

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6415030号
(P6415030)

(45) 発行日 平成30年10月31日(2018.10.31)

(24) 登録日 平成30年10月12日(2018.10.12)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 3/10 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 3/10

R

請求項の数 23 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2013-164230 (P2013-164230)
 (22) 出願日 平成25年8月7日 (2013.8.7)
 (65) 公開番号 特開2015-33397 (P2015-33397A)
 (43) 公開日 平成27年2月19日 (2015.2.19)
 審査請求日 平成28年6月27日 (2016.6.27)

(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 100090273
 弁理士 國分 孝悦
 (72) 発明者 内田 弘樹
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キ
 ャノン株式会社内

審査官 島田 保

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理方法及びプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

O C T 光学系を用いて得た被検眼の眼底または前眼部の3次元断層画像の少なくとも一部の輝度情報を取得する取得手段と、

前記3次元断層画像における前記眼底または前記前眼部の深さ方向に対する前記眼底または前記前眼部の面内方向の傾きを示す情報を計測する計測手段と、

前記計測された情報に基づいて、前記眼底または前記前眼部の面内方向に対して交差する方向を、前記取得された輝度情報を統合する方向として決定する決定手段と、

前記決定された方向に沿って前記取得された輝度情報を統合することにより、前記眼底または前記前眼部の深さ方向に対して交差する方向を面内方向とする平面画像を生成する生成手段と、

を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記決定手段は、前記計測された情報に基づいて、前記統合する方向として前記被検眼の面内方向に対する略垂直方向を決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】

前記決定手段は、前記眼底または前記前眼部の所定の複数の部位に対応する複数の略垂直方向を、前記統合する方向として決定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】

O C T 光学系を用いて得た被検眼の眼底または前眼部の 3 次元断層画像の少なくとも一部の輝度情報を取得する取得手段と、

前記 3 次元断層画像における前記眼底または前記前眼部の深さ方向に対する前記眼底または前記前眼部の面内方向の傾きを示す情報を計測する計測手段と、

前記計測された情報に基づいて、前記眼底または前記前眼部の面内方向に対して交差する方向を決定する決定手段と、

前記決定された方向と前記取得された輝度情報とに基づいて、前記眼底または前記前眼部の深さ方向に対して交差する方向を面内方向とする平面画像を生成する生成手段と、

を有することを特徴とする画像処理装置。

10

【請求項 5】

前記生成手段は、前記決定された方向と前記取得された輝度情報とに基づいて、前記平面画像の各画素値を決定し、前記決定された各画素値に基づいて、前記平面画像を生成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】

前記生成手段は、前記決定された方向に沿って前記取得された輝度情報を統合することにより、前記各画素値を決定す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 3 次元断層画像における特定の領域が前記決定された方向に沿って前記平面画像上に重ねて投影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 6 の何れか 1 項に記載の画像処理装置。

20

【請求項 8】

前記 3 次元断層画像の輝度情報に基づいて、前記特定の領域を判定する判定手段を更に有することを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記判定手段は、前記 3 次元断層画像における前記眼底の網膜色素上皮に関する領域に基づいて、前記特定の領域として前記眼底の視神経乳頭に関する領域を判定することを特徴とする請求項 8 に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記判定手段は、前記視神経乳頭に関する領域に基づいて、更に前記特定の領域として視神経乳頭陥凹に関する領域を判定することを特徴とする請求項 9 に記載の画像処理装置。

30

【請求項 11】

前記計測手段は、前記 3 次元断層画像における前記眼底のブルッフ膜又は網膜色素上皮に関する領域に基づいて、前記眼底の傾きを示す情報を計測することを特徴とする請求項 1 乃至 10 の何れか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 12】

前記計測手段は、前記 3 次元断層画像における前記前眼部の角膜又は水晶体に関する領域に基づいて、前記前眼部の傾きを示す情報を計測することを特徴とする請求項 1 乃至 10 の何れか 1 項に記載の画像処理装置。

40

【請求項 13】

前記計測手段は、更に、前記平面画像の面内方向に関する情報を計測することを特徴とする請求項 1 乃至 12 の何れか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 14】

前記計測手段は、前記平面画像における前記眼底の視神経乳頭部と黄斑部との距離を前記面内方向に関する情報をとして計測することを特徴とする請求項 13 に記載の画像処理装置。

【請求項 15】

前記取得手段は、更に、第 1 のダイクロイックミラーを介して前記 O C T 光学系の光路と波長分岐された前眼部観察用光路を用いて前記被検眼の前眼観察画像を取得し、対物レ

50

ンズと穴あきミラーとの間に配置された第2のダイクロイックミラーを介して前記OCT光学系の光路と波長分岐された眼底観察用光路を用いて前記被検眼の眼底平面画像を取得することを特徴とする請求項1乃至14の何れか1項に記載の画像処理装置。

【請求項16】

前記取得手段は、更に、前記OCT光学系を用いて得た断層画像が前記眼底平面画像上に重ねられた画像を取得することを特徴とする請求項15に記載の画像処理装置。

【請求項17】

前記決定手段は、前記眼底または前記前眼部の面内方向に対して直交する方向を決定し、

前記生成手段は、前記眼底または前記前眼部の面内方向を面内方向とする前記平面画像を生成することを特徴とする請求項1乃至16の何れか1項に記載の画像処理装置。10

【請求項18】

請求項1乃至17の何れか1項に記載の画像処理装置と前記OCT光学系を備える眼科撮影装置とが通信可能に接続された画像処理システムであって、

前記画像処理装置の前記取得手段は、前記眼科撮影装置により撮影された前記眼底または前記前眼部の前記3次元断層画像の少なくとも一部の輝度情報を取得することを特徴とする画像処理システム。

【請求項19】

画像処理装置によって実行される画像処理方法であって、

OCT光学系を用いて得た被検眼の眼底または前眼部の3次元断層画像の少なくとも一部の輝度情報を取得する取得ステップと、20

前記3次元断層画像における前記眼底または前記前眼部の深さ方向に対する前記眼底または前記前眼部の面内方向の傾きを示す情報を計測する計測ステップと、

前記計測された情報に基づいて、前記眼底または前記前眼部の面内方向に対して交差する方向を、前記取得された輝度情報を統合する方向として決定する決定ステップと、

前記決定された方向に沿って前記取得された輝度情報を統合することにより、前記眼底または前記前眼部の深さ方向に対して交差する方向を面内方向とする平面画像を生成する生成ステップと、

を有することを特徴とする画像処理方法。

【請求項20】

画像処理装置によって実行される画像処理方法であって、

OCT光学系を用いて得た被検眼の眼底または前眼部の3次元断層画像の少なくとも一部の輝度情報を取得する取得ステップと、

前記3次元断層画像における前記眼底または前記前眼部の深さ方向に対する前記眼底または前記前眼部の面内方向の傾きを示す情報を計測する計測ステップと、

前記計測された情報に基づいて、前記眼底または前記前眼部の面内方向に対して交差する方向を決定する決定ステップと、

前記決定された方向と前記取得された輝度情報を基づいて、前記眼底または前記前眼部の深さ方向に対して交差する方向を面内方向とする平面画像を生成する生成ステップと、40

を有することを特徴とする画像処理方法。

【請求項21】

前記生成ステップでは、前記決定された方向と前記取得された輝度情報を基づいて、前記平面画像の各画素値を決定し、前記決定された各画素値に基づいて、前記平面画像を生成することを特徴とする請求項20に記載の画像処理方法。

【請求項22】

前記生成ステップでは、前記決定された方向に沿って前記取得された輝度情報を統合することにより、前記各画素値を決定することを特徴とする請求項21に記載の画像処理方法。

【請求項23】

10

20

40

50

請求項 1 9 乃至 2 2 の何れか 1 項に記載の画像処理方法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】

【0 0 0 1】

本発明は、被検査物の平面画像データを生成する技術に関するものである。

【背景技術】

【0 0 0 2】

現在、多波長光波干渉を利用した光コヒーレンストモグラフィ (OCT : Optical Coherence Tomography) による光干渉断層撮影装置は、例えば内臓や網膜に関する情報を得るために人体に対する適用分野を広げつつある。 10

【0 0 0 3】

光干渉断層撮影装置は、低コヒーレント光である測定光をサンプルに照射し、そのサンプルからの後方散乱光を、干渉系を用いることで測定することを可能にした装置である。そして、眼に適用した場合には、測定光を被検眼上で走査することにより、被検眼の断層画像データを高解像度に撮像することが可能であることから、網膜の眼科診断等において広く利用されている。

【0 0 0 4】

光干渉断層撮影装置は、眼底上的一点に測定光を照射することで、眼底のある一点の深さ方向の情報 (Aスキャン情報) を得ることができる。そして、測定光を走査しながら複数のAスキャン情報を取得することにより、網膜の深さ方向の断層画像データ (Bスキャン情報) を取得することができる。 20

【0 0 0 5】

さらに、光干渉断層撮影装置は、走査位置をずらしながら複数のBスキャン情報を取得することが可能である。例えば、縦方向に走査位置をずらしながら水平方向のBスキャン情報を数百回取得することにより、複数の断層画像データからなる網膜の3次元の断層画像データを得ることができる。このようにして取得された複数の断層画像データは、網膜全体の深さ方向の情報を持ち、網膜疾患の診断に大変有用な情報を提供することができる。 30

【0 0 0 6】

ここで、特許文献1には、複数の断層画像データから疑似的な眼底平面画像データ (強度画像データ) を再構成する技術が開示されている。即ち、特許文献1に開示される技術では、一つのAスキャン情報から得られる深さ方向の複数の情報を一つの情報に統合し、それら統合された情報を全てのAスキャン情報について取得することにより、断層画像データのみで網膜の強度画像データを生成することを可能にしている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0 0 0 7】

【特許文献1】米国特許出願公開第2006/119858号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 8】

しかしながら、特許文献1に開示される技術では、断層画像データに対して垂直方向 (Aスキャン方向) に情報を統合することで強度画像データを生成するため、強度画像データ上に形成される網膜の大きさが断層画像データ上での網膜の傾きに応じて変化してしまうという問題があった。医師は、強度画像データ上で網膜の構造物や病変の大きさを観察するため、断層画像データ上での網膜の傾きに応じて構造物や病変の大きさが変化してしまうと診断に支障を来す恐れがある。

【0 0 0 9】

そこで、本発明の目的は、断層画像データ上における被検査物の傾きに関わらず、適切

10

20

30

40

50

な被検査物の平面画像データを生成することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の画像処理装置は、OCT光学系を用いて得た被検眼の眼底または前眼部の3次元断層画像の少なくとも一部の輝度情報を取得する取得手段と、前記3次元断層画像における前記眼底または前記前眼部の深さ方向に対する前記眼底または前記前眼部の面内方向の傾きを示す情報を計測する計測手段と、前記計測された情報に基づいて、前記眼底または前記前眼部の面内方向に対して交差する方向を、前記取得された輝度情報を統合する方向として決定する決定手段と、前記決定された方向に沿って前記取得された輝度情報を統合することにより、前記眼底または前記前眼部の深さ方向に対する交差する方向を面内方向とする平面画像を生成する生成手段と、を有する。

また、本発明の画像処理装置における他の態様は、OCT光学系を用いて得た被検眼の眼底または前眼部の3次元断層画像の少なくとも一部の輝度情報を取得する取得手段と、前記3次元断層画像における前記眼底または前記前眼部の深さ方向に対する前記眼底または前記前眼部の面内方向の傾きを示す情報を計測する計測手段と、前記計測された情報に基づいて、前記眼底または前記前眼部の面内方向に対して交差する方向を決定する決定手段と、前記決定された方向と前記取得された輝度情報とに基づいて、前記眼底または前記前眼部の深さ方向に対する交差する方向を面内方向とする平面画像を生成する生成手段と、を有する。

また、本発明は、上述した画像処理装置と眼科撮影装置とが通信可能に接続された画像処理システム、上述した画像処理装置によって実行される画像処理方法、及び、当該画像処理方法をコンピュータに実行させるためのプログラムを含む。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、断層画像データ上における被検査物の傾きに関わらず、適切な被検査物の平面画像データを生成することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の実施形態に係る眼科装置の構成を示す図である。

【図2】強度画像データの生成方法を説明するための図である。

【図3】眼底断層画像データ上で網膜が水平に形成されている場合に生成される強度画像データの例を示す図である。

【図4】眼底断層画像データの水平方向に対して網膜が傾いて形成されている場合に生成される強度画像データの例を示す図である。

【図5】本発明の第1の実施形態におけるコンピュータの処理を示すフローチャートである。

【図6】本発明の第1の実施形態における眼底断層画像データの輝度情報を統合する方向を説明するための図である。

【図7】本発明の第1の実施形態における強度画像データの生成方法を説明するための図である。

【図8】眼底断層画像データ上の領域を強度画像データに投影する方法を説明するための図である。

【図9】本発明の第2の実施形態における強度画像データの生成方法を説明するための図である。

【図10】視神経乳頭と視神経乳頭陥凹との形状を強度画像データに投影した例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明を適用した好適な実施形態を、添付図面を参照しながら詳細に説明する。なお、本実施形態における測定対象は、被検眼以外にも、被検体の内蔵や皮膚等の被検査

10

20

30

40

50

物であれば何でも良い。また、本実施形態における装置は、眼科装置以外にも、光干渉断層撮影装置や、断層画像を処理する画像処理装置（例えば、コンピュータ 1003）であれば何でも良い。

【0014】

＜第1の実施形態＞

（眼科装置の構成）

先ず、本発明の第1の実施形態について説明する。図1は、本発明の第1の実施形態に係る眼科装置の構成を示す図である。即ち、図1(a)は、本実施形態に係る眼科装置の外観構成を示しており、図1(b)は、本実施形態に係る眼科装置の光学ヘッド及びベース部の内部構成を示している。なお、上記眼科装置は、画像処理システムの例となる構成である。

10

【0015】

図1(a)において、100は眼科装置である。1000は、前眼部の表面を示す前眼部表面画像データ、眼底の表面を示す眼底平面画像データ、及び、眼底の断層を示す眼底断層画像データを撮像するための測定光学系である光学ヘッドである。1002は、不図示のモータを用いて、光学ヘッド1000を図1(a)のx y z方向に移動させるステージ部である。1001は、後述の分光器を内蔵するベース部である。

【0016】

1003は、ステージ部1002による光学ヘッド1000の移動処理を制御するとともに、眼底断層画像データの撮像処理を制御するコンピュータである。1004は、コンピュータ1003に内蔵され、被検者情報や眼底断層画像データを撮像するためのプログラム等を記憶するハードディスクである。1005は、表示部としてのモニタである。1006は、検者がコンピュータ1003に対して指示を行うための入力部であり、具体的にはキーボード及びマウスから構成される。1007は顎台であり、被検者の顎及び額を固定することにより、被検者の眼（被検眼）の固定を促す。1008は外部固視灯であり、被検者の眼を固視させるために使用される。

20

【0017】

次に、図1(b)を参照しながら、光学ヘッド1000及びベース部1001の内部構成について説明する。先ず、光学ヘッド1000の内部構成について説明する。被検眼Eに対向して対物レンズ135-1が設置され、その光軸上で第1のダイクロイックミラー132-1及び第2のダイクロイックミラー132-2により、波長帯域毎に、OCT光学系の光路351、眼底観察及び固視灯用光路352、並びに、前眼部観察用光路353に分岐される。ここで135-3及び135-4はレンズであり、レンズ135-3は、固視灯191及び眼底観察用CCD172の合焦調整のため、不図示のモータによって駆動される。

30

【0018】

レンズ135-4と第3のダイクロイックミラー132-3との間には、穴あきミラー303が配置され、光路352は、光路355及び光路354に分岐される。光路354は、被検眼Eの眼底を照明する照明光学系を形成しており、被検眼Eの位置合わせに用いられる眼底観察用照明光源であるLED光源316、及び、被検眼Eの眼底画像データの撮像に用いられるストロボ管314が設置されている。313及び315はコンデンサレンズであり、317はミラーである。LED光源316とストロボ管314からの照明光はリングスリット312によってリング状の光束となり、孔あきミラー303によって反射され、被検眼Eの網膜Erを照明する。ここで、309及び311はレンズである。LED光源316は、780nm付近を中心波長とするのである。なお、網膜Erは、被検査物の例である。

40

【0019】

光路355上の穴あきミラー303以降は、第3のダイクロイックミラー132-3によって、波長帯域毎に、眼底観察用CCD172への光路と固視灯191への光路とに分岐される。眼底観察用CCD172は、眼底観察用照明光であるLED光源316の中心

50

波長(780nm)付近に感度を持つものであり、CCD制御部102に接続されている。一方、固視灯191は可視光を発生して被検者の固視を促すものであり、固視灯制御部103に接続されている。

【0020】

CCD制御部102及び固視灯制御部103は、演算部104に接続されており、演算部104を介して、ベース部1001とコンピュータ1003との間でデータのやりとりが行われる。光路353において、135-2はレンズであり、171は前眼観察用CCDである。前眼観察用CCD171は不図示の前眼観察用照明光の波長(970nm)付近に感度を持つものである。また、光路353には、不図示のイメージスプリットプリズムが配置されており、被検眼Eに対する光学ヘッド1000のz方向の距離を、前眼観察画像中のスプリット像として検出することができる。

10

【0021】

光路351は、OCT光学系を成しており、被検眼Eの眼底Erの眼底断層画像データを撮像するためのものである。より具体的には、光路351は、眼底断層画像データを形成するための干渉信号を得るものである。134は、光を眼底上で走査するためのXYスキャナである。XYスキャナ134は、一枚のミラーとして図示してあるが、XY2軸方向の走査を行うものである。135-5及び135-6はレンズであり、そのうちのレンズ135-5は、光カプラ131に接続されているファイバ131-2から出射する光源101からの光を眼底Er上に合焦調整するために不図示のモータによって駆動される。この合焦調整によって、眼底Erからの光は同時にファイバ131-2先端にスポット状に結像されて入射されることとなる。

20

【0022】

次に、光源101からの光路、参照光学系及び分光器の構成について説明する。図1(b)において、101は光源である。132-4はミラーである。115は分散補償用ガラスである。131は光カプラである。131-1~131-4は光カプラ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である。135-7はレンズである。180は分光器である。

30

【0023】

以上の構成によって、マイケルソン干渉系が構成される。光源101から出射された光は、光ファイバ131-1を通じ、光カプラ131を介して光ファイバ131-2側の測定光と光ファイバ131-3の参照光とに分割される。測定光は、上述したOCT光学系光路を通じ、観察対象である被検眼Eの眼底Erに照射され、網膜による反射や散乱により同じ光路を通じて光カプラ131に到達する。

【0024】

一方、参照光は、光ファイバ131-3、レンズ135-7、及び、測定光と参照光の分散を合わせるために挿入された分散補償ガラス115を介してミラー132-4に到達し、反射する。そして、反射した光は同じ光路を戻り、光カプラ131に到達する。

【0025】

光カプラ131により測定光と参照光とが合波し、干渉光となる。ここで、測定光の光路長と参照光の光路長とがほぼ同一となったときに干渉が生じる。ミラー132-4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、被検眼Eによって変わる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131-4を介して分光器180に導かれる。

40

【0026】

139-1は、光ファイバ131-2中に設けられた測定光側の偏光調整部である。139-2は、光ファイバ131-3中に設けられた参照光側の偏光調整部である。これらの偏光調整部は、光ファイバをループ状に引き回した部分を幾つか持ち、このループ状の部分をファイバの長手方向を中心として回動させることでファイバに捩じりを加えることにより、測定光と参照光との偏光状態を各々調整して合わせることが可能である。なお、本実施形態では、予め測定光と参照光との偏光状態が調整されて固定されているものとす

50

る。

【0027】

分光器180は、レンズ135-8、レンズ135-9、回折格子181及びラインセンサ182から構成される。光ファイバ131-4から出射された干渉光は、レンズ135-8を介して略平行光となった後、回折格子181で分光され、レンズ135-9によりラインセンサ182に結像される。

【0028】

次に、光源101について説明する。光源101は、代表的な低コヒーレント光源であるS L D (Super Luminescent Diode)である。中心波長は855 nmであり、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。また、光源の種類は、ここではS L Dを選択したが、低コヒーレント光が出射できればよく、A S E (Amplified Spontaneous Emission)等も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を855 nmとした。

【0029】

本実施形態では、干渉計としてマイケルソン干渉計を用いたが、マッハツエンダー干渉計を用いてもよい。測定光と参照光との光量差が大きい場合にはマッハツエンダー干渉計を用い、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好ましい。

【0030】

次に、本実施形態に係る眼科装置100による被検眼Eの撮像処理について説明する。先ず、検者は、眼科装置100の前に患者を着座させ、被検眼Eの眼底E_rの表面を示す眼底平面画像データの撮影を開始する。光源316を射出した光は、リングスリット312によってリング状の光束となり、孔あきミラー303によって反射され、被検眼Eの眼底E_rを照明する。眼底E_rからの反射光束は孔あきミラー303を通過し、眼底観察用C C D 172へと結像される。C C D制御部102は、眼底観察用C C D 172にて結像された眼底E_rの反射光に基づいて眼底平面画像データを生成し、コンピュータ1003に送信する。

ここで、O C T光学系で得られた断層画像データは、深さ方向の情報を有しているが、眼底平面上のどの位置の断層かが分かりにくいという問題がある。網膜の断層画像データによって網膜の疾病を発見しても、それが眼底平面のどの位置か正確に知らなければ適切な治療を行うことは難しい。そのため、眼底平面を示す眼底平面画像データを取得可能なように構成されている。例えば、眼底カメラとO C T光学系とを組み合わせた装置や、走査型レーザ検眼鏡(S L O)とO C T光学系とを組み合わせたものが知られている。このような眼科装置では、眼底平面画像データ上に断層画像データをオーバレイ表示することによって、眼底平面上のどの位置の断層画像データか識別可能なように構成されている。

なお、O C T光学系に眼底の二次元画像取得用の光学系を組み合わせた場合、複数の撮影光源や光学系が必要となるため、装置の価格が上昇してしまう。このため、眼底の二次元画像取得用の光学系を用いずに、O C T光学系で得られた断層画像データを用いて、後述する疑似的な平面画像データを眼底の二次元画像として取得しても良い。

【0031】

次に、眼科装置100は、X Yスキャナ134を制御することにより、被検眼Eの眼底E_rの断層を示す眼底断層画像データを撮像する。光源101から射出した光は、光ファイバ131-1を通過し、光カプラ131にて被検眼Eに向かう測定光と参照ミラー132-4に向かう参照光とに分けられる。

【0032】

被検眼Eに向かう測定光は、光ファイバ131-2を通過し、ファイバ端から射出され、X Yスキャナ134に入射する。X Yスキャナ134により偏向された測定光は、光学系135-1を経由して被検眼Eの眼底E_rを照射する。そして、被検眼Eで反射した反射光は、逆の経路を辿って光カプラ131に戻される。

10

20

30

40

50

【0033】

一方、参照ミラーに向かう参照光は、光ファイバ131-3を通過し、ファイバ端から射出され、コリメート光学系135-7及び分散補償光学系115を通して参照ミラー132-4に到達する。参照ミラー132-4で反射された参照光は、逆の経路を辿って光カプラ131に戻される。

【0034】

光カプラ131に戻ってきた測定光と参照光とは相互に干渉し、干渉光となって光ファイバ131-4に入射し、光学系135-8により略平行化され、回折格子181に入射する。回折格子181に入力された干渉光は、結像レンズ135-9によってラインセンサ182に結像し、被検眼Eの眼底E_r上的一点における干渉信号を得ることができる。

10

【0035】

ラインセンサ182で取得されたコンピュータ1003に出力され、波数変換処理及び高速フーリエ変換(FFT)処理が行われ、被検眼Eの眼底E_r上的一点における深さ方向の眼底断層画像データ(Aスキャン情報)として可視化される。

【0036】

被検眼Eの眼底E_r上的一点における眼底断層画像データを取得した後、眼科装置100はXYスキャナ134をX方向に駆動し、被検眼Eの眼底E_r上の別の一点の干渉光を発生させる。当該別の一点の干渉光は、ラインセンサ182を経由し、被検眼Eの眼底E_r上の別の一点における深さ方向の眼底断層画像データとして形成される。このXYスキャナ134のX方向の駆動を連続して行うことにより、被検眼Eの眼底E_rの水平方向の一枚の眼底断層画像データ(Bスキャン情報)を生成することができる。

20

【0037】

そして、XYスキャナ134をY方向に一定量駆動した後、上述したX方向の走査を再び行うことにより、被検眼Eの眼底E_r上の別のY方向位置における眼底断層画像データを生成することができる。このようなXYスキャナ134のY方向駆動を繰り返すことにより、眼底E_rの所定の範囲をカバーする複数枚の眼底断層画像データが生成される。なお、光学ヘッド1000は、眼科撮影装置の例となる構成であり、コンピュータ1003は、画像処理装置の例となる構成である。

【0038】

(強度画像データの生成方法)

30

次に、生成された複数の眼底断層画像データから網膜の擬似的な平面画像データ(强度画像データ)を生成する処理について説明する。上述したように、Aスキャン情報は、被検眼Eの眼底E_r上的一点(A_i)における深さ方向の眼底断層画像データであり、図2に示すように、深さ方向の複数の輝度情報から構成されている。例えば、眼科装置100では、2048の画素を持つラインセンサ182を用いており、FFT後のAスキャン情報A_iは1176個の輝度情報から構成されている。図2において、P0は、深さ方向の一番浅い部分の輝度情報を示しており、P1175は、深さ方向の一番深い部分の輝度情報を示している。

【0039】

従来の光干渉断層撮影装置は、このAスキャン情報A_iの全て又は一部の輝度情報を加算平均することにより、被検眼Eの眼底E_r上的一点における强度情報を得ている。ここで、従来、Aスキャン情報A_iの方向は、測定光の方向と一致しており、眼底断層画像データの深さ方向に対して常に垂直方向である。そして、全てのAスキャン情報に対して强度情報を決定することにより、眼底Eの異なる1点1点における强度情報を得ることができる。それらの强度情報を二次元画像データとして再構成することにより、網膜全体の强度情報である强度画像データを得ることができる。

40

【0040】

ところで、従来の强度画像データ生成処理では、Aスキャン情報A_iの方向に輝度情報を統合することで强度情報を得ているが、この方法では最適な强度情報を得られない場合がある。以下、図3及び図4を参照しながら、そのことについて説明する。

50

【0041】

(網膜が水平である場合の強度画像データ)

図3は、眼底断層画像データ上で網膜が水平に形成されている場合(眼底断層画像データ上で網膜の傾きがほとんどない場合)に生成される強度画像データの例を示す図である。被検眼Eの状態が安定しており、白内障や被検眼Eの混濁の影響も少ない場合、網膜が眼底断層画像データT上で略水平になるように撮影を行うことができる。そして、眼底断層画像データTの輝度情報を、Aスキャン情報を同じ方向である眼底断層画像データTの深さ方向Vに統合することにより、強度画像データIを生成する。ここで得られた強度画像データIは、高品質で歪みも少なく、距離や大きさの計測にも適した画像データである。例えば、眼底断層画像データT上で指定した視神経乳頭辺縁から黄斑中心までの距離dは、強度画像データI上でも距離dとして示され、診断に有用な情報として利用することができる。

10

【0042】

(網膜が水平から傾いている場合の強度画像データ)

一方、図4は、図3と同じ被検眼Eを撮影した例を示しており、眼底断層画像データT'の水平方向に対して網膜が傾いて形成されている場合に生成される強度画像データの例を示す図である。例えば、被検眼Eに白内障や混濁が見られる場合、撮影者はそれらの混濁を避けて測定光を網膜に入射させるよう光学ヘッド1000の位置を調整する。そのため、測定光は被検眼Eに対してオフセットされた位置から入射され、結果として、眼底断層画像データT'の水平方向に対して網膜が傾いて形成されることになる。また、被検眼Eの位置が安定していない場合や被検眼Eそのものが傾いている場合にも、このように傾いた網膜が見られることがある。

20

【0043】

このように、眼底断層画像データT'の水平方向に対して網膜が傾いている場合、眼底断層画像データT'の輝度情報を、Aスキャン情報を同じ方向である眼底断層画像データT'の深さ方向Vに統合すると、網膜に対して斜め方向に輝度情報を統合することになる。このようにして得られた強度画像データI'は、本来の強度画像データIとは異なり、不鮮明な画像データになってしまう。

【0044】

また、眼底断層画像データT'の水平方向に対して網膜が傾いている場合、眼底断層画像データT'上に形成される網膜の範囲が変化するため、生成される強度画像データI'にも歪みが生じてしまう。例えば、眼底断層画像データT'上で指定した視神経乳頭辺縁から黄斑中心までの距離d'は、同じ被検眼Eを正面から撮影した図3に示す距離dとは明らかに異なる距離として計測されてしまう。このような計測値のバラつきは、複数の検査間で病変部の大きさを比較する際に問題となる可能性がある。

30

【0045】

(第1の実施形態における強度画像データの生成方法)

そこで、本実施形態では、網膜に対して略垂直方向に眼底断層画像データの輝度情報を統合することにより、強度画像データを生成する。以下にその方法について、図5乃至図7を参照しながら説明する。図5は、コンピュータ1003の処理を示すフローチャートである。なお、図5に示す処理は、コンピュータ1003内において、CPUがROMやHDD等の記録媒体に記録された必要なプログラムやデータを読み出して実行することにより実現する処理である。

40

【0046】

ステップS101において、コンピュータ1003は、光学ヘッド1000により撮影された眼底画像データを取得する。ステップS102において、コンピュータ1003は、図6(a)に示すように、眼底断層画像データの水平方向に対する網膜の傾きを示す情報(以下、単に「網膜の傾き」と称す)VRを測定する。網膜は複数の層構造で構成されており、網膜の傾きVRは、それらの層形状や層境界の何れか一つ以上を用いて測定することが望ましい。本実施形態では、中心窩における網膜色素上皮(RPE)とその下面に

50

存在するブルッフ膜（B M）との形状に基づいて網膜の傾きVRを測定する。

【0047】

また、正常眼では、ブルッフ膜及び網膜色素上皮は同じ形状を持つため、どちらを用いて網膜の傾きVRを決定してもよい。しかし、加齢黄斑変性等の疾病が見られる場合、網膜色素上皮やその他の網膜層は本来の形状から変形していることが多い。そのため、網膜に疾病が存在する場合、ブルッフ膜を用いて網膜の傾きVRを決定することが望ましい。ステップS103において、コンピュータ1003は、決定した網膜の傾きVRに基づいて、網膜に対して垂直な方向を強度画像データの生成方向V'として決定する。

【0048】

なお、図6(b)に示すように、中心窩以外の場所で強度画像データの生成方向V1～V3を決定してもよい。例えば、眼科装置100は、網膜の各部位において、それぞれの網膜の傾きVRを求め、各網膜の部位の傾きVRに基づいて、各網膜の部位に対して略垂直方向に強度画像データの生成方向V1～V3を決定する。また、傾きを示す情報VRは、断層画像データにおける所定の層の深さ方向の位置関係に基づいて決定されても良い。具体的には、断層画像データにおける高輝度層の端のZ座標（深さ方向の座標）の差分に基づいて決定されても良い。

【0049】

ステップS104において、コンピュータ1003は、図7に示すように、決定された強度画像データの生成方向V'（又は、V1～V3）に沿って眼底断層画像データT'上の各輝度情報を加算平均し、強度画像データI''を生成する。ここで得られた強度画像データI''は、図3に示した適切な強度画像データIとほぼ同じ見た目を持つ。強度画像データI''は歪みも少ないため、例えば眼底断層画像データT'上における視神経乳頭辺縁から黄斑中心までの距離d''は、図3の距離dとほぼ同じ距離として計測される。そのため、眼底断層画像データT'上の網膜の傾きに関わらず、適切な強度画像データを生成することができる。

【0050】

（眼底断層画像データ上の領域を強度画像データに投影）

さらに、眼科装置100は、眼底断層画像データ上で設定した領域を強度画像データ上に重ねて表示することが可能である。以下、図8を参照しながら、その方法について説明する。

【0051】

先ず、眼科装置100は、眼底断層画像データT''を解析し、病変領域Dを特定する。図8は、網膜色素上皮の下側に新生血管が発生した例を示しており、眼科装置100は、この新生血管に侵された病変領域Dを判定する。なお、この病変領域Dは新生血管に限るものではなく、ドルーゼンや浮腫等、他の病変を病変領域Dとして判定することもできるし、病変以外の構造物や領域を病変領域Dとして設定することもできる。また、病変領域Dは操作者が手動で領域を指定することによって設定することも可能である。

【0052】

次に、眼科装置100は、設定された病変領域Dをブルッフ膜の傾きに対して略垂直方向の生成方向V'に沿って強度画像データI'''上に重ねて投影し、モニタ1005上に表示する。この強度画像データI'''は、網膜の傾きに伴う歪みが少ないため、医師は病変領域Dがオーバレイされた強度画像データI''を観察することにより、病変の形状及び大きさを正しく認識し、診断に利用することが可能である。

【0053】

なお、本実施形態では、被検眼Eの眼底Erの眼底断層画像データに基づいて網膜の強度画像データを生成しているが、被検眼Eの前眼部の断層を示す前眼部断層画像データに基づいて、前眼部の強度画像データを生成してもよい。この場合、前眼部断層画像データに形成された角膜や水晶体に基づいて、前眼部断層画像データにおける前眼部の傾きを測定し、当該前眼部に対して略垂直方向に強度画像データの生成方向（輝度情報の統合方向）を決定すればよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 4 】**< 第 2 の実施形態 >**

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。なお、第 2 の実施形態に係る眼科装置は、図 1 に示した第 1 の実施形態に係る眼科装置の構成と同様であるため、以下の説明においても図 1 の符号を用いるものとする。また、第 2 の実施形態に係る眼科装置の撮影方法は、第 1 の実施形態と同様であり、強度画像データの生成方法のみが異なる。

【 0 0 5 5 】

第 2 の実施形態では、視神経乳頭 (D i s c) の形状に基づいて強度画像データの生成方向を決定する。図 9 は、眼科装置 1 0 0 で視神経乳頭周辺の網膜を撮影した眼底断層画像データを示す図である。網膜色素上皮 (R P E) は視神経乳頭 (D i s c) の部位において存在が消失することが知られており、眼底断層画像データ内には網膜色素上皮 (R P E) の 2 つの端点が現れる。眼科装置 1 0 0 は、この 2 つの R P E 端点を各眼底断層画像データ上で検出し、それらの R P E 端点同士を接合することで視神経乳頭 (D i s c) の形状及び大きさ d_d を測定することができる。さらに、視神経乳頭の形状から、視神経乳頭陥凹 (C u p) の形状及び大きさ d_c を求めることもできる。

【 0 0 5 6 】

次に、眼科装置 1 0 0 は、検出した 2 の R P E 端点を結ぶ直線に対して略垂直方向に、強度画像データの生成方向 V_d を決定する。そして、眼科装置 1 0 0 は、生成方向 V_d に沿って眼底断層画像データ上の輝度情報を加算平均し、強度画像データを生成する。

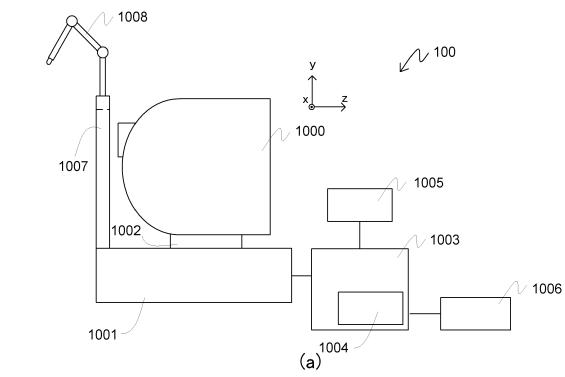
【 0 0 5 7 】

また、眼科装置 1 0 0 は、図 1 0 に示すように、検出した視神経乳頭 (D i s c) と視神経乳頭陥凹 (C u p) との形状を生成方向 V_d に沿って強度画像データ上に重ねて投影し、モニタ 1 0 0 5 に表示する。医師は歪みの少ない視神経乳頭部の強度画像データで、視神経乳頭の形状及び大きさを観察することができる。

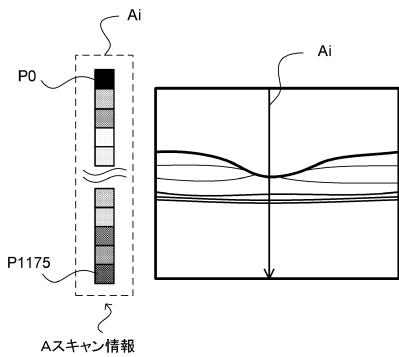
【 0 0 5 8 】

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 C P U や M P U 等) がプログラムを読み出して実行する処理である。

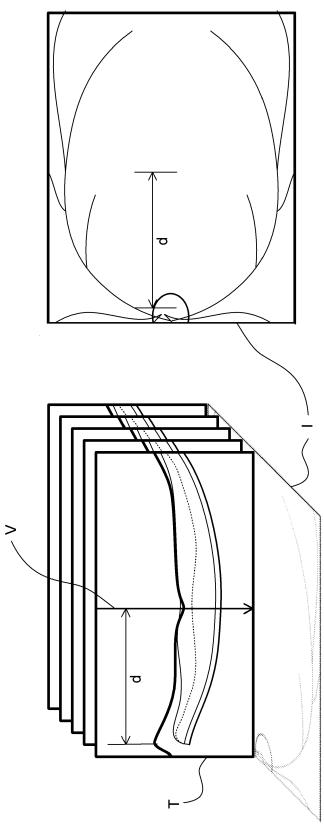
【 図 1 】



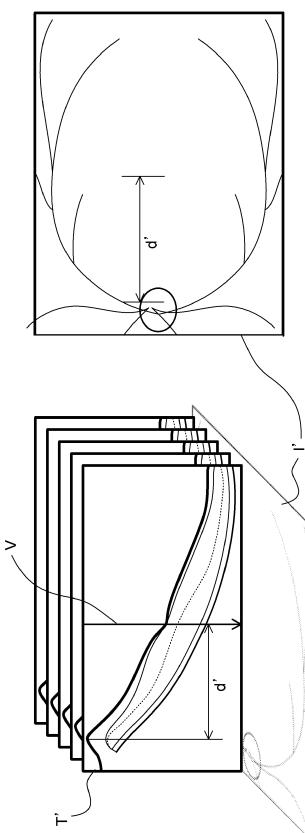
【 四 2 】



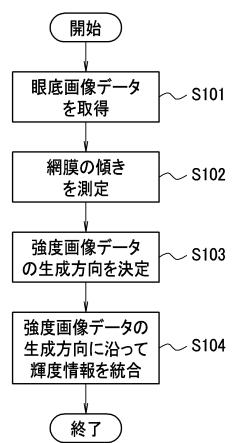
【図3】



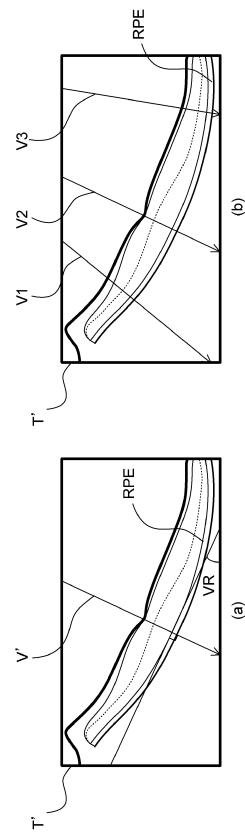
【 四 4 】



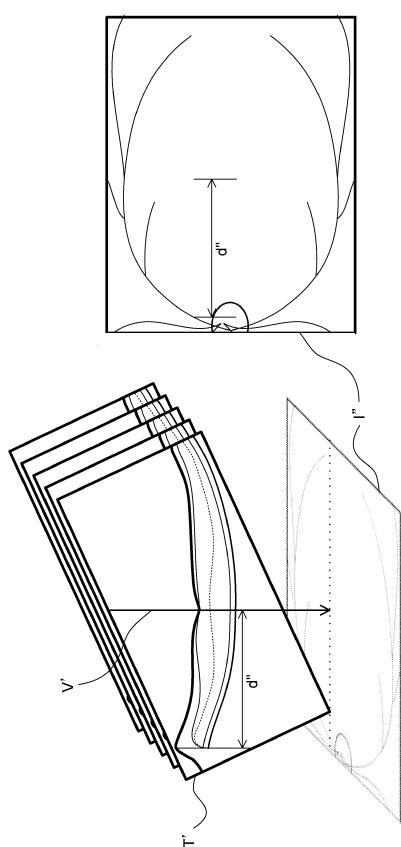
【図5】



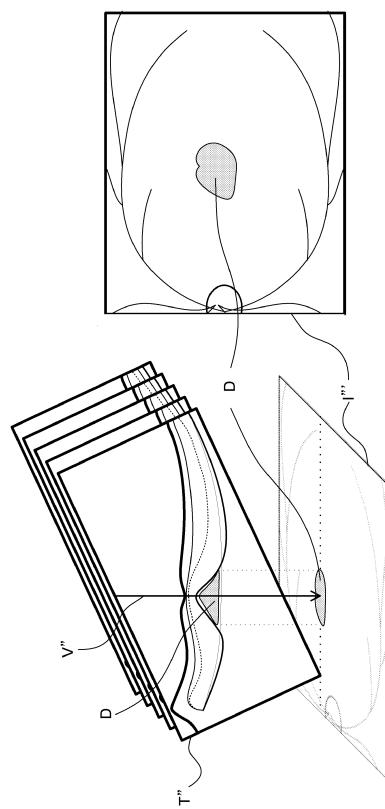
【図6】



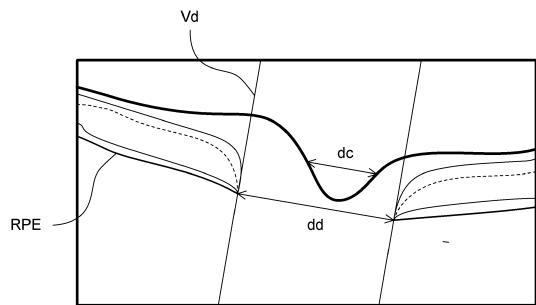
【図7】



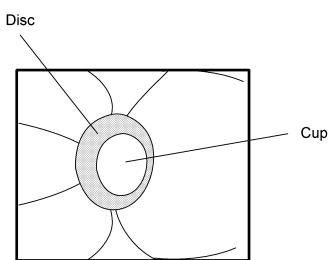
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2011-172697(JP, A)
特開2012-161427(JP, A)
特開2012-120756(JP, A)
特開2011-110158(JP, A)
米国特許出願公開第2006/0119858(US, A1)
特開2009-183332(JP, A)
特表2009-507537(JP, A)
特開2011-099728(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 3 / 00 - 3 / 18