

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6161237号
(P6161237)

(45) 発行日 平成29年7月12日(2017.7.12)

(24) 登録日 平成29年6月23日(2017.6.23)

(51) Int.Cl.

F 1

A61B 3/10 (2006.01)

A 61 B 3/10

R

A61B 3/14 (2006.01)

A 61 B 3/14

A

A61B 3/12 (2006.01)

A 61 B 3/14

M

A 61 B 3/12

E

請求項の数 12 (全 19 頁)

(21) 出願番号

特願2012-82687 (P2012-82687)

(22) 出願日

平成24年3月30日(2012.3.30)

(65) 公開番号

特開2013-212174 (P2013-212174A)

(43) 公開日

平成25年10月17日(2013.10.17)

審査請求日

平成27年3月30日(2015.3.30)

(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 牧平 朋之

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

(72) 発明者 宮田 和英

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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 眼科装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検眼の眼底画像を取得する眼底像取得手段と、

前記被検眼の断層画像を取得する断層像取得手段と、

前記眼底画像を表示手段の第1の領域に表示させるとともに、前記断層画像を前記第1の領域の上または下に位置するとともに前記第1の領域よりも水平方向および垂直方向において広い領域である前記表示手段の第2の領域に表示させる表示制御手段と、
を備えることを特徴とする眼科装置。

【請求項 2】

被検眼の眼底画像を取得する眼底像取得手段と、

前記被検眼の断層画像を取得する断層像取得手段と、

前記眼底画像を表示手段の第1の領域に表示させるとともに、前記断層画像を前記第1の領域の上または下に位置するとともに前記第1の領域よりも水平方向において広い領域である前記表示手段の第2の領域に表示させる表示制御手段とを備え、

前記断層画像は前記被検眼の黄斑及び視神経乳頭を含むことを特徴とする眼科装置。

【請求項 3】

被検眼の眼底画像を取得する眼底像取得手段と、

前記被検眼の断層画像を取得する断層像取得手段と、

前記眼底画像を表示手段の第1の領域に表示させるとともに、前記断層画像を前記第1の領域の上または下に位置するとともに前記第1の領域よりも水平方向において広い領域

10

20

である前記表示手段の第2の領域に表示させる表示制御手段とを備え、

前記表示制御手段は、前記断層画像に含まれる前記被検眼の眼底組織の画像が前記第2の領域の上端に接する場合には前記第2の領域を拡張し、拡張された前記第2の領域に前記断層画像を表示させることを特徴とする眼科装置。

【請求項4】

前記第2の領域が拡張された場合前記第1の領域および前記眼底画像は縮小されることを特徴とする請求項3記載の眼科装置。

【請求項5】

前記表示制御手段は、前記断層画像に含まれる前記被検眼の眼底組織の画像が前記第2の領域の上端に接する場合には前記表示手段に表示された前記断層画像を垂直方向にスクロール可能なスクロールバーを表示させることを特徴とする請求項1または請求項2に記載の眼科装置。 10

【請求項6】

被検眼の眼底画像を取得する眼底像取得手段と、

前記被検眼の断層画像を取得する断層像取得手段と、

前記眼底画像を表示手段の所定の領域に表示させるとともに、前記断層画像を前記表示手段の前記所定の領域以外の領域に表示させる表示制御手段とを備え、

前記表示制御手段は、前記断層画像の画角に応じて、前記断層画像を表示する領域を決定することを特徴とする眼科装置。

【請求項7】 20

前記表示制御手段は、前記断層画像の画角に応じて、前記断層画像を表示する領域の横幅を決定することを特徴とする請求項6記載の眼科装置。

【請求項8】

前記表示制御手段は、第1の画角の前記断層画像を表示する領域の横幅を、前記第1の画角より小さい第2の画角の前記断層画像を表示する領域の横幅より大きくすることを特徴とする請求項7記載の眼科装置。

【請求項9】

被検眼の眼底画像を取得する眼底像取得手段と、

前記被検眼の断層画像を取得する断層像取得手段と、

前記眼底画像を表示手段の第1の領域に表示させるとともに、前記断層画像を前記第1の領域の上または下に位置するとともに前記第1の領域よりも水平方向において広い領域である前記表示手段の第2の領域に表示させる表示制御手段とを備え。 30

前記表示制御手段は、画角が閾値以上の断層画像を前記第2の領域に表示させ、前記画角が前記閾値未満の断層画像を前記第1の領域の左または右に位置するとともに前記第2の領域よりも水平方向において狭い領域である前記表示手段の第3の領域に表示させることを特徴とする眼科装置。

【請求項10】

被検眼の眼底画像を取得する眼底像取得手段と、

前記被検眼の断層画像を取得する断層像取得手段と、

前記眼底画像を表示手段の第1の領域に表示させるとともに、前記断層画像を前記第1の領域の上または下に位置するとともに前記第1の領域よりも水平方向において広い領域である前記表示手段の第2の領域に表示させる表示制御手段とを備え。 40

前記表示制御手段は、前記断層画像が前記被検眼の視神経乳頭および黄斑を含んでいる場合には前記第2の領域に前記断層画像を表示させ、前記断層画像が前記視神経乳頭および黄斑の一方のみを含んでいる場合には前記第1の領域の左または右に位置するとともに前記第2の領域よりも水平方向において狭い領域である前記表示手段の第3の領域に表示させることを特徴とする眼科装置。

【請求項11】

被検眼の眼底画像を取得する眼底像取得手段と、

前記被検眼の断層画像を取得する断層像取得手段と、

50

前記眼底画像を表示手段の第1の領域に表示させるとともに、前記断層画像を前記第1の領域の上または下に位置するとともに前記第1の領域よりも水平方向において広い領域である前記表示手段の第2の領域に表示させる表示制御手段とを備え、

前記表示制御手段は、前記第2の領域に表示された断層画像の一部が選択手段により選択された場合、選択された一部の断層画像を拡大して、前記第1の領域の左または右に位置するとともに前記第2の領域よりも水平方向において狭い領域である第3の領域に表示させることを特徴とする眼科装置。

【請求項1-2】

前記断層像取得手段は、

光源から出射された光を前記被検眼に導く照明光学系と、

前記光源から出射される光の波長を掃引させる制御手段と、

前記制御手段により掃引された光の前記被検眼からの戻り光を撮像手段に導く撮像光学系と、

前記撮像手段の出力に基づいて前記断層画像を生成する断層画像生成手段と、を備えたことを特徴とする請求項1乃至11のいずれか1項に記載の眼科装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、眼科装置に関する。

【背景技術】

【0002】

光干渉断層計(OCT; Optical Coherence Tomography)などの眼部の断層画像撮像装置は、網膜層内部の状態を三次元的に観察することが可能である。この断層画像撮像装置は、疾病的診断をより的確に行うのに有用であることから近年注目を集めている。

【0003】

OCTの形態として、例えば、広帯域な光源とマイケルソン干渉計を組み合わせたTD-OCT(Time domain OCT)がある。これは、参照アームの遅延を走査することで、信号アームの後方散乱光と参照アームからの光との干渉光を計測し、深さ分解の情報を得るように構成されている。しかし、このようなTD-OCTでは高速な画像取得は難しい。そのため、より高速に画像を取得する方法として、広帯域光源を用い、分光器でインターフェログラムを取得するOCTとして、SD-OCT(Spectral domain OCT)が知られている。また、光源として、高速波長掃引光源を用いることで、単一チャネル光検出器でスペクトル干渉を計測する手法によるSS-OCT(Swept Source OCT)が知られている(特許文献1)。SD-OCTで用いられる分光器は、回折格子によって干渉光を空間で分光するため、ラインセンサの隣接する画素間で干渉光のクロストークが発生し易くなる。深さ位置 $Z = Z_0$ に位置する反射面からの干渉光は、波数 k に対して Z_0 / λ の周波数で振動するため、 Z_0 が大きくなる(すなわちコヒーレンスゲート位置から遠く離れる)に従って、干渉光の振動周波数は高くなり、ラインセンサの隣接する画素間での干渉光のクロストークの影響が大きくなる。

これによって、SD-OCTでは、より深い位置を撮像しようとすると、感度低下が顕著となる。一方、分光器を用いないSS-OCTは、SD-OCTよりも、深い位置での断層画像の撮像が有利となる。

【0004】

また、SD-OCTの分光器では、回折格子による干渉光の損失がある。一方、SS-OCTでは、分光器を用いず干渉光を例えば差動検出する構成とすることで感度向上が容易である。よって、SS-OCTは、SD-OCTと同等の感度で高速化が可能となり、この高速性を活かして、広画角の断層画像を取得することが可能となる。

【0005】

なお、SD-OCTにより取得された断層画像と眼底画像とを並べて表示手段に表示す

10

20

30

40

50

ることが知られている（特許文献2）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】米国特許第5321501号公報

【特許文献2】特開2007-117714号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、SS-OCTにより取得された広画角な断層画像を眼底画像と並べて表示させると、表示領域の制限から断層画像を縮小して表示させるか一部のみを表示させることとなる。すなわち、SS-OCTで取得した断層画像を効率的に提示することができない。

【0008】

本発明は、SS-OCT等で取得した広画角の断層画像を効率的に提示することを目的の一つとする。

また、SS-OCT等で取得した広画角かつ深さ方向に深い断層画像を効率的に提示することも本発明の目的の一つとすることができる。

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発明の他の目的の一つとすることができる。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の眼科装置は、被検眼の眼底画像を取得する眼底像取得手段と、前記被検眼の断層画像を取得する断層像取得手段と、前記眼底画像を表示手段の第1の領域に表示させるとともに、前記断層画像を前記第1の領域の上または下に位置するとともに前記第1の領域よりも水平方向および垂直方向において広い領域である前記表示手段の第2の領域に表示させる表示制御手段とを備える。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、広画角の断層画像を効率的に提示することができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】第1の実施形態における眼科装置の構成の一例を示す概略図である。

【図2】本眼科装置で撮像された断層画像の一例を示す図である。

【図3】本実施形態における本眼科装置の処理動作の一例を示すフローチャートである。

【図4】第1の実施形態における表示部192における表示例を示す図である。

【図5】第1の実施形態における表示部192における表示例を示す図である。

【図6】第1の実施形態における表示部192における表示例を示す図である。

【図7】第1の実施形態における表示部192における表示例を示す図である。

【図8】第1の実施形態における表示部192における表示例を示す図である。

【図9】本実施形態における表示部192における表示例を示す図である。

【図10】第1の実施形態における表示部192における表示例を示す図である。

【図11】第2の実施形態における撮影装置の側面図である。

【図12】第2の実施形態における眼底カメラ本体部300の光学系の一例を模式的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

本発明に係る装置は、被検眼、皮膚、内臓等の被検体に適用することができる。また、本発明に係る装置としては、例えば、眼科装置や内視鏡等である。以下、本発明の一例と

10

20

30

40

50

して、本実施形態に係る眼科装置について、図面を用いて詳細に説明する。

【0013】

(第1の実施形態)

[装置の全体構成]

図1は、本実施形態における眼科装置の構成の一例を示す概略図である。

本装置は、SS-OCT (Swept Source OCT；以下、単にOCTという場合がある) 100、走査型検眼鏡 (Scanning Laser Ophthalmoscope；以下、SLOという場合がある) 140、前眼部撮像部 160、内部固視灯 170、制御部 200 から構成される。

内部固視灯 170 を点灯して被検眼に注視させた状態で、前眼部撮像部 160 により観察される被検眼の前眼部の画像を用いて、装置のアライメントが行われる。アライメント完了後に、OCT 100 と SLO 140 による眼底の撮像が行われる。 10

【0014】

< OCT 100 の構成 >

OCT 100 の構成の一例について説明する。

【0015】

OCT 100 は被検眼の断層画像を取得する断層画像取得手段の一例に相当する。

【0016】

光源 101 は、可変波長光源であり、例えば、中心波長 1040 nm、バンド幅 100 nm の光を出射する。光源 101 から出射される光の波長は制御部 191 によって制御される。より具体的には、断層画像を取得する際に、制御部 191 によって光源 101 から出射される光の波長は掃引される。すなわち、制御部 191 は光源から出射される光の波長を掃引させる制御手段の一例に相当する。光源 101 から出射された光は、ファイバ 102、偏光コントローラ 103 を介して、ファイバカップラ 104 に導かれ、光量を測定するファイバ 130 と OCT 測定するファイバ 105 に分岐される。光源 101 から出射された光は、ファイバ 130 を介し、PM (Power Meter) 131 にてパワーが測定される。ファイバ 105 を介した光は、第二のファイバカップラ 106 に導かれる。ファイバカップラ 106 において、光は、測定光 (OCT 測定光とも言う) と参照光に分岐される。 20

【0017】

偏光コントローラ 103 は、光源 101 から出射された光の偏光の状態を調整するものであり、直線偏光に調整される。ファイバカップラ 104 の分岐比は、99:1 であり、ファイバカップラ 106 の分岐比は、90 (参照光) : 10 (測定光) である。なお、分岐比はこれらの値に限定されるものではなく、他の値とすることも可能である。 30

【0018】

ファイバカップラ 106 で分岐された測定光は、ファイバ 118 を介してコリメータ 117 から平行光として出射される。出射された測定光は、眼底 Er において測定光を水平方向 (紙面上下方向) にスキャンするガルバノミラーから構成される X スキャナ 107、レンズ 108 を介してレンズ 109 に到達する。さらに、レンズ 109 からの測定光は眼底 Er において測定光を垂直方向 (紙面奥行き方向) にスキャンするガルバノミラーから構成される Y スキャナ 110 を介し、ダイクロイックミラー 111 に到達する。ここで、X スキャナ 107、Y スキャナ 110 は、駆動制御部 180 により制御され、眼底 Er で所望の範囲の領域を測定光により走査することができる。ダイクロイックミラー 111 は、例えば 950 nm ~ 1100 nm の光を反射し、それ以外の光を透過する特性を有する。 40

ダイクロイックミラー 111 により反射された測定光は、レンズ 112 を介し、ステージ 116 上に乗ったフォーカスレンズ 114 に到達する。フォーカスレンズ 114 で測定光は、被検体である眼の前眼部 Ea を介し、眼底 Er の網膜層にフォーカスされる。すなわち、光源 101 から被検眼までの光学系は、光源から出射された光を被検眼に導く照明光学系の一例に相当する。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

学経路を介してファイバカップラ 106 に戻る。眼底 E_r からの測定光はファイバカップラ 106 からファイバ 125 を介し、ファイバカップラ 126 に到達する。

【0019】

なお、フォーカスレンズ 114 の光軸方向への移動は駆動制御部 180 により制御される。また、本実施形態ではフォーカスレンズ 114 は OCT 100 と SLO 140 と共に用いられているが、これに限定されるものではなく、それぞれの光学系に別々にフォーカスレンズを備えることとしてもよい。また、フォーカスレンズの駆動制御部 180 による制御は光源 101 が用いる波長と光源 141 が用いる波長との違いに基づいてフォーカスレンズを駆動することとしてもよい。例えば、OCT 100 と SLO 140 と共に OCT 100 による撮影と SLO 140 による撮影とが切り替えられると、波長の違いに応じてフォーカスレンズ 114 を移動させる。また、フォーカスレンズが OCT 100 および SLO 140 のそれぞれの光学系に設けられている場合、一方の光学系のフォーカスレンズが調整されると駆動制御部 180 は波長の違いに応じて他方の光学系のフォーカスレンズを移動させる。

【0020】

また、前眼部の断層撮影を行う撮影モードの場合、フォーカス位置を眼底ではなく前眼部の所定の部位に合わせる。この前眼部へのフォーカス調整は、フォーカスレンズ 114 の位置を移動させることにより行っても良いが、あるいは専用のレンズ等の光学部材をフォーカスレンズ 114 の前後の光路に挿入することでフォーカス位置を調整することができる。この場合、光学部材は駆動部により光路に対して挿脱可能である。駆動制御部 180 は前眼部撮影モードが選択された場合には光学部材を光路に挿入し、眼底撮影モードが選択された場合には光学部材を光路中から退避させる。

【0021】

一方、ファイバカップラ 106 で分岐された参照光は、ファイバ 119 を介してコリメータ 120-a から平行光として出射される。出射された参照光は分散補償ガラス 121 を介し、コヒーレンスゲートステージ 122 上のミラー 123-a、123-b で反射され、コリメータ 120-b、ファイバ 124 を介し、ファイバカップラ 126 に到達する。コヒーレンスゲートステージ 122 は、被検眼の眼軸長の相違等に対応する為、駆動制御部 180 で制御される。

【0022】

ファイバカップラ 126 に到達した測定光と参照光とは合波されて干渉光となり、ファイバ 127、128 を経由し、光検出器である差動検出器 (balanced receiver) 129 によって干渉信号が電気信号に変換される。すなわち、被検眼から差動検出器 129 までの光学系は制御手段により掃引された光の被検眼からの戻り光を撮像手段に導く撮像光学系の一例に相当する。変換された電気信号は信号処理部 190 で解析される。なお、光検出器は差動検出器に限定されるものではなく、他の検出器を用いることとしてもよい。

【0023】

また、ファイバカップラ 126 において測定光と参照光とが干渉する構成となっているが、これに限定されるものではない。例えば、ミラー 123-a を参照光をファイバ 119 へ反射するように配置し、ファイバカップラ 106 において測定光と参照光とを干渉させることとしてもよい。この場合ミラー 123-b、コリメータ 120-b、ファイバ 124 およびファイバカップラ 126 は不要となる。なお、この際にはサーチュレータを用いることが好ましい。

【0024】

< SLO 140 の構成 >

SLO 140 の構成の一例について説明する。

SLO 140 は被検眼の眼底画像を取得する眼底画像取得手段の一例に相当する。

光源 141 は、例えば半導体レーザであり、本実施形態では、例えば、中心波長 780 nm の光を出射する。光源 141 から出射された測定光 (SLO 測定光とも言う) は、ファ

10

20

30

40

50

イバ 142 を介し、偏光コントローラ 145 で直線偏光に調整され、コリメータ 143 から平行光として出射される。出射された測定光は穴あきミラー 144 の穴あき部を通過し、レンズ 155 を介し、眼底 E_r において測定光を水平方向にスキャンするガルバノミラーから構成される Xスキャナ 146、レンズ 147、148、眼底 E_r において測定光を垂直方向にスキャンするガルバノミラーから構成される Yスキャナ 149 を介し、ダイクロイックミラー 154 に到達する。なお、偏光コントローラ 145 を設けないこととしてもよい。Xスキャナ 146、Yスキャナ 149 は駆動制御部 180 により制御され、眼底上で所望の範囲を測定光で走査できる。ダイクロイックミラー 154 は、例えば 760 nm ~ 800 nm を反射し、それ以外の光を透過する特性を有する。

【0025】

10

ダイクロイックミラー 154 にて反射された直線偏光の測定光は、ダイクロイックミラー 111 を透過後、OCT 100 の OCT 測定光と同様の光路を経由し、眼底 E_r に到達する。

【0026】

眼底 E_r を照射した SLO 測定光は、眼底 E_r で反射・散乱され、上述の光学経路をたどり穴あきミラー 144 に達する。穴あきミラー 144 で反射された光が、レンズ 150 を介し、アバランシェフォトダイオード（以下、APDともいう）152 で受光され、電気信号に変換されて、信号処理部 190 で受ける。

【0027】

20

ここで、穴あきミラー 144 の位置は、被検眼の瞳孔位置と共役となっており、眼底 E_r に照射された測定光が反射・散乱された光のうち、瞳孔周辺部を通った光が、穴あきミラー 144 によって反射される。

【0028】

<前眼部撮像部 160>

前眼部撮像部 160 の構成の一例について説明する。

前眼部撮像部 160 は、レンズ 162、163、164 および前眼部カメラ 165 を備える。

【0029】

30

例えば波長 850 nm の照明光を発する LED 115-a、115-b から成る照明光源 115 は前眼部 E_a を照射する。前眼部 E_a で反射され光は、フォーカスレンズ 114、レンズ 112、ダイクロイックミラー 111、154 を介し、ダイクロイックミラー 161 に達する。ダイクロイックミラー 161 は、例えば 820 nm ~ 900 nm の光を反射し、それ以外の光を透過する特性を有する。ダイクロイックミラー 161 で反射された光は、レンズ 162、163、164 を介し、前眼部カメラ 165 で受光される。前眼部カメラ 165 で受光された光は、電気信号に変換され、信号処理部 190 で受ける。

【0030】

<内部固視灯 170>

内部固視灯 170 について説明する。

【0031】

40

内部固視灯 170 は、表示部 171、レンズ 172 で構成される。表示部 171 としては例えば複数の発光ダイオード（LD）がマトリックス状に配置されたものを用いる。発光ダイオードの点灯位置は、駆動制御部 180 の制御により撮像したい部位に合わせて変更される。表示部 171 からの光は、レンズ 172 を介し、被検眼に導かれる。表示部 171 から出射される光は例えば 520 nm で、駆動制御部 180 により所望のパターンが表示される。

【0032】

<制御部 200>

制御部 200 について説明する。

制御部 200 は、駆動制御部 180、信号処理部 190、制御部 191、表示部 192 から構成される。

50

【0033】

駆動制御部180は、上述の通り各部を制御する。

【0034】

信号処理部190は、差動検出器129、APD152、前眼部カメラ165からそれぞれ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。なお、画像の生成などの詳細については、後述する。

制御部191は、本装置全体を制御すると共に、信号処理部190で生成された画像等を表示部192の表示画面に表示する。表示部192は表示手段または表示装置の一例に相当する。なお、信号処理部190で生成された画像データは、制御部191に有線で送信されても良いし、無線で送信されても良い。

10

【0035】

表示部192は、例えば、液晶等のディスプレイである。表示部192は、制御部191の制御の下、後述するように種々の情報を表示する。なお、制御部191からの画像データは、表示部192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、表示部192等は、制御部200に含まれているが、本発明はこれに限らず、制御部200とは別に設けられても良い。

【0036】

また、制御部191と表示部192とを一体的に構成した、ユーザ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192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の操作可能に構成することが好ましい。なお、制御部191と表示部192とが一体的に構成された場合でなくとも表示部192にタッチパネル機能を搭載させてもよい。すなわち、指示装置としてタッチパネルを用いることとしてもよい。

20

【0037】

[画像処理]

次に、信号処理部190における画像生成、画像解析について説明する。

【0038】

<断層画像生成、及び、眼底画像生成>

信号処理部190は、差動検出器129から出力された干渉信号に対して、一般的な再構成処理を行うことで、断層画像を生成する。

30

【0039】

まず、信号処理部190は、干渉信号から固定パターンノイズ除去を行う。固定パターンノイズ除去は例えば検出した複数のAスキャン信号を平均することで固定パターンノイズを抽出し、これを入力した干渉信号から減算することで行われる。

【0040】

次に、信号処理部190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とを最適化するために、所望の窓関数処理を行う。次に、FFT処理を行う事によって、断層画像を生成する。

【0041】

図2に、OCT100で撮像され、信号処理部190で生成された断層画像の一例を示す。

40

【0042】

図2(A)は正常眼の断層画像の一例であり、図2(B)は近視眼の断層画像の一例であり、網膜色素上皮 脈絡膜境界201と脈絡膜 強膜境界202他の各層境界が撮像されている。図に示すように、OCT100によれば、上述の通りSD-OCTに比べて広い範囲(図の横方向の大きさが大きいとの意味)での断層画像の撮像が可能となる。またOCT100によれば、上述の通りSD-OCTに比べて深さ方向に深い(図の縦方向の大きさが大きいとの意味)断層画像の撮像が可能である。SS-OCTに用いられる光源の波長はSD-OCTで用いられる光源の波長に比べて長いことも深さ方向に深い断層画像を得られる要因となっている。なお、断層画像を表示部192の表示領域に表示する場

50

合、断層自体の画像が無い領域を表示しても意味が無い。そこで、本実施形態では、制御部191は、信号処理部190内のメモリに展開されたデータから断層自体の画像の部分を認識し、表示領域の大きさに合う断層画像を切り出して表示するようにしている。なお、断層自体の画像とは被検眼の眼底組織の画像を指す。

【0043】

<セグメンテーション>

信号処理部190は、前述した輝度画像を用いて断層画像のセグメンテーションを行う。

【0044】

まず、信号処理部190は、処理の対象とする断層画像に対して、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。

【0045】

更に、Aスキャンラインの方向に各層厚をそれぞれ計測し、各層の層厚マップを作成する。

【0046】

[処理動作]

次に本眼科装置による処理動作の一例について説明する。

図3は、本眼科装置の処理動作の一例を示すフローチャートである。

【0047】

<調整>

まず、ステップS101において、被検眼を本装置に配置した状態で、本装置と被検眼とのアライメントを行う。アライメントの説明に関して、本実施形態に特有な処理について説明し、ワーキングディスタンス、フォーカス、コヒーレンスゲートの調整等は一般的であるのでその説明は省略する。

【0048】

(OCT撮像位置の調整)

図4、図5は、調整時または撮影後に表示部192に表示されるウィンドウ400の一例を示している。

【0049】

まず、操作者がマウス等の指示装置（不図示）を用いてカーソルで、領域412又は領域413を指示することにより撮像モードとして、2D撮像モード（図4参照）又は3D撮像モード（図5参照）を指示する。

【0050】

指示に基づき撮像モードが設定され、設定された撮像モードが領域410に表示され、S101で撮像されて信号処理部190で生成された眼底画像（輝度画像）411が表示される。ここで、眼底画像411の外枠で規定される領域は眼底画像の表示領域である。以下、領域410内の眼底画像の表示領域を眼底画像表示領域という場合がある。ここで、眼底画像表示領域は第1の領域の一例に相当する。なお、眼底画像411は調整時の動画像または撮影後の画像である。

【0051】

撮像モードに応じて、眼底画像411上に、OCT100の撮像範囲を示す直線415又は矩形416が重畠表示される。ここで、眼底画像411に表示される撮像範囲を示す表示は直線や矩形に限定されるものではない。例えば、サークルスキャンが行われる場合には円が眼底画像411上に表示される。なお、図4における断層画像431は調整時の動画像または撮影後の画像である。断層画像431は被検眼の黄斑および視神経乳頭を含

10

20

30

40

50

んでいる。図5における断層画像438は調整時の動画像または撮影後の画像である。ここで、断層画像431, 438の外枠で規定される領域は断層画像の表示領域である。以下、領域430内の断層画像の表示領域を断層画像表示領域という場合がある。ここで、断層画像表示領域は第1の領域の上または下に位置するとともに第1の領域よりも水平方向において広い領域である第2の領域の一例に相当する。

【0052】

なお、断層画像表示領域は眼底画像表示領域よりも垂直方向（表示部192上下方向）において広い領域としてもよい。すなわち、第2の領域は第1の領域より垂直方向において広いこととしてもよい。

【0053】

図4, 5に示すように、断層画像の撮像範囲に応じて断層画像表示領域の大きさを変更してもよい。具体的には断層画像の画角が所定値以上の画角の場合、図4のように断層画像表示領域の横幅を広くし、断層画像の撮像範囲が所定値未満の画角の場合、図5のように断層画像表示領域の横幅を狭くすることとしてもよい。

【0054】

撮像範囲は、操作者がマウス等の指示装置（不図示）によって指示される。即ち、指示装置で直線415や矩形416の大きさ設定や位置調整を行うことで、駆動制御部180によるスキャナの駆動角度を制御することにより撮像する範囲を決定する。撮像範囲の指示方法としては、2D撮像モードが選択された場合、眼底画像411から黄斑および視神経乳頭を自動抽出して、黄斑および視神経乳頭を通る直線を初期の断層画像取得位置とすることとしてもよい。また、指示装置を用いて、眼底画像411上の2点を指定することで、2点を結ぶ直線を断層画像取得位置とすることとしてもよい。

【0055】

なお、図4の例は1枚の断層画像を撮像する場合の例であるが、図5の例は3次元の画像を取得することとなり、領域の中心付近の1枚の断層画像432が領域430に表示される。なお、断層画像438は矩形416の中心付近の断層画像に限定されるものではなく、矩形416の端部の断層画像であってもよい。矩形416のどの位置の段像画像を表示させるかは検査者により予め設定できるようにしてもよい。

【0056】

＜撮像＞～＜解析＞

ステップS102において、操作者からの撮像指示に基づき、光源101、光源141からそれぞれ測定光を出射する。なお、光源101から出射される光の波長は制御部191により掃引される。そして、網膜Erからの戻り光を、差動検出器129、APD152で受光して、信号処理部190で、前述の通り各画像の生成（ステップS103）及び画像解析（ステップS104）が行われる。

【0057】

＜出力＞

生成した各画像及び解析した結果の出力処理ステップS105について説明する。

【0058】

信号処理部190において、各画像の生成及び解析が終了すると、その結果に基づき、制御部191は、出力情報を生成し、表示部192に出力して表示を行う。以下に表示部192における表示例について述べる。

【0059】

〔表示画面〕

図4～図9は、本実施形態における表示部192における表示例である。

【0060】

図4に示すように、ウィンドウ400は、領域410, 420, 430を備えている。具体的には領域430の上に領域410と領域420とが隣り合っている。なお、表示例はこれに限定されるものではなく、領域430の下に領域410と領域420が隣り合うようにしてもよい。また、図4に示す例では領域410が領域420に対して左に位置す

10

20

30

40

50

るが、これに限定されるものではなく、領域 420 が領域 410 に対して左に配置されるようにしてよい。さらに、図 4 に示す例ではウィンドウ 400 は 3 つの領域を備えることとしているが、これに限定されるものではなく、4 以上の領域を備えることとしてもよいし、2 以下の領域を備えることとしてもよい。

【0061】

領域 430 には断層画像 431 が表示され、領域 410 には眼底画像 411 が表示される。すなわち、断層画像表示領域の上または下に眼底画像表示領域が位置する。

【0062】

また、領域 420 には装置に関する情報、被検者に関する情報等が表示される。図 4 に示すように、領域 430 の横幅は領域 410, 420 の横幅よりも長くなっている。また、断層画像 431 の横幅は眼底画像 411 の横幅に比べて長くなっている。すなわち、断層画像表示領域の横幅は眼底画像表示領域の横幅より長くなっている。図 4 に示す例では、領域 410 の横幅と領域 420 の横幅との合計と領域 430 の横幅とが等しくなっているがこれに限定されるものではない。なお、断層画像 431 および眼底画像 411 は制御部 191 により表示部 192 に表示される。すなわち、制御部 191 は 眼底画像を表示手段の第 1 の領域に表示させるとともに、断層画像を第 1 の領域の上または下に位置するとともに第 1 の領域よりも水平方向において広い領域である表示手段の第 2 の領域に表示させる表示制御手段の一例に相当する。

【0063】

図 4 に示すように、他の領域 410, 420 に比べて横幅が広くなっている領域 430 に断層画像表示領域を設け断層画像 431 を表示している。従って、断層画像 431 を他の領域に表示される画像よりも横幅を広く表示させることができ、画角が広い断層画像の縮小率を低くして、または、縮小することなく断層画像 431 を表示できる。すなわち、広画角の断層画像であっても観察しやすくなる。

【0064】

なお、OCT100 は、深い撮像領域を持つため、本実施形態では、一例として、断層像表示領域に合わせてコヒーレンスゲート位置から所定の深さ（図における縦方向の長さ）の断層画像を切り出して表示している。

【0065】

制御部 191 は、断層画像を切り出した結果、断層画像に含まれる断層自体の画像が断層画像表示領域の縦方向を規定する線と交差すると判断された場合は、図 7 に示すように指示領域 433 を表示する。図 7 の状態において、領域 433 が操作者により指示、例えばクリックされた場合、制御部 191 は図 8 に示すように断層画像表示領域を拡張し、断層画像全体をより表示する構成としてもよい。その結果、断層画像 432 よりも深さ方向において広い断層画像 434 が表示される。別の観点から見れば、断層自体の画像が断層画像表示領域の縦方向を規定する線と交差すると判断された場合は、制御部 191 は領域 430 を拡張している。なお、図 8 において、指示領域 435 が指示されると、図 7 の状態に戻る。また、図 8 において、眼底画像 411 に領域 430 を重ねて表示したが、眼底画像 411 を縮小して表示することにより、眼底画像 411 と領域 430 とが重ならないようにしても良い。すなわち、眼底画像表示領域を縮小することとしてもよい。

【0066】

なお、指示領域 433 が指示された場合、断層画像 432 の表示されていなかった部分を表示部 192 に表示させるように、断層画像表示領域をウィンドウ 400 全体に拡張することとしても良い。さらに、ウィンドウ 400 全体に表示された断層画像の一部が選択された場合、制御部 191 は選択された部分を含む断層画像を切り出して、図 7 の表示状態に戻ることとしてもよい。すなわち、制御部 191 は選択された部分を含む断層画像を断層画像 432 として図 7 のように表示させる。このようにすれば検査者は容易に所望の位置の断層画像を表示させることができとなる。上記の例では、指示領域 433、435 を指示することで表示形式が変更されることとしたが、これに限定されるものではなく、断層画像 432 自体が例えばダブルクリックされた場合に表示形式の変更を行うこととし

10

20

30

40

50

てもよい。

【0067】

また、制御部191によって断層画像432に含まれる断層自体の画像が断層画像表示領域の縦方向を規定する線と交差すると判断された場合、指示領域433を表示しなくてよい。この場合、制御部191は自動的に断層画像432が断層画像434となるように断層画像表示領域を拡張してもよい。すなわち、制御部191は、断層画像に含まれる被検眼の眼底組織の画像が第2の領域の上端に接する場合には第2の領域を拡張し、拡張された第2の領域に断層画像を表示させる。また、この場合、眼底画像411に領域430が重ならないように眼底画像411を縮小するようにする。すなわち、第2の領域が拡張された場合、第1の領域および眼底画像は縮小される。このようにすれば、指示領域433, 435は不要となる。10

【0068】

なお、領域の拡大に代えて、図9に示すように、断層画像をスクロールさせるための領域901, 902が断層画像に付加され、これを指示することにより断層画像をスクロールする構成としても良い。図9(B)は、図9(A)に示した状態から上方向にスクロールを行った場合の表示例を示す図である。なお、領域901, 902の付加は制御部191により行われる。なお、制御部191によって断層画像432に含まれる断層自体の画像が断層画像表示領域の縦方向を規定する線と交差するとされた場合のみ領域901, 902の付加を行ってもよいし、常に領域901, 902の付加を行っても良い。このように、表示制御手段は断層画像に含まれる被検眼の眼底組織の画像が第2の領域の上端に接する場合には表示手段に表示された断層画像を垂直方向にスクロール可能なスクロールバーを表示させる。20

【0069】

図5は、3D撮像モードで撮像された断層画像が、領域430に断層画像438が表示されている。OCT100は、矩形416で設定された領域の情報を3次元データとして取得し、制御部191は、この矩形416の中心付近の1枚の断層画像438を表示部192に表示させる。なお、断層画像438は矩形416の中心付近の断層像に限定されるものではなく、矩形416の端部の断層画像であってもよい。

【0070】

なお、図5に示す表示に代えて、図6に示す表示としても良い。図6において断層画像421の外枠で規定される領域は眼底画像表示領域の右に位置するがこれに限定されるものではなく、眼底画像表示領域の左に位置することとしてもよい。また、断層画像421の外枠で規定される領域は断層画像表示領域の上に位置するがこれに限定されるものではなく、断層画像表示領域の下に位置してもよい。さらに、断層画像421の外枠で規定される領域は断層画像表示領域よりも水平方向において狭い領域となっている。すなわち、断層画像421の外枠で規定される領域は第1の領域の左または右に位置するとともに第2の領域よりも水平方向において狭い領域である第3の領域の一例に相当する。この場合、断層画像の表示領域が少なくてすみ、装置に関する情報等を広い領域に表示することができ、図4と図6の表示状態とすることで表示領域を有効に活用できる。なお、制御部191は、撮像範囲に応じて図4に示す表示と図6に示す表示とを切り換えることとしてもよい。例えば、撮像範囲の画角が所定値より広ければ断層画像を図4のように表示し、撮像範囲の画角が所定値以下であれば断層画像を図6のように表示してもよい。すなわち、表示制御手段は断層画像の画角に応じて断層画像を表示する領域を決定する。具体的には、表示制御手段は、画角が閾値以上の断層画像を第1の領域に表示させ、画角が前記閾値未満の断層画像を第1の領域の左または右に位置するとともに第2の領域よりも水平方向において狭い領域である表示手段の第3の領域に表示させる。3040

【0071】

なお、上記の例では画角に応じて表示形式を切り換えているが、断層画像が視神経乳頭および黄斑の両方を含んでいるか片方のみを含んでいるかに基づいて、断層画像を表示する領域を変更することとしても良い。例えば、制御部191は、断層画像が視神経乳頭お50

および黄斑の両方を含んでいる場合、図4のように断層画像を表示し、断層画像が視神経乳頭および黄斑の一方のみを含む断層画像である場合、図6のように断層画像を表示する。すなわち、表示制御手段は、断層画像が被検眼の視神経乳頭および黄斑を含んでいる場合には第1の領域に断層像を表示させ、断層画像が視神経乳頭および黄斑の一方のみを含んでいる場合には第1の領域の左または右に位置するとともに第2の領域よりも水平方向において狭い領域である第3の領域に表示させる。

【0072】

このようにすれば、画角または断層画像に含まれる視神経乳頭および黄斑等の特徴的な部位に応じて表示する領域を決定するため、表示画面の領域を有効に利用することが可能となる。

10

【0073】

以上説明のように本実施形態によれば、SS-OCT等で取得した広画角の断層画像を効率的に提示することができる。また、予め用意された断層画像の表示領域に断層画像を表示しきれない場合は、領域を拡大して断層画像を表示するため、分解能を落とすことなくまたは分解能の低下を抑止して断層画像を表示することができる。更に、予め用意された断層画像の表示領域に断層画像を表示しきれない場合は、領域をスクロールして断層画像を表示するため、観察したい部分の断層画像を表示することができる。

【0074】

(変形例)

また、表示部192における表示例は上記のものに限定されるものではない。例えば、図10に示すように表示部192に断層画像を表示することとしてもよい。図10においては、領域430にOCT100により取得された断層画像432が表示されている。この状態で操作者が領域430に表示された断層画像432の一部をマウス等の指示装置を用いて選択すると、制御部191は領域420に選択された領域436の断層画像437を表示する。なお、断層画像437の外枠により規定される領域は第3の領域の一例に相当する。この断層画像437の外枠により規定される領域は、上述の断層画像421の外枠で規定される領域と略同様であるため他の領域との詳細な位置関係の説明は省略する。制御部191は、領域436内の断層画像を領域420の大きさに合わせて拡大表示する。すなわち、表示制御手段は、第2の領域に表示された断層画像の一部が選択手段により選択された場合、選択された一部の断層画像を拡大して、第1の領域の左または右に位置するとともに第2の領域よりも水平方向において狭い領域である第3の領域に表示させる。なお、制御部191は指示装置によって選択された領域436を断層画像432上に表示する。

20

【0075】

本変形例によれば、広画角の断層画像と当該断層画像の一部の画像との位置関係を把握可能とともに、広画角の断層画像の一部を詳細に観察することが可能となる。従って、効率的な診断を行う事が可能となる。

30

【0076】

(第2の実施形態)

第1の実施形態では、SS-OCTとSLOとを一体にした装置について、説明した。本実施形態は、被検眼の眼底を観察するための光学系として、SLOではなく眼底カメラとしており、SS-OCTと眼底カメラとを一体にした装置である。なお、第1の実施形態では、Xスキャナ107とYスキャナ110とがOCT100に別々に設けられていた。一方、本実施形態では、これらのスキャナをXYスキャナ338として一体に構成し、眼底カメラ本体部300に設けられているが、本発明はこれらに限らない。また、本実施形態では、カメラ330とは別に、眼底カメラ本体部300に赤外眼底観察用の赤外線用エリアセンサ321を設けているが、カメラ330のエリアセンサ331を赤外光と可視光との両方に感度を有する構成とすれば、赤外線用エリアセンサ321を設けなくても良い。

40

【0077】

50

まず、本実施形態における撮影装置の全体の構成について、図11を用いて説明する。図11は、本実施形態における撮影装置の側面図である。ここで、眼底カメラ本体部300とカメラ部330とは光学的に接続されている。また、眼底カメラ本体部300とOCT100とは光ファイバー348を介して光学的に接続されている。また、眼底カメラ本体部300とOCT100とはコネクタ346とコネクタ347とをそれぞれ有している。また、323はあご台であり、被検者のあごと額とを固定することで、被検眼の固定を促す。391はモニタであり、撮像時の調整のための赤外線画像などを表示する。

【0078】

325は、本体部300を被検眼に位置合わせするための移動を制御するジョイスティック、324は断層撮像および眼底撮像の撮像操作の入力を行う信号入力部の一つである操作スイッチである。325はパーソナルコンピュータで構成された制御部であり、本体部300およびカメラ部の制御と断層画像の構成や断層画像および眼底画像の表示等の制御を行う。328は表示部である制御部モニタであり、329はプログラムや撮像された画像を記憶するハードディスクからなる記憶部である。記憶部329は制御部325に内蔵されていてもよい。ここで、カメラ部330は汎用のデジタル一眼レフカメラである。カメラ部330と本体部300とは汎用のカメラマウントで接続される。

【0079】

(眼底カメラ本体部の光学系)

眼底カメラ本体部300の光学系について、図12を用いて説明する。図12は、眼底カメラ本体部300の光学系の模式図である。

【0080】

まず、被検眼に対向して、対物レンズ302が設置され、その光軸上で孔あきミラー303によって光路351と光路352とに分岐される。光路352は、被検眼の眼底Erを照明する照明光学系を形成している。眼底カメラ本体部300の下部には、被検眼の位置合わせに用いられるハロゲンランプ316、被検眼の眼底Erの撮像に用いるストロボ管314が設置されている。ここで、313、315はコンデンサレンズ、317はミラーである。ハロゲンランプ316とストロボ管314と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、被検眼の眼底Erを照明する。なお、ハロゲンランプ316で発生した光は、例えば、700nm～800nmの波長帯域の光として被検眼に照明される。また、ストロボ管314で発生した光は、例えば、400nm～700nmの波長帯域の光として被検眼に照明される。ここで、309、311はレンズ、310は光学フィルターである。390はアライメント光学系であり、眼底Erに焦点を合わせるためのスプリットイメージや被検眼と眼底カメラ本体部300の光学系の光路の光軸を一致させるための指標などを投影するためのものである。

【0081】

光路351は、被検眼の眼底Erの断層画像及び眼底画像を取得するための撮像光学系を形成している。孔あきミラー303の右方にはフォーカスレンズ304と結像レンズ305が設置されている。ここで、フォーカスレンズ304は、不図示のノブを検者が操作することにより光軸方向に移動可能に支持されている。

【0082】

次に、クイックリターンミラー318を介して、光路351は、固視灯320及び赤外線用エリアセンサ321に導かれている。なお、クイックリターンミラーは、眼底観察像を取得するための赤外光（例えば、700nm～800nmの波長帯域の光）を反射し、断層撮像に用いる波長範囲の赤外光（例えば、980nm～1100nmの波長帯域の光）は透過する。また、クイックリターンミラー318の表面は銀及びその保護膜が順に成膜されている。赤外線用エリアセンサ321で赤外光による眼底の動画像及び断層画像を取得する場合、クイックリターンミラー318を光路351に挿入された状態である。なお、クイックリターンミラー318は、眼底の動画像及び断層画像を取得する際に不要である可視光（例えば、400nm～700nmの波長帯域の光）は透過しないことが好ま

10

20

30

40

50

しい。一方、可視光による眼底の静止画像を取得する場合、不図示の制御部が、クイックリターンミラー318を光路351から退避する。

【0083】

ここで、赤外線用エリアセンサ321で得た画像情報は、表示部328あるいはモニタ391に表示され、被検眼の位置合わせに用いられる。また、319はダイクロイックミラーであり、固視灯320方向に可視光が、赤外線エリアセンサ321方向に赤外光がそれぞれ分岐されるよう設計されている。次に、光路351はミラー306、フィールドレンズ322、ミラー307、リレーレンズ308を介して、カメラ330側に導かれる。なお、クイックリターンミラー318は、例えば、700nm～800nmの波長帯域の光を反射し、400nm～700nmの波長帯域の光及び980nm～1100nmの波長帯域の光を透過するダイクロイックミラーで構成しても良い。

10

【0084】

ここで、光路351は、ダイクロイックミラー335を介して、断層撮像用の光路351-1と可視眼底撮像用の光路351-2とに分割される。ここで、ダイクロイックミラー335は、例えば、400nm～700nmの波長帯域の光を透過し、980nm～1100nmの波長帯域の光を反射する。なお、本実施形態では、断層撮像用の光路351-1と可視眼底撮像用の光路351-2とを反射光路と透過光路として構成しているが、これらが逆でも良い。この場合、ダイクロイックミラー335が透過する波長帯域の光と、反射する波長帯域の光とも逆になる。ここで、断層撮像用の光の波長帯域と可視眼底撮像用の光の波長帯域との間の波長帯域の光は不要である。このため、この間の波長帯域の光をダイクロイックミラー335で透過も反射もしない（例えば、吸収する）ように構成しても良いし、ダイクロイックミラー335の前段にこの波長帯域の光をカットする光学部材を設けても良い。

20

【0085】

また、336、337はリレーレンズ、338はXYスキャナ、339はコリメートレンズである。簡単のため、XYスキャナ338は一つのミラーとして記したが、実際にはXスキャン用ミラーとYスキャン用ミラーとの2枚のミラーが近接して配置され、眼底Er上を光軸に垂直な方向にラスタースキャンするものである。また、光路351-1の光軸はXYスキャナ338の2つのミラーの回転中心と一致するように調整されている。また、346は光ファイバーを取り付けるためのコネクタである。

30

また、カメラ部330は、眼底Erを撮像するためのデジタル一眼レフカメラである。眼底カメラ本体部300とカメラ部330とは汎用のカメラマウントを介して接続される。そのため、容易に着脱が可能である。331はエリアセンサであり、その表面に眼底画像が形成される。

【0086】

本実施形態においても第1の実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0087】

（他の実施形態）

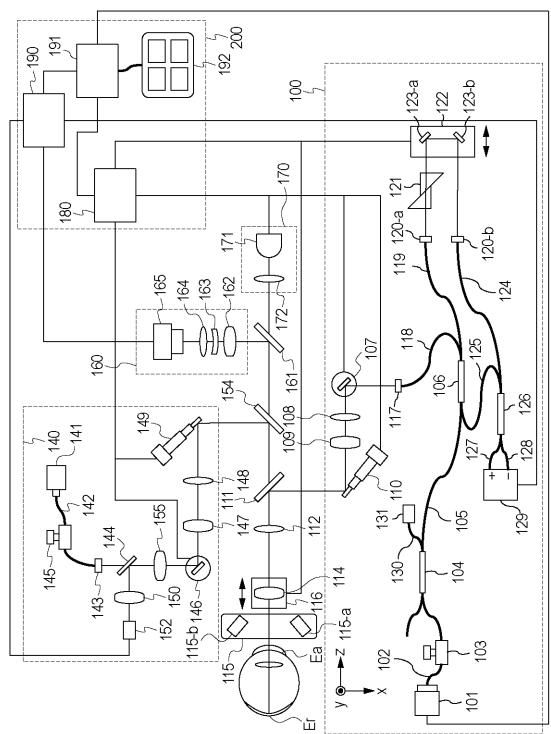
本件は上記の実施形態に限定されるものではなく、本件の趣旨を逸脱しない範囲内において、種々の変形、変更して実施することができる。

40

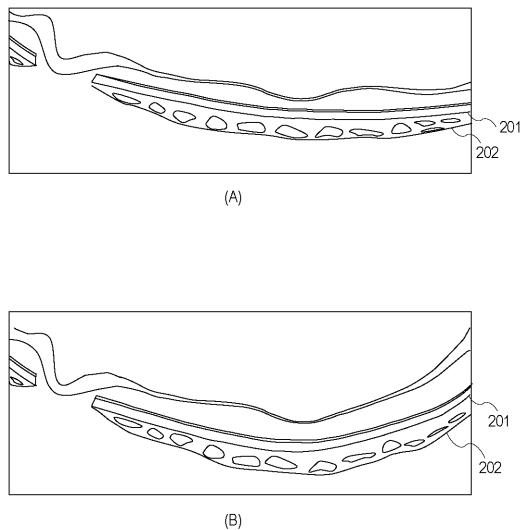
【0088】

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。

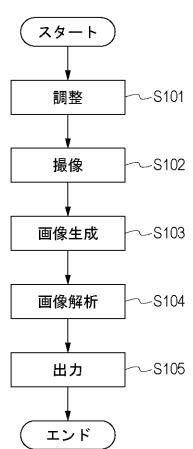
【 义 1 】



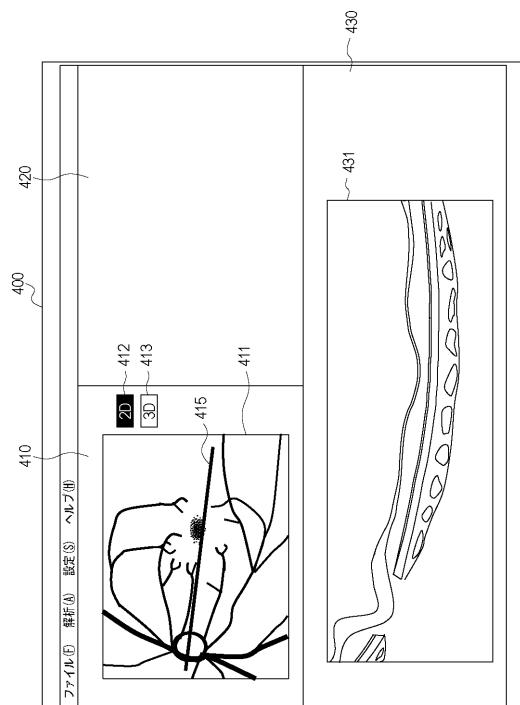
【 図 2 】



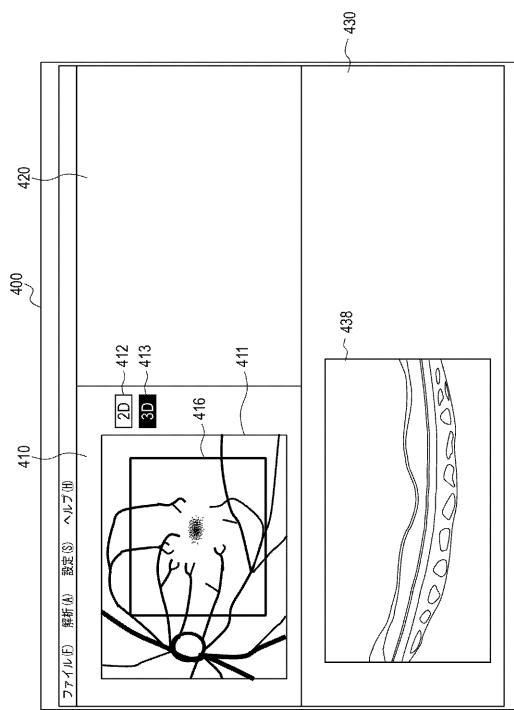
【 四 3 】



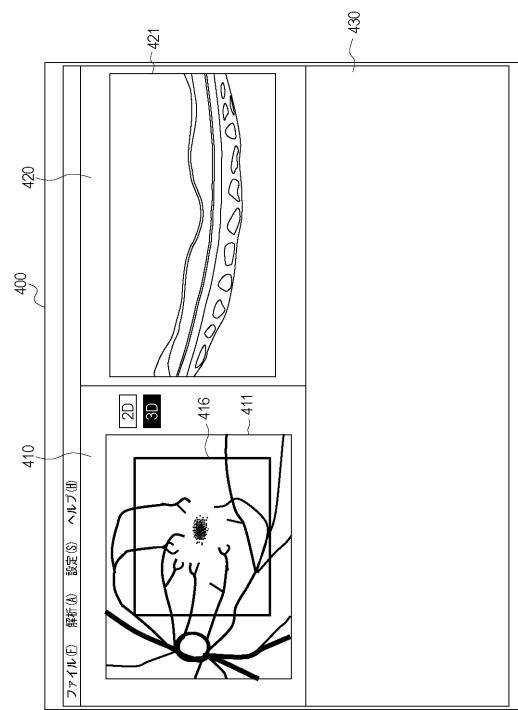
【図4】



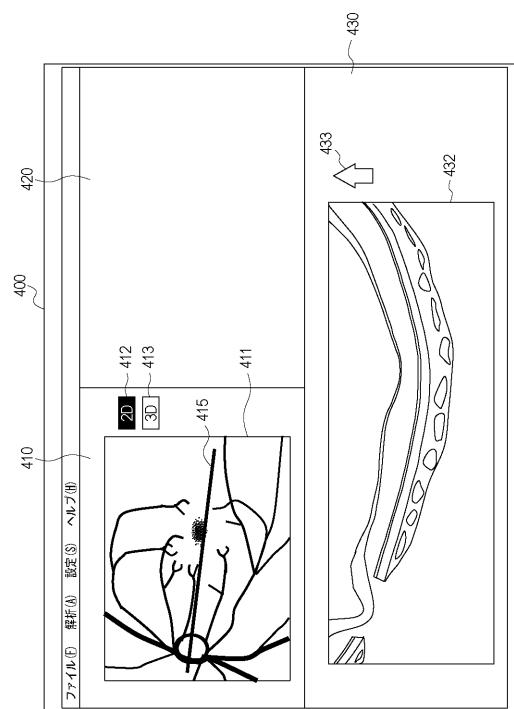
【図5】



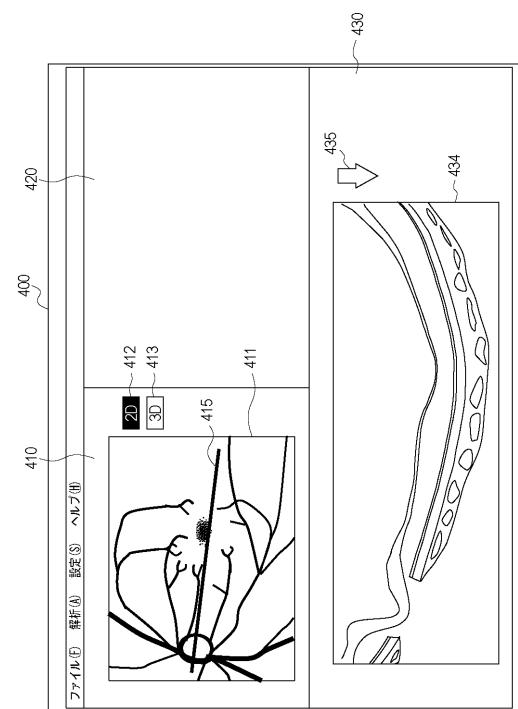
【図6】



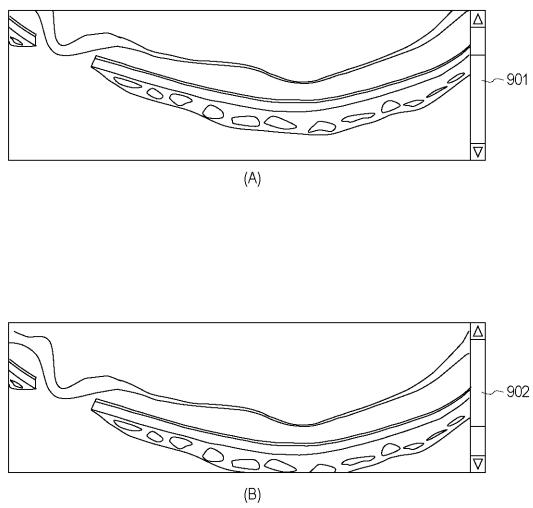
【図7】



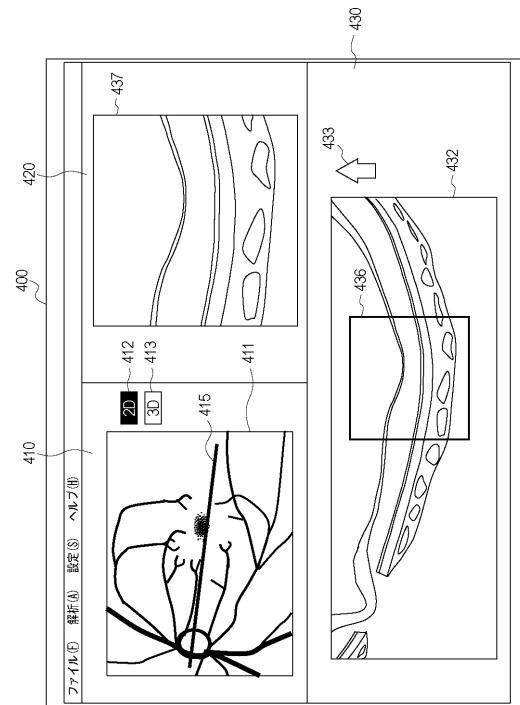
【図8】



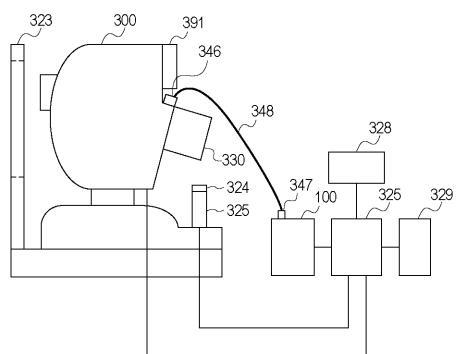
【図9】



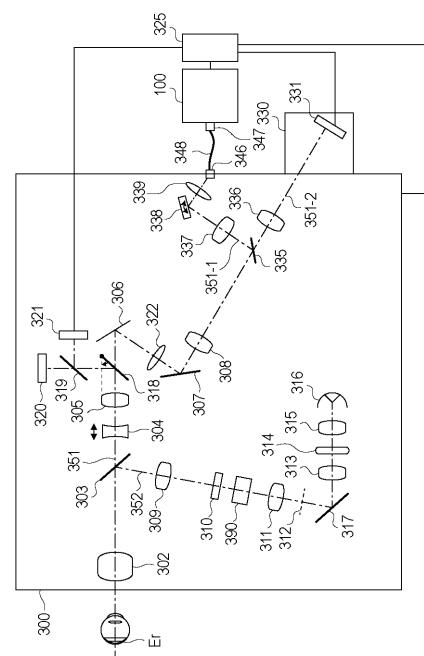
【 図 1 0 】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

(72)発明者 佐藤 真
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
(72)発明者 岩瀬 好彦
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
(72)発明者 山田 和朗
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
(72)発明者 富田 律也
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
(72)発明者 木辺 乃介
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
(72)発明者 新畠 弘之
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 増渕 俊仁

(56)参考文献 特開2008-086670(JP,A)
特開2010-220771(JP,A)
特開2013-180125(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 3 / 00 - 3 / 18