

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2008年11月27日 (27.11.2008)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2008/142823 A1

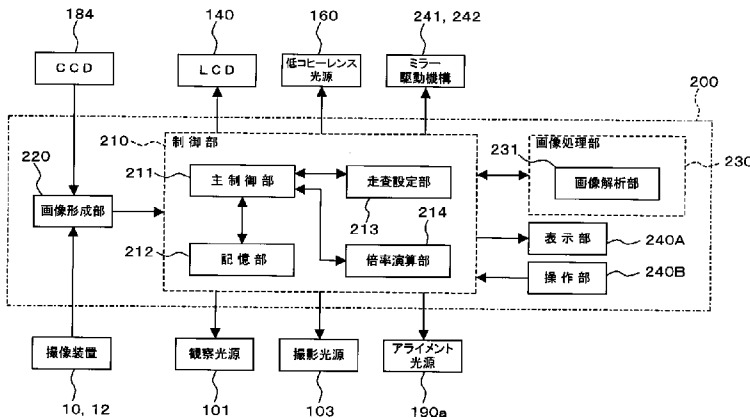
- (51) 国際特許分類:
A61B 3/12 (2006.01) G01N 21/17 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2008/000905
- (22) 国際出願日: 2008年4月8日 (08.04.2008)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願2007-136329 2007年5月23日 (23.05.2007) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社トプコン (KABUSHIKI KAISHA TOPCON) [JP/JP]; 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町75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): 木川 勉 (KIKAWA, Tsutomu) [JP/JP]; 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP). 青木 弘幸 (AOKI, Hiroyuki) [JP/JP]; 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 三澤正義 (MISAWA, Masayoshi); 〒1600023 東京都新宿区西新宿7丁目15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, CN, CO, CR, CU, CZ, DE,

[続葉有]

(54) Title: EYEGROUND OBSERVING DEVICE AND PROGRAM FOR CONTROLLING SAME

(54) 発明の名称: 眼底観察装置及びそれを制御するプログラム

[図8]



- 160 LOW-COHERENCE LIGHT SOURCE
- 241, 242 MIRROR DRIVE
- 220 IMAGE CREATING SECTION
- 210 CONTROL UNIT
- 211 MAIN CONTROL SECTION
- 212 STORAGE SECTION
- 213 SCAN SETTING SECTION
- 214 MAGNIFICATION COMPUTING SECTION
- 230 IMAGE PROCESSING UNIT
- 231 IMAGE ANALYZING SECTION
- 240A DISPLAY UNIT
- 240B OPERATING UNIT
- 10, 12 IMAGING DEVICE
- 101 OBSERVATION LIGHT SOURCE
- 103 IMAGING LIGHT SOURCE
- 190a ALIGNMENT LIGHT SOURCE

(57) Abstract: A technique of more reliably capturing an image of a region of interest of an eye ground than conventional. An eye ground observing device (1) creates an infrared video and a color image (still image) of an eye ground (Ef). While creating an infrared video, the eye ground observing device (1) specifies an image region in the infrared video corresponding to the region of interest in the color image. The eye ground observing device (1) scans the region of interest with a signal light (LS) according to the specified image region and creates a tomographic image along the scanning line. The region of interest means an image region corresponding to the region of interest of the eye ground (Ef). With this eye ground observing device (1), a region of interest in the still image having relatively high quality of image is determined, an image region in the video corresponding to the determined region of interest is specified, and a measurement region in the tomographic image is determined. As a result, in comparison with conventional schemes in which a measurement region is determined with reference to only the video having a relatively low quality of image, the image of the region of interest of an eye ground (Ef) can be more reliably acquired.

[続葉有]

WO 2008/142823 A1



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, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

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 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(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, LS, MW, MZ, NA, SD,

添付公開書類:

— 国際調査報告書

(57) 要約: 従来と比較して眼底の注目部位の画像を確実に取得できる技術を提供する。眼底観察装置 1 は、眼底 E f の近赤外動画像とカラー画像 (静止画像) を形成できる。眼底観察装置 1 は、近赤外動画像が形成されているときに、カラー画像中の注目領域に対応する近赤外動画像中の画像領域を特定する。更に、眼底観察装置 1 は、特定された画像領域に基づいて信号光 L S を走査することにより、その走査線に沿った断層画像を形成する。なお、注目領域とは、眼底 E f の注目部位に対応する画像領域を意味する。眼底観察装置 1 によれば、比較的画質の高い静止画像中の注目領域を決定し、この注目領域に対応する動画像中の画像領域を特定して断層画像の計測部位を設定できるので、比較的画質の低い動画像のみを参照して計測部位を設定していた従来の手法と比較して、眼底 E f の注目部位の画像を確実に取得できる。

明 細 書

眼底観察装置及びそれを制御するプログラム

技術分野

[0001] この発明は、被検眼の眼底を観察するための眼底観察装置及びそれを制御するプログラムに関する。

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光画像計測技術が注目を集めている。この光画像計測技術は、X線CT装置のような人体に対する侵襲性を持たないことから、特に医療分野における応用の展開が期待されている。

[0003] 特許文献1には、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、さらにその出口では、計測腕及び参照腕からの光束の干渉によって現れる光の強度が分光器で分析もされるという干渉器が利用されていて、参照腕には参照光光束位相を不連続な値で段階的に変える装置が設けられた構成の光画像計測装置が開示されている。

[0004] 特許文献1の光画像計測装置は、いわゆる「フーリエドメインOCT（Fourier Domain Optical Coherence Tomography）」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、その反射光のスペクトル強度分布を取得し、それをフーリエ変換することにより、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。

[0005] 更に、特許文献1に記載の光画像計測装置は、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できるようになっている。なお、この光画像計測装置においては、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なっているので、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次元断層画像となる。

[0006] また、特許文献2には、信号光を水平方向及び垂直方向に走査することにより水平方向の2次元断層画像を複数形成し、これら複数の断層画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、複数の断層画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）、複数の断層画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] また、特許文献3には、このような光画像計測装置を眼科分野に適用した構成が開示されている。

[0008] 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2003-543号公報

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0009] 従来の光画像計測装置を眼底観察に適用する場合、次のような問題が生じることがある。すなわち、眼底観察においては、観察対象となる注目部位が存在し、その注目部位の画像を確実に取得する必要がある。そのために、従来の装置では、眼底の動画像をリアルタイムで観察しつつ注目部位を特定し、その注目部位の断層画像を取得していた。なお、注目部位としては、視神経乳頭や黄斑部や血管等の眼底の組織、更には、網膜剥離や腫瘍や新生血管や出血部位等の病変部などがある。

[0010] しかしながら、注目部位を特定するための動画像は、一般に近赤外領域の照明光を用いて撮影されるために比較的低画質であり、注目部位を精度良く特定することは困難であった。なお、可視領域の照明光を用いて動画像を撮影することも考えられるが、眩しさにより被検者に与える負担が大きく、また被検眼が縮瞳してしまうなどの問題があることから好ましくない。

[0011] また、注目部位の画像を確実に取得するためには、装置の光学系を被検眼に対してアライメントする必要があるが、上記のように動画像の画質が低い

ことや、被検眼の眼球運動（固視微動等も含む）などにより、アライメント作業は容易でなかった。

- [0012] この発明は、このような問題を解決するためになされたもので、従来と比較して眼底の注目部位の画像を確実に取得できる眼底観察装置及びそれを制御するプログラ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

- [0013] 上記目的を達成するために、請求項 1 に記載の発明は、眼底の動画像を形成する形成手段と、低コヒーレンス光を信号光と参照光とに分割し、前記眼底を經由した前記信号光と参照物体を經由した前記参照光とを重畳させて干渉光を生成する干渉光生成手段と、前記干渉光を検出する検出手段と、を有し、前記干渉光の検出結果に基づいて前記眼底の断層画像を形成する眼底観察装置であって、前記眼底に対して信号光を走査する走査手段と、前記眼底の静止画像を記憶する記憶手段と、前記形成手段により動画像が形成されているときに、前記静止画像中の注目領域に対応する該動画像中の画像領域を特定する特定手段と、前記画像領域に基づき前記走査手段を制御して信号光を走査させる制御手段と、を備え、該走査された信号光に基づく干渉光の検出結果に基づいて断層画像を形成することを特徴とする。

- [0014] また、請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の眼底観察装置であって、前記形成手段は、所定の時間間隔で前記眼底のフレーム画像を逐次に形成することにより前記動画像を形成し、前記特定手段は、前記静止画像中の注目領域に対応する一のフレーム画像中の画像領域を特定し、前記一のフレーム画像中の画像領域に対応する他のフレーム画像中の画像領域を特定し、前記制御手段は、前記他のフレーム画像中の画像領域に基づいて信号光を走査させる、ことを特徴とする。

- [0015] また、請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 に記載の眼底観察装置であって、前記特定手段は、前記形成手段により形成された動画像の一のフレーム画像について、前記静止画像中の注目領域に対応する画像領域を特定し、前記一のフレーム画像より後に形成された各フレーム画像について、前記一のフ

レーム画像中の画像領域に対応する画像領域を特定する、ことを特徴とする。

[0016] また、請求項 4 に記載の発明は、請求項 1 に記載の眼底観察装置であって、前記特定手段は、前記静止画像及び前記動画像を表示する画像表示手段と、前記表示された静止画像中に注目領域を指定するための指定手段とを含み、前記指定された注目領域に対応する前記動画像中の画像領域を特定する、ことを特徴とする。

[0017] また、請求項 5 に記載の発明は、請求項 4 に記載の眼底観察装置であって、前記注目領域は所定形状であり、前記特定手段は、前記所定形状に応じた前記注目領域の特徴位置を求め、前記特徴位置に対応する前記動画像中の位置を求め、前記制御手段は、前記求められた位置に対応する前記眼底の位置を通過するように信号光を走査させる、ことを特徴とする。

[0018] また、請求項 6 に記載の発明は、請求項 5 に記載の眼底観察装置であって、前記所定形状は略円形であり、前記特定手段は、前記指定された注目領域の中心位置を前記特徴位置として求め、前記中心位置に対応する前記動画像中の位置を求め、前記制御手段は、該動画像中の位置に対応する前記眼底の位置を中心に放射状に配列された複数の走査線に沿って信号光を走査させる、ことを特徴とする。

[0019] また、請求項 7 に記載の発明は、請求項 5 に記載の眼底観察装置であって、前記所定形状は略円形であり、前記特定手段は、前記指定された注目領域の中心位置を前記特徴位置として求め、前記中心位置に対応する前記動画像中の位置を求め、前記制御手段は、該動画像中の位置に対応する前記眼底の位置を中心とする 1 つ以上の円形状の走査線に沿って信号光を走査させる、ことを特徴とする。

[0020] また、請求項 8 に記載の発明は、請求項 6 に記載の眼底観察装置であって、前記所定形状は略円形であり、前記特定手段は、前記指定された注目領域の中心位置を前記特徴位置として求め、前記中心位置に対応する前記動画像中の位置を求め、前記制御手段は、該動画像中の位置に対応する前記眼底の

位置を中心とする１つ以上の円形状の走査線に沿って信号光を走査させる、ことを特徴とする。

[0021] また、請求項 9 に記載の発明は、請求項 1 に記載の眼底観察装置であって、前記特定手段は、予め設定された画素値情報に基づき前記静止画像を解析して注目領域を抽出する抽出手段を含み、前記抽出された注目領域に対応する前記動画像中の画像領域を特定する、ことを特徴とする。

[0022] また、請求項 10 に記載の発明は、請求項 1 に記載の眼底観察装置であって、前記眼底に固視標を投影する固視標投影手段と、前記動画像を表示する表示手段と、操作手段と、を更に備え、前記制御手段は、予め設定されたサイズの枠状画像を前記動画像上に表示させ、前記操作手段による操作に応じて前記眼底に対する固視標の投影位置を変更させ、前記動画像の注目領域を前記枠状画像内に配置させるように前記固視標の投影位置を変更可能としたことを特徴とする。

[0023] また、請求項 11 に記載の発明は、請求項 1 に記載の眼底観察装置であって、被検眼に対する装置光学系の位置を調整するためのアライメント視標を前記眼底に投影するアライメント視標投影手段を更に備える、ことを特徴とする。

[0024] また、請求項 12 に記載の発明は、請求項 1 に記載の眼底観察装置であって、前記制御手段は、被検眼の眼球光学系による倍率を演算し、前記画像領域と前記倍率とに基づいて信号光を走査させる、ことを特徴とする。

[0025] また、請求項 13 に記載の発明は、請求項 1 に記載の眼底観察装置であって、前記形成手段は、近赤外領域の照明光を用いて前記眼底の表面の動画像を撮影し、前記静止画像は、可視領域の照明光を用いて撮影される前記眼底の表面のカラー画像、又は、被検者に蛍光剤を投与して撮影される前記眼底の表面の蛍光画像である、ことを特徴とする。

[0026] また、請求項 14 に記載の発明は、請求項 1 に記載の眼底観察装置であって、前記形成手段は、前記眼底の断層動画像を形成し、前記静止画像は、前記眼底の断層静止画像である、ことを特徴とする。

[0027] また、請求項 15 に記載の発明は、請求項 1 に記載の眼底観察装置であつて、前記形成手段は、前記眼底の動画像を形成しつつ前記眼底の静止画像を形成し、前記特定手段は、該静止画像中の注目領域に対応する前記動画像中の画像領域を特定する、ことを特徴とする。

[0028] また、請求項 16 に記載の発明は、眼底の動画像を形成する形成手段と、低コヒーレンス光を信号光と参照光とに分割し、前記眼底を經由した前記信号光と参照物体を經由した前記参照光とを重畳させて干渉光を生成する干渉光生成手段と、前記干渉光を検出する検出手段と、前記眼底に対して信号光を走査する走査手段と、前記眼底の静止画像を記憶する記憶手段を具備するコンピュータとを有する眼底観察装置を制御するプログラムであつて、前記コンピュータを、前記形成手段により動画像が形成されているときに、前記静止画像中の注目領域に対応する該動画像中の画像領域を特定する特定手段として機能させ、前記画像領域に基づき前記走査手段を制御して信号光を走査させる制御手段として機能させ、該走査された信号光に基づく干渉光の検出結果に基づいて前記眼底の断層画像を形成する画像形成手段として機能させる、ことを特徴とする。

発明の効果

[0029] この発明によれば、動画像が形成されているときに、静止画像中の注目領域に対応する動画像中の画像領域を特定し、この画像領域に基づき走査手段を制御して信号光を走査し、この信号光に基づく干渉光の検出結果に基づいて眼底の断層画像を形成することができる。なお、注目領域とは、眼底の注目部位に対応する画像領域を意味する。

[0030] この発明によれば、比較的画質の高い静止画像中の注目領域を決定し、この注目領域に対応する動画像中の画像領域を特定して断層画像の計測部位を設定できるので、比較的画質の低い動画像のみを参照して計測部位を設定していた従来の手法と比較して、眼底の注目部位の画像を確実に取得することが可能である。

図面の簡単な説明

[0031] [図1]この発明に係る眼底観察装置の実施形態の全体構成の一例を表す概略構成図である。

[図2]この発明に係る眼底観察装置の実施形態における眼底カメラユニットに内蔵されたアライメント光学系の構成の一例を表す概略構成図である。

[図3]この発明に係る眼底観察装置の実施形態によるアライメント動作の一例を説明するための概略図である。

[図4]この発明に係る眼底観察装置の実施形態における眼底カメラユニットに内蔵される走査ユニットの構成の一例を表す概略構成図である。

[図5]この発明に係る眼底観察装置の実施形態におけるOCTユニットの構成の一例を表す概略構成図である。

[図6]この発明に係る眼底観察装置の実施形態における演算制御装置のハードウェア構成の一例を表す概略ブロック図である。

[図7]この発明に係る眼底観察装置の実施形態の制御系の構成の一例を表す概略ブロック図である。

[図8]この発明に係る眼底観察装置の実施形態の制御系の構成の一例を表す概略ブロック図である。

[図9]この発明に係る眼底観察装置の実施形態による信号光の走査態様の一例を表す概略図である。図9(A)は、被検眼に対する信号光の入射側から眼底を見たときの信号光の走査態様の一例を表している。また、図9(B)は、各走査線上の走査点の配列態様の一例を表している。

[図10]この発明に係る眼底観察装置の実施形態による信号光の走査態様、及び、各走査線に沿って形成される断層画像の態様の一例を表す概略図である。

[図11]この発明に係る眼底観察装置の実施形態による信号光の走査態様の一例を表す概略図である。

[図12]この発明に係る眼底観察装置の実施形態による信号光の走査態様の一例を表す概略図である。

[図13]この発明に係る眼底観察装置の実施形態の使用形態の一例を表すフロ

一チャートである。

[図14]この発明に係る眼底観察装置の実施形態の使用形態における表示画面の一例を表す概略図である。

[図15]この発明に係る眼底観察装置の実施形態の使用形態における注目領域の指定態様の一例を表す概略図である。

[図16]この発明に係る眼底観察装置の実施形態の使用形態における表示画面の一例を表す概略図である。

[図17]この発明に係る眼底観察装置の実施形態の使用形態により設定される走査態様の一例を表す概略図である。

[図18]この発明に係る眼底観察装置の実施形態の使用形態の一例を表すフローチャートである。

符号の説明

- [0032] 1 眼底観察装置
- 1 A 眼底カメラユニット
 - 1 0、1 2 撮像装置
 - 1 0 1 観察光源
 - 1 0 3 撮影光源
 - 1 4 0 L C D
 - 1 4 1 走査ユニット
 - 1 4 1 A、1 4 1 B ガルバノミラー
 - 1 5 0 O C Tユニット
 - 1 6 0 低コヒーレンス光源
 - 1 6 2 光カプラ
 - 1 7 4 参照ミラー
 - 1 8 0 スペクトロメータ
 - 1 8 4 C C D
 - 1 9 0 ハーフミラー
 - 1 9 0 A アライメント光学系

190a アライメント光源
190d 2孔絞り
200 演算制御装置
204a 制御プログラム
210 制御部
211 主制御部
212 記憶部
213 走査設定部
214 倍率演算部
220 画像形成部
230 画像処理部
231 画像解析部
240 ユーザーインターフェイス
240A 表示部
240B 操作部
241、242 ミラー駆動機構
E 被検眼
E f 眼底
R、T、U 走査領域
R_i、T_i、U_i 走査線
R_{ij} 走査点
H 近赤外動画像
H' カラー画像
W 枠状画像

発明を実施するための最良の形態

[0033] この発明に係る眼底観察装置及びそれを制御するプログラム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。

[0034] この発明に係る眼底観察装置は、眼底の静止画像中の注目領域に対応する

眼底の動画像中の画像領域を特定し、この画像領域に基づいて信号光を走査して眼底の断層画像を形成することにより、眼底の注目部位の画像を取得できるようにし、また、眼底の注目部位の画像を取得するためのアライメント作業の容易化を図るものである。

[0035] ここで、眼底の注目部位としては、視神経乳頭や黄斑部や血管等の眼底の組織、更には、網膜剥離や腫瘍や新生血管や出血部位等の病変部などがある。また、静止画像中の注目領域とは、眼底の静止画像において、当該注目部位に対応する画像領域を意味する。また、画像領域とは、或る画像（静止画像、動画像）中の一部又は全体を意味する。

[0036] [装置構成]

この発明に係る眼底観察装置の実施形態について、図1～図8を参照しながらその構成を説明する。ここで、図1は、この実施形態に係る眼底観察装置1の全体構成の一例を表している。図2は、眼底カメラユニット1A内のアライメント光学系190Aの構成の一例を表している。図3は、このアライメント光学系を用いたアライメント動作の一例を表している。図4は、眼底カメラユニット1A内の走査ユニット141の構成の一例を表している。図5は、OCTユニット150の構成の一例を表している。図6は、演算制御装置200のハードウェア構成の一例を表している。図7及び図8は、眼底観察装置1の制御系の構成の一例を表している。

[0037] [全体構成]

眼底観察装置1は、図1に示すように、眼底カメラユニット1A、OCTユニット150及び演算制御装置200を含んで構成される。眼底カメラユニット1Aは、眼底表面の2次元画像を撮影する従来の眼底カメラとほぼ同様の光学系を有している。OCTユニット150は、光画像計測装置として機能する光学系を格納している。演算制御装置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。

[0038] OCTユニット150には、接続線152の一端が取り付けられている。接続線152の他端には、接続線152を眼底カメラユニット1Aに接続す

るコネクタ部 151 が取り付けられている。接続線 152 の内部には光ファイバが導通されている。このように、OCTユニット 150 と眼底カメラユニット 1A は、接続線 152 を介して光学的に接続されている。

[0039] [眼底カメラユニットの構成]

眼底カメラユニット 1A は、光学的に取得されるデータ（撮像装置 10、12 により検出されるデータ）に基づいて被検眼の眼底の表面の 2 次元画像を形成するために用いられる。ここで、眼底の表面の 2 次元画像とは、眼底の表面を撮影したカラー画像やモノクロ画像、更には蛍光画像（フルオレsein 蛍光画像、インドシアニンググリーン蛍光画像等）などを表す。眼底カメラユニット 1A は、従来の眼底カメラと同様に、眼底 Ef を照明する照明光学系 100 と、この照明光の眼底反射光を撮像装置 10 に導く撮影光学系 120 とを備えている。

[0040] なお、詳細は後述するが、撮影光学系 120 における撮像装置 10 は、近赤外領域の波長を有する照明光を検出する。また、撮影光学系 120 には、可視領域の波長を有する照明光を検出する撮像装置 12 が別途設けられている。更に、撮影光学系 120 は、OCTユニット 150 からの信号光を眼底 Ef に導くとともに、眼底 Ef を経由した信号光を OCTユニット 150 に導くように作用する。

[0041] 照明光学系 100 は、観察光源 101、コンデンサレンズ 102、撮影光源 103、コンデンサレンズ 104、エキサイタフィルタ 105 及び 106、リング透光板 107、ミラー 108、LCD (Liquid Crystal Display) 109、照明絞り 110、リレーレンズ 111、孔開きミラー 112、対物レンズ 113 を含んで構成される。

[0042] 観察光源 101 は、たとえば約 400 nm ~ 700 nm の範囲に含まれる可視領域の波長の照明光を出力する。また、撮影光源 103 は、たとえば約 700 nm ~ 800 nm の範囲に含まれる近赤外領域の波長の照明光を出力する。撮影光源 103 から出力される近赤外光は、OCTユニット 150 で使用する光の波長よりも短く設定されている（後述）。

- [0043] また、撮影光学系120は、対物レンズ113、孔開きミラー112（の孔部112a）、撮影絞り121、バリアフィルタ122及び123、変倍レンズ124、リレーレンズ125、撮影レンズ126、ダイクロイックミラー134、フィールドレンズ（視野レンズ）128、ハーフミラー135、リレーレンズ131、ダイクロイックミラー136、撮影レンズ133、撮像装置10（撮像素子10a）、反射ミラー137、撮影レンズ138、撮影装置12（撮像素子12a）、レンズ139及びLCD140を含んで構成される。
- [0044] 更に、撮影光学系120には、ダイクロイックミラー134、ハーフミラー135、ダイクロイックミラー136、反射ミラー137、撮影レンズ138、レンズ139及びLCD140が設けられている。
- [0045] ダイクロイックミラー134は、照明光学系100からの照明光の眼底反射光（約400nm～800nmの範囲に含まれる波長を有する）を反射するとともに、OCTユニット150からの信号光LS（たとえば約800nm～900nmの範囲に含まれる波長を有する；後述）を透過させるように構成されている。
- [0046] また、ダイクロイックミラー136は、照明光学系100からの可視領域の波長を有する照明光（観察光源101から出力される波長約400nm～700nmの可視光）を透過させるとともに、近赤外領域の波長を有する照明光（撮影光源103から出力される波長約700nm～800nmの近赤外光）を反射するように構成されている。
- [0047] LCD140は、被検眼Eを固視させるための固視標（内部固視標）を表示する。LCD140からの光は、レンズ139により集光された後に、ハーフミラー135により反射され、フィールドレンズ128を經由してダイクロイックミラー136に反射される。更に、この光は、撮影レンズ126、リレーレンズ125、変倍レンズ124、孔開きミラー112（の孔部112a）、対物レンズ113等を經由して、被検眼Eに入射する。それにより、被検眼Eの眼底Efに内部固視標が投影される。LCD140及びこれ

らの光学素子は、この発明の「固視標投影手段」の一例を構成する。

[0048] 撮像素子10aは、テレビカメラ等の撮像装置10に内蔵されたCCD (Charge Coupled Devices) やCMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等の撮像素子であり、特に、近赤外領域の波長の光を検出する。つまり、撮像装置10は、近赤外光を検出する赤外線テレビカメラである。撮像装置10は、近赤外光を検出した結果として映像信号を出力する。

[0049] タッチパネルモニタ11は、この映像信号に基づいて、眼底Efの表面の2次元画像(眼底画像Ef')を表示する。また、この映像信号は演算制御装置200に送られ、ディスプレイ(後述)に眼底画像が表示される。

[0050] なお、撮像装置10による眼底撮影時には、たとえば照明光学系100の撮影光源103から出力される近赤外領域の波長を有する照明光が用いられる。

[0051] 一方、撮像素子12aは、テレビカメラ等の撮像装置12に内蔵されたCCDやCMOS等の撮像素子であり、特に、可視領域の波長の光を検出する。つまり、撮像装置12は、可視光を検出するテレビカメラである。撮像装置12は、可視光を検出した結果として映像信号を出力する。

[0052] タッチパネルモニタ11は、この映像信号に基づいて、眼底Efの表面の2次元画像(眼底画像Ef')を表示する。また、この映像信号は演算制御装置200に送られ、ディスプレイ(後述)に眼底画像が表示される。

[0053] なお、撮像装置12による眼底撮影時には、たとえば照明光学系100の観察光源101から出力される可視領域の波長を有する照明光が用いられる。

[0054] 眼底カメラユニット1Aには、走査ユニット141とレンズ142とが設けられている。走査ユニット141は、OCTユニット150から出力される光(信号光LS; 後述)の眼底Efに対する照射位置を走査するための構成を具備する。走査ユニット141は、この発明の「走査手段」の一例である。

- [0055] レンズ142は、OCTユニット150から接続線152を通じて導光された信号光LSを平行な光束にして走査ユニット141に入射させる。また、レンズ142は、走査ユニット141を経由してきた信号光LSの眼底反射光を集束させる。
- [0056] 図4に、走査ユニット141の構成の一例を示す。走査ユニット141は、ガルバノミラー141A、141Bと、反射ミラー141C、141Dとを含んで構成されている。
- [0057] ガルバノミラー141A、141Bは、それぞれ回転軸141a、141bを中心に回転可能に配設された反射ミラーである。各ガルバノミラー141A、141Bは、後述の駆動機構（図7に示すミラー駆動機構241、242）によって回転軸141a、141bを中心にそれぞれ回転される。それにより、各ガルバノミラー141A、141Bの反射面（信号光LSを反射する面）の向きが変更される。
- [0058] 回転軸141a、141bは、互いに直交して配設されている。図4においては、ガルバノミラー141Aの回転軸141aは、紙面に対して平行方向に配設されている。また、ガルバノミラー141Bの回転軸141bは、紙面に対して直交する方向に配設されている。
- [0059] すなわち、ガルバノミラー141Bは、図4中の両側矢印に示す方向に回転可能に構成され、ガルバノミラー141Aは、当該両側矢印に対して直交する方向に回転可能に構成されている。それにより、ガルバノミラー141A、141Bは、信号光LSの反射方向を互いに直交する方向に変更するようにそれぞれ作用する。図1、図4から分かるように、ガルバノミラー141Aを回転させると信号光LSはx方向に走査され、ガルバノミラー141Bを回転させると信号光LSはy方向に走査される。
- [0060] ガルバノミラー141A、141Bにより反射された信号光LSは、反射ミラー141C、141Dにより反射され、ガルバノミラー141Aに入射したときと同じ向きに進行するようになっている。
- [0061] なお、接続線152の内部の光ファイバ152aの端面152bは、レン

ズ142に対峙して配設される。端面152bから出射された信号光LSは、レンズ142に向かってビーム径を拡大しつつ進行し、レンズ142によって平行な光束とされる。逆に、眼底Efを経由した信号光LSは、レンズ142により端面152bに向けて集束されて光ファイバ152aに入射する。

[0062] 変倍レンズ124とリレーレンズ125との間の光路上には、ハーフミラー190が斜設されている。ハーフミラー190は、図2(A)に示すアライメント光学系190Aの光路と撮影光学系120の光路（撮影光路）とを合成するように作用する。アライメント光学系190Aは、被検眼Eに対する光学系の位置合わせに用いられるアライメント輝点を被検眼Eに投影するための光学系である。

[0063] このアライメント輝点は、被検眼Eの角膜頂点を光学系100、120の光軸に一致させるアライメント（図1に示すxy方向のアライメント）と、被検眼Eと光学系100、120との間の距離（図1のz方向；ワーキングディスタンス（working distance）；被検眼Eの角膜（頂点）と対物レンズ113との間の距離）のアライメントとの双方に用いられる（たとえば特開平11-4808号公報を参照）。このアライメント輝点は、この発明の「アライメント視標」の一例である。

[0064] アライメント光学系190Aは、図2(A)に示すように、ハーフミラー190とともに、アライメント光源190a、ライトガイド190b、反射ミラー190c、2孔絞り190d及びリレーレンズ190eを含んで構成されている。アライメント光源190aは、たとえば、近赤外領域の光（アライメント光）を出力するLED等の光源によって構成される。

[0065] 2孔絞り190dは、図2(B)に示すように、2つの孔部190d1、190d2を有している。孔部190d1、190d2は、たとえば円盤状の2孔絞り190dの中心位置190d3に対して対称な位置に形成されている。2孔絞り190dは、この中心位置190d3がアライメント光学系190Aの光軸上に位置するようにして配設される。

- [0066] ライトガイド190bの射出端190βから射出されたアライメント光は、反射ミラー190cにより反射されて2孔絞り190dに導かれる。2孔絞り190dの孔部190d1、190d2を通過したアライメント光（の一部）は、リレーレンズ190eを経由し、ハーフミラー190により反射されて孔空きミラー112に導かれる。このとき、リレーレンズ190eは、ライトガイド190bの射出端190βの像を孔空きミラー112の孔部112aの中央位置（撮影光学系120の光軸上の位置）に中間結像させる。孔空きミラー112の孔部112aを通過したアライメント光は、対物レンズ113を介して被検眼Eの角膜に投影される。
- [0067] ここで、被検眼Eと眼底カメラユニット1A（対物レンズ113）との位置関係が適正である場合、すなわち、被検眼Eと眼底カメラユニット1Aとの間の距離（ワーキングディスタンス）が適正であり、かつ、眼底カメラユニット1Aの光学系の光軸と被検眼Eの眼軸（角膜頂点位置）とが（ほぼ）一致している場合、2孔絞り190dにより形成される2つの光束（アライメント光束）は、角膜頂点と角膜曲率中心との中間位置においてそれぞれ結像するようにして被検眼Eに投影される。
- [0068] 2つのアライメント光束（アライメント光）の角膜反射光は、撮影光学系120を介して撮像素子10aにより受光される。撮像素子10aによる撮影画像は、タッチパネルモニタ11や演算制御装置200のディスプレイ（後述）等の表示デバイスに表示される。このときのアライメント光の表示様を図3に示す。
- [0069] 図3中の符号Sは括弧形状を有するスケールを表し、符号P1、P2は2つのアライメント光束の受光像（アライメント輝点）を表している。なお、スケールSは、その中心位置が撮影光学系120の光軸に一致するようにしてディスプレイ等に表示される。
- [0070] 被検眼Eの位置と眼底カメラユニット1Aの位置とが上下方向（y方向）や左右方向（x方向）にずれている場合、図3（A）に示すように、アライメント輝点P1、P2は、スケールSに対して上下方向や左右方向にずれた

位置に表示される。また、ワーキングディスタンスが適正でない場合には、アライメント輝点 P 1、P 2 は、それぞれ別々の位置に表示される。

[0071] 一方、被検眼 E と眼底カメラユニット 1 A との x y 方向の位置が一致しており、かつ、ワーキングディスタンスが適正である場合、アライメント輝点 P 1、P 2 は、図 3 (B) に示すように、互いに重なった状態でスケール S 内に表示される。検者は、アライメント輝点 P 1、P 2 が互いに重なるように、かつ、それらがスケール S 内に表示されるように、被検眼 E と眼底カメラユニット 1 A との位置関係を調整することにより、アライメントを実施する。

[0072] アライメント光学系 1 9 0 A、及び、アライメント光を眼底 E f に導くため撮影光学系 1 2 0 の光学素子は、この発明の「アライメント視標投影手段」の一例を構成するものである。

[0073] [OCTユニットの構成]

次に、OCTユニット 1 5 0 の構成について図 5 を参照しつつ説明する。OCTユニット 1 5 0 は、光学的に取得されるデータ（後述の CCD 1 8 4 により検出されるデータ）に基づいて眼底の断層画像を形成するための装置である。

[0074] OCTユニット 1 5 0 は、従来の光画像計測装置とほぼ同様の光学系を備えている。すなわち、OCTユニット 1 5 0 は、低コヒーレンス光を参照光と信号光に分割し、被検眼を経由した信号光と参照物体を経由した参照光とを重畳させて干渉光を生成してこれを検出する。この検出結果（検出信号）は演算制御装置 2 0 0 に入力される。演算制御装置 2 0 0 は、この検出信号を解析して被検眼の断層画像を形成する。

[0075] 低コヒーレンス光源 1 6 0 は、低コヒーレンス光 L 0 を出力するスーパー Luminescent Diode) や発光ダイオード (LED: Light Emitted Diode) 等の広帯域光源により構成される。低コヒーレンス光 L 0 は、たとえば、近赤外領域の波長の光を含み、かつ、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光とされる。

- [0076] 低コヒーレンス光L0は、眼底カメラユニット1Aの照明光（波長約400nm～800nm）よりも長い波長、たとえば約800nm～900nmの範囲に含まれる波長を有する。
- [0077] 低コヒーレンス光源160から出力された低コヒーレンス光L0は、光ファイバ161を通じて光カップラ162に導かれる。光ファイバ161は、たとえばシングルモードファイバないしはPMファイバ（Polarization maintaining fiber；偏波面保持ファイバ）等によって構成されている。光カップラ162は、低コヒーレンス光L0を参照光LRと信号光LSとに分割する。
- [0078] なお、光カップラ162は、光を分割する手段（スプリッタ；splitter）、及び、光を重畳する手段（カップラ；coupler）の双方として作用するものであるが、ここでは慣用的に「光カップラ」と称することにする。
- [0079] 光カップラ162により生成された参照光LRは、シングルモードファイバ等からなる光ファイバ163により導光されてファイバ端面から出射される。更に、参照光LRは、コリメータレンズ171により平行光束とされた後に、ガラスブロック172及び濃度フィルタ173を経由し、参照ミラー174により反射される。参照ミラー174は、この発明の「参照物体」の一例である。
- [0080] 参照ミラー174により反射された参照光LRは、再び濃度フィルタ173及びガラスブロック172を経由し、コリメータレンズ171によって光ファイバ163のファイバ端面に集光され、光ファイバ163を通じて光カップラ162に導かれる。
- [0081] ここで、ガラスブロック172と濃度フィルタ173は、参照光LRと信号光LSの光路長（光学距離）を合わせるための遅延手段として、また参照光LRと信号光LSの分散特性を合わせるための分散補償手段として作用している。

- [0082] また、濃度フィルタ 173 は、参照光の光量を減少させる減光フィルタとしても作用し、たとえば回転型の ND (Neutral Density) フィルタによって構成される。濃度フィルタ 173 は、モータ等の駆動装置を含んで構成される駆動機構（後述の濃度フィルタ駆動機構 244；図 7 参照）によって回転駆動されることで、参照光 LR の光量の減少量を変更させるように作用する。それにより、干渉光 LC の生成に寄与する参照光 LR の光量を変更させることができる。
- [0083] また、参照ミラー 174 は、参照光 LR の進行方向（図 5 に示す両側矢印方向）に移動されるようになっている。それにより、被検眼 E の眼軸長やワーキングディスタンス（対物レンズ 113 と被検眼 E との距離）などに応じた参照光 LR の光路長を確保できる。また、参照ミラー 174 を移動させることにより、眼底 E f の任意の深度位置の画像を取得することが可能である。なお、参照ミラー 174 は、モータ等の駆動装置を含んで構成される駆動機構（後述の参照ミラー駆動機構 243；図 7 参照）によって移動される。
- [0084] 一方、光カプラ 162 により生成された信号光 LS は、シングルモードファイバ等からなる光ファイバ 164 により接続線 152 の端部まで導光される。接続線 152 の内部には光ファイバ 152 a が導通されている。なお、光ファイバ 164 と光ファイバ 152 a は、単一の光ファイバから形成されていてもよいし、各々の端面同士を接合するなどして一体的に形成されていてもよい。いずれにしても、光ファイバ 164、152 a は、眼底カメラユニット 1A と OCT ユニット 150 との間で、信号光 LS を伝送可能に構成されていれば十分である。
- [0085] 信号光 LS は、接続線 152 内部を導光されて眼底カメラユニット 1A に案内される。更に、信号光 LS は、レンズ 142、走査ユニット 141、ダイクロイックミラー 134、撮影レンズ 126、リレーレンズ 125、変倍レンズ 124、撮影絞り 121、孔開きミラー 112 の孔部 112 a、対物レンズ 113 を経由して被検眼 E に照射される。なお、信号光 LS を被検眼 E に照射させるときには、バリアフィルタ 122、123 は、それぞれ事前

に光路から退避される。

- [0086] 被検眼Eに入射した信号光LSは、眼底Ef上にて結像し反射される。このとき、信号光LSは、眼底Efの表面で反射されるだけでなく、眼底Efの深部領域にも到達して屈折率境界において散乱される。したがって、眼底Efを經由した信号光LSは、眼底Efの表面形態を反映する情報と、眼底Efの深層組織の屈折率境界における後方散乱の状態を反映する情報とを含んでいる。この光を単に「信号光LSの眼底反射光」と呼ぶことがある。
- [0087] 信号光LSの眼底反射光は、眼底カメラユニット1A内の上記経路を逆向きに進行して光ファイバ152aの端面152bに集光され、光ファイバ152を通じてOCTユニット150に入射し、光ファイバ164を通じて光カプラ162に戻ってくる。
- [0088] 光カプラ162は、被検眼Eを經由して戻ってきた信号光LSと、参照ミラー174にて反射された参照光LRとを重畳して干渉光LCを生成する。生成された干渉光LCは、シングルモードファイバ等からなる光ファイバ165を通じてスペクトロメータ180に導かれる。
- [0089] なお、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。
- [0090] なお、この発明の「干渉光生成手段」は、たとえば、光カプラ162と、信号光LSの光路上の光学部材（つまり光カプラ162と被検眼Eとの間に配置された光学部材）と、参照光LRの光路上の光学部材（つまり光カプラ162と参照ミラー174との間に配置された光学部材）とを含んで構成され、特に、光カプラ162、光ファイバ163、164及び参照ミラー174を具備する干渉計を含んで構成される。
- [0091] スペクトロメータ（分光計）180は、コリメータレンズ181、回折格子182、結像レンズ183、CCD184を含んで構成される。回折格子182は、光を透過させる透過型の回折格子であってもよいし、光を反射する反射型の回折格子であってもよい。また、CCD184に代えて、CMO

S等の他の光検出素子を用いることも可能である。

[0092] スペクトロメータ180に入射した干渉光LCは、コリメータレンズ181により平行光束とされ、回折格子182によって分光（スペクトル分解）される。分光された干渉光LCは、結像レンズ183によってCCD184の撮像面上に結像される。CCD184は、分光された干渉光LCの各スペクトルを検出して電氣的な信号に変換し、この検出信号を演算制御装置200に出力する。CCD184は、この発明の「検出手段」の一例である。

[0093] [演算制御装置の構成]

次に、演算制御装置200の構成について説明する。演算制御装置200は、OCTユニット150のCCD184から入力される検出信号を解析して、眼底Efの断層画像を形成する。このときの解析手法は、従来のフーリエドメインOCTの手法と同様である。

[0094] また、演算制御装置200は、眼底カメラユニット1Aの撮像装置10、12から出力される映像信号に基づいて眼底Efの表面の形態を示す2次元画像を形成する。この2次元画像は、静止画像でも動画像でもよい。これらの画像を取得するための光源101、103や撮像装置10、12の制御は、後述のマイクロプロセッサ201（制御部210）が行う。

[0095] 演算制御装置200は、眼底カメラユニット1A及びOCTユニット150の各部を制御する。

[0096] 眼底カメラユニット1Aの制御として、演算制御装置200は、観察光源101や撮影光源103による照明光の出力制御、エキサイタフィルタ105、106やバリアフィルタ122、123の光路上への挿入／退避動作の制御、LCD140等の表示装置の動作制御、照明絞り110の移動制御（絞り値の制御）、撮影絞り121の絞り値の制御、変倍レンズ124の移動制御（倍率の制御）などを行う。更に、演算制御装置200は、ガルバノミラー141A、141Bの動作制御を行う。

[0097] また、OCTユニット150の制御として、演算制御装置200は、低コヒーレンス光源160による低コヒーレンス光L0の出力制御、参照ミラー

174の移動制御、濃度フィルタ173の回転動作（参照光LRの光量の減少量の変更動作）の制御、CCD184の蓄積時間の制御などを行う。

[0098] このような演算制御装置200のハードウェア構成について図6を参照しつつ説明する。

[0099] 演算制御装置200は、従来のコンピュータと同様のハードウェア構成を備えている。具体的には、演算制御装置200は、マイクロプロセッサ201、RAM202、ROM203、ハードディスクドライブ（HDD）204、キーボード205、マウス206、ディスプレイ207、画像形成ボード208及び通信インターフェイス（I/F）209を含んで構成される。これら各部は、バス200aにより接続されている。

[0100] マイクロプロセッサ201は、CPU（Central Processing Unit）やMPU（Micro Processing Unit）等を含んで構成される。マイクロプロセッサ201は、ハードディスクドライブ204に格納された制御プログラム204aをRAM202上に展開することで、この実施形態に特徴的な動作を実行する。

[0101] また、マイクロプロセッサ201は、前述した装置各部の制御や、各種の演算処理などを実行する。また、マイクロプロセッサ201は、キーボード205やマウス206からの操作信号を受け、その操作内容に応じて装置各部を制御する。更に、マイクロプロセッサ201は、ディスプレイ207による表示処理の制御や、通信インターフェイス209によるデータや信号の送受信処理の制御などを行う。

[0102] キーボード205、マウス206及びディスプレイ207は、眼底観察装置1のユーザインターフェイスとして使用される。キーボード205は、たとえば文字や数字等をタイピング入力するためのデバイスとして用いられる。マウス206は、ディスプレイ207の表示画面に対する各種入力操作を行うためのデバイスとして用いられる。

[0103] また、ディスプレイ207は、たとえばLCDやCRT（Cathode Ray Tube）ディスプレイ等の表示デバイスであり、眼底観察装置

1により形成された眼底E fの画像などの各種の画像を表示したり、操作画面や設定画面などの各種の画面を表示したりする。

[0104] なお、眼底観察装置1のユーザインターフェイスは、このような構成に限定されるものではなく、たとえばトラックボール、ジョイスティック、タッチパネル式のLCD、眼科検査用のコントロールパネルなどを含んでいてもよい。ユーザインターフェイスとしては、情報を表示出力する機能と、情報を入力したり装置の操作を行ったりする機能とを具備する任意の構成を採用できる。

[0105] 画像形成ボード208は、眼底E fの画像（画像データ）を形成する処理を行う専用の電子回路である。画像形成ボード208には、眼底画像形成ボード208aとOCT画像形成ボード208bとが設けられている。

[0106] 眼底画像形成ボード208aは、撮像装置10や撮像装置12からの映像信号に基づいて眼底画像の画像データを形成する専用の電子回路である。

[0107] また、OCT画像形成ボード208bは、OCTユニット150のCCD184からの検出信号に基づいて眼底E fの断層画像の画像データを形成する専用の電子回路である。

[0108] このような画像形成ボード208を設けることにより、眼底画像や断層画像を形成する処理の処理速度を向上させることができる。

[0109] 通信インターフェイス209は、マイクロプロセッサ201からの制御信号を、眼底カメラユニット1AやOCTユニット150に送信する。また、通信インターフェイス209は、撮像装置10、12からの映像信号や、OCTユニット150のCCD184からの検出信号を受信して、画像形成ボード208に入力する。このとき、通信インターフェイス209は、撮像装置10、12からの映像信号を眼底画像形成ボード208aに入力し、CCD184からの検出信号をOCT画像形成ボード208bに入力するようになっている。

[0110] また、演算制御装置200がLAN（Local Area Network）やインターネット等の通信回線に接続されている場合には、LANカ

ード等のネットワークアダプタやモデム等の通信機器を通信インターフェイス209に具備させ、この通信回線を介してデータ通信を行えるように構成できる。この場合、制御プログラム204aを格納するサーバを通信回線上に設置するとともに、演算制御装置200を当該サーバのクライアント端末として構成することにより、眼底観察装置1を動作させることができる。

[0111] 〔制御系の構成〕

次に、眼底観察装置1の制御系の構成について図7及び図8を参照しつつ説明する。

[0112] (制御部)

眼底観察装置1の制御系は、演算制御装置200の制御部210を中心に構成される。制御部210は、マイクロプロセッサ201、RAM202、ROM203、ハードディスクドライブ204(制御プログラム204a)、通信インターフェイス209等を含んで構成される。

[0113] 制御部210は、制御プログラム204aに基づいて動作するマイクロプロセッサ201により前述の制御を行う。制御部210には、主制御部211、記憶部212、走査設定部213及び倍率演算部214が設けられている。

[0114] 主制御部211は、ミラー駆動機構241、242を制御してガルバノミラー141A、141Bの位置を制御し、それにより、眼底Efに対して信号光LSを走査させる。

[0115] また、主制御部211は、LCD140を制御して、様々な固視位置に被検眼Eを固視させるための内部固視標を表示させる。固視位置の例としては、眼底Efの視神経乳頭の画像を取得するための固視位置や、黄斑部の画像を取得するための固視位置などがある。更に、任意の固視位置に被検眼Eを固視させることも可能である。そのために、たとえば操作部240Bを操作することで、眼底Efに対する内部固視標の投影位置を変更可能に構成できる。また、記憶部212に記憶された過去の固視位置の情報などに基づいて内部固視標の投影位置を変更可能に構成できる。

- [0116] また、主制御部 211 は、低コヒーレンス光源 160 の点灯／消灯の制御、CCD 184 の制御、濃度フィルタ 173 を回転させるための濃度フィルタ駆動機構 244 の制御、参照光 LR の進行方向に参照ミラー 174 を移動させるための参照ミラー駆動機構 243 の制御、観察光源 101 及び撮影光源 103 の点灯／消灯の制御、アライメント光源 190 a の点灯／消灯の制御など、装置各部の制御を実行する。
- [0117] また、主制御部 211 は、眼底観察装置 1 により撮影される 2 種類の画像、すなわち眼底画像 $E f'$ と断層画像とを、ユーザインターフェイス (UI) 240 の表示部 240 A に表示させる。これらの画像は、個別に表示させることもできるし、並べて表示させることもできる。なお、眼底画像 $E f'$ や断層画像は、静止画像でも動画像でもよい。
- [0118] 主制御部 211 は、マイクロプロセッサ 201 を含んで構成される。主制御部 211 は、この発明の「制御手段」の一例である。
- [0119] 記憶部 212 は、画像形成部 220 や画像処理部 230 により形成された画像（静止画像、動画像）を記憶する。また、記憶部 212 は、走査設定部 213 により設定される情報や、倍率演算部 214 により演算される情報など、各種のデータを記憶する。なお、記憶部 212 に対するデータの書き込み処理や、記憶部 212 からのデータの読み出し処理は、主制御部 211 が実行する。
- [0120] 記憶部 212 は、RAM 202、ROM 203、ハードディスクドライブ 204 等の記憶装置を含んで構成される（特にハードディスクドライブ 204 を含む）。記憶部 212 は、この発明の「記憶手段」の一例である。
- [0121] 走査設定部 213 は、信号光 LS の走査に関する情報を設定する。たとえば、走査設定部 213 は、信号光 LS の走査点や走査線や走査領域を設定する。この処理の詳細については後述する。走査設定部 213 は、主制御部 211 とともに、この発明の「制御手段」の一例を構成している。
- [0122] 倍率演算部 214 は、被検眼の眼球光学系による倍率を演算する。倍率演算部 214 は、所定の光学情報に基づいて倍率を演算する。光学情報は、た

たとえば事前の測定により取得されて記憶部 2 1 2 に記憶される。光学情報には、たとえば、被検眼 E の角膜曲率や屈折度や眼軸長の測定値、眼内レンズの有無、眼内レンズの度数などの情報が記録されている。以下、倍率演算部 2 1 4 が実行する処理の一例を説明する。この実施形態では、被検眼 E による倍率と、撮影光学系 1 2 0 による倍率の双方を考慮した撮影倍率を求める。

- [0123] まず、倍率演算部 2 1 4 は、屈折度が角膜頂点における測定値（角膜屈折力）である場合、必要に応じて、瞳孔における屈折度（瞳屈折力）に変換する。この演算は、たとえば従来と同様に、眼鏡装用距離と、角膜頂点から入射瞳までの距離とに基づいて行うことができる。
- [0124] 次に、倍率演算部 2 1 4 は、対物レンズ 1 1 3 による眼底画像の結像位置を演算する。この演算は、たとえば、瞳屈折力と、対物レンズ 1 1 3 の焦点距離と、入射瞳から対物レンズ 1 1 3 の前側焦点までの距離とを基に、ニュートンの式を用いることにより行うことができる。
- [0125] 次に、倍率演算部 2 1 4 は、変倍レンズ 1 2 4 による撮影倍率を演算する。この演算は、たとえば、対物レンズ 1 1 3 による結像位置の演算結果、変倍レンズ 1 2 4 の焦点距離、主点間距離、物像距離の関係を表す 2 次式を、撮影倍率について解くことにより行うことができる。
- [0126] 次に、倍率演算部 2 1 4 は、対物レンズ 1 1 3 からの射出角を演算する。この演算は、たとえば、撮影倍率の演算結果と、対物レンズ 1 1 3 の後側主点から撮影絞り 1 2 1 までの距離と、対物レンズ 1 1 3 の焦点距離とに基づいて行うことができる。このとき、像の検出面における像の高さが所定値となるように射出角を演算する。この所定値は、たとえば -0.1 mm とする（負号は、光軸から下方向（ $-y$ 方向）に像が形成されることを示す）。
- [0127] 次に、倍率演算部 2 1 4 は、撮影絞り 1 2 1 の絞り面における像の高さが上記の所定値となるような、対物レンズ 1 1 3 への入射角を演算する。この演算は、たとえば、対物レンズ 1 1 3 からの射出角の演算結果と、入射瞳と撮影絞り 1 2 1 の角倍率とに基づいて行うことができる。

- [0128] 次に、倍率演算部 214 は、被検眼 E の角膜の後面の曲率半径を演算する。この演算は、たとえば、光学情報に記録された角膜曲率（角膜の前面の曲率）の測定値と、角膜の前面及び後面の曲率の比とに基づいて行うことができる。この曲率の比は、たとえば臨床データや模型眼などに基づく標準的な値を用いることができる。なお、たとえば角膜用の OCT 装置などを用いて角膜の後面の曲率（曲率半径）を測定した場合には、角膜の後面の曲率半径として、この測定値を用いることが可能である。
- [0129] 次に、倍率演算部 214 は、遠点と物体（角膜頂点）との距離を演算する。この演算は、たとえば、角膜頂点における屈折度と、眼鏡装用距離とに基づいて行うことができる。
- [0130] 次に、倍率演算部 214 は、被検眼 E の水晶体の後面から網膜面（眼底 E f）までの距離を演算する。この演算は、たとえば、角膜の曲率（曲率半径）の測定値と演算値に基づく近軸光線追跡により行うことができる。このとき、眼球の光学定数は、たとえば臨床データや模型眼などに基づく標準的な値を用いることができる。
- [0131] 次に、倍率演算部 214 は、被検眼 E の眼軸長を演算する。この演算は、近軸光線追跡の演算結果と、角膜前面から水晶体後面までの距離とに基づいて行うことができる。この距離としては、たとえば臨床データや模型眼などに基づく標準的な値を用いることができる。
- [0132] 次に、倍率演算部 214 は、眼軸長の演算結果と、眼軸長の測定結果（光学情報）との誤差を演算し、この誤差が所定の許容範囲に含まれるか判断する。この誤差としては、たとえば、測定値に対する演算結果の誤差、すなわち、測定値と演算結果との差を測定値で割った商の絶対値を求める。また、この誤差の許容範囲は、被検眼 E の眼球光学系の光学定数としてどの値を用いるか決定するための閾値として事前に設定される。
- [0133] 眼軸長の誤差が許容範囲に含まれる場合、被検眼 E の光学定数として、たとえば、角膜の曲率（曲率半径）の測定値及び演算結果、屈折度の測定値及び眼軸長の演算結果を採用する。また、網膜面（眼底 E f）の曲率半径とし

て、眼軸長の演算結果の半分の値を採用する。また、水晶体後面から網膜（眼底 E f）までの距離として、角膜前面から水晶体後面までの距離の標準値（臨床データや模型眼の値）を、眼軸長の演算結果から引いた値を採用する。

- [0134] 一方、眼軸長の誤差が許容範囲に含まれない場合、たとえば、頂点屈折力及び眼軸長の測定値を用いて近軸逆光線追跡を行うことにより、被検眼 E の水晶体の屈折力を演算する。そして、被検眼 E の光学定数として、たとえば、角膜の曲率（曲率半径）の測定値及び演算結果、屈折度の測定値及び眼軸長の測定値を採用する。また、網膜面（眼底 E f）の曲率半径として、眼軸長の測定値の半分の値を採用する。また、水晶体後面から網膜（眼底 E f）までの距離として、角膜前面から水晶体後面までの距離の標準値（臨床データや模型眼の値）を、眼軸長の測定値から引いた値を採用する。
- [0135] 被検眼 E の光学定数が決定されたら、倍率演算部 2 1 4 は、網膜面（眼底 E f）における像の高さを演算する。この演算は、たとえば、決定された光学定数と、対物レンズ 1 1 3 への入射角の演算結果とを用いた光線追跡により行うことができる。
- [0136] 最後に、倍率演算部 2 1 4 は、網膜面における像の高さの演算結果、検出面における像の高さの演算結果、リレーレンズ 1 2 6 によるリレー倍率（撮影光学系 1 2 0 等の影響）に基づいて、目的の倍率を演算する。この倍率は、被検眼 E の眼球光学系による倍率と、撮影光学系 1 2 0 による倍率とを考慮したものである。
- [0137] なお、以上は、被検眼 E に眼内レンズが装着されていない場合における、倍率の演算処理の説明である。被検眼 E に眼内レンズが装着されている場合、倍率演算部 2 1 4 は、その眼内レンズの度数などの情報を用いて上記と同様の演算を行って倍率を求める。なお、眼内レンズの有無は、眼内レンズ情報を基に判断される。
- [0138] また、補正レンズが用いられている場合、倍率演算部 2 1 4 は、その補正レンズによる倍率を演算し、この演算結果を考慮して、上記と同様の演算を

行うことにより、目的の倍率を求める。なお、補正レンズによる倍率は、補正レンズの焦点距離や、対物レンズ 113 側の焦点と補正レンズの物側の主点との距離などに基づいて演算することができる。

[0139] 倍率演算部 214 は、マイクロプロセッサ 201、RAM 202 等を含んで構成される。倍率演算部 214 は、主制御部 211 とともに、この発明の「制御手段」の一例を構成する。

[0140] (画像形成部)

画像形成部 220 は、撮像装置 10、12 からの映像信号に基づいて眼底画像 $E f'$ の画像データを形成する。撮像装置 10 で撮影を行う場合には、撮影光源 103 から照明光が出力される。それにより、近赤外光を用いた眼底 $E f$ の動画像が取得される。なお、近赤外光を用いた静止画像を取得することも可能である。また、撮像装置 12 で撮影を行う場合には、観察光源 101 から照明光が出力される。それにより、可視光を用いた眼底 $E f$ の静止画像（カラー画像）が取得される。なお、可視光を用いた動画像を取得することも可能である。

[0141] また、蛍光撮影を行う場合、赤外蛍光撮影については撮影光源 103 及び撮像装置 10 が用いられ、可視蛍光撮影については観察光源 101 及び撮像装置 12 が用いられる。蛍光撮影により取得される画像は、静止画像でも動画像でもよい。

[0142] また、画像形成部 220 は、OCT ユニット 150 の CCD 184 からの検出信号に基づいて眼底 $E f$ の断層画像の画像データを形成する。

[0143] 画像形成部 220 は、画像形成ボード 208 や通信インターフェイス 209 等を含んで構成される。なお、この明細書では、「画像」と、それに対応する「画像データ」とを同一視することがある。

[0144] 画像形成部 220 は、動画像を取得するための眼底カメラユニット 1A 内の光学部材（撮影光源 103 や撮像装置 10 等）とともに、この発明の「形成手段」の一例を構成している。

[0145] (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の画像データ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などを実行する。

[0146] また、画像処理部 230 は、画像形成部 220 により形成された断層画像に対し、断層画像間の画素を補間する補間処理等を施すことにより、眼底 E f の 3 次元画像の画像データを形成する。

[0147] なお、3 次元画像の画像データとは、3 次元的に配列された複数のボクセルのそれぞれに画素値を付与して成る画像データである。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。ディスプレイ 207 等の表示デバイスには、この画像データに基づく擬似的な 3 次元画像が表示される。

[0148] また、画像処理部 230 は、複数の断層画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画像を、走査線の位置関係に基づいて配列させることにより得られる画像データである。

[0149] 画像処理部 230 には、画像解析部 231 が設けられている。画像解析部 231 は、眼底 E f の画像を解析する。以下、画像解析部 231 が実行する処理の一例を説明する。

[0150] 画像解析部 231 は、眼底 E f の静止画像と動画像が取得されたときに、静止画像中の注目領域に対応する動画像中の画像領域を特定する。ここで、静止画像としては、眼底 E f のカラー画像や蛍光画像や断層画像などがある。また、動画像としては、近赤外領域や可視領域の照明光を用いた眼底 E f の動画像などがある。

[0151] 一般に、動画像は、所定の時間間隔（フレームレート）で逐次取得され

る静止画像（フレーム画像）によって形成される。動画像中の画像領域の特定は、その動画像を形成するフレーム画像について、静止画像中の注目領域に対応する画像領域を特定することで行う。

[0152] この実施形態に係る眼底観察装置 1 は、静止画像を取得するための光学系と、動画像を取得するための光学系は、一部が共通である。より具体的に説明すると、静止画像や動画像は、それぞれ、光源 101、103、160 のいずれかからの出力光を用いて取得される。また、これらの光源 101、103、160 からの出力光は全て、対物レンズ 113 を含む光学系により被検眼 E に照射され、かつ、それらの眼底反射光は全て、対物レンズ 113 を含む光学系を介して検出される。

[0153] このような構成を採用とすることで、静止画像中の位置と動画像中の位置とを、予め対応付けておくことが可能である。この対応付けの情報は、たとえば記憶部 212 に予め記憶されている。画像解析部 231 は、この対応付けの情報を参照することにより、静止画像中の注目領域に対応する動画像中の画像領域を特定する。

[0154] 画像領域を特定する手法は、これに限定されるものではない。たとえば、静止画像と動画像を解析して画像領域を特定することが可能である。一例として、画像間の相関を判定する相関処理により注目領域と同様の形状の画像領域を動画像から抽出し、目的の画像領域として採用することができる。

[0155] また、静止画像を解析して眼底 E f の特徴点（乳頭中心、中心窩、欠陥の分岐位置等）から注目領域までの距離や方向を特定するとともに、動画像中の当該特徴点の位置と、特定された距離や方向に基づいて、この動画像中の画像領域を特定することも可能である。

[0156] 画像解析部 231 が実行する他の処理については後述する。

[0157] 画像処理部 230 は、マイクロプロセッサ 201、RAM 202、ROM 203、ハードディスクドライブ 204（制御プログラム 204 a）等を含んで構成される。また、画像解析部 231 は、マイクロプロセッサ 201 等を含んで構成される。画像解析部 231 は、この発明の「特定手段」の一例

である。なお、特定手段は、表示部 240A（画像表示手段）や操作部 240B（指定手段）を含んでいてもよい。

[0158]（ユーザインターフェイス）

ユーザインターフェイス（User Interface；UI）240には、表示部 240Aと操作部 240Bが設けられている。表示部 240Aは、ディスプレイ 207等の表示デバイスにより構成される。表示部 240Aは、特に、この発明の「表示手段」の一例として眼底 E f の動画像を表示する。

[0159] また、操作部 240Bは、キーボード 205やマウス 206などの入力デバイスや操作デバイスにより構成される。操作部 240Bは、特にこの発明の「操作手段」として用いられる。

[0160]〔信号光 L S の走査及び画像処理について〕

信号光 L S の走査及び画像処理について図 9～図 12 を参照しつつ説明する。なお、これらの図に示す走査線は、眼底 E f 上に実際に設定されるものではなく、信号光 L S の照射位置の軌道を表す仮想の線である。また、各走査線は、断層画像の断面位置を示す線としての意味も有する。

[0161] 信号光 L S の走査は、前述のように、走査ユニット 141 のガルバノミラー 141A、141B の反射面の向きを変更することで行う。制御部 210 は、ミラー駆動機構 241、242 をそれぞれ制御することで、ガルバノミラー 141A、141B の反射面の向きをそれぞれ変更し、それにより信号光 L S を眼底 E f 上において走査する。

[0162] ガルバノミラー 141A の反射面の向きが変更されると、信号光 L S は、眼底 E f 上において水平方向（図 1 の x 方向）に走査される。一方、ガルバノミラー 141A の反射面の向きが変更されると、信号光 L S は、眼底 E f 上において垂直方向（図 1 の y 方向）に走査される。また、ガルバノミラー 141A、141B の双方の反射面の向きを同時に変更させることにより、x 方向と y 方向とを合成した方向に信号光 L S を走査することができる。すなわち、これら 2 つのガルバノミラー 141A、141B を制御することに

より、 x y 平面上の任意の方向に信号光 $L S$ を走査することができる。

[0163] 図9は、眼底 $E f$ の画像を形成するための信号光 $L S$ の走査態様の一例を表している。図9 (A) は、信号光 $L S$ が被検眼 E に入射する方向から眼底 $E f$ を見た（つまり図1の $-z$ 方向から $+z$ 方向を見た）ときの、信号光 $L S$ の走査態様の一例を表す。また、図9 (B) は、眼底 $E f$ 上の各走査線における走査点（画像計測を行う位置）の配列態様の一例を表す。

[0164] 図9 (A) に示すように、信号光 $L S$ は、予め設定された矩形の走査領域 R 内を走査される。走査領域 R 内には、 x 方向に複数 (m 本) の走査線 $R 1 \sim R m$ が設定されている。各走査線 $R i$ ($i = 1 \sim m$) に沿って信号光 $L S$ が走査されるときに、干渉光 $L C$ の検出信号が生成されるようになっている。

[0165] 各走査線 $R i$ の方向を「主走査方向」と呼び、それに直交する方向を「副走査方向」と呼ぶ。したがって、信号光 $L S$ の主走査方向への走査は、ガルバノミラー141Aの反射面の向きを変更することにより実行される。また、副走査方向への走査は、ガルバノミラー141Bの反射面の向きを変更することによって実行される。

[0166] 各走査線 $R i$ 上には、図9 (B) に示すように、複数 (n 個) の走査点 $R i 1 \sim R i n$ が予め設定されている。

[0167] 図9に示す走査を実行するために、制御部210は、まず、ガルバノミラー141A、141Bを制御し、眼底 $E f$ に対する信号光 $L S$ の入射目標を第1の走査線 $R 1$ 上の走査開始位置 $R S$ （走査点 $R 1 1$ ）に設定する。続いて、制御部210は、低コヒーレンス光源160を制御し、低コヒーレンス光 $L 0$ をフラッシュ発光させて、走査開始位置 $R S$ に信号光 $L S$ を入射させる。CCD184は、この信号光 $L S$ の走査開始位置 $R S$ における眼底反射光に基づく干渉光 $L C$ を受光し、検出信号を制御部210に出力する。

[0168] 次に、制御部210は、ガルバノミラー141Aを制御して、信号光 $L S$ を主走査方向に走査して、その入射目標を走査点 $R 1 2$ に設定し、低コヒーレンス光 $L 0$ をフラッシュ発光させて走査点 $R 1 2$ に信号光 $L S$ を入射させ

る。CCD 184は、この信号光LSの走査点R12における眼底反射光に基づく干渉光LCを受光し、検出信号を制御部210に出力する。

[0169] 制御部210は、同様にして、信号光LSの入射目標を走査点R13、R14、・・・、R1(n-1)、R1nと順次移動させつつ、各走査点において低コヒーレンス光L0をフラッシュ発光させることにより、各走査点ごとの干渉光LCに対応してCCD184から出力される検出信号を取得する。

[0170] 第1の走査線R1の最後の走査点R1nにおける計測が終了したら、制御部210は、ガルバノミラー141A、141Bを同時に制御して、信号光LSの入射目標を、線換え走査rに沿って第2の走査線R2の最初の走査点R21まで移動させる。そして、この第2の走査線R2の各走査点R2j (j=1~n) について前述の計測を行うことで、各走査点R2jに対応する検出信号をそれぞれ取得する。

[0171] 同様に、第3の走査線R3、・・・、第m-1の走査線R(m-1)、第mの走査線Rmのそれぞれについて計測を行い、各走査点に対応する検出信号を取得する。なお、走査線Rm上の符号REは、走査点Rmnに対応する走査終了位置である。

[0172] それにより、制御部210は、走査領域R内のm×n個の走査点Rij (i=1~m、j=1~n) に対応するm×n個の検出信号を取得する。以下、走査点Rijに対応する検出信号をDijと表すことがある。

[0173] 以上のような走査点の移動と低コヒーレンス光L0の出力との連動制御は、たとえば、ミラー駆動機構241、242に対する制御信号の送信タイミングと、低コヒーレンス光源160に対する制御信号の送信タイミングとを互いに同期させることによって実現できる。

[0174] 制御部210は、上述のように各ガルバノミラー141A、141Bを動作させるときに、その動作内容を示す情報として走査線Riの位置や走査点Rijの位置(xy座標系における座標)を記憶するようになっている。この記憶内容(走査位置情報)は、従来と同様に画像形成処理などにおいて用

いられる。

[0175] 次に、図9に示す信号光LSの走査を実施した場合における画像処理の例を説明する。

[0176] 画像形成部220は、各走査線 R_i （主走査方向）に沿った眼底Efの断層画像を形成する。また、画像処理部230は、画像形成部220により形成された断層画像に基づいて眼底Efの3次元画像を形成する。

[0177] 画像形成部220による断層画像の形成処理は、従来と同様に、2段階の演算処理を含んで構成される。第1段階の演算処理においては、各走査点 R_{ij} に対応する検出信号 D_{ij} に基づいて、その走査点 R_{ij} における眼底Efの深度方向（図1に示すz方向）の画像を形成する。

[0178] 図10は、図9のように信号光LSを走査させた場合に画像形成部220により形成される断層画像の態様を表している。第2段階の演算処理においては、各走査線 R_i について、その上のn個の走査点 $R_{i1} \sim R_{in}$ における深度方向の画像に基づき、この走査線 R_i に沿った眼底Efの断層画像 G_i を形成する。このとき、画像形成部220は、各走査点 $R_{i1} \sim R_{in}$ の位置情報（前述の走査位置情報）を参照して各走査点 $R_{i1} \sim R_{in}$ の配列及び間隔を決定して、この走査線 R_i を形成するようになっている。以上の処理により、副走査方向（y方向）の異なる位置におけるm個の断層画像 $G_1 \sim G_m$ が得られる。

[0179] 次に、画像処理部230による眼底Efの3次元画像の形成処理について説明する。眼底Efの3次元画像は、上記の演算処理により得られたm個の断層画像に基づいて形成される。画像処理部230は、隣接する断層画像 G_i 、 $G_{(i+1)}$ の間の画像を補間する公知の補間処理を行うなどして、眼底Efの3次元画像を形成する。

[0180] このとき、画像処理部230は、各走査線 R_i の位置情報を参照して各走査線 R_i の配列及び間隔を決定して、この3次元画像を形成するようになっている。この3次元画像には、各走査点 R_{ij} の位置情報（前述の走査位置情報）と、深度方向の画像におけるz座標とに基づいて、3次元座標系（x

、 y 、 z) が設定される。

[0181] また、画像処理部 230 は、この 3次元画像に基づいて、主走査方向 (x 方向) 以外の任意方向の断面における眼底 E_f の断層画像を形成することができる。断面が指定されると、画像処理部 230 は、この指定断面上の各走査点 (及び/又は補間された深度方向の画像) の位置を特定し、各特定位置における深度方向の画像 (及び/又は補間された深度方向の画像) を 3次元画像から抽出し、抽出された複数の深度方向の画像を配列させることにより当該指定断面における眼底 E_f の断層画像を形成する。

[0182] なお、図 10 に示す画像 G_{mj} は、走査線 R_m 上の走査点 R_{mj} における深度方向 (z 方向) の画像を表している。同様に、前述の第 1 段階の演算処理において形成される、各走査線 R_i 上の各走査点 R_{ij} における深度方向の画像を、「画像 G_{ij} 」と表す。

[0183] 図 11 は、信号光 L_S の他の走査態様を表している。図 11 は、信号光 L_S が被検眼 E に入射する方向から眼底 E_f を見たときの図である。

[0184] 図 11 に示す走査態様では、信号光 L_S は円形の走査領域 T 内を走査される。なお、走査領域の形状は円形に限定されるものではなく、たとえば楕円形等の任意の形状でもよい。

[0185] 走査領域 T 内には、放射状に配列された複数 (m 本) の走査線 $T_1 \sim T_m$ が設定される。各走査線 T_i は、所定位置 (中心位置) C にて交差するように設定される。各走査線 T_i に沿って信号光 L_S が走査されるときに、干渉光 L_C の検出信号が生成されるようになっている。各走査線 T_i ($i = 1 \sim m$) は、走査線設定部 211 によって設定される。なお、検者が操作部 240B を操作して所望の位置に走査線 T_i を設定するようにしてもよい。この設定操作は、たとえばマウス 206 により行うことができる。

[0186] 各走査線 T_i 上には、図 9 (B) と同様に、複数の走査点 $T_{i1} \sim T_{in}$ (図示せず) が設定される。なお、符号 T_S は当該走査態様における走査開始位置を表し、符号 T_E は走査終了位置を表す。

[0187] 図 11 に示す走査態様によれば、各走査線 T_i を断面位置とする、放射状

に配列された m 個の断層画像が得られる。また、これら m 個の断層画像に基づいて3次元画像を形成することも可能である。なお、この走査態様では、中心位置 C の近傍では走査線 T_i の密度が高く、中心位置 C から遠い部分では走査線 T_i の密度が低いことから、3次元画像の精度を考慮して、中心位置 C の近傍のみの3次元画像を形成するようにしてもよい。

- [0188] 図12は、信号光 LS の他の走査態様を表している。図12は、信号光 LS が被検眼 E に入射する方向から眼底 E_f を見たときの図である。
- [0189] 図12に示す走査態様では、信号光 LS は円形の走査領域 U 内を走査される。なお、走査領域の形状は円形に限定されるものではなく、たとえば楕円形等の任意の形状でもよい。
- [0190] 走査領域 U 内には、同心円状に配列された複数（ここでは6本）の走査線 $U_1 \sim U_6$ が設定される。各走査線 U_i （ $i = 1 \sim 6$ ）は、所定位置（中心位置） D が中心になるように設定される。各走査線 U_i に沿って信号光 LS が走査されるときに、干渉光 LC の検出信号が生成されるようになっている。各走査線 U_i は、走査線設定部211によって設定される。なお、検者が操作部240Bを操作して所望の位置に走査線 U_i を設定してもよい。この設定操作は、たとえばマウス206により行うことができる。
- [0191] 各走査線 U_i 上には、図9（B）と同様に、複数の走査点 $U_{i1} \sim U_{in}$ （図示せず）が設定される。
- [0192] 図12に示す走査態様によれば、各走査線 U_i を断面位置とする、同心円状に配列された6個の断層画像が得られる。また、これら6個の断層画像に基づいて3次元画像を形成することも可能である。
- [0193] なお、図12では、同心円状の6本の走査線が設定される場合について説明したが、同心円状の走査線の本数は任意に設定できる。特に、3次元画像を形成する場合には、走査線の間隔が十分に狭くなるように多数の走査線を設定することが望ましい。また、円形状の走査線の本数は複数である必要はなく、1本であってもよい。
- [0194] 信号光 LS の走査態様は、上記のものに限定されるものではない。たとえ

ば、信号光LSを水平方向（x方向）にのみ走査させたり、垂直方向（y方向）にのみ走査させたり、縦横1本ずつ十字型に走査させたり、螺旋状に走査させたりできる。

[0195] また、2つ以上の走査態様を組み合わせることも可能である。たとえば、図11の放射状の走査態様と図12の同心円状の走査態様とを組み合わせることができる。このとき、双方の走査領域T、U及び中心位置C、Dをそれぞれ一致させることができる。

[0196] すなわち、前述のように、走査ユニット141は、信号光LSをx方向及びy方向にそれぞれ独立に走査できるように構成されているので、xy面上の任意の軌跡に沿って信号光LSを走査することが可能である。

[0197] [使用形態]

眼底観察装置1の使用形態について説明する。

[0198] [第1の使用形態]

第1の使用形態では、眼底Efの静止画像としてカラー画像を使用し、動画像として近赤外画像を使用する場合について説明する。図13に示すフローチャートは、この使用形態の一例を表している。

[0199] まず、倍率演算部214は、被検眼Eの光学情報に基づいて、被検眼Eの眼球光学系の倍率を考慮した撮影倍率を演算する（S1）。光学情報が過去に測定された場合、オペレータは、ユーザインターフェイス240を用いて光学情報を入力できる。また、光学情報の測定結果がデータベースに格納されている場合、制御部210がデータベースにアクセスして自動的に光学情報を取得してもよい。倍率演算部214は、このようにして入力された光学情報に基づいて撮影倍率を演算する。演算された撮影倍率は、主制御部211により記憶部212に記憶される。

[0200] 次に、近赤外光による眼底Efの動画像（近赤外動画像）を表示部240Aに表示させ（S2）、カラー画像を撮影するためのアライメントを行う（S3）。

[0201] そのためにまず、オペレータは、操作部240Bを操作してアライメント

の開始を要求する。この要求を受けた主制御部 211 は、撮影光源 103 と撮像装置 10 を制御して近赤外光動画像を取得させる。主制御部 211 は、取得される近赤外動画像をリアルタイムで表示部 240A に表示させる。

[0202] 更に、主制御部 211 は、アライメント光源 190a を点灯させて眼底 Ef にアライメント輝点 P1、P2 を投影させるとともに、表示部 240A にスケール S を表示させる。オペレータは、前述のアライメント作業を行って、被検眼 E に対する光学系 100、120 の位置関係を調整する。

[0203] アライメントが完了したら、眼底 Ef のカラー画像を撮影する (S4)。カラー画像の撮影は、オペレータが操作部 240B を操作して撮影を要求し、この要求を受けた主制御部 211 が観察光源 101 と撮像装置 12 を制御することにより行う。主制御部 211 は、撮影されたカラー画像を表示部 240A に表示させる (S5)。なお、カラー画像の撮影時や撮影後においても、近赤外動画像を継続的に取得して表示させることができる。

[0204] 図 14 は、眼底 Ef の注目部位が視神経乳頭である場合における、カラー画像と近赤外動画像の表示態様の一例を表す。表示部 240A には、静止画像表示部 2410 と動画像表示部 2420 が設けられている。主制御部 211 は、ステップ 4 で撮影されたカラー画像 H' を静止画像表示部 2410 に表示させる。また、主制御部 211 は、ステップ 2 の時点から継続的に取得されている近赤外動画像 H を動画像表示部 2420 に表示させる。

[0205] ここで、近赤外動画像は、所定の時間間隔で取得されるフレーム画像を所定のフレームレートで更新しつつ表示したものである。また、図示は省略するが、動画像表示部 2420 には、近赤外動画像とともにアライメント輝点 P1、P2 やスケール S が表示されている。以下、図 14 の表示態様が適用される場合の使用形態を説明する。

[0206] オペレータは、操作部 240B を操作し、カラー画像 H' 中における視神経乳頭に対応する画像領域 (注目領域 Q') を指定する (S6)。

[0207] この指定操作の例を説明する。まず、オペレータは、カラー画像 H' を観察して視神経乳頭に対応する画像領域を把握する。そして、オペレータは、

この画像領域の縁上の複数の位置 p をクリック操作等によって指定する（図 15 参照）。

[0208] カラー画像 H' 中の複数の位置 p が指定されると、画像解析部 231 は、これらの位置 p に基づいて注目領域 Q' を決定する（S7）。この注目領域 Q' を決定する方法としては、たとえば、複数の位置 p を通過する円や楕円を求める方法や、複数の位置 p を通過する図形を近似する円や楕円を求める方法や、複数の位置 p に基づく近似曲線（ベジェ曲線、スプライン曲線等）を求める方法などを適用できる。

[0209] このように、この実施形態では、カラー画像 H' 中の注目領域 Q' は初めから決定されている訳ではなく、オペレータが視神経乳頭を表すと認識した画像領域に基づいて決定される画像領域が注目領域 Q' として取り扱われる。

[0210] 画像解析部 231 は、更に、ステップ 7 で決定した注目領域 Q' の中心位置 q' 、つまり乳頭中心に対応する位置 q' を特定する（S8）。ここで、中心位置 q' としては、注目領域 Q' が円形の場合にはその中心を適用でき、注目領域 Q' が楕円形の場合には長軸と短軸との交差位置（又は二つの焦点の中間位置）を適用でき、注目領域 Q' が任意形状の場合にはその重心位置等を適用できる。このように、ステップ 8 では、乳頭中心とみなすことができる注目領域 Q' の特徴位置が中心位置 q' として適宜に特定される。

[0211] 次に、画像解析部 231 は、注目領域 Q' の中心位置 q' に対応する近赤外動画像 H 中の位置（基準位置と呼ぶ。） q を特定する（S9）。基準位置 q に相当する画像領域を特定する処理については前述した。

[0212] 主制御部 211 は、基準位置 q の座標（ x 座標値、 y 座標値）と、基準位置 q が特定されたフレーム画像とを記憶部 212 に記憶させる。このフレーム画像を基準画像と呼ぶ。なお、基準画像は、フレーム画像全体であってもよいし、フレーム画像の一部であってもよい。後者としては、たとえば下記の枠状画像内に対応する画像領域のみを抽出して基準画像とすることが可能である。

- [0213] 基準位置 q は、近赤外動画像 H 中の乳頭中心に対応する位置を表す。また、基準位置 q は、図 16 に示すように、視神経乳頭に対応する画像領域 Q (図 14 も参照) のほぼ中心に位置する。
- [0214] 続いて、主制御部 211 は、被検眼 E の固視位置を調整するための枠状画像を動画像表示部 2420 中に表示させる (S10)。
- [0215] 図 16 は、枠状画像の表示態様の一例を表す。図 16 に示す枠状画像 W は、矩形状の枠を表す画像である。枠状画像 W は、動画像表示部 2420 内の所定の位置に表示される。この使用形態では、枠状画像 W は、その中心が動画像表示部 2420 の中心に一致するように表示される。
- [0216] また、枠状画像 W の表示サイズは、信号光 LS の走査領域に対応する大きさであってもよいし、視神経乳頭に対応する画像領域 Q よりも大きな任意のサイズであってもよい。
- [0217] なお、枠状画像の形状や表示サイズは、これに限定されるものではなく、任意の形状及び表示サイズを適宜に採用することが可能である。枠状画像のサイズは、注目部位の種別や撮影倍率など、注目領域の表示サイズに影響する各種要因に基づいて予め設定される。
- [0218] オペレータは、近赤外動画像 H を観察しつつ操作部 240B を操作し、視神経乳頭に対応する画像領域 Q が枠状画像 W 内に位置するように、内部固視標の呈示位置を調整する (S11)。このとき、必要に応じ、アライメント視標によるアライメントを行う。
- [0219] 画像領域 Q が枠状画像 W 内に表示されたら、オペレータは、操作部 240B を操作して OCT 画像の計測を要求する (S12)。
- [0220] 要求を受けた主制御部 211 は、基準位置 q の座標値と基準画像を記憶部 212 から読み出して画像解析部 231 に送るとともに、新たに取得されたフレーム画像を画像解析部 231 に送る。画像解析部 231 は、基準画像と新たなフレーム画像との位置合わせを行う (S13)。このような画像の位置合わせは、たとえば、画像の相関を考慮したマッチング処理により行うことができる。

- [0221] 更に、画像解析部 231 は、基準位置 q の座標値に基づいて、基準位置 q に対応する新たなフレーム画像中の位置を特定する (S14)。この特定された位置を対応位置と呼ぶ。主制御部 211 は、この対応位置の座標値を走査設定部 213 に送る。
- [0222] 走査設定部 213 は、対応位置の座標値やステップ 1 で求めた撮影倍率に基づいて、信号光 LS の走査態様を設定する (S15)。なお、撮影倍率は、走査領域の大きさ、走査線の長さ、走査線の間隔、走査点の間隔などを決定するために用いられる。
- [0223] 走査態様の設定例を図 17 に示す。図 17 に示す走査態様 V は、図 11 の放射状の走査態様と図 12 の同心円状の走査態様とを組み合わせたものである。ここで、これら 2 つの走査態様は、それぞれの中心位置 C 、 D が上記対応位置に一致するようにそれぞれ設定される。
- [0224] 主制御部 211 は、低コヒーレンス光源 160 やミラー駆動機構 241、242 を制御し、ステップ 15 で設定された走査態様に基づいて信号光 LS を眼底 E_f 上にて走査させる (S16)。
- [0225] 画像形成部 220 は、 CCD 184 から順次に入力される検出信号に基づいて、当該走査態様に応じた断層画像を逐次に形成する (S17)。主制御部 211 は、形成された断層画像を表示部 240A に表示させる (S18)。このとき、カラー画像や近赤外動画像とともに断層画像を表示させてもよいし、断層画像のみを表示させてもよい。
- [0226] 主制御部 211 は、断層画像を記憶部 212 に記憶させる。画像処理部 230 は、必要に応じ、断層画像に基づいて 3 次元画像を形成する。
- [0227] また、画像解析部 231 は、取得された断層画像や 3 次元画像を解析することにより、眼底 E_f の層の厚さを求めることが可能である。眼底 E_f の層としては、網膜、脈絡膜、強膜等がある。また、網膜は、内境界膜、視神経繊維層、神経節細胞層、内網状層、内顆粒層、外網状層、外顆粒層、外境界膜、視細胞層、網膜色素上皮層などにより構成されている。なお、これらの層の厚さを求める手法については、たとえば特願 2007-045831 号

などに記載された手法など、従来の任意の手法を適用できる。更に、主制御部 211 は、求められた層の厚さのグラフを表示部 240A に表示させたり、厚さの数値を表示させたりすることが可能である。

[0228] また、信号光 LS の走査時に近赤外動画像を撮影し、そのフレーム画像とステップ 13 の新たなフレーム画像との変位を算出し、この変位が所定の閾値よりも大きい場合には警告メッセージ等の報知情報を出力するようにしてもよい。報知情報は、信号光 LS の走査時に被検眼 E が動いてしまったことを意味するものである。報知情報が出力された場合、オペレータは、OCT 画像の再計測を行うことができる。

[0229] なお、上記変位は、画像のマッチング処理等を利用して行うことができる。また、上記閾値は、事前に設定されたものである。また、報知情報は、表示部 240A によるメッセージ表示等の視覚的情報であってもよいし、警告音等の聴覚的情報でもよいし、それ以外の任意の知覚的情報であってもよい。

[0230] 以上では、視神経乳頭が注目部位である場合について説明したが、黄斑部や病変部が注目部位である場合についても同様の処理を実行することが可能である。これで第 1 の使用形態の説明を終了する。

[0231] [第 2 の使用形態]

第 1 の使用形態では、静止画像の注目領域を決定するために、オペレータが静止画像を観察して画像位置を指定するようになっている。第 2 の使用形態では、注目領域の決定処理を自動化した使用形態について説明する。図 18 は、このような第 2 の使用形態の一例を表している。

[0232] ステップ 31 ~ ステップ 35 は、それぞれ、第 1 の使用形態 (図 13) のステップ 1 ~ ステップ 5 と同様に実行される。

[0233] 次に、画像解析部 231 は、カラー画像 H' を解析して注目領域を抽出する (S36)。更に、画像解析部 231 は、この注目領域の中心位置を特定する (S37)。

[0234] ステップ 36、37 の処理について説明する。画像解析部 231 は、たと

例えば、カラー画像H'を形成する画素の画素値（輝度値、RGB値等）を解析することにより注目領域を抽出できる。この解析処理は、予め設定された画素値情報に基づいて実行される。画素値情報は、注目領域の特徴に応じて設定された画素値の範囲を表す情報であり、たとえば注目領域を抽出するための画素値の閾値情報などである。

[0235] たとえば視神経乳頭に対応する注目領域を抽出する場合、当該注目領域が周囲よりも明るい（たとえば輝度値が大きい）という特徴や、形状がほぼ円形であるという特徴を考慮すると、公知の閾値処理や境界抽出処理等の画像処理を適用することで当該注目領域を抽出できる。

[0236] 更に、画像解析部231は、視神経乳頭に対応する注目領域が抽出されたら、この注目領域の中心や重心等を中心位置として特定する。

[0237] 黄斑部に対応する注目領域を抽出する場合、当該注目領域が周囲よりも暗い（たとえば輝度値が小さい）という特徴や、形状がほぼ円形であるという特徴を考慮すると、上記と同様の画像処理を適用することで当該注目領域を抽出できる。また、黄斑部に対応する注目領域が抽出されたら、この注目領域の中心や重心等を中心位置として特定できる。

[0238] 病変部に対応する注目領域を抽出する場合、その病変部がどのようにカラー画像H'中に描写されるか、つまり周囲と比較してどのような特徴の画素値や形状を有するかを事前に把握しておくことにより、上記と同様の画像処理によって当該注目領域を抽出できる。なお、病変部の描写の把握は、たとえば過去に撮影された眼底画像や臨床データを解析することにより取得できる。また、中心位置についても上記と同様にして求めることが可能である。

[0239] また、視神経乳頭や黄斑部等の眼底Efの特徴点から所定距離だけ離れた位置に注目領域（たとえば病変部等）が存在する場合、画像解析部231は、まず、特徴点に対応する画像領域を上記と同様にして抽出し、更に、この画像領域中の位置（中心位置等）から所定距離だけ離れた画像領域を特定することにより注目領域を抽出することができる。画像上の距離は、ステップ31で求められた撮影倍率などを考慮して演算できる。

- [0240] なお、所定距離とは、距離のみ（スカラー量）であってもよいし、距離及び方向（ベクトル量）であってもよい。この所定距離は、たとえば過去に取得された画像から求めて記憶したものを読み出して使用することができる。
- [0241] ステップ38～47は、それぞれ、第1の使用形態（図13）のステップ9～ステップ18と同様に実行される。なお、第2の使用形態における画像解析部231は、この発明の「抽出手段」の一例として機能している。以上で、第2の使用形態の説明を終了する。
- [0242] [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。
- [0243] 眼底観察装置1は、眼底E fの動画像と静止画像を形成することができる。上記の使用形態では、動画像として近赤外動画像Hが形成され、静止画像としてカラー画像H'が形成される。これらの画像（特に静止画像）は、記憶部212に記憶される。
- [0244] 更に、眼底観察装置1は、動画像が形成されているときに、静止画像中の注目領域に対応する動画像中の画像領域を特定する。更に、眼底観察装置1は、特定された画像領域に基づいて信号光LSを走査することにより、その走査線に沿った断層画像（OCT画像）を形成する。なお、注目領域とは、眼底E fの所定の注目部位に対応する画像領域を意味している。
- [0245] このような眼底観察装置1によれば、比較的画質の高い静止画像中の注目領域を決定し、この注目領域に対応する動画像中の画像領域を特定して断層画像の計測部位（走査領域）を設定できる。したがって、比較的画質の低い動画像のみを参照して計測部位を設定していた従来手法と比較して、眼底E fの注目部位の画像を確実に取得できる。
- [0246] また、眼底観察装置1によれば、動画像の或るフレーム画像（基準画像）を用いて、新たなフレーム画像における計測部位を設定できるので、眼底E fの注目部位の画像を取得するためのアライメント作業を容易化できる。
- [0247] また、上記の第1の使用形態によれば、静止画像と動画像を表示し、オペレータが静止画像中に指定した注目領域に対応する動画像中の画像領域を特

定できるので、オペレータが所望する部位の断層画像を取得することができる。

[0248] 特に、注目部位（したがって注目領域）が所定形状を有する場合、眼底観察装置 1 は、オペレータが注目領域を指定したときに、当該所定形状に応じて注目領域の特徴位置を求め、特徴位置に対応する動画像中の位置を求め、当該位置に対応する眼底 E f の位置を通過するように信号光 L S を走査して断層画像を形成する。それにより、オペレータは、注目領域を指定するだけで、適切な計測部位における断層画像を取得できる。

[0249] 視神経乳頭や黄斑部が注目部位の場合、所定形状は略円形である。略円形とは、円形や楕円形だけでなく、これらに近似の曲線形状や折れ線形状などであってもよい。注目部位が略円形である場合には、放射状に配列された複数の走査線に沿って信号光 L S を走査させたり、共通の中心を有する円形状の走査線に沿って信号光 L S を走査させたりすることが望ましい（図 1 1、図 1 2 参照）。また、略円形状の注目領域を含むように矩形の走査領域を設定することも可能である（図 9 参照）。

[0250] なお、注目領域の形状は略円形に限定されるものではなく、たとえば矩形等任意形状であってもよい。また、注目領域は 2 次元の画像領域に限定されるものではなく、直線状や曲線状の 1 次元の画像領域であってもよいし、一点からなる 0 次元の画像領域であってもよい。

[0251] また、眼底観察装置 1 によれば、断層画像の計測部位を決定する際に、動画像上に枠状画像を表示させ、オペレータの操作に応じて眼底 E f に対する内部固視標の投影位置を変更して計測部位を調整することが可能である。このとき、オペレータは、注目部位に対応する画像領域が枠状画像内に配置されるように被検眼 E の固視位置を調整する。更に、眼底観察装置 1 は、この調整がなされた動画像について、静止画像中の注目領域に対応する画像領域を特定して信号光 L S を走査するようになっている。したがって、従来と比較して、眼底 E f の注目部位の断層画像を確実に取得することが可能である。

- [0252] また、眼底観察装置 1 によれば、被検眼 E に対する装置光学系の位置を調整するためのアライメント視標を眼底 E f に投影することができるので、アライメント作業を容易に行うことができる。また、注目部位の画像取得の確実性の向上を図ることができる。
- [0253] また、眼底観察装置 1 によれば、被検眼 E の眼球光学系による倍率を演算し、この倍率を考慮して信号光 L S を走査することができるので、注目部位の画像をより確実に取得できるとともに、より高精度の画像を取得できる。
- [0254] [変形例]
- 以上に説明した構成は、この発明に係る眼底観察装置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。
- [0255] まず、動画像として順次取得されるフレーム画像について、基準画像に対する位置合わせを逐次に行うことにより、動画像に対する画像位置合わせをリアルタイムに行うことが可能である。
- [0256] また、上記の実施形態では、静止画像がカラー画像であり、動画像が近赤外動画像である場合について特に説明したが、静止画像や動画像はこれに限定されるものではない。たとえば、静止画像として蛍光画像を用いることができる。蛍光画像は、眼底血管を詳細に描写できるので、血管に関連する注目領域（たとえば新生血管等）が観察対象である場合に好適である。
- [0257] また、動画像や静止画像として断層画像を用いることができる（断層動画像、断層静止画像）。なお、断層動画像を用いる場合、信号光の走査に掛かる時間を考慮して、走査線の本数を少なく設定し（たとえば 1 本～数本程度）、動画像をリアルタイムで表示することが望ましい。
- [0258] 断層画像同士の位置合わせは、たとえば上記実施形態の場合と同様に行うことが可能である。また、眼底表面の 2 次元画像（カラー画像や蛍光画像）と断層画像との位置合わせは、眼底表面における位置（座標値）と、断層画像の断面位置（走査位置情報）とを対応付けて行うことが可能である。また、たとえば特願 2006-160896 号などに記載の積算画像を利用

して断層画像と2次元画像との位置合わせを行ってもよい。なお、積算画像とは、複数の断層画像を深度方向に積算して得られる画像であり、眼底表面を表す2次元画像である。

[0259] また、上記の第2の使用形態のように、眼底E fの断層画像から注目部位を抽出することも可能である。注目領域が視神経乳頭や黄斑部に相当する場合、当該部位の形状に基づいて注目領域を抽出できる。たとえば視神経乳頭や黄斑部は、その周辺部位と比較して眼底E fの奥側（z方向）に窪んでいる。画像解析部231は、断層画像の画素値を解析することにより、眼底E fの表面、つまり網膜と硝子体との境界に相当する画像領域を特定する。更に、画像解析部231は、特定された画像領域の形状を解析してz方向に窪んだ領域を特定し、注目領域として抽出する。

[0260] 注目領域が病変部である場合について説明する。断層画像中の病変部には、網膜剥離等のように形状から特定可能なものや、腫瘍等のように形状からは特定困難なものなどがある。前者の場合、視神経乳頭等と同様にして抽出できる。一方、後者の場合、病変部は、その周辺部位と異なる画素値（輝度値等）で表現されることがある。その場合、画像解析部231は、断層画像の画素値を参照して病変部に相当する画像領域を特定し、注目領域として抽出できる。

[0261] また、上記の実施形態では、眼底の静止画像についても眼底観察装置自体で取得していたが、この発明はこれに限定されるものではない。たとえば、他の装置（眼底カメラ、光画像計測装置等）により取得されたカラー画像や蛍光画像や断層画像からなる静止画像を記憶手段に記憶し、この静止画像を読み出して動画像との位置合わせに利用することが可能である。

[0262] また、上記の実施形態においては、参照ミラー174の位置を変更して信号光L Sの光路と参照光L R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1A及びOCTユニット150を一体的に移動させて信号光L S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、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できる。

[0263] また、上記の実施形態で説明した眼底観察装置は、フーリエドメイン型の光画像計測装置を含んで構成されているが、たとえばスウェプトソース（Swept Source）型やタイムドメイン（Time-Domain）型など、光ビームで被検眼を走査する任意の方式の装置に対してこの発明の構成を適用することが可能である。

[0264] [プログラムについて]

この発明に係るプログラムについて説明する。上記の実施形態における制御プログラム204aは、この発明に係るプログラムの一例である。

[0265] この発明に係るプログラムは、眼底の動画像を形成する形成手段と、低コヒーレンス光を信号光と参照光とに分割し、眼底を経由した信号光と参照物体を経由した参照光とを重畳させて干渉光を生成する干渉光生成手段と、干渉光を検出する検出手段と、眼底に対して信号光を走査する走査手段と、眼底の静止画像を記憶する記憶手段を具備するコンピュータとを有する眼底観察装置を制御するプログラムである。上記の実施形態における演算制御装置200はコンピュータの一例である。

[0266] より具体的に説明すると、この発明に係るプログラムは、当該コンピュータを次の特定手段、制御手段及び画像形成手段として機能させるものである。（1）特定手段：形成手段により動画像が形成されているときに、静止画像中の注目領域に対応する動画像中の画像領域を特定する。（2）制御手段：特定された画像領域に基づき走査手段を制御して信号光を走査させる。（3）画像形成手段：走査手段により走査された信号光に基づく干渉光の検出結果に基づいて眼底の断層画像を形成する。なお、上記の実施形態の画像形成部220は画像形成手段の一例である。

[0267] このようなプログラムによれば、上記の実施形態のような眼底観察装置を実現できるので、従来と比較して眼底の注目部位の画像を確実に取得できる。また、眼底の注目部位の画像を取得するためのアライメント作業を容易化

することが可能である。

[0268] この発明に係るプログラムは、コンピュータのドライブ装置によって読み取り可能な任意の記憶媒体に記憶させることができる。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）などの記憶媒体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。更に、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信することも可能である。

請求の範囲

- [1] 眼底の動画像を形成する形成手段と、
低コヒーレンス光を信号光と参照光とに分割し、前記眼底を經由した前記信号光と参照物体を經由した前記参照光とを重畳させて干渉光を生成する干渉光生成手段と、
前記干渉光を検出する検出手段と、
を有し、前記干渉光の検出結果に基づいて前記眼底の断層画像を形成する眼底観察装置であって、
前記眼底に対して信号光を走査する走査手段と、
前記眼底の静止画像を記憶する記憶手段と、
前記形成手段により動画像が形成されているときに、前記静止画像中の注目領域に対応する該動画像中の画像領域を特定する特定手段と、
前記画像領域に基づき前記走査手段を制御して信号光を走査させる制御手段と、
を備え、該走査された信号光に基づく干渉光の検出結果に基づいて断層画像を形成することを特徴とする眼底観察装置。
- [2] 前記形成手段は、所定の時間間隔で前記眼底のフレーム画像を逐次に形成することにより前記動画像を形成し、
前記特定手段は、前記静止画像中の注目領域に対応する一のフレーム画像中の画像領域を特定し、前記一のフレーム画像中の画像領域に対応する他のフレーム画像中の画像領域を特定し、
前記制御手段は、前記他のフレーム画像中の画像領域に基づいて信号光を走査させる、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼底観察装置。
- [3] 前記特定手段は、前記形成手段により形成された動画像の一のフレーム画像について、前記静止画像中の注目領域に対応する画像領域を特定し、前記一のフレーム画像より後に形成された各フレーム画像について、前記一のフレーム画像中の画像領域に対応する画像領域を特定する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼底観察装置。

- [4] 前記特定手段は、前記静止画像及び前記動画像を表示する画像表示手段と、前記表示された静止画像中に注目領域を指定するための指定手段とを含み、前記指定された注目領域に対応する前記動画像中の画像領域を特定する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼底観察装置。
- [5] 前記注目領域は所定形状であり、
前記特定手段は、前記所定形状に応じた前記注目領域の特徴位置を求め、前記特徴位置に対応する前記動画像中の位置を求め、
前記制御手段は、前記求められた位置に対応する前記眼底の位置を通過するように信号光を走査させる、
ことを特徴とする請求項 4 に記載の眼底観察装置。
- [6] 前記所定形状は略円形であり、
前記特定手段は、前記指定された注目領域の中心位置を前記特徴位置として求め、前記中心位置に対応する前記動画像中の位置を求め、
前記制御手段は、該動画像中の位置に対応する前記眼底の位置を中心に放射状に配列された複数の走査線に沿って信号光を走査させる、
ことを特徴とする請求項 5 に記載の眼底観察装置。
- [7] 前記所定形状は略円形であり、
前記特定手段は、前記指定された注目領域の中心位置を前記特徴位置として求め、前記中心位置に対応する前記動画像中の位置を求め、
前記制御手段は、該動画像中の位置に対応する前記眼底の位置を中心とする 1 つ以上の円形状の走査線に沿って信号光を走査させる、
ことを特徴とする請求項 5 に記載の眼底観察装置。
- [8] 前記所定形状は略円形であり、
前記特定手段は、前記指定された注目領域の中心位置を前記特徴位置として求め、前記中心位置に対応する前記動画像中の位置を求め、
前記制御手段は、該動画像中の位置に対応する前記眼底の位置を中心とする 1 つ以上の円形状の走査線に沿って信号光を走査させる、

ことを特徴とする請求項 6 に記載の眼底観察装置。

- [9] 前記特定手段は、予め設定された画素値情報に基づき前記静止画像を解析して注目領域を抽出する抽出手段を含み、前記抽出された注目領域に対応する前記動画像中の画像領域を特定する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼底観察装置。

- [10] 前記眼底に固視標を投影する固視標投影手段と、
前記動画像を表示する表示手段と、
操作手段と、
を更に備え、

前記制御手段は、予め設定されたサイズの枠状画像を前記動画像上に表示させ、前記操作手段による操作に応じて前記眼底に対する固視標の投影位置を変更させ、

前記動画像の注目領域を前記枠状画像内に配置させるように前記固視標の投影位置を変更可能としたことを特徴とする請求項 1 に記載の眼底観察装置。

- [11] 被検眼に対する装置光学系の位置を調整するためのアライメント視標を前記眼底に投影するアライメント視標投影手段を更に備える、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼底観察装置。

- [12] 前記制御手段は、被検眼の眼球光学系による倍率を演算し、前記画像領域と前記倍率とに基づいて信号光を走査させる、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼底観察装置。

- [13] 前記形成手段は、近赤外領域の照明光を用いて前記眼底の表面の動画像を撮影し、

前記静止画像は、可視領域の照明光を用いて撮影される前記眼底の表面のカラー画像、又は、被検者に蛍光剤を投与して撮影される前記眼底の表面の蛍光画像である、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼底観察装置。

- [14] 前記形成手段は、前記眼底の断層動画像を形成し、

前記静止画像は、前記眼底の断層静止画像である、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼底観察装置。

[15] 前記形成手段は、前記眼底の動画像を形成しつつ前記眼底の静止画像を形成し、

前記特定手段は、該静止画像中の注目領域に対応する前記動画像中の画像領域を特定する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼底観察装置。

[16] 眼底の動画像を形成する形成手段と、低コヒーレンス光を信号光と参照光とに分割し、前記眼底を經由した前記信号光と参照物体を經由した前記参照光とを重畳させて干渉光を生成する干渉光生成手段と、前記干渉光を検出する検出手段と、前記眼底に対して信号光を走査する走査手段と、前記眼底の静止画像を記憶する記憶手段を具備するコンピュータとを有する眼底観察装置を制御するプログラムであって、

前記コンピュータを、

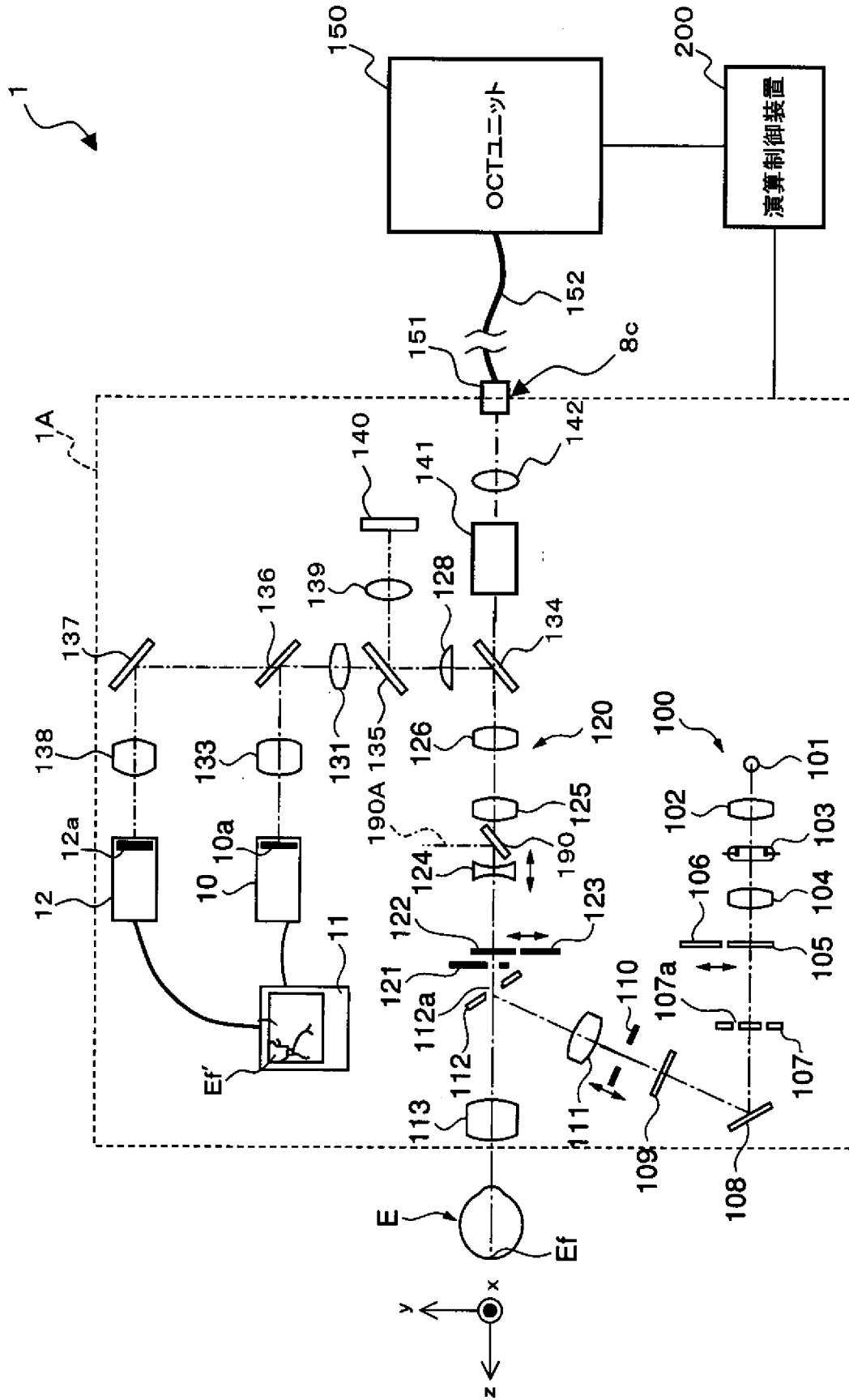
前記形成手段により動画像が形成されているときに、前記静止画像中の注目領域に対応する該動画像中の画像領域を特定する特定手段として機能させ、

前記画像領域に基づき前記走査手段を制御して信号光を走査させる制御手段として機能させ、

該走査された信号光に基づく干渉光の検出結果に基づいて前記眼底の断層画像を形成する画像形成手段として機能させる、

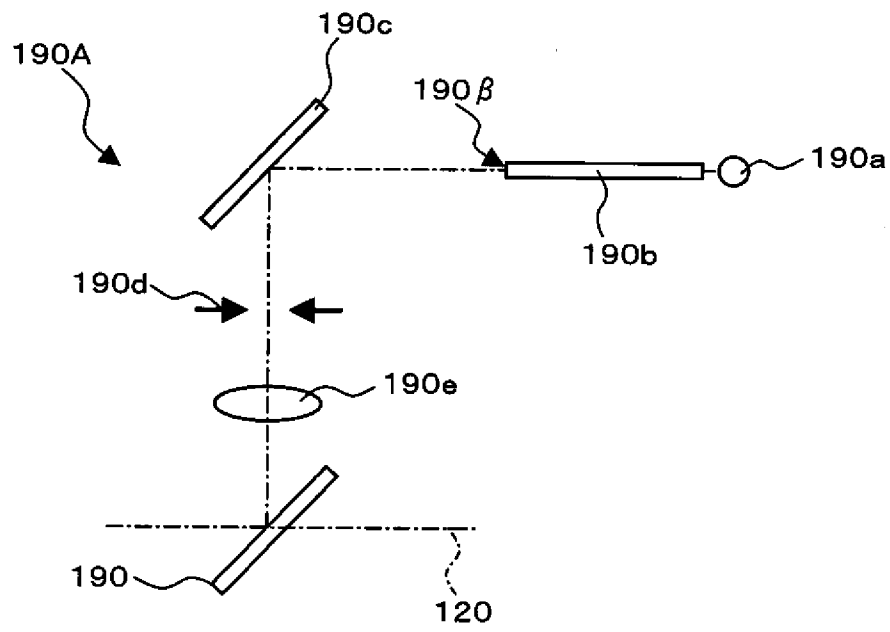
ことを特徴とするプログラム。

[図1]

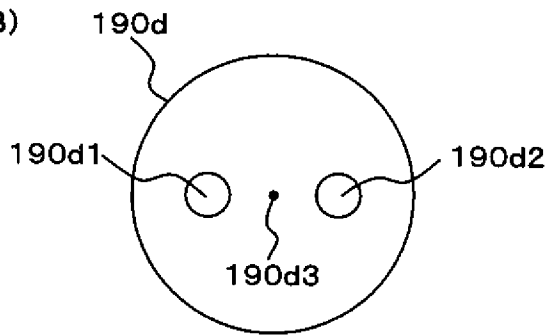


[図2]

(A)

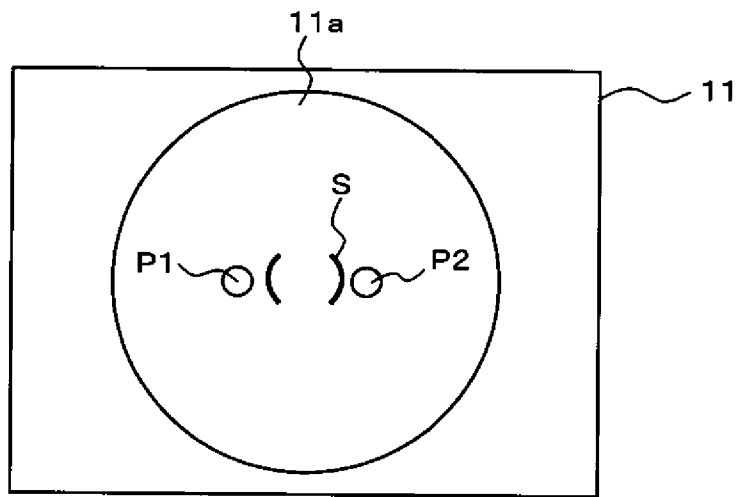


(B)

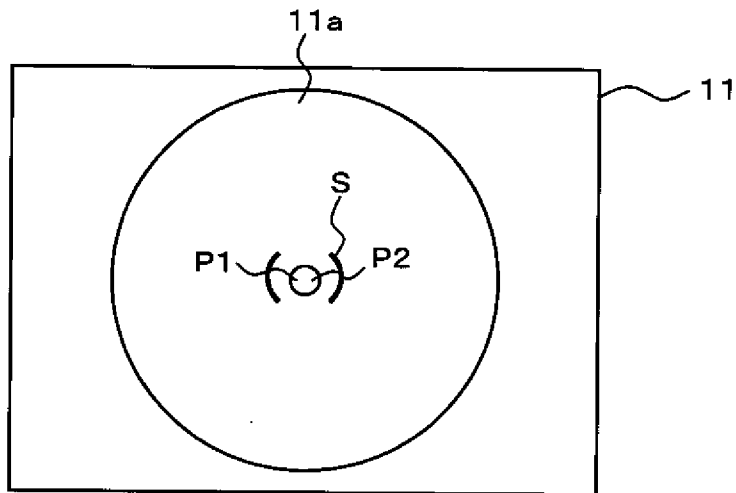


[図3]

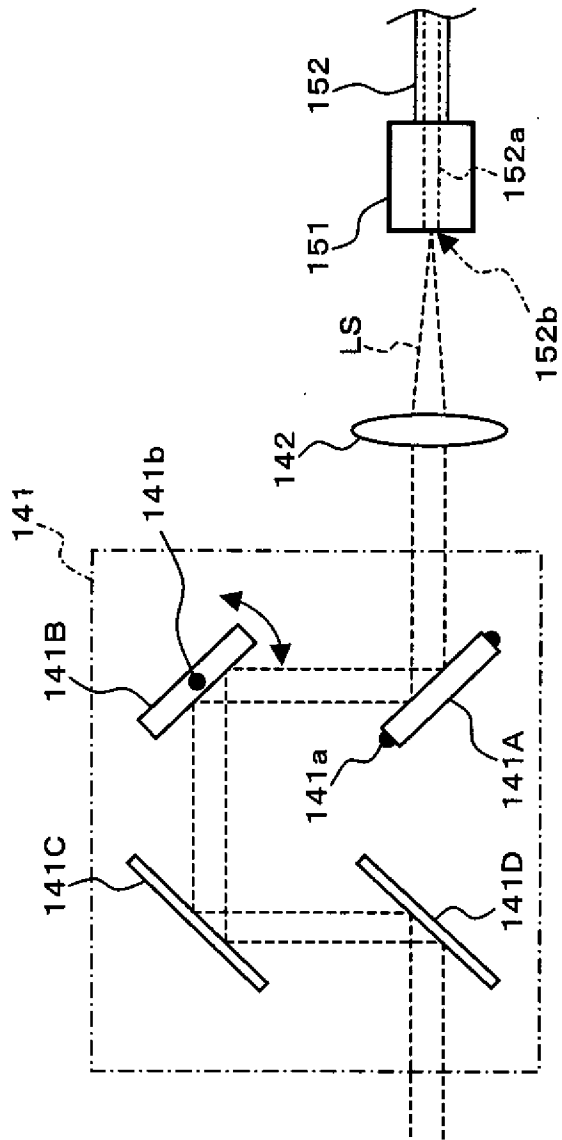
(A)



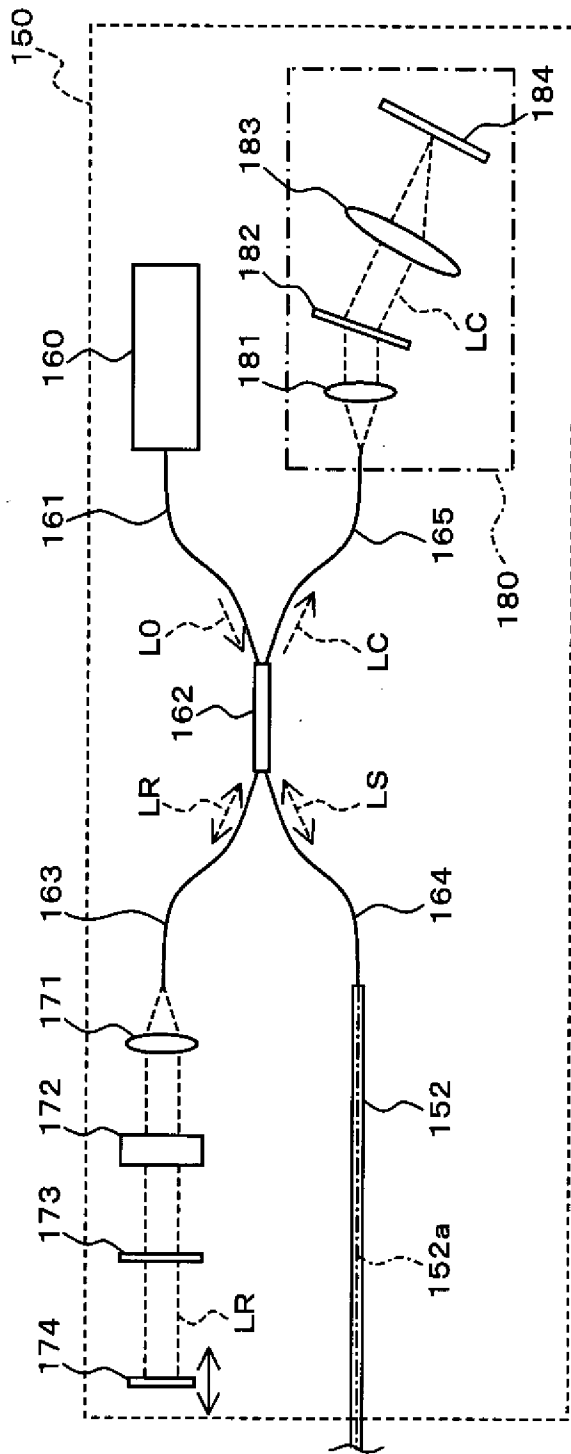
(B)



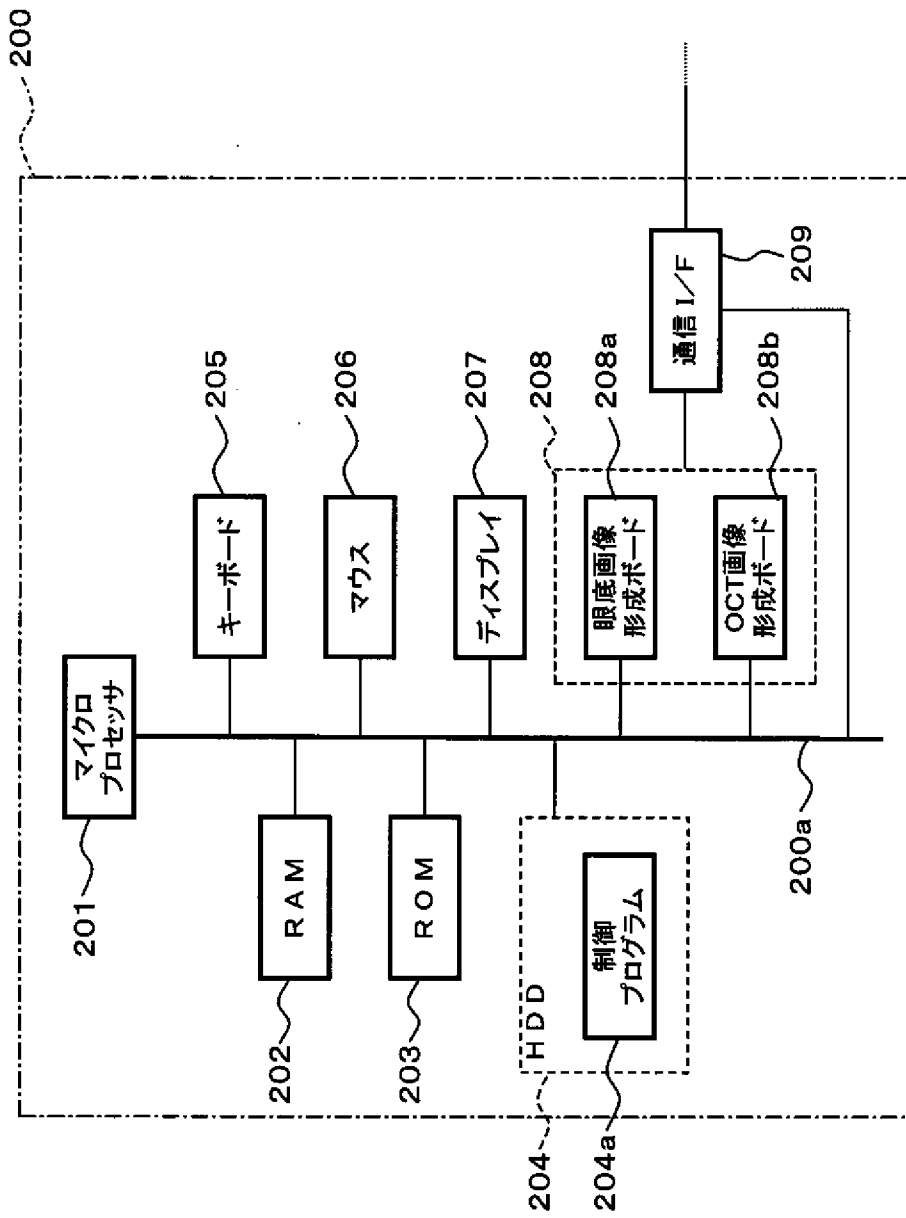
[図4]



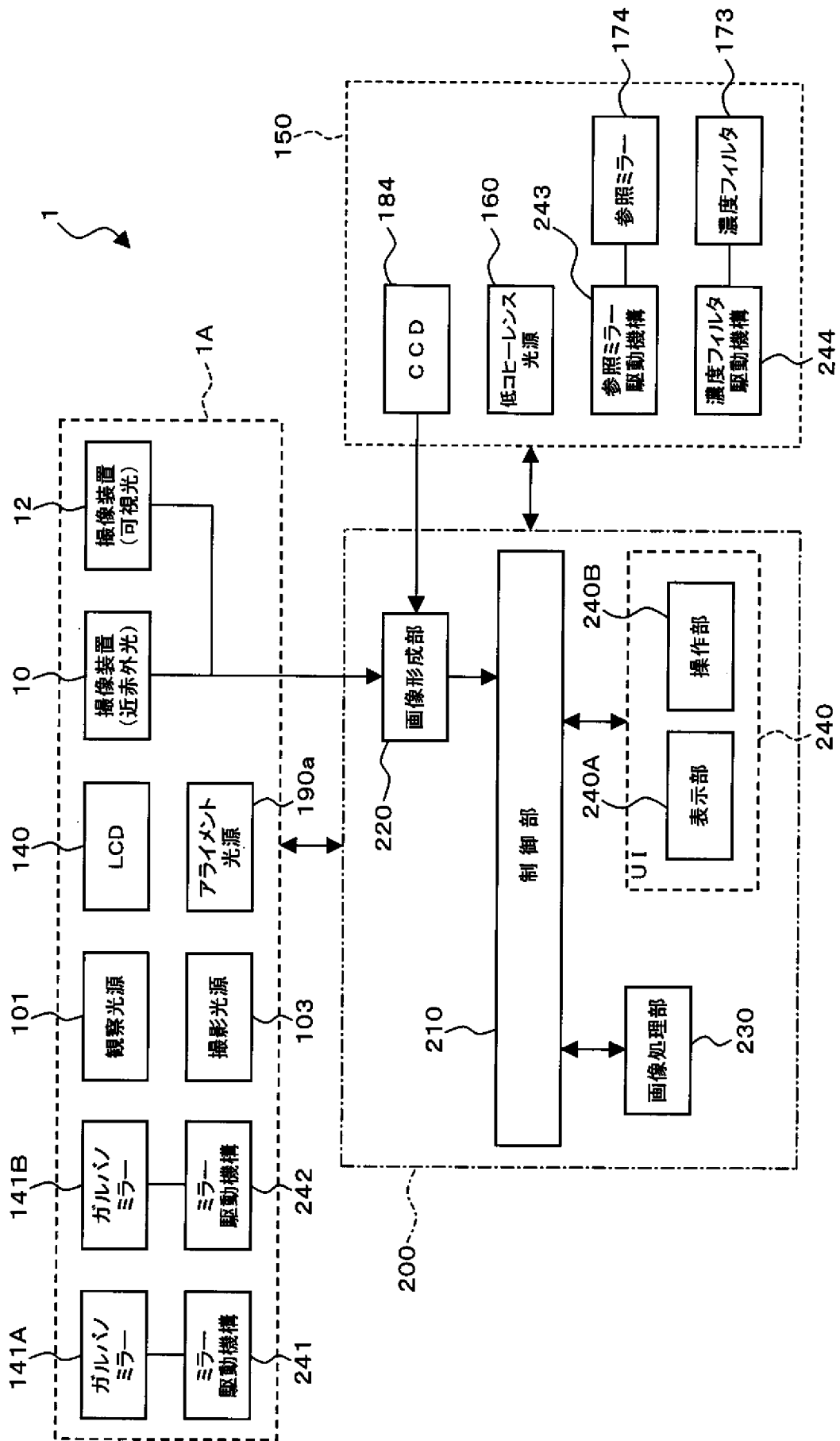
[5]



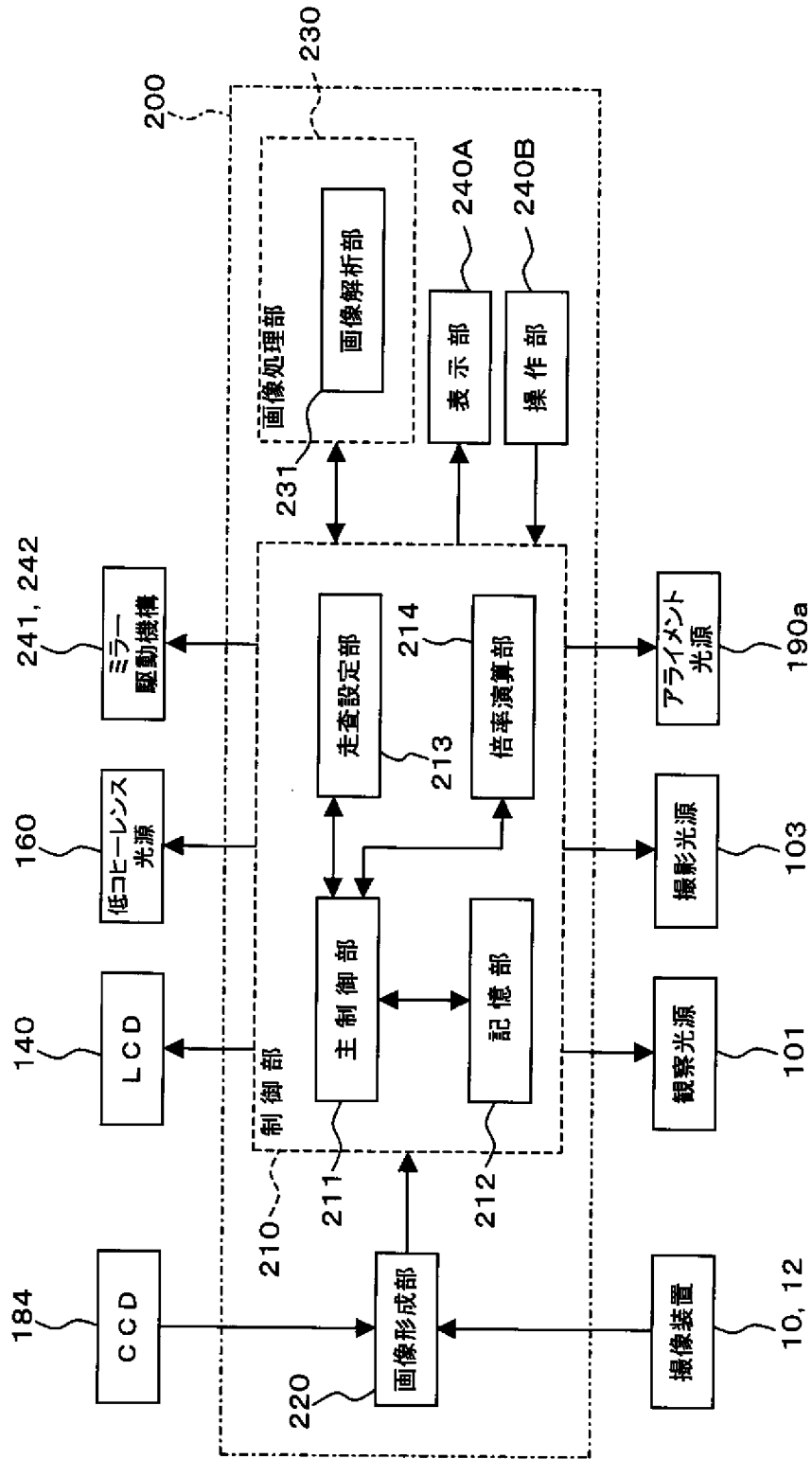
[図6]



[図7]

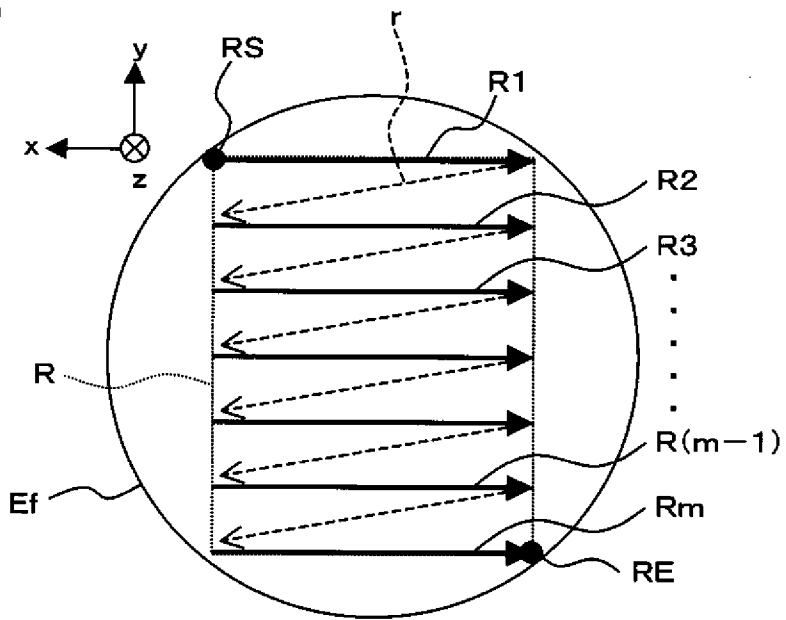


[図8]

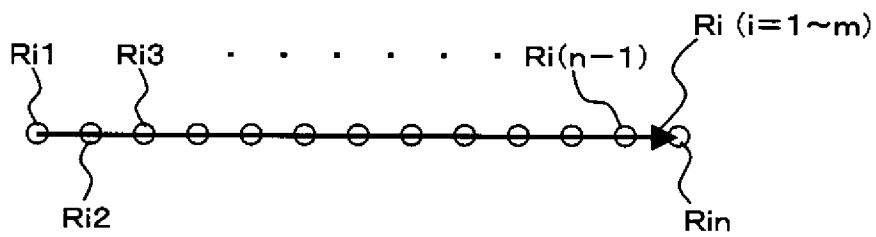


[図9]

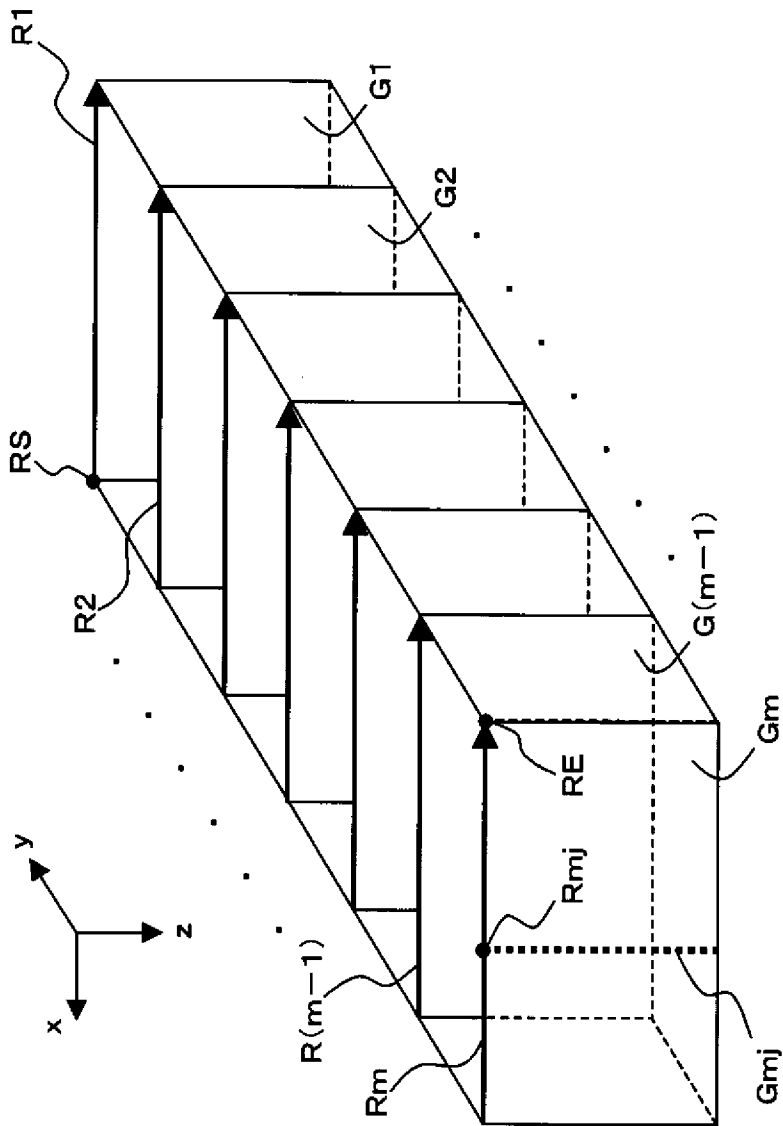
(A)



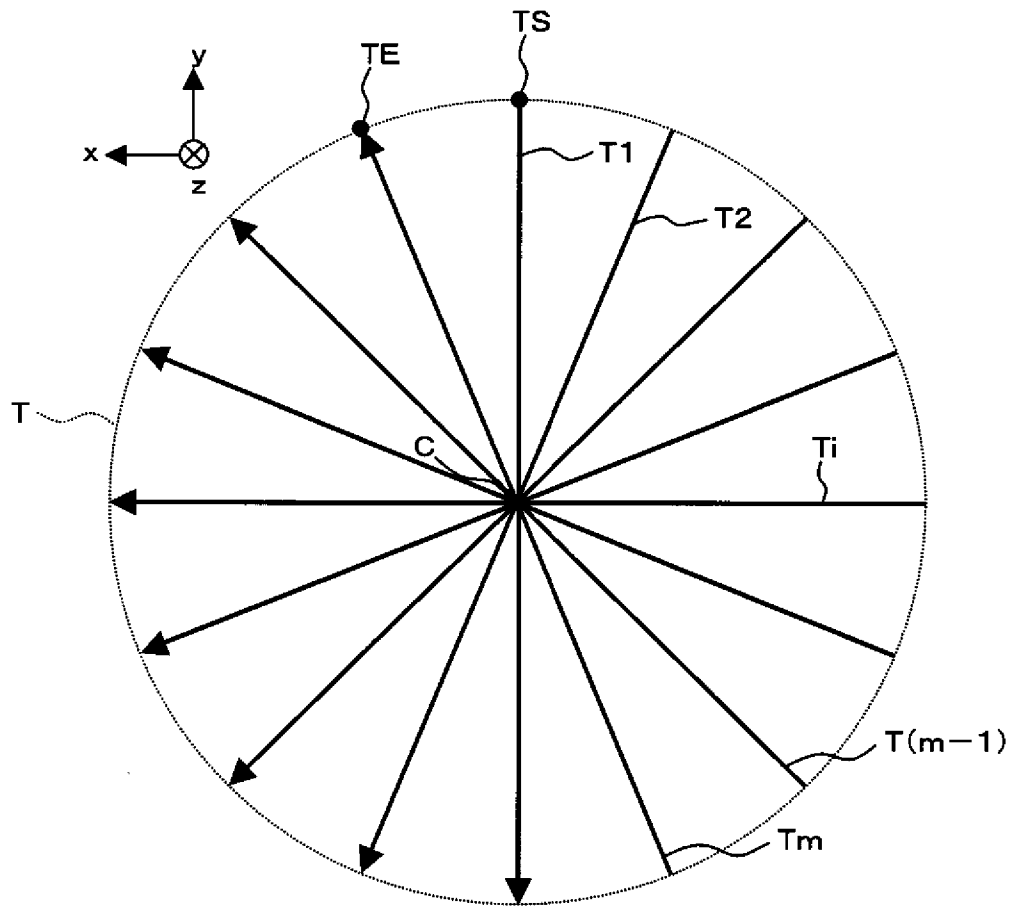
(B)



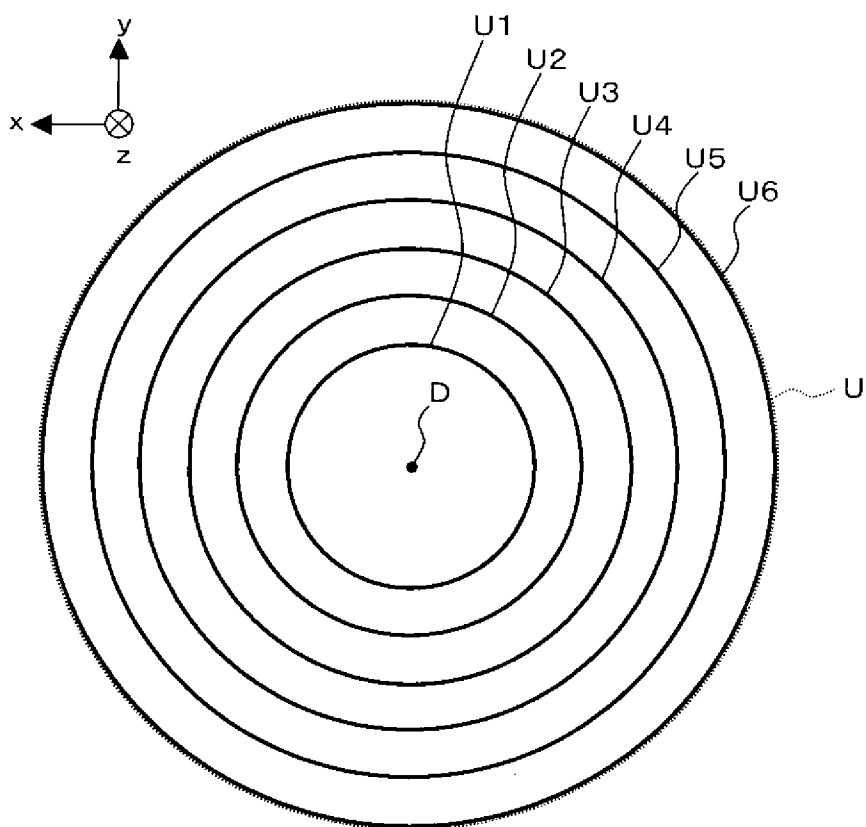
[10]



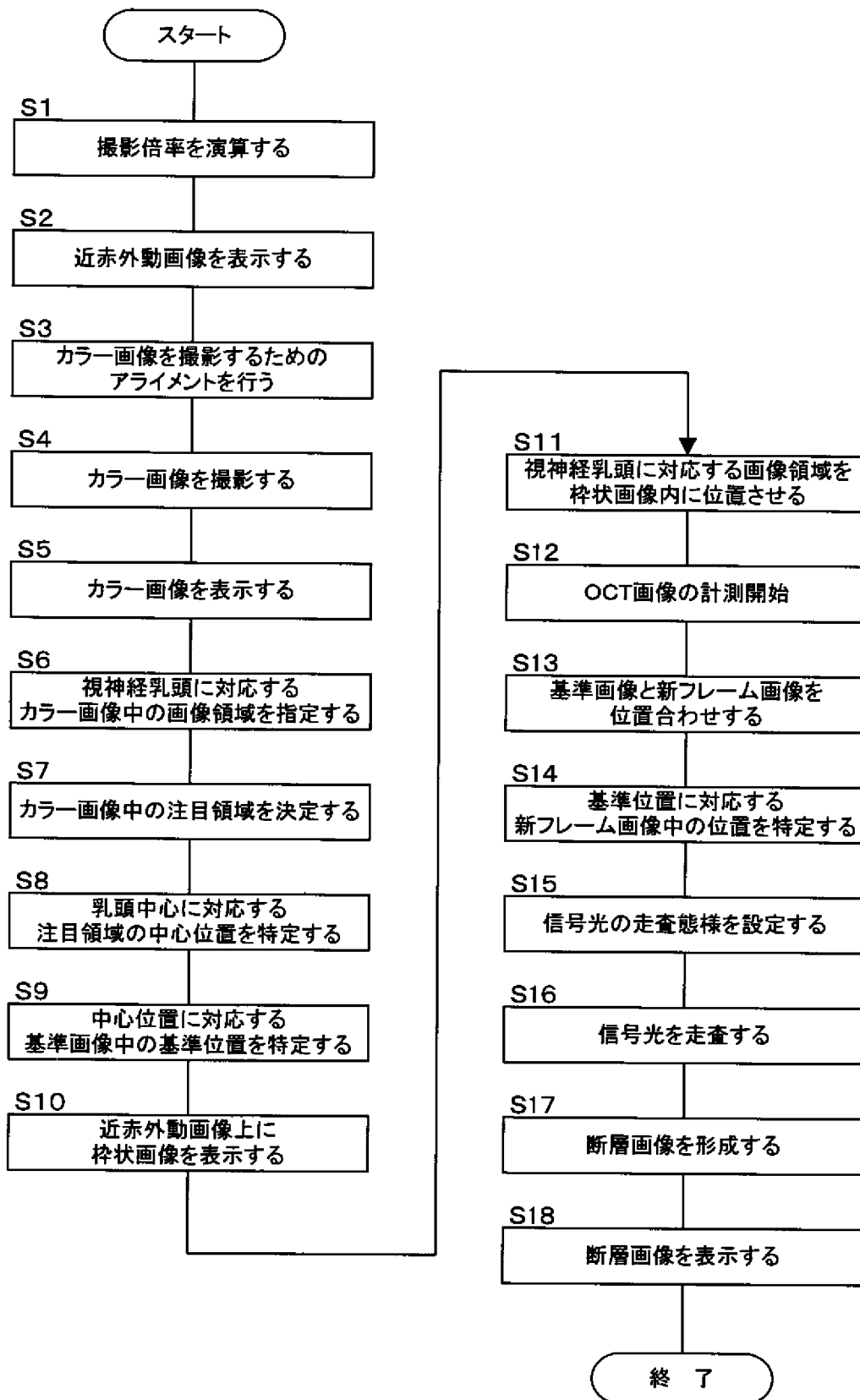
[図11]



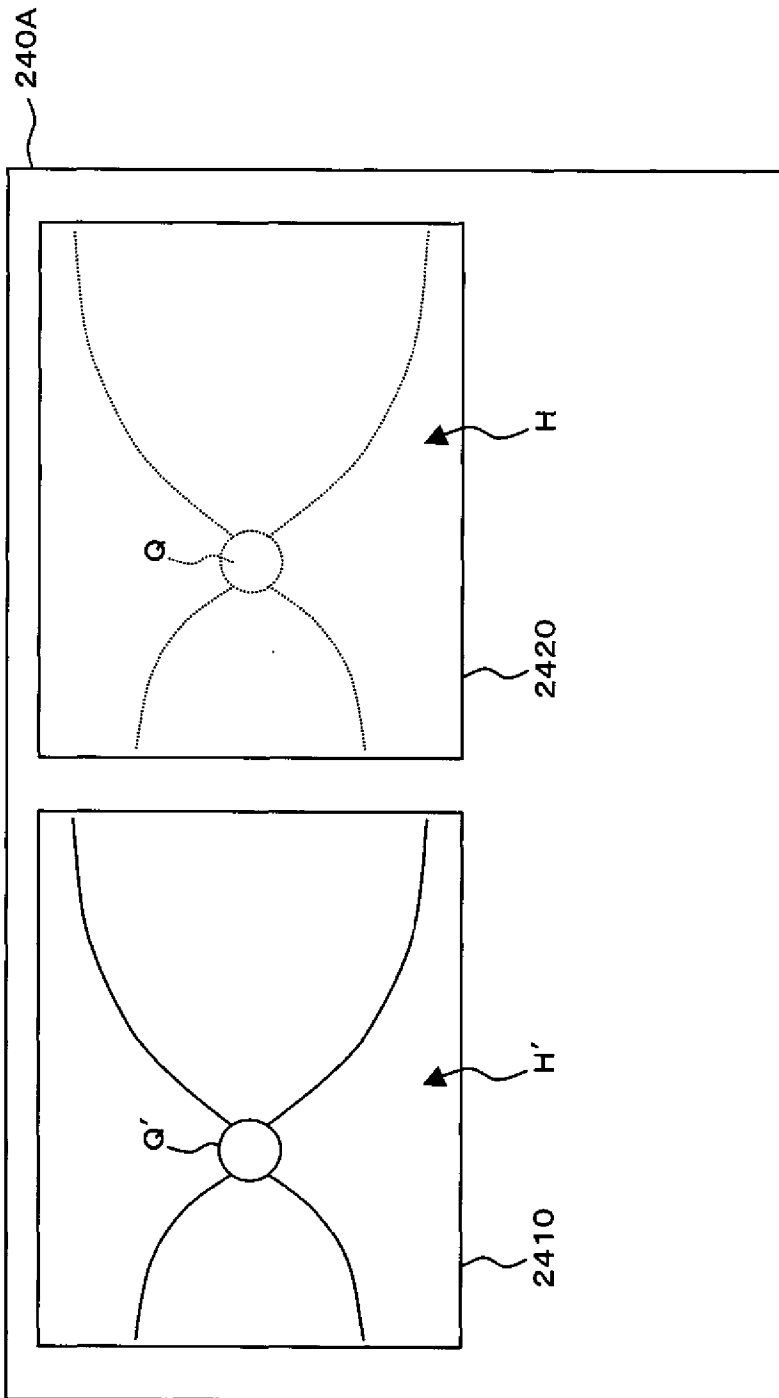
[図12]



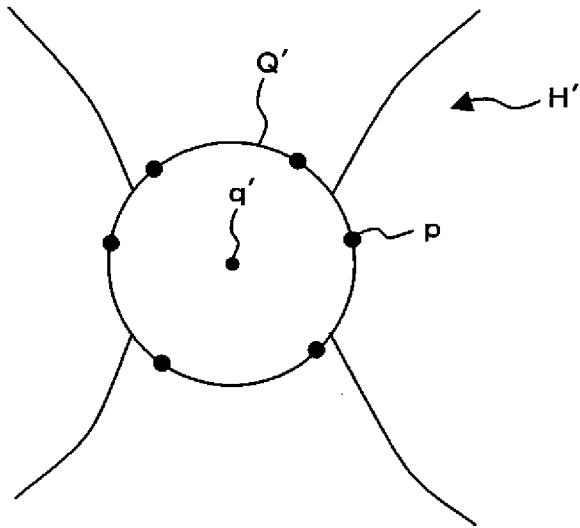
[図13]



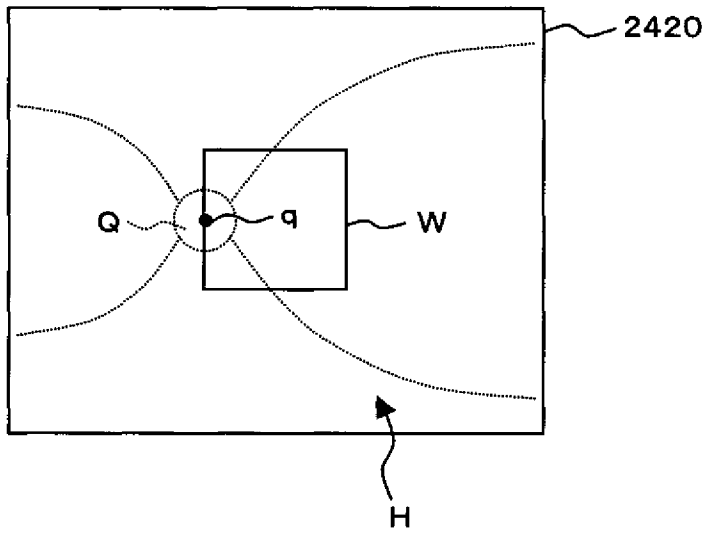
[ 14]



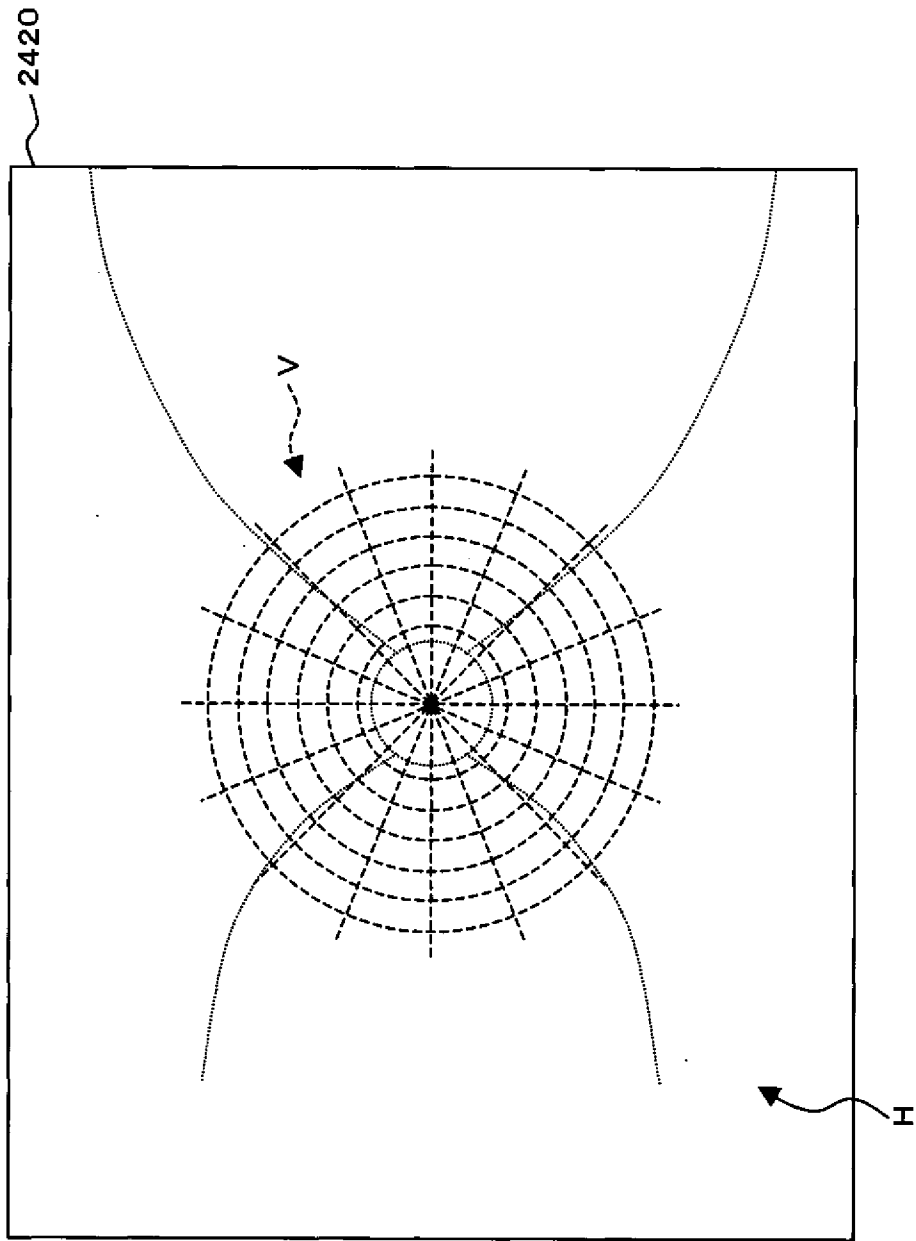
[図15]



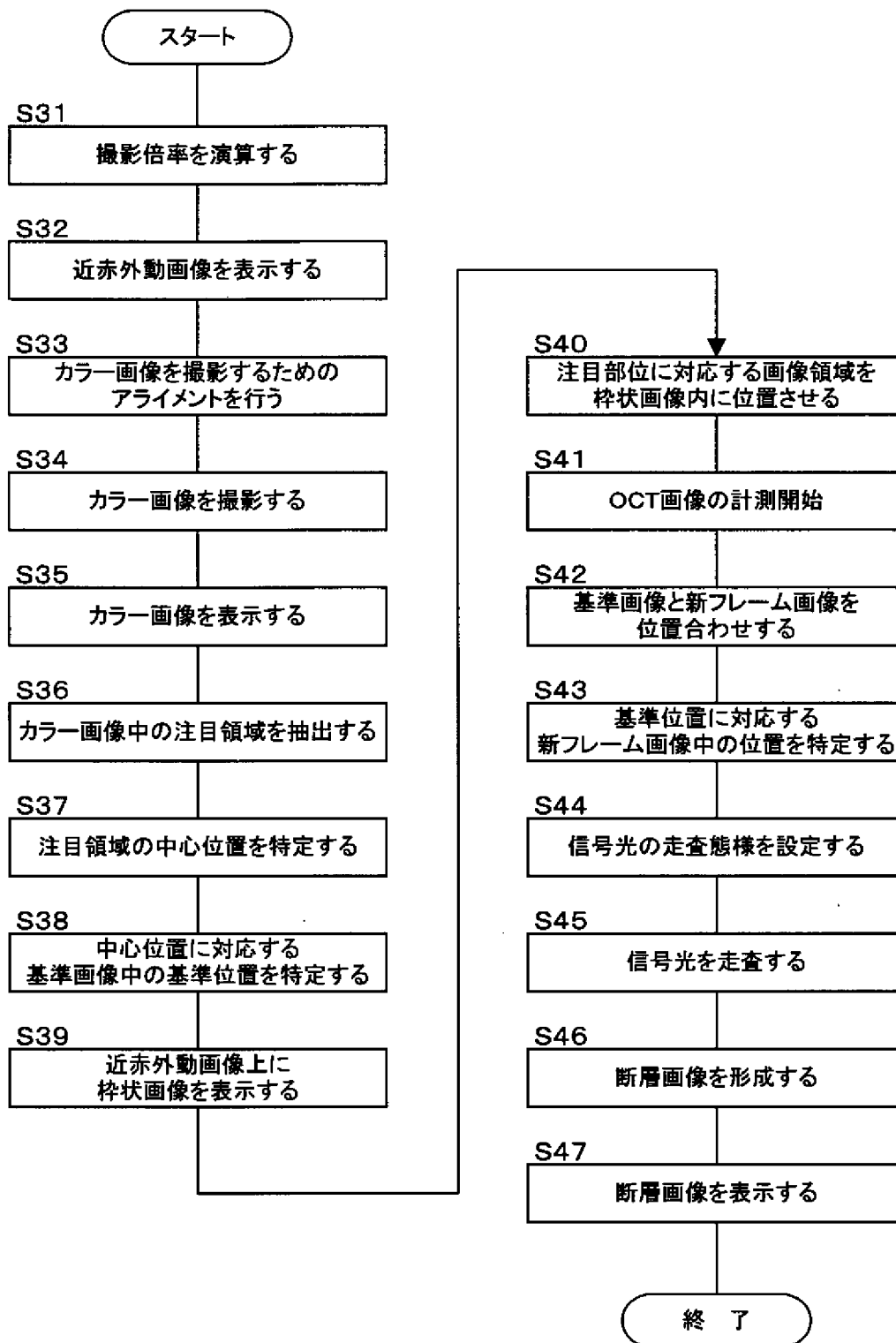
[図16]



[17]



[図18]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2008/000905

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B3/12(2006.01) i, G01N21/17(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)
A61B3/12, G01N21/17

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	1996-2008
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2008	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2008

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.
X	JP 2007-117714 A (Kabushiki Kaisha TOPCON), 17 May, 2007 (17.05.07), Full text; all drawings & US 2007-0070295 A & EP 1769732 A2 & CN 1939208 A	1-16
X	EP 1775545 A2 (Kabushiki Kaisha TOPCON), 18 April, 2007 (18.04.07), Full text; all drawings & CN 1947652 A & JP 2007-130403 A	1-16
A	JP 2006-23476 A (Olympus Corp.), 26 January, 2006 (26.01.06), Full text; all drawings & US 2005-0280818 A1	1-16

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 24 April, 2008 (24.04.08)	Date of mailing of the international search report 13 May, 2008 (13.05.08)
--	---

Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/000905

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2002-143088 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 21 May, 2002 (21.05.02), Full text; all drawings (Family: none)	1-16
A	JP 2001-275979 A (Canon Inc.), 09 October, 2001 (09.10.01), Full text; all drawings (Family: none)	1-16

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. A61B3/12(2006.01)i, G01N21/17(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. A61B3/12, G01N21/17

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 1971-2008年
 日本国実用新案登録公報 1996-2008年
 日本国登録実用新案公報 1994-2008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 請求の範囲の番号
X	JP 2007-117714 A (株式会社トプコン) 2007.05.17, 全文, 全図 & US 2007-0070295 A & EP 1769732 A2 & CN 1939208 A	1-16
X	EP 1775545 A2 (Kabushiki Kaisha TOPCON) 2007.04.18, 全文, 全図 & CN 1947652 A & JP 2007-130403 A	1-16
A	JP 2006-23476 A (オリンパス株式会社) 2006.01.26, 全文, 全図 & US 2005-0280818 A1	1-16
A	JP 2002-143088 A (富士写真フイルム株式会社) 2002.05.21, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-16

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、一般的な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 24.04.2008	国際調査報告の発送日 13.05.2008
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) 宮川 哲伸 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2001-275979 A (キヤノン株式会社) 2001.10.09, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-16