

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2019年10月24日(24.10.2019)



(10) 国際公開番号

WO 2019/203056 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 3/10 (2006.01) *A61B 3/12* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2019/015413
- (22) 国際出願日: 2019年4月9日(09.04.2019)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2018-080767 2018年4月19日(19.04.2018) JP
- (71) 出願人: キヤノン株式会社 (CANON KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1468501 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: バイラシェブスキ トマッシュ (BAJRASZEWSKI Tomasz); 〒1468501 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 Tokyo (JP). ジーバック トマッシュ (DZIUBAK Tomasz); 〒1468501 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 Tokyo (JP). オーロウスキー スラヴォミール (ORLOWSKI Slawomir); 〒1468501 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 Tokyo (JP). 坂川 幸雄 (SAKAGAWA Yukio); 〒1468501 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 Tokyo (JP).

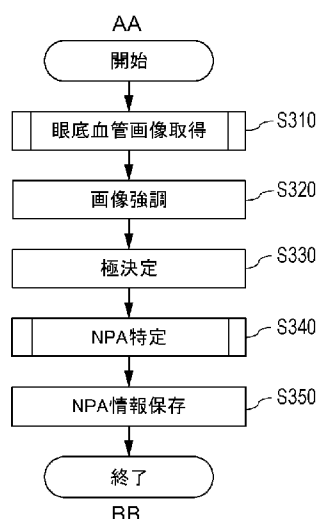
(74) 代理人: 阿部 琢磨, 外 (ABE Takuma et al.); 〒1468501 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノン株式会社内 Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH,

(54) Title: IMAGE PROCESSING DEVICE, IMAGE PROCESSING METHOD, AND PROGRAM

(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

[図3A]



AA... START
S310... ACQUIRE FUNDUS BLOOD VESSEL IMAGE
S320... ENHANCE IMAGE
S330... DETERMINE POLE
S340... IDENTIFY NPA
S350... SAVE NPA INFORMATION
BB... END

(57) Abstract: This image processing device is provided with: a pole determination means which determines a pole of an avascular region in a fundus blood vessel image of a subject's eye; a coordinate conversion means which, on the basis of the determined pole, performs a coordinate conversion process to convert the fundus blood vessel image into a coordinate image different from an orthogonal coordinate image; and a boundary determination means which determines a boundary of the avascular region in the different coordinate image.

(57) 要約: 画像処理装置は、被検眼の眼底血管画像における無血管領域の極を決定する極決定手段と、決定された極に基づいて、眼底血管画像を直交座標画像とは異なる座標画像に変換する座標変換処理を実行する座標変換手段と、異なる座標画像における無血管領域の境界線を決定する境界線決定手段と、を備える。

[続葉有]

CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO,
DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, KE, KG, KH,
KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,
MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ,
NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT,
QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,
SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))

明 細 書

発明の名称：画像処理装置、画像処理方法及びプログラム

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、疾病の診断をよりの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、例えば広帯域な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。

[0003] 一方、眼科診療では眼底血管の病態を把握するために眼底血管画像が用いられている。

[0004] そして、その眼底血管画像の撮影の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、眼底血管画像の作成に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 OCT A 撮影の例を示している。なお OCT A 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、OCT A 画像のコントラストが向上することが知られている。

[0005] ここで、OCT A 画像を用いて糖尿病網膜症の疾病診断を行うために、2 次元の OCT A 画像における中心窩無血管性域のような無血管領域の特定や、その無血管領域の面積の計測を行うことが、特許文献 1 に開示されている。このとき、2 次元の OCT A 画像のヒストグラム解析を行うことにより、2 次元の OCT A 画像における無血管領域の特定が行われる。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献 1: 特表 2015-515894 号公報

発明の概要

課題を解決するための手段

[0007] 開示の画像処理装置の一つは、
被検眼の眼底血管画像における無血管領域の極を決定する極決定手段と、
前記決定された極に基づいて、前記眼底血管画像を直交座標画像とは異なる座標画像に変換する座標変換処理を実行する座標変換手段と、
前記異なる座標画像における前記無血管領域の境界線を決定する境界線決定手段と、を備える。

図面の簡単な説明

[0008] [図1] 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2A] 第一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2B]第一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3A]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3B]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3C]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]第一実施形態におけるOCTA撮影の走査方法を説明する図である。

[図5A]ステップS310で取得された眼底血管画像の例である。

[図5B]ステップS320における画像強調処理の結果画像の例である。

[図5C]ステップS341における極座標の例である。

[図6]第一実施形態のステップS343で実行される処理の結果の例である。

[図7]第一実施形態のステップS345で実行される処理の結果の例である。

[図8A]第一実施形態のステップS342で実行される処理を説明する図である。

[図8B]第一実施形態のステップS342で実行される処理を説明する図である。

[図9A]第一実施形態のステップS343で実行される処理を説明する図である。

[図9B]第一実施形態のステップS343で実行される処理を説明する図である。

[図10]第二実施形態のステップS341で実行される処理を説明する図である。

[図11]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12]第二実施形態のステップS850で実行される処理を説明する図である。

[図13]第二実施形態のステップS900で実行される処理を説明する図である。

[図14A]第二実施形態のステップS850で実行される処理を説明する図である。

[図14B]第二実施形態のステップS850で実行される処理を説明する図である。

[図15]第二実施形態のステップS850で実行される処理を説明する図である。

発明を実施するための形態

[0009] 従来のように、ヒストグラム解析を用いると、無血管領域の特定は画像のノイズに敏感になる。また、眼底血管画像全体を2次元的に処理する必要があり、処理が複雑で時間がかかる傾向がある。そこで、本実施形態の目的の一つは、眼底血管画像のノイズに対するロバスト性を向上しつつ、より高速に無血管領域の特定を行うことである。

[0010] 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。

[0011] [第一実施形態]

以下、図面を参照しながら、第一実施形態について説明する。なお、本実施形態に係る画像処理装置は、入力された眼底血管画像に関して中心窩無血管性域 (Foveal Avascular Zone: FAZ) や、無灌流領域 (Non Perfusion Area: NPA) 等の注目領域にある無血管領域の特定を行う。例えば、本実施形態に係る画像処理装置は、無血管領域の一例であるNPAの中に極を設定(決定)し、直交座標の眼底血管画像から極座標の眼底血管画像に変換する座標変換処理を実行する座標変換手段を備える。すなわち、本実施形態に係る座標変換手段は、決定された極に基づいて、眼底血管画像を直交座標画像とは異なる座標画像に変換する座標変換処理を実行する。ここで、直交座標画像とは異なる座標画像とは

、例えば、極座標画像、球面座標画像（３次元の極座標画像）、円柱座標画像である。また、決定された極は、極座標の原点となる。そして、本実施形態に係る画像処理装置は、異なる座標画像における無血管領域の境界線を決定する境界線決定手段を備える。本実施形態は、極座標で表現されている眼底血管画像でNPA内の極を起点として最初のエッジ（端）を見つけることによって、NPAの境界線や領域を特定する方法例を示している。以下、図面を参照しながら、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。

[0012] 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。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。図２A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。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、眼底血管画像、過去検査の画像データ、や無血管領域情報等の計測データなどを記憶する。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。

[0013] （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２Bを用いて説明する。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。

[0014] 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。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。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。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780nm付近の波長の光を発生する。APD209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。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を通過して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、APD209へと導かれ、SLO眼底像が得られる。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。

[0015] 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CCD215が配置されている。このCCD215は、不図示の前眼部観察用照射光の波長、具体的には970nm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の瞳孔と共役な位置に配置されており、被検眼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。

[0016] 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2Bでは1枚のミラーとして図示されているが、実際はXY2軸方向の走査を行うガルバノミラーである。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。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。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。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。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、不図示のモータ及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。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。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。

[0017] 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。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。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、マッハツェ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ェンダー干渉計を、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。

[0018] (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。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及び表示制御部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。

[0019] 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１０１－１１は、断層画像撮影装置１００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１０１－０２に格納する。撮影制御部１０１－０３は、断層画像撮影装置１００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１００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。

[0020] 画像処理部１０１－０４は、位置合わせ部１０１－４１、合成部１０１－４２、補正部１０１－４３、画像特徴取得部１０１－４４、投影部１０１－４５、解析部１０１－４６を有する。先に述べた画像取得部１０１－０１及

び合成部 101-42 は、本発明に係る取得手段の一例である。合成部 101-42 はモーションコントラストデータ生成部 101-12 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 101-41 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 101-43 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 S314 で説明する）。画像特徴取得部 101-44 は、断層画像から網膜や脈絡膜の層境界、中心窩や視神経乳頭中心の位置を取得する。投影部 101-45 は、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、モーションコントラスト正面画像を生成する。すなわち、投影部 101-45 は、3 次元のモーションコントラスト画像における深度範囲の少なくとも 1 部のデータを用いてモーションコントラスト正面画像を生成する。解析部 101-46 は、強調部 101-461、抽出部 101-462、計測部 101-463、座標変換部 101-464 を有し、モーションコントラスト正面画像から無血管領域の特定や計測処理を行う。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、無血管領域の一例である NPA の境界線抽出を行う。さらに、生成手段の一例である計測部 101-463 は、抽出された NPA のマスク画像を生成する。また、計測部 101-463 は、NPA の面積や、体積などの計測値を算出する。座標変換部 101-464 は、モーションコントラスト正面画像の座標変換を行う。ここでの座標変換の例は、直交座標から極座標へ、または極座標から直交座標への変換である。

[0021] 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、無血管領域情報、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。なお、本発明における画像処理装置 101 の構成としては、上述した全ての構成が必須ではなく、例えば、位置合わせ部 101-41、合成部 101-42、補正部 101-43 等については省略しても良い。

[0022] 次に、図 3A 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。なお、本発明において、ステップ S320 の画像強調処理等は必須の工程ではないため、省略しても良い。

[0023] <ステップ 310>

ステップ S310 において、画像処理部 101-04 は、眼底血管画像であるモーションコントラスト画像を取得する。画像処理部 101-04 は外部記憶部 102 にすでに記憶されている眼底血管画像を取得してもよいが、本実施形態において、測定光学系 100-1 を制御して、取得された断層像からモーションコントラスト画像生成し取得する例を示す。これらの処理の詳細説明を、後述する。または、本実施形態において、この取得方法に限定するものではなく、眼底血管画像の取得であれば、その他の方法でもよい。または本実施形態での眼底血管画像として図 5A が示すようなモーションコントラスト画像を例として説明をするが、それに限らず、その他の眼底血管画像、例えばフルオレセイン血管造影画像、インドシアニングリーン (indocyanine green: ICG) 血管造影画像、OCT 血管造影画像その他のような眼底血管画像でもよい。

[0024] <ステップ 320>

ステップ S320 において、強調部 101-461 は、ノイズの影響を最小にして、眼底血管画像の画像強調を行う。この処理の具体説明は以下の通りである。

1) ステップ S310 で取得された眼底血管画像に narrow window size の Gaussian Low Pass Filter (

LPF)をかけて、Light-Filtered OCTA image (LF-OCTA画像)を生成する。ここでは、narrow window sizeは3ピクセルとする。

2) ステップS310で取得された眼底血管画像にwide window sizeのGaussian Low Pass Filter (LPF)をかけて、Strong-Filtered OCTA image (SF-OCTA画像)を生成する。ここでは、wide window sizeは85ピクセルとする。

3) LF-OCTAをSF-OCTAで割り算を行い、Relative Variation OCTA (RV-OCTA) 画像を生成する。

4) 特定の閾値RL (ratio limit)を用いて、RV-OCTAの二値化を行う。すなわち、強調部101-461は、眼底血管画像に対して二値化処理を実行することにより、眼底血管画像における血管構造を強調する強調処理を実行する。ここでは、閾値RLを、1とする。RV-OCTAの各ピクセル値がRL以下であればそのピクセルをゼロにする。さもなければ、そのピクセルを1にする。

5) 二値化された画像に、morphological filterをかける。ここでは、kernel size = 3のopen-close処理を行う。この処理によって画像上のノイズを減らし、血管構造の連続性を改善する。図5Bはこのステップの処理結果の例を示す。

[0025] <ステップ330>

ステップS330において、極決定手段の一例である画像処理部101-04は、眼底血管画像内の無血管領域の極を決定する。ここでは、極の決定方法として、入力部103が取得する不図示のユーザーの操作による方法とする。具体的に、画像処理装置101が表示部104にOCTA画像を表示し、ユーザーがマウス、キーボード、タッチスクリーンまたはその他の入力デバイスを用いてOCTA画像内のNPAの一点を選択するとその操作は入力部103が取得し、選択された情報を画像処理装置101に送る。ただし

、本実施形態ではこの方法に限定することなく、眼底血管画像または眼底画像の解析結果に基づいて自動的に極を決定する方法を用いてもよい。たとえば、

- OCTA画像の構造解析を行い、解析結果に基づいて中心窩を検出する。
- OCTA画像にStrong low pass filterをかけ、解析結果に基づいてminimum intensityの領域を検出する。
- その他のmodalityの眼底画像（例：SLOや、眼底カメラ画像）の解析結果を用いて検出する。

等、検出された領域内の一点を極として決定しても良い。

[0026] <ステップ340>

ステップS340において、領域特定手段の一例である画像処理部101-04は、ステップS330で決定された極を用いて、その極を含むNPA領域の特定を行う。このとき、決定された極は、極座標の原点となる。なお、NPA領域の特定は、決定された極に基づいて、NPA領域の境界線が決定されることにより実行される。また、ステップS330において、位置決定手段の一例である画像処理部101-04は、被検眼の眼底血管画像に対する検者からの指示に応じて、眼底血管画像における無血管領域の位置を決定しても良い。このとき、ステップS340において、境界線決定手段の一例である画像処理部101-04は、決定された位置に基づいて、無血管領域の境界線を決定しても良い。このとき、決定された位置は、境界線を決定するための位置に相当する。これらの処理の詳細説明を、後述する。

[0027] <ステップ350>

ステップS350において、画像処理部101-04は、ステップS340で特定されたNPA情報を記憶部101-02へ送り、記憶部101-02はNPA情報を記憶する。さらに、ステップS350において、記憶部101-02は、記憶されたNPA情報と、眼底血管画像を表示部104へ送

り、眼底血管画像にN P A情報を重ねて、表示をする。すなわち、表示制御部101-05は、特定されたN P A領域を示す情報を眼底血管画像に重畳した状態で表示部104に表示させる。また、表示制御部101-05は、決定されたN P A領域の境界線を示す情報を眼底血管画像に重畳した状態で表示部104に表示させる。なお、これらの情報は、例えば、領域の外枠を示す線や、領域の内部を示す色であることが好ましいが、領域が識別可能であればどのような表示であっても良い。このとき、表示制御部101-05は、N P A領域に関する計測値を眼底血管画像に重畳した状態で表示部104に表示させても良い。また、検者からの指示に応じて、決定されたN P A領域の境界線を示す情報の位置が変更可能に構成されることが好ましい。これにより、検者の利便性が向上するため、診断効率も向上する。

[0028] 以上のステップを実施して、本実施形態における画像処理装置101の処理手順を終了する。

[0029] 次に、図3Bを用いて本実施形態のステップS310の眼底血管画像であるモーションコントラスト画像取得の具体的な処理の手順を説明する。なお、本発明において、ステップS314の合成モーションコントラスト画像の生成処理等は必須の工程ではないため、省略しても良い。

[0030] <ステップ311>

ステップS311において、画像制御部101-03は、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。具体的には

- 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。

[0031] 1) Macular Disease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: Small Square
 - 3-2) 走査領域サイズ: 3 x 3 mm
 - 3-3) 主走査方向: 水平方向
 - 3-4) 走査間隔: 0.01 mm
 - 3-5) 固視灯位置: 中心窩
 - 3-6) 1 クラスタあたりのBスキャン数: 4
 - 3-7) コヒーレンスゲート位置: 硝子体側
 - 3-8) 既定表示レポート種別: 単検査用レポート

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。これにより、黄斑疾患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「Macular Disease」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。

[0032] <ステップ312>

ステップS312において、入力部103は、操作者から撮影開始の指示を取得すると、ステップS311で指定した撮影条件による繰り返しOCTA撮影を開始する。撮影制御部101-03は、断層画像撮影装置100に対してステップS311で操作者が指示した設定に基づいて繰り返しOCTA撮影を実施することを指示し、断層画像撮影装置100が対応するOCT断層画像を取得する。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。また、断層画像撮影装置100はSLO画像の取得も行い、SLO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OCTA撮影における追尾処理に用いる基準SLO画像は1回目の繰り返しOCTA撮影において設定した基準SLO画像とし、全ての繰り返しOCTA撮影において共通の基準SLO画像を用いる。また、OCTA繰り返し撮影中は、ステップS311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。

[0033] <ステップ313>

ステップS313において、画像取得部101-01及び画像処理部101-04は、S302で取得されたOCT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。まず断層画像生成部101-11は画像取得部101-01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（FFT）、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。

[0034] 次に、位置合わせ部101-41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101-44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101-12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 $M \times y$ を以下の式（1）に基づき求める。

[0035]

[数1]

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

[0036] 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処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。 $0 \leq M \times y \leq 1$ 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。なお、ここではFFT処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。

[0037] 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。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め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。

[0038] <ステップ314>

ステップS314において、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。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。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。

[0039] 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（低減）する処理を行う。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（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。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。

[0040] [数2]

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

[0041] 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。

[0042] 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、モーションコントラスト正面画像を生成する。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種類の正面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。

[0043] <ステップ315>

ステップS315において、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。

[0044] 以上のステップを実施して、本実施形態における眼底血管画像の取得処理の手順を終了する。

[0045] 次に、図3Cを用いて本実施形態のステップS340における眼底血管画像(OCTA画像)のNPA領域特定の具体的な処理の手順を説明する。なお、本発明において、ステップS343の平滑化処理等は必須の工程ではないため、省略しても良い。

[0046] <ステップ341>

ステップS341において、座標変換部101-462は、決定された極に基づいて、直交座標のOCTA画像から極座標のOCTA画像への変換をする。すなわち、座標変換部101-462は、決定された極に基づいて、眼底血管画像を直交座標画像から極座標画像(直交座標画像とは異なる座標

画像の一例)に変換する座標変換処理を実行する。角度ステップ $\delta\theta$ の値は、OCTA画像のサイズ S とピクセル寸法 p に依存する。極座標でloss-less imageを生成する角度ステップは、式(3)のようにコサイン法から算出することができる。

[0047] [数3]

$$\delta\theta = \arccos\left(1 - p^2 / 2S^2\right) \quad (3)$$

[0048] ここでは $\arccos$ は $\arccosine$ 関数であり、サイズ S はOCTA画像の中心からその最も遠い点へのmm単位の距離である。例えば、 3×3 mmのOCTA画像の解像度が 232×232 ピクセルの場合は、

[0049] [数4]

$$S = 0.5 \cdot \sqrt{2} \cdot 3mm \cong 2.1mm$$

と $p = 13 \mu m$ であり、角度ステップ $\delta\theta$ は、約0.35度になる。そして、サンプル角度 $\theta(i)$ は、 $\theta(i) = \delta\theta \times i$ にする。ここでは、 i は、サンプルのインデックスである。最初のサンプル角度、 $\theta(0) = 0$ 度である。図5Cは、このステップの処理結果を示す。ここでは座標変換として直交座標から極座標変換を例として説明したが、この変換方法に限定することなく、その他方法、例えば非直交座標(例えば球状であるか円筒形のコーディネート)への転換でもよい。

[0050] <ステップ342>

ステップS342において、境界線決定手段の一例である抽出部101-462は、ステップS341で生成された極座標画像から、NPAの境界線抽出を行う。極(極画像の一番下の端)を起点として最初に見つかったエッジをNPAの境界線候補とする。その最初のエッジは、図6の中で点線によって表されている。

[0051] <ステップ343>

ステップS343において、平滑化処理手段の一例である抽出部101-462は、ステップS342で抽出されたNPA境界線候補の平滑化処理を行う。ここでの平滑化処理では、10度のwindow sizeのmoving median filter（移動メディアンフィルタ）を用いる。この平滑化処理の目的は、ステップS343で抽出された境界線候補のspike（スパイク、特異点）を削除することである。これらのスパイクは、血管構造の不連続性から発生されて、NPA境界線としてふさわしくないとされる。図6の実線は、平滑化処理後のNPA境界線を示す。本実施形態での平滑化処理とmoving median filterを用いて説明をしたが、この方法に限らず、例えば移動平均法、Savitzky-Golayフィルタ、フーリエ変換法に基づくフィルタ等でもよい。

[0052] <ステップ344>

ステップS344において、座標変換部101-464は、ステップS343で抽出された極座標のNPA境界線画像を、直交座標へ変換する。

[0053] <ステップ345>

ステップS345において、生成手段の一例である計測部101-463はNPA領域のマスク画像を生成する。計測部101-463はステップS344で生成された直交座標のNPA境界線を用いて、NPA境界線内のピクセルを白ピクセルにして、それ以外のピクセルを黒ピクセルにすることで、NPAマスク画像の生成をする。NPAマスク画像の白い領域がNPA領域とする。図7は、NPAマスク画像の例を示す。

[0054] 以上のステップを実施して、本実施形態の眼底血管画像のNPA領域特定の手順を終了する。

[0055] <第一実施形態の変形例1>

なお、本実施形態では、ステップS342においてNPAの境界線抽出の処理例を説明したが、その方法に限る必要はない。図8Aは、OCTA画像にノイズがある場合の例を示す。この例のように、極10はノイズ20（2

ピクセルノイズ)に割り当てられた場合、極座標に変換した後に、ノイズ20は、図8Bが示すように極座標画像のRadius=0に相当する。そして、最初のエッジはR=0になるので、正しいNPAの境界線抽出ができない。この問題を避けるため、ステップS342での処理はピクセルが非信号ピクセル(ピクセル値がゼロに等しい)か否を確認し、次のようする:最初のエッジを探索する際に、Radius=0は信号ピクセル(ピクセルに信号がある)である場合に、非信号ピクセルを見つけるまで順次にRadius値をインクリメントする。非信号ピクセルを見つけた後に、さらに信号ピクセルを見つけるまで順次にRadius値をインクリメントし、最初の信号ピクセルを見つけたらそれをNPAの境界線にする。さらに、その他の処理方法でもよい。例えば、極を決定する際にそのピクセルに信号がある場合、周辺の非信号ピクセルを探索し、非信号ピクセルを極として利用する、等の方法でもよい。

[0056] <第一実施形態の変形例2>

なお、本実施形態では、ステップS343においてNPAの境界線平滑化の処理例に固定のwindow sizeのmoving median filterを用いた処理例説明したが、その方法に限る必要はない。ここでは、図9を用いて、極からNPA境界線までの距離に基づいてwindow sizeを決定する例を説明する。図9Aは、直交座標系のOCTA画像のNPA領域を示す。図9Aでは、実線100と実線120はNPA境界線である。図9Bは、同じ画像の極座標画像を示す。直交座標ではギャップ110と130は同じ大きさであるが、極140からの距離により、極座標画像でのギャップ110と130の大きさは大きく異なる、即ち、ギャップ110はギャップ130より大きくなる。ここで、moving median filterのwindow sizeを式(4)のようにする。

[0057]

[数5]

$$W(R) = \text{acos} \left(1 - (2\mu)^2 / 2R^2 \right) \quad (4)$$

[0058] ここでは、Rは、極からの距離である。本実施形態では、 $\mu = 0.05$ mmを例として説明するが、この値に限ることはない。さらに、例えばSavitzky-Golay フィルタや、その他の式によってwindow sizeを決定してもよい。

[0059] <第一実施形態の変形例3>

なお、本実施形態では、眼底血管画像としてOCTA画像を用いて説明を行ったが、これに限ることがなく、その他の眼底血管画像、例えば、フルオレセイン血管造影画像、ICGA血管造影画像、またはその他の造影眼底画像でもよい。

[0060] 以上の構成によって、眼底血管画像（OCTA画像）のNPA領域内の極を用いて、直交座標のOCTA画像から極座標OCTA画像へ変換し、NPA境界線の抽出が高速化され、さらに境界線の平滑化処理を行うことで、境界線のスパイクが減り、NPA領域の特定精度をよくすることが可能である。

[0061] [第二実施形態]

第一実施形態においては、極座標OCTA画像を生成し、NPA境界線を抽出して、NPA領域特定方法の説明を行った。ただし、NPA領域特定は一つの極に基づいて算出されたものであるので、画像のノイズの影響を受けやすくなっている。本実施形態では、NPA領域特定をよりロバストに行うために、複数の極に基づいて、それぞれからNPA領域を特定し、各々のNPA領域特定結果を用いて、最終NPA領域を特定する。すなわち、本実施形態に係る極決定手段は、無血管領域の1つの極を決定し、1つの極に対応する無血管領域の境界線に基づいて少なくとも1つの極を決定する。また、本実施形態に係る境界線決定手段は、1つの極及び少なくとも1つの極を含

む複数の極に対応する複数の境界線に基づいて、無血管領域の1つの境界線を決定する。

[0062] 次に、図11に示すフローチャートを用いて、本実施形態の画像処理装置によ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。ただし、ステップS810、ステップS820、ステップS830とステップS920は、それぞれ、第一実施形態の処理フローのステップS310、ステップS320、ステップS330と同じであるので、説明を省略する。さらに、ステップS840とステップS870は第一実施形態の処理フローのステップS340と同じであるので、説明を省略する。

[0063] <ステップS850>

ステップS850において、極決定手段の一例である画像処理部101-04は、前ステップで特定されたNPA領域から追加する極候補を取得する。すなわち、極決定手段は、ステップS830で最初に1つの極（第一極）を決定し、1つの極とは異なる少なくとも1つの極（複数の極のうち他の少なくとも1つの極）を決定する。ここでは、縮小されたNPA領域を用いる一例を説明する。本実施形態では、図12が示すように、縮小率=0.6；縮小中心：領域の重心とする。次に、縮小された領域の輪郭から複数の点（複数の位置）を選定する。ここでは、輪郭線上に、略等間隔に置かれた30点を、複数の極（中心点）候補とする。ただし、本実施形態では縮小率と中心の決定はこちらの方法で限定することなく、例えば、縮小率=0.9；縮小中心：領域内にランダムにしてもよい。さらに、固定の極点数を例として説明をするが、こちらに限ることなく、例えば、輪郭線の大きさに応じて点数を決定しても良い。なお、本実施形態では、複数の極候補を決定する方法は上記の方法に限定することなく、例えば、NPA領域内に2次元的に等間隔に極候補を置いてもよい。または、その他の方法でもよい。

[0064] <ステップS860>

ステップS860において、画像処理部101-04は、ステップS850で算出された複数の極候補から一つの候補を選択する。ここでは、その極

候補を、極（ J ）、または J 番目の候補と言う。最初の候補は、 $J = 1$ とする。

[0065] <ステップS870>

ステップS870において、画像処理部101-04は、ステップS860で選択された極（ J ）を用いて、NPA（ J ）領域を特定する。この処理は第一実施形態におけるステップS340と同じであるので、ここでの説明を省略する。極（ J ）を用いて特定されたNPA領域は、NPA（ J ）、または中間NPA領域と言う。

[0066] <ステップS880>

ステップS880において、画像処理部101-04は、ステップS870で極（ J ）を用いて特定された中間NPA（ J ）領域を記憶部101-02に保存する。

[0067] <ステップS890>

ステップS890において、画像処理部101-04は、ステップS850で取得された複数の極の次の候補があるか否かを判断する。次の候補がある場合は、それを極（ $J + 1$ ）とし、処理はステップS860へ進む。ステップS850で取得されたすべての極からそれぞれの中間NPAの特定が終わっていれば、処理はステップS900へ進む。

[0068] <ステップS900>

ステップS900において、境界線決定手段の一例である画像処理部101-04は、ステップS880で保存された、すべての中間NPA領域を用いて、最終NPA領域を合成する。すなわち、本実施形態に係る境界線決定手段は、複数の極に対応する複数の境界線で規定される複数の領域を合成することにより、1つの境界線を決定する。本実施形態では、合成方法として、各中間NPA領域の合算を行い、さらに各ピクセル（NPA領域内の位置）に共通になったNPA領域の枚数を重みとする。図13は、その一例を示す。そして、一定の重み以上（例：極候補数の半分）のあるピクセル（位置）が最終NPA領域とする。なお、その他の合成方法でもよい。例えば、す

べての中間NPA領域のAND処理をしてもよい。

[0069] <ステップS910>

ステップS910において、画像処理部101-04は、ステップS900で合成された最終NPAの精度は十分かどうかを判断する。本実施形態では、合成された最終NPAから再度追加候補を行う例を説明する。すなわち、ステップS850からステップS900の処理ループを再度実行する。ここでは、最終NPAの精度を上げるため、ステップS850からステップS900の処理ループを2回実行する。なお、ここでは固定の回数（2回）を例として説明したが、その他の固定の回数でもよい。また、例えば、すべての処理ループから得られたNPA合成結果を用いて、さらに新たなNPAを合成してもよい。ステップS910で、処理ループをもう一度回すなら処理はS850へ戻る。NPA合成は十分であれば、処理はステップS920へ進む。具体的には、1つの極に対応する無血管領域の境界線と、複数の極に対応する複数の境界線に基づいて決定された1つの境界線との間の変化を示す値が閾値以上である場合には、不十分であると判断する。すなわち、本実施形態に係る極決定手段は、変化を示す値が閾値以上である場合には、少なくとも1つの極を追加する極として再度決定する。また、変化を示す値が閾値未満である場合には、十分であると判断する。すなわち、本実施形態に係る極決定手段は、変化を示す値が閾値未満である場合には、少なくとも1つの極の決定を終了する。なお、変化を示す値は、例えば、境界線で規定される領域の面積である。

[0070] <ステップS920>

ステップS920において、画像処理部101-04は、ここまでの処理で算出されたNPA領域情報を記憶部101-02に保存する。

[0071] 以上のステップを実施して、本実施形態の眼底血管画像のNPA領域特定の手順を終了する。

[0072] <第二実施形態の変形例1>

なお、本実施形態では、ステップS341において角度ステップ $\delta\theta$ の値

は、OCTA画像のサイズSとピクセル寸法pに依存し、角度ステップ $\delta\theta$ として固定値を用いたが、固定値に限る必要がなく、可変にしてもよい。例えばNPA境界線上で、サンプリングポイントがほぼ等間隔になるように角度ステップ $\delta\theta(i)$ を決めてもよい。そして、サンプリング角度 $\theta(i) = \theta(i-1) + \delta\theta(i)$ とする。次の処理は、その一例である。ステップS342において、画像処理部101-04は、NPA境界線を抽出した後に、その境界線上でそれぞれのサンプリングポイント(i)が等間隔（またはほぼ等間隔）になるように、角度ステップ $\delta\theta(i)$ を特定する。そして、ステップS870で再度NPA特定処理が実行されると、ステップS341の座標変換に、角度ステップ $\delta\theta(i)$ を利用する。図10は、その一例を示す。または、ステップS342において、サンプル角度 $\theta(i)$ は抽出したNPA境界線までの距離 $R(j)$ に基づいて算出してもよい。次はその一例である。まずサンプル角度 $\theta(0) = 0$ 度でのNPA境界線までの距離 $R(0)$ を算出し、 $K(0) = \theta(0) \times R(0)$ とする。そして、 $\theta(i) = K(i-1) / R(i-1)$ とする。ただし、角度 $\theta(i)$ はラジアン単位である。

[0073] <第二実施形態の変形例2>

なお、本実施形態では、ステップS850において前ステップで特定されたNPA領域の極座標上の境界線の一次微分の解析結果に基づいて、追加する極候補を取得してもよい。図14を用いて、その一例の説明をする。図14Aは、極座標でのNPA領域の境界線を示す。そして、図14Bは、その境界線に対応する一次微分の結果を示す。そして、極候補は、一次微分に現れたピークに基づいて確定する。ここでは、閾値=3ピクセルとする。図14Bでの点線が閾値を示す。ただし、ここでは固定の閾値を用いて説明するが、その値に限定するものではなく、例えば、角度ステップ $\delta\theta$ に依存させても良いし、またはその他の値でもよい。その一次微分の値は、±閾値を超えた位置に基づいて極候補を確定する。例として、図14Bの一次微分のピークがある θA と θB を用いて、説明をする。図15は、 θA と θB を含む

図14Aの部分拡大である。距離 R_A は、角度 $(\theta_A + \Delta\theta)$ の位置の距離 R とする。そして、追加する極候補Aは、 $(\theta_A + \Delta\theta, \gamma R_A)$ とする。同様に、極候補Bは、 $(\theta_B - \Delta\theta, \gamma \times R_B)$ とする。角度 θ に対して、 $\Delta\theta$ を足すか引くかは、一次微分が真か負かに基づいて決める。ここでの説明は、 $\Delta\theta = 7.5$ 度、 $\gamma = 0.78$ とするが、その他、経験に基づいて決められた値でもよい。 $\gamma = 1.0$ に近いほど、複雑な領域の特異点に近いところで極候補を置くことができる。

[0074] <第二実施形態の変形例3>

なお、本実施形態では、ステップS910において、固定の回数を例として説明したが、この方法に限定するものではない。例えば、ステップS900でのNPA合成結果の変化に基づいて処理ループを再度実行するかどうかの判定をするのも良い。すなわち、NPA合成結果と前処理ループの結果と比較して、その差が少なければ、処理ループをやめてもよい。次に、その一例の説明を行う。処理ループ k のNPA領域面積値は $A(k)$ とする。そして、変化 $\Delta A = 100\% \times (A(k) - A(k-1)) / A(k-1)$ とする。変化 ΔA が閾値 $= 5\%$ 以下であれば、処理ループを終了とする。ここでは、終了条件の閾値は 5% にしたが、例えば条件変化 ΔA は、処理時間やNPA領域の複雑化に基づいて閾値を決定してもよい。また、NPA領域面積値 $A(k)$ が収束傾向にあれば、処理ループを終了してもよい。例えば、処理ループ k の変化 $\Delta A(k)$ の変化（すなわち $\Delta A(k) - \Delta A(k-1)$ ）が閾値以下であれば、処理を終了することにしてもよい。

[0075] 以上の構成によって、眼底血管画像（OCTA画像）のNPA領域内の複数の極を用いて、それぞれの極に基づいてNPA領域を特定し、さらに、特定された複数のNPA領域内の合成を行うことで、眼底血管画像のノイズの影響を減らし、NPA領域の特定精度をさらによくすることが可能である。

[0076] [第三実施形態]

第二実施形態においては、最初に推定されたNPA領域、NPA(0)から複数の極に基づいて、それぞれからNPA領域を特定し、各々のNPA領

域特定結果を用いて、最終NPA領域を特定する方法の説明を行ったが、画像強調処理は、ステップS820で行っていた。本実施形態では、画像強調処理は、最初に推定されたNPA領域、NPA(0)に基づいて行う例を説明する。本実施形態に係る画像処理装置の構成は第一実施形態と同じなので、説明を省略する。本実施形態の画像処理装置による本システム全体の動作処理は、第二実施形態と同じなので、説明を省略する。ただし、ステップS860とステップS870のあいだにステップS865を追加する。ステップS865の動作説明は次である。

[0077] <ステップS865>

ステップS865において、強調部101-461は、ノイズの影響を最小にして、眼底血管画像の画像強調を行う。ステップS865はステップS320と同じであるが、二値化処理（ステップS320の詳細処理4）が異なるので、ここで詳細説明をする。閾値RLは、NPA(0)の解析結果に基づいて決定する。すなわち、 $RL = NF + 3 \times SD$ とする。ただし、NF(noise floor)は、領域NPA(0)内の画素値の平均値である。SDは、領域NPA(0)内の画素値の標準偏差値である。以上、本実施形態の眼底血管画像のNPA領域特定手順の詳細説明を終了する。以上の構成によって、眼底血管画像(OCTA画像)の注目領域であるNPA領域の情報に基づいて二値化処理を行うことで、NPA領域を特定するためのノイズの影響を減らすことができ、信号である血管情報が強調され、NPA領域の境界線の特定精度をさらによくすることが可能である。

[0078] [第四実施形態]

第二実施形態においては、2次元の眼底血管画像に基づいて2次元のNPA領域の特定方法の説明を行った。本実施形態では、3次元の眼底血管画像に基づいて3次元のNPA領域の特定を行う例を説明する。本実施形態に係る画像処理装置の構成は第一実施形態と同じなので、説明を省略する。本実施形態の画像処理装置による本システム全体の動作処理は、第二実施形態と同じなので、説明を省略する。ただし、ステップS320、ステップS34

1、ステップS 3 4 4 とステップS 8 5 0 の処理が異なるので、ここで詳細説明を行う。

[0079] <ステップS 3 2 0>

本実施形態のステップS 3 2 0 において、強調部 1 0 1 - 4 6 1 は、ノイズの影響を最小にして、3 次元的に、眼底血管画像の画像強調を行う。本実施形態のステップS 3 2 0 で用いる L P F 処理は、3 次元フィルタを用いる。その他の処理も、同様に 3 次元的に行う。

[0080] <ステップS 3 4 1>

本実施形態のステップS 3 4 1 において、座標変換部 1 0 1 - 4 6 2 は、決定された極に基づいて、直交座標の 3 次元 O C T A 画像から球面座標（3 次元の極座標）の 3 次元 O C T A 画像への変換をする。このとき、決定された極は、3 次元の極座標の原点となる。

[0081] <ステップS 3 4 4>

本実施形態のステップS 3 4 4 において、座標変換部 1 0 1 - 4 6 2 は、決定された極に基づいて、球面座標の 3 次元 O C T A 画像から直交座標の 3 次元 O C T A 画像への変換をする。

[0082] <ステップS 8 5 0>

本実施形態のステップS 8 5 0 において、画像処理部 1 0 1 - 0 4 は、前ステップで特定された 3 次元の N P A 領域から追加する極候補を取得する。ここでは、縮小された 3 次元 N P A 領域の体積の境界面を利用する。そして、処理は、2 次元的処理と類似処理を行う。ただし、こちらの方法に限ることなく、その他、3 次元的な処理方法でもよい。

[0083] <第四実施形態の変形例 1>

なお、本実施形態では、3 次元座標変換には球面座標を用いて説明を行ったが、その他の 3 次元座標を用いても良い。例えば、3 次元直交座標から、円柱座標への座標変換を用いても良い。この場合は、L P F 等の処理は 2 次元的に行ってもよい。解剖学的に網膜は球体よりも、円柱に近い形をしているので、こちらの方法でより適切に処理を行うことができる。以上の構成に

よって、3次元眼底血管画像（OCTA画像）から3次元のNPA領域を特定することが可能になり、NPAの体積等、の解析を行うことも可能になる。

[0084] 本発明は上記実施の形態に制限されるものではなく、本発明の精神及び範囲から離脱することなく、様々な変更及び変形が可能である。従って、本発明の範囲を公にするために以下の請求項を添付する。

[0085] 本願は、2018年4月19日提出の日本国特許出願特願2018-080767を基礎として優先権を主張するものであり、その記載内容の全てをここに援用する。

請求の範囲

- [請求項1] 被検眼の眼底血管画像における無血管領域の極を決定する極決定手段と、
- 前記決定された極に基づいて、前記眼底血管画像を直交座標画像とは異なる座標画像に変換する座標変換処理を実行する座標変換手段と、
- 前記異なる座標画像における前記無血管領域の境界線を決定する境界線決定手段と、
- を備えることを特徴とする画像処理装置。
- [請求項2] 前記座標変換手段は、前記決定された境界線を示す境界線画像を前記異なる座標画像から前記直交座標画像に変換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] 前記境界線決定手段は、前記決定された境界線の平滑化処理を実行する平滑化処理手段を更に備え、
- 前記座標変換手段は、前記平滑化処理して得た境界線を示す境界線画像を前記異なる座標画像から前記直交座標画像に変換することを特徴とする請求項2に記載の画像処理装置。
- [請求項4] 前記極決定手段は、前記無血管領域の1つの極を決定し、前記1つの極に対応する前記無血管領域の境界線に基づいて少なくとも1つの極を追加する極として決定し、
- 前記境界線決定手段は、前記1つの極及び前記少なくとも1つの極を含む複数の極に対応する複数の境界線に基づいて、前記無血管領域の1つの境界線を決定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] 前記座標変換手段は、前記複数の極それぞれに基づいて前記座標変換処理を実行し、
- 前記境界線決定手段は、前記複数の極それぞれに対応する複数の前記異なる座標画像における前記複数の境界線に基づいて、前記1つの

境界線を決定することを特徴とする請求項4に記載の画像処理装置。

[請求項6] 前記複数の境界線で規定される複数の領域を合成することにより、前記1つの境界線を決定することを特徴とする請求項4または5に記載の画像処理装置。

[請求項7] 前記1つの極に対応する前記無血管領域が縮小された領域の境界線に沿って略等間隔となる複数の位置を、前記追加する極として決定することを特徴とする請求項4乃至6のいずれか1項に記載の画像処理装置。

[請求項8] 前記極決定手段は、前記異なる座標画像における前記決定された境界線の一次微分の値に基づいて、前記少なくとも1つの極を追加する極として決定することを特徴とする請求項4乃至6のいずれか1項に記載の画像処理装置。

[請求項9] 前記1つの極に対応する前記無血管領域における複数の画素値に基づいて決定された閾値を用いて、前記眼底血管画像に対して二値化処理を実行することにより、前記眼底血管画像における血管構造を強調する強調処理を実行する強調手段を更に備えることを特徴とする請求項4乃至8のいずれか1項に記載の画像処理装置。

[請求項10] 前記極決定手段は、前記1つの極に対応する無血管領域の境界線と、前記複数の極に対応する複数の境界線に基づいて決定された1つの境界線との間の変化を示す値が閾値以上である場合には少なくとも1つの極を追加する極として再度決定し、前記変化を示す値が閾値未満である場合には少なくとも1つの極の決定を終了することを特徴とする請求項4乃至9のいずれか1項に記載の画像処理装置。

[請求項11] 前記被検眼の2次元の眼底血管画像を取得する画像取得手段を更に備え、

前記座標変換手段は、前記座標変換処理として、前記2次元の眼底血管画像を前記直交座標画像から極座標画像に変換す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。

- [請求項12] 前記被検眼の3次元の眼底血管画像を取得する画像取得手段を更に備え、
前記座標変換手段は、前記座標変換処理として、前記3次元の眼底血管画像を前記直交座標画像から球面座標画像または円柱座標画像に変換す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。
- [請求項13] 前記極決定手段は、前記眼底血管画像または前記被検眼の眼底画像の解析結果に基づいて、前記極を決定す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] 前記極決定手段は、前記眼底血管画像に対する検者からの指示に応じて、前記極を決定す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15] 被検眼の眼底血管画像に対する検者からの指示に応じて、前記眼底血管画像における無血管領域の位置を決定する位置決定手段と、
前記決定された位置に基づいて、前記無血管領域の境界線を決定する境界線決定手段と、
を備えることを特徴とする画像処理装置。
- [請求項16] 前記決定された境界線に基づいて、前記無血管領域のマスク画像を生成する生成手段を更に備えることを特徴とする請求項1乃至15のいずれか1項に記載の画像処理装置。
- [請求項17] 前記決定された境界線を示す情報を前記眼底血管画像に重ねた状態で表示手段に表示させる表示制御手段を更に備えることを特徴とする請求項1乃至16のいずれか1項に記載の画像処理装置。
- [請求項18] 前記決定された境界線により特定される領域に関する計測値を算出する計測手段を更に備え、
前記表示制御手段は、前記計測値を前記眼底血管画像に重ねた状態で前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項17に記載の画像処理装置。

- [請求項19] 検者からの指示に応じて、前記決定された境界線を示す情報の位置が変更可能に構成されることを特徴とする請求項17または18に記載の画像処理装置。
- [請求項20] 前記無血管領域は、前記被検眼の網膜のFAZであることを特徴とする請求項1乃至19のいずれか1項に記載の画像処理装置。
- [請求項21] 前記眼底血管画像は、モーションコントラスト画像であることを特徴とする請求項1乃至20のいずれか1項に記載の画像処理装置。
- [請求項22] 前記モーションコントラスト画像におけるプロジェクションアーチファクトを低減する処理を実行する低減手段を更に備えることを特徴とする請求項21に記載の画像処理装置。
- [請求項23] 前記被検眼の3次元のモーションコントラスト画像を位置合わせする位置合わせ手段と、
前記位置合わせして得た3次元のモーションコントラスト画像を合成する合成手段と、を更に備え、
前記眼底血管画像は、前記合成して得た3次元のモーションコントラスト画像または前記合成して得た3次元のモーションコントラスト画像における深度範囲の少なくとも1部のデータを用いて生成されたモーションコントラスト正面画像であることを特徴とする請求項1乃至20のいずれか1項に記載の画像処理装置。
- [請求項24] 被検眼の眼底血管画像における無血管領域の極を決定する工程と、
前記決定された極に基づいて、前記眼底血管画像を直交座標画像とは異なる座標画像に変換する座標変換処理を実行する工程と、
前記異なる座標画像における前記無血管領域の境界線を決定する工程と、
を有することを特徴とする画像処理方法。
- [請求項25] 被検眼の眼底血管画像に対する検者からの指示に応じて、前記眼底血管画像における無血管領域の位置を決定する工程と、
前記決定された位置に基づいて、前記無血管領域の境界線を決定す

る工程と、

を有することを特徴とする画像処理方法。

[請求項26] 請求項24または25に記載の画像処理方法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。

101

102

外部記憶部

103

入力部

104

表示部

101-02

記憶部

101-05

表示制御部

101-11

断層画像生成部

101-12

モーションコントラストデータ生成部

101-01

画像取得部

101-03

撮影制御部

101-41

位置合わせ部

101-42

合成部

101-43

補正部

101-44

画像特徴取得部

101-45

投影部

101-46

解析部

101-461

強調部

101-462

抽出部

101-463

計測部

101-464

座標変換部

101-04

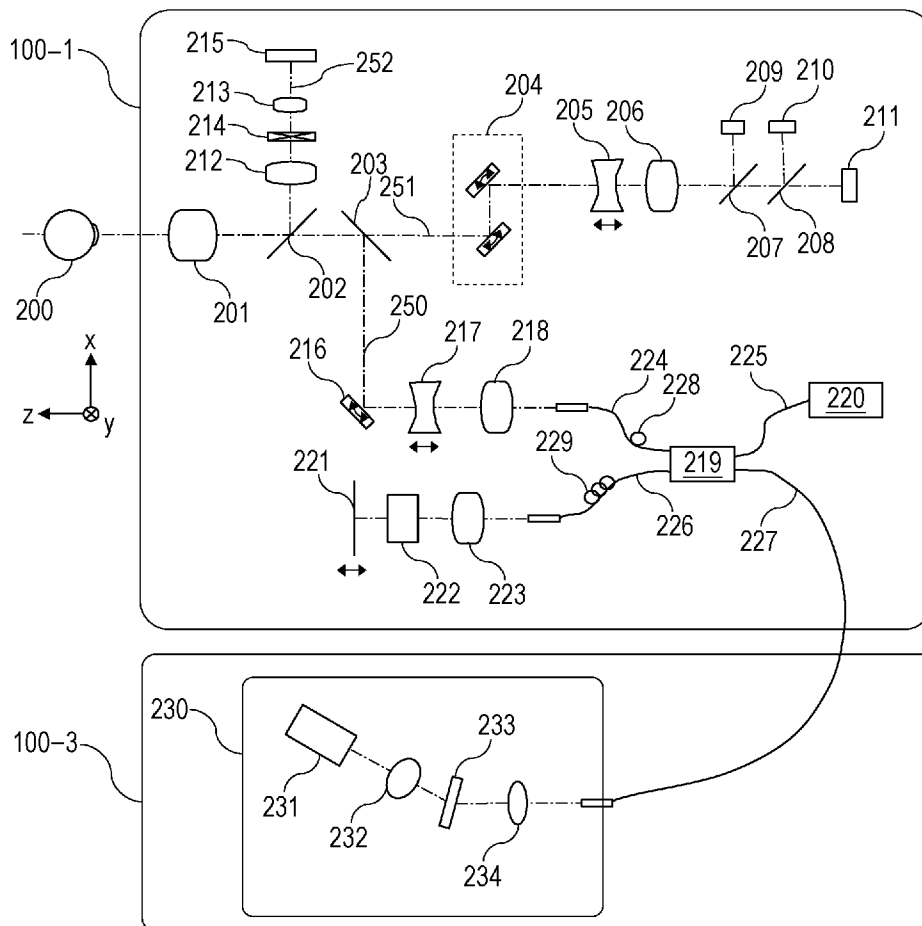
画像処理部

101-04

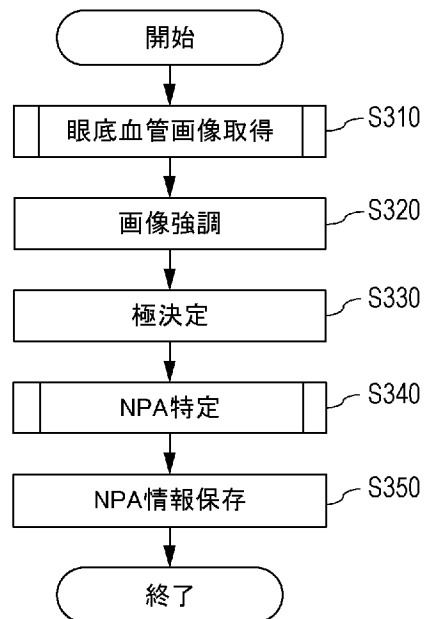
画像処理装置

A block diagram illustrating the system architecture. A large block labeled 100 represents the system, which is divided into three sub-components: 100-1 (top), 100-2 (middle), and 100-3 (bottom). Block 100 is connected to a central block labeled 10. Block 10 is further divided into three sub-components: 101 (top), 102 (middle), and 103 (bottom). Block 101 is connected to a monitor block labeled 104. Block 102 is connected to block 103. Block 103 is connected to block 104.

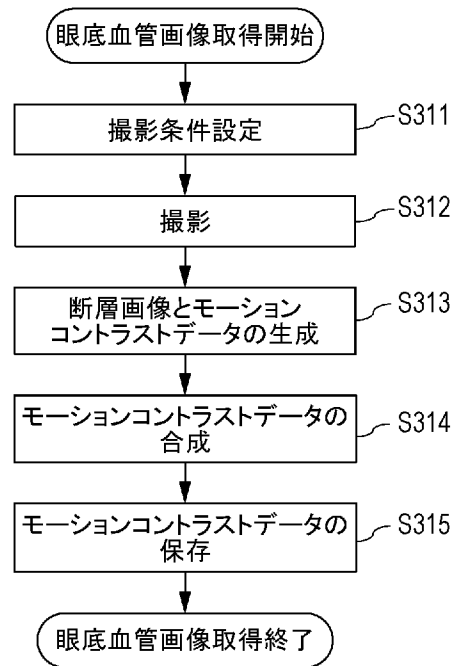
[図2B]



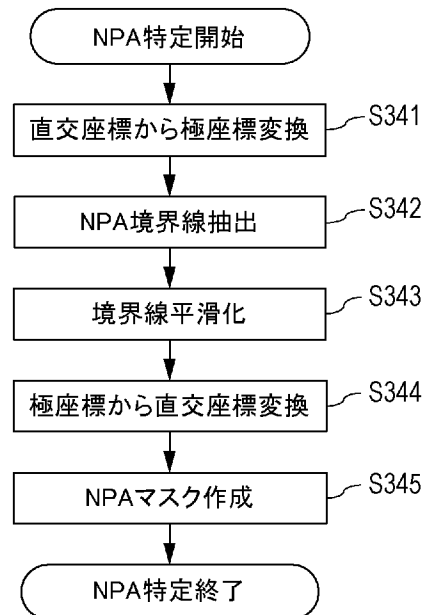
[図3A]



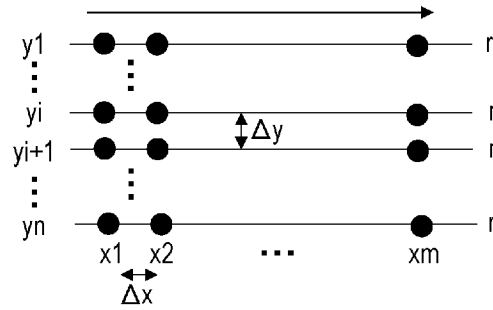
[図3B]



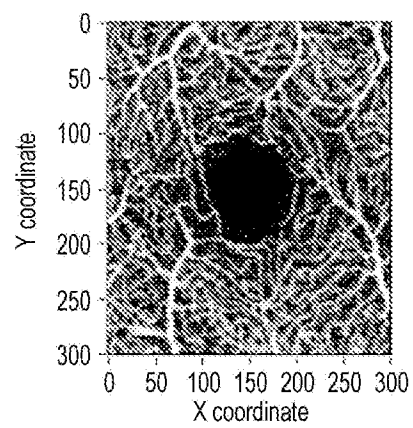
[図3C]



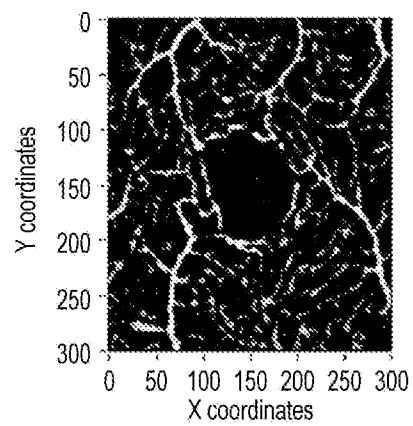
[図4]



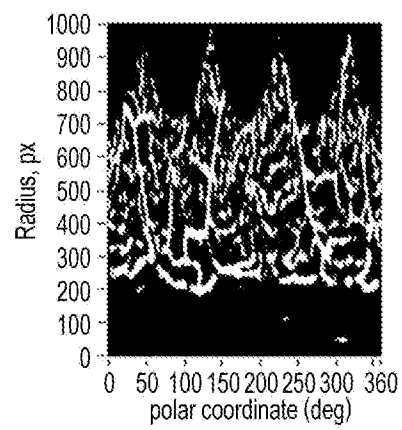
[図5A]



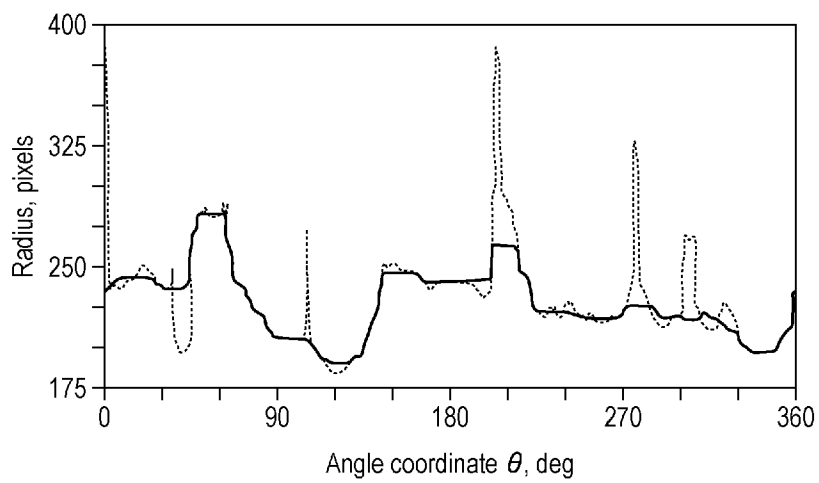
[図5B]



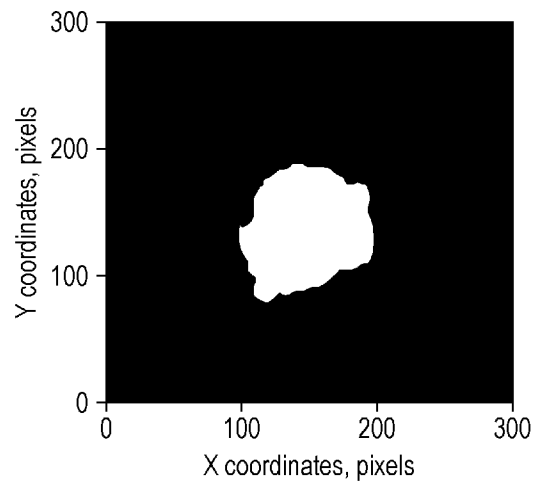
[図5C]



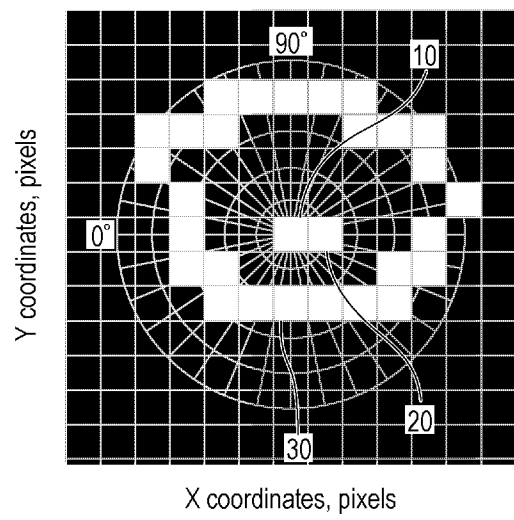
[図6]



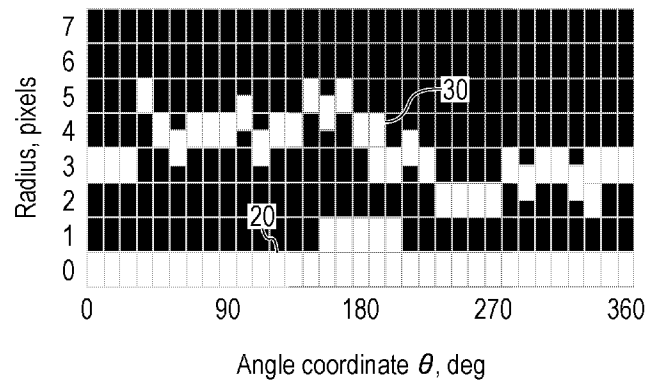
[図7]



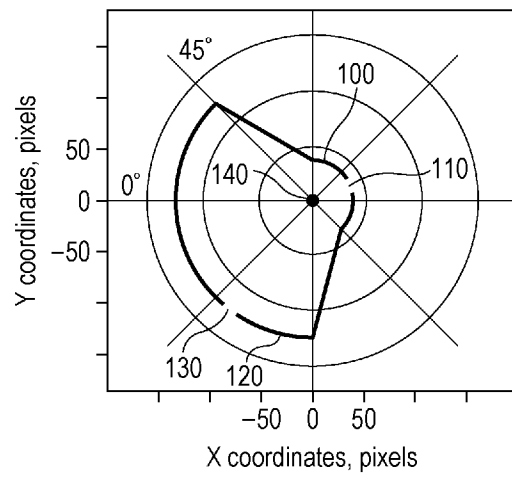
[図8A]



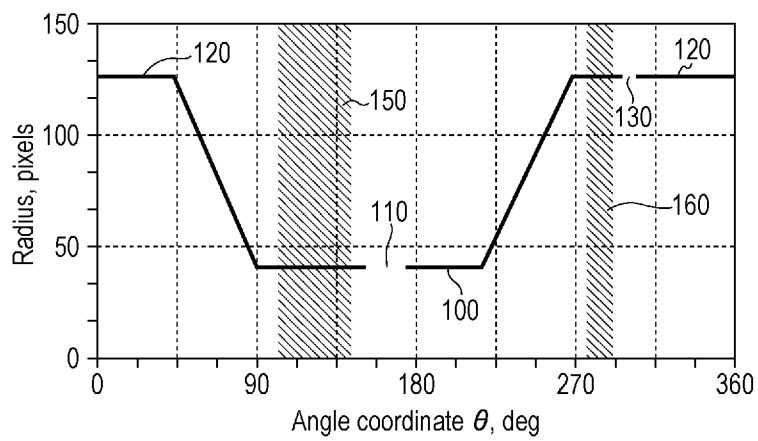
[図8B]



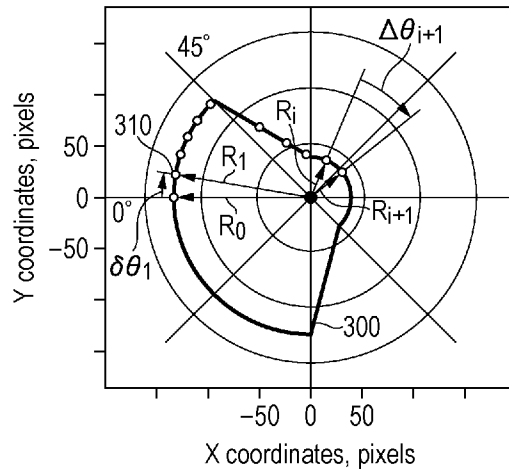
[図9A]



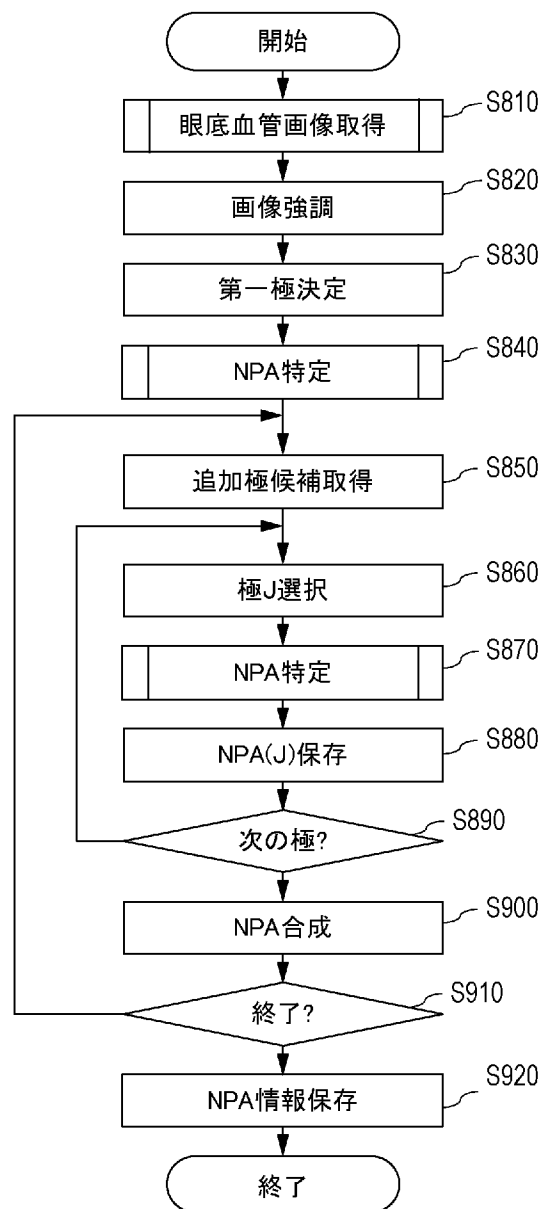
[図9B]



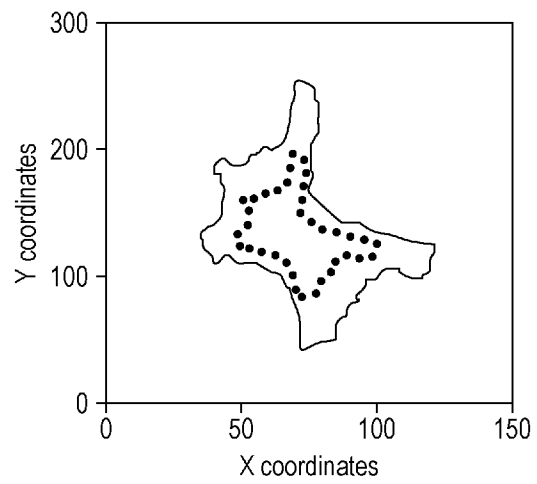
[図10]



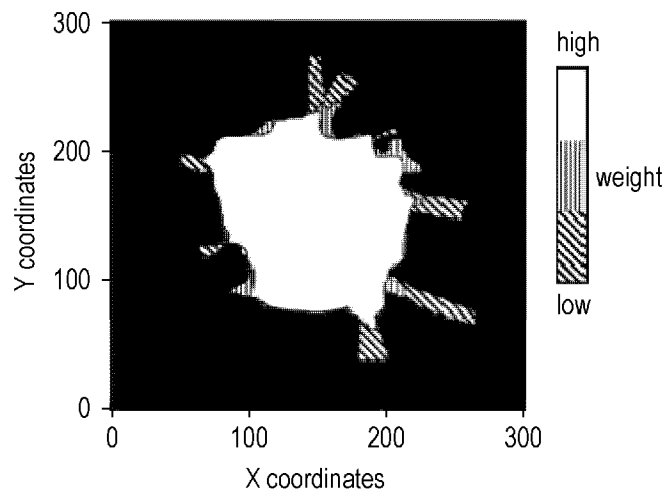
[図11]



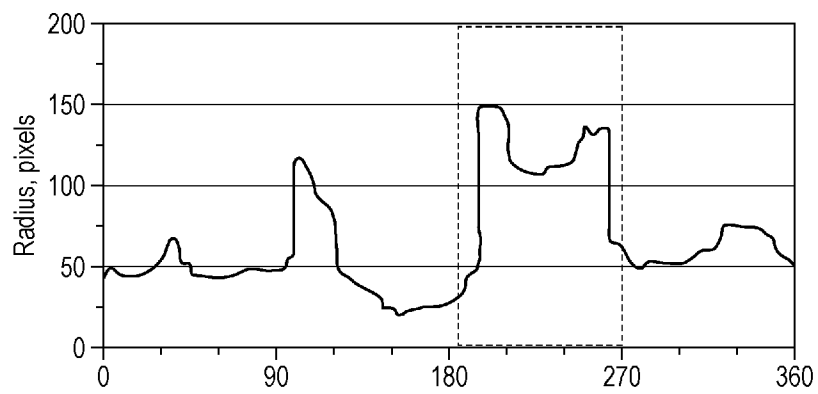
[図12]



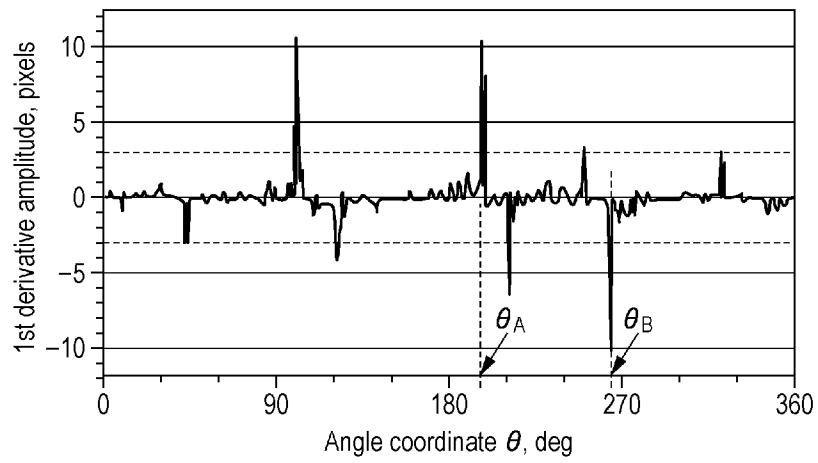
[図13]



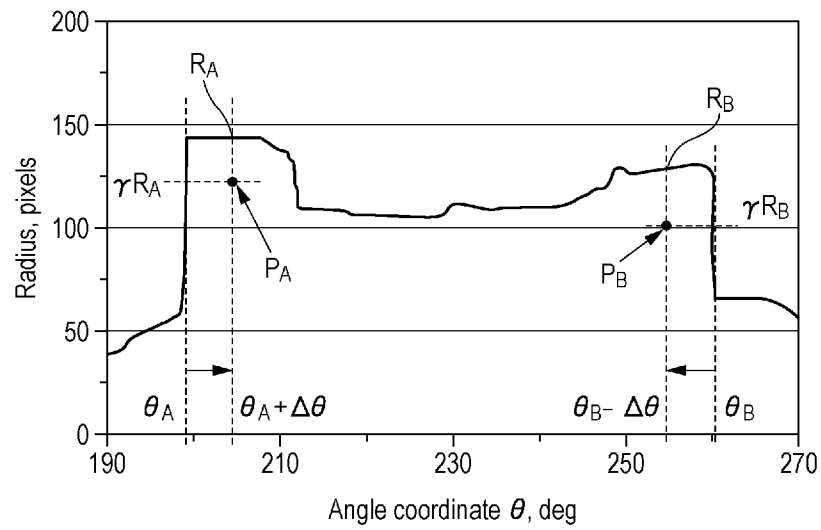
[図14A]



[図14B]



[図15]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/015413

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B3/10 (2006.01) i, A61B3/12 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl. A61B3/10, A61B3/12

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996

Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2019

Registered utility model specifications of Japan 1996-2019

Published registered utility model applications of Japan 1994-2019

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2017-47127 A (NIDEK CO., LTD.) 09 March 2017, paragraphs [0092]-[0098], fig. 6 & US 2017/0069105 A1, paragraphs [0113]-[0120], fig. 6	1-3, 11-26 4-10
Y A	JP 2016-28781 A (TOPCON CORPORATION) 03 March 2016, paragraph [0061] & US 2014/0270444 A1, paragraph [0064]	1-3, 11-26 4-10
Y	JP 2013-208394 A (CANON INC.) 10 October 2013, paragraph [0106] & US 2013/0258350 A1, paragraphs [0130]-[0133]	11



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

12.06.2019

Date of mailing of the international search report

25.06.2019

Name and mailing address of the ISA/

Japan Patent Office

3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,

Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/015413

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2017-6179 A (NIDEK CO., LTD.) 12 January 2017, paragraph [0106] & US 2016/0371836 A1, paragraph [0136]	18-19
Y	US 2014/0073917 A1 (OREGON HEALTH & SCIENCE UNIVERSITY) 13 March 2014, paragraph [0133], fig. 21 & JP 2015-527178 A & WO 2014/040070 A1 & CN 104768446 A	18-19
Y	MAHMUD, M., et al., Review of speckle and phase variance optical coherence tomography to visualize microvascular networks, Journal of Biomedical Optics, 2013, vol. 18, no. 5, 050901-1-0590901-13, ISSN 1083-3668, particularly, p. 050901-3, left column, lines 8-20	22

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B3/10(2006.01)i, A61B3/12(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B3/10, A61B3/12

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2019年
日本国実用新案登録公報	1996-2019年
日本国登録実用新案公報	1994-2019年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2017-47127 A（株式会社ニデック）2017.03.09, [0092]-[0098], 図6 & US 2017/0069105 A1, [0113]-[0120], 図6	1-3, 11-26 4-10
Y A	JP 2016-28781 A（株式会社トプコン）2016.03.03, [0061] & US 2014/0270444 A1, [0064]	1-3, 11-26 4-10
Y	JP 2013-208394 A（キヤノン株式会社）2013.10.10, [0106] & US 2013/0258350 A1, [0130]-[0133]	11

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

12.06.2019

国際調査報告の発送日

25.06.2019

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

増渕 俊仁

2Q

4747

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2017-6179 A (株式会社ニデック) 2017.01.12, [0106] & US 2016/0371836 A1, [0136]	18-19
Y	US 2014/0073917 A1 (OREGON HEALTH & SCIENCE UNIVERSITY) 2014.03.13, [0133], 図 21 & JP 2015-527178 A & WO 2014/040070 A1 & CN 104768446 A	18-19
Y	MAHMUD, Mohammad, et al., Review of speckle and phase variance optical coherence tomography to visualize microvascular networks, Journal of Biomedical Optics, 2013, Vol. 18, No. 5, 050901-1-0590901-13, ISSN 1083-3668, 特に p. 050901-3, 左欄第 8-20 行目	22