

(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  
2014年5月22日(22.05.2014)



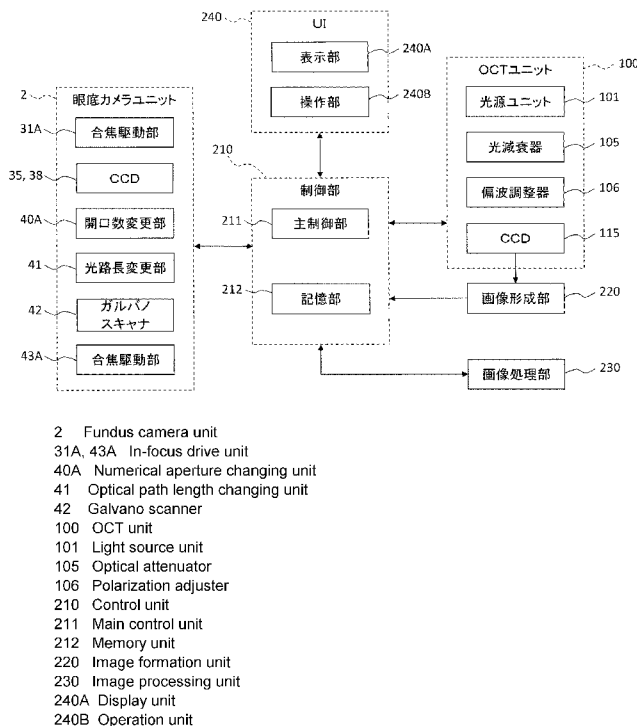
(10) 国際公開番号

WO 2014/077057 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61B 3/10 (2006.01) G01N 21/17 (2006.01)  
A61B 3/14 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/077470
- (22) 国際出願日: 2013年10月9日(09.10.2013)
- (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 2012-253281 2012年11月19日(19.11.2012) JP
- (71) 出願人: 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: 清水 仁(SHIMIZU, Hitoshi); 〒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). 藤村 隆(FUJIMURA, Takashi); 〒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, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:  
— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: OPTICAL IMAGE MEASURING DEVICE

(54) 発明の名称: 光画像計測装置



(57) Abstract: Provided is an optical image measuring device which has a high lateral resolution and is capable of obtaining a generally sharp image. The optical image measuring device according to an embodiment comprises an optical system, an image formation unit, a control unit and a synthetic tomographic image formation unit. The optical system includes a scanning unit which changes an irradiation position of a signal light upon an object and an in-focus position changing unit which changes an in-focus position of the signal light. The optical system detects interference light between return light of each signal light from the object and reference light. The image formation unit forms a tomographic image on the basis of the detection result of a plurality of beams of the interference light that correspond to a plurality of irradiation positions of the signal light. The control unit changes the in-focus position and repetitively irradiates the plurality of irradiation positions with the signal light by controlling the optical system. The synthetic tomographic image formation unit forms one synthetic tomographic image on the basis of two or more tomographic images formed by the image formation unit on the basis of the result of repetitive signal light irradiation.

(57) 要約:

[続葉有]



---

横分解能が高く、かつ全体的にシャープな画像を取得可能な光画像計測装置を提供する。実施形態の光画像計測装置は、光学系と、画像形成部と、制御部と、合成断層像形成部とを有する。光学系は、対象物に対する信号光の照射位置を変更する走査部と、信号光の合焦位置を変更する合焦位置変更部とを含む。光学系は、各信号光の対象物からの戻り光と参照光との干渉光を検出する。画像形成部は、信号光の複数の照射位置に対応する複数の干渉光の検出結果に基づいて断層像を形成する。制御部は、光学系を制御することにより、合焦位置を変更させつつ複数の照射位置に対して信号光を反復的に照射させる。合成断層像形成部は、反復的な信号光の照射の結果に基づき画像形成部により形成された2以上の断層像に基づいて、1の合成断層像を形成する。

## 明 細 書

発明の名称：光画像計測装置

### 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：OCT）を用いて対象物の画像を取得する光画像計測技術に関する。

### 背景技術

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

[0003] 特許文献1には、いわゆる「フーリエドメインOCT（Fourier Domain OCT）」の手法を用いた装置が開示されている。すなわち、この装置は、対象物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対象物の深度方向（z方向）の形態を画像化するものである。更に、この装置は、光ビーム（信号光）をz方向に直交する1方向（x方向）に走査するガルバノミラーを備え、それにより対象物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。なお、この手法は、特にスペクトラルドメイン（Spectral Domain）とも呼ばれる。スペクトラルドメインタイプのOCT装置は特許文献2にも開示されている。

[0004] 特許文献3には、対象物に照射される光の波長を走査（波長掃引）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を検出し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対象

物の形態を画像化するOCT装置が記載されている。このようなOCT装置は、スウェプトソース (Swept Source) タイプなどと呼ばれる。スウェプトソースタイプはフーリエドメインタイプの一種である。また、特許文献4には、OCTを眼科分野に適用した構成が開示されている。

[0005] OCTを用いた装置は、高精細の画像を取得できる点、更には断層像や3次元画像を取得できる点などにおいて優位性を持つ。

## 先行技術文献

### 特許文献

[0006] 特許文献1：特開平11-325849号公報

特許文献2：特開2007-101250号公報

特許文献3：特開2007-24677号公報

特許文献4：特開2008-73099号公報

## 発明の概要

### 発明が解決しようとする課題

[0007] 従来のOCT装置では、横分解能の向上を図るために、NA (Numerical Aperture、開口数) が大きい光学系を用いている。しかし、NAの値を大きくすると焦点深度が浅くなり、画像にボケが発生しやすくなってしまう。すなわち、横分解能と画像全体のシャープさはトレードオフの関係にあり、従来の技術ではこれらを両立させることは困難であった。

[0008] この発明の目的は、横分解能が高く、かつ全体的にシャープな画像を取得することが可能な技術を提供することにある。

### 課題を解決するための手段

[0009] 上記目的を達成するために、請求項1に記載の発明は、対象物に対する信号光の照射位置を変更する走査部と、信号光の合焦位置を変更する合焦位置変更部とを含み、各信号光の対象物からの戻り光と参照光との干渉光を検出する光学系と、信号光の複数の照射位置に対応する複数の干渉光の検出結果に基づいて断層像を形成する画像形成部と、前記光学系を制御することによ

り、前記合焦位置を変更させつつ前記複数の照射位置に対して信号光を反復的に照射させる制御部と、反復的な信号光の照射の結果に基づき前記画像形成部により形成された２以上の断層像に基づいて、１の合成断層像を形成する合成断層像形成部とを有する光画像計測装置である。

また、請求項２に記載の発明は、請求項１に記載の光画像計測装置であって、前記合成断層像形成部は、前記２以上の断層像のそれぞれについて、対応する合焦位置に相当する画像領域を含む部分画像を特定する部分画像特定部を含み、特定された２以上の前記部分画像を合成することにより前記合成断層像を形成することを特徴とする。

また、請求項３に記載の発明は、請求項２に記載の光画像計測装置であって、前記合成断層像形成部は、前記２以上の部分画像を解析することにより、前記２以上の部分画像の相対位置を調整する位置調整部を含み、相対位置の調整がなされた前記２以上の部分画像を合成することにより前記合成断層像を形成することを特徴とする。

また、請求項４に記載の発明は、請求項３に記載の光画像計測装置であって、前記位置調整部は、前記２以上の部分画像のそれぞれを解析することにより、対象物の特徴部位に相当する特徴画像領域を特定する特徴画像領域特定部を含み、特定された特徴画像領域に基づいて前記２以上の部分画像の相対位置を調整することを特徴とする。

また、請求項５に記載の発明は、請求項１～４のいずれか一項に記載の光画像計測装置であって、反復的な信号光の照射の間における前記光学系と対象物との変位を検出する変位検出部を有し、前記制御部は、検出された変位に基づいて、反復的な信号光の照射を新たに実行させ、前記合成断層像形成部は、新たに実行された反復的な信号光の照射の結果に基づき形成された２以上の新たな断層像に基づいて、前記合成断層像を形成することを特徴とする。

また、請求項６に記載の発明は、請求項１～４のいずれか一項に記載の光画像計測装置であって、反復的な信号光の照射の間における前記光学系と対

象物との変位を検出する変位検出部を有し、前記制御部は、検出された変位に基づいて、報知部に報知情報を出力させることを特徴とする。

また、請求項 7 に記載の発明は、請求項 1 ～ 6 のいずれか一項に記載の光画像計測装置であって、予め取得された対象物の所定層の厚さに基づいて、反復的な信号光の照射における反復回数を決定する反復回数決定部を有することを特徴とする。

また、請求項 8 に記載の発明は、請求項 7 に記載の光画像計測装置であって、反復的な信号光の照射の前に取得された断層像を解析することにより、前記所定層の厚さを算出する層厚算出部を有することを特徴とする。

また、請求項 9 に記載の発明は、請求項 7 または請求項 8 に記載の光画像計測装置であって、前記光学系は、開口数を変更する開口数変更部を含み、焦点深度が前記所定層の厚さ未満となるように開口数の値を決定する開口数決定部を有し、前記制御部は、前記開口数変更部を制御して、開口数を決定された値に設定することを特徴とする。

また、請求項 10 に記載の発明は、請求項 1 ～請求項 9 のいずれか一項に記載の光画像計測装置であって、前記制御部は、反復的な信号光の照射において、前記複数の照射位置に対する信号光の照射の反復ごとに前記合焦位置を段階的に変更させ、前記合成断層像形成部は、各断層像において、対応する合焦位置に相当する画像領域を含む矩形状部分画像に基づいて、前記合成断層像を形成することを特徴とする。

また、請求項 11 に記載の発明は、請求項 1 ～請求項 9 のいずれか一項に記載の光画像計測装置であって、前記制御部は、反復的な信号光の照射において前記合焦位置を連続的に変更させ、前記合成断層像形成部は、各断層像において、対応する合焦位置に相当する画像領域を含む平行四辺形状部分画像に基づいて、前記合成断層像を形成することを特徴とする。

また、請求項 12 に記載の発明は、請求項 1 ～請求項 11 のいずれか一項に記載の光画像計測装置であって、前記合成断層像形成部は、前記 2 以上の断層像のそれぞれをトリミングして部分画像を形成する部分画像形成部と、

前記 2 以上の断層像から得られた 2 以上の部分画像をタイリングすることにより前記合成断層像の形成を行う合成処理部とを含むことを特徴とする。

また、請求項 1 3 に記載の発明は、請求項 1 ～請求項 1 1 のいずれか一項に記載の光画像計測装置であって、前記合成断層像形成部は、前記 2 以上の断層像のそれぞれについて、当該断層像の画素に重み付けを行う重み付け部と、画素に重み付けがなされた前記 2 以上の断層像を重ね合わせることで前記合成断層像の形成を行う合成処理部とを含むことを特徴とする。

### 発明の効果

[0010] この発明によれば、横分解能が高く、かつ全体的にシャープな画像を取得することが可能である。

### 図面の簡単な説明

[0011] [図1]実施形態に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の構成の一例を表す概略図である。

[図2]実施形態に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の構成の一例を表す概略図である。

[図3]実施形態に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の構成の一例を表す概略ブロック図である。

[図4]実施形態に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の構成の一例を表す概略ブロック図である。

[図5]実施形態に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の構成を説明するための概略図である。

[図6]実施形態に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の構成を説明するための概略図である。

[図7A]実施形態に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の構成を説明するための概略図である。

[図7B]実施形態に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の構成を説明するための概略図である。

[図8]実施形態に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の動作例を表すフロー

チャートである。

[図9]実施形態に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の動作例を説明するためのタイミングチャートである。

[図10]変形例に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の構成の一例を表す概略ブロック図である。

[図11]変形例に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の動作例を説明するためのタイミングチャートである。

[図12A]変形例に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の動作例を説明するための概略図である。

[図12B]変形例に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の動作例を説明するための概略図である。

[図13]変形例に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の動作例を説明するためのタイミングチャートである。

[図14]変形例に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の構成の一例を表す概略ブロック図である。

[図15A]変形例に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の動作例を説明するための概略図である。

[図15B]変形例に係る光画像計測装置（眼底観察装置）の動作例を説明するための概略図である。

### 発明を実施するための形態

- [0012] この発明に係る光画像計測装置の実施形態の一例について、図面を参照しながら詳細に説明する。この発明に係る光画像計測装置は、OCTを用いて対象物の断層像や3次元画像を形成する。この明細書では、OCTによって取得される画像をOCT画像と総称することがある。また、OCT画像を形成するための計測動作をOCT計測と呼ぶことがある。なお、この明細書に記載された文献の記載内容を、以下の実施形態の内容として適宜援用することが可能である。また、以下の実施形態および変形例に記載された各種の構成を任意に組み合わせることが可能である。

[0013] 以下の実施形態では、対象物は被検眼（眼底）とし、フーリエドメインタイプのＯＣＴを適用して眼底のＯＣＴ計測を行う眼底観察装置について説明する。特に、実施形態に係る眼底観察装置は、スペクトラルドメインＯＣＴの手法を用いて眼底のＯＣＴ画像および眼底像の双方を取得可能である。なお、スペクトラルドメイン以外のタイプ、たとえばスウェプトソースＯＣＴの手法を用いる光画像計測装置に対して、この発明に係る構成を適用することも可能である。また、この実施形態ではＯＣＴ装置と眼底カメラとを組み合わせた装置について説明するが、眼底カメラ以外の眼底撮影装置、たとえばＳＬＯ、スリットランプ、眼科手術用顕微鏡などに、この実施形態に係る構成を有するＯＣＴ装置を組み合わせることも可能である。また、この実施形態に係る構成を、単体のＯＣＴ装置に組み込むことも可能である。

[0014] [構成]

図１および図２に示すように、眼底観察装置（光画像計測装置）１は、眼底カメラユニット２、ＯＣＴユニット１００およ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。

[0015] [眼底カメラユニット]

図１に示す眼底カメラユニット２には、被検眼Ｅの眼底Ｅｆの表面形態を表す２次元画像（眼底像）を取得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の動画像である。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、または近赤外光若しくは可視光を照明光として用いたモノクロの静止画像であってもよい。眼底カメラユニット２は、これら以外の画像、たとえばフルオレセイン蛍光画像やインドシアニンググリーン蛍光画像や自発蛍光画像などを取得可能に構成されていてもよい。

- [0016] 眼底カメラユニット２には、被検者の顔を支持するための顎受けや顎当てが設けられている。更に、眼底カメラユニット２には、照明光学系１０と撮影光学系３０が設けられている。照明光学系１０は眼底Ｅｆに照明光を照射する。撮影光学系３０は、この照明光の眼底反射光を撮像装置（ＣＣＤイメージセンサ（単にＣＣＤと呼ぶことがある）３５、３８。）に導く。
- [0017] 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およびリレーレンズ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、ダイクロイックミラー４６を透過し、対物レンズ２２により屈折されて眼底Ｅｆを照明する。なお、観察光源としてＬＥＤ（Ｌｉｇｈｔ Ｅｍｉｔｔｉｎｇ Ｄｉｏｄｅ）を用いることも可能である。
- [0018] 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、ダイクロイックミラー４６を透過し、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、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３９Ａ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）が表示される。なお、撮影光学系のフォーカス（ピント）が前眼部に合わせられている場合、被検眼Ｅの前眼部の観察画像が表示される。
- [0019] 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）が表示される。なお、観察画像を表示する表示装置3と撮影画像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。また、被検眼Eを赤外光で照明して同様の撮影を行う場合には、赤外の撮影画像が表示される。また、撮影光源としてLEDを用いることも可能である。

[0020] LCD (Liquid Crystal Display) 39は、固視標や視力測定用指標を表示する。固視標は被検眼Eを固視させるための指標であり、眼底撮影時やOCT計測時などに使用される。

[0021] LCD 39から出力された光は、その一部がハーフミラー39Aにて反射され、ミラー32に反射され、合焦レンズ31およ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、ダイクロイックミラー46を透過し、対物レンズ22により屈折されて眼底E fに投影される。

[0022] LCD 39の画面上における固視標の表示位置を変更することにより、被検眼Eの固視位置を変更できる。被検眼Eの固視位置としては、たとえば従来の眼底カメラと同様に、眼底E fの黄斑部を中心とする画像を取得するための位置や、視神経乳頭を中心とする画像を取得するための位置や、黄斑部と視神経乳頭との間の眼底中心を中心とする画像を取得するための位置などがある。また、固視標の表示位置を任意に変更することも可能である。

[0023] 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）を行うための指標（アライメント指標）を生成する。フォーカス光学系60は、眼底E fに対してピントを合わせるための指標（スプリット指標）を生成する。

[0024] アライメント光学系50のLED51から出力された光（アライメント光）は、絞り52、53およびリレーレンズ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、ダイクロイックミラー46を透過し、対物レンズ22により被検眼Eの角膜に投影される。

[0025] アライメント光の角膜反射光は、対物レンズ22、ダイクロイックミラー46およ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、ミラー32により反射され、ハーフミラー39A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（アライメント指標）は、観察画像とともに表示装置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がアライメント指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（オートアライメント機能）。

[0026] 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、スプリット指標板63により2つの光束に分離され、二孔絞り64を通過し、ミラー65に反射され、集光レンズ66により反射棒67の反射面に一旦結像されて反射される。更に、フォーカス光は、リレーレンズ20を経由し、孔開きミラー21に反射され、ダイクロイックミラー46を透過し、対物レンズ22により屈折されて眼底Efに投影される。

[0027] 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（スプリット指標）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、スプリット指標の位置を解析して合焦レンズ31およ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（オートフォーカス機能）。また、スプリット指標を視認しつつ手動でピント合わせを行ってもよい。

[0028] ダイクロイックミラー４６は、眼底撮影用の光路とＯＣＴ計測用の光路とを合成している。ダイクロイックミラー４６は、ＯＣＴ計測に用いられる波長帯の光を反射し、眼底撮影用の光を透過させる。ＯＣＴ計測用の光路には、ＯＣＴユニット１００側から順に、コリメータレンズユニット４０と、光路長変更部４１と、ガルバノスキャナ４２と、合焦レンズ４３と、ミラー４４と、リレーレンズ４５とが設けられている。ＯＣＴ計測用の光路に配置された部材と、ＯＣＴユニット１００に含まれる部材は、「光学系」の一例である。

[0029] コリメータレンズユニット４０は、光ファイバ１０７から出射した光（信号光ＬＳ）を平行光束にする。また、コリメータレンズユニット４０は、被検眼Ｅからの信号光ＬＳの戻り光を光ファイバ１０７に入射させる。コリメータレンズユニット４０には、平行光束のビーム径を変更することによりＯＣＴ計測における開口数（ＮＡ）を変更する開口数変更部４０Ａが設けられている。開口数変更部４０Ａは、たとえば、屈折力が異なる複数のレンズを選択的に光路に配置可能なユニット、または、レンズを光軸方向に沿って移動可能なユニットにより構成される。信号光ＬＳのビーム径を変更することにより、ＯＣＴ計測における開口数を変更される。

[0030] 光路長変更部４１は、図１に示す矢印の方向に移動可能とされ、ＯＣＴ計測用の光路の光路長を変更する。この光路長の変更は、被検眼Ｅの眼軸長に応じた光路長の補正や、干渉状態の調整などに利用される。光路長変更部４１は、たとえばコーナーキューブと、これを移動する機構とを含んで構成される。

[0031] ガルバノスキャナ４２は、ＯＣＴ計測用の光路を通過する光（信号光ＬＳ）の進行方向を変更する。それにより、眼底Ｅｆを信号光ＬＳで走査することができる。ガルバノスキャナ４２は、たとえば、信号光ＬＳをｘ方向に走査するガルバノミラーと、ｙ方向に走査するガルバノミラーと、これらを独

立に駆動する機構とを含んで構成される。それにより、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。

[0032] 合焦レンズ43は、図1に示す矢印の方向に移動可能とされ、OCT計測における合焦位置（フォーカス位置）を変更する。

[0033] [OCTユニット]

図2を参照しつつOCTユニット100の構成の一例を説明する。OCTユニット100には、眼底EfのOCT画像を取得するための光学系が設けられている。この光学系は、従来のスペクトラルドメインタイプのOCT装置と同様の構成を有する。すなわち、この光学系は、低コヒーレンス光を参照光と信号光に分割し、眼底Efを経由した信号光と参照光路を経由した参照光とを干渉させて干渉光を生成し、この干渉光のスペクトル成分を検出するように構成されている。この検出結果（検出信号）は演算制御ユニット200に送られる。

[0034] なお、スウェプトソースタイプのOCT装置の場合には、低コヒーレンス光源を出力する光源の代わりに波長掃引光源が設けられるとともに、干渉光をスペクトル分解する光学部材が設けられない。一般に、OCTユニット100の構成については、光コヒーレンストモグラフィのタイプに応じた公知の技術を任意に適用することができる。

[0035] 光源ユニット101は広帯域の低コヒーレンス光L0を出力する。低コヒーレンス光L0は、たとえば、近赤外領域の波長帯（約800nm～900nm程度）を含み、数十マイクロメートル程度の時間的コヒーレンス長を有する。なお、人眼では視認できない波長帯、たとえば1040～1060nm程度の中心波長を有する近赤外光を低コヒーレンス光L0として用いてもよい。

[0036] 光源ユニット101は、スーパーluminescentダイオード（Super Luminescent Diode: SLD）や、LEDや、SOA（Semiconductor Optical Amplifier）等の光出力デバイスを含んで構成される。

- [0037] 光源ユニット 101 から出力された低コヒーレンス光 L0 は、光ファイバ 102 によりファイバカプラ 103 に導かれて信号光 LS と参照光 LR に分割される。
- [0038] 参照光 LR は、光ファイバ 104 により導かれて光減衰器（アッテネータ）105 に到達する。光減衰器 105 は、公知の技術を用いて、演算制御ユニット 200 の制御の下、光ファイバ 104 に導かれる参照光 LR の光量を自動で調整する。光減衰器 105 により光量が調整された参照光 LR は、光ファイバ 104 により導かれて偏波調整器（偏波コントローラ）106 に到達する。偏波調整器 106 は、たとえば、ループ状にされた光ファイバ 104 に対して外部から応力を与えることで、光ファイバ 104 内を導かれる参照光 LR の偏光状態を調整する装置である。なお、偏波調整器 106 の構成はこれに限定されるものではなく、任意の公知技術を用いることが可能である。偏波調整器 106 により偏光状態が調整された参照光 LR は、ファイバカプラ 109 に到達する。
- [0039] ファイバカプラ 103 により生成された信号光 LS は、光ファイバ 107 により導かれ、コリメータレンズユニット 40 により平行光束とされる。更に、信号光 LS は、光路長変更部 41、ガルバノスキャナ 42、合焦レンズ 43、ミラー 44、およびリレーレンズ 45 を経由してダイクロイックミラー 46 に到達する。そして、信号光 LS は、ダイクロイックミラー 46 により反射され、対物レンズ 22 により屈折されて眼底 Ef に照射される。信号光 LS は、眼底 Ef の様々な深さ位置において散乱（反射を含む）される。眼底 Ef による信号光 LS の後方散乱光（戻り光）は、往路と同じ経路を逆向きに進行してファイバカプラ 103 に導かれ、光ファイバ 108 を経由してファイバカプラ 109 に到達する。
- [0040] ファイバカプラ 109 は、信号光 LS の後方散乱光と、光ファイバ 104 を経由した参照光 LR とを干渉させる。これにより生成された干渉光 LC は、光ファイバ 110 により導かれて出射端 111 から出射される。更に、干渉光 LC は、コリメータレンズ 112 により平行光束とされ、回折格子 11

3により分光（スペクトル分解）され、集光レンズ114により集光されてCCDイメージセンサ115の受光面に投影される。なお、図2に示す回折格子113は透過型であるが、たとえば反射型の回折格子など、他の形態の分光素子を用いることも可能である。

[0041] CCDイメージセンサ115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115は、この電荷を蓄積して検出信号を生成し、これを演算制御ユニット200に送る。

[0042] この実施形態ではマイケルソン型の干渉計を採用しているが、たとえばマッハツェンダー型など任意のタイプの干渉計を適宜に採用することが可能である。また、CCDイメージセンサに代えて、他の形態のイメージセンサ、たとえばCMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）イメージセンサなどを用いることが可能である。

[0043] [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115から入力される検出信号を解析して眼底EfのOCT画像を形成する。そのための演算処理は、従来のスペクトラルドメインタイプのOCT装置と同様である。

[0044] 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およびOCTユニット100の各部を制御する。たとえば演算制御ユニット200は、眼底EfのOCT画像を表示装置3に表示させる。

[0045] また、眼底カメラユニット2の制御として、演算制御ユニット200は、観察光源11、撮影光源15およびLED51、61の動作制御、LCD39の動作制御、合焦レンズ31、43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、開口数変更部40Aの動作制御、光路長変更部41の移動制御、ガルバノスキャナ42の動作制御などを行う。

[0046] 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、光減衰器１０５の動作制御、偏波調整器１０６の動作制御、ＣＣＤイメージセンサ１１５の動作制御などを行う。

[0047] 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、各種の回路基板、たとえばＯＣＴ画像を形成するため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。

[0048] 眼底カメラユニット２、表示装置３、ＯＣＴユニット１００およ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、２つ以上の筐体に別れて構成されていてもよい。

[0049] 〔制御系〕

眼底観察装置１の制御系の構成について図３および図４を参照しつつ説明する。

[0050] （制御部）

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

[0051] （主制御部）

主制御部２１１は前述の各種制御を行う。特に、主制御部２１１は、眼底カメラユニット２の合焦駆動部３１Ａ、開口数変更部４０Ａ、光路長変更部４１、ガルバノスキャナ４２、および合焦駆動部４３Ａを制御する。また、主制御部２１１は、ＯＣＴユニット１００の光源ユニット１０１、光減衰器１０５および偏波調整器１０６を制御する。

[0052] 合焦駆動部３１Ａは、合焦レンズ３１を光軸方向に移動させる。それによ

り、撮影光学系30の合焦位置が変更される。合焦駆動部43Aは、主制御部211の制御を受けて、合焦レンズ43を光軸に沿って移動する。それにより、OCT計測用の光学系の合焦位置が変更される。なお、この合焦位置は、コリメータレンズユニット40を介して光ファイバ107に入射される信号光LSの光量を規定する。つまり、最適な合焦位置は、光ファイバ107のコリメータレンズユニット40側のファイバ端と、眼底Efとが光学的に共役になる位置に合焦レンズ43を配置させることによって実現される。合焦駆動部31Aおよび合焦駆動部43Aは、それぞれ、パルスモータ等のアクチュエータと、このアクチュエータにより発生された駆動力を合焦レンズ43に伝達する機構とを含む。

[0053] 主制御部211は、図示しない光学系駆動部を制御して、眼底カメラユニット2に設けられた光学系を3次元的に移動させることもできる。この制御は、アライメントやトラッキングにおいて用いられる。トラッキングとは、被検眼Eの眼球運動に合わせて装置光学系を移動させるものである。トラッキングを行う場合には、事前にアライメントとピント合わせが実行される。トラッキングは、装置光学系の位置を眼球運動に追従させることにより、アライメントとピントが合った好適な位置関係を維持する機能である。

[0054] また、主制御部211は、記憶部212にデータを書き込む処理や、記憶部212からデータを読み出す処理を行う。

[0055] (記憶部)

記憶部212は、各種のデータを記憶する。記憶部212に記憶されるデータとしては、たとえば、OCT画像の画像データ、眼底像の画像データ、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。また、記憶部212には、眼底観察装置1を動作させるための各種プログラムやデータが記憶されている。

[0056] (画像形成部)

画像形成部220は、CCDイメージセンサ115からの検出信号に基づ

いて、眼底E fの断層像の画像データを形成する。この処理には、従来のスペクトラル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、分散補償、FFT（Fast Fourier Transform）などの処理が含まれている。他のタイプのOCT装置の場合、画像形成部220は、そのタイプに応じた公知の処理を実行する。

[0057] 画像形成部220は、たとえば、前述の回路基板を含んで構成される。なお、この明細書では、「画像データ」と、それに基づく「画像」とを同一視することがある。

[0058]（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、画像の輝度補正等の各種補正処理を実行する。また、画像処理部230は、眼底カメラユニット2により得られた画像（眼底像、前眼部像等）に対して各種の画像処理や解析処理を施す。

[0059] 画像処理部230は、断層像の間の画素を補間する補間処理などの公知の画像処理を実行して、眼底E fの3次元画像の画像データを形成する。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240A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。

[0060] また、3次元画像の画像データとして、複数の断層像のスタックデータを

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

[0061] 画像処理部230は、層厚算出部231、反復回数決定部232、開口数決定部233および合成断層像形成部234を有する。

[0062] (層厚算出部)

層厚算出部231は、眼底E fの断層像を解析することにより、眼底E fの所定層の厚さを算出する。この処理は、眼底E fの所定層の境界（上端および下端）を特定する処理と、特定された上端と下端との間の距離を求める処理とを含む。

[0063] 所定層は、観察対象となる眼底E fの層を示す。眼底E fの層組織には、網膜、脈絡膜および強膜がある。また、網膜は、多層構造となっており、内境界膜、神経線維層、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、視細胞層および網膜色素上皮層を有する。所定層としては、網膜、脈絡膜若しくは強膜、または網膜に含まれる1以上の層組織が適用される。所定層は予め設定される。また、所定層を任意に設定できるようにしてもよい。

[0064] 所定層の境界を特定する処理は、いわゆるセグメンテーションと呼ばれる処理である。セグメンテーションとは、眼底E fの層組織に相当する断層像中の画像領域を特定する画像処理である。この処理は、断層像の画素値（輝度値）に基づいて行われる。眼底E fの層組織はそれぞれ特徴的な反射率を有し、その層組織の画像領域も特徴的な輝度値を有する。セグメンテーションにおいては、そのような特徴的な輝度値に基づいて目的の画像領域を特定する。なお、眼底E fの表面（網膜と硝子体との境界）を特定し、その表面位置からの距離に基づいて目的の画像領域を特定することも可能である。

[0065] このようにして所定層の境界（上端および下端）が特定されたら、層厚算出部231は、たとえば上端と下端との間の画素数を求め、この画素数に基づいて所定層の厚さを求める。所定層の厚さを示す情報（層厚情報）は、画素数自体でもよいし、画素数から得られる距離情報（実空間における距離への換算等）でもよい。また、層厚情報は、所定層における厚さ分布を示す情報でもよいし、この厚さ分布から統計的に得られる情報（平均値、最頻値、中央値、最大値、最小値等）でもよい。また、所定層の所定位置（たとえばフレーム中心を通る直線状における位置）の厚さを層厚情報としてもよい。

[0066] （反復回数決定部）

反復回数決定部232は、層厚算出部231により取得された層厚情報に基づいて、OCT計測におけるスキンの反復回数を決定する。詳細は後述するが、この実施形態のOCT計測は、合焦位置を変更しながら眼底Efの同じ部分を反復的にスキャンするものである。反復回数決定部232により決定される反復回数は、このようなOCT計測により得られる断層像の数に相当する。また、このようなOCT計測において合焦位置を段階的に変更する場合、反復回数は、変更される合焦位置の個数に相当する。

[0067] 反復回数を決定する処理の例を説明する。図5に示すように、層厚情報として、網膜厚d、つまり網膜表面（内境界膜と硝子体との境界）L1と、網膜底面（網膜色素上皮層と脈絡膜との境界）L2との間の距離が得られたとする。また、断層像Gのフレームの高さ（眼底Efの深さ方向（z方向）における距離）をHとする。

[0068] 第1の処理例を説明する。反復回数決定部232は、フレーム高さHを網膜厚dで除算する。商 $H/d$ が整数である場合には、商 $H/d$ を反復回数とする。また、商 $H/d$ が整数でない場合には、商 $H/d$ より大きい整数のうち最小の値を反復回数とする。

[0069] 第2の処理例を説明する。反復回数決定部232は、網膜厚d以下であり、かつ、フレーム高さHの整数分の1である値d1を求める： $d1 \leq d$ 、 $H/d1 = \text{整数}$ 。この整数は、この関係を満たす最大の値であってもよいし、

それ未満の値でもよい。この整数の値が反復回数として用いられる。

[0070] 第3の処理例を説明する。反復回数決定部232は、網膜厚 $d$ 未満の値 $d_2$ を任意に設定する： $d_2 < d$ 。そして、この値 $d_2$ でフレーム高さ $H$ を除算して得られる商 $H/d_2$ が整数である場合には、商 $H/d_2$ を反復回数とする。また、商 $H/d_2$ が整数でない場合には、商 $H/d_2$ より大きい整数のうち最小の値を反復回数とする。なお、値 $d_2$ を求める方法は、たとえば、網膜厚 $d$ を所定数 $e$ で除算した値とされる： $d_2 = d/e$ 。また、実質的に同値であるが、網膜厚 $d$ に所定割合 $f$  (%)を乗算した値を $d_2$ とすることもできる： $d_2 = d \times f$ 。

[0071] なお、後述する合成断層像の形成処理において、いわゆる「のりしろ」を設ける場合には、上記処理例で得られる反復回数に「のりしろ」に相当する反復回数が加算される。また、後述のように、焦点深度に基づいて反復回数を決定することも可能である。

[0072] (開口数決定部)

前述のように、OCT計測における開口数は、開口数変更部40Aによって変更される。開口数決定部233は、OCT計測における焦点深度（または被写界深度）が所定層の厚さ未満となるように開口数の値を決定する。

[0073] 一般論として、焦点深度 $D$ と開口数 $NA$ の間には次のような関係がある： $D = \lambda / (2 \times NA^2)$ 。ここで、 $\lambda$ は信号光 $LS$ の（中心）波長であり、固定値である。

[0074] 図5に示す場合、開口数決定部233は、焦点深度 $D$ が網膜厚 $d$ 未満となるように開口数 $NA$ の値を決定する。すなわち、開口数決定部233は、次の関係式を満たすように開口数 $NA$ の値を決定する： $d > D = \lambda / (2 \times NA^2)$ 、つまり $NA > \sqrt{\lambda / 2d}$ 。

[0075] 数値例として、 $NA = 0.088$ 、 $\lambda = 840 \text{ nm}$ とすると、 $D \div 50 \mu\text{m}$ となる。一般的な網膜厚 $d$ が $200 \sim 300 \mu\text{m}$ であるから、焦点深度 $D < \text{網膜厚 } d$ となる。

[0076] 以上のようにして得られた焦点深度 $D$ に基づいて反復回数を決定すること

ができる。たとえば、反復回数決定部 232 は、フレーム高さ  $H$  を焦点深度  $D$  で除算する。商  $H/D$  が整数である場合、商  $H/D$  を反復回数とする。また、商  $H/D$  が整数でない場合、たとえば商  $H/D$  より大きい整数のうち最小の値を反復回数とする。

[0077] (合成断層像形成部)

この実施形態の OCT 計測では、合焦位置を変更させつつ眼底  $E_f$  の同一箇所を反復的にスキャンする。それにより、当該スキャン箇所について、合焦位置が異なる断層像が、反復回数に相当する枚数だけ得られる。合成断層像形成部 234 は、このようにして得られた 2 以上の断層像に基づいて、1 枚の合成断層像を形成する。

[0078] このような処理を行うために、合成断層像形成部 234 は、部分画像特定部 2341、位置調整部 2342、部分画像形成部 2345 および合成処理部 2346 を有する。また、位置調整部 2342 は、特徴画像領域特定部 2343 および画像位置調整部 2344 を有する。

[0079] (部分画像特定部)

上記のように、この実施形態では、合焦位置を変更させつつ眼底  $E_f$  の同一箇所を反復的にスキャンする。よって、断層像ごとに合焦位置が異なる。部分画像特定部 2341 は、各断層像について、対応する合焦位置に相当する画像領域を含む部分画像を特定する。合焦位置に相当する画像領域とは、この合焦位置に対応するフレームの深さ位置 ( $z$  座標) を示す。

[0080] 部分画像を特定する処理の例を説明する。反復的なスキャンにより得られた複数の断層像のうちの 1 つを図 6 に示す。直線  $FP_i$  は、断層像  $G_i$  を取得したときの合焦位置を示す。直線  $FP_i$  上に位置する画素が、この合焦位置に相当する画像領域をなす。部分画像特定部 2341 は、たとえば、直線  $FP_i$  上に位置する画素がなす画像領域を中心として眼底  $E_f$  の深さ方向 ( $z$  方向) にそれぞれ等距離だけ広がる範囲  $R_i$  を特定する。範囲  $R_i$  に位置する画素からなる画像領域が、断層像  $G_i$  の部分画像とされる。

[0081] 範囲  $R_i$  は、たとえば、断層像  $G_i$  のフレーム高さを上記反復回数で除算

して得られる距離にわたる。この距離は、たとえば上記の焦点深度である。  
また、後述の合成処理において「のりしろ」を用いる場合には、範囲  $R_i$  は「のりしろ」に相当する距離を含む。

[0082] (位置調整部)

位置調整部 2342 は、部分画像特定部 2341 により特定された部分画像を解析することにより、これら部分画像の相対位置を調整する。この処理を行うために、位置調整部 2342 は、たとえば特徴画像領域特定部 2343 および画像位置調整部 2344 を有する。

[0083] (特徴画像領域特定部)

特徴画像領域特定部 2343 は、部分画像特定部 2341 により特定された各部分画像を解析することにより、眼底  $E_f$  の特徴部位に相当する特徴画像領域を特定する。特徴部位は、黄斑部（中心窩）、視神経乳頭、病変部などである。また、所定の層組織に相当する画像領域を特徴画像領域としてもよい。特徴画像領域を特定する処理は、たとえば、層厚算出部 231 と同様にして所定の画像領域を特定し、この画像領域の形状に基づいて特徴画像領域を特定することにより行われる。

[0084] 具体例として、黄斑部（中心窩）に相当する特徴画像領域を特定する場合、黄斑部に特徴的な凹部を検出する。また、視神経乳頭に相当する特徴画像領域を特定する場合、視神経乳頭に特徴的な深さ方向（ $z$  方向）への傾斜を検出する。また、浮腫（病変部）に相当する特徴画像領域を特定する場合、浮腫に特徴的な凸部を検出する。なお、浮腫に相当する空洞部を検出することもできる。

[0085] (画像位置調整部)

画像位置調整部 2344 は、特徴画像領域特定部 2343 により特定された特徴画像領域に基づいて、部分画像特定部 2341 により特定された複数の部分画像の相対位置を調整する。この処理は、たとえば、特徴画像領域が一致するように、隣接する部分画像の位置合わせを行うものである。「のりしろ」が設けられている場合、特徴画像領域が重なるように、隣接する部分

画像の位置合わせを行うことができる。「のりしろ」が設けられていない場合、特徴画像領域がスムーズにつながるように、隣接する部分画像の位置合わせを行うことができる。

[0086] (部分画像形成部)

部分画像形成部 2345 は、反復的なスキャンにより得られた断層像をトリミングして部分画像を形成する。このトリミング処理は、たとえば、部分画像特定部 2341 によって特定された断層像中の範囲に位置する画素の画素情報（画素位置および画素値）を抽出するものである。

[0087] (合成処理部)

合成処理部 2346 は、部分画像形成部 2345 により形成された複数の部分画像を合成して 1 枚の断層像（合成断層像）を形成する。この合成処理は、たとえば、複数の部分画像の画素情報を単一の画像データとするものである。合成断層像は、反復的なスキャンが行われた眼底 E f の断面を描画した画像である。更に、各部分画像は、その OCT 計測時における合焦位置に相当する画像領域を含むものであるから、合成断層像は全体的にフォーカスが合った画像となる。

[0088] 図 7 A および図 7 B を参照しつつ、この実施形態における合成処理の例を説明する。合成処理では、図 7 A に示す複数の断層像 G 1 ~ G n の部分画像 P G 1 ~ P G n が合成される。部分画像 P G 1 ~ P G n はそれぞれ、図 6 に示す断層像 G i の範囲 R i に相当する画像である。この実施形態では、たとえば、反復的なスキャンにおける合焦位置の変更を段階的に行う。その場合、図 6 および図 7 A に示すように、矩形状の部分画像 P G 1 ~ P G n を適用できる。合成処理部 2346 は、これら矩形状の部分画像 P G 1 ~ P G n を合成することで、図 7 B に示す合成断層像 C G を形成する。合成断層像 C G は、矩形状の部分画像 P G 1 ~ P G n を深さ方向（z 方向）に配列したものである。

[0089] 合成処理部 2346 は、位置調整部 2342 による部分画像の相対位置の調整結果に基づいてこれら部分画像を合成することにより、合成断層像を形

成することができる。ここで、位置調整の結果を常に反映させてもよいし、場合に応じて反映させるようにしてもよい。後者の例として、特徴画像領域の変位に基づいて部分画像の位置ずれを求め、この位置ずれが閾値以上である場合にのみ位置調整の結果を反映させて合成処理を行うことができる。

[0090] 以上のように機能する画像処理部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。ハードディスクドライブ等の記憶装置には、上記機能をマイクロプロセッサに実行させるコンピュータプログラムが予め格納されている。

[0091] (ユーザインターフェイス)

ユーザインターフェイス240には、表示部240Aと操作部240Bとが含まれる。表示部240Aは、前述した演算制御ユニット200の表示デバイスや表示装置3を含んで構成される。操作部240B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。操作部240Bには、眼底観察装置1の筐体や外部に設けられた各種のボタンやキーが含まれていてもよい。たとえば眼底カメラユニット2が従来の眼底カメラと同様の筐体を有する場合、操作部240Bは、この筐体に設けられたジョイスティックや操作パネル等を含んでいてもよい。また、表示部240A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などの各種表示デバイスを含んでいてもよい。

[0092] なお、表示部240Aと操作部240B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。その場合、操作部240Bは、このタッチパネルとコンピュータプログラムとを含んで構成される。操作部240Bに対する操作内容は、電気信号として制御部210に入力される。また、表示部240Aに表示されたグラフィカルユーザインターフェイス(GUI)と、操作部240Bとを用いて、操作や情報入力を行うようにしてもよい。

[0093] [信号光の走査およびOCT画像について]

ここで、信号光L Sの走査およびOCT画像について説明しておく。

- [0094] 眼底観察装置1による信号光L S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。
- [0095] 水平スキャンは、信号光L S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L S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。
- [0096] 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L S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L S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。
- [0097] 円スキャンは、円形状の軌跡に沿って信号光L S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L Sを走査させるものである。円スキャンは同心円スキャンの一例である。螺旋スキャンは、回転半径を次第に小さく（または大きく）させながら螺旋状（渦巻状）の軌跡に沿って信号光L Sを走査するものである。
- [0098] ガルバノスキャナ42は、互いに直交する方向に信号光L Sを走査するように構成されているので、信号光L Sをx方向およびy方向にそれぞれ独立に走査できる。更に、ガルバノスキャナ42に含まれる2つのガルバノミラーの向きを同時に制御することで、xy面上の任意の軌跡に沿って信号光L Sを走査することが可能である。それにより、上記のような各種の走査態様

を実現できる。

[0099] 上記のような態様で信号光L Sを走査することにより、走査線（走査軌跡）に沿う方向と眼底深度方向（z方向）とにより張られる面における断層像を取得することができる。また、特に走査線の間隔が狭い場合には、前述の3次元画像を取得することができる。

[0100] 上記のような信号光L Sの走査対象となる眼底E f上の領域、つまりOCT計測の対象となる眼底E f上の領域を走査領域と呼ぶ。3次元スキャンにおける走査領域は、複数の水平スキャンが配列された矩形の領域である。また、同心円スキャンにおける走査領域は、最大径の円スキャンの軌跡により囲まれる円盤状の領域である。また、放射スキャンにおける走査領域は、各スキャンラインの両端位置を結んだ円盤状（或いは多角形状）の領域である。

[0101] [動作]

眼底観察装置1の動作について説明する。図8は、眼底観察装置1の動作の一例を表す。なお、アライメントやフォーカスはなされているものとする。

[0102] (S1：事前処理用の断層像を取得する)

まず、事前処理用の断層像を取得する。事前処理とは、スキャンの反復回数や開口数を決定する処理である。ここで取得される断層像は、たとえば、眼底E fの同一断面を繰り返しスキャンして得られるライブ断層像である。

[0103] (S2：層厚情報を求める)

層厚算出部231は、ステップ1で取得された断層像を解析し、眼底E fの所定層の厚さを示す層厚情報を求める。

[0104] (S3：開口数を決定する)

開口数決定部233は、焦点深度が、ステップ2で取得された層厚情報に示す厚さ未満となるように、開口数の値を決定する。主制御部211は、開口数変更部40Aを制御して、開口数を決定された値に設定する。

[0105] (S4：反復回数を決定する)

反復回数決定部 232 は、ステップ 2 で取得された層厚情報に示す厚さに基づいて、信号光 L S の反復的なスキャンにおける反復回数を決定する。このとき、合焦位置の決定も行うことが可能である。たとえば、断層像のフレーム高さを反復回数で等分する位置をそれぞれ合焦位置とすることができる。

[0106] (S5 : 反復的なスキャンを行う)

所定のトリガを受けて、主制御部 211 は、合焦位置を変更させつつ反復的なスキャンを実行する。この反復的なスキャンは、ステップ 3 で設定された開口数で、かつ、ステップ 4 で決定された反復回数だけ実行される。また、変更される合焦位置の数は、反復回数と同じ数である。

[0107] 反復的なスキャンの制御は、たとえば図 9 に示すタイミングチャートで実行される。信号光 L S のスキャンにおいて、信号光 L S の照射位置は、鋸歯形状で示されるグラフにしたがって変更される。このグラフの斜線部分 T S は、異なる複数の照射位置に対する信号光 L S のスキャン動作を示す。また、このグラフの垂直部分 T R は、複数の照射位置のうち最後の照射位置から最初の照射位置に信号光 L S の照射位置を変更する動作（戻し動作）を示す。一方、合焦位置は、階段状のグラフ T F 1 に示すように段階的に変更される。合焦位置の変更は、信号光 L S の照射位置の戻し動作（垂直部分 T R）と同時に行われる。

[0108] (S6 : 複数の断層像を形成する)

画像形成部 220 は、ステップ 5 の反復的なスキャンにより得られたデータに基づいて、複数の断層像を形成する。ここで形成される断層像の個数は、ステップ 4 で決定された反復回数に等しい。各断層像は、図 9 に示すスキャンのタイミングチャートにおける一つの斜線部分 T S の間に収集されたデータから形成される。

[0109] (S7 : 部分画像を特定する)

部分画像特定部 2341 は、ステップ 6 で形成された各断層像について、対応する合焦位置に相当する画像領域を含む部分画像を特定する。

[0110] (S 8 : 特徴画像領域を特定する)

特徴画像領域特定部 2 3 4 3 は、ステップ 7 で特定された各部分画像を解析することにより、眼底 E f の特徴部位に相当する特徴画像領域を特定する。

[0111] (S 9 : 部分画像の相対位置を調整する)

画像位置調整部 2 3 4 4 は、ステップ 8 で特定された特徴画像領域に基づいて部分画像の相対位置を調整する。

[0112] (S 1 0 : 部分画像を形成する)

部分画像形成部 2 3 4 5 は、ステップ 7 で特定された部分画像を断層像からトリミングする。それにより、各断層像から部分画像が形成される。なお、ステップ 1 0 の処理は、ステップ 7 以降の任意のタイミングで行うことができる。

[0113] (S 1 1 : 合成断層像を形成する)

合成処理部 2 3 4 6 は、ステップ 9 における相対位置の調整結果に基づいて、ステップ 1 0 で形成された部分画像を合成することにより、眼底 E f の合成断層像を形成する。形成された合成断層像は、主制御部 2 1 1 により記憶部 2 1 2 に記憶される。また、合成断層像を表示部 2 4 0 A に表示させることもできる。以上で、この動作例は終了となる。

[0114] [作用・効果]

この実施形態に係る光画像計測装置（眼底観察装置 1）の作用および効果について説明する。

[0115] 眼底観察装置 1 は、光学系と、画像形成部と、制御部と、合成断層像形成部とを有する。光学系は、対象物（眼底 E f）に対する信号光の照射位置を変更する走査部（ガルバノスキャナ 4 2）と、信号光の合焦位置を変更する合焦位置変更部（合焦レンズ 4 3、合焦駆動部 4 3 A）とを含む。更に、光学系は、各信号光の対象物からの戻り光と参照光との干渉光を検出する。つまり、光学系は対象物の OCT 計測を行う。画像形成部 2 2 0 は、信号光の複数の照射位置に対応する複数の干渉光の検出結果に基づいて断層像を形成

する。制御部（主制御部 211）は、光学系を制御することにより、合焦位置を変更させつつ複数の照射位置に対して信号光を反復的に照射させる。合成断層像形成部（234）は、反復的な信号光の照射の結果に基づき画像形成部により形成された 2 以上の断層像に基づいて、1 の合成断層像を形成する。

[0116] このような構成によれば、対象物の同一断面を合焦位置を変えつつ複数回スキャンして得られる複数の断層像を合成して 1 枚の断層像（合成断層像）を形成できるので、フレーム全体にわたってフォーカスが合った画像が得られる。また、横分解能に影響するファクタ（開口数等）についても任意の設定を適用して OCT 計測を行うことができる。したがって、横分解能が高く、かつ全体的にシャープな画像を取得することが可能である。

[0117] 合成断層像形成部は、画像形成部により形成された各断層像について、対応する合焦位置に相当する画像領域を含む部分画像を特定する部分画像特定部（2341）を含んでいてもよい。その場合、合成断層像形成部は、特定された部分画像を合成することにより合成断層像の形成を行うことができる。この構成を適用すれば、断層像のうち合焦位置を含む部分画像を合成することができるので、全体的にフォーカスが合った画像を確実に、また自動で取得することが可能である。

[0118] 合成断層像形成部は、部分画像特定部により特定された部分画像を解析することにより、これら部分画像の相対位置を調整する位置調整部（2342）を含んでいてもよい。その場合、合成断層像形成部は、相対位置の調整がなされた部分画像を合成することにより合成断層像の形成を行うことができる。この構成を適用すれば、反復的なスキャン中における眼球運動や拍動によって断層像の間に位置ずれが発生しても、この位置ずれを補正して合成断層像を形成することが可能である。

[0119] 位置調整部は、各部分画像を解析することにより、対象物の特徴部位に相当する特徴画像領域を特定する特徴画像領域特定部（2343）を含んでいてもよい。その場合、位置調整部（2342）は、特定された特徴画像領域

に基づいて部分画像の相対位置の調整を行うことができる。この構成を適用すれば、特徴画像領域に基づいて高精度、高確度の位置調整が可能である。

[0120] 眼底観察装置 1 は、予め取得された対象物の所定層の厚さに基づいて、反復的な信号光の照射における反復回数を決定する反復回数決定部（232）を有していてもよい。この構成を適用すれば、反復的なスキャンにおける反復回数を自動で決定することができる。また、所定層の厚さを参照することにより、適正な反復回数を求めることが可能である。

[0121] 眼底観察装置 1 は、反復的な信号光の照射の前に取得された断層像を解析することにより、所定層の厚さを算出する層厚算出部（231）を有していてもよい。この構成を適用すれば、対象物を実際に測定して得られた所定層の厚さを参照することができるので、最適な反復回数を求めることが可能である。

[0122] 開口数を変更する開口数変更部（40A）を光学系に設け、かつ、焦点深度が所定層の厚さ未満となるように開口数の値を決定する開口数決定部（233）を設けてもよい。その場合、制御部は、開口数変更部を制御して、開口数を決定された値に設定することができる。この構成を適用すれば、所定層の OCT 計測を高分解能で行うことができ、高画質の合成断層像を取得することができる。なお、開口数の決定は、横分解能への影響も考慮して行うことが望ましい。

[0123] 制御部は、反復的な信号光の照射において、複数の照射位置に対する信号光の照射の反復ごとに合焦位置を段階的に変更させることができる（図 9 参照）。その場合、合成断層像形成部は、合焦位置に相当する画像領域を含む断層像の矩形状部分画像に基づいて、合成断層像の形成を行うことができる。この構成は、反復的なスキャンと画像合成処理の一具体例を提供するものである。

[0124] 合成断層像形成部は、各断層像をトリミングして部分画像を形成する部分画像形成部（2345）と、これら部分画像をタイリングすることにより合成断層像の形成を行う合成処理部（2346）とを含んでいてもよい。タイ

リング (t i l i n g) とは、複数の画像を貼り合わせるにより 1 つの画像を形成する画像合成処理を示す。この実施形態のタイリングにおいて、「のりしろ」はあってもなくてもよい。この構成は、画像合成処理の一具体例を提供するものである。

[0125] [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（省略、置換、付加等）を適宜に施すことが可能である。以下、そのような変形の例を説明する。なお、上記実施形態と同様の構成部分については同じ符号を付して説明を行う。

[0126] (変形例 1)

前述のように、反復的なスキャンを行なっている間に眼球運動や拍動、体動が発生すると、取得される複数の断層像に位置ずれが発生する。この位置ずれが大きい場合、複数の断層像は異なる断面を描画する画像となり、合成断層像の形成には不適當な画像となる。この変形例は、このような事態に対処するものである。

[0127] この変形例の構成の一例を図 10 に示す。この変形例に係る光画像計測装置（眼底観察装置）は、上記実施形態とほぼ同様の構成を有するが（図 3 参照）、画像処理部 230 に変位検出部 235 が設けられている点が異なる。なお、この変形例の画像処理部 230 は、上記実施形態と同様の層厚算出部 231、反復回数決定部 232 および／または開口数決定部 233 を有していてもよい。また、この変形例の合成断層像形成部 234 は、上記実施形態と同様の構成を有していてもよいし（図 4 参照）、これと異なる構成を有していてもよい。

[0128] 変位検出部 235 は、反復的なスキャンを実行している間における、OCT 計測用の光学系と対象物（眼底 E f）との変位を検出する。この変位検出処理には、x y 方向の変位の検出と、z 方向の変位の検出の少なくとも一方が含まれる。なお、変位検出処理は、合成断層像を形成する処理の前に実行

されることが望ましい。

[0129]  $x$   $y$  方向の変位の検出は、たとえば、反復的なスキャンと並行して眼底 E f の観察画像（リアルタイム赤外眼底像）を取得し、時系列的に取得されるフレームにおける眼底 E f の特徴部位の位置の経時変化を検出することによって行うことができる。また、被検眼 E の前眼部の観察画像によって同様の処理を行うこともできる。このような処理は、前述したトラッキングにおいても実行される。

[0130] また、反復的なスキャンにより得られた複数の断層像を解析することにより  $x$   $y$  方向の変位を検出することも可能である。なお、これら断層像は、反復的なスキャンの反復周波数をフレームレートとする時系列的な断層像である。これら断層像のフレームにおける眼底 E f の特徴部位の形態（位置（ $x$  座標、 $y$  座標）、形状、サイズ等）の経時変化を検出することにより、 $x$   $y$  方向の変位を検出することが可能である。

[0131]  $z$  方向の変位の検出は、たとえば、反復的なスキャンにより得られた複数の断層像を解析することにより行うことが可能である。その一例として、 $x$   $y$  方向の変位検出と同様に、これら断層像のフレームにおける眼底 E f の特徴部位の位置（ $z$  座標）の経時変化を検出することにより、 $z$  方向の変位を検出することが可能である。

[0132] 主制御部 2 1 1 は、変位検出部 2 3 5 により検出された変位に基づいて、眼底 E f の反復的なスキャンを新たに実行させる。この処理は、たとえば、検出された変位（変位の最大値等）に基づいて新たな反復的なスキャンを行うか否か判断する処理である。また、この処理は、検出された変位に基づいて新たな反復的なスキャンの制御内容（走査態様、走査位置等）を決定する処理を含んでいてもよい。

[0133] 新たな反復的なスキャンは、たとえば前回と同じ走査態様で行われる。なお、前回と異なる走査態様を適用することもできる。たとえば、前回の反復的なスキャンで水平スキャンが適用された場合、隣接する 2 本の水平スキャンを新たな反復的なスキャンの走査態様として適用して、再度のやり直しのおそれ

の低減を図ることができる。

[0134] 画像形成部 220 は、新たに実行された反復的スキャンで得られた検出信号に基づいて、複数の新たな断層像を形成する。合成断層像形成部 234 は、これら新たな断層像に基づいて合成断層像を形成する。

[0135] 画像形成部 220 により形成された複数の新たな断層像に対して、上記と同様の変位検出処理を実行することも可能である。たとえば、新たに検出された変位に基づいて更なる反復的スキャンを実行するか否か判断することができる。その場合、反復的スキャンのやり直し回数が所定回数に達したときに、その旨のメッセージを表示部 240A に表示させるように構成することができる。

[0136] このような変形例によれば、反復的なスキャンの間における光学系と対象物との変位に基づいて新たなスキャンを行うことが可能である。たとえば、反復的なスキャンが好適に行われなかった場合に自動で再計測を行うことができる。

[0137] (変形例 2)

この変形例は、変形例 1 と同様の事態に対処するものである。変形例 1 では、反復的なスキャンの間における光学系と対象物との変位に基づき新たなスキャンを行っているが、この変形例ではこの変位に基づいて報知を行う。

[0138] この変形例の構成は変形例 1 と同様である (図 10 参照)。変位検出部 235 は、変形例 1 と同様に、反復的なスキャンを実行している間における、OCT 計測用の光学系と対象物 (眼底 E f) との変位を検出する。

[0139] 主制御部 211 は、変位検出部 235 により検出された変位に基づいて、報知部に報知情報を出力させる。報知部としては、表示部 240A、図示しない音声出力部などがある。報知情報は、報知部の構成によって異なり、たとえば視覚的情報 (文字列情報、画像情報等) や、聴覚的情報 (警告メッセージ、警告音等) である。

[0140] 主制御部 211 は、たとえば、検出された変位の統計値 (最大値、標準偏差等) を求め、この統計値に基づいて報知制御を行うことができる。具体例

として、変位の統計値が所定値以上であった場合に、その旨を示すメッセージを出力させることができる。また、変位の統計値自体を報知することもできる。これらの場合において、再計測の有無をユーザが指示するためのGUIを表示部240Aに表示させることもできる。

[0141] このような変形例によれば、反復的なスキャンの間における光学系と対象物との変位に基づいて報知を行うことができる。したがって、反復的なスキャンが好適に行われなかったことや、再計測を行うべきことを、ユーザに知らせることが可能である。

[0142] (変形例3)

上記実施形態では、反復的なスキャンにおいて合焦位置を段階的に変更しているが(図9参照)、合焦位置の変更態様はこれには限定されない。たとえば、反復的なスキャンにおいて合焦位置を連続的に変更することができる。この場合のタイミングチャートの例を図11に示す。

[0143] 信号光LSのスキャンは、上記実施形態と同様に実行される。このグラフの斜線部分TSは、異なる複数の照射位置に対する信号光LSのスキャン動作を示す。垂直部分TRは、信号光LSの照射位置の戻し動作を示す。一方、合焦位置は、上記実施形態と異なり、直線状のグラフTF2に示すように連続的に変更される。

[0144] なお、上記実施形態のように合焦位置を段階的に変更する場合には、スキャンの反復のそれぞれにおいて(つまり各斜線部分TSにおいて)合焦位置は同一であり、各反復に対応する合焦位置は1つである。しかし、この変形例では、合焦位置を連続的に変更している。よって、上記実施形態の図6に示すように、合成断層像の形成に供される断層像Giの範囲Riを矩形状にすると、その範囲Riから合焦位置が外れる可能性がある。また、合焦位置が外れないように範囲Riを広くすると、合焦位置からの距離が遠い部分ではフォーカスが甘くなってしまう。

[0145] このような事情を鑑み、この変形例では、断層像内の平行四辺形状の部分領域を用いて合成断層像を形成する。その例を図12Aに示す。図12Aに

示す複数の断層像  $J_1 \sim J_n$  は、図 11 に示すタイミングチャートにしたがって実行された反復的なスキャンにより得られたデータに基づいて形成される。ここで、各断層像  $J_i$  ( $i = 1 \sim n$ ) は、このタイミングチャートの第  $i$  番目の斜線部分 TS に相当するスキャンで収集されたデータに基づく。

[0146] この例では、断層像  $J_i$  の部分画像  $PJ_i$  が合成処理に用いられる。各部分画像  $PJ_i$  は、対応する斜線部分 TS の期間における合焦位置のグラフ（に相当する画像領域）TF2 に対して  $\pm z$  方向に等距離だけ幅を有する画像領域である。グラフ TF2 は単調な直線グラフ（つまり傾きが一定のグラフ）であるから、各部分画像  $PJ_i$  は平行四辺形状の画像領域となる。各部分画像  $PJ_i$  は平行四辺形状部分画像の例である。

[0147] 合成断層像形成部 234 は、このような平行四辺形状部分画像  $PJ_1 \sim PJ_n$  を合成することで合成断層像を形成する。図示は省略するが、この合成断層像は、平行四辺形状の部分画像  $PJ_1 \sim PJ_n$  を深さ方向（ $z$  方向）に配列したものである。この例では、各部分画像  $PJ_i$  に「のりしろ」が設けられており、隣接する部分画像  $PJ_i$ 、 $PJ_{i+1}$  の一部が互いに重畳されるように合成が行われる。なお、図 12B に示す断層像  $K_1 \sim K_n$  の部分画像  $PK_1 \sim PK_n$  のように「のりしろ」を設けずに合成処理を行うことも可能である。

[0148] 合成断層像のフレームの上端と下端の三角形状領域については、それに最も近い部分画像  $PJ_i$  を含む断層像  $J_i$ 、つまり、断層像  $J_1$  および  $J_n$  における当該三角形状領域の画像を用いることができる。また、図 11 に示すグラフ TF2 を経時的に前後に延長することで、これら三角形状領域の画像を別途に取得することも可能である。

[0149] 合焦位置を連続的に変化させる場合の他の例を図 13 に示す。この例は、合焦位置を連続的に変化させて反復的なスキャンを実行しつつも、上記実施形態のような矩形状の部分画像を用いて合成処理を行うものである。

[0150] 主制御部 211 は、合焦位置の制御を行うので、反復的なスキャンの任意のタイミングにおける合焦位置（ $z$  座標）を認識している。なお、反復的な

スキャンの間における合焦レンズ43の位置を検出するセンサを設けることにより合焦位置を認識するようにしてもよい。

[0151] 主制御部211は、信号光LSのスキャンにおける各斜線部分TSについて、その期間における代表的な合焦位置を取得する。この代表的な合焦位置としては、たとえば、図13に示すように、斜線部分TSの期間の中間時点 $t_1 \sim t_n$ における合焦位置を適用できる。

[0152] 合成断層像形成部234は、各断層像について、その斜線部分TSに対応する代表的な合焦位置に相当する画像領域（z方向に直交する線分上の画素からなる）を含むように、矩形状の部分画像を特定する。そして、合成断層像形成部234は、特定された矩形状の部分画像を合成することにより合成断層像を形成する。なお、図12Aに示す合焦位置に相当する画像領域TF2を含むように矩形状の部分画像を設定することも可能である。

[0153] 以上のような変形例は、合焦位置を連続的に変更しているので、段階的に変更する場合と比較して、合焦駆動部43Aの構成や制御の簡素化を図ることができる。

[0154] （変形例4）

上記実施形態では、複数の断層像をトリミングして貼り合わせることでより合成断層像を形成しているが、合成処理はこれには限定されない。たとえば、レイヤー機能を用いて複数の断層像を重ね合わせることでより合成断層像を形成することができる。

[0155] この変形例の構成の一例を図14に示す。この変形例に係る光画像計測装置（眼底観察装置）は、上記実施形態とほぼ同様の構成を有するが（図3参照）、画像処理部230に重み付け部2347が設けられている点が異なる。なお、この変形例の画像処理部230は、上記実施形態と同様の層厚算出部231、反復回数決定部232および／または開口数決定部233を有していてもよい。また、この変形例の合成断層像形成部234は、上記実施形態と同様の構成を有していてもよいし（図4参照）、これと異なる構成を有していてもよい。

[0156] 重み付け部2347は、合成処理に供される各断層像の画素に重み付けを行う。この重み付けは、たとえば、断層像の画素のアルファチャンネルに透過度情報（アルファ値）を付与することにより行われる。重み付け部2347は、上記実施形態の部分画像を構成する画素の不透明度が相対的に高くなるように透過度情報を付与する。その具体例を図15Aおよび図15Bに示す。

[0157] 反復的なスキャンにより複数の断層像 $M_i$ （ $i = 1 \sim n$ ）が得られたとする。図15Aに示す不透明度グラフ $\alpha_1$ は、断層像 $M_i$ の部分画像 $P M_i$ の不透明度が相対的に高くなるように、断層像 $M_i$ の画素のアルファチャンネルに透過度情報を付与する。不透明度グラフ $\alpha_1$ が適用された断層像 $M_i$ は、部分画像 $P M_i$ の不透明度が高く、部分画像 $P M_i$ から離れるに連れて不透明度が徐々に低くなっていく画像である。

[0158] 図15Bに示す不透明度グラフ $\alpha_2$ は、断層像 $M_i$ の部分画像 $P M_i$ の不透明度が最大値を取り、それ以外の部分の不透明度が最低値を取るよう作成されたものである。不透明度グラフ $\alpha_2$ が適用された断層像 $M_i$ は、部分画像 $P M_i$ 以外の部分が透明な画像である。

[0159] 合成断層像形成部234は、重み付け部2347により画素に重み付けがなされた複数の断層像 $M_1 \sim M_n$ を重ね合わせることで合成断層像を形成する。ここで、複数の断層像 $M_i$ の位置合わせを行う場合には、上記実施形態と同様にして行うことが可能である。

[0160] （その他の変形例）

上記の実施形態においては、光路長変更部41の位置を変更することにより、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、この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、参照光の光路に反射ミラー（参照ミラー）を配置し、この参照ミラーを参照光の進行方向に移動させて参照光の光路長を変更することによって、当該光路長差を変更することが可能である。また、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 $L_S$ の光路長を変更す

ることにより当該光路長差を変更するようにしてもよい。また、特に対象物が生体部位でない場合などには、対象物を深度方向（ $z$ 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可能である。

[0161] 上記の実施形態を実現するためのコンピュータプログラムを、コンピュータによって読み取り可能な任意の記録媒体に記憶させることができる。この記録媒体としては、たとえば、半導体メモリ、光ディスク、光磁気ディスク（CD-ROM/DVD-RAM/DVD-ROM/MO等）、磁気記憶媒体（ハードディスク/フロッピー（登録商標）ディスク/ZIP等）などを用いることが可能である。

[0162] また、インターネットやLAN等のネットワークを通じてこのプログラムを送受信することも可能である。

## 符号の説明

[0163] 1 眼底観察装置（光画像計測装置）

2 眼底カメラユニット

40A 開口数変更部

41 光路長変更部

42 ガルバノスキャナ

43 合焦レンズ

43A 合焦駆動部

100 OCTユニット

200 演算制御ユニット

210 制御部

211 主制御部

212 記憶部

220 画像形成部

230 画像処理部

231 層厚算出部

232 反復回数決定部

- 2 3 3 開口数決定部
- 2 3 4 合成断層像形成部
  - 2 3 4 1 部分画像特定部
  - 2 3 4 2 位置調整部
  - 2 3 4 3 特徴画像領域特定部
  - 2 3 4 4 画像位置調整部
  - 2 3 4 5 部分画像形成部
  - 2 3 4 6 合成処理部
  - 2 3 4 7 重み付け部
- 2 3 5 変位検出部
- 2 4 0 A 表示部
- 2 4 0 B 操作部
- E 被検眼
- E f 眼底
- L S 信号光
- L R 参照光
- L C 干渉光

## 請求の範囲

- [請求項1] 対象物に対する信号光の照射位置を変更する走査部と、信号光の合焦位置を変更する合焦位置変更部とを含み、各信号光の対象物からの戻り光と参照光との干渉光を検出する光学系と、
- 信号光の複数の照射位置に対応する複数の干渉光の検出結果に基づいて断層像を形成する画像形成部と、
- 前記光学系を制御することにより、前記合焦位置を変更させつつ前記複数の照射位置に対して信号光を反復的に照射させる制御部と、
- 反復的な信号光の照射の結果に基づき前記画像形成部により形成された2以上の断層像に基づいて、1の合成断層像を形成する合成断層像形成部と
- を有する光画像計測装置。
- [請求項2] 前記合成断層像形成部は、
- 前記2以上の断層像のそれぞれについて、対応する合焦位置に相当する画像領域を含む部分画像を特定する部分画像特定部を含み、
- 特定された2以上の前記部分画像を合成することにより前記合成断層像を形成する
- ことを特徴とする請求項1に記載の光画像計測装置。
- [請求項3] 前記合成断層像形成部は、
- 前記2以上の部分画像を解析することにより、前記2以上の部分画像の相対位置を調整する位置調整部を含み、
- 相対位置の調整がなされた前記2以上の部分画像を合成することにより前記合成断層像を形成する
- ことを特徴とする請求項2に記載の光画像計測装置。
- [請求項4] 前記位置調整部は、
- 前記2以上の部分画像のそれぞれを解析することにより、対象物の特徴部位に相当する特徴画像領域を特定する特徴画像領域特定部を含み、

特定された特徴画像領域に基づいて前記 2 以上の部分画像の相対位置を調整する

ことを特徴とする請求項 3 に記載の光画像計測装置。

[請求項5] 反復的な信号光の照射の間における前記光学系と対象物との変位を検出する変位検出部を有し、

前記制御部は、検出された変位に基づいて、反復的な信号光の照射を新たに実行させ、

前記合成断層像形成部は、新たに実行された反復的な信号光の照射の結果に基づき形成された 2 以上の新たな断層像に基づいて、前記合成断層像を形成する

ことを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか一項に記載の光画像計測装置。

[請求項6] 反復的な信号光の照射の間における前記光学系と対象物との変位を検出する変位検出部を有し、

前記制御部は、検出された変位に基づいて、報知部に報知情報を出力させる

ことを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか一項に記載の光画像計測装置。

[請求項7] 予め取得された対象物の所定層の厚さに基づいて、反復的な信号光の照射における反復回数を決定する反復回数決定部を有することを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか一項に記載の光画像計測装置。

[請求項8] 反復的な信号光の照射の前に取得された断層像を解析することにより、前記所定層の厚さを算出する層厚算出部を有することを特徴とする請求項 7 に記載の光画像計測装置。

[請求項9] 前記光学系は、開口数を変更する開口数変更部を含み、  
焦点深度が前記所定層の厚さ未満となるように開口数の値を決定する開口数決定部を有し、

前記制御部は、前記開口数変更部を制御して、開口数を決定された

値に設定する

ことを特徴とする請求項 7 または請求項 8 に記載の光画像計測装置。

[請求項10] 前記制御部は、反復的な信号光の照射において、前記複数の照射位置に対する信号光の照射の反復ごとに前記合焦位置を段階的に変更させ、

前記合成断層像形成部は、各断層像において、対応する合焦位置に相当する画像領域を含む矩形状部分画像に基づいて、前記合成断層像を形成する

ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 9 のいずれか一項に記載の光画像計測装置。

[請求項11] 前記制御部は、反復的な信号光の照射において前記合焦位置を連続的に変更させ、

前記合成断層像形成部は、各断層像において、対応する合焦位置に相当する画像領域を含む平行四辺形状部分画像に基づいて、前記合成断層像を形成する

ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 9 のいずれか一項に記載の光画像計測装置。

[請求項12] 前記合成断層像形成部は、

前記 2 以上の断層像のそれぞれをトリミングして部分画像を形成する部分画像形成部と、

前記 2 以上の断層像から得られた 2 以上の部分画像をタイリングすることにより前記合成断層像の形成を行う合成処理部と

を含むことを特徴とする請求項 1 ～請求項 11 のいずれか一項に記載の光画像計測装置。

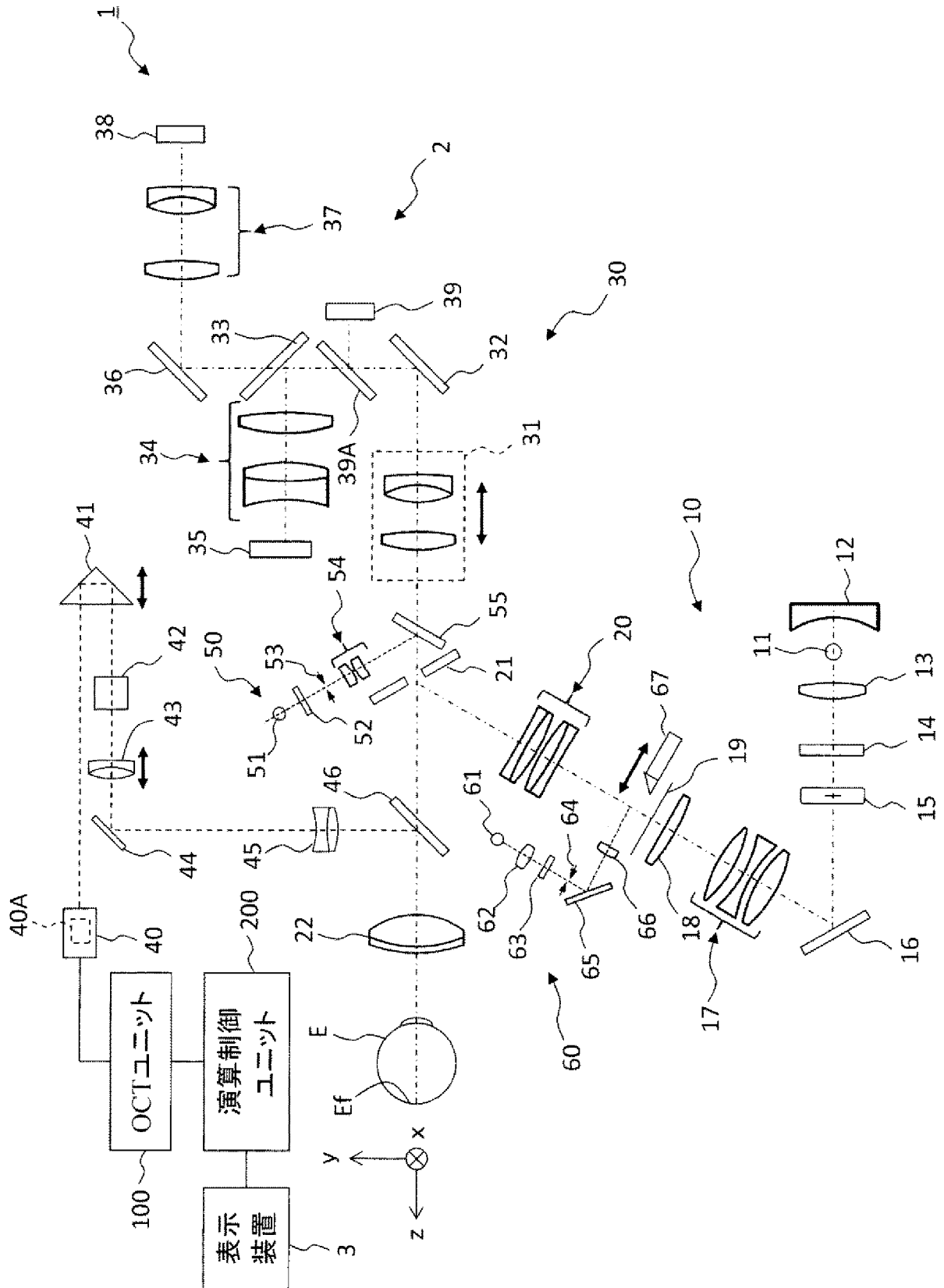
[請求項13] 前記合成断層像形成部は、

前記 2 以上の断層像のそれぞれについて、当該断層像の画素に重み付けを行う重み付け部と、

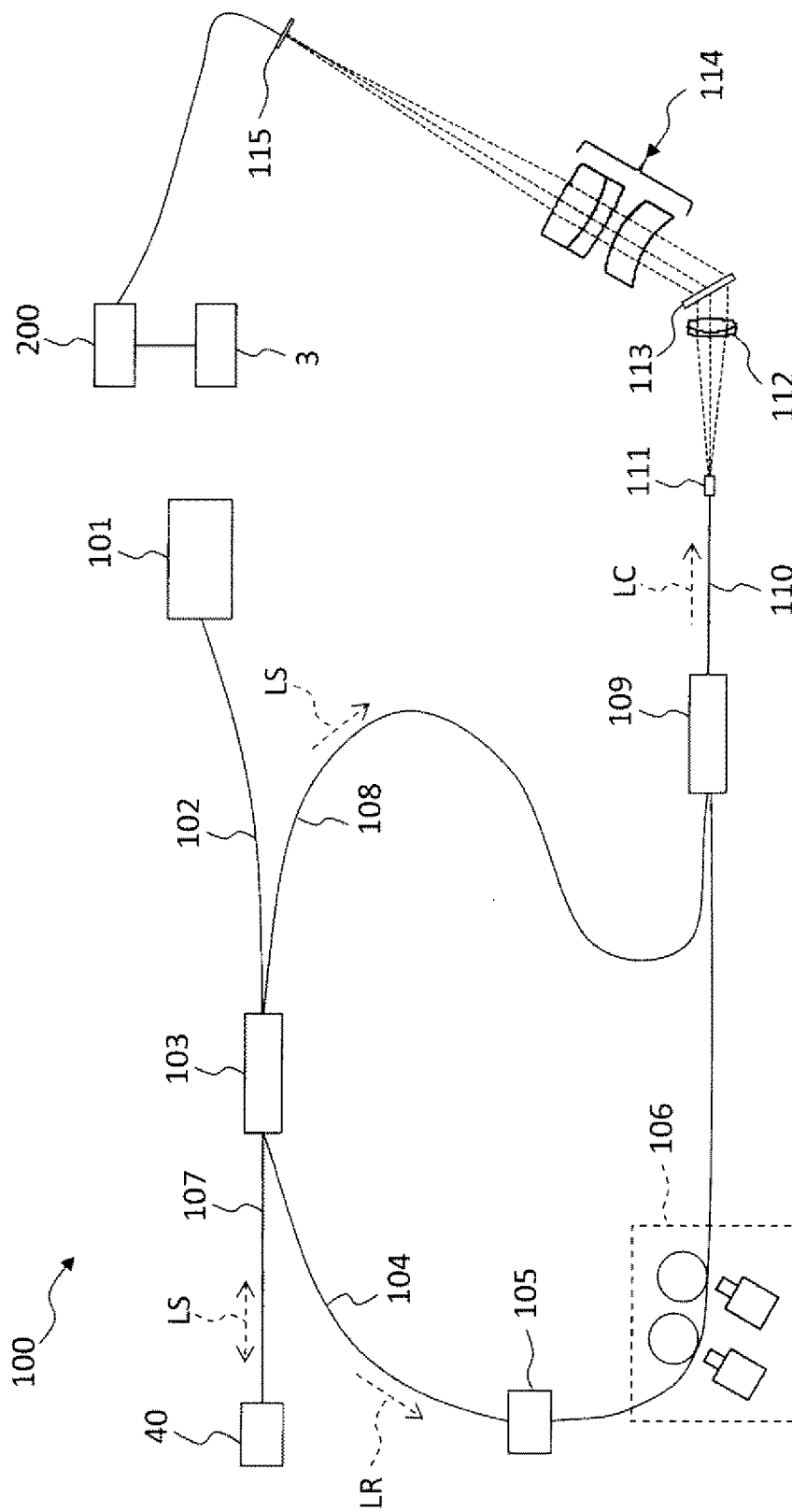
画素に重み付けがなされた前記 2 以上の断層像を重ね合わせることにより前記合成断層像の形成を行う合成処理部と

を含むことを特徴とする請求項 1 ～請求項 11 のいずれか一項に記載の光画像計測装置。

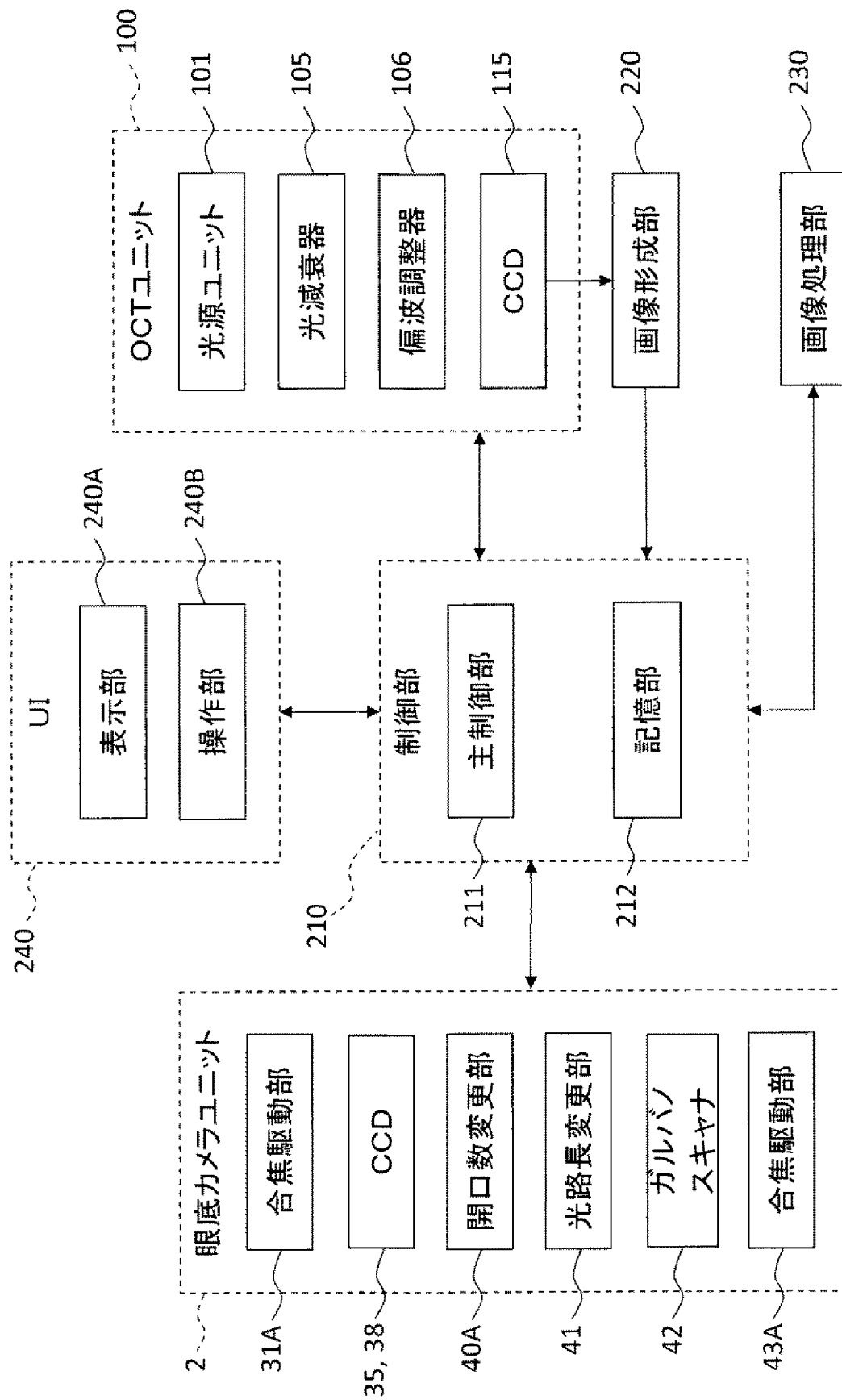
[図1]



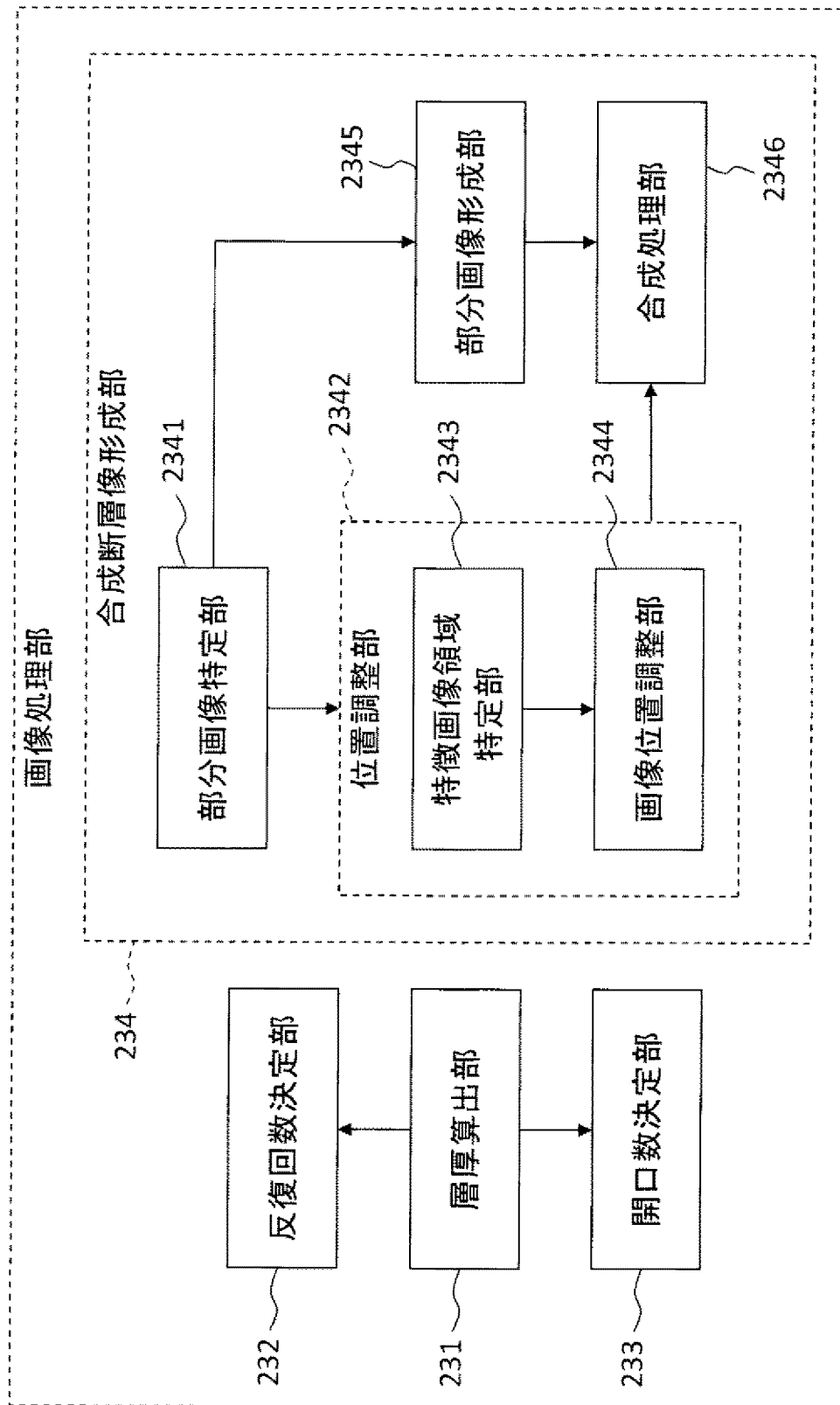
[図2]



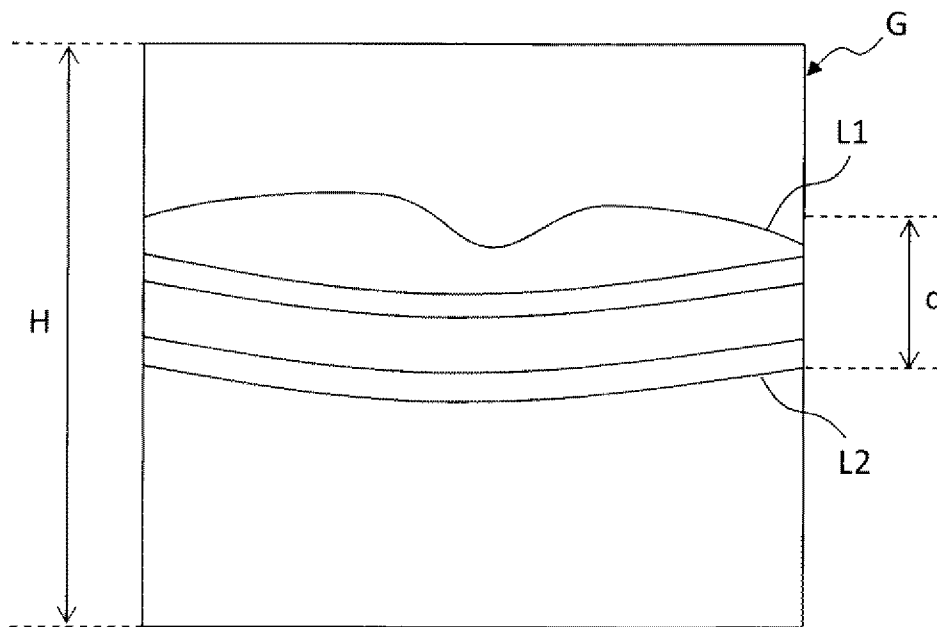
[図3]



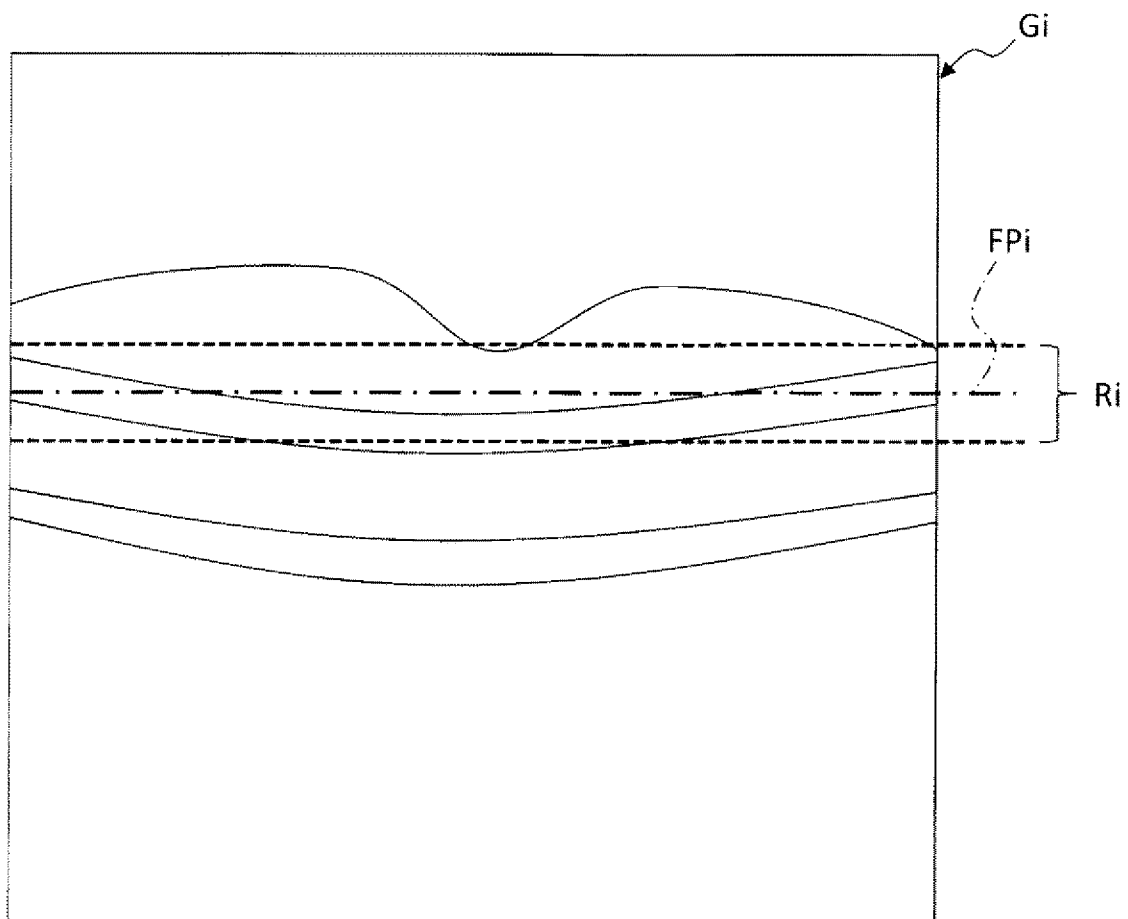
[図4]



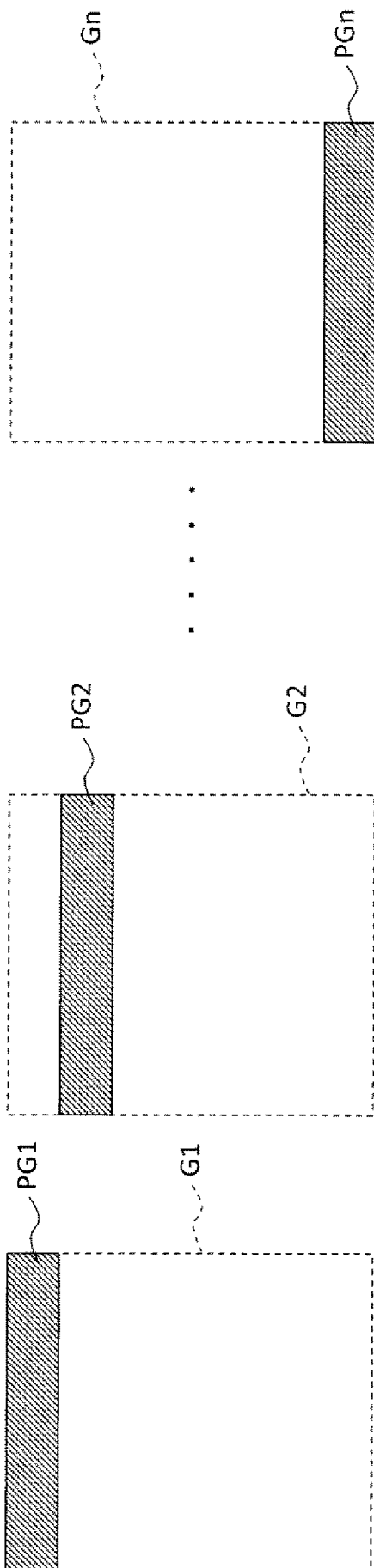
[図5]



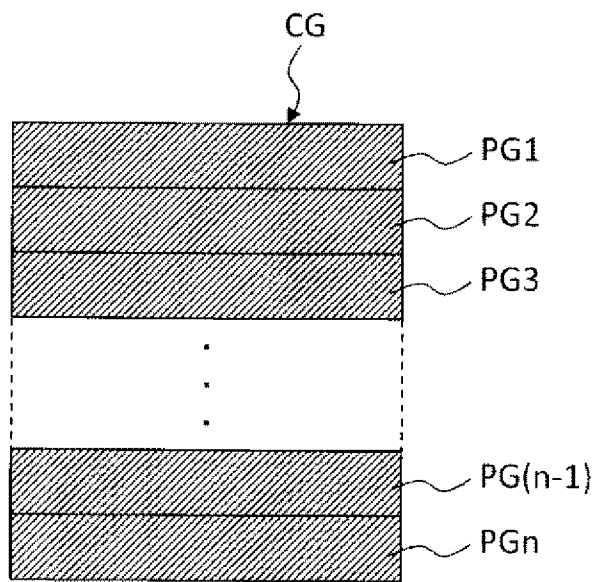
[図6]



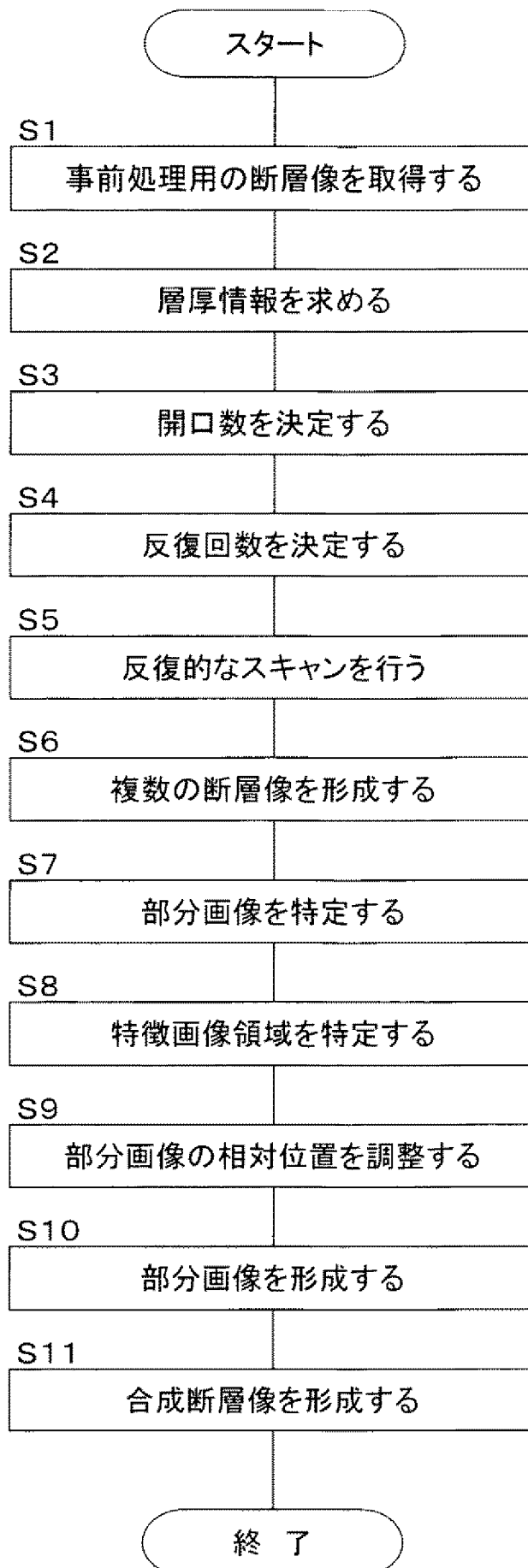
[図7A]



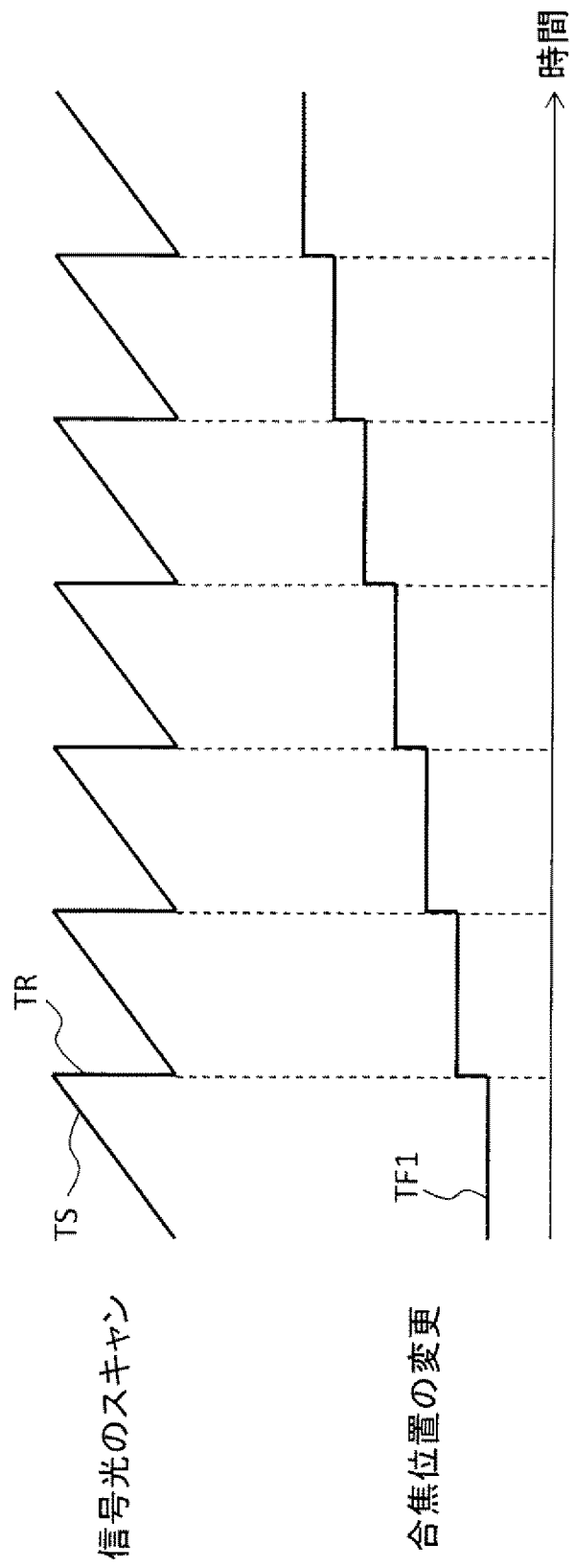
[図7B]



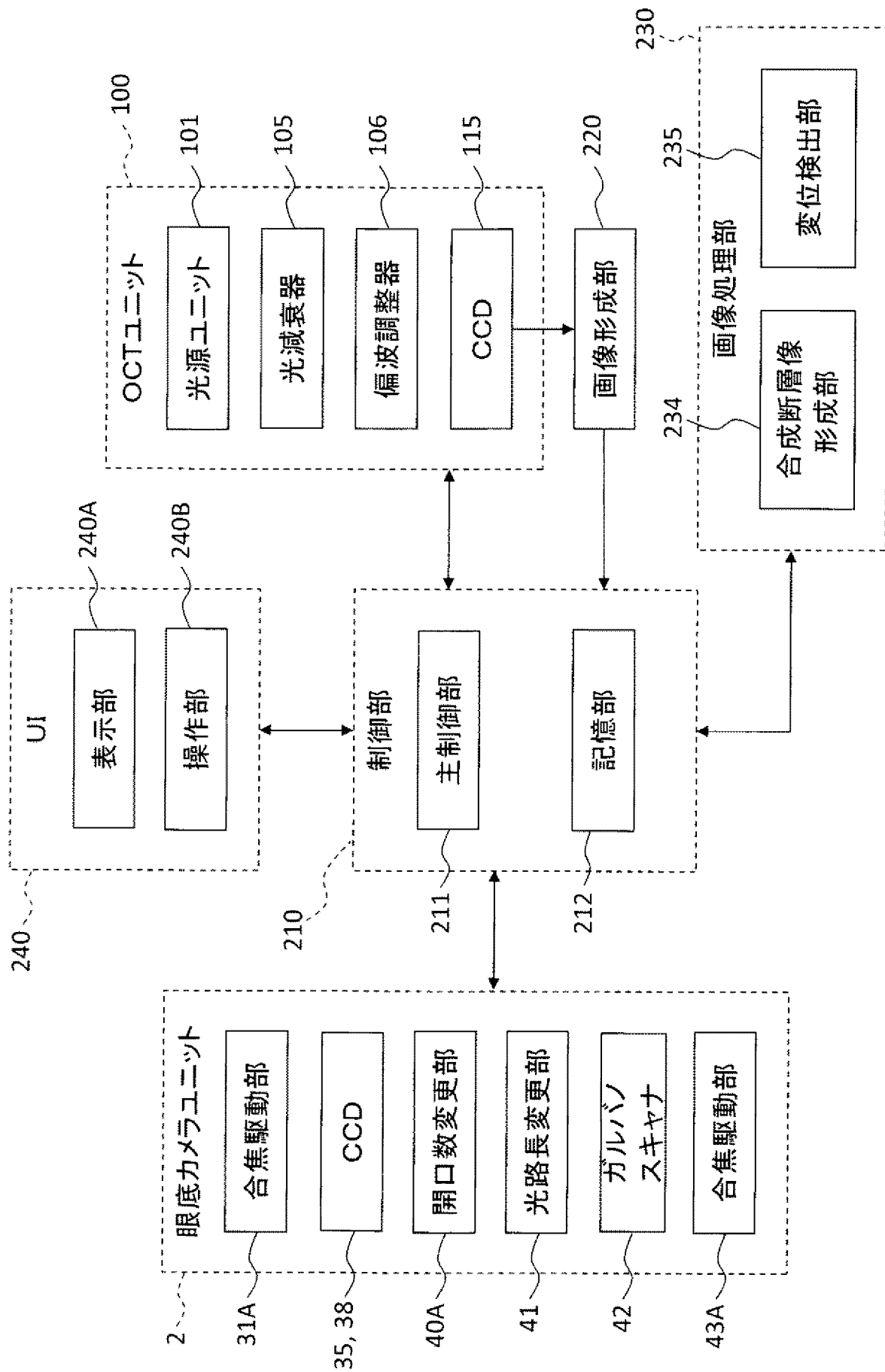
[図8]



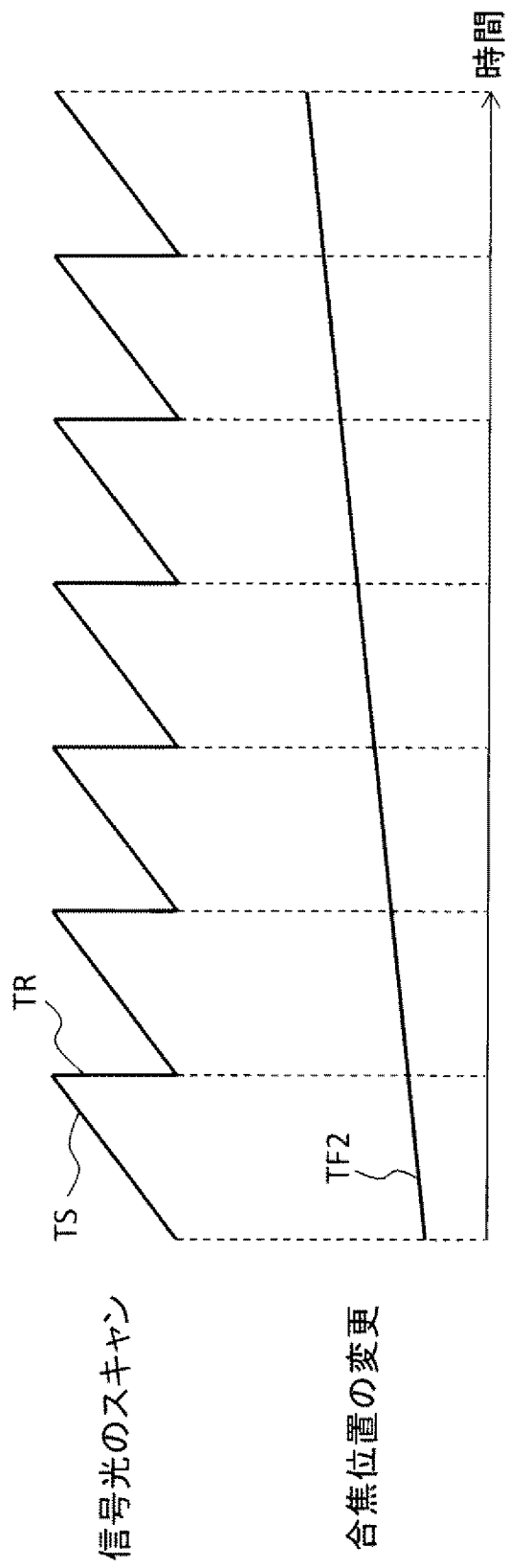
[図9]



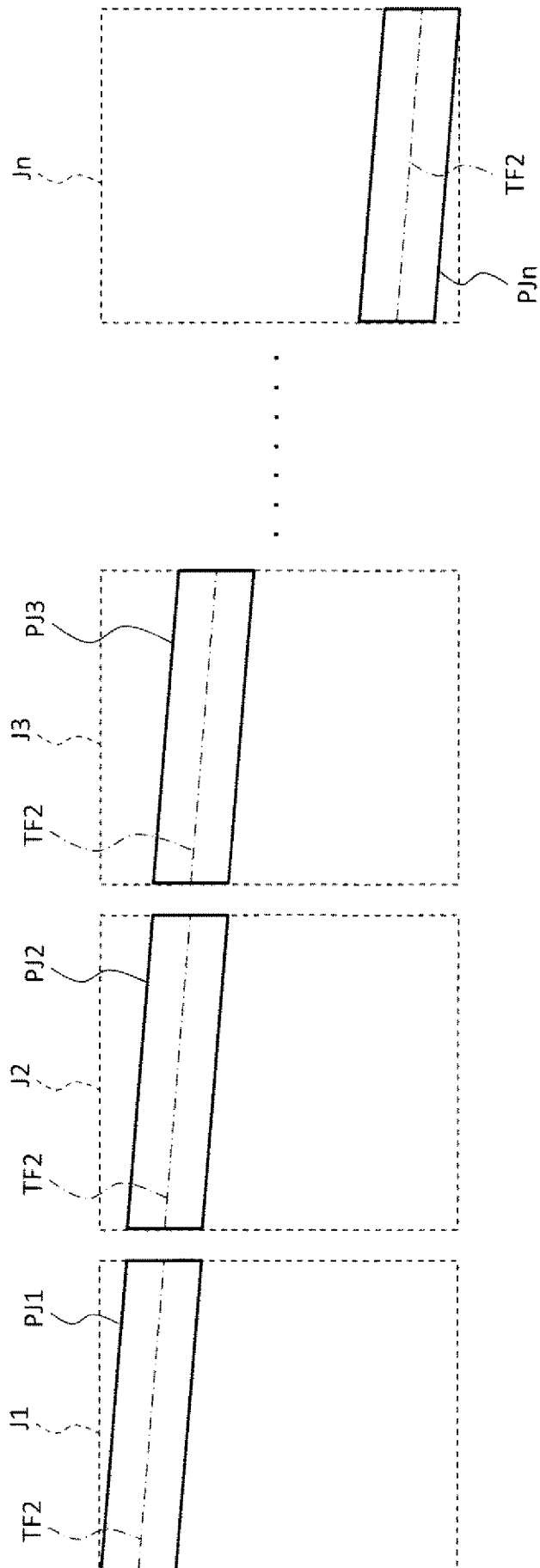
[図10]



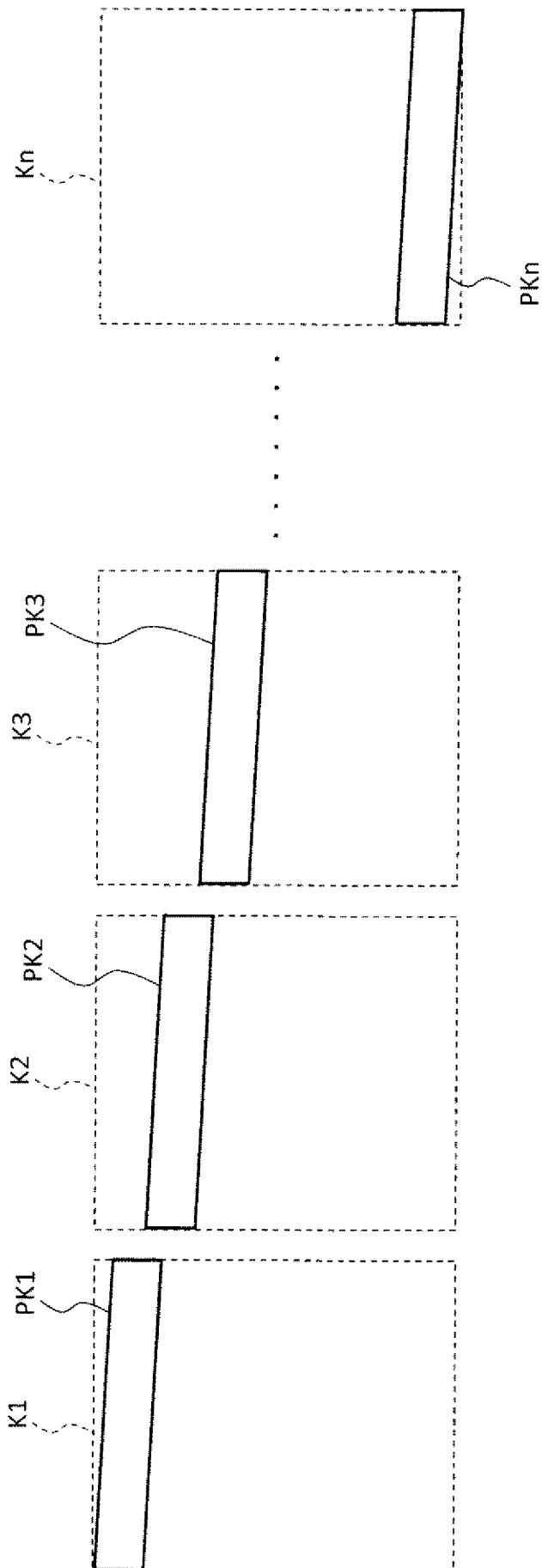
[図11]



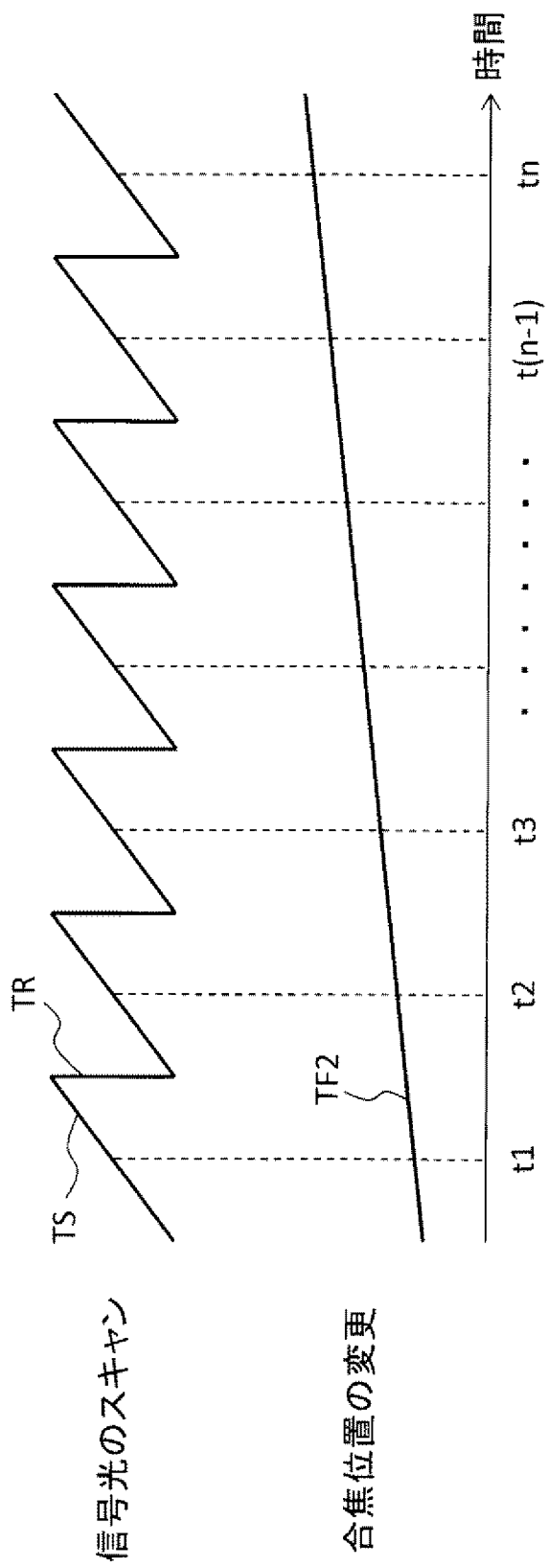
[図12A]



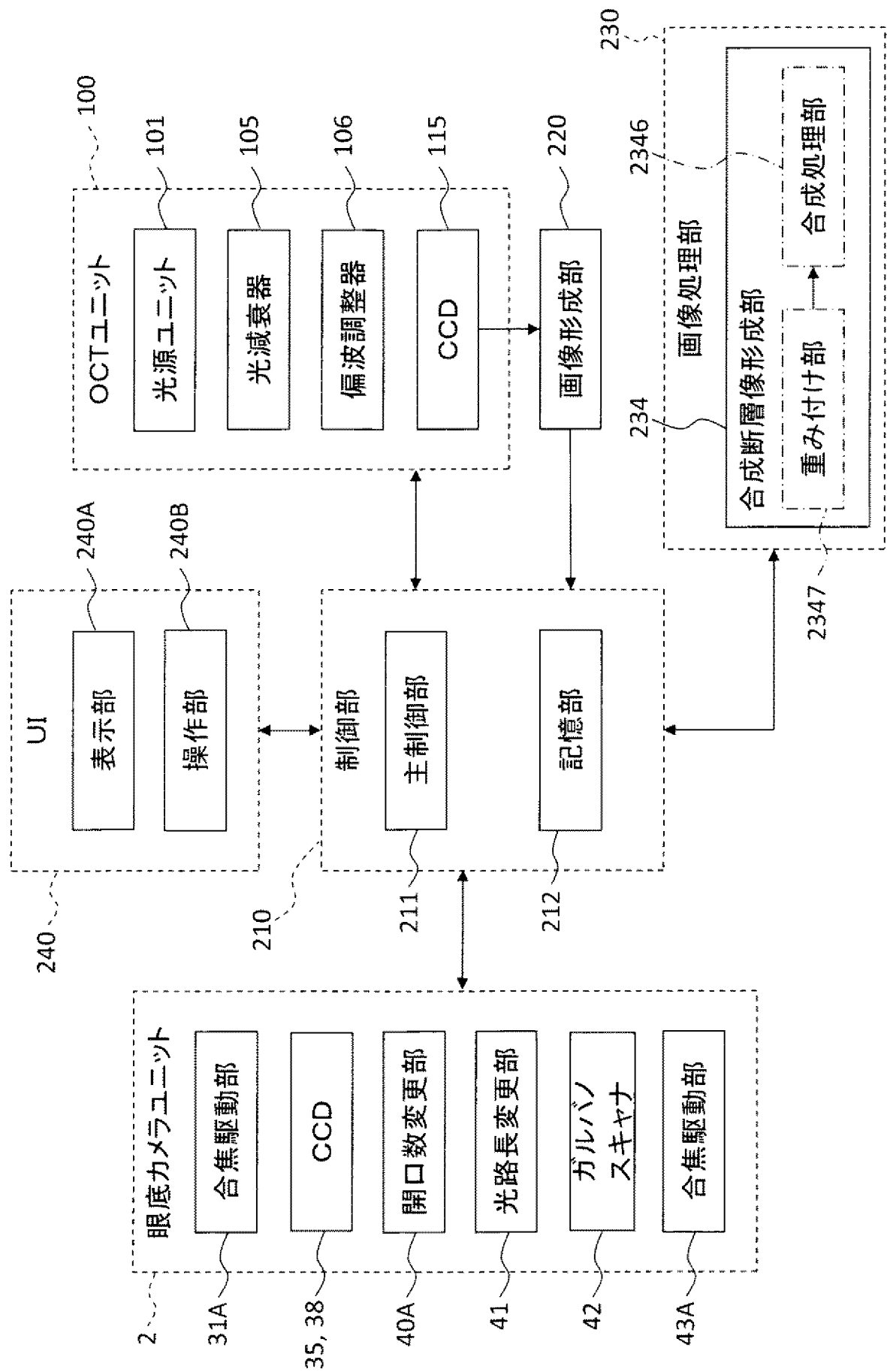
[図12B]



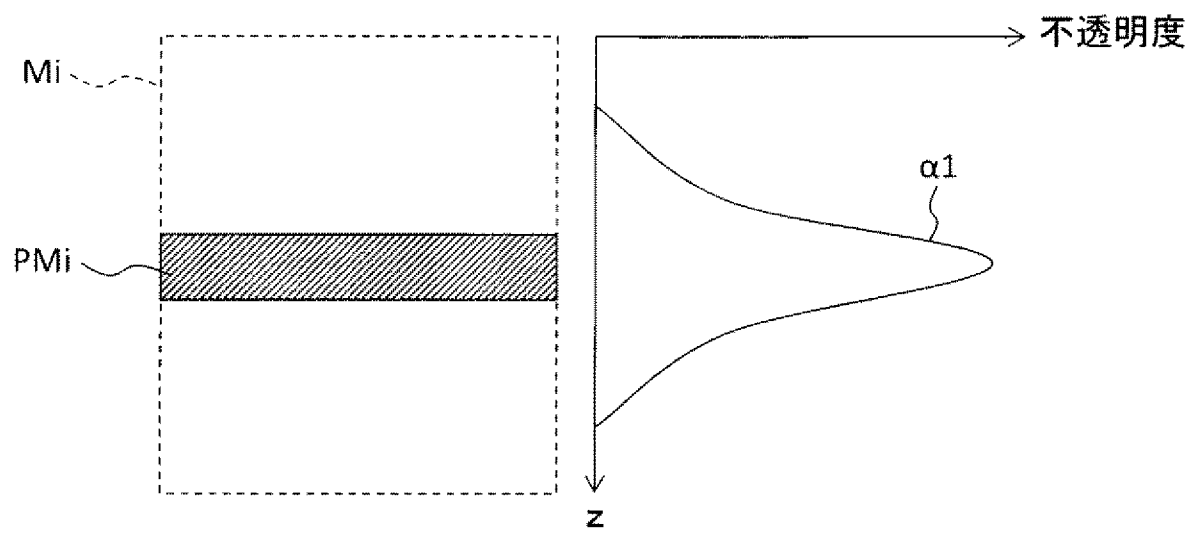
[図13]



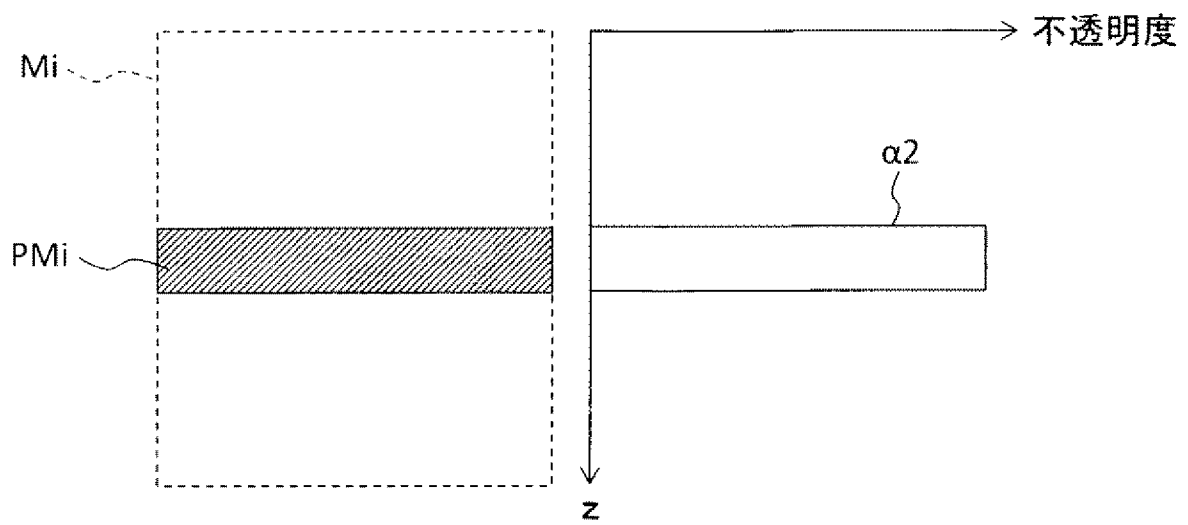
[図14]



[図15A]



[図15B]



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/077470

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

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

A61B3/10, A61B3/14, 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 | 1996-2013 |
| Kokai Jitsuyo Shinan Koho | 1971-2013 | Toroku Jitsuyo Shinan Koho | 1994-2013 |

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<br>Y<br>A | JP 2010-279681 A (Canon Inc.),<br>16 December 2010 (16.12.2010),<br>paragraphs [0025], [0140] to [0159]; fig. 6(c)<br>to 6(e)<br>& US 2012/0044455 A1 & WO 2010/128630 A1 | 1<br>2, 3, 5, 6, 10,<br>12, 13<br>4, 7-9, 11 |
| Y<br>A      | JP 2005-111053 A (GE Medical Systems Global<br>Technology Co., L.L.C.),<br>28 April 2005 (28.04.2005),<br>paragraphs [0037] to [0054]; fig. 3, 4<br>(Family: none)        | 2, 3, 5, 6, 10,<br>12, 13<br>4, 7-9, 11      |
| Y<br>A      | WO 2011/139895 A1 (MASSACHUSETTS INSTITUTE OF<br>TECHNOLOGY),<br>10 November 2011 (10.11.2011),<br>page 20, lines 1 to 3<br>& JP 2013-525035 A & US 2011/0267340 A1       | 5<br>4, 7-9, 11                              |

☒ 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

"I" 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  
07 November, 2013 (07.11.13)

Date of mailing of the international search report  
19 November, 2013 (19.11.13)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2013/077470

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                                                                    | Relevant to claim No. |
|-----------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| Y<br>A    | JP 2008-289579 A (Topcon Corp.),<br>04 December 2008 (04.12.2008),<br>paragraph [0225]<br>& US 2010/0149489 A1 & EP 2147634 A1<br>& WO 2008/142823 A1 | 6<br>4, 7-9, 11       |

## A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B3/10(2006.01)i, A61B3/14(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（I P C））

Int.Cl. A61B3/10, A61B3/14, 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   | 1 9 2 2 - 1 9 9 6 年 |
| 日本国公開実用新案公報 | 1 9 7 1 - 2 0 1 3 年 |
| 日本国実用新案登録公報 | 1 9 9 6 - 2 0 1 3 年 |
| 日本国登録実用新案公報 | 1 9 9 4 - 2 0 1 3 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<br>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<br>請求項の番号                               |
|-----------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------|
| X<br>Y<br>A     | JP 2010-279681 A (キヤノン株式会社) 2010. 12. 16, 【0025】, 【0140】<br>- 【0159】, 図 6(c)-図 6(e) & US 2012/0044455 A1 & WO 2010/128630<br>A1 | 1<br>2, 3, 5, 6,<br>10, 12, 13<br>4, 7-9, 11 |
| Y<br>A          | JP 2005-111053 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバ<br>ル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2005. 04. 28, 【0037】<br>- 【0054】, 図 3, 4 (ファミリーなし)            | 2, 3, 5, 6,<br>10, 12, 13<br>4, 7-9, 11      |

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

## \* 引用文献のカテゴリー

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

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

0 7 . 1 1 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

1 9 . 1 1 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）  
郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5  
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）

増淵 俊仁

2 Q

4 7 4 7

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

| C (続き) . 関連すると認められる文献 |                                                                                                                                    |                 |
|-----------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------|
| 引用文献の<br>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<br>請求項の番号  |
| Y<br>A                | WO 2011/139895 A1 (MASSACHUSETTS INSTITUTE OF TECHNOLOGY)<br>2011.11.10, 第 20 頁第 1-3 行目 & JP 2013-525035 A & US<br>2011/0267340 A1 | 5<br>4, 7-9, 11 |
| Y<br>A                | JP 2008-289579 A (株式会社トプコン) 2008.12.04, 【0225】 & US<br>2010/0149489 A1 & EP 2147634 A1 & WO 2008/142823 A1                         | 6<br>4, 7-9, 11 |