

(19)日本国特許庁(JP)

## (12)特許公報(B2)

(11)特許番号  
特許第7093409号  
(P7093409)

(45)発行日 令和4年6月29日(2022.6.29)

(24)登録日 令和4年6月21日(2022.6.21)

(51)国際特許分類		F I			
A 6 1 B	1/00 (2006.01)	A 6 1 B	1/00	5 5 1	
A 6 1 B	1/045(2006.01)	A 6 1 B	1/045	6 1 0	
A 6 1 B	1/06 (2006.01)	A 6 1 B	1/06	6 1 0	

請求項の数 9 (全18頁)

(21)出願番号	特願2020-523889(P2020-523889)	(73)特許権者	000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地
(86)(22)出願日	平成30年6月5日(2018.6.5)	(74)代理人	100118913 弁理士 上田 邦生
(86)国際出願番号	PCT/JP2018/021597	(74)代理人	100142789 弁理士 柳 順一郎
(87)国際公開番号	WO2019/234831	(74)代理人	100163050 弁理士 小栗 真由美
(87)国際公開日	令和1年12月12日(2019.12.12)	(74)代理人	100201466 弁理士 竹内 邦彦
審査請求日	令和2年11月20日(2020.11.20)	(72)発明者	進士 翔 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 オ リンパス株式会社内
		審査官	永田 浩司

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 内視鏡システム

## (57)【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

照明光を被写体に照射し、前記照明光が、光軸に垂直な光束断面において明部および暗部が空間的に繰り返される強度分布を有する、照明部と、  
 前記照明光の前記強度分布における前記暗部の幅と、前記明部および前記暗部の位置を変化させる強度分布変更部と、  
 前記暗部の幅が相互に異なる照明光で照明されている前記被写体の少なくとも第1照明画像および第2照明画像の複数の組を取得し、同一の組の前記第1照明画像と前記第2照明画像は、前記明部および前記暗部が相互に入れ替わる2つの時刻でそれぞれ撮影される、撮像部と、  
 前記第1照明画像および前記第2照明画像の複数の組の各々に対応する第1の分離画像および第2の分離画像の複数の組を作成し、少なくとも各組の前記第1照明画像および前記第2照明画像の、前記暗部に対応する領域の画素の強度値に基づいて各組に対応する前記第1の分離画像を作成し、少なくとも各組の前記第1照明画像および前記第2照明画像の、前記明部に対応する領域の画素の強度値、または前記第1照明画像および前記第2照明画像の前記明部と前記暗部の間の強度値を有する部分に対応する領域の画素の強度値、に基づいて各組に対応する前記第2の分離画像を作成し、前記第1の分離画像が、前記被写体の深層の情報を前記第2の分離画像よりも多く含む、分離処理部と、  
 前記複数の照明画像から作成された複数の前記第1の分離画像および複数の前記第2の分離画像に基づいて前記被写体内の特徴部の深さ情報を算出する演算部とを備え、

前記演算部が、前記複数の第 1 の分離画像間の变化および前記複数の第 2 の分離画像間の变化に基づいて前記特徴部の深さ情報を算出する内視鏡システム。

【請求項 2】

前記照明部が、前記撮像部と前記被写体との間の撮影距離に比例して前記被写体上での前記照明部および前記暗部のパターンが拡大されるように、前記照明光を発散光束として射出する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記撮像部と前記被写体との間の撮影距離を計測する撮影距離計測部を備え、前記強度分布変更部は、前記被写体上での前記照明光の強度分布が前記撮像部と前記被写体との間の距離に依らずに一定となるように、前記撮影距離に基づいて前記強度分布における前記照明部と暗部との周期を変更する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 4】

前記照明光が、互いに異なる波長を有する複数の光からなり、該複数の光は、波長が長い程、前記照明部と前記暗部との周期が小さくなる前記強度分布を有する請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記照明光の前記強度分布は、帯状の前記照明部および前記暗部が幅方向に交互に繰り返される縞状である請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記照明光の前記強度分布の、前記照明部および前記暗部の前記幅方向における強度プロファイルが、略正弦波形状である請求項 5 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 7】

前記照明光の偏光状態を制御する偏光制御部と、前記被写体から前記撮像部に入射する光の偏光状態を選択する偏光選択部とを備える請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記演算部は、前記暗部の幅と、前記第 1 の分離画像と前記第 2 の分離画像との間の分離深さとが相互に対応付けられた対応表に基づいて前記特徴部の深さ情報を算出する請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記演算部が、前記複数組の第 1 および第 2 の分離画像の各々のコントラストを算出し、該コントラストおよび前記対応表に基づいて前記特徴部の深さ情報を算出する請求項 8 に記載の内視鏡システム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、ヘモグロビンの吸光特性が異なる 3 つの波長帯域の画像信号の比を利用して、観察範囲内にある血管の太さおよび深さを算出する内視鏡システムが提案されている（例えば、特許文献 1 参照。）。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【文献】特開 2016 - 174836 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

内視鏡検査によって病変部が発見されたとき、病変部がどの程度深くまで到達しているか

50

を知ることが、その後の対応の決定に重要である。特許文献1の技術は、ヘモグロビンの吸光特性を利用しているため、深さを算出できる組織が血管に限られる。すなわち、正常部と比べて血管の変化が少ない病変部および血管を含まない病変部の深さを、特許文献1の技術によって算出することはできないという問題がある。

#### 【0005】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、被写体内の特徴部の深さ情報を特徴部の吸収特性に関わらず取得することができる内視鏡システムを提供することを目的とする。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0006】

上記目的を達成するため、本発明は以下の手段を提供する。

本発明の一態様は、照明光を被写体に照射し、前記照明光が、光軸に垂直な光束断面において明部および暗部が空間的に繰り返される強度分布を有する、照明部と、前記照明光の前記強度分布における前記暗部の幅と前記明部および前記暗部の位置を変化させる強度分布変更部と、前記暗部の幅が相互に異なる照明光で照明されている前記被写体の少なくとも第1照明画像および第2照明画像の複数の組を取得し、同一の組の前記第1照明画像と前記第2照明画像は、前記明部および前記暗部が相互に入れ替わる2つの時刻でそれぞれ撮影される、撮像部と、前記第1照明画像および前記第2照明画像の複数の組の各々に対応する第1の分離画像および第2の分離画像の複数の組を作成し、少なくとも各組の前記第1照明画像および前記第2照明画像の、前記暗部に対応する領域の画素の強度値に基づいて各組に対応する前記第1の分離画像を作成し、少なくとも各組の前記第1照明画像および前記第2照明画像の、前記明部に対応する領域の画素の強度値、または前記第1照明画像および前記第2照明画像の前記明部と前記暗部の間の強度値を有する部分に対応する領域の画素の強度値、に基づいて各組に対応する前記第2の分離画像を作成し、前記第1の分離画像が、前記被写体の深層の情報を前記第2の分離画像よりも多く含む、分離処理部と、前記複数の照明画像から作成された複数の前記第1の分離画像および複数の前記第2の分離画像に基づいて前記被写体内の特徴部の深さ情報を算出する演算部とを備え、前記演算部が、前記複数の第1の分離画像間の変化および前記複数の第2の分離画像間の変化に基づいて前記特徴部の深さ情報を算出する内視鏡システムである。

#### 【0007】

本発明の一態様によれば、散乱体である被写体に照明光が照射されたときに、被写体の表面において鏡面反射された鏡面反射光（スペキュラ光）と、被写体内部の表層での散乱を経て被写体の表面から射出された表面散乱光と、被写体内部の深層での散乱を経て被写体の表面から射出された内部散乱光とが生じる。照明部から空間的に非一様な強度分布を有する照明光を被写体に照射することで、内部散乱光がスペキュラ光および表面散乱光とは空間的に分離される。すなわち、明部ではスペキュラ光、表面散乱光および内部散乱光が生じるのに対し、暗部では、明部から暗部まで回り込んだ内部散乱光が支配的に生じる。

#### 【0008】

したがって、撮像部によって取得された照明画像内の暗部に対応する領域は、深層の情報を多く含み、明部に対応する領域は表面および表層の情報を多く含む。情報とは、生体組織に入射し、生体組織やその内部の構造物によって散乱、吸収などの変調を受けて生体組織から射出される光の光量などを意味する。分離処理部は、明部、暗部および明部と暗部の間の強度を有する部分のそれぞれと対応する画素の強度値のうち、少なくとも2つの強度値に基づいて、異なる深さの情報を多く含む第1および第2の分離画像を作成することができる。

#### 【0009】

具体的には、分離処理部は、暗部に対応する領域の画素の強度値に基づいて、被写体の深層の情報を多く含む第1の分離画像（深層画像）を作成することができる。

また、分離処理部は、明部に対応する領域の画素の強度値に基づいて被写体の表面および表層の情報を多く含む第2の分離画像（表層画像）を作成することができる。あるいは、

10

20

30

40

50

分離処理部は、明部と暗部との強度値を有する部分に対応する領域の画素の強度値に基づいて、深層よりも浅く表層よりも深い位置の情報を多く含む第2の分離画像を作成することができる。

【0010】

この場合に、被写体に照射される照明光の暗部の幅が、強度分布変更部によって変更され、暗部の幅が相互に異なる照明光で照明されている被写体の複数の照明画像が撮像部によって取得される。第1および第2の分離画像間の分離深さは、被写体における暗部の幅が大きい程、深くなる。分離深さとは、第1および第2の分離画像に含まれる情報の深さの大まかな境目である。すなわち、第1の分離画像は、分離深さよりも深い層の情報を主に含み、第2の分離画像は、分離深さよりも浅い層の情報を主に含む。暗部の幅が小さい程、第1の分離画像は、より浅い層の情報を含み、暗部の幅が大きい程、第2の分離画像は、より深い層の情報を含む。したがって、複数の照明画像から作成された複数の第1の分離画像の変化および第2の分離画像の変化に基づいて、被写体内の特徴部の深さ情報を取得することができる。また、特徴部による散乱光に基づく照明画像を用いることによって、特徴部の吸収特性に関わらず特徴部の深さ情報を取得することができる。

10

【0011】

上記態様においては、前記照明部が、前記撮像部と前記被写体との間の撮影距離に比例して前記被写体上での前記明部および前記暗部のパターンが拡大されるように、前記照明光を発散光束として射出してもよい。

この構成によって、撮影距離を変更するだけで被写体上での暗部の幅を変更させることができる。

20

【0012】

上記態様においては、前記撮像部と前記被写体との間の撮影距離を計測する撮影距離計測部を備え、前記強度分布変更部が、前記被写体上での前記照明光の強度分布が前記撮像部と前記被写体との間の距離に依らずに一定となるように、前記撮影距離に基づいて前記強度分布における前記明部と暗部との周期を変更してもよい。

この構成によって、照明部での暗部の幅と被写体上での暗部の幅との関係を、撮影距離に依らずに一定にすることができる。

【0013】

上記態様においては、前記照明光が、互いに異なる波長を有する複数の光からなり、該複数の光は、波長が長い程、前記明部と前記暗部との周期が小さくなる前記強度分布を有していてもよい。

30

被写体内に入射した光は、波長が長い程、深い位置まで到達するので、より長い波長の光の内部散乱光は、より深い層の情報を含む。波長が長い程、明部と暗部との周期を小さくすることによって、波長の違いによる情報の深さの違いを低減することができる。

【0014】

上記態様においては、前記照明光の前記強度分布は、帯状の前記明部および前記暗部が幅方向に交互に繰り返される縞状であってもよい。

この構成によって、簡便な明暗パターンで内部散乱光を効果的に分離することができる。また、解像度の高い第1および第2の分離画像の作成には、明部および暗部の位置が相互に異なる照明光で照明されている被写体の2枚以上の照明画像が使用される。強度分布を縞の幅方向にのみ変化させることによって、明部と暗部との位置を簡単に時間変化させることができる。

40

【0015】

上記態様においては、前記照明光の前記強度分布の、前記明部および前記暗部の前記幅方向における強度プロファイルが、略正弦波形状であってもよい。

正弦波状に強度が空間的に変化する照明光を被写体に照射することによって、最も強度の高い光が当てられているときの第2の分離画像用の強度値と、最も強度が低い光が当てられているときの第1の分離画像用の強度値とを、位相シフト法によって計算することができる。これにより、解像度の高い第1および第2の分離画像を少ない枚数の照明画像から

50

作成することができる。

【0016】

上記態様においては、前記照明光の偏光状態を制御する偏光制御部と、前記被写体から前記撮像部に入射する光の偏光状態を選択する偏光選択部とを備えていてもよい。

被写体に照明光が照射されたときに、表面散乱光および内部散乱光に加えて、鏡面反射光（スペキュラ光）も発生し得る。スペキュラ光は、被写体の表面において鏡面反射された光であり、第2の分離画像に含まれる。スペキュラ光は照明光と同一の偏光状態を有するのに対し、表面散乱光および内部散乱光は特定の偏光状態を有しない。したがって、偏光選択部によってスペキュラ光以外の光を選択的に撮像部に入射させることにより、スペキュラ光を含まない第2の分離画像を作成することができる。そして、スペキュラ光を含まない第2の分離画像に基づいて、特徴部のより正確な深さ情報を取得することができる。

10

【0017】

上記態様においては、前記演算部は、前記暗部の幅と、前記第1の分離画像と前記第2の分離画像との間の分離深さとが相互に対応付けられた対応表に基づいて前記特徴部の深さ情報を算出してもよい。

この構成によって、各分離画像がどの程度の深さの層の情報を含んでいるかを、対応表において暗部の幅と対応付けられている分離深さから知ることができる。したがって、特徴部を含む分離画像の分離深さを対応表から取得することによって、特徴部の深さ情報を簡単に算出することができる。

【0018】

上記態様においては、前記演算部が、前記複数組の第1および第2の分離画像の各々のコントラストを算出し、該コントラストおよび前記対応表に基づいて前記特徴部の深さ情報を算出してもよい。

特徴部を含む分離画像のコントラストは、特徴部を含まない分離画像のコントラストに比べて高くなる。したがって、特徴部を含む分離画像をコントラストに基づいて容易に特定することができる。そして、特定された分離画像の暗部の幅と対応付けられている分離深さを対応表から取得することによって、特徴部の深さ情報を算出することができる。

20

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、被写体内の特徴部の深さ情報を特徴部の吸収特性に関わらず取得することができるという効果を奏する。

30

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本発明の一実施形態に係る内視鏡システムの全体構成図である。

【図2】照明光の明暗パターンの時間変化の一例を示す図である。

【図3】分離処理部による表層画像および深層画像の作成方法を説明する図である。

【図4A】照明光の暗部の幅と分離深さとの関係を説明する図である。

【図4B】照明光の暗部の幅と分離深さとの関係を説明する図である。

【図5A】生体組織に照射される照明光の明暗パターンのピッチと、分離深さとの関係を示す図である。

40

【図5B】図5Aの生体組織の表層画像および深層画像を示す図であり、分離深さと表層画像および深層画像のコントラストとの関係を説明する図である。

【図6】分離深さと、表層画像および深層画像のコントラストとの関係を示すグラフである。

【図7】照明光の明暗パターンのピッチと、表層画像および深層画像のコントラストとの関係を示すグラフである。

【図8】照明光の明暗パターンのピッチと、分離深さとの関係を示すグラフである。

【図9】図1の内視鏡システムの動作を示すフローチャートである。

【図10A】照明部および強度分布変更部の他の構成例を示す図である。

【図10B】図10Aの照明部によって生成される照明光の明暗パターンおよびその時間

50

変化を説明する図である。

【図 1 0 C】照明部および強度分布変更部の他の構成例を示す図である。

【図 1 1 A】照明光の強度分布の時間変化の他の例を説明する図である。

【図 1 1 B】図 1 1 A の I - I 線における照明光の強度の空間プロファイルを示す図である。

【図 1 2】偏光制御部および偏光選択部を備える内視鏡システムの変形例の部分構成図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下に、本発明の一実施形態に係る内視鏡システム 1 について図面を参照して説明する。本実施形態に係る内視鏡システム 1 は、図 1 に示されるように、体内を観察する内視鏡 2 と、内視鏡 2 の基端に接続された本体部 3 とを備えている。

また、内視鏡システム 1 は、体内の生体組織（被写体）A を明暗パターンを有する照明光 L で照明する照明部 4 と、照明光 L の明暗パターンを変化させる強度分布変更部 5 と、照明光 L で照明されている生体組織 A の照明画像を取得する撮像部 6 と、照明画像から表層画像（第 2 の分離画像）および深層画像（第 1 の分離画像）を作成する分離処理部 7 と、表層画像および深層画像に基づいて生体組織 A 内の特徴部 E（図 5 A 参照。）の深さの情報を算出する演算部 8 とを備えている。特徴部 E は、生体組織 A 内に存在する組織であり、例えば、血管または病変部である。

【0022】

照明部 4 は、光軸に垂直な光束断面において空間的に非一様な強度分布を有する照明光 L を生成し、内視鏡 2 の先端から生体組織 A に向かって照明光 L を射出する。照明光 L は、例えば、白色光、赤外光等の単波長光、赤、緑、青等の単色光、または、波長が異なる複数の光の混合光である。照明光 L は、一般に、光束の中心から周縁に向かって明るさが漸次低下する強度の勾配を有する。このような光束断面の全体的な強度勾配とは別に、照明光 L は、光束断面において、高強度の明部と該明部よりも低強度の暗部とが交互に繰り返される明暗パターンを有する。明暗パターンは、図 2 に示されるように、真っ直ぐな帯状の明部および暗部が、明部および暗部の長手方向に直交する幅方向にのみ交互に繰り返される縞パターンである。図 2 において、白い領域は明部を表し、黒い領域は暗部を表す。図 2 の明暗パターンでは、明部の幅と暗部の幅が相互に等しいが、明部の幅と暗部の幅は相互に異なってもよい。

【0023】

照明部 4 は、図 1 に示されるように、本体部 3 に設けられた発光部 4 a、リフレクタ 4 b およびマスク 4 c を備えている。また、照明部 4 は、内視鏡 2 に設けられたイメージガイドファイバ 4 d および投影レンズ 4 e を備えている。発光部 4 a から出力された光は、リフレクタ 4 b によって集光され、マスク 4 c を照明する。マスク 4 c は、光を透過させる透光領域と、光を遮断する遮光領域とを有し、明暗パターンに対応する投影パターンが透光領域および遮光領域から形成されている。光がマスク 4 c を透過することによって明暗パターンを有する照明光 L が生成される。マスク 4 c は、光が入射する入射領域内の各位置の光透過率を電氣的に制御することができる液晶素子である。マスク 4 c によって生成された照明光 L は、明暗パターンを保存しながらイメージガイドファイバ 4 d によって導光され、投影レンズ 4 e によって内視鏡 2 の先端から射出される。

【0024】

強度分布変更部 5 は、図 2 に示されるように、明暗パターンにおける明部および暗部の位置と、明暗パターンのピッチ（明部および暗部の周期）P とを時間変化させる。ピッチ P（ $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$ ）の変化によって、暗部の幅  $W_d$  が変化する。

具体的には、強度分布変更部 5 は、明暗パターンを明部および暗部の幅方向に時間変化させ、明部と暗部の位置を相互に入れ替える。図 2 において、横方向が時間の流れを表している。これにより、生体組織 A の表面 B 上の照明光 L の照射範囲内の各位置には、明部および暗部が投影される。強度分布変更部 5 は、明部および暗部の位置を時間変化させた後

10

20

30

40

50

、ピッチ P を変更し、明部および暗部の位置を再び時間変化させる。強度分布変更部 5 は、ピッチ P の変更と、明部および暗部の位置の変更とを繰り返す。

【 0 0 2 5 】

強度分布変更部 5 は、マスク 4 c の入射領域内の各位置の光透過率を制御する制御素子を備える。液晶素子からなるマスク 4 c は、任意の投影パターンを形成することができ、任意の投影パターンを自由に時間変化させることができる。強度分布変更部 5 は、予め設定されたプログラムに従ってマスク 4 c の各位置の光透過率を制御することによって、照明光 L のピッチ P および幅 W d を時間変化させる。

【 0 0 2 6 】

撮像部 6 は、内視鏡 2 の先端に設けられ生体組織 A からの光を集める撮像レンズ 6 a と、撮像レンズ 6 a によって形成された生体組織 A の像を撮影する撮像素子 6 b とを備えている。撮像素子 6 b によって取得された照明画像は、撮像素子 6 b から分離処理部 7 に送信される。

10

【 0 0 2 7 】

ここで、生体組織 A に照射される照明光 L の強度分布は、図 2 に示されるように強度分布変更部 5 によって時間変化する。撮像素子 6 b は、明暗パターンのピッチが相互に異なる複数組の第 1 照明画像および第 2 照明画像を取得する。第 1 照明画像および第 2 照明画像は、暗部と明部とが相互に入れ替わっている照明光 L で照明されている生体組織 A の画像である。したがって、図 3 に示されるように、第 1 照明画像および第 2 照明画像は、明部の投影領域と暗部の投影領域とが相互に反転し、明部の投影領域同士および暗部の投影領域同士が補完し合う画像である。図 3 の第 1 照明画像および第 2 照明画像において、白い領域は明部の投影領域を表し、黒い領域は暗部の投影領域を表す。

20

したがって、強度分布変更部 5 による強度分布の変更のタイミングと撮像素子 6 b による撮影のタイミングとが互いに同期するように、強度分布変更部 5 および撮像素子 6 b の動作は、本体部 3 内に設けられた図示しない制御装置によって制御される。

【 0 0 2 8 】

分離処理部 7 は、図 3 に示されるように、各組の第 1 照明画像および第 2 照明画像から 1 組の表層画像および深層画像を作成する。第 1 および第 2 照明画像の各位置の画素について、明部が投影されているときの強度値  $I_{max}$  と、暗部が投影されているときの強度値  $I_{min}$  とが取得される。分離処理部 7 は、下式 ( 1 ) から表層画像の各画素の強度値  $I_s$  を算出し、強度値  $I_s$  を有する表層画像を作成する。また、分離処理部 7 は、下式 ( 2 ) から深層画像の各画素の強度値  $I_d$  を算出し、強度値  $I_d$  を有する深層画像を作成する。

30

$$I_s = I_{max} - I_{min} \quad \dots ( 1 )$$

$$I_d = I_{min} \times 2 \quad \dots ( 2 )$$

【 0 0 2 9 】

散乱体である生体組織 A に明暗パターンを有する照明光 L が照射されたときに、生体組織 A からは、鏡面反射光 ( スペキュラ光 )、表面散乱光および内部散乱光が発生する。

スペキュラ光は、生体組織 A の表面 B で鏡面反射された照明光 L の反射光であり、明部の投影領域において発生する。

表面散乱光は、明部の投影領域から生体組織 A 内に入射し、散乱を繰り返しながら表層 C を通過し、表面 B から射出された照明光 L の散乱光である。表面散乱光のほとんどは、明部の投影領域から射出される。

40

内部散乱光は、明部の投影領域から生体組織 A 内に入射し、散乱を繰り返しながら深層 D を通過し、表面 B から射出された照明光 L の散乱光である。内部散乱光の一部は明部の投影領域から射出され、他の部分は暗部の投影領域まで伝播して暗部の投影領域から射出される。

【 0 0 3 0 】

すなわち、第 1 および第 2 照明画像内の暗部の投影領域の強度値  $I_{min}$  は、主に内部散乱光に基づいており、深層 D の情報を主に含む。したがって、強度値  $I_{min}$  に基づく深層画像は、深層 D の情報を主に含む画像である。一方、第 1 および第 2 照明画像内の明部

50

の投影領域の強度値  $I_{max}$  は、スペキュラ光、表面散乱光および内部散乱光に基づいており、表面 B、表層 C および深層 D の情報を含む。したがって、強度値  $I_s$  に基づく表層画像は、深層 D の情報が除去され表面 B および表層 C の情報を主に含む画像である。

分離処理部 7 は、撮像部 6 によって取得された複数組の第 1 照明画像および第 2 照明画像から複数枚の深層画像および複数枚の表層画像を作成する。作成された表層画像および深層画像は、演算部 8 に送信される。

#### 【0031】

ここで、図 4 A および図 4 B に示されるように、表層画像と深層画像との分離深さは、生体組織 A の表面 B 上での暗部の幅  $W_d$  に依存する。分離深さとは、表層画像に含まれる情報の深さと深層画像に含まれる情報の深さとの大まかな境目である。すなわち、表層画像は、表面 B から分離深さまでの層の情報を主に含み、深層画像は、分離深さよりも深い層の情報を主に含む。暗部の幅  $W_d$  が大きい程、分離深さの位置は深くなる。

10

#### 【0032】

図 5 A は、照明光 L の明暗パターンのピッチ ( $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$ 、 $P_4$ 、 $P_5$ ) と、生体組織 A 内の分離深さ ( $d_1$ 、 $d_2$ 、 $d_3$ 、 $d_4$ 、 $d_5$ ) との関係を示している。図 5 B は、各ピッチ  $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$ 、 $P_4$ 、 $P_5$  の照明光 L に基づく表層画像および深層画像の例を示している。図 5 B に示されるように、分離深さよりも浅い位置の特徴部 E は、表層画像に含まれるが深層画像には含まれない。一方、分離深さよりも深い位置の特徴部 E は、深層画像には含まれるが表層画像には含まれない。

#### 【0033】

演算部 8 は、分離処理部 7 から複数枚の深層画像および複数枚の表層画像を受け取り、複数枚の深層画像および複数枚の表層画像の各々のコントラストを算出する。図 6 に示されるように、特徴部 E を含む表層画像のコントラストは、特徴部 E を含まない表層画像のコントラストに比べて大きくなる。同様に、特徴部 E を含む深層画像のコントラストは、特徴部 E を含まない深層画像のコントラストに比べて大きくなる。図 6 において、破線で囲まれている範囲が、特徴部 E が存在する深さの範囲を示している。図 7 は、明暗パターンのピッチ  $P$  とコントラストとの関係を表している。図 8 は、明暗パターンのピッチ  $P$  と分離深さとの関係を表している。図 7 および図 8 から、図 6 の分離深さとコントラストとの関係が得られる。

20

#### 【0034】

演算部 8 は、分離深さに対する表層画像のコントラストの変化に基づいて、特徴部 E の浅い側 (表面 B 側) の端の深さを算出する。例えば、特徴部 E を含まない分離深さ  $d_1$  の表層画像と、特徴部 E を含む分離深さ  $d_2$  の表層画像との間でコントラストが大きく変化する。演算部 8 は、このコントラストの大きな変化に基づき、特徴部 E の浅い側の端の深さが  $d_1$  と  $d_2$  との間であると算出する。

30

#### 【0035】

また、演算部 8 は、分離深さに対する深層画像のコントラストの変化に基づいて、特徴部 E の深い側の端の深さを算出する。特徴部 E を含む分離深さ  $d_3$  の深層画像と、特徴部 E を含まない分離深さ  $d_4$  の深層画像との間でコントラストが大きく変化する。演算部 8 は、このコントラストの大きな変化に基づき、特徴部 E の深い側の端の深さが  $d_3$  と  $d_4$  との間であると算出する。

40

演算部 8 によって算出された特徴部 E の深さ情報は、例えば、本体部 3 に接続された表示装置 (図示略) に表示される。

#### 【0036】

本体部 3 内の図示しない記憶装置に、暗部の幅  $W_d$  と分離深さとが相互に対応付けられた対応表が記憶されていてもよい。演算部 8 は、記憶装置から対応表を読み出し、各深層画像および各表層画像の分離深さを、暗部の幅  $W_d$  に基づいて対応表から取得する。表層画像および深層画像の暗部の幅  $W_d$  の情報は、例えば、制御装置から演算部 8 に送信される。

#### 【0037】

次に、演算部 8 は、図 6 に示されるように、分離深さと表層画像のコントラストの関係を

50



表すグラフを作成し、分離深さと深層画像のコントラストの関係を表すグラフを作成する。次に、演算部 8 は、表層画像のグラフにおいてコントラストが急激に増加する分離深さをグラフの傾きに基づいて検出し、検出された分離深さを特徴部 E の浅い側の端と特定する。また、演算部 8 は、深層画像のグラフにおいてコントラストが急激に減少する分離深さをグラフの傾きに基づいて検出し、検出された分離深さを特徴部 E の深い側の端と特定する。

#### 【 0 0 3 8 】

演算部 8 は、表層画像全体および深層画像全体のコントラストを算出してもよいが、表層画像の一部および深層画像の一部のコントラストを算出してもよい。この場合、コントラストを算出する範囲を術者が指定することができるように構成されることが好ましい。例えば、本体部 3 が、グラフィカルユーザインタフェース ( G U I ) を備える。術者は、 G U I を使用して、特徴部 E を含む所望の範囲を指定することができる。

10

#### 【 0 0 3 9 】

分離処理部 7 および演算部 8 は、例えばコンピュータによって実行されるプログラムとして実現される。すなわち、本体部 3 には、中央演算処理装置のようなプロセッサ、 R A M のような主記憶装置、およびハードディスクドライブのような補助記憶装置が内蔵される。分離処理部 7 および演算部 8 による上述の処理をプロセッサに実行させるためのプログラムは、補助記憶装置に記憶されている。プログラムが、補助記憶装置から主記憶装置にロードされ、プログラムに従ってプロセッサが処理を実行することによって、分離処理部 7 および演算部 8 の上述の機能が実現されるようになっている。

20

#### 【 0 0 4 0 】

次に、このように構成された内視鏡システム 1 の作用について図 9 を参照して説明する。本実施形態に係る内視鏡システム 1 を使用して生体組織 A 内の特徴部 E の深さ情報を取得するためには、内視鏡 2 を体内に挿入し、生体組織 A の照明画像を取得する。具体的には、照明部 4 から生体組織 A に照明光 L が照射される ( ステップ S 1 ) 。照明光 L の明部および暗部の位置は、強度分布変更部 5 によって時間変化する。明部および暗部が相互に入れ替わる 2 つの時刻で撮像部 6 によって生体組織 A の撮影が実行され、 1 組の第 1 照明画像および第 2 照明画像が取得される ( ステップ S 2 ) 。次に、照明光 L のピッチ P が強度分布変更部 5 によって変更され ( ステップ S 4 ) 、もう 1 組の第 1 照明画像および第 2 照明画像が撮像部 6 によって取得される ( ステップ S 2 ) 。予め設定されている全てのピッチ P の照明光 L に基づく第 1 照明画像および第 2 照明画像が取得されるまで ( ステップ S 3 の Y E S ) 、ステップ S 4 、 S 1 、 S 2 が繰り返される。

30

#### 【 0 0 4 1 】

次に、分離処理部 7 によって、複数組の第 1 照明画像および第 2 照明画像から、分離深さが相互に異なる複数組の表層画像および深層画像が生成される ( ステップ S 5 ) 。次に、演算部 8 によって、各表層画像および各深層画像のコントラストが算出される ( ステップ S 6 ) 。次に、演算部 8 によって、分離深さに対する表層画像のコントラストの変化および分離深さに対する深層画像のコントラストの変化に基づいて、生体組織 A 内の特徴部 E の深さ情報が算出される。

#### 【 0 0 4 2 】

このように、本実施形態によれば、暗部の幅  $W_d$  が相互に異なる照明光 L を用いて複数組の第 1 照明画像および第 2 照明画像が取得され、複数組の第 1 照明画像および第 2 照明画像から分離深さが相互に異なる複数組の表層画像および深層画像が生成される。そして、複数枚の表層画像のコントラストおよび複数枚の深層画像のコントラストに基づいて、生体組織 A 内の特徴部 E の深さ情報を算出することができるという利点がある。また、第 1 および第 2 照明画像は、生体組織 A および特徴部 E の散乱光に基づく画像である。したがって、第 1 および第 2 照明画像から、特徴部 E の吸収特性に関わらず特徴部 E の深さ情報を取得することができるという利点がある。

40

#### 【 0 0 4 3 】

表層画像における深層 D の情報量と深層画像における深層 D の情報量との良好なバランス

50

を確保するために、生体組織 A の表面 B 上での暗部の幅  $W_d$  は  $0.005\text{ mm}$  以上  $2.5\text{ mm}$  以下であることが好ましい。

暗部の幅  $W_d$  が  $0.005\text{ mm}$  未満である場合、明部の投影領域から暗部の投影領域へ回り込む内部散乱光の割合が増大し、その結果、強度値  $I_{\text{max}}$  と強度値  $I_{\text{min}}$  との差が小さくなって表層画像に含まれる表層 C の情報が不足し得る。一方、暗部の幅  $W_d$  が  $2.5\text{ mm}$  よりも大きい場合、内部散乱光が暗部の投影領域の中央まで到達することができず、その結果、強度値  $I_{\text{min}}$  がゼロに近づいて深層画像に含まれる深層 D の情報が不足し得る。

#### 【0044】

本実施形態においては、照明部 4 が、縞状の強度分布を有する照明光 L で生体組織 A を照明することとしたが、照明光 L の強度分布のパターンはこれに限定されず、明部と暗部とが空間的に繰り返される他の分布であってもよい。例えば、照明光 L の強度分布は、市松模様、ドット、またはランダムドットであってもよい。

10

#### 【0045】

本実施形態においては、照明部 4 が、明暗パターンを有する照明光 L を液晶素子 4 c によって生成し、強度分布変更部 5 が、液晶素子 4 c を制御することによって明暗パターンを変化させることとしたが、照明部 4 および強度分布変更部 5 の構成はこれに限定されるものではない。図 10 A から図 10 C に、照明部 4 および強度分布変更部 5 の他の構成例を示す。

#### 【0046】

図 10 A の照明部 4 は、光の干渉縞を明暗パターンとして利用する。照明部 4 は、レーザー光源 4 f と、レーザー光源 4 f から出力された光を 2 つに分岐し 2 つの光を射出する光路 4 g とを備えている。光路 4 g は、例えば、光ファイバから構成されている。光路 4 g から射出された 2 つの光が相互に干渉することによって、図 10 B に示されるような正弦波状の強度プロファイルを有する干渉縞が明暗パターンとして生成される。

20

#### 【0047】

図 10 A の強度分布変更部 5 は、分岐された 2 つの光のうち一方の光路長を変化させることによって、図 10 B に示されるように、干渉縞の位置を照明光の光軸に直交する方向にシフトさせる。したがって、強度分布変更部 5 は、2 つの光のうち一方の光路に設けられ、光路長を変化させる光学素子を備える。また、強度分布変更部 5 は、レーザー光の波長を変化させることによって、干渉縞のピッチを変化させ、それにより暗部の幅  $W_d$  を変化させる。したがって、例えば、レーザー光源 4 f は、波長可変レーザー光源であり、強度分布変更部 5 は、レーザー光源 4 f の出力波長を制御する制御素子を備える。

30

#### 【0048】

図 10 C の照明部 4 は、影絵のようにして明暗パターンを生体組織 A の表面 B 上に形成する。照明部 4 は、内視鏡 2 の先端部に設けられた発光部 4 h およびマスク 4 i を備えている。

発光部 4 h は、例えば、キセノンランプ、LED (RGB)、白色 LED、赤外光源などの光源である。発光部 4 h は、本体部 3 の外部に配置された光源に接続された光ファイバの射出端であってもよい。

40

#### 【0049】

マスク 4 i は、白色光を透過させる透光領域と、白色光を遮断する遮光領域とを有し、明暗パターンに対応する投影パターンが透光領域および遮光領域から形成されている。マスク 4 i は、例えば、透光領域としての開口が形成された遮光性の基板、または、遮光領域としての遮光膜が形成された透明な基板である。発光部 4 h から出力された光は、マスク 4 i を透過することで、明暗パターンを有する照明光 L へと生成される。

発光部 4 h とマスク 4 i との間には、生体組織 A に照射される照明光 L の発散角を調整するレンズ 4 j が配置されている。

#### 【0050】

図 10 C の強度分布変更部 5 は、発光部 4 h およびマスク 4 i を、明部および暗部の幅方

50

向に相対移動させることによって、強度分布を時間変化させる。したがって、強度分布変更部 5 は、発光部 4 h およびマスク 4 i のうち少なくとも一方を移動させるアクチュエータを備える。また、強度分布変更部 5 は、発光部 4 h とマスク 4 i との光軸方向の間隔を変化させることによって、明暗パターンのピッチ  $P$  および暗部の幅  $W_d$  を変化させる。したがって、強度分布変更部 5 は、発光部 4 h およびマスク 4 i の少なくとも一方を移動させるアクチュエータを備える。発光部 4 h とマスク 4 i との間隔が大きい程、生体組織 A の表面 B 上における明暗パターンのピッチ  $P$  が小さくなる。

【0051】

本実施形態においては、強度分布変更部 5 が、照明光 L の強度分布を、明部および暗部が相互に反転した 2 つの明暗パターンの中で連続的に変化させてもよい。

10

明暗パターンを連続的に変化させる場合、撮像部 6 は、図 11 A に示されるように、明部および暗部の位置が相互に異なる 3 つ以上の時刻で撮影を実行し、明部の投影領域および暗部の投影領域の位置が相互に異なる 3 枚以上の照明画像を取得してもよい。分離処理部 7 は、3 枚以上の照明画像から表層画像および深層画像を作成してもよい。この場合、各位置の画素について 3 つ以上の強度値が得られるので、最大強度値を  $I_{max}$  として、最小強度値を  $I_{min}$  として用いて、強度値  $I_s$ 、 $I_d$  が算出される。

【0052】

図 11 B に示されるように、正弦波状の明暗パターンの照明光 L を照射する場合、3 つ以上の適切な条件で照明画像を撮像することによって、位相シフト法を用いて、各画素について  $I_{max}$  と  $I_{min}$  を算出することができる。

20

【0053】

本実施形態においては、生体組織 A の表面 B 上に投影される明暗パターンが生体組織 A と撮像部 6 との間の撮影距離に比例して拡大されるように、照明部 4 が、発散光束の照明光 L を生体組織 A に向けて射出することが好ましい。

この構成によって、生体組織 A に対して内視鏡 2 を長手方向に移動させるだけで、生体組織 A の表面 B 上での明暗パターンを拡大または縮小させ暗部の幅  $W_d$  を変化させることができる。

【0054】

本実施形態においては、生体組織 A と撮像部 6 との間の撮影距離を計測する撮影距離計測部をさらに備え、強度分布変更部 5 が、撮影距離に依らずに生体組織 A の表面 B 上での明部と暗部との空間的な周期（明暗パターンのピッチ  $P$ ）が一定に維持されるように、撮影距離に基づいて明暗パターンにおける明部と暗部との空間的な周期を調整してもよい。このようにすることで、撮影距離に依らずに、所定の深さの情報を含む深層画像を作成することができる。

30

【0055】

撮影距離計測部としては、生体組織 A に非接触で撮影距離を計測することができる公知の任意の手段を採用することができる。明暗パターンが、図 11 B に示される、正弦波状に強度が変化する直線状の縞パターンである場合、撮影距離計測部は、位相シフト法を用いて、撮像部 6 によって取得された照明画像から撮影距離を計算することができる。

【0056】

本実施形態においては、照明部 4 が、波長が互いに異なる複数の光から構成された照明光 L で生体組織 A を照明してもよい。例えば、照明光 L は、赤、緑および青の 3 つの光が混合された白色光であってもよい。

40

波長が互いに異なる複数の光を照明光 L として使用する場合、波長が長い程、明部と暗部との周期が小さくなるように、波長に応じて各光の強度分布を異ならせてもよい。

【0057】

一般に、光は、波長が短い程、散乱体によって強く散乱される。したがって、赤い光に比べて青い光は生体組織 A の深層 D まで届き難く、青い光の内部散乱光に含まれる情報は、赤い光の内部散乱光に比べて浅い位置の情報となる。そこで、波長が長い程、明部と暗部との周期を小さくすることで、赤、緑および青のいずれの内部散乱光も同一の深さの情報

50

を有するように、各色の内部散乱光に含まれる情報の深さを制御することができる。

【 0 0 5 8 】

本実施形態においては、図 1 2 に示されるように、照明部 4 から射出される照明光 L の偏光状態を制御する偏光子（偏光制御部）9 と、生体組織 A から撮像部 6 に入射する光の偏光状態を選択する偏光子（偏光選択部）1 0 とがさらに設けられていてもよい。偏光子 9 および偏光子 1 0 は、例えば、内視鏡 2 の先端に設けられる。

照明光 L の照射によって、生体組織 A の表面 B ではスペキュラ光が生じる。第 1 および第 2 照明画像に含まれるスペキュラ光は、表層画像に分離される。したがって、スペキュラ光は、表層画像のコントラストに影響を与える。

【 0 0 5 9 】

スペキュラ光は照明光 L と同一の偏光状態を有し、表面散乱光および内部散乱光は特定の偏光状態を有しない。したがって、偏光子 9 の偏光方向に対して偏光子 1 0 の偏光方向を直交させることによって、表面散乱光および内部散乱光を含みスペキュラ光を含まない第 1 および第 2 照明画像を取得することができる。これにより、スペキュラ光の影響を受けることなく特徴部 E に基づく表層画像のコントラストを算出することができ、特徴部 E の深さ情報の算出精度を向上することができる。

【符号の説明】

【 0 0 6 0 】

- 1 内視鏡システム
- 2 内視鏡
- 3 本体部
- 4 照明部
- 5 強度分布変更部
- 6 撮像部
- 7 分離処理部
- 8 演算部
- A 生体組織（被写体）
- B 生体組織の表面
- C 表層
- D 深層
- E 特徴部
- W d 暗部の幅

10

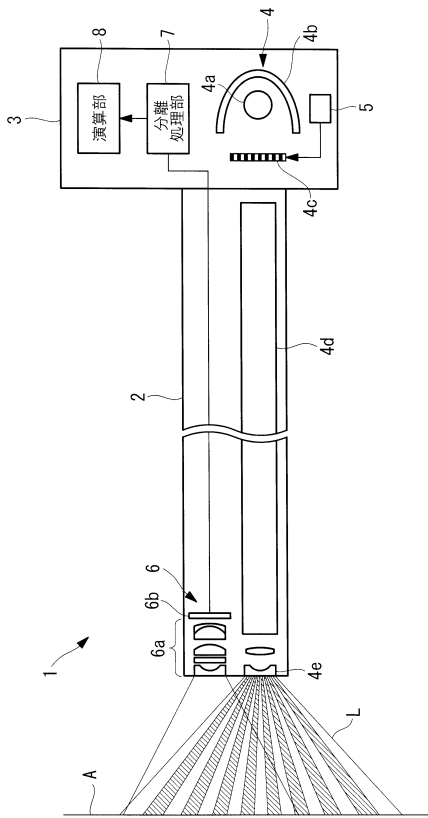
20

30

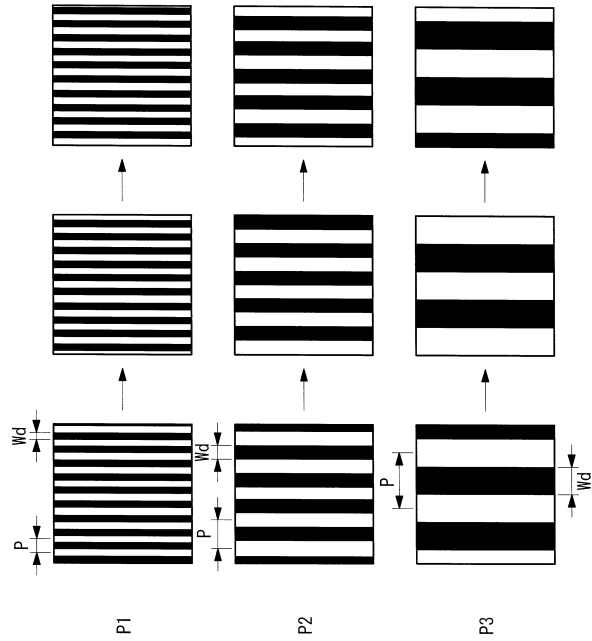
40

50

【図面】  
【図 1】



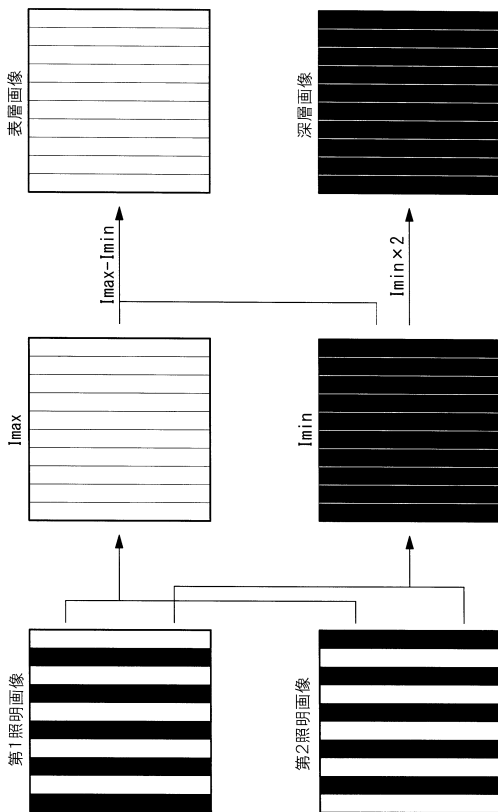
【図 2】



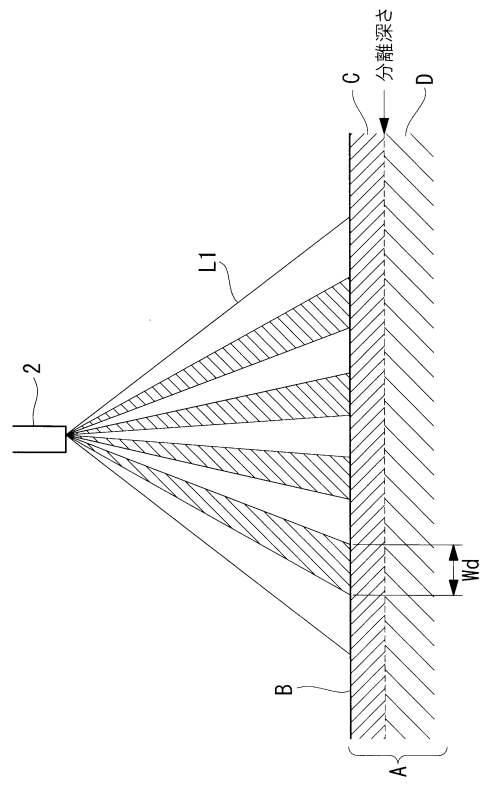
10

20

【図 3】



【図 4 A】

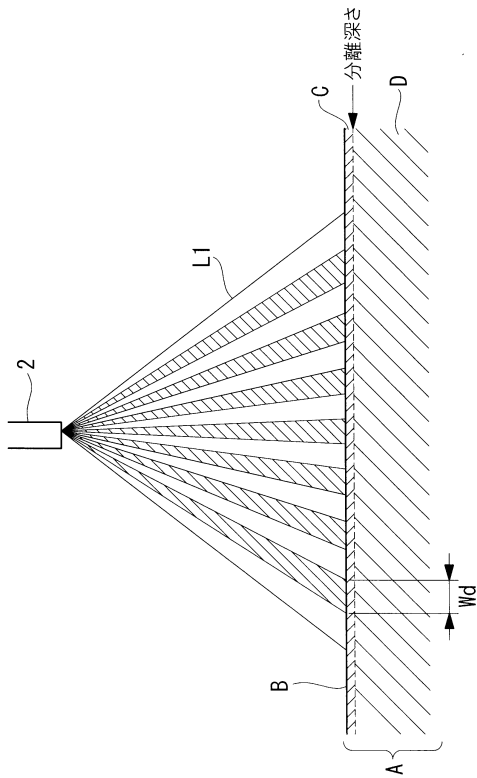


30

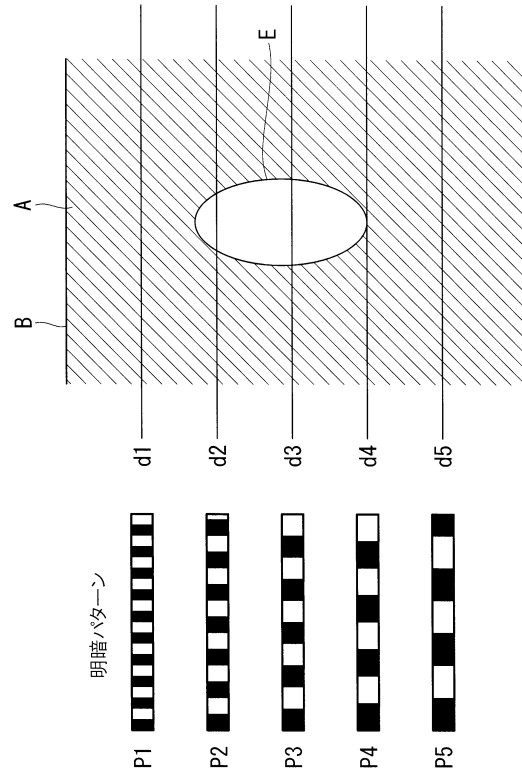
40

50

【図 4 B】



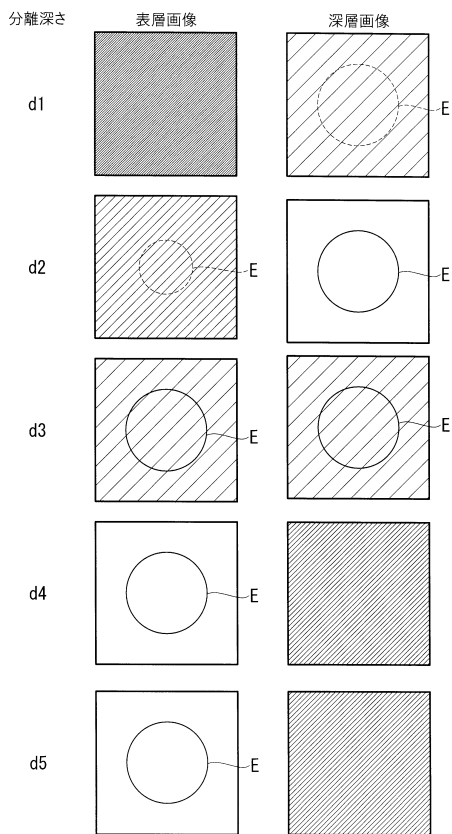
【図 5 A】



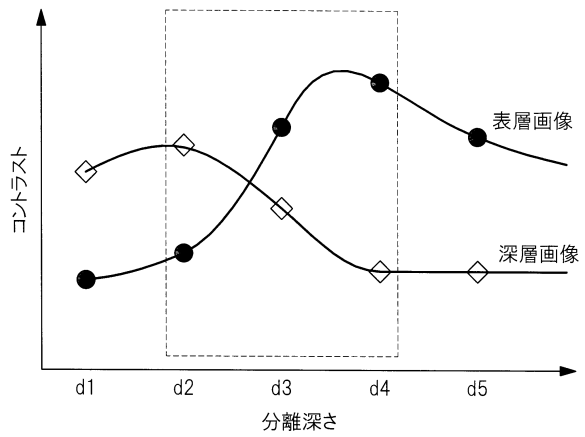
10

20

【図 5 B】



【図 6】

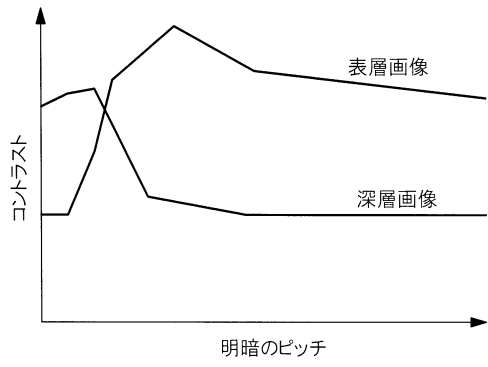


30

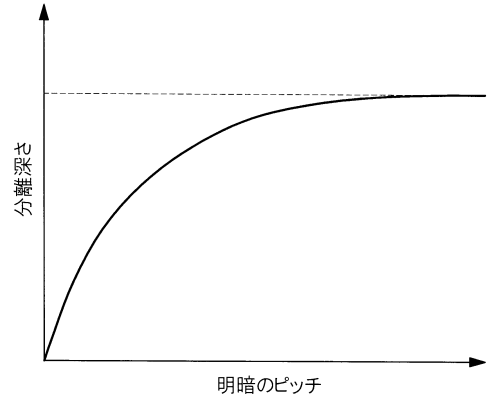
40

50

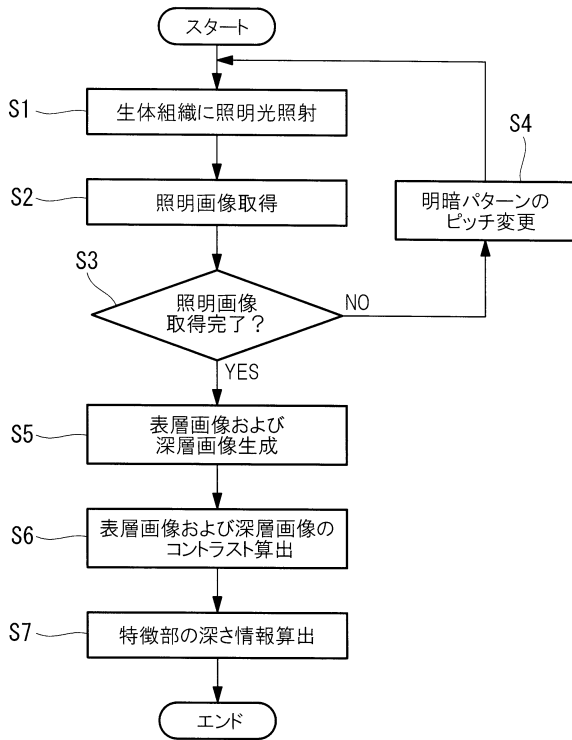
【 図 7 】



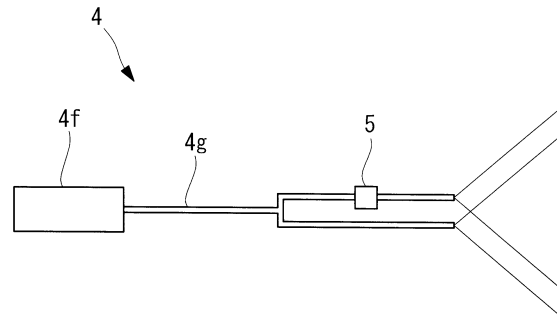
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 A 】



10

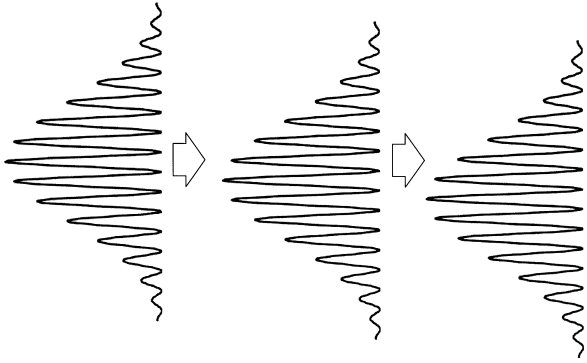
20

30

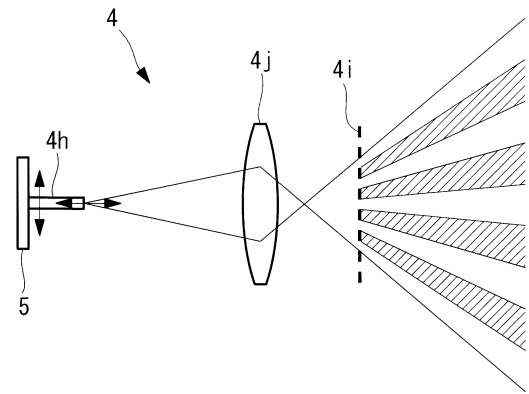
40

50

【図 10 B】

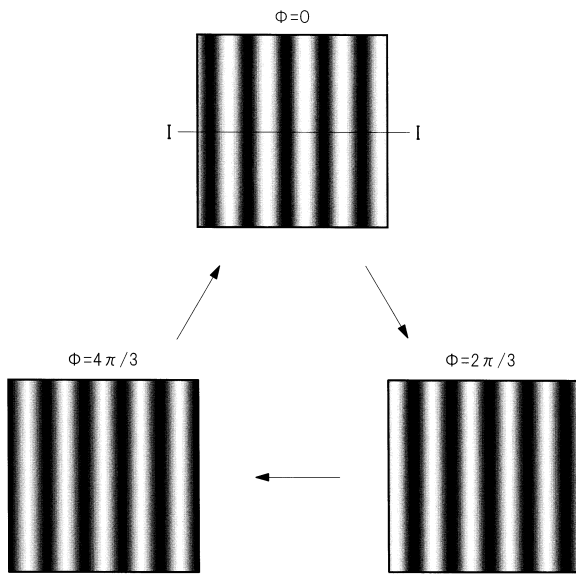


【図 10 C】

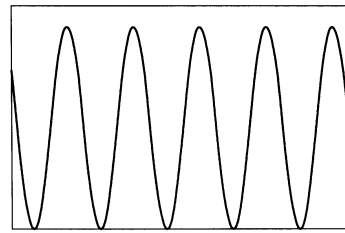


10

【図 11 A】



【図 11 B】



20

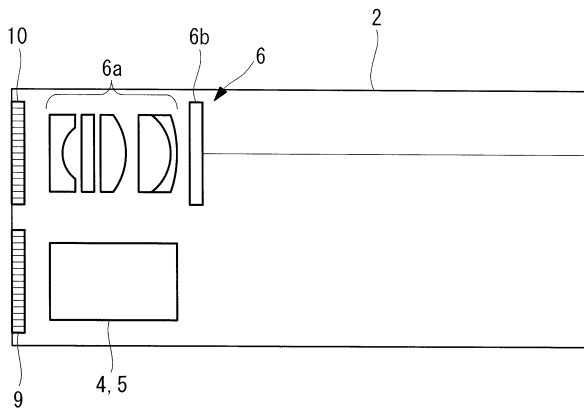
30

40

50



【 1 2】



10

20

30

40

50

---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2 0 1 5 - 2 3 1 4 9 8 ( J P , A )  
特開 2 0 1 4 - 1 8 8 2 2 2 ( J P , A )  
Shree K. Nayar, et al. , Fast Separation of Direct and Global Components of a Scene using High Frequency Illumination , ACM transactions on Graphics , 2006年 , vol.25, Issue 3 , pp. 935-944
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B 1 / 0 0