

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-102757

(P2018-102757A)

(43) 公開日 平成30年7月5日(2018.7.5)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 3/10 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 3/10

R

テーマコード (参考)

4 C 3 1 6

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2016-254477 (P2016-254477)
 (22) 出願日 平成28年12月27日 (2016.12.27)

(71) 出願人 000135184
 株式会社ニデック
 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4
 (72) 発明者 村田 佳史
 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株
 式会社ニデック拾石工場内
 (72) 発明者 羽根渕 昌明
 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株
 式会社ニデック拾石工場内
 Fターム(参考) 4C316 AA05 AB04 AB08 AB11 FB01
 FB05 FB13 FB26 FY08 FZ02

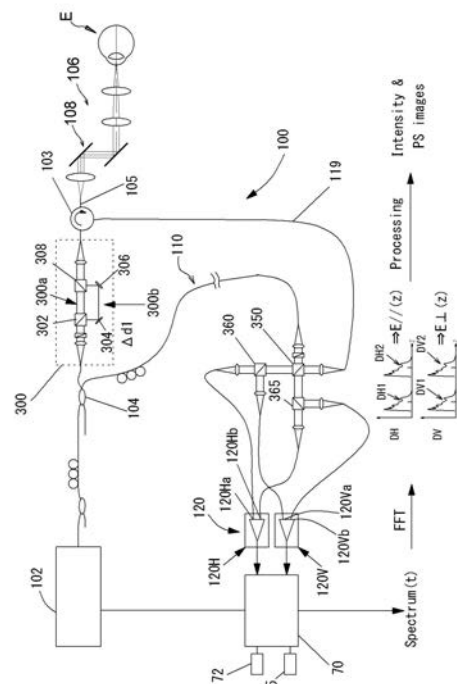
(54) 【発明の名称】 眼科解析装置、眼科OCT、および、眼科解析プログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】隅角の画像診断において有用な情報が得られる眼科解析装置、眼科OCT、および、眼科解析プログラム、を提供する。

【解決手段】眼科解析プログラムがプロセッサ(制御部70)によって実行されることにより、OCT装置は、被検眼前眼部の隅角における偏光特性を示す偏光特性データであって、隅角へ照射された光の戻り光から分割された第1の偏光成分の光と、同じく戻り光から分割され、且つ、第1の偏光成分の光とは偏光が異なる第2の偏光成分の光と、に基づく偏光特性データを取得し、隅角における特徴部を、偏光特性データに基づいて検出する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検眼前眼部の隅角における偏光特性を示す偏光特性データであって、前記隅角へ照射された光の戻り光から分割された第 1 の偏光成分の光と、前記戻り光から分割され、且つ、前記第 1 の偏光成分の光とは偏光が異なる第 2 の偏光成分の光と、に基づく偏光特性データを取得する取得手段と、

前記隅角における特徴部を、前記偏光特性データに基づいて検出する検出手段と、を備えることを特徴とする眼科解析装置。

【請求項 2】

前記検出手段は、前記特徴部として線維柱帯に含まれる特徴的な組織を、前記偏光特性データに基づいて検出する請求項 1 記載の眼科解析装置。

10

【請求項 3】

前記偏光特性データと対応する撮影範囲で撮影された前記隅角の画像を取得する画像取得手段を更に有し、

前記隅角の画像をモニタへ表示させると共に、検出された前記特徴部を、前記隅角の画像と対応づけて表示させる表示制御手段と、を有する請求項 1 又は 2 記載の眼科解析装置。

【請求項 4】

前記偏光特性データと対応する撮影範囲で撮影された前記隅角の画像を取得する画像取得手段を更に有し、

20

前記特徴部の検出が行われる検出領域を、前記隅角の画像の一部に設定する検出領域設定手段と、

前記検出手段は、前記検出領域における前記特徴部を、前記検出領域と対応する前記偏光特性データに基づいて検出する請求項 1 から 3 のいずれかに記載の眼科解析装置。

【請求項 5】

前記検出領域設定手段は、前記隅角の画像をモニタへ表示させると共に、前記検出領域を、前記モニタ上の前記隅角の画像に対して前記検出領域を指定するための検者の操作に基づいて設定する請求項 4 記載の眼科解析装置。

【請求項 6】

前記偏光特性データは、前記隅角における、前記第 1 の偏光成分の光と前記第 2 の偏光成分の光との間の偏光遅延に関する情報を含み、

30

前記検出手段は、前記特徴部として線維柱帯を前記偏光特性データに基づいて検出する請求項 1 から 5 の何れかに記載の眼科解析装置。

【請求項 7】

前記検出手段は、色素沈着部を、前記検出手段によって検出された線維柱帯の領域から、前記戻り光に基づいて更に検出する請求項 6 記載の眼科解析装置。

【請求項 8】

前記偏光特性データは、前記隅角へ照射された前記光に対する前記戻り光の偏光解消度または偏光一様性であって、前記隅角における偏光解消度または偏光一様性に関する情報を、更に含み、

40

前記検出手段は、線維柱帯における色素沈着部を、前記偏光特性データに基づいて検出する請求項 7 記載の眼科解析装置。

【請求項 9】

前記検出手段は、戻り光におけるスペクトル波形を示す情報を取得し、線維柱帯における色素沈着部を、前記色素沈着部における吸収帯域を考慮して、前記スペクトル波形に基づいて検出する請求項 7 記載の眼科解析装置。

【請求項 10】

前記検出手段は、前記線維柱帯として検出された領域の近傍において、前記線維柱帯に対して前記偏光遅延の少ない領域から、シュレム管を、更に、前記偏光特性データに基づいて検出する請求項 6 から 9 のいずれかに記載の眼科解析装置。

50

【請求項 1 1】

前記偏光特性データは、前記隅角へ照射された前記光に対する前記戻り光の偏光解消度または偏光一様性であって、前記隅角における偏光解消または偏光一様性に関する情報を含み、

前記検出手段は、前記特徴部として色素沈着部を、前記偏光特性データに基づいて検出する請求項 1 から 5 の何れかに記載の眼科解析装置。

【請求項 1 2】

前記偏光特性データと対応する撮影範囲で撮影された前記隅角の画像を取得する画像取得手段と、

前記撮影範囲における隅角における血管の位置情報を取得する血管情報取得手段と、

前記隅角の画像をモニタへ表示させると共に、検出された前記特徴部、および、前記血管を、前記隅角の画像と対応づけて表示させる表示制御手段と、を有する請求項 1 から 11 のいずれかに記載の眼科解析装置。

【請求項 1 3】

請求項 1 から 12 のいずれかの眼科解析装置を持つ、眼科 OCT であって、

前記光を被検眼の隅角上で走査するための光スキャナと、参照光および前記隅角からの前記戻り光を合波した光を、前記第 1 の偏光成分の光と前記第 2 の偏光成分の光とに少なくとも分割する分割部と、分割された光を受光する検出器と、を含む干渉光学系を有し、

前記取得手段は、検出信号からの出力信号に基づいて前記偏光特性データを生成および取得する、眼科 OCT。

【請求項 1 4】

前記取得手段は、隅角の 3 次元的な偏光 OCT データ、または、前記 3 次元的な偏光 OCT データが正面方向に関して可視化された En - f a c e 画像を、前記偏光特性データとして取得し、

更に、前記 3 次元的な偏光 OCT データに基づく 3 次元画像、または、前記 En - f a c e 画像を、隅角の画像としてモニタへ表示させると共に、前記検出手段によって検出された前記特徴部を、前記隅角の画像と対応づけて表示させる表示制御手段と、を有する請求項 1 3 記載の眼科解析装置。

【請求項 1 5】

前記干渉光学系は、前記光スキャナを介した前記光を折り曲げることにより、前記光の旋回点を、前記被検眼の角膜と前記干渉光学系との間に形成する対物光学系を有する請求項 1 3 または 1 4 記載の眼科 OCT。

【請求項 1 6】

前記干渉光学系は、中心波長 が $1.0 \mu\text{m}$ 以上となる測定光を出射する光源を、更に備えることを特徴とする請求項 1 3 から 1 5 のいずれかに記載の眼科 OCT。

【請求項 1 7】

眼科解析プログラムであって、

眼科解析装置のプロセッサに実行されることによって、

被検眼前眼部の隅角における偏光特性を示す偏光特性データであって、前記隅角へ照射された光の戻り光から分割された第 1 の偏光成分の光と、前記戻り光から分割され、且つ、前記第 1 の偏光成分の光とは偏光が異なる第 2 の偏光成分の光と、に基づく偏光特性データを取得する取得ステップと、

前記隅角における特徴部を、前記偏光特性データに基づいて検出する検出ステップと、を、前記眼科解析装置に実行させる、眼科解析プログラム。

【請求項 1 8】

前記取得ステップでは、隅角の 3 次元的な偏光 OCT データ、または、前記 3 次元的な偏光 OCT データが正面方向に関して可視化された En - f a c e 画像を、前記偏光特性データとして取得し、

前記検出ステップでは、前記偏光 OCT データを処理することで、前記特徴部を検出し、

10

20

30

40

50

更に、前記３次元的な偏光ＯＣＴデータに基づく３次元画像、または、前記Ｅｎ－ｆａｃｅ画像を、隅角の画像としてモニタへ表示させると共に、前記検出ステップによって検出された前記特徴部を、前記隅角の画像と対応づけて表示させる表示制御ステップと、を前記眼科解析装置に実行させる、請求項１７記載の眼科解析プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本開示は、被検眼の前眼部を解析するための眼科解析装置、眼科ＯＣＴ、および、眼科解析プログラムに関する。

【背景技術】

【０００２】

緑内障診断では、隅角検査が必須と考えられている。従来、隅角検査は、隅角鏡を介して検者が目視で隅角を観察することにより行われていた。近年では、隅角を撮影する種々の装置が提案されている（例えば、特許文献１参照）。

【０００３】

隅角検査では、角膜、Ｓｃｈｗａｌｂｅ（シュワルベ）線、線維柱帯、シュレム管、色素沈着部、強膜岬、毛様体帯、虹彩、等の各種の特徴部に基づいて、検者は所見を得る。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００４】

【特許文献１】国際公開２０１５／１８０９２３号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

画像診断において、隅角が撮影された画像の応用方法については、まだ十分に検討されていない。

【０００６】

また、前眼部の強度ＯＣＴ画像を得た場合、その画像には、少なくとも一部の特徴部の情報が含まれない、という問題点があった。

【０００７】

本開示は、従来技術の問題点の少なくとも１つに鑑みてなされたものであり、隅角の画像診断において有用な情報が得られる眼科解析装置、眼科ＯＣＴ、および、眼科解析プログラム、を提供することを技術課題とする。

【課題を解決するための手段】

【０００８】

上記課題を解決するために、本開示は、少なくとも以下の態様を開示する。

【０００９】

（１）すなわち、本開示の第１の態様に係る眼科解析装置は、被検眼前眼部の隅角における偏光特性を示す偏光特性データであって、前記隅角へ照射された光の戻り光から分割された第１の偏光成分の光と、前記戻り光から分割され、且つ、前記第１の偏光成分の光とは偏光が異なる第２の偏光成分の光と、に基づく偏光特性データを取得する取得手段と、前記隅角における特徴部を、前記偏光特性データに基づいて検出する検出手段と、を備える。

【００１０】

（２）本開示の第２の態様に係る眼科ＯＣＴは、少なくとも（１）の眼科解析装置を持ち、前記光を被検眼の隅角上で走査するための光スキャナと、参照光および前記隅角からの前記戻り光を合波した光を、前記第１の偏光成分の光と前記第２の偏光成分の光とに少なくとも分割する分割部と、分割された光を受光する検出器と、を含む干渉光学系を有し、前記取得手段は、検出信号からの出力信号に基づいて前記偏光特性データを生成および取得する。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 1 】

(3) 本開示の第 3 の態様に係る眼科解析プログラムは、眼科解析装置のプロセッサに実行されることによって、被検眼前眼部の隅角における偏光特性を示す偏光特性データであって、前記隅角へ照射された光の戻り光から分割された第 1 の偏光成分の光と、前記戻り光から分割され、且つ、前記第 1 の偏光成分の光とは偏光が異なる第 2 の偏光成分の光と、に基づく偏光特性データを取得する取得ステップと、前記隅角における特徴部を、前記偏光特性データに基づいて検出する検出ステップと、を、前記眼科解析装置に実行させる。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 2 】

本開示によれば、隅角の画像診断において有用な情報が得られる。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 3 】

以下、本開示における典型的な実施形態について説明する。

【 0 0 1 4 】

「 概要 」

実施形態に係る眼科解析装置は、被検眼の隅角における偏光特性データを処理することによって、隅角の特徴部を検出するために用いられてもよい。眼科解析装置は、特徴部を検出するための検出部を有してもよい。また、偏光特性データを取得するための取得部を有してもよい。

【 0 0 1 5 】

眼科解析装置は、眼科撮影装置の装置本体と、一体化された装置であってもよいし、装置本体とは別体であってもよい。なお、ここでいう眼科撮影装置には、偏光特性データを取得するための光学系が設けられていてもよい。装置本体には、光学系からの光の投受光を制御し、受光結果に基づいて偏光特性データを取得するためのプロセッサが設けられていてもよい。眼科解析装置が眼科撮影装置の装置本体と別体の場合、眼科解析装置として、汎用のパーソナル・コンピュータが用いられてもよい。また、取得部、および、検出部としては、例えば、CPU等のプロセッサが用いられてもよい。フラッシュメモリ等の不揮発性の記憶媒体に記憶された眼科解析プログラムが、眼科解析装置のプロセッサで実行されることによって、眼科解析装置は、以下に示す動作が実行可能となる。

【 0 0 1 6 】

< 偏光特性データ >

偏光特性データは、被検眼における隅角の位置毎の偏光特性を示すデータである。隅角における偏光特性データは、偏光特性に関する解析結果であってもよく、例えば、隅角領域の複屈折性に関する情報（複屈折情報）、隅角領域の偏光一様性（DOPU）に関する情報、隅角領域の偏光軸回転（Axis-Orientatation）に関する情報、の少なくともいずれかであってもよい。なお、これらの情報の算出方法については、当業者に周知の技術を採用できるので説明を省略する。

【 0 0 1 7 】

偏光特性データにおいて偏光特性が示される範囲は、隅角全体であってもよいが、必ずしもこれに限られるものではない。偏光特性データは、特徴部（検出部による検出対象）を少なくとも含む隅角の領域についての偏光特性が示されていてもよく、隅角を含む前眼部の広範囲な偏光特性が示されてもよいし、全眼の偏光特性が示されていてもよい。偏光特性データでは、隅角の領域における偏光特性の分布（換言すれば、隅角の領域における位置毎の偏光特性）が示される。つまり、例えば、偏光特性データを取得するための光学系がカメラ型の装置である場合は、例えば、画素毎の偏光特性が偏光特性データによって示されてもよい。また、偏光特性データを取得するための光学系が走査型の装置である場合は、偏光特性データによって、例えば、スキャン位置毎の、或いは、画素毎の偏光特性が、偏光特性データによって示されてもよい。

【 0 0 1 8 】

偏光特性データは、隅角へ照射された光の戻り光から、偏光が互いに異なる複数の光を分割し、分割された複数の光の受光結果に基づいて得ることができる。本実施形態において、戻り光から分割された複数の光には、少なくとも、第1の偏光成分の光と、第2の偏光成分の光と、が含まれてもよい。第1の偏光成分の光と、第2の偏光成分の光と、は、互いに直交する偏光成分を持っていてもよい。本実施形態において、偏光特性データは、第1の偏光成分の光と、第2の偏光成分の光と、に基づいて生成される。例えば、第1の偏光成分の光に基づく第1の受光信号と、第2の偏光成分の光に基づく第2の受光信号と、を処理することによって、偏光特性データが生成されてもよい。

【0019】

偏光特性データは、隅角における断面の偏光特性を示すデータであってもよいし、隅角における表面の偏光特性を示すデータであってもよい。また、隅角の3次元的な構造における偏光特性を示すデータであってもよい。隅角の表面よりも深部に関する偏光特性が求められる場合、偏光OCTデータが、偏光特性データとして利用されてもよい。また、隅角の表面に関する偏光特性が求められる場合、偏光OCTデータが、偏光特性データとして利用されてもよいし、偏光特性を示す、隅角における反射画像が、偏光特性データとして利用されてもよい。

10

【0020】

なお、偏光OCTデータは、PS-OCTによって取得されてもよい。この場合、隅角における3次元的な偏光特性を示す偏光特性データを得ることができる。このため、特徴部が、組織内部に存在する場合であっても、偏光特性データに基づいて検出を行うことができる。

20

【0021】

なお、本実施形態において、隅角からの戻り光を得るうえで、隅角へ照射される光は、既知の偏光を持つ光であってもよい。

【0022】

< 偏光特性データの取得 >

取得部は、偏光特性データを、眼科撮影装置による隅角の撮影結果に基づいて取得する。眼科解析装置が眼科撮影装置の装置本体である場合、取得部は、戻り光の受光信号を処理することで、偏光特性データを、生成し、メモリに記憶（つまり、取得）する。ここでいう、受光信号の処理は、検出器から出力されるアナログ信号の処理であってもよいし、アナログ信号から変換されたデータの処理であってもよい。

30

【0023】

また、眼科解析装置が眼科撮影装置の装置本体とは別体の場合、取得部は、外部（例えば、眼科撮影装置の装置本体）で予め生成された偏光特性データを、眼科解析装置のメモリに取り込み保存することで、偏光特性データを取得する。

【0024】

< 偏光特性データに基づく特徴部の検出 >

検出部は、前眼部の隅角における特徴部を、偏光特性データに基づいて検出する。以下の説明では、一例として、線維柱帯に含まれる特徴的な組織を、偏光特性データに基づいて、特徴部として検出する場合について説明する。

40

【0025】

但し、特徴部として検出される組織は、必ずしも線維柱帯に含まれる組織である必要はなく、線維柱帯以外の組織が、隅角における特徴部として検出されてもよい。この場合、屈折性、偏光一様性、偏光軸回転、等の各種偏光特性の1つ以上において、隅角の他の部位と異なる性質を持つ組織が、特徴部として検出可能である。このような特徴部の具体例としては、隅角における線維状の組織であってもよいし、隅角において所定の色素を持つ組織であってもよい。また、偏光特性を有する組織を偏光特性データに基づいて除外し、残った部分を特徴部として検出してもよい。例えば、シュレム管は、中空になっているので、偏光特性を持たない中空部分が、この手法で検出できると考えられる。シュレム管は、例えば、偏光OCTデータに基づいて検出され得る。

50

【 0 0 2 6 】

また、更には、被検眼に存在する人工物が、特徴物として偏光特性データに基づいて検出されてもよい。人工物としては、例えば、緑内障インプラント等の生体埋植装置であってもよい。

【 0 0 2 7 】

線維柱帯に含まれる特徴的な組織が検出される場合、検出部は、線維柱帯の複屈折性に起因する、他の組織との偏光遅延量の違いを利用して検出を行ってもよい。この場合、隅角の位置毎の偏光遅延量に関する情報を含む、偏光特性データに基づいて、線維柱帯（線維状の組織）が検出される。

【 0 0 2 8 】

特徴部として検出される、線維柱帯に含まれる特徴的な組織は、必ずしも線維柱帯そのもの（繊維状の組織そのもの）である必要はない。例えば、線維柱帯における色素沈着部が、特徴部として検出されてもよい。色素沈着部では、偏光解消（偏光スクランブル）が生じる。これにより、色素沈着部は、偏光解消に基づいて、特徴的に検出されうる。また、偏光解消は、偏光一様性(DOPU)とも相関があるので、色素沈着部は、偏光一様性に基づいて、特徴的に検出されうる。そこで、本実施形態において、検出部は、隅角の位置毎の偏光解消、または、偏光一様性に関する情報を含む、偏光特性データに基づいて、色素沈着部を検出してもよい。勿論、線維柱帯に含まれる特徴的な組織は、線維柱帯における線維状の組織、および、色素沈着部以外の組織であってもよい。

【 0 0 2 9 】

このように、検出部は、線維柱帯における線維状の組織と、色素沈着部と、の一方または両方が、偏光特性データに基づいて、少なくとも検出可能である。

【 0 0 3 0 】

検出部によって、特徴部が検出される領域（ROI）を設定するための検出領域設定部を、眼科解析装置は、更に有していてもよい。この場合、領域設定部は、偏光特性データと対応する撮影範囲で撮影された隅角の画像に対し、その一部に、検出領域を設定する。

【 0 0 3 1 】

検出領域の設定は、検者の設定操作に基づいて手動で行われてもよく、この場合、モニタへ表示される隅角の画像上で、検出領域を特定する指示が操作部へ入力されることで、隅角の画像上の検出領域と対応する範囲の偏光特性データから、特徴部が検出される。

【 0 0 3 2 】

< 戻り光のスペクトル波形に基づく色素検出 >

なお、色素沈着部に関しては、必ずしも偏光特性データに基づいて検出される必要はなく、隅角からの戻り光におけるスペクトル波形に基づいて検出されてもよい。スペクトル波形は、隅角の位置毎に取得されてもよい。なお、偏光特性データの基となった戻り光が、スペクトル波形を得る場合においても兼用されてもよい。

【 0 0 3 3 】

検出部は、色素沈着部を、該色素沈着部における吸収帯域を考慮して、戻り光におけるスペクトル波形に基づいて検出する。線維柱帯では、色素沈着の有無によって、各位置での吸収特性が異なっている。このため、各位置のスペクトル波形は、色素による吸収の有無により、波形が異なると考えられる。

【 0 0 3 4 】

< 第2検出部 >

眼科解析装置は、更に、第2検出部を有してもよい。第2検出部は、隅角における血管（例えば、新生血管）を、隅角からの戻り光に基づいて検出する。血管検出に利用される戻り光は、特徴部の検出に用いられる戻り光であってもよいし、特徴部の検出に用いられる戻り光とは独立して受光される光であってもよい。瞳孔縁と隅角部から虹彩全体に進行する新生血管が形成されると、隅角部を閉塞させ、眼圧の上昇に繋がることが知られている。このため、第2検出部によって新生血管が検出することは、早期の緑内障治療に有用である。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

ここで、例えば、OCT angiographyによる血管検出アルゴリズム手法が、第2検出部に適用されてもよい。この場合、特徴部の検出範囲において、OCTデータを互いに異なるタイミングで複数回取得し、互いに異なるタイミングで得られたOCTデータの間に於ける差分データに基づいて、検出範囲における血管が検出される。

【 0 0 3 6 】

また、必ずしもOCT angiographyに限定されるものではなく、種々の血管検出手法が、第2検出部に適用されてもよい。例えば、被検眼の組織の正面画像における、血管部分とそれ以外との輝度の違いに着目し、血管を検出する手法が適用されてもよい。第2検出部は、特徴部の検出範囲における正面画像から、血管を検出する。なお、このときの血管検出手法は、当業者において周知であるため、詳細な説明を省略する。

【 0 0 3 7 】

なお、第2検出部において血管検出に利用される、OCTデータ、または、正面画像は、偏光特性データを取得するための光学系を介して取得・撮影されてもよいし、他の光学系によって取得・撮影されてもよい。

【 0 0 3 8 】

< 検出結果の表示 >

眼科解析装置は、検出部によって検出された特徴部を、隅角の画像と共に、隅角の画像と対応づけてモニタに表示させる表示制御部を、更に備えてもよい。隅角の画像は、例えば、眼科撮影装置によって撮影される。隅角の画像は、一方向から見た隅角の表面を示した正面画像であってもよいし、隅角の断面形状を示した断層画像であってもよいし、隅角の構造を3次元的に示した3次元画像であってもよい。表示制御部は、例えば、隅角の画像上に、特徴部を示すグラフィックを重畳させてモニタに表示させる。モニタに表示される隅角画像および特徴部の検出結果に基づいて、検者は、隅角の状態を把握することができる。例えば、特徴部として線維柱帯が検出される場合、隅角の閉塞の程度を把握できる。また、線維柱帯の色素沈着部が検出される場合、色素沈着の程度を把握できる。

【 0 0 3 9 】

また、第2検出部によって、血管の位置が検出された場合、表示制御部は、更に、血管を、隅角の画像と対応づけて表示させてもよい。

【 0 0 4 0 】

なお、隅角の画像に対する特徴部または血管の対応づけは、隅角の画像上に、特徴部または血管を表すグラフィックを重畳させることで行われてもよい。特徴部、又は、血管を表すグラフィックは、ハッチングや、色分けによるものであってもよい。また、偏光特性データが隅角の画像とは異なる画像として表現可能である場合、偏光特性データに関する画像から、特徴部の箇所を切り出して、隅角の画像上に重畳させることで、隅角の画像に対して特徴部を対応づけてもよい。また、血管造影画像が取得されている場合、血管造影画像を、隅角の画像と合成することによって、隅角の画像に対して血管を対応付けてもよい。

【 0 0 4 1 】

なお、眼科解析装置は、隅角の画像を取得するために、画像取得部を有していてもよい。画像取得部によって取得される隅角画像は、偏光特性データと対応する撮影範囲で撮影された画像であってもよい。隅角の画像は、眼科撮影装置の光学系を介して撮影された画像であってもよい。

【 0 0 4 2 】

< 表示以外の検出結果の活用方法 >

眼科解析装置は、検出された特徴部のサイズまたは密度を、特徴部の検出結果に基づいて測定してもよい。例えば、特徴部として線維柱帯が検出される場合、線維柱帯のサイズが測定されてもよい。また、線維柱帯における線維状の組織の密度が測定されてもよい。また、色素の密度、総量が、検出結果に基づいて測定されてもよい。これらの各情報は、線維柱帯における房水の排出のし難さ（し易さ）を評価するうえで有用と考えられる。

【 0 0 4 3 】

また、例えば、シュレム管が特徴部として検出される場合は、シュレム管の中空部分における詰まりの有無が、特徴部の検出結果に基づいて少なくとも検出されてもよい。各情報は、モニタへ表示されてもよい。また、各情報の少なくとも一部に基づいて、房水の排出のし難さについての評価指標を生成し、評価指標をモニタへ表示させてもよい。

【 0 0 4 4 】

< 眼科撮影装置 >

ここで、偏光特性データを得るための光学系を持つ、眼科撮影装置について説明する。眼科撮影装置の光学系は、被検眼の隅角に光を照射すると共に、隅角からの戻り光を、第1の偏光成分の光と第2の偏光成分の光とに少なくとも分割し、分割された光を検出器によって受光する。この場合、取得部は、第1の偏光成分の光による検出器からの受光信号と、第2の偏光成分の光による検出器からの受光信号と、に基づいて、偏光特性データを生成・取得する。

10

【 0 0 4 5 】

偏光特性データを得るための光学系は、走査型の光学系（走査光学系）であってもよい。また、カメラ型の光学系であってもよい。走査型の光学系は、光スキャナによって隅角上で光を走査し、走査範囲の各位置からの戻り光を検出器によって受光する。一方、カメラ型の光学系は、二次元受光素子を検出器として持ち、偏光特性データの取得範囲全体に光を照射し、その戻り光を二次元受光素子によって受光する。なお、偏光特性データを得るための光学系から被検眼へ照射される光は、所定の偏光成分の光であってもよい。この場合、偏光特性データを得るための光学系には、被検眼へ照射される光を、所定の偏光とするための偏光子（ポラライザ）を有していてもよい。ポラライザは、例えば、偏光フィルタであってもよいし、加圧されたファイバであってもよいし、他の部材であってもよい。

20

【 0 0 4 6 】

眼科撮影装置が走査光学系を有する場合、走査光学系は、光スキャナと、分割部と、検出器と、を少なくとも有する。光スキャナは、光を被検眼の隅角上で走査するために駆動される。隅角からの戻り光は、分割部によって、互いに異なる偏光を持つ複数の光に分割される。分割部は、互いに異なる偏光を持つ複数の光を、合波された光から同時に分割してもよいし、時間をずらして偏光の向き毎に分割してもよい。分割部によって互いに異なる偏光を持つ複数の光が同時に分割される場合には、分割されたそれぞれの光と対応する数の検出器が設けられていてもよい。一方、合波された光から互いに異なる偏光を持つ複数の光が、時間をずらして分割される場合は、1つの検出器で、複数の光を検出器してもよい。

30

【 0 0 4 7 】

走査光学系は、P S - O C Tの走査光学系であってもよい。この場合、戻り光は、参照光と合波された後、分割部によって分割される。つまり、戻り光は、参照光と干渉した状態で、互いに異なる偏光を持つ複数の光に、分割される。

【 0 0 4 8 】

眼科撮影装置は、視軸（固視光軸）に対し、傾斜した光軸に沿って、投受光を行ってもよい。

40

【 0 0 4 9 】

なお、走査光学系を介して偏光特性データが得られる場合、次のような対物光学系を、走査光学系が有していてもよい。即ち、対物光学系は、隅角へ照射される光の旋回点を被検眼の角膜と走査光学系との間に形成する。旋回点は、隅角へ照射される光が、光スキャナの動作に伴って旋回されるとき、旋回中心となる。対物光学系は、反射によって、旋回点へ光を折り曲げる反射光学系であってもよいし、屈折によって旋回点へ光を折り曲げる屈折光学系であってもよい。

【 0 0 5 0 】

対物光学系は、非接触での撮影に対応したものであってもよいし、圧迫状態での撮影に

50

対応したものであってもよい。圧迫状態での撮影の場合、対物光学系の先端部には、被検眼と接触し、更に、被検眼を押圧するための接触部が設けられる。

【0051】

被検眼の隅角へ入射される光は、赤外光であってもよい。その中でも、中心波長 c が $1\ \mu\text{m}$ 以上の光であることが好ましい。この場合、前眼部における主な散乱体である水に対し、良好な透過性を持つ。走査光学系は、中心波長 c が $1\ \mu\text{m}$ 以上の光を持つ光源を有していてもよい。但し、被検眼の隅角へ出射される光の中心波長 c の範囲は、必ずしも上記例示したものに限定されず、他の値が適用されてもよい。

【0052】

なお、眼科 OCT は、通常、測定光として赤外光が用いられるので、色素の情報が得られ難い。しかしながら、偏光特性データを処理する場合には、赤外光の戻り光を得る場合であっても、色素沈着部は、容易に検出可能となる。

【0053】

< 実施例 >

以下、図面を参照して、実施例を説明する。本実施例では、OCT 装置 1（眼科撮影装置）の装置本体に、眼科解析装置が適用された場合を説明する。装置本体には、少なくとも制御部 70 が含まれる。

【0054】

図 1 に示す OCT 装置 1 は、PS - OCT であり、偏光特性を示す OCT 画像データを取得する。図 1 において、被検物は、眼の隅角である。

【0055】

OCT 装置 1 は、制御部 70 を備え、更に、干渉光学系 100 を、走査光学系として備える。制御部 70 は、例えば、一般的な CPU（Central Processing Unit）71、ROM 72、RAM 73、等で実現される。ROM 72 には、例えば、OCT 装置 1 の動作を制御して OCT 画像データを得るためのプログラム、OCT 画像データを解析するための解析プログラム、等の各種プログラムの他、各種パラメータ等の固定値データが記憶されていてもよい。RAM 73 は、例えば、各種情報を一時的に記憶する。

【0056】

図 1 に示すように、OCT 装置 1 は、例えば、記憶部（例えば、不揮発性メモリ）74、およびモニタ 75 等を更に有し、それぞれ、制御部 70 と電氣的に接続されている。記憶部 74 は、例えば、電源の供給が遮断されても記憶内容を保持できる非一過性の記憶媒体である。例えば、ハードディスクドライブ、フラッシュ ROM、着脱可能な USB メモリ等を記憶部 74 として使用できる。

【0057】

モニタ 75 は、装置 1 の本体に搭載されたディスプレイであってもよいし、本体に接続されたディスプレイであってもよい。例えば、パーソナルコンピュータ（以下、「PC」という）のディスプレイを用いてもよい。モニタ 75 は、例えば、OCT 装置 1 によって取得された画像データ、又は画像データの処理結果等を表示する。

【0058】

OCT 装置 1 は、波長掃引式 OCT（SS - OCT ; Swept Source-OCT）を基本的構成とする。即ち、OCT 装置 1 は、波長可変光源 102（以下、単に「光源 102」と省略する）を更に備える。その他、OCT 装置 1 には、メモリ 72、モニタ 75、図示無き正面像観察系及び固視標投影系等が設けられる。波長可変光源 102、および、干渉光学系 100 は、制御部 70 と接続されており、制御部 70 からの制御信号に基づいて動作する。

【0059】

光源 102 は、出射波長を時間的に高速で変化させる波長可変光源（波長走査型光源）である。光源 102 は、例えば、レーザ媒体、共振器、及び波長選択フィルタによって構成される。そして、波長選択フィルタとして、例えば、回折格子とポリゴンミラーの組み合わせ、ファブリー・ペローエタロンを用いたフィルタが挙げられる。

10

20

30

40

50

【0060】

本実施例では、瞬間輝線幅が短く、共振器長が短い光源としてA X S U N社のTUNABLE LASER が用いられる（例えば、 $\lambda_c=1060\text{nm}$ 、 $\Delta\lambda=110\text{nm}$ 、 $\Delta\lambda=0.055\text{nm}$ 、共振器長 $\sim 14\text{mm}$ ）。このような波長可変光源は、例えば、米国公開2009/0059971号に記載されている。

【0061】

干渉光学系100は、光スキャナ108と、偏光分割部（以下、「分割部」と省略する）360、365と、検出器120と、を走査光学系として、少なくとも有する。また、干渉光学系100は、カップラー（スプリッタ）104、光遅延路300、サーキュレータ103、測定光学系106、および、参照光学系110を有していてもよい。また、各部の導光路として、ファイバ105、119等が設けられていてもよい。

10

【0062】

カップラー（スプリッタ）104は、光分割器として用いられ、光源102から出射された光を測定光（測定光）と参照光に分割する。サーキュレータ103はカップラー104からの光を光ファイバ105に導光し、光ファイバ105からの光を光ファイバ119に導光する。なお、サーキュレータ103は、カップラーであってもよい。

【0063】

干渉光学系100は、測定光学系106によって測定光を眼Eの隅角Eに導く。干渉光学系100は、参照光学系110に参照光を導く。干渉光学系100は、隅角Eaによって反射された測定光と参照光との干渉、によって取得される干渉信号光を検出器（受光素子）120に受光させる。

20

【0064】

測定光学系106には、光遅延路300、光ファイバ105、光スキャナ108、及び対物光学系が順次設けられている。

【0065】

光遅延路300は、基準光路300aと迂回光路300bを有し、互いに光路長差を持つ少なくとも2つの光を生成させるために設けられている。例えば、測定光路に光遅延路300が配置された場合、測定光は、光遅延路300に形成された基準光路300aと迂回光路300bによって、互いに光路長差を持つ少なくとも2つの測定光として形成される。迂回光路300bは、基準光路300aより光路長が長いので、迂回光路300bを通過する測定光は、基準光路を通過する測定光に対し光学的遅延（光路長差）が生じる。このようにして、光路長差を持つ複数の測定光が被検物の同一位置に照射される。

30

【0066】

光遅延路300は、例えば、第1偏光ビームスプリッタ302、第1光反射部材304、第2光反射部材306、第2偏光ビームスプリッタ308を備え、測定光を2つの光路に分割し、一方の測定光に対して他方の測定光の光路長を遅延させる。第1偏光ビームスプリッタ302は、光源102からの測定光を基準光路300a（第1測定光路）と迂回光路300b（第2測定光路）に分割する。第2偏光ビームスプリッタ308は、基準光路300aと迂回光路300bを合成する。

【0067】

第1光反射部材304、第2反射部材306として、例えば、全反射ミラー、プリズムなどの光学部材が用いられる。光遅延路300を形成する光学部材は、図1のように互いに離れた光学配置であってもよいし、プリズム等により一体化された光学配置であってもよい。

40

【0068】

第1偏光ビームスプリッタ302は、光源102からの光を垂直偏光成分と水平偏光成分に分割し、一方の偏光成分の光を透過させ、他方の偏光成分の光を反射する特性を持つ。第1光反射部材304、第2反射部材306は、第1偏光ビームスプリッタ302によって分割された光の一方を反射し、光結合部材308に戻す。第2偏光ビームスプリッタ308は、垂直偏光と水平偏光に分割された光を結合させる特性を持つ。第2偏光ビーム

50

スプリッタ 308 によって結合された後、結果的に、偏光成分が互いに直交する 2 つの測定光がそれぞれ被検眼に照射される（光ファイバー 105 等の影響により両者の偏光成分は、変更されるかもしれないが、偏光成分が互いに直交するという関係は変わらない）。

【0069】

上記のようにして光遅延路 300 は、偏光成分が互いに直交すると共に光路長差を持つ 2 つの測定光を生成する。2 つの測定光は、サーキュレータ 103、光ファイバー 105 を介して光スキャナ 108 に向かう。2 つの測定光は、光スキャナ 108 によって反射方向が変えられる。光スキャナ 108 によって偏向された光は、対物レンズ系によって平行ビームとなって眼 E に入射し、隅角 E a 上に入射される。2 つの測定光は、隅角 E a 上の同一位置に照射される。

10

【0070】

光スキャナ 108 は、隅角 E a 上で X Y 方向（横断方向）に測定光を走査させる。光スキャナ 108 は、瞳孔と略共役な位置に配置される。光スキャナ 108 は、例えば、2 つのガルバノミラーであり、その反射角度が駆動機構によって任意に調整される。

【0071】

光源 102 から出射された光束は、その反射（進行）方向が変化され、隅角上で任意の方向に走査される。光スキャナ 108 としては、反射ミラー（ガルバノミラー、ポリゴンミラー、レゾナントスキャナ）の他、光の進行（偏向）方向を変化させる音響光学素子（AOM）等が用いられる。

【0072】

制御部 70 は、光スキャナ 108 の駆動を制御することにより、隅角 E a の深さ方向に対して垂直な方向（横断方向）に測定光を走査させる。各測定光の隅角 E a からの後方散乱光（反射光）は、対物レンズ系、光スキャナ 108、光ファイバー 105、サーキュレータ 103、光ファイバー 119 を経て、ビームスプリッタ 350 に達する。そして、後方散乱光は、ビームスプリッタ 350 にて参照光と合波されて干渉する。

20

【0073】

参照光学系 110 は、隅角 E a での測定光の反射によって取得される反射光と合成される参照光を生成する。参照光学系 110 は、マイケルソンタイプであってもよいし、マッハツェンダタイプであっても良い。参照光学系 110 は、透過光学系（例えば、光ファイバー）によって形成され、カップラー 104 からの光を戻さず透過させることにより検出器 120 へと導く。参照光学系 110 は、例えば、反射光学系（例えば、参照ミラー）によって形成され、カップラー 104 からの光を反射光学系により反射することにより再度カップラー 104 に戻し、検出器 120 に導いてもよい。

30

【0074】

本装置は、測定光と参照光との光路長差を調整するために干渉光学系 100 に配置された光学部材の少なくとも一部を光軸方向に移動させる。例えば、参照光学系 110 は、参照光路中の光学部材を移動させることにより、測定光と参照光との光路長差を調整する構成を有する。光路長差を変更するための構成は、測定光路中に配置されてもよい。測定光路中に配置された光学部材（例えば、光ファイバーの端部）が光軸方向に移動される。

【0075】

ビームスプリッタ 350 は、干渉信号光を 2 つに分割する。ビームスプリッタ 350 によって分割された光路の一方には、偏光ビームスプリッタ 360 が配置され、他方には、偏光ビームスプリッタ 365 が配置されている。偏光ビームスプリッタ 360、365 は、入射された干渉信号光を、互いに直交する偏光成分（垂直偏光成分、水平偏光成分）に分割する。つまり、本実施例では、隅角からの戻り光を、第 1 の偏光成分の光と、第 2 偏光成分の光と、に分割する分割部として、偏光ビームスプリッタ 360、365 が利用される。

40

【0076】

検出器 120 は、垂直偏光検出器 120 V と水平偏光検出器 120 H を持つ。これにより、スペクトル信号における垂直偏光成分と水平偏光成分を別々に検出できる。

50

【 0 0 7 7 】

垂直偏光検出器 1 2 0 V と水平偏光検出器 1 2 0 H は、それぞれ、第 1 受光素子 (1 2 0 V a 、 1 2 0 H a) と第 2 受光素子 (1 2 0 V b 、 1 2 0 H b) からなる平衡検出器 (Balanced Detector) にて構成されるのが有利である。検出器 1 2 0 (平衡検出器) は、第 1 受光素子からの干渉信号と第 2 受光素子からの干渉信号との差分を得て、干渉信号に含まれる不要なノイズを削減する。各受光素子は、受光部が一つのみからなるポイントセンサであって、例えば、アバランシェ・フォト・ダイオードが用いられる。

【 0 0 7 8 】

垂直偏光検出器 1 2 0 V は、偏光ビームスプリッタ 3 6 0 、 3 6 5 によって分割された垂直偏光成分を、第 1 受光素子 1 2 0 V a 、第 2 受光素子 1 2 0 V b により平衡検出を行う。水平偏光検出器 1 2 0 H は、偏光ビームスプリッタ 3 6 0 、 3 6 5 によって分割された水平偏光成分を、第 1 受光素子 1 2 0 H a 、第 2 受光素子 1 2 0 H b により平衡検出を行う。

【 0 0 7 9 】

垂直偏光検出器 1 2 0 V と水平偏光検出器 1 2 0 H によって受光される干渉信号光は、それぞれ、偏光成分が互いに直交すると共に光路長差を持つ 2 つの測定光に対応する干渉信号光を含んでいる。

【 0 0 8 0 】

光源 1 0 2 により出射波長が変化されると、これに対応する干渉信号光が検出器 1 2 0 に受光され、結果的に、スペクトル信号として検出器 1 2 0 によって検出される。制御部 7 0 は、光源 1 0 2 からのトリガ信号を得て、取得するスペクトル信号と光スキャナ 1 0 8 を制御する。

【 0 0 8 1 】

垂直偏光検出器 1 2 0 V と水平偏光検出器 1 2 0 H によって検出される各スペクトル信号は、被検物に照射された 2 つの測定光のうち、垂直偏光成分を持つ測定光に基づいて形成された第 1 スペクトル信号と、水平偏光成分を持つ測定光に基づいて形成された第 2 スペクトル信号と、を含む。第 1 スペクトル信号と第 2 スペクトル信号は、光路長差を持つため、スペクトルによって形成される干渉縞の粗密が異なる。

【 0 0 8 2 】

制御部 7 0 は、偏光成分が異なる 2 つのスペクトル信号を処理して、互いに直交する偏光成分に関する深さ情報 D V 、 D H を得る。

【 0 0 8 3 】

制御部 7 0 は、垂直偏光検出器 1 2 0 V によって検出された垂直偏光成分を持つスペクトル信号を処理して垂直深さ情報 D V を得る。垂直深さ情報 D V は、第 1 スペクトル信号に対応する第 1 垂直深さ情報 D V 1 と、第 2 スペクトル信号に対応する第 2 垂直深さ情報 D V 2 を含む。第 1 垂直深さ情報 D V 1 は、互いに偏光成分が直交する測定光における一方の測定光に基づいて形成された深さ情報であり、第 2 垂直深さ情報 D V 2 は、互いに偏光成分が直交する測定光における他方の測定光に基づいて形成された深さ情報である。

【 0 0 8 4 】

制御部 7 0 は、水平偏光検出器 1 2 0 H によって検出された水平偏光成分を持つスペクトル信号を処理して水平深さ情報 D H を得る。水平深さ情報 D H は、第 1 スペクトル信号に対応する第 1 水平深さ情報 D H 1 と、第 2 スペクトル信号に対応する第 2 水平深さ情報 D H 2 を含む。第 1 水平深さ情報 D H 1 は、互いに偏光成分が直交する測定光における一方の測定光に基づいて形成された深さ情報であり、第 2 水平深さ情報 D H 2 は、互いに偏光成分が直交する測定光における他方の測定光に基づいて形成された深さ情報である。

【 0 0 8 5 】

< 断層画像の取得 >

制御部 7 0 は、光スキャナ 1 0 8 の駆動を制御し、隅角 E a 上で測定光を横断方向に走査させる。制御部 7 0 は、各走査位置での深さ情報を順次並べることによって、隅角の断層画像 (B スキャン) を形成する。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 6 】

制御部 7 0 は、互いに直交する偏光成分に関する深さ情報 D V、D H に関してそれぞれ、走査方向に関して並べることにより互いに直交する偏光成分に関する断層画像データ T V、T H を得る。断層画像データ T V、T H は、深さ方向に分離された隅角 E a の複数の断層像を含む。なお、断層画像データは、各深さ情報における実虚成分の絶対値を求めることにより形成される。各断層像は、隅角 E a 上の同一の走査位置に関して取得された断層像である。

【 0 0 8 7 】

断層画像データ T V は、第 1 垂直深さ情報 D V 1 に基づく第 1 垂直断層像 T V 1、第 2 垂直深さ情報 D V 2 に基づく第 2 垂直断層像 T V 2 を含む。断層画像データ T H は、第 1 水平深さ情報 D H 1 に基づく第 1 水平断層像 T H 1、第 2 水平深さ情報 D H 2 に基づく第 2 水平断層像 T H 2 を含む。

10

【 0 0 8 8 】

制御部 7 0 は、上記のように取得された断層画像データ T V、T H から第 1 垂直断層像 T V 1、第 2 垂直断層像 T V 2、第 1 水平断層像 T H 1、第 2 水平断層像 T H 2 のいずれかを抽出し、モニタ 7 5 の画面上に断層像を表示する。制御部 7 0 は、断層画像データ T V、T H を連続的に取得し、動画の断層像を表示するようにしてもよい。

【 0 0 8 9 】

< 偏光検出 >

制御部 7 0 は、垂直深さ情報 D V と水平深さ情報 D H を用いて隅角 E a の複屈折特性を求める。スペクトル信号をフーリエ解析した後の各深さ情報における実部と虚部の情報が用いられる。

20

【 0 0 9 0 】

制御部 7 0 は、垂直深さ情報 D V から第 1 垂直深さ情報 D V 1 を得ると共に、水平深さ情報 D H から第 1 水平深さ情報 D H 1 を得る。制御部 7 0 は、偏光成分が互いに直交する第 1 垂直深さ情報 D V 1 と第 1 水平深さ情報 D H 1 に基づいて第 1 の偏光状態を得る。

【 0 0 9 1 】

制御部 7 0 は、垂直深さ情報 D V から第 2 垂直深さ情報 D V 2 を得ると共に、水平深さ情報 D H から第 2 水平深さ情報 D H 2 を得る。制御部 7 0 は、偏光成分が互いに直交する第 2 垂直深さ情報 D V 2 と第 2 水平深さ情報 D H 2 に基づいて第 2 の偏光状態を得る。

30

【 0 0 9 2 】

制御部 7 0 は、第 1 の偏光状態と第 2 の偏光状態に基づいて、隅角 E a の表面を基準として隅角 E a のある位置における複屈折特性を得る。制御部 7 0 は、複屈折特性を深さ方向に関して求めることにより、深さ方向に関する隅角 E a の複屈折特性分布を示す偏光深さ情報を得る。

【 0 0 9 3 】

制御部 7 0 は、各位置での偏光深さ情報を走査方向に関して並べることにより、ある切断面での隅角 E a の複屈折分布（例えば、偏光深さ情報画像）を求める。制御部 7 0 は、求められた複屈折分布をモニタ 7 5 上に表示してもよい。

【 0 0 9 4 】

また、制御部 7 0 は、光スキャナ 1 0 8 の駆動を制御し、隅角 E a 上で測定光を二次元的に走査することにより 3 次元的な O C T データを得てもよい。制御部 7 0 は、各位置における偏光深さ情報を得ることにより、隅角 E a 上の二次元的な複屈折分布を示すマップを得る。制御部 7 0 は、得られたマップをモニタ 7 5 上に表示してもよい。なお、偏光特性を求める具体的手法については、例えば、特開 2 0 1 3 - 1 4 8 4 8 2 号公報を参照されたい。

40

【 0 0 9 5 】

以下、上記実施形態に示した偏光特性データの取得手法の一例について説明する。

【 0 0 9 6 】

P S - O C T データを得たとする。これは例えば被検眼に照射される 2 種類の偏光と、

50

被検眼から散乱され戻り際の 2 つの偏光に相当した 4 つの 3 次元 OCT 断層像である（例えば、前述の第 1 垂直断層像 T V 1 の 3 次元断層像、第 2 垂直断層像 T V 2 の 3 次元断層像、第 1 水平断層像 T H 1 の 3 次元断層像、第 2 水平断層像 T H 2 の 3 次元断層像）。これらをジョーンズマトリクス OCT 断層像と呼ぶ。なお、ジョーンズマトリクス OCT 断層像から強度 OCT 像への変換処理が行われることによって、強度 O C T 断層像（図 3 参照）が取得されてもよい。

【 0 0 9 7 】

4 つのジョーンズマトリクス OCT 断層像からは、各種の演算によって、例えば強度 OCT 断層像、偏光一様性（DOPU）断層像、複屈折（Retardation または Birefringence）断層像、偏光軸回転（Axis-Orientation）断層像といった量が求められる。また、ミューラーマトリクス変換により、偏光解消（Depolarization）を検出してもよい。つまり、偏光解消（Depolarization）断層像を、P S - O C T データに基づいて取得してもよい。

【 0 0 9 8 】

ジョーンズマトリクス OCT 断層像を解析することで、隅角における特徴部を同定する。これは次のような方法によればよい。

【 0 0 9 9 】

まず、ジョーンズマトリクス OCT 断層像に対して画像処理によるセグメンテーションを行い、組織ごとに分離する。セグメンテーションの際、上記のジョーンズマトリクス OCT 断層像から得られる各種信号分布を援用してもよい。

【 0 1 0 0 】

ここで、例えば、線維柱帯は線維状の組織であり、比較的大きな複屈折性を持つ。より詳細には、同じく複屈折性を持つ組織として知られる角膜に対して、大きな複屈折性を、線維柱帯は持っている。故に、線維柱帯が、複屈折断層像を処理することで特徴的に検出されると考えられる。例えば、複屈折断層像の各画素に対して 2 値化処理を行うことで、線維柱帯を特定することができる（図 4 参照）。なお、このときの 2 値化の閾値は、角膜と線維柱帯とを区別する値であることが望ましい。

【 0 1 0 1 】

図 4 に示すように、複屈折断層像では、虹彩 E i においてアーチファクトが生じてしまう。但し、このアーチファクトは、線維柱帯とは、例えば、位置が明らかに異なっており、容易に鑑別できる。

【 0 1 0 2 】

また、線維柱帯の色素沈着部では、色素（主には、メラニン）によって偏光状態がスクランブルされる。このため、偏光解消断層像、または、DOPU 断層像を処理することによって、線維柱帯における色素沈着部が特徴的に検出されると考えられる。例えば、偏光解消断層像の各画素に対して 2 値化処理を行うことで、色素沈着部を特定することができる。

【 0 1 0 3 】

なお、色素沈着部は、必ずしも、ジョーンズマトリクス OCT 断層像に基づいて検出される必要はない。例えば、制御部 7 0 は、色素沈着部を、色素沈着部における吸収帯域を考慮して、測定光の隅角からの戻り光におけるスペクトル波形に基づいて検出してもよい。このときの戻り光は、参照光と合波された光であってもよく、更に、合波された光から分割された光（具体的には、第 1 の偏光成分の光、または、第 2 偏光成分の光）であってもよい。制御部 7 0 は、検出器 1 2 0 から出力されるスペクトル信号に基づいて、色素沈着部の検出をすることができる。図 2 に示すように、例えば、1 μ m 以上の波長領域において、色素沈着部における主な色素であるメラニンによる吸収は、長波長側ほど少なくなるのに対し、タンパク質の吸収は略フラットである。このため、メラニンによる吸収が確認される領域では、他の領域と比べ、長波長側ほど強度が低くなるスペクトル波形が確認されると考えられる。

【 0 1 0 4 】

ここで、いわゆるバンドパスフィルタ処理によって、OCT 断層像における所望の領域を抜き出すことができ、また、抜き出した領域からの反射・散乱によるスペクトル波形に関

10

20

30

40

50

する情報を得ることができる。これにより、例えば、複屈折断層像に基づいて検出される線維柱帯における、各位置のスペクトル波形に関する情報を得てもよい。スペクトル波形は、検出器から出力されるスペクトル信号の包絡線として、隅角 E a の位置毎に取得されてもよい。包絡線は、スペクトル信号をフーリエ解析した複素 OCT 信号の絶対値として得てもよい。

【0105】

制御部 70 は、スペクトル波形において、色素沈着部と対応する波長域、および、その前後の波長域での振幅変化率を、位置毎に求め、閾値を超える振幅変化率が確認される場合には、そのスペクトル波形と対応する位置に色素沈着部が存在するものとして、推定してもよい。また、色素沈着部が検出される領域を、複数の小領域に分割し、分割された領域毎に、スペクトル波形の分散（例えば、スペクトル波形の評価値の分散）を求め、色素沈着部を、分散に基づいて検出してもよい。即ち、色素沈着が多いほど、スペクトル波形のバラツキが大きくなると考えられる。なお、分散は、包絡線で比較されてもよいし、波長毎に比較されてもよい。

10

【0106】

制御部 70 は、偏光特性データと対応する撮影範囲での血管位置を示す血管情報を、更に取得してもよい。血管情報を得るために、制御部 70 は、血管造影画像を、偏光特性データと対応する撮影範囲での OCT データに基づいて生成してもよい。このときの OCT データは、PS - OCT データから変換したものであってもよい。血管造影画像は、血液の動きを検出して得られた血管位置を造影した画像であってもよい。血管造影画像は、偏光特性データと対応する撮影範囲において、少なくとも 2 つの OCT データを処理することにより、取得されてもよい。ここでいう、少なくとも 2 つの OCT データは、互いに異なるタイミングで取得される。例えば、2 つの OCT データにおける複素 OCT 信号の位相差、複素 OCT 信号のベクトル差分、複素 OCT 信号の位相差及びベクトル差分を掛け合わせた情報、等に基づいて血管造影画像が生成される。なお、本実施例において、制御部 70 は、偏光特性データと対応する撮影範囲での血管位置を示す情報が得られれば良く、必ずしも血管造影画像を生成する必要はない。

20

【0107】

制御部 70 は、検出された特徴部を、隅角の画像と共に、隅角の画像と対応づけてモニター 75 に表示させる。隅角の画像は、例えば、偏光 OCT データに基づいて得られる強度 OCT 画像であってもよい。強度 OCT 画像は、隅角の断層画像であってもよいし、異なる走査線で得られた断面画像を副走査方向に並べることで形成される 3 次元断層画像であってもよいし、3 次元断層画像が正面方向に関して可視化された E n - f a c e 画像であってもよい。

30

【0108】

まず、図 3 ~ 5 を参照し、強度 OCT 画像による断層画像の表示例を説明する。断層画像では、図 3 に示すように、角膜 E c、強膜 E s、隅角 E a、虹彩 E i 等の組織が描写され得る。強膜における角膜との境界付近には、線維柱帯等の組織が存在し、例えば、この箇所まで隅角の閉塞が進行しているか否か、が隅角の所見を得る際の 1 つの目安となる。但し、強度 OCT 画像においては、線維柱帯は、他の組織と区別して描写され難い。

40

【0109】

そこで、例えば、制御部 70 は、2 値化処理された複屈折断層像（図 4 参照）を、強度 OCT 画像に合成することで、線維柱帯 G t を表すグラフィックを、強度 OCT 画像による断層画像上に重畳させてもよい。そして、図 5 に示すように、合成画像を、モニター 75 へ表示させてもよい。また、2 値化処理された DOPU 断層像（図示せず）を、OCT 画像に合成することで、色素沈着部 G c を表すグラフィックを、強度 OCT 画像による断層画像上に重畳させてもよい。合成画像の表示により、線維柱帯 G t まで閉塞が進んでいるか否かが、検者によって容易に把握される。また、更に、色素沈着部 G c が重畳されることで、測定光が赤外波長であるために情報を得にくい色素沈着の程度を、確認することができる。また、断層画像に基づいて、隅角の角度が把握され得る。つまり、隅角の閉塞の状態

50

を把握できる。なお、制御部 70 は、隅角の角度を示す情報を、モニタ 75 上に表示させてもよい。

【0110】

次に、図 6 を参照し、強度 OCT 画像による E n - f a c e 画像の表示例を説明する。図 6 は、図 5 における矢印 I 方向から隅角を見たときの E n - f a c e 画像である。このような E n - f a c e 画像は、隅角鏡による目視観察により近い角度で隅角を観察できる。この場合も、線維柱帯 G t、および、色素沈着部 G c を表すグラフィックが重畳表示されることで、強度 OCT 画像による E n - f a c e 画像では描写され難い特徴部の観察が可能となる。

【0111】

また、更に、血管の位置が検出されていれば、制御部 70 は、血管を、これらの隅角の画像に重畳させて表示させてもよい。これにより、隅角に新生血管があるか否かを、検者に把握させることができる。

【0112】

なお、ここでは、強度 OCT 画像を隅角の画像として表示されるものとして説明したが、複屈折 OCT 画像、DOPU OCT 画像等の偏光 OCT がモニタ 75 へ表示されてもよい。この場合、偏光 OCT 上では、特徴部とそれ以外の箇所とにコントラストがあり、特徴部が確認できる場合も考えられるが、更に特徴部を強調表示することで、隅角における特徴部の分布を明確に表現してもよい。な

以上、実施形態に基づいて本開示を説明したが、本開示は、上記実施形態に限定されるものではなく、種々の変形が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0113】

【図 1】実施例に係る OCT 装置 1 の一例を示す図である。

【図 2】メラニン及びタンパク質の吸収係数を示した図である。

【図 3】強度 OCT 断層像の一例を示す図である。

【図 4】複屈折 OCT 断層像の一例を示す図である。

【図 5】強度 OCT 断層像と複屈折 OCT 断層像とを少なくとも合成した合成画像の一例を示す図である。

【図 6】E n - f a c e 画像の一例を示す図である。

【符号の説明】

【0114】

- 1 OCT 装置
- 70 制御部
- 75 モニタ

10

20

30

