

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7106304号
(P7106304)

(45)発行日 令和4年7月26日(2022.7.26)

(24)登録日 令和4年7月15日(2022.7.15)

(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
A 6 1 B 3/10 3 0 0

請求項の数 17 (全36頁)

(21)出願番号	特願2018-44560(P2018-44560)	(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12日(2018.3.12)	(74)代理人	100126240 弁理士 阿部 琢磨
(65)公開番号	特開2019-154716(P2019-154716)	(74)代理人	100124442 弁理士 黒岩 創吾
	A)	(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
(43)公開日	令和1年9月19日(2019.9.19)	(72)発明者	内田 弘樹 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3月10日(2021.3.10)	(72)発明者	高 橋 理宇真 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キ 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】**

眼部のモーションコントラスト画像における第1の領域と、前記第1の領域の部分領域である第2の領域とのうち少なくとも1つに対する解析を実行する解析手段と、操作者からの指示に応じて前記第1の領域と前記第2の領域とのいずれか一方に対して選択された解析の種類を示す情報を用いて前記一方が解析された結果を示す画像を表示手段に表示させ、前記一方に対する選択の後に操作者からの指示に応じて他方に対して選択された解析の種類と、前記一方に対して選択された解析の種類とが異なる場合には、前記一方が解析された結果を示す画像の表示領域において、前記一方が解析された結果を示す画像の表示を、前記他方に対して選択された解析の種類を示す情報を用いて前記一方及び前記他方が解析された結果を示す画像の表示に変更する制御を実行する表示制御手段と、を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項2】

前記表示制御手段は、前記一方に対する選択の後に操作者からの指示に応じて他方に対して選択された解析の種類と、前記一方に対して選択された解析の種類とが異なる場合には、前記一方に対して選択された解析の種類を示す情報の表示を、前記他方に対して選択された解析の種類を示す情報の表示に変更する別の制御を実行することを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項3】

前記表示制御手段は、複数の検査日に対応する前記眼部の複数のモーションコントラスト

画像が時系列に並べて表示される表示領域において、前記複数のモーションコントラスト画像のうちの1つの画像に対して実行される前記制御を、他の画像に対しても実行することを特徴とする請求項1または2に記載の画像処理装置。

【請求項4】

前記解析手段は、操作者からの指示に応じて、複数の検査日に対応する前記眼部の複数のモーションコントラスト画像のうちの1つの画像における前記第1の領域と前記第2の領域との少なくとも1つに対して選択される解析の種類を示す情報を、他の画像に対しても適用することを特徴とする請求項1乃至3のいずれか1項に記載の画像処理装置。

【請求項5】

前記第1の領域と前記第2の領域とのいずれか一方に対して選択された解析の種類が操作者からの指示に応じて非選択に変更された場合には、他方に対して選択された解析の種類は変更されないように構成されることを特徴とする請求項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、前記第1の領域及び前記第2の領域に対する解析の種類が非選択の場合には、解析された結果を示す画像が前記表示領域において非表示の状態で、前記モーションコントラスト画像を前記表示領域に表示させることを特徴とする請求項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、操作者からの指示に応じて前記モーションコントラスト画像における前記第2の領域に対して解析された結果を示す画像の表示が選択された場合には、前記選択された解析の種類を示す情報を用いて前記第2の領域に対して解析された結果を示す画像を、前記第1の領域に対して解析された結果を示す画像に重畠された状態で表示手段に表示させることを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。 20

【請求項8】

前記選択された解析の種類は、前記モーションコントラスト画像において特定される血管領域に関するパラメータと前記モーションコントラスト画像において特定される無血管領域に関するパラメータとのうち少なくとも1つのパラメータを少なくとも含む複数の種類のいずれかであることを特徴とする請求項1乃至7のいずれか1項に記載の画像処理装置。

【請求項9】

前記選択された解析の種類は、前記モーションコントラスト画像において特定される血管領域の面積に関する血管密度と、前記血管領域の長さに関する血管密度とを少なくとも含む複数の種類のいずれかであることを特徴とする請求項1乃至8のいずれか1項に記載の画像処理装置。 30

【請求項10】

前記第2の領域は、セクタ領域で、

前記第1の領域は、前記モーションコントラスト画像の全体領域であることを特徴とする請求項1乃至9のいずれか1項に記載の画像処理装置。

【請求項11】

前記モーションコントラスト画像は、前記眼部の同一位置を測定光が走査されるように制御して得た複数の3次元のモーションコントラスト画像が合成された画像であることを特徴とする請求項1乃至10のいずれか1項に記載の画像処理装置。 40

【請求項12】

前記モーションコントラスト画像は、前記眼部の3次元のモーションコントラスト画像と、操作者からの指示に応じて設定された深さ範囲に関する情報を用いて生成された、前記眼部のモーションコントラスト正面画像であり、

前記解析された結果を示す画像は、前記モーションコントラスト正面画像の少なくとも一部の領域に対して解析された結果を示す2次元画像であることを特徴とする請求項1乃至11のいずれか1項に記載の画像処理装置。

【請求項13】

10

20

30

40

50

前記表示制御手段は、前記解析された結果を示す画像が、前記解析に適した複数の条件のうちの少なくとも2つの条件が満足されない状態で得られた画像である場合には、前記少なくとも2つの条件に関する情報を、前記複数の条件の優先順位に応じて前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項1乃至12のいずれか1項に記載の画像処理装置。

【請求項14】

前記表示制御手段は、前記少なくとも2つの条件に関する情報として、前記少なくとも2つの条件のうちの優先度の高い条件に関する警告メッセージを、前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項13に記載の画像処理装置。

【請求項15】

前記複数の条件には、前記モーションコントラスト画像が、前記眼部の同一位置を測定光が走査されるように制御して得た複数の3次元のモーションコントラスト画像が合成された画像である、という条件が、他の条件よりも優先度の高い条件として含まれることを特徴とする請求項13または14に記載の画像処理装置。 10

【請求項16】

眼部のモーションコントラスト画像における第1の領域と、前記第1の領域の部分領域である第2の領域とのうち少なくとも1つに対する解析を実行する工程と、

操作者からの指示に応じて前記第1の領域と前記第2の領域とのいずれか一方に対して選択された解析の種類を示す情報を用いて前記一方が解析された結果を示す画像を表示手段に表示させ、前記一方に対する選択の後に操作者からの指示に応じて他方に対して選択された解析の種類と、前記一方に対して選択された解析の種類とが異なる場合には、前記一方が解析された結果を示す画像の表示領域において、前記一方が解析された結果を示す画像の表示を、前記他方に対して選択された解析の種類を示す情報を用いて前記一方及び前記他方が解析された結果を示す画像の表示に変更する制御を実行する工程と、
を有することを特徴とする画像処理方法。 20

【請求項17】

請求項16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ことを特徴とするプログラム。

【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。 30

【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、疾患の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、より広画角な断層画像を取得できるようになっている。 40

【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きている。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

10

20

30

40

50

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($y_i ; 1 \leq i \leq n$)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データを生成し、1 クラスタあたりの断層画像数(略同一位置での走査回数)を増やすと、OCTA 画像のコントラストが向上することが知られている。

【 0 0 0 4 】

ここで、モーションコントラストデータを用いて算出された血管解析マップの表示に関する技術が、特許文献に開示されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 5 】

【文献】特開 2017 - 77414 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

ところで、OCTA 画像を解析する場合には、解析の種類(例えば、血管領域の面積に関する血管密度(Vessel Area Density ; VAD)、血管長に関する血管密度(Vessel Length Density ; VLD)、無血管領域の面積等)や、解析領域等の条件を設定した上で解析が行われることが望まれる。このとき、解析領域としては、画像全体、ETDRS チャートのような扇形(セクタ)領域、操作者が設定した任意形状の関心領域などが選択されることが望まれる。ここで、例えば、1 枚の OCTA 画像上の各解析領域で異なる種類の解析を選択可能にした場合を考える。このとき、例えば、1 枚の OCTA 画像上に、VAD マップと VLD セクタマップのような異なる種類の解析による結果を示す画像として解析マップが重畠表示される場合が生じる。このような場合には、操作者がデータの解釈を誤ってしまう可能性がある。

20

【 0 0 0 7 】

開示の技術は、モーションコントラスト画像上の複数の解析領域に対して実行された解析の結果を示す画像が表示される場合に、複数の解析領域に対する解析の種類として互いに対応する種類の選択が容易に実行されるように構成することを目的の一つとする。

30

【 0 0 0 8 】

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。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

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、

眼部のモーションコントラスト画像における第 1 の領域と、前記第 1 の領域の部分領域である第 2 の領域とのうち少なくとも 1 つに対する解析を実行する解析手段と、操作者からの指示に応じて前記第 1 の領域と前記第 2 の領域とのいずれか一方に対して選択された解析の種類を示す情報を用いて前記一方が解析された結果を示す画像を表示手段に表示させ、前記一方に対する選択の後に操作者からの指示に応じて他方に対して選択された解析の種類と、前記一方に対して選択された解析の種類とが異なる場合には、前記一方が解析された結果を示す画像の表示領域において、前記一方が解析された結果を示す画像の表示を、前記他方に対して選択された解析の種類を示す情報を用いて前記一方及び前記他方が解析された結果を示す画像の表示に変更する制御を実行する表示制御手段と、を有する。

40

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

50

開示の技術の一つによれば、モーションコントラスト画像上の複数の解析領域に対して実行された解析の結果を示す画像が表示される場合に、複数の解析領域に対する解析の種類として互いに対応する種類の選択が容易に実行されるように構成することができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【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。

【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。 10

【図4】本発明の実施形態におけるOCTA撮影の走査方法を説明する図である。

【図5】本発明の第一実施形態のS307で実行される処理を説明する図である。

【図6】本発明の第一実施形態のS308で実行される処理を説明する図である。

【図7】本発明の第一実施形態において表示手段に表示する基準検査の選択画面及び撮影画面を説明する図である。

【図8】本発明の第一実施形態のS304における画像処理内容及びS305において表示手段に表示するレポート画面を説明する図である。

【図9】本発明の第一実施形態において表示手段に表示する計測操作画面とS308において表示する計測レポート画面を説明する図である。 20

【図10】本発明の第一実施形態において特定された血管領域をユーザが修正する場合の操作手順と実行される画像処理内容を説明する図である。

【図11】本発明の第一実施形態のS311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。

【図12】本発明の第一実施形態の警告メッセージが表示された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】

【0012】

[第一実施形態]

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（経過観察を目的とするフォローアップ撮影の条件）で取得したOCTA重ね合わせ画像から生成した網膜表層及び網膜深層の正面モーションコントラスト画像を用いて血管領域特定及び血管密度計測処理を実施する。該特定処理及び計測処理により得られた合成画像及び計測値を複数の深度範囲で時系列並置表示する場合について説明する。なお、本発明において、経過観察を目的とするフォローアップ撮影や、画像の重ね合わせ処理等は必須のものではない。 30

【0013】

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。

【0014】

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（OCT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。 40

【0015】

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SD-OCTを用いるものとする。これに限らず、例えばSS-OCTを用いて構成しても良い。

【0016】

図2(a)において、測定光学系100-1は前眼部像、被検眼のSLO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 50

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 7 】

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 8 】

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。

【 0 0 1 9 】

(断層画像撮影装置の構成)

10

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 0 】

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 OCT 光学系の光路 250、SLO 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。

【 0 0 2 1 】

SLO 光学系と固視灯用の光路 251 は、SLO 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、APD (Avalanche Photodiode) 209、SLO 光源 210、固視灯 211 を有している。

20

【 0 0 2 2 】

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、SLO 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 SLO 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 3 】

SLO 走査手段 204 は、SLO 光源 210 から発せられた光を被検眼 200 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。

30

【 0 0 2 4 】

レンズ 205 は SLO 光学系及び固視灯 211 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。SLO 光源 210 は 780 nm 付近の波長の光を発生する。APD 209 は、被検眼からの戻り光を検出する。固視灯 211 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 5 】

SLO 光源 210 から発せられた光は、第 3 ダイクロイックミラー 208 で反射され、ミラー 207 を通過し、レンズ 206 及び 205 を通って SLO 走査手段 204 によって被検眼 200 上で走査される。被検眼 200 からの戻り光は、照明光と同じ経路を戻った後、ミラー 207 によって反射され、APD 209 へと導かれ、SLO 眼底像が得られる。

40

【 0 0 2 6 】

固視灯 211 から発せられた光は、第 3 ダイクロイックミラー 208、ミラー 207 を透過し、レンズ 206 及び 205 を通り、SLO 走査手段 204 によって被検眼 200 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 7 】

前眼観察用の光路 252 には、レンズ 212 及び 213、スプリットプリズム 214、赤外光を検知する前眼部観察用の CCD 215 が配置されている。この CCD 215 は、不図示の前眼部観察用照射光の波長、具体的には 970 nm 付近に感度を持つものである。スプリットプリズム 214 は、被検眼 200 の瞳孔と共に位置に配置されており、被検

50

眼 200 に対する測定光学系 100 - 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。

【 0028 】

OCT 光学系の光路 250 は前述の通り OCT 光学系を構成しており、被検眼 200 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。XY スキャナ 216 は光を被検眼 200 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 XY 2 軸方向の走査を行うガルバノミラーである。

【 0029 】

レンズ 217 及び 218 のうち、レンズ 217 については光カプラー 219 に接続されているファイバー 224 から出射する OCT 光源 220 からの光を、被検眼 200 に焦点合わせ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 200 からの戻り光は同時にファイバー 224 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、OCT 光源 220 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。220 は OCT 光源、221 は参照ミラー、222 は分散補償硝子、223 はレンズ、219 は光カプラー、224 から 227 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、230 は分光器である。

10

【 0030 】

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。OCT 光源 220 から出射された光は、光ファイバー 225 を通じ、光カプラー 219 を介して光ファイバー 224 側の測定光と、光ファイバー 226 側の参照光とに分割される。測定光は前述の OCT 光学系光路を通じ、観察対象である被検眼 200 に照射され、被検眼 200 による反射や散乱により同じ光路を通じて光カプラー 219 に到達する。

20

【 0031 】

一方、参照光は光ファイバー 226、レンズ 223、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 222 を介して参照ミラー 221 に到達し反射される。そして同じ光路を戻り、光カプラー 219 に到達する。

【 0032 】

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。

30

【 0033 】

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。

【 0034 】

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。

40

【 0035 】

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。

【 0036 】

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。

【 0037 】

50

光源の種類は、ここでは S L D を選択したが、低コヒーレント光が出射できればよく、A S E (A m p l i f i e d S p o n t a n e o u s E m i s s i o n) 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 8 5 5 nm とした。

【 0 0 3 8 】

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。

10

【 0 0 3 9 】

(画像処理装置の構成)

本実施形態の画像処理装置 1 0 1 の構成について図 1 を用いて説明する。

【 0 0 4 0 】

画像処理装置 1 0 1 は断層画像撮影装置 1 0 0 に接続されたパーソナルコンピュータ (P C) であり、画像取得部 1 0 1 - 0 1 、記憶部 1 0 1 - 0 2 、撮影制御部 1 0 1 - 0 3 、画像処理部 1 0 1 - 0 4 、表示制御部 1 0 1 - 0 5 を備える。また、画像処理装置 1 0 1 は演算処理装置 C P U が画像取得部 1 0 1 - 0 1 、撮影制御部 1 0 1 - 0 3 、画像処理部 1 0 1 - 0 4 および表示制御部 1 0 1 - 0 5 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 1 0 1 - 0 4 を A S I C 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 1 0 1 - 0 5 を C P U とは異なる G P U 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 1 0 0 と画像処理装置 1 0 1 との接続はネットワークを介した構成であってもよい。

20

【 0 0 4 1 】

画像取得部 1 0 1 - 0 1 は断層画像撮影装置 1 0 0 により撮影された S L O 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 1 0 1 - 0 1 は断層画像生成部 1 0 1 - 1 1 及びモーションコントラストデータ生成部 1 0 1 - 1 2 を有する。断層画像生成部 1 0 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。

30

【 0 0 4 2 】

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 3 】

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 、解析部 1 0 1 - 4 6 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、取得手段の一例である。合成部 1 0 1 - 4 2 はモーションコントラストデータ生成部 1 0 1 - 1 2 により生成された複数のモーションコントラストデータを位置合わせ部 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合成し、合成モーションコントラスト画像を生成する。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、中心窓や視神経乳頭中心の位置を取得する。投影部 1 0 1 - 4 5 は画像特徴取得部 1 0 1 - 4 4 が取得した層境界の位置に基づく深度範囲でモーションコントラスト画像を投影し、正面モーションコントラスト画像を生成する。解析部 1 0 1 - 4 6 は、強調部 1 0 1 - 4 6 1 、抽出部 1 0 1 - 4 6 2 、計測部 1 0 1 - 4 6 3 、比較部 1 0 1 - 4 6 4 を有し、正面モーションコントラスト画像から血管領域の抽出や計測処理を行う。ここで、解析部 1 0 1 - 4 6 は、眼部のモーションコントラスト画像における第 1

40

50

の領域と第1の領域よりも狭い領域を少なくとも含む第2の領域とのうち少なくとも1つに対する解析を実行する解析手段の一例である。また、第2の領域は、セクタ領域の一例である。また、第1の領域は、セクタ領域よりも広い領域(例えば、画像全体)の一例である。また、解析部101-46は、眼部のモーションコントラスト画像の少なくとも一部の領域に対する解析を実行するものであっても良い。強調部101-461は血管強調処理を実行する。また、抽出部101-462は血管強調画像に基づいて血管領域を抽出する。さらに、計測部101-463は抽出された該血管領域や該血管領域を細線化することで取得した血管中心線データを用いて血管密度等の計測値を算出する。比較部101-464は記憶部101-02もしくは外部記憶部102から異なる検査日に取得された同一被検眼の合成モーションコントラスト画像及び付随する計測データを読み込んで経時比較データを生成する。

【0044】

また、表示制御部101-05は、操作者からの指示に応じて第1の領域と第2の領域とのいずれか一方に対して選択された解析の種類を示す情報を用いて一方が解析された結果を示す画像を表示部104に表示させることが好ましい。ここで、選択された解析の種類は、例えば、血管領域の面積に関する血管密度(Vessel Area Density; VAD)や血管長に関する血管密度(Vessel Length Density; VL D)等である。また、解析された結果を示す画像は、例えば、モーションコントラスト正面画像の少なくとも一部の領域に対して解析された結果を示す2次元画像である。また、解析された結果を示す2次元画像は、例えば、VADマップ、VL Dマップ、VADセクタマップ、VL Dセクタマップ、また、これらの各解析マップがモーションコントラスト正面画像に重畠された画像がある。また、互いに同じ種類の複数の解析マップが重畠された画像や、互いに同じ種類の複数の解析マップがモーションコントラスト正面画像に重畠された画像であっても良い。例えば、VADセクタマップがVADマップに重畠された2次元画像、VADセクタマップ及びVADマップがモーションコントラスト画像に重畠された2次元画像、VL DセクタマップがVL Dマップに重畠された2次元画像、VL Dセクタマップ及びVL Dマップがモーションコントラスト画像に重畠された2次元画像がある。なお、解析部101-46による解析を実行するタイミングは、操作者からの指示に応じて解析の種類が選択されたタイミングでも良いし、解析の種類が選択される前に想定される解析の種類に対応する解析を事前に完了させておいても良い。

【0045】

ここで、一方に対する選択の後に操作者からの指示に応じて他方に対して選択された解析の種類と、一方に対して選択された解析の種類とが異なる場合を考える。このとき、表示制御部101-05は、一方が解析された結果を示す画像の表示領域において、一方が解析された結果を示す画像の表示を、他方に対して選択された解析の種類を示す情報を用いて一方及び他方が解析された結果を示す画像の表示に変更する制御を実行することが好ましい。これにより、モーションコントラスト画像上の複数の解析領域に対して実行された解析の結果を示す画像が表示される場合に、複数の解析領域に対する解析の種類として互いに対応する種類の選択が容易に実行されるように構成することができる。例えば、図9(a)右側のMapボタン群902においてVL Dマップが選択された後に、Selectボタン群903においてVADセクタが選択された場合に、VL Dマップがモーションコントラスト正面画像に重畠された2次元画像の表示を、VADセクタマップ及びVADマップがモーションコントラスト正面画像に重畠された2次元画像の表示に変更する制御が実行されることが好ましい。これにより、例えば、VADセクタマップ及びVL Dマップがモーションコントラスト画像に重畠された2次元画像のように、解析の種類が異なる状態で表示されることがない。すなわち、例えば、重畠される複数の解析マップが同じ解析の種類として確実に選択されるため、解析結果の確認を行い易くすることができる。このとき、当然、解析の種類を示す情報の表示についても、変更する制御が実行されることが好ましい。すなわち、表示制御部101-05は、一方に対する選択の後に操作者からの指示に応じて他方に対して選択された解析の種類と、一方に対して選択された解析の種

10

20

30

40

50

類とが異なる場合には、一方に対して選択された解析の種類を示す情報の表示を、他方に対して選択された解析の種類を示す情報の表示に変更する別の制御を実行することが好ましい。なお、選択された解析の種類を示す情報の表示は、選択された解析の種類が識別可能なように表示部 104 に表示されれば何でも良く、例えば、図 9 (a) 右側の Map ボタン群 902、Sector ボタン群 903 がある。また、経過観察を目的とするフォローアップ撮影において、複数の検査日に対応する複数のモーションコントラスト画像が時系列に並べて表示される表示領域において、複数のモーションコントラスト画像のうちの 1 つの画像に対して選択される上記制御が、他の画像に対しても実行されることが好ましい。また、複数の検査日に対応する複数のモーションコントラスト画像のうちの 1 つの画像に対して選択される解析の種類を示す情報が、他の画像に対しても適用されることが好ましい。これらにより、例えば、経過観察を目的とするフォローアップ撮影での利便性も向上することができる。なお、セクタ領域には、複数の領域に区分けされていることが好ましく、各領域内には、その領域の解析結果を示す値（例えば、その領域の平均値）をその解析の種類の単位が識別可能な状態で表示させることが好ましい。ここで、Map ボタン群 902 や Sector ボタン群 903 において、操作者からの指示に応じて「None」が選択されると、解析の種類が非選択の状態となることが好ましい。このとき、解析された結果を示す画像が表示領域において非表示の状態となり、モーションコントラスト画像が表示領域に表示されることが好ましい。また、一方に対して選択された解析の種類が操作者からの指示に応じて非選択に変更された場合には、他方に対して選択された解析の種類は変更されないことが好ましい。

10

20

【0046】

また、操作者からの指示に応じて選択された解析の種類を示す情報を用いて、眼部のモーションコントラスト画像における第 1 の領域に対する解析が実行された場合を考える。このとき、表示制御部 101 - 05 は、操作者からの指示に応じてモーションコントラスト画像における第 2 の領域に対して解析された結果を示す画像の表示が選択された場合には、選択された解析の種類を示す情報を用いて第 2 の領域に対して解析された結果を示す画像を、第 1 の領域に対して解析された結果を示す画像に重畠された状態で表示部 104 に表示させるものであっても良い。これにより、例えば、解析の種類として VAD が選択され、また、セクタ領域の表示として「On」が選択されると、表示領域において VAD セクタマップが VAD マップに重畠された 2 次元画像を表示させることができる。このため、例えば、重畠される複数の解析マップが同じ解析の種類として確実に選択されるため、解析結果の確認を行い易くすることができる。

30

【0047】

また、表示制御部 101 - 05 は、操作者からの指示に応じて表示部 104 に表示される解析結果を示す画像が、解析に適した複数の条件のうちの少なくとも 2 つの条件が満足されない状態で得られた画像である場合には、少なくとも 2 つの条件に関する情報を、複数の条件の優先順位に応じて報知する報知手段の一例であっても良い。これにより、解析に適した複数の条件のうち少なくとも 2 つの条件が満足されない場合であっても、より精度の高い解析結果が得られるよう操作者が対処し易くすることができる。ここで、解析に適した複数の条件には、例えば、モーションコントラスト画像が、眼部の同一位置を測定光が走査されるように制御して得た複数の 3 次元のモーションコントラスト画像が合成された画像である、という条件が、他の条件よりも優先度の高い条件として含まれることが好ましい。これにより、例えば、高画質な画像を用いた解析結果を確認することを操作者にアドバイスすることができる。また、表示制御部 101 - 05 は、少なくとも 2 つの条件に関する情報を表示部 104 に表示させることが好ましい。このとき、表示制御部 101 - 05 は、操作者からの指示に応じて選択された解析の種類を示す情報を用いて解析結果を示す画像を、少なくとも 2 つの条件に関する情報を並べて表示部 104 に表示させることが好ましい。また、少なくとも 2 つの条件のうちの優先度の高い条件に関する警告メッセージであることが好ましい。例えば、図 12 の右下部に記載されているように、「Averaged OCTA is recommended in calculating

40

50

V A D o r V L D . 」という警告メッセージを、解析結果を示す画像が表示される表示画面の端等に表示すればよい。また、上記警告メッセージは、例えば、解析結果を示す画像が表示される表示領域上の端等に、例えば、解析結果を示す画像に重畠された状態で表示されても良い。これらにより、例えば、表示部 104 の表示画面において、操作者が最も確認したい解析結果を示す画像を表示させつつ、残りのスペースを効果的に用いて操作者に対して解析に適した条件をアドバイスすることができる。もちろん、報知手段は、少なくとも 2 つの条件に関する情報として、少なくとも 2 つの条件それぞれに関する警告メッセージを、優先順位で報知しても良い。

【 0 0 4 8 】

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 S L O 画像・O C T A 画像）や合成画像、撮影パラメータ、血管領域や血管中心線の位置データ、計測値、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

【 0 0 4 9 】

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。

【 0 0 5 0 】

< ステップ 301 >

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 101 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。

20

【 0 0 5 1 】

本実施形態においては、図 7 (a) に示すような患者画面 700 において、操作者が入力部 103 を操作することで患者リスト (P a t i e n t L i s t) から被検者 701 を選択する。さらに操作者が該被検者の検査リスト (E x a m i n a t i o n L i s t) からフォローアップ検査における基準検査 (B a s e l i n e) を選択することで基準検査を決定する（図 7 の 702）。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 (O C T C a p t u r e) 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に設定する。本実施形態においては、図 7 (b) の撮影画面 710 に示すように、検査セットとして「 F o l l o w - u p 」 (711) 、スキャンモードとして「 O C T A 」モード 712 を選択する。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、O C T 画像や O C T A 画像の既定の表示法を指す。

30

【 0 0 5 2 】

画像処理装置は、断層画像撮影装置 100 に対して指示する O C T A 画像の撮影条件を設定する。なお、個々の O C T A 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、S 302 において適宜休憩を挟みながら（同一撮像条件の）O C T A 撮影を所定の回数だけ繰り返し実行する。

40

【 0 0 5 3 】

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 O C T A 撮影を 3 回繰り返すものとする。

- 1) 走査パターン (S c a n P a t t e r n)
- 2) 走査領域サイズ (S c a n S i z e)
- 3) 主走査方向 (S c a n n i n g D i r e c t i o n)
- 4) 走査間隔 (D i s t a n c e b e t w e e n B - s c a n s)
- 5) 固視灯位置 (F i x a t i o n P o s i t i o n)
- 6) コヒーレンスゲート位置 (C - G a t e O r i e n t a t i o n)

50

7) 1 クラスタあたりの B スキャン数 (B - s c a n s p e r C l s t e r)

【 0 0 5 4 】

< ステップ 3 0 2 >

操作者は入力部 1 0 3 を操作して図 7 (b) に示す撮影画面 7 1 0 中の撮影開始 (C a p t u r e) ボタン 7 1 3 を押下することにより、 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。

10

【 0 0 5 6 】

なお、本ステップにおいて断層画像撮影装置 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 7 】

本実施形ではクラスタ走査として、中心窩を撮像中心とする 3 × 3 mm の矩形領域内を、水平方向を主走査方向として垂直方向（副走査方向）の各位置において 4 回連続で B - s c a n 撮影する。また、隣接するクラスタ走査の間隔は 0 . 0 1 mm であり、硝子体側にコヒーレンスゲートを設定して O C T 断層画像を取得している。なお、本実施形態においては B - s c a n 1 枚が 3 0 0 A スキャンで構成されるものとする。

20

【 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

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 O C T 断層画像に基づいてモーションコントラスト画像を生成する。

30

【 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。

【 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、重ねあわせ処理を行う。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を取得する。本実施形態では層境界の取得法として可変形状モデルを用いるが、任意の公知の層境界取得手法を用いてよい。なお層境界の取得処理は必須ではなく、例えばモーションコントラスト画像の生成を 3 次元のみで行い、深度方向に投影した 2 次元のモーションコントラスト画像を生成しない場合には層境界の取得処理は省略できる。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 x y を以下の式 (1) に基づき求める。

40

【 0 0 6 2 】

【 数 1 】

50

$$Mxy = 1 - 2 \times \frac{Axy \times Bxy}{Axy^2 + Bxy^2} \quad \dots (1)$$

【0063】

ここで、 $A \times y$ 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、 $B \times y$ は断層データ B の同一位置 (x, y) における振幅を示している。
0 $Mxy = 1$ 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。

10

【0064】

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。

20

【0065】

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。

30

【0066】

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。

30

【0067】

<ステップ 304>

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 (図 8 (a)) を 3 次元的に位置合わせし、加算平均することで図 8 (b) に示すように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。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。

30

【0068】

なお、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、fSNR) 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。

40

【0069】

本実施形態では合成部 101 - 42 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。

【0070】

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

50

深層側（網膜深層や網膜外層・脈絡膜）に映り込み、実際には血管の存在しない深層側の領域に高い脱相関値が生じる現象を指す。図8（c）に、3次元OCT断層画像上に3次元モーションコントラストデータを重畠表示した例を示す。網膜表層血管領域に対応する高い脱相関値を持つ領域801の深層側（視細胞層）に、高い脱相関値を持つ領域802が生じている。本来視細胞層に血管は存在しないにもかかわらず、網膜表層で生じている血管影の明滅が視細胞層に映り込み、視細胞層の輝度値が変化することでアーチファクト802が生じる。

【0071】

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802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。

【0072】

【数2】

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

【0073】

ここで、 γ 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。

【0074】

図8（d）にプロジェクションアーチファクト抑制処理後の3次元合成モーションコントラストデータ（灰色）を断層画像上に重畠表示した例を示す。プロジェクションアーチファクト抑制処理前（図8（c））に視細胞層上に見られたアーチファクトが、該抑制処理によって除去されたことがわかる。

【0075】

次に、投影部101-45はS303で画像特徴取得部101-44が取得した層境界の位置に基づく深度範囲でモーションコントラスト画像を投影し、正面モーションコントラスト画像を生成する。任意の深度範囲で投影してよいが、本実施形態においては網膜表層及び網膜深層の深度範囲で2種類の2次元合成モーションコントラスト画像を生成する。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。

【0076】

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、生成したモーションコントラスト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。

【0077】

<ステップ305>

表示制御部101-05は、S303で生成した断層画像や、S304で合成したモーシ

10

20

30

40

50

ヨンコントラスト画像、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。

【0078】

図 8 (e) にレポート画面 803 の例を示す。本実施形態では SLO 画像及び断層画像、S304 で合成及び投影することにより生成した異なる深度範囲の正面モーションコントラスト画像、対応する正面 OCT 画像を表示する。

【0079】

正面モーションコントラスト画像の投影範囲はリストボックスに表示された既定の深度範囲セット (805 及び 809) から操作者が選択することで変更できる。また、投影範囲の指定に用いる層境界の種類とオフセット位置を 806 や 810 のようなユーザインターフェースから変更したり、断層像上に重畠された層境界データ (807 及び 811) を入力部 103 から操作して移動させたりすることで投影範囲を変更できる。10

【0080】

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。

【0081】

<ステップ 306 >

操作者が入力部 103 を用いて OCTA 計測処理の開始を指示する。

【0082】

本実施形態では図 8 (e) のレポート画面 803 のモーションコントラスト画像上をダブルクリックすることで、図 9 (a) のような OCTA 計測画面に移行する。モーションコントラスト画像が拡大表示され、適宜画像投影法の種類（最大値投影 (MIP)）もしくは平均値投影 (AIP)）や投影深度範囲、プロジェクション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 Map ボタン群 902、Sector ボタン群 903、Measurement ボタン 904 経由で表示される選択画面 905、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を選択し、解析部 101 - 46 が計測処理を開始する。なお、OCTA 計測画面を表示させた時点では、いずれの計測対象領域も設定されていない (Map ボタン群 902、Sector ボタン群とも None が選択され、選択画面 905 が表示されていない状態)。20

【0083】

計測処理の種類として、本実施形態では Map ボタン群 902 もしくは Sector ボタン群 903 から30

i) None (計測しない)

i i) VAD (血管が占める面積に基づいて算出される血管密度)

i i i) VLD (血管の長さの総和に基づいて算出される血管密度)

のいずれかを選択する。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 を選択可能に構成してもよい。また、Measurement ボタン 904 経由で表示される選択画面 905 からは

i) 任意の 2 点間の距離計測

i i) 無血管領域の面積計測

i i i) VAD

i v) VLD

のいずれかを選択できる。

【0084】

計測処理の対象領域として、本実施形態では Map ボタン群 902 の中から None 以外を選択することにより画像全体を設定でき、Sector ボタン群 903 の中から None 以外を選択することによりセクタ領域（固視位置を中心とし、半径の異なる複数の同心円と該固視位置を通る角度の異なる複数の直線で規定される最小円領域及び扇形領域）を設定できる。また、Measurement ボタン 904 経由で表示される選択画面 905 から所望の計測の種類を選択した上で入力部 103 を用いてモーションコントラスト画40

10

20

30

40

50

像上で任意形状の境界位置（図 10（b）の灰色線部 1001）を指定してOKボタンを押下することで、任意形状の計測対象領域を設定できる。該領域内に示された数値は該領域内で計測した値（この場合はVAD 値）を示している。なお、関心領域の手動設定時には指定された境界位置（灰色線部 1001）上に該境界位置が編集可能であることを示す丸い制御点が重畠表示され、OKボタンを押下した時点で該丸い制御点は消えて灰色線部 1001のみとなり、該境界位置は編集不可の状態になる。

【0085】

本実施形態では Map ボタン群 902、Sector ボタン群 903 から各々 VAD を選択することで、VAD マップ（計測の種類が VAD、計測対象領域が画像全体）と VAD セクタマップ（計測の種類が VAD、計測対象領域が E T D R S グリッドに対応するセクタ領域）を選択する場合について説明する。10

【0086】

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。すなわち、VAD は、モーションコントラスト画像において特定される血管領域の面積に関する血管密度の一例である。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⁻¹）で定義される血管密度である。すなわち、VLD は、モーションコントラスト画像において特定される血管領域の長さに関する血管密度の一例である。また、VAD や VLD は、モーションコントラスト画像において特定される血管領域に関するパラメータの一例である。血管領域に関するパラメータとしては、血管領域の面積、血管長、血管の曲率等が含まれる。ここで、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、糖尿病網膜症のように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。なお、解析の種類としては、血管領域に関するパラメータ以外にも、例えば、モーションコントラスト画像において特定される無血管領域（Non Perfusion Area；NPA）に関するパラメータ等がある。無血管領域に関するパラメータとしては、無血管領域の面積や形状（長さや円形度）等が含まれる。また、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。20

【0087】

なお、同一のモーションコントラスト画像に対して複数の計測対象領域を設定してもよい。複数の計測対象領域としては、例えば画像全体、セクタ領域、任意形状領域のうちの少なくとも 2 つや、2 以上の深度範囲、あるいはそれらの組み合わせが挙げられる。該複数の計測対象領域に対して異なる種類の計測が選択された場合には、最後に（指定された解析対象領域に対して）選択された解析の種類を他の計測対象領域に対しても連動して適用した上で計測し、該計測結果を表示するように構成してもよい。例えば、VAD マップと VAD セクタマップが選択された状態で VLD マップに変更する指示を行うと、VLD セクタマップが自動で選択され、画像全体に対する VLD 計測と E T D R S セクタ領域に対する VLD 計測が実行される。このような連動選択操作により、同一画像に対して異なる種類の計測値が重畠されて操作者が表示内容について誤解・混乱することを防止できる。なお、計測の種類のうち None（計測しない）に関しては、各計測対象領域で独立に選択する（ある計測対象領域に対して「None」が選択された場合に、該「None」の選択は他の計測対象領域に対して連動して適用されない）。また、本発明は最後に選択された解析の種類を全ての解析対象領域に対して連動して適用し、計測・表示することに限定されるものではない。例えば面内方向の複数の計測対象領域に対しては連動させて深度方向の複数の対象領域に対しては連動させない、あるいはその逆（面内方向の複数の計測対象領域に対しては連動させず、深度方向の複数の対象領域に対しては連動させる）になるように適応的に適用して計測し、対応する計測結果を表示するよう構成してもよい。30

【0088】

次に、解析部101-46は、計測処理の前処理として画像拡大及び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。本実施形態では合成モーションコントラスト画像の画素サイズが約3μmになるようにBicubic補間を用いて画像拡大し、円形の構造要素を用いてトップハットフィルタ処理を行うものとする。

【0089】

<ステップ307>

解析部101-46が血管領域の特定処理を行う。本実施形態では、強調部101-461がヘシアンフィルタ及びエッジ選択鮮鋭化に基づく血管強調処理を行う。次に抽出部101-462が2種類の血管強調画像を用いて2値化処理を行い、整形処理を行うことで血管領域を特定する。

10

【0090】

血管領域特定処理の詳細はS510～S560で説明する。

【0091】

<ステップ308>

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血管密度の計測を行う。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。

20

【0092】

血管密度としてはVADとVLĐの2種類の指標があり、本実施形態ではVADを計算する場合の手順を例に説明する。なお、VLĐを計算する場合の手順についても後述する。

【0093】

操作者が入力部103から血管領域もしくは血管中心線データを修正するよう指示を入力した場合には、解析部101-46が操作者から入力部103を介して指定された位置情報に基づいて血管領域もしくは血管中心線データを修正し、計測値を再計算する。

【0094】

なお、本ステップで所定の条件を満たさずに計測が実施された場合には、表示制御部101-05が所定の計測条件を満たした状態で計測すべき旨のメッセージ（警告表示）を表示部104に出力する。

30

【0095】

VAD計測処理の詳細はS810～S830、VLĐ計測処理の詳細はS840～S870で各々説明する。

【0096】

<ステップ309>

解析部101-46は、S307で特定した血管領域や血管中心線のデータを修正するか否かの指示を外部から取得する。この指示は例えば入力部103を介して操作者により入力される。修正処理が指示された場合はS308へ、修正処理が指示されなかった場合はS310へと処理を進める。

40

【0097】

<ステップ310>

比較部101-464は経時変化計測（Progression計測）処理を実行する。図11にProgression計測レポートの例を示す。Progressionモードタブ1101を指定することにより、該レポート画面が表示され、S306で選択した計測の種類及び計測対象領域に基づく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、計測対象画像の選択条件は優先度が高い順に

i) 固視位置が同じ画像であること

50

i i) 略同一位置における取得断層像数が大きい（例えば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O C T A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であることであり、上記選択条件を満たす画像を優先して選択するものとする。

【0098】

なお、計測対象画像はこれに限らず、例えば図11の選択ボタン1107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。

【0099】

次に、比較部101-464はS309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S308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データ（計測値、計測値マップ、差分マップ、トレンドグラフのうちの少なくとも一つ）を生成する。なお、差分マップは例えば図11の1108に示すような「Show Difference」チェックボックスを指定することにより生成する。

10

【0100】

<ステップ311>

表示制御部101-05は、S310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。

20

【0101】

本実施形態では、図11に示すProgression計測レポートの上段に網膜表層において計測したVADマップとVADセクタマップを重畠表示し、下段に網膜深層において計測したVADマップとVADセクタマップを重畠表示する。これにより異なる深度位置の血管病態の時系列変化を一覧して把握でき、図11の時系列並置表示されたVAD計測結果では、網膜深層に初期病変が生じ、時間の経過とともに網膜表層へ、また中心窩から傍中心窩へ血管閉塞が広がっていく様子が一覧して把握できる。

【0102】

また各計測対象画像に関して、略同一位置における断層像数や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に表示させててもよい。図11ではOCTA重ね合わせ処理実施済であることを示す印（左上の「Averaged OCTA」）が表示されている。なお、図11の上部に表示されている矢印1104は現在選択されている検査であることを示す印であり、基準検査（Baseline）はFollow-up撮影の際に選択した検査（図11の一一番左画像の画像）である。もちろん、基準検査を示すマークを表示部104に表示させててもよい。またS310で「Show Difference」チェックボックス1108が指定された場合には、基準画像上に基準画像に対する計測値分布（マップもしくはセクタマップ）を表示し、それ以外の検査日に対応する領域に基準画像に対して算出した計測値分布との差分計測値マップを表示する。計測結果としてはレポート画面上にトレンドグラフ（経時変化計測によって得られた各検査日の画像に対する計測値のグラフ）を表示させてよい。該トレンドグラフの回帰直線（曲線）や対応する数式をレポート画面に表示させてよい。

30

【0103】

なお、本実施形態では異なる深度範囲として網膜表層及び網膜深層の画像及び計測値を時系列で表示したが、これに限らず例えば網膜表層・網膜深層・網膜外層・脈絡膜の4種類の深度範囲の画像及び計測値を時系列で表示してもよい。

40

【0104】

あるいは、異なる指標の計測結果を並置して時系列で表示してもよい。例えば、上段にVADマップの時系列表示、下段にVLDMマップ（もしくは無血管領域の形状値）の時系列並置表示を行ってよい。

【0105】

50

なお、時系列並置表示する場合の投影深度範囲は、S 3 0 5で説明した図8(e)のユーザインターフェース(805・806や809・810)の場合と同様に、図11の1102・1105・1106の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もよい。さらに、ショートカットメニューから計測の種類及び計測対象領域に関する項目を異なる値に変更することにより、Progression計測の種類及び計測対象領域を変更して再計測できる。

【0106】

例えば、ショートカットメニュー上に図9(a)のMapボタン群902に相当する項目及びSectorボタン群903に相当する項目を表示しておき、各々1項目ずつ(例えば「VLD Map」と「VLD Sector」を)選択する。なお、S 3 0 6の場合と同様に、複数の計測対象領域が選択され、かつ一方の領域に対する計測の種類が変更された場合は他方の領域に対しても同じ計測の種類が連動して適用され、計測が実行される。また計測対象領域を設定しない(「None」を選択する)指示に関しては、他方の計測対象領域に対して連動して適用されないものとする。

【0107】

また、表示部104に表示されたモーションコントラスト画像や、抽出部101-462や計測部101-463によって生成された血管領域や血管中心線に関する2値画像、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。なお、比較観察を容易にするため、ファイル出力するモーションコントラスト画像、血管領域や血管中心線に関する2値画像、計測値マップの画像サイズや画素サイズは同一にすることが望ましい。

【0108】

さらに、単検査に対する計測の場合と同様の方法で(詳細はS 8 3 0で説明する)、所定の条件を満たさない状態で実施された計測結果を計測レポート画面に表示する際には警告メッセージを表示してよい。なお推奨条件としてはS 8 3 0で示した条件に限定されるものではなく、例えば「選択した経時変化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モーションコントラスト画像の合成条件もしくは画質指標値の相違が所定値未満であること」を推奨条件として設定し、該条件を満たさない場合に警告表示してもよい。

【0109】

<ステップ312>

画像処理装置101はS 3 0 1からS 3 1 2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S 3 0 2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。

【0110】

さらに、図5(a)に示すフローチャートを参照しながら、S 3 0 7で実行される処理の詳細について説明する。

【0111】

<ステップ510>

強調部101-461は、ステップ306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。

【0112】

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

10

20

30

40

50

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形であり、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_s を平滑化した画像の輝度値 I_h 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。

【0113】

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。

10

【0114】

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最大血管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最大血管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。

【0115】

そこで、本実施形態ではS530で述べる別の血管強調手法で血管領域を強調した画像と演算することにより、血管領域が太くなりすぎることを防止する。

20

【0116】

【数3】

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

30

【0117】

【数4】

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

【0118】

40

【数5】

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

【0119】

<ステップ520>

抽出部101-462は、S510で生成したヘシアンフィルタによる血管強調画像（以下、ヘシアン強調画像と表記）を2値化する。

50

【 0 1 2 0 】

ヘシアン強調画像の輝度統計値（平均値や中央値等）を閾値として2値化する場合、例えば視神経乳頭部では大血管の高輝度領域の影響を受けて閾値が高くなり、乳頭周囲毛細血管（R P C ; R a d i a l P e r i p a p i l l a r y C a p i l l a r y ）の抽出不足が生じる場合がある。また、網膜深層のような無血管領域の拡大が生じやすい領域においては、閾値が低すぎて無血管領域を血管として誤検出する場合がある。

【 0 1 2 1 】

そこで、本実施形態では低スケールの強調画像のみで合成したヘシアン強調画像の平均値を閾値とすることで視神経乳頭部において閾値が高くなりすぎることを防ぐ。また該閾値の下限値を設定することにより無血管領域における誤検出を抑制する。

10

【 0 1 2 2 】

ここで、視神経乳頭部で閾値が高くなりすぎると防止する方法としては、低スケールの強調画像の統計値を閾値として2値化することに限定されない。例えば、ヘシアン強調画像上の輝度値が所定値以上である場合に所定値であるとみなした場合の平均値を閾値として2値化しても同等の効果が期待できる。あるいは、例えばM - e s t i m a t o r のようなロバスト推定値を閾値として2値化してもよい。

【 0 1 2 3 】

また、本実施形態では合成モーションコントラスト画像をヘシアンフィルタで強調しているため、単独のモーションコントラスト画像をヘシアンフィルタで強調する場合に比べて2値化した血管領域の連続性がさらに向上する。

20

【 0 1 2 4 】**<ステップ530>**

強調部101-461は、S306で生成したトップハットフィルタ適用後の合成モーションコントラスト画像に対してエッジ選択鮮鋭化処理を行う。

【 0 1 2 5 】

ここで、エッジ選択鮮鋭化処理とは画像のエッジ部分に重みを大きく設定した上で重みづけ鮮鋭化処理を行うことを指す。本実施形態では、前記合成モーションコントラスト画像に対してSobelフィルタを適用した画像を重みとしてアンシャープマスク処理を行うことにより、エッジ選択鮮鋭化処理を実施する。

30

【 0 1 2 6 】

小さなフィルタサイズで鮮鋭化処理を実施すると、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（血管領域が太くなる現象を防止できる）。一方で特に同一撮影位置での断層像数が少ないモーションコントラスト画像の場合にはノイズが多いため、特に血管内のノイズも一緒に強調してしまう恐れがある。そこで、エッジ選択鮮鋭化を行うことによってノイズの強調を抑制する。

【 0 1 2 7 】**<ステップ540>**

抽出部101-462は、S530で生成したエッジ選択鮮鋭化処理を適用した鮮鋭化画像を2値化する。任意の公知の2値化法を用いてよいが、本実施形態では該鮮鋭化画像上の各局所領域内で算出した輝度統計値（平均値もしくは中央値）を閾値として2値化する。

40

【 0 1 2 8 】

ただし、視神経乳頭部の大血管領域においては設定される閾値が高すぎて2値画像上の血管領域内に多数の穴が空くため、上記閾値の上限値を設定することにより特に視神経乳頭部において閾値が高くなりすぎると防止する。

【 0 1 2 9 】

また、S520の場合と同様に画像中に無血管領域が占める割合が大きい場合には閾値が低すぎて無血管領域の一部を血管として誤検出する場合が生じる。そこで、上記閾値の下限値を設定することにより誤検出を抑制する。

【 0 1 3 0 】

なお、S520の場合と同様に合成モーションコントラスト画像をエッジ選択鮮鋭化して

50

いるため、単独のモーションコントラスト画像をエッジ選択鮮鋭化する場合に比べて 2 値化した場合のノイズ状の誤検出領域をより減らすことができる。

【 0 1 3 1 】

<ステップ 5 5 0 >

抽出部 1 0 1 - 4 6 2 は、S 5 2 0 で生成したヘシアン強調画像の 2 値画像の輝度値と、S 5 4 0 で生成したエッジ選択鮮鋭化画像の 2 値画像の輝度値の双方が 0 より大きい場合に血管候補領域として抽出する。当該演算処理により、ヘシアン強調画像に見られる血管径を過大評価している領域と、エッジ選択鮮鋭化画像上に見られるノイズ領域がともに抑制され、血管の境界位置が正確かつ血管の連続性が良好な 2 値画像を取得できる。

【 0 1 3 2 】

10

また双方の 2 値画像とも合成モーションコントラスト画像に基づく 2 値画像であることから、単独のモーションコントラスト画像に基づく 2 値画像に比べて 2 値化した場合のノイズ状の誤検出領域が減少するとともに、特に毛細血管領域の連続性が向上する。また、合成モーションコントラスト画像であることから検査間の画質や輝度レベルも安定し、血管の抽出能が検査間で安定しやすい。

【 0 1 3 3 】

<ステップ 5 6 0 >

抽出部 1 0 1 - 4 6 2 は、血管領域の整形処理として 2 値画像のオープニング処理（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

【 0 1 3 4 】

なお、様々な径の血管が含まれるモーションコントラスト画像において血管強調する際のスケールを適応的に決定する方法は S 5 1 0 ~ S 5 6 0 に述べた方法に限定されない。例えば、図 5 (b) の S 6 1 0 ~ S 6 5 0 に示すように、ヘシアン強調画像の輝度値とエッジ選択鮮鋭化による血管強調画像の輝度値を乗じる演算を適用した画像に対する輝度統計値（例えば平均値）を閾値として 2 値化することによって血管領域を特定してもよい。該閾値には下限値や上限値を設定できる。

【 0 1 3 5 】

30

あるいは、図 5 (c) の S 7 1 0 ~ S 7 4 0 に示すように、画像の固視位置や深度範囲によってヘシアンフィルタ適用時の平滑化パラメータ の範囲を適応的に変えた上でヘシアンフィルタを適用し、2 値化することによって血管強調してもよい。例えば、乳頭部網膜表層では = 1 ~ 1 0 、黄斑部網膜表層では = 1 ~ 8 、黄斑部網膜深層では = 1 ~ 6 のように設定できる。

【 0 1 3 6 】

また、2 値化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手法を用いてよい。

【 0 1 3 7 】

さらに、図 6 (a) に示すフローチャートを参照しながら、S 3 0 8 で実行される処理の詳細について説明する。

40

【 0 1 3 8 】

<ステップ 8 1 0 >

操作者は、入力部 1 0 3 を介して計測処理における関心領域を設定する。本実施形態では S 3 0 6 で計測内容（計測の種類と対象領域）として V A D マップ（計測の種類が V A D で、計測対象領域が画像全体）と V A D セクタマップ（計測の種類が V A D で、計測対象領域が E T D R S グリッドに対応するセクタ領域）が選択されている。従って、関心領域として (i) 画像全体 (i i) 固視点位置を中心とするセクタ領域（直径 1 mm の内円と直径 3 mm の外円で規定される環状領域内を S u e r i o r · I n f e r i o r · N a s a l · T e m p o r a l の 4 つの扇形に分割した領域及び該内円領域）を設定する。

【 0 1 3 9 】

50

<ステップ 820>

計測部 101 - 463 は、S307 で得られた血管領域の 2 値画像に基づいて計測処理を行う。本実施形態では、該 2 値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（VAD）として算出する。さらに、各画素で算出した血管密度（VAD）の値を持つ画像（VAD マップ）を生成する。

【0140】

また、該 2 値画像上の（S810 で設定した）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（VAD）として算出する。さらに、各セクタ領域で算出した血管密度（VAD）の値を持つマップ（VAD セクタマップ）を生成する。

10

【0141】

<ステップ 830>

表示制御部 101 - 05 は、計測結果として S820 で生成した VAD マップ及び VAD セクタマップを表示部 104 に表示する。本実施形態では、図 9 (b) の 906 に網膜表層の VAD マップ、908 に網膜深層の VAD マップを表示する。さらに 907 に網膜表層の VAD セクタマップ、909 に網膜深層の VAD セクタマップを重畠表示する。

【0142】

なお、本実施形態では図 9 (b) において実施する計測の推奨条件として

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画像数が所定値以上のモーションコントラスト画像もしくは該所定値以上相当の合成モーションコントラスト画像、あるいは画質指標値（Quality Index）が所定値以上のモーションコントラスト画像に対する計測であること

20

ii) 最大値投影で生成されたモーションコントラスト画像に対する計測であること

iii) プロジェクションアーチファクト除去処理が実施済であること

iv) 網膜表層、網膜深層、放射状乳頭周囲毛細血管（RPC）が含まれる投影深度範囲、のいずれか投影深度範囲で生成されたモーションコントラスト画像に対する計測であること

を設定するものとし、上記 i) ~ iv) の少なくとも一つを満たさない状態で実施された計測結果を計測レポート画面に表示する際には（正確に計測することが期待できないような条件で計測が行われたとみなして）警告表示を行う。

30

【0143】

例えば、i) を満たさない状態で計測された結果を表示する際には、図 9 (b) の右下部に「Averaged OCTA is recommended in calculating VAD or VLD.」のように警告メッセージを表示すればよい。（例えば、図 12 の右下部）

【0144】

また、ii) を満たさない状態で計測された結果を表示する際には、図 9 (b) の右下部に「MIP is recommended in calculating VAD or VLD.」のように警告メッセージを表示すればよい。

【0145】

同様に、iii) を満たさない状態で計測された結果を表示する際には、図 9 (b) の右下部に「PAR is recommended in calculating VAD or VLD.」のように警告メッセージを表示すればよい。

40

【0146】

さらに、iv) を満たさない状態で計測された結果を表示する際には「Superficial Capillary, Deep Capillary, RPC can be analyzed in calculating VAD or VLD.」のように警告メッセージを表示する。該警告メッセージを表示することで、推奨する計測条件を満たさない計測により得られた計測結果は信頼性の低い計測結果となるリスクがあることを周知するとともに、推奨する計測条件を示すことで、より信頼性の高い計測を実施しやすく

50

する。

【 0 1 4 7 】

なお、レポート画面を多数の警告メッセージが占めるのを避けるために上記推奨条件に優先順位を付け（例えば、i) を最優先、i i) を2番目、i i i) を3番目、i v) を4番目に重要な条件とし）満たされていない推奨条件のうち最も優先度の高い条件に関する警告表示を行うよう構成してもよい。また図9(b) のように複数の計測結果を表示する場合には、個別の計測に対して各々警告メッセージを表示してもよいし、表示対象の警告メッセージのうち最も優先度の高い警告メッセージのみ表示させるようにしてもよい。あるいは、計測結果の信頼性に影響が大きい条件を理解しやすくしつつ満たされていない条件に関する警告を漏れなく表示するために、満たされていない計測条件に関する警告を優先順位が識別可能な様で（色や大きさ等を変えて）表示部104に表示してもよい。複数の計測結果を表示する場合の例として、レポート画面の上下段に各々計測結果を表示する場合や、同一画像に対し複数の計測対象領域を設定して計測した結果を表示する場合が挙げられる。

【 0 1 4 8 】

なお、警告メッセージは同一のレポート画面内に表示してもよいし、別画面として表示してもよい。また警告メッセージは文字列に限定されるものではなく静止画像や動画像を表示部104に表示したり、音声として出力したりしてもよい。該警告メッセージが表示されたレポート画面をファイル出力したり、印刷出力したりする場合も本発明に含まれる。

【 0 1 4 9 】

さらに、表示部104に表示された警告メッセージのうち消去する警告メッセージを操作者が入力部103を用いて選択可能にしたり、警告の優先順位の変更や表示対象外とする警告メッセージの指定を行うためのユーザインターフェースを備えたりしてもよい。

【 0 1 5 0 】

上記では血管密度としてVADを計測する場合の手順を例に説明したが、計測値としてVLDMアップやVLDSektaマップを生成する場合は、上記S810～830の代わりに図6(b)に示すS840～870を実行する。

【 0 1 5 1 】

<ステップ840>

計測部101-463は、S307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、本実施形態では細線化法としてHilditchの細線化法を用いる。

【 0 1 5 2 】

<ステップ850>

操作者は、入力部103を介してS810と場合と同様の関心領域を設定する。本実施形態では計測内容（計測の種類と対象領域）としてVLDMアップとVLDSektaマップを算出するものとし、S810ではVADが選択されていたのに対し、本ステップではVLDSが選択されていることが異なるだけである。なお、VLDMアップもしくはVLDSektaマップをモーションコントラスト画像上に重畠表示したくない場合は、図9(a)のMapもしくはSectorの項目を「None」に設定すればよい。

【 0 1 5 3 】

<ステップ860>

計測部101-463はS840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⁻¹] を当該画素における血管密度（VLDS）として算出する。さらに、各画素で算出した血管密度（VLDS）の値を持つ画像（VLDMアップ）を生成する。

【 0 1 5 4 】

また、該スケルトン画像上の（S850で設定した）各セクタ領域における単位面積當た

10

20

30

40

50

りの非 0 画素（白画素）の長さの総和 [mm -¹] を当該セクタにおける血管密度 (VLD) として算出する。さらに、各セクタ領域で算出した血管密度 (VLD) の値を持つマップ (VLD セクタマップ) を生成する。

【 0 1 5 5 】

< ステップ 870 >

表示制御部 101 - 05 は、計測結果として S860 で生成した VLD マップ及び VLD セクタマップを図 9 (b) の 906・907 もしくは 908・909 に表示する。

【 0 1 5 6 】

なお、S830 の場合と同様に、所定の解析に適した条件を満たさない状態で実施された計測結果を計測レポート画面に表示する際には表示部 104 に警告メッセージを表示するものとする。

10

【 0 1 5 7 】

また本実施形態では単検査での血管領域特定及び計測結果の表示法として正面モーションコントラスト画像上に計測マップを重畠表示する場合について説明したが、これに限定されるものではない。例えば、特定された血管領域の 2 値画像やスケルトン画像を図 9 (b) の 906 や 908 に表示させてもよい。あるいは、906 や 908 にモーションコントラスト画像を表示しておき、その上に特定された血管領域の 2 値画像もしくはスケルトン画像を色もしくは透明度を適宜調整した上で重畠表示するよう構成する場合も本発明に含まれる。また 2 値画像は正面画像として表示することに限定されず、例えば B スキャン断層画像上に特定された血管領域の 2 値画像もしくはスケルトン画像を色もしくは透明度を適宜調整した上で重畠表示してもよい。

20

【 0 1 5 8 】

なお、S309 で操作者が入力部 103 から血管領域もしくは血管中心線データを修正するよう指示を入力した場合には以下の手順で修正する。

【 0 1 5 9 】

すなわち、図 10 (a) に示すような合成モーションコントラスト画像に対して同図 (c) に示す過抽出領域を含む 2 値画像が得られた場合に、操作者が入力部 103 を経由して指定した位置の白画素を解析部 101 - 46 が削除する。追加 / 削除位置の指定方法の例としては、例えば削除の場合は「 d 」キーを押しながら、追加の場合は「 a 」キーを押しながらマウスでクリックする方法が挙げられる。あるいは、同図 (d) に示すようにモーションコントラスト画像に基づく画像上に修正対象である 2 値画像（血管領域もしくは血管中心線）の色や透明度を調整して重畠表示し、過抽出もしくは抽出不足の領域が判別しやすい状態にしておく。同図 (d) の矩形領域 1002 内を拡大した画像を同図 (e) に示す。灰色が過抽出した領域で、白色が元のモーションコントラスト画像の脱相関値を示す。該過抽出 / 抽出不足の領域を操作者が入力部 103 を用いて指定することにより、正確かつ効率的に 2 値画像上の血管もしくは血管中心線領域を修正するよう構成してもよい。なお、2 値画像の修正処理は正面画像に限定されない。例えば図 9 (a) の 910 に示す任意のスライス位置の B スキャン断層像上にモーションコントラストデータや血管領域の 2 値データもしくは血管中心線領域を色や透明度の調整後に重畠する。このように過抽出もしくは抽出不足の領域が判別しやすい状態にした上で、操作者が修正（追加 / 削除）する 2 値データの 3 次元位置 (x , y , z 座標) を入力部 103 により指定して修正してもよい。

30

【 0 1 6 0 】

さらに、2 値画像（血管領域の 2 値画像もしくはスケルトン画像）が修正済であることを示す情報を修正位置に関する情報を該 2 値画像と関連付けて外部記憶部 102 に保存しておき、S870 もしくは S311 で血管特定結果及び計測結果を表示部 104 に表示する際に該修正済であることを示す情報を修正位置に関する情報を表示部 104 に表示してもよい。

40

【 0 1 6 1 】

また、本実施形態では合成部 101 - 42 が繰り返し OCTA 撮影終了時に合成モーショ

50

ンコントラスト画像を生成する場合について説明したが、合成モーションコントラスト画像の生成手順はこれに限定されない。例えば図8(e)のレポート画面803上に合成モーションコントラスト画像生成指示ボタン812を配置しておく。OCTA撮影完了後(撮影日より後の日でもよい)に操作者が明示的に該生成指示ボタン812を押下した場合に合成部101-42が合成モーションコントラスト画像を生成するよう画像処理装置101を構成してもよい。操作者が明示的に合成画像生成指示ボタン812を押下して合成画像を生成する場合、図8(e)に示すようなレポート画面803上に合成モーションコントラスト画像804や合成条件データ、検査画像リスト上に合成画像に関する項目を表示させる。

【0162】

また操作者が明示的に該生成指示ボタン812を押下する場合は、表示制御部101-05が以下の処理を行う。すなわち、合成対象画像選択画面を表示させ、操作者が入力部103を操作して合成対象画像群を指定し、許容ボタンを押下した場合に合成部101-42が合成モーションコントラスト画像を生成し、表示部104に表示させる。なお、生成済の合成モーションコントラスト画像を選択して合成する場合も本発明に含まれる。

【0163】

また操作者が合成画像生成指示ボタン812を押下した場合、3次元モーションコントラスト画像を投影した2次元画像同士を合成することにより2次元合成画像を生成してもよいし、3次元合成画像を生成後に投影することで2次元合成画像を生成してもよい。

【0164】

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OCTA重ね合わせ画像から生成した網膜表層及び網膜深層の正面モーションコントラスト画像を用いて血管領域特定及び血管密度計測処理を実施する。該特定処理及び計測処理により得られた合成画像及び計測値を複数の深度範囲で時系列並置表示する。これにより、例えば、検査ごとのOCT断層画像の信号強度や画質のばらつきの影響を抑制しながら、血管病態(血管閉塞・新生血管・血管瘤等)の変化を正確に特定・計測できる。また、1枚のOCTA画像に対して解析することにより、例えば、血管病変の分布を定量的に把握することができる。

【0165】

[第二実施形態]

本実施形態に係る画像処理装置の一つは、第一実施形態における血管領域特定及び計測処理を3次元で実施し、得られた画像及び計測データ(血管領域や血管中心線・計測データ)を時系列で並置表示するよう構成したものである。

【0166】

具体的には、脈絡膜新生血管(CNV; Choroidal Neovascularization)を含む3次元の合成モーションコントラスト画像に対してモーションアーチファクト抑制処理を実施する。次に3次元のモルフォロジーフィルタ及び血管強調フィルタを適用し、2値化することにより3次元でCNVを含む血管領域を特定する。さらに網膜表層及び網膜深層で算出した血管密度と、網膜外層で特定及び計測した脈絡膜新生血管領域の2値画像及び体積値を時系列表示する場合について説明する。

【0167】

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の構成及び画像処理フローは第一実施形態の場合と同様であるので省略する。

【0168】

また、本実施形態での画像処理フローのうち図3のS306~S308、S310~S311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。

【0169】

<ステップ306>

操作者が入力部103を用いてOCTA計測処理の開始を指示する。

【0170】

10

20

30

40

50

本実施形態では図8(e)のレポート画面803のモーションコントラスト画像上をダブルクリックすることで、図9(a)のようなOCTA計測画面に移行する。モーションコントラスト画像が拡大表示され、適宜画像投影法の種類(最大値投影(MIP)もしくは平均値投影(AIP))や投影深度範囲、プロジェクション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Mapボタン群902、Sectorボタン群903、Measurementボタン904経由で表示される選択画面905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を選択し、解析部101-46が計測処理を開始する。

【0171】

計測処理の種類として、本実施形態ではMapボタン群もしくはSectorボタン群から
i) None(計測しない)

i i) VAD(血管が占める面積に基づいて算出される血管密度)

i i i) VLD(血管の長さの総和に基づいて算出される血管密度)

i v) Volume(血管領域の体積)

のいずれかを選択する。これに限らず任意の種類の計測を実施してよい。

【0172】

例えば、i v)のVolumeの代わりに(2次元モーションコントラスト画像上で特定したり、特定した3次元血管領域を所定の深度範囲(例えば網膜外層)で投影したりして得られる)血管領域(例えば脈絡膜毛細血管)の面積を計測する場合も本発明に含まれる。

【0173】

また、Measurementボタン経由で表示される選択画面からは

i) 無血管領域の面積計測

i i) 血管密度(VAD)

i i i) 血管密度(VLD)

i v) 血管領域の体積(Volume)

のいずれかを選択する。これに限らず、例えば(2次元モーションコントラスト画像上で特定したり、特定した3次元血管領域を所定の深度範囲(例えば網膜外層)で投影したりして得られる)血管領域(例えば脈絡膜毛細血管)の面積を計測してもよい。

【0174】

なお、3次元画像処理による計測は大きく

1) 3次元で強調し、2次元投影した該強調画像上で特定した血管領域もしくは血管中心線データに対する2次元計測

2) 3次元で強調及び特定した血管領域もしくは血管中心線データを投影した場合の2次元計測

3) 3次元で強調及び特定された血管領域もしくは血管中心線データに対する3次元計測に大別できる。

【0175】

1) 及び2)の例として、投影画像上で上記無血管領域の面積や血管密度、血管領域の面積や径、長さ、曲率を計測することが挙げられる。計測内容は正面モーションコントラスト画像に対する計測と同様であるものの、正面モーションコントラスト画像を強調・特定して計測する場合よりも血管抽出能が向上するため計測精度が向上する。

【0176】

また、3)の例として

3 - 1) 血管の体積計測

3 - 2) 任意方向の断面画像もしくは曲断面画像上の計測

(血管の径もしくは断面積計測も含む)

3 - 3) 血管の長さや曲率計測

が挙げられる。

【0177】

本実施形態では、3次元で血管強調及び血管領域の特定処理を実行した後、網膜表層及び

10

20

30

40

50

網膜深層の深度範囲で投影した各 2 値画像上で V A D 、網膜外層の深度範囲で血管領域（脈絡膜新生血管領域）の体積を各々計測する。なお、第一実施形態の場合と同様に、M a p ボタン群から選択した計測の種類、S e c t o r ボタン群から選択した計測の種類のいずれか一方が変更された場合に、他方も運動して（同じ計測の種類に）変更されるよう構成してもよい。次に、解析部 1 0 1 - 4 6 は、計測処理の前処理として画像拡大及びトップハットフィルタ処理を行う。本実施形態では、いずれも 3 次元の B i c u b i c 補間及びトップハットフィルタ処理を実行する。

【 0 1 7 8 】

<ステップ 3 0 7 >

解析部 1 0 1 - 4 6 が血管領域の特定処理を行う。本実施形態では、強調部 1 0 1 - 4 6 1 が 3 次元ヘシアンフィルタ及び 3 次元エッジ選択鮮鋭化フィルタ処理に基づく血管強調処理を行う。次に抽出部 1 0 1 - 4 6 2 が第一実施形態の場合と同様に 2 種類の血管強調画像を用いて 2 値化処理を行い、整形処理を行うことで血管領域を特定する。血管領域特定処理の詳細は S 5 1 0 ~ S 5 6 0 で説明する。

10

【 0 1 7 9 】

<ステップ 3 0 8 >

計測部 1 0 1 - 4 6 3 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計測を行う。引き続いて表示制御部 1 0 1 - 0 5 が、計測結果を表示部 1 0 4 に表示する。なお、第一実施形態の場合と同様に、所定の解析に適した条件を満たさない状態で実施された計測結果を計測レポート画面に表示する際には表示部 1 0 4 に警告メッセージを表示するものとする。また、操作者が入力部 1 0 3 から血管領域もしくは血管中心線データを修正するよう指示を入力した場合には、第一実施形態の場合と同様に解析部 1 0 1 - 4 6 が操作者から入力部 1 0 3 を介して指定された位置情報に基づいて血管領域もしくは血管中心線データを修正し、計測値を再計算する。網膜表層及び網膜深層における V A D 計測、網膜表層における脈絡膜新生血管の体積計測については S 8 1 0 ~ S 8 3 0 、網膜表層及び網膜深層における V L D 計測、網膜外層における脈絡膜新生血管の総血管長計測については S 8 4 0 ~ S 8 7 0 で各々説明する。

20

【 0 1 8 0 】

<ステップ 3 1 0 >

比較部 1 0 1 - 4 6 4 は、第一実施形態の場合と同様の操作で、経時変化計測（ P r o g r e s s i o n 計測）処理を実行する。

30

【 0 1 8 1 】

<ステップ 3 1 1 >

表示制御部 1 0 1 - 0 5 は、S 3 1 0 で実施した P r o g r e s s i o n 計測に関するレポートを表示部 1 0 4 に表示する。本実施形態では、 P r o g r e s s i o n 計測レポートの最上段に網膜表層において計測した V A D マップを表示し、2 段目に網膜深層において計測した V A D マップ、3 段目に網膜外層において計測した脈絡膜新生血管領域の

i) 2 値画像（もしくは該 2 値画像の基準画像との差分画像）

i i) 体積値もしくは総血管長（もしくは該 2 値画像の基準画像との差分値）

を時系列で並置表示する。これに限らず、例えば 4 段目に脈絡膜における血管密度（ V A D もしくは V L D ）マップを時系列で並置表示してもよい。これにより、眼底血管の 3 次元的な病態に関する時系列変化を一覧して把握できる。

40

【 0 1 8 2 】

また、第一実施形態と同様に、各計測対象画像に関して略同一位置における断層画像数、O C T A 重ね合わせ処理実施の有無、O C T A 重ね合わせ処理の実施条件、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の情報を表示部 1 0 4 に表示させてもよい。さらに、ショートカットメニューから計測の種類及び計測対象領域に関する項目を異なる値に変更することにより、 P r o g r e s s i o n 計測の種類及び計測対象領域を変更して再計測できる。第一実施形態と同様に、複数の計測対象領域が選択され、かつ一方の領域に対する計測の種類が変更された場合は他方の領域に対しても同じ計測の種類が連

50

動して適用され、計測が実行される。さらに、第一実施形態と同様の方法で、所定の条件を満たさない状態で実施された計測結果を計測レポート画面に表示する際には警告メッセージを表示してよい。

【0183】

なお、本発明は、異なる深度範囲の正面画像及び該正面画像に対する計測値分布の時系列表示に限られるものではなく、例えば、該正面画像に直交する画像及び該正面画像に直交する画像に対する計測値分布、ボリュームレンダリングした3次元画像及び該3次元画像に対する計測値分布を時系列表示してもよい。

【0184】

さらに、図5(a)に示すフローチャートを参照しながら、S307で実行される処理の詳細について説明する。

10

【0185】

<ステップ510>

強調部101-461は、ステップ306の前処理を実施された3次元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3次元血管強調フィルタ処理を行う。本実施形態では3次元の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。なお、3次元のヘシアンフィルタでは3次元画像上の各画素において算出したヘッセ行列((6)式)の「固有値(1、2、3)のうち1つが0に近く、残り2つ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。

20

【0186】

【数6】

$$H = \begin{pmatrix} \partial_{xx} I_s & \partial_{xy} I_s & \partial_{xz} I_s \\ \partial_{yx} I_s & \partial_{yy} I_s & \partial_{yz} I_s \\ \partial_{zx} I_s & \partial_{zy} I_s & \partial_{zz} I_s \end{pmatrix} \dots \quad (6)$$

30

【0187】

3次元ヘシアンフィルタを用いると、深度方向に屈曲した血管に関しても「血管走行方向の輝度変化が小さく、血管走行方向に直交する2方向の輝度が大きく低下する」という性質が成り立つため、良好に血管強調できるという利点がある。眼底血管の中には、深度方向に屈曲した血管として例えば

- ・脈絡膜側から網膜内に侵入する脈絡膜新生血管(CNV)
- ・視神經乳頭部の血管
- ・網膜表層毛細血管と網膜深層毛細血管との接続部

40

が挙げられる。上記血管に対して正面モーションコントラスト画像上で2次元のヘシアンフィルタを適用すると、2次元平面内では「該平面内での血管走行方向の輝度変化が小さく、血管走行方向に直交する方向の輝度が大きく低下する」という性質が成り立たないため十分強調されず、血管領域として特定できないという課題がある。3次元ヘシアンフィルタを用いると上記血管についても良好に強調でき、血管検出能が向上する。

【0188】

<ステップ520>

抽出部101-462は、S510で生成した3次元ヘシアンフィルタによる血管強調画像(以下、3次元ヘシアン強調画像と表記)を2値化する。2値化の手順は第一実施形態の場合と同様であるが、3次元データの2値化であるという点が第一実施形態の場合と異

50

なる。また、合成モーションコントラスト画像をヘシアンフィルタで強調処理した画像であるため、単独のモーションコントラスト画像をヘシアンフィルタで強調した場合に比べて2値化した血管領域の連続性が向上する。

【0189】

<ステップ530>

強調部101-461は、S306で生成したトップハットフィルタ適用後の合成モーションコントラスト画像に対して3次元エッジ選択鮮鋭化処理を行う。本実施形態では、3次元モーションコントラスト画像に対して3次元のSobelフィルタを適用した画像を重みとして3次元のアンシャープマスク処理を行うことにより、エッジ選択鮮鋭化処理を実施する。

10

【0190】

<ステップ540>

抽出部101-462は、S530で生成したエッジ選択鮮鋭化処理を適用した鮮鋭化画像を2値化する。任意の公知の2値化法を用いてよいが、本実施形態では該3次元鮮鋭化画像上の各3次元局所領域内で算出した輝度統計値（平均値もしくは中央値）を閾値として2値化する。第一実施形態の場合と同様に、該閾値の上限及び下限値を設定することにより、血管領域内における抽出不足や無血管領域における誤抽出を抑制する。また、S520の場合と同様、合成モーションコントラスト画像をエッジ選択鮮鋭化した画像であるため、単独のモーションコントラスト画像をエッジ選択鮮鋭化した場合に比べて2値化した場合のノイズ状の誤検出領域が減少する。

20

【0191】

<ステップ550>

抽出部101-462は、S520で生成した3次元ヘシアン強調画像の2値画像の輝度値と、S540で生成した3次元エッジ選択強調画像の2値画像の輝度値の双方が0より大きい場合に血管候補領域として抽出する。当該演算処理により、ヘシアン強調画像に見られる血管径を過大評価している領域と、エッジ選択強調画像上に見られるノイズ領域がともに抑制され、血管の境界位置が正確かつ血管の連続性が良好な2値画像を取得できる。また、双方の2値画像とも合成モーションコントラスト画像に基づく2値画像であることから、単独のモーションコントラスト画像に基づく2値画像に比べて2値化した場合のノイズ状の誤検出領域が減少するとともに、特に毛細血管領域の連続性が向上する。また、合成モーションコントラスト画像であることから検査間の画質や輝度レベルも安定し、血管の抽出能が検査間で安定しやすい。

30

【0192】

<ステップ560>

抽出部101-462は、血管領域の整形処理として3次元のオープニング処理（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。

【0193】

なお、第一実施形態の場合と同様に、様々な径の血管が含まれるモーションコントラスト画像において血管強調する際のスケールを適応的に決定する方法はS510～S560に述べた方法に限定されない。例えば図5(b)のS610～S650に示すように、3次元ヘシアン強調画像の輝度値と3次元エッジ選択鮮鋭化による血管強調画像の輝度値を乗じる演算を適用した画像に対する輝度統計値（例えば平均値）を閾値として2値化することによって血管領域を特定してもよい。該閾値には下限値や上限値を設定できる。あるいは、図5(c)のS710～S740に示すように、各画素の3次元位置（固視位置や深度範囲のデータでもよい）に基づいてヘシアンフィルタ適用時の平滑化フィルタのパラメータ（ガウスフィルタの平滑化パラメータ）を適応的に変えた上でヘシアンフィルタを適用し、2値化することによって血管強調してもよい。また、2値化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手法を用いることができる。

40

50

【0194】

さらに、図6(a)に示すフローチャートを参照しながら、S308で実行される処理の詳細について説明する。

【0195】

<ステップ810>

操作者は、入力部103を介して計測処理における関心領域を設定する。

【0196】

本実施形態では計測内容として

1) 網膜表層及び網膜深層におけるVADマップ及びVADセクタマップ

2) 網膜外層における脈絡膜新生血管の体積

10

を算出する。従って、関心領域として網膜表層及び網膜深層においては画像全体及び固視灯位置を中心とするセクタ領域を選択する。また網膜外層においては網膜外層に相当する層境界(OPL/ONL境界と、ブルッフ膜境界を該境界深層側に20μm移動させた位置で囲まれる範囲)を指定する。

【0197】

<ステップ820>

計測部101-463は、S307で得られた血管領域の2値画像に基づいて計測処理を行う。網膜表層及び網膜深層における計測内容(VADマップ及びVADセクタマップ生成)は基本的に第一実施形態と同様であるが、網膜表層及び網膜深層において特定された3次元血管領域を正面像として投影してから計測する点が異なる。網膜外層では、S810で設定した網膜外層に相当する関心領域内における非0画素(白画素)の体積を算出する。

20

【0198】

<ステップ830>

表示制御部101-05は、計測結果としてS820で生成した網膜表層及び網膜深層におけるVADマップ及びVADセクタマップ、網膜外層における血管領域の2値画像と該血管領域の体積値を表示部104に表示する。なお、第一実施形態と同様の方法で、推奨する計測条件の少なくとも一つを満たさない状態で実施された計測結果を計測レポート画面に表示する際には(正確に計測することが期待できないような条件で計測が行われたとみなして)警告表示を行ってよい。

30

【0199】

上記では特定された3次元血管領域に基づいて体積を計測する場合の手順を例に説明したが、3次元の血管中心線に基づいて計測する場合には、上記S810~830の代わりに図6(b)に示すS840~870を実行する。

【0200】

<ステップ840>

計測部101-463は、S820で生成した血管領域の2値画像を3次元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画素のスケルトン画像を生成する。

【0201】

<ステップ850>

操作者は、入力部103を介してS810と場合と同様の関心領域を設定する。なお、本実施形態では計測内容として

1) 網膜表層及び網膜深層におけるVLDMマップ及びVLDSセクタマップ

2) 網膜外層における脈絡膜新生血管の総血管長

40

を算出する。

【0202】

<ステップ860>

計測部101-463はS840で得られたスケルトン画像に基づいて計測処理を行う。

網膜表層及び網膜深層における計測内容(VLDMマップ及びVLDSセクタマップ生成)は基本的に第一実施形態と同様であるが、網膜表層及び網膜深層において特定された3次元

50

スケルトンを正面像として投影してから計測する点が異なる。なお、S 3 0 7で特定した3次元血管領域を正面像として投影してから2次元細線化処理を実行して計測してもよい。網膜外層では、S 8 1 0で設定した網膜外層に相当する関心領域内における非0画素(白画素)の長さの総和を算出する。

【0203】

<ステップ870>

表示制御部101-05は、計測結果としてS 8 6 0で生成した網膜表層及び網膜深層におけるV L Dマップ及びV L Dセクタマップ、網膜外層におけるスケルトン画像と該スケルトンの長さの総和を表示部104に表示する。また、S 8 3 0の場合と同様に、所定の解析に適した条件を満たさない状態で実施された計測結果を計測レポート画面に表示する際には警告メッセージを表示するものとする。

10

【0204】

なお、本実施形態では脈絡膜新生血管を3次元抽出して体積や血管長の総和を時系列表示する場合の手順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、図11の「Show Difference」チェックボックスを押下して基準画像における該新生血管の体積とその他の画像における該新生血管の体積との差分画像及び差分値を生成して時系列で表示してもよい。あるいは、視神經乳頭部の深度方向に屈曲した動静脈領域を本実施形態で説明した手順と同様にして特定し、血管径や血管断面積、血管中心線の曲率といった血管形状を計測してもよい。あるいは、網膜表層の毛細血管と網膜深層の毛細血管の連結部を3次元的に抽出して強調表示させたり、連結部の本数を計数したりしてもよい。

20

【0205】

以上述べた構成によれば、画像処理装置101は3次元の合成モーションコントラスト画像に対してモーションアーチファクト抑制処理を実施後、3次元のモルフォロジーフィルタ及び血管強調フィルタを適用し、2値化することにより3次元で血管領域を特定する。さらに特定した血管領域の体積を算出して血管領域の2値画像と体積値を時系列表示する。これにより、例えば、検査ごとのO C T断層画像の信号強度や画質のばらつきの影響を抑制しながら、血管病態の変化を正確に特定・計測できる。

【0206】

[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。

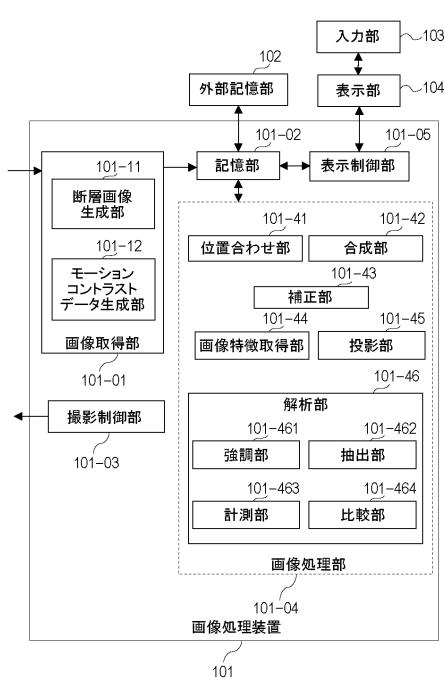
30

40

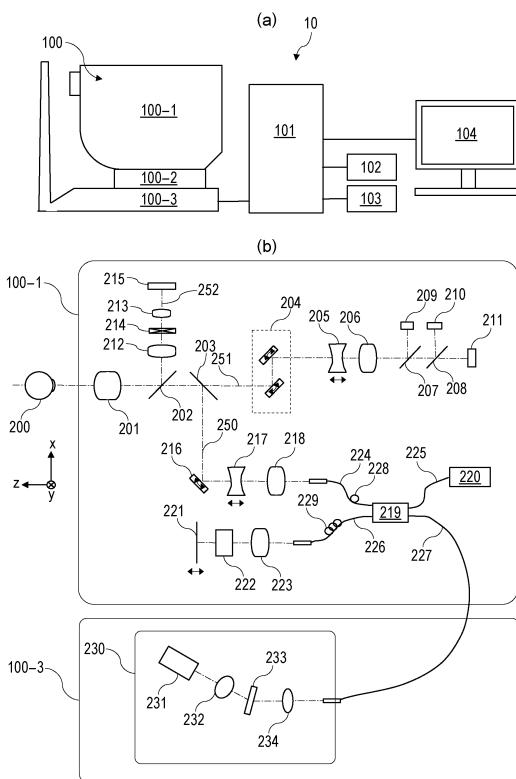
50

【図面】

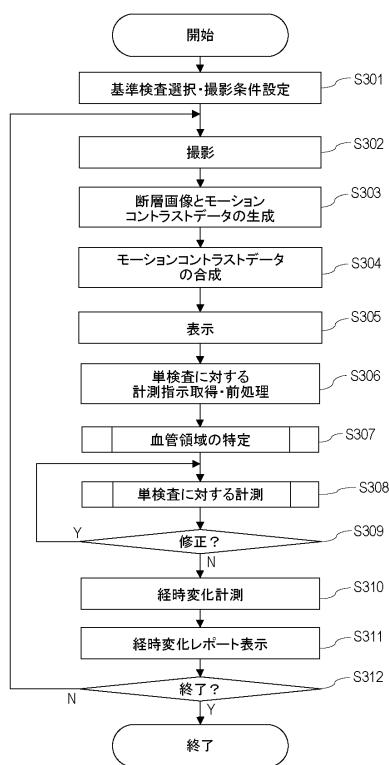
【図 1】



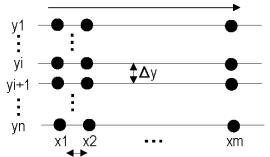
【図 2】



【図 3】



【図 4】

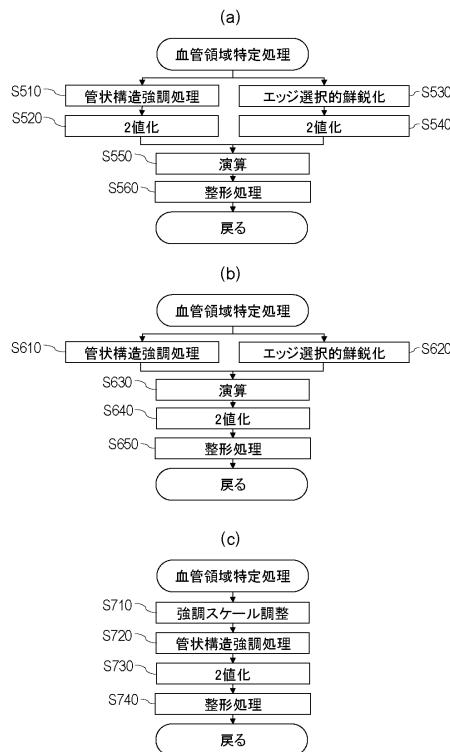


30

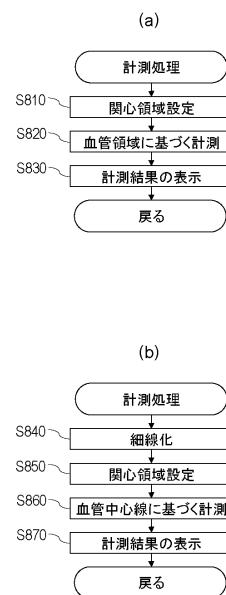
40

50

【図5】



【図6】



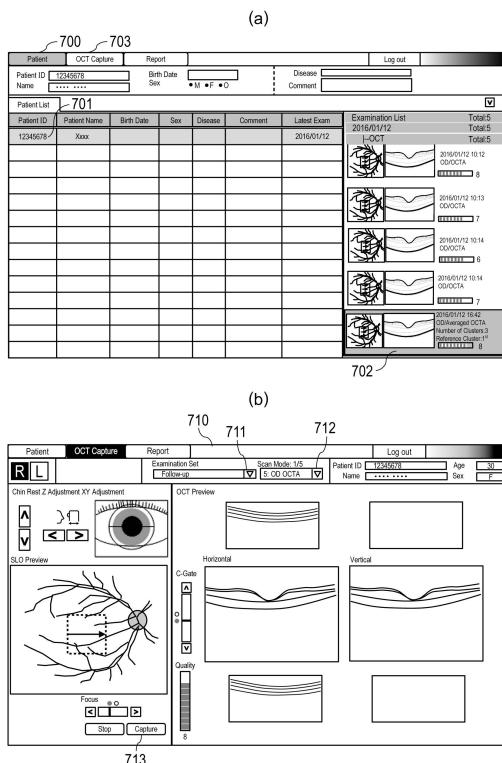
10

20

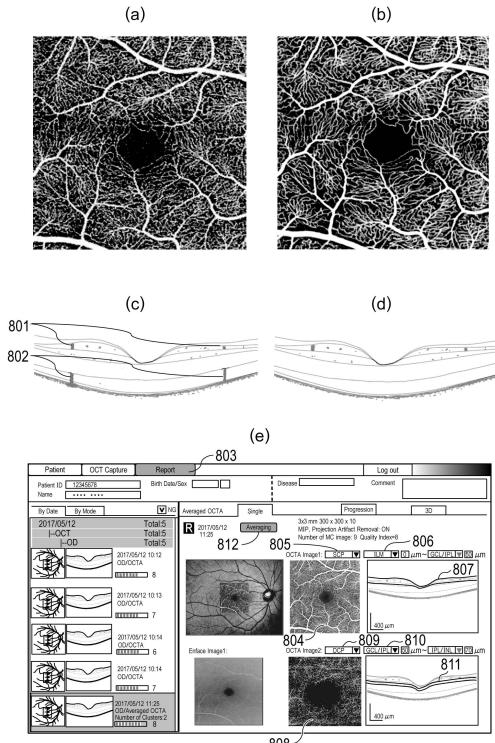
30

40

【図7】

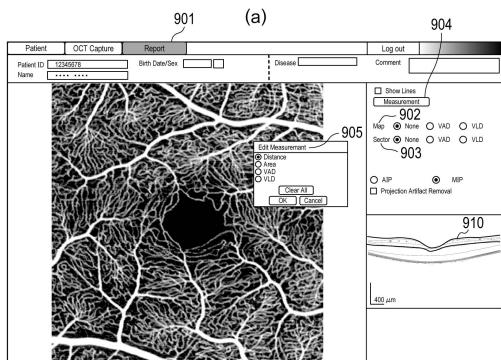


【図8】

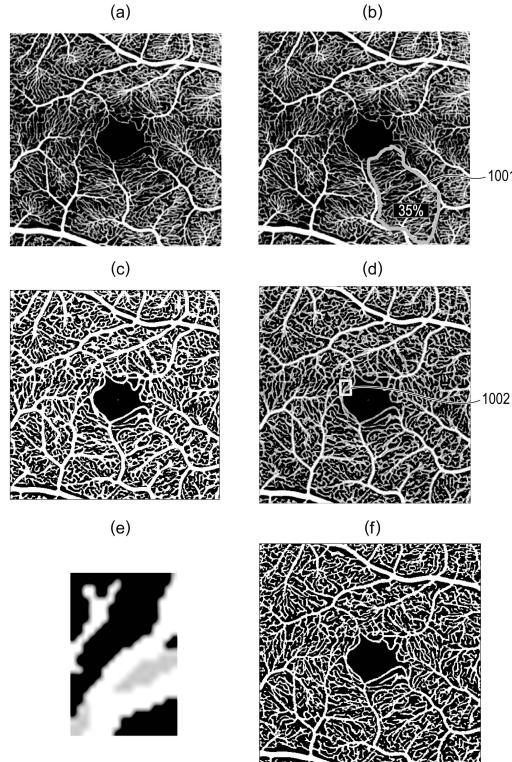


50

【 四 9 】



【図10】



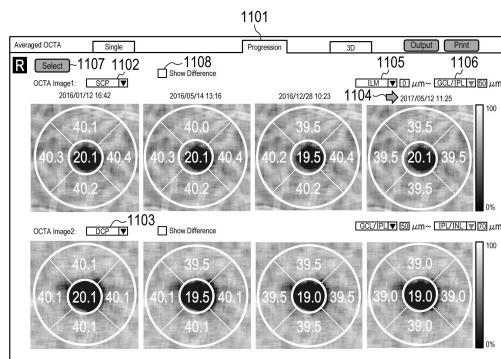
10

20

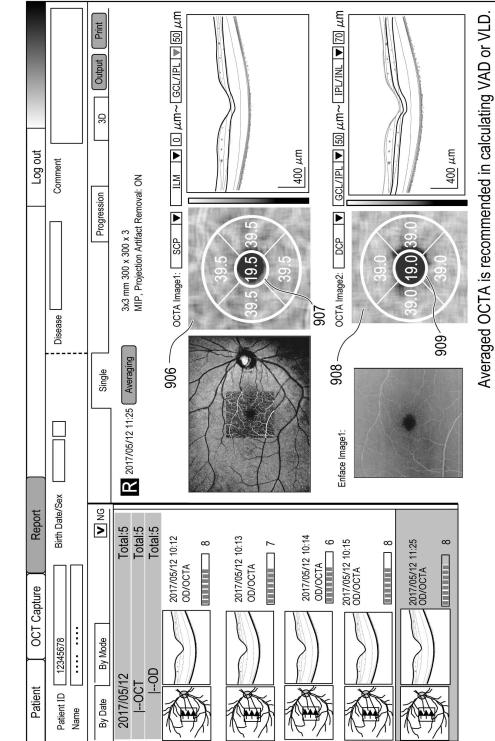
30

40

【図 1 1】



【図12】



50

フロントページの続き

ヤノン株式会社内

審査官 高原 悠佑

- (56)参考文献
- 特開2017-077414 (JP, A)
 - 特開2017-221525 (JP, A)
 - 特開2019-154718 (JP, A)
 - 特開2017-170193 (JP, A)
 - 特開2017-046976 (JP, A)
 - 国際公開第2017/150583 (WO, A1)
 - 国際公開第2015/064545 (WO, A1)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
- A 61 B 3 / 00 - 3 / 18