

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光を発生させるための光源と、
 前記光源からの光を、参照光と測定光とに分岐するための光分岐手段、
 前記参照光の光路長を調整する調整手段、
 前記測定光を被検査物に照射することにより得られる戻り光と前記参照光との合波光を
 分光して前記合波光から干渉信号を取得する分光手段、
 前記被検査物の断層画像の撮像を行う際の前記光路長を検出する検出手段、
 前記被検査物の光学的な情報に関するデータを記憶する記憶手段、及び
 前記光路長及び前記被検査物の光学的な情報に関するデータを用いて、前記分光手段で
 取得した前記干渉信号から画像データを演算する演算手段、を有することを特徴とする断
 層画像撮像装置。

10

【請求項 2】

前記光学的な情報は、前記被検査物の内部の屈折要素の屈折率、前記被検査物の内部に
 入射する前記測定光と前記被検査物の光軸とが成す第一の角と前記被検査物の内部での前
 記測定光と前記被検査物の前記光軸とが成す走査角である第二の角との関係の少なくとも
 いずれかであることを特徴とする請求項 1 に記載の断層画像撮像装置。

【請求項 3】

光学的な距離に基づく画像と前記演算手段で演算することにより得られた前記画像デー
 タに基づく画像とを切り替え表示する表示手段を更に有することを特徴とする請求項 1 又
 は 2 に記載の断層画像撮像装置。

20

【請求項 4】

前記被検査物の光学的な情報は、前記被検査物の屈折要素の屈折率であり、
 前記屈折要素の屈折率の値を入力する手段を更に有し、
 前記演算手段が、前記入力手段で入力された値にもとづいて、前記被検査領域の形状を
 演算することを特徴とする請求項 1 に記載の断層画像撮像装置。

【請求項 5】

前記調整手段は、前記参照光の光軸に沿って移動することにより前記光路長の調整を行
 い、

前記検出手段は、前記調整手段の移動距離に基づいて前記光路長を検出することを特徴
 とする請求項 1 乃至 4 のいずれから 1 項に記載の断層撮像装置。

30

【請求項 6】

前記演算手段は、前記測定光が前記被検査物に入射する入射点
 から前記被検査領域までの距離を、前記光路長から求めて前記画像データを演算するこ
 とを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれから 1 項に記載の断層撮像装置。

【請求項 7】

前記演算手段は、前記入射点における前記被検査物の内部での前記被検査物の光軸と前
 記測定光とが成す角度を求めて前記画像データを演算することを特徴とする請求項 6 に記
 載の断層撮像装置。

【請求項 8】

測定光を照射した被検眼からの戻り光と、該測定光に対応する参照光とを合波した合波
 光に基づいて該被検眼の断層画像を取得する光断層画像撮像方法であって、

前記断層画像を取得する際の、前記参照光の光路長に対応する光路長となる前記測定光
 の光路上の第一の位置を取得する工程と、

前記断層画像を、前記第一の位置とは異なる前記参照光の光路長に対応する光路長とな
 る前記測定光の光路上の第二の位置に対応して得られる断層画像に補正する工程と、

を有することを特徴とする光断層画像撮像方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、断層画像撮像装置に関し、特に、眼底などの観察に用いられる光干渉断層法を用いる断層画像撮像装置に関する。

【背景技術】

【0002】

現在、低コヒーレント光による干渉を利用した光干渉断層法（OCT：Optical Coherence Tomography）を用いる撮像装置（以下、OCT装置とも呼ぶ。）が実用化されている。これは、被検査物に入射する光の波長程度の分解能で断層画像を取得できるため、被検査物の断層画像を高解像度に撮像することができる。

【0003】

OCT装置において、光源からの光は、ビームスプリッタなどにより、測定光と参照光とに分けられる。測定光は、測定光路を介して眼などの被検査物に照射される。そして、被検査物からの戻り光は参照光と合波され、干渉光として検出光路を介して検出器に導かれる。ここで、戻り光とは、被検査物に対する光の照射方向における界面に関する情報等が含まれる反射光や散乱光のことである。戻り光と参照光との干渉光を検出器で検出し、解析することによって被検査物の断層画像を得ることができる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2006-122649号公報

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

OCT装置は、眼底の網膜の断層画像を撮像するために用いられることが多いが、眼底を広く撮像し、眼球の形状を求める方法も知られている。（特許文献1）

しかし、このようにして求めた眼球の形状は、OCTの原理に基づいて形成された断層画像から演算しているため屈折率の情報を含む光学的な距離を示しており、実形状・実寸法を示してはいなかった。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上述した網膜等の断層画像について、実形状及び実寸法を表示可能となる本発明に係る断層画像撮像装置は、光を発生させるための光源、光源からの光を、参照光と測定光とに分岐するための光分岐手段、参照光の光路長を調整する調整手段、測定光を被検査物に照射することにより得られる戻り光と参照光との合波光を分光して合波光から干渉信号を取得する分光手段、被検査物の断層画像の撮像を行う際の光路長を検出する検出手段、被検査物の光学的な情報に関するデータを記憶する記憶手段、及び光路長及び被検査物の光学的な情報に関するデータを用いて、分光手段で取得した干渉信号から画像データを演算する演算手段、を有することを特徴としている。

30

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、被検査物の実寸法・実形状に近い断層画像データを得ることができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明の第1の実施形態におけるOCT装置の概略を示す模式図である。

【図2】本発明の第1の実施形態における信号の形状を示す図である。

【図3】本発明の第1の実施形態における出力信号を示す図である。

【図4】本発明の第1の実施形態の断層画像を示す図である。

【図5】本発明の第1の実施形態における光線を示す図である。

【図6】本発明の第1の実施形態における光線を示す図である。

【図7】本発明の第1の実施形態における被検眼の屈折要素を示す図である。

50

【図 8】本発明の第 1 の実施形態における被検眼の屈折要素のモデルを示す図である。

【図 9】本発明の第 1 の実施形態における計算の流れを示すフローチャートである。

【図 10】本発明の第 1 の実施形態における断層画像の表示例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

[第 1 の実施形態]

本発明の実施形態について図面を参照しながら、以下に詳細に説明する。本実施形態の装置により撮像できるものは、例えば、人間の網膜、前眼部等の断層画像である。

また、以下の実施形態における被検眼は本発明における被検査物に、網膜は被検査領域に対応し、眼軸は被検査物の光軸に対応する。

【0010】

(装置構成)

本実施形態に係るフーリエドメイン方式の光干渉断層法を眼底撮像装置に応用した例について、図 1 を用いて説明する。

【0011】

1 は、光（低コヒーレンス光）を発生させるための光源であって、本発明の光源手段に対応する。本実施形態において光源 1 には、中心波長 850 nm、帯域 50 nm の SLD (Super Luminescent Diode) 光源を用いる。なお、光源 1 には、ASE (Amplified Spontaneous Emission) 光源も適用することができる。また、光源 1 には、チタンサファイアレーザなどの超短パルスレーザ光源も適用することができる。このように、光源 1 は、低コヒーレンス光を発生させることの出来るものなら何でも良い。さらに、光源 1 から発生する光の波長は、特に制限されるものではないが、被検査物に応じて 400 nm から 2 μm の範囲で選択される。波長の帯域は広いほど縦分解能がよくなる。一般的に中心波長が 850 nm の場合、50 nm の帯域では 6 μm の縦分解能、100 nm の帯域では 3 μm の縦分解能である。

【0012】

2、4、10、14 は、光ファイバー等で構成される導光部である。光源 1 を発した光束は、導光部 2 により光分岐部 3 に導かれる。光分岐部 3 は、ファイバーカップラなどを適用することができ、本発明における光分岐手段に対応する。なお、分岐の比率は被検査物に合わせて適切なものを選択する。

【0013】

光分岐部 3 により導光部 4 側に分岐された光路上には、コリメータレンズ 5、光走査部 6、フォーカスレンズ 7、波長分岐ミラー 8、対物レンズ 9 が配置され、サンプルアーム 1001 を構成する。光走査部 6 は、光軸方向に隣接して配置（タンデム配置）された互いに直交する X、Y 方向に光をそれぞれ走査するガルバノミラー又は共振ミラー等が適用される。波長分岐ミラー 8 は、光源 1 を発した光（波長： $\lambda = 800 \sim 900 \text{ nm}$ ）を透過し、前眼部照明の光（ $\lambda = 940 \text{ nm}$ ）を反射する。導光部 4 に導かれた光は、測定光としてサンプルアーム 1001 を通り被検眼 E の眼底 E f に達する。

【0014】

光分岐部 3 により導光部 10 側に分岐された光路上にはコリメータレンズ 11、参照ミラー 12 が配置され参照アーム 1002 を構成する。参照ミラー 12 は、直動ステージ 13 上に配置され、直動ステージ 13 を光軸方向に移動することにより、参照アーム 1002 の光路長を調整する。参照ミラー 12 及び直動ステージ 13 は、後述する制御部 19 と共に本発明における参照光の光路長を調整する調整手段に対応する。

【0015】

レンズ 15、回折格子であるグレーティングやプリズム等で構成される分光部 16、結像レンズ 17、CMOS や CCD 等の光電変換素子を有する撮像部 18 は、分光器 1003 を構成する。光分岐部 3 に接続された導光部 14 により、光分岐部 3 からの光は分光器 1003 に導かれる。19 は制御部であり、光走査部 6、直動ステージ 13、撮像部 18 等の制御を行う。また、制御部 19 には表示部 20 が接続されている。

10

20

30

40

50

【0016】

対物レンズ9の周りには 前眼部照明光源21a, 21bが配置され、これらの光源により照明された被検眼Eの前眼部の像は、対物レンズ9を通り、波長分岐ミラー8により反射され、レンズ22により二次元の撮像部23の撮像面に結像する。また、制御部19には、メモリー24、マウス等のポインティングデバイス25が接続されている。

【0017】

(測定方法)

次にこのような構成の装置を用いて、被検眼Eの眼底Efの網膜の断層画像を撮像する方法、即ち断層画像撮像方法を説明する。

被検眼Eを本装置の前に配置すると、被検眼Eの前眼部は光源21a, 21bを発した光により照明される。このように照明された前眼部の像は、対物レンズ9を通り、波長分岐ミラー8により反射されて、レンズ22により、撮像部23の撮像面に結像する。撮像部23からの映像信号は、制御部19に入力されデジタルデータにリアルタイムに変換され、前眼部像が生成される。制御部19は、この被検眼Eの前眼部像のうちの特に虹彩の模様より、被検眼Eの偏心及び、ピントの状態を判定する。撮像面の中心とサンプルアーム1001の光学系の光軸が一致するように調整されているため、撮像部23で撮像された前眼部像の瞳孔中心と撮像中心の偏心量が被検眼Eとサンプルアーム1001の光学系の偏心量に相当する。サンプルアーム1001の光学系は、被検眼Eに対し、上下左右、さらに光軸方向に位置調整可能に不図示のステージ上に配置されている。したがって、前述の通り、瞳孔中心と光軸が一致するように、上下左右の位置を調整し、虹彩の模様のコントラストが最も高くなるように、光軸方向の位置調整を行う。これにより、虹彩と同一面である被検眼Eの瞳孔Epとサンプルアーム1001の光学系の対物レンズ9との距離(ワーキングディスタンス)は一定に保たれている。前眼部像は、表示部20の表示領域20aに表示され、操作者は、この画像により光軸偏心を確認することができる。

【0018】

このように、オートアライメントにより偏心量が所定の値以下になると、光源1を点灯し、アライメント用の断層画像の撮像を開始する。光源1からの光は、導光部2により光分岐部3に導かれ、導光部4と導光部10に導かれる光量の比が、例えば1:9になるように分岐される。導光部4側に導かれた測定光は、ファイバー端4aに達する。ファイバー端4aを点光源として発した測定光は、コリメータレンズ5により平行光に変換され、走査部6のXスキャンミラーにより走査される。平行光とされた測定光は、フォーカスレンズ7、波長分岐ミラー8を透過し対物レンズ9により被検眼Eの瞳孔より眼底Efに照射され、眼底Ef上を走査される。

【0019】

眼底Efの網膜を構成する複数の層で反射・散乱された戻り光は、入射時と同一の光路を戻り、コリメータレンズ5を経てファイバー端4aより導光部4に入り、光分岐部3に導かれる。導光部14を経てファイバー端14aを出射した戻り光は、コリメータレンズ15により平行光に変換され、分光部16に入射する。分光部16には、測定光の波長に近い寸法の回折格子が等間隔に数多く形成されており、入射した戻り光を回折により分光する。

【0020】

回折角度は波長により異なるため、回折された戻り光は、結像レンズ17により線像として撮像部18のライン状の撮像領域に結像する。すなわちファイバー端14aを出射した戻り光は、分光されたスリット像として結像する。したがって撮像部18からは、波長毎の強度に対応した信号が出力される。これらの戻り光と参照光とを合波して合波光を生成する光分岐部3等の構成、該合波光を分光する分光部16等の構成、及び該合波光から干渉信号を生成する撮像部18等の構成は、本発明の分光手段に対応する。

【0021】

また、光分岐部3より導光部10に導かれた参照光は、ファイバー端10aから出射されレンズ11により平行光に変換され参照ミラー12に向かう。参照ミラー12は、平行

10

20

30

40

50

光である参照光の光軸と垂直に、また、該光軸の方向に移動可能に直動ステージ 13 上に配置されている。これにより異なる眼軸長の被検眼 E に対しても、参照光の光路と測定光の光路の光路長とをあわせることができる。操作者は表示部 20 上の表示領域 20 d を、ポインティングデバイス 25 を操作してカーソルで指示することにより、参照ミラー 12 の位置を調整することができる。参照ミラー 12 で反射された参照光は、レンズ 11 により導光部 10 のファイバー端 10 a に集光され、導光部 10 により光分岐部 3 を介して導光部 14 に導かれる。そして、導光部 14 に導かれた光は、眼底 E からの戻り光との合波光となり、分光器 1003 に入り、前述の様に、分光部 16 により分光され撮像部 18 の光電変換素子がライン上に配列する受光領域に結像する。撮像部 18 からの信号は、制御部 19 に入力され、断層画像が生成され表示部 20 の表示領域 20 b に表示される。操作者は、この断層画像を観察し、断層画像が最も明るくなるようにポインティングデバイス 25 を用いてカーソルで表示領域 20 c のボタンを操作してフォーカス調整を行う。また、同様に、表示領域 20 b の所望の領域内に関心部位の断層画像が全て入るように表示領域 20 d のボタンを操作して参照ミラー 12 の位置調整（コヒーレンスゲート調整）を行う。表示領域 20 d が指示されると制御部 19 は、直動ステージ 13 の位置を指示された方向に移動させるとともに、メモリー 24 に記憶している直動ステージ 13 の制御位置情報を移動量に応じて変更する。直動ステージは、不図示のステップングモータにより駆動制御されており、直動ステージ 13 の位置は、ステップングモータに指示するステップ数と対応している。例えば、60 mm のストロークを 60000 ステップで駆動する場合 1 ステップあたりの移動量は $1 \mu\text{m}$ になる。0 - 60000 までのステップ数が、直動ステージの 0 から 60 mm の位置に対応する。またこの直動ステージ 13 の基準位置からレンズ 11 までの距離は設計的に精度よく配置されておりこの基準位置と前記ステージ位置の関係も設計的に明らかであるため、このステップ数より参照光の光路長を計算することができる。制御部 19 は、不図示のステップングモータのステップ数により光路長を検出する、本発明における検出手段に対応する。このように参照ミラー 12 の位置の変化とともに、参照光の光路長が変化する。これにより表示領域 20 b 内の断層画像の表示位置が変化する。このように、断層画像の撮像時における参照ミラー 12 の位置は常にメモリー 24 に記憶されている。以上の撮像準備の後、撮像ボタン 20 e が指示されると、断層画像の静止画撮像（断層画像撮像）を行う。これにより、撮像された断層画像は、メモリー 24 に記憶される。

【0022】

（断層画像生成）

次に断層画像の生成について説明する。

導光部 14 には、被検眼 E の眼底 E f からの戻り光と、参照ミラー 12 から反射された参照光との合波光が導かれる。光分岐部 3 から眼底 E f までの光路長と、光分岐部 3 から参照ミラー 12 までの光路長の差により、光分岐部 3 で合波されるとき戻り光と参照光は、位相差を有する。この位相差は波長により異なるため、撮像部 18 の受光領域 18 a 上に現れる分光強度分布には干渉縞が生じる。また、網膜には複数の層があり、それぞれの層境界からの戻り光はそれぞれ異なる光路長を有するため、干渉縞には、異なる周波数の干渉縞が含まれる。この強度分布に含まれる干渉縞の周波数とその強度より、反射物体の位置とその位置からの反射・散乱に対応した明るさを求めることができる。

【0023】

眼底上の 1 ラインをスキャンする B スキャンモードにおいては、制御部 19 は、光走査部 6 の X、Y のスキャンミラーの一つ、例えば、X スキャンミラーだけを駆動しながら、撮像部 18 からの出力を読み出す。走査部 6 からは、スキャンミラーの角度を示すデータが出力されており、読み出された信号はスキャンミラーの角度と共にデジタルデータに変換され、さらに光が被検眼に入射する角度 θ_i に変換されてメモリー 24 に記憶される。スキャンミラーの角度と光線の入射角 θ_i は、対応しており、光学系の設計値より求める。なお、該入射角 θ_i は被検眼に入射する測定光と被検眼の眼軸とが成す第一の角の角度に対応する。

10

20

30

40

50

【0024】

図2は、スキャンミラーの角度 θ における撮像部18上の光の強度分布を示す。横軸は、撮像部18上のセンサー位置であり、波長に対応する。縦軸は、信号強度である。ここでは、中心波長 λ_0 、半値幅 $\Delta\lambda$ の強度分布に対して、干渉縞による波形が重なっている。

【0025】

この波形の強度情報を読み出し、A/D変換器によりデジタルデータに変換し、メモリー24に記憶する。このデータを波数変換し、周波数変換すると図3に示すような強度分布が得られる。これは図4に示すように h_1 , h_2 , h_3 の距離（コヒーレンスゲートからの距離）のときの干渉強度が I_2 , I_1 , I_3 であることを示す。したがって、スキャンミラーの角度 θ を、 s から e まで変化させながら、干渉強度を測定する。このように取得した干渉強度 $I(\theta, h_j)$ を、 θ を横軸、 h を縦軸にして表示することにより図4に示すように眼底のBスキャン画像（光学的な距離に基づく画像）を表示することができる。

【0026】

（形状計測）

図5に眼底をBスキャンする場合に眼底に到る光線（測定光）を示す。入射角 θ で、角膜61より被検眼Eに入射した光線は、被検眼Eの内部の、瞳孔62の中央部、水晶体63、硝子体64を通り眼底65へ向かい網膜の各層で反射・散乱される。被検眼Eとサンプルアーム1001の光学系の距離がオートアライメント機能により適切に保たれている場合には、Xスキャンミラーは、瞳孔62と共役に設計されているため、Xスキャンミラーのスキャン角度が変化しても、光線は常に瞳孔62の中央部を通る。この点をピボットポイントという。該ピボットポイントは、被検眼Eの内部に測定光を入射させ且つ網膜上で測定光を走査した場合であっても該測定光が常に通過する位置に対応する。すなわち、該ピボットポイントは、被検眼Eの内部の網膜上での測定光を走査する場合の、本発明において、被検眼Eに対する測定光の入射点に対応する。66は、参照光学系の光路長と同じ距離になる位置、すなわち参照ミラーの位置と等価な位置（コヒーレンスゲート）を示す。つまり、干渉信号より求めた距離 $h_1 \cdot h_2 \cdot h_3$ は、この参照ミラー位置66と各網膜層との距離に相当する。

【0027】

眼軸長が異なる被検眼を撮像する場合には、ステージ13を調整して、参照ミラー12の位置を、眼軸長に合わせて調整することにより測定を行うことができる。

【0028】

ところで、図4に示した断層画像から得られる眼底の形状と実際の眼球の形状は次の点で異なる。

（1）演算で求めた距離 h_j は、真空中を同じ時間で光が進む光学的な距離（光路長 = 距離 × 屈折率）であり、実際の距離とは異なる。

（2）図4では、スキャンミラーの角度に対応したデータを、平行に並べて画像を作成したが、実際には、これらの画像データは、スキャンの中心（ピボットポイント）を中心とする極座標上に表されるべき画像データである。

（3）角度 θ は、光線の入射角であり眼の中の走査角とは異なる。

すなわち、以上の点を補正することにより実寸法に近い値の眼球の形状をもとめることができる。

【0029】

（光路長の補正）

Bスキャン画像上の点の明るさは、図4に示した通り、スキャンミラーの角度 θ と参照光学系の光路長との差分である h_j をパラメータとして $\text{Image}(\theta, h_j)$ で表すことができる。ただし、これだけの情報では、実際の形状を求めることはできない。 h_j は、コヒーレンスゲート66からの距離であり、実際の形状を求めるためにはこのコヒーレンスゲート面（CG面）の形状（曲率半径）を求める必要がある。図9を参照し、実際の形状を

求める処理について説明する。

【0030】

(CG面の曲率半径)

この曲率半径は、ピボットポイントから、コヒーレンスゲート66までの距離より求める。この距離は、ピボットポイントに相当する参照ミラー12の位置に相当するステップ数を設計値より求め、実際に撮像した際の参照ミラー12の位置を示すステップ数との差分より求めることができる。また、次の方法で実測することも可能である。対物レンズの前、ピボットポイントにミラーを光軸に垂直に配置し、反射光が直接光学系に戻るようにする。この光は、参照ミラー12からの戻り光と干渉する。操作スイッチ20dによりステージ13を駆動して参照ミラー12を移動し、干渉信号の周波数が最も小さくなる位置つまり、光路長の一致する位置Rmoxをもとめる。その時のステージ位置を示すステップ数を参照ミラーの原点としてメモリー24に記憶する(ステップS901)。

10

【0031】

次に、被検眼Eの断層画像データを取得する。被検眼Eを被検眼の形状が画面内に表示されるように、参照ミラー12の位置を調整する。このとき、参照光の光路長を測定光の光路長より短くして取る撮像方法(正像)と参照光の光路長の方を長くする撮像方法(逆像)があるが、逆像の撮像方法について説明する。断層画像をリアルタイムに画像化するアライメント画面を用いて、被検眼の網膜の断層画像が、CG面の近傍に位置するように、参照ミラー12の載ったステージ13の位置を調整する。前記の通りステージの位置を示すステップ数を参照ミラーの位置Rm1とする(ステップS902)。すなわち、 $(Rm1 - Rmox) \times \text{ステップ} = RmxL$ がピボットポイントからコヒーレンスゲート66までの距離である(は、1ステップに対応する距離)。ただし、 $Rm \times L$ から求めた距離は、光学的な距離であり、被検眼内での実距離とは異なる。この $Rm \times L$ から前述した距離を求める工程は、本発明における光断層画像撮像方法における、断層画像を取得する際において参照光の光路長に対応する光路長となる測定光の光路上の第一の位置を取得する工程に対応する。なお、この第一の位置は、光学的に求められる値からなる。硝子体64の屈折率Nvitは、略水と同じ(1.34)と測定されており、空気中を進む参照光路に対し光の進む速さは遅い。光の進む速さの比は、屈折率の逆数に比例するため、光が空気中の距離 $Rm \times L$ を進む間に硝子体中を進む距離を $Rm \times L'$ とすると、 $Rm \times L' = Rm \times L / Nvit = (Rm1 - Rmox) / Nvit$ である(ステップS903)。したがって、コヒーレンスゲート66の半径は $Rm \times L'$ である。このように参照ミラー12の位置を検知することにより、参照ミラー12と等価な面(コヒーレンスゲート面)の形状がわかるため実寸法による網膜形状を求めることができる。次に操作者は、表示部上の撮影スイッチ20eを操作する。これにより制御部19は、撮像部18からの信号より前述の通り断層画像を演算し、断層画像データImage(i,hj)をメモリー24に記憶する(ステップ904)。同様にコヒーレンスゲート相当面から網膜層までの実距離 hj' は、測定により求められた距離 hj 、硝子体屈折率Nvitを用いて、 $hj' = hj / Nvit$ である。

20

30

【0032】

(スキャン角度)

次に眼球を実際に走査する角度 θ を求める計算方法について説明する。被検眼Eへの光の入射角 i は、スキャンミラーの走査角より決まるが、眼内での実際の走査角 i' は参照ミラー12の位置を基準として求めた被検眼の眼軸長、ピボットポイント、被検眼Eの主点より求めることができる。走査角 i' は、被検眼Eの眼軸と被検眼Eの内部で走査される実際の測定光とが成す第二の角の角度に対応する。図6の80は、眼内を走査する眼内走査角 i' の光線である。この i' を計算するためには、人眼の光学モデルを仮定する必要がある。

40

【0033】

図7は、モデル化された被検眼の屈折要素を表し、91は角膜、92は前房、93は水晶体、94は硝子体、95は虹彩面である。それらの曲率半径、厚さ、屈折率について図8の表に示したモデルを考える。なお、これら屈折要素の屈折率、更には前述した入射角

50

i と走査角 i' との関係といった被検眼Eの光学的な情報に関するデータは、記憶手段であるメモリ24に記憶される。これらの屈折要素より計算すると、眼の前側主平面は角膜から1.6mmの位置であり、後側主平面は角膜より1.9mmの位置である。ピボットポイントがこの主平面に一致している場合には、スネルの法則が適用でき、

$$i' = \text{asin}\{(\sin i)/N_{vit}\}$$

である。

ピボットポイントが主平面とは異なる場合には、ピボットポイントと後側主平面の距離 p_v とを用いることによりさらに精度の良く i' を求めることができる。

【0034】

眼の焦点距離を f_{eye} 、角膜頂点から前側主点までの距離を o_1 とし、角膜頂点からピボットの結像位置（スキャンミラー共役位置）までの距離を i_{npv} 、硝子体の屈折率を N_{vit} とすると、

$$p_v = (1/f_{eye} - 1/(o_1 - i_{npv}))^{-1} \times N_{vit}$$

である。図8に示した眼モデルを用いて計算すると $f_{eye} = 17\text{mm}$ 、 $o_1 = 1.8\text{mm}$ であり、前述したようにオートアライメント後のピボットポイントが虹彩面95と一致する場合には、 $i_{npv} = 3.5$ であり $N_{vit} = 1.34$ とすると $p_v = 1.8\text{mm}$ になる。

【0035】

図6において、81は、眼の光学系の後側主点位置を表す。82は、網膜面からみた見かけ上のピボット位置であり、前述の通り後側主点からの距離は p_v である。このピボットポイントの網膜面からの距離を p_{vl} とすると、 $p_{vl} = R_{mxL}' - h_{j'}$ である。CG面上の測定光の到達位置と、被検眼Eの主点81とを結ぶ線分83と、虹彩面85とピボットポイント82を通過する光80とは、光軸（眼軸）が網膜と交わる点を通り該光軸に垂直な面84上で交わる。したがって、被検眼の主点81とピボットポイント82との距離を p_v とすると、角 i' は下記の式で表すことができる。

$$i' = \text{atan}\left(\frac{(p_v + p_{vl}) \times \tan(\text{ref } i)}{p_{vl}}\right)$$

ここで、 $\text{ref } i = \text{asin}(\sin i / N_{vit})$ である。

【0036】

このようにして求めた i' を用いて、正確な網膜の形状を極座標を用いて、

$$\text{Image}(i', R_{mxL}' - h_{j'})$$

のように表すことができる（ステップS905）。

【0037】

（実際の形状を表す画像データ）

以上のように計算して求めた、 i' 、 $h_{j'}$ 、 R_{mxL}' を用いて直交する x 、 y 座標を用いた実形状を表す画像データは、 $\text{Image}(x, y)$ と表すことができる。ただし、

$$x = (R_{mxL}' - h_{j'}) \times \sin(i')$$

$$y = R_{mxL}' - \{(R_{mxL}' - h_{j'}) \times \cos(i')\}$$

操作者は、表示切り替えスイッチ20fを操作することによりこのように演算した、実形状・実寸法に近い断層画像（ステップS907）、または通常断層画像（光学的な距離に基づく断層画像）を切り替え表示することができる（ステップS908）。また、網膜の色素上皮にフィッティングする円を求めてこの曲率半径を網膜の曲率半径として表示してもよい。また部分的にフィッティングする円を求めその曲率半径の分布を表示したり、各層の多項式等の近似曲線をもとめその係数を表示してもよい。なお、以上の実際の形状を現す画像データを求める工程は、本発明における、断層画像を、前述した第一の位置とは異なる参照光の光路長に対応する光路長となる測定光の光路上の第二の位置に対応して得られる断層画像に補正する工程に対応する。なお、この第二の位置は、前述した実寸法に近い値からなる。

【0038】

すなわち、画像データの演算に際し、測定光が被検眼に入射する入射点（ピボットポイント）から網膜までの距離を、検出された光路長に基づいて求め、当該光路長を用いて演

10

20

30

40

50

算を実施しても良い。また、被検眼の内部であって該入射点での眼軸と測定光とが成す角度を求め、当該角度に基づいて画像データを演算する様式であっても良い。

【0039】

図10に、表示部20上に表示される断層画像の表示例を示す。図10には、表示領域20gに表示された光学的な距離に基づく断層画像と、表示領域20hに表示された本実施形態により求めた実寸法・実形状を示す断層画像が示されている。更に、表示領域20hには、実寸法を示すスケールが表示されている。この実寸法は、 $Rm \times L'$ と i' から求めることができ、コヒーレンスゲートの $' = 0$ の位置を基準に表示されている。また、網膜色素上皮にフィッティングする円の曲率半径が表示領域20iに表示されている。なお、切り替え操作に基づき、両断層画像を交互に表示するようにしても良い。

10

【0040】

このように本実施形態によれば、被検眼の光学的な情報（屈折要素の屈折率、入射角に対する走査角の関係等）と光路長とを用いて画像データを求めることにより、実形状に近い被検眼の断層画像を得ることができる。また、光学的な距離に基づく断層画像と本実施形態で得られた断層画像とを比較表示することができる。

【0041】

なお、本実施形態では、被検眼の光学的な情報として、屈折要素の屈折率、及び入射角と走査角との関係の両者を予め記憶する場合を例示した。しかし、本発明は当該形態に限定されず、少なくともこれらの何れか一方を記憶することとし、且つ他方を前述した演算等による求める形態とし、メモリの容量を抑える態様としても良い。

20

【0042】

[第2の実施形態]

(三次元形状)

第1の実施形態においては、眼底の1ラインを走査し断層画像を表示するBスキャン画像について、実寸法の画像データを求める方法を示したが、眼底面を2次元的にスキャンして3次元データを得る3D画像データを実寸法データに変換してもよい。

【0043】

ただし、通常OCT装置は、X、Y二つのスキャンミラーを近接して配置するタンデムスキャン方式により、2次元スキャンを行う。この方式の場合、ピボットポイントが、XスキャンとYスキャンで異なる。これらのピボットポイントの位置は、設計値より求めてもよい。また前述と同様の方法で、Yスキャンミラーのみを往復走査し光線の像が動かなくなる位置（Yスキャンミラーのピボットポイント）に反射部材を配置し、この位置と光路長が等しくなる参照ミラー位置 $Rmoy$ を干渉信号より求め同様の計算を行う。三次元スキャンした結果は、Xスキャンミラーの走査角を x_i 、Yスキャンミラーの走査角を y_j 、コヒーレンスゲートからの距離を hk として、 $Image(x_i, y_j, hk)$ とあらわすことができる。

30

【0044】

前述と同様、この画像データを取得した際の参照ミラー位置、 $Rm \times 1$ を用いて、直交する x 、 y 、 z 軸を用いた実寸法の画像データは、下記のように表すことができる。

$$\begin{aligned} x &= (RmL' - hk') \times \cos(y_j') \times \sin(x_i') \\ y &= (RmL' - hk') \times \cos(x_i') \times \sin(y_j') \\ z &= RmL' - (RmL' - hk') \times \cos(x_i') \times \cos(y_j') \end{aligned}$$

40

【0045】

このように参照ミラー位置を検知し、スキャンミラー角度、コヒーレンスゲートからの距離に関する光強度のデータより、実寸法による眼底形状のデータを作成することができる（ $RmyL'$ は、 $Rm \times L'$ と同様にYスキャンミラーによるピボットポイントからの光学的距離 $RmyL$ から求めた被検眼内の実距離である）。前記と同様、このデータをもとに、実寸法で眼底像を表示しても良いし、各部の曲率半径を演算し表示しても良い。

本実施形態によれば、更に、被検眼の3次元画像データを得ることができる。

【0046】

50

[第 3 の実施形態]

第 1、第 2 の実施形態において、眼の光学要素をモデル化して演算をおこなったが、この定数は、文献により多少異なる値が記載されている。したがって、図 8 のような表をモニター上に表示し、マウス、キーボード等の入力部である入力手段により、使用者が被検眼の屈折要素の屈折率等のデータの値を、自由に入力することを可能にしてもよい。また、あらかじめ複数の定数をメモリー 24 に記憶しておき、被検者のマウス操作に応じて、プルダウン等により、これらの値を選択可能にすることによりさらに使い勝手を向上することができる。これら複数の定数の中に、無水晶体眼の定数、IOL 被検眼の定数を含めるとさらに使い勝手が良い。

【 0 0 4 7 】

10

また、例えば、角膜形状測定、屈折計、眼軸長測定装置により求めた測定値により求めた被検眼の角膜の曲率半径、屈折力、眼軸長のデータを入力可能にすることにより、さらに正確な形状を求めることができる。制御部は、入力された測定値より、屈折要素の曲率半径・厚さを演算により求め、このデータに基づいて前記 ' ' を演算する。本実施形態によれば、被検眼毎に入力値を入力・変更することができるので、より被検眼の形状に近い画像データを得ることができる。

【 0 0 4 8 】

(その他の実施例)

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。

20

【 0 0 4 9 】

なお、上述した実施形態では、被検査物として被検眼を、被検査領域として網膜を用いた場合を例示しているが、本発明はこれに限定されず、内部に屈折要素を包含する被検査物の内に存在する被検査領域の断層画像を撮像する種々の場合に適用可能である。

【符号の説明】

【 0 0 5 0 】

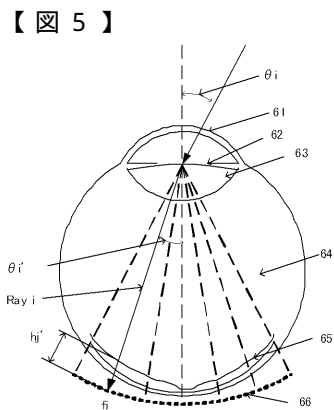
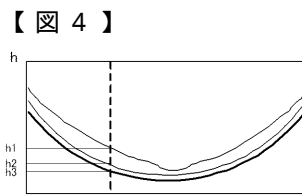
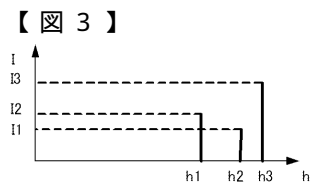
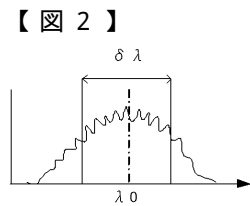
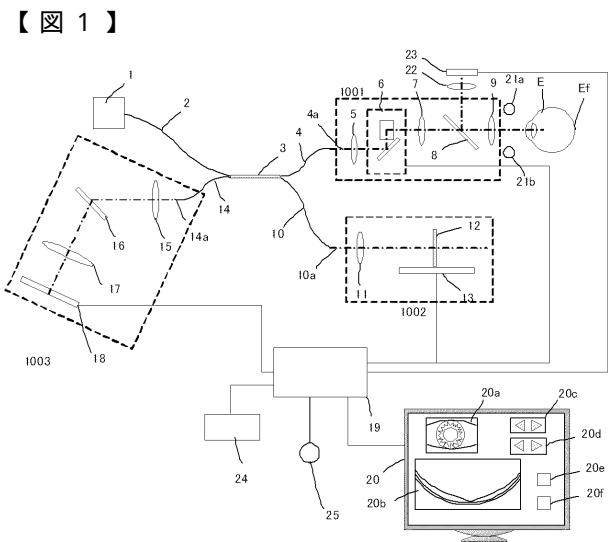
- 1 光源
- 2 導光部
- 3 光分岐部
- 4 導光部
- 5 レンズ
- 6 走査部
- 7 レンズ
- 8 分岐ミラー
- 9 対物レンズ
- 10 導光部
- 11 レンズ
- 12 参照ミラー
- 13 ステージ
- 14 導光部
- 15 レンズ
- 16 分光部
- 17 レンズ
- 18 撮像部
- 19 制御部
- 20 表示部
- 21 前眼部照明光源
- 22 レンズ

30

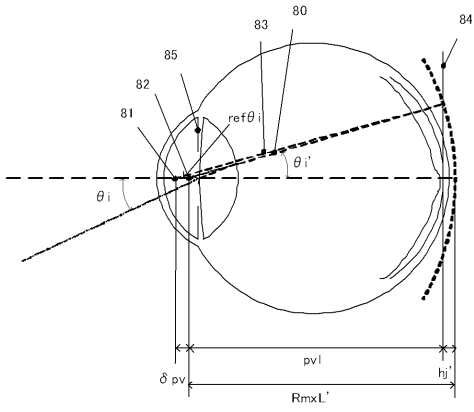
40

50

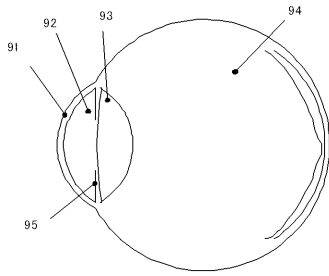
2 3 前眼部撮像部



【 図 6 】



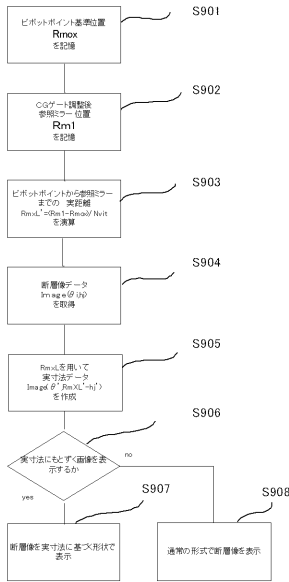
【 図 7 】



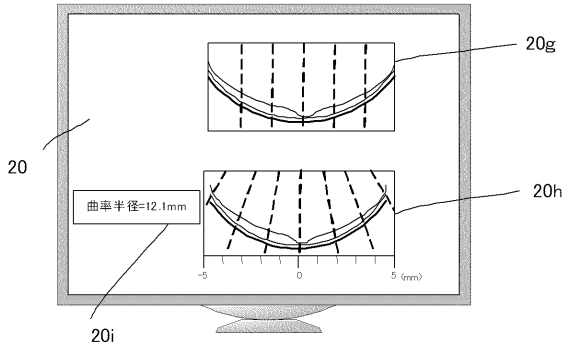
【 図 8 】

	曲率半径	厚さ	屈折率
角膜	前面	7.8	1.38
	後面	6.5	
前房		3.0	1.34
水晶体	前面	10.0	1.42
	後面	-6.0	
硝子体			1.34

【 図 9 】



【 図 10 】



フロントページの続き

(74)代理人 100128668

弁理士 齋藤 正巳

(74)代理人 100134393

弁理士 木村 克彦

(74)代理人 100160967

弁理士 濱 口 岳久

(72)発明者 松本 和浩

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 未平 信人

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 戸松 宣博

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

Fターム(参考) 2G059 AA05 BB12 EE02 EE09 EE17 FF02 GG02 GG08 HH01 HH06
JJ05 JJ06 JJ11 JJ15 JJ17 JJ22 KK04 LL01 MM01 MM09