

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5501155号  
(P5501155)

(45) 発行日 平成26年5月21日 (2014. 5. 21)

(24) 登録日 平成26年3月20日 (2014. 3. 20)

(51) Int. Cl.

F 1

**A 6 1 B 1/00 (2006. 01)**

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

**A 6 1 B 1/04 (2006. 01)**

A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 23 (全 42 頁)

(21) 出願番号 特願2010-184892 (P2010-184892)  
 (22) 出願日 平成22年8月20日 (2010. 8. 20)  
 (65) 公開番号 特開2012-40224 (P2012-40224A)  
 (43) 公開日 平成24年3月1日 (2012. 3. 1)  
 審査請求日 平成25年1月21日 (2013. 1. 21)

(73) 特許権者 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】 内視鏡診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

照明光を発する光源装置と、  
被検体内に挿入される挿入部、  
前記照明光を前記挿入部の先端部まで導光する第1の光ファイバ、  
前記第1の光ファイバにより前記挿入部の先端部まで導光される照明光から、1つの偏  
光状態の偏光光を通過させる第1の偏光子、及び、  
前記第1の偏光子を通過する偏光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第1の偏光変調手段を備える内視鏡装置と、  
前記第1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が被検体に照射され  
る毎に、該被検体からの反射光を撮像する撮像手段と、  
前記撮像手段から出力される、前記偏光状態の異なる複数の偏光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、

前記所定の偏光特性は、位相差、偏光解消度、位相差についての方角、吸収についての

10

20

方位、施光性、光の偏光度、光の偏光方位、二色性、二色方位性、P 偏光及び S 偏光からなる複数の偏光特性の中から、前記表層の組織及び前記表出組織に応じて、予め設定されたものであり、

前記プロセッサ装置は、前記複数の光強度画像情報にミュラー（Mueller）画像変換を行って複数のミュラー偏光変数についての複数のミュラー画像情報を得るミュラー画像変換手段と、得られた複数のミュラー画像情報に偏光変数分離処理を行って、前記表層の組織及び前記表出組織に応じて予め設定された、前記表層の組織と前記表出組織とで異なる前記所定の偏光特性についての前記偏光特性画像情報を得る偏光変数分離処理手段とを有することを特徴とする内視鏡診断装置。

【請求項 2】

前記プロセッサ装置は、更に、前記偏光変数分離処理手段による前記偏光変数分離処理の際に用いる、前記生体の所定部位の表層を観察するための生体観察モデルを設定する生体観察モデル設定手段を有し、

前記生体観察モデルは、前記複数の偏光特性の中から前記生体の所定部位の表層に応じて設定された偏光特性の層を複数重ねた観察モデルである請求項 1 に記載の偏光画像計測装置。

【請求項 3】

前記生体観察モデルは、散乱性を表す前記偏光解消度、前記位相差、前記施光性及び前記二色性の層を複数重ねた観察モデルである請求項 2 に記載の偏光画像計測装置。

【請求項 4】

前記偏光変数分離処理手段は、リターダンス特性、吸収特性及び前記偏光解消性の 3 つに分離し、これらの 3 つから前記複数の偏光特性を求めるものである請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の偏光画像計測装置。

【請求項 5】

前記撮像手段は、1 以上の偏光素子を備え、

前記プロセッサ装置は、前記ミュラー画像変換手段による前記ミュラー画像変換に用いられる偏光素子特性を補正する偏光素子補正処理手段を有する請求項 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 の偏光変調手段は、 $\lambda / 2$  波長板と、該  $\lambda / 2$  波長板を、その光軸を中心として所定の角度に回転させる回転手段とを備える請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【請求項 7】

前記回転手段は、前記  $\lambda / 2$  波長板の進相軸と該  $\lambda / 2$  波長板に入射される直線偏光の偏光面との間の角度を  $\theta$  として、 $2\theta = 0^\circ$ 、 $+45^\circ$ 、 $90^\circ$  となるように、前記  $\lambda / 2$  波長板を回転させるものである請求項 6 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 8】

前記回転手段は、前記  $\lambda / 2$  波長板の進相軸と該  $\lambda / 2$  波長板に入射される直線偏光の偏光面との間の角度を  $\theta$  として、 $2\theta = 0^\circ$ 、 $+45^\circ$ 、 $90^\circ$ 、 $-45^\circ$  となるように、前記  $\lambda / 2$  波長板を回転させるものである請求項 6 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 9】

前記第 1 の偏光変調手段は、 $\lambda / 4$  波長板と、該  $\lambda / 4$  波長板を、その光軸を中心として所定の角度に回転させる回転手段とを備える請求項 1 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 10】

前記回転手段は、前記  $\lambda / 4$  波長板の進相軸と該  $\lambda / 4$  波長板に入射される直線偏光の偏光面との間の角度を  $\theta$  として、 $\theta = 0^\circ$ 、 $\pm 45^\circ$  となるように、前記  $\lambda / 4$  波長板を回転させるものである請求項 9 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 11】

前記回転手段は、前記  $\lambda / 4$  波長板の進相軸と該  $\lambda / 4$  波長板に入射される直線偏光の偏光面との間の角度を  $\theta$  として、 $\theta = 0^\circ$ 、 $\pm 45^\circ$ 、 $90^\circ$  となるように、前記  $\lambda / 4$

10

20

30

40

50

波長板を回転させるものである請求項 9 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 1 2】

前記第 1 の偏光変調手段は、バビネソレイユ補償板と、該バビネソレイユ補償板の光軸方向の厚さを調整する調整手段とを備える請求項 1 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 1 3】

前記調整手段は、前記バビネソレイユ補償板から出射される S 偏光と P 偏光の位相差が、0、 $\lambda/4$ 、 $\lambda/2$  となるように、前記バビネソレイユ補償板の厚みを調整するものである請求項 1 2 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 1 4】

前記調整手段は、前記バビネソレイユ補償板から出射される S 偏光と P 偏光の位相差が、0、 $\lambda/4$ 、 $\lambda/2$ 、 $3\lambda/4$  となるように、前記バビネソレイユ補償板の厚みを調整するものである請求項 1 2 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 1 5】

前記第 1 の偏光変調手段は、光弾性変調器と、該光弾性変調器に加える電圧を調整する調整手段とを備える請求項 1 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 1 6】

前記調整手段は、前記光弾性変調器から出射される S 偏光と P 偏光の位相差が、0、 $\lambda/4$ 、 $\lambda/2$  となるように、前記光弾性変調器に加える電圧を調整するものである請求項 1 5 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 1 7】

前記調整手段は、前記光弾性変調器から出射される S 偏光と P 偏光の位相差が、0、 $\lambda/4$ 、 $\lambda/2$ 、 $3\lambda/4$  となるように、前記光弾性変調器に加える圧力を調整するものである請求項 1 5 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 1 8】

前記第 1 の偏光変調手段は、液晶変調素子と、該液晶変調素子の電極に電圧を加えることにより、前記液晶変調素子に加える圧力を調整する調整手段とを備える請求項 1 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 1 9】

前記調整手段は、前記直線偏光の偏光面の角度を  $\theta$  として、 $\theta = 0^\circ$ 、 $\pm 45^\circ$  となるように、前記液晶変調素子の電極に電圧を加えることにより、前記液晶変調素子に加える圧力を調整するものである請求項 1 8 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 2 0】

前記調整手段は、前記直線偏光の偏光面の角度を  $\theta$  として、 $\theta = 0^\circ$ 、 $\pm 45^\circ$ 、 $90^\circ$  となるように、前記液晶変調素子の電極に電圧を加えることにより、前記液晶変調素子に加える圧力を調整するものである請求項 1 8 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 2 1】

前記撮像手段は、前記第 1 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であり、

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 ~ 2 0 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【請求項 2 2】

前記撮像手段は、前記第 1 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第 2 の光ファイバを備え、前記偏光状態の異なる偏光光が被検体に照射される毎に、前記第 2 の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であることを特徴とする請求項 1 ~ 2 0 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【請求項 2 3】

前記撮像装置は、前記第2の光ファイバにより前記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第2の偏光変調手段と、

前記第2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ちの1つの偏光状態の偏光光を通過させる第2の偏光子と、

前記第2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出力する撮像素子とを備えることを特徴とする請求項20に記載の内視鏡診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

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。

【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）。

20

【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る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。

30

【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】

40

【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）

50

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 8 】

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 9 】

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診断装置は実現されていない。

【 0 0 1 0 】

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】

【 0 0 1 1 】

上記目的を達成するために、本発明は、  
照明光を発する光源装置と、  
被検体内に挿入される挿入部、  
前記照明光を前記挿入部の先端部まで導光する第 1 の光ファイバ、  
前記第 1 の光ファイバにより前記挿入部の先端部まで導光される照明光から、1 つの偏光状態の偏光光を通過させる第 1 の偏光子、及び、  
前記第 1 の偏光子を通過する偏光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第 1 の偏光変調手段を備える内視鏡装置と、  
前記第 1 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が被検体に照射される毎に、該被検体からの反射光を撮像する撮像手段と、  
前記撮像手段から出力される、前記偏光状態の異なる複数の偏光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、  
前記所定の偏光特性は、位相差、偏光解消度、位相差についての方位、吸収についての方位、施光性、光の偏光度、光の偏光方位、二色性、二色方位性、P 偏光及び S 偏光からなる複数の偏光特性の中から、前記表層の組織及び前記表出組織に応じて、予め設定されたものであり、  
前記プロセッサ装置は、前記複数の光強度画像情報にミュラー (Mueller) 画像変換

を行って複数のミューラー偏光変数についての複数のミューラー画像情報を得るミューラー画像変換手段と、得られた複数のミューラー画像情報に偏光変数分離処理を行って、前記表層の組織及び前記表出組織に応じて予め設定された、前記表層の組織と前記表出組織とで異なる前記所定の偏光特性についての前記偏光特性画像情報を得る偏光変数分離処理手段とを有す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る。

ここで、前記プロセッサ装置は、更に、前記偏光変数分離処理手段による前記偏光変数分離処理の際に用いる、前記生体の所定部位の表層を観察するための生体観察モデルを設定する生体観察モデル設定手段を有し、前記生体観察モデルは、前記複数の偏光特性の中から前記生体の所定部位の表層に応じて設定された偏光特性の層を複数重ねた観察モデルであることが好ましい。

10

前記生体観察モデルは、散乱性を表す前記偏光解消度、前記位相差、前記施光性及び前記二色性の層を複数重ねた観察モデルであることが好ましい。

前記偏光変数分離処理手段は、リターダンス特性、吸収特性及び前記偏光解消性の3つに分離し、これらの3つから前記複数の偏光特性を求めるものであることが好ましい。

前記撮像手段は、1以上の偏光素子を備え、前記プロセッサ装置は、前記ミューラー画像変換手段による前記ミューラー画像変換に用いられる偏光素子特性を補正する偏光素子補正処理手段を有することが好ましい。

#### 【0012】

ここで、前記第1の偏光変調手段は、 $\lambda/2$ 波長板と、該 $\lambda/2$ 波長板を、その光軸を中心として所定の角度に回転させる回転手段とを備えることが好ましい。

20

#### 【0013】

また、前記回転手段は、前記 $\lambda/2$ 波長板の進相軸と該 $\lambda/2$ 波長板に入射される直線偏光の偏光面との間の角度を $\theta$ として、 $2\theta = 0^\circ$ 、 $+45^\circ$ 、 $90^\circ$ となるように、前記 $\lambda/2$ 波長板を回転させるものであることが好ましい。

#### 【0014】

また、前記回転手段は、前記 $\lambda/2$ 波長板の進相軸と該 $\lambda/2$ 波長板に入射される直線偏光の偏光面との間の角度を $\theta$ として、 $2\theta = 0^\circ$ 、 $+45^\circ$ 、 $90^\circ$ 、 $-45^\circ$ となるように、前記 $\lambda/2$ 波長板を回転させるものであることが好ましい。

#### 【0015】

また、前記第1の偏光変調手段は、 $\lambda/4$ 波長板と、該 $\lambda/4$ 波長板を、その光軸を中心として所定の角度に回転させる回転手段とを備えることが好ましい。

30

#### 【0016】

また、前記回転手段は、前記 $\lambda/4$ 波長板の進相軸と該 $\lambda/4$ 波長板に入射される直線偏光の偏光面との間の角度を $\theta$ として、 $\theta = 0^\circ$ 、 $\pm 45^\circ$ となるように、前記 $\lambda/4$ 波長板を回転させるものであることが好ましい。

#### 【0017】

また、前記回転手段は、前記 $\lambda/4$ 波長板の進相軸と該 $\lambda/4$ 波長板に入射される直線偏光の偏光面との間の角度を $\theta$ として、 $\theta = 0^\circ$ 、 $\pm 45^\circ$ 、 $90^\circ$ となるように、前記 $\lambda/4$ 波長板を回転させるものであることが好ましい。

#### 【0018】

40

また、前記第1の偏光変調手段は、バビネソレイユ補償板と、該バビネソレイユ補償板の光軸方向の厚さを調整する調整手段とを備えることが好ましい。

#### 【0019】

また、前記調整手段は、前記バビネソレイユ補償板から出射されるS偏光とP偏光の位相差が、 $0$ 、 $\lambda/4$ 、 $\lambda/2$ となるように、前記バビネソレイユ補償板の厚みを調整するものであることが好ましい。

#### 【0020】

また、前記調整手段は、前記バビネソレイユ補償板から出射されるS偏光とP偏光の位相差が、 $0$ 、 $\lambda/4$ 、 $\lambda/2$ 、 $3\lambda/4$ となるように、前記バビネソレイユ補償板の厚みを調整するものであることが好ましい。

50

## 【0021】

また、前記第1の偏光変調手段は、光弾性変調器と、該光弾性変調器に加える電圧を調整する調整手段とを備えることが好ましい。

## 【0022】

また、前記調整手段は、前記光弾性変調器から出射されるS偏光とP偏光の位相差が、0、 $\lambda/4$ 、 $\lambda/2$ となるように、前記光弾性変調器に加える電圧を調整するものであることが好ましい。

## 【0023】

また、前記調整手段は、前記光弾性変調器から出射されるS偏光とP偏光の位相差が、0、 $\lambda/4$ 、 $\lambda/2$ 、 $3\lambda/4$ となるように、前記光弾性変調器に加える電圧を調整するものであることが好ましい。

10

## 【0024】

また、前記第1の偏光変調手段は、液晶変調素子と、該液晶変調素子の電極に電圧を加えることにより、前記液晶変調素子に加える圧力を調整する調整手段とを備えることが好ましい。

## 【0025】

また、前記調整手段は、前記直線偏光の偏光面の角度を $\theta$ として、 $\theta = 0^\circ$ 、 $\pm 45^\circ$ となるように、前記液晶変調素子の電極に電圧を加えることにより、前記液晶変調素子に加える圧力を調整するものであることが好ましい。

## 【0026】

20

また、前記調整手段は、前記直線偏光の偏光面の角度を $\theta$ として、 $\theta = 0^\circ$ 、 $\pm 45^\circ$ 、 $90^\circ$ となるように、前記液晶変調素子の電極に電圧を加えることにより、前記液晶変調素子に加える圧力を調整するものであることが好ましい。

## 【0027】

また、前記撮像手段は、前記第1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であり、

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。

## 【0029】

30

前記撮像手段は、前記第1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第2の光ファイバを備え、前記偏光状態の異なる偏光光が被検体に照射される毎に、前記第2の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であることが好ましい。

## 【0031】

ここで、前記撮像装置は、前記第2の光ファイバにより前記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第2の偏光変調手段と、

前記第2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ちの1つの偏光状態の偏光光を通過させる第2の偏光子と、

40

前記第2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出力する撮像素子とを備えることが好ましい。

## 【発明の効果】

## 【0032】

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。

## 【0033】

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

50

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 3 4 】

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。

10

【 0 0 3 5 】

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。

【 0 0 3 6 】

さらに、本発明によれば、内視鏡先端部に、第 1 の偏光変換手段および第 1 の偏光変調手段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】

20

【 0 0 3 7 】

【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。

【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。

30

【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。

40

【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。

50

【図 1 5】偏光変調手段の構成を表す第 1 および第 2 実施形態の概念図である。

【図 1 6】 $\lambda / 2$  波長板の作用を表す概念図である。

【図 1 7】 $\lambda / 4$  波長板の作用を表す概念図である。

【図 1 8】偏光変調手段の構成を表す第 3 実施形態の概念図である。

【図 1 9】(a) および (b) は、バビネソレイユ補償板のウェッジの有効厚みを表す概念図である。

【図 2 0】偏光変調手段の構成を表す第 4 実施形態の概念図である。

【図 2 1】偏光変調手段の構成を表す第 5 実施形態の概念図である。

【発明を実施するための形態】

【0038】

10

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。

【0039】

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。

20

【0040】

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

30

色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

【0041】

色画像を重ねて、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。

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。

40

【0042】

本発明においては、偏光撮像系 12 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 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。

【0043】

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（

50

Azzam)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24a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26aを有する。

【0044】

偏光照射部24a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36a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38a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40aとを有する。

10

【0045】

また、撮像部26a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36b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38bを備え、第1偏光フィルタ部40a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40bとを有する。

【0046】

偏光照射部24a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。

20

【0047】

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、400nm~700nm等の可視域であっても良いし、700nm~1300nmの赤外域であっても良く、波長帯域は、例えば、5nm~50nm、好ましくは10nm~20nmである。

【0048】

カメラ42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26aのカメラのCCDや後述するCCD56の画素数によって定めればよい。

30

【0049】

また、第1及び第2偏光フィルタ部40a及び40bの偏光板36a及び36b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34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34からの射出光は、偏光板36aによって直線偏光される。また、回転位相差板38bを透過した反射光は、偏光板36bによって直線偏光される。

40

【0050】

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

50

。

【0051】

なお、回転位相差板38a及び38b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38a及び38b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。

【0052】

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

【0053】

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

【0054】

ここで、例えば、図示例の実施形態の偏光撮像系12a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。

【0055】

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40a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40b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38a及び38bを回転させる必要がある。

【0056】

例えば、偏光撮像系12aでは、第1偏光フィルタ部40aの回転位相差板38a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40bの回転位相差板38b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。

【0057】

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。

【0058】

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

10

20

30

40

50

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。

【0059】

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  $\theta$  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、 $5\theta$  以上、かつ、 $\theta$  の奇数倍、好ましくは  $5\theta$  に設定されることも好ましい。

【0060】

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  $\theta$  を、 $0^\circ$  から  $180^\circ$  まで所定の角度毎に、例えば、 $11.25^\circ$  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  $5\theta$  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。

【0061】

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  $\theta$  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。

【0062】

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  $\leftrightarrow$  楕円偏光  $\leftrightarrow$  円偏光、光軸方向が  $0^\circ \leftrightarrow 180^\circ$ （ $=$  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、回転位相板 38a の回転角度を、 $0^\circ$ 、 $90^\circ$ 、 $180^\circ$  及び  $270^\circ$  とすると、 $45^\circ$  及び  $135^\circ$  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、 $0^\circ$  と  $90^\circ$  との 2 方向しかなく、方位に関しても間の  $45^\circ$  とか  $135^\circ$  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。

【0063】

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。

【0064】

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。

【0065】

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 1 2 b は、偏光照射部 2 4 b、及び撮像部 2 6 b を有し、偏光照射部 2 4 b は、光源 3 4 と、偏光板 3 6 a、第 1 位相変調素子 4 4 a 及び第 2 位相変調素子 4 5 a からなる第 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。

#### 【 0 0 6 6 】

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。

#### 【 0 0 6 7 】

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。

#### 【 0 0 6 8 】

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ことができる。

#### 【 0 0 6 9 】

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ことができる。

【0070】

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。

【0071】

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。

10

【0072】

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。

【0073】

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。

20

【0074】

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 を備える光プロープ 50 と、を有し、撮像部 26c は、光プロープ 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。

30

【0075】

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プ 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。

【0076】

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。

【0077】

光プロープ 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。

40

【0078】

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

50

の角度)  $0^\circ$  の偏光子 53 a、左上の偏光角  $90^\circ$  の偏光子 53 b、右上の偏光角  $45^\circ$  の偏光子 53 c、及び右上の偏光角  $90^\circ$  の偏光子に偏光角  $45^\circ$  の位相子(波長板)が貼り付けられた位相子貼付偏光子 53 d が  $2 \times 2$  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。

#### 【0079】

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 53 b 及び 53 a によって縦( $90^\circ$ )と横( $0^\circ$ )との偏光成分、偏光子 53 c によって斜め( $45^\circ$ )の偏光成分、位相子貼付偏光子 53 d によって楕円偏光成分(円偏光成分: $90^\circ$ 、 $45^\circ$ )(軸(屈折率の高い方向)の角度: $90^\circ$ 、位相差: $\Delta 1 = 0$ 、軸の角度: $90^\circ$ 、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 26 a 及び 26 b の第 2 偏光フィルタ部 40 b 及び 46 b と同様に、撮像部 26 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  $45^\circ$  と  $135^\circ$  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。

#### 【0080】

したがって、本実施形態の偏光撮像系 12 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 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。

#### 【0081】

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 12 c 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 53 d がない、偏光子 53 a、53 b 及び 53 c 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。

#### 【0082】

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 53 a ~ 53 d のそれぞれに CCD 56 の 1 画素を正確に対応させ、各偏光子 53 a ~ 53 d からの偏光のみを検出する必要がある。しかし、偏光子 53 a ~ 53 d 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。

#### 【0083】

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。

#### 【0084】

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

## 【 0 0 8 5 】

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 8 6 】

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。

## 【 0 0 8 7 】

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 8 】

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。

## 【 0 0 8 9 】

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 9 0 】

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 ( 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 2 6 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 2 8 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 3 0 と、ミューラー画像変換部 2 8 においてミューラー画像変換に用いられる偏光板 ( 3 6 a 、 3 6 b ) や回転位相差板 ( 3 8 a 、 3 8 b ) 、位相変調素子 ( 4 4 a 、 4 4 b 、 4 5 a 、 4 5 b ) 、パターンニング偏光 / 波長板 ( 5 2 ) 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 3 2 とを有する。

## 【 0 0 9 1 】

ここで、ミューラー画像変換部 2 8 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。

## 【 0 0 9 2 】

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。

【 0 0 9 3 】

【 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)

10

【 0 0 9 4 】

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  $m_{13} \sim m_{31}$ 、 $m_{23}$  及び  $m_{32}$  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。

20

【 0 0 9 5 】

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  $\theta$  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。

30

【 0 0 9 6 】

【 数 2 】

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

40

..... (2)

【 0 0 9 7 】

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  $\theta$  の時の光強度をフーリエ変換すると、下記式

50

( 3 ) で表わされる。

【数 3】

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

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  $\theta$  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。

【0098】

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。

$$\begin{aligned} m_{00} &= a_0 - a_2 + a_8 - a_{10} + a_{12} \\ m_{01} &= 2(a_2 - a_8 - a_{12}) \\ m_{02} &= 2(b_2 + b_8 - b_{12}) \\ m_{03} &= b_1 - 2b_{11} = b_1 + 2b_9 = b_1 + b_9 - b_{11} \\ m_{10} &= 2(-a_8 + a_{10} - a_{12}) \\ m_{11} &= 4(a_8 + a_{12}) \\ m_{12} &= 4(-b_8 + b_{12}) \\ m_{13} &= -4b_9 = 4b_{11} = 2(-b_9 + b_{11}) \\ m_{20} &= 2(-b_8 + b_{10} - b_{12}) \\ m_{21} &= 4(b_8 + b_{12}) \\ m_{22} &= 4(a_8 - a_{12}) \\ m_{23} &= 4a_9 = -4a_{11} = 2(a_9 - a_{11}) \\ m_{30} &= 2b_3 - b_5 = -b_5 + 2b_7 = b_3 - b_5 + b_7 \\ m_{31} &= -4b_3 = -4b_7 = -2(b_3 + b_7) \\ m_{32} &= -4a_3 = 4a_7 = 2(-a_3 + a_7) \\ m_{33} &= -2a_4 = 2a_6 = -a_4 + a_6 \end{aligned} \quad \dots\dots (4)$$

【0099】

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  $\lambda/4$  ( $90^\circ$ ) 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。

【0100】

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  $\theta$  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。

【0101】

10

20

30

40

50

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。

#### 【0102】

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。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。

10

#### 【0103】

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。

20

#### 【0104】

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。

30

#### 【0105】

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。

#### 【0106】

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。

40

#### 【0107】

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  $M_\Delta$  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。

50

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

【 0 1 0 8 】

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  $M_{\Delta}$ 、 $M_R$ 、及び  $M_D$  を求め、行列  $M_{\Delta}$  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。

【 0 1 0 9 】

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 ) 。

10

【 0 1 1 0 】

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。

【 数 4 】

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

20

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

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

30

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

【 0 1 1 1 】

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 ( 1 0 ) で与えられ、2 色性  $D$  は、下記式 ( 1 1 ) 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。

40

【数 5】

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

10

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

【0 1 1 2】

また、行列  $M_\Delta$  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  $m_\Delta$  は、下記式 (13) で与えられることが分かる。ここで、 $m'$ 、 $\kappa_1$ 、 $\kappa_2$  及び  $\kappa_3$  は、それぞれ上記式 (14)、(15)、(16)、(17) 及び (18) で与えられる。なお、 $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 、及び  $\lambda_3$  は、 $m_\Delta$  の固有値から導くことができる。

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

20

【数 6】

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

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

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

30

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

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

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

40

【0 1 1 3】

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。

【0 1 1 4】

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

50

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。

【0115】

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。

【0116】

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。

【0117】

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。

【0118】

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

【0119】

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。

【0120】

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、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。

【0121】

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。

#### 【0122】

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。

10

#### 【0123】

分離後画像形成用パラメータ設定部 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るべき領域を設定することができるものである。

#### 【0124】

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 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。

20

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 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。

#### 【0125】

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

#### 【0126】

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。

30

#### 【0127】

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。

#### 【0128】

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。

40

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。

#### 【0129】

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。

50

## 【 0 1 3 0 】

これに対し、図 1 0 ( c ) に示すがん 7 2 が進行している、すなわち粘膜下層浸潤がん ( s m がん ) 7 2 が存在する生体の表層近傍の組織 6 0 c では、粘膜下層浸潤がん 7 2 に進行している部分の粘膜筋板 6 4 が破れて、その破れ部分 6 5 から粘膜下層 6 6 の膠原線維 6 8 が粘膜層 6 2 に移動し、表面の粘膜層 6 2 のがん細胞 7 2 の間で成長し、膠原線維 6 8 が表層の粘膜層 6 2 に表出する。このため、粘膜下層浸潤がん 7 2 が存在する生体の表層近傍の組織 6 0 c では、本発明による偏光計測を行って、粘膜層 6 2 に表出した膠原線維 6 8 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 6 2 に表出した膠原線維 6 8 を表色することができ、膠原線維 6 8 の粘膜層 6 2 への表出を知ることができ、粘膜下層浸潤がん 7 2 を検出することができる。

10

## 【 0 1 3 1 】

すなわち、図 1 0 ( c ) に示すように、粘膜下層浸潤がん 7 2 の進行に従い、粘膜筋板 6 4 が破れると、粘膜筋板 6 4 の下層にある粘膜下層 6 6 から膠原線維 6 8 を生成する線維芽細胞が入り込み、粘膜下層 6 6 の膠原線維 6 8 が、その破れから粘膜層 6 2 に移動し、上層の粘膜層 6 2 にて膠原線維 6 8 が多く生成される。すなわち、その膠原線維 6 8 が表面から捉えられるかどうかによって、図 1 0 ( b ) に示す粘膜内がん 7 0 と図 1 0 ( c ) に示す粘膜下層浸潤がん 7 2 の区別が可能となる。

## 【 0 1 3 2 】

この膠原線維 6 8 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 6 2 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 6 8 は、粘膜層 6 2 と識別可能に疑似カラー画像として可視化できる。

20

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。

## 【 0 1 3 3 】

次に、表示変換処理部 1 6 は、偏光変換処理部 1 4 の偏光変数分離処理部 3 0 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。

30

## 【 0 1 3 4 】

ここで、表示変換処理部 1 6 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。

## 【 0 1 3 5 】

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ものである。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。

40

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。

## 【 0 1 3 6 】

また、通常カラー撮像素子 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子を用いることができる。

## 【 0 1 3 7 】

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子 2 0 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

50

性画像と通常のカラ－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。

【0138】

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。

【0139】

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。

10

【0140】

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。

【0141】

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。

20

【0142】

続いて、ステップ S104 において、偏光照射部 24 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 26 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。

【0143】

次に、ステップ S106 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 16 枚、例えば、25 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 S102 に戻り、偏光照射部 24 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 S102 と次のステップ S104 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 26 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 S104 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 S108 に移る。

30

【0144】

次に、ステップ S108 において、撮像部 26 によって取得された少なくとも 16 枚の光強度画像（データ）に偏光変換処理部 14 によって偏光変換処理を行い、すなわち、サブステップ S110 で、偏光変換処理部 14 のミューラー画像変換部 28 のミューラー画像変換処理によって、16 枚のミューラー画像（データ）を得て、さらに、サブステップ S112 で、偏光変数分離処理部 30 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。

40

【0145】

続いて、ステップ S114 において、偏光変換処理部 14 で得られた偏光特性画像（データ）を、表示変換処理部 16 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。

【0146】

なお、ステップ S108 で、偏光変数分離処理部 30 によって偏光特性画像（データ）

50

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。

【 0 1 4 7 】

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

10

【 0 1 4 8 】

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 9 】

20

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 1 5 0 】

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

30

【 0 1 5 1 】

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。

【 0 1 5 2 】

40

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。

【 0 1 5 3 】

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 1 5 4 】

50

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。

【0155】

図12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13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100は、照明光（白色光、狭帯域光）を発生する光源装置104と、光源装置104から発せられる照明光を導光し、導光した照明光（白色光）、もしくは、導光した照明光（狭帯域光）から変換した偏光光を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102と、内視鏡装置102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々を出力するプロセッサ装置106と、プロセッサ装置106によって画像処理して得られた内視鏡画像等々を表示する表示装置108と、入力操作を受け付ける入力装置110とによって構成されている。

10

【0156】

ここで、内視鏡診断装置100は、光源装置104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104から導光した狭帯域光を偏光光に変換し、変換した偏光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、適宜切り替えられる。

【0157】

光源装置104は、白色光発生部118と、狭帯域光発生部120とを備えている。光源装置104は、プロセッサ装置106の制御部152の制御により、観察モードに従って、白色光ないし所定の狭帯域の狭帯域光（例えば、 $405 \pm 10 \text{ nm}$ の狭帯域光）を発生する。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、偏光光観察モードの場合に、狭帯域光発生部120から狭帯域光が発せられる。白色光および狭帯域光は、それぞれ、内視鏡装置102の2つの光ファイバ142A、142Bの入射端に入射される。

20

【0158】

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。

30

【0159】

狭帯域光発生部120の具体的な構成も省略しているが、狭帯域光光源と、観察モードに応じて、狭帯域光光源から発せられる狭帯域光の通過、遮断を切り替える切替手段とによって構成される。狭帯域光光源は、例えば、白色光光源とバンドパスフィルタとを組み合わせることによって、任意の波長の狭帯域光を発生させることができる。また、半導体光源を使用して狭帯域光を発生させる場合には、任意の波長の狭帯域光を自由に選択することができる。また、半導体光源を使用する場合には、光源装置として、以下に述べる内視鏡装置102の内視鏡挿入部122の先端部132に半導体光源を実装することも可能である。

40

【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126A、126B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

50

、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の回転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136A、136B及び撮像素子138A、138B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136A、136Bと、被観察領域からの反射光を撮像する2系統の観察窓140A、140Bが配置されている。

10

【0164】

照射口136Aの奥には、レンズ112A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142Aが収納されている。また、照射口136Bの奥には、レンズ112B等の光学系が取り付けられ、さらにその奥に偏光変調手段114Bおよび偏光子116Bが配置され、偏光子116Bの奥に、光ファイバ142Bが収納されている。光ファイバ142A、142Bは、光源装置104からコネクタ部126Aを介して内視鏡先端部132まで敷設されている。

【0165】

偏光子116Bは、光源装置104から発せられ、光ファイバ142Bによって導光される狭帯域光(ランダム偏光)から、1つの偏光状態の偏光光(所定の偏光状態の直線偏光ないし円偏光)を通過させる。偏光子116Bは、例えば、直線偏光板、円偏光板等であって、光源装置104から発せられ、光ファイバ142Aによって導光される狭帯域光の光軸に対して垂直な平面内に固定して配置される。

20

【0166】

偏光子116Bは、白色光等の広帯域光を使用して偏光光を発生することもできる。この場合、光源装置104において狭帯域光を発生させる必要がないというメリットがある。しかしながら、広帯域光よりも狭帯域光を使用した方が偏光光に変換しやすく、適していることが知られている(R.M.A. AZZAM and N.M. BASHARA, "ELLIPSOMETRY AND POLARIZED LIGHT", North-Holland Pub. Co., 1987年4月1日、p. 398)。

30

【0167】

偏光変調手段114Bは、偏光子116Bによって変換される直線偏光ないし円偏光を、例えば、1フレーム毎に1つずつ、合計3種類ないし4種類の偏光状態の異なる偏光光に順次変換する(本実施形態では4種類として説明する)。偏光変調手段114Bとしては、例えば、 $\lambda/2$ 波長板、 $\lambda/4$ 波長板、パビネソレイユ補償板、PEM(光弾性変調器)、液晶変調素子等を利用することができ、同じく狭帯域光の光軸に対して垂直な平面内に配設される。

【0168】

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。

40

【0169】

偏光光観察モードの場合、光源装置104から発せられる狭帯域光が、光ファイバ142Bによって内視鏡先端部132まで導かれ、偏光子116Bによって、直線偏光または円偏光に変換され、さらに、偏光変調手段114Bによって、例えば、1フレーム毎に1つずつ、合計4種類の偏光状態の異なる偏光光に順次変換され、変換された偏光光がレンズ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。

【0170】

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

50

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。

#### 【０１７１】

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） $0^{\circ}$ の矩形状の偏光子、右下の偏光角 $90^{\circ}$ の矩形状の偏光子、右上の偏光角 $45^{\circ}$ の矩形状の偏光子、及び左下の偏光角 $135^{\circ}$ の矩形状の偏光子が $2 \times 2$ 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。

#### 【０１７２】

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が撮像される。

#### 【０１７３】

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。つまり、４種類の偏光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。

#### 【０１７４】

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。

#### 【０１７５】

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。

#### 【０１７６】

以下、偏光変調手段１１４Ｂについて説明する。

#### 【０１７７】

まず、図１５は、偏光変調手段の構成を表す第１実施形態の概念図である。同図に示す偏光変調手段１１４Ｂは、円盤状（円筒形状）の $\lambda/2$ 波長板１６０と、この $\lambda/2$ 波長板１６０を、その光軸を中心として所定の角度に回転させる回転手段１６２とによって構成されている。

#### 【０１７８】

$\lambda/2$ 波長板１６０は、図１６に示すように、その進相軸と $\lambda/2$ 波長板１６０に入射される直線偏光の偏光面との間の角度を $\theta$ とすると、 $\lambda/2$ 波長板１６０に入射される直線偏光の偏光面に対して、 $\lambda/2$ 波長板１６０から出射される直線偏光の偏光面を $2\theta$ だけ回転する。ここで、図１５に示すように、 $\lambda/2$ 波長板１６０の光軸を中心とする外周面にはねじ山が形成されている。つまり、 $\lambda/2$ 波長板は、平歯車状に形成されている。

#### 【０１７９】

回転手段 162 は、図 15 に示すように、 $\lambda/2$  波長板 160 のねじ山と螺合するギア（平歯車）164 と、このギア 164 の中心部に結合された回転軸 166 と、この回転軸 166 を回転することによってギア 164 を回転するモータ 168 とによって構成されている。

【0180】

そして、 $\lambda/2$  波長板 160 と回転手段 162 のギア 164 とは、 $\lambda/2$  波長板 160 の光軸と回転手段 162 の回転軸 166 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。

【0181】

この偏光変調手段 162 では、モータ 168 を駆動することによって、回転軸 166 を介してギア 164 が回転され、これに応じて  $\lambda/2$  波長板 160 が光軸を中心として回転される。つまり、モータ 168 の駆動に応じて、 $\lambda/2$  波長板 160 を所定の角度に回転させることができる。

【0182】

この偏光変調手段 114B の場合、回転手段 162 により、例えば、 $2\theta = 0^\circ$ 、 $+45^\circ$ 、 $90^\circ$  となるように  $\lambda/2$  波長板 160 を回転させることによって、 $\lambda/2$  波長板 160 に入射される直線偏光を、合計 3 種類の偏光状態の異なる偏光光（直線偏光）に順次変換することができる。また、例えば、 $2\theta = 0^\circ$ 、 $+45^\circ$ 、 $90^\circ$ 、 $-45^\circ$  となるように  $\lambda/2$  波長板 160 を回転させることによって、合計 4 種類の偏光状態の異なる偏光光（直線偏光）に順次変換することができる。

【0183】

続いて、第 2 の実施形態の偏光変調手段の構成は、第 1 の実施形態の場合と同様である。第 2 の実施形態の偏光変調手段 114B は、図 15 に示すように、円盤状（円筒形状）の  $\lambda/4$  波長板 161 と、この  $\lambda/4$  波長板 161 を、その光軸を中心として所定の角度に回転させる回転手段 162 とによって構成されている。なお、第 2 の実施形態の偏光変調手段 114B は、第 1 の実施形態の偏光変調手段 114B と同様の構成および作用のものであるから、重複する説明は省略する。

【0184】

$\lambda/4$  波長板 161 は、図 17 に示すように、その進相軸と  $\lambda/4$  波長板 161 に入射される直線偏光の偏光面との間の角度を  $\theta$  とすると、 $\lambda/4$  波長板 161 に入射される直線偏光の偏光面が進相軸に対して  $45^\circ$  の角度のときに、 $\lambda/4$  波長板 161 から円偏光を出射し、 $-45^\circ$  の角度のときに、 $\lambda/4$  波長板 161 から出射される円偏光の回転方向を逆転する。つまり、 $\lambda/4$  波長板 161 は、直線偏光を円偏光に変換する。

【0185】

この偏光変調手段 114B の場合、回転手段 162 により、例えば、 $\theta = 0^\circ$ 、 $\pm 45^\circ$  となるように  $\lambda/4$  波長板 161 を回転させることによって、 $\lambda/4$  波長板 161 に入射される直線偏光を、合計 3 種類の偏光状態の異なる偏光光（直線偏光、円偏光（正逆回転））に順次変換することができる。また、例えば、 $\theta = 0^\circ$ 、 $\pm 45^\circ$ 、 $90^\circ$  となるように  $\lambda/4$  波長板 161 を回転させることによって、合計 4 種類の偏光状態の異なる偏光光（直線偏光、円偏光（正逆回転））に順次変換することができる。

【0186】

続いて、図 18 は、偏光変調手段の構成を表す第 3 の実施形態の概念図である。同図に示す偏光変調手段 114B は、バビネソレイユ補償板 170 と、このバビネソレイユ補償板 170 の光軸方向の厚さを調整する調整手段 172 とによって構成されている。

【0187】

バビネソレイユ補償板 170 は、光軸方向の厚さを連続的に調整可能なリターデーションプレートである。バビネソレイユ補償板 170 は、2 つの水晶のウェッジ（くさび）174A、174B の傾斜面を互い違いに組み合わせたものであり、一方のウェッジ 174A を図中上下方向に移動させることによって、2 つのウェッジ 174A、174B の光軸方向の有効厚みを変えることができる。また、バビネソレイユ補償板 170 には、光学軸

10

20

30

40

50

が2つのウェッジ174A, 174Bのそれと直交する固定厚みの水晶板(図示省略)が組み込まれている。バビネソレイユ補償板170から出射されるS偏光とP偏光の位相差は、この固定厚みと有効厚みの差に比例する。ここで、一方のウェッジ174Aの底面には、図中上下方向に延在するねじ山が形成されている。

#### 【0188】

調整手段172は、ねじ歯車(ウォーム)180Aとそれに螺合するはすば歯車(ウォームホイール)180Bとからなるウォームギア176と、ねじ歯車180Aの回転軸を回転することによってはすば歯車180Bを回転するモータ178とによって構成されている。

#### 【0189】

そして、バビネソレイユ補償板170の一方のウェッジ174Aの底面および調整手段172のウォームギア176のはすば歯車180Bは、両者のねじ山が螺合するように、配置されている。

#### 【0190】

この偏光変調手段114Bでは、モータ178を駆動することによって、ウォームギア176が回転され、これに応じてバビネソレイユ補償板170の一方のウェッジ174Aが図中上下方向に移動されるとともに、一方のウェッジ174Aが上下方向に移動されるのに応じて、他方のウェッジ174Bが図中左右方向に移動される。つまり、モータの駆動に応じて、バビネソレイユ補償板170の2つのウェッジ174A, 174Bの有効厚みを調整することができる。図19(A)は、2つのウェッジ174A, 174Bの有効厚みが最小の状態、同図(B)は最大の状態である。

#### 【0191】

この偏光変調手段114Bの場合、調整手段172により、例えば、バビネソレイユ補償板170から出射されるS偏光とP偏光の位相差が、0、 $\lambda/4$ 、 $\lambda/2$ となるように、バビネソレイユ補償板170の有効厚みを調整することによって、バビネソレイユ補償板170に入射される直線偏光を、合計3種類の偏光状態の異なる偏光光(直線偏光、円偏光)に順次変換することができる。また、例えば、0、 $\lambda/4$ 、 $\lambda/2$ 、 $3\lambda/4$ となるように、バビネソレイユ補償板170の有効厚みを調整することによって、合計4種類の偏光状態の異なる偏光光(直線偏光、円偏光(正逆方向))に順次変換することができる。

#### 【0192】

続いて、図20は、偏光変調手段の構成を表す第4の実施形態の概念図である。同図に示す偏光変調手段114Bは、PEM182と、このPEM182に加える圧力を調整する調整手段(図示省略)とによって構成されている。

#### 【0193】

PEM182は、光学素子(合成石英)184と、圧電素子(ピエゾ素子)186とによって構成されている。PEM182は、圧電素子186によって光学素子184に圧力を加えることにより、光学素子184に光学異方性(S偏光成分とP偏光成分の光学長さの差)、つまり、複屈折を与える。

#### 【0194】

この偏光変調手段114Bでは、調整手段により、PEM182の圧電素子186に加える電圧を変え、これに応じて光学素子184に加えられる圧力を変えることによって、PEM182から出射されるS偏光とP偏光の位相差を変えることができる。

#### 【0195】

この偏光変調手段114Bの場合、調整手段により、例えば、PEM182から出射されるS偏光とP偏光の位相差が、0、 $\lambda/4$ 、 $\lambda/2$ となるように、PEM182に加える電圧を調整することによって、PEM182に入射される直線偏光を、合計3種類の偏光状態の異なる偏光光(直線偏光、円偏光)に順次変換することができる。また、例えば、0、 $\lambda/4$ 、 $\lambda/2$ 、 $3\lambda/4$ となるように、PEM182に加える電圧を調整することによって、合計4種類の偏光状態の異なる偏光光(直線偏光、円偏光(正逆方向))に

10

20

30

40

50

順次変換することができる。

【0196】

最後に、図21は、偏光変調手段の構成を表す第5の実施形態の概念図である。同図に示す偏光変調手段114Bは、液晶変調素子188と、この液晶変調素子188に加える圧力を調整する調整手段（図示省略）とによって構成されている。

【0197】

液晶変調素子188は、例えば、同図(A)に示すように、液晶素子190の両側を配向膜192A、192Bで挟み、さらに、配向膜192A、192Bの両側を透明電極194A、194Bで挟み、さらに、透明電極194A、194Bの両側をガラス基板196A、196Bで挟んだ構造である。

10

【0198】

この偏光変調手段114Bでは、調整手段により、液晶変調素子188の透明電極194A、194Bに加える電圧Vを変えることによって、液晶変調素子188に入射される直線偏光の偏光面を任意の角度に回転させることができる。同図(A)は、電圧V=0であり、回転なしの状態、同図(B)は、電圧V>>0であり、回転が最大の状態である。

【0199】

この偏光変調手段114Bの場合、調整手段により、液晶変調素子188の透明電極194A、194Bに加える電圧Vを変えることによって、例えば、直線偏光の偏光面の角度を $\theta$ として、 $\theta = 0^\circ$ 、 $\pm 45^\circ$ となるように、液晶変調素子188に加える圧力を調整することによって、液晶変調素子188に入射される直線偏光を、合計3種類の偏光状態の異なる偏光光（直線偏光、円偏光）に順次変換することができる。また、例えば、 $\theta = 0^\circ$ 、 $\pm 45^\circ$ 、 $90^\circ$ となるように、液晶変調素子188に加える圧力を調整することによって、合計4種類の偏光状態の異なる偏光光（直線偏光、円偏光（正逆方向））に順次変換することができる。

20

【0200】

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。

30

【0201】

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）を組み合わせる表示する、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。

【0202】

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

【0203】

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

50

た画像信号が、偏光画像処理部 1 5 4 D に供給される。

【 0 2 0 4 】

白色光画像処理部 1 5 4 A 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、輪郭強調、色補正等が含まれる。白色光画像処理部 1 5 4 A 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。

【 0 2 0 5 】

偏光画像処理部 1 5 4 D 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 1 5 4 D 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 1 5 4 D は、図 1 に示す偏光変換処理部 1 4 および表示変換処理部 1 6 に相当するものである。

10

【 0 2 0 6 】

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 1 5 6 に記憶される。

【 0 2 0 7 】

画像合成部 1 5 4 E 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 1 5 4 E 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 1 5 4 E は、図 1 に示す画像合成部 2 2 に相当するものである。

20

【 0 2 0 8 】

画像処理部 1 5 4 からは、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 1 5 2 に入力される。制御部 1 5 2 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 1 0 8 に表示される。

【 0 2 0 9 】

次に、内視鏡診断装置 1 0 1 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。

【 0 2 1 0 】

観察モードや画像表示モード等の指示が、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 からプロセッサ装置 1 0 6 の制御部 1 5 2 に入力される。そして、制御部 1 5 2 により、観察モードに従って、画像処理部 1 5 4 および光源装置 1 0 4 が制御される。

30

【 0 2 1 1 】

白色光観察モードの場合、光源装置 1 0 4 からは白色光が発せられる。

【 0 2 1 2 】

内視鏡装置 1 0 2 では、光源装置 1 0 4 から発せられた白色光が、光ファイバ 1 4 2 A により導光され、レンズ 1 1 2 A を介して照射口 1 3 6 A 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 1 4 4 A により集光され、撮像素子 1 3 8 A 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。

40

【 0 2 1 3 】

白色光画像の撮像信号は、A / D 変換器 1 5 0 A 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 1 5 4 A 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。

【 0 2 1 4 】

50

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。

【0215】

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。

【0216】

続いて、偏光光観察モードのときの動作を説明する。

【0217】

偏光光観察モードの場合、光源装置 104 からは狭帯域光が発せられる。

【0218】

内視鏡装置 102 では、光源装置 104 から発せられた狭帯域光が、光ファイバ 142 B によって内視鏡先端部 132 まで導かれ、偏光子 116 B によって、直線偏光または円偏光に変換され、さらに、偏光変調手段 114 B によって、1 フレーム毎に1つずつ、合計4種類の偏光状態の異なる偏光光に順次変換され、変換された偏光光がレンズ 112 B を介して照射口 136 B 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 144 B により集光され、パターンニング素子 146 B 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 138 B によって光強度偏光画像が撮像される。

【0219】

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、合計4種類の偏光状態の異なる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 146 B 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 138 B 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。

【0220】

16種類の光強度偏光画像の撮像信号は、A/D変換器 150 B 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 154 D 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

【0221】

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。

【0222】

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。

【0223】

続いて、合成画像について説明する。

【0224】

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 154 E 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の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の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。

【0225】

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。

#### 【 0 2 2 6 】

以上のように、内視鏡診断装置 1 0 0 では、内視鏡先端部 1 3 2 に、偏光子 1 1 6 B および偏光変調手段 1 1 4 B 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。

#### 【 0 2 2 7 】

なお、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。

#### 【 0 2 2 8 】

この場合、内視鏡装置は、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。

#### 【 0 2 2 9 】

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出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出力する。

#### 【 0 2 3 0 】

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 】

#### 【 0 2 3 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
- 1 8 表示部
- 2 0 通常カラー撮像系
- 2 2 画像合成部
- 2 4 , 2 4 a , 2 4 b , 2 4 c 偏光照射部
- 2 6 , 2 6 a , 2 6 b , 2 6 c , 2 6 d 撮像部
- 2 8 ミューラー画像変換部
- 3 0 偏光変数分離処理部
- 3 2 偏光素子特性補正処理部
- 3 4 光源
- 3 6 a , 3 6 b 偏光板
- 3 8 a , 3 8 b 回転位相差板
- 4 0 a , 4 0 b , 4 6 a , 4 6 b , 5 4 偏光フィルタ部
- 4 2 カメラ
- 4 4 a , 4 4 b , 4 5 a , 4 5 b 位相変調素子
- 4 8 光ファイバ
- 5 0 光プローブ

10

20

30

40

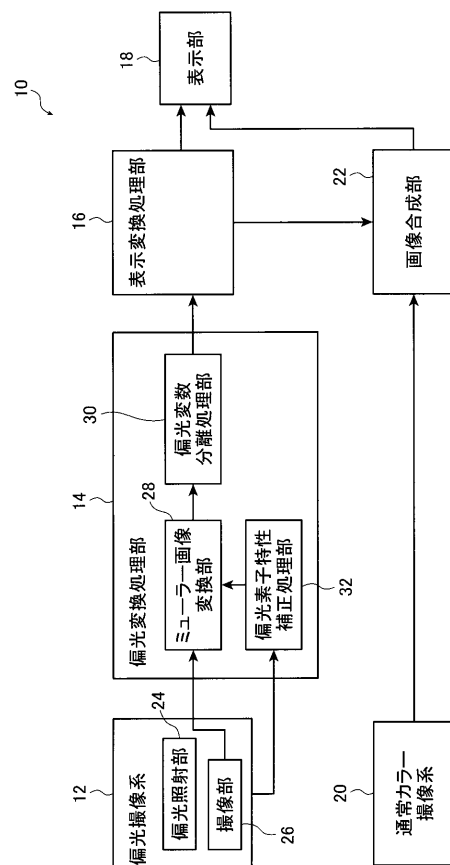
50

|                 |                   |    |
|-----------------|-------------------|----|
| 5 2             | パターンニング偏光 / 波長板   |    |
| 5 3             | 偏光子及び位相子パターンニング素子 |    |
| 5 6             | C C D             |    |
| 8 2             | 分離部               |    |
| 8 4             | 分離後画像形成部          |    |
| 8 6             | 生体観察モデル設定部        |    |
| 8 8             | 分離後画像形成パラメータ設定部   |    |
| 1 0 0           | 内視鏡診断装置           |    |
| 1 0 2           | 内視鏡装置             |    |
| 1 0 4           | 光源装置              | 10 |
| 1 0 6           | プロセッサ装置           |    |
| 1 0 8           | 表示装置              |    |
| 1 1 0           | 入力装置              |    |
| 1 1 2 A、1 1 2 B | レンズ               |    |
| 1 1 4 B         | 偏光変調手段            |    |
| 1 1 6 B         | 偏光子               |    |
| 1 1 8           | 白色光発生部            |    |
| 1 2 0           | 狭帯域光発生部           |    |
| 1 2 2           | 内視鏡挿入部            |    |
| 1 2 4           | 操作部               | 20 |
| 1 2 6 A、1 2 6 B | コネクタ部             |    |
| 1 2 8           | 軟性部               |    |
| 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         | 30 |
| 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          |    |
| 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          | 40 |
| 1 6 0           | $\lambda / 2$ 波長板 |    |
| 1 6 1           | $\lambda / 4$ 波長板 |    |
| 1 6 2           | 回転手段              |    |
| 1 6 4           | ギア                |    |
| 1 6 6           | 回転軸               |    |
| 1 6 8           | モータ               |    |
| 1 7 0           | バビネソレイユ補償板        |    |
| 1 7 2           | 調整手段              |    |
| 1 7 4 A、1 7 4 B | ウェッジ              |    |
| 1 7 6           | ウォームギア            | 50 |

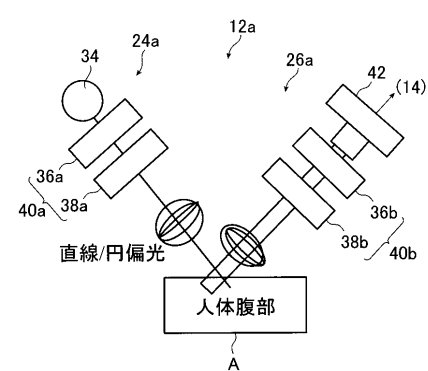
178 モータ  
 180A ねじ歯車  
 180B はすば歯車  
 182 PEM  
 184 光学素子  
 186 圧電素子  
 188 液晶変調素子  
 190 液晶素子  
 192A, 192B 配向膜  
 194A, 194B 透明電極  
 196A, 196B ガラス基板

10

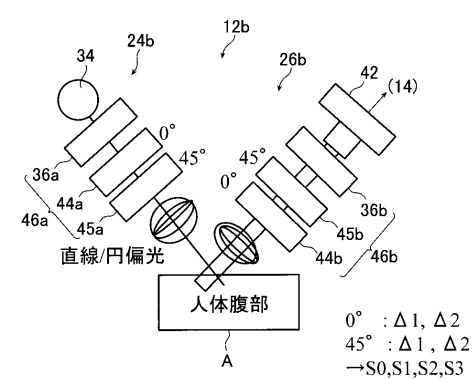
【図1】



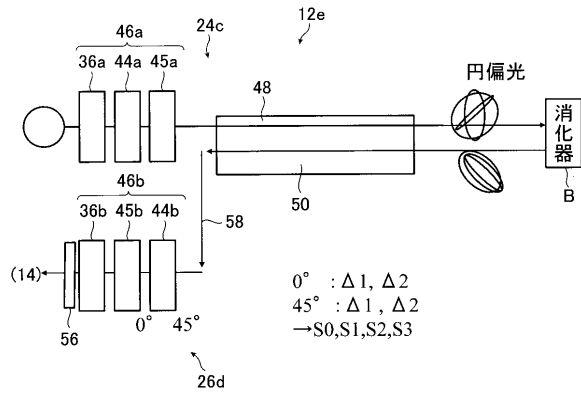
【図2】



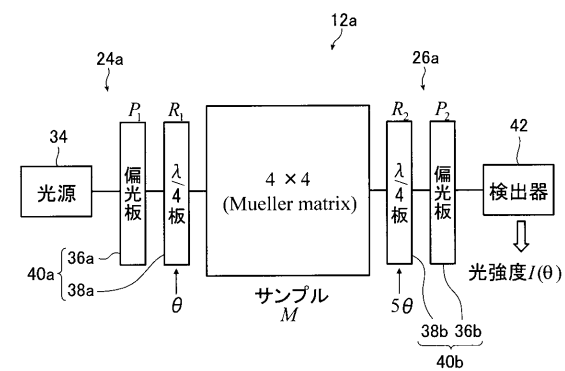
【図3】



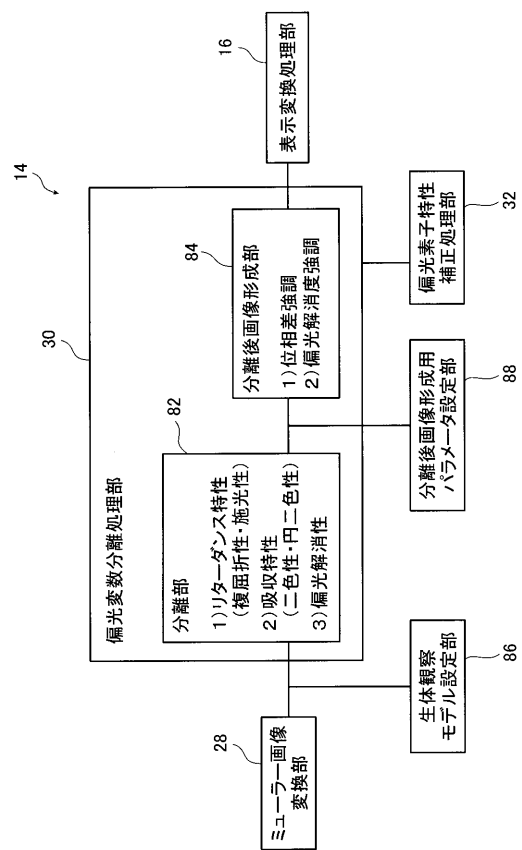
【図 6】



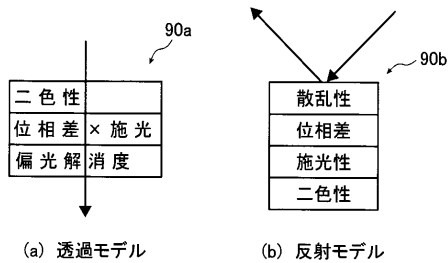
【図 7】



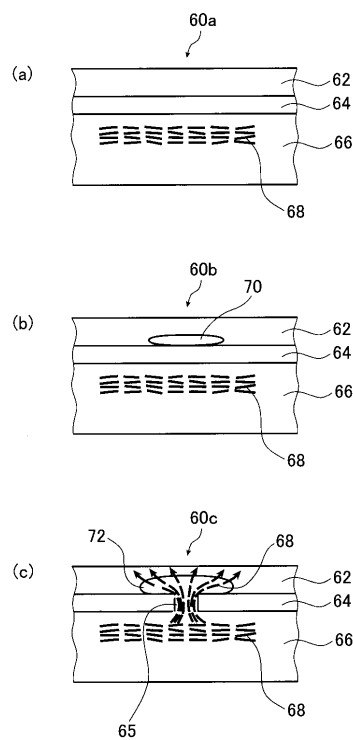
【図 8】



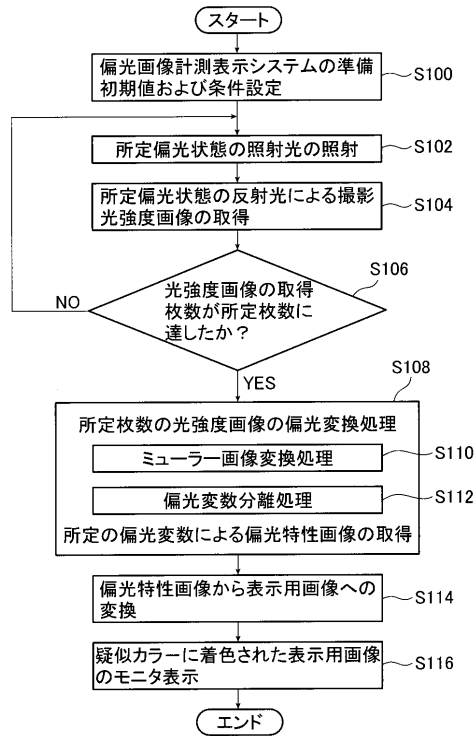
【図 9】



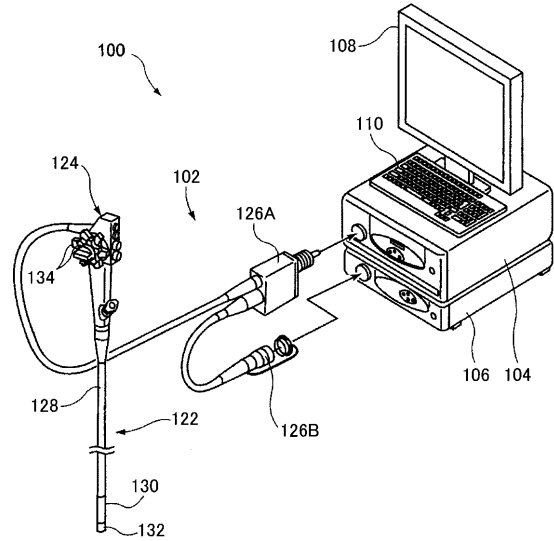
【図 10】



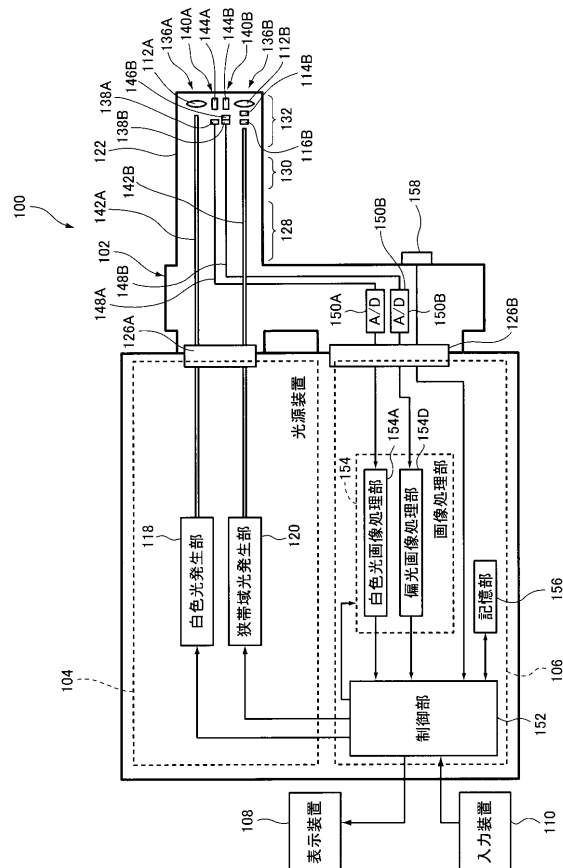
【図 1 1】



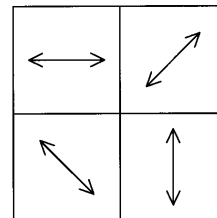
【図 1 2】



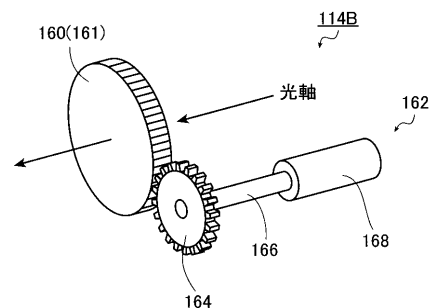
【図 1 3】



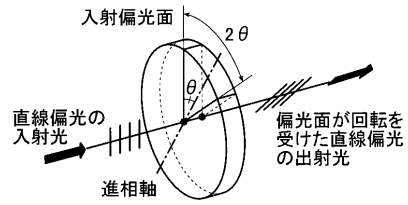
【図 1 4】



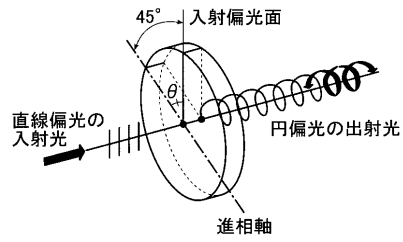
【図 1 5】



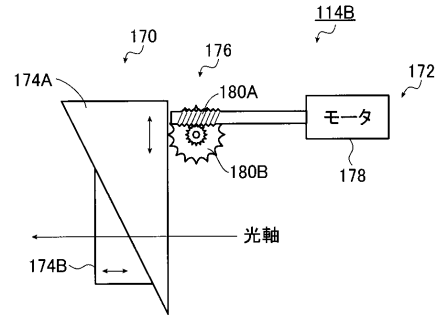
【図 16】



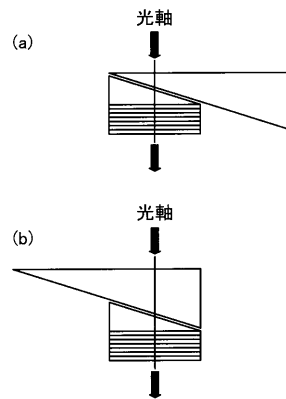
【図 17】



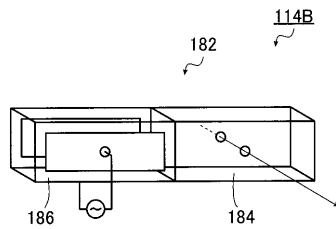
【図 18】



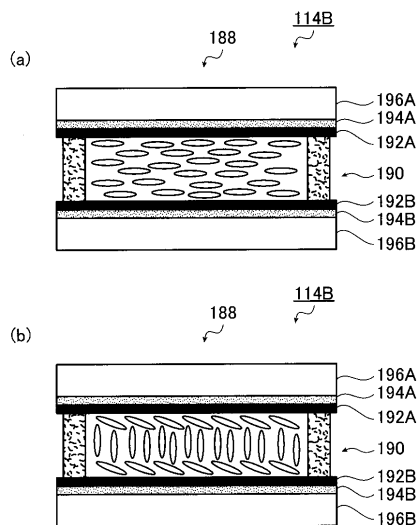
【図 19】



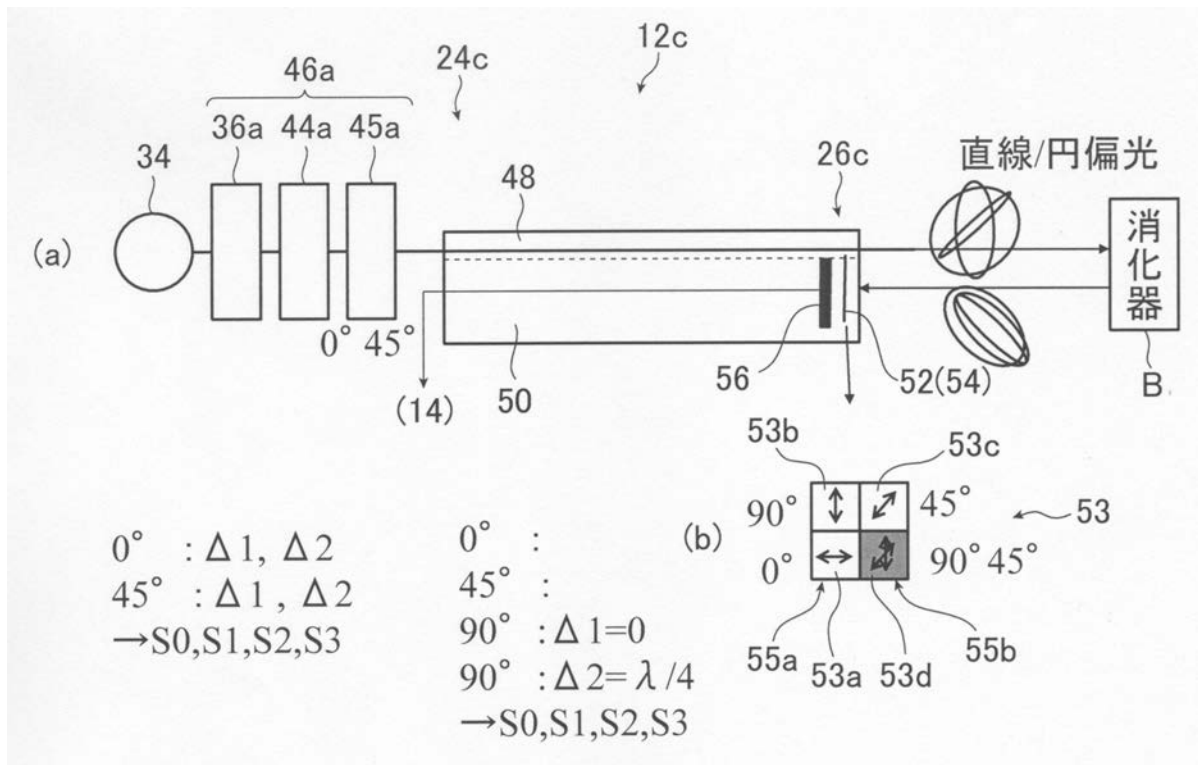
【図 20】



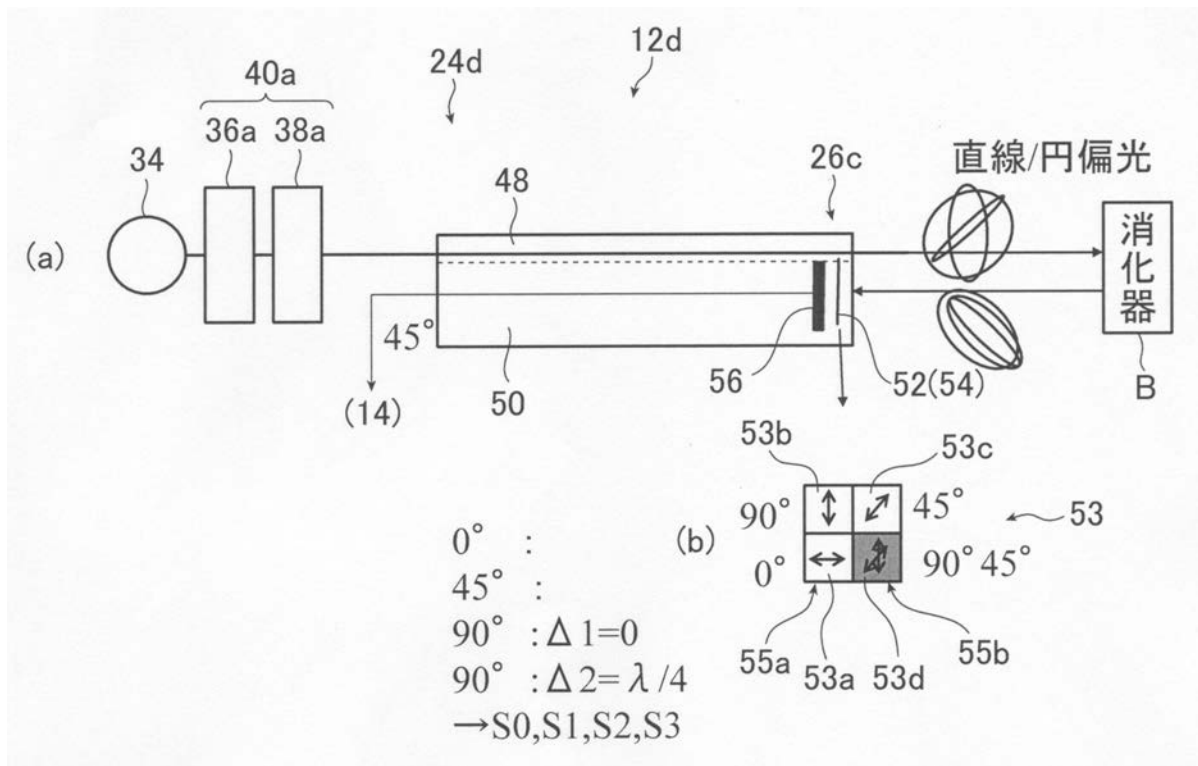
【図 21】



【図4】



【図5】



---

フロントページの続き

(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

審査官 濱本 禎広

(56)参考文献 特開 2 0 1 0 - 1 0 4 4 2 4 ( J P , A )

特開 2 0 0 7 - 2 3 2 5 5 0 ( J P , A )

特開 2 0 0 4 - 1 8 4 2 2 5 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

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

G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

G 0 1 N 2 1 / 0 0 - 2 1 / 0 1

G 0 1 N 2 1 / 1 7 - 2 1 / 6 1

|                |                                                                                                                                                                                 |         |            |
|----------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内窥镜诊断设备                                                                                                                                                                         |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP5501155B2</a>                                                                                                                                                     | 公开(公告)日 | 2014-05-21 |
| 申请号            | JP2010184892                                                                                                                                                                    | 申请日     | 2010-08-20 |
| [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                                                                                                                                                                        |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 富士胶片株式会社                                                                                                                                                                        |         |            |
| [标]发明人         | 室岡孝<br>鈴木一誠                                                                                                                                                                     |         |            |
| 发明人            | 室岡 孝<br>鈴木 一誠                                                                                                                                                                   |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/00 A61B1/04                                                                                                                                                               |         |            |
| FI分类号          | A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.521 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/04 A61B1/07.731                                                                                        |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C061/AA01 4C061/CC06 4C061/LL05 4C061/NN01 4C061/QQ01 4C061/RR04 4C061/RR13 4C061/RR22 4C161/AA01 4C161/CC06 4C161/LL05 4C161/NN01 4C161/QQ01 4C161/RR04 4C161/RR13 4C161/RR22 |         |            |
| 代理人(译)         | 伊藤英明                                                                                                                                                                            |         |            |
| 其他公开文献         | JP2012040224A                                                                                                                                                                   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                       |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜装置，其能够通过预定的偏振特性获得偏振特征图像并且可识别地显示来自病变等的表达组织，并提供内窥镜诊断装置。解决方案：具有内窥镜装置的内窥镜装置插入物体中的插入部分包括：第一光纤，其中照射光被引导到插入部分的远端;第一偏振器，其允许从由第一光纤引导到插入部分的远端的照射光发射的偏振态的一个偏振光通过;第一偏振调制装置，用于顺序产生三种或四种不同偏振态的偏振光，这些偏振光由通过第一偏振器的偏振光调制。

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