

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7187777号
(P7187777)

(45)発行日 令和4年12月13日(2022.12.13)

(24)登録日 令和4年12月5日(2022.12.5)

(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 4 (全11頁)

(21)出願番号	特願2018-18727(P2018-18727)	(73)特許権者	000135184
(22)出願日	平成30年2月5日(2018.2.5)		株式会社ニデック
(65)公開番号	特開2019-134908(P2019-134908 A)	(72)発明者	愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4
(43)公開日	令和1年8月15日(2019.8.15)		岩田 真也
審査請求日	令和2年12月23日(2020.12.23)	(72)発明者	愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4
			株式会社ニデック拾石工場内
		(72)発明者	柵木 誠二
			愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4
			株式会社ニデック拾石工場内
		審査官	北島 拓馬

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 O C T 装置、およびO C T制御プログラム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検眼を撮影するO C T装置であって、
波長掃引型光源から出射された測定光が前記被検眼によって反射した反射光と、前記測定光に対応する参照光と、の干渉状態に基づいて角膜、水晶体および網膜の各部のO C T信号を一度に取得するO C T光学系と、
前記O C T光学系のフォーカス位置を、前記O C T光学系の光軸方向に調整する調整手段と、
前記調整手段を制御する制御手段と、を備え、
前記制御手段は、前記O C T光学系のゼロディレイ位置を前記角膜、または前記角膜と前記O C T装置の間に配置させ、前記フォーカス位置を前記ゼロディレイ位置とは前記光軸方向に異なる水晶体後面付近に配置させることを特徴とするO C T装置。

10

【請求項 2】

前記制御手段は、前記被検眼に応じてフォーカス位置を変化させることを特徴とする請求項 1 のO C T装置。

【請求項 3】

前記制御手段は、フォーカス位置を変化させながら取得した複数のO C T信号をマージすることを特徴とする請求項 2 のO C T装置。

【請求項 4】

被検眼を撮影するO C T装置において実行されるO C T制御プログラムであって、前記

20

ＯＣＴ装置のプロセッサによって実行されることで、

ＯＣＴ光学系を制御し、波長掃引型光源から出射された測定光が前記被検眼によって反射した反射光と、前記測定光に対応する参照光と、の干渉状態に基づいて角膜、水晶体および網膜の各部のＯＣＴ信号を取得する取得ステップと、

前記ＯＣＴ光学系のゼロディレイ位置を前記角膜、または前記角膜と前記ＯＣＴ装置の間に配置させ、前記ＯＣＴ光学系のフォーカス位置を前記ゼロディレイ位置とは前記ＯＣＴ光学系の光軸方向に異なる水晶体後面付近に配置する調整ステップと、
を前記ＯＣＴ装置に実行させることを特徴とするＯＣＴ制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【０００１】

被検眼を撮影するためのＯＣＴ装置、およびＯＣＴ制御プログラムに関する。

【背景技術】

【０００２】

従来、被検眼の眼軸長等の眼内距離を測定するためにＯＣＴ(Optical coherence tomography)装置が利用されている。例えば、ＳＤ(Spectral Domain) - ＯＣＴの場合、光路長を変化させることによって被検眼の各部位(角膜、水晶体、網膜など)をそれぞれ撮影し、各画像から検出された各部位の位置関係を求めることで、被検眼の眼内距離を算出する。

【先行技術文献】

20

【特許文献】

【０００３】

【文献】特開２０１２ - １８３１５２号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００４】

ところで、波長掃引光源を用いたＳＳ(Swept Source) - ＯＣＴの場合、被検眼の前眼部全体を一度に撮影することができる。しかしながら、ＳＳ - ＯＣＴによって前眼部全体を撮影した場合、ゼロディレイ位置およびフォーカス位置などの影響で水晶体後面のＯＣＴ感度が低下する場合があった。

30

【０００５】

本開示は、従来の問題点に鑑み、適切な感度で被検眼を測定できるＯＣＴ装置、およびＯＣＴ制御プログラムを提供することを技術課題とする。

【課題を解決するための手段】

【０００６】

上記課題を解決するために、本開示は以下のような構成を備えることを特徴とする。

【０００７】

(１) 被検眼を撮影するＯＣＴ装置であって、波長掃引型光源から出射された測定光が前記被検眼によって反射した反射光と、前記測定光に対応する参照光と、の干渉状態に基づいて角膜、水晶体および網膜の各部のＯＣＴ信号を一度に取得するＯＣＴ光学系と、
前記ＯＣＴ光学系のフォーカス位置を、前記ＯＣＴ光学系の光軸方向に調整する調整手段と、前記調整手段を制御する制御手段と、を備え、前記制御手段は、前記ＯＣＴ光学系のゼロディレイ位置を前記角膜、または前記角膜と前記ＯＣＴ装置の間に配置させ、前記フォーカス位置を前記ゼロディレイ位置とは前記光軸方向に異なる水晶体後面付近に配置させることを特徴とする。

40

(２) 被検眼を撮影するＯＣＴ装置において実行されるＯＣＴ制御プログラムであって、前記ＯＣＴ装置のプロセッサによって実行されることで、ＯＣＴ光学系を制御し、波長掃引型光源から出射された測定光が前記被検眼によって反射した反射光と、前記測定光に対応する参照光と、の干渉状態に基づいて角膜、水晶体および網膜の各部のＯＣＴ信号を取得する取得ステップと、前記ＯＣＴ光学系のゼロディレイ位置を前記角膜、または前

50

記角膜と前記ＯＣＴ装置の間に配置させ、前記ＯＣＴ光学系のフォーカス位置を前記ゼロディレイ位置とは前記ＯＣＴ光学系の光軸方向に異なる水晶体後面付近に配置する調整ステップと、を前記ＯＣＴ装置に実行させることを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【０００８】

【図１】本実施例に係るＯＣＴ装置の構成について説明する概略構成図である。

【図２】本実施例の制御動作を示すフローチャートである。

【図３】測定結果の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【０００９】

以下、本開示に係る実施形態を図面に基づいて説明する。本実施形態のＯＣＴ装置（例えば、眼軸長測定装置２００）は、被検眼を撮影する。ＯＣＴ装置は、例えば、ＯＣＴ光学系（例えば、ＯＣＴ光学系１００）と、調整部（フォーカスレンズ１２４および駆動部１２５など）と、制御部（例えば、制御部８０）を備える。ＯＣＴ光学系は、例えば、波長掃引型光源から出射された測定光が被検眼によって反射した反射光と、測定光に対応する参照光と、の干渉状態に基づいてＯＣＴ信号を取得する。調整部は、ＯＣＴ光学系のフォーカス位置を、ＯＣＴ光学系の光軸方向に調整する。制御部は、調整部を制御する。例えば、制御部は、フォーカス位置を、ＯＣＴ光学系のゼロディレイ位置とは光軸方向に異なる位置に配置させる。

【００１０】

以上のような構成を備えることによって、ＯＣＴ装置は、フォーカス位置とゼロディレイ位置との影響によってＯＣＴ感度がばらつくことを抑制できる。

【００１１】

なお、制御部は、フォーカス位置を水晶体後面付近に配置させてもよい。水晶体後面付近とは、例えば、少なくとも水晶体前面よりも眼底側かつ硝子体中心部より前眼側である。これによって、ＯＣＴ装置は、水晶体後面のＯＣＴ感度を上げることができ、角膜及び水晶体等の被検眼の各面をバランスよく検出することができる。

【００１２】

なお、制御部は、被検眼が所定の作動距離に配置された状態において、ゼロディレイ位置を角膜、または角膜とＯＣＴ装置の間に配置させてもよい。これによって、ＯＣＴ装置は、ＯＣＴ画像が眼球内での折り返すことを防ぐことができる。

【００１３】

なお、制御部は、ゼロディレイ位置を固定した状態で、被検眼に応じてフォーカス位置を変化させてもよい。例えば、制御部は、被検眼の眼球形状または混濁状況に応じてフォーカス位置を変化させてもよい。例えば、制御部は、被検眼の水晶体後面付近にフォーカス位置を変化させてもよいし、被検眼に挿入されたＩＯＬの位置にフォーカス位置を変化させてもよい。例えば、制御部は、ＯＣＴ信号から水晶体後面またはＩＯＬの位置を検出し、その位置にフォーカス位置を合わせてもよい。また、例えば、制御部は、角膜、水晶体前面、および水晶体後面におけるＯＣＴ信号の強度（例えば、ピーク値）がすべて所定条件を満たすようにフォーカス位置を変化させてもよい。例えば、制御部は、各部位のＯＣＴ信号の強度が所定値以上となるようにフォーカス位置を変化させてもよい。また、例えば、制御部は、各部位のＯＣＴ信号の強度の差、または標準偏差などが所定未満となるようにフォーカス位置を変化させてもよい。このように、被検眼に応じてフォーカス位置を変化させることによって、眼球形状または混濁状況が異なる場合であっても、各被検眼に適したＯＣＴ画像を撮影することができる。

【００１４】

なお、制御部は、フォーカス位置を変化させながら取得した複数のＯＣＴ信号をマージしてもよい。これによって、ＯＣＴ装置は、部位ごとに最適な位置の画像または信号をマージすることによって、１Ａ－ｓｃａｎよりも各部位のＯＣＴ感度が高い画像または信号を得ることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 5 】

なお、制御部は、フォーカス位置を変化させながら取得した複数の OCT 信号の中から任意の OCT 信号のみを表示部に表示させてもよい。例えば、最も良好な画像のみを表示部に表示させてもよい。これによって、検者は、複数の画像の中から良好な画像を探す手間が省ける。

【 0 0 1 6 】

なお、制御部は、初期状態のフォーカス位置で撮影された OCT 信号に基づいて、被検眼に応じたフォーカス位置を算出してもよい。これによって、OCT 装置は、フォーカスレンズを少しずつずらしながら撮影しなくてもよくなり、測定時間全体を短縮することができる。

10

【 0 0 1 7 】

なお、OCT 装置のプロセッサ（例えば、制御部 80）は、記憶部（例えば、メモリ 85）に記憶された OCT 制御プログラムを実行してもよい。OCT 制御プログラムは、例えば、取得ステップと、調整ステップを含む。取得ステップは、例えば、OCT 光学系を制御し、波長掃引型光源から出射された測定光が被検眼によって反射した反射光と、測定光に対応する参照光と、の干渉状態に基づいて OCT 信号を取得するステップである。調整ステップは、例えば、OCT 光学系のフォーカス位置をゼロディレイ位置とは光軸方向に異なる位置に配置するステップである。

【 0 0 1 8 】

< 実施例 >

20

以下、本開示に係る眼軸長測定装置 200 を図面に基づいて説明する。図 1 は本実施例に係る眼軸長測定装置 200 の光学系について示す概略構成図である。以下の光学系は、図示無き筐体に内蔵されている。その筐体は、周知のアライメント駆動機構の駆動によって、被検眼 E に対して 3 次元的に移動される。被検者の顔は図示無き顔支持部によって支持される。なお、以下の説明においては、被検眼 E の光軸方向を Z 方向、水平方向を X 方向、鉛直方向を Y 方向として説明する。眼底の表面方向を X Y 方向として考えてもよい。

【 0 0 1 9 】

以下の説明においては、光コヒーレンストモグラフィーデバイス（OCT デバイス）5 と、を備えた眼軸長測定装置 200 を例に挙げて説明する。OCT デバイス 5 は、眼 E の眼軸長を測定するために用いられる。角膜形状測定デバイス 300 は、角膜形状を測定するために用いられる。

30

【 0 0 2 0 】

OCT デバイス 5 は、干渉光学系（OCT 光学系）100 を備えている。OCT 光学系 100 は、眼 E に測定光を照射する。OCT 光学系 100 は、被検眼の前眼部または眼底から反射された測定光と、参照光との干渉状態を受光素子（検出器 120）によって検出する。OCT 光学系 100 は、被検眼上の撮像位置を変更するための走査部（例えば、光スキャナ 108）を備えてもよい。制御部 80 は、設定された撮像位置情報に基づいて走査部の動作を制御し、検出器 120 によってスペクトル干渉信号を取得する。

【 0 0 2 1 】

OCT 光学系 100 は、いわゆる眼科用光断層干渉計（OCT : Optical coherence tomography）の装置構成を持つ。OCT 光学系 100 は、測定光源 102 から出射された光をカップラー（光分割器）104 によって測定光（試料光）と参照光に分割する。そして、OCT 光学系 100 は、測定光学系 106 によって測定光を被検眼に導き、また、参照光を参照光学系 110 に導く。その後、被検眼によって反射された測定光と、参照光との合成による干渉光を検出器（受光素子）120 に受光させる。

40

【 0 0 2 2 】

光源 102 から出射された光は、カップラー 104 によって測定光束と参照光束に分割される。そして、測定光束は、光ファイバを通過した後、空気中へ出射される。その光束は、コリメートレンズ 123、フォーカスレンズ 124、光スキャナ 108、及び測定光学系 106 の他の光学部材を介して前眼部に集光される。そして、被検眼で反射された光

50

は、同様の光路を経て光ファイバに戻される。

【 0 0 2 3 】

コリメートレンズ 1 2 3 は、光ファイバから出射された測定光束を平行光にする。フォーカスレンズ 1 2 4 は、駆動部 1 2 5 によって光軸方向に移動されることで、測定光学系 1 0 6 のフォーカス位置を調整する。

【 0 0 2 4 】

光スキャナ 1 0 8 は、眼 E 上で X Y 方向（横断方向）に測定光を走査させる。光スキャナ 1 0 8 は、例えば、2 つのガルバノミラーであり、その反射角度が駆動機構 1 0 9 によって任意に調整される。

【 0 0 2 5 】

これにより、光源 1 0 2 から出射された光束はその反射（進行）方向が変化され、眼 E 上で任意の方向に走査される。これにより、被検眼上における撮像位置が変更される。光スキャナ 1 0 8 としては、光を偏向させる構成であればよい。例えば、反射ミラー（ガルバノミラー、ポリゴンミラー、レゾナントスキャナ）の他、光の進行（偏向）方向を変化させる音響光学素子（AOM）等が用いられる。

【 0 0 2 6 】

参照光学系 1 1 0 は、眼 E での測定光の反射によって取得される反射光と合成される参照光を生成する。参照光学系 1 1 0 は、マイケルソンタイプであってもよいし、マッハツェンダタイプであっても良い。参照光学系 1 1 0 は、例えば、反射光学系（例えば、参照ミラー）によって形成され、カップラー 1 0 4 からの光を反射光学系により反射することにより再度カップラー 1 0 4 に戻し、検出器 1 2 0 に導く。他の例としては、参照光学系 1 1 0 は、透過光学系（例えば、光ファイバー）によって形成され、カップラー 1 0 4 からの光を戻さず透過させることにより検出器 1 2 0 へと導く。

【 0 0 2 7 】

参照光学系 1 1 0 は、参照光路中の光学部材を移動させることにより、測定光と参照光との光路長差を変更する構成を有する。例えば、参照ミラーが光軸方向に移動される。光路長差を変更するための構成は、測定光学系 1 0 6 の測定光路中に配置されてもよい。

【 0 0 2 8 】

検出器 1 2 0 は、測定光と参照光との干渉状態を検出する。フーリエドメイン OCT の場合では、干渉光のスペクトル強度が検出器 1 2 0 によって検出され、スペクトル強度データに対するフーリエ変換によって所定範囲における深さプロファイル（OCT データ）が取得される。ここで、制御部 8 0 は、光スキャナ 1 0 8 により測定光を被検眼上で所定の横断方向に走査することにより断層像を取得してもよい。例えば、X 方向もしくは Y 方向に走査することにより、被検眼の X Z 面もしくは Y Z 面における断層像を取得できる。なお、取得された被検眼の断層画像は、制御部 8 0 に接続されたメモリ 8 5 に記憶される。さらに、測定光を X Y 方向に二次元的に走査することにより、被検眼前眼部の三次元画像を取得することも可能である。

【 0 0 2 9 】

本実施例の OCT 光学系 1 0 0 は、S S（Swept Source）- OCT が採用されている。S S - OCT の場合、光源 1 0 2 として出射波長を時間的に高速で変化させる波長掃引型光源（波長可変光源）が用いられる。光源 1 0 2 の波長掃引幅は、例えば、7 nm である。検出器 1 2 0 は、例えば、受光素子である。光源 1 0 2 は、例えば、光源、ファイバリング共振器、及び波長選択フィルタによって構成される。そして、波長選択フィルタとして、例えば、回折格子とポリゴンミラーの組み合わせ、ファブリー・ペローエタロンを用いたものが挙げられる。

【 0 0 3 0 】

また、眼軸長測定装置 2 0 0 は、ケラト投影光学系 5 0、アライメント投影光学系 4 0、前眼部正面撮像光学系 3 0 等を備えてもよい。

【 0 0 3 1 】

ケラト投影光学系 5 0 は、測定光軸 O 1 を中心に配置されたリング状の光源 5 1 を有し

10

20

30

40

50

、被検眼角膜にリング指標を投影して角膜形状（曲率、乱視軸角度、等）を測定するために用いられる。なお、光源 5 1 には、例えば、赤外光または可視光を発する LED が使用される。なお、投影光学系 5 0 について、光軸 O 1 を中心とする同一円周上に少なくとも 3 つ以上の点光源が配置されていればよく、間欠的なリング光源であってもよい。さらに、複数のリング指標を投影するブラチド指標投影光学系であってもよい。

【 0 0 3 2 】

アライメント投影光学系 4 0 は、光源 5 1 の内側に配置され、赤外光を発する投影光源 4 1（例えば、 $\lambda = 970 \text{ nm}$ ）を有し、被検眼の角膜 E c にアライメント指標を投影するために用いられる。そして、角膜 E c に投影されたアライメント指標は、被検眼に対する位置合わせ（例えば、自動アライメント、アライメント検出、手動アライメント、等）に用いられる。本実施形態において、投影光学系 5 0 は、被検眼の角膜 E c に対してリング指標を投影する光学系であって、リング指標は、マイヤーリングも兼用する。また、投影光学系 4 0 の光源 4 1 は、前眼部を斜め方向から赤外光にて照明する前眼部照明を兼用する。なお、投影光学系 4 0 において、さらに、角膜 E c に平行光を投影する光学系を設け、投影光学系 4 0 による有限光との組合せにより前後のアライメントを行うようにしてもよい。

10

【 0 0 3 3 】

正面撮像光学系 3 0 は、前眼部正面像を撮像（取得）するために用いられる。正面撮像光学系 3 0 は、ダイクロイックミラー 3 3、対物レンズ 4 7、ダイクロイックミラー 6 2、フィルタ 3 4、撮像レンズ 3 7、二次元撮像素子 3 5、を含み、被検眼の前眼部正面像を撮像するために用いられる。二次元撮像素子 3 5 は、被検眼前眼部と略共役な位置に配置されている。

20

【 0 0 3 4 】

前述の投影光学系 4 0、投影光学系 5 0 による前眼部反射光は、ダイクロイックミラー 3 3、対物レンズ 4 7、ダイクロイックミラー 6 2、フィルタ 3 4、及び撮像レンズ 3 7 を介して二次元撮像素子 3 5 に結像される。

【 0 0 3 5 】

光源 1 は、固視灯である。また、例えば、光源 1 から発せられた光の前眼部での反射により取得される前眼部反射光の一部は、ダイクロイックミラー 3 3 で反射され、正面撮像光学系 3 0 で結像される。

30

【 0 0 3 6 】

次に、制御系について説明する。制御部 8 0 は、装置全体の制御及び測定結果の算出を行う。制御部 8 0 は、OCT デバイス 5 の各部材、角膜形状測定デバイス 3 0 0 の各部材、モニタ 7 0、操作部 8 4、メモリ 8 5、等と接続されている。

【 0 0 3 7 】

また、操作部 8 4 には、操作入力部として、マウス等の汎用インターフェースが用いられてもよいし、その他、タッチパネルが用いられてもよい。

【 0 0 3 8 】

メモリ 8 5 には、各種制御プログラムの他、制御部 8 0 が解析を行うための解析プログラム等が記憶されている。

40

【 0 0 3 9 】

< 制御動作 >

以上のような構成を備える装置において、眼軸長測定を行う場合の制御動作を図 2 に基づいて説明する。図 2 は、眼軸長測定の流れを示すフローチャートである。

【 0 0 4 0 】

（ステップ S 1：アライメント）

まず、検者は、モニタ 7 0 に表示される被検眼のアライメント状態を見ながら、図示なきジョイスティック等の操作手段を用いて、装置を上下左右及び前後方向に移動させ、装置を被検眼 E に対して所定の位置関係に置く。このとき、検者は、被検者に固視標を固視させておく。

50

【 0 0 4 1 】

アライメントの際には、光源 4 1 及び光源 5 1 が点灯される。例えば、検者は、モニター 7 0 に電子的に表示されたレチクルと、光源 4 1 によるリング指標が同心円状になるように上下左右のアライメントを行う。これによって、被検眼の角膜頂点に本装置の光軸 0 1 が通るように X Y 方向にアライメントされる。また、検者は、リング指標のピントが合うように、前後のアライメントを行う。なお、制御部 8 0 は、正面撮像光学系 3 0 によって撮影された前眼部正面像に基づいて、自動でアライメントを行ってもよい。

【 0 0 4 2 】

(ステップ S 2 : 撮影およびフォーカス位置調整)

アライメントが完了すると、制御部 8 0 は、OCT 画像の撮影を開始する。制御部 8 0 は、まず、初期状態での撮影を行う。初期状態では、例えば、フォーカスレンズ 1 2 4 は、初期位置に配置されている。このとき、OCT 光学系 1 0 0 のフォーカス位置は、ゼロディレイ (Zero delay) 位置と同じ位置であってもよい。ゼロディレイ位置とは、例えば、測定光路長と参照光路長が一致する位置である。一般的に、ゼロディレイ位置から離れるにしたがって OCT 感度は下がる。また、フォーカス位置から離れるにしたがって、デフォーカスの影響のため OCT 感度は下がる。例えば、ゼロディレイ位置とフォーカス位置が角膜付近に配置される場合、眼底側にいくにしたがって OCT 感度は下がる。なお、ゼロディレイ位置を境界として、正規の画像と折り返し画像が取得される。本実施例の場合、ゼロディレイ位置は、角膜の前面、またはその少し上流 (装置側) に配置される (図 3 左端の位置 D に相当)。これによって、眼球内での折り返しを防ぐことができる。

【 0 0 4 3 】

制御部 8 0 は、駆動部 1 2 5 によってフォーカスレンズ 1 2 4 を初期位置から移動させながら OCT 画像の撮影を行う。つまり、制御部 8 0 は、OCT 光学系 1 0 0 のフォーカス位置をずらしながら繰り返し撮影を行い、フォーカス状態の異なる複数の OCT 画像を取得する。このとき、ゼロディレイ位置 D は、角膜前面またはその少し上流から変化させないため、OCT 光学系 1 0 0 の光路長またはカップラー 1 0 4 のファイバ長は変更しなくてもよい。

【 0 0 4 4 】

図 3 は、フォーカス位置をずらしながら撮影した同一被検眼の測定結果を示す。図 3 (a) は角膜面 C にフォーカス位置 P 1 を配置したときの測定結果であり、水晶体後面 L r の信号は弱い。図 3 (b) は水晶体前面 L f にフォーカス位置 P 2 を配置したときの測定結果であり、図 3 (a) と同様に水晶体後面 L r の信号は弱い。図 3 (c) は水晶体後面 L r にフォーカス位置 P 3 を配置したときの測定結果であり、水晶体後面の信号が強く出ている。一方で角膜面 C の信号は、図 3 (a) , (b) と比べると弱くなっているが、元々角膜の信号強度は強いいため、検出が困難になるほどではない。図 3 (d) は硝子体内にフォーカス位置 P 4 を配置したときの測定結果だが、この場合、前眼部の必要な信号強度が得られていない。したがって、フォーカス位置は水晶体後面付近が適している。なお、水晶体後面付近とは、例えば、少なくとも水晶体前面よりも眼底側で硝子体中心部より前眼側である。

【 0 0 4 5 】

制御部 8 0 は、フォーカス位置が水晶体後面付近に配置され、図 3 (c) のように、前眼部の各面の信号がバランスよく取得されるまで、フォーカス位置をずらしながら繰り返し撮影を行う。なお、水晶体後面の位置またはベストフォーカス位置は、眼球形状によって被検者毎に異なる。また、ベストフォーカス位置は、被検眼の混濁状況によっても異なる。例えば、被検眼の一部が混濁している場合、各部位に対する OCT 感度が変化する。このような場合、上記のように、フォーカス位置を徐々にずらしながら OCT 撮影を行うことによって、被検者毎に適したフォーカス位置で撮影できる。もちろん、フォーカス位置は、ゼロディレイ位置とは異なる位置に固定されてもよい。

【 0 0 4 6 】

なお、制御部 8 0 は、初期状態のフォーカス位置で最初の 1 枚を撮影し、そのときの画

10

20

30

40

50

像（信号）からベストフォーカス位置を算出してもよい。この場合、ベストフォーカス位置の算出は、水晶体後面を基準としてもよいし、IOL挿入眼であればIOL後面でもよい。また、制御部80は、全ての部位の信号バランスが取れるような演算式によってベストフォーカス位置を算出してもよい。このように、所定のフォーカス状態で撮影された1枚のOCT信号に基づいてベストフォーカス位置を算出することによって、フォーカスレンズ124を少しずつずらしながら複数枚撮影する必要がなくなるため、測定全体の時間短縮となる。

【0047】

なお、フォーカス位置を移動させる場合、フォーカスレンズ124のみの可動に限定する必要はない。例えば、ファイバ端122とコリメートレンズ123の間隔を変えてもよいし、作動距離と光路長を同時に変化させてもよい。

【0048】

（ステップS3：眼内距離算出）

制御部80は、良好なOCT画像が撮影できると、OCT画像（信号）から眼内距離を算出する。例えば、制御部80は、OCT画像に基づいて角膜前面、角膜後面、水晶体前面、水晶体後面、および網膜等の各部位の位置を検出し、角膜厚、前房深度、水晶体厚、眼軸長等の眼内距離を算出する。もちろん、各部位の曲率等を算出してもよい。

【0049】

なお、制御部80は、各部位の信号強度が最も大きくなるようにそれぞれの画像（信号）をマージしてもよい。例えば、図3（a）の角膜面Cの信号と、図3（b）の水晶体前面Lfの信号と、図3（c）の水晶体後面Lrの信号とをマージしてもよい。これによって、1A-scanで得られるよりも感度の高い信号を取得できる。なお、フォーカスレンズ124を移動させても光路長は変化しないため、各信号を容易にマージすることができる。制御部80は、マージしたOCT信号に基づいて眼内距離を算出してもよい。

【0050】

（ステップS4：測定結果表示）

制御部80は、眼内距離の算出結果、およびOCT画像等を表示部70に表示させる。このとき、制御部80は、フォーカスを変化させながら撮影した複数のOCT信号の中から任意の信号を表示させてもよい。例えば、制御部80は、良好な撮影画像（例えば、ベストショット）のみをユーザに提示してもよい。これによって、検者は良好な撮影画像を探す手間が省ける。

【0051】

以上のように、本実施例のOCT装置は、フォーカス位置とゼロディレイ位置を異なる位置にすることでOCT感度のばらつきを抑えることができる。例えば、フォーカス位置を水晶体後面付近にすることによって、角膜、水晶体の各面をバランス良く検出することができる。これによって、後方散乱の強度が低い水晶体後面も検出できるようになり、水晶体厚または水晶体後面曲率等を測定できる。また、反射が強い角膜前面でサチレーションすることを防ぐことができる。

【0052】

なお、フォーカスの初期位置は、ゼロディレイ位置と同じ位置に限らず、例えば、水晶体後面付近をフォーカスの初期位置としてもよい。この場合、被検眼によって水晶体後面付近の位置は異なるため、おおよそ平均的な眼の水晶体後面付近の位置が初期位置として設定されてもよい。これによって、ベストフォーカス位置の算出が容易となる。

【符号の説明】

【0053】

5 光コヒーレンストモグラフィデバイス

30 前眼部正面撮像光学系

40 アライメント投影光学系

50 ケラト投影光学系

70 モニタ

10

20

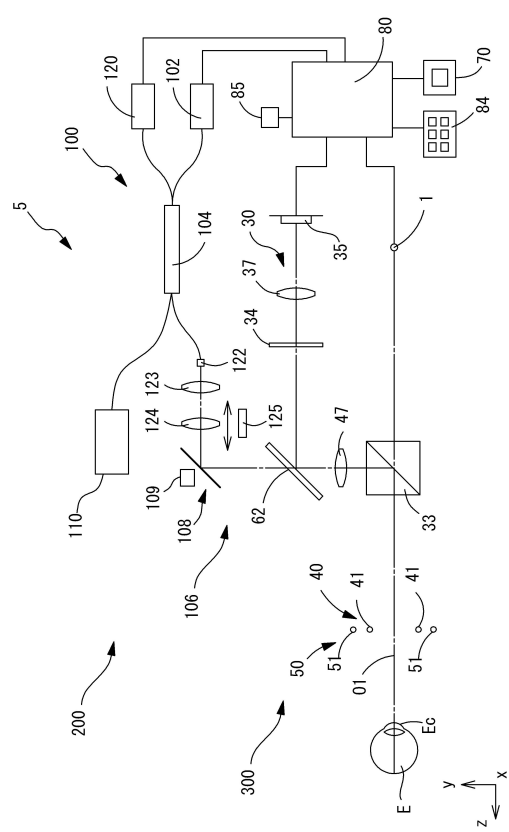
30

40

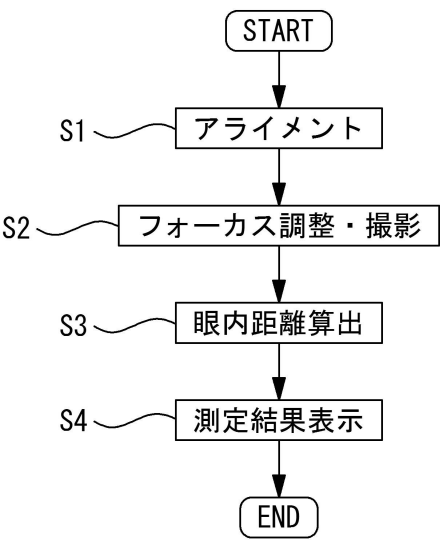
50

8 0 制御部
8 5 メモリ
8 4 操作部

【図面】
【図 1】



【図 2】



10

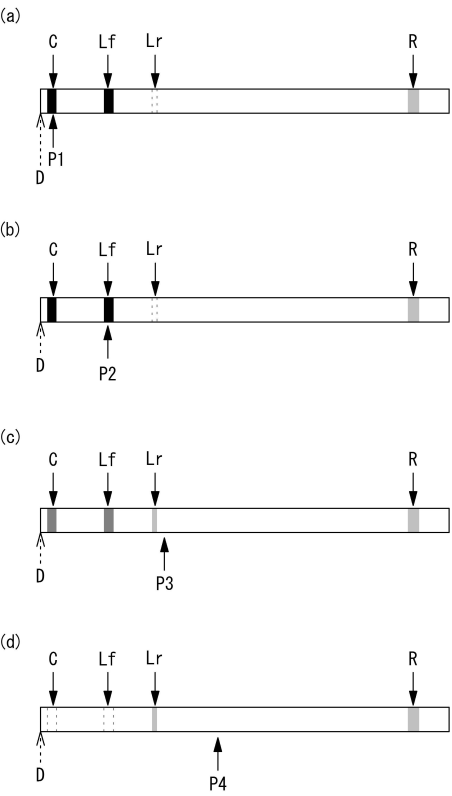
20

30

40

50

【 図 3 】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

(56)参考文献 特表 2 0 1 6 - 5 3 3 2 3 5 (J P , A)
特開 2 0 1 6 - 1 9 8 6 6 8 (J P , A)
特開 2 0 1 7 - 0 8 0 1 3 5 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 1 6 9 5 0 3 (J P , A)
特開 2 0 1 4 - 1 0 0 2 3 0 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 1 0 1 2 5 0 (J P , A)
特開 2 0 1 6 - 0 3 2 6 0 9 (J P , A)
特開 2 0 1 6 - 0 3 2 5 7 8 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 3 4 8 7 5 5 (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
A 6 1 B 5 / 0 0 - 5 / 0 1
G 0 1 N 2 1 / 0 0 - 2 1 / 0 1
G 0 1 N 2 1 / 1 7 - 2 1 / 6 1
G 0 6 T 7 / 0 0 - 7 / 9 0