

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6468907号
(P6468907)

(45) 発行日 平成31年2月13日 (2019.2.13)

(24) 登録日 平成31年1月25日 (2019.1.25)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 3/10 (2006.01)

A 6 1 B 3/10 Z DMR

A 6 1 B 3/12 (2006.01)

A 6 1 B 3/12 E

請求項の数 10 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2015-62511 (P2015-62511)
 (22) 出願日 平成27年3月25日 (2015.3.25)
 (65) 公開番号 特開2016-179145 (P2016-179145A)
 (43) 公開日 平成28年10月13日 (2016.10.13)
 審査請求日 平成30年3月22日 (2018.3.22)

(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
 (74) 代理人 100094112
 弁理士 岡部 譲
 (74) 代理人 100101498
 弁理士 越智 隆夫
 (74) 代理人 100106183
 弁理士 吉澤 弘司
 (74) 代理人 100128668
 弁理士 齋藤 正巳
 (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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置及び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】

眼部の画像を取得する画像取得手段と、
 前記取得された画像に基づいて血管の壁を構成する膜候補点を取得する血管特徴取得手段と、
 前記取得された膜候補点に基づいて前記血管の壁を構成する細胞を特定する細胞特定手段と、
 前記特定された細胞の位置に基づいて前記血管の壁に関する計測位置を特定する計測位置特定手段と、
 を備えることを特徴とする画像処理装置。

10

【請求項 2】

前記計測位置特定手段は、1以上の膜において特定された細胞の内の所定の位置からの距離に基づいて前記計測位置を特定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】

前記特定された計測位置において、前記血管の壁に関する計測値として前記血管における膜厚、複合膜厚、及び壁厚の少なくとも一つを算出する計測手段を更に備えることを特徴とする請求項1又は2に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記計測手段は、前記血管における異なる種類の膜に対して計測した膜厚同士を演算す

20

ることにより得られる規格値、又は同じ種類の膜に関して計測した複数の膜厚に関する指標値同士を演算することにより得られる指標値、を算出することを特徴とする請求項 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記計測位置特定手段は、前記血管における膜にて前記特定された細胞の間の距離が所定の範囲の値でない位置においては前記特定された細胞の内の所定の位置からの距離に関する値は用いず、前記膜とは異なる他の膜において特定された細胞の内の所定の位置からの距離に基づいて、もしくは前記血管の壁の走行に沿って所定の間隔で前記計測位置を特定することを特徴とする請求項 1 乃至 4 の何れか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記画像取得手段が取得した前記眼部の広画角画像と複数の高倍率画像との位置合わせを行う位置合わせ手段を更に備え、

前記血管特徴取得手段は前記位置合わせされた複数の高倍率画像に基づいて前記膜候補点を取得することを特徴とする請求項 1 乃至 5 の何れか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記複数の高倍率画像は共焦点画像と非共焦点画像とを含み、

前記位置合わせ手段は、前記広画角画像と前記共焦点画像との位置合わせを行った際に用いたパラメータ値を用いて前記広画角画像と前記非共焦点画像との位置合わせを行うことを特徴とする請求項 6 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

コンピュータを、請求項 1 乃至 7 の何れか 1 項に記載の画像処理装置の各手段として動作させることを特徴とするプログラム。

【請求項 9】

眼部の画像を取得する画像取得工程と、

前記取得された画像に基づいて血管の壁を構成する膜候補点を取得する血管特徴取得工程と、

前記取得された膜候補点に基づいて前記血管の壁を構成する細胞を特定する細胞特定工程と、

前記特定された細胞の位置に基づいて前記血管の壁に関する計測位置を特定する計測位置特定工程と、

を含むことを特徴とする画像処理方法。

【請求項 10】

請求項 9 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ためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は眼科診療に用いられる画像処理装置及び画像処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

生活習慣病や失明原因の上位を占める疾病の早期診療を目的として、眼部の検査が広く行われている。眼部検査に用いられる眼科装置として、共焦点レーザー顕微鏡の原理を利用した走査型レーザー検眼鏡 (SLO; Scanning Laser Ophthalmoscope) がある。該走査型レーザー検眼鏡は、測定光であるレーザーを眼底に対してラスタ走査してその戻り光の強度から平面画像を得る装置であり、高分解能にて高速で画像が得られる。また、該走査型レーザー検眼鏡では、戻り光において開口部 (ピンホール) 内を通過した光のみを検出してこれにより平面画像を生成している。これにより、特定の深度位置の戻り光のみを画像化でき、眼底カメラ等に比べてコントラストの高い画像を取得できる。

【0003】

以下、このような平面画像を撮像する装置をSLO装置、該平面画像をSLO画像と記す。

【0004】

近年、SLO装置において測定光のビーム径を大きくすることにより、横分解能を向上させた網膜のSLO画像を取得することが可能になってきた。しかし、測定光のビーム径の大径化に伴い、網膜のSLO画像の取得において、被検眼の収差によるSLO画像のS/N比及び分解能が低下する。この分解能の低下には、被検眼の収差を波面センサでリアルタイムに測定し、波面補正デバイスにて被検眼にて発生する測定光やその戻り光の収差を補正して対処している。このような波面補正デバイス等の補償光学系を有する補償光学SLO装置が開発され、高横分解能なSLO画像の取得を可能にしている。

10

【0005】

補償光学SLO装置にて得られるSLO画像は動画像として取得することができる。このため、たとえば血流動態を非侵襲に観察するために、各フレームから網膜血管を抽出した上で毛細血管における血球の移動速度などの計測に該SLO画像が用いられる。また、該SLO画像を用いて視機能との関連を評価するために、視細胞Pを検出した上で視細胞Pの密度分布や配列の計測も行われている。図6(b)に、補償光学SLO装置により得られた高横分解能なSLO画像の例を示す。当該画像においては、視細胞Pや毛細血管の位置に対応した低輝度領域Q、白血球の位置に対応した高輝度領域Wが観察できる。

【0006】

このようなSLO画像において視細胞Pを観察する場合には、フォーカス位置を網膜外層(例えば図6(a)の層境界B5)付近に設定して、図6(b)のようなSLO画像を撮影する。一方、網膜内層(図6(a)の層境界B2から層境界B4)には網膜血管や分岐した毛細血管が走行している。フォーカス位置をこの網膜内層に設定して補償光学SLO画像を取得すると、例えば網膜血管壁を直接観察できる。

20

【0007】

しかし、網膜内層を撮影した共焦点画像では神経線維層から反射する光の影響でノイズ信号が強く、血管壁の観察や壁境界の検出が難しい場合があった。そこで、近年は受光部手前にあるピンホールの径や形状、位置を変えることにより散乱光を取得して得られた非共焦点画像を観察する方法が用いられるようになってきている(非特許文献1)。非共焦点画像ではフォーカス深度が大きいために、血管のように深度方向に凹凸のある物体の観察がしやすい。また、神経線維層からの反射光を直接受光しにくくなるため、ノイズが低減される。

30

【0008】

一方、網膜動脈は血管径が約10~100 μ m程度の細動脈であり、その壁は内膜・中膜・外膜から構成されている。さらに中膜は平滑筋細胞で構成されており、血管の周囲方向へコイル状に走行している。高血圧症などを背景として網膜動脈壁にかかる圧力が増大すると、平滑筋が収縮して壁厚が増加する。この時点では降圧剤を服用するなどして血圧を下げれば、網膜動脈壁の形状は元に戻る。しかし高血圧のまま長期間放置すると、中膜を構成する平滑筋細胞が壊死するとともに中外膜の繊維性肥厚が生じて壁厚が増加していく。この時点では既に網膜動脈壁に器質的(非可逆)な障害が生じており、細動脈障害がさらに悪化しないように継続的に治療を行う必要がある。

40

【0009】

これまで、補償光学SLO装置を用いて網膜血管の非共焦点画像を取得し、網膜血管壁細胞を描出する技術が非特許文献1に開示されている。さらに、補償光学眼底カメラ画像上の網膜血管壁境界を可変形状モデルにより半自動抽出する技術が非特許文献2に開示されている。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0010】

【非特許文献1】Chui et al.; "Imaging of Vascular Wall Fine Structure in the Hum

50

an Retina Using Adaptive Optics Scanning Laser Ophthalmoscopy ”, IOVS, Vol.54, No.10, pp.7115-7124, 2013.

【非特許文献2】Koch et al.; ” Morphometric analysis of small arteries in the human retina using adaptive optics imaging: relationship with blood pressure and focal vascular changes ”, Journal of Hypertension, Vol.32, No.4, pp.890-898, 2014

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

高血圧や糖尿病などの有病者の体内において、細動脈の器質的変化の有無や程度を推定する必要がある。このために、全身の細動脈のうち直接観察可能な唯一の組織である網膜動脈の壁や膜、細胞に関する形状や分布を、簡便かつ正確に計測することが望まれている。

10

【0012】

ここで、補償光学技術を適用したSLO装置を用いて網膜動脈壁に関する高分解能な画像を取得することにより、網膜動脈壁を観察することができる。また血管壁を構成する細胞の中心を通る位置(図6(h)のPr1)では図6(i)に示す輝度プロファイル上で血管壁を構成する各膜に相当するピークが生じるため、壁厚や膜厚を手動で計測できる。

【0013】

ただし、血管壁を構成する細胞の中心を通らない位置(図6(h)のPr2)で計測すると、図6(j)に示す輝度プロファイル上で膜を示すピークが検出されにくいために安定した計測結果が得にくい。

20

【0014】

非特許文献1に記載の技術では、ピンホール制御に基づく非共焦点撮影機能を持つAOSLO画像から網膜血管壁や膜境界、壁細胞を描出して膜厚及び細胞密度を手動で計測している。しかし、網膜血管壁厚や膜厚、壁を構成する細胞の密度を自動計測する技術については開示しておらず、上述した課題には対処できていない。

【0015】

非特許文献2に記載の技術は、補償光学眼底カメラ画像に対して可変形状モデルを用いて網膜血管壁境界を検出して網膜動脈壁厚を半自動計測している。しかし、補償光学眼底カメラ画像では静脈壁や、動静脈壁を構成する膜や細胞を描出できない。即ち、静脈壁厚や動静脈の膜厚、血管壁を構成する細胞の分布計測技術については当該非特許文献2にも開示されていない。

30

【0016】

よって、眼部の血管壁やそれを構成する膜及び細胞が描出された画像から、壁厚や膜厚等を自動で正確に計測する技術が求められる。

【0017】

本発明は上記の課題に鑑みてなされたものであり、眼部の血管壁を構成する膜の厚みを正確に計測することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

40

【0018】

本発明の目的を達成するために、本発明に係る画像処理装置は、
眼部の画像を取得する画像取得手段と、
前記取得された画像に基づいて血管の壁を構成する膜候補点を取得する血管特徴取得手段と、
前記膜候補点に基づいて前記血管の壁を構成する細胞を特定する細胞特定手段と、
前記特定された細胞の位置に基づいて前記血管の壁の計測位置を特定する計測位置特定手段と、
を備えることを特徴とする。

【0019】

50

また、本発明の一態様に係る画像処理方法は、
眼部の画像を取得する画像取得工程と、
前記取得された画像に基づいて血管の壁を構成する膜候補点を取得する血管特徴取得工程と、
前記膜候補点に基づいて前記血管の壁を構成する細胞を特定する細胞特定工程と、
前記特定された細胞の位置に基づいて前記血管の計測位置を特定する計測位置特定工程と、
を備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、眼部の血管壁を構成する膜の厚みを正確に計測できる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明の第一の実施形態に係る画像処理装置の機能構成例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装置を含むシステムの構成例を示すブロック図である。

【図3】本発明の実施形態に係るSLO像撮像装置の全体の構成について説明する図である。

【図4】記憶部及び画像処理部に相当するハードウェアを有し、且つその他の各部をソフトウェアとして保持し、実行するコンピュータのハードウェア構成例を示すブロック図である。

【図5】本発明の実施形態に係る画像処理装置が実行する処理のフローチャートである。

【図6】本発明の実施形態での画像処理内容を説明する図である。

【図7】図5に示す処理において細胞特定及び計測で実行される処理の詳細を示すフローチャートである。

【図8】図5に示す処理において表示される測定結果等の内容を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、添付図面に従って本発明に係る画像処理装置、及び画像処理方法の好ましい実施形態について詳説する。ただし、以下の実施の形態は特許請求の範囲に関わる本発明を限定するものではなく、また、本実施の形態で説明されている特徴の組み合わせの全てが本発明の解決手段に必須のものとは限らない。

【0023】

〔第1の実施形態〕

本実施形態に係る画像処理装置では、共焦点画像と非共焦点画像を同時に取得するSLO装置を用いて網膜血管壁を撮影した画像を用いる。当該画像に対し、該壁の走行に沿った輝度プロファイルにおける極値を検出する。そして、得られた極値に基づいて血管壁を構成する細胞を検出して、その分布を自動計測している。

【0024】

具体的には、共焦点画像と非共焦点画像を同時に取得するSLO装置を用いて網膜血管壁を撮影する。得られた非共焦点画像から、モルフォロジーフィルタ処理により、網膜血管の中心線を取得する。該血管中心線に基づいてさらに網膜血管壁を構成する膜候補領域を取得する。そして、該膜候補領域に基づいて血管壁の走行に沿った輝度プロファイルを生成する。該輝度プロファイルにおける輝度値に対してフーリエ変換を行う。該フーリエ変換を経た画像から高周波成分を除去した後、該輝度プロファイルにおけるピーク位置を細胞の位置として検出する。以下、血管壁の走行方向或いは走行線に沿った各位置で算出した細胞間の相対距離に基づいて、膜厚の計測位置を自動で特定して膜厚計測する場合について説明する。

【0025】

(全体構成)

図2は、本実施形態に係る画像処理装置10を含むシステムの全体構成図である。図2に示すように画像処理装置10は、SLO像撮像装置20やデータサーバ40及び時相データ取得装置50と、ローカル・エリア・ネットワーク(LAN)30を介して接続されている。LAN30は、光ファイバ、USBやIEEE1394等で構成される。なおこれらの機器との接続は、インターネット等の外部ネットワークを介して接続される構成であってもよい。あるいは、画像処理装置10と直接接続されている構成であってもよい。

【0026】

SLO像撮像装置20は、眼部の広画角画像D_lや高倍率画像である共焦点画像D_cと非共焦点画像D_nを撮像する装置である。SLO像撮像装置20は、広画角画像D_lや共焦点画像D_c、非共焦点画像D_n、及びそれらの撮影時に用いた固視標位置F_l、F_{c n}の情報を画像処理装置10及びデータサーバ40へ送信する。なお、SLO撮像装置20は、本実施形態で眼部の画像を取得する画像取得手段を構成する。

【0027】

時相データ取得装置50は、自律的に変化する生体信号データ(時相データ)を取得する装置であり、例えば脈波計もしくは心電計からなる。時相データ取得装置50は不図示の操作者による操作に応じ、広画角画像D_l、共焦点画像D_c、及び非共焦点画像D_nの取得と同時に、時相データP_iを取得する。得られた時相データP_iは、画像処理装置10及びデータサーバ40へ送信される。なお、時相データ取得装置50は、SLO像撮像装置20に直接接続されている構成であってもよい。

【0028】

なお、各画像を異なる撮影位置で取得する場合には、複数の画像の各々をD_{l i}、D_{c j}、D_{n k}のように表す。即ち、i、j、kは各々撮影位置番号を示す変数であり、i = 1, 2, . . . , i_{max}、j = 1, 2, . . . , j_{max}、k = 1, 2, . . . , k_{max}とする。また、共焦点画像D_c(非共焦点画像D_n)を異なる倍率で取得する場合には、最も倍率の高い画像から順にD_{c 1 m}、D_{c 2 o}、. . . (D_{n 1 m}、D_{n 2 o}、. . .)のように表記する。また、D_{c 1 m}(D_{n 1 m})のことを高倍率共焦点(非共焦点)画像、D_{c 2 o}、. . . (D_{n 2 o}、. . .)を中間倍率共焦点(非共焦点)画像と表記する。

【0029】

SLO像撮像装置20は、広画角画像D_l、共焦点画像D_c、非共焦点画像D_n、撮影時に用いた固視標位置F_l、F_{c n}、時相データP_i、等をデータサーバ40に送る。該データサーバ40は、画像処理装置10が出力する眼部の画像特徴と共に、これら情報を保存する。固視標位置F_l、F_{c n}は撮影時に用いた固視標位置であり、これらと共に他の撮像条件も保存されることが好ましい。画像特徴には、網膜血管、網膜血管壁、血管壁を構成する細胞に関する特徴が例示される。また画像処理装置10からの要求に応じ、広画角画像D_l、共焦点画像D_c、非共焦点画像D_n、時相データP_i、及び眼部の画像特徴は画像処理装置10に送信される。

【0030】

次に、図1を用いて本実施形態に係る画像処理装置10の機能構成を説明する。図1は画像処理装置10の機能構成を示すブロック図であり、画像処理装置10は、画像取得部110、記憶部120、画像処理部130、及び指示取得部140を有する。また、画像取得部110は、共焦点データ取得部111、非共焦点データ取得部112、及び時相データ取得部113を備える。画像処理部130は、位置合わせ部131、血管特徴取得部132、細胞特定部133、計測位置特定部134、計測部135、及び表示制御部136を有する。これら各部の実際の機能に関しては後述する。

【0031】

次に、図3(a)及び3(b)を用いて、本実施形態において用いる補償光学を適用したSLO撮像装置20を説明する。SLO撮像装置20は、SLD201、シャックハルトマン波面センサ206、補償光学系204、第一のビームスプリッタ202、第二のビ

10

20

30

40

50

ームスプリッタ203、X-Y走査ミラー205、フォーカスレンズ209、開口部210、光センサ211、画像形成部212、及び出力部213を有する。SLD201から被検眼に向けて、第一のビームスプリッタ202、第二のビームスプリッタ203、補償光学系204、及びX-Y走査ミラー205の順で配置される。第一のビームスプリッタ202の分岐方向には、フォーカスレンズ209、開口部210及び光センサ211がこの順で配置される。光センサ211には画像形成部212が、該画像形成部212には出力部213が接続される。第二のビームスプリッタ203の分岐方向には、シャックハルトマン波面センサ206が配置される。

【0032】

光源であるSLD(Super Luminescent Diode)201から照射された測定光は、各光学部材が配置される光路を経て被検眼眼底に至り、該眼底で反射されて戻り光として光路を逆にたどる。戻り光の一部は、第二のビームスプリッタ203によりシャックハルトマン波面センサ206へ分離される。戻り光のそれ以外は、更に第一のビームスプリッタ202によって分離されて光センサ211へ入力される。

【0033】

シャックハルトマン波面センサ206は眼の収差を測定するためのデバイスであり、レンズアレイ207にCCD208が接続されている。分離された戻り光の一部は入射光としてレンズアレイ207を透過する。該レンズアレイ207を透過した入射光はCCD208に輝点群として現れ、該投影された輝点の位置ずれに基づき戻り光の波面収差が測定される。

【0034】

補償光学系204はシャックハルトマン波面センサ206で測定された波面収差に基づき、収差補正デバイス204を駆動して収差を補正する。収差補正デバイス204は、可変形状ミラーもしくは空間光位相変調器により構成される。収差補正されて第一のビームスプリッタ202により分離された戻り光は、フォーカスレンズ209及び開口部210を経由して光センサ211にて受光される。

【0035】

X-Y走査ミラー205を動かすことで、眼底上の測定光の走査位置を制御できる。操作者は、このX-Y走査ミラー205の制御によって予め指定した撮影対象領域のデータを、指定したフレームレートで指定したフレーム数分取得する。該データは画像形成部212へ伝送され、走査速度のばらつきに起因する画像歪みの補正や輝度値の補正が施されて画像データ(動画画像もしくは静止画像)が形成される。出力部213は、画像形成部212が形成した画像データを画像処理装置10等に出力する。

【0036】

ここで、SLO撮像装置20において、共焦点画像Dcと非共焦点画像Dnとを取得可能な構成であれば、図3(a)における開口部210及び光センサ211の部分は任意の構成にしてよい。本実施形態では、これらを遮光部210-1(図3(b)及び図3(e)参照)及び光センサ211-1、211-2、211-3(図3(b)参照)で構成する。図3(b)において、戻り光は、結像面に配置された遮光部210-1に入射し、その一部光は該遮光部210-1にて反射されて光センサ211-1へ入射する。

【0037】

ここで、図3(e)を用いて遮光部210-1の説明を行う。遮光部210-1は透過領域210-1-2及び210-1-3、遮光領域(不図示)、及び反射領域210-1-1で形成される。反射領域210-1-1が配される中心は、戻り光の光軸中心に位置するように配置される。また、遮光部210-1は戻り光の光軸に対して斜めに配置されたときに、光軸方向から見て円形になるような楕円形状のパターンを持っている。

【0038】

遮光部210-1における反射領域210-1-1での反射により分割された光は、光センサ211-1に入射する。遮光部210-1の透過領域210-1-2及び210-1-3を通過した光は、結像面に配置された2分割プリズム210-2によってさらに分

10

20

30

40

50

割される。分割後の光は、図3(b)に示すように、光センサ211-2、211-3へそれぞれ入射する。

【0039】

各光センサで得られた電圧信号は、画像形成部212内のADボードにてデジタル値に変換された後に2次元画像に変換される。光センサ211-1に入射された光に基づいて生成された画像は、特定の狭い範囲に焦点を合わせた共焦点画像となる。また、光センサ211-2及び211-3に入力される光に基づいて生成された画像は、広い範囲に焦点を合わせた非共焦点画像となる。

【0040】

なお、非共焦点信号を抽出するための戻り光の分割法はこれに限られるものではない。例えば、図3(f)のように透過領域を4つ(210-1-2、210-1-3、210-1-4、210-1-5)に分割して4つの非共焦点信号を得る構成してもよい。また、共焦点信号及び非共焦点信号の受信方法はこれに限定されるものではなく、例えば開口部210の径や位置を可変とし、図3(c)の開口径の状態では共焦点信号として受信し、図3(d)の開口径の状態では非共焦点信号を受信するよう調節してもよい。開口部の径や移動量は任意に設定して良く、例えば図3(c)では開口部の径を1ADD(Airy Disc Diameter)に設定し、図3(d)では開口部の径を10ADD程度、移動量を6ADD程度に設定できる。あるいは、図3(g)の如く2つの透過領域210-1-8もしくは図3(h)の如く4つの透過領域210-1-9を配置して複数の非共焦点信号のみを略同時に受信するよう、遮光部210-1を構成してもよい。なお開口部を4分割する場合は、結像面には2分割プリズムの代わりに4分割プリズムを配置し、光センサも4つ配置する。

【0041】

本実施形態では非共焦点信号が2種類あることから、片側をRチャンネル画像の意味でDnr、もう一方をLチャンネル画像の意味でDnlと表記する。

非共焦点画像Dnと表記する場合は、Rチャンネル画像Dnr及びLチャンネル画像Dnlの両方を指している。

【0042】

なお、本実施形態におけるSLO像撮像装置20は、図3(a)の構成で走査光学系の振り角を大きくして補償光学系204が収差補正を行わないよう指示することもできる。このような指示をすることによって、該SLO像撮像装置20は通常のSLO装置としても動作し、広画角画像を取得できる。

【0043】

なお、以下では高倍率画像Dc、Dnよりも低倍率で、画像取得部110が取得した画像の中で最も低倍率な画像のことを広画角画像Dl(Dlc、Dln)と呼ぶ。従って、広画角画像Dlは補償光学が適用されたSLO画像の場合もあるし、単なるSLO画像の場合も含まれる。なお、共焦点の広画角画像と非共焦点の広画角画像を区別する場合は、各々Dlc、Dlnと表記する。

【0044】

次に、図4を用いて、本実施形態に係る画像処理装置10のハードウェア構成について説明する。図4に示すように、画像処理装置10は、中央演算処理装置(CPU)301、メモリ(RAM)302、制御メモリ(ROM)303、外部記憶装置304、モニタ305、キーボード306、マウス307、及びインターフェース308を有する。本実施形態に係る画像処理機能を実現するための制御プログラムや、当該制御プログラムが実行される際に用いられるデータは、外部記憶装置304に記憶されている。これらの制御プログラムやデータは、CPU301による制御のもと、バス309を通じて適宜RAM302に取り込まれ、CPU301によって実行され、以下に説明する各部として機能する。

【0045】

画像処理装置10を構成する各ブロックの機能については、図5のフローチャートに示

10

20

30

40

50

す画像処理装置 10 の具体的な実行手順と関連付けて説明する。図 5 は、画像処理装置 10 により被検眼眼底の画像を処理する際の操作に関するフローチャートである。

【0046】

<ステップ 510>

画像取得部 110 は、SLO 像撮像装置 20 に対して、低倍率画像及び高倍率画像の取得を要求する。低倍率画像としては図 6 (g) に示すような広画角画像 D1 を、高倍率画像としては同図中の領域 Pt1 に示すような視神経乳頭部の円環領域での共焦点画像 Dcj、及び 2 つの非共焦点画像 Dnrk 及び Dnlk が対応する。また、これらの画像に対応する固視標位置 F1 及び Fcn の取得も要求する。

【0047】

10

SLO 像撮像装置 20 は、該取得要求に応じて広画角画像 D1、共焦点画像 Dcj、非共焦点画像 Dnrk、Dnlk、対応する属性データ、及び固視標位置 F1、Fcn を取得する。取得後、これらデータは画像取得部 110 に送信される。画像取得部 110 は SLO 像撮像装置 20 から LAN30 を介して当該広画角画像 D1、共焦点画像 Dcj、非共焦点画像 Dnrk、Dnlk、固視標位置 F1、Fcn 等のデータを受信し、記憶部 120 にこれらを格納する。

【0048】

また、時相データ取得部 113 は、時相データ取得装置 50 に対し生体信号に関する時相データ Pi の取得を要求する。本実施形態では時相データ取得装置として脈波計を用い、被検者の耳垂（耳たぶ）から脈波データ Pi を取得する。ここで脈波データ Pi は一方の軸に取得時刻、他方の軸に脈波計が計測した脈波信号値を持つ点列として表現される。時相データ取得装置 50 は該取得要求に応じて対応する時相データ Pi を取得してこれを送信する。時相データ取得部 113 は、時相データ取得装置 50 から LAN30 を介して当該脈波データ Pi を受信する。時相データ取得部 113 は、受信した時相データ Pi を記憶部 120 に格納する。

20

【0049】

時相データ取得装置 50 が取得する時相データ Pi に応じて、共焦点データ取得部 111 もしくは非共焦点データ取得部 112 が画像を取得開始する。その態様として、時相データ Pi のある位相に合わせて画像の取得を開始する場合と、画像の取得要求後直ちに脈波データ Pi と画像取得とを同時に開始する場合が考えられる。本実施形態では、画像取得要求後直ちに時相データ Pi と画像取得とを開始する。

30

【0050】

時相データ取得部 113 より各画像の時相データ Pi を取得し、各々の時相データ Pi の極値を検出して心拍動の周期及び心時相の相対値 (relative cardiac cycle) を算出する。なお、心時相の相対値は、心拍動の周期を 1 とした場合に 0 から 1 までの浮動小数点数で表わされる相対値である。

【0051】

ここで、網膜血管を撮影した場合の共焦点画像 Dc 及び非共焦点画像 Dnr の例を、各々図 6 (c) 及び図 6 (d) に示す。図 6 (c) に示すように、共焦点画像 Dc では背景の神経線維層の反射が強く、背景部分のノイズにより位置合わせが難しくなりやすい。また、図 6 (d) に示すように、R チャンネルの非共焦点画像 Dnr では、右側の血管壁のコントラストが高くなる。一方、L チャンネルの非共焦点画像 Dnl では、例えば図 6 (e) に示すように、左側の血管壁のコントラストが高くなる。

40

【0052】

なお、非共焦点画像としては、R チャンネル画像と L チャンネル画像との演算処理によって得られる画像として、加算平均画像 Dnr+1 (図 6 (h)) 及び Split Detector 画像 Dns (図 6 (f)) 何れかも使用可能である。これらを用いて、血管壁の観察や、血管壁に関する計測処理を行ってもよい。加算平均画像 Dnr+1 は、R チャンネル画像と L チャンネル画像の加算平均により得られる画像である。また、Split Detector 画像 Dns は、非共焦点画像に関する差分強調処理 ((L - R) /

50

(R + L))を行って得られる画像である。

【 0 0 5 3 】

なお、高倍率画像の取得位置はこれに限られるものではなく、任意の取得位置の画像を用いてよい。例えば黄斑部で取得された画像や、網膜血管アーケードに沿って取得された画像を用いる場合も本発明に含まれる。

【 0 0 5 4 】

<ステップ520>

位置合わせ手段として機能する位置合わせ部131は、取得された画像のフレーム間位置合わせを行う。次に、位置合わせ部131は、各フレームの輝度値やノイズ、基準フレームとの間の変位量に基づいて例外フレームを判定する。具体的には、まず広画角画像D1及び共焦点画像Dcにおけるフレーム間位置合わせを行う。その後、該フレーム間位置合わせのパラメータ値を、各々非共焦点画像Dnr及びDnlに対しても適用する。

具体的には位置合わせ部131によって、以下の手順でフレーム間位置合わせが実行される。

【 0 0 5 5 】

i) 位置合わせ部131は、まず位置合わせの基準となる基準フレームを設定する。本実施形態では、最もフレーム番号の小さいフレームを基準フレームとする。なお、基準フレームの設定法はこれに限るものではなく、任意の設定法を用いて良い。

【 0 0 5 6 】

ii) 位置合わせ部131は、フレーム間の大まかな位置の対応付け(粗位置合わせ)を行う。任意の位置合わせ手法を利用できるが、本実施形態では、画像間類似度評価関数として相関係数、座標変換手法としてAffine変換を用いて粗位置合わせを行う。

【 0 0 5 7 】

iii) 位置合わせ部131は、フレーム間の大まかな位置の対応関係のデータに基づいて精密位置合わせを行う。その際、本実施形態では段階ii)で得られた粗位置合わせ済動画像に対し、非剛体位置合わせ手法の一種であるFFD(Free Form Deformation)法を用いてフレーム間の精密位置合わせを行う。

【 0 0 5 8 】

なお、精密位置合わせの手法はこれに限らず、任意の位置合わせ手法を用いて良い。また、本実施形態では共焦点画像Dcに対してフレーム間位置合わせを行うことによって得られる位置合わせパラメータを非共焦点画像Dnのフレーム間位置合わせパラメータとしても用いた。しかし、位置合わせの実行順序等はこれに限定されない。例えば、非共焦点画像Dnのフレーム間位置合わせによって得られる位置合わせパラメータを共焦点画像Dcのフレーム間位置合わせパラメータとして用いる場合も本発明に含まれる。この場合、非共焦点画像Dnには、前述したDnrやDnlだけでなく、DnrとDnlとの演算処理により得られる画像も含むことが好ましい。

【 0 0 5 9 】

次に、位置合わせ部131は広画角画像D1と高倍率共焦点画像Dcjとの位置合わせ(いわゆる画像の貼り合わせ)を行い、広画角画像D1上の共焦点画像Dcjの相対位置を求める。本実施形態では、各動画像の重ね合わせ画像を用いて該貼り合わせ処理を行う。これに限らず、例えば各動画像の基準フレームを用いて貼り合せ処理を行ってもよい。位置合わせ部131は、記憶部120から共焦点画像Dcjの撮影時に用いた固視標位置Fcnを取得し、広画角画像D1と共焦点画像Dcjとの位置合わせにおける位置合わせパラメータの探索初期点とする。以降、該パラメータ値の組み合わせを変化させながら広画角画像D1と共焦点画像Dcjとの位置合わせを行う。

【 0 0 6 0 】

広画角画像D1と共焦点画像Dcjとの類似度が最も高い位置合わせパラメータ値の組み合わせを広画角画像D1に対する共焦点画像Dcjの相対位置として決定する。なお、位置合わせ手法はこれに限らず、任意の位置合わせ手法を用いて良い。

【 0 0 6 1 】

また、S 5 1 0において中間倍率の画像が取得されている場合には、より低倍率な画像から順に位置合わせを行う。例えば高倍率共焦点画像D c 1 mと中間倍率共焦点画像D c 2 oが取得されている場合にはまず広画角画像D lと中間倍率画像D c 2 oとの間で位置合わせを最初に行うことが好ましい。この場合、この位置合わせの終了後、中間倍率画像D c 2 oと高倍率画像D c 1 mとの間で位置合わせを行うことが好ましい。

【 0 0 6 2 】

さらに、広画角画像D lと共焦点画像D c jに対して決定された画像貼り合わせパラメータ値を非共焦点画像(D n r k、D n l k)の貼り合わせに対しても適用する。これにより、広画角画像D l上の高倍率非共焦点画像D n r k及びD n l kの相対位置が各々決定される。

【 0 0 6 3 】

<ステップ5 3 0>

血管特徴取得手段として機能する血管特徴取得部1 3 2、及び細胞特定手段として機能する細胞特定部1 3 3が、以下の手順で血管壁を構成する細胞を特定する。即ち、該細胞特定手段は、血管特徴取得部1 3 2によって取得された血管における任意の壁を構成する膜候補点に基づいて、該血管の壁を構成する細胞を特定する。

i) S 5 2 0でフレーム間位置合わせ済みの非共焦点画像を平滑化する。

i i) モルフォロジーフィルタを適用して網膜動脈の中心線を検出する。該動脈中心線上の各位置で、該動脈中心線に垂直な線分上での輝度プロファイルを生成する。次に、該輝度プロファイルに関して、該線分の中心から左側及び右側に向かって極大値を3点ずつ検出して血管中心線に近い方から順に血管壁の内膜・中膜・外膜候補とする。ただし、検出された極大点が3点よりも少ない場合には、該輝度プロファイルでは膜候補点は取得しないものとする。さらに、該中膜候補点を壁の走行方向に補間することで、血管壁走行に沿った曲線を生成する。

i i i) 段階i i)で生成した曲線に沿って輝度プロファイルを生成し、フーリエ変換して周波数領域で低域通過フィルタを適用することにより高周波ノイズを除去する。

i v) 段階i i i)で生成した、血管壁の走行に沿って生成された輝度プロファイル上で極大値検出を行い、血管壁を構成する細胞の位置を特定する。即ち、取得した膜候補点の列に沿って生成した輝度プロファイルに基づいて細胞の特定を行う。この輝度プロファイルは、血管壁領域内で血管の中心線に並行な曲線に沿って生成することも可能である。

【 0 0 6 4 】

なお、具体的な細胞特定処理については図7のフローチャートに示すS 7 1 0 ~ S 7 4 0で詳述する。

【 0 0 6 5 】

<ステップ5 4 0>

計測部1 3 5は、S 5 3 0で特定された血管壁を構成する細胞の位置に基づいて細胞間の相対距離を算出し、該相対距離に基づいて膜厚の計測位置を特定する。該特定された計測位置で中膜厚や中膜・外膜の複合膜厚、壁厚を計測する。

具体的な計測処理についてはS 7 5 0 ~ S 7 7 0で詳述する。

【 0 0 6 6 】

<ステップ5 5 0>

表示制御部1 3 6が、取得された画像や検出された血管壁を構成する細胞の位置、計測結果(血管壁を構成する細胞の密度や膜厚、壁厚)をモニタ3 0 5に表示する。本実施形態では、以下の項目i)乃至i v)の各項目を表示している。即ち、

i) ・非共焦点動画像(図8(a)のI 1)

・脈波の特定の位相に対応するフレームを選択して重ね合わせ処理した画像(図8(a)のI 2)

・血管の内腔を抽出した画像の並置表示(図8(a)のI 3)

i i) 壁を構成する細胞の検出位置のマップ

i i i) 血管壁の走行に沿って計測された細胞密度や壁厚、膜厚を示すグラフ(図8(a)

10

20

30

40

50

）の G 1)

i v) 小領域ごとに算出した血管壁を構成する細胞の分布(細胞密度や細胞面積)を示すマップ(図 8 (b))

をモニタ 3 0 5 に表示している。なお、項目 i v) については算出した値とカラーバーを対応付けた上で、カラー表示することが好ましい。

【 0 0 6 7 】

<ステップ 5 6 0 >

指示取得部 1 4 0 は、S 5 1 0 で取得した画像や S 5 4 0 で計測した結果のデータ、すなわち非共焦点画像 D n k における血管壁を構成する細胞の位置や膜厚、壁厚、血管壁を構成する細胞の密度等の値をデータサーバ 4 0 へ保存するか否かの指示を外部から取得する。この指示は例えばキーボード 3 0 6 やマウス 3 0 7 を介して操作者により入力される。保存が指示された場合は S 5 7 0 へ、保存が指示されなかった場合は S 5 8 0 へと処理を進める。

【 0 0 6 8 】

<ステップ 5 7 0 >

画像処理部 1 3 0 は検査日時、披検眼を同定する情報と、S 5 6 0 で決定した保存対象の画像や計測結果に関するデータとを関連付けてデータサーバ 4 0 へ送信する。

【 0 0 6 9 】

<ステップ 5 8 0 >

指示取得部 1 4 0 は、画像処理装置 1 0 による高倍率非共焦点画像 D n k に関する処理を終了するか否かの指示を外部から取得する。この指示はキーボード 3 0 6 やマウス 3 0 7 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 5 1 0 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。

【 0 0 7 0 】

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

【 0 0 7 1 】

<ステップ 7 1 0 >

細胞特定部 1 3 3 が血管壁を構成する細胞を特定するために、まず非共焦点画像に対してエッジ保存平滑化処理を行う。任意の公知のエッジ保存平滑化処理を適用可能であるが、本実施形態では非共焦点画像 D n r + D n l に対して中央値フィルタを適用する。

【 0 0 7 2 】

<ステップ 7 2 0 >

細胞特定部 1 3 3 が S 7 1 0 で生成した平滑化画像に対し、モルフォロジーフィルタを適用して網膜動脈の中心線を検出する。本実施形態ではトップハットフィルタを適用し、血柱反射に相当する幅の狭い高輝度領域を検出する。さらに該高輝度領域を細線化処理して血管中心線を検出する。なお、血管中心線の検出方法はこれに限らず任意の公知の検出方法を用いてよい。

【 0 0 7 3 】

次に細胞特定部 1 3 3 は、該血管中心線上の各位置で該血管中心線に垂直な線分(図 6 (h) における線分 P r 1) に沿った輝度プロファイル C r (図 6 (i)) を生成する。次に、該線分の中心から左側及び右側に向かって、輝度プロファイル C r における極大点を探索する。該極大点のうち、中心線上の輝度値との比または差が所定範囲内の輝度値を持つ最初の極大点 L m i を内膜候補点、2 番目の極大点 L m m を中膜候補点、最後の極大点 L m o を外膜候補点とする。ただし、検出された極大点が 3 点よりも少ない場合には該輝度プロファイルでは膜候補点は取得しないものとする。さらに、血管中心線上の各位置で得られた(該血管中心線に垂直な線分に沿った)輝度プロファイルで検出された該中膜の極大点 L m m を、血管走行方向に補間処理する。得られた血管中心線の延在方向に並ぶ複数の極大点 L m m 及び補間値を用いることで、中膜候補点列を生成する。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 4 】

なお、膜候補点列の取得法はこれに限らず任意の公知の取得方法を用いてよい。例えば、血管中心線に平行な2本の曲線を可変形状モデルとして血管内腔側及び神経線維側に各々配置する。該モデルを構成する点列上での輝度値や形状に関する評価関数値を最小化することで該モデルを血管壁の境界に一致するよう変形させ、検出された血管壁境界を膜候補点列として取得してもよい。

【 0 0 7 5 】

<ステップ730>

細胞特定部133は、S720で生成した膜候補点列を補間して曲線を生成し、該曲線(図6(h)のPr2)に沿った輝度プロファイル(図6(j))を生成する。

10

【 0 0 7 6 】

次に、該プロファイルにおける壁を構成する細胞以外のピーク成分(ノイズや壁を構成する細胞以外の眼底組織からの反射光)を除去するために、高周波成分の除去を行う。本実施形態では、フーリエ変換を用いて周波数変換を行い、低域通過フィルタを適用して高周波成分の信号値をカットする。該フィルタ済信号を逆フーリエ変換することで空間領域に戻し、高周波成分が除去された補正済輝度プロファイルを生成する。

【 0 0 7 7 】

<ステップ740>

細胞特定部133が、S730において生成した補正済輝度プロファイル上の輝度値を探索して極大値(図6(k)ではLmm1、Lmm2、Lmm3)を検出する。得られた極大値に基づいて、血管走行方向に沿った細胞位置を特定する。

20

【 0 0 7 8 】

さらに、図7(b)に示すフローチャートを参照しながら、S540で実行される処理の詳細について説明する。

【 0 0 7 9 】

<ステップ750>

計測位置特定部134は、計測位置の適合度を算出する。本実施形態では、S740で特定した細胞位置に基づいて、該細胞位置を補間して得られる曲線上の各位置で該細胞位置間の距離を1とした場合の相対距離Phを算出する。これは、一定間隔で分布する細胞中心位置間を1周期とした場合の相対位相値に相当する。具体的には、細胞の中心を0とし、細胞の端部が0.5、隣接する細胞の中心が1となる。このような細胞位置間の相対距離Phの算出を、細胞が検出された全ての膜に対して行う。

30

【 0 0 8 0 】

次に、上記相対距離Phに基づいて計測位置の適合度Cfを算出する。本実施形態では、

$$Cf = |(\text{細胞間の相対距離 } Ph - 0.5)| \times 2.0$$

とする。なお、計測位置の適合度については上式Cfに限定されず、細胞中心に近いほど高く、細胞の末端に近いほど低くなる評価値であれば任意の式を用いて算出してよい。

【 0 0 8 1 】

なお、複合膜厚(例えば中膜・外膜の複合膜や、血管壁厚)を計測する場合には、適合度Cfを細胞サイズ比に基づいて重み付けした値の和を計測位置の適合度として算出する。ここで、細胞のサイズ比については任意の公知の手法によって決定された値を用いてよいが、本実施形態では細胞サイズ比は膜の種類によって予め設定された値とする。例えば、該細胞サイズ比を内膜の細胞：中膜の細胞：外膜の細胞 = 1：3：1として設定できる。

40

【 0 0 8 2 】

<ステップ760>

計測位置特定部134は、S750で算出された計測位置の適合度Cfに基づいて計測位置を特定する。即ち、計測位置特定部134は、本実施形態において、特定された細胞の位置に基づいて血管の壁もしくは膜に関する計測位置を特定する計測位置特定手段として機能する。

50

【 0 0 8 3 】

本実施形態では、図 6 (1) の白点線部に示すように各膜において適合度 C_f が最大となる位置を複数選択して膜厚を計測し、統計値として膜厚の平均値、標準偏差、最小値、最大値を算出する。細胞が検出された膜が単一の場合は、細胞中心に近いほど適合度が高くなるため細胞中心に近い複数の位置で膜厚が計測される。

【 0 0 8 4 】

なお、複合膜厚(例えば中膜・外膜の複合膜や、血管壁厚)を計測する場合(図 6 (m)) には、計測位置の適合度を以下の i) ~ i i) の手順で算出する。

i) 各種の膜に対して計測位置の適合度 C_f を算出する。

i i) i) で算出した膜ごとの計測位置の適合度 C_f を細胞サイズ比に基づいて重み付けした値の和が所定範囲となる複数の位置を計測位置として特定する。

10

【 0 0 8 5 】

例えば中膜と外膜の複合膜厚計測における計測位置の適合度は、細胞サイズ比が内膜の細胞 : 中膜の細胞 : 外膜の細胞 = 1 : 3 : 1 であるので

$$1 \cdot C_{fm} + 3 \cdot C_{fa} = 0.6 \cdot C_{fm} + 0.2 \cdot C_{fa}$$

(C_{fm} は中膜、 C_{fa} は外膜に対する計測位置の適合度)

として算出できる。該複合膜厚計測における計測位置の適合度に基づいて、図 6 (m) では白点線部の位置が計測位置として決定される。

【 0 0 8 6 】

以上述べたように、計測位置特定部 1 3 4 は、血管壁を構成する複数の膜における 1 以上の膜において特定された細胞の内の所定の位置同士、本実施形態では細胞の中心同士の距離に基づいて、計測位置を特定若しくは決定する。なお、所定の位置は表示される画像等より適宜取得出来る態様としても良い。

20

【 0 0 8 7 】

<ステップ 7 7 0 >

計測部 1 3 5 は、S 7 6 0 で特定された計測位置において、血管の壁に関する計測値として、血管における各膜厚、複数の膜の厚さの合算からなる複合膜厚、該複数の膜によって構成される血管の壁厚を計測する。なお、これらの計測項目は、ここに例示したものの少なくとも一つであってもよい。

【 0 0 8 8 】

30

具体的には S 7 6 0 で特定された計測位置において中膜厚、中膜・外膜の複合厚、壁厚に関して各々平均値と標準偏差、最大値と最小値を算出する。これらの指標値は画像全体に対する統計値としてだけでなく、血管枝単位で算出したり、血管枝内の片側(血管走行方向に対して右側もしくは左側)単位で算出したり、小領域ごとに算出する。

【 0 0 8 9 】

なお、血管壁を構成する膜厚に関する指標としてはこれに限定されず、複数の膜で算出した膜厚値の演算によって指標値を算出してもよい。例えば、以下の a) 或いは b) の方法が例示できる。

a) (中膜 + 外膜の複合膜厚) / (内膜の膜厚)

即ち、変性・肥厚しやすい中膜 + 外膜の複合膜厚を相対的に変化しにくい内膜における細胞密度で規格化する。

40

b) 血管走行方向から見て左側の壁、右側の壁の(同じ種類の)膜厚の比を指標とする。

【 0 0 9 0 】

壁細胞はコイル状に走行していて膜厚異常が生じる場合は両側に生じやすいと考えられるため、膜厚計測値に関する信頼性の指標として用いる。

【 0 0 9 1 】

即ち、壁厚等の計測に際しては、血管における異なる膜に対して計測した膜厚同士に基づく規格値、又は膜の厚さに関する指標値同士を演算することにより得られる新たな指標値、を算出することが好ましい。また、この規格値や指標値は、実際の血管壁の厚さの算

50

出に際し、その適否等の判断に用いることも可能である。

【0092】

なお、図6(n)に示すようにS740において検出した血管壁を構成する細胞間の距離が所定の範囲外である場合には、血管壁を構成する細胞が変性・死滅して適切な計測位置を特定できない場合があり得る。

【0093】

そこで、複数種の膜において細胞位置が検出されており、かつ1種以上の膜において細胞間隔が所定範囲内であれば、該細胞間隔が適正な膜において算出した計測位置の適合度のみを用いて計測位置を特定することが好ましい。もしいずれの種類の膜も細胞間隔が適正でない場合は、血管壁の走行に沿って所定の間隔で計測位置を特定することが好ましい。

10

【0094】

以上述べた構成によれば、画像処理装置10は共焦点画像と非共焦点画像を同時に取得するSLO装置を用いて網膜動脈壁を撮影した画像に対し、以下の処理を行う。すなわち網膜血管壁を構成する細胞を検出後、血管走行に沿った各位置で算出した該細胞間の相対距離に基づいて膜厚の計測位置を特定して膜厚計測する。

【0095】

これにより、眼部の血管壁を構成する膜の厚みを正確に計測できる。

【0096】

[その他の実施形態]

20

上述の実施形態では画像取得部110に共焦点データ取得部111と非共焦点データ取得部112を両方とも含む場合について説明した。しかし、非共焦点データを2種以上取得可能な構成であれば、画像取得部110に共焦点データ取得部111を含まなくてもよい。

【0097】

また上述の実施形態では本発明を画像処理装置として実現したが、本発明の実施形態は画像処理装置のみに限定されない。例えばコンピュータのCPUにより実行されるソフトウェアとして実現しても良い。本ソフトウェアを記憶した記憶媒体も本発明を構成することは言うまでもない。

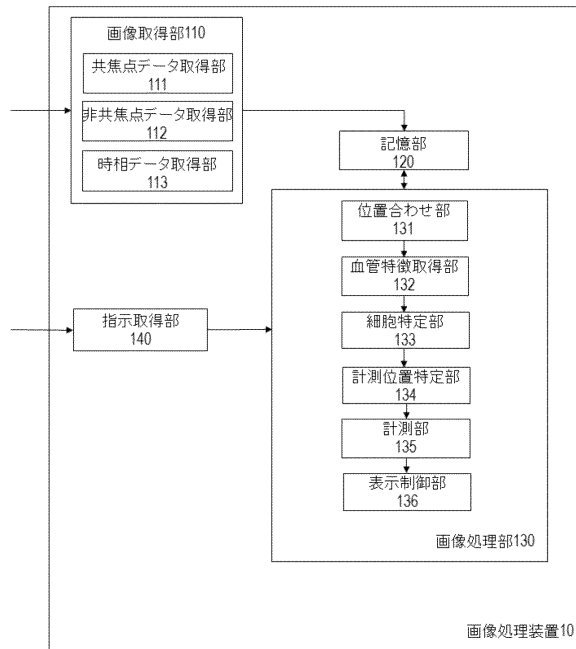
【符号の説明】

30

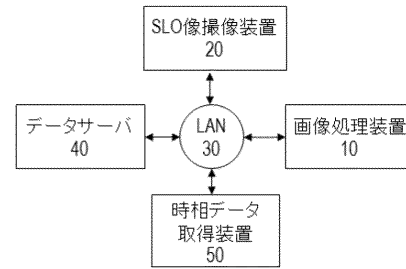
【0098】

- 110 画像取得部
- 132 血管特徴取得部
- 133 細胞特定部
- 134 計測位置特定部

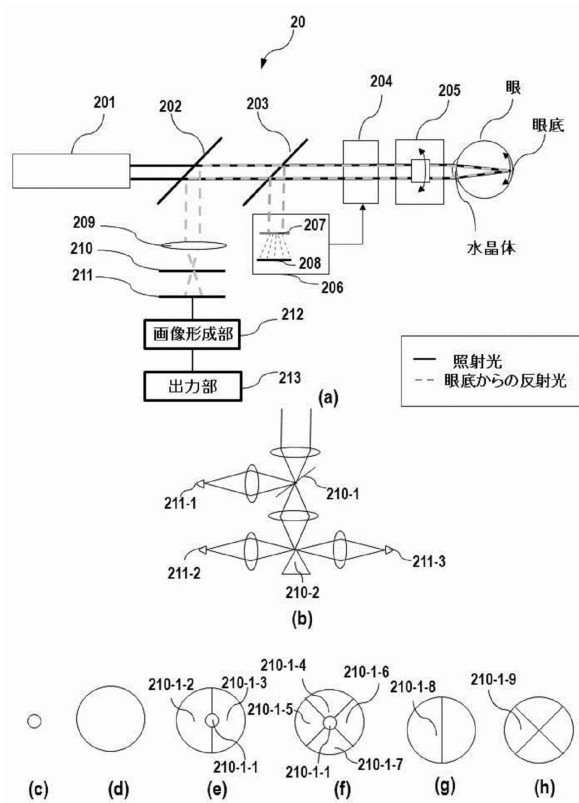
【図 1】



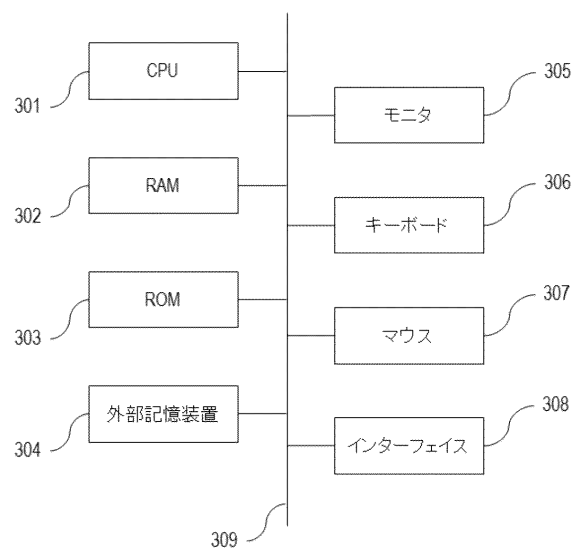
【図 2】



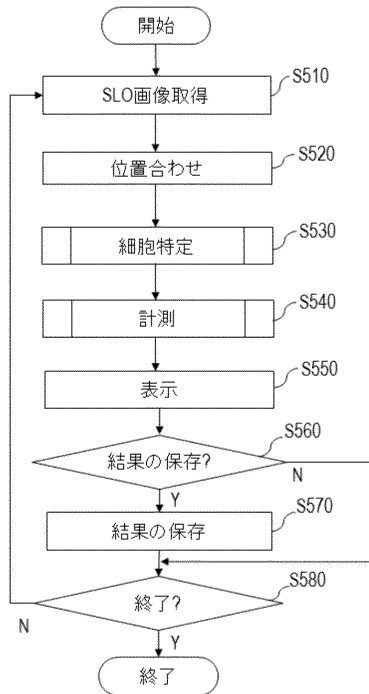
【図 3】



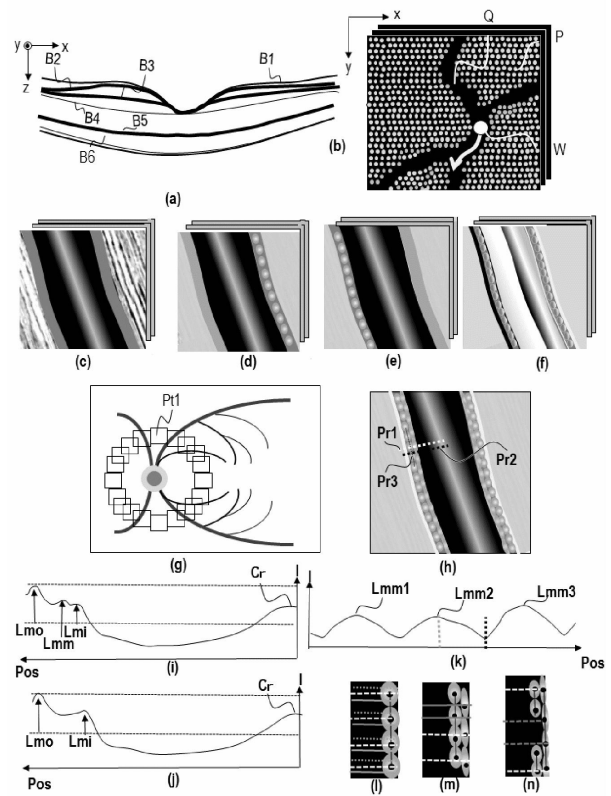
【図 4】



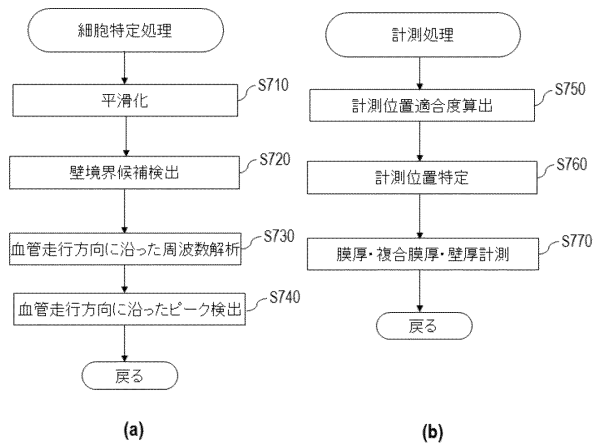
【図 5】



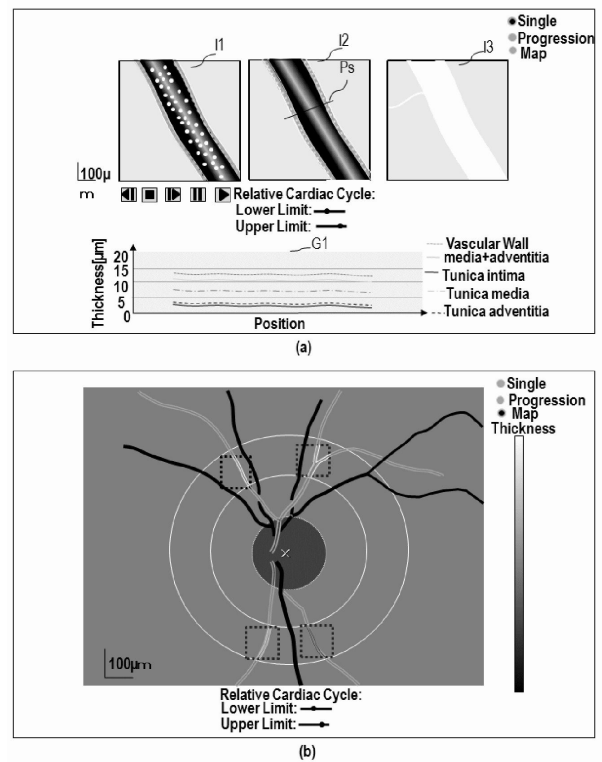
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開 2 0 1 4 - 1 6 6 2 7 1 (J P , A)

特開 2 0 1 4 - 1 6 6 2 7 0 (J P , A)

特開 2 0 1 3 - 1 6 9 2 9 6 (J P , A)

特開 2 0 1 3 - 1 6 6 2 9 5 (J P , A)

Michel Paques , ADAPTIVE OPTICS IMAGING OF RETIAL MICROSTRUCTURES:IMAGE PROCESSING FOR MEDICAL APPLICATIONS , 2014 INTERNATIONAL WORKSHOP ON COMPUTATIONAL INTELLIGENCE FOR MULTIMEDIA UNDERSTANDING,IEEE , 米国 , 2 0 1 4 年 1 1 月 1 日 , P.1-5

Toco Y.P.Chui , The use of foward scatter to improve retinal vascular imaging with an adaptive optics scanning laser ophthalmoscope , BIOMEDICAL OPTICS EXPRESS , 米国 , 2 0 1 2 年 1 0 月 1 日 , vol.3,no.10 , P.2537-2549

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 3 / 0 0 - 3 / 1 6

J S T P l u s / J M E D P l u s / J S T 7 5 8 0 (J D r e a m I I I)

P u b M e d