

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数種類の照明光を発する光源装置と、

前記光源装置から発せられた照明光を導光して被検体に照射し、その反射光を撮像して画像信号を出力する内視鏡装置と、

前記内視鏡装置で得られた画像信号を画像処理して前記照明光に対応する画像を出力するプロセッサ装置と、

前記プロセッサ装置で得られた画像を表示する表示装置とを備え、

前記プロセッサ装置は、前記照明光として、偏光状態の異なる複数の偏光光を被検体に順次照射し、その反射光を順次撮像して得られた複数の画像信号に画像処理を施して、所定の偏光特性による偏光特性画像を生成する偏光画像処理部と、

前記照明光として、蛍光観察用の励起光を被検体に照射し、その反射光を撮像して得られた画像信号に画像処理を施して蛍光画像を生成する蛍光画像処理部、および、前記照明光として、狭帯域光を被検体に照射し、その反射光を撮像して得られた画像信号に画像処理を施して狭帯域光画像を生成する狭帯域光画像処理部の少なくとも一方と、

前記偏光画像処理部で得られた偏光特性画像と前記蛍光画像処理部で得られた蛍光画像および前記狭帯域光画像処理部で得られた狭帯域光画像の少なくとも一方とを組み合わせる合成画像を生成する画像合成部とを備え、

前記表示装置は、前記画像合成部で得られた合成画像を表示するものであることを特徴とする内視鏡診断装置。

【請求項 2】

前記画像合成部は、前記偏光特性画像と前記蛍光画像および前記狭帯域光画像の少なくとも一方とを並べて前記合成画像を生成するものである請求項 1 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 3】

前記画像合成部は、前記偏光特性画像と前記蛍光画像および前記狭帯域光画像の少なくとも一方とを重ね合わせて前記合成画像を生成するものである請求項 1 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 4】

前記画像合成部は、前記偏光特性画像と前記蛍光画像および前記狭帯域光画像の少なくとも一方とを演算処理して前記合成画像を生成するものである請求項 1 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 5】

前記プロセッサ装置は、さらに、前記照明光として、白色光を被検体に照射し、その反射光を撮像して得られた画像信号に画像処理を施して白色光画像を生成する白色光画像処理部を備え、

前記画像合成部は、前記偏光特性画像と前記蛍光画像および前記狭帯域光画像の少なくとも一方と、さらに、前記白色光画像処理部で得られた白色光画像とを組み合わせる合成画像を生成するものである請求項 1 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 6】

前記画像合成部は、前記偏光特性画像と前記蛍光画像および前記狭帯域光画像の少なくとも一方とを並べ、さらに、前記白色光画像を並べて前記合成画像を生成するものである請求項 5 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 7】

前記画像合成部は、前記偏光特性画像と前記蛍光画像および前記狭帯域光画像の少なくとも一方とを重ね合わせ、さらに、前記白色光画像を並べて前記合成画像を生成するものである請求項 5 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 8】

前記画像合成部は、前記偏光特性画像と前記蛍光画像および前記狭帯域光画像の少なくとも一方とを演算処理し、さらに、前記白色光画像を並べて前記合成画像を生成するもの

10

20

30

40

50

である請求項 5 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 9】

前記偏光画像処理部は、前記画像信号として、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、所定の偏光特性の偏光特性画像情報に変換する偏光変換処理部と、

前記偏光特性画像に対応する、前記偏光変換処理部で得られた所定の偏光特性の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表示変換処理部とを備える請求項 1～8 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【請求項 10】

前記偏光変換処理部は、前記偏光特性画像情報として、偏光解消度、光の偏光度、位相差、位相差の方位、吸収の方位、旋光の偏光特性の偏光特性画像情報のいずれかを得るものである請求項 9 に記載の内視鏡診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、複数種類の照明光、例えば、蛍光観察用の励起光、狭帯域光および偏光光等の特殊光、さらには、白色光を発する光源装置を用いて、蛍光観察、狭帯域光観察および偏光光観察等の特殊光観察、さらには、白色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）。

【0003】

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

【0004】

また、特許文献 2 には、偏光光を使用することにより、高倍率の拡大観察が行われる局所的な部位である関心部位に平行偏光を有する照明光を照射した際の後方散乱光の像と、垂直偏光を有する照明光を照射した際の後方散乱光の像とを用いて、関心部位における深層からの多重散乱光を除去しつつ、拡大観察画像を得、具体的には両画像信号を差分処理して偏光画像信号を得、得られた偏光画像信号に基づいて拡大観察画像を得、モニタに表示することが開示されている。

【0005】

また、特許文献 3 には、近赤外光を用いて脂肪内に分布する血管の位置を認識する際に偏光光を利用することにより、脂肪内の血管像を観察する上でノイズとなる、脂肪表面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】

【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

10

20

30

40

50

【特許文献3】特開2007-282965号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

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

10

【0008】

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

20

【0009】

また、内視鏡診断装置において、白色光観察に加えて、狭帯域光観察や蛍光観察等の特殊光観察を行うことによって、診断精度の向上を図るものが知られている。このような内視鏡診断装置では、白色光画像のみ、狭帯域光画像のみ、あるいは、蛍光画像のみを表示する他、例えば、白色光画像と狭帯域光画像、白色光画像と蛍光画像を組み合わせて表示することなどが可能である。しかしながら、例えば、偏光特性画像と狭帯域光画像、偏光特性画像と蛍光画像等のように、偏光特性画像と、狭帯域光画像および蛍光画像等を含む他の特殊光画像とを組み合わせて表示することができる内視鏡診断装置は実現されていない。

【0010】

30

本発明の目的は、上記従来技術の問題点を解消し、複数種類の特殊光観察を実施可能な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とともに、偏光特性画像と蛍光画像および狭帯域光画像の少なくとも一方とを組み合わせて表示し、診断精度を向上させ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】

【0011】

上記目的を達成するために、本発明は、複数種類の照明光を発する光源装置と、前記光源装置から発せられた照明光を導光して被検体に照射し、その反射光を撮像して画像信号を出力する内視鏡装置と、

40

前記内視鏡装置で得られた画像信号を画像処理して前記照明光に対応する画像を出力するプロセッサ装置と、

前記プロセッサ装置で得られた画像を表示する表示装置とを備え、

前記プロセッサ装置は、前記照明光として、偏光状態の異なる複数の偏光光を被検体に順次照射し、その反射光を順次撮像して得られた複数の画像信号に画像処理を施して、所定の偏光特性による偏光特性画像を生成する偏光画像処理部と、

前記照明光として、蛍光観察用の励起光を被検体に照射し、その反射光を撮像して得られた画像信号に画像処理を施して蛍光画像を生成する蛍光画像処理部、および、前記照明光として、狭帯域光を被検体に照射し、その反射光を撮像して得られた画像信号に画像処

50

理を施して狭帯域光画像を生成する狭帯域光画像処理部の少なくとも一方と、

前記偏光画像処理部で得られた偏光特性画像と前記蛍光画像処理部で得られた蛍光画像および前記狭帯域光画像処理部で得られた狭帯域光画像の少なくとも一方とを組み合わせる合成画像を生成する画像合成部とを備え、

前記表示装置は、前記画像合成部で得られた合成画像を表示するものであ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。

【0012】

ここで、前記画像合成部は、前記偏光特性画像と前記蛍光画像および前記狭帯域光画像の少なくとも一方とを並べて前記合成画像を生成するものであることが好ましい。

【0013】

また、前記画像合成部は、前記偏光特性画像と前記蛍光画像および前記狭帯域光画像の少なくとも一方とを重ね合わせて前記合成画像を生成するものであることが好ましい。

【0014】

また、前記画像合成部は、前記偏光特性画像と前記蛍光画像および前記狭帯域光画像の少なくとも一方とを演算処理して前記合成画像を生成するものであることが好ましい。

【0015】

前記プロセッサ装置は、さらに、前記照明光として、白色光を被検体に照射し、その反射光を撮像して得られた画像信号に画像処理を施して白色光画像を生成する白色光画像処理部を備え、

前記画像合成部は、前記偏光特性画像と前記蛍光画像および前記狭帯域光画像の少なくとも一方と、さらに、前記白色光画像処理部で得られた白色光画像とを組み合わせる合成画像を生成するものであることが好ましい。

【0016】

ここで、前記画像合成部は、前記偏光特性画像と前記蛍光画像および前記狭帯域光画像の少なくとも一方とを並べ、さらに、前記白色光画像を並べて前記合成画像を生成するものであることが好ましい。

【0017】

また、前記画像合成部は、前記偏光特性画像と前記蛍光画像および前記狭帯域光画像の少なくとも一方とを重ね合わせ、さらに、前記白色光画像を並べて前記合成画像を生成するものであることが好ましい。

【0018】

また、前記画像合成部は、前記偏光特性画像と前記蛍光画像および前記狭帯域光画像の少なくとも一方とを演算処理し、さらに、前記白色光画像を並べて前記合成画像を生成するものであることが好ましい。

【0019】

また、前記偏光画像処理部は、前記画像信号として、前記偏光状態の異なる複数の偏光の、被検体からの反射光による複数の光強度画像情報に偏光変換処理を行って、所定の偏光特性の偏光特性画像情報に変換する偏光変換処理部と、

前記偏光特性画像に対応する、前記偏光変換処理部で得られた所定の偏光特性の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表示変換処理部とを備えることが好ましい。

【0020】

ここで、前記偏光変換処理部は、前記偏光特性画像情報として、偏光解消度、光の偏光度、位相差、位相差の方位、吸収の方位、旋光の偏光特性の偏光特性画像情報のいずれかを取得するものであることが好ましい。

【発明の効果】

【0021】

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。

10

20

30

40

50

【0022】

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

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

【0023】

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。

【0024】

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。

【0025】

さらに、本発明によれば、偏光特性画像と、蛍光画像および狭帯域光画像等を含む特殊光画像とを組み合わせる表示することにより、1枚の合成画像で血管、リンパ管、膠原線維、神経線維等を同時に観察することができるため、医師による診断精度を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【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。

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

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

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

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

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

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

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

【図12】本発明に係る内視鏡診断装置の構成を表す第1実施形態の外観図である。

10

20

30

40

50

【図 1 3】図 1 2 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 1 4】図 1 2 に示す内視鏡診断装置の内視鏡挿入部の先端部の様子を表す概念図である。

【図 1 5】図 1 2 に示す内視鏡診断装置で用いられるパターンニング素子の 1 画素分の素子を拡大して示す拡大模式図である。

【図 1 6】合成画像として、白色光画像、偏光特性画像および蛍光画像を横一列に並べて配置した場合の一例を表す概念図である。

【図 1 7】本発明に係る内視鏡診断装置の構成を表す第 2 実施形態の外観図である。

【図 1 8】図 1 7 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 1 9】図 1 7 に示す内視鏡診断装置の内視鏡挿入部の先端部の様子を表す概念図である。

10

【図 2 0】(a) は、投光ユニット 1 6 2 A, 1 6 2 D の断面構成図、(b) は、投光ユニット 1 6 2 B, 1 6 2 C の断面構成図である。

【図 2 1】レーザ光源 L D 2 からの青色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体により波長変換された発光スペクトルと、レーザ光源 L D 1, L D 3, L D 4, L D 5 からの各レーザ光の発光波長を示すグラフである。

【図 2 2】各照射パターンの一例である。

【発明を実施するための形態】

【0 0 2 7】

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診断装置を詳細に説明する。

20

【0 0 2 8】

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 1 0 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。

30

【0 0 2 9】

図示例の偏光画像計測表示システム 1 0 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 1 2 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 1 4 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 1 6 と、表示用偏光特性画像を表示する表示部 1 8 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 2 0 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 2 2 と、を有する。

40

なお、偏光撮像系 1 2 及び偏光変換処理部 1 4 は、本発明に係る偏光画像計測装置を構成する。

【0 0 3 0】

偏光撮像系 1 2 は、従来の P / S 偏光だけではなく、複数の偏向特性（偏光変数）を含む高次の偏光パラメータ（ミュラー（Mueller）行列）を計測することができる偏光撮像システム、すなわち撮影対象のミュラー計測ができるミュラー撮像システムを構成するもので、生体の所定部位にその表層から複数の異なる偏光状態の照射光をそれぞれ照射する偏光照射部 2 4 と、偏光状態の異なる偏光光が偏光照射部 2 4 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

50

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。

【0031】

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。

【0032】

図 2 に、本発明の偏光撮像系の一実施形態の模式図を示す。

同図に示す偏光撮像系 12 a は、図 1 に示す偏光撮像系 12 として用いられ、アザム (Azam) 方式の 2 重位相子型のミュ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 24 a と、人体腹部 A から反射する所定の偏光状態の反射光を検出光として受光して撮像する撮像部 26 a を有する。

【0033】

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

【0034】

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

【0035】

偏光照射部 24 a に用いられる光源 34 としては、人体腹部 A を撮像可能に照明できる所定波長の光を射出できれば特に制限的ではなく、例えば、所定の狭帯域波長のレーザ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。

【0036】

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。

【0037】

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 26 a のカメラの CCD や後述する CCD 56 の画素数によって定めればよい。

【0038】

また、第 1 及び第 2 偏光フィルタ部 40 a 及び 40 b の偏光板 36 a 及び 36 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 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 36 a によって直線偏光される。また、回転位相差板 38 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。

【0039】

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

10

【0040】

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

【0041】

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

【0042】

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

20

【0043】

ここで、例えば、図示例の実施形態の偏光撮像系 1 2 a は、ミューラー撮像システムを構成し、撮影対象（サンプル）M の 4 行 $\times$ 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。

【0044】

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 4 0 a から射出され、人体の腹部 A に入射される入射光の偏光状態が互いに異なる少なくとも 4 種類となり、人体の腹部 A から反射され、第 2 偏光フィルタ部 4 0 b から射出される検出光の偏光状態が互いに異なる少なくとも 4 種類となり、その組み合わせが少なくとも 16 種類の互いに異なる偏光状態となるように、回転位相差板 3 8 a 及び 3 8 b を回転させる必要がある。

30

【0045】

例えば、偏光撮像系 1 2 a では、第 1 偏光フィルタ部 4 0 a の回転位相差板 3 8 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 4 0 b の回転位相差板 3 8 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 2 6 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

【0046】

50

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° 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とすることができる。

【0047】

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

【0048】

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。

【0049】

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。

【0050】

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° から 180° まで、例えば、 7.2° 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。

【0051】

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。

【0052】

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。

【0053】

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。

【0054】

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

【0055】

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

このような第1位相変調素子44a及び44b(例えば0度に配置)に対してそれぞれ第2位相変調素子45a及び45bを45度傾けて設置(例えば45度に配置)することにより、楕円偏光や円偏光を直線偏光にすることもできるし、楕円偏光の楕円率を変えることもできるし、様々な角度の楕円偏光にすることもできる。例えば、0°に設置された第1位相変調素子44aに、45°の方向の直線偏光が入射する場合、位相変調素子44aの位相差(複屈折率)が0($=0^\circ$)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44a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。

【0056】

このため、偏光撮像系12bでは、第1位相変調素子44a及び44bと第2位相変調素子45a及び45bとを組み合わせる電氣的に変調駆動することにより、機械的に回転する回転位相差板38a及び38bと同様の機能を発揮させることができる。すなわち、第1位相変調素子44a及び44bをそれぞれ第2位相変調素子45a及び45bと組み合わせることにより、図2に示す偏光撮像系12aにおいて回転位相差板38a及び38bを回転させることによって実現した入射光の偏光状態、及び検出光の偏光状態と同じ入射光の偏光状態、及び同じ検出光の偏光状態を達成することができ、偏光照射部24bからの入射光においても、撮像部26bの検出光においても、ストークスパラメータ S_0 、 S_1 、 S_2 及び S_3 を求めることができ、設定することができる。

【0057】

すなわち、偏光照射部24bの第1偏光フィルタ部46aの第1位相変調素子44aを、例えば、その遅相軸が偏光板36aの遅相軸に対して0度、すなわち軸(屈折率の高い方向)の角度が0°となるように設定し、直線偏光の縦と横の偏光量(ベクトル)、すなわち位相差が $\Delta 1$ 、 $\Delta 2$ となるようにすると共に、第1位相変調素子44bを、その遅相軸が偏光板36aの遅相軸に対して45度、すなわち軸(屈折率の高い方向)の角度が45°となるように設定し、偏光の斜め(左右)方向の偏光量、すなわち位相差が $\Delta 1$ 、 Δ

2となるようにすることにより、偏光照射部24bからの入射光において、後述する光の偏光状態を表すストークスパラメータ S_0 、 S_1 、 S_2 及び S_3 を互いに異なるものとすることができる。

【0058】

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

10

【0059】

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。

【0060】

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。

【0061】

20

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。

【0062】

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。

【0063】

30

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、CCD56とを有する。

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

40

【0064】

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。

【0065】

CCD56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。

【0066】

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

50

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。

【0067】

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。

【0068】

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° ）（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。

【0069】

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。

【0070】

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がない、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。

【0071】

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CCD56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CCD56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、CCD56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。

【0072】

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、CCD56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

10

20

30

40

50

て、光強度画像の画素数が、例えば20万画素であれば、CCD56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、CCD56の画素数は、400万画素又は300万画素となる。

【0073】

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。

【0074】

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CCD56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。

【0075】

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CCD56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CCD56で撮像する撮像部26dを用いても良い。

【0076】

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。

【0077】

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。

【0078】

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。

【0079】

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。

【0080】

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。

【0081】

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。

【0082】

【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）

【0083】

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 $m_{13} \sim m_{13}$ 、 $m_{21} \sim m_{23}$ 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。

【0084】

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。

【0085】

10

20

30

40

【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)

10

【0086】

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)

20

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。

【0087】

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。

30

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

…… (4)

40

【0088】

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

50

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。

【0089】

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。

【0090】

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。

【0091】

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 $m_{00} \sim m_{33}$ を持つものであるので、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。

【0092】

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。

【0093】

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。

【0094】

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

10

20

30

40

50

位等の偏光特性を求めることができる。

【0095】

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。

【0096】

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、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。

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

【0097】

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。

【0098】

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）。

【0099】

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】

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

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

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

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

10

20

30

40

50

【 0 1 0 0 】

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

【数 5】

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

10

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

【 0 1 0 1 】

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。

20

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

【数 6】

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

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

30

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

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

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

40

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

【 0 1 0 2 】

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 0 3 】

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

50

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。

【0104】

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。

【0105】

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。

【0106】

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。

【0107】

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。

【0108】

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。

【0109】

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。

【0110】

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。

【０１１１】

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

【０１１２】

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。

【０１１３】

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。

【０１１４】

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

【０１１５】

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

【０１１６】

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。

【０１１７】

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。

【０１１８】

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

50

合と同様に、粘膜層 6 2 に表出した膠原線維 6 8 を検出することはできない。

【0119】

これに対し、図 10 (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 (sm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

【0120】

すなわち、図 10 (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 10 (b) に示す粘膜内がん 7 0 と図 10 (c) に示す粘膜下層浸潤がん 7 2 の区別が可能となる。

【0121】

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。

【0122】

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

【0123】

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。

【0124】

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。

【0125】

また、通常カラー撮像系 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系を用いることができる。

【0126】

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

50

通常カラー撮像素子20で得られた通常のカラール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ル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。

【0127】

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。

【0128】

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

【0129】

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。

【0130】

次に、ステップS102において、偏光画像計測表示システム10の偏光撮像素子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

【0131】

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。

【0132】

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

【0133】

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

【0134】

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。

【0135】

50

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

【0136】

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 以上を組み合わせる表示、例えば、2 以上の偏光特性画像を重ねて、もしくは並べて表示するための合成画像情報を生成し、表示部 1 8 に、合成画像情報（データ）に基づく合成画像を表示させてもよい。

10

【0137】

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。

20

【0138】

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。

【0139】

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

30

【0140】

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。

40

【0141】

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。

【0142】

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。

50

【0143】

次に、本発明の内視鏡診断装置の第1実施形態について説明する。

【0144】

図12は、本発明に係る内視鏡診断装置の構成を表す第1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101は、複数種類の照明光を発生する光源装置105と、光源装置105から発せられる照明光を導光して被検体の被観察領域に照射し、その反射光を撮像して画像信号を出力する内視鏡装置103と、内視鏡装置103により撮像された画像を画像処理して照明光に対応する内視鏡画像等を出力するプロセッサ装置107と、プロセッサ装置107によって画像処理して得られた内視鏡画像等を表示する表示装置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

【0145】

ここで、内視鏡診断装置101は、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、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、蛍光観察用の励起光を蛍光薬剤が注射された被検体に照射し、励起光が照射された薬剤から発せられる自家蛍光を撮像して蛍光画像を表示する蛍光観察モードとを有する。各観察モードは、内視鏡装置103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。

【0146】

20

光源装置105は、白色光光源111と、狭帯域フィルタ115と、偏光フィルタ117と、レンズ119等の光学系と、分波器であるカプラ120と、回転制御部113とによって構成されている。

【0147】

白色光光源111は、光源装置105の電源がオンのときに常にオンして白色光を発する。白色光光源111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が使用される。

【0148】

狭帯域フィルタ115は、白色光光源111から発せられた白色光から、所定の狭帯域の狭帯域光のみを透過させるバンドパスフィルタである。狭帯域フィルタ115は、円板形状で、白色光をそのまま通過させる光通過部と、750～790nmの第1狭帯域光のみを通過させる第1光透過部と、405±10nmの第2狭帯域光のみを透過させる第2光透過部とを有する。狭帯域フィルタ115は、白色光光源111とレンズ119との間の光路に対して垂直に配置され、回転制御部113の制御の基で、図示していないモータによって適宜回転される。白色光観察モードの場合には、光通過部が光路内に挿入され、白色光がそのまま通過する。蛍光観察モードの場合には、第1光透過部が光路内に挿入されて、第1狭帯域光のみが透過し、偏光光観察モードの場合には、第2光透過部が光路内に挿入されて、第2狭帯域光のみが透過する。

30

【0149】

本実施形態では、蛍光画像を撮像する場合の蛍光薬剤として、ICG（インドシアニングリーン）を使用する。第1狭帯域光は、被検体の体内に投入されたICGから蛍光を発せさせるための蛍光観察用の励起光であり、その波長および帯域は、使用する蛍光薬剤の種類に応じて適宜決定すべきものである。また、第2狭帯域光は、偏光特性画像を得るための偏光光を発生させるための照射光である。第2狭帯域光の波長および帯域は何ら限定されず、上記はその一例である。

40

【0150】

偏光フィルタ117は、その回転角度に応じて、狭帯域フィルタ115を介して入射された照明光（第2狭帯域光）を、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する。偏光フィルタ117は、円板形状で、照明光をそのまま通過させる光通過部と、照明光を偏光光に変換する光偏光部とを有する。偏光フィルタ

50

117は、光路に対して垂直に配置され、回転制御部113の制御の基で、図示していないモータによって適宜回転される。白色光観察モードおよび蛍光観察モードの場合には、光通過部が光路内に挿入されて、照明光（白色光および第1狭帯域光）がそのまま通過する。偏光光観察モードの場合には、光偏光部が光路内に挿入され、回転制御部113によって回転制御され、その回転角度に応じて、照明光（第2狭帯域光）が、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る。

【0151】

回転制御部113は、プロセッサ装置107の制御部152の制御の基で、前述のように、狭帯域フィルタ115および偏光フィルタ117の回転を制御する。白色光光源111から発せられた白色光は、回転制御部113の制御の基で、狭帯域フィルタ115および偏光フィルタ117を経てレンズ119で集光され、カプラ120に入射される。白色光観察モードの場合には、狭帯域フィルタ115の光通過部および偏光フィルタ117の光通過部が光路内に挿入され、白色光がカプラ120に入射される。また、蛍光観察モードの場合には、狭帯域フィルタ115の第1光透過部および偏光フィルタ117の光透過部が光路内に挿入され、第1狭帯域光がカプラ120に入射される。偏光光観察モードの場合には、狭帯域フィルタ115の第2光透過部および偏光フィルタ117の光偏光部が光路内に挿入され、第2狭帯域光の偏光光がカプラ120に入射される。

【0152】

カプラ120は、レンズ119によって集光された照明光を、2系統の同一の照明光に分配する。分配された2系統の照明光は、それぞれ内視鏡装置103の2つの光ファイバ142A、142Bの入射端に入射される。

【0153】

続いて、内視鏡装置103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103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103を光源装置105およびプロセッサ装置107に着脱自在に接続するコネクタ部126A、126Bとを備える。

【0154】

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

【0155】

湾曲部130は、軟性部128と先端部132との間に設けられ、操作部124に配置されたアングルノブ134の回動操作により湾曲自在に構成されている。この湾曲部130は、内視鏡装置103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。

【0156】

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ないし蛍光を撮像する2系統の観察窓140A、140Bが配置されている。

【0157】

照射口136A、136Bの奥には、それぞれ、ライトガイドとしての光ファイバ142A、142Bが収納されている。光ファイバ142A、142Bは、マルチモードファイバであり、一例として、コア径105 μ m、クラッド径125 μ m、外皮となる保護層を含めた径が ϕ 0.3~0.5mmの細径なファイバケーブルを使用できる。光ファイバ142A、142Bは、光源装置105からコネクタ部126Aを介して内視鏡先端部132まで敷設されており、光源装置105から発せられ、光ファイバ142A、142Bによって内視鏡先端部132まで導かれた照明光は、照射口136A、136Bから被検体の被観察領域に照射される。

10

20

30

40

50

【0158】

ここで、内視鏡先端部132において、照射口136A、136Bは、図14に示すように、観察窓140Aを挟んでその両脇側に配置されている。この場合、光ファイバ142A、142Bは、両者を結ぶ線が観察窓140A上を横切るように、観察窓140Aを挟んでその両脇側に配置されている。従って、両脇側に配置された光ファイバ142A、142Bから同一照明光（白色光、蛍光観察用の励起光、偏光光）を照射することにより、照明光の照明むらの発生を防止することができる。

【0159】

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、さらに対物レンズユニット144Aの奥には、被観察領域の画像情報を取得するCCD(Charge Coupled Device) イメージセンサやCMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサ等の撮像素子138Aが取り付けられている。撮像素子138Aの受光面には、受光される光のうち、第1狭帯域光（蛍光観察用の励起光）を含む所定帯域の波長の光をカット（遮光）する励起光カットフィルタ146Aが装着されている。同様に、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、4種類の異なる偏光状態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138Bは偏光光観察用、撮像素子138Aは、それ以外の観察用（白色光観察用、蛍光観察用）である。

【0160】

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15に示すように、左上の偏光角（軸（屈折率の高い方向）の角度）0°の矩形状の偏光子、右下の偏光角90°の矩形状の偏光子、右上の偏光角45°の矩形状の偏光子、及び左下の偏光角135°の矩形状の偏光子が2×2のアレイ状に配置されて、光強度偏光画像の1画素となるもの等を用いることができる。また、3種類の異なる偏光状態の偏光光に変換するパターンニング素子を用いてもよい。

【0161】

ここで、白色光観察モードの場合、光源装置105から発せられる白色光が光ファイバ142A、142Bによって導光され、内視鏡先端部132から被検体の被観察領域に向けて照射される。そして、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、励起光カットフィルタ146Aにより励起光を含む所定帯域の波長の光がカットされた後、撮像素子138Aによって白色光画像が撮像される。

【0162】

同様に、蛍光観察モードの場合、光源装置105から発せられる励起光が光ファイバ142A、142Bによって導光され、内視鏡先端部132から、ICGを注射された被検体の被観察領域に向けて照射される。そして、励起光が照射された被検体の被観察領域の蛍光薬剤から発せられる自家蛍光が対物レンズユニット144Aにより集光され、励起光カットフィルタ146Aにより励起光を含む所定帯域の波長の光がカットされた後、撮像素子138Aによって蛍光画像が撮像される。

【0163】

偏光光観察モードの場合、光源装置105から発せられる、偏光状態の異なる4種類の偏光光が光ファイバ142A、142Bによって順次導光され、内視鏡先端部132から被検体の被観察領域に向けて照射される。そして、偏光状態の異なる偏光光が照射される毎に、偏光光が照射された被検体の被観察領域からの反射光が対物レンズユニット144Bにより集光され、パターンニング素子146Bにより4種類の異なる偏光状態の偏光光とされた後、撮像素子138Bによって光強度偏光画像が撮像される。つまり、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。

【0164】

撮像素子 138 A から出力される各画像（白色光画像、蛍光画像）の撮像信号（アナログ信号）は、スコープケーブル 148 A を通じて A/D 変換器 150 A に入力される。また、撮像素子 138 B から出力される画像（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 148 B を通じて A/D 変換器 150 B に入力される。A/D 変換器 150 A、150 B は、それぞれ、撮像素子 138 A、138 B 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 126 B を介してプロセッサ装置 107 の画像処理部 154 に入力される。

【0165】

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。

10

【0166】

続いて、プロセッサ装置 107 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 107 は、内視鏡装置 103 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 105 の回転制御部 113 を制御するとともに、内視鏡装置 103 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。

【0167】

制御部 152 は、内視鏡装置 103 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 105 の回転制御部 113 の動作を制御する。画像表示モードは、白色光画像、蛍光画像、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、蛍光画像、偏光特性画像）を組み合わせて表示する、例えば、2 以上の画像を重ね合わせて表示する、並べて表示する、演算処理して表示する等の画像の表示形態を指定する指示である。

20

【0168】

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、蛍光画像、偏光特性画像の画像種別に応じて、内視鏡装置 103 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。

30

【0169】

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

【0170】

白色光画像処理部 154 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 154 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。

40

【0171】

蛍光画像処理部 154 B は、蛍光観察モードの場合に、蛍光画像の画像信号に対して、蛍光画像に適した所定の画像処理を施し、蛍光画像信号（蛍光画像）を出力する。画像処理には、上記に加えてデジタルゲイン、フレーム加算、デジタルビニング等の高感度化処理が含まれる。デジタルゲインは、デジタル画像データを所定の増幅率で増幅する処理で

50

ある。フレーム加算は、撮像素子 1 3 8 A によって撮像される、連続する複数のフレームの画像データを加算する処理である。デジタルビニングは、撮像素子 1 3 8 A の隣あう複数の撮像素素（ピクセル）を 1 組とし、受光面積を大きくして撮像素子 1 3 8 A の感度を上げる処理である。

【0172】

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

【0173】

白色光画像信号、蛍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。

【0174】

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、蛍光画像信号および偏光画像信号に基づき、白色光画像、蛍光画像および偏光特性画像から 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、蛍光画像、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

【0175】

画像処理部 1 5 4 からは、白色光画像信号、蛍光画像信号、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、蛍光画像信号、偏光画像信号および合成画像信号に基づき、白色光画像、蛍光画像、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。

【0176】

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。

30

【0177】

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 3 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 7 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 5 の回転制御部 1 1 3 が制御される。光源装置 1 0 5 では、回転制御部 1 1 3 により、観察モードに従って、狭帯域フィルタ 1 1 5 および偏光フィルタ 1 1 7 の回転が制御される。

【0178】

白色光観察モードの場合、光源装置 1 0 5 では、狭帯域フィルタ 1 1 5 の光通過部および偏光フィルタ 1 1 7 の光通過部が光路内に挿入され、白色光光源 1 1 1 から発せられた白色光がそのままレンズ 1 1 9 で集光された後、カプラ 1 2 0 により 2 系統の照明光（白色光）に分配される。

40

【0179】

内視鏡装置 1 0 3 では、光源装置 1 0 5 から発せられた 2 系統の白色光が、それぞれの光ファイバ 1 4 2 A、1 4 2 B により導光され、照射口 1 3 6 A、1 3 6 B 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、励起光カットフィルタ 1 4 6 A により励起光を含む所定帯域の波長の光がカットされた後、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。

【0180】

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

50

換され、観察モードに従って、白色光画像処理部 154A により白色光画像に適した所定の画像処理が施され、白色光画像信号が出力される。

【0181】

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。

【0182】

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。

【0183】

続いて、蛍光観察モードのときの動作を説明する。

10

【0184】

蛍光観察モードの場合、観察開始前に、蛍光薬剤として ICG が被検体に静脈注射される。

【0185】

光源装置 105 では、狭帯域フィルタ 115 の第 1 光透過部および偏光フィルタ 117 の光通過部が光路内に挿入され、白色光光源 111 から発せられた白色光のうちの第 1 狭帯域光がレンズ 119 で集光された後、カプラ 120 により 2 系統の照明光（蛍光観察用の励起光）に分配される。

【0186】

内視鏡装置 103 では、光源装置 105 から発せられた 2 系統の励起光が、同様に被検体の被観察領域に照射される。そして、励起光が照射された被検体の被観察領域の ICG から発せられる蛍光が対物レンズユニット 144A により集光され、励起光カットフィルタ 146A により励起光を含む所定帯域の波長の光がカットされた後、撮像素子 138A により光電変換されて蛍光画像の撮像信号（アナログ信号）が出力される。

20

【0187】

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

【0188】

画像表示モードに従って、蛍光画像信号が表示装置 108 に出力され、蛍光画像が表示装置 108 上に表示される。蛍光観察モードでは、励起光の波長に応じて、被観察領域の表面から所定の深さの血管やリンパ管が強調された蛍光画像を得ることができる。本実施形態のように、励起光の波長が 750～790nm の近赤外光である場合には、被観察領域の表面から 2～3mm の深層血管等を観察することができる。一般的に、励起光の波長が短くなるに従って、被観察領域の中層～表層血管等を観察することができる。

30

【0189】

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。

【0190】

続いて、偏光光観察モードのときの動作を説明する。

40

【0191】

偏光光観察モードの場合、光源装置 105 では、狭帯域フィルタ 115 の第 1 光透過部および偏光フィルタ 117 の光偏光部が光路内に挿入され、白色光光源 111 から発せられた白色光のうちの第 2 狭帯域光が偏光光に変換されてレンズ 119 で集光された後、カプラ 120 により 2 系統の照明光（偏光光）に分配される。

【0192】

ここで、前述のように、偏光光観察モードの場合には、偏光フィルタ 117 の回転角度に応じて、照明光（第 2 狭帯域光）が、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る。

【0193】

50

内視鏡装置 103 では、光源装置 105 から発せられた 2 系統の偏光光が、同様に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（偏光光）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に変換された後、撮像素子 138 B により光電変換されて光強度偏光画像の撮像信号（アナログ信号）が出力される。

【0194】

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。

10

【0195】

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施され、画像表示モードに従って、所定の偏光特性の偏光特性画像の偏光画像信号が生成される。

【0196】

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。

20

【0197】

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。

【0198】

続いて、合成画像について説明する。

【0199】

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、蛍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、蛍光画像および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、蛍光画像および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。

30

【0200】

図 16 は、合成画像として、白色光画像、偏光特性画像および蛍光画像を横一列に並べて配置した場合の一例を表す概念図である。同図に示すように、白色光画像では、識別が難しい病変部等であっても、合成画像として、例えば、蛍光画像と偏光特性画像を並べて表示させることにより、蛍光画像で血管やリンパ管を強調表示し、偏光特性画像で膠原線維や神経線維を強調表示することができる。このように、蛍光画像と偏光特性画像を並べて表示させることにより、1 枚の合成画像で血管、リンパ管、膠原線維、神経線維等を同時に観察することができるため、医師による診断精度を向上させることができる。

40

【0201】

なお、白色光画像を蛍光画像および偏光特性画像の隣に並べて表示することは必須ではない。しかし、白色光画像を並べて表示することにより、蛍光画像および偏光特性画像における被検体の被観察領域の各部位を視認しやすくなるという利点がある。また、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。

50

【0202】

次に、本発明の内視鏡診断装置の第2実施形態について説明する。

【0203】

図17は、本発明に係る内視鏡診断装置の構成を表す第2実施形態の外観図、図18は、その内部構成を表すブロック図である。第1実施形態の内視鏡診断装置101と第2実施形態の内視鏡診断装置100との違いは、光源装置104、内視鏡装置102およびプロセッサ装置106の一部だけであるから、以下の説明では、両者の間で共通の構成要素に同一の符号を付して、その詳細な説明は省略する。

【0204】

すなわち、内視鏡診断装置100は、図17および図18に示すように、光源装置104と、内視鏡装置102と、プロセッサ装置106と、表示装置108と、入力装置110とによって構成されている。

【0205】

ここで、内視鏡診断装置100は、白色光観察モード、偏光光観察モード、蛍光観察モードに加えて、さらに、狭帯域光を被検体に照射し、その反射光を撮像して狭帯域光画像を表示（観察）する狭帯域光観察モードを有する。

【0206】

光源装置104は、光源制御部112と、互いに中心発光波長の異なるレーザ光を発する複数のレーザ光源LD1～LD5と、光分配器114と、偏光変調器116と、コンバイナ118と、カプラ120とによって構成されている。

【0207】

本実施形態において、レーザ光源LD1～LD5からは、それぞれ、中心発光波長が405nm、445nm、530nm、665nm、785nmの所定の狭帯域の狭帯域光が発せられる。LD1は紫色レーザ光を出射する狭帯域光観察用、および、偏光光観察用の光源であり、LD3は組織深層の太い血管観察に適した狭帯域光観察用の光源である。LD2は、励起光として青色レーザ光を照射して、後述する蛍光体160から白色光を発生させるための白色光観察用の光源である。LD4は、特定波長のレーザ光を比較的強い出力で生体組織表面に照射して癌などの腫瘍を治療する光線力学的治療（Photodynamic Therapy：PDT）を行うための光源である。そして、LD5は、血管に注入したICGの蛍光観察用の励起光を出射する光源である。

【0208】

本実施形態において、レーザ光源LD1は、同一波長の照明光（狭帯域光）を用いる狭帯域光観察用の光源、および、偏光光観察用の光源として共用される。偏光光は、狭帯域光ではなく、例えば、白色光等の広帯域光を発する光源を使用することもできるが、狭帯域光を発する光源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）。従って、狭帯域光観察用の光源と偏光光観察用の光源を共用することにより、1つの光源を2種類の特殊光観察用の光源として使用することができ、必要な光源の個数を削減することができるとともに、偏光光にも変換しやすくなるというメリットがある。

【0209】

また、LD1は、光線力学的診断（Photodynamic Diagnosis：PDD）を行うための照明光としても用いる。PDDは、予め腫瘍親和性があり、かつ、特定の励起光に対して感応する光感受性物質を生体（被検体）に投与した後、励起光となるレーザ光を比較的弱い出力で生体組織表面に照射して、癌などの腫瘍の病巣部で光感受性物質の濃度が高くなった部位からの蛍光を観察する診断方法である。PDDにより特定された病巣部に対して、PDT治療が施される。

【0210】

これらのレーザ光源LD1～LD5は、プロセッサ装置106の制御部152によって制御される光源制御部112によりそれぞれ個別に調光制御されており、各レーザ光源L

10

20

30

40

50

D 1 ～ L D 5 の発光のタイミングや光量比は変更自在になっている。

【0211】

上記のレーザ光源 L D 1 ～ L D 5 は、ブロードエリア型の I n G a N 系レーザダイオードが利用でき、また、I n G a N A s 系レーザダイオードや G a N A s 系レーザダイオード等を用いることもできる。また、上記光源として、発光ダイオード等の発光体を用いた構成としてもよい。また、L D 2 は、白色光を発するキセノンランプや、蛍光灯、水銀灯などの白色灯等を使用してもよい。なお、白色光観察用の光源として、白色光を発する白色灯等を使用した場合には、後述する蛍光体 1 6 0 は不要である。

【0212】

また、レーザ光源 L D 1 ～ L D 5 の中心発光波長は、上記例に限定されず、必要に応じて適宜変更することができる。

10

【0213】

レーザ光源 L D 1 から出射されるレーザ光は、光分配器 1 1 4 に入力される。光分配器 1 1 4 は、レーザ光源 L D 1 から発せられるレーザ光を、同一波長の 2 つのレーザ光に分配する。光分配器 1 1 4 は、例えば、レーザ光を透過光と反射光に分配するビームスプリッタ（ハーフミラー）やビームスプリッタからの反射光を反射する反射ミラー等によって構成することができる。

【0214】

偏光変調器 1 1 6 は、光分配器 1 1 4 から出力される一方のレーザ光を、偏光光観察用の偏光状態の異なる複数の偏光光、本実施形態では、偏光状態の異なる 4 種類の偏光光に順次変調して出力する。なお、偏光変調器 1 1 6 の具体的な構成は何ら限定されないが、例えば、図 2 に示す第 1 偏光フィルタ部 4 0 a や、図 3 に示す第 1 偏光フィルタ部 4 6 a と同様の構成のものを利用することができる。

20

【0215】

光分配器 1 1 4 から出力される他方のレーザ光（L D 1）、偏光変調器 1 1 6 から出力される偏光光、および、各レーザ光源 L D 2 ～ L D 5 から出射されるレーザ光は、集光レンズ（図示略）を介してそれぞれ対応する光ファイバに入力され、合波器であるコンバイナ 1 1 8 と、分波器であるカプラ 1 2 0 を介してコネクタ部 1 2 6 A に伝送される。なお、これに限らず、コンバイナ 1 1 8 とカプラ 1 2 0 を用いずに、光分配器 1 1 4 から出力されるレーザ光、偏光変調器 1 1 6 から出力される偏光光、および、各光源 L D 2 ～ L D 5 からのレーザ光を直接コネクタ部 1 2 6 A に送出する構成であってもよい。

30

【0216】

なお、出射される照明光の切り替えは、図 1 7 に示す内視鏡装置 1 0 2 の切り替えスイッチ 1 5 8 の操作、入力装置 1 1 0 からの操作、或いは光源装置 1 0 4 によって、任意のタイミング、又はプログラムされた規定のタイミングで行うことができる。

【0217】

続いて、内視鏡装置 1 0 2 は、内視鏡挿入部 1 2 2 の先端から 4 系統（4 灯）の照明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。第 1 実施形態の内視鏡装置 1 0 3 と第 2 実施形態の内視鏡装置 1 0 2 との違いは、照明光学系が 4 系統（4 灯）であることだけであるから、以下、両者の間で異なる部分についてのみ説明を行う。

40

【0218】

すなわち、内視鏡装置 1 0 2 は、内視鏡挿入部 1 2 2 と、操作部 1 2 4 と、コネクタ部 1 2 6 A、1 2 6 B とを備えている。また、内視鏡挿入部 1 2 2 は、軟性部 1 2 8 と、湾曲部 1 3 0 と、先端部（内視鏡先端部）1 3 2 とから構成されている。そして、内視鏡先端部 1 3 2 には、2 つの照射口 1 3 6 A、1 3 6 B と、2 つの観察窓 1 4 0 A、1 4 0 B が配置されている。

【0219】

照射口 1 3 6 A の奥には、2 系統の光ファイバ 1 4 2 A、1 4 2 C が収納され、照射口 1 3 6 B の奥には、2 系統の光ファイバ 1 4 2 B、1 4 2 D が収納されている。光ファイ

50

バ 1 4 2 A ~ 1 4 2 D は、光源装置 1 0 4 からコネクタ部 1 2 6 A を介して内視鏡先端部 1 3 2 まで敷設されており、光源装置 1 0 4 から発せられた 4 系統の照明光は、それぞれ対応する光ファイバ 1 4 2 A ~ 1 4 2 D によって照射口 1 3 6 A, 1 3 6 B まで導かれる。

【0220】

ここで、内視鏡先端部 1 3 2 において、照射口 1 3 6 A, 1 3 6 B は、図 1 9 に示すように、観察窓 1 4 0 A を挟んでその両脇側に配置されている。この場合、光ファイバ 1 4 2 A、1 4 2 D は、両者を結ぶ線が観察窓 1 4 0 A 上を横切るように、観察窓 1 4 0 A を挟んでその両脇側に配置され、光ファイバ 1 4 2 B、1 4 2 C は、光ファイバ 1 4 2 A、1 4 2 D を結ぶ線と光ファイバ 1 4 2 B、1 4 2 C を結ぶ線が観察窓 1 4 0 A 上で交差するように、観察窓 1 4 0 A を挟んでその両脇側に配置されている。そして、両脇側に配置された光ファイバ 1 4 2 A、1 4 2 D から同一照明光（白色光）を照射し、光ファイバ 1 4 2 B、1 4 2 C から同一照明光（蛍光観察用の励起光、狭帯域光、偏光光）を照射することにより、照明光の照明むらの発生を防止することができる。

【0221】

光源装置 1 0 4 から光ファイバ 1 4 2 A ~ 1 4 2 D によって導光された照明光は、内視鏡先端部 1 3 2 から被検体の被観察領域に向けて照射される。そして、照明光が照射された被観察領域の様子が対物レンズユニット 1 4 4 A, 1 4 4 B により撮像素子 1 3 8 A、1 3 8 B の受光面上に結像され、撮像素子 1 3 8 A、1 3 8 B により光電変換されて撮像される。撮像素子 1 3 8 A、1 3 8 B からは、撮像された被検体の被観察領域の撮像信号（アナログ信号）が出力される。

【0222】

ここで、白色光観察モードの場合、光源装置 1 0 4 から発せられる白色光の励起光が光ファイバ 1 4 2 A、1 4 2 D によって導光されて蛍光体 1 6 0 に照射され、蛍光体 1 6 0 から発せられる白色光が、照射口 1 3 6 A, 1 3 6 B から被検体の被観察領域に照射される。そして、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 1 4 4 A により集光され、励起光カットフィルタ 1 4 6 A により蛍光観察用の励起光を含む所定帯域の波長の光がカットされた後、撮像素子 1 3 8 A によって白色光画像が撮像される。

【0223】

蛍光観察モードおよび偏光光観察モードの場合、光源装置 1 0 4 から発せられる蛍光観察用の励起光および偏光光が光ファイバ 1 4 2 B、1 4 2 C によって導光されることを除いて、第 1 実施形態の場合と同じである。

【0224】

狭帯域光観察モードの場合、光源装置 1 0 4 から発せられる狭帯域光（LD1, LD3）が光ファイバ 1 4 2 B、1 4 2 C によって導光され、内視鏡先端部 1 3 2 から被検体の被観察領域に向けて照射される。そして、狭帯域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 1 4 4 A により集光され、励起光カットフィルタ 1 4 6 A により蛍光観察用の励起光を含む所定帯域の波長の光がカットされた後、撮像素子 1 3 8 A によって狭帯域光画像が撮像される。

【0225】

撮像素子 1 3 8 A から出力される各画像（白色光画像、蛍光画像、狭帯域光画像）の撮像信号（アナログ信号）、および、撮像素子 1 3 8 B から出力される画像（光強度偏光画像）の撮像信号（アナログ信号）は、それぞれ、スコープケーブル 1 4 8 A、1 4 8 B を通じて A/D 変換器 1 5 0 A、1 5 0 B に入力され、画像信号（デジタル信号）に変換される。変換後の画像信号は、コネクタ部 1 2 6 B を介してプロセッサ装置 1 0 6 の画像処理部 1 5 4 に入力される。

【0226】

続いて、プロセッサ装置 1 0 6 は、制御部 1 5 2 と、画像処理部 1 5 4 と、記憶部 1 5 6 とを備えている。制御部 1 5 2 には、表示装置 1 0 8 および入力装置 1 1 0 が接続され

10

20

30

40

50

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 の光源制御部 112 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。

【0227】

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 の光源制御部 112 の動作を制御する。

【0228】

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、
蛍光画像、狭帯域光画像、偏光特性画像等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 15
6 に記憶される。

【0229】

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

【0230】

白色光画像処理部 154 A、蛍光画像処理部 154 B、偏光画像処理部 154 D は、第
1 実施形態の場合と同じである。狭帯域光画像処理部 154 C は、狭帯域光観察モードの
場合に、狭帯域光画像の画像信号に対して、狭帯域光画像に適した所定の画像処理を施し
、狭帯域光画像信号を出力する。

【0231】

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

【0232】

画像合成部 154 E は、画像表示モードに従って、記憶部 156 に記憶された白色光画
像信号、蛍光画像信号、狭帯域光画像信号および偏光画像信号に基づき、白色光画像、
蛍光画像、狭帯域光画像および偏光特性画像から 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 154 E は、合成画像として、2 以上の画像
（白色光画像、蛍光画像、狭帯域光画像、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 154 E は、図 1 に示す画像合成
部 22 に相当するものである。

【0233】

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

【0234】

次に、内視鏡先端部 132 の構成について詳細に説明する。

【0235】

光ファイバ 142 A は投光ユニット 162 A の一部を構成し、光ファイバ 142 B は投
光ユニット 162 B の一部を構成する。また、光ファイバ 142 C は投光ユニット 162
C の一部を構成し、光ファイバ 142 D は投光ユニット 162 D の一部を構成する。投光

10

20

30

40

50

ユニット 1 6 2 A, 1 6 2 C の対と、投光ユニット 1 6 2 B, 1 6 2 D の対は、内視鏡先端部 1 3 2 の撮像素子 1 3 8 A 及び対物レンズユニット 1 4 4 A を挟んだ両脇側に配置される (図 1 9 参照)。

【0 2 3 6】

ここで、図 2 0 (a) に投光ユニット 1 6 2 A, 1 6 2 D の断面構成図、図 2 0 (b) に投光ユニット 1 6 2 B, 1 6 2 C の断面構成図を示した。投光ユニット 1 6 2 A と投光ユニット 1 6 2 D は同一構成であり、蛍光体 1 6 0 と、蛍光体 1 6 0 の外周を覆う筒状のスリーブ部材 1 6 4 と、スリーブ部材 1 6 4 の一端側を封止する保護ガラス (照明窓) 1 6 6 と、スリーブ部材 1 6 4 内に挿入され光ファイバ 1 4 2 A (1 4 2 D) を中心軸に保持するフェルール 1 6 8 とをそれぞれ備えている。また、フェルール 1 6 8 の後端側から延出される光ファイバ 1 4 2 A (1 4 2 D) には、その外皮を覆うフレキシブルスリーブ 1 7 0 がスリーブ部材 1 6 4 との間に挿入されている。

【0 2 3 7】

一方、投光ユニット 1 6 2 B と投光ユニット 1 6 2 C は同一構成であり、投光ユニット 1 6 2 A, 1 6 2 D の蛍光体 1 6 0 が設けられておらず、光ファイバ 1 4 2 B, 1 4 2 C によって導光される点以外は投光ユニット 1 6 2 A, 1 6 2 D と同様の構成となっている。

【0 2 3 8】

投光ユニット 1 6 2 A, 1 6 2 D の蛍光体 1 6 0 は、レーザ光源 L D 2 からの青色レーザ光の一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光体物質 (例えば Y A G 系蛍光体、或いは B A M (B a M g A l₁₀O₁₇) 等の蛍光体) を含んで構成される。これにより、青色レーザ光を励起光とする緑色～黄色の励起発光光と、蛍光体 1 6 0 により吸収されず透過した青色レーザ光とが合わされて、白色 (疑似白色) の照明光が生成される。

【0 2 3 9】

図 2 1 は、レーザ光源 L D 2 からの青色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体 1 6 0 により波長変換された発光スペクトルと、レーザ光源 L D 1, L D 3, L D 4, L D 5 からの各レーザ光の発光波長を示すグラフである。青色レーザ光は、中心波長 4 4 5 n m の輝線で表され、青色レーザ光による蛍光体 1 6 0 からの励起発光光は、概ね 4 5 0 n m ~ 7 0 0 n m の波長帯域で発光強度が増大する分光強度分布となる。この励起発光光と青色レーザ光によるプロファイルによって、前述した白色光が形成される。本構成例のように、半導体発光素子を励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の白色光が得られ、白色光の強度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

【0 2 4 0】

ここで、本明細書でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らず、例えば、基準色である R (赤), G (緑), B (青) 等、特定の波長帯の光を含むものであればよく、例えば、緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等も広義に含むものとする。

【0 2 4 1】

上記の蛍光体 1 6 0 は、レーザ光の可干渉性により生じるスペックルに起因して、撮像の障害となるノイズの重畳や、動画像表示を行う際のちらつきの発生を防止できる。また、蛍光体 1 6 0 は、蛍光体を構成する蛍光物質と、充填剤となる固定・固化用樹脂との屈折率差を考慮して、蛍光物質そのものと充填剤に対する粒径を、赤外域の光に対して吸収が小さく、かつ散乱が大きい材料で構成することが好ましい。これにより、赤色や赤外域の光に対して光強度を落とすことなく散乱効果が高められ、光学的損失が小さくなる。

【0 2 4 2】

次に、内視鏡診断装置 1 0 0 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 4 3】

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

10

20

30

40

50

や入力装置 110 からプロセッサ装置 106 の制御部 152 に入力される。そして、制御部 152 により、観察モードに従って、画像処理部 154 および光源装置 104 の光源制御部 112 が制御される。光源装置 104 では、光源制御部 112 により、観察モードに従って、レーザ光源 LD1 ~ LD5 が、それぞれ個別に調光制御される。

【0244】

白色光観察モードの場合、光源装置 104 では、レーザ光源 LD2 から白色光の励起光（青色レーザ光）が発せられ、コンバイナ 118 を経て、カプラ 120 により 2 系統の照明光（白色光の励起光）に分配される。

【0245】

内視鏡装置 102 では、光源装置 105 から発せられた 2 系統の照明光が、それぞれの光ファイバ 142A、142D により導光されて蛍光体 160 に照射され、蛍光体 160 から発せられる白色光が、照射口 136A、136B から被検体の被観察領域に照射される。これ以後の動作は、第 1 実施形態の場合と同じである。

【0246】

続いて、蛍光観察モードのときの動作を説明する。

【0247】

蛍光観察モードの場合、観察開始前に、蛍光薬剤として ICG が被検体に静脈注射される。

【0248】

光源装置 104 では、半導体レーザ LD5 から蛍光観察用の励起光が発せられ、コンバイナ 118 を経て、カプラ 120 により 2 系統の照明光（蛍光観察用の励起光）に分配される。

【0249】

内視鏡装置 102 では、光源装置 104 から発せられた 2 系統の励起光が、それぞれの光ファイバ 142B、142C により導光され、照射口 136A、136B から被検体の被観察領域に照射される。これ以後の動作は、第 1 実施形態の場合と同じである。

【0250】

続いて、狭帯域光観察モードのときの動作を説明する。

【0251】

狭帯域光観察モードの場合、光源装置 104 では、半導体レーザ LD1 から紫色レーザ光が発せられ、光分配器 114 およびコンバイナ 118 を経て、カプラ 120 により 2 系統の照明光（狭帯域光）に分配される。

【0252】

内視鏡装置 102 では、光源装置 104 から発せられた 2 系統の狭帯域光が、それぞれの光ファイバ 142B、142C により導光され、照射口 136A、136B 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（狭帯域光）が対物レンズユニット 144A により集光され、励起光カットフィルタ 146A により蛍光観察用の励起光を含む所定帯域の波長の光がカットされた後、撮像素子 138A により光電変換されて狭帯域光画像の撮像信号（アナログ信号）が出力される。

【0253】

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

【0254】

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

【0255】

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。

【0256】

10

20

30

40

50

続いて、偏光光観察モードのときの動作を説明する。

【0257】

偏光光観察モードの場合、光源装置104では、半導体レーザLD1から紫色レーザ光が発せられ、光分配器114を経て、偏光変調器116によって偏光状態の異なる4種類の偏光光に順次変調され、さらに、コンバイナ118を経て、カプラ120により2系統の照明光（偏光光）に分配される。

【0258】

内視鏡装置102では、光源装置104から発せられた2系統の偏光光が、それぞれの光ファイバ142B、142Cにより導光され、照射口136A、136Bから被検体の被観察領域に照射される。これ以後の動作は、第1実施形態の場合と同じである。

【0259】

続いて、合成画像について説明する。

【0260】

内視鏡診断装置100では、観察モードに応じて、白色光画像、蛍光画像、狭帯域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以上の画像の合成画像（重ね合わせ表示、並列表示、演算処理表示）を表示させることができる。画像合成部154Eは、白色光画像、蛍光画像、狭帯域光画像および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、蛍光画像、狭帯域光画像および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。

【0261】

第2実施形態の内視鏡診断装置100においても、第1実施形態の内視鏡診断装置101の場合と同様に、合成画像によって、蛍光画像と偏光特性画像を組み合わせる表示することにより、例えば、血管、リンパ管、膠原線維、神経線維等を同時に観察することができるため、医師による診断精度を向上させることができる。また、狭帯域光画像によっても、血管等を強調表示することができるため、狭帯域光画像と偏光特性画像を組み合わせる表示することにより、同様の効果を得ることができる。つまり、偏光特性画像と、蛍光画像および狭帯域光画像の少なくとも一方を含む特殊光画像とを組み合わせることによって、同様に診断精度を向上させることができる。

【0262】

次に、上記の投光ユニット162A～162Dにより、光分配器から出力されるレーザ光（LD1）、偏光変調器から出力される偏光光、および、レーザ光源LD2～LD5からの各レーザ光を適宜組み合わせる出射させ、種々の照明光を生成する各照明パターンについて説明する。

【0263】

図22に各照射パターンの一例を示した。図示例のように、対物レンズユニット144Aの両脇側のA、B、C、Dは、それぞれ投光ユニット162A、162B、162C、162Dを表している。

【0264】

<第1の照射パターン>

投光ユニット162A、162Dに対してはLD2からの中心波長445nmのレーザ光を導入して、それぞれから白色光を照射させる。また、投光ユニット162B、162Cに対しては光分配器からの中心波長405nmのレーザ光（LD1）を導入して、それぞれから紫色の狭帯域光を照射させる。照射タイミングは、白色光による照明、狭帯域光による照明を個別に行う他、白色光と狭帯域光による照明を同時に行ってもよい。

【0265】

この照明パターンによれば、投光ユニット162A、162Dから白色光を照射することで、観察部位に隆起箇所が存在していても、最小限の照明むらで通常観察が行える。また、投光ユニット162B、162Cから紫色の狭帯域光を照射することで、粘膜組織表層の毛細血管を強調して観察することができる。更に、各投光ユニット162A～162

10

20

30

40

50

Dから同時に光照射することで、通常観察画像内に毛細血管が強調された観察画像が得られる。この場合、LD1とLD2の出射光量比を任意に調整することで、表層血管の深さ方向の分布を観察することもできる。

【0266】

また、投光ユニット162B、162Cからの紫色の狭帯域光は、光分配器からのレーザー光(LD1)が光ファイバ142B、142Cを通してそのまま出射されるもので、蛍光体を透過することがない。このため、蛍光体の発光成分が観察画像にノイズとして現れることがなく、また、蛍光体の光吸収や光拡散により、出射光強度を低下させることがない。更に、複数の投光ユニット162B、162Cから同じ狭帯域光を出射するため、狭帯域光の光強度を向上できる。

10

【0267】

<第2の照射パターン>

投光ユニット162A、162Dに対しては、LD2からの中心波長445nmのレーザー光を導入して、それぞれから白色光を照射させる。また、投光ユニット162Cに対しては光分配器からの中心波長405nmのレーザー光(LD1)を導入して、紫色の狭帯域光を照射させる。そして、投光ユニット162Bに対しては、LD3からの中心波長530nmのレーザー光を導入する。照射タイミングは、白色光による照明、各狭帯域光による照明を個別に行う他、各狭帯域光同士、或いは白色光と狭帯域光による照明を同時に行ってもよい。

【0268】

この照明パターンによれば、投光ユニット162A、162Dから白色光が照射され、また、投光ユニット162Cから紫色の狭帯域光が照射され、投光ユニット162Bから緑色の狭帯域光が照射される。これにより、通常観察に加えて、紫色の狭帯域光による粘膜組織表層の毛細血管の観察と、緑色狭帯域光による組織深部の太い血管の観察が選択的に行える。また、この場合、LD1とLD3の出射光量比を任意に調整することで、粘膜組織表層から深層までの血管の分布を観察することもできる。なお、粘膜組織表層の毛細血管観察では波長390~445nmの光を、深部の太い血管観察では波長530~550nmの光を照射することが好ましい。

20

【0269】

<第3の照射パターン>

投光ユニット162A、162Dに対しては、LD2からの中心波長445nmのレーザー光を導入して、それぞれから白色光を照射させる。また、投光ユニット162Bに対しては光分配器からの中心波長405nmのレーザー光(LD1)、又はLD3からの中心波長530nmのレーザー光を導入して、紫色又は緑色の狭帯域光を照射させる。また、投光ユニット162Cも投光ユニット162Bと同様に、LD1とLD3からのレーザー光を選択的に導入する。

30

【0270】

この照明パターンによれば、投光ユニット162B、162Cからの出射光をLD1かLD3のいずれかに任意で選定でき、観察シーンに応じて適宜切り替えることができる。このため、観察シーンに応じた必要な情報を自在に抽出することができ、観察目的に適した観察画像が得られる。また、LD1とLD3からのレーザー光を同時に射出する場合は、LD1とLD3からのレーザー光を同一の投光ユニット162B、162Cから射出させることができ、観察画像を演算処理する際に、双方の照明条件を高い精度で一致させることができる。その結果、照明光の違いによる観察画像の変化を正確に抽出することが可能になる。

40

【0271】

<第4の照射パターン>

投光ユニット162A、162Dに対しては、LD2からの中心波長445nmのレーザー光を導入する他、場合により、LD3からの中心波長530nmのレーザー光、LD5からの中心波長785nmのレーザー光を選択的に導入する。また、投光ユニット162B、

50

162Cに対しては、光分配器からの中心波長405nmのレーザ光(LD1)、LD3からの中心波長530nmのレーザ光、LD5からの中心波長785nmのレーザ光の少なくともいずれかを選択的に導入する。

【0272】

この照明パターンによれば、白色光に加えて、各種の狭帯域光を各投光ユニット162A~162Dから自在に出射させることができる。このため、投光ユニットを、例えば気管支周辺の血管の位置情報を得るための内視鏡ナビゲーションシステムに適用する場合に、複数の投光ユニットからの光を合わせて高強度の光照射が可能となり、高精度に処置を実施できる。具体的には、この血管ナビゲーションでは、血管内に注入したインドシアニンググリーン(ICG)に向けてLD5からの中心波長785nmのレーザ光を照射する。すると、血液とICGが反応した部分では、ピーク波長が830nmのブロードな分光特性の蛍光が発生するので、この蛍光を目印としてナビゲーションを行っている。

10

【0273】

なお、LD3、LD5のレーザ光については、蛍光体160(図20(a)参照)が500nm前後の波長帯域では吸収率が低い特性を有しており、蛍光体160に照射してもその励起発光は僅かであるため、観察画像に白色光の混色の影響が生じることはない。

【0274】

<第5の照射パターン>

投光ユニット162A、162Dに対しては、LD2からの中心波長445nmのレーザ光を導入して、それぞれから白色光を照射させる。また、投光ユニット162B、162Cに対しては、光分配器からの中心波長405nmのレーザ光(LD1)、又はLD4からの中心波長665nmのレーザ光の少なくともいずれかを選択的に導入する。

20

【0275】

この照明パターンによれば、白色光に加えて、光分配器からのPDD用光線(LD1)、LD4からのPDT用光線を出射させることができる。つまり、白色光による通常観察によって病巣部付近に内視鏡を移動させた後、PDD用光線を照射して、病巣部の位置を特定する。そして、特定した病巣部に向けてPDT用光線を照射して、病巣部を治療する。なお、PDT用光線は、内視鏡の鉗子孔からPDT用光線出射用プローブを挿入して、内視鏡先端部からプローブを突出させて、病巣部に照射する方式であってもよい。

【0276】

<第6の照射パターン>

投光ユニット162A、162Dに対してはLD2からの中心波長445nmのレーザ光を導入して、それぞれから白色光を照射させる。また、投光ユニット162B、162Cに対しては偏光変調器からの中心波長405nmの偏光光を導入して、それぞれから偏光状態の異なる4種類の偏光光を順次照射させる。照射タイミングは、白色光による照明、偏光光による照明を個別に行う。

30

【0277】

この照明パターンによれば、投光ユニット162A、162Dから白色光を照射することで、観察部位に隆起箇所が存在していても、最小限の照明むらで通常観察が行える。また、投光ユニット162C、162Dから偏光状態の異なる4種類の偏光光を順次照射し、偏光状態の異なる偏光光を照射する毎に、偏光光が照射された被検体の被観察領域からの反射光を、パターンング素子で4種類の異なる偏光状態の偏光光とし、これを撮像素子で撮像して合計で16種類の偏光状態の異なる偏光光の光強度画像を撮像することで、偏光特性画像を観察することができる。

40

【0278】

また、投光ユニット162B、162Cから照射される偏光光は、光分配器から出力される偏光光が光ファイバを介してそのまま出射されるもので、蛍光体を透過することがない。このため、蛍光体の発光成分が観察画像にノイズとして現れることがなく、また、蛍光体の光吸収や光拡散により、出射光強度を低下させることがない。更に、複数の投光ユニット162B、162Cから同じ偏光状態の偏光光を出射するため、偏光光の光強度を

50

向上できる。

【0279】

なお、出射光の切り替えは、図17に示す内視鏡装置102の切り替えスイッチ158の操作、入力装置110からの操作、或いは光源装置104によって、任意のタイミング、又はプログラムされた規定のタイミングで行うことができる。

【0280】

以上説明したように、複数の投光ユニットを組み合わせて、白色光、狭帯域光を照射する構成することで、白色光による通常観察と狭帯域光による特殊光観察を、共に良好な照明環境の下で行うことができる。また、狭帯域光を白色光生成用の蛍光体を通してることがないので、狭帯域光を不要な光成分を伴うことなく、高強度で照射することができる。

10

【0281】

本構成の内視鏡装置100は、上記の実施形態に限定されるものではなく、明細書の記載、並びに周知の技術に基づいて、当業者が変更、応用することも本発明の予定するところであり、保護を求める範囲に含まれる。

なお、上記の投光ユニット162A～162Dは、内視鏡装置に適用することに限らず、硬性鏡、鉗子、スコープ内視鏡等の他の種類の医療機器に対しても適用できる。

【0282】

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。

20

【符号の説明】

【0283】

- 10 偏光画像計測表示システム
- 12, 12a, 12b, 12c, 12d, 12e 偏光撮像系
- 14 偏光変換処理部
- 16 表示変換処理部
- 18 表示部
- 20 通常カラー撮像系
- 22 画像合成部
- 24, 24a, 24b, 24c 偏光照射部
- 26, 26a, 26b, 26c, 26d 撮像部
- 28 ミューラー画像変換部
- 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／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

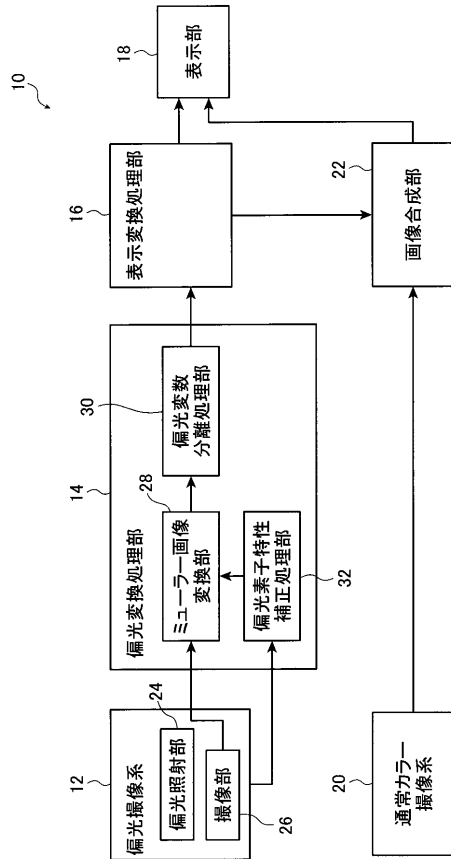
30

40

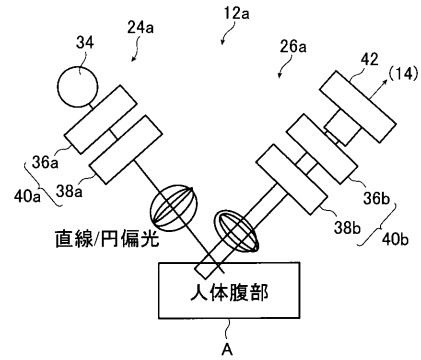
50

1 0 0, 1 0 1	内視鏡診断装置	
1 0 2, 1 0 3	内視鏡装置	
1 0 4, 1 0 5	光源装置	
1 0 6, 1 0 7	プロセッサ装置	
1 0 8	表示装置	
1 1 0	入力装置	
1 1 1	白色光光源	
1 1 2	光源制御部	
1 1 3	回転制御部	
1 1 4	光分配器	10
1 1 5	狭帯域フィルタ	
1 1 6	偏光変調器	
1 1 7	偏光フィルタ	
1 1 8	コンバイナ	
1 1 9	レンズ	
1 2 0	カプラ	
1 2 2	内視鏡挿入部	
1 2 4	操作部	
1 2 6 A, 1 2 6 B	コネクタ部	
1 2 8	軟性部	20
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 D	光ファイバ	
1 4 4 A, 1 4 0 B	対物レンズユニット	
1 4 6 A	励起光カットフィルタ	
1 4 6 B	パターンニング素子	30
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 B	蛍光画像処理部	
1 5 4 C	狭帯域光画像処理部	
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	40
1 5 8	切り替えスイッチ	
1 6 0	蛍光体	
1 6 2 A ~ 1 6 2 D	投光ユニット	
1 6 4	スリーブ部材	
1 6 6	保護ガラス (照明窓)	
1 6 8	フェルール	
1 7 0	フレキシブルスリーブ	
L D 1 ~ L D 5	レーザ光源	

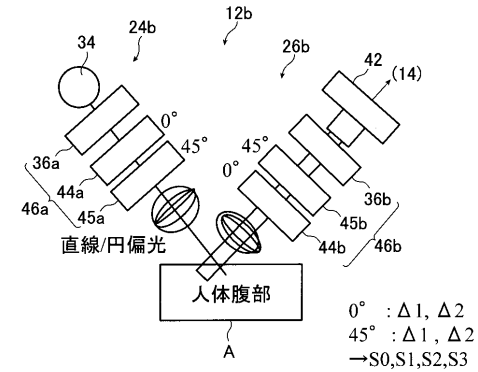
【図 1】



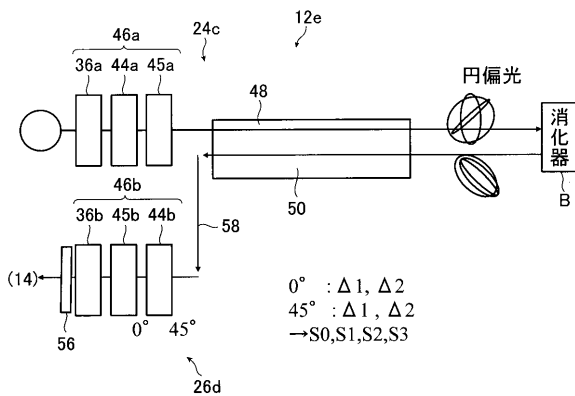
【図 2】



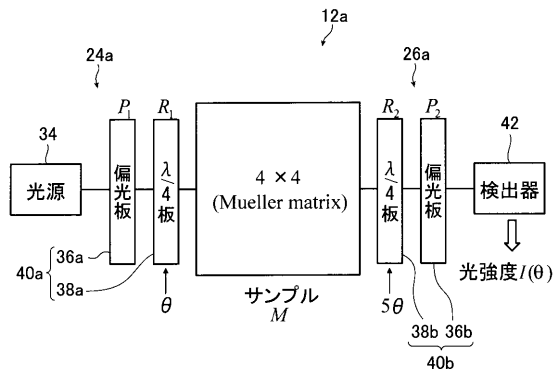
【図 3】



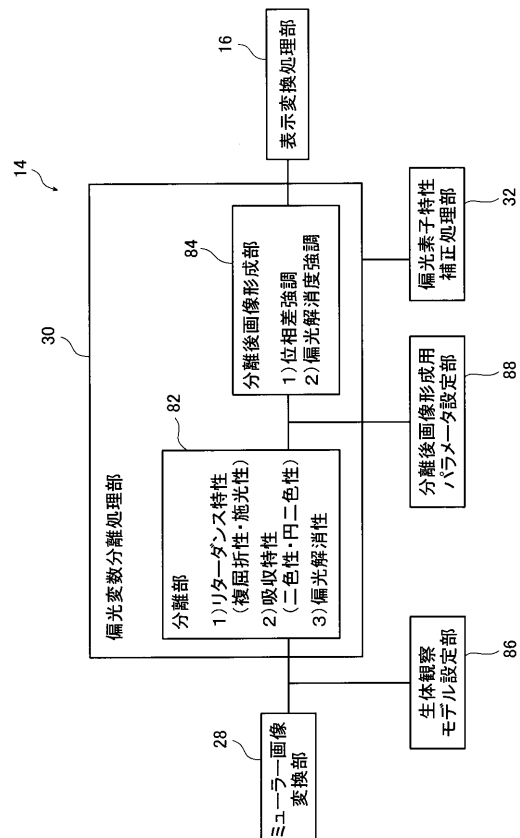
【図 6】



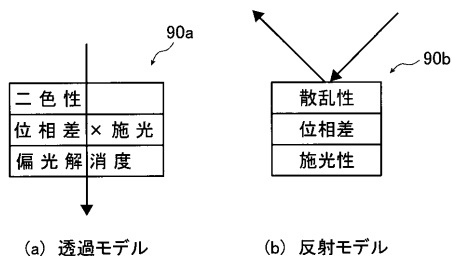
【図 7】



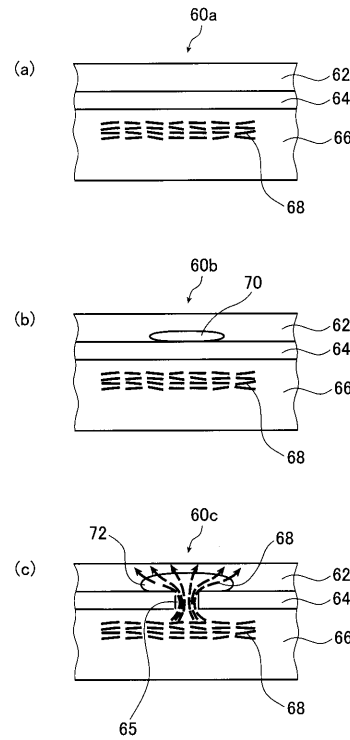
【図 8】



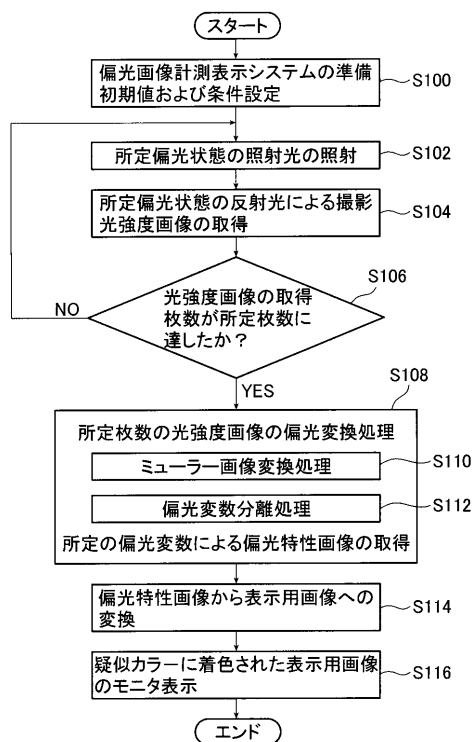
【図 9】



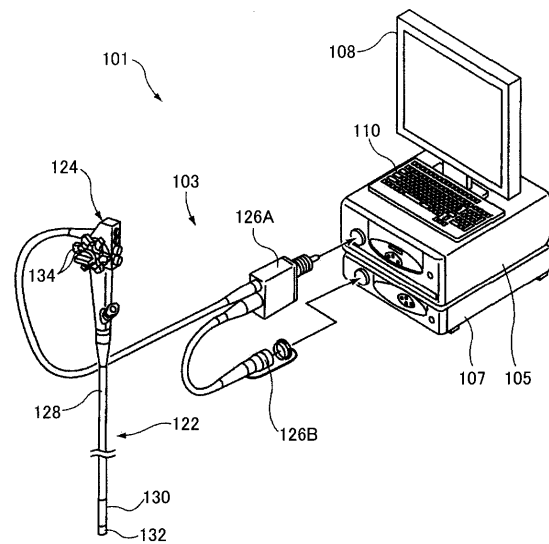
【図 10】



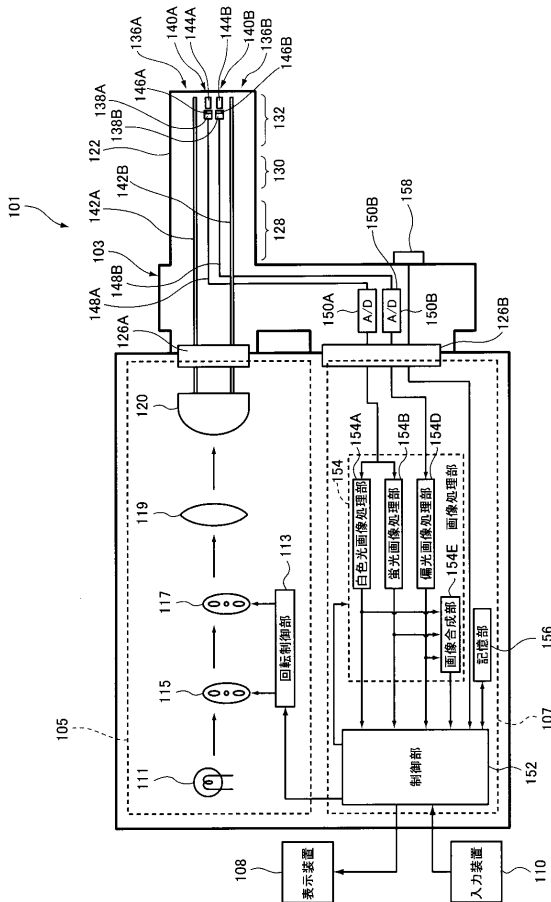
【図 11】



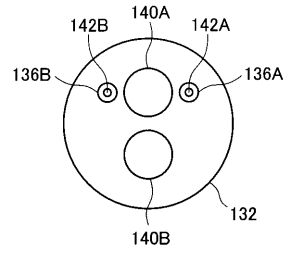
【図 12】



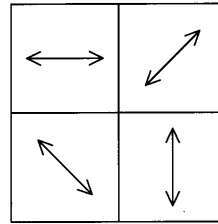
【図 13】



【図 14】



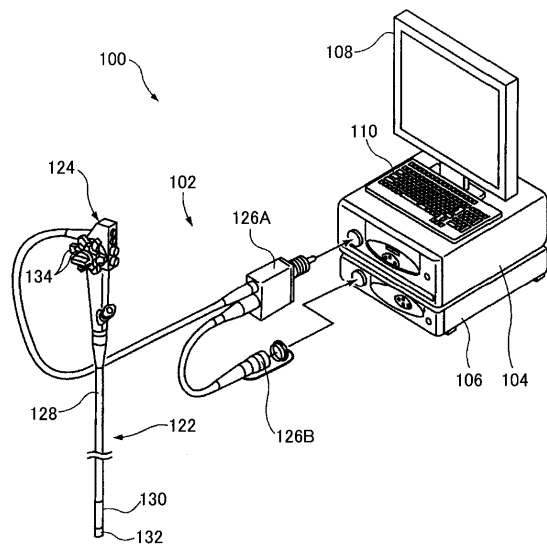
【図 15】



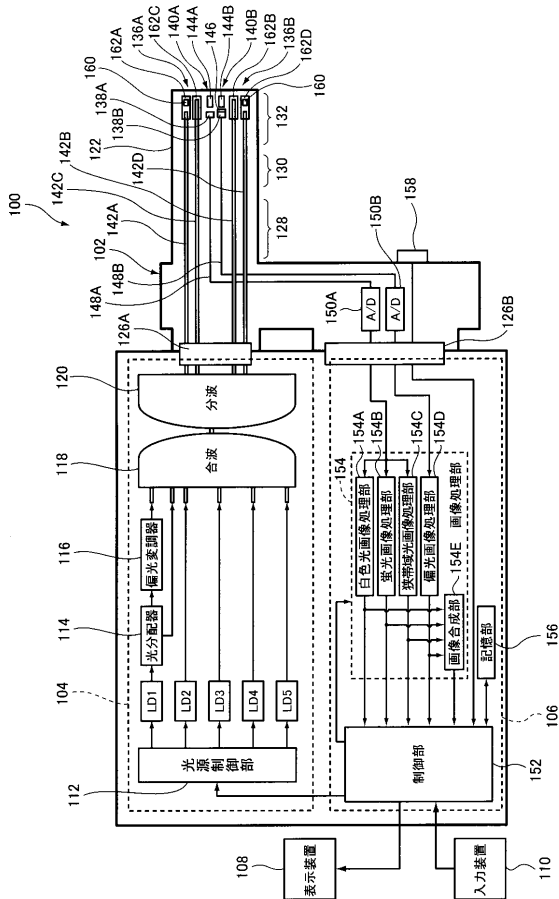
【図 16】



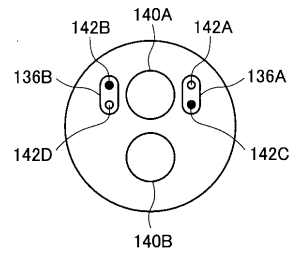
【図 17】



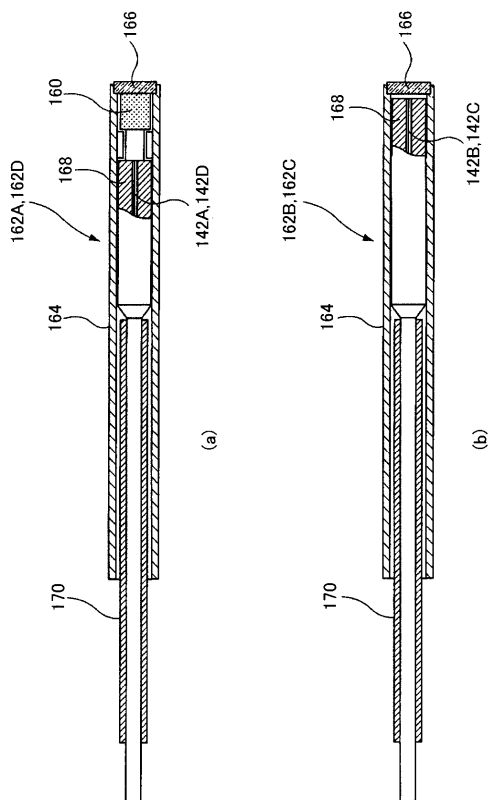
【図 18】



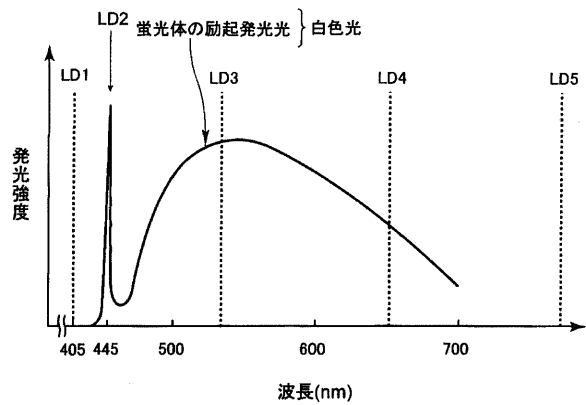
【図 19】



【図 20】



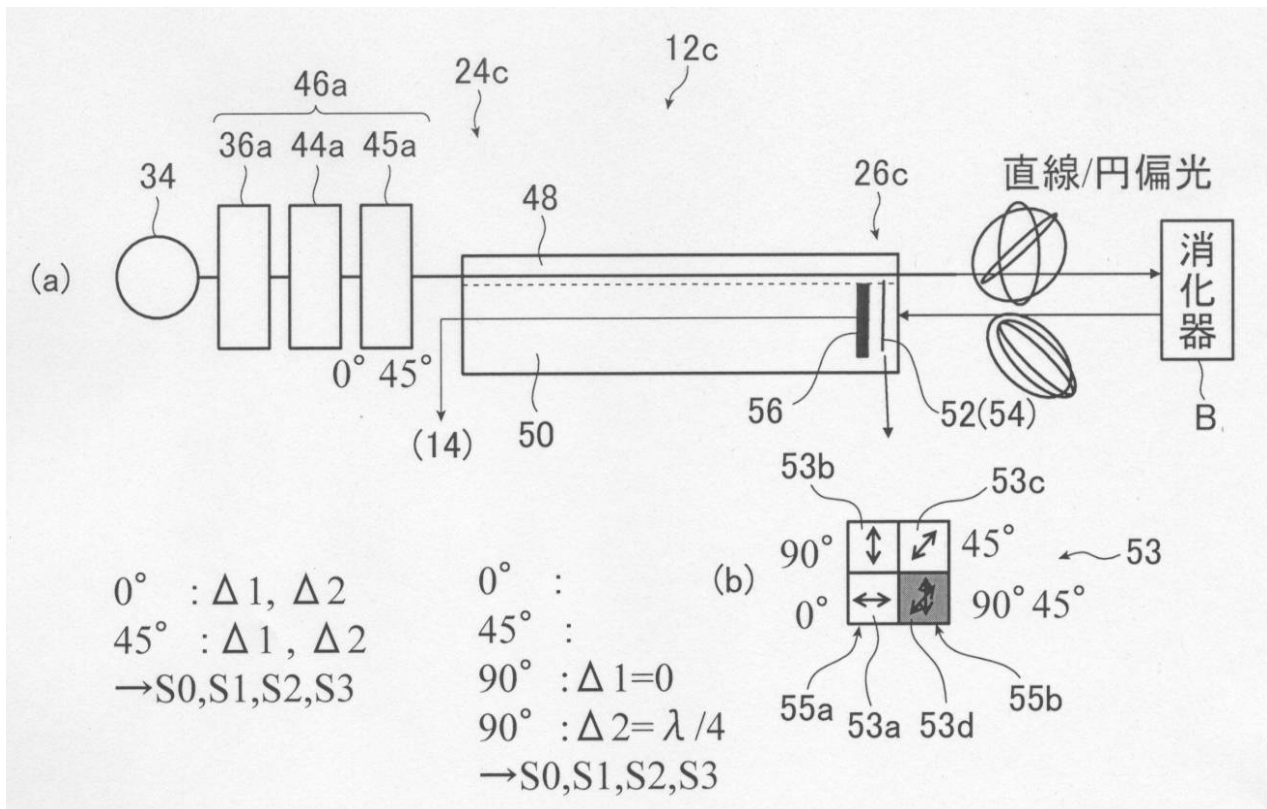
【図 21】



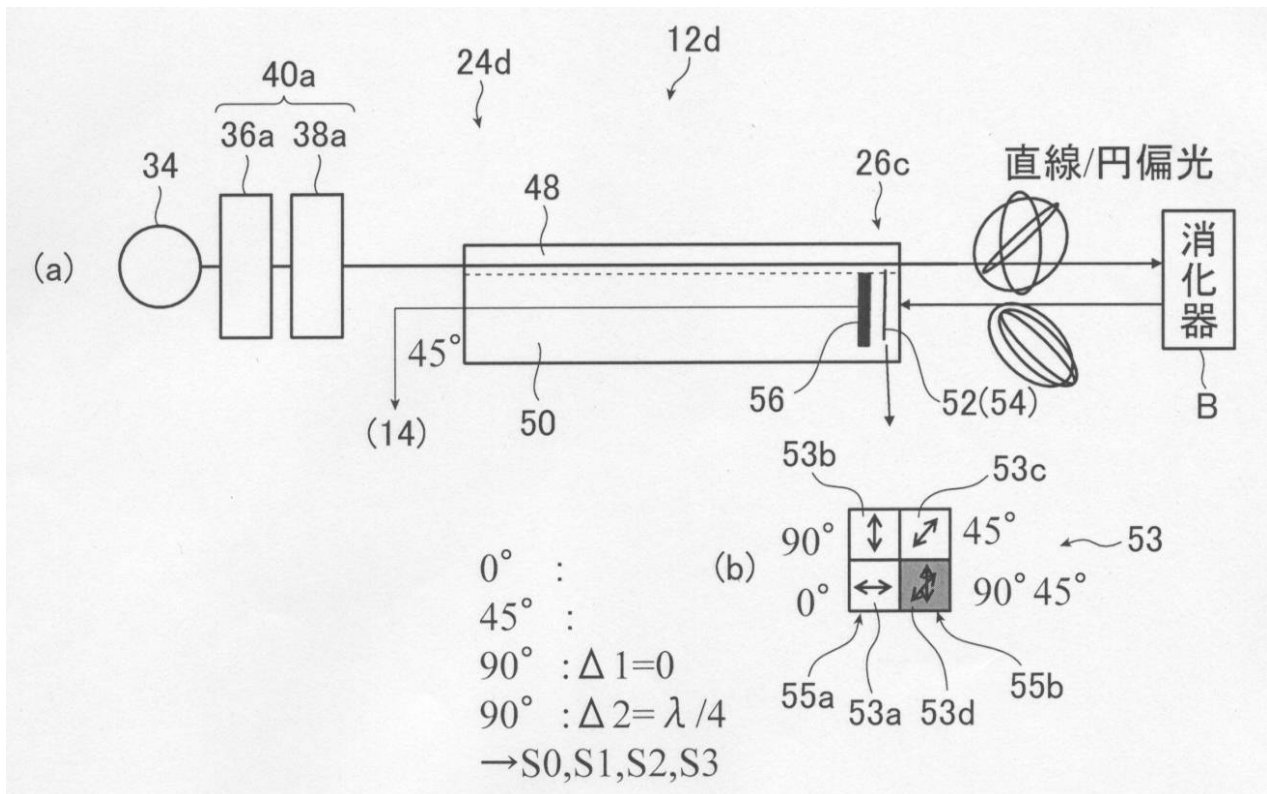
【図 22】

照射パターン	
1	405nm (B) 445nm (D) 144A 445nm (A) 405nm (C)
2	530nm (B) 445nm (D) 144A 445nm (A) 405nm (C)
3	405nm (530nm) (B) 445nm (D) 144A 445nm (A) 405nm (530nm) (C)
4	405nm (530nm) (785nm) (B) 445nm (530nm) (785nm) (D) 144A 445nm (530nm) (785nm) (A) 405nm (530nm) (785nm) (C)
5	405nm (665nm) (B) 445nm (D) 144A 445nm (A) 405nm (665nm) (C)
6	405nm (偏光光) (B) 445nm (D) 144A 445nm (A) 405nm (偏光光) (C)

【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(72)発明者 飯田 孝之

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 BB08 NN01 NN05 QQ02 QQ03 QQ04 RR13 WW04 WW10 WW17

4C161 BB08 NN01 NN05 QQ02 QQ03 QQ04 RR13 WW04 WW10 WW17

解决的问题：提供一种内窥镜诊断设备，其能够通过组合显示偏振特性图像以及荧光图像和窄带光图像中的至少一个来提高诊断精度。内窥镜诊断装置包括：发出多种类型的照明光的光源装置；引导照明光以照射被检体的内窥镜装置；以及反射光的图像；以及成像图像。提供了一种用于对信号进行图像处理的处理器设备和用于显示通过图像处理获得的图像的显示设备。处理器设备顺序地向被检体照射具有不同偏振态的多个偏振光，对通过对反射光进行成像而获得的多个图像信号依次进行图像处理，并输出具有预定偏振特性的偏振特性图像。并且，荧光图像处理单元对被检体照射用于荧光观察的激发光，并对通过对反射光进行成像而获得的图像信号进行图像处理以生成荧光图像。并且，图像合成单元将偏振特性图像和荧光图像合成以生成合成图像。[选择图]图13

