

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5772284号

(P5772284)

(45) 発行日 平成27年9月2日(2015.9.2)

(24) 登録日 平成27年7月10日(2015.7.10)

(51) Int.Cl.

F 1

G O 1 N 21/17 (2006.01)

G O 1 N 21/17 6 2 0

請求項の数 5 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2011-139246 (P2011-139246)	(73) 特許権者	000135184
(22) 出願日	平成23年6月23日 (2011. 6. 23)		株式会社ニデック
(65) 公開番号	特開2013-7601 (P2013-7601A)		愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4
(43) 公開日	平成25年1月10日 (2013. 1. 10)	(72) 発明者	羽根渕 昌明
審査請求日	平成26年6月19日 (2014. 6. 19)		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	森口 正治
		(56) 参考文献	国際公開第2010/143601 (W O, A 1) 特開2009-103688 (J P, A)
		(58) 調査した分野(Int.Cl., DB名)	G O 1 N 2 1 / 0 0 - 2 1 / 6 1

(54) 【発明の名称】 光コヒーレンストモグラフィ装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光源から出射された光を測定光と参照光に分割する光分割器と、
 前記測定光を互いに独立した第1のビームと第2のビームに分けて、各ビームを被検物上の異なる位置に照射しながら走査する走査光学系と、
 前記測定光の光路中に配置され、前記第1のビームと第2のビームとの間に光路長差を生じさせる光遅延路と、
 被検物からの前記第1ビームの反射光と、被検物からの前記第2ビームの反射光と、前記参照光と、が合成された合成光のスペクトルを受光する検出器と、
 検出器から出力される干渉信号を処理して断層画像を取得する演算処理部と、を備え、
前記第1のビームと第2のビームは、被検物の同じ深さ位置に照射され、
前記演算処理部は、前記第1のビームによる第1断層画像と共に、前記第1断層画像とは異なる深さ位置に前記第2ビームによる第2断層画像が形成された断層画像を取得すること
を特徴とする光コヒーレンストモグラフィ装置。

【請求項 2】

前記光遅延路は、前記断層画像において、前記第1断層画像と前記第2断層画像が互いに分離して形成されるように前記光路長差が設定されている請求項1の光コヒーレンストモグラフィ装置。

【請求項 3】

前記走査光学系は、前記第1のビームと第2のビームの分離方向に関して各ビームを走

10

20

査させ、

前記演算処理部は、検出器から出力される干渉信号を処理して、時間の異なる同じ部位に関する第1の断層画像と第2の断層画像とが形成された断層画像を取得する共に、前記同じ部位についての位相の時間変化量を計測する請求項1～2のいずれかの光コヒーレンストモグラフィー装置。

【請求項4】

前記走査光学系は、前記第1のビームと第2のビームの分離方向に対して異なる方向に各ビームを走査させ、

前記演算処理部は、検出器から出力される干渉信号を処理して、異なる走査位置に関する第1断層画像と第2断層画像とが形成された断層画像を取得する請求項1～3のいずれかの光コヒーレンストモグラフィー装置。

10

【請求項5】

光源から出射された光を測定光と参照光に分割する光分割器と、

被検物からの反射光と前記参照光とが合成された合成光のスペクトルを受光する検出器と、

検出器から出力される干渉信号を処理して断層画像を取得する演算処理部と、

前記測定光の光路中に配置され、前記測定光に光路長差を生じさせる光遅延路であって、前記断層画像において、深さ方向に関して互いに分離した複数の断層画像が形成されるように前記光路長差が設定されている光遅延路と、

を備え、

20

前記複数の断層画像は、被検物の同じ深さ位置からの反射光に基づいて形成され、

前記演算処理部は、深さ方向に関して互いに分離した複数の断層画像が形成された断層画像を取得することを特徴とする光コヒーレンストモグラフィー装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、測定光と参照光との光干渉を利用して被検物を計測する光コヒーレンストモグラフィー装置に関する。

【背景技術】

【0002】

30

測定光と参照光との光干渉を利用して被検物を計測する光コヒーレンストモグラフィー装置において、測定光を複数のビームに分離した2ビーム型光コヒーレンストモグラフィー装置が知られている（特許文献1、特許文献2参照）。

【0003】

本装置は、測定光を2つのビームに分離し、第1ビームの被検物からの反射光と参照光との第1合成光を第1のスペクトルメータによって受光し、第2ビームの被検物からの反射光と参照光との第2合成光を第2のスペクトルメータによって受光する。そして、各スペクトルメータから出力された信号を処理して、第1ビームによって形成される第1の断層画像と、第2ビームによって形成される第2の断層画像を得る。

【先行技術文献】

40

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】国際公開WO2010/143601号

【特許文献2】特開2010-259698号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上記構成の場合、スペクトルメータが2つ必要な点、偏光を使って2光束に分離する必要があるなど、複雑であり、実用的には、改善の余地がある。

【0006】

50

本発明は、上記問題点を鑑み、簡単な構成で断層画像をスムーズに取得できる光コヒーレンスグラフィック装置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】

【0007】

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

【0008】

(1)

光源から出射された光を測定光と参照光に分割する光分割器と、

前記測定光を互いに独立した第1のビームと第2のビームに分けて、各ビームを被検物上の異なる位置に照射しながら走査する走査光学系と、

前記測定光の光路中に配置され、前記第1のビームと第2のビームとの間に光路長差を生じさせる光遅延路と、

被検物からの前記第1ビームの反射光と、被検物からの前記第2ビームの反射光と、前記参照光と、が合成された合成光のスペクトルを受光する検出器と、

検出器から出力される干渉信号を処理して断層画像を取得する演算処理部と、を備え、前記第1のビームと第2のビームは、被検物の同じ深さ位置に照射され、

前記演算処理部は、前記第1のビームによる第1断層画像と共に、前記第1断層画像とは異なる深さ位置に前記第2ビームによる第2断層画像が形成された断層画像を取得することを特徴とする。

(2)

光源から出射された光を測定光と参照光に分割する光分割器と、

被検物からの反射光と前記参照光とが合成された合成光のスペクトルを受光する検出器と、

検出器から出力される干渉信号を処理して断層画像を取得する演算処理部と、

前記測定光の光路中に配置され、前記測定光に光路長差を生じさせる光遅延路であって、前記断層画像において、深さ方向に関して互いに分離した複数の断層画像が形成されるように前記光路長差が設定されている光遅延路と、

を備え、

前記複数の断層画像は、被検物の同じ深さ位置からの反射光に基づいて形成され、

前記演算処理部は、深さ方向に関して互いに分離した複数の断層画像が形成された断層画像を取得することを特徴とする。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、簡単な構成で断層画像をスムーズに取得できる。

【発明を実施するための形態】

【0010】

本発明の実施形態に係る光コヒーレンストモグラフィ装置について説明する。図1は本実施形態における光コヒーレンストモグラフィ装置の構成について説明する概略構成図である。

【0011】

光コヒーレンストモグラフィ装置(1)は、波長掃引式OCT(101: Swept Source-OCT)を基本的構成とし、波長可変光源(102)、干渉光学系(OCT光学系)100、演算制御部(以下、制御部)70と、を含む。波長可変光源102は、出射光の波長を変化させる。干渉光学系(OCT光学系)100は、被検物(例えば、眼E)からの反射光と参照光とのスペクトル干渉信号を取得する。制御部70は、取得された干渉信号の処理することにより深さプロファイルを得る。OCT装置1は、被検物上で光を走査させると共に、異なる位置で得られた深さプロファイルに基づいて断層画像を得る。

【0012】

OCT装置1において、光源102からの光は、カップラー(スプリッタ)104によって測定光と参照光に分割され、さらに、測定光は、光分割部材302によって互いに独

10

20

30

40

50

立した2つのビームに分けられる。光遅延路300は、分けられた2つのビームに対し互いに光路長差を生じさせる。各ビームは、異なる部位に同時に照射され、光スキャナ108によって被検物上で走査される。

【0013】

被検物で反射された各ビームの反射光は、参照光学系110からの参照光と合成され、合成された光（干渉光）は、検出器120に受光され、これに対応する干渉信号が演算制御部（CPU）70に入力される。そして、波長可変光源102によって波長が変化されると、各波長の合成光から形成される干渉信号のスペクトルデータが演算制御部（CPU）70に入力され、制御部70によって信号処理される。

【0014】

制御部70は、検出器120から出力される干渉信号を処理することによって、第1ビームによって形成される第1断層画像と第2ビームによって形成される第2断層画像を取得する。

【0015】

制御部70に入力されたスペクトルデータは、波長 λ の関数として書き換えられ、波数 $k (= 2\pi/\lambda)$ に関して等間隔な関数 $I(k)$ に変換される。制御部70は、各ビームの同一部位に関する干渉信号をフーリエ変換した後、ドップラシフト周波数に基づく位相の変化量を求める（詳しくは後述する）。制御部70は、位相の変化量を基に、被検物の移動速度を演算処理し流速（被検物の移動速度）を求める。制御部70は、各スポットの流速を平均化することで、広範囲の平均流速（被検物の平均移動速度）を測定できる。

【0016】

制御部70は、上記信号振幅、信号位相の処理を、それぞれ信号振幅処理工程、信号位相処理工程で処理し、断層形態画像およびドップラ画像を得る。制御部70は、その結果をモニタ75（画像表示部）に表示する。

【0017】

図1において、光遅延路300は、測定光路中に設けられ、ビームスプリッタ302、ビームコンバイナ308を備える。ビームスプリッタ302は、光源102からの測定光を基準光路300a（第1測定光路）と迂回光路300b（第2測定光路）に分割する。ビームコンバイナ308は、基準光路300aと迂回光路300bを合成する（図1参照）。

【0018】

光遅延路300が付与する光路長差は、深さ方向における断層画像の撮影範囲において、一方のビームによって形成される断層画像が前方に形成され、他方のビームによって形成される断層画像が後方に形成されるように設定されている。

【0019】

OCT装置1の走査光学系は、例えば、2つのビームの分離方向に関して2つのビームを走査させることにより、被検物上の同じ位置に各ビームを走査する。制御部70は、検出器120から出力される干渉信号を処理することにより、時間の異なる同じ部位の2枚の断層画像を取得すると共に、同じ部位についての位相の時間変化量を計測する。これにより、少なくとも2つのビームを用いたドップラ計測を簡単な構成で行うことができる。

【0020】

OCT装置1の走査光学系は、例えば、各ビームの分離方向とは異なる方向に2つのビームを走査させることにより、被検物上の異なる位置に各ビームを走査する。制御部70は、検出器120から出力される干渉信号を処理して、異なる走査位置に関する第1断層画像と第2断層画像を取得する。これにより、複数の断層像の同時取得を簡単な構成で行うことができる。

【0021】

波長可変光源102に関して、瞬間輝線幅の狭い波長可変光源であれば、光路長が異なる2つの断層画像が、ほぼ同じ干渉強度を保ち、かつ、分離された状態で取得される。撮像範囲に関して、深さ方向に分離された第1断層画像と第2断層画像を含む範囲が確保さ

10

20

30

40

50

れる。

【実施例】

【0022】

以下、図面に沿って、本発明の実施例を具体的に説明する。

＜実施例1＞

実施例1では、光コヒーレンストモグラフィー装置として、上記実施形態と同様の図1に示されるOCT装置1が用いられ、被検物は、眼の眼底である。

【0023】

OCT装置1は、干渉光学系（OCT光学系）100と、演算制御部（CPU）70と、メモリ72、モニタ75、を含む。その他、OCT装置1には、図示無き、正面像観察系、固視標投影系が設けられる。

10

【0024】

OCT光学系100には、SS-OCT方式が用いられ、光源102として出射波長を時間的に高速で変化させる波長可変光源（波長走査型光源）が用いられ、検出器120として、例えば、第1受光素子120aと第2受光素子120bからなる平衡検出器（Balanced Detector）が設けられる。各受光素子は、受光部が一つのみからなるポイントセンサであって、例えば、アバランシェ・フォト・ダイオードが用いられる。

【0025】

光源102は、例えば、レーザ媒体、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フィルタが挙げられる。

20

【0026】

本実施例では、瞬間輝線幅が短く、共振器長が短い光源としてAXSUN社のTUNABLE LASER が用いられる（例えば、 $\lambda_c=1060\text{nm}$ 、 $\Delta\lambda=110\text{nm}$ 、 $\delta\lambda=0.055\text{nm}$ 、共振器長 $\sim 14\text{mm}$ ）。このような波長可変光源は、例えば、米国公開2009/0059971号に記載されている。

【0027】

OCT光学系100は、光源102から出射された光をカップラー（スプリッタ）104によって測定光（測定光）と参照光に分割する。サーキュレータ103は光源102からの光をカップラ104に導光し、カップラ104からの光を検出器120に導光する。

30

【0028】

OCT光学系100は、測定光学系106によって測定光を眼Eの眼底Efに導き、また、参照光を参照光学系110に導く。OCT光学系100は、眼底Efによって反射された測定光と、参照光との合成によって取得される干渉光を検出器（受光素子）120に受光させる。

【0029】

測定光学系106には、光ファイバー105、コリメータレンズ22、光遅延路300、フォーカスレンズ18、コリメータレンズ16、光スキャナ108、リレーレンズ11、対物レンズ10、が順次設けられている。コリメータレンズ22は、第1測定光S1と第2測定光S2を分離させるため、測定光学系106の光軸L1に対しレンズ22の光軸が傾斜した関係となるように配置されている。フォーカスレンズ18は、光軸方向に移動され、被検物に対するフォーカスを調整するために用いられる。

40

【0030】

光遅延路300は、光分割部材302、第1光反射部材304、第2光反射部材306、光結合部材308を備え、測定光を2つの光路に分割し、一方の測定光に対して他方の測定光の光路長を遅延させる。

【0031】

光分割部材302、光結合部材308には、ハーフミラー、偏光ビームスプリッタ等のビームスプリッタ、ダイクロイックミラーなどが用いられる。例えば、偏光ビームスプリッタを用いる場合、光分割部材320は、光源からの光をS偏光とP偏光に分割し、一方

50

の偏光成分の光を透過させ、他方の偏光成分の光を反射する特性を持つ。光結合部材 308 は、S 偏光と P 偏光に分割された光を結合させる特性を持つ。第 1 光反射部材 304、第 2 反射部材 306 として、例えば、全反射ミラー、プリズムなどの光学部材が用いられる。光遅延路 300 を形成する光学部材は、図 1 のように互いに離れた光学配置であってもよいし、プリズム等により一体化された光学配置であってもよい。

【0032】

光分割部材 302 は、光源 102 からの光を 2 つの光に分割する。例えば、光分割部材 302 によって、光源 102 側から入射された光の一方が透過され、他方が反射される。第 1 光反射部材 304、第 2 反射部材 306 は、光分割部材 302 によって分割された光の一方を反射し、光結合部材 308 に戻す。光結合部材 308 は、分割された光を結合させる。例えば、分割された光の一方が透過され、他方が反射され、これらの光は、眼底 E f 側に進行される。

10

【0033】

光ファイバー 105 からの測定光は、光遅延路 300 に設けられた第 1 光路 300 a (基準光路) と第 2 光路 300 b (迂回光路) によって、第 1 測定光 S 1 と第 2 測定光 S 2 として生成される。第 2 測定光路 300 b は、第 1 測定光路 300 a より光路長が長いので、第 2 測定光 S 2 は、第 1 測定光 S 1 に対し光学的遅延 (光路長差) が生じる。なお、測定光の反射によって眼底 E f から取得される反射光においても、同様の遅延が生じる。

【0034】

上記構成において、光遅延路 300 を通過した第 1 測定光 S 1 と第 2 測定光 S 2 は、フォーカスレンズ 18 によって集光された後、コリメータレンズ 16 によって平行ビームに変換され、ガルバノミラー 14 とガルバノミラー 12 で構成される光スキャナ 108 によって反射方向が変えられる。そして、光スキャナ 108 によって偏向された光は、リレーレンズ 11 によって一旦集光された後、対物レンズ 10 によって平行ビームとなって眼 E に入射し、眼底 E f 上に入射される。

20

【0035】

光スキャナ 108 は、眼底 E f 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 108 は、瞳孔と略共役な位置に配置される。光スキャナ 108 は、例えば、2 つのガルバノミラー 12、14 であり、その反射角度が駆動機構 50 によって任意に調整される。

30

【0036】

光源 102 から出射された光束は、その反射 (進行) 方向が変化され、眼底上で任意の方向に走査される。光スキャナ 108 としては、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。

【0037】

第 1 測定光 S 1 の主光線と第 2 測定光 S 2 の主光線は、瞳孔共役位置 P (光スキャナ) において交差するため、瞳上で一旦交差した後、眼底 E f に到達する。第 1 測定光 S 1 と第 2 測定光 S 2 は、走査方向に関して適宜間隔 Δ をおいて空間的に分離される。このようにして、走査方向に間隔 Δ をおいて、第 1 測定光 S 1 と第 2 測定光 S 2 からなる 2 つのプロ

40

【0038】

制御部 70 は、光スキャナ 108 の駆動を制御することにより、眼底 E f の深さ方向に対して垂直な方向 (横断方向) に第 1 測定光 S 1 と第 2 測定光 S 2 を走査させる。制御部 70 は、走査ライン上において互いに分離された第 1 測定光 S 1 と第 2 測定光 S 2 が、眼底 E f 上における走査ライン上において異なる点に同時に照射されるように、光スキャナ 108 の走査方向を調整する。

【0039】

第 1 測定光 S 1 と第 2 測定光 S 2 のそれぞれの眼底 E f からの後方散乱光 (反射光) は、対物レンズ 10 ~ フォーカスレンズ 18 を経て、光遅延路 300 に達する。そして、後

50

方散乱光は、光結合部材 308 によって 2 つに分割された後、光分割部材 302 によって結合された後、物体光として再びカップラー 104 に戻り、参照光と合波されて干渉する。

【0040】

参照光学系 110 は、眼底 Ef 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 110 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よい。参照光学系 110 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 104 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 104 に戻し、検出器 120 に導く。他の例としては、参照光学系 110 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 104 からの光を戻さず透過させることにより検出器 120 へと導く。

10

【0041】

本装置は、測定光と参照光との光路長差を調整するために OCT 光学系 100 に配置された光学部材の少なくとも一部を光軸方向に移動させる。例えば、参照光学系 110 は、参照光路中の光学部材（例えば、参照ミラー 111）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調整する構成を有する。例えば、駆動機構 112 の駆動によって参照ミラー 111 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 106 の測定光路中に配置されてもよい。測定光路中に配置された光学部材（例えば、光ファイバーの端部）が光軸方向に移動される。

【0042】

20

測定光と参照光とが合成された干渉信号光は、カップラー 104 によって光ファイバー 119a 側の光路と光ファイバー 119b 側の光路に分岐される。第 1 受光素子 120a は、光ファイバー 119a を通過した干渉信号光を検出する。第 2 受光素子 120b は、サーキュレータ 103 を介して光ファイバー 119b を通過した干渉信号光を検出する。第 1 受光素子 120a 及び第 2 受光素子 120b によって受光される干渉信号光は、それぞれ第 1 測定光 S1 に対応する干渉信号光と第 2 測定光 S2 に対応する干渉信号光とを含む。

【0043】

光源 102 により出射波長が変化されると、これに対応する干渉信号光が検出器 120 に受光され、結果的に、スペクトル干渉信号光として検出器 120 に受光される。検出器 120 から出力されたスペクトル干渉信号は、制御部 70 に取り込まれ、このスペクトル干渉信号に基づき、深さプロファイルが形成される。

30

【0044】

検出器 120（平衡検出器）は、第 1 受光素子 120a からの干渉信号と第 2 受光素子 120b からの干渉信号との差分を得て、干渉信号に含まれる不要なノイズを削減する。制御部 70 は、光スキャナ 108 の駆動を制御し、眼底 Ef 上で測定光を横断方向に走査させる。制御部 70 は、各走査位置での深さプロファイルを順次並べることにより眼底断層画像を形成させる。

【0045】

図 2 は、眼底に対する走査位置の一例を示す図であり、ビームの分離方向に 2 つのビームが走査される例を示す図である。図 3 は、図 2 のようなデュアル走査によって取得された断層画像を示す図である。なお、フーリエ解析によって取得された断層画像データには、実像とミラーイメージが含まれるが、図 3 は、実像のみを抽出した画像である。ここで、深さ位置 R は、測定光と参照光との光路長が一致する深さ位置であり、撮像領域 G1 は、深さ位置 R より後方の撮像領域に対応する。

40

【0046】

断層像 T には、第 1 断層像 T1 と第 2 断層像 T2 が形成され、第 1 断層像 T1 は、第 1 測定光 S1 と参照光との干渉によって形成された断層像であり、第 2 断層像 T2 は、第 2 測定光 S2 と参照光との干渉によって形成された断層像である。

【0047】

50

撮像領域 G 1 において、第 1 測定光 S 1 に基づく第 1 断層像 T 1 が前方の領域に形成され、第 2 測定光 S 2 に基づく第 2 断層像 T 2 が後方の領域に形成される。このような深さ方向の撮像位置の差は、第 1 測定光 S 1 と第 2 測定光 S 2 との間の光路長差によって生じる。第 1 断層像 T 1 と第 2 断層像 T 2 は、走査方向上において眼底 E f 上の照射位置が異なる状態で断層像が取得される。

【0048】

図 3 において、第 1 断層像 T 1 上の点 P 1 (z_1 、 t_1) と第 2 断層像 T 2 上の点 P 2 (z_2 、 t_2) は、深さ方向及び横方向に関して同一部位の関係にある。深さ方向における断層像のシフト量 Δz は、第 1 測定光と第 2 測定光の間の光路差に対応し、予め既知である。例えば、ピクセル単位でシフト量 Δz が算出される。 $z_1 = z_2 + \Delta z$ の関係が成り立つ。

10

【0049】

横方向における断層像のシフト量 Δt は、第 1 測定光と第 2 測定光の間の照射ずれに対応し予め既知である。例えば、ピクセル単位でシフト量 Δt が算出される。 $t_2 = t_1 + \Delta t$ の関係が成り立つ。シフト量 Δt は、光学シミュレーションにより求められる他、シフト量 Δt は、画像処理により第 1 断層像と第 2 断層像のずれ量が算出される。

【0050】

制御部 70 は、第 1 断層像 T 1 と第 2 断層像 T 2 を用いて同一部位に対応する点での位相の変化量を求めることにより血管内における血液の移動速度を測定する。

【0051】

20

<位相の変化量、流速を求めるための演算式>

点 P 1 (z_1 、 t_1)、点 P 2 (z_2 、 t_2) 上での位相 Φ_1 (z_1 、 t_1)、 Φ_2 (z_2 、 t_2) は、順に

【0052】

【数 1】

$$\Phi_{1,n}(z_1, t_1) = \arctan \left(\frac{\text{Im}(\tilde{I}_{1,n}(z_1))}{\text{Re}(\tilde{I}_{1,n}(z_1))} \right),$$

$$\Phi_{2,n}(z_2, t_2) = \Phi_{1,n}(z + \Delta z, t + \Delta t) = \arctan \left(\frac{\text{Im}(\tilde{I}_{2,n}(z_2, t_2))}{\text{Re}(\tilde{I}_{2,n}(z_2, t_2))} \right) = \arctan \left(\frac{\text{Im}(\tilde{I}_{1,n}(z + \Delta z, t + \Delta t))}{\text{Re}(\tilde{I}_{1,n}(z + \Delta z, t + \Delta t))} \right)$$

30

と表される。

【数 2】

$$\tilde{I}_{1,n}(z)$$

は、ス[°]クトルを波数 k に関して FFT した複素散乱強度であり、通常の OCT 強度

【数 3】

40

$$I_{1,n}(z)$$

とは、

【数 4】

$$I_{1,n}(z) = \sqrt{(\text{Re}(\tilde{I}_{1,n}(z)))^2 + (\text{Im}(\tilde{I}_{1,n}(z)))^2}$$

の関係にある。なお、Im は複素数の虚部を、Re は複素数の実部をとることを表す。n は $n=1 \sim N-1$ とし、一つの点を N 回の Ascan で測定することを表している。

50

位相の変化 $\Delta \Phi(z, \Delta t)$ は

【数 5】

$$\Delta \Phi_n(z, \Delta t) = \Phi_{1,n}(z_1, t_1) - \Phi_{2,n}(z_2, t_2) + \Phi_0$$

となる。 Φ_0 はサンプル全体の動きや初期位相差を表す。

これから測定光と血流 $V(z)$ の角度を α として、

【数 6】

$$V(z) = \frac{\lambda}{4n\pi\Delta t(N-1)\cos\alpha} \sum_{n=1}^{N-1} \Delta \Phi_n(z, \Delta t) \quad 10$$

と求められる。上式では横方向に平均を取っているが、光軸方向に平均してもよい。角度 α は、通常の散乱強度 OCT 像から別途血管の方向を求めればよい。

【0053】

なお、以上の説明においては、測定光を 2 つのビームに分割する構成としたが、これに限定されず、3 つ以上のビームを用いるようにしてもよい。

【0054】

上記ドップラ計測モードと、断層像を撮影する通常撮影モードとが切換えられるようにしてもよい。モード切換スイッチによって、通常撮影モードに設定されると、制御部 70 は、光スキャナ 108 を制御し、第 1 測定光と第 2 測定光との分離方向とは異なる方向（好ましくは分離方向に対する直交方向）に関して眼底 Ef 上で各測定光を走査させる（図 4 参照）。 20

【0055】

2 つの測定光によって眼底上の走査領域が分けられ、異なる走査領域に対応する断層像がそれぞれ取得されるため、（図 5 参照）所望する複数の走査領域の断層像をスムーズに取得できる。本手法によれば、必要に応じ、簡単な構成で、複数の断層像を同時に取得することも可能である。

【0056】

例えば、制御部 70 は、眼底上の互いに異なる部分において、各測定光を二次元的に走査させることにより、3 次元断層像をスムーズに取得できる。例えば、第 1 測定光 S1 は、眼底 Ef 上の矩形領域 D1 において二次元的に走査され、第 2 測定光 S2 は、眼底 Ef 上の矩形領域 D2 において二次元的に走査される。 30

【0057】

<実施例 2>

図 6 は実施例 2 の構成を示す図である。なお、図 1 と同じ番号を付した構成については、図 1 と同様の構成・機能を有する。図 6 において、光遅延路 300 は、カップラー 310 と、第 1 光ファイバー 105 a、第 2 光ファイバー 105 b、を備える。カップラー 310 は、測定光路中に設けられ、光源 102 からの測定光を基準光路 300 a（第 1 測定光路）と迂回光路 300 b（第 2 測定光路）に分割する。これにより、測定光は、カップ 40
ラ 310 によって第 1 測定光 S1 と第 2 測定光 S2 に分割され、第 1 測定光は、第 1 光ファイバー 105 a、第 1 コリメータレンズ 22 a を介して、フォーカスレンズ 18 に入射され、第 2 測定光は、第 2 光ファイバー 105 b、第 2 コリメータレンズ 22 b を介して、フォーカスレンズ 18 に入射される。

【0058】

図 6 において、第 1 光ファイバー 105 a と第 2 光ファイバー 105 b の長さは、同じ長さである。そして、第 1 光ファイバー 105 a の眼 E 側の端部及び第 1 コリメータレンズ 22 a と、第 2 光ファイバー 105 a の眼 E 側の端部及び第 2 コリメータレンズ 22 b が、光軸方向に関して異なる位置に配置されている。このため、第 2 測定光は、第 1 測定光 S1 に対し、空気中において光学的遅延（光路長差が生じる）。これにより、図 3、図 50

5に示すように、第1測定光S1に対応する断層像T1と、第2測定光S2に対応する断層像T2とが、深さ方向に異なる領域に取得される。それ以降の光線の進行については、図1と同様であるため、説明を省略する。

【0059】

第1測定光S1と第2測定光S2を空間的に分離させる場合、光分離素子として、ウォーラストプリズムを用いるようにしてもよい。ウォーラストプリズムは、2つに接合されたプリズムからなる偏光プリズムであり、垂直に入射した光は、2つのプリズムによって互いに直交する偏光状態に分離され、違った方向に射出される。

【0060】

光遅延路300によって形成される光路長差が可変であってもよい。例えば、図1の構成では、光分割部材302と光結部材308に対し、第1光反射部材304と第2光反射部材306との光学距離が調整される。また、図6の構成では、光軸方向に関する第1光ファイバと第2光ファイバとの相対位置が調整されるようにしてもよい。

【0061】

以上の説明においては、SS-OCTを例にとって説明したが、これに限定されず、SD-OCT（スペクトルドメインOCT）においても、上記技術手法の適用は可能である。SD-OCTは、光源として広帯域光源（低コヒーレント光源）、検出器として一つのスペクトロメータ（例えば、グレーティングとラインセンサ）を用いる。この場合、深さ方向の撮像範囲を確保するため、解像度の高いスペクトロメータを用いることが好ましい。

【図面の簡単な説明】

【0062】

【図1】本実施形態における光コヒーレンストモグラフィー装置の構成について説明する概略構成図である（実施例1）。

【図2】眼底に対する走査位置の一例を示す図であり、ビームの分離方向に2つのビームが走査される例を示す図である。

【図3】図2のようなデュアル走査によって取得された断層画像を示す図である。

【図4】眼底に対する走査位置の一例を示す図であり、ビームの分離方向と異なる方向に2つのビームが走査される例を示す図である。

【図5】図4のようなデュアル走査によって取得された断層画像を示す図である。

【図6】実施例2における光コヒーレンストモグラフィー装置の構成について説明する概略構成図である。

【符号の説明】

【0063】

- 1 光コヒーレンストモグラフィー（OCT）装置
- 70 演算制御部
- 100 干渉光学系（OCT光学系）
- 102 波長可変光源
- 104 カップラ
- 106 測定光学系
- 108 光スキャナ
- 110 参照光学系
- 120 検出器
- 300 光遅延路

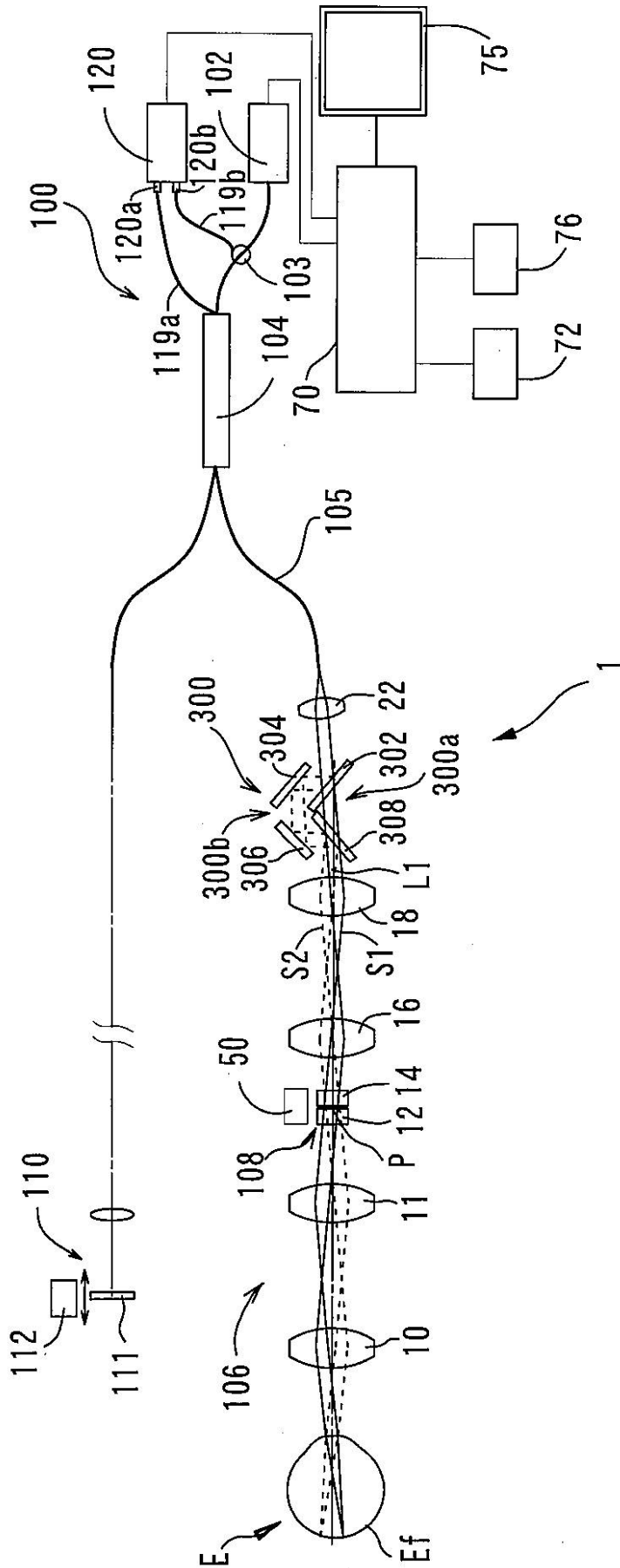
10

20

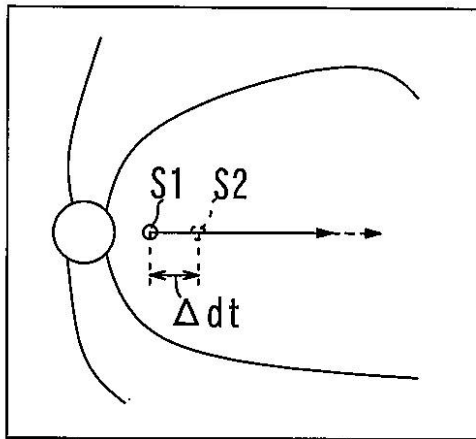
30

40

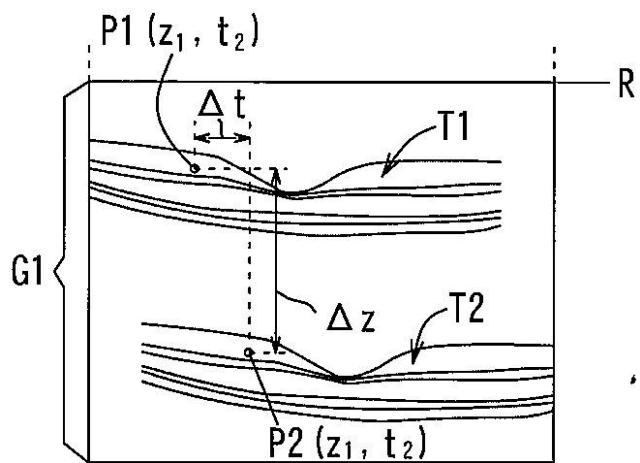
【図 1】



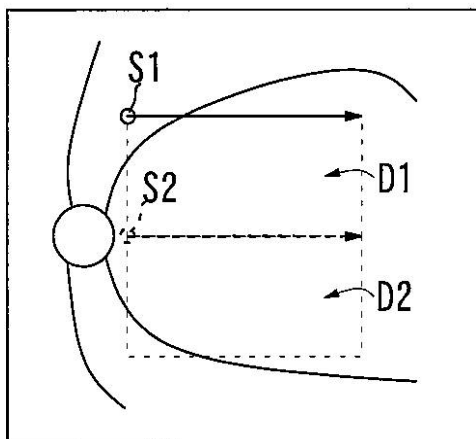
【図 2】



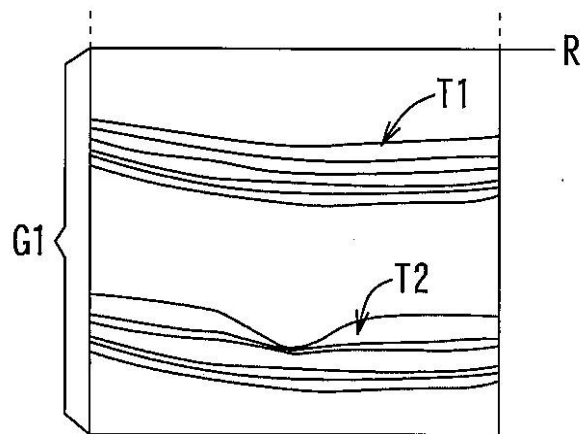
【図 3】



【図 4】



【図 5】



【図 6】

