

(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2006-181387
(P2006-181387A)

(43) 公開日 平成18年7月13日(2006.7.13)

(51) Int.CI.	F 1	テーマコード (参考)
A61B 1/00 (2006.01)	A 61 B 1/00	300Y 2H040
A61B 1/06 (2006.01)	A 61 B 1/06	A 4C061
G02B 23/26 (2006.01)	A 61 B 1/00	300D 5C122
H04N 5/225 (2006.01)	G 02 B 23/26	B
	H 04 N 5/225	C

審査請求 有 請求項の数 1 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2006-61752 (P2006-61752)
 (22) 出願日 平成18年3月7日 (2006.3.7)
 (62) 分割の表示 特願平11-74338の分割
 原出願日 平成11年3月18日 (1999.3.18)

(71) 出願人 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 今泉 克一
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 Fターム (参考) 2H040 BA13 CA09 CA11 CA22 GA02
 GA11
 4C061 CC06 FF12 FF40 FF47 LL02
 MM03 NN01 NN05 NN07 QQ02
 QQ03 QQ09 RR02 RR04 RR06
 RR14 RR15 RR18 RR22 RR26
 RR30 WW01 WW08 YY05 YY12
 最終頁に続く

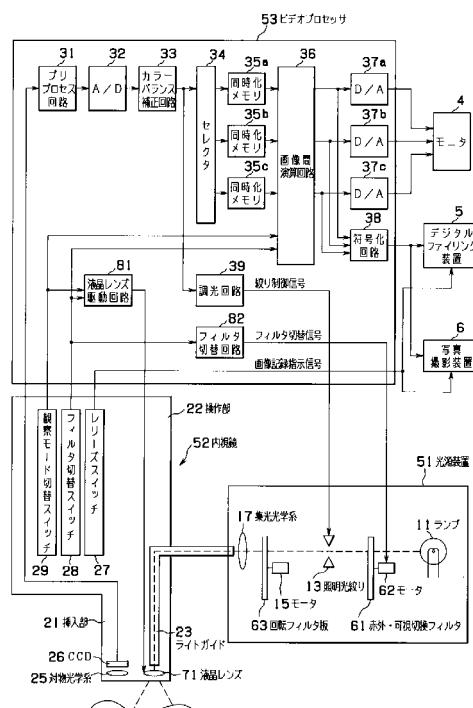
(54) 【発明の名称】内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】照明光が被写体に照射される際の多重反射を減少することで、酸素飽和度等の生体機能情報を得る際の誤差を減少できる内視鏡装置を提供する。

【解決手段】内視鏡52に設けたライトガイド23の出射端側に液晶レンズ71を有する配光光学系を配置し、光源装置51からの照明光は、ライトガイド23により導光され、液晶レンズ71を有する配光光学系から被写体に向けて照射される。このとき、液晶レンズ71は、液晶レンズ駆動回路81により制御される駆動電圧の変化に応じて焦点距離が変化するようになっており、この変化によって被写体に向けて照射される照明光は、液晶レンズ71によりその配光角が変化し、被写体への照明範囲が調整される。

【選択図】 図9



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被写体に照射する照明光の反射光を撮像し、前記被写体に含まれる含有物質の前記照明光の波長に対する吸光特性を利用して前記被写体に含まれる前記含有物質の状態を計測することが可能な内視鏡装置において、

前記照明光の光路上に設けられ、前記含有物質の状態の計測時に前記照明光の配光角を調節する配光角調節手段を有することを特徴とする内視鏡装置。

10

20

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡装置に係り、特に生体内物質の可視光及び赤外光に対する吸光特性を利用して生体機能の状態を計測するのに適した内視鏡装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、体腔内に内視鏡挿入部を挿入して、食道、胃、小腸、大腸等の消化管や肺等の気管を観察したり、必要に応じて処置具チャンネル内に挿通した処置具を用いて各種治療処置を行うことができる医療用の内視鏡装置が一般的に利用されている。特に、電荷結合素子（CCD）等の電子撮像デバイスを用いた内視鏡装置は、カラーモニタ上にリアルタイムで動画像を表示でき、内視鏡を操作する術者の疲労が少ないので広く利用されている。

【0003】

最近では、通常の可視光による被写体の画像（以下、通常画像と呼ぶ）を観察するばかりでなく、例えば酸素飽和度に応じて吸光スペクトルが変化するヘモグロビンの特性を利用し、被写体からの反射光を撮像して、被写体に含まれるヘモグロビンの量や酸素飽和度等の生体機能に関する情報を得て画像化する内視鏡装置が提案されている。このような内視鏡装置では、被写体に光を照射してその反射光を撮像することで、非侵襲的に生体機能の状態を調べるので、病変部の効率的な診断への応用が期待されている。ここで、ヘモグロビンの量や酸素飽和度等の生体機能情報は、複数の異なる波長の狭帯域光により被写体を撮像し、異なる波長で得られた複数の画像の間で画素毎の信号レベル値を

40

50

用いた演算（以下、画像間演算と呼ぶ）を行うことにより算出することが可能である。この画像間演算を行うには、例えば、文献「近赤外分光法 - 人体内部を探る」（田村守著、「計測と制御」、平成9年5月号、第36巻、第5号、344～348頁）に記述されているように、Beer-Lambert則を応用した式を用いることができる。

【0004】

このような生体機能情報を観察できる内視鏡装置として、例えば、特許第2648494号では、通常画像とヘモグロビンの酸素飽和度を示す画像とを観察できる内視鏡装置が示されている。

【0005】

しかしながら、従来から使用されている内視鏡装置を用いて酸素飽和度等の生体機能情報を得ようとすると、微妙な酸素飽和度の変化を観察したいときや、酸素飽和度の絶対値を得たいときのような厳密な検査を行うときに、次に挙げる幾つかの問題点が生じていた。

まず、感度良く酸素飽和度等を得るために、照明光或いは反射光の透過波長帯域を制限するフィルタの透過帯域幅を狭くして、被写体の吸光スペクトルの変化を鋭敏に捉えられるようになると有利である。しかし、フィルタの透過帯域幅を狭くすると、遠い距離から観察した時に十分な光量が得られず信号対ノイズ比が悪くなり、画像のノイズが目立つてしまうという問題があった。

また、従来の内視鏡装置では、被写体までの距離や被写体の形状によって、図14に示すような照明光が生体の粘膜に何度か反射する多重反射が生じ、この影響により、内視鏡挿入部先端から出射される照明光のスペクトルと被写体の見たい部位即ち関心領域に実際に照射される照明光のスペクトルとが異なるものになってしまい、観察される画像の色の再現性が悪化することがあった。特に臓器の奥の方に位置する関心領域を遠くから観察するときには多重反射の影響を受け易く、この関心領域の通常画像を観察すると、例えば赤みが強い観察画像が得られることがあった。更に、この多重反射の影響により、得られる画像が関心領域の生体粘膜そのものが持つ吸光特性や散乱特性を正確に反映しないことがあり、酸素飽和度やヘモグロビン量等を得る際の大きな誤差要因となっていた。

また、ヘモグロビンの酸素飽和度等の情報を得る際には、多くの波長により被写体を撮像した画像を用いるので、照明光或いは反射光の透過波長帯域を制限するフィルタを内視鏡装置に多数設ける構成にすると、内視鏡装置が大型化するとともに、新たに別の波長の光により被写体を観察しようとする際の拡張性が悪いという問題があった。

【特許文献1】特許第2648494号

【非特許文献1】「近赤外分光法 - 人体内部を探る」（田村守著、「計測と制御」、平成9年5月号、第36巻、第5号、344～348頁）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上述したように、従来の内視鏡装置では、被写体までの距離や被写体の形状によって、例えば図14に示すような照明光が生体の粘膜に何度か反射する多重反射が生じ、この影響により、内視鏡挿入部先端から出射される照明光のスペクトルと被写体の見たい部位、即ち関心領域に実際に照射される照明光のスペクトルとが異なるものになってしまい、観察される画像の色の再現性が悪化することがあった。特に、臓器の奥の方に位置する関心領域を遠くから観察するときには多重反射の影響を受け易く、この関心領域の通常画像を観察すると、例えば赤みが強い観察画像が得られることがあった。更に、この多重反射の影響により、得られる画像が関心領域の生体粘膜そのものが持つ吸光特性や散乱特性を正確に反映しないことがあり、酸素飽和度やヘモグロビン量等を得る際の大きな誤差要因となっていた。

【0007】

本発明は、これらの事情に鑑みてなされたもので、照明光が被写体に照射される際の多重反射を減少することで、酸素飽和度等の生体機能情報を得る際の誤差を減少できる内視

10

20

30

40

50

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】

【0008】

前記目的を達成するため、本発明の一態様による内視鏡装置は、被写体に照射する照明光の反射光を撮像し、前記被写体に含まれる含有物質の前記照明光の波長に対する吸光特性を利用して前記被写体に含まれる前記含有物質の状態を計測することが可能な内視鏡装置において、前記照明光の光路上に設けられ、前記含有物質の状態の計測時に前記照明光の配光角を調節する配光角調節手段を有する。

【発明の効果】

【0009】

本発明の内視鏡装置によれば、照明光が被写体に照射される際の多重反射を減少することで、酸素飽和度等の生体機能情報を得る際の誤差を減少できる効果を有する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【実施例】

【0011】

(第1の実施の形態)

図1ないし図8は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は内視鏡装置の全体構成を示す説明図、図2は回転フィルタ板の構成を示す説明図、図3は半値全幅10nmのフィルタの分光透過特性を示す説明図、図4は半値全幅30nmのフィルタの分光透過特性を示す説明図、図5は脱酸素化ヘモグロビン及び酸素化ヘモグロビンの吸光特性を示す説明図、図6は被写体が近くに位置するときの光束に対するフィルタの位置を示す説明図、図7は被写体が遠くに位置するときの光束に対するフィルタの位置を示す説明図、図8は被写体が中間的な距離に位置するときの光束に対するフィルタの位置を示す説明図である。

【0012】

図1に示すように、本実施の形態の内視鏡装置は、被写体を照明する照明光を発する光源装置1と、体腔内等に挿入して被写体像を撮像して撮像信号を得る内視鏡2と、前記内視鏡2で得られた撮像信号からモニタ表示可能な映像信号や画像記録装置へ出力可能なデジタル映像信号等を得るために信号処理等を行うビデオプロセッサ3と、前記ビデオプロセッサ3で得られた映像信号を映し出すモニタ4と、前記ビデオプロセッサ3で得られたデジタル映像信号を記録する画像記録装置としてのデジタルファイリング装置5と、前記ビデオプロセッサ3で得られたデジタル映像信号から再生される画像を写真フィルム上に記録する画像記録装置としての写真撮影装置6を備えて構成されている。

【0013】

前記光源装置1は、光を放射するキセノンランプ等のランプ11と、このランプ11の照明光路上に設けられ不必要な光や熱の放射を遮るべく透過波長を制限する赤外カットフィルタ12と、照明光路上に設けられ照射光量を制限する照明光絞り13と、回転することで透過波長の異なるフィルタが順次照明光上に挿入される回転フィルタ板14と、回転フィルタ板14を回転駆動するためのモータ15と、回転フィルタ板14を光軸に対して垂直方向に移動させることで、照明光上に挿入されるフィルタの組み合わせの切り替え等を行うためのモータ16と、前記ランプ11から前記赤外カットフィルタ12と照明光絞り13と回転フィルタ板14のフィルタを通過した照明光を後述するライトガイド23の光入射端へ集光する集光光学系17を備えて構成されている。前記回転フィルタ板14は、回転することで、例えば3種類の異なる波長帯域の光、例えば赤、緑、青の3種類の光を時分割で順次透過させるようになっている。

【0014】

前記内視鏡2は、体腔内等に挿入する細長の挿入部21と、この挿入部21の基端側に連設され内視鏡2を把持し操作するための操作部22と、一端が前記光源装置1に接続され、操作部22及び挿入部21を挿通して、前記光源装置1からの照明光を挿入部21先

端へ導光するライトガイド 23 と、挿入部 21 先端に設けられ前記ライトガイド 23 から出射される照明光を被写体へ向けて配光する配光光学系 24 と、挿入部 21 先端に設けられ照明光を照射された被写体からの反射光による被写体像を結像するための対物光学系 25 と、この対物光学系 25 の結像位置に受光面が位置し被写体像を撮像して撮像信号を得る撮像手段としての C C D 26 と、操作部 22 の操作者が容易に操作できる位置に設けられ、前記画像記録装置への画像記録を指示するレリーズスイッチ 27 と、操作部 22 の操作者が容易に操作できる位置に設けられ、照明光上に挿入される前記回転フィルタ板 14 のフィルタの組み合わせの切り替え等を指示するフィルタ切替スイッチ 28 と、操作部 22 の操作者が容易に操作できる位置に設けられ、観察画像の種類を切り替えるための観察モード切替スイッチ 29 を備えて構成されている。前記 C C D 26 は、例えば 3 種類の異なる波長帯域の光による被写体像を時分割で順次撮像し、これら異なる波長帯域の光による被写体像に対応した撮像信号を時分割で順次出力する。

【 0 0 1 5 】

前記ビデオプロセッサ 3 は、前記 C C D 26 で得られた撮像信号から映像信号成分を抽出するプリプロセス回路 31 と、このプリプロセス回路 31 で得られた映像信号をアナログ信号からデジタル信号へ変換する A / D 変換回路 32 と、この A / D 変換回路 32 から出力される映像信号に対してカラーバランス補正処理等を施すカラーバランス補正回路 33 と、このカラーバランス補正回路 33 から波長帯域別に時分割で順次出力される映像信号を入力し、各波長帯域毎の映像信号に空間分割して出力するセレクタ 34 と、前記セレクタ 34 で例えば 3 つの波長帯域別に空間分割されて出力された映像信号を各波長帯域別に一時記憶する例えば 3 つの同時化メモリ 35 a、35 b、35 c と、これら同時化メモリ 35 a、35 b、35 c にそれぞれ一時記憶された波長帯域の異なる映像信号の間で演算処理を行うことで、ヘモグロビンの量や酸素飽和度等の生体機能情報を得て画像化する画像間演算回路 36 と、この画像間演算回路 36 から出力される例えば R G B 式の映像信号をデジタル信号からアナログ信号へ変換する D / A 変換回路 37 a、37 b、37 c と、前記画像間演算回路 36 から出力される映像信号を符号化して画像記録装置へ出力する符号化回路 38 と、前記カラーバランス補正回路 33 で得られる映像信号の明るさを所定のレベルに維持すべく前記照明光絞り 13 に絞り制御信号を与える調光回路 39 と、前記フィルタ切替スイッチ 28 からの指示に応じて、前記モータ 16 を制御して、前記回転フィルタ板 14 の光軸に垂直な方向の位置を移動させるフィルタ位置制御回路 40 を備えて構成されている。

【 0 0 1 6 】

図 2 に示すように、回転フィルタ板 14 は、回転軸を中心とした最外周に配置された複数のフィルタで構成されるフィルタ群 41 と、中間周に配置された複数のフィルタで構成されるフィルタ群 42 と、最内周に配置された複数のフィルタで構成されるフィルタ群 43 を備えている。

【 0 0 1 7 】

最外周に配置された前記フィルタ群 41 は、赤、緑、青の波長帯域の光をそれぞれ透過するフィルタ 41 a、41 b、41 c で構成されている。

【 0 0 1 8 】

中間周に配置された前記フィルタ群 42 は、外周寄りに配置された透過帯域幅が狭い複数のフィルタ 42 a a、42 a b、42 a c で構成されるフィルタ群 42 a と、内周寄りに配置された透過帯域幅が広い複数のフィルタ 42 b a、42 b b、42 b c で構成されるフィルタ群 42 b で構成されており、これらフィルタ群 42 a の内周とフィルタ群 42 b の外周とは、接して配置されている。また、フィルタ 42 a a とフィルタ 42 b a、フィルタ 42 a b とフィルタ 42 b b、フィルタ 42 a c とフィルタ 42 b c は、回転軸からみてそれぞれ同一方向に配置されている。

【 0 0 1 9 】

最内周に配置された前記フィルタ群 43 は、透過波長帯域の中心波長が 430 nm のフィルタ 43 a と、透過波長帯域の中心波長が 450 nm のフィルタ 43 b と、透過波長帯

10

20

30

40

50

域の中心波長が 470 nm のフィルタ 43c で構成されており、各フィルタ 43a、43b、43c の半値全幅はいずれも 10 nm である。

【0020】

なお、回転フィルタ板 14 の各フィルタが配置されている以外の部分は、光を遮光する部材で形成されている。

【0021】

図 3 及び図 4 に示すように、フィルタ 42aa とフィルタ 42ba とは、いずれも透過波長帯域の中心波長が 760 nm で、フィルタ 42ab とフィルタ 42bb とは、いずれも透過波長帯域の中心波長が 805 nm で、フィルタ 42ac とフィルタ 42bc とは、いずれも透過波長帯域の中心波長が 840 nm である。また、フィルタ 42aa、42ab、42ac の半値全幅はいずれも 10 nm であり、フィルタ 42ba、42bb、42bc の半値全幅はいずれも 30 nm である。なお、図 3 及び図 4 に示される各フィルタの特性曲線には、これらの特性曲線に対応する各フィルタに対して図 2 で付された符号と同一の符号が付されている。10

【0022】

次に、本実施の形態の作用を説明する。

光源装置 1 のランプ 11 からは、可視領域及び近赤外領域を含む波長領域の光が放射され、この光は、赤外カットフィルタ 12 と、照明光絞り 13 と、回転フィルタ板 14 を通過して、内視鏡 2 のライトガイド 23 に入射される。20

【0023】

このとき、赤外カットフィルタ 12 は、380 nm 以下と 900 nm 以上の波長の光を減衰させ、回転フィルタ板 14 上の各フィルタに照射される不要な熱や光を遮断する。20

【0024】

また、照明光絞り 13 は、ビデオプロセッサ 3 の調光回路 39 から与えられる絞り制御信号に応じて、光源装置 1 から出射される光の光量を制限し、CCD 26 で撮像される画像に飽和が生じないようにする。

【0025】

また、回転フィルタ板 14 は、通常観察時には最外周のフィルタ群 41 が光軸上に挿入され、モータ 15 により所定の速度で回転駆動されることによりフィルタ 41a、41b、41c が光路上に時分割で順次挿入され、赤、緑、青の光が時分割で順次透過される。また、酸素飽和度やヘモグロビン量を観察するヘモグロビン観察時には、フィルタ位置制御回路 40 からのフィルタ位置制御信号に応じて、モータ 16 が回転フィルタ板 14 を光軸と垂直方向に移動することにより、最外周のフィルタ群 41 に代わって、中間周のフィルタ群 42 や最内周のフィルタ群 43 が光軸上に挿入される。中間周のフィルタ群 42 が光路上に挿入されているときには、赤、緑、青に代わって、760 nm、805 nm、840 nm を中心波長とする光が時分割で順次透過され、最内周のフィルタ群 43 が光路上に挿入されているときには、430 nm、450 nm、470 nm を中心波長とする光が時分割で順次透過され、光源装置 1 から出射される。30

【0026】

図 5 に、被写体である生体の血液に含まれる色素である酸素化ヘモグロビン（オキシヘモグロビンとも呼ぶ）及び脱酸素化ヘモグロビン（デオキシヘモグロビンとも呼ぶ）のそれぞれの波長に対する分子吸光係数つまり吸光度を対比的に示す。なお、酸素化ヘモグロビンは、酸素と結合したヘモグロビンであり、脱酸素化ヘモグロビンは、酸素と結合していないヘモグロビンであり、また、本願では、酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンを総称してヘモグロビンと呼ぶ。ヘモグロビンの酸素飽和度は、全ヘモグロビンの量に対する酸素化ヘモグロビンの量を得ることにより算出される。図 5 から分かるように、805 nm と 450 nm の波長は、酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンとの吸光度の差がほとんどない波長であり、また、760 nm と 430 nm は脱酸素化ヘモグロビンの方が吸光度が大きい波長であり、840 nm と 470 nm は酸素化ヘモグロビンの方が吸光度が大きい波長となっている。このように、酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロ4050

ビンで吸光度が逆転する波長を選ぶことにより、得られた各波長帯域の映像信号をモニタ4の例えは赤、緑、青の各色に割り当てて画像を観察するときに、酸素飽和度の変化を画像の色の変化として捉えやすくなる。また、ヘモグロビンの吸収は波長が短い方が大きいので、生体への光の透過性は波長が長いほど良い。そのため、760nm、805nm、840nmといった長波長の光を用いた場合には、比較的粘膜深層の酸素飽和度やヘモグロビン量の情報を得ることができ、430nm、450nm、470nmといった短波長の光を用いた場合には、比較的粘膜表層の酸素飽和度やヘモグロビン量の情報を得ることができる。

【0027】

なお、光路上に挿入されるフィルタ群41、42、43の選択は、フィルタ切替スイッチ28からの指示に応じて、フィルタ位置制御回路40が、モータ16へフィルタ位置制御信号を与えることで行われる。このとき、最外周のフィルタ群41或いは最内周のフィルタ群43が光路上に挿入されているときには、回転フィルタ板14の光軸に対する位置は一定に維持されるが、中間周のフィルタ群42が光路上に挿入されているときには、フィルタ位置制御回路40からのフィルタ位置制御信号によりモータ16が制御されて、回転フィルタ板14の光軸に対する位置が移動し、後述するように透過される光の実質的な波長帯域幅が変化する。

【0028】

内視鏡2のライトガイド23に入射された照明光は、内視鏡2の挿入部21の先端部まで導光され、配光光学系から消化管等の被写体へ向けて照射される。そして、被写体で散乱、反射された反射光による被写体像は、対物光学系25により、CCD26の受光面に結像する。このCCD26は、回転フィルタ板14の回転に同期して駆動されており、回転フィルタ板14が時分割で順次透過する各波長帯域の照明光に対応して、各波長帯域の反射光による被写体像を時分割で順次撮像し、各波長帯域に対応した撮像信号を時分割で順次ビデオプロセッサ3へ与える。

【0029】

ビデオプロセッサ3に入力された撮像信号は、先ずプリプロセス回路31に入力され、このプリプロセス回路31は、撮像信号にCDS(相関2重サンプリング)処理等を施して、映像信号成分を抽出する。このプリプロセス回路31で得られた映像信号は、A/D変換回路32により、アナログ信号からデジタル信号に変換され、カラーバランス補正回路33により、カラーバランス補正処理が施される。このとき、カラーバランス補正回路33は、回転フィルタ板14の位置に応じてカラーバランス補正係数を切り替え、回転フィルタ板14のフィルタ群41、42、43が切り替えられても、常に適切なカラーバランスを保つように処理を行う。

【0030】

カラーバランス補正回路20から出力される映像信号は、セレクタ34により、波長帯域別に空間分割され、波長帯域別に同時化メモリ35a、35b、35cに振り分けられて一時記憶される。このとき、フィルタ群41が照明光路に挿入されている通常観察時には、フィルタ41a、41b、41cが照明光路に順次挿入されることで得られる赤、緑、青の波長帯域に対応した映像信号が同時化メモリ35a、35b、35cにそれぞれ一時記憶される。また、フィルタ群42が照明光路に挿入されている際のヘモグロビン観察時には、中心波長が760nm、805nm、840nmの波長帯域に対応した映像信号が同時化メモリ35a、35b、35cにそれぞれ一時記憶される。また、フィルタ群43が照明光路に挿入されている際のヘモグロビン観察時には、中心波長が430nm、450nm、470nmの波長帯域に対応した映像信号が同時化メモリ35a、35b、35cにそれぞれ一時記憶される。そして、同時化メモリ35a、35b、35cにそれぞれ記憶された波長帯域別の画像の映像信号は、同時に読み出されることで同時化される。

【0031】

同時化メモリ35a、35b、35cで同時化された画像は、画像間演算回路36へ与えられる。この画像間演算回路36は、フィルタ切替スイッチ28及び観察モード切替ス

10

20

30

40

50

イッチ 29 からの指示に応じた処理を行い、例えば R G B 式の映像信号を出力する。そして、この R G B 式の映像信号は、D / A 変換回路 37 a、37 b、37 c により、R（赤）、G（緑）、B（青）の色成分毎に、デジタル信号からアナログ信号に変換されて、モニタ 4 へ与えられる。つまり、画像間演算回路 36 から出力される映像信号のうち、R 信号はモニタ 4 の赤色に対応し、G 信号はモニタ 4 の緑色に対応し、B 信号はモニタ 4 の青色に対応している。

通常観察時、つまりフィルタ切替スイッチ 28 によりフィルタ群 41 が選択されているときには、画像間演算回路 36 は、同時化メモリ 35 a、35 b、35 c から読み出した映像信号をそのまま R 信号、G 信号、B 信号として出力する。従って、赤、緑、青の各色の照明光に対応して得られた映像信号は、そのままモニタ 4 の赤、緑、青に対応して描出される。
10

【0032】

ヘモグロビン観察時、つまりフィルタ切替スイッチ 28 によりフィルタ群 42 或いはフィルタ群 43 が選択されているときには、画像間演算回路 36 は、観察モード切替スイッチ 29 からの指示に応じて、入力された映像信号をそのまま出力する第 1 の動作モードと、酸素飽和度分布を示す酸素飽和度画像を得る第 2 の動作モードと、ヘモグロビン量分布を示すヘモグロビン量画像を得る第 3 の動作モードのうちいずれかの動作モードの処理を行う。

【0033】

第 1 の動作モードでは、画像間演算回路 36 は、同時化メモリ 35 a、35 b、35 c から読み出した映像信号をそのまま R 信号、G 信号、B 信号として出力することで、各波長帯域の照明光に対応した画像成分が、モニタ 4 の赤、緑、青の各色成分に割り当てられて描出される。例えば、フィルタ群 42 が選択されているときには、中心波長が 760 nm、805 nm、840 nm の各波長帯域の照明光に対応した画像成分が、モニタ 4 の赤、緑、青の各色成分に割り当てられて描出され、また、フィルタ群 43 が選択されているときには、中心波長が 430 nm、450 nm、470 nm の各波長帯域の照明光に対応した画像成分が、モニタ 4 の赤、緑、青の各色成分に割り当てられて描出される。従って、第 1 の動作モードでは、酸素飽和度が高い部分は青色より赤色が強く、酸素飽和度が低い部分は赤色より青色が強い画像が、モニタ 4 に表示され、直観的に酸素飽和度の分布を知ることができるようになっている。
20

【0034】

第 2 の動作モードでは、画像間演算回路 36 は、各画素の位置におけるヘモグロビン量を算出し、ヘモグロビン量を表すべく各画素の色や輝度を編集した映像信号を出力する。これにより、モニタ 4 では、各画素の位置のヘモグロビン量を観察することができる。
30

【0035】

第 3 の動作モードでは、画像間演算回路 36 は、各画素の位置における酸素飽和度を算出し、酸素飽和度を表すべく各画素の色や輝度を編集した映像信号を出力する。これにより、モニタ 4 では、各画素の位置の酸素飽和度を観察することができる。

【0036】

なお、画像間演算回路 36 から出力される映像信号は、必要に応じて、図示しないガンマ補正回路によってモニタ 4 のガンマ特性を補正する変換が施されてから、D / A 変換回路 37 a、37 b、37 c へ与えられる。
40

【0037】

また、画像間演算回路 36 から出力される映像信号は、D / A 変換回路 37 a、37 b、37 c を介してモニタ 4 へあたえられるばかりでなく、符号化回路 38 で符号化され、画像記録装置であるデジタルファイリング装置 5 及び写真撮影装置 6 へ与えられる。画像記録装置への映像信号の記録は、レリーズスイッチ 27 が操作されたときに、このレリーズスイッチ 27 から与えられる画像記録指示信号に応じて行われる。

【0038】

調光回路 39 は、カラーバランス補正回路 33 で得られる映像信号の信号レベルから画
50

像の明るさを検出し、得られる画像の明るさを概ね一定に保つべく絞り制御信号を照明光絞り 13 へ与えて、光源装置 1 から出射される光量を制御するとともに、回転フィルタ板 14 の中間周のフィルタ群 42 が照明光路上に挿入されているときには、画像の明るさに応じて、フィルタ位置制御回路 40 を介してフィルタ位置制御信号をモータ 16 へ与え、以下のように、中間周のフィルタ群 42 と照明光の光束との位置関係を調節すべく、回転フィルタ板 14 の光軸に垂直な方向の位置を制御する。

先ず、被写体の距離が近くて画像が十分に明るいときには、図 6 に示すように、照明光の光束が半値全幅 10 nm のフィルタ群 42a を通過するように、モータ 16 が駆動制御されて回転フィルタ板 14 の位置が調節される。このように照明光の波長帯域幅を狭く絞ることにより、酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンとの吸光度の差が大きくなる波長の照明光に対応して得られる映像信号に含まれる各画素の信号レベルの精度が高くなり、精度良く酸素飽和度やヘモグロビン量を求めることができる。
10

【0039】

また、被写体の距離が遠く離れていて強い照明光が必要なときには、図 7 に示すように、照明光の光束が半値全幅 30 nm のフィルタ群 42b を通過するように、回転フィルタ板 14 の位置が調節され、被写体に照射される光量が大きくなる。このように照明光の波長帯域幅を広くして照明光量を大きくすることにより、遠くの被写体でも十分な明るさでノイズの少ない観察画像を得ることができる。

また、被写体の距離が中間的な距離の場合には、図 8 に示すように、照明光の光束の一部が半値全幅 10 nm のフィルタ群 42a を通り、一部が半値全幅 30 nm のフィルタ群 42b を通るようにする。このように、照明光の光束が、フィルタ群 42a 及びフィルタ群 42b に跨るような位置に、回転フィルタ板 14 が移動することにより、半値全幅 10 nm のフィルタ群 42a を通過する光の量と半値全幅 30 nm のフィルタ群 42b を通過する光の量の割合が調節され、被写体に照射される照明光の実質的な波長帯域幅が調節される。
20

なお、中間周のフィルタ群 42 が照明光路に挿入されている際に、照明光絞り 13 は、回転フィルタ板 14 の移動では対応できないような素早い調光変化が必要なときや、明るさ過度の画像の明るさを調整するときに補助的に利用されるように調光回路 39 で制御してもよい。

【0040】

以上説明したように、本実施の形態によれば、狭い帯域幅の光による観察画像を得て精度良く酸素飽和度等の生体機能情報が得られるとともに、被写体の距離が遠いときに十分に明るくノイズが少ない観察画像を得ることができるという効果が得られる。
30

【0041】

なお、本実施の形態の内視鏡装置は、通常観察時及び酸素飽和度やヘモグロビン量等の生体機能情報の観察時において、各波長帯域の照明光を時分割で被写体に順次照射する面順次式の照明を行っているが、これに限らず、例えば、通常観察時において、各波長帯域の照明光を同時に被写体に照射する同時式の照明を行うようにしてもよい。この場合、通常観察時には、回転フィルタ板 14 を照明光路上から外して、例えば色分離のための図示しないモザイクフィルタを反射光路上に挿入した状態で観察し、生体機能情報の観察時には、回転フィルタ板 14 を照明光路上に挿入して面順次式で観察するようにしてもよい。
40

また、例えば半値全幅が 10 nm の狭波長帯域のフィルタを透過した照明光と例えば半値全幅が 30 nm の広波長帯域のフィルタを透過した照明光との量の割合を調節する手段は、本実施の形態のように空間的にそれぞれのフィルタを照明光が透過する面積を変化させる構成のものに限らず、例えばそれぞれのフィルタを透過する時間を変化させるよう構成されたものでもよい。

また、照明光の波長帯域は、例えば 550 ~ 600 nm 付近の 3 つの波長帯域を用いてもよいし、3 つの波長帯域だけではなく 4 つ以上の波長帯域を用いて連立方程式を解くことにより酸素飽和度やヘモグロビン量等の生体機能情報を演算するようにしてもよい。
50

また、酸素飽和度画像やヘモグロビン量画像がモニタ4に表示されているときにレリーズスイッチ27が操作された場合には、自動的に回転フィルタ板14の位置を移動して、通常画像も併せて画像記録装置に記録されるようにしてもよい。

また、照明光絞り13で照明光量を制御する代わりに、CCDの電子シャッタ機能を利用することで露光量を制御してもよい。

また、酸素飽和度やヘモグロビン量等の生体機能情報の演算を行う際に、画像をフリーズしてこのフリーズされた静止画像に対してマイクロコンピューターを用いて演算を行うように構成することで、画像間演算回路を小規模化してもよい。

また、所定の波長波長の光を透過するフィルタの代わりに、所定の波長帯域の光を反射するミラーを用いて構成してもよい。
10

また、撮像手段は、内視鏡挿入部に配置された構成に限らず、図示しない光学内視鏡の接眼部に着脱自在に取り付けられる構成であってもよい。

【0042】

(第2の実施の形態)

図9ないし図15は本発明の第2の実施の形態に係り、図9は内視鏡装置の全体構成を示す説明図、図10は赤外・可視切替フィルタの構成を示す説明図、図11は可視光透過フィルタ及び赤外光透過フィルタの分光透過特性を示す説明図、図12は回転フィルタ板の構成を示す説明図、図13はRフィルタとGフィルタとBフィルタの分光透過特性を示す説明図、図14は多重反射光が関心領域へ照射される様子を示す説明図、図15は配光角が調節された照明光を示す説明図である。なお、本実施の形態では、前記第1の実施の形態と同様に構成されている部位には同じ符号を付してその説明を省略する。
20

【0043】

図9に示すように、本実施の形態の内視鏡装置では、前記第1の実施の形態の光源装置1(図1参照)と、内視鏡2(図1参照)と、ビデオプロセッサ3(図1参照)に代わって、光源装置51と、内視鏡52と、ビデオプロセッサ53がそれぞれ設けられている。

【0044】

前記光源装置51は、前記第1の実施の形態の光源装置1(図1参照)と比して、赤外カットフィルタ12(図1参照)に代わって、回動位置によってランプ11から出射された照明光の可視光成分と赤外光成分とを選択的に透過させる赤外・可視切替フィルタ61と、この赤外・可視切替フィルタ61を回動させるモータ62が設けられ、回転フィルタ板14(図1参照)に代わって、回転フィルタ板63が設けられ、モータ16(図1参照)が取り除かれて構成されている。
30

【0045】

図10に示すように、前記赤外・可視切替フィルタ61は、可視光を透過する可視光透過フィルタ61aと、赤外光を透過する赤外光透過フィルタ61bを有して構成されており、これら可視光透過フィルタ61a及び赤外光透過フィルタ61bのそれぞれの分光透過特性は、図11に示す特性になっている。この赤外・可視切替フィルタ61が回転軸の周りに回動することによって、可視光透過フィルタ61aと赤外光透過フィルタ61bとが、選択的に照明光上に挿入されるようになっている。

【0046】

図12に示すように、本実施の形態の回転フィルタ板63は、可視光領域では赤、緑、青の光をそれぞれ透過するRフィルタ63a、Gフィルタ63b、Bフィルタ63cを有して構成されており、回転フィルタ板63が回転軸の周りに回転することにより、Rフィルタ63aとGフィルタ63bとBフィルタ63cとが照明光路上に順次挿入されるようになっている。なお、本実施の形態の回転フィルタ板63は、前記第1の実施の形態の回転フィルタ板14(図1参照)と異なり、光軸と垂直な方向には位置固定されている。図13に示すように、Rフィルタ63a、Gフィルタ63b、Bフィルタ63cは、それぞれ可視光の赤、緑、青の波長帯域だけでなく、それぞれ赤外光の $660\text{ nm} \pm 15\text{ nm}$ 、 $805\text{ nm} \pm 15\text{ nm}$ 、 $915\text{ nm} \pm 15\text{ nm}$ の波長帯域も透過するようになっている。
40

【0047】

図9に示すように、本実施の形態の内視鏡52は、前記第1の実施の形態の内視鏡2(図1参照)の配光光学系24(図1参照)に代わって、焦点距離を電気的に制御できる液晶レンズ71を有する配光光学系が設けられている。

【0048】

本実施の形態のビデオプロセッサ53は、前記第1の実施の形態のビデオプロセッサ3(図1参照)のフィルタ位置制御回路40(図1参照)に代わって、前記モータ62を駆動することで前記赤外・可視切替フィルタ61の透過波長帯域を切り替えるフィルタ切替信号を出力するフィルタ切替回路82が設けられている。

【0049】

次に、本実施の形態の作用を説明する。

光源装置51のランプ11からは、可視光領域及び近赤外領域を含む波長領域の照明光が放射され、この照明光は、赤外・可視切替フィルタ61と、照明光絞り13と、回転フィルタ板63と、集光光学系17を通過して、内視鏡52のライトガイド23の光入射端に入射される。

このとき、赤外・可視切替フィルタ61は、フィルタ切替回路82により制御されるモータ62により回動駆動されてから回動位置が保持され、これにより、可視光透過フィルタ61aと赤外光透過フィルタ61bのいずれかが光路上に挿入される。このとき、フィルタ切替回路82は、フィルタ切替スイッチ28からの指示に応じて動作する。

【0050】

また、照明光絞り13は、前記第1の実施の形態と同様にして、光源装置1から出射される光の光量を制限し、CCD26で撮像される画像に飽和が生じないようにする。

また、回転フィルタ板63は、モータ15により回転駆動されることにより、可視光透過フィルタ61aが照明光路に挿入されているときには、赤、緑、青の光を順次透過させ、また、赤外光透過フィルタ61bが照明光路に挿入されているときには、赤、緑、青の代わりに、 $660\text{ nm} \pm 15\text{ nm}$ 、 $805\text{ nm} \pm 15\text{ nm}$ 、 $915\text{ nm} \pm 15\text{ nm}$ の波長帯域の光を順次透過させる。図5を参照して前記第1の実施の形態で述べたように、 805 nm は、酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンとの吸光度の差が少ない波長であり、また、 660 nm は脱酸素化ヘモグロビンの方が吸光度が大きい波長であり、 915 nm は酸素化ヘモグロビンの方が吸光度が大きい波長となっており、これらの波長を用いることにより酸素飽和度やヘモグロビン量を算出することができる。

【0051】

以上のようにして、可視光透過フィルタ61aが照明光路に挿入されているときには、通常観察が行われ、赤外光透過フィルタ61bが照明光に挿入されているときにはヘモグロビン観察が行われる。このとき、画像間演算回路36は、第1の実施の形態と同様にして、ヘモグロビン観察時には、観察モード切替スイッチ29からの指示に応じて、第1の動作モードと、第2の動作モードと、第3の動作モードのうちいずれかの動作モードの処理を行う。

【0052】

光源装置51からの照明光は、ライトガイド23により導光され、液晶レンズ71を有する配光光学系から被写体へ向けて照射される。このとき、液晶レンズ71は、液晶レンズ駆動回路81により制御される駆動電圧の変化に応じて焦点距離が変化するようになっており、これにより、被写体へ向けて照射される照明光は、液晶レンズ71によりその配光角が変化し、被写体への照射範囲が調整される。

【0053】

このとき、被写体への照明光の配光角が調節されないと、図14に示すように、被写体の関心領域に対して照明光の配光角の広がりが過度であるときに、照明光が生体粘膜に反射して生じる多重反射光が関心領域に照射され、これにより、本来関心領域に照射されるべきスペクトルと異なるスペクトルの光が関心領域に照射されてしまい、例えばヘモグロビン観察時の第2の動作モード及び第3のモードにおける測定精度が悪化してしまう。

【0054】

10

20

30

40

50

そこで、本実施の形態では、液晶レンズ駆動回路 81 は、フィルタ切替スイッチ 28 及び観察モード切替スイッチ 29 の状態に応じて液晶レンズ 71 を次に述べるように制御する。例えば、通常観察時及びヘモグロビン観察時の第 1 の動作モードでは、図 15 内の実線矢印で示すように、照明光の配光角が広げられ、照明光は、CCD26 で撮像できる全視野に照射される。また、第 2 の動作モード及び第 3 の動作モードでは、図 15 内の破線矢印で示すように、照明光の配光角が狭くなり、関心領域に対して照明光の広がりが過度になることが抑えられる。このように照明光の配光角が調整されて、照明範囲が狭く絞られることにより、関心領域へ照射される照射光の大部分が内視鏡からの直接光となり、関心領域への多重反射光が減少し、酸素飽和度やヘモグロビン量を求める際に問題となる多重反射による誤差要因が防止され、正確な酸素飽和度やヘモグロビン量が得られる。

10

【0055】

以上説明したように、本実施の形態によれば、照明光が被写体に照射される際の多重反射を減少することで、酸素飽和度等の生体機能情報を得る際の誤差を減少できるという効果が得られる。

【0056】

なお、本実施の形態では、照明光の配光角を変化させるために、液晶レンズ 71 を設けているが、このような構成に限らず、照明範囲を制限する絞りを例えば配光光学系に設けてもよいし、また、例えば配光光学系を構成するレンズを機構的に移動させることで配光角を調節する手段を設けて構成してもよい。

また、照明範囲を狭くする際に、これに連動して光学的或いは電子的に画像を拡大し、照明光が照射されていない部位や配光が暗い部位はモニタ等に表示しないように制御してもよい。

20

また、多重反射光の影響を受け易い遠景の場合には照射光が狭く絞られ、多重反射光の影響を受け難い近接の場合には照射光が広めに照射されるように、被写体と内視鏡先端部の距離に応じて液晶レンズ 71 を制御してもよい。

また、本実施の形態では、照明範囲の変更は、赤外・可視切替フィルタ 61 の切替や観察モードつまり画像間演算回路 36 の動作モードの切替に応じて自動的に行われているが、使用者が必要な時にスイッチを押すことにより行われるようにしててもよい。

また、赤外光透過フィルタ 61b を用いて観察するときには、回転フィルタ板 63 の回転速度を遅くして CCD26 の露光時間を長くすることで、露光量を増やして明るい画像を得るようにしててもよい。

30

また、本実施の形態の内視鏡は、撮像した画像から生体機能情報をとして酸素飽和度やヘモグロビン量を得るものであるが、これに限らず、例えば生体粘膜に含まれるヘモグロビン量の指標値であるヘモグロビンインデックス (IHb) 等を得るものであってもよい。

【0057】

(第 3 の実施の形態)

図 16 及び図 17 は本発明の第 3 の実施の形態に係り、図 16 は内視鏡装置の全体構成を示す説明図、図 17 は波長可変フィルタ及び CCD の動作を示すタイミングチャートである。なお、本実施の形態では、前記第 1 の実施の形態と同様に構成されている部位には同じ符号を付してその説明を省略する。

40

【0058】

図 16 に示すように、本実施の形態の内視鏡装置は、前記第 1 の実施の形態の内視鏡装置 (図 1 参照) と比して、光源装置 1 (図 1 参照) に代わって、光源装置 101 が設けられ、ビデオプロセッサ 3 (図 1 参照) に代わって、ビデオプロセッサ 103 (図 1 参照) が設けられている。

【0059】

本実施の形態の光源装置 101 は、第 1 の実施の形態の光源装置 1 (図 1 参照) と比して、回転フィルタ板 14 (図 1 参照) とモータ 15 (図 1 参照) とモータ 16 (図 1 参照) に代わって、照明光の透過波長帯域が可変の波長可変フィルタ 111 が照明光路上に設けられている。この波長可変フィルタ 111 は、液晶セルを積層することにより構成され

50

ており、液晶への印加電圧を変化させることによりこの波長可変フィルタ111を透過する光の波長を瞬時に変化させることができるようにになっている。この波長可変フィルタ111は、透過波長として任意の波長を選ぶことができるので、液晶チューナブルフィルタと呼ばれることがある。なお、この波長可変フィルタに関する詳細については、例えば、文献「液晶を用いた波長可変フィルター」（内田龍男著、「応用物理」、平成7年、第64巻、第5号、451～455頁）に記述されている。

【0060】

本実施の形態のビデオプロセッサ103は、前記第1の実施の形態（図1参照）と比して、フィルタ位置制御回路40（図1参照）に代わって、波長可変フィルタ111を制御するための波長制御回路112が設けられている。10

【0061】

次に、本実施の形態の作用を説明する。

波長制御回路55は、フィルタ切替スイッチ28の切替に応じて、通常観察用のフィルタ制御動作と、深層ヘモグロビン観察用のフィルタ制御動作、表層ヘモグロビン観察用のフィルタ制御動作の3つフィルタ制御動作のいずれかの制御動作を行う。

【0062】

フィルタ切替スイッチ28により、通常観察用のフィルタ制御動作が選択されたときには、波長制御回路112により制御される波長可変フィルタ111は、620nmと、540nmと、450nmをそれぞれ中心波長とする波長帯域の光、つまり、赤と、緑と、青の波長帯域の光を順次透過させる。波長可変フィルタ111を順次透過した各波長帯域の照明光は被写体に照射され、その反射光による被写体像は順次CCD26で撮像され、前記第1の実施の形態で述べたように、赤、緑、青の各色に対応した画像を含む映像信号は、それぞれ同時化メモリ35a、35b、35cに一時記憶されて同時化される等して、通常画像としてモニタ4に表示される。なお、このとき、CCD26からの画素データ信号の読み出しへは、図17に示すように、波長可変フィルタ111が透過波長を切り替える合間の移行期間に行われる。20

【0063】

また、深層ヘモグロビン観察用のフィルタ制御動作が選択されたときには、波長可変フィルタ111は、760nmと、805nmと、840nmをそれぞれ中心波長とする波長帯域の光を順次透過させる。この各波長帯域の照明光に対応した映像信号は、それぞれ同時化メモリ35a、35b、35cに一時記憶されて同時化され、観察モード切替スイッチ29で指定される動作モードで動作する画像間演算回路36により生成された画像がモニタ4に表示される。30

【0064】

また、表層ヘモグロビン観察用のフィルタ制御動作が選択されたときには、波長可変フィルタ111は、430nmと、450nmと、470nmをそれぞれ中心波長とする波長帯域の光を順次透過させる。そして、この各波長帯域の照明光に対応した映像信号は、深層ヘモグロビン観察用のフィルタ制御動作の場合と同様に処理され、モニタ4に表示される。

【0065】

以上説明したように、本実施の形態によれば、第1の実施の形態のような多くのフィルタを備えた回転フィルタ板14（図1参照）と、この回転フィルタ板14を回転するモータ15（図1参照）と、前記回転フィルタ板14の位置を移動させるモータ16（図1参照）という多数の大型の部材で一般的に構成されるフィルタが、波長可変フィルタ111に組み替えられるので、部品点数が減少し、内視鏡装置を構成する光源装置が小型化する。40

また、波長可変フィルタ111が透過する波長帯域は、波長制御回路112からの信号により制御されるので、例えば透過波長帯域の追加変更を行う際に、機構的な変更作業が削減され、この透過波長帯域の追加変更を行際の拡張性が向上する。

従って、本実施の形態によれば、内視鏡装置を小型化し、且つ光の透過波長帯域の追加50

変更を行う際の拡張性を向上できるという効果が得られる。

【0066】

なお、本実施の形態では、波長可変フィルタ111を光源装置101内に組み込んで構成しているが、このような構成に限らず、内視鏡2の挿入部21先端部の照明光路上や、CCD26前面等の位置に波長可変フィルタを組み込んで構成してもよい。CCD26前面に波長可変フィルタを組み込むと、波長可変フィルタが受ける光による熱の影響を小さくすることができる。

また、深層ヘモグロビン観察用の波長帯域と表層ヘモグロビン観察用の波長帯域の光を交互に被写体に照射することにより、粘膜表層と深層のヘモグロビン情報をモニタ上に同時に表示したり、通常観察用の波長帯域とヘモグロビン観察用の波長帯域の光を交互に被写体に照射することにより、通常画像と酸素飽和度分布画像やヘモグロビン分布から得られる血流量分布画像をモニタ上に同時に表示する等してもよい。10

また、モニタ上に、現在選択されているフィルタの波長を表示するようにしてもよい。

また、波長制御回路112を例えばマイクロプロセッサを用いて構成し、任意の波長を使用者が設定して観察できる構成としてもよい。

また、波長可変フィルタ111と第1の実施の形態で述べたような回転フィルタ板とを照明光路上に選択的に挿入する構成とし、通常観察時には回転フィルタ板を用いて観察し、ヘモグロビン観察時には波長可変フィルタ111を用いるようにしてもよい。

また、ヘモグロビンの酸素飽和度やヘモグロビン量は、3つの波長帯域の光を順次被写体に照射して得た映像信号から算出を行っているが、これに限らず、4つ以上の波長帯域の光を用いてもよい。20

また、照明光としてヘモグロビンの酸素飽和度やヘモグロビン量を得るための波長帯域の光が用いられているが、これに限らず、適切な波長帯域を選ぶことにより、チトクロームやミオグロビンの酸素代謝を得るために内視鏡装置を応用してもよい。

また、CCD26の前面に色分離のためのモザイクフィルタを設けることで、通常観察時には、各波長帯域を同時に撮像する同時式の撮像を行い、ヘモグロビン観察等の生体機能情報計測時には、波長可変フィルタ111を用いて、面順次式の撮像を行って観察するようにしてもよい。

【0067】

なお、本発明は、上述の実施の形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。30

【0068】

[付記]

(付記項1-1)

被写体を照明するための光源から発せられる照明光の光路上に設けられ第1の波長帯域の光を通過させる第1の波長制限手段と、

前記照明光の光路上に設けられ前記第1の波長帯域と中心波長が略同じで帯域幅が異なる第2の波長帯域の光を通過させる第2の波長制限手段と、

前記第1の波長制限手段を通過して前記被写体に照射される光の量と前記第2の波長制限手段を通過して前記被写体に照射される光の量との割合を変化させる手段とを備えたことを特徴とする内視鏡装置。40

【0069】

(付記項1-2)

付記項1-1に記載の内視鏡装置であって、

前記第1の波長制限手段及び前記第2の波長制限手段は、光学的なフィルタで構成した。45

【0070】

(付記項1-3)

前記第1の波長制限手段及び前記第2の波長制限手段は、お互いに接するように配置し50

た。

【0071】

(付記項1-4)

付記項1-3に記載の内視鏡装置であって、

前記第1の波長制限手段及び前記第2の波長制限手段と前記照明光の光軸との前記光軸に垂直な方向の位置を調節することで前記割合を変化させる。

【0072】

(付記項1-5)

付記項1-1に記載の内視鏡装置であって、

前記第1の波長制限手段及び前記第2の波長制限手段が取り付け固定された固定手段を備え、10

前記固定手段と前記照明光の光軸との前記光軸に垂直な方向の位置を調節することで前記割合を変化させる。

【0073】

(付記項1-6)

付記項1-5に記載の内視鏡装置であって、

前記固定手段の前記光軸に垂直な方向の位置を移動させる移動手段を備えた。(付記項
1-7)

付記項1-6に記載の内視鏡装置であって、

前記移動手段は、モータで構成した。20

【0074】

(付記項1-8)

付記項1-5に記載の内視鏡装置であって、

前記固定手段は回転可能に構成した回転体であり、

前記回転体を回転駆動するモータを設けた。

【0075】

(付記項1-9)

付記項1-8に記載の内視鏡装置であって、

前記第1の波長制限手段及び前記第2の波長制限手段は、お互いに同心円状に配置した。30

【0076】

(付記項1-10)

付記項1-8に記載の内視鏡装置であって、

前記回転体が回転することで前記第1の波長制限手段及び前記第2の波長制限手段はそれぞれ複数の波長帯域の光を選択的に順次透過する。

【0077】

(付記項1-11)

付記項1-6に記載の内視鏡装置であって、

前記移動手段を駆動制御する制御手段を設けた。

【0078】

(付記項1-12)

付記項1-11に記載の内視鏡装置であって、

前記固定手段の位置を前記制御手段へ指示する入力手段を設けた。

【0079】

(付記項1-13)

付記項1-11に記載の内視鏡装置であって、

前記制御手段は、前記被写体の像を撮像して得られる映像信号に含まれる画像の明るさに応じて前記移動手段を駆動制御する。

【0080】

(付記項1-14)

40

50

付記項 1 - 13 に記載の内視鏡装置であって、
前記被写体の像を撮像する撮像手段と、
前記撮像手段で得られる撮像信号から映像信号を得るべく映像信号処理を行う映像信号処理手段とを備えた。

【0081】

(付記項 1 - 15)

付記項 1 - 14 に記載の内視鏡装置であって、
前記制御手段は、前記映像信号処理手段と同一筐体内に設けた。

【0082】

(付記項 1 - 16)

付記項 1 - 11 に記載の内視鏡装置であって、
前記被写体の像を撮像する撮像手段と、
前記撮像手段で得られる撮像信号から映像信号を得るべく映像信号処理を行う映像信号処理手段と、
前記映像信号に含まれる画像の色分布から前記被写体に含まれる含有物質の分布情報を得るべく演算を行う演算手段とを備えた。

【0083】

(付記項 1 - 17)

付記項 1 - 16 に記載の内視鏡装置であって、
前記含有物質は、生体である被写体に含まれる色素を含む。

【0084】

(付記項 1 - 18)

付記項 1 - 17 に記載の内視鏡装置であって、
前記色素は、ヘモグロビンを含む。

【0085】

(付記項 1 - 19)

付記項 1 - 18 に記載の内視鏡装置であって、
前記ヘモグロビンは酸素化ヘモグロビン及び脱酸素化ヘモグロビンを含み、
前記酸素化ヘモグロビン及び脱酸素化ヘモグロビンの分布情報をから酸素飽和度を得る。

【0086】

(付記項 1 - 20)

付記項 1 - 16 に記載の内視鏡装置であって、
前記制御手段は、前記演算手段による前記演算が行われるときに、前記照明光の透過波長帯域幅を狭くすべく前記移動手段を駆動制御する。

【0087】

(付記項 1 - 21)

付記項 1 - 1 に記載の内視鏡装置であって、
前記第 1 の波長制限手段及び前記第 2 の波長制限手段は、前記光源と同一筐体内に設けた。

【0088】

(付記項 2 - 1)

被写体に照射する照明光の反射光を撮像し、前記被写体に含まれる含有物質の前記照明光の波長に対する吸光特性を利用して前記被写体に含まれる前記含有物質の状態を計測することが可能な内視鏡装置において、

前記照明光の光路上に設けられ前記照明光の配光角を調節するための配光角調節手段を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【0089】

(付記項 2 - 2)

付記項 2 - 1 に記載の内視鏡装置であって、
前記含有物質は、生体である被写体に含まれる色素を含む。

10

20

30

40

50

【0090】

(付記項2-3)

付記項2-2に記載の内視鏡装置であって、
前記色素は、ヘモグロビンを含む。

【0091】

(付記項2-4)

付記項2-2に記載の内視鏡装置であって、
前記ヘモグロビンは酸素化ヘモグロビン及び脱酸素化ヘモグロビンを含み、
前記酸素化ヘモグロビン及び脱酸素化ヘモグロビンの分布情報から酸素飽和度を得る。

【0092】

(付記項2-5)

付記項2-1に記載の内視鏡装置であって、
前記配光角調節手段は、電気的に制御されることで焦点距離が変化する液晶レンズを備えて構成した。

【0093】

(付記項2-6)

付記項2-1に記載の内視鏡装置であって、
前記被写体の像を撮像する撮像手段と、
前記撮像手段で得られる撮像信号から映像信号を得るべく映像信号処理を行う映像信号処理手段と、
前記映像信号に含まれる画像の色分布から前記被写体に含まれる前記含有物質の状態を計測すべく演算を行う演算手段とを備えた。

【0094】

(付記項3-1)

被写体を照明する照明光の光路上或いは前記照明光の照射される前記被写体からの反射光による光学像の光路上の少なくともいずれかの光路上に設けられ透過波長帯域が可変の波長制限手段と、
前記波長制限手段による透過波長帯域を制御する波長制御手段とを備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【0095】

(付記項3-2)

付記項3-1に記載の内視鏡装置であって、
前記波長制限手段は、波長可変フィルタを備えて構成した。

【0096】

(付記項3-3)

付記項3-1に記載の内視鏡装置であって、
前記波長制御手段は、複数の波長帯域の光を選択的に順次透過させるべく前記波長可変フィルタを制御する。

【0097】

(付記項3-4)

付記項3-1に記載の内視鏡装置であって、
前記波長制御手段は、複数の波長帯域を1組の波長帯域群とする複数の波長帯域群のうちから選択された1組の波長帯域群に含まれる複数の波長帯域の光を選択的に順次透過させるべく前記波長可変フィルタを制御する。

【図面の簡単な説明】

【0098】

【図1】図1ないし図8は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は内視鏡装置の全体構成を示す説明図

【図2】回転フィルタ板の構成を示す説明図

【図3】半值全幅10nmのフィルタの分光透過特性を示す説明図

10

20

30

40

50

【図4】半値全幅30nmのフィルタの分光透過特性を示す説明図

【図5】脱酸素化ヘモグロビン及び酸素化ヘモグロビンの吸光特性を示す説明図

【図6】被写体が近くに位置するときの光束に対するフィルタの位置を示す説明図

【図7】被写体が遠くに位置するときの光束に対するフィルタの位置を示す説明図

【図8】被写体が中間的な距離に位置するときの光束に対するフィルタの位置を示す説明図

【図9】図9ないし図15は本発明の第2の実施の形態に係り、図9は内視鏡装置の全体構成を示す説明図

【図10】赤外・可視切替フィルタの構成を示す説明図

【図11】可視光透過フィルタ及び赤外光透過フィルタの分光透過特性を示す説明図

10

【図12】回転フィルタ板の構成を示す説明図

【図13】RフィルタとGフィルタとBフィルタの分光透過特性を示す説明図

【図14】多重反射光が関心領域へ照射される様子を示す説明図

【図15】配光角が調節された照明光を示す説明図

【図16】図16及び図17は本発明の第3の実施の形態に係り、図16は内視鏡装置の全体構成を示す説明図

【図17】波長可変フィルタ及びCCDの動作を示すタイミングチャート

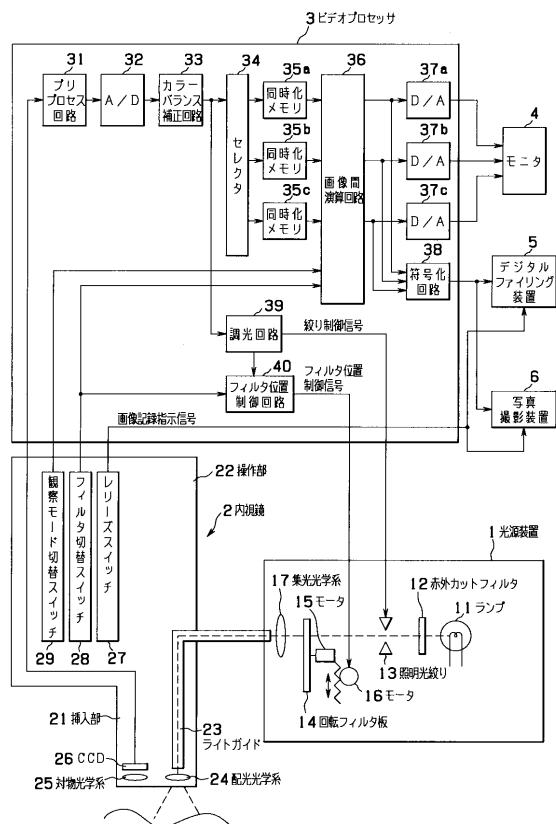
【符号の説明】

【0099】

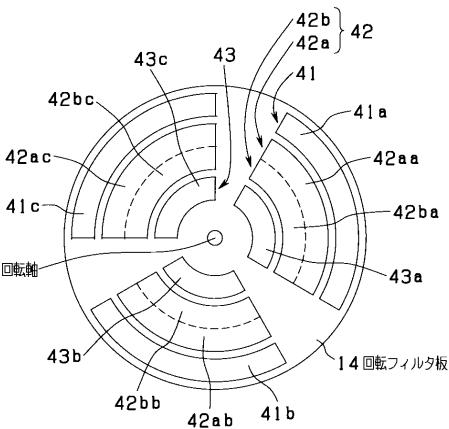
- 1 4 ... 回転フィルタ板
- 1 6 ... モータ
- 3 9 ... 調光回路
- 4 0 ... フィルタ位置制御回路
- 4 2 a ... (半値全幅10nmの) フィルタ群
- 4 2 b ... (半値全幅30nmの) フィルタ群
- 7 1 ... 液晶レンズ
- 8 1 ... 液晶レンズ駆動回路
- 1 1 1 ... 波長可変フィルタ
- 1 1 2 ... 波長制御回路

20

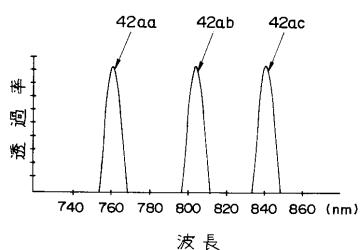
【 四 1 】



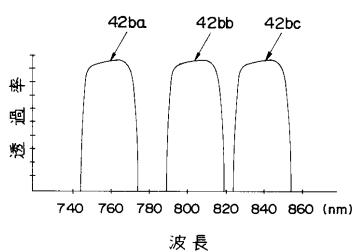
【図2】



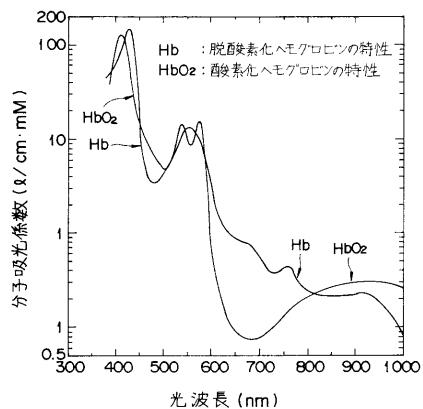
〔 図 3 〕



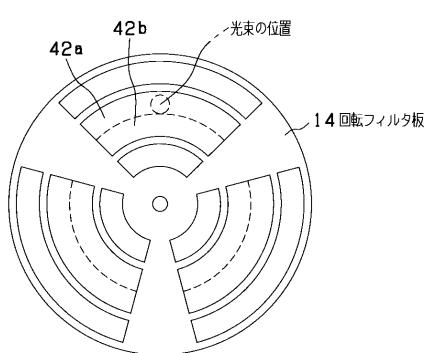
(4)



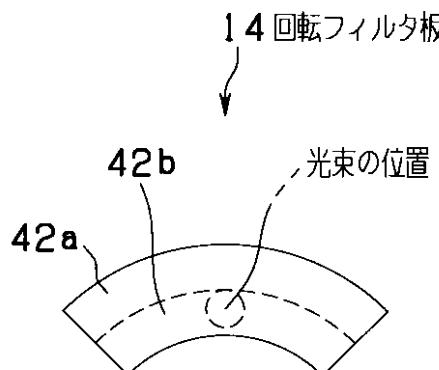
〔 図 5 〕



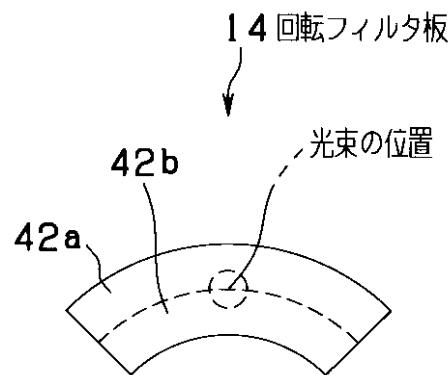
〔 図 6 〕



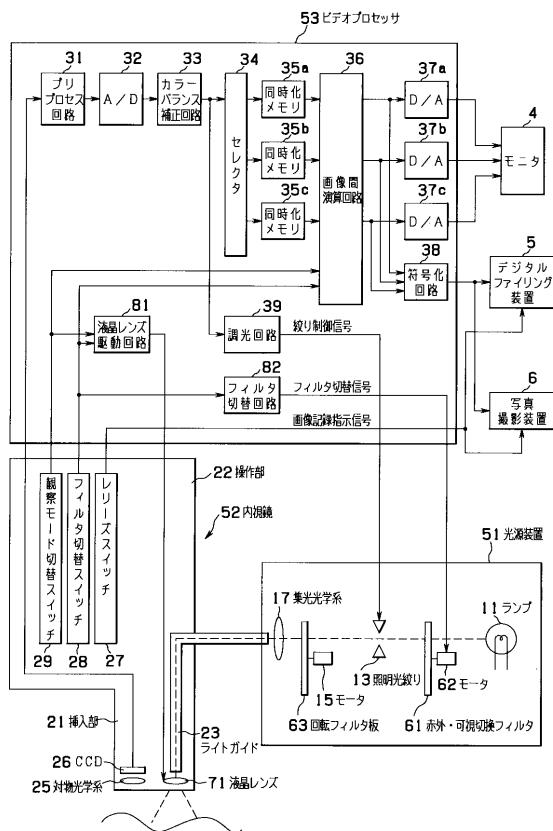
〔 図 7 〕



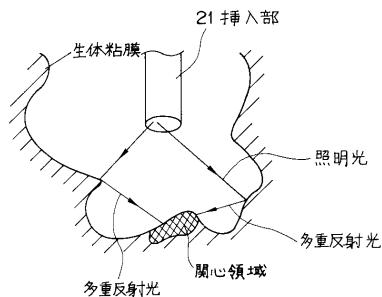
【図8】



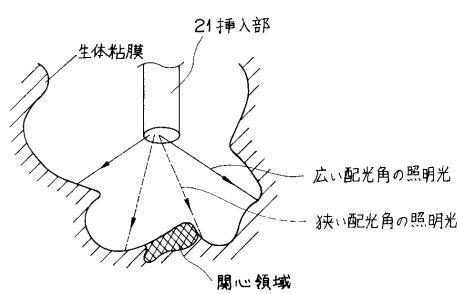
【図9】



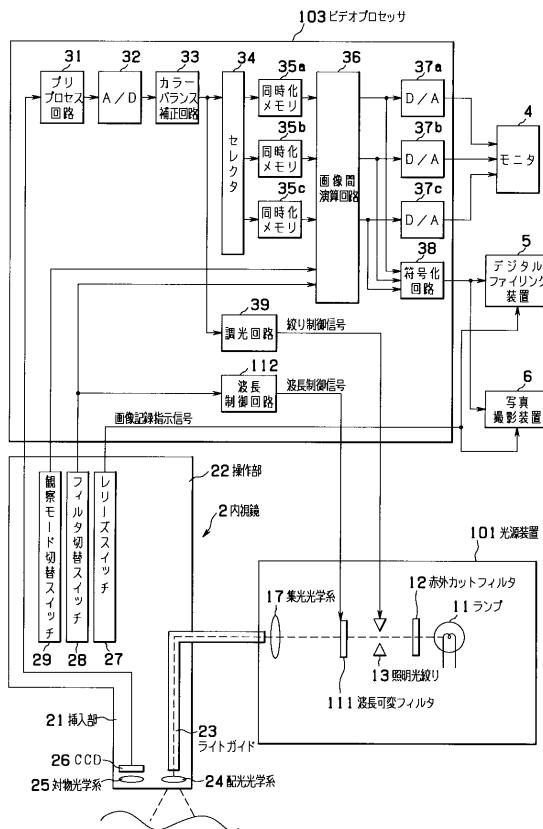
【図14】



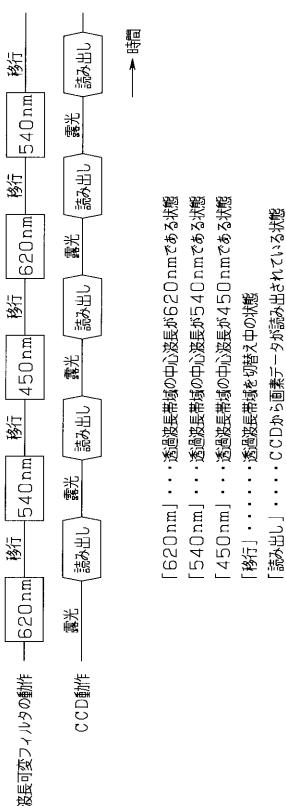
【図15】



【図16】



【図17】



フロントページの続き

F ターム(参考) 5C122 DA12 DA15 FB02 FB07 FB17 FB20 FC01 FF03 FH11 GG11
GG14 GG30

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2006181387A	公开(公告)日	2006-07-13
申请号	JP2006061752	申请日	2006-03-07
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	今泉克一		
发明人	今泉 克一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G02B23/26 H04N5/225		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/06.A A61B1/00.300.D G02B23/26.B H04N5/225.C A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/045.617 A61B1/07.730 A61B1/07.733 A61B1/07.735 H04N5/225		
F-TERM分类号	2H040/BA13 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF12 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/LL02 4C061/MM03 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR06 4C061/RR14 4C061/RR15 4C061/RR18 4C061/RR22 4C061/RR26 4C061/RR30 4C061/WW01 4C061/WW08 4C061/YY05 4C061/YY12 5C122/DA12 5C122/DA15 5C122/FB02 5C122/FB07 5C122/FB17 5C122/FB20 5C122/FC01 5C122/FF03 5C122/FH11 5C122/GG11 5C122/GG14 5C122/GG30 4C161/CC06 4C161/FF12 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR06 4C161/RR14 4C161/RR15 4C161/RR18 4C161/RR22 4C161/RR26 4C161/RR30 4C161/SS06 4C161/WW01 4C161/WW08 4C161/YY05 4C161/YY07 4C161/YY12		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4391998B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜装置，该内窥镜装置能够通过减少在将照明光照射到被检体上时的多次反射来减少获得氧饱和度等生物功能信息时的误差。解决方案：具有液晶透镜71的配光光学系统布置在内窥镜52中设置的光导23的出射端侧，并且来自光源设备51的照明光由光导23导引，并发射液晶。光从具有透镜71的配光光学系统朝着被摄体分配。此时，在液晶透镜71中，焦距根据由液晶透镜驱动电路81控制的驱动电压的变化而变化，并且由于该变化而向被摄体照射的照明光是液晶。通过透镜71改变配光角度，并且调节被摄体的照明范围。[选择图]图9

