

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5605999号  
(P5605999)

(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.

G 0 1 N 21/17 (2006.01)  
A 6 1 B 3/12 (2006.01)

F 1

G 0 1 N 21/17 6 2 5  
A 6 1 B 3/12 E

請求項の数 20 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2009-53794 (P2009-53794)  
 (22) 出願日 平成21年3月6日 (2009.3.6)  
 (65) 公開番号 特開2010-210268 (P2010-210268A)  
 (43) 公開日 平成22年9月24日 (2010.9.24)  
 審査請求日 平成23年8月1日 (2011.8.1)

(73) 特許権者 000001007  
 キヤノン株式会社  
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号  
 (74) 代理人 100085006  
 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、

前記被検査物の端に配置された第1の測定領域と、前記測定光の照射方向において前記第1の測定領域に隣接する第2の測定領域とを少なくとも含む複数の測定領域のそれについて、前記干渉光の波長スペクトルに基づいて測定像を取得する測定像取得ステップと、

前記第1の測定領域の測定像を前記第1の測定領域の断層像として取得し、前記第1の測定領域の断層像を用いて、前記第2の測定領域の測定像から当該断層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取得する断層像取得ステップと、  
 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】

前記測定像取得ステップでは、前記測定光の照射方向に順に並んだ前記第2の測定領域から第Xの測定領域 ( X は 2 より大きい整数 ) のそれについて測定像が取得され、

前記断層像取得ステップでは、第Y - 1 の測定領域 ( 3 Y X ) の断層像を用いて、第Yの測定領域の測定像から当該断層像の鏡像を除去することにより、当該第Yの測定領域の断層像が取得される

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。

10

20

**【請求項 3】**

前記断層像取得ステップでは、前記第1～第Xの測定領域の断層像が、その順番で取得される  
ことを特徴とする請求項2に記載の光干渉断層撮像方法。

**【請求項 4】**

前記測定領域の前記照射方向の幅は、当該測定領域の測定像を取得する際の焦点深度の  
 1/2よりも小さい

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】**

前記測定像を、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補正するステップを更に有し、  
 10

前記断層像取得ステップでは、前記補正された測定像から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取得される

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】**

前記補正関数は、測定領域ごとに異なる

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】**

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  
 調整ステップ  
 20

を更に有することを特徴とする請求項1～6のいずれか1項に記載の光干渉断層撮像方法。  
 。

**【請求項 8】**

前記測定像は、その測定領域よりも広い範囲に対して取得され、

前記調整ステップでは、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7に記載の光干渉断層撮像方法。

**【請求項 9】**

前記測定像は、その測定領域よりも広い範囲に対して取得され、

前記調整ステップでは、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7または8に記載の光干渉断層撮像方法。

**【請求項 10】**

隣接領域は、コヒーレンスゲートを境界として測定領域に隣接し、

鏡像は、コヒーレンスゲートに対して隣接領域の断層像を反転した像である

ことを特徴とする請求項1～9のいずれか1項に記載の光干渉断層撮像方法。

**【請求項 11】**

前記測定像取得ステップでは、前記測定像を取得する際に、コヒーレンスゲートの位置が、測定領域とその隣接領域との境界よりも隣接領域側に設定される

ことを特徴とする請求項1～9のいずれか1項に記載の光干渉断層撮像方法。  
 40

**【請求項 12】**

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、  
 50

前記被検査物の端に配置された第1の測定領域と、前記測定光の照射方向において前記第1の測定領域に隣接する第2の測定領域とを少なくとも含む複数の測定領域のそれについて、前記干渉光の波長スペクトルに基づいて測定像を取得する測定像取得手段と、

前記第1の測定領域の測定像を前記第1の測定領域の断層像として取得し、前記第1の測定領域の断層像を用いて、前記第2の測定領域の測定像から当該断層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取得す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】

前記測定像取得手段は、前記測定光の照射方向に順に並んだ前記第2の測定領域から第Xの測定領域（Xは2より大きい整数）のそれぞれについて測定像を取得し、

10

前記断層像取得手段は、第Y-1の測定領域（3 Y X）の断層像を用いて、第Yの測定領域の測定像から当該断層像の鏡像を除去することにより、当該第Yの測定領域の断層像を取得する

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】

前記断層像取得手段は、前記第1～第Xの測定領域の断層像を、その順番で取得することを特徴とする請求項15に記載の光干渉断層撮像装置。

#### 【請求項17】

前記測定像を、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補正する補正手段を更に有し、

20

前記断層像取得手段は、前記補正された測定像から、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取得する

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】

隣接領域は、コヒーレンスゲートを境界として測定領域に隣接し、

鏡像は、コヒーレンスゲートに対して隣接領域の断層像を反転した像である

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、前記測定像を取得する際に、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る

30

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】

前記被検査物は網膜である

ことを特徴とする請求項14～19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。

40

##### 【背景技術】

##### 【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に、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

50

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。

#### 【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。

#### 【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。

#### 【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, p 182 - 184

#### 【発明の概要】

#### 【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う。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。その結果、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。これは、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ことを意味する。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、取得したいほうの像(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、干渉光に対応する像(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。特許文献1に開示の装置では、一つの領域の実像を得るために、コヒーレンスゲートの位置を複数回変化させて、スペクトルの測定を行う必要がある。そのため、測定に時間がかかるてしまう。

#### 【0009】

10

20

30

40

50

そこで、本発明は、簡易な方法で測定像から鏡像を除去し、短時間で断層像を得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】**

**【0010】**

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、

前記被検査物の端に配置された第1の測定領域と、前記測定光の照射方向において前記第1の測定領域に隣接する第2の測定領域とを少なくとも含む複数の測定領域のそれについて、前記干渉光の波長スペクトルに基づいて測定像を取得する測定像取得ステップと、

前記第1の測定領域の測定像を前記第1の測定領域の断層像として取得し、前記第1の測定領域の断層像を用いて、前記第2の測定領域の測定像から当該断層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取得する断層像取得ステップと、  
を有することを特徴とする。

**【0011】**

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、

前記被検査物の端に配置された第1の測定領域と、前記測定光の照射方向において前記第1の測定領域に隣接する第2の測定領域とを少なくとも含む複数の測定領域のそれについて、前記干渉光の波長スペクトルに基づいて測定像を取得する測定像取得手段と、

前記第1の測定領域の測定像を前記第1の測定領域の断層像として取得し、前記第1の測定領域の断層像を用いて、前記第2の測定領域の測定像から当該断層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取得する断層像取得手段と、  
を有することを特徴とする。

10

20

30

**【発明の効果】**

**【0012】**

本発明によれば、簡易な方法で測定像から鏡像を除去し、短時間で断層像を得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】**

**【0013】**

【図1】図1は、本実施形態に係る光干渉断層撮像方法の原理を示す図であり、図1(a)は被検査物の理想的な断層像、図1(b)は測定領域に映り込む鏡像、図1(c)は各測定領域の測定像、図1(d)は各測定領域の算出された実像を示す。

【図2】図2は、実施例1に係るOCT装置で用いられるマッハツエ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、実施例1における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5】図5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反射強度の関係を示す図である。

【図6】図6は、実施例2における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7】図7は、実像に対する画像調整の方法を示す図である。

**【発明を実施するための形態】**

40

50

**【0014】**

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。

**【0015】**

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。10

**【0016】**

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。本実施形態では、測定領域毎に、干渉光の波長スペクトルに基づいて測定像を得る。そして、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（実像）を得る。それぞれの測定領域の実像を結合する（繋ぎ合わせる）ことにより、測定範囲が大きく、横方向の分解能が高い断層像（所望の断層像）を得ることができる。

**【0017】**

ここで、図1を用いて、本実施形態に係る光干渉断層撮像装置で実像及び所望の断層像を得るための方法（本実施形態に係る光干渉断層撮像方法）の原理について説明する。図1において、縦軸は反射強度（光の強度）を表し、横軸は被検査物内の（照射方向の）位置を表す。図1（a）は被検査物の理想的な断層像を示している。本実施形態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。本実施形態では、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1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で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。2030

**【0018】**

図1（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、当該鏡像を符合 $R'(i-1)$ 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。40

**【0019】**

図1（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測定像 $S(0) \sim S(5)$ を示す。測定領域 $Z(1) \sim Z(5)$ の測定像は実像に鏡像が重ね合った像となるが、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 $Z(0)$ の測定像 $S(0)$ は実像となる。測定像 $S(i)$ は式1-1, 1-2で表される。

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

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

式1-1は、測定領域 $Z(0)$ の測定像 $S(0)$ が実像 $R(0)$ であることを表している。式1-2は、測定領域 $Z(i)$ の測定像 $S(i)$ 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ことを示している。

#### 【0020】

測定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2-1, 2-2で表される(符号 $C'(i-1)$ は実像 $C(i-1)$ の鏡像を示す)。

$$C(i) = S(i) \quad i = 0 \quad (\text{式2-1})$$

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

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、本実施形態では、第1の測定領域について、測定像 $S(0)$ 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の測定領域の測定像から(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1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ことによって所望の断層像を得ることができる(図1(d))。

#### 【0021】

なお、本実施形態では、 $i=1$ 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 $Z(I)$ の境界においていた場合には( $I$ は0以上y以下の整数であり、図1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測定像 $S(5)$ 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、測定像 $S(I)$ 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。

#### 【0022】

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、測定像 $S(3)$ は実像 $C(2)$ の鏡像となり、測定像 $S(4)$ 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。

#### 【0023】

このように、本実施形態に係る光干渉断層撮像装置では、各測定領域の測定を最低一回行い、それらのデータを用いて各測定領域の実像を計算する。具体的には、他の領域の実像を用いて測定像の鏡像を除去するという簡易な方法で、短時間で断層像を得ることができる。さらに、得られた実像(断層像)を繋ぎ合わせることにより、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ことができる。それにより、高速なダイナミックフォーカスのOCT装置を実現することができる。

#### 【0024】

##### <実施例1>

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。

#### 【0025】

##### <光学系の構成>

10

20

30

40

50

図2は、本実施例に係るOCT装置で用いられるマッハツエンダー干渉系の構成を示す図である。光源201から出射された光(出射光)はシングルモードファイバー202-1を通して、レンズ211-1に導かれる。出射光は、ビームスプリッタ203-1によって参照光205と測定光206に分割される。測定光206は、被検査物である眼207に照射された後、反射や散乱により戻り光208となって戻される。参照光と戻り光はビームスプリッタ203-2、レンズ211-2、シングルモードファイバー202-3を介して、分光器218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219に入力される。なお、光源201は代表的な低コヒーレント光源であるSLD(Super Luminescent Diode)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840nm、帯域50nmの光)であることが好ましい。  
10

#### 【0026】

参照光205の参照光路について説明する。ビームスプリッタ203-1によって分割された参照光205はミラー214-1~3に順次入射する。そして、ビームスプリッタ203-2に導かれ、分光器に入射する。なお、参照光205は、ミラー214-1とミラー214-2の間で分散補償用ガラス215-1内を通る。分散補償用ガラス215-1の長さはL1であり、一般的な眼の奥行きの2倍に等しいことが望ましい。これは、眼207内で測定光206が反射、散乱する際の分散を、参照光205に対して補償するためである。本実施例では、長さL1を日本人の平均的な眼球の直径とされる23mmの2倍の46mmとする。さらに、ミラー214-1, 214-2は、ミラー駆動機構213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214-1, 214-2の位置を動かすことにより、参照光205の光路長を調整・制御することができる。また、参照光205は、ミラー214-2とミラー214-3の間で分散補償用ガラス215-2内を通る。分散補償用ガラス215-2は眼のスキャンに用いられる対物レンズ216、スキャンレンズ217の分散補償のために用いられる。  
20

#### 【0027】

測定光206の測定光路について説明する。ビームスプリッタ203-1によって分割された測定光206は、ビームスプリッタ203-3で反射され、XYスキャナ204のミラーに入射する。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。  
30

#### 【0028】

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ー219によって制御され、所望の動作が実行される。またコンピューターは、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。  
40

#### 【0029】

##### <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  
50

深度については後述する。

#### 【0030】

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3 (光学距離) のように表される。図3では、式3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。

$$DOF = \pm \frac{1}{(2NA^2)} \quad (式3)$$

#### 【0031】

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  $\mu m$  であれば、焦点深度は全長 1000  $\mu m$  ( $\pm 500 \mu m$ ) 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 3 mm 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、焦点深度を小さくすることができます。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。

#### 【0032】

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4 (光学距離) のように表される。図3には式4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。

$$L_{max} = \pm N / (4K) \quad (式4)$$

#### 【0033】

測定光の中心波長が 840 nm、帯域が 50 nm、分光器のラインセンサーの画素数が 1024 であれば、光学距離で  $\pm 3.4 \text{ mm}$  程度の範囲まで測定できることになる。なお、式4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、焦点深度 (全長) と測定領域の幅の関係は式5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。

$$2 \times \text{測定領域の幅} < \text{焦点深度 (全長)} \quad (式5)$$

#### 【0034】

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6 (光学距離) で与えられる離散的な値となる。ここで、t は、0 ~  $N/2$  の整数である。

$$L = t / (2K) \quad (式6)$$

#### 【0035】

また、測定分解能 (L) は、式7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。

$$L_{min} = (L) = 1 / (2K) \quad (式7)$$

#### 【0036】

10

20

30

40

50

## &lt;信号処理&gt;

図1および図4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、 $k$ は領域内の要素の番号 $0 \sim n$ ある（ $i$ と $n$ はいずれも整数である）。 $M$ は領域数、 $n$ は $n < N/2$ を満たす要素数である。 $N$ はラインセンサーの画素数である。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。なお、ここでは、測定像データ $S(i, 0)$ と測定像データ $S(i-1, n)$ の位置は一致するものとし、この位置にコヒーレンスゲートが配置されているものとする。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。

## 【0037】

ステップS1の工程で、測定を開始する。なお、 $i$ の初期値を0とする。

## 【0038】

ステップS2の工程では、測定領域 $Z(i)$ （即ち、 $Z(0)$ ）の測定像データを測定する（測定像取得手段）。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、所望の位置になったところで測定領域 $Z(0)$ に対する測定を行う。所望の位置とは鏡像の発生しないような領域である。なお、フォーカス位置は、ミラーの位置と同期して動かされる。測定領域 $Z(0)$ には鏡像が発生しないため、実像 $C(0, k)$ は、式8に示すように測定像 $S(i, k)$ からを直接得ることができる。そして、 $i$ に1を加算し、ステップS3へ進む。

$$C(0, k) = S(0, k) \quad 0 \leq k \leq n \quad (\text{式8})$$

## 【0039】

ステップS3の工程では、コヒーレンスゲートを測定領域 $Z(i-1)$ と測定領域 $Z(i)$ の境界に配置し、測定領域 $Z(i)$ に対する測定を行う。具体的には、測定領域 $Z(i)$ での測定像データ $S(i, k)$ を得る（測定像取得手段）。なお、測定像データ $S(0, 0)$ 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、測定像データ $S(0, 0)$ の代わりに測定像データ $S(0, 1)$ を用いてもよい。

## 【0040】

ステップS4の工程では、ステップS3の工程で得られた測定像データ $S(i, k)$ から鏡像データを除去して、実像データ $C(i, k)$ を得る（断層像取得手段）。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、測定像データ $S(i, k)$ 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 $C(i-1, n)$ と等しいものとする（式9-1）。算出される実像データ $C(i, k)$ は式9-2のように表される。

$$C(i, 0) = C(i-1, n) \quad k = 0 \quad (\text{式9-1})$$

$$C(i, k) = S(i, k) - C(i-1, n-k) \quad 0 < k \leq n \quad (\text{式9-2})$$

## 【0041】

ステップS5の工程では、測定領域毎に得られた実像データ $C(i, k)$ を繋ぎ合わせる。そして、 $i$ が所望の値（図1の例では5）よりも小さい場合（測定を続ける場合）には（ステップS6：Yes）、 $i$ に1を加算し、ステップS3へ戻る。 $i$ が所望の値に達した場合（ $i = 5$ の場合；測定を終了する場合）には（ステップS6：No）、ステップ

10

20

30

40

50

S 7 へ進み、処理を終了する。全ての領域の実像データが繋ぎ合せられることにより、所望の断層像が得られる。

#### 【 0 0 4 2 】

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。

10

#### 【 0 0 4 3 】

また、ここでは、実像を取得するたびに当該実像を他の実像に繋ぎあわせているが、先に実像を全て取得した後に、それらを繋ぎあわせてもよい。また、先に測定像を全て取得した後に、実像を計算してもよい。当然、被検査物の構造が不明な場合には、鏡像が発生していない測定領域を検索する工程を入れてもよい。鏡像が発生していない測定領域とは、コヒーレンスゲートを移動させて、一方向にしか測定像が動かないところである。

#### 【 0 0 4 4 】

##### < 実施例 2 >

実施例 2 では、S D - O C T 特有の現象による問題を解決する方法について説明する。S D - O C T 特有の現象について図 5 を用いて説明する。図 5 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  $\mu\text{m}$  離したときに測定された反射強度（デジタル値）をそれぞれ示している。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反射強度の変化）を模式的に示しており、いわゆる減衰関数である。図 5 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 R o l l - o f f などと呼ばれ、分光器の解像度などに起因して発生する。

20

#### 【 0 0 4 5 】

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。

30

#### 【 0 0 4 6 】

##### < 信号処理 >

このような現象が発生するときの信号処理の方法（測定像データの解析方法）について図 6 を用いて説明する。

ステップ S 2 - 1 で測定を開始する。

ステップ S 2 - 2 ~ S 2 - 4 で、測定領域を切り換えながら順次測定像データを取得する。なお、本実施例では、測定像が、その測定領域の幅（例えば、500  $\mu\text{m}$  ( 0 ~ n )）よりも広い範囲（例えば、0 ~ k N - 1 ）に対して得られるものとする。

40

ステップ S 2 - 5 ~ S 2 - 6 で、各測定領域の測定像データを上述した減衰関数に基づいて決定された補正関数に従って順次補正する。具体的には、光干渉断層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 H ( i , k ) は式 10 のように表される。

$$H(i, k) = S(i, k) / D(i, k) \quad (式 10)$$

50

なお、補正関数は、理論や実験で得られた減衰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）であってもよいし、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。上述したような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。

#### 【0047】

以後の処理は、実施例1と同様である。具体的には、測定像データS(i, k)の代わりに補正された測定像データH(i, k)を用いる。

#### 【0048】

なお、補正関数は一つであってもよいが、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（補正関数が測定領域ごとに異なっていることが好ましい。）。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

#### 【0049】

ステップS2-7～S2-9では、測定像から鏡像を除去して測定領域ごとの実像を得るとともに、測定領域毎に実像の画像調整を行う。画像調整は、実像の画素値と測定領域の位置（測定光の照射方向の位置）の調整である。例えば、実施例1では、実像データC(i, 0)と実像データC(i-1, n)の位置は一致するものとしたが、それらの位置は互いにずれる場合がある。これは、コヒーレンスゲートの位置誤差、光源の強度誤差などに起因する。

20

#### 【0050】

図7を用いて、画像調整について説明する。図7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7では、互いに隣接する測定領域Z(3), 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。

30

#### 【0051】

測定領域の位置の調整（即ち、図7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7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。

40

#### 【0052】

ステップS2-10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S2-11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。

#### 【0053】

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

50

できる。

【0054】

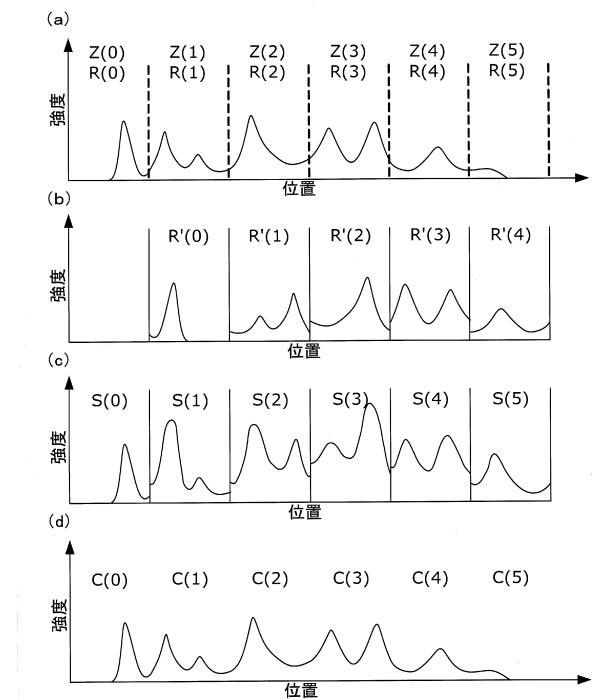
以上述べたように、本実施形態に係る光干渉断層撮像装置によれば、(測定の対象とする領域に)隣接する領域の断層像(実像)から鏡像を作る。そして、得られた鏡像を測定の対象とする領域の測定像から除去するという簡易な方法で測定像から鏡像を除去することができる。それにより、短時間で断層像(実像)を得ることができる。

【符号の説明】

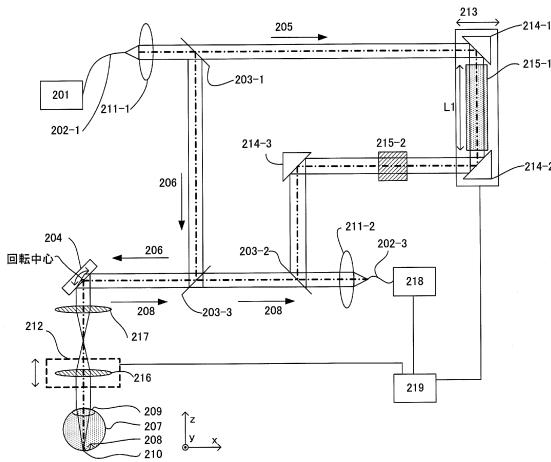
【0055】

201	光源	
202	シングルモードファイバー	10
203	ビームスプリッタ	
204	X Y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	20
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	30
304	焦点深度	

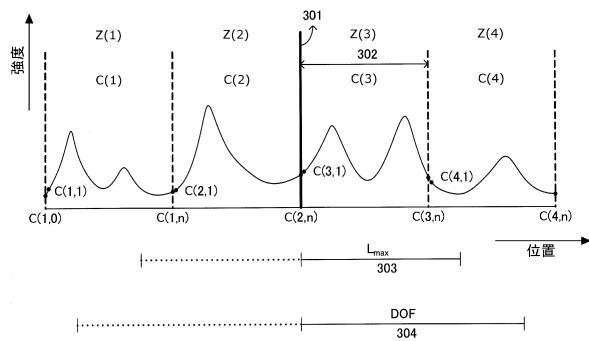
【図1】



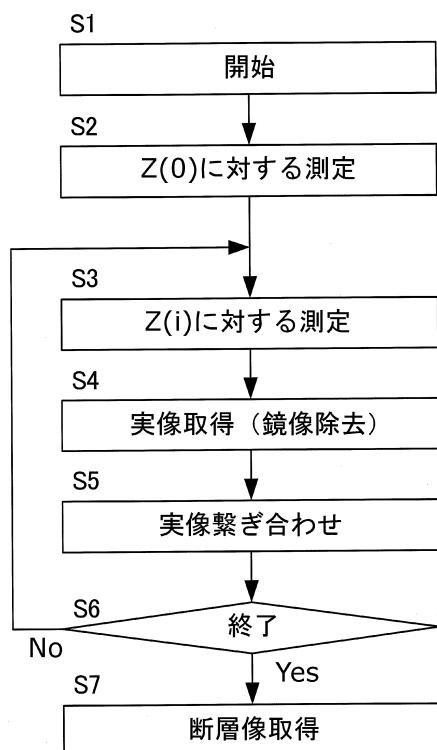
【図2】



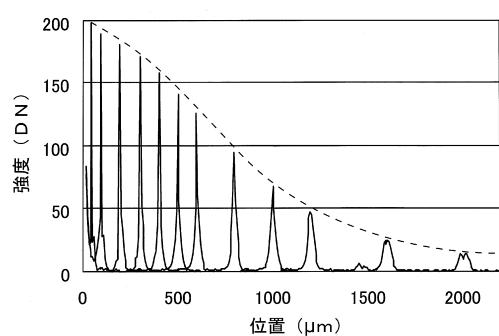
【図3】



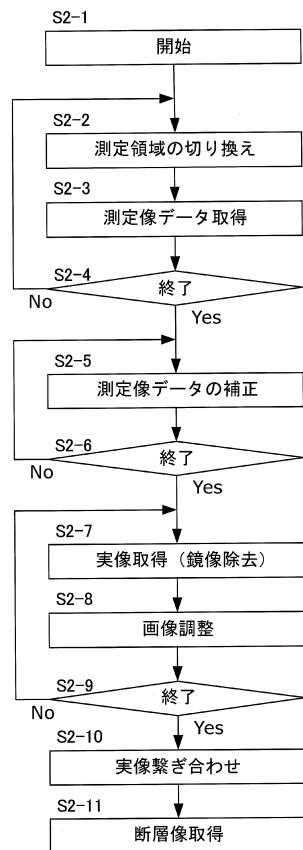
【図4】



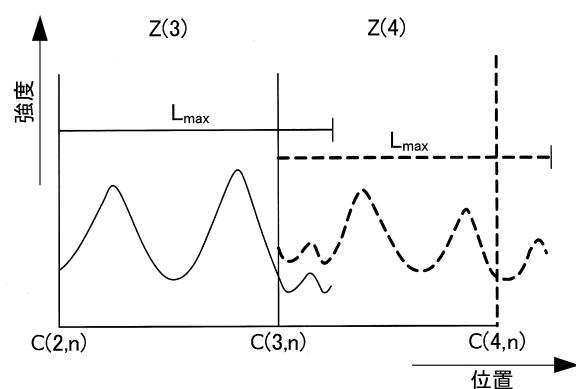
【図5】



【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 特開2006-201087(JP,A)

特開2000-46729(JP,A)

国際公開第2007/060973(WO,A1)

特開2008-298767(JP,A)

特開2007-215733(JP,A)

特開2008-253493(JP,A)

特開2006-122649(JP,A)

特開2005-283155(JP,A)

Ruikang K. Wang, "In vivo full range complex Fourier domain optical coherence tomography", Applied Physics Letters, 米国, American Institute of Physics, 2007年, 第90卷, p. 054103 - 1 ~ 054103 - 3

Jun Zhang, J. Stuart Nelson, and Zhongping Chen, "Removal of a mirror image and enhancement of the signal-to-noise ratio in Fourier-domain optical coherence tomography using an electro-optic phase modulator", OPTICS LETTERS, 米国, Optical Society of America, 2005年 1月15日, 第30卷、第2号, p. 147 - 149

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01N 21/17 - 21/61

A61B 3/00 - 3/18

JST Plus / JMED Plus / JST7580 (JDream III)