

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5605998号  
(P5605998)

(45) 発行日 平成26年10月15日(2014.10.15)

(24) 登録日 平成26年9月5日(2014.9.5)

(51) Int.Cl.

F I

G O 1 N 21/17 (2006.01)  
A 6 1 B 3/12 (2006.01)G O 1 N 21/17 6 2 5  
A 6 1 B 3/12 E

請求項の数 21 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2009-53793 (P2009-53793)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成21年3月6日(2009.3.6)		キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開2010-210267 (P2010-210267A)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(43) 公開日	平成22年9月24日(2010.9.24)	(74) 代理人	100085006
審査請求日	平成23年8月1日(2011.8.1)		弁理士 世良 和信
		(74) 代理人	100100549
			弁理士 川口 嘉之
		(74) 代理人	100106622
			弁理士 和久田 純一
		(74) 代理人	100131532
			弁理士 坂井 浩一郎
		(74) 代理人	100125357
			弁理士 中村 剛
		(74) 代理人	100131392
			弁理士 丹羽 武司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光干渉断層撮像方法および装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光源からの光を測定光と参照光とに分割し、前記測定光を被検査物に照射したときに前記被検査物から戻される戻り光と、前記参照光との干渉光の波長スペクトルに基づいて前記被検査物の断層像を取得する光干渉断層撮像方法であって、

前記被検査物における前記測定光の照射方向に隣接する複数の測定領域のそれぞれについて測定像を得るステップであって、測定領域に対応する位置に前記測定光の焦点及びコヒーレンスゲートを調整して、前記干渉光の波長スペクトルに基づいて測定像を得る処理を測定領域毎に行うステップと、

測定領域内の前記照射方向における前記コヒーレンスゲートからの距離に応じて強度が変化する強度変化に基づいて、該測定領域の測定像のコントラストを補正する処理を測定領域毎に行うステップと、

測定領域毎に、前記補正された測定像から断層像を得るステップと、  
を有することを特徴とする光干渉断層撮像方法。

【請求項 2】

前記測定像のコントラストを補正するステップでは、測定領域毎に、前記強度変化による測定像のコントラストの変化が補正される  
ことを特徴とする請求項 1 に記載の光干渉断層撮像方法。

【請求項 3】

前記測定像のコントラストを補正するステップでは、測定領域毎に異なる補正関数で測

10

20

定像のコントラストが補正される

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の光干渉断層撮像方法。

【請求項 4】

前記測定像のコントラストを補正するステップでは、測定領域毎に、測定領域内の前記照射方向の位置に対する強度の変化を表す減衰関数に基づいて決定された補正関数に従って測定像のコントラストが補正される

ことを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の光干渉断層撮像方法。

【請求項 5】

測定領域毎に、断層像の強度および / または測定領域の前記照射方向の位置を調整するステップ

10

を更に有することを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の光干渉断層撮像方法。

【請求項 6】

前記測定像は、その測定領域よりも広い範囲に対して得られ、

断層像の強度および / または測定領域の前記照射方向の位置を調整するステップでは、測定領域毎に、測定領域の断層像とその隣接領域の断層像との重複部分の強度の差が一定になるように、測定領域の前記照射方向の位置が調整される

ことを特徴とする請求項 5 に記載の光干渉断層撮像方法。

【請求項 7】

前記測定像は、その測定領域よりも広い範囲に対して得られ、

20

断層像の強度および / または測定領域の前記照射方向の位置を調整するステップでは、測定領域毎に、測定領域の断層像とその隣接領域の断層像との重複部分の強度の差が最小になるように、断層像の強度が調整される

ことを特徴とする請求項 5 または 6 に記載の光干渉断層撮像方法。

【請求項 8】

前記測定像を得るステップでは、前記測定像を得る際に、コヒーレンスゲートが、測定領域とその隣接領域との境界よりも隣接領域側に調整される

ことを特徴とする請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項に記載の光干渉断層撮像方法。

【請求項 9】

前記断層像を得るステップでは、前記補正された測定像から、その測定領域に隣接する隣接領域の断層像の鏡像を除去することにより、測定領域毎の断層像が得られる

30

ことを特徴とする請求項 1 ～ 8 のいずれか 1 項に記載の光干渉断層撮像方法。

【請求項 10】

前記測定像を得るステップでは、第 1 の位置にコヒーレンスゲートを調整して第 1 の測定領域の第 1 の測定像が得られ、前記第 1 の位置とは異なる第 2 の位置にコヒーレンスゲートを調整して前記第 1 の測定領域に対して前記照射方向に隣接する第 2 の測定領域の第 2 の測定像が得られ、

前記測定像のコントラストを補正するステップでは、

前記第 1 の測定領域内の前記照射方向における強度変化に基づいて、前記第 1 の測定像のコントラストが補正され、

40

前記第 2 の測定領域内の前記照射方向における強度変化に基づいて、前記第 2 の測定像のコントラストが補正される

ことを特徴とする請求項 1 ～ 8 のいずれか 1 項に記載の光干渉断層撮像方法。

【請求項 11】

前記測定像を得るステップでは、前記被検査物の端に前記第 1 の測定領域が調整され、

前記断層像を得るステップでは、前記補正された第 1 の測定像を用いて前記補正された第 2 の測定像から前記補正された第 1 の測定像の鏡像を除去することにより、前記第 2 の測定領域の断層像が得られる

ことを特徴とする請求項 10 に記載の光干渉断層撮像方法。

【請求項 12】

50

前記被検査物は網膜である

ことを特徴とする請求項 1 ～ 11 のいずれか 1 項に記載の光干渉断層撮像方法。

【請求項 13】

請求項 1 ～ 12 のいずれか 1 項に記載の光干渉断層撮像方法の各ステップをコンピュータに実行させるプログラム。

【請求項 14】

光源からの光を測定光と参照光とに分割し、前記測定光を被検査物に照射したときに前記被検査物から戻される戻り光と、前記参照光との干渉光の波長スペクトルに基づいて前記被検査物の断層像を取得する光干渉断層撮像装置であって、

前記被検査物における前記測定光の照射方向に隣接する複数の測定領域のそれぞれについて測定像を得る測定像取得手段であって、測定領域に対応する位置に前記測定光の焦点及びコヒーレンスゲートを調整して、前記干渉光の波長スペクトルに基づいて測定像を得る処理を測定領域毎に行う測定像取得手段と、

測定領域内の前記照射方向における前記コヒーレンスゲートからの距離に応じて強度が変化する強度変化に基づいて、該測定領域の測定像のコントラストを補正する処理を測定領域毎に行う補正手段と、

測定領域毎に、前記補正された測定像から断層像を得る断層像取得手段と、  
を有することを特徴とする光干渉断層撮像装置。

【請求項 15】

前記補正手段は、測定領域毎に、前記強度変化による測定像のコントラストの変化を補正する

ことを特徴とする請求項 14 に記載の光干渉断層撮像装置。

【請求項 16】

前記補正手段は、測定領域毎に、測定領域内の前記照射方向の位置に対する強度の変化を表す減衰関数に基づいて決定された補正関数に従って測定像のコントラストを補正することを特徴とする請求項 14 または 15 に記載の光干渉断層撮像装置。

【請求項 17】

前記測定像取得手段は、前記測定像を得る際に、コヒーレンスゲートを、測定領域とその隣接領域との境界よりも隣接領域側に調整する

ことを特徴とする請求項 14 ～ 16 のいずれか 1 項に記載の光干渉断層撮像装置。

【請求項 18】

前記断層像取得手段は、前記補正された測定像から、その測定領域に隣接する隣接領域の断層像の鏡像を除去することにより、測定領域毎の断層像を得る

ことを特徴とする請求項 14 ～ 17 のいずれか 1 項に記載の光干渉断層撮像装置。

【請求項 19】

前記測定像取得手段は、第 1 の位置にコヒーレンスゲートを調整して第 1 の測定領域の第 1 の測定像を取得して、前記第 1 の位置とは異なる第 2 の位置にコヒーレンスゲートを調整して前記第 1 の測定領域に対して前記照射方向に隣接する第 2 の測定領域の第 2 の測定像を取得し、

前記補正手段は、

前記第 1 の測定領域内の前記照射方向における強度変化に基づいて、前記第 1 の測定像のコントラストを補正し、

前記第 2 の測定領域内の前記照射方向における強度変化に基づいて、前記第 2 の測定像のコントラストを補正する

ことを特徴とする請求項 14 ～ 18 のいずれか 1 項に記載の光干渉断層撮像装置。

【請求項 20】

前記測定像取得手段は、前記被検査物の端に前記第 1 の測定領域を調整し、

前記断層像取得手段は、前記補正された第 1 の測定像を用いて前記補正された第 2 の測定像から前記補正された第 1 の測定像の鏡像を除去することにより、前記第 2 の測定領域の断層像を得る

10

20

30

40

50

ことを特徴とする請求項 19 に記載の光干渉断層撮像装置。

【請求項 21】

前記被検査物は網膜である

ことを特徴とする請求項 14 ~ 20 のいずれか 1 項に記載の光干渉断層撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光干渉断層撮像方法および装置に関し、特に医療分野に用いられる干渉光学系を用いた光干渉断層撮像方法および装置に関するものである。

【背景技術】

10

【0002】

現在、光学機器を用いた眼科用機器には様々なものがある。例えば、前眼部撮影機、眼底カメラ、共焦点レーザー走査検眼鏡 (Scanning Laser Ophthalmoscope: SLO) 等である。中でも、光干渉断層撮像装置 (Optical Coherence Tomography (OCT) 装置) は、被検査物の断層像を高解像度で得ることができるため、網膜の専門外来では必要不可欠な装置になりつつある。

【0003】

OCT 装置は、例えば、特許文献 1 に開示されている。特許文献 1 に開示の OCT 装置では、光源として低コヒーレント光が用いられている。光源からの光はビームスプリッタなどの分割光路を介して測定光と参照光に分けられる。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、その戻り光は検出光路を介して検出位置に導かれる。戻り光とは、被検査物の光の照射方向に対す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。参照光は参照光路を介して検出位置に導かれる。検出位置には戻り光と参照光が干渉した干渉光が入力される。そして、分光器などを用いて一括して干渉光の波長スペクトルが取得され、波長スペクトルをフーリエ変換することによって被検査物の断層像が得られる。一般的に、一括して波長スペクトルを測定する OCT 装置はスペクトラルドメイン OCT (SD-OCT) 装置と呼ばれている。

20

【0004】

SD-OCT 装置では、被検査物内の測定光の集束位置を制御するために用いるレンズの開口数 (NA) を選択することによって、焦点深度および横方向 (測定光の照射方向と垂直な方向) の分解能を調整することができる。例えば、開口数を大きくすれば焦点深度は小さくなるが、横方向の分解能は高くなる。一方、開口数を小さくすれば焦点深度は大きくなるが、横方向の分解能は低くなる。つまり、焦点深度と横方向の分解能の関係はトレードオフの関係となっている。

30

【0005】

これを解消する方法として、非特許文献 1 には、ダイナミックフォーカス OCT が開示されている。この方式では、光路長を変えながら断層像を取得するタイムドメイン OCT (TD-OCT) が採用されている。そして、光路長とレンズの焦点位置を同期させて移動させながら断層像を取得する。その結果、横方向の分解能を高く保ったまま、被検査物の測定範囲 (得られる断層像における測定光の照射方向の範囲) を大きくすることができる。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開平 11 - 325849 号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献 1】OPTICS LETTERS Vol. 28、2003、p182 - 184

【発明の概要】

50

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0008】

しかし、TD-OCTでは、光路長を連続的に変化させながら測定するため、SD-OCTと比較して断層像の取得（測定）に時間がかかるとされている。そこで、被検査物の測定範囲が大きく、横方向の分解能が高い断層像を高速で取得するための方法として、スペクトラルドメイン方式でダイナミックフォーカスをする方法が考えられる。上述したように、スペクトラルドメイン方式では、横方向の分解能を高くすると焦点深度が小さくなってしまふ。したがって、測定範囲を大きくするためには、被検査物を測定光の照射方向に隣接する複数の測定領域に分けて測定する必要がある。

## 【0009】

また、SD-OCTでは図7に示すような現象が生じる。図7は、被検査物としてミラーを用いたときの、コヒーレンスゲートとミラーの間の距離と測定される強度（光の強度；反射強度）の関係を示す図である。具体的には、ミラーの位置をコヒーレンスゲートから、50、100、150、200、300、400、500、600、800、1000、1200、1600、2000  $\mu\text{m}$  離れたときに測定された強度（デジタル値）をそれぞれ示している。なお、コヒーレンスゲートとは、測定光路において、参照光路と光学距離が一致する位置のことである。点線は、それらの結果の包絡線（測定領域内の照射方向の位置に対する強度の変化）を模式的に示しており、いわゆる減衰関数である。図7では、ミラーの位置がコヒーレンスゲートから離れるにつれて強度が減衰している。これはRoll-offなどと呼ばれ、分光器の解像度などに起因して発生する。

## 【0010】

上述したように、この現象が発生する場合には、コヒーレンスゲートに近い位置では強度が強く、遠くなれば強度が弱くなる。そのため、測定領域の境目において、一方の領域では強度が強く、他方の領域では強度が弱くなる。それにより、隣接する領域間において、測定される強度に飛びが発生してしまう。

## 【0011】

そこで、本発明は、複数の測定領域のそれぞれから得られた断層像を連続的に繋ぎ合せることのできる光干渉断層撮像方法および装置を提供することを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0012】

上述した課題を解決するために、本発明の光干渉断層撮像方法は、

光源からの光を測定光と参照光とに分割し、前記測定光を被検査物に照射したときに前記被検査物から戻される戻り光と、前記参照光との干渉光の波長スペクトルに基づいて前記被検査物の断層像を取得する光干渉断層撮像方法であって、

前記被検査物における前記測定光の照射方向に隣接する複数の測定領域のそれぞれについて測定像を得るステップであって、測定領域に対応する位置に前記測定光の焦点及びコヒーレンスゲートを調整して、前記干渉光の波長スペクトルに基づいて測定像を得る処理を測定領域毎に行うステップと、

測定領域内の前記照射方向における前記コヒーレンスゲートからの距離に応じて強度が変化する強度変化に基づいて、該測定領域の測定像のコントラストを補正する処理を測定領域毎に行うステップと、

測定領域毎に、前記補正された測定像から断層像を得るステップと、  
を有することを特徴とする。

## 【0013】

また、本発明の光干渉断層撮像装置は、

光源からの光を測定光と参照光とに分割し、前記測定光を被検査物に照射したときに前記被検査物から戻される戻り光と、前記参照光との干渉光の波長スペクトルに基づいて前記被検査物の断層像を取得する光干渉断層撮像装置であって、

前記被検査物における前記測定光の照射方向に隣接する複数の測定領域のそれぞれについて測定像を得る測定像取得手段であって、測定領域に対応する位置に前記測定光の焦点

10

20

30

40

50

及びコヒーレンスゲートを調整して、前記干渉光の波長スペクトルに基づいて測定像を得る処理を測定領域毎に行う測定像取得手段と、

測定領域内の前記照射方向における前記コヒーレンスゲートからの距離に応じて強度が変化する強度変化に基づいて、該測定領域の測定像のコントラストを補正する処理を測定領域毎に行う補正手段と、

測定領域毎に、前記補正された測定像から断層像を得る断層像取得手段と、  
を有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、複数の測定領域のそれぞれから得られた断層像を連続的に繋ぎ合せることのできる光干渉断層撮像方法および装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】図1は、本実施形態に係る光断層撮像方法を示すフローチャートである。

【図2】図2は、本実施例に係るOCT装置で用いられるマッハツェンダー干渉系の構成を示す図である。

【図3】図3は、測定領域の幅を示す図である。

【図4】図4は、補正像から実像を得る方法を示す図であり、図4(a)は被検査物の理想的な断層像、図4(b)は測定領域に映り込む鏡像、図4(c)は各測定領域の補正像、図4(d)は各測定領域の算出された実像を示す。

【図5】図5は、測定像データの解析方法を示すフローチャートである。

【図6】図6は、実像に対する画像調整の方法を示す図である。

【図7】図7は、被検査物としてミラーを用いたときの、コヒーレンスゲートとミラーの間の距離と測定される強度の関係を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本実施形態に係る光干渉断層撮像装置について説明する。

【0017】

本実施形態に係る光干渉断層撮像装置は、光源からの光を分割光路を介して測定光と参照光とに分割する。測定光は測定光路を介して被検査物に照射され、当該照射をしたときに被検査物から戻される戻り光は検出光路を介して検出位置に導かれる。測定光の被検査物内での(照射方向の)焦点位置は、フォーカス駆動機構によって制御することができる。参照光は、参照光路を介して検出位置に導かれる。参照光路にはミラーが配置されており、ミラー駆動機構によってコヒーレンスゲートの位置を調整することができる。コヒーレンスゲートと焦点の位置は同期して制御することができるため、被検査物を照射方向に隣接する複数の測定領域に分けて領域毎に順次測定することができる。検出位置に導かれた光(戻り光と参照光の干渉光)は、波長スペクトルに分解され、解析される。それにより、被検査物の断層像が取得される。

【0018】

被検査物を複数の測定領域に分けると、コヒーレンスゲートを被検査物の内部に配置しなければならない状況が発生する。コヒーレンスゲートとは、測定光路において、参照光路と光学距離が一致する位置のことであるため、コヒーレンスゲートを境に、前後の領域に互いに反転する像が形成される。なお、それら2つの像は等価であるため、どちらの像を断層像としてもよい。以下では、取得したい方の像(即ち、その領域の断層像とする像)を実像とよび、他方の像を鏡像とよぶことにする。SD-OCT方式を採用する場合には、干渉光で表される像(測定像)は実像と鏡像を含むため、実像と鏡像の分離が必須となる。

【0019】

本実施形態に係る光断層撮像方法を図1を用いて説明する。本実施形態では、被検査物をM個の測定領域Z(0)~Z(M-1)に分けて領域毎に順次測定する。

## 【 0 0 2 0 】

ステップ S 1 の工程で、測定を開始する。

ステップ S 2 の工程では、コヒーレンスゲートと焦点の位置を調整し、測定領域 Z ( i ) の測定像を取得する。なお、i の初期値は 0 とする。

ステップ S 3 の工程では、測定領域 Z ( i ) の測定像のコントラストを補正し、測定領域 Z ( i ) の補正された測定像 ( 補正像 ) を取得する。

ステップ S 4 の工程では、補正像を解析し、信号処理を行うことによって測定領域 Z ( i ) の実像を取得する。

ステップ S 5 の工程では、測定領域 Z ( 0 ) から測定領域 Z ( i ) の実像を繋げる。

ステップ S 6 の工程では、全ての測定領域に対して測定を行ったか否か ( 全ての測定領域に対する測定が終了したか否か ) を判断する。測定されていない測定領域が存在する場合 (  $i < M - 1$  の場合 ) には ( ステップ S 6 : N o ) 、i に 1 を加算してステップ S 2 へ戻る。全ての測定領域に対して測定を行った場合 (  $i = M - 1$  の場合 ) には ( ステップ S 6 : Y e s ) 、ステップ S 7 へ進む。それにより、ステップ S 7 の工程で、所望の断層像 ( 全ての測定領域の実像が繋ぎ合わさった像 ; 被検査物の測定範囲が大きく、横方向の分解能が高い断層像 ) を取得することができる。

## 【 0 0 2 1 】

## &lt; 実施例 &gt;

次に本実施形態に係る光干渉断層撮像装置の具体的な実施例について説明する。具体的には、本発明を適用した眼科用の OCT 装置について説明する。

## 【 0 0 2 2 】

## &lt; 光学系の構成 &gt;

図 2 は、本実施例に係る OCT 装置で用いられるマッハツェンダー干渉系の構成を示す図である。光源 2 0 1 から出射された光 ( 出射光 ) はシングルモードファイバー 2 0 2 - 1 を通して、レンズ 2 1 1 - 1 に導かれる。出射光は、ビームスプリッタ 2 0 3 - 1 によって参照光 2 0 5 と測定光 2 0 6 に分割される。測定光 2 0 6 は、被検査物である眼 2 0 7 に照射された後、反射や散乱により戻り光 2 0 8 となって戻される。参照光と戻り光はビームスプリッタ 2 0 3 - 2 、レンズ 2 1 1 - 2 、シングルモードファイバー 2 0 2 - 3 を介して、分光器 2 1 8 に入射する。分光器で取得された光 ( 戻り光と参照光の干渉光 ) の波長スペクトルなどのデータは、コンピューター 2 1 9 に入力される。なお、光源 2 0 1 は代表的な低コヒーレント光源である S L D ( S u p e r L u m i n e s c e n t D i o d e ) である。被検査物が眼であることを鑑みると、出射光は近赤外光 ( 例えば中心波長 8 4 0 n m 、帯域 5 0 n m の光 ) であることが好ましい。

## 【 0 0 2 3 】

参照光 2 0 5 の参照光路について説明する。ビームスプリッタ 2 0 3 - 1 によって分割された参照光 2 0 5 はミラー 2 1 4 - 1 ~ 3 に順次入射する。そして、ビームスプリッタ 2 0 3 - 2 に導かれ、分光器に入射する。なお、参照光 2 0 5 は、ミラー 2 1 4 - 1 とミラー 2 1 4 - 2 の間で分散補償用ガラス 2 1 5 - 1 内を通る。分散補償用ガラス 2 1 5 - 1 の長さは L 1 であり、一般的な眼の奥行き ( 2 倍に等しい ) が望ましい。これは、眼 2 0 7 内で測定光 2 0 6 が反射、散乱する際の分散を、参照光 2 0 5 に対して補償するためである。本実施例では、長さ L 1 を日本人の平均的な眼球の直径とされる 2 3 m m の 2 倍の 4 6 m m とする。さらに、ミラー 2 1 4 - 1 , 2 1 4 - 2 は、ミラー駆動機構 2 1 3 によって、矢印で図示している方向に動かすことができる。ミラー 2 1 4 - 1 , 2 1 4 - 2 の位置を動かすことにより、参照光 2 0 5 の光路長を調整・制御することができる。また、参照光 2 0 5 は、ミラー 2 1 4 - 2 とミラー 2 1 4 - 3 の間で分散補償用ガラス 2 1 5 - 2 内を通る。分散補償用ガラス 2 1 5 - 2 は眼のスキャンに用いられる対物レンズ 2 1 6 、スキャンレンズ 2 1 7 の分散補償のために用いられる。

## 【 0 0 2 4 】

測定光 2 0 6 の測定光路について説明する。ビームスプリッタ 2 0 3 - 1 によって分割された測定光 2 0 6 は、ビームスプリッタ 2 0 3 - 3 で反射され、X Y スキャナ 2 0 4 の

10

20

30

40

50

ミラーに入射する。XYスキャナ204は、網膜210上を光軸（照射方向）に垂直な方向にラスタースキャンするものである。また、測定光206の中心はXYスキャナ204のミラーの回転中心と一致するように調整されている。対物レンズ216、スキャンレンズ217は、網膜210を走査する（測定光を網膜の様々な位置へ導く）ための光学系であり、角膜209の付近を支点として、網膜210をスキャンするために用いられる。本実施例では、対物レンズ216、スキャンレンズ217の焦点距離をそれぞれ50mm、50mmとする。対物レンズ216の（照射方向の）焦点位置は、フォーカス駆動機構212によって調整することができる。測定光206は眼207に入射すると、網膜210で反射や散乱し、戻り光208となって戻される。戻り光208はビームスプリッタ203 - 3まで測定光206と同様の光路を通り、ビームスプリッタ203 - 3を通過する。そして、ビームスプリッタ203 - 2へ導かれ、分光器に入射する。

10

#### 【0025】

なお、フォーカス駆動機構、ミラー駆動機構、XYスキャナー、分光器はコンピュータ219によって制御され、所望の動作が実行される。またコンピュータは、分光器のデータの処理、データの保存、画像の処理などを行う。

#### 【0026】

##### < 測定範囲 >

次に、測定領域の（照射方向の）幅について図3を用いて説明する。図3において、縦軸は強度（光の強度；反射強度）を表し、横軸は被検査物内の（照射方向の）位置を表す。図3は、コヒーレンスゲート301を測定領域Z（3）とそれに隣接する測定領域Z（2）の間に配置して、測定領域Z（3）について測定を行う場合を模式的に示している。符号302は各測定領域の幅を示し、符号303は測定深度、符号304は焦点深度を示す。測定深度と焦点深度については後述する。

20

#### 【0027】

焦点深度（DOF）は、得られる像の視認可能な範囲を表す。焦点深度は、被検査物内に測定光を集束させるために用いるレンズの開口数NAと光源の中心波長  $\lambda$  を用いて式1（光学距離）のように表される。図3では、式1で得られる範囲のプラス側を実線で示し、マイナス側を破線で示している。

$$DOF = \pm \lambda / (2NA^2) \quad (\text{式1})$$

30

#### 【0028】

被検査物が眼で、被検査物を6つの測定領域に分ける場合に、各測定領域の幅が500  $\mu\text{m}$ であれば、焦点深度は全長1000  $\mu\text{m}$ （ $\pm 500 \mu\text{m}$ ）より長いことが望ましい。なお、一般的なSD-OCT装置では、焦点深度は全長3mm程度である。当然、分割数を多くすれば、測定領域を小さくすることができるため、焦点深度も小さくすることができる。なお、焦点深度を多少超える範囲であっても測定できないわけではない。また、焦点は必ずしもコヒーレンスゲートの位置に設定する必要はない。ただし、均質な画像を得るために、焦点深度は、各測定領域の幅より大きいことが望ましい。OCT装置の場合には、ビームの直径を変更することでNAを変更することができる。一般的には眼に入射するビームの直径を大きくすれば、NAが大きくなる。

40

#### 【0029】

測定深度は、エリアシングの発生しない範囲を表す（エリアシングが発生すると測定が困難となる）。測定深度は、分光器のラインセンサーの画素数N（偶数、通常は2の階乗で、1024や2048である。）、分光器の検出する波数のスペクトル幅  $K$  を用いて式2（光学距離）のように表される。図3には式2で得られる範囲のプラス側を実線で示し、マイナス側を破線で示している。

$$L_{max} = \pm N / (4K) \quad (\text{式2})$$

50



## 【 0 0 3 0 】

測定光の中心波長が 8 4 0 n m、帯域が 5 0 n m、分光器のラインセンサーの画素数が 1 0 2 4 であれば、光学距離で  $\pm 3.4$  m m 程度の範囲まで測定できることになる。なお、式 2 で示される測定深度は理論的な値であり、実際には分光器の分解能によって実効的なサンプリング数が N より小さくなる。このため、正確に復元（測定）できる範囲は理論的な測定深度より小さくなる。従って、測定領域の幅は理論的な測定深度より小さくするように設定する必要がある。通常は、測定領域の幅 < 理論的な測定深度を満たしている。さらに、均質な画像を得るためには、焦点深度（全長）と測定領域の幅の関係は式 3 の関係を満たすことが好ましい。即ち、測定領域の幅は、当該測定領域の測定像を得る際の焦点深度の 1 / 2 よりも小さいことが好ましい。

10

$$2 \times \text{測定領域の幅} < \text{焦点深度（全長）} \quad (\text{式 3})$$

## 【 0 0 3 1 】

また、離散フーリエ変換では測定像を構成する各要素は、式 4（光学距離）で与えられる離散的な値となる。ここで、 $t$  は、 $0 \leq t \leq N / 2$  の整数である。

$$L = t / (2 \times K) \quad (\text{式 4})$$

## 【 0 0 3 2 】

また、測定分解能（ $L$ ）は、式 5 のように表される。測定分解能（ $L$ ）は一画素あたりの間隔でもある。本実施例では測定分解能（ $L$ ）は光学距離で 6 . 8  $\mu$  m 程度となる。

20

$$L_{min} = (L) = 1 / (2 \times K) \quad (\text{式 5})$$

## 【 0 0 3 3 】

< 鏡像の除去方法 >

次に、図 4 を用いて、補正された測定像（補正像）から実像を得る方法（鏡像の除去方法）について説明する。図 4 において、縦軸は強度を表し、横軸は被検査物内の（照射方向の）位置を表す。なお、以下で説明する方法によれば、一つの測定領域に対して、最低一回の測定で鏡像を除去することができる。

30

## 【 0 0 3 4 】

図 4（a）は被検査物の理想的な断層像を示している。本実施例では被検査物を等間隔の測定領域  $Z(0) \sim Z(5)$  に分け、領域毎に測定を行う。また、符号  $R(0) \sim R(5)$  は、それぞれ、測定領域  $Z(0) \sim Z(5)$  の実像を示す。本実施例では、第 1 の測定領域として測定領域  $Z(0)$  を被検査物の端に配置する。そして、第 1 から第 X の測定領域（X は 1 より大きい整数；図 4 の例では測定領域  $Z(0) \sim Z(5)$ ）が測定光の照射方向に順に並ぶように、複数の測定領域を設定する。なお、OCT 装置では、屈折率差の大きなところが大きな信号として測定される。従って、被検査物の端の領域とは、屈折率差が無視できるような範囲に隣接する領域である。なお、被検査物の内部であっても測定領域の幅以上の範囲で屈折率の差が無視できれば、当該測定領域とその外側の領域とは違う物体とみなすことができるため、そのような測定領域を被検査物の端の領域とみなしてもよい。

40

## 【 0 0 3 5 】

図 4（b）はコヒーレンスゲートを測定領域  $Z(i-1)$  と測定領域  $Z(i)$  の境界（ $i > 1$ ）に置いたときに、測定領域  $Z(i)$  に映り込む鏡像（測定領域  $Z(i)$  の実像に重ね合わさる鏡像）を模式的に示している。測定領域  $Z(i)$  に映り込む鏡像は、測定領域  $Z(i-1)$  の実像の鏡像であるため、当該鏡像を符号  $R'(i-1)$  で示す。なお、 $i = 0$  の測定領域（測定領域  $Z(0)$ ）は被検査物の端部の領域であるため鏡像が現れない。

50

## 【 0 0 3 6 】

図 4 ( c ) はコヒーレンスゲートを測定領域  $Z ( i - 1 )$  と測定領域  $Z ( i )$  の境界に置いたときの各測定領域の補正像  $H ( 0 ) \sim H ( 5 )$  を示す。補正像とは、測定像  $S ( i )$  を補正データ  $D ( i )$  で除算したものである。補正データとは、図 7 で示すような減衰関数である。測定領域  $Z ( 1 ) \sim Z ( 5 )$  の補正像は実像に鏡像が重ね合わさった像となるが、上述したように測定領域  $Z ( 0 )$  では鏡像が現れないため、測定領域  $Z ( 0 )$  の補正像  $H ( 0 )$  は実像となる。補正像  $H ( i )$  は式 6 - 1 , 6 - 2 で表される。

$$H ( i ) = R ( i ) \quad i = 0 \quad (\text{式 6 - 1})$$

$$H ( i ) = R ( i ) + R' ( i - 1 ) \quad i = 1 \sim 5 \quad (\text{式 6 - 2})$$

10

式 6 - 1 は、測定領域  $Z ( 0 )$  の補正像  $H ( 0 )$  が実像  $R ( 0 )$  であることを表している。式 6 - 2 は、測定領域  $Z ( i )$  の補正像  $H ( i )$  から実像  $R ( i - 1 )$  の鏡像  $R' ( i - 1 )$  を減算することによって、測定領域  $Z ( i )$  の実像  $R ( i )$  を得ることができることを示している。

## 【 0 0 3 7 】

補正像から鏡像を除去することによって得られた実像を符号  $C ( i )$  とすると、実像  $C ( i )$  は式 7 - 1 , 7 - 2 で表される ( 符号  $C' ( i - 1 )$  は実像  $C ( i - 1 )$  の鏡像を示す ) 。

20

$$C ( i ) = H ( i ) \quad i = 0 \quad (\text{式 7 - 1})$$

$$C ( i ) = H ( i ) - C' ( i - 1 ) \quad i = 1 \sim 5 \quad (\text{式 7 - 2})$$

鏡像  $C' ( i - 1 )$  は実像  $C ( i - 1 )$  から算出することができる。上述したように、第 1 の測定領域 ( 測定領域  $Z ( 0 )$  ) では鏡像が現れないため、本実施例では、第 1 の測定領域について、補正像  $H ( 0 )$  を断層像 ( 実像 )  $C ( 0 )$  として採用する。そして、第 2 ~ 第  $X$  の測定領域については順番に、第  $Y$  の測定領域の補正像から ( 2 ~  $Y$  ~  $X$  )、第  $Y - 1$  の測定領域の実像の鏡像を除去することにより、第  $Y$  の実像を得る。即ち、図 4 の例では、 $i = 1$  から 5 まで順番に実像  $C ( i )$  を計算する。それにより、測定領域毎の実像を得ることができる。そして、得られた実像を繋ぎ合わせるによって所望の断層像を得ることができる ( 図 4 ( d ) ) 。

30

## 【 0 0 3 8 】

なお、本実施例では、 $i = 1$  から順番に実像  $C ( i )$  を計算するものとしたが、計算方法はこれに限らない。例えば、測定領域  $Z ( 5 )$  を被検査物の端に配置し、コヒーレンスゲートを測定領域  $Z ( I + 1 )$  と測定領域  $Z ( I )$  の境界においた場合には (  $I$  は 0 以上  $y$  以下の整数であり、図 4 の例では  $y = 4$  となる )、測定領域  $Z ( 5 )$  を第 1 の測定領域としてもよい。具体的には、そのような場合には補正像  $H ( 5 )$  は実像  $C ( 5 )$  となり、測定領域  $Z ( I )$  に測定領域  $Z ( I + 1 )$  の実像  $C ( I + 1 )$  の鏡像が映り込むため、補正像  $H ( I )$  から鏡像  $C' ( I + 1 )$  を減算することで実像  $C ( I )$  を得ることができる。  $I = 4$  から 0 まで順番に実像  $C ( I )$  を計算することにより、各測定領域の実像を得ることができる。

40

## 【 0 0 3 9 】

また、被検査物の内部を端とする場合、例えば、測定領域  $Z ( 2 )$  と測定領域  $Z ( 4 )$  が被検査物の端の領域であり、測定領域  $Z ( 3 )$  に構造がない場合が考えられる。その場合に、測定領域  $Z ( i - 1 )$  と測定領域  $Z ( i )$  の境界にコヒーレンスゲートを設置すると、補正像  $H ( 3 )$  は実像  $C ( 2 )$  の鏡像となり、補正像  $H ( 4 )$  は実像  $C ( 4 )$  となる。そのため、このような場合には、上述した方法と同様の方法で、測定領域  $Z ( 0 )$  ,  $Z ( 1 )$  ,  $Z ( 5 )$  の実像を計算すればよい。

## 【 0 0 4 0 】

なお、測定像から実像を得る方法 ( 鏡像の除去方法 ) は、上述した方法に限らない。例

50

えば、特許文献 1 に開示されているように、一つの測定領域に対して、コヒーレンスゲートの位置を複数回変化させて測定することにより、当該測定領域の実像を取得してもよい。各測定領域の実像を得ることができればどのような方法を用いてもよい。

#### 【 0 0 4 1 】

##### < 信号処理 >

図 5 を用いて、測定像のデータ（測定像データ）の解析方法について説明する。本実施例では、測定領域  $Z(i-1)$  と測定領域  $Z(i)$  の境界にコヒーレンスゲートを設置し、測定領域  $Z(i)$  について測定を行う場合について説明する。以下、測定領域  $Z(i)$  の測定像データを符号  $S(i, k)$  として表記する。 $i$  は領域の番号  $0 \sim M-1$  であり、 $k$  は要素の番号  $0 \sim N-1$  である（ $i$  と  $k$  はいずれも整数である）。 $M$  は領域数、 $N$  はラインセンサーの画素数である。なお、本実施例において、測定領域内の要素番号は  $0 \sim n$  であり、測定像は測定領域よりも広い範囲に対して得られるものとする。 $n$  は  $n < N/2$  を満たすものであり、測定領域の幅が  $500 \mu m$  程度であれば（本実施例では  $(L) = 6.8 \mu m$  であるため）、 $n = 500 / 6.8 = 74$  画素程度となる。測定領域の幅は分割数を多くすることで小さくすることができるため、 $n$  はラインセンサーの画素数に対し小さくなる。同様に各測定領域の実像のデータ（実像データ）は符号  $C(i, k)$  として表記する。

#### 【 0 0 4 2 】

ステップ  $S1-1$  の工程で、測定を開始する。なお、 $i$  の初期値を 0 とする。

#### 【 0 0 4 3 】

ステップ  $S1-2$  の工程では、測定領域  $Z(i)$  に対する測定を行うために、コヒーレンスゲートと焦点の位置を調整する。被検査物が眼であるので、網膜に対して角膜側をコヒーレンスゲートの設置位置とする。コヒーレンスゲートを角膜側に配置してから、網膜側に移動させていくと測定像が変化し始める。具体的には、コヒーレンスゲートの移動と同期して、測定像がコヒーレンスゲート側に近づく。移動した結果、所望の状態（鏡像が発生しないような状態）になったところでコヒーレンスゲートおよび焦点を静止し、この位置を測定領域  $Z(0)$  の位置とする。なお、測定領域  $Z(i)$  の位置は、測定領域  $Z(0)$  の位置に測定領域の幅  $\times i$  を加えた位置である。理想的には、測定像データ  $S(i-1, n)$  と測定像データ  $S(i, 0)$  の位置が一致するように制御する。

#### 【 0 0 4 4 】

ステップ  $S1-3$  の工程では、測定領域  $Z(i)$  の測定像データ  $S(i, k)$  を取得する（測定像取得手段）。

#### 【 0 0 4 5 】

ステップ  $S1-4$  の工程では、所望の測定領域（図 4 の例では  $i = 5$  まで）の測定が終了したか否かを判断する。終了していない場合（ステップ  $S1-4$  : No）は  $i$  に 1 を加算してステップ  $S1-2$  に戻り、終了した場合（ステップ  $S1-4$  : Yes）は  $i$  を初期値に戻し、 $S1-5$  に進む。

#### 【 0 0 4 6 】

ステップ  $S1-5$  の工程では、測定領域  $Z(i)$  の測定像データのコントラストを補正する（補正手段）。補正は、例えば、測定領域内の（測定光の）照射方向の位置に対する強度の変化を表す減衰関数に基づいて決定された補正関数に従って行われる。具体的には、光干渉断層像撮像装置は上述した補正関数を予め記憶または取得し、測定位置（要素の位置）毎に、その位置に対応する補正関数の値（補正関数にその位置を代入することにより得られる値；補正データ）を用いて補正する。補正に用いるデータを補正データ  $D(i, k)$  とすると、補正された測定像データ（補正像データ） $H(i, k)$  は式 8 のように表される。

$$H(i, k) = S(i, k) / D(i, k) \quad (\text{式 8})$$

#### 【 0 0 4 7 】

なお、補正関数は、理論や実験で得られた補正関数そのものであってもよいし、減衰関数の近似関数（直線や２次曲線）であってよいし、減衰関数に所定の係数を加算や乗算したものであってもよい。SD-OCT特有の現象（コントラストの強弱が現れてしまう現象）を解消することができれば、どのような関数を用いてもよい。

【 0 0 4 8 】

なお、補正関数は一つであってよいが、測定領域毎に特性（上述した現象の特性；減衰関数）が異なるような場合には、領域ごとに補正関数を用意することが好ましい（測定領域毎に異なる補正関数で測定像のコントラストを補正することが好ましい）。例えば、焦点深度が焦点の位置によって変わる場合には、測定領域毎に特性が変わるため、有効である。

10

【 0 0 4 9 】

ステップ S 1 - 6 の工程では、測定領域 Z ( i ) の実像を計算する（断層像取得手段）。

【 0 0 5 0 】

測定領域 Z ( 0 ) は、鏡像の発生しない領域である。そのため補正像データ H ( i , k ) と計算した実像データ C ( i , k ) の関係は式 9 で表される。

$$C ( i , k ) = H ( i , k ) \quad ( \text{式 9} )$$

なお、補正像データ H ( 0 , 0 ) は断層に起因するデータではない（その要素の位置には被測定物の構造が無い）ため、補正像データ H ( 0 , 0 ) の代わりに補正像データ H ( 0 , 1 ) を用いてもよい。

20

【 0 0 5 1 】

i が 1 より大きい場合には、測定領域 Z ( i ) には、鏡像が発生する。そのため、ステップ S 1 - 5 の工程で得られた補正像データ H ( i , k ) から鏡像データを除去して、実像データ C ( i , k ) を得る。除去する鏡像データは、コヒーレンスゲートの位置（本実施例では測定領域と、その測定領域に隣接する隣接領域との境界）を軸として反転させることにより得られる。具体的には、補正像データ H ( i , k ) から、鏡像データとして、実像データ C ( i - 1 , n - k ) を除去する。なお、実像データ C ( i , 0 ) は、コヒーレンスゲートの配置位置のデータであるため、実像データ C ( i - 1 , n ) に置き換えるものとする（式 10 - 1）。算出される実像データ C ( i , k ) は式 10 - 2 のように表される。

30

$$C ( i , 0 ) = C ( i - 1 , n ) \quad k = 0 \quad ( \text{式 10 - 1} )$$

$$C ( i , k ) = H ( i , k ) - C ( i - 1 , n - k ) \quad 0 < k \leq n \quad ( \text{式 10 - 2} )$$

【 0 0 5 2 】

ステップ S 1 - 7 の工程では、所望の測定領域（図 4 の例では i = 5 までの測定領域）の実像が得られたかどうかを判断する。終了していない場合（ステップ S 1 - 7 : No）は i に 1 を加算してステップ S 1 - 5 に戻り、終了した場合（ステップ S 1 - 7 : Yes）は i を 1 にし、ステップ S 1 - 8 に進む。

40

【 0 0 5 3 】

ステップ S 1 - 8 の工程では、Z ( i ) の実像の画像調整を行う。画像調整は、実像の画素値（強度）と測定領域の位置（測定光の照射方向の位置）の調整である。上述したように、実像データ C ( i , 0 ) と実像データ C ( i - 1 , n ) の位置は一致することが望ましいが、コヒーレンスゲートの位置誤差、光源の強度誤差などにより、それらの位置は互いにずれが生じてしまう。本ステップではそのようなずれを調整する。

【 0 0 5 4 】

図 6 を用いて、画像調整について説明する。図 6 において、縦軸は反射強度を表し、横軸は被検査物内の（照射方向の）位置を表す。図 6 では、互いに隣接する測定領域 Z ( 3

50

),  $Z(4)$  の実像を、それぞれ、実線、破線で示している。測定領域  $Z(i)$  の実像は、 $k > n$  の範囲で測定領域  $Z(i+1)$  の実像に重複している。画像調整には重複部分のデータの一部または全部を使用する。また、 $k > n$  の範囲で得られた実像データ間を補間し、当該補間によって得られるデータを使用してもよい。理想的には、この重複部分が一致するように実像データを調整する。なお、以下では、測定領域  $Z(3)$  の実像に対する調整は済んでいるものとし、測定領域  $Z(3)$  の実像に一致するように測定領域  $Z(4)$  の実像を調整する場合について説明する。

#### 【0055】

測定領域の位置の調整（即ち、図6の横軸方向の調整）は、測定領域の断層像とその隣接領域の断層像（実線と破線）の重複部分の強度差が一定となるように行われる。即ち、実線と破線の重複部分の強度差が一定になるように（例えば、重複部分の強度差の分散が最小になるように）破線を横軸方向にシフトさせる。重複部分において、互いの実像のそれぞれに特定のピークがある場合には、それらのピーク位置が一致するように調整してもよい。そして、強度の調整（即ち、図6の縦軸方向の調整）は、測定領域の断層像とその隣接領域の断層像（実線と破線）の重複部分の強度差が最小になるように行われる。即ち、実線と破線の重複部分の強度差が最小になるように（例えば、重複部分の強度差の絶対値の合計が最小になるように）破線を縦軸方向にシフトさせる。なお、画像調整は測定領域の位置、または、強度のいずれかのみを調整するものであってもよい。測定領域の位置と強度の両方の調整を行う場合には、測定領域の位置を調整した後に強度を調整することが好ましい。

#### 【0056】

ステップ S1-9 の工程では、所望の測定領域（図4の例では  $i = 5$  までの測定領域）の実像の画像調整が行われたかどうかを判断する。終了していない場合（ステップ S1-9 : No）は  $i$  に 1 を加算してステップ S1-8 に戻り、終了した場合（ステップ S1-9 : Yes）は、ステップ S1-10 に進む。

#### 【0057】

ステップ S1-10 の工程では、各測定領域について得られた実像を繋ぎ合わせる。それにより、ステップ S1-11 で所望の断層像を得ることができる。なお、実像を繋ぎ合わせる際に、重複部分については互いの平均値を用いてもよいし、 $n$  より大きい要素を無視してもよい。

#### 【0058】

なお、ここでは、測定領域の境界にコヒーレンスゲートを配置して計算していたが、 $S(i, k)$  の  $i$  が低次の成分には光源のスペクトルに起因する誤差が混入する場合がある。そのような場合には、測定像を得る際に、コヒーレンスゲートの位置を、測定領域とその隣接領域との境界よりも隣接領域側に設定すればよい。例えば、測定領域  $Z(i)$  について測定を行う場合に、測定領域  $Z(i-1)$  と測定領域  $Z(i)$  の境界から  $i-1$  側へ数～数十要素分シフトさせる。シフトさせる要素数は、光源のコヒーレンス関数などによって決めればよい。

#### 【0059】

この結果、測定領域毎のデータをスムーズに接続して、より正確な断層像を得ることができる。

#### 【0060】

以上述べたように、本実施形態に係る光干渉断層撮像装置によれば、測定像のコントラストを補正し、補正された測定像から断層像（実像）を得る。それにより、複数の測定領域のそれぞれから得られた断層像を連続的に繋ぎ合わせることができる。

#### 【符号の説明】

#### 【0061】

- 201 光源
- 202 シングルモードファイバー
- 203 ビームスプリッタ

10

20

30

40

50

204 XYスキャナ  
 205 参照光  
 206 測定光  
 207 眼  
 208 戻り光  
 209 角膜  
 210 網膜  
 211 レンズ  
 212 フォーカス駆動機構  
 213 ミラー駆動機構  
 214 ミラー  
 215 分散補償用ガラス  
 216 対物レンズ  
 217 スキャンレンズ  
 218 分光器  
 219 コンピューター  
 301 コヒーレンスゲート  
 302 測定領域の幅  
 303 測定深度  
 304 焦点深度

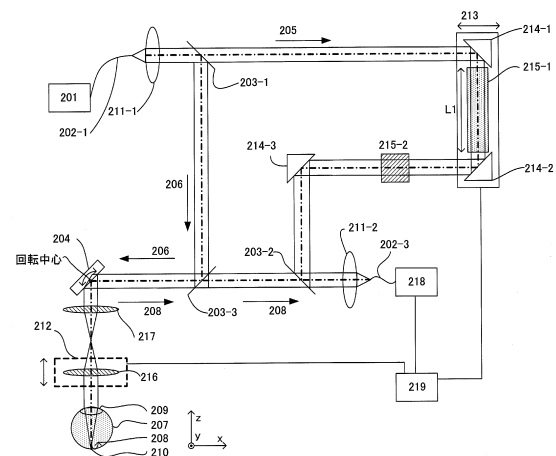
10

20

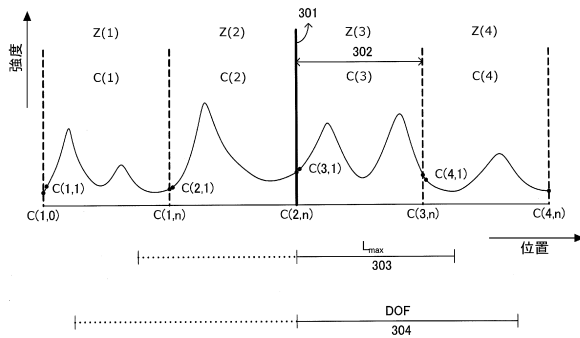
【図1】



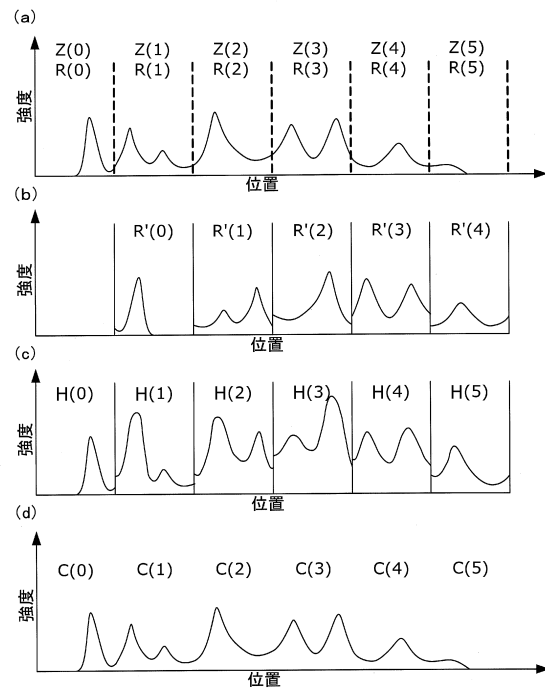
【図2】



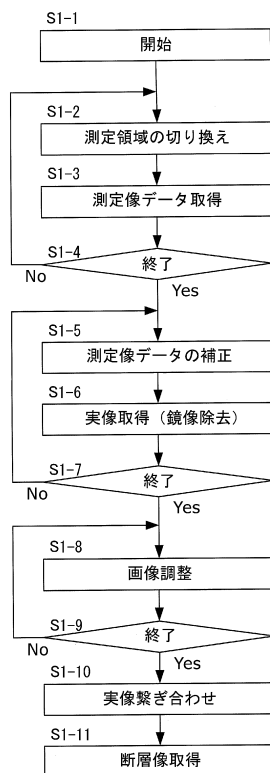
【図 3】



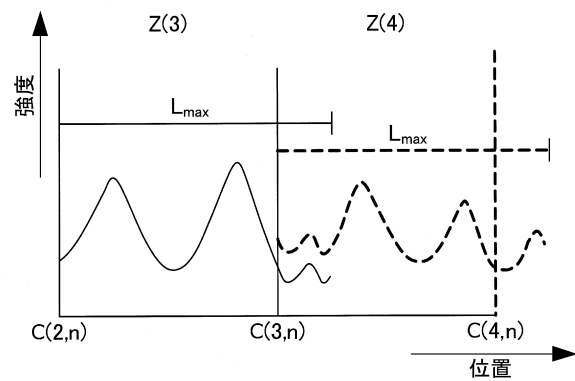
【図 4】



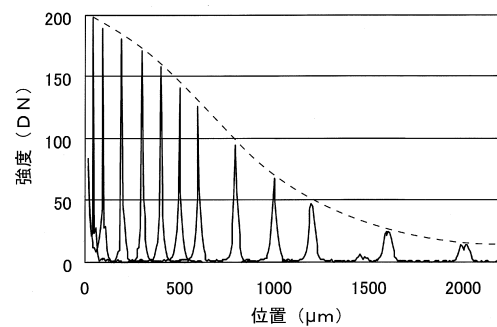
【図 5】



【図 6】



【図 7】



---

フロントページの続き

(72)発明者 末平 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

審査官 遠藤 孝徳

(56)参考文献 国際公開第2007/060973(WO, A1)

特開2008-253493(JP, A)

特開2008-275529(JP, A)

特開2008-298767(JP, A)

特開2006-201087(JP, A)

特表2008-517664(JP, A)

特開2007-215733(JP, A)

特開2005-283155(JP, A)

特開2007-7297(JP, A)

特開2000-46729(JP, A)

特表2004-502957(JP, A)

Jon Holmes, Simon Hattersley, Nick Stone, Florian Bazant-Hegemark, and Hugh Barr, "Multi-channel Fourier Domain OCT system with superior lateral resolution for biomedical applications", Proceedings of SPIE, 米国, SPIE, 2008年 1月21日, 第6847巻, p. 684700-1~684700-9

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01N 21/17 - 21/61

A61B 3/00 - 3/18

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)