

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5628636号
(P5628636)

(45) 発行日 平成26年11月19日(2014.11.19)

(24) 登録日 平成26年10月10日(2014.10.10)

(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
G O 1 N 21/17 (2006.01)	G O 1 N 21/17 6 2 0

請求項の数 11 (全 23 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2010-250786 (P2010-250786)</p> <p>(22) 出願日 平成22年11月9日(2010.11.9)</p> <p>(65) 公開番号 特開2012-100811 (P2012-100811A)</p> <p>(43) 公開日 平成24年5月31日(2012.5.31)</p> <p>審査請求日 平成25年10月18日(2013.10.18)</p> <p>特許法第30条第1項適用 特許法第30条第1項適用、第64回日本臨床眼科学会 プログラム講演抄録集(発行日平成22年10月18日)神戸大学大学院医学研究科系講座眼科学分野、兵庫県眼科医会発行、第26ページに発表</p>	<p>(73) 特許権者 000220343 株式会社トプコン 東京都板橋区蓮沼町75番1号</p> <p>(74) 代理人 110000866 特許業務法人三澤特許事務所</p> <p>(72) 発明者 澁谷 雅博 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トプコン内</p> <p>審査官 島田 保</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 眼底画像処理装置及び眼底観察装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検眼の視神経乳頭を含む眼底の部位の形態を表す3次元画像を受けてこれを処理する眼底画像処理装置であって、

前記3次元画像に基づいて前記視神経乳頭の形態を表す断層像を形成する断層像形成部と、

前記断層像を解析して当該断層像中の篩状板領域を特定する第1特定部と、

前記断層像を解析して当該篩状板領域中の孔部領域を特定する第2特定部と、

前記第2特定部により特定された前記孔部領域の前記篩状板領域における分布を表す分布情報を生成する生成部と、

前記分布情報を表示する表示部と、

を備えることを特徴とする眼底画像処理装置。

【請求項2】

前記分布情報は、前記孔部領域に含まれる複数の連結領域のサイズに基づく統計値、及び、前記篩状板領域に対する前記孔部領域の面積比の少なくともいずれかを含む、

ことを特徴とする請求項1に記載の眼底画像処理装置。

【請求項3】

前記表示部は、前記孔部領域と、前記篩状板領域における前記孔部領域以外の画像領域と、前記断層像における前記篩状板領域以外の画像領域とを互いに異なる表示態様として前記断層像を表示する、

ことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の眼底画像処理装置。

【請求項 4】

前記断層像形成部は、前記断層像として、前記視神経乳頭の深さ方向に直交しかつ深さ位置の異なる複数の水平断層像を形成し、

前記第 1 特定部は、前記複数の水平断層像のそれぞれについて前記篩状板領域を特定し、

前記第 2 特定部は、前記複数の水平断層像のそれぞれについて前記孔部領域を特定し、

前記生成部は、前記篩状板領域の特定結果及び前記孔部領域の特定結果に基づいて前記異なる深さ位置のそれぞれの前記篩状板領域における前記孔部領域の水平分布を求め、更に、前記異なる深さ位置の前記水平分布に基づいて前記深さ方向における前記孔部領域の分布の変化を前記分布情報として求める、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれか一項に記載の眼底画像処理装置。

【請求項 5】

前記分布の変化を表す前記分布情報が求められた前記複数の水平断層像に基づいて新たな 3 次元画像を形成する 3 次元画像形成部を備える、

ことを特徴とする請求項 4 に記載の眼底画像処理装置。

【請求項 6】

前記断層像形成部は、前記新たな 3 次元画像に基づいて前記深さ方向に沿う垂直断層像を形成し、

前記表示部は、前記垂直断層像を表示する、

ことを特徴とする請求項 5 に記載の眼底画像処理装置。

【請求項 7】

前記表示部は、前記分布情報に基づいて前記孔部領域の表示態様を変更して前記垂直断層像を表示する、

ことを特徴とする請求項 6 に記載の眼底画像処理装置。

【請求項 8】

前記断層像形成部は、前記 3 次元画像に基づいて前記深さ方向に沿う垂直断層像を形成し、

前記第 1 特定部は、当該垂直断層像中の前記篩状板領域を特定し、

前記第 2 特定部は、当該垂直断層像中の前記孔部領域を特定し、

前記生成部は、前記篩状板領域の特定結果及び前記孔部領域の特定結果に基づいて前記篩状板領域における前記孔部領域の垂直分布を前記分布情報として求める、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれか一項に記載の眼底画像処理装置。

【請求項 9】

前記第 1 特定部は、前記断層像の画素値に基づいて前記断層像における前記視神経乳頭に相当する乳頭領域と血管に相当する血管領域とを特定し、前記乳頭領域から前記血管領域を除いた領域を前記篩状板領域として特定する、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 8 のいずれか一項に記載の眼底画像処理装置。

【請求項 10】

前記断層像は、輝度値を表す複数の画素が縦横に配列されてなる輝度画像であり、

前記第 2 特定部は、前記断層像中の縦方向及び / 又は横方向に沿う各画素列における画素の位置と輝度値とを対応付ける第 1 グラフを作成し、前記第 1 グラフの極大値を結ぶ極大包絡線と極小値を結ぶ極小包絡線とを求め、前記第 1 グラフの輝度値を表す座標軸方向において前記極大包絡線と前記極小包絡線との間を所定比で内分する第 2 グラフを求め、前記第 2 グラフよりも輝度値が小さい画素を前記孔部領域の画素として特定する、

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眼底画像処理装置。

【請求項 11】

光源からの光を信号光と参照光とに分割し、被検眼の眼底を經由した前記信号光と参照光路を經由した前記参照光とを重畳させて干渉光を生成して検出する光学系と、

前記干渉光の検出結果に基づいて視神経乳頭を含む前記眼底の部位の形態を表す 3 次元

10

20

30

40

50

画像を形成する形成部と、

前記3次元画像に基づいて前記視神経乳頭の形態を表す断層像を形成する断層像形成部と、

前記断層像を解析して当該断層像中の篩状板領域を特定する第1特定部と、

前記断層像を解析して当該篩状板領域中の孔部領域を特定する第2特定部と、

前記第2特定部により特定された前記孔部領域の前記篩状板領域における分布を表す分布情報を生成する生成部と、

前記分布情報を表示する表示部と、

を備えることを特徴とする眼底観察装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

この発明は、眼底の3次元画像を処理する眼底画像処理装置、及び、光コヒーレンストモグラフィ(Optical Coherence Tomography: OCT)を用いて眼底の3次元画像を形成し、これを処理する眼底観察装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、レーザ光源等からの光ビームを用いて被測定物体の表面形態や内部形態を表す画像を形成する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段階に入っている。

20

【0003】

特許文献1にはOCTを適用した装置(OCT装置と呼ぶ)が開示されている。このOCT装置は、測定腕が回転式轉向鏡(ガルバノミラー)により物体を走査し、参照腕に参照ミラーが設置されており、その出口に計測腕及び参照腕からの光束の干渉光の強度を分光器で分析する干渉器が設けられている。更に、参照腕は、参照光光束位相を不連続な値で段階的に変えるように構成されている。

【0004】

特許文献1のOCT装置は、いわゆる「フーリエドメインOCT(Fourier Domain OCT)」の手法を用いるものである。すなわち、被測定物体に対して低コヒーレンス光のビームを照射し、その反射光と参照光とを重ね合わせて干渉光を生成し、この干渉光のスペクトル強度分布を取得してフーリエ変換を施すことにより被測定物体の深さ方向(z方向)の形態を画像化するものである。なお、このタイプの手法は、特にスペクトラルドメイン(Spectral Domain)とも呼ばれる。

30

【0005】

更に、特許文献1に記載のOCT装置は、光ビーム(信号光)を走査するガルバノミラーを備え、それにより被測定物体の所望の測定対象領域の画像を形成するようになっている。このOCT装置においては、z方向に直交する1方向(x方向)にのみ光ビームを走査するように構成されているので、この装置により形成される画像は、光ビームの走査方向(x方向)に沿った深さ方向(z方向)の2次元断層像となる。

40

【0006】

特許文献2には、信号光を水平方向(x方向)及び垂直方向(y方向)に走査(スキャン)することにより水平方向の2次元断層像を複数形成し、これら複数の断層像に基づいて測定範囲の3次元の断層情報を取得して画像化する技術が開示されている。この3次元画像化としては、たとえば、複数の断層像を垂直方向に並べて表示させる方法や(スタックデータなどと呼ばれる)、複数の断層像にレンダリング処理を施して3次元画像を形成する方法などが考えられる。

【0007】

特許文献3、4には、他のタイプのOCT装置が開示されている。特許文献3には、被

50

測定物体に照射される光の波長を走査し、各波長の光の反射光と参照光とを重ね合わせて得られる干渉光に基づいてスペクトル強度分布を取得し、それに対してフーリエ変換を施すことにより被測定物体の形態を画像化するOCT装置が記載されている。このようなOCT装置は、スウェプトソース(Swept Source)タイプなどと呼ばれる。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。

【0008】

また、特許文献4には、所定のビーム径を有する光を被測定物体に照射し、その反射光と参照光とを重ね合わせて得られる干渉光の成分を解析することで、光の進行方向に直交する断面における被測定物体の画像を形成するOCT装置が記載されている。このようなOCT装置は、フルフィールド(full-field)タイプ、或いはインファス(en-face)タイプなどと呼ばれる。

10

【0009】

特許文献5には、OCTを眼科分野に適用した構成が開示されている。なお、OCTが応用される以前には、被検眼を観察するための装置として眼底カメラやスリットランプなどが使用されていた(たとえば特許文献6、特許文献7を参照)。眼底カメラは被検眼に照明光を照射し、その眼底反射光を受光することで眼底を撮影する装置である。スリットランプは、スリット光を用いて角膜の光切片を切り取ることにより角膜の断面の画像を取得する装置である。

【0010】

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、眼底カメラ等に対して優位性を持つ。

20

【0011】

このように、OCTを用いた装置は被検眼の様々な部位の観察に適用可能であり、また高精細な画像を取得できることから、様々な眼科疾患の診断への応用がなされてきている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

【特許文献1】特開平11-325849号公報

【特許文献2】特開2002-139421号公報

【特許文献3】特開2007-24677号公報

【特許文献4】特開2006-153838号公報

【特許文献5】特開2008-73099号公報

【特許文献6】特開平9-276232号公報

【特許文献7】特開2008-259544号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

OCTの適用が有効な眼科疾患の一つに緑内障がある。緑内障は視神経の変化と視野異常を呈する進行性の疾患であり、視神経乳頭の脆弱性が原因と考えられている。緑内障の診断において視神経篩状板(単に篩状板と呼ぶことがある)の状態に注目することがある。たとえば、篩状板における孔部の分布と緑内障との関連が研究されている。OCTの適用以前には生体眼の篩状板の観察はほぼ不可能であったが、OCTを用いることで生体眼の篩状板を観察できるようになった。

40

【0014】

しかしながら、従来のOCT装置では、生体眼における篩状板の状態(たとえば孔部の分布状態やその形態)を、診断に有効な状態で呈示することは困難であった。特に、篩状板の状態を定量的に評価することや、篩状板の孔部の形態を呈示することは困難であった。したがって、篩状板の状態を診断材料として用いることは難しかった。

【0015】

50

この発明は、以上のような問題を解決するためになされたものであり、その目的は、生体眼の篩状板の状態を診断材料として提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0016】

上記目的を達成するために、この発明の第1の形態は、被検眼の視神経乳頭を含む眼底の部位の形態を表す3次元画像を受けてこれを処理する眼底画像処理装置であって、前記3次元画像に基づいて前記視神経乳頭の形態を表す断層像を形成する断層像形成部と、前記断層像を解析して当該断層像中の篩状板領域を特定する第1特定部と、前記断層像を解析して当該篩状板領域中の孔部領域を特定する第2特定部と、前記第2特定部により特定された前記孔部領域の前記篩状板領域における分布を表す分布情報を生成する生成部と、前記分布情報を表示する表示部とを備えることを特徴とする。

10

また、第2の形態は、前記分布情報は、前記孔部領域に含まれる複数の連結領域のサイズに基づく統計値、及び、前記篩状板領域に対する前記孔部領域の面積比の少なくともいずれかを含むことを特徴とする。

また、第3の形態は、前記表示部は、前記孔部領域と、前記篩状板領域における前記孔部領域以外の画像領域と、前記断層像における前記篩状板領域以外の画像領域とを互いに異なる表示態様として前記断層像を表示することを特徴とする。

また、第4の形態は、前記断層像形成部は、前記断層像として、前記視神経乳頭の深さ方向に直交しかつ深さ位置の異なる複数の水平断層像を形成し、前記第1特定部は、前記複数の水平断層像のそれぞれについて前記篩状板領域を特定し、前記第2特定部は、前記複数の水平断層像のそれぞれについて前記孔部領域を特定し、前記生成部は、前記篩状板領域の特定結果及び前記孔部領域の特定結果に基づいて前記異なる深さ位置のそれぞれの前記篩状板領域における前記孔部領域の水平分布を求め、更に、前記異なる深さ位置の前記水平分布に基づいて前記深さ方向における前記孔部領域の分布の変化を前記分布情報として求めることを特徴とする。

20

また、第5の形態は、前記分布の変化を表す前記分布情報が求められた前記複数の水平断層像に基づいて新たな3次元画像を形成する3次元画像形成部を備えることを特徴とする。

また、第6の形態は、前記断層像形成部は、前記新たな3次元画像に基づいて前記深さ方向に沿う垂直断層像を形成し、前記表示部は、前記垂直断層像を表示することを特徴とする。

30

また、第7の形態は、前記表示部は、前記分布情報に基づいて前記孔部領域の表示態様を変更して前記垂直断層像を表示することを特徴とする。

また、第8の形態は、前記断層像形成部は、前記3次元画像に基づいて前記深さ方向に沿う垂直断層像を形成し、前記第1特定部は、当該垂直断層像中の前記篩状板領域を特定し、前記第2特定部は、当該垂直断層像中の前記孔部領域を特定し、前記生成部は、前記篩状板領域の特定結果及び前記孔部領域の特定結果に基づいて前記篩状板領域における前記孔部領域の垂直分布を前記分布情報として求めることを特徴とする。

また、第9の形態は、前記第1特定部は、前記断層像の画素値に基づいて前記断層像における前記視神経乳頭に相当する乳頭領域と血管に相当する血管領域とを特定し、前記乳頭領域から前記血管領域を除いた領域を前記篩状板領域として特定することを特徴とする。

40

また、第10の形態は、前記断層像は、輝度値を表す複数の画素が縦横に配列されてなる輝度画像であり、前記第2特定部は、前記断層像中の縦方向及び/又は横方向に沿う各画素列における画素の位置と輝度値とを対応付ける第1グラフを作成し、前記第1グラフの極大値を結ぶ極大包絡線と極小値を結ぶ極小包絡線とを求め、前記第1グラフの輝度値を表す座標軸方向において前記極大包絡線と前記極小包絡線との間を所定比で内分する第2グラフを求め、前記第2グラフよりも輝度値が小さい画素を前記孔部領域の画素として特定することを特徴とする。

また、第11の形態は、光源からの光を信号光と参照光とに分割し、被検眼の眼底を経

50

由した前記信号光と参照光路を經由した前記参照光とを重畳させて干渉光を生成して検出する光学系と、前記干渉光の検出結果に基づいて視神経乳頭を含む前記眼底の部位の形態を表す3次元画像を形成する形成部と、前記3次元画像に基づいて前記視神経乳頭の形態を表す断層像を形成する断層像形成部と、前記断層像を解析して当該断層像中の篩状板領域を特定する第1特定部と、前記断層像を解析して当該篩状板領域中の孔部領域を特定する第2特定部と、前記第2特定部により特定された前記孔部領域の前記篩状板領域における分布を表す分布情報を生成する生成部と、前記分布情報を表示する表示部と、を備えることを特徴とする眼底観察装置である。

【発明の効果】

【0017】

この発明によれば、視神経乳頭の形態を表す断層像中の篩状板領域を特定し、篩状板領域中の孔部領域を特定し、篩状板領域における孔部領域の分布を表す分布情報を生成して表示することができる。したがって、生体眼の篩状板の状態を反映する分布情報を診断材料として提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】この発明に係る眼底観察装置の実施形態の構成の一例を表す概略図である。

【図2】この発明に係る眼底観察装置の実施形態の構成の一例を表す概略図である。

【図3】この発明に係る眼底観察装置の実施形態の構成の一例を表す概略ブロック図である。

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

【図5】この発明に係る眼底観察装置の実施形態が実行する処理を説明するための概略図である。

【図6】この発明に係る眼底観察装置の実施形態が実行する処理を説明するための概略図である。

【図7】この発明に係る眼底観察装置の実施形態が実行する処理を説明するための概略図である。

【図8】この発明に係る眼底観察装置の実施形態が実行する処理を説明するための概略図である。

【図9】この発明に係る眼底観察装置の実施形態が実行する処理を説明するためのグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0019】

この発明に係る眼底画像処理装置及び眼底観察装置の実施形態の一例について、図面を参照しながら詳細に説明する。この発明に係る眼底画像処理装置は、眼底の3次元画像の入力を受けて、これを処理する。また、この発明に係る眼底観察装置は、OCTを用いて眼底の断層像や3次元画像を形成する。この発明に係る眼底観察装置は、この発明に係る眼底画像処理装置を含んでいる。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。

【0020】

以下の実施形態では、フーリエドメインタイプのOCTを適用した構成について詳しく説明する。特に、以下の実施形態では、特許文献5に開示された装置と同様に、眼底のOCT画像及び眼底撮影像の双方を取得可能な眼底観察装置を取り上げる。なお、他のタイプのOCTを用いる場合であっても、下記と同様の構成を適用することで同様の作用効果を得ることが可能である。

【0021】

[構成]

図1及び図2に示すように、眼底観察装置1は、眼底カメラユニット2、OCTユニッ

10

20

30

40

50

ト 1 0 0 及び演算制御ユニット 2 0 0 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 1 0 0 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 2 0 0 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。

【 0 0 2 2 】

〔眼底カメラユニット〕

図 1 に示す眼底カメラユニット 2 には、被検眼 E の眼底 E f の表面形態を表す 2 次元画像（眼底撮影像）を取得するための光学系が設けられている。眼底撮影像には、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

10

【 0 0 2 3 】

この発明で用いられる眼底撮影像は、主として撮影画像である。眼底撮影像はカラー画像には限定されず、蛍光画像や立体眼底像など、眼底の表面形態を描写する任意の 2 次元画像であってよい。なお、立体眼底像は視角の異なる 2 枚の眼底像からなるのが一般的であるが、近年では 1 枚の眼底像を立体視する技術も用いられている。

【 0 0 2 4 】

眼底カメラユニット 2 には、被検者の顔が動かないように支えるための顎受けや額当てが設けられている。更に、眼底カメラユニット 2 には照明光学系 1 0 と撮影光学系 3 0 が設けられている。照明光学系 1 0 は眼底 E f に照明光を照射する。撮影光学系 3 0 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 3 5、3 8）に導く。また、撮影光学系 3 0 は、OCT ユニット 1 0 0 からの信号光を眼底 E f に導くとともに、眼底 E f を経由した信号光を OCT ユニット 1 0 0 に導く。

20

【 0 0 2 5 】

照明光学系 1 0 の観察光源 1 1 は、たとえばハロゲンランプにより構成される。観察光源 1 1 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 1 2 により反射され、集光レンズ 1 3 を経由し、可視カットフィルタ 1 4 を透過して近赤外光となる。更に、観察照明光は、撮影光源 1 5 の近傍にて一旦集束し、ミラー 1 6 により反射され、リレーレンズ 1 7、1 8、絞り 1 9 及びリレーレンズ 2 0 を経由する。そして、観察照明光は、孔開きミラー 2 1 の周辺部（孔部の周囲の領域）にて反射され、対物レンズ 2 2 を経由して眼底 E f を照明する。

30

【 0 0 2 6 】

観察照明光の眼底反射光は、対物レンズ 2 2 により屈折され、孔開きミラー 2 1 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 5 5 を透過し、合焦レンズ 3 1 を経由し、ダイクロイックミラー 3 2 により反射される。更に、この眼底反射光は、ハーフミラー 4 0 を透過し、ダイクロイックミラー 3 3 により反射され、集光レンズ 3 4 により CCD イメージセンサ 3 5 の受光面に結像される。CCD イメージセンサ 3 5 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 3 5 により検出された眼底反射光に基づく画像（観察画像）K が表示される。

40

【 0 0 2 7 】

撮影光源 1 5 は、たとえばキセノンランプにより構成される。撮影光源 1 5 から出力された光（撮影照明光）は、観察照明光と同様の経路を通過して眼底 E f に照射される。撮影照明光の眼底反射光は、観察照明光のそれと同様の経路を通過してダイクロイックミラー 3 3 まで導かれ、ダイクロイックミラー 3 3 を透過し、ミラー 3 6 により反射され、集光レンズ 3 7 により CCD イメージセンサ 3 8 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 3 8 により検出された眼底反射光に基づく画像（撮影画像）H が表示される。なお、観察画像 K を表示する表示装置 3 と撮影画像 H を表示する表示装置 3 は、同一のものであってもよいし、異なるものであってもよい。

50

【 0 0 2 8 】

L C D (L i q u i d C r y s t a l D i s p l a y) 3 9 は、固視標や視力測定用視標を表示する。固視標は被検眼 E を固視させるための視標であり、眼底撮影時や O C T 計測時などに使用される。

【 0 0 2 9 】

L C D 3 9 から出力された光は、その一部がハーフミラー 4 0 にて反射され、ダイクロイックミラー 3 2 に反射され、合焦レンズ 3 1 及びダイクロイックミラー 5 5 を経由し、孔開きミラー 2 1 の孔部を通過し、対物レンズ 2 2 により屈折されて眼底 E f に投影される。

【 0 0 3 0 】

L C D 3 9 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。

【 0 0 3 1 】

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 5 0 とフォーカス光学系 6 0 が設けられている。アライメント光学系 5 0 は、被検眼 E に対する装置光学系の位置合わせ（アライメント）を行うための視標（アライメント視標）を生成する。フォーカス光学系 6 0 は、眼底 E f に対してフォーカス（ピント）を合わせるための視標（スプリット視標）を生成する。

【 0 0 3 2 】

アライメント光学系 5 0 の L E D (L i g h t E m i t t i n g D i o d e) 5 1 から出力された光（アライメント光）は、絞り 5 2、5 3 及びリレーレンズ 5 4 を経由してダイクロイックミラー 5 5 により反射され、孔開きミラー 2 1 の孔部を通過し、対物レンズ 2 2 により被検眼 E の角膜に投影される。

【 0 0 3 3 】

アライメント光の角膜反射光は、対物レンズ 2 2 及び上記孔部を經由し、その一部がダイクロイックミラー 5 5 を透過し、合焦レンズ 3 1 を通過し、ダイクロイックミラー 3 2 により反射され、ハーフミラー 4 0 を透過し、ダイクロイックミラー 3 3 に反射され、集光レンズ 3 4 により C C D イメージセンサ 3 5 の受光面に投影される。C C D イメージセンサ 3 5 による受光像（アライメント視標）は、観察画像 K とともに表示装置 3 に表示される。ユーザは、従来の眼底カメラと同様の操作を行ってアライメントを実施する。また、演算制御ユニット 2 0 0 がアライメント視標の位置を解析して光学系を移動させることによりアライメントを行ってもよい。

【 0 0 3 4 】

フォーカス調整を行う際には、照明光学系 1 0 の光路上に反射棒 6 7 の反射面が斜設される。フォーカス光学系 6 0 の L E D 6 1 から出力された光（フォーカス光）は、リレーレンズ 6 2 を通過し、スプリット視標板 6 3 により 2 つの光束に分離され、二孔絞り 6 4 を通過し、ミラー 6 5 に反射され、集光レンズ 6 6 により反射棒 6 7 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 2 0 を經由し、孔開きミラー 2 1 に反射され、対物レンズ 2 2 により眼底 E f に結像される。

【 0 0 3 5 】

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 C C D イメージセンサ 3 5 により検出される。C C D イメージセンサ 3 5 による受光像（スプリット視標）は、観察画像とともに表示装置 3 に表示される。演算制御ユニット 2 0 0 は、従来と同様に、スプリット視標の位置を解析して合焦レンズ 3 1 及びフォーカス光学系 6 0 を移動させてピント合わせを行う。また、スプリット視標を視認しつつ手動でピント合わせを行ってもよい。

【 0 0 3 6 】

10

20

30

40

50

ダイクロイックミラー 32 の後方には、ミラー 41、コリメータレンズ 42、及びガルバノミラー 43、44 を含む光路が設けられている。この光路は OCT ユニット 100 に導かれている。

【0037】

ガルバノミラー 44 は、OCT ユニット 100 からの信号光 LS を x 方向に走査する。ガルバノミラー 43 は、信号光 LS を y 方向に走査する。これら 2 つのガルバノミラー 43、44 により、信号光 LS を x y 平面上の任意の方向に走査することができる。

【0038】

(OCT ユニット)

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 (図 2 を参照)。この光学系は、従来のフリードメインタイプの 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。

10

【0039】

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 800 nm ~ 900 nm 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 1050 ~ 1060 nm 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。

20

【0040】

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。

【0041】

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。なお、ファイバカプラ 103 は、光を分割する手段 (スプリッタ; splitter)、及び、光を合成する手段 (カプラ; coupler) の双方の作用を有するが、ここでは慣用的に「ファイバカプラ」と称する。

30

【0042】

信号光 LS は、光ファイバ 104 により導光され、コリメータレンズユニット 105 により平行光束となる。更に、信号光 LS は、各ガルバノミラー 44、43 により反射され、コリメータレンズ 42 により集光され、ミラー 41 により反射され、ダイクロイックミラー 32 を透過し、LCD 39 からの光と同じ経路を通過して眼底 Ef に照射される。信号光 LS は、眼底 Ef において散乱、反射される。この散乱光及び反射光をまとめて信号光 LS の眼底反射光と称することがある。信号光 LS の眼底反射光は、同じ経路を逆向きに進行してファイバカプラ 103 に導かれる。

40

【0043】

参照光 LR は、光ファイバ 106 により導光され、コリメータレンズユニット 107 により平行光束となる。更に、参照光 LR は、ミラー 108、109、110 により反射され、ND (Neutral Density) フィルタ 111 により減光され、ミラー 112 に反射され、コリメータレンズ 113 により参照ミラー 114 の反射面に結像される。参照ミラー 114 に反射された参照光 LR は、同じ経路を逆向きに進行してファイバカプラ 103 に導かれる。なお、分散補償用の光学素子 (ペアプリズム等) や、偏光補正用の光学素子 (波長板等) を参照光 LR の光路 (参照光路) に設けてもよい。

【0044】

ファイバカプラ 103 は、信号光 LS の眼底反射光と、参照ミラー 114 に反射された参照光 LR とを合波する。これにより生成された干渉光 LC は、光ファイバ 115 により

50

導光されて出射端 116 から出射される。更に、干渉光 LC は、コリメータレンズ 117 により平行光束とされ、回折格子 118 により分光（スペクトル分解）され、集光レンズ 119 により集光されて CCD イメージセンサ 120 の受光面に投影される。図 2 に示す回折格子 118 は透過型であるが、反射型の回折格子を用いてもよい。

【0045】

CCD イメージセンサ 120 は、たとえばラインセンサであり、分光された干渉光 LC の各スペクトル成分を検出して電荷に変換する。CCD イメージセンサ 120 は、この電荷を蓄積して検出信号を生成する。更に、CCD イメージセンサ 120 は、この検出信号を演算制御ユニット 200 に送る。

【0046】

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。

【0047】

〔演算制御ユニット〕

演算制御ユニット 200 の構成について説明する。演算制御ユニット 200 は、CCD イメージセンサ 120 から入力される検出信号を解析して眼底 Ef の OCT 画像を形成する。そのための演算処理は、従来のフーリエドメインタイプの OCT 装置と同様である。

【0048】

また、演算制御ユニット 200 は、眼底カメラユニット 2、表示装置 3 及び OCT ユニット 100 の各部を制御する。たとえば演算制御ユニット 200 は、眼底 Ef の断層像 G (図 2 を参照) 等の OCT 画像を表示装置 3 に表示させる。

【0049】

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 及び LED 51、61 の動作制御、LCD 39 の動作制御、合焦レンズ 31 の移動制御、反射棒 67 の移動制御、フォーカス光学系 60 の移動制御、各ガルバノミラー 43、44 の動作制御などを行う。

【0050】

また、OCT ユニット 100 の制御として、演算制御ユニット 200 は、光源ユニット 101 の動作制御、参照ミラー 114 及びコリメータレンズ 113 の移動制御、CCD イメージセンサ 120 の動作制御などを行う。

【0051】

演算制御ユニット 200 は、たとえば、従来のコンピュータと同様に、マイクロプロセッサ、RAM、ROM、ハードディスクドライブ、通信インターフェイスなどを含んで構成される。ハードディスクドライブ等の記憶装置には、眼底観察装置 1 を制御するためのコンピュータプログラムが記憶されている。演算制御ユニット 200 は、CCD イメージセンサ 120 からの検出信号に基づいて OCT 画像を形成する専用の回路基板を備えていてもよい。また、演算制御ユニット 200 は、キーボードやマウス等の操作デバイス（入力デバイス）や、LCD 等の表示デバイスを備えていてもよい。

【0052】

眼底カメラユニット 2、表示装置 3、OCT ユニット 100 及び演算制御ユニット 200 は、一体的に（つまり単一の筐体内に）構成されていてもよいし、それぞれ別体として構成されていてもよい。

【0053】

〔制御系〕

眼底観察装置 1 の制御系の構成について図 3 を参照しつつ説明する。

【0054】

（制御部）

眼底観察装置 1 の制御系は、演算制御ユニット 200 の制御部 210 を中心に構成される。制御部 210 は、たとえば、前述のマイクロプロセッサ、RAM、ROM、ハードディスクドライブ、通信インターフェイス等を含んで構成される。制御部 210 には、主制御部 211 と記憶部 212 が設けられている。

【0055】

(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 の走査駆動部 70 及び合焦駆動部 80、更に OCT ユニット 100 の光源ユニット 101 及び参照駆動部 130 を制御する。

【0056】

走査駆動部 70 は、たとえばサーボモータを含んで構成され、ガルバノミラー 43、44 の向きを各々独立に変更する。合焦駆動部 80 は、たとえばパルスモータを含んで構成され、合焦レンズ 31 を光軸方向に移動させる。それにより、眼底 Ef に向かう光の合焦位置が変更される。参照駆動部 130 は、たとえばパルスモータを含んで構成され、参照光 LR の進行方向に沿って、コリメータレンズ 113 及び参照ミラー 114 を一体的に移動させる。

【0057】

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。

【0058】

(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、眼底撮画像の画像データ、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。

【0059】

(画像形成部)

画像形成部 220 は、CCD イメージセンサ 120 からの検出信号に基づいて、眼底 Ef の断層像の画像データを形成する。この処理には、従来のフーリエドメインタイプの光コヒーレンストモグラフィと同様に、ノイズ除去(ノイズ低減)、フィルタ処理、FFT (Fast Fourier Transform)、対数化などの処理が含まれている。

【0060】

画像形成部 220 は、たとえば、前述の回路基板や通信インターフェイス等を含んで構成される。なお、この明細書では、「画像データ」と、それに基づいて呈示される「画像」とを同一視することがある。

【0061】

(画像処理部)

画像処理部 230 は、画像形成部 220 により形成された画像に対して各種の画像処理や解析処理を施す。たとえば、画像処理部 230 は、画像の輝度補正や分散補正等の各種補正処理を実行する。なお、画層処理部 230 が実行する処理の具体例については動作説明で取り上げる。

【0062】

(3次元画像形成部)

3次元画像形成部 231 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 Ef の3次元画像の画像データを形成する。画像形成部 220 及び3次元画像形成部 231 は、この発明の「形成部」の一例である。

【0063】

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

10

20

30

40

50

らなる画像データがある。この画像データは、ボリュームデータ或いはボクセルデータなどと呼ばれる。ボリュームデータに基づく画像を表示させる場合、画像処理部230は、このボリュームデータに対してレンダリング処理（ボリュームレンダリングやMIP（Maximum Intensity Projection：最大値投影）など）を施して、特定の視線方向から見たときの擬似的な3次元画像の画像データを形成する。表示部240等の表示デバイスには、この擬似的な3次元画像が表示される。

【0064】

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。

10

【0065】

画像処理部230には、更に、断層像形成部232、篩状板領域特定部233、孔部領域特定部234及び分布情報生成部235が設けられている。この発明の「眼底画像処理装置」は、画像処理部230及び表示部240を含むコンピュータである。以下、これら各部について説明する。

【0066】

（断層像形成部）

20

断層像形成部232は、3次元画像形成部231により形成された3次元画像に基づいて、眼底Efの視神経乳頭の形態を表す断層像を形成する。この処理は、たとえばボリュームデータに対するMPR（Multi-Planar Reconstruction）である。断層像形成部232が実行する処理の具体例として、3次元画像としてのボリュームデータに対して設定されたスライス面に対し、このスライス面上に存在する各ボクセルのボクセル値を求め、これらボクセル値に基づく画素値を有する画素群を求め、この画素群を配列して2次元画像（断層像）を形成する手法がある。スタックデータについても同様の手法で断層像を形成できる。

【0067】

スライス面の設定方法の例を説明する。手動で行う例として、3次元画像をレンダリング表示し、この表示画像に対してユーザがスライス面を設定する手法がある。一方、自動で行う例として、3次元画像や断層像中の特定領域（たとえば視神経乳頭に相当する画像領域）を検出し、この特定領域に基づいてスライス面を設定する手法がある。断層像形成部232は、この発明の「断層像形成部」の一例である。

30

【0068】

（篩状板領域特定部）

篩状板領域特定部233は、断層像形成部232により形成された断層像を解析することで、この断層像中の篩状板領域を特定する。篩状板領域特定部233は、この発明の「第1特定部」の一例である。篩状板領域とは、眼底Efを構成する組織の一つである篩状板に相当する画像領域を意味する。

40

【0069】

篩状板領域特定部233が実行する処理の例を説明する。篩状板領域特定部233は、まず、断層像の画素値（一般に輝度値である）に基づいて、この断層像において視神経乳頭に相当する乳頭領域を特定する。また、篩状板領域特定部233は、この断層像において血管に相当する血管領域を特定する。これら特定処理としては、たとえば画素値に対する閾値処理が適用される。更に、篩状板領域特定部233は、この乳頭領域からこの血管領域を除いた領域を特定し、この領域を篩状板領域とする。この実施形態における篩状板領域は、視神経乳頭内の篩状板に相当する画像領域であるが、視神経乳頭外部の篩状板を含んでいてもよい。

【0070】

50

なお、断層像形成部 232 により形成された断層像の画質が低く上記特定処理を好適に実行できない場合などには、断層像に対して事前に画像処理を施して画質を向上させることが望ましい。この画像処理としては、画像中の輪郭線を滑らかにするスムージング処理、画像のダイナミックレンジを拡大する処理、画像中の輪郭線を強調するアンシャープマスキング (unsharp masking) 処理などがある。このような画像処理を施してから上記特定処理を行うことにより、乳頭領域や血管領域、更には後述の孔部領域を特定する処理の精度や確度の向上を図ることができる。

【0071】

(孔部領域特定部)

孔部領域特定部 234 は、断層像形成部 232 により形成された断層像を解析することで、篩状板領域中の孔部領域を特定する。孔部領域特定部 234 は、この発明の「第 2 特定部」の一例である。

【0072】

孔部領域とは、篩状板に生じた孔部に相当する画像領域である。孔部は、おおよそ眼底 E f の深さ方向 (z 方向) を長手方向とする 3 次元構造を有し、その x y 断面が篩状板に開いた孔のように見えることからこのように呼ばれる。

【0073】

孔部領域特定部 234 が実行する処理の例を説明する。なお、この実施形態における断層像は、輝度値を表す複数の画素が縦横に配列されてなる輝度画像とする。まず、孔部領域特定部 234 は、断層像中の画素列 (一列に並んだ画素群) について、この画素列に含まれる各画素の位置と輝度値とを対応付けるグラフを作成する。このグラフを輝度分布グラフと呼ぶ。輝度分布グラフは、たとえば横軸に画素位置を取り、縦軸に輝度値を取った座標系に定義される。画素列や輝度分布グラフの例については後述する。輝度分布グラフは、この発明の「第 1 グラフ」の一例である。

【0074】

画素列は任意の方向に沿うものであってよいが、断層像が描写されたフレームにおける縦方向や横方向を採用するのが装置設計上容易と思われる。一例として、x y 平面に平行なスライス面における断層像 (水平断面像) は、或る深さ位置 (z 座標位置) における篩状板の x y 断面の形態を描写するものであり、孔部領域特定部 234 は、この水平断面像に対して x 方向 (横方向) や y 方向 (縦方向) に沿う画素列を設定する。なお、水平断面像に対する画素列の設定方向はこれらに限定されるものではなく、x y 平面上の任意方向に沿うものであってよい。画素列の設定方向は、ユーザが手動で設定してもよいし、予め決められた方向を自動で設定してもよい。

【0075】

輝度分布グラフが得られたら、孔部領域特定部 234 は、この輝度分布グラフの極大値を結ぶ極大包絡線と、極小値を結ぶ極小包絡線とを求める。この処理の例として、微分法を用いることにより輝度分布グラフの極値を求め、各極値が極大値か極小値か判別し、得られた極大値たちを通過する曲線を求めて極大包絡線とし、極小値たちを通過する曲線を極小包絡線とする手法がある。

【0076】

続いて、孔部領域特定部 234 は、輝度分布グラフにおける縦軸 (輝度値を表す座標軸) 方向において、極大包絡線と極小包絡線との間を所定比で内分するグラフを求める。このグラフを閾値グラフと呼ぶ。閾値グラフを求めるための上記内分比は、たとえば輝度分布グラフや包絡線を考慮して手動又は自動で決定するようにしてもよいし、予め決定された値を自動で設定するようにしてもよい。この内分比は、たとえば、極小包絡線側から極大包絡線側に向かう方向において 1 : 2 に設定される。この場合、孔部領域特定部 234 は、横軸 (画素位置を表す座標軸) 上の各点について、極大包絡線の輝度値と極小包絡線の輝度値との差を算出し、この差の 3 分の 1 の値を極小包絡線の各点の輝度値に加算することにより閾値グラフを求める。

【0077】

10

20

30

40

50

次に、孔部領域特定部 234 は、閾値グラフよりも輝度値が小さい画素を特定し、これを孔部領域の構成画素とする。なお、各画素について当該処理を複数回行う場合もある。その場合、孔部領域特定部 234 は、各方向における処理結果から孔部領域の構成画素の候補となる画素を特定し、各画素に対する複数の方向の処理結果をまとめて最終的な判断を行う。一例として、孔部領域特定部 234 は、縦方向と横方向の双方について孔部領域の構成画素の候補であるか否か判定し、双方において候補と判定された画素のみを孔部領域の構成画素とする。

【0078】

孔部領域特定部 234 は、断層像における複数の画素列のそれぞれに対して上記処理を適用することにより、各画素列における孔部領域の構成画素を特定する。そして、このようにして特定された画素たちからなる画像領域を孔部領域とする。

10

【0079】

なお、複数の画素列は、全てが同一方向に沿うものであってもよいし、異なる方向に沿うものを含んでいてもよい。前者の例として、断層像を構成する全ての画素を、同一方向（たとえばフレームにおける横方向）に沿う複数の画素列に分け、各画素列について上記処理を適用することができる。

【0080】

また、後者の例として、断層像を構成する全ての画素を、横方向に沿う複数の画素列（横画素列と呼ぶ）に分け、各横画素列に対して上記処理を施すとともに、全ての画素を縦方向に沿う複数の画素列（縦画素列と呼ぶ）に分け、各縦画素列に対して上記処理を施す。この例では、断層像を構成する各画素に対し、縦横二度にわたって孔部領域の構成画素か否か判定することになる。このとき、縦横双方で孔部領域の構成画素の候補であると判定された画素のみから孔部領域を構成するようにしてもよい。また、縦横の少なくとも一方で孔部領域の構成画素であると判定された画素から孔部領域を構成するようにしてもよい。

20

【0081】

（分布情報生成部）

分布情報生成部 235 は、篩状板領域特定部 233 により特定された篩状板領域と、孔部領域特定部 234 により特定された孔部領域とに基づいて、篩状板領域における孔部領域の分布を表す分布情報を生成する。分布情報生成部 235 は、この発明の「生成部」の一例である。

30

【0082】

分布情報の例を説明する。第 1 の例として、孔部領域に含まれる複数の連結領域のサイズに基づく統計値を分布情報として求めることができる。前述のように孔部領域は篩状板に開いた多数の孔部に相当する画像領域である。よって、孔部領域は、各孔部に相当する連結領域の集合となる。ここで連結領域とは数学における「連結性」を有する画像領域である。分布情報生成部 235 は、たとえば各連結領域の画素数をカウントすることで、各連結領域のサイズ（面積等）を求める。このとき、実際のサイズと断層像におけるサイズとの関係に影響を与えるファクタ（装置光学系の倍率、眼球光学系の球面度数・乱視度数・眼軸長など）を考慮してもよい。続いて、分布情報生成部 235 は、複数の連結領域のサイズに対して統計処理を施して所定の統計値を演算する。統計値とはサンプルに対して統計処理を施して得られる値を意味する。統計値の例としては、平均値、標準偏差、分散、最大値、最小値、中央値、最頻値などがある。

40

【0083】

第 2 の例として、篩状板領域に対する孔部領域の面積比を分布情報として求めることができる。面積比は、たとえば、篩状板領域の画素数と、孔部領域の画素数とをそれぞれカウントし、後者を前者で除算することにより得られる。

【0084】

なお、分布情報は上記の例に限定されるものではなく、篩状板領域における孔部領域の分布を表す情報であればその形態は問わない。また、分布情報は、単一のスライス面にお

50

ける孔部領域の分布を表す情報には限定されず、たとえば後述の動作例のように、複数のスライス面における孔部領域の分布に基づいて分布の位置変化を表す情報であってもよい。

【0085】

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。

【0086】

(表示部、操作部)

表示部240は、前述した演算制御ユニット200の表示デバイスを含んで構成される。表示部240は、この発明の「表示部」の一例である。操作部250は、前述した演算制御ユニット200の操作デバイスを含んで構成される。操作部250には、眼底観察装置1の筐体や外部に設けられた各種のボタンやキーが含まれていてもよい。たとえば眼底カメラユニット2が従来の眼底カメラと同様の筐体を有する場合、操作部250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240は、眼底カメラユニット2の筐体に設けられたタッチパネルモニタなどの各種表示デバイスを含んでいてもよい。

【0087】

なお、表示部240と操作部250は、それぞれ個別のデバイスとして構成される必要はない。たとえばタッチパネルモニタのように、表示機能と操作機能とが一体化されたデバイスを用いることも可能である。

【0088】

(信号光の走査及びOCT画像について)

ここで、信号光LSの走査及びOCT画像について説明しておく。

【0089】

眼底観察装置1による信号光LSの走査態様としては、たとえば、水平スキャン、垂直スキャン、十字スキャン、放射スキャン、円スキャン、同心円スキャン、螺旋(渦巻)スキャンなどがある。これらの走査態様は、眼底の観察部位、解析対象(網膜厚など)、走査に要する時間、走査の精密さなどを考慮して適宜に選択的に使用される。

【0090】

水平スキャンは、信号光LSを水平方向(x方向)に走査させるものである。水平スキャンには、垂直方向(y方向)に配列された複数の水平方向に伸びる走査線に沿って信号光LSを走査させる態様も含まれる。この態様においては、走査線の間隔を任意に設定することが可能である。また、隣接する走査線の間隔を十分に狭くすることにより、前述の3次元画像を形成することができる(3次元スキャン)。垂直スキャンについても同様である。この実施形態では3次元スキャンが用いられる。

【0091】

十字スキャンは、互いに直交する2本の直線状の軌跡(直線軌跡)からなる十字型の軌跡に沿って信号光LSを走査するものである。放射スキャンは、所定の角度を介して配列された複数の直線軌跡からなる放射状の軌跡に沿って信号光LSを走査するものである。なお、十字スキャンは放射スキャンの一例である。

【0092】

円スキャンは、円形状の軌跡に沿って信号光LSを走査させるものである。同心円スキャンは、所定の中心位置の周りに同心円状に配列された複数の円形状の軌跡に沿って信号光LSを走査させるものである。円スキャンは同心円スキャンの一例である。螺旋スキャンは、回転半径を次第に小さく(又は大きく)させながら螺旋状(渦巻状)の軌跡に沿って信号光LSを走査するものである。

【0093】

ガルバノミラー43、44は互いに直交する方向に信号光LSを走査するように構成さ

10

20

30

40

50

れているので、信号光LSをx方向及びy方向にそれぞれ独立に走査できる。更に、ガルバノミラー43、44の向きを同時に制御することにより、xy面上の任意の軌跡に沿って信号光LSを走査することが可能である。それにより、上記のような各種の走査態様を実現できる。

【0094】

上記のような態様で信号光LSを走査することにより、走査線(走査軌跡)に沿った眼底深さ方向(z方向)の断層像を形成することができる。また、特に走査線の間隔が狭い場合には、前述の3次元画像を形成することができる。

【0095】

上記のような信号光LSの走査対象となる眼底Ef上の領域、つまりOCT計測の対象となる眼底Ef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。

【0096】

[動作]

眼底観察装置1の動作について説明する。図4に示すフローチャートは、眼底観察装置1の動作の一例である。なお、視神経乳頭領域Tを含む眼底Efの3次元画像Vは既に形成されているものとする(図5を参照)。

【0097】

(S1)

まず、断層像形成部232は、眼底Efの3次元画像Vに基づいて視神経乳頭の形態を表す断層像を形成する。この動作例では、図5に示すように、深さ位置(z座標位置)の異なる3つのxyスライス面W1、W2、W3についてそれぞれ水平断層像を形成するものとする。なお、ステップ1で形成される断層像の個数は3つには限定されない。

【0098】

各水平断層像をスライス面と同じ符号Wi(i=1~3)で表す。水平断層像W1の概略形態を図6に示す。水平断層像W2、W3も同様の形態を有する。

【0099】

(S2)

篩状板領域特定部233は、各水平断層像Wiについて篩状板領域を特定する。具体的には、篩状板領域特定部233は、まず、図7に示すように各水平断層像Wi中の視神経乳頭領域Ti及び血管領域が特定される。続いて、篩状板領域特定部233は、各視神経乳頭領域Tiから血管領域を除くことにより篩状板領域Ujを特定する。なお、視神経乳頭領域は血管領域によって複数の連結領域に分割されることがある。これに伴い、篩状板領域も複数の連結領域Ujからなる場合がある(図7に示す例ではj=1~3)。

【0100】

(S3)

孔部領域特定部234は、各水平断層像Wiを解析して篩状板領域Uj中の孔部領域を特定する。図7では、特定された孔部領域を符号Pjk(k=1~L)で示してある。以下、各水平断層像Wiにおいて特定された孔部領域Pjkをまとめて符号Pkで示すことがある。前述のように孔部領域は複数個特定されるのが通常である。

【0101】

孔部領域の特定処理の具体例を説明する。まず、孔部領域特定部234は、図8に示すように、横方向の画素列A(=1~Nh:Nhは縦方向における画素数)と、縦方向の画素列B(=1~Nv:Nvは横方向における画素数)とを設定する。

【0102】

次に、孔部領域特定部234は、各画素列A、Bについて輝度分布グラフを作成する。図9に画素列Aに基づく輝度分布グラフ300を示す。輝度分布グラフ300は、

10

20

30

40

50

画素列 A における各画素の位置と輝度値とをプロットし、プロットされた複数の点を曲線で結ぶことにより得られる。なお、この処理は、スプライン曲線やベジェ曲線のように離散的な点を結んだ曲線を生成する任意の処理である。

【 0 1 0 3 】

続いて、孔部領域特定部 2 3 4 は、輝度分布グラフ 3 0 0 の極大包絡線 3 1 0 と極小包絡線 3 2 0 を求める。更に、孔部領域特定部 2 3 4 は、輝度値を表す座標軸方向において極大包絡線 3 1 0 と極小包絡線 3 2 0 との間を所定比（たとえば 1 : 2）で内分する閾値グラフ 3 3 0 を求める。

【 0 1 0 4 】

そして、孔部領域特定部 2 3 4 は、閾値グラフ 3 3 0 よりも輝度値が小さい画素を特定し、これを孔部領域の構成画素の候補とする。図 9 に示す例では、画素位置を示す座標軸上の範囲 C 1 ~ C 7 に含まれる画素が孔部領域の構成画素の候補となる。つまり、範囲 C 1 ~ C 7 のそれぞれに含まれる画素が、前述の連結領域を構成する。この例では 7 つの連結領域からなる孔部領域が特定されることになる。

【 0 1 0 5 】

上記の処理を各画素列 A 、 B について実行することで、各画素列 A 、 B に対応する孔部領域の構成画素の候補を求める。この例では、各画素について、孔部領域の構成画素の候補か否か判定する処理を、縦横 2 回実行する。孔部領域特定部 2 3 4 は、縦横の双方において候補であると判定された画素を特定し、特定された画素からなる画像領域を孔部領域とする。

【 0 1 0 6 】

(S 4)

分布情報生成部 2 3 5 は、ステップ 2 で特定された篩状板領域 U j と、ステップ 3 で特定された孔部領域 P k とに基づいて、全篩状板領域 U j における孔部領域 P k の分布を求める。この分布は水平断層像に基づくものであるから、これを「水平分布」と呼ぶ。更に、分布情報生成部 2 3 5 は、これら複数（ここでは 3 つ）の水平分布に基づいて、深さ方向（ z 方向）における孔部領域の分布の変化を求めて分布情報とする。

【 0 1 0 7 】

(S 5)

主制御部 2 1 1 は、ステップ 4 で求められた分布情報を表示部 2 4 0 に表示させる。このとき、分布情報とともに水平断層像 W i を表示させるようにしてもよい。その場合、水平断層像 W i 中の孔部領域 P k と、篩状板領域 U j における孔部領域 P k 以外の画像領域と、水平断層像 W i における篩状板領域 U j 以外の画像領域とを、互いに異なる表示態様で表示させることが可能である。その一例として、これら画像領域の表示色や表示濃度を違えることができる。

【 0 1 0 8 】

各水平断層像 W i について算出された水平分布を表示させてもよい。また、各画素列について得られたグラフ 3 0 0 ~ 3 3 0 を表示させてもよい。

【 0 1 0 9 】

[作用・効果]

以上のような眼底観察装置 1 の作用及び効果について説明する。

【 0 1 1 0 】

眼底観察装置 1 は、眼底 E f の 3 次元画像 V に基づいて断層像（たとえば水平断層像 W i ）を形成し、この断層像を解析して篩状板領域 U j を特定し、この篩状板領域 U j 中の孔部領域 P k を特定し、篩状板領域 U j における孔部領域 P k の分布を表す分布情報を生成して表示するように作用する。したがって、被検眼 E f の篩状板の状態を反映する分布情報を診断材料として提供することが可能である。

【 0 1 1 1 】

また、眼底観察装置 1 は、分布情報とともに水平断層像 W i を表示させることができる。その際、孔部領域 P k と、篩状板領域 U j における孔部領域 P k 以外の画像領域と、水

10

20

30

40

50

平断層像 W_i における篩状板領域 U_j 以外の画像領域とを、互いに異なる表示態様で表示させることができる。それにより、ユーザは、孔部領域 P_k の形態や分布状態、更には篩状板領域 U_j の形態など、水平断層像 W_i が描写するスライス面における眼底 E_f の形態を視覚的に認識することができる。

【0112】

また、眼底観察装置 1 は、深さ位置の異なる複数の水平断層像 W_i を形成し、各水平断層像 W_i について篩状板領域 U_j と孔部領域 P_k を特定し、各篩状板領域 U_j における孔部領域 P_k の水平分布を求め、深さ方向における孔部領域 P_k の分布の変化を求めて分布情報とすることができる。それにより、眼底 E_f における孔部領域の 3 次元的な分布状態を把握することが可能となる。

10

【0113】

また、眼底観察装置 1 は、篩状板領域 U_j を特定する処理において、水平断層像 W_i における視神経乳頭 T_i と血管領域を特定し、視神経乳頭領域 T_i から血管領域を除いた領域を篩状板領域とすることができる。それにより、眼底血管の影響を除去して分布情報を求めることが可能である。

【0114】

また、眼底観察装置 1 は、輝度分布グラフ 300、極大包絡線 310、極小包絡線 320 及び閾値グラフ 330 を作成することにより孔部領域 P_k を特定することができる。それにより、孔部領域 P_k の構成画素の特定処理を好適に行うことができる。

【0115】

[他の実施形態]

眼底観察装置の他の実施形態を説明する。以下に説明する実施形態においても装置構成は上記のものと同様である。

20

【0116】

深さ方向における分布の変化を表す分布情報を生成する場合において、眼底観察装置 1 は、水平断層像 W_i に基づいて新たな 3 次元画像を形成することが可能である。この処理は 3 次元画像形成部 231 が実行する。この 3 次元画像形成部 231 は、この発明の「3 次元画像形成部」の一例である。なお、この実施形態においては、3 次元画像を形成可能な数だけ水平断層像を形成する必要がある。

【0117】

この実施形態によれば、視神経乳頭領域 T_i や篩状板領域 U_j や孔部領域 P_k の 3 次元的な分布を描写した 3 次元画像を取得することが可能である。また、前述したスムージング処理、ダイナミックレンジ拡大処理、アンシャープマスキング処理などの画像処理を施すことにより、新たな 3 次元画像の高画質化を図ることができる。また、3 次元画像のオパシテイ (opacity: 不透明度) を適宜に設定してレンダリングを行うことで、篩状板領域や孔部領域の分布状態を視覚的に分かり易く表示させることができる。

30

【0118】

更に、断層像形成部 232 により新たな 3 次元画像に基づいて深さ方向に沿う垂直断層像を形成し、この垂直断層像を表示部 240 に表示させるように構成してもよい。それにより、水平断層像に加えて垂直断層像を観察できるので、更なる診断材料を提供することが可能となる。

40

【0119】

垂直断層像を表示させる場合、分布情報に基づいて孔部領域 P_k の表示態様 (表示色、表示濃度等) を変更することが可能である。それにより、ユーザは、深さ方向における孔部領域 P_k の分布状態を視覚的に認識することができる。

【0120】

別の実施形態を説明する。まず、断層像形成部 232 により、3 次元画像 V に基づいて深さ方向に沿う垂直断層像を形成する。次に、篩状板領域特定部 233 により、この垂直断層像中の篩状板領域を特定する。更に、孔部領域特定部 234 により、この垂直断層像中の前記孔部領域を特定する。そして、分布情報生成部 235 により、篩状板領域及び孔

50

部領域の特定結果に基づいて、篩状板領域における孔部領域の垂直分布を求めて分布情報とすることができる。これらの各処理は、上記実施形態と同様にして実行できる。この実施形態によれば、垂直断層像や分布情報を診断材料として提供することが可能である。

【0121】

上記の実施形態においては、参照ミラー114の位置を変更して信号光LSの光路と参照光LRの光路との光路長差を変更しているが、光路長差を変更する手法はこれに限定されるものではない。たとえば、被検眼Eに対して眼底カメラユニット2やOCTユニット100を移動させて信号光LSの光路長を変更することにより光路長差を変更することができる。また、特に被測定物体が生体部位でない場合などには、被測定物体を深さ方向(z方向)に移動させることにより光路長差を変更することも有効である。

10

【0122】

上記の実施形態におけるコンピュータプログラムを、コンピュータによって読み取り可能な任意の記録媒体に記憶させることができる。この記録媒体としては、たとえば、光ディスク、光磁気ディスク(CD-ROM/DVD-RAM/DVD-ROM/MO等)、磁気記憶媒体(ハードディスク/フロッピー(登録商標)ディスク/ZIP等)などを用いることが可能である。また、ハードディスクドライブやメモリ等の記憶装置に記憶させることも可能である。

【0123】

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。

20

【0124】

以上に説明した構成は、この発明を好適に実施するための一例に過ぎない。よって、この発明の要旨の範囲内における任意の変形を適宜に施すことが可能である。

【符号の説明】

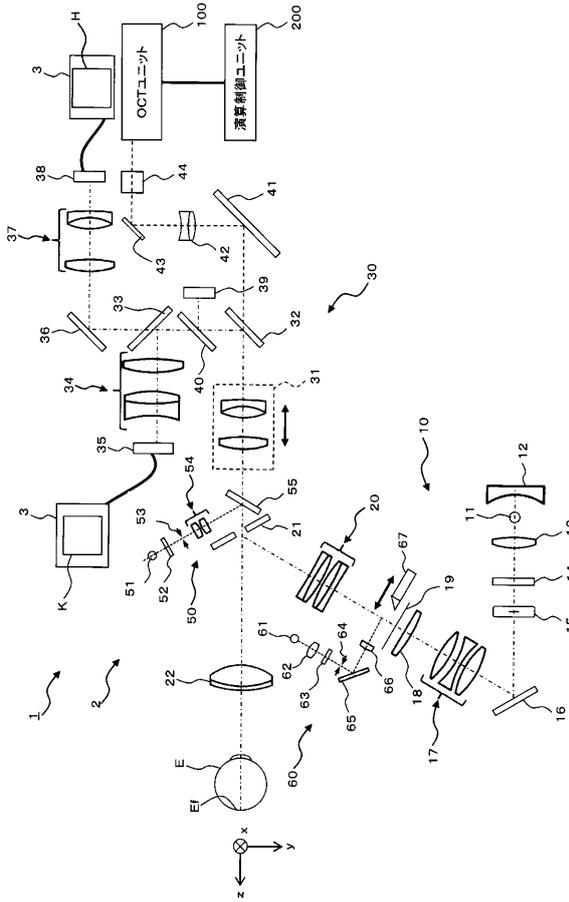
【0125】

- 1 眼底観察装置
- 43、44 ガルバノミラー
- 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 3次元画像形成部
- 232 断層像形成部
- 233 篩状板領域特定部
- 234 孔部領域特定部
- 235 分布情報生成部
- 240 表示部
- E 被検眼
- E f 眼底

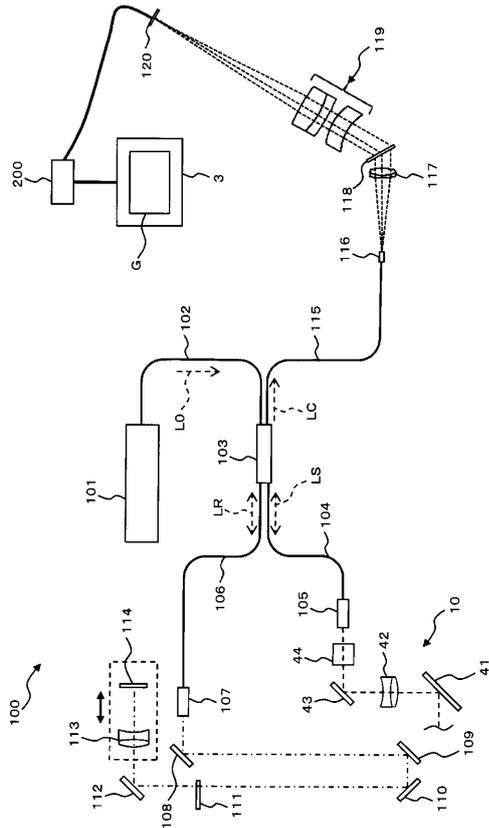
30

40

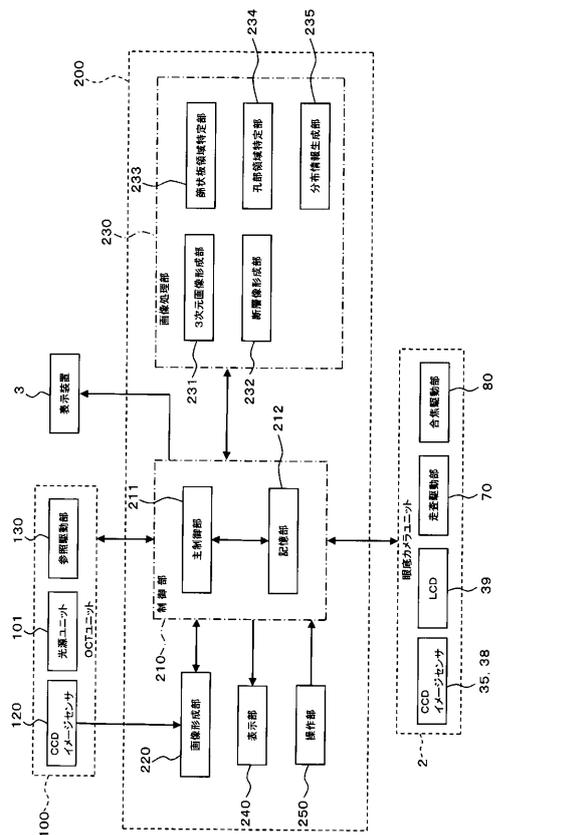
【図1】



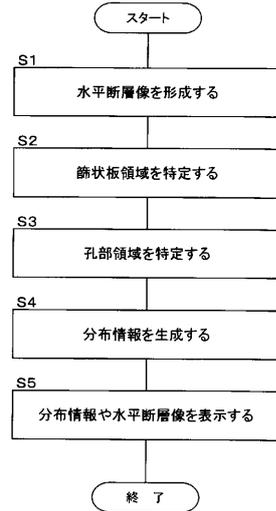
【図2】



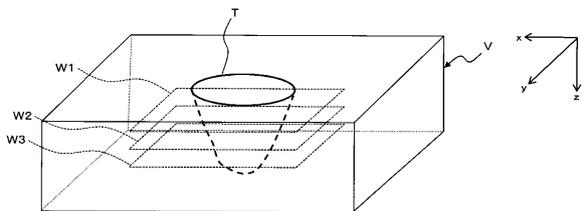
【図3】



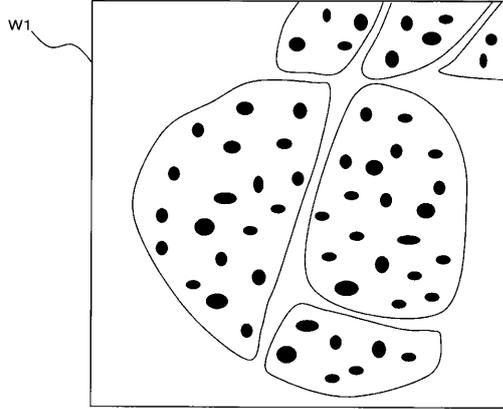
【図4】



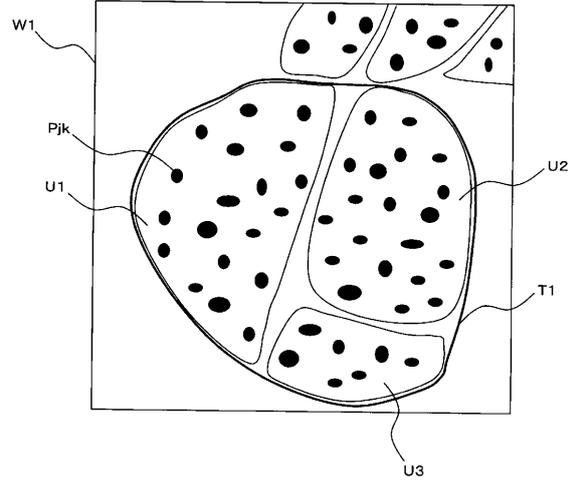
【図5】



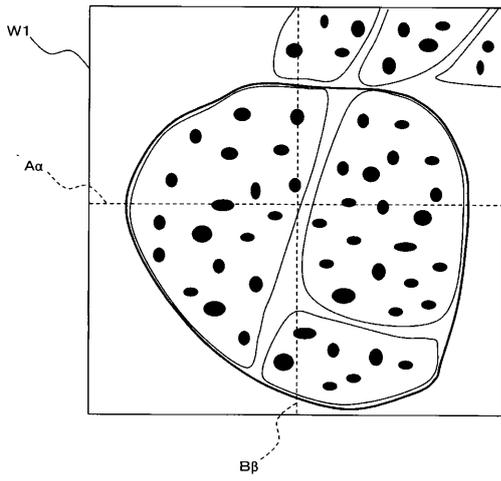
【 図 6 】



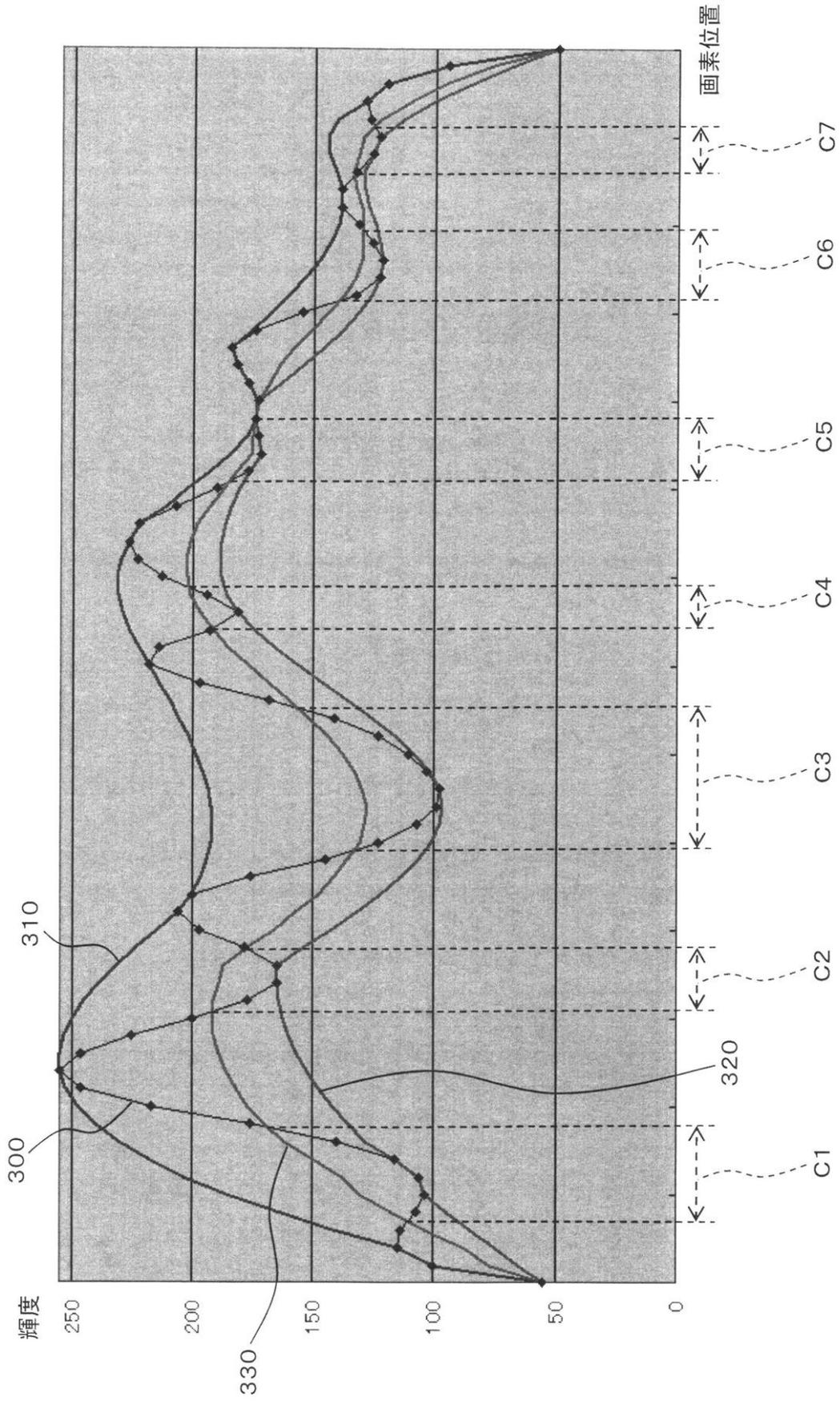
【 図 7 】



【 図 8 】



【図9】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2010-201174(JP, A)

“Three-dimensional High-speed Optical Coherence Tomography Imaging of Lamina Cribrosa in Glaucoma”, *Ophthalmology*, 2009年 2月, Vol.116, No.2, P214-P222

岩田和雄、岩田玲子, 「3D OCT-1000で見る緑内障篩状板の縦断面」, *眼科臨床紀要*, 2009年 7月15日, Vol.2, No.7, P656

井上亮、他, 「緑内障セミナー121 光干渉断層計(OCT)でみる篩状板構造変化」, *あたらしい眼科*, 2010年 7月30日, Vol.27, No.7, P935-P936

前田秀高、他, 「走査型レーザー検眼鏡を用いた篩状板孔の形態」, *日本眼科学会雑誌*, 1999年 1月, Vol.103, No.1, P48-P55

赤木忠道, 「補償光学走査型レーザー検眼鏡を用いた緑内障の篩状板孔形状解析」, *日本緑内障学会抄録集*, 2010年 9月25日, Vol.21, P84

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 3/10

A61B 3/12

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)