

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5179265号  
(P5179265)

(45) 発行日 平成25年4月10日(2013.4.10)

(24) 登録日 平成25年1月18日(2013.1.18)

(51) Int. Cl.	F 1
<b>A 6 1 B 3/14 (2006.01)</b>	A 6 1 B 3/14 E
<b>A 6 1 B 3/10 (2006.01)</b>	A 6 1 B 3/14 M
	A 6 1 B 3/10 R

請求項の数 3 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2008-145161 (P2008-145161)	(73) 特許権者	000135184
(22) 出願日	平成20年6月2日(2008.6.2)		株式会社ニデック
(65) 公開番号	特開2009-291253 (P2009-291253A)		愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4
(43) 公開日	平成21年12月17日(2009.12.17)	(72) 発明者	山田 祥之
審査請求日	平成23年6月1日(2011.6.1)		愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株 式会社ニデック拾石工場内
		(72) 発明者	村瀬 祐二
			愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株 式会社ニデック拾石工場内
		審査官	島田 保

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】眼科撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検眼眼底に向けて光を照射するための光源と、駆動機構によって光軸方向に移動可能に配置されたフォーカス用光学部材と、被検眼眼底からの反射光を受光する受光素子と、を備え、被検眼の眼底画像を撮影するための撮影光学系と、

前記駆動機構の駆動を制御すると共に、前記受光素子から出力される受光信号に基づいて被検眼の眼底画像を取得する制御手段と、を備え、

前記制御手段は、

前記フォーカス用光学部材を移動させ、複数の位置での画像を取得し、

複数の位置で取得された画像の輝度の度数分布をそれぞれ求め、該度数分布を用いて、前記光学部材の位置に対する所定の閾値以上の度数を持つ輝度値の変化特性を求め、

該変化特性に基づいて前記フォーカス用光学部材のフォーカス位置を求め、該フォーカス位置に対応する位置にフォーカス用光学部材を移動させ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、

前記撮影光学系は、被検眼の眼底正面画像を取得するための撮影光学系であって、

前記制御手段は、前記受光素子から出力される受光信号に基づいて眼底正面画像を取得し、該正面画像を微分処理し、微分処理された前記正面画像内の輝度の度数分布を求めることを特徴とする眼科撮影装置。

## 【請求項 3】

請求項 1 の眼科撮影装置において、

前記撮影光学系は、前記光源から発せられた光を前記被検眼眼底上で走査させる光スキャナーを有し、前記測定光による被検眼眼底からの反射光と参照光との干渉光を前記受光素子により受光し、被検眼の眼底断層画像を取得するための撮影光学系であって、

前記制御手段は、前記受光素子から出力される受光信号に基づいて眼底断層画像を取得し、前記断層画像内の輝度の度数分布を求めることを特徴とする眼科撮影装置。

## 【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画像を撮影する眼科撮影装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

被検眼の画像を撮影する眼科撮影装置としては、例えば、低コヒーレント光を用いて被検眼の断層画像を取得する光断層干渉計（OCT）、被検眼眼底上でレーザ光を走査させて被検眼の正面画像を得るスキャニングレーザオフサルモスコープ（SLO）、又は被検眼眼底全体を一度に照明し二次元撮像素子により眼底の正面画像を得る眼底カメラ等が知られている（例えば、特許文献 1 参照）。

## 【0003】

上記のような装置において、眼底カメラの場合、被検眼眼底に向けてフォーカス用の指標を投影する指標投影光学系を設け、その反射光を受光素子により受光したときの受光信号に基づいてフォーカス状態を検出してフォーカス調整を自動的に行うものが知られている。

【特許文献 1】特開 2006 - 212153 号公報

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0004】

しかしながら、上記 OCT もしくは SLO の場合、上記のような指標投影光学系を光学系に配置することは困難であるため、手動操作にてフォーカス調整をせざるを得ず、検者にとって手間である。また、眼底カメラにおいても、上記のような指標投影光学系を光学系に配置することは、装置構成を複雑にする。

## 【0005】

本発明は、上記問題点を鑑み、簡単な構成で適正なフォーカス調整を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】

## 【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)

被検眼眼底に向けて光を照射するための光源と、駆動機構によって光軸方向に移動可能に配置されたフォーカス用光学部材と、被検眼眼底からの反射光を受光する受光素子と、を備え、被検眼の眼底画像を撮影するための撮影光学系と、

前記駆動機構の駆動を制御すると共に、前記受光素子から出力される受光信号に基づいて被検眼の眼底画像を取得する制御手段と、を備え、

前記制御手段は、

前記フォーカス用光学部材を移動させ、複数の位置での画像を取得し、

複数の位置で取得された画像の輝度の度数分布をそれぞれ求め、該度数分布を用いて、前記光学部材の位置に対する所定の閾値以上の度数を持つ輝度値の変化特性を求め、

該変化特性に基づいて前記フォーカス用光学部材のフォーカス位置を求め、該フォーカス位置に対応する位置にフォーカス用光学部材を移動させることを特徴とする。

10

20

30

40

50

(2)

(1)の眼科撮影装置において、

前記撮影光学系は、被検眼の眼底正面画像を取得するための撮影光学系であって、

前記制御手段は、前記受光素子から出力される受光信号に基づいて眼底正面画像を取得し、該正面画像を微分処理し、微分処理された前記正面画像内の輝度の度数分布を求めることを特徴とする。

(3)

(1)の眼科撮影装置において、

前記撮影光学系は、前記光源から発せられた光を前記被検眼眼底上で走査させる光スキャナーを有し、前記測定光による被検眼眼底からの反射光と参照光との干渉光を前記受光素子により受光し、被検眼の眼底断層画像を取得するための撮影光学系であって、

前記制御手段は、前記受光素子から出力される受光信号に基づいて眼底断層画像を取得し、前記断層画像内の輝度の度数分布を求めることを特徴とする。

10

## 【発明の効果】

## 【0008】

本発明によれば、簡単な構成で適正なフォーカス調整を行うことができる。

## 【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づいて説明する。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、以下の説明においては、眼科撮影装置のひとつとして、被検眼の眼底を撮影する眼底撮影装置を例にとって説明する。また、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。

20

## 【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。

30

## 【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SLO光源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。

## 【0012】

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 $840\text{ nm}$ で $50\text{ nm}$ 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ーカップラーである。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38aを介して、ファイバーカップラー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38bを介して被検眼Eへと向かい、参照光は光ファイバ38cを介して参照ミラー31へと向かう。

40

## 【0013】

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38bの端部39b、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XY方向に測定光を走査させることが可能な2

50

つのガルバノミラーの組み合わせからなる走査部 2 3 と、リレーレンズ 2 2 が配置されている。ダイクロイックミラー 4 0 及び対物レンズ 1 0 は、OCT 光学系 2 0 0 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 2 3 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 3 8 b の端部 3 9 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 2 3 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 3 8 b の端部 3 9 b から出射した測定光は、フォーカシングレンズ 2 4 を介して、走査部 2 3 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 2 3 で反射された測定光は、リレーレンズ 2 2 を介して、ダイクロイックミラー 4 0 で反射された後、対物レンズ 1 0 を介して、被検眼眼底に集光される。

【 0 0 1 5 】

そして、眼底で反射した測定光は、対物レンズ 1 0 を介して、ダイクロイックミラー 4 0 で反射し、OCT 光学系 2 0 0 に向かい、リレーレンズ 2 2、走査部 2 3 の 2 つのガルバノミラー、フォーカシングレンズ 2 4 を介して、光ファイバ 3 8 b の端部 3 9 b に入射する。端部 3 9 b に入射した測定光は、光ファイバ 3 8 b、ファイバーカップラー 2 6、光ファイバ 3 8 d を介して、光ファイバ 3 8 d の端部 8 4 a に達する。

【 0 0 1 6 】

一方、参照光を参照ミラー 3 1 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 3 8 c の端部 3 9 c、コリメータレンズ 2 9、参照ミラー 3 1 が配置されている。参照ミラー 3 1 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 5 0 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 3 8 c の端部 3 9 c から出射した参照光は、コリメータレンズ 2 9 で平行光束とされ、参照ミラー 3 1 で反射された後、コリメータレンズ 2 9 により集光されて光ファイバ 3 8 c の端部 3 9 c に入射する。端部 3 9 c に入射した参照光は、光ファイバ 3 8 c を介して、ファイバーカップラー 2 6 に達する。

【 0 0 1 8 】

そして、光源 2 7 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、ファイバーカップラー 2 6 にて合成され干渉光とされた後、光ファイバ 3 8 d を通じて端部 8 4 b から出射される。8 0 0 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 8 0 0 (スペクトロメータ部) であり、コリメータレンズ 8 0、グレーティングミラー(回折格子) 8 1、集光レンズ 8 2、受光素子 8 3 にて構成されている。受光素子 8 3 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。

【 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

10

20

30

40

50

形態におけるOCT画像の取得は、走査部23に設けられた2つのガルバノミラーによって行われる。

【0020】

次に、ダイクロイックミラー40の透過方向に配置されたSLO光学系（共焦点光学系）300について説明する。SLO光学系300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被検眼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。

【0021】

61は高コヒーレントな光を発するSLO光源であり、例えば、 $\lambda = 780\text{nm}$ のレーザダイオード光源が用いられる。SLO光源61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63、走査駆動機構52の駆動により眼底上でXY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64、リレーレンズ65、対物レンズ10が配置されている。また、走査部23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。

【0022】

また、SLO光源61とフォーカシングレンズ63との間には、ビームスプリッタ62が配置されている。そして、ビームスプリッタ62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66と、眼底に共役な位置に置かれる共焦点開口67と、SLO用受光素子68とが設けられている。

【0023】

ここで、SLO光源61から発せられたレーザ光（測定光）は、ビームスプリッタ62を透過した後、フォーカシングレンズ63を介して、走査部64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64で反射されたレーザ光は、リレーレンズ65を介して、ダイクロイックミラー40を透過した後、対物レンズ10を介して、被検眼眼底に集光される。

【0024】

そして、眼底で反射したレーザ光は、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。

【0025】

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72、測定開始スイッチ74a、測定位置設定スイッチ74b、撮影開始スイッチ74c、オートコヒーレンススイッチ74d、オートフォーカス開始スイッチ74f、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。

【0026】

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（左側）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61を交互に点灯させることによって、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。よって、制御部70には、OCT光学系200に配置された受光素子

10

20

30

40

50

83によっ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によって検出される受光信号が逐次入力される。

【0027】

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61をOFFとする。そして、SLO光源61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61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75に同時に動画として表示させる。

10

【0028】

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75を表示制御してモニタ75に表示されるOCT画像及びSLO画像を随時更新する。なお、検者の設定によらない最初のOCT画像の取得位置として、SLO画像の中心位置を基準とした走査位置(例えば、X方向)が設定されている。

【0029】

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って撮像される前眼部観察像をモニタ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による被検眼底の正面画像(SLO眼底像)が取得されるようになり、モニタ75上にSLO眼底像が現れる。

20

【0030】

次に、検者は、コントロール部74に配置されたオートフォーカス開始スイッチ74fを押す。オートフォーカス開始スイッチ74fから操作信号が発せられると、制御部70は、オートフォーカス制御を開始するためのトリガ信号を発し、SLO眼底像に対するオートフォーカスを開始する。

30

【0031】

ここで、制御部70は、受光素子68から出力される受光信号に基づいて取得されるSLO眼底像の画像データを微分処理し、微分処理した結果に基づいて微分ヒストグラム情報を取得する。すなわち、制御部70は、SLO光学系300によって取得されたSLO眼底像の画像データにエッジ抽出用(例えば、ラプラシアン変換、SOBEL等)のフィルタを掛けて輪郭画像に変換した後、輪郭画像のヒストグラムを作成する。

【0032】

図3はSLO光学系300によって取得されるSLO眼底像の画像信号を微分処理した後の微分ヒストグラムの一例を示す図である。図3において、横軸は微分の絶対値(以下、微分値と省略する) $d$ ( $d = 1, 2, \dots, 254$ )、縦軸は各微分値における対応する画素数 $H(d)$ を、それぞれ、画素数がピークを示した微分値における画素数 $H(d_p)$ で正規化したもの( $H(d) / H(d_p)$ )を百分率(%)で表記している。なお、図3のヒストグラムにおいては、端点( $d = 0, d = 255$ )の2点のデータを除外している。ここで、微分値 $d$ は、輪郭画像における輝度値を255階調で表したものである。

40

【0033】

ここで、制御部70は、前述のように取得されたヒストグラム情報において画像全体で所定の割合以上の画素数を持つ輝度値(微分値)の最大値を用いてSLO眼底像の結像状態(フォーカス状態)評価値を算出する。例えば、SLO眼底像の結像状態を評価するための結像状態評価値 $C1$ として、微分ヒストグラムにおける閾値 $S1$ (例えば、20%)

50

以上での微分値の最大値  $D_{max}$  と最小値  $D_{min}$  の差を求める ( $C1 = D_{max} - D_{min}$ )。なお、閾値  $S1$  は、ノイズによる影響を回避しつつ、 $SLO$ 眼底像の結像状態の変化に対して評価値  $C1$  が敏感に変化するような値に設定される。なお、本実施形態において、閾値  $S1$  を  $20\%$  程度に設定したのは、 $SLO$ 画像全体に占める範囲の少ない眼底血管部位におけるエッジの先鋭度の変化を精度良く検出するためである。また、上記において、閾値  $S1$  以上での微分値の最大値  $D_{max}$  のみを結像状態評価値  $C1$  として設定するようにしてもよい。

【0034】

結像状態評価値  $C1$  は、フォーカシングレンズ  $63$  が合焦位置にあるとき ( $SLO$ 眼底像のフォーカスが合っているとき) に高い値を示し、フォーカシングレンズ  $63$  が合焦位置からずれるに従って低くなっていくため、 $SLO$ 眼底像のフォーカス状態 (結像状態) の判定に用いることができる。

10

【0035】

ここで、制御部  $70$  は、 $SLO$ 光学系  $300$  の受光光学系に配置されたフォーカシングレンズ  $63$  の位置を移動させながら結像状態評価値  $C1$  をサンプリングし、サンプリング結果により合焦状態を判定し、フォーカシングレンズ  $63$  を合焦位置に駆動させる。

【0036】

例えば、制御部  $70$  は、適正なフォーカス位置を探索するべく、駆動機構  $63a$  を駆動制御して、フォーカシングレンズ  $63$  の移動可能範囲において離散的に設定された複数の移動位置にフォーカシングレンズ  $63$  を移動させ、各移動位置での  $SLO$ 眼底像を取得する。そして、制御部  $70$  は、移動位置毎に取得された  $SLO$ 眼底像それぞれの微分ヒストグラムを作成し、結像状態評価値  $C1$  をそれぞれ算出する。この場合、制御部  $70$  は、フォーカシングレンズ  $63$  を連続的に移動させていき、連続的に結像状態評価値  $C1$  を算出するようにしてもよい。

20

【0037】

図4は結像状態評価値  $C1$  とフォーカシングレンズ  $63$  の移動位置  $Z1$  との関係を示すグラフの一例を示す図である。図4においては、 $-12D$  に対応する位置から順に、フォーカシングレンズ  $63$  を  $2D$  ずつプラス方向に移動させ、順次評価値  $C1$  を算出していき、 $+12D$  に対応する位置までフォーカシングレンズ  $63$  を移動させた場合のものである。

30

【0038】

前述のようにして各フォーカス位置における評価値  $C1$  が得られたら、離散的に取得されたフォーカシングレンズ  $63$  の移動位置  $Z1$  と評価値  $C1$  の特性に対して補間処理を施し、 $SLO$ 光学系  $200$  の合焦位置を検出する。例えば、フォーカシングレンズ  $63$  の移動範囲に極大値を持つような関数にて曲線近似し、この曲線において評価値  $C1$  が最大となる移動位置  $Z1p$  を  $SLO$ 光学系  $300$  の合焦位置情報として取得する。なお、上記のような補間処理によって  $SLO$ 光学系  $300$  の合焦位置を検出する手法としては、関数近似、重心、平均値の算出等を用いたものが考えられる。

【0039】

次に、制御部  $70$  は、駆動機構  $63a$  を駆動制御して、前述のように取得された合焦位置情報に対応する移動位置にフォーカシングレンズ  $63$  を移動させることにより  $SLO$ 眼底像に対するフォーカス調整を終了する。

40

【0040】

なお、上記のように結像状態評価値  $C1$  をサンプリングする場合、結像状態評価値  $C1$  が上昇後、下降に転じた時点でフォーカシングレンズ  $63$  の移動を停止するようにしてもよい。

【0041】

次に、制御部  $70$  は、前述の  $SLO$ 眼底像に対するオートフォーカス制御によるフォーカシングレンズ  $63$  の移動位置を  $OCT$ 光学系  $200$  のフォーカス位置情報として取得し、そのフォーカス位置情報に基づいて駆動機構  $24a$  を駆動制御してフォーカシングレン

50

ズ 24 を合焦位置近傍まで移動させる。

【 0042 】

例えば、SLO光学系300の合焦位置が-3Dに対応する位置であれば、OCT光学系200のフォーカス位置も同様に-3Dに対応する位置になるように制御する。この場合、OCT光学系200のフォーカス位置をSLO光学系200の合焦位置に対応するフォーカス位置に設定できるように、フォーカシングレンズ63の移動位置とフォーカシングレンズ24の移動位置との間でディオプター換算による対応づけがなされている。

【 0043 】

このようにしてOCT光学系200のフォーカシングレンズ24がSLO光学系300の合焦位置に対応する移動位置に移動されると、フォーカシングレンズ24が合焦位置近傍まで移動された状態となるため、ファイバー端部39bに入射される眼底反射光が増加する。

10

【 0044 】

ここで、制御部70は、フォーカシングレンズ24が合焦位置近傍まで移動された後、OCT光学系200に配置された光路長可変用光学部材としての参照ミラー51をOCT光学系200によって取得される断層画像に基づいて移動させて光路長の自動調整を行う。この場合、参照光の光路長と測定光の光路長がほぼ一致した状態になると、受光素子83から出力される干渉信号を眼底の断層画像(以下、OCT眼底像)として取得可能な状態となる。

【 0045 】

20

制御部70は、ラフなオートフォーカス制御の完了後、駆動機構50を駆動制御して、OCT眼底像が取得されるまで、参照ミラー51を光軸方向に移動させ参照光の光路長を変更させる。図5はOCT画像の深さ方向における輝度分布を示す図である。

【 0046 】

ここで、制御部70は、参照ミラー51を光軸方向に移動させながら、受光素子83からの干渉信号に基づいて取得されるOCT画像の深さ方向における輝度値のピークP1を検出し、輝度値のピークP1が所定の閾値SPを超えた否かによって、OCT眼底像が取得された否かを判定する。

【 0047 】

そして、制御部70は、輝度値のピークP1が所定の閾値SPを超えたとき、OCT眼底像が取得されたと判定し、そのOCT眼底像が実像のものであるか虚像のものであるかを判定する。この場合、ピークP1に対する半値幅Wが所定の許容幅より小さいとき、OCT眼底像を実像と判定する。なお、上記説明においては、半値幅Wにより実像・虚像の判定を行うものとしたが、光路長を変化させていくときに順次取得されるOCT眼底像の実像・虚像の取得順に基づいて実像・虚像の判定を行うようにしてもよい。

30

【 0048 】

そして、制御部70は、前述のようにして実像が取得されたと判定されると、図6に示すように、深さ方向における輝度分布のピークP1が検出された位置を像位置とみなし、予め設定された光路長調整位置(図6中の点線K参照)と像位置との変位量を算出し、その変位量がなくなるように参照ミラー31を移動させる。

40

【 0049 】

以上のようにして、光路長の調整がなされたら、SLO眼底像と共にモニタ75上にOCT眼底像が表示された状態となる。次に、制御部80は、OCT光学系200によって取得されるOCT眼底像に基づいてOCT光学系200の合焦位置情報を取得し、フォーカシングレンズ24を合焦位置に移動させる。

【 0050 】

より具体的には、制御部70は、OCT光学系200によって取得されたOCT眼底像のヒストグラム情報を取得する。図7はOCT光学系200によって取得されるOCT眼底像の画像信号のヒストグラムの一例を示す図である。図7において、横軸は輝度値k(k=1, 2, …, 254)、縦軸は各輝度値における画素数H(k)をそれぞれ、画

50



素数がピークを示した輝度値における画素数  $H(k_p)$  で正規化したもの  $(H(k)/H(k_p))$  を百分率 (%) で表記したものである。なお、図7のヒストグラムにおいては、端点 ( $k=0$ 、 $k=255$ ) の2点のデータを除外している。

【0051】

ここで、制御部70は、前述のように取得されたヒストグラム情報において画像全体で所定の割合以上の画素数を持つ輝度値の最大値を用いてOCT眼底像の結像状態(フォーカス状態)評価値を算出する。例えば、OCT眼底像の結像状態を評価するための結像状態評価値C2として、ヒストグラムにおける閾値S2(例えば、5%)以上での輝度値の最大値Lmaxと最小値Lminの差を求める( $C2 = Lmax - Lmin$ )。なお、閾値S2は、ノイズによる影響を回避しつつ、OCT眼底像の結像状態の変化に対して評価値C2が敏感に変化するような値に設定されることが好ましい。なお、本実施形態において、閾値S2を5%程度に設定したのは、OCT眼底像全体の中でフォーカス位置の変化に対する輝度値の変化が大きい部分(特に、OCT眼底像における視細胞層に対応する部位)における輝度値の変化を精度よく検出するためである。また、上記において、閾値S2(例えば、5%)以上での輝度値の最大値Lmaxを結像状態評価値C2として設定するようにしてもよい。

10

【0052】

結像状態評価値C2は、フォーカシングレンズ24が合焦位置にあるとき(OCT眼底像のフォーカスが当たっているとき)に高い値を示し、フォーカシングレンズ24が合焦位置からずれるに従って低くなっていくため、OCT眼底像のフォーカス状態(結像状態)の判定に用いることができる。

20

【0053】

ここで、制御部70は、OCT光学系200の受光光学系に配置されたフォーカシングレンズ24の位置を移動させながら結像状態評価値C2をサンプリングし、サンプリング結果により合焦状態を判定し、フォーカシングレンズ24を合焦位置に駆動させる。

【0054】

例えば、制御部70は、OCT眼底像の適正なフォーカス位置を探索するべく、駆動機構24を駆動制御して、各移動位置毎にOCT眼底像を取得する。そして、制御部70は、所得されたOCT眼底像それぞれのヒストグラムを作成し、結像状態評価値C2をそれぞれ算出する。

30

【0055】

図8は結像状態評価値C2と移動位置Z2との関係を示すグラフである。図8においては、SLO光学系300の合焦位置として取得された-0.5Dに対応する位置を基準に所定範囲内(例えば、 $\pm 2.0D$ の範囲内)において、0.25Dステップにてフォーカシングレンズ24を移動させ、順次評価値C2を算出したものである。

【0056】

前述のようにして各フォーカス位置における評価値C2が得られたら、離散的に取得されたフォーカシングレンズ24の移動位置Z2と評価値C2の特性に対して補間処理を施し、OCT光学系200の合焦位置情報を得る。例えば、フォーカシングレンズ24の移動範囲に極大値を持つような関数にて曲線近似し、この曲線において評価値C2が最大となる移動位置Z2を合焦位置として検出する。なお、上記のような補間によってOCT光学系200の合焦位置を検出する手法としては、関数近似、重心、平均値の算出等を用いた補間が考えられる。

40

【0057】

次に、制御部70は、駆動機構24aを駆動制御して、前述のように取得されたOCT光学系200の合焦位置に対応する移動位置にフォーカシングレンズ24を移動させることによりOCT眼底像に対するフォーカス調整を終了する。

【0058】

ここで、図9に示すように、同一画面上に表示されるOCT眼底像及びSLO眼底像のフォーカスが適正な状態になったら、検者はリアルタイムで観察される表示モニタ75上

50

のSLO画像SLO眼底像から検者の撮影したい断層画像の位置を設定する。検者は、測定位置設定スイッチ74bを操作して、画面上のSLO画像SLO眼底像上に電氣的に表示される測定位置(取得位置)を表すラインLSをSLO眼底画像に対して移動させていき、測定位置を設定する。そして、制御部70は、設定された測定位置に基づいてBスキャンによるXZ面の断層画像の撮影動作を行う。このようにして、検者の所望する断層画像がモニタ75に表示され、検者によって撮影開始スイッチ74cが押されると、所望する断層画像と正面画像がメモリ72に記憶される。

【0059】

以上のような構成とすれば、簡単な構成で適正なフォーカス調整を行うことが可能となる。なお、上記説明においては、被検眼眼底の断層画像を取得するOCT光学系200と被検眼眼底の正面画像を取得するSLO光学系300とを有する複合型の眼底撮影装置を例にとって説明したが、OCT光学系200と同様の構成にて断層像を得る眼底撮影装置、SLO光学系300と同様の構成にて正面画像を得る眼底撮影装置、のような単体の装置においても、本発明の適用が可能であることはいうまでもない。

10

【0060】

ここで、SLO眼底像に対するオートフォーカスに関して、前述のように画像全体のヒストグラムから合焦位置を求めることにより被検眼の網膜部位に疾患がある場合(例えば、眼底出血が生じて、血管の一部が血液で覆われてしまっているような場合、等)であっても、合焦位置を適正に検出できる。また、所定の閾値(例えば、20%)以上の最大輝度値に基づいてフォーカス状態を判定することにより、SLO眼底像にフレアが生じる場合

20

【0061】

また、OCT眼底像に対するオートフォーカスに関して、前述のように画像全体のヒストグラムから合焦位置を求めることにより被検眼の網膜部位に疾患がある場合(例えば、中心窩の網膜に孔が空く黄斑円孔の場合、網膜下に血液が溜まっているような場合、等)であっても、合焦位置を適正に検出できる。また、所定の閾値(例えば、5%)以上の最大輝度値に基づいてフォーカス状態を判定することにより、OCT眼底像の網膜表面部に対応するアーチファクト(異常反射)が生じる場合であっても、その影響を軽減し、適正な合焦位置を検出できる。

30

【0062】

また、以上の説明においては、眼底撮影装置を例にとって説明したが、これに限るものではなく、被検眼の所定部位を撮影する眼科撮影装置であれば、本発明の適用が可能である。例えば、被検眼前眼部の断層画像又は正面画像を撮影する前眼部撮影装置においても本発明の適用が可能である。

【0063】

また、被検眼画像のフォーカス状態評価値の算出に利用されるヒストグラム情報について、被検眼画像を微分処理した後の輪郭画像に基づいて取得されるヒストグラム情報は、フォーカス位置の変化によって被検眼画像のぼけの変化が大きい場合に特に有効であり、微分処理を介さない被検眼画像に基づいて取得されるヒストグラム情報は、フォーカス位置の変化によって被検眼画像の明るさの変化が大きい場合に特に有効である。

40

【図面の簡単な説明】

【0064】

【図1】本実施形態の眼底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(左側)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】SLO光学系によって取得されるSLO眼底像の画像信号を微分処理した後の微分ヒストグラムの一例を示す図である。

【図4】結像状態評価値C1とフォーカシングレンズの移動位置Z1との関係を示すグラフの一例を示す図である。

【図5】OCT画像の深さ方向における輝度分布を示す図である。

50

【図6】モニタに表示されるOCT眼底像の像位置が調整されたときの図である。

【図7】OCT光学系によって取得されるOCT眼底像の画像信号のヒストグラムの一例を示す図である。

【図8】結像状態評価値C2と移動位置Z2との関係を示すグラフである。

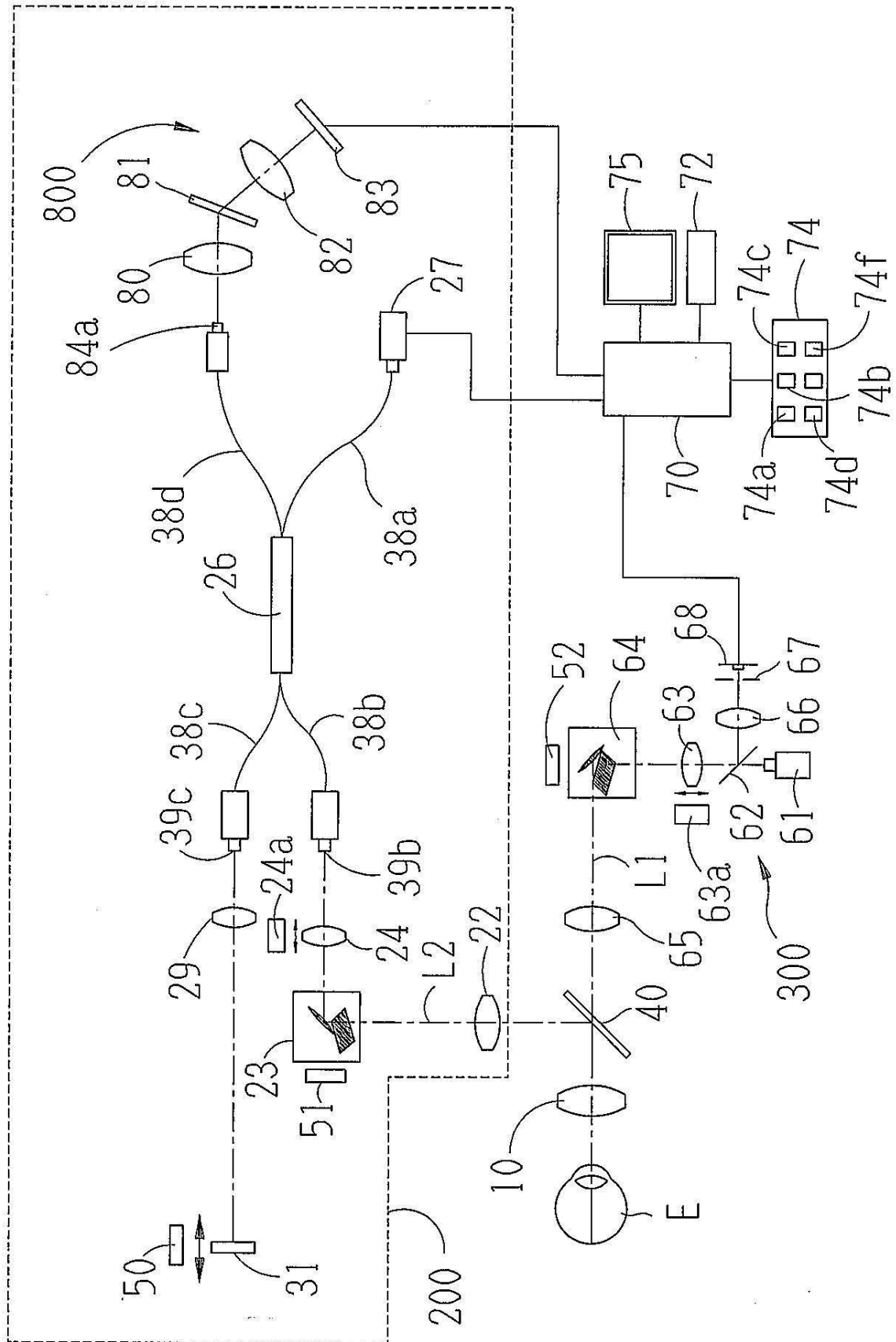
【図9】OCT眼底像及びSLO眼底像をモニタ上に並列表示したときの図である。

【符号の説明】

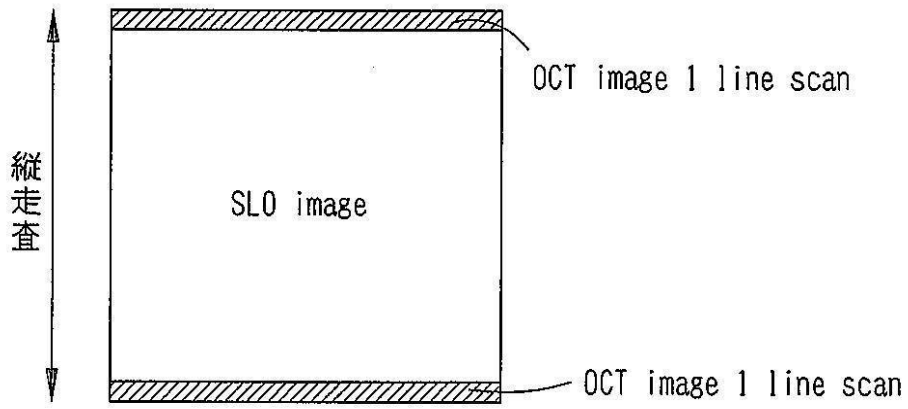
【0065】

- 23 走査部
- 24 フォーカシングレンズ
- 24a 第2駆動機構
- 27 OCT光源
- 61 SLO光源
- 63 フォーカシングレンズ
- 63a 第1駆動機構
- 63 走査部
- 70 制御部
- 200 OCT光学系
- 300 SLO光学系

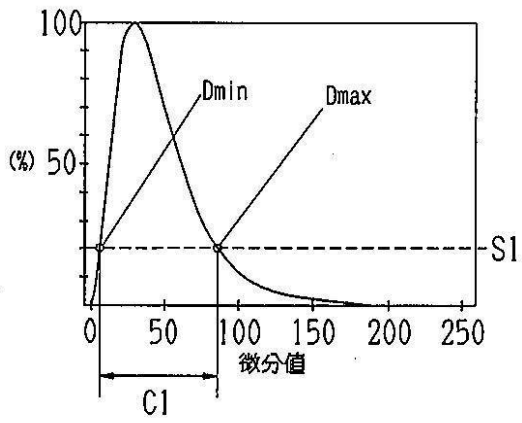
【図1】



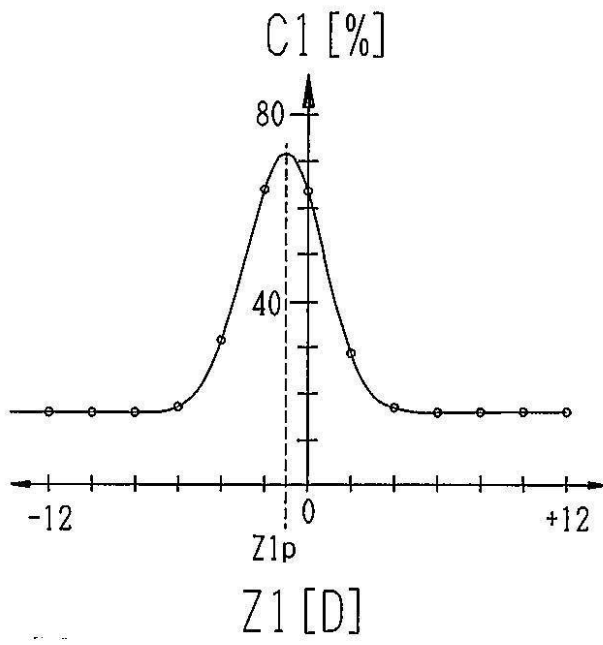
【 図 2 】



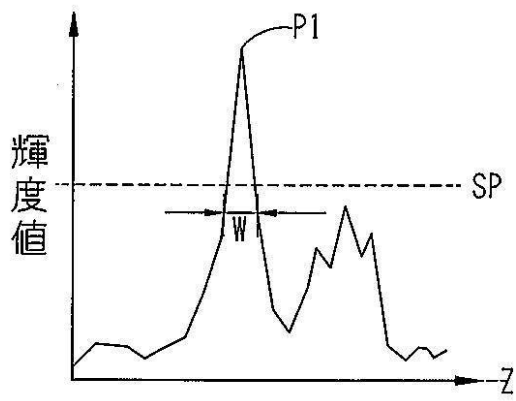
【 図 3 】



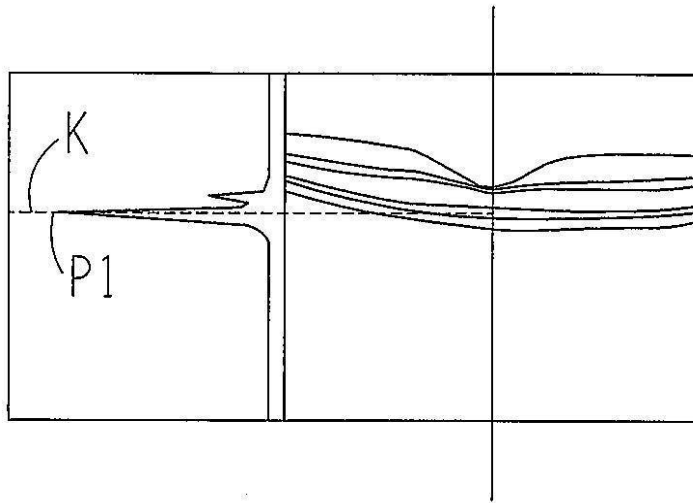
【 図 4 】



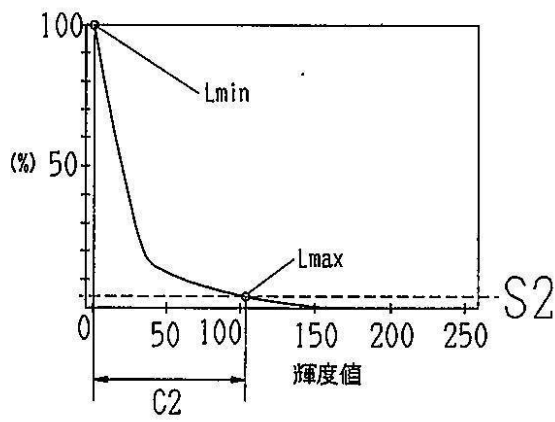
【 図 5 】



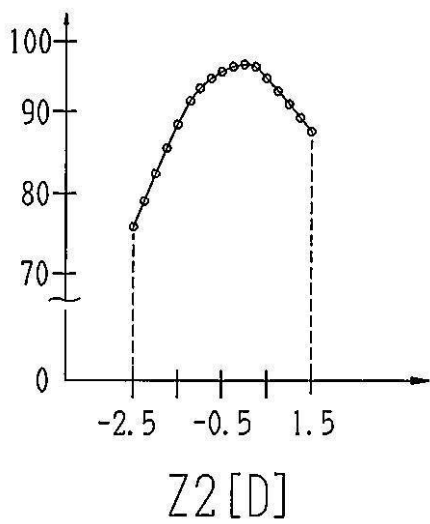
【 図 6 】



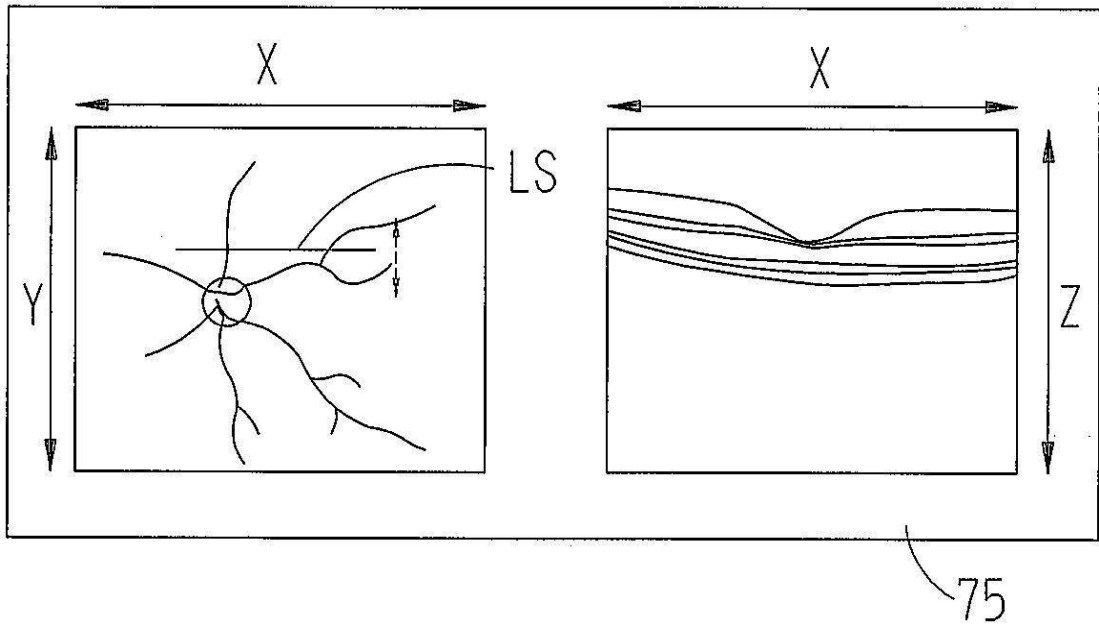
【 図 7 】



【 図 8 】



【図9】





---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平11-197109(JP,A)  
特開2006-112864(JP,A)  
特開2008-154939(JP,A)  
特開2007-151622(JP,A)  
特開2008-029467(JP,A)  
特開平01-136110(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 3/14  
A61B 3/10