

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-45029

(P2012-45029A)

(43) 公開日 平成24年3月8日(2012.3.8)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300D	2G059
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/04 372	2H040
G01N 21/21 (2006.01)	G01N 21/21 Z	4C061
G02B 23/24 (2006.01)	G02B 23/24 B	4C161
G02B 23/26 (2006.01)	G02B 23/26	

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 39 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2010-186973 (P2010-186973)
 (22) 出願日 平成22年8月24日 (2010.8.24)

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100080159
 弁理士 渡辺 望穂
 (74) 代理人 100090217
 弁理士 三和 晴子
 (74) 代理人 100152984
 弁理士 伊東 秀明
 (74) 代理人 100148080
 弁理士 三橋 史生
 (72) 発明者 室岡 孝
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

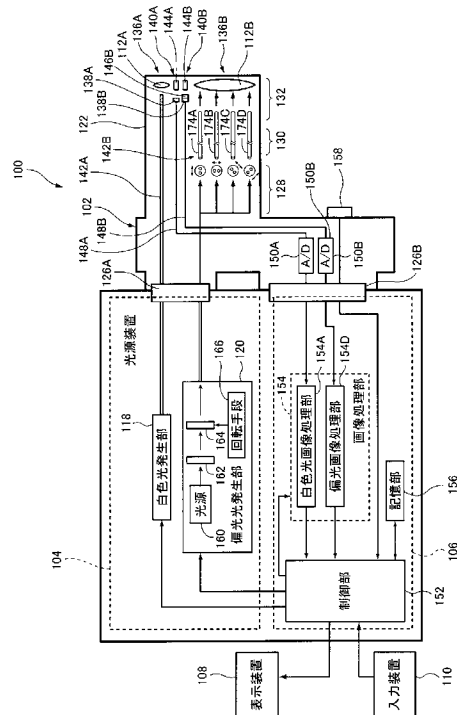
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置および内視鏡診断装置

(57) 【要約】

【課題】 所定の偏光特性による偏光特性画像を得て、病変部等からの表出組織を識別可能に表示することができる内視鏡装置および内視鏡診断装置を提供する。

【解決手段】 被検体内に挿入される挿入部を備える内視鏡装置であって、それぞれ偏光角度の異なる3種類ないし4種類の直線偏光を、偏光角度を保持したままの状態です挿入部の先端部まで導光する3種類ないし4種類の偏波保存ファイバを備える。

【選択図】 図13



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に挿入される挿入部を備える内視鏡装置であって、
それぞれ偏光角度の異なる 3 種類ないし 4 種類の直線偏光を、偏光角度を保持したままの状態の前記挿入部の先端部まで導光する 3 種類ないし 4 種類の偏波保存ファイバを備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記 3 種類の偏波保存ファイバは、それぞれ 0° 、 $+45^\circ$ 、 $+90^\circ$ の偏光角度の直線偏光を導光するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記 4 種類の偏波保存ファイバは、それぞれ 0° 、 $+45^\circ$ 、 $+90^\circ$ 、 -45° の偏光角度の直線偏光を導光するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

さらに、前記偏光角度の異なる直線偏光が被検体に照射される毎に、該被検体からの反射光を光電変換して順次撮像し、その光強度画像情報を出力する撮像素子を備え、
前記撮像素子の受光面には、該受光面で受光される光を、偏光状態の異なる 3 種類ないし 4 種類の偏光光に同時に変換するパターンニング素子が装着されていることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

それぞれ偏光角度の異なる 3 種類ないし 4 種類の直線偏光を順次発する光源装置と、
請求項 4 に記載の内視鏡装置と、
前記内視鏡装置から出力される、前記偏光角度の異なる 3 種類ないし 4 種類の直線偏光の被検体からの反射光による複数の光強度画像情報に偏光変換処理を行って、所定の偏光特性による偏光特性画像情報に変換し、該所定の偏光特性による偏光特性画像情報に表示変換処理を行って、該所定の偏光特性による偏光特性画像情報を可視化して表示するための表示用偏光特性画像情報に変換するプロセッサ装置と、
前記プロセッサ装置により得られる表示用偏光特性画像情報に基づいて、前記所定の偏光特性による偏光特性画像を表示する表示装置とを備えることを特徴とする内視鏡診断装置。

【請求項 6】

さらに、前記偏光角度の異なる直線偏光が被検体に照射される毎に、該被検体からの反射光を当該内視鏡装置の外部まで導光する光ファイバを備えることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

それぞれ偏光角度の異なる 3 種類ないし 4 種類の直線偏光を順次発する光源装置と、
請求項 6 に記載の内視鏡装置と、
前記内視鏡装置から偏光角度の異なる直線偏光が被検体に照射される毎に、前記光ファイバにより導光される反射光を光電変換して順次撮像し、その光強度偏光画像情報を出力する撮像装置と、
前記撮像装置から出力される、前記偏光角度の異なる 3 種類ないし 4 種類の直線偏光の被検体からの反射光による複数の光強度画像情報に偏光変換処理を行って、所定の偏光特性による偏光特性画像情報に変換し、該所定の偏光特性による偏光特性画像情報に表示変換処理を行って、該所定の偏光特性による偏光特性画像情報を可視化して表示するための表示用偏光特性画像情報に変換するプロセッサ装置と、
前記プロセッサ装置により得られる表示用偏光特性画像情報に基づいて、前記所定の偏光特性による偏光特性画像を表示する表示装置とを備えることを特徴とする内視鏡診断装置。

【請求項 8】

前記光源装置は、光源と、該光源から発せられる照明光をランダム偏光に変換する偏光解消板と、該偏光解消板により変換されるランダム偏光を所定の偏光角度の直線偏光に変

10

20

30

40

50

換する直線偏光板と、前記ランダム偏光が偏光角度の異なる3種類ないし4種類の直線偏光に順次変換されるように、前記直線偏光板を回転させる回転手段とを備えることを特徴とする請求項5または7に記載の内視鏡診断装置。

【請求項9】

前記回転手段は、前記直線偏光板により、前記ランダム偏光が、それぞれ0°、+45°、+90°の3種類の偏光角度の直線偏光に変換されるように、前記直線偏光板を順次回転させるものであることを特徴とする請求項8に記載の内視鏡診断装置。

【請求項10】

前記回転手段は、前記直線偏光板により、前記ランダム偏光が、それぞれ0°、+45°、+90°、-45°の4種類の偏光角度の直線偏光に変換されるように、前記直線偏光板を順次回転させるものであることを特徴とする請求項8に記載の内視鏡診断装置。

10

【請求項11】

前記光源装置は、光源と、該光源から発せられる照明光を円偏光に変換する円偏光子と、該円偏光子により変換される円偏光を所定の偏光角度の直線偏光に変換する直線偏光板と、前記円偏光が偏光角度の異なる3種類ないし4種類の直線偏光に順次変換されるように、前記直線偏光板を回転させる回転手段とを備えることを特徴とする請求項5または7に記載の内視鏡診断装置。

【請求項12】

前記回転手段は、前記直線偏光板により、前記円偏光が、それぞれ0°、+45°、+90°の3種類の偏光角度の直線偏光に変換されるように、前記直線偏光板を順次回転させるものであることを特徴とする請求項11に記載の内視鏡診断装置。

20

【請求項13】

前記回転手段は、前記直線偏光板により、前記円偏光が、それぞれ0°、+45°、+90°、-45°の4種類の偏光角度の直線偏光に変換されるように、前記直線偏光板を順次回転させるものであることを特徴とする請求項11に記載の内視鏡診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、偏光状態の異なる複数の偏光光を被検体の被観察領域に順次照射し、その反射光を順次撮像するための内視鏡装置、および、この内視鏡装置を用いて偏光光観察を実施する内視鏡診断装置に関するものである。

30

【背景技術】

【0002】

生体に病変部があるか、どの程度病変部が進行しているかの診断をするために、従来から内視鏡、光学顕微鏡などの光学診断システムが使用されている。それらの診断システムでは、生体の一部に光を照射し反射してくる光を撮像して、生体表面の色、明るさ、構造等の変化を観察し、その観察によって医師が病変部の状態を診断している。このような診断システムの光学系では、通常観察用の自然光だけでなく、偏光光を使用することによって、生体の異方性の特徴から正常部と病変部の変化を捉える手法や、生体観察の精度を上げる手法が提案されている（特許文献1、2及び3参照）。

40

【0003】

本出願人の出願に係る特許文献1には、その一例として、偏光光を使用し、消化器、特に、胃壁の偏光異方性を持つ粘膜層から戻り光の非偏光光の割合、すなわち戻り光の偏光度に基づいて粘膜層の厚みを算出することにより、胃壁の粘膜層の厚さの変化を検出することにより、がんの浸潤度を診断できる可能性があることが開示されている。

【0004】

また、特許文献2には、偏光光を使用することにより、高倍率の拡大観察が行われる局所的な部位である関心部位に平行偏光を有する照明光を照射した際の後方散乱光の像と、垂直偏光を有する照明光を照射した際の後方散乱光の像とを用いて、関心部位における深層からの多重散乱光を除去しつつ、拡大観察画像を得、具体的には両画像信号を差分処理

50

して偏光画像信号を得、得られた偏光画像信号に基づいて拡大観察画像を得、モニタに表示することが開示されている。

【0005】

また、特許文献3には、近赤外光を用いて脂肪内に分布する血管の位置を認識する際に偏光光を利用することにより、脂肪内の血管像を観察する上でノイズとなる、脂肪表面の後方散乱光をカットすることで、脂肪表面で反射した光によるハレーションを防ぐことができ、脂肪内に分布する血管の位置を正確に認識可能であることが開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2009-240676号公報

【特許文献2】特開2006-325973号公報

【特許文献3】特開2007-282965号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかし、粘膜内がん(mがん)の診断に重要な基準判断として、病変部ががんかそうでないか、また、粘膜内がんか、そうでないがん、例えば、粘膜下層浸潤がん(smがん)であるかの区別が重要であり、そのため、粘膜筋板があるかないか、すなわち正常に存在しているかが決めてとなる。しかし、上述の特許文献1に記載の手法では、胃壁の粘膜層の厚さの変化によって、がんの浸潤度を診断できる可能性があることが示されているが、どのくらいの厚さの変化がどのくらいの浸潤度となるかについては示されておらず、粘膜内がんか、粘膜下層浸潤がんか、を区別する判断基準がなく、また、そのような判断を可能とする偏光画像を得ることができないという問題があった。

【0008】

また、特許文献2及び3に開示されている手法は、偏光光を使用することにより、拡大観察画像を表示することができるし、脂肪内に分布する血管の位置を正確に認識することができるので、確かに、生体観察の精度を上げることができるが、関心部位における深層からの多重散乱光を除去するのが目的であり、また、表面反射光によるハレーションを防ぐのが目的であり、生体の異方性を検知するのが目的ではないので、病変部ががんかそうでないか、また、粘膜内がんか、粘膜下層浸潤がんかの判断を可能とする偏光画像を計測することができないという問題があった。

【0009】

また、内視鏡診断装置において、白色光観察に加えて、狭帯域光観察や蛍光観察等の特殊光観察を行うことによって、診断精度の向上を図るものが知られている。このような内視鏡診断装置では、特殊光観察によって、白色光観察では得ることができない各種の情報を得ることが可能である。しかしながら、特殊光観察として、偏光光観察を行うことができる内視鏡装置および内視鏡診断装置は実現されていない。

【0010】

本発明の目的は、上記従来技術の問題点を解消し、内視鏡診断装置において、所定の偏光特性による偏光特性画像を得て、病変部等からの表出組織を識別可能に表示することができ、医師が、この偏光特性画像を見て病変部等からの表出組織を識別し、がんの浸潤度等の診断を行うことを支援することができる内視鏡装置および内視鏡診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記目的を達成するために、本発明は、被検体内に挿入される挿入部を備える内視鏡装置であって、

それぞれ偏光角度の異なる3種類ないし4種類の直線偏光を、偏光角度を保持したままの状態の前記挿入部の先端部まで導光する3種類ないし4種類の偏波保存ファイバを備え

10

20

30

40

50

ることを特徴とする内視鏡装置を提供するものである。

【0012】

ここで、前記3種類の偏波保存ファイバは、それぞれ 0° 、 $+45^\circ$ 、 $+90^\circ$ の偏光角度の直線偏光を導光するものであることが好ましい。

【0013】

また、前記4種類の偏波保存ファイバは、それぞれ 0° 、 $+45^\circ$ 、 $+90^\circ$ 、 -45° の偏光角度の直線偏光を導光するものであることが好ましい。

【0014】

さらに、前記偏光角度の異なる直線偏光が被検体に照射される毎に、該被検体からの反射光を光電変換して順次撮像し、その光強度画像情報を出力する撮像素子を備え、

10

前記撮像素子の受光面には、該受光面で受光される光を、偏光状態の異なる3種類ないし4種類の偏光光に同時に変換するパターンニング素子が装着されていることが好ましい。

【0015】

また、本発明は、それぞれ偏光角度の異なる3種類ないし4種類の直線偏光を順次発する光源装置と、

上記に記載の内視鏡装置と、

前記内視鏡装置から出力される、前記偏光角度の異なる3種類ないし4種類の直線偏光の被検体からの反射光による複数の光強度画像情報に偏光変換処理を行って、所定の偏光特性による偏光特性画像情報に変換し、該所定の偏光特性による偏光特性画像情報に表示変換処理を行って、該所定の偏光特性による偏光特性画像情報を可視化して表示するための表示用偏光特性画像情報に変換するプロセッサ装置と、

20

前記プロセッサ装置により得られる表示用偏光特性画像情報に基づいて、前記所定の偏光特性による偏光特性画像を表示する表示装置とを備えることを特徴とする内視鏡診断装置を提供する。

【0016】

さらに、前記偏光角度の異なる直線偏光が被検体に照射される毎に、該被検体からの反射光を当該内視鏡装置の外部まで導光する光ファイバを備えることが好ましい。

【0017】

また、本発明は、それぞれ偏光角度の異なる3種類ないし4種類の直線偏光を順次発する光源装置と、

30

上記に記載の内視鏡装置と、

前記内視鏡装置から偏光角度の異なる直線偏光が被検体に照射される毎に、前記光ファイバにより導光される反射光を光電変換して順次撮像し、その光強度偏光画像情報を出力する撮像装置と、

前記撮像装置から出力される、前記偏光角度の異なる3種類ないし4種類の直線偏光の被検体からの反射光による複数の光強度画像情報に偏光変換処理を行って、所定の偏光特性による偏光特性画像情報に変換し、該所定の偏光特性による偏光特性画像情報に表示変換処理を行って、該所定の偏光特性による偏光特性画像情報を可視化して表示するための表示用偏光特性画像情報に変換するプロセッサ装置と、

前記プロセッサ装置により得られる表示用偏光特性画像情報に基づいて、前記所定の偏光特性による偏光特性画像を表示する表示装置とを備えることを特徴とする内視鏡診断装置を提供する。

40

【0018】

ここで、前記光源装置は、光源と、該光源から発せられる照明光をランダム偏光に変換する偏光解消板と、該偏光解消板により変換されるランダム偏光を所定の偏光角度の直線偏光に変換する直線偏光板と、前記ランダム偏光が偏光角度の異なる3種類ないし4種類の直線偏光に順次変換されるように、前記直線偏光板を回転させる回転手段とを備えることが好ましい。

【0019】

また、前記回転手段は、前記直線偏光板により、前記ランダム偏光が、それぞれ 0° 、

50

+ 45°、+ 90°の3種類の偏光角度の直線偏光に変換されるように、前記直線偏光板を順次回転させるものであることが好ましい。

【0020】

また、前記回転手段は、前記直線偏光板により、前記ランダム偏光が、それぞれ0°、+ 45°、+ 90°、- 45°の4種類の偏光角度の直線偏光に変換されるように、前記直線偏光板を順次回転させるものであることが好ましい。

【0021】

また、前記光源装置は、光源と、該光源から発せられる照明光を円偏光に変換する円偏光子と、該円偏光子により変換される円偏光を所定の偏光角度の直線偏光に変換する直線偏光板と、前記円偏光が偏光角度の異なる3種類ないし4種類の直線偏光に順次変換されるように、前記直線偏光板を回転させる回転手段とを備えることが好ましい。

10

【0022】

また、前記回転手段は、前記直線偏光板により、前記円偏光が、それぞれ0°、+ 45°、+ 90°の3種類の偏光角度の直線偏光に変換されるように、前記直線偏光板を順次回転させるものであることが好ましい。

【0023】

また、前記回転手段は、前記直線偏光板により、前記円偏光が、それぞれ0°、+ 45°、+ 90°、- 45°の4種類の偏光角度の直線偏光に変換されるように、前記直線偏光板を順次回転させるものであることが好ましい。

【発明の効果】

20

【0024】

本発明によれば、所定の偏光特性による偏光特性画像を得て、病変部等からの表出組織を識別可能に表示することができ、医師が、この偏光特性画像を見て病変部等からの表出組織を識別し、粘膜内がんの浸潤度等の診断を行うことを支援することができる。

【0025】

また、本発明によれば、病変部等からの表出組織を識別可能に表示することができ、内視鏡手術や腹腔鏡手術等に用いることができる内視鏡診断装置及び腹腔鏡ナビゲーション装置に適用できる。

さらに、本発明によれば、内視鏡検査や診断を容易かつ正確にすることができ、内視鏡手術や腹腔鏡手術等を容易かつ正確に行うための手助けとなる偏光画像を提供することができる。

30

【0026】

特に、本発明によれば、生体の消化器等の所定部位の病巣（病変部）ががんかそうでないか、また、粘膜内がんか、そうでないがん、例えば粘膜下層浸潤がんであるかを区別することができ、その区別の判断基準である「粘膜筋板の有り無し」に対応する「粘膜層に表出する膠原線維の有り無し」を偏光計測によって撮像し、かつ識別することができ、それらを示す偏光画像を得ることができる。

【0027】

また、本発明によれば、がん、粘膜内がん、粘膜下層浸潤がん等の判断基準となる「粘膜層に表出する膠原線維の有り無し」を疑似カラーでモニタ等の表示手段に表示することができる。

40

【0028】

さらに、本発明によれば、内視鏡先端部に、偏光角度の異なる3種類ないし4種類の偏波保存ファイバを設けるといった簡単な構成によって、特殊光観察として、偏光光観察を行うことができる内視鏡装置および内視鏡診断装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】本発明に係る偏光画像計測表示システムの一実施形態の概略構成を示すブロック図である。

【図2】図1に示す偏光画像計測表示システムの偏光撮像系の一実施形態の模式図である

50

。

【図 3】図 1 に示す偏光画像計測表示システムの偏光撮像系の他の実施形態の概略構成図である。

【図 4】(a) は、図 1 に示す偏光画像計測表示システムの偏光撮像系の他の実施形態の概略構成図であり、(b) は、(a) の偏光撮像系に用いられるパターンニング偏光 / 波長板の 1 画素分の素子を拡大して示す拡大模式図である。

【図 5】(a) は、図 1 に示す偏光画像計測表示システムの偏光撮像系の他の実施形態の概略構成図であり、(b) は、(a) の偏光撮像系に用いられるパターンニング偏光 / 波長板の 1 画素分の素子を拡大して示す拡大模式図である。

【図 6】図 1 に示す偏光画像計測表示システムの偏光撮像系の他の実施形態の概略構成図である。

【図 7】本発明に用いられるミューラー画像変換アルゴリズムを説明するための行ミューラー計測システムの説明図である。

【図 8】図 1 に示す偏光画像計測表示システムの偏光変換処理部及びその偏光変数分離処理部の一実施形態の模式図である。

【図 9】(a) 及び (b) は、それぞれ図 8 に示す偏光変数分離処理部で変数分離する際の生体観察モデルの一実施形態の概略構成図である。

【図 10】(a) は、正常な生体の表層近傍の概略構成模式図であり、(b) は、粘膜内がんが発生した生体の表層近傍の概略構成模式図であり、(c) は、粘膜下層浸潤がんに行進した生体の表層近傍の概略構成模式図である。

【図 11】本発明に係る偏光画像計測表示システムで実施される偏光画像表示方法の一例を示すフローチャートである。

【図 12】本発明に係る内視鏡診断装置の構成を表す一実施形態の外観図である。

【図 13】図 12 に示す内視鏡診断装置の内部構成を表すブロック図である。

【図 14】図 12 に示す内視鏡診断装置で用いられるパターンニング素子の 1 画素分の素子を拡大して示す拡大模式図である。

【図 15】回転手段の構成を表す一実施形態の概念図である。

【図 16】加圧手段の作用を表す一実施形態の概念図である。

【発明を実施するための形態】

【0030】

以下、添付の図面に示す好適実施形態に基づいて、本発明に係る内視鏡装置および内視鏡診断装置を詳細に説明する。

【0031】

図 1 は、本発明に係る偏光画像計測表示システムの一実施形態の概略構成を示す模式的ブロック図である。

図 1 に示す本実施形態の偏光画像計測表示システム 10 は、生体（被検体）の所定部位、例えば人体の消化器等の体腔や人体の腹部内等を検査したり、その病変部や病巣を観察したり、診断したり、その手術や処置等をするのに用いられる内視鏡や腹腔鏡に適用され、また、内視鏡診断装置や腹腔鏡ナビゲーション装置等に用いられるものであり、所定部位の表層に表出する表出組織を表層の組織と識別するための、所定の偏光特性、すなわち偏光変数による偏光特性画像を得、表出組織を表層の組織と識別可能に可視化して表示するものである。

【0032】

図示例の偏光画像計測表示システム 10 は、生体の所定部位に異なる複数の偏光状態の照射光（偏光光）をそれぞれ照射し、所定部位の表層からの複数の異なる偏光状態の反射光による複数の光強度画像を撮像する偏光撮像系 12 と、異なる偏光状態の複数の光強度画像に偏光変換処理を行い、所定の偏光特性による偏光特性画像（それぞれ偏光特性の異なる複数の偏光特性画像）を得る偏光変換処理部 14 と、偏光特性画像を、表出組織を表層の組織と識別可能に可視化して表示するための表示用偏光特性画像に変換する表示変換処理部 16 と、表示用偏光特性画像を表示する表示部 18 と、所定部位の通常のカラ－画

10

20

30

40

50

像を取得する通常カラー撮像系 20 と、表示用偏光特性画像を通常カラー画像に重ねて、若しくは並べて表示するために両画像の合成を行う画像合成部 22 と、を有する。

なお、偏光撮像系 12 及び偏光変換処理部 14 は、本発明に係る偏光画像計測装置を構成する。

【0033】

偏光撮像系 12 は、従来の P / S 偏光だけではなく、複数の偏向特性（偏光変数）を含む高次の偏光パラメータ（ミュラー（Mueller）行列）を計測することができる偏光撮像システム、すなわち撮影対象のミュラー計測ができるミュラー撮像システムを構成するもので、生体の所定部位にその表層から複数の異なる偏光状態の照射光をそれぞれ照射する偏光照射部 24 と、偏光状態の異なる偏光光が偏光照射部 24 から生体に照射される毎に、複数の偏光状態の照射光によって照射された所定部位の表層から複数の偏光状態の反射光を順次受光して、所定部位の表層の複数の光強度画像を撮像する撮像部 26 と、を有するものである。

10

【0034】

本発明においては、偏光撮像系 12 は、このようなミュラー撮像システムを構成することができるものであれば、どのような撮像系であってもよく、その偏光照射部 24 及び撮像部 26 としては、種々のタイプのものを用いることができる。

【0035】

図 2 に、本発明の偏光撮像系の一実施形態の模式図を示す。

同図に示す偏光撮像系 12 a は、図 1 に示す偏光撮像系 12 として用いられ、アザム（Azam）方式の 2 重位相子型のミュラー行列偏光計の光学系をなすもので、検査対象又は観察対象となる生体の所定部位である人体腹部 A に所定の偏光状態の照射光を照射する偏光照射部 24 a と、人体腹部 A から反射する所定の偏光状態の反射光を検出光として受光して撮像する撮像部 26 a を有する。

20

【0036】

偏光照射部 24 a は、光源 34 と、光源 34 より人体腹部 A 側に固定的に配置される本発明の第 1 偏光子である偏光板 36 a 及び人体腹部 A 側に配置され、所定角度毎に回転される本発明の第 1 位相差付与手段である回転位相差板 38 a を備え、複数の偏光状態内の 1 つの偏光状態の照射光のみをそれぞれ順次透過させる照射側の第 1 偏光フィルタ部 40 a とを有する。

30

【0037】

また、撮像部 26 a は、CCD カメラ 42 と、カメラ 42 より人体腹部 A 側に固定的に配置される本発明の第 2 偏光子である偏光板 36 b 及び人体腹部 A 側に配置され、所定角度毎に回転される本発明の第 2 位相差付与手段である回転位相差板 38 b を備え、第 1 偏光フィルタ部 40 a を透過する照射光の 1 つの偏光状態に対応する 1 つの偏光状態の反射光のみをそれぞれ順次透過させる反射側の第 2 偏光フィルタ部 40 b とを有する。

【0038】

偏光照射部 24 a に用いられる光源 34 としては、人体腹部 A を撮像可能に照明できる所定波長の光を射出できれば特に制限的ではなく、例えば、所定の狭帯域波長のレーザービームを射出するレーザーや LED 等や、キセノンランプや、蛍光灯、水銀灯などの白色灯等や、3 原色、例えば RGB の 3 色の LED やレーザーからなる白色 LED や白色レーザー、所定波長のレーザーと蛍光体とからなる擬似白色レーザーなどを用いることができる。なお、白色灯等や白色 LED 等を用いる場合には、所定の狭帯域波長を透過する色フィルタや、いわゆるバンドパスフィルタを用いる必要がある。

40

【0039】

ここで、照射光の所定の狭帯域波長としては、特に制限的ではないが、例えば、400 nm ~ 700 nm 等の可視域であっても良いし、700 nm ~ 1300 nm の赤外域であっても良く、波長帯域は、例えば、5 nm ~ 50 nm、好ましくは 10 nm ~ 20 nm である。

【0040】

50

カメラ 4 2 は、デジタル画像情報として人体腹部 A の偏光光による光強度画像情報を取得するものであり、例えば、CCD や CMOS などの撮像素子を備えた高画素密度カメラを用いることができる。画素数としては特に限定はないが、高精細な偏光画像を得るためには、20 万画素以上であるのが好ましく、100 万画素以上であるのがより好ましい。画素数の上限は特に限定されないが、後述する撮像部 2 6 a のカメラの CCD や後述する CCD 5 6 の画素数によって定めればよい。

【0041】

また、第 1 及び第 2 偏光フィルタ部 4 0 a 及び 4 0 b の偏光板 3 6 a 及び 3 6 b は、それぞれ偏光子及び検光子として用いられるもので、同様の偏光板が用いられ、光源 3 4 からの射出光の光軸に垂直に固定して配置される。例えば、光源 3 4 からの射出光は、偏光板 3 6 a によって直線偏光される。また、回転位相差板 3 8 b を透過した反射光は、偏光板 3 6 b によって直線偏光される。

10

【0042】

また、第 1 及び第 2 偏光フィルタ部 4 0 a 及び 4 0 b の回転位相差板 3 8 a 及び 3 8 b は、例えば、回転する円板状の $\lambda/4$ 波長板が用いられ、すなわち $\lambda/4$ 波長板を光軸に垂直な平面内において光軸周りにそれぞれ所定角度毎に回転させることにより構成することができる。例えば、回転位相差板 3 8 a を透過した光は、直線偏光又は円（楕円）偏光した光となり、人体腹部 A で反射した光も、直線偏光又は円（楕円）偏光した光となる。なお、回転位相差板 3 8 a 及び 3 8 b となる 2 枚の $\lambda/4$ 波長板は、光軸に垂直に所定位相差となるように光軸周りに所定角度ずらした状態で、それぞれ所定角度ずつ回転される。

20

【0043】

なお、回転位相差板 3 8 a 及び 3 8 b をそれぞれ回転駆動する機構としては、特に限定的ではなく、回転位相差板 3 8 a 及び 3 8 b を構成する円板の外周を保持して回転させる公知の回転駆動機構を用いることができる。

【0044】

偏光撮像系 1 2 a の偏光照射部 2 4 a の第 1 偏光フィルタ部 4 0 a と、撮像部 2 6 a の第 2 偏光フィルタ部 4 0 b とは、互いに各々の所定の偏光状態に正確に維持する必要があるために、両者を正確に位置合わせしておく必要がある。

【0045】

この偏光撮像系 1 2 a は、回転位相差板 3 8 a 及び 3 8 b を回転駆動させる必要があるために、装置が大型化するため、偏光照射部 2 4 a 及び撮像部 2 6 a を人体の腹部 A の外部に設置する必要があるが、偏光特性（偏光変数）は完全であり、腹腔鏡には好適に適用でき、腹腔鏡ナビゲーション装置に好適に用いることができる。なお、回転位相差板 3 8 a 及び 3 8 b としては、 $\lambda/4$ 板に限定されず、 $\lambda/2$ 板や、その他の位相差板を用いても良い。

30

【0046】

ここで、例えば、図示例の実施形態の偏光撮像系 1 2 a は、ミューラー撮像システムを構成し、撮影対象（サンプル）M の 4 行 × 4 列のミューラー行列を求めるための光強度偏光画像を求めるものである。

40

【0047】

したがって、本実施形態では、ミューラー行列に含まれる全ての偏光特性、すなわち 16（= 4 × 4）の偏光変数を全て得るためには、詳細は、後述するが、偏光状態が互いに異なる少なくとも 16 枚の光強度偏光画像を取得する必要がある。すなわち、第 1 偏光フィルタ部 4 0 a から射出され、人体の腹部 A に入射される入射光の偏光状態が互いに異なる少なくとも 4 種類となり、人体の腹部 A から反射され、第 2 偏光フィルタ部 4 0 b から射出される検出光の偏光状態が互いに異なる少なくとも 4 種類となり、その組み合わせが少なくとも 16 種類の互いに異なる偏光状態となるように、回転位相差板 3 8 a 及び 3 8 b を回転させる必要がある。

【0048】

50

例えば、偏光撮像系 12 a では、第 1 偏光フィルタ部 40 a の回転位相差板 38 a の / 4 波長板を、入射光の偏光状態が互いに異なる少なくとも 4 種類となるように、後述する光の偏光状態を表す入射光のストークスパラメータ S_0 、 S_1 、 S_2 及び S_3 が互いに異なるように回転させると共に、第 2 偏光フィルタ部 40 b の回転位相差板 38 b の / 4 波長板を、入射光のストークスパラメータ S_0 、 S_1 、 S_2 及び S_3 のそれぞれに対して、出射光の偏光状態が互いに異なる少なくとも 4 種類となるように、例えば、出射光のストークスパラメータ S_0 、 S_1 、 S_2 及び S_3 が互いに異なるように回転させながら、撮像部 26 は、16 回以上撮影し、16 フレーム (枚) 以上の光強度偏光画像、すなわち 16 フレーム以上の光強度偏光画像情報を取得する必要がある。この場合に、レジスト処理を行うのが良い。

10

【0049】

なお、ストークスパラメータ S_0 、 S_1 、 S_2 、及び S_3 は、それぞれ、偏光の全体の強度 (縦と横との偏光ベクトルの和)、縦と横 (水平方向と垂直方向) との偏光ベクトルの差、偏光角 45 度と 135 度との偏光ベクトルの差、及び右円偏光と左円偏光との差とすることができる。

【0050】

また、本発明においては、互いに異なる偏光状態の 16 フレーム (枚) 以上の光強度偏光画像から、入射光及び出射光のストークスパラメータ S_0 、 S_1 、 S_2 、及び S_3 を求めて、ミューラー行列を求めてもよいが、予め、互いに異なる偏光状態の 16 フレーム (枚) 以上の光強度偏光画像から直接ミューラー行列を求めるように演算方式を設定しておけば、入射光及び出射光のストークスパラメータ S_0 、 S_1 、 S_2 、及び S_3 は、必ずしも求めなくても良い。

20

【0051】

また、本実施形態においては、回転位相差板 38 a である / 4 波長板の偏光角度 (回転角度) が である時、回転位相差板 38 b である / 4 波長板の偏光角度 (回転角度) は、5 以上、かつ、 の奇数倍、好ましくは 5 に設定されることも好ましい。

【0052】

例えば、第 1 偏光フィルタ部 40 a の回転位相差板 38 a の / 4 波長板の回転角度を、 0° から 180° まで所定の角度毎に、例えば、 11.25° 毎に変えたと共に、第 2 偏光フィルタ部 40 b の回転位相差板 38 b の / 4 波長板の回転角度を、その 5 倍以上、すなわち 5 以上の角度毎に変えながら、撮像部 26 は、16 ($= 180 / 11.25$) 回撮影し、16 フレームの光強度偏光画像を取得することができる。

30

【0053】

また、詳細は後述するが、本発明では、偏光撮像系 12 a において、 / 4 波長板の偏光角度 を、 0 度から 180 度まで、例えば、 7.2 度毎に変えながら、撮像部 26 は、 25 ($= 180 / 7.2$) 回撮影し、 25 フレーム (枚) の光強度偏光画像、すなわち 25 フレームの光強度偏光画像情報を取得するのがより好ましい。

【0054】

なお、回転位相差板 38 a 及び 38 b の回転方法としては、これに限定されるわけではなく、4 行 4 列のミューラー行列の 16 偏光変数 (要素) の 1 つでも欠けて求まらなくなることがないように、基本的には、入射光及び出射光の偏光状態を、円偏光成分と直線偏光成分を含み、方位の変化がある異なる偏光状態にできれば、どのような回転方法であっても良いが、全偏光変数を均等に (例えば、直線偏光 楕円偏光 円偏光、光軸方向が 0° 、 180° ($=$ ポアンカレ球表面全域))、かつ同じ条件が重ならないように変調することが好ましい。例えば、回転位相板 38 a の回転角度を、 0° 、 90° 、 180° 及び 270° とすると、 45° 及び 135° の円偏光成分が発生せず、ミューラー行列の 4 行 4 列の全偏光変数を求めることができないので、間の角度を回転させることが必要である。また、光軸の方も、 0° と 90° との 2 方向しかなく、方位に関しても間の 45° とか 135° の成分がないと、ミューラー行列の全偏光変数を求めることができず、不完全なものとなる。

40

50

【 0 0 5 5 】

なお、ミューラー行列に含まれるすべての偏光特性（偏光変数）を得る必要がなく、特定の偏光特性（偏光変数）のみが必要である場合には、25フレーム等の少なくとも16フレームの光強度偏光画像を取得する必要はなく、必要な偏光特性（偏光変数）に応じて必要な数のフレームの光強度偏光画像のみを取得するようにしても良い。例えば、直線偏光に関する偏光状態のみが問題になる場合には、16フレーム未満、例えば、12フレームのみの光強度偏光画像を取得するようにしても良い。

【 0 0 5 6 】

なお、図2に示す実施形態の偏光撮像系12aは、偏光照射部24aの本発明の第1位相差付与手段として、回転位相差板38aを用い、撮像部26aの本発明の第2位相差付与手段として、回転位相差板38bを用いるものであるが、本発明はこれに限定されず、例えば、第1位相差付与手段として、位相差シート又は2枚の位相変調素子を用いても良いし、第2位相差付与手段として、2枚の位相変調素子、偏光子貼付パターンニング素子又は偏光子及び位相子に貼り付けられたパターンニング素子を用いても良い。

10

【 0 0 5 7 】

図3に、第1及び第2位相差付与手段としてそれぞれ2枚の位相変調素子を用いる偏光撮像系の一実施形態を示す。

図3に示す偏光撮像系12bは、回転位相差板38a及び38bの代わりに、それぞれ2枚の位相変調素子44a、45a及び44b、45bを用いる点を除いて、図2に示す光撮像系12aと同様の構成を有するものであるので、その詳細な説明は省略する。

20

偏光撮像系12bは、偏光照射部24b、及び撮像部26bを有し、偏光照射部24bは、光源34と、偏光板36a、第1位相変調素子44a及び第2位相変調素子45aからなる第1偏光フィルタ部46aと、を有し、撮像部26bは、第1及び第2位相変調素子44b及び45b、並びに偏光板36bからなる第2偏光フィルタ部46bと、カメラ42とを有する。

【 0 0 5 8 】

偏光照射部24bの第1偏光フィルタ部46aに用いられる第1及び第2位相変調素子44a及び45aは、撮像部26bの第2偏光フィルタ部46bに用いられる第1及び第2位相変調素子44b及び45bと同様の構成を有するものである。これらの位相変調素子44a、44b、45a及び45bは、屈折率に方向性があり、その方向に関しては変えることができないが、電氣的に駆動することにより、屈折率の高さを変えることができる素子であり、例えば、直線偏光が入った時に、屈折率の高さを変えることにより、直線偏光だけを通すこともできるし、縦と横の屈折率の高さに応じた楕円偏光や円偏光（ $\lambda/4$ ）を通すこともできる素子である。なお、このような位相変調素子44a、44b、45a及び45bとして、例えば、液晶素子等を用いた位相変調素子や、市販の位相変調素子（例えば、メドウラーク（Meadowlark）社製）等を挙げることができる。

30

このような第1位相変調素子44a及び44b（例えば0度に配置）に対してそれぞれ第2位相変調素子45a及び45bを45度傾けて設置（例えば45度に配置）することにより、楕円偏光や円偏光を直線偏光にすることもできるし、楕円偏光の楕円率を変えることもできるし、様々な角度の楕円偏光にすることもできる。例えば、0°に設置された第1位相変調素子44aに、45°の方向の直線偏光が入射する場合、位相変調素子44aの位相差（複屈折率）が0（=0°）の場合は、直線偏光が変化せずそのまま透過して出ていき、一方、位相変調素子44aの位相差が $\lambda/4$ （=90°= $\lambda/2$ ）の場合は、直線偏光はその影響を受けて、円偏光として出ていくことになる。

40

【 0 0 5 9 】

このため、偏光撮像系12bでは、第1位相変調素子44a及び44bと第2位相変調素子45a及び45bとを組み合わせる電氣的に変調駆動することにより、機械的に回転する回転位相差板38a及び38bと同様の機能を発揮させることができる。すなわち、第1位相変調素子44a及び44bをそれぞれ第2位相変調素子45a及び45bと組み合わせることにより、図2に示す偏光撮像系12aにおいて回転位相差板38a及び38

50

bを回転させることによって実現した入射光の偏光状態、及び検出光の偏光状態と同じ入射光の偏光状態、及び同じ検出光の偏光状態を達成することができ、偏光照射部24bからの入射光においても、撮像部26bの検出光においても、ストークスパラメータ S_0 、 S_1 、 S_2 及び S_3 を求めることができ、設定することができる。

【0060】

すなわち、偏光照射部24bの第1偏光フィルタ部46aの第1位相変調素子44aを、例えば、その遅相軸が偏光板36aの遅相軸に対して0度、すなわち軸（屈折率の高い方向）の角度が0°となるように設定し、直線偏光の縦と横の偏光量（ベクトル）、すなわち位相差が1、2となるようにすると共に、第1位相変調素子44bを、その遅相軸が偏光板36aの遅相軸に対して45度、すなわち軸（屈折率の高い方向）の角度が45°となるように設定し、偏光の斜め（左右）方向の偏光量、すなわち位相差が1、2となるようにすることにより、偏光照射部24bからの入射光において、後述する光の偏光状態を表すストークスパラメータ S_0 、 S_1 、 S_2 及び S_3 を互いに異なるものとするすることができる。

10

【0061】

一方、撮像部26bの第2偏光フィルタ部46aの第2位相変調素子45a及び45bについても同様に、第2位相変調素子45bを、軸（屈折率の高い方向）の角度が0°となるように設定し、位相差が1、2となるようにすると共に、第2位相変調素子44aを、軸（屈折率の高い方向）の角度が45°となるように設定し、位相差が1、2となるようにすることにより、撮像部26bの検出光においても、ストークスパラメータ S_0 、 S_1 、 S_2 及び S_3 を互いに異なるものとするすることができる。

20

【0062】

したがって、本実施形態の偏光撮像系12bも、ミューラー撮像システムを構成し、互いに偏光状態の異なる偏光光による少なくとも16枚の光強度画像を得ることができ、ミューラー行列に含まれる全16の偏光変数を得ることができる。

【0063】

この偏光撮像系12bは、位相変調素子44a、44b、45a及び45bを駆動させるので、偏光特性（偏光変数）は完全であるし、回転位相差板38a及び38bを回転駆動させる図1に示す偏光撮像系12aに比べて、装置が小型化できるので、腹腔鏡にはより好適に適用でき、腹腔鏡ナビゲーション装置により好適に組み込むことができる。

30

【0064】

なお、図2及び図3に示す例では、偏光照射部24と撮像部26に同様の偏光フィルタ部を用いているが、本発明は、これに限定されず、両者で異なる偏光フィルタ部を用いても良いし、異なる位相差付与手段を用いても良い。例えば、図2に示す偏光照射部24aと、図3に示す撮像部26bとを用いて偏光撮像系を構成しても良いし、逆に図3に示す偏光照射部24bと、図2に示す撮像部26aとを用いて偏光撮像系を構成しても良い。

【0065】

なお、図2及び図3に示す例は、偏光照射部24と撮像部26を生体の外部に配置するものであり、腹腔鏡などに適用されるものであるが、以下に、内視鏡等の生体内部に適用可能な例を示す。

40

【0066】

図4(a)は、内視鏡に適用される偏光撮像系の一実施形態の模式図であり、図4(b)は、その偏光撮像系に用いられるパターンング偏光/波長板の1画素分の素子を拡大して示す拡大模式図である。

図4(a)に示す偏光撮像系12cは、偏光照射部24c及び撮像部26cを有し、偏光照射部24cは、光源34と、偏光板36a、第1及び第2位相変調素子44a及び45aからなる第1偏光フィルタ部46aと、光ファイバ48を備える光プローブ50と、を有し、撮像部26cは、光プローブ50内に配置されるパターンング偏光/波長板52からなる第2偏光フィルタ部54と、CCD56とを有する。

ここで、偏光照射部24cの光源34及び第1偏光フィルタ部46aは、図3に示す偏

50

光撮像系 1 2 b と同様の構成を有するものであるので、その詳細な説明は省略する。

【 0 0 6 7 】

光ファイバ 4 8 は、内視鏡の光伝送部として機能し、第 2 偏光フィルタ部 5 4 を透過した所定の偏光状態の照射光を光プローブ 5 0 の先端まで導光して、その先端から所定の部位に伝送された照射光を、生体の体腔内の所定部位である胃などの消化器 B の表層に照射する。

【 0 0 6 8 】

C C D 5 6 は、デジタル画像情報として体腔 B の表層の偏光光による光強度画像情報を取得する高画素密度撮像素子であるが、C M O S などの他の撮像素子を用いても良い。

【 0 0 6 9 】

光プローブ 5 0 内に配置されるパターンング偏光 / 波長板 5 2 は、図 4 (b) に示すように、偏光状態の異なる 4 つの偏光子のアレイからなる矩形状の偏光板 5 5 a と、その中の 1 つの偏光子に貼付された位相子 (波長板) 5 5 b と、を備える矩形状の偏光子及び位相子パターンング素子 5 3 を、多数、例えば、取得すべき偏光画像の画素数分だけアレイ状に配置したものである。すなわち、パターンング偏光 / 波長板 5 2 は、単独で第 2 偏光フィルタ部 5 4 を構成するものであり、図 2 及び図 3 に示す第 2 偏光フィルタ部 4 0 b 及び 4 6 b と同様の機能を有するものである。

【 0 0 7 0 】

なお、偏光子及び位相子パターンング素子 5 3 としては、図 4 (b) に拡大して示すように、矩形状の偏光板 5 5 a の 4 つの偏光子の内の左下の偏光角 (軸 (屈折率の高い方向) の角度) 0° の偏光子 5 3 a、左上の偏光角 90° の偏光子 5 3 b、右上の偏光角 45° の偏光子 5 3 c、及び右上の偏光角 90° の偏光子に偏光角 45° の位相子 (波長板) が貼り付けられた位相子貼付偏光子 5 3 d が 2×2 のアレイ状に配置されて、偏光画像の 1 画素となるものを挙げることができる。

【 0 0 7 1 】

このように、偏光子及び位相子パターンング素子 5 3 の偏光子 5 3 b 及び 5 3 a によって縦 (90°) と横 (0°) との偏光成分、偏光子 5 3 c によって斜め (45°) の偏光成分、位相子貼付偏光子 5 3 d によって楕円偏光成分 (円偏光成分 : 90° 、 45°) (軸 (屈折率の高い方向) の角度 : 90° 、位相差 : $1 = 0$ 、軸の角度 : 90° 、位相差 : $2 = \pi / 4$) を求めることができるので、図 2 及び図 3 に示す撮像部 2 6 a 及び 2 6 b の第 2 偏光フィルタ部 4 0 b 及び 4 6 b と同様に、撮像部 2 6 c の検出光においても、偏光の全体の強度 (縦と横との偏光ベクトルの和)、縦と横 (水平方向と垂直方向) との偏光ベクトルの差、偏光角 45° と 135° との偏光ベクトルの差、及び右円偏光と左円偏光との差に対応するストークスパラメータ S_0 、 S_1 、 S_2 及び S_3 を互いに異なるものとすることができるし、また、求めることもでき、設定することもできる。

【 0 0 7 2 】

したがって、本実施形態の偏光撮像系 1 2 c も、ミューラー撮像システムを構成し、互いに偏光状態の異なる偏光光による少なくとも 1 6 枚の光強度画像を得ることができ、ミューラー行列に含まれる全 1 6 の偏光変数を得ることができる。

【 0 0 7 3 】

なお、ミューラー行列に含まれる全 1 6 の偏光変数を得る必要がない場合には、図 4 (a) に示す偏光撮像系 1 2 c の第 2 偏光フィルタ部 5 4 において、偏光子及び位相子パターンング素子 5 3 のアレイからなるパターンング偏光 / 波長板 5 2 の代わりに、互いに偏光状態の異なる 3 つの偏光子のアレイからなる偏光子パターンング素子、すなわち、図 4 (a) に示す偏光子及び位相子パターンング素子 5 3 の右下の、楕円偏光成分に対応する位相子貼付偏光子 5 3 d がない、偏光子 5 3 a、5 3 b 及び 5 3 c の 3 つのみからなる偏光子パターンング素子のアレイ状に配置したパターンング偏光板を用いても良い。この場合には、ミューラー行列に含まれる全 1 6 の偏光変数の内、楕円偏光成分に対応しない、直線偏光に対応する 1 2 偏光変数を求めることができる。

【 0 0 7 4 】

10

20

30

40

50

なお、パターンニング偏光/波長板 5 2 やパターンニング偏光板を用いる場合には、偏光子及び位相子パターンニング素子 5 3 や偏光子パターンニング素子のアレイ状に配置された偏光子 5 3 a ~ 5 3 d のそれぞれに C C D 5 6 の 1 画素を正確に対応させ、各偏光子 5 3 a ~ 5 3 d からの偏光のみを検出する必要がある。しかし、偏光子 5 3 a ~ 5 3 d の各々と C C D 5 6 の各画素とを完全に対応させて組み立てたり、製造したりすることは困難であるので、対応が不十分な場合には、C C D 5 6 で撮像後、電気信号やデータとして補正処理を行うのが好ましい。

【 0 0 7 5 】

上述したように、偏光子及び位相子パターンニング素子 5 3 の 4 つの偏光子のアレイや、偏光子パターンニング素子の 3 つの偏光子のアレイが偏光画像の 1 画素となるので、C C D 5 6 の画素数は、偏光光による光強度画像の画素数の 4 倍又は 3 倍必要となる。したがって、光強度画像の画素数が、例えば 2 0 万画素であれば、C C D 5 6 の画素数は、8 0 万画素又は 6 0 万画素となり、光強度画像の画素数が、例えば 1 0 0 万画素であれば、C C D 5 6 の画素数は、4 0 0 万画素又は 3 0 0 万画素となる。

10

【 0 0 7 6 】

ここで、内視鏡に適用される偏光撮像系としては、図 4 (a) に示す偏光撮像系 1 2 c に限定されず、図 5 (a) に示す偏光撮像系 1 2 d のように、図 4 (a) に示す偏光照射部 2 4 c の第 1 偏光フィルタ部 4 6 a の第 1 及び第 2 位相変調素子 4 4 a 及び 4 5 a の代わりに、図 2 に示す回転位相差板 3 8 a を用いる第 1 偏光フィルタ部 4 0 a を備える偏光照射部 2 4 d を用いても良い。

20

【 0 0 7 7 】

なお、偏光撮像系 1 2 c 及び 1 2 d は、光プローブ 5 0 の先端に、図 4 (b) 及び図 5 (b) に示す偏光子及び位相子パターンニング素子 5 3 をアレイ状に配置したパターンニング偏光/波長板 5 2 及び C C D 5 6 を組み込んでいるので、装置が小型化できるにもかかわらず、偏光特性 (偏光変数) は完全であるので、内視鏡にはより好適に適用でき、内視鏡診断装置により好適に組み込むことができる。

【 0 0 7 8 】

また、図 6 に示す偏光撮像系 1 2 e のように、図 4 (a) に示す偏光撮像系 1 2 c において、撮像部 2 6 c の光プローブ 5 0 内に配置されるパターンニング偏光/波長板 5 2 及び C C D 5 6 の代わりに、消化器 B からの所定の偏光状態の反射光を光プローブ 5 0 の光ファイバ 4 8 内を光伝送させて、他端から射出させ、生体の外部で、図 3 に示す第 2 偏光フィルタ部 4 6 b を用い、光ファイバ 4 8 の他端から射出された偏光反射光を、イメージファイバ 5 8 で伝送して、第 2 偏光フィルタ部 4 6 b に入射させ、偏光フィルタ部 4 6 b の後ろに配置された C C D 5 6 で撮像する撮像部 2 6 d を用いても良い。

30

【 0 0 7 9 】

この偏光撮像系 1 2 e では、消化器 B からの偏光反射光を、光ファイバ 4 8 及びイメージファイバ 5 8 によって導光するので、解像度が低下する恐れがあるが、偏光状態の変化は少なく偏光状態は維持されるので、光プローブ 5 0 内に撮像部 2 6 d を組み込む必要がないので、装置を小型化する必要はなく、装置構成の自由度を高くすることができる。

【 0 0 8 0 】

本実施形態の偏光撮像系 1 2 e でも、偏光撮像系 1 2 c 及び 1 2 d と同様に、偏光特性 (偏光変数) は完全であり、内視鏡にはより容易に適用でき、内視鏡診断装置により容易に組み込むことができる。

40

【 0 0 8 1 】

なお、内視鏡に適用される偏光撮像系においても、上記偏光撮像系 1 2 c 、 1 2 d 及び 1 2 e に限定されず、偏光照射部 2 4 及び撮像部 2 6 に、異なる又は同じ、種々の偏光フィルタ部を用いても良いし、異なる又は同じ、種々の位相差付与手段を用いても良い。

偏光撮像系 1 2 は、基本的に以上のように、構成される。

【 0 0 8 2 】

次に、偏光変換処理部 1 4 は、図 1 に示すように、偏光撮像系 1 2 で撮像された偏光光

50

(複数の偏光状態の反射光)による複数枚の光強度画像の画像情報、例えば、25フレームの光強度画像情報を、撮像部26から受信し、受信した複数の光強度画像情報にミュラー画像変換を行い、複数(例えば、16)の偏光変数についての複数枚のミュラー画像(複数フレームのミュラー画像情報)を得るミュラー画像変換部28と、得られた複数枚のミュラー画像(複数フレームのミュラー画像情報)に偏光変数分離処理を行って、生体の所定部位の表層に表出する表出組織を表層の組織と識別するための、所定の偏光変数(偏光特性)による偏光特性画像(偏光特性画像情報)に変換する偏光変数分離処理部30と、ミュラー画像変換部28においてミュラー画像変換に用いられる偏光板(36a、36b)や回転位相差板(38a、38b)、位相変調素子(44a、44b、45a、45b)、パターンング偏光/波長板(52)等の位相差付与手段の偏光角等の偏光素子特性を補正する偏光素子特性補正処理部32とを有する。

10

【0083】

ここで、ミュラー画像変換部28は、高次の偏光パラメータ(ミュラー(Mueller)行列)を得るための変換処理を行う部分である。

【0084】

ところで、サンプルMがミュラー行列Mの各要素で与えられる偏光特性を持ち、その偏光特性がサンプルMの特徴を表すものである場合、ミュラー行列M、すなわちその要素を求める必要がある。ここで、ミュラー行列Mは、4行4列の行列であり、下記式(1)で与えられ、16の要素を持つので、各要素によるサンプルの16個のミュラー画像を得ることになる。

20

【0085】

【数1】

$$M = \begin{bmatrix} m_{00} & m_{01} & m_{02} & m_{03} \\ m_{10} & m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{20} & m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{30} & m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix}$$

…… (1)

30

【0086】

ここで、ミュラー行列Mの全16の要素 $m_{00} \sim m_{33}$ の各要素と偏光の物理的特性との厳密な対応は難しいが、おおまかな関係としては、要素 m_{00} は、輝度を表し、全16の要素 $m_{00} \sim m_{33}$ は、偏光度を表し、要素 m_{01} 、 m_{02} 、 m_{10} 及び m_{20} は、二色性(直線複吸収)を表し、要素 m_{03} 及び m_{30} は、円二色性(円複吸収)を表し、要素 m_{11} 、 m_{12} 、 m_{21} 及び m_{22} は、旋光性(円複屈折)を表し、要素 $m_{11} \sim m_{13}$ 、 $m_{21} \sim m_{23}$ 及び $m_{31} \sim m_{33}$ は、複屈折性(直線複屈折)を表すものである。

なお、ミュラー行列Mの全16の要素 $m_{00} \sim m_{33}$ を測定する場合、図7に示すような、サンプルMがミュラー行列で表わされるミュラー計測システムを構成する必要があり、このミュラー計測システムにおいて、25種類の異なる偏光状態の光による光強度画像を得る必要がある。なお、このミュラー計測システムは、図2に示す偏光撮像系12aと同じ偏光照射部24a及び撮像部26aからなるものであることが分かる。

40

【0087】

ここで、ミュラー画像変換部28におけるミュラー行列の変換アルゴリズムについて説明する。

サンプルMの16の偏光要素が、上記ミュラー行列Mで表わされ、図7に示すミュラー計測システムにおいて、サンプルMへの入射光の偏光状態が、ストークスパラメータ S_0 、 S_1 、 S_2 及び S_3 で表わされ、サンプルMから反射された検出光の偏光状態が、

50

ストークスパラメータ S'_0 、 S'_1 、 S'_2 及び S'_3 で表わされ、偏光板 36 a 及び 36 b のミューラー行列が P_1 及び P_2 で、角度 θ における 1/4 板 (/ 4 波長板) 38 a 及び 38 b のミューラー行列が R_1 () 及び R_2 (5) で表わされる場合、下記式 (2) を満足する。

【 0 0 8 8 】

【 数 2 】

$$\begin{bmatrix} S'_0 \\ S'_1 \\ S'_2 \\ S'_3 \end{bmatrix} = P_2 R_2(5\theta) \begin{bmatrix} m_{00} & m_{01} & m_{02} & m_{03} \\ m_{10} & m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{20} & m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{30} & m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix} R_1(\theta) P_1 \begin{bmatrix} S_0 \\ S_1 \\ S_2 \\ S_3 \end{bmatrix} \tag{2}$$

M

【 0 0 8 9 】

ここで、ストークスパラメータ S'_0 は、 I () ($S'_0 = I$ ()) であるので、1/4 板 (/ 4 波長板) 38 a の角度 θ の時の光強度をフーリエ変換すると、下記式 (3) で表わされる。

【 数 3 】

$$I(\theta) = a_0 + \sum_{j=1}^{12} (a_j \cos 2j\theta + b_j \sin 2j\theta) \tag{3}$$

ここで、光強度の実測値を () とすると、最小二乗法によって () と I () との誤差が最小になるように、25 個のフーリエ係数 (振幅) $a_0 \sim a_{12}$ 及び $b_1 \sim b_{12}$ を求めることになり、異なる () についての 25 個の上記式 (3) が必要となるので、上記式 (3) において、 I () = () としたときの 25 個の連立方程式を解くことになる。

【 0 0 9 0 】

その結果、ミューラー行列 M の各要素 $m_{00} \sim m_{33}$ は、下記式 (4) に示すように、フーリエ係数 $a_0 \sim a_{12}$ 及び $b_1 \sim b_{12}$ を用いて表すことができるので、ミューラー行列 M の各要素 $m_{00} \sim m_{33}$ を求めることができる。

$$\begin{aligned} m_{00} &= a_0 - a_2 + a_8 - a_{10} + a_{12} \\ m_{01} &= 2 (a_2 - a_8 - a_{12}) \\ m_{02} &= 2 (b_2 + b_8 - b_{12}) \\ m_{03} &= b_1 - 2 b_{11} = b_1 + 2 b_9 = b_1 + b_9 - b_{11} \\ m_{10} &= 2 (- a_8 + a_{10} - a_{12}) \\ m_{11} &= 4 (a_8 + a_{12}) \\ m_{12} &= 4 (- b_8 + b_{12}) \\ m_{13} &= - 4 b_9 = 4 b_{11} = 2 (- b_9 + b_{11}) \\ m_{20} &= 2 (- b_8 + b_{10} - b_{12}) \\ m_{21} &= 4 (b_8 + b_{12}) \\ m_{22} &= 4 (a_8 - a_{12}) \\ m_{23} &= 4 a_9 = - 4 a_{11} = 2 (a_9 - a_{11}) \\ m_{30} &= 2 b_3 - b_5 = - b_5 + 2 b_7 = b_3 - b_5 + b_7 \\ m_{31} &= - 4 b_3 = - 4 b_7 = - 2 (b_3 + b_7) \end{aligned}$$

$$m_{32} = -4a_3 = 4a_7 = 2(-a_3 + a_7)$$

$$m_{33} = -2a_4 = 2a_6 = -a_4 + a_6 \quad \dots \dots (4)$$

【0091】

なお、図7に示すミューラー行列偏光計によって構成される偏光撮像系12aで設置される / 4板は材料の波長特性や製造技術により、厳密に / 4 (90°) にすることは難しいため、 / 4板38a、38bと偏光板36a、36bとが主軸方位や複屈折位相差を持つ場合には、ミューラー行列の要素 $m_{00} \sim m_{33}$ が誤差を含むことになる。したがって、偏光計測の精度向上のために、この誤差をキャリブレーションする必要がある。

これらの誤差のキャリブレーション方法は、ここでは記載を省略するが、チップマン (Chipman) や、ゴールドシュタイン (Goldstein) が提案するキャリブレーション方法を適用すればよい。

10

【0092】

以上から、ミューラー行列Mの16個の全要素についての16枚のミューラー画像を求めるには、偏光状態の異なる25枚の光強度画像が必要である。

こうして、ミューラー画像変換部28は、上記変換処理アルゴリズムによって、角度を7.2度 (180 / 25) 毎に撮像することにより得られた光状態の異なる25枚の光強度画像 (情報) から、ミューラー行列を得ることができ、全16個の要素に基づく16枚のミューラー画像 (情報) を得ることができる。

【0093】

なお、上記式 (4) から分かるように、フーリエ係数 $a_0 \sim a_{12}$ 及び $b_1 \sim b_{12}$ のなかには、一次独立でないものが存在している。したがって、上述のように、25枚の光強度画像の全てを用いなくても、ミューラー行列Mの16個の全要素 (ミューラーパラメータ) を求めることができる。すなわち、本発明においては、フーリエ変換した場合には、25枚の光強度画像を取得するのが好ましいが、少なくとも16枚の光強度画像を取得すればよい。

20

【0094】

一方、上記式 (1) から分かるように、ミューラー行列Mは、16の要素 $m_{00} \sim m_{33}$ を持つものであるため、これらの要素 (ミューラーパラメータ) を全部求めるためには、少なくとも16種類の偏光状態の異なる光強度画像 (偏光画像) が必要であることが分かる。

30

【0095】

したがって、上記式 (2) から明らかなように、サンプルMへの入射光の偏光状態を表すストークスパラメータが S'_0, S'_1, S'_2 及び S'_3 の4種類で、サンプルMからの検出光の偏光状態を表すストークスパラメータが S_0, S_1, S_2 及び S_3 であることから、サンプルMへの入射光の偏光状態及びサンプルMからの検出光の偏光状態を、互いに異なるように設定し、例えば、上述したように、縦 (90° : 垂直) の直線偏光成分、横 (0° : 水平) の直線偏光成分、斜め (45°) の直線偏光成分、及び楕円率が異なる (90° / 45°) の楕円 (円) 偏光成分となるように設定することにより、それぞれ4種の偏光状態から、それぞれ4種のストークスパラメータ S'_0, S'_1, S'_2 及び S'_3 並びに S_0, S_1, S_2 及び S_3 を求めるための、16種類の偏光状態のサンプルMの光強度画像を得ることができる。その結果、16個のミューラーパラメータを全部求めることができる。

40

【0096】

次に、偏光変数分離処理部30は、ミューラー画像変換部28で得られたミューラー行列に分解処理を行って、ミューラー行列において混在している偏光特性 (偏光変数) を分離する処理を行う部分であるということができ、換言すれば、得られた複数枚のミューラー画像 (複数フレームのミューラー画像情報) に偏光変数分離処理を行って、生体の所定部位の表層に表出する表出組織を表層の組織と識別するための、所定の偏光変数 (偏光特性) による偏光特性画像 (偏光特性画像情報) に変換する部分である。なお、偏光特性画像 (偏光特性画像情報) は、所定部位の表層に表出する膠原繊維などの表出組織の表出程

50

度を表わすものであるということもできる。

【0097】

偏光変数分離処理部30において、ミューラー行列Mは、主として、リターダンス特性（複屈折性、旋光性）と、吸収特性（二色性、円二色性）と、偏光解消性との3つに分離される。これらの分離された偏光特性から、生体の所定部位（サンプル）の偏光解消度、位相差、方位（位相差）、方位（吸収）及び旋光性、さらに、光の偏光度及び光の偏光方位等の偏光特性を求めることができる。

【0098】

ここで、位相差は、光の進行方向に垂直な面での物質の屈折率の縦と横の差であり、偏光解消度は、偏光した光がその物質に入射して、出射した光の偏光状態（偏光しているか否（偏光していない）かを示す状態）がどの程度の影響を受けるかを表す値であり、位相差の方位は、屈折率が最大の方向を角度として表すものであり、吸収の方位は、二色性の方位と同じで、吸収の最も高い方向を角度として表すものであり、旋光性は、直線偏光に対する回転特性を角度として表すもので、方位を持たないことが位相差と異なるものである。

10

【0099】

ところで、ミューラー行列をMとし、偏光解消度を表す行列をMとし、リターダンス（位相差）を表す行列をM_Rとし、2色性を表す行列をM_Dとすると、下記式（5）で表わすことができる。なお、これらの行列は、4行4列の行列である。

$$M = M \quad M_R \quad M_D \quad \dots \quad (5)$$

20

【0100】

したがって、上記式（1）に基づいて、ミューラー行列Mを分解することにより、行列M、M_R、及びM_Dを求め、行列Mから偏光解消度、行列M_Rから位相差、及び行列M_Dから2色性を求めることができる。

【0101】

なお、ミューラー行列の分解方法及び各特性とミューラー行列の要素との関係についても、アザム(Azzam)や、チップマン(Chipman)や、ゴールドシュタイン(Goldstein)等により、提案されている方法や関係式を適用すれば良いので、ここでは、詳細な記載を省略して、その結果を記載する（"Polarized light", Dennis Goldstein, 2th ed., Marcel Dekker, NY (2003), Chapter 9 "Mathematics of the Mueller Matrix" 9.5 "The Lu-Chipman Decomposition" P175-P186、及び、SPIE Vol. 3120 "Decomposition of Mueller Matrix" P385-P396参照）。

30

【0102】

すなわち、分解された行列M_Rは、ミューラー行列Mの要素m₀₀～m₃₃を用いて下記式（6）で与えられ、位相差Rは、下記式（7）で与えられることが分かる。ここで、係数a及びbは、それぞれ下記式（8）及び（9）で与えられる。

【数 4】

$$M_R = \frac{1}{a} \begin{bmatrix} a & 0 & 0 & 0 \\ 0 & m_{11}-b(m_{10}m_{01}) & m_{12}-b(m_{10}m_{02}) & m_{13}-b(m_{10}m_{03}) \\ 0 & m_{21}-b(m_{20}m_{01}) & m_{22}-b(m_{20}m_{02}) & m_{23}-b(m_{20}m_{03}) \\ 0 & m_{31}-b(m_{30}m_{01}) & m_{32}-b(m_{30}m_{02}) & m_{33}-b(m_{30}m_{03}) \end{bmatrix} \dots (6)$$

$$R = \cos^{-1} \left(\frac{1}{2a} [m_{11} + m_{22} + m_{33} - b(m_{10}m_{01} + m_{20}m_{02} + m_{30}m_{03}) - a] \right) \dots (7) \quad 10$$

$$a = \sqrt{1 - (m_{01}^2 + m_{02}^2 + m_{03}^2)} \dots (8)$$

$$b = \frac{1 - \sqrt{1 - (m_{01}^2 + m_{02}^2 + m_{03}^2)}}{(m_{01}^2 + m_{02}^2 + m_{03}^2)} \dots (9) \quad 20$$

【0103】

また、分解された行列 M_D も、ミューラー行列 M の要素 $m_{00} \sim m_{33}$ を用いて下記式 (10) で与えられ、2色性 D は、下記式 (11) で与えられることが分かる。ここでも、係数 a 及び b は、それぞれ上記式 (8) 及び (9) で与えられる。

【数 5】

$$M_D = \begin{pmatrix} 1 & m_{01} & m_{02} & m_{03} \\ m_{01} & a + bm_{01}^2 & bm_{01}m_{02} & bm_{01}m_{03} \\ m_{02} & bm_{02}m_{01} & a + bm_{02}^2 & bm_{02}m_{03} \\ m_{03} & bm_{03}m_{01} & bm_{03}m_{02} & a + bm_{03}^2 \end{pmatrix} \dots (10) \quad 30$$

$$D = \frac{1}{m_{00}} \sqrt{(m_{01}^2 + m_{02}^2 + m_{03}^2)} \dots (11)$$

【0104】

また、行列 M は、上記式 (5) を変形することにより、下記式 (12) で与えられ、偏光解消度 m は、下記式 (13) で与えられることが分かる。ここで、 m' 、 1 、 2 及び 3 は、それぞれ上記式 (14)、(15)、(16)、(17) 及び (18) で与えられる。なお、 1 、 2 、及び 3 は、 m の固有値から導くことができる。

$$M = M M_D^{-1} M_R^{-1} \dots (12) \quad 40$$

【数 6】

$$m_{\Delta} = \pm [m' (m')^T + \kappa_2]^{-1} [\kappa_1 m' (m')^T + \kappa_3] \quad \dots (13)$$

$$m' = m_{\Delta} m_R \quad \dots (14)$$

$$m' (m')^T = m_{\Delta} m_R (m_{\Delta} m_R)^T = m_{\Delta}^2 \quad \dots (15)$$

$$\kappa_1 = \sqrt{\lambda_1} + \sqrt{\lambda_2} + \sqrt{\lambda_3} \quad \dots (16)$$

$$\kappa_2 = \sqrt{\lambda_1 \lambda_2} + \sqrt{\lambda_2 \lambda_3} + \sqrt{\lambda_3 \lambda_1} \quad \dots (17)$$

$$\kappa_3 = \sqrt{\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3} \quad \dots (18)$$

10

20

【0105】

本発明者らは、こうして得られた偏光特性のうち、特定の偏光特性が所定部位の表層に表出する表出組織を表層の組織と識別する性質があることを知見した。

【0106】

このような偏光特性としては、位相差、偏光解消度、方位（位相差）、方位（吸収）、旋光性、光の偏光度、光の偏光方位、二色性、二色性方位、p 偏光及び s 偏光等の偏光特性が、所定部位の表層に表出する表出組織を表層の組織と識別する上で好ましい。その結果、これらの偏光特性による偏光特性画像、すなわち、位相差画像、偏光解消度画像、方位画像（位相差）、方位画像（吸収）、旋光性画像、光の偏光度画像、光の偏光方位画像、二色性画像、二色性方位画像、p 偏光及び s 偏光画像では、表出組織と表層の組織とを区別して、例えば、疑似カラーで識別可能に表示することができる。

30

【0107】

このような偏光特性によって識別できる表出組織は、線維状組織であるのが好ましく、線維状組織は、膠原線維、神経線維、又は筋線維であるのが好ましい。

【0108】

図 8 は、図 1 に示す偏光画像計測表示システムの偏光変換処理部及びその偏光変数分離処理部の一実施形態の模式図であり、特に、偏光変数分離処理部を詳しく説明した説明図である。

図 8 に示すように、偏光変数分離処理部 30 は、ミューラー画像変換部 28 で得られたミューラー行列に分解処理を行う分離部 82 と、分離部 82 で分離された偏光特性画像に生体の所定部位の表層に表出する表出組織を表層の組織と識別するための強調処理を施した強調偏光特性画像を形成する分離後画像形成部 84 とからなり、偏光画像計測表示システム 10 の偏光変換処理部 14 は、上述したようにミューラー画像変換部 28、偏光変数分離処理部 30 及び偏光素子特性補正処理部 32 に加え、さらに、ミューラー画像変換部 28 から偏光変数分離処理部 30 で変数分離する際の生体観察モデルを設定する生体観察モデル設定部 86 と、分離後画像形成部 84 で形成する強調偏光特性画像の偏光特性の領域を設定する分離後画像形成用パラメータ設定部 88 とを有する。

40

【0109】

分離部 82 は、生体観察モデル設定部 86 で設定された生体観察モデルを用いて、計測されたミューラー行列において混在している偏光特性を分離することにより、すなわちミ

50

ューラー行列の複数の要素の各々からなる複数枚のミューラー画像に偏光変数分離処理を行うことにより、生体の所定部位の表層に表出する表出組織を表層の組織と識別するのに適した、所定の偏光変数（偏光特性）による偏光特性画像（偏光特性画像情報）を出力する部分である。なお、例えば、偏光特性が位相差であれば、分離部 8 2 の出力信号は、 $0 \sim 360^\circ$ の画像情報である。

【0110】

分離後画像形成部 8 4 は、生体の所定部位の表層に表出する表出組織を表層の組織と識別するために、分離部 8 2 で分離された所定の偏光特性による偏光特性画像に対して、分離後画像形成用パラメータ設定部 8 8 で設定された所定の偏光特性の強調領域（注目領域）に強調処理を施した強調偏光特性画像を形成する部分であり、強調偏光特性画像形成部

10

【0111】

図 9 (a) 及び (b) は、それぞれ図 8 に示す偏光変数分離処理部で変数分離する際の生体観察モデルの一実施形態の概略構成図であり、それぞれミューラー画像変換部から偏光変数分離処理部で変数分離する際の生体観察モデルを説明した説明図である。

【0112】

本発明に用いることができる生体観察モデルとしては、まず、図 9 (a) に示す複数の偏光状態の照射光が観察される生体を透過する「透過モデル」9 0 a を挙げることができる。ここで、分離部 8 2 では、この透過モデル 9 0 a を前提として、偏光変数分離処理部 3 0 で変数分離している。この透過モデル 9 0 a は、は、図 9 (a) に示すように、「二色性」、「位相差×旋光」及び「偏光解消度」の層を複数重ねたモデルである。なお、この透過モデル 9 0 a は、生体サンプルの偏光特性を取得するためには有効なモデルである。

20

【0113】

一方、実際の系では、観察される生体に照射光を斜めに照射して、その反射光を撮像することになる。したがって、本発明の生体観察モデルとして、図 9 (b) に示す「反射モデル」9 0 b を生体観察モデルとすることが考えられる。この場合の生体観察モデルとしては、例えば、図 9 (b) に示すように、「散乱性（偏光解消度）」、「位相差」「旋光性」及び「二色性」の層を複数重ねたモデルがある。また、反射モデルであることにより各層で反射光が発生し、例えば、散乱 + 位相差の混在した反射光が観測される。このような反射モデルでは、これらが想定できるので、偏光変数分離処理部 3 0 で変数分離精度が上がり、リターダンス特性、吸収特性、偏光解消性の精度アップが期待できる。

30

【0114】

なお、図 8 に示す生体観察モデル設定部 8 6 は、偏光変数分離処理部で変数分離する際の生体観察モデルとして、上述したこの透過モデル 9 0 a や反射モデル 9 0 b 等の生体観察モデルを設定するためのものである。このように、実際の観察系に合わせて、生体観察モデル設定部 8 6 にて、生体観察モデルを選択できるようにすることで、偏光変数分離処理部 3 0 で変数分離精度が上がり、リターダンス特性、吸収特性、偏光解消性の精度アップが期待できる。

【0115】

分離後画像形成用パラメータ設定部 8 8 は、特定の偏光特性が所定部位の表層に表出する表出組織を表層の組織と識別するために、分離後画像形成部 8 4 で形成する強調偏光特性画像の偏光特性の領域を設定するためのものであり、観察される組織毎に、位相差などの特定の偏光特性における強調すべき領域を設定することができるものである。

40

【0116】

なお、本発明者らが、このような分離後画像形成用パラメータ設定部 8 8 を設けたのは、特定の偏光特性が所定部位の表層に表出する表出組織を表層の組織と識別するためには、観察組織毎に、強調すべき偏光特性の領域、例えば、偏光特性が位相差であれば、強調すべき位相差領域を設定できるようにする必要があることを知見したからである。

本発明では、偏光特性画像の観察時には、分離後画像形成用パラメータ設定部 8 8 から

50

観察組織毎に適切なパラメータを選択することで、表層に表出する表出組織を明確に表層の組織と識別することができる。

【0117】

例えば、偏光特性が位相差であれば、分離部82からの出力信号は0～360°の画像情報であるので、観察組織が膠原線維である場合には、強調すべき位相差領域として、分離後画像形成用パラメータ設定部88によって、140°±10°の領域を設定することができる。

【0118】

なお、ここでは、強調すべき偏光特性の領域を、観察組織毎（神経、リンパ節、血管）に設定する例を示したが、観察部位（上部消化器、下部消化器、呼吸器）毎に設定するようにしても良い。

10

【0119】

特に、膠原線維の表出度合いは、がんの進行度合いを診断する上で、有効である。

がんの進行度合いと、膠原線維の表出度合いとの関係は、以下のように考えることができる。

【0120】

図10(a)は、正常な生体の表層近傍の概略構成模式図であり、図10(b)は、粘膜内がんが発生した生体の表層近傍の概略構成模式図であり、図10(c)は、粘膜下層浸潤がんに行進した生体の表層近傍の概略構成模式図である。

図10(a)に示すように、正常な生体の表層近傍の組織60aは、表面側から粘膜層62、その下側に粘膜筋板64、その下に粘膜下層66があり、膠原線維68は、粘膜筋板64の下側の粘膜下層66に存在している。

20

【0121】

次に、図10(b)に示す粘膜内がんが発生した生体の表層近傍の組織60bでは、粘膜層62に粘膜内がん(mがん)70が発生しているが、粘膜層62の下側の粘膜筋板64は破れておらず、粘膜筋板64の下側の粘膜下層66に存在している膠原線維68は、粘膜層62には表出していない。このため、粘膜内がんが発生した生体の表層近傍の組織60bでは、本発明による偏光計測を行っても、正常な生体の表層近傍の組織60aの場合と同様に、粘膜層62に表出した膠原線維68を検出することはできない。

【0122】

これに対し、図10(c)に示すがん72が行進している、すなわち粘膜下層浸潤がん(smがん)72が存在する生体の表層近傍の組織60cでは、粘膜下層浸潤がん72に行進している部分の粘膜筋板64が破れて、その破れ部分65から粘膜下層66の膠原線維68が粘膜層62に移動し、表面の粘膜層62のがん細胞72の間で成長し、膠原線維68が表面の粘膜層62に表出する。このため、粘膜下層浸潤がん72が存在する生体の表層近傍の組織60cでは、本発明による偏光計測を行って、粘膜層62に表出した膠原線維68を検出することができ、他の組織と識別することができる。その結果、粘膜層62に表出した膠原線維68を表色することができ、膠原線維68の粘膜層62への表出を知ることができ、粘膜下層浸潤がん72を検出することができる。

30

【0123】

すなわち、図10(c)に示すように、粘膜下層浸潤がん72の進行に従い、粘膜筋板64が破れると、粘膜筋板64の下層にある粘膜下層66から膠原線維68を生成する線維芽細胞が入り込み、粘膜下層66の膠原線維68が、その破れから粘膜層62に移動し、上層の粘膜層62にて膠原線維68が多く生成される。すなわち、その膠原線維68が表面から捉えられるかどうかによって、図10(b)に示す粘膜内がん70と図10(c)に示す粘膜下層浸潤がん72の区別が可能となる。

40

【0124】

この膠原線維68は、高分子から構成されており、光学異方性があるために、上記偏光特性によって粘膜層62と識別でき、識別可能に画像表示できる。したがって、膠原線維68は、粘膜層62と識別可能に疑似カラー画像として可視化できる。

50

したがって、このような画像によって、所定部位の表面のがん細胞の間で膠原線維が成長しており、間質変化（粘膜への膠原線維の表出）を確認できれば、転移可能性高いと診断可能であり、がんか否か、また、粘膜内がんか粘膜下層浸潤がんかを診断することが可能となる。

【0125】

次に、表示変換処理部16は、偏光変換処理部14の偏光変数分離処理部30で得られた所定の偏光特性の偏光特性画像（情報）に表示変換処理、すなわち表示色明度画像変換処理を行って、偏光特性画像（情報）を、表出組織を表層の組織と識別可能に可視化して、例えば、疑似カラーに着色して疑似カラー表示するための表示用偏光特性画像情報に変換する部分である。

10

【0126】

ここで、表示変換処理部16による表示変換処理は、偏光特性画像情報に基づいて、所定の偏光変数の値（偏光特性の強度）に応じて表出組織及び表層の組織に彩色すべき色を決定し、この表出組織及び該表層の組織に彩色すべき色をカラーマッピングすることにより表出組織の表出分布を可視化して表示するための表示用偏光特性画像情報を生成するのが良い。

【0127】

表示部18は、表示変換処理部16で得られた表示用偏光特性画像情報に基づいて表示画面に表出組織を表層の組織と識別可能に可視化表示、すなわち、疑似カラー表示するものである。表示部18には、公知のモニタやディスプレイを用いることができる。

20

なお、表示部18による偏光特性画像の表示は、表示用偏光特性画像情報に基づいて、彩色すべき色に彩色された表出組織の分布を可視化可能に表示するのが好ましい。

【0128】

また、通常カラー撮像系20は、所定部位に通常観察用の照明光を照射してその反射光を撮像することにより得られた光強度画像（情報）を得るものであり、従来公知の通常カラー画像の撮像系を用いることができる。

【0129】

また、画像合成部22は、表示変換処理部16で得られた表示用偏光特性画像情報及び通常カラー撮像系20で得られた通常カラー光強度画像情報に基づいて、表示用偏光特性画像と通常カラー光強度画像とを組み合わせ、例えば、両者を重ね合わせて、もしくは並べて、もしくは両者を演算処理して表示するための合成画像情報を生成する。その結果、表示部18には、合成画像情報に基づく合成画像を表示させることができる。

30

【0130】

本発明に係る偏光画像計測表示システムは、基本的に以上のように構成される。

【0131】

以下に、本発明に係る偏光画像計測表示システムの作用、並びにこれらにおいて実施される偏光画像計測方法及び偏光画像表示方法について説明する。

図11は、本発明に係る偏光画像計測表示システムにおいて実施される偏光画像計測方法による偏光画像表示方法、すなわち偏光画像計測及び表示方法の一例を示すフローチャートである。

40

【0132】

まず、本発明では、ステップS100において、生体の所定部位の表層を偏光計測するために、図1に示す偏光画像計測表示システム10を準備し、撮像する異なる偏光状態の光強度画像の枚数や、偏光画像計測表示システム10で用いられる種々の初期値や条件を設定する。

【0133】

次に、ステップS102において、偏光画像計測表示システム10の偏光撮像系12の偏光照射部24によって生体の所定部位に、その表層から所定の偏光状態の照射光をそれぞれ照射する。

【0134】

50

続いて、ステップ S 1 0 4 において、偏光照射部 2 4 によって照射された所定の偏光状態の照射光による、所定部位の表層からの所定の偏光状態の反射光を撮像部 2 6 によって撮像して 1 枚の偏光変調された、生体の所定部位の表層の光強度画像（データ）を計測し取得する。

【 0 1 3 5 】

次に、ステップ S 1 0 6 において、取得された光強度画像（データ）が所定枚数、好ましくは、少なくとも 1 6 枚、例えば、2 5 枚に達しているかどうかの判断をして、所定枚数に達していなければ（NO）、ステップ S 1 0 2 に戻り、偏光照射部 2 4 から偏光状態を変えて照射光を生体の所定部位に照射する照射光照射ステップ S 1 0 2 と次のステップ S 1 0 4 の、照射光の偏光状態に対応して変更された偏光状態の反射光を撮像部 2 6 で撮像して 1 枚の光強度画像（データ）を取得する撮像ステップ S 1 0 4 とを、所定枚数に達するまで繰り返し、所定枚数に達していれば、次のステップ S 1 0 8 に移る。

10

【 0 1 3 6 】

次に、ステップ S 1 0 8 において、撮像部 2 6 によって取得された少なくとも 1 6 枚の光強度画像（データ）に偏光変換処理部 1 4 によって偏光変換処理を行い、すなわち、サブステップ S 1 1 0 で、偏光変換処理部 1 4 のミューラー画像変換部 2 8 のミューラー画像変換処理によって、1 6 枚のミューラー画像（データ）を得て、さらに、サブステップ S 1 1 2 で、偏光変数分離処理部 3 0 によって、所定部位の表層に表出する表出組織を前記表層の組織と識別するための、物理的意味の明確な偏光変数（データ）（位相差、位相差方位、偏光解消度、光の偏光度、二色性、二色性方位、旋光、光の偏光方位、P/S 偏光）に分離変換して、所定の偏光変数（偏光特性）による偏光特性画像（データ）を取得する。

20

【 0 1 3 7 】

続いて、ステップ S 1 1 4 において、偏光変換処理部 1 4 で得られた偏光特性画像（データ）を、表示変換処理部 1 6 によって、所定部位の表層に表出する表出組織が表層の組織と識別可能に可視化して表示するために疑似カラーに着色された表示用画像（データ）に変換する。

【 0 1 3 8 】

なお、ステップ S 1 0 8 で、偏光変数分離処理部 3 0 によって偏光特性画像（データ）を取得した後、分離後画像形成部 8 4 によって、この偏光特性画像の中の注目領域に対して強調処理を施し、強調処理偏光特性画像（データ）を形成し、続くステップ S 1 1 4 で、分離後画像形成部 8 4 によって形成された強調処理偏光特性画像（データ）に対して、表示変換処理部 1 6 によって表示変換処理を行い、疑似カラーに着色された表示用画像（データ）に変換してもよい。

30

【 0 1 3 9 】

また、ステップ S 1 1 4 で、表示変換処理部 1 6 によって表示用画像（データ）を取得した後、画像合成部 2 2 によって、表示変換処理部 1 6 で得られた表示用画像（データ）に基づいて、あらかじめ撮像されている同一部位の、偏光解消度画像、光の偏光度画像、位相差画像、位相差の方位画像、吸収の方位画像、旋光画像のうちの 2 以上を組み合わせ表示、例えば、2 以上の偏光特性画像を重ねて、もしくは並べて表示するための合成画像情報を生成し、表示部 1 8 に、合成画像情報（データ）に基づく合成画像を表示させてもよい。

40

【 0 1 4 0 】

次に、ステップ S 1 1 6 において、表示変換処理部 1 6 で得られた表示用画像（データ）に基づいて、所定部位の表層に表出する表出組織が表層の組織と識別可能に可視化して表示するために、医師が判断しやすい表示色として疑似カラーに着色された表示用画像を表示部 1 8 のモニタ画面に表示する。

こうして、本発明に係る偏光画像表示方法は終了する。

【 0 1 4 1 】

なお、本発明者らは、この偏光画像計測表示システム 1 0 を用い、上述の偏光画像表示

50

方法を実施して、偏光撮像系 1 2 にて胃のがん部の表面を計測して、表示部 1 8 のモニタ画面に表示したところ、胃の正常部には見られなかった差が明確にあることをモニタ画面で確認できた。

【0142】

なお、本発明に係る偏光画像表示方法において、別のステップで、通常カラー撮像系 2 0 によって所定部位に通常観察用の照明光を照射してその反射光を撮像して通常カラー光強度画像情報(データ)を取得しておき、次のステップで、画像合成部 2 2 によって、表示変換処理部 1 6 で得られた表示用偏光特性画像情報(データ)及び通常カラー撮像系 2 0 で得られた通常カラー光強度画像情報(データ)に基づいて、表示用偏光特性画像と通常カラー光強度画像とを重ねて、もしくは並べて表示するための合成画像情報(データ)を生成し、次のステップで、表示部 1 8 に、合成画像情報(データ)に基づく合成画像を表示させても良い。

10

【0143】

また、本発明において、図 1 に示す偏光撮像系(光源、偏光カメラ) 1 2 によって、4 枚の偏光変調した生体の光強度画像を計測し、位相差画像、位相差方位画像に変換し、医師が判断しやすい表示色として表示部 1 8 のモニタ画面に表示することもできる。

この光学系にて、胃のがん部の表面を計測したところ、胃の正常部には見られなかった位相差が明確にあることを確認できた。

【0144】

さらに、本発明においては、図 1 に示す偏光画像計測表示システム 1 0 の偏光撮像系 1 2 によって、4 枚及び 3 枚の偏光変調した生体の所定部位の表層の光強度画像を計測し、それぞれの場合について、偏光変換処理部 1 4 で偏光変換処理を行い、位相差画像及び位相差方位画像に変換し、表示変換処理部 1 6 において疑似カラーに着色された表示用画像情報に変換し、医師が判断しやすい表示色として表示部 1 8 のモニタ画面に表示する。

20

【0145】

なお、本発明者らは、この光画像計測表示システム 1 0 を用い、偏光撮像系 1 2 にて、胃のがん部の表面を計測したところ、4 枚の光強度画像の場合も、3 枚の光強度画像の場合も、胃の正常部には見られなかった差が明確にあることをモニタ画面で確認できた。

【0146】

次に、本発明の内視鏡装置および内視鏡診断装置について説明する。

30

【0147】

図 1 2 は、本発明に係る内視鏡診断装置の構成を表す一実施形態の外観図、図 1 3 は、その内部構成を表すブロック図である。これらの図に示すように、内視鏡診断装置 1 0 0 は、照明光(白色光、偏光光)を発生する光源装置 1 0 4 と、光源装置 1 0 4 から発せられる照明光を導光して被検体の被観察領域に照射し、その反射光を撮像して画像信号を出力する内視鏡装置 1 0 2 と、内視鏡装置 1 0 2 により撮像された画像を画像処理して照明光に対応する内視鏡画像等を出力するプロセッサ装置 1 0 6 と、プロセッサ装置 1 0 6 によって画像処理して得られた内視鏡画像等を表示する表示装置 1 0 8 と、入力操作を受け付ける入力装置 1 1 0 とによって構成されている。

【0148】

40

ここで、内視鏡診断装置 1 0 0 は、光源装置 1 0 4 から導光した白色光を被検体に照射し、その反射光を撮像して白色光画像を表示(観察)する白色光観察モードと、光源装置 1 0 4 から導光した偏光光(直線偏光)を被検体に照射し、その反射光を撮像して偏光特性画像を表示する偏光光観察モードとを有する。各観察モードは、内視鏡装置 1 0 2 の切り替えスイッチ 1 5 8 や入力装置 1 1 0 から入力される指示に基づき、適宜切り替えられる。

【0149】

光源装置 1 0 4 は、白色光発生部 1 1 8 と、偏光光発生部 1 2 0 とを備えている。光源装置 1 0 4 は、プロセッサ装置 1 0 6 の制御部 1 5 2 の制御により、観察モードに従って、白色光ないし偏光光(直線偏光)を発する。

50

【0150】

白色光発生部118は、白色光観察モードの場合に白色光を発する。白色光発生部118の具体的な構成は省略しているが、白色光光源と、観察モードに応じて、白色光光源から発せられる白色光の通過、遮断を切り替える切替手段とによって構成される。白色光光源は、白色光を発するものであれば何ら制限はなく、例えば、キセノンランプや、蛍光灯、水銀灯などの白色灯、レーザ、LEDなどの半導体光源等を使用することができる。

【0151】

偏光光発生部120は、偏光光観察モードの場合に、偏光状態（偏光角度）の異なる3種類ないし4種類の偏光光（直線偏光）を順次発する。偏光光発生部120は、光源160と、偏光解消板162と、直線偏光板164と、回転手段166とによって構成されている。

10

【0152】

光源160は、光源装置104の電源がオンのときに常にオンして照明光を発する。光源160は、照明光を発するものであれば何ら制限はなく、例えば、白色光発生部118で使用される白色光の光源を利用（共用）することができる。

【0153】

偏光解消板162は、光源160から発せられる照明光の偏光を解消してランダム偏光に変換する。なお、偏光解消板162の代わりに、光源160から発せられる照明光を円偏光に変換する円偏光子を使用してもよい。

【0154】

直線偏光板164は、偏光解消板162により変換されるランダム偏光、もしくは、円偏光子により変換される円偏光を、その光軸を中心とする回転角度に応じて所定の偏光角度の直線偏光に変換する。

20

【0155】

回転手段166は、その光軸を中心として直線偏光板164を所定の回転角度に順次回転する。回転手段166により直線偏光板164を所定の回転角度に順次回転させることによって、直線偏光板164により、ランダム偏光ないし円偏光が、 0° 、 $+45^\circ$ 、 $+90^\circ$ の偏光角度の異なる3種類の直線偏光、もしくは、 0° 、 $+45^\circ$ 、 $+90^\circ$ 、 -45° の偏光角度の異なる4種類の直線偏光に順次変換される。

【0156】

図15は、回転手段の構成を表す一実施形態の概念図である。同図において、直線偏光板164は、その光軸を中心とする外周面にねじ山が形成された円盤状（円筒形状）のものである。つまり、直線偏光板164は、平歯車状に形成されている。回転手段166は、直線偏光板164のねじ山と螺合するギア（平歯車）168と、このギア168の中心部に結合された回転軸170と、この回転軸170を回転することによってギア168を回転するモータ172とによって構成されている。

30

【0157】

直線偏光板164と回転手段166のギア168とは、直線偏光板164の光軸と回転手段166の回転軸170とが平行になるように、かつ、両者のねじ山が螺合するように、配置されている。そして、モータ172を駆動することによって、回転軸170を介してギア168が回転され、これに応じて直線偏光板164が光軸を中心として回転される。つまり、モータ172の駆動に応じて、直線偏光板164を所定の角度に回転させることができる。

40

【0158】

なお、直線偏光板164および回転手段166の具体的な構成は、図15に示す例に限定されず、同様の機能を実現する各種の構成のものを利用することができる。

【0159】

光源装置104では、白色光観察モードの場合に、白色光発生部118から白色光が発せられる。偏光光観察モードの場合には、偏光光発生部120から、例えば、1フレーム毎に1つずつ、偏光状態（偏光角度）の異なる3種類ないし4種類の偏光光（直線偏光）

50

が順次発せられる。白色光および偏光光は、それぞれ、内視鏡装置 102 の 2 つの光ファイバ 142 A、142 B の入射端に入射される。

【0160】

続いて、内視鏡装置 102 は、被検体内に挿入される内視鏡挿入部 122 の先端から 2 系統 (2 灯) の照明光 (白色光、偏光光) を出射する照明光学系と、被観察領域を撮像する 2 系統 (2 眼) の撮像光学系とを有する、電子内視鏡である。内視鏡装置 102 は、内視鏡挿入部 122 と、内視鏡挿入部 122 の先端の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部 124 と、内視鏡装置 102 を光源装置 104 およびプロセッサ装置 106 に着脱自在に接続するコネクタ部 126 A、126 B とを備えている。

【0161】

内視鏡挿入部 122 は、可撓性を持つ軟性部 128 と、湾曲部 130 と、先端部 (以降、内視鏡先端部とも呼称する) 132 とから構成されている。

【0162】

湾曲部 130 は、軟性部 128 と先端部 132 との間に設けられ、操作部 124 に配置されたアングルノブ 134 の回動操作により湾曲自在に構成されている。この湾曲部 130 は、内視鏡装置 102 が使用される被検体の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲でき、内視鏡先端部 132 の照射口 136 A、136 B 及び撮像素子 138 A、138 B の観察方向を、所望の観察部位に向けることができる。

【0163】

内視鏡先端部 132 には、図 13 に示すように、被観察領域へ光を照射する 2 系統の照射口 136 A、136 B と、被観察領域からの反射光を撮像する 2 系統の観察窓 140 A、140 B が配置されている。

【0164】

照射口 136 A の奥には、レンズ 112 A 等の光学系が取り付けられ、さらにその奥に、ライトガイドとしての光ファイバ 142 A が収納されている。また、照射口 136 B の奥には、レンズ 112 B 等の光学系が取り付けられ、さらにその奥に、光ファイバ 142 B が収納されている。光ファイバ 142 A、142 B は、光源装置 104 からコネクタ部 126 A を介して内視鏡先端部 132 まで敷設されている。

【0165】

光ファイバ 142 B は、光源装置 104 から順次発せられる、 0° 、 $+45^\circ$ 、 $+90^\circ$ 、 -45° の偏光角度の異なる 4 種類の直線偏光を、偏光角度を保持したままの状態の内視鏡先端部 132 まで導光する 4 種類の偏波保存ファイバ 174 A ~ 174 D を含む。なお、光源装置 104 から、 0° 、 $+45^\circ$ 、 $+90^\circ$ の偏光角度の異なる 3 種類の直線偏光が順次発せられる場合には、これに対応する 3 種類の偏波保存ファイバ 174 A ~ 174 C を備えていればよい。

【0166】

光源装置 104 から発せられる 0° の偏光角度の直線偏光は、偏波保存ファイバ 174 A により、偏光角度を保存したままの状態の内視鏡先端部 132 まで導光される。 0° の偏光角度の直線偏光は、偏波保存ファイバ 174 B では全く導光されない。また、 0° の偏光角度の直線偏光は、偏波保存ファイバ 174 C、174 D により、その一部の成分が導光される。

【0167】

これに対し、光源装置 104 から発せられる $+90^\circ$ の偏光角度の直線偏光は、偏波保存ファイバ 174 B により、偏光角度を保存したままの状態の内視鏡先端部 132 まで導光される。 $+90^\circ$ の偏光角度の直線偏光は、偏波保存ファイバ 174 A では全く導光されない。また、 $+90^\circ$ の偏光角度の直線偏光は、偏波保存ファイバ 174 C、174 D により、その一部の成分が導光される。

【0168】

また、光源装置 104 から発せられる $+45^\circ$ の偏光角度の直線偏光は、偏波保存ファイバ 174 C により、偏光角度を保存したままの状態の内視鏡先端部 132 まで導光され

10

20

30

40

50

る。+45°の偏光角度の直線偏光は、偏波保存ファイバ174Dでは全く導光されない。また、+45°の偏光角度の直線偏光は、偏波保存ファイバ174A, 174Bにより、その一部の成分が導光される。

【0169】

これに対し、光源装置104から発せられる-45°の偏光角度の直線偏光は、偏波保存ファイバ174Dにより、偏光角度を保存したままの状態の内視鏡先端部132まで導光される。-45°の偏光角度の直線偏光は、偏波保存ファイバ174Cでは全く導光されない。また、-45°の偏光角度の直線偏光は、偏波保存ファイバ174A, 174Bにより、その一部の成分が導光される。

【0170】

従って、光ファイバ142Bによって導光され、内視鏡先端部132から発せられる偏光光、すなわち、偏波保存ファイバ174A~174Dによって導光され、内視鏡先端部132から発せられる偏光光の合成光は、光源装置104から順次発せられる、0°、+45°、+90°、-45°の偏光角度の直線偏光と完全に同一なものとはならないが、偏光状態の異なる4種類の偏光光が発せられる。また、3種類の偏波保存ファイバ174A~174Cのみを備える場合も同様である。

【0171】

なお、3種類ないし4種類の偏波保存ファイバは、それぞれ複数本備えられていてもよい。この場合、各々の偏波保存ファイバの本数を同数とし、複数の偏波保存ファイバをランダム(均一)に配設することが望ましい。

【0172】

ここで、白色光観察モードの場合、光源装置104から発せられる白色光が、光ファイバ142Aによって内視鏡先端部132まで導かれ、レンズ112Aを介して照射口136Aから被検体の被観察領域に照射される。

【0173】

偏光光観察モードの場合、光源装置104から発せられる直線偏光が、光ファイバ142Bによって、偏光角度が保存されたままの状態の内視鏡先端部132まで導かれ、レンズ112Bを介して照射口136Bから被検体の被観察領域に照射される。例えば、光源装置104から偏光角度の異なる合計4種類の直線偏光が順次発せられ、光ファイバ142Bによって導光されて被検体の被観察領域に照射される。

【0174】

観察窓140Aの奥には、被検体の被観察領域の像光を取り込むための対物レンズユニット144A等の光学系が取り付けられ、さらにその奥には、被観察領域の画像情報を取得するCCD(Charge Coupled Device)イメージセンサやCMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)イメージセンサ等の撮像素子138Aが取り付けられている。また、観察窓140Bの奥には、対物レンズユニット144B等の光学系が取り付けられ、さらに対物レンズユニット144Bの奥には、撮像素子138Bが取り付けられている。撮像素子138Bの受光面には、受光面で受光される光を、偏光状態の異なる4種類の偏光光に同時に変換するパターンニング素子146Bが装着されている。撮像素子138Aは白色光観察用であり、撮像素子138Bは偏光光観察用である。

【0175】

パターンニング素子146Bは、同様の機能を果たすものであれば何ら限定されず、例えば、図4(b)に示すものの他、図14に示すように、左上の偏光角(軸(屈折率の高い方向)の角度)0°の矩形形状の偏光子、右下の偏光角90°の矩形形状の偏光子、右上の偏光角45°の矩形形状の偏光子、及び左下の偏光角135°の矩形形状の偏光子が2×2のアレイ状に配置されて、光強度偏光画像の1画素となるもの等を用いることができる。また、3種類の異なる偏光状態の偏光光に変換するパターンニング素子を用いてもよい。

【0176】

ここで、白色光観察モードの場合、白色光が照射された被検体の被観察領域からの反射光が対物レンズユニット144Aにより集光され、撮像素子138Aによって白色光画像

10

20

30

40

50

が撮像される。

【0177】

偏光光観察モードの場合、偏光状態の異なる偏光光が照射される毎に、偏光光が照射された被検体の被観察領域からの反射光が対物レンズユニット144Bにより集光され、パターンング素子146Bにより4種類の異なる偏光状態の偏光光とされた後、撮像素子138Bによって光強度偏光画像が撮像される。つまり、4種類の直線偏光が照射される場合には、合計で16種類の偏光状態の異なる偏光光の光強度偏光画像が撮像される。

【0178】

撮像素子138Aから出力される白色光画像の撮像信号(アナログ信号)は、スコープケーブル148Aを通じてA/D変換器150Aに入力される。また、撮像素子138Bから出力される光強度偏光画像の撮像信号(アナログ信号)は、スコープケーブル148Bを通じてA/D変換器150Bに入力される。A/D変換器150A、150Bは、それぞれ、撮像素子138A、138Bからの撮像信号(アナログ信号)を画像信号(デジタル信号)に変換する。変換後の画像信号は、コネクタ部126Bを介してプロセッサ装置106の画像処理部154に入力される。

10

【0179】

なお、図示はしていないが、操作部124及び内視鏡挿入部122の内部には、組織採取用処置具等を挿入する鉗子チャンネルや、送気・送水用のチャンネル等、各種のチャンネルが設けられている。

【0180】

続いて、プロセッサ装置106は、制御部152と、画像処理部154と、記憶部156とを備えている。制御部152には、表示装置108および入力装置110が接続されている。プロセッサ装置106は、内視鏡装置102の切り替えスイッチ158や入力装置110から入力される指示に基づき、光源装置104を制御するとともに、内視鏡装置102から入力される画像信号を画像処理し、表示用画像を生成して表示装置108に出力する。

20

【0181】

制御部152は、内視鏡装置102の切り替えスイッチ158や入力装置110からの指示、例えば、観察モード、画像表示モード等の指示に基づいて、画像処理部154および光源装置104の動作を制御する。画像表示モードは、白色光画像、所定の偏光特性による偏光特性画像のいずれかを表示する、2以上の画像(白色光画像、所定の偏光特性による偏光特性画像)を組み合わせて表示する、例えば、2以上の画像を重ね合わせて表示する、並べて表示する、演算処理して表示する等の画像の表示形態を指定する指示である。

30

【0182】

画像処理部154は、制御部152の制御の基で、観察モードに基づき、白色光画像、偏光特性画像の画像種別に応じて、内視鏡装置102から入力される画像信号に対して所定の画像処理を施す。画像処理部154で処理された画像信号は、制御部152に送られて、制御部152で各種情報と共に内視鏡観察画像にされて表示装置108に表示され、必要に応じて、メモリやストレージ装置からなる記憶部156に記憶される。

40

【0183】

画像処理部154は、白色光画像処理部154Aと、偏光画像処理部154Dと、画像合成部154Eとを備えている。白色光観察モードの場合には、A/D変換器150Aによりデジタル信号に変換された画像信号が、白色光画像処理部154Aに供給される。また、偏光光観察モードの場合には、A/D変換器150Bによりデジタル信号に変換された画像信号が、偏光画像処理部154Dに供給される。

【0184】

白色光画像処理部154Aは、白色光観察モードの場合に、白色光画像の画像信号に対して、白色光画像に適した所定の画像処理を施し、白色光画像信号(白色光画像)を出力(生成)する。画像処理としては、例えば、ホワイトバランス補正、ガンマ補正、輪郭強

50

調、色補正等が含まれる。白色光画像処理部 154A は、図 1 に示す通常カラー撮像系に含まれる画像処理部に相当するものである。

【0185】

偏光画像処理部 154D は、偏光光観察モードの場合に、光強度偏光画像の画像信号に対して、光強度偏光画像に適した所定の画像処理を施し、所定の偏光特性による偏光画像信号（偏光特性画像）を出力する。画像処理には、上記に加えて、偏光変換処理および表示変換処理が含まれる。また、偏光画像処理部 154D では、画像表示モードに応じて、所定の偏光特性の偏光特性画像が生成される。偏光画像処理部 154D は、図 1 に示す偏光変換処理部 14 および表示変換処理部 16 に相当するものである。

【0186】

白色光画像信号および偏光画像信号は、例えば、1枚（1フレーム）の画像を単位として記憶部 156 に記憶される。

【0187】

画像合成部 154E は、画像表示モードに従って、記憶装置に記憶された白色光画像信号および偏光画像信号に基づき、白色光画像および所定の偏光特性の偏光特性画像から 2 以上の画像を組み合わせて合成画像を生成し、合成画像信号を出力する。画像合成部 154E は、合成画像として、2 以上の画像（白色光画像、所定の偏光特性による偏光特性画像）を重ね合わせたり、並べて配置したり、演算処理した合成画像を生成する。画像合成部 154E は、図 1 に示す画像合成部 22 に相当するものである。

【0188】

画像処理部 154 から、白色光画像信号、偏光画像信号および合成画像信号が出力され、制御部 152 に入力される。制御部 152 により、画像表示モードに従って、白色光画像信号、偏光画像信号および合成画像信号に基づき、白色光画像、偏光特性画像および合成画像のいずれかが表示装置 108 に表示される。

【0189】

次に、内視鏡診断装置 101 の動作を説明する。

まず、白色光観察モードのときの動作を説明する。

【0190】

観察モードや画像表示モード等の指示が、内視鏡装置 102 の切り替えスイッチ 158 や入力装置 110 からプロセッサ装置 106 の制御部 152 に入力される。そして、制御部 152 により、観察モードに従って、画像処理部 154 および光源装置 104 が制御される。

【0191】

白色光観察モードの場合、光源装置 104 から白色光が発せられる。

【0192】

内視鏡装置 102 では、光源装置 104 から発せられた白色光が、光ファイバ 142A により導光され、レンズ 112A を介して照射口 136A から被検体の被観察領域に照射される。そして、被観察領域からの反射光（白色光）が対物レンズユニット 144A により集光され、撮像素子 138A により光電変換されて白色光画像の撮像信号（アナログ信号）が出力される。

【0193】

白色光画像の撮像信号は、A/D変換器 150A により画像信号（デジタル信号）に変換され、観察モードに従って、白色光画像処理部 154A により白色光画像に適した所定の画像処理が施され、白色光画像信号が出力される。

【0194】

画像表示モードに従って、白色光画像信号が表示装置 108 に出力され、白色光画像が表示装置 108 上に表示される。

【0195】

観察が終了すると、内視鏡挿入部 122 が被検体の体腔内から取り出され、各装置の電源がオフとされる。

10

20

30

40

50

【0196】

続いて、偏光光観察モードのときの動作を説明する。

【0197】

偏光光観察モードの場合、光源装置104からは、例えば、1フレーム毎に1つずつ、 0° 、 $+45^\circ$ 、 $+90^\circ$ 、 -45° の偏光角度の異なる合計4種類の直線偏光が順次発せられる。

【0198】

内視鏡装置102では、光源装置104から発せられた直線偏光が、光ファイバ142Bによって、偏光角度を保持したままの状態の内視鏡先端部132まで導かれ、レンズ112Bを介して照射口136Bから被検体の被観察領域に照射される。そして、偏光状態の異なる偏光光が照射される毎に、偏光光が照射された被検体の被観察領域からの反射光が対物レンズユニット144Bにより集光され、パターンニング素子146Bにより4種類の異なる偏光状態の偏光光とされた後、撮像素子138Bによって光強度偏光画像が撮像される。

10

【0199】

上記のように、偏光光観察モードの場合には、1フレーム毎に1つずつ、偏光状態の異なる合計4種類の偏光光が被検体の被観察領域に順次照射され、偏光光が照射される毎に、パターンニング素子146Bにより4種類の異なる偏光状態の偏光光に同時に変換される。つまり、本実施形態の場合、撮像素子138Bからは、4フレーム毎に、照射4種類×変換4種類=16種類の光強度偏光画像の撮像信号が順次出力される。

20

【0200】

16種類の光強度偏光画像の撮像信号は、A/D変換器150Bにより画像信号(デジタル信号)に変換され、観察モードに従って、偏光画像処理部154Dにより光強度偏光画像に適した所定の画像処理が施され、偏光画像信号が出力される。偏光光観察モードの場合、16種類の光強度偏光画像の画像信号に対して偏光変換処理および表示変換処理が施され、画像表示モードに従って、所定の偏光特性の偏光特性画像の偏光画像信号が生成される。

【0201】

画像表示モードに従って、偏光画像信号が表示装置108に出力され、所定の偏光特性画像が表示装置108上に表示される。偏光光観察モードでは、膠原線維や神経線維が強調された偏光特性画像を得ることができる。

30

【0202】

観察が終了すると、内視鏡挿入部122が被検体の体腔内から取り出され、各装置の電源がオフとされる。

【0203】

続いて、合成画像について説明する。

【0204】

内視鏡診断装置101では、上記のように、観察モードに応じて、白色光画像および偏光特性画像を撮像し、画像表示モードに応じて、2以上の画像を組み合わせた合成画像(重ね合わせ表示、並列表示、演算処理表示)を表示させることができる。画像合成部154Eは、同一被観察領域(被観察部位)の、白色光画像および所定の偏光特性による偏光特性画像のうち2以上の画像が撮像された後、画像表示モードに従って、白色光画像および所定の偏光特性による偏光特性画像のうち2以上の画像を重ね合わせたり、並べて配置したり、演算処理した合成画像を生成する。

40

【0205】

なお、偏光特性画像(偏光特性画像情報)としては、前述のように、偏光解消度、光の偏光度、位相差、位相差の方位、吸収の方位、旋光の偏光特性等を含む各種の偏光特性画像を例示することができる。

【0206】

以上のように、内視鏡診断装置100では、内視鏡先端部132に、偏光角度の異なる

50

3種類ないし4種類の偏波保存ファイバを設けるという簡単な構成によって、特殊光観察として、偏光光観察を行うことができる内視鏡装置および内視鏡診断装置を実現することができる。

【0207】

なお、図16(a)に示すように、偏波保存ファイバの代わりに、シングルモードの光ファイバ174と、この光ファイバ174の光軸に直交する断面に対して、3方向(例えば、(1)上下、(2)左右、(3)右斜め下)ないし4方向(例えば、(1)上下、(2)左右、(3)右斜め下、(4)左斜め下)から順次圧力を加える加圧手段(図示省略)とを設ける構成としてもよい。

【0208】

同図(b)に示すように、光ファイバ174の断面に対して上下方向から圧力を加えることによって、光ファイバ174の断面は押しつぶされて左右方向に長い楕円形状となる。光ファイバ174の断面をこのような形状に変形させることによって、0°の偏光角度の直線偏光を、偏光角度を保持したままの状態の内視鏡先端部132まで導光する偏波保存ファイバ174Aと同等の機能を果たすことができる。

【0209】

また、同図(c)に示すように、光ファイバ174の断面に対して左右方向から圧力を加えることによって、光ファイバ174の断面は押しつぶされて上下方向に長い楕円形状となる。光ファイバ174の断面をこのような形状に変形させることによって、+90°の偏光角度の直線偏光を、偏光角度を保持したままの状態の内視鏡先端部132まで導光する偏波保存ファイバ174Bと同等の機能を果たすことができる。

【0210】

また、同図(d)に示すように、光ファイバ174の断面に対して右斜め下方向から圧力を加えることによって、光ファイバ174の断面は押しつぶされて左斜め下方向に長い楕円形状となる。光ファイバ174の断面をこのような形状に変形させることによって、+45°の偏光角度の直線偏光を、偏光角度を保持したままの状態の内視鏡先端部132まで導光する偏波保存ファイバ174Cと同等の機能を果たすことができる。

【0211】

また、同図(e)に示すように、光ファイバ174の断面に対して左斜め下方向から圧力を加えることによって、光ファイバ174の断面は押しつぶされて右斜め下方向に長い楕円形状となる。光ファイバ174の断面をこのような形状に変形させることによって、-45°の偏光角度の直線偏光を、偏光角度を保持したままの状態の内視鏡先端部132まで導光する偏波保存ファイバ174Dと同等の機能を果たすことができる。

【0212】

以上のように、シングルモードの光ファイバの断面に対して、3方向ないし4方向から順次圧力を加えることによって、偏波保存ファイバ174A~174Dと同様の機能を実現することができる。

【0213】

また、上記実施形態では、内視鏡装置の内部に撮像素子を実装し、その受光面にパターンニング素子を装着する例を示しているが、本発明は、これに限定されない。すなわち、図6に示したように、反射光の撮像手段(撮像装置)を内視鏡装置の外部に設ける構成としてもよい。

【0214】

この場合、内視鏡装置は、光源装置により発生される偏光状態の異なる偏光光が被検体に照射される毎に、被検体からの反射光を内視鏡装置の外部まで導光する光ファイバを備える。

【0215】

また、内視鏡装置の外部に設けられる撮像装置は、光ファイバにより内視鏡装置の外部まで導光される反射光を変調して偏光状態の異なる3種類ないし4種類の偏光光を順次発生する偏光変調手段と、この偏光変調手段により発生される偏光状態の異なる偏光光のう

10

20

30

40

50

ちの1つの偏光状態の偏光光を通過させる偏光子と、この偏光子を通過する偏光光を光電変換して順次撮像し、その光強度画像情報を入力する撮像素子とを備え、内視鏡装置から偏光状態の異なる偏光光が被検体に照射される毎に、被検体からの反射光を光電変換して順次撮像し、その光強度偏光画像情報を入力する。

【0216】

本発明は、基本的に以上のようなものである。

以上、本発明について詳細に説明したが、本発明は上記実施形態に限定されず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良や変更をしてもよいのはもちろんである。

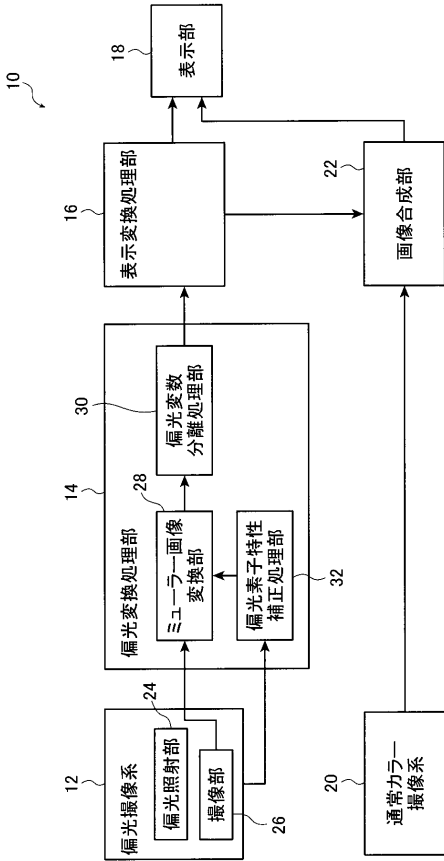
【符号の説明】

【0217】

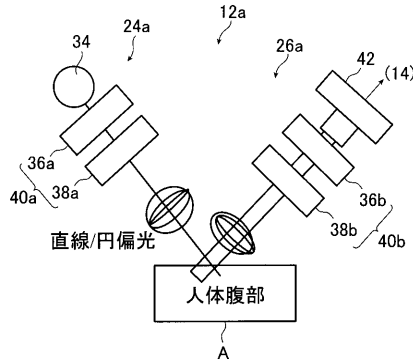
10	偏光画像計測表示システム	
12, 12a, 12b, 12c, 12d, 12e	偏光撮像系	10
14	偏光変換処理部	
16	表示変換処理部	
18	表示部	
20	通常カラー撮像系	
22	画像合成部	
24, 24a, 24b, 24c	偏光照射部	
26, 26a, 26b, 26c, 26d	撮像部	
28	ミューラー画像変換部	20
30	偏光変数分離処理部	
32	偏光素子特性補正処理部	
34	光源	
36a, 36b	偏光板	
38a, 38b	回転位相差板	
40a, 40b, 46a, 46b, 54	偏光フィルタ部	
42	カメラ	
44a, 44b, 45a, 45b	位相変調素子	
48	光ファイバ	
50	光プローブ	30
52	パターンニング偏光ノ波長板	
53	偏光子及び位相子パターンニング素子	
56	CCD	
82	分離部	
84	分離後画像形成部	
86	生体観察モデル設定部	
88	分離後画像形成パラメータ設定部	
100	内視鏡診断装置	
102	内視鏡装置	
104	光源装置	40
106	プロセッサ装置	
108	表示装置	
110	入力装置	
112A, 112B	レンズ	
118	白色光発生部	
120	偏光光発生部	
122	内視鏡挿入部	
124	操作部	
126A, 126B	コネクタ部	
128	軟性部	50

1 3 0	湾曲部	
1 3 2	先端部	
1 3 4	アングルノブ	
1 3 6 A , 1 3 6 B	照射口	
1 3 8 A、1 3 8 B	撮像素子	
1 4 0 A , 1 4 0 B	観察窓	
1 4 2 A、1 4 2 B	光ファイバ	
1 4 4 A、1 4 4 B	対物レンズユニット	
1 4 6 B	パターンニング素子	
1 4 8 A、1 4 8 B	スコープケーブル	10
1 5 0 A、1 5 0 B	A / D変換器	
1 5 2	制御部	
1 5 4	画像処理部	
1 5 4 A	白色光画像処理部	
1 5 4 D	偏光画像処理部	
1 5 4 E	画像合成部	
1 5 6	記憶部	
1 5 8	切り替えスイッチ	
1 6 0	光源	
1 6 2	偏光解消板	20
1 6 4	直線偏光板	
1 6 6	回転手段	
1 6 8	ギア	
1 7 0	回転軸	
1 7 2	モータ	
1 7 4 A ~ 1 7 4 D	偏波保存ファイバ	

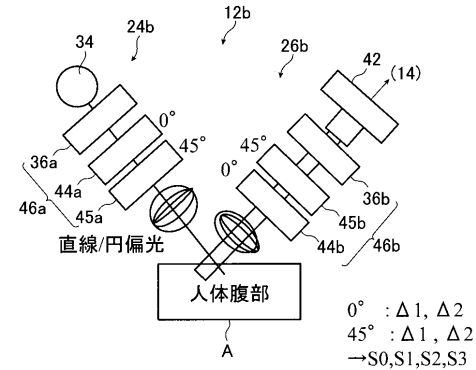
【図1】



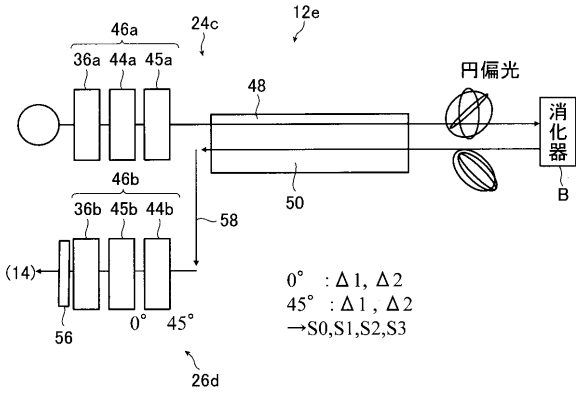
【図2】



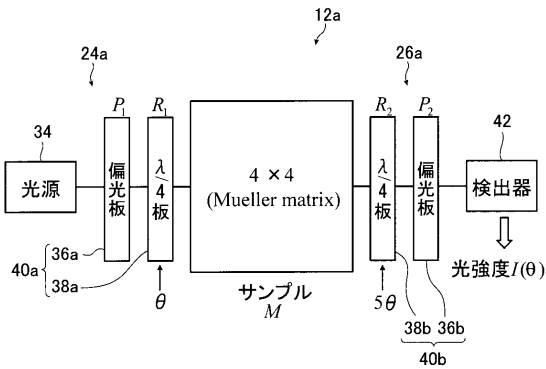
【図3】



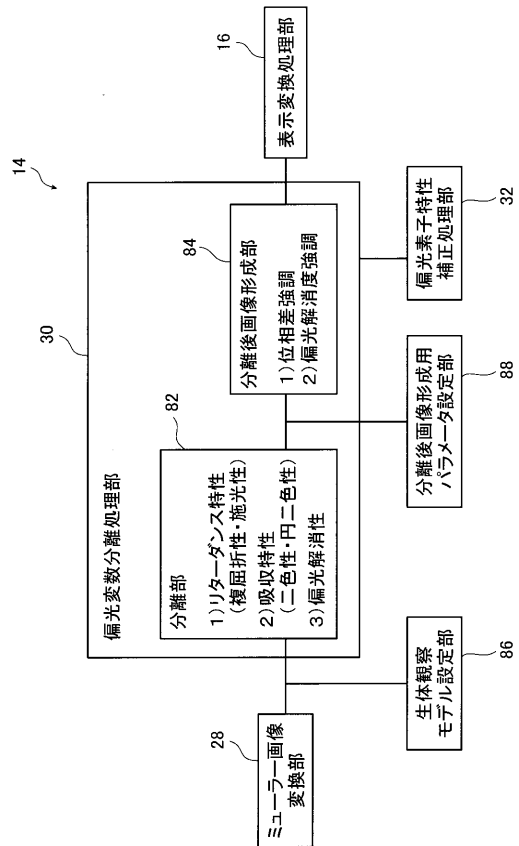
【図6】



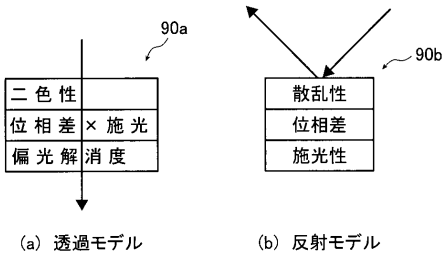
【図7】



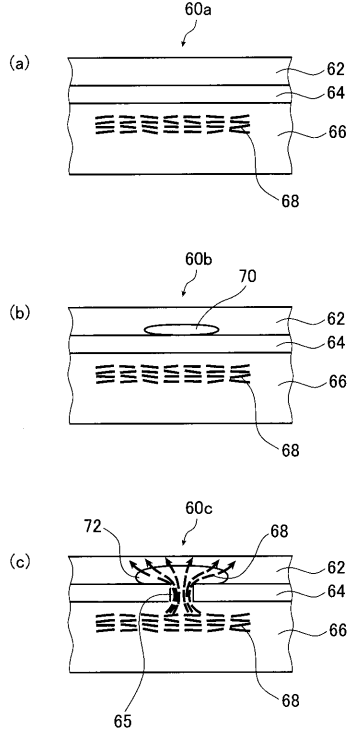
【図8】



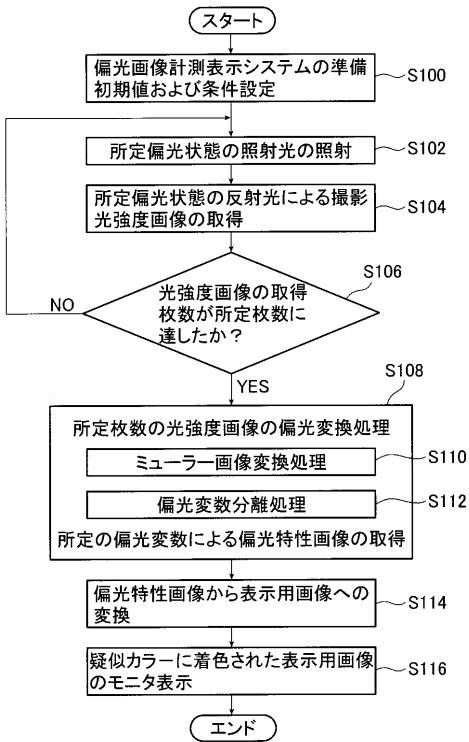
【図9】



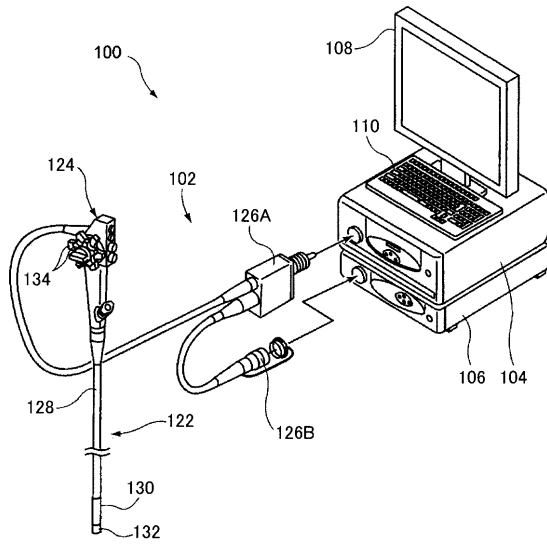
【図10】



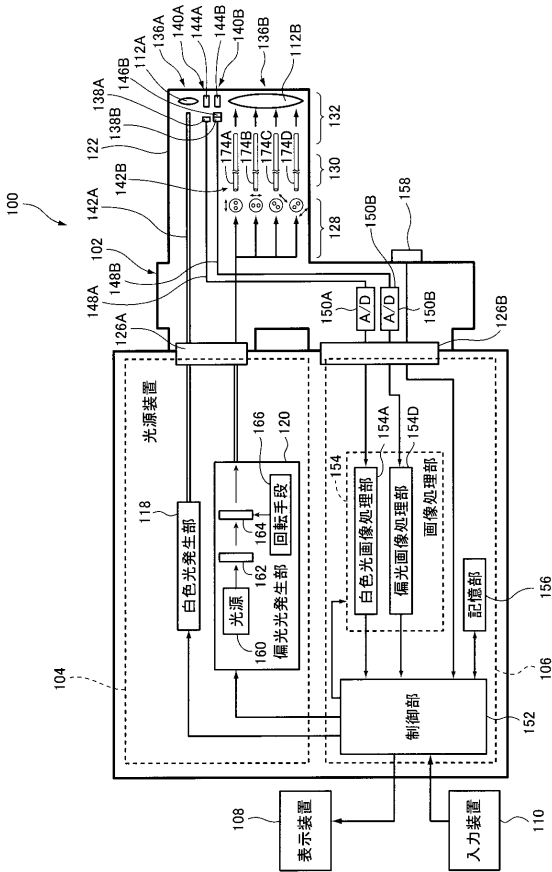
【図11】



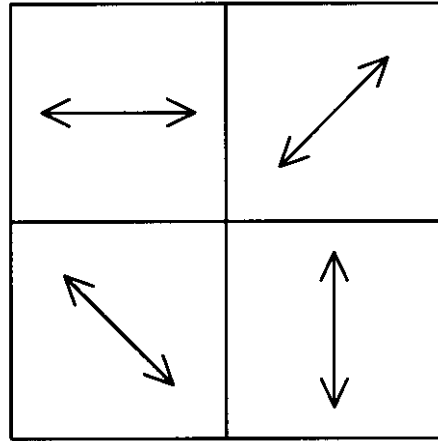
【図12】



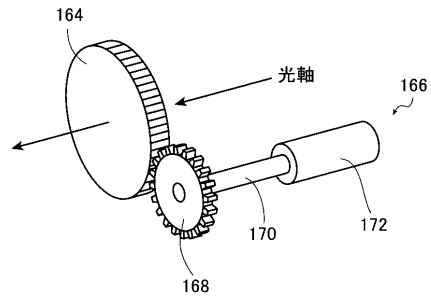
【 図 1 3 】



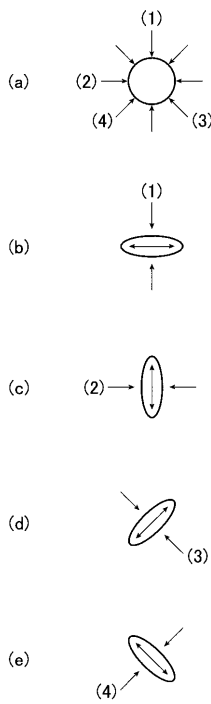
【 図 1 4 】



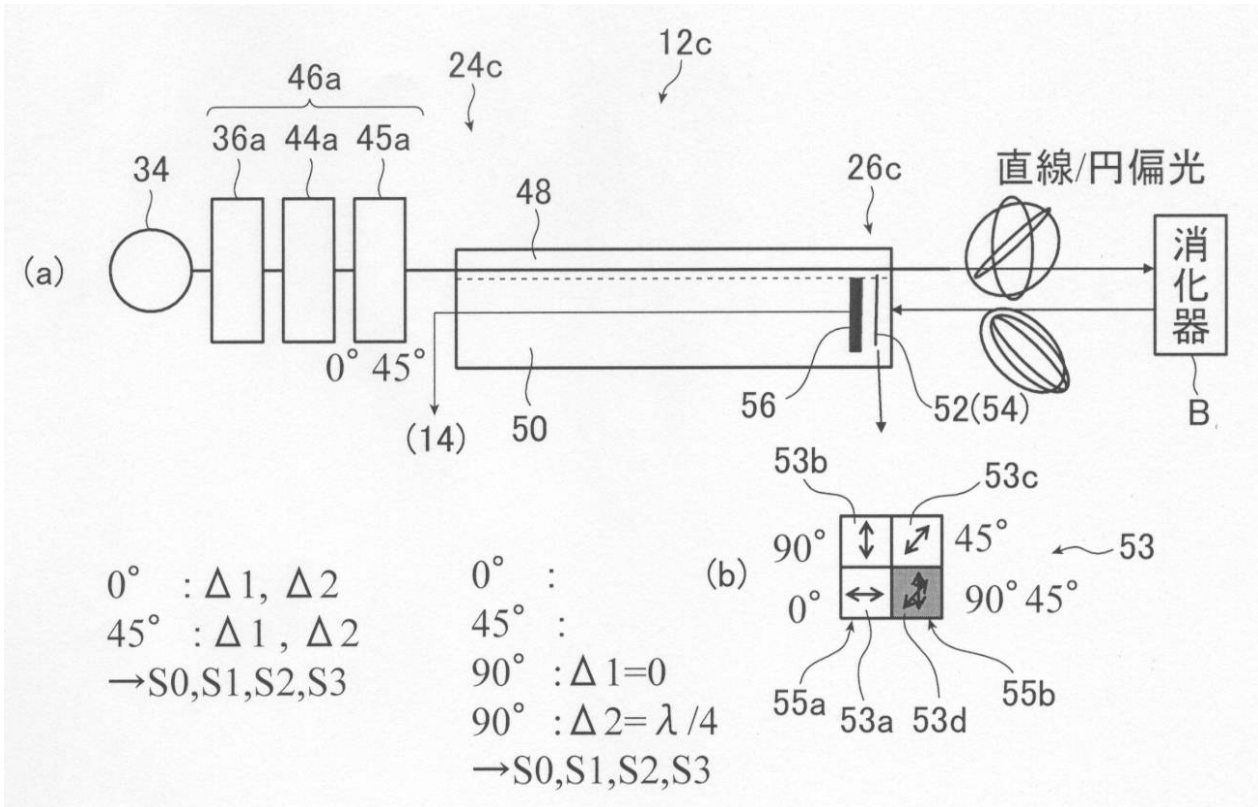
【 図 1 5 】



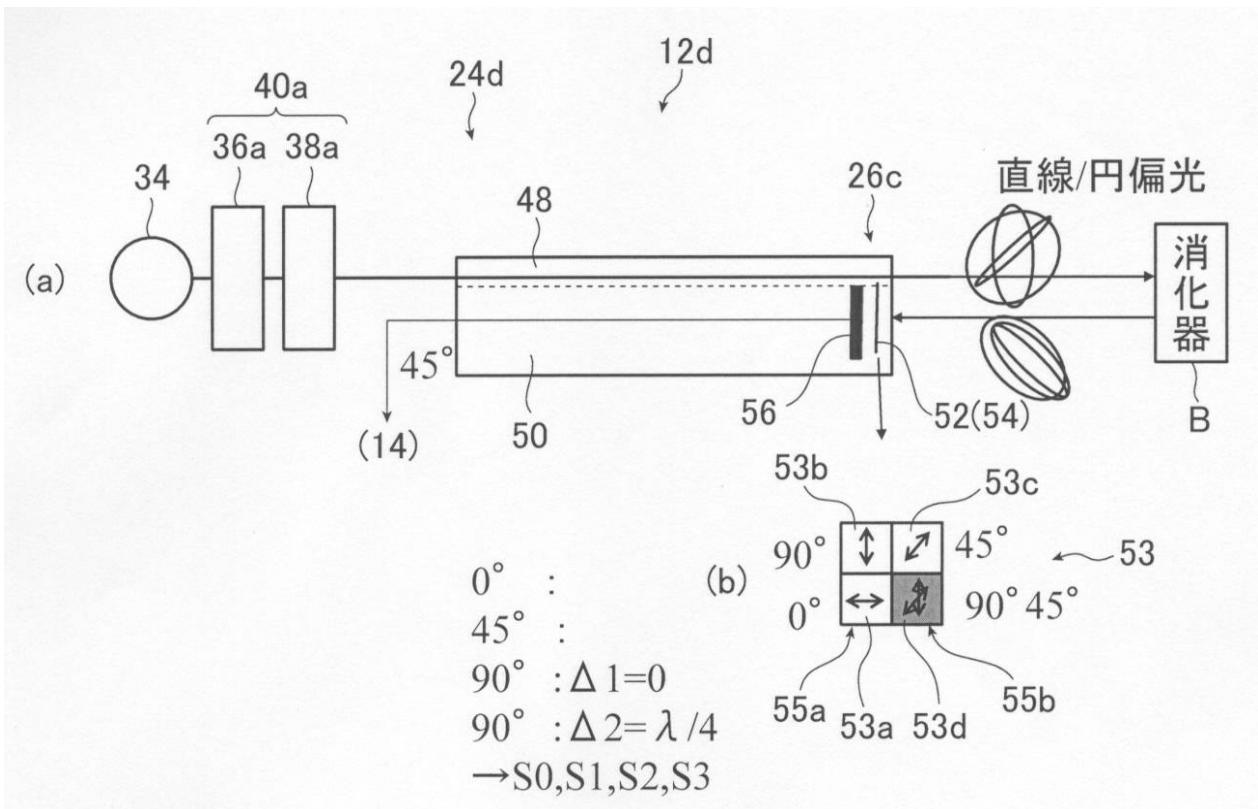
【 図 1 6 】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I		テーマコード(参考)
A 6 1 B 10/00	(2006.01)	A 6 1 B 10/00	T	
A 6 1 B 1/06	(2006.01)	A 6 1 B 1/06	A	
G 0 1 N 21/19	(2006.01)	G 0 1 N 21/19		

(72)発明者 鈴木 一誠

神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 2G059 AA06 BB12 EE02 EE05 FF01 GG01 GG02 HH01 HH02 JJ02
 JJ11 JJ17 JJ19 JJ20 KK04 MM01 PP04
 2H040 BA09 CA04 CA11 CA27 DA14 DA15 DA21 GA02 GA10 GA11
 4C061 AA01 AA04 BB02 BB08 CC06 CC07 FF40 FF46 HH51 JJ17
 LL02 LL03 LL08 MM05 NN01 PP01 PP12 QQ02 QQ07 QQ09
 RR01 RR13 RR18 RR26 SS21 WW04 WW08 WW10 WW15
 4C161 AA01 AA04 BB02 BB08 CC06 CC07 FF40 FF46 HH51 JJ17
 LL02 LL03 LL08 MM05 NN01 PP01 PP12 QQ02 QQ07 QQ09
 RR01 RR13 RR18 RR26 SS21 WW04 WW08 WW10 WW15

专利名称(译)	内窥镜装置和内窥镜诊断装置		
公开(公告)号	JP2012045029A	公开(公告)日	2012-03-08
申请号	JP2010186973	申请日	2010-08-24
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	室岡孝 鈴木一誠		
发明人	室岡 孝 鈴木 一誠		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G01N21/21 G02B23/24 G02B23/26 A61B10/00 A61B1/06 G01N21/19		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 G01N21/21.Z G02B23/24.B G02B23/26 A61B10/00.T A61B1/06.A G01N21/19 A61B1/00.521 A61B1/00.550 A61B1/00.732 A61B1/05 A61B1/07.730 A61B1/07.731 A61B1/07.732 G02B23/26.A		
F-TERM分类号	2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/EE02 2G059/EE05 2G059/FF01 2G059/GG01 2G059/GG02 2G059/HH01 2G059/HH02 2G059/JJ02 2G059/JJ11 2G059/JJ17 2G059/JJ19 2G059/JJ20 2G059/KK04 2G059/MM01 2G059/PP04 2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA27 2H040/DA14 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/CC07 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/LL03 4C061/LL08 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/PP01 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR01 4C061/RR13 4C061/RR18 4C061/RR26 4C061/SS21 4C061/WW04 4C061/WW08 4C061/WW10 4C061/WW15 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/CC07 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/LL03 4C161/LL08 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/PP01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR01 4C161/RR13 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW10 4C161/WW15		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP5412387B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜装置和内窥镜诊断装置，其能够通过以预定的偏振特性获得偏振特性的图像，从病变部位等可区别地显示表达组织。解决方案：具有插入的内窥镜装置插入到对象体中的部分包括三种或四种类型的偏振保留光纤，它们引导三种或四种类型的线性偏振，每种线性偏振具有不同的偏振角直到插入部分的前端部分，同时保持偏振角。

