

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2018年12月20日(20.12.2018)



(10) 国際公開番号

WO 2018/229832 A1

(51) 国際特許分類:

A61B 1/045 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2017/021664

(22) 国際出願日: 2017年6月12日(12.06.2017)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 Tokyo (JP).

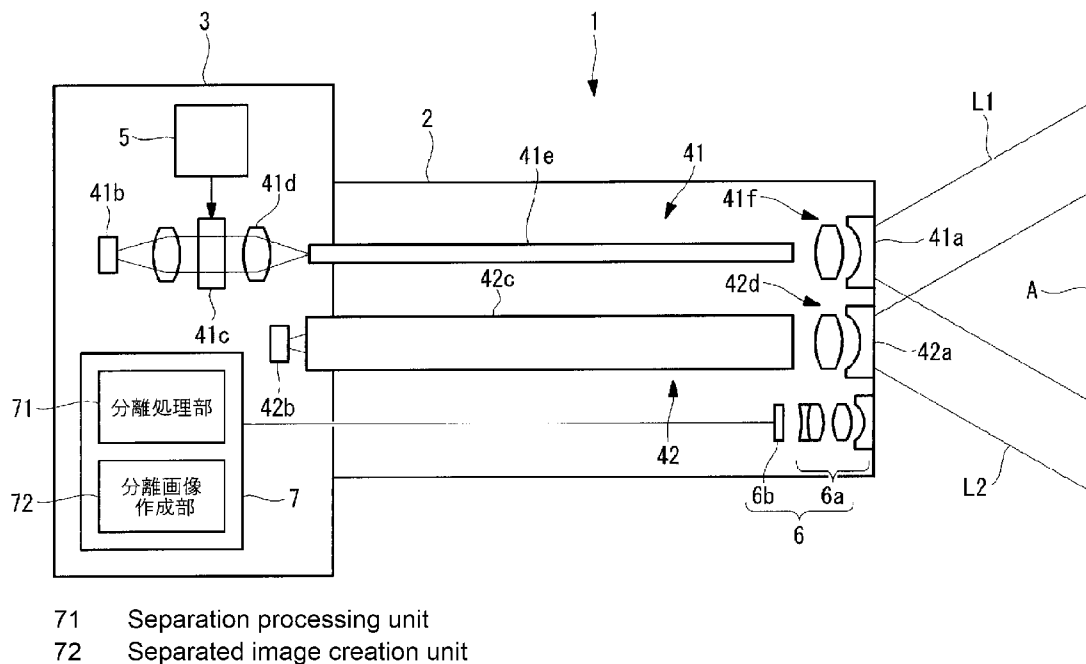
(72) 発明者: 松本 浩司 (MATSUMOTO, Koji); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 進士

翔 (SHINJI, Sho); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 漆畑 健司 (URUSHIBATA, Kenji); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 久保 博之 (KUBO, Hiroyuki); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 岡 哲大 (OKA, Tetsuhiro); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 上田 邦生, 外 (UEDA, Kunio et al.); 〒2208137 神奈川県横浜市西区みなとみらい2-2-1 横浜ランドマークタワー37F Kanagawa (JP).

(54) Title: ENDOSCOPE SYSTEM

(54) 発明の名称: 内視鏡システム



(57) **Abstract:** An endoscope system (1) that comprises: a first illumination unit (41) that emits first illumination light (L1) that is for acquiring two pieces of image information about a subject (A) at mutually different depths; a second illumination unit (42) that emits visible, broadband second illumination light (L2) from a different location than the first illumination light (L1); an imaging unit (6) that acquires a first illuminated image and a second illuminated image of the subject (A) as illuminated, respectively, by the first illumination light (L1) and the second illumination light (L2); a



(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

一 国際調査報告(条約第21条(3))

separation processing unit (71) that separates the two pieces of image information from the first illuminated image; and a separated image creation unit (72) that uses the two pieces of image information to process the second illuminated image and thereby creates two separated images.

(57) 要約: 内視鏡システム(1)は、互いに異なる深さにおける被写体(A)の2つの画像情報を取得するための第1の照明光(L1)を射出する第1の照明部(41)と、可視域にわたる広帯域の第2の照明光(L2)を第1の照明光(L1)とは異なる位置から射出する第2の照明部(42)と、第1の照明光(L1)および第2の照明光(L2)でそれぞれ照明されている被写体(A)の第1の照明画像および第2の照明画像を取得する撮像部(6)と、第1の照明画像から2つの画像情報を分離する分離処理部(71)と、第2の照明画像を2つの画像情報を用いて処理することで2つの分離画像を作成する分離画像作成部(72)とを備える。

明 細 書

発明の名称：内視鏡システム

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] 照明された物体から生じる光には、鏡面反射光、拡散反射光、散乱光等の複数種類の成分が含まれる。物体の画像に含まれるこのような成分を、縞状の明暗パターンを有する構造化照明光を用いた高周波パターン投影法によって分離することで、物体の表面の情報と内部の情報とを分離する技術が提案されている（例えば、非特許文献1参照。）。

構造化照明光は、物体の形状計測技術においても使用されている（例えば、特許文献1および2参照。）。特許文献1では、光の干渉を利用して構造化照明光を生成しており、特許文献2では、基板に形成された格子パターンの投影によって構造化照明光を生成している。

先行技術文献

非特許文献

[0003] 非特許文献1：高谷剛志、外3名、「多重重み付け計測による反射・散乱光の分解」、第14回画像の認識・理解シンポジウム（MIRU2011）、2011年7月

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2016-200418号公報
特許文献2：特開2016-198304号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 非特許文献1の高周波パターン投影法を細径の内視鏡に適用するためには、光学系の小型化が必要となる。

一方、高周波パターン投影法で使用される構造化照明光の空間周波数は、

形状計測で使用される構造化照明光の空間周波数よりも高い。特許文献 1, 2 に開示されている方法では、高コントラストと高光量を維持しながら高空間周波数の構造化照明光を生成することが困難である。

[0006] 具体的には、特許文献 1 の場合、構造化照明光の空間周波数を高めるためには、格子パターンを微細化する必要があるが、格子パターンを微細化すると構造化照明光のコントラストが低下し、構造化照明光のコントラストを維持するためには光源の発光点のサイズを小さくする必要がある。その結果、構造化照明光の十分な光量を確保することが難しく、観察において十分な光量を求められる内視鏡システムへの適用には不適である。

特許文献 2 の場合、コントラストを確保するためにシングルモードファイバの使用が必要となるが、シングルモードファイバは細径であるため、構造化照明光の十分な光量を確保することが難しく、観察において十分な光量を求められる内視鏡システムへの適用には不適である。

[0007] 本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、被写体の異なる深さの情報を含む明るい分離画像を得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

[0008] 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、互いに異なる深さにおける被写体の 2 つの画像情報を取得するための第 1 の照明光を第 1 の射出面から被写体に向けて射出する第 1 の照明部と、可視域にわたる広帯域の第 2 の照明光を前記第 1 の射出面とは異なる位置に配置された第 2 の射出面から前記被写体に向けて射出する第 2 の照明部と、前記第 1 の照明光で照明されている前記被写体の第 1 の照明画像および前記第 2 の照明光で照明されている前記被写体の第 2 の照明画像を取得する撮像部と、前記第 1 の照明画像から前記 2 つの画像情報を分離する分離処理部と、前記第 2 の照明画像を前記 2 つの画像情報を用いて処理することで、前記互いに異なる深さにおける前記被写体の情報をそれぞれ多く含む 2 つの分離画像を作成する分離画像作成部とを備える内視鏡システムで

ある。

[0009] 本態様によれば、第2の射出面からの第2の照明光で照明された被写体が撮像部によって撮影されることで第2の照明画像が取得される。一方、第1の射出面からの第1の照明光で照明された被写体が撮像部によって撮影されることで第1の照明画像が取得され、第1の照明画像に含まれる、異なる深さの2つの画像情報が分離処理部によって分離される。このような2つの画像情報を用いて第2の照明画像を処理することで、被写体の互いに異なる深さの情報を含む2つの分離画像を作成することができる。

[0010] この場合に、異なる深さの画像情報を取得するための第1の照明部とは別に設けられた第2の照明部によって、被写体を明るく照明することができ、明るい第2の照明画像が得られる。このような明るい第2の照明画像に基づいて、明るい分離画像を得ることができる。

[0011] 上記態様においては、前記第1の照明光が、光軸に垂直な光束断面において明部および暗部を含む空間的に非一様な強度分布を有していてもよい。

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（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。空間的に非一様な強度分布を有する第1の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。したがって、第1の照明画像内の暗部に対応する領域から深層の画像情報を分離することができ、第1の照明画像内の明部に対応する領域から表面および表層の画像情報を分離することができる。

[0012] 上記態様においては、前記第1の照明光が含む前記明部および前記暗部は帯状であり、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。

このようにすることで、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、縞状の強度分布の明部と暗部との位置を入れ替えるためには、強度分布の明部および暗部を縞の幅方向のみに移動させればよいので、照明光の強度分布を容易に時間変化させることができる。

[0013] 上記態様においては、前記第1の照明光が含む前記明部および前記暗部は、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。

このように、正弦波状に強度が空間的に変化する第1の照明光を被写体に照射することで、最も強度の高い光が当てられているときの表層の分離画像用の強度値と、光が当てられていないときの深層の分離画像用の強度値とを、位相シフト法により計算することができ、少ない枚数の第1の照明画像からであっても解像度の高い良好な分離画像を作成することができる。

[0014] 上記態様においては、前記第1の照明光の波長スペクトルの形状が、単一波長であってもよい。

上記態様においては、前記第1の照明光の波長スペクトルの形状と前記第2の照明光の波長スペクトルの形状とが、相互に異なってもよい。

このようにすることで、第1の照明光の波長スペクトルの形状に応じた特定の深さの情報をより多く含む第1の照明画像を取得することができ、特定の深さの情報がより強調された分離画像を作成することができる。

[0015] 上記態様においては、前記第1の照明光の波長帯域と前記第2の照明光の波長帯域とが、相互に異なってもよい。

このようにすることで、第1の照明光の波長帯域に応じた特定の深さの情報をさらに多く含む第1の照明画像を取得することができ、特定の深さの情報がさらに強調された分離画像を作成することができる。

[0016] 上記態様においては、前記第1の照明光の波長帯域が、赤外領域であってもよい。

上記態様においては、前記第1の照明部および前記第2の照明部が、前記第1の照明光および前記第2の照明光を同時に射出してもよい。

このようにすることで、1度の撮影で第1の照明画像および第2の照明画

像の両方を取得することができ、分離画像のフレームレートを高めることができる。

[0017] 上記態様においては、前記第1の射出面と前記第2の射出面との間の距離Dと、前記第1の射出面および前記第2の射出面から前記被写体までの距離Lが、下式(1)を満たしていてもよい。

$$D/L < 0.068 \quad \dots (1)$$

第1の照明光が射出される第1の射出面と第2の照明光が射出される第2の射出面との位置が異なることに起因して、第1の照明画像内でのスペキュラ光の位置と第2の照明画像内でのスペキュラ光の位置とが相互に異なり、このような第1および第2の照明画像から作成された分離画像内には白または黒の斑点状のノイズが発生する。上式(1)を満足することで、第1の照明画像内のスペキュラ光の位置と第2の照明画像内のスペキュラ光の位置とを略一致させ、分離画像内のノイズの発生を防ぐことができる。

[0018] 上記態様においては、前記分離処理部が、それぞれ前記暗部の幅が異なる前記第1の照明光を照射して取得された2枚以上の前記第1の照明画像から3つ以上の前記画像情報を分離し、前記分離画像作成部が、前記3つ以上の画像情報を用いて3つ以上の前記分離画像を作成してもよい。

このように、暗部の幅の異なる第1の照明光で照明された被写体の複数枚の第1の照明画像を用いることで、相互に異なる深さの情報を多く含む3つ以上の分離画像を作成することができる。

発明の効果

[0019] 本発明によれば、被写体の異なる深さの情報を含む明るい分離画像を得ることができるという効果を奏する。

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2A]第1の照明光の強度分布およびその時間変化の一例を示す図である。

[図2B]第1の照明光の強度分布およびその時間変化の他の例を示す図である。

。

[図2C]第1の照明光の強度分布およびその時間変化の他の例を示す図である

。

[図2D]第1の照明光の強度分布およびその時間変化の他の例を示す図である

。

[図2E]第1の照明光の強度分布およびその時間変化の他の例を示す図である

。

[図2F]第1の照明光の強度分布およびその時間変化の他の例を示す図である

。

[図3A]第1の照明光の強度の空間プロファイルの一例を示す図である。

[図3B]第1の照明光の強度の空間プロファイルの他の例を示す図である。

[図3C]第1の照明光の強度の空間プロファイルの他の例を示す図である。

[図3D]第1の照明光の強度の空間プロファイルの他の例を示す図である。

[図3E]第1の照明光の強度の空間プロファイルの他の例を示す図である。

[図3F]第1の照明光の強度の空間プロファイルの他の例を示す図である。

[図4]分離処理部における表層成分画像および深層成分画像の作成処理を説明する図である。

[図5]第1の照明光の照射によって生体組織で発生する鏡面反射光、表面散乱光および内部散乱光とこれらの発生位置との関係を説明する図である。

[図6]分離処理部における表層成分画像および深層成分画像の作成方法を説明する図である。

[図7]分離画像作成部における表層画像および深層画像の作成処理を説明する図である。

[図8]位相シフト法による強度値 I_{max} 、 I_{min} の算出方法を説明する図である。

[図9A]第1の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9B]第1の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9C]第1の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10]第1および第2の照明光の波長スペクトルの形状と、表層および深層

成分画像のコントラストとの関係を説明する図である。

[図11]第1の照明部および第2の照明部の他の構成例を示す図である。

[図12]偏光子を備える内視鏡システムの変形例の部分構成図である。

[図13]第1および第2の射出面間の距離Dと、第1および第2の射出面から生体組織までの距離Lとの関係を説明する図である。

[図14]D/Lと表層画像および深層画像内のノイズとの関係を説明する図であり、異なるD/Lにおける表層画像および深層画像の例である。

[図15]D/L = 0.113における深層画像である。

[図16]図15のI-I線における階調値のプロファイルである。

[図17]D/Lと、階調値が70以下である画素の数との関係を示すグラフである。

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、内視鏡2の先端から体内の生体組織（被写体）Aに向けて照明光L1、L2をそれぞれ射出する第1の照明部41および第2の照明部42と、第1の照明光L1の強度分布を時間変化させる強度分布変更部5と、照明光L1、L2で照明されている生体組織Aの第1および第2の照明画像を取得する撮像部6と、撮像部6によって取得された第1および第2の照明画像を処理して生体組織A内の互いに異なる深さの情報を有する2つの分離画像を作成する画像処理部7とを備えている。

[0022] 第1の照明部41は、内視鏡2の先端面に設けられた第1の射出面41aを有し、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白色の第1の照明光L1を第1の射出面41aから生体組織Aに向けて射出する。第1の照明光L1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、第1の照明光L1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または強度を有しない暗部とが交互に繰り返される構造化された明暗パターンを有する。

[0023] このような第1の照明部41は、本体部3に設けられた光源41b、マスク41cおよび集光レンズ41dと、内視鏡2に設けられたイメージガイドファイバ41eおよび投影レンズ41fとを備えている。

光源41bは、例えば、LEDまたはLDのような半導体光源である。あるいは、光源41bは、本体部3の外部の光源装置（図示略）に接続された光ファイバの射出端であってもよい。

[0024] マスク41cは、白色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り、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からなり明暗パターンに対応する投影パターンが形成されている。光源41bから出力された白色光は、マスク41cを透過することで明暗パターンが与えられて第1の照明光L1に生成される。生成された第1の照明光L1は、内視鏡2の被写体側の先端部において起点サイズを小さくする必要があるため、集光レンズ41dによってイメージガイドファイバ41eの入射端に集光され、内視鏡2の先端に設けられた投影レンズ41fまで明暗パターンを保存しながらイメージガイドファイバ41eによって導光され、投影レンズ41fによって、該投影レンズ41fの先端面である第1の射出面41aから発散光束として射出される。

[0025] 第2の照明光L2は、可視域の略全体にわたってスペクトルを有する広帯域の白色光である。第2の照明部42は、内視鏡2の先端面に設けられた第2の射出面42aを有し、光軸に垂直な光束断面において空間的に略一様な強度分布を有する白色の第2の照明光L2を、第2の射出面42aから生体組織Aに向けて射出する。第2の射出面42aは、第1の射出面41aと並んで配置されている。このような第2の照明部42は、本体部3に設けられた光源42bと、内視鏡2に設けられたバンドルファイバ42cおよび投影レンズ42dとを備えている。

[0026] 光源 4 2 b は、例えば、LED または LD のような半導体光源、もしくはキセノンランプのようなランプ光源である。複数の光源 4 2 b から出力された赤、緑、青の光を混合することで白色光を生成してもよい。光源 4 2 b から出力された白色光は、内視鏡 2 の先端に設けられた投影レンズ 4 2 d までバンドルファイバ 4 2 c によって導光され、投影レンズ 4 2 d によって、該投影レンズ 4 2 d の先端面である第 2 の射出面 4 2 a から発散光束として射出される。

第 1 の照明部 4 1 および第 2 の照明部 4 2 は、第 1 の照明光 L 1 および第 2 の照明光 L 2 を生体組織 A に向けて交互に射出するように、本体部 3 に設けられた図示しない制御装置によって制御される。

[0027] 強度分布変更部 5 は、マスク 4 1 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であり、光束断面において明部と暗部とが入れ替わるように第 1 の照明光 L 1 の強度分布を時間変化させる。これにより、生体組織 A の表面 B 上の第 1 の照明光 L 1 の照射範囲内の各位置には、明部および暗部が順番に投影されるようになっている。

[0028] 図 2 A から図 2 F には、第 1 の照明光 L 1 の強度分布の明暗パターンとその時間変化の例が示されている。図 2 A から図 2 F において、白い領域が明部を表し、黒い領域が暗部を表している。

図 2 A の明暗パターンは、正方形の明部および暗部が、相互に直交する 2 方向に交互に繰り返される市松パターンである。

図 2 B および図 2 C の明暗パターンは、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。縞パターンにおいて、明部と暗部との空間的な周期は、図 2 B に示されるように一定であってもよく、図 2 C に示されるように異なってもよい。

[0029] 図 2 D の明暗パターンは、波形の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 E の明暗パターンは、明部および暗部のうち、一方が円であり、他方が背景であるドットパターンである。

図 2 F の明暗パターンは、丸い帯状の明部および暗部が径方向に交互に繰り返される同心円パターンである。

[0030] 図 3 A から図 3 F は、図 2 A から図 2 F の明暗パターンにおいて明部と暗部の間での強度 I の空間的な変化を表す強度プロファイルの例を示している。横軸は、位置 X を示している。強度プロファイルは、図 3 A に示されるような矩形波状であってもよく、図 3 B に示されるような正弦波状であってもよく、図 3 C および図 3 D に示されるような矩形波と正弦波の中間的な形状であってもよく、図 3 E に示されるような非対称な波形状であってもよい。また、強度プロファイルは、図 3 E に示されるように、第 1 の照明光 L_1 の中心で最も高く、中心から周縁に向かって全体的に低下していてもよい。明部と暗部との周期とは、図 3 A から図 3 E それぞれにおける、明部とその隣の明部との間隔としてよい。

[0031] 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。撮像部 6 は、第 1 の照明光 L_1 が生体組織 A に照射されているときに撮影を実行することで第 1 の照明画像を取得し、第 2 の照明光 L_2 が生体組織 A に照射されているときに撮影を実行することで第 2 の照明画像を取得する。したがって、照明部 4 1, 4 2 からの照明光 L_1 , L_2 の射出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、照明部 4 1, 4 2 および撮像素子 6 b の動作は、制御装置によって制御される。撮像素子 6 b によって取得された第 1 の照明画像および第 2 の照明画像は、撮像素子 6 b から画像処理部 7 に送信される。

[0032] ここで、生体組織 A に照射される第 1 の照明光 L_1 の強度分布は、図 2 A から図 2 F 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、明部と暗部とが相互に反転した第 1 の照明光 L_1 が生体組織 A に照射される 2 つの時刻で撮影を実行することで、図 4 に示されるように、

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ような2枚の第1の照明画像を取得する。図4の第1の照明画像において、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。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6b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6bの動作は制御装置によって制御される。

[0033] 画像処理部7は、2枚の第1の照明画像から表層成分画像（画像情報）および深層成分画像（画像情報）を分離する分離処理部71と、第2の照明画像を表層成分画像および深層成分画像を用いて処理することで表層画像（分離画像）および深層画像（分離画像）を作成する分離画像作成部72とを機能として備えている。

[0034] 図4は、分離処理部71による画像処理を示している。2枚の第1の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71は、図4に示されるように、2枚の第1の照明画像の強度値 I_{min} から生体組織Aの深層Dの情報を多く含む深層成分画像を作成し、2枚の第1の照明画像の強度値 I_{min} および強度値 I_{max} から生体組織Aの表面Bおよび表層Cの情報を多く含む表層成分画像を作成する。

[0035] 生体組織Aは、散乱体であり、図5に示されるように、表面Bから数十 μ mまでの表層Cに毛細血管のような構造 α を含み、表層Cよりも深い深層Dに太い血管のような構造 β を含む。生体組織Aに明暗パターンを有する第1の照明光L1が照射されたときに、生体組織Aからは、鏡面反射（スペキュラ）光L_r、表面散乱光L_sおよび内部散乱光L_dが発生する。図5において、第2の照明部42の図示が省略されている。

[0036] スペキュラ光L_rは、生体組織Aの表面Bで鏡面反射された第1の照明光L1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L_sは、明部の投影領域から生体組織A内に入射し、散乱を繰

り返しながらか表層Cを通過し、表面Bから射出された第1の照明光L1の散乱光である。表面散乱光L_sのほとんどは、明部の投影領域から射出される。

内部散乱光L_d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から射出された第1の照明光L1の散乱光である。内部散乱光L_d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。

[0037] このように、2枚の第1の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L_dに基づいており、深層Dの情報を主に含む。一方、2枚の第1の照明画像内の明部の投影領域の強度値I_{max}は、スペキュラ光L_r、表面散乱光L_sおよび内部散乱光L_d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。

[0038] 図6は、分離処理部71による表層成分画像および深層成分画像の具体的な作成方法を示している。図6に示されるように、2枚の第1の照明画像は、明部の投影領域に対応する画素において強度値が高くなり、暗部の投影領域に対応する画素において強度値が低くなる明るさ分布を有する。図6においては、説明を簡単にするために、第1の照明光L1は、図2Aまたは図2Bの明暗パターンのように、明部および暗部が一定周期で繰り返される明暗パターンを有し、画像の画素間の境界と明暗パターンにおける明部および暗部の境界とが一致している（すなわち、1つの明部または暗部が、1つの画素に対応している）場合の強度プロファイルを示している。

[0039] 上述したように、2枚の第1の照明画像からは、各画素について2つの強度値I_{max}、I_{min}が得られる。分離処理部71は、各画素について、高い方の強度値を強度値I_{max}に決定し、低い方の強度値を強度値I_{min}に決定する。次に、分離処理部71は、表層成分画像の各画素の強度値I_sおよび深層成分画像の画素の強度値I_dを下式から算出し、強度値I_sを有する表層成分画像と強度値I_dを有する深層成分画像とを作成する。

$$I_s = I_{max} - I_{min}$$

$$I_d = I_{min} \times 2$$

[0040] これにより、深層Dの情報を主に含む強度値 I_{min} を有する深層成分画像が作成される。また、強度値 I_{max} から強度値 I_{min} を減算することで深層Dの情報が除去され、表面Bおよび表層Cの情報を主に含む強度値 I_s を有する表層成分画像が作成される。

[0041] 分離画像作成部72は、図7に示されるように、下式(a)に基づいて表層画像を作成し、下式(b)に基づいて深層画像を作成する。

表層画像 = 第2の照明画像 × 表層成分画像 / (表層成分画像 + 深層成分画像) ... (a)

深層画像 = 第2の照明画像 × 深層成分画像 / (表層成分画像 + 深層成分画像) ... (b)

[0042] すなわち、分離画像作成部72は、表層成分画像と深層成分画像との和に対する表層成分画像の比を算出し、算出された比を第2の照明画像に乗算することで、表層画像を作成する。また、分離画像作成部72は、表層成分画像と深層成分画像との和に対する深層成分画像の比を算出し、算出された比を第2の照明画像に乗算することで、深層画像を作成する。

分離画像作成部72によって作成された表層画像および深層画像は、本体部3から該本体部3に接続された表示装置(図示略)に出力され、表示装置に表示される。

[0043] このような画像処理部7は、例えばコンピュータによって実行される画像処理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(CPU)、RAM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、画像処理部7による上述処理をCPUに実行させるための画像処理プログラムが補助記憶装置に記憶されている。画像処理プログラムが、補助記憶装置から主記憶装置にロードされ、画像処理プログラムに従ってCPUが処理を実行することで、画像処理部7の上述の機能が実現されるようになっている。

[0044] 空間的に略一様な強度分布を有する通常の白色光である第2の照明光L2

が生体組織 A に照射されたときには、スペキュラ光 L_r 、表面散乱光 L_s および内部散乱光 L_d が互いに重畳された状態で撮像部 6 に入射する。したがって、第 2 の照明光 L_2 で照明された生体組織 A を撮影した第 2 の照明画像には、表面 B から数十 μm までの表層 C における毛細血管のような構造 α と、深層 D における太い血管のような構造 β と、が共に表示される。

[0045] これに対し、明暗パターンを有する第 1 の照明光 L_1 が生体組織 A に照射されたときには、深層 D の情報を多く含む内部散乱光 L_d が、表面 B および表層 C の情報を含むスペキュラ光 L_r および表面散乱光 L_s から空間的に分離され、深層 D の情報が支配的である領域が表面 B および表層 C の情報を多く含む領域から空間的に分離された第 1 の照明画像が得られる。このような第 1 の照明画像から、表面 B および表層 C の情報を主に含み構造 α の像が強調された表層成分画像と、深層 D の情報を主に含み構造 β の像が強調された深層成分画像とを分離することができる。

[0046] 構造化された第 1 の照明光 L_1 は、第 1 の照明部 4 1 の設計の制限等によって十分な光量を確保することが難しい場合があるが、通常の白色光である第 2 の照明光 L_2 は十分な光量を容易に確保することができ、明るい第 2 の照明画像を取得することができる。本実施形態によれば、このような明るい第 2 の照明画像を表層成分画像および深層成分画像で補正して表層画像および深層画像を作成することで、明るい表層画像および深層画像を作成することができるという利点がある。

[0047] 表層画像における表層 C の情報量および深層画像における深層 D の情報量は、生体組織 A の表面 B 上での暗部の幅 W_d (図 5 参照。) に依存する。具体的には、暗部の幅 W_d が大きい程、表層 C の深さが、暗部の幅 W_d が小さい場合と比べてより深くなるため、表層画像として取得できる表層 C の情報量が増加し、逆に深層 D の深さは暗部の幅 W_d によらずに一定であるため、深層 D の情報量は減少する。表層画像における表層 C 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 mm 以上 2.5 mm 以下であることが

好ましい。

[0048] 暗部の幅 W_d が0.005mm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 L_d の割合が増大し、その結果、強度値 I_{max} と強度値 I_{min} との差が小さくなって表層成分画像および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25mmよりも大きい場合、内部散乱光 L_d 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_{min} がゼロに近づいて深層成分画像および深層画像に含まれる深層Dの情報が不足し得る。

[0049] 本実施形態においては、分離画像作成部72が、下式（a'）に示されるように、表層画像の作成において、係数Pを表層成分画像に乗じてよい。また、分離画像作成部72が、下式（b'）に示されるように、深層画像の作成において、係数Qを深層成分画像に乗じてよい。

表層画像＝第2の照明画像×P×表層成分画像／（表層成分画像＋深層成分画像） …（a'）

深層画像＝第2の照明画像×Q×深層成分画像／（表層成分画像＋深層成分画像） …（b'）

このようにすることで、係数Pに応じて表層の情報をより強調した表層画像を作成することができ、係数Qに応じて深層の情報をより強調した深層画像を作成することができる。

[0050] また、分離画像作成部72は、表層画像と深層画像とを合成して合成画像を作成してもよい。この場合に、上記の係数P、Qの一方を大きく設定することで、表層Cの情報および深層Dの情報の両方を残しつつ、一方を強調した合成画像を作成することができる。具体的には、係数Pを大きくすることで、表層Cの情報が強調された合成画像が得られ、係数Qを大きくすることで、深層Dの情報が強調された合成画像が得られる。同様に、上記の係数P、Qの一方を小さく設定することで、表層Cの情報および深層Dの情報の両方を残しつつ、一方を抑制した合成画像を作成することができる。

係数P、Qは、例えば、本体部3に接続された図示しない入力手段を介し

てユーザにより設定されるようになっている。

- [0051] 係数 P , Q は、画素毎に設定可能であってもよい。合成画像の各画素 i, j の強度値 I_{ij} は、下式から算出することができる。 i, j ($i = 1, 2, \dots, n, j = 1, 2, \dots, m$) は、 n 画素 $\times$ m 画素の画像における画素の位置座標である。下式において、 P_{ij} は表層画像の画素 i, j の合成比率であり、 Q_{ij} は深層画像の画素 i, j の合成比率である。

$$I_{ij} = P_{ij} * I_{sij} / (I_{sij} + I_{dij}) + Q_{ij} * I_{dij} / (I_{sij} + I_{dij})$$

例えば、ユーザが、表示装置に表示されている表層画像および深層画像を観察しながら、合成比率 P_{ij} , Q_{ij} を設定することができるように構成されていてもよい。

- [0052] 係数 P , Q は、波長毎に設定可能であってもよい。合成画像の波長 λ_k ($k = 1, 2, \dots, l$) の強度値 I_k は、下式から算出することができる。 I_{sk} は表層画像の波長 λ_k の強度値であり、 I_{dk} は深層画像の波長 λ_k の強度値であり、 P_k は表層画像の波長 λ_k の合成比率であり、 Q_k は深層画像の波長 λ_k の合成比率である。

$$I_k = P_k * I_{sk} / (I_{sk} + I_{dk}) + Q_k * I_{dk} / (I_{sk} + I_{dk})$$

例えば、ユーザが、表示装置に表示されている表層画像および深層画像を観察しながら、合成比率 P_k , Q_k を設定することができるように構成されていてもよい。

- [0053] 本実施形態においては、強度分布変更部 5 が、図 2 A から図 2 F に示されるように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第 1 の照明光 L_1 の強度分布を交互に不連続的に変化させてもよいが、これに代えて、第 1 の照明光 L_1 の強度分布を 2 つの明暗パターンの中で連続的に変化させてもよい。

このように、明暗パターンが連続的に変化する場合は、撮像部 6 は、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て、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 枚以上の第 1 の照明画像を取得してもよい。分離処理部 71 は、3 枚以上の第 1 の照明画像から表層成分画像および深層成分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、最小強度値を I_{min} をとして算出すればよい。

[0054] 本実施形態においては、2 枚の第 1 の照明画像における強度値を強度値 I_{max} , I_{min} として使用することとしたが、明暗パターンが、図 2 B および図 3 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、位相シフト法により各画素の強度値 I_{max} , I_{min} を計算してもよい。位相シフト法によれば、図 8 に示されるように、明暗パターンの位相 ϕ が異なる 3 枚の第 1 の照明画像から、各画素の最大強度値 I_{max} および最小強度値 I_{min} を求めることができる。したがって、少ない枚数の第 1 の照明画像を用いて、第 2 の照明画像と等しい解像度の表層画像および深層画像を作成することができる。

[0055] 本実施形態においては、本体部 3 内に設けられた液晶素子によって構造化された明暗パターンを有する第 1 の照明光 L_1 を生成することとしたが、第 1 の照明部 41 の構成はこれに限定されるものではなく、他の方法で第 1 の照明光 L_1 を生成してもよい。

[0056] 図 9 A から図 9 C には、第 1 の照明部 41 および強度分布変更部 5 の構成の変形例を示している。

図 9 A の第 1 の照明部 41 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 上に形成するものであり、内視鏡 2 の先端部に設けられた光源 41 b およびマスク 41 g を備えている。

マスク 41 g 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。光源 41 b から出力された白色光がマスク 41 g を透過することで、明暗パターンを有する第 1 の照明光 L_1 が生成され、マスク 41 g の投影パターンが生体組織 A に投影されるようになっている。光源 41 b とマスク 41 g との間

には、生体組織Aに照射される照明光L1が所望の発散角を有するように白色光の発散角を変更するレンズ41hが設けられていてもよい。

[0057] 強度分布変更部5を、光源41bおよびマスク41gのうち少なくとも一方を移動させるアクチュエータとして機能させ、光源41bおよびマスク41gを白色光の光軸に交差する方向に相対移動させることで、強度分布を時間変化させることができる。

単一の光源41bを移動させることに代えて、強度分布変更部5を、複数の光源41bの内の一部を点灯させるように、各光源41bの点灯および消灯を制御する制御素子として機能させてもよい。すなわち、マスク41gに略平行な方向に複数の光源41bが配列され、強度分布変更部5が、点灯させる光源41bを切り替えることで、強度分布を時間変化させることができる。

[0058] 図9Bの第1の照明部41は、光の干渉縞を明暗パターンとして利用したものであり、レーザ光源41iと、レーザ光源41iから出力された光を2つに分岐して2つの光を射出する光路41jとを備えている。光路41jは、例えば、光ファイバから構成されている。光路41jから射出された2つの光が互いに干渉することで、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。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に設けられ、光路長を変化させる光学素子であり、2つの光のうち一方の光路長を変化させることで、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。

[0059] 図9Cの第1の照明部41は、光源アレイ41kと、その光軸に対する光の入射角度を保存しながら光を導光する導光部材41lとを備えている。光源アレイ41kは、導光部材41lの入射端に対する光の入射角度が相互に異なるように配列された複数の光源41bを有する。図9Cでは、複数の光源41bが一行に配列されているが、複数の光源41bは2次元的に配列されていてもよい。導光部材41lは、例えば、ロッドレンズまたはマルチモードファイバである。

[0060] 光源 4 1 b から射出された白色光は、レンズ 4 1 m によって平行光束に変換され、導光部材 4 1 l の入射端に入射する。導光部材 4 1 l 内に入射した光は、その角度を保存しながら導光部材 4 1 l 内を導光し、入射端への入射角度と同一の角度で導光部材 4 1 l の射出端から生体組織 A に向けて射出される。導光部材 4 1 l 内において光は反射を繰り返すことで周方向に広がるため、導光部材 4 1 l から射出される光は、円環状となる。したがって、複数の光源 4 1 b を同時に点灯させることで、図 2 F に示される同心円パターンの第 1 の照明光 L 1 が生成される。

強度分布変更部 5 は、光源 4 1 b の点灯および消灯を制御する制御素子であり、各光源 4 1 b の点灯および消灯を制御し、点灯させる光源 4 1 b を切り替えることで強度分布を変化させる。

点灯させる光源 4 1 b を切り替えることに代えて、強度分布変更部 5 を、光源 4 1 b を光軸に交差する方向に移動させるアクチュエータとして機能させてもよい。

[0061] 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、第 1 の照明部 4 1 が、発散光束の第 1 の照明光 L 1 を生体組織 A に向けて射出することが好ましい。

表層成分画像に含まれる情報の深さと深層成分画像に含まれる情報の深さとの境界は、明部と暗部との周期に依存する。明部と暗部との周期が大きい程、境界の位置が深くなり、表層成分画像に含まれる情報の量が多くなる。したがって、撮影距離を変更して生体組織 A の表面 B 上での明暗パターンを拡大または縮小することで、異なる深さの情報を含む表層成分画像および深層成分画像を取得することができる。

[0062] 生体組織 A の表面 B 上での明部と暗部との周期の変更は、上記の撮影距離の変更による明暗パターン全体の拡大縮小によって行ってもよいが、第 1 の照明光 L 1 の明暗パターンにおける明部と暗部との空間的な周期を変更してもよい。

例えば、第1の照明部41が備える液晶素子41cの電氣的な制御によって明部と暗部との周期を変更してもよい。

[0063] また、明部と暗部との空間的な周期、すなわち暗部の幅がそれぞれ異なる第1の照明光L1を照射して取得された2枚以上の第1の照明画像を用いて、3つ以上の分離画像を作成してもよい。すなわち、分離処理部71が、2枚以上の第1の照明画像から相互に異なる深さの情報を含む3枚以上の成分画像を分離し、分離画像作成部72が、3枚以上の成分画像を用いて相互に異なる深さの情報を含む3枚以上の分離画像を作成してもよい。

[0064] 図9Aに示されるように投影により明暗パターンを形成する場合には、光源41bおよびマスク41gを白色光の光軸方向に相対移動させて光源41bとマスク41gとの間隔を変更することで明部と暗部との周期を変更してもよい。

あるいは、複数のレンズからなるとともに少なくとも1つのレンズが光軸方向に移動可能であるズームレンズを第1の照明光L1の光路上に設けてもよい。

[0065] 本実施形態においては、第1の照明部41が白色の第1の照明光L1を射出することとしたが、第1の照明光L1は白色光に限定されるものではなく、他の波長特性を有する光であってもよい。例えば、第1の照明光L1は、赤外光であってもよく、赤、緑、青などの単色光であってもよく、単一波長の光であってもよい。あるいは、第1の照明光L1は、波長が互いに異なる複数の光から構成されていてもよく、例えば、赤、緑および青の3つの光を混合して構成される白色光であってもよい。

[0066] また、第1の照明光L1の波長スペクトルの形状は、第2の照明光L2の波長スペクトルの形状と異なってもよい。

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、長波長の光に比べて短波長の光は生体組織Aの深層Dまで届き難く、短波長の光の内部散乱光Ldに含まれる情報は、長波長の光の内部散乱光Ldに比べて浅い位置の情報となる。

[0067] 図10は、照明光L1、L2の波長スペクトルの形状と表層および深層成分画像のコントラストとの関係を模式的に示している。

図10の上段に示されるように、第1の照明光L1が第2の照明光L2の波長スペクトルの形状と同一である場合、表層成分画像と深層成分画像のコントラストは互いに略同等となる。したがって、表層成分画像および深層成分画像をそのまま用いて自然な表層画像および深層画像を作成することができる。

[0068] 一方、図10の中段に示されるように、第2の照明光L2に比べて短波長側に強度分布が偏った第1の照明光L1を使用することで、表層成分画像のコントラストを高めて表層の情報がさらに強調された表層画像を作成することができる。また、図10の下段に示されるように、第2の照明光L2に比べて長波長側に強度分布が偏った第1の照明光L1を使用することで、深層成分画像のコントラストを高めて深層の情報がさらに強調された深層画像を作成することができる。

上述したように係数P、Qを高めることによっても表層画像内の表層の情報および深層画像内の深層の情報をそれぞれ強調することはできるが、このような電子的な強調とは異なり、第1の照明光L1の波長の制御によって違和感のない表層画像および深層画像を作成することができる。

[0069] また、第2の照明光L2の波長帯域とは異なる波長帯域を有する光、例えば赤外光を第1の照明光L1として使用する場合には、第1の照明部41および第2の照明部42が、第1の照明光L1および第2の照明光L2を同時に生体組織Aに照射し、撮像部6が、第1の照明光L1および第2の照明光L2の両方で照明されている生体組織Aを撮影することで、第1の照明画像および第2の照明画像を同時に取得してもよい。撮像部6は、第1の照明光L1に基づく生体組織Aからの光と、第2の照明光L2に基づく生体組織Aからの光とを波長によって分離して別々に撮影するように構成される。

このように、第1の照明画像および第2の照明画像を一度の撮影で取得することで、表層画像および深層画像のフレームレートを高めることができる。

。

[0070] 本実施形態においては、第1の照明部41および第2の照明部42がそれぞれ光源41b, 42bを備えることとしたが、これに代えて、図11に示されるように、第1の照明部41および第2の照明部42が共通の単一の光源4aを有していてもよい。光源4aから出力された白色光は、ハーフミラーHMによって2つに分割されて第1の照明部41および第2の照明部42に分配されるようになっている。

このように、第1の照明部41用の光源と第2の照明部42用の光源とを共通化することによって、相互に同一の波長スペクトルを有する第1の照明光L1および第2の照明光L2を生成することができる。また、光源4aの数を減らすことで、装置の低コスト化および小型化を図ることができる。

[0071] 本実施形態においては、生体組織Aの情報を、表面Bおよび表層Cの情報と深層Dの情報の2つに分離することとしたが、図12に示されるように偏光を利用して表面Bの情報と表層Cの情報とをさらに分離してもよい。図12において、第2の照明部42の図示を省略している。

内視鏡2の先端には、第1の照明部41から射出された第1の照明光L1の偏光状態を制御する偏光子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10とが設けられている。偏光子9の偏光方向に対して偏光子10の偏光方向を一致させることで、表面散乱光Lsおよびスペキュラ光Lrを含む第1の照明画像を取得することができ、偏光子9の偏光方向に対して偏光子10の偏光方向を直交させることで、表面散乱光Lsを含みスペキュラ光Lrを含まない第1の照明画像を取得することができる。

。

[0072] 本実施形態においては、下式(1)を満たすことが好ましい。図13に示されるように、式(1)において、Dは、第1の射出面41aと第2の射出面42aとの間の距離(中心間距離)であり、Lは、第1の射出面41aおよび第2の射出面42a(内視鏡2の先端面)から生体組織Aまでの距離である。距離Lは、内視鏡2の焦点距離に応じた適切な範囲内に設定される。

$$D/L < 0.068 \quad \dots (1)$$

[0073] 第1の射出面41aと第2の射出面42aとの位置が相互に異なることで、第1の照明画像内でのスペキュラ光の位置と第2の照明画像内でのスペキュラ光の位置とに差が生じる。スペキュラ光の位置に差がある第1および第2の照明画像を表層画像および深層画像の作成に用いたときに、表層画像には白い（すなわち、高階調値の）斑点状のノイズが発生し、深層画像には黒い（すなわち、低階調値の）斑点状のノイズが発生する。ノイズは、図14に示されるように、射出面41a、42a間の距離Dが大きい程、また、射出面41a、42aから生体組織Aまでの距離Lが近い程、顕著に発生する。図14は、 $D/L = 0$ 、0.023、0.045、0.068、0.113であるときの表層画像および深層画像の例を示している。

[0074] 図15は、 $D/L = 0.113$ であるときの深層画像であり、図16は、図15のI-I線における階調値のプロファイルである。図16に示されるように、ノイズである黒い斑点の階調値は70以下である。

図17は、 D/L の値（横軸）と、深層画像内において階調値が70以下である画素の数（縦軸）との関係を示すグラフである。 $D/L < 0.068$ を満たす領域では、黒い斑点を表す階調値70以下の画素が少ない傾向にあることが分かる。これは、 $D/L < 0.068$ を満たすときには、第1の照明画像内のスペキュラ光の位置と第2の照明画像内のスペキュラ光の位置とが略一致するからである。したがって、式（1）を満たすことで、深層画像内の黒い斑点のノイズの発生を防止することができる。表層画像内の白い斑点のノイズも、同じ理由から、式（1）を満たすことで発生を防止することができる。

符号の説明

- [0075] 1 内視鏡システム
2 内視鏡
3 本体部
41 第1の照明部

4 2 第2の照明部

5 強度分布変更部

6 撮像部

7 画像処理部

7 1 分離処理部

7 2 分離画像作成部

L 1 第1の照明光

L 2 第2の照明光

A 生体組織

B 表面

C 表層

D 深層

請求の範囲

- [請求項1] 互いに異なる深さにおける被写体の2つの画像情報を取得するための第1の照明光を第1の射出面から被写体に向けて射出する第1の照明部と、
- 可視域にわたる広帯域の第2の照明光を前記第1の射出面とは異なる位置に配置された第2の射出面から前記被写体に向けて射出する第2の照明部と、
- 前記第1の照明光で照明されている前記被写体の第1の照明画像および前記第2の照明光で照明されている前記被写体の第2の照明画像を取得する撮像部と、
- 前記第1の照明画像から前記2つの画像情報を分離する分離処理部と、
- 前記第2の照明画像を前記2つの画像情報を用いて処理することで、前記互いに異なる深さにおける前記被写体の情報をそれぞれ多く含む2つの分離画像を作成する分離画像作成部とを備える内視鏡システム。
- [請求項2] 前記第1の照明光が、光軸に垂直な光束断面において明部および暗部を含む空間的に非一様な強度分布を有する請求項1に記載の内視鏡システム。
- [請求項3] 前記第1の照明光が含む前記明部および前記暗部は帯状であり、
- 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る請求項2に記載の内視鏡システム。
- [請求項4] 前記第1の照明光が含む前記明部および前記暗部は、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3に記載の内視鏡システム。
- [請求項5] 前記第1の照明光の波長スペクトルの形状が、単一波長である請求項1から請求項4いずれかに記載の内視鏡システム。
- [請求項6] 前記第1の照明光の波長スペクトルの形状と前記第2の照明光の波

長スペクトルの形状とが、相互に異なる請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の内視鏡システム。

[請求項7] 前記第 1 の照明光の波長帯域と前記第 2 の照明光の波長帯域とが、相互に異なる請求項 6 に記載の内視鏡システム。

[請求項8] 前記第 1 の照明光の波長帯域が、赤外領域である請求項 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] 前記第 1 の照明部および前記第 2 の照明部が、前記第 1 の照明光および前記第 2 の照明光を同時に射出する請求項 1 から請求項 8 のいずれかに記載の内視鏡システム。

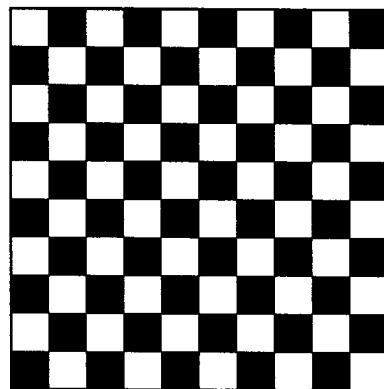
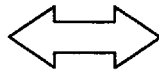
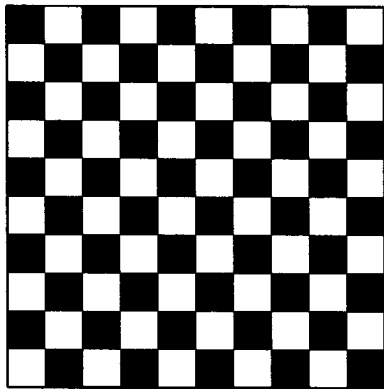
[請求項10] 前記第 1 の射出面と前記第 2 の射出面との間の距離 D と、前記第 1 の射出面および前記第 2 の射出面から前記被写体までの距離 L が、下式 (1) を満たす請求項 1 から請求項 9 のいずれかに記載の内視鏡システム。

$$D/L < 0.068 \quad \dots (1)$$

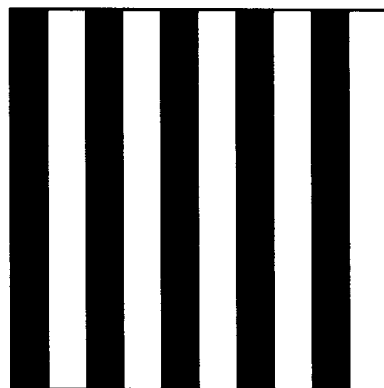
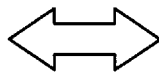
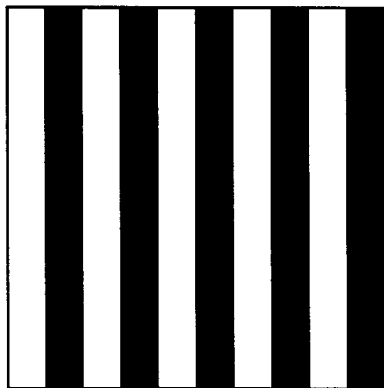
[請求項11] 前記分離処理部が、それぞれ前記暗部の幅が異なる前記第 1 の照明光を照射して取得された 2 枚以上の前記第 1 の照明画像から 3 つ以上の前記画像情報を分離し、

前記分離画像作成部が、前記 3 つ以上の画像情報を用いて 3 つ以上の前記分離画像を作成する請求項 3 に記載の内視鏡システム。

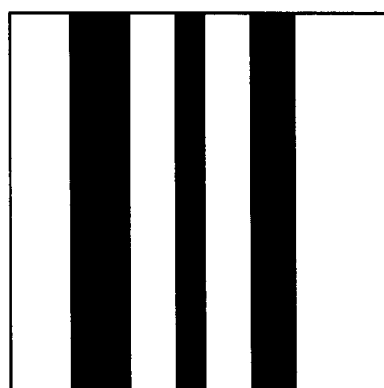
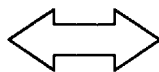
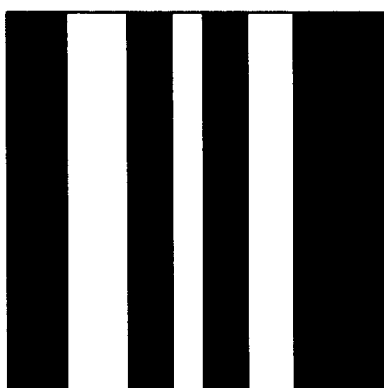
[図2A]



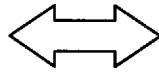
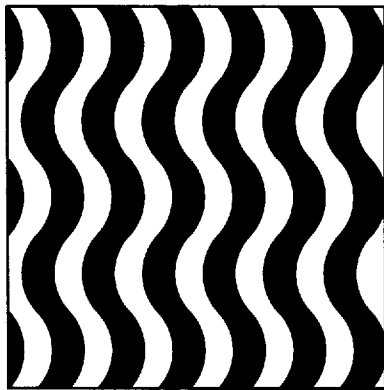
[図2B]



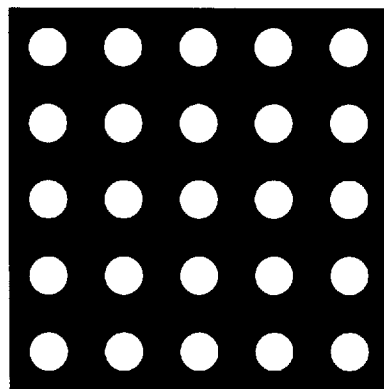
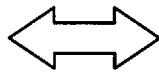
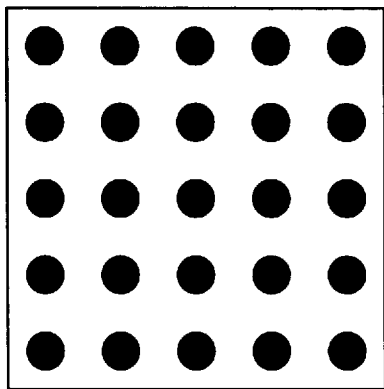
[図2C]



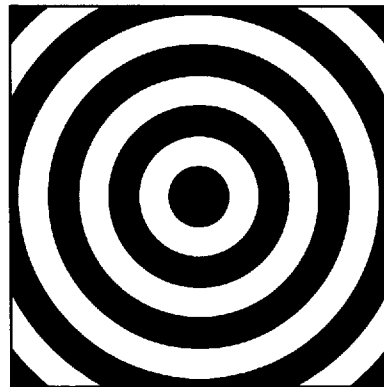
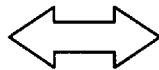
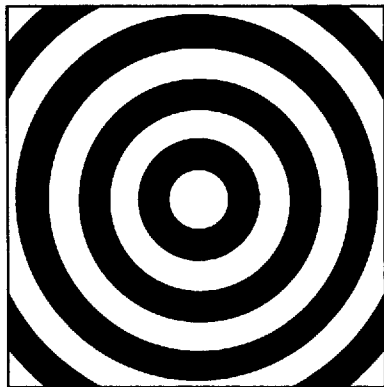
[図2D]



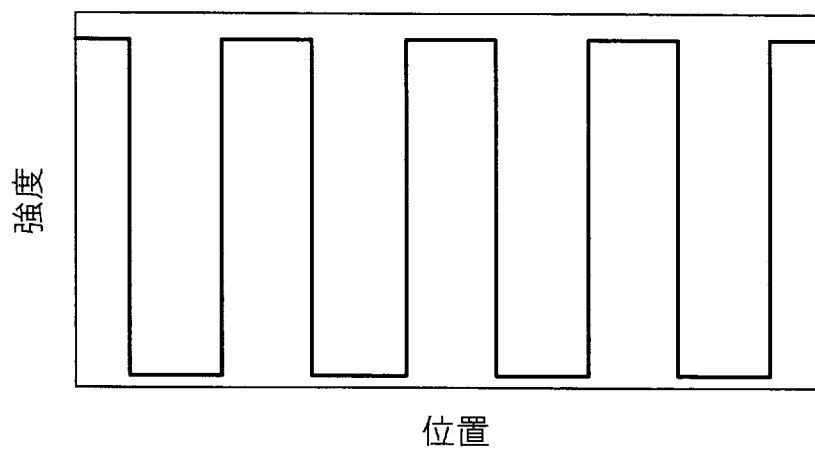
[図2E]



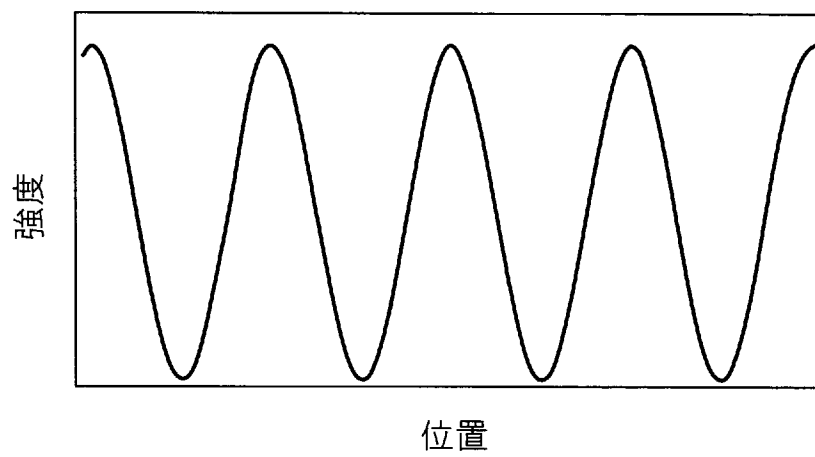
[図2F]



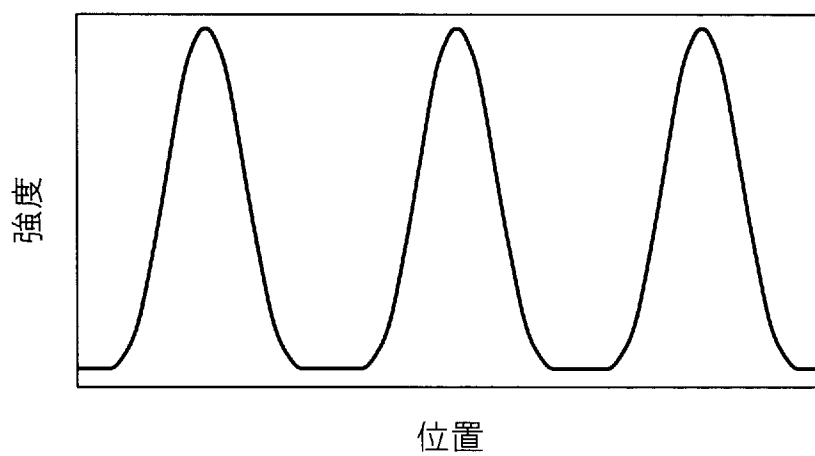
[図3A]



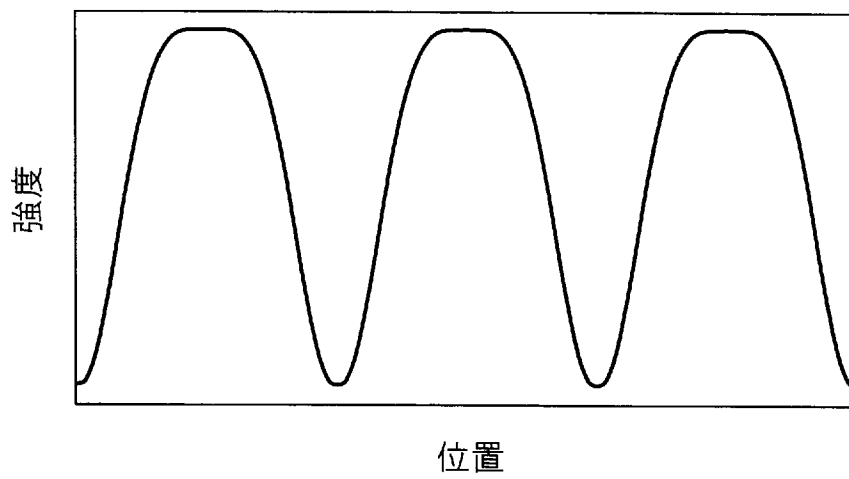
[図3B]



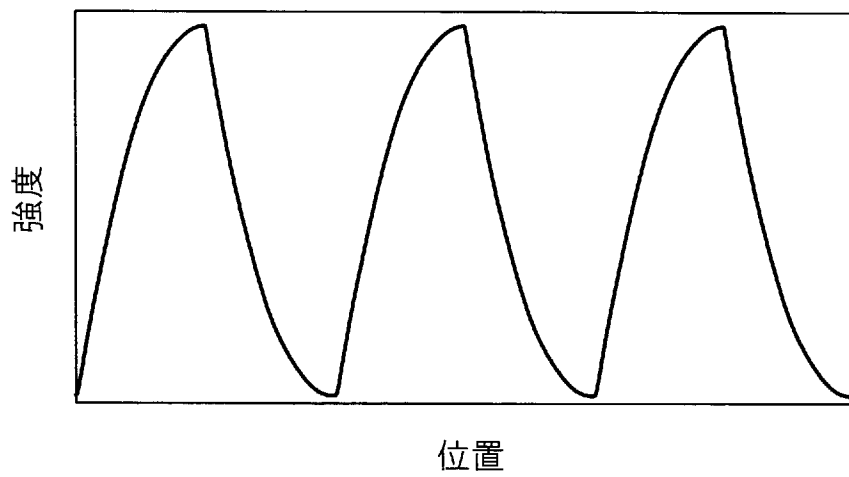
[図3C]



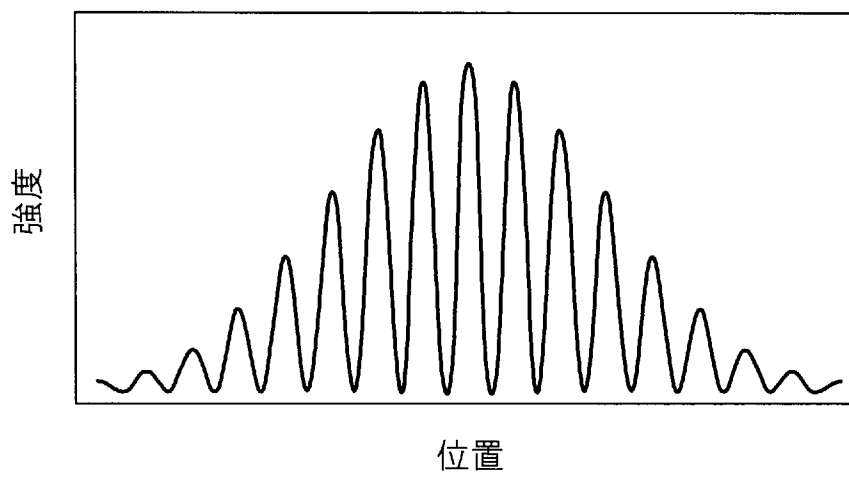
[図3D]



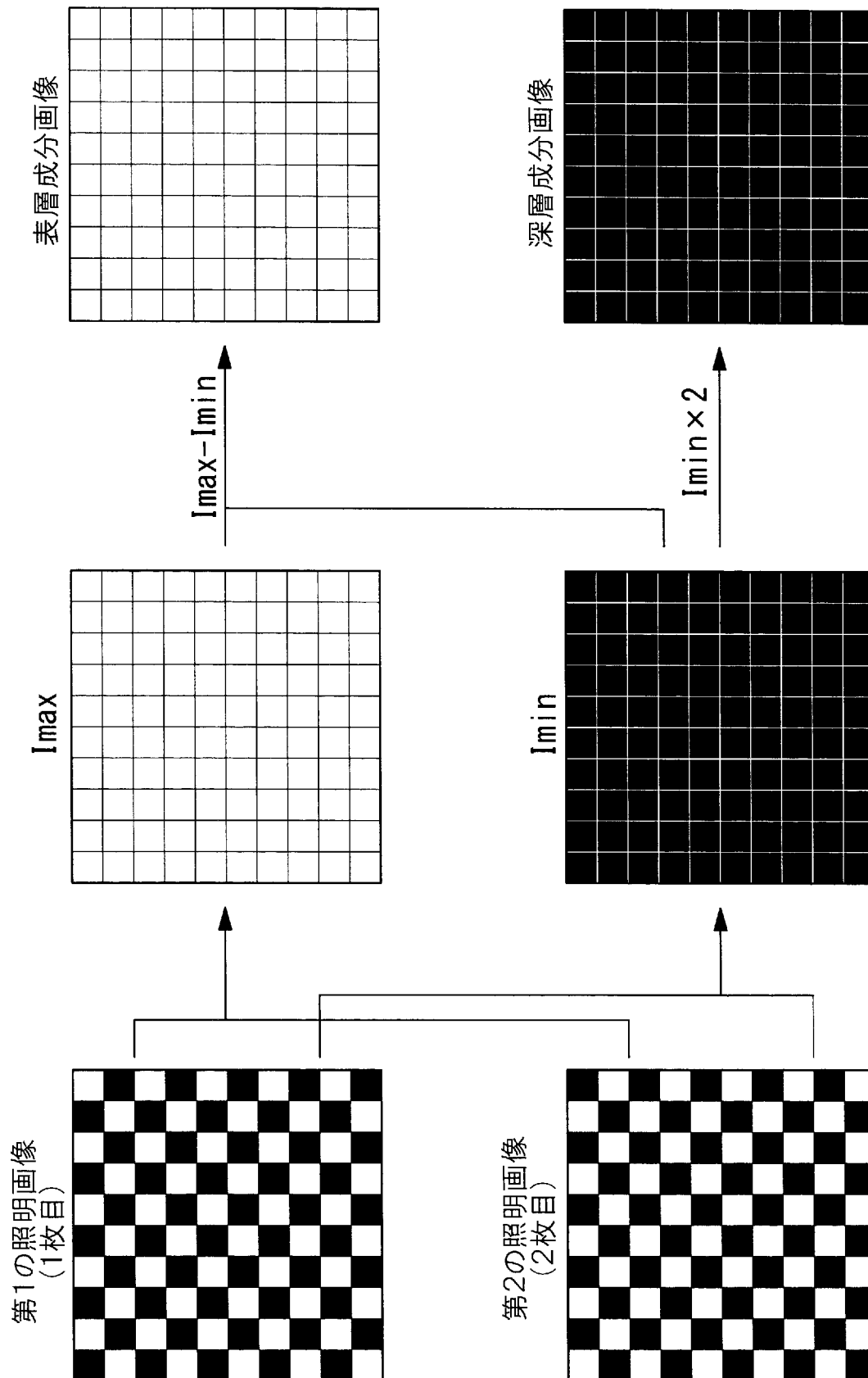
[図3E]



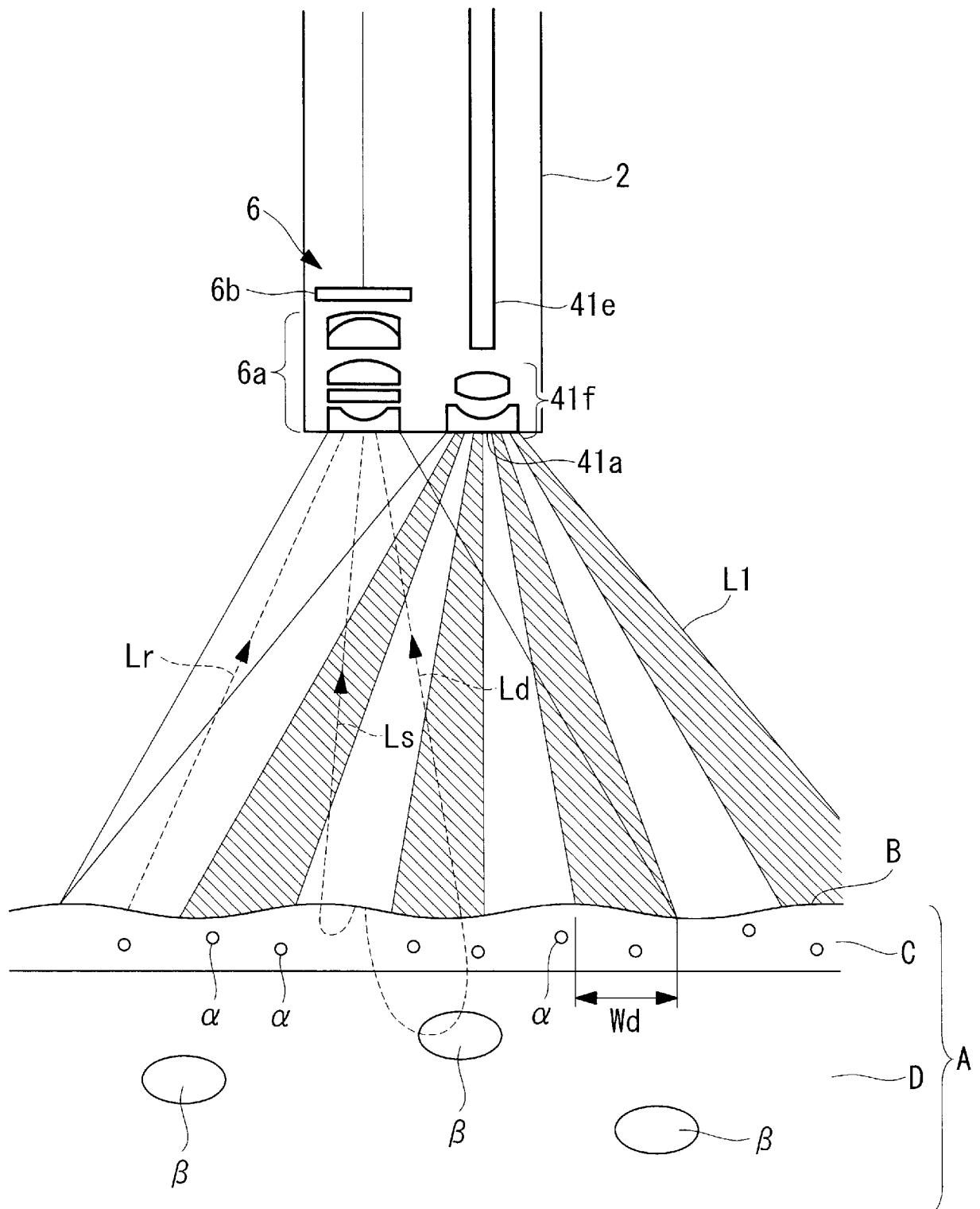
[図3F]



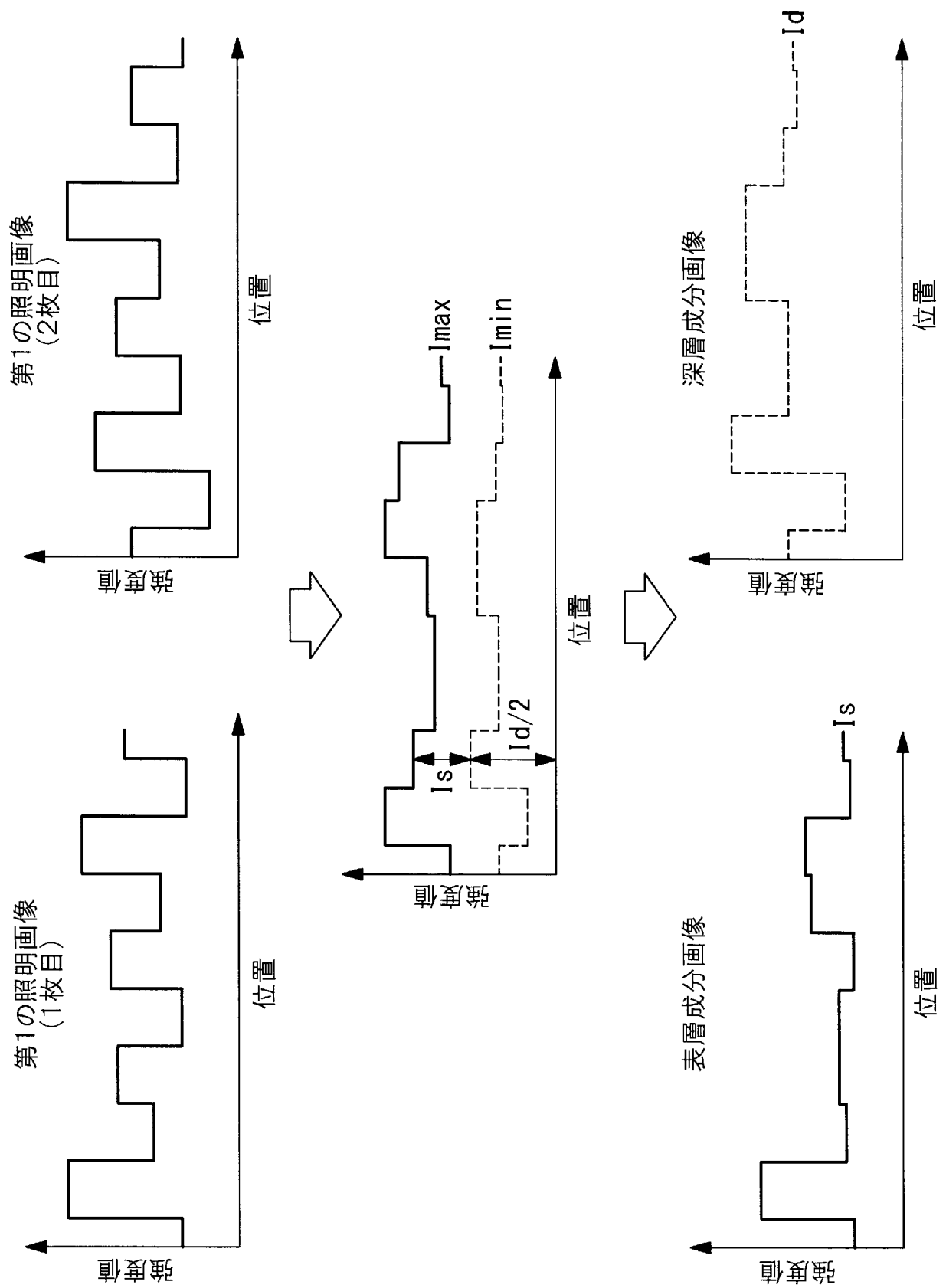
[図4]



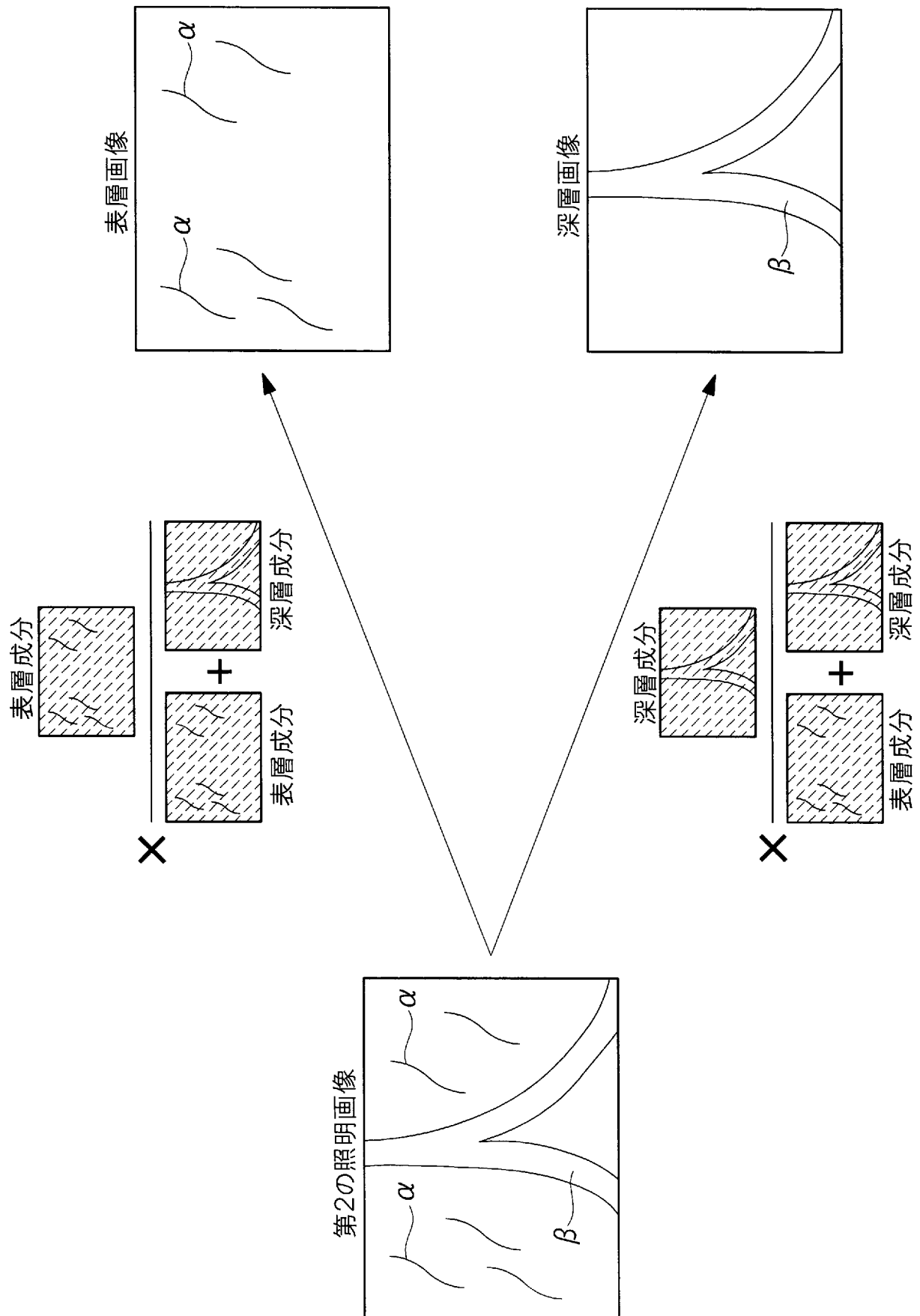
[図5]



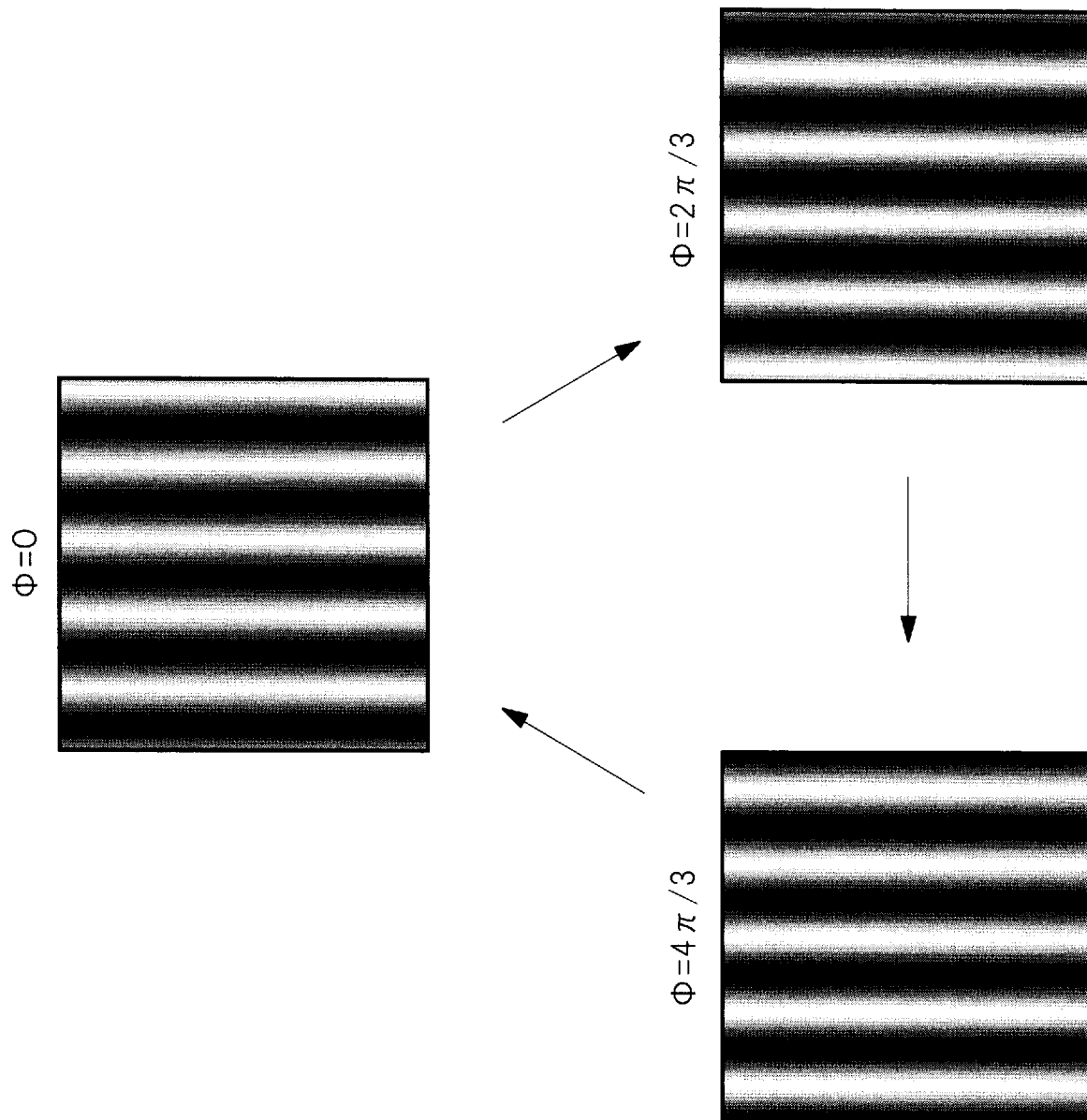
[図6]



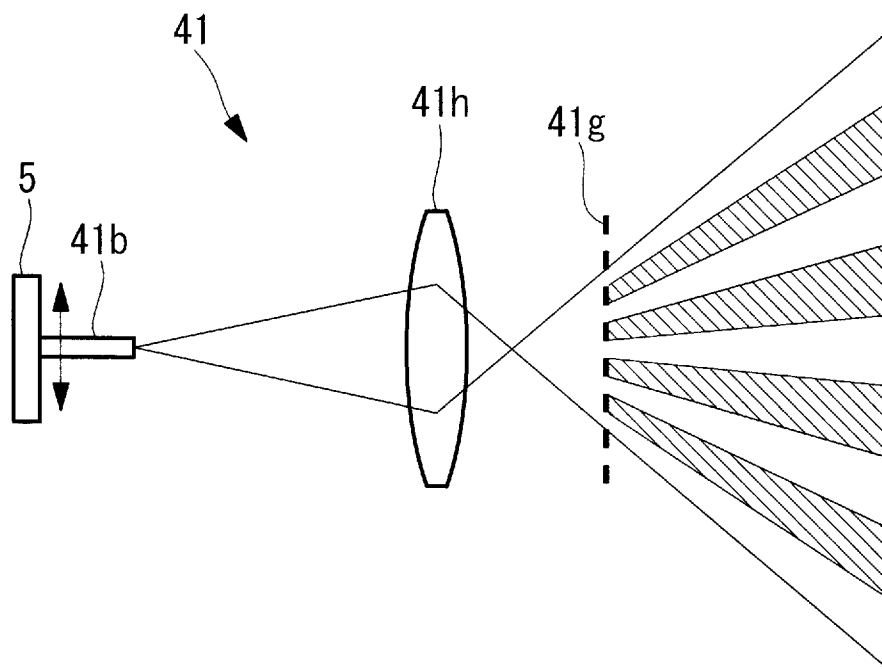
[図7]



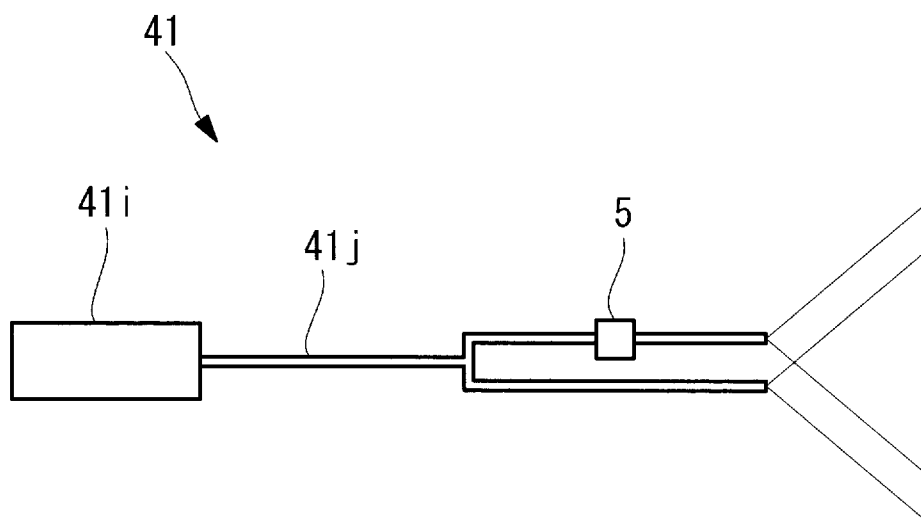
[図8]



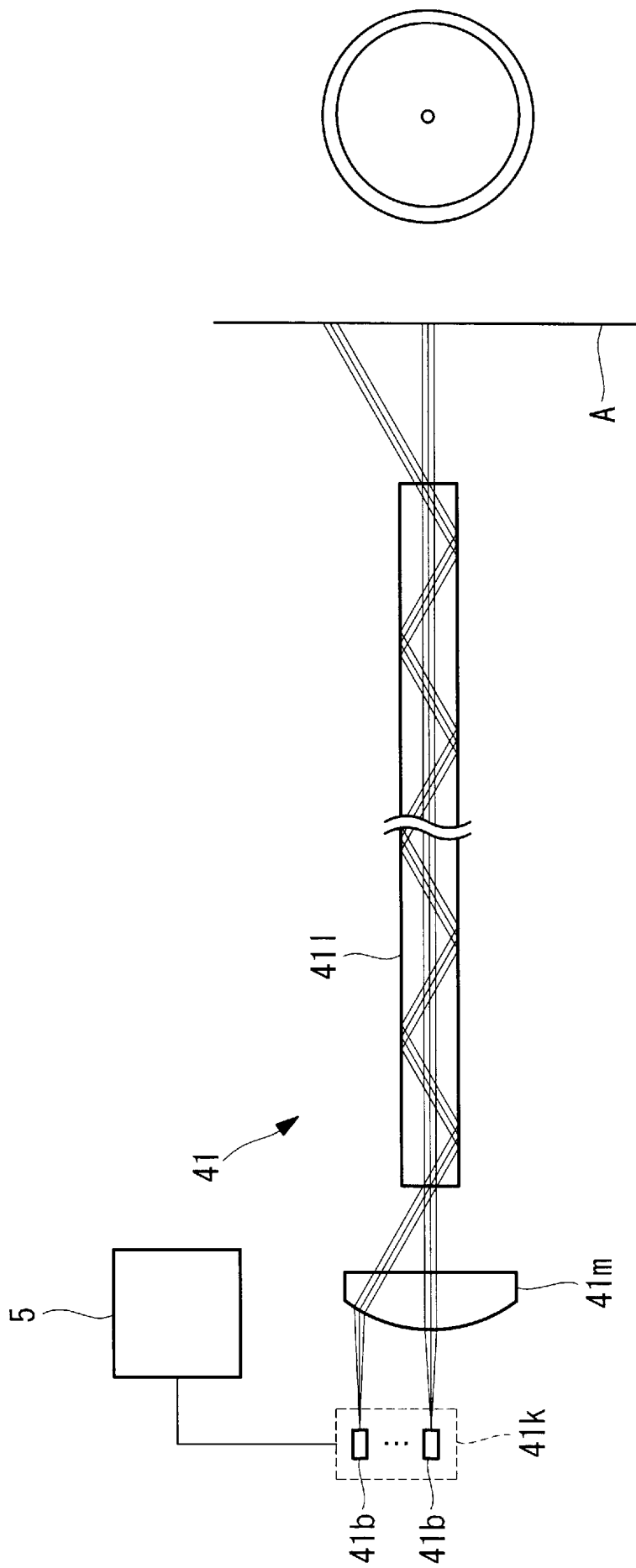
[図9A]



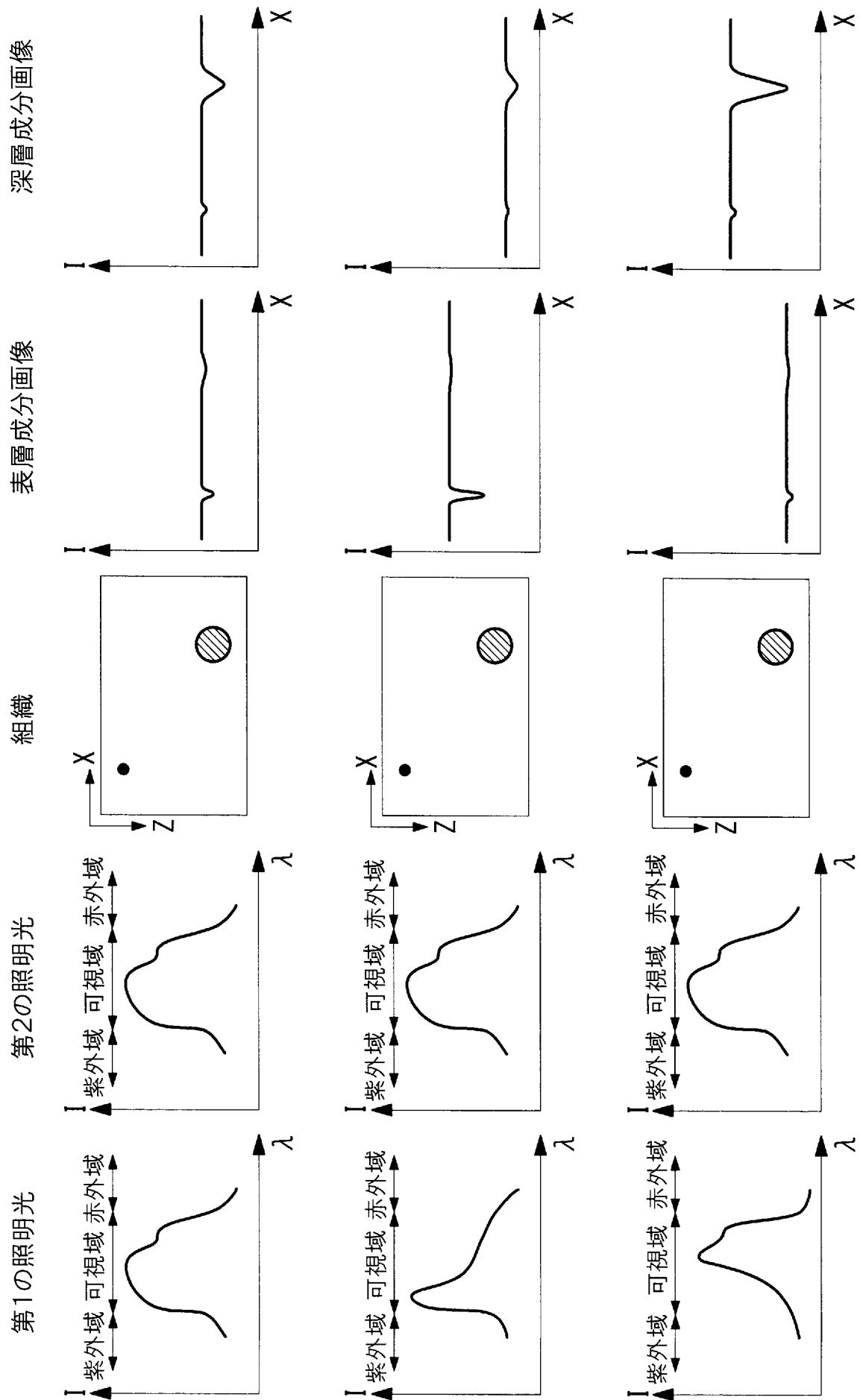
[図9B]



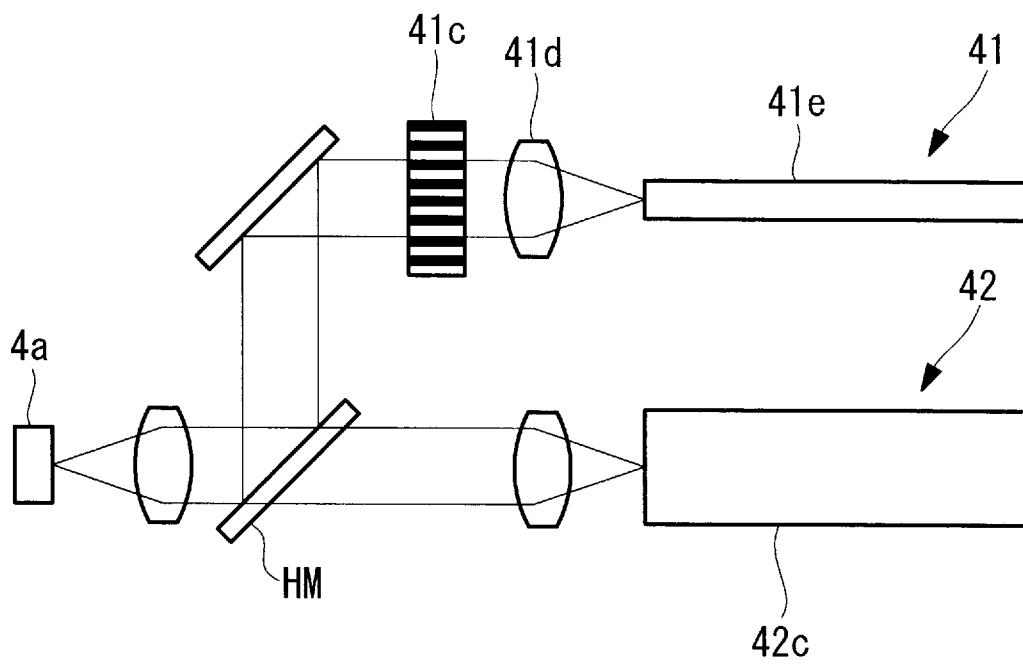
[図9C]



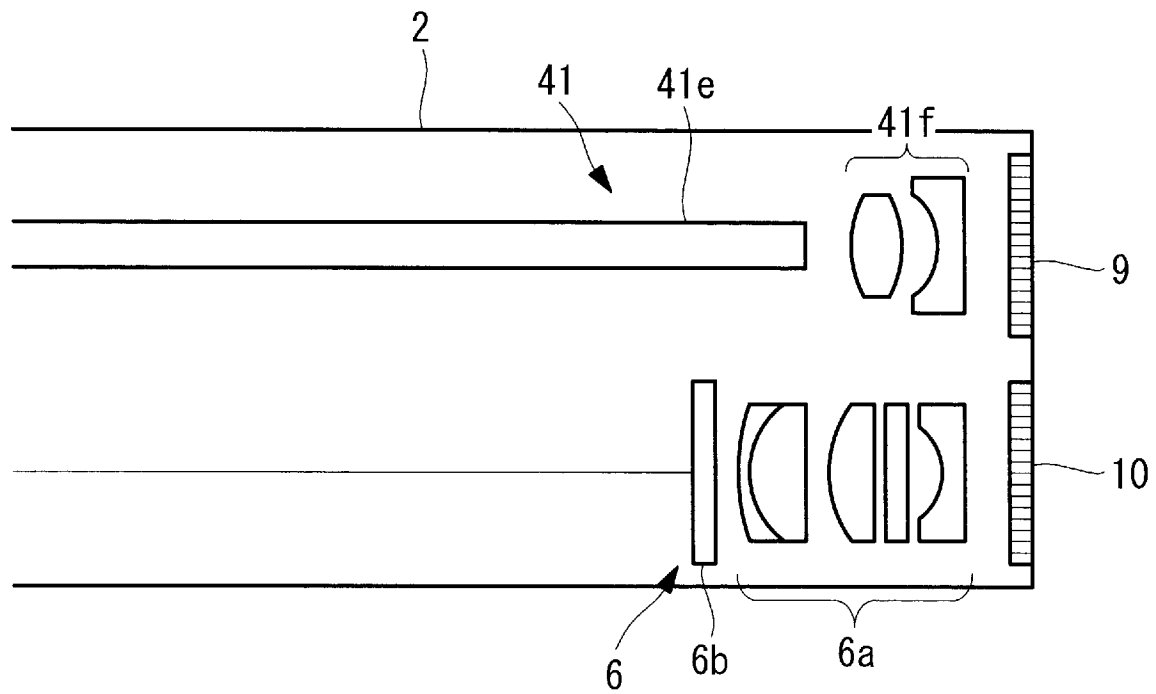
[図10]



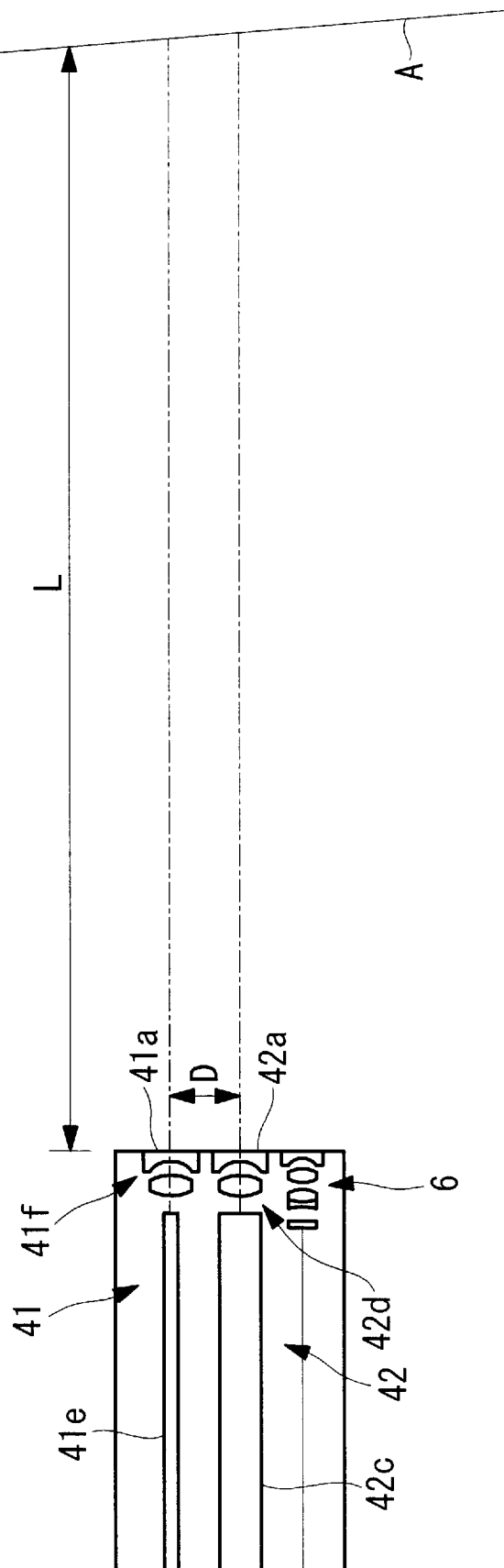
[図11]



[図12]



[図13]



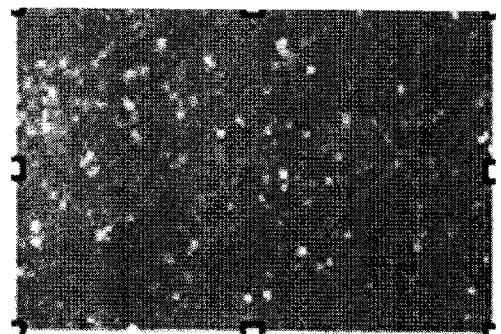
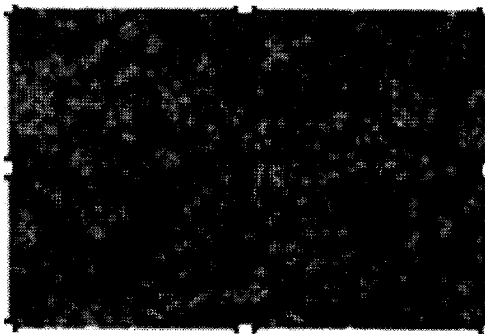
[図14]

D/L

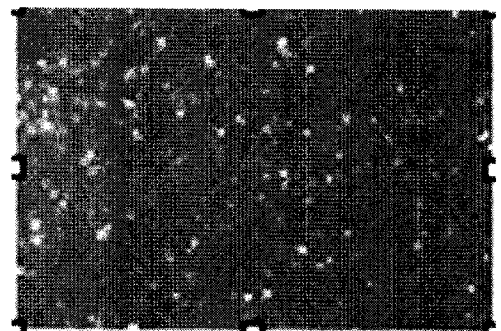
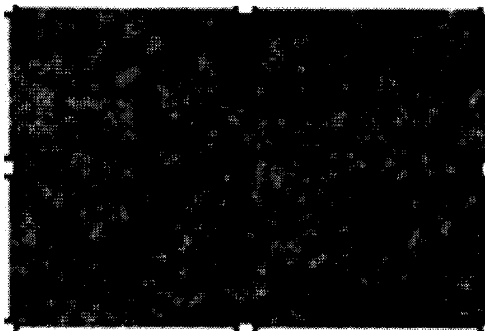
表層画像

深層画像

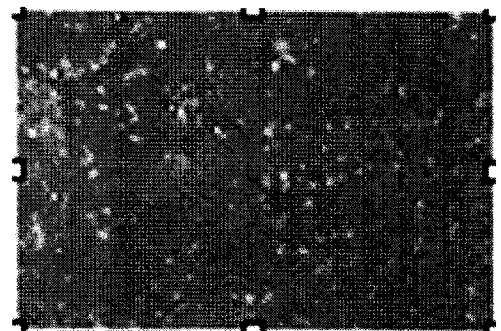
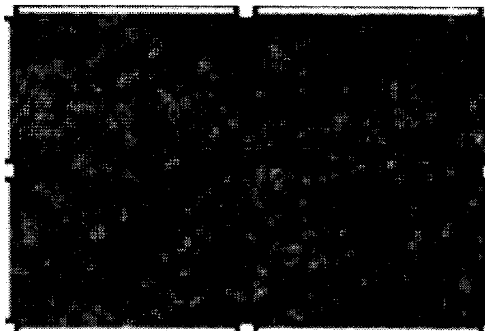
0



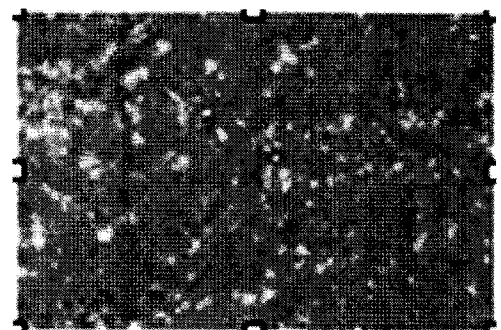
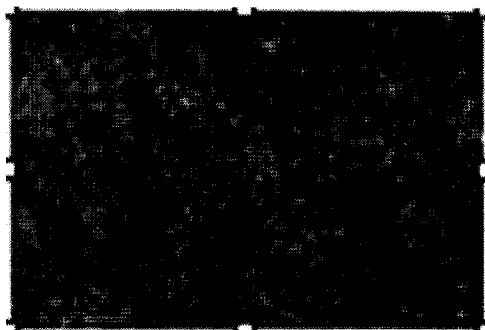
0.023



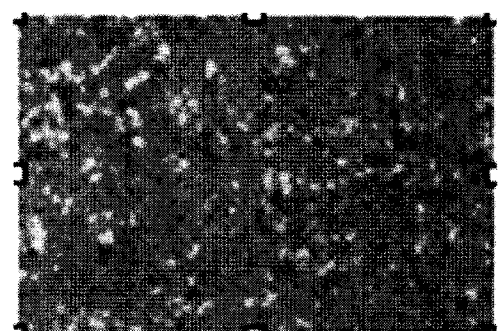
0.045



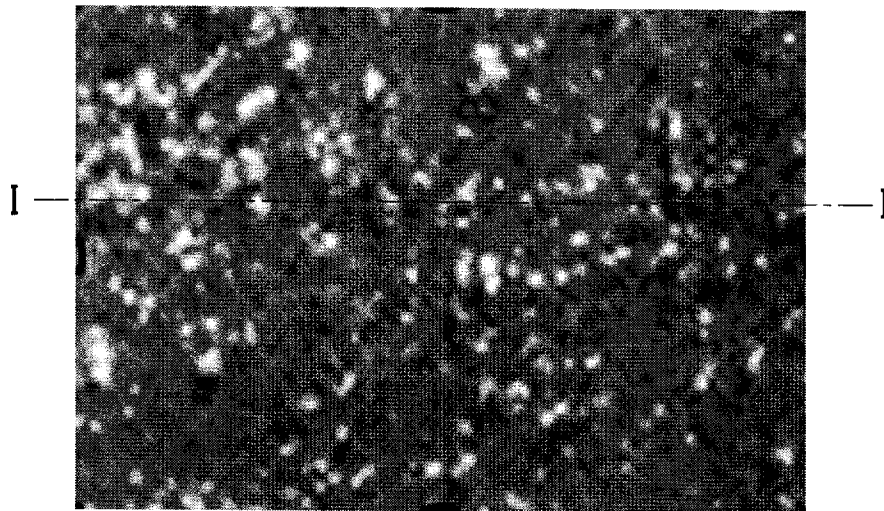
0.068



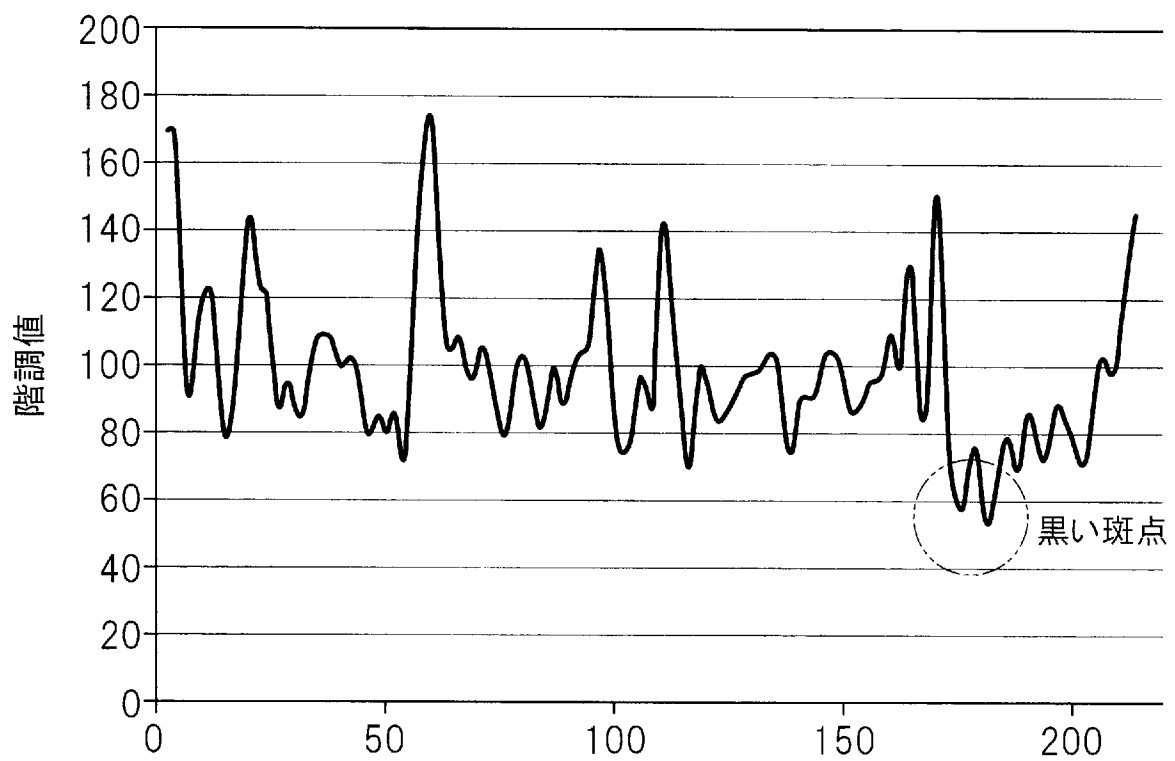
0.113



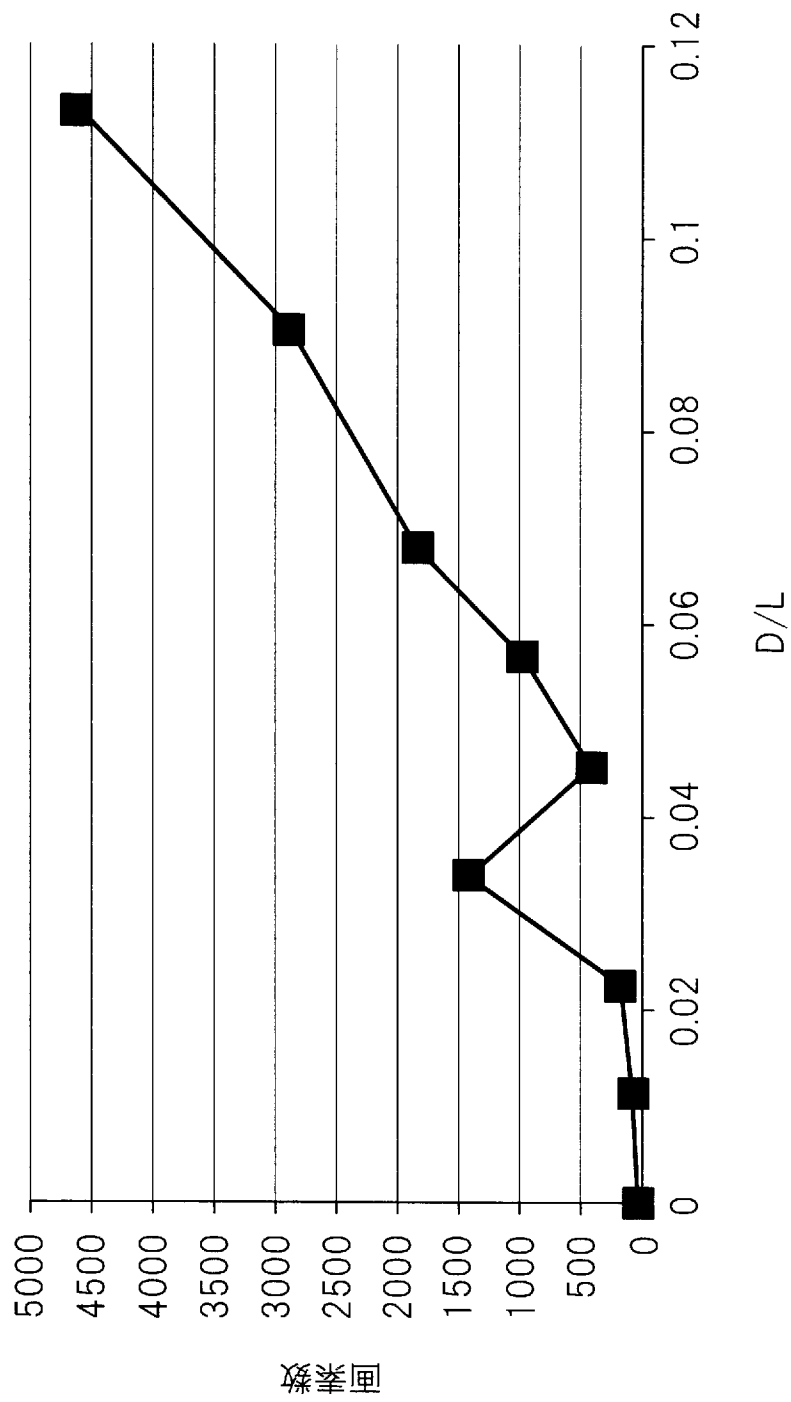
[図15]



[図16]



[図17]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/021664

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/045(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/045

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2011/081141 A1 (Olympus Corp.), 07 July 2011 (07.07.2011), paragraphs [0010] to [0022], [0209] to [0216]; fig. 1 to 3, 24 & JP 2015-77415 A & US 2011/0263955 A1 paragraphs [0060] to [0070], [0287] to [0294]; fig. 1 to 3, 24 & US 2015/0238089 A1	1-11
A	NAYAR K.Shree et al., Fast Separation of Direct and Global Components of a Scene using High Frequency Illumination, ACM Transactions on Graphics, Volume 25 Issue 3, 2006.07.30, 935- 944, ISBN:1-59593-364-6 particularly, pages 936 to 941, fig. 3 to 8	1-11

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
31 July 2017 (31.07.17)

Date of mailing of the international search report
15 August 2017 (15.08.17)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/021664

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2015/016013 A1 (Fujifilm Corp.), 05 February 2015 (05.02.2015), paragraphs [0040] to [0041], [0063] to [0066]; fig. 11, 16 to 17 & JP 2017-42629 A	1-11
A	WO 2016/151903 A1 (Olympus Corp.), 29 September 2016 (29.09.2016), paragraphs [0309] to [0366]; fig. 37 to 45 (Family: none)	1-11
A	WO 2011/080996 A1 (Olympus Corp.), 07 July 2011 (07.07.2011), paragraphs [0013] to [0119]; fig. 1 to 15 & US 2012/0327205 A1 paragraphs [0112] to [0214]; fig. 1 to 15 & EP 2520214 A1 & CN 102695446 A	1-11

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B1/045(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B1/045

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2011/081141 A1（オリンパス株式会社） 2011.07.07, 段落[0010]-[0022], [0209]-[0216], 図 1-3, 24 & JP 2015-77415 A & US 2011/0263955 A1, 段落[0060]-[0070], [0287]-[0294], 図 1-3, 24 & US 2015/0238089 A1	1-11

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

31.07.2017

国際調査報告の発送日

15.08.2017

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

山口 裕之

2Q

7859

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	NAYAR K.Shree et al., Fast Separation of Direct and Global Components of a Scene using High Frequency Illumination, ACM Transactions on Graphics, Volume 25 Issue 3, 2006.07.30, 935-944, ISBN:1-59593-364-6 特に p.936p～.941, 図 3-8	1-11
A	WO 2015/016013 A1 (富士フイルム株式会社) 2015.02.05, 段落[0040]-[0041], [0063]-[0066], 図 11, 16-17 & JP 2017-42629 A	1-11
A	WO 2016/151903 A1 (オリンパス株式会社) 2016.09.29, 段落[0309]-[0366], 図 37-45 (ファミリーなし)	1-11
A	WO 2011/080996 A1 (オリンパス株式会社) 2011.07.07, 段落[0013]-[0119], 図 1-15 & US 2012/0327205 A1, 段落[0112]-[0214], 図 1-15 & EP 2520214 A1 & CN 102695446 A	1-11