

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

測定光を照射した被検体からの戻り光と前記測定光に対応する参照光とを合波して得た合波光を分割して得た互いに異なる偏光の光の断層信号に基づいて、前記被検体の 3 次元偏光断層情報及び 3 次元モーションコントラスト情報を取得する情報取得手段と、
前記 3 次元偏光断層情報を用いて前記被検体の病変領域を抽出する抽出手段と、
前記病変領域が前記 3 次元モーションコントラスト情報を用いて生成されたモーションコントラスト画像に重畳された画像を生成する画像生成手段と、
を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記抽出手段は、前記 3 次元偏光断層情報を用いて前記被検体の 3 次元の病変領域を抽出し、
前記画像生成手段は、前記 3 次元の病変領域が前記 3 次元モーションコントラスト情報を用いて生成された 3 次元のモーションコントラスト画像に重畳された 3 次元画像を生成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】

前記画像生成手段は、前記 3 次元画像を用いて前記被検体の特定の領域の E n f a c e 画像を生成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】

前記抽出手段は、前記 3 次元偏光断層情報を用いて前記被検体の 2 次元の病変領域を抽出し、
前記画像生成手段は、前記 2 次元の病変領域が前記 3 次元モーションコントラスト情報を用いて生成されたモーションコントラスト E n f a c e 画像に重畳された画像を生成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 5】

前記重畳された画像を表示手段に表示させる表示制御手段を更に有す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。

【請求項 6】

前記抽出手段は、前記 3 次元モーションコントラスト情報を用いて前記被検体の血管を抽出し、
前記表示制御手段は、前記病変領域を示すパラメータの値と前記血管を示すパラメータの値とを前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 5 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記抽出手段は、前記 3 次元モーションコントラスト情報を用いて前記被検体の血管を抽出し、
前記表示制御手段は、前記病変領域を示すパラメータの値の経時変化を示すグラフと前記血管を示すパラメータの値の経時変化を示すグラフとを前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 5 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

測定光を照射した被検体からの戻り光と前記測定光に対応する参照光とを合波して得た合波光を分割して得た互いに異なる偏光の光の断層信号に基づいて、前記被検体の 3 次元偏光断層情報及び 3 次元モーションコントラスト情報を取得する情報取得手段と、
前記被検体の深さ方向における第 1 の領域と、前記第 1 の領域とは異なる第 2 の領域とを決定する決定手段と、
前記 3 次元偏光断層情報を用いて前記第 1 の領域を抽出する抽出手段と、
前記 3 次元偏光断層情報を用いて生成された前記第 1 の領域の偏光 E n f a c e 画像と、前記 3 次元モーションコントラスト情報を用いて生成された前記第 2 の領域のモーションコントラスト E n f a c e 画像とが重畳された 2 次元画像を生成する画像生成手段と、
を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 9】

10

20

30

40

50

前記互いに異なる偏光の光を検出する検出手段を有する撮像装置と通信可能に接続され

、
前記情報取得手段は、前記検出手段により前記互いに異なる偏光の光が検出されることにより得た前記断層信号に基づいて、前記3次元偏光断層情報及び前記3次元モーションコントラスト情報を取得す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。

【請求項10】

前記被検体は、被検眼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】

測定光を照射した被検体からの戻り光と前記測定光に対応する参照光とを合波して得た合波光を分割して得た互いに異なる偏光の光の断層信号に基づいて、前記被検体の3次元偏光断層情報及び3次元モーションコントラスト情報を取得する工程と、

前記3次元偏光断層情報を用いて前記被検体の病変領域を抽出する工程と、

前記病変領域が前記3次元モーションコントラスト情報を用いて生成されたモーションコントラスト画像に重畳された画像を生成する工程と、
を有することを特徴とする画像処理方法。

【請求項12】

前記抽出する工程において、前記3次元偏光断層情報を用いて前記被検体の3次元の病変領域を抽出し、

前記生成する工程において、前記3次元の病変領域が前記3次元モーションコントラスト情報を用いて生成された3次元のモーションコントラスト画像に重畳された3次元画像を生成することを特徴とする請求項11に記載の画像処理方法。

【請求項13】

前記生成する工程において、前記3次元画像を用いて前記被検体の特定の領域のEnface画像を生成することを特徴とする請求項12に記載の画像処理方法。

【請求項14】

前記抽出する工程において、前記3次元偏光断層情報を用いて前記被検体の2次元の病変領域を抽出し、

前記生成する工程において、前記2次元の病変領域が前記3次元モーションコントラスト情報を用いて生成されたモーションコントラストEnface画像に重畳された画像を生成することを特徴とする請求項11に記載の画像処理方法。

【請求項15】

前記重畳された画像を表示手段に表示させる工程を更に有することを特徴とする請求項11乃至14のいずれか1項に記載の画像処理方法。

【請求項16】

前記抽出する工程において、前記3次元モーションコントラスト情報を用いて前記被検体の血管を抽出し、

前記表示させる工程において、前記病変領域を示すパラメータの値と前記血管を示すパラメータの値とを前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項15に記載の画像処理方法。

【請求項17】

前記抽出する工程において、前記3次元モーションコントラスト情報を用いて前記被検体の血管を抽出し、

前記表示制御手段は、前記病変領域を示すパラメータの値の経時変化を示すグラフと前記血管を示すパラメータの値の経時変化を示すグラフとを前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項15に記載の画像処理方法。

【請求項18】

測定光を照射した被検体からの戻り光と前記測定光に対応する参照光とを合波して得た合波光を分割して得た互いに異なる偏光の光の断層信号に基づいて、前記被検体の3次元

10

20

30

40

50

偏光断層情報及び3次元モーションコントラスト情報を取得する工程と、

前記被検体の深さ方向における第1の領域と、前記第1の領域とは異なる第2の領域とを決定する工程と、

前記3次元偏光断層情報を用いて前記第1の領域を抽出する工程と、

前記3次元偏光断層情報を用いて生成された前記第1の領域の偏光 *En face* 画像と、前記3次元モーションコントラスト情報を用いて生成された前記第2の領域のモーションコントラスト *En face* 画像とが重畳された2次元画像を生成する工程と、を有することを特徴とする画像処理方法。

【請求項19】

前記被検体は、被検眼であることを特徴とする請求項11乃至18のいずれか1項に記載の画像処理方法。

10

【請求項20】

請求項11乃至19のいずれか1項に記載の画像処理装置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】

被検体の画像を処理する画像処理装置及び画像処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

生体などの測定対象の断層像を非破壊、非侵襲で取得する方法として、光干渉断層撮像法 (*Optical Coherence Tomography*、以下 *OCT* という) が実用化されている。*OCT* は、特に眼科領域で被検眼の眼底における網膜の断層像が取得され、網膜の眼科診断等において広く利用されている。

20

【0003】

OCT は、測定対象から反射した光と参照鏡から反射した光を干渉させ、その干渉した光強度の時間依存性または波数依存性を解析することにより断層像を得ている。このような光干渉断層像取得装置として、参照鏡の位置を変えることで測定対象の深さ情報を得るタイムドメイン *OCT* が知られている。また、広帯域光源を使用したスペクトルドメイン *OCT* (*SD-OCT: Spectral Domain Optical Coherence Tomography*) が知られている。さらに、発振波長を変えることができる波長可変光源装置を光源として使用した波長掃引光コヒーレンストモグラフィ (*SS-OCT: Swept Source Optical Coherence Tomography*) 装置が知られている。なお、*SD-OCT* と *SS-OCT* は総称してフーリエドメイン *OCT* (*FD-OCT: Fourier Domain Optical Coherence Tomography*) と呼ばれる。

30

【0004】

近年、この *FD-OCT* を用いた擬似血管造影法が提案されており、*OCT* アンギオグラフィ (*OCTA*) と呼ばれている。現代の臨床医療で一般的な血管造影法である蛍光造影は、体内に蛍光色素 (例えばフルオレセインまたはインドシアニングリーン) の注入を必要としている。蛍光色素の通り道となる血管を2次元的に表示する。これに対して、*OCTA* は非侵襲で擬似的な血管造影を可能にし、血流部位のネットワークを3次元的に表示することが可能である。さらに、蛍光造影に比べて高分解能であり、眼底の微小血管または血流を描出することができるため注目を集めている。

40

【0005】

OCTA は、血流検出方法の違いにより複数の方法が提案されている。例えば、非特許文献1には、*OCT* 信号から時間変調が起こっている信号のみを抽出することで血流からの *OCT* 信号を分離する方法が提案されている。また、血流による位相のバラツキを利用した方法 (非特許文献2)、血流による強度のバラツキを利用した方法 (非特許文献3、特許文献1)、なども提案されている。尚、本明細書中では、*OCT* 信号から時間変調が

50

起こっている信号を画像として表示したものをモーションコントラスト画像、またその画素値をモーションコントラスト、そのデータセットをモーションコントラストデータと呼ぶ場合がある。

【0006】

一方、機能OCT装置の一つとして開発されている偏光OCT装置は、神経線維層や網膜層などの構造情報の描出が可能である。非特許文献4では、該偏光OCT装置を用いて、網膜神経線維層(RNFL)において、リターデーションと称呼される偏向パラメータについて、単位厚みあたりの3次元のデータを厚さ方向に積算して得られるEnfaceマップを得る技術が開示されている。

【先行技術文献】

10

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】米国特許出願公開第2014/221827号明細書

【非特許文献】

【0008】

【非特許文献1】Fingler et al. "Mobility and transverse flow visualization using phase variance contrast with spectral domain optical coherence tomography" Optics Express. Vol. 15, No. 20. pp 12637 - 12653 (2007)

20

【非特許文献2】Optics Letters Vol. 33, Iss. 13, pp. 1530 - 1532 (2008) "Speckle variance detection of microvasculature using swept-source optical coherence tomography"

【非特許文献3】Mariampillai et al., "Optimized speckle variance OCT imaging of microvasculature," Optics Letters 35, 1257 - 1259 (2010)

【非特許文献4】Invest Ophthalmol Vis Sci. 2013 Jan 7, Zotter S et al. "Measuring retinal nerve fiber layer birefringence, retardation, and thickness using wide-field, high-speed polarization sensitive spectral domain OCT"

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

新生血管を伴う加齢黄斑変性(AMD)において特徴的な新生血管は、脈絡膜からブルッフ膜を突き破って網膜色素上皮(RPE: Retinal pigment epithelium)の下あるいは上に生えだしてくると急速に増殖する。この新生血管から血液の漏出がおこることで、視機能が障害され、さらに漏出箇所周辺に線維化組織が形成される。新生血管を伴うAMD患者に対して適切な治療を行うためには、新生血管と線維化組織(線維症: Fibrosis)とを識別して把握することが必要である。それは、例えば、新生血管からの血液の漏出に対しては、血管内皮増殖因子(VEGF)を阻害する薬を投与することにより新生血管の増殖を抑制することができるが、既に線維化組織に対しては効果が期待できないためである。また、治療の効果を判断するためにも、それぞれの組織の経時的な変化を把握することが必要である。

40

【0010】

しかしながら、従来のOCTにおいて得られる輝度画像においては、RPEと線維化組織と新生血管とが同じような高輝度反射領域となり、その識別は困難であった。また、O

50

C T A や偏光 O C T のいずれかでは、A M D の進行に関わる組織をトータルに識別し、把握することができなかつた。また、それら組織の時間的あるいは空間的な変化を把握することが困難であった。そのため、疾患の進行を把握することが難しかった。

【 0 0 1 1 】

本発明の目的の一つは、上記の課題に鑑みてなされたものであり、新生血管や線維化組織等の識別が困難な組織を識別可能な画像を生成することである。なお、前記目的に限らず、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一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 1 2 】

本発明に係る画像処理装置の一つは、
測定光を照射した被検体からの戻り光と前記測定光に対応する参照光とを合波して得た合波光を分割して得た互いに異なる偏光の光の断層信号に基づいて、前記被検体の 3 次元偏光断層情報及び 3 次元モーションコントラスト情報を取得する情報取得手段と、
前記 3 次元偏光断層情報を用いて前記被検体の病変領域を抽出する抽出手段と、
前記病変領域が前記 3 次元モーションコントラスト情報を用いて生成されたモーションコントラスト画像に重畳された画像を生成する画像生成手段と、を有する。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 3 】

本発明の一つによれば、新生血管や線維化組織等の識別が困難な組織を識別可能な画像を生成することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 4 】

【 図 1 】 本実施形態における装置の全体構成の一例の概略を示す図。

【 図 2 】 本実施形態におけるスキャンパターンの一例を表す図。

【 図 3 】 本実施形態における信号処理手順の一例を示す図。

【 図 4 】 本実施形態におけるセグメンテーション結果の一例を示す図。

【 図 5 】 本実施形態における G U I の一例を示す図。

【 図 6 】 本実施形態における G U I の一例を示す図。

【 図 7 】 本実施形態における R P E 厚マップと血管画像との重畳表示の一例を示す図。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 5 】

以下、添付の図面を参照して、本実施形態に係る撮像装置を説明する。なお、以下の実施形態において示す構成および処理手順は一例に過ぎず、本発明は以下の実施形態に限定されるものではない。また、本実施形態で被検体を人眼（眼底）としているがこれに限るものではなく、例えば皮膚等に用いることとしてもよい。また、本実施形態において撮像対象は眼の眼底としているが、前眼を撮影対象とすることとしてもよい。

【 0 0 1 6 】

< 偏光 O C T 装置の構成 >

図 1 は、本実施形態における画像処理装置の構成例を示す図である。本実施形態では S O C T による偏光 O C T 装置について説明する。なお、S D - O C T による偏光 O C T 装置に本発明を適用することも可能である。本実施形態における装置は、光干渉断層信号を取得する光干渉断層取得部 8 0 0 と制御部 1 4 3 から構成される。このとき、光干渉断層取得部 8 0 0 は撮像装置の一例であり、本実施形態における画像処理装置の一例である制御部 1 4 3 と通信可能に接続されている。なお、このような形態以外にも、制御部 1 4 3 が撮像装置に内蔵されて一体となっている装置構成であっても良い。ここで、制御部 1 4 3 は、さらに信号処理部 1 4 4、信号取得制御部 1 4 5、表示制御部 1 4 9 と表示部 1 4 6 から構成される。信号処理部 1 4 4 は、さらに画像生成部とマップ生成部から構成される。

10

20

30

40

50

【0017】

まず、光干渉断層取得部800の構成について説明する。光源801は波長掃引型(Swept Source:以下SS)光源であり、例えば、掃引中心波長1050nm、掃引幅100nmで掃引しながら光を出射する。光源801から出射された光は、シングルモードファイバ(以下SMファイバと記載)802、偏光制御器803コネクタ804、SMファイバ805、ポライザ806、偏波保持(Polarization Maintaining:PM)ファイバ(以下PMファイバと記載)807、コネクタ808、PMファイバ809を介して、ビームスプリッタ810に導かれ、測定光(OCT測定光とも言う)と参照光(OCT測定光に対応する参照光とも言う)に分岐される。ビームスプリッタ810の分岐比は、90(参照光):10(測定光)である。偏光制御器103は光源101から射出する光の偏光を所望の偏光状態へ変化させることが出来る。一方、ポライザ806は特定の直線偏光成分のみを通過させる特性を持つ光学素子である。通常光源801から射出される光は偏光度が高く、特定の偏光方向を持つ光が支配的であるが、ランダム偏光成分と呼ばれる、特定の偏光方向を持たない光が含まれている。このランダム偏光成分は偏光OCT画像の画質を悪化させることが知られており、ポライザによってランダム偏光成分をカットしてやる。なお、ポライザ806を通過できるのは特定の直線偏光状態の光のみであるため、所望の光量が被検眼118に入射するように偏光制御器803によって偏光状態を調整する。

10

【0018】

分岐された測定光は、PMファイバ811を介して出射され、コリメータ812によって平行光とされる。平行光となった測定光は1/4波長板813を透過したのち、被検眼818の眼底Erにおいて測定光を走査するガルバノスキャナ814、スキャンレンズ815、フォーカスレンズ816を介して被検眼818に入射する。ここで、ガルバノスキャナ814は単一のミラーとして記載したが、実際は被検眼118の眼底Erをラスタースキャンするように2枚のガルバノスキャナによって構成している。また、フォーカスレンズ816はステージ817上に固定されており、光軸方向に動くことで、フォーカス調整することが出来る。ガルバノスキャナ814とステージ817は信号取得制御部145によって制御され、被検眼118の眼底Erの所望の範囲(断層画像の取得範囲、断層画像の取得位置、測定光の照射位置とも言う)で測定光を走査することが出来る。また1/4波長板813は、1/4波長板の光学軸と、その光学軸に対して直交する軸との間の位相を1/4波長分だけ遅延させる特性を持つ光学素子である。本実施例ではPMファイバ811より射出する測定光の直線偏光の方向に対して1/4波長板の光学軸を45°だけ光軸を回転軸として回転させ、被検眼118に入射する光を円偏光とする。なお、本実施形態では詳細な説明はしていないが、眼底Erの動きを検出し、ガルバノスキャナ114のミラーを眼底Erの動きに追従させて走査させるトラッキング機能が付与されていることが望ましい。トラッキング方法については一般的な技術を用いて行うことが可能であり、リアルタイムで行うことも、ポストプロセッシングで行うことも可能である。例えば、走査型レーザ検眼鏡(Scanning Laser Ophthalmoscope:SLO)を用いる方法がある。これは眼底Erについて、SLOを用いて光軸に対して垂直な面内の2次元画像を経時的に取得し、画像中の血管分岐などの特徴箇所を抽出する。取得する2次元画像中の特徴箇所がどのように動いたかを眼底Erの移動量として算出し、算出した移動量をガルバノスキャナ814にフィードバックすることでリアルタイムトラッキングを行うことが出来る。

20

30

40

【0019】

測定光は、ステージ817上に乗ったフォーカスレンズ816により、被検眼118に入射し、眼底Erにフォーカスされる。眼底Erを照射した測定光は各網膜層で反射・散乱し、上述の光学経路をビームスプリッタ810に戻る。ビームスプリッタ810に入射した測定光の戻り光はPMファイバ826を経由し、ビームスプリッタ828に入射する。

【0020】

50

一方、ビームスプリッタ806で分岐された参照光は、PMファイバ819を介して出射され、コリメータ820によって平行光とされる。参照光は1/2波長板821、分散補償ガラス822、NDフィルタ823、コリメータ824を介し、PMファイバ827に入射する。コリメータレンズ824とPMファイバ827の一端はコヒーレンスゲートステージ825の上に固定されており、被検者の眼軸長の相違等に対応して光軸方向に駆動するように、信号取得制御部145で制御される。1/2波長板821は、1/2波長板の光学軸と、その光学軸に対して直交する軸との間の位相を1/2波長分だけ遅延させる特性を持つ光学素子である。本実施例ではPMファイバ819より射出する参照光の直線偏光がPMファイバ827において長軸が45°傾いた偏光状態となるように調整する。なお本実施形態では参照光の光路長を変更しているが、測定光の光路と参照光の光路との光路長差を変更出来ればよい。

10

【0021】

PMファイバ827を通過した参照光はビームスプリッタ828に入射する。ビームスプリッタ828では参照光の戻り光と参照光が合波されることにより得られた合波光(干渉光)とされた上で二つに分割される。分割される干渉光は互いに反転した位相の干渉光(以下、正の成分および負の成分と表現する)となっている。分割された干渉光の正の成分はPMファイバ829、コネクタ831、PMファイバ833を経由して偏光ビームスプリッタ835に入射する。一方、干渉光の負の偏光成分はPMファイバ830、コネクタ832、PMファイバ834を経由して偏光ビームスプリッタ836に入射する。

【0022】

偏光ビームスプリッタ835および836では、直交する二つの偏光軸に合わせて干渉光が分割され、垂直(Vertical)偏光成分(以下、V偏光成分)と水平(Horizontal)偏光成分(以下、H偏光成分)の二つの光にそれぞれ分割される。偏光ビームスプリッタ835に入射した正の干渉光は偏光ビームスプリッタ835において正のV偏光成分と正のH偏光成分の二つの干渉光に分割される。分割された正のV偏光成分はPMファイバ837を経由してディテクタ841に入射し、正のH偏光成分はPMファイバ838を経由してディテクタ842に入射する。一方、偏光ビームスプリッタ836に入射した負の干渉光は偏光ビームスプリッタ836において負のV偏光成分と負のH偏光成分に分割される。負のV偏光成分はPMファイバ839を経由してディテクタ841に入射し、負のH偏光成分はPMファイバ840を経由してディテクタ842に入射する。

20

30

【0023】

ディテクタ841および842はいずれも差動検出器となっており、位相が180°反転した二つの干渉信号が入力すると、直流成分を除去し、干渉成分のみを出力する。

【0024】

ディテクタ841で検出された干渉信号のV偏光成分とディテクタ842で検出された干渉信号のH偏光成分はそれぞれ光の強度に応じた電気信号として出力され、断層画像生成部の一例である信号処理部144に入力する。

【0025】**<スキャンパターン>**

ここで、被検体118の奥行き方向の断層に関する情報を取得することをA-scanと呼ぶ。また、A-scanと直交する方向で被検体の断層に関する情報、すなわち2次元画像を取得するための走査方向をB-scan、更にB-scanにより得られた断層像に直交する方向に走査することをC-scanと呼ぶ。これは、3次元断層像を取得する際に眼底面内に2次元ラスタ走査する場合、高速な走査方向がB-scan、B-scanをその直交方向に並べて走査する低速な走査方向をC-scanと呼ぶ。A-scan及びB-scanを行うことで2次元の断層像が得られ、A-scan、B-scan及びC-scanを行うことで、3次元の断層像を得ることができる。B-scan、C-scanは、上述したガルバノスキャナ114により行われる。

40

【0026】

50

なお、不図示の X 軸スキャナー 114 a、Y 軸スキャナー 114 b は、それぞれ回転軸が互いに直交するように配置された偏向ミラーで構成されている。X 軸スキャナー 114 a は、X 軸方向の走査を行い、Y 軸スキャナー 114 b は、Y 軸方向の走査を行う。X 軸方向、Y 軸方向の各方向は、眼球の眼軸方向に対して垂直な方向で、互いに垂直な方向である。また、B - scan、C - scan のようなライン走査方向と、X 軸方向または Y 軸方向とは、一致していなくてもよい。このため、B - scan、C - scan のライン走査方向は、撮像したい 2 次元の断層像あるいは 3 次元の断層像に応じて、適宜決めることができる。

【0027】

次に、図 2 を用いて本実施形態のスキャンパターンの一例を説明する。OCT アンギオグラフィーでは血流による OCT 干渉信号の時間変化を計測するため、同じ場所（または略同じ場所）で複数回の計測が必要となる。本実施形態では OCT 装置は同じ場所での B スキャンを m 回繰り返しつつ、n 箇所の y ポジションに移動するスキャンを行う。具体的なスキャンパターンを図 2 に示す。眼底平面上で $y_1 \sim y_n$ の n 箇所の y ポジションについて、それぞれ B スキャンを繰り返し m 回ずつ実施する。m が大きいと同じ場所での計測回数が増えるため、血流の検出精度が向上する。その一方でスキャン時間が長くなり、スキャン中の眼の動き（固視微動）により画像にモーションアーチファクトが発生する問題と被検者の負担が増える問題が生じる。本実施形態では両者のバランスを考慮して $m = 4$ として実施した。なお、OCT 装置の A スキャン速度、被検体 118 の眼底表面画像の運動解析に応じて、制御部 143 は m を変更してもよい。

10

20

【0028】

図 2 において p は 1 つの B スキャンにおける A スキャンのサンプリング数を示している。すなわち、 $p \times n$ により平面画像サイズが決定される。 $p \times n$ が大きいと、同じ計測ピッチであれば広範囲がスキャンできるが、スキャン時間が長くなり、上述のモーションアーチファクトおよび患者負担の問題が生じる。本実施形態では両者のバランスを考慮して $n = p = 300$ として実施した。なお、上記 n, p は適宜自由に変更が可能である。

【0029】

また、図 2 における x は隣り合う x ポジションの間隔（x ピッチ）であり、y は隣り合う y ポジションの間隔（y ピッチ）である。本実施形態では x ピッチ、y ピッチは眼底における照射光のビームスポット径の $1/2$ として決定し、 $10 \mu\text{m}$ とする。x ピッチ、y ピッチを眼底上ビームスポット径の $1/2$ とすることで生成する画像を高精細に形成することができる。x ピッチ、y ピッチを眼底ビームスポット径の $1/2$ より小さくしても生成する画像の精細度をそれ以上高くする効果は小さい。

30

【0030】

逆に x ピッチ、y ピッチを眼底ビームスポット径の $1/2$ より大きくすると精細度は悪化するが、小さなデータ容量で広い範囲の画像を取得することができる。临床上の要求に応じて x ピッチ、y ピッチを自由に変更してもよい。

【0031】

< 制御部 143 の構成 >

本装置全体を制御するための制御部 143 の構成と機能について説明する。制御部 143 は、信号処理部 144、信号取得制御部 145、表示部 146、表示制御部 149 によって構成される。また、信号処理部 144 は、さらに、画像生成部 147 とマップ生成部 148 を持つ構成となっている。なお、信号処理部 144 は、被検体の 3 次元偏光断層情報及び 3 次元モーションコントラスト情報を取得する情報取得手段の一例である。また、画像生成部 147 は、ディテクタ 841 および 842 から送られる電気信号（干渉信号）から輝度画像及びモーションコントラスト画像を生成する機能を有し、マップ生成部 148 は輝度画像から層情報（網膜のセグメンテーション）を生成する機能を有する。

40

【0032】

さらに、画像生成部 147 は、信号処理部 144 に送られる電気信号から偏光特性画像を生成する機能を有し、マップ生成部 148 は線維化組織画像を生成する機能を有する。

50

【 0 0 3 3 】

信号取得制御部 1 4 5 は上述の通りに各部を制御する。信号処理部 1 4 4 はディテクタ 8 4 1、8 4 2 から出力される信号に基づき、画像の生成、生成された画像の解析、解析結果の可視化情報の生成を行う。

【 0 0 3 4 】

信号処理部 1 4 4 で生成された画像および解析結果は表示制御部 1 4 9 に送られ、表示制御部 1 4 9 は表示部 1 4 6 の表示画面に画像および解析結果を表示させる。ここで、表示部 1 4 6 は、例えば液晶等のディスプレイである。なお、信号処理部 1 4 4 で生成された画像データは表示制御部 1 4 9 に送られた後、表示部 1 4 6 に有線で送信されても良いし、無線で送信されても良い。また、本実施形態において表示部 1 4 6 等は制御部 1 4 3 に含まれているが、本発明はこれに限らず、制御部 1 4 3 とは別に設けられても良く、例えば検者が持ち運び可能な装置の一例であるタブレットでも良い。この場合、表示部にタッチパネル機能を搭載させ、タッチパネル上で画像の表示位置の移動、拡大縮小、表示される画像の変更等を操作可能に構成することが好ましい。

10

【 0 0 3 5 】

< 信号処理 >

以下、図 3 を用いて制御部 1 4 3 においておこなう主な信号処理の説明をおこなう。

【 0 0 3 6 】

[偏光成分毎の断層信号生成]

ステップ S 3 0 1 において、信号処理部 1 4 4 はポジション y_i のインデックス i を 1 に設定する。ステップ S 3 0 2、S 3 0 3 において、信号処理部 1 4 4 はポジション y_i におけるディテクタ 8 4 1、8 4 2 から出力された V 偏光成分と H 偏光成分それぞれの繰り返し B スキャンデータ (m 回分) を抜き出す。ステップ S 3 0 4、S 3 0 5 において、信号処理部 1 4 4 は繰り返し B スキャンのインデックス j を 1 に設定する。ステップ S 3 0 6、S 3 0 7 において、信号処理部 1 4 4 は、V 偏光成分と H 偏光成分それぞれの j 番目 ($1 \leq j \leq m$) の B スキャンデータを抜き出す。

20

【 0 0 3 7 】

ステップ S 3 0 8、S 3 0 9 において、信号処理部 1 4 4 は S 3 0 6、S 3 0 7 において抜き出された V 偏光成分と H 偏光成分それぞれの B スキャンデータに対して、画像生成部 1 4 7 において一般的な再構成処理を行う。すなわち、画像生成部 1 4 7 は、V 偏光成分と H 偏光成分の B スキャンデータに対してそれぞれ以下のことをおこなう。まず、B スキャンデータから固定パターンノイズの除去を行う。固定パターンノイズ除去は、ガルバノスキャナ 8 1 4 を被検眼 1 1 8 に測定光が入射されないポジションに移動して取得した複数の A スキャンデータを平均することで固定パターンノイズを抽出し、これを入力した B スキャンデータから減算することで行われる。次に、画像生成部 1 4 7 は、有限区間でフーリエ変換した場合にトレードオフの関係となる、深さ分解能とダイナミックレンジを最適化するために、所望の窓関数処理を行う。その後、FFT 処理を行う事によって断層信号を生成する。以上の処理により 2 つの断層信号すなわち、V 偏光成分の断層信号 A V および H 偏光成分 A H およびそれらの間の位相差 が生成される。

30

【 0 0 3 8 】

ステップ S 3 1 0、S 3 1 1 において、信号処理部 1 4 4 は繰り返し B スキャンのインデックス j をインクリメントする。ステップ S 3 1 2、S 3 1 3 において信号処理部 1 4 4 が m より大きいか判断する。すなわち、ポジション y_i での B スキャンの輝度計算が m 回繰り返しされたかを判断する。no の場合はステップ S 3 0 6、S 3 0 7 に戻り、同一 Y 位置での繰り返し B スキャンの輝度計算を繰り返す。すなわち、画像生成部 1 4 7 は、それぞれ被検体の略同一箇所における断層を示す被検体の複数の H と V の偏光成分の断層信号 (断層像) を取得する。

40

【 0 0 3 9 】

[輝度画像生成]

ステップ S 3 1 2、S 3 1 3 で $y_e s$ と判断された場合はステップ S 3 1 4 へ進み、画

50

像生成部 147 は輝度画像を生成する。

輝度画像は、従来の OCT における断層画像と基本的に同じもので、その画素値 r は H 偏光成分の断層信号 A_H および V 偏光成分の断層信号 A_V から式 1 によって計算される。

【0040】

【数 1】

$$r = \sqrt{A_H^2 + A_V^2} \quad \dots \text{(式 1)}$$

[輝度平均化画像生成]

10

ステップ S315 において画像生成部 147 はおのこの y_i ポジションにおける繰り返し B スキャン (m フレーム) の輝度画像の位置合わせをおこない輝度平均化画像を生成する。

【0041】

具体的には、まず画像生成部 147 は m フレームのうち、任意の 1 枚をテンプレートとして選択する。テンプレートとして選択するフレームは、互いに全ての組み合わせで相関を計算し、フレーム別に相関係数の和を求め、その和が最大となるフレームを選択してもよい。次に、画像生成部 147 はテンプレートでフレーム毎に照合し位置ずれ量 (X 、 Y 、) を求める。具体的には、画像生成部 147 はテンプレート画像の位置と角度を変えながら類似度を表す指標である Normalized Cross-Correlation (NCC) を計算し、この値が最大となるときの画像位置の差を位置ずれ量として求める。

20

【0042】

なお、本発明では、類似度を表す指標は、テンプレートとフレーム内の画像の特徴の類似性を表す尺度であれば種々変更が可能である。

【0043】

次に、画像生成部 147 は位置ずれ量 (X 、 Y 、) に応じて位置補正をテンプレート以外の $m - 1$ フレームに適用し、 m フレームの位置合わせを行う。

【0044】

式 2 によって、この位置合わせされた輝度画像 r_i ($1 \leq i \leq m$) を平均化し、輝度平均化画像

30

【0045】

【数 2】

$$\bar{r}$$

を生成する。

【0046】

【数 3】

40

$$\bar{r} = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m r_i \quad \dots \text{(式 2)}$$

[線維化組織画像生成]

ステップ S316 において画像生成部 147 は、H と V の偏光成分の断層象データから複屈折性の高い領域の画像と偏光の保たれている領域の画像を求め、その 2 つの画像から線維化組織画像を生成する。

【0047】

50

(リターデーション画像)

複屈折性の高い領域の画像の求め方を示す。まず、画像生成部147は、HとVの偏光成分の断層象データからリターデーション画像を生成する。リターデーション画像の各画素の値は、断層画像を構成する各画素の位置において、垂直偏光成分と水平偏光成分の間の位相差を数値化したものであり、各断層信号AHおよびAVから式3によって計算される。

【0048】

【数4】

$$\delta = \arctan \left[\frac{A_V}{A_H} \right] \quad \dots \text{(式3)}$$

10

各Bスキャン画像に対して式3を計算することによってリターデーション画像(偏光の位相差を示す断層画像とも言う)を得ることができる。リターデーション画像を生成することにより、複屈折性のある層を把握することが可能となる。とくに線維化した組織など、輝度断層画像では判別できない構造を抽出することが可能となる。

【0049】

次に、複屈折性の高い領域の抽出をおこなう。ここで、抽出する領域の境界は、例えば、深度方向のリターデーション値の変化量が所定の閾値を超えた画素を特定して決定する。深度方向の変化量は、各画素で隣接する2つの画素のリターデーション値の差分から求めてもよいし、隣接する複数の画素のリターデーション値を線形フィッティングした傾きから求めてもよい。また、隣接する複数の画素のリターデーション値を多項式フィッティングし、それを微分して求めた各画素における接線の傾きから求めてもよい。また、SobelフィルタやPrewittフィルタの処理を行って求めてもよい。これにより、複屈折性の高い領域の画像を得る。

20

【0050】

(DOPU画像)

偏光の保たれている領域の画像の求め方を示す。画像生成部147は、取得した断層信号AH、AVとそれらの間の位相差から、各画素のストークスペクトルSを式4により計算する。

30

【0051】

【数5】

$$S = \begin{pmatrix} I \\ Q \\ U \\ V \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A_H^2 + A_V^2 \\ A_H^2 - A_V^2 \\ 2A_H A_V \cos \Delta \phi \\ 2A_H A_V \sin \Delta \phi \end{pmatrix} \quad \dots \text{(式4)}$$

40

ただし、 δ は2つの断層画像を計算する際に得られる各信号の位相HとVから $\delta = V - H$ として計算する。次に、各Bスキャン画像を概ね測定光の主走査方向に70 μ m、深度方向に18 μ m程度の大きさのウィンドウを設定し、各ウィンドウ内において式4で画素毎に計算されたストークスペクトルの各要素を平均し、当該ウィンドウ内の偏光の均一性DOPU(Degree Of Polarization Uniformity)を式5により計算する。

【0052】

50

【数 6】

$$DOPU = \sqrt{Q_m^2 + U_m^2 + V_m^2} \quad \dots (式 5)$$

ただし、 Q_m 、 U_m 、 V_m は各ウィンドウ内のストークスペクトルの要素 Q 、 U 、 V を平均した値である。この処理をBスキャン画像内の全てのウィンドウに対して行うことで、DOPU画像（偏光の均一度を示す断層画像とも言う）が生成される。DOPUは、偏光の均一性を表す数値であり、偏光が保たれている個所においては1に近い数値となり、偏光が解消された保たれない箇所においては1よりも小さい数値となるものである。網膜内の構造においては、網膜色素上皮が偏光状態を解消する性質があるため、DOPU画像において網膜色素上皮に対応する部分は、他の領域に対してその値が小さくなる。とくに病変で不連続になった網膜色素上皮など、輝度断層画像では判別できない構造を抽出することが可能となる。次に、DOPU画像を閾値処理（例えば、閾値0.75）することで、偏光が保たれている領域と、偏光が解消されている領域とを分ける。これにより、偏光が保たれている領域の画像を得る。なお、偏光特性画像には、この偏光解消情報に基づくDOPU画像の他に、例えば上述したリターデーション情報に基づく画像（リターデーション画像）、オリエンテーション情報に基づく画像、複屈折情報に基づく画像などがある。これら画像或いは情報は、3次元偏光断層情報を構成する。

10

20

【0053】

（線維化組織画像）

以上の方法により画像生成部147で得た複屈折性の高い領域の画像と偏光が保たれている領域の画像とから、マップ生成部148は複屈折性が高くかつ偏光が保たれている領域を病変領域の一例として抽出することにより、線維化組織画像 f を生成することができる。線維化組織画像 f においては、複屈折性が高くかつ偏光が保たれている領域に対し、他の領域とは異なる画素値が設定されている。例えば、線維化組織画像 f を8ビットの符号なし画像とした場合は、画素値0を繊維化していない領域、それ以外の値については繊維化の程度に応じた画素値を割り当てるようにすればよい。ここで、線維化の程度は複屈折性の大きさに応じて決めればよい。ここでは説明上、繰り返しBスキャンして求めた m フレームの偏光成分の断層像データのなかから任意の1フレームの H と V の偏光成分の断層象データを用いて線維化組織画像を求める方法について述べたが、 m フレームを平均した偏光成分の断層像を用いて線維化組織画像 f を生成して用いてもよい。

30

【0054】

〔層情報生成（セグメンテーション）〕

ステップS317においてマップ生成部148は、画像生成部147がステップS315で生成した輝度平均化画像

【0055】

【数 7】

—
I

40

から、網膜の層情報生成（セグメンテーション）を行う。

網膜は10層から構成される事が知られているが、本実施例においては図4（A）および以下に示すように、いくつかの層をまとめて6つの層にセグメンテーションを行う。

【0056】

Layer 1：神経繊維層（NFL）

Layer 2：神経節細胞層（GCL）および内網状層（IPL）

Layer 3：内顆粒層（INL）および外網状層（OPL）

50

Layer 4 : 外顆粒層 (ONL) および外境界膜 (ELM)

Layer 5 : 視細胞内節外節接合部 (IS/O S)、錐体外節端 (COST) および網膜視礎上皮層 (RPE)

Layer 6 : 脈絡膜毛細血管板 (CC)

次に輝度平均化画像

【0057】

【数8】

—
r

10

をもとに層情報1を得る方法を示す。

【0058】

マップ生成部148は、輝度平均化画像

【0059】

【数9】

—
r

20

から抜き出した処理の対象とする断層像に対して、メディアンフィルタとSobelフィルタをそれぞれ適用して画像を作成する(以下、それぞれメディアン画像、Sobel画像ともいう)。次に、作成したメディアン画像とSobel画像から、Aスキャン毎にプロファイルを作成する。メディアン画像では輝度値のプロファイル、Sobel画像では勾配のプロファイルとなる。そして、Sobel画像から作成したプロファイル内のピークを検出する。検出したピークの前後やピーク間に対応するメディアン画像のプロファイルを参照することで、網膜層の各領域の境界を抽出する。但し、Layer6はLayer5の脈絡膜側の境界から脈絡膜毛細管板を含む一定の距離、例えば10 μ mに相当する位置までとしてセグメンテーションされる。

【0060】

30

また、Layer5のセグメンテーションにおいて、マップ生成部148は先に求めたDOPU画像を利用してRPEの境界を決定する。RPEは、それが含むメラニン細胞によって偏光状態を解消する性質があるため、DOPU画像においてRPEに対応する部分は、他の領域に対してその値が小さくなる。すなわちDOPU画像は、RPEの構造に由来する性質を画像化しているので、疾病によりRPEが変形している場合においても、輝度の変化のみを用いるよりも確実にRPEを画像化出来る。

【0061】

さらに、マップ生成部148は決定したRPEの境界から、RPEの厚みを計算してマップ化し、これをRPE厚マップとして不図示の内部メモリに記憶する。図4(B)はその一例を示すものであり、マップを構成する画素の値はRPEの厚みに対応する。この例においてマップ中央の領域GAは委縮型の加齢黄斑変性症により、RPEが委縮して厚みが0となった部分に対応する。

40

【0062】

[血管画像生成(モーションコントラスト)]

ステップS318において画像生成部147は、輝度画像から血管画像を生成する。

【0063】

まず、画像生成部147はモーションコントラストを計算する。本実施例ではステップS314にて信号処理部144が出力したmフレームの輝度画像から同じ位置のピクセルごとに信号強度(輝度)の分散値を計算し、その分散値をモーションコントラストとする。すなわち、画像生成部147は算出された複数の断層像データ間の対応する画素データ

50

を用いてモーションコントラストを算出する。なお、分散値以外に、標準偏差、差分値、非相関値および相関値の何れを用いることとしてもよい。また、信号強度ではなく位相を用いることとしてもよい。また、モーションコントラストの求め方は種々あり、本発明においてモーションコントラストの特徴量の種類は同一 Y 位置での複数 B スキャン像の各ピクセルの輝度値の変化を表す指標であれば適用が可能である。また、モーションコントラストは m フレームの断層像の輝度画像から同じ位置のピクセルごとに分散値の変わりに、各フレームの同ピクセルごとの平均値で正規化した変動係数を用いることも可能である。得られたモーションコントラストデータは、後述する 3 次元モーションコントラスト情報の一部を構成する。

【 0 0 6 4 】

次に、画像生成部 1 4 7 はモーションコントラストの閾値処理をする。画像生成部 1 4 7 は、各輝度が、上記閾値以下の領域に対応したモーションコントラストの値を 0 に設定する。この閾値処理により、ランダムノイズによる輝度変化に由来するモーションコントラストを除去することでノイズを軽減し、血管とそれ以外の部分とを識別することが可能となる。閾値は、ステップ S 3 1 7 で取得された層情報を用いて決めることとしてもよい。閾値の値は、大きいほどノイズは減るがモーションコントラスト検出の感度は下がる。よって、本発明においては R P E に関する新生血管に着目することから、R P E の近傍あるいは脈絡膜においてはモーションコントラストのノイズ閾値を下げるなどしてもよい。また、閾値処理の前後で平滑化処理をおこなってもよい。これらの処理により、血管画像 b を生成する。

【 0 0 6 5 】

[ボリュームデータの生成]

ステップ S 3 1 9 において信号処理部 1 4 4 は、ポジション y_i のインデックス i をインクリメントする。ステップ S 3 2 0 において信号処理部 1 4 4 は、 i が n より大きいか判断する。すなわち、 n 箇所の全ての y ポジションで所定の処理をおこなったかを判断する。 $n o$ の場合は S 3 0 2、S 3 0 3 に戻る。 $y e s$ の場合は、次ステップ S 3 2 1 へ進む。以上のステップを経て、次に 3 次元画像を生成する。すなわち、ステップ S 3 2 1 において画像生成部 1 4 7 は、3 次元の輝度平均化画像

【 0 0 6 6 】

【 数 1 0 】

—
f 3 D

を生成する。ステップ S 3 2 2 において画像生成部 1 4 7 は、3 次元の血管画像 $b 3 D$ を生成する。ステップ S 3 2 3 において画像生成部 1 4 7 は、3 次元の繊維化組織画像 $f 3 D$ を生成する。このとき、あわせて独立した線維化組織の数をカウントし記録する。また、それぞれの線維化組織の体積を計算して求めておく。ステップ S 3 2 4 においてマップ生成部 1 4 8 は、3 次元の層情報 $l 3 D$ を生成する。

【 0 0 6 7 】

また、ステップ S 3 2 5 において画像生成部 1 4 7 は、3 次元の血管画像 $b 3 D$ と 3 次元の層情報 $l 3 D$ とから、 $L a y e r 5$ をまたがって伸びる血管の存在する位置を記録する。また、 $L a y e r 6$ から $L a y e r 5$ の近傍に存在する血管の位置も併せて記録する。

【 0 0 6 8 】

< 表示方法 >

ステップ S 3 2 6 では、以上のステップで求めた 3 次元輝度平均化画像

【 0 0 6 9 】

10

20

30

40

【数 1 1】

—
f 3 D

と 3 次元血管画像 b 3 D と 3 次元線維化組織画像 f 3 D と 3 次元層情報 l 3 D と、線維化組織の体積と数、層近傍の血管の数と、を表示部 1 4 6 に表示する。以下、これらの画像と情報一式をデータセットと呼ぶことにする。表示方法の一例を図 5 および図 6 に示す。

【0 0 7 0】

図 5 の表示領域 5 1 に、3 次元輝度平均化画像

【0 0 7 1】

【数 1 2】

—
f 3 D

、3 次元血管画像 b 3 D、3 次元線維化組織画像 f 3 D、3 次元層情報 l 3 D の全てあるいは任意の組み合わせを重畳して表示する。また、画像の側方にあるチェックボックス 5 2 を用いて、重畳表示から並べて表示するように切り替えることが可能である。表示された 3 次元画像は、検者の操作、例えばマウス操作によって、自由に回転、移動、拡大縮小ができ、任意の位置、角度から画像を見ることができる。

【0 0 7 2】

また、図 6 に示すように、チェックボックス 6 2 を用いて、表示領域 6 1 の表示を 2 次元の断層像もしくは E n f a c e 画像の表示に切り替えることも可能である。同図は、線維化組織画像（偏光 E n f a c e 画像の一例）と血管画像（モーションコントラスト E n f a c e 画像の一例）を重畳した E n f a c e 画像とした場合の例示であり、血管画像上に組織が線維化された領域（網掛け部分）が表示されている。これにより、線維化領域とその領域における血管の状態を容易に把握することができるようになる。このように、検者の操作に応じて E n f a c e 画像が選択された場合には、チェックボックス 6 5 において選択した層の情報を用いて E n f a c e 画像を生成する。検者の操作に応じて断層像が選択された場合には、スライダー 6 7 の操作によって任意の位置の断層像を表示選択することができ、ボタン 6 4 を押下することで、スライドショーのように断層像を自動的に順次切り替えて表示することが可能である。なお、検者の操作に応じて E n f a c e 画像が選択された場合でも、スライダー 6 7 の操作によって E n f a c e 画像の深さ位置が選択されても良い。また、チェックボックス 6 2 やチェックボックス 6 5 は、被検体の深さ方向における第 1 の領域と、第 1 の領域とは異なる第 2 の領域とを決定する決定手段の一例である。この場合、決定手段は、第 1 の領域（例えば、R P E 近傍）と第 2 の領域（例えば、脈絡膜近傍）を決定する際に、本実施形態のように検者の操作に応じて決定するようにしても良いし、診断目的等に応じて自動的に決定するようにしても良い。また、検者が表示領域 5 1、6 1 に表示する画像および情報を変更するためにチェックボックス 5 2、6 2 を操作すると、任意の画像および情報の組み合わせで画像を表示領域 5 1、6 1 に表示することが可能となる。以上の構成により、A M D の進行および治療効果の確認を効率的に行う事が出来るようになる。

【0 0 7 3】

例えば、表示の対象として血管画像と線維化組織とを選択すると、表示領域 5 1、6 1 に血管画像と線維化組織が表示され、血管と線維化組織の配置および分布を視覚的に把握することが可能となる。図 5 はその一例であり、同図において表示領域 5 1 には 3 次元血管画像 b 3 D と 3 次元線維化組織画像 f 3 D が 3 D 画像として重畳表示されている。一方

10

20

30

40

50

、図6においては、2種類の画像が2次元の平面画像として重畳表示されている。いずれの場合も、網掛けされた部分は繊維化層式画像において繊維化が進んでいる領域を示しており、網膜層内の血管と、疾病により組織が変性した部分を全体として把握する事が出来る。

【0074】

また、表示の対象領域はチェックボックス55、65において表示する層を選択することで、表示領域51、61に着目したい層だけの画像および情報を表示することができる。これにより、対象とする疾病がAMDの場合は特にLayer4乃至Layer6と表示対象とし、脈絡膜から発生して網膜内層に向かって成長すると考えられる新生血管を対象として表示を行う事が可能となる。

10

【0075】

さらに、チェックボックス52、62において、層近傍血管をハイライトして表示することを選択できる。図5はその一例であり、層近傍の血管を矢印でハイライトする例を示している。なお、このハイライト表示は矢印以外にも様々な形態を取る事が可能であり、例えば色を変えるなどしてもよい。このように、層近傍血管のハイライト機能と、チェックボックス55、65で脈絡膜とRPE層の表示選択を組み合わせることで、AMDに係る新生血管を容易に視覚的に把握することが可能となる。

【0076】

また、表示部146は、同一患者の過去に計測し取得したデータセットを読み出して表示する機能を有する。検者が検査番号あるいは検査日時を選択することで任意のデータセットを読み出し表示することができる。図5および図6ではスライドバー53、63をスライドさせることでデータセットを切り替えている。また、ボタン54、64を押下することで、スライドショーのように時系列に従って自動的に画像を順次切り替えて表示することも可能である。なお、このときもチェックボックス52、62、チェックボックス55、65による選択は有効であって、過去のデータセットから検者が着目する画像・部位・情報の表示をおこなう。

20

【0077】

また、表示領域56、66においては、過去のデータセットから、ステップS323で求めた線維化組織の数および体積を縦軸に、時間を横軸にとってグラフ表示する。線維化組織の体積は、検査領域に含まれるトータルの体積であるか、検者が選択した領域内（例えば選択された層における線維化組織の体積）のものであるかは選択可能である。図5および図6においては、チェックボックス52、62、チェックボックス55、65における選択に従って求めている。同様に、過去のデータセットから、ステップ325で求めた層をまたがる血管と層近傍の血管についてその数または密度または長さを縦軸に、時間を横軸にとってグラフ表示する。検査領域に含まれるトータルの数または密度または長さであるか、検者が選択した領域内（例えば選択された層）のものであるかは選択可能である。図5および図6においては、チェックボックス52、62、チェックボックス55、65における選択に従って求めている。なお、上述したグラフは、線維化組織等の病変領域を示すパラメータ（例えば、数や体積）の値の経時変化を示すグラフや、血管を示すパラメータ（例えば、数や密度）の値の経時変化を示すグラフの一例である。新生血管を伴う滲出型のAMDの経過観察においては、新生血管の発生を抑制する抗VEGFによる治療が行われるが、新生血管の増殖やそこからの出血が止まるとその部分が瘢痕として線維化すると考えられる。その場合、継続して治療を行う事は患者の負担を増加させる一方、医療上の効果は期待できないため、客観的な根拠に基づき治療を停止する事が重要である。したがって、表示領域56、66で示されるように治療の対象となる新生血管を表す層近傍の血管の体積と、病変が非活性化した領域の体積を時系列的に並列表示する事で、上記判断を効率的に行う事ができる。

30

40

【0078】

また、図7は、先述したRPE厚マップと血管画像を重畳表示する例を示す。同図において、71乃至77は、図6における61乃至67と同様であるため説明は省略するが、

50

チェックボックス72には、RPE厚マップ(図中では網膜色素上皮厚画像と表記)が選択肢として追加されている。このRPE厚マップと血管画像を選択する事により、表示領域71にはこれらの2種類の画像が重畳表示される。

【0079】

ここで、表示領域71に表示される画像は、RPE厚マップの画素値を透過度として、血管画像と合成したものであり、RPE厚が0の領域においては血管画像のみが表示されるようになっている。また、スライダー78は、RPE厚マップの画素値と透過度の関係を調整するものであり、図においてはRPE透過度が最も低い条件に設定されている。この設定においては、RPE厚が0の時のみ血管画像が描出され、スライダー78が上方にセットされるとRPE厚の値に応じて透過度が徐々に上がることで、血管画像が透見できるようになる。このようにすることで、AMDのRPE委縮領域とその周辺における血管の状態の関係を把握する事が容易となる。

10

【0080】

さらに、マップ生成部148が表示する血管画像の対象範囲(レイヤー)を、被検眼の偏光特性を表す画像から自動的に決定するようにしてもよい。例えば、マップ生成部148は繊維化組織画像およびDOPU画像を解析し、網膜内で線維化している領域およびRPEの委縮領域の有無を検出し、その結果に応じてチェックボックス55、65又は75のチェックを自動的に行う。領域の検出においては、線維化層式画像の画素値が予め設定した閾値以上を超える領域や、RPE厚が閾値以下の領域を検出すればよい。これらの閾値は、予め複数の関連する疾病の症例を解析する事で事前に決めておく事が出来る。

20

【0081】

マップ生成部148は、被検眼に繊維化領域が存在する場合はLayer4、5および6を、RPE委縮が存在する場合はLayer6を血管画像の表示領域とし、各チェックボックスを自動的にチェックすると同時に、当該レイヤー内の血管像と、その時点で表示選択された画像を重畳表示する。或いは、線維化領域が存在する場合は繊維化組織画像を、RPE委縮が検出された場合は、RPE厚マップを選択するようにしてもよい。このように、各病変に対して最も関連性が高い血管領域が自動的に選択される事で、検者の操作を大幅に簡素化する事ができる。この病変と対象とするレイヤーの関係は、予めマップ生成部148内に変更可能な形で記憶しておけばよい。このようにすることで、病態理解の状況に応じて、適切なレイヤーを選択する事ができるようになる。

30

【0082】

以上説明したように、本発明によれば被検眼の偏光特性とOCTアンギオグラフィーの画像を同時に提示する事で、病変を効果的に表示し、診断を効率的に行う事ができるようになる。

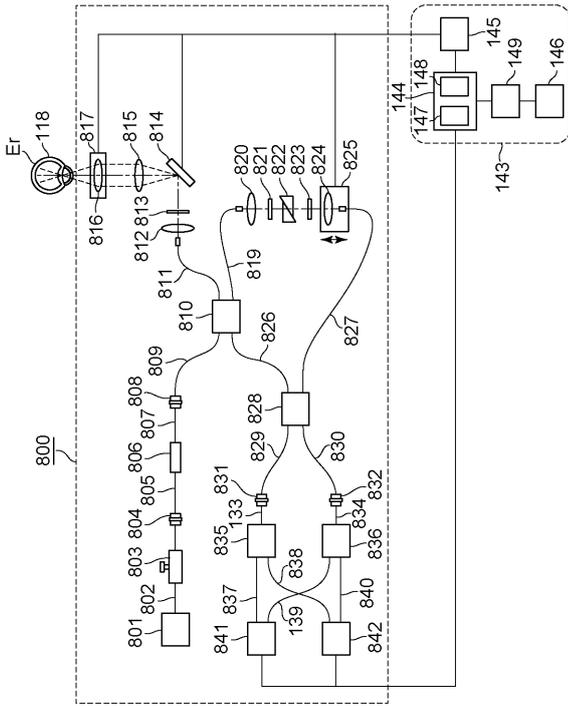
【0083】

(その他の実施形態)

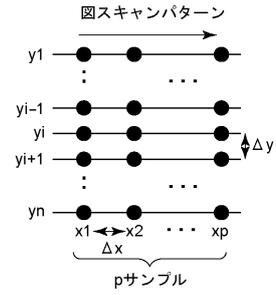
また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア(プログラム)を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ(またはCPUやMPU等)がプログラムを読み出して実行する処理である。

40

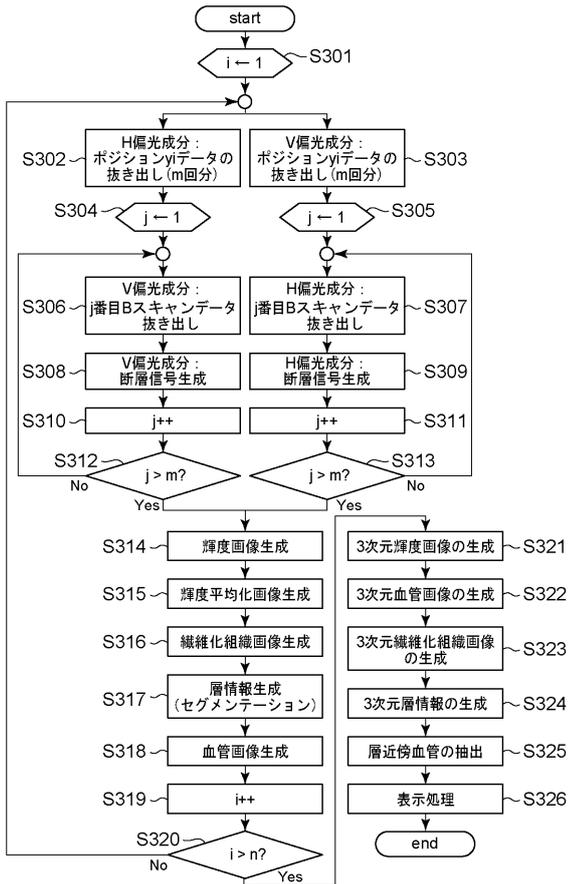
【 図 1 】



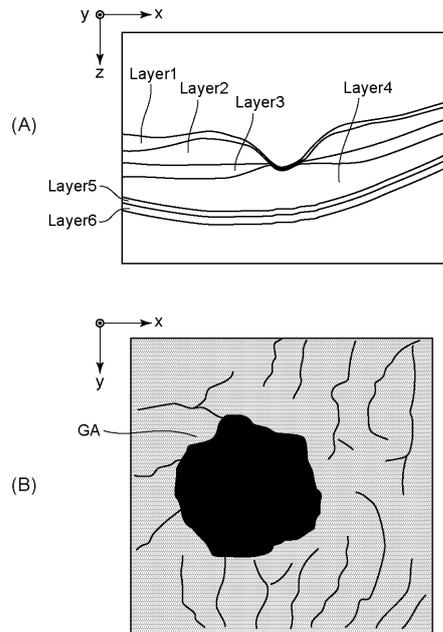
【 図 2 】



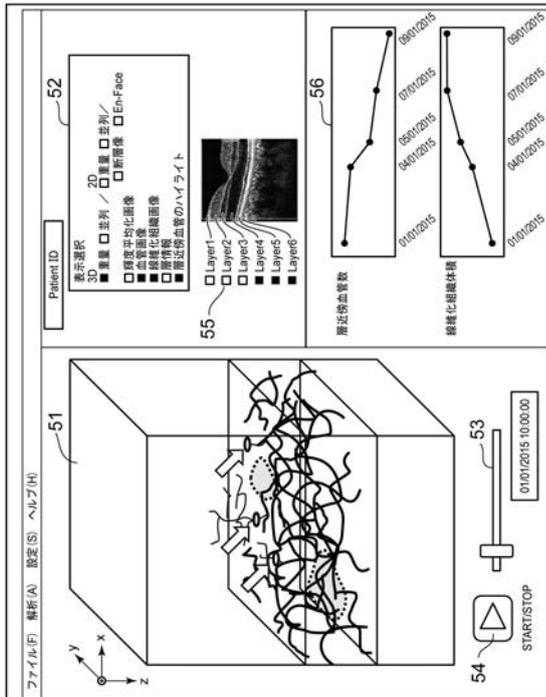
【 図 3 】



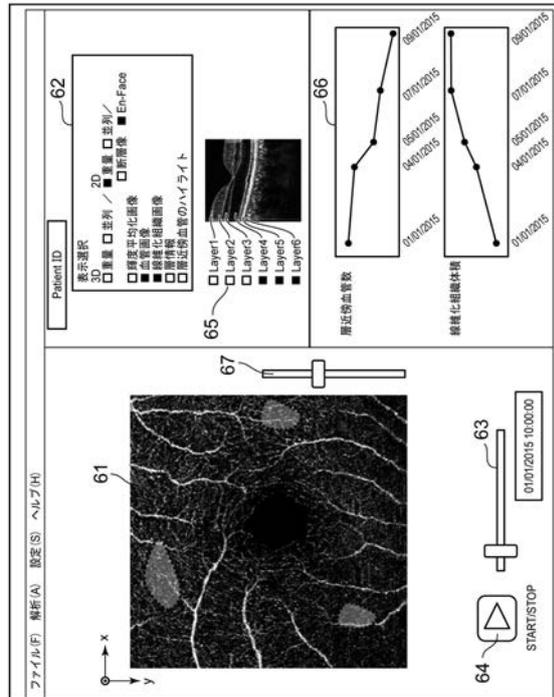
【 図 4 】



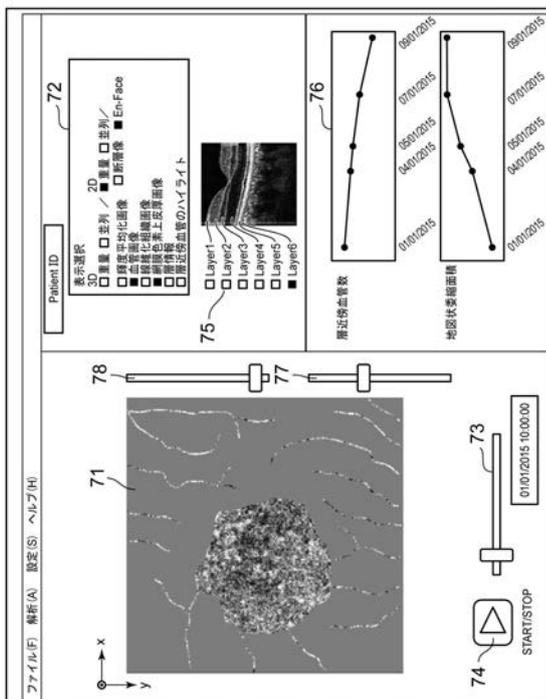
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



【手続補正書】【提出日】令和3年3月16日(2021.3.16)【手続補正1】【補正対象書類名】特許請求の範囲【補正対象項目名】全文【補正方法】変更【補正の内容】【特許請求の範囲】【請求項1】

測定光を照射した被検体からの戻り光と前記測定光に対応する参照光とを合波して得た合波光に関する断層信号を用いて得た前記被検体の3次元モーションコントラスト情報を用いて、前記被検体の血管領域を抽出する抽出手段と、

前記3次元モーションコントラスト情報を用いてモーションコントラスト画像を生成する画像生成手段と、

前記生成された画像を表示手段に表示させ、検者からの指示に応じて選択可能な異なる検査日時の複数のモーションコントラスト画像における互いに対応する領域内であって、検者からの指示に応じて選択された領域内における前記血管領域を用いて得た血管に関する情報の経時変化を示すグラフを前記表示手段に表示させる表示制御手段と、
を有する画像処理装置。

【請求項2】

測定光を照射した被検体からの戻り光と前記測定光に対応する参照光とを合波して得た合波光に関する断層信号を用いて得た前記被検体の3次元モーションコントラスト情報を用いて、前記被検体の血管領域を抽出する抽出手段と、

前記3次元モーションコントラスト情報を用いてモーションコントラスト画像を生成する画像生成手段と、

前記生成された画像を表示手段に表示させ、異なる検査日時の複数のモーションコントラスト画像における互いに対応する領域内における前記血管領域を用いて得た血管に関する情報の経時変化を示すグラフを前記表示手段に表示させる表示制御手段と、
を有する画像処理装置。

【請求項3】

前記画像生成手段は、前記3次元モーションコントラスト情報を用いて、前記被検体の深さ方向における少なくとも一部の領域のモーションコントラストEnface画像を前記モーションコントラスト画像として生成する請求項1又は2に記載の画像処理装置。

【請求項4】

検者による操作に応じて、セグメンテーションして得た複数の層を用いて得た複数の領域のうち少なくとも一つの領域を前記少なくとも一部の領域として決定する決定手段を更に有する請求項3に記載の画像処理装置。

【請求項5】

前記画像生成手段は、前記断層信号を用いて得た3次元画像を用いて前記被検体の特定の領域のEnface画像を生成する請求項1乃至4のいずれか1項に記載の画像処理装置。

【請求項6】

前記血管に関する情報は、血管密度を含む請求項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】

略同一位置で繰り返し得た複数の前記断層信号を用いて、前記3次元モーションコントラスト情報を取得する情報取得手段を更に有する請求項1乃至6のいずれか1項に記載の画像処理装置。

【請求項8】

前記被検体は、被検眼である請求項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】

測定光を照射した被検体からの戻り光と前記測定光に対応する参照光とを合波して得た合波光に関する断層信号を用いて得た前記被検体の3次元モーションコントラスト情報を用いて、前記被検体の血管領域を抽出する工程と、

前記3次元モーションコントラスト情報を用いてモーションコントラスト画像を生成する工程と、

前記生成された画像を表示手段に表示させ、検者からの指示に応じて選択可能な異なる検査日時の複数のモーションコントラスト画像における互に対応する領域内であって、検者からの指示に応じて選択された領域内における前記血管領域を用いて得た血管に関する情報の経時変化を示すグラフを前記表示手段に表示させる工程と、
を有する画像処理方法。

【請求項 10】

測定光を照射した被検体からの戻り光と前記測定光に対応する参照光とを合波して得た合波光に関する断層信号を用いて得た前記被検体の3次元モーションコントラスト情報を用いて、前記被検体の血管領域を抽出する工程と、

前記3次元モーションコントラスト情報を用いてモーションコントラスト画像を生成する工程と、

前記生成された画像を表示手段に表示させ、異なる検査日時の複数のモーションコントラスト画像における互に対応する領域内における前記血管領域を用いて得た血管に関する情報の経時変化を示すグラフを前記表示手段に表示させる工程と、
を有する画像処理方法。

【請求項 11】

請求項9又は10に記載の画像処理方法の各工程をコンピュータに実行させるプログラム。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0012

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0012】

本発明に係る画像処理装置の一つは、

測定光を照射した被検体からの戻り光と前記測定光に対応する参照光とを合波して得た合波光に関する断層信号を用いて得た前記被検体の3次元モーションコントラスト情報を用いて、前記被検体の血管領域を抽出する抽出手段と、

前記3次元モーションコントラスト情報を用いてモーションコントラスト画像を生成する画像生成手段と、

前記生成された画像を表示手段に表示させ、検者からの指示に応じて選択可能な異なる検査日時の複数のモーションコントラスト画像における互に対応する領域内であって、検者からの指示に応じて選択された領域内における前記血管領域を用いて得た血管に関する情報の経時変化を示すグラフを前記表示手段に表示させる表示制御手段と、を有する。

フロントページの続き

(72)発明者 佐藤 眞

東京都大田区下丸子3丁目30番2号キャノン株式会社内

Fターム(参考) 4C316 AA09 AA10 AB04 AB08 AB11 FB13 FB26 FB27 FZ01