

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5241878号
(P5241878)

(45) 発行日 平成25年7月17日(2013.7.17)

(24) 登録日 平成25年4月12日(2013.4.12)

(51) Int.Cl.

A61B 3/10 (2006.01)
A61B 3/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 3/10 R
A 6 1 B 3/10 W
A 6 1 B 3/12 E

請求項の数 15 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2011-79364 (P2011-79364)
 (22) 出願日 平成23年3月31日 (2011.3.31)
 (65) 公開番号 特開2012-213450 (P2012-213450A)
 (43) 公開日 平成24年11月8日 (2012.11.8)
 審査請求日 平成24年9月7日 (2012.9.7)

早期審査対象出願

(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 100126240
 弁理士 阿部 琢磨
 (74) 代理人 100124442
 弁理士 黒岩 創吾
 (72) 発明者 吉田 拓史
 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 島田 保

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】眼科システム、眼科装置、制御方法およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検眼の前眼部の画像と、前記被検眼の断層画像とを取得する眼科装置を有する眼科システムであって、

前記前眼部の画像および前記断層画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、

前記表示手段上の一部を指す指標の前記表示手段上での位置を判断する判断手段と、

前記指標が前記前眼部の画像上にあると前記判断手段により判断された場合には前記被検眼と前記眼科装置との距離を変更する指示を行い、前記指標が前記断層画像上にあると前記判断手段により判断された場合にはコヒーレンスゲートの位置を変更する指示を行う指示手段と、

を備えることを特徴とする眼科システム。

【請求項 2】

前記眼科装置は、前記被検眼の眼底の画像を取得し、

前記表示制御手段は、前記眼底の画像を前記表示手段に表示させ、

前記指示手段は、前記指標が前記眼底の画像上にあると前記判断手段により判断された場合には前記眼底におけるフォーカスの位置を変更する指示を行うことを特徴とする請求項1に記載の眼科システム。

【請求項 3】

前記指示手段の指示量に対応する変更量で変更する変更手段を有し、

前記変更手段は、

前記指標が前記前眼部の画像上にあると前記判断手段により判断された場合には前記距離を前記変更量で変更し、

前記指標が前記断層画像上にあると前記判断手段により判断された場合には前記コヒーレンスゲートの位置を前記変更量で変更し、

前記指標が前記眼底の画像上にあると前記判断手段により判断された場合には前記眼底におけるフォーカスの位置を変更することを特徴とする請求項2に記載の眼科システム。

【請求項4】

前記指標が前記前眼部の画像上にあると前記判断手段により判断された場合には前記距離が所定値未満になったら前記変更量を小さくする制御手段を備えることを特徴とする請求項3に記載の眼科システム。

10

【請求項5】

前記指示手段は前記指標が前記表示手段上の前記断層画像が表示される領域上にあると前記判断手段により判断された場合に前記コヒーレンスゲートの位置を変更する指示を行い、

前記断層画像が前記領域に表示されたら前記変更量を小さくする制御手段を備えることを特徴とする請求項3に記載の眼科システム。

【請求項6】

前記指標が前記眼底の画像上にあると前記判断手段により判断された場合には前記眼底の画像の低周波数成分が所定量より少なくなったら前記変更量を小さくする制御手段を備えることを特徴とする請求項3に記載の眼科システム。

20

【請求項7】

前記指示量は、前記指示手段のスクロール操作による単位時間当たりのステップ数であり、

前記変更手段は、前記ステップ数に対応する前記変更量を小さくすることを特徴とする請求項4乃至6のいずれか1項に記載の眼科システム。

【請求項8】

前記眼科装置が、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た合波光に基づいて前記被検眼の断層画像を取得し、

前記コヒーレンスゲートの位置の変更は、前記測定光と前記参照光との光路長差の変更であることを特徴とする請求項1乃至7のいずれか1項に記載の眼科システム。

30

【請求項9】

被検眼の前眼部の画像と、前記被検眼の眼底の画像とを取得する眼科装置を有する眼科システムであって、

前記前眼部の画像および前記眼底の画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、

前記表示手段上的一部を指す指標の前記表示手段上での位置を判断する判断手段と、

前記指標が前記前眼部の画像上にあると前記判断手段により判断された場合には前記被検眼と前記眼科装置との距離を変更する指示を行い、前記指標が前記眼底の画像上にあると前記判断手段により判断された場合には前記眼底におけるフォーカスの位置を変更する指示を行う指示手段と、

を備えることを特徴とする眼科システム。

40

【請求項10】

請求項1乃至9のいずれか1項に記載の眼科システムの各機能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。

【請求項11】

被検眼の前眼部の画像と前記被検眼の断層画像とを取得する取得手段と、

前記前眼部の画像および前記断層画像を表示する表示手段上的一部を指す指標の前記表示手段上での位置を判断する判断手段と、

前記指標が前記前眼部の画像上にあると前記判断手段により判断された場合には指示手段の指示量に対応する変更量で前記被検眼と前記取得手段との距離を変更し、前記指標が前記表示手段における前記断層画像上にあると前記判断手段により判断された場合には前

50

記指示手段の指示量に対応する変更量でコヒーレンスゲートの位置を変更する変更手段と、
を備えることを特徴とする眼科装置。

【請求項 12】

被検眼の前眼部の画像と、前記被検眼の眼底の画像とを取得する取得手段と、
前記前眼部の画像および前記眼底の画像を表示する表示手段上の一部を指す指標の前記表示手段上での位置を判断する判断手段と、

前記指標が前記前眼部の画像上にあると前記判断手段により判断された場合には指示手段の指示量に対応する変更量で前記被検眼と前記取得手段との距離を変更し、前記指標が前記表示手段における前記眼底の画像上にあると前記判断手段により判断された場合には前記指示手段の指示量に対応する変更量でフォーカスの位置を変更する変更手段と、
を備えることを特徴とする眼科装置。

【請求項 13】

取得手段が被検眼の前眼部の画像と前記被検眼の断層画像とを取得する取得工程と、
判断手段が前記前眼部の画像および前記断層画像を表示する表示手段上の一部を指す指標の前記表示手段上での位置を判断する判断工程と、

変更手段が、前記指標が前記前眼部の画像上にあると前記判断工程において判断された場合には指示手段の指示量に対応する変更量で前記被検眼と前記取得手段との距離を変更し、前記指標が前記表示手段における前記断層画像上にあると前記判断工程において判断された場合には前記指示手段の指示量に対応する変更量でコヒーレンスゲートの位置を変更する変更工程と
を備えることを特徴とする制御方法。

【請求項 14】

取得手段が被検眼の前眼部の画像と前記被検眼の眼底の画像とを取得する取得工程と、
判断手段が前記前眼部の画像および前記眼底の画像を表示する表示手段上の一部を指す指標の前記表示手段上での位置を判断する判断工程と、

変更手段が、前記指標が前記前眼部の画像上にあると前記判断工程において判断された場合には指示手段の指示量に対応する変更量で前記被検眼と前記取得手段との距離を変更し、前記指標が前記表示手段における前記眼底の画像上にあると前記判断工程において判断された場合には前記指示手段の指示量に対応する変更量でフォーカスの位置を変更する変更工程と、
を備えることを特徴とする制御方法。

【請求項 15】

請求項 13 または請求項 14 に記載の制御方法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】

本発明は、眼科診療等に用いられる眼科システムに関する。

【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 装置とも呼ぶ。) が実用化されている。これは、被検査物に入射する光の波長程度の分解能で断層画像を撮像できるため、被検査物の断層画像を高分解能で得ることができる。OCT 装置は、特に、眼底に位置する網膜の断層画像を得るための眼科装置として有用である。

ここで、検者がマウスを操作することにより、OCT 断層画像を表示する表示画面上にカーソルを合わせた後、コヒーレンスゲートの位置調整を行うことが、特許文献 1 に開示されている。

10

20

30

40

50

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】**

【特許文献1】特開2009-160190号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

一般的に、OCT装置による断像画像を取得する前には、前眼部のアライメント、眼底のフォーカス位置、コヒーレンスゲート位置等の調整が必要である。これらの調整に時間がかかると、OCTの本撮影までに時間がかかり、被検者に負担がかかる。そこで、検者がこれらの調整を効率的に行うために、マウス等の操作性を向上させることが好ましい。
10

【課題を解決するための手段】**【0005】**

本発明に係る眼科システムは、

被検眼の前眼部の画像と、前記被検眼の断層画像とを取得する眼科装置を有する眼科システムであって、

前記前眼部の画像および前記断層画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、

前記表示手段上の一部を指す指標の前記表示手段上での位置を判断する判断手段と、

前記指標が前記前眼部の画像上にあると前記判断手段により判断された場合には前記前眼部と前記眼科装置との距離を変更する指示を行い、前記指標が前記断層画像上にあると前記判断手段により判断された場合にはコヒーレンスゲートの位置を変更する指示を行う
20
指示手段と、を備える。

【発明の効果】**【0006】**

本発明によれば、表示手段上の複数の画像をそれぞれ表示する表示領域がある場合に、該表示手段上の一部を指す指標（例えば、カーソル）が位置する表示領域の画像に対応した調整（変更）の指示を行うことができる。このため、表示画面上で指標を移動させることで各調整を簡易に行うことができる。これにより、マウス等の操作性が向上するため、本撮影までの時間を短縮でき、被検者への負担を減らすことができる。

【図面の簡単な説明】

30

【0007】

【図1】本実施形態に係る眼科システムの測定画面を説明するための図である。

【図2】本実施形態に係る眼科装置の各構成を説明するための図である。

【図3】本実施形態に係る眼科システムの各構成が実行する工程を説明するためのフロー図である。

【発明を実施するための形態】**【0008】**

本実施形態に係る眼科システム（あるいは眼科装置）によれば、表示手段の複数の画像をそれぞれ表示する表示領域がある場合に、該表示手段上の一部を指す指標（例えば、カーソル）が位置する表示領域の画像に対応した調整（変更）の指示を行うことができる。
40
このため、表示画面上で指標を移動させることで各調整を簡易に行うことができる。これにより、マウス等の操作性が向上するため、本撮影までの時間を短縮でき、被検者への負担を減らすことができる。

【0009】

ここで、コヒーレンスゲートとは、測定光の光路における参照光の光路に対応する位置のことである。このため、光路長差変更部により、測定光と参照光との光路長差を変更することにより、コヒーレンスゲートの位置を変更することができる。なお、光路長変更部としては、参照ミラーの位置を光軸方向に移動する構成や、被検眼に対して装置を光軸方向に移動する構成等が考えられ、例えば、参照ミラーや装置に設けた移動ステージである。

50

【0010】

(装置の概略構成)

本実施形態に係る眼科装置の概略構成について、眼科装置の側面図である図2(a)を用いて説明する。前眼部画像および眼底の2次元画像および断層画像を取得するための測定光学系である光学ヘッド900は、図中XYZ方向にモータ等により移動するステージ部950(移動部とも呼ぶ。)を用いて、後述の分光器を内蔵するベース部951に対して移動することができる。また、ステージ部950の制御部を兼ねるパソコン925は、ステージ部の制御とともに断層画像の構成等を行う。926は被検者情報記憶部を兼ね、断層撮像用のプログラムなどを記憶するハードディスクである。また、不図示の表示制御部は、取得された画像等をモニタ等の表示部928に表示させる。また、929はパソコンへの指示を行う入力部であり、具体的にはキーボードとマウス(ポインティングデバイスとも呼ぶ)から構成される。323はあご台であり、被検者のあごと額とを固定する。

10

【0011】

(測定光学系および分光器の構成)

次に、本実施形態に係る眼科装置の測定光学系および分光器の構成について図2(b)を用いて説明する。

まず、光学ヘッド900部の内部について説明する。被検者の被検眼107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ダイクロイックミラー132-1および第2ダイクロイックミラー132-2によってOCT光学系の光路351、眼底観察と固視灯用の光路352および前眼部観察用の光路353とに波長帯域ごとに分岐される。また、光路352は、第3ダイクロイックミラー132-3によって眼底観察用のCCD172および固視灯191への光路へと上記と同じく波長帯域ごとに分岐される。ここで、135-3, 135-4はレンズであり、135-3は固視灯および眼底観察用の合焦調整のため不図示のモータによって駆動される。CCD172は不図示の眼底観察用照明光の波長、具体的には780nm付近に感度を持つものである。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る。なお、眼底観察用の光学系は、走査型レーザ検眼鏡(SLO: Scanning Laser Ophthalmoscope)等の光学系により構成しても良い。また、光路353において135-2はレンズ、171は前眼観察用の赤外線CCDである。このCCD171は不図示の前眼観察用照明光の波長、具体的には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107に対する光学ヘッド900部の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。

20

【0012】

また、光路351は、前述の通りOCT光学系を成しており被検眼107の眼底の断層画像を取得するためのものである。より具体的には断層画像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、XYの2軸方向の走査を行うものである。135-5, 135-6はレンズであり、そのうちのレンズ135-5は、光カプラー131に接続されているファイバー131-2から出射する光源101からの光を眼底107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107からの光は同時にファイバー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。

30

【0013】

次に、光源101からの光路と参照光学系、分光器の構成について説明する。101は光源、132-4はミラー、115は分散補償用ガラス、131は前述した光カプラー、131-1~4は光カプラー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ー、135-7はレンズ、180は分光器である。これらの構成によってマイケルソン干渉系を構成している。光源101から出射された光は光ファイバー131-1を通り、光カプラー131を介して光ファイバー131-2側の測定光と光ファイバー131-3側の参照光とに分割される。測定光は前述のOCT光学系光路を通じ、観察対象である被検眼

40

50

107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ー131に到達する。一方、参照光は光ファイバー131-3、レンズ135-7、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に到達し反射される。そして同じ光路を戻り光カプラー131に到達する。光カプラー131によって、測定光と参照光は干渉光（干渉光とも呼ぶ。）となる。ここで、測定光の光路長と参照光の光路長がほぼ同一となったときに干渉を生じる。ミラー132-4は不図示のモータおよ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107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ー131-4を介して分光器180に導かれる。また、139-1は、光ファイバー131-2中に設けられた測定光側の偏光調整部である。139-2は光ファイバー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ー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ーの長手方向を中心として回動させることでファイバーにねじりを加えることで測定光と参照光の偏光状態を各々調整して合わせることが可能なものである。本装置では予め測定光と参照光の偏光状態が調整されて固定されている。分光器180はレンズ135-8、135-9、回折格子181、ラインセンサ182から構成される。光ファイバー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135-3によってラインセンサ182に結像される。

【0014】

次に、光源101の周辺について説明する。光源101は代表的な低コヒーレント光源であるSLD (Super Luminescent Diode)である。中心波長は855nm、波長バンド幅は約100nmである。ここで、バンド幅は、得られる断層画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SLDを選択したが、低コヒーレント光が出射できればよく、ASE (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855nmとした。

【0015】

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。なお、測定光と参照光との光量差が比較的小さい場合には、分割部と合成部とが別々に設けられるマッハツエンダー干渉計よりも、分割部と合成部とが共通に設けられるマイケルソン干渉計を用いる方が望ましい。

【0016】

（断層画像の取得方法）

続いて、断層画像の取得方法について説明する。不図示の制御部は、XYスキャナ134を制御することで、被検眼107の眼底における所望部位の断層画像を取得することができる。まず、X方向に測定光105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182で撮像する。X方向のある位置で得られるラインセンサ182上の輝度分布をFFTし、FFTで得られた線状の輝度分布をモニタ928に示すために濃度あるいはカラー情報に変換したものをAスキャン画像と呼ぶ。この複数のAスキャン画像を並べた2次元の画像をBスキャン画像と呼ぶ。1つのBスキャン画像を構築するための複数のAスキャン画像を撮像した後、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スキャン画像を得る。検者は、モニタ928に表示複数のBスキャン画像あるいは複数のBスキャン画像から構築した3次元断層画像を見ることにより、被検眼を診断ことができる。

【0017】

（断層画像の撮像フロー）

断層画像を取得するための各調整について、図3のフロー図を用いて説明する。まず、ステップS101において、撮像（断層画像の取得）を開始する。パソコン925により

撮像用プログラムが実行されてモニタ928に撮像用画面を起動する。同時にXYスキャナ134を動作させる。自動でステップS102に移行する。次に、ステップS102において、モニタ928に患者情報入力画面を表示し、検者は患者選択あるいは初診であれば患者情報入力を行う。検者によるマウス等の操作（患者情報入力画面に表示したOKボタンをマウスにてクリックするなど）によってステップS103に移行する。ステップS103において、モニタに検査パラメータ選択画面を表示し、検者は検査パラメータとして被検眼の左右、断層撮像をどの範囲で行うか、断層画像を何回撮像するか、Bスキャン画像に含まれるAスキャン画像の数などを設定する。なお、断層画像撮像に関わる設定をスキャンパターンと呼ぶ。そして検者による操作（検査パラメータ選択画面に表示したOKボタンをマウスにてクリックするなど）によってステップS104に移行する。

10

【0018】

（測定画面）

ステップS104で表示画面に表示される測定画面1000について、図1を用いて説明する。まず、1101は前眼観察用CCDによって得られた前眼観察画面、1201は眼底観察用CCDによって得られた眼底観察用CCDによって得られた眼底2次元像表示画面、1301は取得された断層画像を確認するための断層画像表示画面である。また、被検眼の左右眼を切り替えるためのボタン1001は、検者がLボタンとRボタンとのうちいずれか一方を押すと、該押された左右眼のいずれかの位置に光学ヘッド900が移動される。また、検者がマウスを机上等で移動させた場合、この移動に連動してカーソル1002の位置を移動させることができる。本実施形態に係る眼科装置において、位置検出部（不図示）によるカーソルの位置に応じてアライメント等を変更することができる。なお、位置検出部（不図示）は、表示画面上のカーソルの画素位置から、カーソルの位置を算出することができる。表示画面上には所定の範囲を設けておき、該所定の範囲の画素内にカーソルがある場合には、該所定の範囲で定められた調整を行うことができる。また、マウス操作は、マウスのホイールを回転させることにより行う。ここで、図1（b）に示すように、一般的には、マウス930の上部にマウスホイール931が配置されている。このマウスホイール931を回転させることにより、アライメント等の各調整の指示を行うことができる。また、マウス930のドラッグ等の操作により、アライメント等の各調整の指示を行うこともできる。なお、アライメント等の各調整が終了した後に、検者が撮像ボタン1003を押すことで所望の撮像が行われる。また、それぞれの画像の近傍に配置されているスライダは、調整を行うためのものである。スライダ1103は被検眼に対する光学ヘッドのZ方向の位置を調整するもの、スライダ1203はフォーカス位置を調整するもの、スライダ1302はコヒーレンスゲート位置を調整するものである。フォーカス位置の調整は、眼底に対する合焦調整を行うために、レンズ135-3および135-5を図示の方向に移動する調整である。コヒーレンスゲート調整は、断層画像が断層画像表示画面の所望の位置で観察されるために、ミラー132-4を図示の方向に移動する調整である。また、これらのスライダは、それぞれの画像中においてマウス操作の際にも連動して動くようになっている。ステップS105において、カーソル1002の位置を検出する。ここでは、カーソル1002の画面上における位置を検出する。ステップS106において、カーソル1002が複数ある範囲のうちいずれの範囲に位置するのかによって、進む工程が異なる。カーソル1002が前眼観察画面上にある場合にはステップS107に、眼底観察画面上にある場合にはステップS115に、断層画面上にある場合にはステップS112に、それぞれ工程を進める。以下に、カーソルの位置する範囲と各調整との関係について具体的に記述する。

20

【0019】

（前眼部のアライメントの調整）

ステップS106において、カーソル1002が前眼観察画面（第1の領域とも呼ぶ。）1101上にあると判断された場合には、S107において、マウスのホイール操作を光学ヘッド900のXYZ方向の駆動を行う。なお、前眼観察画面1101上にはスプリット像1102が表示されており、被検眼と光学ヘッドの対物レンズとのZ方向の距離（

30

40

50

ワーキングディスタンス)を検出することができる。例えば、オートアライメントの場合には、前眼部のスプリット像の上下の画像が合致した後(すなわちX Y方向のアライメントが完了した後)に、ワーキングディスタンスが所望の距離になるように光学系の位置が自動的に調整される。手動操作が選択されており、カーソル1002が前眼観察画面1101上に位置した場合には、マウス操作がワーキングディスタンス(光学ヘッドの対物レンズから被検眼までのZ方向の距離)の調整を行う。また、ステップS108において、スプリット像のずれ量を検知する。スプリット像のずれ量を検知することで、ワーキングディスタンスの所望の距離からのずれ量を算出することできる。ずれ量が大きい場合には、光学ヘッド900を被検眼に対して移動量(変更量とも呼ぶ。)を大きくさせ(粗アライメント)、逆に、ずれ量が小さい場合には、光学ヘッド900の被検眼に対して移動量を小さくすること(微アライメント)が好ましい。このため、マウス等の指示部による指示量(例えば、マウスのスクロール量、スクロール操作による単位時間当たりのステップ数等。)に対する光学系の移動量(マウス操作の敏感度とも呼ぶ。例えば、上記単位時間当たりのステップ数に対する変更量のこと。)を変更する。スプリット像の上下の像における瞳孔のエッジを検出することで、瞳孔の中心位置を算出する。スプリット像の上下の画像における算出した瞳孔の中心位置を比較することにより、ずれ量を求めることができる。ここで、ステップS109において、スプリット像のずれ量が閾値以上か否かの判断を行う。上記で検知したずれ量を予め設定した閾値(所定値)と比較する。ステップS110において、上記ずれ量が閾値以上(所定値以上)の場合には上記移動量を大きく(マウス操作の敏感度を高く)して、粗アライメントを行う。また、ステップS111において、上記ずれ量が閾値未満(所定値未満)の場合には上記移動量を小さく(マウス操作の敏感度を低く)して、微アライメントを行う。この閾値は、予め設定してもよく、また検者が変更できるように設定しておいてもよい。また閾値を定めずに、スプリット像のずれ量に基づいてマウス操作の敏感度を変更してもよい。ステップS112において、上記で設定した移動量において、ワーキングディスタンス調整を行う。また、ステップS113において、ワーキングディスタンス調整が終了か否かの判断を行う。検者もしくはパソコン925が、スプリット画像が上下で合致していると判断した場合には、ステップS114のワーキングディスタンス調整終了となる。スプリット画像が上下で合致していないと判断した場合には、S109に戻る。以上により、前眼観察画面中のアライメントを行う。

【0020】

(眼底のフォーカス位置の調整)

ステップS106において、カーソル1002が眼底観察画面(第2あるいは第3の領域とも呼ぶ。)1201上にあると判断された場合には、S115において、マウスのホイール操作をフォーカスレンズ135-3、135-5の駆動に割り当てる。眼底観察画面1201上には、予め設定した断層撮像範囲1202が表示されており、断層撮像範囲を確認することができる。この画像中にカーソル1002を配置したときには、マウス操作がフォーカスレンズ135-3および135-5の駆動を行い、フォーカス調整に割り当たられるように構成されている。また、ステップS116において、フォーカス状態を検知する。眼底観察画面の周波数成分を解析することで、フォーカス状態を検知することを行う。ステップS117において、検知したフォーカス状態に低周波数成分が多いかどうかを判断する。眼底観察画面中に低周波数成分が多く含まれる場合には、合焦状態から遠いため、フォーカスレンズを大きく動かす必要がある。逆に眼底観察画面中に高周波数成分が多く含まれる場合には、合焦状態に近いため、精密なフォーカス調整が求められる。そのためマウス操作は、この違いを考慮して、マウス操作に対するフォーカス位置の移動量を変更する。眼底の構造により予め設定された二つの周波数成分(低周波数成分・高周波数成分)の量を算出し、両者の成分の量を比較することで、フォーカス状態を検知する。

【0021】

ここで、ステップS117において、検知したフォーカス状態に低周波数成分が多いか

10

20

30

40

50

どうかの判断を行う。上記で検知した二つの周波数成分の量を予め設定した低周波数成分用の閾値（所定量）、高周波数成分用の閾値（所定量）と比較する。ステップS118において、低周波数成分の量が閾値よりも多く、高周波数成分の量が閾値よりも少ない場合には、このフォーカス位置における眼底画像には低周波数成分が多いと判断することができる。この場合にはフォーカス位置の移動量（変更量とも呼ぶ。）を大きく設定する。また、ステップS119において、低周波数成分の量が閾値よりも少なく、高周波数成分の量が閾値よりも多い場合には、このフォーカス位置における眼底画像には低周波数成分が少ないと判断することができる。この場合にはフォーカス移動量を小さく設定する。これにより精密なフォーカス位置の調整を行うことができる。なお、この閾値は、予め設定してもよく、また使用者が変更できるように設定しておいてもよい。また、二つの周波数成分に基づいてマウス操作の敏感度を一意的に定めてもよい。また、眼底上に投影した不図示のスプリット指標によるスプリット指標像のずれ量が閾値より大きいか小さいかを比較することで、上述のマウス操作の敏感度を変更してもよい。ステップS120において、上記で設定した移動量において、フォーカス調整を行う。ステップS121において、フォーカス調整が終了か否かの判断を行う。検者もしくはパソコン925が、フォーカス調整が所望の範囲内で調整されていると判断した場合には、ステップS130に進み、フォーカス調整を終了する。フォーカス調整が所望の範囲内で調整されていないと判断した場合には、S117に戻る。以上により、眼底観察画面中のフォーカス調整を行う。

【0022】

（コヒーレンスゲート位置の調整）

ステップS106において、カーソル1002が断層画面（第2の領域とも呼ぶ。）1301上にあると判断された場合には、ステップS122において、マウスのホイール操作をコヒーレンスゲート132-4の駆動に割り当てる。断層画面1301中にカーソル1002を位置した場合には、マウス操作によりコヒーレンスゲート位置を変更する。ステップS123において、断層画像の状態を検知する。

【0023】

ここで、ステップS124において、断層画像が画面中に表示されているかどうかを判断する。コヒーレンスゲート位置の調整において、断層画像が断層画像表示画面に表示されている場合と表示されていない場合とで、マウス操作に対するコヒーレンスゲート位置の移動量（変更量とも呼ぶ。）を変更する。すなわち、断層画像が断層画像表示画面に表示されていない場合には、上記移動量を大きくし、表示されている場合には、上記移動量を小さくする。ラインセンサ182の出力を波数変換、フーリエ変換および必要な処理を行った後の断層像のAスキャン情報を取得し、ノイズレベル以上の輝度値を持つか持たないかで上記の判断を行う。ステップS125において、ノイズレベル以上の輝度値を持つ場合には、断層画像が断層画像表示画面に表示されていると判断し、コヒーレンスゲート移動量を小さく設定する。ステップS126において、ノイズレベル以上の輝度がない場合には、断層画像が断層画像表示画面に表示されていないと判断し、コヒーレンスゲート移動量を大きく設定する。ステップS127において、上記で瀬手地したコヒーレンスゲート移動量でコヒーレンスゲート調整を行う。ステップS128において、コヒーレンスゲート調整が終了か否かの判断を行う。検者もしくはパソコン925が、コヒーレンスゲート調整が所望の範囲内で調整されていると判断した場合には、ステップS129のコヒーレンスゲート調整終了となる。コヒーレンスゲート調整が所望の範囲内で調整されていないと判断した場合には、S124に戻る。以上により、断層画面中のコヒーレンスゲート調整を行う。

【0024】

以上説明したように、本実施形態に係る眼科装置においては、画像を直接観察しながら必要な調整も行うことができるため、操作が簡単となり、また効率的に調整を行わせるものである。なお、以上はアライメント、フォーカス、コヒーレンスゲートの調整を手動で行う場合について説明したが、これらの調整をこの順番に自動で行っても良い。また、測定画面1000において、これらの調整を手動で行う手動モードと自動で行う自動モード

10

20

30

40

50

とのいずれか一方を検者が選択できるようにしても良い。このとき、自動モードが選択された場合に、自動で調整した後、自動的に手動モード（指示部による変更指示が可能なモード）が選択されるようにしても良い。これにより、自動で粗調整した後に手動で微調整することができるので、調整の効率が向上する。

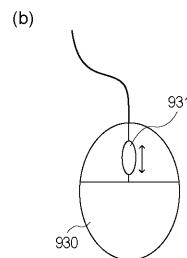
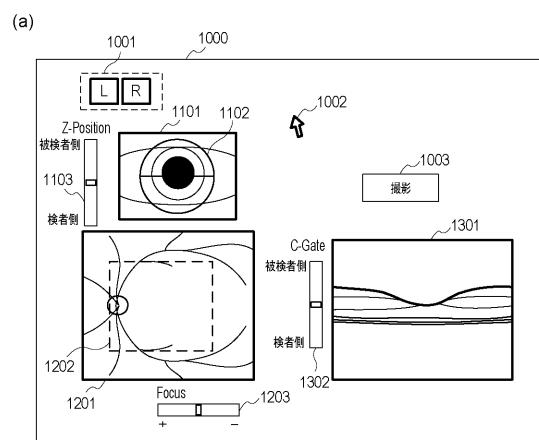
【0025】

（その他の実施形態）

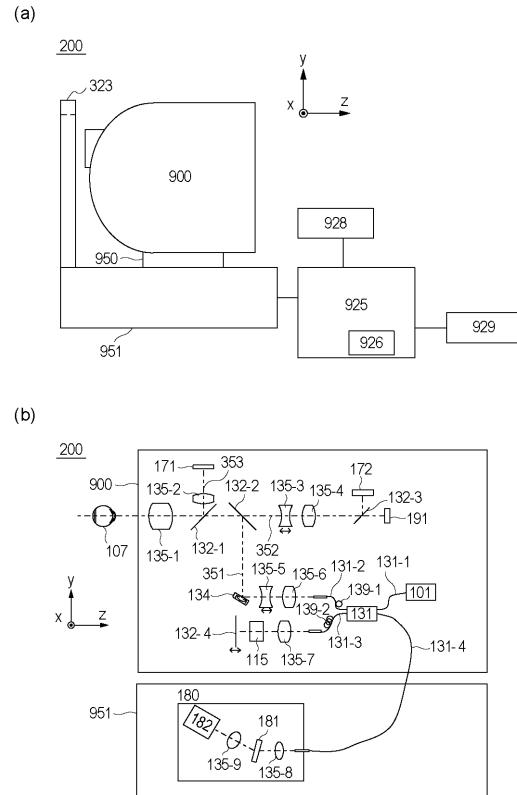
また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア（プログラム）を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ（またはCPUやMPU等）がプログラムを読み出して実行する処理である。

10

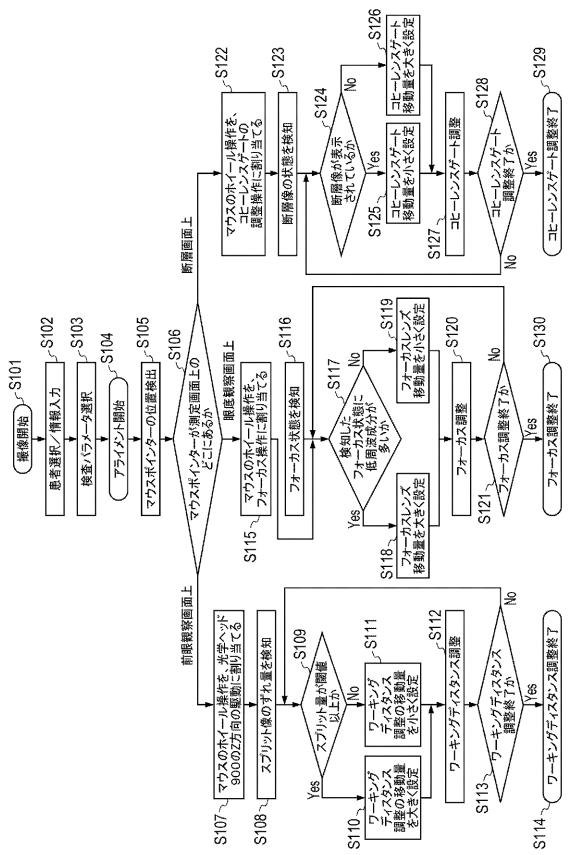
【図1】



【図2】



【図3】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2009-160190(JP,A)
特開2010-233998(JP,A)
特開2008-259544(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 3 / 10

A 61 B 3 / 12

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