

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5883668号
(P5883668)

(45) 発行日 平成28年3月15日 (2016. 3. 15)

(24) 登録日 平成28年2月12日 (2016. 2. 12)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)
G 0 2 B 23/24 (2006. 01)
G 0 2 B 23/26 (2006. 01)
A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
 G 0 2 B 23/24 B
 G 0 2 B 23/26 B
 A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 7 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2012-20686 (P2012-20686)
 (22) 出願日 平成24年2月2日 (2012. 2. 2)
 (65) 公開番号 特開2013-158383 (P2013-158383A)
 (43) 公開日 平成25年8月19日 (2013. 8. 19)
 審査請求日 平成26年12月16日 (2014. 12. 16)

(73) 特許権者 000113263
 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 100169856
 弁理士 尾山 栄啓
 (72) 発明者 池本 洋祐
 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 樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 分光データ採取システム、及び電子内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体に照射される照射光を射出する光源と、

前記照射光又は前記被写体からの反射光を複数のピーク波長を持つ分光光に分光するフィルタであって、分光する光のピーク波長が可変な透過波長可変型フィルタと、

撮像素子面上に、所定の複数種類のカラーフィルタの配列からなるカラーフィルタ配列群が設置され、前記透過波長可変型フィルタの分光特性が付与された被写体像を該カラーフィルタ配列群を通して撮影することでカラー情報を持つ撮像信号を生成する撮像素子と、

前記透過波長可変型フィルタにより分光された分光光の分光特性を測定する分光測定手段と、

前記撮像素子により生成された前記被写体の撮像信号、該被写体の撮影時に前記透過波長可変型フィルタにて設定されていた各ピーク波長に対する前記各カラーフィルタの分光特性、及び前記分光測定手段により測定された分光光の分光特性に基づいて、該被写体から該撮像素子に入射する、該各ピーク波長の光の強度を算出する分光算出手段と、を備える、

分光データ採取システム。

【請求項 2】

前記分光算出手段により前記複数のピーク波長の光の強度が算出される毎に、前記透過波長可変型フィルタによる分光光のピーク波長が変化するように、該透過波長可変型フィ

10

20

ルタを駆動制御するフィルタ駆動制御手段
を更に備える、
請求項 1 に記載の分光データ採取システム。

【請求項 3】

前記フィルタ駆動制御手段は、
前記複数のピーク波長の光の強度を前記分光算出手段に算出させるにあたり、前記分光測定手段により測定される分光光が持つ前記複数のピーク波長の各々が目標となるピーク波長に収束するまで、前記透過波長可変型フィルタを駆動制御して、該透過波長可変型フィルタによる分光光のピーク波長を調節する、
請求項 2 に記載の分光データ採取システム。

10

【請求項 4】

前記透過波長可変型フィルタと、該透過波長可変型フィルタとは異なる分光特性を持つ少なくとも一つのフィルタと、が円周方向に配置された回転式フィルタターレットと、
前記回転式フィルタターレットを駆動制御して、該回転式フィルタターレット内の何れか一つのフィルタを、前記光源と前記撮像素子との間の光路に選択的に挿置するターレット駆動制御手段と、
を更に備える、
請求項 1 から請求項 3 の何れか一項に記載の分光データ採取システム。

【請求項 5】

前記照射光を透過又は反射するミラーと、
前記ミラーにて前記照射光を透過又は反射させることにより、該照射光を第一又は第二の光路に導くミラー駆動制御手段と、
を更に備え、
前記透過波長可変型フィルタは、前記第一の光路に配置されており、
前記第一の光路に導かれた照射光は、前記透過波長可変型フィルタを介して前記被写体を照射し、
前記第二の光路に導かれた照射光は、前記透過波長可変型フィルタを介さずに前記被写体を照射する、
請求項 1 から請求項 3 の何れか一項に記載の分光データ採取システム。

20

【請求項 6】

前記反射光を透過又は反射するミラーと、
前記ミラーにて前記反射光を透過又は反射させることにより、該反射光を第一又は第二の光路に導くミラー駆動制御手段と、
を更に備え、
前記透過波長可変型フィルタは、前記第一の光路に配置されており、
前記第一の光路に導かれた反射光は、前記透過波長可変型フィルタを介して前記撮像素子に入射し、
前記第二の光路に導かれた照射光は、前記透過波長可変型フィルタを介さずに前記撮像素子に入射する、
請求項 1 から請求項 3 の何れか一項に記載の分光データ採取システム。

30

【請求項 7】

請求項 1 から請求項 6 の何れか一項に記載の分光データ採取システムが組み込まれた電子内視鏡システムであって、
プロセッサと、
電子内視鏡と、
を備え、
前記電子内視鏡は、前記撮像素子を備えており、
前記プロセッサは、少なくとも、前記光源、前記透過波長可変型フィルタ、前記分光算出手段を備えている、
電子内視鏡システム。

40

50

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、診断を支援するための分光データを採取することができる分光データ採取システム、及び電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

医療機器分野においては、病変部の診断をより効果的に行うため、分光画像を撮影可能な電子内視鏡システムが知られている。この種の電子内視鏡システムの具体的構成が例えば特許文献1に記載されている。

10

【0003】

特許文献1に記載の電子内視鏡システムは、消化器官（胃粘膜等）における分光反射率の推定に基づき、狭帯域バンドパスフィルタを組み合わせた分光イメージングを行う。具体的には、特許文献1に記載の電子内視鏡システムは、面順次式のR、G、Bの回転フィルタの代わりに、3つの狭帯域のバンドパスフィルタが設けられており、各狭帯域バンドパスフィルタを介して狭帯域光を順次出力し、各狭帯域光で得られた3つの信号に対しそれぞれの重み付けを変えながらRGB信号の場合と同様の処理を行うことにより、分光画像を生成する。

【先行技術文献】**【特許文献】**

20

【0004】

【特許文献1】特開2006-255324号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

しかし、特許文献1に記載の電子内視鏡システムは、狭帯域光で照射された被写体像から推定される擬似的な分光画像を生成するにすぎない。そのため、特許文献1に記載の電子内視鏡システムでは、分光画像を用いた分光解析等の精度が低いという問題が指摘される。

【課題を解決するための手段】

30

【0006】

上記の課題を解決するため、本発明の一形態に係る分光データ採取システムは、被写体に照射される照射光を射出する光源と、照射光又は被写体からの反射光を複数のピーク波長を持つ分光光に分光するフィルタであって、分光する光のピーク波長が可変な透過波長可変型フィルタと、撮像素子面上に、所定の複数種類のカラーフィルタの配列からなるカラーフィルタ配列群が設置され、透過波長可変型フィルタの分光特性が付与された被写体像をカラーフィルタ配列群を通して撮影することでカラー情報を持つ撮像信号を生成する撮像素子と、撮像素子により生成された被写体の撮像信号、及び、被写体の撮影時に透過波長可変型フィルタにて設定されていた各ピーク波長に対する各カラーフィルタの分光特性に基づいて、被写体から撮像素子に入射する、各ピーク波長の光の強度を算出する分光算出手段とを備えることを特徴としたシステムである。

40

【0007】

本発明によれば、光学的な分光フィルタを用いることにより品質の高い分光データ（各ピーク波長の光の強度）を採取することができ、しかも、近年広く普及しているカラー撮像素子と、複数の透過ピーク波長を設定可能な透過波長可変型フィルタとを用いることにより、複数のピーク波長の分光データを同時に採取することが可能となっている。そのため、分光データの採取時間を短縮することができる。すなわち、本発明によれば、高品質な分光データを限られた時間内でより多く採取することができるため、分光解析等の分光データを用いた処理の精度が向上する。

【0008】

50

また、本発明の一形態に係る分光データ採取システムは、透過波長可変型フィルタにより分光された分光光の分光特性を測定する分光測定手段を更に備えたものであってもよい。この場合、分光算出手段は、撮像素子により生成された被写体の撮像信号、被写体の撮影時に透過波長可変型フィルタにて設定されていた各ピーク波長に対する各カラーフィルタの分光特性、及び、分光測定手段により測定された分光光の分光特性に基づいて、被写体から撮像素子に入射する、各ピーク波長の光の強度を算出することができる。

【0009】

また、本発明の一形態に係る分光データ採取システムは、分光算出手段により複数のピーク波長の光の強度が算出される毎に、透過波長可変型フィルタによる分光光のピーク波長が変化するように、透過波長可変型フィルタを駆動制御するフィルタ駆動制御手段を更に備えた構成としてもよい。

10

【0010】

また、本発明の一形態に係る分光データ採取システムは、透過波長可変型フィルタと、透過波長可変型フィルタとは異なる分光特性を持つ少なくとも一つのフィルタと、が円周方向に配置された回転式フィルタターレットと、回転式フィルタターレットを駆動制御して、回転式フィルタターレット内の何れか一つのフィルタを、光源と撮像素子との間の光路に選択的に挿置するターレット駆動制御手段とを更に備えた構成としてもよい。

【0011】

また、本発明の一形態に係る分光データ採取システムは、照射光を透過又は反射するミラーと、ミラーにて照射光を透過又は反射させることにより、照射光を第一又は第二の光路に導くミラー駆動制御手段とを更に備えた構成としてもよい。透過波長可変型フィルタは、例えば第一の光路に配置されており、第一の光路に導かれた照射光は、透過波長可変型フィルタを介して被写体を照射し、第二の光路に導かれた照射光は、透過波長可変型フィルタを介さずに被写体を照射する。

20

【0012】

また、本発明の一形態に係る分光データ採取システムは、反射光を透過又は反射するミラーと、ミラーにて反射光を透過又は反射させることにより、反射光を第一又は第二の光路に導くミラー駆動制御手段とを更に備えた構成としてもよい。透過波長可変型フィルタは、例えば第一の光路に配置されており、第一の光路に導かれた反射光は、透過波長可変型フィルタを介して撮像素子に入射し、第二の光路に導かれた照射光は、透過波長可変型フィルタを介さずに撮像素子に入射する。

30

【0013】

また、本発明の一形態に係る電子内視鏡システムは、上記分光データ採取システムが組み込まれたものであり、プロセッサと、電子内視鏡とを備える。電子内視鏡は、撮像素子を備えており、プロセッサは、少なくとも、光源、透過波長可変型フィルタ、分光算出手段を備えている。

【発明の効果】

【0014】

本発明に係る分光データ採取システム及び電子内視鏡システムによれば、光学的な分光フィルタを用いることにより品質の高い分光データを採取することができる。また、複数のピーク波長の分光データを同時に採取することができるため、分光データの採取時間を短縮することができる。すなわち、本発明に係る分光データ採取システム及び電子内視鏡システムによれば、高品質な分光データを限られた時間内でより多く採取することができるため、分光解析等の分光データを用いた処理の精度が向上する。

40

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明の実施形態に係る電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図2】Y e フィルタの分光特性と、イエロー画素 Y e の出力値との関係を示す図である。

【図3】本発明の実施形態に係る電子内視鏡システムにて実行される分光データ採取処理

50

を示すフローチャートである。

【図４】別の実施形態に係る分光ユニットに備えられる回転式フィルタターレットの構成を示す図である。

【図５】本発明の実施形態に係る電子内視鏡システムの変形例１の構成を示すブロック図である。

【図６】本発明の実施形態に係る電子内視鏡システムの変形例２の構成を示すブロック図である。

【図７】本発明の実施形態に係る電子内視鏡システムの変形例３の構成を示すブロック図である。

【図８】本発明の実施形態に係る電子内視鏡システムの変形例４の構成を示すブロック図である。

10

【発明を実施するための形態】

【００１６】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態に係る電子内視鏡システムについて説明する。

【００１７】

図１は、本実施形態の電子内視鏡システム１の構成を示すブロック図である。図１に示されるように、電子内視鏡システム１は、医療用の撮像システムであり、電子スコープ１００、プロセッサ２００、及びモニタ３００を備えている。電子スコープ１００の基端は、プロセッサ２００と光学的・電氣的に接続されている。プロセッサ２００は、電子スコープ１００が出力する撮像信号を処理して画像を生成する画像処理装置と、自然光の届かない体腔内を電子スコープ１００を介して照射する光源装置とを一体に備えた一体型プロセッサである。別の実施形態では、画像処理装置と光源装置とを一体型装置でなく別体の装置で構成してもよい。

20

【００１８】

図１に示されるように、プロセッサ２００は、システムコントローラ２０２、及びタイミングコントローラ２０４を有している。システムコントローラ２０２は、電子内視鏡システム１を構成する各要素を制御する。タイミングコントローラ２０４は、信号の処理タイミングを調整するクロックパルス電子内視鏡システム１内の各種回路に出力する。

【００１９】

ランプ２０８は、ランプ電源イグナイタ２０６による始動後、白色光を放射する。ランプ２０８には、キセノンランプ、ハロゲンランプ、水銀ランプ、メタルハライドランプ等の高輝度ランプが適している。ランプ２０８から放射された照射光は、分光ユニット２１０に入射する。

30

【００２０】

ここで、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。本実施形態の電子内視鏡システム１は、このような要請に応えるべく、任意の波長帯域にて分光画像を撮像可能に構成されている。具体的には、分光ユニット２１０は、ギャップ可変式エタロンを搭載する分光器２１０ａを有している。ギャップ可変式エタロンは、ファブリペロー干渉計と同じ原理で透過スペクトルを可変するものであり、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られており、透過基板に入射した光を反射膜間で多重反射及び干渉させ、特定の複数の波長にピークを持つ光（以下、「帯域制限光」と記す。）に分光する。ギャップ可変式エタロンより射出される帯域制限光が持つ複数のピーク波長は、反射膜同士のギャップ、すなわち透過基板同士のギャップによって決まる。透過基板同士のギャップは、分光器２１０ａに内蔵されている圧電アクチュエータを駆動制御することにより、変化させることができる。

40

【００２１】

また、ギャップ可変式エタロンは、微小で精密なメカ部品であるため、温度変化や経年

50

変化による僅かな機械的特性又は電気的特性の変化により光学性能が大きく変動する虞がある。例えば透明基板を保持する枠体が熱膨張により僅かに変形しただけでギャップが変動して分光特性（透過スペクトル）が大きく変化することがある。そのため、本実施形態において、分光ユニット 210 には、分光器 210a より射出される帯域制限光の分光特性を測定する分光測定器 210b が備えられている。分光測定器 210b は、ハーフミラー 210d の反射成分を測定し、その測定値を分光器制御ユニット 210c に出力する。分光器制御ユニット 210c は、分光測定器 210b より入力された測定値に基づいて分光器 210a（圧電アクチュエータ）を駆動して透過基板同士のギャップを調節し、帯域制限光の分光特性が目標値に収束するようにフィードバック制御する。目標値は、例えば術者によるユーザインタフェース 212 の目標値設定操作に従って設定され、又は、後述する分光データ採取処理の実行時に設定される。

10

【0022】

分光器 210a は、アクチュエータ 210ACT により、照射光の光路に挿置され又は光路より退避される。本明細書中、分光器 210a を光路に挿置し、分光器 210a を用いて分光データを採取するモードを「分光データ採取モード」と記し、分光器 210a を光路より退避させ、分光器 210a を用いずに通常のカラ画像を生成するモードを「通常観察モード」と記す。電子スコープ 100 に設けられたモード切替ボタン 114、又はプロセッサ 200 に設けられたユーザインタフェース 212 を操作してアクチュエータ 210ACT を駆動させることにより、分光器 210a を光路に選択的に挿置することができる。なお、図 1 において、図面を簡明化する便宜上、モード切替ボタン 114 と他の回路との結線は省略している。

20

【0023】

ここではまず、通常観察モードについて説明する。通常観察モードでは、分光器 210a は、照射光の光路より退避される。そのため、分光ユニット 210 に入射した照射光は、分光器 210a を透過することなく LCB（Light Carrying Bundle）102 の入射端に入射する。なお、本実施形態中、ランプ 208 と LCB 102 との間に配置されている絞りやカップリングレンズ等は便宜上、その説明及び図示を省略する。

【0024】

LCB 102 の入射端に入射した照射光は、LCB 102 内を全反射を繰り返すことによって伝播する。LCB 102 内を伝播した照射光は、電子スコープ 100 の先端に配された LCB 102 の射出端から射出する。LCB 102 の射出端から射出した照射光は、配光レンズ 104 を介して被写体を照射する。被写体からの反射光は、対物レンズ 106 を介して固体撮像素子 108 の受光面上の各画素で光学像を結ぶ。

30

【0025】

固体撮像素子 108 は、例えば補色市松型画素配置を有する単板式カラー CCD（Charge Coupled Device）イメージセンサであり、受光面上の各画素で結像した光学像を光量に応じた電荷として蓄積して、イエロー Y、シアン Cy、グリーン G、マゼンタ Mg の各補色に対応する撮像信号を得る。変換された撮像信号は、プリアンプ 110 による信号増幅後、ドライバ信号処理回路 112 を介して信号処理回路 220 に入力する。なお、固体撮像素子 108 は、例えばベイヤ型画素配置を有する単板式カラー CCD イメージセンサであってもよい。また、CMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）イメージセンサ等の他のイメージャであってもよい。

40

【0026】

タイミングコントローラ 204 は、システムコントローラ 202 によるタイミング制御に従って、ドライバ信号処理回路 112 にクロックパルスを供給する。ドライバ信号処理回路 112 は、タイミングコントローラ 204 から供給されるクロックパルスに従って、固体撮像素子 108 をプロセッサ 200 側で処理される映像のフレームレートに同期したタイミングで駆動制御する。

【0027】

信号処理回路 220 に入力した撮像信号は、クランプ、ニー、γ補正、補間処理、AG

50

C (Auto Gain Control)、A/D変換等の処理後、各色信号別にフレーム単位でR、G、Bの各色対応のフレームメモリ(不図示)にバッファリングされる。バッファリングされた各色信号は、タイミングコントローラ204によって制御されたタイミングでフレームメモリから掃き出されて、NTSC(National Television System Committee)やPAL(Phase Alternating Line)等の所定の規格に準拠した映像信号に変換される。変換された映像信号がモニタ300に順次入力することにより、被写体の通常のカラー画像がモニタ300の表示画面に表示される。

【0028】

なお、信号処理回路220は、分光算出部220a、分光解析部220b、分光データ保存部220c、画像統合部220dを備えている。これらは、分光データ採取モードの実行に必要な構成であり、通常観察モード中は例えば待機電力を抑えるため、電力供給がオフされてスリープ状態にある。

10

【0029】

次に、分光データ採取モードについて説明する。分光データ採取モードでは、分光器210aが照射光の光路に挿置され、分光算出部220a、分光解析部220b、分光データ保存部220c、画像統合部220dが起動される。そのため、分光ユニット210に入射した照射光は、分光器210aを透過して帯域制限光に分光されて、LCB102、配光レンズ104を介して被写体を照射する。被写体からの反射光は、対物レンズ106を介して固体撮像素子108にて受光されて撮像信号に変換後、プリアンプ110、ドライバ信号処理回路112を介して信号処理回路220(分光算出部220a)に入力する。以下、説明の便宜上、分光データ採取モード(すなわち、ランプ208と固体撮像素子108との間の光路に分光器210aが配置されている)時に固体撮像素子108に入射する被写体からの反射光を「分光反射光」と記す。この分光反射光の強度データが採取すべき分光データである。

20

【0030】

ここで、本実施形態のように、複数のピーク波長(例えば波長 $\lambda_1 \sim \lambda_4$)を持つ帯域制限光で照射された被写体をカラー撮像素子によって撮像すると、各画素の出力値は、カラーフィルタを透過した波長 $\lambda_1 \sim \lambda_4$ の分光反射光強度を積算した値となる。例えば図2に、Yeフィルタの分光特性と、イエロー画素Yeの出力値との関係を示す。図2中、縦軸は、分光反射光強度及びYeフィルタの透過率を示し、横軸は、波長(単位: nm)を示す。また、実線(細線)は、Yeフィルタ入射前の分光反射光強度を示し、実線(太線)は、Yeフィルタ透過後の分光反射光強度(すなわちイエロー画素Yeの出力値)を示し、破線は、Yeフィルタの分光特性を示す。図2に示されるように、イエロー画素Yeにはピーク波長 $\lambda_1 \sim \lambda_4$ の分光反射光が入射し、その出力値は、実線(太線)にて示されるピーク波長 $\lambda_1 \sim \lambda_4$ の分光反射光強度の積算値であって、各波長成分が混在した値となる。画素の出力値をピーク波長単位の分光データとして採取するためには、画素の出力値をピーク波長毎に分解する必要がある。

30

【0031】

そこで、分光算出部220aは、 $illumi(\lambda_n)$ ($n = 1 \sim 4$)を、ピーク波長 λ_n の分光反射光強度と定義し、 $Cy(\lambda_n)$ 、 $Mg(\lambda_n)$ 、 $Ye(\lambda_n)$ 、 $G(\lambda_n)$ を夫々、ピーク波長 λ_n に対するCyフィルタ、Mgフィルタ、Yeフィルタ、Gフィルタの透過率と定義し、 Cy 、 Mg 、 Ye 、 G を夫々、シアン画素Cy、マゼンタ画素Mg、イエロー画素Ye、グリーン画素Gの出力値と定義した場合に、次式(1)に示される演算を行う。なお、分光算出部220aは、ユーザインタフェース212の目標値設定操作等によって決定された目標値のピーク波長 $\lambda_1 \sim \lambda_4$ を次式(1)に適用する。また、分光算出部220aは、分光データの精度を向上させるため、目標値に代えて実測値(すなわち、分光測定器210bにより測定されたピーク波長 $\lambda_1 \sim \lambda_4$)を次式(1)に適用してもよい。また、分光算出部220aは、分光データの精度を向上させるため、例えば $Cy(\lambda_n)$ を、ピーク波長 λ_n に対するCyフィルタの透過率と、分光測定器210bにより測定されたピーク波長 λ_n の強度とを乗算した値としてもよい。 $Mg(\lambda_n)$ 、 $Ye(\lambda_n)$ 、 $G(\lambda$

40

50

n)についても同様である。

【 0 0 3 2 】

【 数 1 】

$$\begin{bmatrix} illum(\lambda 1) & illum(\lambda 2) & illum(\lambda 3) & illum(\lambda 4) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Cy(\lambda 1) & Mg(\lambda 1) & Ye(\lambda 1) & G(\lambda 1) \\ Cy(\lambda 2) & Mg(\lambda 2) & Ye(\lambda 2) & G(\lambda 2) \\ Cy(\lambda 3) & Mg(\lambda 3) & Ye(\lambda 3) & G(\lambda 3) \\ Cy(\lambda 4) & Mg(\lambda 4) & Ye(\lambda 4) & G(\lambda 4) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Cy & Mg & Ye & G \end{bmatrix} \cdots (1)$$

【 0 0 3 3 】

上記式 (1) により、各色画素の出力値からピーク波長 $\lambda 1 \sim \lambda 4$ の分光反射光強度 $illum(\lambda 1) \sim illum(\lambda 4)$ 、すなわち被写体の分光データが 4 つ同時に算出される。なお、ベイヤ型画素配置の固体撮像素子は R G B の三色フィルタであるため、R G B の各画素の出力値を用いて上記式 (1) の同様に演算を行うと、最大で 3 つの分光データを同時に算出することができる。すなわち、同時に算出することができる最大の分光データ数は、固体撮像素子のカラーフィルタを構成する色数と等しい。

【 0 0 3 4 】

< 分光データ採取処理 >

図 3 は、本実施形態の電子内視鏡システム 1 にて実行される分光データ採取処理を示すフローチャートである。分光データ採取処理では、所定の波長範囲 (例えば 4 0 0 n m ~ 7 0 0 n m) において被写体の分光データを 5 n m 刻みで (合計で 6 1 の分光データを) 採取する。説明の便宜上、本明細書中の説明並びに図面において、処理ステップは「 S 」と省略して記す。

【 0 0 3 5 】

< 図 3 の S 1 (分光器 2 1 0 a への初期印加電圧算出) >

分光データ採取処理の実行が開始されると、分光器制御ユニット 2 1 0 c は、所定の初期目標ピーク波長に基づいて分光器 2 1 0 a に印加する初期電圧を算出する。初期電圧は、例えば、被写体の分光データを 4 つ同時に算出するため、4 0 0 n m ~ 7 0 0 n m のうち 4 箇所にピークが現れるような値に設定されている。なお、分光データ採取処理の実行は、例えば、通常観察モードから分光データ採取モードへの移行、又はユーザインタフェース 2 1 2 への開始操作をトリガーとして開始される。

【 0 0 3 6 】

また、ギャップ可変式エタロンにおいて、ピーク波長は、原理上、分光分布内の離散した位置に周期的に現れる。そのため、4 0 0 n m ~ 7 0 0 n m 内の連続する 4 つの 5 n m 刻みの波長にだけピークを持たせることはできない。従って、図 3 の分光データ採取処理では、4 0 0 n m ~ 7 0 0 n m 内の離散的な複数のピーク波長の分光データを採取し、この採取作業を未採取のピーク波長の分光データが無くなるまで繰り返す。最終的に、4 0 0 n m ~ 7 0 0 n m 内で 5 n m 刻みの合計 6 1 の分光データが採取されると、本分光データ採取処理が終了することとなる。なお、一度に採取する分光データ数 (言い換えると、目標ピーク波長の数であり、帯域制限光内のピーク波長の数でもある。) は、常に 4 つとは限らず、未採取の分光データの分布や残数等に応じて 1 つ ~ 3 つに減らされることもある。

【 0 0 3 7 】

< 図 3 の S 2 (分光器 2 1 0 a への電圧印加) >

分光器制御ユニット 2 1 0 c は、算出された電圧を分光器 2 1 0 a に印加する。電圧が印加された分光器 2 1 0 a は、ランプ 2 0 8 より入射した照射光を、目標ピーク波長と略一致するピーク波長を持つ帯域制限光に分光する。

【 0 0 3 8 】

< 図 3 の S 3 (帯域制限光の分光特性の測定) >

分光測定器 2 1 0 b は、分光器 2 1 0 a より射出される帯域制限光の分光特性を測定する。分光測定器 2 1 0 b による測定値は、分光器制御ユニット 2 1 0 c に入力する。

【 0 0 3 9 】

< 図 3 の S 4、5 (実測ピーク波長の制御) >

分光器制御ユニット 2 1 0 c は、分光測定器 2 1 0 b より入力された帯域制限光の分光特性からピーク波長 (以下、「実測ピーク波長」と記す。) を算出する。分光器制御ユニット 2 1 0 c は、算出した実測ピーク波長が目標ピーク波長を基準とする許容公差に収まるか否かを判定する。目標ピーク波長が複数設定されている場合は、対応する各実測ピーク波長の全てが許容公差に収まるか否かを判定する。実測ピーク波長 (複数の場合は少なくとも 1 つ) が許容公差から外れる場合は (図 3 の S 4 : N O)、実測ピーク波長と目標ピーク波長との差分に基づく補正電圧値を算出して (図 3 の S 5)、補正後の電圧を分光器 2 1 0 a に印加する (図 3 の S 2)。図 3 の S 4、S 5、S 2、S 3、S 4 . . . のループは、実測ピーク波長が許容公差に収まるまで継続する。実測ピーク波長 (複数の場合は全て) が許容公差に収まると (図 3 の S 4 : Y E S)、処理は図 3 の S 6 に進む。

10

【 0 0 4 0 】

< 図 3 の S 6 (分光データの採取) >

分光器制御ユニット 2 1 0 c は、許容公差に収まる実測ピーク波長の情報 (波長及び強度) を分光算出部 2 2 0 a へ転送する。分光算出部 2 2 0 a は、実測ピーク波長に対する C y フィルタ、M g フィルタ、Y e フィルタ、G フィルタの各透過率をデータ保存部 2 2 0 c 等の記憶媒体から読み出して実測ピーク波長の強度を乗算し、乗算した値と、ドライバ信号処理回路 1 1 2 を介して入力する固体撮像素子 1 0 8 による撮像信号とを用いて、最大で 4 つのピーク波長 λ_n の分光反射光強度 (分光データ) を算出する。算出された分光データは、分光解析部 2 2 0 b に転送されると共にデータ保存部 2 2 0 c に保存される。

20

【 0 0 4 1 】

< 図 3 の S 7、8 (採取完了判定) >

分光算出部 2 2 0 a は、未採取のピーク波長の分光データが存在しないか、すなわち、4 0 0 n m ~ 7 0 0 n m 内で 5 n m 刻みに分布する計 6 1 のピーク波長の分光データを全て採取したか否かを判定する。未採取のピーク波長の分光データが存在する場合 (図 3 の S 7 : N O)、分光器制御ユニット 2 1 0 c は、分光算出部 2 2 0 a の判定結果を受けて、次の目標ピーク波長に応じた印加電圧を算出し (図 3 の S 8)、算出された電圧を分光器 2 1 0 a に印加する (図 3 の S 2)。また、計 6 1 のピーク波長の分光データが全て採取されている場合は (図 3 の S 7 : Y E S)、図 3 の分光データ採取処理が終了する。なお、設定される目標ピーク波長の順序は予め決められており、順序通りに全ての目標ピーク波長に対応する分光データが採取された時点で、計 6 1 の実測ピーク波長の分光データが揃うことになる。

30

【 0 0 4 2 】

分光解析部 2 2 0 b は、図 3 の分光データ採取処理により採取された分光データ群を解析して被写体 (例えば被疑病変部等) の健常や異常を検出し、検出結果を用いて解析画像 (例えば異常部位を強調した画像等) を生成する。生成された解析画像は、例えば画像統合部 2 2 0 d をスルーしてモニタ 3 0 0 に出力され、表示画面に表示される。また、解析画像は、画像統合部 2 2 0 d により、通常観察モード時に撮影された通常のカラ画像と合成されたうえでモニタ 3 0 0 の表示画面に表示される。合成表示には、例えば、解析画像と通常のカラ画像とを並列に表示する態様や、解析画像と通常のカラ画像とを重ね合わせて表示する態様が想定される。また、解析画像は、データ保存部 2 2 0 c に保存され、データ保存部 2 2 0 c を介して外部装置 (例えば P C やファイルサーバ、外部記憶媒体、サブディスプレイ等) に転送される。なお、データ保存部 2 2 0 c は、図 3 の分光データ採取処理により採取された分光データそのものを外部装置 (例えば P C やファイルサーバ、外部記憶媒体等) に転送することもできる。

40

【 0 0 4 3 】

本実施形態によれば、分光器 2 1 0 a を用いることにより品質の高い分光データを採取することができ、しかも、近年広く普及しているカラー撮像素子 (固体撮像素子 1 0 8)

50

と、複数の透過ピーク波長を設定可能な分光器 210a とを用いることにより、複数のピーク波長の分光データを同時に採取することが可能となっている。そのため、分光データの採取時間を短縮することができる。すなわち、本発明によれば、高品質な分光データを限られた時間内でより多く採取することができるため、分光解析等の分光データを用いた処理の精度が向上する。

【0044】

また、本実施形態の電子スコープ 100 は、分光データを採取するための専用の構成要素を備える必要がないため、既存の構成で足りる。

【0045】

以上が本発明の実施形態の説明である。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において様々な変形が可能である。例えば、本実施形態では、アクチュエータ 210ACT を駆動して、分光器 210a 自体を照射光の光路に選択的に挿置するように構成されているが、別の実施形態では、図 4 に示される回転式フィルタターレットを備えた構成に代えてもよい。具体的には、回転式フィルタターレット 210FT は、分光器 210a に代えて設置されており、図 4 (a) に示されるように、分光フィルタ (ギャップ可変式エタロン等) と、白色用フィルタとを円周方向に配置したものである。白色用フィルタは、例えばランプ 208 より放射された照射光を所定の可視光域に制限する。また、回転式フィルタターレット 210FT' は、図 4 (b) に示されるように、分光フィルタ、白色用フィルタ、特殊観察用フィルタを円周方向に配置したものである。特殊観察用フィルタは、特定の狭帯域観察に最適化された分光特性を有している。アクチュエータ 210ACT は、回転式フィルタターレット 210FT や 210FT' を回転させて、何れか一つのフィルタを照射光の光路に選択的に挿置することができる。図 4 (a) に示される例では、回転式フィルタターレット 210FT を所定の周期で回転させることにより、分光データの採取と通常のカラ画像の取得とを交互に行うことができる。

【0046】

図 5 は、本実施形態の電子内視鏡システム 1 の変形例 1 (電子内視鏡システム 1Ma) の構成を示すブロック図である。本変形例 1 をはじめ、以降の変形例において、図 1 の電子内視鏡システム 1 と同一の又は同様の構成には同一の又は同様の符号を付して説明を簡略又は省略する。

【0047】

図 5 に示されるように、電子内視鏡システム 1Ma は、ランプ 208 から分光器 210a に直進する光路を迂回するように配置されたミラー 210M1 ~ M4 を備えている。ミラー 210M1 及び 210M4 は、例えば可動式スイッチングミラーであり、第一のスイッチング状態では光路より退避する。そのため、ランプ 208 より放射された照射光は、ミラー 210M1 をスルーして分光器 210a を透過し、帯域制限光とされた後、ミラー 210M4 をスルーして LCB102 の入射端に入射する。また、ミラー 210M1 及び 210M4 は、第二のスイッチング状態では光路に挿置される。ミラー 210M1 は、ランプ 208 より放射された照射光をミラー 210M2 側に反射する。ミラー 210M2 及び 210M3 は固定ミラーである。ミラー 210M1 で反射された照射光は、ミラー 210M2 ~ M4 を順に反射して、LCB102 の入射端に入射する。すなわち、この場合、LCB102 には、分光器 210a を介さない白色光が LCB102 に供給される。なお、ミラー 210M1 と M4 は、可動式スイッチングミラーに代えて、例えば印加電圧に応じて透過率 (透明状態と反射状態) をスイッチングすることが可能な調光ミラーであってもよい。

【0048】

図 6 は、本実施形態の電子内視鏡システム 1 の変形例 2 (電子内視鏡システム 1Mb) の構成を示すブロック図である。図 6 に示されるように、本変形例 2 の電子内視鏡システム 1Mb では、電子スコープ 100 が分光ユニット 210 を備えている。分光ユニット 210 は、例えば対物光学系 106 と固体撮像素子 108 との間の光路に設置される。なお

、分光ユニット 2 1 0 に加えて分光算出部 2 2 0 a も、電子スコープ 1 0 0 内に設置してもよい。

【 0 0 4 9 】

図 6 に示す本変形例 2 の電子内視鏡システム 1 M b では、通常のカラ－画像を撮影することができない。そこで、図 7、図 8 に、夫々、本実施形態の電子内視鏡システム 1 の変形例 3 (電子内視鏡システム 1 M c)、変形例 4 (電子内視鏡システム 1 M d) の構成を例示する。

【 0 0 5 0 】

図 7 に示されるように、本変形例 3 の電子内視鏡システム 1 M c も、電子スコープ 1 0 0 が分光ユニット 2 1 0 を備えている。但し、本変形例 3 では、対物光学系 1 0 6 と分光器 2 1 0 a との間の光路にミラー 2 1 0 M 1 が配置されており、スイッチング状態に応じて被写体からの反射光を透過又は反射する。第一のスイッチング状態では反射光が分光器 2 1 0 a にスルーされるため、固体撮像素子 1 0 8 には、分光器 2 1 0 a を透過した帯域制限光が入射する。第二のスイッチング状態では反射光がミラー 2 1 0 M 2 側に反射される。ミラー 2 1 0 M 1 で反射された反射光は、更に、ミラー 2 1 0 M 2 で反射されて、固体撮像素子 1 0 8 に入射する。すなわち、固体撮像素子 1 0 8 には、分光器 2 1 0 a を介さない反射光が入射する。

【 0 0 5 1 】

また、図 8 に示されるように、本変形例 4 の電子内視鏡システム 1 M d も、電子スコープ 1 0 0 が分光ユニット 2 1 0 を備えている。本変形例 4 では、本変形例 3 のミラー 2 1 0 M 2 に代えて、固体撮像素子 1 0 8 M が配置されている。そのため、第一のスイッチング状態では、分光器 2 1 0 a を透過した帯域制限光が固体撮像素子 1 0 8 に入射し、第二のスイッチング状態では、分光器 2 1 0 a を介さない反射光が固体撮像素子 1 0 8 M に入射する。また、ミラー 2 1 0 M 1 (調光ミラー) の透過率：反射率を例えば 1 : 1 とすることにより、固体撮像素子 1 0 8 と 1 0 8 M の両方に被写体からの反射光が入射する。そのため、分光データの採取とカラ－画像の取得とを同時に行うことができる。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 2 】

- 1、1 M a、1 M b、1 M c、1 M d 電子内視鏡システム
- 1 0 0 電子スコープ
- 1 0 2 L C B
- 1 0 4 配光レンズ
- 1 0 6 対物光学系
- 1 0 8、1 0 8 M 固体撮像素子
- 1 1 0 プリアンプ
- 1 1 2 ドライバ信号処理回路
- 1 1 4 モード切替ボタン
- 2 0 0 プロセッサ
- 2 0 2 システムコントローラ
- 2 0 4 タイミングコントローラ
- 2 0 6 ランプ電源イグナイタ
- 2 0 8 ランプ
- 2 1 0 分光ユニット
- 2 1 0 a 分光器
- 2 1 0 b 分光測定器
- 2 1 0 c 分光器制御ユニット
- 2 1 0 d ハーフミラー
- 2 1 0 A C T アクチュエータ
- 2 1 0 F T、F T ' 回転式フィルタターレット
- 2 1 0 M 1 ~ M 4 ミラー

10

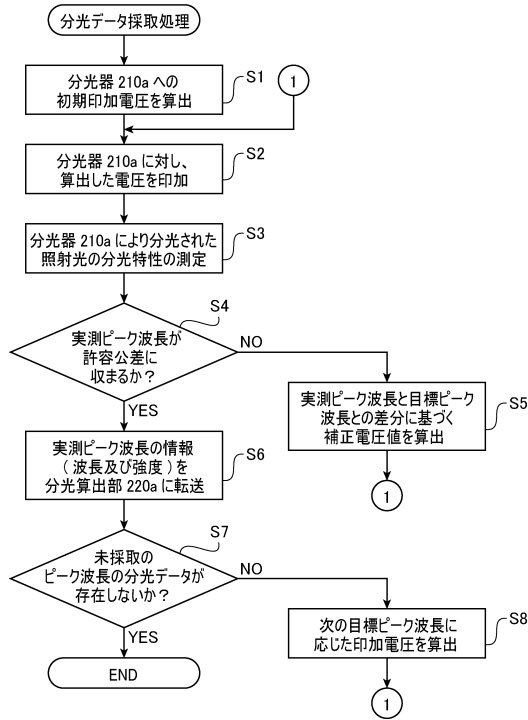
20

30

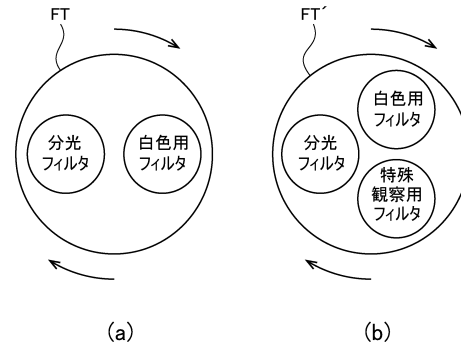
40

50

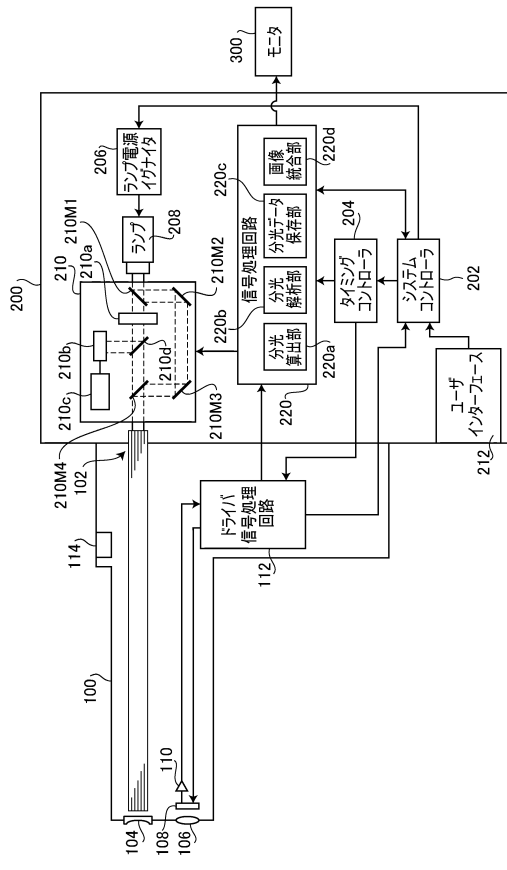
【図 3】



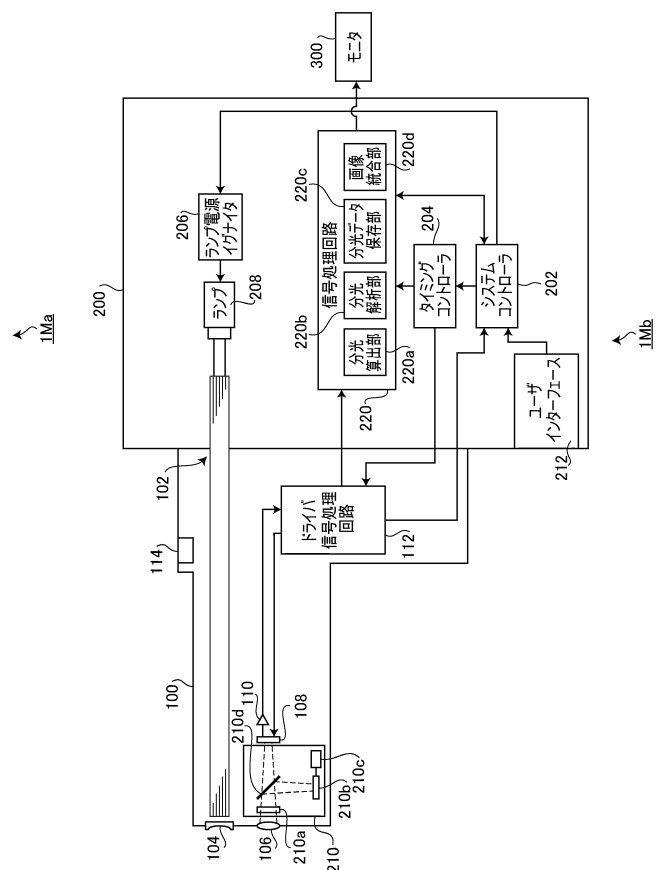
【図 4】



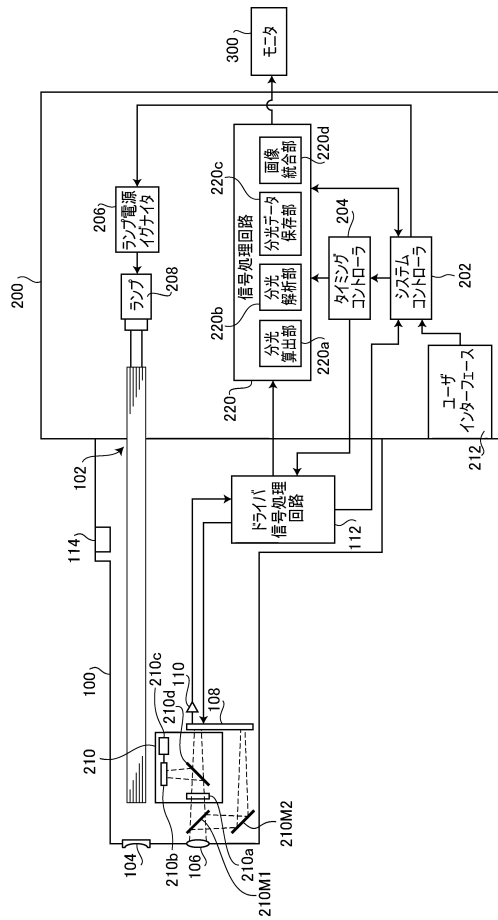
【図 5】



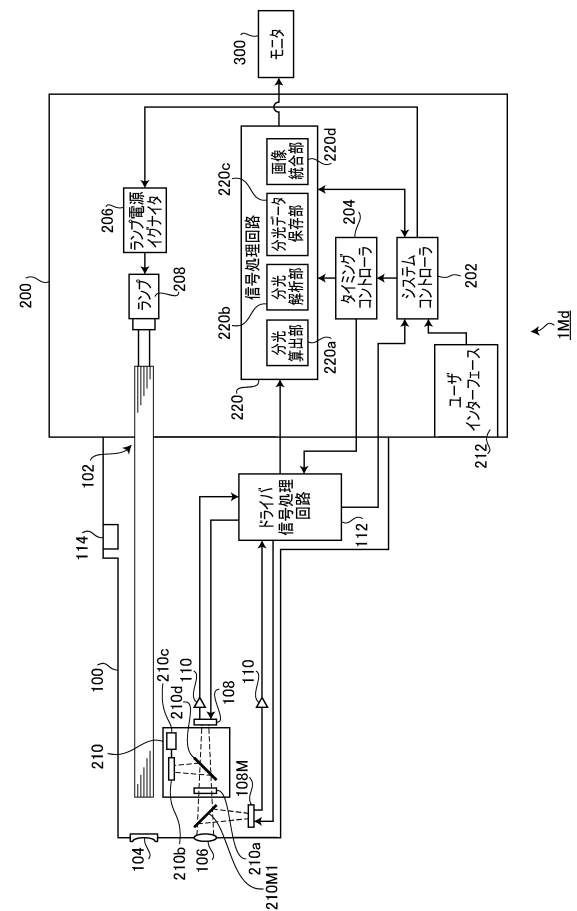
【図 6】



【圖 7】



【 図 8 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 1 1 - 2 0 0 3 6 4 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 1 4 3 1 5 4 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 1 6 2 1 2 1 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 3 4 8 9 0 1 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 2 0 0 3 8 0 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	光谱数据采集系统和电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5883668B2	公开(公告)日	2016-03-15
申请号	JP2012020686	申请日	2012-02-02
[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	池本洋祐		
发明人	池本 洋祐		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.D G02B23/24.B G02B23/26.B A61B1/04.370 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.531 A61B1/045.610 A61B1/07.731 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA09 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA10 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/RR04 4C161/RR11 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26		
代理人(译)	尾山荣启		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2013158383A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供适用于使用光谱数据（如光谱分析）精确执行处理的光谱数据采集系统。解决方案：光谱数据采集系统包括：用于发射照射光的光源；透射波长可变型滤光器，是用于将来自被摄体的照射光或反射光分割为具有多个峰值波长的分割光的滤光器，并且所述分割光的峰值波长是可变的。成像元件，设置有滤色器阵列组，该滤色器阵列组由安装在成像元件表面上的两种或更多种规定种类的滤色器的阵列组成，用于通过对透射光谱特性的物体图像成像来产生具有颜色信息的成像信号。波长可变型滤波器通过滤色器阵列组赋予：和光谱计算装置，用于根据被摄体的成像信号计算从被摄体入射到成像元件上的各个峰值波长的光的强度以及在对对象成像时在透射波长可变型滤波器中设定的各个峰值波长的各个滤色器的光谱特性。

(21) 出願番号	特願2012-20686 (P2012-20686)	(73) 特許権者	000113263
(22) 出願日	平成24年2月2日 (2012.2.2)		HOYA株式会社
(65) 公開番号	特開2013-158383 (P2013-158383A)		東京都新宿区中落台2丁目7番5号
(43) 公開日	平成25年8月19日 (2013.8.19)	(74) 代理人	100078880
審査請求日	平成26年12月16日 (2014.12.16)		弁理士 松岡 修平
		(74) 代理人	100169856
			弁理士 尾山 栄啓
		(72) 発明者	池本 洋祐
			東京都新宿区中落台2丁目7番5号 HOYA株式会社内
		審査官	棕熊 政一

最終頁に続く