

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6491540号
(P6491540)

(45) 発行日 平成31年3月27日 (2019.3.27)

(24) 登録日 平成31年3月8日 (2019.3.8)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 3/10 (2006.01)
G 0 1 N 21/17 (2006.01)A 6 1 B 3/10 R
G 0 1 N 21/17 6 3 0

請求項の数 7 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2015-107302 (P2015-107302)
 (22) 出願日 平成27年5月27日 (2015.5.27)
 (65) 公開番号 特開2016-220735 (P2016-220735A)
 (43) 公開日 平成28年12月28日 (2016.12.28)
 審査請求日 平成30年5月1日 (2018.5.1)

(73) 特許権者 501299406
 株式会社トーマコーポレーション
 愛知県名古屋市西区則武新町二丁目11番
 33号
 (72) 発明者 大森 努
 愛知県名古屋市西区則武新町二丁目11番
 33号 株式会社トーマコーポレーショ
 ン内

審査官 宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光干渉断層計およびその制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

光源から出力された光を被検物に対し照射する測定光と参照物に照射する参照光とに分割し、被検物からの反射光と参照物からの透過光または反射光を合波して干渉光を生成する光干渉生成手段と、

生成された干渉光を検出器により検出し、検出器による検出結果に基づいて、被検物の断層像を形成する形成手段を備えた光断層計であって、

形成した断層像（A スキャンデータ又はB スキャン像）の深さ方向の所定のピークを検出するピーク検出手段と、

検出したピークの位置および強度に基づいて所定の測定光路長 T を算出する測定光路長算出手段と、

干渉光学系の測定光路長と参照光路長が、算出した所定の測定光路長 T になるように、または T の近値を保つように、測定光路長の制御（Z 軸アライメント）と参照光路長の制御（参照ミラー移動）を同時に実施する制御手段を備えた光断層計。

【請求項2】

被検物は人の眼（眼球）である請求項1記載の光断層計。

【請求項3】

所定のピークは、角膜上皮からの反射ピークである請求項2に記載の光断層計。

【請求項4】

所定のピークは、網膜色素上皮からの反射ピークである請求項2に記載の光断層計。

10

20

【請求項 5】

所定の測定光路長 T は角膜の直前の位置までの光路長である請求項 3 に記載の光断層計。

【請求項 6】

所定の測定光路長 T は網膜表面の位置までの光路長である請求項 4 に記載の光断層計。

【請求項 7】

所定の測定光路長 T は、被検眼の眼軸長情報に基づいて設定する請求項 2 に記載の光断層計。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、光コヒーレンストモグラフィー（OCT）を用いて、断層像を取得する、光干渉断層計及びその制御方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

光コヒーレンストモグラフィー（OCT）は、非侵襲、非接触で測定できることから、眼科における生体組織の高解像度な断層画像を取得する手段として広く使用されている方法である。OCTでは、1次元の深さ方向（眼球においては、眼軸方向）の測定データを A スキャンデータ、2次元画像を B スキャン像、3次元画像を C スキャン像と通常呼ぶため、以下では、1次元の測定データを A スキャンデータ、2次元画像を B スキャン（画）像、3次元画像を C スキャン（画）像とも記述する。

【0003】

光コヒーレンストモグラフィー（OCT）においては、タイムドメイン方式と呼ばれる、ミラーを動かして参照光の光路長を機械的に変化させながら断層画像取得を行うタイムドメイン OCT と、フーリエドメイン方式と呼ばれる、分光器を用いてスペクトル情報を検出し断層画像取得を行うスペクトルドメイン OCT、もしくは、波長走査光源を用いてスペクトル干渉信号を検出し断層画像取得を行う光周波数掃引 OCT とがある。

【0004】

フーリエドメイン方式の OCT では、取得するスペクトル干渉信号をフーリエ変換して深さ情報（透過光または反射光の強度信号）を得るため、タイムドメイン方式のように OCT 撮影時にはミラーを動かして参照光の光路長変化する（これを通常 A スキャンと言う）操作を必要としない。これにより、タイムドメイン方式の OCT に比べ格段に速い速度で断層画像が取得できる。そのため、近年は、主に、フーリエドメイン方式の OCT が採用されようになっている。

【0005】

フーリエドメイン方式の OCT では、OCT 撮影する際には撮影したい部位（例えば前眼部又は眼底部）に従って測定光路長が決定される。そして、高い計測感度を得るため、測定光路長と参照光路長が等しくなるように、参照光路に配置されたミラーなどを移動して参照光路長を調整して、いわゆるゼロ点調整を実施してから OCT 撮影を行う。尚、OCT 撮影中は、参照光路長は固定される。

【0006】

特許文献 1 には、OCT を用いた眼科観察装置であり、計測光学系（測定光学系）が光軸方向へ移動されたときに、その移動した距離に実質的に等しい光学的距離だけ、測定光および／または参照光の光路長を変更する制御することにより、例えば、計測感度が最大となる測定光路長と参照光路長とが等しい状態の維持が可能となり、画質の低下を防止できることが開示されている。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0007】**

【特許文献 1】特開 2014 - 140542 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】**【0008】**

測定光路長は被検眼により異なるため、測定感度が高い位置を探索する必要がある。光軸調整（Zアライメント）を行い、測定位置が決まったら、その状態で測定光路長を決定し、決定した測定光路長に等しくなるように参照光路長を変更するという手順で実施することが通例である。

【0009】

ところが、この方法では測定時間が長くなる要因をはらんでいる。つまり、OCTで取得される断層像の深さ幅（検出窓ともいう）が限られているため、光軸調整（Zアライメント）後に、目的とする断層像が現れるとは限らない。その過程では参照光路長の長短の状況が不明であるので、断層像の位置を探索する時に、ゼロ点調整方向とは逆向きに変化することもあり、計測時間が長くなる要因になっている。

10

【0010】

また、OCTにおいては虚像が発生することが知られており、目的とする断層像と類似したものが現れたときには、それが妥当なものであるか適切な判断を必要とする。たとえば、検出窓よりも深い位置の断層像は、信号処理によるエイリアシングによる弱い像が現れる。目的の断層像かエイリアシングのような虚像かを判断するには参照光路長を変化させながら、より強い強度の断層像が検出されるか探索する必要がある、このことも計測時間が長くなる要因にもなっているのである。

20

【0011】

さらに、このような探索の結果、いったん検出窓において検出した目的の断層像を見失うことや、光軸調整（Zアライメント）した位置が最適でなかったと判断されることもある。その場合には、元の手順に戻る必要もあり、計測時間がさらに長くなってしまうという要因にもなるのである。

【0012】

しかしながら、特許文献1に係る方法は、計測感度が最大となる測定光路長と参照光路長とが等しい状態を維持する方法を開示したものであり、計測感度が最大となる測定光路長と参照光路長が等しい最適の状態になるまでに時間がかかり結果的に全体の計測時間が長くなってしまい、という上述の課題を解決する方法を開示したものではない。

【0013】

本発明は、上記の課題を解決するためになされたものであって、短時間で、計測感度が最大となる測定光路長と参照光路長とが等しい状態になる新規な制御方法を備えた光干渉断層計を提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】**【0014】**

上記目的を達成するために、請求項1に記載の光干渉断層計は光源から出力された光を被検物に対し照射する測定光と参照物に照射する参照光とに分割し、被検物からの反射光と参照物からの透過光または反射光を合波して干渉光を生成する光干渉生成手段と、生成された干渉光を検出器により検出し、検出器による検出結果に基づいて、被検物の断層像を形成する形成手段を備えた光断層計であって、形成した断層像（Aスキャンデータ又はBスキャン像）の深さ方向の所定のピークを検出するピーク検出手段と、検出したピーク的位置および強度に基づいて所定の測定光路長Tを算出する測定光路長算出手段と、干渉光学系の測定光路長と参照光路長が、算出した所定の測定光路長Tになるように、またはTの近値を保つように、測定光路長の制御（Z軸アライメント）と参照光路長の制御（参照ミラー移動）を同時に実施する制御手段を備えたことを特徴とする。

40

【0015】

また、上記目的を達成するために、請求項2に記載の光干渉断層計は請求項1に記載の光干渉断層計であって、被検物は人の眼（眼球）であることを特徴とする。

【0016】

また、上記目的を達成するために、請求項3に記載の光干渉断層計は請求項2に記載の光

50

干渉断層計であって、所定のピークは、角膜上皮からの反射ピークであることを特徴とする。

【0017】

また、上記目的を達成するために、請求項4に記載の光干渉断層計は請求項2に記載の光干渉断層計であって、所定のピークは、網膜色素上皮からの反射ピークであることを特徴とする。

【0018】

また、上記目的を達成するために、請求項5に記載の光干渉断層計は請求項3に記載の光干渉断層計であって、所定の測定光路長Tは角膜の直前の位置までの光路長であることを特徴とする。

10

【0019】

また、上記目的を達成するために、請求項6に記載の光干渉断層計は請求項4に記載の光干渉断層計であって、所定の測定光路長Tは網膜表面の位置までの光路長であることを特徴とする。

【0020】

また、上記目的を達成するために、請求項7に記載の光干渉断層計は請求項2に記載の光干渉断層計であって、所定の測定光路長Tは、被検眼の眼軸長情報に基づいて設定することを特徴とする。

【0021】

特徴的な干渉ピークを予め設定する。特徴的な干渉ピークは被検物の表面における干渉ピークを設定してもよい。一般に表面における干渉ピークは他に比べて強度が高いので検出しやすいためである。

20

【0022】

被検物が人の眼（眼球）の場合、前眼部の光断層像を取得する場合は、角膜上皮における干渉ピークを、また、眼底部の光断層像を取得する場合は、網膜色素上皮における干渉ピークを検出するように設定してもよい。これらの位置における干渉ピークは他の位置と比較して強度が高いので検出しやすく、また正常眼での典型的なピーク形状がよく知られているためである。また、この干渉ピークは1本のAスキャンデータだけでなく複数のAスキャンデータ（つまりBスキャン像）を対象としてもよい。

【0023】

そして、OCT撮影の前に予め設定した所定の反射面（例えば、上記の被検物の表面など）における干渉ピークが検出されるように、測定光路長又はノ及び参照光路長を適宜調整し、検出した干渉ピークの位置から所定の測定光路長Tを算出して、測定光路長と参照光路長が共に光路長T又は近値になるように、測定光路長の調整（Zアライメント）と、参照光路長の調整（参照ミラー移動）を同時に実施するように制御する制御手段を備えているため、短時間で、計測感度が最大となる測定光路長と参照光路長とが等しい状態にすることができることから、効率よくOCT撮影ができるのである。

30

【0024】

また、干渉ピーク検出を常時実施すれば、測定光路長の変動が適宜検出され、それに応じて両光路長の調整する制御を実施できることから、計測感度が最大となる測定光路長と参照光路長とが等しい状態を維持することも可能になるのである。

40

【0025】

また、予め他の測定器を用いて被検眼の眼軸長の値が分かっている場合は、既知の被検眼の眼軸長の値に基づいて所定の測定光路長Tを算出してよい。

【発明の効果】

【0026】

上述のように、本発明によれば、光干渉断層計測において、短時間で計測感度が最大となる測定光路長と参照光路長とが等しい状態にすることができることから、効率よく高感度なOCT撮影ができるのである。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 2 7 】

【図 1】本発明に係る光干渉断層計の一実施例の光学系の構成を示した図である。

【図 2】本発明に係る光干渉断層計の一実施例の装置全体の構成を示した図である。

【図 3】本発明に係る光干渉断層計の一実施例の操作手順（フローチャート）を示した図である。

【図 4】OCTによる3次元断層像の取得までのフローを説明する図である。

【図 5】本発明のポイントであるゼロ点調整のフローを説明する図である。

【図 6】本実施例に係る光干渉断層計のモニタに表示されたOCTによる眼底の（a）Bスキャン像とエンファス像（3次元のOCTデータから作成）の一例を示した図である。

【図 7】本実施例に係る光干渉断層計のモニタに表示されたSLOによる眼底の正面画像の一例を示した図である。

【図 8】本発明に係る所定の測定光路長Tを求める方法の一実施例を説明した図である。

【発明を実施するための形態】

【実施例】

【 0 0 2 8 】

以下、本発明の一実施例に係る光干渉断層計について図面を参照して説明する。

[一実施形態]

図 1 には本発明に係る一実施例の光干渉断層計 1 の光学系の詳細を説明した図である。そして、図 2 には本発明に係る一実施例の光干渉断層計 1 の装置全体の構成を示した図である。尚、本実施例では被検物を人の眼（眼球）とし、取得する断層画像を眼底部としているが、本発明に係る方法はこれに限定されるものではなく、前眼部であってもいいし、生体の他の部位、例えば皮膚表面部であってもよい。さらに言えば、生体でない場合であっても、OCTを用いて断層画像を取得する装置であれば、適応可能であり、本発明による効果が得られることは言うまでもない。

【 0 0 2 9 】

光干渉断層計 1 には次の 2 つの光学系を備えている。被検眼 E の眼底の断層画像を干渉光の技術を用いて非侵襲で取得するための干渉光学系（以下、OCT光学系）100と、赤外光源 201 を用いて被検眼 E の眼底を照射し観察するための眼底 SLO 画像を取得するスキャニングレーザーオフサルモスコプ（SLO）光学系（以下、SLO光学系）200である。

【 0 0 3 0 】

各光学系についてその構成を以下に説明する。

（OCT光学系 100）

OCT光学系 100 は光源 101 から干渉光を A/D 変換する ADC 116 までで構成される。本実施例ではフーリエドメイン型の OCT の 1 つである、光源 101 に波長掃引型光源を用いた SS-OCT を採用している。SS-OCT はその測定原理から他の OCT の方法と比較して高速に干渉信号（断層画像データ）を取得できる点で優位とされている。OCT光学系 100 は本実施例の SS-OCT に限定されるものではなく、他のフーリエドメイン型の OCT であるスペクトルドメイン OCT（SD-OCT）であってもよい。

【 0 0 3 1 】

光源 101 から出力された光はファイバーを通してファイバーカブラ 102 により、コリメータレンズ 103 に入力する測定光とコリメータレンズ 110 に入力する参照光に分岐される。コリメータレンズ 103 に入力した測定光はフォーカスレンズ 104、ガルバノミラー 105、レンズ 106、ダイクロイックミラー 107 及び対物レンズ 109 を通って被検眼 E の眼底部に照射される。そして、被検眼 E の眼底部から反射された測定光は、照射時とは逆に対物レンズ 109、ダイクロイックミラー 107、レンズ 106、ガルバノミラー 105、フォーカスレンズ 104、コリメータレンズ 103、ファイバーカブラ 102 を通り、ファイバーカブラ 114 の一方の入力部に入力する。

【 0 0 3 2 】

ファイバーケーブル 102 に分岐され、コリメータレンズ 110 に入力した参照光はプリズム 112 で反射されてコリメータレンズ 111 を通って、ファイバーケーブル 114 の他の一方の入力部に入力する。

【0033】

ファイバーケーブル 114 に入力した測定光と参照光はファイバーケーブル 114 内で合波され干渉光としてバランス検出器 115 に入力して電気信号（干渉信号）に変換される。尚、ファイバーケーブル 114 から出力された 2 つの干渉光は互いに位相が 180° 異なる干渉光であり、この 2 つの干渉光がバランス検出器 115 に入力し差動増幅することにより、コモンノイズはキャンセルされ、干渉信号となる干渉光のみ増幅される。ここで、コモンノイズなどのノイズ成分の影響が低い場合は簡易な 1 入力の検出器などを採用してもよい。

10

【0034】

バランス検出器 115 から出力された干渉信号は ADC 116 でデジタル信号としてサンプリングされ、CPU やメモリ などからなる演算部 500 に入力し、フーリエ変換されて深さ方向の断層信号である A スキャンデータを取得し演算部 500 内のメモリに記憶される。

【0035】

プリズム 112 は制御部 113 により光軸上に移動し、参照光路長を変更調整可能に制御される。通常、OCT 撮影の前に参照光路長と測定光路長が同じ光路長になるように制御部 113 により移動し、測定中は固定される。

20

【0036】

ガルバノミラー 105 は被検眼 E に対して水平（X 軸方向）垂直（Y 軸方向）にスキャンするものであり、制御信号は演算部 500 から入力される。ガルバノミラー 105 を X 軸方向、Y 軸方向にスキャンすることにより被検眼 E の眼底部の 3 次元の断層画像が取得できるのである。

【0037】

本実施例では、ダイクロイックミラー 107 は例えば 900 nm 以上の長波長の光（OCT 光源 101 からの光）は通過し、 900 nm より短い短波長の光（例えば 840 nm 、SLO の光源からの光）は反射するように設定されている。ダイクロイックミラー 107 は上述の仕様に限定されるものではなく、使用する光源の波長により適宜設定すればいい。

30

【0038】

上述のようにダイクロイックミラー 107 を用いて被検眼 E に照射され反射された 2 つの波長の異なる光（OCT 光、SLO 光）が適切に分割され、各々の測定を可能にしている。

【0039】

図 4 は、OCT 光学系 100 による断層像（B スキャン像）を取得する様子を示したものである。図 4（a）は被検眼 E の眼底網膜の一例を、図 4（b）は断層像取得部 100 から取得して得られた眼底網膜 401 の複数の 2 次元断層像（B スキャン像）の例を示している。そして、図 4（c）は本実施例にて生成された眼底部の 3 次元断層像の例を示している。尚、図 4（a）～（c）の x 軸は B スキャンのスキャン方向を、y 軸は C スキャンの方向を示す。更に、図 4（b）、（c）の z 軸は A スキャン信号の奥行き方向、つまり眼底部の深さ方向を示す。実際に撮影しモニタに表示された OCT 画像を図 6 に示す。

40

【0040】

（SLO 光学系 200）

SLO 光学系 200 は、光源 201 から A/D コンバータである ADC 210 までで構成される。通常、SLO 光源は $800 \sim 900\text{ nm}$ の赤外のレーザーダイオードを用いて眼底画像を非侵襲で取得する。尚、本実施例では 840 nm のレーザーダイオードを SLO 光源として採用している。SLO 光源についても、本実施例のレーザーダイオードに限定されるものではなく、他の光源、例えば LED であってもよい。

50

【0041】

SLO用の光源201から出力された測定光（他の測定光を区別するため、以下、SLO測定光とする）はミラー204で反射される。ここで、眼底に照射する光と眼底から反射された反射光が同じ経路を辿る。そこで、照射光と反射光を分割するため、ミラー204は、所定の割合で反射と透過するハーフミラー又はビームスプリッタなどが採用される。光学系内の意図しない散乱や反射により生じるノイズ光が低減するため、ミラー204に偏光ビームスプリッタを採用してもよい。

【0042】

よって、SLO測定光の一部がミラー204により反射されてフォーカスレンズ203に入力し、その後スキャン装置208、レンズ202を通り、ダイクロイックミラー107 10
に入力する。入力したSLO測定光はダイクロイックミラー107で反射し、対物レンズ109を通して被検眼の眼底に照射される。フォーカスレンズ203は眼底に照射されたSLO測定光が眼底上でフォーカスするよう光軸上で移動制御される。

【0043】

眼底で反射されたSLO測定光は逆の経路で、対物レンズ109、ダイクロイックミラー107、レンズ202、スキャン装置208、フォーカスレンズ203を通してミラー204に入力し、その一部がミラー204を透過してレンズ205に入力して集光後ピンホール206を通して光検出器207で受光し、電気信号に変換後ADC210に入力する。

【0044】

ここで、スキャン装置208は、上述のOCT光学系100の中のガルバノミラー105と同様に、SLO測定光を被検眼の眼底に対してX軸方向、Y軸方向にスキャンするものであり、スキャン装置208により、SLO測定光の照射位置を走査して眼底の正面画像データを取得できるようになっている。スキャン装置208は、ガルバノミラーに限定されるものではなく、ポリゴンミラーを用いてもよいし、ガルバノミラーとポリゴンミラーを複合した構成としてもよい。また、光検出器207は、例えば、アバランシェフォトダイオードや光電子増倍管などが採用される。

【0045】

上述のように、眼底部をXYスキャンしてその反射光をADC210でサンプリングし、演算部500で信号処理することにより、被検眼Eの眼底の正面画像が取得できるのである。実際に撮影しモニタに表示されたSLO画像を図7に示す。

【0046】

（操作手順）

次に、本実施例に係る光干渉断層計の操作手順について説明する。

【0047】

図3は、本実施例における操作手順を説明したフローチャートである。

まず、S10及びS12でOCT撮影とSLO撮影を同時に、かつ、並列に実施する。（現段階では、光軸調整などを実施していないので、撮影されたOCT画像やSLO画像では本来撮影すべき眼底部の断層像や眼底像は取得されない。）

【0048】

S14では、上記2つの光学系が配置されたヘッド（ヘッド部とも言う）を被検眼に合わせる（以下、アライメントという）。アライメントは本体に備えた（図示しない）ジョイスティックなどを用いて実施される。一般的には被検眼の前眼部を映し出す（図示しない）モニタを見ながらアライメントされる。光軸に垂直な方向についてのアライメント（XYアライメント）は容易であるが、光軸方向のアライメント（Zアライメント）については、モニタの被検眼画像のフォーカス具合が判断基準となり、一般的には最適の位置ではなく、その位置は測定光路長にも影響する。後述するが、測定光路長の調整過程を含むため、多くの場合、S18のゼロ点調整と間断なく実施されることとなる。

【0049】

本実施例では、S16で、（図示しない）固視光学系を用いて固視灯を被検眼に対して照

10

20

30

40

50

射し、これにより、被検眼を固視してアライメント（ヘッドを目に合わせる）を実施している。固視光学系は、一般的な眼科装置に備わっている固視光学系が採用可能である。S 1 6の被検眼固視のステップは、測定対象が人の眼の場合、測定中の被検眼の動きを抑えるために実施されるが、固視する必要がない場合や、対象が人の眼ではなく、皮膚表面の場合などは、S 1 6は省略できる。

【 0 0 5 0 】

次に、S 1 8でOCTのゼロ点調整を行う。OCT光学系の測定光路長であるファイバークプラ 1 1 4から被検眼の網膜の直前位置までの距離と、参照光路長であるファイバークプラ 1 1 4からプリズム 1 1 2までの距離を一致させる。S 1 8におけるOCTのゼロ点調整は本発明のポイントであるため、その詳細は後述する。

10

【 0 0 5 1 】

S 1 8でOCTのゼロ点調整が完了したら、S 2 0でSLO光学系のフォーカス調整を行う。フォーカスレンズ 2 0 3を光軸上で移動制御して光源 2 0 1から照射されるSLO光が被検眼の眼底（網膜）上で焦点が合う（フォーカスする）ようにする。そして、この時得られた制御信号の値から被検眼の眼屈折力も算出され、本体内の記憶部に記憶される。

【 0 0 5 2 】

次に、S 2 2でOCTのフォーカス調整を行う。フォーカス調整はフォーカスレンズ 1 0 4を光軸上で移動させて撮影対象位置である眼底（網膜）にOCTの光が焦点を結ぶようにフォーカスレンズ 1 0 4を位置制御して実施する。

【 0 0 5 3 】

OCTのフォーカス調整が終了したら、S 2 4で「 $n = 0$ 」とする。本実施例の場合、3次元画像を取得するため、Bスキヤンの位置を移動しながら複数枚のBスキヤン像を取得する。そのため、最初のBスキヤン像を0番目のBスキヤン像としてカウントする。

20

【 0 0 5 4 】

S 2 6でOCTの撮影を開始する。本実施例のようなフーリエドメイン型のOCTであるSS-OCTの場合、深さ方向（Z方向）のスキヤンは必要ないため、ガルバノミラー 1 0 5により、X方向又はY方向に一度スキヤンすることにより、スキヤンした範囲の複数のAスキヤンデータが取得できるため、本実施例の場合、以下、OCT撮影とはBスキヤン撮影と同意として扱う。そして、OCT撮影して得られた画像をBスキヤン像又はBスキヤン画像という。Bスキヤン画像は、本実施例では眼底部の深さ方向の2次元断層（画）像である。そして、予め設定した枚数（つまり予め設定した枚数 n (final)）を取得するまで、以下で説明するS 2 6～S 4 0の操作をBスキヤンの位置を移動しながら繰り返し、取得した複数枚のBスキヤン像から3次元断層画像を取得することができるのである。

30

【 0 0 5 5 】

図3のフローには記載がないが、SLO撮影はOCT撮影（Bスキヤン撮影と同意）と並列して実施される。そして、SLO撮影で取得したSLO画像から、眼底部の移動検出（S 2 8）を行い、S 3 0で眼底部の移動量を算出して、算出した眼底部の移動量に基づいてS 3 2でOCTスキヤンの位置を補正（変更）する。

【 0 0 5 6 】

S 3 2のSLO画像を用いたOCTスキヤンの位置補正（アイトラッキングと呼ぶこともある）は必ずしも必要ではない。本実施例の場合、被検物が人の眼であるため、固視されていても、固視微動などが常に生じ、取得したOCT画像にモーションアーチファクトが入りやすい。そのため、本実施例では上述のようなアイトラッキングを実施しているのであって、被検物が生体ではないような場合で、モーションアーチファクトを考慮しなくてもいい場合は、上記のようなアイトラッキングは必要ないため、S 2 8～S 3 2の工程は削除できる。

40

【 0 0 5 7 】

OCT撮影中もS 3 4により、予め設定した網膜色素上皮層などの所定の干渉ピーク的位置検出は行われ、所定の干渉ピーク的位置が移動したら（Y）、S 3 6で、後述説明する

50

算出された測定光路長 T になるように Z アライメントとプリズム 1 1 2 の移動を同時に行うように制御することができる。

【 0 0 5 8 】

もし、所定の干渉ピークの位置に移動がなければ (N)、 $S 3 8$ に進み、次の OCT 画像を撮影する ($S 3 8$ 、 $n = n + 1$)。

【 0 0 5 9 】

もし、撮影した枚数が所定の数になったら ($S 4 0$ 、 $n > n (final)$)、 OCT の撮影は終了する。撮影した枚数が所定の数より少ない場合は $S 2 6$ に戻って OCT 撮影を続ける。

【 0 0 6 0 】

OCT の撮影が終了したら、撮影された複数の OCT 画像は演算部 5 0 0 でフーリエ変換され、平滑処理などの画像処理がなされ、被検眼の眼底部の断層画像が記憶部に記憶されると共に、モニタなどに表示される。

【 0 0 6 1 】

(OCT のゼロ点調整)

OCT で取得される断層像の深さ幅 (検出窓) は数 mm 程度と小さいことや、 OCT の計測感度が測定光路長と参照光路長が等しい位置ほど高いことから、 OCT 撮影したい位置に測定光路長を設定し、参照光路長をその測定光路長に等しくする (これを「 OCT のゼロ点調整」とここでは記述する) ことは重要である。

【 0 0 6 2 】

従来はいくつかのステップを踏んで実施していたため、このゼロ点調整に時間がかかっていた。本発明に係る方法はこの問題を解決するものであり、図 5 を用いて本発明に係るゼロ点調整の方法を説明する。

【 0 0 6 3 】

$S 1 0 0$ でヘッドを被検眼に対して前後方向に移動する前に、参照光路長を予め所定の距離に設定しておく。本実施例の場合、測定の対象が被検眼の眼底部であるため、ファイバークラ 1 1 4 からプリズム 1 1 2 までの距離である参照光路長の距離は、ファイバークラ 1 1 4 から被検眼の網膜の直前位置までの距離である測定光路長の距離に近い値に設定しておくことが望ましい。この測定光路長の距離は、ファイバークラ 1 1 4 から被検眼の角膜上皮位置までの距離と被検眼の眼軸長の和として求めることができる。ファイバークラ 1 1 4 から被検眼の角膜上皮位置までの距離は予め光学設計する際に設定した値を用いることができる。そして、被検眼の眼軸長は、他の装置で被検眼の眼軸長が測定されていれば、その値を用いることができるし、眼軸長が不明な場合は正常眼データの平均眼軸長の値である $24 mm$ を用いてもよい。このように、参照光路長の距離を予め適切な値に設定しておくことにより、 $S 1 0 2$ における所定のピークの検出がされやすくなるのである。

【 0 0 6 4 】

そして、 $S 1 0 0$ でヘッドを被検眼に対して前後方向 (Z 軸方向、光軸方向) に移動する。 OCT 撮影による干渉信号を取得し、 $S 1 0 2$ で、取得した干渉信号の中に予め設定した所定のピークを検出する。本実施例の場合、測定対象は被検眼の眼底部であるため、眼底部の中で比較的反射強度の高い網膜色素上皮層における干渉ピークを所定の干渉ピークとして設定し、この所定の干渉ピークが検出可能な閾値を予め設定し、その閾値を超える強度を持った干渉ピークを検出する方法を用いることができる。

【 0 0 6 5 】

$S 1 0 2$ で、所定の干渉ピークを検出したら (Y)、 $S 1 0 6$ の光路長 T を算出するステップに進む。検出できない場合 (N) は、再度、 $S 1 0 0$ に戻り、ヘッドを被検眼に対して前後方向に移動する。 $S 1 0 0$ に戻る前に、上述のように予め設定した参照光路長の距離が適切でなかった場合、例えば、被検眼の眼軸長の値が正常眼データの平均眼軸長の値である $24 mm$ に比べ極端に異なっている場合は、 $S 1 0 4$ で参照光路長の距離を変更する。 $S 1 0 4$ の処理は、適宜実施すればいいのであり、必ずしも実施する必要はない。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 6 】

S 1 0 2 で所定の干渉ピークを検出したら、S 1 0 6 で光路長 T を算出する。以下に検出した所定の干渉ピークから光路長 T を算出する方法を記述する。

【 0 0 6 7 】

図 8 は、本実施例における光路長 T を算出する方法を説明する図である。この場合、所定の干渉ピークは網膜色素上皮層のピークである。この時の参照光路長の距離を d とすると、取得される OCT 画像データにおける所定のピークである網膜色素上皮層のピークの位置は参照光路長の距離 d を始点とした位置であり、この始点から網膜色素上皮層のピークの位置までの距離を a とすると、ファイバーケーブル 1 1 4 から網膜色素上皮層までの距離 A は、d と a の和 ($d + a$) として算出できる。ここで、d は既知であり、a は OCT 画像データから求めることができるので、この時点におけるファイバーケーブル 1 1 4 から網膜色素上皮層までの距離 A は $A = d + a$ として算出できる。

10

【 0 0 6 8 】

ここで算出したファイバーケーブル 1 1 4 から網膜色素上皮層までの距離 A は、ファイバーケーブル 1 1 4 から被検眼の角膜上皮層までの距離 Z d と角膜上皮層から網膜色素上皮層までの距離 A L の和 ($A = Z d + A L (= d + a)$) でもある。

そこで、ヘッド位置を検出する (図示しない) 位置センサからヘッド位置を求めることによりファイバーケーブル 1 1 4 から角膜上皮層までの距離 Z d を算出して、先に算出したファイバーケーブル 1 1 4 から網膜色素上皮層までの距離 A から Z d を差し引くことにより、A L が算出できる。 ($A L = A - Z d$)

20

【 0 0 6 9 】

S 1 0 6 において求める光路長 T は本実施例では、眼底部の断層像を高感度で取得する測定光路長の距離であり、厳密に言えば、(Z アライメントが最適に調整された時の) ファイバーケーブル 1 1 4 から網膜の直前の位置までの最適な距離である。

【 0 0 7 0 】

Z アライメントが最適に調整された時のファイバーケーブル 1 1 4 から被検眼の角膜上皮層までの距離を Z 0、網膜色素上皮層と (適宜設定される) 網膜の直前の位置との距離を Δt とすると、求める光路長 T は $T = Z 0 + A L - \Delta t$ として算出できる。

【 0 0 7 1 】

以上のように、検出した所定 (網膜色素上皮層) の干渉ピークから測定に適した光路長 T を求めることができるのである。尚、上述に係る光路長 T の算出方法は一実施例であって、上述した方法に限定するものではない。後述するような方法なども採用可能である。また、上記説明では、所定の干渉ピークを網膜色素上皮層としたが、勿論、これに限定するものではなく、被検眼によっては、他の層の方が最適な場合もある。つまり、所定の干渉ピークは対象となる被検眼に応じて、適宜設定すればよいのである。

30

【 0 0 7 2 】

S 1 0 6 で光路長 T を算出した後、図 8 (b) に示すように、S 1 0 8 及び S 1 1 0 で測定光路長と参照光路長が光路長 T になるように、ヘッド Z 位置調整 (S 1 0 8) とプリズム 1 1 2 の移動 (S 1 1 0) を同時に実施する。

【 0 0 7 3 】

測定光路長と参照光路長が光路長 T になったら (S 1 1 2)、OCT のゼロ点調整は完了し、このときの所定の干渉ピークの位置を記憶部に記憶しておき、この記憶した値に基づいて、上述のように、図 3 における S 3 4 ~ S 3 6 の OCT 撮影時の光路長制御に用いることができるのである。

40

【 0 0 7 4 】

または次のような実施も可能である。S 1 0 0 でヘッドを被検眼に対してアライメントを開始するとき、安全性のためヘッドと被検眼の距離関係は測定時よりも遠くにあることが通例である。ヘッドが被検眼より十分遠い位置であるとして、参照光路長を予め装置の最大値に設定しておき、ヘッドを被検眼に近づける。すると被検眼に近づく途中で、例えば参照光路長と測定光路長が一致し、所定のピークを検出し、S 1 0 6 以降の処理を行う

50

ことができる。このようにすると前述のように眼軸長を予測することなしにゼロ点調整をスムーズに実施することができる。

【 0 0 7 5 】

または所定のピークは必ずしも測定対象の像に含まれなくてもよい。たとえば、所定のピークを網膜色素上皮層のピークのエイリアシングとすることもできる。エイリアシングであるかどうかは例えば強度の閾値やそのパターンなどが判断基準となる。この場合、エイリアシングが検出された (S 1 0 2) 位置は、網膜色素上皮層の位置と検出窓の深さ幅に関連する。それらの値を考慮したうえで光路長 T も算出可能である。このように測定対象の画像と測定光路長と参照光路長が一致しない場合でも、想定される所定のピークを適切に選択することで光路長 T の算出が可能であり、 S 1 0 6 以降の処理を行うことができる。このような場合は、もちろん網膜色素上皮層そのものも、同時に所定のピークの 1 つとして同時に探索することができる。よって所定のピークは必ずしも 1 つのピークに限定されるものではない。

10

【 0 0 7 6 】

以上、本発明の実施形態について詳述してきたが、これらはあくまでも例示であって、本発明はかかる実施形態における具体的な記載によって、何等、限定的に解釈されるものでなく、当業者の知識に基づいて種々なる変更、修正、改良等を加えた態様において実施され得るものであり、また、そのような実施態様が、本発明の趣旨を逸脱しない限り、何れも、本発明の範囲内に含まれるものであることが、理解されるべきである。

【 0 0 7 7 】

20

例えば、上記実施例では、眼底正面画像取得のため S L O を採用したが、S L O に限定されるものでなく、眼底カメラを採用してもよい。さらに言えば、O C T の C スキャン画像から作成したエンファス像 (図 5 (b)) を用いれば、S L O や眼底カメラのような眼底正面画像取得手段は、必ずしも必要ではない。このような場合、アイトラッキングを、例えば、別途、前眼部撮影光学系を配置し、取得した前眼部画像を用いて実施することも可能である。この前眼部撮影光学系は、眼底正面画像撮影光学系共に配置し、アイトラッキングを両方の撮影画像を用いて実施することも可能である。

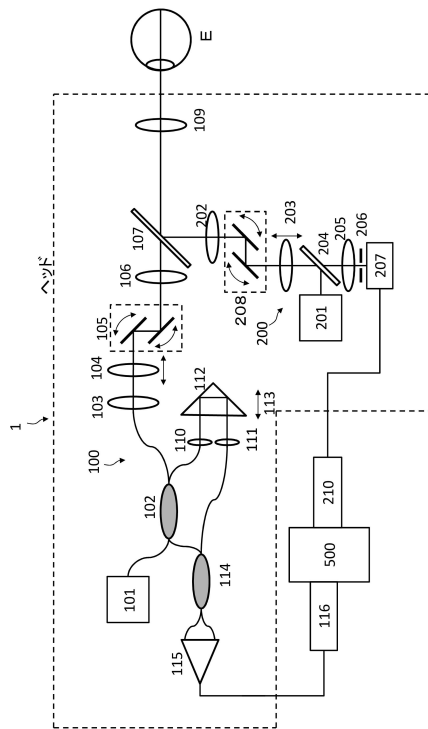
【 符号の説明 】

【 0 0 7 8 】

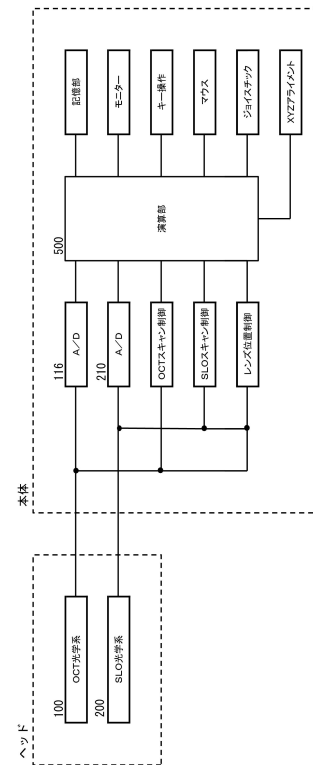
1 ... 本実施例の眼科装置、 1 0 0 ... O C T 光学系、 1 0 1 ... 光源、 1 0 2 ... ファイバーケーブル、 1 0 5 ... ガルバノミラー、 1 0 7 ... ダイクロイックミラー、 1 1 2 ... プリズム、 2 0 0 ... S L O 光学系、 2 0 1 ... S L O 光源、 2 0 4 ... ビームスプリッタ、 2 0 8 ... S L O スキャン装置、 3 0 0 ... 前眼部撮影光学系、 3 0 3 ... C C D カメラ、 5 0 0 ... 演算部、 E ... 被検眼

30

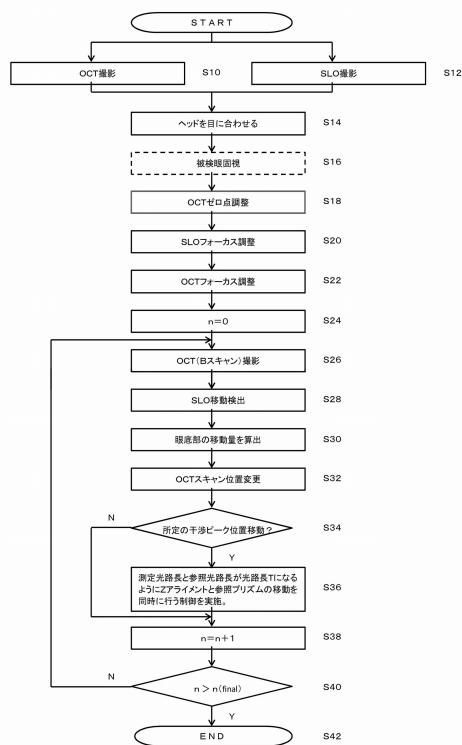
【 図 1 】



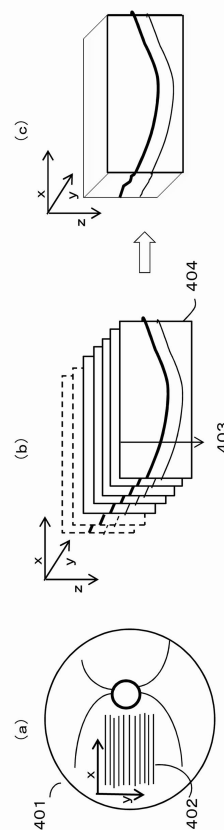
【 図 2 】



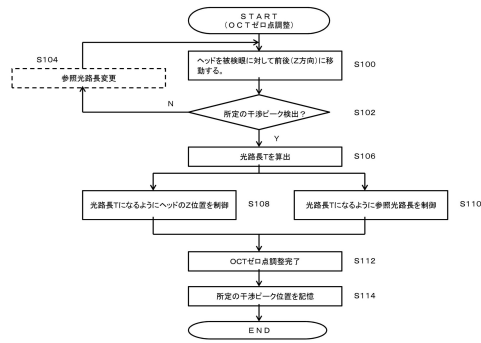
【圖 3】



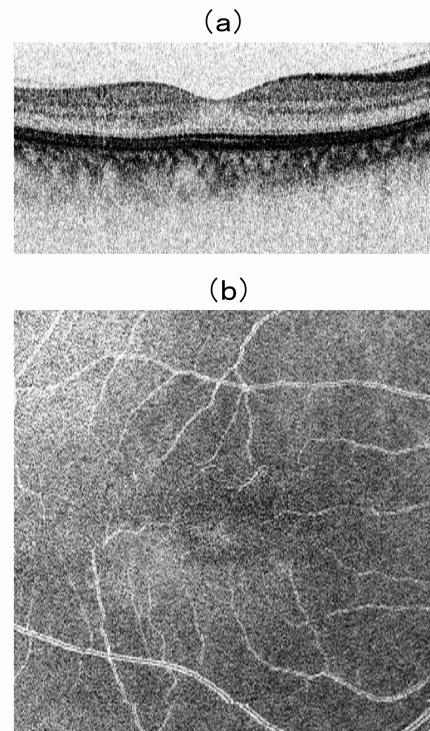
【圖 4】



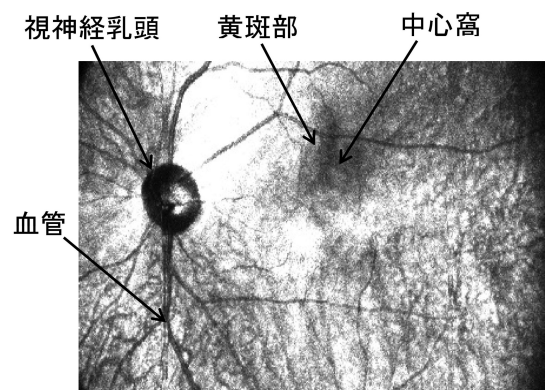
【図 5】



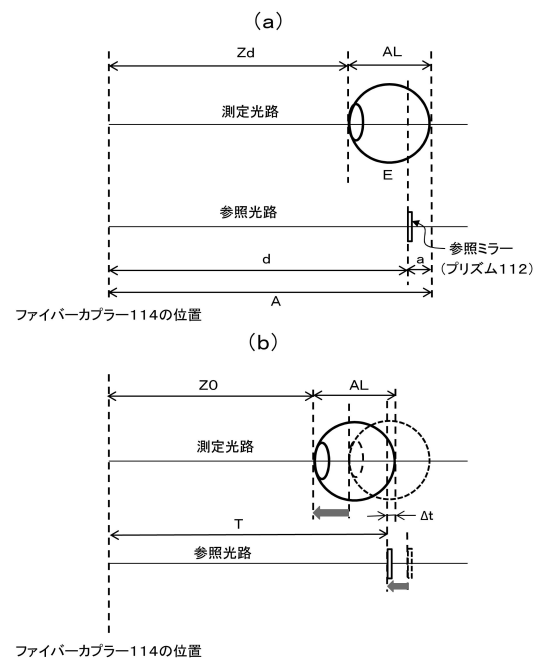
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 1 2 - 7 5 6 4 1 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 1 4 7 9 7 6 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 1 6 9 5 0 2 (J P , A)
特開 2 0 1 3 - 2 2 3 (J P , A)
特開 2 0 1 3 - 1 5 3 7 9 8 (J P , A)
特開 2 0 1 3 - 1 8 8 3 1 6 (J P , A)
特開 2 0 1 5 - 1 6 1 5 1 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 3 / 1 0
G 0 1 N 2 1 / 1 7