

(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2012-10757

(P2012-10757A)

(43) 公開日 平成24年1月19日(2012.1.19)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	4 C 0 6 1
G 0 1 J 4/04 (2006.01)	G 0 1 J 4/04 A	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2010-147730 (P2010-147730)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成22年6月29日 (2010. 6. 29)		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

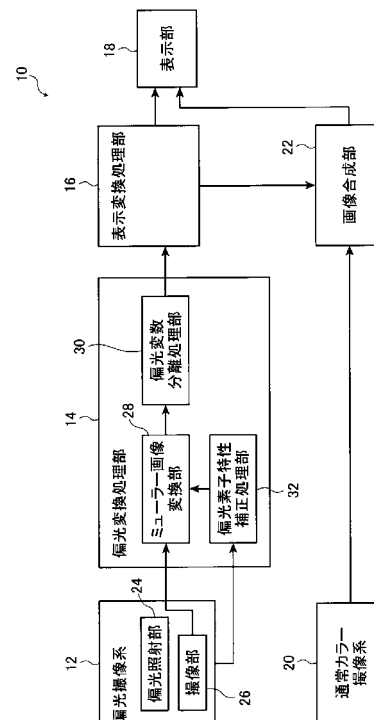
(54) 【発明の名称】 偏光画像計測装置、及び偏光画像計測表示システム

(57) 【要約】

【課題】 病変部等からの表出組織を識別することができ、粘膜内がんの浸潤度の診断を可能とする偏光画像を得ることができる偏光画像計測装置及び表出組織を識別可能に表示することができる偏光画像計測表示システムを提供する。

【解決手段】 生体の所定部位にその表層から複数の偏光状態の照射光を照射する偏光照射手段と、所定部位の表層からの複数の偏光状態の反射光をそれぞれ撮像する撮像手段と、撮像された複数の光強度画像情報に偏光変換処理を行って、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、所定の偏光特性による偏光特性画像情報に変換し、偏光特性画像情報に基づいて偏光特性による偏光特性画像を得る偏光変換処理手段と、を備えることにより、上記課題を解決する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体の所定部位の表層の偏光画像を計測する偏光画像計測装置であって、
前記所定部位に、その表層から複数の偏光状態の照射光をそれぞれ照射する偏光照射手段と、

該偏光照射手段によって照射された前記複数の偏光状態の照射光の、前記所定部位の表層からの複数の偏光状態の反射光をそれぞれ撮像する撮像手段と、

該撮像手段によってそれぞれ撮像された前記複数の偏光状態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、前記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、所定の偏光特性による偏光特性画像情報に変換し、該偏光特性画像情報に基づいて前記偏光特性による偏光特性画像を得る偏光変換処理手段と、を備えることを特徴とする偏光画像計測装置。

10

【請求項 2】

前記表出組織は、線維状組織である請求項 1 に記載の偏光画像計測装置。

【請求項 3】

前記線維状組織は、膠原線維、神経線維、又は筋線維である請求項 2 に記載の偏光画像計測装置。

【請求項 4】

前記偏光特性は、Mueller変数であり、前記偏光特性画像情報は、Mueller画像情報である請求項 1～3 のいずれか 1 項に記載の偏光画像計測装置。

20

【請求項 5】

前記偏光照射手段は、光源と、該光源より前記所定部位側に配置され、前記複数の偏光状態内の 1 つの偏光状態の光のみをそれぞれ透過させる第 1 偏光フィルタ部と、を有し、

前記撮像手段は、撮像素子と、該撮像素子より前記所定部位側に配置され、前記第 1 偏光フィルタ部を透過する前記光の前記 1 つの偏光状態に対応する 1 つの偏光状態の光のみをそれぞれ透過する第 2 偏光フィルタ部と、を有する請求項 1～4 のいずれか 1 項に記載の偏光画像計測装置。

【請求項 6】

前記第 1 偏光フィルタ部は、前記光源より前記所定部位側に配置される第 1 偏光子と、該偏光子より前記所定部位側に固定配置され、前記 1 つの偏光状態の光のみをそれぞれ順次透過させる第 1 位相差付与手段と、を有し、

30

前記第 2 偏光フィルタ部は、前記撮像素子より前記所定部位側に配置される第 2 偏光子と、該偏光子より前記所定部位側に固定配置され、前記対応する 1 つの偏光状態の光のみをそれぞれ順次透過させる第 2 位相差付与手段と、を有する請求項 5 に記載の偏光画像計測装置。

【請求項 7】

前記第 1 及び第 2 偏光子は、偏光板であり、

前記第 1 位相差付与手段は、位相差シート、回転位相差板、又は 2 枚の位相変調素子であり、

前記第 2 位相差付与手段は、回転位相差板、2 枚の位相変調素子、パターンニング偏光板又はパターンニング偏光 / 波長板である請求項 6 に記載の偏光画像計測装置。

40

【請求項 8】

腹腔鏡を用いた偏光画像計測装置であって、

前記偏光照射手段の前記第 1 位相差付与手段及び前記撮像手段の前記第 2 位相差付与手段は、共に、回転位相差板、又は 2 枚の位相変調素子である請求項 6 又は 7 に記載の偏光画像計測装置。

【請求項 9】

内視鏡を用いた偏光画像計測装置であって、

さらに、前記偏光照射手段の前記第 1 位相差付与手段から出射された偏光された光を、前記生体の所定部位に伝送する、前記内視鏡内の光ファイバと、該光ファイバで伝送され

50

た光を前記生体の所定部位に照射する光プローブと、を有し、

前記撮像手段の前記撮像素子、前記第2偏光子及び前記第2位相差付与手段としてのパターンニング偏光板又はパターンニング偏光ノ波長板は、前記光プローブ内に組み込まれる請求項6又は7に記載の偏光画像計測装置。

【請求項10】

請求項1～9のいずれか1項に記載の偏光画像計測装置と、

さらに、前記偏光画像計測装置の前記偏光変換処理手段で得られた前記偏光特性画像情報に表示変換処理を行って、前記偏光特性画像を前記所定部位の表層に表出する前記表出組織が前記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情報に変換する表示変換処理手段と、

該表示変換処理手段で得られた前記表示用偏光特性画像情報に基づいて、前記所定部位の表層に表出する前記表出組織が前記表層の組織と識別可能に可視化して表示された前記偏光特性画像を表示する表示手段と、を備えることを特徴とする偏光画像計測表示システム。

【請求項11】

前記表示変換処理手段は、前記偏光特性画像情報に基づいて、前記偏光特性の強度に応じて前記表出組織及び前記表層の組織に彩色すべき色を決定し、該表出組織及び該表層の組織に前記彩色すべき色をカラーマッピングすることにより該表出組織の表出分布を可視化して表示するための前記表示用偏光特性画像情報を生成するものであり、

前記表示手段は、前記表示用偏光特性画像情報に基づいて、前記彩色すべき色に彩色された前記表出組織の分布を可視化可能に表示するものである請求項10に記載の偏光画像計測表示システム。

【請求項12】

請求項8に記載の腹腔鏡を用いた偏光画像計測装置を用いた請求項10又は11に記載の偏光画像計測システムを用いることを特徴とする腹腔鏡ナビゲーション装置。

【請求項13】

請求項9に記載の内視鏡を用いた偏光画像計測装置を用いた請求項10又は11に記載の偏光画像計測システムを用いることを特徴とする内視鏡診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、偏光画像計測装置、及び偏光画像計測表示システムに関し、詳しくは、内視鏡診断装置及び腹腔鏡ナビゲーション装置に適用され、生体の所定部位の表層の偏光画像を計測し、病変部等からの表出組織を識別することができる偏光画像、特に、所定の偏光特性による偏光特性画像を得ることができる偏光画像計測装置、これを用い、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偏光画像計測表示システム、これを用いる内視鏡診断装置及び腹腔鏡ナビゲーション装置に関するものである。

【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）。

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と開示されている。

【 0 0 0 3 】

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。

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、脂肪表面で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 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 9 - 2 4 0 6 7 6 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 6 - 3 2 5 9 7 3 号 公 報

【 特許文献 3 】 特開 2 0 0 7 - 2 8 2 9 6 5 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

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 (s m 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。

【 0 0 0 6 】

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。

【 0 0 0 7 】

本発明の目的は、上記従来技術の問題点を解消し、所定の偏光特性による偏光特性画像を得ることにより、病変部等からの表出組織を識別することができ、がんの浸潤度の診断を可能とする偏光画像を得ることができる偏光画像計測装置、並びに、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、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偏光画像計測表示システムを提供することにある。

また、本発明の目的は、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を提供するものである。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

上記目的を達成するために、本発明の第 1 の態様の偏光画像計測装置は、生体の所定部位の表層の偏光画像を計測する偏光画像計測装置であって、前記所定部位に、その表層から複数の偏光状態の照射光をそれぞれ照射する偏光照射手段と、該偏光照射手段によって

照射された前記複数の偏光状態の照射光の、前記所定部位の表層からの複数の偏光状態の反射光をそれぞれ撮像する撮像手段と、該撮像手段によってそれぞれ撮像された前記複数の偏光状態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、前記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、所定の偏光特性による偏光特性画像情報に変換し、該偏光特性画像情報に基づいて前記偏光特性による偏光特性画像を得る偏光変換処理手段と、を備えることを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

また、上記目的を達成するために、本発明の第 2 の態様の偏光画像計測表示システムは、上記第 1 の態様の偏光画像計測装置と、さらに、前記偏光画像計測装置の前記偏光変換処理手段で得られた前記偏光特性画像情報に表示変換処理を行って、前記偏光特性画像を前記所定部位の表層に表出する前記表出組織が前記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情報に変換する表示変換処理手段と、該表示変換処理手段で得られた前記表示用偏光特性画像情報に基づいて、前記所定部位の表層に表出する前記表出組織が前記表層の組織と識別可能に可視化して表示された前記偏光特性画像を表示する表示手段と、を備えることを特徴とする。

10

ここで、前記表示変換処理手段は、前記偏光特性画像情報に基づいて、前記偏光特性の強度に応じて前記表出組織及び前記表層の組織に彩色すべき色を決定し、該表出組織及び該表層の組織に前記彩色すべき色をカラーマッピングすることにより該表出組織の表出分布を可視化して表示するための前記表示用偏光特性画像情報を生成するものであり、前記表示手段は、前記表示用偏光特性画像情報に基づいて、前記彩色すべき色に彩色された前記表出組織の分布を可視化可能に表示するものであるのが好ましい。

20

【 0 0 1 0 】

上記各態様において、前記表出組織は、線維状組織であるのが好ましく、前記線維状組織は、膠原線維、神経線維、又は筋線維であるのが好ましい。

また、前記偏光特性は、Mueller変数であり、前記偏光特性画像情報は、Mueller画像情報であるのが好ましい。

【 0 0 1 1 】

また、前記偏光特性は、位相差であり、前記偏光特性画像は、位相差画像であるのが好ましく、又は、前記偏光特性は、偏光解消度であり、前記偏光特性画像は、偏光解消度画像であるのが好ましく、又は、前記偏光特性は、位相差及び位相差の方位であり、前記偏光特性画像は、位相差の方位画像であるのが好ましく、又は、前記偏光特性は、光の偏光度であり、前記偏光特性画像は、光の偏光度画像であるのが好ましく、又は、前記偏光特性は、二色性であり、前記偏光特性画像は、二色性画像であるのが好ましく、又は、前記偏光特性は、二色性及び二色性方位であり、前記偏光特性画像は、二色性方位画像であるのが好ましく、又は、前記偏光特性は、旋光性であり、前記偏光特性画像は、旋光性画像であるのが好ましく、又は、前記偏光特性は、p 偏光及び s 偏光であり、前記偏光特性画像は、p 偏光及び s 偏光画像であるのが好ましい。

30

【 0 0 1 2 】

上記第 1 及び第 2 の態様において、前記偏光照射手段は、光源と、該光源より前記所定部位側に配置され、前記複数の偏光状態内の 1 つの偏光状態の光のみをそれぞれ透過させる第 1 偏光フィルタ部と、を有し、前記撮像手段は、撮像素子と、該撮像素子より前記所定部位側に配置され、前記第 1 偏光フィルタ部を透過する前記光の前記 1 つの偏光状態に対応する 1 つの偏光状態の光のみをそれぞれ透過する第 2 偏光フィルタ部と、を有するのが好ましい。

40

また、前記第 1 偏光フィルタ部は、前記光源より前記所定部位側に配置される第 1 偏光子と、該偏光子より前記所定部位側に固定配置され、前記 1 つの偏光状態の光のみをそれぞれ順次透過させる第 1 位相差付与手段と、を有し、前記第 2 偏光フィルタ部は、前記撮像素子より前記所定部位側に配置される第 2 偏光子と、該偏光子より前記所定部位側に固定配置され、前記対応する 1 つの偏光状態の光のみをそれぞれ順次透過させる第 2 位相差付与手段と、を有するのが好ましい。

50

さらに、前記第 1 及び第 2 偏光子は、偏光板であり、前記第 1 位相差付与手段は、位相差シート、回転位相差板、又は 2 枚の位相変調素子であり、前記第 2 位相差付与手段は、回転位相差板、2 枚の位相変調素子、パターンニング偏光板又はパターンニング偏光 / 波長板であるのが好ましい。ここで、パターンニング偏光板は、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ニング素子をアレイ状に配置したものであるのが好ましく、パターンニング偏光 / 波長板は、互いに偏光状態の異なる 4 つの偏光子のアレイと、その中の 1 つの偏光子に貼付された波長板 (位相子) とからなる偏光子及び位相子パターンニング素子をアレイ状に配置したものであるのが好ましい。

【 0 0 1 3 】

また、腹腔鏡を用いた、上記第 1 の態様の偏光画像計測装置であって、前記偏光照射手段の前記第 1 位相差付与手段及び前記撮像手段の前記第 2 位相差付与手段は、共に、回転位相差板、又は 2 枚の位相変調素子であるのが好ましい。

また、本発明は、上記の腹腔鏡を用いた偏光画像計測装置を用いた上記第 2 の態様の偏光画像計測システムを用いることを特徴とする腹腔鏡ナビゲーション装置を提供するものであっても良い。

【 0 0 1 4 】

また、内視鏡を用いた、上記第 1 の態様の偏光画像計測装置であって、さらに、前記偏光照射手段の前記第 1 位相差付与手段から出射された偏光された光を、前記生体の所定部位に伝送する、前記内視鏡内の光ファイバと、該光ファイバで伝送された光を前記生体の所定部位に照射する光プローブと、を有し、前記撮像手段の前記撮像素子、前記第 2 偏光子及び前記第 2 位相差付与手段としてのパターンニング偏光板又はパターンニング偏光 / 波長板は、前記光プローブ内に組み込まれるのが好ましい。

また、本発明は、上記の内視鏡を用いた偏光画像計測装置を用いた上記第 2 の態様の偏光画像計測システムを用いることを特徴とする内視鏡診断装置を提供するものであっても良い。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明の各態様によれば、所定の偏光特性による偏光特性画像を得ることができ、病変部等からの表出組織を識別することができ、粘膜内がんの浸潤度の診断を可能とする偏光画像を得ることができる。

また、本発明の第 2 の態様によれば、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。

【 0 0 1 6 】

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「粘膜筋板の有無」に対応する「粘膜層に表出する膠原線維の有無」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。

また、本発明の第 2 の態様によれば、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無」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。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 7 】

【 図 1 】 本発明の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

10

20

30

40

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。

10

【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。

20

【図 11】本発明の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。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、添付の図面に示す好適実施形態に基づいて、本発明に係る偏光画像計測装置、及び偏光画像計測表示システムを詳細に説明する。

図 1 は、本発明の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。

【0019】

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。

30

【0020】

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のカラ画像に重ねて、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。

40

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

【0021】

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

50

む高次の偏光パラメータ（ミューラー（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ーラー計測ができるミュー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偏光状態の照射光をそれぞれ照射する偏光照射部 2 4 と、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それぞれ受光して、所定部位の表層の複数の光強度画像を撮像する撮像部 2 6 と、を有するものである。

本発明においては、偏光撮像系 1 2 は、このようなミュー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 2 4 及び撮像部 2 6 としては、種々のタイプのものを用いることができる。

【 0 0 2 2 】

10

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 1 2 a は、図 1 に示す偏光撮像系 1 2 として用いられ、アザム（Azimuth）方式の 2 重位相子型のミュー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 2 4 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 2 6 a を有する。

偏光照射部 2 4 a は、光源 3 4 と、光源 3 4 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 3 6 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 3 8 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 4 0 a とを有する。

20

また、撮像部 2 6 a は、CCD カメラ 4 2 と、カメラ 4 2 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 3 6 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 3 8 b を備え、第 1 偏光フィルタ部 4 0 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 4 0 b とを有する。

【 0 0 2 3 】

偏光照射部 2 4 a に用いられる光源 3 4 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ビームを射出するレーザや 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 やレーザからなる白色 LED や白色レーザ、所定波長のレーザと蛍光体とからなる擬似白色レーザ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。

30

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。

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。

40

【 0 0 2 4 】

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。

50

また、第 1 及び第 2 偏光フィルタ部 40 a 及び 40 b の回転位相差板 38 a 及び 38 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 38 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 38 a 及び 38 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。

なお、回転位相差板 38 a 及び 38 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 38 a 及び 38 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。

10

【0025】

偏光撮像系 12 a の偏光照射部 24 a の第 1 偏光フィルタ部 40 a と、撮像部 26 a の第 2 偏光フィルタ部 40 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。

この偏光撮像系 12 a は、回転位相差板 38 a 及び 38 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 24 a 及び撮像部 26 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 38 a 及び 38 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。

20

【0026】

ここで、例えば、図示例の実施形態の偏光撮像系 12 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。

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（ $= 4 \times 4$ ）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 40 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 40 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 38 a 及び 38 b を回転させる必要がある。

30

【0027】

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 $\lambda / 4$ 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 $\lambda / 4$ 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。

40

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。

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（

50

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。

【0028】

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

例えば、第1偏光フィルタ部 40a の回転位相差板 38a の $\lambda/4$ 波長板の回転角度 θ 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 40b の回転位相差板 38b の $\lambda/4$ 波長板の回転角度を、その5倍以上、すなわち 5θ 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。

また、詳細は後述するが、本発明では、偏光撮像系 12a において、 $\lambda/4$ 波長板の偏光角度 θ 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。

【0029】

なお、回転位相差板 38a 及び 38b 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 $\rightarrow$ 楕円偏光 $\rightarrow$ 円偏光、光軸方向が $0^\circ \rightarrow 180^\circ$ (= 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、回転位相差板 38a 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。

【0030】

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。

【0031】

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。

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。

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

10

20

30

40

50

らなる第 1 偏光フィルタ部 4 6 a と、を有し、撮像部 2 6 b は、第 1 及び第 2 位相変調素子 4 4 b 及び 4 5 b、並びに偏光板 3 6 b からなる第 2 偏光フィルタ部 4 6 b と、カメラ 4 2 とを有する。

【0032】

偏光照射部 2 4 b の第 1 偏光フィルタ部 4 6 a に用いられる第 1 及び第 2 位相変調素子 4 4 a 及び 4 5 a は、撮像部 2 6 b の第 2 偏光フィルタ部 4 6 b に用いられる第 1 及び第 2 位相変調素子 4 4 b 及び 4 5 b 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 4 4 a、4 4 b、4 5 a 及び 4 5 b 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 4 4 a、4 4 b、4 5 a 及び 4 5 b 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。

このような第 1 位相変調素子 4 4 a 及び 4 4 b (例えば 0 度に配置) に対してそれぞれ第 2 位相変調素子 4 5 a 及び 4 5 b を 4 5 度傾けて設置 (例えば 4 5 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 4 4 a に、4 5° の方向の直線偏光が入射する場合、位相変調素子 4 4 a の位相差 (複屈折率) が 0 ($= 0^\circ$) 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 4 4 a の位相差が $\lambda/4$ ($= 90^\circ = \pi/2$) 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となる。

【0033】

このため、偏光撮像系 1 2 b では、第 1 位相変調素子 4 4 a 及び 4 4 b と第 2 位相変調素子 4 5 a 及び 4 5 b とを組み合わせることで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 3 8 a 及び 3 8 b 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 4 4 a 及び 4 4 b をそれぞれ第 2 位相変調素子 4 5 a 及び 4 5 b と組み合わせることにより、図 2 に示す偏光撮像系 1 2 a において回転位相差板 3 8 a 及び 3 8 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 2 4 b からの入射光においても、撮像部 2 6 b 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。

【0034】

すなわち、偏光照射部 2 4 b の第 1 偏光フィルタ部 4 6 a の第 1 位相変調素子 4 4 a を、例えば、その遅相軸が偏光板 3 6 a 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 $\Delta 1$ 、 $\Delta 2$ となるようにすると共に、第 1 位相変調素子 4 4 b を、その遅相軸が偏光板 3 6 a の遅相軸に対して 4 5 度、すなわち軸 (屈折率の高い方向) の角度が 4 5° 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 $\Delta 1$ 、 $\Delta 2$ となるようにすることにより、偏光照射部 2 4 b 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ることができる。

一方、撮像部 2 6 b の第 2 偏光フィルタ部 4 6 a の第 2 位相変調素子 4 5 a 及び 4 5 b についても同様に、第 2 位相変調素子 4 5 b 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 $\Delta 1$ 、 $\Delta 2$ となるようにすると共に、第 2 位相変調素子 4 4 a を、軸 (屈折率の高い方向) の角度が 4 5° となるように設定し、位相差が $\Delta 1$ 、 $\Delta 2$ となるようにすることにより、撮像部 2 6 b 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ることができる。

したがって、本実施形態の偏光撮像系 1 2 b 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

10

20

30

40

50

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。

【0035】

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。

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。

【0036】

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。

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 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ニング偏光 / 波長板 52 からなる第 2 偏光フィルタ部 54 と、CCD 56 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 に示す偏光撮像系 12b 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。

【0037】

光ファイバ 48 は、内視鏡の光伝送部として機能し、第 2 偏光フィルタ部 54 を透過した所定の偏光状態の照射光を光プローブ 50 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。

CCD 56 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、CMOS などの他の撮像素子を用いても良い。

【0038】

光プローブ 50 内に配置されるパターンニング偏光 / 波長板 52 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 55a と、その中の 1 つの偏光子に貼付された位相子（波長板）55b と、を備える矩形状の偏光子及び位相子パターンニング素子 53 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、パターンニング偏光 / 波長板 52 は、単独で第 2 偏光フィルタ部 54 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 40b 及び 46b と同様の機能を有するものである。

なお、偏光子及び位相子パターンニング素子 53 としては、図 4(b) に拡大して示すように、矩形状の偏光板 55a 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 53a、左上の偏光角 90° の偏光子 53b、右上の偏光角 45° の偏光子 53c、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 53d 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。

【0039】

このように、偏光子及び位相子パターンニング素子 53 の偏光子 53b 及び 53a によって縦（ 90° ）と横（ 0° ）との偏光成分、偏光子 53c によって斜め（ 45° ）の偏光成分、位相子貼付偏光子 53d によって楕円偏光成分（円偏光成分： 90° 、 45° ）（

10

20

30

40

50

軸（屈折率の高い方向）の角度： 90° 、位相差： $\Delta 1 = 0$ 、軸の角度： 90° 、位相差： $\Delta 2 = \lambda / 4$ ）を求めることができるので、図 2 及び図 3 に示す撮像部 26a 及び 26b の第 2 偏光フィルタ部 40b 及び 46b と同様に、撮像部 26c 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。

したがって、本実施形態の偏光撮像系 12c 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。

10

【0040】

なお、ミューラー行列に含まれる全 16 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 12c の第 2 偏光フィルタ部 54 において、偏光子及び位相子パターンニング素子 53 のアレイからなるパターンニング偏光 / 波長板 52 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ニング素子、すなわち、図 4 (a) に示す偏光子及び位相子パターンニング素子 53 の右下の、楕円偏光成分に対応する位相子貼付偏光子 53d がなく、偏光子 53a、53b 及び 53c の 3 つのみからなる偏光子パターンニング素子のアレイ状に配置したパターンニ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 16 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 12 偏光変数を求めることができる。

20

【0041】

なお、パターンニング偏光 / 波長板 52 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 53 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 53a ~ 53d のそれぞれに CCD 56 の 1 画素を正確に対応させ、各偏光子 53a ~ 53d からの偏光のみを検出する必要がある。しかし、偏光子 53a ~ 53d の各々と CCD 56 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、CCD 56 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。

上述したように、偏光子及び位相子パターンニング素子 53 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、CCD 56 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 20 万画素であれば、CCD 56 の画素数は、80 万画素又は 60 万画素となり、光強度画像の画素数が、例えば 100 万画素であれば、CCD 56 の画素数は、400 万画素又は 300 万画素となる。

30

【0042】

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 12c に限定されず、図 5 (a) に示す偏光撮像系 12d のように、図 4 (a) に示す偏光照射部 24c の第 1 偏光フィルタ部 46a の第 1 及び第 2 位相変調素子 44a 及び 45a の代わりに、図 2 に示す回転位相差板 38a を用いる第 1 偏光フィルタ部 40a を備える偏光照射部 24d を用いても良い。

40

なお、偏光撮像系 12c 及び 12d は、光プローブ 50 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 53 をアレイ状に配置したパターンニング偏光 / 波長板 52 及び CCD 56 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。

【0043】

また、図 6 に示す偏光撮像系 12e のように、図 4 (a) に示す偏光撮像系 12c において、撮像部 26c の光プローブ 50 内に配置されるパターンニング偏光 / 波長板 52 及び CCD 56 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 50 の光ファイバ 48 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

50

フィルタ部 46b を用い、光ファイバ 48 の他端から射出された偏光反射光を、イメージファイバ 58 で伝送して、第 2 偏光フィルタ部 46b に入射させ、偏光フィルタ部 46b の後ろに配置された CCD 56 で撮像する撮像部 26d を用いても良い。

この偏光撮像系 12e では、消化器 B からの偏光反射光を、光ファイバ 48 及びイメージファイバ 58 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 50 内に撮像部 26d 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。

本実施形態の偏光撮像系 12e でも、偏光撮像系 12c 及び 12d 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。

10

【0044】

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 12c、12d 及び 12e に限定されず、偏光照射部 24 及び撮像部 26 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 12 は、基本的に以上のように、構成される。

【0045】

次に、偏光変換処理部 14 は、図 1 に示すように、偏光撮像系 12 で撮像された偏光光（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ー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ーラー画像（複数フレームのミューラー画像情報）を得るミューラー画像変換部 28 と、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）に変換する偏光変数分離処理部 30 と、ミューラー画像変換部 28 においてミュー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）、パターンニング偏光／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。

20

【0046】

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

30

ところで、サンプル M がミューラー行列 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、ミューラー行列 M、すなわちその要素を求める必要がある。ここで、ミューラー行列 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 個のミューラー画像を得ることになる。

【0047】

【数 1】

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

40

... .. (1)

【0048】

ここで、ミューラー行列 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 $m_{11} \sim m$

50

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、ミューラー行列 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 がミューラー行列で表わされるミューラー計測システムを構成する必要があり、このミュー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、このミュー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。

【0049】

ここで、ミューラー画像変換部 28 におけるミュー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、上記ミューラー行列 M で表わされ、図 7 に示すミュー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、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 36a 及び 36b のミューラー行列が P_1 及び P_2 で、角度 θ における $1/4\lambda$ 板（ $\lambda/4$ 波長板）38a 及び 38b のミューラー行列が $R_1(\theta)$ 及び $R_2(5\theta)$ で表わされる場合、下記式（2）を満足する。

【0050】

【数 2】

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

... .. (2)

【0051】

ここで、ストークスパラメータ S'_0 は、 $I(\theta)$ （ $S'_0 = I(\theta)$ ）であるので、 $1/4\lambda$ 板（ $\lambda/4$ 波長板）38a 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】

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

... .. (3)

ここで、光強度の実測値を $\Phi(\theta)$ とすると、最小二乗法によって $\Phi(\theta)$ と $I(\theta)$ 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 θ 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、 $I(\theta) = \Phi(\theta)$ としたときの 25 個の連立方程式を解くことになる。

【0052】

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。

$$m_{00} = a_0 - a_2 + a_8 - a_{10} + a_{12}$$

$$m_{01} = 2(a_2 - a_8 - a_{12})$$

$$m_{02} = 2(b_2 + b_8 - b_{12})$$

$$m_{03} = b_1 - 2b_{11} = b_1 + 2b_9 = b_1 + b_9 - b_{11}$$

$$m_{10} = 2(-a_8 + a_{10} - a_{12})$$

$$\begin{aligned}
m_{11} &= 4(a_8 + a_{12}) \\
m_{12} &= 4(-b_8 + b_{12}) \\
m_{13} &= -4b_9 = 4b_{11} = 2(-b_9 + b_{11}) \\
m_{20} &= 2(-b_8 + b_{10} - b_{12}) \\
m_{21} &= 4(b_8 + b_{12}) \\
m_{22} &= 4(a_8 - a_{12}) \\
m_{23} &= 4a_9 = -4a_{11} = 2(a_9 - a_{11}) \\
m_{30} &= 2b_3 - b_5 = -b_5 + 2b_7 = b_3 - b_5 + b_7 \\
m_{31} &= -4b_3 = -4b_7 = -2(b_3 + b_7) \\
m_{32} &= -4a_3 = 4a_7 = 2(-a_3 + a_7) \\
m_{33} &= -2a_4 = 2a_6 = -a_4 + a_6 \quad \dots \dots (4)
\end{aligned}$$

10

20

30

40

50

【0053】

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 $\lambda/4$ 板は材料の波長特性や製造技術により、厳密に $\lambda/4$ (90°)にすることは難しいため、 $\lambda/4$ 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。

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 θ 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。

【0054】

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ことがわかる。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。

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。

【0055】

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($90^\circ/45^\circ$)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。

【0056】

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度を表わすものであるということもできる。

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。

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。

【0057】

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_{Δ} 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 とするとき、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。

$$M = M_{\Delta} M_R M_D \quad \dots (5)$$

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_{Δ} 、 M_R 、及び M_D を求め、行列 M_{Δ} 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。

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）。

【0058】

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 $m_{00} \sim m_{33}$ 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。

10

20

30

【数 4】

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

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

10

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

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

【0 0 5 9】

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。

20

【数 5】

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

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

30

【0 0 6 0】

また、行列 M_Δ 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_Δ は、下記式 (13) で与えられることが分かる。ここで、 m' 、 κ_1 、 κ_2 及び κ_3 は、それぞれ上記式 (14)、(15)、(16)、(17) 及び (18) で与えられる。なお、 λ_1 、 λ_2 、及び λ_3 は、 m_Δ の固有値から導くことができる。

$$M_\Delta = M M_D^{-1} M_R^{-1} \cdots (12)$$

【数 6】

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

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

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

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

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

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

【0061】

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。

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。

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。

【0062】

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パラメータ設定部 88 とを有する。

【0063】

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 82 の出力信号は、0 ~ 360° の画像情報である。

分離後画像形成部 84 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 82 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

10

20

30

40

50

分離後画像形成パラメータ設定部 88 で設定された所定の偏光特性の強調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ということもできる。

【0064】

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。

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」90a を挙げることができる。ここで、分離部 82 では、この透過モデル 90a を前提として、偏光変数分離処理部 30 で変数分離している。この透過モデル 90a 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 90a 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。

【0065】

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」90b 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 30 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。

なお、図 8 に示す生体観察モデル設定部 86 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 90a や反射モデル 90b 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 86 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 30 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。

【0066】

分離後画像形成パラメータ設定部 88 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 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。

なお、本発明者らが、このような分離後画像形成パラメータ設定部 88 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、分離後画像形成パラメータ設定部 88 から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。

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 $0 \sim 360^\circ$ 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、分離後画像形成パラメータ設定部 88 によって、 $140^\circ \pm 10^\circ$ の領域を設定することができる。

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。

【0067】

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。

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 60 a 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。

【 0068 】

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 60 b 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 60 b 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 60 a 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。

【 0069 】

これに対し、図 10 (c) に示すがん 72 が進行している、すなわち粘膜下層浸潤がん (s m がん) 72 が存在する生体の表層近傍の組織 60 c では、粘膜下層浸潤がん 72 に進行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 が表層の粘膜層 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 60 c 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。

【 0070 】

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。

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。

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に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。

【 0071 】

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。

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。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 2 】

表示部 1 8 は、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のである。表示部 1 8 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。

なお、表示部 1 8 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。

また、通常カラー撮像素 2 0 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素を用いることができる。

また、画像合成部 2 2 は、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及び通常カラー撮像素 2 0 で得られた通常の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の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を生成する。その結果、表示部 1 8 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。

本発明の偏光画像計測装置及び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。

【 0 0 7 3 】

以下に、本発明の偏光画像計測装置及び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 1 1 は、本発明の偏光画像計測装置及び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。

まず、本発明では、ステップ S 1 0 0 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 1 0 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 1 0 で用いられる種々の初期値や条件を設定する。

【 0 0 7 4 】

次に、ステップ S 1 0 2 において、偏光画像計測表示システム 1 0 の偏光撮像素 1 2 の偏光照射部 2 4 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。

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。

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（N O）、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。

【 0 0 7 5 】

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

10

20

30

40

50

する。

【 0 0 7 6 】

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）に、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。

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。

10

こうして、本発明による偏光画像表示方法は終了する。

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。

【 0 0 7 7 】

なお、本発明によ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。

20

【 0 0 7 8 】

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。

30

【 0 0 7 9 】

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。

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。

【 0 0 8 0 】

40

本発明は、基本的に以上のようなものである。

以上、本発明の偏光画像計測装置、及び偏光画像計測表示システム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、種々の改良または変更をしてもよいのはもちろんである。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 1 】

1 0 偏光画像計測表示システム

1 2 , 1 2 a , 1 2 b , 1 2 c , 1 2 d , 1 2 e 偏光撮像系

1 4 偏光変換処理部

1 6 表示変換処理部

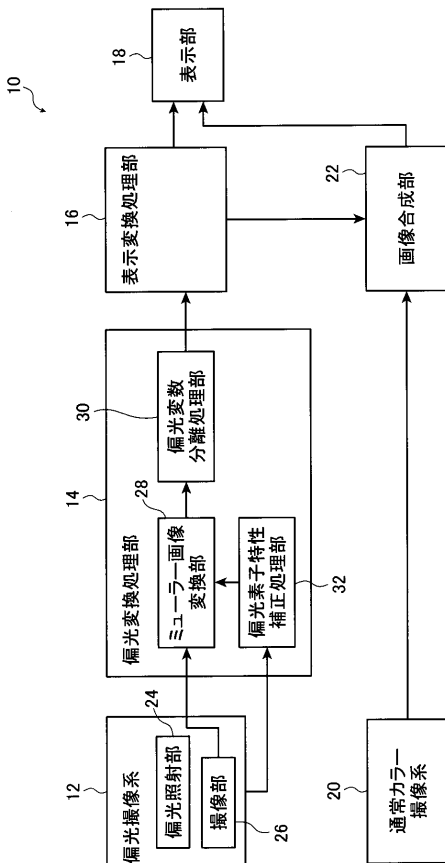
50

- 18 表示部
 20 通常カラー撮像素子
 22 画像合成部
 24, 24a, 24b, 24c 偏光照射部
 26, 26a, 26b, 26c, 26d 撮像素子
 28 ミューラー画像変換部
 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
 52 パターニング偏光ノ波長板
 53 偏光子及び位相子パターニング素子
 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

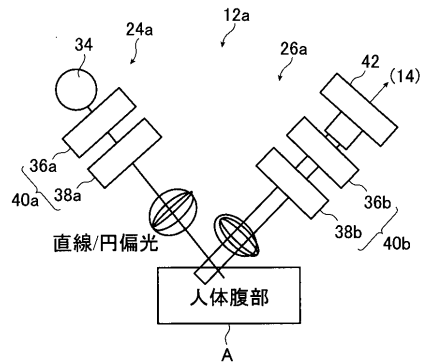
10

20

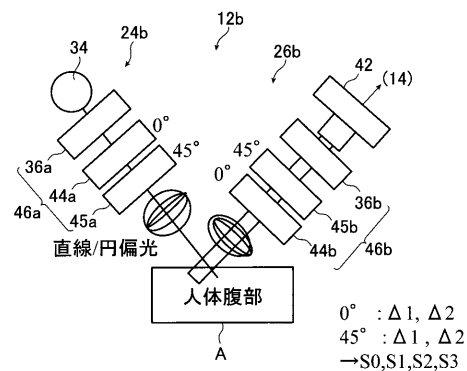
【図1】



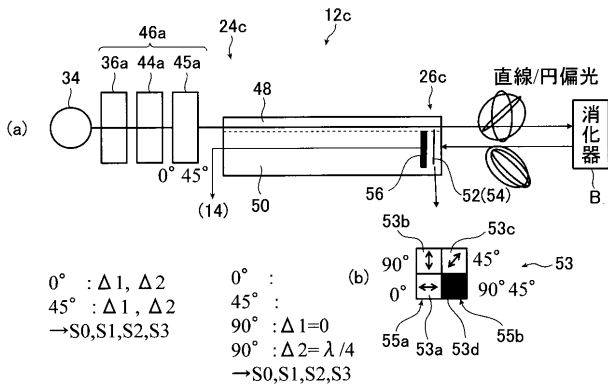
【図2】



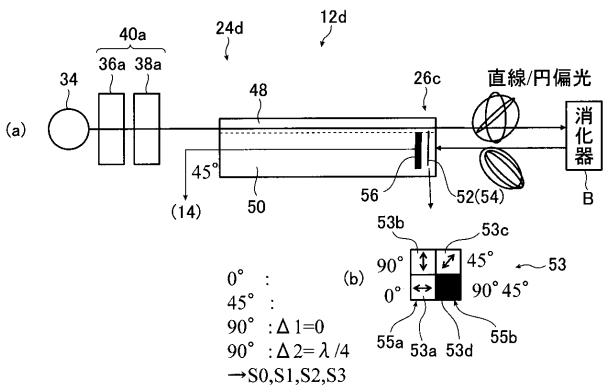
【図3】



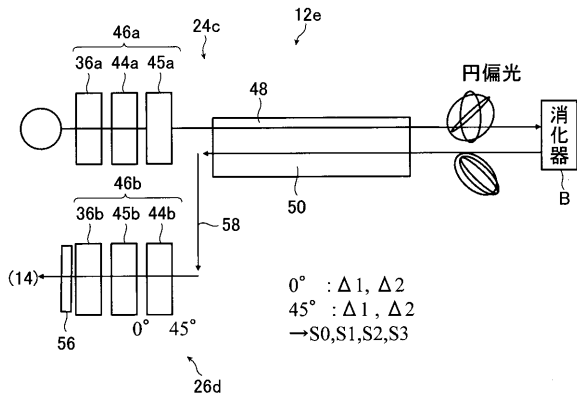
【図 4】



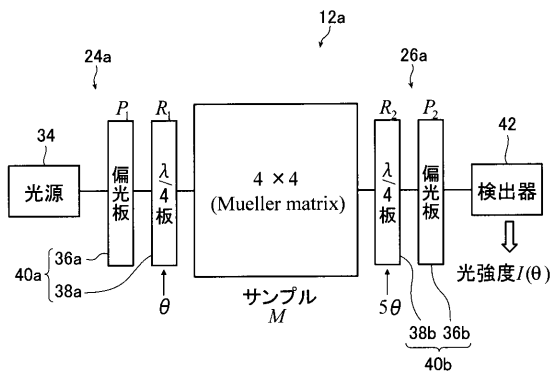
【図 5】



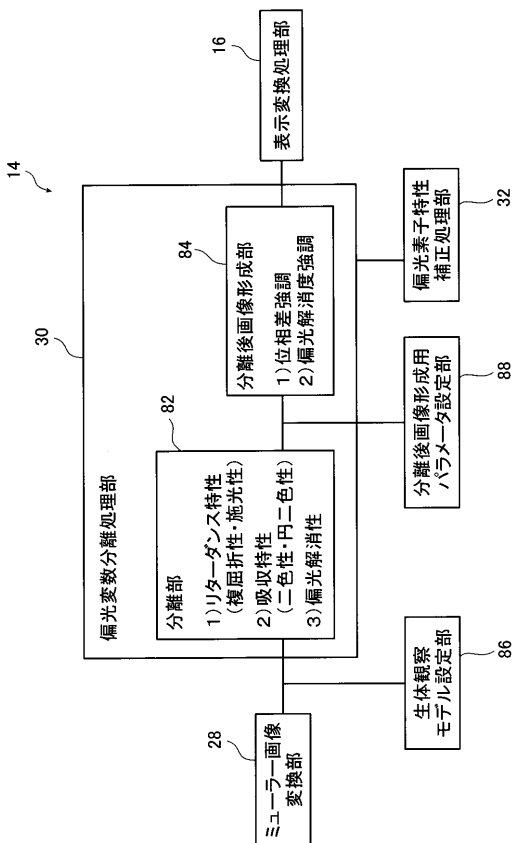
【図 6】



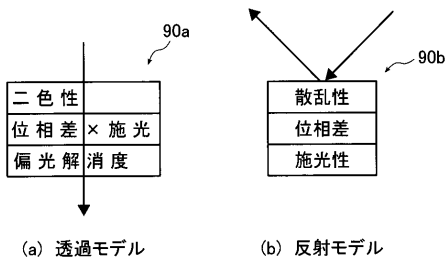
【図 7】



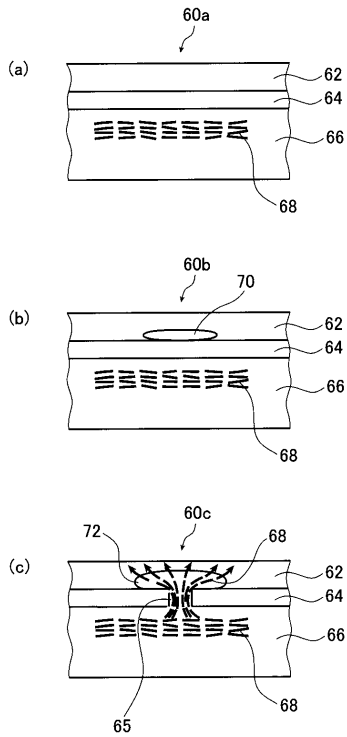
【図 8】



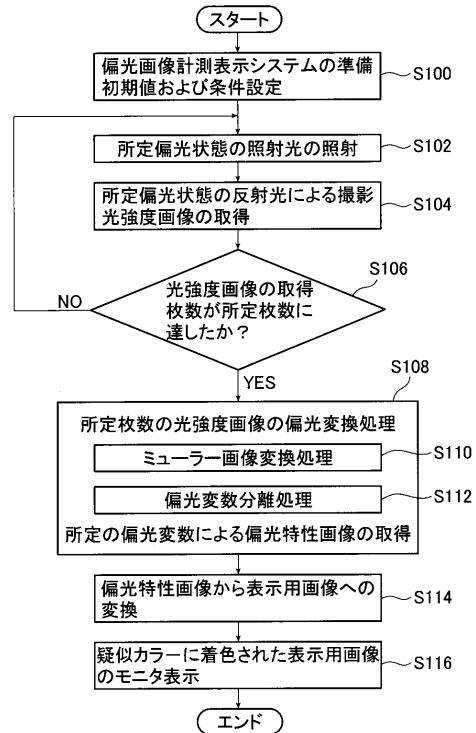
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 内田 俊男

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

(72)発明者 峯 苜 靖浩

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) 4C061 AA01 AA24 BB02 BB08 CC06 FF40 FF46 LL01 NN01 RR13
WW02 WW04 WW08
4C161 AA01 AA24 BB02 BB08 CC06 FF40 FF46 LL01 NN01 RR13
WW02 WW04 WW08

专利名称(译)	极化图像测量设备		
公开(公告)号	JP2012010757A	公开(公告)日	2012-01-19
申请号	JP2010147730	申请日	2010-06-29
[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 内田俊男 峯苔靖浩		
发明人	室岡 孝 内田 俊男 峯苔 靖浩		
IPC分类号	A61B1/00 G01J4/04		
FI分类号	A61B1/00.300.Y G01J4/04.A A61B1/00.521 A61B1/00.731 A61B1/045.610 A61B1/045.618 A61B1/07.731 A61B1/313		
F-TERM分类号	4C061/AA01 4C061/AA24 4C061/BB02 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/LL01 4C061/NN01 4C061/RR13 4C061/WW02 4C061/WW04 4C061/WW08 4C161/AA01 4C161/AA24 4C161/BB02 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/LL01 4C161/NN01 4C161/RR13 4C161/WW02 4C161/WW04 4C161/WW08		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP5587057B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种偏振光图像测量装置，其能够从病变区分表达组织并获得偏振光图像以能够诊断粘膜内癌的侵入程度，并提供偏振光图像测量该偏振光图像测量装置包括：偏振光照射器，用于将多个偏振照射光束从其表面层施加到活体的预定区域；以及显示系统，用于显示待区分的表达组织。图像拾取器，用于分别从该区域的表面层成像多个偏振反射光束；偏振光变换器，用于对多个成像光强度图像信息片进行偏振光变换处理，从而根据用于识别的预定偏振特性，将在该区域的表面层上表达的表达式变换为偏振光特征图像信息表面组织在表面层组织的表面层上表达，并根据偏振光特征图像信息获得取决于偏振特性的偏振光特征图像。

