子 5 5 で偏光された偏光方向と直交する方向の光成分は、偏光ビームスプリッタ 6 0 で反射され、レンズ 6 1 b 等を経てマルチチャンネルの分光器 6 2 に導光される。

20

【 0 0 0 8 】

なお、生体組織 5 7 からの反射光が、直接、分光器 6 2 に入らないように、照明光が生体組織 5 7 に対しわずかに傾いて入射するように、ビームスプリッタ 5 6 が配置されている。偏光ビームスプリッタ 6 0 により分離された平行な成分と垂直な成分は、分光器 6 2 に入射し、バックグランド補正（白色光の散乱体との比を取る）された後、差分が取られる。

【 0 0 0 9 】

この構成により、特定の偏光成分をもつ光を生体組織 5 7 に照射し、その散乱光を照射光の偏光成分に対して平行な偏光成分と垂直な偏光成分とに分けてスペクトルを検出する。このとき、生体組織 5 7 の表面から戻ってくる散乱光には偏光成分が保存されており、照射光の偏光成分と平行な偏光成分となる。

30

【 0 0 1 0 】

一方、生体組織 5 7 の深部から戻ってくる散乱光は、強く散乱されているため、照射光の偏光成分と平行な偏光成分と垂直な偏光成分とが同等程度になる。

このように、平行な偏光成分を持つ散乱光には、生体組織 5 7 の表面からの光と、生体組織 5 7 の深部からの光の両方の成分を含む。また、垂直な偏光成分を持つ散乱光には、生体組織 5 7 の深部からの光の成分を含む。

【 0 0 1 1 】

ここで、平行な偏光成分を持つ散乱光と垂直な偏光成分を持つ散乱光とを差分することで、生体組織 5 7 の表面の散乱光のみを取り出すことができる。さらに、生体組織 5 7 の表面の散乱光のスペクトルを分析し、細胞核の大きさを推定することができる。このように偏光を用いると、核の大きさに関わる情報を多く含む散乱光を S / N 良く取り出すことが可能となる。

40

【 0 0 1 2 】

上記 P C T 公報の他にも、A.Harris et al., The Study of the Microcirculation using Orthogonal Polarization Spectral Imaging, Yearbook of Intensive Care and Emergency Medicine 2000 に、偏光を用いて血管像のコントラストを向上させる方法が開示されている。

50

【 0 0 1 3 】

具体的には、特定の偏光成分をもつ光を組織に照射し、その照射光の偏光成分に対し垂直な偏光成分の散乱光を画像化する。このとき、組織表面から戻ってくる散乱光には偏光成分が保存されており、照射光の偏光成分に対し平行な偏光成分となる。一方、組織深部から戻ってくる散乱光は、強く散乱されているため、照射光の偏光成分に対し平行な偏光成分と垂直な偏光成分とが同等程度になる。

【 0 0 1 4 】

つまり、照射光の偏光成分に対して垂直な偏光成分を持つ光を画像化することで組織深部からの散乱光を画像化できる。これにより、組織表面の散乱光は減少し、まるで組織の奥から光を透かしたようになり、組織表面の血管のコントラストを向上させることができる。

10

【 0 0 1 5 】

このように、内視鏡において、偏光を用いた観察は、病変の有無の判断・診断が従来の例えば、可視光等の通常光による観察等の、非偏光による観察以上に有用であることが期待される。

【 0 0 1 6 】

しかるに、従来、通常光等の非偏光を用いた観察画像が得られるとともに、偏光を利用した偏光画像も得ることができる内視鏡観察システムとしては、例えば、次の特許文献 1 に記載のものがある。

特許文献 1 に記載の内視鏡観察システムの概略構成を図 20 に示す。特許文献 1 に記載の内視鏡観察システムは、光源部 7 1 と、照明光学系 7 2 a と撮像光学系 7 2 b を備えた内視鏡 7 2 と、画像処理装置 7 3 と、画像表示装置 7 4 を有している。光源部 7 1 は、通常光を用いた観察画像を得るための通常観察用照明光と、偏光を用いた観察画像を得るための複数の波長帯域の偏光観察用照明光を出射させることができるように構成されている。また、照明光学系 7 2 a は、光源部 7 1 からの光を偏光させる偏光子 7 2 a₁ を備えている。撮像光学系 7 2 b は、偏光分離素子としての偏光ビームスプリッタ 7 2 b₁ を備えるとともに、偏光分離素子で分離された光路上に、夫々、撮像素子 7 2 b₂₁ , 7 2 b₂₂ を備えている。画像処理装置 7 3 は、撮像素子 7 2 b₂₁ , 7 2 b₂₂ で撮像された画像データに所定の画像処理を施す。画像表示装置 7 4 は、画像処理装置 7 3 で処理された画像を表示する。

20

30

そして、光源部 1 から出射させる光を切り替えることにより、通常光を用いた観察と偏光を用いた観察画像が得られるようになっている。なお、通常観察時には、偏光分離素子 7 2 b₁ で分離された 2 つの偏光画像を画像処理装置 7 3 を介して合成するようになっている。

【特許文献 1】特開 2 0 0 3 - 4 7 5 8 8 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 7 】

このように、偏光を持った光を観察対象に照射したときの、反射光の偏光状態を観察する場合には、偏光像を得るために、撮像光学系の光路内に偏光分離素子を設ける必要がある。

40

【 0 0 1 8 】

また、偏光を用いて粘膜の散乱情報を観察する場合にも、上述したように、粘膜に偏光を持つ光を照射して、戻ってきた偏光状態が保持された光と偏光状態が崩れた光とが混在する非偏光の光による画像（非偏光画像）と、その光の中から特定の偏光成分のみを取り出した画像（偏光画像）との差分を取って解析するために、撮像光学系の光路内に偏光分離素子を設ける必要がある。

【 0 0 1 9 】

しかし、特許文献 1 に記載の内視鏡観察システムでは、偏光分離素子 7 2 b₁ を撮像光学系 7 2 b の光路内に挿入したまま固定した構成となっている。これでは、一つの撮像光

50

学系（例えば、図20における $72b_{21}$ と $72b_{22}$ のうちのいずれか一方）のみで通常観察を行おうとすると、一方の偏光成分が遮断されることによって、明るさが半分となり、得られる観察画像が暗くなってしまう。

しかるに、特許文献1に記載の内視鏡観察システムでは、偏光分離素子 $72b_1$ で分離された2つの偏光の観察像を異なる2つの撮像素子 $72b_{21}$ と $72b_{22}$ で夫々撮像し、撮像した2つの偏光画像を、画像処理装置73を介して合成するようにしており、得られる観察画像の明るさを保っている。しかし、これでは、撮像素子が複数個必要となるとともに画像処理装置における夫々の撮像素子ごとに画像を合成するための構成が煩雑化して、コスト増となってしまう。

【0020】

10

このため、撮像光学系に偏光分離素子を備えた内視鏡観察システムにおいて、同一の撮像光学系で通常光等の非偏光による観察と偏光による観察とを行うためには、偏光分離素子を光路から挿脱可能にすることが望まれる。

しかし、それでは、光路から偏光分離素子を退避させるためのスペースが必要となる分、撮像光学系の径が大型化し、内視鏡の径全体が大きくなってしまう。その結果、内視鏡を体内に挿入することに伴う患者の肉体的苦痛が大きくなる上、観察者にとっても体内の細い管の内部に内視鏡を挿入させ難くなってしまう。

【0021】

また、偏光分離素子を光路から挿脱可能にすると、偏光分離素子の切り替えに比較的時間を要することになる。しかし、それでは、粘膜の散乱情報を観察する場合などにおいて、偏光分離素子の切り替えの間に被写体がずれると正確な差分を取ることができず、また、偏光画像と非偏光画像とを同時に取得をすることもできない。

20

【0022】

なお、観察対象である生体に偏光を照射する照明光学系において、ライトガイドとしてファイバを用いる場合、内視鏡の用途においては、上述のように、先端部の径は細いことが望まれるため、光源からの光を偏光に変換させるための照明用の偏光子は、光源側に配置するのが好ましい。光源側に偏光子を配置することができれば、偏光子を光路から挿脱可能に構成しても内視鏡の径を細く維持し易くなる。

【0023】

しかし、一般的な光ファイバは、曲げや極く微小なファイバ構造の変化の影響で偏光された光を入射してもファイバから射出する光において偏光を保つことができない。

30

【0024】

しかるに、通信の分野では、この問題を解消するために、“偏波保持ファイバ”と呼ばれる、入力と出力の偏光が一致するファイバが使用されている。しかし、レーザーではない照明光源で偏光を使用する場合には、上述の偏波保持ファイバでは光量が足りない。

このため、内視鏡観察装置におけるファイバを用いた照明光学系で偏光を用いる場合には、ファイバの出力側（内視鏡の先端）に偏光子を配置せざるを得ない。

【0025】

しかるに、照明光学系において、偏光子を光路に配置したままの状態では、通常光による観察等、非偏光による観察を行うときでも、偏光が照射されることになり、偏光の影響により正確な観察像が得られない場合が生じ得る。また、一方の偏光成分が遮断されることによって、明るさが半分になってしまう。このため、照明光学系においても偏光子を光路から挿脱可能にすることが望まれる。

40

しかし、偏光子を光路から挿脱可能にすると、偏光子を退避させるためのスペースが必要となる分、照明光学系の径が大型化し、内視鏡の径全体が大きくなってしまう。その結果、内視鏡を体内に挿入することに伴う患者の肉体的苦痛が大きくなる上、観察者にとっても体内の細い管の内部に内視鏡を挿入させ難くなってしまう。

【0026】

本発明は、上記従来の問題点に鑑みてなされたものであり、偏光部材のメカ的な切り替え構造を採用せずに、径の大型化を防止しながら、通常光等、非偏光による観察での観察

50

光量を極力減らさずに、非偏光による観察と偏光による観察とを同一の撮像光学系で略同時に行うことができ、また、偏光観察における非偏光成分の画像と偏光成分の画像との差分画像を略同時に取得可能な内視鏡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】

【0027】

上記目的を達成するため、本発明による内視鏡観察システムは、偏光による観察像と非偏光による観察像を観察可能に構成された内視鏡観察システムにおいて、前記偏光による観察像を観察するときと前記非偏光による観察像を観察するときとで、少なくとも一部の波長帯域が異なる照明光を発生させる光源部と、前記光源部からの照明光を観察対象に照射する照射側光路に設けられ、該光源部からの照明光に対する偏光分離を行う照射側偏光分離素子と、観察対象からの光を受光する受光側光路に設けられ、該観察対象からの光に対し、特定の波長帯域においては、所定の偏光成分の偏光を透過し、該所定の偏光成分以外の偏光成分の偏光を反射することによって偏光分離を行うとともに、該特定の波長帯域以外の波長帯域においては、偏光・非偏光ともに同じ透過・反射特性を有する受光側偏光分離素子と、前記受光側偏光分離素子を透過又は反射した光を受光する撮像素子、を有することを特徴としている。

10

【0028】

また、本発明の内視鏡観察システムにおいては、前記照射側偏光分離素子は、前記光源部からの照明光に対し、特定の波長帯域においては、所定の偏光成分の偏光を透過し、該所定の偏光成分以外の偏光成分の偏光を反射することによって偏光分離を行うとともに、該特定の波長帯域以外の波長帯域においては、偏光・非偏光ともに同じ透過・反射特性を有するのが好ましい。

20

【0029】

また、本発明の内視鏡観察システムにおいては、前記照射側偏光分離素子と前記受光側偏光分離素子は、夫々、偏光分離波長帯域において、互いに直交する2つの直線偏光を分離するのが好ましい。

【0030】

また、本発明の内視鏡観察システムにおいては、前記照射側偏光分離素子と前記受光側偏光分離素子は、夫々、プリズム型の偏光分離素子であるのが好ましい。

【0031】

30

また、本発明の内視鏡観察システムにおいては、前記照射側偏光分離素子と前記受光側偏光分離素子は、夫々、偏光分離波長帯域において透過する偏光成分の偏光方向が互いに直交するように、配置されているのが好ましい。

【0032】

また、本発明の内視鏡観察システムにおいては、前記照射側偏光分離素子と前記受光側偏光分離素子は、夫々、透過波長帯域と偏光分離波長帯域との境界波長が580nm以上であるのが好ましい。

【0033】

また、本発明の内視鏡観察システムにおいては、前記偏光による観察像を観察するときの照明光が、2つの異なる波長帯域の光からなるのが好ましい。

40

【0034】

また、本発明の内視鏡観察システムにおいては、前記2つの異なる波長帯域のうちの一方の波長帯域における光の像を前記撮像素子で撮像することによって得られる画像情報と、他方の波長帯域における光の像を該撮像素子で撮像することによって得られる画像情報とを演算し、1つの画像に合成する画像処理装置を備えるのが好ましい。

【0035】

また、本発明の内視鏡観察システムにおいては、前記偏光による観察像を観察するときの照明光の波長帯域が、580nm以上であるのが好ましい。

【発明の効果】

【0036】

50

本発明によれば、偏光部材のメカ的な切り替え構造を採用せずに、径の大型化を防止しながら、通常光等、非偏光による観察での観察光量を極力減らさずに、非偏光による観察と偏光による観察とを同一の撮像光学系で略同時に行うことができ、また、偏光観察における非偏光成分の画像と偏光成分の画像との差分画像を略同時に取得可能な内視鏡観察システムが得られる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0037】

第一実施形態

図1は本発明の内視鏡観察システムの基本構成を示す概略説明図、図2は本発明の第一実施形態にかかる内視鏡観察システムにおける要部の構成の一例を示す説明図、図3は従来の内視鏡観察システムにおける、図2の要部と対応する部位の構成を示す説明図である。図4は第一実施形態の内視鏡観察システムの撮像光学系内に用いる偏光素子の反射特性を示すグラフである。図5は第一実施形態の内視鏡観察システムにおける要部の基本構成の一変形例を示す説明図である。

【0038】

第一実施形態の内視鏡観察システムは、図1に示すように、光源部1と、照明光学系21と撮像光学系22とを有する内視鏡2と、画像処理装置（プロセッサ）3と、画像表示装置（モニター）4を有している。

光源部1は、偏光による観察像を観察するときと非偏光による観察像を観察するときとで、少なくとも一部の波長帯域が異なる照明光を発生させるように構成されている。

照明光学系21は、ライトガイド21aと、照射側偏光分離素子（図1において省略）を有している。

照射側偏光分離素子は、光源部1からの照明光を観察対象に照射する照射側光路（即ち、照明光学系21の光路内）に設けられ、光源部1からの照明光に対する偏光分離を行うように構成されている。

【0039】

撮像光学系22は、図2に示すように、受光側偏光分離素子22₁と、撮像素子22₂を有している。

受光側偏光分離素子22₁は、観察対象からの光のうち、特定の波長帯域において、所定の偏光成分の偏光のみを透過し、所定の偏光成分以外の偏光成分の偏光を反射することによって偏光分離を行うとともに、特定の波長帯域以外の波長帯域のすべての光を透過又は反射するように構成されている。

撮像素子22₂は、受光側偏光分離素子22₁を透過又は反射（図2の例では、反射）した光を受光する位置に配置されている。

【0040】

ここで、受光側偏光分離素子22₁について、さらに詳細に説明する。

受光側偏光分離素子22₁は、例えば、ダイクロイックコートを成膜したプリズム型の偏光ビームスプリッタで構成されている。

ダイクロイックコートは、ある境界波長 λ_1 よりも短い波長帯域（ $\lambda < \lambda_1$ ）では、S偏光とP偏光、さらには非偏光が、いずれも、同様に反射又は透過（後述する図4では反射の例を示している）する特性を有する。また、境界波長 λ_1 よりも長く境界波長 λ_2 よりも短い波長帯域（ $\lambda_1 < \lambda < \lambda_2$ ）では、一方の偏光成分の光（ここでは、便宜上S偏光とする）は反射、他方の偏光成分の光（ここでは、便宜上P偏光とする）は透過する特性を有する。これにより、境界波長 λ_1 よりも短い波長帯域では非偏光観察が可能となり、境界波長 λ_1 よりも長く境界波長 λ_2 よりも短い波長帯域では、S偏光での偏光観察が可能となっている。

【0041】

画像処理装置3は、撮像素子で撮像した画像を用いて、例えば、画像の合成や画像同士の差分の演算等、所定の画像処理を施す。画像表示装置4は、画像処理装置3と接続しており、画像処理装置3で処理された画像を表示するようになっている。

【 0 0 4 2 】

このように構成された第一実施形態の内視鏡観察システムの効果について、図 3 に示す、波長依存性のない偏光分離素子 2 2₁' を光路に挿脱可能に構成された撮像光学系 2 2' を用いた場合と比較して説明する。

ある一方向の偏光像を観察する場合、撮像光学系においては、偏光像を得るために、偏光分離手段を設ける必要がある。

しかし、偏光分離手段を光路に挿入したままで、同一の撮像素子を介して非偏光の観察像を得ようとする、一方の偏光が遮断されることによって、明るさが 2 分の 1 になってしまう。

このため、同一の撮像素子を介して明るさを維持しながら非偏光の観察像を得るためには、図 3 に示す撮像光学系 2 2' のように、波長依存性のない偏光分離素子 2 2₁' を光路に挿脱可能に構成し、非偏光の観察を行う場合には、偏光分離素子 2 2₁' をメカ的に光路から退避させる構成が考えられる。しかし、それでは、上述したように、撮像光学系 2 2 の径が太くなり内視鏡 2 の径が太くなってしまう。

また、図 3 のような偏光分離素子 2 2₁' を光路に対して挿脱するように移動させて偏光観察における撮像と非偏光観察における撮像とを切り替える構成では、偏光画像と非偏光画像を同時に取得することが難しい。

【 0 0 4 3 】

しかるに、第一実施形態の内視鏡観察システムによれば、上述のように、受光側偏光分離素子 2 2₁ を、観察対象からの光に対し、特定の波長帯域（後述する図 4 では、境界波長 λ_1 よりも長く境界波長 λ_2 よりも短い波長帯域： $\lambda_1 < \lambda < \lambda_2$ ）においては、一方の直線偏光成分の偏光（後述する図 4 では、P 偏光）を透過し、他方の直線偏光成分の偏光（S 偏光）を反射することによって偏光分離を行うとともに、特定の波長帯域以外の波長帯域（後述する図 4 では、境界波長 λ_1 よりも短い波長帯域： $\lambda < \lambda_1$ ）においては、偏光・非偏光ともに同じ透過・反射特性を有するようにした。このため、境界波長 λ_1 よりも短い波長帯域では非偏光観察が可能となり、境界波長 λ_1 よりも長く境界波長 λ_2 よりも短い波長帯域では、偏光観察が可能となる。

これにより、特許文献 1 に記載の観察システムのような受光側偏光分離素子を入れたままの構成においては、非偏光による観察時にカットされてしまうことになる特定の波長帯域以外の波長帯域の偏光を、第一実施形態の内視鏡システムでは、受光側偏光分離素子 2 2₁ を光路に入れたままでも非偏光による観察に用いることができ、通常光の明るさを維持できる。このため、撮像光学系 2 2 の径が太くならず済み、内視鏡 2 の径を細くすることができる。

【 0 0 4 4 】

第一実施形態の内視鏡観察システムに適用可能な受光側偏光分離素子 2 2₁ として、ダイクロイックコートを成膜したプリズム型の偏光ビームスプリッタの反射特性の一例を図 4 に示す。

なお、ダイクロイックコートを成膜したプリズム型のビームスプリッタの斜入射特性も考慮し、偏光観察波長帯域を決める境界波長 λ_1 と境界波長 λ_2 との間は、30 nm 以上離れているのが望ましい。また、境界波長 λ_1 と境界波長 λ_2 との間を 30 nm とした場合、偏光観察用の光源として、LD など単波長かつ偏光を持った光源を用いるのが好ましい。

【 0 0 4 5 】

図 4 の例では、境界波長 λ_1 を 650 ~ 750 nm の間の波長域（ここでは、 $\lambda_1 = 700$ nm）に設定し、境界波長 λ_2 を 800 ~ 1000 の間の波長域（ここでは、 $\lambda_2 = 850$ nm）に設定している。この場合、非偏光観察の波長帯域が可視波長帯域、偏光観察の波長帯域が近赤外波長帯域となる。

このようにすることによって、撮像光学系 2 2 に偏光分離素子 2 2₁ のメカ的な切り替え構造を備えることなく、可視波長帯域の非偏光観察いわゆる通常光（白色）観察と、偏光観察（赤外波長帯域）を同軸上で同時観察することができる。

10

20

30

40

50

また、このような波長設定であれば、非偏光観察時にカットされる偏光は近赤外波長帯域の光であるので、可視波長帯域での観察画像の明るさに殆ど影響を与えない。

なお、通常光に偏光観察波長が多少重なるように境界波長 1 を設定しても（即ち、境界波長 1 を、例えば、可視波長帯域である 650 nm 付近に設定しても）非偏光観察の明るさに影響を与えない程度であれば構わない。

【0046】

また、第一実施形態の内視鏡観察システムでは、図 5 に示すように、ダイクロイックコーティングを成膜したプリズム型の偏光ビームスプリッタ 22₁ を透過した光を観察できるように撮像素子 22₂ を配置してもよい。

図 5 の例では、境界波長 1' よりも長く境界波長 2' よりも短い波長帯域において P 偏光の偏光観察、境界波長 2' よりも長い波長帯域において非偏光観察が可能となる。

例えば、境界波長 2' を 350 ~ 400 nm の間に設定すれば、可視波長帯域での非偏光観察と、紫外 ~ 青の波長帯域での偏光観察を同時且つ同軸上で行うことができる。

【0047】

このように、第一実施形態の内視鏡観察システムによれば、上述のように、受光側偏光分離素子として波長依存性を持つ偏光ビームスプリッタを備えたので、偏光部材のメカ的な切り替え構造を採用せずに、撮像光学系の径の大型化を防止でき、しかも非偏光による観察での観察光量を極力減らさずに、通常光などの非偏光による観察と偏光観察とを同一の撮像素子で略同時に行うことができる。

【0048】

なお、第一実施形態の内視鏡観察システムにおいては、照射側偏光分離素子も、受光側偏光分離素子と同様、光源部からの照明光に対し、特定の波長帯域においては、所定の偏光成分の偏光を透過し、該所定の偏光成分以外の偏光成分の偏光を反射することによって偏光分離を行うとともに、該特定の波長帯域以外の波長帯域においては、偏光・非偏光ともに同じ透過・反射特性を有するのが好ましい。

このようにすれば、偏光観察以外の観察モードにおける照射光の明るさが、偏光子を用いない照明光学系による照明光と略同様になり、偏光観察モード以外の観察モードでは、偏光による影響を受けなくなる。このため、偏光部材のメカ的な切り替え構造を採用せずに済ませて照明光学系の径の大型化を防止でき、しかも通常光等の非偏光による観察での観察光量を極力減らさずに、非偏光観察モードと偏光観察モードにおける照明光の照射を同一の照明光学系で行うことができる。

【0049】

また、第一実施形態の内視鏡観察システムにおいては、照射側偏光分離素子と受光側偏光分離素子は、夫々、偏光分離波長帯域において、互いに直交する 2 つの直線偏光を分離するのが好ましい。

一般的に、円偏光等、直線偏光成分以外の偏光を分離するようにしようとすると偏光板の他にも位相板等多くの素子が必要となる。

P 偏光、S 偏光といった互いに直交する 2 つの直線偏光成分の偏光を分離するようにすれば、偏光素子の構成を簡略化できる。

また、直線偏光は、繊維質などの方向性を持った微細構造の観察に適している。

【0050】

また、第一実施形態の内視鏡観察システムにおいては、照射側偏光分離素子と受光側偏光分離素子が、夫々、プリズム型の偏光分離素子であるのが好ましい。

プリズム型の偏光分離素子は、一般的な光学ガラスに、蒸着やイオンスパッタによるダイクロイックコート薄膜からなり、ダイクロイックコート薄膜をプリズムで挟んで構成する。このようにすると、偏光分離させ易くなる。即ち、短波長に弱く、圧力で特性が変化し易いワイヤーグリッド偏光子や、複屈折性により結晶性能に影響を与える結晶系の偏光子に比べて、機械的特性、光学特性が安定する。また、プリズム型に構成すると、装置への組み込みや組み込み後の調整が容易になる。

【0051】

また、第一実施形態の内視鏡観察システムにおいては、照射側偏光分離素子と受光側偏光分離素子は、夫々、偏光分離波長帯域において透過する偏光成分の偏光方向が互いに直交するように、配置されているのが好ましい。

このようにすれば、撮像光学系側で、照明光と同じ偏光成分をカットし、照明光の偏光成分に対して垂直な偏光成分を撮像することができ、生体で散乱した光の情報を得ることが可能となる。

この点について、詳しく説明する。例えば、照明光側の偏光成分をS偏光とする。生体の表層で反射した光は、偏光状態が保たれている。一方、生体の深層まで入って散乱した光は、偏光状態がくずれ、その結果、S偏光とともに、S偏光に対し偏光方向が直交するP偏光の偏光成分を持っている。そこで、照射側偏光分離素子と受光側偏光分離素子を、夫々、偏光分離波長帯域において透過する偏光成分（S偏光）の偏光方向が互いに直交するように配置する。すると、照明光と同じ偏光成分であるS偏光が撮像光学系側でカットされ、P偏光のみが透過して撮像される。このときP偏光は、生体の深層で散乱した光の一部であり、生体の深層で散乱した光にはS偏光も含まれている。しかし、散乱した光は、P偏光もS偏光も光の強度が略等しくなっていると考えることができる。このため、撮像素子で撮像したP偏光の強度を2倍することによって散乱光の強度が得られる。

【0052】

また、第一実施形態の内視鏡観察システムにおいては、照射側偏光分離素子と受光側偏光分離素子は、夫々、透過波長帯域と偏光分離波長帯域との境界波長が580nm以上であるのが好ましい。

このようにすれば、非偏光観察に用いる可視光の波長帯域（400～650nm）に大きな影響を与えることなく、赤～赤外の偏光観察が可能となる。

なお、580～650nmに上述した境界波長1を設定した場合、赤色の明るさが減少するが、カラーバランスや色補正フィルタの調整により観察に問題のない色調にして観察をすることができる。

また、580nm以上の波長は生体による光吸収の影響が少ないため、偏光の散乱情報のみを考慮することができる。

【0053】

第二実施形態

図6は本発明の第二実施形態にかかる内視鏡観察システムの照明光学系内に用いる偏光素子及び撮像光学系内に用いる偏光素子の夫々の反射特性を示すグラフである。図7は差分画像を得るための原理説明図である。なお、第二実施形態にかかる内視鏡観察システムの基本構成及び、撮像光学系における光学部材の基本構成は図1及び図2に示した第一実施形態の内視鏡観察システムと略同じである。

第二実施形態の内視鏡観察システムは、第一実施形態の構成に加えて、光源部1において、偏光観察モードでの照明光として、2つの異なる波長帯域の光を出射するように構成されている（図示省略）。また、画像処理装置（プロセッサ）3は、2つの異なる波長帯域のうちの一方の波長帯域における光の像を撮像素子で撮像することによって得られる画像情報と、他方の波長帯域における光の像を同じ撮像素子で撮像することによって得られる画像情報とを演算し、1つの画像に合成することができるよう構成されている。なお、画像処理装置3は、画像表示装置4に接続されており、処理された画像は画像表示装置4に表示される。

【0054】

このように構成された第二実施形態にかかる内視鏡観察システムの効果について、図3に示した、波長依存性のない偏光分離素子22'を光路に挿脱可能に構成された撮像光学系22'を用いた場合と比較して説明する。

ある偏光方向の偏光成分を持つ光を鏡に照射した場合、反射されて戻ってくる光の偏光方向は照射した光と同じ方向である。

一方、ある偏光方向の偏光成分を持つ光を散乱体に照射した場合、散乱体内で多重散乱

10

20

30

40

50

が起こることで偏光状態がくずれ、戻ってくる光の偏光方向は照射した光と同じとは限らない。

第二実施形態にかかる内視鏡観察システムは、この原理を用いて、第一実施形態の構成に加えて、粘膜等における散乱状態を、粘膜から戻ってきた光の偏光状態の変化を捉えることによって画像で観察することができるようにしたものである。

【 0 0 5 5 】

例えば、粘膜の散乱状態を、偏光を用いて観察する場合、粘膜に偏光を持つ光を照射して戻ってきた光による画像（非偏光画像）と、その中からある特性の偏光成分のみを取り出した画像（偏光画像）との差分をとり、どの程度の光、偏光が変わったかを解析する必要がある。

10

しかるに、同一の波長帯域で偏光画像と非偏光画像の差分を取るには、撮像光学系 2 2 内に図 3 で示したように、波長依存性のない偏光分離素子 2 2₁' を光路に挿脱可能に構成し、同一の撮像素子を介して非偏光の観察を行う場合には、偏光分離素子 2 2₁' をメカ的に光路から退避させる構成が考えられる。しかし、それでは、上述したように、撮像光学系 2 2 の径が太くなり内視鏡 2 の径が太くなってしまう。

また、偏光分離素子 2 2₁' をメカ的に光路に対して挿脱するための切り替え時間が比較的長くかかり、その間に被写体がずれると正確な差分がとれない。

【 0 0 5 6 】

一方、第一実施形態の構成のように、波長依存性を持たせた偏光分離素子 2 2₁を用いて、偏光画像と非偏光画像とを夫々異なる波長帯域で得るようにすれば、偏光分離素子 2 2₁を切り替えることなく非偏光による観察での観察光量を極力減らさずに、通常光などの非偏光による観察と偏光観察とを同一の撮像素子で行うことができ、しかも、同時に非偏光画像と偏光画像を取得できるため、両画像間のズレを少なくすることができることになる。

20

しかし、一般的に、物質は波長によって吸収・反射特性が異なる。このため、この手法で偏光の差分を算出することは難しいと考えられる。

【 0 0 5 7 】

しかし、内視鏡での用途に限定すれば、粘膜など内視鏡を介した観察対象物の反射スペクトルは、750 ~ 1000 nm の間においては、略一定である。このことは、750 nm ~ 840 nm の波長帯域と 910 ~ 990 nm の波長帯域の、2つの波長帯域で観察する赤外光観察（IRI : Infra Red Imaging）で体内を観察した際に、過熱した血液とICG（Indocyanine Green）以外は色が変化せず、ホワイトバランスをとると全て白く見える（=波長のバランスが一緒）ことから推測できる。

30

【 0 0 5 8 】

そこで、第二実施形態の内視鏡観察システムでは、第一実施形態の内視鏡観察システムの基本構成を用いるとともに、さらに、この750 ~ 1000 nm の波長帯域内で2波長（帯域）の光を用い、一方の波長（帯域）の光は偏光を制限し、他方の波長（帯域）の光は偏光を制限しないようにしている。このようにすると、両波長帯域による画像の差分を偏光画像と非偏光画像の差分としてとることができる。この場合の差分は、偏光による影響が支配的となる。

40

【 0 0 5 9 】

これらのことを、図を用いてさらに詳しく説明する。

例として、IRIの波長帯域をそのまま用いた場合を示すこととする。

図 1 に示す構成において、光源部 1 は、図示省略した光源から出射した光は、ターレット等に配置されたフィルタからなる回転フィルタを介し、半値が750 ~ 840 nm の波長帯域の照明光 A と、910 ~ 990 nm の波長帯域の照明光 B とに、時分割で連続的に切り替わるように構成されている（ここでは、便宜上、詳細な図示を省略する）。そして、照明光 A と照明光 B は、夫々、ライトガイド 2 1 a を通り、照射側偏光分離素子（図示省略）に時分割で連続的に切り替わって順次入射する。そして、照射側偏光分離素子（図示省略）は、特定の偏光成分を持つ光（ここでは、P 偏光とする）を透過して、観察対象

50

に照射する。

【0060】

撮像光学系22は、受光側偏光分離素子22₁を含んで構成されている。受光側偏光分離素子22₁は、ダイクロイックコートを成膜したプリズム型の偏光ビームスプリッタで構成されており、図6に示すように、870nmよりも短い波長帯域では、P偏光・S偏光ともに反射し（さらには非偏光も反射し）、870nm～1000nmはS偏光のみを反射して撮像素子22₂に導く光学特性を持っている。

【0061】

照明光Aと照明光Bは、上述したような面順次式の照明により、撮像素子22₂を介して時系列的に撮像される。なお、光源部1において照明光Aと照明光Bとを同時に射出するようにするとともに、撮像素子22₂上にモザイクフィルタを設け、画素ごとに異なるチャンネルに振り分けて撮像するようにしてもよい。

10

【0062】

ここで、照明光Aを観察対象に照射することによって撮像素子22₂で得られる画像は、観察対象から戻ってきた全ての光（即ち、非偏光）による像となる。また、照明光Bを観察対象に照射することによって撮像素子22₂で得られる画像は、観察対象から戻ってきた光のうち、特定の偏光方向のみの像となる。

なお、照明光Aによる画像と照明光Bによる画像は、夫々異なる色を割り当ててその色の混色具合で偏光差分を表すと良い。

あるいは、画像処理装置（プロセッサ）3の内部で照明光B - 照明光Aの対応画素間演算を行い、それを1つの色チャンネルとして、同時に撮像した700nm以下の可視光の画像と重ねても良い。

20

このようにして差分画像を得ることによって、例えば表層のみの反射光を求めることができる。

【0063】

この差分画像を得るための原理を図7を用いて説明する。

例えば、一定方向の偏光成分I（ここでは、P偏光、水平偏光とする）のみを持った照明光を生体に照射した場合、生体の表層で反射した光は、偏光状態が保たれており、偏光成分Iと同じ偏光成分IIを持っている。

一方、深層まで入った光は散乱されて戻って来るときに偏光状態がくずれる。その結果、その光は、偏光成分Iと同じ偏光成分IIIと、偏光成分Iに対し偏光方向が直交する偏光成分IV（ここでは、S偏光、垂直偏光）を持っている。

30

【0064】

ここで、第二実施形態の内視鏡観察システムによれば、非偏光画像として偏光成分II、III、IV（一方の波長帯域（例えば、照明光Aの波長帯域）におけるP偏光とS偏光）をすべて含んだ光による画像が得られる。また、偏光画像として偏光成分IVの光（他方の波長帯域（例えば、照明光Bの波長帯域）におけるS偏光）による画像が得られる。この両帯域の像を比較することで、生体での散乱等の情報を得ることができる。

また、第二実施形態の内視鏡観察システムによれば、画像処理装置3が、これらの非偏光画像として得られた画像と偏光画像として得られた画像を用いて次のような演算をすることができるようになっている。

40

【0065】

深層で散乱された光は、偏光成分がランダムとなるため、偏光成分III（P偏光）の光と偏光成分IV（S偏光）の光の強度が略等しくなっている（偏光成分IIIの強度偏光成分IVの強度）と考えることができる。このことから、

$$\begin{aligned} & (\text{非偏光画像}) - (\text{他方の波長帯域の照明光による偏光画像}) \times 2 \\ &= (\text{偏光成分II} + \text{偏光成分III} + \text{偏光成分IV}) - \text{偏光成分IV} \times 2 \\ &= \text{偏光成分II} \end{aligned}$$

となり、表層での反射光による画像のみを算出することができる。

従って、第二実施形態の内視鏡観察システムによれば、生体の表層のみからの画像が得

50

られる。

【0066】

このように、第二実施形態の内視鏡観察システムによれば、偏光観察モードでの照明光が、2つの異なる波長帯域の光からなるようにしたので、2つの異なる波長帯域の照明光を偏光させて観察対象に照射し、撮像光学系側で一方の波長帯域の照射光については観察対象を反射したそのままの光（偏光状態が保持された光、及び偏光状態がくずれた光）を撮像し、他方の波長帯域の照射光については観察対象を反射した光のうち偏光状態が保持された光と偏光状態が崩れた光とを分離して、偏光状態が崩れた光について撮像し、この両方の波長帯域の照明光により得られた画像を比較することで、生体での散乱の情報を得ることができる。

10

また、これらの画像を演算することにより偏光差分画像を得ることができ、生体の表層の情報を得ることができる。

【0067】

そして、第二実施形態の内視鏡観察システムにおいては、2つの異なる波長帯域のうちの一方の波長帯域における光の像を撮像素子で撮像することによって得られる画像情報と、他方の波長帯域における光の像を撮像素子で撮像することによって得られる画像情報とを演算し、1つの画像に合成する画像処理装置を備えるのが好ましい。

このように両方の波長帯域の像を演算・合成する画像処理装置を備えて画像化すれば、生体での散乱の情報をより分かりやすく提供することができる。

また、第二実施形態の内視鏡観察システムにおいて、通常光など、偏光観察モード以外の観察モードによる照明光の照射によって得られる画像に、上記の演算結果を重ね合わせて1つの画像を合成するようにしてもよい。

20

【0068】

また、第二実施形態の内視鏡観察システムにおいては、偏光観察モードでの照明光の波長帯域が580nm以上となるように構成されているのが好ましい。

580nm以上は、生体の光吸収が少ないため、演算結果に吸収の影響がでない。このため、生体での散乱の情報を提供することができる。

その他の効果は、第一実施形態の内視鏡観察システムとほぼ同じである。

【0069】

なお、本発明の内視鏡観察システムにおける偏光分離素子22₁に対する撮像素子22₂の配置は、図2及び図5に示し、さらには図8(a)、(b)に示すように、S偏光、P偏光に分離されるいずれの側に配置しても良い。このとき、撮像素子22₂を設けない他方の側に光吸収体22₃を備えると、迷光などの発生を未然に防止して、撮像素子に不要な光の入射を阻止でき、その分、撮像画像の精度、画質が高くなるので好ましい。

30

また、上記各実施形態においては、撮像素子を一つのみ設けた構成について説明したが、偏光分離素子である偏光ビームスプリッタで分離された両側の光路に撮像素子を設けても分離された両方の画像を取得できるようにしても良い。このようにしても、偏光部材のメカ的な切り替え構造を採用せずに撮像光学系の径の大型化を防止でき、しかも非偏光による観察での観察光量を極力減らさずに、通常光などの非偏光による観察と偏光観察とを同一の撮像素子で行うことが可能な効果は保持できる。

40

【0070】

また、撮像素子の有効波長は、図9(a)、(b)に示すように偏光分離素子により分離されるS偏光、P偏光の両方の波長帯域をカバーするように構成してもよいし、図9(c)、(d)に示すように偏光分離素子により分離されるS偏光、P偏光のうち一方（図ではS偏光）の波長帯域をカバーするように構成してもよい。

【0071】

次に、本発明の内視鏡観察システムの実施例について図面を用いて説明する。

実施例1

図10は本発明の実施例1にかかる内視鏡観察システムの全体構成を示す概略図、図11は図10の内視鏡観察システムの光源部に設けられた回転フィルタの一構成例を示す説

50

明図である。図 1 2 は実施例 1 の内視鏡観察システムに用いられる光の波長帯域及び光学素子の特性を示すグラフであり、(a)は光源部に備わる偏光観察モード用の 2 つのフィルタの透過特性（偏光観察モードにおける照明光として用いられる 2 つの波長帯域）、及び照明光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性（S 偏光、P 偏光及び非偏光の透過波長帯域）、(b)は偏光観察モードにおける照明光として用いられる 2 つの波長帯域、及び撮像光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性（S 偏光、P 偏光及び非偏光の透過波長帯域）、(c)は光源部に備わる非偏光観察モード用のフィルタの透過特性（ここでは、非偏光観察モードにおける照明光として用いられる R（赤）、G（緑）、B（青）の波長帯域）、及び照明光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性（S 偏光、P 偏光及び非偏光の波長帯域）を示すグラフである。図 1 3 は図 1 0 に示した内視鏡観察装置における照明光学系の一変形例を示す部分説明図である。

10

【0072】

実施例 1 の内視鏡観察システムは、光源部 1 と、内視鏡 2 と、画像処理装置（プロセッサ）3 と、画像表示装置（モニター）4 を有している。

【0073】

光源部 1 は、例えば、キセノンランプ等、白色光を発する光源 1 1 と、ターレットに配置されたフィルタ群からなる回転フィルタ 1 2 を有している。図 1 0 中、1 3 は後述するライトガイド 2 1₂の入射端面に照明光を入射させるための集光レンズである。

回転フィルタ 1 2 は、図 1 1 に示すように、ターレットの内周側と外周側とに非偏光観察用フィルタと、偏光観察用フィルタとを配置してなる。即ち、内周側には、非偏光観察用フィルタとして、図 1 2 (c)に示すように、R（赤）、G（緑）、B（青）の各波長帯域の光を透過させる特性を有する R、G、B フィルタ 1 2 a、1 2 b、1 2 c が、周方向に 3 分割するように配置されている。また、外周側には、偏光観察用フィルタとして、図 1 2 (a)に示すように、700 nm よりも長く 870 nm よりも短い所定波長帯域 A₁の光のみを透過させる特性を有するフィルタ 1 2 d と、870 nm よりも長く 1000 nm よりも短い所定波長帯域 B₁の光のみを透過させる特性を有するフィルタ 1 2 e が、周方向に分割して設けられている。なお、後述するライトガイド 2 1₂が B の光を吸収しやすい特性を有している。このため、R フィルタ 1 2 a、G フィルタ 1 2 b には、ライトガイド 2 1₂からの出射する R、G、B の光の割合が等しくなるように出力光量を調整するための色補正フィルタが夫々付加されている。

20

30

また、回転フィルタ 1 2 は、図示省略した移動ステージを介して、光軸に対して垂直方向に移動することができ、照明光路上に、内周側のフィルタ、外周側のフィルタをセットすることができるようになっている。そして、非偏光観察モードでは、照明光路上に内周側のフィルタ（非偏光観察用フィルタ）が配置され、偏光観察モードでは、照明光路上に外周側のフィルタ（偏光観察用フィルタ）が配置されるように、図示省略した移動ステージが後述するプロセッサ 3 に備えられた制御部 3 1 を介して制御されている。

また、回転フィルタ 1 2 は、モータ 1 2 f を介して回転駆動されるようになっている。

【0074】

内視鏡 2 は、照明光学系 2 1 と、撮像光学系 2 2 を有している。照明光学系 2 1 と撮像光学系 2 2 は、体腔内に挿入可能な細長の挿入部 2 0 の内部に設けられている。

40

照明光学系 2 1 は、ライトガイド 2 1₂と、レンズ 2 1₃と、照射側偏光分離素子 2 1₁と、照明レンズ 2 1₄を有している。

ライトガイド 2 1₂は、光源部 1 からの照明光を伝送（導光）する導光部材であり、ファイバで構成されている。

照射側偏光分離素子 2 1₁は、ダイクロイックコートを成膜したプリズム型の偏光ビームスプリッタで構成されている。そして、図 1 2 (a)に示すように、光源部 1 からの照明光のうち、700 nm よりも短い、R、G、B の波長帯域を含む所定波長帯域の光については、P 偏光、S 偏光、非偏光のすべてを透過させ、700 nm よりも長く 1000 nm よりも短い、上述の所定波長帯域 A₁及び所定波長帯域 B₁を含む所定波長帯域の光については、S 偏光のみを透過させる特性を有している。なお、非偏光観察モードにおいて照明

50

光の偏光の影響を殆ど受けずに済む観察に用いるのであれば、照射側偏光分離素子 2 1₁ は、図 1 3 に示すように、プリズム型ではなく平板状の偏光子 2 1₁' で構成してもよい。

【 0 0 7 5 】

撮像光学系 2 2 は、対物レンズ 2 2₃ と、結像レンズ 2 2₄ と、受光側偏光分離素子 2 2₁ と、撮像素子 2 2₂ を有している。

受光側偏光分離素子 2 2₁ は、ダイクロイックコートを成膜したプリズム型の偏光ビームスプリッタで構成されている。そして、図 1 2 (b) に示すように、870 nm よりも短い、上述の所定波長帯域 A₁ 及び R, G, B の波長帯域を含む所定波長帯域の光については、P 偏光、S 偏光、非偏光のすべてを透過させ、870 nm よりも長く 1000 nm よりも短い、上述の所定波長帯域 B₁ を含む所定波長帯域の光については、S 偏光のみを透過させる特性を有している。

【 0 0 7 6 】

また、受光側偏光分離素子 2 2₁ は、偏光分離波長帯域（即ち、870 nm よりも長く 1000 nm よりも短い、上述の所定波長帯域 B₁ を含む所定波長帯域）において透過する偏光成分（S 偏光）の偏光方向が、照射側偏光分離素子 2 1₁ の偏光分離波長帯域（即ち、700 nm よりも長く 1000 nm よりも短い、上述の所定波長帯域 A₁ 及び所定波長帯域 B₁ を含む所定波長帯域）において透過する偏光成分（S 偏光）の偏光方向に対して、直交するように 90 度回転した向きに配置されている（なお、図 1 0 では便宜上、受光側偏光分離素子 2 2₁ における偏光を分離する境界を斜めの線で示してあるが、実際には、紙面からはこの境界線は見えない向きで配置されている）。

このため、受光側偏光分離素子 2 2₁ に入射する、870 nm よりも長く 1000 nm よりも短い、上述の所定波長帯域 B₁ を含む所定波長帯域の光は、照射側偏光分離素子 2 1₁ において透過した S 偏光成分に対して垂直な P 偏光のみが透過するようになっている（図 1 2 (b) においてカッコで示す(P)は、受光側偏光分離素子 2 2₁ が配置の関係から実際には P 偏光を透過させることを示している）。

【 0 0 7 7 】

画像処理装置（プロセッサ）3 は、制御部 3 1 と、ビデオ信号回路 3 2 と、画像演算回路 3 3 を有している。

制御部 3 1 は、図示省略したモードスイッチの切り替えによる非偏光観察モードと偏光観察モードの指定に応じて、図示省略した移動ステージによる回転フィルタ 1 2 の光路上へのセットの駆動制御を行う。また、制御部 3 1 は、回転フィルタ 1 2 を回転させるモータ 1 2 f の回転駆動を制御する。さらに、制御部 3 1 は、撮像素子 2 2₂、ビデオ信号回路 3 2（さらには、画像演算装置 3 3）に対する所定の駆動制御を行う。

【 0 0 7 8 】

ビデオ信号回路 3 2 は、撮像素子 2 2₂ で撮像された光情報をデジタル信号（画像データ）に変換する。また、モニター 4 に供給する際にはデジタルデータをアナログ信号に変換する。

画像演算装置 3 3 は、ビデオ信号回路 3 2 を介してデジタル信号に変換された画像データに対して設定されたモードに応じて所定の演算処理を行う。例えば、非偏光観察モードの場合には、R, G, B の夫々の画像成分を加算して出力する。また、偏光観察モードの場合には、所定の波長帯域で撮像された偏光画像成分同士の差分をとって差分成分を出力する。なお、画像演算装置 3 3 による所定の演算処理は、これらに限定されるものではなく、所定の設定手段を介して所望の演算処理を行うように設定することができるようにしてもよい。

モニター 4 は、プロセッサ 3 を経て画像処理された画像データを表示する。

【 0 0 7 9 】

このように構成された実施例 1 の内視鏡観察システムを用いた観察について説明する。

偏光観察モードが指定された場合には、制御部 3 1 を介して図示省略した移動ステージが、偏光観察用フィルタ（回転フィルタ 1 2 における外周側のフィルタ 1 2 d, 1 2 e）

10

20

30

40

50

が照明光路上に位置するように回転フィルタ 12 を移動させる。次いで、モータ 12 f を介して回転フィルタ 12 が回転する。光源 11 からの光は、700 nm よりも長く 870 nm よりも短い所定波長帯域 A_1 の光と、870 nm よりも長く 1000 nm よりも短い所定波長帯域 B_1 の光が、回転フィルタ 12 の偏光観察用フィルタ 12 d, 12 e を順次透過し、集光レンズ 13 を経てライドガイド 21₂ に順次入射する。

【0080】

ライドガイド 21₂ に順次入射した所定波長帯域 A_1 の光及び所定波長帯域 B_1 の光は、レンズ 21₃ を経て、照射側偏光分離素子 21₁ に入射する。

このとき、照射側偏光分離素子 21₁ は、700 nm よりも長く 1000 nm よりも短い、上述の所定波長帯域 A_1 及び所定波長帯域 B_1 を含む所定波長帯域の光については、S 偏光のみを透過させる特性を有している。このため、所定波長帯域 A_1 の光及び所定波長帯域 B_1 の光は、いずれも、S 偏光成分のみが照射側偏光分離素子 21₁ を透過する。

照射側偏光分離素子 21₁ を透過した S 偏光成分の光は、照明レンズ 21₄ を介して、観察対象 5 を照射する。

【0081】

観察対象 5 で反射された一部の反射光は、撮像光学系 22 の対物レンズ 22₃、結像レンズ 22₄ を経て、受光側偏光分離素子 22₁ に入射する。このとき、観察対象 5 で反射した光は、その表面で反射し、照射された S 偏光成分 I と偏光状態が同じに維持された S 偏光成分 II と、深層部で散乱して偏光状態がくずれた S 偏光成分 III と、P 偏光成分 IV の光を含んでいる。

そして、入射した光のうち、700 nm よりも長く 870 nm よりも短い、所定波長帯域 A_1 の光については、S 偏光成分 II と、S 偏光成分 III と、P 偏光成分 IV のいずれもが透過する。一方、870 nm よりも長く 1000 nm よりも短い、所定波長帯域 B_1 の光については、上述のように受光側偏光分離素子 22₁ が透過する S 偏光成分の偏光方向を 90 度回転させて配置されているため、P 偏光成分 IV のみが透過し、S 偏光成分 II と、S 偏光成分 III は透過しない。これにより、所定波長帯域 B_1 の光における P 偏光成分と S 偏光成分とが分離される。

【0082】

受光側偏光分離素子 22₁ を透過した所定波長帯域 A_1 の光、所定波長帯域 B_1 の光は、撮像素子 22₂ で順次撮像される。

撮像素子 22₂ で撮像された光情報は、ビデオ信号回路 32 を介してデジタル信号（画像データ）に変換される。変換された画像データは、画像演算回路 33 により、例えば、次のような画像処理が施される。

上述したように、散乱光の P 偏光成分 IV と S 偏光成分 III とは略同じ光強度であると考えることができる。したがって、所定波長帯域 B_1 の光について得られた P 偏光成分 IV × 2 より、生体の深層での散乱光の強度が得られる。

また、700 nm よりも長く 870 nm よりも短い、所定波長帯域 A_1 の光について得られた S 偏光成分 II と S 偏光成分 III と P 偏光成分 IV からなる非偏光の画像データから、870 nm よりも長く 1000 nm よりも短い、所定波長帯域 B_1 の光について得られた P 偏光成分 IV × 2 の差分をとることにより、S 偏光成分 II が求まる。

よって、生体の表層での S 偏光の反射光による画像のみが算出でき、モニター 4 を介して表層のみの画像を観察することができる。

【0083】

一方、非偏光観察モードで観察する場合には、制御部 31 を介して図示省略した移動ステージが、非偏光観察用フィルタ（回転フィルタ 12 における内周側のフィルタ 12 a, 12 b, 12 c）が照明光路上に位置するように回転フィルタ 12 を移動させる。次いで、モータ 12 f を介して回転フィルタ 12 が回転する。光源 11 からの光は、R, G, B の光が、回転フィルタ 12 の非偏光観察用フィルタ 12 a, 12 b, 12 c を順次透過し、集光レンズ 13 を経てライドガイド 21₂ に順次入射する。

【0084】

10

20

30

40

50

ライトガイド 2 1₂ に順次入射した R , G , B の光は、レンズ 2 1₃ を経て、照射側偏光分離素子 2 1₁ に入射する。

このとき、照射側偏光分離素子 2 1₁ は、700nm よりも短い、R , G , B の波長帯域を含む所定波長帯域の光については、P 偏光、S 偏光、非偏光のすべてを透過させる特性を有している。このため、R , G , B の光は、いずれも、光量をカットされることなく非偏光状態で照射側偏光分離素子 2 1₁ を透過する。

照射側偏光分離素子 2 1₁ を透過した R , G , B の光は、照明レンズ 2 1₄ を介して、観察対象 5 を照射する。

【0085】

観察対象 5 で反射された一部の反射光は、撮像光学系 2 2 の対物レンズ 2 2₃、結像レンズ 2 2₄ を経て、受光側偏光分離素子 2 2₁ に入射する。

このとき、受光側偏光分離素子 2 2₁ は、870nm よりも短い、R , G , B の波長帯域を含む所定波長帯域の光については、P 偏光、S 偏光、非偏光のすべてを透過させる特性を有している。このため、R , G , B の光は、いずれも、光量をカットされることなく非偏光状態で受光側偏光分離素子 2 2₁ を透過する。

【0086】

受光側偏光分離素子 2 2₁ を透過した R , G , B の光は、撮像素子 2 2₂ で順次撮像される。

撮像素子 2 2₂ で撮像された光情報は、ビデオ信号回路 3 2 を介してデジタル信号（画像データ）に変換される。また、変換された画像データは、画像演算回路 3 3 により、例えば、R , G , B の夫々の画像成分を加算して出力する等の画像処理が施される。

これにより、偏光分離素子 2 2₁ を光路から退避させなくても、光量を減らすことなく非偏光観察画像が得られる。

【0087】

このように、実施例 1 の内視鏡観察システムによれば、偏光観察モード以外の観察モードの照射光の明るさが、偏光子を用いないで構成された照明光学系による照明光と略同様になる。しかも、偏光観察モード以外の観察モードでは、偏光による照明光量の減少の影響を受けなくなる。このため、偏光部材のメカ的な切り替え構造を採用せずに、照明光学系及び撮像光学系の径の大型化を防止しながら、通常光による観察での観察光量を極力減らさずに、可視光による非偏光観察モードと近赤外領域での偏光観察モードにおける照明光の照射を同一の照明光学系で行うことができる。

また、実施例 1 の内視鏡観察システムによれば、偏光観察モードでの照明光が、2 つの異なる波長帯域の光からなるようにしたので、2 つの異なる波長帯域の照明光を偏光させて観察対象に照射し、撮像光学系側で一方の波長帯域の照射光については観察対象を反射したそのままの光（偏光状態が保持された光、及び偏光状態がくずれた光）を撮像し、他方の波長帯域の照射光については観察対象を反射した光のうち偏光状態が保持された光と偏光状態が崩れた光とを分離して偏光状態がくずれた光を撮像し、この両方の波長帯域の照明光により得られた画像を比較することで、生体の散乱及び表層の情報を得ることができる。

その他の作用効果は、第一実施形態及び第二実施形態の内視鏡観察システムとほぼ同じである。

【0088】

実施例 2

図 1 4 は本発明の実施例 2 にかかる内視鏡観察システムに用いられる光の波長帯域及び光学素子の特性を示すグラフであり、(a) は光源部に備わる偏光観察モード用の 2 つのフィルタの透過特性（偏光観察モードにおける照明光として用いられる 2 つの波長帯域）、及び照明光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性（S 偏光、P 偏光及び非偏光の透過波長帯域）、(b) は偏光観察モードにおける照明光として用いられる 2 つの波長帯域、及び撮像光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性（S 偏光、P 偏光及び非偏光の透過波長帯域）、(c) は光源部に備わる非偏光観察モード用のフィルタの透過特性（こ

10

20

30

40

50

ここでは、非偏光観察モードにおける照明光として用いられる R (赤)、G (緑)、B (青) の波長帯域)、及び照明光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性 (S 偏光、P 偏光及び非偏光の波長帯域) を示すグラフである。なお、実施例 2 の内視鏡観察システムの全体構成は、図 10 に示した実施例 1 の内視鏡観察システムと略同じである。ここでは、実施例 1 と異なる構成部分についてのみ説明する。また、必要に応じて、図 10 の構成を用いて説明する。

【0089】

実施例 2 の内視鏡観察システムは、回転フィルタ 12 における偏光観察用フィルタ 12 d、12 e の特性と、照射側偏光分離素子 2 1₁ の特性と、受光側偏光分離素子 2 2₁ の特性が次のようになっている。

10

回転フィルタ 12 の外周側には、偏光観察用フィルタとして、図 14 (a) に示すように、580 nm よりも長く 700 nm よりも短い所定波長帯域 A₂ の光のみを透過させる特性を有するフィルタ 12 d と、700 nm よりも長く 850 nm よりも短い所定波長帯域 B₂ の光のみを透過させる特性を有するフィルタ 12 e が、周方向に分割して設けられている。

【0090】

照射側偏光分離素子 2 1₁ は、ダイクロイックコートを成膜したプリズム型の偏光ビームスプリッタで構成されている。そして、図 14 (a) に示すように、光源部 1 からの照明光のうち、580 nm よりも短い、G、B の波長帯域を含む所定波長帯域の光については、P 偏光、S 偏光、非偏光のすべてを透過させ、580 nm よりも長く 850 nm よりも短い、上述の所定波長帯域 A₂ 及び所定波長帯域 B₂ を含む所定波長帯域の光については、S 偏光のみを透過させる特性を有している。

20

【0091】

受光側偏光分離素子 2 2₁ は、ダイクロイックコートを成膜したプリズム型の偏光ビームスプリッタで構成されている。そして、図 14 (b) に示すように、700 nm よりも短い、上述の所定波長帯域 A₂ 及び G、B の波長帯域を含む所定波長帯域の光については、P 偏光、S 偏光、非偏光のすべてを透過させ、700 nm よりも長く 850 nm よりも短い、上述の所定波長帯域 B₂ を含む所定波長帯域の光については、S 偏光のみを透過させる特性を有している。

【0092】

30

また、受光側偏光分離素子 2 2₁ は、偏光分離波長帯域 (即ち、700 nm よりも長く 850 nm よりも短い、上述の所定波長帯域 B₂ を含む所定波長帯域) において透過する偏光成分 (S 偏光) の偏光方向が、照射側偏光分離素子 2 1₁ の偏光分離波長帯域 (即ち、580 nm よりも長く 850 nm よりも短い、上述の所定波長帯域 A₂ 及び所定波長帯域 B₂ を含む所定波長帯域) において透過する偏光成分 (S 偏光) の偏光方向に対して、直交するように 90 度回転した向きに配置されている (図示省略)。

このため、受光側偏光分離素子 2 2₁ に入射する、700 nm よりも長く 850 nm よりも短い、上述の所定波長帯域 B₂ を含む所定波長帯域の光は、照射側偏光分離素子 2 1₁ において透過した S 偏光成分に対して垂直な P 偏光のみが透過するようになっている (図 14 (b) においてカッコで示す (P) は、受光側偏光分離素子 2 2₁ が配置の関係から実際には P 偏光を透過させることを示している)。

40

【0093】

その他の構成は、実施例 1 の内視鏡観察システムとほぼ同じである。

【0094】

このように構成された実施例 2 の内視鏡観察システムを用いた観察について説明する。

偏光観察モードが指定された場合には、制御部 3 1 を介して図示省略した移動ステージが、偏光観察用フィルタ (外周側のフィルタ) が照明光路上に位置するように回転フィルタ 12 を移動させる。次いで、モータ 12 f を介して回転フィルタ 12 が回転する。光源 1 1 からの光は、580 nm よりも長く 700 nm よりも短い所定波長帯域 A₂ の光と、700 nm よりも長く 850 nm よりも短い所定波長帯域 B₂ の光が、回転フィルタ 12

50

の偏光観察用フィルタを順次透過し、集光レンズ 13 を経てライドガイド 21₂ に順次入射する。

【0095】

ライトガイド 21₂ に順次入射した所定波長帯域 A₂ の光及び所定波長帯域 B₂ の光は、レンズ 21₃ を経て、照射側偏光分離素子 21₁ に入射する。

このとき、照射側偏光分離素子 21₁ は、580 nm よりも長く 850 nm よりも短い、上述の所定波長帯域 A₂ 及び所定波長帯域 B₂ を含む所定波長帯域の光については、S 偏光のみを透過させる特性を有している。このため、所定波長帯域 A₂ の光及び所定波長帯域 B₂ の光は、いずれも、S 偏光成分のみが照射側偏光分離素子 21₁ を透過する。

照射側偏光分離素子 21₁ を透過した S 偏光成分の光は、照明レンズ 21₄ を介して、観察対象 5 を照射する。

10

【0096】

観察対象 5 で反射された一部の反射光は、撮像光学系 22 の対物レンズ 22₃、結像レンズ 22₄ を経て、受光側偏光分離素子 22₁ に入射する。このとき、観察対象 5 で反射した光は、その表面で反射し、照射された S 偏光成分 I と偏光状態が同じに維持された S 偏光成分 I I と、深層部で散乱して偏光状態がくずれた S 偏光成分 I I I と、P 偏光成分 I V の光を含んでいる。

そして、入射した光のうち、580 nm よりも長く 700 nm よりも短い、所定波長帯域 A₂ の光については、S 偏光成分 I I と、S 偏光成分 I I I と、P 偏光成分 I V のいずれもが透過する。一方、700 nm よりも長く 850 nm よりも短い、所定波長帯域 B₂ の光については、上述のように受光側偏光分離素子 22₁ が透過する S 偏光成分の偏光方向を 90 度回転させて配置されているため、P 偏光成分 I V のみが透過し、S 偏光成分 I I と、S 偏光成分 I I I は透過しない。これにより、所定波長帯域 B₂ の光における P 偏光成分と S 偏光成分とが分離される。

20

【0097】

受光側偏光分離素子 22₁ を透過した所定波長帯域 A₂ の光、所定波長帯域 B₂ の光は、撮像素子 22₂ で順次撮像される。

撮像素子 22₂ で撮像された光情報は、ビデオ信号回路 32 を介してデジタル信号（画像データ）に変換される。変換された画像データは、画像演算回路 33 により、例えば、次のような画像処理が施される。

30

上述したように、散乱光の P 偏光成分 I V と S 偏光成分 I I I とは略同じ光強度であると考えることができる。したがって、所定波長帯域 B₂ の光について得られた P 偏光成分 I V × 2 より、生体の深層での散乱光の強度が得られる。

また、580 nm よりも長く 700 nm よりも短い、所定波長帯域 A₂ の光について得られた S 偏光成分 I I と S 偏光成分 I I I と P 偏光成分 I V からなる非偏光の画像データから、700 nm よりも長く 850 nm よりも短い、所定波長帯域 B₂ の光について得られた P 偏光成分 I V × 2 の差分をとることにより、S 偏光成分 I I が求まる。

よって、生体の表層での S 偏光の反射光による画像のみが算出でき、モニター 4 を介して表層のみの画像を観察することができる。

【0098】

40

一方、非偏光観察モードで観察する場合には、制御部 31 を介して図示省略した移動ステージが、非偏光観察用フィルタ（内周側のフィルタ）が照明光路上に位置するように回転フィルタ 12 を移動させる。次いで、モータ 12f を介して回転フィルタ 12 が回転する。光源 11 からの光は、R, G, B の光が、回転フィルタ 12 の非偏光観察用フィルタ 12a, 12b, 12c を順次透過し、集光レンズ 13 を経てライドガイド 21₂ に順次入射する。

【0099】

ライトガイド 21₂ に順次入射した R, G, B の光は、レンズ 21₃ を経て、照射側偏光分離素子 21₁ に入射する。

このとき、照射側偏光分離素子 21₁ は、580 nm よりも短い、G, B の波長帯域を

50

含む所定波長帯域の光については、P偏光、S偏光、非偏光のすべてを透過させ、580nmよりも長く850nmよりも短い、Rの波長帯域を含む所定波長帯域の光については、S偏光のみを透過させる特性を有している。

このため、R、G、Bの光のうち、G、Bの光は、光量をカットされることなく非偏光状態で、Rの光のみが2分の1にカットされて偏光状態で照射側偏光分離素子21₁を透過する。

照射側偏光分離素子21₁を透過したG、Bの非偏光及びRのS偏光は、照明レンズ21₄を介して、観察対象5を照射する。

【0100】

観察対象5で反射された一部の反射光は、撮像光学系22の対物レンズ22₃、結像レンズ22₄を経て、受光側偏光分離素子22₁に入射する。

このとき、受光側偏光分離素子22₁は、700nmよりも短い、R、G、Bの波長帯域を含む所定波長帯域の光については、P偏光、S偏光、非偏光のすべてを透過させる特性を有している。このため、G、Bの非偏光及びRのS偏光は、いずれも、光量をカットされることなく受光側偏光分離素子22₁を透過する。

【0101】

受光側偏光分離素子22₁を透過したG、Bの非偏光及びRのS偏光は、撮像素子22₂で順次撮像される。

撮像素子22₂で撮像された光情報は、ビデオ信号回路32を介してデジタル信号(画像データ)に変換される。また、変換された画像データは、画像演算回路33により、例えば、R、G、Bの夫々の画像成分を加算して出力する等の画像処理が施される。

これにより、偏光分離素子22₁を光路から退避させなくても、光量を大幅に減らすことなく非偏光観察画像が得られる。

【0102】

このように、実施例2の内視鏡観察システムによれば、Rの照射光による撮像素子で得られる強度は1/2になるが、その他のG、Bの照射光による光量はカットされずに済む。この程度の光量減であれば、ゲイン調整や、色補正フィルタを抜き取ること等により、観察に問題のない色調にして、観察に影響を与えずに済む。このため、メカ的な切り替え構造を採用せずに照明光学系及び撮像光学系の径の大型化を防止でき、しかも非偏光による観察での観察光量を極力減らさずに、可視光による非偏光観察モードと黄～赤の領域及び近赤外領域での偏光観察モードにおける照明光の照射を同一の照明光学系で行うことができる。

その他の作用効果は、実施例1の内視鏡観察システムとほぼ同じである。

【0103】

実施例3

図15は本発明の実施例3にかかる内視鏡観察システムに用いられる光の波長帯域及び光学素子の特性を示すグラフであり、(a)は光源部に備わる偏光観察モード用の2つのフィルタの透過特性(偏光観察モードにおける照明光として用いられる2つの波長帯域)、及び照明光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性(S偏光、P偏光及び非偏光の透過波長帯域)、(b)は偏光観察モードにおける照明光として用いられる2つの波長帯域、及び撮像光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性(S偏光、P偏光及び非偏光の透過波長帯域)を示すグラフである。なお、実施例3の内視鏡観察システムの全体構成は、図10に示した実施例1の内視鏡観察システムと略同じである。ここでは、実施例1と異なる構成部分についてのみ説明する。また、必要に応じて、図10の構成を用いて説明する。

【0104】

実施例3の内視鏡観察システムは、回転フィルタ12における偏光観察用フィルタ12d、12eの特性と、照射側偏光分離素子21₁の特性と、受光側偏光分離素子22₁の特性が次のようになっている。

回転フィルタ12の外周側には、偏光観察用フィルタとして、図15(a)に示すように

10

20

30

40

50

、350nmよりも長く400nmよりも短い所定波長帯域 B_3 の光のみを透過させる特性を有するフィルタ12dと、400nmよりも長く420nmよりも短い所定波長帯域 A_3 の光のみを透過させる特性を有するフィルタ12eが、周方向に分割して設けられている。

【0105】

照射側偏光分離素子21₁は、ダイクロイックコートを成膜したプリズム型の偏光ビームスプリッタで構成されている。そして、図15(a)に示すように、光源部1からの照明光のうち、350nmよりも長く420nmよりも短い、所定波長帯域 B_3 及び所定波長帯域 A_3 を含む所定波長帯域の光については、S偏光の光のみを透過させ、420nmよりも長い、R、G、Bの波長帯域を含む所定波長帯域の光については、P偏光、S偏光、非偏光のすべてを透過させる特性を有している。

10

【0106】

受光側偏光分離素子22₁は、ダイクロイックコートを成膜したプリズム型のビームスプリッタで構成されている。そして、図15(b)に示すように、350nmよりも長く400nmよりも短い、所定波長帯域 B_3 を含む所定波長帯域の光については、S偏光の光のみを透過させ、400nmよりも長い、所定波長帯域 A_3 、及びR、G、Bの波長帯域を含む所定波長帯域の光については、P偏光、S偏光、非偏光のすべてを透過させる特性を有している。

【0107】

また、受光側偏光分離素子22₁は、偏光分離波長帯域（即ち、350nmよりも長く400nmよりも短い、上述の所定波長帯域 B_3 を含む所定波長帯域）において透過する偏光成分（S偏光）の偏光方向が、照射側偏光分離素子21₁の偏光分離波長帯域（即ち、350nmよりも長く420nmよりも短い、上述の所定波長帯域 A_3 及び所定波長帯域 B_3 を含む所定波長帯域）において透過する偏光成分（S偏光）の偏光方向に対して、直交するように90度回転した向きに配置されている（図示省略）。

20

このため、受光側偏光分離素子22₁に入射する、350nmよりも長く400nmよりも短い、上述の所定波長帯域 B_3 を含む所定波長帯域の光は、照射側偏光分離素子21₁において透過したS偏光成分に対して垂直なP偏光のみが透過するようになっている（図15(b)においてカッコで示す(P)は、受光側偏光分離素子22₁が配置の関係から実際にはP偏光を透過させることを示している）。

30

【0108】

その他の構成は、実施例1の内視鏡観察システムとほぼ同じである。

【0109】

このように構成された実施例3の内視鏡観察システムを用いた観察について説明する。

偏光観察モードが指定された場合には、制御部31を介して図示省略した移動ステージが、偏光観察用フィルタ（外周側のフィルタ）が照明光路上に位置するように回転フィルタ12を移動させる。次いで、モータ12fを介して回転フィルタ12が回転する。光源11からの光は、350nmよりも長く400nmよりも短い所定波長帯域 B_3 の光と、400nmよりも長く420nmよりも短い所定波長帯域 A_3 の光が、回転フィルタ12の偏光観察用フィルタを順次透過し、集光レンズ13を経てライドガイド21₂に順次入射する。

40

【0110】

ライトガイド21₂に順次入射した所定波長帯域 B_3 の光及び所定波長帯域 A_3 の光は、レンズ21₃を経て、照射側偏光分離素子21₁に入射する。

このとき、照射側偏光分離素子21₁は、350nmよりも長く420nmよりも短い、上述の所定波長帯域 B_3 及び所定波長帯域 A_3 を含む所定波長帯域の光については、S偏光のみを透過させる特性を有している。このため、所定波長帯域 B_3 の光及び所定波長帯域 A_3 の光は、いずれも、S偏光成分のみが照射側偏光分離素子21₁を透過する。

照射側偏光分離素子21₁を透過したS偏光成分の光は、照明レンズ21₄を介して、観察対象5を照射する。

50

【 0 1 1 1 】

観察対象 5 で反射された一部の反射光は、撮像光学系 2 2 の対物レンズ 2 2₃、結像レンズ 2 2₄を経て、受光側偏光分離素子 2 2₁に入射する。このとき、観察対象 5 で反射した光は、その表面で反射し、照射された S 偏光成分 I と偏光状態が同じに維持された S 偏光成分 I I と、深層部で散乱して偏光状態がくずれた S 偏光成分 I I I と、P 偏光成分 I V の光を含んでいる。

そして、入射した光のうち、400nm よりも長く 420nm よりも短い、所定波長帯域 A₃の光については、S 偏光成分 I I と、S 偏光成分 I I I と、P 偏光成分 I V のいずれもが透過する。一方、350nm よりも長く 400nm よりも短い、所定波長帯域 B₃の光については、上述のように受光側偏光分離素子 2 2₁が透過する S 偏光成分の偏光方向を 90 度回転させて配置されているため、P 偏光成分 I V のみが透過し、S 偏光成分 I I と、S 偏光成分 I I I は透過しない。これにより、所定波長帯域 B₃の光における P 偏光成分と S 偏光成分とが分離される。

10

【 0 1 1 2 】

受光側偏光分離素子 2 2₁を透過した所定波長帯域 A₃の光、所定波長帯域 B₃の光は、撮像素子 2 2₂で順次撮像される。

撮像素子 2 2₂で撮像された光情報は、ビデオ信号回路 3 2 を介してデジタル信号（画像データ）に変換される。変換された画像データは、画像演算回路 3 3 により、例えば、次のような画像処理が施される。

上述したように、散乱光の P 偏光成分 I V と S 偏光成分 I I I とは略同じ光強度であると考えることができる。したがって、所定波長帯域 B₃の光について得られた P 偏光成分 I V × 2 より、生体の深層での散乱光の強度が得られる。

20

また、400nm よりも長く 420nm よりも短い、所定波長帯域 A₃の光について得られた S 偏光成分 I I と S 偏光成分 I I I と P 偏光成分 I V からなる非偏光の画像データから、350nm よりも長く 400nm よりも短い所定波長帯域 B₃の光について得られた P 偏光成分 I V × 2 の差分をとることにより、S 偏光成分 I I が求まる。

よって、生体の表層での S 偏光の反射光による画像のみが算出でき、モニター 4 を介して表層のみの画像を観察することができる。

【 0 1 1 3 】

一方、非偏光観察モードで観察する場合には、制御部 3 1 を介して図示省略した移動ステージが、非偏光観察用フィルタ（内周側のフィルタ）が照明光路上に位置するように回転フィルタ 1 2 を移動させる。次いで、モータ 1 2 f を介して回転フィルタ 1 2 が回転する。光源 1 1 からの光は、R、G、Bの光が、回転フィルタ 1 2 の非偏光観察用フィルタ 1 2 a、1 2 b、1 2 c を順次透過し、集光レンズ 1 3 を経てライドガイド 2 1₂に順次入射する。

30

【 0 1 1 4 】

ライドガイド 2 1₂に順次入射した R、G、Bの光は、レンズ 2 1₃を経て、照射側偏光分離素子 2 1₁に入射する。

このとき、照射側偏光分離素子 2 1₁は、420nm よりも長い、R、G、Bの波長帯域を含む所定波長帯域の光については、P 偏光、S 偏光、非偏光のすべてを透過させる特性を有している。

40

このため、R、G、Bの光のすべては、光量をカットされることなく非偏光状態で、照射側偏光分離素子 2 1₁を透過する。

照射側偏光分離素子 2 1₁を透過した R、G、Bの光は、照明レンズ 2 1₄を介して、観察対象 5 を照射する。

【 0 1 1 5 】

観察対象 5 で反射された一部の反射光は、撮像光学系 2 2 の対物レンズ 2 2₃、結像レンズ 2 2₄を経て、受光側偏光分離素子 2 2₁に入射する。

このとき、受光側偏光分離素子 2 2₁は、400nm よりも長い、R、G、Bの波長帯域を含む所定波長帯域の光については、P 偏光、S 偏光、非偏光のすべてを透過させる特

50

性を有している。このため、R、G、Bの光は、いずれも、光量をカットされることなく非偏光状態で受光側偏光分離素子22₁を透過する。

【0116】

受光側偏光分離素子22₁を透過したR、G、Bの光は、撮像素子22₂で順次撮像される。

撮像素子22₂で撮像された光情報は、ビデオ信号回路32を介してデジタル信号(画像データ)に変換される。また、変換された画像データは、画像演算回路33により、例えば、R、G、Bの夫々の画像成分を加算して出力する等の画像処理が施される。

これにより、偏光分離素子22₁を光路から退避させなくても、光量を減らすことなく非偏光観察画像が得られる。

10

【0117】

このように、実施例3の内視鏡観察システムによれば、偏光観察モード以外の観察モードの照射光の明るさが、偏光子を用いないで構成された照明光学系による照明光と略同様になる。しかも、偏光観察モード以外の観察モードでは、偏光による照明光量の減少の影響を受けなくなる。このため、偏光部材のメカ的な切り替え構造を採用せずに照明光学系及び撮像光学系の径の大型化を防止しながら、通常光による観察での観察光量を極力減らさずに、可視光による非偏光観察モードと紫外～紫の領域での偏光観察モードにおける照明光の照射を同一の照明光学系で行うことができる。

その他の作用効果は、実施例1の内視鏡観察システムとほぼ同じである。

【0118】

20

実施例4

図16は本発明の実施例4にかかる内視鏡観察システムに用いられる光の波長帯域及び光学素子の特性を示すグラフであり、(a)は光源部に備わる偏光観察モード用の3つのフィルタの透過特性(偏光観察モードにおける照明光として用いられる3つの波長帯域)、及び照明光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性(S偏光、P偏光及び非偏光の透過波長帯域)、(b)は偏光観察モードにおける照明光として用いられる3つの波長帯域、及び撮像光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性(S偏光、P偏光及び非偏光の透過波長帯域)を示すグラフである。なお、実施例4の内視鏡観察システムの全体構成は、図10に示した実施例1の内視鏡観察システムと略同じである。ここでは、実施例1と異なる構成部分についてのみ説明する。また、必要に応じて、図10の構成を用いて説明する。

30

【0119】

実施例4の内視鏡観察システムは、偏光観察において2つの波長帯域の光を使用しないで、赤(R)の波長帯域の光を使用して散乱像を撮像するとともに、NBI観察(Narrow Band Imaging: 狭帯域観察)により観察対象物の毛細血管を浮かび上がらせた像の撮像とを同時に行う構成となっており、照射側偏光分離素子21₁の特性と、受光側偏光分離素子22₁の特性が次のようになっている。

受光側偏光分離素子22₁は、ダイクロイックコートを成膜したプリズム型の偏光ビームスプリッタで構成されている。そして、図16(a)に示すように、光源部1からの照明光のうち、580nmよりも短い、G、Bの波長帯域を含む所定波長帯域の光については、P偏光、S偏光、非偏光のすべてを透過させ、580nmよりも長く700nmよりも短い、Rの波長帯域を含む所定波長帯域の光については、S偏光のみを透過させる特性を有している。

40

【0120】

受光側偏光分離素子22₁は、ダイクロイックコートを成膜したプリズム型の偏光ビームスプリッタで構成されている。そして、図16(b)に示すように、580nmよりも短い、G、Bの波長帯域を含む所定波長帯域の光については、P偏光、S偏光、非偏光のすべてを透過させ、580nmよりも長く700nmよりも短い、Rの波長帯域を含む所定波長帯域の光については、S偏光のみを透過させる特性を有している。

【0121】

50

また、受光側偏光分離素子 2 2₁は、偏光分離波長帯域（即ち、580 nmよりも長く700 nmよりも短い、上述のRの波長帯域を含む所定波長帯域）において透過する偏光成分（S偏光）の偏光方向が、照射側偏光分離素子 2 1₁の偏光分離波長帯域（即ち、580 nmよりも長く700 nmよりも短い、上述のRの波長帯域を含む所定波長帯域）において透過する偏光成分（S偏光）の偏光方向に対して、直交するように90度回転した向きに配置されている（図示省略）。

このため、受光側偏光分離素子 2 2₁に入射する、580 nmよりも長く700 nmよりも短い、上述のRの波長帯域を含む所定波長帯域の光は、照射側偏光分離素子 2 1₁において透過したS偏光成分に対して垂直なP偏光のみが透過するようになっている（図16(b)においてカッコで示す(P)は、受光側偏光分離素子 2 2₁が配置の関係から実際にはP偏光を透過させることを示している）。

10

【0122】

また、回転フィルタ 1 2には、外周及び内周にR、G、Bの各波長帯域の光を透過させる特性を有するR、G、Bフィルタ 1 2 a、1 2 b、1 2 cが、周方向に3分割するように配置されている（図示省略）。

その他の構成は、実施例1の内視鏡観察システムとほぼ同じである。

【0123】

このように構成された実施例4の内視鏡観察システムを用いた観察について説明する。

光源 1 1からの光は、R、G、Bの光が、回転フィルタ 1 2を順次透過し、集光レンズ 1 3を経てライトガイド 2 1₂に順次入射する。

20

ライトガイド 2 1₂に順次入射したR、G、Bの光は、レンズ 2 1₃を経て、照射側偏光分離素子 2 1₁に入射する。

このとき、照射側偏光分離素子 2 1₁は、580 nmよりも短い、G、Bの波長帯域を含む所定波長帯域の光については、P偏光、S偏光、非偏光のすべてを透過させ、580 nmよりも長く700 nmよりも短い、Rの波長帯域を含む所定波長帯域の光については、S偏光のみを透過させる特性を有している。このため、R、G、Bの光のうち、G、Bの光は、光量をカットされることなく非偏光状態で、Rの光のみが2分の1にカットされてS偏光成分のみが照射側偏光分離素子 2 1₁を透過する。

照射側偏光分離素子 2 1₁を透過した非偏光状態のG、Bの光及びS偏光成分のRの光は、照明レンズ 2 1₄を介して、観察対象 5を照射する。

30

【0124】

観察対象 5で反射された一部の反射光は、撮像光学系 2 2の対物レンズ 2 2₃、結像レンズ 2 2₄を経て、受光側偏光分離素子 2 2₁に入射する。このとき、観察対象 5で反射したRの光は、その表面で反射し、照射されたS偏光成分 Iと偏光状態が同じに維持されたS偏光成分 I Iと、深層部で散乱して偏光状態がくずれたS偏光成分 I I Iと、P偏光成分 I Vの光を含んでいる。また、観察対象 5で反射したG、Bの光は非偏光状態となっている。

このとき、受光側偏光分離素子 2 2₁は、580 nmよりも短い、B、Gの波長帯域を含む所定波長帯域の光については、P偏光、S偏光、非偏光のすべてを透過させる特性を有している。このため、B、Gの光は、いずれも、光量をカットされることなく非偏光状態で受光側偏光分離素子 2 2₁を透過する。

40

また、580 nmよりも長く700 nmよりも短い、Rの波長帯域を含む所定波長帯域の光については、S偏光成分のみを透過させる特性を有し、しかも上述のように受光側偏光分離素子 2 2₁が透過する偏光（S偏光）の偏光方向を90度回転させて配置されている。このため、580 nmよりも長く700 nmよりも短い、Rの光を含む所定波長帯域の光については、P偏光成分 I Vのみが透過し、S偏光成分 I Iと、S偏光成分 I I Iは透過しない。これにより、Rを含む所定波長帯域の光におけるP偏光成分とS偏光成分が分離される。

【0125】

受光側偏光分離素子 2 2₁を透過したR、G、Bの光は、撮像素子 2 2₂で順次撮像され

50

る。

撮像素子 2 2₂で撮像された光情報は、ビデオ信号回路 3 2 を介してデジタル信号（画像データ）に変換される。変換された画像データは、画像演算回路 3 3 により、例えば、次のような画像処理が施される。

上述したように、散乱光の P 偏光成分 I_V と S 偏光成分 I_{II} とは略同じ光強度であると考えることができる。したがって、R の波長帯域を含む所定波長帯域の光について得られた P 偏光成分 I_V × 2 より、生体の深層での散乱光の強度が得られる。

また、580 nm よりも短い、G の波長帯域と B の波長帯域を含む所定波長帯域の光については、画像演算回路 3 3 により、例えば、G、B の夫々の画像成分を加算して出力する等の画像処理が施される。

10

【0126】

これにより、観察対象に対する非偏光観察としての B、G 光による NBI 観察と、580 nm よりも長く 700 nm よりも短い、R の光を含む所定波長帯域の偏光による散乱状態の観察とを同時に行うことができる。

【0127】

実施例 4 の内視鏡観察システムによれば、光源部における偏光観察と非偏光観察とに用いるフィルタの種類、構成を簡素化できる。また、偏光部材のメカ的な切り替え構造を採用せずに照明光学系及び撮像光学系の径の大型化を防止しながら、通常光による観察での観察光量を極力減らさずに、可視光による非偏光観察と、黄～赤の領域及び近赤外領域での偏光観察を同一の照明光学系で行うことができる。

20

その他の効果は実施例 1 の内視鏡観察システムとほぼ同じである。

【0128】

なお、上記の例では、回転フィルタ 1 2 を、外周及び内周に R、G、B の各波長帯域の光を透過させる特性を有する R、G、B フィルタ 1 2 a、1 2 b、1 2 c が、周方向に 3 分割するように配置した構成としたが、外周に偏光観察用フィルタとして R の波長帯域の光を透過させる R フィルタ 1 2 a を配置するとともに、内周に非偏光観察用フィルタとして G、B の光を透過させる G、B フィルタ 1 2 b、1 2 c を配置し、制御部 3 1 が、偏光観察モード、非偏光観察モード（この例では NBI 観察モード）の夫々の指定に応じて、図示省略した移動ステージを介して、偏光観察用フィルタ、非偏光観察用フィルタの夫々の照明光路上における位置が切り替わるようにしてもよい。

30

【0129】

実施例 5

図 1 7 は本発明の実施例 5 にかかる内視鏡観察システムの光源部の構成を示す概略図、図 1 8 は実施例 5 にかかる内視鏡観察システムに用いられる光の波長帯域及び光学素子の特性を示すグラフであり、(a) は光源部に備わる偏光観察モード用のフィルタの透過特性（偏光観察モードにおける照明光として用いられる波長帯域）、及び照明光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性（S 偏光、P 偏光及び非偏光の波長帯域）、(b) は偏光観察モードにおける照明光として用いられる波長帯域、及び撮像光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性（S 偏光、P 偏光の波長帯域）を示すグラフ、(c) は撮像素子上のモザイクフィルタの透過特性を示すグラフである。なお、実施例 5 の内視鏡観察システムの全体構成は、光源部 1 以外は、図 1 0 に示した実施例 1 の内視鏡観察システムと略同じである。ここでは、実施例 1 と異なる構成部分についてのみ説明する。また、必要に応じて、図 1 0 の構成を用いて説明する。

40

【0130】

実施例 5 の内視鏡観察システムでは、同時式の観察方式を採用しており、撮像素子 2 2₂上のモザイクフィルタの赤外透過率を利用して赤外波長帯域における 2 つの波長帯域 A、B を分離することによって、偏光画像と非偏光画像を得、両者の差分をとるようにしている。

詳しくは、図 1 7 に示すように、光源部 1 において、回転フィルタの代わりに、赤外カットフィルタ 1 2 a' と可視光カットフィルタ 1 2 b' が、光路上に挿脱可能に備えられ

50

ている。赤外カットフィルタ12a'は、700nmよりも長く1000nmよりも短い、赤外波長帯域の光を遮光し、700nmよりも短い可視波長帯域の光を透過させる特性を有している。可視光カットフィルタ12b'は、700nmよりも短い可視波長帯域の光を遮光し、700nmよりも長く1000nmよりも短い、赤外波長帯域の光を透過させる特性を有している。

撮像素子22₂上のモザイクフィルタは、R、G、Bの夫々のフィルタを有してなる。R、G、Bの夫々のフィルタは、図18(c)に示すような透過特性を有しており、Bのフィルタと、Rのフィルタは、可視波長帯域において透過波長帯域が分離するとともに、700~1000nmの赤外領域においても、 λ_x を境界波長として透過波長帯域が波長帯域A₅と波長帯域B₅とに略分離している。

10

そこで、実施例5の内視鏡観察システムでは、この700~1000nmの赤外波長帯域において偏光観察を行うようにするとともに、偏光観察に際しては、モザイクフィルタの透過特性を利用して、Gのフィルタを介して得られた画像データを用いずに、Rのフィルタを介して得られた画像データとBのフィルタを介して得られた2つの波長帯域A₅、B₅に分かれた画像データのみを用いることで、生体の表層の反射光の画像情報が得られるようにしたものである。

【0131】

制御部31は、非偏光観察モードでは、照明光路上に赤外カットフィルタ（非偏光観察用フィルタ）12a'が配置され、偏光観察モードでは、照明光路上に可視光カットフィルタ（偏光観察用フィルタ）12b'が配置されるように、図示省略した移動ステージの駆動を制御している。

20

【0132】

照射側偏光分離素子21₁は、ダイクロイックコートを成膜したプリズム型の偏光ビームスプリッタで構成されている。そして、図18(a)に示すように、光源部1からの照明光のうち、700nmよりも短い、R、G、Bの波長帯域を含む所定波長帯域の光については、P偏光、S偏光、非偏光のすべてを透過させる。また、700nmよりも長く1000nmよりも短い、上述の所定波長帯域A₅及び所定波長帯域B₅を含む所定波長帯域の光については、S偏光のみを透過させる特性を有している。

【0133】

受光側偏光分離素子22₁は、ダイクロイックコートを成膜したプリズム型の偏光ビームスプリッタで構成されている。そして、図18(b)に示すように、上述の境界波長 λ_x よりも短い、上述の所定波長帯域A₅及びR、G、Bの波長帯域を含む所定波長帯域の光については、P偏光、S偏光、非偏光のすべてを透過させ、境界波長 λ_x よりも長く1000nmよりも短い、上述の所定波長帯域B₅を含む所定波長帯域の光については、S偏光のみを透過させる特性を有している。

30

【0134】

また、受光側偏光分離素子22₁は、偏光分離波長帯域（即ち、境界波長 λ_x よりも長く1000nmよりも短い、上述の所定波長帯域B₅を含む所定波長帯域）において透過する偏光成分（S偏光）の偏光方向が、照射側偏光分離素子21₁の偏光分離波長帯域（即ち、700nmよりも長く1000nmよりも短い、上述の所定波長帯域A₅及び所定波長帯域B₅を含む所定波長帯域）において透過する偏光成分（S偏光）の偏光方向に対して、直交するように90回転した向きに配置されている（図示省略）。

40

このため、受光側偏光分離素子22₁に入射する、境界波長 λ_x よりも長く1000nmよりも短い、上述の所定波長帯域B₅を含む所定波長帯域の光は、照射側偏光分離素子21₁において透過したS偏光成分に対して垂直なP偏光のみが透過するようになっている（図18(b)においてカッコで示す(P)は、受光側偏光分離素子22₁が配置の関係から実際にはP偏光を透過させることを示している）。

【0135】

その他の構成は、実施例1の内視鏡観察システムとほぼ同じである。

【0136】

50

このように構成された実施例 5 の内視鏡観察システムを用いた観察について説明する。

偏光観察モードが指定された場合には、制御部 31 を介して図示省略した移動ステージが、偏光観察用フィルタ（可視光カットフィルタ 12b'）を照明光路上に位置するように移動させる。光源 11 からの光は、可視光カットフィルタ 12b' を介して可視波長帯域の光が遮光され、700nm よりも長く 1000nm よりも短い赤外波長帯域の光が透過し、集光レンズ 13 を経てライドガイド 21₂ にライドガイド 21₂ に入射する。

【0137】

ライドガイド 21₂ に入射した 700nm よりも長く 1000nm よりも短い赤外波長帯域の光は、レンズ 21₃ を経て、照射側偏光分離素子 21₁ に入射する。

このとき、照射側偏光分離素子 21₁ は、700nm よりも長く 1000nm よりも短い、上述の所定波長帯域 A₅ 及び所定波長帯域 B₅ を含む所定波長帯域の光については、S 偏光のみを透過させる特性を有している。このため、700nm よりも長く 1000nm よりも短い、所定波長帯域 A₅ 及び所定波長帯域 B₅ を含む所定波長帯域の光は、S 偏光成分のみが照射側偏光分離素子 21₁ を透過する。

照射側偏光分離素子 21₁ を透過した S 偏光成分の光は、照明レンズ 21₄ を介して、観察対象 5 を照射する。

【0138】

観察対象 5 で反射された一部の反射光は、撮像光学系 22 の対物レンズ 22₃、結像レンズ 22₄ を経て、受光側偏光分離素子 22₁ に入射する。このとき、観察対象 5 で反射した光は、その表面で反射し、照射された S 偏光成分 I と偏光状態が同じに維持された S 偏光成分 I I と、深層部で散乱して偏光状態がくずれた S 偏光成分 I I I と、P 偏光成分 I V の光を含んでいる。

受光側偏光分離素子 22₁ は、上述の境界波長 λ よりも短い、上述の所定波長帯域 A₅ 及び R、G、B の波長帯域を含む所定波長帯域の光については、P 偏光、S 偏光、非偏光のすべてを透過させる特性を有している。このため、入射した光のうち、700nm よりも長く λ よりも短い、所定波長帯域 A₅ を含む所定波長帯域の光については、S 偏光成分 I I と、S 偏光成分 I I I と、P 偏光成分 I V のいずれもが透過する。

また、受光側偏光分離素子 22₁ は、境界波長 λ よりも長く 1000nm よりも短い、所定波長帯域 B₅ を含む所定波長帯域の光については、S 偏光成分のみを透過させる特性を有し、しかも、上述のように、透過する S 偏光成分の偏光方向を 90 回転させて配置されている。このため、境界波長 λ よりも長く 1000nm よりも短い、所定波長帯域 B₅ を含む、所定波長帯域の光については、P 偏光成分 I V のみが透過し、S 偏光成分 I I 及び S 偏光成分 I I I は透過しない。これにより、所定波長帯域 B₅ の光における P 偏光成分と S 偏光成分とが分離される。

【0139】

受光側偏光分離素子 22₁ を透過した所定波長帯域 A₅ の光、所定波長帯域 B₅ の光は、撮像素子 22₂ で撮像される。

このとき、撮像素子 22₂ 上に設けられたモザイクフィルタにおける、B のフィルタと、R のフィルタは、上述のように 700 ~ 1000nm の赤外波長帯域において λ を境界として透過波長帯域が略分離している。

このため、受光側偏光分離素子 22₁ を透過した所定波長帯域 A₅ の光、所定波長帯域 B₅ の光は、モザイクフィルタ（における B のフィルタと R のフィルタ）を介して所定波長帯域 A₅ における S 偏光成分 I I と、S 偏光成分 I I I と、P 偏光成分 I V のいずれも含んだ光と、所定波長帯域 B₅ における P 偏光成分 I V のみを含んだ光とに分離される。

【0140】

撮像素子 22₂ で撮像された光情報は、ビデオ信号回路 32 を介してデジタル信号（画像データ）に変換される。変換された画像データは、画像演算回路 33 により、例えば、次のような画像処理が施される。

上述したように、散乱光の P 偏光成分 I V と S 偏光成分 I I I とは略同じ光強度であると考えることができる。したがって、境界波長 λ よりも長く 1000nm よりも短い、

10

20

30

40

50

所定波長帯域 B_5 の光について得られた P 偏光成分 $I_V \times 2$ より、生体の深層での散乱光の強度が得られる。

また、 700 nm よりも長く x よりも短い、所定波長帯域 A_5 の光について得られた S 偏光成分 I_I と S 偏光成分 I_{II} と P 偏光成分 I_V からなる非偏光の画像データから、境界波長 x よりも長く 1000 nm よりも短い、所定波長帯域 B_5 の光について得られた P 偏光成分 $I_V \times 2$ の差分をとることにより、S 偏光成分 I_I が求まる。

よって、生体の表層での S 偏光の反射光による画像のみが算出でき、モニター 4 を介して表層のみの画像を観察することができる。

【0141】

一方、非偏光観察モードで観察する場合には、制御部 31 を介して図示省略した移動ステージが、非偏光観察用フィルタ（赤外カットフィルタ 12a'）を照明光路上に位置するように移動させる。光源 11 からの光は、 700 nm よりも短い R、G、B を含む可視波長帯域の光が、赤外カットフィルタ 12a' を同時に透過し、集光レンズ 13 を経てライトガイド 21₂ に入射する。

【0142】

ライトガイド 21₂ に入射した 700 nm よりも短い R、G、B を含む可視波長帯域の光は、レンズ 21₃ を経て、照射側偏光分離素子 21₁ に入射する。

このとき、照射側偏光分離素子 21₁ は、 700 nm よりも短い、R、G、B の波長帯域を含む所定波長帯域の光については、P 偏光、S 偏光、非偏光のすべてを透過させる特性を有している。

このため、 700 nm よりも短い、R、G、B の波長帯域を含む可視波長帯域の光は、光量をカットされることなく非偏光状態で照射側偏光分離素子 22₁ を透過する。

照射側偏光分離素子 22₁ を透過した R、G、B の光は、照明レンズ 21₄ を介して、観察対象 5 を照射する。

【0143】

観察対象 5 で反射された一部の反射光は、撮像光学系 22 の対物レンズ 22₃、結像レンズ 22₄ を経て、受光側偏光分離素子 22₁ に入射する。

このとき、受光側偏光分離素子 22₁ は、 x よりも短い、R、G、B の波長帯域を含む所定波長帯域の光については、P 偏光、S 偏光、非偏光のすべてを透過させる特性を有している。このため、R、G、B の非偏光は、いずれも、光量をカットされることなく非偏光状態で受光側偏光分離素子 22₁ を透過する。

【0144】

受光側偏光分離素子 22₁ を透過した R、G、B の光は、撮像素子 22₂ で撮像される。

撮像素子 22₂ で撮像された光情報は、ビデオ信号回路 32 を介してデジタル信号（画像データ）に変換される。変換された画像データは、画像演算回路 33 により、例えば、モザイクフィルタを構成する R、G、B の各フィルタを介して夫々得られた、R、G、B の夫々の画像成分を加算して出力する等の画像処理が施される。

これにより、偏光分離素子 22₁ を光路から退避させなくても、光量を減らすことなく非偏光観察画像が得られる。

【0145】

実施例 5 の内視鏡観察システムによれば、光源部 1 において、偏光観察用の光を 2 つの波長帯域に分けずに済む。このため、光源部 1 のフィルタ構成を簡素化できる。また、面順次式と異なり、差分を取る画像同士の時間的なズレが完全になくなり、より正確な差分をとることができる。

その他の効果は、実施例 1 の内視鏡観察システムとほぼ同じである。

【産業上の利用可能性】

【0146】

本発明の内視鏡観察システムは、生体内部の外観、形状等、生体内部の組織の状態を観察するために、可視光、NBI、AFI などの非偏光観察と偏光観察とを行うことが求められる医療、医学、生物学の分野に有用である。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【 0 1 4 7 】

【図 1】本発明の内視鏡観察システムの基本構成を示す概略説明図である。

【図 2】本発明の第一実施形態にかかる内視鏡観察システムにおける要部の構成の一例を示す説明図である。

【図 3】従来の内視鏡観察システムにおける、図 2 の要部と対応する部位の構成を示す説明図である。

【図 4】第一実施形態の内視鏡観察システムの撮像光学系内に用いる偏光素子の反射特性を示すグラフである。

【図 5】第一実施形態の内視鏡観察システムにおける要部の基本構成の一変形例を示す説明図である。

10

【図 6】本発明の第二実施形態にかかる内視鏡観察システムの照明光学系内に用いる偏光素子及び撮像光学系内に用いる偏光素子の夫々の反射特性を示すグラフである。

【図 7】差分画像を得るための原理説明図である。

【図 8】本発明の内視鏡観察システムにおける偏光分離素子に対する撮像素子の配置例を示す説明図であり、(a)は反射側に撮像素子を配置するとともに、透過側に光吸収体を配置した例を示す図、(b)は透過側に撮像素子を配置するとともに、反射側に光吸収体を配置した例を示す図である。

【図 9】本発明の内視鏡観察システムにおける偏光分離素子の反射特性に対する撮像素子の有効波長の例を示す説明図であり、(a)は偏光分離素子が長波長側において P 偏光と S 偏光とを分離させる特性を有し、撮像素子の有効波長が、分離される P 偏光と S 偏光の両方の波長帯域をカバーする例を示す図、(b)は偏光分離素子が短波長側において P 偏光と S 偏光とを分離させる特性を有し、撮像素子の有効波長が、分離される P 偏光と S 偏光の両方の波長帯域をカバーする例を示す図、(c)は偏光分離素子が短波長側において P 偏光と S 偏光とを分離させる特性を有し、撮像素子の有効波長が、分離される P 偏光と S 偏光の一方の波長帯域をカバーする例を示す図、(d)は偏光分離素子が長波長側において P 偏光と S 偏光とを分離させる特性を有し、撮像素子の有効波長が、分離される P 偏光と S 偏光の一方の波長帯域をカバーする例を示す図である。

20

【図 10】本発明の実施例 1 にかかる内視鏡観察システムの全体構成を示す概略図である。

30

【図 11】図 10 の内視鏡観察システムの光源部に設けられた回転フィルタの一構成例を示す説明図である。

【図 12】実施例 1 の内視鏡観察システムに用いられる光の波長帯域及び光学素子の特性を示すグラフであり、(a)は光源部に備わる偏光観察モード用の 2 つのフィルタの透過特性（偏光観察モードにおける照明光として用いられる 2 つの波長帯域）、及び照明光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性（S 偏光、P 偏光及び非偏光の透過波長帯域）、(b)は偏光観察モードにおける照明光として用いられる 2 つの波長帯域、及び撮像光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性（S 偏光、P 偏光及び非偏光の透過波長帯域）、(c)は光源部に備わる非偏光観察モード用のフィルタの透過特性（ここでは、非偏光観察モードにおける照明光として用いられる R（赤）、G（緑）、B（青）の波長帯域）、及び照明光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性（S 偏光、P 偏光及び非偏光の波長帯域）を示すグラフである。

40

【図 13】図 10 に示した内視鏡観察装置における照明光学系の一変形例を示す部分説明図である。

【図 14】本発明の実施例 2 にかかる内視鏡観察システムに用いられる光の波長帯域及び光学素子の特性を示すグラフであり、(a)は光源部に備わる偏光観察モード用の 2 つのフィルタの透過特性（偏光観察モードにおける照明光として用いられる 2 つの波長帯域）、及び照明光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性（S 偏光、P 偏光及び非偏光の透過波長帯域）、(b)は偏光観察モードにおける照明光として用いられる 2 つの波長帯域、及び撮像光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性（S 偏光、P 偏光及び非偏光

50

の透過波長帯域)、(c)は光源部に備わる非偏光観察モード用のフィルタの透過特性(ここでは、非偏光観察モードにおける照明光として用いられるR(赤)、G(緑)、B(青)の波長帯域)、及び照明光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性(S偏光、P偏光及び非偏光の波長帯域)を示すグラフである。

【図15】本発明の実施例3にかかる内視鏡観察システムに用いられる光の波長帯域及び光学素子の特性を示すグラフであり、(a)は光源部に備わる偏光観察モード用の2つのフィルタの透過特性(偏光観察モードにおける照明光として用いられる2つの波長帯域)、及び照明光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性(S偏光、P偏光及び非偏光の透過波長帯域)、(b)は偏光観察モードにおける照明光として用いられる2つの波長帯域、及び撮像光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性(S偏光、P偏光及び非偏光の透過波長帯域)を示すグラフである。

10

【図16】本発明の実施例4にかかる内視鏡観察システムに用いられる光の波長帯域及び光学素子の特性を示すグラフであり、(a)は光源部に備わる偏光観察モード用の3つのフィルタの透過特性(偏光観察モードにおける照明光として用いられる3つの波長帯域)、及び照明光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性(S偏光、P偏光及び非偏光の透過波長帯域)、(b)は偏光観察モードにおける照明光として用いられる3つの波長帯域、及び撮像光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性(S偏光、P偏光及び非偏光の透過波長帯域)を示すグラフである。

【図17】本発明の実施例5にかかる内視鏡観察システムの光源部の構成を示す概略図である。

20

【図18】実施例5にかかる内視鏡観察システムに用いられる光の波長帯域及び光学素子の特性を示すグラフであり、(a)は光源部に備わる偏光観察モード用のフィルタの透過特性(偏光観察モードにおける照明光として用いられる波長帯域)、及び照明光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性(S偏光、P偏光及び非偏光の波長帯域)、(b)は偏光観察モードにおける照明光として用いられる波長帯域、及び撮像光学系に設けられている偏光分離素子の透過特性(S偏光、P偏光の波長帯域)を示すグラフ、(c)は撮像素子上のモザイクフィルタの透過特性を示すグラフである。

【図19】従来の偏光観察を行う内視鏡装置の概略構成を示す説明図である。

【図20】特許文献1に記載の内視鏡観察システムの概略構成を示す説明図である。

30

【符号の説明】

【0148】

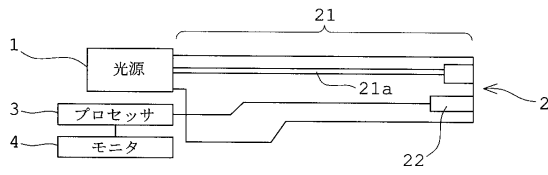
| | |
|---------------------------------------|------------|
| 1 | 光源部 |
| 1 1 | 光源 |
| 1 2 | 回転フィルタ |
| 1 2 a , 1 2 b , 1 2 c | 非偏光観察用フィルタ |
| 1 2 d , 1 2 e | 偏光観察用フィルタ |
| 1 2 f | モータ |
| 1 2 a ' | 赤外カットフィルタ |
| 1 2 b ' | 可視光カットフィルタ |
| 1 3 | 集光レンズ |
| 2 | 内視鏡 |
| 2 0 | 挿入部 |
| 2 1 | 照明光学系 |
| 2 1 ₁ | 照射側偏光分離素子 |
| 2 1 a , 2 1 ₂ | ライトガイド |
| 2 1 ₃ | レンズ |
| 2 1 ₄ | 照明レンズ |
| 2 2 , 2 2 ' | 撮像光学系 |
| 2 2 ₁ , 2 2 ₁ ' | 受光側偏光分離素子 |
| 2 2 ₂ | 撮像素子 |

40

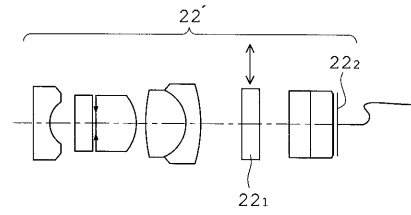
50

| | | |
|---|---------------|----|
| 2 2 ₃ | 対物レンズ | |
| 2 2 ₄ | 結像レンズ | |
| 3 | 画像処理装置（プロセッサ） | |
| 3 1 | 制御部 | |
| 3 2 | ビデオ信号回路 | |
| 3 3 | 画像演算回路 | |
| 4 | 画像表示装置（モニター） | |
| 5 | 観察対象 | |
| 5 0 | 偏光観察を行う内視鏡装置 | |
| 5 1 | 光源 | 10 |
| 5 2 | ファイバ | |
| 5 3 | レンズ | |
| 5 4 | 開口絞り | |
| 5 5 | 偏光子 | |
| 5 6 | ビームスプリッタ | |
| 5 7 | 生体組織 | |
| 5 8 | 開口絞り | |
| 5 9 | ミラー | |
| 6 0 | 偏光ビームスプリッタ | |
| 6 1 a , 6 1 b | レンズ | 20 |
| 6 2 | 分光器 | |
| 7 1 | 光源部 | |
| 7 2 | 内視鏡 | |
| 7 2 a | 照明光学系 | |
| 7 2 a ₁ | 偏光子 | |
| 7 2 b | 撮像光学系 | |
| 7 2 b ₁ | 偏光ビームスプリッタ | |
| 7 2 b ₂₁ , 7 2 b ₂₂ | 撮像素子 | |
| 7 3 | 画像処理装置 | |
| 7 4 | 画像表示装置 | 30 |

【図 1】

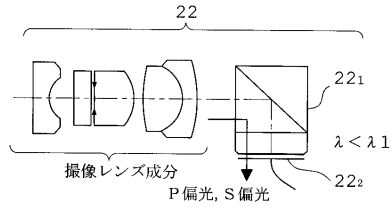


【図 3】

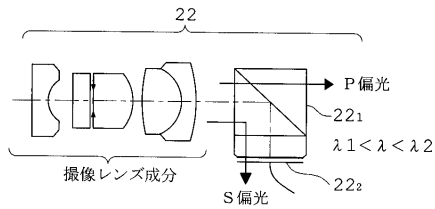


【図 2】

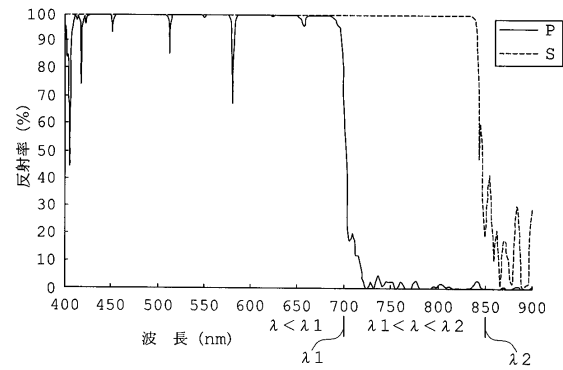
(a)



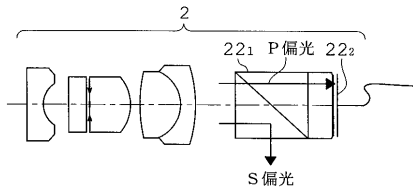
(b)



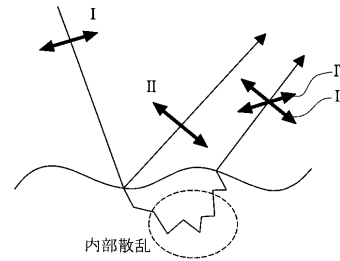
【図 4】



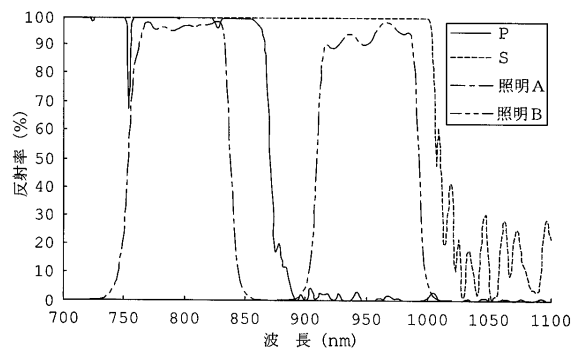
【図 5】



【図 7】

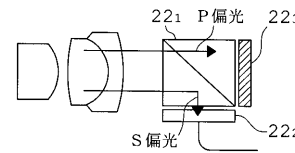


【図 6】

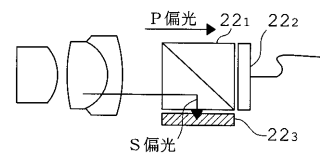


【図 8】

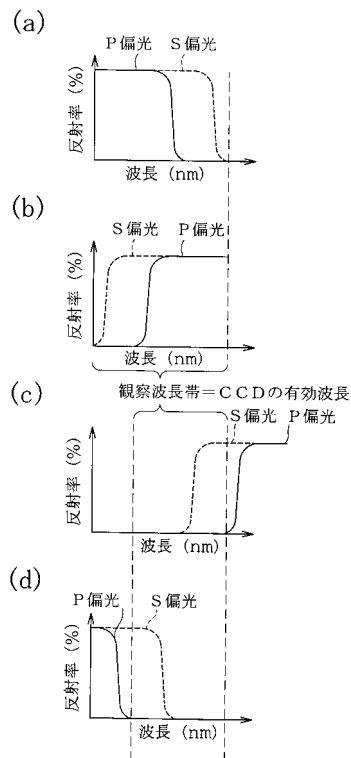
(a)



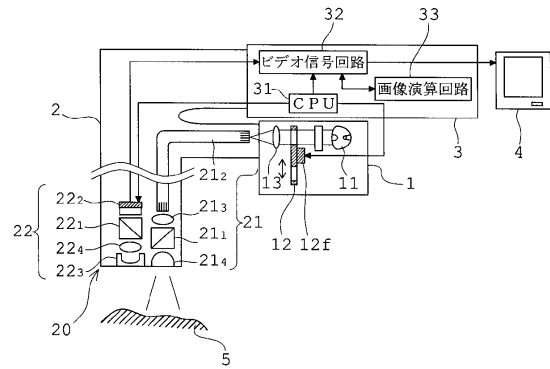
(b)



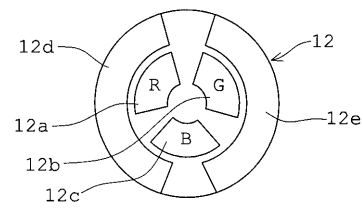
【図 9】



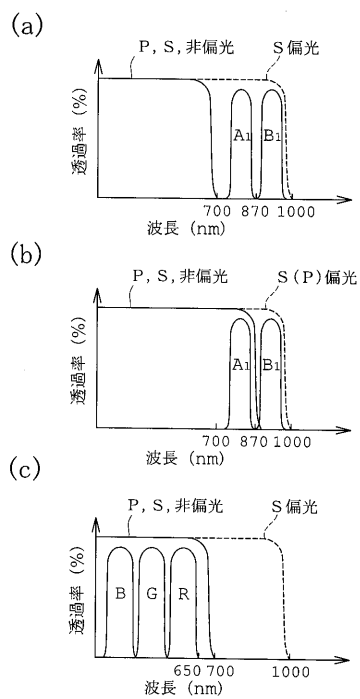
【図 10】



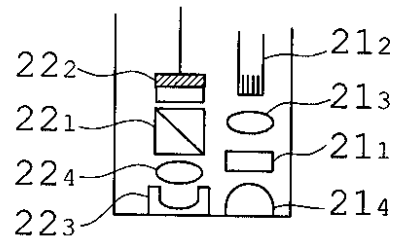
【図 11】



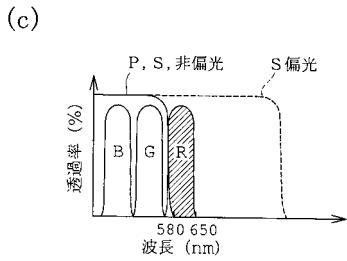
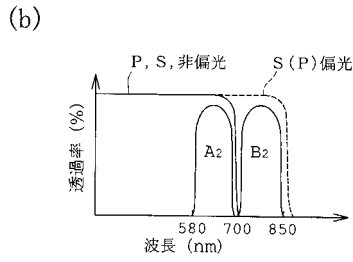
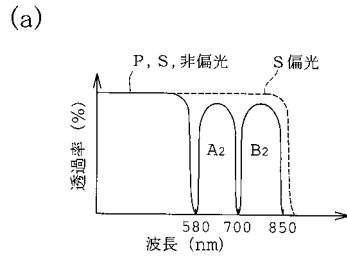
【図 12】



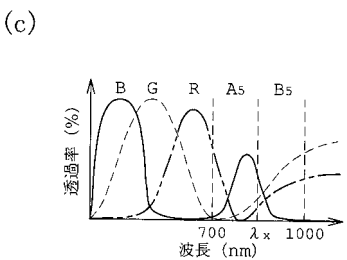
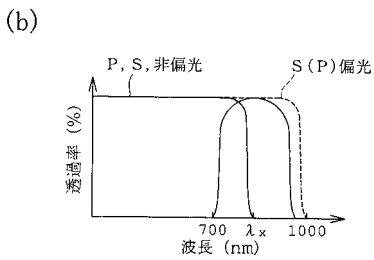
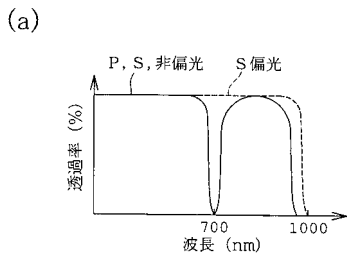
【図 13】



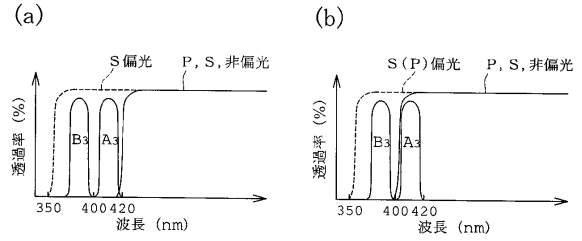
【図 14】



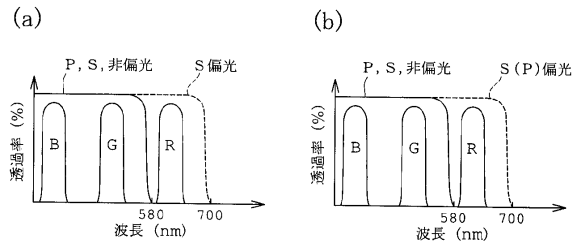
【図 18】



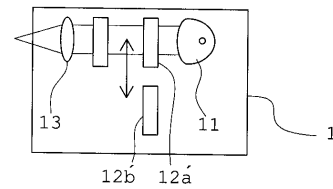
【図 15】



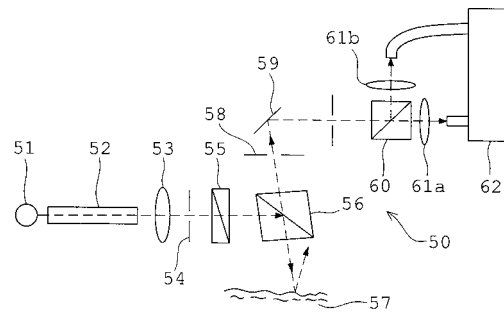
【図 16】



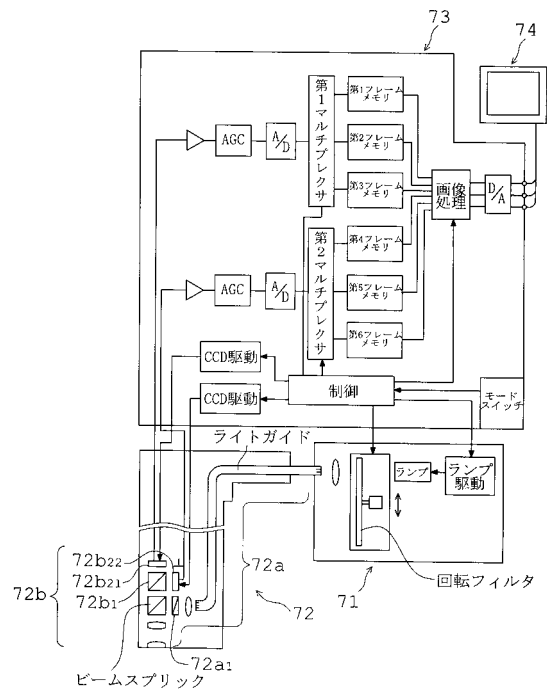
【図 17】



【図 19】



【図20】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 3 - 0 4 7 5 8 8 (J P , A)
特開平 1 1 - 2 0 2 4 3 0 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 0 2 3 0 6 7 (J P , A)
特表 2 0 0 2 - 5 3 5 0 2 7 (J P , A)
国際公開第 0 0 / 0 4 2 9 1 2 (W O , A 1)
特開 2 0 0 7 - 2 5 2 4 7 5 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 1 5 2 4 0 (J P , A)
特開平 9 - 2 9 4 7 0 6 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 5 7 6 1 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 ~ 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4 ~ 2 3 / 2 6

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 内窥镜观察系统 | | |
| 公开(公告)号 | JP5100457B2 | 公开(公告)日 | 2012-12-19 |
| 申请号 | JP2008059911 | 申请日 | 2008-03-10 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯医疗株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | オリンパスメディカルシステムズ株式会社 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | オリンパスメディカルシステムズ株式会社 | | |
| [标]发明人 | 秋山大輔 菅武志 | | |
| 发明人 | 秋山 大輔 菅 武志 | | |
| IPC分类号 | A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26 | | |
| CPC分类号 | G02B23/2469 A61B1/00096 A61B1/00186 A61B1/05 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/0084 G02B5/285 G02B27/1006 G02B27/283 | | |
| FI分类号 | A61B1/00.300.Y A61B1/04.370 G02B23/24.B G02B23/26.C G02B23/26.B A61B1/00.521 A61B1/00.731 A61B1/04 | | |
| F-TERM分类号 | 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/DA12 2H040/GA02 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP03 4C061/PP12 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR17 4C061/RR26 4C061/SS22 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP03 4C161/PP12 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR17 4C161/RR26 4C161/SS22 | | |
| 其他公开文献 | JP2009213649A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：提供内窥镜观察系统，其基本上同时通过相同光学成像系统的非偏振光和偏振光执行观察，或者基本上同时获取非偏振分量的图像与偏振分量的图像之间的差异图像。在极化观察中，在不采用偏振构件的机械切换结构的情况下防止直径增大，或者尽可能地减小由于非偏振光引起的观察光强度。ZSOLUTION：该内窥镜观察系统具有光源部分1，当观察相应的观察时，该光源部分1产生具有不同波长范围的至少一部分的光。偏振和非偏振光的图像，分离来自光源的照明光的偏振光的照射侧偏振分离元件21 1，接收侧偏振分离元件22 1，其使来自观察对象5的光中的特定波长范围内的预定偏振分量透射偏振光，并且利用除特定偏振分量之外的偏振分量反射偏振光以分离偏振光，其中两者都是除了特定波长范围之外的波长范围内的偏振光和非偏振光具有相同的透射和反射特性，以及接收透射或反射光的成像元件22 2。

