

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-245224

(P2012-245224A)

(43) 公開日 平成24年12月13日(2012.12.13)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B	1/06	4 C 1 6 1
(2006.01)	A 6 1 B 1/06	A

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2011-120361 (P2011-120361)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成23年5月30日 (2011. 5. 30)		H O Y A 株式会社
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号
		(74) 代理人	100078880
			弁理士 松岡 修平
		(74) 代理人	100148895
			弁理士 荒木 佳幸
		(74) 代理人	100169856
			弁理士 尾山 栄啓
		(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
		Fターム(参考)	4C161 FF46 LL01 MM02 PP12 QQ02
			RR02 RR04 RR14

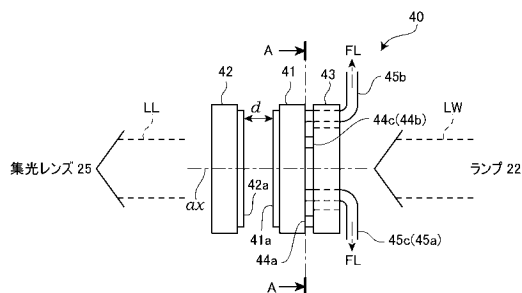
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 所望の波長帯域の帯域制限光による正確で且つ明るい分光画像を取得可能な電子内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 電子内視鏡装置が、互に対向する面部に反射膜が形成された第1及び第2の透過基板と、第1の透過基板を第2の透過基板に対して移動させ透過基板間の間隔を変更する駆動手段とを備え、光源装置から第1の透過基板に入射される白色光をフィルタリングして透過基板間の間隔に応じた所定波長の帯域制限光を光源装置と反対の方向に透過させると共に、帯域制限光以外の波長の光を光源装置の方向に反射する波長フィルタユニットと、波長フィルタユニットから反射される反射光の一部を受光し、帯域制限光以外の波長の光の波長分布を検出する波長分布検出手段と、波長分布検出手段によって検出された帯域制限光以外の波長の光の波長分布に基づいて帯域制限光が所定の波長分布となるように駆動手段を制御するコントローラとを有する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

電子内視鏡と、

白色光を出射する光源を有し、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第 1 及び第 2 の透過基板と、該第 1 の透過基板を該第 2 の透過基板に対して移動させ該第 1 及び第 2 の透過基板間の間隔を変更する駆動手段とを備え、前記光源装置から該第 1 の透過基板に入射される白色光をフィルタリングして該第 1 及び第 2 の透過基板間の間隔に応じた所定波長の帯域制限光を前記光源装置と反対の方向に透過させると共に、前記帯域制限光以外の波長の光を前記光源装置の方向に反射する波長フィルタユニットと、

前記波長フィルタユニットから反射される反射光の一部を受光し、前記帯域制限光以外の波長の光の波長分布を検出する波長分布検出手段と、

前記波長分布検出手段によって検出された前記帯域制限光以外の波長の光の波長分布に基づいて、前記帯域制限光が所定の波長分布となるように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】

前記波長分布検出手段は、前記反射光の一部を複数の受光位置で受光して複数の波長分布を検出し、

前記コントローラは、前記複数の波長分布が略一致するように前記駆動手段を制御す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】

前記複数の受光位置は、少なくとも 3 カ所以上であり、前記反射光の光軸に対し垂直な面上においてそれぞれ異なる位置にあ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】

前記波長分布検出手段は、入射端が前記受光位置のそれぞれに配置され、該入射端に入射される前記反射光の一部を導光する複数のライトガイドと、該複数のライトガイドのそれぞれによって導光された光を受光して波長分布を検出する複数のセンサ部と、を有することを特徴とする請求項 2 又は請求項 3 に記載の電子内視鏡装置。

30

【請求項 5】

前記波長分布検出手段は、入射端が前記受光位置のそれぞれに配置され、該入射端に入射される前記反射光の一部を導光する複数のライトガイドと、該複数のライトガイドによって導光された光を受光して波長分布を検出するセンサ部と、を有することを特徴とする請求項 2 又は請求項 3 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 6】

前記複数のライトガイドは、出射端において 1 つに束ねられ、

前記センサ部は、前記複数のライトガイドによって導光された光を同時に受光す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】

前記波長フィルタユニットは、前記第 1 の透過基板と前記複数のライトガイドとを支持するフレームを有することを特徴とする請求項 4 から請求項 6 のいずれか一項に記載の電子内視鏡装置。

40

【請求項 8】

前記駆動手段は、前記フレームと前記第 1 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 7 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 9】

前記圧電アクチュエータは、前記第 1 の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 8 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 10】

50

前記コントローラは、前記波長分布検出手段によって検出された前記帯域制限光以外の波長の光の波長分布に基づいて、前記帯域制限光が所定の波長分布となるように、前記第1の透過基板の移動量を最適化する最適化手段を有し、該移動量に基づいて前記駆動手段を制御することを特徴とする請求項1から請求項9のいずれか一項に記載の電子内視鏡装置。

【請求項11】

前記最適化手段は、前記帯域制限光の波長分布の中心波長、強度及び半値幅の少なくとも1つについて目標値との差が最小となるように、前記移動量を最適化することを特徴とする請求項10に記載の電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子内視鏡と光源装置を備え、特に分光画像を撮像可能な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、狭波長帯域の光を病変部に照射して得られる内視鏡画像である。例えば、ヘモグロビンが反射するような波長帯域の光を照射した時の分光画像から、生体組織の血管の状態を診断することができる。

20

【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对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を反射膜間で繰り返し反射及び干渉させて、特定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移動させることによって、帯域制限光のピーク波長を変更することが可能となる。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2008-183350号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0005】

正確なピーク波長の帯域制限光を得るためには、透過基板間の間隔を正確に制御する必要があるため、特許文献1の構成においては、透過基板間に複数の静電容量センサを配置して透過基板間の間隔を検出し、その検出結果に基づいて圧電アクチュエータをフィードバック制御している。

【0006】

しかしながら、上記のように複数の静電容量センサを用いる構成の場合、各静電容量センサ間でオフセット、変位-電圧特性及び温度特性が異なるため（すなわち、個体差があるため）、静電容量センサで検出した透過基板間の間隔に基づいて圧電アクチュエータを制御したとしても、必ずしも正確に透過基板間の間隔を制御することはできず、所望の帯

50

域制限光を得ることは困難であった。また、所望の帯域制限光を得るためには、帯域制限光の波長分布を直接検出し、その結果を圧電アクチュエータにフィードバックする方法も考えられるが、このような構成の場合、帯域制限光の一部を検出する必要上、元々少ない帯域制限光の光量をさらに低下させてしまうといった問題がある。

【 0 0 0 7 】

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、帯域制限光の光量を低下させることなく透過基板間の間隔を正確に制御し、所望の波長帯域の帯域制限光による正確で且つ明るい分光画像を取得可能な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】

10

【 0 0 0 8 】

上記の目的を達成するため、本発明の電子内視鏡装置は、電子内視鏡と、白色光を出射する光源を有し電子内視鏡に照明光を供給する光源装置とを有し、更に、互いに対向する面部に反射膜が形成された第 1 及び第 2 の透過基板と、該第 1 の透過基板を該第 2 の透過基板に対して移動させ該第 1 及び第 2 の透過基板間の間隔を変更する駆動手段とを備え、光源装置から第 1 の透過基板に入射される白色光をフィルタリングして第 1 及び第 2 の透過基板間の間隔に応じた所定波長の帯域制限光を光源装置と反対の方向に透過させると共に、帯域制限光以外の波長の光を光源装置の方向に反射する波長フィルタユニットと、波長フィルタユニットから反射される反射光の一部を受光し帯域制限光以外の波長の光の波長分布を検出する波長分布検出手段と、波長分布検出手段によって検出された帯域制限光以外の波長の光の波長分布に基づいて帯域制限光が所定の波長分布となるように駆動手段を制御するコントローラとを有する。

20

【 0 0 0 9 】

本発明によれば、帯域制限光の光量を低下させることなく帯域制限光の波長分布を検出することが可能となるため、波長フィルタユニットの特性が温度等によって変化する場合であっても透過基板間の間隔を正確に制御でき、所望の波長帯域の帯域制限光による正確で且つ明るい分光画像を取得することが可能となる。

【 0 0 1 0 】

また、波長分布検出手段は、反射光の一部を複数の受光位置で受光して複数の波長分布を検出し、コントローラは、複数の波長分布が略一致するように駆動手段を制御する構成とすることができる。この場合、複数の受光位置は、少なくとも 3 カ所以上であり、反射光の光軸に対し垂直な面上においてそれぞれ異なる位置にあることが好ましい。このような構成によれば、第 1 と第 2 の透過基板を平行に保つことが可能となるため、より正確な波長分布の帯域制限光を得ることができる。

30

【 0 0 1 1 】

また、波長分布検出手段は、入射端が受光位置のそれぞれに配置され、該入射端に入射される反射光の一部を導光する複数のライトガイドと、該複数のライトガイドのそれぞれによって導光された光を受光して波長分布を検出する複数のセンサ部とを有する構成としてもよい。

【 0 0 1 2 】

40

また、波長分布検出手段は、入射端が受光位置のそれぞれに配置され、該入射端に入射される反射光の一部を導光する複数のライトガイドと、該複数のライトガイドによって導光された光を受光して波長分布を検出するセンサ部とを有する構成としてもよい。この場合、複数のライトガイドは、出射端において 1 つに束ねられ、センサ部は、複数のライトガイドによって導光された光を同時に受光することが好ましい。このような構成とすると、センサ部の特性のばらつきを考慮する必要がなくなるため、より正確に波長分布を検出することが可能となる。

【 0 0 1 3 】

また、波長フィルタユニットは、第 1 の透過基板と複数のライトガイドとを支持するフレームを有する構成としてもよい。この場合、駆動手段は、フレームと第 1 の透過基板と

50

の間に配置された圧電アクチュエータを有することが好ましい。また、この場合、圧電アクチュエータは、第１の透過基板の面上に少なくとも３つ設けられていることが好ましい。このような構成とすれば、第１の透過基板と複数のライトガイドとの位置決めを容易に行うことができると共に、波長フィルタユニット全体をコンパクトに構成することが可能となる。

【００１４】

また、コントローラは、波長分布検出手段によって検出された帯域制限光以外の波長の光の波長分布に基づいて、帯域制限光が所定の波長分布となるように、第１の透過基板の移動量を最適化する最適化手段を有し、該移動量に基づいて駆動手段を制御する構成としてもよい。この場合、最適化手段は、帯域制限光の波長分布の中心波長、強度及び半値幅の少なくとも１つについて目標値との差が最小となるように、移動量を最適化することが好ましい。

10

【発明の効果】

【００１５】

以上のように、本発明によれば、帯域制限光の光量を低下させることなく透過基板間の間隔が正確に制御されるため、所望の波長帯域の帯域制限光による正確で且つ明るい分光画像を取得可能な電子内視鏡装置が実現される。

【図面の簡単な説明】

【００１６】

【図１】図１は、本発明の実施の形態に係る電子内視鏡装置のブロック図である。

20

【図２】図２は、本発明の実施の形態に係る電子内視鏡装置に内蔵される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、本発明の実施の形態の分光計を模式的に示したものである。

【図５】図５は、図４の分光計で検出されるフィードバック光の波長分布を模式的に示したものである。

【図６】図６は、本発明の実施の形態のコントローラで実行される画像取得処理のフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【００１７】

30

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。

【００１８】

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の内部の、挿入管先端部１１ａの近傍に配置された撮像素子１３を有する。撮像素子１３は、対物光学系１２による挿入管先端部１１ａの周囲の像が撮像素子１３の受光面に結像するような位置に配置されている。

【００１９】

40

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。

【００２０】

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。プロセッサ２０には、コントローラ２１と、画像処理回路２６が内蔵されている。電子内視鏡１０の撮像素子１３と、プロセッサ２０の画像処理回路２６とは、電子内視鏡１０の挿入管１１に挿通されている信号線１４を介して接続されており、撮像素子１３によって撮像された画像の映像信号は、画像処理回路２６によって処理されて、NTSC (National Television System Committee) 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２６に

50

よって生成されたビデオ信号は、モニタ 30 に入力される。この結果、撮像素子 13 によって撮像された挿入管先端部 11a の周囲の画像がモニタ 30 に表示される。なお、撮像素子 13 は所定の間隔おきに画像を撮像しており、画像処理回路 26 は、撮像素子 13 から送信される映像信号を処理して、所定の間隔（例えば、1/30 秒ごと）でビデオ信号をモニタ 30 に送信している。この結果、モニタ 30 には、撮像素子 13 が撮像した挿入管先端部 11a の周囲の画像が動画として表示されることになる。

【0021】

なお、撮像素子 13 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り、例えば、CCD (Charge Coupled Device) である。

10

【0022】

次に、プロセッサ 20 の光源装置としての機能について説明する。プロセッサ 20 は、ランプ 22 と、波長フィルタユニット 40 と、分光計 24 と、集光レンズ 25 とを有する。ランプ 22 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 22 によって生成された白色光 LW は、波長フィルタユニット 40 に入射する。

【0023】

波長フィルタユニット 40 は、所定の狭帯域の波長帯以外の成分を白色光 LW から取り除くフィルタを内蔵しており、所定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 40 から出射された帯域制限光 LL は、集光レンズ 25 に入射する。

20

【0024】

図 1 に示されるように、電子内視鏡 10 の挿入管 11 には、光ファイババンドル等の照明光用ライトガイド 15 が挿通されている。照明光用ライトガイド 15 の一端は、プロセッサ 20 の内部に挿入された入射端 15a となっている。集光レンズ 25 は、波長フィルタユニット 40 から入射する帯域制限光 LL を集光して入射端 15a に入射させる。照明光用ライトガイド 15 の他端は、挿入管先端部 11a に配置された出射端 15b となっており、入射端 15a に入射した帯域制限光 LL は、照明光用ライトガイド 15 を通って出射端 15b 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 11a の周囲を照明する。

30

【0025】

波長フィルタユニット 40 は、コントローラ 21 によって制御されることによって、帯域制限光 LL 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 40 の構成について以下に説明する。

【0026】

図 2 は、波長フィルタユニット 40 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 40 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 40 は、向かい合わせに配置された一対の透過基板 41 及び 42 を有する。なお、図 2 に示されるように、透過基板 41 はランプ 22 側に位置しており、透過基板 42 は集光レンズ 25 側に位置している。透過基板 41 及び 42 の、互に向かい合わせとなる面には、それぞれ光学薄膜 41a 及び 42a が設けられている。なお、透過基板 42 は、その面部が集光レンズ 25 の光軸 ax に垂直となるよう位置決めされている。

40

【0027】

光学薄膜 41a 及び 42a は、共に DBR (Distributed Bragg Reflector) 反射層である。DBR 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、光学薄膜 41a 及び 42a を所定の距離で対面させた干渉条件においては、所定の波長に対して極めて高い（90% 以上）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。

【0028】

50

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。また、後述するように、帯域制限光 L L 以外の光は、ランプ 2 2 に向かって出射（反射）される。

【 0 0 2 9 】

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。

10

【 0 0 3 0 】

【 数 1 】

$$\lambda_k = \frac{2nd}{k}$$

【 0 0 3 1 】

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 1 を、他方の透過基板 4 2 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 1 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。本実施形態においては、コントローラ 2 1 が、後述する画像取得処理を実行することによって、波長フィルタユニット 4 0 を制御し、4 0 0、4 0 5、4 1 0、・・・、8 0 0 n m を中心波長 λ_k とする狭波長帯域（帯域幅約 5 n m）の光が順次選択される。そして、画像処理回路 2 6 が、各波長 λ_k で得られる分光画像を撮影して一時記憶メモリ（不図示）に記録すると共に、記録された分光画像を適宜読み出すことで、カラー画像及び所定の波長での分光画像を得ることができるよう構成されている。

20

30

【 0 0 3 2 】

透過基板 4 1 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 1 は、3 つの圧電アクチュエータ 4 4 a、4 4 b 及び 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 及び 4 4 c は、それぞれ集光レンズ 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 1 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 及び 4 4 c のそれぞれ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 及び 4 4 c は、透過基板 4 1 を透過基板 4 2 に向かって移動させる。

40

【 0 0 3 3 】

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 2 に対する透過基板 4 1 の傾きが変化する。透過基板 4 2 に対する透過基板 4 1 が平行でない状態においては、透過基板 4 1 上の各位置に応じて間隔 d が異なるため、透過する帯域制限光 L L の波長 λ_k が透過基板 4 1 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フィードバック制御することによって、透過基板 4 1 が透

50

過基板 4 2 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。

【 0 0 3 4 】

次に、波長 λ_k を正確に制御するために行われる、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フィードバック制御について説明する。フィードバック制御には、フレーム 4 3 に取り付けられた分光特性取得用ライトガイド 4 5 a、4 5 b 及び 4 5 c 並びに、分光計 2 4 (図 1) が使用される。分光特性取得用ライトガイド 4 5 a、4 5 b 及び 4 5 c 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 4 5 a の入射端は圧電アクチュエータ 4 4 a と 4 4 b の間に配置され、分光特性取得用ライトガイド 4 5 b の入射端は圧電アクチュエータ 4 4 b と 4 4 c の間に配置され、分光特性取得用ライトガイド 4 5 c の入射端は圧電アクチュエータ 4 4 c と 4 4 a の間に配置されている。上述のように、ランプ 2 2 から出射された白色光 L W は、波長フィルタユニット 4 0 によって波長選択され、波長フィルタユニット 4 0 から帯域制限光 L L が出射される。そして、この時、白色光 L W に含まれる帯域制限光 L L 以外の波長の光は、波長フィルタユニット 4 0 からランプ 2 2 側に反射されることとなる。換言すると、ランプ 2 2 から出射された白色光 L W が波長フィルタユニット 4 0 を通ることにより、帯域制限光 L L のみが集光レンズ 2 5 側に出射され、帯域制限光 L L 以外の光は、ランプ 2 2 側に出射 (反射) されることとなる。本実施形態においては、このランプ 2 2 側に出射される反射光の一部が分光特性取得用ライトガイド 4 5 a、4 5 b 及び 4 5 c に入射するように構成され、フィードバック制御は、分光特性取得用ライトガイド 4 5 a、4 5 b 及び 4 5 c によって導光される反射光 (以下、それぞれ、フィードバック光 F L a、F L b 及び F L c、という) を利用して行われる。

10

20

【 0 0 3 5 】

分光特性取得用ライトガイド 4 5 a、4 5 b 及び 4 5 c の他端 (出射端) は、1 つに束ねられ、分光計 2 4 に接続されている。分光計 2 4 の構成を図 4 に示す。

【 0 0 3 6 】

分光計 2 4 は、分光特性取得用ライトガイド 4 5 a、4 5 b 及び 4 5 c を通過した F L a、F L b 及び F L c をスペクトル分解するためのプリズム 2 4 a と、プリズム 2 4 a によってスペクトル分解された光 L D を受光するためのライン型撮像素子 2 4 b を有する。コントローラ 2 1 (図 1) は、ライン型撮像素子 2 4 b を構成する複数の画素セル P X の出力を検出可能であり、画素セル P X のそれぞれに入射した光 L D 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 4 5 a、4 5 b 及び 4 5 c の出射端、プリズム 2 4 a 及びライン型撮像素子 2 4 b 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 L D のうち、どの周波数帯域の光が複数の画素セル P X 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 2 1 は、画素セル P X のそれぞれの出力から、分光特性取得用ライトガイド 4 5 a、4 5 b 及び 4 5 c を通過したフィードバック光 F L a、F L b 及び F L c の波長分布を得ることが可能である。

30

【 0 0 3 7 】

図 5 は、画素セル P X で検出されるフィードバック光 F L a、F L b 及び F L c の波長分布を模式的に示した図である。上述したように、画素セル P X の各セル位置は波長を示し、画素セル P X の各セルで検出される光量は、各セルに対応する波長の強度に他ならないため、図 5 においては、横軸波長、縦軸強度として、フィードバック光 F L a、F L b 及び F L c の波長分布を示している。図 5 (a) は、中心波長 λ_k が 500 nm の帯域制限光 L L を得ようとした場合のフィードバック光 F L a、F L b 及び F L c の波長分布を例示したものであり、図 5 (b) は、図 5 (a) の波長 500 nm 付近を波長方向に拡大して示すものである。

40

【 0 0 3 8 】

上述したように、フィードバック光 F L a、F L b 及び F L c は、白色光 L W から帯域制限光 L L を除いた光であるため、図 5 (a) に示すように、帯域制限光 L L の中心波長 λ_k (500 nm) をボトムとする波長分布が得られる。ここで、上述のように、分光特性取得用ライトガイド 4 5 a、4 5 b 及び 4 5 c は、その一端 (入射端) が透過基板 4 1

50

の円周C上に120°おきに配置されているため、分光特性取得用ライトガイド45a、45b及び45cのそれぞれは、透過基板41上の異なる位置の反射光をフィードバック光FLa、FLb及びFLcとして導光する。従って、透過基板41が透過基板42に対して平行となっていない場合には、分光特性取得用ライトガイド45a、45b及び45cのそれぞれが配置される位置における光学薄膜41aと42aの間隔dが異なることとなり、図5(b)に示すように、フィードバック光FLa、FLb及びFLcのそれぞれの波長分布は異なることとなる。換言すると、図5(b)に示す状態の場合、波長フィルタユニット40から出射される帯域制限光LLは、3つのピーク波長を有する光であり、正確に中心波長 λ_k に調整、制御された光とはなっていないことを示している。本実施形態のフィードバック制御は、透過基板41が透過基板42に対して平行となっていない場合に、フィードバック光FLa、FLb及びFLcのそれぞれの波長分布が異なって観測されることを利用し、これらの波長分布が中心波長 λ_k において一致するように圧電アクチュエータ44a、44b及び44cに印加される電圧を制御することで、帯域制限光LLが中心波長 λ_k のみ有する光となるように制御している。

10

20

30

40

50

【0039】

帯域制限光LLの波長の検出には、帯域制限光LLを直接検出する構成も考えられるが、本実施形態においては、波長フィルタユニット40よりもランプ22側に配置した分光特性取得用ライトガイド45a、45b及び45cによって、波長フィルタユニット40からランプ22側に反射される反射光を検出する構成を採っている。これは、帯域制限光LLを直接検出する構成の場合、帯域制限光LLの一部を遮る必要があり、分光画像を得るために必要な帯域制限光LLの光量を低下させてしまうこととなるためである。すなわち、本実施形態のような構成とすることにより、波長フィルタユニット40の集光レンズ25側に帯域制限光LLを直接検出するための構成が不要となるため、所定の光量の帯域制限光LLで正確且つ明るい分光画像を得ることが可能となる。

【0040】

なお、本実施形態においては、分光特性取得用ライトガイド45a、45b及び45cの出射端は、1つに束ねられ1つの分光計24に接続されているが、この構成に限定されるものではない。分光特性取得用ライトガイド45a、45b及び45cのそれぞれに分光計24が接続される構成としてもよい。しかし、本実施形態のように、分光特性取得用ライトガイド45a、45b及び45cで導光されるフィードバック光FLa、FLb及びFLcを1つの分光計24で検出する構成とすると、各分光計24間の特性のばらつきを考慮する必要がなくなるため、より正確に波長分布を検出することが可能となる点で優れる。

【0041】

次に、図6を参照しながら、フィードバック制御の動作について説明する。図6は、本実施形態のコントローラ21で実行される画像取得処理のフローチャートである。画像取得処理は、分光画像を取得し、モニタ30に表示を行うためのルーチンである。本ルーチンは、電子内視鏡装置1の電源投入によって実行される。

【0042】

本ルーチンが開始すると、ステップS1が実行される。ステップS1では、コントローラ21は、電子内視鏡装置1の各種設定を初期化する。本実施形態においては、400、405、410、・・・、800nmを中心波長 λ_k とする帯域制限光LLを順次出射し分光画像を取得する構成としているため、帯域制限光LLの中心波長 λ_k の初期値は400nmである。従って、コントローラ21は、コントローラ21のメモリ(不図示)内で管理される帯域制限光LLの中心波長 λ_k を表すパラメータ(変数) λ に「400」を入力する。次いでステップS2に進む。

【0043】

ステップS2では、コントローラ21は、ランプ22を点灯させ、ステップS3に進む。

【0044】

ステップ S 3 では、コントローラ 2 1 は、パラメータ λ に記憶されている値（初期値：4 0 0）を読み出し、帯域制限光 L L の中心波長 λ_k がパラメータ λ で設定されている波長となるように、波長フィルタユニット 4 0 の圧電アクチュエータ 4 4 a、4 4 b 及び 4 4 c に所定の電圧を印加する。これによって、波長フィルタユニット 4 0 からは、中心波長 λ_k が略パラメータ λ の帯域制限光 L L が出射される。次に、ステップ S 4 に進む。

【 0 0 4 5 】

ステップ S 4 では、コントローラ 2 1 は、分光計 2 4 で検出されたフィードバック光 F L a、F L b 及び F L c の波長分布を得る。上述したように、ステップ S 3 において、波長フィルタユニット 4 0 の圧電アクチュエータ 4 4 a、4 4 b 及び 4 4 c に所定の電圧を印加したのみでは、波長フィルタユニット 4 0 の透過基板 4 1 が透過基板 4 2 に対して平行となっているとは限らず、通常、図 5（b）に示すように、フィードバック光 F L a、F L b 及び F L c のそれぞれの波長分布は異なって観測（検出）される。次いで、ステップ S 5 に進む。

10

【 0 0 4 6 】

ステップ S 5 では、コントローラ 2 1 は、ステップ S 4 で得られたフィードバック光 F L a、F L b 及び F L c の波長分布について、所定の評価式を演算し、その結果（評価値）に基づいて、波長フィルタユニット 4 0 の圧電アクチュエータ 4 4 a、4 4 b 及び 4 4 c に印加している電圧を最適化する。具体的には、ステップ S 4 で得られた波長分布の強度 P、中心波長 W L 及び半値幅 H W について、実測値と目標値との差の 2 乗和を求め、これが許容誤差以下となるように、圧電アクチュエータ 4 4 a、4 4 b 及び 4 4 c に印加している電圧を最適化する。最適化の手法については、周知の様々な最適化手法を適用することが可能であるが、本実施形態においては、減衰最小 2 乗法を用いている。なお、減衰最小 2 乗法を適用する場合の評価式 E v は下式によって定義され、中心波長 W L、強度 P 及び半値幅 H W の実測値をそれぞれ $W L_{act}$ 、 P_{act} 及び $H W_{act}$ で表し、目標値をそれぞれ $W L_t$ 、 P_t 及び $H W_t$ で表す。また、 k_0 、 k_1 及び k_2 は、それぞれ中心波長 W L、強度 P 及び半値幅 H W の重み付け係数である。

20

【 0 0 4 7 】

【数 2】

$$Ev = k_0 (WL_t - WL_{act})^2 + k_1 (P_t - P_{act})^2 + k_2 (HW_t - HW_{act})^2$$

30

【 0 0 4 8 】

ここで、評価式 E v は、圧電アクチュエータ 4 4 a、4 4 b 及び 4 4 c の印加電圧をマトリックス要素 m_j （ $j = 1, 2, 3$ ）とする関数とみなすことができる。本実施形態の減衰最小 2 乗法では、評価式 E v をメリット関数 ϕ とし、このメリット関数 ϕ が所定の閾値以下となるようにマトリックス要素 m_j （ $j = 1, 2, 3$ ）を最適化する。なお、減衰最小 2 乗法自体は周知であるため、詳細な説明は省略するが、本実施形態においては、解の収束を保証しつつその効率を高めるため、ダンピング因子 D （ > 0 ）を設定し、出発点 m_{j0} から解への移動量 m_j について解いた下記の正規方程式を用いて最適解を求めている。ここで、 m は、 m_j （ $j = 1, 2, 3$ ）を要素とする列ベクトルであり、 A は、出発点 m_{j0} における評価式 E v のヤコビ行列である。また、「 $()^T$ 」は転置行列を示し、「 $()^{-1}$ 」は逆行列を示し、 I は単位行列を示している。

40

【 0 0 4 9 】

【数 3】

$$\Delta m = - (A_0^T A_0 + DI)^{-1} A_0^T Ev$$

ただし、

$$\Delta m = \begin{pmatrix} \Delta m_1 \\ \Delta m_2 \\ \Delta m_3 \end{pmatrix} \quad A = (a_1 \quad a_2 \quad a_3)$$

【 0 0 5 0 】

以上のように、ステップ S 5 においては、出発点を定義し、全てのパラメータ（すなわち、圧電アクチュエータ 4 4 a、4 4 b 及び 4 4 c の印加電圧）を出発点に対して各々微小に変化させ、評価値の変化量を算出する。そして、評価値の変化量から最適解が存在すると考えられるパラメータを予測し、そのパラメータを更新（すなわち、圧電アクチュエータ 4 4 a、4 4 b 及び 4 4 c の印加電圧を調整）する。次いで、ステップ、S 6 に進む。

10

【 0 0 5 1 】

ステップ S 6 では、コントローラ 2 1 は、ステップ S 5 で得られた評価値が最小であるかを判断する。評価値が最小でないと判断された場合には（ステップ S 6 : N O）、処理は、ステップ S 4 に進み、ステップ S 4 ~ S 6 が繰り返し実行される。一方、ステップ S 6 において、評価値が最小であると判断された場合には（ステップ S 6 : Y E S）、処理はステップ S 7 に進む。

【 0 0 5 2 】

ステップ S 7 では、コントローラ 2 1 は、撮像素子 1 3 によって撮像された画像（すなわち、分光画像）を取得し、画像処理回路 2 6 の一次記憶メモリ（不図示）に記憶する。そして、帯域制限光 L L の中心波長 λ_k を表すパラメータ λ に「5」を加算し、ステップ S 8 に進む。

20

【 0 0 5 3 】

ステップ S 8 では、コントローラ 2 1 は、パラメータ λ の値が「800」よりも大きいかな否かを判断する。上述したように、本実施形態においては、400、405、410、・・・、800 nm を中心波長 λ_k とする狭波長帯域（帯域幅約 5 nm）の光を順次照射することによって分光画像を得るように構成されている。従って、ステップ S 8 において、パラメータ λ の値が「800」以下であると判断された場合（ステップ S 8 : N O）、処理は、ステップ S 3 に戻り、ステップ S 3 ~ S 8 が繰り返し実行される。一方、ステップ S 8 において、パラメータ λ の値が「800」より大きいと判断された場合（ステップ S 8 : Y E S）、全ての波長での分光画像が取得されたと判断され、処理は、ステップ S 9 に進む。

30

【 0 0 5 4 】

ステップ S 9 では、コントローラ 2 1 は、ステップ S 3 ~ S 8 にて取得した分光画像のうち、中心波長 λ_k が 435 nm、545 nm、及び 700 nm となる 3 枚の画像を取り出し、中心波長 λ_k が 435 nm の画像を青色プレーンに、中心波長 λ_k が 545 nm の画像を緑色プレーンに、中心波長 λ_k が 700 nm の画像を赤色プレーンに記憶させた一枚のカラー画像データを生成する。このカラー画像データは、上記のように青色の波長である 435 nm の分光画像、緑色の波長である 545 nm の分光画像及び赤色の波長である 700 nm の分光画像から得られるものであり、通常観察の内視鏡画像と同等のカラー画像となる。そして、コントローラ 2 1 は、生成されたカラー画像データをモニタ 3 0 に送りモニタ 3 0 のスクリーンの左側に表示させる。次いで、ステップ S 10 に進む。

40

【 0 0 5 5 】

ステップ S 10 では、コントローラ 2 1 は、ステップ S 3 ~ S 8 にて取得した分光画像のうち、ユーザが操作部（不図示）を操作することによって選択する中心波長 λ_k の分光画像を取り出し、この分光画像の画像データをモニタ 3 0 に送りモニタ 3 0 のスクリーンの右側に表示させる。次いで、ステップ S 11 に進む。

【 0 0 5 6 】

50

ステップ S 1 1 では、コントローラ 2 1 は、ユーザによって、画像更新を終了する旨の入力がなされたか否かを検出する。ステップ S 1 1 において、画像更新を終了する旨の入力（例えば、不図示の操作部の操作）がないと判断された場合（ステップ S 1 1 : N O）、処理は、ステップ S 1 2 に進み、パラメータ λ の値が再び初期値「400」に設定された上で、ステップ S 3 に戻る。一方、ステップ S 1 1 において、画像更新を終了する旨の入力があったと判断された場合（ステップ S 1 1 : Y E S）、本ルーチンは終了する。

【0057】

以上のように、図 6 のフローチャートで示されるルーチンをコントローラ 2 1 が実行することにより、400、405、410、・・・、800 nm を中心波長 λ_k とする帯域制限光が順次照射され、400 ~ 800 nm 間で 5 nm 刻みの分光画像が取得される。そして、本実施形態においては、ステップ S 4 ~ S 6 の処理において、各中心波長 λ_k において波長分布が最適化されることにより、正確な波長に調整、制御された帯域制限光が出射されるように構成されている。従って、圧電アクチュエータの電圧 - 変位特性が温度特性によって変化した場合、及び、温度による影響によって圧電アクチュエータを支持するフレーム等の部材が変形した場合であっても、正確な波長の帯域制限光を得ることが可能となる。また、本実施形態においては、減衰最小 2 乗法を用いて最適化を行う構成としたため、圧電アクチュエータの電圧 - 変位特性の変化、及び、圧電アクチュエータを支持するフレーム等の部材の変形が非線形なものであっても最適化が可能である。

10

【0058】

以上が本実施形態の説明であるが、本発明は、上記実施形態に限定されるものではなく、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。例えば、ステップ S 5 で行われる、波長フィルタユニット 40 の圧電アクチュエータ 44 a、44 b 及び 44 c に印加する電圧の最適化の手法は減衰最小 2 乗法に限定されるものでなく、周知の非線形関数の最適化手法が適用可能である。

20

【0059】

また、本実施形態においては、波長フィルタユニット 40 からランプ 22 側に反射される帯域制限光 L L 以外の波長の光を分光計 24 で検出する構成としたが、波長フィルタユニット 40 から集光レンズ 25 側に出射される帯域制限光 L L を分光計 24 で検出する構成としてもよい。この場合、分光特性取得用ライトガイド 45 a、45 b 及び 45 c は、波長フィルタユニット 40 の集光レンズ 25 側に取り付けられる。

30

【0060】

また、本実施形態においては、透過基板 41 上において、分光特性取得用ライトガイド 45 a、45 b 及び 45 c の位置と、圧電アクチュエータ 44 a、44 b 及び 44 c の位置が異なるものとして説明したが、これらの位置がそれぞれ同じ位置となるように配置してもよい。

【0061】

また、分光特性取得用ライトガイド 45 a、45 b 及び 45 c に代えて、ランプ 22 と波長フィルタユニット 40 との間にビームスプリッタを配置し、該ビームスプリッタによって波長フィルタユニット 40 からランプ 22 側に反射される帯域制限光 L L 以外の波長の光を光軸 a x に対して 90 度屈折させるように構成してもよい。

40

【符号の説明】

【0062】

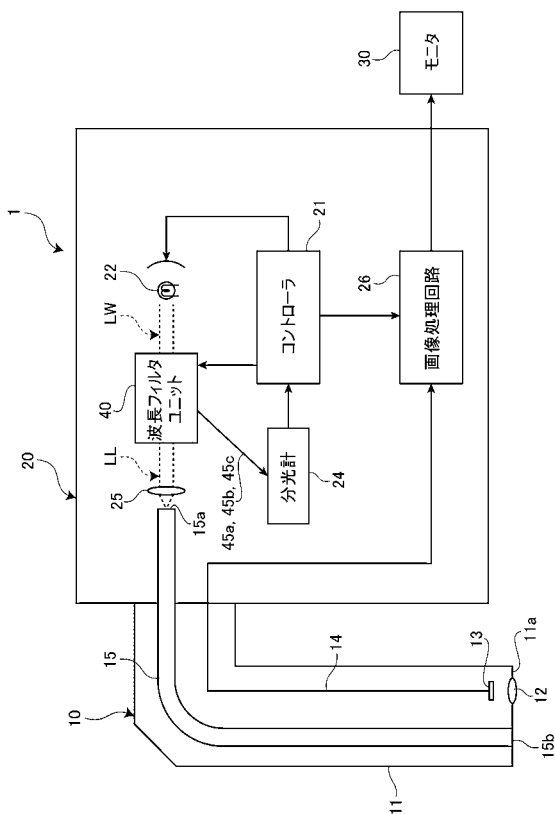
- 1 電子内視鏡装置
- 10 電子内視鏡
- 11 挿入管
- 11 a 挿入管先端部
- 12 対物光学系
- 13 撮像素子
- 14 信号線
- 15 照明光用ライトガイド

50

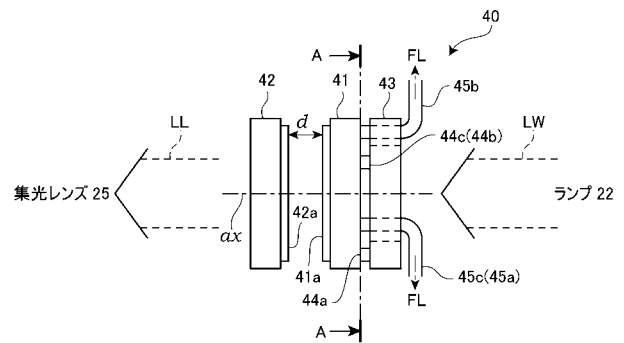
- 1 5 a 入射端
- 2 0 プロセッサ
- 2 1 コントローラ
- 2 2 ランプ
- 2 4 分光計
- 2 4 a プリズム
- 2 4 b ライン型撮像素子
- 2 5 集光レンズ
- 2 6 画像処理回路
- 4 0 波長フィルタユニット
- 4 1、4 2 透過基板
- 4 1 a、4 2 a 光学薄膜
- 4 3 フレーム
- 4 4 a、4 4 b、4 4 c 圧電アクチュエータ
- 4 5 a、4 5 b、4 5 c 分光特性取得用ライトガイド

10

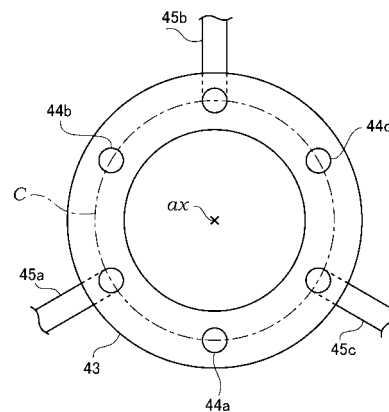
【図 1】



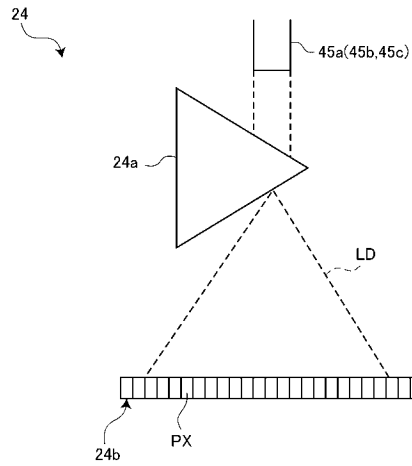
【図 2】



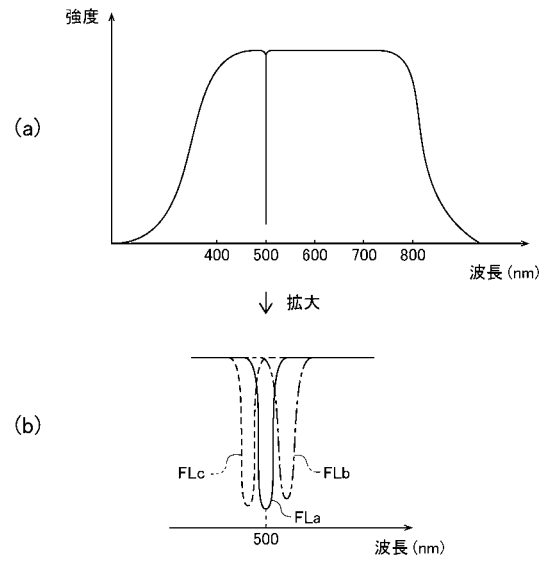
【図 3】



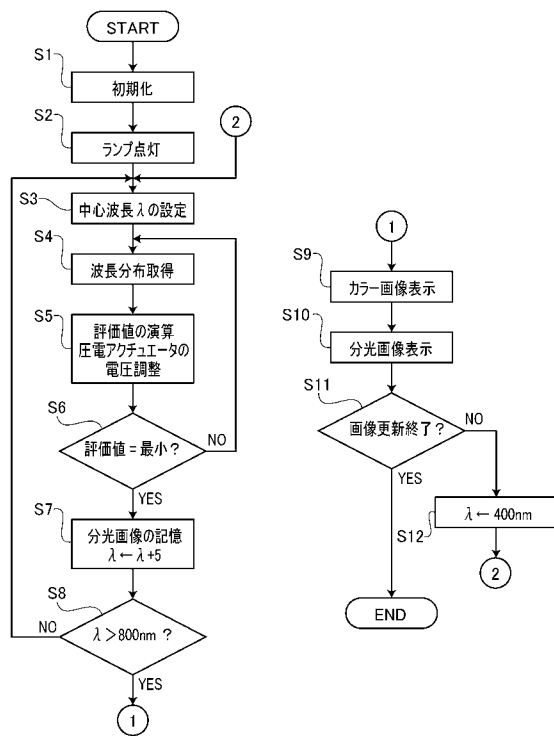
【図 4】



【図 5】



【図 6】



专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2012245224A	公开(公告)日	2012-12-13
申请号	JP2011120361	申请日	2011-05-30
[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	A61B1/06		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/06.A A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/07.730 A61B1/07.731 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	4C161/FF46 4C161/LL01 4C161/MM02 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR14		
代理人(译)	荒木义行 尾山荣启		
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所需波长带的带限光来获取准确且明亮的光谱图像。电子内窥镜装置包括：第一和第二透射基板，其具有在彼此面对的表面上形成的反射膜；以及透射基板，其使第一透射基板相对于第二透射基板移动。并且用于改变光源装置之间的距离的驱动装置，过滤从光源装置入射到第一透射基板的白光，并且与光源装置相对地设置与透射基板之间的空间相对应的预定波长的带限光。波长滤光器单元在除带限光之外的方向上透射光，并且在光源装置的方向上反射除带限光之外的波长的光，并接收从波长滤光器单元反射的一部分反射光，波长分布检测装置，用于检测光的波长分布；以及驱动装置，其用于使带限光具有基于波长的光的波长分布具有预定波长分布，该光的波长不同于由波长分布检测装置检测到的带限光。控制性 随着门。[选择图]图2

