

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6084995号
(P6084995)

(45) 発行日 平成29年2月22日 (2017. 2. 22)

(24) 登録日 平成29年2月3日 (2017. 2. 3)

(51) Int. Cl.

F 1

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

A 6 1 B 1/00 3 0 0 T

A 6 1 B 1/06 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

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

A 6 1 B 1/06 A

G 0 3 B 35/10 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

G 0 3 B 15/02 (2006. 01)

G 0 3 B 35/10

請求項の数 22 (全 31 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2015-16707 (P2015-16707)
 (22) 出願日 平成27年1月30日 (2015. 1. 30)
 (65) 公開番号 特開2015-164518 (P2015-164518A)
 (43) 公開日 平成27年9月17日 (2015. 9. 17)
 審査請求日 平成28年2月8日 (2016. 2. 8)
 (31) 優先権主張番号 特願2014-21032 (P2014-21032)
 (32) 優先日 平成26年2月6日 (2014. 2. 6)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 314012076
 パナソニック IP マネジメント株式会社
 大阪府大阪市中央区城見2丁目1番61号
 (74) 代理人 100101683
 弁理士 奥田 誠司
 (74) 代理人 100155000
 弁理士 喜多 修市
 (74) 代理人 100180529
 弁理士 梶谷 美道
 (74) 代理人 100125922
 弁理士 三宅 章子
 (74) 代理人 100135703
 弁理士 岡部 英隆
 (74) 代理人 100188813
 弁理士 川喜田 徹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1の照明光の照明光軸と第2の照明光の照明光軸が画像処理装置の撮像光軸に対して略同軸であって、第1の方向に偏光した前記第1の照明光、および、前記第1の方向に交差する第2の方向に偏光した前記第2の照明光で、交互に、被写体を照射する照明部と、

前記被写体からの戻り光を少なくとも2つに分離するスプリッタと、

前記スプリッタで分離された前記戻り光の一方が入射される第1の偏光撮像素子であって、前記被写体が前記第1の照明光で照射されているときに前記第1の方向に偏光した第1の偏光画像を取得し、かつ、前記被写体が前記第2の照明光で照射されているときに前記第1の方向に偏光した第2の偏光画像を取得する第1の偏光撮像素子と、

10

前記スプリッタで分離された前記戻り光の他方が入射される第2の偏光撮像素子であって、前記被写体が前記第1の照明光で照射されているときに前記第2の方向に偏光した第3の偏光画像を取得し、かつ、前記被写体が前記第2の照明光で照射されているときに前記第2の方向に偏光した第4の偏光画像を取得する第2の偏光撮像素子と、

前記第1および第2の偏光撮像素子から前記第1、第2、第3および第4の偏光画像を取得し、前記第1の偏光画像および前記第4の偏光画像の和と、前記第2の偏光画像および前記第3の偏光画像の和との間の差分に基づいて、前記被写体の状態を検出する処理部と、

を備える画像処理装置。

【請求項 2】

20

前記処理部は、

前記第 1 の偏光画像と前記第 4 の偏光画像とを平均化して平均化平行ニコル画像を生成する第 1 の処理と、

前記第 2 の偏光画像と前記第 3 の偏光画像とを平均化して平均化垂直ニコル画像を生成する第 2 の処理と、

前記平均化平行ニコル画像と前記平均化垂直ニコル画像との間で減算を行うことによって前記差分を生成する第 3 の処理と、

を実行するように構成されている請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記処理部は、前記第 1、第 2、第 3 および第 4 の偏光画像の加算によって輝度画像を生成するように構成されている、請求項 1 または 2 に記載の画像処理装置。

10

【請求項 4】

前記照明部は、前記第 1 の照明光を発する複数の第 1 光源と、前記第 2 の照明光を発する複数の第 2 光源とを備える、請求項 1 から 3 のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記照明部、前記スプリッタ並びに前記第 1 および第 2 の偏光撮像素子を先端部に有する内視鏡を備え、前記処理部は、前記内視鏡に接続されている、請求項 1 から 4 のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記照明部を先端部に有し、かつ、偏光カメラ部を前記先端部の後方に有する内視鏡であって、前記被写体からの戻り光を前記先端部から取得して前記偏光カメラ部に案内するリレーレンズを有する内視鏡を備え、

20

前記偏光カメラ部は、前記リレーレンズを介して送られてきた前記戻り光を受けるように配置された前記スプリッタ並びに前記第 1 および第 2 の偏光撮像素子を含み、

前記処理部は、前記内視鏡に接続されている、請求項 1 から 4 のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記処理部は、前記被写体の表面における微細凹部を検出する凹領域検出部を備えている請求項 1 から 6 のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項 8】

30

前記処理部は、前記被写体の表面における微細凹部を強調して表示させる画像合成部を備えている請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記第 2 の偏光画像と前記第 3 の偏光画像との間で対応する画素の輝度を比較し、輝度の低い方の画素を選択する最小化処理部と、

前記最小化処理部によって選択された画素の輝度からハレーションが抑制された直交ニコル画像を生成する画像選択部と、

を備える請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

第 1 の照明光の照明光軸と第 2 の照明光の照明光軸が撮像光軸に対して略同軸であって、第 1 の方向に偏光した前記第 1 の照明光、および、前記第 1 の方向に交差する第 2 の方向に偏光した前記第 2 の照明光で、交互に、被写体を照射する照明部と、

40

前記被写体からの戻り光を第 1、第 2、第 3 の光に分離するスプリッタと、

前記スプリッタで分離された前記戻り光の前記第 1 の光が入射される第 1 の偏光撮像素子であって、前記被写体が前記第 1 の照明光で照射されているときに前記第 1 の方向に偏光した第 1 の偏光画像を取得し、かつ、前記被写体が前記第 2 の照明光で照射されているときに前記第 1 の方向に偏光した第 2 の偏光画像を取得する第 1 の偏光撮像素子と、

前記スプリッタで分離された前記戻り光の前記第 2 の光が入射される第 2 の偏光撮像素子であって、前記被写体が前記第 1 の照明光で照射されているときに前記第 2 の方向に偏光した第 3 の偏光画像を取得し、かつ、前記被写体が前記第 2 の照明光で照射されている

50

ときに前記第 2 の方向に偏光した第 4 の偏光画像を取得する第 2 の偏光撮像素子と、

前記スプリッタで分離された前記戻り光の前記第 3 の光が入射される第 3 の偏光撮像素子であって、前記被写体が前記第 1 の照明光で照射されているときに、前記第 1 の方向および前記第 2 の方向とは異なる第 3 の方向に偏光した第 5 の偏光画像を取得し、かつ、前記被写体が前記第 2 の照明光で照射されているときに前記第 3 の方向に偏光した第 6 の偏光画像を取得する第 3 の偏光撮像素子と、

前記第 1、第 2、および第 3 の偏光撮像素子から前記第 2、第 3、第 5 および第 6 の偏光画像を取得し、前記第 5 の偏光画像および前記第 6 の偏光画像の和と、前記第 2 の偏光画像および前記第 3 の偏光画像の和との間の差分に基づいて、前記被写体の状態を検出する処理部と、

10

を備える画像処理装置。

【請求項 11】

前記第 1 の方向と前記第 2 の方向とは直交しており、

前記第 3 の方向は、前記第 1 の方向に対して 10 度以上 60 度以下の範囲内の角度で傾斜している、請求項 10 に記載の画像処理装置。

【請求項 12】

前記処理部は、

前記第 5 の偏光画像と前記第 6 の偏光画像とを平均化して平均化傾斜ニコル画像を生成する第 1 の処理と、

前記第 2 の偏光画像と前記第 3 の偏光画像とを平均化して平均化垂直ニコル画像を生成する第 2 の処理と、

20

前記平均化傾斜ニコル画像と前記平均化垂直ニコル画像との間で減算を行うことによって前記差分を生成する第 3 の処理と、

を実行するように構成されている請求項 10 または 11 に記載の画像処理装置。

【請求項 13】

前記処理部は、前記第 1、第 2、第 3、第 4 の偏光画像の加算によって輝度画像を生成するように構成されている、請求項 10 から 12 のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項 14】

前記照明部は、前記第 1 の照明光を発する複数の第 1 光源と、前記第 2 の照明光を発する複数の第 2 光源とを備える、請求項 10 から 13 のいずれかに記載の画像処理装置。

30

【請求項 15】

前記照明部、前記スプリッタ並びに前記第 1 および第 2 の偏光撮像素子を先端部に有する内視鏡を備え、前記処理部は、前記内視鏡に接続されている、請求項 10 から 14 のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項 16】

前記照明部を先端部に有し、かつ、偏光カメラ部を前記先端部の後方に有する内視鏡であって、前記被写体からの戻り光を前記先端部から取得して前記偏光カメラ部に案内するリレーレンズを有する内視鏡を備え、

前記偏光カメラ部は、前記リレーレンズを介して送られてきた前記戻り光を受けるように配置された前記スプリッタ並びに前記第 1 および第 2 の偏光撮像素子を含み、

40

前記処理部は、前記内視鏡に接続されている、請求項 10 から 14 のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項 17】

前記処理部は、前記被写体の表面における微細凹部を検出する凹領域検出部を備えている請求項 10 から 16 のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項 18】

前記処理部は、前記被写体の表面における微細凹部を強調して表示させる画像合成部を備えている請求項 17 に記載の画像処理装置。

【請求項 19】

第 1 の照明光の照明光軸と第 2 の照明光の照明光軸が撮像光軸に対して略同軸であって

50

、第 1 の偏光状態にある前記第 1 の照明光、および、前記第 1 の偏光状態とは異なる第 2 の偏光状態にある前記第 2 の照明光で、交互に、被写体を照射する照明部と、

前記被写体からの戻り光を少なくとも 2 つに分離するスプリッタと、

前記被写体からの戻り光を透過させるように配置され、右回り偏光の光および左回り偏光の光をそれぞれ第 1 の方向および前記第 1 の方向に直交する第 2 の方向に変換する位相差素子と、

前記スプリッタで分離された前記戻り光の一方が入射される第 1 の偏光撮像素子であって、前記被写体が前記第 1 の照明光で照射されているときに前記第 1 の方向に偏光した第 1 の偏光画像を取得し、かつ、前記被写体が前記第 2 の照明光で照射されているときに前記第 1 の方向に偏光した第 2 の偏光画像を取得する第 1 の偏光撮像素子と、

10

前記スプリッタで分離された前記戻り光の他方が入射される第 2 の偏光撮像素子であって、前記被写体が前記第 1 の照明光で照射されているときに前記第 2 の方向に偏光した第 3 の偏光画像を取得し、かつ、前記被写体が前記第 2 の照明光で照射されているときに前記第 2 の方向に偏光した第 4 の偏光画像を取得する第 2 の偏光撮像素子と、

前記第 1 および第 2 の偏光撮像素子から前記第 1、第 2、第 3 および第 4 の偏光画像を取得し、前記第 1 の偏光画像および前記第 4 の偏光画像の和と、前記第 2 の偏光画像および前記第 3 の偏光画像の和との間の差分に基づいて、前記被写体の状態を検出する処理部と、

を備える画像処理装置。

【請求項 20】

20

前記第 1 の偏光状態および前記第 2 の偏光状態の一方は右回りの円偏光または楕円偏光であり、他方は左回りの円偏光または楕円偏光である、請求項 19 に記載の画像処理装置。

【請求項 21】

前記位相差素子は 4 分の 1 波長板である、請求項 20 に記載の画像処理装置。

【請求項 22】

照明光軸が撮影光軸に対して略同軸の関係を形成するように配置された照明部であって、円偏光または楕円偏光の照明光で被写体を照射する照明部と、

前記被写体からの戻り光を少なくとも 2 つに分離するスプリッタと、

前記被写体からの戻り光を透過するように配置され、前記戻り光を第 1 の方向に偏光した第 1 の偏光状態の光に変換する第 1 モードと、前記戻り光を前記第 1 の方向に対して直交する第 2 の方向に偏光した第 2 の偏光状態の光に変換する第 2 モードとで、交互に動作する可変位相差素子と、

30

前記スプリッタで分離された前記戻り光の一方が入射される第 1 の偏光撮像素子であって、前記可変位相差素子が前記第 1 モードで動作しているときに前記第 1 の方向に偏光した第 1 の偏光画像を取得し、かつ、前記可変位相差素子が前記第 2 モードで動作しているときに前記第 1 の方向に偏光した第 2 の偏光画像を取得する第 1 の偏光撮像素子と、

前記スプリッタで分離された前記戻り光の他方が入射される第 2 の偏光撮像素子であって、前記可変位相差素子が前記第 1 モードで動作しているときに前記第 2 の方向に偏光した第 3 の偏光画像を取得し、かつ、前記可変位相差素子が前記第 2 モードで動作しているときに前記第 2 の方向に偏光した第 4 の偏光画像を取得する第 2 の偏光撮像素子と、

40

前記第 1 および第 2 の偏光撮像素子から前記第 1、第 2、第 3 および第 4 の偏光画像を取得し、前記第 1 の偏光画像および前記第 4 の偏光画像の和と、前記第 2 の偏光画像および前記第 3 の偏光画像の和との間の差分に基づいて、前記被写体の状態を検出する処理部と、

を備える画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、偏光照明と偏光撮像を用いる画像処理装置に関する。

50

【背景技術】

【0002】

粘膜で覆われた、生体の臓器器官の壁表面に対して照明を照射して撮像する内視鏡の分野では、表面の色の变化と同時に、表面の微細な凹凸のテクスチャを確認する必要がある。この表面テクスチャは、例えば胃における胃小区のように平均サイズが0.5～1.0 mm、深さが0.1～0.2 mm程度の半透明の微細な凹凸である。これを内視鏡によって輝度の陰影でとらえることは非常に難しいため、現在はインジゴカルミン溶液など青色色素液体を粘膜上に撒布して、液体が溝にたまる状態を輝度で観察している。

【0003】

しかし、この処理では、粘膜上に液体を吹き付けるために出血したり、粘膜の色が変わってしまうなどの問題があった。このような表面の凹凸を観察したいという課題に対して偏光照明と偏光撮像が有効である。従来、偏光を用いた内視鏡が提案されている（特許文献1参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第5259033号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1に開示されているような内視鏡の従来技術では、特定の1種類の固定された直線偏光の照明光を物体に照射し、物体からの戻り光において、その光路をプリズムなどで2系統に分割し、前記の偏光照明と平行な偏光成分、および直交する偏光成分それぞれの画像を並列に撮像し、それらに基づき、輝度撮像においては不可視の粘膜内の偏光状態の変化を可視化してガンなどの病巣の早期発見に効力を発揮する。

【0006】

従来、上記の撮像の2種類を並列実施し、それらの差分をとる偏光差分処理がよく利用され、その場合、2系統の撮像は同一の画像取得特性であることが前提となる。

【0007】

しかしながら、2種類の偏光撮像を並列的に実施する技術では、撮像素子特性の個体差・光路の光学特性違いなどを完全に合わせこむのは困難である。

【0008】

そこで、本開示は、撮像素子特性の個体差・光路の光学特性違いなどを完全に合わせこむ必要が無い画像処理装置を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本開示の一態様に係る画像処理装置は、第1の照明光の照明光軸と第2の照明光の照明光軸が画像処理装置の撮像光軸に対して略同軸であって、第1の方向に偏光した前記第1の照明光、および、前記第1の方向に交差する第2の方向に偏光した前記第2の照明光で、交互に、被写体を照射する照明部と、前記被写体からの戻り光を少なくとも2つに分離するスプリッタと、前記スプリッタで分離された前記戻り光の一方が入射される第1の偏光撮像素子であって、前記被写体が前記第1の照明光で照射されているときに前記第1の方向に偏光した第1の偏光画像を取得し、かつ、前記被写体が前記第2の照明光で照射されているときに前記第1の方向に偏光した第2の偏光画像を取得する第1の偏光撮像素子と、前記スプリッタで分離された前記戻り光の他方が入射される第2の偏光撮像素子であって、前記被写体が前記第1の照明光で照射されているときに前記第2の方向に偏光した第3の偏光画像を取得し、かつ、前記被写体が前記第2の照明光で照射されているときに前記第2の方向に偏光した第4の偏光画像を取得する第2の偏光撮像素子と、前記第1および第2の偏光撮像素子から前記第1、第2、第3および第4の偏光画像を取得し、前記第1の偏光画像および前記第4の偏光画像の和と、前記第2の偏光画像および前記第3の

10

20

30

40

50

偏光画像の和との間の差分に基づいて、前記被写体の状態を検出する処理部とを含む。

【発明の効果】

【0010】

本開示の画像処理装置は、偏光照明の切り替え、または戻り光の偏光特性の時間的切り替えを実施し、その度に並列に複数の偏光撮像素子によって偏光撮像を実施する。本開示の画像処理装置は、複数の撮像系の特性を一致させる困難が無くなり、偏光差分画像と非偏光画像の両方を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】胃粘膜の内視鏡画像を示す図

10

【図2】臓器の表面粘膜の凹凸部の断面モデルを示す図

【図3】フレネル理論による光が媒質から出射する際の出射角と偏光度DOPの関係を示すグラフ

【図4】偏光照明を表面の溝に入射する際の反射光のエネルギーの説明図

【図5】偏光照明を表面の溝に入射する際の反射光のエネルギーの説明図（照明光が溝に対して45°の場合の図）

【図6】本開示の第1の実施形態の偏光撮像方法を示す図

【図7】本開示の第1の実施形態の偏光撮像装置を示す図

【図8】本開示の第1の実施形態の内視鏡の先端部の構造を示す図

【図9】偏光照明を行う照明部の別の例を示す図

20

【図10】偏光撮像モードにおける撮像と画像メモリ読み書きのタイミングチャート

【図11】通常撮像モードにおける撮像と画像メモリ読み書きのタイミングチャート

【図12】凹領域検出部、および画像合成部での偏光画像強調処理を示す図

【図13】平滑化フィルタの一例と微分フィルタの一例とをあわせて示す図

【図14】青色成分強調の場合わけを示す図

【図15】ブタ胃を用いた画像処理結果を示す図

【図16】本開示の第1の実施形態の変形例1における硬性内視鏡の構造図

【図17】本開示の第1の実施形態の変形例1における偏光撮像装置の構成を示す図

【図18】滑らかなアクリル板を撮影したときにおける、ハレーション制御の結果を説明するための図

30

【図19】本開示の第1の実施形態の変形例2に関する偏光撮像方法を示す図

【図20】本開示の第1の実施形態の変形例2における偏光撮像装置の構成を示す図

【図21】本開示の第1の実施形態の変形例2における硬性内視鏡の構造を示す図

【図22】本開示の第2の実施形態の偏光撮像方法を示す図

【図23】戻り光の反時計回り円偏光が直線偏光に変換される図

【図24】戻り光の時計回り円偏光が直線偏光に変換される図

【図25】本開示の実施形態2における偏光撮像装置の先端部の構成を示す図

【図26】本開示の第3の実施形態の偏光撮像方法を示す図

【図27】戻り光の時計回り円偏光が45°方向の直線偏光に変換される図

【図28】戻り光の時計回り円偏光が135°方向の直線偏光に変換される図

40

【図29】本開示の実施形態3の偏光撮像装置の先端部の構成を示す図

【発明を実施するための形態】

【0012】

まず、本開示の種々の態様について説明する。

【0013】

本開示の画像処理装置は、一態様において、第1の照明光の照明光軸と第2の照明光の照明光軸が画像処理装置の撮像光軸に対して略同軸であって、第1の方向に偏光した前記第1の照明光、および、前記第1の方向に交差する第2の方向に偏光した前記第2の照明光で、交互に、被写体を照射する照明部と、前記被写体からの戻り光を少なくとも2つに分離するスプリッタと、前記スプリッタで分離された前記戻り光の一方が入射される第1

50

の偏光撮像素子であって、前記被写体が前記第 1 の照明光で照射されているときに前記第 1 の方向に偏光した第 1 の偏光画像を取得し、かつ、前記被写体が前記第 2 の照明光で照射されているときに前記第 1 の方向に偏光した第 2 の偏光画像を取得する第 1 の偏光撮像素子と、前記スプリッタで分離された前記戻り光の他方が入射される第 2 の偏光撮像素子であって、前記被写体が前記第 1 の照明光で照射されているときに前記第 2 の方向に偏光した第 3 の偏光画像を取得し、かつ、前記被写体が前記第 2 の照明光で照射されているときに前記第 2 の方向に偏光した第 4 の偏光画像を取得する第 2 の偏光撮像素子と、前記第 1 および第 2 の偏光撮像素子から前記第 1、第 2、第 3 および第 4 の偏光画像を取得し、前記第 1 の偏光画像および前記第 4 の偏光画像の和と、前記第 2 の偏光画像および前記第 3 の偏光画像の和との間の差分に基づいて、前記被写体の状態を検出する処理部とを備える。

10

【 0 0 1 4 】

前記処理部は、前記第 1 の偏光画像と前記第 4 の偏光画像とを平均化して平均化平行ニコル画像を生成する第 1 の処理と、前記第 2 の偏光画像と前記第 3 の偏光画像とを平均化して平均化垂直ニコル画像を生成する第 2 の処理と、前記平均化平行ニコル画像と前記平均化垂直ニコル画像との間で減算を行うことによって前記差分を生成する第 3 の処理とを実行するように構成されてもよい。

【 0 0 1 5 】

前記処理部は、前記第 1、第 2、第 3 および第 4 の偏光画像の加算によって輝度画像を生成するように構成されてもよい。

20

【 0 0 1 6 】

前記照明部は、前記第 1 の照明光を発する複数の第 1 光源と、前記第 2 の照明光を発する複数の第 2 光源とを備えてもよい。

【 0 0 1 7 】

前記照明部、前記スプリッタ並びに前記第 1 および第 2 の偏光撮像素子を先端部に有する内視鏡を備え、前記処理部は、前記内視鏡に接続されてもよい。

【 0 0 1 8 】

前記照明部を先端部に有し、かつ、偏光カメラ部を前記先端部の後方に有する内視鏡であって、前記被写体からの戻り光を前記先端部から取得して前記偏光カメラ部に案内するリレーレンズを有する内視鏡を備え、前記偏光カメラ部は、前記リレーレンズを介して送られてきた前記戻り光を受けると配置された前記スプリッタ並びに前記第 1 および第 2 の偏光撮像素子を含み、前記処理部は、前記内視鏡に接続されてもよい。

30

【 0 0 1 9 】

前記処理部は、前記被写体の表面における微細凹部を検出する凹領域検出部を備えてもよい。

【 0 0 2 0 】

前記処理部は、前記被写体の表面における微細凹部を強調して表示させる画像合成部を備えてもよい。

【 0 0 2 1 】

前記第 2 の偏光画像と前記第 3 の偏光画像との間に対応する画素の輝度を比較し、輝度の低い方の画素を選択する最小化処理部と、前記最小化処理部によって選択された画素の輝度からハレーションが抑制された直交ニコル画像を生成する画像選択部とを備えてもよい。

40

【 0 0 2 2 】

本開示の画像処理装置は、一態様において、第 1 の照明光の照明光軸と第 2 の照明光の照明光軸が撮像光軸に対して略同軸であって、第 1 の方向に偏光した前記第 1 の照明光、および、前記第 1 の方向に交差する第 2 の方向に偏光した前記第 2 の照明光で、交互に、被写体を照射する照明部と、前記被写体からの戻り光を第 1、第 2、第 3 の光に分離するスプリッタと、前記スプリッタで分離された前記戻り光の前記第 1 の光が入射される第 1 の偏光撮像素子であって、前記被写体が前記第 1 の照明光で照射されているときに前記第

50

1 の方向に偏光した第 1 の偏光画像を取得し、かつ、前記被写体が前記第 2 の照明光で照射されているときに前記第 1 の方向に偏光した第 2 の偏光画像を取得する第 1 の偏光撮像素子と、前記スプリッタで分離された前記戻り光の前記第 2 の光が入射される第 2 の偏光撮像素子であって、前記被写体が前記第 1 の照明光で照射されているときに前記第 2 の方向に偏光した第 3 の偏光画像を取得し、かつ、前記被写体が前記第 2 の照明光で照射されているときに前記第 2 の方向に偏光した第 4 の偏光画像を取得する第 2 の偏光撮像素子と、前記スプリッタで分離された前記戻り光の前記第 3 の光が入射される第 3 の偏光撮像素子であって、前記被写体が前記第 1 の照明光で照射されているときに、前記第 1 の方向および前記第 2 の方向とは異なる第 3 の方向に偏光した第 5 の偏光画像を取得し、かつ、前記被写体が前記第 2 の照明光で照射されているときに前記第 3 の方向に偏光した第 6 の偏光画像を取得する第 3 の偏光撮像素子と、前記第 1、第 2 および第 3 の偏光撮像素子から前記第 2、第 3、第 5 および第 6 の偏光画像を取得し、前記第 5 の偏光画像および前記第 6 の偏光画像の和と、前記第 2 の偏光画像および前記第 3 の偏光画像の和との間の差分に基づいて、前記被写体の状態を検出する処理部とを備える。

10

【0023】

前記第 1 の方向と前記第 2 の方向とは直交しており、前記第 3 の方向は、前記第 1 の方向に対して 10 度以上 60 度以下の範囲内の角度で傾斜してもよい。

【0024】

前記処理部は、前記第 5 の偏光画像と前記第 6 の偏光画像とを平均化して平均化傾斜ニコル画像を生成する第 1 の処理と、前記第 2 の偏光画像と前記第 3 の偏光画像とを平均化して平均化垂直ニコル画像を生成する第 2 の処理と、前記平均化傾斜ニコル画像と前記平均化垂直ニコル画像との間で減算を行うことによって前記差分を生成する第 3 の処理とを実行するように構成されてもよい。

20

【0025】

前記処理部は、前記第 1、第 2、第 3、第 4 の偏光画像の加算によって輝度画像を生成するように構成されてもよい。

【0026】

前記照明部は、前記第 1 の照明光を発する複数の第 1 光源と、前記第 2 の照明光を発する複数の第 2 光源とを備えてもよい。

【0027】

前記照明部、前記スプリッタ並びに前記第 1 および第 2 の偏光撮像素子を先端部に有する内視鏡を備え、前記処理部は、前記内視鏡に接続されてもよい。

30

【0028】

前記照明部を先端部に有し、かつ、偏光カメラ部を前記先端部の後方に有する内視鏡であって、前記被写体からの戻り光を前記先端部から取得して前記偏光カメラ部に案内するリレーレンズを有する内視鏡を備え、前記偏光カメラ部は、前記リレーレンズを介して送られてきた前記戻り光を受けるように配置された前記スプリッタ並びに前記第 1 および第 2 の偏光撮像素子を含み、前記処理部は、前記内視鏡に接続されてもよい。

【0029】

前記処理部は、前記被写体の表面における微細凹部を検出する凹領域検出部を備えてもよい。

40

【0030】

前記処理部は、前記被写体の表面における微細凹部を強調して表示させる画像合成部を備えてもよい。

【0031】

本開示の画像処理装置は、一態様において、第 1 の照明光の照明光軸と第 2 の照明光の照明光軸が撮像素子軸に対して略同軸であって、第 1 の偏光状態にある前記第 1 の照明光、および、前記第 1 の偏光状態とは異なる第 2 の偏光状態にある前記第 2 の照明光で、交互に、被写体を照射する照明部と、前記被写体からの戻り光を少なくとも 2 つに分離するスプリッタと、前記被写体からの戻り光を透過させるように配置され、右回り偏光の光およ

50

び左回り偏光の光をそれぞれ第1の方向および前記第1の方向に直交する第2の方向に変換する位相差素子と、前記スプリッタで分離された前記戻り光の一方が入射される第1の偏光撮像素子であって、前記被写体が前記第1の照明光で照射されているときに前記第1の方向に偏光した第1の偏光画像を取得し、かつ、前記被写体が前記第2の照明光で照射されているときに前記第1の方向に偏光した第2の偏光画像を取得する第1の偏光撮像素子と、前記スプリッタで分離された前記戻り光の他方が入射される第2の偏光撮像素子であって、前記被写体が前記第1の照明光で照射されているときに前記第2の方向に偏光した第3の偏光画像を取得し、かつ、前記被写体が前記第2の照明光で照射されているときに前記第2の方向に偏光した第4の偏光画像を取得する第2の偏光撮像素子と、前記第1および第2の偏光撮像素子から前記第1、第2、第3および第4の偏光画像を取得し、前記第1の偏光画像および前記第4の偏光画像の和と、前記第2の偏光画像および前記第3の偏光画像の和との間の差分に基づいて、前記被写体の状態を検出する処理部とを備える。

10

【0032】

前記第1の偏光状態および前記第2の偏光状態の一方は右回りの円偏光または楕円偏光であり、他方は左回りの円偏光または楕円偏光であってもよい。

【0033】

前記位相差素子は4分の1波長板であってもよい。

【0034】

本開示の画像処理装置は、一態様において、照明光軸が撮影光軸に対して略同軸の関係を形成するように配置された照明部であって、円偏光または楕円偏光の照明光で被写体を照射する照明部と、前記被写体からの戻り光を少なくとも2つに分離するスプリッタと、前記被写体からの戻り光を透過するように配置され、前記戻り光を第1の方向に偏光した第1の偏光状態の光に変換する第1モードと、前記戻り光を前記第1の方向に対して直交する第2の方向に偏光した第2の偏光状態の光に変換する第2モードとで、交互に動作する可変位相差素子と、前記スプリッタで分離された前記戻り光の一方が入射される第1の偏光撮像素子であって、前記可変位相差素子が前記第1モードで動作しているときに前記第1の方向に偏光した第1の偏光画像を取得し、かつ、前記可変位相差素子が前記第2モードで動作しているときに前記第1の方向に偏光した第2の偏光画像を取得する第1の偏光撮像素子と、前記スプリッタで分離された前記戻り光の他方が入射される第2の偏光撮像素子であって、前記可変位相差素子が前記第1モードで動作しているときに前記第2の方向に偏光した第3の偏光画像を取得し、かつ、前記可変位相差素子が前記第2モードで動作しているときに前記第2の方向に偏光した第4の偏光画像を取得する第2の偏光撮像素子と、前記第1および第2の偏光撮像素子から前記第1、第2、第3および第4の偏光画像を取得し、前記第1の偏光画像および前記第4の偏光画像の和と、前記第2の偏光画像および前記第3の偏光画像の和との間の差分に基づいて、前記被写体の状態を検出する処理部とを備える。

20

30

【0035】

本発明者の検討によれば、従来の装置において、撮像素子特性の個体差・光路の光学特性違いなどを完全に合わせこむのは困難であり、その結果、偏光差分画像の精度が低くなって目的の病変を検出できなくなる課題がある。また、偏光差分画像にゲインアップ（増幅）処理をすると特性の違いがさらに拡大し許容できない低品質の画質になることすらある。更に、特定の方位に偏った偏光照明1種類のみを照射しているため、平行と直交の2系統の偏光画像を平均化して輝度画像を得ようとしても、内臓表面の面傾きや湾曲などの異方性により戻り光の偏光が影響を受けて通常の白色非偏光における非偏光画像とは異なる撮像となってしまう。

40

【0036】

本開示の実施形態によれば、撮像素子特性の個体差・光路の光学特性違いなどを完全に合わせこむ必要が無い画像処理装置を提供することが可能になる。

【0037】

50

まず、本開示の実施形態で行う偏光撮像によって被写体の表面における微細な凹凸を検知できる原理を説明する。

【0038】

図1は、ヒトの胃の表面粘膜を内視鏡で観察した画像を示す。図1(a)は、通常のカラ画像に対応する輝度画像を示しており、表面にはなだらかな起伏しか感じられない。すなわち消化器などを検察する内視鏡が、臓器表面に形成された透明または半透明の凹凸を検出することは通常のカラ画像処理では困難である。ここで、通常のカラ画像処理とは、非偏光の白色光を照射して得られるカラの輝度画像を得るための処理である。こうして得られたカラ画像を「カラ輝度画像」または単に「輝度画像」と称し、また、カラ輝度画像を得るための撮影を「カラ輝度撮影」と称する場合がある。

10

【0039】

一方、図1(b)は、インジゴカルミン液を撒布した後のカラ画像を示しており、表面の微細な凹凸のテクスチャ(サイズが0.5~1.0mm、深さが0.1~0.2mm程度)が明瞭に確認できる。

【0040】

図2は、胃や腸の臓器表面に形成された凹凸断面を簡略化して示している。胃や腸の表面に存在する凹凸溝は、一般的には上に凸の台形状の繰り返し配列によって形成されていると考えられる。隣接する2つの凸部の間に位置する凹領域は、典型的には、ある方向に延びる小さな「溝」である。複数の溝は、局所的には略同じ方向に揃っているが、大局的には複雑な曲線状または他のパターンを示し得る。現実の被写体表面の凹凸は、ドット状の凹部または凸部を含み得るが、本明細書では、このような凹凸の凹部を単に「溝」または「凹溝」と称する場合がある。図2は、被写体の表面部における狭い領域内に存在する幾つかの溝を横切る断面を模式的に示している。簡単のため、以下の説明では、図2に示されるような凹部および凸部が図の紙面に対して垂直な方向に延びていると仮定してよい。

20

【0041】

内視鏡による観察は、撮影光軸の近傍に光源が配置された同軸照明であるため、図2に示された被写体に対して、その略直上から照明光を照射し、同じく被写体の略直上から撮影が行われる。このような同軸照明を用いた通常のカラ輝度撮影で観察できる反射光には大きく3種ある。第1は表面で光が反射する鏡面反射光(いわゆるハレーション)SRであり、第2は媒質内部に浸透し、表層で反射して戻ってくる表面散乱光SR1であり、第3は媒質のより下層まで多重散乱して浸透して表面から再出射される内部拡散光DRである。第1の反射光(鏡面反射光)は、照射される光と撮影光軸とが正反射の条件に近い場合に限って発生するため、内視鏡の撮影シーンではごく局所的にしか発生しない。

30

【0042】

鏡面反射光の色は、照明の色すなわち白色であり、輝度は非常に高い。鏡面反射光による被写体像は、前記の正反射条件から、一般に被写体表面における凹凸の凸部で強く明るく、凹部では弱く暗い。

【0043】

一方、第2の反射光(表面散乱光)と第3の反射光(内部拡散光)は、撮影シーンの全域に渡って観測される。これら2種の光の色は、媒質の色自身であり、輝度はそれほど強くないが媒質全体が大域的に光る。

40

【0044】

通常の撮影では、第1の反射光(鏡面反射光SR)は写りこみを回避されることが多く、上記のうち第2と第3の反射光が重ねあわされて1つの輝度画像(撮影シーン)が形成される。

【0045】

次に、同じ図2を参照して、偏光を用いた際の現象を説明する。図2の例では、表面凹凸の凸部および凹部が延びる方向に平行な方向の偏光照明および垂直な方向の偏光照明を順次照射し、それぞれに対して平行ニコル状態の偏光画像と直交ニコル状態の偏光画像を

50

観測している。

【 0 0 4 6 】

まず、鏡面反射成分 $S R$ は同軸照明状態での正反射であるから、照射された偏光の偏光状態と同じ偏光状態を維持する。このため、鏡面反射成分 $S R$ は照明と同一の偏光になる。

【 0 0 4 7 】

一方、表面散乱光 $S R 1$ は、同じく、照明の偏光の性質を維持したまま、表面から戻ってくる。そこで、鏡面反射光 $S R$ と表面散乱光 $S R 1$ は、いずれも、照明偏光とほぼ同一の偏光の性質を有する。一方、内部拡散光 $D R$ の偏光方向はこれとは異なる。媒質の深部にまで多重反射して到達した偏光は、その影響によって偏光を崩されて非偏光（ランダム偏光）の光 D に変化している。そして、この非偏光の光 D が再度表面から空気中に戻ってくる。通常の平坦部では、この光 D は非偏光のまま出射されると考えられるが、表面に溝があると、傾斜した境界面ができるため、再度、偏光して出射する。この屈折率が 1 より大きい媒質から空気中へ出射する際の偏光については、フレネル理論で決定される。

【 0 0 4 8 】

図 3 は、フレネル理論に基づいて求められた屈折率が 1 より大きい媒質から空気中へ出射する際の偏光の状態を示すグラフである。偏光度としてはやや低いながら、横軸の出射角に対して透過率は常に P 偏光 $>$ S 偏光となるように、生体（水）、アクリル板などの屈折率を、それぞれ 1.33、1.49 程度とすると、出射角（E m i t t a n c e A n g l e）= 70° のとき、偏光度 $D O P = 0.1$ （10% 弱）の偏光が観測されることが

【 0 0 4 9 】

ここでは、偏光照明を表面の溝に入射し、それを偏光撮像する場合の輝度コントラストについて、粘膜媒質内での吸収を無視して検討する。2次元カメラ座標平面において図 4 と図 5 のように溝の方位角を 0° に固定し、偏光方向を 3 通りに変えて入射する。これを（ $L 0$ 、 $L 90$ 、 $L 45$ ）などと表記する。 $L 0$ は偏光方向が方位角 0 度の照射光、 $L 90$ は偏光方向が方位角 90 度の照射光、 $L 45$ は偏光方向が方位角 45 度の照射光を示す。輝度観測はカメラ前に設置した検光子の角度を同様に变化させて（ $C 0$ 、 $C 90$ 、 $C 45$ ）のように実施する。 $C 0$ は偏光方向が方位角 0 度の検光子による観測、 $C 90$ は偏光方向が方位角 90 度の検光子による観測、 $C 45$ は偏光方向が方位角 45 度の検光子による観測を示す。 L と C が平行ニコル状態にある場合を、直交状態にある場合を と表記する。

【 0 0 5 0 】

$L 0 C 0$ は偏光方向が方位角 0 度の照射光を照射したときの、偏光方向が方位角 0 度の検光子による観測状態または観測される輝度または画像を示す。 $L 0 C 90$ は偏光方向が方位角 0 度の照射光を照射したときの、偏光方向が方位角 90 度の検光子による観測状態または観測される輝度または画像を示す。 $L 90 C 0$ は偏光方向が方位角 90 度の照射光を照射したときの、偏光方向が方位角 0 度の検光子による観測状態または観測される輝度または画像を示す。 $L 90 C 90$ は偏光方向が方位角 90 度の照射光を照射したときの、偏光方向が方位角 90 度の検光子による観測状態または観測される輝度または画像を示す。すなわち、 $L X C Y$ は偏光方向が方位角 X 度の照射光を照射したときの、偏光方向が方位角 Y 度の検光子による観測状態または観測される輝度または画像を示す。

【 0 0 5 1 】

（1） $L 0 C 0$ （ ） / $L 0 C 90$ （ ） の場合（図 4（A））

入射した直線偏光のエネルギーを 1 とし、この偏光が媒質内で拡散して非偏光になる割合を d_1 とすると（ $S R$ ）（ $S R 1$ ）のように偏光を維持して反射する割合は（ $1 - d_1$ ）となる。次に媒質中の非偏光光が媒質から空気中に再出射する際、直線偏光となる割合を p 、非偏光のままの割合を（ $1 - p$ ）とする。これらの反射光を $C 0$ 、すなわち 0° の偏光板を用いて観測すると、平行な直線偏光のエネルギーは完全透過するが、直交する直線偏光はゼロになり、非偏光の場合は、直線偏光板による観測でエネルギーは $1/2$ になる

から、 L_0 での平行ニコル()画像輝度は、以下のように表される。

$$L_{0C0} = (1 - d_1) + d_1(1 - p) / 2 = 1 - d_1(1 + p) / 2 \cdots (式1)$$

【0052】

L_0 での直交ニコル()画像の輝度は、以下のように表される。

$$L_{0C90} = d_1 p + d_1(1 - p) / 2 = d_1(1 + p) / 2 \cdots (式2)$$

【0053】

(2) L_{90C90} () / L_{90C0} () の場合(図4(B))

この場合の偏光が媒質内で拡散して非偏光になる割合を d_2 とすると、同様に平行ニコル()画像の輝度は、以下のように表される。

$$L_{90C90} = (1 - d_2) + d_2 p + d_2(1 - p) / 2 = 1 - d_2(1 - p) / 2 \cdots (式3)$$

【0054】

直交ニコル()画像の輝度は以下のとおりである。

$$L_{90C0} = d_2(1 - p) / 2 \cdots (式4)$$

【0055】

(3) L_{45C45} () / L_{45C135} () の場合(図5)

この場合は、偏光を 0° と 45° に $1/2$ のエネルギーで分解した後に、(式1)から(式4)を用いればよい。マリユスの法則より $\cos^2 45^\circ$ を用いて、平行ニコル()画像の輝度は、以下のように表される。

$$L_{45C45} = 1/2 \times [\cos^2 45^\circ \times \{d_1 p + (1 - d_1) + d_2 p + (1 - d_2) + d_1/2 \times (1 - p) + d_2/2 \times (1 - p)\}] = 1/2 \cdots (式5)$$

【0056】

直交ニコル()画像の輝度も同様に以下のように表される。

$$L_{45C135} = 1/2 \cdots (式6)$$

【0057】

次に、偏光差分観測における輝度コントラストを導出するため、まず上記の偏光が平坦な媒質に入射された場合を考える。同様に直線偏光が媒質内で d の割合で非偏光になると考えると平行ニコルでは偏光を維持した反射成分から $(1 - d)$ 、非偏光成分から $d/2$ の寄与があるので、 $1 - d/2$ が、また直交ニコルでは非偏光成分から $d/2$ の寄与のみとなる。

【0058】

以下の表1では、偏光の角度を考慮した溝部(Groove-region)と平坦部(Plane-region)における輝度についてまとめて掲載している。同時に偏光差分値()および、それを用いた輝度コントラストを計算している。ここで輝度コントラストの定義は(平坦部輝度Plane) / (溝部輝度Groove)とした。計算の簡単化のため、表1における輝度コントラストの欄では、 $d_1 = d_2 = d$ とした。

【0059】

10

20

30

【表 1】

	Groove -region			Plane -region			Contrast (Plane / Groove)
	∥	⊥	∥ - ⊥	∥	⊥	∥ - ⊥	
L0	$1 - \frac{d_1(1+p)}{2}$	$\frac{d_1(1+p)}{2}$	$1 - d_1(1+p)$	$1 - \frac{d}{2}$	$\frac{d}{2}$	$1 - d$	$1 + \frac{dp}{1-d(1+p)}$
L90	$1 - \frac{d_2(1-p)}{2}$	$\frac{d_2(1-p)}{2}$	$1 - d_2(1-p)$				$1 - \frac{dp}{1-d(1-p)}$
L45 (L135)	1/2	1/2	0				∞

10

【0060】

20

この表 1 から、実際の p 、 d の値について言及せずとも、L0 の場合、および L45 (L135) の場合について、輝度コントラストが 1 よりも向上することがわかる。そして、偏光差分を用いる場合、輝度コントラストは、L45 (L135) のとき、すなわち溝と偏光照明の偏光面の角度が 45° をなすときに理想的には無限大まで最大となり、L0 のとき、すなわち溝と偏光照明の偏光面とが平行のときにそれに続く 1 を超える値となり、L90、すなわち溝と偏光照明の偏光面が直交するときに最低で 1 以下の値となる。

【0061】

被写体表面に存在する溝の向きがランダムだと仮定し、それに対して照明の偏光向きが 45° づつ離散的に変動すると考えると、 $3/4 (= 75\%)$ の確率で輝度コントラストが 1 よりも向上することになる。ここで 25% の確率でコントラストが低下する可能性も否定できない。しかしながら本発明者の実験によると偏光照明が 0° と 90° という 2 種類の照明光を照射し、それぞれについて後述する溝検出のための画像処理を実施し、その結果を画像として平均化した場合、通常の輝度画像での検出結果よりも良好な結果を得ることができている。 45° と 135° の 2 種類の照明光を使った場合には当然良好な結果が得られる。そこで 2 種類の直交した偏光照明を利用して偏光差分観測を実施すれば、平坦部と溝部とを非常に良好なコントラストで識別できる。以上が、本開示における溝部の検出の原理である。

30

【0062】

次に従来の偏光を使わない輝度観測における輝度コントラストについて検討する。ここでは通常の前偏光照明 NP を使った場合の溝部と平坦部の輝度コントラストを検討する。溝部の場合には入射の方位角を φ 、観測の方位角を θ として P と S の観測角につき、照明の φ を平均化すると $1/2$ になるので、P の場合、以下のように表される。

40

$$L(NP)P(\theta) = \frac{1}{2} \times [(1 - d_1) \cos^2 \theta + d_1 p \sin^2 \theta] + \frac{1}{2} \times [d_2 p \sin^2 \theta + (1 - d_2) \sin^2 \theta] + (1 - p)(d_1 + d_2)/4 \dots \dots \dots (式 7)$$

【0063】

また、S の場合は、以下のように表される。

$$L(NP)S(\theta + 90^\circ) = \frac{1}{2} \times [(1 - d_1) \sin^2 \theta + d_1 p \cos^2 \theta]$$

50

$$+ 1/2 \times [d_2 p \cos^2 \theta + (1 - d_2) \cos^2 \theta] \\ + (1 - p)(d_1 + d_2)/4 \cdots \cdots \text{(式 8)}$$

となる。輝度観測では検光子を有しないので、 $P + S$ が観測される。一方、平坦部では、もともと異方性を有しないので表 1 のままでよい。

【0064】

以上から輝度コントラストを求めると、表 2 に示されるように 1 となり、溝部と平坦部は輝度では識別できないことがわかる。

【0065】

【表 2】

Groove -region			Plane -region			Contrast (Plane / Groove)
P (θ)	S ($\theta + 90^\circ$)	P + S	P (θ)	S ($\theta + 90^\circ$)	P + S	
$1/2 \times [(1-d_1) \cos^2 \theta + d_1 p \sin^2 \theta]$ $+ 1/2 \times [(d_2 p \sin^2 \theta + (1-d_2) \sin^2 \theta]$ $+ (1-p)(d_1 + d_2)/4$	$1/2 \times [(1-d_1) \sin^2 \theta + d_1 p \cos^2 \theta]$ $+ 1/2 \times [d_2 p \cos^2 \theta + (1-d_2) \cos^2 \theta]$ $+ (1-p)(d_1 + d_2)/4$	1	$1 - d/2$	$d/2$	1	1

【0066】

表 1 と表 2 の比較から、図 1 を参照して説明した表面粘膜の微細構造モデルにおいて、溝部の強調処理の原理は以下のようにまとめられる。

(i) 溝部と平坦部を識別する場合、非偏光の照明と輝度の観測では輝度コントラストが低く困難である。

(ii) 偏光照明と偏光撮像を用いて偏光差分値()を計算すると、溝部と平坦部との輝度コントラストを大きく向上できる。

(iii) ただし輝度コントラストは入射照明と溝部とが平面内でなす角度に依存し角度差 = 45° (L45) の場合に最大、角度差 = 90° (L90) の場合に最低、角度差 = 0° (L0) ではその中間となる。

(iv) 90° 異なる直交した 2 種類の照明を使って偏光差分値を計算し、最後に平均化する処理で溝部の検出については検出漏れのない良好な結果が得られる。

【0067】

本発明者がブタの胃粘膜を用いて上記偏光差分画像を生成する実験をしたところ、カラー輝度画像ではほぼ不可視であった微細な溝部(幅数 mm 程度)が平坦部に比較して暗くなって明瞭化され、コントラスト強調の効果が明らかになった。また、照射する照明の偏光方向を 0° と 90° との間で変化させると、表面ヒダ(10 mm 程度)など巨視的な表面構造物では明らかに偏光差分画像が変化したが、微細溝部の走行方向とは直接相関はなかった。これは、微細溝の内部の斜面の表面が人工的な平滑面とは全く異なり表面法線が様々に変化しており、溝の走行方向との相関が低いと想像される。このような溝部では、照射する光の偏光角度と溝の走行角度とがランダムの影響で平均して 45° を形成していると考えられるため、表 1 に示されるように溝部がほぼゼロ輝度となってコントラストが非常に高くなる。

【0068】

次に、本開示の限定的ではない例示的な実施形態の基本構成の一例を説明する。

【 0 0 6 9 】

本開示の画像処理装置の一態様は、照明光軸が撮影光軸に対して略同軸の関係を形成するように配置された照明部を備える。「略同軸」とは、両光軸が形成する角度が $0 \sim 30^\circ$ の範囲内にあることを言う。照明部は、第1の方向に偏光した第1の照明光、および、前記第1の方向に交差する第2の方向に偏光した第2の照明光で、交互に、被写体を照射するように構成されている。「照明光軸が撮影光軸に対して略同軸」とは「第1の照明光の照明光軸と第2の照明光の照明光軸が撮像素子面に対して略同軸」であることをいう。撮像素子面とは、画像処理装置の撮像素子面あるいは対物レンズ面に垂直な方向の軸をいう。第1の方向と第2の方向とが形成する角度は、例えば $45^\circ \sim 135^\circ$ の範囲内に設定され得るが、典型的には 90° または約 90° である。なお、本開示において、第1の照明光と第2の照明光とで「交互」に被写体を照射することは、第1の照明光の照射と第2の照明光の照射との間に他の（第3の）照明光の照射が行われることを排除しないものとする。

10

【 0 0 7 0 】

この画像処理装置は、被写体からの戻り光を少なくとも2つに分離するスプリッタと、スプリッタで分離された戻り光の一方が入射される第1の偏光撮像素子と、戻り光の他方が入射される第2の偏光撮像素子とを備える。第1の偏光撮像素子は、被写体が第1の照明光で照射されているときに第1の方向に偏光した第1の偏光画像（ $L0C0$ ）を取得し、かつ、被写体が第2の照明光で照射されているときに第1の方向に偏光した第2の偏光画像（ $L90C0$ ）を取得する。また、第2の偏光撮像素子は、被写体が第1の照明光で照射されているときに第2の方向に偏光した第3の偏光画像（ $L0C90$ ）を取得し、かつ、被写体が第2の照明光で照射されているときに第2の方向に偏光した第4の偏光画像（ $L90C90$ ）を取得する。

20

【 0 0 7 1 】

この画像処理装置は、被写体の状態を検出する処理部を更に備えている。処理部は、第1および第2の偏光撮像素子から第1、第2、第3および第4の偏光画像を取得し、第1の偏光画像（ $L0C0$ ）および第4の偏光画像（ $L90C90$ ）の和と、第2の偏光画像（ $L90C0$ ）および第3の偏光画像（ $L0C90$ ）の和との間の差分に基づいて、被写体の状態を検出する。

【 0 0 7 2 】

なお、上記の画像処理装置の例では、照明部が、第1の方向に偏光した第1の照明光、および、前記第1の方向に交差する第2の方向に偏光した第2の照明光で、交互に、被写体を照射するように構成されている。しかし、後述するように、第1の方向に偏光した成分と、第1の方向に交差する第2の方向に偏光した成分とが特定の位相で合成された円または楕円偏光の光を被写体に照射してもよい。照明部は、多様な構成をとり得、後述する実施形態の構成に限定されない。

30

【 0 0 7 3 】

以下、適宜図面を参照しながら、本開示の実施形態を詳細に説明する。但し、必要以上に詳細な説明は省略する場合がある。例えば、既によく知られた事項の詳細説明や実質的に同一の構成に対する重複説明を省略する場合がある。これは、以下の説明が不必要に冗長になるのを避け、当業者の理解を容易にするためである。

40

【 0 0 7 4 】

なお、発明者は、当業者が本開示を十分に理解するために添付図面および以下の説明を提供するのであって、これらによって特許請求の範囲に記載の主題を限定することを意図するものではない。

【 0 0 7 5 】

（第1の実施形態）

図6は、本開示の実施形態1における画像処理方法の処理の流れを示す図である。

【 0 0 7 6 】

被写体に対して照明Lが、光の進行方向に垂直な面内で 0° （水平）および、 90° （

50

垂直)の偏光角に電場振動面を有する直線偏光として時間的に交互に切り替えて照射される。以下、簡単のため、光の進行方向に垂直な面内で 0° (水平)の偏光角に電場振動面を有する偏光状態を「 0° 」、 90° (垂直)の偏光角に電場振動面を有する偏光状態を「 90° 」で表現する場合がある。受光側カメラCでは、戻り光を受光して光を2分割し、照明と同様、平面内で 0° (水平)および、 90° (垂直)の方位に偏光透過軸を有する直線偏光フィルタを介して2種類の偏光撮像が並列に行われる。すなわち、照明Lの偏光状態が 0° の場合に、平行ニコル画像 $L0C0$ と直交ニコル画像 $L0C90$ が取得され、照明Lの偏光状態が 90° の場合に、直交ニコル画像 $L90C0$ と平行ニコル画像 $L90C90$ とが取得される。

【0077】

10

従来の技術では、このような場合、照明Lの直線偏光は 0° の状態、あるいは 90° の状態の1種類に固定したまま、戻り光を2分割した2枚の偏光画像を撮像している。この2枚の偏光画像は、異なる2系統の撮像特性の差を含んでいるため、2枚の画像を差分処理した偏光差分画像を生成すると、撮像特性の差を含んだ画像を得ることになる。この問題について、従来は画像処理によるキャリブレーションをする以外の方法が無かった。しかし、後段の画像処理で偏光差分画像に対して階調補正でゲインアップ(増幅)の操作をするため、画質劣化と精度の低下は避けられなかった。

【0078】

一方、本実施形態では、照明Lの偏光方向を切り替えて得られる合計4枚の取得画像を使って平均的な偏光差分画像(平均化偏光差分画像)を生成して上記課題を解決する。照明Lの偏光方向を切り替えると、カメラ側Cでは、2系統の撮像系で平行ニコルと直交ニコルの役割が交互に入れ替わる。このため、2系統の異なる撮像系で取得された画像どうしを互いに平均化することができる。具体的には、2種の異なる撮像系の間特性を有する仮想的撮像系で撮影された画像 I_{av} である平均化平行ニコル画像 $I_{av}()$ と平均化直交ニコル画像 $I_{av}()$ を生成する。

20

$$I_{av}() = [L0C0 + L90C90] / 2$$

$$I_{av}() = [L0C90 + L90C0] / 2 \quad \dots (式9)$$

【0079】

そして、この I_{av} に対して平均化偏光差分画像 I_{dif} を生成する。

$$I_{dif} = I_{av}() - I_{av}() \quad \dots (式10)$$

30

【0080】

このようにして生成された平均化偏光差分画像では、異なる2系統の撮像系の特性の差がキャンセルされている。このため、後段の画像処理でゲインアップなどの処理をしても良好な画質を維持できる。

【0081】

なお、本明細書において、「平均化」とは、複数の画像の画素値を画素単位で加算することを意味し、加算された値を画像の枚数で除算する必要は無い。式9に示す例では、画像の枚数である2で加算値を割っているが、2で割る必要は無い。

【0082】

上記の例(式9、式10)では、平均化の後、差分をとっているが、差分を先に得た後、平均化を行っても良い。すなわち、「 $L0C0 - L0C90$ 」によって得られる差分と「 $L90C0 - L90C90$ 」によって得られる差分とを加算し、平均化してもよい。

40

【0083】

こうして、本実施形態によれば、2つの偏光撮像素子から第1、第2、第3および第4の偏光画像を取得し、偏光画像 $L0C0$ および偏光画像 $L90C90$ の和と、偏光画像 $L90C0$ および偏光画像 $L0C90$ の和との間の差分に基づいて、被写体の状態(表面の凹凸形状)を検出することが可能になる。

【0084】

また、 I_{av} どうしをさらに平均すると、非偏光照明の下で輝度撮像された従来の輝度画像を得ることができる。これは、以下の式に示すように、照明Lの偏光と撮像Cの偏光

50

の影響を全てキャンセルした画像が得られるからである。

$$I_{ad} = [I_{av}(\quad) + I_{av}(\quad)] / 2 = [L_{0C0} + L_{0C90} + L_{90C0} + L_{90C90}] / 4$$

【0085】

次に、本実施形態における偏光画像処理装置の構成を説明する。

【0086】

図7は、本実施形態における偏光画像処理装置の全体構成を模式的に示す図である。本画像処理装置は、例えば検査用の内視鏡システムを実現し得る。本実施形態における画像処理装置は、軟性内視鏡システムを実現しており、生体に挿入されるフレキシブルに曲がる軟性内視鏡101と、制御装置102と、表示部118とを備える。

10

【0087】

本実施形態では、電場振動面の方位が0°と90°の2種の直線偏光の白色（ホワイト）光105を時間的に順次交互に被写体に照射して、被写体から反射した戻り光107をビームスプリッタ109で2つの光路に分割する。そして、分割された戻り光107を、それぞれ、偏光板113、114を介して2枚の単板カラー撮像素子110および111によってカラー撮像を行う。

【0088】

図7では、カラー撮像素子110で0°、カラー撮像素子111で90°の偏光透過角で偏光撮像が行われる。ビームスプリッタ109を偏光ビームスプリッタに交換することで、偏光板113、114は省略することもできる。

20

【0089】

本実施形態では、内視鏡101の先端部に配置したLED、レーザー、あるいは有機ELなどで実現される光源103と、偏光板104とで偏光照明光105を生成する。照明の偏光状態の切り替えと撮像のタイミングとは、照明・撮像同期部112で制御される。撮像された画像は、画像メモリM0、M1に格納され、次の照明の切り替えタイミングで撮像される画像との間で平均処理、輝度生成、偏光差分生成が行われる。

【0090】

平均化平行ニコルIav()および平均化直交ニコルIav()の伝送は、画像信号115および画像信号116が時間的に交互にその役割を担う。すなわち、照明の偏光が0°の場合には、画像信号115が平均化平行ニコル画像Iav()を表現し、画像信号116が平均化直交ニコル画像Iav()を表現している。平均化偏光差分処理では、画像信号115から画像信号116を減算する。一方、照明の偏光方向が90°の場合には、画像信号116が平均化平行ニコルIav()を表現し、画像信号115が平均化直交ニコルIav()を表現する。平均化偏光差分処理では、画像信号116から画像信号115を減算する。

30

【0091】

この切り替え制御は、差分方向信号117によって指定される。輝度生成部122で生成された輝度画像は、輝度処理部124によって通常撮像モードのカラー動画像として表示部118に表示される。偏光差分生成部126で生成された平均化偏光差分画像は凹領域検出部128に送られる。凹領域検出部は、平均化偏光差分画像に基づいて被写体の表面微細構造から溝を検出する。画像合成部130は、検出した溝を強調した画像を生成し、偏光撮像モードのカラー画像として表示部118に表示することができる。

40

【0092】

図8(A)は内視鏡101の先端部の構造の一例を示す断面図、図8(B)は、先端部の正面図である。

【0093】

複数の光源103と各光源103をカバーする偏光板104が、図8(B)に示すように、内視鏡の先端にリング状に配列され、各々が独立に点灯可能な分割光源を形成している（分割数は、この図では16分割）。この例では、リング状に配列された16個の偏光板104は、その偏光透過軸が0°または90°の方向を交互に向いている。このため、

50

ある光源を基準として奇数番目に配列された光源から出射される光は、対応する偏光板 104 によって 0° の方向に偏光した直線偏光になる。一方、偶数番目に配列された光源から出射される光は、対応する偏光板 104 によって 90° の方向に偏光した直線偏光になる。光源 103 の個数（分割数）は、16 個に限定されない。また、偏光透過軸が 0° の偏光板 104 と偏光透過軸が 90° の偏光板 104 とは、必ずしも交互に配列されている必要は無い。

【0094】

被写体からの戻り光は、リング状に配列された照明 103 の中心付近に位置する対物レンズ 108 を透過してビームスプリッタ 109 に導光される。戻り光は、ビームスプリッタ 109 によって 2 つの光路に分割されて並列に 2 系統の撮像が行われる。

10

【0095】

本実施形態では、交互に隣接しない同種の 8 個の分割光源が選択され点灯することによって時間的に交互の直交した直線偏光照明の切り替えが実現される。上述したように、分割数や偏光板の配列は任意であるが、直線偏光の偏光方向を変化させた場合に光っている光源位置が大きく変化しないほうが望ましい。

【0096】

図 9 (A) は、偏光照明を行う照明部の別の例を示している。この例では、順次点灯する照明画素単位を十分小さく、数量を多くする。こうすることにより、点灯する光源位置の変動が撮像側で 1 画素以内に抑制され得る。図 9 (B) は、この面照明の全体構成を示す図である。面照明の X 軸と Y 軸の各軸に順次点灯を制御するためのデータドライバが用意されており、X 軸と Y 軸でアドレスされる画素が一斉に点灯する。例えば、ここでは X 軸と Y 軸の両方が偶数の画素 (X_{2m} と Y_{2m}) が一斉に点灯すると、それは偏光面が 0° の照明光となる。そして X 軸と Y 軸のデータドライバの偶数、奇数の組み合わせによって、 0° 、 90° の偏光透過面を有する直線偏光照明光が得られることになる。

20

【0097】

このような面発光照明を使う利点は、全体の照度や配光状態が一定のまま照明の偏光状態だけが変化できることである。照明に面光源を使用することにより、照明光の均一性が良くなる。その結果、臓器の表面粘膜における非常に強い正反射輝度を低下させ、撮像を良好に行うことができる。ただし、偏光面を回転する照明は、ここで説明した分割光源を用いる以外でも、液晶の物性を用いる可変リターダ等の偏光移相子を用いても構わない。

30

【0098】

図 10 は、図 7 の実施形態の偏光撮像モードにおける照明と撮像のタイミングを示すチャートである。図 10 には、画像データを格納することができるメモリ M0、M1 の読み出し (RD) および書き込み (WR) のタイミングも記載されている。

【0099】

光源 103 は直線偏光の透過軸の角度が 0° と 90° に交互に切り替わるように点灯する。そして、各々の点灯期間中に、撮像素子 110 と撮像素子 111 によって並列にそれぞれ 0° と 90° の偏光透過面で並列に 1 フレームの画像が偏光撮像される。これらの画像データは、平均処理部 120 へ送られる。同時に、画像メモリ M0 と M1 から読み出された 1 フレーム前の画像データも平均処理部 120 へ送られて一緒に平均処理が実施される。

40

【0100】

平均化平行ニコル画像 $I_{av}(\quad)$ 、平均化直交ニコル画像 $I_{av}(\quad)$ は、次に偏光差分生成部 126、輝度生成部 122 などの演算処理部へと送られる。そして生成された平均化偏光差分画像は、凹部領域検出部 128 および画像合成部 130 へ送られて臓器表面の微細構造を明瞭化する偏光撮像モード時の画像として表示部 118 に提示される。また、生成された輝度画像は、通常撮像モード時の画像として表示部 118 に提示される。

【0101】

図 11 は、図 7 の実施形態の通常撮像モードにおける照明と撮像のタイミングを示すチャートである。図 11 にも、画像データを格納することができる画像メモリ M0、M1 の

50

読み出し (R D) および書き込み (W R) のタイミングが記載されている。

【 0 1 0 2 】

光源 1 0 3 は、直線偏光の透過角度が 0° と 90° の部分が同時点灯することにより、非偏光照明と等価になる。この点灯期間中に撮像素子 1 1 0 と撮像素子 1 1 1 によって並列にそれぞれ 0° と 90° の偏光透過面で並列に 1 フレームの画像 (偏光画像) データが取得される。これらの画像データは輝度処理部 1 2 4 へ送られて平均化される。この平均化により、偏光撮像が解消されて通常の輝度画像となる。このモードでは、画像メモリ M 0、M 1 および平均処理部 1 2 0 を使用する必要はない。また偏光方向が異なる光の同時照射ができるため、照明光量が多くなり、撮像素子の露光時間を短縮でき、結果的に高速の動画撮像が可能になる。

10

【 0 1 0 3 】

図 1 2 は、凹領域検出部 1 2 8、および画像合成部 1 3 0 での偏光画像強調処理を説明するための図である。

【 0 1 0 4 】

以下、図 1 2 および図 1 3 を参照しながら、平均化偏光差分画像が取得されたとして説明する。ここで凹部強調処理は、平滑化处理、空間微分処理、および青色成分強調処理の順に処理される。

【 0 1 0 5 】

(1) 平滑化处理

入力された画像は、次段の微分処理を実行する前に、画像から強調したいテクスチャの周波数より高域の雑音成分を除去する。具体的には、雑音成分を除去するため、平滑化フィルタ処理が実行される。本実施形態では、一般的なガウス型フィルタを用いる。フィルタのマスクサイズを、後述する微分マスクフィルタのマスクサイズと同一にすることにより、細かい粒状ノイズの強調を回避できる。図 1 3 (A) に 5×5 サイズの平滑化フィルタの一例を示す。この平滑化フィルタを用いて 1024×768 画素の画像を 512×384 画素に縮小するなどしてもよい。

20

【 0 1 0 6 】

(2) 微分処理

平滑化フィルタ処理がなされた G 成分画像に対して、周囲よりも暗い画素領域を検出するため以下のような微分マスク処理を行う。周囲より暗い画素領域を検出する理由は、表 1 を参照しながら説明したとおり、偏光照明の偏光方向が被写体の表面溝と $0^{\circ} \sim 45^{\circ}$ 近傍の角度差をなす場合に、輝度コントラストが高くなり周囲よりも暗くなるためである。微分処理は、平滑化処理後の画像に、図 1 3 (B) に示すような中心画素と周辺画素を指定する微分フィルタ (ここでは 5×5 画素の例を示す) を設定する。微分フィルタは各種多様なものがあるが、ここでは表面を走行する網目状の溝を連続性よく強調するのに適したものを選択している。 5×5 画素領域で、以下の処理を実施する。

30

(i) 水平 (■)、垂直 ()、斜め右上 (▲)、斜め右下 (●) の 4 方向において、周囲 2 画素と中心画素値 R_{ij} を比較して差分をとる。

(i i) 4 方向のいずれか 1 方向において中心画素が周囲 2 画素両方より大きい場合は中心画素が凹と判断。

40

(i i i) 4 方向で最大の差分値の絶対値を Δ とし、これに一定の定数を乗じたものを ΔC とする。これを空間微分処理結果とする。

【 0 1 0 7 】

(3) 青色成分の強調

ΔC 値を R、G 成分から減算することにより、青色を強調する。ここで、R、G 成分が 0 以下になる場合、その不足分を他の色成分から減算して連続性を維持する。このため、 Δ の大きさと色相は変化するが、滑らかに接続されるようにすることができる。R、G 成分のうちで値が小さいものを C 1、大きいものを C 2 とおいて、以下のように 3 種類に場合分けをする。

【 0 1 0 8 】

50

図 1 4 は、以下の 3 通りの場合を示している。

【 0 1 0 9 】

まず、1) ΔC が $C 1$ 以下の場合には、R、G 信号から ΔC を減算する処理を実行する。次に 2) ΔC が $C 1$ を超える値になった場合には、最も小さい信号がゼロになり、残りが中間となる信号から減算される。次に、3) R、G 信号からの減算がゼロになった場合には、B 信号から残りの信号が減算される。

【 0 1 1 0 】

以上の処理で、中心画素が周辺画素よりも明るい画素領域のカラー信号が、その程度に応じて青色強調され、インジゴカルミン撒布に類似したカラー画像が生成される。

1) $\Delta C \leq C 1$ の場合

$$C 1 = C 1 - \Delta C$$

$$C 2 = C 2 - \Delta C$$

2) $C 1 < \Delta C$ ($(C 1 + C 2) / 2$) の場合

$$C 1 = 0 \quad C 2 = (C 1 + C 2) - (2 \Delta C)$$

3) $(C 1 + C 2) / 2 < (\Delta C)$ の場合

$$C 1 = 0 \quad C 2 = 0$$

$$B = B - ((2 \Delta C) - C 1 - C 2)$$

【 0 1 1 1 】

図 1 5 は本開示の第 1 の実施形態の偏光撮像装置の試作機について、ブタ胃粘膜を被写体として実施した画像処理結果を示している。(A) はブタ胃のカラー輝度画像であり、表面にはマクロな凹凸やハレーションは観察されるが、表面の微細構造は全く観察できない。(B) は従来実施されていた輝度画像処理による凹部強調処理の結果である。具体的には図 1 2 の処理をカラー輝度画像に対して実施したものであり、大きな凹凸については検出され強調されているが不十分である。(C) が平均化平行ニコル画像と平均化直交ニコル画像を用いた平均化偏光差分画像の結果を示し、表面の凹部が黒くなりコントラストが向上している。さらに(D) は(C) の平均化偏光差分画像に対して凹部強調処理を実施した結果である。(B) と比較すると本手法では表面微細構造の検出が詳細まで良好に実現できている。

【 0 1 1 2 】

(第 1 の実施形態の変形例 1)

図 1 6 (A)、(B) は、本開示の第 1 の実施形態の変形例 1 を示す。本実施形態では、図 7 の内視鏡 1 0 1 が軟性内視鏡から硬性内視鏡に替わっている点異なる。図 1 6 (A) に示されるように、この変形例における硬性内視鏡 1 6 0 5 は、内部にリレーレンズを含むパイプで構成される先端部 1 6 0 1、接続光学系 1 6 0 2、手元偏光カメラ 1 6 0 3 の 3 つの部分から構成されている。手元偏光カメラ 1 6 0 3 は、被写体のカラー画像と偏光画像を同時取得するため、第 1 の実施形態と同じビームスプリッタで光路を分割する。図 1 6 (B) は、先端部 1 6 0 1 の内部構造を示している。先端部 1 6 0 1 は、光源 1 0 3 および偏光板 1 0 4 を含む照明部と、戻り光を受ける対物レンズ 1 0 8 と、画像を光学的に手元偏光カメラに導くための複数のリレーレンズ 1 6 0 4 とを備えている。被写体からの戻り光は、このリレーレンズ 1 6 0 4 によって偏光状態を維持しつつ、先端部 1 6 0 1 内を伝播する。そして、接続光学系 1 6 0 2 によってイメージサークルが拡大補正されて、手元偏光カメラ 1 6 0 3 で撮像される。図 1 0 と同一構成には同一番号を記載して再度の説明は省略する。本変形例においても、図 1 0、図 1 1 のタイミングチャートに示されるタイミングで通常撮像モードと偏光撮像モードが実現される。

【 0 1 1 3 】

硬性内視鏡 1 6 0 5 を備える内視鏡システムでは、検査用の軟性内視鏡とは別に、手術の際の視野の明瞭化が必須のため照明のハレーション制御が重要な機能になる。一般に非偏光照明を使うハレーション除去では、プリュースター角を満足する特殊な光源配置が必要となるが、偏光照明を有する内視鏡では、照明の偏光に対して直交ニコル画像を取得すれば、同軸照明の状態でもハレーションを除去できる。ただし、光源の強い正反射を除去

10

20

30

40

50

するためには偏光の消光比が高いことが前提で、本発明者の実験によれば消光比 100 : 1 ~ 3000 : 1 以上が必要である。それが満たされないと、たとえば消光比 80 : 1 程度の系では、ハレーション除去が不完全となり滑らかな被写体表面に光源のイメージが画像として残留してしまう。

【0114】

図17は、このハレーション制御をするための構成の一例を示している。図17の装置は、硬性内視鏡1605と、制御装置1701とを備えている。2種類の直交ニコル画像 L0C90、L90C0は、撮像素子110と撮像素子111とで交互に撮像される。このため、画素ごとにそれらの最小値を採用して、より輝度の小さい(暗い)直交ニコル画像を合成することができる。この処理は、2つの値から小さいほうを選択する最小化処理部132と、直交ニコル画像を選択する画素選択部134により行われる。

10

【0115】

図18は、図16の硬性内視鏡を用いて被写体として滑らかなアクリル板を撮影した画像を示す。図18(A)および(B)は、内視鏡の先端の照明のハレーションを除去するために直交ニコル画像を取得した例で、それぞれ直交ニコル画像 L0C90 および直交ニコル画像 L90C0 を示している。使用している硬性内視鏡1605の偏光板の消光比は 80 : 1 程度のため、LED分割光源のハレーション除去が不完全のまま残っていることがわかる。一方、図18(C)は図17の処理を実施した画像を示している。図18(C)から分かるように、光源イメージがほぼ完全に除去されたハレーション除去が達成されている。

20

【0116】

(第1の実施形態の変形例2)

図19は、本開示の第1の実施形態の変形例2を示す。図6を参照して説明した実施形態では、受光側Cの偏光板の透過軸の方位が 0° と 90° の2種類だった。この変形例では、受光側Cの偏光板の透過軸の方位が 0° と 45° と 90° の3種類から構成されている点が異なる。すなわち、図6の実施形態では、照明の偏光方向と撮像の偏光板の偏光方向(透過軸方向)とが平行状態の画像 L0C0、L90C90 を平行ニコル画像として用いていたのに対して、変形例2では、偏光方向が 45 度をなす画像 L0C45、L90C45 を使用する。これらの画像を「傾斜ニコル画像」と称してもよい。これにより、偏光撮像モードにおいて、被写体の表面の傾きや平面度のため、偏光差分画像内に平行ニコル画像のハレーションが多すぎる場合、それを減少させることができる。

30

【0117】

図20は、本変形例2における画像処理装置の全体構成を模式的に示す図である。本画像処理装置は、例えば手術用の内視鏡システムを実現し得る。本実施形態における画像処理装置は、硬性内視鏡システムを実現しており、生体に挿入される硬性内視鏡2100と、制御装置200と、表示部118とを備える。

【0118】

本変形例では、光の電場振動面が 0° と 90° の2種の直線偏光の白色光105を時間的に順次交互に照射する。被写体から反射した戻り光107をプリズム201で光路を3分割し、偏光板113、114、202を透過した光を3枚の単板カラー撮像素子110、111および203でカラー撮像を行う。図20の例では、カラー撮像素子110で、0°、カラー撮像素子111で90°、カラー撮像素子203で45°の偏光透過角でそれぞれ偏光撮像が行われる。

40

【0119】

照明の偏光状態の切り替えと撮像のタイミングは、照明・撮像同期部112で制御される。撮像された画像は、画像メモリM0、M1、M2に格納される。これらの画像は、次の照明の切り替えタイミングで撮像される画像との間で行われる平均処理、輝度生成、偏光差分生成に用いられる。

【0120】

平均化平行ニコル画像 $I_{av}(\quad)$ と平均化直交ニコル画像 $I_{av}(\quad)$ は、画像信号

50

115と画像信号116が時間的に交互にその役割を担う。すなわち、照明の偏光が 0° の場合には、画像信号116が平均化直交ニコル画像 $I_{av}()$ 、であり、照明の偏光が 90° の場合には、画像信号115が平均化された直交ニコル画像 $I_{av}()$ となる。この両者の選択は、信号205に応答して選択部SELが行う。平均化平行ニコルに相当する画像(平均化傾斜ニコル画像)は、画像L0C45と画像L90C45の平均画像であるから、メモリM2から読み出された画像とカラー撮像素子203で撮像された画像との平均処理の結果として得られる画像信号204によって表現される。

【0121】

平均化偏光差分生成部126では、画像信号204から選択部SELの出力206を減算する。偏光差分の輝度生成部122で生成された輝度画像は、輝度処理部124によって通常撮像モードのカラー画像の動画として表示部118に表示される。平均化偏光差分生成部126にて生成された平均化偏光差分画像は凹領域検出部128に送られる。凹領域検出部128は、偏光差分画像に基づいて被写体の表面微細構造から溝を検出する。画像合成部130は、検出した溝を強調した画像を生成し、偏光撮像モードのカラー画像として表示部118に表示することができる。

10

【0122】

図21は、硬性内視鏡2100を示す図である。図21の硬性内視鏡2100は、図16の硬性内視鏡とは、手元偏光カメラ2101の構造が異なる。具体的には、被写体のカラー画像と3種の偏光画像を同時取得するため、ビームスプリッタ201で光路を3分割する。ビームスプリッタ201は、白色光を、その偏光状態を維持したまま3分割し、透過偏光角が 0° の偏光板113、 90° の114、 45° の202を透過した光を3枚の単板カラー撮像素子110、111および203で並列に撮像する。

20

【0123】

この例では、第3の偏光撮像素子として、偏光透過軸の方向が 45° の単板カラー撮像素子203を使用しているが、偏光透過軸の方向はハレーションを抑制することができる範囲で他の角度でもよい。

【0124】

(第2の実施形態)

図22は、本開示の第2の実施形態の偏光撮像方法を示す図である。本実施形態では、照明光として、直線偏光ではなく円偏光を用いている。円偏光を用いることにより、被写体表面においてランダムな方向分布を有する溝を平均的に検出することができる。

30

【0125】

本実施形態では、被写体に対して照明Lが、光の進行方向に垂直な面内で時計回りおよび反時計回りの電場振動面を有する円偏光として時間的に交互に切り替えて照射される。偏光の回転方向は、通常は光の進む向きから観察して定義するが、ここでは、常にカメラ側から観察して定義するものとする。この座標系では、滑らかな平面に垂直に入射する円偏光の回転方向は反射しても不変である。

【0126】

受光側カメラCでは、戻り光を受光し、 $\lambda/4$ 板で光の位相を変化させて直線偏光に変換した後に光を2分割し、照明と同様、平面内で 0° (水平)および、 90° (垂直)の方位に偏光透過軸を有する直線偏光フィルタを介して2種類の偏光撮像が並列に行われる。 $\lambda/4$ 板は、被写体からの戻り光を透過させるように配置され、右回り偏光の光および左回り偏光の光をそれぞれ第1の方向および第1の方向に直交する第2の方向に変換する位相差素子の1つである。円偏光照明Lが時計回りの場合に、平行ニコル画像L0C0と直交ニコル画像L0C90が取得され、円偏光照明Lが反時計回りの場合に、直交ニコル画像L90C0と平行ニコル画像L90C90とが取得される。

40

【0127】

図23と図24は、照射光が被写体から反射してきた戻り光の円偏光が直交する2種の直線偏光に変換される様子を示している。図23は、戻り光が反時計回りの円偏光2301を $\lambda/4$ 板に通した結果、直線偏光2303に変換される場合を描いている。反時計回

50

り円偏光 2301 は X 軸の電場成分 E_x と Y 軸の電場成分 E_y の位相について、Y 軸のほうが $\lambda/4$ だけ X 軸より遅れている。

【0128】

そこで、 $\lambda/4$ 板の方位 2302 にあるように X 軸と Y 軸をそれぞれ F (Fast: 進相) 軸、S (Slow: 遅相) 軸に設定することにより、2304 の矢印のように E_x をさらに $\lambda/4$ だけ位相を進ませて、 E_x と E_y の位相差を $\lambda/2$ すなわち π とする。これによって 2303 のような角度 $\theta = 135^\circ$ の直線偏光が得られる。

【0129】

図 24 は、戻り光が時計回りの円偏光 2401 を $\lambda/4$ 板に通した結果、直線偏光 2403 に変換される場合を描いている。時計回り円偏光 2401 は X 軸の電場成分 E_x と Y 軸の電場成分 E_y の位相について、Y 軸のほうが $\lambda/4$ だけ進んでいる。そこで、 $\lambda/4$ 板の方位 2302 と全く同様に X 軸と Y 軸をそれぞれ F (Fast: 進相) 軸、S (Slow: 遅相) 軸に設定することにより、2404 の矢印のように E_x をさらに $\lambda/4$ だけ位相を進ませて、 E_x と E_y の位相差を 0 とする。これによって 2403 のような角度 $\theta = 45^\circ$ の直線偏光が得られる。

【0130】

図 25 は、本開示の実施形態 2 における画像処理装置の一部の構成を模式的に示す図である。本画像処理装置は、検査用の軟性内視鏡または手術用の硬性内視鏡を実現する。この装置の全体構成は、図 7 に示す装置の構成と同じため、それと異なる内視鏡 101 の先端部のみを記載している。

【0131】

図 25 の装置における内視鏡先端部の照明部には、被写体側から $\lambda/4$ 板 2501、偏光板 104、および光源 103 がこの順序に配置されている。光源 103 は、出射する直線偏光光の偏光面が 0° の光源素子と 90° の光源素子とが交互に円周状に配列されている。光源素子の個数は例えば 8 個である。 $\lambda/4$ 板 2501 は、その F (Fast: 進相) 軸と S (Slow: 遅相) 軸からなる光学軸が光源 103 から出射され偏光板 104 を透過した光の偏光面に対して 45° 傾斜するように配置され、位相を $\lambda/4$ だけ異ならせる。ここで偏光面が 0° の光源素子のアレイと 90° の光源素子のアレイとを交互に選択して点灯することにより、時計回り 2502 および反時計回り 2503 の円偏光照明で時間的に交互に、かつ、空間的には略均等に被写体を照射することができる。

【0132】

これらの円偏光は被写体に照射され反射し偏光度が低下した部分偏光の戻り光となってカメラ側に戻る。照明の円偏光の回り方に即して交互に時計回り円偏光 2504 および反時計回り円偏光 2505 の戻り光となる。この戻り光は、対物レンズ 108 を透過し、F (Fast: 進相) 軸と S (Slow: 遅相) 軸からなる光学軸が撮像素子側の偏光フィルタに対して 45° 傾斜するように配置された $\lambda/4$ 板 2506 によって交互に直交する直線偏光に変換される。これらの直線偏光はビームスプリッタ 109 で光路分割される。そして、偏光フィルタ 114、113 を経由して撮像素子 111、110 に到達して偏光撮像がされる。

【0133】

(第3の実施形態)

図 26 は、本開示の第 3 の実施形態の撮像方法を示す図である。本実施形態では、照明光として、第 2 の実施形態と同じく円偏光を用いている。第 2 の実施形態と異なるのは、照明として 1 方向の回転の円偏光のみを用いる点である。これによって、内視鏡先端部の照明部の構造を簡易にしつつ被写体表面においてランダムな方向分布を有する溝を平均的に検出することができる。

【0134】

被写体に対して照明 L が、光の進行方向に垂直な面内で時計回りまたは反時計回りの振動面を有する円偏光として照射される。偏光の回転方向は任意であるが、ここではカメラ側から観察して時計回りとする。

10

20

30

40

50

【0135】

受光側カメラCでは、戻り光を受光し、可変リターダ（可変位相差素子）で光の振動成分の位相を変化させて直線偏光に変換する。その後光を2分割し、平面内で 0° （水平）および、 90° （垂直）の方位に偏光透過軸を有する直線偏光フィルタを介して2種類の偏光撮像が並列に行われる。可変リターダは、液晶を用いた移相子といわれるものであり、Liquid Crystal Variable Retarders（Meadowlark Optics社）等の技術を用いることによって、印加電圧の制御により振動成分の位相を $0 \sim \lambda/2$ まで変化可能なため円偏光の光を直交する2種の直線偏光に変換できる。可変リターダは、被写体からの戻り光を透過するように配置され、戻り光を第1の方向に偏光した第1の偏光状態の光に変換する第1モードと、戻り光を第1の方向に対して直交する第2の方向に偏光した第2の偏光状態の光に変換する第2モードとで、交互に動作する可変位相差素子である。すなわち、円偏光照明Lが時計回りの場合に、可変リターダに電圧印加を時間的に制御すれば、たとえば可変リターダ状態0において平行ニコル画像L0C0と直交ニコル画像L0C90が取得され可変リターダの状態1において画像L90C0と平行ニコル画像L90C90とが取得される。

10

【0136】

図27と図28は戻り光の円偏光が直交する2種の直線偏光に変換される様子を示している。図27は、戻り光が時計回りの円偏光2701がX軸をS（Slow：遅相）軸、Y軸をF（Fast：進相）軸として位相差 $\lambda/4$ と設定した可変リターダを透過した場合、角度 $\theta = 45^\circ$ の直線偏光2703に変換される場合を描いており、図28では、同じく時計回りの円偏光2701がX軸をF（Fast：進相）軸、Y軸をS（Slow：遅相）軸として位相差 $= \lambda/4$ に設定した可変リターダを透過した場合、角度 $\theta = 135^\circ$ の直線偏光2803に変換される場合を描いている。

20

【0137】

図29は、本開示の実施形態3における偏光撮像装置の先端部の構成を模式的に示す図である。本画像処理装置は、検査用の軟性内視鏡または手術用の硬性内視鏡を想定しており、全体構成は、図7と同じため、それと異なる内視鏡101の先端部のみを記載している。内視鏡先端部の照明部には、被写体側から $\lambda/4$ 板2901、偏光板104、および光源103がこの順序に配置されている。図のように偏光板104の方向に対して 45° 傾斜させて $\lambda/4$ 板2901を配置することにより時計回り円偏光の照明2902が被写体に照射される。そして被写体から反射した戻り光は偏光度が低下した時計回り円偏光2903であり、これが対物レンズ108を透過して撮像側の偏光フィルタ軸に対して 45° 傾斜した配置の可変リターダ2904に入射する。可変リターダ2904は、位相制御線2905による電圧印加により、その状態を交互に変化することができ、 0° および 90° の直線偏光に変換されてビームスプリッタ109で光路分割されて偏光フィルタ114、113を経由して撮像素子111、110に到達して偏光撮像が実現される。

30

【0138】

なお、本実施形態では、照明光を時計回りの円偏光と想定したが逆回りでも問題ない。また円偏光でなく楕円偏光の照明を用いてもよい。その場合、可変リターダ2904において位相を $\lambda/4$ ではなく適当に修正してからビームスプリッタ109に入射すれば、本実施形態と同様の作用効果が得られる。

40

【産業上の利用可能性】

【0139】

本開示の実施形態は、なめらかな透明物体または半透明物体の表面の凹凸を正しく検出することや、人間に判別しやすい形での強調表示をすることができ、輝度の撮像では困難な凹凸の検査に適している。実施形態は、半透明粘膜を観察する必要がある医療用内視鏡、皮膚科、歯科、眼科、外科などの医療カメラ分野に適用可能である。

【符号の説明】

【0140】

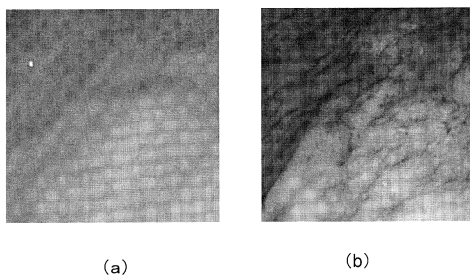
101 内視鏡

50

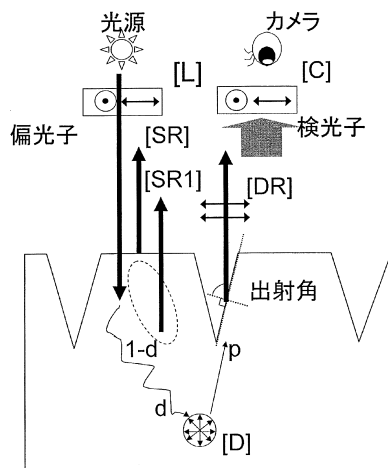
- 1 0 2 制御装置
- 1 0 3 光源
- 1 0 4 偏光板
- 1 0 5 偏光照明光
- 1 0 6 光源制御信号線
- 1 0 7 戻り光
- 1 0 8 対物レンズ
- 1 0 9 ビームスプリッタ
- 1 1 0、1 1 1 単板カラー撮像素子
- 1 1 2 照明・撮像同期部
- 1 1 3、1 1 4 偏光板
- 1 1 5、1 1 6 平均化された平行ニコル画像または平均化された直交ニコル画像
- 1 1 7 差分方向信号
- 1 2 6 偏光差分生成部
- 1 1 8 表示部

10

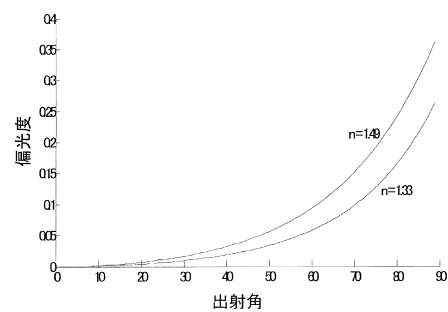
【図 1】



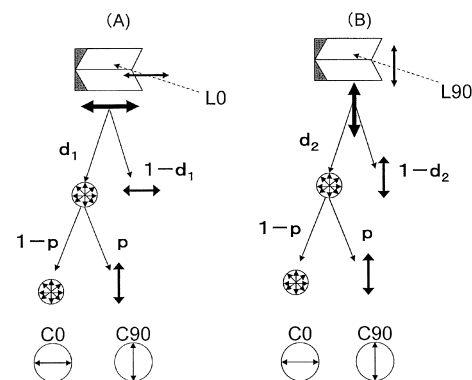
【図 2】



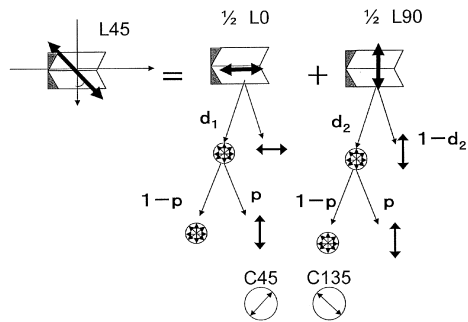
【図 3】



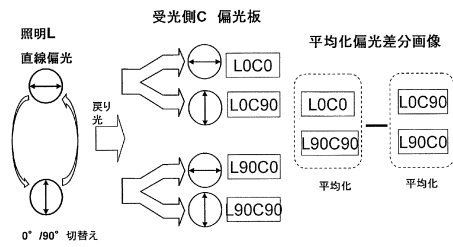
【図 4】



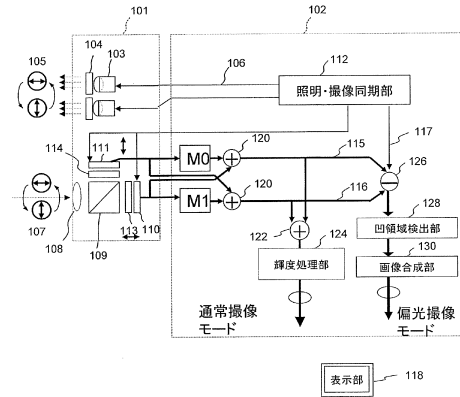
【図 5】



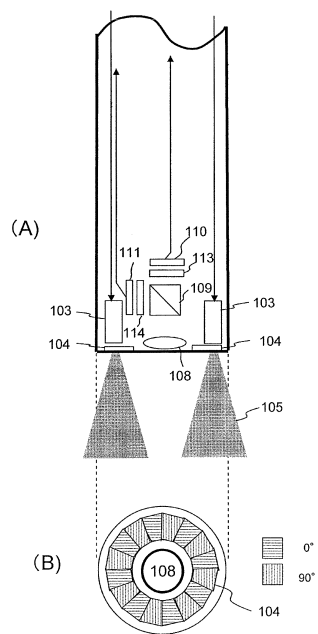
【図 6】



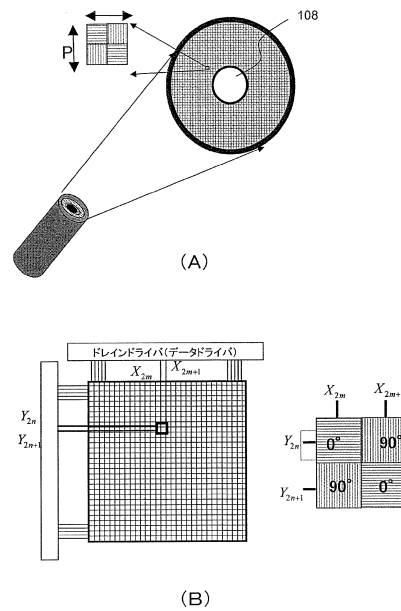
【図 7】



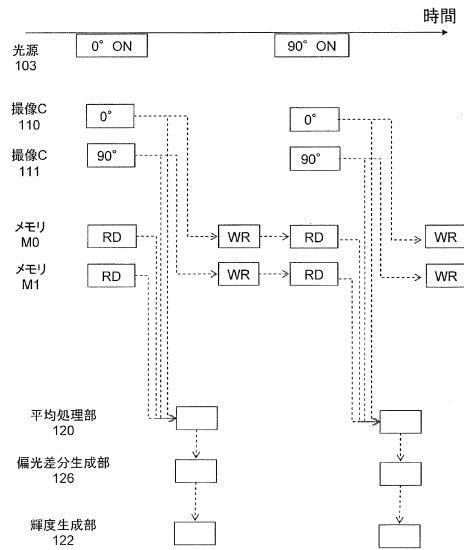
【図 8】



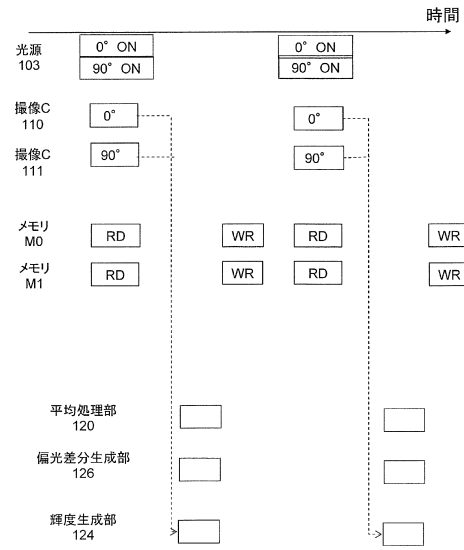
【図 9】



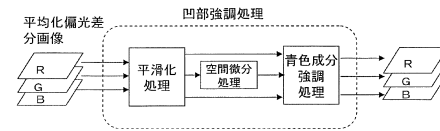
【図 10】



【図 11】



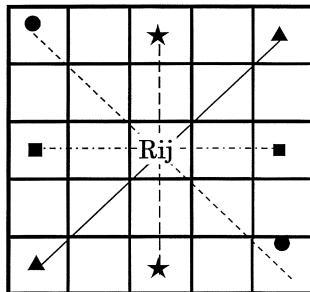
【図 12】



【図 13】

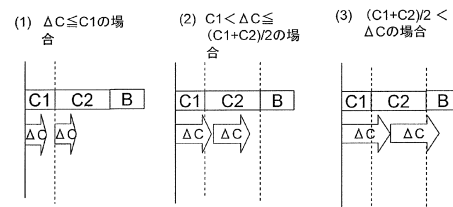
0.000229	0.003312	0.008064	0.003312	0.000229
0.003312	0.047809	0.116411	0.047809	0.003312
0.008064	0.116411	0.283458	0.116411	0.008064
0.003312	0.047809	0.116411	0.047809	0.003312
0.000229	0.003312	0.008064	0.003312	0.000229

(A)

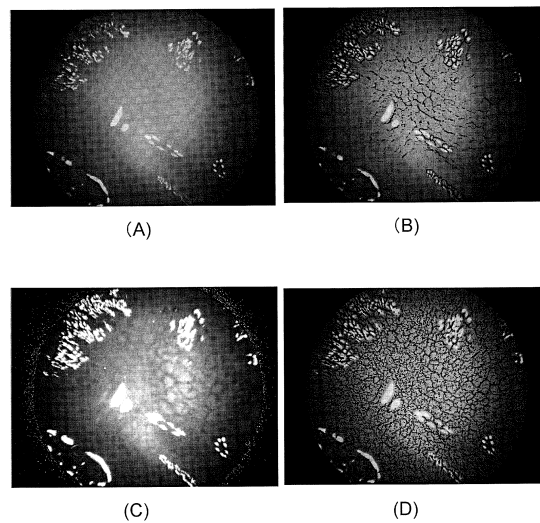


(B)

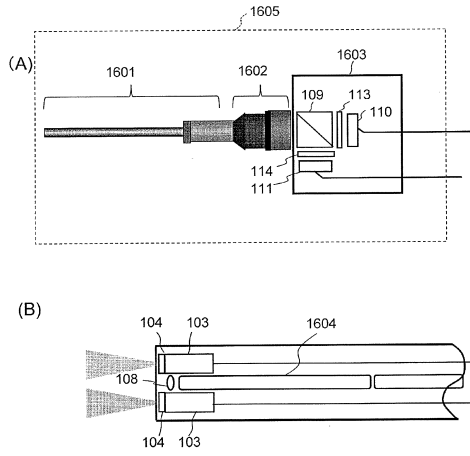
【図 14】



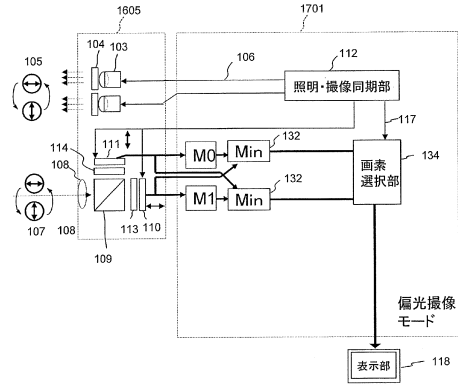
【図 15】



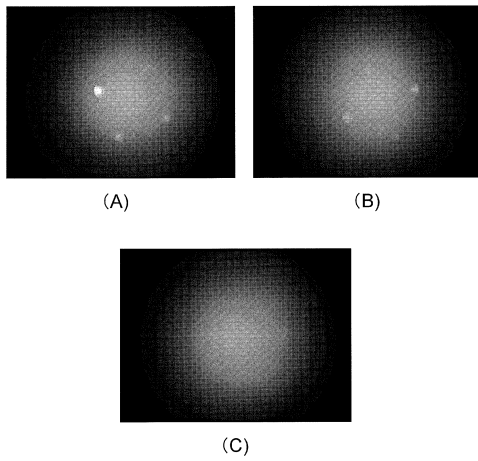
【図 16】



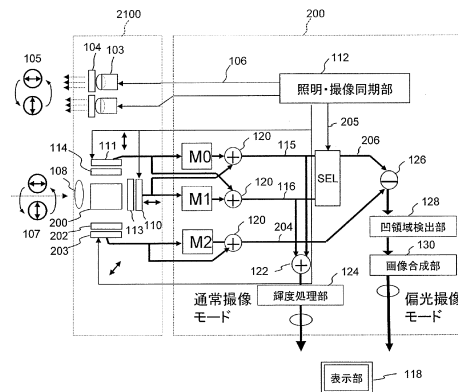
【図 17】



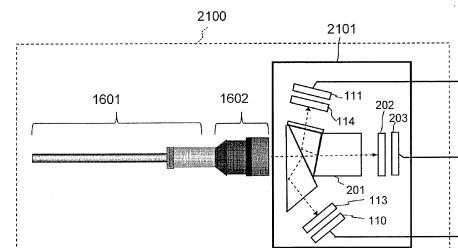
【図 18】



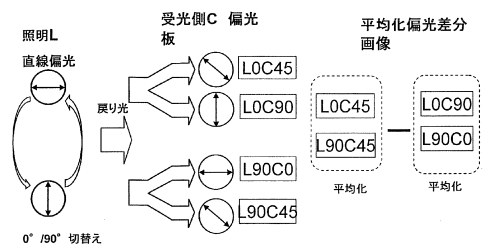
【図 20】



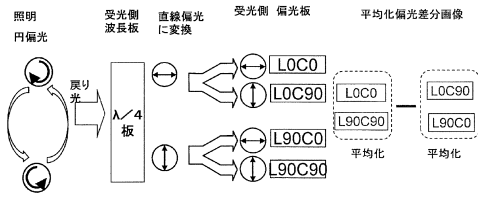
【図 21】



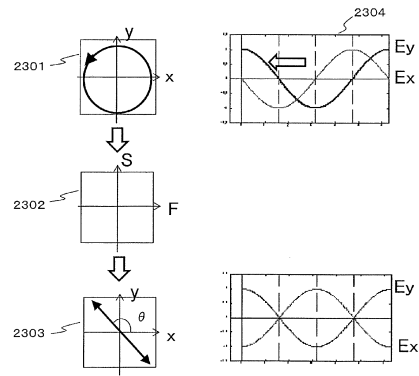
【図 19】



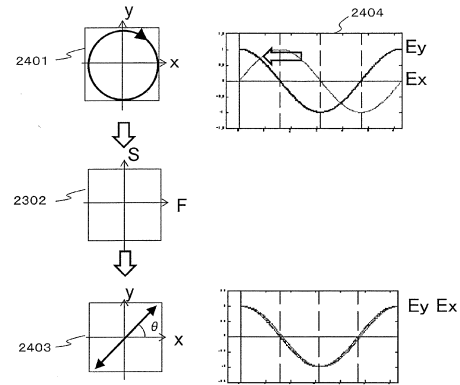
【図 2 2】



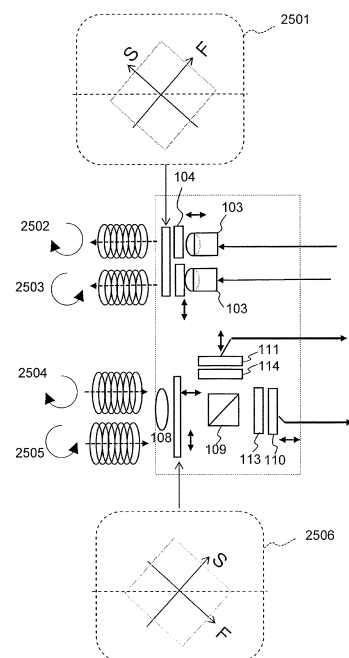
【図 2 3】



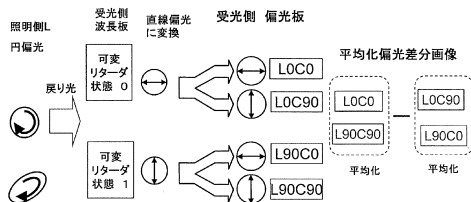
【図 2 4】



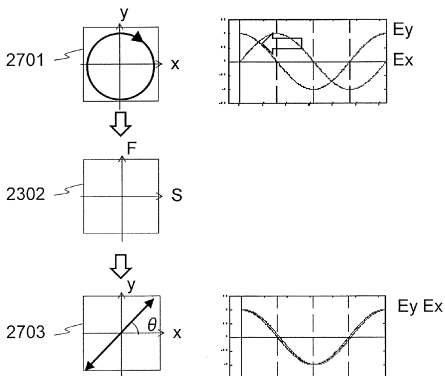
【図 2 5】



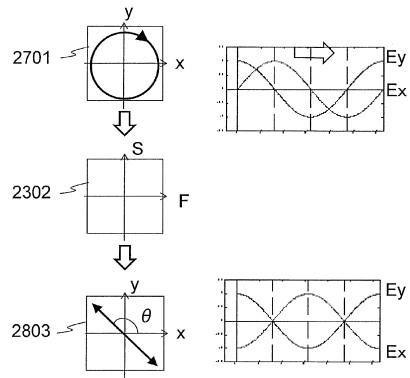
【図 2 6】



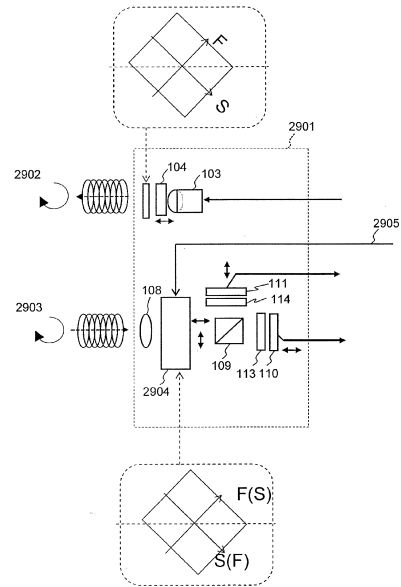
【図 2 7】



【図 28】



【図 29】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
H 0 4 N 5/225 (2006.01) G 0 3 B 15/02 F
H 0 4 N 5/225 C

(74)代理人 100184985

弁理士 田中 悠

(72)発明者 金森 克洋

大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地 パナソニック株式会社内

審査官 増淵 俊仁

(56)参考文献 特表 2 0 1 2 - 5 0 8 0 3 4 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 0 9 7 9 8 7 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 0 4 5 0 2 9 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 1 0 4 4 2 4 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 0 1 0 7 5 7 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 2 / 0 1 1 2 4 6 (W O , A 1)

(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

专利名称(译)	图像处理设备		
公开(公告)号	JP6084995B2	公开(公告)日	2017-02-22
申请号	JP2015016707	申请日	2015-01-30
申请(专利权)人(译)	松下IP管理有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	松下IP管理有限公司		
[标]发明人	金森克洋		
发明人	金森 克洋		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B1/04 G03B35/10 G03B15/02 H04N5/225		
CPC分类号	G01N21/21 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/00096 G01N2021/1765 G01N2021/216 G02B21/365		
FI分类号	A61B1/00.300.T A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/04.372 G03B35/10 G03B15/02.F H04N5/225.C A61B1/00.521 A61B1/00.550 A61B1/00.730 A61B1/045.610 A61B1/045.618 A61B1/05 A61B1/055 A61B1/07.730 H04N5/225 H04N5/225.300 H04N5/225.500 H04N5/225.600 H04N5/232.290		
F-TERM分类号	2H059/AA09 2H059/CA06 4C161/AA01 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/FF40 4C161 /HH54 4C161/RR13 4C161/RR18 4C161/SS22 4C161/WW05 5C122/DA03 5C122/DA04 5C122/DA26 5C122/EA42 5C122/FB03 5C122/FB15 5C122/FB17 5C122/FC01 5C122/FC02 5C122/FH11 5C122 /FH14 5C122/GG03 5C122/GG26 5C122/HA88 5C122/HB02 5C122/HB05 5C122/HB06 5C122/HB09 5C122/HB10		
代理人(译)	奥田诚治 Kajiya Bido 三宅明子 田中 悠		
优先权	2014021032 2014-02-06 JP		
其他公开文献	JP2015164518A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种图像处理装置，包括照明单元，其中第一和第二照明光的照射轴基本上与成像轴重合并且交替地用第一和第二照明光照射物体，第一和第二照明光分别在第一和第二照明光中被偏振。方向和穿过第一方向的第二方向;分光器，将返回光分成至少两个返回光分量;以及接收返回光分量的第一和第二偏振成像装置。第一偏振成像装置获得在第一方向上偏振的第一和第二偏振图像，同时分别用第一和第二照明光照射物体。第二偏振成像装置分别获得在第二方向上偏振的第三和第四偏振图像，同时用第一和第二照明光照射物体。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6084995号 (P6084995)
(45) 発行日 平成29年2月22日 (2017.2.22)	(24) 登録日 平成29年2月3日 (2017.2.3)	
(51) Int. Cl. F 1 A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 T A 6 1 B 1/06 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 D A 6 1 B 1/04 (2006.01) A 6 1 B 1/06 A G 0 3 B 35/10 (2006.01) A 6 1 B 1/04 3 7 2 G 0 3 B 15/02 (2006.01) G 0 3 B 35/10		
請求項の数 22 (全 31 頁) 最終頁に続く		
(21) 出願番号 特願2015-16707 (P2015-16707) (22) 出願日 平成27年1月30日 (2015.1.30) (65) 公開番号 特開2015-164518 (P2015-164518A) (43) 公開日 平成27年9月17日 (2015.9.17) 審査請求日 平成28年2月8日 (2016.2.8) (31) 優先権主張番号 特願2014-21032 (P2014-21032) (32) 優先日 平成26年2月6日 (2014.2.6) (33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(73) 特許権者 314012076 パナソニック IPマネジメント株式会社 大阪府大阪市中央区城見2丁目1番61号 100101683 (74) 代理人 弁理士 奥田 誠司 (74) 代理人 弁理士 喜多 修市 (74) 代理人 弁理士 梶谷 美道 (74) 代理人 弁理士 100125922 弁理士 三宅 章子 (74) 代理人 弁理士 100135703 弁理士 岡部 英隆 (74) 代理人 弁理士 100188813 弁理士 川喜田 徹	(11) 特許番号 特許第6084995号 (P6084995)
(54) 【発明の名称】 画像処理装置		