

(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2012-245223

(P2012-245223A)

(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	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D	4 C 1 6 1
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	A	
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 2	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2011-120360 (P2011-120360)  
 (22) 出願日 平成23年5月30日 (2011.5.30)

(71) 出願人 000113263  
 HOYA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 HOYA株式会社内  
 Fターム(参考) 4C161 FF46 FF47 LL02 MM05 NN01  
 RR04 RR14 RR17 RR23 RR30

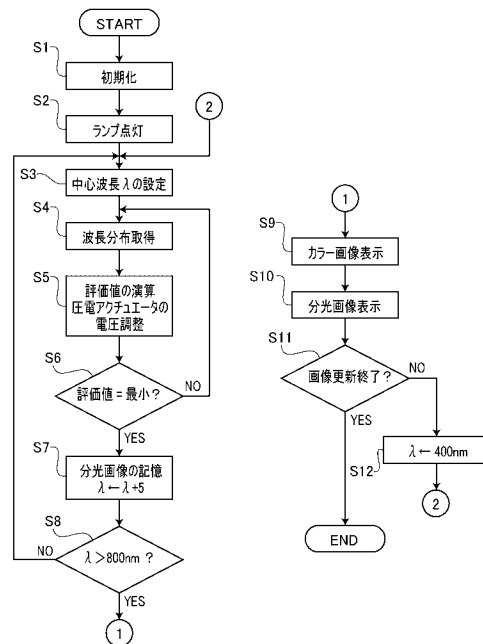
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置及び分光画像最適化方法

(57) 【要約】

【課題】 所望の波長帯域の帯域制限光による正確な分光画像を取得可能な電子内視鏡装置及び分光画像最適化方法を提供する。

【解決手段】 電子内視鏡装置が、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該一对の透過基板間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する駆動手段とを備え、一对の透過基板の一方に入射される光源装置からの白色光をフィルタリングして所定波長の帯域制限光を出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出射又は反射される光の一部を受光し帯域制限光の波長分布を検出する波長分布検出手段と、帯域制限光の波長分布が所定の波長分布となるように一方の透過基板の移動量を最適化する最適化手段と、最適化手段によって最適化された移動量に基づいて駆動手段を制御するコントローラとを有する。

【選択図】 図6



**【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一对の透過基板と、一方の透過基板を移動させて該一对の透過基板間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する駆動手段とを備え、該一对の透過基板の一方に入射される前記光源装置からの白色光をフィルタリングして所定波長の帯域制限光を出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出射又は反射される光の一部を受光し、前記帯域制限光の波長分布を検出する波長分布検出手段と、

前記帯域制限光の波長分布が所定の波長分布となるように、前記一方の透過基板の移動量を最適化する最適化手段と、

前記最適化手段によって最適化された前記移動量に基づいて、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。

**【請求項 2】**

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一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 1 に記載の電子内視鏡装置。

**【請求項 3】**

前記最適化手段は、減衰最小 2 乗法によって、前記移動量を最適化す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、前記波長フィルタユニットから出射又は反射される光の一部を複数の位置で受光して複数の波長分布を検出し、

前記最適化手段は、前記複数の波長分布が略一致するように前記一方の透過基板の移動量を最適化する

ことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の電子内視鏡装置。

**【請求項 5】**

前記複数の位置は、少なくとも 3 カ所以上であることを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡装置。

**【請求項 6】**

前記波長分布検出手段は、前記波長フィルタユニットから出射又は反射される光の一部を複数の位置で受光して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出射端に配置され該複数のライトガイドによって導光された光の波長分布を検出するセンサとを有し、

前記複数のライトガイドは、前記出射端において束ねられ、前記複数のライトガイドによって導光された光が同時に前記センサに入射されることを特徴とする請求項 4 又は請求項 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。

**【請求項 9】**

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、

10

20

30

40

50

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該一对の透過基板間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する駆動手段とを備え、該一对の透過基板の一方に入射される前記光源装置からの白色光をフィルタリングして所定波長の帯域制限光を出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出射又は反射される光の一部を受光し、前記帯域制限光の波長分布を検出する波長分布検出手段と、

を有した電子内視鏡装置の分光画像最適化方法であって、

前記帯域制限光の波長分布が所定の波長分布となるように、前記一方の透過基板の移動量を最適化する最適化ステップと、

前記最適化ステップによって最適化された前記移動量に基づいて、前記駆動手段を制御する駆動ステップと、

を有することを特徴とする分光画像最適化方法。

【請求項 10】

前記最適化ステップは、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一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 9 に記載の分光画像最適化方法。

【請求項 11】

前記最適化ステップは、減衰最小 2 乗法によって、前記移動量を最適化することを特徴とする請求項 10 に記載の分光画像最適化方法。

【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、特に分光画像を撮像可能な電子内視鏡装置とその分光画像最適化方法に関する。

【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。

【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依りて異なる。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。

【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】

10

20

30

40

50

## 【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（すなわち、所望の帯域制限光を得るために）、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ため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。

10

## 【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は、所望の波長帯域の帯域制限光を生成するために圧電アクチュエータに加えるべき電圧を正確に求めることが可能であるが、温度等の影響により圧電アクチュエータの電圧-変位特性が変化すると、圧電アクチュエータに所定の電圧を印加しても所望の波長帯域の帯域制限光が得られなくなる。ファブリペロー型の干渉フィルタを用いて帯域制限光を生成する場合、反射膜同士の間隔は、約  $1/100$  程度の精度で制御する必要があるが、圧電アクチュエータの電圧-変位特性は温度特性を有し、また圧電アクチュエータ自体も温度特性を有するフレーム等の部材に固定されるため、上記の構成によって反射膜同士の間隔を高精度に制御することは困難であった。

20

## 【0008】

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、本発明は圧電アクチュエータを高精度に制御することにより、所望の波長帯域の帯域制限光による正確な分光画像を取得可能な電子内視鏡装置及び分光画像最適化方法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】

## 【0009】

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一对の透過基板と、一方の透過基板を移動させて該一对の透過基板間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する駆動手段とを備え、一对の透過基板の一方に入射される光源装置からの白色光をフィルタリングして所定波長の帯域制限光を出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出射又は反射される光の一部を受光し帯域制限光の波長分布を検出する波長分布検出手段と、帯域制限光の波長分布が所定の波長分布となるように一方の透過基板の移動量を最適化する最適化手段と、最適化手段によって最適化された移動量に基づいて駆動手段を制御するコントローラとを有する。

30

## 【0010】

本発明によれば、帯域制限光の波長分布が所定の波長分布となるように波長フィルタユニットの駆動手段が制御されるため、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ような場合であっても正確な波長分布の帯域制限光を得ることができ、正確な分光画像を取得することが可能となる。

40

## 【0011】

また、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構成とすることができる。また、この場合、最適化手段は、減衰最小2乗法によって、移動量を最適化する構成としてもよい。このような構成によれば、波長フィルタユニットの特性が非線形に変化する場合であっても正確な波長分布の帯域制限光を得ることができる。

50

## 【 0 0 1 2 】

また、波長分布検出手段は、波長フィルタユニットから出射又は反射される光の一部を複数の位置で受光して複数の波長分布を検出し、最適化手段は、複数の波長分布が略一致するように一方の透過基板の移動量を最適化する構成とすることができる。この場合、複数の位置は、少なくとも3カ所以上で構成することが好ましい。このような構成によれば、一对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。

## 【 0 0 1 3 】

また、波長分布検出手段は、波長フィルタユニットから出射又は反射される光の一部を複数の位置で受光して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出射端に配置され該複数のライトガイドによって導光された光の波長分布を検出するセンサとを有し、複数のライトガイドは、出射端において束ねられ、複数のライトガイドによって導光された光が同時にセンサに入射される構成とすることができる。このような構成によれば、帯域制限光の波長分布を異なる位置で同時に検出することが可能となるため、電子内視鏡装置の構成が簡素化されると共に、最適化の処理を一度に行うことが可能となる。

10

## 【 0 0 1 4 】

また、駆動手段が、波長フィルタユニットのフレームと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。この場合、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が好ましい。

20

## 【 0 0 1 5 】

また、別の観点からは、本発明の分光画像最適化方法は、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該一对の透過基板間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する駆動手段とを備え、一对の透過基板の一方に入射される光源装置からの白色光をフィルタリングして所定波長の帯域制限光を出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出射又は反射される光の一部を受光し、帯域制限光の波長分布を検出する波長分布検出手段とを有した電子内視鏡装置の分光画像最適化方法であって、帯域制限光の波長分布が所定の波長分布となるように、一方の透過基板の移動量を最適化する最適化ステップと、最適化ステップによって最適化された移動量に基づいて駆動手段を制御する駆動ステップとを有する。

30

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 1 6 】

以上のように、本発明によれば、圧電アクチュエータが高精度に制御されるため、所望の波長帯域の帯域制限光による正確な分光画像を取得可能な電子内視鏡装置及び分光画像最適化方法が実現される。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 1 7 】

【 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。

40

【 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 】

## 【 0 0 1 8 】

50

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。

【0019】

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。

【0020】

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。

【0021】

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。

【0022】

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。

【0023】

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。

【0024】

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。

【0025】

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を通過して出射端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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 6 】

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 L L 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。

## 【 0 0 2 7 】

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、それぞれ光学薄膜 4 1 a 及び 4 2 a が設けられている。なお、透過基板 4 2 は、その面部が集光レンズ 2 5 の光軸 a x に垂直となるよう位置決めされている。

10

## 【 0 0 2 8 】

光学薄膜 4 1 a 及び 4 2 a は、共に D B R ( Distributed Bragg Reflector ) 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、光学薄膜 4 1 a 及び 4 2 a 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 ( 9 0 % 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。

## 【 0 0 2 9 】

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。

20

## 【 0 0 3 0 】

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  $\lambda_k$  (  $k = 1, 2, \dots$  ) とすると、 $\lambda_k$  は下記の数 1 によって求められる。

30

## 【 0 0 3 1 】

## 【 数 1 】

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

## 【 0 0 3 2 】

数 1 に示されるように、干渉フィルタを透過する波長  $\lambda_k$  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  $\lambda_k$  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  $\lambda_k$  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  $\lambda_k$  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

40

50

0、405、410、・・・、800 nmを中心波長  $\lambda_k$  とする狭波長帯域（帯域幅約 5 nm）の光が順次選択される。そして、画像処理回路 26 が、各波長  $\lambda_k$  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。

#### 【0033】

透過基板 41 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 41 は、3つの圧電アクチュエータ 44a、44b 及び 44c を介してリング状のフレーム 43 に取り付けられている。圧電アクチュエータ 44a、44b 及び 44c は、それぞれ集光レンズ 25 の光軸 ax を中心とする円周 C（図 3）上に、120°おきに並べて透過基板 41 に配置されている。そして、圧電アクチュエータ 44a、44b 及び 44c 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 44a、44b 及び 44c は、透過基板 41 を透過基板 42 に向かって移動させる。

10

#### 【0034】

フレーム 43 の熱膨張等によっても、間隔 d 及び透過基板 42 に対する透過基板 41 の傾きが変化する。透過基板 42 に対して透過基板 41 が平行でない状態においては、透過基板 41 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 LL の波長  $\lambda_k$  が透過基板 41 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 44a、44b 及び 44c 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 41 が透過基板 42 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。

20

#### 【0035】

次に、波長  $\lambda_k$  を正確に制御するために行われる、圧電アクチュエータ 44a、44b 及び 44c 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 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に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。上述のように、ランプ 22 から出射された白色光 LW は、波長フィルタユニット 40 によって波長選択され、波長フィルタユニット 40 からは帯域制限光 LL が出射される。そして、この時、白色光 LW に含まれる帯域制限光 LL 以外の波長の光は、波長フィルタユニット 40 からランプ 22 側に反射されることとなる。換言すると、ランプ 22 から出射された白色光 LW が波長フィルタユニット 40 を通ることにより、帯域制限光 LL のみが集光レンズ 25 側に射出され、帯域制限光 LL 以外の光は、ランプ 22 側に射出（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 22 側に射出される反射光の一部が分光特性取得用ライトガイド 45a、45b 及び 45c 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 45a、45b 及び 45c 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 FL a、FL b 及び FL c、という）を利用して行われる。

30

40

#### 【0036】

分光特性取得用ライトガイド 45a、45b 及び 45c の他端（出射端）は、1つに束ねられ、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。

#### 【0037】

分光計 24 は、分光特性取得用ライトガイド 45a、45b 及び 45c を通過した FL a、FL b 及び FL c をスペクトル分解するためのプリズム 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型撮像素子 24b を有する。コントローラ 21（図 1）は、ライン型撮像素子 24b を構成する複数の画素セル PX の出力を検出可能であり、画素セル PX のそれぞれに入射した光 LD の光量を検出可能であ

50

る。ここで、分光特性取得用ライトガイド45a、45b及び45cの出射端、プリズム24a及びライン型撮像素子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PX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PXのそれぞれの出力から、分光特性取得用ライトガイド45a、45b及び45cを通過したフィードバック光FLa、FLb及びFLcの波長分布を得ることが可能である。

#### 【0038】

図5は、画素セルPXで検出されるフィードバック光FLa、FLb及びFLc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PXの各セル位置は波長を示し、画素セルPX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FLa、FLb及びFLcの波長分布を示している。図5(a)は、中心波長 $\lambda_k$ が500nmの帯域制限光LLを得ようとした場合のフィードバック光FLa、FLb及びFLc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500nm付近を波長方向に拡大して示すものである。

10

#### 【0039】

上述したように、フィードバック光FLa、FLb及びFLcは、白色光LWから帯域制限光LLを除いた光であるため、図5(a)に示すように、帯域制限光LLの中心波長 $\lambda_k$ (500nm)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45a、45b及び45cは、その一端(入射端)が透過基板41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 $\lambda_k$ 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 $\lambda_k$ 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 $\lambda_k$ のみ有する光となるように制御している。

20

30

#### 【0040】

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の一部を用いる必要があり、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。

40

#### 【0041】

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

50

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。

#### 【0042】

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。

#### 【0043】

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 $k$ 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 $k$ 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 $k$ を表すパラメータ(変数)に「400」を入力する。次いでステップS2に進む。

#### 【0044】

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。

#### 【0045】

ステップS3では、コントローラ21は、パラメータに記憶されている値(初期値:400)を読み出し、帯域制限光LLの中心波長 $k$ がパラメータ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40の圧電アクチュエータ44a、44b及び44c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40からは、中心波長 $k$ が略パラメータの帯域制限光LLが出射される。次に、ステップS4に進む。

#### 【0046】

ステップS4では、コントローラ21は、分光計24で検出されたフィードバック光FLa、FLb及びFLcの波長分布を得る。上述したように、ステップS3において、波長フィルタユニット40の圧電アクチュエータ44a、44b及び44c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40の透過基板41が透過基板42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FLa、FLb及びFLc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S5に進む。

#### 【0047】

ステップS5では、コントローラ21は、ステップS4で得られたフィードバック光FLa、FLb及びFLc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40の圧電アクチュエータ44a、44b及び44cに印加している電圧を最適化する。具体的には、ステップS4で得られた波長分布の強度P、中心波長WL及び半値幅HW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44a、44b及び44c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Evは下式によって定義され、中心波長WL、強度P及び半値幅HWの実測値をそれぞれ $W_{Lact}$ 、 $P_{act}$ 及び $HW_{act}$ で表し、目標値をそれぞれ $W_{Lt}$ 、 $P_t$ 及び $HW_t$ で表す。また、 $k_0$ 、 $k_1$ 及び $k_2$ は、それぞれ中心波長WL、強度P及び半値幅HWの重み付け係数である。

#### 【0048】

10

20

30

40

【数 2】

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

【0049】

ここで、評価式  $Ev$  は、圧電アクチュエータ 44a、44b 及び 44c の印加電圧をマトリクス要素  $m_j$  ( $j = 1, 2, 3$ ) 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  $Ev$  をメリット関数とし、このメリット関数が所定の閾値以下となるようにマトリクス要素  $m_j$  ( $j = 1, 2, 3$ ) 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  $Ev$  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。

10

【0050】

【数 3】

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

20

ただし、

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

【0051】

以上のように、ステップ S5 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 44a、44b 及び 44c 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 44a、44b 及び 44c の印加電圧を調整）する。次いで、ステップ、S6 に進む。

30

【0052】

ステップ S6 では、コントローラ 21 は、ステップ S5 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 S6：NO）、処理は、ステップ S4 に進み、ステップ S4 ~ S6 が繰り返し実行される。一方、ステップ S6 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 S6：YES）、処理はステップ S7 に進む。

40

【0053】

ステップ S7 では、コントローラ 21 は、撮像素子 13 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 26 の一次記憶メモリ（不図示）に記憶する。そして、帯域制限光 LL の中心波長  $\lambda_k$  を表すパラメータに「5」を加算し、ステップ S8 に進む。

【0054】

ステップ S8 では、コントローラ 21 は、パラメータ  $\lambda_k$  の値が「800」よりも大きいか否かを判断する。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  $\lambda_k$  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 S8 において

50

、パラメータ の値が「800」以下であると判断された場合（ステップS8：NO）、処理は、ステップS3に戻り、ステップS3～S8が繰り返し実行される。一方、ステップS8において、パラメータ の値が「800」より大きいと判断された場合（ステップS8：YES）、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S9に進む。

【0055】

ステップS9では、コントローラ21は、ステップS3～S8にて取得した分光画像のうち、中心波長  $\lambda_k$  が435nm、545nm、及び700nmとなる3枚の画像を取り出し、中心波長  $\lambda_k$  が435nmの画像を青色プレーンに、中心波長  $\lambda_k$  が545nmの画像を緑色プレーンに、中心波長  $\lambda_k$  が700nm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435nmの分光画像、緑色の波長である545nmの分光画像及び赤色の波長である700nm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21は、生成されたカラー画像データをモニタ30に送りモニタ30のスクリーンの左側に表示させる。次いで、ステップS10に進む。

10

【0056】

ステップS10では、コントローラ21は、ステップS3～S8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  $\lambda_k$  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30に送りモニタ30のスクリーンの右側に表示させる。次いで、ステップS11に進む。

20

【0057】

ステップS11では、コントローラ21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S11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S11：NO）、処理は、ステップS12に進み、パラメータ の値が再び初期値「400」に設定された上で、ステップS3に戻る。一方、ステップS11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S11：YES）、本ルーチンは終了する。

【0058】

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21が実行することにより、400、405、410、・・・、800nmを中心波長  $\lambda_k$  とする帯域制限光が順次照射され、400～800nm間で5nm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S4～S6の処理において、各中心波長  $\lambda_k$  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。

30

【0059】

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S5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44a、44b及び44c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。

40

【0060】

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LL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LL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45a、45b及び45cは、

50

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。

【0061】

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。

【0062】

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 LL 以外の波長の光を光軸 ax に対して 90 度屈折させるように構成してもよい。

10

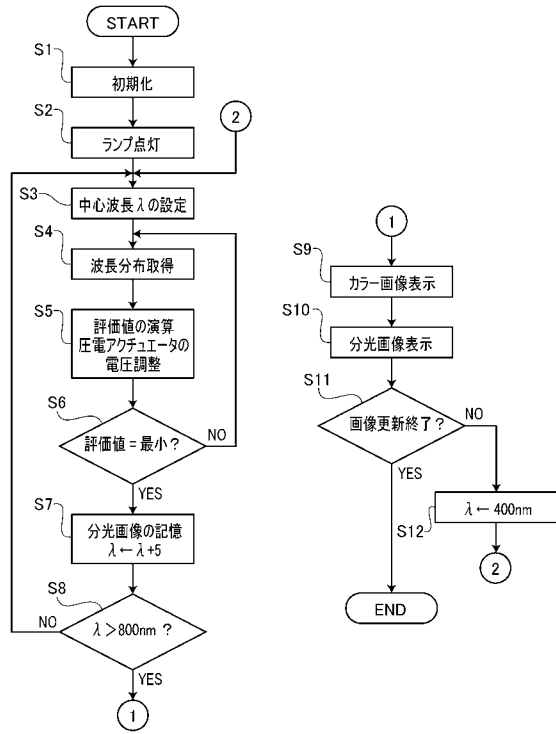
【符号の説明】

【0063】

- |                |               |    |
|----------------|---------------|----|
| 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           | 20 |
| 15             | 照明光用ライトガイド    |    |
| 15 a           | 入射端           |    |
| 20             | プロセッサ         |    |
| 21             | コントローラ        |    |
| 22             | ランプ           |    |
| 24             | 分光計           |    |
| 24 a           | プリズム          |    |
| 24 b           | ライン型撮像素子      |    |
| 25             | 集光レンズ         |    |
| 26             | 画像処理回路        | 30 |
| 40             | 波長フィルタユニット    |    |
| 41、42          | 透過基板          |    |
| 41 a、42 a      | 光学薄膜          |    |
| 43             | フレーム          |    |
| 44 a、44 b、44 c | 圧電アクチュエータ     |    |
| 45 a、45 b、45 c | 分光特性取得用ライトガイド |    |



【図6】



专利名称(译)	电子内窥镜设备和光谱图像优化方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2012245223A</a>	公开(公告)日	2012-12-13
申请号	JP2011120360	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	A61B1/00 A61B1/06 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/04.372 A61B1/00.550 A61B1/05 A61B1/06.610 A61B1/07.730 A61B1/07.731 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR17 4C161/RR23 4C161/RR30		
代理人(译)	荒木义行 尾山荣启		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种电子内窥镜设备和光谱图像优化方法，该电子内窥镜设备和光谱图像优化方法能够通过所需波长带的限带光来获取准确的光谱图像。一种电子内窥镜设备，包括在具有彼此相对的表面部分上形成有反射膜的一对透射基板，并且移动一个透射基板以改变该对透射基板之间的间隔。通过过滤来自入射到一对透射基板中的一个的光源装置的白光和改变通过一对透射基板的光的波长带的驱动单元，发出预定波长的带限光的波长。滤光器单元，波长分布检测单元，其接收从波长滤光器单元发射或反射的光的一部分，并检测限带光的波长分布以及具有预定波长分布的限带光的波长分布。它具有用于优化一个透明基板之一的移动量的优化装置，以及用于基于由优化装置优化的移动量来控制驱动装置的控制器。[选择图]图6

