

(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



(10) 国際公開番号

WO 2010/125746 A1

(43) 国際公開日

2010年11月4日(04.11.2010)

PCT

- (51) 国際特許分類:
A61B 3/14 (2006.01) A61B 3/12 (2006.01)
A61B 3/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/002428
- (22) 国際出願日: 2010年4月2日(02.04.2010)
- (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 2009-110840 2009年4月30日(30.04.2009) 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): 林健史(HAYASHI, Takefumi) [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: 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, 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 (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, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

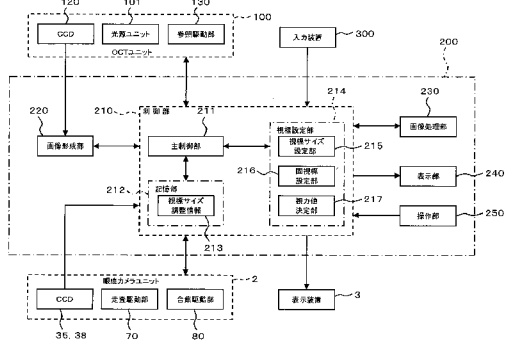
添付公開書類:

- 国際調査報告(条約第21条(3))

(54) Title: EYEGROUND OBSERVATION DEVICE

(54) 発明の名称: 眼底観察装置

【図3】



- 2 EYEGROUND CAMERA UNIT
- 3 DISPLAY DEVICE
- 70 SCANNING DRIVE UNIT
- 80 FOCUSING DRIVE UNIT
- 100 OCT UNIT
- 101 LIGHT SOURCE UNIT
- 130 REFERENCE DRIVE UNIT
- 210 CONTROL UNIT
- 211 MAIN CONTROL UNIT
- 212 STORAGE UNIT
- 213 OPTOTYPE SIZE ADJUSTMENT INFORMATION
- 214 OPTOTYPE SIZE SETTING UNIT
- 215 OPTOTYPE SIZE SETTING UNIT
- 216 FIXATION TARGET SETTING UNIT
- 217 VISION ACUITY VALUE DETERMINING UNIT
- 220 IMAGE FORMING UNIT
- 230 IMAGE PROCESSING UNIT
- 240 DISPLAY UNIT
- 250 OPERATING UNIT
- 300 INPUT DEVICE

(57) Abstract: Disclosed is an eyeground observation device capable of capturing an image of a vision acuity measurement region of the eyeground. A control unit (210) of the eyeground observation device (1) changes the relative display positions of a Landolt ring (T) displayed by an LCD (39) and a fixation target (V) on the basis of a scan region (R), thereby changes the projection region of the Landolt ring (T) on the eyeground (Ef), and thereby causes the scan region (R) scanned with a signal light (LS) and the projection region of the Landolt ring (T) to overlap with each other. In this state, the eyeground observation device (1) performs vision acuity measurement and OCT measurement, determines the value of the vision acuity in the region of interest of the eyeground (Ef), and creates a tomogram of the eyeground (Ef) in the scan region (R). The control unit (210) associates the value of the vision acuity in the region of interest with the tomogram corresponding to the scan line nearest to the vision acuity measurement position, stores the value of the vision acuity and the tomogram in a storage unit (212), and allows the display device (3) to display the value of the vision acuity and the tomogram.

(57) 要約: 眼底の視力の測定部位における画像を取得することが可能な眼底観察装置を提供する。眼底観察装置1の制御部210は、LCD39によるランドルト環Tと固視標Vとの相対的な表示位置を走査領域Rに基づいて変更することで、眼底Efにおけるランドルト環Tの投影領域を変更し、それにより信号光LSの走査領域Rとランドルト環Tの投影領域とを重複させる。眼底観察装置1は、この状態で視力測定とOCT計測とを実行し、眼底Efの注目部位における視力値を求めるとともに、走査領域Rにおける眼底Efの断層像を形成する。そして、制御部210は、注目部位における視力値と、視力の測定位置に最も近い走査線に対応する断層像とを関連付けて記憶部212に記憶し、これらを表示装置3に表示させる。

WO 2010/125746 A1

明 細 書

発明の名称：眼底観察装置

技術分野

[0001] この発明は、光コヒーレンストモグラフィ（Optical Coherence Tomography）を用いて被検眼の眼底の画像を形成する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光コヒーレンストモグラフィが注目を集めている。光コヒーレンストモグラフィは、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、特に医療分野や生物学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、光コヒーレンストモグラフィ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 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、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。なお、スウェプトソースタイプはフーリエドメインタイプの一例である。

[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、或いはエンフェイス（en-face）タイプなどと呼ばれる。

[0009] 特許文献5には、光コヒーレンストモグラフィを眼科分野に適用した構成が開示されている。なお、OCT装置が眼科分野に応用される以前には、眼底カメラ等の眼底観察装置が利用されていた（たとえば特許文献6を参照）

- 。
- [0010] 光コヒーレンストモグラフィを用いた眼底観察装置は、眼底を前方から撮影するだけの眼底カメラと比較して、眼底の断層像や3次元画像を取得できるという利点がある。そのため、診断精度の向上や病変の早期発見への寄与が期待されている。
- [0011] このように光コヒーレンストモグラフィを用いた眼底観察装置は、病気の診断や治療において重要な位置を占めるものである。しかし、治療の必要性や効果の有無を判断するには視力値を用いているのが現状である。
- [0012] なぜなら、治療の主目的は視力の向上である一方、眼底の形態の変化（たとえば黄斑円孔の治療による円孔の縮小）については眼底観察装置で確認できるが、その形態変化が視力の向上に実際に結びついているかどうかは視力測定に依らなければ判断できないからである。
- [0013] なお、視力測定は、ランドルト環等の視力測定用視標を被検者に提示して行う眼科検査であり、一般に自覚式検眼装置を用いて実施される（たとえば特許文献7を参照）。

先行技術文献

特許文献

- [0014] 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号公報
特許文献6：特開平9-276232号公報
特許文献7：特開2008-148930号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0015] しかしながら、視力測定においては、眼底のどの部位で視標を見ているか

分からず（つまり、眼底のどの部位に視標が投影されているか分からず）、治療部位の視力値が実際に向上したかどうかは分からない。たとえば、健常眼においては、視認能力が最も高い黄斑で視標を捉えるので視標は黄斑に投影されるが、黄斑に疾患がある場合には、黄斑以外の部位で視標を捉えようとするので、疾患部位における視力値を実際に測定できるわけではない。このような場合、眼底の注目部位（治療部位、診断部位等）の視力測定を行って視認能力を把握できるとともに、この注目部位の画像を取得して眼底の形態を把握できることが望ましい。しかし、従来の装置では、視力の測定位置における画像を取得できなかった。そのため、たとえば、治療が実際に視力向上に反映されたかどうか判断することができなかった。

[0016] また、被検眼の屈折力（眼屈折力）によって眼底に投影される視力測定用視標の視角（サイズ）が変化することがあり、その場合には視力値を正確に測定できないという問題もあった。

[0017] 更に、従来の眼底観察装置に視標提示機能を付加することも考えられるが、被検者は信号光、固視標及び視力測定用視標を同時に視認することとなり、検査の煩雑さが増して悪影響を与えるおそれがある。

[0018] 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、眼底の視力の測定部位における画像を取得することが可能な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

[0019] 上記目的を達成するために、請求項1に記載の発明は、視力測定用視標を表示する表示手段を含み、前記表示された視力測定用視標を所定光路を介して被検眼の眼底に投影する投影手段と、低コヒーレンス光を出力する光源と、前記出力された低コヒーレンス光を信号光と参照光とに分割し、前記所定光路を介して前記眼底を經由した前記信号光と参照光路を經由した参照光とを重畳させて干渉光を生成し、前記干渉光を検出する光学系と、前記眼底に対して前記信号光を走査する走査手段と、前記走査手段による前記信号光の走査領域と前記投影手段による前記視力測定用視標の投影領域とを重複させ

る制御手段と、前記走査領域を走査された前記信号光と前記参照光とを重畳して生成された干渉光の検出結果に基づいて前記眼底の画像を形成する画像形成手段と、前記形成された画像と前記視力測定用視標を用いて測定された視力値とを関連付けて記憶する記憶手段と、を備えることを特徴とする眼底観察装置である。

[0020] 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、前記制御手段は、前記走査手段による前記信号光の走査領域に基づき前記投影手段を制御して、前記眼底における前記視力測定用視標の投影領域を前記信号光の走査領域に重複させる、ことを特徴とする。

[0021] また、請求項 3 に記載の発明は、請求項 2 に記載の眼底観察装置であって、前記表示手段は、前記被検眼を固視させるための固視標を前記視力測定用視標とともに表示し、前記投影手段は、前記表示された固視標を前記視力測定用視標とともに前記眼底に投影し、前記制御手段は、前記走査領域に基づいて前記表示手段による前記視力測定用視標と前記固視標との相対的な表示位置を変更することにより前記投影領域を変更する、ことを特徴とする。

[0022] 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、前記制御手段は、前記表示手段による前記視力測定用視標の表示位置に基づき前記走査手段を制御して、前記眼底における前記信号光の走査領域を前記視力測定用視標の投影領域に重複させる、ことを特徴とする。

[0023] また、請求項 5 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、異なる大きさの前記視力測定用視標を前記表示手段に表示させて前記投影領域のサイズを変更することにより、異なる視力値に対応する前記視力測定用視標を前記眼底に投影させる、
ことを特徴とする。

[0024] 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、前記所定光路には、その光軸に沿って移動して、前記眼底に向かう光の合焦位置を変更する合焦レンズが設けられ、前記制御手段は、前記合焦レンズの位置に基づいて前記表示手段に表示させる前記視力測定用視標の大きさを

調整する、ことを特徴とする。

[0025] 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、前記眼底に投影された前記視力測定用視標に対する応答内容を入力するための操作手段を更に備え、前記制御手段は、前記入力された応答内容に基づいて前記表示手段に表示させる前記視力測定用視標の大きさを変更し、当該変更に応じた前記応答内容に基づいて前記被検眼の視力値を決定する、ことを特徴とする。

[0026] また、請求項 8 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、前記眼底に投影された前記視力測定用視標に対する応答内容を入力するための操作手段を更に備え、前記制御手段は、前記投影手段を制御して所定の視力値に対応する前記視力測定用視標を前記眼底に投影させ、当該視力測定用視標に対して前記入力された応答内容の正誤を判断し、正答であると判断された場合に、前記走査手段を制御して当該投影領域に重複する前記走査領域において前記信号光を走査させる、ことを特徴とする。

[0027] 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、前記光源は、前記低コヒーレンス光として不可視光を出力する、ことを特徴とする。

[0028] また、請求項 10 に記載の発明は、請求項 9 に記載の眼底観察装置であって、前記光源は、前記不可視光として、略 1050～1060 nm の範囲内の中心波長を有する近赤外光を出力する、ことを特徴とする。

発明の効果

[0029] この発明に係る眼底観察装置によれば、眼底における信号光の走査領域と視力測定用視標の投影領域とを重複させた状態で、当該走査領域における画像を形成するとともに、当該投影領域における視力を測定し、形成された画像と測定された視力値とを関連付けて記憶することができるので、眼底の視力の測定部位における画像を取得することが可能である。

図面の簡単な説明

[0030] [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4] この発明に係る眼底観察装置の実施形態の動作の一例を表すフローチャートである。

[図5] この発明に係る眼底観察装置の実施形態の動作の一例を説明するための概略図である。

[図6] この発明に係る眼底観察装置の実施形態の動作の一例を説明するための概略図である。

[図7] この発明に係る眼底観察装置の実施形態の動作の一例を表すフローチャートである。

[図8] この発明に係る眼底観察装置の実施形態の動作の一例を説明するための概略図である。

[図9] この発明に係る眼底観察装置の実施形態の動作の一例を説明するための概略図である。

[図10] この発明に係る眼底観察装置の実施形態の変形例の構成の一例を表す概略ブロック図である。

発明を実施するための形態

[0031] この発明に係る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。

[0032] この発明に係る眼底観察装置は、光コヒーレンストモグラフィを用いて眼底の断層像を形成する。この眼底観察装置には、フーリエドメインタイプやスウェプトソースタイプなど、信号光の走査を伴う任意のタイプの光コヒーレンストモグラフィを適用することが可能である。なお、光コヒーレンストモグラフィによって取得される画像をOCT画像と呼ぶことがある。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。

[0033] 以下の実施形態では、フーリエドメインタイプ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、眼底の断層像及び撮影画像の双方を取得可能な眼底観察装置を取り上げる。

[0034] [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。

[0035] [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E fの表面形態を表す2次元画像（眼底像）を形成するための光学系が設けられている。眼底像には、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。なお、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を取得可能に構成されていてもよい。

[0036] 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E f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LSを眼底E fに導くとともに、眼底E fを経由した信号光LSをOCTユニット100に導く。

- [0037] 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。
- [0038] 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。
- [0039] 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。
- [0040] 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、眼底撮影時や断層像形成時などに使用される。視力測定用視標は、たとえばランドルト環のように、被検眼Eの視力値を測定するために用いられる視標である。なお、視力測定用視標を単に視標と称することがある。

[0041] 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。LCD 39は、この発明の「表示手段」の一例である。また、LCD 39及びLCD 39から出力された光を眼底E fに投影する上記の光学素子群は、この発明の「投影手段」の一例である。

[0042] 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の固視位置を変更することが可能である。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。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] 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。

[0046] 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LED61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により二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を經由し、孔開きミラー21に反射され、対物レンズ22により眼底Efに結像される。

[0047] 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。

[0048] 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につながっている。

[0049] 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。これら二つのガルバノミラー43、44により、信号光LSをxy平面上の任意

の方向に走査することができる。

[0050] [OCTユニット]

図2に示すOCTユニット100には、眼底E fの断層像を取得するための光学系が設けられている。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なっている。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。

[0051] 光源ユニット101は低コヒーレンス光L0を出力する。低コヒーレンス光L0は、たとえば、人眼には検出できない波長からなる光（不可視光）である。更に、低コヒーレンス光L0は、たとえば1050～1060nm程度の中心波長を有する近赤外光である。光源ユニット101は、スーパーミネセントダイオード（Super Luminescent Diode：SLD）や、SOA（Semiconductor Optical Amplifier）等の光出力デバイスを含んで構成される。光源ユニット101は、この発明の「光源」の一例である。

[0052] 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によりファイバカップラ103に導かれて信号光LSと参照光LRに分割される。なお、ファイバカップラ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（カップラ；coupler）の双方の作用を有するが、ここでは慣用的に「ファイバカップラ」と称する。

[0053] 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過して眼底E fに照射される。信号光LSは、眼底E f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LSの眼底反射光と称することがある。信号光LS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。

[0054] 参照光LR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LR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LR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LRの光路（参照光路）に設けてもよい。

[0055] ファイバケーブル103は、信号光LSの眼底反射光と、参照ミラー114に反射された参照光LRとを合波する。これにより生成された干渉光LC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LC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。

[0056] 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LC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。

[0057] 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。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) イメージセンサを用いることが可能である。

[0058] [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E f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。

[0059] 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。

[0060] 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。

[0061] 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。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] [入力装置]

入力装置300は、視力測定時において被検者が応答を行うために使用される。視力測定では、所定の視力測定用視標が被検眼Eに投影される。被検

者は、この視標の視認結果を入力装置300を用いて入力する。たとえばランドルト環が視標として用いられる場合、被検者は、ランドルト環の切れ目の方向を入力装置300で入力する。

[0065] 入力装置300は、たとえば、図3に示すようなジョイスティックを含んで構成される。被検者は、視標の視認結果に対応する方向にジョイスティックを傾倒させる。入力装置300は、この操作内容（傾倒方向）に応じた電気信号を演算制御ユニット200に送信する。入力装置300は、この発明の「操作手段」の一例である。

[0066] 〔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。

[0067] (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は、この発明の「制御手段」の一例である。

[0068] 制御部210には、主制御部211、記憶部212及び視標設定部214が設けられている。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の参照駆動部130を制御する。

[0069] 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。走査駆動部70は、ガルバノミラー43、44とともに、この発明の「走査手段」の一例を構成する。

[0070] 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Efに向かう光の合焦位置が変更される。

[0071] 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LR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。

- [0072] また、主制御部 2 1 1 は、記憶部 2 1 2 にデータを書き込む処理や、記憶部 2 1 2 からデータを読み出す処理を行う。
- [0073] 記憶部 2 1 2 は、各種のデータを記憶する。記憶部 2 1 2 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。
- [0074] また、記憶部 2 1 2 には、眼底観察装置 1 により測定された被検眼 E の視力値が記憶される。詳細は後述するが、この視力値は OCT 画像と互いに関連付けられて記憶される。記憶部 2 1 2 は、この発明の「記憶手段」の一例である。
- [0075] なお、記憶手段は、ハードディスクドライブや RAM 等の記憶装置に限定されるものではなく、ドライブ装置によって書き込み可能な任意の記録媒体であってもよい。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-R / DVD-RAM / MO 等）、磁気記憶媒体（フロッピーディスク（登録商標） / ZIP 等）、SSD（Solid State Drive）などを用いることが可能である。
- [0076] また、インターネットや LAN 等のネットワークを通じて OCT 画像や視力値を所定の記憶手段に送信して記憶させることも可能である。更に、OCT 画像と視力値を同一の記憶装置に記憶させる必要はなく、これらを別々の記憶装置に記憶させてもよい。なお、この場合においても、OCT 画像と視力値とを互いに関連付ける必要がある。
- [0077] 更に、記憶部 2 1 2 には視標サイズ調整情報 2 1 3 が予め記憶されている。視標サイズ調整情報 2 1 3 には、合焦レンズ 3 1 の位置と視標のサイズとを対応付ける情報が含まれている。以下、視標サイズ調整情報 2 1 3 についてより詳しく説明する。
- [0078] この実施形態では、LCD 3 9 に表示された視力測定用視標を眼底 E f に投影することによって被検眼 E の視力測定を行う。視力検査は、視認可能な視標のサイズに基づいて視力値を決定するものである（具体例として、様々

なサイズのランドルト環を被検眼Eに提示し、提示されたランドルト環の切れ目の方向を応答させ、その正誤によって視力値を決定するものである)。

[0079] しかしながら、LCD39に表示された視標を眼底Efに投影する構成においては、LCD39に表示される視標のサイズが同じであっても、被検眼Eの眼屈折力によって眼底Efにおける投影像のサイズが異なってしまう。そうすると、視力検査の確度が低下することになる。

[0080] 視標サイズ調整情報213は、このような眼屈折力の違いに起因する測定確度の低下を回避するために参照される。この実施形態では、前述のように、フォーカス光学系60によりスプリット視標を眼底Efに投影し、スプリット視標の位置に基づいて合焦レンズ31及びフォーカス光学系60を移動させることによって、眼底Efに対する光学系のピント合わせを行う。スプリット視標の位置は、被検眼Eの眼屈折力、すなわち角膜や水晶体による屈折力に影響される。

[0081] 視標サイズ調整情報213には、視力測定用視標の眼底への投影サイズを眼屈折力に依存させないための情報として、合焦レンズ31の位置と視力測定用視標のサイズとを対応付ける情報が含まれている。たとえば、視標サイズ調整情報213には、各視力値の視標について、合焦レンズ31の位置と、LCD39による視標の表示サイズとを対応付ける情報が記録されている。この情報は、テーブル、グラフ、数式などの形態である。

[0082] この情報は、たとえば、光線追跡等の数値シミュレーションによって作成することができる。また、この情報は、模型眼や生体眼や摘出眼などを用いて実際に計測を行うことにより作成することも可能である。

[0083] なお、視標サイズ調整情報213に記録される情報は、上記のものに限定されるものではない。たとえば、合焦レンズ31の各位置について、各視力値の視標の表示サイズを対応付けるものであってもよい。

[0084] また、視標サイズ調整情報213に記録される情報は、フォーカス光学系60の位置と視標のサイズとを対応付けるものであってもよい。ここで、フォーカス光学系60と合焦レンズ31とは連動して移動されるので、フォー

カス光学系60の位置は合焦レンズ31の位置と一対一に対応する。よって、この変形例は、合焦レンズ31の位置と視標のサイズとを対応付ける場合と同一視することができる。

[0085] また、視標サイズ調整情報213に記録される情報は、眼屈折力の値と視標のサイズとを対応付けるものであってもよい。その場合、事前を取得された被検眼Eの眼屈折力の値を入力し、その入力された値に基づいて視標のサイズが調整されることになる。ここで、眼屈折力の値と合焦レンズ31の位置とは（少なくとも理論上は）一対一に対応するので、この変形例についても、合焦レンズ31の位置と視標のサイズとを対応付ける場合と同一視することができる。

[0086] 視標設定部214は、視力測定用視標や固視標など、被検眼Eに投影される視標に関する各種の設定処理を実行する。視標設定部214には、視標サイズ設定部215、固視標設定部216及び視力値決定部217が設けられている。

[0087] 視標サイズ設定部215は、合焦レンズ31の位置情報を取得し、この位置情報と視標サイズ調整情報213とに基づいて視力測定用視標のサイズを求める。

[0088] 合焦レンズ31の位置情報を取得する処理の例を説明する。合焦レンズ31は、前述のように、主制御部211の制御に基づいて合焦駆動部80により移動される。よって、主制御部211による制御内容（制御履歴）に基づいて、合焦レンズ31の位置情報を取得できる。より具体的には、合焦駆動部80にパルスモータが含まれている場合、主制御部211から合焦駆動部80に送信したパルス数を参照して合焦レンズ31の位置情報を取得できる。また、合焦レンズ31の位置を検出する検出器（ポテンシオメータ等）を用いることも可能である。

[0089] 合焦レンズ31の位置情報が取得されたら、視標サイズ設定部215は、視標サイズ調整情報213を参照し、この位置情報に対応する視標のサイズを求める。

- [0090] 固視標設定部 216 は、LCD 39 に表示させる固視標に関する設定を行う。特に、固視標設定部 216 は、LCD 39 による固視標の表示位置を設定する。たとえば、固視標設定部 216 は、ガルバノミラー 43、44 によって信号光 LS を走査する領域（走査領域：後述）に基づいて、LCD 39 による固視標の表示位置を設定する。固視標設定部 216 の動作例については後述する。
- [0091] 視力値決定部 217 は、被検眼 E の視力値を求めるための各種処理を実行する。この処理としては、たとえば、様々な視力値に対応する視力測定用視標を自動的に切り替えて被検眼に提示する、従来の手法が適用される（たとえば再公表 03/041571 号公報を参照）。以下、視力値決定部 217 の動作例を説明する。
- [0092] まず、視力値決定部 217 は、被検眼 E に最初に提示する視力測定用視標を決定する。最初に提示される視標としては、所定の視力値に対応する視標が選択される。この最初の視標は、たとえば視力値 0.1 に対応する視標である。
- [0093] また、当該被検眼 E について過去に測定された視力値が取得可能である場合、この情報に基づいて最初の視標を決定することができる。たとえば、当該被検眼 E について過去に測定された視力値が 0.7 である場合、これから所定値だけ低い視力値（たとえば 0.5）に対応する視標が最初のものとして選択される。
- [0094] 過去の視力値は、操作部 250 等を用いて入力されてもよいし、LAN 等を通じて電子カルテシステム等から取得されてもよい。また、前述の被検眼情報に関連付けて過去の視力値を記憶部 212 に記憶することもできる。また、今回の検査において参照される過去の視力値は、過去に測定された視力値のうちの最新のものが望ましい。過去の視力値を電子カルテシステムから取得する場合、電子カルテに記録された診察日情報を参照して最新の視力値を選択取得することが可能である。
- [0095] 更に、視力値決定部 217 は、被検眼 E に提示された視標に対する被検者

の応答に基づいて、次に提示する視標を決定する。この処理は、たとえば従来と同様のプロセスを用いることができる。たとえば、或る視力値の視標に対して正答が2回得られた場合には一段階高い視力値の視標を選択する。逆に、或る視力値の視標に対して誤答が2回得られた場合には一段階低い視力値の視標を選択する。

[0096] 更に、視力値決定部217は、視標の大きさの変更に応じた被検者からの応答内容に基づいて、被検眼Eの視力値を決定する。この処理は、たとえば従来と同様にして実行される。たとえば、或る視力値の視標に対して正答が2回得られ、これより一段階高い視力値の視標に対して誤答が2回得られた場合、当該或る視力値を被検眼Eの視力値とする。また、提示可能な最高の視力値（たとえば2.0）の視標に対して正答が2回得られた場合には、当該最高の視力値を被検眼Eの視力値とする。また、提示可能な最低の視力値（たとえば0.1）の視標に対して誤答が2回得られた場合には、測定不可能或いは所定値未満の視力値との結果を得る。

[0097] 視標設定部214は、LCD39による視力測定用視標の表示位置を設定できるように構成されていてもよい。

[0098] (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。

[0099] 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。

[0100] (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。

[0101] 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像の間の画素を補間する補間処理を実行するなどして、眼底Efの3次元画像の画像データを形成する。

[0102] 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。

[0103] 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、一つの3次元座標系により表現する（つまり一つの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。

[0104] 画像処理部230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。

[0105] 画像形成部220（及び画像処理部230）は、この発明の「画像形成手段」の一例である。

[0106] （表示部、操作部）

表示部240は、前述した演算制御ユニット200の表示デバイスを含んで構成される。操作部250は、前述した演算制御ユニット200の操作デ

バイスを含んで構成される。また、操作部 250 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、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が操作部 250 に含まれていてもよい。また、表示部 240 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。

[0107] 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。

[0108] [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。

[0109] 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。

[0110] 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。

[0111] 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。

[0112] 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特殊例と考えられる。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。

[0113] ガルバノミラー43、44は、前述のような構成により、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。それにより、上記のような各種の走査態様を実現できる。

[0114] 上記のような態様で信号光LSを走査することにより、走査線（走査軌跡）に沿った深度方向（x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。

[0115] 上記のような信号光LSの走査対象となる眼底Ef上の領域を走査領域と呼ぶことがある。たとえば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。

[0116] [動作]

眼底観察装置1の動作について説明する。図4に示すフローチャートは、眼底観察装置1の動作の一例を表す。

[0117] まず、主制御部211は、従来と同様に、アライメント光学系50等を制御して被検眼Eに対するアライメントを実施させ、更に、フォーカス光学系60、合焦駆動部80等を制御して眼底Efに対するピント合わせを実施させる（S1）。

[0118] 次に、主制御部211は、参照ミラー114（及びコリメータレンズ113）の位置を調整し、信号光LSと参照光LRとの干渉状態を調整する（S

2)。このとき、眼底E fの所望の深度位置の画像が明瞭になるように調整を行う。また、所定の深度位置（たとえば網膜表面）の画像がフレーム内の所定範囲内に位置するように参照ミラー114の位置を調整することが望ましい。なお、参照ミラー114の位置調整は、操作部250を用いて手作業で行ってもよいし、自動的に行うようにしてもよい。

- [0119] 干渉状態の調整が完了したら、固視標設定部216は、所定の走査領域（たとえば3次元スキャンを行う矩形領域）に対応する、LCD39による固視標の表示位置を設定する（S3）。なお、走査領域は、たとえばステップ1の前又は後に設定される。
- [0120] 更に、視標サイズ設定部215は、ステップ1のピント合わせにおいて移動された合焦レンズ31の位置と、視標サイズ調整情報213とに基づいて、視力測定用視標のサイズを調整する（S4）。
- [0121] 主制御部211は、LCD39を制御し、ステップ3で設定された表示位置に固視標を表示させて被検眼Eを固視させる（S5）。更に、主制御部211は、ステップ4でサイズが調整された最初の視力測定用視標をLCD39に表示させ、視力測定を開始する（S6）。この視力測定は、当該固視位置に対応する眼底E f上の位置（つまり固視標の投影位置）における視力を測定するものである。
- [0122] この動作例では、図5に示すように、LCD39の表示画面の中心位置に固視標Vを表示させるとともに、ランドルト環Tの中心位置と固視標Vの位置とが一致するようにランドルト環Tを表示させる。
- [0123] 視力検査の開始と同時に、主制御部211は、光源ユニット101やガルバノミラー43、44を制御し、所定の走査領域（たとえば3次元スキャン）の計測を開始する（S7）。
- [0124] 眼底E f上における信号光LSの走査領域と視標投影領域との位置関係の例を図6に示す。この動作例では、図5と同様に、ランドルト環Tの投影領域の中心位置に固視標Vが投影され、更に、固視標Vの投影領域と走査領域R（矩形領域）の中心位置とが一致される。なお、LCD39に表示される

固視標と眼底E fにおける当該固視標の投影像とを同じ符号Vで表し、LCD 39に表示されるランドルト環と眼底E fにおける当該ランドルト環の投影像とを同じ符号Tで表している。

[0125] このような投影態様は、たとえば次のようにして実現される。まず、LCD 39の表示画面の中心位置は撮影光学系30の光軸上に配置される。また、走査領域Rは、その中心位置が撮影光学系30の光軸上に位置するように設定される。よって、LCD 39の表示画面の中心位置に固視標Vを表示するとともに当該走査領域Rを設定することにより、走査領域Rの中心位置と固視標Vの投影領域とが一致される（つまり、双方が光軸の延長上に配置される）。更に、ランドルト環Tは、その中心位置が表示画面の中心位置に配置されるようにLCD 39に表示されるので、眼底E fにおけるランドルト環Tの中心位置、固視標Vの投影領域、及び走査領域Rの中心位置が一致される。

[0126] 制御部210は、走査領域Rにおいて信号光LSを走査させながら、固視標Vが投影された眼底E fの位置の視力測定を実行する。このとき、信号光LSは、3次元スキャンに含まれる複数の水平スキャンのライン（走査線）を順次に走査される。そして、画像形成部220は、信号光LSと参照光LRとの干渉光LCの検出結果に基づいて、各走査線に対応する断層像を形成する（S8）。順次に形成される断層像は、対応する走査線の位置情報（走査位置情報）に関連付けられて記憶部212に記憶される。走査位置情報は、たとえば走査駆動部70に対する制御（つまりガルバノミラー43、44の向き）に基づく情報である。全ての走査線の走査が終了した場合、走査を終了してもよいし、同様の走査を再度実行してもよい。また、視力測定は、視力値決定部217が前述の要領で実行する。

[0127] 視力値決定部217により視力値が求められたら（S9）、主制御部211は、視力の測定位置（固視標Vが投影された位置）に最も近い走査線に対応する断層像を選択し（S10）、この断層像と視力値とを関連付けて記憶部212に記憶させる（S11）。ここで、断層像の選択処理は、上記の走

査位置情報を参照して実行される。

[0128] 主制御部 2 1 1 は、この断層像と視力値とを表示装置 3（又は表示部 2 4 0）に表示させる（S 1 2）。それにより、検者は、視力値の測定位置における眼底 E f の断層像を観察することができる。

[0129] この動作例では、上記のように固視位置の検査が行われる。よって、黄斑部に疾患が無いような被検眼 E（健常眼を含む）においては、一般に、黄斑部における視力値と断層像が得られる。他方、黄斑部に疾患があるような被検眼 E については、最も視認能力の高い眼底 E f の部位（黄斑部以外）で固視標 V を見る傾向があるので、当該部位における視力値と断層像が得られるのが一般的である。

[0130] このように固視位置の検査を行う代わりに、固視位置以外の注目部位（治療部位、診断部位等）の検査を行うことも可能である。そのためには、以下の動作例において詳しく説明するが、LCD 3 9 による固視標 V の表示位置と視力測定用視標の表示位置とをずらして検査を行うことが有効である。

[0131] [他の動作例]

この動作例は、視力測定用視標の投影領域と固視標の投影領域との相対位置を変更することで眼底 E f の様々な位置の視力測定を行い、更に、その視力測定位置を含む断層像を取得するものである。以下、図 7 に示すフローチャートに示す動作例を説明する。

[0132] 検査の準備段階として、上記動作例と同様に、アライメント、ピント合わせ、走査領域の設定、及び干渉状態の調整を行う（S 2 1）。

[0133] 固視標設定部 2 1 6 は、走査領域（たとえば 3 次元スキャンを行う矩形領域）に対応する、LCD 3 9 による固視標の表示位置を設定する（S 2 2）。また、視標設定部 2 1 4 は、LCD 3 9 による視力測定用視標の表示位置を設定する（S 2 3）。更に、視標サイズ設定部 2 1 5 は、ピント合わせ後の合焦レンズ 3 1 の位置と視標サイズ調整情報 2 1 3 とに基づいて、視力測定用視標のサイズを調整する（S 2 4）。

[0134] なお、この動作例では、図 5 に示した場合と異なり、表示画面の中心位置

に固視標を表示させる必要はなく、更に、視力測定用視標の中心位置と固視標の位置とを一致させる必要もない。たとえば、図8に示すように、LCD 39の表示画面の中心位置から外れた位置に固視標Vを表示させるとともに、固視標Vから外れた位置にその中心位置されるようにランドルト環Tを表示させる。なお、図8に示す例では、固視標V及びランドルト環Tの双方の表示位置を表示画面の中心位置から外しているが、これらのうちの一方を当該中心位置に表示させるとともに、他方を別の位置に表示させるようにしてもよい。

[0135] ここで重要なのは、固視標Vとランドルト環Tとを異なる位置に表示させる点である。すなわち、固視標Vとランドルト環Tとを異なる位置に表示させると、被検眼Eが固視標Vによって固視されていることを前提として、固視位置と異なる眼底E f上の位置における視力を測定できる（上記の動作例では固視位置における視力を測定している）。また、固視標Vとランドルト環Tとの相対位置を変更することにより、眼底E f上の様々な位置における視力を測定することが可能となる。

[0136] 主制御部211は、LCD 39を制御し、ステップ22で設定された表示位置に固視標を表示させて被検眼Eを固視させる（S25）。更に、主制御部211は、LCD 39を制御し、ステップ23で設定された表示位置に最初の視力測定用視標を表示させて視力測定を開始する（S26）。

[0137] 視力検査の開始と同時に、主制御部211は、走査領域（たとえば3次元スキャン）の計測を開始する（S27）。

[0138] 眼底E f上における信号光LSの走査領域と視標投影領域との位置関係の例を図9に示す。この動作例では、図8と同様に、固視標Vとランドルト環Tとが異なる位置に投影される。また、走査領域Rは、上記の動作例（図6）と同様に、その中心位置が撮影光学系30の光軸上に位置するように設定される。よって、走査領域Rの中心位置と異なる位置に固視標V及びランドルト環Tが投影される。なお、前述のように固視標V又はランドルト環TをLCD 39の表示画面の中心位置に表示させる場合には、当該中心位置に表

示された視標は走査領域Rの中心位置に投影される。

- [0139] 制御部210は、走査領域Rにおいて信号光LSを走査させながら、ランドルト環Tが投影された眼底Ef上の位置の視力測定を実行する。このとき、信号光LSは、3次元スキャンに含まれる複数の走査線を順次に走査される。画像形成部220は、各走査線に対応する断層像を形成する(S28)。順次に形成される断層像は、走査位置情報に関連付けられて記憶部212に記憶される。走査位置情報は、たとえば走査駆動部70に対する制御(つまりガルバノミラー43、44の向き)に基づく情報である。全ての走査線の走査が終了した場合、走査を終了してもよいし、同様の走査を再度実行してもよい。また、視力測定は、視力値決定部217が前述の要領で実行する。
- [0140] 当該測定位置の視力値が求められたら(S29)、主制御部211は、視力の測定位置に最も近い走査線に対応する断層像を選択し(S30)、測定位置と断層像と視力値とを関連付けて記憶部212に記憶させる(S31)。ここで、断層像と視力値との関連付けは、上記の動作例と同様に実行できる。また、測定位置は、たとえば、固視標Vとランドルト環Tとの相対位置(双方の表示位置の相対位置)に基づいて決定できる。
- [0141] 全ての測定位置の検査が終了していない場合(S32:No)、視標設定部214は、次の測定位置に対応する固視標V及びランドルト環TのLCD39による表示位置を設定する。主制御部211は、設定された表示位置に固視標V及びランドルト環Tを表示させる。それにより、眼底Efにおける固視標V及びランドルト環Tの各投影領域が変更される。この固視標Vにより被検眼Eが固視されている状態において、上記次の測定位置にランドルト環Tが投影される(S33)。そして、この新たな測定位置における視力測定が開始される(S26)。このとき、信号光LSの走査を再度実行するようにしてもよい(S27)。
- [0142] なお、新たな測定位置が従前の走査領域Rから外れる場合、制御部210は、新たな測定位置を含むように(つまり、ランドルト環Tの新たな投影領

域に重複するように) 走査領域を新たに設定して信号光LSの走査を行って断層像を形成する。

[0143] 上記のような測定位置の変更は、たとえば所定数の位置について順次に実行される。具体例として、最初に図6に示すように走査領域Rの中心位置における視力測定を行い、更に、当該中心位置を囲む四角形の各頂点位置について視力測定を行う。

[0144] また、被検眼Eの状態に基づいて測定位置を設定することも可能である。たとえば、被検眼Eの注目部位及びその周辺位置を複数の測定位置として設定することも可能である。このような測定位置は、たとえば、黄斑部に対する注目部位の位置関係に基づいて設定可能である。また、この位置関係は、たとえば眼底像に基づいて取得可能である。また、眼底Ef上において視力が低いと考えられる領域(たとえば白内障の影響を受ける領域、治療不可能な網膜疾患等が存在する領域など)を避けて測定位置を設定することも可能である。

[0145] 全ての測定位置の検査が終了したら(S32:Yes)、主制御部211は、取得された視力値のうちの最高値を選択する(S34)。主制御部211は、選択された視力値と、この視力値に関連付けられた測定位置及び断層像とを表示装置3(又は表示部240)に表示させる(S35)。それにより、検者は、眼底Efにおいて視力の良好な部位を把握でき、更に、当該部位における眼底Efの断層像を観察できる。

[0146] このような検査を経過観察に適用すると、最高視力値が得られる測定位置が変化することがある。たとえば、黄斑部の病気の治療後の経過観察においては、最初は黄斑部以外の部位で最高視力値が得られ、治癒が進むと黄斑部で最高視力値が得られることがある。このように、視力値の向上だけでなく、最高視力値が得られる測定位置の変化として治療効果が表れることもある。また、最高視力値が得られた測定位置を実際の固視位置として特定することも可能である。

[0147] [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。

- [0148] 眼底観察装置 1 によれば、信号光 L S の走査領域 R と視力測定用視標（ランドルト環 T）の投影領域とを重複させて OCT 計測と視力測定とを実行し、走査領域 R における眼底 E f の断層像を形成するとともに、ランドルト環 T を用いて測定された視力値と断層像とを関連付けて記憶することができる。
- [0149] ここで、眼底観察装置 1 は、信号光 L S の走査領域 R に基づき LCD 39 を制御して、眼底 E f におけるランドルト環 T の投影領域を走査領域 R に重複させる。更に、眼底観察装置 1 は、ランドルト環 T とともに固視標 V を LCD 39 に表示して眼底 E f に投影することができ、走査領域 R に基づいてランドルト環 T と固視標 V との相対的な表示位置を変更することによって、眼底 E f におけるランドルト環 T の投影領域を変更するようになっている。
- [0150] このような眼底観察装置 1 によれば、眼底 E f の視力の測定部位における画像（断層像）を取得することが可能である。特に、眼底 E f の注目部位を含むように投影領域及び走査領域を設定すれば、この注目部位における断層像と視力値とを取得することが可能である。それにより、注目部位の視力の状態と網膜等の形態とを把握でき、更に、これらの関係を把握することもできる。
- [0151] たとえば、治療によって網膜の形態が改善されたとしても、視力が改善されていないとすれば、患者は治療効果を実感することはできない。眼底観察装置 1 を用いることで、このような事態が生じているか否かを詳しく調べることが可能である。
- [0152] また、眼底観察装置 1 は、異なる大きさの視力測定用視標を LCD 39 に表示させて眼底 E f における投影領域のサイズを変更し、それにより、異なる視力値に対応する視力測定用視標を眼底 E f に投影させることが可能である。なお、LCD 39 と被検眼 E との間にレンズ等の光学素子を設けることで、同じサイズの視標を表示させた状態で眼底 E f への投影領域のサイズを変更することも可能である。

- [0153] 更に、眼底観察装置 1 は、合焦レンズ 3 1 の位置に基づいて LCD 3 9 に表示させる視力測定用視標の大きさを調整することができる。なお、表示サイズを調整する代わりに、上記光学素子によって投影領域のサイズを変更することも可能である。
- [0154] このような構成により、被検眼 E の眼屈折力の影響を受けずに、視力値を正確に測定することが可能となる。
- [0155] また、眼底観察装置 1 は、被検眼 E に提示された視力測定用視標に対する被検者の応答内容に基づいて LCD 3 9 に表示させる視力測定用視標の大きさを変更し、更に、視力測定用視標の変更に応じた応答内容に基づいて被検眼 E の視力値を決定するように構成されている。
- [0156] このような構成により、被検眼 E の所定部位（黄斑部、注目部位等）における視力を自動的に測定することが可能となる。
- [0157] また、眼底観察装置 1 による OCT 計測で使用される低コヒーレンス光 L O は、不可視光であることが望ましい。このような不可視光を用いることで、視力測定と OCT 計測とを同時に行っても、信号光 L S は被検者に視認されない。それにより、検査の煩雑さが低減し、検査を円滑に実施することができ、更に検査結果の確度や精度の向上がはかれる。なお、固視標と視力測定用視標は、被検者に視認させる必要がある。
- [0158] 更に、OCT 計測で用いられる不可視光は、ほぼ 1 0 5 0 ~ 1 0 6 0 n m の範囲内の中心波長を有する近赤外光であることが望ましい。ここで、中心波長が 1 0 5 0 n m より短いと、信号光 L S が眼底 E f まで確実に到達しないおそれがある。また、中心波長が 1 0 6 0 n m より長いと、眼球内の水分によって信号光 L S が吸収されて眼底 E f まで確実に到達しないおそれがある。
- [0159] [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。

- [0160] 上記の実施形態では、信号光の走査領域に基づき表示手段を制御することによって、眼底における視力測定用視標の投影領域を走査領域に重複させる構成について説明したが、この逆の処理を行う構成を適用することも可能である。すなわち、表示手段による視力測定用視標の表示位置に基づき走査手段を制御することによって、眼底における信号光の走査領域を視力測定用視標の投影領域に重複させる構成を適用することが可能である。
- [0161] このような構成の一例を図10に示す。なお、眼底カメラユニット2やOCTユニット100については、上記の実施形態と同様の構成を有する（図1、図2を参照）。
- [0162] また、上記の実施形態で説明した各種の構成をこの変形例に適用することが可能である。たとえば、様々な視力値に対応する視力測定用視標を提示する構成や、視力測定用視標のサイズを調整する構成や、視力値を自動的に求める構成や、光源に関する構成などを、この変形例に適用することができる。
- [0163] 図10に示すブロック図は、図3に示したものとほぼ同様である。ただし、この変形例の制御部210には走査設定部218が設けられている点、そして固視標設定部216が設けられていない点が図3の構成と異なる。なお、この変形例においても固視標設定部216を設けてもよい。
- [0164] 走査設定部218は、信号光LSの走査に関する設定を行う。特に、走査設定部218は、ガルバノミラー43、44による信号光LSの走査領域を設定する。たとえば、走査設定部218は、視力測定用視標の投影領域と走査領域とが重複するように、LCD39による視力測定用視標の表示位置に基づいて走査領域を設定する。
- [0165] 走査設定部218の動作例を説明する。LCD39による視力測定用視標の表示位置は、主制御部211により制御されるので、主制御部211によって認識可能である。たとえばLCD39の表示画面の中心位置が撮影光学系30の光軸上に配置されている場合、表示画面の中心位置に対する視標の中心位置の変位として当該視標の表示位置を認識できる。また、視標の表示

サイズに基づいて表示画面における視標の表示領域を認識できる。

[0166] 更に、各ガルバノミラー43、44の向きについても、主制御部211により認識可能である。特に、主制御部211は、信号光LSを当該光軸に平行に導くための各ガルバノミラー43、44の位置（基準位置）を認識できる。

[0167] また、信号光LSの走査態様（3次元スキャン、放射スキャン等）は事前に選択されており、走査設定部218は、選択された走査態様の走査領域の位置を、視標の表示位置に基づいて設定する。

[0168] 図6に示す状態を実現する場合、ランドルト環T及び固視標Vは光軸上に表示されるので、走査設定部218は、ガルバノミラー43、44の基準位置を中心とする矩形の走査領域Rを設定する。主制御部211は、ランドルト環T及び固視標VをLCD39の中心位置に表示させるとともに、設定された走査領域Rに含まれる複数の走査線に沿って信号光LSを順次に走査させるように走査駆動部70を制御する。それにより、図6に示すように走査領域Rとランドルト環Tの投影領域とが重複した状態で検査を行うことができる。

[0169] また、図9に示す状態を実現する場合、ランドルト環Tや固視標Vは表示画面の任意の位置に表示されるので、走査設定部218は、ランドルト環Tの表示位置に基づいて、ランドルト環Tの投影領域に重複させるように走査領域R（すなわちガルバノミラー43、44の駆動範囲）を設定する。主制御部211は、ランドルト環T及び固視標VをLCD39に表示させるとともに、設定された走査領域Rに含まれる複数の走査線に沿って信号光LSを順次に走査させるように走査駆動部70を制御する。それにより、図9に示すように走査領域Rとランドルト環Tの投影領域とが重複した状態で検査を行うことができる。

[0170] このような変形例によれば、眼底Efの視力の測定部位における画像を取得することが可能である。なお、上記実施形態では、予め設定された走査領域に重複する視標の投影領域を設定して検査を行うようになっているが、こ

の変形例では、逆に、予め設定された視標の投影領域に重複する走査領域を設定して検査を行うことができる。

[0171] 上記の実施形態では、視力測定用視標としてランドルト環を用いたが、これ以外の各種の視標を適用することが可能である。たとえば、各種のキャラクタを表示させるなど視標のパターンを変更することができる。また、視標は静止画像に限定されるものではなく、動画像であってもよい。また、視標の大きさだけでなく、各種の提示態様を変更できるように構成してもよい。たとえば、視標の色や明るさ（コントラスト）を変更することが可能である。

[0172] 上記の実施形態では、断層像と視力値とを関連付けて記憶しているが、視力値に関連付けられるOCT画像は断層像に限定されるものではない。たとえば、3次元スキャンによって得られた3次元画像と視力値とを関連付けて記憶することが可能である。その場合、眼底E fの注目部位と固視位置との3次元的な位置関係を把握することが可能となる。また、疾患部の大きさ（面積や体積）を把握することも可能である。このような情報を取得可能とすることにより、2次元の断層像を取得する場合よりも詳細に治療効果の評価などを行うことができる。

[0173] また、3次元スキャンにより得られるボリュームデータに基づいて、視力測定位置の近傍を通過する任意の断面における断層像を形成し、この断層像と視力値とを関連付けて記憶することも可能である。この断層像は、画像処理部230によって形成される。

[0174] 上記の実施形態では、視力測定の開始とともにOCT計測を開始しているが、これら2つの動作の開始タイミングは任意である。たとえば、OCT計測よりも視力測定の方が時間が掛かるので、視力測定の途中でOCT計測を開始するようにしてもよい。また、OCT計測は、一の走査領域について少なくとも一度実行すれば十分である。

[0175] 上記の実施形態の構成を利用すると、次のようなOCT計測を行うことができる。このOCT計測は、信号光LSの走査を2段階に亘って行うことに

より、被検眼Eの実際の固視位置を特定するものである。

[0176] 第1段階では比較的短時間で実行可能な走査態様が適用され、第2段階では3次元画像を形成可能な走査態様が適用される。なお、第1段階と第2段階の走査態様を逆にすることも可能である。

[0177] 具体例として、第1段階で十字スキャンを適用し、第2段階で3次元スキャンを適用する場合について説明する。第1段階において、まず被検眼Eに固視標を提示して固視させる。そして、固視された状態の被検眼Eの眼底E_fに対して十字スキャンによるOCT計測を行って、水平スキャンに対応する断層像（水平断層像）と、垂直スキャンに対応する断層像（垂直断層像）とを形成する。ここで、十字スキャンは瞬時に実行されるので、計測中における被検眼Eの固視位置のずれは無いと考えられる。

[0178] 次に、第2段階として、第1段階と同じ固視標で固視された被検眼Eに対し、3次元スキャンによるOCT計測を行い、複数の水平スキャン（走査線）に対応する複数の断層像を形成する。また、画像処理部230は、これら断層像に基づいてボリュームデータやスタックデータを生成する。3次元スキャンには多少の時間（数秒程度）掛かるので、計測中に被検眼Eの固視位置がずれるおそれがある。

[0179] 続いて、画像処理部230は、第1段階で取得された水平断層像と、第2段階で取得された各断層像との画像相関を演算し、相関値が最大となる第2段階の断層像の断面位置を特定する。このとき、第2段階で生成されたボリュームデータの水平方向の様々な断面の画像と、水平断層像との画像相関を演算し、相関値が最大となるボリュームデータの水平方向の断面位置を特定するようにしてもよい。

[0180] 同様に、画像処理部230は、第1段階で取得された垂直断層像と、第2段階で取得されたボリュームデータの垂直方向の様々な断面の画像との画像相関を演算し、相関値が最大となるボリュームデータの垂直方向の断面位置を特定する。

[0181] 以上により特定された水平方向の断面位置と垂直方向の断面位置との3次

元画像における交差位置が、被検眼Eの固視位置となる。それにより、第2段階で取得された3次元画像における被検眼Eの固視位置を容易に特定できる。更に、この固視位置の近傍における眼底E fの3次元的な形態を把握でき、把握された情報を診断や治療に役立てることが可能となる。

[0182] 視力の測定結果に基づいてOCT計測を行う変形例を説明する。この変形例では、所定の視力値に対応する視力測定用視標を眼底E fに投影する。この処理は、制御部210が行う。この所定の視力値は、たとえば視力が良好であると考えられる視力値（たとえば1.0）など、予め設定された視力値である。被検者は、この視力測定用視標に対する応答内容を入力装置300を用いて入力する。

[0183] 制御部210は、入力された応答内容の正誤を判断する。この処理は、たとえば、視力測定用視標としてLCD39に表示させたランドルト環の切れ目の方向と、入力装置300により指示された方向とが一致するか否か判定し、一致する場合には正答と判断し、一致しない場合には誤答と判断することにより実行される。

[0184] 応答内容が正答と判断された場合、制御部210は、走査駆動部70を制御してガルバノミラー43、44の向きを変更し、眼底E fにおける当該視力測定用視標の投影領域に重複する走査領域において信号光LSを走査させる。

[0185] CCDイメージセンサ120は、この信号光LSと参照光LRとの干渉光LCを検出する。画像形成部220は、この検出結果に基づいて当該走査領域における断層像を形成する。当該走査領域が2次元領域である場合、画像形成部220は、当該走査領域中の複数の断面（走査線）における断層像をそれぞれ形成し、画像処理部230は、これら断層像に基づいて当該走査領域における3次元画像を形成する。主制御部211は、形成されたOCT画像（断層像や3次元画像）と上記所定の視力値とを関連付けて記憶部212に記憶させる。このとき、視力測定用視標の眼底E fへの投影領域を表す情報（たとえばLCD39による視力測定用視標の表示位置や、眼底像におけ

る投影領域の位置など)を、OCT画像及び所定の視力値に関連付けて記憶させてもよい。

[0186] このような変形例によれば、少なくとも所定の視力値を有する眼底E fの部位におけるOCT画像を自動的に取得することが可能である。

[0187] 更なる変形例として、眼底E fの当該測定部位における所定の視力値未満であったとしても当該測定部位のOCT画像を取得するように構成することも可能である。具体例として、所定の視力値(たとえば1.0)の視力測定用視標に対して誤答と判断された場合、制御部210は、一段階低い視力値(たとえば0.8)に対応する視力測定用視標をLCD39に表示させる。そして、眼底E fに投影された当該視力測定用視標に対して正答が得られた場合、制御部210は、走査駆動部70を制御してガルバノミラー43、44の向きを変更し、眼底E fにおける当該視力測定用視標の投影領域に重複する走査領域において信号光LSを走査させる。画像形成部220等は、この信号光LSと参照光LRとの干渉光LCの検出結果に基づいてOCT画像を形成する。主制御部211は、形成されたOCT画像と当該視力値とを関連付けて記憶部212に記憶させる。このとき、視力測定用視標の眼底E fへの投影領域を表す情報をOCT画像及び視力値に関連付けて記憶させてもよい。

[0188] なお、再度誤答が得られた場合、更に低い視力値に対応する視力測定用視標を用いて検査を行ってもよい。また、視力測定を実施する最低の視力値を予め設定しておくことも可能である。

[0189] 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。

[0190] 上記の実施形態におけるコンピュータプログラムを、コンピュータのドライブ装置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/フロッピーディスク（登録商標）/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。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受信することも可能である。

符号の説明

- [0191] 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
- 11 観察光源
- 15 撮影光源
- 30 撮影光学系
- 31 合焦レンズ
- 35、38 CCDイメージセンサ
- 39 LCD
- 43、44 ガルバノミラー
- 50 アライメント光学系
- 60 フォーカス光学系
- 70 走査駆動部
- 80 合焦駆動部
- 100 OCTユニット
- 101 光源ユニット
- 114 参照ミラー
- 118 回折格子

- 1 2 0 CCDイメージセンサ
- 1 3 0 参照駆動部
- 2 0 0 演算制御ユニット
- 2 1 0 制御部
- 2 1 1 主制御部
- 2 1 2 記憶部
- 2 1 3 視標サイズ調整情報
- 2 1 4 視標設定部
- 2 1 5 視標サイズ設定部
- 2 1 6 固視標設定部
- 2 1 7 視力値決定部
- 2 1 8 走査設定部
- 2 2 0 画像形成部
- 2 3 0 画像処理部
- 2 4 0 表示部
- 2 5 0 操作部
- 3 0 0 入力装置
- E 被検眼
- E f 眼底
- K 観察画像
- H 撮影画像

請求の範囲

- [請求項1] 視力測定用視標を表示する表示手段を含み、前記表示された視力測定用視標を所定光路を介して被検眼の眼底に投影する投影手段と、
低コヒーレンス光を出力する光源と、
前記出力された低コヒーレンス光を信号光と参照光とに分割し、前記所定光路を介して前記眼底を經由した前記信号光と参照光路を經由した参照光とを重畳させて干渉光を生成し、前記干渉光を検出する光学系と、
前記眼底に対して前記信号光を走査する走査手段と、
前記走査手段による前記信号光の走査領域と前記投影手段による前記視力測定用視標の投影領域とを重複させる制御手段と、
前記走査領域を走査された前記信号光と前記参照光とを重畳して生成された干渉光の検出結果に基づいて前記眼底の画像を形成する画像形成手段と、
前記形成された画像と前記視力測定用視標を用いて測定された視力値とを関連付けて記憶する記憶手段と、
を備えることを特徴とする眼底観察装置。
- [請求項2] 前記制御手段は、前記走査手段による前記信号光の走査領域に基づき前記投影手段を制御して、前記眼底における前記視力測定用視標の投影領域を前記信号光の走査領域に重複させる、
ことを特徴とする請求項1に記載の眼底観察装置。
- [請求項3] 前記表示手段は、前記被検眼を固視させるための固視標を前記視力測定用視標とともに表示し、
前記投影手段は、前記表示された固視標を前記視力測定用視標とともに前記眼底に投影し、
前記制御手段は、前記走査領域に基づいて前記表示手段による前記視力測定用視標と前記固視標との相対的な表示位置を変更することにより前記投影領域を変更する、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の眼底観察装置。

[請求項4]

前記制御手段は、前記表示手段による前記視力測定用視標の表示位置に基づき前記走査手段を制御して、前記眼底における前記信号光の走査領域を前記視力測定用視標の投影領域に重複させる、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼底観察装置。

[請求項5]

前記制御手段は、異なる大きさの前記視力測定用視標を前記表示手段に表示させて前記投影領域のサイズを変更することにより、異なる視力値に対応する前記視力測定用視標を前記眼底に投影させる、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼底観察装置。

[請求項6]

前記所定光路には、その光軸に沿って移動して、前記眼底に向かう光の合焦位置を変更する合焦レンズが設けられ、

前記制御手段は、前記合焦レンズの位置に基づいて前記表示手段に表示させる前記視力測定用視標の大きさを調整する、

ことを特徴とする請求項 5 に記載の眼底観察装置。

[請求項7]

前記眼底に投影された前記視力測定用視標に対する応答内容を入力するための操作手段を更に備え、

前記制御手段は、前記入力された応答内容に基づいて前記表示手段に表示させる前記視力測定用視標の大きさを変更し、当該変更に応じた前記応答内容に基づいて前記被検眼の視力値を決定する、

ことを特徴とする請求項 5 に記載の眼底観察装置。

[請求項8]

前記眼底に投影された前記視力測定用視標に対する応答内容を入力するための操作手段を更に備え、

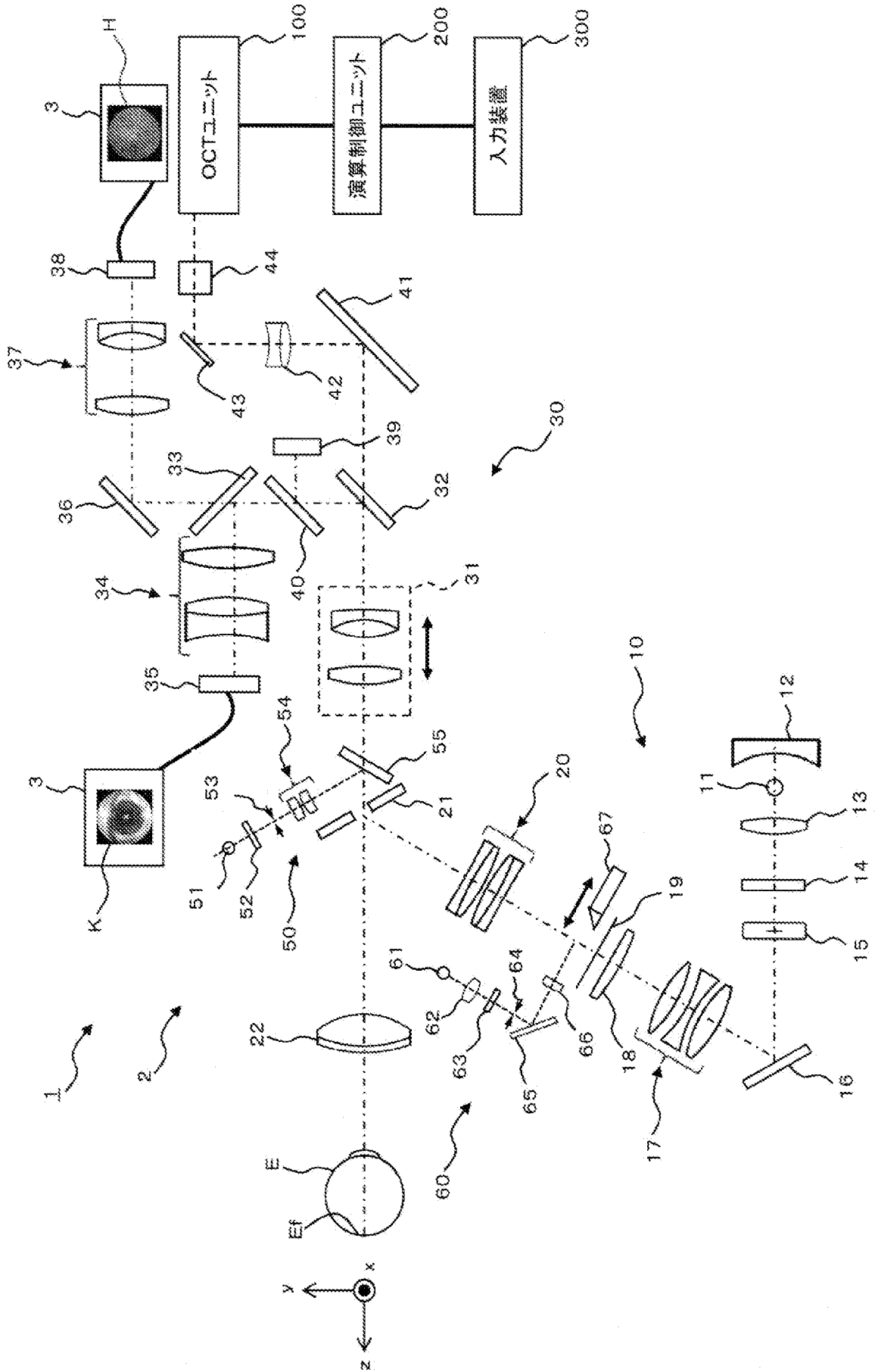
前記制御手段は、前記投影手段を制御して所定の視力値に対応する前記視力測定用視標を前記眼底に投影させ、当該視力測定用視標に対して前記入力された応答内容の正誤を判断し、正答であると判断された場合に、前記走査手段を制御して当該投影領域に重複する前記走査領域において前記信号光を走査させる、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼底観察装置。

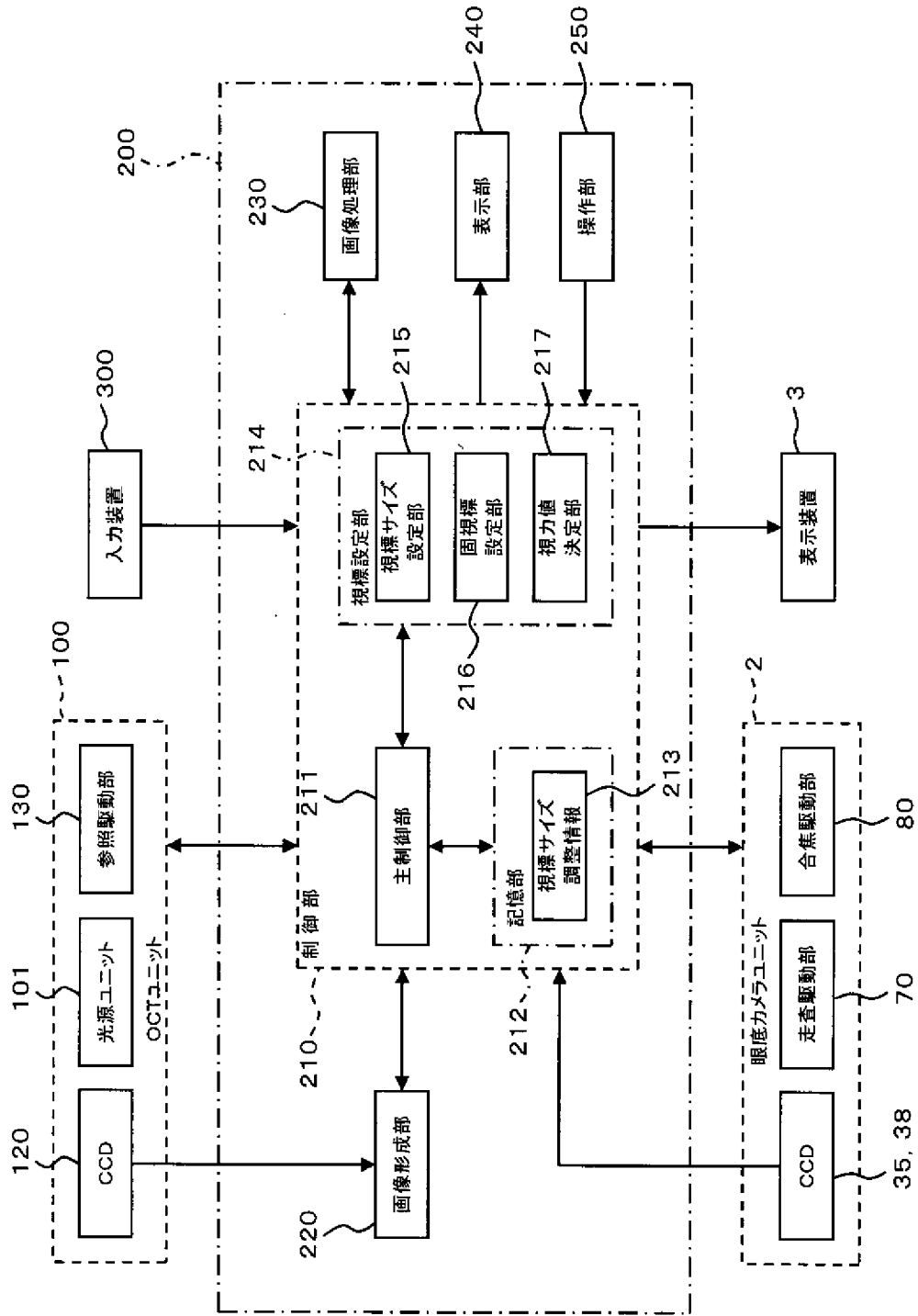
[請求項9] 前記光源は、前記低コヒーレンス光として不可視光を出力する、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の眼底観察装置。

[請求項10] 前記光源は、前記不可視光として、略 1050～1060 nm の範
囲内の中心波長を有する近赤外光を出力する、
ことを特徴とする請求項 9 に記載の眼底観察装置。

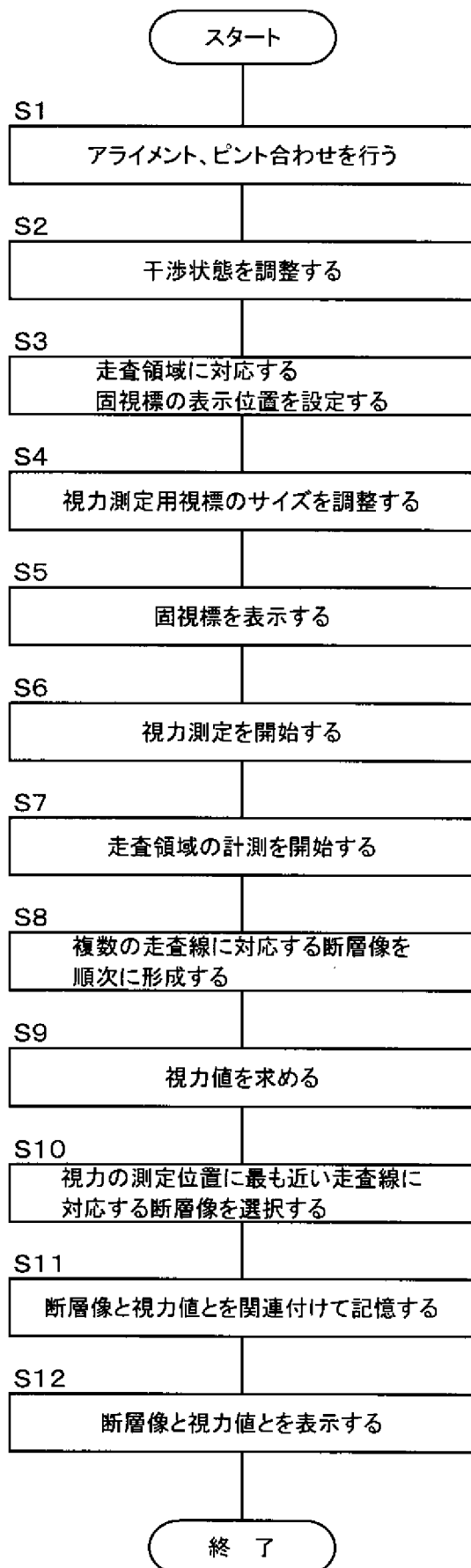
[図1]



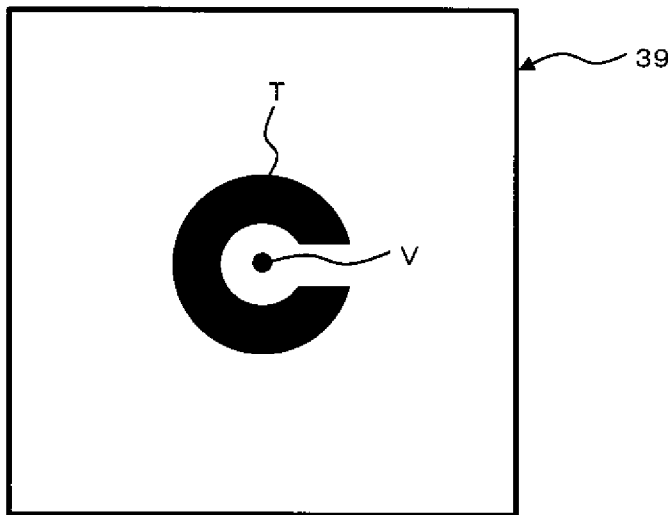
[図3]



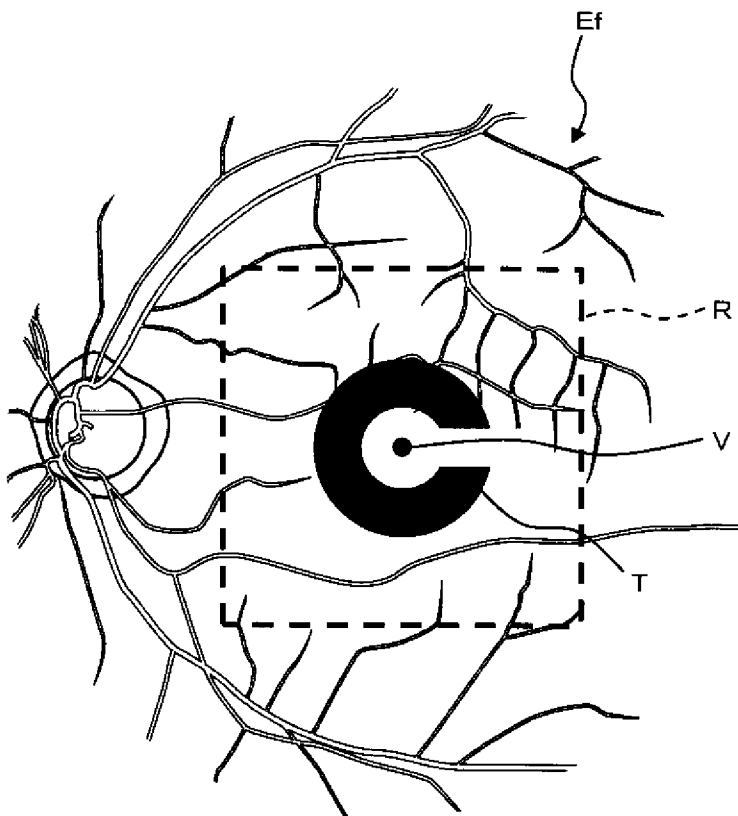
[図4]



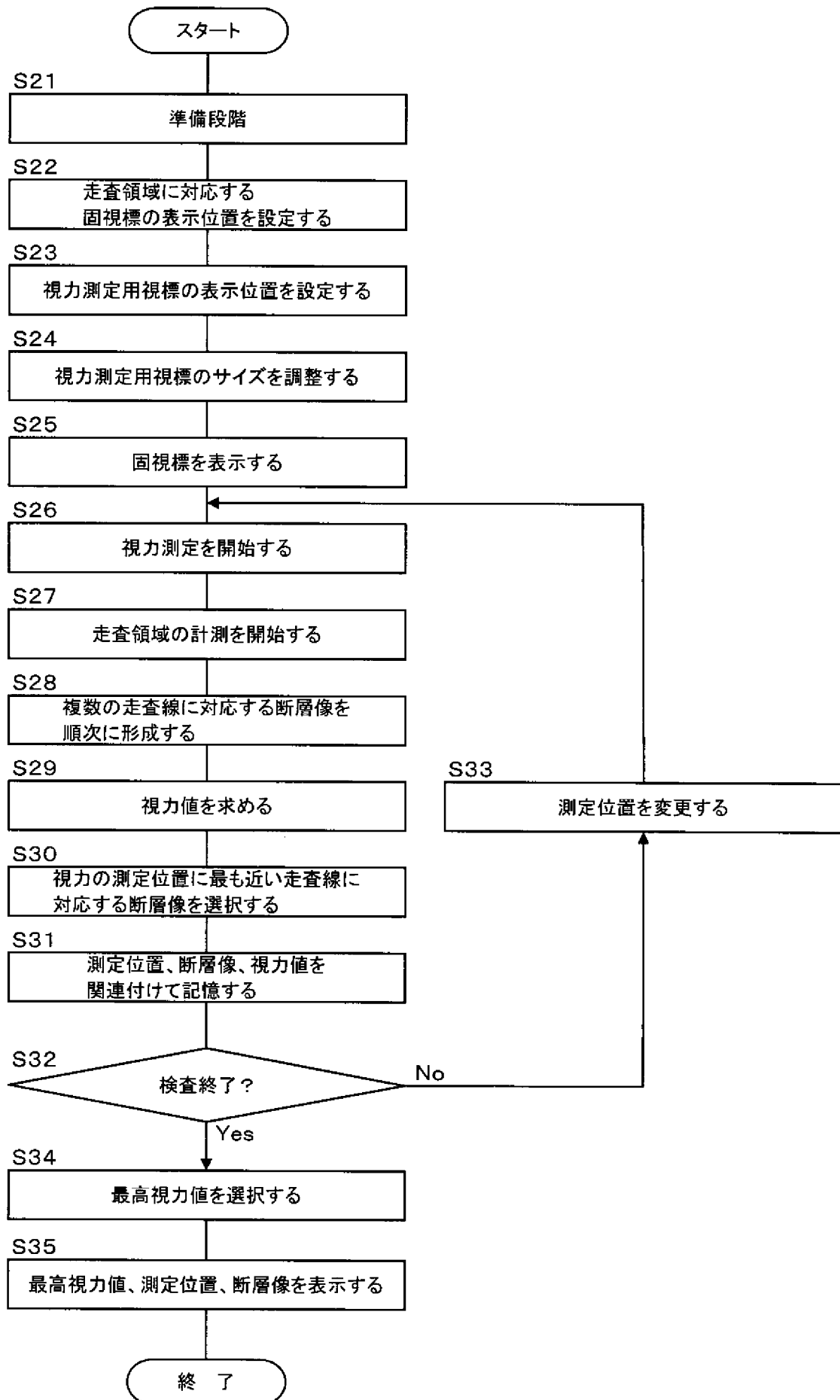
[図5]



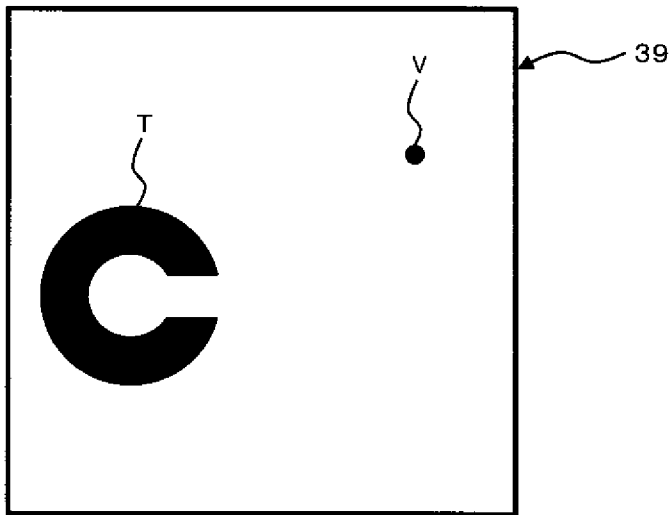
[図6]



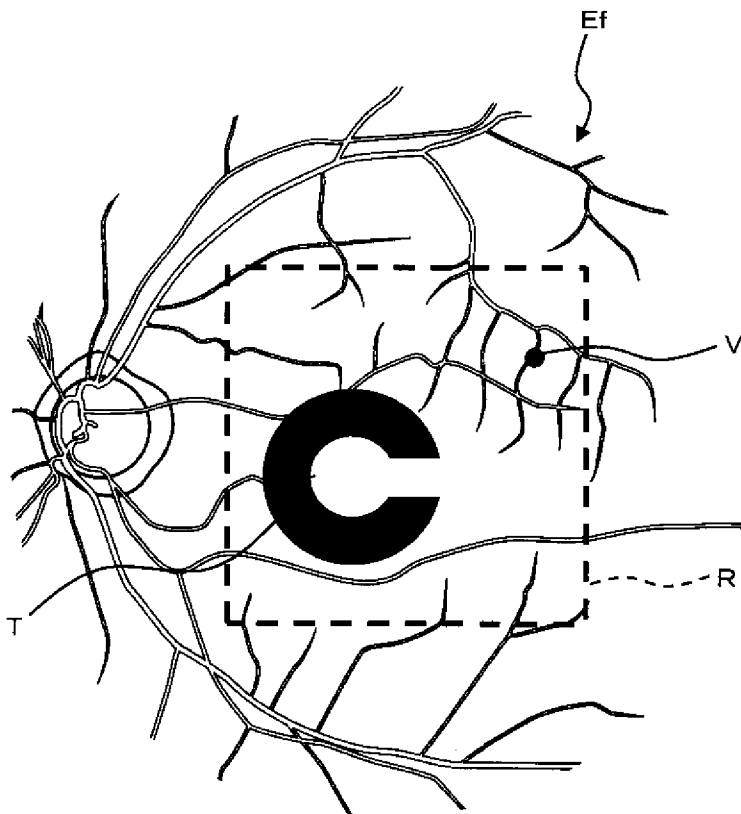
[図7]



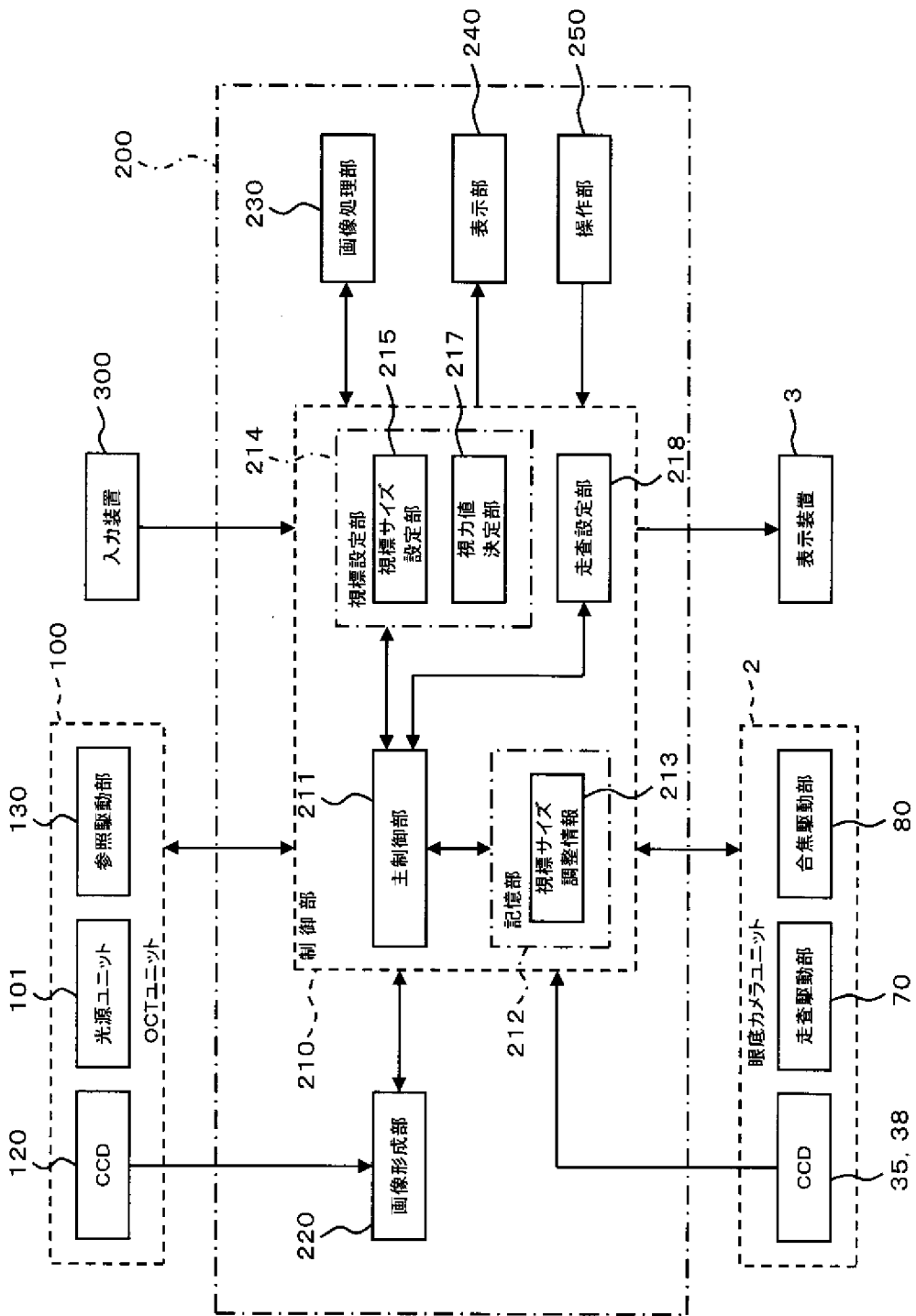
[図8]



[図9]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/002428

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

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

A61B3/14, A61B3/10, A61B3/12

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)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2008-73099 A (Topcon Corp.), 03 April 2008 (03.04.2008), entire text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 2008-148930 A (Topcon Corp.), 03 July 2008 (03.07.2008), entire text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 2002-209849 A (Taketoshi SUZUKI), 30 July 2002 (30.07.2002), paragraphs [0007], [0029] (Family: none)	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
08 June, 2010 (08.06.10)

Date of mailing of the international search report
22 June, 2010 (22.06.10)

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 (IPC))

Int.Cl. A61B3/14(2006.01)i, A61B3/10(2006.01)i, A61B3/12(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. A61B3/14, A61B3/10, A61B3/12

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	1971-2010年
日本国実用新案登録公報	1996-2010年
日本国登録実用新案公報	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)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)

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 2008-73099 A (株式会社トプコン) 2008.04.03, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-10
A	JP 2008-148930 A (株式会社トプコン) 2008.07.03, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-10
A	JP 2002-209849 A (鈴木 武敏) 2002.07.30, 段落 0007, 0029 (ファミリーなし)	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

の日の後に公表された文献

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

国際調査を完了した日

08.06.2010

国際調査報告の発送日

22.06.2010

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)

島田 保

2Q

4004

電話番号 03-3581-1101 内線 3292