

(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
2011 年 4 月 28 日(28.04.2011)



PCT



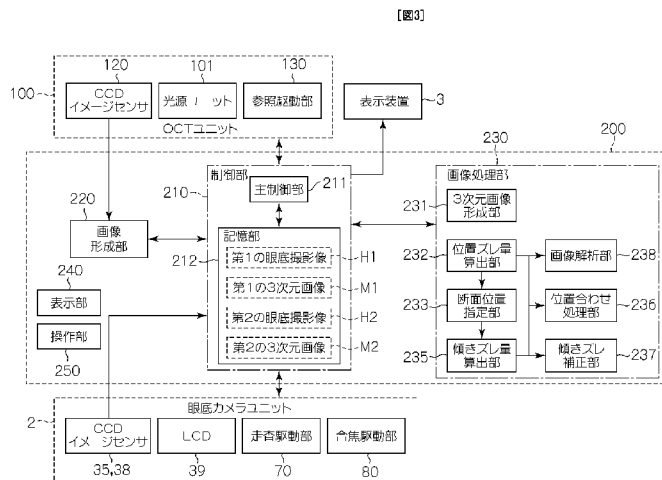
(10) 国際公開番号
WO 2011/048748 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 3/10 (2006.01) A61B 3/14 (2006.01)
A61B 3/12 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/005633
- (22) 国際出願日: 2010 年 9 月 15 日(15.09.2010)
- (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 2009-242036 2009 年 10 月 21 日(21.10.2009) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社トプコン(KABUSHIKI KAISHA TOPCON) [JP/JP]; 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 林 健史 (HAYASHI, Takefumi) [JP/JP]; 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町 7 5 番 1 号株式会社トプコン内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人三澤特許事務所(MISAWA PATENT OFFICE, p.c.); 〒1600023 東京都新宿区西新宿 7 丁目 1 5 番 8 号 日販ビル 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, 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, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, 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, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF,

[続葉有]

(54) Title: FUNDUS IMAGE PROCESSING DEVICE AND FUNDUS OBSERVING DEVICE

(54) 発明の名称: 眼底画像処理装置及び眼底観察装置



100 OCT UNIT
120 CCD IMAGE SENSOR
101 LIGHT SOURCE UNIT
130 REFERENCE DRIVING UNIT
3 DISPLAY DEVICE
220 IMAGE FORMATION UNIT
240 DISPLAY UNIT
250 OPERATION UNIT
210 CONTROL UNIT
211 MAIN CONTROL UNIT
212 STORAGE UNIT
H1 FIRST FUNDUS PHOTOGRAPHIC IMAGE
M1 FIRST THREE-DIMENSIONAL IMAGE
H2 SECOND FUNDUS PHOTOGRAPHIC IMAGE
M2 SECOND THREE-DIMENSIONAL IMAGE
230 IMAGE PROCESSING UNIT

231 THREE-DIMENSIONAL IMAGE FORMATION UNIT
232 POSITION SHIFT AMOUNT CALCULATION UNIT
233 CROSS-SECTION POSITION SPECIFYING UNIT
234 TILT SHIFT AMOUNT CALCULATION UNIT
235 IMAGE ANALYSIS UNIT
236 IMAGE PROCESSING UNIT
237 TILT SHIFT CORRECTION UNIT
2 FUNDUS CAMERA UNIT
35, 38 CCD IMAGE SENSOR
39 SCAN DRIVING UNIT
70 FOCUS DRIVING UNIT

(57) Abstract: Comparison observation of the fundus oculi can be performed at a high reliability. A position shift amount calculation unit (232) calculates, based on fundus photographic images (H1, H2), a position shift amount between the fundus photographic images (H1, H2) in a fundus surface direction. A cross-section position specifying unit (233) specifies, based on the position shift amount, cross-section positions at substantially the same position on the fundus oculi (Ef) imaged on the respective fundus photographic images (H1, H2). Based on a first tomogram at a cross-section position in a first three-dimensional image (M1), which corresponds to the cross-section position specified in the first fundus photographic image (H1), and a second tomogram at a cross-section position in a second three-dimensional image (M2), which corresponds to the cross-section position specified in the second fundus photographic image (H2), a tilt shift amount calculation unit (235) calculates a tilt shift amount between the first and second tomograms in a surface stretched along the direction of the depth of the fundus oculi and the direction along the specified cross-section position. This makes it possible to obtain the position shift amount and tilt shift amount between the first and second three-dimensional images (M1, M2).

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2011/048748 A1



BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, 添付公開書類:
SN, TD, TG).

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

眼底の比較観察を高い確度で行う。位置ズレ量算出部 232 は、眼底撮影像 H1、H2 に基づき、眼底表面方向における眼底撮影像 H1、H2 の間の位置ズレ量を算出する。断面位置指定部 233 は、位置ズレ量に基づき、各眼底撮影像 H1、H2 に描写された眼底 Ef 上の略同一位置に断面位置を指定する。傾きズレ量算出部 235 は、第 1 の眼底撮影像 H1 に指定された断面位置に対応する第 1 の 3 次元画像 M1 の断面位置における第 1 の断層像と、第 2 の眼底撮影像 H2 に指定された断面位置に対応する第 2 の 3 次元画像 M2 の断面位置における第 2 の断層像とに基づいて、指定された断面位置に沿う方向と眼底深度方向とにより張られる面における、第 1 の断層像と第 2 の断層像との間の傾きズレ量を算出する。それにより、第 1 及び第 2 の 3 次元画像 M1、M2 の間の位置ズレ量と傾きズレ量が得られる。

明 細 書

発明の名称：眼底画像処理装置及び眼底観察装置

技術分野

[0001] この発明は、眼底を撮影して得られた眼底撮影像と、光コヒーレンストモグラフィ（Optical Coherence Tomography：OCT）を用いて形成された眼底の3次元画像とを処理する眼底画像処理装置、並びに、眼底撮影像及び／又は眼底の3次元画像を形成可能な眼底観察装置に関する。

背景技術

[0002] 近年、レーザ光源等からの光ビームを用いて被測定物体の表面形態や内部形態を表す画像を形成するOCTが注目を集めている。OCTは、X線CTのような人体に対する侵襲性を持たないことから、特に医療分野や生物学分野における応用の展開が期待されている。たとえば眼科分野においては、眼底や角膜等の画像を形成する装置が実用化段階に入っている。

[0003] 特許文献1にはOCTを適用した装置が開示されている。この装置は、測定腕が回転式轉向鏡（ガルバノミラー）により物体を走査し、参照腕に参照ミラーが設置されており、その出口に計測腕及び参照腕からの光束の干渉光の強度を分光器で分析する干渉器が設けられている。更に、参照腕は、参照光光束位相を不連続な値で段階的に変えるように構成されている。

[0004] 特許文献1の装置は、いわゆる「フーリエドメインOCT（Fourier Domain OCT）」の手法を用いるものである。すなわち、被測定物体に対して低コヒーレンス光のビームを照射し、その反射光と参照光とを重ね合わせて干渉光を生成し、この干渉光のスペクトル強度分布を取得してフーリエ変換を施すことにより被測定物体の深度方向（z方向）の形態を画像化するものである。なお、このタイプの手法は、特にスペクトラルドメイン（Spectral Domain）とも呼ばれる。

[0005] 更に、特許文献1に記載の装置は、光ビーム（信号光）を走査するガルバ

ノミラーを備え、それにより被測定物体の所望の測定対象領域の画像を形成するようになっている。この装置においては、 z 方向に直交する 1 方向（ x 方向）にのみ光ビームを走査するように構成されているので、この装置により形成される画像は、光ビームの走査方向（ x 方向）に沿った深度方向（ z 方向）の 2 次元断層像となる。

[0006] 特許文献 2 には、信号光を水平方向（ x 方向）及び垂直方向（ y 方向）に走査（スキャン）することにより水平方向の 2 次元断層像を複数形成し、これら複数の断層像に基づいて測定範囲の 3 次元の断層情報を取得して画像化する技術が開示されている。この 3 次元画像化としては、たとえば、複数の断層像を垂直方向に並べて表示させる方法や（スタックデータなどと呼ばれる）、複数の断層像にレンダリング処理を施して 3 次元画像を形成する方法などが考えられる。

[0007] 特許文献 3、4 には、他のタイプの OCT 装置が開示されている。特許文献 3 には、被測定物体に照射される光の波長を走査し、各波長の光の反射光と参照光とを重ね合わせて得られる干渉光に基づいてスペクトル強度分布を取得し、それに対してフーリエ変換を施すことにより被測定物体の形態を画像化する OCT 装置が記載されている。このような OCT 装置は、スウェプトソース（Swept Source）タイプなどと呼ばれる。スウェプトソースタイプはフーリエドメインタイプ的一种である。

[0008] また、特許文献 4 には、所定のビーム径を有する光を被測定物体に照射し、その反射光と参照光とを重ね合わせて得られる干渉光の成分を解析することにより、光の進行方向に直交する断面における被測定物体の画像を形成する OCT 装置が記載されている。このような OCT 装置は、フルフィールド（full-field）タイプ、或いはインファス（en-face）タイプなどと呼ばれる。

[0009] 特許文献 5 には、OCT を眼科分野に適用した構成が開示されている。なお、OCT が応用される以前から、被検眼を観察するための装置として眼底カメラやスリットランプなどが使用されている（たとえば特許文献 6、特許

文献 7 を参照)。眼底カメラは被検眼に照明光を照射し、その眼底反射光を受光することで眼底を撮影する装置である。スリットランプは、スリット光を用いて角膜の光切片を切り取ることにより角膜の断面の画像を取得する装置である。

[0010] OCT を用いた装置は、高精細の画像を取得できる点、更には断層像や 3 次元画像を取得できる点などにおいて、眼底カメラ等に対して優位性を持つ。

[0011] このように、OCT を用いた装置は被検眼の様々な部位の観察に適用可能であり、また高精細な画像を取得できることから、様々な眼科疾患の診断への応用がなされてきている。

先行技術文献

特許文献

- [0012] 特許文献 1：特開平 11-325849 号公報
特許文献 2：特開 2002-139421 号公報
特許文献 3：特開 2007-24677 号公報
特許文献 4：特開 2006-153838 号公報
特許文献 5：特開 2008-73099 公報
特許文献 6：特開平 9-276232 号公報
特許文献 7：特開 2008-259544 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0013] 各種医療分野では、たとえば経過観察や術前術後観察のように、異なるタイミングで取得された画像を比較して注目部位（患部、特徴部位等）の状態の経時的な変化を把握する診断手法が取られている（「比較観察」と呼ぶことにする）。眼科分野では、たとえば緑内障や黄斑疾患の診断において比較観察が実施される。その際、画像に描写された注目部位の状態の比較だけでなく、注目部位に関する物理量の定量的な比較を行うことがある。比較対象

となる物理量の例として、患部のサイズ（半径、直径、面積、体積等）や、視神経乳頭のカップサイズ、ディスクサイズ、リムサイズなどがある。

[0014] このような物理量の定量的な比較を行う際には当然に、比較対象となる物理量をできるだけ正確に求めることが重要である。また、比較の確度を担保するためには、物理量を算出する元になる画像をできるだけ同じ条件で取得する必要がある。

[0015] しかしながら、眼科分野におけるOCT計測では、眼球の回転、固視位置のズレ、アライメントのズレなどによって、画像を取得する度にどうしても条件が異なってしまう。その結果、物理量の比較の確度が低下し、また、画像自体を比較する作業を難しくしていた。

[0016] この発明は、以上のような問題を解決するためになされたもので、その目的は、眼底の比較観察を高い確度で行うことが可能な眼底画像処理装置及び眼底観察装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0017] 上記目的を達成するために、請求項1に記載の発明は、第1の検査タイミングで取得された被検眼の第1の眼底撮影像及び前記被検眼の眼底の第1の3次元画像と、前記第1の検査タイミングと異なる第2の検査タイミングで取得された前記被検眼の第2の眼底撮影像及び前記眼底の第2の3次元画像とを予め記憶する記憶手段と、前記第1の眼底撮影像及び前記第2の眼底撮影像に基づいて、眼底表面方向における前記第1の眼底撮影像と前記第2の眼底撮影像との間の位置ズレ量を算出する第1の算出手段と、前記算出された位置ズレ量に基づいて、前記第1の眼底撮影像及び前記第2の眼底撮影像のそれぞれに描写された前記眼底上の略同一位置に断面位置を指定する指定手段と、前記第1の眼底撮影像に指定された断面位置に対応する前記第1の3次元画像の断面位置における第1の断層像と、前記第2の眼底撮影像に指定された断面位置に対応する前記第2の3次元画像の断面位置における第2の断層像とに基づいて、前記指定された断面位置に沿う方向と眼底深度方向とにより張られる面における前記第1の断層像と前記第2の断層像との間の

傾きズレ量を算出する第2の算出手段と、を備えることを特徴とする。

また、請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の眼底画像処理装置であって、前記指定手段は、複数の前記断面位置を指定し、前記第2の算出手段は、前記複数の断面位置のそれぞれに対応する前記第1及び第2の3次元画像の断面位置について、当該断面位置における前記第1の断層像及び前記第2の断層像に基づいて、前記指定された断面位置に沿う方向と前記眼底深度方向とにより張られる面における前記傾きズレ量を算出する、ことを特徴とする。

また、請求項3に記載の発明は、請求項2に記載の眼底画像処理装置であって、前記指定手段は、前記複数の断面位置として、互いに直交して交差する一対の直線状の断面位置を指定し、前記第2の算出手段は、前記一対の断面位置のそれぞれに対応する前記第1及び第2の3次元画像の断面位置について前記傾きズレ量を算出することにより、互いに直交する一対の平面のそれぞれにおける傾きズレ量を求める、ことを特徴とする。

また、請求項4に記載の発明は、請求項2に記載の眼底画像処理装置であって、前記指定手段は、前記複数の断面位置として、放射状に配置されて互いに交差する2つ以上の直線状の断面位置を指定し、前記第2の算出手段は、前記2つ以上の断面位置のそれぞれに対応する前記第1及び第2の3次元画像の断面位置について前記傾きズレ量を算出し、前記第2の算出手段により算出された前記2つ以上の断面位置に対応する前記傾きズレ量のうちの最大値を選択し、前記選択された傾きズレ量を打ち消すように、当該傾きズレ量に対応する断面位置に沿う方向と前記眼底深度方向とにより張られる平面における前記第1の3次元画像と前記第2の3次元画像との間の傾きのズレを補正する補正手段を更に備える、ことを特徴とする。

また、請求項5に記載の発明は、請求項1～請求項3のいずれか一項に記載の眼底画像処理装置であって、前記第1の算出手段により算出された前記位置ズレ量と前記第2の算出手段により算出された前記傾きズレ量とを打ち消すように、前記第1の3次元画像と前記第2の3次元画像との間の位置合

わせを行う位置合わせ手段を更に備える、ことを特徴とする。

また、請求項 6 に記載の発明は、請求項 1 ～請求項 3 のいずれか一項に記載の眼底画像処理装置であって、第 1 の算出手段により算出された前記位置ズレ量及び／又は前記第 2 の算出手段により算出された前記傾きズレ量に基づいて、前記第 1 の 3 次元画像を解析して所定の物理量の第 1 の値を算出し、かつ、前記第 2 の 3 次元画像を解析して前記所定の物理量の第 2 の値を算出する解析手段を更に備える、ことを特徴とする。

また、請求項 7 に記載の発明は、請求項 1 に記載の眼底画像処理装置であって、前記第 1 の算出手段は、前記位置ズレ量として、前記眼底表面方向における平行移動量と回転移動量とを算出する、ことを特徴とする。

また、請求項 8 に記載の発明は、被検眼の眼底を撮影する撮影手段と、低コヒーレンス光を信号光と参照光とに分割し、前記眼底を経由した前記信号光と参照光路を経由した参照光とを重畳させて干渉光を生成して検出する光学系と、前記干渉光の検出結果に基づいて前記眼底の 3 次元画像を形成する画像形成手段と、第 1 の検査タイミングで前記撮影手段により撮影された前記被検眼の第 1 の眼底撮影像及び前記画像形成手段により形成された前記眼底の第 1 の 3 次元画像と、前記第 1 の検査タイミングと異なる第 2 の検査タイミングで前記撮影された前記被検眼の第 2 の眼底撮影像及び前記形成された前記眼底の第 2 の 3 次元画像とを記憶する記憶手段と、前記第 1 の眼底撮影像及び前記第 2 の眼底撮影像に基づいて、眼底表面方向における前記第 1 の眼底撮影像と前記第 2 の眼底撮影像との間の位置ズレ量を算出する第 1 の算出手段と、前記算出された位置ズレ量に基づいて、前記第 1 の眼底撮影像及び前記第 2 の眼底撮影像のそれぞれに描写された前記眼底上の略同一位置に断面位置を指定する指定手段と、前記第 1 の眼底撮影像に指定された断面位置に対応する前記第 1 の 3 次元画像の断面位置における第 1 の断層像と、前記第 2 の眼底撮影像に指定された断面位置に対応する前記第 2 の 3 次元画像の断面位置における第 2 の断層像とに基づいて、前記指定された断面位置に沿う方向と眼底深度方向とにより張られる面における前記第 1 の断層像と

前記第 2 の断層像との間の傾きズレ量を算出する第 2 の算出手段と、を備えることを特徴とする眼底観察装置である。

また、請求項 9 に記載の発明は、低コヒーレンス光を信号光と参照光とに分割し、被検眼の眼底を経由した前記信号光と参照光路を経由した参照光とを重畳させて干渉光を生成して検出する光学系と、前記干渉光の検出結果に基づいて前記眼底の 3 次元画像を形成する画像形成手段と、第 1 の検査タイミングで取得された前記被検眼の第 1 の眼底撮影像と、前記第 1 の検査タイミングと異なる第 2 の検査タイミングで取得された前記被検眼の第 2 の眼底撮影像とを予め記憶するとともに、前記第 1 の検査タイミングで前記画像形成手段により形成された前記眼底の第 1 の 3 次元画像と、前記第 2 の検査タイミングで前記形成された前記眼底の第 2 の 3 次元画像とを記憶する記憶手段と、前記第 1 の眼底撮影像及び前記第 2 の眼底撮影像に基づいて、眼底表面方向における前記第 1 の眼底撮影像と前記第 2 の眼底撮影像との間の位置ズレ量を算出する第 1 の算出手段と、前記算出された位置ズレ量に基づいて、前記第 1 の眼底撮影像及び前記第 2 の眼底撮影像のそれぞれに描写された前記眼底上の略同一位置に断面位置を指定する指定手段と、前記第 1 の眼底撮影像に指定された断面位置に対応する前記第 1 の 3 次元画像の断面位置における第 1 の断層像と、前記第 2 の眼底撮影像に指定された断面位置に対応する前記第 2 の 3 次元画像の断面位置における第 2 の断層像とに基づいて、前記指定された断面位置に沿う方向と眼底深度方向とにより張られる面における前記第 1 の断層像と前記第 2 の断層像との間の傾きズレ量を算出する第 2 の算出手段と、を備えることを特徴とする眼底観察装置である。

また、請求項 10 に記載の発明は、被検眼の眼底を撮影する撮影手段と、第 1 の検査タイミングで取得された前記眼底の第 1 の 3 次元画像と、前記第 1 の検査タイミングと異なる第 2 の検査タイミングで取得された前記眼底の第 2 の 3 次元画像とを予め記憶するとともに、前記第 1 の検査タイミングで前記撮影手段により撮影された前記被検眼の第 1 の眼底撮影像と、前記第 2 の検査タイミングで前記撮影された前記被検眼の第 2 の眼底撮影像とを記憶

する記憶手段と、前記第 1 の眼底撮影像及び前記第 2 の眼底撮影像に基づいて、眼底表面方向における前記第 1 の眼底撮影像と前記第 2 の眼底撮影像との間の位置ズレ量を算出する第 1 の算出手段と、前記算出された位置ズレ量に基づいて、前記第 1 の眼底撮影像及び前記第 2 の眼底撮影像のそれぞれに描写された前記眼底上の略同一位置に断面位置を指定する指定手段と、前記第 1 の眼底撮影像に指定された断面位置に対応する前記第 1 の 3 次元画像の断面位置における第 1 の断層像と、前記第 2 の眼底撮影像に指定された断面位置に対応する前記第 2 の 3 次元画像の断面位置における第 2 の断層像とに基づいて、前記指定された断面位置に沿う方向と眼底深度方向とにより張られる面における前記第 1 の断層像と前記第 2 の断層像との間の傾きズレ量を算出する第 2 の算出手段と、を備えることを特徴とする眼底観察装置である。

発明の効果

[0018] この発明によれば、眼底の比較観察において比較対象となる画像の間に介在する位置ズレ量及び傾きズレ量を求めることができる。したがって、求められた位置ズレ量と傾きズレ量を参照して比較観察を行うことにより、比較対象となる画像をほぼ同じ条件で取得されたものとして比較することができる。それにより、眼底の比較観察を高い確度で行うことが可能となる。

図面の簡単な説明

[0019] [図1] この発明に係る眼底観察装置の実施形態の構成の一例を表す概略図である。

[図2] この発明に係る眼底観察装置の実施形態の構成の一例を表す概略図である。

[図3] この発明に係る眼底観察装置の実施形態の構成の一例を表す概略ブロック図である。

[図4A] この発明に係る眼底観察装置の実施形態において取得される 2 つの眼底撮影像の間の位置ズレの状態を説明するための概略図である。

[図4B] この発明に係る眼底観察装置の実施形態において取得される 2 つの眼

底撮影像の間の位置ズレの状態を説明するための概略図である。

[図4C] この発明に係る眼底観察装置の実施形態において取得される2つの眼底撮影像の間の位置ズレの状態を説明するための概略図である。

[図5A] この発明に係る眼底観察装置の実施形態において眼底撮影像上に指定される断面位置を説明するための概略図である。

[図5B] この発明に係る眼底観察装置の実施形態において眼底撮影像上に指定される断面位置を説明するための概略図である。

[図5C] この発明に係る眼底観察装置の実施形態において眼底撮影像上に指定される断面位置を説明するための概略図である。

[図6A] この発明に係る眼底観察装置の実施形態において3次元画像から形成される断層像を説明するための概略図である。

[図6B] この発明に係る眼底観察装置の実施形態において3次元画像から形成される断層像を説明するための概略図である。

[図7A] この発明に係る眼底観察装置の実施形態における傾きズレ量を算出する処理を説明するための概略図である。

[図7B] この発明に係る眼底観察装置の実施形態における傾きズレ量を算出する処理を説明するための概略図である。

[図7C] この発明に係る眼底観察装置の実施形態における傾きズレ量を算出する処理を説明するための概略図である。

[図8] この発明に係る眼底観察装置の実施形態における傾きズレ量を算出する処理を説明するための概略図である。

[図9A] この発明に係る眼底観察装置の実施形態における第1の3次元画像と第2の3次元画像との間の位置ズレ状態の一例を表す概略図である。

[図9B] この発明に係る眼底観察装置の実施形態における第1の3次元画像と第2の3次元画像との間の位置ズレ状態の一例を表す概略図である。

[図9C] この発明に係る眼底観察装置の実施形態における第1の3次元画像と第2の3次元画像との間の位置ズレ状態の一例を表す概略図である。

[図10] この発明に係る眼底観察装置の実施形態における第1の3次元画像と

第2の3次元画像との間の位置合わせ処理の結果の一例を表す概略図である。

[図11A] この発明に係る眼底観察装置の実施形態における画像解析処理の一例を説明するための概略図である。

[図11B] この発明に係る眼底観察装置の実施形態における画像解析処理の一例を説明するための概略図である。

[図12] この発明に係る眼底観察装置の実施形態の変形例を説明するための概略図である。

発明を実施するための形態

[0020] この発明に係る眼底画像処理装置及び眼底観察装置の実施形態の一例について、図面を参照しながら詳細に説明する。この眼底観察装置には、この眼底画像処理装置が搭載されている。つまり、この眼底観察装置は、この眼底画像処理装置による処理に供される画像の一部又は全部を自身で取得するものである。以下、このような眼底観察装置について詳細に説明する。

[0021] この発明に係る眼底観察装置は、OCTを用いて眼底の断層像や3次元画像を形成する。この明細書では、OCTによって取得される画像をOCT画像と総称することがある。また、OCT画像を形成するための計測動作をOCT計測と呼ぶことがある。

[0022] 以下の実施形態では、フーリエドメインタイプのOCTを適用した構成について詳しく説明する。特に、この実施形態では、特許文献5に開示された装置と同様に、眼底のOCT画像及び眼底撮影像の双方を取得可能な眼底観察装置を取り上げる。

[0023] なお、この発明に係る眼底観察装置は、OCT画像及び眼底撮影像のうちの一方のみを取得可能に構成されていてもよい。すなわち、この発明には次の二種類の装置も含まれる：(1) OCT画像のみを自身で取得可能な眼底観察装置(OCT装置)であって、他の装置(眼底カメラ、細隙灯顕微鏡(スリットランプ)、走査レーザ検眼鏡(SLO(Scanning Laser Ophthalmoscope)等)によって取得された眼底撮影像

の入力を受けてこれを記憶可能に構成されたもの；（２）眼底撮影像のみを自身で取得可能な眼底観察装置（眼底カメラ、細隙灯顕微鏡、走査レーザ検眼鏡等）であって、他の装置（ＯＣＴ装置）によって取得されたＯＣＴ画像の入力を受けてこれを記憶可能に構成されたもの。

[0024] 〔構成〕

図１及び図２に示すように、眼底観察装置１は、眼底カメラユニット２、ＯＣＴユニット１００及び演算制御ユニット２００を含んで構成される。眼底カメラユニット２は、従来の眼底カメラとほぼ同様の光学系を有する。ＯＣＴユニット１００には、眼底のＯＣＴ画像を取得するための光学系が設けられている。演算制御ユニット２００は、各種の演算処理や制御処理等を実行するコンピュータを具備している。演算制御ユニット２００は、この発明の「眼底画像処理装置」の一例である。

[0025] 〔眼底カメラユニット〕

図１に示す眼底カメラユニット２には、被検眼Ｅの眼底Ｅｆの表面形態を表す２次元画像（眼底撮影像）を取得するための光学系が設けられている。眼底撮影像には、観察画像や撮影画像などが含まれる。観察画像は、たとえば、近赤外光を用いて所定のフレームレートで形成されるモノクロの動画画像である。撮影画像は、たとえば、可視光をフラッシュ発光して得られるカラー画像である。眼底カメラユニット２は、これら以外の画像、たとえばフルオレセイン蛍光画像やインドシアニンググリーン蛍光画像や自発蛍光画像などを取得可能に構成されていてもよい。なお、この発明で用いられる眼底撮影像は、主として撮影画像である。眼底カメラユニット２は、この発明の「撮影手段」の一例である。

[0026] 眼底カメラユニット２には、従来の眼底カメラと同様に、被検者の顔が動かないように支えるための顎受けや額当てが設けられている。更に、眼底カメラユニット２には、従来の眼底カメラと同様に照明光学系１０と撮影光学系３０が設けられている。照明光学系１０は眼底Ｅｆに照明光を照射する。撮影光学系３０は、この照明光の眼底反射光を撮像装置（ＣＣＤイメージセ

ンサ 35、38) に導く。また、撮影光学系 30 は、OCT ユニット 100 からの信号光を眼底 E f に導くとともに、眼底 E f を経由した信号光を OCT ユニット 100 に導く。

[0027] 照明光学系 10 の観察光源 11 は、たとえばハロゲンランプにより構成される。観察光源 11 から出力された光（観察照明光）は、曲面状の反射面を有する反射ミラー 12 により反射され、集光レンズ 13 を経由し、可視カットフィルタ 14 を透過して近赤外光となる。更に、観察照明光は、撮影光源 15 の近傍にて一旦集束し、ミラー 16 により反射され、リレーレンズ 17、18、絞り 19 及びリレーレンズ 20 を経由する。そして、観察照明光は、孔開きミラー 21 の周辺部（孔部の周囲の領域）にて反射され、対物レンズ 22 を経由して眼底 E f を照明する。

[0028] 観察照明光の眼底反射光は、対物レンズ 22 により屈折され、孔開きミラー 21 の中心領域に形成された孔部を通過し、ダイクロイックミラー 55 を透過し、合焦レンズ 31 を経由し、ダイクロイックミラー 32 により反射される。更に、この眼底反射光は、ハーフミラー 40 を透過し、ダイクロイックミラー 33 により反射され、集光レンズ 34 により CCD イメージセンサ 35 の受光面に結像される。CCD イメージセンサ 35 は、たとえば所定のフレームレートで眼底反射光を検出する。表示装置 3 には、CCD イメージセンサ 35 により検出された眼底反射光に基づく画像（観察画像）K が表示される。

[0029] 撮影光源 15 は、たとえばキセノンランプにより構成される。撮影光源 15 から出力された光（撮影照明光）は、観察照明光と同様の経路を通過して眼底 E f に照射される。撮影照明光の眼底反射光は、観察照明光のそれと同様の経路を通過してダイクロイックミラー 33 まで導かれ、ダイクロイックミラー 33 を透過し、ミラー 36 により反射され、集光レンズ 37 により CCD イメージセンサ 38 の受光面に結像される。表示装置 3 には、CCD イメージセンサ 38 により検出された眼底反射光に基づく画像（撮影画像）H が表示される。なお、観察画像 K を表示する表示装置 3 と撮影画像 H を表示する

表示装置 3 は、同一のものであってもよいし、異なるものであってもよい。

[0030] LCD (Liquid Crystal Display) 39 は、固視標や視力測定用視標を表示する。固視標は被検眼 E を固視させるための視標であり、眼底撮影時や OCT 計測時などに使用される。

[0031] LCD 39 から出力された光は、その一部がハーフミラー 40 にて反射され、ダイクロイックミラー 32 に反射され、合焦レンズ 31 及びダイクロイックミラー 55 を経由し、孔開きミラー 21 の孔部を通過し、対物レンズ 22 により屈折されて眼底 E f に投影される。

[0032] LCD 39 の画面上における固視標の表示位置を変更することにより、被検眼 E の固視位置を変更できる。被検眼 E の固視位置としては、たとえば従来の眼底カメラと同様に、眼底 E f の黄斑部を中心とする画像を取得するための位置や、視神経乳頭を中心とする画像を取得するための位置や、黄斑部と視神経乳頭との間の眼底中心を中心とする画像を取得するための位置などがある。

[0033] 更に、眼底カメラユニット 2 には、従来の眼底カメラと同様にアライメント光学系 50 とフォーカス光学系 60 が設けられている。アライメント光学系 50 は、被検眼 E に対する装置光学系の位置合わせ（アライメント）を行うための視標（アライメント視標）を生成する。フォーカス光学系 60 は、眼底 E f に対してフォーカス（ピント）を合わせるための視標（スプリット視標）を生成する。

[0034] アライメント光学系 50 の LED (Light Emitting Diode) 51 から出力された光（アライメント光）は、絞り 52、53 及びリレーレンズ 54 を経由してダイクロイックミラー 55 により反射され、孔開きミラー 21 の孔部を通過し、対物レンズ 22 により被検眼 E の角膜に投影される。

[0035] アライメント光の角膜反射光は、対物レンズ 22 及び上記孔部を経由し、その一部がダイクロイックミラー 55 を透過し、合焦レンズ 31 を通過し、ダイクロイックミラー 32 により反射され、ハーフミラー 40 を透過し、ダ

イクロイックミラー 33 に反射され、集光レンズ 34 により CCD イメージセンサ 35 の受光面に投影される。CCD イメージセンサ 35 による受光像（アライメント視標）は、観察画像 K とともに表示装置 3 に表示される。ユーザは、従来の眼底カメラと同様の操作を行ってアライメントを実施する。また、演算制御ユニット 200 がアライメント視標の位置を解析して光学系を移動させることによりアライメントを行ってもよい。

[0036] フォーカス調整を行う際には、照明光学系 10 の光路上に反射棒 67 の反射面が斜設される。フォーカス光学系 60 の LED 61 から出力された光（フォーカス光）は、リレーレンズ 62 を通過し、スプリット視標板 63 により 2 つの光束に分離され、二孔絞り 64 を通過し、ミラー 65 に反射され、集光レンズ 66 により反射棒 67 の反射面に一旦結像されて反射される。更に、フォーカス光は、リレーレンズ 20 を経由し、孔開きミラー 21 に反射され、対物レンズ 22 により眼底 E f に結像される。

[0037] フォーカス光の眼底反射光は、アライメント光の角膜反射光と同様の経路を通過して CCD イメージセンサ 35 により検出される。CCD イメージセンサ 35 による受光像（スプリット視標）は、観察画像とともに表示装置 3 に表示される。演算制御ユニット 200 は、従来と同様に、スプリット視標の位置を解析して合焦レンズ 31 及びフォーカス光学系 60 を移動させてピント合わせを行う。また、スプリット視標を視認しつつ手動でピント合わせを行ってもよい。

[0038] ダイクロイックミラー 32 の後方には、ミラー 41、コリメータレンズ 42、及びガルバノミラー 43、44 を含む光路が設けられている。この光路は OCT ユニット 100 に導かれている。

[0039] ガルバノミラー 44 は、OCT ユニット 100 からの信号光 LS を x 方向に走査する。ガルバノミラー 43 は、信号光 LS を y 方向に走査する。これら 2 つのガルバノミラー 43、44 により、信号光 LS を x y 平面上の任意の方向に走査することができる。

[0040] [OCT ユニット]

ＯＣＴユニット１００には、眼底ＥｆのＯＣＴ画像を取得するための光学系が設けられている（図２を参照）。この光学系は、従来のフーリエドメインタイプのＯＣＴ装置と同様の構成を有する。すなわち、この光学系は、低コヒーレンス光を参照光と信号光に分割し、眼底Ｅｆを経由した信号光と参照光路を経由した参照光とを干渉させて干渉光を生成し、この干渉光のスペクトル成分を検出するように構成されている。この検出結果（検出信号）は演算制御ユニット２００に送られる。

[0041] 光源ユニット１０１は広帯域の低コヒーレンス光Ｌ０を出力する。低コヒーレンス光Ｌ０は、たとえば、近赤外領域の波長帯（約８００ｎｍ～９００ｎｍ程度）を含み、数十マイクロメートル程度の時間的コヒーレンス長を有する。なお、人眼では視認できない波長帯、たとえば１０５０～１０６０ｎｍ程度の中心波長を有する近赤外光を低コヒーレンス光Ｌ０として用いてもよい。

[0042] 光源ユニット１０１は、スーパールミネセントダイオード（Super Luminescent Diode：SLD）や、LEDや、SOA（Semiconductor Optical Amplifier）等の光出力デバイスを含んで構成される。

[0043] 光源ユニット１０１から出力された低コヒーレンス光Ｌ０は、光ファイバ１０２によりファイバカプラ１０３に導かれて信号光ＬＳと参照光ＬＲに分割される。なお、ファイバカプラ１０３は、光を分割する手段（スプリッタ；splitter）、及び、光を合成する手段（カプラ；coupler）の双方の作用を有するが、ここでは慣用的に「ファイバカプラ」と称する。

[0044] 信号光ＬＳは、光ファイバ１０４により導光され、コリメータレンズユニット１０５により平行光束となる。更に、信号光ＬＳは、各ガルバノミラー４４、４３により反射され、コリメータレンズ４２により集光され、ミラー４１により反射され、ダイクロイックミラー３２を透過し、LCD３９からの光と同じ経路を通して眼底Ｅｆに照射される。信号光ＬＳは、眼底Ｅｆに

において散乱、反射される。この散乱光及び反射光をまとめて信号光 L S の眼底反射光と称することがある。信号光 L S の眼底反射光は、同じ経路を逆向きに進行してファイバケーブル 103 に導かれる。

[0045] 参照光 L R は、光ファイバ 106 により導光され、コリメータレンズユニット 107 により平行光束となる。更に、参照光 L R は、ミラー 108、109、110 により反射され、ND (Neutral Density) フィルタ 111 により減光され、ミラー 112 に反射され、コリメータレンズ 113 により参照ミラー 114 の反射面に結像される。参照ミラー 114 に反射された参照光 L R は、同じ経路を逆向きに進行してファイバケーブル 103 に導かれる。なお、分散補償用の光学素子（ペアプリズム等）や、偏光補正用の光学素子（波長板等）を参照光 L R の光路（参照光路）に設けてもよい。

[0046] ファイバケーブル 103 は、信号光 L S の眼底反射光と、参照ミラー 114 に反射された参照光 L R とを合波する。これにより生成された干渉光 L C は、光ファイバ 115 により導光されて出射端 116 から出射される。更に、干渉光 L C は、コリメータレンズ 117 により平行光束とされ、回折格子 118 により分光（スペクトル分解）され、集光レンズ 119 により集光されて CCD イメージセンサ 120 の受光面に投影される。図 2 に示す回折格子 118 は透過型であるが、反射型の回折格子を用いてもよい。

[0047] CCD イメージセンサ 120 は、たとえばラインセンサであり、分光された干渉光 L C の各スペクトル成分を検出して電荷に変換する。CCD イメージセンサ 120 は、この電荷を蓄積して検出信号を生成する。更に、CCD イメージセンサ 120 は、この検出信号を演算制御ユニット 200 に送る。

[0048] この実施形態ではマイケルソン型の干渉計を採用しているが、たとえばマッハツェンダー型など任意のタイプの干渉計を適宜に採用することが可能である。また、CCD イメージセンサに代えて、他の形態のイメージセンサ、たとえば CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサなどを用いることが可能で

ある。

[0049] 〔演算制御ユニット〕

演算制御ユニット200の構成について説明する。演算制御ユニット200は、CCDイメージセンサ120から入力される検出信号を解析して眼底EfのOCT画像を形成する。そのための演算処理は、従来のフーリエドメインタイプのOCT装置と同様である。

[0050] また、演算制御ユニット200は、眼底カメラユニット2、表示装置3及びOCTユニット100の各部を制御する。たとえば演算制御ユニット200は、眼底Efの断層像G（図2を参照）等のOCT画像を表示装置3に表示させる。

[0051] また、眼底カメラユニット2の制御として、演算制御ユニット200は、観察光源11、撮影光源15及びLED51、61の動作制御、LCD39の動作制御、合焦レンズ31の移動制御、反射棒67の移動制御、フォーカス光学系60の移動制御、各ガルバノミラー43、44の動作制御などを行う。

[0052] また、OCTユニット100の制御として、演算制御ユニット200は、光源ユニット101の動作制御、参照ミラー114及びコリメータレンズ113の移動制御、CCDイメージセンサ120の動作制御などを行う。

[0053] 演算制御ユニット200は、たとえば、従来のコンピュータと同様に、マイクロプロセッサ、RAM、ROM、ハードディスクドライブ、通信インターフェイスなどを含んで構成される。ハードディスクドライブ等の記憶装置には、眼底観察装置1を制御するためのコンピュータプログラムが記憶されている。演算制御ユニット200は、CCDイメージセンサ120からの検出信号に基づいてOCT画像を形成する専用の回路基板を備えていてもよい。また、演算制御ユニット200は、キーボードやマウス等の操作デバイス（入力デバイス）や、LCD等の表示デバイスを備えていてもよい。

[0054] 眼底カメラユニット2、表示装置3、OCTユニット100及び演算制御ユニット200は、一体的に（つまり単一の筐体内に）構成されていてもよ

いし、それぞれ別体として構成されていてもよい。

[0055] 〔制御系〕

眼底観察装置 1 の制御系の構成について図 3 を参照しつつ説明する。

[0056] (制御部)

眼底観察装置 1 の制御系は、演算制御ユニット 200 の制御部 210 を中心に構成される。制御部 210 は、たとえば、前述のマイクロプロセッサ、RAM、ROM、ハードディスクドライブ、通信インターフェイス等を含んで構成される。制御部 210 には、主制御部 211 と記憶部 212 が設けられている。

[0057] (主制御部)

主制御部 211 は前述の各種制御を行う。特に、主制御部 211 は、眼底カメラユニット 2 の走査駆動部 70 及び合焦駆動部 80、更に OCT ユニット 100 の光源ユニット 101 及び参照駆動部 130 を制御する。

[0058] 走査駆動部 70 は、たとえばサーボモータを含んで構成され、ガルバノミラー 43、44 の向きを各々独立に変更する。合焦駆動部 80 は、たとえばパルスモータを含んで構成され、合焦レンズ 31 を光軸方向に移動させる。それにより、眼底 E f に向かう光の合焦位置が変更される。参照駆動部 130 は、たとえばパルスモータを含んで構成され、参照光 L R の進行方向に沿って、コリメータレンズ 113 及び参照ミラー 114 を一体的に移動させる。

[0059] また、主制御部 211 は、記憶部 212 にデータを書き込む処理や、記憶部 212 からデータを読み出す処理を行う。

[0060] (記憶部)

記憶部 212 は、各種のデータを記憶する。記憶部 212 に記憶されるデータとしては、たとえば、OCT 画像の画像データ、眼底撮影像の画像データ、被検眼情報などがある。被検眼情報は、患者 ID や氏名などの被検者に関する情報や、左眼／右眼の識別情報などの被検眼に関する情報を含む。

[0061] 特に、記憶部 212 は、この発明の「記憶手段」の一例として用いられ、

この実施形態に係る処理に供される画像を記憶する。この画像としては眼底撮影像と眼底の３次元画像がある。詳細は後述するが、記憶部２１２には、第１の検査タイミングで取得された第１の眼底撮影像Ｈ１と第１の３次元画像Ｍ１とが記憶されるとともに、第２の検査タイミングで取得された第２の眼底撮影像Ｈ２と第２の３次元画像Ｍ２とが記憶される。各眼底撮影像Ｈ１、Ｈ２は眼底撮影によって取得され、各３次元画像Ｍ１、Ｍ２はＯＣＴ計測によって取得される。

[0062] ここで、「タイミング」とは一連の流れで実施される検査の日時を意味する。「日時」とは、同日かつ同時刻でも、同日かつ非同時刻でも、非同日かつ同時刻でも、非同日かつ非同時刻であってもよい。つまり、同じタイミングに係る眼底撮影及びＯＣＴ計測は、これら４つの選択肢のうちのいずれかからなる一連の流れとして実施された検査によって取得されたものである。この実施形態では、眼底撮影とＯＣＴ計測の双方を実施可能な眼底観察装置１を考慮しているので、同日かつほぼ同時刻で眼底撮影と３次元画像を取得する場合について説明する。

[0063] なお、別体の２つの装置（たとえば眼底カメラとＯＣＴ装置）を使用する場合などには、同日かつ非同時刻、非同日かつ同時刻、或いは非同日かつ非同時刻にこれら画像を取得することもあり得る。たとえば、ＯＣＴ装置を有さない医療機関において眼底撮影した後に、これを有する医療機関に移動してＯＣＴ計測を行う場合などが想定される。

[0064] ただし、同じタイミングで実施される眼底撮影とＯＣＴ計測は、所定期間以内に実施することが望ましい。この所定期間は、たとえば疾患の進行速度や治癒の速度などにに基づき決定される。つまり、比較観察は、疾患や治癒の度合いが異なるタイミング間において画像や解析結果を比較するものであるから、各タイミングにおける眼底撮影像及び３次元画像は、疾患や治癒の度合いがほぼ同じである必要がある。そうすると、同じタイミングに係る眼底撮影像と３次元画像は、疾患や治癒の度合いがほぼ同じ状態において取得されなければならない。したがって、上記「所定期間」は、この「ほぼ同じ状態」を

担保するように決定される。なお、眼底撮影とOCT計測を同日に行うのが通常である。

[0065] また、第1の検査タイミングと第2の検査タイミングとは、疾患や治癒の度合いが異なるだけの期間が空いていることが望ましい。すなわち、比較観察は、疾患や治癒の進行状態を把握することを目的として実施されるからである。

[0066] 第1の眼底撮影像H1と第1の3次元画像M1は、たとえば第1の検査タイミングにおいてこれらが取得されたときに記憶部212に記憶される。同様に、第2の眼底撮影像H2と第2の3次元画像M2は、たとえば第2の検査タイミングにおいてこれらが取得されたときに記憶部212に記憶される。なお、取得された直後に眼底撮影像等を記憶させる代わりに、これらを他の記憶媒体に一旦格納し、後にこれらを読み出して記憶部212に記憶させることも可能である。この他の記憶媒体としては、たとえば、DVD-R等の可搬型の記憶媒体や、NAS (Network Attached Storage) 等の通信回線上に設置された記憶媒体などがある。

[0067] (画像形成部)

画像形成部220は、CCDイメージセンサ120からの検出信号に基づいて、眼底Efの断層像の画像データを形成する。この処理には、従来のフーリエドメインタイプの光コヒーレンストモグラフィと同様に、ノイズ除去(ノイズ低減)、フィルタ処理、FFT (Fast Fourier Transform) などの処理が含まれている。

[0068] 画像形成部220は、たとえば、前述の回路基板や通信インターフェイス等を含んで構成される。なお、この明細書では、「画像データ」と、それに基づいて呈示される「画像」とを同一視することがある。

[0069] (画像処理部)

画像処理部230は、画像形成部220により形成された画像に対して各種の画像処理や解析処理を施す。たとえば、画像処理部230は、画像の輝度補正や分散補正等の各種補正処理を実行する。

[0070] (3次元画像形成部)

画像処理部230の3次元画像形成部231は、画像形成部220により形成された断層像の間の画素を補間する補間処理などの公知の画像処理を実行して、眼底Efの3次元画像の画像データを形成する。画像形成部220及び3次元画像形成部231は、この発明の「画像形成手段」の一例である。

[0071] なお、3次元画像の画像データとは、3次元座標系により画素の位置が定義された画像データを意味する。3次元画像の画像データとしては、3次元的に配列されたボクセルからなる画像データがある。この画像データは、ボリュームデータ或いはボクセルデータなどと呼ばれる。ボリュームデータに基づく画像を表示させる場合、画像処理部230は、このボリュームデータに対してレンダリング処理（ボリュームレンダリングやMIP（Maximum Intensity Projection：最大値投影）など）を施して、特定の視線方向から見たときの擬似的な3次元画像の画像データを形成する。表示部240等の表示デバイスには、この擬似的な3次元画像が表示される。

[0072] また、3次元画像の画像データとして、複数の断層像のスタックデータを形成することも可能である。スタックデータは、複数の走査線に沿って得られた複数の断層像を、走査線の位置関係に基づいて3次元的に配列させることで得られる画像データである。すなわち、スタックデータは、元々個別の2次元座標系により定義されていた複数の断層像を、1つの3次元座標系により表現する（つまり1つの3次元空間に埋め込む）ことにより得られる画像データである。

[0073] 画像処理部230には、更に、位置ズレ量算出部232、断面位置指定部233、傾きズレ量算出部235、位置合わせ処理部236、傾きズレ補正部237及び画像解析部238が設けられている。以下、これら各部232～238について説明する。

[0074] (位置ズレ量算出部)

位置ズレ量算出部 232 は、第 1 の眼底撮影像 H1 及び第 2 の眼底撮影像 H2 に基づいて、眼底表面方向における第 1 の眼底撮影像 H1 と第 2 の眼底撮影像 H2 との間の位置ズレ量を算出する。位置ズレ量算出部 232 は、この発明の「第 1 の算出手段」の一例である。なお、この位置ズレ量はベクトル量である。

[0075] ここで、「眼底表面方向」とは、図 1 に示す x y 平面上における方向、つまり x 座標と y 座標によって定義される方向を意味する。換言すると、眼底表面方向とは、眼底 E f に対して装置光学系のアライメントがなされた状態における、装置光学系の光軸方向（ z 方向）に直交する方向である。このときの光軸方向は、眼底 E f に向かう信号光 L S の進行方向である。この明細書ではこの光軸方向を「眼底深度方向」と呼ぶことにする。

[0076] 位置ズレ量算出部 232 が実行する処理についてより具体的に説明する。第 1 の眼底撮影像 H1 と第 2 の眼底撮影像 H2 は、同じ眼底 E f を異なるタイミングで撮影して得られたものであるから、被検眼 E の回転、固視位置のズレ、アライメントのズレなどの条件の違いによって、フレーム内における位置が異なる。たとえば、被検眼 E の回転状態が異なる場合、第 1 の眼底撮影像 H1 と第 2 の眼底撮影像 H2 との間には、眼底表面方向において、回旋点を中心とした回転方向にズレが生じる。また、固視位置やアライメントにズレがある場合、第 1 の眼底撮影像 H1 と第 2 の眼底撮影像 H2 との間には、眼底表面方向において平行移動による変位が介在する。

[0077] このような位置ズレ量（平行移動量、回転移動量）を算出するために、位置ズレ量算出部 232 は、まず、各眼底撮影像 H1、H2 中に描写された眼底 E f の特徴部位の当該画像中における位置を検出する。この特徴部位としては、患部、視神経乳頭、黄斑、血管、血管の分岐点などがある。画像中における特徴部位の特定は、たとえば、当該画像の各画素の画素値を解析し、検出目的の特徴部位に相当する画素値を持つ画素を特定することにより行う。一例として、一般に眼底撮影像において視神経乳頭は他の部位よりも明るく（つまり高輝度で）描写されるので、輝度が所定値以上となる画素を探索

することで視神経乳頭に相当する画像領域を特定できる。逆に、患部や黄斑は一般に他の部位よりも暗く描写されるので、輝度が所定値以下の画素を探索すればよい。また、血管やその分岐点については、公知の画像処理によって画素値を解析して血管に相当する画像領域を特定すればよい（このとき必要に応じて細線化処理などを施してもよい）。

[0078] 位置ズレ量算出部232は、このようにして得られた各眼底撮影像H1、H2における画像領域のフレーム中における変位を算出することにより、第1の眼底撮影像H1と第2の眼底撮影像H2との間の位置ズレ量（特に平行移動量）を算出する。なお、血管のように非対称な形状を持つ特徴部位を考慮する場合には、回転移動量についても容易に算出できる。また、位置ズレ量（特に回転移動量）を高精度、高確度で算出するには、2つ以上の特徴部位を考慮することが望ましい。

[0079] また、経時的に形状がほとんど変わらない特徴部位（たとえば患部以外）を考慮する場合には、双方の特徴部位の画像領域の位置が最も一致するようなアフィン変換を求め、このアフィン変換における平行移動成分を目的の平行移動量とし、回転移動成分を目的の回転移動量とすることが可能である。なお、上記以外の方法で2つの眼底撮影像H1、H2の間の位置ズレ量を求めるように構成することも可能である。

[0080] 眼底撮影像H1、H2の間における位置ズレの状態の一例を図4に示す。図4Aは第1の眼底撮影像H1を表し、図4Bは第2の眼底撮影像H2を表す。図4Cは、双方の眼底撮影像H1、H2の位置関係を示すために、第1の眼底撮影像H1（実線）と第2の眼底撮影像H2（破線）とを重ねた状態を表す。

[0081] 図4Cに示すx-y座標系は、図1に示すx-y-z座標系に含まれるx-y座標系に相当する。また、「 Δ 」は、第1の眼底撮影像H1に対する第2の眼底撮影像H2の位置ズレ量を表す。つまり、 Δx はx方向への平行移動量、 Δy はy方向への平行移動量、そして、 $\Delta \theta$ は回転移動量をそれぞれ表している。

[0082] (断面位置指定部)

断面位置指定部 233 は、位置ズレ量算出部 232 により算出された位置ズレ量に基づいて、第 1 の眼底撮影像 H1 及び第 2 の眼底撮影像 H2 のそれぞれに描写された眼底 E f 上のほぼ同一位置に断面位置を指定する。断面位置指定部 233 は、この発明の「指定手段」の一例である。

[0083] 断面位置指定部 233 が実行する処理の具体例を説明する。位置ズレ量算出部 232 により 2 つの眼底撮影像 H1、H2 の間の位置ズレ量が得られているので、これら眼底撮影像 H1、H2 の眼底表面方向における位置合わせを行うことができる。この位置合わせは、求められた位置ズレ量を打ち消すように 2 つの眼底撮影像 H1、H2 を相対的に移動させることにより行うことができる。また、画像を移動させる代わりに、眼底撮影像 H1 中の画素と眼底撮影像 H2 中の画素との間に、上記位置ズレ量を考慮した対応付けを行うようにしてもよい。いずれにしても、上記位置ズレ量を考慮することにより、眼底撮影像 H1 中の位置と眼底撮影像 H2 中の位置とを対応付けることができる。ここで、上記位置ズレ量は、眼底 E f の特徴部位に相当する画像領域の位置ズレとして得られる。したがって、この位置合わせは、眼底 E f の各部位について、第 1 の眼底撮影像 H1 中における当該部位の位置と、第 2 の眼底撮影像 H2 における当該部位の位置とを対応付けるものである。

[0084] 断面位置指定部 233 は、このような位置合わせによって対応付けられた、第 1 の眼底撮影像 H1 及び第 2 の眼底撮影像 H2 のそれぞれに描写された眼底 E f 上のほぼ同一位置に断面位置を指定する。

[0085] 断面位置指定部 233 が指定する断面位置について説明する。まず、指定される断面位置の個数は 1 つであっても複数であってもよい。複数の断面位置が指定される場合、以降の処理は各断面位置毎に実行される。複数の断面位置の例として、十字型の断面位置や、放射状の断面位置がある。

[0086] 十字型の断面位置は、互いに直交して互いに交差する一対の直線状の断面位置からなる。十字型の断面位置の例を図 5 に示す。第 1 の眼底撮影像 H1 には図 5 A に示す十字型の断面位置 U1 が指定され、第 2 の眼底撮影像 H2

には図5Bに示す十字型の断面位置U2が指定される。図5Cは、双方の断面位置U1、U2の位置関係を示すために、第1の眼底撮影像H1及び断面位置U1（実線）と、第2の眼底撮影像H2及び断面位置U2（破線）とを重ねた状態を表す。双方の断面位置U1、U2は、眼底Ef上のほぼ同一位置に指定される。なお、十字型の断面位置U1、U2は、後述の十字スキヤンの走査線と同様の形態である。

[0087] 放射状の断面位置は、放射状に配列されて互いに交差する2つ以上の直線状の断面位置からなる（図示は省略する）。この放射状の断面位置において、2つの断面位置を互いに直交するように配列させると、上記した十字状の断面位置になる。なお、放射状の断面位置は、後述の放射スキヤンの走査線と同様の形態である。

[0088] 断面位置指定部233が指定する断面位置は、上記の例に限定されるものではない。たとえば直線状、円形状、同心円状、螺旋状などの任意の形態の断面位置を指定することが可能である。

[0089] また、眼底深度方向（z方向）において特徴的な形状を持つ眼底Efの部位を通過するように、断面位置を指定することが望ましい。この特徴的な形状を持つ部位としては、眼底深度方向に凹凸を有する部位（凹凸部位）がある。このような凹凸部位の例として、視神経乳頭や黄斑、更には凹凸を伴う患部などがある。

[0090] このような凹凸部位を通過する断面位置を指定するために、断面位置指定部233はたとえば次のような処理を実行する。位置ズレ量算出部232により特定された画像領域が凹凸部位に相当する場合、断面位置指定部233は、この画像領域を通過するように断面位置を指定する。断面位置のサイズ（長さ等）は、予め設定されていてもよいし、当該画像領域の大きさなどに応じて設定するようにしてもよい。一方、位置ズレ量算出部232により特定された画像領域が凹凸部位以外の部位に相当する場合には、断面位置指定部233が凹凸部位に相当する画像領域を特定するように構成できる。この特定処理は位置ズレ量算出部232による処理と同様である。

- [0091] このように眼底撮影像から凹凸部位を特定する代わりに、3次元画像を解析して凹凸部位を特定することも可能である。その一例として、まず、断面位置指定部233は、各3次元画像M1、M2を眼底深度方向に積算して2次元画像（積算画像）を生成する。この処理は、各3次元画像M1、M2を構成する各深度方向の画像（Aスキャン像）に含まれる複数の画素の画素値（輝度値）を眼底深度方向に足し合わせるものである。各Aスキャン像を積算して得られる点状の画像は、そのAスキャン像の各z位置における輝度値を深度方向に足し合わせた輝度値を有している（輝度値の最大諧調値を超えた場合には適当な画像処理を行う）。なお、積算画像については、本出願人による特願2005-337628などに詳しく記載されている。
- [0092] 積算画像は、あたかも眼底撮影像のように眼底の表面の形態を描写した画像になるが、眼底撮影像のような高い画質は得られない。断面位置指定部233は、第1の3次元画像M1に基づく積算画像の画素値に基づいて、3次元画像M1において眼底Efの特徴部位に相当する画像領域を特定するとともに、第1の眼底撮影像H1において当該特徴部位に相当する画像領域を特定する。そして、断面位置指定部233は、位置ズレ量算出部232と同様にして、これら特徴部位の間の位置合わせを行う。
- [0093] 更に、断面位置指定部233は、第1の3次元画像M1を解析して所定の凹凸部位に相当する画像領域を特定する。第1の3次元画像M1は、眼底Efの3次元的な形態を描写しているので、たとえば眼底表面に相当する画像領域におけるz方向への凹凸を探索することで容易に凹凸部位を特定できる。続いて、断面位置指定部233は、上記した特徴部位の位置合わせ結果に基づいて、この凹凸部位の画像領域に対応する第1の眼底撮影像H1中の画像領域を特定し、この画像領域を通過するように断面位置を指定する。第2の眼底撮影像H2に断面位置を指定する処理も同様にして実行できる。
- [0094] なお、各3次元画像M1、M2に基づいて各眼底撮影像H1、H2に断面位置を指定する処理を、積算画像を介在させずに行うことも可能である。たとえば、断面位置指定部233は、まず、第1の眼底撮影像H1及び第1の

3次元画像M1のそれぞれにおける、眼底Efの特徴部位に相当する画像領域を特定し、これら画像領域の間におけるx y方向への位置ズレ量を求める。どちらの画像もx座標とy座標を用いて定義されているので、この処理は、位置ズレ量算出部232と同様にして容易に実行できる。次に、断面位置指定部233は、第1の3次元画像M1における所定の凹凸部位に相当する画像領域を特定する。更に、断面位置指定部233は、上記位置ズレ量に基づいて、この凹凸部位の画像領域に対応する第1の眼底撮影像H1中の画像領域を特定し、この画像領域を通過するように断面位置を指定する。第2の眼底撮影像H2に断面位置を指定する処理も同様にして実行できる。

[0095] また、上記のように凹凸部位に相当する画像領域の代わりに、眼底Efの任意の部位に相当する画像領域を通過する断面位置を設定することも可能である。詳細は後述するが、指定される断面位置は、眼底深度方向における傾きズレ量を求めるために用いられる。よって、眼底Efの表面や眼底Efの深部の層が断層像に明瞭に描写されるように断面位置を指定すれば、この表面や層の相対的な傾きを求めることができる。つまり、このような断層像が得られることを条件として、眼底Efの任意の部位に相当する画像領域を通過する断面位置を指定することが可能である。

[0096] なお、各眼底撮影像H1、H2上に断面位置を指定する処理は、以上で説明したものに限定されるものではない。各眼底撮影像H1、H2上に適切に断面位置を指定できるものであれば、任意の処理形態を適用することが可能である。

[0097] 画像処理部230は、各眼底撮影像H1、H2上に指定され断面位置の位置情報（断面位置情報）を記憶する。この断面位置情報は、たとえば、各眼底撮影像H1、H2におけるx y座標系の座標値である。なお、眼底撮影時には撮影光学系30の光軸（撮影光軸）が被検眼Eにアライメントされているので、各眼底撮影像H1、H2のフレーム中心は撮影光軸にほぼ一致している。これを考慮し、撮影光軸に対する断面位置の変位を断面位置情報として記憶することも可能である。

[0098] 画像処理部230は、各3次元画像M1、M2に基づいて、断面位置指定部233により指定された断面位置における断層像を形成する。なお、断層像を実際に形成する代わりに、指定された断面位置に対応する各3次元画像M1、M2の断面位置に有る画素を参照して以降の処理を実行することも可能である。

[0099] 断層像を形成する処理の例として、画像処理部230は、まず、第1の眼底撮影像H1と第1の3次元画像M1との位置合わせを行う。この処理は、たとえば、前述した積算画像を介して行うこともできるし、特徴部位の画像領域を位置合わせすることによって行うこともできる。

[0100] 次に、画像処理部230は、上記位置合わせの結果に基づいて、第1の眼底撮影像H1中に指定された断面位置に対応する第1の3次元画像M1中の位置を特定する。そして、画像処理部230は、第1の3次元画像M1に基づいて、当該特定位置（当該断面位置と同じ形態を持つ）に沿った断層像（第1の断層像）を形成する。この処理は、当該特定位置に沿って位置する画素（ボクセル等）を特定し、特定された画素を2次元的に配列させて当該断面における眼底Efの形態を表す画像を形成することにより行われる。第2の眼底撮影像H2中に指定された断面位置における断層像（第2の断層像）を形成する処理も同様である。

[0101] この処理により形成される断層像の例を図6に示す。図6Aは、第1の眼底撮影像H1に指定された十字型の断面位置U1を示す。この断面位置U1に応じて第1の3次元画像M1上に設定される十字型の断面位置U1'を図6Bに示す。更に、この断面位置U1'に沿う二つの断層像G1a、G1bを図6Bに示す。これら断層像G1a、G1bは、上記した第1の断層像の一例である。第2の断層像についても同様にして得られる。

[0102] （傾きズレ量算出部）

傾きズレ量算出部235は、断面位置指定部233により指定された各断面位置について、その断面位置に沿う方向（断面方向）と眼底深度方向（z方向）とにより張られる面（対象面）における第1の断層像と第2の断層像

との間の傾きズレ量を、第1の断層像及び第2の断層像に基づいて算出する。傾きズレ量算出部235は、この発明の「第2の算出手段」の一例である。

[0103] ここで、第1の断面位置と第2の断面位置は、眼底E f上のほぼ同一位置に指定されているので、第1の断層像と第2の断層像は眼底E fのほぼ同じ断面における画像である。よって、傾きズレ量算出部235は、ほぼ同一位置の断面について、第1の検査タイミングにおける状態と第2の検査タイミングにおける状態とを比較するものと言える。

[0104] 傾きズレ量算出部235が実行する処理の例を説明する。断面位置指定部233により指定される断面位置は、x y平面上の任意方向に沿う方向に配置されている。たとえば十字型の断面位置において、一方の断面位置がx方向に沿う方向に配置される場合、他方の断面位置はy方向に沿って配置される。したがって、この場合の対象面はx z平面とy z平面になる。

[0105] また、互いに等間隔に並ぶ4つの断面位置からなる放射状の断面位置において、第1の断面位置がx方向に配列されている場合、第2の断面位置はx方向からy方向に向かって45度方向に、第3の断面位置は90度方向に、第4の断面位置は135度方向にそれぞれ配置される。この場合、x z平面とy z平面に加え、これら平面の交差線を軸としてx z平面とy z平面をそれぞれ45度回転させて得られる2つの平面の4つの対象面が得られる。

[0106] なお、断面位置が直線状である場合には、当該断面方向は当該断面位置上の各点において一定であり、断面方向とz方向とにより張られる面は平面になる。しかし、曲線状や折れ線状など、断面位置が直線状でない場合には、当該断面位置上の点に応じて断面方向が変化し、得られる面も平面にはならない。この場合、当該断面位置を深度方向に延長して得られる2次元領域が対象面になる。たとえば円形状の断面位置を用いる場合には、z方向を軸とする円筒状の対象面が得られる。

[0107] 傾きズレ量算出部235は、眼底E fの所定部位が描写された画像領域（比較領域）を第1の断層像及び第2の断層像のそれぞれについて特定する。

この所定部位は、断層像に明瞭に描写される部位や、断層像において特徴的な形状で描写される部位であることが望ましい。更に、この所定部位は、経時的に形状がほぼ変化しない部位であることが望ましい。このような所定部位の例としては、視神経乳頭、黄斑、網膜表面、網膜や脈絡膜の所定の層状組織などがある。この所定部位に相当する比較領域の特定は、断層像の画素値の解析や、画像領域の形状解析などの周知の画像処理によって実行される。

- [0108] 次に、傾きズレ量算出部 235 は、第 1 の断層像中の比較領域（第 1 の比較領域）と、第 2 の画像領域中の比較領域（第 2 の比較領域）との相対的な傾きを算出し、これを第 1 の断層像と第 2 の断層像との間の傾きズレ量とする。
- [0109] 上記処理の一例について図 7 および図 8 を参照して説明する。図 7 A は、図 6 B に示す第 1 の断層像 G 1 a を示す。第 1 の断層像 G 1 a は、図 5 A に示す十字状の断面位置 U 1 においてほぼ x 方向に沿う直線状の断面位置（対象断面位置）に沿う断層像である。図 7 B は、図 5 B に示す十字状の断面位置 U 2 において、上記対象断面位置に対応する直線状の断面位置に沿う第 2 の断層像 G 2 a を示している。
- [0110] 第 1、第 2 の断層像 G 1 a、G 2 a は、それぞれ眼底 E f の黄斑（に相当する画像領域）Y S 及びその近傍を描写している。図 7 A、図 7 B 中の符合 A 1、A 2 は、それぞれ眼底 E f の網膜表面（上記所定部位）に相当する比較領域を示している。
- [0111] 図 7 C は、第 1、第 2 の断層像 G 1 a、G 2 a が相対的に傾いていることを示すために、これら断層像 G 1 a、G 2 a を重ねて提示したものである。図 8 は、図 7 C に示す比較領域 A 1、A 2 のみの拡大図である。
- [0112] 傾きズレ量算出部 235 は、これら比較領域 A 1、A 2 に基づいて次のような処理を実行することで、第 1 の断層像 G 1 a と第 2 の断層像 G 2 a との間の傾きズレ量を算出する。
- [0113] そのために、傾きズレ量算出部 235 は、まず、各比較領域 A 1、A 2 中

の特徴位置を特定する。この特徴位置は比較領域中の１点であってもよいし、広がりを持つ領域であってもよい。この処理例では、特徴部位として、比較領域 A 1、A 2 中において黄斑 Y S の最深部位（中心窩）に相当する画像位置 P 1、P 2 をそれぞれ特定する。

[0114] このとき、必要に応じ、傾きズレ量算出部 2 3 5 は、各比較領域 A 1、A 2 を最適に近似する曲線を求める。この近似曲線としてはスプライン曲線やベジェ曲線などの適当なものが用いられる。更に、傾きズレ量算出部 2 3 5 は、たとえば当該近似曲線の各点における 1 階微分係数や 2 階微分係数を算出するなど、当該近似曲線の形状を解析することにより、当該特徴位置（中心窩）に相当する画像位置 P 1、P 2 を特定する。

[0115] このとき、比較領域中における当該特徴位置の特性（位置、形状等）を利用することができる。たとえば、この処理例では、断層像中において中心窩は凹状の黄斑の最深部位であることを利用し、まず、各点の微分係数に基づいて凹状部位（黄斑）を特定し、更に、この凹状部位上の各点の微分係数を参照して最深部位を特定する。

[0116] また、次のようにして中心窩に相当する特徴位置を求めるようにしてもよい。まず、凹状部位の縁を結ぶ線分を求める。次に、当該線分の中点を求める。更に、当該線分に直交しかつ当該中点を通過する直線を求める。そして、当該直線と凹状部位との交点を求める。この交点を目的の特徴位置とする。

[0117] 比較領域中の特徴位置が特定されたら、傾きズレ量算出部 2 3 5 は、この特徴位置に基づいて、当該断層像の向き（ないし傾き）を決定する。この処理例では、中心窩に相当する画像位置 P 1、P 2 における比較領域 A 1、A 2 の接線 T 1、T 2 をそれぞれ求め、その接線方向を各断層像 G 1 a、G 2 a の向きとする。

[0118] なお、この処理例では、近似曲線を用いることにより比較領域上の各点で微分可能になるが、そうでない場合もある。その場合において、少なくとも特徴位置において微分可能であれば、この処理例と同様にして断層像の向き

を決定できる。逆に、微分可能な点を特徴部位として定義するようにしてもよい。他方、特徴位置が微分不可能な点である場合、たとえば、この特徴位置から比較領域に沿って所定距離（道のり）だけ離れた微分可能な点を求め、この点においてこの処理例と同様の処理を行うことができる。

[0119] なお、数学的に言って「連続であるが到る所で微分不可能な曲線」は極めて特殊なものであり、このような特殊な曲線がこの発明に係る処理で登場することはまず有り得ない。よって、上記したいずれかの処理を適用することで、実質的に全てのケースに対応できると思われる。

[0120] 第1、第2の断層像のそれぞれの向きが決定されたら、傾きズレ量算出部235は、これらの向きが成す角度を算出する。この処理例では、傾きズレ量算出部235は、接線T1と接線T2とが成す角度 $\Delta\theta_v$ を算出する。この角度 $\Delta\theta_v$ が断層像G1a、G2aの傾きズレ量として採用される。

[0121] 傾きズレ量はベクトル量である。この処理例では、たとえば、第1の断層像G1aにおける接線T1を基準（つまり角度0）とし、角度測定時の中心位置（接線T1と接線T2との交点）に対して反時計回り方向を角度の正方向とする。図8に示すケースでは、接線T2は、接線T1に対して正方向に $\Delta\theta_v$ だけ変位している。なお、接線T2を基準としたときの接線T1の角度を求めてもよいし、所定の基準方向に対する各接線T1、T2の角度を求めてもよい。いずれにしても、双方の接線T1、T2の相対的な傾きズレ量を表現可能であれば十分である。

[0122] 複数の断面位置が指定された場合、傾きズレ量算出部235は、各断面位置について上記の処理を実行する。それにより、各断面位置について、その断面位置に沿う第1の断層像と第2の断層像との間の傾きズレ量が得られる。

[0123] この処理例では、十字状の断面位置を形成する2つの断面位置、つまり横方向に延びる直線状の断面位置（横断面位置）と、これに直交する直線状の断面位置（縦断面位置）のそれぞれについて上記の処理が実行されて、一対の傾きズレ量が得られる。

[0124] また、放射状の断面位置を適用する場合には、これを形成する複数の断面位置のそれぞれについて上記の処理が実行される。それにより、放射状の断面位置を形成する複数の断面位置に対応する複数個の傾きズレ量が得られる。

[0125] (位置合わせ処理部)

位置合わせ処理部236は、位置ズレ量算出部232により算出された位置ズレ量と、傾きズレ量算出部235により算出された傾きズレ量とに基づいて、第1の3次元画像M1と第2の3次元画像M2との間の位置合わせを行う。位置合わせ処理部236は、この発明の「位置合わせ手段」の一例である。

[0126] 位置合わせ処理部236が実行する処理の例を説明する。第1の3次元画像M1と第2の3次元画像M2との間の位置ズレ状態を図9に示す。図9Cは、図9Aに示す第1の3次元画像M1と、図9Bに示す第2の3次元画像M2との間の位置ズレ状態を示すために、これら3次元画像M1、M2を重ねて提示したものである。

[0127] 前述したように、位置ズレ量算出部232により算出された位置ズレ量には、平行移動量 Δx 、 Δy と、回転移動量 $\Delta \theta$ とが含まれている。また、傾きズレ量算出部235により算出された傾きズレ量は $\Delta \theta_v$ である。なお、十字状の断面位置U1、U2は、それぞれ横断面位置と縦断面位置とにより形成される。この傾きズレ量 $\Delta \theta_v$ には、横断面位置に対応する傾きズレ量 $\Delta \theta_{v1}$ と、縦断面位置に対応する傾きズレ量 $\Delta \theta_{v2}$ とが含まれる(図示を省略する)。

[0128] 位置合わせ処理部236は、これらの値 Δx 、 Δy 、 $\Delta \theta$ 、 $\Delta \theta_v$ を打ち消すように、これら3次元画像M1、M2を相対的に移動させることによって位置合わせをする。たとえば、位置合わせ処理部236は、第2の3次元画像M2を、x方向に $-\Delta x$ 、y方向に $-\Delta y$ だけそれぞれ平行移動させ、xy平面内において $-\Delta \theta$ だけ回転移動させる。更に、位置合わせ処理部236は、第2の3次元画像M2上の横断面位置に沿う方向と眼底深度方向(z

方向)とにより張られる平面内において、第2の3次元画像M2を $-\Delta\theta_v1$ だけ回転移動させる。同様に、位置合わせ処理部236は、第2の3次元画像M2上の縦断面位置に沿う方向と眼底深度方向(z方向)とにより張られる平面内において、第2の3次元画像M2を $-\Delta\theta_v2$ だけ回転移動させる。

[0129] なお、3次元画像M1、M2の位置合わせ処理は上記のものに限定されるものではない。すなわち、値 Δx 、 Δy 、 $\Delta\theta$ 、 $\Delta\theta_v$ を打ち消すように、2つの3次元画像M1、M2の一方又は双方を移動させるものであれば、任意の位置合わせ処理を適用することが可能である。

[0130] このような位置合わせ処理によれば、図10に示すように、第1の3次元画像M1に描写された眼底Efの画像と、第2の3次元画像M2に描写された眼底Efの画像とが(ほぼ)一致するように、双方の3次元画像M1、M2の間に相対的な平行移動や回転移動が施される。

[0131] (傾きズレ補正部)

傾きズレ補正部237は、断面位置指定部233により放射状の断面位置が指定された場合に動作する。この場合、傾きズレ量算出部235は、放射状の断面位置を形成する各断面位置について傾きズレ量を算出する。

[0132] 傾きズレ補正部237は、まず、これら断面位置に対応する傾きズレ量のうちの最大値を選択する。この処理は、これら傾きズレ量(ベクトル量である。つまり方向を持つ角度で表される。)のうち、絶対値が最大のもの(最大傾きズレ量)を選択することにより実行される。

[0133] 次に、傾きズレ補正部237は、選択された最大傾きズレ量を打ち消すように、この最大傾きズレ量に対応する断面位置に沿う方向と眼底深度方向(z方向)とにより張られる平面における、第1、第2の3次元画像M1、M2の間の傾きのズレを補正する。

[0134] この処理の例として、x方向に沿う断面位置に対応する傾きズレ量が最大傾きズレ量 $\Delta\theta_{vmax}$ として選択された場合を考える。この場合、傾きズレ補正部237は、最大傾きズレ量 $\Delta\theta_{vmax}$ を打ち消すように、第1、第2の3次元画像M1、M2をxz平面において相対的に回転させる。その具体例と

して、傾きズレ補正部 237 は、第 2 の 3 次元画像 M2 を x y 平面において $-\Delta \theta_{v_{max}}$ だけ回転させる。それにより、第 1、第 2 の 3 次元画像 M1、M2 にそれぞれ描写された眼底 Ef の画像の当該平面方向における傾き（最大傾斜）が補正される。

[0135] このような傾きズレ補正部 237 は、この発明の「補正手段」の一例である。

[0136] （画像解析部）

画像解析部 238 は、第 1 の 3 次元画像 M1 を解析して所定の物理量の第 1 の値を算出する。同様に、画像解析部 238 は、第 2 の 3 次元画像 M2 を解析して所定の物理量の第 2 の値を算出する。なお、画像解析部 238 により解析される 3 次元画像 M1、M2 は、前述した位置合わせ処理や傾きズレ補正処理が施されていないものである。また、「3 次元画像 M1、M2 を解析」には、3 次元画像 M1、M2 に基づく OCT 画像（断層像等）を解析する場合も含まれるものとする。画像解析部 238 は、この発明の「解析手段」の一例である。

[0137] 画像解析部 238 が実行する処理について説明する。算出対象となる「所定の物理量」は、眼底疾患の診断において参照される任意の検査結果（数値として得られるもの）である。その具体例として、病変部のサイズ（半径、直径、面積、体積等）、病変部の網膜表面からの深度、視神経乳頭のサイズ（カップサイズ、ディスクサイズ、リムサイズ等）、網膜色素上皮（Retinal Pigment Epithelium: RPE）間隔、網膜厚などがある。

[0138] 画像解析部 238 の処理に供される画像としては、前述したように、眼底 Ef の 3 次元画像 M1、M2 や、これら 3 次元画像 M1、M2 から得られる断層像などがある。なお、3 次元画像 M1、M2 から断層像を形成する処理は、前述した処理と同様にして実行される。3 次元画像に基づいて任意の断面位置の断層像を形成する処理は、多断面再構成（Multi Planar Reconstruction: MPR）と呼ばれる。また、眼底撮影

像 H 1、H 2 を解析して所定の物理量を算出するようにしてもよい。

[0139] 視神経乳頭及びその近傍の断層像を解析する場合について、図 1 1 を参照しつつ説明する。図 1 1 A に示す断層像 J 1 は、第 1 の 3 次元画像 M 1 に対し、視神経乳頭に相当する画像領域 O P を通過し、かつ x 方向に沿う直線状の断面位置を指定することで得られる。同様に、図 1 1 B に示す断層像 J 2 は、第 2 の 3 次元画像 M 2 に対して同様の断面位置を指定することで得られる。すなわち、各断層像 J 1、J 2 は、x z 平面における 2 次元画像である。なお、符号 B 1、B 2 は網膜表面（に相当する画像領域）を示す。

[0140] 画像解析部 2 3 8 は、断層像 J 1 を解析して R P E 間隔 d 1 を算出する。より具体的に説明すると、画像解析部 2 3 8 は、まず、断層像 J 1 を構成する画素の画素値を解析して、視神経乳頭に相当する画像領域 O P 1 と、R P E に相当する画像領域 C 1 を特定する。ここで、画像領域 O P 1 の特定は、たとえば、網膜表面に相当する画像領域 B 1 を特定し、この画像領域 B 1 の形状を解析して視神経乳頭に相当する凹形状の画像領域を特定することにより実行できる。また、R P E に相当する画像領域 C 1 の特定は、たとえば、断層像 J 1 に描写された眼底 E f の各種層状組織（の境界）の画像領域を特定し、これら画像領域の輝度や網膜表面 B 1 からの深度に基づいて R P E に相当するものを選択することにより実行できる。なお、R P E は視神経乳頭を取り囲むように位置するので、断層像 J 1 には、視神経乳頭に相当する画像領域 O P 1 に対して + x 側と - x 側の双方に画像領域 C 1 が特定されることになる。

[0141] 更に、画像解析部 2 3 8 は、画像領域 O P 1 に対して + x 側に位置する R P E に相当する画像領域 C 1 中の画素のうち、画像領域 O P 1 の最も近くに位置する画素（最近接画素）を特定する。この処理は、たとえば、画像領域 C 1 中の各画素について、画像領域 O P 1 中の各画素に対する距離（たとえば x z 座標系におけるユークリッド距離）を算出し、これら距離のうち最短のものを選択する。このようにして得られた画像領域 C 1 中の画素の最短距離のうちの最短のものを選択する。この選択された最短距離に対応する画素

が目的の画素となる。また、画像領域 C_1 中の各画素について、その画素を中心とする円の半径を画像領域 OP_1 に接するまで（又は交差するまで）次第に拡大していく。このときの半径が当該画素と画像領域 OP_1 との距離となる。この距離が最も短い画素が目的の画素となる。画像領域 OP_1 に対して $-x$ 側に位置する RPE に相当する画像領域 C_1 についても同様にして最近接画素が特定される。

[0142] 画像解析部 238 は、画像領域 OP_1 に対して $+x$ 側に位置する最近接画素と $-x$ 側に位置する最近接画素との距離 d_1 を算出する。この距離 d_1 は、 xz 座標系におけるユークリッド距離であってもよいし、 x 方向に沿った距離（つまりユークリッド距離の x 成分）であってもよい。この距離 d_1 が断層像 J_1 に基づく RPE 間隔となる。

[0143] 図 11B に示す断層像 J_2 は、図 11A に示す断層像 J_1 に対して相対的に傾斜している。従来のように断層像 J_1 と同様の処理を実行すると、この傾斜が RPE 間隔の演算に反映されないため、異なる条件で取得された断層像 J_1 、 J_2 の解析結果を比較することとなり、比較結果に大きな誤差が生じるおそれがある。たとえば図 11 に示すケースにおいて、たとえば x 方向に沿った距離同士を比較する場合には、図 11A に示す距離 d_1 と図 11B に示す距離 d_2' がそれぞれ RPE 間隔として得られることとなり、 RPE 間隔の比較確度が大きく低下してしまう。

[0144] なお、厳密には、被検眼 E の動き等によって断層像 J_1 、 J_2 は共に真の方向に対して傾斜しており、 RPE 間隔の真の値を得ることは極めて困難である。しかし、比較観察においては、双方の解析結果を（ほぼ）同じ条件で比較することが必要となるから、上記相対的な傾斜を考慮することで確度の向上を図ることが可能になる。ただ、各断層像 J_1 、 J_2 の傾きを補正することによって真の値に近づけることは可能である。

[0145] 画像解析部 238 は、比較観察の確度を向上させるために、次のような処理を行って上記傾斜を解析結果に反映させる。まず、画像解析部 238 は、断層像 J_1 に係る処理と同様にして、視神経乳頭に相当する画像領域 OP_2

と、R P Eに相当する画像領域C 2を特定する。更に、画像解析部2 3 8は、画像領域O P 2に対して+ x 側及び- x 側のそれぞれに位置するR P Eに相当する画像領域C 2について最近接画素を特定する。

[0146] 更に、画像解析部2 3 8は、断層像J 1についてR P E間隔を求めたときの距離d 1の測定方向（つまり、図1 1 AにおけるR P E間隔を表す両側矢印の向き）を、傾きズレ量算出部2 3 5により算出された傾きズレ量 $\Delta \theta_v$ だけ傾斜させる。そして、この傾斜方向に沿って、+ x 側の最近接画素と- x 側の最近接画素との間の距離d 2を算出する。この距離d 2が断層像J 2に基づくR P E間隔となる。それにより、断層像J 1、J 2についてほぼ同じ方向にて測定されたR P E間隔d 1、d 2が得られ、R P E間隔の比較を高い確度で行うことができる。

[0147] なお、この処理例では、ほぼ同条件でR P E間隔を測定するために、傾きズレ量算出部2 3 5により得られた傾きズレ量 $\Delta \theta_v$ のみを考慮したが、測定対象（所定の物理量）の種類に応じて、位置ズレ量算出部2 3 2により得られた位置ズレ量 Δx 、 Δy 、 $\Delta \theta$ のみを考慮することや、位置ズレ量 Δx 、 Δy 、 $\Delta \theta$ 及び傾きズレ量 $\Delta \theta_v$ の双方を考慮することも可能である。

[0148] 以上のように機能する画像処理部2 3 0は、たとえば、前述のマイクロプロセッサ、RAM、ROM、ハードディスクドライブ、回路基板等を含んで構成される。ハードディスクドライブ等の記憶装置には、上記機能をマイクロプロセッサに実行させるコンピュータプログラムが予め格納されている。

[0149] （表示部、操作部）

表示部2 4 0は、前述した演算制御ユニット2 0 0の表示デバイスを含んで構成される。操作部2 5 0は、前述した演算制御ユニット2 0 0の操作デバイスを含んで構成される。操作部2 5 0には、眼底観察装置1の筐体や外部に設けられた各種のボタンやキーが含まれていてもよい。たとえば眼底カメラユニット2が従来の眼底カメラと同様の筐体を有する場合、操作部2 5 0は、この筐体に設けられたジョイスティックや操作パネル等を含んでいてもよい。また、表示部2 4 0は、眼底カメラユニット2の筐体に設けられた

タッチパネルモニタなどの各種表示デバイスを含んでいてもよい。

[0150] なお、表示部240と操作部250は、それぞれ個別のデバイスとして構成される必要はない。たとえばタッチパネルモニタのように、表示機能と操作機能とが一体化されたデバイスを用いることも可能である。

[0151] [信号光の走査及びOCT画像について]

ここで、信号光LSの走査及びOCT画像について説明しておく。

[0152] 眼底観察装置1による信号光LSの走査態様としては、たとえば、水平スキャン、垂直スキャン、十字スキャン、放射スキャン、円スキャン、同心円スキャン、螺旋（渦巻）スキャンなどがある。これらの走査態様は、眼底の観察部位、解析対象（網膜厚など）、走査に要する時間、走査の精密さなどを考慮して適宜に選択的に使用される。

[0153] 水平スキャンは、信号光LSを水平方向（x方向）に走査させるものである。水平スキャンには、垂直方向（y方向）に配列された複数の水平方向に延びる走査線に沿って信号光LSを走査させる態様も含まれる。この態様においては、走査線の間隔を任意に設定することが可能である。また、隣接する走査線の間隔を十分に狭くすることにより、前述の3次元画像を形成することができる（3次元スキャン）。垂直スキャンについても同様である。

[0154] 十字スキャンは、互いに直交する2本の直線状の軌跡（直線軌跡）からなる十字型の軌跡に沿って信号光LSを走査するものである。放射スキャンは、所定の角度を介して配列された複数の直線軌跡からなる放射状の軌跡に沿って信号光LSを走査するものである。なお、十字スキャンは放射スキャンの一例である。

[0155] 円スキャンは、円形状の軌跡に沿って信号光LSを走査させるものである。同心円スキャンは、所定の中心位置の周りに同心円状に配列された複数の円形状の軌跡に沿って信号光LSを走査させるものである。円スキャンは同心円スキャンの一例である。螺旋スキャンは、回転半径を次第に小さく（又は大きく）させながら螺旋状（渦巻状）の軌跡に沿って信号光LSを走査するものである。

[0156] ガルバノミラー 43、44 は互いに直交する方向に信号光 L S を走査するように構成されているので、信号光 L S を x 方向及び y 方向にそれぞれ独立に走査できる。更に、ガルバノミラー 43、44 の向きを同時に制御することにより、x y 面上の任意の軌跡に沿って信号光 L S を走査することが可能である。それにより、上記のような各種の走査態様を実現できる。

[0157] 上記のような態様で信号光 L S を走査することにより、走査線（走査軌跡）に沿った眼底深度方向（z 方向）の断層像を形成することができる。また、特に走査線の間隔が狭い場合には、前述の 3 次元画像を形成することができる。

[0158] 上記のような信号光 L S の走査対象となる眼底 E f 上の領域、つまり OCT 計測の対象となる眼底 E f 上の領域を走査領域と呼ぶ。3 次元スキャンにおける走査領域は、複数の水平スキャンが配列された矩形の領域である。また、同心円スキャンにおける走査領域は、最大径の円スキャンの軌跡により囲まれる円盤状の領域である。また、放射スキャンにおける走査領域は、各スキャンラインの両端位置を結んだ円盤状（或いは多角形状）の領域である。

[0159] [作用・効果]

以上のような眼底観察装置 1 の作用及び効果について説明する。

[0160] 眼底観察装置 1 は、第 1 の検査タイミングで取得された第 1 の眼底撮影像 H 1 及び第 1 の 3 次元画像 M 1 と、第 2 の検査タイミングで取得された第 2 の眼底撮影像 H 2 及び第 2 の 3 次元画像 M 2 とを記憶している。

[0161] 更に、眼底観察装置 1 は、第 1 の眼底撮影像 H 1 及び第 2 の眼底撮影像 H 2 に基づいて、眼底表面方向（x y 方向）における第 1 の眼底撮影像 H 1 と第 2 の眼底撮影像 H 2 との間の位置ズレ量 Δx 、 Δy 、 $\Delta \theta$ を算出する。次に、眼底観察装置 1 は、算出された位置ズレ量 Δx 、 Δy 、 $\Delta \theta$ に基づいて、各眼底撮影像 H 1、H 2 に描写された眼底 E f 上の略同一位置に断面位置を指定する。

[0162] 続いて、眼底観察装置 1 は、第 1 の 3 次元画像 M 1 に基づいて、第 1 の眼

底撮影像H 1に指定された断面位置における第1の断層像を形成するとともに、第2の3次元画像M 2に基づいて第2の眼底撮影像H 2に指定された断面位置における第2の断層像を形成する。なお、前述したように、実際に断層像を形成する代わりに、指定された断面位置に対応する各3次元画像M 1、M 2の断面位置に有る画素を参照して以降の処理を実行するようにしてもよい。

[0163] そして、眼底観察装置1は、第1の断層像及び第2の断層像に基づいて、指定された断面位置に沿う方向と眼底深度方向（z方向）とにより張られる面における、第1の断層像と第2の断層像との間の傾きズレ量 $\Delta\theta_v$ を算出する。

[0164] このように動作する眼底観察装置1によれば、比較観察において比較対象となる画像（特に3次元画像M 1、M 2）の間に介在する位置ズレ量 Δx 、 Δy 、 $\Delta\theta$ 及び傾きズレ量 $\Delta\theta_v$ を求めることができる。したがって、これらズレ量を参照して比較観察を行うことにより、比較対象となる画像をほぼ同じ条件で取得されたものとして比較することができる。それにより、眼底の比較観察を高い確度で行うことが可能になる。

[0165] 特に、眼底観察装置1は、各眼底撮影像H 1、H 2に対して複数の断面位置を指定することができる。その場合、眼底観察装置1は、指定された複数の断面位置のそれぞれについて第1の断層像と第2の断層像とを形成し、各断面位置における第1の断層像及び第2の断層像に基づいて、この断面位置に沿う方向と眼底深度方向とにより張られる面における傾きズレ量を算出する。それにより、複数の断面位置に対応する複数対の断層像が得られる。

[0166] 複数の断面位置を指定する場合の例として、眼底観察装置1は、十字型の断面位置、つまり互いに直交して交差する一対の直線状の断面位置を指定することができる。この場合、眼底観察装置1は、指定された各断面位置について第1の断層像と第2の断層像とを形成して傾きズレ量を算出する。それにより、互いに直交する一対の平面のそれぞれにおける傾きズレ量が得られる。このような一対の傾きズレ量を取得することにより、3次元画像M 1、

M2の間に介在する傾きズレがどのようなものであっても、その傾きズレを当該一对の傾きズレ量のベクトル和として表現することが可能である。

[0167] 複数の断面位置を指定する場合の他の例として、放射状の断面位置、つまり放射状に配置されて互いに交差する2つ以上の直線状の断面位置を指定することができる。この場合、眼底観察装置1は、指定された各断面位置について第1の断層像と第2の断層像とを形成して傾きズレ量を算出する。それにより、断面位置の個数（2つ以上）と同じ個数の傾きズレ量が得られる。更に、眼底観察装置1は、これら2つ以上の傾きズレ量のうちの最大値（最大傾きズレ量）を選択する。そして、眼底観察装置1は、この最大傾きズレ量を打ち消すように、この最大傾きズレ量に対応する断面位置に沿う方向と眼底深度方向とにより張られる平面における、第1の3次元画像M1と第2の3次元画像M2との間の傾きズレを補正する。それにより、傾きが最も大きい方向について傾きズレの補正を行うことができるので、演算制御ユニット200のリソースを節約しつつ、比較観察に最も大きな影響を与える方向における傾きズレを補正することが可能である。

[0168] なお、傾きズレ量が最大となる方向についてのみ補正する代わりに、傾きズレ量が所定値以上となる各方向について補正を行うことにより構成して補正の確度を高めることが可能である。また、傾きズレ量が大きいものから数えて所定数までの各方向について補正を行うようにしてもよい。

[0169] また、上記のように断面位置を自動的に指定する代わりに、断面位置を手動で指定するようにしてもよい。たとえば、第1及び第2の眼底撮影像H1、H2を表示部240に表示させるとともに、操作部250を操作してこれら表示画像上に断面位置を指定するように構成することが可能である。また、一方の眼底撮影像（たとえば第1の眼底撮影像H1）を表示させて手動で断面位置を指定するとともに、他方の眼底撮影像（たとえば第2の眼底撮影像H2）において、当該手動で指定された断面位置とほぼ同一の位置を自動で指定するように構成することも可能である。すなわち、眼底撮影像H1、H2における断面位置の指定は、全て自動で行うようにしてもよいし、一部

のみを自動で行うようにしてもよいし、全てを手動で行うようにしてもよい。全て自動で行う場合には、指定に掛かる手間や時間を無くすることができるという利点がある。一部のみ自動で行う場合には、指定に掛かる手間や時間を削減することができるとともに、医師が所望の断面位置を指定できるという利点がある。全て手動で行う場合には、医師が所望の断面位置を双方の眼底撮影像H1、H2に指定できるので、処理対象の部位が画像処理では抽出しにくい場合であっても医師の知識や経験を生かして断面位置を指定できるという利点がある。これらのうちのいずれの手法を採用するかは任意である。また、これらの手法を選択的に使用可能に構成することも可能である。

[0170] また、眼底観察装置1は、算出された位置ズレ量 Δx 、 Δy 、 $\Delta \theta$ 及び傾きズレ量 $\Delta \theta_v$ を打ち消すように、第1の3次元画像M1とM2第2の3次元画像との間の位置合わせを行うことが可能である。それにより、3次元画像M1、M2を目視して比較する場合において、3次元画像M1、M2間の共通点や相違点を容易に把握することができ、ひいては比較観察の確度の向上を図ることが可能となる。

[0171] また、眼底観察装置1は、算出された位置ズレ量 Δx 、 Δy 、 $\Delta \theta$ 及び傾きズレ量 $\Delta \theta_v$ の一方又は双方に基づいて、第1の3次元画像M1に基づく所定の物理量の第1の解析結果（第1の値）と、第2の3次元画像M2に基づく所定の物理量の第2の解析結果（第2の値）とを算出することができる。従来の比較観察では、これらのズレ量を考慮していなかったもので、第1の検査タイミングと第2の検査タイミングとの間の条件の違いに応じて解析結果の比較確度が低下するおそれがあった。一方、この実施形態によれば、この条件の違いに起因する上記ズレ量を考慮して解析結果を求めるようになっていたので、従来よりも高い確度で解析結果を比較することが可能である。

[0172] [変形例]

以上に説明した構成は、この発明を好適に実施するための一例に過ぎない。よって、この発明の要旨の範囲内における任意の変形を適宜に施すことが可能である。

- [0173] たとえば、上記の実施形態では、眼底表面方向（ x y 方向）における位置ズレ量 Δx 、 Δy 、 $\Delta \theta$ と、眼底深度方向（ z 方向）を含む面内における傾きズレ量 $\Delta \theta_v$ とを求めているが、これらに加えて z 方向への位置ズレ量を求めるようにしてもよい。
- [0174] z 方向への位置ズレ量を求める方法としては、たとえば次のものがある。まず、第 1 の断層像と第 2 の断層像のそれぞれにおける、眼底 E_f の所定部位のフレーム中における z 座標値を求める。そして、これら z 座標値のズレ（すなわち z 方向への位置ズレ量）を求める。ここで、眼底 E_f の所定部位としては、網膜表面、眼底 E_f の層状組織などがある。なお、断層像を比較する代わりに、3 次元画像を比較するようにしてもよい。
- [0175] 上記の実施形態では、 x y z 座標系を用いて位置ズレ量や傾きズレ量を表現したり、画像の位置合せや解析処理を行ったりしているが、他の座標系を用いてこれらの処理を実行するようにしてもよい。
- [0176] たとえば、図 12 に示すように、眼底撮影像 H_1 において、視神経乳頭（に相当する画像領域） OP の中心位置（乳頭中心） OP_a と、黄斑（に相当する画像領域） YS の中心位置（中心窩、黄斑中心） YS_a とを特定する。この処理は、従来の眼底像解析技術を用いて実行できる。更に、乳頭中心 OP_a を原点とし、乳頭中心 OP_a と中心窩 YS_a とを結ぶ方向を基準方向 S とする 2 次元極座標系を定義する。ここで、原点 OP_a からの距離の単位は、たとえば乳頭中心 OP_a と中心窩 YS_a との間の距離に基づいて設定できる。
- [0177] この 2 次元極座標系によれば、眼底撮影像 H_1 中の任意の位置 P を座標値（ r 、 θ ）で表現できる。ここで、 r は、原点 OP_a と位置 P との間の距離である。また、 θ は、基準方向 S に対して、原点 OP_a と位置 P とを結んだ線分が成す角度である。ここで、通常のように、原点 OP_a から中心窩 YS_a を見て左に回る方向が角度の正方向として定義される。この 2 次元極座標系を上記の x y 座標系の代わりに用いることができる。
- [0178] また、図 12 に示す基準方向 S を第 1 の基準方向とし、基準方向 S に直交

する方向を第2の基準方向として2次元直交座標系を定義することも可能である。同様に、2次元斜交座標系を定義することもできる。

[0179] 上記の実施形態では、眼底撮影像は眼底カメラ等により撮影された画像であるとして説明したが、眼底撮影像はこれには限定されない。たとえば、あたかも眼底を撮影して得られた画像（たとえば前述の積算画像）のように、眼底表面の2次元的な形態を描写する任意の画像を眼底撮影像として用いることが可能である。

[0180] 上記の実施形態においては、参照ミラー114の位置を変更して信号光LSの光路と参照光LRの光路との光路長差を変更しているが、光路長差を変更する手法はこれに限定されるものではない。たとえば、被検眼Eに対して眼底カメラユニット2やOCTユニット100を移動させて信号光LSの光路長を変更することにより光路長差を変更することができる。また、特に被測定物体が生体部位でない場合などには、被測定物体を深度方向（z方向）に移動させることにより光路長差を変更することも有効である。

[0181] 上記の実施形態におけるコンピュータプログラムを、コンピュータによって読み取り可能な任意の記録媒体に記憶させることができる。この記録媒体としては、たとえば、光ディスク、光磁気ディスク（CD-ROM/DVD-RAM/DVD-ROM/MO等）、磁気記憶媒体（ハードディスク/フロッピー（登録商標）ディスク/ZIP等）などを用いることが可能である。また、ハードディスクドライブやメモリ等の記憶装置に記憶させることも可能である。

[0182] また、インターネットやLAN等のネットワークを通じてこのプログラムを送受信することも可能である。

符号の説明

- [0183] 1 眼底観察装置
2 眼底カメラユニット
3 表示装置
10 照明光学系

30 撮影光学系

43、44 ガルバノミラー

100 OCTユニット

200 演算制御ユニット

210 制御部

211 主制御部

212 記憶部

220 画像形成部

230 画像処理部

231 3次元画像形成部

232 位置ズレ量算出部

233 断面位置指定部

235 傾きズレ量算出部

236 位置合わせ処理部

237 傾きズレ補正部

238 画像解析部

E 被検眼

E f 眼底

H1、H2 眼底撮影像

M1、M2 3次元画像

U1、U2 断面位置

G1a、G2a、J1、J2 断層像

請求の範囲

[請求項1]

第1の検査タイミングで取得された被検眼の第1の眼底撮影像及び前記被検眼の眼底の第1の3次元画像と、前記第1の検査タイミングと異なる第2の検査タイミングで取得された前記被検眼の第2の眼底撮影像及び前記眼底の第2の3次元画像とを予め記憶する記憶手段と、

前記第1の眼底撮影像及び前記第2の眼底撮影像に基づいて、眼底表面方向における前記第1の眼底撮影像と前記第2の眼底撮影像との間の位置ズレ量を算出する第1の算出手段と、

前記算出された位置ズレ量に基づいて、前記第1の眼底撮影像及び前記第2の眼底撮影像のそれぞれに描写された前記眼底上の略同一位置に断面位置を指定する指定手段と、

前記第1の眼底撮影像に指定された断面位置に対応する前記第1の3次元画像の断面位置における第1の断層像と、前記第2の眼底撮影像に指定された断面位置に対応する前記第2の3次元画像の断面位置における第2の断層像とに基づいて、前記指定された断面位置に沿う方向と眼底深度方向とにより張られる面における前記第1の断層像と前記第2の断層像との間の傾きズレ量を算出する第2の算出手段と、
を備えることを特徴とする眼底画像処理装置。

[請求項2]

前記指定手段は、複数の前記断面位置を指定し、

前記第2の算出手段は、前記複数の断面位置のそれぞれに対応する前記第1及び第2の3次元画像の断面位置について、当該断面位置における前記第1の断層像及び前記第2の断層像に基づいて、前記指定された断面位置に沿う方向と前記眼底深度方向とにより張られる面における前記傾きズレ量を算出する、

ことを特徴とする請求項1に記載の眼底画像処理装置。

[請求項3]

前記指定手段は、前記複数の断面位置として、互いに直交して交差する一対の直線状の断面位置を指定し、

前記第 2 の算出手段は、前記一対の断面位置のそれぞれに対応する前記第 1 及び第 2 の 3 次元画像の断面位置について前記傾きズレ量を算出することにより、互いに直交する一対の平面のそれぞれにおける傾きズレ量を求める、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の眼底画像処理装置。

[請求項 4]

前記指定手段は、前記複数の断面位置として、放射状に配置されて互いに交差する 2 つ以上の直線状の断面位置を指定し、

前記第 2 の算出手段は、前記 2 つ以上の断面位置のそれぞれに対応する前記第 1 及び第 2 の 3 次元画像の断面位置について前記傾きズレ量を算出し、

前記第 2 の算出手段により算出された前記 2 つ以上の断面位置に対応する前記傾きズレ量のうちの最大値を選択し、前記選択された傾きズレ量を打ち消すように、当該傾きズレ量に対応する断面位置に沿う方向と前記眼底深度方向とにより張られる平面における前記第 1 の 3 次元画像と前記第 2 の 3 次元画像との間の傾きのズレを補正する補正手段を更に備える、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の眼底画像処理装置。

[請求項 5]

前記第 1 の算出手段により算出された前記位置ズレ量と前記第 2 の算出手段により算出された前記傾きズレ量とを打ち消すように、前記第 1 の 3 次元画像と前記第 2 の 3 次元画像との間の位置合わせを行う位置合わせ手段を更に備える、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼底画像処理装置。

[請求項 6]

第 1 の算出手段により算出された前記位置ズレ量及び／又は前記第 2 の算出手段により算出された前記傾きズレ量に基づいて、前記第 1 の 3 次元画像を解析して所定の物理量の第 1 の値を算出し、かつ、前記第 2 の 3 次元画像を解析して前記所定の物理量の第 2 の値を算出する解析手段を更に備える、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼底画像処理装置。

[請求項7] 前記第1の算出手段は、前記位置ズレ量として、前記眼底表面方向における平行移動量と回転移動量とを算出する、

ことを特徴とする請求項1に記載の眼底画像処理装置。

[請求項8] 被検眼の眼底を撮影する撮影手段と、

低コヒーレンス光を信号光と参照光とに分割し、前記眼底を経由した前記信号光と参照光路を経由した参照光とを重畳させて干渉光を生成して検出する光学系と、

前記干渉光の検出結果に基づいて前記眼底の3次元画像を形成する画像形成手段と、

第1の検査タイミングで前記撮影手段により撮影された前記被検眼の第1の眼底撮影像及び前記画像形成手段により形成された前記眼底の第1の3次元画像と、前記第1の検査タイミングと異なる第2の検査タイミングで前記撮影された前記被検眼の第2の眼底撮影像及び前記形成された前記眼底の第2の3次元画像とを記憶する記憶手段と、

前記第1の眼底撮影像及び前記第2の眼底撮影像に基づいて、眼底表面方向における前記第1の眼底撮影像と前記第2の眼底撮影像との間の位置ズレ量を算出する第1の算出手段と、

前記算出された位置ズレ量に基づいて、前記第1の眼底撮影像及び前記第2の眼底撮影像のそれぞれに描写された前記眼底上の略同一位置に断面位置を指定する指定手段と、

前記第1の眼底撮影像に指定された断面位置に対応する前記第1の3次元画像の断面位置における第1の断層像と、前記第2の眼底撮影像に指定された断面位置に対応する前記第2の3次元画像の断面位置における第2の断層像とに基づいて、前記指定された断面位置に沿う方向と眼底深度方向とにより張られる面における前記第1の断層像と前記第2の断層像との間の傾きズレ量を算出する第2の算出手段と、

を備えることを特徴とする眼底観察装置。

[請求項9] 低コヒーレンス光を信号光と参照光とに分割し、被検眼の眼底を経

由した前記信号光と参照光路を経由した参照光とを重畳させて干渉光を生成して検出する光学系と、

前記干渉光の検出結果に基づいて前記眼底の 3 次元画像を形成する画像形成手段と、

第 1 の検査タイミングで取得された前記被検眼の第 1 の眼底撮影像と、前記第 1 の検査タイミングと異なる第 2 の検査タイミングで取得された前記被検眼の第 2 の眼底撮影像とを予め記憶するとともに、前記第 1 の検査タイミングで前記画像形成手段により形成された前記眼底の第 1 の 3 次元画像と、前記第 2 の検査タイミングで前記形成された前記眼底の第 2 の 3 次元画像とを記憶する記憶手段と、

前記第 1 の眼底撮影像及び前記第 2 の眼底撮影像に基づいて、眼底表面方向における前記第 1 の眼底撮影像と前記第 2 の眼底撮影像との間の位置ズレ量を算出する第 1 の算出手段と、

前記算出された位置ズレ量に基づいて、前記第 1 の眼底撮影像及び前記第 2 の眼底撮影像のそれぞれに描写された前記眼底上の略同一位置に断面位置を指定する指定手段と、

前記第 1 の眼底撮影像に指定された断面位置に対応する前記第 1 の 3 次元画像の断面位置における第 1 の断層像と、前記第 2 の眼底撮影像に指定された断面位置に対応する前記第 2 の 3 次元画像の断面位置における第 2 の断層像とに基づいて、前記指定された断面位置に沿う方向と眼底深度方向とにより張られる面における前記第 1 の断層像と前記第 2 の断層像との間の傾きズレ量を算出する第 2 の算出手段と、
を備えることを特徴とする眼底観察装置。

[請求項10]

被検眼の眼底を撮影する撮影手段と、

第 1 の検査タイミングで取得された前記眼底の第 1 の 3 次元画像と、前記第 1 の検査タイミングと異なる第 2 の検査タイミングで取得された前記眼底の第 2 の 3 次元画像とを予め記憶するとともに、前記第 1 の検査タイミングで前記撮影手段により撮影された前記被検眼の第

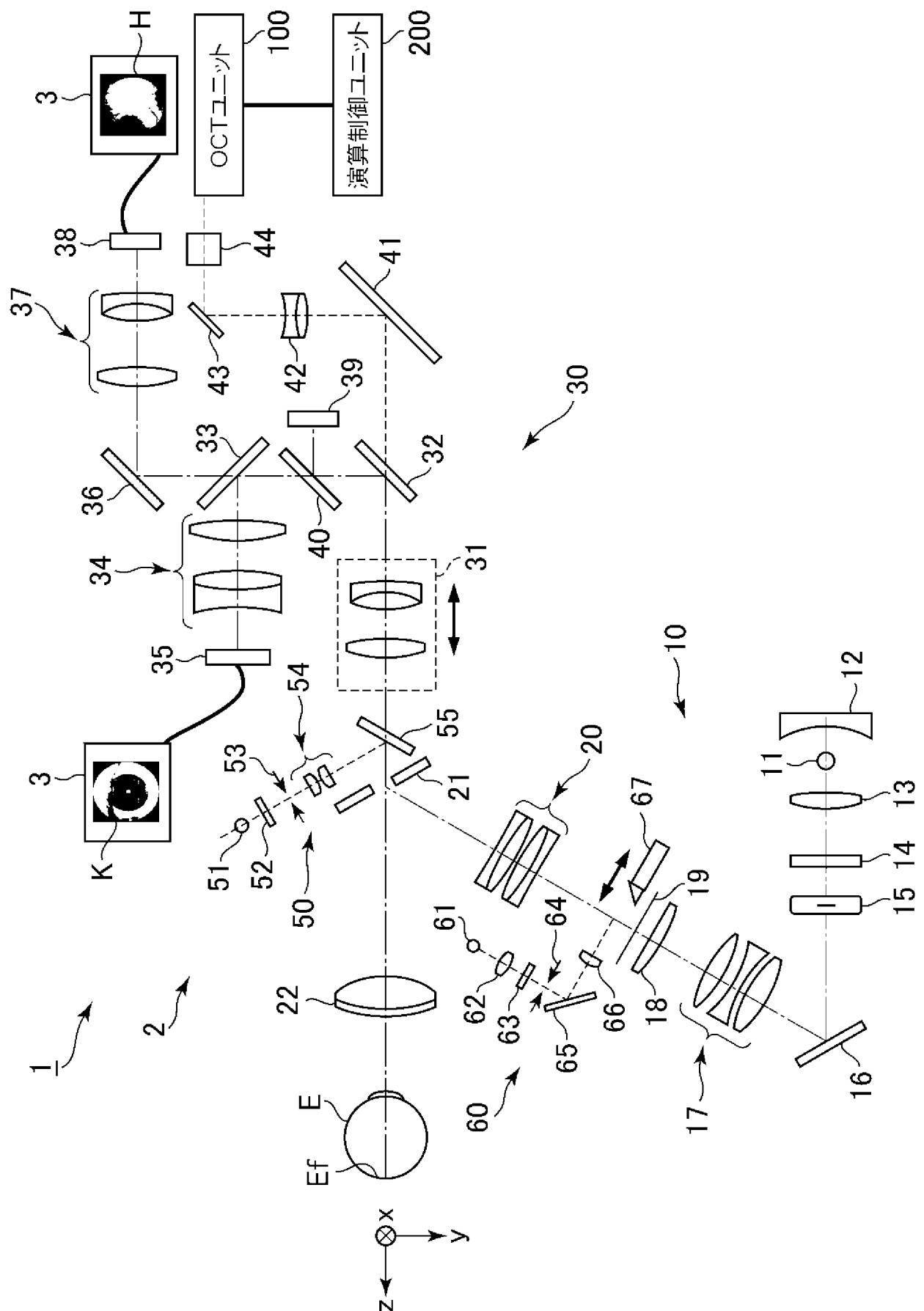
1の眼底撮影像と、前記第2の検査タイミングで前記撮影された前記被検眼の第2の眼底撮影像とを記憶する記憶手段と、

前記第1の眼底撮影像及び前記第2の眼底撮影像に基づいて、眼底表面方向における前記第1の眼底撮影像と前記第2の眼底撮影像との間の位置ズレ量を算出する第1の算出手段と、

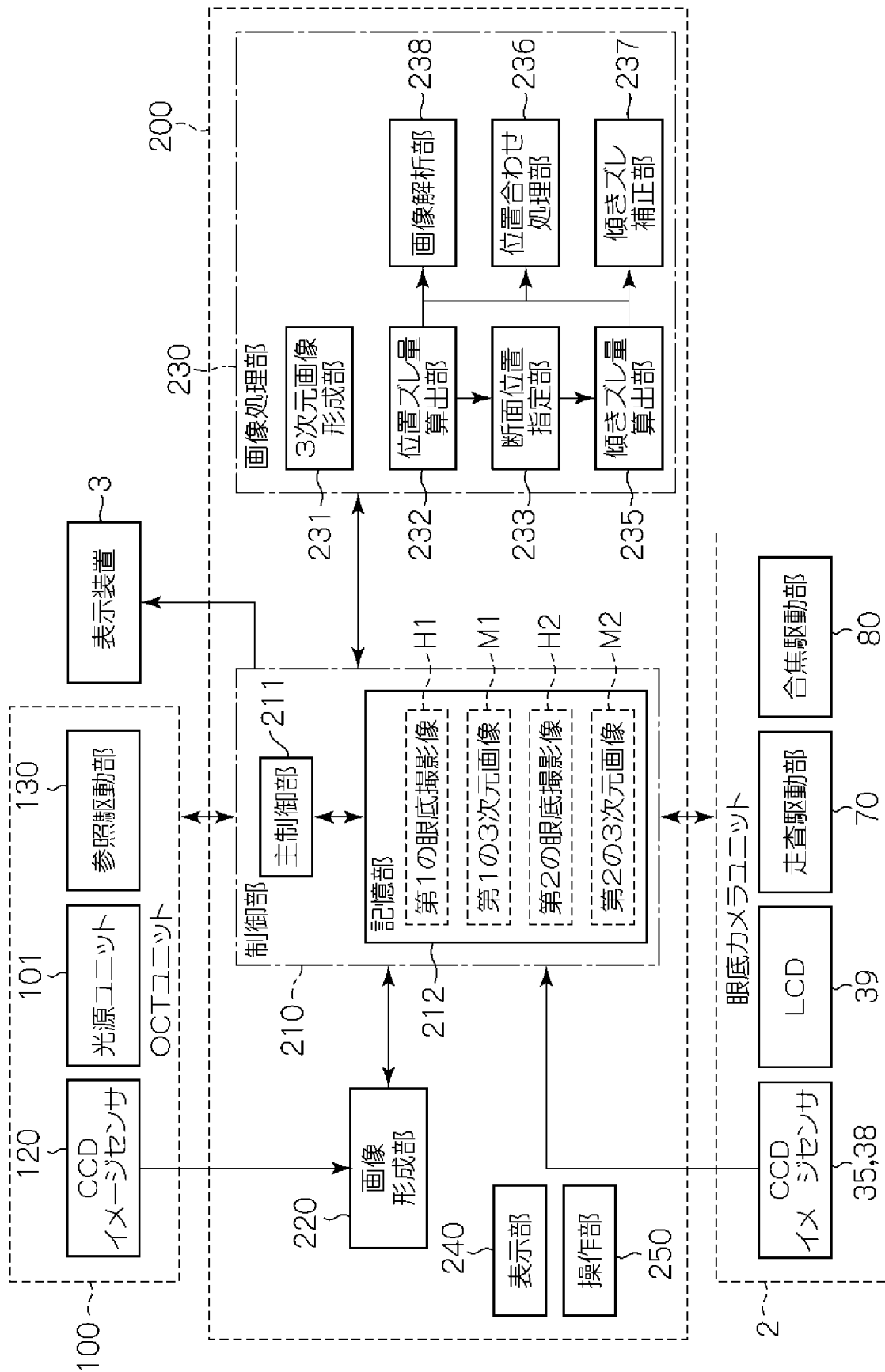
前記算出された位置ズレ量に基づいて、前記第1の眼底撮影像及び前記第2の眼底撮影像のそれぞれに描写された前記眼底上の略同一位置に断面位置を指定する指定手段と、

前記第1の眼底撮影像に指定された断面位置に対応する前記第1の3次元画像の断面位置における第1の断層像と、前記第2の眼底撮影像に指定された断面位置に対応する前記第2の3次元画像の断面位置における第2の断層像とに基づいて、前記指定された断面位置に沿う方向と眼底深度方向とにより張られる面における前記第1の断層像と前記第2の断層像との間の傾きズレ量を算出する第2の算出手段と、
を備えることを特徴とする眼底観察装置。

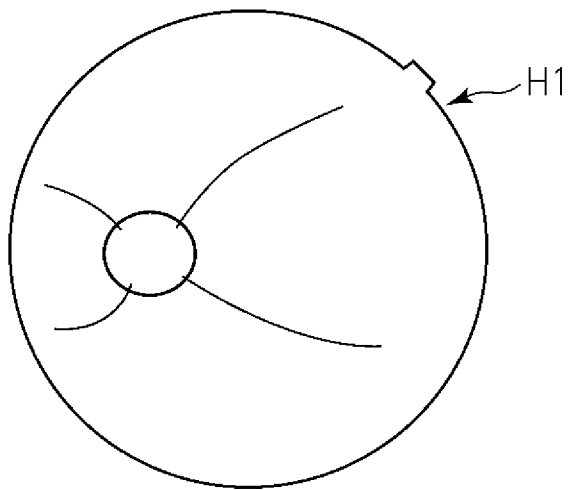
[図1]



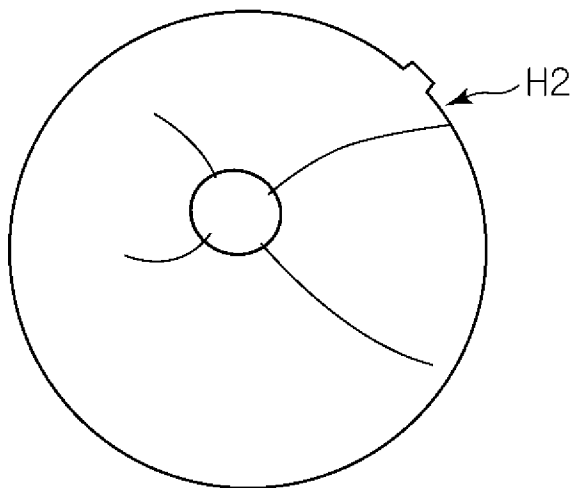
[図3]



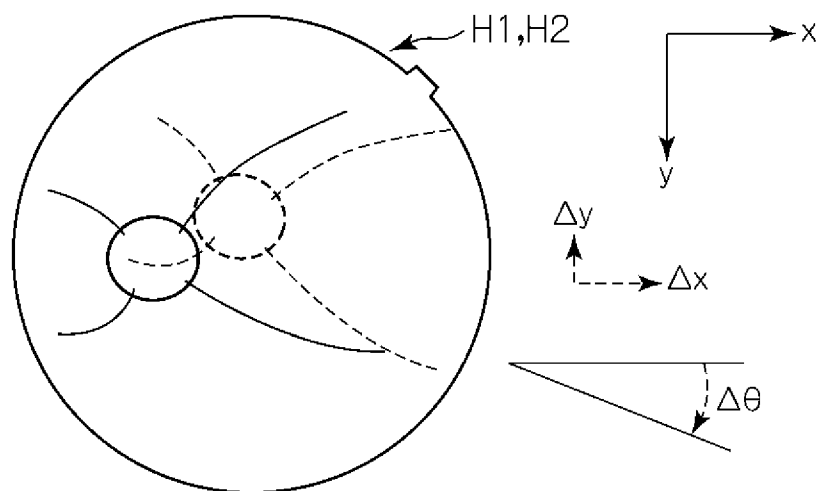
[図4A]



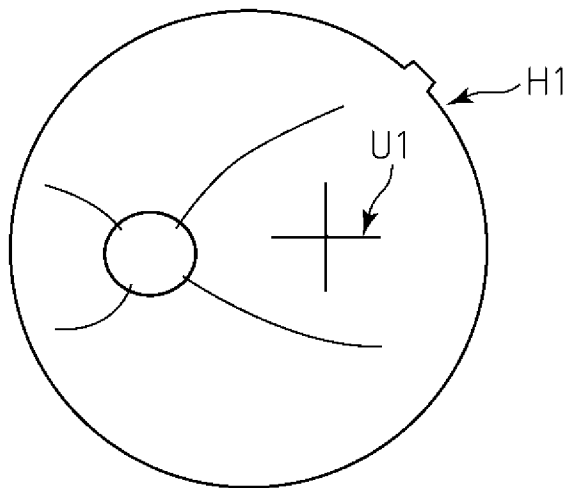
[図4B]



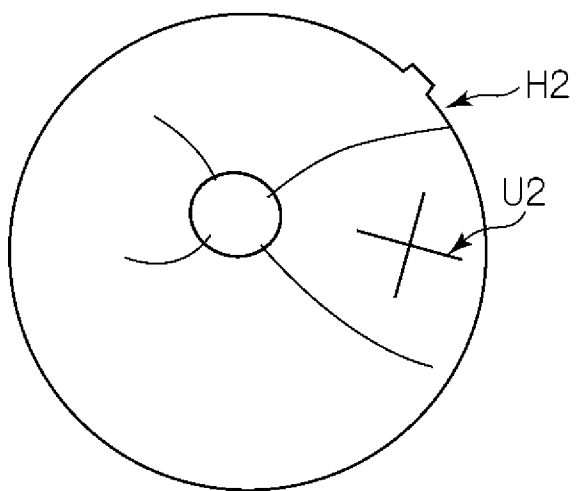
[図4C]



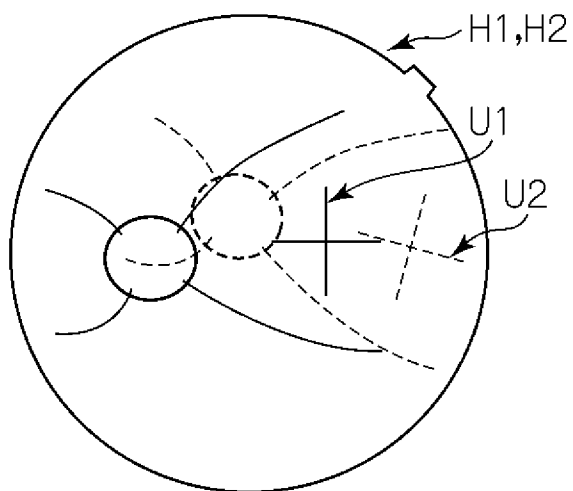
[図5A]



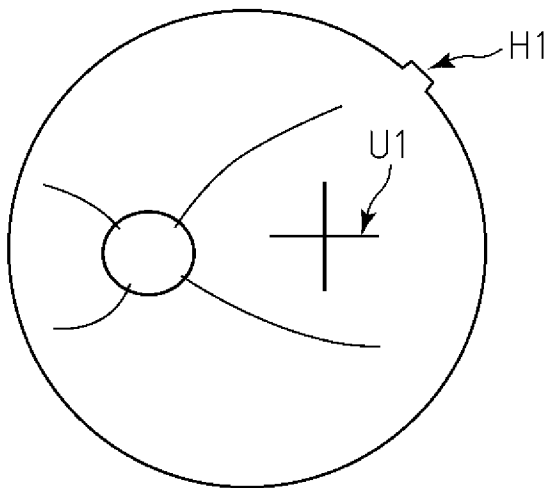
[図5B]



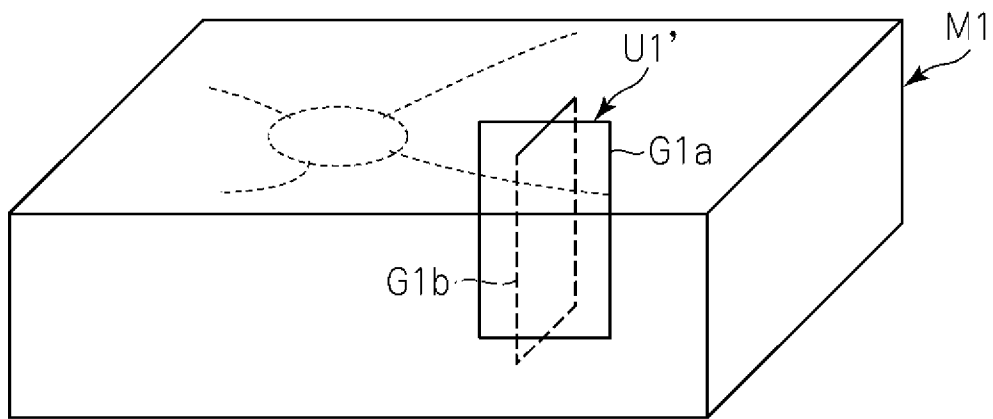
[図5C]



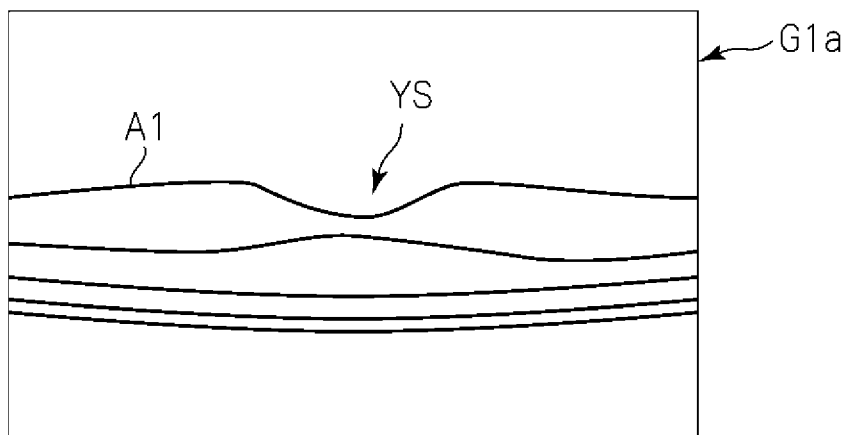
[図6A]



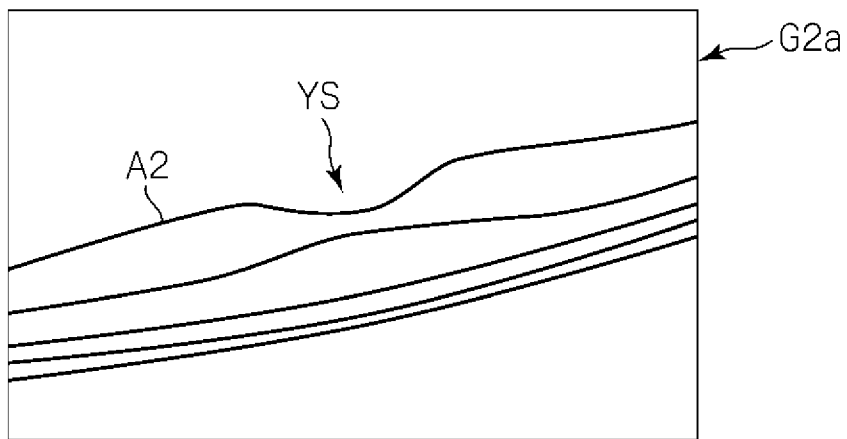
[図6B]



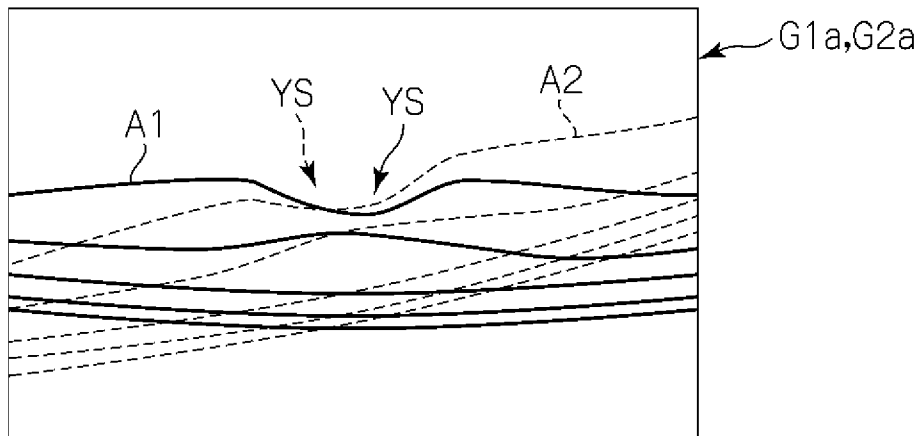
[図7A]



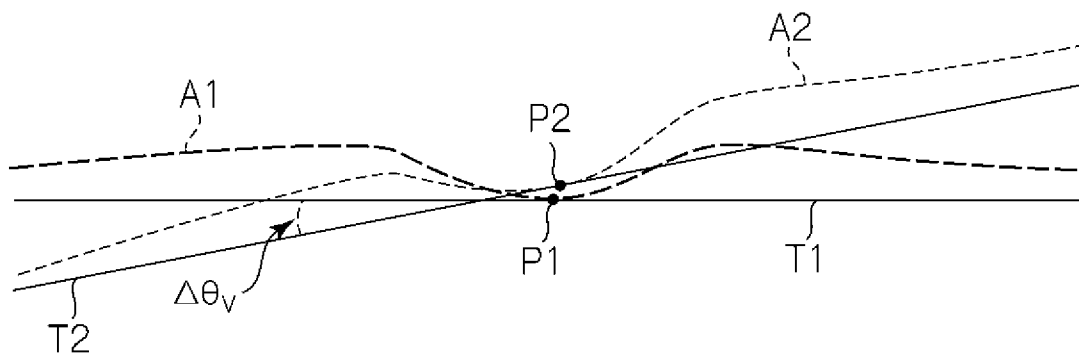
[図7B]



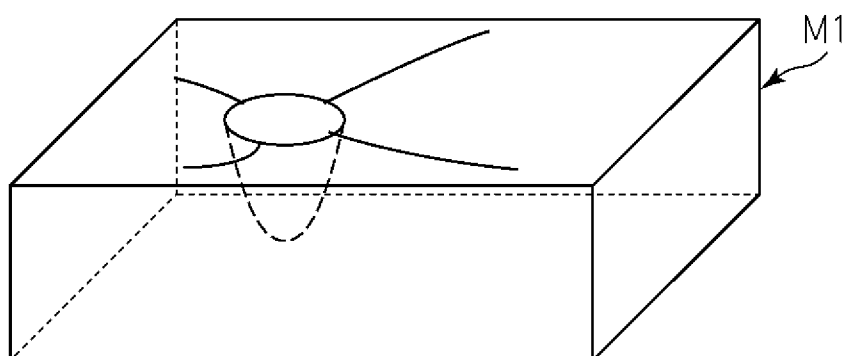
[図7C]



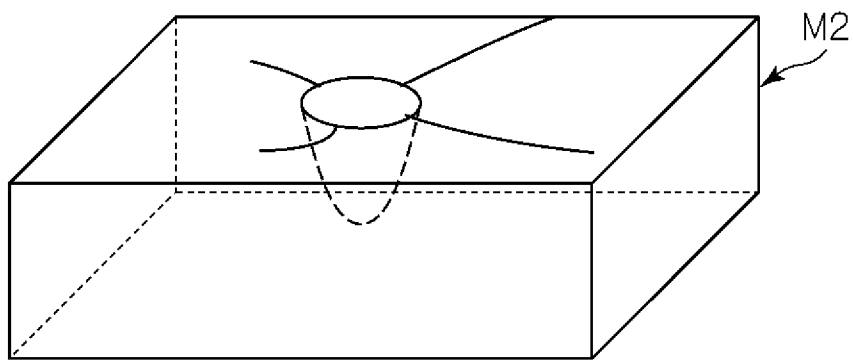
[図8]



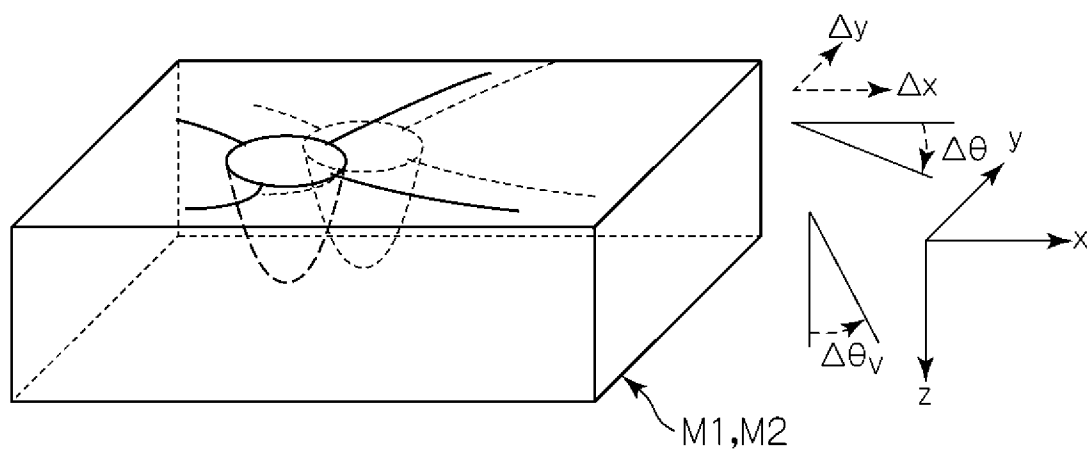
[図9A]



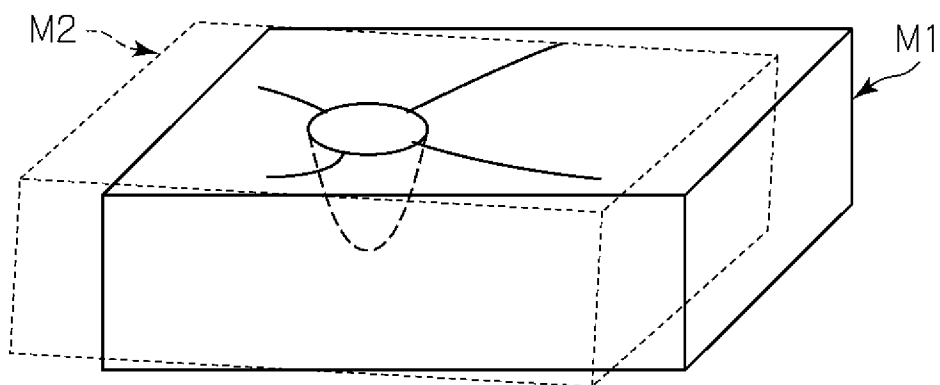
[図9B]



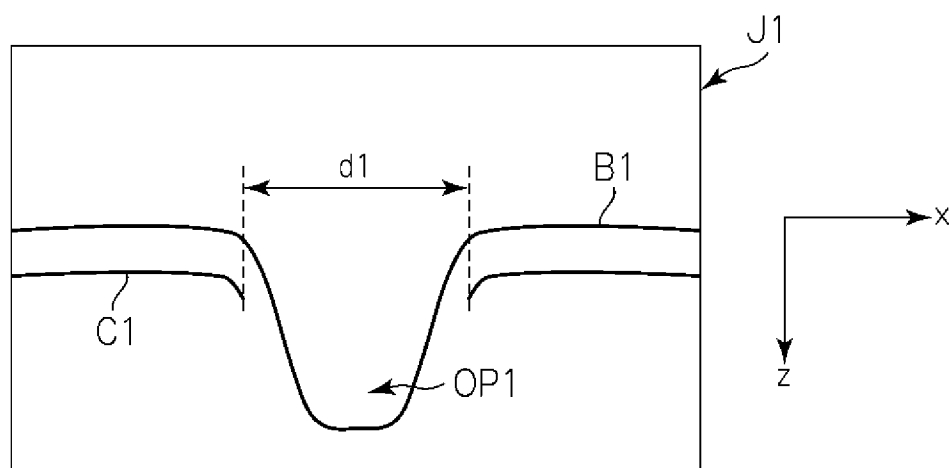
[図9C]



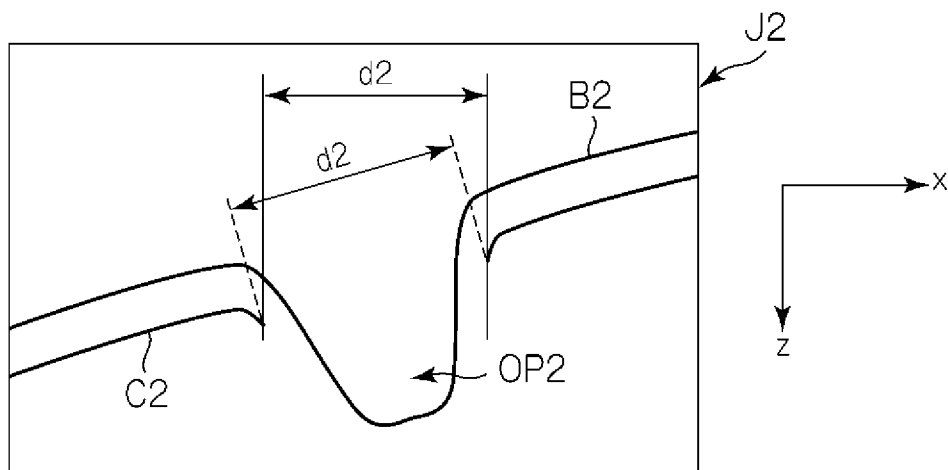
[図10]



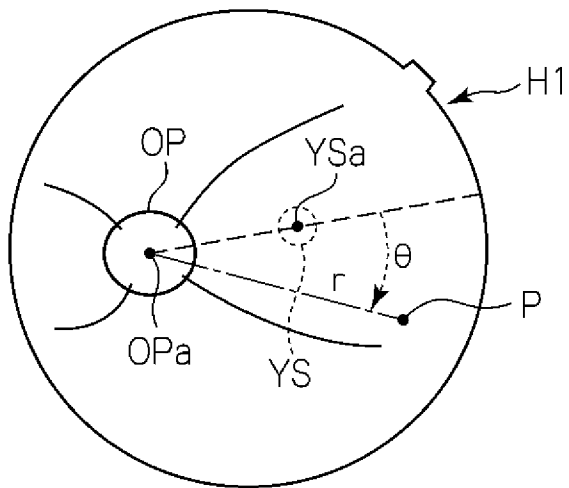
[図11A]



[図11B]



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/005633

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B3/10(2006.01) i, A61B3/12(2006.01) i, A61B3/14(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)

A61B3/10, A61B3/12, A61B3/14

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 1996-2010

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2010 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2010

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	JP 2008-005987 A (Topcon Corp.), 17 January 2008 (17.01.2008), entire text; all drawings & EP 1872713 A1	1-10
A	JP 2007-252692 A (Topcon Corp.), 04 October 2007 (04.10.2007), entire text; all drawings & US 2007/0222946 A1 & EP 1836952 A2	1-10
P, A	JP 2010-110393 A (Nidek Co., Ltd.), 20 May 2010 (20.05.2010), entire text; all drawings & EP 2184006 A1	1-10



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

06 October, 2010 (06.10.10)

Date of mailing of the international search report

19 October, 2010 (19.10.10)

Name and mailing address of the ISA/

Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B3/10(2006.01)i, A61B3/12(2006.01)i, A61B3/14(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（I P C）） Int.Cl. A61B3/10, A61B3/12, A61B3/14			
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 日本国公開実用新案公報 日本国実用新案登録公報 日本国登録実用新案公報 1922-1996年 1971-2010年 1996-2010年 1994-2010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	JP 2008-005987 A（株式会社トプコン） 2008.01.17, 全文, 全図 & EP 1872713 A1	1-10	
A	JP 2007-252692 A（株式会社トプコン） 2007.10.04, 全文, 全図 & US 2007/0222946 A1 & EP 1836952 A2	1-10	
P, A	JP 2010-110393 A（株式会社ニデック） 2010.05.20, 全文, 全図 & EP 2184006 A1	1-10	
☐ 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 06.10.2010		国際調査報告の発送日 19.10.2010	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / 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） 後藤 順也 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3101