

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局



(43) 国際公開日  
2007年5月10日 (10.05.2007)

PCT

(10) 国際公開番号  
WO 2007/052670 A1

(51) 国際特許分類:

A61B 3/14 (2006.01) A61B 3/12 (2006.01)  
A61B 3/10 (2006.01)

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 上野 登輝夫  
(UENO, Tokio) [JP/JP]; 〒4610003 愛知県名古屋市東  
区筒井 3-17-25 Aichi (JP).

(21) 国際出願番号:

PCT/JP2006/321773

(22) 国際出願日:

2006年10月31日 (31.10.2006)

(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 2005-317072

2005年10月31日 (31.10.2005) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会  
社ニデック (NIDEK CO., LTD.) [JP/JP]; 〒4430038 愛  
知県蒲郡市拾石町前浜 34番 14号 Aichi (JP).

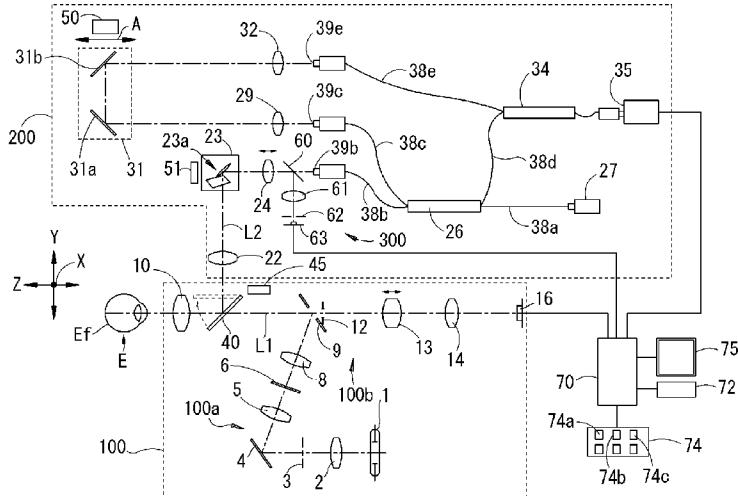
(74) 代理人: 上野 登 (UENO, Noboru); 〒4600008 愛知県  
名古屋市中区栄三丁目 21番 23号ケイエスイセヤ  
ビル 8階 Aichi (JP).

(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, AT, AU, AZ, BA, BB, BG,  
BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK,  
DM, 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, LV, LY, MA, MD, 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,

/ 続葉有 /

(54) Title: OPHTHALMOLOGIC IMAGING DEVICE

(54) 発明の名称: 眼科撮影装置



WO 2007/052670 A1

(57) Abstract: It is possible to provide an ophthalmologic imaging device capable of checking the measurement (imaging) position of a tomogram of an eyeground on a front view (surface view) image of the eyeground. The ophthalmologic imaging device includes: a first optical system for obtaining a tomogram of an eyeground by an optical coherence tomography using a low coherent light; a second optical system for obtaining a visible front view image of the eyeground; a third optical system for obtaining an infrared front view image of the eyeground; a monitor; setting means for settling a line for obtaining a two-dimensional tomogram of the eyeground on the infrared front view image displayed on the monitor; and control means for positionally correlating the infrared front view image where the line is set with the visible front view image and displaying the line on the visible front view image displayed on the monitor.

(57) 要約: 眼底の断層(断面)画像の測定(撮影)位置の確認等を眼底の正面(表面)画像上で行うことができる眼科撮影装置を提供すること。 眼科撮影装置は、低コヒーレント光を用いた光コヒーレンス・トモグラフィーにより眼底の断層画像を得るための第1光学系と、眼底の可視正面画像を得るための第2光学系と、眼底の赤外正面画像を得るための第3光学系と、モニタと、モニタに表示された赤外正面画像上に眼底の二次元断

/ 続葉有 /



SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ,  
VC, VN, ZA, ZM, ZW.

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,  
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, HU, IE,  
IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR),

添付公開書類:  
— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

## 明細書

### 眼科撮影装置

### 技術分野

[0001] 本発明は、眼底の断層画像を得るための眼科撮影装置に関する。

### 背景技術

[0002] 低コヒーレント光を用いた光コヒーレンス・トモグラフィー(Optical Coherence Tomography: OCT)により眼底の断層(断面)画像を非侵襲で得る方法が知られている。また、OCTにより眼底の断層画像を得るOCT装置の光学系と、従来から一般的に用いられてきた眼底の正面(表面)画像を得る眼底カメラ(Fundus Camera: FC)の光学系と、が組み合わされた複合型の眼科撮影装置が提案されている(USP5, 847, 806(特開平10-33484号公報)参照)。

[0003] しかし、現在提案されている装置では、断層画像と正面画像とが各自独立して得られており、断層画像が正面画像との位置に対応するものであるか(断層画像の測定(撮影)位置が正面画像のどこに位置するか)が分かり難い。

### 発明の開示

#### 発明が解決しようとする課題

[0004] 本発明は、眼底の断層(断面)画像の測定(撮影)位置の確認等を眼底の正面(表面)画像上で行うことができる眼科撮影装置を提供することを技術課題とする。

#### 課題を解決するための手段

[0005] 上記課題を解決するために、本発明は、以下のような構成を有することを特徴とする。

[0006] (1) 眼科撮影装置は、低コヒーレント光を用いた光コヒーレンス・トモグラフィーにより眼底の断層画像を得るための第1光学系と、眼底の可視正面画像を得るための第2光学系と、眼底の赤外正面画像を得るための第3光学系と、モニタと、モニタに表示された赤外正面画像上に眼底の二次元断層画像を得るためのラインを設定する設定手段と、ラインが設定された赤外正面画像と可視正面画像とを位置的に対応させ、モニタに表示された可視正面画像上にラインを表示させる制御手段と、を有する。

- [0007] (2) (1)の眼科撮影装置において、制御手段は、赤外正面画像及び可視正面画像の各特徴点を画像処理により抽出して一致させることにより赤外正面画像と可視正面画像とを位置的に対応させる。
- [0008] (3) (1)の眼科撮影装置において、第1光学系は、眼底に対して測定光を二次元走査する走査手段と、走査手段による測定光の走査に同期させて参照光の光路長を変化させる光路長変更手段と、を含む。
- [0009] (4) (3)の眼科撮影装置において、第1光学系は、第3光学系を兼ね、眼底の三次元断層画像及び赤外正面画像を得る。
- [0010] (5) (1)の眼科撮影装置において、第3光学系は、第1光学系の測定光が入射される像素子を含む。
- [0011] (6) 眼科撮影装置は、低コヒーレント光を用いた光コヒーレンス・トモグラフィーにより眼底の三次元断層画像を得るための第1光学系と、眼底の可視正面画像を得るための第2光学系と、モニタと、モニタに表示された可視正面画像上に眼底の二次元断層画像を得るためのラインを設定する設定手段と、設定されたラインに基づく二次元断層画像を三次元断層画像から得てモニタに表示させる制御手段と、を有する。
- [0012] (7) (6)の眼科撮影装置において、制御手段は、可視正面画像及び三次元断層画像の各特徴点を画像処理により抽出して一致させることにより可視正面画像と三次元断層画像とを位置的に対応させる。
- [0013] (8) (6)の眼科撮影装置において、第1光学系は、眼底に対して測定光を二次元走査する走査手段と、走査手段による測定光の走査に同期させて参照光の光路長を変化させる光路長変更手段と、を含む。

### 図面の簡単な説明

- [0014] [図1]本発明の実施態様である眼科撮影装置の光学系及び制御系の概略構成図である。
- [図2]眼底の赤外正面画像及び眼底の可視正面画像の各表示例と、眼底の二次元断層画像の測定(撮影)位置を表すラインの表示例と、赤外正面画像と可視正面画像との位置的な対応付けと、を示す図である。
- [図3]眼底の二次元断層画像の表示例を示す図である。

[図4]眼科撮影装置の光学系の変容例の概略構成図である。

[図5]眼科撮影装置の光学系の変容例の概略構成図である。

### 発明を実施するための最良の形態

- [0015] 本発明の実施態様を図面に基づき説明する。図1は本発明の実施態様である眼科撮影装置の光学系及び制御系の概略構成図である。なお、本実施態様では、被検者眼の奥行き方向をZ方向とし、奥行き方向に直交する水平方向をX方向、鉛直方向をY方向とする。
- [0016] 本装置の光学系は、被検者眼Eの眼底Efの可視(カラー)正面(表面)画像を得るための眼底カメラ(FC)光学系100と、眼底Efの赤外(モノクロ)断層(断面)画像を得るための光コヒーレンス・トモグラフィー(OCT)光学系200と、眼底Efの赤外(モノクロ)正面(表面)画像を得るためのスキャニング・レーザー・オフサルモスコープ(Scanning Laser Ophthalmoscope:SLO)光学系300と、を含む。
- [0017] FC光学系100の照明光学系100aは、フラッシュライト等の撮影用可視光源1と、コンデンサーレンズ2と、リングスリット板3と、全反射ミラー4と、リレーレンズ5と、中心に黒点を持つ黒点板6と、リレーレンズ8と、ホールミラー9と、対物レンズ10と、を含む。
- [0018] FC光学系100の撮影光学系100bは、対物レンズ10と、ホールミラー9と、絞り12と、光軸方向に移動可能なフォーカシングレンズ13と、結像レンズ14と、可視域に感度を持つ撮影用の二次元撮像素子16と、を含む。
- [0019] 光源1からの可視光は、コンデンサーレンズ2から対物レンズ10までを介して眼底Efを照明し、眼底Efで反射された可視光は、対物レンズ10から結像レンズ14までを介して撮像素子16に眼底Efの正面像を形成する。
- [0020] なお、FC光学系100(照明光学系100a及び撮影光学系100b)には、眼底カメラの周知の光学系が利用できるため、詳しい説明は省略する。
- [0021] 撮像素子16の出力信号は、演算制御部70に入力される。演算制御部70は、撮像素子16による画像をメモリ72に記憶させる。また、演算制御部70は、モニタ75に接続され、モニタ75の画像表示を制御する。
- [0022] 対物レンズ10とホールミラー9との間には、FC光学系100の光軸L1とOCT光学系200及びSLO光学系300の光軸L2とを同軸にするためのダイクロイックミラー40が

、駆動機構部45により跳ね上げ可能に配置されている。ダイクロイックミラー40は、OCT光学系200の赤外測定光とSLO光学系300の赤外測定光とを反射してそれ以外の光を透過する特性を持つ。

- [0023] ダイクロイックミラー40の反射側に設けられたOCT光学系200について説明する。スーパー・ルミネッセント・ダイオード(Super Luminescent Diode:SLD)等の測定(撮影)用赤外光源27は、測定光(撮影光、物体光)及び参照光として用いられる低コヒーレント光を発する光源であり、例えば、中心波長840nmで50nmの帯域(波長815~865nm域)を持つ光源である。光源27からの赤外光は、導光体である光ファイバー38aを通過し、光分割部材と光結合部材とを兼ねるファイバーカップラー26に入射し、測定光と参照光とに分割される。
- [0024] 測定光のファイバーカップラー26から眼底Efまでの光路には、導光体である光ファイバー38bと、眼Eの屈折力に合わせて光軸方向に移動可能なリレーレンズ24と、走査ユニット23と、リレーレンズ22と、ダイクロイックミラー40と、対物レンズ10と、が配置されている。また、測定光の眼底Efから受光素子35までの光路には、対物レンズ10からファイバーカップラー26までと、導光体である光ファイバー38dと、光結合部材であるファイバーカップラー34と、が配置されている。光ファイバー38bの端部39bは、眼底Efと共に位置に配置されている。走査ユニット23は、一対のガルバノミラー23aを含み、測定光をX及びY又はY方向に走査させるために、駆動機構部51によりガルバノミラー23aが揺動(回転)可能になっている。また、ガルバノミラー23aの反射面は、眼Eの瞳孔と共に位置に配置されている(本実施態様では、一対のガルバノミラー23aの中間位置と瞳孔とが共役な位置関係となるように配置されている)。
- [0025] ファイバー端部39bから射出された測定光は、リレーレンズ24を通過し、ガルバノミラー23aで反射され、リレーレンズ22を通過し、ダイクロイックミラー40で反射され、対物レンズ10を通過し、眼底Efに集光する。眼底Efで反射された測定光は、対物レンズ10からリレーレンズ24までを介してファイバー端部39bに入射し、光ファイバー38b、ファイバーカップラー26及び光ファイバー38dを通過し、ファイバーカップラー34に入射する。
- [0026] 一方、参照光のファイバーカップラー26から受光素子35までの光路には、導光体

である光ファイバー38cと、コリメーターレンズ29と、光路長変更ユニット31と、コンデンサーレンズ32と、導光体である光ファイバー38eと、ファイバーカップラー34と、が配置されている。光路長変更ユニット31は、全反射ミラー31a及び31bを含み、参照光の光路長を変化させるために、駆動機構部50により光軸方向(矢印A方向)に移動可能になっている。

- [0027] 光ファイバー38cの端部39cから射出された参照光は、コリメータレンズ29を通過し、全反射ミラー31a及び31bで反射され、コンデンサーレンズ32を通過し、光ファイバー38eの端部39eに入射し、光ファイバー38eを通過し、ファイバーカップラー34に入射する。
- [0028] ファイバーカップラー34に入射した測定光と参照光とは合成され、眼底Efの各層で反射された測定光の光路長と光路長変更ユニット31により変化された参照光の光路長とが等しいときの干渉現象に基づき、反射測定光のZ方向の強度分布が得られる(本実施態様では、この方式をAスキャン(linear scanning)とする)。また、測定光のX又はY方向への走査と参照光の光路長の変化とにより、眼底EfのX-Z面又はY-Z面の二次元断層画像が得られる(本実施態様では、この方式をBスキャン(longitudinal scanning)とする)。また、測定光のX及びY方向への走査により、眼底EfのX-Y面の二次元断層画像が得られる(本実施態様では、この方式をCスキャン(transversal scanning)とする)。さらに、これら的方式を利用して、眼底Efの三次元断層画像の得られる。すなわち、測定光のX及びY方向への走査と参照光の光路長の変化とにより、眼底Efの三次元断層画像が得られる。
- [0029] なお、Aスキャンにおいて、最初に大きい強度が得られた位置(部分)が眼底Efの表面(表層)である。したがって、測定光のX又はY方向への走査によるAスキャンでの最初に大きい強度が得られた位置(部分)の繋ぎ合わせにより、眼底Efの二次元表面(表層)画像が得られる。また、測定光のX及びY方向への走査によるAスキャンでの最初に大きい強度が得られた位置(部分)の繋ぎ合わせにより、眼底Efの三次元表面(表層)画像が得られる。
- [0030] SLO光学系300について説明する。本実施態様のSLO光学系300では、OCT光学系200の光源27、光ファイバー38a及び38b、走査ユニット23、ダイクロイックミラ

ー40, 対物レンズ10, 等が共用されている。また、ファイバー端部39bとリレーレンズ24との間にはハーフミラー60が配置されており、ハーフミラー60の反射方向には、共焦点光学系を構成するコンデンサーレンズ61及びアパーチャ62と、受光素子63と、が配置されている。アパーチャ62は、眼底Efに共役な位置に配置されている。このような構成により、光源27からの赤外測定光が走査ユニット23によりX及びY方向に走査され、アパーチャ62と共に眼底Ef位置(部分)からの反射測定光が受光素子63で受光され、眼底Efの正面画像が得られる。

- [0031] 次に、以上のような構成を有する装置の動作について説明する。
- [0032] 図示なき前眼部観察光学系による眼Eの前眼部像がモニタ75に表示されたら、SLO光学系300による眼底Efの赤外正面画像がモニタ75に表示されるように、眼Eに対する装置(光学系)のアライメントが行われる。赤外正面画像がモニタ75に表示されたら(図2参照)、赤外正面画像が鮮明に表示されるように、眼底Efに対する装置(光学系)のフォーカシングが行われる。
- [0033] 次に、OCT光学系200により眼底Efの二次元断層画像を得るステップに移行される。本実施態様においては、BスキャンによりX-Z面の二次元断層画像を得る場合について説明する。
- [0034] 先ず、モニタ75に表示された赤外正面画像に基づき、二次元断層画像のX及びY方向の測定(撮影)位置が設定される。演算制御部70に接続されたスイッチ部74の設定スイッチ74aの操作により、赤外正面画像上に電気的に表示された測定位置を表すラインP1(図2参照)が移動され、測定位置が設定される。なお、ラインP1が水平になるように設定されれば、X-Z面の断層画像が得られ、ラインP1が鉛直になるように設定されれば、Y-Z面の断層画像が得られる。また、ラインP1は、直線形状だけでなく、曲線形状等の任意の形状に設定可能とされていてもよい。
- [0035] また、二次元断層画像のZ方向の測定位置が、測定光のZ方向への走査幅(例えば、3mm)及び走査ステップ数により設定される。例えば、走査幅が3mmで走査ステップ数が $10 \mu m$ に設定されると、深さ3mmで $10 \mu m$ ステップの二次元断層画像が得られる。
- [0036] スイッチ部74のトリガスイッチ74bが操作されると、演算制御部70は、設定された測

定位置に基づき、BスキャンによるX-Z面の二次元断層画像の測定(撮影)を開始する。すなわち、演算制御部70は、赤外正面画像上に設定されたラインP1の表示位置に基づき、このラインP1の位置及び長さにおける二次元断層画像が得られるよう、走査ユニット23により測定光を走査させる。なお、ラインP1の表示位置(モニタ上の位置)と走査ユニット23による測定光の走査位置との関係は予め定まっているので、演算制御部70は、設定されたラインP1の表示位置及び長さに対応する走査位置及び範囲に対して測定光が走査されるように、駆動機構部51を制御する。また、演算制御部70は、二次元断層画像の測定開始時の赤外正面画像をメモリ72に記憶させる。

- [0037] 演算制御部70は、駆動機構部51を制御し、走査ユニット23により測定光をX方向に走査させ、また、駆動機構部50を制御し、光路長変更ユニット31により参照光の光路長を設定された走査幅及び走査ステップ数に基づき変化させる。
- [0038] 受光素子35は、眼底Efで反射された測定光と参照光との合成による干渉光を逐次検出し、演算制御部70は、XZ方向の反射測定光の強度分布を得る。そして、参照光の光路長が設定された走査幅に達したら、測定を終了する。そして、演算制御部70は、得られたXZ方向の反射測定光の強度分布に基づき、周知の画像処理によりX-Z面の二次元断層画像を構築し、モニタ75に表示させる(図3参照)。
- [0039] 設定された測定位置の二次元断層画像がモニタ75に表示されたら、FC光学系100により眼底Efの可視正面画像を得るステップに移行される。モニタ75に表示された赤外正面画像を観察しながらのアライメント及びフォーカシングが行われ、スイッチ部74のトリガスイッチ74cが操作されると、演算制御部70は、駆動機構部45によりダイクロイックミラー40を光路から出脱させ(跳ね上げ)、また、光源1を発光させる。
- [0040] 光源1からの可視光は、眼底Efを照明し、眼底Efで反射された可視光は、撮像素子16に眼底Efの正面像を形成する。演算制御部70は、得られた眼底Efの可視正面画像(図2参照)をメモリ72に記憶させる。
- [0041] 演算制御部70は、メモリ72に記憶された赤外正面画像及び可視正面画像の血管、視神経乳頭、等の各特徴点を画像処理により抽出して一致させることにより、赤外正面画像と可視正面画像とを位置的に対応させる(図2参照)。

- [0042] 赤外正面画像と可視正面画像との位置的な対応付けがなされたら、演算制御部70は、赤外正面画像上のラインP1の表示位置に基づき、赤外正面画像における二次元断層画像の測定位置を特定する。そして、演算制御部70は、赤外正面画像と可視正面画像との対応関係に基づき可視正面画像における二次元断層画像の測定位置を特定し、モニタ75に可視正面画像を表示させると共に、可視正面画像上に特定された二次元断層画像の測定位置を示すラインP2を電気的に表示させる(図2参照)。これにより、Bスキャンにより得られた二次元断層画像の測定位置が可視正面画像上で確認でき、二次元断層画像と解像度及びコントラストに優れた可視正面画像との対応関係が正確に把握できる。
- [0043] なお、以上的方法を利用すれば、可視正面画像上で二次元断層画像の測定位置を設定することも可能である。この場合、モニタ75に表示された可視正面画像上で二次元断層画像の測定位置が設定されると、演算制御部70は、可視正面画像と赤外正面画像とを位置的に対応させ、赤外正面画像における二次元断層画像の測定位置を特定する。そして、演算制御部70は、特定された測定位置に基づき、走査ユニット23により測定光を走査させる。これにより、可視正面画像上で設定された測定位置に基づくBスキャンによるX-Z面の二次元断層画像が得られる。
- [0044] なお、以上の実施態様では、赤外正面画像をSLO光学系300により得るものとしているが、これに限るものではなく、赤外光による眼底Efの正面(表面)画像が得られるものであればよい。
- [0045] 以下に、FC光学系100に眼底Efの赤外正面画像を得るための光学系が設けられた例について説明する。図4は眼科撮影装置の光学系の変容例の概略構成図である。図4のFC光学系100には、眼底Efの可視正面画像を得るための照明光学系100a及び撮影光学系100bに加えて、眼底Efの赤外正面画像を得るための照明光学系110a及び撮影光学系110bが配置されている。照明光学系110aは、ハロゲンライト等の観察用光源11と、波長815～865nm域をカットして波長700～815nm域と波長865nmより長い波長域とを透過させる特性を持つフィルタ12と、コンデンサーレンズ13と、照明光学系100aと共に用されるコンデンサーレンズ2から対物レンズ10までと、を含む。撮影光学系110bは、撮影光学系100bと共に用される対物レンズ10から結像レ

ンズ14までと、赤外光と可視光の一部分とを反射して可視光の大部分を透過する特性を持つダイクロイックミラー15と、ダイクロイックミラー15の反射方向に配置された赤外域に感度を持つ観察用の二次元撮像素子17と、を含む。また、ダイクロイックミラー40の撮像素子16側には、ダイクロイックミラー40による光軸L1のずれを補正するガラス板41が、駆動機構部45により跳ね上げ可能に配置されている。

- [0046] 光源11からの光は、フィルタ12により赤外光とされ、コンデンサーレンズ13から対物レンズ10までを介して眼底Efを照明し、眼底Efで反射された赤外光は、対物レンズ10からダイクロイックミラー15までを介して撮像素子17に眼底Efの正面像を形成する。撮像素子17の出力信号は、演算制御部70に入力される。
- [0047] また、この例では、ダイクロイックミラー40は、OCT光学系200の赤外測定光の大部分を反射し一部分を透過する特性を持ち、撮像素子17には測定光の一部分が入射する。これにより、モニタ75に表示された赤外正面画像で、測定光の走査ラインを目視確認できる。
- [0048] モニタ75に表示された赤外正面画像に基づき、二次元断層画像のX及びY方向の測定(撮影)位置が設定される。この場合、先の例のようにラインP1を表示させなくとも、目視される測定光の走査ラインの移動により、二次元断層画像の測定位置が設定される。
- [0049] トリガスイッチ74bが操作されると、演算制御部70は、その時点での測定光の走査ラインに基づき、BスキャンによるX-Z面の二次元断層画像の測定(撮影)を開始する。この場合、測定光は、X方向には既に走査されているので、光路長変更ユニット31により参照光の光路長が変化されればよい。なお、演算制御部70は、二次元断層画像の測定開始時の赤外正面画像をメモリ72に記憶させる。このようにして二次元断層画像が得られたら、続いて、可視正面画像が得られる。
- [0050] 二次元断層画像及び可視正面画像が得られたら、演算制御部70は、メモリ72に記憶された赤外正面画像及び可視正面画像の各特徴点を画像処理により抽出して一致させることにより、赤外正面画像と可視正面画像とを位置的に対応させる。
- [0051] 次に、演算制御部70は、赤外正面画像上の測定光の走査ライン部分を抽出し(例えば、輝度レベルが一定の範囲内にある直線状の画像信号を画像全体から抽出す

ればよい)、可視正面画像上の同位置にこれを合成して表示させる。これにより、Bスキャンにより得られた二次元断層画像の測定位置が可視正面画像上で確認でき、二次元断層画像と解像度及びコントラストに優れた可視正面画像との対応関係が正確に把握できる。

- [0052] なお、以上では、光路長変更ユニット31を移動させて参照光の光路長を変化させることにより断層画像を得るTD-OCT(time domain OCT)について説明したが、これに限るものではなく、他の測定原理によって断層画像を得るものであってもよい。例えば、フーリエ変換を利用したSD-OCT(spectral domain OCT)であってもよい。SD-OCTの構成について、図5に基づき簡単に説明する。なお、以下に説明する部分以外の構成は、図1のOCT光学系200の構成と同じものを用いることができるため、説明を省略する。
- [0053] 演算制御部70は、断層画像を得る際には、光路長変更ユニット31を移動させない。ファイバーカップラー34でによる干渉光は、コリメーターレンズ80で平行光とされ、回折格子81で波長毎に分離され、コンデンサーレンズ82により一次元受光素子83に集光される。これにより、受光素子83上でスペクトル干渉縞(パワースペクトル)が記録される。このパワースペクトルと相関関数との間にはフーリエ変換の関係が存在する。したがって、受光素子83で得られたスペクトル干渉縞をフーリエ変換することにより、測定光と参照光との相互相関関数が得られ、Z方向の形状が得られる。
- [0054] なお、以上の説明においては、赤外正面画像又は可視正面画像上で二次元断層画像の測定位置が設定され、設定された測定位置に基づきOCT光学系200により二次元断層画像が得られるものとしたが、これに限るものではない。例えば、OCT光学系200により予め得られた三次元断層画像と可視正面画像とを対応づけるようにしてもよい。この場合、演算制御部70は、設定された測定位置に対応する二次元断層画像を三次元断層画像から得るための処理を行う。すなわち、本実施態様において、二次元断層画像の取得とは、測定位置設定後の二次元断層画像の測定(撮影)と、予め得られた三次元断層画像からの二次元断層画像の取得と、を意味するものとする。
- [0055] ここで、赤外正面画像上で測定位置が設定されることにより得られた二次元断層画

像の測定位置を可視正面画像上で確認するためには、例えば、演算制御部70は、予め得られた三次元断層画像から観察画像を得てモニタ75に表示させる。これにより、観察画像上で測定位置を設定することができる。そして、測定位置が設定されたら、演算制御部70は、設定された測定位置の二次元断層画像を三次元断層画像から得てモニタ75に表示させる。また、演算制御部70は、前述の観察画像と可視正面画像とを位置的に対応させ、観察画像上のラインの測定位置と対応関係に基づき、可視正面画像上に二次元断層画像の測定位置を示すラインを表示させる。

- [0056] また、可視正面画像上で測定位置を設定するためには、例えば、演算制御部70は、可視正面画像と三次元断層画像とを位置的に対応させ、観察画像上における測定位置を特定する。そして、演算制御部70は、三次元断層画像から特定された測定位置の二次元断層画像を得てモニタ75に表示させる。
- [0057] なお、可視正面画像との対応付けのために三次元断層画像から得られる観察画像としては、例えば、二次元表層画像、所定のZ方向位置でのX-Y面の二次元断層画像、等がある。
- [0058] また、所定の波長の可視光で眼底Efの可視正面画像を撮影するような場合には、所定波長により撮影される眼底組織に相当する部分における画像を三次元断層画像から得るようにもよい。例えば、青色の照明光で眼底Efの可視正面画像を撮影する場合には、主に眼底Efの神経纖維層付近が撮影されるので、三次元断層画像から眼底神経纖維層に相当する部分の画像を得て可視正面画像と対応付ければよい。また、赤色の照明光で眼底Efの可視正面画像を撮影する場合には、主に眼底Efの深部組織が撮影されるので、三次元断層画像から眼底深部組織に相当する部分の画像を得て可視正面画像との対応付ければよい。

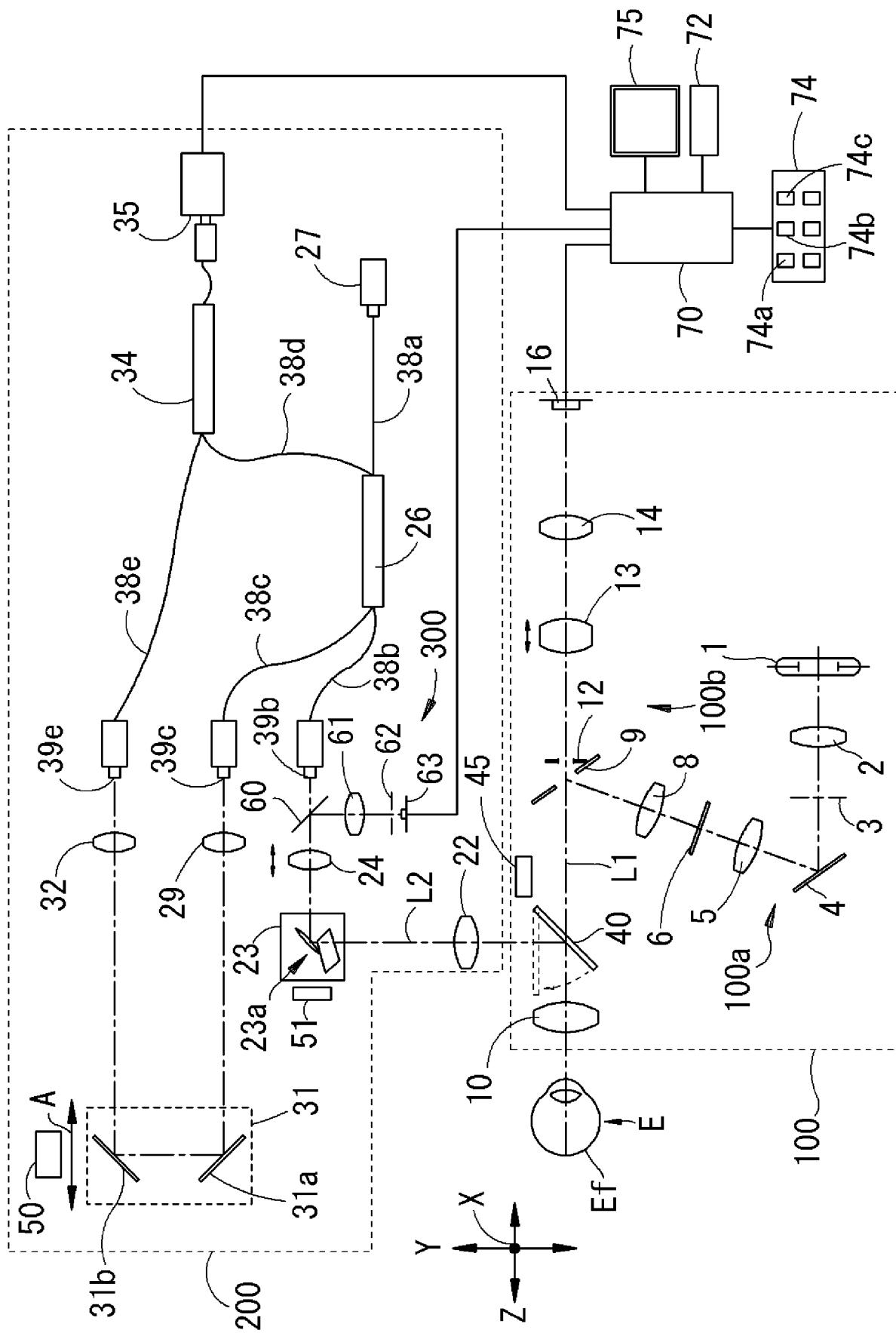
## 請求の範囲

- [1] 眼科撮影装置は、  
低コヒーレント光を用いた光コヒーレンス・トモグラフィーにより眼底の断層画像を得るための第1光学系と、  
眼底の可視正面画像を得るための第2光学系と、  
眼底の赤外正面画像を得るための第3光学系と、  
モニタと、  
モニタに表示された赤外正面画像上に眼底の二次元断層画像を得るためのラインを設定する設定手段と、  
ラインが設定された赤外正面画像と可視正面画像とを位置的に対応させ、モニタに表示された可視正面画像上にラインを表示させる制御手段と、を有する。
- [2] クレーム1の眼科撮影装置において、制御手段は、赤外正面画像及び可視正面画像の各特徴点を画像処理により抽出して一致させることにより赤外正面画像と可視正面画像とを位置的に対応させる。
- [3] クレーム1の眼科撮影装置において、第1光学系は、眼底に対して測定光を二次元走査する走査手段と、走査手段による測定光の走査に同期させて参照光の光路長を変化させる光路長変更手段と、を含む。
- [4] クレーム3の眼科撮影装置において、第1光学系は、第3光学系を兼ね、眼底の三次元断層画像及び赤外正面画像を得る。
- [5] クレーム1の眼科撮影装置において、第3光学系は、第1光学系の測定光が入射される撮像素子を含む。
- [6] 眼科撮影装置は、  
低コヒーレント光を用いた光コヒーレンス・トモグラフィーにより眼底の三次元断層画像を得るための第1光学系と、  
眼底の可視正面画像を得るための第2光学系と、  
モニタと、  
モニタに表示された可視正面画像上に眼底の二次元断層画像を得るためのラインを設定する設定手段と、

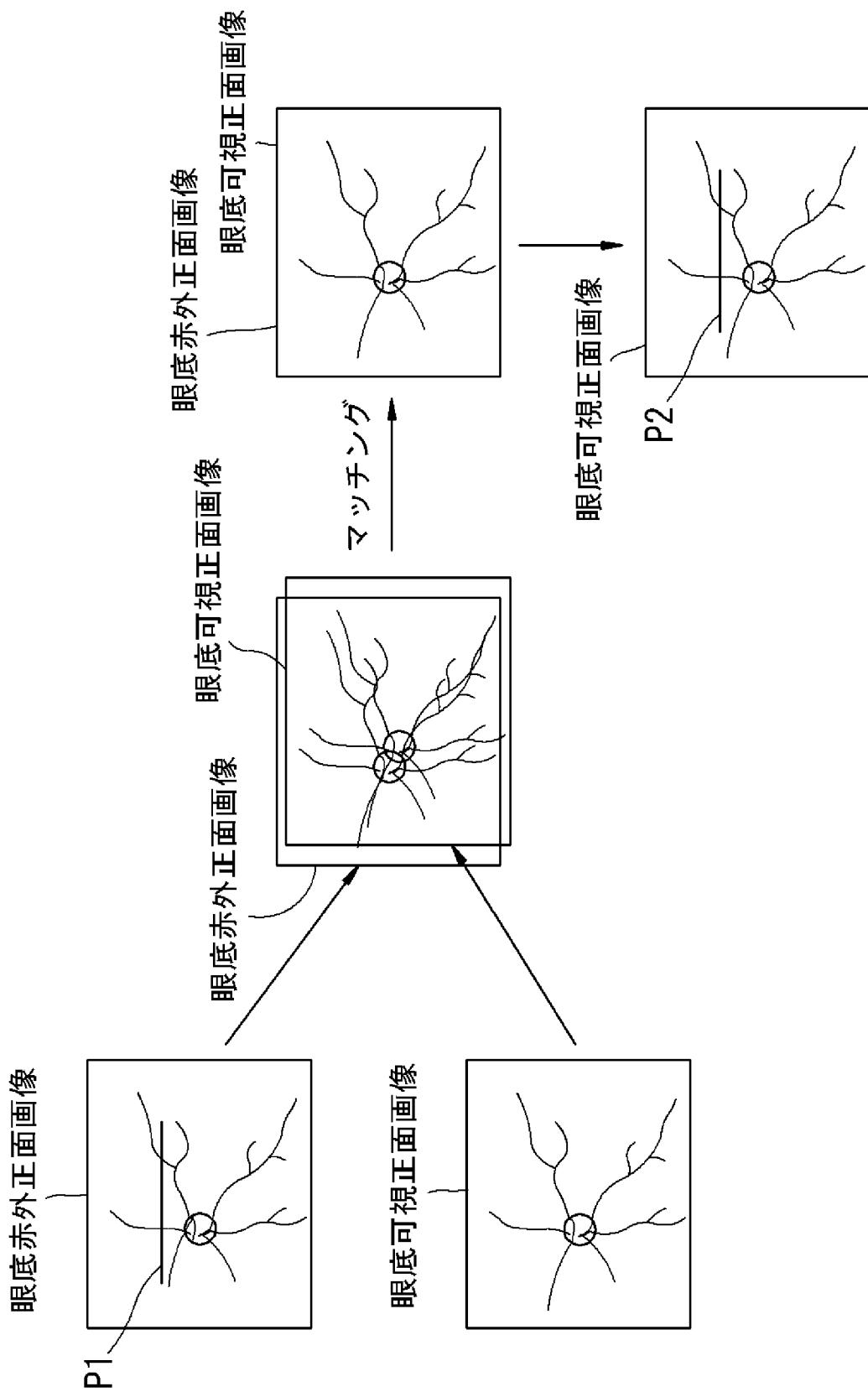
設定されたラインに基づく二次元断層画像を三次元断層画像から得てモニタに表示させる制御手段と、を有する。

- [7] クレーム6の眼科撮影装置において、制御手段は、可視正面画像及び三次元断層画像の各特徴点を画像処理により抽出して一致させることにより可視正面画像と三次元断層画像とを位置的に対応させる。
- [8] クレーム6の眼科撮影装置において、第1光学系は、眼底に対して測定光を二次元走査する走査手段と、走査手段による測定光の走査に同期させて参照光の光路長を変化させる光路長変更手段と、を含む。

[図1]

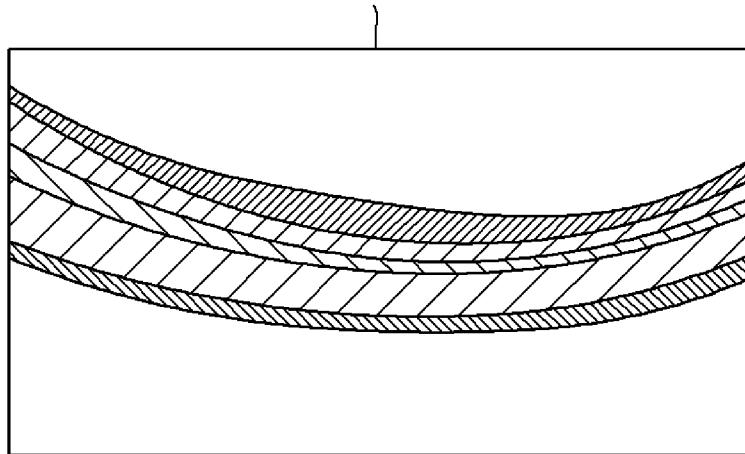


[図2]

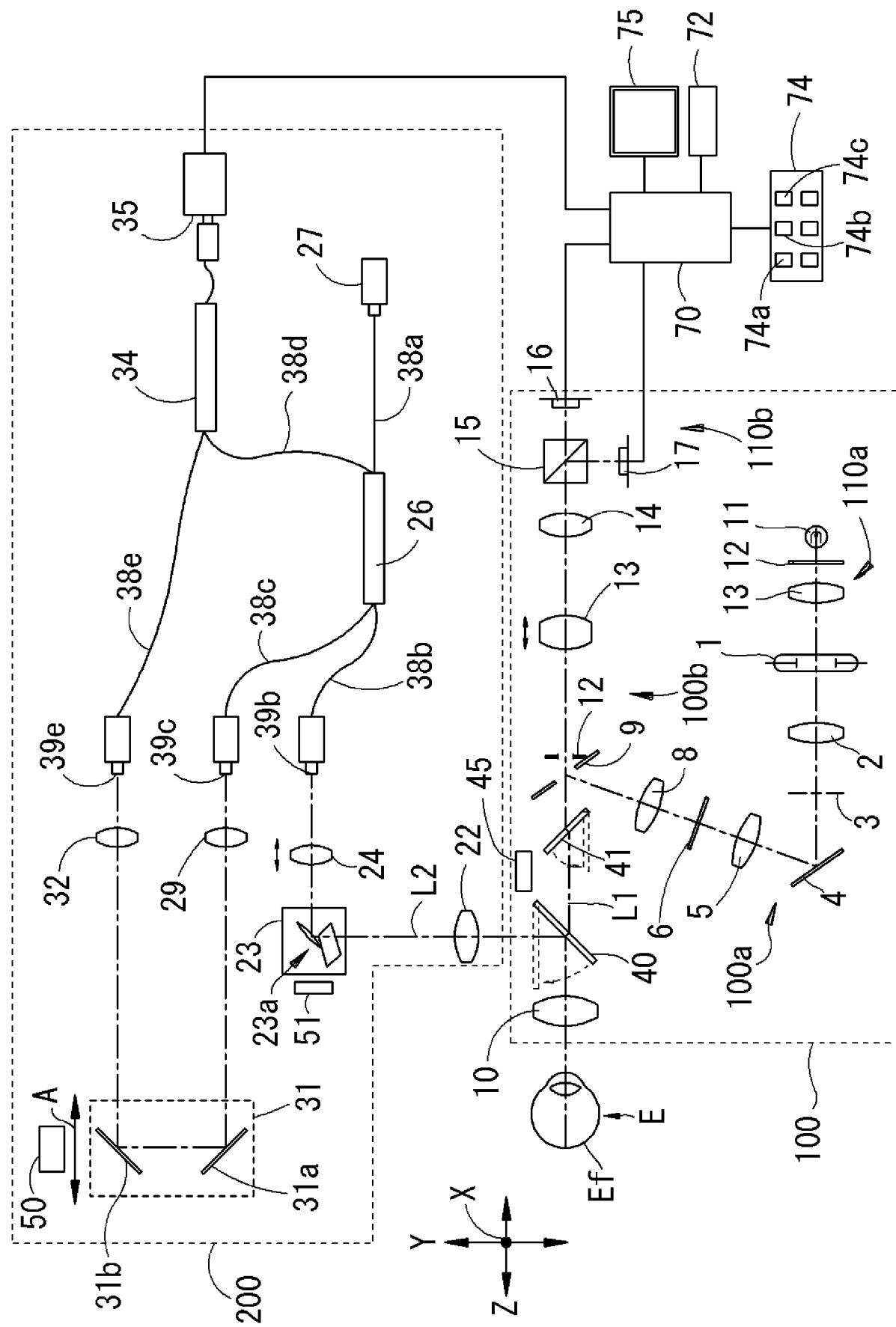


[図3]

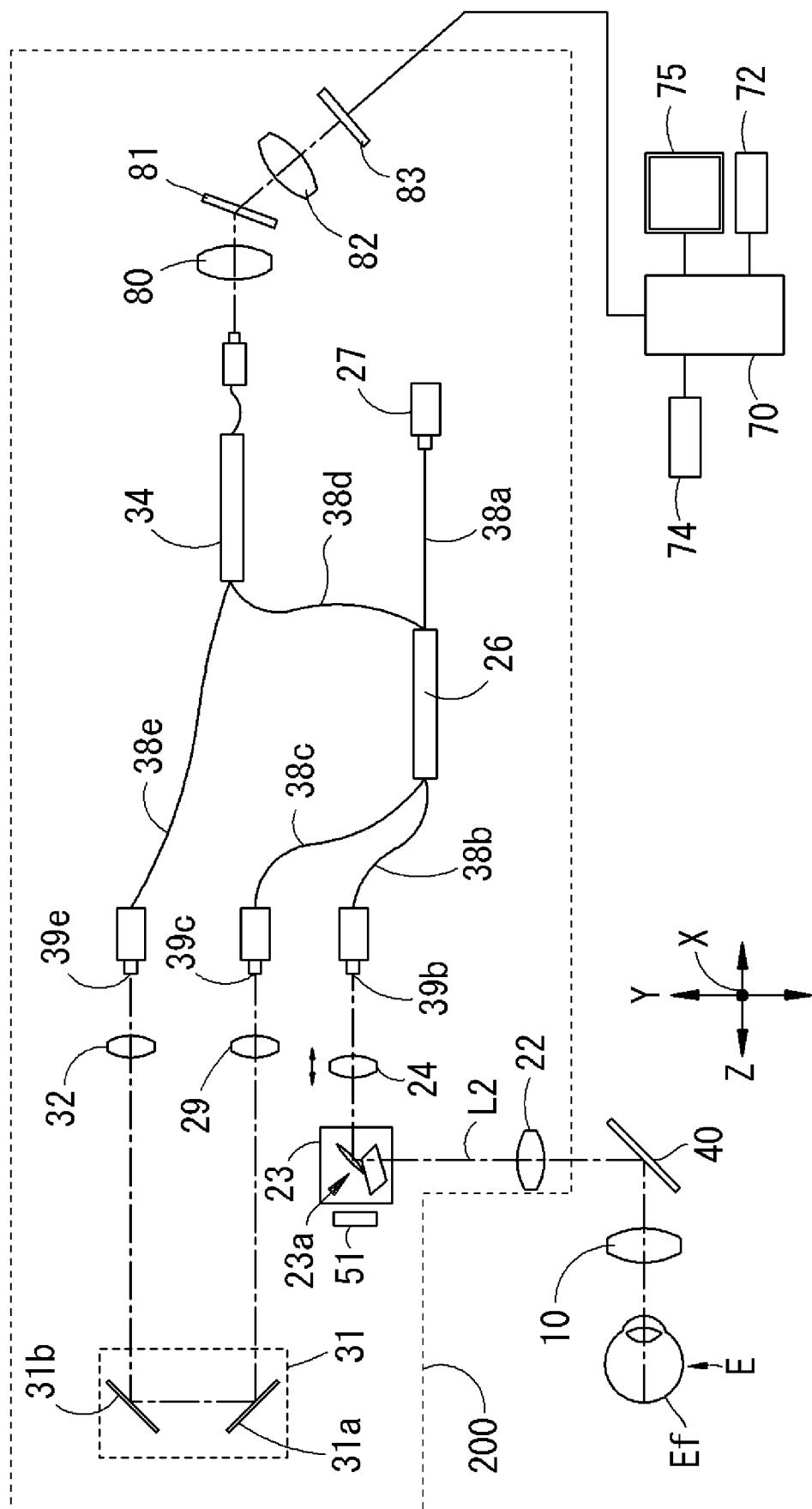
眼底二次元断層画像



[図4]



[図5]



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2006/321773

**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	1996-2007
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2007	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2007

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 A	JP 11-253403 A (Kowa Co., Ltd.), 21 September, 1999 (21.09.99), Particularly, Par. Nos. [0005], [0029]; Fig. 3 (Family: none)	6, 8 1-5, 7
A	WO 2004/071286 A1 (CHILDERENS HOSPITAL LOS ANGELES RESEARCH INSTITUTE), 26 August, 2004 (26.08.04), Full text; all drawings & US 2004/260183 A1	1-8
A	JP 2003-543 A (Carl Zeiss Jena GmbH), 07 January, 2003 (07.01.03), Full text; all drawings & US 2003/53072 A1 & DE 10128219 A1	1-8

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  
29 January, 2007 (29.01.07)

Date of mailing of the international search report  
06 February, 2007 (06.02.07)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Faxsimile No.

Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**International application No.  
PCT/JP2006/321773

## 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 2002-310899 A (Japan Science and Technology Corp., MTEX Matsumura Corp.), 23 October, 2002 (23.10.02), Full text; all drawings & US 2004/114151 A1 & EP 1391718 A1 & WO 2002/084259 A1	1 - 8

## 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	1971-2007年
日本国実用新案登録公報	1996-2007年
日本国登録実用新案公報	1994-2007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 11-253403 A(興和株式会社)	6, 8
A	1999.09.21 特に、第5、29段落、第3図参照 (ファミリーなし)	1-5, 7
A	WO 2004/071286 A1 (CHILDERENS HOSPITAL LOS ANGELES RESEARCH INSTITUTE) 2004.08.26 全文、全図 &US 2004/260183 A1	1-8

 C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

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

29.01.2007

国際調査報告の発送日

06.02.2007

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

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）

2Q 3101

後藤 順也

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 2003-543 A (カール ツアイス イエナ ゲゼルシャフト ミット ベシュレンクテル ハフツング) 2003.01.07 全文、全図 &US 2003/53072 A1 &DE 10128219 A1	1-8
A	JP 2002-310899 A (科学技術振興事業団、エムテックスマツムラ株式会社) 2002.10.23 全文、全図 &US 2004/114151 A1 &EP 1391718 A1 &WO 2002/084259 A1	1-8