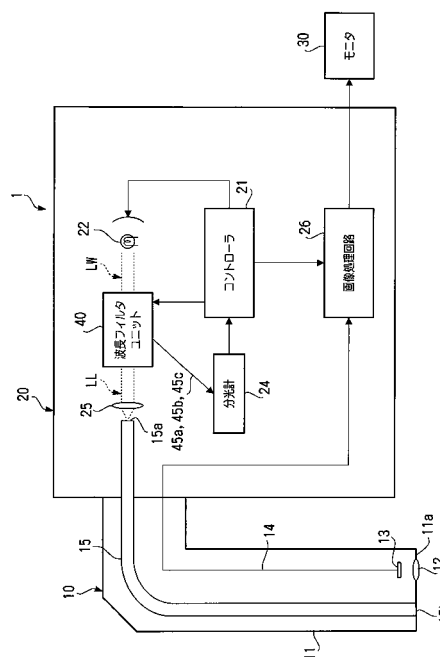




【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

電子内視鏡と、

前記電子内視鏡に照明光を供給する光源装置と、

互いに対向する面部に反射膜が形成された一对の透過基板と、一方の透過基板を移動させて両者の間隔を変更することによって該一对の透過基板を通過する光の波長帯域を変更可能な駆動手段とを備え、且つ該透過基板の少なくとも一部に前記光源装置内に設けられたランプによって生成された白色光が入射するようになっている波長フィルタユニットと、

前記白色光を前記波長フィルタユニットに通過させることによって得られる帯域制限光の波長スペクトルを検出するスペクトル検出手段と、

前記帯域制限光を前記スペクトル検出手段に導く分光特性取得用ライトガイドと、

前記スペクトル検出手段によって検出された帯域制限光の波長スペクトルに基づいて、所望の透過波長帯域が得られるよう、前記駆動手段を制御するコントローラとを有することを特徴とする電子内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記光源装置が、前記ランプによって生成された光を集光して前記電子内視鏡の照明光用ライトガイドに入射させる集光手段を有し、

前記波長フィルタユニットが、前記ランプと前記集光手段との間に配置され、帯域制限光が前記照明光用ライトガイドに入射するようになっていることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

20

【請求項 3】

前記波長フィルタユニット、前記スペクトル検出手段及び前記コントローラが前記光源装置に内蔵されていることを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 4】

前記光源装置は、前記ランプによって生成された白色光を照明光として前記電子内視鏡の照明光用ライトガイドに入射させるものであり、

前記波長フィルタユニットが、前記電子内視鏡の対物光学系と撮像素子との間に配置されており、

前記照明光用ライトガイドの一部が、前記波長フィルタユニットに導かれる白色光供給用ライトガイドとなっている

30

ことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 5】

前記白色光供給用ライトガイドの出射端及び前記分光特性取得用ライトガイドの入射端が同じ透過基板上に近接して配置されており、

前記白色光供給用ライトガイドの出射端及び前記分光特性取得用ライトガイドの入射端が設けられた透過基板とは異なる透過基板には、前記帯域制限光を反射させて該分光特性取得用の入射端に入射させる反射ミラーが設けられていることを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡装置。

40

【請求項 6】

前記白色光供給用ライトガイドの出射端及び前記分光特性取得用ライトガイドの入射端が設けられた透過基板は、前記電子内視鏡の撮像素子側に配置された透過基板であることを特徴とする請求項 5 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 7】

前記駆動手段が、前記波長フィルタユニットのフレームと前記一方の透過基板との間に配置された圧電アクチュエータを有することを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれか一項に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 8】

前記分光特性取得用ライトガイド及び前記スペクトル検出手段を少なくとも 3 系統有することにより、前記透過基板の面上の少なくとも 3 カ所で帯域制限光の波長スペクトルを

50

検出し、

前記圧電アクチュエータは、該圧電アクチュエータが取り付けられる透過基板の面上に少なくとも３つ設けられていることを特徴とする請求項７に記載の電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、電子内視鏡と光源装置を備えた電子内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

近年、病変部の診断をより効果的に行うため、分光画像を撮像可能な電子内視鏡装置が提案されている。分光画像とは、狭波長帯域での内視鏡画像である。例えば、ヘモグロビンが反射するような波長帯域での分光画像から、生体組織の血管の状態を診断することができる。

【０００３】

一般に、診断に有用な分光画像の波長帯域は、診断対象となる部位及び病変部に応じて異なる。また、部位や病変部の種類によっては、異なる波長帯域で撮像された複数の分光画像を必要とするものもある。そのため、任意の波長帯域にて分光画像を撮像可能な内視鏡装置が望まれる。このような内視鏡装置としては、特許文献１に示されるような、ファブリペロー型の干渉フィルタを波長フィルタとして用いたものがある。ファブリペロー型の干渉フィルタは、一面に反射膜が形成された一対の透過基板を反射膜同士が向かい合わせとなるように平行に並べたものであり、透過基板に入射した光が反射膜間で繰り返し反射及び干渉させて特定の複数の波長帯域にピークを持つような光（帯域制限光）のみが出射されるようにしたフィルタである。ファブリペロー型の干渉フィルタから出射される帯域制限光のピーク波長は、反射膜同士の間隔、すなわち透過基板同士の間隔によって決まる。そのため、一方の透過基板を他方に対して離接可能とし、圧電アクチュエータによって一方の透過基板を駆動させることによって、帯域制限光のピーク波長を変更可能となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００４】

【特許文献１】特開２００５－３０８６８８号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

このような電子内視鏡装置においては、所望の波長帯域の分光画像を得るために、透過基板を駆動する圧電アクチュエータに加える電圧の大きさと、その時の帯域制限光のピーク波長との関係をあらかじめ把握する必要がある。

【０００６】

特許文献１の構成においては、ローパスフィルタ及びハイパスフィルタを併用して、特定の狭波長帯域のみを含む光を生成し、この光を干渉フィルタに入射させると共に圧電アクチュエータに与える電圧を変化させ、その時に干渉フィルタを透過する光の光量を検出することによって、特定の波長帯域（基準波長帯域）の帯域制限光を生成する為に圧電アクチュエータに加える電圧の大きさを求めていた。

【０００７】

しかしながら、上記構成は、圧電アクチュエータの変位と電圧との関係が正確に判明している場合にのみ、所望の波長帯域の帯域制限光を生成する為に圧電アクチュエータに加える電圧を正確に求めることが可能である。しかしながら、実際は、圧電アクチュエータの電圧－変位特性は温度等に影響を受けるものであるため、特許文献１の構成では、所望の波長帯域の分光画像を確実に得ることができていたとはいえない。特に、基準波長帯域

10

20

30

40

50

から大きく離れた帯域では、所望の波長帯域と実際に得られる帯域制限光の波長帯域との誤差は大きなものとなっていた。

【 0 0 0 8 】

本発明は上記の問題を解決するためになされたものである。すなわち、本発明は所望の波長帯域の帯域制限光による分光画像を確実に得ることのできる電子内視鏡装置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】

【 0 0 0 9 】

上記の目的を達成するため、本発明の電子内視鏡装置は、互いに対向する面部に反射膜が形成された一对の透過基板と、一方の透過基板を移動させて両者の間隔を変更することによって該一对の透過基板を通過する光の波長帯域を変更可能な駆動手段とを備え、且つ該透過基板の少なくとも一部に光源装置内に設けられたランプによって生成された白色光が入射するようになっている波長フィルタユニットと、白色光を前記波長フィルタユニットに通過させることによって得られる帯域制限光の波長スペクトルを検出するスペクトル検出手段と、帯域制限光をスペクトル検出手段に導く分光特性取得用ライトガイドと、スペクトル検出手段によって検出された帯域制限光の波長スペクトルに基づいて、所望の透過波長帯域が得られるよう、駆動手段を制御するコントローラとを有する。

10

【 0 0 1 0 】

本発明によれば、白色光を波長フィルタユニットに透過させて得られる帯域制限光のスペクトルを得ることができるため、任意の波長帯域の帯域制限光を得るために駆動手段に入力させる信号の値（駆動手段が圧電アクチュエータを有するものであるならば圧電アクチュエータに入力させる電圧の大きさ）を、確実に求めることができる。そして、例えば、波長帯域の異なる複数の帯域制限光の夫々を得るために駆動手段に入力する信号の値をあらかじめ求めておけば、本発明によれば、分光画像撮像時に、所望の波長帯域の帯域制限光のみが確実に波長フィルタユニットから出力されるようにすることが可能となり、所望の波長帯域の帯域制限光による分光画像を確実に得ることが可能となる。

20

【 0 0 1 1 】

また、光源装置が、前記ランプによって生成された光を集光して電子内視鏡の照明光用ライトガイドに入射させる集光手段を有し、波長フィルタユニットが、ランプと前記集光手段との間に配置され、帯域制限光が照明光用ライトガイドに入射する構成としてもよい。

30

【 0 0 1 2 】

また、上記構成において、波長フィルタユニット、スペクトル検出手段及びコントローラが前記光源装置に内蔵されている構成としてもよい。

【 0 0 1 3 】

或いは、光源装置は、ランプによって生成された白色光を照明光として電子内視鏡の照明光用ライトガイドに入射させるものであり、波長フィルタユニットが、電子内視鏡の対物光学系と撮像素子との間に配置されており、照明光用ライトガイドの一部が、波長フィルタユニットに導かれる白色光供給用ライトガイドとなっている構成としてもよい。

40

【 0 0 1 4 】

また、上記構成において、白色光供給用ライトガイドの出射端及び分光特性取得用ライトガイドの入射端が同じ透過基板上に近接して配置されており、白色光供給用ライトガイドの出射端及び分光特性取得用ライトガイドの入射端が設けられた透過基板とは異なる透過基板には、帯域制限光を反射させて該分光特性取得用の入射端に入射させる反射ミラーが設けられている構成としてもよい。

【 0 0 1 5 】

ここで、白色光供給用ライトガイドの出射端及び分光特性取得用ライトガイドの入射端が設けられた透過基板は、電子内視鏡の撮像素子側に配置された透過基板である構成とすることが好ましい。

【 0 0 1 6 】

50

白色光供給用ライトガイドの出射端及び分光特性取得用ライトガイドの入射端が設けられた透過基板が電子内視鏡の対物光学系側の透過基板であるような構成であれば、白色光供給用ライトガイド及び分光特性取得用ライトガイドが波長フィルタの側面を回り込むように両ライトガイドを電子内視鏡の挿入管内に配置させるために、挿入管を太くする必要がある。しかしながら、上記構成においては、白色光供給用ライトガイド及び分光特性取得用ライトガイドが波長フィルタユニットを回り込むことがないため、挿入管を細くすることができる。

【 0 0 1 7 】

また、駆動手段が、波長フィルタユニットのフレームと前記一方の透過基板との間に配置された圧電アクチュエータを有する構成としてもよい。

10

【 0 0 1 8 】

また、分光特性取得用ライトガイド及びスペクトル検出手段を少なくとも3系統有することにより、前記透過基板の面上の少なくとも3カ所で帯域制限光の波長スペクトルを検出し、圧電アクチュエータは、該アクチュエータが取り付けられる透過基板の面上に少なくとも3つ設けられている構成とすることが好ましい。

【 0 0 1 9 】

波長フィルタユニットの一对の透過基板が平行に保持されていない状態では、透過基板同士の間隔が一定とはならないため、帯域制限光の波長帯域は、透過基板のどの位置に光が入射するかによって異なることになる。しかしながら、上記構成によれば、圧電アクチュエータを3つ設けたことにより、このような構成とすると、一对の透過基板が平行になるよう、透過基板を傾けることが可能となる。また、3カ所で帯域制限光の波長スペクトルを検出できるようになっているため、一对の透過基板が平行に保持されているかどうかを検出可能である。

20

【 発 明 の 効 果 】

【 0 0 2 0 】

以上のように、本発明によれば、本発明は所望の波長帯域の帯域制限光による分光画像を確実に得ることのできる電子内視鏡装置が実現される。

【 図 面 の 簡 単 な 説 明 】

【 0 0 2 1 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明の第 1 の実施の形態の電子内視鏡装置のブロック図である。

30

【 図 2 】 図 2 は、本発明の第 1 の実施の形態の波長フィルタユニットの側面図である。

【 図 3 】 図 3 は、図 2 の A - A 線図である。

【 図 4 】 図 4 は、本発明の第 1 及び第 2 の実施の形態に使用される分光計の一例を示したものである。

【 図 5 】 図 5 は、本発明の第 2 の実施の形態の電子内視鏡装置のブロック図である。

【 図 6 】 図 6 は、本発明の第 2 の実施の形態の波長フィルタユニットの側面図である。

【 図 7 】 図 7 は、図 6 の B - B 線図である。

【 発 明 を 実 施 す る た め の 形 態 】

【 0 0 2 2 】

以下、本発明の実施の形態について図面を用いて説明する。図 1 は、本発明の第 1 の実施形態の電子内視鏡装置のブロック図である。本実施形態の電子内視鏡装置 1 は、電子内視鏡 10 と、プロセッサ 20 と、モニタ 30 を有するものであり、電子内視鏡 10 の挿入管 11 の先端部 11a の周囲の映像がモニタ 30 に表示されるようになっている。なお、プロセッサ 20 は、電子内視鏡 10 によって撮像された映像を処理してモニタ 30 に表示可能なビデオ信号を生成するビデオプロセッサとしての機能と、電子内視鏡 10 の挿入管先端部 11a の周囲に照明光を供給する光源装置としての機能を有するものである。

40

【 0 0 2 3 】

プロセッサ 20 のビデオプロセッサとしての機能について以下に説明する。

【 0 0 2 4 】

電子内視鏡 10 は、挿入管先端部 11a に配置された対物光学系 12 と、挿入管 11 の

50

内部の、挿入管先端部 1 1 a の近傍に配置された撮像素子 1 3 を有する。撮像素子 1 3 は、対物光学系 1 2 による挿入管先端部 1 1 a 周囲の像が撮像素子 1 3 の受光面に結像するような位置に配置されている。

【0025】

プロセッサ 2 0 には、コントローラ 2 1 と、画像処理回路 2 6 が内蔵されている。電子内視鏡 1 の撮像素子 1 3 と、プロセッサ 2 0 の画像処理回路 2 6 とは、電子内視鏡 1 0 の挿入管 1 1 に挿通されている信号線 1 4 を介して接続されており、撮像素子 1 3 によって撮像された画像の映像信号は、画像処理回路 2 6 によって処理されて、NTSC 等の所定の形式のビデオ信号に変換される。画像処理回路 2 6 によって生成されたビデオ信号は、モニタ 3 0 に入力される。この結果、撮像素子 1 3 によって撮像された挿入管先端部 1 1 a 周囲の画像がモニタ 3 0 に表示される。なお、撮像素子 1 3 は一定の間隔おき（例えば 1 / 3 0 秒ごと）に画像を撮像しており、画像処理回路 2 6 は、一定の間隔おきに撮像素子 1 3 から送信される映像信号を処理して同じ間隔でビデオ信号をモニタ 3 0 に送信している。この結果、モニタ 3 0 には、撮像素子 1 3 が撮像した挿入管先端部 1 1 a 周囲の画像が動画として表示されることになる。

10

【0026】

なお、撮像素子 1 3 は、その受光面に RGB 三色のカラーフィルタが市松状に設けられたカラー画像撮像用の撮像素子である。

【0027】

次に、プロセッサ 2 0 の光源装置としての機能について説明する。ランプ 2 2 と、波長フィルタユニット 4 0 と、分光計 2 4 と、集光レンズ 2 5 とを有する。ランプ 2 2 は、例えばキセノンランプなどの、幅広い周波数帯域の光を含む白色光 LW を生成するランプである。ランプ 2 2 によって生成された白色光は、波長フィルタユニット 4 0 に入射する。

20

【0028】

波長フィルタユニット 4 0 は、数カ所の狭帯域の波長帯以外の成分を白色光から取り除くフィルタを内蔵しており、上記数カ所の狭帯域の波長帯を主成分とする光（帯域制限光）LL を出射する。波長フィルタユニット 4 0 から出射された帯域制限光 LL は、集光レンズ 2 5 に入射する。

【0029】

図 1 に示されるように、電子内視鏡 1 0 の挿入管 1 1 には、光ファイババンドル等の照明光用ライトガイド 1 5 が挿通されている。照明光用ライトガイド 1 5 の一端は、プロセッサ 2 0 の内部に挿入された入射端 1 5 a となっている。集光レンズ 2 5 は、入射した帯域制限光 LL を集光して入射端 1 5 a に入射させる。照明光用ライトガイド 1 5 の他端は、挿入管先端部 1 1 a に形成された出射端 1 5 b となっており、入射端 1 5 a に入射した帯域制限光 LL は、照明光用ライトガイド 1 5 を通って出射端 1 5 b から出射され、図示されない配光レンズによって挿入管先端部 1 1 a の周囲を照明する。

30

【0030】

波長フィルタユニット 4 0 は、コントローラ 2 1 によって制御されることによって、帯域制限光 LL に含まれる複数のピーク波長を変更可能となっている。波長フィルタユニット 4 0 の構成について以下に説明する。

40

【0031】

図 2 は、波長フィルタユニット 4 0 の側面図である。また、図 3 は、図 2 の A - A 線図である。波長フィルタユニット 4 0 は、ファブリペロー型の干渉フィルタである。具体的には、波長フィルタユニット 4 0 は、向かい合わせに配置された一対の透過基板 4 1 及び 4 2 を有する。なお、図 2 に示されるように、透過基板 4 1 はランプ 2 2 側に位置しており、透過基板 4 2 は集光レンズ 2 5 側に位置している。透過基板 4 1 及び 4 2 の、互に向かい合わせとなる面には、夫々光学薄膜 4 1 a 及び 4 2 a が設けられている。なお、透過基板 4 1 は、その面部が集光レンズ 2 5 の光軸に垂直となるよう位置決めされている。

【0032】

光学薄膜 4 1 a 及び 4 2 a は、共に DBR (Distributed Bragg R

50

e f l e c t o r) 反射層である。D B R 反射層は、屈折率の異なる 2 種類の薄膜を互い違いに 3 層ずつ、計 6 層重ね合わせたものであり、可視光の波長帯域において、極めて高い (9 0 % 以上) 反射率を有している。

【 0 0 3 3 】

このような構成の干渉フィルタにおいては、入射した光が向かい合わせの光学薄膜 4 1 a 及び 4 2 a の間で繰り返し反射され、その過程で、特定の複数の波長域を除く成分が干渉によって打ち消され、上記複数の波長域を主成分とする帯域制限光 L L が生成される。生成された帯域制限光 L L は、透過基板 4 2 を介して集光レンズ 2 5 に向かって出射される。

【 0 0 3 4 】

ファブリペロー型の干渉フィルタにおいて透過する (すなわち、打ち消されない) 波長域は、光学薄膜 4 1 a と 4 2 a の間隔 d によって決まる。具体的には、透過基板 4 1 及び 4 2 の屈折率を n、干渉フィルタを透過する波長を λ_k ($k = 1, 2, \dots$) とすると、 λ_k は下記の数 1 によって求められる。

【 0 0 3 5 】

【 数 1 】

$$\lambda_k = \frac{4nd}{k}$$

【 0 0 3 6 】

数 1 に示されるように、干渉フィルタを透過する波長 λ_k は、光学薄膜 4 1 a と 4 2 a との間隔 d に比例した大きさとなる。本実施形態の波長フィルタユニット 4 0 は、一方の透過基板 4 2 を、他方の透過基板 4 1 に対して離接させるよう駆動することによって、間隔 d を変動させることが可能となっている。前述のように、電子内視鏡 1 0 の撮像素子 1 3 は、R G B カラーフィルタが設けられた撮像素子であり、各カラーフィルタが透過させる波長帯域の中に含まれる波長 λ_k が一つ以下となるよう、間隔 d を制御することによって、特定の波長 λ_k のみを成分とする内視鏡画像の映像信号が撮像素子 1 3 から出力されるようになる。そして、波長 λ_k を少しずつ変化させるように透過基板 4 2 を移動させながら、撮像素子 1 3 から出力される画像を得ることによって、様々な狭波長帯域の内視鏡画像 (分光画像) を得ることができる。

【 0 0 3 7 】

透過基板 4 2 を駆動する機構について以下に説明する。図 2 及び図 3 に示されるように、透過基板 4 2 は、3 つの圧電アクチュエータ 4 4 a、4 4 b、4 4 c を介してリング状のフレーム 4 3 に取り付けられている。圧電アクチュエータ 4 4 a、4 4 b、4 4 c は、夫々集光レンズ 2 5 の光軸 a x を中心とする円周 C (図 3) 上に、1 2 0 ° おきに並べて透過基板 4 2 に配置されている。そして、圧電アクチュエータ 4 4 a、4 4 b、4 4 c の夫々に電圧を印加することによって、圧電アクチュエータ 4 4 a、4 4 b、4 4 c は、透過基板 4 2 を透過基板 4 1 に向かって移動させる方向に変形させる。

【 0 0 3 8 】

フレーム 4 3 の熱膨張等によっても、間隔 d 及び透過基板 4 1 に対する透過基板 4 2 の傾きが変化する。透過基板 4 1 に対する透過基板 4 2 が平行ではない状態においては、透過基板 4 2 上の位置に応じて間隔 d が変わることになり、透過する帯域制限光 L L の波長 λ_k が透過基板 4 2 上の位置によって変わることになり、正確な分光画像を得ることができない。そのため、本実施形態においては、3 つの圧電アクチュエータ 4 4 a、4 4 b 及び 4 4 c に印加される電圧の大きさを微調整することによって、透過基板 4 2 が透過基板 4 1 に対して平行な状態を保ちつつ、間隔 d を調整可能としている。換言すれば、本実施形態においては、圧電アクチュエータ 4 4 a、4 4 b 及び 4 4 c の夫々に与える電圧の大きさ V a、V b、V c と、透過基板 4 2 を透過する帯域制限光 L L の波長 λ_k の対応関係

を、あらかじめ得る必要がある。

【0039】

電圧 V_a 、 V_b 、 V_c と波長 λ_k との対応関係を得るためのキャリブレーションの手順について以下に説明する。キャリブレーションには、フレーム 43 に取り付けられた分光特性取得用ライトガイド 45a、45b 及び 45c 並びに、分光計 24 (図 1) が使用される。分光特性取得用ライトガイド 45a、45b 及び 45c は、その一端 (入射端) が円周 C 上に 120° おきに位置するよう並べて配置されている。なお、分光特性取得用ライトガイド 45a の入射端は圧電アクチュエータ 44a と 44b の間に配置され、分光特性取得用ライトガイド 45b の入射端は圧電アクチュエータ 44b と 44c の間に配置され、分光特性取得用ライトガイド 45c の入射端は圧電アクチュエータ 44c と 44a の間に配置されている。分光特性取得用ライトガイド 45a、45b 及び 45c には、透過基板 42 を通過した帯域制限光 LL の一部が入射するようになっている。

10

【0040】

分光特性取得用ライトガイド 45a、45b、45c の他端 (出射端) は、分光計 24 に接続されている。分光計 24 の構成を図 4 に示す。

【0041】

分光計 24 は、分光特性取得用ライトガイド 45a、45b、45c を通過した帯域制限光 LL の夫々をスペクトル分解する為のプリズム 24a と、プリズム 24a によってスペクトル分解された光 LD を受光するためのライン形撮像素子 24b を有する。コントローラ 21 (図 1) は、ライン形撮像素子 24b を構成する複数画素セル P の出力を検出可能であり、画素セル P の夫々に入射した光 LD の光量を検出可能である。ここで、分光特性取得用ライトガイド 45a、45b、45c の出射端、プリズム 24a 及びライン形撮像素子 24b の位置は厳密に位置決めされており、スペクトル分解された光 LD のうち、どの周波数帯域の光が複数の画素セル P のどれに入射するかは既知である。そのため、コントローラ 21 は、画素セル P の夫々からの出力から、分光特性取得用ライトガイド 45a、45b、45c の夫々を通過した帯域制限光 LL のピーク波長 λ_k を判別可能である。なお、図 4 にはプリズム 24a 及びライン型撮像素子 24b は一組ずつしか示されていないが、実際は、分光特性取得用ライトガイド 45a、45b、45c 毎にプリズム 24a 及びライン形撮像素子 24b が用意されており、コントローラ 21 は、各分光特性取得用ライトガイド 45a、45b、45c を通過した帯域制限光 LL のピーク波長 λ_k を別個に検出可能である。

20

30

【0042】

コントローラ 21 は、分光計 24 のライン形撮像素子 24b の出力に基づいて検出した帯域制限光 LL のピーク波長 λ_k に基づいて、各分光特性取得用ライトガイド 45a、45b、45c を通過した帯域制限光 LL のピーク波長 λ_k が所望の値となるように、圧電アクチュエータ 44a、44b、44c に与える電圧 V_a 、 V_b 及び V_c を調整し、ピーク波長 λ_k と電圧 V_a 、 V_b 及び V_c の対応を示すルックアップテーブルを作成し、これをコントローラ 21 のメモリに記憶させる。

【0043】

以上説明したキャリブレーションを定期的 (例えばプロセッサ 20 の電源投入時) に行い、ピーク波長 λ_k と電圧 V_a 、 V_b 及び V_c の対応を示すルックアップテーブルを更新する。そして、電子内視鏡装置 1 による分光画像を作成時には、コントローラ 21 は、キャリブレーションの結果得られたルックアップテーブルを参照して、圧電アクチュエータ 44a、44b、44c に与える電圧 V_a 、 V_b 及び V_c を決定する。

40

【0044】

以上説明した本発明の第 1 の実施形態においては、帯域制限光 LL を生成する波長フィルタユニット 40 がプロセッサ 20 (光源装置) に内蔵されており、電子内視鏡 10 に供給される照明光を帯域制限光としている。しかしながら、本発明は上記構成に限定されるものではなく、電子内視鏡に供給される照明光は白色光とし、波長フィルタユニットを電子内視鏡の対物光学系と撮像素子との間に配置する構成もまた、本発明に含まれる。この

50

ような構成の電子内視鏡装置である本発明の第２の実施形態について、以下に説明する。なお、第２の実施形態の電子内視鏡装置において第１の実施形態の電子内視鏡装置と同様の機能を有する要素については、類似の符号を付与し、その詳細な説明は省略する。

【００４５】

図５は、本実施形態の電子内視鏡装置１０１のブロック図である。本実施形態においては、図５に示されるように、プロセッサ１２０に内蔵されたランプ１２２によって生成される白色光ＬＷは、波長フィルタユニットを通ることなく、集光レンズ１２５を介して直接電子内視鏡１１０の照明光用ライトガイド１１５の入射端１１５ａに入射されるようになっている。すなわち、本実施形態においては、電子内視鏡１１０の挿入管先端部１１１ａに配置された照明光用ライトガイド１１５の出射端１１５ｂからは、白色光ＬＷが放射される（挿入管先端部１１１ａの周囲が白色光ＬＷによって照明される）。 10

【００４６】

本実施形態においては、波長フィルタユニット１４０が、電子内視鏡１１０の挿入管１１１に内蔵されている。具体的には、波長フィルタユニット１４０は、対物光学系１１２と撮像素子１１３の間に配置されている。このため、照明光である白色光が被検体の表面で反射した反射光は、対物光学系１１２を介して波長フィルタユニット１４０に入射される。反射光は波長フィルタユニット１４０によって、特定の波長帯域のみが残された帯域制限光となり、そして、この帯域制限光による被検体の像が撮像素子１１３の受光面で結像する。この像は、上記特定の波長帯域のみを含む分光画像である。撮像素子１１３から出力される分光画像の映像信号は、挿入管１１１内に挿通されている信号ケーブル１１４を介して、プロセッサ１２０に内蔵されている画像処理回路１２６に送られ、画像処理回路１２６によって生成される分光画像のビデオ信号が、モニタ１３０に表示される。 20

【００４７】

波長フィルタユニット１４０は、挿入管１１１内に挿通されている信号ケーブル１１６を介して、プロセッサ１２０のコントローラ１２１と接続されており、コントローラ１２１は波長フィルタユニット１４０で透過させる波長帯域を調整可能となっている。従って、本実施形態の電子内視鏡装置においても、様々な波長帯域の分光画像を得ることができる。

【００４８】

なお、本実施形態の構成は、被検体で反射した反射光を波長フィルタユニット１４０に通す構成であるため、波長フィルタユニットで得られた帯域制限光を照明光とする第１の実施形態の構成と比べ、より正確な分光画像を得ることが可能である。すなわち、第１の実施形態においては、帯域制限光と、この帯域制限光を励起光とする蛍光を撮像素子が受光する可能性があったが、本実施形態においては、帯域制限光のみが撮像素子１１３に入射するものであるため、蛍光などの帯域制限光以外の成分を含まない、より正確な分光画像を得ることが可能である。 30

【００４９】

本実施形態の波長フィルタユニット１４０の構成について以下に説明する。図６は、波長フィルタユニット１４０の側面図である。また、図７は、図６のＢ－Ｂ線図である。波長フィルタユニット１４０は、第１の実施形態の波長フィルタユニット４０と同様、向かい合わせに配置された一対の透過基板１４１及び１４２を有し、透過基板１４１及び１４２の互いに向かい合わせとなる面に夫々光学薄膜１４１ａ及び１４２ａが設けられた、ファブリペロー型の干渉フィルタである。なお、図６に示されるように、透過基板１４１は対物光学系１１２側に位置しており、透過基板１４２は撮像素子１１３側に位置している。また、透過基板１４１は、その面部が対物光学系１１２の光軸に垂直となるよう位置決めされている。 40

【００５０】

第１の実施の形態と同様、本実施形態においても、透過基板１４２を透過基板１４１に対して離接させる方向に駆動することによって、波長フィルタユニット１４０を透過させる波長帯域を調整している。透過基板１４２を駆動する機構について以下に説明する。図 50

6 及び図 7 に示されるように、透過基板 142 は、3 つの圧電アクチュエータ 144 a、144 b、144 c を介してリング状のフレーム 143 に取り付けられている。圧電アクチュエータ 144 a、144 b、144 c は、夫々対物光学系 112 の光軸 a_x を中心とする円周 C (図 7) 上に、 120° おきに並べて透過基板 142 に配置されている。そして、圧電アクチュエータ 144 a、144 b、144 c の夫々に電圧を印加することによって、圧電アクチュエータ 144 a、144 b、144 c は、透過基板 142 を透過基板 141 に向かって移動させる方向に変形する。

【0051】

本実施形態においても、コントローラ 121 が信号ケーブル 116 を介して 3 つの圧電アクチュエータ 144 a、144 b 及び 144 c に印加される電圧の大きさを微調整することによって、透過基板 142 が透過基板 141 に対して平行な状態を保ちつつ、光学薄膜 141 a と 142 a の間隔 d を調整可能としている。そのため、本実施形態においても、圧電アクチュエータ 144 a、144 b 及び 144 c の夫々に与える電圧の大きさ V_a 、 V_b 、 V_c と、透過基板 42 を透過する帯域制限光の波長 λ_k の対応関係を、あらかじめ得る必要がある。

【0052】

電圧の大きさ V_a 、 V_b 、 V_c と波長 λ_k の対応関係を得るためには、波長フィルタユニット 140 に白色光を供給する必要がある。しかしながら、対物光学系 112 を介して入射する光は白色光であるとは限らない。そのため、本実施形態においては、照明光用ライトガイド 115 から分岐して出射端が透過基板 142 に配置された白色光供給用ライトガイド 117 a、117 b 及び 117 c を備えている。白色光供給用ライトガイド 117 a、117 b 及び 117 c の出射端は、円周 C 上に 120° おきに位置するように並べて配置されている。なお、白色光供給用ライトガイド 117 a の出射端は圧電アクチュエータ 144 a と 144 b の間に配置され、白色光供給用ライトガイド 117 b の出射端は圧電アクチュエータ 144 b と 144 c の間に配置され、白色光供給用ライトガイド 117 c の出射端は圧電アクチュエータ 144 c と 414 a の間に配置されている。

【0053】

また、透過基板 141 の対物光学系 112 側の面の外周部の、少なくとも白色光供給用ライトガイド 117 a、117 b 及び 117 c の出射端と対向する箇所には、反射ミラー 146 が配置されている。そのため、白色光供給用ライトガイド 117 a、117 b 及び 117 c から照射された白色光は、光学薄膜 141 a 及び 142 a の間で複数回反射して (図 6 中二点鎖線矢印 α) 特定の波長帯域を主成分とする帯域制限光となり、次いで透過基板 141 の中を通して反射ミラー 146 に入射し (図 6 中二点鎖線矢印 β)、さらに、反射ミラー 146 表面で反射して白色光供給用ライトガイド 117 a、117 b 及び 117 c の出射端側に戻る (図 6 中二点鎖線矢印 γ)。ここで、図 7 に示されるように、白色光供給用ライトガイド 117 a、117 b 及び 117 c の出射端は、分光特性取得用ライトガイド 145 a、145 b 及び 145 c の入射端の周りに配置されており、反射ミラー 146 で反射した帯域制限光は、分光特性取得用ライトガイド 145 a、145 b 及び 145 c の入射端に入射する。

【0054】

図 5 に示されるように、分光特性取得用ライトガイド 145 a、145 b 及び 145 c は、電子内視鏡 110 の挿入管 111 の内部を通して、入射端と反対側の端部である出射端は、電子内視鏡用プロセッサ 120 に内蔵された分光計 124 に接続されている。本実施形態においても、第 1 の実施形態と同様、分光特性取得用ライトガイド 145 a、145 b 及び 145 c を通過した帯域制限光の分光特性を分光計 124 によって取得し、コントローラ 121 は、圧電アクチュエータ 144 a、144 b 及び 144 c に与える電圧 V_a 、 V_b 及び V_c を変化させながら分光特性を記録し、この分光特性に基づいて、ピーク波長 λ_k と電圧 V_a 、 V_b 及び V_c の対応を示すルックアップテーブルを作成し、これをコントローラ 121 のメモリに記憶させる。

【0055】

以上説明した本発明の第1及び第2の実施形態の電子内視鏡装置は、波長フィルタユニットが透過させるピーク波長 λ_k と、圧電アクチュエータに与える電圧 V_a 、 V_b 及び V_c の対応を示すルックアップテーブルをあらかじめ作成しておき、分光画像を得るときは、ルックアップテーブルの内容を参照して圧電アクチュエータに与える電圧 V_a 、 V_b 及び V_c を調整するものである。しかしながら、本発明は上記の構成に限定されるものではなく、分光画像を得る際に随時分光計からピーク波長 λ_k を取得して、フィードバック制御により、所望のピーク波長 λ_k が得られるようコントローラが圧電アクチュエータに与える電圧 V_a 、 V_b 及び V_c の大きさを調整する構成としてもよい。

【0056】

また、本実施形態においては、圧電アクチュエータ及び分光特性取得用ライトガイドは、夫々3組ずつ設けられている。しかしながら、一方の透過基板の他方に対する傾きに基づく分光特性の偏向の度合いを検出する為、及び、両透過基板を平行に保つ為には、圧電アクチュエータ及び分光特性取得用ライトガイドが3組以上あればよく、圧電アクチュエータ及び分光特性取得用ライトガイドを4組以上設けた構成もまた、本発明に含まれる。

10

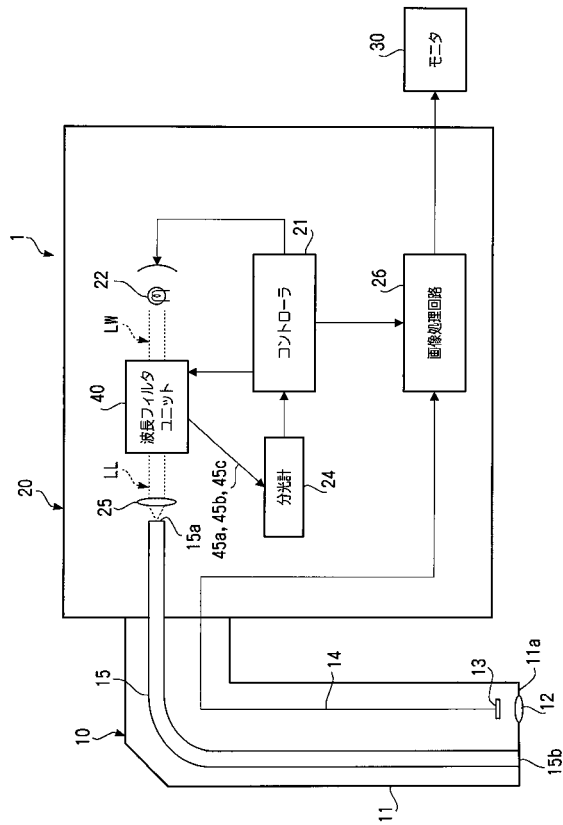
【符号の説明】

【0057】

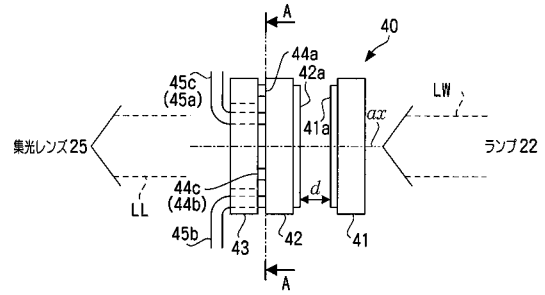
1、101	電子内視鏡装置
10、110	電子内視鏡
20、120	プロセッサ
21、121	コントローラ
24、124	分光計
40、140	波長フィルタユニット
41、42、141、142	透過基板
44a～c、144a～c	圧電アクチュエータ
45a～c、145a～c	分光特性取得用ライトガイド
117a～c	白色光供給用ライトガイド

20

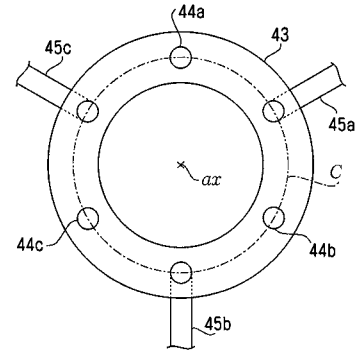
【図 1】



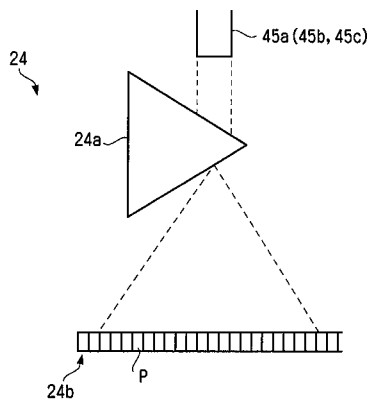
【図 2】



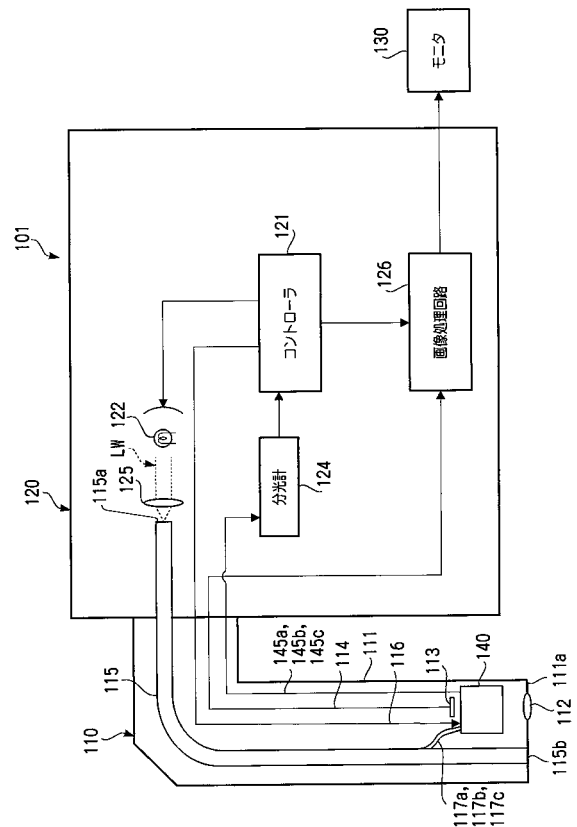
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 CC06 HH54 LL01 MM02 NN01 PP12 QQ01 QQ06 QQ09 RR04
RR14 RR22

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2011200417A	公开(公告)日	2011-10-13
申请号	JP2010070356	申请日	2010-03-25
[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		
[标]发明人	千葉亨		
发明人	千葉 亨		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/04.362.A G02B23/24.B A61B1/00.550 A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/045.632 A61B1/06.610 A61B1/07.730 A61B1/07.731 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/BA23 2H040/CA04 2H040/CA24 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/HH54 4C061/LL01 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ01 4C061/QQ06 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR22 4C161/CC06 4C161/HH54 4C161/LL01 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ01 4C161/QQ06 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR22		
代理人(译)	荒木义行		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种电子内窥镜设备，该电子内窥镜设备能够通过期望波长带的带限光来确定地获得光谱图像。一种电子内窥镜设备，包括一对在其彼此面对的表面上形成有反射膜的透射基板，并且移动一个透射基板以改变透射基板之间的距离，以形成一对透射基板。一种波长滤光器单元，包括：驱动单元，其能够改变通过其的光的波长带，并且由设置在光源装置中的灯产生的白光入射在透射基板的至少一部分上。光谱检测装置，用于检测使白光通过波长滤光器单元而获得的带限光的波长光谱；用于将带限光引导至光谱检测装置的光谱特性获取光导；以及光谱检测装置。基于由控制驱动装置的控制单元检测到的带限光的波长光谱，从而可以获得期望的透射波长带。和过啦。[选型图]图1

