

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6257926号
(P6257926)

(45) 発行日 平成30年1月10日 (2018. 1. 10)

(24) 登録日 平成29年12月15日 (2017. 12. 15)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/07 (2006. 01)

A 6 1 B 1/07 7 3 5

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 5 1 3

A 6 1 B 1/045 (2006. 01)

A 6 1 B 1/045 6 1 7

A 6 1 B 1/06 (2006. 01)

A 6 1 B 1/06 6 1 0

G 0 2 B 23/26 (2006. 01)

G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 11 (全 22 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2013-115123 (P2013-115123)
 (22) 出願日 平成25年5月31日 (2013. 5. 31)
 (65) 公開番号 特開2014-233344 (P2014-233344A)
 (43) 公開日 平成26年12月15日 (2014. 12. 15)
 審査請求日 平成28年4月19日 (2016. 4. 19)

(73) 特許権者 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区西新宿六丁目 1 0 番 1 号
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (72) 発明者 千葉 亨
 東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 H O
 Y A 株式会社内
 (72) 発明者 小原 佳巳
 東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 H O
 Y A 株式会社内
 審査官 磯野 光司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 波長可変光バンドパスフィルタモジュール、波長可変光源装置及び分光内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医用分光画像の撮像に適した波長可変光バンドパスフィルタモジュールであって、
 所定の間隔をあけて平行に配置された、ファブリ・ペロー共振器を構成する一対の反射面を備えており、前記一対の反射面の少なくとも一方が、誘電体多層膜を含む波長選択性の反射面であり、前記一対の反射膜の間に真空層又は気体層が配置されていて、所定の生体物質の吸収帯内に中心波長を有する狭帯域光を選択的に透過させ、入射角に応じて前記中心波長が変化するように構成された光学フィルタ素子と、
 前記光学フィルタ素子の反射面と平行な回転軸の周りに前記光学フィルタ素子を回転駆動する素子駆動手段と、
 前記素子駆動手段の駆動を制御するフィルタ制御部と、
 を備えた、
 波長可変光バンドパスフィルタモジュール。

【請求項 2】

前記所定の生体物質がヘモグロビンである、
 請求項 1 に記載の波長可変光バンドパスフィルタモジュール。

【請求項 3】

ヘモグロビンのソーレ帯又は Q 帯に中心波長を有する狭帯域光を選択的に透過させる、
 請求項 2 に記載の波長可変光バンドパスフィルタモジュール。

【請求項 4】

ヘモグロビンのソーレ帯及びＱ帯にそれぞれ中心波長を有する２つの狭帯域光を選択的に透過させる、

請求項２に記載の波長可変光バンドパスフィルタモジュール。

【請求項５】

前記光学フィルタ素子を透過するフィルタ光の中心波長を検出する波長検出手段を備え、

前記フィルタ制御部が前記波長検出手段の検出結果に基づいて前記素子駆動手段の駆動をフィードバック制御する、

請求項１から請求項４の何れか一項に記載の波長可変光バンドパスフィルタモジュール。

【請求項６】

前記光学フィルタ素子と同じ光路長を有し、光路上に前記光学フィルタ素子と直列に配置された光路補償板と、

前記光路補償板を回転駆動する補償板駆動手段と、を更に備え、

前記フィルタ制御部は、前記光路補償板が前記光学フィルタ素子と逆位相で回転するように前記補償板駆動手段の駆動を制御する、

請求項１から請求項５の何れか一項に記載の波長可変光バンドパスフィルタモジュール。

【請求項７】

前記光学フィルタ素子の反射面が光軸と平行であるときに、入力された白色光のほとんどが、前記光学フィルタ素子を通過せずに、白色光として出力されるように構成された、請求項１から請求項６の何れか一項に記載の波長可変光バンドパスフィルタモジュール。

【請求項８】

白色光源と、

請求項１から請求項７の何れか一項に記載の波長可変光バンドパスフィルタモジュールと、

を備えた、

医用分光画像の撮像に適した波長可変光源装置。

【請求項９】

挿入部の先端に撮像素子を備えた電子内視鏡と、

請求項８に記載の波長可変光源装置と、

前記撮像素子が生成した撮像データを処理してビデオ信号を生成する画像処理装置とを備え、

中心波長の異なる前記狭帯域光を用いて撮像された複数の撮像データに基づいて分光画像データを生成する、

分光内視鏡装置。

【請求項１０】

前記フィルタ制御部が、前記ビデオ信号のフレームレートに同期して前記光学フィルタ素子を回転駆動する、

請求項９に記載の分光内視鏡装置。

【請求項１１】

前記光学フィルタ素子の反射面が光軸と平行であるときに、前記波長可変光バンドパスフィルタモジュールを通過した白色光を用いて通常観察画像を撮像する、

請求項７を引用する請求項９又は請求項７を引用する請求項１０に記載の分光内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、医用分光画像の撮像に適した光学フィルタ素子、波長可変光バンドパスフィルタモジュール、波長可変光源装置及び分光内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

10

20

30

40

50

近年、分光画像撮影機能を備えた内視鏡装置（分光内視鏡装置）が提案されている。このような分光内視鏡装置によれば、消化器の粘膜等の生体組織の分光特性に関する情報（例えば反射スペクトル）を含む画像情報を得ることができる。生体組織の反射スペクトルは、測定対象となる生体組織の表層近傍に含まれる物質の種類や濃度の情報を反映していることが知られている。具体的には、生体組織の反射スペクトルは、その生体組織を構成する複数の生体物質の反射スペクトルを重畳したものとなる。

【0003】

病変部の生体組織においては、健常部の生体組織には殆ど含まれていない物質が多く含まれる場合がある。そのため、病変部を含む生体組織の分光特性は、健常部のみの生体組織の分光特性とは異なったものとなる。このように、健常部と病変部とでは分光特性が異なるため、両者の分光特性を比較して、生体組織に何らかの病変部が含まれるかどうかを判断することができる。

10

【0004】

また、分光内視鏡装置には、分光画像撮影機能だけではなく、白色光を使用した通常の内視鏡観察画像を撮影する機能（通常観察機能）も要求される。特許文献1には、回折格子を使用して通常観察用の白色光（0次回折光）と分光画像撮影用の狭帯域光（-1次回折光）を分離生成する構成が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

20

【特許文献1】特開2007-135989号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、回折格子を使用する分光方式では、1つの回折光しか分光観察に使用できないため、光の利用効率が低く、十分な光量を確保することが難しい。

【0007】

また、従来の光学フィルタ方式では、多くのフィルタ枚数が必要で、機材が煩雑なることが難点であった。

【0008】

30

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、光の利用効率が高く、少ない光学フィルタ素子数で分光が可能な、医用分光画像の撮像に適した光学フィルタ素子、波長可変光バンドパスフィルタモジュール、波長可変光源装置及び分光内視鏡装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の実施形態によれば、医用分光画像の撮像に適した波長可変光バンドパスフィルタモジュール用の光学フィルタ素子であって、所定の間隔をあけて平行に配置された、フアブリ・ペロー共振器を構成する一対の反射面を備え、一対の反射面の少なくとも一方が、誘電体多層膜を含む波長選択性の反射面であり、一対の反射膜の間に真空層又は気体層が配置されていて、所定の生体物質の吸収帯内に中心波長を有する狭帯域光を選択的に透過させ、入射角に応じて中心波長が変化するように構成された光学フィルタ素子が提供される。

40

【0010】

上記の光学フィルタ素子において、所定の生体物質がヘモグロビンである構成としてもよい。この場合、ヘモグロビンのソーレ帯又はQ帯に中心波長を有する狭帯域光を選択的に透過させる構成としてもよいし、ヘモグロビンのソーレ帯及びQ帯にそれぞれ中心波長を有する2つの狭帯域光を選択的に透過させる構成としてもよい。

【0011】

上記の光学フィルタ素子において、誘電体多層膜が、高屈折率層と低屈折率層とを交互

50

に積層して形成された構成としてもよい。この場合において、高屈折率層が、酸化チタン (TiO_2)、酸化ジルコニウム (ZrO_2) 及び五酸化ニオブ (Nb_2O_5) の少なくとも一つを含み、低屈折率層が、酸化ケイ素 (SiO_2) 又はフッ化マグネシウム (MgF_2) を含む構成としてもよい。また、高屈折率層と低屈折率層との屈折率差が 0.9 以上である構成としてもよい。また、高屈折率層と低屈折率層が少なくとも 3 層ずつ交互に積層された構成としてもよい。

【0012】

本発明の実施形態によれば、医用分光画像の撮像に適した波長可変光バンドパスフィルタモジュールであって、上記の光学フィルタ素子と、光学フィルタ素子の反射面と平行な回転軸の周りに光学フィルタ素子を回転駆動する素子駆動手段と、前記素子駆動手段の駆動を制御するフィルタ制御部と、を備えた波長可変光バンドパスフィルタモジュールが提供される。

10

【0013】

上記の波長可変光バンドパスフィルタモジュールにおいて、光学フィルタ素子を透過するフィルタ光の中心波長を検出する波長検出手段を備え、フィルタ制御部が波長検出手段の検出結果に基づいて素子駆動手段の駆動をフィードバック制御する構成としてもよい。

【0014】

上記の波長可変光バンドパスフィルタモジュールにおいて、光学フィルタ素子と同じ光路長を有し、光路上に光学フィルタ素子と直列に配置された光路補償板と、光路補償板を回転駆動する補償板駆動手段と、を更に備え、フィルタ制御部は、光路補償板が光学フィルタ素子と逆位相で回転するように補償板駆動手段の駆動を制御する構成としてもよい。

20

【0015】

上記の波長可変光バンドパスフィルタモジュールにおいて、光学フィルタ素子の反射面が光軸と平行であるときに、入力された白色光のほとんどが、光学フィルタ素子を通過せずに、白色光として出力されるように構成されていてもよい。

【0016】

本発明の実施形態によれば、白色光源と、上記の波長可変光バンドパスフィルタモジュールと、を備えた、医用分光画像の撮像に適した波長可変光源装置が提供される。

【0017】

本発明の実施形態によれば、挿入部の先端に撮像素子を備えた電子内視鏡と、上記の波長可変光源装置と、撮像装置が生成した撮像データを処理してビデオ信号を生成する画像処理装置とを備え、中心波長の異なる狭帯域光を用いて撮像された複数の撮像データに基づいて分光画像データを生成する分光内視鏡装置が提供される。

30

【0018】

上記の分光内視鏡装置において、フィルタ制御部が、ビデオ信号のフレームレートに同期して光学フィルタ素子を回転駆動する構成としてもよい。

【0019】

上記の分光内視鏡装置において、光学フィルタ素子の反射面が光軸と平行であるときに、波長可変光バンドパスフィルタモジュールを通過した白色光を用いて通常観察画像を撮像する構成としてもよい。

40

【発明の効果】

【0020】

以上のように、本発明によれば、光の利用効率が高く、少ない光学フィルタ素子数により分光が可能な光学フィルタ素子、波長可変光バンドパスフィルタモジュール、波長可変光源装置及び分光内視鏡装置が実現される。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】図1は、本発明の実施の形態に係る分光内視鏡装置のブロック図である。

【図2】図2は、本発明の実施の形態に係る分光内視鏡装置の撮像素子に内蔵されるカラーフィルタの透過スペクトルである。

50

【図 3】図 3 は、本発明の実施の形態に係る分光内視鏡装置の光源部（波長可変光源装置）の概略構成を示す図である。

【図 4】図 4 は、本発明の実施の形態に係るフィルタ素子の透過スペクトルである。

【図 5】図 5 は、本発明の実施の形態に係るフィルタ素子の回転位置と入射角の関係を示した図である。

【図 6】図 6 は、本発明の実施の形態に係る分光内視鏡装置の表示画面の例である。

【図 7】図 7 は、ヘモグロビンの吸収スペクトルである。

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

10

【0023】

本発明の実施形態に係る分光内視鏡装置は、消化器の粘膜等の生体組織の分光画像を撮像し、分光画像の分光情報に基づいて被写体の生体情報を定量的に分析して画像化する装置である。このような分光内視鏡装置を用いれば、生体組織の分光特性と相関がある種々の生体情報を定量化し、画像化することができる。以下に説明する本発明の実施形態は、ヘモグロビン（酸化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビン）の吸収帯における生体組織の分光情報に基づいて、各種病変部の診断において重要な生体情報となる酸素飽和度の画像を生成する分光内視鏡に本発明を適用したものの一例である。

【0024】

なお、分光画像とは、各画素が分光情報（例えば反射スペクトルデータ）を持つ画像である。後述するように、本実施形態の分光画像データは、中心波長の異なる狭帯域光を用いて撮像した複数のデジタル画像データ（以下「分光成分画像データ」という。）から構成される。ここで、狭帯域光の中心波長とは、狭帯域光のパワースペクトルにおいてピーク値の例えば半値以上のパワースペクトル密度を有する波長範囲の中心値である。同様に、フィルタ素子の透過波長域の中心波長とは、フィルタ素子の透過スペクトルにおいてピーク値の例えば半値以上の透過率を有する波長範囲の中心値である。なお、狭帯域光のパワースペクトル（又はフィルタ素子の透過スペクトル）が釣鐘状の波形である場合は、中心波長の代わりにピーク波長を用いてもよい。

20

【0025】

本発明の実施形態に係る分光内視鏡装置の構成を説明する前に、ヘモグロビンの分光特性について説明する。

30

【0026】

図 7 に、ヘモグロビンの吸収スペクトルを示す。実線の波形は酸化ヘモグロビン（HbO）の吸収スペクトルであり、破線の波形は還元ヘモグロビン（Hb）の吸収スペクトルである。図 7 に示すように、ヘモグロビンは 420 nm 付近（ソーレ帯）と 550 nm 付近（Q 帯）に強い吸収帯を有している。また、これら 2 つの吸収帯において、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとではピーク波長が異なる。また、420 nm 帯及び 550 nm 帯においては、分光内視鏡によって観察される消化器の粘膜組織の分光特性に対するヘモグロビンの分光特性の寄与が支配的となっている。そのため、420 nm 帯又は 550 nm 帯における消化器の粘膜組織の分光特性から、粘膜組織中の酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンのモル濃度比（すなわち酸素飽和度）を定量的に評価することができる。

40

【0027】

以下に説明する実施形態では、420 nm 帯及び 550 nm 帯の両吸収帯の分光特性を用いることにより、酸素飽和度を高精度で定量化することを可能にしている。

【0028】

図 1 は、本発明の実施形態に係る分光内視鏡装置 1 のブロック図である。本実施形態の分光内視鏡装置 1 は、電子内視鏡 100、プロセッサ 200 及びモニタ 300 を備えている。電子内視鏡 100 及びモニタ 300 は、プロセッサ 200 に着脱可能に接続されている。また、プロセッサ 200 には、光源部 400 と画像処理部 500 が内蔵されている。

【0029】

50

電子内視鏡 100 は、体腔内に挿入される挿入管 110 を有している。電子内視鏡 100 の内部には、全長に亘って延びるライトガイド 131 が設けられている。ライトガイド 131 の一端部（先端部 131a）は、挿入管 110 の先端部（挿入管先端部 111）の近傍に配置されており、ライトガイド 131 の他端部（基端部 131b）は、プロセッサ 200 に接続されている。プロセッサ 200 は、キセノンランプ等の光量の大きい白色光 WL を生成する光源 430 等を備えた光源部 400（後述）を内蔵しており、この光源部 400 によって生成された照明光 IL は、ライトガイド 131 の基端 131b に入射するようになっている。ライトガイド 131 の基端 131b に入射した光は、ライトガイド 131 を通ってその先端部 131a に導かれ、先端部 131a から放射される。電子内視鏡 100 の挿入管先端部 111 には、ライトガイド 131 の先端部 131a と対向して配置された配光レンズ 132 が設けられており、ライトガイド 131 の先端部 131a から放射される照明光 IL は、配光レンズ 132 を透過して、挿入管先端部 111 の近傍の生体組織 T を照明する。

10

【0030】

また、挿入管先端部 111 には対物光学系 121 及び撮像素子 141 が設けられている。生体組織 T の表面で反射又は散乱された光の一部（戻り光）は、対物光学系 121 に入射し、集光されて、撮像素子 141 の受光面に結像する。本実施形態の撮像素子 141 は、その受光面にカラーフィルタ 141a を備えたカラー画像撮像用の CCD（Charge Coupled Device）イメージセンサであるが、CMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）イメージセンサ等の他の種類の撮像素子を使用してもよい。カラーフィルタ 141a は、赤色の光を透過させる R フィルタと、緑色の光を透過させる G フィルタと、青色の光を透過させる B フィルタとが市松状に配列され、撮像素子 141 の各受光素子上に直接形成された、いわゆるオンチップフィルタである。R、G、B の各フィルタは、図 2 に示すような分光特性を有している。すなわち、本実施形態の R フィルタは、波長約 570 nm 以上の光を透過させるフィルタであり、G フィルタは、波長約 470 nm ~ 620 nm の光を透過させるフィルタであり、B フィルタは、波長約 530 nm 以下の光を透過させるフィルタである。

20

【0031】

撮像素子 141 は、受光面に結像した像に対応する撮像信号を、周期的に（例えば 1 / 30 秒間隔で）出力する。撮像素子 141 から出力された撮像信号は、ケーブル 142 を介してプロセッサ 200 の画像処理部 500 に送られる。

30

【0032】

画像処理部 500 は、A / D 変換回路 510、一時記憶メモリ 520、コントローラ 530、ビデオメモリ 540 及び信号処理回路 550 を備えている。A / D 変換回路 510 は、電子内視鏡 100 の撮像素子 141 からケーブル 142 を介して入力される撮像信号を A / D 変換してデジタル画像データを出力する。A / D 変換回路 510 から出力されるデジタル画像データは、一時記憶メモリ 520 に送られ記憶される。なお、デジタル画像データ（撮像信号）には、R フィルタが装着された受光素子によって撮像された R デジタル画像データ（R 撮像信号）、G フィルタが装着された受光素子によって撮像された G デジタル画像データ（G 撮像信号）及び B フィルタが装着された受光素子によって撮像された B デジタル画像データ（B 撮像信号）が含まれている。

40

【0033】

コントローラ 530 は、一時記憶メモリ 520 に記憶された単数又は複数のデジタル画像データを処理して一枚の表示用画像データを生成し、これをビデオメモリ 540 に送る。例えば、コントローラ 530 は、単一のデジタル画像データから生成された表示用画像データ、複数のデジタル画像データの画像が並べられた表示用画像データ、或いは複数のデジタル画像データに基づいて画素毎に生体組織 T の反射スペクトルを生成し、これによって健常部と病変部とを識別した表示用画像データや、特定の画素に対応する生体組織 T の反射スペクトルのグラフを表示する表示用画像データ等を生成して、これをビデオメモリ 540 に記憶させる。信号処理回路 550 は、ビデオメモリ 540 に記憶されている表

50

示用画像データを所定の形式（例えばNTSC形式）のビデオ信号に変換して出力する。信号処理回路550から出力されたビデオ信号は、モニタ300に入力される。この結果、電子内視鏡100によって撮像された内視鏡画像等が、モニタ300に表示される。

【0034】

このように、プロセッサ200は、電子内視鏡100の撮像素子141から出力される撮像信号を処理するビデオプロセッサとしての機能と、電子内視鏡100の挿入先端部111近傍の生体組織Tを照明するための照明光を電子内視鏡100のライトガイド131に供給する光源装置としての機能とを兼ね備えたものである。

【0035】

図3は、プロセッサ200の光源部400の概略構成を示す図である。光源部400は、上述の光源430の他に、コリメータレンズ440、波長可変光バンドパスフィルタモジュール410（以下「可変フィルタ410」と略記する。）、フィルタ制御部420及び集光レンズ450を備えている。光源430から出射される白色光WLは、コリメータレンズ440によって平行光にされから、可変フィルタ410を通過した後、集光レンズ450によってライトガイド131の基端131bに集光される。

【0036】

可変フィルタ410は、円盤形状のフィルタ素子412及び光路補償板417と、回転ステージ416、418を備えている。後述するように、フィルタ素子412は、白色光WLから複数の狭帯域の光を選択的に透過させるファブリ・ペロー（Fabry-Perot）型の干渉フィルタであり、白色光WLの入射角 θ に応じて透過光（フィルタ光FL）の波長が変化する。可変フィルタ410は、フィルタ素子412への白色光WLの入射角 θ を回転ステージ416によって変化させることにより、フィルタ光FLの波長を変化させられるように構成されている。

【0037】

フィルタ素子412と光路補償板417は、各光学面が対応する回転ステージ416、418の回転軸と平行になるよう、図示しない光学マウントを介して回転ステージ416、418にそれぞれ取り付けられている。また、回転ステージ416、418は、それぞれ回転軸416c、418cが光源部400の光軸Axと直交するように、光軸Axの方向に並べて配置されている。なお、回転軸416c、418cは、必ずしも光軸Axと交差する必要は無く、光軸Axに対してねじれの位置に配置されていてもよい。

【0038】

回転ステージ416、418は、図示しないサーボモータを備えた、回転位置が制御可能な回転駆動装置である。回転ステージ416、418は、それぞれフィルタ制御部420の本体421に接続されており、回転ステージ416、418の回転駆動はフィルタ制御部420によって制御される。

【0039】

フィルタ制御部420は、本体421、ビームスプリッタ422、集光レンズ423及び小型分光器424を備えている。ビームスプリッタ422は、集光レンズ450とライトガイド131の基端131bの間（基端131bの近傍）に配置され、可変フィルタ410を透過した照明光ILの一部（好ましくは5%未満）を取り出し、集光レンズ423を介して小型分光器424に供給する。小型分光器424は、図示しない回折格子とリニアイメージセンサ（CCDアレイ等）を備えていて、照明光ILの分光スペクトルを取得して本体421に出力する。本体421は、小型分光器424から取得した分光スペクトルに基づいて照明光ILに含まれる複数の狭帯域光の中心波長を検出し、中心波長の検出値と目標値との差分に基づいて回転ステージ416、418の駆動をフィードバック制御する。このフィードバック制御によって、照明光ILの中心波長を高い確度で制御することが可能になる。なお、フィルタ制御部420は、コントローラ530に接続されていて、コントローラ530の指令に従って動作する。

【0040】

図3に示すように、フィルタ素子412に白色光WLを斜めに入射させると、フィルタ

10

20

30

40

50

光 F L の光路は、光軸 A x 及び回転軸 4 1 6 c の双方と垂直な方向に距離 Δ だけシフトする。このシフト量 Δ は、白色光 W L の入射角によって変化する。本実施形態では、このフィルタ光 F L の光路のシフトを補正するために、フィルタ素子 4 1 2 と略同じ厚さの（すなわち光学的距離が略等しい）透明基板である光路補償板 4 1 7 が、コリメータレンズ 4 4 0 と集光レンズ 4 5 0 との間に配置されている。フィルタ制御部 4 2 0 は、フィルタ素子 4 1 2 と光路補償板 4 1 7 を、回転軸 4 1 6 c と 4 1 8 c の周りにそれぞれ逆位相で（逆向きに）回転させる。その結果、フィルタ素子 4 1 2 及び光路補償板 4 1 7 を通過した照明光 I L の光路が、フィルタ素子 4 1 2 の回転角によって変化しなくなるため、可変フィルタ 4 1 0 の動作に伴うライトガイド 1 3 1 への照明光 I L の結合効率の変動が抑えられる。フィルタ素子 4 1 2 による光路の変動が小さい場合や、入射面が大きく光路の変位に影響されない場合には光路補償板 4 1 7 を省略してもよい。

10

【 0 0 4 1 】

フィルタ素子 4 1 2 は、反射面を向い合せて配置された一対のミラー 4 1 3、4 1 4 と、ミラー 4 1 3、4 1 4 の周縁部間に挟み込まれた円管形状のフィルムであるスペース 4 1 5 を備えたファブリ・ペロー型の干渉フィルタである。ミラー 4 1 3、4 1 4 は、円板形状の透明基板 4 1 3 s、4 1 4 s の一面（反射面）に、波長選択性を有する D B R (Distributed Bragg Reflector) 反射膜 4 1 3 f、4 1 4 f がそれぞれコーティングされたものである。

【 0 0 4 2 】

本実施形態の D B R 反射膜 4 1 3 f、4 1 4 f は、屈折率の異なる 2 種類の誘電体薄膜を交互に積層させたものである。一対のミラー 4 1 3、4 1 4 は、D B R 反射膜 4 1 3 f 及び 4 1 4 f が所定の間隔を空けて平行に向かい合うように配置されており、共振条件を満たす所定の波長に対して極めて高い（例えば 9 0 % 以上の）透過率を有するバンドパスフィルタを構成することができる。

20

【 0 0 4 3 】

このような構成の干渉フィルタにおいては、一対のミラー 4 1 3、4 1 4 によってファブリ・ペロー型共振器が形成され、入射した光が対向する D B R 反射膜 4 1 3 f、4 1 4 f の間で繰り返し反射される。その過程で、共振条件を満たさない波長成分が干渉によって打ち消され、共振条件を満たす複数の波長域の光（狭帯域光）を成分に含む（すなわち、複数の中心波長を有する）フィルタ光 F L が生成される。生成されたフィルタ光 F L は、透明基板 4 1 4 s を介して光路補償板 4 1 7 に向かって出射される。

30

【 0 0 4 4 】

図 4 は、本発明の実施形態（後述する実施例 1）に係るフィルタ素子 4 1 2 の透過スペクトルである。図 4 において、実線は垂直入射（ $\theta = 0^\circ$ ）時の透過スペクトルを示し、破線は斜入射（ $\theta = 40^\circ$ ）時の透過スペクトルを示す。図 4 に示すように、フィルタ素子 4 1 2 は、生体組織 T の分光観察に適した 4 0 0 ~ 6 5 0 n m 帯に 2 つの狭い透過波長域 I、II（すなわち、2 つの中心波長 λ_I 、 λ_{II} ）を有している。なお、以下の説明において、フィルタ素子 4 1 2 を透過したフィルタ光 F L に含まれる、透過波長域 I、II に対応する光を狭帯域光 I、II と呼ぶ。

【 0 0 4 5 】

表 1 に、フィルタ素子 4 1 2 の入射角 θ と中心波長 λ_I 、 λ_{II} との関係を示す。

40

【 0 0 4 6 】

【表 1】

入射角 θ	中心波長(nm)	
	λ_I	λ_{II}
0	456.00	593.00
5	455.00	593.00
10	453.00	589.00
15	449.00	584.00
20	443.00	577.00
25	437.00	568.00
30	429.00	558.00
35	420.00	544.00
40	411.00	530.00

【0047】

表 1 に示すように、本実施形態のフィルタ素子 412 は、2つの中心波長 λ_I 、 λ_{II} の可変域が、それぞれヘモグロビンのソーレ帯と Q 帯（図 7）の領域を包含するように設計されている。

【0048】

また、表 1 に示すように、フィルタ素子 412 を透過する狭帯域光 A、B の中心波長 λ_I 、 λ_{II} は、入射角 θ によって変化する。具体的には、入射角 θ が大きいほど、各中心波長 λ_I 、 λ_{II} は短くなる。

【0049】

また、入射角の変化量 $\Delta\theta$ に対する中心波長の変化量 $\Delta\lambda$ の大きさは、DBR 反射膜 413f、414f の屈折率と共振器内の媒質の屈折率（すなわち DBR 反射膜 413f と 414f とで挟まれた隙間の屈折率）との屈折率差が大きいほど、大きくなる。従来のファブリ・ペロー型の干渉フィルタでは共振器内にエポキシ樹脂等が充填されているが、本実施形態では、共振器内の空間を屈折率の高い固体や液体で充填せずに空気層とすることにより、各中心波長 λ_I 、 λ_{II} は 50 nm 近い幅で変化させることが可能になっている。これにより、ヘモグロビンのソーレ帯と Q 帯の中心領域全体にわたって波長 λ_I 、 λ_{II} を掃引することが可能になる。

【0050】

また、フィルタ光 FL に含まれる 2つの中心波長 λ_I 、 λ_{II} は、それぞれ撮像素子 141 に設けられたカラーフィルタ 141a に含まれる R、G、B フィルタのいずれか一つの透過波長域に属するように構成されている。具体的には、表 1 に示す中心波長 λ_I の可変範囲（約 410 ~ 460 nm）は、その全域が図 2 に示す B フィルタの透過波長域に含まれているが、G フィルタ及び R フィルタの透過波長域とは重なっていない。従って、狭帯域光 I は、B フィルタのみを透過することができる。

【0051】

同様に、中心波長 λ_{II} の可変範囲（約 530 ~ 590 nm）は、その全域が G フィルタの透過波長域に含まれているが、B フィルタ及び R フィルタの透過波長域とは殆ど重なっていない。従って、狭帯域光 II は実質的に G フィルタのみを透過することができる。

【0052】

従って、本実施形態の分光内視鏡装置1を用いて撮像すると、狭帯域光Iを照明光として撮像した画像がBデジタル画像データとして得られ、狭帯域光IIを照明光として撮像した画像がGデジタル画像データとして得られる。

【0053】

このように、本実施形態においては、1つのフィルタ素子412により、ヘモグロビンの2つの吸収帯（ソーレ帯、Q帯）にそれぞれ対応する2つの狭帯域光I、IIが生成され、各狭帯域光I、IIの中心波長 λ_I 、 λ_{II} がヘモグロビンの対応する吸収帯の中心領域全域にわたって掃引される。また、2つの狭帯域光I、IIによる像を、それぞれに対応するカラーフィルタ（Bフィルタ、Gフィルタ）が装着された受光素子によって、1回の撮像動作で同時に取り込むことで、効率よく分光成分画像データを取得することが可能になっている。

10

【0054】

図5は、フィルタ素子412の回転位置 ϕ （単位：deg）と入射角 θ （単位：deg）の関係を示した図である。フィルタ素子412の回転位置 ϕ は、白色光WLがミラー413側からフィルタ素子412に垂直入射する位置を0°、フィルタ素子412の回転方向（図5における時計回り方向）を正方向として定義される。

【0055】

図5（a）～（d）は、順にフィルタ素子412の回転位置 ϕ が0°、45°、90°、135°である場合を示した図である。図5（b）に示すように、回転位置 ϕ が0～90°の範囲にあるときは、白色光WLはミラー413側からフィルタ素子412に入射し、白色光WLの入射角 θ の値は回転位置 ϕ の値と一致する。そのため、フィルタ素子412の回転に伴って、入射角 θ が増加し、その結果、フィルタ光FLに含まれる各2つの狭帯域光I、IIの中心波長 λ_I 、 λ_{II} が短くなる。

20

【0056】

なお、本実施形態では、白色光WLの入射角 θ が0～45°の範囲内にあるときに白色光WLの全光束がフィルタ素子412の有効面（枠状のスペーサ415の内部）を通過するようになっている。そのため、本実施形態の分光内視鏡装置1は、白色光WLの入射角 θ が0～45°の範囲内にあるときに分光観察（分光画像の撮影）を行うように構成されている。

30

【0057】

また、図5（c）に示すように、フィルタ素子412の回転位置 ϕ が90°のときには、白色光WLの大部分がフィルタ素子412を素通りするため、可変フィルタ410からは白色光の照明光ILが出射される。そのため、本実施形態の分光内視鏡装置1は、フィルタ素子412の回転位置 ϕ が90°のときに通常観察を行うように構成されている。

【0058】

また、図5（d）に示すように、フィルタ素子412の回転位置 ϕ が90～180°の範囲にあるときは、白色光WLはミラー414側からフィルタ素子412に入射する。なお、フィルタ素子412には方向性が無く、白色光WLがミラー413側から入射しても、ミラー414側から入射しても、入射角 θ が同じであれば同じ光学特性を示す。従って、回転位置 ϕ が90～180°の範囲にあるときは、フィルタ素子412の回転に伴って、入射角 θ が減少し、その結果、フィルタ光FLに含まれる各波長帯の中心波長 λ_I 、 λ_{II} が長くなる。すなわち、図5（b）に示す回転位置 ϕ が0～90°の範囲にある場合は、逆向きに中心波長 λ_I 、 λ_{II} が変化する。

40

【0059】

そして、フィルタ素子412の回転位置 ϕ が180°になると、図5（a）に示す回転位置 ϕ が0°の場合と同じ配置（但し入射面が異なる）となる。また、フィルタ素子412の光学特性には方向性が無いため、回転位置 ϕ が180～360°の範囲にあるときは、フィルタ素子412の光学特性は、上述した回転位置 ϕ が0～180°の範囲にあるときと同じ挙動を示す。すなわち、フィルタ素子412が正方向（図5における時計回り

50

に1回転する間に、図5(b)に示すようなフィルタ素子412の回転に伴って入射角 θ が増加する(中心波長 λ_1 、 λ_{11} が短くなる)状態と、図5(d)に示すようなフィルタ素子412の回転に伴って入射角 θ が減少する(中心波長 λ_1 、 λ_{11} が長くなる)状態とが、交互にそれぞれ2回繰り返される。従って、フィルタ素子412を1回転させる間に、中心波長 λ_1 、 λ_{11} の掃引が4回(2往復)行われる。

【0060】

そこで、本実施形態では、フィルタ素子412を一定の速度で回転させながら(すなわち中心波長 λ_1 、 λ_{11} を繰り返し往復掃引しながら)、撮像素子141によって所定の時間間隔で内視鏡画像を撮像することによって分光観察画像と通常観察画像を同時に取得するように構成されている。

10

【0061】

次に、本発明の実施形態に係る分光内視鏡装置1により分光内視鏡画像を取得する手順を説明する。本実施形態では、コントローラ530が、フィルタ制御部420を制御して、フィルタ素子412を一定速度で回転させながら、フィルタ素子412の回転位置 ϕ が5°変化する毎に撮像素子141を駆動して撮像を行う。

【0062】

具体的には、コントローラ530は、信号処理回路550によって生成されるビデオ信号のフレームレート(例えば30Hz)に同期したタイミングで撮像素子141を駆動制御する。また、コントローラ530は、撮像のタイミングを示す同期信号をフィルタ制御部420に与え、撮像のタイミングに同期して毎秒150°(30Hz×5°)の角速度

20

【0063】

このとき、撮像素子141は、フィルタ素子412の回転位置 ϕ が0、5、10、15、・・・355°となるタイミングで撮像信号を出力する。

【0064】

コントローラ530は、不揮発性メモリ(不図示)及揮発性の内部メモリ(不図示)を備えており、不揮発性メモリには表2に示すようなルックアップテーブルが記憶されている。ルックアップテーブルには、フィルタ素子412の回転位置 ϕ 、フィルタ素子412への白色光WLの入射角 θ 及び波長B、Gが対応付けて記憶されている。なお、波長BはBデジタル画像データの撮像波長(中心波長 λ_1)を示し、波長GはGデジタル画像データの撮像波長(中心波長 λ_{11})を示す。また、項目「波長」における、記号「N」は無効なデータ(以降の画像処理に使用しないデータ)であることを示し、記号「W」は白色光によって撮像された画像(通常観察画像)のデータであることを示す。

30

【0065】

【表 2】

角度位置 ϕ	入射角 θ	波長(nm)	
		B	G
0	0	456.00	593.00
5	5	455.00	593.00
10	10	453.00	589.00
15	15	449.00	584.00
20	20	443.00	577.00
25	25	437.00	568.00
30	30	429.00	558.00
35	35	420.00	544.00
40	40	411.00	530.00
45	45	N	N
⋮	⋮	⋮	⋮
85	85	N	N
90	90	W	W
95	85	N	N
⋮	⋮	⋮	⋮
135	45	N	N
140	40	411.00	530.00
145	35	420.00	544.00
150	30	429.00	558.00
155	25	437.00	568.00
160	20	443.00	577.00
165	15	449.00	584.00
170	10	453.00	589.00
175	5	455.00	593.00

角度位置 ϕ	入射角 θ	波長(nm)	
		B	G
180	0	456.00	593.00
185	5	455.00	593.00
190	10	453.00	589.00
195	15	449.00	584.00
200	20	443.00	577.00
205	25	437.00	568.00
210	30	429.00	558.00
215	35	420.00	544.00
220	40	411.00	530.00
225	45	N	N
⋮	⋮	⋮	⋮
265	85	N	N
270	90	W	W
275	85	N	N
⋮	⋮	⋮	⋮
315	45	N	N
320	40	411.00	530.00
325	35	420.00	544.00
330	30	429.00	558.00
335	25	437.00	568.00
340	20	443.00	577.00
345	15	449.00	584.00
350	10	453.00	589.00
355	5	455.00	593.00

【0066】

コントローラ530は、ルックアップテーブルを参照して、撮像素子141から撮像信号が出力されたタイミングから求めた角度位置 ϕ に基づいて、Bデジタル画像データ及びGデジタル画像データの撮像波長の情報を取得する。そして、一次記憶メモリ520に記憶された当該Bデジタル画像データ及びGデジタル画像データと対応付けて、取得した撮像波長の情報をコントローラ530の内部メモリに記憶させる。

【0067】

例えば、フィルタ素子412の回転位置 ϕ が20°のときに撮像素子141を駆動して内視鏡画像を撮像すると、波長443nmの分光成分画像データがBデジタル画像データとして得られ、波長577nmの分光成分画像データがGデジタル画像データとして得られる。

【0068】

本実施形態では、フィルタ素子412の回転位置 ϕ が0～40°、140～180°、180～220°及び320～360°(0°)の範囲にあるときに撮像されたデジタル画像データにより分光画像データが構成される。

【0069】

具体的には、回転位置 ϕ が0、5、・・・、40°のときにそれぞれ撮像された9つのBデジタル画像データからソーレ帯(420nm帯)の分光画像データ(k番目)が構成される。また、回転位置 ϕ が0、5、・・・、40°のときにそれぞれ撮像された9つのGデジタル画像データからQ帯(550nm帯)の分光画像データ(k番目)が構成される。同様に、回転位置 ϕ が140、145、・・・、180°のときにそれぞれ撮像された9つのBデジタル画像データ及びGデジタル画像データからそれぞれソーレ帯及びQ帯のk+1番目の分光画像データが構成され、回転位置 ϕ が180、185、・・・、220°のときにそれぞれ撮像された9つのBデジタル画像データ及びGデジタル画像データからそれぞれソーレ帯及びQ帯のk+2番目の分光画像データが構成され、回転位置 ϕ が320、325、・・・、360°のときにそれぞれ撮像された9つのBデジタル画像デ

10

20

30

40

50

ータ及びGデジタル画像データからそれぞれソーレ帯及びQ帯のk + 3番目の分光画像データが構成される。

【0070】

また、回転位置φが90°及び270°のときに撮像されたデジタル画像データにより通常観察画像データが構成される。

【0071】

すなわち、フィルタ素子412が1回転する間に、ソーレ帯及びQ帯についてそれぞれ4つの分光観察画像（分光画像）と2つの通常観察画像が取得される。

【0072】

分光画像中の所定の画素(x, y)の分光情報（画素値の分光スペクトル）は、分光画像データを構成する各分光成分画像データ（Gデジタル画像データ、Bデジタル画像データ）から画素(x, y)の画素値pを抽出し、これを各分光成分画像データと対応付けられた撮像波長λと対にした2元配列(λ, p)として得られる。

10

【0073】

ところで、物質による光の吸収は、次の数式1に示すLambert-Beerの式によって記述される。

【0074】

【数1】

$$A(\lambda) = -\log_{10} \frac{I(\lambda)}{I_0(\lambda)} = \varepsilon(\lambda)Cl$$

20

A(λ) : 吸光度（吸収スペクトル）

I₀(λ) : 入射光の強度（照明光のスペクトル）

I(λ) : 出射光の強度（観察光のスペクトル）

ε(λ) : 吸光物質のモル吸光係数

C : 媒質中の吸光物質のモル濃度

l : 媒質中の光の移動距離

【0075】

なお、吸光度A(λ)は、例えば擦りガラス等の拡散板を分光撮像して得られる照明光ILのスペクトルI_r(λ)を基準に観察光のスペクトルI(λ)を規格化する（例えば、I(λ)をI_r(λ)で割る）ことによって近似的に得られる。

30

【0076】

また、n種類の吸光物質を含む媒質の吸光度は、次の数式2のように記述される。

【0077】

【数2】

$$A(\lambda) = -\log_{10} \frac{I(\lambda)}{I_0(\lambda)} = \sum_i^n \varepsilon_i(\lambda)C_i l$$

【0078】

すなわち、n種類の吸光物質を含む媒質（生体組織T）の吸光度は、各吸光物質の吸収特性の総和として表わされることとなる。つまり、本実施形態の場合、生体組織T（消化器の粘膜組織）には酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの2種類の吸光物質があると考えられるため、生体組織Tの吸光度は、酸化ヘモグロビンによる吸光度と還元ヘモグロビンによる吸光度の和として捉えることができる。

40

【0079】

上記のLambert-Beerの式は、媒質中を透過する光の吸収を記述するものであるが、生体組織Tの表面における光の反射吸収にも近似的に適用することができる。つまり、本実施形態の分光画像データ（反射スペクトル）は、生体組織Tの透過スペクトル（すなわち、数式1及び数式2における出射光強度I）とみなすことができる。従って、数式1及び数式2により、分光画像データから生体組織Tの吸光度を求めることができる。

50

【 0 0 8 0 】

また、上記の数式 2 に示すように、光の強度の対数として得られる媒質の吸光度は、媒質中に含まれる吸光物質のモル濃度に比例する。従って、生体組織 T に含まれる吸光物質の種類及び吸収スペクトルが既知であれば、重回帰分析によって、生体組織 T の分光画像データから生体組織 T に含まれる吸光物質のモル濃度比を計算で求めることができる。

【 0 0 8 1 】

生体組織 T の分光特性 $h(\lambda)$ は、次の数式 3 に示すように、酸化ヘモグロビンの分光特性 $HbO(\lambda)$ 及び還元ヘモグロビンの分光特性 $Hb(\lambda)$ の線形結合によって記述される。なお、数式 3 における係数 α 及び β は、それぞれ還元ヘモグロビン Hb 及び酸化ヘモグロビン HbO のモル濃度に比例する値である。

10

【 0 0 8 2 】

【数 3】

$$h(\lambda) = \alpha \cdot Hb(\lambda) + \beta \cdot HbO(\lambda)$$

【 0 0 8 3 】

また、還元ヘモグロビンの分光特性 $Hb(\lambda)$ と酸化ヘモグロビンの分光特性 $HbO(\lambda)$ は既知であるため、分光画像から取得された生体組織 T の分光特性 $h(\lambda)$ を目的変数とし、還元ヘモグロビンの分光特性 $Hb(\lambda)$ 及び酸化ヘモグロビンの分光特性 $HbO(\lambda)$ を説明変数として重回帰分析を行って、係数 α 、 β の推定値を算出することができる。

20

【 0 0 8 4 】

本実施形態では、2つの波長帯（420 nm 帯、550 nm 帯）で生体組織 T の分光特性 $h(\lambda)$ が取得されているため、各帯域について重回帰分析を行うことができる。本実施形態では、係数 α 、 β の高い推定精度を得るために、各波長帯について重回帰分析を行う。具体的には、各波長帯について、次の数式 4（420 nm 帯）又は数式 5（550 nm 帯）によって表わされる残差 $E(\alpha, \beta)$ の大きさを最小にする係数 α 、 β の推定値を求める。

【 0 0 8 5 】

【数 4】

$$E_{420}(\alpha_{420}, \beta_{420}) = \sum_{\lambda=410}^{\lambda=440} \{h(\lambda) - [\alpha_{420} \cdot Hb(\lambda) + \beta_{420} \cdot HbO(\lambda)]\}$$

30

【数 5】

$$E_{550}(\alpha_{550}, \beta_{550}) = \sum_{\lambda=530}^{\lambda=580} \{h(\lambda) - [\alpha_{550} \cdot Hb(\lambda) + \beta_{550} \cdot HbO(\lambda)]\}$$

【 0 0 8 6 】

理論上は、係数（ α 、 β ）の値は、420 nm 帯での値（ α_{420} 、 β_{420} ）も 550 nm 帯での値（ α_{550} 、 β_{550} ）も同じ値になるが、実際には誤差の影響により、ほとんどの場合で両者は多少異なった値として得られる。本実施形態では、各波長帯の分光特性の重回帰分析によって得られた係数（ α_{420} 、 β_{420} ）、（ α_{550} 、 β_{550} ）及び残差 $E_{420}(\alpha_{420}, \beta_{420})$ 、 $E_{550}(\alpha_{550}, \beta_{550})$ に基づいて、より推定精度の高い修正係数（ α_{corr} 、 β_{corr} ）を計算する。

40

【 0 0 8 7 】

本実施形態では、各波長帯の分光特性から得られた係数の推定値（ α_{420} 、 β_{420} ）、（ α_{550} 、 β_{550} ）の値が異なる場合、両者の中間に真の値があると推定する。また、各波長帯の分光特性の重回帰分析によって得られた推定値（ α_{420} 、 β_{420} ）、（ α_{550} 、 β_{550} ）と真の値（ α 、 β ）との誤差が、数式 4 又は数式 5 により得られた残差 $E(\alpha, \beta)$ に比例すると考える。

【 0 0 8 8 】

50

420nm帯及び550nm帯において取得された分光特性 $h(\lambda)$ のデータ数をそれぞれ n_{420} 及び n_{550} とすると、各波長帯の重回帰分析結果における1データ当たりの残差の大きさ ε_{420} 、 ε_{550} が次の数式6、7によって得られる。

【0089】

【数6】

$$\varepsilon_{420} = \left| \frac{E_{420}(\alpha_{420}, \beta_{420})}{n_{420}} \right|$$

【数7】

$$\varepsilon_{550} = \left| \frac{E_{550}(\alpha_{550}, \beta_{550})}{n_{550}} \right|$$

10

【0090】

数式6、7によって得られた1データ当たりの残差 ε_{420} 、 ε_{550} から、各係数(α_{420} 、 β_{420})、(α_{550} 、 β_{550})に対応する重み w_{420} 、 w_{550} を数式8、9により計算する。

【0091】

【数8】

$$w_{420} = \frac{\varepsilon_{550}}{\varepsilon_{420} + \varepsilon_{550}}$$

20

【数9】

$$w_{550} = \frac{\varepsilon_{420}}{\varepsilon_{420} + \varepsilon_{550}}$$

【0092】

そして、修正係数(α_{corr} 、 β_{corr})が、次の数式10、11により計算される。

【0093】

【数10】

$$\alpha_{corr} = \alpha_{420} \cdot w_{420} + \alpha_{550} \cdot w_{550} = \alpha_{420} \cdot \frac{\varepsilon_{550}}{\varepsilon_{420} + \varepsilon_{550}} + \alpha_{550} \cdot \frac{\varepsilon_{420}}{\varepsilon_{420} + \varepsilon_{550}}$$

【数11】

$$\beta_{corr} = \beta_{420} \cdot w_{420} + \beta_{550} \cdot w_{550} = \beta_{420} \cdot \frac{\varepsilon_{550}}{\varepsilon_{420} + \varepsilon_{550}} + \beta_{550} \cdot \frac{\varepsilon_{420}}{\varepsilon_{420} + \varepsilon_{550}}$$

【0094】

このようにして、得られた修正係数(α_{corr} 、 β_{corr})は、数式3の定義から分かるように、それぞれ還元ヘモグロビンHb及び酸化ヘモグロビンHbOのモル濃度を示すパラメータである。従って、次の数式12により、酸素飽和度 $SatO_2$ が求められる。

40

【0095】

【数12】

$$SatO_2 = \frac{\beta_{corr}}{\alpha_{corr} + \beta_{corr}}$$

【0096】

また、次の数式13により、生体組織中の総ヘモグロビン濃度 tHb が求められる。

50

【 0 0 9 7 】

【 数 1 3 】

$$tHb = \alpha_{corr} + \beta_{corr}$$

【 0 0 9 8 】

分光内視鏡装置 1 のコントローラ 5 3 0 は、各画素について上述した酸素飽和度 $Sa t O_2$ 及び総ヘモグロビン濃度 tHb を計算して、内部メモリに記憶させる。そして、ユーザ操作によって、生体組織中の酸素飽和度 $Sa t O_2$ の分布画像を画面表示するよう指示が行われると、コントローラ 5 3 0 は、酸素飽和度 $Sa t O_2$ の値を画素値とする表示用画像データを生成して、ビデオメモリ 5 4 0 に記憶させる。その結果、生体組織中の酸素飽和度 $Sa t O_2$ の分布画像がモニタ 3 0 0 に表示される。図 6 に、酸素飽和度 $Sa t O_2$ の分布画像の例を示す。図 6 (a) は通常観察画像であり、図 6 (b) は対応する酸素飽和度 $Sa t O_2$ の分布画像である。

10

【 0 0 9 9 】

また、ユーザ操作によって、生体組織中の総ヘモグロビン濃度 tHb の分布画像を画面表示するよう指示が行われると、コントローラ 5 3 0 は、総ヘモグロビン濃度 tHb の値を画素値とする表示用画像データを生成して、ビデオメモリ 5 4 0 に記憶させる。その結果、生体組織中の総ヘモグロビン濃度 tHb の分布画像がモニタ 3 0 0 に表示される。

【 0 1 0 0 】

また、コントローラ 5 3 0 は、通常観察画像と生体組織中の酸素飽和度 $Sa t O_2$ 及び (又は) 総ヘモグロビン濃度 tHb の分布画像とを 1 画面中に並べて表示する表示用画像データを生成することもできる (図 6)。通常観察画像と各種分析画像 (生体組織中の酸素飽和度 $Sa t O_2$ や総ヘモグロビン濃度 tHb の分布画像) を並べて表示することにより、医師が多角的な診断を容易に行うことができるようになる。

20

【 実施例 】

【 0 1 0 1 】

次に、上述した本発明の実施形態に係る可変フィルタ 4 1 0 のフィルタ素子 4 1 2 の構成について、以下に実施例を示し、さらに詳細に説明する。

【 0 1 0 2 】

< 可変フィルタ 4 1 0 の製造方法 >

30

各実施例フィルタ素子 4 1 2 の製造方法について説明する。まず、光学ガラスを所定のサイズに加工し、基材 (透明基板 4 1 3 s、4 1 4 s) を製造する。基材には、BK7 や合成石英等の各種光学ガラスの他、ポリメタクリル酸メチル (PMMA) 樹脂、ポリカーボネート樹脂 (PC)、シクロオレフィン系樹脂等の各種光学樹脂が使用される。次いで、基材の上面に、真空蒸着装置を用いて、高屈折率材料の薄膜と低屈折率材料の薄膜を交互に積層してミラー 4 1 3、4 1 4 を得る。そして、一对の基材を DBR 反射膜が対向するように配置し、ポリイミドフィルム等のフィルム材から切り出した枠状のスペーサ 4 1 5 を介して接着剤により固定する。高屈折率材料としては、酸化チタン (TiO_2) の他に酸化ジルコニウム (ZrO_2) や五酸化ニオブ (Nb_2O_5) などを用いることができる。また、低屈折率材料としては、酸化ケイ素 (SiO_2) やフッ化マグネシウム (MgF_2) などを用いることができる。

40

【 0 1 0 3 】

< 実施例の説明 >

【 実施例 1 】

【 0 1 0 4 】

実施例 1 のフィルタ素子 4 1 2 の構成は、表 3 に示す通りである。本実施例では、基材としてハウケイ酸塩クラウンガラス (HOYA 株式会社製: BK7) が使用される。DBR 反射膜は、基材 (透明基板 4 1 3 s、4 1 4 s) の上面に酸化チタンの薄膜とフッ化マグネシウムの薄膜を交互に 3 層ずつ蒸着して形成されている。ここで、基材の屈折率は 1.519 ($\lambda_0 = 550 \text{ nm}$) であり、酸化チタンの屈折率は 2.320 ($\lambda_0 = 550$

50

nm)であり、フッ化マグネシウムの屈折率は1.384($\lambda_0 = 550 \text{ nm}$)である。本実施例では、高屈折率層と低屈折率層との屈折率差が0.9以上確保されている。また、酸化チタンの各薄膜の膜厚は、53.89 nmであり、フッ化マグネシウムの各薄膜の膜厚は、90.35 nmである。

【0105】

【表3】

構成		材料	屈折率	膜厚(nm)
基材(透明基板414s)		BK7	1.519	—
DBR反射膜414f	第1層	TiO ₂	2.320	53.89
	第2層	MgF ₂	1.384	90.35
	第3層	TiO ₂	2.320	53.89
	第4層	MgF ₂	1.384	90.35
	第5層	TiO ₂	2.320	53.89
	第6層	MgF ₂	1.384	90.35
空気層		Air	1.000	150.00
DBR反射膜416f	第6層	MgF ₂	1.384	90.35
	第5層	TiO ₂	2.320	53.89
	第4層	MgF ₂	1.384	90.35
	第3層	TiO ₂	2.320	53.89
	第2層	MgF ₂	1.384	90.35
	第1層	TiO ₂	2.320	53.89
基材(透明基板416s)		BK7	1.519	—

【0106】

以上が本発明の実施形態および該実施形態の具体的実施例の説明であるが、本発明は、上記の構成に限定されるものではなく、本発明の技術的思想の範囲内において様々な変形が可能である。

【0107】

例えば、上記の実施形態の光源部400においては、可変フィルタ410が光路補償板417よりも光源430側に配置されているが、可変フィルタ410と光路補償板417の配置を入れ換えても良い。また、可変フィルタ410と光路補償板417は、光源430から出射した光が撮像素子141によって受光されるまでの光路中にあればよく、例えば、挿入管先端部111に内蔵する構成としてもよい。また、上記の実施形態では可変フィルタ410によって照明光をフィルタリングする構成が採用されているが、被写体からの戻り光をフィルタリングする構成としてもよい。

【0108】

また、上記の実施形態は、フィルタ素子412が2つの狭帯域光I、IIを透過し、2つの波長域の分光画像が同時に取得されるように構成されているが、本発明はこの構成に限定されるものではなく、フィルタ素子412が単一の狭帯域光を透過し、単一の波長域の分光画像が取得される構成としてもよい。この場合、カラーフィルタを備えていないグレースケール画像撮影用の撮像素子を使用してもよい。また、フィルタ素子412が3つ以上の狭帯域光を透過し、3つ以上の分光画像が同時に取得される構成としてもよい。この場合、例えば狭帯域光の数と同数(又はそれ以上)の色数のカラーフィルタを使用する構成としてもよい。また、DBR反射膜は実施例1の構成に限定されるものではなく、狭帯域光を透過し得るものであれば、種々の膜厚で構成されてもよい。例えば、実施例1では第

1層、第3層、第5層の膜厚は同じであるが、異なる膜厚であってもよい。

【0109】

また、本実施形態の撮像素子141は、その前面にR、G、Bの原色系カラーフィルタを備えたカラー画像撮像用の撮像素子であるとして説明したが、この構成に限定されるものではなく、例えば、Y、Cy、Mg、Gの補色系カラーフィルタを備えたカラー画像撮像用の撮像素子を用いてもよい。なお、補色系カラーフィルタを備えた撮像素子を用いる場合、一般的に補色系カラーフィルタの各色の分光特性は、原色系カラーフィルタの各色の分光特性に比較して広い特性（波長方向にブロードな特性）を有するため、フィルタ光FLに含まれる複数の狭帯域光が複数のカラーフィルタを通して撮像素子に入射されることとなる。このため、1つの狭帯域光による分光画像を得るためには各カラーフィルタを通して得られた画像データを用いて演算する必要がある。

10

【0110】

また、本実施形態の撮像素子141は、オンチップのカラーフィルタ141aを備えたカラー画像撮像用の撮像素子であるとして説明したが、この構成に限定されるものではなく、例えば、白黒画像撮像用の撮像素子を用い、いわゆる面順次方式のカラーフィルタを備えた構成としてもよい。また、カラーフィルタ141aは、オンチップの構成に限定されるものではなく、光源430から撮像素子141までの光路中であれば、どこに配置されても構わない。

【0111】

また、上記の実施形態では、フィルタ素子412を一定の速度で回転させながら、所定の時間間隔で撮像を行う構成が採用されているが、本発明はこの構成に限定されるものではなく、例えば、フィルタ素子412の回転位置を所定の時間間隔で段階的に変化させ、フィルタ素子が静止した状態で撮像を行う構成としてもよい。また、フィルタ素子412を1回転させずに、例えば角度位置φが0～90°の範囲（あるいは±90°の範囲）で反復して揺動させながら波長掃引を行う構成としてもよい。

20

また、フィルタ素子の空気層は真空でもよい。

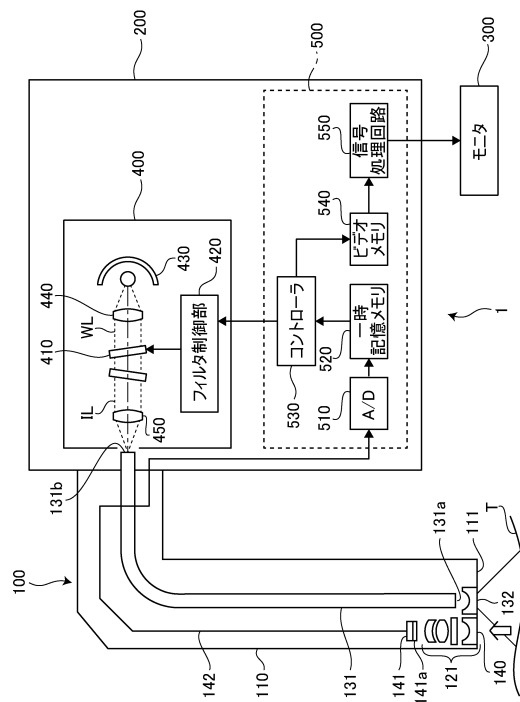
【符号の説明】

【0112】

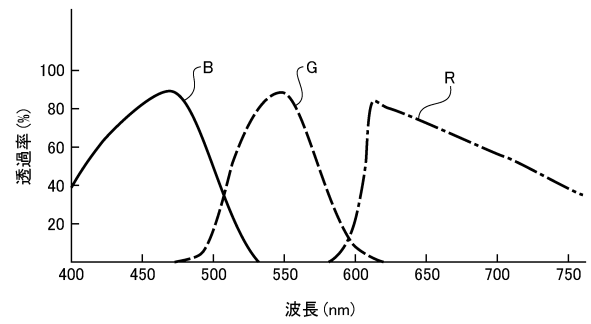
1	分光内視鏡装置	
100	電子内視鏡	30
110	挿入管	
111	挿入管先端部	
121	対物光学系	
131	ライトガイド	
131a	先端部	
131b	基端部	
132	レンズ	
141	撮像素子	
141a	カラーフィルタ	
142	ケーブル	40
200	電子内視鏡用プロセッサ	
300	モニタ	
400	光源部	
410	可変フィルタ	
420	フィルタ制御部	
430	光源	
440	コリメータレンズ	
450	集光レンズ	
460	バンドパスフィルタ	
500	画像処理部	50

- 5 1 0 A / D 変換回路
- 5 2 0 一時記憶メモリ
- 5 3 0 コントローラ
- 5 4 0 ビデオメモリ
- 5 5 0 信号処理回路

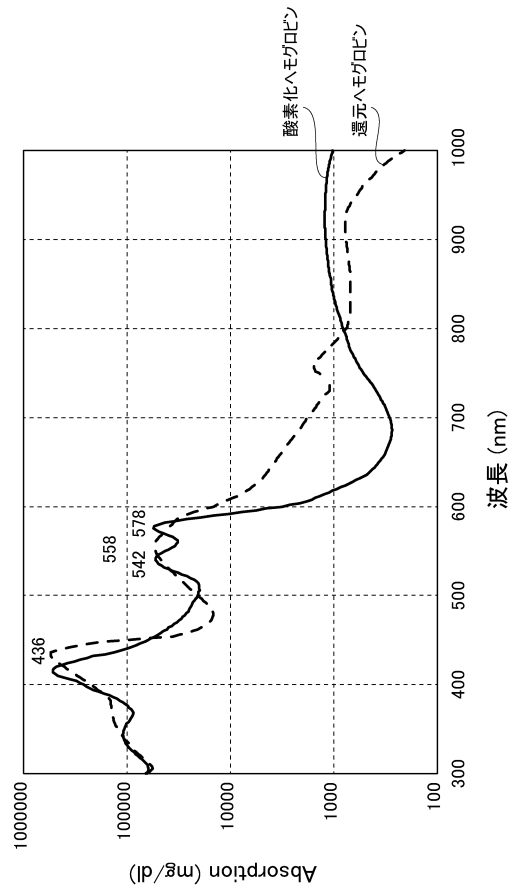
【 図 1 】



【 図 2 】



【図 7】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.			F I	
G 0 2 B	5/28	(2006.01)	G 0 2 B	5/28
G 0 2 B	26/00	(2006.01)	G 0 2 B	26/00

(56) 参考文献 特開 2 0 1 2 - 1 8 7 2 4 1 (J P , A)
特開平 0 3 - 0 3 9 7 1 2 (J P , A)
特開昭 5 8 - 1 5 3 9 0 2 (J P , A)
特開昭 5 8 - 0 4 6 3 1 4 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 0 8 0 9 3 9 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 0 8 2 8 8 6 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 2 1 0 2 4 7 (J P , A)
久保田広、浮田祐吉、會田軍太夫、光学技術ハンドブック、朝倉書店、1968年10月25日
、初版、第949 - 955頁

(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 5 / 2 8

专利名称(译)	波长可变光学带通滤波器模块，波长可变光源装置和光谱内窥镜装置		
公开(公告)号	JP6257926B2	公开(公告)日	2018-01-10
申请号	JP2013115123	申请日	2013-05-31
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	千葉亨 小原佳巳		
发明人	千葉 亨 小原 佳巳		
IPC分类号	A61B1/07 A61B1/00 A61B1/045 A61B1/06 G02B23/26 G02B5/28 G02B26/00		
FI分类号	A61B1/07.735 A61B1/00.513 A61B1/045.617 A61B1/06.610 G02B23/26.B G02B5/28 G02B26/00 A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/05 A61B1/06.B A61B1/06.510		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/GA05 2H141/MA22 2H141/MB14 2H141/MD12 2H141/MD20 2H141/MD23 2H141/MD24 2H141/ME04 2H141/ME06 2H141/ME11 2H141/ME24 2H141/ME25 2H141/MF14 2H141/MG09 2H141/MG10 2H148/GA12 2H148/GA33 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR24 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/WW10 4C161/WW15		
其他公开文献	JP2014233344A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

需要解决的问题：使用更少的光学滤光片元件能够更有效地分离光线。
 解决方案：根据本发明实施例的光学滤波器元件包括以预定间隔平行设置的一对反射表面，以构成法布里 - 珀罗谐振器。一对反射面中的至少一个是包含电介质多层膜的波长选择反射面，该电介质多层膜具有设置在 - 对反射膜之间的真空层或气体层，使得中心波长在吸收带内的窄带光允许规定的生物物质选择性地透射，并且中心波长根据入射角而变化。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号
		特許第6257926号 (P6257926)
(45) 発行日 平成30年1月10日 (2018. 1. 10)		(24) 登録日 平成28年12月15日 (2017. 12. 15)
(51) Int. Cl.	F I	
A 6 1 B 1/07 (2006. 01)	A 6 1 B 1/07 7 3 5	
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 5 1 3	
A 6 1 B 1/045 (2006. 01)	A 6 1 B 1/045 6 1 7	
A 6 1 B 1/06 (2006. 01)	A 6 1 B 1/06 6 1 0	
G 0 2 B 23/26 (2006. 01)	G 0 2 B 23/26 B	
	請求項の数 11 (全 22 頁) 最終頁に続く	
(21) 出願番号 特願2013-115123 (P2013-115123)	(73) 特許権者 000113263	
(22) 出願日 平成25年5月31日 (2013. 5. 31)	HOYA株式会社	
(65) 公開番号 特開2014-233344 (P2014-233344A)	東京都新宿区西新宿六丁目10番1号	
(43) 公開日 平成26年12月15日 (2014. 12. 15)	(74) 代理人 100078880	
審査請求日 平成28年4月19日 (2016. 4. 19)	弁理士 松岡 修平	
	(72) 発明者 千葉 亨	
	東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内	
	(72) 発明者 小原 佳巳	
	東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内	
	審査官 磯野 光司	
	最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 波長可変光バンドパスフィルタモジュール、波長可変光源装置及び分光内視鏡装置