

(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
2016年1月14日(14.01.2016)



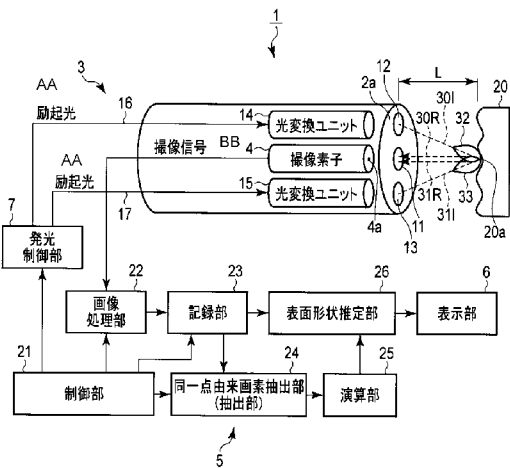
(10) 国際公開番号
WO 2016/006451 A1

- (51) 国際特許分類:
G01B 11/24 (2006.01) G01C 3/06 (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/068214
- (22) 国際出願日: 2015年6月24日(24.06.2015)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2014-142631 2014年7月10日(10.07.2014) JP
- (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 田中 良典 (TANAKA, Yoshinori); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 伊藤 毅 (ITO, Takeshi); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門一丁目三番二号 勸銀不二屋ビル六階 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).
- (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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, 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).

[続葉有]

(54) Title: OBSERVATION SYSTEM

(54) 発明の名称: 観察システム



- 4 Imaging element
- 6 Display unit
- 7 Light emission control unit
- 14, 15 Light conversion unit
- 21 Control unit
- 22 Image processing unit
- 23 Recording unit
- 24 Same point-derived pixel extraction unit (extraction unit)
- 25 Operation unit
- 26 Surface shape estimation unit
- AA Excitation light
- BB Imaging signal

(57) Abstract: Provided are one imaging optical system, and an observation system which acquires, from captured images captured under illumination light applied at different timings from a plurality of irradiation windows, perspective information that suggests the uneven state of the surface of a subject, and displays a three-dimensional observation image. An observation system captures images of a subject under illumination light applied at different timings from a plurality of irradiation windows disposed near one imaging element, generates optical information included in each of the images, calculates, as a relative distance from the imaging element, the value of a light quantity included in the optical information outputted from a same point-derived pixel obtained by capturing an image of the same point that is the same feature point on the subject within each of the images, compares the optical information between the images, determines the same point of the subject as a planar part or an inclined part according to the result of the comparison, associates the distance with the planar part or the inclined part to estimate the surface shape of the subject, and displays a three-dimensional image of the subject.

(57) 要約: 1つの撮像光学系と、複数の照射窓から異なるタイミングで照射された照明光下で撮像された撮像画像から被検体表面の凹凸状態を示唆する遠近情報を取得して3次元の観察画像を表示する観察システムを提供する。観察システムは、1つの撮像素子の近傍に配置された複数の照射窓から異なるタイミングで照射された照明光下で被検体を撮像し、それらの画像に各々含まれる光学情報を生成し、各画像内の被検体上の同じ特徴点である同一点を撮像した同一点由来画素から出力された光学情報に含まれる光量の値を撮像素子からの相対的な距離として算出し、前記光学情報を画像間で比較して、比較結果により被検体の同一点を平面部又は傾斜部に

判定し、前記平面部又は傾斜部に前記距離を関連づけて、前記被検体の表面形状を推定して、被検体の3次元画像を表示する。

WO 2016/006451 A1

添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称： 観察システム

技術分野

[0001] 本発明は、被検体の同一観察箇所に対する複数回の発光による各撮像画像から算出した遠近情報に基づく被検体の表面形状を推定し立体画像として表示する観察システムに関する。

背景技術

[0002] 一般的に、立体画像（3次元画像）をモニタ表示する場合は、視点の差（両眼視差）を有する2つの撮像系を用いて、それぞれに撮像した画像を合成して表示している。撮像素子を搭載する内視鏡等に適用される観察装置においては、処置具が取り付けられたアームを用いる内視鏡手術を実施する際に、処置対象となる被検体の表面の凹凸状態をわかりやすく立体的に表示する3次元表示が望まれている。

[0003] 被検体表面の凹凸状態を表示するために必要な遠近情報は、例えば、光を測定箇所照射し、その反射光を撮像素子に取り込み、受光面の結像位置から観察箇所までの距離として算出する所謂、三角測距方式を用いることにより取得し、この遠近情報から観察箇所の凹凸状態を算出できることが知られている。

[0004] しかし、内視鏡等の観察システムにおいては、挿入部は細径化が望まれており、その先端面には、鉗子孔等も加わり、複数の撮像光学系（複眼）を配置するほどの配置スペースがないため、1つの撮像光学系による3次元画像の構築が望まれている。例えば、引用文献1においては、1つの撮像光学系に対して、1つの光源を移動させて異なる位置から同一光度の拡散光を不動な観察箇所にそれぞれに照射し、取得した複数の撮像画像の輝度分布を測定し、測定箇所表面の距離分布を算出して、観察箇所の凹凸状態を計測する計測方法が提案されている。ここでは、輝度が光源から測定箇所までの距離の二乗に反比例することを利用して、光源から観察箇所表面までの距離を算出

しており、複数の反射光による輝度分布から距離分布を算出している。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特公平6－76888号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 前述した特許文献1においては、距離分布は、観察対象が完全拡散反射面であることを想定した輝度分布により測定されている。しかしながら、内視鏡を使用する体腔内の環境では、観察箇所が粘液で濡れているため、完全拡散反射面の環境ではなく、さらに表面の凹凸状態により、光が不均一な拡散反射（乱反射）する。このような拡散反射することで、観察箇所の表面の輝度が視点の角度によって異なってしまうため、輝度分布からは必ずしも正確な距離が算出されているとは限らない。また、特許文献1では、1つの光源を不動の被検体に対して、平行移動させて複数の点光源として使用することが提案されている。内視鏡においては、挿入部先端が湾曲動作により円軌道で移動するため、体腔内で挿入部先端を平行に移動させることは容易な操作ではなく、さらに、撮像部と照明部が一体で移動するため、接近して撮影している観察箇所が観察視野から外れてしまうことが懸念される。

[0007] そこで本発明は、1つの撮像光学系に並設される異なる位置の複数の照射窓から、連続的なタイミングで順次照射された照明光下で撮像された撮像画像から被検体表面の凹凸状態を示唆する遠近情報を取得し、遠近情報に基づく3次元の観察画像を表示させることができる観察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に、本発明に従う実施形態は、第1の照明光を照射する第1の照射窓と、第2の照明光を照射する第2の照射窓と、を有する光源装置と、前記第1、及び第2の照明光に照射された、被検体の画像を撮

像する撮像素子と、を有する観察システムにおいて、前記光源装置は、第1の照明光と、第2の照明光とを、互いに異なるタイミングで発光させる発光制御部を有しており、前記第1、及び第2の照明光は、互いにほぼ等しい光学特性を有しており、前記撮像素子は、前記第1の照明光のみによる前記被検体の画像である第1の画像と、前記第2の照明光のみによる前記被検体の画像である第2の画像と、を取得可能であり、前記第1の画像は、第1の光学情報を、第2の画像は第2の光学情報をそれぞれ含んでおり、前記観察システムは、前記第1の光学情報と前記第2の光学情報を記録する光学情報記録部と、前記第1の画像と前記第2の画像を比較して、被検体上の同一点に由来する、第1の画像上の同一点由来画素である第1画像同一点由来画素と、第2の画像上の同一点由来画素である第2画像同一点由来画素とを対応付けて、被検体上の複数の同一点として、第1同一点と第2同一点を抽出する同一点由来画素抽出部と、を有し、さらに、前記第1同一点における第1画像第1同一点由来画素の有する第1の光学情報と、第2画像第1同一点由来画素の有する第2の光学情報と、前記第2同一点における第1画像第2同一点由来画素の有する第1の光学情報と、第2画像第2同一点由来画素の有する第2の光学情報と、を比較して、被検体上の第1同一点と第2同一点の、前記撮像素子からの相対的な距離関係である被検体遠近情報を算出する演算部と、前記被検体遠近情報から被検体の表面形状を推定する表面形状推定部と、前記表面形状推定部により推定された表面形状が反映された立体的な画像を表示する表示部と、を有する観察システムである。

発明の効果

[0009] 本発明によれば、1つの撮像光学系に並設される異なる位置の複数の照射窓から、連続的なタイミングで順次照射された照明光下で撮像された撮像画像から被検体表面の凹凸状態を示唆する遠近情報を取得し、遠近情報に基づく3次元の観察画像を表示させることができる観察システムを提供することができる。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]図1は、本発明の第1の実施形態に係る観察システムの全体構成を示す図である。

[図2]図2は、特徴点が設定された第1の画像と第2の画像を重ね合わせたときの同一点由来画素について説明するための図である。

[図3]図3は、観察システムが被検体に距離 L_1 に近接する状態で照明光から被検体遠近情報を取得する概念的な配置例を示す図である。

[図4]図4は、観察システムが被検体に距離 L_2 に遠隔する状態で照明光から被検体遠近情報を取得する概念的な配置例を示す図である。

[図5]図5は、第1の照明光と第2の照明光が被検体に照射された際の平坦な表面からの反射光量による高低を概念的に示す図である。

[図6]図6は、挿入部の先端面と被検体の表面とが傾斜して対向していた場合の2つの反射光における光量の関係を示す図である。

[図7]図7は、第1の照明光と第2の照明光の反射光量の比による被検体の表面の傾斜を概念的に示す図である。

[図8A]図8Aは、観察システムにより撮像した被検体の遠近強調前の2次元画像の観察画面を示すイメージ図である。

[図8B]図8Bは、本実施形態の観察システムにより撮像した被検体の遠近強調後の3次元画像の観察画面を示すイメージ図である。

[図9]図9は、遠近（凹凸）強調の表示について説明するためのフローチャートである。

[図10]図10は、遠近（凹凸）強調の表示について説明するためのタイミングチャートである。

[図11]図11は、第2の実施形態に係る観察システムの概念的な配置例を示す図である。

[図12]図12は、観察システムが被検体に距離 L に遠隔する状態で照明光から被検体遠近情報を取得する概念的な配置例を示す図である。

[図13]図13は、距離と受光量の関係について説明するための概念図である。

[図14]図14は、第3の実施形態に係る観察システムの特徴を説明するための同一点を含む画像の概念図である。

[図15]図15は、3つ以上の照射窓から照射される複数の照明光から被検体遠近情報を得ることについて説明するための概念図である。

発明を実施するための形態

[0011] 以下、図面を参照して本発明の実施形態について詳細に説明する。

[第1の実施形態]

図1は、本発明の第1の実施形態に係る観察システム1の全体構成を示している。図2(a), (b), (c)は、第1の画像と第2の画像を重ね合わせたときの同一点画素(素同一点由来画素)について説明するための図である。

観察システム1は、単独であっても、他の機能を有する機器に組み入れて実施することも可能である。本実施形態では、観察システムの構成部位を、内視鏡の挿入部及び、光源装置又はビデオプロセッサに組み入れて構成される例を提案している。尚、内視鏡の構成部位が観察システム1の構成部位と同等の機能を有している場合には、内視鏡側の構成部位で兼用してもよい。

[0012] この観察システム1は、大別して、内視鏡の挿入部2の先端から照明光を照射する光源ユニット(光源装置)3と、受光部であり撮像信号を生成する撮像素子4と、撮像素子4が出力した撮像信号から被検体20の観察箇所(又は、後述する同一点)20aの表面形状を推定する3次元画像生成部5と、3次元画像生成部5が表面形状から推定した観察箇所の3次元画像を含む画像情報を表示する表示部(内視鏡のモニタ部)6と、で構成される。

[0013] 光源ユニット3は、挿入部2の先端面2aに配置された複数の照射窓12, 13と、挿入部2内に配置された複数の光変換ユニット14, 15と、挿入部2の外部に配置された発光制御部7とで構成される。発光制御部7は、内視鏡の光源装置に組み入れてもよい。

3次元画像生成部5は、観察システム全体を制御する制御部21と、画像処理部22と、画像データ(画像及び画像に関する情報等)と光学情報(光

量（光度）、撮像素子のアドレス情報等）を記録する記録部（光学情報記録部）23と、同一点由来画素抽出部（以下、抽出部と称する）24と、被検体の凹凸状態を示す被検体遠近情報を算出する演算部25と、被検体遠近情報から被検体の表面形状を推定する表面形状推定部26と、で構成される。

[0014] 画像処理部22は、撮像素子4が撮像した撮像信号を画像データ化して、画像データから光学情報を含む種々の情報を生成する。抽出部24は、少なくとも2つの画像上で共通する部位に、画像内における被検体の位置関係を求めるための被検体上に特徴点20a（後述する同一点XA, XB）を設定し、それらの特徴点である画素（又は、絵素）を同一点由来画像画素（以下、同一点画素と称する）とする。また、画像上の同一点画像画素を撮像する撮像素子の画素を同一点由来撮像素素（以下、同一点撮像素素4aと称する）とする。

[0015] 演算部25は、撮像素子4により撮像された画像の画素の光量情報（光学情報の1つ）から、相対的な距離関係である被検体遠近情報を算出する。表面形状推定部26は、被検体遠近情報から被検体の観察箇所の表面形状（凹凸形状）を推定する。

[0016] ここでいう同一点は、複数の画像に渡って共通の被検体が写し込まれている場合に、それらの被検体像のある部位を特徴点20aとして任意に定めるときに、撮像された各画像で一致する特徴点を同一点としている。これらの同一点に対応する画像の中で同一点画素（図2に示すXA, XB）と称している。

[0017] このため、1つの撮像素子で連続的に撮像した画像内に設定した同一点が、撮影時の揺れや被検体の移動により、各画像間で位置が移動していた場合には、同一点画素を撮像する撮像素素4aが複数個が抽出され、それらの撮像素素のアドレス情報も光学情報の1つとして、画像データと共に関係づけて出力される。これらの同一点画素の光量を示す信号が生成され、被検体遠近情報が算出される。尚、特徴点及び同一点は、点と称しているが、実際には、被検体の表面における極小の特徴領域を示唆する。また、同一点画素に

においても、1つの画素に限定されるものではなく、小さい一群を成す画素群又は、小さい画像領域を形成する複数の画素をも含んでいる。

[0018] 本実施形態においては、挿入部2の先端面2aの中央付近に配置された受光窓11の近傍に第1の照射窓12と第2の照射窓13が配置されている。ここで本実施形態では、撮像素子の対物レンズとなる観察装置の観察窓を内視鏡の受光窓と兼用しているため、以下の説明では、受光窓と称している。また、観察装置の観察時の照明を行う照明窓は、内視鏡の照射窓と兼用しているため、以下の説明では、照射窓と称している。尚、受光窓11、第1の照射窓12及び第2の照射窓13は、いずれもパッキン部材等の防水部材を用いて、水密に先端面2aに取り付けられている。

[0019] 本実施形態の構成例では、第1の照射窓12と第2の照射窓13は、先端面2a上で受光窓11を中心として、直径方向に略同一距離を離れて対称に配置されている。勿論、複数の照射窓は、同じ光度（光量）の光が被検体の同一点（例えば、撮像視野の中心）又は観察範囲に照射されれば良く、照射される光量を調整することで、先端面上の受光窓11までの距離を調整することが可能であり、図1に示す対称な配置に限定されるものではない。

[0020] 本実施形態では、第1の照射窓12に密着又は近接して第1の光変換ユニット14が配置され、第2の照射窓13に密着又は近接して第2の光変換ユニット15が配置され、それぞれに後述する励起光（光信号）を照明光に変換する。尚、本実施形態の照射窓は、照射される照明光301、311が撮像視野範囲内に均一的に拡散して、一定の光度（光量）が分布するように光学的な調整を行うレンズ機能を有している。また、別途、照射窓と光変換ユニットとの間に、上述のような光学的な調整を行う図示しない光学部材を備えてもよい。光変換ユニット14、15には、光ファイバ16、17の先端に、波長変換部材である蛍光体が設けられている。

[0021] 発光制御部7は、励起光を照射する光源を含み、光ファイバ16、17を通じて、第1の光変換ユニット14と第2の光変換ユニット15に励起光を出射する。第1の光変換ユニット14と第2の光変換ユニット15は、受光

した励起光とは異なる波長の光に変換して、第1、第2の照射窓12、13から照明光301、311として観察対象に照射される。

[0022] 本実施形態では、発光制御部7は、同一の波長の光を照射する2つの青色半導体レーザ光源を搭載している。これらの青色半導体レーザ光源は、第1の光変換ユニット14に導光する第1の励起光と、第2の光変換ユニット15に導光する第2の励起光とを交互に切り替えて連続的に照射可能である。

[0023] また、青色半導体レーザ光源から照射された、第1及び第2の励起光である青色レーザ光は、それぞれ、例えばマルチモード光ファイバである光ファイバ16、17により第1及び第2の光変換ユニット14、15まで導光される。レーザ光から波長変換された照明光は、第1の照射窓12から第1の照明光301として照射され、第2の照射窓13から第2の照明光311として照射される。第1の照明光301と第2の照明光311とは、互いに異なるタイミングで照射される。尚、同時照射がなく、常にタイミング差を設けて交互に照射するように駆動される場合には、1つの青色半導体レーザ光源と、光学的切り換え部とを組み合わせ、2つの光ファイバに切り換えて励起光を導入させることも可能である。

[0024] 本実施形態では、第1の照明光301及び第2の照明光311は共に、青色レーザ光と、これらの光変換ユニット14、15により波長変換された黄色蛍光と、の混合色である白色光とが組み合わせられた光であり、略等しい光学特性を有している。勿論、発光制御部7によりレーザ光源の出力（出力光量）を制御することで、略等しい光学特性に調整することも可能である。発光制御部7による光学特性（光量）の制御を行う場合には、図示しない光センサを設けるか、撮像素子4を駆動させる信号値を用いてフィードバック制御すればよい。

[0025] 第1の光変換ユニット14から照射された第1の照明光301は、被検体20に照射され、ここで反射及び散乱されて、その一部は、反射光30Rとなり撮像素子4に入射する。同様に、第2の光変換ユニット15から照射された第2の照明光311は、被検体20に照射され、ここで反射及び散乱さ

れて、その一部は反射光 3 1 R となり、撮像素子 4 に入射する。

[0026] 本実施形態の観察システム 1 においては、内視鏡に適用される例であるため、外光のほとんどない体腔内を観察する用途であり、第 1 の照明光 3 0 I 及び第 2 の照明光 3 1 I の反射光 3 0 R, 3 1 R 以外は、ほとんど撮像素子 4 に入射しない。従って、撮像素子 4 は、第 1 の照明光 3 0 I の反射光 3 0 R のみによる第 1 の画像と、第 2 の照明光 3 1 I の反射光 3 1 R のみによる第 2 の画像を撮像することができる。

[0027] 本実施形態で用いる撮像素子 4 は、複数の画素がマトリックス配置で受光面を形成し、その受光面上に例えば、通常のベイヤ配列を有する RGB 原色フィルタが設けられた分光検出可能なカラー撮像素子、即ち、分光検出撮像素子である。画像処理部 2 2 により、第 1 の照明光下で撮像された第 1 の画像から画像情報の 1 つとして第 1 の光学情報が抽出され、同様に、第 2 の照明光下で撮像された第 2 の画像から画像情報として第 2 の光学情報が抽出されて、共に、画像と関係づけて記録部 2 3 に格納される。ここでいう第 1 及び第 2 の光学情報は、撮像素子 4 により検出される、RGB の波長領域毎の光量情報である。尚、本実施形態では、第 1 及び第 2 の光学情報は、撮像素子 4 の RGB 色画素ごとの光量情報（画素のアドレス情報等を含む）としたが、これに限定されるものではない。その他、撮像素子に関する情報や、それらを加工して得られる情報が含まれる。

[0028] 抽出部 2 4 は、第 1 の画像と第 2 の画像を比較し、被検体 2 0 上の同一点（同じ特徴点）2 0 a である同一点画素をそれぞれに特定する。例えば、撮像された複数の画像において、略同じ構図で同一の被写体が撮像されていた場合に、各画像で共通する特徴点（同一点 2 0 a）を複数個、設定し、それらの特徴点を重ね合わせることで、1 つの重ね合わせ画像が形成される。つまり、異なる位置から照射された照明光下で撮像された画像間で同一点画素がそれぞれに確定される。

[0029] 本実施形態では、第 1 の画像上の第 1 の同一点画素（図 2 (a) の X A 1）とは、その同一点における第 1 の光学情報を検出する画素であり、第 2 の

画像上の第1の同一点画素（図2（b）のXA2）とは、同じ被検体の共通する同一点における第2の光学情報を検出する画素である。また、1つの画像内で複数のJ個（J：整数）の同一点が設定されれば、その個数に応じたJ個の同一点画素が存在する。例えば、1つの画像内に、3箇所の同一点が設定されれば、その複数個に応じた、3個の同一点画素が存在することとなる。これらの同一点画素から後述する被検体遠近情報がそれぞれに算出される。

[0030] 抽出部24は、第1の画像と第2の画像とを比較して、画像上の同一点を特定する。同一点の特定には、様々な手法を適用することが可能である。

一例として、1つの撮像素子で撮像した2つの画像間で被検体の位置がずれていた場合には、それぞれの画像上の被検体の共通の特徴点（同一点）を抽出する画像処理を行う。後述する図4（c）に示すように、それらの特徴点が重なるように2枚の画像の位置関係を特定することで、2つの画像間の同一点を特定することができ、対応する撮像素子4の同一点画素が選択される。

[0031] 他の例として、第1の照明光と第2の照明光との発光タイミングを、挿入部2の先端面2aの移動速度より十分に早いタイミングで切り替えることで、殆ど移動していない状態で連続して撮像される。また、先端面2aは、観察しながら移動させているため、一般的に移動速度が遅い。よって、撮像された画像において、互いの被検体の同一点が、第1の画像上の画素の位置と第2の画像上の画素の位置が略一致している。

[0032] 次に、図2（a）、（b）、（c）を参照して、第1の画像と第2の画像を重ね合わせたときの同一点画素（素同一点由来画素）について説明する。

これらを組み合わせ、同じ被検体における画像上の画素を仮の同一点として、画像処理等により位置を微調整するようなアルゴリズムを用いることが可能である。短時間で連続撮像された第1の画像と第2の画像は、被検体に対する撮像素子がほぼ等しい位置で撮像された2枚の画像である。このため

、図2 (a) , 2 (b) に示すように、少なくとも2組の特徴点 (第1の特徴点 : $X A 1$, $X B 1$) , (第2の特徴点 : $X A 2$, $X B 2$) が、共に同一点として抽出された場合、第1の画像と第2の画像を、これらの2組の特徴点 ($X A 1$ と $X A 2$, $X B 1$ と $X B 2$) が重なるように配置する。

[0033] この重ね配置は、重なり合う2つの画像がほぼ同じ構図で同一の被検体であるため、図2 (c) に示すように、これらの特徴点も一致して2点 ($X A$, $X B$) に重なり合う。従って、重ね画像内で、全ての特徴点が2つの画像の同一点として設定することができ、それらの同一点を撮像する画素を同一点画素となる。ここで、特徴点 $X A 1$, $X B 1$, $X A 2$, $X B 2$ をそれぞれ撮像する画素を第1画像第1同一点画素 ($X A 1$)、第1画像第2同一点画素 ($X B 1$)、第2画像の第1同一点画素 ($X B 2$)、及び第2画像第2同一点画素 ($X B 2$) とする。さらに、複数個 J (J : 整数) の同一点がある場合には、第1画像第 J 同一点由来画素及び、第2画像第 J 同一点由来画素とする。

[0034] 次に、演算部25は、抽出部24から出力された第1の画像の第1の光学情報及び第2の画像の第2の光学情報とを比較演算し、特徴点である被検体の同一点 (又は、任意の測定部位) を抽出する。本実施形態では、第1、第2の画像の同一点画素の光学情報の1つである、光量情報に基づいて抽出する。その抽出方法は、公知な画像貼り合わせ手法に用いられている特徴点の検出方法を利用することができる。検出方法として、例えば、一方の画像上で、特徴画素とその周辺画素による画素群を設定して、それらの画像信号値又は光量値によるパターンを生成し、他方の画像に対して、そのパターンに合致する画素群を検索するパターン検出も手法の1つである。

[0035] 図3は、観察システム1が被検体20に距離 $L 1$ に近接する状態で照明光から被検体遠近情報を取得する概念的な配置例を示す図である。図4は、観察システム1が被検体20に距離 $L 2$ に遠隔する状態で照明光から被検体遠近情報を取得する概念的な配置例を示す図である。図5は、第1の照明光と第2の照明光が被検体に照射された際の平坦な表面からの反射光量による高

低を概念的に示す図である。

[0036] 図3及び図4においては、それぞれの白色照明光の拡散光のうちの1つの光線を実線及び点線により示している。さらに、それぞれの照明光30L, 31Lの入射角度と線対称となる反射側に、反射光30R, 31Rの光軸に沿った滴型を成す配光分布(配光情報)32, 33を示している。この配光情報は、光源の照射方向と光強度の関係であり、記録部23に画像に関する情報の1つとして記録されている。

[0037] 演算部25は、抽出された同一点20aに対応づけられた同一点画素に対して、第1の画像における光量情報である受光量P1(反射光30R)と、第2の画像における光量情報である受光量P2(反射光31R)とを抽出し、その比である光量比情報 $P1/P2$ を求める。この光量比情報 $P1/P2$ は、第1の照射窓12から照射された光が同一点20aで反射散乱され、撮像素子4に入射する光量と、第2の照射窓13から照射された光が前記同一点で反射され、撮像素子に入射する光量との比である。

[0038] 次に、その光量比情報 $P1/P2$ に基づいて、同一点画素ごとにグルーピングする。例えば、 $P1/P2 > 1$ …第1グループ、 $P1/P2 \div 1$ …第2グループ(等光量比)、 $P1/P2 < 1$ …第3グループの3個に分割する。

[0039] ここで、光量比情報 $P1/P2$ の比が第2グループの「1」(絶対値)又は「略1」であった場合、即ち、2つの同一点画素が等光量比である同一光量画素であった場合には、図5に示すように、照射窓が配置された挿入部2の先端面(平面)に対して、被検体の表面の同一点が平行に対向することとなり、且つ表面の同一点が平面部であることが推定される。このように、光量比は、表面が平坦か否かを推定できるが、その光量の大きさでないため、距離についての遠近は推定できない。これらの平坦部の高低、即ち撮像素子4からの被検体までの距離は、前述した三角測距方式等を用いて、撮像素子4が検出した光量から算出することができる。

[0040] 演算部25は、等光量比情報 $P1/P2 \div 1$ の第2グループに含まれる複数の同一点20aについて、P1($\div P2$)における光量の絶対値により大

小関係を比較する。P 1（≒P 2）の光量の大きさは、撮像素子4と被検体20上の同一点20aとの距離の遠近と関係している。すなわち、P 1（≒P 2）の大小関係を比較したとき、光量大きい同一点d 1の方が、小さい同一点d 2より撮像素子4に近く、距離Lが短いことが分かる。

[0041] 従って、演算部25は、撮像素子4が検出した光量に基づき、撮像素子4から被検体20までの相対的な距離関係である被検体遠近情報を算出する。さらに、表面形状推定部26は、この被検体遠近情報及び、記録部23から読み出された同一点が関係づけられた画像から、被検体の観察箇所の凹凸状態を推定し、遠近（凹凸）強調による画像の3次元画像化を行う。尚、照明光から照射した光が物質（例えば表層の組織等）に当り反射したときの配光情報を予め取得して記録部に蓄積したデータを使用する。この配光情報は、予め測定可能な各物質（血管等も）におけるデータを検出して、蓄積しておく。蓄積データに格納される物質が傾いていれば、照明光からの反射光の配光も傾き、撮像素子で受光する成分の光量の強度が変わるため、その部位（物質）が傾いていることが認識でき、隣り合う画素との関係から表面の凹凸が補正できる。

[0042] ここで、平面部のみを推定した場合には、図5においては、撮像素子4が検出した光量の違いから平面部d 1が平面部d 2よりも高く頂部側であり、平面部と平面部の間、例えば、平面部d 1と平面部d 2の間は、平面部d 2が底部側となる凹凸状態を有しており、その間は、傾斜部で繋がれていると推定する。

[0043] 次に、図6及び図7を参照して、平面部と平面部の間の傾斜部について説明する。

図6は、挿入部2の先端面2aと被検体20の表面とが傾斜して対向していた場合の2つの反射光における光量の関係を示す図である。図7は、第1の照明光と第2の照明光の反射光量の比による被検体の表面の傾斜を概念的に示す図である。

[0044] 第1グループの $P 1 / P 2 > 1$ 及び、第3グループの $P 1 / P 2 < 1$ の場

合について説明する。

図6に示すように、先端面2aと被検体20の表面とが傾斜して対向する状態であった場合には、被検体20の反射及び散乱光量の割合が、撮像素子4の撮像視野方向（図6の矢印34）である観察軸に対する照明光の入射方向に依存して変化する。観察軸は、撮像素子の観察方向、一般的には先端の平面に対する垂線となる。この観察軸から被検体の観察表面がどのくらい傾いているかを観察軸傾斜角として表すことにする。

[0045] つまり、被検体が撮像素子の受光面に対して、観察軸傾斜角を有していた場合、第2の照明光の反射光量に較べて、第1の照明光の反射光量の方が反射角は小さくなる。この反射角が小さくなることで、観察軸34に対して、第1の照明光30Iの反射光30Rが配光分布の光量の高くなる部分を近づけて撮像素子4の受光面に入射する。反対に、反射角が大きくなることで、第2の照明光31Iの反射光31Rは、観察軸34に対して配光分布の光量の高くなる部分を遠ざけて撮像素子4に入射する。これにより、傾斜があることで撮像素子4に受光される第1の反射光30Rの光量32が第2の反射光31Rの光量33よりも大きくなる。つまり、 $P1/P2$ が異なるようになり、 $P1/P2$ が1以外となる。

[0046] 図6においては、第2の反射光量31Rに較べ、第1の反射光量30Rが大きいことで、被検体20の傾きは右側（反射光量が高い光源位置の反対側）が高い位置にあると推測できる。

つまり、図7に示すように、第3グループの $P1/P2 < 1$ が得られた場合には、傾斜部d5の傾斜状態となる。反対に、第1グループの $P1/P2 > 1$ における $P1/P2$ が1より大きい場合は、傾斜部d4のように、傾斜部d5とは、逆方向の傾斜状態となる。これらは、繋がる平面部どうし、例えば、平面部d2に対する平面部d1と平面部d3の高低差によって傾斜角度が変わっており、この傾斜角度は、 $P1$ と $P2$ の光量差により推定することも可能である。

[0047] 本実施形態では、演算部25は、被検体の平面部の同一点20aとして、

光量比情報 $P1/P2 \approx 1$ となる、すなわち $P1$ と $P2$ が互いに略等しい画素（同一光量の画素とする）を第2グループとして抽出する。さらに、第2グループの画素から得られた第1の被検体遠近情報から被検体の平面部を推定する。また、図7に示したように、等光量比画素が $1/1$ と異なる、例えば、 $1/2$ の箇所でも遠距離情報を取得することにより、 $1/1$ の箇所に $1/2$ の箇所も加えることでさらに詳細な遠距離情報を取得することもできる。

[0048] 次に、演算部25は、第2グループの画素を除く画素を対象として、被検体のすべて又は、その一部の表面に対して、複数の同一点20aを設定する。撮像されたそれらの同一点20aにおける同一点画素の光量を用いて、それぞれの相対的な距離関係である第2の被検体遠近情報を算出する。この第2の被検体遠近情報により推定される面は、第2グループの画素が含まれていない、即ち、被検体20の平面部が含まれていないため、いずれかの方向に傾斜している傾斜部であることがわかる。

[0049] そこで、第2グループによる平面部と平面部の間を、第2の被検体遠近情報から求められた傾斜部でスムーズに接続して、図7に示すように、被検体の凹凸状態を推定することができる。さらに、表面形状推定部26は、記録部23に記録されている画像を読み出して、算出した被検体遠近情報を画像全体、またはその一部に反映させて、遠近（凹凸形状）を強調して立体化する画像の3次元画像化を行い、表示部6に出力する。

[0050] 図8(a)は、観察システムを搭載した内視鏡により撮像した被検体の遠近強調前の2次元画像の観察画面を示すイメージ図、図8(b)は、本実施形態の3次元画像生成部5を有する観察システム1を搭載した内視鏡により撮像した被検体の遠近強調後の3次元画像の観察画面を示すイメージ図である。

[0051] 図8(a)、8(b)においては、例えば、腸等の襞のように筋状に盛り上がった部位41に対して、被検体遠近情報から推定した立体形状による遠近（凹凸）強調を行うことで、観察部位又は処置対象部位を立体的に表示させることができる。図8(b)に示すように、凹凸が強調された部位42a

や、図8(a)では確認できなかった凹凸強調前の部位42bが見えやすくなっている。このような3次元化された画像表示により、術者や観察者に部位間の距離感や立体感を与えることができ、処置対象部位の把持操作や処置操作を行う際に掛かる負担を軽減でき、且つ観察時の診断や判断を補助することができる。

[0052] さらに、本実施形態では、RGBベイア配列の原色撮像素子を用いているため、第1、第2の画像の受光量 P_1 、 P_2 はRGBの各色について、分光された色情報として、 P_1-R 、 P_1-G 、 P_1-B 、 P_2-R 、 P_2-G 、 P_2-B の情報が検出できる。これらを P_1 、 P_2 ごとに足し合わせたものを光量情報として用いても良い。また、被検体の分光反射率が高い色画素の情報（分光反射率情報）を用いてもよい。被検体が生体である医療用内視鏡の場合、生体の分光反射率は赤色が高いため、 P_1-R 、 P_2-R は他の色の光量情報より値が大きくなる。従って、赤色の光量情報のみを用いることで、より精度の高い被検体遠近情報を得ることが可能となる。

[0053] また、測定対象となる内部の血管や表層の組織等の物質に対して、予め実測した測定値や文献等で開示されている数値を分光反射率情報として取得し、記録部23に記憶しておく。実測で取得した部位（又は、物質）の分光反射率情報と、記録部23に記憶されている分光反射率情報とを比較して、例えば、表面なのか内部なのか推定して遠近情報を補正することが可能である。

[0054] 次に、図9に示すフローチャート及び図10に示すタイミングチャートを参照して、遠近（凹凸）強調の表示について説明する。

まず、発光制御部7により第1の光変換ユニットと第2の光変換ユニットの照射のタイミングを異なるように制御する。最初に、発光制御部7は、第1の照明光301を被検体20の観察箇所照射させて[図10(A)]、撮像素子4は、被検体20からの反射光30Rを受光し、第1の撮像信号を画像処理部22へ出力する[図10(C)]（ステップS1）。画像処理部22は、第1の撮像信号から受光した反射光による第1の反射光量を算出し

て記録部23に画像データと共に記録する〔図10(D)〕(ステップS2)。

[0055] 続いて、発光制御部7は、第2の照明光311を被検体20の観察箇所照射させて〔図10(B)〕、撮像素子4は、被検体20からの反射光31Rを受光し、第2の撮像信号を画像処理部22へ出力する〔図10(C)〕(ステップS3)。画像処理部22は、第2の撮像信号から受光した反射光による第2の反射光量を算出して記録部23に画像データと共に記録する〔図10(D)〕(ステップS4)。

[0056] 次に、抽出部24は、記録部23から読み出した第1の反射光量の画像の画素と、第2の反射光量の画像の画素との比較を行い、観察箇所内の同一点画素を抽出する〔図10(E)〕(ステップS5)。

演算部25は、抽出された同一点画素の光量情報の比である $P1/P2 \div 1$ となる観察箇所(平面部)について被検体遠近情報を算出する〔図10(F)〕。また、引き続き、前述した傾斜部を算出してもよい。さらに、表面形状推定部26は、算出された被検体遠近情報から被検体の観察箇所の表面形状を推定し〔図10(G)〕、記録部23から読み出された画像に対して凹凸強調の画像処理を行う(ステップS6)。表示部6は、凹凸強調された観察箇所の画像を表示する(ステップS7)。

[0057] 以上説明した本実施形態によれば、1つの撮像素子に対して等距離離れた位置の複数の光源から、異なる発光タイミングで被検体に照明光を照射し、それぞれの反射光量で撮像された画像の画素情報を比較して、少なくとも1つの複数の被検体の同一部位を特定し、各部位における各光源の反射光の比率(第1の反射光量/第2の反射光量)がほぼ等しい反射光量比の絶対値の大小に基づいて、被検体の遠近情報を取得する。その部位の表面が粘液で濡れていて乱反射しても、異なる2つ以上の光源からの反射スペクトルが同一となる部位は同一平面であると認識することができる。また、光量比率(第1の反射光量/第2の反射光量)が、ほぼ同じ部位または異なる部位の傾斜の関係を計測し、光量比率の大小に基づいて、傾斜の傾きを特定することで

簡易的に被検体の遠近（凹凸）状態を推定することができる。

[0058] さらに、図7に示したように、検出した平面部と傾斜部の位置を認識し、傾斜方向を考慮して隣り合う部位をつなぎ合わせることで、各部位の遠近（凹凸）情報を推測し、被検体をより詳細な3次元表示にすることが可能になる。

[0059] 本実施形態によれば、従来であれば、各種の色素剤の散布を行い、その反応を観察する「色素法」が必要であった場面に対して、色素剤の散布不要で、簡単且つ確実に遠近（凹凸）強調が実現できる。色素剤を散布をしないことから、元々の組織の通常観察を継続でき、さらに、既存の内視鏡の使用形態や構造に大きな変更を強いることがないため、信頼性及びコスト面でも優れている。

[0060] さらに、色素剤の散布に対する術者への処置の負担を軽減すると共に、観察対象が立体化されることで処置部位に対して、距離感を取ることが容易となり、処置時間が短縮でき、患者への負担も低減できる。

[0061] 尚、本実施形態では、同一点画素（同一点由来画素）としては、撮像素子の1画素に定義しているが、1画素に限定されるものではない。例えば、撮像素子の複数の撮像素素（画素郡）をまとめ、画素郡が検出した光量情報を用いて被検体遠近情報を求めることが可能である。例えば、3×3の画素をひとつの画素郡としたとき、これらの画素郡を構成する個別画素の検出した光量情報の和を画素郡の検出した光量情報と定義する。これにより、それ以降の手法は上述した実施形態と同様に処理することで被検体遠近情報を算出し、被検体の表面形状の推定することが可能となる。

[0062] また、画素郡が、検出可能な分光領域が異なる画素を有している場合、同じ分光領域を有する個別画素のみの和を画素郡の検出した光量情報とすることで、同様の被検体遠近情報や被検体の表面形状を算出、推定することが可能となる。

[0063] また、第1の照射窓と第2の照射窓と撮像素子との端面の位置関係は、撮像素子を中心として対称に等間隔で第1の照射窓と第2の照射窓と配置した

実施形態について説明したが、第1の照射窓と第2の照射窓とを結ぶ軸から撮像素子をずらした場合でも、第1の照射窓と第2の照射窓からの照射した光量比や、第1の照射窓と第2の照射窓と撮像素子との距離の関係を補正して画像を取得してもよい。

[0064] さらに、第1の変形例として、演算部25は、被検体20の凹凸形状である被検体遠近情報を算出する場合、第1の反射光量と第2の反射光量とを撮像素子4で検出する際に、撮像素子4の平坦な受光面に対する被検体20の表面形状の傾きを、隣接する画素が出力する光量の値を順次つなぎ合わせた傾き情報として、その傾き情報に基づき、画像が遠近（凹凸）強調画像に画像処理して、3次元画像を作成して表示することも可能である。

[0065] 第2の変形例として、各画素のRGB比率のような色情報から、同じ色情報の被検体20の種類を特定し、部位の情報の精度を向上させることも可能である。さらに、RGB光源に限らない構成、例えば、カラーフィルタが設けられていない撮像素子4と、R光、G光、B光を2つの照射窓から交互に照射する面順次方式を用いて、撮像素子4が得る六つの画像（第1のR光画像、第2のR光画像、第1のG光画像、第2のG光画像、第1のB光画像、第2のB光画像）の組み合わせを用いて、これらの色情報から被検体20の種類を特定し、部位の情報の精度を向上させることができる。

[0066] 第3の変形例について説明する。前述した第1の実施形態では、観察箇所として光量比 $P1/P2 \div 1$ となる、同一光量の画素を用いたが、 $P1/P2 \div \alpha$ （ α は所定の正の数）の異なる光量の画素を用いることができる。前述した第1の実施形態では、観察軸に対し直交する面を観察箇所としたが、本変形例では、観察軸に対して任意の傾斜角を有する面を観察箇所として抽出する。この光量比の設定により、被検体20の観察面が観察軸に対して傾き、 $P1/P2 \div 1$ となる同一点画素がほとんど得られない場合でも、十分な画素数の同一点画素を得ることが可能となる。この α の値は、被検体の表面の観察軸に対する傾斜角に基づいて設定することが望ましい。

[0067] [第2の実施形態]

第2の実施形態に係る観察システムは、前述した第1の実施形態の構成と同等であり、同じ構成部位には同じ参照符号を付して、その説明を省略する。

図11は、第2の実施形態に係る観察システム1が被検体20に距離 $L/2$ に近接する状態で照明光から被検体遠近情報を取得する概念的な配置例を示す図である。図12は、観察システム1が被検体20に距離 L に遠隔する状態で照明光から被検体遠近情報を取得する概念的な配置例を示す図である。

[0068] 前述した第1の実施形態では、 $P1/P2 \div 1$ となる同一光量の画素（同一点由来画素）に対して、その受光量の大小関係に従って被検体遠近情報を算出した。

光源ユニット3と被検体20が近距離にあった場合、その距離に比例して、反射光量 $P1$ も大きくなる。例えば、図11には、撮像素子4と被検体20との距離が $L/2$ の例を示す。反対に、光源ユニット3と被検体20が遠距離にあった場合、その距離に比例して、反射光量 $P2$ も小さくなる。図12には、例えば、撮像素子4と被検体20との距離が L の例を示す。

[0069] このとき、撮像素子4と被検体20が、照明光を散乱するときの散乱モードを等方散乱と仮定すると、同一光量画素の受光する受光量は、撮像素子4と被検体20上の同一点20aとの距離の二乗に反比例して小さくなる。図13に示すように、距離は、同一光量画素が受光する受光量の平方根の逆数に比例した値として算出することができる。例えば、距離 L が2倍になると、測定できる光量は $1/4$ 倍になる。光量を平面積と捉えると、有限の大きさの撮像素子4で受光できる光量は、距離に対して反比例の関係になる。また、被検体20が当方散乱でない場合であっても、上述の手法により、おおよその相対的な距離情報を知ることが可能となる。

以上のように、本実施形態によれば、前述した第1の実施形態の作用効果に加えて、さらに精度の高い表面形状や凹凸強調画像を得ることが可能となる。

[0070] [第3の実施形態]

図14、図15を参照して、第3の実施形態に係る観察システムについて説明する。前述した第1、第2の実施形態では、2つの照射窓が受光窓を中心として、直径方向に略同一距離を離れて対称に配置された構成例を示したが、これら窓の配置はこれに限定されるものではない。第3の実施形態に係る観察システムは、光源ユニットが3つ以上の照射窓を有する観察システムである。本実施形態の光源ユニット以外の構成部位は、第1の実施形態の構成と同等であり、同じ構成部位には同じ参照符号を付して、その説明を省略する。

[0071] 図14に示す本実施形態の光源ユニット3は、挿入部2の先端面2aに、1つの受光窓を11を中心として、等距離で3つの照射窓13、14、51が配置された構成例である。これらの3つの照射窓13、14、51のうち、適切な2つの照射窓を選択して、前述した第1の実施形態と同等の3次元画像化の処理を行う。

また、図15(a)、(b)、(c)に示すように、3つ以上の照射窓から照射される複数の照明光について、それぞれの光量情報を用い、前述した手法を用いて、図15(d)の被検体遠近情報を得ることも可能である。

[0072] 例えば、3つの照射窓13、14、51が配置された場合、 $P1 = P2 = P3$ となるように画素を同一光量画素と定義することで、3つの照射窓13、14、51と撮像素子4との位置関係から規定される観察軸に対し略垂直な平面と平行な画素を観察箇所として抽出することが可能となる。

また、観察軸に対して傾斜した場合についても、常に $(P1 : P2 : P3 \div 1 : \beta : \gamma)$ となるような画素を観察箇所として抽出することが可能となる。

[0073] このようにすることで、2つの照射窓のみを用いる場合と比較して、より高精度な被検体遠近情報を得ることができる。また、撮像素子に対する光源の配置が2次元的な広がりを持つため、2つの照射窓のみを有する構成では、光源の配列方向の相対距離情報を高精度で検出できるが、それと直交す

る方向に対しては精度がやや低下するのに対し、3つ以上の照射窓を有する構成では、あらゆる方向に対し、相対距離情報を高精度で検出することが可能となる。

[0074] 以上のように、本実施形態によれば、これらの3つの照射窓13, 14, 51のうち、適切な2つの照射窓を選択することで、前述した第1の実施形態と同等の効果を得ることができる。さらに、3つ目の照射窓51がさらに加わることで、異なる方向(y)から照射された照明光下で撮像された画像が増えて、さらに、多くの被検体遠近情報を取得することができ、詳細な3次元画像を推定することができる。

[0075] 次に、第3の実施形態の変形例について説明する。

この変形例は、観察システムが、4つ以上の照射窓を配置する構成である。

構成例については、照明窓が複数個、配置されたそれぞれに照明光を照射する構成以外は、図1及び図14に示す構成で実現することができる。

例えば、内側に撮像素子4が配置された1つの受光窓11を介して、被検体20の画像を撮像する。受光窓11を略中心として、近傍には、複数の照射窓が配置される。発光制御部7は、光源装置が発生させた同一の光学特性の照明光を複数の照射窓から選択的に順次、被検体20へ照射する。撮像素子4は、選択的に順次照射された照明光下で、照明光毎に撮像された複数の画像を取り込み、画像処理部22に撮像信号として出力する。画像処理部22は、各画像に含まれる光学情報を生成し、光学情報をその画像に関係づけて記録部23に記録させる。

[0076] 同一由来画素抽出部24は、制御部21の制御に従い、記録部23から複数の画像を読み出して、順次、被検体20上の同じ特徴点(XA等)を同一点として設定する。具体的には、1つの画像上に、少なくとも2つの仮の特徴点を設定し、他の全ての画像に対して、仮の特徴点が存在するか否かを確認する。全ての画像に、仮の特徴点が存在した場合には、それらの仮の特徴点を同一点に設定する。また、仮の特徴点が全ての画像には、存在していな

かった場合には、再度、仮の特徴線を再設定して、存在の確認を行う。全ての画像に存在する特徴点を同一点として設定する。

[0077] 次に、1つの画像を基準画像として、少なくとも2つの同一点を基準同一点とする。それぞれの画像は、2つの同一点が基準同一点の位置になるように画像全体を移動させることにより、画像の重ね合わせ処理を行う。それらの同一点を撮像した画素を同一点由来画素として抽出し、その画素が出力した光量の値と共に、演算部25へ出力する。

[0078] 演算部25は、同一点撮像画素が出力した光学情報に含まれる光量の値を撮像素子4からの相対的な距離とする被検体遠近情報を算出して、表面形状推定部26へ出力する。尚、撮像された画像内の同一点画素の光量の値は、記録部23から演算部25へ出力してもよい。

表面形状推定部26は、被検体遠近情報に基づき、画像に共通する複数の同一点をそれぞれ撮像した複数の同一点由来画素が出力した光学情報を対となった画像どうしで比較する。その比較結果が略1の同一点を平面部、又は比較結果が略1を超える同一点を第1傾斜部、又は、比較結果が略1に満たない同一点を第2傾斜部と判定する。これらの判定から平面部及び第1、第2傾斜部に、前に求められている相対的な距離を関連づけて、被検体の表面形状を推定する。表示部6は、表面形状推定部により推定された表面形状による立体的な画像として表示する。

[0079] 尚、複数の照明下で撮像された複数の画像に対して同一点を設定する他の処理方法について説明する。前述した同一点の設定は、全画像に対して処理を行うため、照明窓の数にもよるが、処理時間を要する場合も想定される。そこで、同一点設定に対して、更なる変形例について説明する。

まず、前述したように、複数の照明窓から連続して順次照射された照明光下で撮像した被検体の画像を取得し、記録部23に画像を記録する。

[0080] 次に、これらの画像のうち、受光窓を挟み両側に配置された任意の2つの照明窓による照明下で撮像された2つの画像（画像A，B）を第1の対の画像とする。これらの2つの照明窓の位置を結んだ直線の方角と交差する任意

の方向の直線上に配置された第2の対の照明窓を選択し、これらの照明下で撮像した2つの画像（画像C，D）を第2の対の画像とする。

[0081] これらの対のそれぞれの画像内に撮像されている被検体20上の同じ特徴点（XA等）を同一点として、複数の同一点を設定し、それらの同一点を撮像した画素を同一点由来画素として抽出し、その画素が出力した光量の値と共に、演算部25へ出力する。

以後の演算部25による被検体遠近情報を算出及び、表面形状推定部26による被検体の表面形状を推定するは、前述した変形例と同等である。

[0082] 従って、観察システムが、3つ以上の照射窓を配置する構成であれば、第1、第2の実施形態と組み合わせることで、その効果を維持したまま、より高精度な被検体遠近情報、及びそれから求められる上述した様々な情報を得ることが可能となる。尚、以上説明した実施形態及び変形例は、一例に過ぎず、発明の趣旨を逸脱しない範囲で様々な変形が可能である。

[0083] 以上説明した実施形態は、以下の発明の要旨を含んでいる。

（1）受光窓から取り入れた被検体の画像を撮像する撮像素子と、

前記受光窓の近傍に配置され、前記被検体に第1の照明光を照射する第1の照射窓と、前記受光窓に対する前記第1の照射窓の位置と対称となる位置に配置されて前記被検体に前記第1の照明光と同じ光学特性の第2の照明光を照射する第2の照射窓と、前記第1の照明光及び前記第2の照明光を互いに異なるタイミングで発光させる発光制御部と、を備える光源装置と、

前記撮像素子により、前記第1の照明光下で撮像された前記被検体の第1の画像と、前記第2の照明光下で撮像された前記被検体の第2の画像と、を取り込み、

前記第1の画像に含まれる第1の光学情報と前記第2の画像に含まれる第2の光学情報を生成する画像処理部と、

前記画像処理部が出力した画像に関係づけて前記第1の光学情報と前記第2の光学情報を記録する記録部と、

前記第1の画像と前記第2の画像とを比較して、撮像されている被検体上

の同じ特徴点を同一点として複数個を見出し、前記第 1 の画像上の同一点を第 1 画像同一点由来画素として、及び前記第 2 の画像上の前記同一点を第 2 画像同一点由来画素として対応づけて抽出する同一点由来画素抽出部と、

前記同一点由来画素抽出部により抽出された前記被検体上の複数の同一点の中から設定された第 1 同一点と第 2 同一点に対して、

前記第 1 同一点における第 1 画像第 1 同一点由来画素の有する第 1 の光学情報と、第 2 画像第 1 同一点由来画素の有する第 2 の光学情報と、

前記第 2 同一点における第 1 画像第 2 同一点由来画素の有する第 1 の光学情報と、第 2 画像第 2 同一点由来画素の有する第 2 の光学情報と、をそれぞれに比較して、

前記被検体上の第 1 同一点と第 2 同一点の、前記撮像素子からの相対的な距離関係である被検体遠近情報を算出する演算部と、

前記被検体遠近情報に基づいて、前記被検体の表面形状を推定する表面形状推定部と、

前記表面形状推定部により推定された表面形状による立体的な画像として表示する表示部と、

を具備することを特徴とする観察システム。

請求の範囲

[請求項1]

第1の照明光を照射する第1の照射窓と、
第2の照明光を照射する第2の照射窓と、を有する光源装置と、
前記第1、及び第2の照明光に照射された、被検体の画像を撮像する撮像素子と、
を有する観察システムにおいて、
前記光源装置は、第1の照明光と、第2の照明光とを、互いに異なるタイミングで発光させる発光制御部を有しており、
前記第1、及び第2の照明光は、互いにほぼ等しい光学特性を有しており、
前記撮像素子は、
前記第1の照明光のみによる前記被検体の画像である第1の画像と、
、
前記第2の照明光のみによる前記被検体の画像である第2の画像と、
、を取得可能であり、
前記第1の画像は、第1の光学情報を、第2の画像は第2の光学情報をそれぞれ含んでおり、
前記観察システムは、
前記第1の光学情報と前記第2の光学情報を記録する光学情報記録部と、
前記第1の画像と前記第2の画像を比較して、被検体上の同一点に由来する、第1の画像上の同一点由来画素である第1画像同一点由来画素と、第2の画像上の同一点由来画素である第2画像同一点由来画素とを対応付けて、被検体上の複数の同一点として、第1同一点と第2同一点を抽出する同一点由来画素抽出部と、を有し、さらに、
前記第1同一点における第1画像第1同一点由来画素の有する第1の光学情報と、第2画像第1同一点由来画素の有する第2の光学情報と、

前記第2同一点における第1画像第2同一点由来画素の有する第1の光学情報と、第2画像第2同一点由来画素の有する第2の光学情報と、

を比較して、被検体上の第1同一点と第2同一点の、前記撮像素子からの相対的な距離関係である被検体遠近情報を算出する演算部と、

前記被検体遠近情報から被検体の表面形状を推定する表面形状推定部と、

前記表面形状推定部により推定された表面形状が反映された立体的な画像を表示する表示部と、

を有することを特徴とする観察システム。

[請求項2]

前記同一点由来画素抽出部は、前記第1の画像、及び前記第2の画像について、3箇所以上の同一点由来画素を抽出し、

前記演算部は、前記3箇所以上の同一点由来画素に対し、全ての同一点について、相対的な距離関係である被検体遠近情報を算出し、さらに、

前記表面形状推定部は、前記3箇所以上の相対的な被検体遠近情報に基づいて、前記被検体の表面形状を推定することを特徴とする、請求項1に記載の観察システム。

[請求項3]

前記第1の光学情報は、前記同一点由来画素が検出した、前記第1の照明光に基づく被検体の第1の光量情報であり、

前記第2の光学情報は、前記同一点由来画素が検出した、前記第2の照明光に基づく被検体の第2の光量情報であり、

前記演算部は、

Jを1以上の整数としたときに、

前記第1画像第J同一点由来画素の第1の光量情報と、前記第2画像第J同一点由来画素の第2の光量情報と、の比である光量比情報を演算し、

前記光量比情報に基づいて、前記被検体遠近情報を算出することを

特徴とする請求項 2 に記載の観察システム。

[請求項4]

前記第 1 画像の第 J 同一点由来画素の第 1 の光量情報と、前記第 2 画像の第 J 同一点由来画素の第 2 の光量情報との比、が互いに略等しい画素を、等光量比画素としたときに、前記第 1、及び第 2 の画像が、複数の等光量比画素を有している場合、

前記演算部は、前記複数の等光量比画素の光量情報の大小に基づいて、前記撮像素子からの相対的な距離情報である被検体遠近情報を算出し、

前記表面形状推定部が前記被検体遠近情報に基づいて、前記被検体の表面形状を推定することを特徴とする請求項 3 に記載の観察システム。

[請求項5]

前記等光量比画素のうち、前記第 J 同一点における第 1 の光量情報と第 2 の光量情報とが互いに等しい画素を同一光量画素としたときに、

前記演算部は、前記同一光量画素の光量の絶対値の大小に基づいて、前記被検体と前記撮像素子との距離情報を被検体遠近情報として算出することを特徴とする請求項 4 に記載の観察システム。

[請求項6]

前記演算部は、前記距離情報を、前記等光量比画素又は前記同一光量画素のいずれかの受光した光量の絶対値の平方根の逆数に比例した値として算出することを特徴とする請求項 5 に記載の観察システム。

[請求項7]

前記演算部は、前記光量比情報に基づいて、被検体上の同一点の、前記撮像素子と前記第 1 の照射窓と前記第 2 の照射窓とにより定義される観察軸に対する観察軸傾斜角を算出することを特徴とする請求項 3 に記載の観察システム。

[請求項8]

前記演算部は、前記光量比情報が異なり連なる複数の画素について、前記観察軸傾斜角をそれぞれに算出し、異なる観察軸傾斜角を有する画素を、画像上の連なる位置関係に基づいて滑らかに接続し、被検体の表面形状を算出することを特徴とする請求項 7 に記載の観察シス

テム。

[請求項9] 前記光学情報記録部は、光源の照射方向と光強度の関係である配光情報を有しており、前記演算部は、前記配光情報に基づいて、前記被検体遠近情報を補正することを特徴とする請求項3に記載の観察システム。

[請求項10] 前記光学情報記録部は、前記被検体の分光反射率情報を有しており、
、
前記演算部は、前記分光反射率情報に基づいて被検体遠近情報を補正することを特徴とする請求項3に記載の観察システム。

[請求項11] 前記撮像素子は、前記第1、及び第2の照明光を、波長に基づいて分光検出可能な分光検出撮像素子であり、
前記演算部は、前記撮像素子が受光した前記第1、及び第2の光学情報のうち、所定の波長域の光量情報である所定波長域光量情報に基づいて、被検体遠近情報を算出することを特徴とする請求項1に記載の観察システム。

[請求項12] 前記所定の波長域は、前記被検体の分光反射率が高い領域であることを特徴とする請求項11に記載の観察システム。

[請求項13] 前記第1画像第J同一点由来画素は、複数の画素により構成された画素郡であり、前記第1画像第J同一点由来画素と、前記第2画像第J同一点由来画素とは、同一の画素数、画素配置であり、前記第1、及び第2の光学情報は、前記画素郡の画素構成に基づいて、前記演算部により算出されることを特徴とする請求項3に記載の観察システム。
。

[請求項14] 前記第1、及び第2の光学情報は、前記画素郡を構成する個々の画素の光学情報の和であることを特徴とする請求項13に記載の観察システム。

[請求項15] 前記撮像素子は、前記第1、及び第2の照明光の波長に基づいて分光検出可能な分光検出撮像素子であり、前記画素郡は、検出可能な分

光領域が異なる画素を含んでおり、

前記第 1、及び第 2 の光学情報は、前記分光領域が等しい個々の画素の和として求めることを特徴とする請求項 13 に記載の観察システム。

[請求項 16] 前記光源装置は、3 つ以上の照射窓を備え、前記照射窓の 2 つを選択して、照明光を照射し、撮像された画像から被検体遠近情報を算出することを特徴とする請求項 1 乃至 15 のうちのいずれか 1 項に記載の観察システム。

[請求項 17] 第 1 の照明光を照射する第 1 の照射窓と、
第 2 の照明光を照射する第 2 の照射窓と、
第 3 の照明光を照射する第 3 の照射窓と、を有する光源装置と、
前記第 1、第 2 及び第 3 の照明光に照射された、被検体の画像を撮像する撮像素子と、
を有する観察システムにおいて、

前記光源装置は、第 1 の照明光と、第 2 の照明光と、第 3 の照明光とを、互いに異なるタイミングで発光させる発光制御部を有しており、

前記第 1 の照明光、第 2 の照明光、第 3 の照明光は、互いにほぼ等しい光学特性を有しており、

前記撮像素子は、

前記第 1 の照明光のみによる前記被検体の画像である第 1 の画像と

、

前記第 2 の照明光のみによる前記被検体の画像である第 2 の画像と

、

前記第 3 の照明光のみによる前記被検体の画像である第 3 の画像と

、を取得可能であり、

前記第 1 の画像は、第 1 の光学情報を、第 2 の画像は第 2 の光学情報を、第 3 の画像は第 3 の光学情報をそれぞれ含んでおり、

前記観察システムは、

前記第1の光学情報、前記第2の光学情報、及び前記第3の光学情報を記録する光学情報記録部と、

前記第1の画像と前記第2の画像と前記第3の画像とを比較して、被検体上の同一点に由来する、前記第1の画像上の同一点由来画素である第1画像同一点由来画素と、前記第2の画像上の同一点由来画素である第2画像同一点由来画素と、前記第3の画像上の同一点由来画素である第3の画像上の同一点由来画素と、を対応付けて抽出する同一点由来画素抽出部と、を有し、

前記同一点由来画素抽出部は、被検体上の複数の同一点として、第1同一点と第2同一点を抽出し、

前記第1同一点における第1画像第1同一点由来画素の有する第1の光学情報と、第2画像第1同一点由来画素の有する第2の光学情報と、第3画像第1同一点由来画素の有する第3の光学情報と、

前記第2同一点における第1画像第2同一点由来画素の有する第1の光学情報と、第2画像第2同一点由来画素の有する第2の光学情報と、第3画像第1同一点由来画素の有する第3の光学情報と、を比較して、前記被検体上の第1同一点と第2同一点の、前記撮像素子からの相対的な距離関係である被検体遠近情報を算出する演算部と、

前記被検体遠近情報に基づいて、前記被検体の表面形状を推定する表面形状推定部と、

前記表面形状推定部により推定された表面形状による立体的な画像として表示する表示部と、

を有することを特徴とする観察システム。

[請求項18]

1つの受光窓から取り入れた被検体の画像を撮像する撮像素子と、

前記受光窓の近傍に配置され、前記被検体に同一の光学特性の照明光をそれぞれに照射する複数の照射窓と、

前記複数の照射窓から選択的に順次、前記照明光を照射させる発光制御部と、を備える光源装置と、

選択的に順次照射された照明光下で、前記撮像素子により、照明光毎に撮像された複数の画像を取り込み、前記画像の光量を含む光学情報を生成する画像処理部と、

前記画像処理部が出力した画像に関係づけて前記光学情報を記録する記録部と、

読み出した前記複数の画像内に撮像されている前記被検体上の共通の特徴点を同一点として、各画像内に複数の同一点を設定し、それらの同一点を同一点由来画素として抽出する同一点由来画素抽出部と、

前記同一点由来画素の前記光学情報による光量の値から前記撮像素子からの相対的な距離とする被検体遠近情報を算出する演算部と、

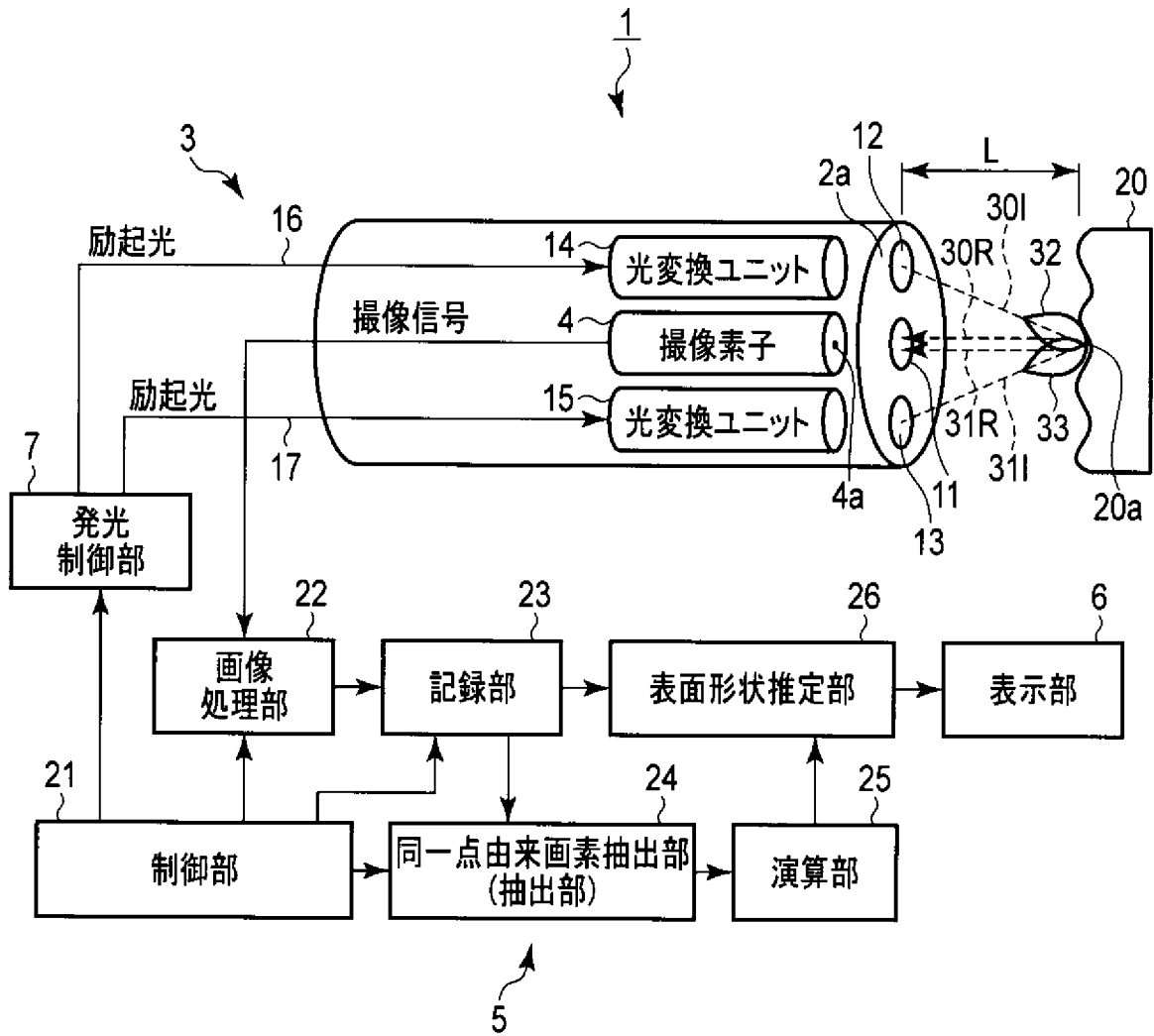
前記複数の同一点をそれぞれ撮像した複数の同一点由来画素の光学情報を比較して、比較結果が略1の同一点を平面部、該比較結果が略1を超える同一点を第1傾斜部、及び該比較結果が略1に満たない同一点を第2傾斜部と判定して、

前記平面部及び前記第1、第2傾斜部に前記相対的な距離を関連づけて繋ぎ、前記被検体の表面形状を推定する表面形状推定部と、

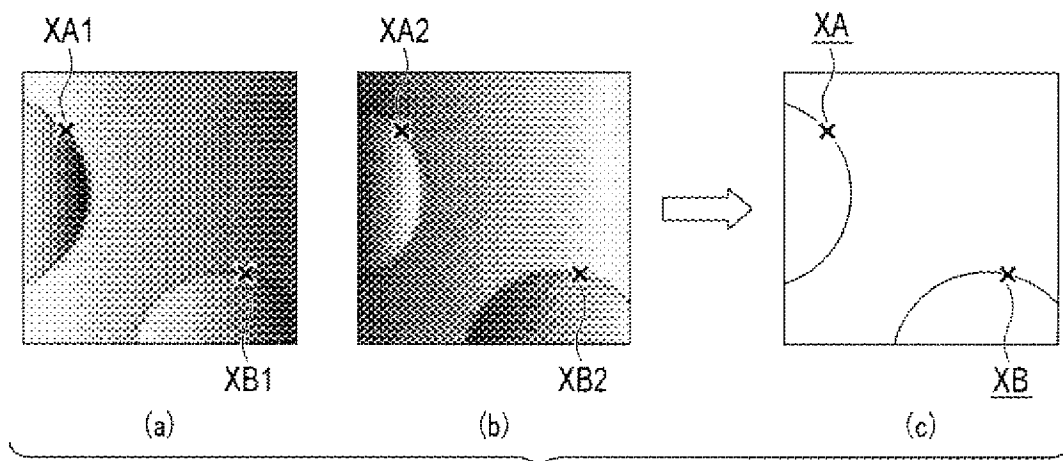
前記表面形状推定部により推定された表面形状による立体的な画像として表示する表示部と、

を具備することを特徴とする観察システム。

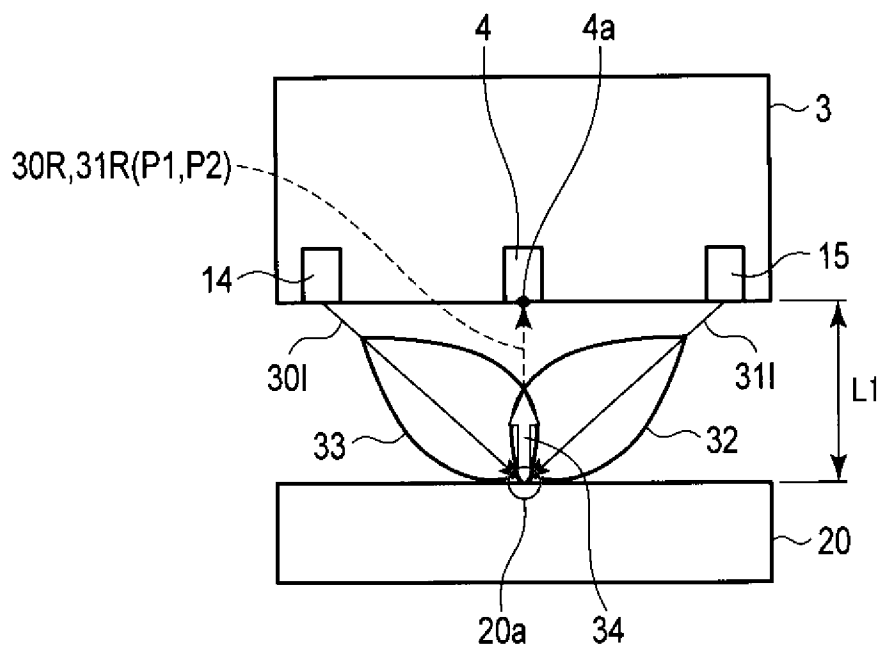
[図1]



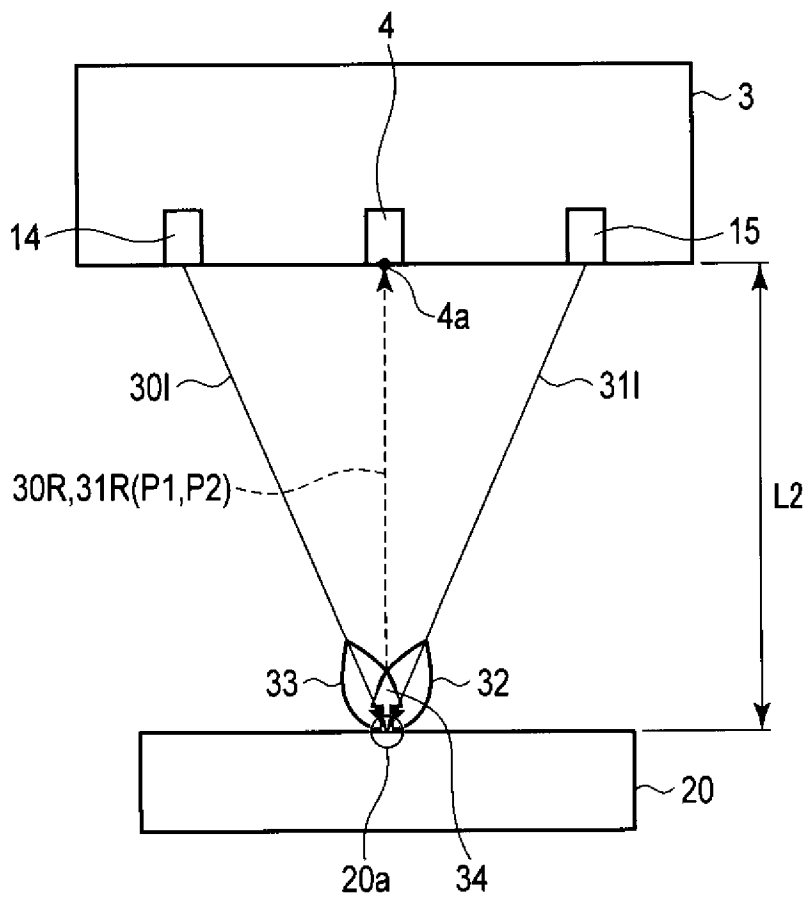
[図2]



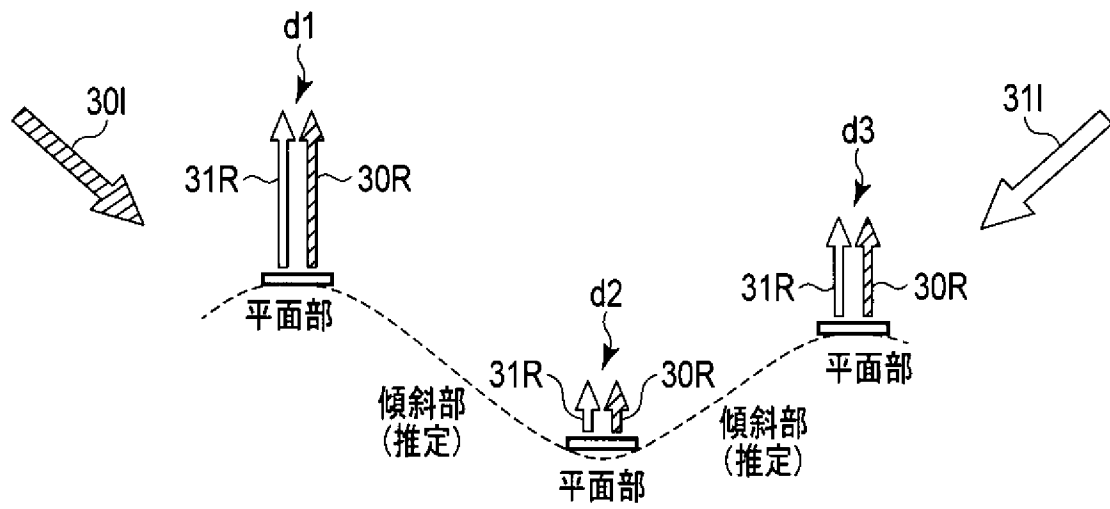
[図3]



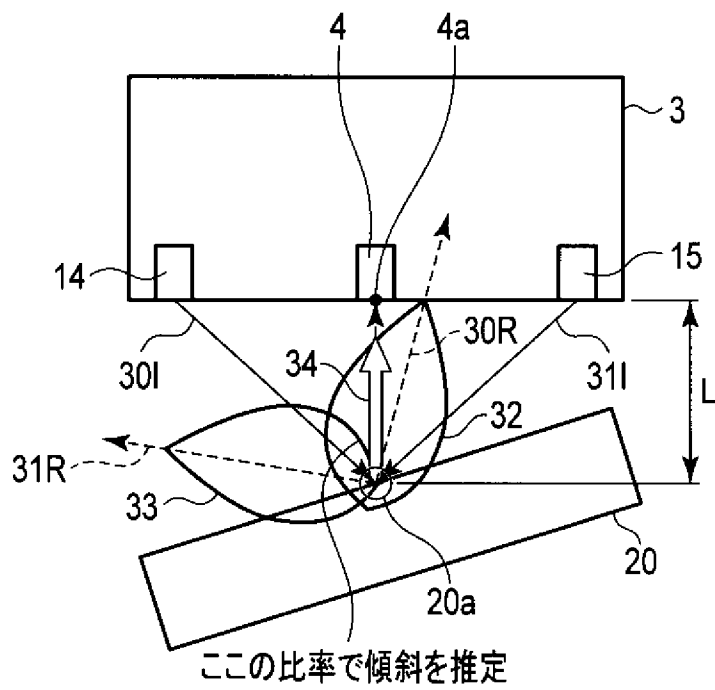
[図4]



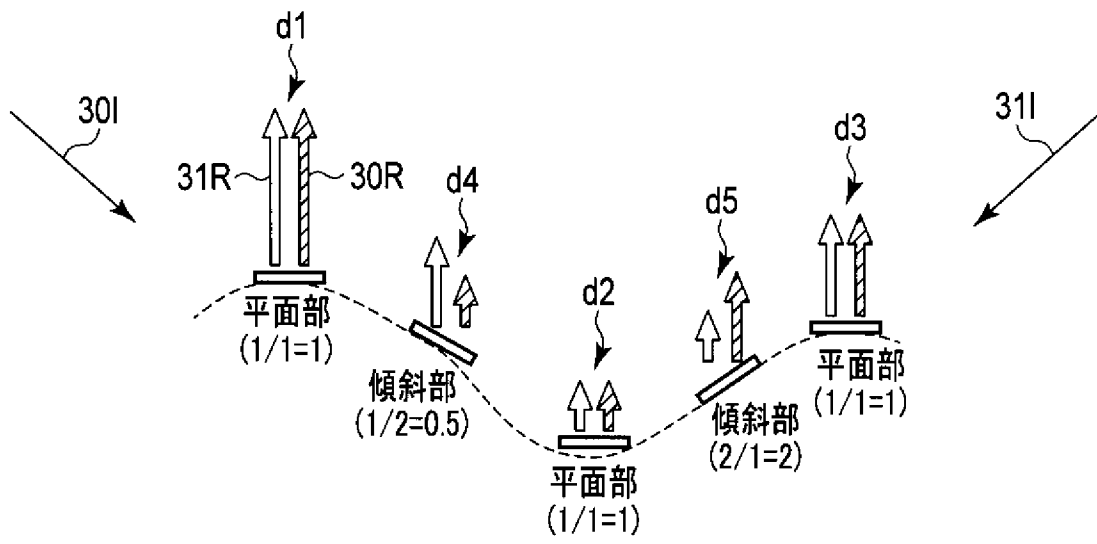
[図5]



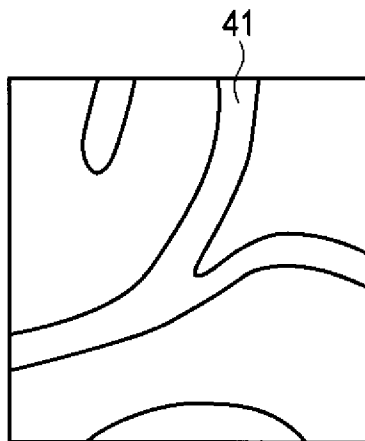
[図6]



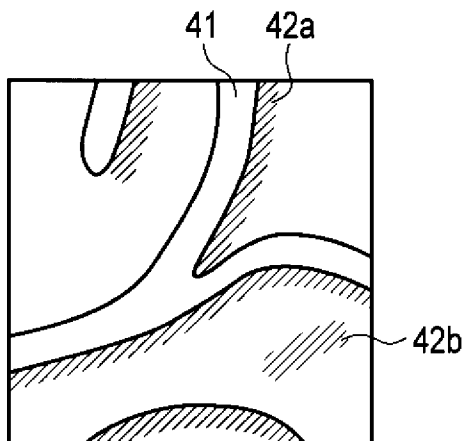
[図7]



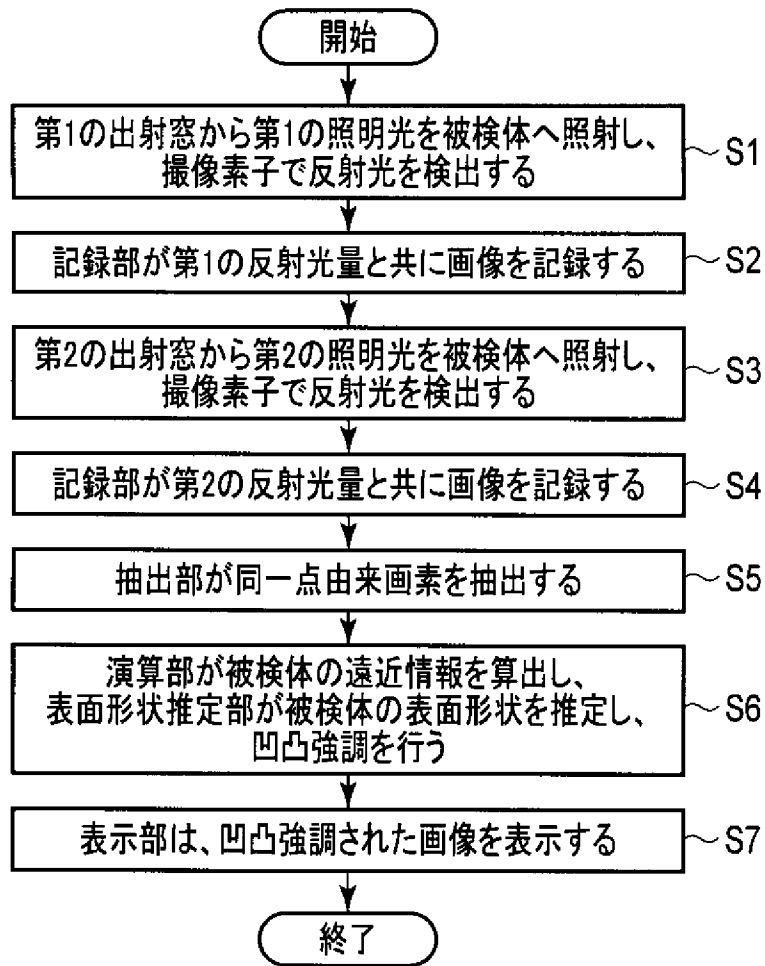
[図8A]



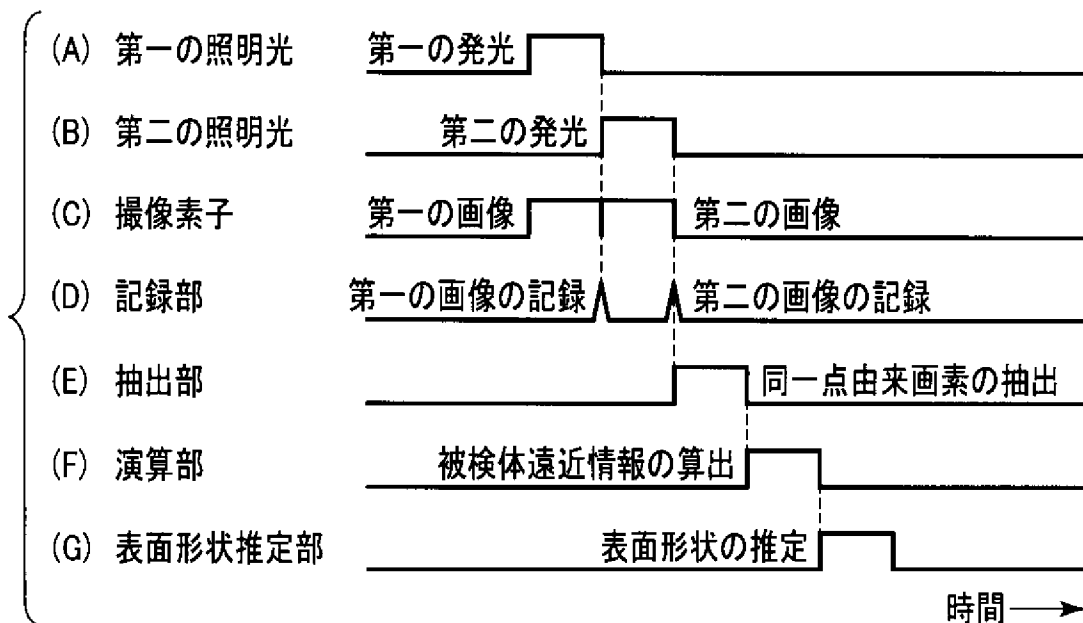
[図8B]



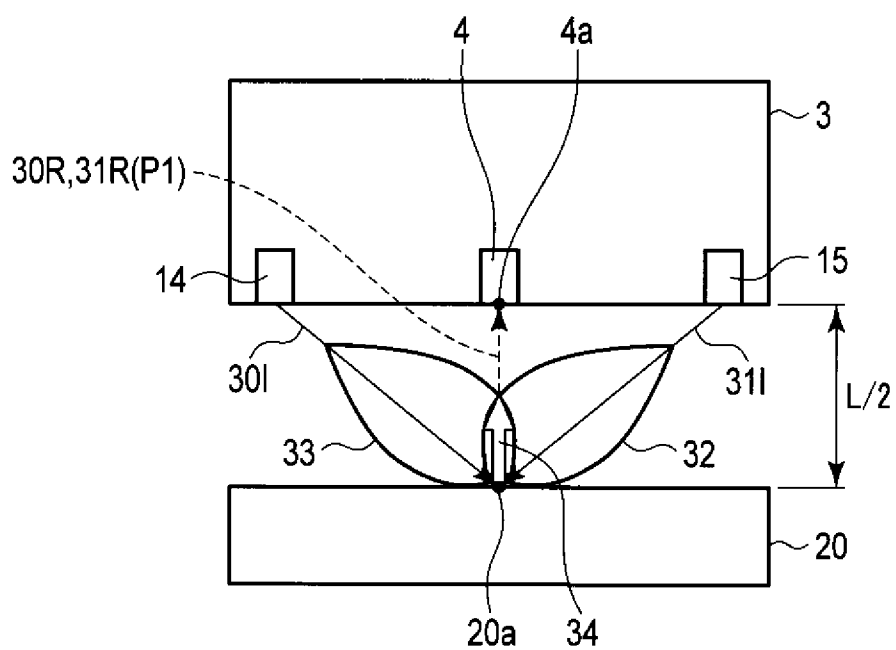
[図9]



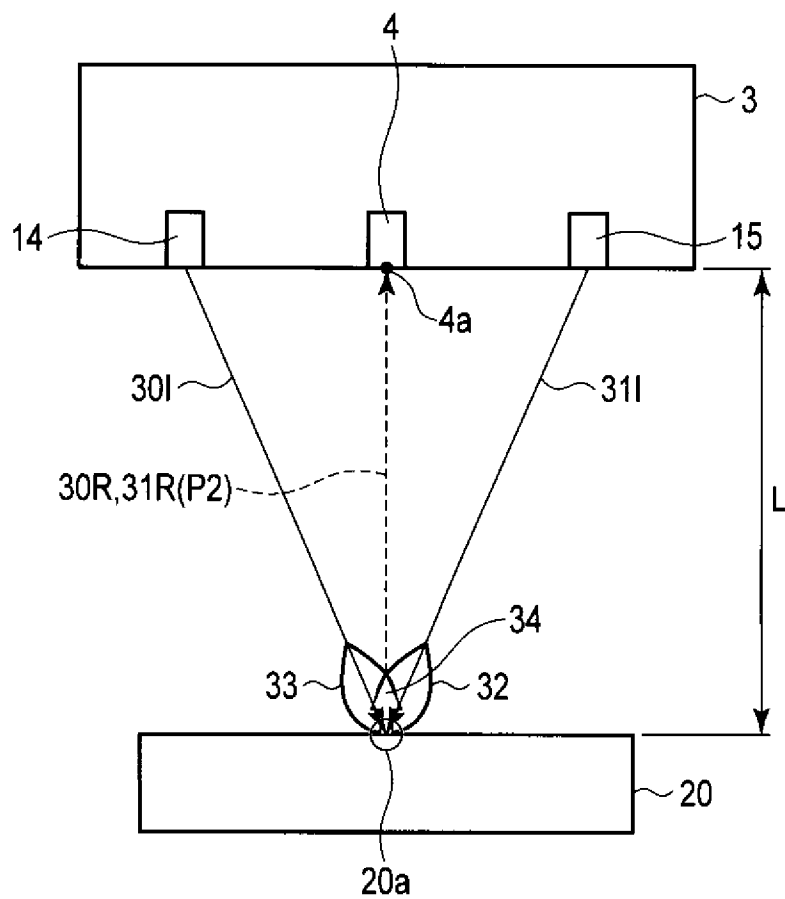
[図10]



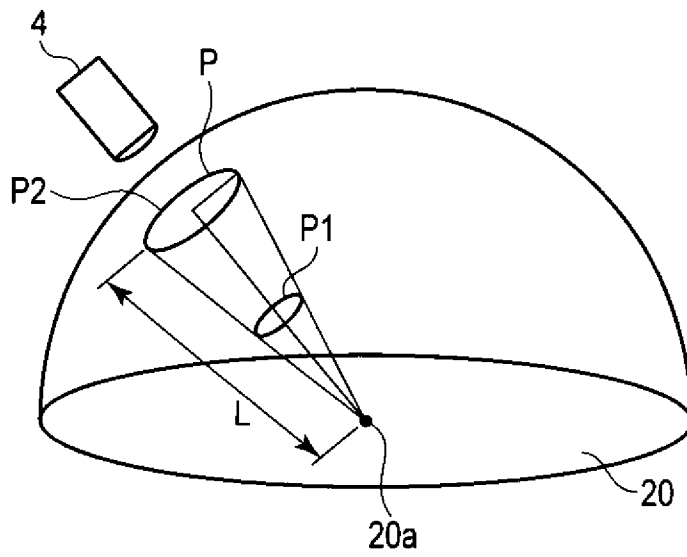
[図11]



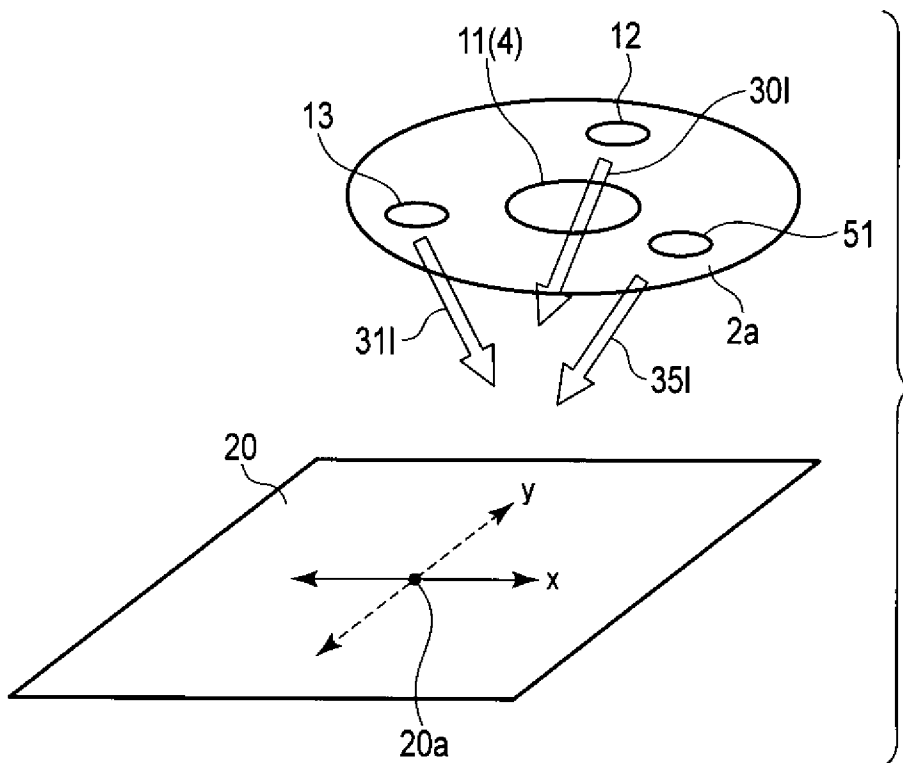
[図12]



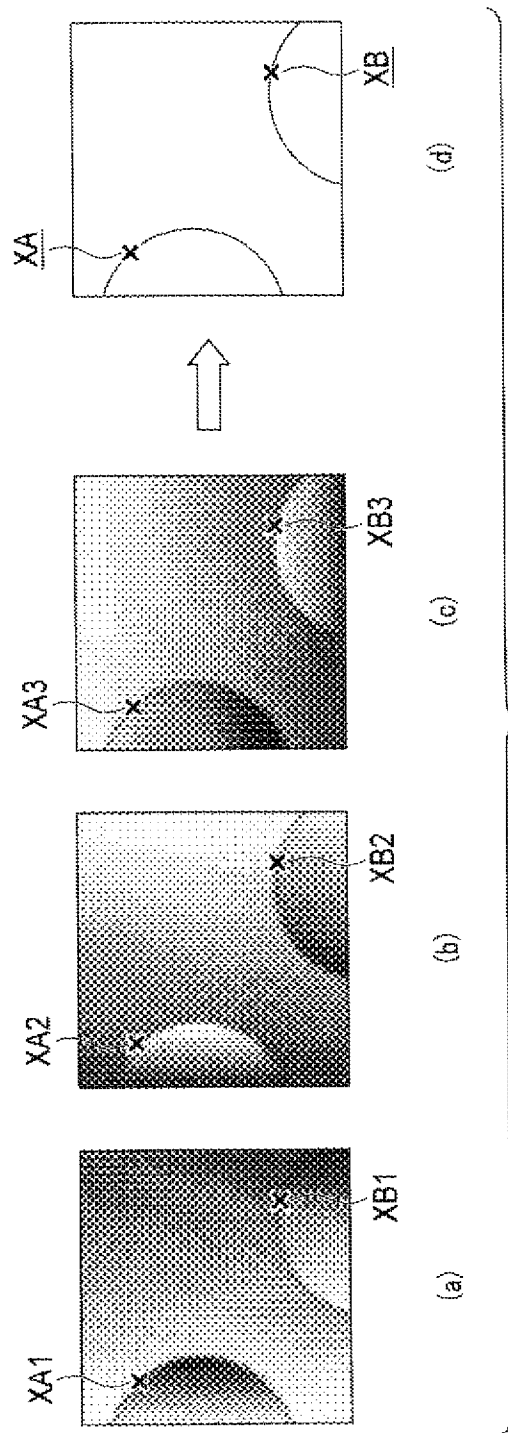
[図13]



[図14]



[図15]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/068214

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER <i>G01B11/24(2006.01) i, A61B1/04(2006.01) i, G01C3/06(2006.01) i</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) <i>G01B11/00-11/30, G01C3/00-3/32, A61B1/00-1/32</i>										
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched <table style="width:100%; border:none;"> <tr> <td style="width:33%;"><i>Jitsuyo Shinan Koho</i></td> <td style="width:33%;"><i>1922-1996</i></td> <td style="width:33%;"><i>Jitsuyo Shinan Toroku Koho</i></td> <td style="width:33%;"><i>1996-2015</i></td> </tr> <tr> <td><i>Kokai Jitsuyo Shinan Koho</i></td> <td><i>1971-2015</i></td> <td><i>Toroku Jitsuyo Shinan Koho</i></td> <td><i>1994-2015</i></td> </tr> </table>			<i>Jitsuyo Shinan Koho</i>	<i>1922-1996</i>	<i>Jitsuyo Shinan Toroku Koho</i>	<i>1996-2015</i>	<i>Kokai Jitsuyo Shinan Koho</i>	<i>1971-2015</i>	<i>Toroku Jitsuyo Shinan Koho</i>	<i>1994-2015</i>
<i>Jitsuyo Shinan Koho</i>	<i>1922-1996</i>	<i>Jitsuyo Shinan Toroku Koho</i>	<i>1996-2015</i>							
<i>Kokai Jitsuyo Shinan Koho</i>	<i>1971-2015</i>	<i>Toroku Jitsuyo Shinan Koho</i>	<i>1994-2015</i>							
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.								
Y A	JP 63-242233 A (Toshiba Corp.), 07 October 1988 (07.10.1988), page 2, lower right column, line 1 to page 5, upper left column, line 2 & US 4827909 A column 2, line 38 to column 7, line 2	1-3, 7-8, 16-17 4-6, 9-15, 18								
Y A	JP 2009-213627 A (Fujifilm Corp.), 24 September 2009 (24.09.2009), paragraphs [0131] to [0147] & US 2009/0227837 A1 paragraphs [0152] to [0168] & CN 101530313 A	1-2, 16 4-6, 9-15, 18								
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.										
<table style="width:100%; border:none;"> <tr> <td style="width:50%; border:none;"> * 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 </td> <td style="width:50%; border:none;"> "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 </td> </tr> </table>			* 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						
* 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 11 September 2015 (11.09.15)	Date of mailing of the international search report 29 September 2015 (29.09.15)									
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/JP2015/068214

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2007-322357 A (Fujitsu Ltd.), 13 December 2007 (13.12.2007), paragraphs [0039] to [0043] (Family: none)	1-3, 7-8, 16-17
A	JP 5-211996 A (Toshiba Corp.), 24 August 1993 (24.08.1993), paragraphs [0026] to [0029] (Family: none)	9
A	JP 2012-050650 A (Fujifilm Corp.), 15 March 2012 (15.03.2012), paragraphs [0053] to [0055] (Family: none)	10
A	JP 2003-93336 A (Toshiba Corp.), 02 April 2003 (02.04.2003), paragraphs [0014] to [0019] (Family: none)	11-12
A	JP 2000-136913 A (Minolta Co., Ltd.), 16 May 2000 (16.05.2000), paragraphs [0034] to [0036] (Family: none)	13
A	JP 2013-63179 A (Olympus Medical Systems Corp.), 11 April 2013 (11.04.2013), paragraphs [0017] to [0024], [0037] to [0051] (Family: none)	1-18

Claim 13 states that "the first and the second optical information are calculated by the operation unit on the basis of the pixel configuration of the pixel group". In the meaning of PCT Article 5, however, the calculation of the optical information "on the basis of the pixel configuration of the pixel group" as described above is not disclosed, and in the meaning of PCT Article 6, the claim lacks support.

It should be noted that, in this search, the search was conducted on the basis of the recognition of "on the basis of optical information of each pixel constituting the pixel group" in place of "on the basis of the pixel configuration of the pixel group" in claim 13.

Claim 17 has a portion of "comparing third optical information which a third image first same point-derived pixel has, ..., and third optical information which a third image first same point-derived pixel has", but what the comparison between the same "third optical information which a third image first same point-derived pixel has" specifically means is unclear.

It should be noted that, in this search, the search was conducted using "comparing third optical information which a third image first same point-derived pixel has, ..., and third optical information which a third image second same point-derived pixel has" in place of the above portion.

Claim 18 makes a statement of "comparing a plurality of pieces of same point pixel information obtained by capturing images of the respective plurality of same points, and assuming that the same point at which a comparison result is approximately 1 is a planar part, the same point at which the comparison result is more than approximately 1 is a first inclined part, and the same point at which the comparison result is less than approximately 1 is a second inclined part".

The "comparison" between the plurality of pieces of same point pixel information includes not only the "ratio" between the plurality of pieces of same point pixel information but also the "difference" therebetween, and the like.

However, as in the invention in claim 18, in the meaning of PCT Article 5, disclosed as a technique for determining the planar part or the inclination part on the basis of whether the result of the "comparison" is approximately 1 or not is only the "ratio" between the plurality of pieces of same point pixel information stated in [0037] to [0047] of the description, and in the meaning of PCT Article 6, the claim lacks support.

It should be noted that, in this search, the search was conducted on the basis of the recognition of "finding the ratio between a plurality of pieces of same point pixel information obtained by capturing images of the respective plurality of same points, and assuming that the same point at which the value of the ratio is approximately 1 is a planar part, the same point at which the value of the ratio is more than approximately 1 is a first inclined part, and the same point at which the value of the ratio is less than approximately 1 is a second inclined part" in place of "comparing a plurality of pieces of same point pixel information obtained by capturing images of the respective plurality of same points, and assuming that the same point at which a comparison result is approximately 1 is a planar part, the same point at which the comparison result is more than approximately 1 is a first inclined part, and the same point at which the comparison result is less than approximately 1 is a second inclined part".

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. G01B11/24(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G01C3/06(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. G01B11/00-11/30 G01C 3/00- 3/32 A61B 1/00- 1/32		
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 1971-2015年 日本国実用新案登録公報 1996-2015年 日本国登録実用新案公報 1994-2015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
Y A	JP 63-242233 A (株式会社東芝) 1988. 10. 07, 2 頁右下欄 1 行-5 頁左上欄 2 行 & US 4827909 A 2 欄 38 行-7 欄 2 行	1-3, 7-8, 16-17 4-6, 9-15, 18
Y A	JP 2009-213627 A (富士フイルム株式会社) 2009. 09. 24, [0131]-[0147] & US 2009/0227837 A1 [0152]-[0168] & CN 101530313 A	1-2, 16 4-6, 9-15, 18
<input checked="" type="checkbox"/> C 欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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 11. 09. 2015	国際調査報告の発送日 29. 09. 2015	
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) 梶田 真也 電話番号 03-3581-1101 内線 3258	2 S 5 5 5 1

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
Y	JP 2007-322357 A (富士通株式会社) 2007. 12. 13, [0039]-[0043] (ファミリーなし)	1-3, 7-8, 16-17
A	JP 5-211996 A (株式会社東芝) 1993. 08. 24, [0026]-[0029] (ファミリーなし)	9
A	JP 2012-050650 A (富士フイルム株式会社) 2012. 03. 15, [0053]-[0055] (ファミリーなし)	10
A	JP 2003-93336 A (株式会社東芝) 2003. 04. 02, [0014]-[0019] (ファミリーなし)	11-12
A	JP 2000-136913 A (ミノルタ株式会社) 2000. 05. 16, [0034]-[0036] (ファミリーなし)	13
A	JP 2013-63179 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013. 04. 11, [0017]-[0024], [0037]-[0051] (ファミリーなし)	1-18

請求項 13 には、「前記第 1、第 2 の光学情報は、前記画素群の画素構成に基づいて、前記演算部により算出される」とあるが、このように「画素群の画素構成に基づいて」光学情報を算出することは、PCT 第 5 条の意味において開示されておらず、PCT 第 6 条の意味での裏付けを欠いている。

なお、本調査では、請求項 13 における「前記画素群の画素構成に基づいて」に代えて、「前記画素群を構成する個々の画素の光学情報に基づいて」と認定し、調査を行った。

請求項 17 には、「第 3 画像第 1 同一点由来画素の有する第 3 の光学情報と、・・・第 3 画像第 1 同一点由来画素の有する第 3 の光学情報と、を比較して、」という部分があるが、この同じ「第 3 画像第 1 同一点由来画素の有する第 3 の光学情報」同士を比較するとは、具体的にどのようなことを表すのかが不明瞭である。

なお、本調査では、当該部分を「第 3 画像第 1 同一点由来画素の有する第 3 の光学情報と、・・・第 3 画像第 2 同一点由来画素の有する第 3 の光学情報と、を比較して、」に代えて、調査を行った。

請求項 18 には、「前記複数の同一点をそれぞれ撮像した複数の同一点画素情報を比較して、比較結果が略 1 の同一点を平面部、該比較結果が略 1 を越える同一点を第 1 傾斜部、及び該比較結果が略 1 に満たない同一点を第 2 傾斜部と仮定して」とある。この複数の同一点画素情報の「比較」とは、複数の同一点画素情報の「比」のみならず、「差分」等をも包含するものである。しかし、請求項 18 に係る発明のように、この「比較」結果が略 1 であるか否かに基づいて平面部と傾斜部の判定を行う技術として、PCT 第 5 条の意味において開示されているのは、明細書の[0037]-[0047]に記載された複数の同一点画素情報の「比」のみであり、PCT 第 6 条の意味での裏付けを欠いている。

なお、本調査では、請求項 18 における

「前記複数の同一点をそれぞれ撮像した複数の同一点画素情報を比較して、比較結果が略 1 の同一点を平面部、該比較結果が略 1 を越える同一点を第 1 傾斜部、及び該比較結果が略 1 に満たない同一点を第 2 傾斜部と仮定して」

に代えて、

「前記複数の同一点をそれぞれ撮像した複数の同一点画素情報の比を求め、該比の値が略 1 の同一点を平面部、該比の値が略 1 を越える同一点を第 1 傾斜部、及び該比の値が略 1 に満たない同一点を第 2 傾斜部と仮定して」

と認定し、調査を行った。