

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5199031号  
(P5199031)

(45) 発行日 平成25年5月15日(2013.5.15)

(24) 登録日 平成25年2月15日(2013.2.15)

(51) Int. Cl. F 1  
**A 6 1 B 3/10 (2006.01)** A 6 1 B 3/10 R  
**A 6 1 B 3/12 (2006.01)** A 6 1 B 3/12 E

請求項の数 4 (全 24 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2008-283871 (P2008-283871)                  (22) 出願日 平成20年11月5日 (2008.11.5)                  (65) 公開番号 特開2010-110392 (P2010-110392A)                  (43) 公開日 平成22年5月20日 (2010.5.20)                  審査請求日 平成23年11月2日 (2011.11.2)</p>	<p>(73) 特許権者 000135184                  株式会社ニデック                  愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14                  (72) 発明者 佐竹 倫全                  愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株                  式会社ニデック拾石工場内                   審査官 九鬼 一慶                   (56) 参考文献 特開2007-130403 (JP, A                  )                   (58) 調査した分野(Int.Cl., DB名)                  A 6 1 B 3/10                  A 6 1 B 3/12</p>
--	--

(54) 【発明の名称】眼科撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

測定光源と、測定光源から発せられた光を測定光と参照光に分割する分割手段と、前記分割手段によって分割された測定光を被検眼の所定部位上で走査させる走査手段と、被検眼の所定部位に照射された前記測定光による反射光と参照光とが合成された光を受光する受光素子と、を有し、被検眼の所定部位における断層画像を得るための干渉光学系と、

前記受光素子から出力される受光信号に基づいて断層画像を取得する画像処理部と、を備える眼科撮影装置において、

所定の走査領域にて前記測定光が複数回走査されることによって前記画像処理部によって取得された複数の断層画像を加算処理して平均化させる加算処理手段を備え、

該加算処理手段は、

前記取得された各断層画像を前記走査手段による前記測定光の走査方向に関して複数の領域に分割し、各断層画像間の位置ずれを前記分割された領域毎に検出し位置ずれ情報を得る検出手段と、

前記検出手段によって得られた前記位置ずれ情報に基づいて前記分割された領域毎に補正する補正手段と、を有し、

前記補正手段によって補正された各断層画像を加算し、平均化することを特徴とする眼科撮影装置。

【請求項2】

請求項1の眼科撮影装置において、

10

20

前記検出手段は、前記取得された複数の断層画像から選択された所定の基準画像に対する各断層画像の位置ずれを前記分割された領域毎に検出し、

前記補正手段は、前記基準画像に対する各撮影画像の位置ずれを前記分割された領域毎に補正することを特徴とする眼科撮影装置。

【請求項 3】

請求項 1 ~ 2 の眼科撮影装置において、前記加算処理手段は、断層画像一枚単位で分割領域毎に画像加算を行うことを特徴とする眼科撮影装置。

【請求項 4】

請求項 1 ~ 3 のいずれかの眼科撮影装置において、

該加算処理手段は、各分割領域の中心位置における A スキャン信号から予め設定されている輝度条件に該当する点を探索し、探索された所定の点を基準位置として設定し、基準位置を中心とする任意の領域をテンプレート画像として設定し、該テンプレート画像を用いて前記位置ずれの検出と補正を行うことを特徴とする眼科撮影装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検眼の所定部位における断層画像または正面画像を撮影する眼科撮影装置に関する。

【背景技術】

【0002】

光走査系を持ち、被検眼の断層像又は正面像を撮影する光走査型眼科撮影装置としては、光断層干渉計 (Optical Coherence Tomography:OCT) の原理を用いた眼科用 OCT (例えば、特許文献 1 参照)、又は、共焦点光学系の原理を用いた光走査型検眼装置 (眼科用 SLO (スキャニング・レーザ・オフサルモスコープ)) が知られている。このような装置の場合、撮影された撮影画像に様々なノイズが発生する可能性がある。

20

【0003】

なお、通常、撮影画像にノイズが発生する場合、同一領域にて撮影された複数枚の撮影画像を加算処理し、画素値の加算平均をとることで不規則に発生するノイズの影響を軽減するのが一般的である。そして、複数枚の撮影画像に位置ずれが発生するような場合、各画像同士の特徴点を比較することにより各画像間の位置ずれを検出し、画像全体を移動させて位置ずれの補正を行う。

30

【特許文献 1】特開 2008 - 29467 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、上記のような光走査系を用いて被検眼の断層像又は正面画像を得る装置の場合、固視微動等によって測定光の走査中に被検眼が微動することで、一枚の撮影画像の中で位置ずれが生じる場合がある。しかしながら、一般的な画像加算手法の場合、一枚の画像全体を移動させることで位置ずれを補正する方式であるため、測定光の走査中に生じる局所的な微細な位置ずれに対応できない。このため、このような局所的な位置ずれが適正に補正されないまま加算処理が行われても、期待される程度に良好な撮影画像を得ることができないことが多い。

40

【0005】

本発明は、上記問題点を鑑み、被検眼の良好な断層画像もしくは正面画像を取得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】

【0006】

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備えることを特徴とする。

【0007】

(1)

50

測定光源と、測定光源から発せられた光を測定光と参照光に分割する分割手段と、前記分割手段によって分割された測定光を被検眼の所定部位上で走査させる走査手段と、被検眼の所定部位に照射された前記測定光による反射光と参照光とが合成された光を受光する受光素子と、を有し、被検眼の所定部位における断層画像を得るための干渉光学系と、

前記受光素子から出力される受光信号に基づいて断層画像を取得する画像処理部と、を備える眼科撮影装置において、

所定の走査領域にて前記測定光が複数回走査されることによって前記画像処理部によって取得された複数の断層画像を加算処理して平均化させる加算処理手段を備え、

該加算処理手段は、

前記取得された各断層画像を前記走査手段による前記測定光の走査方向に関して複数の領域に分割し、各断層画像間の位置ずれを前記分割された領域毎に検出し位置ずれ情報を得る検出手段と、

前記検出手段によって得られた前記位置ずれ情報に基づいて前記分割された領域毎に補正する補正手段と、を有し、

前記補正手段によって補正された各断層画像を加算し、平均化することを特徴とする。

(2) (1)の眼科撮影装置において、

前記検出手段は、前記取得された複数の断層画像から選択された所定の基準画像に対する各断層画像の位置ずれを前記分割された領域毎に検出し、

前記補正手段は、前記基準画像に対する各撮影画像の位置ずれを前記分割された領域毎に補正することを特徴とする。

(3) (1)~(2)の眼科撮影装置において、前記加算処理手段は、断層画像一枚単位で分割領域毎に画像加算を行うことを特徴とする。

(4) (1)~(3)のいずれかの眼科撮影装置において、

該加算処理手段は、各分割領域の中心位置におけるAスキャン信号から予め設定されている輝度条件に該当する点を探索し、探索された所定の点を基準位置として設定し、基準位置を中心とする任意の領域をテンプレート画像として設定し、該テンプレート画像を用いて前記位置ずれの検出と補正を行うことを特徴とする。

## 【発明の効果】

### 【0008】

本発明によれば、被検眼の良好な断層画像もしくは正面画像を取得できる。

### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0009】

本発明の実施形態を図面に基いて説明する。図1は、本実施形態の眼科撮影装置の光学系及び制御系を示す図である。なお、本実施形態においては、被検眼の奥行き方向をZ方向(光軸L1方向)、水平方向をX方向、鉛直方向をY方向として説明する。

#### 【0010】

図1において、その光学系は、被検眼眼底の断層画像を光干渉の技術を用いて非侵襲で得るための干渉光学系(以下、OCT光学系とする)200と、赤外光を用いて被検眼の眼底を照明し観察するためのSLO眼底像を取得するスキャニングレーザオフサルモスコープ(SLO)光学系300と、に大別される。なお、OCT光学系200には、フーリエ・ドメイン型のOCT光学系が使用されている。

#### 【0011】

なお、40は光分割部材としてのダイクロイックミラーであり、OCT光学系200に用いられる測定光源27から発せられる測定光(例えば、 $\lambda = 840\text{nm}$ 付近)を反射し、SLO光学系300に用いられる光出射部61から発せられるレーザ光(光源27とは異なる波長の光 例えば、 $\lambda = 780\text{nm}$ 付近)を透過する特性を有する。この場合、ダイクロイックミラー40は、OCT光学系200の測定光軸L2とSLO光学系300の測定光軸L1とを同軸にする。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 2 】

まず、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 の構成について説明する。27 は OCT 光学系 200 の測定光及び参照光として用いられる低コヒーレントな光を発する OCT 光源であり、例えば SLD 光源等が用いられる。OCT 光源 27 には、例えば、中心波長 840 nm で 50 nm の帯域を持つ光源が用いられる。26 は光分割部材と光結合部材としての役割を兼用するファイバカップラーである。OCT 光源 27 から発せられた光は、導光路としての光ファイバ 38 a を介して、ファイバカップラー 26 によって参照光と測定光とに分割される。測定光は光ファイバ 38 b を介して被検眼 E へと向かい、参照光は光ファイバ 38 c を介して参照ミラー 31 へと向かう。

## 【 0 0 1 3 】

測定光を被検眼 E へ向けて出射する光路には、測定光を出射する光ファイバ 38 b の端部 39 b、被検眼の屈折誤差に合わせて光軸方向に移動可能なフォーカシングレンズ 24、走査駆動機構 51 の駆動により眼底上で X Y 方向に測定光を走査させることが可能な 2 つのガルバノミラーの組み合わせからなる走査部 23 と、リレーレンズ 22 が配置されている。ダイクロイックミラー 40 及び対物レンズ 10 は、OCT 光学系 200 からの OCT 測定光を被検眼眼底へと導光する導光光学系としての役割を有する。なお、本実施形態の走査部 23 では、2 つのガルバノミラーによって測定光の反射角度を任意に調整することにより、眼底上に走査させる測定光の走査方向を任意に設定できるような構成となっている。よって、被検眼眼底の任意の領域の断層画像を得ることが可能となる。なお、光ファイバ 38 b の端部 39 b は、被検眼眼底と共役となるように配置される。また、走査部 23 の 2 つのガルバノミラーは、被検眼瞳孔と略共役な位置に配置される。

## 【 0 0 1 4 】

光ファイバ 38 b の端部 39 b から出射した測定光は、フォーカシングレンズ 24 を介して、走査部 23 に達し、2 つのガルバノミラーの駆動により反射方向が変えられる。そして、走査部 23 で反射された測定光は、リレーレンズ 22 を介して、ダイクロイックミラー 40 で反射された後、対物レンズ 10 を介して、被検眼眼底に集光される。

## 【 0 0 1 5 】

そして、眼底で反射した測定光は、対物レンズ 10 を介して、ダイクロイックミラー 40 で反射し、OCT 光学系 200 に向かい、リレーレンズ 22、走査部 23 の 2 つのガルバノミラー、フォーカシングレンズ 24 を介して、光ファイバ 38 b の端部 39 b に入射する。端部 39 b に入射した測定光は、光ファイバ 38 b、ファイバカップラー 26、光ファイバ 38 d を介して、光ファイバ 38 d の端部 84 a に達する。

## 【 0 0 1 6 】

一方、参照光を参照ミラー 31 に向けて出射する光路には、参照光を出射する光ファイバ 38 c の端部 39 c、コリメータレンズ 29、参照ミラー 31 が配置されている。参照ミラー 31 は、参照光の光路長を変化させるべく、参照ミラー駆動機構 50 により光軸方向に移動可能な構成となっている。

## 【 0 0 1 7 】

光ファイバ 38 c の端部 39 c から出射した参照光は、コリメータレンズ 29 で平行光束とされ、参照ミラー 31 で反射された後、コリメータレンズ 29 により集光されて光ファイバ 38 c の端部 39 c に入射する。端部 39 c に入射した参照光は、光ファイバ 38 c を介して、ファイバカップラー 26 に達する。

## 【 0 0 1 8 】

そして、光源 27 から発せられた光によって前述のように生成される参照光と被検眼眼底に照射された測定光による眼底反射光は、ファイバカップラー 26 にて合成され干渉光とされた後、光ファイバ 38 d を通じて端部 84 a から出射される。800 は周波数毎の干渉信号を得るために干渉光を周波数成分に分光する分光光学系 800 (スペクトロメータ部) であり、コリメータレンズ 80、グレーティングミラー (回折格子) 81、集光レンズ 82、受光素子 83 にて構成されている。受光素子 83 は、赤外域に感度を有する一次元素子 (ラインセンサ) を用いている。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 9 】

ここで、端部 8 4 a から出射された干渉光は、コリメータレンズ 8 0 にて平行光とされた後、グレーティングミラー 8 1 にて周波数成分に分光される。そして、周波数成分に分光された干渉光は、集光レンズ 8 2 を介して、受光素子 8 3 の受光面に集光する。これにより、受光素子 8 3 上で干渉縞のスペクトル情報が記録される。そして、そのスペクトル情報が制御部 7 0 へと入力され、フーリエ変換を用いて解析することで、被験者眼の深さ方向における情報（A スキャン信号）が計測可能となる。ここで、制御部 7 0 は、走査部 2 3 により測定光を眼底上で所定の横断方向に走査することにより断層画像を取得できる。例えば、X 方向もしくは Y 方向に走査することにより、被検眼眼底の X Z 面もしくは Y Z 面における断層画像を取得できる（なお、本実施形態においては、このように測定光を眼底に対して 1 次元走査し、断層画像を得る方式を B スキャンとする）。なお、取得された断層画像は、制御部 7 0 に接続されたメモリ 7 2 に記憶される。さらに、測定光を X Y 方向に 2 次元的に走査することにより、被検眼眼底の 3 次元画像を取得することも可能である。なお、本実施形態における O C T 画像の取得は、走査部 2 3 に設けられた 2 つのガルバノミラーによって行われる。

10

## 【 0 0 2 0 】

次に、ダイクロイックミラー 4 0 の透過方向に配置された S L O 光学系（共焦点光学系）3 0 0 について説明する。S L O 光学系 3 0 0 は、被検眼眼底を照明する照明光学系と、該照明光学系によって照明された眼底反射光を受光素子により受光する受光光学系とに大別され、受光素子から出力される受光信号に基づいて被検眼眼底の正面画像を得る。

20

## 【 0 0 2 1 】

光出射部 6 1 は、赤外域の波長の光（例えば、 $\lambda = 780 \text{ nm}$ ）を発する第 1 の光源（S L O 光源）6 1 a と可視域の波長の光（例えば、 $\lambda = 630 \text{ nm}$ ）を発する第 2 の光源（固視光源）6 1 b、ミラー 1 0 0、ダイクロイックミラー 1 0 1 とを有する。なお、第 1 の光源 6 1 a と第 2 の光源 6 1 b には、輝度が高く、指向性の高い光を発する光源（レーザダイオード光源、S L D 光源、等）が用いられる。第 1 の光源 6 1 a を出射した赤外光は、ダイクロイックミラー 1 0 1 を透過し、光出射部 6 1 を出てビームスプリッタ 6 2 に進む。第 2 の光源 6 1 b を出射した可視光は、ミラー 1 0 0 にて折り曲げられた後、ダイクロイックミラー 1 0 1 にて反射して第 1 の光源 6 1 a から出射した光と同軸とされる。第 1 の光源 6 1 a は観察用の正面眼底画像を得るために用いられ、第 2 の光源 6 1 b は被検眼の視線方向を誘導させるために用いられる。

30

## 【 0 0 2 2 】

光出射部 6 1 から発せられるレーザ光を被検眼 E に向けて出射する光路には、被検眼の屈折誤差に合わせて光軸方向に移動可能なフォーカシングレンズ 6 3、走査駆動機構 5 2 の駆動により眼底上で X Y 方向に測定光を高速で走査させることが可能なガルバノミラーとポリゴンミラーとの組み合わせからなる走査部 6 4、リレーレンズ 6 5、対物レンズ 1 0 が配置されている。また、走査部 6 4 のガルバノミラー及びポリゴンミラーの反射面は、被検眼瞳孔と略共役な位置に配置される。

## 【 0 0 2 3 】

また、光出射部 6 1 とフォーカシングレンズ 6 3 との間には、ビームスプリッタ 6 2 が配置されている。そして、ビームスプリッタ 6 2 の反射方向には、共焦点光学系を構成するための集光レンズ 6 6 と、眼底に共役な位置に置かれる共焦点開口 6 7 と、S L O 用受光素子 6 8 とが設けられている。

40

## 【 0 0 2 4 】

ここで、光出射部 6 1 から発せられたレーザ光（測定光、又は固視光束）は、ビームスプリッタ 6 2 を透過した後、フォーカシングレンズ 6 3 を介して、走査部 6 4 に達し、ガルバノミラー及びポリゴンミラーの駆動により反射方向が変えられる。そして、走査部 6 4 で反射されたレーザ光は、リレーレンズ 6 5 を介して、ダイクロイックミラー 4 0 を透過した後、対物レンズ 1 0 を介して、被検眼眼底に集光される。

## 【 0 0 2 5 】

50

そして、眼底で反射したレーザ光（測定光）は、対物レンズ10、リレーレンズ65、走査部64のガルバノミラー及びポリゴンミラー、フォーカシングレンズ63を経て、ビームスプリッタ62にて反射される。その後、集光レンズ66にて集光された後、共焦点開口67を介して、受光素子68によって検出される。そして、受光素子68にて検出された受光信号は制御部70へと入力される。制御部70は受光素子68にて得られた受光信号に基づいて被検眼眼底の正面画像を取得する。取得された正面画像はメモリ72に記憶される。なお、SLO画像の取得は、走査部64に設けられたガルバノミラーによるレーザ光の縦方向の走査（副走査）とポリゴンミラーによるレーザ光の横方向の走査（主走査）によって行われる。

【0026】

10

なお、制御部70は、表示モニタ75に接続され、その表示画像を制御する。また、制御部70には、メモリ（記憶部）72、各種操作を行うための操作部74、走査駆動機構51、走査駆動機構52、参照ミラー駆動機構50、フォーカシングレンズ63を光軸方向に移動させるための第1駆動機構63a、フォーカシングレンズ24を光軸方向に移動させるための第2駆動機構24a、等が接続されている。

【0027】

ここで、制御部70は、受光素子83から出力される受光信号に基づいて画像処理により眼底断層像を形成させると共に、受光素子68から出力される受光信号に基づいて画像処理により眼底正面像を形成させる。

【0028】

20

なお、メモリ72には、過去に取得された画像、及び画像取得時における撮影条件等が記憶されている。より具体的には、過去に取得された眼底の断層画像の画像データと、該断層画像と対応付けられて取得した眼底の正面画像の画像データと、が患者の識別情報（例えば、ID番号、名前）に対応付けて記憶されている。また、過去の断層画像を取得したときの取得位置を示す情報として、固視標（固視灯）の呈示位置情報と、測定光の走査位置情報と、が前述の画像データと共に記憶されている。

なお、測定光の走査位置を示す情報としては、より具体的には、眼底上を二次元的に走査される測定光の中心位置を示す走査中心座標と、走査中心座標を基準位置とする走査領域情報と、が記憶されている。なお、走査領域情報には、測定光の走査パターン（例、ライン、十字、サークル、等）の形状及び走査パターンによる走査範囲が含まれる。なお、測定光の走査位置を示す情報としては、上記に限るものではなく、モニタ75に表示されたスキャンライン（後述する）の表示位置情報、走査部23の駆動情報、等が考えられる。

30

【0029】

また、固視標の呈示位置情報として、例えば、過去の固視標の呈示位置を示す座標位置、光源61bを点灯させるときの走査部52の駆動位置、等が記憶される。

【0030】

また、メモリ72には、他の撮影条件として、フォーカシングレンズ24、63の位置、参照ミラー31の位置、受光素子68、83のゲイン、画像のコントラスト、等が患者の識別情報に対応付けて記憶される。

【0031】

40

また、検者によって操作される操作部74には、各種操作に用いられる操作部材としてのマウス74a、撮影スイッチ74b、キーボード等が設けられている。なお、マウス74aは、モニタ75上の表示と連動され、測定光の走査位置の設定、固視標位置の設定、等に用いられる。なお、上記制御部70、記憶部72、操作部74、モニタ75においては、装置として専用の部材を用いるようにしてもよいし、パーソナル・コンピュータ（PC）を用いるようにしてもよい。

【0032】

次に、BスキャンによりXZ面の断層画像（Bスキャン画像）を取得する手法について説明する。図2は、OCT画像とSLO画像を逐次取得する際の動作について説明する図である。ここで、制御部70は、OCT光源27とSLO光源61aを交互に点灯させる

50

ことによつて、被検眼の眼底像を得るために被検眼の眼底に照射される照射光を、OCT光学系200を介して照射される測定光とSLO光学系を介して照射されるレーザ光とで切り換える。よつて、制御部70には、OCT光学系200に配置された受光素子83によつて検出される干渉信号とSLO光学系300に配置された受光素子68によつて検出される受光信号が逐次入力される。

【0033】

ここで、制御部70は、SLO画像の1フレーム分の走査エリアのうち、画像取得に影響を及ぼし難い、上下端部のエリア(図2のハッチング部分)を、OCT画像取得に必要な時間分に相当する領域として、その領域に位置する間、SLO光源61aをOFFとする。そして、SLO光源61aがOFFの間に、OCT光源27をONにしてBスキャンにてOCT画像を取得する。一方、SLO画像を得るために設定された走査エリア(図2の非ハッチング部分)において、制御部70は、SLO光源61aをONにし、OCT光源27をOFFにして、SLO画像を取得する。制御部70は、このような制御を連続して行い、交互に得られたSLO画像及びOCT画像を、表示モニター75に同時に動画として表示させる(図3参照)。

10

【0034】

なお、上記のように断層画像を取得する際、制御部70は、走査部64の駆動による2次元走査に同期させて固視光源61bの点灯/消灯を制御し、被検眼の視線誘導を行う。この場合、制御部70は、走査部64による走査領域が所定の固視位置に対応する領域に達したときに固視光源61bを点灯させ、それ以外の走査領域では固視光源61bを消灯させる。これにより、所定の固視位置にて固視灯が形成される。

20

【0035】

以上のような構成を備える装置において、その動作について説明する。ここで、制御部70は、OCT光学系200及びSLO光学系300を駆動制御してOCT画像及びSLO画像の各画像を1フレーム毎に取得していき、モニター75を表示制御してモニター75に表示されるOCT画像及びSLO画像を随時更新する。

【0036】

まず、検者は、図示なき固視灯を注視するように被験者に指示した後、図示なき前眼部観察用カメラによつて撮像される前眼部観察像をモニター75上で見ながら、被検眼の瞳孔中心に測定光軸L1が置かれるように、図示なきジョイスティックを用いてアライメント操作を行う。このようにして被検眼に対するアライメントが完了されると、SLO光学系300による被検眼眼底の正面画像(SLO眼底像)が取得されるようになり、モニター75上にSLO眼底像が現れる。

30

【0037】

ここで、モニター75上の正面画像表示領域Hには、SLO光学系300によつて取得されるSLO画像Gf(現在の正面画像)がリアルタイムで表示される(図4参照)。ここで、経過観察のように再診の患者に対して検査が行われる場合、検者によつて所定のスイッチが操作されると、制御部70は、メモリ72に記憶された過去の正面画像のデータ及び過去の断層画像の取得位置を示す情報を呼び出す。

【0038】

40

ここで、制御部70は、呼び出された過去の正面画像のデータに対応付けられてメモリ72に記憶された固視標の呈示位置情報に基づいて、固視標の呈示位置を設定する。これにより、過去の検査時と同じ位置に固視標が呈示されるため、モニター75上の正面画像Gfは、過去の検査時のほぼ同じ画像が表示される。ただし、その正面画像は、被検者の固視状態、アライメント状態、等により過去の正面画像に対して若干のずれが生じる可能性がある。また、外部固視灯使用時は固視灯位置そのものの再現が難しい。なお、制御部70は、さらに、上記他の撮影条件(例えば、フォーカシングレンズの位置)を再現するようにしてもよい。

【0039】

また、制御部70は、画像処理によつて、メモリ72に記憶された過去の正面画像(以

50

下、過去画像と省略する)のデータから中心領域の画像Kを切り出す。この場合、画像Kは、現在のSLO画像Gfとの判別、他の表示項目(例えば、インジケータ)との重複の回避、画像中心部を用いた位置ずれ確認、等ができる程度の大きさに切り出される。

【0040】

そして、制御部70は、切り出した過去画像KをSLO画像Gfと区別することができるように着色処理し、かつ、透過性を持った半透明画像に加工処理する。この場合、さらに、過去画像Kに対して反転処理をかけておくと、SLO画像Gfとの違いがより分かりやすくなる。そして、制御部70は、加工処理された過去画像K(図4中のハッチング部分参照)を現在の正面画像Gfに重畳して表示する。

【0041】

なお、正面画像表示領域H上に表示される過去画像Kは、表示領域Hにおける画像中心と、過去画像Kにおける画像中心と、が一致されるように表示される。これにより、過去に断層画像と略同時に取得された正面画像と、現在の正面画像とのずれ方向及びずれ量が検者によって視認される。

【0042】

また、制御部70は、現在の走査位置及び走査パターンを示すスキャンラインSLを正面画像Gf上に重畳して表示する。なお、本実施形態において、制御部70は、スキャンラインSLの中心位置に、走査中心座標に対応する走査中心表示SCを表示させる。

【0043】

また、制御部70は、メモリ72に記憶された過去の走査位置情報に対応する測定光の走査位置を初期位置として設定する。この場合、メモリ72から出力される信号に基づいて走査位置が設定される。そして、制御部70は、その初期位置に対応する位置にスキャンラインSLを表示する。この場合、走査中心表示SCの表示位置は、表示領域H上における過去の検査の走査中心座標に対応する。また、スキャンラインSLの表示位置は、過去の走査中心座標を基準として、表示領域H上における過去の検査の走査領域に対応する。

【0044】

上記初期設定後、検者によって所定の走査位置調整部(例えば、マウス)が操作されると、制御部70は、調整部から出力される操作信号に基づいて測定光の走査位置を変更すると共に、変更された走査位置に対応する表示位置にスキャンラインSLを表示する。これにより、走査位置の変更に応じてスキャンラインSLの表示位置が変化される。この場合、例えば、マウスのドラッグ操作によってスキャンラインSLが画面上を移動される。

【0045】

なお、走査部による測定光の走査位置と、表示領域H上におけるスキャンラインSLの表示位置との対応関係は、予め設定されている。そして、制御部70は、設定された走査ラインの表示位置に対応する走査領域に対して測定光が走査されるように、走査部23の一对のガルバノミラーを適宜駆動制御する。

【0046】

また、制御部70は、まず、メモリ72に記憶された過去の正面画像と、現在の正面画像Gfとを比較して、過去の正面画像に対する現在の正面画像の位置ずれ方向及び位置ずれ量d1を画像処理により検出(演算)する。この場合、制御部70は、モニタ75に表示された過去画像Kの基となった正面画像データを基準画像とし、その基準画像とリアルタイムで取得される正面画像(現在画像)との位置ずれ方向及び位置ずれ量を算出する。これにより、過去画像に対する位置ずれ情報が得られる。

【0047】

上記のように、2つの画像間の位置ずれを検出する手法としては、種々の画像処理手法(各種相関関数を用いる方法、フーリエ変換を利用する方法、特徴点のマッチングに基づく方法)を用いることが可能である。

【0048】

例えば、所定の基準画像(例えば、過去の眼底画像)又は対象画像(現在の眼底画像)

10

20

30

40

50



を1画素ずつ位置ずれさせ、基準画像と対象画像を比較し、両データが最も一致したとき（相関が最も高くなる時）の両データ間の位置ずれ方向及び位置ずれ量を検出する手法が考えられる。また、所定の基準画像及び対象画像から共通する特徴点を抽出し、抽出された特徴点の位置ずれ方向及び位置ずれ量を検出する手法が考えられる。

【0049】

また、2つの画像間の位置ずれを求めるための関数として、位相限定相関関数を用いるようにしてもよい。この場合、まず、各画像をフーリエ変換し、各周波数成分の位相と振幅を得る。なお、得られた振幅成分は、各周波数成分に関して大きさを1に正規化しておく。次に、2つの画像間で周波数毎の位相差を算出した後、これらに逆フーリエ変換をかける。

10

【0050】

ここで、2つの画像間の位置ずれがなければ、余弦波のみの加算となり、原点位置(0, 0)にピークが出現する。また、位置ずれがある場合、ずれ量及びずれ方向に対応する位置にピークが出る。そこで、ピークの検出位置を求めることにより2つの画像間の位置ずれ量及び位置ずれ方向が得られる。この手法によれば、眼底像の位置ずれを高精度かつ短時間で検出できる。

【0051】

上記のように位置ずれが検出されると、制御部70は、メモリ72から過去の測定光の走査位置情報を取得し、前述のように検出された位置ずれ方向及び位置ずれ量  $d_1$  に基づいて走査位置情報を補正し、補正された走査位置情報に対応する位置（走査目標位置）にターゲット指標  $T_g$  を表示する。この場合、ターゲット指標  $T_g$  は、過去の検査における断層画像とほぼ同じ部位に走査位置を調整するための目標として用いられ、正面画像  $G_f$  上に重畳して表示される。

20

【0052】

より具体的には、このとき、ターゲット指標  $T_g$ （以下、ターゲット  $T_g$  に省略する）は、過去の走査中心位置に対して位置ずれ量  $d_1$  がオフセット（補正）されて表示される。これにより、ターゲット  $T_g$  は、過去の断層画像とほぼ同じ眼底部位が測定される場合の走査中心位置に対応する位置に表示される。この場合、位置ずれ量  $d_1$  は制御部70によって随時検出され、ターゲット  $T_g$  の表示位置は、検出される位置ずれ量  $d_1$  に応じて変化される。なお、走査中心表示  $S_C$  の初期位置は、補正前の過去の走査中心座標に対応するため、検出される位置ずれ量  $d_1$  がほぼ0のとき、走査中心表示  $S_C$  とターゲット  $T_g$  が合致して表示される。また、検出される位置ずれ量  $d_1 > 0$  のとき、そのずれ量に応じて走査中心表示  $S_C$  とターゲット  $T_g$  の相対距離が変化される。なお、本実施形態では、ターゲット  $T_g$  を中心として上下左右に延びる十字線  $J$  が表示されており、ターゲット  $T_g$  の表示位置が検者に視認されやすい表示形態となっている。

30

【0053】

また、制御部70は、走査目標位置（ターゲット  $T_g$  に対応）に対する現在の走査中心位置（走査中心表示  $S_C$  に対応する）のずれ方向及びずれ量  $d_2$  を検出し、検出結果に基づいて走査目標位置に対する現在の走査位置のずれ情報を表示する。

【0054】

目標位置に対する走査位置のずれ情報を表すための表示として、例えば、走査中心位置を調整するときの移動方向を示すガイド指標  $Y$ （本実施形態では、矢印指標）が表示される。ガイド指標  $Y$  は、走査目標位置に対する現在の走査中心位置のずれ方向に基づいて、誘導する方向（矢印が示す方向）が変化される。これにより、ターゲット指標  $T_g$  に対する走査中心表示  $S_C$  のずれ方向が示される。なお、図5(a)の場合、ガイド指標  $Y$  の矢印によって右斜め上方向が特定され、現在の測定光の走査中心に対して調整目標が右斜め上にあることが示されている。

40

【0055】

ガイド指標  $Y$  は、前述のように検出されるずれ量  $d_2$  に基づいて、表示形態（表示の動作、色）が変化される。また、過去画像  $K$  は、前述のように検出されるずれ量  $d_2$  に

50

基づいて描画色が変化され、異なる描画色となる。

【 0 0 5 6 】

位置ずれ量  $d_2$  が所定の第 1 許容範囲 ( $D_1$ ) より大きいとき ( $d_2 > D_1$ )、制御部 70 は、ターゲット指標  $T_g$  に対する走査中心表示  $SC$  のずれ方向を示すように、ガイド指標  $Y$  の表示方向を制御する (図 5 (a) 参照) と共に、ガイド指標  $Y$  を第 1 の色 (例えば、赤) とする。また、制御部 70 は、過去の眼底画像  $K$  の色を第 1 の色 (例えば、赤色の半透明) とする。これにより、位置ずれが大きい旨 (走査位置の調整が不十分) が検者に報知される。この場合、ガイド指標  $Y$  の色と眼底画像  $K$  の色は、同じ色に合わせられている。

【 0 0 5 7 】

また、位置ずれ量  $d_2$  が所定の第 1 許容範囲 ( $D_1$ ) 以下となったとき ( $d_2 \leq D_1$ )、制御部 70 は、前述のガイド指標  $Y$  の表示方向の制御に加えて、ターゲット指標  $T_g$  を中心に 4 つの矢印状のマーカ  $Y_4$  を表示する。また、制御部 70 は、ガイド指標  $Y$  を第 2 の色 (例えば、黄色) とする。また、制御部 70 は、過去の眼底画像の色を第 2 の色 (例えば、黄色の半透明) とする (図 5 (b) 参照)。これにより、位置ずれが小さい旨 (走査位置の調整が不十分だが、走査目標に近い) が検者に報知される。なお、マーカ  $Y_4$  のうち、ターゲット指標  $T_g$  と走査中心表示  $SC$  との間に表示されるマーカ  $Y_4$  は、ガイド指標  $Y$  を兼ねる。

【 0 0 5 8 】

さらに、位置ずれ量  $d_2$  が所定の第 2 許容範囲 ( $D_2$ ) 以下となったとき ( $d_2 \leq D_2$ )、制御部 70 は、マーカ  $Y_4$  の描画色を塗りつぶす (図 5 (c) 参照)。このとき、制御部 70 は、マーカ  $Y_4$  (ガイド指標  $Y$ ) を第 3 の色 (例えば、緑色) とする。また、制御部 70 は、過去の眼底画像の色を第 3 の色 (例えば、緑色の半透明) とする。なお、 $D_2 < D_1$  である。これにより、位置ずれが解消された旨 (走査位置の調整が適正である旨) が検者に報知される。すなわち、制御部 70 は、逐次検出される位置ずれ量  $d_2$  が所定の第 2 許容範囲 ( $D_2$ ) を満たすか否かを判別し、その判別結果をモニタ 75 上に表示する。そして、この判別処理によって走査位置の調整が適正か否かが判別される。

【 0 0 5 9 】

なお、上記表示制御において、検出されるずれ量  $d_2$  に応じて過去画像 (半透明画像) の透過率が変化されるようにしてもよい。例えば、制御部 70 は、位置ずれ量が大きいほど過去画像の透過率を高く (色が薄くなる) し、位置ずれ量が小さいほど過去画像の透過率を低くする (色が濃くなる)。

【 0 0 6 0 】

また、制御部 70 は、上記のように検出される位置ずれ量  $d_1$  の上下方向における位置ずれ量と左右方向における位置ずれ量に分けて検出し、インジケータ  $G$  を表示制御する。ここで、二次元画像観察画面上の下端には、横方向における位置ずれ量を示すインジケータ  $G_1$  が表示されている。そして、インジケータ  $G_1$  は、過去画像と、左右方向における位置ずれ量に基づいて増減される。また、二次元画像観察画面上に右端には、上下方向における位置ずれ量を示すインジケータ  $G_2$  が表示される。そして、インジケータ  $G_2$  は、上下方向における位置ずれ量に基づいて増減される。また、インジケータ  $G_1$ 、 $G_2$  の色は、前述のように検出される位置ずれ量  $d_2$  に基づいて変化される。本実施形態では、ガイド指標  $Y$  (過去画像  $K$ ) の色の変化に同期してインジケータ  $G_1$ 、 $G_2$  の色が変化される。

【 0 0 6 1 】

次に、検者がモニタ 75 上で測定位置を設定する場合について説明する。ここで、過去の同一位置での撮影を行いたい場合、検者は、所定の走査目標位置と現在の走査位置中心が合致されるように、操作を行う。

【 0 0 6 2 】

検者によって固視標位置調整部 (例えば、マウス) が操作されると、被検眼の固視方向の変更によって正面画像の取得位置が変更され、現在の正面画像が画面上を移動される。

10

20

30

40

50

このとき、過去画像と現在の正面画像との位置ずれ量が変化されるため、走査中心表示SCに対してターゲットTgが移動される。ここで、検者は、走査中心表示SCとターゲットTgとが合致されるように固視位置を調整する。

【0063】

検者によって所定の走査位置調整部（例えば、マウス）が操作されると、制御部70は、ターゲットTgに対してスキャンラインSLを移動させる。ここで、検者は、走査中心表示SCとターゲットTgとが合致されるようにスキャンラインSLを移動させる。

【0064】

上記走査位置又は固視位置の調整によって、走査中心SCとターゲットTgとの位置関係が調整され、モニター75上に走査位置の調整が適正である旨が表示された状態（図5（c）参照）となったら、検者は、撮影開始スイッチ74bを押す。この場合、現在の走査中心位置が走査中心目標に達した状態となる。ここで、走査中心目標は、過去の断層画像とほぼ同じ眼底部位が測定される場合の走査中心位置に対応する位置であるから、走査中心位置が走査中心目標にあるとき、測定光の走査位置が過去の断層画像とほぼ同じ眼底部位に設定された状態となる。

10

【0065】

ここで、撮影開始スイッチ74bから撮影開始（撮影許可）のトリガ信号が出力されると、制御部70は、設定された走査位置情報に基づいて走査部23を動作させて断層画像を取得し、取得された断層画像を静止画としてメモリ72に記憶させる。そして、取得された断層画像は、過去の断層画像と並べて表示され、経過観察が行われる。

20

【0066】

以上のような構成とすれば、過去の画像の取得位置と同一位置での画像取得を容易に行うことができるため、検査の効率化が可能となる。

【0067】

なお、以上の説明においては、モニター75上に走査位置の調整が適正である旨が表示されたとき（走査中心位置が走査中心目標に達したとき）、検者による撮影開始スイッチからの操作信号を撮影開始のトリガとしたが、これに限るものではない。この場合、例えば、制御部70は、逐次検出される位置ずれ量d2が所定の第2許容範囲(D2)を満たすと判別されたとき、撮影開始（画像取込）のトリガ信号を自動的に発するようにしてもよい。そして、トリガ信号が発せられると、制御部70は、上記同様、設定された走査位置情報に基づいて走査部23を動作させ断層画像を取得し、取得された断層画像をメモリ72に記憶させる。なお、本実施形態では、断層画像が動画像として逐次取得される構成であるため、トリガ信号が発せられたタイミングで取得された断層画像を静止画としてメモリ72に記憶させるようにしてもよい。また、上記手法に限るものではなく、逐次取得される断層画像毎にそれぞれ上記判別処理を行い、逐次取得される断層画像とその判別結果をメモリ72に一旦記憶させておき、その判別結果を用いて走査位置の調整が適正な状態で得られた断層画像が抽出できるようにしてもよい。

30

【0068】

なお、以上の説明においては、検者の手動操作により測定光の走査位置が過去の画像の取得位置と同一位置に設定されるものとしたが、これに限るものではない。すなわち、前述のように検出される位置ずれ量d2が所定の許容範囲内(D2)を満たすように制御部70によって走査部23が駆動制御されるような構成においても、本発明の適用は可能である。ただし、上記のような駆動制御を行う場合、現状の制御部70のスペック及び走査部23の反応速度を考慮すると、位置ずれ量d2が検出されてから走査部23の駆動が完了される（所定の走査位置への移動完了）までの処理に時間がかかる。このため、走査部23の駆動完了後に所定の走査位置にて測定が行われたとき、上記処理中に被検眼が再度動いていた場合、異なる位置を測定してしまう可能性がある。

40

【0069】

これに対して、上記の手動方式によれば、現状の構成においても、各制御をスムーズに行うことができる。すなわち、位置ずれ量d2が所定の許容範囲D2を満たすか否かの

50

判別処理が逐次行われ、判別結果がモニター 5 上でリアルタイムで表示される。したがって、検者は、その判別結果を見ながら撮影開始のトリガを押すことで、正確な測定が可能となる。

#### 【0070】

また、走査位置が自動的に変更される場合においても、制御部 70 は、位置ずれ量  $d_2$  に基づく走査部 23 の駆動が完了された後、再度位置ずれ量  $d_2$  を検出し、位置ずれ量  $d_2$  が所定の許容範囲  $D_2$  を満たすか否かを判別するようにすればよい。この場合、制御部 70 は、位置ずれ量  $d_2$  が所定の許容範囲  $D_2$  を満たすと判別されたとき、撮影開始（画像取込）のトリガ信号を自動的に発する。また、制御部 70 は、位置ずれ量  $d_2$  が所定の許容範囲内  $D_2$  を超えたとき、走査部 23 を駆動制御して再度走査位置の変更を行う。このようにすれば、異なる位置を測定してしまう可能性が軽減される。

10

#### 【0071】

また、以上の説明では、正面眼底画像を得るための配置された眼底観察光学系として、光走査部を有する構成としたが、これに限るものではなく、眼底全体を同時に照明する光学系と、二次元撮像素子によって眼底像を撮像する撮像光学系と、を有する構成（いわゆる眼底カメラ式）を用いてもよい。

#### 【0072】

また、以上の説明では、眼底の断層像を取得する場合を例にとって説明したが、これに限るものではなく、OCTの原理を応用した光干渉光学系を用いて被検眼の所定部位の断層像（例えば、前眼部断層像）を撮影する眼科撮影装置であれば、本発明の適用は可能である。

20

#### 【0073】

次に、Bスキャンによって取得される断層画像を複数取得し、加算画像を作成するときの流れ（フロー）について説明する（図6のフローチャート参照）。本実施形態では、ノイズ成分を抑制した1枚の断層画像（Bスキャン画像）を得るために、所定の走査領域にて測定光を複数回走査させ、複数枚の断層画像を得て、取得された複数の断層画像を制御部 70 により加算処理して平均化させる。この場合、制御部 70 は、各断層画像を測定光の走査方向に関して同じ複数の領域に分割し、各断層画像間の位置ずれを分割された領域毎に検出し位置ずれ情報を得る。そして、制御部 70 は、得られた位置ずれ情報に基づいて、各撮影画像間の位置ずれを分割された領域毎に補正する。そして、制御部 70 は、補正された各撮影画像を加算し、平均化する。

30

#### 【0074】

より具体的には、まず、制御部 70 は、走査部 23 を用いて測定光を所定の走査領域にて複数回走査し、同一の走査領域における断層画像を複数枚（ $n$  枚（ $n > 2$ ））取得し、メモリ 72 に記憶させる。

#### 【0075】

次に、制御部 70 は、図7に示すように、メモリ 72 に記憶された各断層画像を所定の幅で区分し、複数の領域（図中の点線 T 参照）に分割する。この場合、各断層画像は、走査部 23 による測定光の走査方向（例えば、X 方向）に関して複数の領域に分けられる。また、本実施形態では、断層画像を4つの領域に分割したが、分割数は画像の解像度、画像の取得時間、予想される位置ずれ量、等に応じて任意の数に設定できる。

40

#### 【0076】

次に、制御部 70 は、各分割領域の中心位置における A スキャン信号（図中の一点鎖線 S 参照）から最も輝度の高い点等、の予め設定されている輝度条件に該当する点を探索し、特定された所定の点をテンプレート位置（基準位置）として設定する。そして、制御部 70 は、テンプレート位置を中心とする任意の領域（例えば、矩形領域）内の画像をテンプレート画像として設定する（図中の矩形枠 W 参照）。このようにして、各分割領域において、位置ずれ検出に用いられるテンプレート画像を設定する。

#### 【0077】

50

なお、上記のような手法を用いるのは、被検眼の網膜領域に対応する断層画像を位置ずれ検出用のテンプレート画像として抽出するためである。なお、テンプレート位置を設定する場合、網膜色素上皮近傍の輝度値（比較的輝度の高い輝度値が得られる）に相当するような所定の閾値を超える点を探索し、特定された所定の点をテンプレート位置としてもよい。

【 0 0 7 8 】

制御部 7 0 は、取得された  $n$  枚の断層画像のうち、いずれかの画像（例えば、 $n / 2$  枚目に得られた画像）をベース画像（基準画像）として選択し、ベース画像に対して設定された各分割領域におけるテンプレート画像を取り出す。

【 0 0 7 9 】

次に、制御部 7 0 は、複数の画像を加算させるにあたって、取得された断層画像から所定の画像を一枚選択し、1 枚毎にベース画像に対して画像を順次加算させていくことにより、結果的に少なくとも 3 枚以上の画像を加算させる。

【 0 0 8 0 】

この場合、制御部 7 0 は、まず、取得された  $n$  枚の断層画像のうち、所定の断層画像を選択し、選択された断層画像（選択画像）に対して設定された各分割領域におけるテンプレート画像を取り出す。そして、制御部 7 0 は、分割された領域毎に、ベース画像のテンプレート画像と、選択画像におけるテンプレート画像と、を比較し、ベース画像に対する選択画像の位置ずれ方向及びずれ量を分割された領域毎に検出する。この場合、ベース画像のテンプレート画像に対して選択画像におけるテンプレート画像を 1 画素単位でずらしながら、相関値を逐次算出する。そして、制御部 7 0 は、相関値の値が最大になるときの画素の変位量（ずらした画素数）を位置ずれ量として算出する。

【 0 0 8 1 】

そして、制御部 7 0 は、ベース画像に対する選択画像の各分割領域における位置ずれが補正されるように、分割領域毎に検出された位置ずれ分、各分割領域における選択画像のテンプレート画像をベース画像に対してそれぞれ変位させる。そして、位置ずれ補正後、制御部 7 0 は、ベース画像と選択画像のテンプレート画像の画素値を分割領域毎にそれぞれ加算させる。

【 0 0 8 2 】

以上のようにして、制御部 7 0 は、取得された断層画像全てにおいて位置ずれ検出及び位置ずれ補正の処理を繰り返し、画素値の合計を算出する。その後、加算処理に使用した画像枚数で画素値の合計値が除算されることで、加算平均画像が作成される。この場合、検出される位置ずれ量が許容範囲を超えた断層画像を加算処理の対象から除外するようにしてもよい。なお、上記説明では、画像加算において、断層画像一枚単位で順次分割領域毎に画像加算を行うものとしたが、各断層画像の分割領域単位で順次画像加算を行うようにしてもよい。

【 0 0 8 3 】

以上のような構成とすれば、複数の断層画像を加算させる場合、測定光の走査中に被検眼が微動しても、光走査方向に関して分割された領域毎に位置ずれ補正がなされるため、画像間のずれが適正に補正され、鮮明な断層画像が作成される。

【 0 0 8 4 】

なお、上記説明においては、所定の基準画像に対する各断層画像の位置ずれが分割領域毎に検出され、基準画像に対する位置ずれが補正されるものとしたが、各断層画像間の位置ずれが分割領域毎に検出され、各断層画像間の位置ずれが補正されるものであれば、他の手法であってもよい。例えば、時間的に隣接する断層画像間の位置ずれを順次補正していく手法であってもよい。

【 0 0 8 5 】

また、以上の説明では、眼底断層像を複数取得したときの画像加算手法について示したが、これに限るものではなく、OCTの原理を応用した光干渉光学系を用いて被検眼の所定部位の断層像（例えば、前眼部断層像）を撮影する眼科撮影装置であれば、本発明の適

10

20

30

40

50

用は可能である。

【0086】

また、以上の説明では、干渉光学系を用いて被検眼断層像を撮影するときの画像加算手法について示したが、輝度が高く指向性の高い光を発する光源と、測定光を被検眼の所定部位上で走査させる光走査部と、被検眼の所定部位と略共役な位置に配置された共焦点開口を介して測定光による反射光を受光する受光素子と、を有し、被検眼の所定部位における正面画像を得るための共焦点光学系（例えば、SLO光学系300）を用いて被検眼正面画像を複数取得したときの画像加算手法として用いてもよい。例えば、SLO光学系300によってSLO眼底像が複数取得された場合、各SLO眼底像を測定光の副走査方向（縦方向）に関して複数の領域に分割する。そして、各SLO画像間の位置ずれを分割された領域毎に検出し、検出された位置ずれ分、各SLO画像間の位置ずれを分割領域毎に補正し、画像加算を施す。

10

【0087】

また、上記構成に限らず、測定光源から発せられた光を被検眼の所定部位上で走査させる光走査部と、測定光による反射光を受光する受光素子と、を持ち、被検眼の断層像又は正面画像を得るための撮影光学系であれば、本発明の適用は可能である。

【0088】

次に、OCT光学系200を用いて眼底の3次元画像を撮影する場合について説明する（図8のフローチャート参照）。この場合、検者は、所定の走査位置調整部及び所定の固視位置調整部を用いて、3次元画像を得る眼底上の領域を図示なき設定スイッチを用いて設定し、撮影開始スイッチを押す。これにより、OCT光学系200による3次元画像の取得が開始される。なお、3次元画像は、走査部23の駆動によって測定光が眼底上で二次元的（XY方向）に走査されたときに受光素子83から出力される受光信号に基づいて取得される。また、本実施形態では、3次元画像取得時においては、OCT光源27を点灯させ、SLO光源61aを消去させておく。

20

【0089】

3次元画像を得るための測定光の走査が完了されると、制御部70は、フーリエ解析がなされる前段階において、受光素子83から出力される受光信号の生データ（RAWデータ）から干渉信号を抽出し（定常的な参照光成分を除去する）、それをAスキャン毎に加算して並べる。これにより、3次元画像取得時のOCT光学系200による眼底正面画像（以下、OCT眼底像とする）を得る（図9参照）。この場合、OCT眼底像の所定点における輝度レベルは、所定の走査位置で取得された受光素子83の受光信号から抽出される干渉信号の各画素毎の信号レベル（輝度値）の累計値に対応する。

30

【0090】

なお、前述のOCT眼底像は、フーリエ解析が行われる前の受光信号に基づいて形成される画像のため、画像作成時間（演算処理時間）が短くてすむ。なお、3次元画像取得時のOCT眼底像を得る場合、上記手法に限るものではなく、受光素子83から出力される撮影時に受光された干渉信号に基づいてOCT眼底像が取得されるものであればよい。例えば、フーリエ解析を経て得られた3次元画像を深さ方向に積算したときの積算画像がOCT眼底像として取得されるようにしてもよい（ただし、フーリエ解析に係る時間を要する）。また、3次元画像における眼底の表層（表面）付近の画像をOCT眼底像として取得するようにしてもよい。

40

【0091】

また、制御部70は、3次元画像の撮影の前後いずれかにおいて、SLO光学系300を用いてOCT眼底像と同じ固視状態で得られる眼底正面画像（以下、SLO眼底像とする）を基準画像として取得し、メモリ72に記憶する。そして、制御部70は、3次元撮影時に設定された測定光の走査位置情報に基づいて、取得されたSLO画像から3次元画像の取得領域に対応する部分の画像を抽出する。抽出されたSLO眼底像は、前述のOCT眼底像との位置ずれを求めるための基準画像として設定される。なお、基準画像の基となるSLO眼底像を取得するタイミングとしては、3次元画像の撮影と略同時であればよ

50

く、3次元画像の撮影時にSLO画像が取得されるようにしてもよい。

【0092】

OCT眼底像とSLO眼底像の取得が完了されると、制御部70は、OCT眼底像と基準画像(SLO眼底像)とを比較して基準画像に対するOCT眼底像の位置ずれを画像処理により検出し、その検出結果とOCT眼底像とをモニタ75の画面上に表示する。より具体的には、制御部70は、OCT眼底像と基準画像とを比較して基準画像に対するOCT眼底像の全体的な位置ずれ量を検出すると共に、OCT眼底像全体を複数の領域に分割し、分割された各領域におけるOCT眼底像と基準画像とを比較して基準画像に対する眼底像の局所的な位置ずれ量を検出する。

【0093】

図9は、3次元画像の撮影時に取得されたOCT眼底像の撮影例について示す図である。図9(a)は、撮影中に固視ずれ及び瞬きがなく、良好に撮影された場合のOCT眼底像を示す図である。一方、3次元撮影中に瞬きがあった場合、瞬きによって測定光がけられるため、図9(b)に示すように、OCT眼底像に欠落部分(図中のK参照)が生じる。また、3次元撮影中に固視位置のずれがあった場合、測定光が走査される眼底部位が変化されるため、図9(c)に示すように、OCT眼底像の一部に画像のずれ(図中の点線Dを境にずれ有り)が生じる。

【0094】

なお、SLO眼底像の撮影時間がOCTの3次元画像の撮影時間よりも短いことを考慮すると、SLO眼底像の撮影時に固視ずれ及び瞬きが生じる可能性は比較的少ない。ただし、念のため、SLO眼底像を複数枚取得しておき、その中から良好なSLO眼底像を基準画像として用いるようにしてもよい。

【0095】

SLO眼底像とOCT眼底像との全体的な位置ずれ量を検出する場合、制御部70は、例えば、SLO眼底像全体に対してOCT眼底像全体を1画素単位でずらしながら、相関値を逐次算出する。そして、制御部70は、相関値の値が最大になるときの画素の変位量(ずらした画素数)を位置ずれ量として算出(検出)する。これにより、3次元画像の撮影前に設定された撮影位置に対する実際の撮影位置のずれ量が求められる。

【0096】

また、SLO眼底像とOCT眼底像との局所的な(部分的)位置ずれ量を検出する場合、制御部70は、例えば、図10(a)に示すようにOCT眼底像を複数の領域に分割し、分割された各領域におけるOCT眼底像と、SLO画像と、の位置ずれ量を算出する。この場合、制御部70は、分割された領域毎に、SLO眼底像に対するOCT眼底像の相関値を逐次算出する。そして、制御部70は、相関値の値が最大になるときの画素の変位量(ずらした画素数)を各領域における位置ずれ量として算出する。これにより、3次元画像取得中の眼の動きによる局所的な撮影位置のずれ量と瞬きの有無が求められる。なお、瞬きがあった場合、位置ずれ量が異常値を示す。また、局所的な位置ずれ量を求める場合、OCT眼底像と同様に、SLO画像を複数の領域に分割し、分割された領域毎にSLO眼底像に対するOCT眼底像の位置ずれを求めるようにしてもよい。

【0097】

なお、本実施形態では、制御部70は、図10(a)に示すように、分割された各領域における縦方向の画素数と横方向の画素数とが一致されるように、OCT眼底像を複数の領域に分割する。例えば、OCT眼底像全体の画素数が縦256×横256の場合、1つの領域が縦64×横64の画素を持つ縦4×横4の全16の領域に分割する(図10(a)の画像中の細線参照)。これにより、被検眼の局所的な回旋動作等にも対応できる。なお、上記手法に限るものではなく、縦方向(測定光の副走査方向)に関してのみOCT眼底像を複数の領域に分割するようにしてもよい。また、上記のようにOCT眼底像が複数の領域に分割される際の各領域の大きさは、基準画像との比較により位置ずれが検出できる程度の領域が確保される必要がある。

【0098】

10

20

30

40

50

上記のようにして、基準画像（SLO画像）に対するOCT眼底像の位置ずれが検出されると、制御部70は、検出結果をモニター75上に出力する。ここで、制御部70は、前述のように検出された全体的な位置ずれ量を示す表示と、各領域で検出された部分的な位置ずれ量を示す表示と、モニター75上に行く。

【0099】

なお、出力形式としては、位置ずれ量を所定の単位（例えば、ピクセル単位）で表示するようなことが考えられる（図10（b）参照）。また、他の出力形式としては、検出された位置ずれ量が所定の許容範囲を満たすか否かを制御部70により判定処理し、その判定結果を出力する（例えば、位置ずれOK、位置ずれエラー、判定結果に応じた描画色の変更、等）ようなことが考えられる。また、位置ずれを段階的に表現する数字によるものでもよいし、アルファベット等によるランク付けされているものでもよいし、3次元画像の信頼度を示す信頼係数として表示されるような形式等、が考えられる。なお、部分的な位置ずれに関する表示を行う場合、各分割領域と各位置ずれ量が対応付けされた形式で出力されることが好ましい。

10

【0100】

検者は、モニター75上に表示される検出結果とOCT眼底像（SLO眼底像の表示も可）を見ながら、OCTの3次元画像撮影の適否を判断する。ここで、全体的な位置ずれ量又は部分的な位置ずれ量が許容値を下回った場合、検者は、撮影が適正だったと判断する。ここで、適正と判断され、所定のスイッチ操作がなされると、制御部70は、フーリエ解析、3次元画像の構築、画像解析（例えば、各膜の境界位置検出、各膜の膜厚計測、等）を順次実行する。そして、制御部70は、3次元画像のグラフィック、画像解析の結果をモニター75上に表示する。

20

【0101】

また、全体的な位置ずれ量又は部分的な位置ずれ量が許容値を超えているような場合、検者は、3次元画像の再撮影を行う。ここで、再撮影が必要と判断され、所定のスイッチ操作がなされると、制御部70は、再度OCT3次元画像の撮影を実行する。

【0102】

以上示したように、3次元画像の撮影時における撮影位置のずれを検出し、その検出結果がモニター75上に表示されることにより、設定された撮影位置に対する実際の撮影位置のずれ、3次元画像撮影中における固視位置及びアライメント位置のずれ、瞬きの有無、等が検者によって容易に把握される。また、上記手法によれば、フーリエ解析、グラフィック像の構築、画像解析等が実行される前に、3次元画像の成否が判定できるため、撮影失敗時の再撮影までの待ち時間を短縮できる。

30

【0103】

なお、以上の説明においては、3次元画像撮影の成否を検者が判断するものとしたが、これに限るものではなく、画像の成否が制御部70によって判断され、その結果に応じて自動的に再撮影が実行されるようなものであってもよい。この場合、制御部70は、検出される全体的な位置ずれ量及び部分的な位置ずれ量の少なくともいずれかが所定の許容範囲を満たすか否かを判定し、許容範囲外と判定された場合、自動的に3次元画像の再撮影を実行する。

40

【0104】

なお、以上の説明では、3次元画像の撮影と略同時に取得された観察用正面画像を基準画像として設定するものとしたが、過去に同じ眼底部位で3次元画像が撮影されたときに略同時に取得された観察用正面画像を基準画像として用いるようにしてもよい。このようにすれば、過去と同じ眼底部位での3次元画像が適正に行われた否かを判断可能となる。

【0105】

また、以上の説明では、観察用正面眼底画像を得るために配置された眼底観察光学系として、光走査部を有する構成としたが、これに限るものではなく、眼底全体を同時に照明する光学系と、二次元撮像素子によって眼底像を撮像する撮像光学系と、を有する構成（いわゆる眼底カメラ式）を用いてもよい。

50



## 【0106】

また、以上の説明では、眼底の3次元画像を取得したときの成否の判断するための手法について示したが、これに限るものではなく、OCTの原理を応用した光干渉光学系を用いて被検眼の所定部位の断層像（例えば、前眼部断層像）を撮影する眼科撮影装置であれば、本発明の適用は可能である。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0107】

【図1】本実施形態の眼科撮影装置の光学系及び制御系を示す図である。

【図2】OCT画像とSLO画像を逐次取得する際の動作について説明する図である。

【図3】OCT眼底像及びSLO眼底像をモニタ上に並列表示したときの図である。

10

【図4】過去に取得した断層画像と同じ部位を測定するための撮影モードにおける正面画像観察画面を示す図である。

【図5】走査目標位置に対する現在の走査位置のずれ情報の表示例である。

【図6】Bスキャンによって取得される断層画像を複数取得し、加算画像を作成するときのフローについて説明するフローチャートである。

【図7】各断層画像を複数の領域に分割したときの例を示す図である。

【図8】OCT光学系を用いて眼底の3次元画像を撮影する場合のフローについて説明するフローチャートである。

【図9】3次元画像の撮影時に取得されたOCT眼底像の例を示す図である。

【図10】SLO眼底像とOCT眼底像との局所的な位置ずれ量を検出するときの画像分割の例、及び位置ずれ量の検出結果をモニタに表示させるときの表示例である。

20

## 【符号の説明】

## 【0108】

23 走査部

24 a 第2駆動機構

27 OCT光源

61 光出射部

63 a 第1駆動機構

63 走査部

68 受光素子

30

70 制御部

72 記憶部

74 操作部

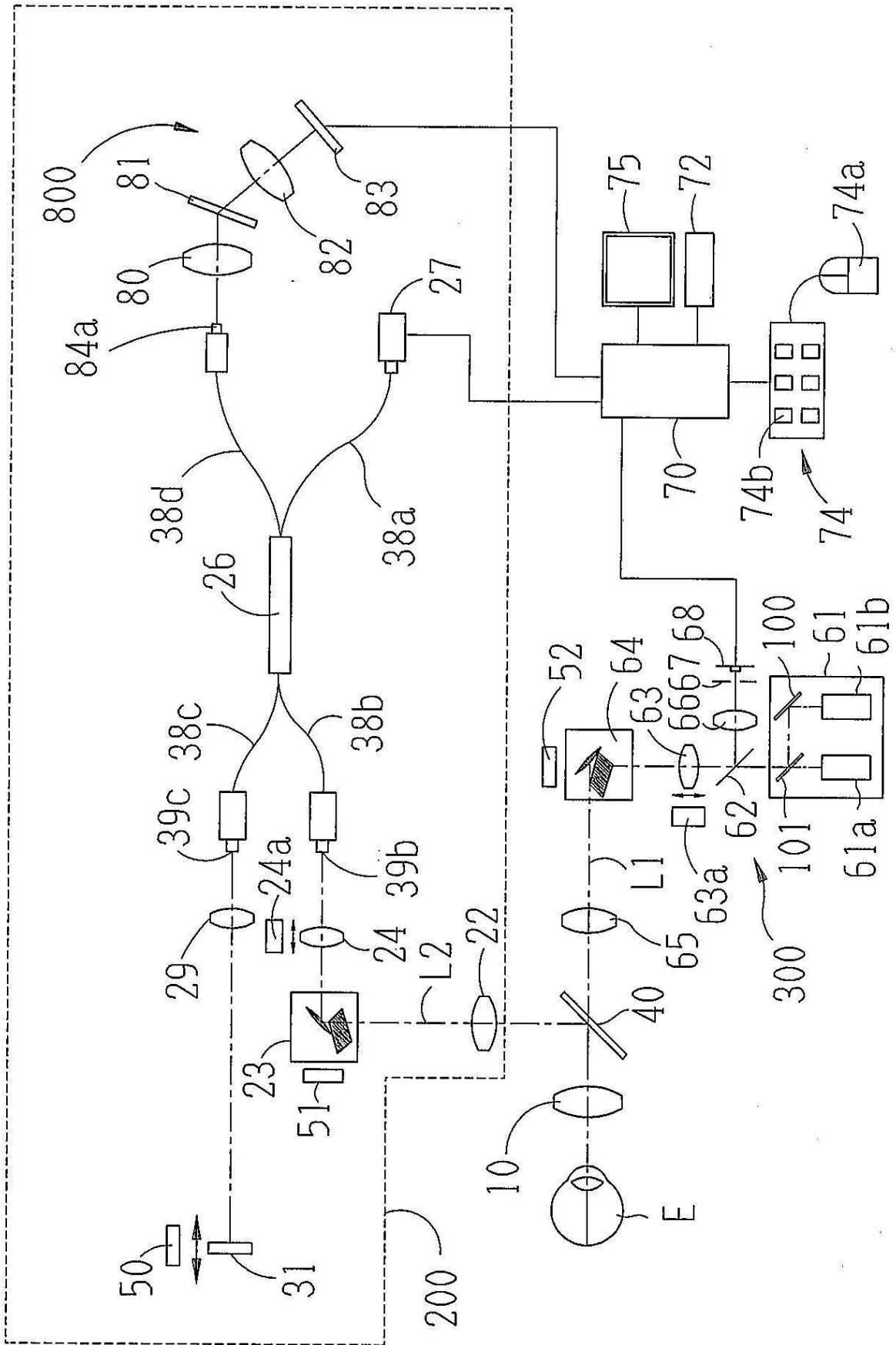
75 モニタ

83 受光素子

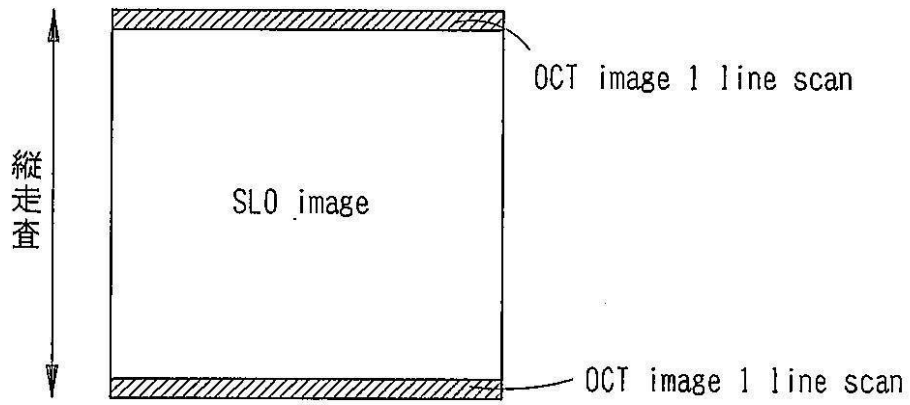
200 OCT光学系

300 SLO光学系

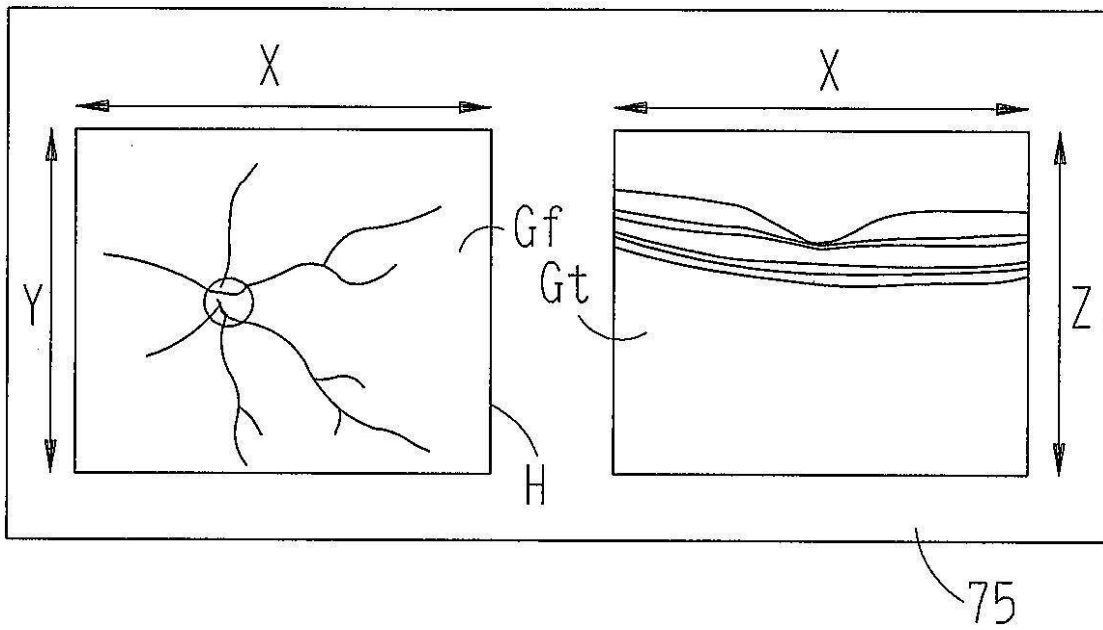
【図1】



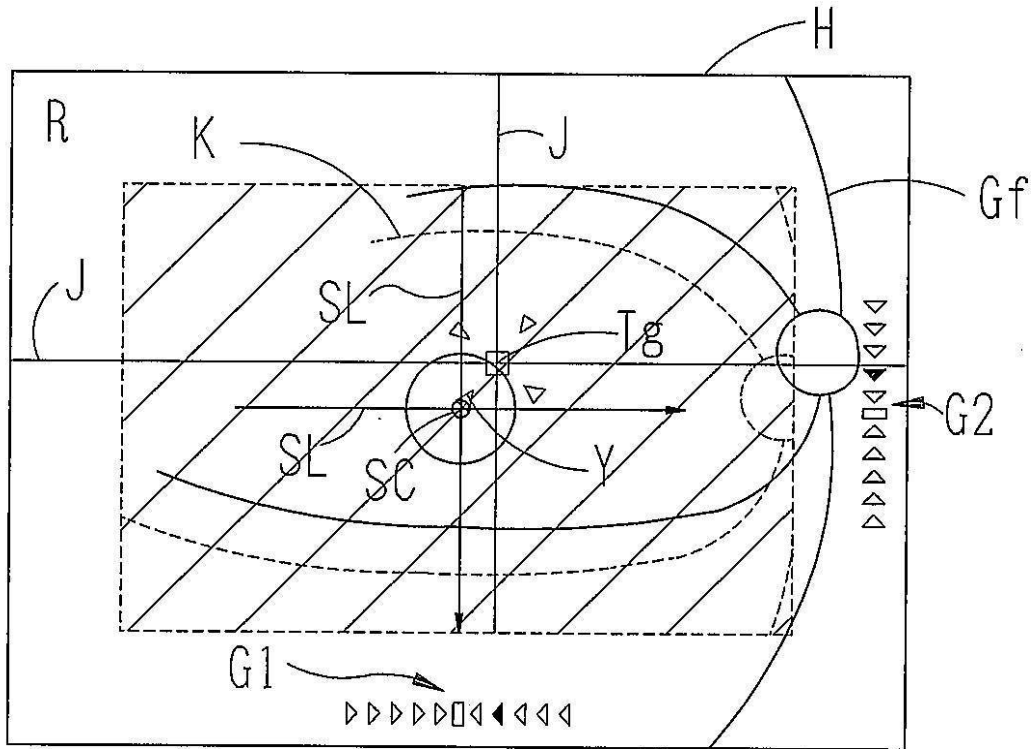
【図2】



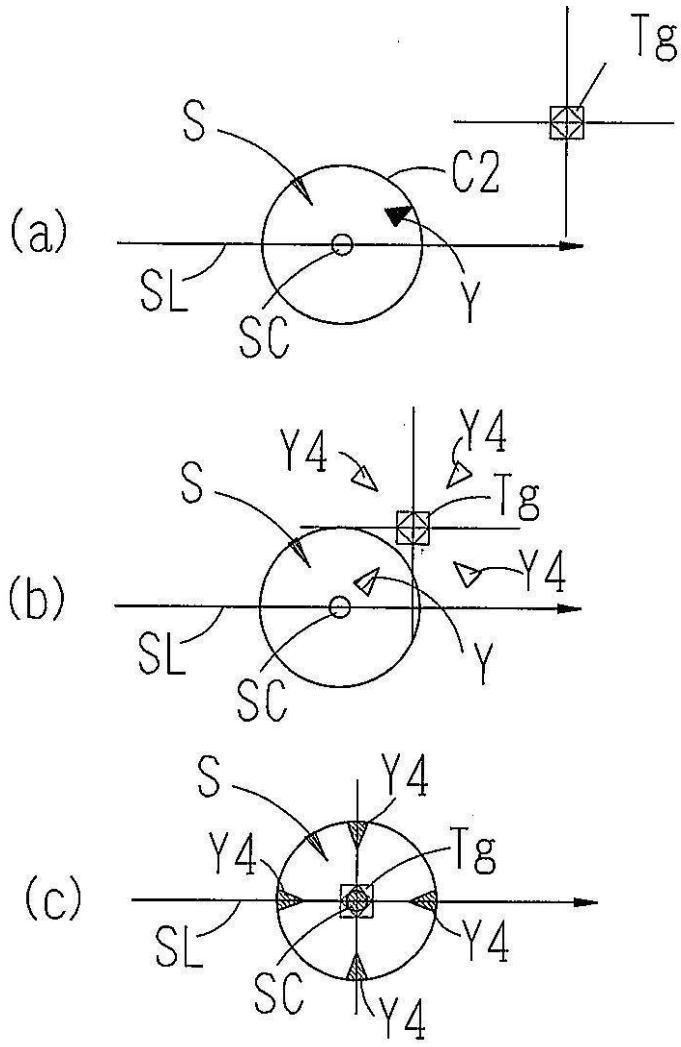
【図3】



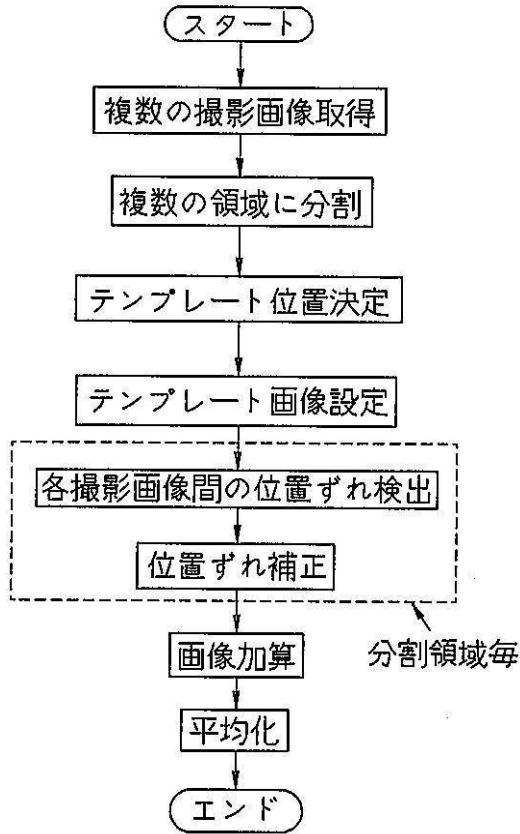
【図4】



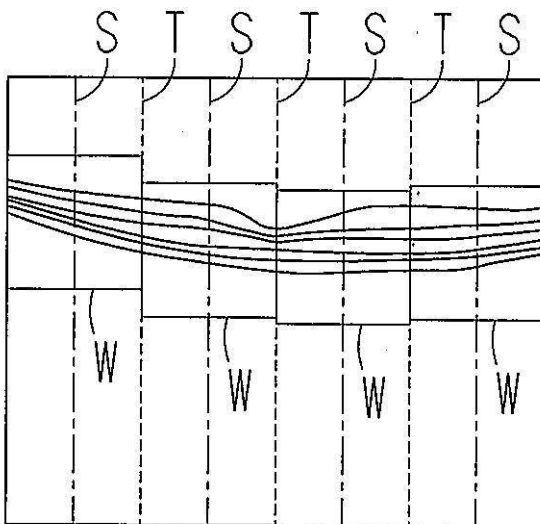
【 図 5 】



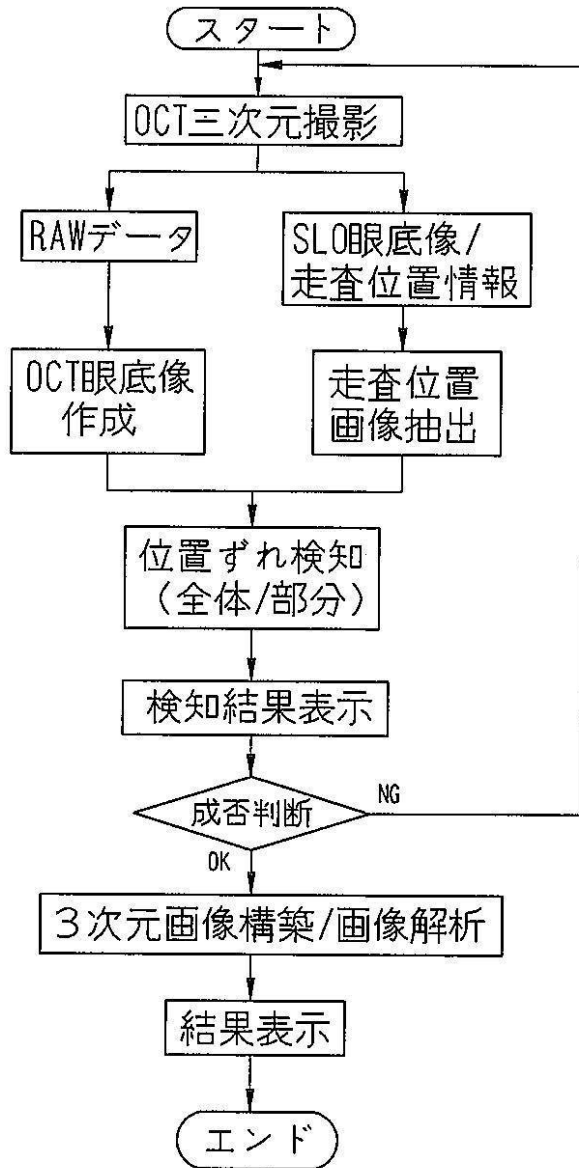
【図6】



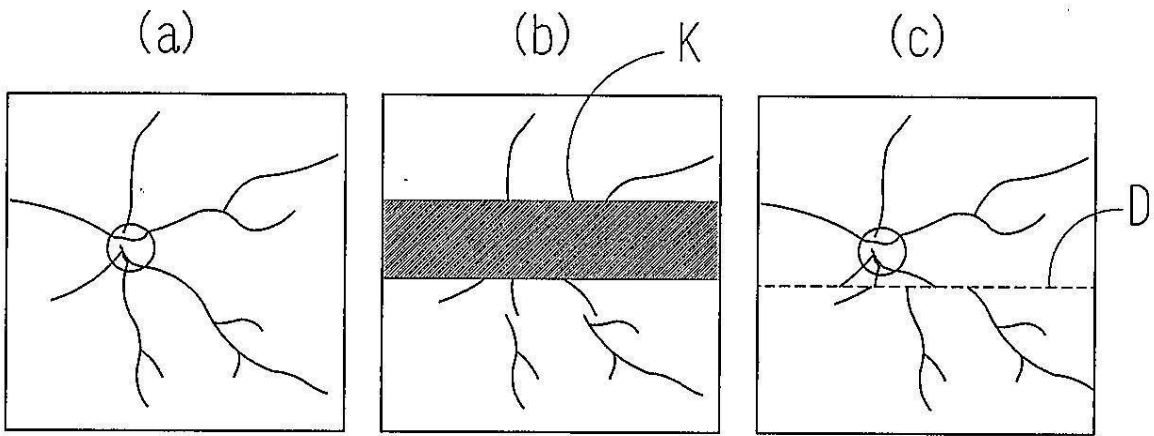
【図7】



【図8】



【図9】



【図10】

