

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号  
特許第7546366号  
(P7546366)

(45)発行日 令和6年9月6日(2024.9.6)

(24)登録日 令和6年8月29日(2024.8.29)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 3/10 (2006.01) A 6 1 B 3/10 1 0 0

請求項の数 37 (全42頁)

(21)出願番号	特願2020-37418(P2020-37418)	(73)特許権者	000220343
(22)出願日	令和2年3月5日(2020.3.5)		株式会社トブコン
(65)公開番号	特開2021-137322(P2021-137322 A)		東京都板橋区蓮沼町75番1号
(43)公開日	令和3年9月16日(2021.9.16)	(74)代理人	100124626
審査請求日	令和5年2月13日(2023.2.13)		弁理士 榎並 智和
		(72)発明者	浅沼 和範
			東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会
			社トブコン内
		(72)発明者	小野 佑介
			東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会
			社トブコン内
		審査官	牧尾 尚能

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 眼科装置、その制御方法、プログラム、及び記録媒体

(57)【特許請求の範囲】  
【請求項1】

光コヒーレンストモグラフィ（OCT）スキャンにより被検眼の前眼部から収集されたデータに基づく前眼部画像を取得する画像取得部と、  
前記画像取得部により取得された前記前眼部画像の第1部分を解析して前記前眼部の所定部位に相当する第1画像領域を特定する第1画像領域特定部と、  
前記第1画像領域特定部により特定された前記第1画像領域に基づいて、前記第1部分を真部分集合とする第2部分において前記所定部位に相当する第2画像領域を特定する第2画像領域特定部と  
を含み、  
前記OCTスキャンは、Aスキャンと、前記Aスキャンに直交する横スキャンとを含み、  
前記Aスキャンの範囲の少なくとも一部と前記横スキャンの範囲の一部とにより規定される前記前眼部画像の部分の前記第1部分として設定する部分設定部を更に含み、  
前記部分設定部は、  
前記前眼部画像にアーティファクト検出を適用し、  
前記前眼部画像からアーティファクトが検出された場合、前記アーティファクトを含まないように前記第1部分を設定し、  
前記第1画像領域特定部は、前記アーティファクトを含まない前記第1部分を解析して前記第1画像領域を特定し、  
前記第2画像領域特定部は、前記アーティファクトを含まない前記第1部分における前記

第 1 画像領域を前記第 1 部分よりも広い前記第 2 部分に拡張するように、前記第 2 部分における前記第 2 画像領域を特定する、

眼科装置。

【請求項 2】

前記第 2 画像領域特定部により特定された前記第 2 画像領域を含む解析領域を設定する解析領域設定部と、

前記解析領域設定部により設定された前記解析領域を解析して前記所定部位に相当する第 3 画像領域を特定する第 3 画像領域特定部と

を更に含む、請求項 1 の眼科装置。

【請求項 3】

前記解析領域設定部は、前記第 2 画像領域の幅を所定値まで増加させて前記解析領域を設定する、

請求項 2 の眼科装置。

【請求項 4】

前記第 3 画像領域特定部は、前記解析領域設定部により設定された前記解析領域にエッジ検出を適用して前記第 3 画像領域を特定する、

請求項 2 又は 3 の眼科装置。

【請求項 5】

前記第 1 画像領域特定部は、前記前眼部画像の前記第 1 部分にエッジ検出を適用して前記第 1 画像領域を特定する、

請求項 4 の眼科装置。

【請求項 6】

前記第 3 画像領域特定部が実行する前記エッジ検出における勾配強度の閾値は、前記第 1 画像領域特定部が実行する前記エッジ検出における勾配強度の閾値よりも小さい、

請求項 5 の眼科装置。

【請求項 7】

前記第 2 画像領域特定部は、前記第 1 画像領域特定部により特定された前記第 1 画像領域にカーブフィッティングを適用して前記第 2 画像領域を特定する、

請求項 1 ～ 6 のいずれかの眼科装置。

【請求項 8】

前記第 2 画像領域特定部は、外れ値を除外するためのロバスト推定アルゴリズムに基づくカーブフィッティングを前記第 1 画像領域に適用する、

請求項 7 の眼科装置。

【請求項 9】

前記ロバスト推定アルゴリズムは、Random Sample Consensus (RANSAC) アルゴリズムを含む、

請求項 8 の眼科装置。

【請求項 10】

前記横スキャンは、B スキャンを含み、

前記部分設定部は、前記 A スキャンの範囲の少なくとも一部と前記 B スキャンの範囲の両端部分を除いた部分とにより規定される前記前眼部画像の部分を前記第 1 部分として設定する、

請求項 1 ～ 9 のいずれかの眼科装置。

【請求項 11】

前記部分設定部は、

前記前眼部画像を解析して特徴点を検出し、

検出された前記特徴点に基づいて前記前眼部画像の前記第 1 部分を設定する、

請求項 1 ～ 10 のいずれかの眼科装置。

【請求項 12】

前記部分設定部は、前記前眼部画像の全体にエッジ検出を適用して前記特徴点を検出す

10

20

30

40

50

る、

請求項 1 1 の眼科装置。

【請求項 1 3】

前記部分設定部は、前記特徴点を含むように前記第 1 部分を設定する、  
請求項 1 1 又は 1 2 の眼科装置。

【請求項 1 4】

前記前眼部の前記所定部位は角膜である、  
請求項 1 の眼科装置。

【請求項 1 5】

前記第 1 画像領域特定部は、前記前眼部画像の前記第 1 部分を解析して、前記角膜の前面に相当する第 1 角膜前面画像と、前記角膜の後面に相当する第 1 角膜後面画像とを特定し、

10

前記第 2 画像領域特定部は、

前記第 1 角膜前面画像に基づいて、前記第 2 部分において前記前面に相当する第 2 角膜前面画像を特定し、

前記第 1 角膜後面画像に基づいて、前記第 2 部分において前記後面に相当する第 2 角膜後面画像を特定する、

請求項 1 4 の眼科装置。

【請求項 1 6】

前記第 2 角膜前面画像を含む前面解析領域と、前記第 2 角膜後面画像を含む後面解析領域とを設定する解析領域設定部と、

20

前記前面解析領域を解析して前記前面に相当する第 3 角膜前面画像を特定し、前記後面解析領域を解析して前記後面に相当する第 3 角膜後面画像を特定する第 3 画像領域特定部とを更に含む、請求項 1 5 の眼科装置。

【請求項 1 7】

前記解析領域設定部は、

前記第 2 角膜前面画像の幅を所定値まで増加させて前記前面解析領域を設定し、

前記第 2 角膜後面画像の幅を所定値まで増加させて前記後面解析領域を設定する、

請求項 1 6 の眼科装置。

【請求項 1 8】

30

前記第 3 画像領域特定部は、

前記前面解析領域にエッジ検出を適用して前記第 3 角膜前面画像を特定し、

前記後面解析領域にエッジ検出を適用して前記第 3 角膜後面画像を特定する、

請求項 1 6 又は 1 7 の眼科装置。

【請求項 1 9】

前記第 1 画像領域特定部は、前記前眼部画像の前記第 1 部分にエッジ検出を適用して前記第 1 角膜前面画像及び前記第 1 角膜後面画像を特定する、

請求項 1 8 の眼科装置。

【請求項 2 0】

前記第 3 画像領域特定部が実行する前記エッジ検出における勾配強度の閾値は、前記第 1 画像領域特定部が実行する前記エッジ検出における勾配強度の閾値よりも小さい、

40

請求項 1 9 の眼科装置。

【請求項 2 1】

前記第 2 画像領域特定部は、

前記第 1 角膜前面画像にカーブフィッティングを適用して前記第 2 角膜前面画像を特定し、

前記第 1 角膜後面画像にカーブフィッティングを適用して前記第 2 角膜後面画像を特定する、

請求項 1 5 ~ 2 0 のいずれかの眼科装置。

【請求項 2 2】

50

前記第 2 画像領域特定部は、外れ値を除外するためのロバスト推定アルゴリズムに基づくカーブフィッティングを前記第 1 角膜前面画像及び前記第 1 角膜後面画像のそれぞれに適用する、

請求項 2 1 の眼科装置。

【請求項 2 3】

前記ロバスト推定アルゴリズムは、Random Sample Consensus (RANSAC) アルゴリズムを含む、

請求項 2 2 の眼科装置。

【請求項 2 4】

前記横スキャンは、B スキャンを含み、

前記部分設定部は、前記 A スキャンの範囲の少なくとも一部と前記 B スキャンの範囲の両端の所定領域を除いた部分とにより規定される前記前眼部画像の部分を前記第 1 部分として設定する、

請求項 1 4 ~ 2 3 のいずれかの眼科装置。

【請求項 2 5】

前記部分設定部は、

前記前眼部画像を解析して角膜頂点に相当する位置を検出し、

前記角膜頂点に相当する前記位置に基づいて前記前眼部画像の前記第 1 部分を設定する、

請求項 1 4 ~ 2 4 のいずれかの眼科装置。

【請求項 2 6】

前記部分設定部は、前記前眼部画像の全体にエッジ検出を適用して前記角膜頂点に相当する前記位置を検出する、

請求項 2 5 の眼科装置。

【請求項 2 7】

前記部分設定部は、前記角膜頂点に相当する前記位置を含むように前記第 1 部分を設定する、

請求項 2 5 又は 2 6 の眼科装置。

【請求項 2 8】

前記部分設定部は、前記角膜頂点に相当する前記位置が前記横スキャンの方向における中心位置に配置されるように前記第 1 部分を設定する、

請求項 2 7 の眼科装置。

【請求項 2 9】

前記第 3 角膜前面画像に少なくとも基づいて前記前眼部画像の歪みを補正する第 1 画像補正部を更に含む、

請求項 1 6 ~ 2 0 のいずれかの眼科装置。

【請求項 3 0】

前記前眼部画像のピクセルアスペクト比を補正する第 2 画像補正部を更に含む、

請求項 2 9 の眼科装置。

【請求項 3 1】

前記前眼部画像を解析して所定の前眼部パラメータを算出する解析部を更に含む、

請求項 1 4 ~ 3 0 のいずれかの眼科装置。

【請求項 3 2】

前記画像取得部は、

前記前眼部に OCT スキャンを適用してデータを収集するデータ収集部と、

前記データ収集部により収集された前記データに基づいて前記前眼部画像を構築する画像構築部と

を含む、請求項 1 ~ 3 1 のいずれかの眼科装置。

【請求項 3 3】

前記画像取得部は、前記前眼部画像を外部から受け付ける受付部を含む、

請求項 1 ~ 3 2 のいずれかの眼科装置。

10

20

30

40

50

## 【請求項 3 4】

プロセッサを含む眼科装置を制御する方法であって、  
前記プロセッサに、  
光コヒーレンストモグラフィ（OCT）スキャンにより被検眼の前眼部から収集されたデータに基づく前眼部画像を取得する画像取得ステップと、  
前記前眼部画像の第 1 部分を解析して前記前眼部の所定部位に相当する第 1 画像領域を特定する第 1 画像領域特定ステップと、  
前記第 1 画像領域に基づいて、前記第 1 部分を真部分集合とする第 2 部分において前記所定部位に相当する第 2 画像領域を特定する第 2 画像領域特定ステップと  
を実行させ、  
前記 OCT スキャンは、A スキャンと、前記 A スキャンに直交する横スキャンとを含み、  
前記プロセッサに、更に、前記 A スキャンの範囲の少なくとも一部と前記横スキャンの範囲の一部とにより規定される前記前眼部画像の部分を前記第 1 部分として設定する部分設定ステップを実行させ、  
前記部分設定ステップは、前記前眼部画像にアーティファクト検出を適用し、前記前眼部画像からアーティファクトが検出された場合、前記アーティファクトを含まないように前記第 1 部分を設定し、  
前記第 1 画像領域特定ステップは、前記アーティファクトを含まない前記第 1 部分を解析して前記第 1 画像領域を特定し、  
前記第 2 画像領域特定ステップは、前記アーティファクトを含まない前記第 1 部分における前記第 1 画像領域を前記第 1 部分よりも広い前記第 2 部分に拡張するように、前記第 2 部分における前記第 2 画像領域を特定する、

10

眼科装置の制御方法。

## 【請求項 3 5】

前記プロセッサに、更に、  
前記第 2 画像領域を含む解析領域を設定するステップと、  
前記解析領域を解析して前記所定部位に相当する第 3 画像領域を特定するステップと  
を実行させる、

請求項 3 4 の方法。

## 【請求項 3 6】

請求項 3 4 又は 3 5 の方法をコンピュータに実行させるプログラム。

30

## 【請求項 3 7】

請求項 3 6 のプログラムが記録されたコンピュータ可読な非一時的記録媒体。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

この発明は、眼科装置、その制御方法、プログラム、及び記録媒体に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

光コヒーレンストモグラフィ（OCT）を用いた前眼部解析技術が知られている。例えば、特許文献 1～3 には隅角解析技術が開示されており、特許文献 3 及び 4 には角膜厚解析技術が開示されている。

40

## 【0003】

一般に画像診断分野では、セグメンテーションと呼ばれる画像処理が利用されている（例えば、特許文献 2 及び 4 を参照）。セグメンテーションは、デジタル画像を複数の部分（複数の画像オブジェクト）に分割する処理であり、また、デジタル画像から特定の規則性を持った領域を特定する処理とも言える。セグメンテーションは、例えば、閾値処理、クラスタリング、領域分割、エッジ検出、線分抽出などの画像処理技術を用いて実現され、近年では機械学習を利用した方法も実用化されている。

## 【0004】

50

前眼部解析では、典型的には、特定の部位（例えば、角膜、虹彩、瞳孔、水晶体など）に相当する画像オブジェクトを前眼部画像から特定（抽出）するためにセグメンテーションが用いられる。例えば、隅角解析では、角膜に相当する画像オブジェクトと虹彩に相当する画像オブジェクトとを前眼部画像から特定し、これら画像オブジェクトが互いに接する部分を隅角位置として定めている。また、角膜厚解析では、角膜前面に相当する画像オブジェクトと角膜後面に相当する画像オブジェクトとを前眼部画像から特定し、これら画像オブジェクトの間の距離を角膜厚として定めている。

#### 【 0 0 0 5 】

これらの例から分かるように、セグメンテーションは前眼部解析の品質（例えば、確度、精度、再現性など）に大きく影響する。例えば、角膜に相当する画像オブジェクトを前眼部画像から特定する場合において、虹彩の虚像（折り返し画像）や睫毛などの外乱に起因する像が角膜に相当する画像オブジェクトに重なって映り込んでいると、セグメンテーションを正しく行うことができない。

10

#### 【 0 0 0 6 】

前眼部 O C T 画像のセグメンテーションエラーの例を図 1 A 及び図 1 B に示す。図 1 A ( a ) に示す前眼部画像（ B スキャン画像）には、虹彩の虚像 1 0 0 0 が映り込んでいる。図 1 A ( b ) は、この前眼部画像にセグメンテーションを適用して特定された角膜前面に相当する画像オブジェクト（角膜前面画像） 1 0 1 0 と角膜後面に相当する画像オブジェクト（角膜後面画像） 1 0 2 0 とを示す。図 1 A ( c ) に示すように、虹彩の虚像 1 0 0 0 の輪郭の影響により、角膜後面画像 1 0 2 0 が、領域 1 0 3 0 内において、正しい角膜後面画像 1 0 4 0 から偏位している。

20

#### 【 0 0 0 7 】

図 1 B ( a ) に示す前眼部画像（ B スキャン画像）の領域 1 1 0 0 には、睫毛の像が映り込んでいる。図 1 B ( b ) は、この前眼部画像にセグメンテーションを適用して特定された角膜前面画像 1 1 1 0 と角膜後面画像 1 1 2 0 とを示す。角膜前面画像 1 1 1 0 は、睫毛の像の影響により、領域 1 1 3 0 内において、正しい角膜前面画像 1 1 4 0 から大きく偏位している。

#### 【 先行技術文献 】

#### 【 特許文献 】

#### 【 0 0 0 8 】

30

【 文献 】特開 2 0 1 1 - 1 4 7 6 1 1 号公報

【 文献 】特開 2 0 1 3 - 2 2 6 3 8 3 号公報

【 文献 】特表 2 0 1 4 - 5 0 0 0 9 6 号公報

【 文献 】特開 2 0 1 7 - 1 5 8 7 2 8 号公報

#### 【 発明の概要 】

#### 【 発明が解決しようとする課題 】

#### 【 0 0 0 9 】

この発明の一つの目的は、前眼部の O C T 画像に対するセグメンテーションの向上を図ることにある。

#### 【 課題を解決するための手段 】

40

#### 【 0 0 1 0 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置は、光コヒーレンストモグラフィ（ O C T ）スキャンにより被検眼の前眼部から収集されたデータに基づく前眼部画像を取得する画像取得部と、前記画像取得部により取得された前記前眼部画像の第 1 部分を解析して前記前眼部の所定部位に相当する第 1 画像領域を特定する第 1 画像領域特定部と、前記第 1 画像領域特定部により特定された前記第 1 画像領域に基づいて、前記第 1 部分を真部分集合とする第 2 部分において前記所定部位に相当する第 2 画像領域を特定する第 2 画像領域特定部とを含む、眼科装置である。

#### 【 0 0 1 1 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置は、前記第 2 画像領域特定部により特定された前

50

記第2画像領域を含む解析領域を設定する解析領域設定部と、前記解析領域設定部により設定された前記解析領域を解析して前記所定部位に相当する第3画像領域を特定する第3画像領域特定部とを更に含む。

【0012】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記解析領域設定部は、前記第2画像領域の幅を所定値まで増加させて前記解析領域を設定する。

【0013】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記第3画像領域特定部は、前記解析領域設定部により設定された前記解析領域にエッジ検出を適用して前記第3画像領域を特定する。

10

【0014】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記第1画像領域特定部は、前記前眼部画像の前記第1部分にエッジ検出を適用して前記第1画像領域を特定する。

【0015】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記第3画像領域特定部が実行する前記エッジ検出における勾配強度の閾値は、前記第1画像領域特定部が実行する前記エッジ検出における勾配強度の閾値よりも小さい。

【0016】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記第2画像領域特定部は、前記第1画像領域特定部により特定された前記第1画像領域にカーブフィッティングを適用して前記第2画像領域を特定する。

20

【0017】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記第2画像領域特定部は、外れ値を除外するためのロバスト推定アルゴリズムに基づくカーブフィッティングを前記第1画像領域に適用する。

【0018】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記ロバスト推定アルゴリズムは、Random Sample Consensus (RANSAC) アルゴリズムを含む。

【0019】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記OCTスキャンは、Aスキャンと、前記Aスキャンに直交する横スキャンとを含み、前記Aスキャンの範囲の少なくとも一部と前記横スキャンの範囲の一部とにより規定される前記前眼部画像の部分を前記第1部分として設定する部分設定部を更に含む。

30

【0020】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記横スキャンは、Bスキャンを含み、前記部分設定部は、前記Aスキャンの範囲の少なくとも一部と前記Bスキャンの範囲の両端部分を除いた部分とにより規定される前記前眼部画像の部分を前記第1部分として設定する。

【0021】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記部分設定部は、前記前眼部画像を解析して特徴点を検出し、検出された前記特徴点に基づいて前記前眼部画像の前記第1部分を設定する。

40

【0022】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記部分設定部は、前記前眼部画像の全体にエッジ検出を適用して前記特徴点を検出する。

【0023】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記部分設定部は、前記特徴点を含むように前記第1部分を設定する。

【0024】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記部分設定部は、前記前眼部画像に

50

アーティファクト検出を適用し、前記前眼部画像からアーティファクトが検出された場合、前記アーティファクトを含まないように前記第 1 部分を設定する。

【 0 0 2 5 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記前眼部の前記所定部位は角膜である。

【 0 0 2 6 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記第 1 画像領域特定部は、前記前眼部画像の前記第 1 部分を解析して、前記角膜の前面に相当する第 1 角膜前面画像と、前記角膜の後面に相当する第 1 角膜後面画像とを特定し、前記第 2 画像領域特定部は、前記第 1 角膜前面画像に基づいて、前記第 2 部分において前記前面に相当する第 2 角膜前面画像を特定し、前記第 1 角膜後面画像に基づいて、前記第 2 部分において前記後面に相当する第 2 角膜後面画像を特定する。

10

【 0 0 2 7 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記第 2 角膜前面画像を含む前面解析領域と、前記第 2 角膜後面画像を含む後面解析領域とを設定する解析領域設定部と、前記前面解析領域を解析して前記前面に相当する第 3 角膜前面画像を特定し、前記後面解析領域を解析して前記後面に相当する第 3 角膜後面画像を特定する第 3 画像領域特定部とを更に含む。

【 0 0 2 8 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記解析領域設定部は、前記第 2 角膜前面画像の幅を所定値まで増加させて前記前面解析領域を設定し、前記第 2 角膜後面画像の幅を所定値まで増加させて前記後面解析領域を設定する。

20

【 0 0 2 9 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記第 3 画像領域特定部は、前記前面解析領域にエッジ検出を適用して前記第 3 角膜前面画像を特定し、前記後面解析領域にエッジ検出を適用して前記第 3 角膜後面画像を特定する。

【 0 0 3 0 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記第 1 画像領域特定部は、前記前眼部画像の前記第 1 部分にエッジ検出を適用して前記第 1 角膜前面画像及び前記第 1 角膜後面画像を特定する。

30

【 0 0 3 1 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記第 3 画像領域特定部が実行する前記エッジ検出における勾配強度の閾値は、前記第 1 画像領域特定部が実行する前記エッジ検出における勾配強度の閾値よりも小さい。

【 0 0 3 2 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記第 2 画像領域特定部は、前記第 1 角膜前面画像にカーブフィッティングを適用して前記第 2 角膜前面画像を特定し、前記第 1 角膜後面画像にカーブフィッティングを適用して前記第 2 角膜後面画像を特定する。

【 0 0 3 3 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記第 2 画像領域特定部は、外れ値を除外するためのロバスト推定アルゴリズムに基づくカーブフィッティングを前記第 1 角膜前面画像及び前記第 1 角膜後面画像のそれぞれに適用する。

40

【 0 0 3 4 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記ロバスト推定アルゴリズムは、Random Sample Consensus (RANSAC) アルゴリズムを含む。

【 0 0 3 5 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記 OCT スキャンは、A スキャンと、前記 A スキャンに直交する横スキャンとを含み、前記 A スキャンの範囲の少なくとも一部と前記横スキャンの範囲の一部とにより規定される前記前眼部画像の部分を前記第 1 部分として設定する部分設定部を更に含む。

50



## 【 0 0 3 6 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記横スキャンは、Bスキャンを含み、前記部分設定部は、前記Aスキャンの範囲の少なくとも一部と前記Bスキャンの範囲の両端の所定領域を除いた部分とにより規定される前記前眼部画像の部分を前記第1部分として設定する。

## 【 0 0 3 7 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記部分設定部は、前記前眼部画像を解析して角膜頂点に相当する位置を検出し、前記角膜頂点に相当する前記位置に基づいて前記前眼部画像の前記第1部分を設定する。

## 【 0 0 3 8 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記部分設定部は、前記前眼部画像の全体にエッジ検出を適用して前記角膜頂点に相当する前記位置を検出する。

## 【 0 0 3 9 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記部分設定部は、前記角膜頂点に相当する前記位置を含むように前記第1部分を設定する。

## 【 0 0 4 0 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記部分設定部は、前記角膜頂点に相当する前記位置が前記横スキャンの方向における中心位置に配置されるように前記第1部分を設定する。

## 【 0 0 4 1 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記部分設定部は、前記前眼部画像にアーティファクト検出を適用し、前記前眼部画像からアーティファクトが検出された場合、前記アーティファクトを含まないように前記第1部分を設定する。

## 【 0 0 4 2 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記第3角膜前面画像に少なくとも基づいて前記前眼部画像の歪みを補正する第1画像補正部を更に含む。

## 【 0 0 4 3 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記前眼部画像のピクセルアスペクト比を補正する第2画像補正部を更に含む。

## 【 0 0 4 4 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記前眼部画像を解析して所定の前眼部パラメータを算出する解析部を更に含む。

## 【 0 0 4 5 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記画像取得部は、前記前眼部にOCTスキャンを適用してデータを収集するデータ収集部と、前記データ収集部により収集された前記データに基づいて前記前眼部画像を構築する画像構築部とを含む。

## 【 0 0 4 6 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置において、前記画像取得部は、前記前眼部画像を外部から受け付ける受付部を含む。

## 【 0 0 4 7 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置の制御方法は、プロセッサを含む眼科装置を制御する方法であって、前記プロセッサに、光コヒーレンストモグラフィ(OCT)スキャンにより被検眼の前眼部から収集されたデータに基づく前眼部画像を取得させ、前記前眼部画像の第1部分を解析させて前記前眼部の所定部位に相当する第1画像領域を特定させ、前記第1画像領域に基づいて、前記第1部分を真部分集合とする第2部分において前記所定部位に相当する第2画像領域を特定させる。

## 【 0 0 4 8 】

幾つかの例示的な態様に係る制御方法は、前記プロセッサに、更に、前記第2画像領域を含む解析領域を設定させ、前記解析領域を解析させて前記所定部位に相当する第3画像領域を特定させる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 9 】

幾つかの例示的な態様は、例示的な態様の方法をコンピュータに実行させるプログラムである。

## 【 0 0 5 0 】

幾つかの例示的な態様は、例示的な態様のプログラムを記録したコンピュータ可読な非一時的記録媒体である。

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 5 1 】

例示的な実施形態によれば、前眼部の OCT 画像に対するセグメンテーションの向上を図ることが可能である。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 5 2 】

【 図 1 A 】 前眼部 OCT 画像のセグメンテーションエラーの例である。

【 図 1 B 】 前眼部 OCT 画像のセグメンテーションエラーの例である。

【 図 2 】 例示的な態様に係る眼科装置の構成の一例を表す概略図である。

【 図 3 】 例示的な態様に係る眼科装置の構成の一例を表す概略図である。

【 図 4 】 例示的な態様に係る眼科装置の構成の一例を表す概略図である。

【 図 5 】 例示的な態様に係る眼科装置の構成の一例を表す概略図である。

【 図 6 】 例示的な態様に係る眼科装置が実行する処理の一例を説明するための概略図である。

【 図 7 】 例示的な態様に係る眼科装置が実行する処理の一例を説明するための概略図である。

【 図 8 A 】 例示的な態様に係る眼科装置が実行する処理の一例を説明するための概略図である。

【 図 8 B 】 例示的な態様に係る眼科装置が実行する処理の一例を説明するための概略図である。

【 図 9 】 例示的な態様に係る眼科装置が実行する処理の一例を説明するための概略図である。

【 図 1 0 】 例示的な態様に係る眼科装置が実行する処理の一例を説明するための概略図である。

【 図 1 1 】 例示的な態様に係る眼科装置が実行する処理の一例を説明するための概略図である。

【 図 1 2 】 例示的な態様に係る眼科装置が実行する処理の一例を説明するための概略図である。

【 図 1 3 】 例示的な態様に係る眼科装置が実行する処理の一例を説明するための概略図である。

【 図 1 4 】 例示的な態様に係る眼科装置の動作の一例を表すフローチャートである。

【 図 1 5 】 例示的な態様に係る眼科装置の構成の一例を表す概略図である。

## 【 発明を実施するための形態 】

## 【 0 0 5 3 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置、その制御方法、プログラム、及び記録媒体について図面を参照しながら詳細に説明する。本明細書にて引用された文献の開示内容や、その他の任意の公知技術を、例示的な態様に援用することが可能である。なお、特に言及しない限り、「画像データ」とそれに基づく「画像」とを区別せず、また、被検眼の「部位」とその「画像」とを区別しない。

## 【 0 0 5 4 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置は、フーリエドメイン OCT（例えば、スウェプトソース OCT）を利用して生体眼の前眼部を計測することが可能である。例示的な態様に適用可能な OCT のタイプは、スウェプトソース OCT に限定されず、例えばスペクトラルドメイン OCT 又はタイムドメイン OCT であってもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 5 】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置は、OCT以外のモダリティにより取得された画像を処理可能であってよい。例えば、幾つかの例示的な態様は、眼底カメラ、走査型レーザ検眼鏡（SLO）、スリットランプ顕微鏡、及び眼科手術用顕微鏡のいずれかにより取得された画像を処理可能であってよい。幾つかの例示的な態様に係る眼科装置は、眼底カメラ、SLO、スリットランプ顕微鏡、及び眼科手術用顕微鏡のいずれかを含んでいてよい。

## 【 0 0 5 6 】

例示的な態様に係る眼科装置は、OCTスキャンにより生体眼の前眼部から収集されたデータに基づき構築された画像（前眼部画像）を取得し、これを処理するように構成されている。前眼部画像は、例えば虚像（折り返し画像）や外乱に起因する像のようなアーティファクトを含んでいてもよい（例えば図1A及び図1Bを参照）。このようなアーティファクトが存在する場合であってもセグメンテーションを正しく行えることが例示的な態様の一つの利点である。

10

## 【 0 0 5 7 】

例示的な態様において、前眼部画像を取得する態様は任意である。例えば、幾つかの例示的な態様の眼科装置は、生体眼の前眼部にOCTスキャンを適用してデータを収集する構成と、収集されたデータに基づいて前眼部画像を構築する構成とを備えていてよい。

## 【 0 0 5 8 】

また、幾つかの例示的な態様の眼科装置は、生体眼の前眼部画像を外部から受け付ける機能を備えていてよい。例えば、OCT装置を用いて生体眼の前眼部画像が取得され、医用画像管理システム（例えば、Picture Archiving and Communication Systems; PACS）に保存される。幾つかの例示的な態様の眼科装置は、医用画像管理システムにアクセスして前眼部画像の提供を受けるように構成されている。

20

## 【 0 0 5 9 】

以下の開示では、幾つかの例示的な態様に係る眼科装置に加え、幾つかの例示的な態様に係る眼科装置の制御方法、眼科装置の制御方法をコンピュータに実行させるための幾つかの例示的な態様に係るプログラム、及び、プログラムが記録された幾つかの例示的な態様に係る記録媒体について説明する。

30

## 【 0 0 6 0 】

本明細書に開示された要素の機能の少なくとも一部は、回路構成（circuitry）又は処理回路構成（processing circuitry）を用いて実装される。回路構成又は処理回路構成は、開示された機能の少なくとも一部を実行するように構成及び／又はプログラムされた、汎用プロセッサ、専用プロセッサ、集積回路、CPU（Central Processing Unit）、GPU（Graphics Processing Unit）、ASIC（Application Specific Integrated Circuit）、プログラマブル論理デバイス（例えば、SPLD（Simple Programmable Logic Device）、CPLD（Complex Programmable Logic Device）、FPGA（Field Programmable Gate Array）、従来の回路構成、及びそれらの任意の組み合わせのいずれかを含む。プロセッサは、トランジスタ及び／又は他の回路構成を含む、処理回路構成又は回路構成とみなされる。本開示において、回路構成、ユニット、手段、又はこれらに類する用語は、開示された機能の少なくとも一部を実行するハードウェア、又は、開示された機能の少なくとも一部を実行するようにプログラムされたハードウェアである。ハードウェアは、本明細書に開示されたハードウェアであってよく、或いは、記載された機能の少なくとも一部を実行するようにプログラム及び／又は構成された既知のハードウェアであってもよい。ハードウェアが或るタイプの回路構成とみなされ得るプロセッサである場合、回路構成、ユニット、手段、又はこれらに類する用語は、ハードウェアとソフトウェアとの組み合わせであり、このソフトウェアはハードウェア

40

50

ア及び／又はプロセッサを構成するために使用される。

#### 【 0 0 6 1 】

##### 眼科装置の構成

図 2 に示す例示的な態様の眼科装置 1 は、OCT 装置と眼底カメラとを組み合わせた複合機であり、前眼部に OCT を適用する機能と前眼部を撮影する機能とを備えている。眼科装置 1 は、眼底カメラユニット 2、OCT ユニット 100、及び演算制御ユニット 200 を含む。眼底カメラユニット 2 には、被検眼の正面画像を取得するための各種の要素（例えば、光学系、機構など）が設けられている。OCT ユニット 100 には、OCT スキャンを実行するための各種の要素（例えば、光学系、機構など）の一部が設けられている。OCT スキャンを実行するための他の要素は、眼底カメラユニット 2 に設けられている。演算制御ユニット 200 は、各種の処理（演算、制御等）を実行するように構成された 1 以上のプロセッサと 1 以上の記憶装置とを含む。これらに加え、眼科装置 1 は、被検者の顔を支持するための部材（顎受け、額当て等）や、OCT スキャンが適用される部位を切り替えるためのアタッチメント等の任意の要素やユニットを含む。

10

#### 【 0 0 6 2 】

OCT スキャン適用部位を切り替えるためのアタッチメントの例を説明する。このアタッチメントは、レンズ群（レンズユニット）を含む。本例の眼科装置 1 に設けられた前眼部 OCT 用アタッチメント 400 は、OCT スキャン適用部位を後眼部と前眼部との間で切り替えるためのレンズ群を含む。前眼部 OCT 用アタッチメント 400 は、例えば、特開 2015 - 160103 号公報に開示された光学ユニットと同様に構成されてよい。

20

#### 【 0 0 6 3 】

図 2 に示すように、前眼部 OCT 用アタッチメント 400 は、対物レンズ 22 と被検眼 E との間に配置可能である。前眼部 OCT 用アタッチメント 400 が光路に配置されているとき、眼科装置 1 は前眼部に OCT スキャンを適用することが可能である。他方、前眼部 OCT 用アタッチメント 400 が光路から退避されているとき、眼科装置 1 は後眼部に OCT スキャンを適用することが可能である。前眼部 OCT 用アタッチメント 400 の移動は、手動又は自動で行われる。

#### 【 0 0 6 4 】

幾つかの例示的な態様の眼科装置は、アタッチメントが光路に配置されているときに後眼部に OCT スキャンを適用可能であり、且つ、アタッチメントが光路から退避されているときに前眼部に OCT スキャンを適用可能であってよい。また、アタッチメントにより切り替えられる OCT スキャン適用部位は後眼部及び前眼部の組み合わせに限定されず、眼の任意の部位の組み合わせであってよい。なお、OCT スキャン適用部位を切り替えるための構成はこのようなアタッチメント（レンズ群、レンズユニット、光学ユニット）に限定されず、例えば、光路に沿って移動可能な 1 以上のレンズを含む構成であってよい。

30

#### 【 0 0 6 5 】

##### 眼底カメラユニット 2

眼底カメラユニット 2 には、被検眼 E（前眼部 E a、眼底 E f など）を撮影してデジタル写真を取得するための要素（光学系、機構など）が設けられている。取得される被検眼 E のデジタル写真は、観察画像、撮影画像等の正面画像である。観察画像は、例えば近赤外光を用いた動画撮影により得られ、アライメント、フォーカシング、トラッキングなどに利用される。撮影画像は、例えば可視領域又は赤外領域のフラッシュ光を用いた静止画像であり、診断、解析などに利用される。

40

#### 【 0 0 6 6 】

眼底カメラユニット 2 は、照明光学系 10 と撮影光学系 30 とを含む。照明光学系 10 は被検眼 E に照明光を照射する。撮影光学系 30 は、被検眼 E からの照明光の戻り光を検出する。OCT ユニット 100 からの測定光は、眼底カメラユニット 2 内の光路を通じて被検眼 E に導かれ、その戻り光は、同じ光路を通じて OCT ユニット 100 に導かれる。

#### 【 0 0 6 7 】

照明光学系 10 の観察光源 11 から出力された光（観察照明光）は、凹面鏡 12 により

50

反射され、集光レンズ 13 を経由し、可視カットフィルタ 14 を透過して近赤外光となる。更に、観察照明光は、撮影光源 15 の近傍にて一旦集束し、ミラー 16 により反射され、リレーレンズ系 17、リレーレンズ 18、絞り 19、及びリレーレンズ系 20 を経由する。そして、観察照明光は、孔開きミラー 21 の周辺部（孔部の周囲の領域）にて反射され、ダイクロイックミラー 46 を透過し、対物レンズ 22 により屈折されて被検眼 E を照明する。観察照明光の被検眼 E からの戻り光は、対物レンズ 22 により屈折され、ダイクロイックミラー 46 を透過し、孔開きミラー 21 の中心領域に形成された孔部を通過し、ダイクロイックミラー 55 を透過し、撮影合焦レンズ 31 を経由し、ミラー 32 により反射される。更に、この戻り光は、ハーフミラー 33A を透過し、ダイクロイックミラー 33 により反射され、結像レンズ 34 によりイメージセンサ 35 の受光面に結像される。イメージセンサ 35 は、所定のフレームレートで戻り光を検出する。撮影光学系 30 のフォーカス（焦点位置）は、典型的には、眼底 Ef 又は前眼部 Ea に合致するように調整される。

10

#### 【0068】

撮影光源 15 から出力された光（撮影照明光）は、観察照明光と同様の経路を通過して被検眼 E に照射される。被検眼 E からの撮影照明光の戻り光は、観察照明光の戻り光と同じ経路を通過してダイクロイックミラー 33 まで導かれ、ダイクロイックミラー 33 を透過し、ミラー 36 により反射され、結像レンズ 37 によりイメージセンサ 38 の受光面に結像される。

#### 【0069】

20

液晶ディスプレイ（LCD）39 は固視標（固視標画像）を表示する。LCD 39 から出力された光束は、その一部がハーフミラー 33A に反射され、ミラー 32 に反射され、撮影合焦レンズ 31 及びダイクロイックミラー 55 を経由し、孔開きミラー 21 の孔部を通過する。孔開きミラー 21 の孔部を通過した光束は、ダイクロイックミラー 46 を透過し、対物レンズ 22 により屈折されて眼底 Ef に投射される。

#### 【0070】

LCD 39 の画面上における固視標画像の表示位置を変更することにより、固視標による被検眼 E の固視位置を変更できる。つまり、固視位置を変更することによって被検眼 E の視線を所望の方向に誘導することができる。所望の固視位置を指定するためのグラフィカルユーザーインターフェース（GUI）等を設けることができる。

30

#### 【0071】

固視位置を変更可能な固視標を被検眼 E に提示するための構成は LCD 等の表示デバイスには限定されない。例えば、複数の発光部（発光ダイオード等）がマトリクス状（アレイ状）に配列された固視マトリクスを表示デバイスの代わりに採用することができる。この場合、複数の発光部を選択的に点灯させることによって固視位置を変更することができる。更に他の例として、移動可能な 1 以上の発光部によって固視位置を変更する構成を採用することができる。

#### 【0072】

アライメント光学系 50 は、被検眼 E に対する光学系のアライメントに用いられるアライメント指標を生成する。発光ダイオード（LED）51 から出力されたアライメント光は、絞り 52、絞り 53、及びリレーレンズ 54 を経由し、ダイクロイックミラー 55 により反射され、孔開きミラー 21 の孔部を通過し、ダイクロイックミラー 46 を透過し、対物レンズ 22 を介して被検眼 E に投射される。アライメント光の被検眼 E からの戻り光は、観察照明光の戻り光と同じ経路を通過してイメージセンサ 35 に導かれる。その受光像（アライメント指標像）に基づいてマニュアルアライメントやオートアライメントを実行できる。

40

#### 【0073】

従来と同様に、本例のアライメント指標像は、アライメント状態により位置が変化する 2 つの輝点像からなる。被検眼 E と光学系との相対位置が x y 方向に変化すると、2 つの輝点像が一体的に x y 方向に変位する。被検眼 E と光学系との相対位置が z 方向に変化す

50

ると、2つの輝点像の間の相対位置（距離）が変化する。z方向における被検眼Eと光学系との間の距離が既定のワーキングディスタンスに一致すると、2つの輝点像が重なり合う。x y方向において被検眼Eの位置と光学系の位置とが一致すると、所定のアライメントターゲット内又はその近傍に2つの輝点像が提示される。z方向における被検眼Eと光学系との間の距離がワーキングディスタンスに一致し、且つ、x y方向において被検眼Eの位置と光学系の位置とが一致すると、2つの輝点像が重なり合ってアライメントターゲット内に提示される。

#### 【0074】

オートアライメントでは、データ処理部230が、2つの輝点像の位置を検出し、主制御部211が、2つの輝点像とアライメントターゲットとの位置関係に基づいて後述の移動機構150を制御する。マニュアルアライメントでは、主制御部211が、被検眼Eの観察画像とともに2つの輝点像を表示部241に表示させ、ユーザーが、表示された2つの輝点像を参照しながら操作部242を用いて移動機構150を動作させる。

10

#### 【0075】

なお、アライメント手法は上記のものに限定されない。幾つかの例示的な態様の眼科装置のアライメント手段は、前眼部を異なる方向から実質的に同時に撮影して2以上の撮影画像を取得し、これら撮影画像を解析して被検眼の3次元位置を求め、この3次元位置に基づき光学系を移動させるように構成されていてよい（例えば、特開2013-248376号公報を参照）。

#### 【0076】

20

フォーカス光学系60は、被検眼Eに対するフォーカス調整に用いられるスプリット指標を生成する。撮影光学系30の光路（撮影光路）に沿った撮影合焦レンズ31の移動に連動して、フォーカス光学系60は照明光学系10の光路（照明光路）に沿って移動される。反射棒67は、照明光路に対して挿脱される。フォーカス調整を行う際には、反射棒67の反射面が照明光路に傾斜配置される。LED61から出力されたフォーカス光は、リレーレンズ62を通過し、スプリット指標板63により2つの光束に分離され、二孔絞り64を通過し、ミラー65により反射され、集光レンズ66により反射棒67の反射面に一旦結像されて反射される。更に、フォーカス光は、リレーレンズ20を経由し、孔開きミラー21に反射され、ダイクロイックミラー46を透過し、対物レンズ22を介して被検眼Eに投射される。フォーカス光の被検眼Eからの戻り光は、アライメント光の戻り光と同じ経路を通過してイメージセンサ35に導かれる。その受光像（スプリット指標像）に基づいてマニュアルフォーカシングやオートフォーカシングを実行できる。

30

#### 【0077】

孔開きミラー21とダイクロイックミラー55との間の撮影光路に、視度補正レンズ70及び71を選択的に挿入することができる。視度補正レンズ70は、強度遠視を補正するためのプラスレンズ（凸レンズ）である。視度補正レンズ71は、強度近視を補正するためのマイナスレンズ（凹レンズ）である。

#### 【0078】

ダイクロイックミラー46は、デジタル撮影用光路（照明光路及び撮影光路）にOCT用光路（測定アーム）を結合する。ダイクロイックミラー46は、OCTスキャン用の波長帯の光を反射し、撮影用の波長帯の光を透過させる。測定アームには、OCTユニット100側から順に、コリメータレンズユニット40、リトロリフレクタ41、分散補償部材42、OCT合焦レンズ43、光スキャナ44、及びリレーレンズ45が設けられている。

40

#### 【0079】

リトロリフレクタ41は、図2中の矢印が示す方向（測定光LSの入射方向及び出射方向）に移動可能とされている。それにより、測定アームの長さが変更される。測定アーム長の変更は、例えば、眼軸長に応じた光路長の補正や、角膜形状や眼底形状に応じた光路長の補正や、干渉状態の調整などのために利用される。

#### 【0080】

50

分散補償部材 4 2 は、参照アームに配置された分散補償部材 1 1 3（後述）とともに、測定光 L S の分散特性と参照光 L R の分散特性とを合わせるよう作用する。

【 0 0 8 1 】

O C T 合焦レンズ 4 3 は、測定アームのフォーカス調整を行うために図 2 中の矢印が示す方向（測定アームの光軸）に沿って移動可能とされている。それにより、測定アームのフォーカス状態（焦点の位置、焦点距離）が変更される。眼科装置 1 は、撮影合焦レンズ 3 1 の移動、フォーカス光学系 6 0 の移動、及び O C T 合焦レンズ 4 3 の移動を連系的に制御可能であってよい。

【 0 0 8 2 】

光スキャナ 4 4 は、実質的に、被検眼 E の瞳孔と光学的に共役な位置に配置される。光スキャナ 4 4 は、測定アームにより導かれる測定光 L S を偏向する。光スキャナ 4 4 は、例えば、x 方向のスキャンを行うための偏向器（x - スキャナ）と、y 方向のスキャンを行うための偏向器（y - スキャナ）とを含む、2 次元スキャンが可能な偏向器である。例えば、光スキャナ 4 4 は、2 つのガルバノミラーを含むガルバノスキャナである。典型的には、2 つの偏向器のいずれか一方が被検眼 E の瞳孔と光学的に共役な位置に配置され、或いは、2 つの偏向器の間に瞳孔共役位置が配置される。これにより、眼底 E f に O C T スキャンを適用するとき、被検眼 E の瞳孔内（又はその近傍）の位置をピボットとして測定光 L S を振ることができ、眼底 E f の広い範囲に O C T スキャンを適用することが可能になる。

【 0 0 8 3 】

本態様においては、前眼部 O C T 用アタッチメント 4 0 0 が光路から退避されているときには、上記のように、光スキャナ 4 4 は、実質的に、被検眼 E の瞳孔に対して光学的に共役に配置される。他方、前眼部 O C T 用アタッチメント 4 0 0 が光路に挿入されているとき、光スキャナ 4 4 は、前眼部 E a と前眼部 O C T 用アタッチメント 4 0 0 との間の位置に対して光学的に共役に配置される。より具体的には、前眼部 O C T 用アタッチメント 4 0 0 が光路から退避されているとき、例えば、x - スキャナ及び y - スキャナのいずれか一方が瞳孔に対して光学的に共役に配置されるか、或いは、x - スキャナと y - スキャナとの間の位置が瞳孔に対して光学的に共役に配置される。また、前眼部 O C T 用アタッチメント 4 0 0 が光路に挿入されているとき、例えば、x - スキャナ及び y - スキャナのいずれか一方が前眼部 E a と前眼部 O C T 用アタッチメント 4 0 0 との間の位置に対して光学的に共役に配置されるか、或いは、x - スキャナと y - スキャナとの間の位置が前眼部 E a と前眼部 O C T 用アタッチメント 4 0 0 との間の位置に対して光学的に共役に配置される。

【 0 0 8 4 】

O C T ユニット 1 0 0

図 3 に示す例示的な O C T ユニット 1 0 0 には、スウェプトソース O C T を適用するための光学系や機構が設けられている。この光学系は干渉光学系を含む。この干渉光学系は、波長可変光源（波長掃引型光源）からの光を測定光と参照光とに分割し、被検眼 E からの測定光の戻り光と参照光路を経由した参照光とを重ね合わせて干渉光を生成し、この干渉光を検出する。干渉光学系により得られた検出結果（検出信号）は、干渉光のスペクトルを表す信号（干渉信号）であり、演算制御ユニット 2 0 0（画像構築部 2 2 0）に送られる。

【 0 0 8 5 】

光源ユニット 1 0 1 は、例えば、出射光の波長を高速で変化させる近赤外波長可変レーザーを含む。光源ユニット 1 0 1 から出力された光 L 0 は、光ファイバ 1 0 2 により偏波コントローラ 1 0 3 に導かれてその偏光状態が調整される。更に、光 L 0 は、光ファイバ 1 0 4 によりファイバカプラ 1 0 5 に導かれて測定光 L S と参照光 L R とに分割される。測定光 L S の光路は測定アームなどと呼ばれ、参照光 L R の光路は参照アームなどと呼ばれる。

【 0 0 8 6 】

参照光 L R は、光ファイバ 1 1 0 によりコリメータ 1 1 1 に導かれて平行光束に変換され、光路長補正部材 1 1 2 及び分散補償部材 1 1 3 を経由し、リトロリフレクタ 1 1 4 に導かれる。光路長補正部材 1 1 2 は、参照光 L R の光路長と測定光 L S の光路長とを合わせるための光学素子である。分散補償部材 1 1 3 は、測定アームに配置された分散補償部材 4 2 とともに、参照光 L R と測定光 L S との間の分散特性を合わせるよう作用する。リトロリフレクタ 1 1 4 は、これに入射する参照光 L R の光路に沿って移動可能であり、それにより参照アームの長さが変更される。参照アーム長の変更は、例えば、眼軸長に応じた光路長の補正や、角膜形状や眼底形状に応じた光路長の補正や、干渉状態の調整などに利用される。

【 0 0 8 7 】

10

リトロリフレクタ 1 1 4 を経由した参照光 L R は、分散補償部材 1 1 3 及び光路長補正部材 1 1 2 を経由し、コリメータ 1 1 6 によって平行光束から集束光束に変換され、光ファイバ 1 1 7 に入射する。光ファイバ 1 1 7 に入射した参照光 L R は、偏波コントローラ 1 1 8 に導かれてその偏光状態が調整される。偏波コントローラ 1 1 8 は、干渉状態を調整するための光学部材であり、例えば、測定光 L S と参照光 L R との干渉強度を最適化するために用いられる。偏波コントローラ 1 1 8 を通過した参照光 L R は、光ファイバ 1 1 9 を通じてアッテネータ 1 2 0 に導かれてその光量が調整され、光ファイバ 1 2 1 を通じてファイバカブラ 1 2 2 に導かれる。

【 0 0 8 8 】

一方、ファイバカブラ 1 0 5 により生成された測定光 L S は、光ファイバ 1 2 7 を通じてコリメータレンズユニット 4 0 に導かれて平行光束に変換される。コリメータレンズユニット 4 0 から出射した測定光 L S は、リトロリフレクタ 4 1、分散補償部材 4 2、O C T 合焦レンズ 4 3、光スキャナ 4 4 及びリレーレンズ 4 5 を経由し、ダイクロイックミラー 4 6 により反射され、対物レンズ 2 2 により屈折されて被検眼 E に投射される。測定光 L S は、被検眼 E の様々な深さ位置において散乱・反射される。測定光 L S の被検眼 E からの戻り光は、往路と同じ経路を逆向きに進行してファイバカブラ 1 0 5 に導かれ、光ファイバ 1 2 8 を経由してファイバカブラ 1 2 2 に到達する。

20

【 0 0 8 9 】

ファイバカブラ 1 2 2 は、光ファイバ 1 2 8 を介して入射された測定光 L S と、光ファイバ 1 2 1 を介して入射された参照光 L R とを重ね合わせて干渉光を生成する。ファイバカブラ 1 2 2 は、生成された干渉光を所定の分岐比（例えば 1 : 1）で分岐することで一対の干渉光 L C を生成する。一対の干渉光 L C は、それぞれ光ファイバ 1 2 3 及び 1 2 4 を通じて検出器 1 2 5 に導かれる。

30

【 0 0 9 0 】

検出器 1 2 5 は、例えばバランスドフォトダイオードを含む。バランスドフォトダイオードは、一対の干渉光 L C をそれぞれ検出する一対のフォトディテクタを有し、これらにより得られた一対の検出結果の差分を出力する。検出器 1 2 5 は、この出力（検出信号）をデータ収集システム（D A Q）1 3 0 に送る。

【 0 0 9 1 】

データ収集システム 1 3 0 には、光源ユニット 1 0 1 からクロック K C が供給される。クロック K C は、光源ユニット 1 0 1 において、波長可変光源により所定の波長範囲内で掃引される各波長の出力タイミングに同期して生成される。光源ユニット 1 0 1 は、例えば、各出力波長の光 L 0 を分岐して 2 つの分岐光を生成し、これら分岐光の一方を光学的に遅延させ、これら分岐光を合成し、得られた合成光を検出し、その検出結果に基づいてクロック K C を生成する。データ収集システム 1 3 0 は、検出器 1 2 5 から入力される検出信号のサンプリングをクロック K C に基づいて実行する。データ収集システム 1 3 0 は、このサンプリングの結果を演算制御ユニット 2 0 0 に送る。

40

【 0 0 9 2 】

本例では、測定アーム長を変更するための要素（例えば、リトロリフレクタ 4 1）と、参照アーム長を変更するための要素（例えば、リトロリフレクタ 1 1 4、又は参照ミラー

50



）との双方が設けられているが、一方の要素のみが設けられていてもよい。また、測定アーム長と参照アーム長との間の差（光路長差）を変更するための要素はこれらに限定されず、任意の要素（光学部材、機構など）であってよい。

#### 【 0 0 9 3 】

このように、スウェプトソース OCT は、波長可変光源からの光を測定光と参照光とに分割し、被検物からの測定光の戻り光を参照光と重ね合わせて干渉光を生成し、この干渉光を光検出器で検出し、波長の掃引及び測定光のスキャンに応じて収集された検出データにフーリエ変換等を施して画像を構築する手法である。

#### 【 0 0 9 4 】

一方、スペクトラルドメイン OCT は、低コヒーレンス光源（広帯域光源）からの光を測定光と参照光とに分割し、被検物からの測定光の戻り光を参照光と重ね合わせて干渉光を生成し、この干渉光のスペクトル分布を分光器で検出し、検出されたスペクトル分布にフーリエ変換等を施して画像を構築する手法である。

#### 【 0 0 9 5 】

すなわち、スウェプトソース OCT は、干渉光のスペクトル分布を時分割で取得する OCT 手法であり、スペクトラルドメイン OCT は、干渉光のスペクトル分布を空間分割で取得する OCT 手法である。

#### 【 0 0 9 6 】

##### 制御系・処理系

眼科装置 1 の制御系及び処理系の構成例を図 4 及び図 5 に示す。制御部 2 1 0、画像構築部 2 2 0 及びデータ処理部 2 3 0 は、例えば演算制御ユニット 2 0 0 に設けられている。眼科装置 1 は、外部装置との間でデータ通信を行うための通信デバイスを含んでいてもよい。眼科装置 1 は、記録媒体からデータを読み出す処理や、記録媒体にデータを書き込む処理を行うためのドライブ装置（リーダ/ライタ）を含んでいてもよい。

#### 【 0 0 9 7 】

##### 制御部 2 1 0

制御部 2 1 0 は、各種の制御を実行する。制御部 2 1 0 は、主制御部 2 1 1 と記憶部 2 1 2 とを含む。主制御部 2 1 1 は、プロセッサを含み、眼科装置 1 の各要素（図 2 ～ 図 5 に示された要素を含む）を制御する。主制御部 2 1 1 は、プロセッサを含むハードウェアと、制御ソフトウェアとの協働によって実現される。

#### 【 0 0 9 8 】

撮影合焦駆動部 3 1 A は、主制御部 2 1 1 の制御の下に、撮影光路に配置された撮影合焦レンズ 3 1 と照明光路に配置されたフォーカス光学系 6 0 とを移動する。リトロリフレクタ（RR）駆動部 4 1 A は、主制御部 2 1 1 の制御の下に、測定アームに設けられたリトロリフレクタ 4 1 を移動する。OCT 合焦駆動部 4 3 A は、主制御部 2 1 1 の制御の下に、測定アームに配置された OCT 合焦レンズ 4 3 を移動する。リトロリフレクタ（RR）駆動部 1 1 4 A は、主制御部 2 1 1 の制御の下に、参照アームに配置されたリトロリフレクタ 1 1 4 を移動する。上記した駆動部のそれぞれは、主制御部 2 1 1 の制御の下に動作するパルスモータ等のアクチュエータを含む。測定アームに設けられた光スキャナ 4 4 は、主制御部 2 1 1 の制御の下に動作する。

#### 【 0 0 9 9 】

移動機構 1 5 0 は、例えば、少なくとも眼底カメラユニット 2 を 3 次元的に移動する。典型的な例において、移動機構 1 5 0 は、 $\pm x$  方向（左右方向）に移動可能な  $x$  ステージと、 $x$  ステージを移動する  $x$  移動機構と、 $\pm y$  方向（上下方向）に移動可能な  $y$  ステージと、 $y$  ステージを移動する  $y$  移動機構と、 $\pm z$  方向（奥行き方向）に移動可能な  $z$  ステージと、 $z$  ステージを移動する  $z$  移動機構とを含む。これら移動機構のそれぞれは、主制御部 2 1 1 の制御の下に動作するパルスモータ等のアクチュエータを含む。

#### 【 0 1 0 0 】

挿脱機構 4 0 0 A は、前眼部 OCT 用アタッチメント 4 0 0 を OCT 用光路（測定アーム）に挿入する動作と、前眼部 OCT 用アタッチメント 4 0 0 を OCT 用光路（測定アーム）から挿脱する動作とを含む。

10

20

30

40

50

ム) から退避する動作とを実行する。挿脱機構 4 0 0 A は、主制御部 2 1 1 の制御の下に動作するソレノイドアクチュエータ等のアクチュエータを含む。

【 0 1 0 1 】

記憶部 2 1 2 は各種のデータを記憶する。記憶部 2 1 2 に記憶されるデータとしては、OCT 画像、デジタル写真（前眼部画像、眼底画像）、被検眼情報、解析データなどがある。被検眼情報は、患者 ID や氏名などの被検者情報や、左眼 / 右眼の識別情報や、電子カルテ情報などを含む。

【 0 1 0 2 】

画像構築部 2 2 0

画像構築部 2 2 0 は、プロセッサを含み、データ収集システム 1 3 0 から入力された信号（サンプリングデータ）に基づいて、被検眼 E の OCT 画像データを構築する。画像構築部 2 2 0 により構築される OCT 画像データは、1 以上の A スキャン画像データであり、典型的には複数の A スキャン画像データからなる B スキャン画像データ（2 次元断層像データ）である。

10

【 0 1 0 3 】

OCT 画像データを構築する処理は、従来のフーリエドメイン OCT と同様に、ノイズ除去（ノイズ低減）、フィルタ処理、高速フーリエ変換（FFT）などを含む。他のタイプの OCT 装置の場合、画像構築部 2 2 0 は、そのタイプに応じた公知の処理を実行する。

【 0 1 0 4 】

画像構築部 2 2 0 は、データ収集システム 1 3 0 から入力された信号に基づいて、被検眼 E の 3 次元データを構築するように構成されてよい。この 3 次元データは、被検眼 E の 3 次元領域（ボリューム）を表現した 3 次元画像データである。この 3 次元画像データは、3 次元座標系により画素の位置が定義された画像データを意味する。3 次元画像データの例として、スタックデータやボリュームデータがある。

20

【 0 1 0 5 】

スタックデータは、複数のスキャンラインに沿って得られた複数の断層像を、これらスキャンラインの位置関係に基づき 3 次元的に配列して得られた画像データである。すなわち、スタックデータは、元々個別の 2 次元座標系により定義されていた複数の断層像を、1 つの 3 次元座標系で表現する（つまり、1 つの 3 次元空間に埋め込む）ことにより構築された画像データである。換言すると、スタックデータは、2 次元的に配列された複数のスキャン点（スキャン点アレイ）についてそれぞれ取得された複数の A スキャン画像データを、これらスキャン点の位置関係に基づき 3 次元的に配列して得られた画像データである。

30

【 0 1 0 6 】

ボリュームデータは、3 次元的に配列されたボクセルを画素とする画像データであり、ボクセルデータとも呼ばれる。ボリュームデータは、スタックデータに補間処理やボクセル化処理などを適用することによって構築される。

【 0 1 0 7 】

画像構築部 2 2 0 は、3 次元画像データにレンダリングを施して表示用画像を構築する。適用可能なレンダリング法の例として、ボリュームレンダリング、サーフェスレンダリング、最大値投影（MIP）、最小値投影（MinIP）、多断面再構成（MPR）などがある。

40

【 0 1 0 8 】

画像構築部 2 2 0 は、3 次元画像データに基づいて OCT 正面画像（OCT en-face 画像）を構築するように構成されてよい。例えば、画像構築部 2 2 0 は、3 次元画像データを z 方向（A ライン方向、深さ方向）に投影してプロジェクションデータを構築することができる。また、画像構築部 2 2 0 は、3 次元画像データの一部（例えば、スラブ）からプロジェクションデータを構築することができる。

【 0 1 0 9 】

3 次元画像データの部分データ（例えば、スラブ）は、典型的には、セグメンテーショ

50

ンを利用して設定される。セグメンテーションは、画像中の部分領域を特定する処理である。典型的には、セグメンテーションは、被検眼 E の所定組織に相当する画像領域を特定するために利用される。セグメンテーションは、任意の公知の画像処理技術を含んでいてよく、例えば、エッジ検出等の画像処理、及び / 又は、機械学習（例えば、深層学習）を利用したセグメンテーションを含んでいてよい。セグメンテーションは、例えば、画像構築部 220 又はデータ処理部 230 により実行される。

#### 【0110】

なお、本態様のデータ処理部 230 は、後述のセグメンテーションを実行可能に構成されており、アーティファクトを含んだ前眼部画像に対してでもセグメンテーションを正しく行えるという特徴を有する。

#### 【0111】

眼科装置 1 は、OCT モーションコントラスト撮影 (motion contrast imaging) を実行可能であってよい。OCT モーションコントラスト撮影は、眼内に存在する液体等の動きを抽出するイメージング技術である（例えば、特表 2015-515894 号公報を参照）。

#### 【0112】

画像構築部 220 は、プロセッサを含むハードウェアと、画像構築ソフトウェアとの協働によって実現される。

#### 【0113】

データ処理部 230

データ処理部 230 は、プロセッサを含み、被検眼 E の画像に対して特定のデータ処理を適用するように構成されている。データ処理部 230 は、例えば、プロセッサを含むハードウェアと、データ処理ソフトウェアとの協働によって実現される。

#### 【0114】

データ処理部 230 は、被検眼 E について取得された 2 つの画像の間の位置合わせ（レジストレーション）を行うことができる。例えば、データ処理部 230 は、OCT スキャンを用いて取得された 3 次元画像データと、眼底カメラユニット 2 により取得された正面画像との間のレジストレーションを行うことができる。また、データ処理部 230 は、OCT スキャンを用いて取得された 2 つの OCT 画像の間のレジストレーションを行うことができる。また、データ処理部 230 は、眼底カメラユニット 2 により取得された 2 つの正面画像の間のレジストレーションを行うことができる。また、OCT 画像の解析結果や、正面画像の解析結果に対してレジストレーションを適用することも可能である。レジストレーションは、公知の手法によって実行可能であり、例えば特徴点抽出とアフィン変換とを含む。

#### 【0115】

前述したように、データ処理部 230 は、アーティファクトを含んだ前眼部画像に対してでもセグメンテーションを適切に行うための構成を有する。このようなデータ処理部 230 の構成の一例を図 5 に示す。本例のデータ処理部 230 は、少なくとも、第 1 画像領域特定部 232 と、第 2 画像領域特定部 233 とを含む。更に、本例のデータ処理部 230 は、解析領域設定部 234 と、第 3 画像領域特定部 235 とを含んでいてよい。加えて、本例のデータ処理部 230 は、部分設定部 231、歪み補正部 236、アスペクト比補正部 237、及び解析部 238 のうちのいずれか 1 つ以上を含んでいてよい。

#### 【0116】

本例において、データ処理部 230 により処理される前眼部画像は、深さ方向（軸方向）における A スキャンと、A スキャンに直交する方向におけるスキャン（横スキャン）とを組み合わせた OCT スキャンを用いて得られた画像であるとする。なお、横スキャンは、光スキャナ 44 により実現される。データ処理部 230 により処理される前眼部画像は、典型的には、（1 以上の）B スキャン画像、3 次元画像、又は、（1 以上の）サークルスキャン画像であってよい。以下、一つの B スキャン画像を処理する場合について特に説明するが、他の種類の前眼部画像についても同様に処理を行うことが可能である。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 1 7 】

## 部分設定部 2 3 1

部分設定部 2 3 1 は、A スキャンの範囲の少なくとも一部と横スキャンの範囲の一部とにより規定される前眼部画像の部分を特定する。部分設定部 2 3 1 により特定された前眼部画像の部分は、後段の処理において第 1 画像領域特定部 2 3 2 によって解析される。部分設定部 2 3 1 により設定される前眼部画像の部分を第 1 部分と呼ぶ。

## 【 0 1 1 8 】

ここで、A スキャンの範囲は、深さ方向（z 方向）における画像化範囲に相当する（図 6 に示す前眼部画像 3 0 0 を参照）。A スキャンの範囲は、予め設定される。また、横スキャンの範囲は、光スキャナ 4 4 により測定光 L S が振られた方向（横方向）における画像化範囲に相当する（図 6 に示す前眼部画像 3 0 0 を参照）。横スキャンの範囲は、予め設定されたスキャンモード（例えば、スキャンパターン、スキャン長（画角：標準画角、広角など））などによって決定される。

## 【 0 1 1 9 】

部分設定部 2 3 1 により設定される前眼部画像の第 1 部分について、その深さ方向の範囲は、A スキャンの範囲の一部又は全体であり、且つ、その横方向の範囲は、横スキャンの範囲の一部である（横スキャンの範囲の全体ではない）。換言すると、部分設定部 2 3 1 により設定される前眼部画像の第 1 部分について、その深さ方向の範囲は、A スキャンの範囲の一部でも全体でもよいが、その横方向の範囲は、横スキャンの範囲の一部を除いた領域である。

## 【 0 1 2 0 】

幾つかの例示的な態様において、前眼部画像を取得するための OCT スキャンが、例えば B スキャンや 3 次元スキャンやラジアルスキャンのように、B スキャンを含む横スキャンである場合、部分設定部 2 3 1 は、A スキャンの範囲の少なくとも一部と B スキャンの範囲の両端部分を除いた部分とにより規定される前眼部画像の部分を第 1 部分として設定してもよい。

## 【 0 1 2 1 】

例えば、部分設定部 2 3 1 は、図 6 に示す前眼部画像 3 0 0（B スキャン画像）から、図 7 に示す第 1 部分 3 1 0 を設定することができる。第 1 部分 3 1 0 は、前眼部画像 3 0 0 の画像フレームの左端（左辺）に対して所定距離以内に位置する画素群からなる領域（左端部分）3 2 1 と、右端（右辺）に対して所定距離以内に位置する画素群からなる領域（右端部分）3 2 2 とを、前眼部画像 3 0 0 から除いた領域に相当する。このように、第 1 部分 3 1 0 は、A スキャンの範囲の全体と B スキャンの範囲の一部とにより規定される、前眼部画像 3 0 0 の部分領域である。換言すると、第 1 部分 3 1 0 は、前眼部画像 3 0 0 の画像フレームの上端及び下端と、左端部分 3 2 1 の右端（右辺）と、右端部分 3 2 2 の左端（左辺）とにより画定される領域である。なお、幾つかの例示的な態様において、第 1 部分は、A スキャンの範囲の一部と B スキャンの範囲の一部とにより規定される、前眼部画像の部分領域であってもよい。

## 【 0 1 2 2 】

第 1 部分を設定するために前眼部画像から除外される両端部分（除外部分）の寸法は、既定値でもよいし、前眼部画像に基づき設定されてもよい。例えば、第 1 画像領域特定部 2 3 2 による特定の対象となる部位の標準的な描出態様や、前眼部画像の標準的な描出態様に基づいて、除外部分の寸法を設定することが可能である。

## 【 0 1 2 3 】

具体例として、角膜頂点が略フレーム中心に配置されるように B スキャンを前眼部に適用する場合において、B スキャンの長さが 6 ミリメートル程度であれば虹彩の虚像（折り返し画像）や睫毛の像などのアーティファクトが混入することは少ないという事実を参照することで、B スキャン方向における第 1 画像の寸法が 6 ミリメートルとなるように、除外部分の寸法を設定することができる。例えば、図 7 に示す前眼部画像 3 0 0 の B スキャンの長さは 9 ミリメートルであり、左端部分 3 2 1 は画像フレームの左端に対する距離が

10

20

30

40

50

１．５ミリメートル以下の領域であり、右端部分３２２は右端に対する距離が１．５ミリメートル以下の領域である。これにより、左端部分３２１と右端部分３２２とに挟まれた領域（Ｂスキャン方向の長さは６ミリメートル）が第１部分３１０として抽出される。

【０１２４】

なお、左端部分の寸法と右端部分の寸法とは、互いに同じであってもよいし、互いに異なってもよい。また、左端部分の形状及び右端部分の形状は、図７に示すような矩形に限定されず、任意であってもよい。また、Ａスキャンの範囲の一部のみを切り出して第１部分を設定する場合、Ｂスキャンの範囲における寸法や形状と同じ要領で、Ａスキャンの範囲における除外部分の寸法や形状を設定することが可能である。

【０１２５】

以下、第１部分を設定する処理について、幾つかの例示的な態様を説明する。第１の処理例では、前眼部の特徴点を参照して前眼部画像の第１部分が設定される。そのために、部分設定部２３１は、前眼部画像を解析して特徴点を検出する処理と、検出された特徴点に基づいて前眼部画像の第１部分を設定する処理とを実行するように構成される。

【０１２６】

特徴点の検出には、任意の公知の画像処理及び／又は任意の公知の機械学習を利用することができる。一つの例として、部分設定部２３１は、前眼部画像の全体にエッジ検出を適用して特徴点を検出するように構成されてよい。このエッジ検出は、例えば、角膜前面に相当する画像（角膜前面画像）を前眼部画像から特定するように行われる。部分設定部２３１は、検出された角膜前面画像から、角膜頂点に相当する位置（角膜頂点位置）を特定することができる。本例では、角膜頂点位置が特徴点となる。

【０１２７】

特徴点に基づく第１部分の設定は、特徴点を基準として行うことができる。一つの例として、部分設定部２３１は、特徴点からの距離に基づき第１部分を設定するように構成されていてよい。例えば、特徴点として角膜頂点位置が特定された場合、部分設定部２３１は、Ｂスキャン方向において角膜頂点位置からの距離が所定値（例えば３ミリメートル）以内の画素群からなる領域を第１部分に設定することができる。これにより、Ｂスキャン方向において角膜頂点位置を中心とするＢスキャン長６ミリメートルの範囲が第１部分に設定される。

【０１２８】

本例によれば、角膜頂点位置が画像フレームの略中心に配置されていなくても、アーティファクトを含まないように第１部分を設定することができる。よって、例えばアライメントが多少ずれた状態でＯＣＴスキャンが行われた場合であっても、第１部分を好適に設定することが可能である。

【０１２９】

なお、本例では、特徴点を含むように第１部分が設定されているが、幾つかの例示的な態様はこれに限定されない。例えば、診断対象（観察対象、解析対象）が虹彩であり、且つ、特徴点が瞳孔中心である場合、Ｂスキャン方向において瞳孔縁からの距離が所定値（例えば、瞳孔半径の標準値）以上である画素群からなる領域を第１部分に設定することができる。

【０１３０】

第１部分を設定するための第２の処理例を説明する。本例では、前眼部画像に混入したアーティファクトを参照して第１部分が設定される。そのために、部分設定部２３１は、前眼部画像中のアーティファクトを検出する処理と、検出されたアーティファクトに基づいて前眼部画像の第１部分を設定する処理とを実行するように構成される。

【０１３１】

アーティファクト検出には、任意の公知の画像処理及び／又は任意の公知の機械学習を利用することができる。一つの例として、部分設定部２３１は、前眼部画像を複数の部分画像に分割し、各部分画像の画質評価を行い、画質評価値が所定値未満である部分画像をアーティファクトと判定するように構成されてよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 3 2 】

他の例として、部分設定部 2 3 1 は、前眼部画像中の所定の画像オブジェクトの形状に基づきアーティファクトを検出するように構成されてよい。例えば、角膜頂点を通過する直線（深さ方向に延びる直線）に対して角膜（角膜前面、角膜後面）の形状が略対称であることに着目し、部分設定部 2 3 1 は、角膜前面画像の対称性が（大きく）崩れている部分をアーティファクトと判定するように構成されてよい。

## 【 0 1 3 3 】

アーティファクトに基づく第 1 部分の設定において、部分設定部 2 3 1 は、検出されたアーティファクトを含まないように第 1 部分を設定するように構成されてよい。これにより、アーティファクトを含まない高画質の第 1 部分を第 1 画像領域特定部 2 3 2 に提供することが可能となる。

10

## 【 0 1 3 4 】

部分設定部 2 3 1 は、プロセッサを含むハードウェアと、部分設定ソフトウェアとの協働によって実現される。

## 【 0 1 3 5 】

## 第 1 画像領域特定部 2 3 2

第 1 画像領域特定部 2 3 2 は、部分設定部 2 3 1 により設定された前眼部画像の第 1 部分を解析して、前眼部 E a の所定部位に相当する画像領域を特定するように構成されている。第 1 画像領域特定部 2 3 2 により第 1 部分から特定される画像領域を第 1 画像領域と呼ぶ。

20

## 【 0 1 3 6 】

幾つかの例示的な態様において、前眼部画像の第 1 部分から第 1 画像領域として検出される部位は予め設定される。検出される部位の例として、角膜、虹彩、前房、瞳孔、水晶体などがある。また、検出される部位は、いずれかの部位の一部であってよい。また、検出される部位は、いずれか 2 以上の部位のそれぞれの少なくとも一部の組み合わせであってもよい。

## 【 0 1 3 7 】

第 1 画像領域特定部 2 3 2 は、例えば、前眼部画像の第 1 部分にセグメンテーションを適用することによって第 1 画像領域の特定を行う。このセグメンテーションは、例えば、予め設定された部位に相当する第 1 部分中の領域を特定するように実行される。このセグメンテーションは、任意の公知の画像処理技術を含んでいてよく、例えば、エッジ検出等の画像処理、及び / 又は、機械学習を利用したセグメンテーションを含んでいてもよい。

30

## 【 0 1 3 8 】

幾つかの例示的な態様において、第 1 画像領域特定部 2 3 2 は、前眼部画像の第 1 部分を解析することにより、前眼部 E a の角膜又はその部分に相当する第 1 画像領域を特定するように構成される。例えば、本例に係る第 1 画像領域特定部 2 3 2 は、前眼部画像の第 1 部分を解析することにより、角膜の前面に相当する第 1 画像領域（第 1 角膜前面画像）と、角膜の後面に相当する第 1 画像領域（第 1 角膜後面画像）とを特定するように構成される。

## 【 0 1 3 9 】

ここでは、第 1 画像領域（特に、第 1 角膜前面画像及び第 1 角膜後面画像）を特定するためにエッジ検出を適用するように構成された第 1 画像領域特定部 2 3 2 について、幾つかの例を説明する。

40

## 【 0 1 4 0 】

幾つかの例示的な態様において、第 1 角膜前面画像を特定するために、第 1 画像領域特定部 2 3 2 は、例えば、勾配方向が前眼部画像のフレーム端側を向き且つ勾配が所定閾値以上であるエッジを特定するように構成されてよい。

## 【 0 1 4 1 】

また、幾つかの例示的な態様において、第 1 角膜後面画像を特定するために、第 1 画像領域特定部 2 3 2 は、勾配方向が前眼部画像のフレーム中央側を向き且つ勾配が所定閾値

50

以上であるエッジを特定するように構成されてよい。

【0142】

このような勾配（方向、強さ）に基づくエッジ検出は、他の部位に相当する第1画像領域を特定する場合にも適用可能である。なお、勾配方向は、典型的には、勾配の法線方向として定義される。

【0143】

第1角膜前面画像を特定するためのエッジ検出について、図8A及び図8Bを参照しつつ、より詳細に説明する。本例は、図7に示す第1部分310から第1角膜前面画像311を特定する。前述したように、第1画像領域特定部232は、勾配方向が前眼部画像のフレーム端側を向き且つ勾配強度が所定閾値以上であるエッジを第1角膜前面画像として特定するように構成される。本例では、図8Aに示す1次元領域312を第1画像領域特定部232が解析する場合について説明する。1次元領域312には複数のピクセルが配列されている（図8Bも参照）。図8Bの符号313は、1次元領域312に配列された複数のピクセルにおける輝度分布グラフを示している。輝度分布グラフ313の形状から分かるように、輝度分布グラフ313の一部において、輝度の勾配が所定閾値314よりも大きく、且つ、勾配の向きを示す法線方向313aがフレーム左端310Lの側を向いている。このような勾配を有する箇所がエッジとして検出される。更に、このような処理を様々な1次元領域について行うことにより第1角膜前面画像311が特定される。

10

【0144】

なお、図8Aにおいて、第1角膜前面画像311に相当する1次元領域312上の画素は角膜頂点よりも左に位置しており、これに対応する法線方向313aはフレーム左端310Lの側を向いている。これに対し、図示は省略するが、第1角膜前面画像311に相当する1次元領域上の画素が角膜頂点よりも右に位置する場合には、これに対応する法線方向はフレーム右端の側を向いている。よって、法線方向がフレーム右端の側を向き且つ勾配強度が所定閾値以上であるエッジを第1角膜後面画像として特定することができる。

20

【0145】

同様に、第1画像領域特定部232は、勾配方向が前眼部画像のフレーム中央側を向き且つ勾配が所定閾値以上であるエッジを検出することによって、図8Aに示す第1角膜後面画像315を特定することができる。

【0146】

第1画像領域特定部232は、プロセッサを含むハードウェアと、第1画像領域特定ソフトウェアとの協働によって実現される。

30

【0147】

第2画像領域特定部233

第2画像領域特定部233は、第1画像領域特定部232により特定された第1画像領域（所定部位に相当する）に基づいて、部分設定部231により前眼部画像から特定された第1部分を真部分集合とする第2部分において当該所定部位に相当する第2画像領域を特定するように構成されている。

【0148】

例えば、第2画像領域特定部233は、第1画像領域特定部232により前眼部画像300の第1部分310から特定された第1角膜前面画像311に基づいて、第1部分310を真部分集合とする第2部分において角膜前面に相当する第2角膜前面画像を特定するように構成されてよい。更に、第2画像領域特定部233は、第1画像領域特定部232により前眼部画像300の第1部分310から特定された第1角膜後面画像315に基づいて、第1部分310を真部分集合とする第2部分において角膜後面に相当する第2角膜後面画像を特定するように構成されてよい。

40

【0149】

ここで、第2部分は、第1部分及びこれ以外の部分を含む。換言すると、第2部分は第1部分を含み、且つ、第2部分の寸法（例えば、面積又は体積）は第1部分の寸法よりも大きい。なお、第1の部分は、前眼部画像の真部分集合であり、前眼部画像の全体ではな

50

い。これに対し、第2の部分、集合論における部分集合の定義の通り、前眼部画像の真部分集合及び前眼部画像の全体のいずれでもよい。

【0150】

第2部分の寸法は、予め設定されていてよいし、処理毎に設定されてもよい。第2部分の寸法は、第1部分の寸法に基づき設定されてよい。例えば、第1部分の寸法と第2部分の寸法との間の関係（例えば、差、比）が予め設定されており、この関係に基づき第1部分を拡大することで第2部分を設定することができる。また、第2部分の形状は、予め設定されていてよいし、処理毎に設定されてもよい。

【0151】

典型的には、第2部分は前眼部画像の全体である。一つの実例として、前眼部画像は比較的に広角な画像（例えば、長さ9、12又は16ミリメートルのBスキャン）であり、その真部分集合が第1部分に設定され、この前眼部画像の全体が第2部分に設定される。これにより、アーティファクトが混入する可能性が高い比較的に広角な前眼部画像の全体にわたって所定部位の像（第2画像領域）を特定することが可能である。

10

【0152】

第2画像領域特定部233が第1画像領域から第2画像領域を求める処理は、任意の公知の画像処理技術を含んでいてよく、例えば、所定の画像処理及び/又は機械学習を利用したセグメンテーションを含んでいてよい。第1画像領域を第2画像領域に拡大（拡張）するための当該所定の画像処理は、例えば、カーブフィッティング、エッジ検出、及び、リジョンローイングのいずれか1以上を含んでいてよい。

20

【0153】

一つの例として、前眼部画像300の第1部分310中の第1角膜前面画像311（図8Aを参照）にカーブフィッティングを適用する場合について説明する。本例において、第2画像領域特定部233は、第1角膜前面画像311にカーブフィッティングを適用することにより、前眼部画像300（全体）において角膜前面に相当する近似曲線（第2角膜前面画像）を求める。換言すると、第2画像領域特定部233は、第1部分310において特定された第1角膜前面画像311に基づいて、前眼部画像300の全体における角膜前面の形態（第2角膜前面画像）を推定するように構成される。これにより、例えば、図9に示すように、前眼部画像300の全体における角膜前面の推定形態を表す近似曲線331（第2角膜前面画像）が決定される。近似曲線は、任意の態様の曲線であってよく、例えば4次曲線である。

30

【0154】

第2画像領域特定部233は、外れ値を除外するためのロバスト推定アルゴリズムに基づくカーブフィッティングを第1角膜前面画像311に適用するように構成されていてよい。このロバスト推定アルゴリズムは、例えば、Random Sample Consensus（RANSAC）アルゴリズムを含んでいてよい。このようなロバスト推定アルゴリズムを採用することで、ノイズ等に起因する外れ値が除外された高確度のカーブフィッティングを第1角膜前面画像311に適用することが可能となり、角膜前面を良好に近似した第2角膜前面画像331を得ることが可能となる。

【0155】

40

更に、本例において、第2画像領域特定部233は、第1角膜後面画像315にカーブフィッティングを適用することにより、前眼部画像300（全体）において角膜後面に相当する近似曲線（第2角膜後面画像）を求める。換言すると、第2画像領域特定部233は、第1部分310において特定された第1角膜後面画像315に基づいて、前眼部画像300の全体における角膜後面の形態（第2角膜後面画像）を推定するように構成される。これにより、例えば、図9に示すように、前眼部画像300の全体における角膜後面の推定形態を表す近似曲線332（第2角膜後面画像）が決定される。近似曲線は、任意の態様の曲線であってよく、例えば4次曲線である。第1角膜後面画像315に適用されるカーブフィッティングは、外れ値を除外するためのロバスト推定アルゴリズムに基づくカーブフィッティングであってよく、例えばRANSACアルゴリズムを含んだカーブフィ

50



ッティングであってよい。このようなロバスト推定アルゴリズムを採用することで、ノイズ等に起因する外れ値が除外された高確度のカーブフィッティングを第1角膜後面画像315に適用することが可能となり、角膜後面を良好に近似した第2角膜後面画像332を得ることが可能となる。

【0156】

第2画像領域特定部233は、プロセッサを含むハードウェアと、第2画像領域特定ソフトウェアとの協働によって実現される。

【0157】

解析領域設定部234

解析領域設定部234は、第2画像領域特定部233により特定された第2画像領域を含む解析領域を設定する。解析領域は、第3画像領域特定部235が実行する解析処理に提供され、解析領域の設定は、第3画像領域特定部235が実行する解析処理のためのマスク処理に相当する。よって、解析領域の態様は、主に当該解析処理の態様に応じて決定される。

10

【0158】

第2画像領域として線状領域（例えば、第2角膜前面画像331、第2角膜後面画像332）が得られた場合、解析領域設定部234は、この線状領域及びその近傍領域からなる領域を解析領域に設定することができる。

【0159】

例えば、解析領域設定部234は、第2画像領域特定部233により特定された第2画像領域の幅を所定値まで増加させることによって解析領域を設定するように構成されていてよい。この所定値（解析領域の幅）は、解析領域にわたって一様であってもよいし、非一様であってもよい。

20

【0160】

具体例として、解析領域設定部234は、図9に示す第2角膜前面画像331の幅を所定値まで増加させることによって、図10に示す解析領域（前面解析領域）341を設定することができる。前面解析領域341は、第2角膜前面画像331を含む。また、解析領域設定部234は、図9に示す第2角膜後面画像332の幅を所定値まで増加させることによって、図10に示す解析領域（後面解析領域）342を設定することができる。後面解析領域342は、第2角膜後面画像332を含む。前面解析領域341の幅と、後面解析領域342の幅とは、互いに等しくてもよいし、互いに異なってもよい。

30

【0161】

線状領域の幅は、例えば、この線状領域の各点における接線に直交する方向において定義される。また、帯状領域である第2画像領域の幅は、例えば、この帯状領域の軸画像の各点における接線に直交する方向において定義される。ここで、軸画像は、例えば、帯状画像に細線化を適用して得られる線状画像である。

【0162】

解析領域の幅（上記の所定値）は、予め設定されてもよいし、処理毎に設定されてもよい。前者の例として、前眼部画像において所定部位（例えば、角膜、角膜前面、角膜後面）の像の周囲に発生するアーティファクトの標準的な分布に基づいて、解析領域の幅を設定することができる。後者の例として、前眼部画像において所定部位の像の周囲のアーティファクトを検出し、このアーティファクトの分布に基づいて解析領域の幅を設定することができる。

40

【0163】

解析領域設定部234は、プロセッサを含むハードウェアと、解析領域設定ソフトウェアとの協働によって実現される。

【0164】

第3画像領域特定部235

第3画像領域特定部235は、解析領域設定部234により設定された解析領域を解析して、前眼部の所定部位（第1画像領域及び第2画像領域に対応する部位と同じ）に相当

50

する第3画像領域を特定するように構成されている。第3画像領域を特定するための解析の手法は、例えば、第1画像領域を特定するための解析の手法と同じであってもよいし、異なってもよい。

#### 【0165】

例えば、第3画像領域特定部235は、図10に示す前面解析領域341を解析することで、角膜前面に相当する第3画像領域として図11に示す第3角膜前面画像351を特定することができる。また、第3画像領域特定部235は、図10に示す後面解析領域342を解析することで、角膜後面に相当する第3画像領域として図11に示す第3角膜後面画像352を特定することができる。前眼部画像300では、虹彩の虚像（折り返し画像）353が角膜の像（特に、角膜後面の周辺）に重なっているが、虚像353の影響を受けることなく第3角膜後面画像352が求められている。

10

#### 【0166】

幾つかの例示的な態様において、双方の解析手法はともにエッジ検出であってよい。この場合、第3画像領域特定部235が実行するエッジ検出における勾配強度の閾値は、第1画像領域特定部232が実行するエッジ検出における勾配強度の閾値よりも小さく設定されてよい。つまり、第3画像領域特定部235は、第1画像領域特定部232がエッジとして検出可能な勾配強度よりも小さい勾配強度の箇所をエッジとして検出するように構成されてよい。アーティファクトが重なっている領域に存在するエッジは、アーティファクトが無い領域に存在するエッジよりも不明瞭である。第3画像領域特定部235が実行するエッジ検出における勾配強度の閾値を比較的小さくすることで、不明瞭なエッジの検出の確実性（エッジ検出感度）を向上させることができる。

20

#### 【0167】

第3画像領域特定部235は、プロセッサを含むハードウェアと、第3画像領域特定ソフトウェアとの協働によって実現される。

#### 【0168】

##### 歪み補正部236

歪み補正部236は、第3画像領域特定部235により特定された第3画像領域に基づいて前眼部画像の歪みを補正するように構成されている。本例では、歪み補正部236は、図11に示す第3角膜前面画像351に少なくとも基づいて前眼部画像300の歪みを補正するように構成されてよい。この画像歪み補正は、角膜前面での屈折の影響に基づく画像補正である（屈折補正）。

30

#### 【0169】

屈折補正の例を図12を参照して説明する。角膜前面410（第3角膜前面画像351又はその近似曲線）の式を $y = f(x)$ とする。また、空気の屈折率（例えば、1.000292）及び角膜の屈折率（例えば、1.376）を設定する。

#### 【0170】

角膜前面410上の点420に入射する光束（測定光LS）を考慮する。点420における測定光LSの入射角を $i_n$ とすると、空気の屈折率及び角膜の屈折率から、スネルの法則により、出射角（屈折角） $o_{ut}$ が算出される。

#### 【0171】

更に、空気中におけるピクセル当たりの距離（解像度）を $r_{air}$ とし、角膜中におけるピクセル当たりの距離（解像度）を $r_{cor}$ とし、スキャン長（例えば16mm）をピクセル数（例えば1024）で除算した商を $r_h$ とする。また、関数 $T = |f(x) - y|$ を考慮する。

40

#### 【0172】

歪み補正前の前眼部画像300において角膜前面410よりも下方（フレーム下端側）に位置する点（ピクセル） $P = (x, y)$ を考慮すると、この点 $P = (x, y)$ に屈折補正を適用した点 $P' = (x', y')$ は次式により表される： $x' = T(r_{cor}/r_h) \sin(i_n - o_{ut})$ ； $y' = T(r_{cor}/r_{air}) \cos(i_n - o_{ut})$ 。

#### 【0173】

50

歪み補正前の前眼部画像 300 において角膜前面 410 よりも下方に位置する点（ピクセル）のそれぞれに対して当該屈折補正を適用することにより、角膜前面の屈折に起因する前眼部画像 300 の歪みが補正される。なお、屈折補正後の座標（ $x'$ 、 $y'$ ）における垂直方向（フレーム上下方向）の解像度は、一様に、空気中における解像度  $r_{air}$  となる。

【0174】

歪み補正部 236 は、プロセッサを含むハードウェアと、歪み補正ソフトウェアとの協働によって実現される。

【0175】

アスペクト比補正部 237

アスペクト比補正部 237 は、被検眼 E の前眼部画像のピクセルアスペクト比を補正するように構成されている。画像構築部 220 は、OCT スキャンで収集されたデータから、所定のピクセルアスペクト比の OCT 画像（前眼部画像、眼底画像）を構築する。

【0176】

典型的には、アスペクト比補正部 237 は、この OCT 画像を実空間に相当するピクセルアスペクト比（1：1）の画像に変換するように構成される。ピクセルアスペクト比補正により、例えば、図 13 に示すように、画像構築部 220 により構築された所定のピクセルアスペクト比の前眼部画像 500 が、ピクセルアスペクト比が 1：1 の前眼部画像 500' に変換される。

【0177】

ピクセルアスペクト比補正を適用することで、実際の前眼部の形態を表現した前眼部画像を取得することが可能となる。更に、このような前眼部画像を解析することで、前眼部の実態（スケール、寸法、形状等）に応じた解析データ（例えば、角膜厚分布等の分布データ、隅角パラメータ等の前眼部パラメータ）を取得することが可能となる。

【0178】

本例では、アスペクト比補正部 237 は、歪み補正部 236 により歪みが補正された前眼部画像のピクセルアスペクト比を補正するように構成されている。つまり、本例の眼科装置 1 は、画像歪み補正の後にピクセルアスペクト比補正を行うように構成されている。しかし、例示的な態様において、ピクセルアスペクト比補正を行う段階やタイミングは任意であってよい。幾つかの例示的な態様において、ピクセルアスペクト比補正を行うタイミングは、OCT 画像構築の後、部分設定の前、部分設定の後、第 1 画像領域特定の前、第 1 画像領域特定の後、第 2 画像領域特定の前、第 2 画像領域特定の後、解析領域設定の前、解析領域設定の後、第 3 画像領域特定の前、第 3 画像領域特定の後、歪み補正の前、及び、画像歪み補正の後のうちのいずれかであってよい。

【0179】

また、幾つかの例示的な態様は、解析部 238 により得られた解析データに対してピクセルアスペクト比補正と同等の補正処理を適用するように構成されてよい。

【0180】

アスペクト比補正部 237 は、プロセッサを含むハードウェアと、ピクセルアスペクト比補正ソフトウェアとの協働によって実現される。

【0181】

解析部 238

解析部 238 は、被検眼 E の前眼部画像を解析して所定の前眼部パラメータを算出するように構成されている。

【0182】

幾つかの例示的な態様において、解析部 238 は、少なくとも画像歪み補正が施された前眼部画像を解析して所定の前眼部パラメータを算出するように構成されてよい。これにより、歪みが補正された前眼部画像に基づき前眼部パラメータ演算を高確度、高精度で行うことが可能となる。

【0183】

10

20

30

40

50

また、図 5 に示す例のように、幾つかの例示的な態様において、解析部 238 は、画像歪み補正及びピクセルアスペクト比補正の双方が施された前眼部画像を解析して所定の前眼部パラメータを算出するように構成されてよい。これにより、歪み及びピクセルアスペクト比の双方が補正された前眼部画像に基づき前眼部パラメータ演算をより高い確度、より高い精度で行うことが可能となる。なお、本例では、画像歪み補正の後にピクセルアスペクト比補正が実行され、且つ、ピクセルアスペクト比補正の後に前眼部解析が実行される。

#### 【0184】

解析部 238 により算出される前眼部パラメータは任意であってよい。前眼部パラメータは、前眼部の形態を表す値である。前眼部パラメータの例として、角膜厚（中心厚、周辺厚）、隅角パラメータ、角膜前面曲率半径、角膜後面曲率半径、水晶体前面曲率半径、水晶体後面曲率半径、角膜径（縦径、横径（White-to-White））、水晶体厚、前房深度、前房容積、瞳孔径、瞳孔中心（偏心）などがある。また、前眼部パラメータは、分布データであってよく、例えば、軸方向湾曲マップ（アキシヤル曲率マップ）、接曲率マップ（タンジェンシャル曲率マップ）、隆起マップ（エレベーションマップ）、屈折力マップ、厚さマップ（パキメトリーマップ）、波面収差マップなどであってよい。

#### 【0185】

前眼部パラメータの演算手法は公知である（例えば、特許文献 1～4 を参照）。典型的には、前眼部パラメータの演算は、前眼部の所定部位を特定するための処理（例えば、セグメンテーション、特徴点検出など）と、計測処理（例えば、距離計測、面積計測、体積計測、比演算、角度演算など）とを含む。

#### 【0186】

幾つかの例示的な態様において、解析部 238 は、角膜厚解析（角膜パキメトリーマップ）を求めるように構成されてよい。例えば、解析部 238 は、図 11 に示す第 3 角膜前面画像 351 と第 3 角膜後面画像 352 とに基づいて被検眼 E の角膜厚分布データを求めることができる。そのために、解析部 238 は、例えば、第 3 角膜前面画像 351（又は角膜後面画像 352）上の複数の位置のそれぞれにおける接線を求める処理と、各位置の接線の法線の方角に沿って第 3 角膜前面画像 351 と第 3 角膜後面画像 352 との間の距離を求める処理と、複数の位置についてそれぞれ求められた複数の距離を当該複数の位置の配置に応じて配列してマップ化する処理とを含む。

#### 【0187】

幾つかの例示的な態様において、解析部 238 は、隅角パラメータを求めるように構成されてよい。隅角パラメータは、角膜と虹彩との間に位置する隅角（前房隅角）と呼ばれる部位に関するパラメータである。隅角には腺維柱帯網が存在する。隅角の角度の大きさは、房水が眼内から流出する速度を決定する要因の一つであり、したがって眼圧を決定する要因の一つである。隅角パラメータは、緑内障（特に、閉塞隅角緑内障）の診断における重要な指標として参照される。隅角パラメータの例として、AOD（angle opening distance）、ACA（anterior chamber angle）、TISA（trabecular iris space area）、ARA（angle recess area）、AtA（angle-to-angle distance）などが知られている（例えば、特許文献 1～3 を参照）。隅角パラメータの演算手法は公知である（例えば、特許文献 1～3 を参照）。典型的には、隅角パラメータの演算は、隅角の位置又は隅角近傍の所定位置を特定するための処理（例えば、セグメンテーション、特徴点検出など）と、計測処理（例えば、距離計測、比演算、角度演算など）とを含む。

#### 【0188】

解析部 238 は、プロセッサを含むハードウェアと、解析ソフトウェアとの協働によって実現される。

#### 【0189】

ユーザーインターフェイス 240

10

20

30

40

50

ユーザーインターフェイス 240 は表示部 241 と操作部 242 とを含む。表示部 241 は表示装置 3 を含む。操作部 242 は各種の操作デバイスや入力デバイスを含む。ユーザーインターフェイス 240 は、例えばタッチパネルのような表示機能と操作機能とが一体となったデバイスを含んでいてもよい。ユーザーインターフェイス 240 の少なくとも一部を含まない実施形態を構築することも可能である。例えば、表示デバイスは、眼科装置に接続された外部装置であってよい。

#### 【0190】

##### 眼科装置の動作

眼科装置 1 の動作について説明する。なお、患者 ID の入力、前眼部 OCT 用アタッチメント 400 の測定アームへの挿入、固視標の提示、固視位置の調整、アライメント、フォーカス調整、OCT 光路長調整など、従来と同様の準備的な処理は、既になされたものとする。眼科装置 1 の動作の一例を図 14 に示す。

#### 【0191】

##### (S1: 前眼部画像を取得)

まず、眼科装置 1 は、被検眼 E の前眼部画像を取得する。本例では、眼科装置 1 は、OCT スキャナ（眼底カメラユニット 2 内の測定アーム、OCT ユニット 100 等）を用いて前眼部 E a に OCT スキャンを適用することによって前眼部 E a からデータを収集し、画像構築部 220 を用いて収集データから前眼部画像を構築する。これにより、図 6 に示す前眼部画像 300 が取得されたとする。制御部 210 は、取得された前眼部画像（B スキャン画像）300 をデータ処理部 230 に送る。データ処理部 230 に送られた前眼部画像 300 は部分設定部 231 に入力される。

#### 【0192】

##### (S2: 第 1 部分を設定)

次に、部分設定部 231 は、ステップ S1 で取得された前眼部画像 300 において A スキャンの範囲の少なくとも一部と B スキャンの範囲の一部とにより規定される部分（第 1 部分）を前眼部画像 300 に対して設定する。これにより、図 7 に示す第 1 部分 310 が前眼部画像 300 に対して設定されたとする。

#### 【0193】

##### (S3: 第 1 画像領域を特定)

次に、第 1 画像領域特定部 232 は、ステップ S2 で設定された前眼部画像 300 の第 1 部分 310 を解析することで、被検眼 E の角膜前面に相当する第 1 角膜前面画像 311 と、角膜後面に相当する第 1 角膜後面画像 315 とを特定する（図 8 A を参照）。

#### 【0194】

##### (S4: 第 2 画像領域を特定)

次に、第 2 画像領域特定部 233 は、ステップ S3 で特定された第 1 角膜前面画像 311 に基づいて、前眼部画像 300 の全体（より一般には、第 1 部分 310 を真部分集合とする第 2 部分）において角膜前面に相当する第 2 角膜前面画像 331 を特定する（図 9 を参照）。更に、第 2 画像領域特定部 233 は、ステップ S3 で特定された第 1 角膜後面画像 315 に基づいて、前眼部画像 300 の全体（より一般には、第 1 部分 310 を真部分集合とする第 2 部分）において角膜後面に相当する第 2 角膜後面画像 332 を特定する（図 9 を参照）。

#### 【0195】

##### (S5: 解析領域を設定)

次に、解析領域設定部 234 は、ステップ S4 で特定された第 2 角膜前面画像 331 を含む前面解析領域 341 を設定する（図 10 を参照）。更に、解析領域設定部 234 は、ステップ S4 で特定された第 2 角膜後面画像 332 を含む後面解析領域 342 を設定する（図 10 を参照）。

#### 【0196】

##### (S6: 第 3 画像領域を特定)

次に、第 3 画像領域特定部 235 は、ステップ S5 で設定された前面解析領域 341 を

10

20

30

40

50

解析して、角膜前面に相当する第3角膜前面画像351を特定する(図11を参照)。更に、第3画像領域特定部235は、ステップS5で設定された後面解析領域352を解析して、角膜後面に相当する第3角膜後面画像352を特定する(図11を参照)。

【0197】

(S7:画像歪み補正を適用)

次に、歪み補正部236は、ステップS6で求められた第3角膜前面画像351に少なくとも基づいて前眼部画像300の歪みを補正する。

【0198】

(S8:ピクセルアスペクト比補正を適用)

次に、アスペクト比補正部237は、ステップS7で歪みが補正された前眼部画像300のピクセルアスペクト比を補正する。

【0199】

(S9:前眼部画像を解析)

次に、解析部238は、ステップS7の画像歪み補正とステップS8のピクセルアスペクト比補正とが施された前眼部画像300を解析して所定の前眼部パラメータを算出する。

【0200】

(S10:前眼部画像と解析結果を表示)

主制御部211は、例えば、ステップS7の画像歪み補正とステップS8のピクセルアスペクト比補正とが施された前眼部画像300と、ステップS9の解析で得られたデータとを表示部241に表示させる。

【0201】

幾つかの例示的な態様において、ステップS9で角膜厚分布データが得られた場合、主制御部211(又は、データ処理部230)は、前眼部画像300と角膜厚分布データとの間のレジストレーションを行う。主制御部211は、レジストレーションの結果に基づいて、前眼部画像300上に角膜厚分布データを表示させる。

【0202】

幾つかの例示的な態様において、ステップS9で隅角パラメータが算出された場合、主制御部211は、例えば、隅角パラメータの計測位置及び計測値を前眼部画像300上に表示させる。また、主制御部211は、隅角パラメータの計測位置及び計測値を前眼部画像300の部分拡大像に重ねて表示させる。

【0203】

(S11:前眼部画像と解析結果を保存)

主制御部211は、被検眼Eの前眼部画像と、ステップS9で取得された解析結果とを、例えば記憶部212及び/又は記憶装置に保存する。保存される前眼部画像は、例えば、ステップS1で取得された前眼部画像、ステップS7で歪みが補正された前眼部画像、及び、ステップS8でピクセルアスペクト比が補正された前眼部画像のうちのいずれか1つ以上であってよい。以上で、本動作例は終了である(エンド)。

【0204】

変形例

前述した眼科装置1はOCTスキャナ及び画像構築部を備えているが、幾つかの例示的な態様の眼科装置はOCTスキャナ及び画像構築部の一方又は双方を備えていなくてよい。例えば、図15に示す眼科装置600は、OCTスキャナ及び画像構築部の双方を備えておらず、これらの代わりに画像受付部630を備えている。

【0205】

画像受付部630は、被検眼の前眼部画像を外部から受け付ける機能を有する。幾つかの例示的な態様において、画像受付部630は、外部装置との間でデータ通信を行うための通信デバイスを含んでいてよく、被検眼の前眼部画像を外部装置から取得するように構成されていてよい。また、幾つかの例示的な態様において、画像受付部630は、記録媒体に記録されているデータを読み出すためのドライブ装置を含んでいてよく、被検眼の前眼部画像を記録媒体から取得するように構成されていてよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 2 0 6 】

このように、前述の眼科装置 1 が自身でデータを収集して O C T 画像を構築するものであるのに対し、本変形例の眼科装置 6 0 0 は、O C T 画像を外部から取得するものである。本変形例の眼科装置 6 0 0 は、例えば、単一のコンピュータ又は 2 以上のコンピュータであり、典型的にはパーソナルコンピュータ又はサーバであってよい。

## 【 0 2 0 7 】

前述の眼科装置 1 と同様に、眼科装置 6 0 0 は、制御部 6 1 0 及びユーザインターフェイス 6 2 0 に加え、少なくとも、第 1 画像領域特定部 6 5 0 と、第 2 画像領域特定部 6 6 0 とを含む。更に、眼科装置 6 0 0 は、解析領域設定部 6 7 0 と、第 3 画像領域特定部 6 8 0 とを含んでいてよい。加えて、眼科装置 6 0 0 は、部分設定部 6 4 0、歪み補正部 6 9 0、アスペクト比補正部 7 0 0、及び解析部 7 1 0 のうちのいずれか 1 つ以上を含んでいてよい。これらの要素のそれぞれは、前述の眼科装置 1 における対応要素と同様の構成及び同様の機能を備えていてよい（例えば、図 5 を参照）。

10

## 【 0 2 0 8 】

図 1 4 を再び参照しつつ眼科装置 6 0 0 の動作の一例を説明する。まず、眼科装置 6 0 0 は、画像受付部 6 3 0 により、被検眼 E の前眼部画像を外部から取得する（S 1）。

## 【 0 2 0 9 】

次に、部分設定部 6 4 0 は、ステップ S 1 で取得された前眼部画像 3 0 0 に対して第 1 部分 3 1 0 を設定する（S 2）。

## 【 0 2 1 0 】

次に、第 1 画像領域特定部 6 5 0 は、ステップ S 2 で設定された前眼部画像 3 0 0 の第 1 部分 3 1 0 を解析することで、被検眼 E の角膜前面に相当する第 1 角膜前面画像 3 1 1 と、角膜後面に相当する第 1 角膜後面画像 3 1 5 とを特定する（S 3）。

20

## 【 0 2 1 1 】

次に、第 2 画像領域特定部 6 6 0 は、ステップ S 3 で特定された第 1 角膜前面画像 3 1 1 に基づいて、前眼部画像 3 0 0 の全体（より一般には、第 1 部分 3 1 0 を真部分集合とする第 2 部分）において角膜前面に相当する第 2 角膜前面画像 3 3 1 を特定する（S 4）。更に、第 2 画像領域特定部 6 6 0 は、ステップ S 3 で特定された第 1 角膜後面画像 3 1 5 に基づいて、前眼部画像 3 0 0 の全体（より一般には、第 1 部分 3 1 0 を真部分集合とする第 2 部分）において角膜後面に相当する第 2 角膜後面画像 3 3 2 を特定する（S 4）。

30

## 【 0 2 1 2 】

次に、解析領域設定部 6 7 0 は、ステップ S 4 で特定された第 2 角膜前面画像 3 3 1 を含む前面解析領域 3 4 1 を設定する（S 5）。更に、解析領域設定部 6 7 0 は、ステップ S 4 で特定された第 2 角膜後面画像 3 3 2 を含む後面解析領域 3 4 2 を設定する（S 5）。

## 【 0 2 1 3 】

次に、第 3 画像領域特定部 6 8 0 は、ステップ S 5 で設定された前面解析領域 3 4 1 を解析して、角膜前面に相当する第 3 角膜前面画像 3 5 1 を特定する（S 6）。更に、第 3 画像領域特定部 6 8 0 は、ステップ S 5 で設定された後面解析領域 3 5 2 を解析して、角膜後面に相当する第 3 角膜後面画像 3 5 2 を特定する（S 6）。

## 【 0 2 1 4 】

次に、歪み補正部 6 9 0 は、ステップ S 6 で求められた第 3 角膜前面画像 3 5 1 に少なくとも基づいて前眼部画像 3 0 0 の歪みを補正する（S 7）。

40

## 【 0 2 1 5 】

次に、アスペクト比補正部 7 0 0 は、ステップ S 7 で歪みが補正された前眼部画像 3 0 0 のピクセルアスペクト比を補正する（S 8）。

## 【 0 2 1 6 】

次に、解析部 7 1 0 は、ステップ S 7 の画像歪み補正とステップ S 8 のピクセルアスペクト比補正とが施された前眼部画像 3 0 0 を解析して所定の前眼部パラメータを算出する（S 9）。

## 【 0 2 1 7 】

50

次に、主制御部 610 は、例えば、ステップ S7 の画像歪み補正とステップ S8 のピクセルアスペクト比補正とが施された前眼部画像 300 と、ステップ S9 の解析で得られたデータとをユーザーインターフェイス 620 に表示させる (S10)。

【0218】

次に、主制御部 610 は、被検眼 E の前眼部画像とステップ S9 で取得された解析結果とを記憶装置に保存する (S11)。以上で、本動作例は終了である (エンド)。

【0219】

作用・効果

実施形態の幾つかの例示的な態様について、幾つかの特徴、幾つかの作用、及び幾つかの効果を説明する。

【0220】

幾つかの例示的な態様に係る眼科装置 (1; 600) は、画像取得部 (2, 100, 220; 630) と、第 1 画像領域特定部 (232; 650) と、第 2 画像領域特定部 (233; 660) とを含む。画像取得部は、光コヒーレンストモグラフィ (OCT) スキャンにより被検眼の前眼部から収集されたデータに基づく前眼部画像を取得するように構成されている。第 1 画像領域特定部は、画像取得部により取得された前眼部画像の第 1 部分を解析して前眼部の所定部位に相当する第 1 画像領域を特定するように構成されている。第 2 画像領域特定部は、第 1 画像領域特定部により特定された第 1 画像領域に基づいて、当該第 1 部分を真部分集合とする第 2 部分において当該所定部位に相当する第 2 画像領域を特定するように構成されている。

【0221】

このような眼科装置は、前眼部画像の第 1 部分を解析して前眼部の所定部位の像を特定し、特定された像に基づいてより広域の第 2 部分における当該所定部位の像を特定するように構成されている。これにより、例えばアーティファクトが含まれない (又は、アーティファクトの影響が小さい) 第 1 部分から所定部位の像を特定し、当該所定部位の像をより広域の第 2 部分に拡張することができる。ここで、第 2 部分は、アーティファクトを含んでいてよく、又は、アーティファクトの影響が大きくてよい。したがって、アーティファクトを含む前眼部画像であっても、アーティファクトの影響を (大きく) 受けることなく前眼部画像の広い範囲についてセグメンテーション (所定部位の像の特定) を行うことが可能である。このように、上記の眼科装置は、前眼部の OCT 画像に対するセグメンテーションの向上に寄与する。

【0222】

幾つかの例示的な態様において、眼科装置 (1; 600) は、解析領域設定部 (234; 670) と、第 3 画像領域特定部 (235; 680) とを更に含んでいてよい。解析領域設定部は、第 2 画像領域特定部により特定された第 2 画像領域を含む解析領域を設定するように構成されている。第 3 画像領域特定部は、解析領域設定部により設定された解析領域を解析して当該所定部位に相当する第 3 画像領域を特定するように構成されている。

【0223】

このような構成によれば、第 2 画像領域特定部により第 1 部分から第 2 部分に拡張された当該所定部位の像を含む解析領域を解析することで、より高い確度、より高い精度で当該所定部位の像を求めることができる。したがって、前眼部画像の広い範囲におけるセグメンテーションの高確度化、高精度化を図ることが可能である。

【0224】

幾つかの例示的な態様において、解析領域設定部は、第 2 画像領域の幅を所定値まで増加させて解析領域を設定するように構成されてよい。

【0225】

このような構成によれば、第 2 画像領域特定部により特定された当該所定部位の像の周囲 (近傍) に対して更に解析を施すことで、セグメンテーションの更なる高確度化、更なる高精度化を図ることができる。

【0226】

10

20

30

40

50



幾つかの例示的な態様において、第3画像領域特定部は、解析領域設定部により設定された解析領域にエッジ検出を適用して第3画像領域を特定するように構成されていてよい。また、幾つかの例示的な態様において、第1画像領域特定部は、前眼部画像の第1部分にエッジ検出を適用して第1画像領域を特定するように構成されていてよい。

【0227】

第1画像領域特定部及び第3画像領域特定部の双方がエッジ検出を実行する場合において、第3画像領域特定部が実行するエッジ検出における勾配強度の閾値は、第1画像領域特定部が実行するエッジ検出における勾配強度の閾値未満であってよい。

【0228】

このような構成によれば、例えば、アーティファクトを含まない（アーティファクトの影響が小さい）第1部分に対するエッジ検出では、明瞭なエッジを検出するように処理を行う一方で、アーティファクトを含む（アーティファクトの影響が大きい）第2部分に対するエッジ検出では、アーティファクトの影響で不明瞭になったエッジをも検出できるように処理を行うことができる。したがって、処理全体として、セグメンテーションの向上を図ることが可能である。

【0229】

幾つかの例示的な態様において、第2画像領域特定部は、第1画像領域特定部により特定された第1画像領域にカーブフィッティングを適用して第2画像領域を特定するように構成されていてよい。

【0230】

このような構成によれば、第1部分から第2部分への所定部位の像の拡張を好適に（例えば、容易に及び／又は円滑に）行うことが可能である。

【0231】

幾つかの例示的な態様において、第2画像領域特定部は、外れ値を除外するためのロバスト推定アルゴリズムに基づくカーブフィッティングを第1画像領域に適用するように構成されていてよい。このロバスト推定アルゴリズムは、Random Sample Consensus (RANSAC) アルゴリズムを含んでいてもよい。

【0232】

このような構成によれば、ノイズ等に起因する外れ値が除外された高確度のカーブフィッティングを第1画像領域に適用することが可能となり、前眼部の所定部位の形状を良好に近似した第2画像領域を得ることができる。

【0233】

幾つかの例示的な態様において、OCTスキャンは、Aスキャンと、Aスキャンに直交する横スキャンとを含んでいてよい。更に、幾つかの例示的な態様に係る眼科装置は、部分設定部（231；640）を含んでいてもよい。部分設定部は、Aスキャンの範囲の少なくとも一部と横スキャンの範囲の一部とにより規定される前眼部画像の部分を第1部分として設定するように構成されている。

【0234】

このような構成によれば、OCT画像中に部分的に発生する傾向があるアーティファクトを避けるように第1部分を設定することが可能になる。これにより、第1部分から所定部位の像を特定する処理を好適に行うことができ、更に、第1部分から第2部分へと所定部位の像を拡張する処理についても好適に行うことが可能となる。

【0235】

幾つかの例示的な態様において、横スキャンは、Bスキャンを含んでいてよい。更に、部分設定部は、Aスキャンの範囲の少なくとも一部とBスキャンの範囲の両端部分を除いた部分とにより規定される前眼部画像の部分を第1部分として設定するように構成されていてよい。

【0236】

このような構成によれば、Bスキャン画像の両端付近に発生する傾向があるアーティファクトを避けるように第1部分を設定することが可能になる。そのようなアーティファク

10

20

30

40

50

トとして、虚像（折り返し画像）や、睫毛の像などがある。これにより、B スキャン画像の第 1 部分から所定部位の像を特定する処理を好適に行うことができ、更に、第 1 部分から第 2 部分へと所定部位の像を拡張する処理についても好適に行うことが可能となる。

【 0 2 3 7 】

幾つかの例示的な態様において、部分設定部は、前眼部画像を解析して特徴点を検出し、検出された特徴点に基づいて前眼部画像の第 1 部分を設定するように構成されていてよい。ここで、部分設定部は、前眼部画像の全体にエッジ検出を適用して特徴点を検出するように構成されていてよい。また、部分設定部は、検出された特徴点を含むように第 1 部分を設定するように構成されていてよい。

【 0 2 3 8 】

このような構成によれば、画像フレーム内における特徴点（例えば角膜頂点）の位置に関わらず、その特徴点に基づいて第 1 部分（位置、寸法、範囲など）を設定することができる。よって、例えばアライメントずれに起因して特徴点が画像フレーム中心から外れた場合であっても、その特徴点を参照して第 1 部分を好適に設定することが可能である。

【 0 2 3 9 】

幾つかの例示的な態様において、部分設定部は、前眼部画像にアーティファクト検出を適用するように構成されていてよい。更に、部分設定部は、前眼部画像からアーティファクトが検出された場合、このアーティファクトを含まないように第 1 部分を設定するように構成されていてよい。

【 0 2 4 0 】

このような構成によれば、実際に検出されたアーティファクトを避けて第 1 部分を設定することができる。これにより、第 1 部分から所定部位の像を特定する処理を好適に行うことができ、更に、第 1 部分から第 2 部分へと所定部位の像を拡張する処理についても好適に行うことが可能となる。

【 0 2 4 1 】

前眼部の所定部位は角膜であってよい。以下、所定部位が角膜である場合におけるセグメンテーションの向上を図るために適用可能な例示的な態様について説明する。

【 0 2 4 2 】

幾つかの例示的な態様において、第 1 画像領域特定部は、前眼部画像の第 1 部分を解析して、角膜の前面に相当する第 1 角膜前面画像と、角膜の後面に相当する第 1 角膜後面画像とを特定することができる。更に、第 2 画像領域特定部は、第 1 角膜前面画像に基づいて、第 2 部分において角膜の前面に相当する第 2 角膜前面画像を特定し、第 1 角膜後面画像に基づいて、第 2 部分において角膜の後面に相当する第 2 角膜後面画像を特定することができる。

【 0 2 4 3 】

幾つかの例示的な態様において、解析領域設定部は、第 2 角膜前面画像を含む前面解析領域と、第 2 角膜後面画像を含む後面解析領域とを設定することができる。更に、第 3 画像領域特定部は、前面解析領域を解析して角膜の前面に相当する第 3 角膜前面画像を特定し、後面解析領域を解析して角膜の後面に相当する第 3 角膜後面画像を特定することができる。

【 0 2 4 4 】

幾つかの例示的な態様において、解析領域設定部は、第 2 角膜前面画像の幅を所定値まで増加させて前面解析領域を設定することができ、第 2 角膜後面画像の幅を所定値まで増加させて後面解析領域を設定することができる。

【 0 2 4 5 】

幾つかの例示的な態様において、第 3 画像領域特定部は、前面解析領域にエッジ検出を適用して第 3 角膜前面画像を特定することができ、後面解析領域にエッジ検出を適用して第 3 角膜後面画像を特定することができる。

【 0 2 4 6 】

幾つかの例示的な態様において、第 1 画像領域特定部は、前眼部画像の第 1 部分にエッ

10

20

30

40

50

ジ検出を適用して第1角膜前面画像及び第1角膜後面画像を特定することができる。

【0247】

幾つかの例示的な態様において、第3画像領域特定部が実行するエッジ検出における勾配強度の閾値を、第1画像領域特定部が実行するエッジ検出における勾配強度の閾値よりも小さくすることができる。

【0248】

幾つかの例示的な態様において、第2画像領域特定部は、第1角膜前面画像にカーブフィッティングを適用して第2角膜前面画像を特定することができ、第1角膜後面画像にカーブフィッティングを適用して第2角膜後面画像を特定することができる。

【0249】

幾つかの例示的な態様において、第2画像領域特定部は、外れ値を除外するためのロバスト推定アルゴリズムに基づくカーブフィッティングを第1角膜前面画像及び第1角膜後面画像のそれぞれに適用することができる。このロバスト推定アルゴリズムは、Random Sample Consensus (RANSAC) アルゴリズムを含んでいてもよい。

【0250】

幾つかの例示的な態様において、OCTスキャンは、Aスキャンと、Aスキャンに直交する横スキャンとを含んでいてよい。この場合、部分設定部は、Aスキャンの範囲の少なくとも一部と横スキャンの範囲の一部とにより規定される前眼部画像の部分を第1部分として設定することができる。

【0251】

幾つかの例示的な態様において、横スキャンは、Bスキャンを含んでいてよい。この場合、部分設定部は、Aスキャンの範囲の少なくとも一部とBスキャンの範囲の両端の所定領域を除いた部分とにより規定される前眼部画像の部分を第1部分として設定することができる。

【0252】

幾つかの例示的な態様において、部分設定部は、前眼部画像を解析して角膜頂点に相当する位置を検出し、角膜頂点に相当する位置に基づいて前眼部画像の第1部分を設定することができる。

【0253】

幾つかの例示的な態様において、部分設定部は、前眼部画像の全体にエッジ検出を適用して角膜頂点に相当する位置を検出することができる。

【0254】

幾つかの例示的な態様において、部分設定部は、角膜頂点に相当する位置を含むように第1部分を設定することができる。

【0255】

幾つかの例示的な態様において、部分設定部は、角膜頂点に相当する位置が横スキャンの方向における中心位置に配置されるように第1部分を設定することができる。

【0256】

幾つかの例示的な態様において、部分設定部は、前眼部画像にアーティファクト検出を適用することができる。前眼部画像からアーティファクトが検出された場合、部分設定部は、このアーティファクトを含まないように第1部分を設定することができる。

【0257】

幾つかの例示的な態様において、眼科装置は、第3角膜前面画像に少なくとも基づいて前眼部画像の歪みを補正する第1画像補正部(236; 690)を更に含んでいてもよい。

【0258】

幾つかの例示的な態様において、眼科装置は、前眼部画像のピクセルアスペクト比を補正する第2画像補正部(237; 700)を更に含んでいてもよい。

【0259】

幾つかの例示的な態様において、眼科装置は、前眼部画像を解析して所定の前眼部パラ

10

20

30

40

50

メータを算出する解析部(238; 710)を更に含んでもよい。

【0260】

幾つかの例示的な態様において、画像取得部は、前眼部にOCTスキャンを適用してデータを収集するデータ収集部(2, 100)と、データ収集部により収集されたデータに基づいて前眼部画像を構築する画像構築部(220)とを含んでもよい。

【0261】

幾つかの例示的な態様において、画像取得部は、前眼部画像を外部から受け付ける受付部(630)を含んでもよい。

【0262】

幾つかの例示的な態様は、眼科装置を制御する方法を提供する。この制御方法が適用される眼科装置は、少なくともプロセッサを含む。この制御方法は、第1制御ステップと、第2制御ステップと、第3制御ステップとを含む。

10

【0263】

第1制御ステップは、光コヒーレンストモグラフィ(OCT)スキャンにより被検眼の前眼部から収集されたデータに基づく前眼部画像を取得するように、プロセッサを制御する。第2制御ステップは、前眼部画像の第1部分を解析して前眼部の所定部位に相当する第1画像領域を特定するように、プロセッサを制御する。第3制御ステップは、第1画像領域に基づいて、第1部分を真部分集合とする第2部分において所定部位に相当する第2画像領域を特定するように、プロセッサを制御する。

【0264】

20

このような眼科装置の制御方法に対して、例示的な態様において説明された事項のいずれかを組み合わせることが可能である。

【0265】

幾つかの例示的な態様は、このような制御方法をコンピュータ(眼科装置)に実行させるプログラムを提供する。このプログラムに対して、例示的な態様において説明された事項のいずれかを組み合わせることが可能である。

【0266】

このようなプログラムを記録したコンピュータ可読な非一時的記録媒体を作成することが可能である。この記録媒体に対して、例示的な態様において説明された事項のいずれかを組み合わせることが可能である。また、この非一時的記録媒体は任意の形態であってよく、その例として、磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、半導体メモリなどがある。

30

【0267】

例示的な態様に係る制御方法、プログラム、及び記録媒体は、前述した眼科装置と同様に、前眼部のOCT画像に対するセグメンテーションの向上に寄与する。また、例示的な態様に係る制御方法、プログラム、及び記録媒体は、組み合わせられる事項に応じた作用及び効果を奏する。

【0268】

以上に説明した構成は、この発明の実施態様の例に過ぎない。よって、この発明の要旨の範囲内における任意の変形(省略、置換、付加等)を施すことが可能である。

40

【符号の説明】

【0269】

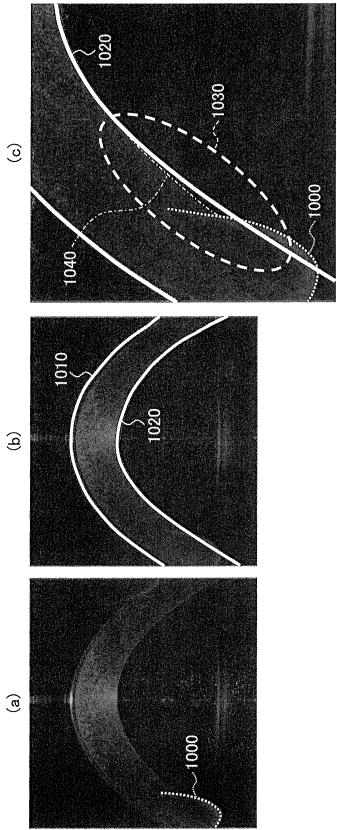
- 1 眼科装置
- 2 眼底カメラユニット
- 100 OCTユニット
- 220 画像構築部
- 230 データ処理部
- 231 部分設定部
- 232 第1画像領域特定部
- 233 第2画像領域特定部

50

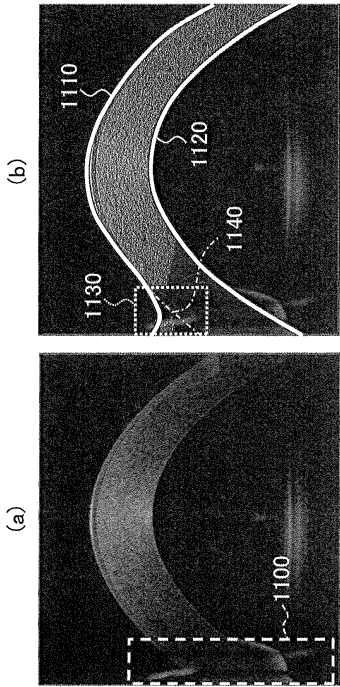
- 2 3 4 解析領域設定部
- 2 3 5 第3画像領域特定部
- 2 3 6 歪み補正部
- 2 3 7 アスペクト比補正部
- 2 3 8 解析部
- 6 0 0 眼科装置
- 6 3 0 画像受付部
- 6 4 0 部分設定部
- 6 5 0 第1画像領域特定部
- 6 6 0 第2画像領域特定部
- 6 7 0 解析領域設定部
- 6 8 0 第3画像領域特定部
- 6 9 0 歪み補正部
- 7 0 0 アスペクト比補正部
- 7 1 0 解析部

【図面】

【図1A】



【図1B】



10

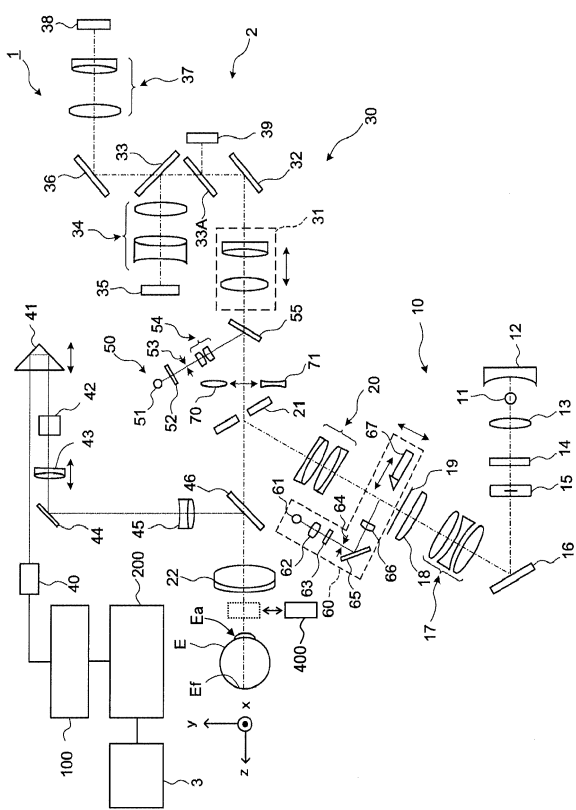
20

30

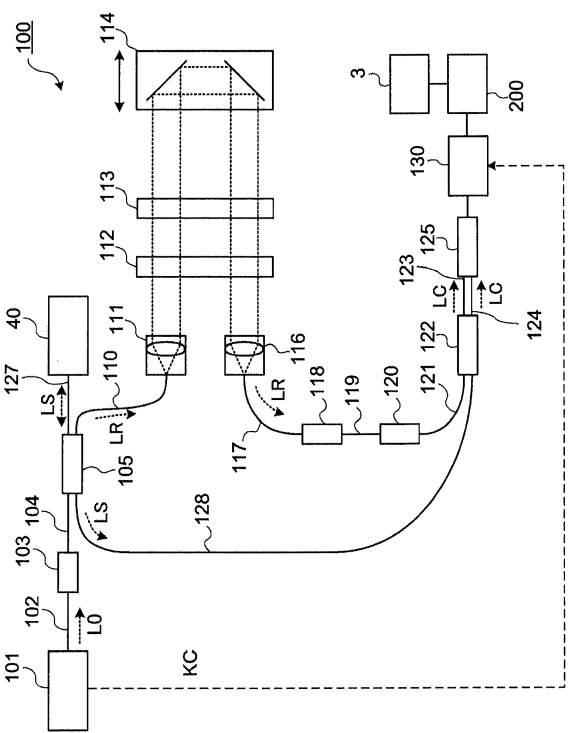
40

50

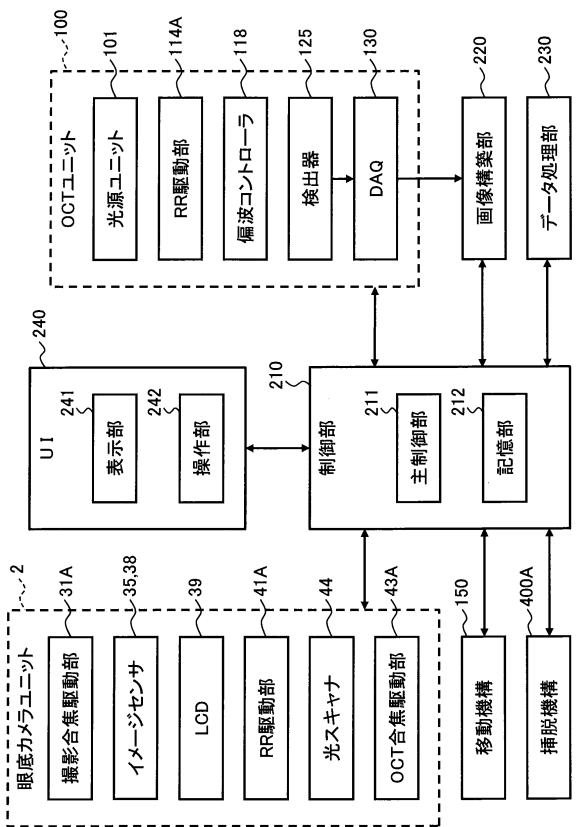
【図 2】



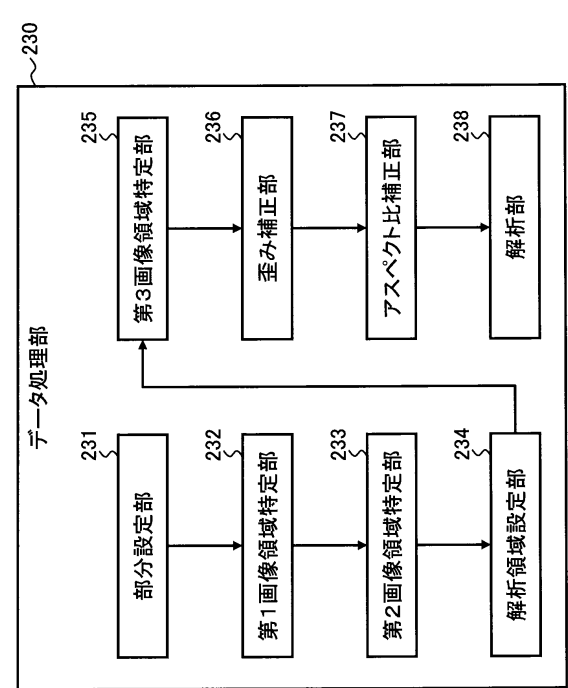
【図 3】



【図 4】



【図 5】



10

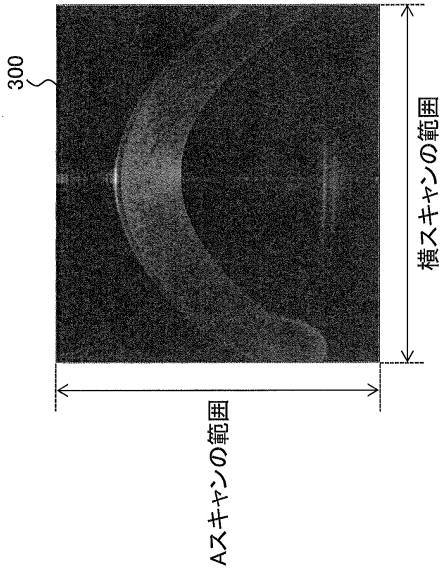
20

30

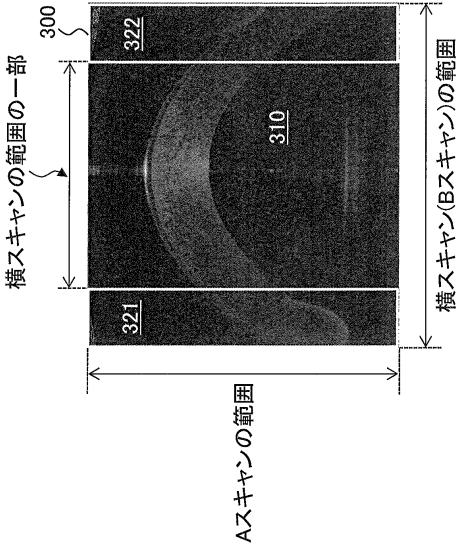
40

50

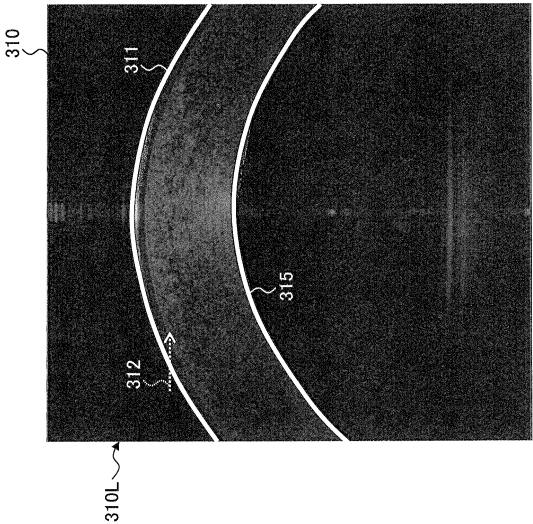
【図 6】



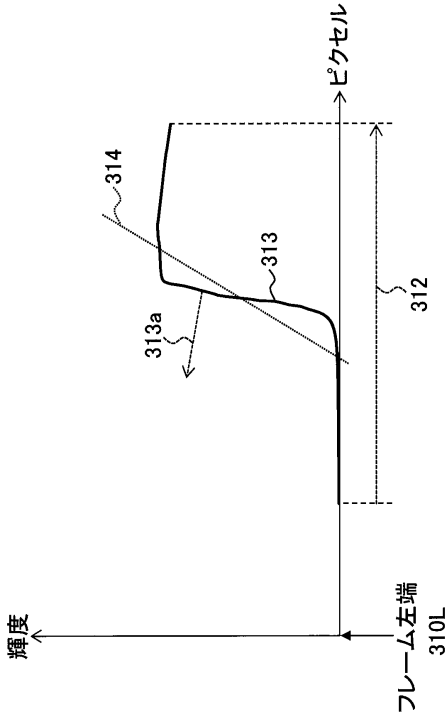
【図 7】



【図 8 A】



【図 8 B】



10

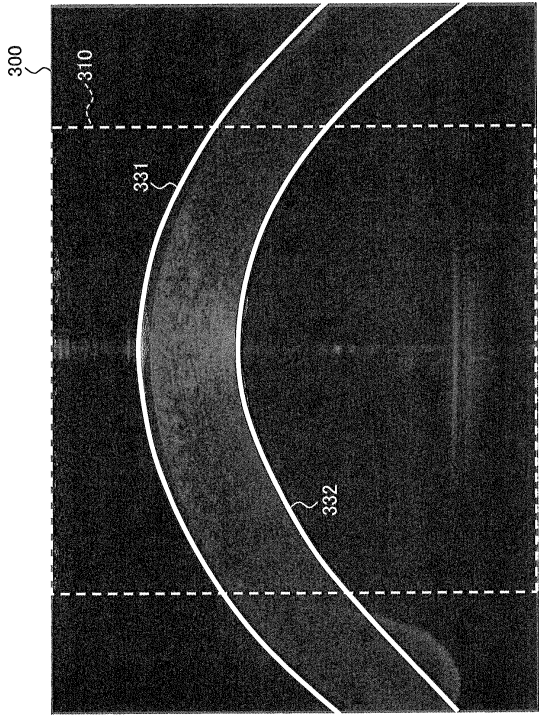
20

30

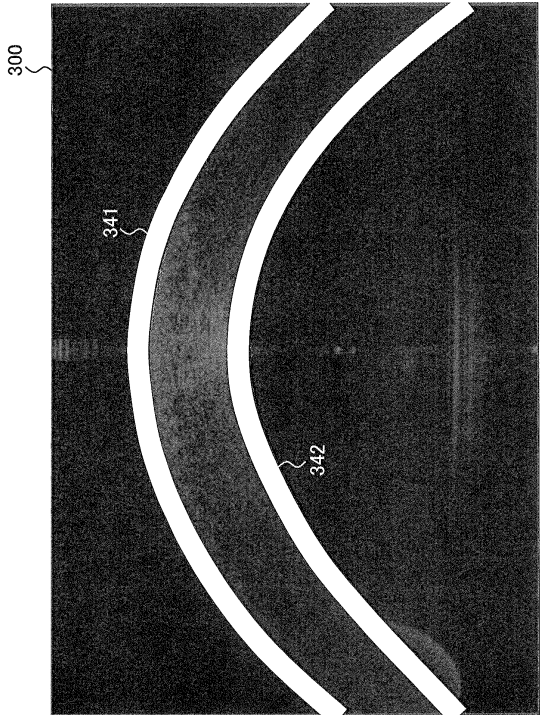
40

50

【図 9】



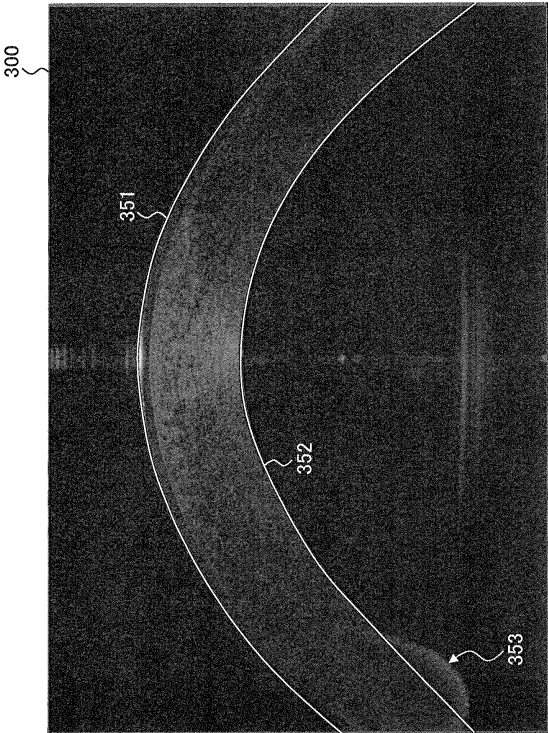
【図 10】



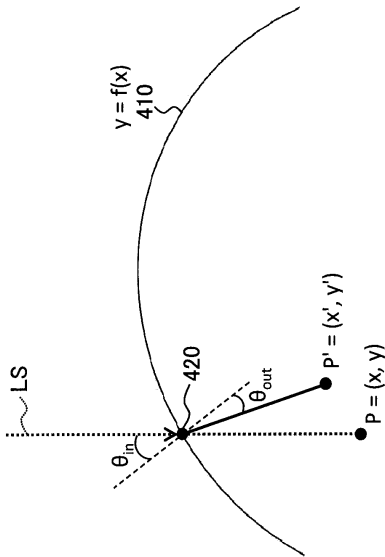
10

20

【図 11】



【図 12】



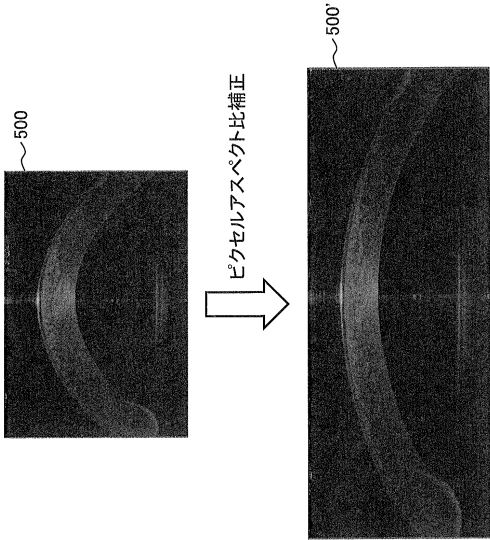
30

40

50



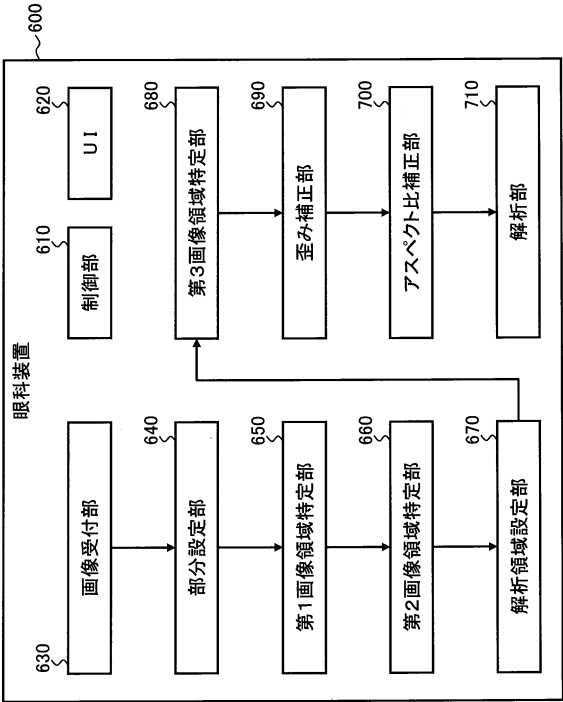
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 1 5】



10

20

30

40

50

---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2 0 1 2 - 0 7 5 6 4 0 ( J P , A )  
特表 2 0 1 9 - 5 1 9 8 5 9 ( J P , A )  
特表 2 0 1 5 - 5 0 4 7 4 0 ( J P , A )  
特開 2 0 1 9 - 2 1 3 7 4 0 ( J P , A )  
特開 2 0 1 3 - 2 2 6 3 8 3 ( J P , A )  
特開 2 0 1 9 - 0 8 8 3 8 2 ( J P , A )  
特開 2 0 1 7 - 1 6 9 6 7 1 ( J P , A )  
米国特許出願公開第 2 0 2 0 / 0 0 3 5 3 6 2 ( U S , A 1 )  
特開 2 0 1 9 - 0 6 3 2 4 2 ( J P , A )  
特開 2 0 1 3 - 2 1 2 1 7 6 ( J P , A )  
特開 2 0 1 7 - 4 6 9 ( J P , A )
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B 3 / 0 0 - 3 / 1 8