

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5259033号
(P5259033)

(45) 発行日 平成25年8月7日(2013.8.7)

(24) 登録日 平成25年5月2日(2013.5.2)

(51) Int.Cl.		F I	
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 T
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2
G 0 2 B	23/24	(2006.01)	A 6 1 B 1/06 A
G 0 2 B	23/26	(2006.01)	G 0 2 B 23/24 B

請求項の数 3 (全 30 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2001-237075 (P2001-237075)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成13年8月3日(2001.8.3)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2003-47588 (P2003-47588A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成15年2月18日(2003.2.18)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成20年6月11日(2008.6.11)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	金子 守
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内
		(72) 発明者	長谷川 晃
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内
		(72) 発明者	小野 勝也
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

所定の照明光を発生する光源装置と、
 前記光源装置において発生する前記照明光の供給を受ける光学式内視鏡であって、
 前記照明光を導光する導光部材と、
 前記導光部材を経た前記照明光を偏光し、偏光照明光として被写体側に出射する偏光部材と、
 前記被写体側で反射された光を入光する対物光学系と、
 前記対物光学系において入光した像を伝送するリレー光学系の後方に配設された接眼光学系と、
 を備えた光学式内視鏡と、
 前記光学式内視鏡の後端に接続された外付けカメラであって、
 前記接眼光学系に対向して配設され、前記像を結像する結像光学系と、
 前記結像光学系の後方に配設され、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向を有する第1の偏光部と、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向を有する第2の偏光部と、を備える偏光手段と、
 前記偏光手段を経由した、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向の光成分と、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向の光成分とを撮像し、それぞれ平行画像信号と垂直画像信号とを出力する撮像手段と、
 を備えた外付けカメラと、

前記平行画像信号及び又は垂直画像信号に基づく通常画像と、前記平行画像信号及び垂直画像信号に基づく偏光画像とを表示可能とする画像処理を行う画像処理装置と、
を具備したことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

通常画像を得る通常観察モードにおいて用いるための通常照明光と、偏光画像を得る偏光観察モードにおいて用いるための偏光画像用照明光を発生する光源手段と、

前記光源手段において発生する前記通常照明光及び偏光画像用照明光の供給を受ける光学式内視鏡であって、

前記通常照明光を導光する第 1 の導光部材と、

前記偏光画像用照明光を導光する第 2 の導光部材と、

前記第 2 の導光部材を経た前記偏光画像用照明光を偏光し、偏光照明光として被写体側に出射する偏光部材と、

前記被写体側で反射された光を入光する対物光学系と、

前記対物光学系において入光した像を伝送するリレー光学系の後方に配設された接眼光学系と、

を備えた光学式内視鏡と、

前記光学式内視鏡の後端に接続された外付けカメラであって、

前記接眼光学系に対向して配設され、前記像を結像する結像光学系と、

前記結像光学系の後方に配設され、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向を有する第 1 の偏光部と、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向を有する第 2 の偏光部と、を備える偏光手段と、

前記偏光観察モードが選択された際においては、前記偏光手段を経由した、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向の光成分と、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向の光成分とを撮像し、それぞれ平行画像信号と垂直画像信号とを出力し、前記通常観察モードが選択された際においては、前記偏光手段を経由せずに前記結像光学系からの光を撮像し、通常照明光に基づく通常画像信号として出力する撮像手段と、

を備えた外付けカメラと、

前記通常照明光に基づく通常画像と、前記平行画像信号及び垂直画像信号に基づく偏光画像とを表示可能とする画像処理を行う画像処理装置と、

を具備したことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 3】

通常画像を得る通常観察モードにおいて用いるための通常照明光と、偏光画像を得る偏光観察モードにおいて用いるための偏光画像用照明光を発生する光源装置と、

前記光源装置において発生する前記通常照明光及び偏光画像用照明光の供給を受ける内視鏡であって、

前記通常照明光及び前記偏光画像用照明光を導光する導光部材と、

前記導光部材を経た前記通常照明光または前記偏光画像用照明光を偏光し、偏光照明光として被写体側に出射する偏光部材と、

前記被写体側で反射された光を入光する対物光学系と、

前記対物光学系において入光した被写体側で反射された光を、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向の光成分と、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向の光成分とに分離する偏光分離手段と、

前記偏光分離手段を経由した、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向の光成分を撮像して平行画像信号を出力する第 1 の撮像手段と、

前記偏光分離手段を経由した、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向の光成分を撮像して垂直画像信号を出力する第 2 の撮像手段と、

を備えた内視鏡と、

前記通常観察モードが選択された際においては、前記第 1 の撮像手段の出力と前記第 2 の撮像手段の出力とを加算した値を前記通常照明光に基づく通常画像信号とし、前記偏光観察モードが選択された際においては、前記第 1 の撮像手段の出力から前記第 2 の撮像手

10

20

30

40

50

段の出力を減算した値を前記平行画像信号及び垂直画像信号に基づく偏光画像信号として、それぞれ表示可能とする画像処理を行う画像処理装置と、
を具備したことを特徴とする内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は通常画像と偏光を利用した偏光画像とが得られる内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

第1の従来例として、US特許6091984がある。この従来例では生体組織に光を照射しその散乱光のスペクトルを分析することで、細胞の核の大きさにより変化する成分を取り出し、その組織の性状を判断する方法を開示している。

【0003】

具体的には、生体組織から散乱してきたスペクトルと組織の厚み、血液の吸収を考慮したモデルによるバックグランドによる散乱スペクトルを計算し、その比を取る。その比をMie散乱理論と比較し細胞核の大きさを推定する。この時、細胞核が大きいものがHGD、早期癌等の異常組織である。

【0004】

また、第2の従来例としてPCTによる公報WO 00/42912がある。

HGD、早期癌等は組織表面付近より起こる。そこで、偏光を使って、組織表面の散乱光を抜き出し、そのスペクトルを分析することで、組織の性状を判断する方法を示している。この公報では図26(A)に示す装置が開示されている。なお、図26は同じ発明者によるIEEE JOURNAL OF SELECTED TOPICS IN QUANTUM ELECTRONICS VOL. 5, NO. 4, pp1019-1026の方から引用している。

【0005】

図26(A)に示す装置130では広帯域の光源131からの白色光はファイバ132により導光され、レンズ133、開口絞り134、偏光子135を経て特定の直線偏光の光に変換された後、ビームスプリッタ136に入射され、このビームスプリッタ136で反射された光は生体組織137に照射される。

【0006】

生体組織137で散乱され、ビームスプリッタ136に入射した散乱光はその一部が透過し、開口絞り138を経て、ミラー139で反射されて偏光ビームスプリッタ140に入射される。

この偏光ビームスプリッタ140に入射される光は偏光子135で偏光された偏光方向と平行な偏光方向の光成分は、偏光ビームスプリッタ140を透過し、レンズ141a等を経てマルチチャンネルの分光器142に導光される。

【0007】

また、偏光子135で偏光された偏光方向と直交する方向の光成分は、偏光ビームスプリッタ140で反射され、レンズ141b等を経てマルチチャンネルの分光器142に導光される。

【0008】

この場合、直接、反射光が分光器142に入らないように、照明光は生体組織137に対しわずかに傾いて偏光ビームスプリッタ136を配置している。

偏光ビームスプリッタ140により平行な成分と垂直な成分は、分光器142に入射され、バックグランド補正(白色光の散乱体と比を取る)された後、差分が取られる。

【0009】

この構成により、特定の偏光成分をもつ光を生体組織137に照射し、その散乱光を前記照明光の偏光成分と平行な偏光成分と垂直な偏光成分に分けてスペクトルを検出する。

10

20

30

40

50

この時、生体組織 137 の表面から戻ってくる散乱光には偏光成分が保存されており、照射光と平行な偏光成分となる。

【0010】

また、生体組織 137 の深部から戻ってくる散乱光は、強く散乱されているため照射光と平行な成分と垂直な成分が同等程度になる。つまり、平行な偏光を持つ散乱光には、生体組織 137 の表面と、生体組織 137 の深部の両方の成分を含み、垂直な偏光を持つ散乱光には、生体組織 137 の深部の成分を含む。

【0011】

ここで、平行な偏光を持つ散乱光と垂直な偏光を持つ散乱光を差分することで、生体組織 137 の表面の散乱光のみを取り出すことができる。さらに、上記 US パテント 6091984 と同様、生体組織 137 の表面の散乱光のスペクトルを分析し、細胞核の大きさを推定する。この方法の特長は、偏光を使うことで、核の大きさに関わる情報を多く含む散乱光を S/N 良く取り出すことが可能となる。

【0012】

図 26 (B) に大腸正常組織のスペクトルと、図 26 (C) に腫瘍組織のスペクトルを示す。これらの図に示されるように、正常組織では 600 ~ 650 nm で一旦散乱光強度が上昇しているのに対し、腫瘍組織では、長波長になるにつれ散乱光強度は減少している。

【0013】

この他に、第 3 の従来例として、A. Harris et al., The Study of the Microcirculation using Orthogonal Polarization Spectral Imaging, Yearbook of Intensive Care and Emergency Medicine 2000 がある。

この従来例は偏光を使って、血管像のコントラストを向上する方法を開示している。

【0014】

具体的には、特定の偏光成分をもつ光を組織に照射し、その照明光の偏光成分と垂直な偏光成分の散乱光を画像化する。この時、組織表面から戻ってくる散乱光には偏光成分が保存されており、照射光と平行な偏光成分となる。また、組織深部から戻ってくる散乱光は、強く散乱されているため照射光と平行な成分と垂直な成分が同等程度になる。

【0015】

つまり、照明光と垂直な偏光を持つ光を画像化することで組織深部からの散乱光を画像化できる。これにより、組織表面の散乱光は減少し、まるで組織の奥から光を透かしたようになり、組織表面の血管のコントラストを向上することができる。上記原理を使って、硬性内視鏡が開発されている。

【発明が解決しようとする課題】

【0016】

第 1 及び第 2 の従来例では一点の偏光成分を検出し分析するもので画像化は示されていない。

【0017】

また、第 3 の従来例は照明光と垂直な偏光成分の光を画像化するもので、平行な偏光成分と散乱光成分に分けて画像化するものではない。また、通常の画像の両方を撮像する構成は示されていない。

【0018】

(発明の目的)

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、通常の画像を得られると共に、偏光を利用した偏光画像も得ることができる内視鏡システム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】

【0019】

【課題を解決するための手段】

本発明の第1の内視鏡システムは、
 所定の照明光を発生する光源装置と、
 前記光源装置において発生する前記照明光の供給を受ける光学式内視鏡であって、
 前記照明光を導光する導光部材と、
 前記導光部材を経た前記照明光を偏光し、偏光照明光として被写体側に出射する偏光部材と、
 前記被写体側で反射された光を入光する対物光学系と、
 前記対物光学系において入光した像を伝送するリレー光学系の後方に配設された接眼光学系と、

を備えた光学式内視鏡と、

前記光学式内視鏡の後端に接続された外付けカメラであって、

前記接眼光学系に対向して配設され、前記像を結像する結像光学系と、

前記結像光学系の後方に配設され、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向を有する第1の偏光部と、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向を有する第2の偏光部と、を備える偏光手段と、

前記偏光手段を経由した、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向の光成分と、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向の光成分とを撮像し、それぞれ平行画像信号と垂直画像信号とを出力する撮像手段と、

を備えた外付けカメラと、

前記平行画像信号及び又は垂直画像信号に基づく通常画像と、前記平行画像信号及び垂直画像信号に基づく偏光画像とを表示可能とする画像処理を行う画像処理装置と、

を具備したことを特徴とする。

本発明の第2の内視鏡システムは、

通常画像を得る通常観察モードにおいて用いるための通常照明光と、偏光画像を得る偏光観察モードにおいて用いるための偏光画像用照明光を発生する光源手段と、

前記光源手段において発生する前記通常照明光及び偏光画像用照明光の供給を受ける光学式内視鏡であって、

前記通常照明光を導光する第1の導光部材と、

前記偏光画像用照明光を導光する第2の導光部材と、

前記第2の導光部材を経た前記偏光画像用照明光を偏光し、偏光照明光として被写体側に出射する偏光部材と、

前記被写体側で反射された光を入光する対物光学系と、

前記対物光学系において入光した像を伝送するリレー光学系の後方に配設された接眼光学系と、

を備えた光学式内視鏡と、

前記光学式内視鏡の後端に接続された外付けカメラであって、

前記接眼光学系に対向して配設され、前記像を結像する結像光学系と、

前記結像光学系の後方に配設され、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向を有する第1の偏光部と、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向を有する第2の偏光部と、を備える偏光手段と、

前記偏光観察モードが選択された際においては、前記偏光手段を経由した、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向の光成分と、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向の光成分とを撮像し、それぞれ平行画像信号と垂直画像信号とを出力し、前記通常観察モードが選択された際においては、前記偏光手段を経由せずに前記結像光学系からの光を撮像し、通常照明光に基づく通常画像信号として出力する撮像手段と、

を備えた外付けカメラと、

前記通常照明光に基づく通常画像と、前記平行画像信号及び垂直画像信号に基づく偏光画像とを表示可能とする画像処理を行う画像処理装置と、

を具備したことを特徴とする。

本発明の第3の内視鏡システムは、

10

20

30

40

50

通常画像を得る通常観察モードにおいて用いるための通常照明光と、偏光画像を得る偏光観察モードにおいて用いるための偏光画像用照明光を発生する光源装置と、

前記光源装置において発生する前記通常照明光及び偏光画像用照明光の供給を受ける内視鏡であって、

前記通常照明光及び前記偏光画像用照明光を導光する導光部材と、

前記導光部材を経た前記通常照明光または前記偏光画像用照明光を偏光し、偏光照明光として被写体側に出射する偏光部材と、

前記被写体側で反射された光を入光する対物光学系と、

前記対物光学系において入光した被写体側で反射された光を、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向の光成分と、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向の光成分とに分離する偏光分離手段と、

前記偏光分離手段を経由した、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向の光成分を撮像して平行画像信号を出力する第1の撮像手段と、

前記偏光分離手段を経由した、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向の光成分を撮像して垂直画像信号を出力する第2の撮像手段と、

を備えた内視鏡と、

前記通常観察モードが選択された際においては、前記第1の撮像手段の出力と前記第2の撮像手段の出力とを加算した値を前記通常照明光に基づく通常画像信号とし、前記偏光観察モードが選択された際においては、前記第1の撮像手段の出力から前記第2の撮像手段の出力を減算した値を前記平行画像信号及び垂直画像信号に基づく偏光画像信号として

、それぞれ表示可能とする画像処理を行う画像処理装置と、

を具備したことを特徴とする。

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第1の実施の形態)

図1ないし図3は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は第1の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示し、図2は回転フィルタの構成を示し、図3は回転フィルタの内周側のフィルタと外周側のフィルタの特性等を示す。本実施の形態は偏光画像と通常画像の両方を撮像することができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0021】

図1に示す本発明の第1の実施の形態の偏光観察用の内視鏡装置1は、体腔内に挿入され、通常画像と偏光画像を撮像する内視鏡2と、この内視鏡2に照明光を供給する光源装置3と、内視鏡2に内蔵された撮像素子に対する信号処理を行うプロセッサ4と、プロセッサ4から出力される映像信号を表示するモニタ5とから構成される。

【0022】

内視鏡2は体腔内などに挿入できるように細長の挿入部6が設けてあり、この挿入部6内には照明光を伝送(導光)する伝送部材(導光部材)としてのライトガイド7が挿通されている。このライトガイド7の手元側の端部は光源装置3に着脱自在で接続することができる。

【0023】

光源装置3の内部にはランプ駆動回路8からのランプ駆動信号で発光するキセノンランプ等のランプ9が配置され、このランプ9で発光した白色光は移動ステージ11に取り付けられ、モータ12により回転駆動される回転フィルタ13を経て、さらに集光レンズ14で集光されてライトガイド7の手元側の端部に入射される。

【0024】

回転フィルタ13には図2に示すように、内周側と外周側とに通常観察用フィルタと、偏光観察用フィルタとが配置されている。

つまり、内周側には赤(R)、緑(G)、青(B)の各波長帯域の光を透過するR、G、Bフィルタ15a、15b、15cが周方向に3分割するように配置されている。R、

10

20

30

40

50

G、Bフィルタ15a、15b、15cの波長透過特性を図3(A)に示す。ここでは(15a、15b、15cでなく)R、G、Bで示している。

【0025】

具体的にはRフィルタ15aは600-700nmの波長帯のRの光を通し、Gフィルタ15bは500-600nmの波長帯のGの光を通し、Bフィルタ15cは400-500nmの波長帯のBの光を通す。

【0026】

また、図2に示すように外周側には図3(B)に示すように3つの波長帯域(1、2、3で示す)の光をそれぞれ透過するフィルタ16a、16b、16cが周方向に3分割するように配置されている。図3(B)においても、1、2、3で示している。

10

具体的にはフィルタ16aは600-650nmの波長帯の光を通し、フィルタ16bは550-600nmの波長帯の光を通し、フィルタ16cは500-550nmの波長帯の光を通す。

これらフィルタ16a、16b、16cの透過波長帯域は図26(B)の特性に対応して設定されている。

【0027】

初期状態では照明光路上に回転フィルタ13の内周側のフィルタが配置されるように設定されており、例えばビデオプロセッサ4に設けたモードスイッチ17により、偏光観察を行うモードを選択するとビデオプロセッサ4内の制御回路18を介して移動ステージ11が下側に移動され、照明光路上に回転フィルタ13の外周側のフィルタが配置されるようになる。なお、モードスイッチ17は後述する図4(第2の実施の形態)に示すように内視鏡側に設けるようにしても良い。

20

【0028】

また、偏光観察を行うモードに設定した後、再び通常観察を望む場合にはモードスイッチ17により、通常観察を行うモードを選択するとビデオプロセッサ4内の制御回路18を介して移動ステージ11が上側に移動され、照明光路上に回転フィルタ13の内周側のフィルタが配置されるようになる。

【0029】

ライトガイド7に入射された光は挿入部6の先端部19に固定された先端面から出射され、本実施の形態では屈曲された先端面からレンズ21、偏光された光にする偏光部材としての偏光板22を経て所定の方向に偏光された光にされてビームスプリッタ(以下、BSと略記)23でその一部が反射されて照明用にも使用される対物レンズ系24を経て生体組織等の被写体側に照射される。なお、対物レンズ系24には絞り25が設けてある。

30

【0030】

上述のように通常観察のモードでは被写体側はR、G、Bの照明光で順次照明される。一方、偏光観察のモードでは被写体側は1、2、3の照明光で順次照明される。

【0031】

照明された被写体側で反射され、対物レンズ系24に入射した光は、BS23をその一部が透過し、検光部材としての偏光ビームスプリッタ(以下、PBSと略記)26により偏光板22で偏光された方向と平行な偏光成分(図1等では//を併記して分かり易くしている)とその方向と直交する偏光成分(図1等では⊥を併記して分かり易くしている)との光に分離される。

40

【0032】

つまり、平行な偏光成分の光はPBS26を透過して対物レンズ系24の結像位置に配置された第1のCCD27aに結像され、直交する偏光成分の光はPBS26で反射されて対物レンズ系24の結像位置に配置された第2のCCD27bに結像され、それぞれ光電変換される。

【0033】

CCD27a、27bはビデオプロセッサ4内のCCD駆動回路31a、31bからの

50

CCD駆動信号の印加により、光電変換された信号電荷が読み出され、それぞれプリアンプ32a、32bで増幅された後、AGC回路33a、33bでさらに所定レベルまで増幅されてA/D変換回路34a、34bに入力され、デジタル信号(画像データ)に変換される。

【0034】

A/D変換回路34a、34bにより変換されたデジタルの画像データはそれぞれ第1及び第2マルチプレクサ35a、35bを経て第1～3フレームメモリ36a～36c、第4～6フレームメモリ36d～36fに順次書き込まれる。

なお、第1～3フレームメモリ36a～36c及び第4～6フレームメモリ36d～36fへ書き込む場合、制御回路18により第1及び第2マルチプレクサ35a、35bの切替が制御される。

10

【0035】

これら第1～6フレームメモリ36a～36fに書き込まれた画像データは同時に読み出され、画像処理回路37に入力される。この画像処理回路37は制御回路18により制御され、モードスイッチ17により設定されたモードに応じた画像処理を行い、画像処理した画像データをD/A変換回路38に出力し、このD/A変換回路38により変換されたアナログの映像信号がモニタ5に出力される。

【0036】

例えば通常観察のモードの場合には、同じ波長で撮像した画像成分同士を加算して出力し、偏光観察モードの場合には同じ波長で撮像した画像成分同士の差分をとって差分成分

20

を出力する。

なお、制御回路18は例えば偏光観察モードの場合には、ランプ駆動回路8を制御して、ランプ9による発光量を増大させる。

【0037】

このようにして本実施の形態では通常画像と偏光した照明光により、以下で説明するように生体組織の表面付近の性状を判定するのに適した偏光画像とを得られるようにしていることが特徴となっている。

【0038】

次に本実施の形態の作用を説明する。図1に示すように内視鏡2、光源装置3、ビデオプロセッサ4、モニタ5を接続して、電源を投入する。この初期状態では、光源装置3の移動ステージ11は上側に設定されて、回転フィルタ13の通常観察用フィルタが照明光路上に設定された状態となっている。

30

【0039】

そして、モータ12により回転フィルタ13が回転し、ライトガイド7には光源装置3からR、G、Bの照明光が順次供給され、ライトガイド7により伝送され、先端面から偏光板22により偏光された状態で、被写体側に照射される。

【0040】

被写体側で反射された一部の反射光は対物レンズ系24に入射され、平行成分の光はPBS26を透過してCCD27aに、直交する成分の光はPBS26で反射されてCCD27bに結像する。

40

【0041】

CCD27a、27bでそれぞれ光電変換された信号はCCD駆動回路31a、31bからのCCD駆動信号の印加によって読み出され、プリアンプ32a、32b等で増幅された後、A/D変換回路34a、34bでデジタルの信号に変換された後、制御回路18により切り換えられる第1及び第2マルチプレクサ35a、35bを経て第1～3フレームメモリ36a～36c及び第4～6フレームメモリ36d～36fにそれぞれ書き込まれる。

【0042】

具体的には、Rの光で照明した状態でCCD27a、27bの出力信号はそれぞれ第1フレームメモリ36aと第4フレームメモリ36dに格納され、Gの光で照明した状態で

50

CCD 27 a、27 b の出力信号はそれぞれ第 2 フレームメモリ 36 b と第 5 フレームメモリ 36 e に格納され、B の光で照明した状態で CCD 27 a、27 b の出力信号はそれぞれ第 3 フレームメモリ 36 c と第 6 フレームメモリ 36 f に格納される。

【0043】

これら第 1 ~ 6 フレームメモリ 36 a ~ 36 f に書き込まれた画像データは同時に読み出され、画像処理回路 37 に入力される。この画像処理回路 37 では第 1 フレームメモリ 36 a と第 4 フレームメモリ 36 d からの出力信号を加算して、R の色信号として出力し、また第 2 フレームメモリ 36 b と第 5 フレームメモリ 36 e からの出力信号を加算して、G の色信号として出力し、また第 3 フレームメモリ 36 c と第 6 フレームメモリ 36 f からの出力信号を加算して、B の色信号として出力する。

10

【0044】

つまり、通常観察モードにおける通常観察イメージ（白色光イメージ）を生成する場合には、その R、G、B 画像成分を $W(R)$ 、 $W(G)$ 、 $W(B)$ とし、第 1 ~ 3 フレームメモリ 36 a ~ 36 c から出力される画像成分を $P//(R)$ 、 $P//(G)$ 、 $P//(B)$ 、第 4 ~ 6 フレームメモリ 36 d ~ 36 f から出力される画像成分を $P(R)$ 、 $P(G)$ 、 $P(B)$ すると、図 3 (C) に示すような加算処理により通常観察イメージを得る。

通常観察モードでは加算することにより、一方だけの場合よりも明るく、S/N の良い画像を得ることができる。照明光の光量が十分な場合には一方だけを画像表示に用いるようにしても良い。

20

【0045】

通常観察モードで体腔内の例えば患部組織を観察し、その部分を性状判定したいと望むような場合には偏光観察モードにすれば良く、モードスイッチ 17 により偏光観察モードに設定する。モードスイッチにより偏光観察モードの指示入力を行うと、制御回路 18 は光源装置 3 の移動ステージ 11 を下側に移動して、偏光観察用フィルタが光路上に配置されるようにすると共に、画像処理回路 37 に対して偏光観察用の処理に切り換える制御信号を送る。

【0046】

この場合には、回転フィルタ 13 を透過した光は、先程説明した R、G、B の光の代わりに 1、2、3 の光になる。そして、偏光板 22 により偏光されて患部組織に照射される。

30

【0047】

この場合には、患部組織の表面付近での反射光の殆どは、照射光の偏光方向を保存したものが支配的となり、一方表面付近より内部からの反射光は照射光の偏光方向と平行な成分と垂直な成分とが殆ど同じ割合のものとなる。

【0048】

これらの反射光はその偏光方向により、照射光の偏光方向と平行なものは CCD 27 a に、照射光の偏光方向と垂直なものは CCD 27 b に、それぞれ像を結ぶ。通常観察モードで説明したのと同様に CCD 27 a、27 b で光電変換された信号はそれぞれ第 1 ~ 3 フレームメモリ 36 a ~ 36 c 及び第 4 ~ 6 フレームメモリ 36 d ~ 36 f に書き込まれる。

40

【0049】

具体的に説明すると、1 の光で照明した状態で CCD 27 a、27 b の出力信号はそれぞれ第 1 フレームメモリ 36 a と第 4 フレームメモリ 36 d に格納され、2 の光で照明した状態で CCD 27 a、27 b の出力信号はそれぞれ第 2 フレームメモリ 36 b と第 5 フレームメモリ 36 e に格納され、3 の光で照明した状態で CCD 27 a、27 b の出力信号はそれぞれ第 3 フレームメモリ 36 c と第 6 フレームメモリ 36 f に格納される。

【0050】

これら第 1 ~ 6 フレームメモリ 36 a ~ 36 f に書き込まれた画像データは同時に読み

50

出され、画像処理回路 37 に入力される。このモードの場合には、第 1 フレームメモリ 36 a と第 4 フレームメモリ 36 d からの出力信号の差分を算出して、例えば R の色信号として出力し、また第 2 フレームメモリ 36 b と第 5 フレームメモリ 36 e からの出力信号の差分を算出して、例えば G の色信号として出力し、また第 3 フレームメモリ 36 c と第 6 フレームメモリ 36 f からの出力信号の差分を算出して、例えば B の色信号として出力する。

【 0 0 5 1 】

つまり、偏光観察モードにおける偏光観察イメージ（散乱イメージ）を生成する場合には、その 3 つの 1、2、3 の画像成分を $S(1)$ 、 $S(2)$ 、 $S(3)$ とし、第 1 ~ 3 フレームメモリ 36 a ~ 36 c から出力される画像成分を $P//(1)$ 、 $P//(2)$ 、 $P//(3)$ 、第 4 ~ 6 フレームメモリ 36 d ~ 36 f から出力される画像成分を $P(1)$ 、 $P(2)$ 、 $P(3)$ すると、図 3 (C) に示すような減算処理により偏光観察イメージ（散乱イメージ）を得る。

10

【 0 0 5 2 】

この場合には、図 26 で説明したことように、偏光観察イメージとして患部組織の表面付近側の画像成分を、その内部からの散乱の影響を抑制して得ることができる。

【 0 0 5 3 】

また、この場合の波長に対する強度の特性から正常組織と病変組織との性状の判定がし易い。具体的には、図 26 (B)、(C) の特性から分かるように、正常組織では波長に対する強度の変化はあまりないが、病変組織の場合には波長が長い帯域になる程、強度が低下する傾向を示す。

20

【 0 0 5 4 】

従って、本実施の形態においても、波長が短いものから長いものに至る 3 つの波長帯域での強度の傾向を調べることにより、正常組織であるか病変組織であるかの診断がし易い。

【 0 0 5 5 】

具体的には例えば $S(1)$ と $S(2)$ 或いは $S(1)$ と $S(3)$ との強度の比較を行う等により、病変か否かの判断が行い易い。このため、さらに $S(1)$ と $S(2)$ 或いは $S(1)$ と $S(3)$ の差分を取った画像（例えば $T(1-2)$ 、 $T(1-3)$ とする）を表示して、例えば $T(1-2)$ より $T(1-3)$ が大きくなる部分を重点的に診断することにより、病変組織を効率良く見つけるようなことも可能となる。

30

【 0 0 5 6 】

このように本実施の形態によれば、通常の内視鏡画像を得ることができると共に、偏光を利用して病変の有無の性状を診断し易い偏光画像を得ることもできる。

【 0 0 5 7 】

（第 2 の実施の形態）

次に図 4 を参照して本発明の第 2 の実施の形態を説明する。図 4 は第 2 の実施の形態の内視鏡装置 1 B を示す。この内視鏡装置 1 B は白色光の下でカラー撮像を行う内視鏡 2 B と、白色光を発生する光源装置 3 B と、内視鏡 2 B の撮像素子に対する信号処理を行うビデオプロセッサ 4 B と、モニタ 5 とから構成される。

40

この内視鏡 2 B は図 1 の内視鏡 2 において、CCD 27 a、27 b の撮像面にそれぞれ色分離フィルタ 41 a、41 b を設けたカラー撮像用 CCD を形成している。

【 0 0 5 8 】

また、この内視鏡 2 B では PBS 26 で反射された光を 3 角プリズム 42 で反射して、CCD 27 a と平行に配置した CCD 27 b で撮像するようにしている。さらにこの内視鏡 2 B にはモードスイッチ 17 b が設けてあり、それを操作した場合の信号はモードスイッチ 17 を操作した場合と同様に制御回路 18 に入力される。

【 0 0 5 9 】

光源装置 3 B は図 1 の光源装置 3 において、ランプ 9 の光を光量絞り 43、集光レンズ

50

14を経てライトガイド7に白色光を供給するようにしている。

なお、制御回路18は例えば、偏光観察モードの場合には通常観察モードの場合よりも光量絞り43の光量を増大するように制御する。

【0060】

また、ビデオプロセッサ4Bは図1のビデオプロセッサ4において、A/D変換回路34a、34bの出力信号に対して色分離する色分離回路44a、44bを設け、その出力信号をフィールドメモリ36、36に格納するようにしている。

【0061】

色分離回路44a、44bは例えば色分離してR、G、B信号を生成し、3つのプレーンメモリを有するフレームメモリ36、36にそれぞれ格納し、フレームメモリ36、36から読み出された色成分の信号は画像処理回路37に入力され、第1の実施の形態とほぼ同様の画像処理が施された後、D/A変換回路38を介してモニタ5に出力される。

10

【0062】

本実施の形態は白色光の下でカラー撮像及び信号処理(画像処理)を行ったり、偏光画像の撮像及び信号処理(画像処理)を行う。

このため、通常観察のモードでは第1の実施の形態の面順次照明及びその状態での面順次撮像が、同時式の照明及び撮像に変わったのを除いて殆ど同様の作用となる。

【0063】

また、偏光観察モードの場合にも、第1の実施の形態の面順次照明及びその状態での面順次撮像が、同時式の照明及び撮像に変わったのと、またその場合の波長帯が1、2、3からB、G、Rに変更になったものとなる。

20

本実施の形態も第1の実施の形態とほぼ同様の効果を有する。

【0064】

(第3の実施の形態)

次に図5ないし図7を参照して本発明の第3の実施の形態を説明する。本実施の形態は既存の内視鏡を用いて偏光画像と通常画像が得られる内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0065】

図5は第3の実施の形態の内視鏡装置1Cを示す。この内視鏡装置1Cは光学式内視鏡46と、この光学式内視鏡46の後端に装着される外付けカメラ47と、光学式内視鏡46の前端に装着される先端キャップ48と、光学式内視鏡46のライトガイド49に照明光を供給する光源装置3Cと、外付けカメラ47のカラーCCD50に対する信号処理を行うプロセッサ4Cと、モニタ5とから構成される。

30

【0066】

光学式内視鏡46は、光源装置3Cから供給される白色光を、挿入部51内等に挿通されたライトガイド49で伝送し、照明窓に固定されたその先端面からさらに先端キャップ48に設けた偏光板52を経て患部組織等の被検体53側に照射する。

【0067】

本実施の形態の先端キャップ48は例えば図6に示すようにライトガイド49の先端面に対向する側に偏光板52が貼り付けられており、ライトガイド49の先端面からの照明光を偏光する。また、照明窓に隣接する観察窓に取り付けた対物レンズ54に対向部分は孔48aが設けてあり、被検体53側からの光を対物レンズ54に導く。

40

【0068】

なお、先端キャップ48には水収納部48bが設けてあり、水を収納した状態でその先端面を被検体53の表面に当接させて内視鏡検査を行えるようにしている。このようにすると、

対物レンズ54による像はリレーレンズ55により後方の接眼部側に伝送され、接眼レンズ56に対向して外付けカメラ47に設けた結像レンズ57、移動ステージ58の回転フィルタ59を経てカラーCCD50に結像され、このカラーCCD50で光電変換され

50

る。

回転フィルタ59を回転駆動するモータ60と、移動ステージ58はプロセッサ4Cの制御回路18により制御される。

【0069】

この回転フィルタ59の構成を図7に示す。この回転フィルタ59の周方向には、互いに直交する偏光方向の偏光板59a、59bが取り付けられている。ここで、例えば偏光板59aは偏光板52の偏光方向と平行な偏光方向であり、他方の偏光板59bは偏光板52の偏光方向と直交する偏光方向に設定されている。

また、光源装置3Cは、図4の光源装置3Bにおいて、光量絞り43を有しない構造である。

【0070】

また、プロセッサ4Cは図4のプロセッサ4Bにおいて、CCD駆動回路31a、31b～A/D変換回路34a、34b、色分離回路44a、44bまでの2系統のものを1系統にし(1系統にしたものをCCD駆動回路31～A/D変換回路34、色分離回路44で示す)、また色分離回路44の出力信号をマルチプレクサ35を経てフレームメモリ36、36に格納するようにしている。

【0071】

また、制御回路18は例えば初期状態では移動ステージ58を下側に移動して、接眼レンズ56による像を回転フィルタ59を経ることなくカラーCCD50に結像する通常観察モードに設定する。

【0072】

また、この場合には、制御回路18はマルチプレクサ35を制御して、色分離回路44のR、G、Bの色信号データを一方のフレームメモリ36のR、G、Bプレーンに格納する。また、この場合には制御回路18は、フレームメモリ36の3つのプレーン(R、G、Bプレーンと記す)から読み出されたR、G、Bの色信号をスルーしてD/A変換回路38側に出力する。

【0073】

そして、D/A変換回路38により変換されたアナログのR、G、Bの色信号がモニタ5に出力され、モニタ5には通常の白色光の照明のもとでカラー撮像された通常観察画像が表示される。

【0074】

一方、モードスイッチ17により、偏光画像モードが選択されると、制御回路18は図5に示すように結像レンズ57の結像光路中に回転フィルタ59が配置された状態に設定する。

また、制御回路18はマルチプレクサ35の切換を制御し、例えば結像光路中に偏光板59aが配置された状態でCCD50で撮像された信号を読み出した場合にはフレームメモリ36のR、G、Bプレーンに書き込む。

【0075】

一方、制御回路18は、結像光路中に偏光板59bが配置された状態でCCD50で撮像された信号を読み出した場合にはフレームメモリ36のR、G、Bプレーンに書き込むようにマルチプレクサ35の切換を制御する。

【0076】

また、制御回路18は、フレームメモリ36のR、G、Bプレーンとフレームメモリ36のR、G、Bプレーンから読み出された信号が入力される画像処理回路37に対しては、フレームメモリ36のR、G、Bプレーンから読み出された信号からフレームメモリ36のR、G、Bプレーンから読み出された信号を減算して出力するように制御する。

【0077】

本実施の形態は、図4の実施の形態と比較した場合、1つのカラーCCD50により撮像を行うようにしているが、モニタ5に表示される画像は同様の画像が表示される。

【0078】

10

20

30

40

50

より具体的に説明すると、まず通常観察モードにおいては、ランプ9の白色光はライトガイド49により伝送され、その先端面からさらに偏光板52により偏光された光で被検体53を照明する。

【0079】

被検体53での反射光は対物レンズ54、リレーレンズ55等を経てカラーCCD50に結像される。そのカラーCCD50で光電された信号はA/D変換、色分離等された後、フレームメモリ36に書き込まれ、このフレームメモリ36から読み出された色信号はD/A変換回路38によりアナログのR、G、Bの色信号となりモニタ5で表示される。

【0080】

この場合、カラーCCD50で撮像された画像信号は、図4の実施の形態におけるCCD27aと27bにより撮像されたものを加算したものに相当する。従って、本実施の形態では画像処理回路37をスルーしているが、D/A変換回路38側に出力される色信号は図4の通常観察モードにおける画像処理回路37により加算処理されてD/A変換回路38側に出力される色信号と同等のものとなる。

【0081】

また、偏光観察モードの場合には回転フィルタ59の偏光板59aが結像光路中にある場合に撮像した信号がフレームメモリ36のR、G、Bプレーンに格納され、偏光板59bが結像光路中にある場合に撮像した信号がフレームメモリ36のR、G、Bプレーンに格納される。

【0082】

この場合、フレームメモリ36のR、G、Bプレーンに格納されるものは、図4の偏光観察モードにおけるCCD27aにより撮像されたものと同等のものとなり、フレームメモリ36のR、G、Bプレーンに格納されるものは、図4の偏光観察モードにおけるCCD27bにより撮像されたものと同等のものとなる。そして、この場合には、図4の場合と同様に画像処理回路37以降で同じ処理が行われる。

【0083】

本実施の形態によれば、既存の内視鏡46を使用して、偏光画像と通常観察画像とが得られる。また、本実施の形態によれば、1つの撮像素子及び1つの撮像素子に対する信号処理系により、第2の実施の形態と同等の画像を得ることができる。

【0084】

(第4の実施の形態)

次に図8を参照して本発明の第4の実施の形態を説明する。本実施の形態は既存の内視鏡を用いて偏光画像と通常画像が得られる内視鏡装置を提供することを目的とする。本実施の形態は図5の内視鏡装置を変形した構成例に相当する。

【0085】

図8に示す第4の実施の形態の内視鏡装置1Dは、図5の内視鏡装置1Cにおいて、内視鏡46には先端キャップ48を装着使用しないで、内視鏡46に設けた鉗子チャンネル61に光プローブ62を挿通し、この光プローブ62を新たに用意した偏光用光源装置63に接続している。

【0086】

この偏光用光源装置63の構成は図5の光源装置3Cと同じである。また、光プローブ62は、ライトガイド64と、このライトガイド64の先端に取り付けた偏光板65とからなる。そして、偏光用光源装置63からの照明光を伝送し、ライトガイド64の先端面からさらに偏光板65を経て偏光した光を出射する。

この場合、光プローブ62は鉗子チャンネル61内で回転自在であり、回転して偏光板65を経て偏光される照明光の偏光方向を回転フィルタ59の偏光板59aの偏光方向と平行な方向に調整できるようにしている。

【0087】

なお、鉗子チャンネル61の出口付近に偏光板65の偏光方向を回転フィルタ59の偏光板59aの偏光方向と平行な方向に位置決めする指標等を設けることにより、この指標

10

20

30

40

50

の位置に設定することにより、調整する手間を省くことができるようにしても良い。

【0088】

また、本実施の形態では、光源装置3Cと63の各ランプ駆動回路8は制御回路18により制御される。つまり、通常観察モードの場合には、偏光用光源装置63のランプ駆動回路63は動作しない状態に設定される。また、通常観察モードの場合には、移動ステージ58等は制御回路18により図5で説明したのと同様に制御される。

【0089】

また、偏光観察モードでは光源装置3Cのランプ駆動回路8は動作しない状態に設定される。また、偏光観察モードの場合には、移動ステージ58等は制御回路18により図5で説明したのと同様に制御される。その他の構成は第3の実施の形態と同様である。

本実施の形態の作用及び効果は基本的には第3の実施の形態と類似したものとなる。

【0090】

(第5の実施の形態)

次に図9ないし図11を参照して本発明の第5の実施の形態を説明する。本実施の形態は1つの撮像素子の内視鏡(つまり挿入部の細径化が可能な内視鏡)を用いて偏光画像と通常画像が得られる内視鏡装置を提供することを目的とする。

図9に示す本発明の第5の実施の形態の内視鏡装置1Eは、内視鏡2Eと、光源装置3と、ビデオプロセッサ4Eと、モニタ5とから構成される。

【0091】

この内視鏡2Eは、図1の内視鏡2における一方のCCD27bを削除して1つのCCD27(1つにしたので27aでなく27と記す)とし、対物レンズ24とCCD27との間に液晶(素子)66、偏光板67を配置している。また、ライトガイド7の先端は屈曲させないで、真っ直ぐに配置して、先端面からさらに照明レンズ68、偏光板69を経て外部の被検体等を照明する構造にしている。

【0092】

また、ビデオプロセッサ4Eは1つのCCD27にしているので、1系統のCCD駆動回路31、プリアンプ32、AGC回路33、A/D変換回路34とし、制御回路18により切換られるマルチプレクサ35を介して第1~第6フレームメモリ36a~36fへ画像データの書き込みを行う構成にしている。

【0093】

CCD27の前に配置した偏光板67による偏光方向は、ライトガイド7の先端面の前に配置した偏光板69による偏光方向と平行な状態に設定されている。

また、液晶66は、制御回路18による駆動信号の印加の有無により、偏光方向を0度と90度とに回転できる様な切換設定ができるようにしている。制御回路18は通常観察モードでは、例えば液晶66を駆動しないで、入射した光は液晶66をスルーする。

【0094】

また、このモードでは、制御回路18はR、G、Bの照明光の下で撮像した信号を第1フレームメモリ36a~第3フレームメモリ36cに格納するようにマルチプレクサ35を切り換える。また、第1フレームメモリ36a~第3フレームメモリ36cから読み出された各信号は画像処理回路37をスルーしてD/A変換回路38側に出力される。

【0095】

一方、偏光観察モードでは、制御回路18は回転フィルタ13の1回転の周期毎に液晶66に駆動信号を印加しない事と印加する事を交互に行う。液晶66に駆動信号が印加されないで、偏光方向が変化しない状態を0°(状態)とし、印加されて偏光方向が90°変化した状態を90°(状態)とすると、制御回路18は図10に示すようにして、回転フィルタ13による光の透過波長1、2、3、1、...に応じて、その波長で撮像した信号を第1~6フレームメモリ36a~36fに格納する。

【0096】

これらの第1~6フレームメモリ36a~36fから読み出された信号は画像処理回路37により第1の実施の形態で説明したように減算された偏光画像がモニタ5に表示され

10

20

30

40

50

る。

【0097】

本実施の形態によれば、上述した目的を達成できる。

つまり、1つのCCD27を備え、細径にできる挿入部6の内視鏡2Eにより、通常画像と偏光画像との撮像ができ、また、プロセッサ4Eにより信号処理してモニタ5に通常画像と偏光画像とを表示させることができる。

【0098】

図11(A)は第5の実施の形態の変形例における内視鏡2Fの先端側の構成を示す。本変形例は、図9の内視鏡2Eにおいて、液晶66の代わりに偏光方向が異なる2つの偏光板71a、71bを圧電アクチュエータ72により移動して撮像光路中に切り換え可能に配置している。

10

【0099】

この場合、圧電アクチュエータ72により移動する方向を挿入部6の軸方向にするために、図11(A)に示すように対物レンズ24を経た光を3角プリズム73で反射させてCCD27に導く構造にし、この3角プリズム73とCCD27との間に圧電アクチュエータ72により、2つの偏光板71a、71bの一方を切り換えて配置できるようにしている。

【0100】

図11(B)は図11(A)の上方から見た場合の圧電アクチュエータ72及びこれにより駆動(移動)される偏光板71a、71bを示す。この圧電アクチュエータ72は制御回路18により、液晶66を駆動するのと同じ周期で駆動され、偏光板71a、71bは交互に撮像光路中に挿脱される。

20

【0101】

なお、偏光板71a、71bの偏光方向は例えば偏光板71aは偏光板69で偏光された光を透過する方向の偏光方向に設定され、偏光板71bは偏光板71aと直交する偏光方向であり、偏光板69で偏光された光を遮光する方向の偏光方向に設定されている。

【0102】

従って、例えば図11(A)に示すように3角プリズム73とCCD27との間に偏光板71aが配置された状態では、偏光板71aは偏光板69で偏光された光が照射され、被検体から反射された光における偏光方向が保存された光成分を透過する。つまり、液晶66の0°の状態に対応する。

30

【0103】

一方、3角プリズム73とCCD27との間に偏光板71bが配置された状態では液晶66の90°の状態に対応するものとなる。

本変形例の作用及び効果は第5の実施の形態と同様のものとなる。

【0104】

(第6の実施の形態)

次に図12及び図13を参照して本発明の第6の実施の形態を説明する。本実施の形態は1つの撮像素子の内視鏡(つまり挿入部の細径化が可能な内視鏡)を用いて偏光画像と通常画像が得られる内視鏡装置を提供することを目的とする。

40

図12は第6の実施の形態における内視鏡2Gの先端側の構成を示す。この内視鏡2Gは図9の内視鏡2Eにおいて、液晶66とCCD27との間に特定の波長域の成分を抽出する(透過する)液晶チューナブルフィルタ(以下、単に液晶フィルタと略記)75を配置している。

【0105】

液晶66と液晶フィルタ75は制御回路18により後述の図13を参照して説明するように制御される。

なお、本実施の形態における光源装置は、図9において、回転フィルタ13にはR、G、Bフィルタのみが設けてある通常光源装置である。但し、偏光観察モードでは移動ステージ11が移動されて、回転フィルタ13は光路から退避され、ランプ9の白色光は集

50

光レンズ 14 によりライトガイド 7 に供給されるようになっている。

【 0 1 0 6 】

図 13 は偏光観察モードにおける動作説明図を示す。

液晶 66 は第 5 の実施の形態と同様の周期で 0°、90°の状態に交互に設定される。液晶フィルタ 75 は制御回路 18 により 0°と 90°の各状態において、波長 1、2、3 を透過する状態に順次設定される。

【 0 1 0 7 】

この場合、液晶 66 が 0°の状態では、CCD 27 で受光される偏光面の光は、偏光板 69 で偏光された偏波面を保存した反射光（図 13 では//で示している）となる。

また、液晶 66 が 90°の状態では、CCD 27 で受光される偏光面の光は、偏光板 69 で偏光された偏波面と直交する偏波面の反射光（図 13 では ⊥ で示している）となる。

【 0 1 0 8 】

そして、CCD 27 から出力される信号は図 13 に示すように第 1～第 6 フレームメモリ 36a～36f に順次書き込まれ、その後再び第 1～第 6 フレームメモリ 36a～36f に順次書き込まれるようになる。

【 0 1 0 9 】

画像処理装置 37 以降での動作は第 5 の実施の形態と同様のものとなる。

本実施の形態は第 5 の実施の形態とほぼ同様の効果を有する。

【 0 1 1 0 】

（第 7 の実施の形態）

次に図 14 を参照して本発明の第 7 の実施の形態を説明する。本実施の形態では照明側で偏光面の方向を変更して偏光観察を行うようにしたものである。図 14 は本発明の第 7 の実施の形態の内視鏡装置 1H を示す。

この内視鏡装置 1H は内視鏡 2H と、光源装置 3 と、ビデオプロセッサ 4E と、モニタ 5 とから構成される。

【 0 1 1 1 】

この内視鏡 2H は図 9 の内視鏡 2E において、撮像側に配置した液晶 66 を照明側に配置している。つまり、偏光板 69 の前に、液晶 66 が配置され、この液晶 66 は制御回路 18 によりその偏光方向が制御される。その他は図 9 の構成と同様である。また、本実施の形態の作用も第 5 の実施の形態と類似したものとなる。

【 0 1 1 2 】

この場合には、偏光観察モードでは、照明光の偏光方向を、例えば偏光板 66 の偏光方向と平行な成分のみをもつ光で被検体側に照射し、偏光板 67 を介して CCD 27 で撮像する。この場合には、CCD 27 は照明光と平行な偏光成分による画像を撮像することになる。そしてこの CCD 27 により得た画像データを第 1～第 3 フレームメモリ 36a～36c に格納する。

【 0 1 1 3 】

この次には、液晶 66 に駆動信号を印加して偏光板 66 の偏光方向と直交する成分のみをもつ光で被検体側に照射し、偏光板 67 を介して CCD 27 で撮像する。この場合には、CCD 27 は照明光と垂直な偏光成分による画像を撮像することになる。そして CCD 27 により得た画像データを第 4～第 6 フレームメモリ 36d～36f に格納する。

【 0 1 1 4 】

このような動作を繰り返す。また、画像処理装置 37 以降での動作は第 5 の実施の形態と同様に行う。

本実施の形態の効果は第 5 に実施の形態とほぼ同様である。

【 0 1 1 5 】

（第 8 の実施の形態）

次に図 15 を参照して本発明の第 8 の実施の形態を説明する。図 15 (A) は第 8 の実施の形態の内視鏡装置における内視鏡 2I 及び光源装置 3I の一部を示す。

【 0 1 1 6 】

10

20

30

40

50

この内視鏡 2 I は例えば図 9 の内視鏡 2 E において、液晶 6 6 を除去した構成にすると共に、さらにライトガイド 7 を設け、このライトガイド 7 の先端面の前には照明レンズ 6 8、偏光板 6 9 を設けている。この偏光板 6 9 の偏光方向は偏光板 6 9 の偏光方向と直交する方向に設定されている。

【 0 1 1 7 】

図 1 5 (B) は正面から見た先端面における光学系の配置を示している。対称的に配置された偏光板 6 9、6 9 の中央付近の上側部分には対物レンズ 2 4 が配置されており、この対物レンズ 2 4 の下側には鉗子チャンネル 7 5 が配置されている。なお、図 1 5 (A) は図 1 5 (B) の A - B - A に沿った断面で示している。

上記ライトガイド 7、7 の後端は制御回路 1 8 により移動制御が行われる移動ステージ 7 6 に取り付けられている。

10

【 0 1 1 8 】

そして、偏光観察モードでは移動ステージ 7 6 は矢印の方向（上、下方向）に移動され、その移動された状態に応じてランプ 9 の照明光が交互に一方から他方のライトガイドへと交互に入射される。その他は図 9 の場合と同じ構成となっている。

【 0 1 1 9 】

例えば、図 1 5 (A) の状態ではライトガイド 7 に入射される。この状態では CCD 2 7 は照明光の偏光方向と平行な偏光方向による画像を撮像する。

この状態から移動ステージ 7 6 が移動されると、ライトガイド 7 に照明光が入射されるようになる。この状態では CCD 2 7 は照明光の偏光方向と垂直な偏光方向による画像を撮像する。

20

本実施の形態は図 9 の場合とほぼ同様の効果を有する。

【 0 1 2 0 】

図 1 6 は変形例における内視鏡の先端側の照明光学系の構成を示す。この場合には、ライトガイド 7 の先端面の前に、偏光板 6 9、BS 2 3、照明レンズ 6 8 が配置され、またライトガイド 7 の先端面の前には三角プリズム 7 7 が配置され、この三角プリズム 7 7 で反射された光の進行方向に偏光板 6 9 を配置して BS 2 3 に導くようにしている。そして、共通の照明レンズ 6 8 を経て照明するようにしている。BS 2 3 は偏光ビームスプリッタ (PBS) でも良い。

その他は図 1 5 の場合と同様の構成である。また、同様の効果を有する。

30

【 0 1 2 1 】

(第 9 の実施の形態)

図 1 7 は本発明の第 9 の実施の形態における内視鏡の先端側の照明光学系の構成を示す。この場合には、例えば図 1 4 の内視鏡装置 1 H において、光源装置 3 から移動ステージ 1 1 も含めて回転フィルタ 1 3 を取り去り、また内視鏡 2 H において、ライトガイド 7 の先端面の前に照明レンズ 6 8、液晶フィルタ 8 1、液晶 8 2 を配置し、液晶フィルタ 8 1 及び液晶 8 2 を制御回路 1 8 で制御するようにしている。

本実施の形態によれば、より簡単な構成で図 1 4 の場合と同様の作用及び効果を得ることができる。

【 0 1 2 2 】

(第 1 0 の実施の形態)

次に図 1 8 及び図 1 9 を参照して本発明の第 1 0 の実施の形態を説明する。本実施の形態は既存の内視鏡装置と組み合わせることにより、低コストで偏光観察ができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

40

【 0 1 2 3 】

本実施の形態の内視鏡システム 1 J は、既存の面順次方式の内視鏡 2 J と、既存の面順次内視鏡 2 J と共に使用される（面順次光を発生すると共に、面順次で撮像した信号に対する信号処理を行う）面順次内視鏡ユニット 3 J と、偏光イメージを得るための偏光イメージユニット 8 4 と、この偏光イメージユニット 8 4 で得た偏光イメージと面順次内視鏡ユニット 3 J で得た通常画像とをスーパーインポーズするスーパーインポーズ回路 8 5 と、こ

50

のスーパーインポーズ回路 8 5 の出力信号を表示するモニタ 5 とから構成される。

【 0 1 2 4 】

本実施の形態では図 1 9 に示すように R , G , B の照明光で間欠的に照明し、その遮光期間に撮像素子から読み出しを行うが、その遮光期間において偏光イメージユニット 8 4 により、内視鏡 2 J の鉗子チャンネル 8 5 内に挿通されるライトガイド 8 6 を用いて偏光イメージを得る照明及び撮像を行うようにする。

【 0 1 2 5 】

遮光期間に偏光イメージ（偏光画像）を得るために面順次内視鏡ユニット 3 J は偏光イメージユニット 8 4 に同期信号を送る。

そして、面順次照明の場合に得られた通常画像と、偏光イメージとをスーパーインポーズ回路 8 5 でスーパーインポーズしてモニタ 5 で表示する。

このような構成にすることにより、上記目的を達成している。

【 0 1 2 6 】

（第 1 1 の実施の形態）

次に図 2 0 を参照して本発明の第 1 1 の実施の形態を説明する。本実施の形態は偏光画像を撮像する複眼内視鏡装置（複眼実体顕微鏡装置）を提供することを目的とする。

図 2 0 に示す複眼実体顕微鏡 9 1 は、光源部 9 2 を有し、この光源部 9 2 を構成するランプ 9 3 の光を偏光板 9 4 で偏光させ、コリメートレンズ 9 5 で平行な光束にし、三角プリズム 9 6 で反射させて光路を変更し、対向する大きな口径の対物レンズ 9 7 を経て被検部位側に照射する。

【 0 1 2 7 】

被検部位側で反射され、対物レンズ 9 7 に入射された光は平行に配置されたリレーレンズ 9 8 a、9 8 b を経て B S 9 9 a、9 9 b にそれぞれ入射し、一部は透過して接眼レンズ系 1 0 0 a、1 0 0 b を経て肉眼で立体観察することができる。

また、B S 9 9 a、9 9 b で反射された光はそれぞれ偏光板 1 0 1 a、1 0 1 b を経てカラー CCD 1 0 2 a、1 0 2 b に結像される。

【 0 1 2 8 】

一方の偏光板 1 0 1 a は偏光板 9 4 の偏光方向と平行に設定されており、他方の偏光板 1 0 1 b は偏光板 9 4 の偏光方向と直交する方向に設定されている。従って、一方のカラー CCD 1 0 2 a は照明光の偏光方向と平行な反射光による画像を撮像する。

他方のカラー CCD 1 0 2 b は照明光の偏光方向と垂直な反射光による画像を撮像する。

【 0 1 2 9 】

なお、カラー CCD 1 0 2 a、1 0 2 b は例えば図 4 のプロセッサ 4 B と接続され、その出力はモニタ 5 に表示されて、複眼実体顕微鏡装置が形成されている。

本実施の形態によれば、通常の複眼実体顕微鏡による肉眼観察ができると共に、偏光画像を撮像して表示することもできる。

【 0 1 3 0 】

図 2 1 は変形例の複眼実体顕微鏡 9 1 B を示す。図 2 0 の構成の場合には、カラー CCD 1 0 2 a、1 0 2 b で得られる偏光画像の位置が異なるので、図 2 1 では同じ位置からの偏光画像が得られるようにしたものである。

【 0 1 3 1 】

この複眼実体顕微鏡 9 1 B では図 2 0 の複眼実体顕微鏡 9 1 において、対物レンズ 9 7 とリレーレンズ 9 8 a、9 8 b との間の光路中に偏光観察用光学ユニット 1 0 5 を挿脱自在にしている。

【 0 1 3 2 】

この P B S 1 0 6 と、三角プリズム 1 0 7 とから構成され、この偏光観察用光学ユニット 1 0 5 を光路中に装着（配置）した状態では対物レンズ 9 7 を経て P B S 1 0 6 に入射された光は照明光の偏光方向と平行な偏光方向の光はリレーレンズ 9 8 a 側に透過し、一方照明光の偏光方向と垂直な偏光方向の光は反射されて三角プリズム 1 0 7 でさらに反射

10

20

30

40

50

されてリレーレンズ 9 8 b 側に進行する。

【 0 1 3 3 】

リレーレンズ 9 8 a、9 8 b 以降は図 2 0 と同様の作用となる。

【 0 1 3 4 】

また、2 点鎖線で示すように偏光観察用光学ユニット 1 0 5 を光路から退避させた状態では、通常の複眼実体顕微鏡として使用できるようになっている。

【 0 1 3 5 】

なお、偏光観察用光学ユニット 1 0 5 における例えば 3 角プリズム 1 0 7 の下の対物レンズ 9 7 に対向する部分には遮光塗料等が塗布され、図 2 1 の実線で示すように偏光観察用光学ユニット 1 0 5 が光路中に介挿された状態では対物レンズ 9 7 を経て直接リレー

10

レンズ 9 8 b には入射されないように遮光している。

【 0 1 3 6 】

本実施の形態によれば、通常の複眼実体顕微鏡による肉眼観察ができると共に、視差のずれがない偏光画像を撮像して表示することもできる。

【 0 1 3 7 】

図 2 2 に示す複眼実体顕微鏡 9 1 C は図 2 0 の複眼実体顕微鏡 9 1 において、例えば B S 9 9 a と C C D 1 0 2 a との間に配置した偏光板 1 0 1 a を例えばステッピングモータ 1 1 0 により回転して、偏光方向を変えられるようにしている。

【 0 1 3 8 】

この場合には一方の C C D 1 0 2 a で直交する 2 つの偏光方向の画像を得る構成である

20

ので、図 2 0 における他方の C C D 1 0 2 b を採用していない。

また、C C D 1 0 2 a は例えば図 5 のプロセッサ 4 C に接続され、その出力はモニタ 5 に出力する。

【 0 1 3 9 】

図 2 3 はステッピングモータ 1 1 0 の回転により、偏光板 1 0 1 a を回転して偏光方向を変えられるようにした部分を示している。

【 0 1 4 0 】

図 2 3 に示すようにステッピングモータ 1 1 0 の回転により、偏光板 1 0 1 a も回転し、その偏光方向が変化する。このステッピングモータ 1 1 0 は例えば制御回路 1 8 の制御下で図示しないモータ駆動回路により回転駆動する。

30

【 0 1 4 1 】

この場合、ステッピングモータ 1 1 0 は偏光板 1 0 1 a が光源部 9 2 の偏光板 9 4 による偏光方向と平行となる回転位置（平行位置）と垂直となる回転位置（垂直位置）とにそれぞれ設定されると一時停止状態となり、平行位置の状態では C C D 1 0 2 a で撮像された画像データはフレームメモリ 3 6 に格納される。

【 0 1 4 2 】

一方、垂直位置の状態では C C D 1 0 2 a で撮像された画像データはフレームメモリ 3 6 に格納される。両フレームメモリ 3 6、3 6 から読み出された画像データは図 5 で説明したのと同様に画像処理回路 3 7 で減算処理され、D / A 変換されてモニタ 5 に偏光画像が表示される。

40

この変形例によれば、1 つのカラー C C D 1 0 2 a で偏光画像が得られる。

【 0 1 4 3 】

図 2 4 は偏光を使って立体視が可能な顕微鏡 1 1 1 における一方の光路を使用して照明光と平行な偏光成分と垂直な成分を画像化できるようにしたものである。

立体視イメージを得る場合には、図 2 4 (A) に示すように P B S 1 1 2 を装着した状態で使用する。

【 0 1 4 4 】

図示しない光源部 9 2 から照明光を対物レンズ 9 7 を経て照明し、左右それぞれの光路 1 1 7 a、1 1 7 b の光は対物レンズ 9 7 を経て P B S 1 1 2 と 3 角プリズム 1 1 3 に入射される。

50

【 0 1 4 5 】

光路 1 1 7 a の光は P B S 1 1 2 を透過し、光路 1 1 7 b の光は 3 角プリズム 1 1 3 により反射され、各々の光はリレーレンズ 9 8 を経て P B S 1 1 4 に入射される。そして、光路 1 1 7 a の光は P B S 1 1 4 を透過し、左眼側の接眼部に、光路 1 1 7 b の光は P B S 1 1 4 で反射され、3 角プリズム 1 1 5 を経て右眼側の接眼部に進む。

【 0 1 4 6 】

偏光イメージを得る場合には、図示しない光源部 9 2 から偏光された照明光を対物レンズ 9 7 を経て照明し、図 2 4 (B) に示すように P B S 1 1 2 を光路から外し (外した状態を 2 点鎖線で示す) 、接眼部にカラー C C D 1 1 6 a 、 1 1 6 b を取り付ける。カラー C C D 1 1 6 a 、 1 1 6 b は図 4 のプロセッサ 4 B と接続され、このプロセッサ 4 B の出力はモニタ 5 に出力される。そして、モニタ 5 には偏光画像が表示される。

10

本変形例によれば、立体観察ができると共に、視差のずれの無い偏光画像を得ることができる。

【 0 1 4 7 】

図 2 5 は偏光画像を撮像することができる複眼顕微鏡装置 1 2 1 を示し、この装置 1 2 1 では立体視するための光路の間に偏光イメージ専用の光路を設けたものである。

【 0 1 4 8 】

この装置 1 2 1 は、対物レンズ 9 7 に対向して立体視用の 2 つのリレーレンズ 9 8 a 、 9 8 b が平行に配置され、その接眼側にはシャッタ 1 2 2 a 、 1 2 2 b と、B S 1 2 3 a 、 1 2 3 b が配置されている。

20

また、B S 1 2 3 a 、 1 2 3 b の反射側の光路上にはカラー C C D 1 2 4 a 、 1 2 4 b が配置されている。

【 0 1 4 9 】

また、対物レンズ 9 7 の中央部は切除されて開口し、この対物レンズ 9 7 の光軸上に沿って偏光イメージ用のリレーレンズ 1 2 5 が配置され、その接眼側には、シャッタ 1 2 2 c 、 P B S 1 2 6 が配置され、この P B S 1 2 6 で反射された光は B S 1 2 3 a に入射され、この B S 1 2 3 a で反射した光は C C D 1 2 4 a に像を結ぶ。

【 0 1 5 0 】

また、この P B S 1 2 6 を透過した光は 3 角プリズム 1 2 7 で反射され、B S 1 2 3 b に入射され、この B S 1 2 3 b を透過した光は C C D 1 2 4 b に像を結ぶ。

30

C C D 1 2 4 a 、 1 2 4 b は例えば図 4 のプロセッサ 4 B に接続され、信号処理され、モニタ 5 に画像が表示される。

【 0 1 5 1 】

そして、立体視する場合にはシャッタ 1 2 2 a 、 1 2 2 b を開、シャッタ 1 2 2 c を閉とすることで立体視することができる。

一方、偏光画像を得る場合には、シャッタ 1 2 2 a 、 1 2 2 b を閉、シャッタ 1 2 2 c を開とすることで専用のリレーレンズ 1 2 5 を経て C C D 1 2 4 a と C C D 1 2 4 b とで撮像した画像データから偏光画像を得ることができる。

なお、上述した各実施の形態等を部分的等で組み合わせて構成される実施の形態等も本発明に属する。

40

【 0 1 5 2 】

[付記]

1 . 通常画像を得るための通常照明光と、偏光画像を得るための複数の波長帯域の偏光画像用照明光を発生する光源装置と、

前記通常照明光及び偏光画像用照明光を導光する導光部材、

前記導光部材を経て偏光した偏光照明光を被写体側に出射する偏光部材、

被写体側で反射された光における、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向の光成分と、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向の光成分で撮像してそれぞれ平行画像信号と垂直画像信号とを出力する撮像手段

を備えた内視鏡と、

50

前記平行画像信号及び又は垂直画像信号とから表示手段に通常画像と、前記平行画像信号及び垂直画像信号から表示手段に偏光画像とを表示可能とする画像処理を行う画像処理装置と、

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【0153】

2. 付記1において、前記光源装置は、前記通常照明光として赤、緑、青の波長帯域の光を順次発生する。

3. 付記1において、前記光源装置は、前記通常照明光として白色光を発生する。

4. 付記1において、前記光源装置は、前記偏光画像用照明光として赤、緑、青の波長帯域の光を順次発生する。

5. 付記1において、前記光源装置は、前記偏光画像用照明光として被写体が生体組織の場合、その生体組織が正常か病変かに応じて反射特性に変化がある複数の波長帯域の光を順次或いは同時に発生する。

【0154】

6. 付記1において、前記複数の波長帯域の光は、ほぼ450nm~650nmの間から選択される。

7. 付記1において、前記偏光部材は、偏光する機能を備えた偏光板、偏光ビームスプリッタ、或いはその組み合わせを用いて構成される。

8. 付記1において、前記撮像手段は、前記平行画像信号と垂直画像信号とをそれぞれ生成する2つの撮像素子を有する。

9. 付記1において、前記撮像手段は、前記平行画像信号と垂直画像信号とを共通に生成する1つの撮像素子のみを有する。

10. 付記1において、前記撮像手段は、前記平行画像信号と垂直画像信号とをそれぞれ生成する検光部材及び撮像素子を有する。

【0155】

11. 付記10において、検光部材は偏光板、偏光ビームスプリッタ、或いはその組み合わせを用いて構成される。

12. 付記10において、前記検光部材は、前記偏光照明光の偏光方向と平行な方向の光成分を平行画像撮像用の撮像素子に導くと共に、前記偏光照明光の偏光方向と垂直な方向の光成分を垂直画像撮像用の撮像素子に導く。

13. 付記10において、前記検光部材は、前記偏光照明光の偏光方向と平行な方向の光成分を平行画像撮像用の第1の撮像素子に導く第1の検光子と、前記偏光照明光の偏光方向と垂直な方向の光成分を垂直画像撮像用の第2の撮像素子に導く第2の検光子からなる。

【0156】

14. 付記10において、前記検光部材は、前記偏光照明光の偏光方向と平行な方向の光成分を撮像素子に導く時間と、前記偏光照明光の偏光方向と垂直な方向の光成分を前記撮像素子に導く時間とが周期的に変化する偏光方向が切り換えられ得る部材である。

15. 付記1において、前記画像処理装置は、前記平行撮像信号による画像データと前記垂直画像信号による画像データとの差分の演算を行った差分画像データを生成する。

16. 付記15において、前記画像処理装置は、前記複数の波長帯域における前記差分画像データを生成する。

17. 付記1において、前記画像処理装置は、前記複数の波長帯域における平行撮像信号による画像データと前記垂直画像信号による画像データを一時的に格納するフレームメモリを有する。

【0157】

18. 付記1において、前記通常画像と、前記平行画像信号及び垂直画像信号から表示手段に偏光画像とを表示手段に表示させるモードを切り換えるモード切換手段を有する。

19. 付記18において、前記モード切換手段のモード切換操作に対応して、前記画像処理装置は前記通常画像を生成する処理と、偏光画像を生成する処理とを切り換える。

10

20

30

40

50

20．付記1において、前記内視鏡は、前記内視鏡本体と、前記内視鏡本体の先端に着脱可能で、前記偏光部材を設けた先端部材とからなる。

21．付記1において、前記内視鏡は、光学式内視鏡と、前記光学式内視鏡の接眼部に装着され、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向の光成分で撮像してそれぞれ平行画像信号と垂直画像信号とを出力する撮像手段を内蔵したテレビカメラとからなる。

【0158】

22．通常画像を得るための通常照明光と、偏光画像を得るための複数の波長帯域の偏光画像用照明光を発生する光源装置と着脱自在に接続され、

前記通常照明光及び偏光画像用照明光を導光する導光部材、

前記導光部材を経て偏光した偏光照明光を被写体側に出射する偏光部材、

被写体側で反射された光における、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向の光成分と、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向の光成分で撮像してそれぞれ平行画像信号と垂直画像信号とを出力する撮像手段

を備え、前記平行画像信号及び又は垂直画像信号とから表示手段に通常画像と、前記平行画像信号及び垂直画像信号から表示手段に偏光画像とを表示可能とする画像処理を行う画像処理装置に着脱自在に接続される内視鏡。

【0159】

23．付記22において、前記偏光部材は、偏光する機能を備えた偏光板、偏光ビームスプリッタ、或いはその組み合わせを用いて構成される。

23．付記22において、前記撮像手段は、前記平行画像信号と垂直画像信号とをそれぞれ生成する2つの撮像素子を有する。

24．付記22において、前記撮像手段は、前記平行画像信号と垂直画像信号とを共通に生成する1つの撮像素子のみを有する。

25．付記22において、前記撮像手段は、前記平行画像信号と垂直画像信号とをそれぞれ生成する検光部材及び撮像素子を有する。

【0160】

26．付記25において、検光部材は偏光板、偏光ビームスプリッタ、或いはその組み合わせを用いて構成される。

27．付記25において、前記検光部材は、前記偏光照明光の偏光方向と平行な方向の光成分を平行画像撮像用の撮像素子に導くと共に、前記偏光照明光の偏光方向と垂直な方向の光成分を垂直画像撮像用の撮像素子に導く。

28．付記25において、前記検光部材は、前記偏光照明光の偏光方向と平行な方向の光成分を平行画像撮像用の第1の撮像素子に導く第1の検光子と、前記偏光照明光の偏光方向と垂直な方向の光成分を垂直画像撮像用の第2の撮像素子に導く第2の検光子からなる。

29．付記25において、前記検光部材は、前記偏光照明光の偏光方向と平行な方向の光成分を撮像素子に導く時間と、前記偏光照明光の偏光方向と垂直な方向の光成分を前記撮像素子に導く時間とが周期的に変化する偏光方向が切り換えられ得る部材である。

【0161】

30．被写体側で反射された光におけるある偏光方向と平行な偏光方向の平行光成分と、偏光方向と垂直な垂直偏光方向の光成分で撮像してそれぞれ平行画像信号と垂直画像信号とを出力する撮像手段を備えた内視鏡が着脱自在に接続され、

前記平行画像信号及び又は垂直画像信号とから表示手段に通常画像と、前記平行画像信号及び垂直画像信号から表示手段に偏光画像とを表示可能とする画像処理を行うことを特徴とする画像処理装置。

【0162】

31．付記30において、前記平行撮像信号による画像データと前記垂直画像信号による画像データとの差分の演算を行った差分画像データを生成する。

32．付記31において、前記複数の波長帯域における前記差分画像データを生成する。

33．付記30において、前記複数の波長帯域における平行撮像信号による画像データと

10

20

30

40

50

前記垂直画像信号による画像データを一時的に格納するフレームメモリを有する。

【発明の効果】

【0163】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、通常の画像を得られると共に、偏光を利用した偏光画像も得ることができる内視鏡システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】回転フィルタの構成を示す図。

【図3】回転フィルタの内周側のフィルタと外周側のフィルタの特性等を示す図。

10

【図4】本発明の第2の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

【図5】本発明の第3の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

【図6】先端キャップを内視鏡側から見た正面図。

【図7】回転フィルタの構成を示す図。

【図8】本発明の第4の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

【図9】本発明の第5の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

【図10】本実施の形態における偏光観察モードでの作用説明図。

【図11】変形例における内視鏡先端側の構成等を示す図。

【図12】本発明の第6の実施の形態における内視鏡先端側の構成を示す図。

【図13】本実施の形態における偏光観察モードでの作用説明図。

20

【図14】本発明の第7の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

【図15】本発明の第8の実施の形態における内視鏡先端側等の構成を示す図。

【図16】変形例における内視鏡先端側の照明光学系の構成を示す図。

【図17】本発明の第9の実施の形態における内視鏡先端側の照明光学系の構成を示す図。

【図18】本発明の第10の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

【図19】作用の説明図。

【図20】本発明の第11の実施の形態の複眼実体内視鏡の構成を示す図。

【図21】第1変形例の複眼実体内視鏡の構成を示す図。

【図22】第2変形例の複眼実体内視鏡の構成を示す図。

30

【図23】偏光板を回転する部分を示す図。

【図24】第3変形例の複眼実体内視鏡の構成を示す図。

【図25】第4変形例の複眼実体内視鏡の構成を示す図。

【図26】従来例における偏光を利用した装置及び正常組織の場合と腫瘍組織でのスペクトル強度の特性を示す図。

【符号の説明】

1 ... 内視鏡装置

2 ... 内視鏡

3 ... 光源装置

4 ... プロセッサ

40

5 ... モニタ

6 ... 挿入部

7 ... ライトガイド

9 ... ランプ

11 ... 移動ステージ

12 ... モータ

13 ... 回転フィルタ

15 a ... Rフィルタ

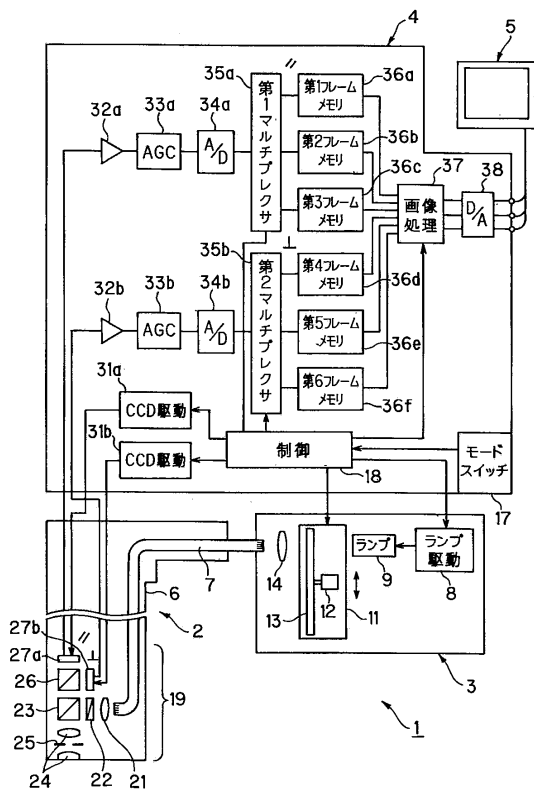
15 b ... Gフィルタ

15 c ... Bフィルタ

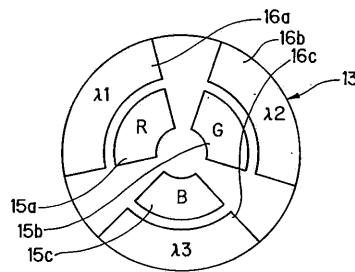
50

- 16 a、16 b、16 c ... フィルタ
 - 17 ... モードスイッチ
 - 18 ... 制御回路
 - 22 ... 偏光板
 - 23 ... B S
 - 24 ... 対物レンズ
 - 26 ... P B S
 - 27 a、27 b ... C C D
 - 31 a、31 b ... C C D 駆動回路
 - 35 a、35 b ... マルチプレクサ
 - 36 a ~ 36 f ... フレームメモリ
 - 37 ... 画像処理回路
- 代理人 弁理士 伊藤 進

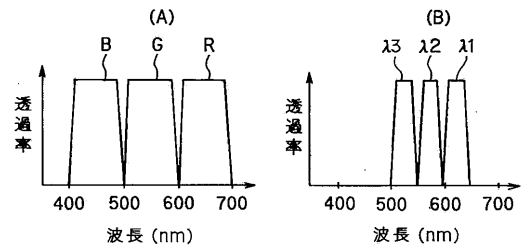
【図1】



【図2】



【図3】



(A) 白色光イメージ

$$W(R) = P_{\parallel}(R) + P_{\perp}(R)$$

$$W(G) = P_{\parallel}(G) + P_{\perp}(G)$$

$$W(B) = P_{\parallel}(B) + P_{\perp}(B)$$

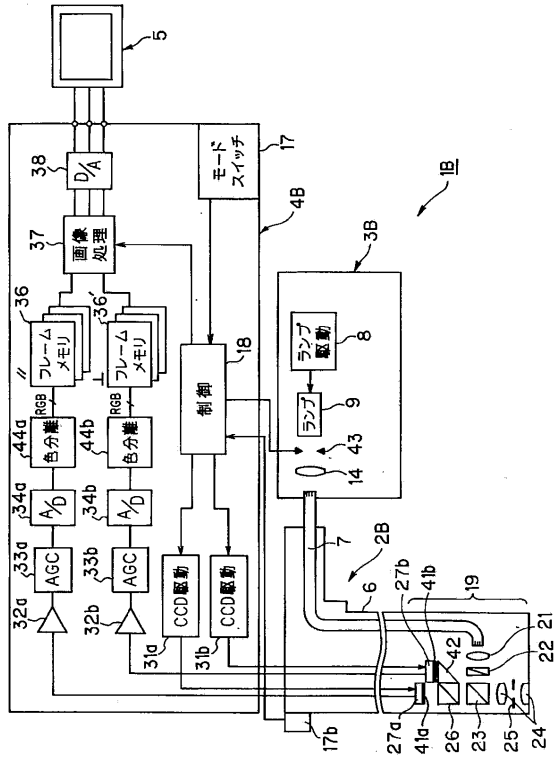
(B) 散乱イメージ

$$S(\lambda_1) = P_{\parallel}(\lambda_1) - P_{\perp}(\lambda_1)$$

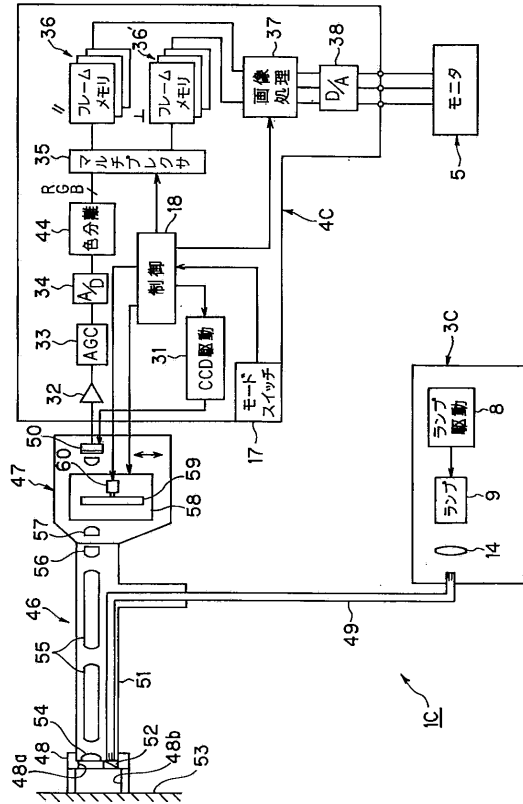
$$S(\lambda_2) = P_{\parallel}(\lambda_2) - P_{\perp}(\lambda_2)$$

$$S(\lambda_3) = P_{\parallel}(\lambda_3) - P_{\perp}(\lambda_3)$$

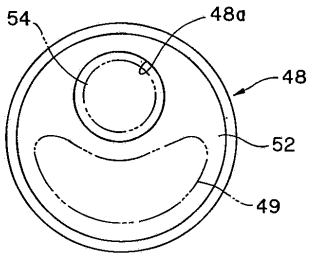
【図4】



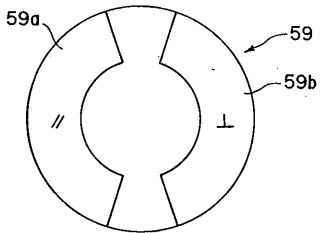
【図5】



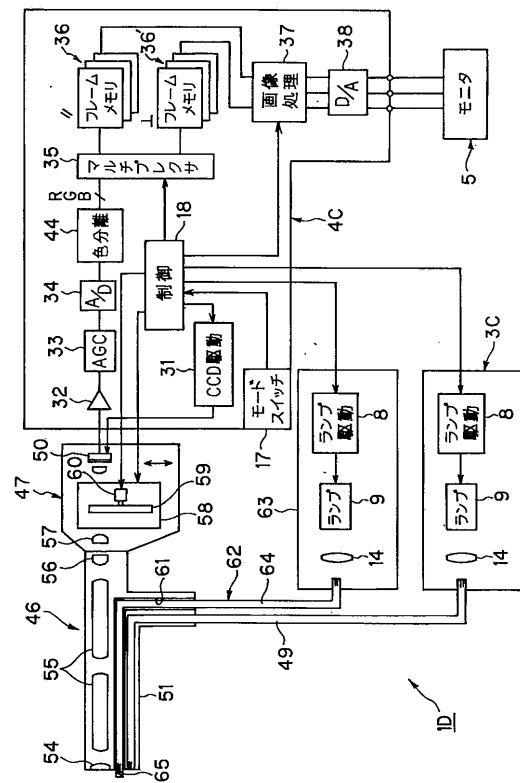
【図6】



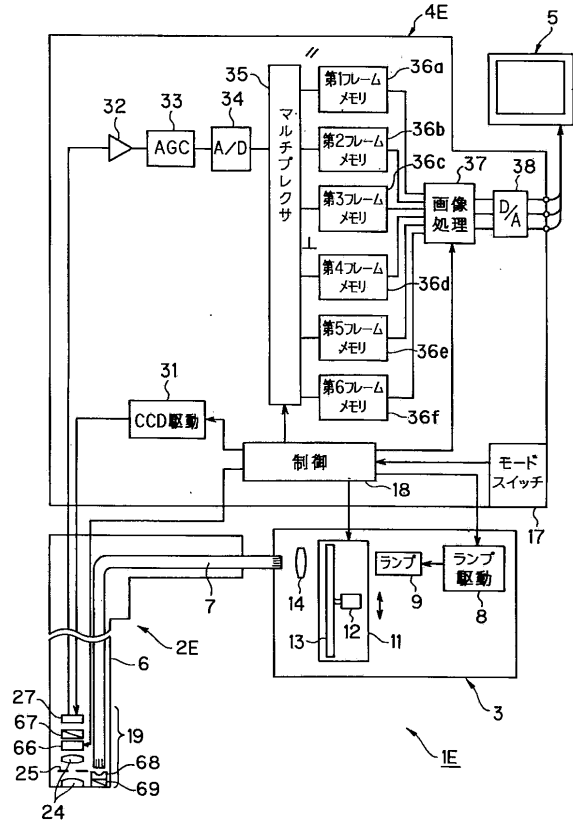
【図7】



【図8】



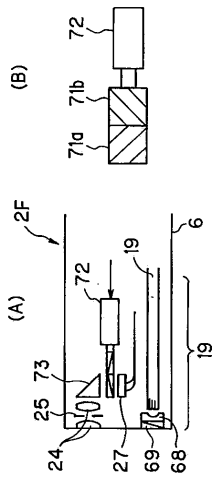
【図9】



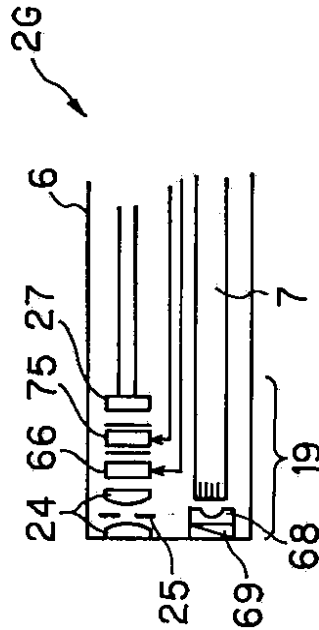
【図10】

液晶	0°		90°		0°	
回転フィルタ	λ1	λ2	λ3	λ1	λ2	λ3
メモリ	第1フレームメモリ	第2フレームメモリ	第3フレームメモリ	第4フレームメモリ	第5フレームメモリ	第6フレームメモリ

【図11】



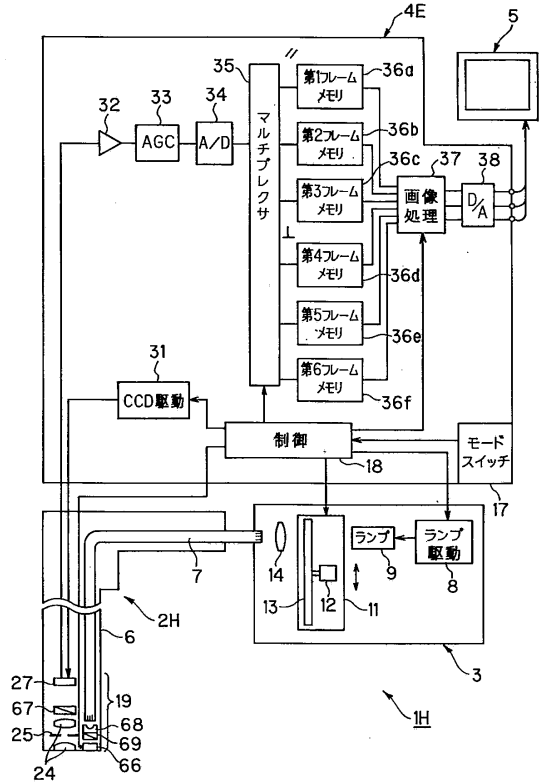
【図12】



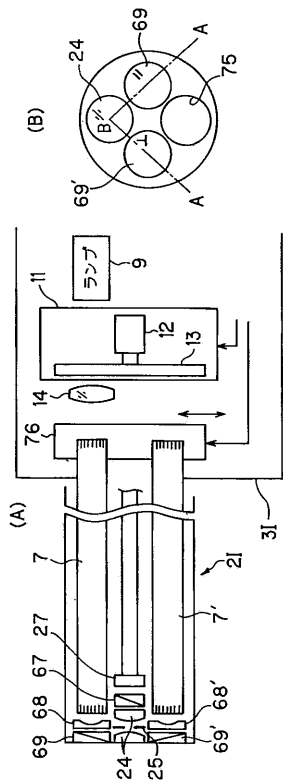
【図13】

液晶	0°						90°						0°					
液晶フィルタ	λ1		λ2		λ3		λ1		λ2		λ3		λ1		λ2		λ3	
CCDが受光する偏光面	//						⊥						//					
メモリ	第1フレームメモリ	第2フレームメモリ	第3フレームメモリ	第4フレームメモリ	第5フレームメモリ	第6フレームメモリ	第1フレームメモリ	第2フレームメモリ	第3フレームメモリ	第4フレームメモリ	第5フレームメモリ	第6フレームメモリ	第1フレームメモリ	第2フレームメモリ	第3フレームメモリ	第4フレームメモリ	第5フレームメモリ	第6フレームメモリ

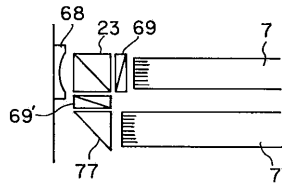
【図14】



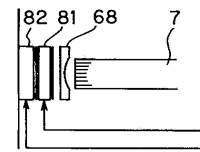
【図15】



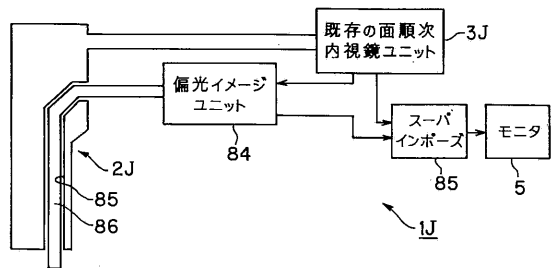
【図16】



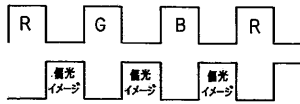
【図17】



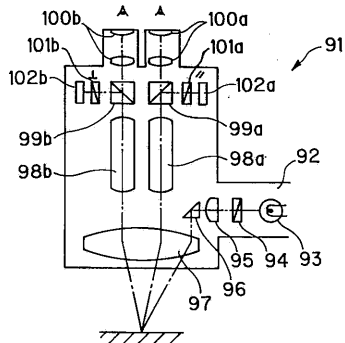
【図18】



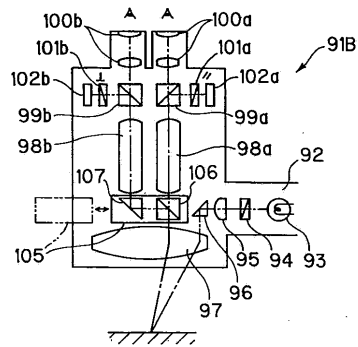
【図19】



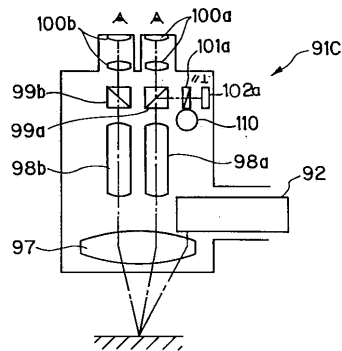
【図20】



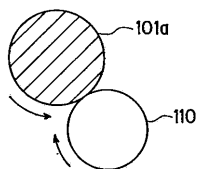
【図21】



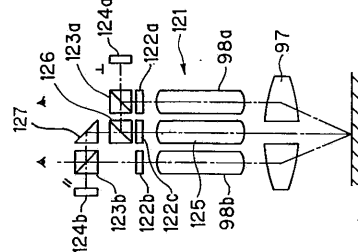
【図22】



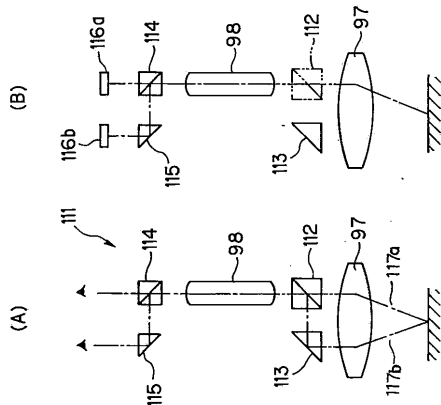
【図23】



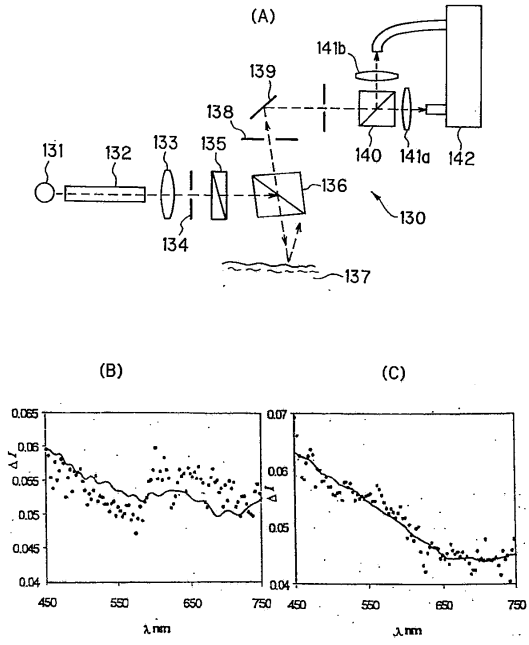
【図25】



【図24】



【 図 26 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I		
<i>H 0 4 N</i>	<i>5/225</i>	<i>(2006.01)</i>	<i>G 0 2 B</i>	<i>23/26</i> <i>B</i>
<i>H 0 4 N</i>	<i>7/18</i>	<i>(2006.01)</i>	<i>H 0 4 N</i>	<i>5/225</i> <i>C</i>
<i>H 0 4 N</i>	<i>13/02</i>	<i>(2006.01)</i>	<i>H 0 4 N</i>	<i>7/18</i> <i>M</i>
			<i>H 0 4 N</i>	<i>13/02</i>

- (72)発明者 今泉 克一
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 後野 和弘
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 高岡 秀行
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 野沢 純一
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 秋本 俊也
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 三浦 直規
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリパス光学工業株式会社内

審査官 樋熊 政一

- (56)参考文献 特開2001-087223(JP,A)
特開2001-170009(JP,A)
特開平07-075629(JP,A)
特開平11-019026(JP,A)
実開平03-043805(JP,U)
特表2003-510112(JP,A)
特表2001-519190(JP,A)
特表2002-535027(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 6 1 B 1 / 0 0

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5259033B2	公开(公告)日	2013-08-07
申请号	JP2001237075	申请日	2001-08-03
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	金子守 長谷川晃 小野勝也 今泉克一 後野和弘 高岡秀行 野沢純一 秋本俊也 三浦直規		
发明人	金子 守 長谷川 晃 小野 勝也 今泉 克一 後野 和弘 高岡 秀行 野沢 純一 秋本 俊也 三浦 直規		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G02B23/24 G02B23/26 H04N5/225 H04N7/18 H04N13/02 A61B1/05 A61B3/13 G02B21/22		
CPC分类号	A61B1/0005 A61B1/00096 A61B1/05 A61B1/0638 A61B1/0646 G02B21/22 G02B23/2407		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.T A61B1/04.372 A61B1/06.A G02B23/24.B G02B23/26.B H04N5/225. C H04N7/18.M H04N13/02 A61B1/00.521 A61B1/00.550 A61B1/00.730 A61B1/045.610 A61B1/05 A61B1/07.730 A61B1/07.731 H04N13/02.390 H04N13/02.530 H04N13/239 H04N13/254 H04N5/225 H04N5/225.500 H04N5/225.600 H04N5/232.290		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/CA04 2H040/CA09 2H040/GA02 2H040/GA03 2H040/GA10 4C061/BB06 4C061 /CC06 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/LL03 4C061/LL08 4C061/MM01 4C061/MM03 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ10 4C061/RR04 4C061 /RR13 4C061/RR17 4C061/RR26 4C061/SS11 4C061/SS22 4C061/SS23 4C061/WW04 4C061/WW20 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161 /LL02 4C161/LL03 4C161/LL08 4C161/MM01 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ10 4C161/RR04 4C161/RR13 4C161/RR17 4C161/RR26 4C161/SS11 4C161/SS22 4C161/SS23 4C161 /WW04 4C161/WW20 5C022/AA09 5C022/AC42 5C022/AC51 5C022/AC55 5C022/AC74 5C054/CC07 5C054/FD02 5C054/HA12 5C061/AB06 5C061/AB08 5C122/DA26 5C122/EA22 5C122/EA47 5C122 /EA55 5C122/FA04 5C122/FB03 5C122/FB15 5C122/FB17 5C122/FC04 5C122/FG06 5C122/FH23 5C122/FK42 5C122/GA24 5C122/GE03 5C122/GE05 5C122/GG02 5C122/GG11 5C122/GG14 5C122 /GG21 5C122/GG25 5C122/GG30 5C122/HA64 5C122/HA71 5C122/HB02		
代理人(译)	伊藤 进		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜，其与正常图像一起获得偏振图像。解决方案：当选择正常观察或偏振观察模式时，光源装置3的旋转滤光器13布置成在光路中切换内周滤光器和外周滤光器。利用照明光照射解剖结构，该照明光通过偏振板22等从光导7的端面通过内窥镜2的光导7照射。关于反射光，与a平行的光分量。偏振方向由CCD 27a接收，垂直光分量由CCD 27b分别通过偏振分束器23接收。两个分量存储在处理器4的第一至第六帧存储器36a-36f中，同时读取和然后，在加法处理之后，将正常图像显示在监视器5上。显示偏振观察图像，其适于在减法处理之后诊断解剖结构表面上的方面。

【图1】

