

(19)日本国特許庁(JP)

**(12)特許公報(B2)**

(11)特許番号  
**特許第7009265号**  
**(P7009265)**

(45)発行日 令和4年1月25日(2022.1.25)

(24)登録日 令和4年1月14日(2022.1.14)

(51)国際特許分類

A 6 1 B 3/10 (2006.01)

F I

A 6 1 B

3/10

1 0 0

請求項の数 17 (全33頁)

(21)出願番号	特願2018-40032(P2018-40032)	(73)特許権者	000001007 キヤノン株式会社 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(22)出願日	平成30年3月6日(2018.3.6)	(74)代理人	100126240 弁理士 阿部 琢磨
(65)公開番号	特開2019-150486(P2019-150486 A)	(74)代理人	100124442 弁理士 黒岩 創吾
(43)公開日	令和1年9月12日(2019.9.12)	(72)発明者	今村 裕之 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キ ヤノン株式会社内
審査請求日	令和3年2月25日(2021.2.25)	(72)発明者	岩瀬 好彦 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キ ヤノン株式会社内
		審査官	増渕 俊仁

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 画像処理装置、画像処理方法及びプログラム

**(57)【特許請求の範囲】****【請求項1】**

OCT光学系を用いて得た被検眼の3次元の断層画像データを解析することにより、前記3次元の断層画像データにおける前記被検眼の篩状板領域を特定する特定手段と、前記3次元の断層画像データの少なくとも一部を用いて、前記被検眼の輝度正面画像及びモーションコントラスト正面画像を生成する生成手段と、前記輝度正面画像と前記モーションコントラスト正面画像との少なくとも1つを、前記被検眼の深さ方向に交差する方向における前記特定された篩状板領域の位置に関する情報が重畳された状態で表示手段に表示させる表示制御手段と、を有する画像処理装置。

**【請求項2】**

前記生成手段は、前記被検眼の深さ方向における前記特定された篩状板領域の位置に関する情報と、前記深さ方向に交差する方向における前記特定された篩状板領域の位置に関する情報との少なくとも1つを用いて得られた前記3次元の断層画像データの一部を用いて、前記輝度正面画像及び前記モーションコントラスト正面画像を生成する請求項1に記載の画像処理装置。

**【請求項3】**

前記特定手段は、前記被検眼の深さ方向における前記特定された篩状板領域の位置に関する情報と、前記深さ方向に交差する方向における前記特定された篩状板領域の位置に関する情報との少なくとも1つの変更を、操作者の指示に応じて実行する請求項2に記載の画

像処理装置。

**【請求項 4】**

前記表示制御手段は、前記被検眼の深さ方向を示す2次元の断層画像または前記輝度正面画像を前記表示手段に表示させ、

前記特定手段は、前記表示された画像上での操作者の指示に応じて前記変更を実行する請求項3に記載の画像処理装置。

**【請求項 5】**

前記被検眼の深さ方向に交差する方向における前記特定された篩状板領域の位置に関する情報は、前記輝度正面画像及び前記モーションコントラスト正面画像の面内方向における前記特定された篩状板領域の位置を示す情報である請求項1乃至4のいずれか1項に記載の画像処理装置。

10

**【請求項 6】**

前記表示制御手段は、前記モーションコントラスト正面画像または前記モーションコントラスト正面画像に関する解析結果と、前記輝度正面画像または前記輝度正面画像に関する解析結果とを、並べて表示する機能と重畠表示する機能とのいずれかが操作者の指示に応じて選択的に実行可能に構成される請求項1乃至5のいずれか1項に記載の画像処理装置。

**【請求項 7】**

前記表示制御手段は、異なる日に実行された複数の検査に対応する、複数の輝度正面画像、複数のモーションコントラスト正面画像、前記複数の輝度正面画像に関する複数の解析結果、前記複数のモーションコントラスト正面画像に関する複数の解析結果、の少なくとも1つを時系列で前記表示手段に表示させる請求項1乃至6のいずれか1項に記載の画像処理装置。

20

**【請求項 8】**

前記被検眼の同一位置を走査するように制御された測定光に基づいて得られた複数の3次元の断層画像データを取得する取得手段を更に有し、  
前記生成手段は、前記複数の3次元の断層画像データのうち少なくとも1つの3次元の断層画像データを用いて前記輝度正面画像を生成し、前記複数の3次元の断層画像データを用いて前記モーションコントラスト正面画像を生成する請求項1乃至7のいずれか1項に記載の画像処理装置。

30

**【請求項 9】**

前記3次元の断層画像データは、前記OCT光学系を用いて得た前記被検眼の異なる位置の複数の2次元の断層画像データを含み、

前記表示制御手段は、前記複数の2次元の断層画像データのうち少なくとも1つの2次元の断層画像データを用いて前記特定された篩状板領域を解析して得た結果を示す情報を前記表示手段に表示させる請求項1乃至8のいずれか1項に記載の画像処理装置。

**【請求項 10】**

OCT光学系を用いて得た被検眼の3次元の断層画像データに含まれる前記被検眼の異なる位置の複数の2次元の断層画像データのうち少なくとも1つの2次元の断層画像データを解析することにより、前記少なくとも1つの2次元の断層画像データにおける前記被検眼の眼底の層境界及び篩状板領域を特定する特定手段と、

40

前記被検眼の深さ方向を示す2次元の断層画像を、前記篩状板領域の位置に関する情報が重畠された状態で表示手段に表示させ、前記少なくとも1つの2次元の断層画像データにおける視神経乳頭領域の内側において前記篩状板領域を解析して得た結果を示す情報を表示手段に表示させ、前記少なくとも1つの2次元の断層画像データにおける視神経乳頭領域の外側において前記眼底の層境界に基づいて得られる情報を前記表示手段に表示させる表示制御手段と、

を有することを特徴とする画像処理装置。

**【請求項 11】**

前記結果を示す情報は、前記3次元の断層画像データを用いて得た、血管領域の位置、無血管領域の位置、無血管領域の形状、血管領域の面積、無血管領域の面積、血管の長さ、

50

血管の曲率、血管の密度のうち少なくとも 1 つである請求項 9 または 10 に記載の画像処理装置。

【請求項 12】

前記結果を示す情報は、前記少なくとも 1 つの 2 次元の断層画像データを用いて得た、篩状板孔領域の位置、篩状板領域の厚さ、篩状板孔領域の面積の少なくとも 1 つである請求項 9 または 10 に記載の画像処理装置。

【請求項 13】

被検眼の同一位置を走査するように制御された測定光に基づいて得られた複数の断層画像データのうち少なくとも 1 つの断層画像データにおける所定の部位を特定する特定手段と、前記少なくとも 1 つの断層画像データと前記特定された所定の部位に関する情報を用いて前記被検眼の輝度正面画像を生成し、前記複数の断層画像データと前記特定された所定の部位に関する情報を用いて前記被検眼のモーションコントラスト正面画像を生成する生成手段と、

10

前記輝度正面画像と前記モーションコントラスト正面画像とのうち一方の画像に関する解析結果に、前記特定された所定の部位における他方の画像に関する解析結果を、重畠した状態で表示手段に表示させる表示制御手段と、

を有する画像処理装置。

【請求項 14】

OCT 光学系を用いて得た被検眼の 3 次元の断層画像データを解析することにより、前記 3 次元の断層画像データにおける前記被検眼の篩状板領域を特定する工程と、

20

前記 3 次元の断層画像データの少なくとも一部を用いて、前記被検眼の輝度正面画像及びモーションコントラスト正面画像を生成する工程と、

前記輝度正面画像と前記モーションコントラスト正面画像との少なくとも 1 つを、前記被検眼の深さ方向に交差する方向における前記特定された篩状板領域の位置に関する情報が重畠された状態で表示手段に表示させる工程と、

を有する画像処理方法。

【請求項 15】

OCT 光学系を用いて得た被検眼の 3 次元の断層画像データに含まれる前記被検眼の異なる位置の複数の 2 次元の断層画像データのうち少なくとも 1 つの 2 次元の断層画像データを解析することにより、前記少なくとも 1 つの 2 次元の断層画像データにおける前記被検眼の眼底の層境界及び篩状板領域を特定する工程と、

30

前記被検眼の深さ方向を示す 2 次元の断層画像を、前記篩状板領域の位置に関する情報が重畠された状態で表示手段に表示させ、前記少なくとも 1 つの 2 次元の断層画像データにおける視神経乳頭領域の内側において前記篩状板領域を解析して得た結果を示す情報を表示手段に表示させ、前記少なくとも 1 つの 2 次元の断層画像データにおける視神経乳頭領域の外側において前記眼底の層境界に基づいて得られる情報を前記表示手段に表示させる工程と、

を有する画像処理方法。

【請求項 16】

被検眼の同一位置を走査するように制御された測定光に基づいて得られた複数の断層画像データのうち少なくとも 1 つの断層画像データにおける所定の部位を特定する工程と、前記少なくとも 1 つの断層画像データと前記特定された所定の部位に関する情報を用いて前記被検眼の輝度正面画像を生成し、前記複数の断層画像データと前記特定された所定の部位に関する情報を用いて前記被検眼のモーションコントラスト正面画像を生成する工程と、

40

前記輝度正面画像と前記モーションコントラスト正面画像とのうち一方の画像に関する解析結果に、前記特定された所定の部位における他方の画像に関する解析結果を、重畠した状態で表示手段に表示させる工程と、

を有する画像処理方法。

【請求項 17】

50

請求項1\_4乃至1\_6のいずれか1項に記載の画像処理方法の各工程をコンピュータに実行させるプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

開示の技術は、画像処理装置、画像処理方法及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

光干渉断層計(OCT; Optical Coherence Tomography)などの眼部の断層画像撮影装置を用いると、網膜層内部の状態を3次元的に観察できる。この断層画像撮影装置は、疾病的診断をより的確に行うのに有用であることから眼科診療に広く用いられている。OCTの形態として、例えば広帯域光源とマイケルソン干渉計を組み合わせたTD-OCT(Time domain OCT)がある。これは、参照ミラーの位置を一定速度で移動させて信号アームで取得した後方散乱光との干渉光を計測し、深さ方向の反射光強度分布を得るように構成されている。しかし、このようなTD-OCTでは機械的な走査が必要となるため高速な画像取得は難しい。そこで、より高速な画像取得法として広帯域光源を用い、分光器で干渉信号を取得するSD-OCT(Spectral domain OCT)や高速波長掃引光源を用いることで時間的に分光するSS-OCT(Swept Source OCT)が開発され、より広画角・高深達な断層画像を取得できるようになっている。

10

【0003】

一方、眼科診療では眼底血管の病態を把握するためにこれまで侵襲的な蛍光眼底造影検査が行われてきた。近年は、OCTを用いて非侵襲に眼底血管を3次元で描出するOCT Angiography(以下、OCTAと表記)技術が用いられるようになっている。OCTAでは測定光で同一位置を複数回走査し、赤血球の変位と測定光との相互作用により得られるモーションコントラストを画像化する。図4(a)は主走査方向が水平(x軸)方向で、副走査方向(y軸方向)の各位置(y<sub>i</sub>; 1 ≤ i ≤ n)においてr回連続でBスキャンを行うOCTA撮影の例を示している。なおOCTA撮像において同一位置で複数回走査することをクラスタ走査、同一位置で得られた複数枚の断層画像のことをクラスタと呼ぶ。クラスタ単位でモーションコントラスト画像が生成され、1クラスタあたりの断層画像数が多いほど、より高コントラストなOCTA画像を生成できることが知られている。

20

【0004】

また、図4(b)に眼底の視神経乳頭部を撮像した断層画像の例を示す。乳頭陥凹Cの下部には篩状板部Lという多孔性のコラーゲン組織が存在し、各孔を篩状板孔と呼ぶ。篩状板が変形すると、篩状板孔を貫通する神経節細胞の軸索が障害され、緑内障を引き起こすことが知られている。なお篩状板部を高コントラストに撮影する方法の一つとしてEDI(Enhanced Depth Imaging)があり、コヒーレンスゲートを脈絡膜や篩状板側に設定して断層像撮影が行われる。

30

【0005】

ここで、特許文献1では、OCTで取得した眼部の断層画像から篩状板の前面領域と後面領域を設定し、該前面領域と該後面領域に基づいて篩状板厚などの篩状板の形態情報を生成する技術について開示している。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【文献】特開2016-28666号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

50

ここで、篩状板の変形を引き起こす要因の一つとして、篩状板部を灌流する血管の退縮が挙げられる。血管の退縮を知るために、画像処理によりOCTA画像から血管領域を特定した上で、血管密度を算出することによって定量化することが考えられる。すなわち、篩状板部の形状を把握するだけでなく、篩状板部の形状と、篩状板部を灌流する血管の分布との関連を把握することが望まれる。

#### 【0008】

開示の技術、篩状板部等の所定の部位の形状と、所定の部位を灌流する血管の分布との関係を把握し易くすることを目的の一つとする。

#### 【0009】

なお、上記目的に限らず、後述する発明を実施するための形態に示す各構成により導かれる作用効果であって、従来の技術によっては得られない作用効果を奏することも本件の他の目的の1つとして位置付けることができる。

10

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0010】

上記目的を達成するための、開示の画像処理装置の一つは、

OCT光学系を用いて得た被検眼の3次元の断層画像データを解析することにより、前記3次元の断層画像データにおける前記被検眼の篩状板領域を特定する特定手段と、

前記3次元の断層画像データの少なくとも一部を用いて、前記被検眼の輝度正面画像及びモーションコントラスト正面画像を生成する生成手段と、

前記輝度正面画像と前記モーションコントラスト正面画像との少なくとも1つを、前記被検眼の深さ方向に交差する方向における前記特定された篩状板領域の位置に関する情報が重畳された状態で表示手段に表示させる表示制御手段と、を有する。

20

#### 【発明の効果】

#### 【0011】

開示の技術の一つによれば、篩状板部等の所定の部位の形状と、所定の部位を灌流する血管の分布との関係を把握し易くすることができる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0012】

【図1】本発明の第一実施形態に係る画像処理装置の構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施形態に係る画像処理システムや、該画像処理システムを構成する断層画像撮影装置に含まれる測定光学系を説明する図である。

30

【図3】本発明の第一実施形態に係る画像処理システムが実行可能な処理のフローチャートである。

【図4】本発明の第一実施形態で実行されるOCTA撮影の走査方法、視神経乳頭部のOCT断層像、S305で表示手段に表示するレポート画面の例を説明する図である。

#### 【図5】本発明の第二実施形態に係る画像処理装置の構成を示すブロック図である。

【図6】本発明の第二実施形態に係る画像処理システムが実行可能な処理のフローチャートである。

【図7】本発明の第二実施形態のS607及びS608で実行される処理の詳細を示すフローチャートである。

40

【図8】本発明の第二実施形態のS606における計測指示操作とS607及びS608における画像処理内容を説明する図である。

【図9】本発明の第二実施形態において表示手段に表示する計測レポート画面を説明する図である。

#### 【図10】本発明の第三実施形態に係る画像処理装置の構成を示すブロック図である。

【図11】本発明の第三実施形態に係る画像処理システムが実行可能な処理のフローチャートである。

【図12】本発明の第三実施形態において表示手段に表示する経時変化計測レポート画面を説明する図である。

#### 【発明を実施するための形態】

50

**【 0 0 1 3 】****[ 第一実施形態 ]**

本実施形態に係る画像処理装置の一つは、E D I撮影により取得した篩状板部を含むO C T断層画像の重ね合わせ輝度正面画像と、O C T A重ね合わせ画像から生成した篩状板部のモーションコントラスト正面画像との並置もしくは重畠表示を行う。これにより、篩状板部の形状と篩状板部を灌流する血管の分布との関係を把握しやすくする場合について説明する。なお、本発明において、E D I撮影や、画像の重ね合わせ処理等は必須のものではない。

**【 0 0 1 4 】**

以下、図面を参照しながら、本発明の第一実施形態に係る画像処理装置を備える画像処理システムについて説明する。 10

**【 0 0 1 5 】**

図2は、本実施形態に係る画像処理装置101を備える画像処理システム10の構成を示す図である。図2に示すように、画像処理システム10は、画像処理装置101が、インターフェースを介して断層画像撮影装置100(O C Tとも言う)、外部記憶部102、入力部103、表示部104と接続されることにより構成されている。

**【 0 0 1 6 】**

断層画像撮影装置100は、眼部の断層画像を撮影する装置である。本実施形態においては、断層画像撮影装置100としてS D - O C Tを用いるものとする。これに限らず、例えばS S - O C Tを用いて構成しても良い。 20

**【 0 0 1 7 】**

図2(a)において、測定光学系100-1は前眼部像、被検眼のS L O眼底像、断層画像を取得するための光学系である。ステージ部100-2は、測定光学系100-1を前後左右に移動可能にする。ベース部100-3は、後述の分光器を内蔵している。

**【 0 0 1 8 】**

画像処理装置101は、ステージ部100-2の制御、アラインメント動作の制御、断層画像の再構成などを実行するコンピュータである。外部記憶部102は、断層撮像用のプログラム、患者情報、撮影データ、過去検査の画像データや計測データなどを記憶する。

**【 0 0 1 9 】**

入力部103はコンピュータへの指示を行い、具体的にはキーボードとマウスから構成される。表示部104は、例えばモニタからなる。 30

**【 0 0 2 0 】****( 断層画像撮影装置の構成 )**

本実施形態の断層画像撮影装置100における測定光学系及び分光器の構成について図2(b)を用いて説明する。

**【 0 0 2 1 】**

まず、測定光学系100-1の内部について説明する。被検眼200に対向して対物レンズ201が設置され、その光軸上に第1ダイクロイックミラー202及び第2ダイクロイックミラー203が配置されている。これらのダイクロイックミラーによってO C T光学系の光路250、S L O光学系と固視灯用の光路251、及び前眼観察用の光路252とに波長帯域ごとに分岐される。 40

**【 0 0 2 2 】**

S L O光学系と固視灯用の光路251は、S L O走査手段204、レンズ205及び206、ミラー207、第3ダイクロイックミラー208、A P D(A v a l a n c h e P h o t o d i o d e)209、S L O光源210、固視灯211を有している。

**【 0 0 2 3 】**

ミラー207は、穴あきミラーや中空のミラーが蒸着されたプリズムであり、S L O光源210による照明光と、被検眼からの戻り光とを分離する。第3ダイクロイックミラー208はS L O光源210の光路と固視灯211の光路とに波長帯域ごとに分離する。

**【 0 0 2 4 】**

10

20

30

40

50

S L O 走査手段 2 0 4 は、S L O 光源 2 1 0 から発せられた光を被検眼 2 0 0 上で走査するものであり、X 方向に走査する X スキャナ、Y 方向に走査する Y スキャナから構成されている。本実施形態では、X スキャナは高速走査を行う必要があるためポリゴンミラーで、Y スキャナはガルバノミラーによって構成されている。

#### 【 0 0 2 5 】

レンズ 2 0 5 は S L O 光学系及び固視灯 2 1 1 の焦点合わせのため、不図示のモータによって駆動される。S L O 光源 2 1 0 は 7 8 0 nm 付近の波長の光を発生する。A P D 2 0 9 は、被検眼からの戻り光を検出する。固視灯 2 1 1 は可視光を発生して被検者の固視を促すものである。

#### 【 0 0 2 6 】

S L O 光源 2 1 0 から発せられた光は、第3ダイクロイックミラー 2 0 8 で反射され、ミラー 2 0 7 を通過し、レンズ 2 0 6 及び 2 0 5 を通って S L O 走査手段 2 0 4 によって被検眼 2 0 0 上で走査される。被検眼 2 0 0 からの戻り光は、照明光と同じ経路を戻った後、ミラー 2 0 7 によって反射され、A P D 2 0 9 へと導かれ、S L O 眼底像が得られる。

#### 【 0 0 2 7 】

固視灯 2 1 1 から発せられた光は、第3ダイクロイックミラー 2 0 8 、ミラー 2 0 7 を透過し、レンズ 2 0 6 及び 2 0 5 を通り、S L O 走査手段 2 0 4 によって被検眼 2 0 0 上の任意の位置に所定の形状を作り、被検者の固視を促す。

#### 【 0 0 2 8 】

前眼観察用の光路 2 5 2 には、レンズ 2 1 2 及び 2 1 3 、スプリットプリズム 2 1 4 、赤外光を検知する前眼部観察用の C C D 2 1 5 が配置されている。この C C D 2 1 5 は、不図示の前眼部観察用照射光の波長、具体的には 9 7 0 nm 付近に感度を持つものである。スプリットプリズム 2 1 4 は、被検眼 2 0 0 の瞳孔と共に位置に配置されており、被検眼 2 0 0 に対する測定光学系 1 0 0 - 1 の Z 軸方向（光軸方向）の距離を、前眼部のスプリット像として検出できる。

#### 【 0 0 2 9 】

O C T 光学系の光路 2 5 0 は前述の通り O C T 光学系を構成しており、被検眼 2 0 0 の断層画像を撮影するためのものである。より具体的には、断層画像を形成するための干渉信号を得るものである。X Y スキャナ 2 1 6 は光を被検眼 2 0 0 上で走査するためのものであり、図 2 ( b ) では 1 枚のミラーとして図示されているが、実際は X Y 2 軸方向の走査を行なうガルバノミラーである。

#### 【 0 0 3 0 】

レンズ 2 1 7 及び 2 1 8 のうち、レンズ 2 1 7 については光カプラー 2 1 9 に接続されているファイバー 2 2 4 から出射する O C T 光源 2 2 0 からの光を、被検眼 2 0 0 に焦点合わせするために不図示のモータによって駆動される。この焦点合わせによって、被検眼 2 0 0 からの戻り光は同時にファイバー 2 2 4 の先端に、スポット状に結像されて入射されることとなる。次に、O C T 光源 2 2 0 からの光路と参照光学系、分光器の構成について説明する。2 2 0 は O C T 光源、2 2 1 は参照ミラー、2 2 2 は分散補償硝子、2 2 3 はレンズ、2 1 9 は光カプラー、2 2 4 から 2 2 7 は光カプラーに接続されて一体化しているシングルモードの光ファイバー、2 3 0 は分光器である。

#### 【 0 0 3 1 】

これらの構成によってマイケルソン干渉計を構成している。O C T 光源 2 2 0 から出射された光は、光ファイバー 2 2 5 を通じ、光カプラー 2 1 9 を介して光ファイバー 2 2 4 側の測定光と、光ファイバー 2 2 6 側の参照光とに分割される。測定光は前述の O C T 光学系光路を通じ、観察対象である被検眼 2 0 0 に照射され、被検眼 2 0 0 による反射や散乱により同じ光路を通じて光カプラー 2 1 9 に到達する。

#### 【 0 0 3 2 】

一方、参照光は光ファイバー 2 2 6 、レンズ 2 2 3 、測定光と参照光の波長分散を合わせるために挿入された分散補償ガラス 2 2 2 を介して参照ミラー 2 2 1 に到達し反射される。そして同じ光路を戻り、光カプラー 2 1 9 に到達する。

10

20

30

40

50

**【 0 0 3 3 】**

光カプラー 219 によって、測定光と参照光は合波され干渉光となる。

**【 0 0 3 4 】**

ここで、測定光の光路長と参照光の光路長がほぼ同一となったときに干渉を生じる。参照ミラー 221 は、不図示のモータおよび駆動機構によって光軸方向に調整可能に保持され、測定光の光路長に参照光の光路長を合わせることが可能である。干渉光は光ファイバー 227 を介して分光器 230 に導かれる。

**【 0 0 3 5 】**

また、偏光調整部 228、229 は、各々光ファイバー 224、226 中に設けられ、偏光調整を行う。これらの偏光調整部は光ファイバーをループ状に引きまわした部分を幾つか持っている。このループ状の部分をファイバーの長手方向を中心として回転させることでファイバーに捩じりを加え、測定光と参照光の偏光状態を各々調整して合わせることができる。

10

**【 0 0 3 6 】**

分光器 230 はレンズ 232、234、回折格子 233、ラインセンサ 231 から構成される。光ファイバー 227 から出射された干渉光はレンズ 234 を介して平行光となった後、回折格子 233 で分光され、レンズ 232 によってラインセンサ 231 に結像される。

**【 0 0 3 7 】**

次に、OCT 光源 220 の周辺について説明する。OCT 光源 220 は、代表的な低コヒーレント光源である SLD ( Super Luminescent Diode ) である。中心波長は 855 nm、波長バンド幅は約 100 nm である。ここで、バンド幅は、得られる断層画像の光軸方向の分解能に影響するため、重要なパラメータである。

20

**【 0 0 3 8 】**

光源の種類は、ここでは SLD を選択したが、低コヒーレント光が出射できればよく、ASE ( Amplified Spontaneous Emission ) 等を用いることができる。中心波長は眼を測定することを鑑みると近赤外光が適する。また、中心波長は得られる断層画像の横方向の分解能に影響するため、なるべく短波長であることが望ましい。双方の理由から中心波長は 855 nm とした。

**【 0 0 3 9 】**

本実施形態では干渉計としてマイケルソン干渉計を用いたが、マッハツエンダー干渉計を用いても良い。測定光と参照光との光量差に応じて、光量差が大きい場合にはマッハツエンダー干渉計を、光量差が比較的小さい場合にはマイケルソン干渉計を用いることが望ましい。

30

**【 0 0 4 0 】**

## ( 画像処理装置の構成 )

本実施形態の画像処理装置 101 の構成について図 1 を用いて説明する。

**【 0 0 4 1 】**

画像処理装置 101 は断層画像撮影装置 100 に接続されたパーソナルコンピュータ ( PC ) であり、画像取得部 101-01、記憶部 101-02、撮影制御部 101-03、画像処理部 101-04、表示制御部 101-05 を備える。また、画像処理装置 101 は演算処理装置 CPU が画像取得部 101-01、撮影制御部 101-03、画像処理部 101-04 および表示制御部 101-05 を実現するソフトウェアモジュールを実行することで機能を実現する。本発明はこれに限定されず、例えば画像処理部 101-04 を ASIC 等の専用のハードウェアで実現してもよいし、表示制御部 101-05 を CPU とは異なる GPU 等の専用プロセッサを用いて実現してもよい。また断層画像撮影装置 100 と画像処理装置 101 との接続はネットワークを介した構成であってもよい。

40

**【 0 0 4 2 】**

画像取得部 101-01 は断層画像撮影装置 100 により撮影された SLO 眼底像や断層画像の信号データを取得する。また画像取得部 101-01 は断層画像生成部 101-11 及びモーションコントラストデータ生成部 101-12 を有する。断層画像生成部 10

50

1 1 1 は断層画像撮影装置 1 0 0 により撮影された断層画像の信号データ(干渉信号)を取得して信号処理により断層画像を生成し、生成した断層画像を記憶部 1 0 1 - 0 2 に格納する。

#### 【 0 0 4 3 】

撮影制御部 1 0 1 - 0 3 は、断層画像撮影装置 1 0 0 に対する撮影制御を行う。撮影制御には、断層画像撮影装置 1 0 0 に対して撮影パラメータの設定に関して指示することや、撮影の開始もしくは終了に関して指示することも含まれる。

#### 【 0 0 4 4 】

画像処理部 1 0 1 - 0 4 は、位置合わせ部 1 0 1 - 4 1 、合成部 1 0 1 - 4 2 、補正部 1 0 1 - 4 3 、画像特徴取得部 1 0 1 - 4 4 、投影部 1 0 1 - 4 5 を有する。先に述べた画像取得部 1 0 1 - 0 1 及び合成部 1 0 1 - 4 2 は、本発明に係る取得手段の一例である。合成部 1 0 1 - 4 2 は合成法指定部 1 0 1 - 4 2 1 、同一モダリティ画像合成部 1 0 1 - 4 2 2 、複数モダリティ画像合成部 1 0 1 - 4 2 3 を有する。合成部 1 0 1 - 4 2 は位置合わせ部 1 0 1 - 4 1 により得られた位置合わせパラメータに基づいて同一モダリティ画像間、もしくは断層像 モーションコントラスト画像間の合成処理を行う。具体的には、合成法指定部 1 0 1 - 4 2 1 は合成対象画像の種類(断層画像 / モーションコントラスト画像 / 断層画像及びモーションコントラスト画像)と、合成処理法(重ね合わせ / 貼り合わせ / 並置表示)を指定する。同一モダリティ画像合成部 1 0 1 - 4 2 2 は断層画像間、もしくはモーションコントラスト画像間の合成処理を行う。複数モダリティ画像合成部 1 0 1 - 4 2 3 は、断層像 モーションコントラスト画像間の合成処理を行う。補正部 1 0 1 - 4 3 は、モーションコントラスト画像内に生じるプロジェクションアーチファクトを 2 次元もしくは 3 次元的に抑制する処理を行う(プロジェクションアーチファクトについては S 3 0 4 で説明する)。画像特徴取得部 1 0 1 - 4 4 は、断層画像から網膜や脈絡膜の層境界、篩状板の前面や後面の境界、中心窓や視神経乳頭中心の位置を取得する。ここで、画像特徴取得部 1 0 1 - 4 4 は、被検眼の断層画像データを解析することにより篩状板領域を特定する特定手段の一例である。ここで、篩状板領域とは、例えば、篩状板の前面や後面の境界で規定される領域を含む領域であれば良い。また、投影部 1 0 1 - 4 5 は、画像特徴取得部 1 0 1 - 4 4 が取得した境界位置に基づく深度範囲で断層画像もしくはモーションコントラスト画像を投影し、輝度正面画像もしくはモーションコントラスト正面画像を生成する。ここで、投影部 1 0 1 - 4 5 は、特定された篩状板領域に関する情報(例えば、座標値)を用いて、被検眼の輝度正面画像及びモーションコントラスト正面画像を生成する生成手段の一例である。なお、特定された篩状板領域に関する情報は、被検眼の深さ方向における篩状板領域の位置に関する情報(例えば、Z 方向の座標値)と、深さ方向に交差する方向における特定された篩状板領域の位置に関する情報(例えば、X 方向の座標値や Y 方向の座標値)との少なくとも 1 つであることが好ましい。また、これらの情報の少なくとも 1 つの変更が、表示された画像上等に対して、操作者の指示に応じて実行されることが好ましい。これにより、操作者の操作性を向上することができるため、篩状板部等の所定の部位の形状と、所定の部位を灌流する血管の分布との関係を把握し易くすることができる。

#### 【 0 0 4 5 】

また、表示制御部 1 0 1 - 0 5 は、輝度正面画像とモーションコントラスト正面画像との少なくとも 1 つを、特定された篩状板領域に関する情報が重畠された状態で表示部 1 0 4 に表示させる表示制御手段の一例である。例えば、表示制御部 1 0 1 - 0 5 は、正面画像の面内方向における篩状板領域の位置を示す情報(例えば、篩状板領域の外縁を示す線や内側を示す色が)正面画像上に重畠された状態で表示部 1 0 4 に表示させることができ。これにより、篩状板部等の所定の部位の形状と、所定の部位を灌流する血管の分布との関係を把握し易くすることができる。また、特定された篩状板領域に関する情報は、複数の断層画像データのうち少なくとも 1 つの断層画像データを用いて篩状板領域を解析して得た結果を示す情報であることが好ましい。これにより、例えば、モーションコントラスト正面画像を生成するための複数の断層画像データを用いて得た、血管領域の位置、無

10

20

30

40

50

血管領域の位置、無血管領域の形状、血管領域の面積、無血管領域の面積、血管の長さ、血管の曲率、血管の密度のうち少なくとも1つを容易に把握することができる。また、例えば、輝度正面画像を生成するための少なくとも1つの断層画像データを用いて得た、篩状板領域の位置、篩状板孔領域の位置、篩状板領域の厚さ、篩状板孔領域の面積の少なくとも1つを容易に把握することができる。

#### 【0046】

また、外部記憶部102は、被検眼の情報（患者の氏名、年齢、性別など）と、撮影した画像（断層画像及びSLO画像・OCTA画像）や合成画像、撮影パラメータ、操作者が設定したパラメータを関連付けて保持している。入力部103は、例えば、マウス、キーボード、タッチ操作画面などであり、操作者は、入力部103を介して、画像処理装置101や断層画像撮影装置100へ指示を行う。

10

#### 【0047】

次に、図3を参照して本実施形態の画像処理装置101の処理手順を示す。図3は、本実施形態における本システム全体の動作処理の流れを示すフローチャートである。

#### 【0048】

##### <ステップ301>

操作者は入力部103を操作することにより、断層画像撮影装置100に対して指示するOCTA画像の撮影条件を設定する。

#### 【0049】

具体的には

20

- 1) 検査セットの選択もしくは登録
- 2) 選択した検査セットにおけるスキャンモードの選択もしくは追加
- 3) スキャンモードに対応する撮影パラメータ設定

の手順からなり、本実施形態では以下のように設定してS302において適宜休憩を挟みながら（同一撮像条件の）OCTA撮影を所定の回数だけ繰り返し実行する。

#### 【0050】

- 1) Disc検査セットを登録
- 2) OCTAスキャンモードを選択
- 3) 以下の撮影パラメータを設定
  - 3-1) 走査パターン：Medium Square
  - 3-2) 走査領域サイズ：4×4mm
  - 3-3) 主走査方向：水平方向
  - 3-4) 走査間隔：0.01mm
  - 3-5) 固視灯位置：視神経乳頭
  - 3-7) 1クラスタあたりのBスキャン数：4
  - 3-6) コヒーレンスゲート位置：脈絡膜側
  - 3-7) 既定表示レポート種別：単検査用レポート

30

#### 【0051】

なお、検査セットとは検査目的別に設定した（スキャンモードを含む）撮像手順や、各スキャンモードで取得したOCT画像やOCTA画像の既定の表示法を指す。

40

#### 【0052】

これにより、縫内障眼向けの設定がなされたOCTAスキャンモードを含む検査セットが「Disc」という名前で登録される。登録された検査セットは外部記憶部102に記憶される。

#### 【0053】

本実施形態においては、検査セットとして「Disc」、スキャンモードとして「OCTA」モードを選択する。

#### 【0054】

##### <ステップ302>

操作者は入力部103を操作して撮影画面中の撮影開始ボタン（非表示）を押下すること

50

により、S 3 0 1 で指定した撮影条件による繰り返しO C T A撮影を開始する。

#### 【 0 0 5 5 】

撮影制御部 1 0 1 - 0 3 は断層画像撮影装置 1 0 0 に対して S 3 0 1 で操作者が指示した設定に基づいて繰り返しO C T A撮影を実施することを指示し、断層画像撮影装置 1 0 0 が対応するO C T 断層画像を取得する。

#### 【 0 0 5 6 】

なお、本実施形態では本ステップにおける繰り返し撮像回数を 3 回とする。これに限らず、繰り返し撮像回数は単回（繰り返さない）撮影の場合も含め、任意の回数に設定してよい。また、本発明は繰り返し撮影間の撮影時間間隔が各繰り返し撮影内の断層像の撮影時間間隔よりも長い場合に限定されるものではなく、両者が略同一である場合も本発明に含まれる。

10

#### 【 0 0 5 7 】

また断層画像撮影装置 1 0 0 は S L O 画像の取得も行い、S L O 動画像に基づく追尾処理を実行する。本実施形態において繰り返しO C T A撮影における追尾処理に用いる基準 S L O 画像は 1 回目の繰り返しO C T A撮影において設定した基準 S L O 画像とし、全ての繰り返しO C T A撮影において共通の基準 S L O 画像を用いる。

#### 【 0 0 5 8 】

またO C T A 繰り返し撮影中は、S 3 0 1 で設定した撮影条件に加えて

- ・左右眼の選択

- ・追尾処理の実行有無

20

についても同じ設定値を用いる（変更しない）ものとする。

#### 【 0 0 5 9 】

##### <ステップ 3 0 3 >

画像取得部 1 0 1 - 0 1 及び画像処理部 1 0 1 - 0 4 は、S 3 0 2 で取得された断層画像を再構成し、重ね合わせ及び投影処理を行うことにより重ね合わせ輝度正面画像を生成する。

#### 【 0 0 6 0 】

まず断層画像生成部 1 0 1 - 1 1 は画像取得部 1 0 1 - 0 1 が取得した干渉信号に対して波数変換及び高速フーリエ変換（F F T）、絶対値変換（振幅の取得）を行うことで 1 クラスタ分の断層画像を生成する。

30

#### 【 0 0 6 1 】

次に位置合わせ部 1 0 1 - 4 1 は同一クラスタに属する断層画像同士を位置合わせした後、さらにクラスタ間の断層画像の位置合わせを行う。合成法指定部 1 0 1 - 4 2 1 は、合成対象画像の種類として断層画像、合成処理法として重ね合わせ処理を指定する。同一モダリティ画像合成部 1 0 1 - 4 2 2 は、位置合わせ部 1 0 1 - 4 1 により算出された位置合わせパラメータを用いて複数クラスタに属する断層画像を加算平均処理し、重ね合わせ断層画像を生成する。

#### 【 0 0 6 2 】

さらに、画像特徴取得部 1 0 1 - 4 4 が該重ね合わせ断層画像から層境界データ及び篩状板部の前面 B 6 ・ 後面領域 B 7 を取得する。本実施形態では、層境界として内境界膜 B 1 、神経線維層 神経節細胞層境界 B 2 、神経節細胞層 内網状層境界 B 3 、内網状層 - 内顆粒層境界（非図示）、内顆粒層 外網状層境界（非図示）、視細胞内節外節接合部 B 4 、網膜色素上皮 - ブルッフ膜境界 B 5 を取得する。また検出した網膜色素上皮 - ブルッフ膜境界 B 5 の端部（ブルッフ膜開口端部 B M O ）を視神経乳頭（D i s c ）領域 D の境界として特定する。本実施形態では面内方向に関して視神経乳頭領域 D の内側で、かつ深度方向に関して篩状板の前面領域 B 6 と後面領域 B 7 で囲まれる範囲の領域を篩状板領域として特定する。なお本実施形態では層境界及び篩状板部の前面領域 B 6 ・ 後面領域 B 7 の取得法として可変形状モデルを用いるが、任意の公知のセグメンテーション手法を用いてよい。また、視神経乳頭領域 D の境界や篩状板部の前面 B 6 ・ 後面 B 7 は手動で設定してよい。例えば、特定の層境界（例えば内境界膜 B 1 ）の位置を所定量だけ動かすことによ

40

50

り篩状板部の前面 B 6・後面 B 7を手動で設定できる。

【 0 0 6 3 】

投影部 1 0 1 - 4 5 は画像特徴取得部 1 0 1 - 4 4 が取得した位置に基づく深度範囲で重ね合わせ断層画像を投影し、重ね合わせ輝度正面画像を生成する。

【 0 0 6 4 】

本実施形態では、視神経乳頭領域 D の外側では、神経線維層 (B 1 ~ B 2)、視神経乳頭領域 D の内側では、篩状板前面領域 B 6 及び後面領域 B 7 で囲まれる深度範囲で重ね合わせ輝度正面画像を生成する。なお、もし視神経乳頭 D 内で篩状板の前面領域 B 6 もしくは後面領域 B 7 が特定できない部位が生じた場合は、該部位においては内境界膜 B 1 からの距離で規定される所定の深度範囲で重ね合わせ輝度正面画像を生成すればよい。投影深度範囲の設定はこれに限らず、領域に応じて任意の深度範囲を設定してよい。また、投影法としては最大値投影 (M I P ; Maximum Intensity Projection)・平均値投影 (A I P ; Average Intensity Projection) のいずれかを選択でき、本実施形態では平均値投影で投影する。

10

【 0 0 6 5 】

<ステップ 3 0 4 >

画像取得部 1 0 1 - 0 1 及び画像処理部 1 0 1 - 0 4 は、S 3 0 3 で生成された位置合わせ済の OCT 断層画像を用いてモーションコントラスト画像を生成する。

【 0 0 6 6 】

モーションコントラストデータ生成部 1 0 1 - 1 2 が同一クラスタ内の隣接する断層画像間でモーションコントラストを算出する。本実施形態では、モーションコントラストとして脱相関値 M × y を以下の式 (1) に基づき求める。

20

【 0 0 6 7 】

【数 1】

$$M_{xy} = 1 - 2 \times \frac{A_{xy} \times B_{xy}}{A_{xy}^2 + B_{xy}^2} \quad \dots (1)$$

30

【 0 0 6 8 】

ここで、A × y は断層画像データ A の位置 (x, y) における (FFT 处理後の複素数データの) 振幅、B × y は断層画像データ B の同一位置 (x, y) における振幅を示している。0 M × y 1 であり、両振幅値の差異が大きいほど 1 に近い値をとる。式 (1) のような脱相関演算処理を (同一クラスタに属する) 任意の隣接する断層画像間で行い、得られた (1 クラスタあたりの断層画像数 - 1) 個のモーションコントラスト値の平均を画素値として持つ画像を最終的なモーションコントラスト画像として生成する。

【 0 0 6 9 】

なお、ここでは FFT 处理後の複素数データの振幅に基づいてモーションコントラストを計算したが、モーションコントラストの計算法は上記に限定されない。例えば複素数データの位相情報に基づいてモーションコントラストを計算してもよいし、振幅と位相の両方の情報に基づいてモーションコントラストを計算してもよい。あるいは、複素数データの実部や虚部に基づいてモーションコントラストを計算してもよい。

40

【 0 0 7 0 】

また、本実施形態ではモーションコントラストとして脱相関値を計算したが、モーションコントラストの計算法はこれに限定されない。例えば二つの値の差分に基づいてモーションコントラストを計算しても良いし、二つの値の比に基づいてモーションコントラストを計算してもよい。

【 0 0 7 1 】

50

さらに、上記では取得された複数の脱相関値の平均値を求ることで最終的なモーションコントラスト画像を得ているが、本発明はこれに限定されない。例えば取得された複数の脱相関値の中央値、あるいは最大値を画素値として持つ画像を最終的なモーションコントラスト画像として生成しても良い。

#### 【0072】

画像処理部 101-04 は、繰り返し OCTA 撮影を通して得られたモーションコントラスト画像群を 3 次元的に位置合わせし、加算平均することで高コントラストな合成モーションコントラスト画像を生成する。具体的には、合成法指定部 101-421 が合成対象画像の種類としてモーションコントラスト画像、合成処理法として重ね合わせ処理を指定した上で、同一モダリティ画像合成部 101-422 がモーションコントラスト画像同士の加算平均処理を行う。なお、合成処理は単純加算平均に限定されない。例えば各モーションコントラスト画像の輝度値に対して任意の重みづけをした上で平均した値でもよいし、中央値をはじめとする任意の統計値を算出してもよい。また位置合わせ処理を 2 次元的に行う場合も本発明に含まれる。

10

#### 【0073】

なお、同一モダリティ画像合成部 101-42 が合成処理に不適なモーションコントラスト画像が含まれているか否かを判定した上で、不適と判定したモーションコントラスト画像を除いて合成処理を行うよう構成してもよい。例えば、各モーションコントラスト画像に対して評価値（例えば脱相関値の平均値や中央値）が所定の範囲外である場合に、合成処理に不適と判定すればよい。

20

#### 【0074】

本実施形態では同一モダリティ画像合成部 101-422 がモーションコントラスト画像を 3 次元的に合成した後、補正部 101-43 がモーションコントラスト画像内に生じるプロジェクションアーチファクトを 3 次元的に抑制する処理を行う。

20

#### 【0075】

ここで、プロジェクションアーチファクトは網膜表層血管内のモーションコントラストが深層側に映り込み、実際には血管が存在しないにも関わらず高い脱相関値が生じる現象を指す。補正部 101-43 は、3 次元の合成モーションコントラスト画像上に生じたプロジェクションアーチファクトを抑制する処理を実行する。任意の公知のプロジェクションアーチファクト抑制手法を用いてよいが、本実施形態では Step-down Exponential Filtering を用いる。Step-down Exponential Filtering では、3 次元モーションコントラスト画像上の各 A スキャンデータに対して式(2)で表される処理を実行することにより、プロジェクションアーチファクトを抑制する。

30

#### 【0076】

##### 【数2】

$$D_E(x, y, z) = D(x, y, z) \cdot e^{-\sum_{i=1}^{z-1} D_E(x, y, i)} \quad \dots (2)$$

40

#### 【0077】

ここで、 $\gamma$  は負の値を持つ減衰係数、 $D(x, y, z)$  はプロジェクションアーチファクト抑制処理前の脱相関値、 $D_E(x, y, z)$  は該抑制処理後の脱相関値を表す。

#### 【0078】

投影部 101-45 は S303 で画像特徴取得部 101-44 が取得した層境界及び篩状板領域（篩状板前面 B6 及び後面 B7、視神経乳頭境界 D で囲まれる領域）に基づき、S303 の場合と同様の深度範囲でモーションコントラスト画像を投影し、重ね合わせモー

50

ションコントラスト正面画像を生成する。また、投影法としては最大値投影（MIP；Maximum Intensity Projection）・平均値投影（AIP；Average Intensity Projection）のいずれかを選択でき、本実施形態では最大値投影で投影するものとする。

#### 【0079】

最後に、画像処理装置101は取得した画像群（SLO画像や断層画像）と該画像群の撮影条件データや、生成した3次元のモーションコントラスト画像及びモーションコントラスト正面画像と付随する生成条件データを検査日時、披検眼を同定する情報と関連付けて外部記憶部102へ保存する。

#### 【0080】

<ステップ305>

表示制御部101-05は、S303で生成した篩状板部の重ね合わせ輝度正面画像や重ね合わせ断層画像、S304で生成した篩状板部の重ね合わせモーションコントラスト正面画像、撮影条件や合成条件に関する情報を表示部104に表示させる。

#### 【0081】

図4(c)に単独検査に対するレポート画面401の例を示す。本実施形態では操作者が入力部103を用いて並置表示（Side-by-side）ボタン402を指定することにより、合成法指定部101-421が合成対象画像として「断層画像及びモーションコントラスト画像」、合成処理法として並置表示を指定する。表示制御部101-05は指定された合成法に基づいてレポート画面左側に重ね合わせ輝度正面画像、右側にS304で生成した重ね合わせモーションコントラスト正面画像を表示する。

#### 【0082】

ここで、重ね合わせ輝度正面画像上の黒円内が篩状板、該黒円外が網膜内層（神経線維層）を表示している。また、重ね合わせモーションコントラスト正面画像上の黒円内が篩状板部を灌流する血管、該黒円外が（神経線維層内に分布する）網膜動静脈及び放射状乳頭周囲毛細血管（Radial Peripapillary Capillaries；RPC）を表示している。また、レポート画面右下にはBスキャン画像表示領域が設けられ、Bスキャン断層画像上に断層画像及びモーションコントラスト画像の投影深度範囲を示す境界407、モーションコントラストデータ408が重畠されている。

#### 【0083】

このような並置表示を行うことで、左側の輝度正面画像から篩状板及び篩状板孔、右側のモーションコントラスト正面画像から篩状板部を灌流する血管の分布を各々詳細かつ明瞭に観察できる。従って、篩状板部を灌流する血管の分布が篩状板及び篩状板孔の形状に与える影響（変形）を目視評価しやすくなる。

#### 【0084】

また乳頭外においては、左側の輝度正面画像から神経線維層、右側のモーションコントラスト正面画像からRPCの分布を詳細かつ明瞭に観察でき、神経線維層（神経節細胞の軸索の集合体）と神経線維層を灌流する毛細血管の分布との関連を目視評価しやすくなる。

#### 【0085】

緑内障の診断に際しては篩状板の形状異常（神経線維層の菲薄化が起こる原因）と神経線維層の菲薄化の所見が重要であり、篩状板部及び神経線維層の各々を灌流する血管の分布と合わせて表示することは緑内障診断向けの表示設定として有用である。なお、乳頭外における深度範囲及び乳頭外で表示する血管は各々神経線維層及びRPCに限定されるものではなく、例えば網膜表層を投影深度範囲として網膜表層の毛細血管を表示してもよいし、網膜深層を投影深度範囲として網膜深層の毛細血管を表示してもよい。

#### 【0086】

また、篩状板の部分領域（もしくは篩状板孔）と篩状板部を灌流する毛細血管との相対的な位置を確認したい場合には、操作者が入力部103を用いて重畠表示（Superimpose）ボタン403を指定すればよい。合成法指定部入力部101-421が合成対象画像として「断層画像及びモーションコントラスト画像」、合成処理法として重畠処理

10

20

30

40

50

を指定する。複数モダリティ画像合成部 101 - 423 が輝度正面画像とモーションコントラスト正面画像を重畠し、表示制御部 101 - 05 が該重畠画像を表示部 104 に表示する。輝度正面画像とモーションコントラスト正面画像を重畠表示する場合、両画像を識別可能な態様（例えば、異なる色や透明度）で重畠表示してよい。すなわち、モーションコントラスト正面画像またはモーションコントラスト正面画像に関する解析結果と、輝度正面画像または輝度正面画像に関する解析結果とを、並べて表示する機能と重畠表示する機能とのいずれかが操作者の指示に応じて選択的に実行可能に構成されてもよい。これにより、操作者の操作性を向上することができるため、篩状板部等の所定の部位の形状と、所定の部位を灌流する血管の分布との関係を把握し易くすることができる。

## 【0087】

10

なお、断層画像及びモーションコントラスト画像の投影深度範囲はリストボックス等の GUI に表示された以下に示すような既定の深度範囲設定 404

- ・網膜表層観察モード（内境界膜から所定距離の深度範囲）
- ・網膜深層観察モード（網膜深層の深度範囲）
- ・緑内障モード（篩状板部：篩状板前面と後面、それ以外：網膜内層）

から操作者が選択することで変更してもよい。

## 【0088】

20

また、図 4 (c) の 406 に示すように投影範囲の指定に用いる境界の種類とオフセット量を選択したり、Bスキャン断層画像上に重畠された層もしくは篩状板の境界データ 407 を入力部 103 から操作して移動させたりすることによって投影範囲を変更してもよい。本実施形態では Bスキャン画像表示領域を 1つ設け、断層画像及びモーションコントラスト画像の表示スライス番号を同期させたり断層画像向け及びモーションコントラスト画像向けの投影深度範囲設定を同期させたりすることを既定動作としているが、本発明はこれに限定されない。例えば輝度正面画像に対応する Bスキャン画像表示領域とモーションコントラスト正面画像に対応する Bスキャン画像表示領域を別々に設けて各々任意の表示スライス番号で表示させたり、任意の投影深度範囲を設定したりしてよい。また断層画像とモーションコントラスト画像の表示スライス番号の同期 / 非同期や、断層画像向けの投影深度範囲設定とモーションコントラスト画像向けの投影深度範囲設定の同期 / 非同期を選択する GUI 405 をレポート画面に備えて同期 / 非同期を選択可能に構成してもよい。なお投影深度範囲の設定は画像内で同一である必要はなく、例えば図 4 (c) の関心領域（黒枠）の内と外、もしくは視神経乳頭境界 D の内と外で別々の設定にできるよう構成してもよい。領域ごとに投影深度範囲を別の設定にする方法として、例えば関心領域内（もしくは外）の位置を入力部 103 経由で指定してから、投影範囲の指定に用いる層境界の種類とオフセット量を指定することにより別々の投影深度範囲に設定できる。

30

## 【0089】

また、篩状板部のような深層領域と神経線維層のような表層領域の双方を含む輝度正面画像及びモーションコントラスト正面画像の生成法は領域ごとの投影深度範囲の切り替えによる方法に限定されない。例えば図 4 (d) に示すように網膜表層を投影深度範囲とする広画角画像の上に、篩状板前面 B6 と後面 B7 を投影深度範囲とする篩状板部を含む狭画角画像を重畠表示することによって生成してもよい。具体的には、例えば投影部 101 - 45 が全投影深度範囲を投影深度範囲とする、広画角画像（断層画像及びモーションコントラスト画像）と篩状板部を含む狭画角画像とを生成して位置合わせ部 101 - 41 が両画像の位置合わせパラメータを算出する。さらに、投影部 101 - 45 が網膜表層領域を投影深度範囲とする広画角正面画像と、篩状板前面 B6 及び後面 B7 を投影深度範囲とする篩状板部を含む狭画角の輝度正面画像を生成する。合成法指定部 101 - 421 が合成対象画像として断層画像（もしくはモーションコントラスト画像）、合成処理法として重畠処理を指定する。複数モダリティ画像合成部 101 - 423 が、該位置合わせパラメータ値を用いて網膜表層領域を投影深度範囲とする広画角正面画像と、篩状板前面 B6 及び後面 B7 を投影深度範囲とする篩状板部を含む狭画角の輝度正面画像とを重畠して表示部 104 に表示する。

40

50

**【 0 0 9 0 】**

また、合成表示する領域は画像全体に限らない。例えば、操作者が入力部 103 を用いて合成対象領域を指定し、該合成対象領域内のみ表示部 104 に重畠もしくは並置表示するよう構成してもよい。

**【 0 0 9 1 】**

なお、表示部 104 に表示する断層画像及びモーションコントラスト画像は正面画像に限定されるものではなく、任意方向の B スキャン画像（2 次元の輝度断層画像）として表示したり、3 次元的にレンダリングした 3 次元画像（3 次元の輝度断層画像や 3 次元のモーションコントラスト画像）として表示したりしてもよい。

**【 0 0 9 2 】**

さらに、画像投影法やプロジェクションアーチファクト抑制処理の有無を例えばコンテキストメニューのようなユーザインターフェースから選択することにより変更してもよい。また、プロジェクションアーチファクト抑制処理後のモーションコントラスト画像は正面画像もしくは B スキャン画像、3 次元画像として表示部 104 に表示してもよい。

10

**【 0 0 9 3 】**

以上述べた構成によれば、画像処理装置 101 は EDI 撮影により取得した篩状板部を含む OCT 断層画像の重ね合わせ正面画像と、OCTA 重ね合わせ画像から生成した篩状板部のモーションコントラスト正面画像との並置もしくは重畠表示を行う。

**【 0 0 9 4 】**

これにより、篩状板部の形状と篩状板部を灌流する血管の分布との関係を把握しやすくなる。

20

**【 0 0 9 5 】****[ 第二実施形態 ]**

本実施形態に係る画像処理装置の一つは、EDI 撮影により取得した篩状板部を含む OCT 断層画像の重ね合わせ画像を生成し、篩状板及び篩状板孔領域を特定し、篩状板厚や篩状板孔に関する計測値を算出する。また、OCTA 重ね合わせ画像から生成した篩状板部のモーションコントラスト正面画像に基づいて血管領域を特定し、血管密度を算出して両画像及び両画像から取得した計測値の並置もしくは重畠表示を行う。なお、本発明において、EDI 撮影や、画像の重ね合わせ処理等は必須のものではない。これにより、篩状板部の形状と篩状板部を灌流する血管の分布との関係を把握しやすくなる場合について説明する。

30

**【 0 0 9 6 】**

本実施形態に係る画像処理装置 101 を備える画像処理システム 10 の構成を図 5 に示す。画像処理部に解析部 101 - 46 を備える点が第一実施形態と異なっている。解析部 101 - 46 は画像強調処理を行う強調部 101 - 461、セグメンテーション処理を行う抽出部 101 - 462、セグメンテーションされた領域に関する計測値を算出する計測部 101 - 463 を備える。

**【 0 0 9 7 】**

なお、本実施形態においては外部記憶部 102 が、被検眼の情報と撮影した画像や合成画像、撮影パラメータ、操作者が設定したパラメータだけでなく、血管領域や篩状板・篩状板孔領域、血管中心線の位置データ、計測値も関連付けて保持している。

40

**【 0 0 9 8 】**

次に、本実施形態における画像処理フローを図 6 に示す。なお、本実施形態の画像処理フローのうち図 6 の S606 ~ S609 以外は第一実施形態の場合と同様であるので説明は省略する。

**【 0 0 9 9 】**

<ステップ 606 >

操作者が入力部 103 を用いて計測処理の開始を指示する。

**【 0 1 0 0 】**

本実施形態では図 4 (c) のレポート画面上の画像をダブルクリックすることで、図 8 (

50

a)に示すような計測画面に移行する。並置表示ボタン801を選択した場合は断層画像及びモーションコントラスト画像、重畠表示ボタン802を選択した場合は重畠画像と関連する操作用GUIが表示され、適宜画像投影法の種類や投影深度範囲、プロジェクトニアーチファクト除去処理の実施の有無を選択する。次に、図9(a)右側のOCT Mapボタン群803、OCT Sectorボタン群804、OCTA Mapボタン群805、OCTA Sectorボタン群806、Measurementボタン807経由で表示される選択画面(図9(d))、の中から操作者が適切な項目を選択することで計測の種類と対象領域が選択され、解析部101-46が計測処理を開始する。

#### 【0101】

なお、OCT Mapボタン群803、OCT Sectorボタン群804、OCTA Mapボタン群805、OCTA Sectorボタン群806は初期状態ではいずれも「None」が選択されているものとする。

#### 【0102】

計測処理の種類として、本実施形態では断層画像に対する計測としてOCT Mapボタン群803から

i) 篩状板厚計測(Lamina Cribrosa Thickness; LCT)

ii) 篩状板孔形状計測(Lamina Pore; LP)

iii) 篩状板領域(Bin)

iv) None(計測しない)

のいずれか、また

OCT Sectorボタン群804から

i) 篩状板厚計測(Lamina Cribrosa Thickness; LCT)

ii) 篩状板孔形状計測(Lamina Pore; LP)

iii) None(計測しない)

のいずれかを選択する。ここで、例えばOCT Mapボタン群803もしくはOCT Sectorボタン群804からNoneが選択された場合には断層画像に対する計測対象領域としてMap(画像全体)もしくはSector(セクタ領域)が選択されないことを表す。

#### 【0103】

また、モーションコントラスト画像に対する計測としてOCTA Mapボタン群805から

i) 血管密度(VAD)

ii) 血管密度(VLD)

iii) 血管領域(Bin)

iv) None(計測しない)

のいずれか、また

OCTA Sectorボタン群806から

i) 血管密度(VAD)

ii) 血管密度(VLD)

iii) None(計測しない)

のいずれかを選択する。

#### 【0104】

ここで、断層画像に対する計測の場合と同様に、例えばOCTA Mapボタン群805もしくはOCTA Sectorボタン群806からNoneが選択された場合にはモーションコントラスト画像に対する計測対象領域としてMap(画像全体)もしくはSector(セクタ領域)が選択されないことを表す。

#### 【0105】

本実施形態では、OCTマップとして「None」、OCTセクタマップとして篩状板厚(「LCT」)、OCTAマップとして「None」、OCTAセクタマップとして「VLD」が選択された場合の例について説明する。これは、断層画像に対する計測の種類と

10

20

30

40

50

して篩状板厚計測、計測対象領域としてセクタ領域が選択され、モーションコントラスト画像に対する計測の種類としてVLD、計測対象領域としてセクタ領域が選択された場合に対応する。

#### 【0106】

なお、篩状板孔形状計測として本実施形態では各孔の面積に関する統計値（平均及び標準偏差／最大値／最小値）を算出するが、これに限らず篩状板孔の直径、円形度のように篩状板孔に関する計測値であれば任意の公知の計測を行ってよい。

#### 【0107】

また断層画像及びモーションコントラスト画像に対する計測は上記に限定されるものではなく、例えばモーションコントラスト画像に対して無血管領域（Non Perfusion Area；NPA）の面積や形状を算出する場合も本発明に含まれる。

10

#### 【0108】

ここで、VADはVessel Area Densityの略であり、計測対象に含まれる血管領域の割合で定義される血管密度（単位：%）である。また、VLDはVessel Length Densityの略であり、単位面積あたりに含まれる血管の長さの総和（単位：mm<sup>-1</sup>）で定義される血管密度である。

#### 【0109】

血管密度は血管の閉塞範囲や血管網の疎密の程度を定量化するための指標であり、VADが最もよく用いられている。ただし、VADでは計測値に占める大血管領域の寄与分が大きくなるため、毛細血管の病態に注目して計測したい場合には（より毛細血管の閉塞に敏感な指標として）VLDが用いられる。

20

#### 【0110】

これに限らず、例えば血管構造の複雑さを定量化するFractal Dimensionや、血管径の分布（血管の瘤や狭窄の分布）を表すVessel Diameter Indexを計測してもよい。

#### 【0111】

次に、解析部101-46は計測処理の前処理を行う。任意の公知の画像処理を前処理として適用できるが、本実施形態では、モーションコントラスト画像に対してモルフォロジー演算の一種であるトップハットフィルタ処理を行う。トップハットフィルタを適用することにより、背景成分の輝度ムラを軽減できる。

30

#### 【0112】

##### <ステップ607>

解析部101-46が断層画像の重ね合わせ画像に対する篩状板領域の特定処理、断層画像の重ね合わせ正面画像に対する篩状板孔領域の特定処理、モーションコントラスト画像に対する血管領域の特定処理を行う。本実施形態では、強調部101-461がモーションコントラスト画像に対してヘシアンフィルタに基づく血管強調処理を行う。次に抽出部101-462が断層画像や断層画像の正面画像、血管強調画像に対してセグメンテーション処理を行い、整形処理を実施することで篩状板、篩状板孔、血管領域を特定する。

#### 【0113】

篩状板及び篩状板孔、血管領域の特定処理の詳細はS6071～6078で説明する。

40

#### 【0114】

##### <ステップ608>

計測部101-463が、操作者により指定された計測対象領域に関する情報に基づいて単検査の画像に対する篩状板形状及び血管分布の計測を行う。引き続いて表示制御部101-05が、計測結果を表示部104に表示する。

#### 【0115】

血管分布の指標である血管密度としてはVADとVLDの2種類の指標があり、本実施形態ではより毛細血管の障害に敏感な指標であるVLDを計算する場合の手順を例に説明する。

#### 【0116】

50

断層画像に対する篩状板厚計測・断層画像の正面画像に対する篩状板孔面積計測については S 6 0 8 1 ~ S 6 0 8 3、モーションコントラスト画像に対する V L D 計測については S 6 0 8 4 ~ S 6 0 8 7 で各々説明する。

#### 【 0 1 1 7 】

<ステップ 6 0 9 >

表示制御部 1 0 1 - 0 5 は、S 6 0 8 で実施した計測に関するレポートを表示部 1 0 4 に表示する。

#### 【 0 1 1 8 】

本実施形態では図 9 ( a ) に示す単検査計測レポート画面の並置表示ボタン 8 0 1、断層像に対する計測の種類（計測結果の表示内容）として、O C T マップ選択ボタン 8 0 3 から「N o n e」、O C T セクタマップ選択ボタン 8 0 4 から「L C T」が選択されている。また、モーションコントラスト画像に対する計測の種類（計測結果の表示内容）として、O C T A マップ選択ボタン 8 0 5 から「N o n e」、O C T A セクタマップ選択ボタン 8 0 6 から「V L D」を選択している。単検査計測レポート画面の左側に断層画像の正面画像と篩状板部において計測した篩状板厚セクタマップ、右側にモーションコントラスト画像と篩状板部において計測した V L D セクタマップが各々重畠表示される。これにより篩状板部を灌流する血管の分布と、篩状板の各領域における形状との関係が把握しやすくなる。

10

#### 【 0 1 1 9 】

また各計測対象画像に関して、左右眼の別、撮影日時、画角・画素数、略同一位置における断層画像数、O C T A 重ね合わせ処理の実施条件に関する情報、O C T 断層画像もしくはモーションコントラスト画像の評価値（画質指標）、投影法、プロジェクションアーチファクト除去実施の有無に関する情報を表示部 1 0 4 に表示させてもよい。

20

#### 【 0 1 2 0 】

なお、本実施形態では篩状板形状に関する計測値と篩状板部を灌流する血管の分布に関する計測値とを並置表示したが、本発明はこれに限らない。例えば、篩状板の局所形状と血管の局所分布との対応位置をより正確に把握したい場合には、図 9 ( b ) に示す重畠表示ボタン 8 0 2 を選択することによって両計測値を重畠表示してもよい。図 9 ( b ) に示す例では、断層像に対する計測の種類（計測結果の表示内容）として、O C T マップ表示ボタンから「N o n e」、O C T セクタマップ選択ボタン 8 0 4 から「L C T」を選択する。また、モーションコントラスト画像に対する計測の種類（計測結果の表示内容）として、O C T A マップ選択ボタン 8 0 5 から「V L D」、O C T A セクタマップ選択ボタン 8 0 6 から「N o n e」を選択する。篩状板部に関する V L D マップの上に篩状板厚セクタマップが重畠表示される。なお、O C T マップとO C T A マップを重畠表示する場合には両マップを識別可能な態様（例えば、異なる色や透明度）で重畠表示する。またO C T セクタマップとO C T A セクタマップを重畠表示する場合には図 9 ( c ) に示すように両セクタマップの数値を同一セクタ内に並置表示する。並置表示する数値は識別可能な態様（例えば単位付き、異なる色やフォントサイズ、字体、太さ）で表記してよい。

30

#### 【 0 1 2 1 】

また、本実施形態では視神経乳頭境界 D 内の篩状板領域内で特定された領域（篩状板、篩状板孔、血管）もしくは該篩状板領域内で取得された計測値に関する表示について説明したが、本発明はこれに限定されない。例えば、視神経乳頭境界 D 内では篩状板領域（篩状板前面 B 6 と後面 B 7 で囲まれる領域）、視神経乳頭境界 D 外では網膜表層（例えば神経線維層）の深度範囲内で特定もしくは取得された領域や計測値を表示する場合も本発明に含まれる。具体例として、表示部 1 0 4 の左側に「視神経乳頭境界 D 内において篩状板厚、視神経乳頭境界 D 外において神経線維層厚（もしくは神経節細胞層厚、神経節細胞複合体（G C C : G a n g l i o n C e l l C o m p l e x ）厚）」を表示した計測値マップを表示し、右側に「視神経乳頭境界 D 内において篩状板部の血管密度（V L D もしくは V A D ）、視神経乳頭境界 D 外において R P C の血管密度（V L D もしくは V A D ）」を表示した計測値マップを並置表示する場合が挙げられる。このような並置表示（あるいは

40

50

重畠表示でもよい)を行うことで、篩状板部を灌流する血管の分布と篩状板の形状変化部位との関連性が把握できるだけでなく、篩状板形状が変化した部位と神経線維層が菲薄化した領域との関連まで一貫して把握できる。すなわち、神経線維層や神経節細胞層の菲薄化の原因となる兆候(篩状板部を灌流する血管の退縮や、それによって生じる篩状板部の形状変化)と結果として生じる神経節細胞死(神経線維層や神経節細胞層の菲薄化)の状況が一覧でき、縁内障診断向けの表示設定として有用である。なお、視神経乳頭境界D内で篩状板領域、視神経乳頭境界D外で網膜表層の深度範囲内で取得された計測値分布を表示部104に表示する場合において、「視神経乳頭境界D内において篩状板厚、視神経乳頭境界D外において神経線維層厚(もしくは神経節細胞層厚、神経節細胞複合体(GCC)厚)」を表示した計測値マップのみ表示部104に表示してもよいし、「視神経乳頭境界D内において篩状板部の血管密度、視神経乳頭境界D外においてRPCの血管密度」を表示した計測値マップのみ表示部104に表示してもよい。また、乳頭外における深度範囲及び乳頭外で特定・計測する血管は各々神経線維層及びRPCに限定されるものではなく、例えば網膜表層を投影深度範囲として網膜表層の毛細血管を特定・計測してもよいし、網膜深層を投影深度範囲として網膜深層の毛細血管を特定・計測してその分布を表示してもよい。また、乳頭内外において表示する血管の特定・計測結果は血管密度に限らず、例えば血管領域の位置、無血管領域の位置、無血管領域の形状、血管領域の面積、無血管領域の面積、血管の長さ、血管の曲率であってもよい。

#### 【0122】

また、図9(a)または図9(b)において、OCTマップ選択ボタン803から「Bin」または「LP」を選択してS607で特定した篩状板または篩状板孔領域を表示したり、OCTAマップ選択ボタン804から「Bin」を選択して血管領域の2値画像を表示部104に表示したりしてよい。本発明における計測の種類はこれらに限定されるものではなく、例えば無血管領域、無血管領域の形状(長さや円形度)、血管領域や無血管領域の面積、血管長、血管の曲率、篩状板孔の面積や形状(長さや円形度)を計測する場合も本発明に含まれる。

#### 【0123】

さらに、操作者が図9(a)のボタン807を指定することで表示される図9(d)に示すメニューから計測の種類(例えば篩状板厚(LCT)とVLD)を選択した上で、断層画像もしくはモーションコントラスト画像上で任意形状の関心領域を指定することにより、図9(e)に示すように両画像上で同一の関心領域901を表示させ、該関心領域内の計測値を算出して並置表示してもよい。ここで重畠表示ボタン802が選択されている場合は、単検査計測レポート画面上に関心領域901が一つだけ表示される。このように関心領域901が1つだけ表示される場合は、該関心領域内の計測値を複数種類識別可能な態様(単位付き、異なる色やフォントサイズ、字体、太さ)で並置表示してよい。

#### 【0124】

あるいは、断層画像、モーションコントラスト画像や前篩状板領域、篩状板領域、後篩状板領域、篩状板孔領域、血管領域もしくは血管中心線の2値画像を所定の深度範囲ごとに適宜色や透明度を変えて表示部104に重畠表示してもよい。さらに断層画像や篩状板もしくは篩状板孔領域の2値画像、モーションコントラスト画像や血管領域もしくは血管中心線の2値画像は正面画像として投影表示することに限定されるものではなく、Bスキャン画像上に重畠表示してもよいし、3次元的にレンダリングして3次元画像として並置もしくは重畠表示してもよい。

#### 【0125】

また、合成表示する領域は実施形態1の場合と同様に、画像全体に限らない。例えば、操作者が入力部103を用いて合成対象領域を指定し、該合成対象領域内のみ表示部104に重畠もしくは並置表示するよう構成してもよい。例えば図9(b)の例では篩状板部を含む矩形領域を指定し、該矩形領域内のみ重畠している。ここでは計測値分布が視認しやすいように合成対象外の領域を表示していないが、合成対象の領域・合成対象外の領域とも表示部104に表示してよい。

**【 0 1 2 6 】**

さらに、投影方法（MIP/AIP）やプロジェクションアーチファクト抑制処理についても、例えばコンテキストメニューから選択するなどの方法により変更してよい。またS307で特定した篩状板領域、篩状板孔領域、血管領域に関する2値画像、S308で算出した計測値や計測マップを外部記憶部102にファイルとして出力し、保存してもよい。

**【 0 1 2 7 】****<ステップ610>**

画像処理装置101はS601からS610に至る一連の処理を終了するか否かの指示を外部から取得する。この指示は入力部103を介して操作者により入力される。処理終了の指示を取得した場合は処理を終了する。一方、処理継続の指示を取得した場合にはS602に処理を戻し、次の披検眼に対する処理（または同一披検眼に対する再処理を）行う。10

**【 0 1 2 8 】**

さらに、図7（a）に示すフローチャートを参照しながら、S607で実行される処理の詳細について説明する。

**【 0 1 2 9 】****<ステップ6071>**

解析部101-46は、操作者が図8（a）のOCT Aマップ選択ボタン805及びOCT Aセクタマップ選択ボタン806、もしくは任意形状ROI選択ボタン807を指定することにより指示された計測内容が、血管領域の特定処理を必要とするか否かを判定する。判定結果がYesの場合はS6072へ、Noの場合はS6076へ各々処理を進める。20

**【 0 1 3 0 】****<ステップ6072>**

本実施形態では、深度範囲に応じて異なる強調スケール設定することにより、強調スケール調整処理を実施する。

**【 0 1 3 1 】**

網膜表層のように内境界膜からの距離が所定値未満の深度範囲では強調スケールを大きく設定することにより、網膜動静脈のような血管径の大きい血管が（消滅したり複数領域に分離したりすることなく）適切に強調され、正確に血管領域を特定できる。一方、網膜深層のように毛細血管のみが存在する領域では、小さなスケールで強調処理を実施することにより細い血管のエッジが強調され2値化した際により正確に血管領域を特定できる（血管領域を過検出する現象を防止できる）。30

**【 0 1 3 2 】**

なお本発明は異なる太さの血管に対する強調スケールの調整処理に関してモーションコントラスト正面画像に対して強調スケールを設定することに限定されるものではなく、例えば3次元モーションコントラスト画像に対して強調スケールを適応的に設定してもよい。

**【 0 1 3 3 】****<ステップ6073>**

強調部101-461は、ステップ606の前処理を実施されたモーションコントラスト画像に対してヘッセ行列の固有値に基づく血管強調フィルタ処理を行う。このような強調フィルタはヘシアンフィルタと総称され、例えばVesselness filterやMulti-scale line filterが挙げられる。本実施形態ではMulti-scale line filterを用いるが、任意の公知の血管強調フィルタを用いてよい。40

**【 0 1 3 4 】**

ヘシアンフィルタは強調したい血管の径に適したサイズで画像を平滑化した上で、該平滑化画像の各画素において輝度値の2次微分値を要素として持つヘッセ行列を算出し、該行列の固有値の大小関係に基づいて局所構造を強調する。ヘッセ行列は式（3）で与えられるような正方行列であり、該行列の各要素は例えば式（4）に示すような画像の輝度値Iを平滑化した画像の輝度値Isの2次微分値で表される。ヘシアンフィルタでは、このようなヘッセ行列の「固有値（-1、-2）の一方が0に近く、他方が負かつ絶対値が大き

い」場合に線状構造とみなして強調する。これはモーションコントラスト画像上の血管領域が持つ特徴、すなわち「走行方向では輝度変化が小さく、走行方向に直交する方向では輝度値が大きく低下する」が成り立つ画素を線状構造とみなして強調することに相当する。

【0135】

またモーションコントラスト画像には毛細血管から細動脈まで様々な径の血管が含まれることから、複数のスケールでガウスフィルタにより平滑化した画像に対してヘッセ行列を用いて線強調画像を生成する。次に式(5)に示すようにガウスフィルタの平滑化パラメータの二乗を補正係数として乗じた上で最大値演算により合成し、該合成画像  $I_{hessian}$  をヘシアンフィルタの出力とする。

【0136】

なお、本発明はモーションコントラスト正面画像に対して2次元ヘシアンフィルタを適用することに限定されるものではなく、例えば3次元モーションコントラスト画像に対して3次元ヘシアンフィルタを適用し、3次元強調画像を生成してもよい。

【0137】

ヘシアンフィルタはノイズに強く、血管の連続性が向上するという利点がある。一方で実際には事前に画像に含まれる血管の最大径が不明の場合が多いため、特に平滑化パラメータが画像中の血管の最大径に対して大きすぎる場合に強調された血管領域が太くなりやすいという欠点がある。本実施形態ではS6072で説明したような強調スケールの調整処理を行うことにより、該欠点を抑制するものとする。なお血管径に関わらず適切にモーションコントラスト画像を強調・2値化する方法は本実施例に述べた方法に限定されるものでなく、例えばヘシアン強調画像の2値画像とエッジ選択鮮鋭化による血管強調画像の2値画像の共通領域を血管領域として特定してよい。

【0138】

【数3】

$$H = \begin{bmatrix} \partial_{xx} I_s & \partial_{xy} I_s \\ \partial_{yx} I_s & \partial_{yy} I_s \end{bmatrix} \dots \quad (3)$$

10

20

30

【0139】

【数4】

$$\partial_{xx} I_s = \frac{\partial^2}{\partial x^2} G(x, y; \sigma)^* I(x, y) \dots \quad (4)$$

40

【0140】

【数5】

$$I_{hessian}(x, y) = \max_i \{\sigma_i^2 I_{hessian}(x, y; \sigma_i)\} \dots \quad (5)$$

【0141】

<ステップ6074>

抽出部101-462は、S6073で生成したヘシアンフィルタによる血管強調画像(

50

以下、ヘシアン強調画像と表記)を2値化する。本実施形態ではヘシアン強調画像の平均値を閾値として2値化する。ただし、2値化の閾値は所定の下限値を設定することにより、血管以外の領域がアーチファクトとして誤検出されるのを防止する。図8(b)が篩状板部のモーションコントラスト画像、図8(c)が本ステップの処理により2値化された篩状板を灌流する血管領域の例を示す。

#### 【0142】

なお本ステップの処理は閾値処理に限定されるものではなく、任意の公知のセグメンテーション法によって2値化してよい。また本ステップのセグメンテーション処理は画像全体に適用されることに限定されるものではなく、例えば操作者が入力部103を用いてモーションコントラスト画像もしくは該モーションコントラスト画像の強調画像上に設定した任意形状の領域内のみセグメンテーションを実施してもよい。さらに、本ステップでモーションコントラスト画像に対して設定したセグメンテーション対象領域と同じ領域を、後述のS6077において実施する断層画像に対するセグメンテーション対象領域として画像処理部101-04が自動で設定するように構成してもよい。

10

#### 【0143】

##### <ステップ6075>

抽出部101-462は、血管領域の整形処理としてモルフォロジー演算処理(オープニング処理(収縮処理後に膨張処理を行うこと)及びクロージング処理(膨張処理後に収縮処理を行うこと))を実施する。なお、整形処理はこれに限らず例えば2値画像をラベリングした場合の各ラベルの面積に基づく小領域除去を行ってもよい。

20

#### 【0144】

##### <ステップ6076>

解析部101-46は、操作者が図8(a)のOCTマップ選択ボタン803及びOCTセクタマップ選択ボタン804、もしくは任意形状ROI選択ボタン807を指定することにより指示された計測内容が、篩状板または篩状板孔の特定処理を必要とするか否かを判定する。判定結果がYesの場合はS6077へ、Noの場合はS608へ各自処理を進める。

#### 【0145】

なお、両ボタンは初期状態ではいずれも「None」が選択されているものとする。

30

#### 【0146】

##### <ステップ6077>

抽出部101-462は、操作者が断層画像に対する計測内容として篩状板厚を選択した場合にS303で重ね合わせ断層画像から取得した篩状板部の前面B6・後面B7で囲まれる深度範囲内の高輝度領域を篩状板領域Lとして特定する(図8(e)の白色領域)。

#### 【0147】

また同様に計測内容として篩状板孔面積を選択している場合には、画像特徴取得部101-44がS303で重ね合わせ断層正面画像(図8(d))から取得した低輝度塊状領域を篩状板孔領域LPとして特定する(図8(e)の黒色領域)。なお、低輝度領域がS6074で特定された血管領域と同じ位置である場合は、抽出部101-462は血管影領域Vであると判定して篩状板孔領域LPに含めないようにする(図8(e)の灰色領域)。

40

#### 【0148】

本実施形態では断層画像に対して直接セグメンテーション処理を行ったが、これに限らず断層画像に対して任意の公知の強調処理を適用してからセグメンテーション処理を行ってもよい。

#### 【0149】

また本ステップのセグメンテーション処理は画像全体に適用されることに限定されるものではなく、例えば操作者が入力部103を用いて断層画像もしくは該断層画像の強調画像上に設定した任意形状の領域内のみセグメンテーションを実施してもよい。

#### 【0150】

##### <ステップ6078>

50

画像処理部 101 - 04 は、S6077において特定された篩状板領域 L もしくは篩状板孔領域 L P に関する 2 値画像に対し、モルフォロジー演算（オープニング処理及びクロージング処理）を適用することにより特定した篩状板領域または篩状板孔領域を整形する。なお、整形処理はこれに限らず例えば 2 値画像をラベリングした場合の各ラベルの面積に基づく小領域除去を行ってもよい。

#### 【0151】

さらに、図 7 (b) に示すフローチャートを参照しながら、S608で実行される処理の詳細について説明する。

#### 【0152】

##### <ステップ 6081>

解析部 101 - 46 は、操作者が S606 で図 8 (a) の OCT マップ選択ボタン 803、OCT セクタマップ選択ボタン 804、OCTA マップ選択ボタン 805、OCTA セクタマップ選択ボタン 806 または任意形状 ROI 選択ボタン 807 を指定して指示した内容に基づき関心領域（計測対象画像及び計測領域）を設定する。

10

#### 【0153】

本実施形態では、図 9 (a) に示すように OCT マップとして「None」、OCT セクタマップとして篩状板厚（「LCT」）、OCTA マップとして「None」、OCTA セクタマップとして「VLD」が選択されているため、断層画像に対する計測関心領域として篩状板部に設定したセクタ領域として図 8 (f) に示すようなセクタ領域を設定する。関心領域はこれに限らず、図 8 (g) に示すように上下 2 領域に分割してもよいし、図 8 (h) に示すようなより小さなセクタ領域を設定してもよい。あるいは、任意形状の関心領域を設定してもよい。

20

#### 【0154】

##### <ステップ 6082>

画像処理部 101 - 04 は、操作者が図 8 (a) の OCT マップ選択ボタン 803 及び OCT セクタマップ選択ボタン 804、または任意形状 ROI 選択ボタン 807 を指定して指示した計測内容に基づき篩状板または篩状板孔の計測処理を実施するか否かを判定する。判定結果が Yes の場合は S6083 へ、No の場合は S6084 へ各自処理を進める。

#### 【0155】

##### <ステップ 6083>

計測部 101 - 463 は、S6082 で設定した関心領域に対して篩状板形状に関する計測値を算出する。本実施形態では、篩状板形状として篩状板厚が指定されているため、S6077 で特定した篩状板領域に基づき篩状板の深度方向の厚みを S6082 で設定した関心領域（図 8 (f) に示すようなセクタ領域ごとの篩状板厚の平均値）に対して計測する。

30

#### 【0156】

##### <ステップ 6084>

解析部 101 - 46 は、操作者が図 8 (a) の OCTA マップ選択ボタン 805 及び OCTA セクタマップ選択ボタン 806、もしくは任意形状 ROI 選択ボタン 807 を指定することにより指示された計測内容に基づき血管分布の計測処理を実施するか否かを判定する。判定結果が Yes の場合は S6085 へ、No の場合は S609 へ各自処理を進める。

40

#### 【0157】

##### <ステップ 6085>

解析部 101 - 46 は、血管領域に対する計測内容が VLD であるか否かを判定し、判定結果が Yes の場合は S6086 へ、No の場合は S6087 へ各自処理を進める。

#### 【0158】

##### <ステップ 6086>

計測部 101 - 463 は、S6074 で生成した血管領域の 2 値画像を細線化処理することにより、血管の中心線に相当する線幅 1 画素の 2 値画像（以下、スケルトン画像と表記）を生成する。任意の細線化法もしくはスケルトン処理を用いてよいが、本実施形態では

50

細線化法として H i l d i t c h の細線化法を用いる。

**【 0 1 5 9 】**

<ステップ 6 0 8 7 >

計測部 1 0 1 - 4 6 3 は、 S 6 0 8 6 で得られたスケルトン画像に基づいて計測処理を行う。本実施形態では、該スケルトン画像の各画素位置において当該画素を中心とした近傍領域における単位面積当たりの非 0 画素（白画素）の長さの総和 [ mm<sup>-1</sup> ] を当該画素における血管密度 ( V L D ) として算出する。さらに、各画素で算出した血管密度 ( V L D ) の値を持つ画像 ( V L D マップ、図 8 ( i ) ) を生成する。

**【 0 1 6 0 】**

なお、関心領域としてセクタ領域が指定されている場合は、該スケルトン画像上の各セクタ領域における単位面積当たりの非 0 画素（白画素）の長さの総和 [ mm<sup>-1</sup> ] を当該セクタにおける血管密度 ( V L D ) として算出すればよい。

10

**【 0 1 6 1 】**

また、モーションコントラスト画像に対する計測として V A D マップが指定されている場合は、以下のようにすればよい。すなわち S 6 0 7 4 で取得した血管領域に関する 2 値画像の各画素位置で当該画素を中心とした近傍領域内に占める非 0 画素（白画素）の割合を当該画素における血管密度 ( V A D ) として算出し、各画素で算出した V A D 値を持つ画像 ( V A D マップ、図 8 ( j ) ) を生成する。また、該血管領域に関する 2 値画像上の各セクタ領域における非 0 画素（白画素）の割合を当該セクタにおける血管密度 ( V A D ) として算出することにより、 V A D セクタマップを生成できる。

20

**【 0 1 6 2 】**

以上述べた構成によれば、画像処理装置 1 0 1 は E D I 撮影により取得した篩状板部を含む O C T 断層画像の重ね合わせ画像を生成し、篩状板及び篩状板孔領域を特定し、篩状板厚や篩状板孔に関する計測値を算出する。また、O C T A 重ね合わせ画像から生成した篩状板部のモーションコントラスト正面画像に基づいて血管領域を特定し、血管密度を算出して両画像及び両画像から取得した計測値の並置もしくは重畠表示を行う。これにより、篩状板部の形状と篩状板部を灌流する血管の分布との関係を把握しやすくなる。

**【 0 1 6 3 】**

[ 第三実施形態 ]

本実施形態に係る画像処理装置の一つは、同一被検眼に対して異なる日時に略同一撮影条件で取得した篩状板部を含む O C T 断層画像及び O C T A 重ね合わせ画像から生成したモーションコントラスト画像を用いて篩状板形状及び血管密度の計測処理を行う。取得された画像及び該計測処理により得られた計測データを時系列で並置もしくは重畠表示する場合について説明する。なお、本発明において、画像の重ね合わせ処理等は必須のものではない。

30

**【 0 1 6 4 】**

本実施形態に係る画像処理装置 1 0 1 を備える画像処理システム 1 0 の構成を図 1 0 に示す。解析部 1 0 1 - 4 6 に比較部 1 0 1 - 4 6 4 を備える点が第二実施形態と異なっている。

40

**【 0 1 6 5 】**

次に、本実施形態における画像処理フローを図 1 1 に示す。なお、本実施形態の画像処理フローのうち図 1 1 の S 1 1 0 1 、 1 1 0 9 、 1 1 1 0 以外は第二実施形態の場合と同様であるので説明は省略する。

**【 0 1 6 6 】**

<ステップ 1 1 0 1 >

操作者は過去検査データが保存されている被検眼に関して基準検査を選択する。また、画像処理装置 1 0 1 は選択された基準検査と同一撮影条件になるように O C T A 撮影の撮影条件を設定する。

**【 0 1 6 7 】**

本実施形態においては、患者画面（非図示）において、操作者が入力部 1 0 3 を操作する

50

ことで患者リスト( Patient List )から被検者を選択する。さらに操作者が該被検者の検査リスト( Examination List )からフォローアップ検査における基準検査( Baseline )を選択することで基準検査を決定する。検査セットやスキャンモードの選択については、操作者が基準検査を選択した状態で撮影画面を開くことにより画像処理装置 101 がフォローアップ検査セットを選択し、スキャンモードを基準検査と同一のスキャンモード( OCTA モード)に設定する。ここで、検査セットとは検査目的別に設定した(スキャンモードを含む)撮像手順や、 OCT 画像や OCTA 画像の既定の表示法を指す。

#### 【 0168 】

画像処理装置は、断層画像撮影装置 100 に対して指示する OCTA 画像の撮影条件を設定する。なお、個々の OCTA 撮影に関する撮影条件としては以下の 1 ) ~ 7 )に示すような設定項目があり、これらの設定項目を基準検査と同一の値に設定した上で、 S302 において適宜休憩を挟みながら(同一撮像条件の) OCTA 撮影を所定の回数だけ繰り返し実行する。

10

#### 【 0169 】

本実施形態では 7 ) 1 クラスタあたりの B スキャン数が 4 であるような OCTA 撮影を 3 回繰り返すものとする。

#### 【 0170 】

- 1 ) 走査パターン( Scan Pattern )
- 2 ) 走査領域サイズ( Scan Size )
- 3 ) 主走査方向( Scanning Direction )
- 4 ) 走査間隔( Distance between B-scans )
- 5 ) 固視灯位置( Fixation Position )
- 6 ) コヒーレンスゲート位置( C-Gate Orientation )
- 7 ) 1 クラスタあたりの B スキャン数( B-scans per Cluster )

20

#### 【 0171 】

<ステップ 1109 >

比較部 101 - 464 は経時変化計測( Progression 計測)処理を実行する。図 12 に Progression 計測レポートの例を示す。 Progression モードタブ 1201 を指定することにより、該レポート画面が表示され、該経時変化計測処理が開始される。本実施形態では Progression 計測対象画像として検査日が新しいものから順に 4 検査を自動選択するものとする。これに限らず、例えば最も古い検査日の画像と最新検査の画像、両検査日間に撮影された画像で検査間隔が略等しい画像を選択する構成してもよい。ここで、計測対象画像としては略同一位置における取得断層像数が大きい(4 以上)モーションコントラスト画像か、同等のモーションコントラスト画像になるように OCTA 重ね合わせ処理を実施して得られる合成モーションコントラスト画像を優先して選択するものとする。なお、計測対象画像はこれに限らず、例えば図 12 の選択ボタン 1209 を選択して選択画面を表示させ、該選択画面上に表示された画像リストから選択してもよい。

30

#### 【 0172 】

次に、比較部 101 - 464 は S1108 で実施した単検査の計測内容に対応する過去検査の画像及び計測値に関するデータを外部記憶部 102 から取得する。さらに位置合わせ部 101 - 41 は S1108 で計測した単検査の画像と過去検査画像間の位置合わせを行い、比較部 101 - 464 が共通した領域に関する計測値と該計測値に関する経時変化グラフを作成する。

40

#### 【 0173 】

なお、正確に計測することが期待できないような画像選択が行われたと考えられる場合、すなわち

i ) 選択した計測対象画像の中に略同一位置における取得断層像数が所定値未満のモーションコントラスト画像もしくは該所定値未満相当の合成モーションコントラスト画像、

50

あるいは画質指標値 (Quality Index) が所定値未満のモーションコントラスト画像が含まれる場合

i i ) 選択した計測対象画像間で略同一位置における取得断層画像数もしくは画質指標値が大きく異なる場合

の少なくとも一方が該当する場合に、再選択するよう警告表示してもよい。

#### 【0174】

<ステップ1110>

表示制御部101・05は、S1109で実施したProgression計測に関するレポートを表示部104に表示する。

#### 【0175】

本実施形態では、図12(a)のProgression計測レポートの上段にあるマップ選択リストボックス1202から「OCT」、セクタ選択リストボックス1203から「Lamina Thickness」、下段のマップ選択リストボックス1202から「OCTA」、セクタ選択リストボックス1203から「VLD」を選択する。これにより上段に篩状板部の断層画像と篩状板厚セクタマップ、下段にモーションコントラスト画像とVLDセクタマップとが各々重畠した上で時系列表示される。このような表示により、各々の断層画像やモーションコントラスト画像を詳細に観察しつつ、篩状板形状及び篩状板部を灌流する血管に関する分布を対応付けながら時系列で病態の進行を把握できる。図12(a)に示した例では篩状板部の下側( Inferior)、次いで上側( Superior)の血管密度が減少していく様子と、対応して篩状板部の下側及び上側に菲薄化が生じ、時間の経過とともに篩状板全体が菲薄化していく様子が把握できる。

10

#### 【0176】

また各計測対象画像に関して、左右眼の別、撮影日時、画角・画素数、略同一位置における断層画像数やOCTA重ね合わせ処理の実施条件に関する情報、OCT断層画像もしくはモーションコントラスト画像の評価値(画質指標)に関する情報を表示部104に表示させてもよい。なお、図12(a)の上部に表示されている印1206は基準検査(Baseline)であることを示している。

#### 【0177】

図12(a)においてShow Differenceチェックボックス1207を指定すると、上段・下段各々で基準画像における計測値分布との差分を示す画像(篩状板形状の差分マップや篩状板部を灌流する血管の分布の差分マップ)を時系列で表示できる。すなわち、図12(a)の場合は上段・下段の各々において最左に基準画像における計測値マップが表示され、それ以外の3つの日付において(基準画像の計測値分布との)差分マップが表示される。これにより、基準検査の時点から篩状板形状や篩状板部を灌流する血管の分布がどの領域でどの程度変化したかについて、一覧して把握できる。

30

#### 【0178】

本実施形態では断層画像及び付随する計測値とモーションコントラスト画像及び付随する計測値を時系列で並置表示したが、本発明はこれに限定されない。例えば図12(b)に示すように篩状板形状に関する計測値マップ(例えば篩状板厚セクタマップ)と篩状板部を灌流する毛細血管の分布(例えば篩状板部のVLDマップ)を時系列で重畠表示してもよい。この場合、篩状板形状の変形部位と篩状板部を灌流する血管分布の異常部位を正確に対応付けながら両者の経時的变化を一覧して把握できる。

40

#### 【0179】

あるいは、図12(b)においてShow Differenceチェックボックス1212を指定すると、基準画像における計測値分布との差分を示す画像(例えば篩状板厚の差分セクタマップや篩状板部を灌流する血管の差分VLDマップ)を時系列で重畠表示できる。

#### 【0180】

なお、篩状板形状及び篩状板部を灌流する血管の分布に関する計測値の経時変化は画像(マップ)や数値として表示することに限定されるものではなく、例えば図12(b)に示

50

すように経時変化グラフ（トレンドグラフ）として表示してもよい。図12（b）に示した例では、リストボックス1213から「Superior」を選択することにより、篩状板部の上側領域における篩状板厚とVLDのトレンドグラフを合成表示している。これに限らず、篩状板部全体（Full）・上半分（Upper hemi）・下半分（Lower hemi）・下側（Inferior）・鼻側（Nasal）・側頭部（Temporal）や任意形状の関心領域での篩状板形状や血管分布に関する計測値グラフを切替えもしくは一覧表示してもよい。複数のグラフを一覧表示する際は、各々のグラフを識別可能な態様（例えは異なる色や線種・太さ・記号）で表示してよい。さらに、Show Regression Lineチェックボックス1214を指定することにより、回帰直線及び対応する式を表示部104に表示させてもよい。

10

#### 【0181】

また、本発明は視神経乳頭境界D内の篩状板領域内の画像もしくは該篩状板領域内で取得された計測値の時系列表示に限定されるものではない。例えば、視神経乳頭境界D内では篩状板領域（篩状板前面B6と後面B7で囲まれる領域）、視神経乳頭境界D外では網膜表層（例えは神経線維層）の深度範囲内で特定もしくは取得された領域や計測値を時系列表示する場合も本発明に含まれる。具体例として、表示部104の上段に「視神経乳頭境界D内において篩状板厚、視神経乳頭境界D外において神経線維層厚（もしくは神経節細胞層厚、神経節細胞複合体（GCC）厚）」を表示した計測値マップを表示し、下段に「視神経乳頭境界D内において篩状板部の血管密度（VLDもしくはVAD）、視神経乳頭境界D外においてRPCの血管密度（VLDもしくはVAD）」を表示した計測値マップを時系列で並置表示する場合が挙げられる。このような時系列並置表示（あるいは重畠表示でもよい）を行うことで、篩状板部を灌流する血管の分布と篩状板の形状変化部位との関連性の時系列変化が把握できるだけでなく、篩状板形状が変化した部位と神経線維層が菲薄化した領域との関連性の時系列変化まで一貫して把握できる。すなわち、神経線維層や神経節細胞層の菲薄化の原因となる兆候（篩状板部を灌流する血管の退縮や、それによって生じる篩状板部の形状変化）と結果として生じる神経節細胞死（神経線維層や神経節細胞層の菲薄化）の時系列変化が一覧でき、緑内障診断向けの表示設定として有用である。なお、視神経乳頭境界D内で篩状板領域、視神経乳頭境界D外で網膜表層の深度範囲内で取得された計測値分布を表示部104に時系列表示する場合において、「視神経乳頭境界D内において篩状板厚、視神経乳頭境界D外において神経線維層厚（もしくは神経節細胞層厚、神経節細胞複合体（GCC）厚）」を表示した計測値マップのみ表示部104に時系列表示してもよいし、「視神経乳頭境界D内において篩状板部の血管密度、視神経乳頭境界D外においてRPCの血管密度」を表示した計測値マップのみ表示部104に時系列表示してもよい。また、乳頭外における投影深度範囲及び乳頭外で特定・計測する血管は各々神経線維層及びRPCに限定されるものではなく、例えは網膜表層を投影深度範囲として網膜表層の毛細血管を特定・計測してもよいし、網膜深層を投影深度範囲として網膜深層の毛細血管を特定・計測してその分布を時系列で表示してもよい。また、時系列で表示する乳頭内外の血管の特定・計測結果は血管密度に限らず、例えは血管領域の位置、無血管領域の位置、無血管領域の形状、血管領域の面積、無血管領域の面積、血管の長さ、血管の曲率であってもよい。

20

30

30

#### 【0182】

なお、時系列並置／重畠表示する場合の投影深度範囲は、図12（a）の1208に示したユーザインターフェースを用いて変更できる。また、同様に投影方法（MIP/AIP）やプロジェクションアーチファクト抑制処理についても例えはコンテキストメニューから選択するなどの方法により変更してもよい。

40

#### 【0183】

なお、画像処理装置101が略同一走査位置で取得した断層画像の枚数が所定値未満のモーションコントラスト画像もしくは所定値未満相当の合成モーションコントラスト画像に対する血管領域の特定もしくは計測に関する指示を受け付けた場合に、表示部104に警告表示を行うよう構成してもよい。

50

**【 0 1 8 4 】**

以上述べた構成によれば、画像処理装置 101 は同一被検眼に対して異なる日時に略同一撮影条件で取得した篩状板部を含む OCT 断層画像及び OCTA 重ね合わせ画像から生成したモーションコントラスト画像を用いて篩状板形状及び血管密度の計測処理を行う。取得された画像及び該計測処理により得られた計測データを時系列で並置もしくは重畠表示する。

**【 0 1 8 5 】**

これにより、篩状板部の形状の経時変化と篩状板部を灌流する血管の分布の経時変化との関係を把握しやすくする。

**【 0 1 8 6 】**

10

**[ その他の実施形態 ]**

上記の各実施形態では、本発明を画像処理装置 101 として実現したが、本発明の実施形態は画像処理装置 101 のみに限定されるものではない。例えば、本発明はシステム、装置、方法、プログラムもしくは記憶媒体等としての実施態様をとることができる。

20

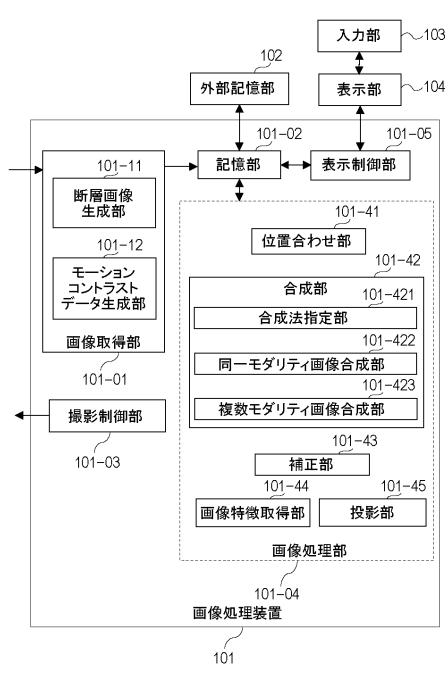
30

40

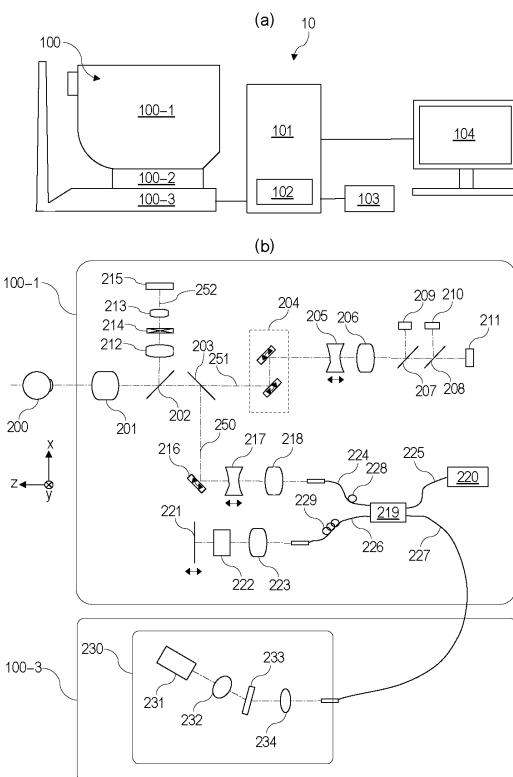
50

【図面】

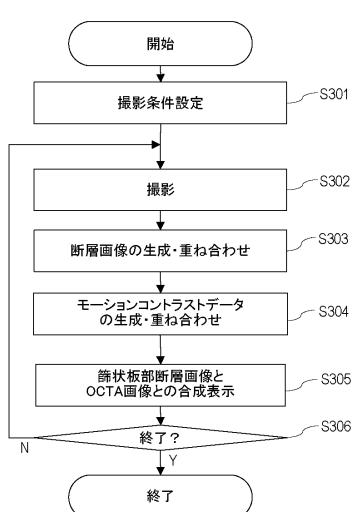
【図 1】



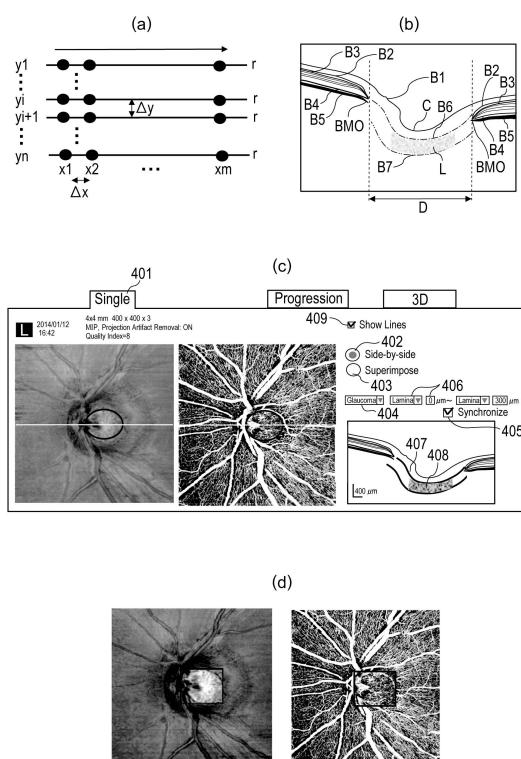
【図 2】



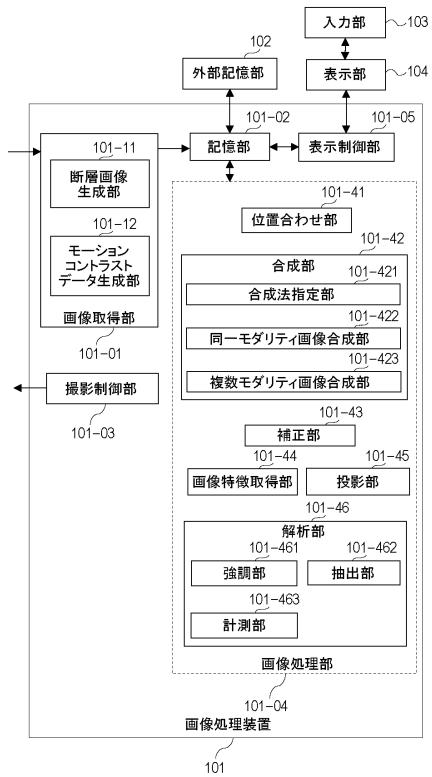
【図 3】



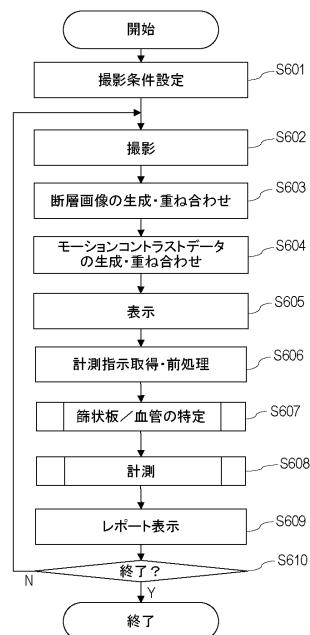
【図 4】



【図5】



【図6】



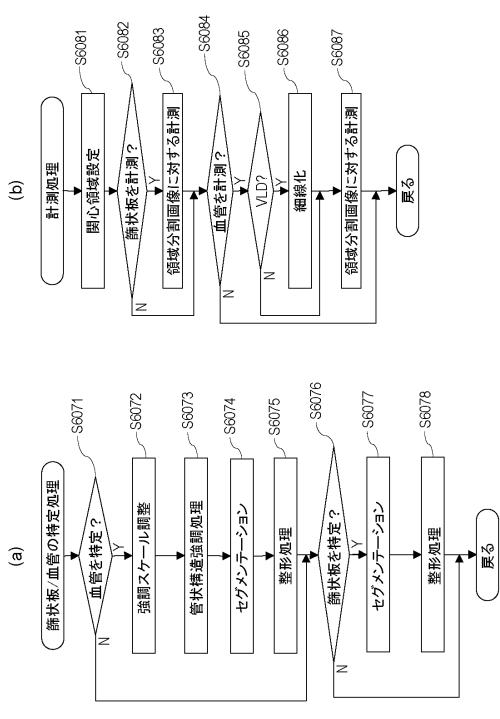
10

20

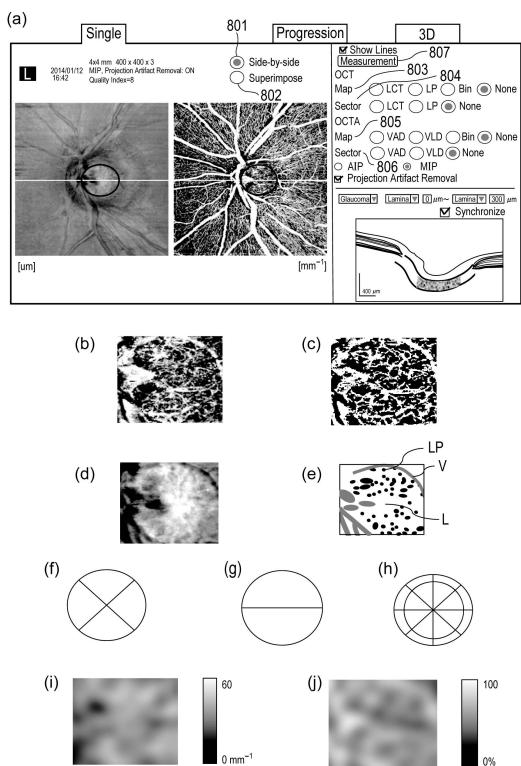
30

40

【図7】

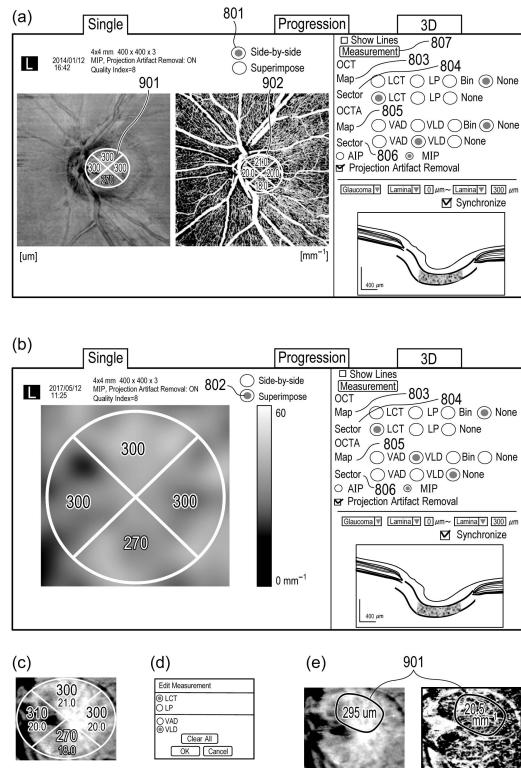


【図8】

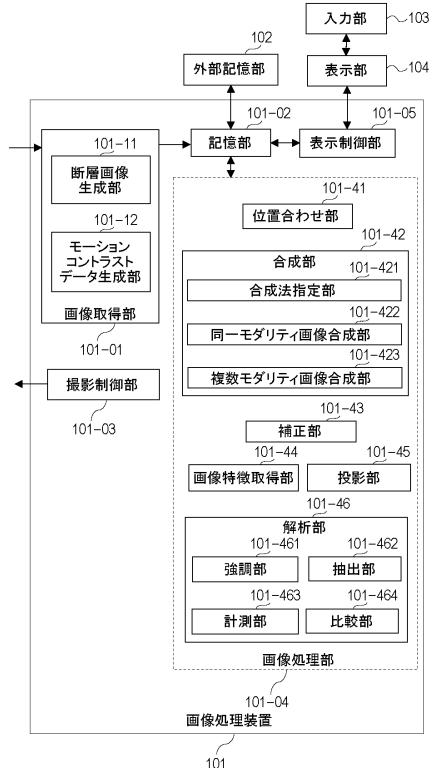


50

【図9】



【図10】



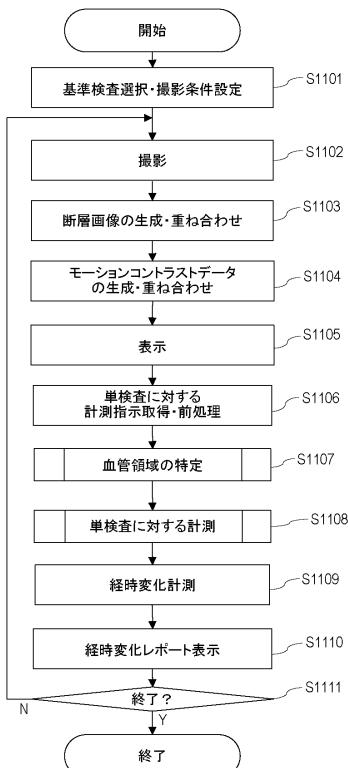
10

20

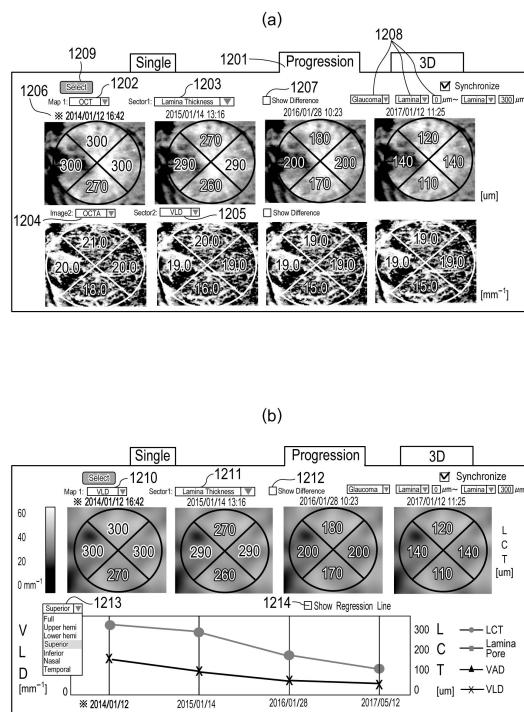
30

40

【図11】



【図12】



50

---

フロントページの続き

- (56)参考文献      特開2016-028666(JP,A)  
                  特開2018-000685(JP,A)  
                  特開2017-047127(JP,A)  
                  米国特許出願公開第2017/0316567(US,A1)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)  
                  A 61 B 3 / 00 - 3 / 18