

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6418766号  
(P6418766)

(45) 発行日 平成30年11月7日(2018.11.7)

(24) 登録日 平成30年10月19日(2018.10.19)

(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 13 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2014-67157(P2014-67157)  
 (22) 出願日 平成26年3月27日(2014.3.27)  
 (65) 公開番号 特開2015-188546(P2015-188546A)  
 (43) 公開日 平成27年11月2日(2015.11.2)  
 審査請求日 平成29年3月14日(2017.3.14)

(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 武藤 健二  
 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

審査官 山口 裕之

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 断層画像処理装置、断層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】

〇 C T 光学系を用いて得られた被検眼の断層画像における複数の層境界ラインを取得するために層解析を実行する解析手段と、

前記複数の層境界ラインを前記断層画像に重ねた状態で表示手段に表示させる表示制御手段と、

前記複数の層境界ラインのいずれかが指定された場合に前記指定された層境界ラインに対応する位置に隣接する2つの層間の輝度差が大きくなるように前記断層画像のコントラストを調整し、前記指定された層境界ラインの位置が変更された場合に前記変更された位置に隣接する2つの層間の輝度差が大きくなるように前記断層画像のコントラストを再度調整する調整手段と、

を有することを特徴とする断層画像処理装置。

【請求項 2】

前記調整手段は、前記複数の層境界ラインのいずれかが指定されている間、前記指定されている層境界ラインに対応する位置に隣接する2つの層間の輝度差が大きくなるように、前記断層画像のコントラストを調整することを特徴とする請求項 1 に記載の断層画像処理装置。

【請求項 3】

前記調整手段は、前記指定された層境界ラインに対応する位置に隣接する2つの層間の輝度差が閾値以上になるように、前記断層画像のコントラストを調整することを特徴とす

10

20

る請求項 1 又は 2 に記載の断層画像処理装置。

【請求項 4】

前記調整手段は、使用者からの指示に応じて前記指定された層境界ラインを移動することにより前記指定された層境界ラインの位置が変更された場合、前記移動された後の前記指定された層境界ラインに対応する位置に隣接する 2 つの層間の輝度差が大きくなるように前記断層画像のコントラストを調整することを特徴とする請求項 1 乃至 3 の何れか 1 項に記載の断層画像処理装置。

【請求項 5】

前記表示制御手段は、前記断層画像から拡大位置が指定された場合、指定された拡大位置に対応する前記断層画像の領域を前記表示手段に拡大表示させることを特徴とする請求項 1 乃至 4 の何れか 1 項に記載の断層画像処理装置。

10

【請求項 6】

前記表示制御手段は、使用者により操作されるカーソルと前記層境界ラインを制御するための制御点とを、前記断層画像と前記断層画像における層境界ラインとに重ねた状態で前記表示手段に表示させ、前記カーソルが合わせられた位置に対応する前記断層画像の領域を前記表示手段に拡大表示させ、拡大表示された領域において前記制御点の数を増加させることを特徴とする請求項 1 乃至 4 の何れか 1 項に記載の断層画像処理装置。

【請求項 7】

前記調整手段は、指定された拡大位置に対応する前記断層画像の領域のコントラストを調整することを特徴とする請求項 5 に記載の断層画像処理装置。

20

【請求項 8】

前記表示制御手段は、使用者により操作されるカーソルを、前記断層画像と前記断層画像における層境界ラインとに重ねた状態で前記表示手段に表示させ、前記カーソルが合わせられた位置に対応する前記断層画像の領域を前記表示手段に拡大表示させ、

前記調整手段は、拡大表示された領域のコントラストを調整することを特徴とする請求項 1 乃至 4 の何れか 1 項に記載の断層画像処理装置。

【請求項 9】

前記被検眼の前眼部画像を取得する光路と、前記被検眼の眼底観察画像を取得する光路と、前記 OCT 光学系の光路とを含む光学ヘッド部を移動させるステージ部を制御する手段を更に有することを特徴とする請求項 1 乃至 8 の何れか 1 項に記載の断層画像処理装置。

30

【請求項 10】

前記 OCT 光学系は、測定光を照射した前記被検眼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用いて前記断層画像を取得し、

前記 OCT 光学系は、前記測定光の光路長と前記参照光の光路長との光路長差を調整する駆動機構を有することを特徴とする請求項 1 乃至 9 の何れか 1 項に記載の断層画像処理装置。

【請求項 11】

前記 OCT 光学系は、前記被検眼の眼底に対して前記測定光を走査する XY スキャナと、前記参照光の光路に設けられた分散補償ガラスと、前記参照光の光路に設けられた光ファイバと、前記光ファイバに設けられた偏光調整部と、を更に有することを特徴とする請求項 10 に記載の断層画像処理装置。

40

【請求項 12】

断層画像処理装置によって実行される断層画像処理方法であって、

OCT 光学系を用いて得られた被検眼の断層画像における複数の層境界ラインを取得するために層解析を実行する解析ステップと、

前記複数の層境界ラインを前記断層画像に重ねた状態で表示手段に表示させる表示ステップと、

前記複数の層境界ラインのいずれかが指定された場合に前記指定された層境界ラインに対応する位置に隣接する 2 つの層間の輝度差が大きくなるように前記断層画像のコントラ

50

ストを調整し、前記指定された層境界ラインの位置が変更された場合に前記変更された位置に隣接する２つの層間の輝度差が大きくなるように前記断層画像のコントラストを再度調整する調整ステップと、

を有することを特徴とする断層画像処理方法。

【請求項１３】

請求項１２に記載の断層画像処理方法をコンピュータで実行するプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、被検査物の断層画像データを表示させる技術に関するものである。

10

【背景技術】

【０００２】

近年、低コヒーレンス光による干渉を利用して断層画像データを撮像する光干渉断層法（ＯＣＴ：Optical Coherence Tomography）を用いる装置（以下、ＯＣＴ装置と称す）が実用化されている。ＯＣＴ装置は、被検査物に入射する光の波長程度の分解能で断層画像データを撮像することができるため、被検査物の断層画像データを高分解能で得ることが可能である。特に、ＯＣＴ装置は、眼底に位置する網膜の断層画像データを得て表示を行うための眼科装置として有用である。

【０００３】

特許文献１には、眼底観察装置において、眼底の層位置を求め、求めた層位置を眼底の断面画像に重畳して表示する構成が開示されている。さらに、特許文献１には、層境界が不明瞭な場合には、層位置を求める精度が低下するため、検査者が断面画像に重畳表示された層の境界を示す情報（層位置画像）の位置を手作業で変更できると便利であることが開示されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００４】

【特許文献１】特開２００８－７３０９９号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【０００５】

ここで、層の境界を示す情報の位置を検査者が手作業で変更する際には、検査者が手作業で変更したい層の境界を正確に判別する必要がある。

【０００６】

そこで、本発明の目的は、層の境界を示す情報の位置を検査者（使用者）が手作業で変更する際に、被検査物の層の境界のうち検査者により指定された層の境界を正確に判別可能とすることにある。

【課題を解決するための手段】

【０００７】

本発明の断層画像処理装置の１つは、ＯＣＴ光学系を用いて得られた被検眼の断層画像における複数の層境界ラインを取得するために層解析を実行する解析手段と、前記複数の層境界ラインを前記断層画像に重ねた状態で表示手段に表示させる表示制御手段と、前記複数の層境界ラインのいずれかが指定された場合に前記指定された層境界ラインに対応する位置に隣接する２つの層間の輝度差が大きくなるように前記断層画像のコントラストを調整し、前記指定された層境界ラインの位置が変更された場合に前記変更された位置に隣接する２つの層間の輝度差が大きくなるように前記断層画像のコントラストを再度調整する調整手段と、を有することを特徴とする。

40

【発明の効果】

【０００８】

本発明によれば、層の境界を示す情報の位置を検査者が手作業で変更する際に、被検査

50

物の層の境界のうち検査者により指定された層の境界を正確に判別することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の実施形態に係る眼底検査装置の構成を示す図である。

【図2】光学ヘッド部及びベース部の内部構成を示す図である。

【図3】コンピュータによって実行される検査処理の流れを示すフローチャートである。

【図4】図3のステップS105で表示される断層画像データ確認画面の例を示す図である。

【図5】図3のステップ106において表示される層境界ライン修正画面の例を示す図である。 10

【図6】第2の実施形態のステップS106において表示される層境界ライン修正画面の例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

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。

【0011】

<第1の実施形態>

先ず、本発明の第1の実施形態について説明する。第1の実施形態に係る眼底検査装置は、断層画像表示画面に断層画像データを表示し、検査者（使用者）により指定された断層画像データの境界を正確に判別し易くさせるものである。 20

【0012】

（眼底検査装置の構成）

図1は、本発明の第1の実施形態に係る眼底検査装置の構成を示す図である。図1において、100は、眼科検査装置である。101は、前眼画像データ、眼底画像データ及び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部である。102は、光学ヘッド部101を図1のx y z方向に不図示のモータを用いて移動可能としたステージ部である。103は、後述の分光器を内蔵するベース部である。

【0013】

104は、コンピュータ（PC）であり、ステージ部102の移動及び断層画像データの撮像等を制御する。105は、被検査者情報や断層画像データ撮像用プログラム等を記憶するハードディスクである。107は、モニタ（表示部）である。106は、ユーザがコンピュータ104に対する指示を行うための入力部であり、キーボード及びマウス等で構成される。108はあご台であり、被検査者のあご及び額を固定することにより、被検査者の眼（被検眼）の固定を促す。なお、コンピュータ104は、被検査物の断層画像データを表示させる断層画像処理装置の例となる構成である。 30

【0014】

（測定光学系及び分光器の構成）

次に、図2を参照しながら、光学ヘッド部101及びベース部103の内部構成について詳細に説明する。先ず、光学ヘッド部101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が設置される。そして、その光軸上において、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光路がOCT光学系の光路351、眼底観察及び固視灯用の光路352及び前眼観察用の光路353に分岐される。 40

【0015】

さらに、光路352は、第3のダイクロイックミラー132-3により、眼底観察用CCD172への光路と固視灯191への光路とに波長帯域毎に分岐される。135-3及び135-4はレンズである。レンズ135-3は、固視灯及び眼底観察用の焦点合わせのために不図示のモータによって駆動される。眼底観察用CCD172は、不図示の眼底観察用照明光の波長（780nm）付近に感度を持つものである。一方、固視灯135- 50

3は、可視光を発生して被検査者の固視を促すものである。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。

#### 【0016】

光路351は、OCT光学系を成しており、被検眼Eの眼底の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、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111からの光を、被検眼Eの眼底107上に焦点合わせするために不図示のモータによって駆動される。この焦点合わせによって、被検眼Eの眼底からの光は、同時にファイバ131-2の先端にスポット状に結像されて入射されることとなる。

10

#### 【0017】

次に、光源111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。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131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。

#### 【0018】

上記構成により、マイケルソン干渉系を構成している。即ち、光源111から出射された光は、光ファイバ131-1を介して光カプラ131に入射され、光カプラ131において光ファイバ131-2側の測定光と光ファイバ131-3側の参照光とに分割される。

20

#### 【0019】

測定光は、上述したCT光学系光路を通じて被検眼Eの眼底に照射され、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。一方、参照光は、光ファイバ131-3、レンズ135-7、測定光と参照光と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に到達して反射される。そして、同じ光路を戻り光カプラ131に到達する。

#### 【0020】

光カプラ131によって、測定光と参照光とは合波されて干渉光となる。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135-5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。

30

#### 【0021】

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。偏光調整部139-1及び139-2は、光ファイバをループ状に引き回した部分を幾つか持つ。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てファイバに捻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。本眼底検査装置では、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。

40

#### 【0022】

分光器180は、レンズ135-8及び135-9、回折格子181、並びに、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を介して平行光となった後、回折格子181で分光され、レンズ135-3によってラインセンサ182に結像される。

#### 【0023】

次に、光源111の周辺について説明する。光源111は、代表的な低コヒーレント光

50

源である S L D (Super Luminescent Diode) である。中心波長は 8 5 5 n m であり、波長バンド幅は約 1 0 0 n m である。ここで、波長バンド幅は、得られる断層画像データ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画像データ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。本実施形態では、双方の理由から中心波長を 8 5 5 n m とした。

#### 【 0 0 2 4 】

本実施形態では、干渉計としてマイケルソン干渉計を用いたが、マッハツェンダ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ェンダ干渉計を、光量差が比較的小さい場合にはマイケルソン干渉計を用いることが望ましい。

#### 【 0 0 2 5 】

##### (断層画像データの撮像方法)

次に、眼底検査装置 1 0 0 を用いた断層画像データの撮像方法について説明する。眼底検査装置 1 0 0 は、X Y スキャナ 1 3 4 を制御することにより、被検眼 E の眼底における所望の部位の断層画像データを撮像することができる。

#### 【 0 0 2 6 】

まず、光学ヘッド部 1 0 1 は、図 1 の x 方向に測定光のスキャンを行い、眼底における x 方向の撮像範囲から所定の撮像本数の情報をラインセンサ 1 8 2 で撮像する。x 方向のある位置で得られるラインセンサ 1 8 2 上の輝度分布を F F T し、F F T で得られた線状の輝度分布をモニタ 1 0 7 に示すために濃度又はカラー情報に変換したものを A スキャン画像データと称す。この複数の A スキャン画像データを並べた 2 次元画像データを B スキャン画像データと称す。1 つの B スキャン画像データを構築するために複数の A スキャン画像データを撮像した後、y 方向のスキャン位置を移動させて再び x 方向のスキャンを行うことにより、複数の B スキャン画像データが得られる。複数の B スキャン画像データ、又は、複数の B スキャン画像データから構築された 3 次元断層画像データをモニタ 1 0 7 に表示することにより、検査者が被検眼の診断に用いることができる。

#### 【 0 0 2 7 】

##### (検査フロー)

次に、図 3 を参照しながら、コンピュータ 1 0 4 によって実行される検査処理の流れについて説明する。なお、検査処理は、図 3 のフローチャートで示す以外の順番で検査を進めることもある。また、図 3 のフローチャートに示す処理は、コンピュータ 1 0 4 内において不図示の C P U が R O M 等の記録媒体から必要なプログラム及び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。

#### 【 0 0 2 8 】

まず、検査者により検査開始が指示されると、コンピュータ 1 0 4 は、撮像用プログラムを実行することによりモニタ 1 0 7 に患者情報入力画面を表示する。そして、ステップ S 1 0 1 において、コンピュータ 1 0 4 は、患者情報入力画面上において患者が選択された後、撮像ボタンが操作されたか否かを判定する。ここでは、検査者は、入力部 1 0 6 を操作することにより、患者情報入力画面上において検査対象の患者を選択する。検査対象の患者が初診である場合には、さらに当該患者に関する情報(年齢、性別、住所等)が入力される。検査者は、検査対象の患者の選択操作等を行った後、当該患者の眼の断層画像データを撮像する場合には、患者情報入力画面上において撮像ボタンを操作する。これにより、処理はステップ S 1 0 2 に移行する。一方、当該患者について過去に撮像された断層画像データを表示させる際には、検査者は、患者情報入力画面上において過去検査表示ボタンを操作する。この場合、処理はステップ S 1 0 5 に移行する。

#### 【 0 0 2 9 】

ステップ S 1 0 2 において、コンピュータ 1 0 4 は、検査パラメータ選択画面をモニタ 1 0 7 に表示する。検査者は、検査パラメータ選択画面上において、左右の被検眼のうち

10

20

30

40

50

の何れの断層画像データを表示するか、断層撮像データをどの範囲で撮像するか、断層画像データを何回撮像するか、及び、Bスキャン画像データに含まれるAスキャン画像データの数等を検査パラメータとして設定する。そして、検査者は、入力部106を用いて、検査パラメータ選択画面に表示されるOKボタンを操作する。これにより、処理はステップS103に移行する。

#### 【0030】

ステップ103において、コンピュータ104は、被検眼Eに対する光学ヘッド部101のアライメント動作を行った後、断層画像データを撮像する。ステップ104において、コンピュータ104は、撮像した断層画像データの確認画面をモニタ107に表示し、確認画面上でOKボタンが操作されたか否かを判定する。検査者は、撮像された断層画像データをモニタ107で確認して写損であるか否かを判断し、写損ではない場合、入力部106を用いて、確認画面上のOKボタンを操作する。これにより、処理はステップS105に移行する。一方、写損である場合、検査者は、入力部106を用いて、確認画面上のNGボタンを操作する。この場合、処理はステップS103に戻る。なお、コンピュータ104は、ステップS103において、被検査物の断層画像データを取得する取得手段の例として機能する。

10

#### 【0031】

ステップ105において、コンピュータ104は、撮像された断層画像データを断層画像データ確認画面に表示し、層境界ラインの修正が必要であることが入力されたか否かを判定する。ステップS105で表示される断層画像データは、ステップS104で表示される断層画像データとは異なり、セグメンテーションによる層解析等を行って、例えば層境界ラインも含む内容となっている。検査者は、層境界ラインの修正が必要であると判断した場合、入力部106を用いて、断層画像データ確認画面上でその旨を入力する。これにより、処理はステップS106に移行する。一方、層境界ラインの修正が不要であることが入力された場合、コンピュータ104はこの検査処理を終了する。なお、コンピュータ104は、ステップS105において、断層画像データにおける層の境界を示す情報を表示させる表示制御手段の例として機能する。

20

#### 【0032】

ステップS106において、コンピュータ104は、層境界ラインを修正するための層境界ライン修正画面をモニタ107に表示し、検査者に修正を促す。検査者は、入力部106を用いて層境界ラインの修正を指示する。ステップS107において、コンピュータ104は、検査者の指示に応じて、層境界ラインを修正する。層境界ラインの修正が終了すると、検査者は、入力部106を用いて、層境界ライン修正画面上のOKボタンを操作する。コンピュータ104は、OKボタンの操作を検出すると、検査処理を終了する。なお、コンピュータ104は、ステップS106において、コントラストを調整する調整手段の例として機能する。

30

#### 【0033】

(断層画像データ表示画面)

図4は、ステップS105で表示される断層画像データ確認画面400の例を示す図である。図4に示すように、断層画像データ確認画面400には、眼底画像表示画面401、断層画像表示メイン画面402及びCスキャン画面403が含まれる。

40

#### 【0034】

眼底画像表示画面401は、眼底観察用CCD172によって取得された眼底画像データを表示する画面である。断層画像表示メイン画面402は、断層画像データを表示する画面である。Cスキャン画面403は、眼底画像表示画面401に表示された眼底画像データのうち、断層画像データを取得可能な範囲(以下、断層画像取得範囲と称す)に該当する眼底画像データを表示する画面である。404は、Cスキャン画面403に表示される眼底画像データから、断層画像表示メイン画面402で断層画像データを表示させる断面位置を指定するためのスライダである。

#### 【0035】

50

眼底画像表示画面 401 内には、断層画像取得範囲 4011、並びに、断層画像表示メイン画面 402 で表示される断層画像データの範囲及びスキャン方向を示す矢印 4012、4013 及び 4014 が示される。同様に、C スキャン画面 403 にも、断層画像表示メイン画面 402 で表示される断層画像データの範囲及びスキャン方向を示す矢印 4031、4032 及び 4033 が示される。

#### 【0036】

断層画像表示メイン画面 402 内に示される L1 ~ L5 は、断層画像データ上に重畳されて表示される、コンピュータ 104 によって得られるセグメンテーション結果である層境界ラインである。この層境界ライン L1 ~ L5 に基づいて、網膜内の必要な各層の厚み（層境界ライン間の厚み）を計測してマップ表示（不図示）を行う等して、網膜機能の状態の診断に役立てるものであり、この層境界ラインは OCT 装置にとって非常に重要である。ここでは、説明の便宜上、5 本の層境界ライン L1 ~ L5 を示したが、網膜機能を判断するための層境界ラインの数は現実にはもっと多く、10 ~ 11 本程度の層境界ラインが表示される。

10

#### 【0037】

本実施形態においては、層境界ライン L1 ~ L5 から任意の層境界ラインを選択（指定）することが可能である。例えば一つの層境界ライン L2 が、マウスによるクリック、又は不図示の選択ボタンの操作により選択（指定）された場合、その層境界ライン L2 付近の断層画像データにおけるコントラストが調整される。なお、ここでいうコントラストとは、表示手段の例である断層画像表示画面に表示される画像の略最高輝度（閾値よりも大きい輝度）と略最低輝度（閾値よりも小さい輝度）との差をいうものとする。また、ここでいう輝度とは、断層画像表示画面の表示画面上の画素の明るさをいうものとする。

20

#### 【0038】

具体的には、L2 が神経節細胞層（GCL）と内網状層（IPL）との層境界ラインであったとする。この場合、一般的に、網膜断層像全体に亘って構造が見易いようにコントラスト調整が行われると、GCL と IPL 間の輝度差が小さく、GCL と IPL との境界はかなり判別しにくいものとなる。そこで、層境界ライン L2 が選択（指定）された場合、GCL と IPL 間の輝度差が大きくなるようなコントラスト調整が行われれば、検査者は、層境界ライン L2 がセグメンテーションによって正確なものか否かを判別し易くなる。このような部分的なコントラスト調整は、層境界ライン L2 が選択（指定）されている間、断層画像表示メイン画面 402 全体で行ってもよいし、層境界ライン L2 の上下の限定された画素領域において行ってもよい。ここで、GCL と IPL 間の輝度差が閾値以上になるようなコントラスト調整が行われる構成であってもよい。なお、この閾値は具体的に限定されるものではなく、適宜設定される。例えば、断層画像と並べてモニタ 107 に表示されたスライドを用いて、ユーザにより閾値が設定される構成でも良い。

30

#### 【0039】

ここで、コントラスト調整の具体例について説明する。ある網膜の黄斑付近の断層像全体を輝度レベル 0 - 255 で最大輝度部（RPE 層付近）を 255 以下で表示した場合、IPL の平均輝度値が 109 であり、GCL の同様の微小エリアの平均輝度値 124 であった。この条件では、IPL と GCL との輝度差が小さい。そこで、コントラスト調整を行って、IPL の平均輝度値を 104 とし、GCL の平均輝度値を 121 とした場合、層の判別がし易くなった。なお、上述した数値は飽くまでも一例である。

40

#### 【0040】

図 5 は、ステップ 106 において表示される層境界ライン修正画面 500 の例を示す図である。図 5 に示すように、層境界ライン修正画面 500 の断層画像表示メイン画面 502 には、修正対象の層境界ラインに制御点 SP が、断層画像データおよび層境界ラインに重畳して表示される。また、断層画像表示メイン画面 502 には、断層画像データおよび層境界ラインが表示されるとともに、検査者が操作するマウスカーソル（図略）が、断層画像データおよび層境界ラインに重畳して表示される。

#### 【0041】

50



ここで、層境界ラインの修正の必要性について説明する。OCT装置により撮像された断層画像データは、被検査者の眼に白内障等の疾患があり、断層画像データ自体のSN比が低く、且つ、全体のコントラストが低い場合がある。この場合、セグメンテーションによる層の境界判別が正確に行われず、層境界ラインの修正が必要な場合がある。

#### 【0042】

検査者が、入力部106を用いて、断層画像表示メイン画面502で例えば層境界ラインL2にマウスカーソルを合わせてクリックしたり、又は、不図示の選択ボタンによって層境界ラインL2を選択したりする。そうすると、層境界ラインを修正するための制御点SPが、重畳して表示される。制御点SPは、図5に示すように、層境界ラインL2に沿って複数表示される。検査者は、マウスを操作して層境界ラインを修正したい箇所に最も近接した制御点SPにカーソルを合わせてドラッグすることにより、層境界ラインを修正する。この際に移動される制御点SPと当該制御点SPに隣接する制御点との間における層境界ラインは、直線的に変化させてもよいし、多次の曲線で滑らかに繋がるよう変化させてもよい。また、選択された層境界ラインL2の付近の断層像において、部分的にコントラストを調整して示す。制御点SPを移動させた場合、層境界ラインL2が変更し、セグメンテーション自体も変化するため、新たに規定された領域に基づいてコントラストを再調整して断層画像データを再表示してもよい。これにより、断層画像データにおける層間の輝度差が強調され、より検査者が制御点SPを移動すべき位置を容易に認識することが可能となる。

10

#### 【0043】

20

#### <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。第2の実施形態は、図3のステップS106だけが第1の実施形態と異なる処理を行い、他の処理及び構成については第1の実施形態と同様であるため、説明を省略する。

#### 【0044】

図6は、第2の実施形態のステップS106において表示される層境界ライン修正画面600の例を示す図である。図6に示すように、第2の実施形態では、コンピュータ104は表示制御手段の例として機能し、層境界ライン修正画面600において、修正する制御点SP付近の拡大画面6502を表示する。この拡大画面6502は、検査者がマウスを操作してカーソルを修正したい制御点SP近くの位置（拡大位置）に移動させた際に表示される。拡大画面6502では、上記拡大位置に対応する断層画像データにおける拡大領域を2倍の表示倍率で拡大表示するとともに、断層画像表示メイン画面502よりも制御点SPの数を2倍に増加することで細やかな修正を可能としている。なお、上述した表示倍率及び制御点SPの数の増加率は飽くまでも一例である。また、検査者が拡大画面6502内でマウスのクリック操作を一回行うことで拡大画面6502内に表示されている断層画像データが固定され、その状態で、検査者がマウスによるドラッグ操作で制御点SPを移動させることができるようになる。この制御点SPの移動操作が終了した後、拡大画面6502内でマウスのクリック操作を一回行うことにより、拡大画面6502内に表示される断層画像データを移動させることが可能となり、修正対象の領域を選択することが可能となる。

30

40

#### 【0045】

また、拡大画面6502内においては、拡大画面6502内のコントラスト調整を行い、拡大画面6502内の輝度差を強調することにより、検査者が制御点SPを移動すべき位置を容易に認識することができる。また、拡大画面6502内において、拡大画面6502外の断層画像表示メイン画面502よりも制御点の数を増やすことにより、より細かな修正が可能となる。

#### 【0046】

さらに、拡大画面6502内のコントラスト調整においては、第1の実施形態のように、選択された層境界ラインL2の付近の断層像において、部分的にコントラスト調整を加味してもよい。

50

## 【 0 0 4 7 】

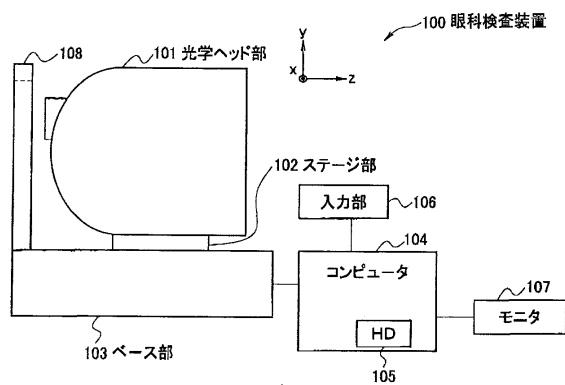
以上のように、上述した実施形態においては、検査者に層境界を正確に判別し易くさせることにより、層境界の修正を行い易くするものである。また、上述した実施形態においては、断層画像データの表示において、検査者が注目している層境界を正確に判別することが可能になる。このため検査そのものが簡便となり、検査に関する判断も正確となるよう促すことができる。

## 【 0 0 4 8 】

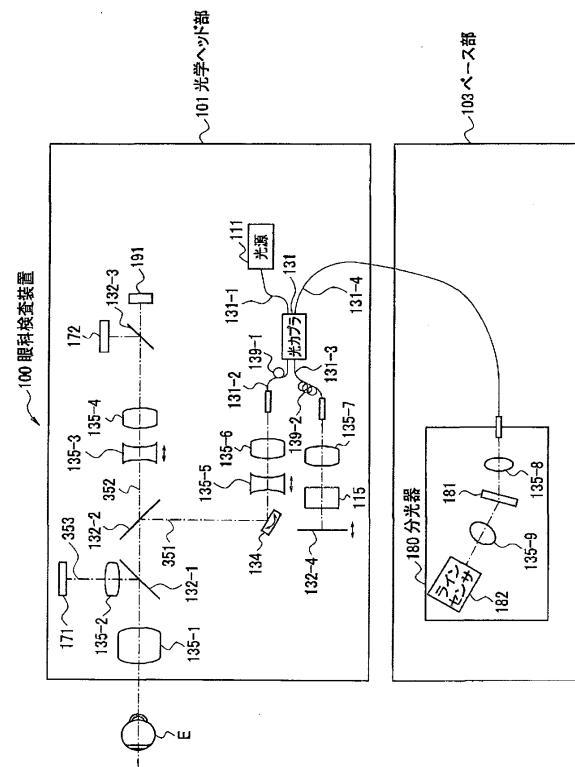
また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア（プログラム）を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ（またはCPUやMPU等）がプログラムを読み出して実行する処理である。

10

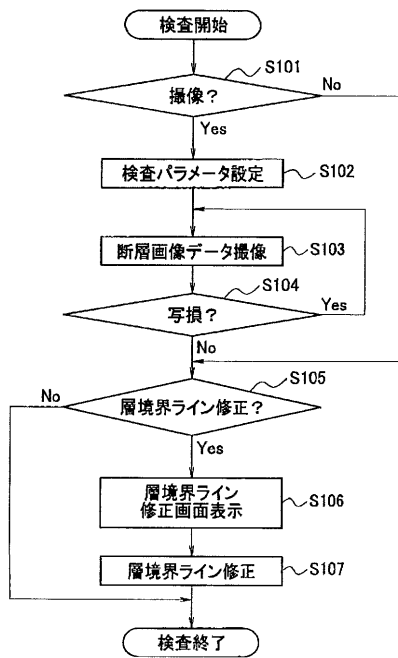
【 図 1 】



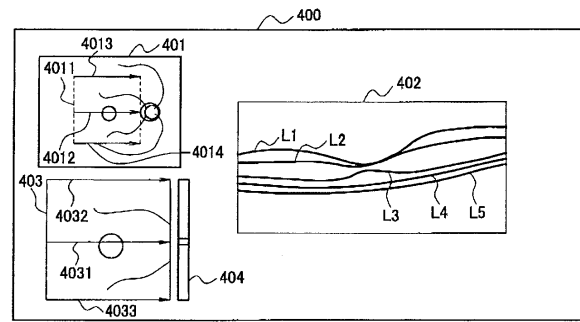
【 図 2 】



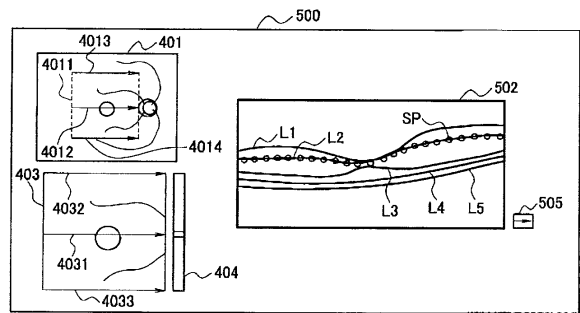
【図 3】



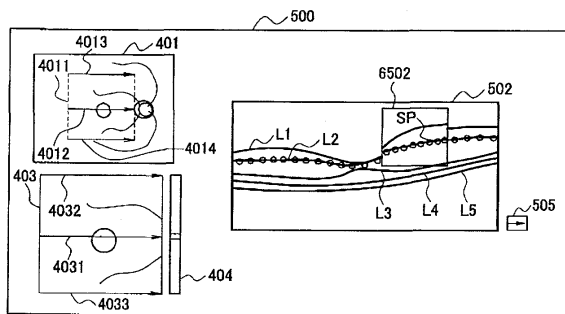
【図 4】



【図 5】



【図 6】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2014 - 045905 (JP, A)  
特表 2014 - 505552 (JP, A)  
特開 2013 - 208394 (JP, A)  
特開 2012 - 210299 (JP, A)  
特開 2012 - 213451 (JP, A)  
特開 2013 - 153880 (JP, A)  
特開 2013 - 165952 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 3 / 10