

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6231958号  
(P6231958)

(45) 発行日 平成29年11月15日(2017.11.15)

(24) 登録日 平成29年10月27日(2017.10.27)

|               |              |                  |        |       |       |
|---------------|--------------|------------------|--------|-------|-------|
| (51) Int.Cl.  |              | F I              |        |       |       |
| <b>GO 1 N</b> | <b>21/17</b> | <b>(2006.01)</b> | GO 1 N | 21/17 | 6 2 0 |
| <b>GO 1 N</b> | <b>21/21</b> | <b>(2006.01)</b> | GO 1 N | 21/17 | 6 3 0 |
|               |              |                  | GO 1 N | 21/21 | Z     |

請求項の数 4 (全 19 頁)

|           |                              |           |                     |
|-----------|------------------------------|-----------|---------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2014-167295 (P2014-167295) | (73) 特許権者 | 501009849           |
| (22) 出願日  | 平成26年8月20日 (2014. 8. 20)     |           | 株式会社日立エルジーデータストレージ  |
| (65) 公開番号 | 特開2016-44999 (P2016-44999A)  |           | 東京都港区海岸三丁目2 2番2 3号  |
| (43) 公開日  | 平成28年4月4日 (2016. 4. 4)       | (74) 代理人  | 100091096           |
| 審査請求日     | 平成28年11月1日 (2016. 11. 1)     |           | 弁理士 平木 祐輔           |
|           |                              | (74) 代理人  | 100105463           |
|           |                              |           | 弁理士 関谷 三男           |
|           |                              | (74) 代理人  | 100102576           |
|           |                              |           | 弁理士 渡辺 敏章           |
|           |                              | (72) 発明者  | 大澤 賢太郎              |
|           |                              |           | 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株 |
|           |                              |           | 式会社日立製作所内           |
|           |                              | (72) 発明者  | 千田 直子               |
|           |                              |           | 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株 |
|           |                              |           | 式会社日立製作所内           |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光画像計測装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

レーザー光を出射する光源と、  
 前記光源から出射されたレーザー光を信号光と参照光に分岐する光分岐部と、  
 前記信号光を容器内の測定対象に集光して照射する第1の対物レンズと、  
 前記信号光の集光位置を走査する集光位置走査部と、  
 前記参照光を集光する第2の対物レンズと、前記第2の対物レンズを通った参照光を反射して前記第2の対物レンズに戻す反射ミラーと、前記第2の対物レンズと前記反射ミラーの間に配置された平板と、  
 前記測定対象によって反射もしくは散乱された信号光と前記反射ミラーによって反射されて前記第2の対物レンズを通った参照光とを合波し、互いに位相関係が異なる3つ以上の干渉光を生成する干渉光学系と、  
 前記干渉光を検出する光検出器とを備え、  
 前記第2の対物レンズは前記第1の対物レンズと同一の対物レンズであり、前記平板は前記容器の前記信号光が透過する部分と同じ材質及び同じ厚さを有することを特徴とする光画像計測装置。

【請求項 2】

請求項1に記載の光画像計測装置において、  
 前記第2の対物レンズと前記反射ミラーの相対距離を変化させるアクチュエータを有することを特徴とする光画像計測装置。

## 【請求項 3】

請求項 1 に記載の光画像計測装置において、  
前記第 1 及び第 2 の対物レンズは 0.4 以上の開口数を有することを特徴とする光画像計測装置。

## 【請求項 4】

請求項 1 に記載の光画像計測装置において、  
前記集光位置走査部により走査される前記信号光の各集光位置において前記光検出器から得られた信号をもとに画像を生成する画像生成部と、前記画像生成部で生成された 2 つの画像の間で減算処理を行う画像処理部を備えることを特徴とする光画像計測装置。

## 【発明の詳細な説明】

10

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、光の干渉を用いて測定対象を観察する光画像計測装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

近年、光の干渉を用いて測定対象の表面構造や内部構造の画像を取得する光コヒーレンストモグラフィー（OCT：Optical Coherence Tomography）が注目を集めている。OCT は眼底検査用途で既に実用化されており、近年では再生医療における移植組織の検査などの目的で、培養細胞のイメージングへの適用も検討されている。

## 【0003】

20

OCT では、例えば特許文献 1 に記載されているように、光源からの光を測定対象に照射する信号光と、測定対象に照射せずに参照光ミラーで反射させる参照光とに 2 分岐し、測定対象から反射された信号光を参照光と合波させ干渉させることにより信号を得る。

## 【0004】

OCT は測定位置の光軸方向への走査方法（以下、 $z$  スキャンと称する）により、大きくタイムドメイン OCT とフーリエドメイン OCT とに分けられる。タイムドメイン OCT においては、光源として低コヒーレンス光源を使用し、測定時に参照光ミラーを走査することにより  $z$  スキャンを行う。これにより信号光に含まれる参照光と光路長が一致する成分のみが干渉し、得られた干渉信号に対して包絡線検波を行うことにより、所望の信号が復調される。一方、フーリエドメイン OCT はさらに波長走査型 OCT とスペクトルドメイン OCT とに分けられる。波長走査型 OCT では、出射光の波長を走査することが可能な波長走査型光源を使用し、測定時に波長を走査することにより  $z$  スキャンがなされ、検出された干渉光強度の波長依存性（干渉スペクトル）をフーリエ変換することにより所望の信号が得られる。スペクトルドメイン OCT においては、光源に広帯域光源を用い、生成された干渉光を分光器により分光し、波長成分ごとの干渉光強度（干渉スペクトル）を検出することが  $z$  スキャンを行うことに対応している。得られた干渉スペクトルをフーリエ変換することにより所望の信号が得られる。

30

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0005】

40

【特許文献 1】US 2012/0300217 A1

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0006】

OCT で生体組織や細胞などを測定する場合、一般的に測定対象内部からの反射光は測定対象表面からの反射光あるいはカバーガラスや細胞の培養容器などの測定対象保持部と測定対象の界面からの反射光に比べて非常に小さい。例として図 1 のように培養液で満たされた培養容器内の細胞を測定する場合について述べる。典型的な培養容器（ポリスチレン製）の屈折率は 1.59、細胞の屈折率は 1.37 程度であり、これらの値より培養容器と細胞の界面の反射率を見積もると約 0.55% となる。それに対して例えば細胞と培

50

養液の界面の反射率は、培養液の屈折率を1.33程度とすると0.022%程度となり、細胞からの反射光が培養容器と細胞の界面からの反射光よりも1桁以上小さくなることが分かる。異なる細胞同士の界面や、細胞内部の反射率はこれよりもさらに小さいと考えられる。

#### 【0007】

このように、測定対象表面や測定対象と測定対象保持部の界面からの反射光が測定対象内部からの反射光よりも非常に大きいため、OCTで測定対象内部を撮像する際にクロストークとなり画像を劣化させることが問題となる。測定対象と測定対象保持部の界面からの反射光による画像の劣化の具体例を図2に示した。図2は、OCTによって得られる図1に示した $z = 0 \mu\text{m}$ と $z = 5 \mu\text{m}$ における $xy$ 像（光軸に垂直な方向の断層画像）の模式図である。 $z = 5 \mu\text{m}$ における $xy$ 像に $z = 0 \mu\text{m}$ における $xy$ 像が残像として写っている。このように、測定対象と測定対象保持部の界面からの反射光の影響は測定対象内部の $xy$ 像に測定対象と測定対象保持部の界面の構造が残像として写る形で表れる。

10

#### 【0008】

当該残像を除去するための手段として、測定対象内部の $xy$ 像から輝度調整を行った $z = 0 \mu\text{m}$ の $xy$ 像を減算する方法が考えられる。当該方法は、 $z$ 方向の測定位置の変更あるいは走査を参照光ミラーの移動や波長の掃引によって行う従来のOCTにおいては機能すると考えられる。しかしながら、これら従来のOCTは低NA（典型的には $NA 0.1$ 以下）の対物レンズを使用するため、 $xy$ 分解能が $20 \mu\text{m} \sim 30 \mu\text{m}$ 程度であり、培養細胞のような大きさ $10 \mu\text{m}$ 程度の小さな構造物をイメージングすることはできない。

20

#### 【0009】

そこで本発明者らは、高い空間分解能を得るために、光源としてコヒーレンス長の長いレーザー光源を適用し、高NAの対物レンズを用いてレーザー光（信号光）を測定対象に集光して照射し、対物レンズを走査することにより集光位置を走査して測定対象の断層像を取得する構成を検討した。本構成のOCT装置を用いる場合、測定対象内部を測定する際の $z = 0 \mu\text{m}$ における信号光はデフォーカスしているため、測定対象内部の $xy$ 像に残像として写るのはデフォーカスした $z = 0 \mu\text{m}$ の $xy$ 像である。したがって、測定対象内部の $xy$ 像から輝度調整を行った $z = 0 \mu\text{m}$ の $xy$ 像を減算する方法では、上記のデフォーカスを考慮していないため、 $z = 0 \mu\text{m}$ からの反射光による残像を正確に除去することはできないという問題があった。

30

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0010】

本発明による光画像計測装置は、レーザー光を出射する光源と、光源から出射されたレーザー光を信号光と参照光に分岐する光分岐部と、信号光を容器内の測定対象に集光して照射する第1の対物レンズと、信号光の集光位置を走査する集光位置走査部と、参照光を集光する第2の対物レンズと、第2の対物レンズを通った参照光を反射して第2の対物レンズに戻す反射ミラーと、第2の対物レンズと反射ミラーの間に配置された平板と、測定対象によって反射もしくは散乱された信号光と反射ミラーによって反射されて第2の対物レンズを通った参照光とを合波し、互いに位相関係が異なる3つ以上の干渉光を生成する干渉光学系と、干渉光を検出する光検出器とを備える。ここで、第2の対物レンズは第1の対物レンズと同一の対物レンズであり、平板は容器の信号光が透過する部分と同じ材質及び同じ厚さを有する。

40

#### 【0011】

また、集光位置走査部により走査される信号光の各集光位置において光検出器から得られた信号をもとに画像を生成する画像生成部と、画像生成部で生成された2つの画像の間で減算処理を行う画像処理部を備える。

#### 【0012】

本発明による光画像計測方法は、1本のレーザー光を信号光と参照光に分岐し、信号光を測定対象に集光して照射し、測定対象から反射もしくは散乱された信号光と参照光を干渉させて互いに位相関係が異なる3つ以上の干渉光を生成し、干渉光の検出信号をもとに

50

測定対象の断層像を取得する光画像計測方法であって、参照光を平面波とした状態で、信号光の集光位置を光軸に垂直な方向に走査して得た検出信号をもとに第1の画像を取得する工程と、参照光にデフォーカス収差を付与した状態で、信号光の集光位置を光軸に垂直な方向に走査して得た検出信号をもとに第2の画像を取得する工程と、第1の画像と第2の画像の間で少なくとも減算処理を施すことにより第3の画像を生成する工程と、を有する。

【0013】

第3の画像を生成する工程は、第1の画像から輝度調整を行った第2の画像を減算することによりなされるものとすることができる。

デフォーカス収差は、一つの観点からすると、第1の画像に現れたクロストーク成分が第3の画像で除去あるいは低減される大きさとするすることができる。

10

【0014】

また、本発明による光画像計測装置は、レーザー光を出射する光源と、光源から出射されたレーザー光を信号光と参照光に分岐する光分岐部と、信号光を測定対象に集光して照射する対物レンズと、信号光の集光位置を走査する集光位置走査部と、参照光のデフォーカス収差を調整するデフォーカス収差調整部と、測定対象によって反射もしくは散乱された信号光を参照光と合波し、互いに位相関係が異なる3つ以上の干渉光を生成する干渉光学系と、干渉光を検出する光検出器と、光検出器の出力信号を元に画像を生成する画像生成部と、画像生成部で生成された画像に対して画像処理を施す画像処理部と、を有し、画像処理部は、参照光にデフォーカス収差を付与しない状態で画像生成部で生成した第1の画像と参照光にデフォーカス収差を付与した状態で画像生成部で生成した第2の画像の間で少なくとも減算処理を施すことにより、第3の画像を生成する。

20

【0015】

第3の画像は、画像処理部において第1の画像から輝度調整を行った第2の画像を減算することにより生成されるものとするすることができる。

【0016】

ここで、参照光をデフォーカス収差調整部を通らない第1の参照光とデフォーカス収差調整部を通る第2の参照光に分岐する光分岐部を有し、干渉光学系として第1の干渉光学系と第2の干渉光学系を有し、第1の干渉光学系は測定対象によって反射もしくは散乱された信号光と第1の参照光との干渉光を生成し、第2の干渉光学系は測定対象によって反

30

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、測定対象の表面などの特定の反射面で生じる強い反射光の影響を抑制し、その特定の反射面近傍の構造を鮮明に可視化可能な光画像計測装置を提供することができる。

上記した以外の、課題、構成及び効果は、以下の実施形態の説明により明らかにされる

40

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】OCT装置の測定対象の例を示す模式図。

【図2】従来のOCT装置で得られる画像の例を示す模式図。

【図3】本発明の光画像計測装置の構成例を示す模式図。

【図4】光画像計測装置の動作手順の例を示す図。

【図5】本発明の光画像計測装置の構成例を示す模式図。

【図6】本発明の光画像計測装置の動作手順の例を示す図。

【図7】本発明による光画像計測装置の別の実施例を示す模式図。

50

【図 8】画像表示部の模式図。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下に本発明の態様を例示する。

(1)一例として、光源から出射されたレーザー光を信号光と参照光とに分岐し、信号光を対物レンズにより測定対象に集光して照射させ、信号光の集光位置を集光位置走査部により走査し、参照光はデフォーカス収差調整部によってデフォーカスを調整され、干渉光学系によって測定対象から反射もしくは散乱された信号光を参照光と合波して互いに位相関係が異なる3つ以上の干渉光を生成して検出する。画像生成部ではこれら検出信号を元に画像データを生成し、画像処理部で生成された画像に対して画像処理を施す。画像処理部では、デフォーカス収差調整部で参照光にデフォーカス収差を付与しない状態で取得した第一の画像と、参照光にデフォーカス収差を付与した状態で得られた第二の画像を元に、測定対象の表面などの反射率の強い特定の反射面からのクロストーク成分を除去した第三の画像を生成する。ここで、デフォーカス収差調整部により参照光に付与されるデフォーカス収差は、信号光に含まれる反射率の強い特定の反射面からの反射光成分が有するデフォーカス収差と等しい。強い反射の生じる反射面とは、測定領域のその他の部位に比べて大きな反射率を有する反射面であり、当該反射面からの反射光がその周辺部分の構造の鮮明な可視化を妨げると考えられ、ユーザーがその反射面からの反射光の影響を取り除くことを選択しうる反射面である。具体的には、測定対象の表面、何らかの容器越しに信号光を照射する場合には当該容器の表面、あるいはホルマリン溶液などの液中にある測定対象の場合にはその液面などが考えられる。

10

20

これにより、測定対象表面などの特定の反射面からの強い反射光の影響を抑制することが可能となり、前記特定の反射面近傍の構造を鮮明に可視化することができる。

【0020】

(2)一例として、信号光を測定対象に集光する対物レンズの開口数を0.4以上とした。

これにより、広帯域光源あるいは波長走査型光源を用いることなく、従来のOCT装置と同等かそれ以上の光軸方向の空間分解能を達成可能である。

【0021】

(3)一例として、干渉光学系において干渉光を4つ生成し、これら4つの干渉光は信号光と参照光の干渉位相が互いに略90度の整数倍だけ異なり、信号光と参照光の干渉位相が互いに略180度異なる干渉光の対を電流差動型の光検出器によって検出することとした。

30

これにより、電流差動型の検出器を用いているため、参照光の強度を大きくしても検出器が飽和しにくくなり、電流差動型の検出器を用いない場合よりも信号のSN比を大きくすることができる。

【0022】

(4)一例として、デフォーカス収差調整部として、信号光の集光に用いる対物レンズと同一の対物レンズと、反射ミラーと、対物レンズと反射ミラーの相対距離を変化させるアクチュエータと、を用いることとした。

40

これにより、信号光に含まれる反射率の強い特定の反射面からの反射光成分が有するデフォーカス収差と等しいデフォーカス収差を、容易に参照光に付与することができる。

【0023】

(5)一例として、光源から出射されたレーザー光を信号光と第一の参照光と第二の参照光に分岐し、信号光を対物レンズにより測定対象に集光して照射させ、信号光の集光位置を集光位置走査部により走査し、第二の参照光はデフォーカス収差調整部によってデフォーカスを調整され、測定対象から反射もしくは散乱された信号光を第一の信号光と第二の信号光に分割し、第一の干渉光学系によって第一の信号光と第一の参照光を合波して互いに位相関係が異なる3つ以上の干渉光を生成して検出し、第二の干渉光学系によって第二の信号光と第二の参照光を合波して互いに位相関係が異なる3つ以上の干渉光を生成して

50

検出する。画像生成部ではこれら検出信号を元に画像データを生成し、画像処理部で生成された画像に対して画像処理を施す。画像処理部では、第一の干渉光学系からの信号を元に生成された第一の画像と、第二の干渉光学系からの信号を元に生成された第二の画像を元に、測定対象の表面などの反射率の強い特定の反射面からのクロストーク成分を除去した第三の画像を生成する。ここで、デフォーカス収差調整部により第二の参照光に付与されるデフォーカス収差は、信号光に含まれる反射率の強い特定の反射面からの反射光成分が有するデフォーカス収差と等しい。

これにより、一度の測定で参照光にデフォーカス収差を付与しない条件での画像（第一の画像）と、参照光にデフォーカス収差を付与した条件での画像（第二の画像）を取得することが出来るため、より短い測定時間で、測定対象表面などの特定の反射面からの強い反射光の影響を抑制することが可能となり、前記特定の反射面近傍の構造を鮮明に可視化することができる。

#### 【0024】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

#### 【0025】

##### 〔実施例1〕

図3(a)は、本発明による光画像計測装置の構成例を示す模式図である。

光源301から出射された1本のレーザー光はコリメートレンズ302によって平行光に変換され、光学軸方向を調整可能な / 2板303によって偏光を回転させられた後、偏光ビームスプリッタ304からなる光分岐部によって信号光と参照光に2分岐される。信号光は光学軸方向が水平方向に対して約22.5度に設定された / 4板305を透過して偏光状態をs偏光から円偏光に変換された後、開口数が0.4以上の対物レンズ306によって培養容器308内の培養細胞309に集光して照射される。ここで、対物レンズ306は培養容器308の底面を通過後に球面収差がほぼゼロとなるように設計されているものとする。対物レンズ306は対物レンズアクチュエータ307によって走査され、これにより対物レンズ306による信号光の集光位置（測定位置）の走査がなされる。測定対象から反射又は散乱された信号光は対物レンズ306を再び通過し、 / 4板305によって偏光状態を円偏光からp偏光に変換され、偏光ビームスプリッタ304へ入射する。一方、参照光は / 4板310によって偏光状態をp偏光から円偏光に変換された後、参照光の光路中に配置されたデフォーカス収差調整部315へ入射する。

#### 【0026】

デフォーカス収差調整部315は、対物レンズ306と同一の対物レンズ311、対物レンズアクチュエータ312、培養容器308と同じ材質でその厚みが信号光透過部分すなわち培養容器308の底面と同一である平板313、及び反射ミラー314によって構成されており、対物レンズアクチュエータ312によって対物レンズ311と反射ミラーの相対位置を変化させることにより参照光のデフォーカス収差を調整することが可能である。ここで、平板313は参照光の球面収差を信号光と等しくするために挿入されている。従って培養容器308が材質や底面の厚さが異なる別の培養容器に変更される場合には、平板313もそれに対応して変更される。平板313の変更を容易に実施するために、事前に複数の種類の平板313を搭載し、ユーザーが選択した培養容器308に対応して平板313を切り替え可能な機構を設けることが望ましい。あるいは、平板313の代わりに液晶素子を挿入し、印加する電圧を調整することにより、参照光の球面収差を信号光と等しくすることとしても良い。デフォーカス収差調整部315へ入射した参照光は対物レンズ311によって集光され、平板313を透過した後に反射ミラー314によって反射され、再び平板313と対物レンズ311を透過した後、 / 4板310によって偏光状態を円偏光からs偏光へ変換されて偏光ビームスプリッタ304へ入射する。

#### 【0027】

信号光と参照光は偏光ビームスプリッタ304によって合波され、合成光が生成される。合成光はハーフビームスプリッタ316、 / 2板317、 / 4板318、集光レンズ319、320、ウォラストンプリズム321、322から成る干渉光学系323へ導

10

20

30

40

50

かれる。干渉光学系 3 2 3 へ入射した合成光は、ハーフビームスプリッタ 3 1 6 によって透過光と反射光に 2 分岐される。透過光は光学軸が水平方向に対して約 2 2 . 5 度に設定された / 2 板 3 1 7 を透過した後、集光レンズ 3 1 9 によって集光され、ウォラストンプリズム 3 2 1 によって偏光分離されることにより互いに位相関係が 1 8 0 度異なる第一の干渉光と第二の干渉光が生成される。第一の干渉光と第二の干渉光は電流差動型の光検出器 3 2 4 によって検出され、それらの強度の差に比例した差動出力信号 3 2 6 が出力される。

#### 【 0 0 2 8 】

一方、反射光は光学軸が水平方向に対して約 4 5 度に設定された / 4 板 3 1 8 を透過した後、集光レンズ 3 2 0 によって集光され、ウォラストンプリズム 3 2 2 によって偏光分離されることにより互いに位相関係が約 1 8 0 度異なる第三の干渉光と第四の干渉光が生成される。ここで、第三の干渉光は第一の干渉光に対して位相が約 9 0 度異なる。第三の干渉光と第四の干渉光は電流差動型の光検出器 3 2 5 によって検出され、それらの強度の差に比例した差動出力信号 3 2 7 が出力される。このようにして生成された差動出力信号 3 2 6 , 3 2 7 は画像生成部 3 2 8 に入力され、画像データ 3 2 9 が生成される。画像処理部 3 3 0 は画像データ 3 2 9 を元に、新たな画像データ 3 3 1 を生成し、画像表示部 3 3 2 に表示させる。

#### 【 0 0 2 9 】

図 4 は、本実施例の OCT 装置の動作手順の例を示す図である。まず始めに測定対象の  $xz$  像すなわち光軸を含む断層像を取得し ( S 1 1 )、その結果を元にその影響を除去すべき強い反射光が発生している反射面位置 (  $z_0$  ) をユーザーが選択する ( S 1 2 )。本実施例における当該反射面位置 (  $z_0$  ) は、培養容器 3 0 8 と培養細胞 3 0 9 の界面位置であるとする。なお、簡便には 2 次元の  $xz$  像に代えて光軸方向 (  $z$  軸方向 ) の 1 次元像を取得し、その 1 次元像から強い反射光が発生している反射面位置 (  $z_0$  ) を選択してもよい。

#### 【 0 0 3 0 】

次に、 $xy$  測定を行う  $z$  位置 (  $z = z_m$  ) をユーザーに選択させ ( S 1 3 )、当該  $z$  位置において  $xy$  像を繰り返し取得して平均化された  $xy$  像を生成し、これを第一の画像とする ( S 1 4 )。  $xy$  像の取得にあたっては、対物レンズアクチュエータ 3 0 7 を駆動して対物レンズ 3 0 6 による信号光の集光位置を光軸に垂直な面内で 2 次元走査する。参照光は平面波とする。すなわち、デフォーカス収差調整部 3 1 5 の対物レンズアクチュエータ 3 1 2 を駆動して、対物レンズ 3 1 1 による参照光の集光位置が反射ミラー 3 1 4 の表面となるように対物レンズ 3 1 1 と反射ミラー 3 1 4 の相対距離を調整する。このとき、第一の画像には  $z = z_0$  からの強い反射光の影響により、デフォーカスした  $z = z_0$  位置の構造が残像 ( クロストーク ) として写っている。

#### 【 0 0 3 1 】

その後、デフォーカス収差調整部 3 1 5 を調整して、参照光に対して  $z = z_0$  からの反射光が有するデフォーカス収差と等しいデフォーカス収差を付与し、その条件下で  $xy$  像を繰り返し取得して平均化された  $xy$  像を生成し、これを第二の画像とする ( S 1 5 )。このとき、デフォーカス収差は図 3 ( b ) に示すように、対物レンズアクチュエータ 3 1 2 によって参照光の集光位置を反射ミラー 3 1 4 から  $z_0 - z_m$  だけ変位させることにより付与される。ここで、第二の画像は、デフォーカスした測定対象の  $z = z_0$  における  $xy$  像であり、輝度調整を行うことにより第一の画像に残像として写っている画像とほぼ等しくなる。画像処理部 3 3 0 は、第一の画像から輝度を調整した第二の画像を減算することにより、残像を除去した第三の画像を生成し ( S 1 6 )、画像表示部 3 3 2 に表示させる ( S 1 7 )。

#### 【 0 0 3 2 】

こうして、 $z = z_0$  からの反射光によるクロストーク成分が除去された測定対象の  $z = z_m$  における断層像が表示される。換言すると、ステップ 1 5 における第二の画像取得時にデフォーカス収差調整部 3 1 5 によって参照光に付与したデフォーカス収差は、ステッ

10

20

30

40

50

プ 1 4 において取得した第一の画像に現れたクロストーク成分が第三の画像で除去あるいは低減される大きさであるといえることができる。

【 0 0 3 3 】

以下で本実施例の動作原理及び効果について数式を用いて説明する。干渉光学系 3 2 3 へ入射する時点での合成光のジョーンズベクトルを

[ 式 1 ]

$$\begin{pmatrix} E_{sig} \\ E_{ref} \end{pmatrix}$$

と表す。ここで  $E_{sig}$  は、信号光が集光される光軸方向の位置  $z$ 、測定対象の  $z = z_0$  からカウントして  $j$  番目 ( $z = z_0$  を 0 番目とする) の反射点の光軸方向位置  $z_j$ 、 $j$  番目の反射点からの反射光の電場振幅  $A_{sig,j}$  及び位相  $\theta_{sig,j}$  を用いて以下のように表わすことができる。

【 0 0 3 4 】

[ 式 2 ]

$$E_{sig} = \sum_j A_{sig,j} \exp [i(W(z - z_j)r^2 + \theta_{sig,j})]$$

ここで、 $W(z - z_j)r^2$  はデフォーカス収差を表わしており、 $W$  は  $W = 2 \cdot NA^2 \cdot z / (\lambda \cdot d^2)$  で与えられる。 $r$  は光軸中心からの距離、 $d$  はレンズ開口の半径、 $\lambda$  はレーザー光の波長である。

【 0 0 3 5 】

式 2 において、 $z = z_0$  からの反射光の振幅  $A_{sig,0}$  の二乗はそれ以外の反射点からの反射光の振幅の二乗に比べると 1 桁以上大きいものとする。一方、 $E_{ref}$  は以下の様に表わされる。

[ 式 3 ]

$$E_{ref} = A_{ref} \exp [i(W \Delta z_{ref} r^2 + \theta_{ref})]$$

ここで、 $A_{ref}$  と  $\theta_{ref}$  はそれぞれ参照光の電場振幅と位相、 $\Delta z_{ref}$  は参照光のデフォーカス量 (対物レンズ 3 1 1 による参照光の集光位置と反射ミラー 3 1 4 の間の光軸方向の距離) である。 $W \Delta z_{ref} r^2$  はデフォーカス収差調整部 3 1 5 により参照光に付与されるデフォーカス収差を表わしている。

【 0 0 3 6 】

ハーフビームスプリッタ 3 1 6 を透過し、さらに  $\lambda/2$  板 3 1 7 を透過した後の合成光のジョーンズベクトルは次のようになる。

[ 式 4 ]

$$\begin{pmatrix} 1/\sqrt{2} & -1/\sqrt{2} \\ 1/\sqrt{2} & 1/\sqrt{2} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_{sig}/\sqrt{2} \\ E_{ref}/\sqrt{2} \end{pmatrix} = \frac{1}{2} \begin{pmatrix} E_{sig} - E_{ref} \\ E_{sig} + E_{ref} \end{pmatrix}$$

【 0 0 3 7 】

ウォラストンプリズム 3 2 1 によって式 4 で示される合成光は p 偏光成分と s 偏光成分に偏光分離された後、電流差動型の光検出器 3 2 4 によって差動検出され、以下の式で表わされる差動出力信号 3 2 6 が生成される。

【 0 0 3 8 】

[ 式 5 ]

$$I = \int_D \left[ \frac{1}{4} |E_{sig} + E_{ref}|^2 - \frac{1}{4} |E_{sig} - E_{ref}|^2 \right] d\rho$$

ここで  $\rho$  は光束断面の座標ベクトル、 $D$  は検出領域を表し、 $\int_D d\rho$  は光束内全域での積分演算を意味する。簡単のため検出器の変換効率は 1 とした。

【 0 0 3 9 】

一方、ハーフビームスプリッタ 3 1 6 で反射され、さらに  $\lambda/4$  板 3 1 8 を透過した後

10

20

30

40

50

の合成光のジョーンズベクトルは次のようになる。

[ 式 6 ]

$$\begin{pmatrix} i/\sqrt{2} & 1/\sqrt{2} \\ 1/\sqrt{2} & i/\sqrt{2} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_{sig}/\sqrt{2} \\ E_{ref}/\sqrt{2} \end{pmatrix} = \frac{1}{2} \begin{pmatrix} i(E_{sig} - iE_{ref}) \\ E_{sig} + iE_{ref} \end{pmatrix}$$

【 0 0 4 0 】

ウォラストンプリズム 3 2 2 によって、式 6 で示される合成光は p 偏光成分と s 偏光成分に偏光分離された後、電流差動型の光検出器 3 2 5 によって差動検出され、以下の式で表わされる差動出力信号 3 2 7 が生成される。

[ 式 7 ]

$$Q = \int_D \left[ \frac{1}{4} |E_{sig} + iE_{ref}|^2 - \frac{1}{4} |E_{sig} - iE_{ref}|^2 \right] d\rho$$

【 0 0 4 1 】

さらに、式 5、式 7 に式 2、式 3 を代入して積分を実行すると以下の式が得られる。

[ 式 8 ]

$$I(x, y) = \sum_j A_{ref} A_{sig, j}(x, y) \frac{\sin(k_{eff}(z - z_j - \Delta z_{ref}))}{k_{eff}(z - z_j - \Delta z_{ref})} \cos(k_{eff}(z - z_j - \Delta z_{ref}) + \theta_j(x, y))$$

[ 式 9 ]

$$Q(x, y) = \sum_j A_{ref} A_{sig, j}(x, y) \frac{\sin(k_{eff}(z - z_j - \Delta z_{ref}))}{k_{eff}(z - z_j - \Delta z_{ref})} \sin(k_{eff}(z - z_j - \Delta z_{ref}) + \theta_j(x, y))$$

ここで、 $j = sig, j - ref$ 、 $k_{eff} = \cdot NA^2 /$  である。また、 $I$ 、 $Q$  及び  $A_{sig, j}$ 、 $\theta_j$  は信号光の  $x, y$  方向（光軸に垂直な面内方向）の集光位置（ $x, y$ ）の関数であることを明示するため、 $I = I(x, y)$ 、 $Q = Q(x, y)$ 、 $A_{sig, j} = A_{sig, j}(x, y)$ 、 $\theta_j = \theta_j(x, y)$  と書き直した。

【 0 0 4 2 】

画像生成部 3 2 8 は、これらの信号に対して以下の演算を施すことにより画像データ 3 2 9 を生成する。

[ 式 10 ]

$$Data(x, y) = \{I(x, y)\}^2 + \{Q(x, y)\}^2$$

【 0 0 4 3 】

以下では、 $m$  番目の反射点の  $z$  位置における  $x, y$  像を取得する場合について考えることとし、位置  $z_m$  に信号光が集光されている（ $z = z_m$ ）ものとして説明する。参照光にデフォーカス収差を与えない場合、すなわち  $z_{ref} = 0$  の場合には式 8、式 9 は近似的に以下の様書き表される。

【 0 0 4 4 】

[ 式 11 ]

$$I(\Delta z_{ref} = 0; x, y) = A_{ref} A_{sig, m}(x, y) \cos \theta_m(x, y) + A_{ref} A_{sig, 0}(x, y) \frac{\sin(k_{eff}(z_m - z_0))}{k_{eff}(z_m - z_0)} \cos(k_{eff}(z_m - z_0) + \theta_0(x, y))$$

[ 式 12 ]

$$Q(\Delta z_{ref} = 0; x, y) = A_{ref} A_{sig, m}(x, y) \sin \theta_m(x, y) + A_{ref} A_{sig, 0}(x, y) \frac{\sin(k_{eff}(z_m - z_0))}{k_{eff}(z_m - z_0)} \sin(k_{eff}(z_m - z_0) + \theta_0(x, y))$$

【 0 0 4 5 】

ここで、 $z = z_0$  からの反射光以外の反射光成分の寄与は十分小さい、すなわち  $j > 0$  に対しては

[ 式 13 ]

10

20

30

40

$$|A_m| \gg |A_j| \frac{\sin(k_{eff}(z_m - z_j))}{k_{eff}(z_m - z_j)}$$

であるとして式を簡略化した。このときの画像データは次のようになる。

[ 式 1 4 ]

$$Data1(\Delta z_{ref} = 0; x, y)$$

$$= \{I(\Delta z_{ref} = 0; x, y)\}^2 + \{Q(\Delta z_{ref} = 0; x, y)\}^2$$

$$= A_{ref}^2 A_{sig,m}^2(x, y) + A_{ref}^2 A_{sig,0}^2(x, y) \left[ \frac{\sin(k_{eff}(z_m - z_0))}{k_{eff}(z_m - z_0)} \right]^2$$

$$+ 2A_{ref}^2 A_{sig,0}(x, y) A_{sig,m}(x, y) \frac{\sin(k_{eff}(z_m - z_0))}{k_{eff}(z_m - z_0)} \cos(k_{eff}(z_m - z_0) + \theta_m - \theta_0)$$

10

【 0 0 4 6 】

式 1 4 における第一項が  $z = z_0$  からの反射光のクロストークを含まない理想的な  $x, y$  像の画像データを表わしており、第二項と第三項が  $z = z_0$  からの反射光のクロストークによる残像の画像データに相当する。第三項は信号光や参照光の位相 ( $\theta_m - \theta_0$ ) に依存しているため、外乱によるランダムな位相変動により測定毎にランダムな値を取ると考えられる。従って、十分な回数平均化処理を施すことにより、第三項の寄与は大幅に小さくなる。外乱による位相変動が小さい場合には、ピエゾ素子などにより参照光の位相を

20

変動することにより同様の効果が得られる。従って、繰り返し測定を行い平均化して得られる第一の画像データは近似的に以下の様に表わされる。

【 0 0 4 7 】

[ 式 1 5 ]

$$AveragedData1(\Delta z_{ref} = 0; x, y)$$

$$= A_{ref}^2 A_{sig,m}^2(x, y) + A_{ref}^2 A_{sig,0}^2(x, y) \left[ \frac{\sin(k_{eff}(z_m - z_0))}{k_{eff}(z_m - z_0)} \right]^2$$

【 0 0 4 8 】

一方、参照光に  $z_{ref} = z_m - z_0$  に相当するデフォーカス収差を与える場合、式 8、式 9 は近似的に以下の様に書き表される。

30

[ 式 1 6 ]

$$I(x, y) = A_{ref} A_{sig,0}(x, y) \cos \theta_0(x, y)$$

[ 式 1 7 ]

$$Q(x, y) = A_{ref} A_{sig,0}(x, y) \sin \theta_0(x, y)$$

【 0 0 4 9 】

このときの画像データは

[ 式 1 8 ]

$$Data(\Delta z_{ref} = z_m - z_0; x, y)$$

$$= \{I(\Delta z_{ref} = z_m - z_0; x, y)\}^2 + \{Q(\Delta z_{ref} = z_m - z_0; x, y)\}^2$$

$$= A_{ref}^2 A_{sig,0}^2(x, y)$$

40

と表わされる。式 1 8 は  $z_m - z_0$  だけデフォーカスした信号光を走査することにより取得した、 $z = z_0$  における  $x, y$  像の画像データである。検出器ノイズなどの影響を第一の画像と等しくするために、式 1 8 で表わされる画像に関しても繰り返し測定を行い平均化を施し、第二の画像データ  $AveragedData2(z_{ref} = z_m - z_0; x, y)$  を取得する。第一の画像と第二の画像は、画像処理部 330 によって以下の画像処理を施され、第三の画像データが生成される。

50

【 0 0 5 0 】

[ 式 1 9 ]

$$\begin{aligned} & \text{NewData}(x, y) \\ &= \text{AveragedData}(\Delta z_{\text{ref}} = 0; x, y) - g \cdot \text{AveragedData}(\Delta z_{\text{ref}} = z_m - z_0; x, y) \\ &= A_{\text{ref}}^2 A_{\text{sig}, m}^2(x, y) \end{aligned}$$

【 0 0 5 1 】

ここで、 $g$  は以下の式で与えられる既知の量である。

[ 式 2 0 ]

$$g = \left[ \frac{\sin(k_{\text{eff}}(z_m - z_0))}{k_{\text{eff}}(z_m - z_0)} \right]^2$$

10

【 0 0 5 2 】

式 1 9 で表わされる第三の画像は、 $z = z_0$ からの反射光のクロストークが除去された画像、すなわち  $z = z_0$ の構造の残像が除去された画像である。

【 0 0 5 3 】

すなわち、本実施例においては参照光を平面波としてデフォーカス収差を付与しない状態で取得した  $x, y$  像から、参照光にデフォーカス収差を付与した状態で取得した画像を所定の倍率で輝度を調整して減算することにより、 $z = z_0$ からの反射光によるクロストークを抑制することができる。これにより、 $z = z_0$ 近傍の構造を従来の OCT 装置よりも鮮明に可視化することができる。

20

【 0 0 5 4 】

ここで、本発明の光画像計測装置の空間分解能について述べる。光軸方向の空間分解能は対物レンズを  $z$  方向に走査した際に得られる単一反射面に対応するピークの半値全幅として定義する。単一の反射面のみが存在する場合の式 1 0 に対応する信号は以下の式により表わされる。

【 0 0 5 5 】

[ 式 2 1 ]

$$\text{Data}(x, y) = A_{\text{ref}}^2 A_{\text{sig}, 0}^2(x, y) \text{sinc}^2 \left( \pi \cdot \frac{(z - z_0)}{\lambda} NA^2 \right)$$

30

【 0 0 5 6 】

上記の式より、単一反射面からの信号の半値全幅、すなわち光軸方向の空間分解能は近似的に以下の様に表わされる。

[ 式 2 2 ]

$$0.886 \frac{\lambda}{NA^2}$$

ここで、 $\lambda$  はレーザー光の波長、 $NA$  は対物レンズ 3 0 6 の開口数である。

【 0 0 5 7 】

一般的に OCT 装置で利用される光の波長はヘモグロビンにも水にも吸収されにくい 600 nm から 1300 nm 程度である。例えば対物レンズの開口数を 0.4 とすると、波長 600 nm ~ 1300 nm での光軸方向の空間分解能は約 3.3  $\mu\text{m}$  ~ 約 7.2  $\mu\text{m}$ 、平面分解能 (  $\propto NA$  程度 ) は約 1.5  $\mu\text{m}$  ~ 約 3.6  $\mu\text{m}$  となり、従来の OCT 装置と同等かそれ以上の高い光軸方向の分解能を達成できる。

40

【 0 0 5 8 】

本実施例においては、信号光と参照光の干渉位相が互いに略 180 度異なる干渉光の対を電流差動型の光検出器によって検出しているため、参照光の強度を大きくしても検出器が飽和しにくくなり、電流差動型の検出器を用いない場合よりも信号の SN 比を大きくすることができる。

【 0 0 5 9 】

さらに、本実施例においてはデフォーカス収差調整部 3 1 5 に対物レンズ 3 0 6 と同一

50

の対物レンズ 3 1 1 を用いているため、強い反射率を持つ特定の反射面からの反射光が有するデフォーカス収差と等しいデフォーカス収差を、容易に参照光に付与することができる。

#### 【 0 0 6 0 】

なお、本実施例では干渉光学系 3 2 3 で位相が互いに 9 0 度ずつ異なる 4 つの干渉光を生成して検出しているが、干渉光が 3 つ以上であれば干渉光がいくつであっても本実施例と同様の効果を得ることができる。例えば、位相が互いに 6 0 度ずつ異なる 3 つの干渉光を生成してもよい。

#### 【 0 0 6 1 】

また、本実施例においては、 $z = z_0$ からの反射光の影響をより抑制するために第一の画像と第二の画像それぞれに対して平均化処理を施したが、当該平均化処理は本発明の効果を得るために必須の条件ではない。すなわち、平均化によって得られるクロストークの抑制効果と、本発明によるクロストーク抑制効果は独立である。

#### 【 0 0 6 2 】

##### 〔実施例 2〕

図 5 は、本発明による光画像計測装置の別の実施例を示す模式図である。なお、図 3 に示した部品と同じものには同一の符号を付し、その説明を一部省略する。本実施例は、参照光を平面波として参照光にデフォーカス収差を付与しない状態で取得した画像と、参照光にデフォーカス収差を付与した状態で取得した画像が、一度の測定で得られる点において実施例 1 と異なる。

#### 【 0 0 6 3 】

光源 3 0 1 から出射されたレーザー光は偏光ビームスプリッタによって信号光と参照光に分岐される。信号光は実施例 1 と同様の光路を辿り、再び偏光ビームスプリッタ 3 0 4 へ入射する。信号光は偏光ビームスプリッタ 3 0 4 を透過し、光学軸方向が水平方向に対して約 2 2 . 5 度に設定された  $\lambda/2$  板 5 0 1 によって偏光を約 4 5 度回転された後、偏光ビームスプリッタ 5 0 2 によって p 偏光成分と s 偏光成分に分岐され、第一の信号光と第二の信号光が生成される。参照光は反射ミラー 5 0 3 によって反射され、光学軸方向が水平方向に対して約 2 2 . 5 度に設定された  $\lambda/2$  板 5 0 4 によって偏光を約 4 5 度回転された後、偏光ビームスプリッタ 5 0 5 によって s 偏光成分と p 偏光成分に分岐され、それぞれ第一の参照光と第二の参照光となる。第一の参照光は偏光ビームスプリッタ 5 0 5 を反射した後、偏光ビームスプリッタ 5 0 2 に入射する。第二の参照光は、偏光ビームスプリッタ 5 0 5 を透過し、光学軸方向が水平方向に対して約 2 2 . 5 度に設定された  $\lambda/4$  板 5 0 6 によって偏光状態を p 偏光から円偏光に変換され、反射ミラー 5 0 7 を反射した後再び  $\lambda/4$  板 5 0 6 へ入射して偏光状態を円偏光から s 偏光に変換されて偏光ビームスプリッタ 5 0 5 へ入射する。さらに第二の参照光は偏光ビームスプリッタ 5 0 5 を反射して光学軸方向が水平方向に対して約 2 2 . 5 度に設定された  $\lambda/4$  板 5 0 8 によって偏光状態を s 偏光から円偏光に変換され、デフォーカス収差調整部 3 1 5 によってデフォーカス収差を付与された後、再び  $\lambda/4$  板 5 0 8 に入射して偏光状態を円偏光から p 偏光に変換され、偏光ビームスプリッタ 5 0 5 を透過して偏光ビームスプリッタ 5 0 2 に入射する。

#### 【 0 0 6 4 】

第一の信号光と第一の参照光は偏光ビームスプリッタ 5 0 2 によって合波され、第一の合成光が生成される。第二の信号光と第二の参照光は偏光ビームスプリッタ 5 0 2 によって合波され、第二の合成光が生成される。第一の合成光はハーフビームスプリッタ 3 1 6 a、 $\lambda/2$  板 3 1 7 a、 $\lambda/4$  板 3 1 8 a、集光レンズ 3 1 9 a、3 2 0 a、ウォラストンプリズム 3 2 1 a、3 2 2 a から成る第一の干渉光学系 3 2 3 a へ導かれる。第二の合成光はハーフビームスプリッタ 3 1 6 b、 $\lambda/2$  板 3 1 7 b、 $\lambda/4$  板 3 1 8 b、集光レンズ 3 1 9 b、3 2 0 b、ウォラストンプリズム 3 2 1 b、3 2 2 b から成る第二の干渉光学系 3 2 3 b へ導かれる。第一の干渉光学系 3 2 3 a 及び第二の干渉光学系 3 2 3 b の機能は実施例 1 における干渉光学系 3 2 3 と同じであるため、ここでは説明を省略する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 6 5 】

第一の干渉光学系 3 2 3 a で生成された干渉光を検出することにより生成された差動出力信号 3 2 6 a , 3 2 7 a は画像生成部 3 2 8 に入力され、実施例 1 における式 1 4 で表わされる画像に相当する画像データが生成される。一方、第二の干渉光学系 3 2 3 b で生成された干渉光を検出することにより生成された差動出力信号 3 2 6 b , 3 2 7 b は画像生成部 3 2 8 に入力され、実施例 1 における式 1 8 で表わされる画像に相当する画像データが生成される。

## 【 0 0 6 6 】

すなわち、本実施例においては、一度の測定で参照光にデフォーカス収差を付与しない状態での画像と、参照光にデフォーカス収差を付与した状態での画像を取得することができるため、実施例 1 に比べてより短い測定時間で  $z = z_0$  からの反射光とのクロストークを抑制した第三の画像を得ることができる。

10

## 【 0 0 6 7 】

## 〔実施例 3〕

図 6 は、本発明の光画像計測装置における、別の動作手順の例を示した図である。装置構成は図 3 に示された実施例 1 と同様であるためその説明を省略する。本実施例は複数の  $z$  位置からの反射光によるクロストークを抑制する点において実施例 1 と異なる。ここでは、測定対象に強い反射の生じる部位、すなわちユーザーがその部位からの反射光の影響を取り除くことを選択しうる反射面が  $n$  個ある場合について考え、その  $n$  個の反射面は表面から数えて  $S_1, \dots, S_n$  番目の反射面であるとする。

20

## 【 0 0 6 8 】

まず始めに、 $xz$  像を取得し ( $S 2 1$ )、クロストークを除去する対象の反射面位置 ( $z = z_{S_1}, z_{S_2}, \dots, z_{S_n}$ ) をユーザーに指定させる ( $S 2 2$ )。次に、 $xy$  測定を行う  $z$  位置 ( $z = z_m$ ) をユーザーに選択させ ( $S 2 3$ )、当該  $z$  位置において  $xy$  像を繰り返し取得して平均化された  $xy$  像を生成し、これを第一の画像とする ( $S 2 4$ )。その後、参照光に対して、クロストークを除去する対象の反射面位置からの反射光 ( $z = z_{S_1}, z_{S_2}, \dots, z_{S_n}$  からの反射光) が有するデフォーカス収差と等しいデフォーカス収差を付与し、その条件下で  $xy$  像を繰り返し取得して平均化された  $xy$  像を生成し、これを第二の画像群とする ( $S 2 5$ )。画像処理部 3 3 0 は、第一の画像から輝度を調整した第二の画像群を減算することにより、残像を除去した第三の画像を生成し ( $S 2 6$ )、画像表示部 3 3 2 に表示させる ( $S 2 7$ )。

30

## 【 0 0 6 9 】

以下に本実施例の動作原理及び効果について数式を用いて説明する。前記特定の反射面からの反射光の振幅の二乗はそれ以外の反射面からの反射光の振幅の二乗に比べると 1 桁以上大きいものとする。また、以下では  $m$  番目の反射面における  $xy$  像を取得する場合について考えることとし、位置  $z_m$  に信号光が集光されている ( $z = z_m$ ) ものとして説明する。参照光にデフォーカス収差を与えない場合、すなわち  $z_{ref} = 0$  の場合の差動出力信号 3 2 6 , 3 2 7 は近似的に以下の式により表される。

## 【 0 0 7 0 】

〔式 2 3〕

$$I(\Delta z_{ref} = 0; x, y) = A_{ref} A_{sig,m}(x, y) \cos \theta_m(x, y) + \sum_{j=S_1}^{S_n} A_{ref} A_{sig,j}(x, y) \frac{\sin(k_{eff}(z_m - z_j))}{k_{eff}(z_m - z_j)} \cos(k_{eff}(z_m - z_j) + \theta_j(x, y))$$

40

〔式 2 4〕

$$Q(\Delta z_{ref} = 0; x, y) = A_{ref} A_{sig,m}(x, y) \cos \theta_m(x, y) + \sum_{j=S_1}^{S_n} A_{ref} A_{sig,j}(x, y) \frac{\sin(k_{eff}(z_m - z_j))}{k_{eff}(z_m - z_j)} \sin(k_{eff}(z_m - z_j) + \theta_j(x, y))$$

## 【 0 0 7 1 】

このときの式 2 3、式 2 4 で表される検出信号を元に生成された画像データを複数回取得し、平均化することにより得られる第一の画像データは近似的に以下の式で与えられる。

〔式 2 5〕

50

$$\begin{aligned} & \text{AveragedData}(\Delta z_{\text{ref}} = 0; x, y) \\ &= A_{\text{ref}}^2 A_{\text{sig}, m}^2(x, y) + \sum_{j=S_1}^{S_n} A_{\text{ref}}^2 A_{\text{sig}, j}^2(x, y) \left[ \frac{\sin(k_{\text{eff}}(z_m - z_j))}{k_{\text{eff}}(z_m - z_j)} \right]^2 \end{aligned}$$

## 【 0 0 7 2 】

ここで、信号光や参照光の位相に依存している項の寄与は平均化により小さくなることを用いて式を簡略化している。一方、 $S_p$ 番目の反射面からの反射光が有するデフォーカス収差を参照光に付与した場合、すなわち  $z_{\text{ref}} = z_m - z_{S_p}$  の場合の検出信号は近似的に、

[ 式 2 6 ]

$$I(\Delta z_{\text{ref}} = z_m - z_{S_p}; x, y) = A_{\text{ref}} A_{\text{sig}, S_p}(x, y) \cos \theta_{S_p}(x, y)$$

[ 式 2 7 ]

$$Q(\Delta z_{\text{ref}} = z_m - z_{S_p}; x, y) = A_{\text{ref}} A_{\text{sig}, S_p}(x, y) \sin \theta_{S_p}(x, y)$$

となる。従って、このときの平均化された画像データは

[ 式 2 8 ]

$$\begin{aligned} & \text{AveragedData}(\Delta z_{\text{ref}} = z_m - z_{S_p}; x, y) \\ &= A_{\text{ref}}^2 A_{\text{sig}, S_p}^2(x, y)^2 \end{aligned}$$

と表される。

## 【 0 0 7 3 】

式 2 5 で与えられる第一の画像データと、式 2 8 で表わされる第二の画像データ群 ( $S_p = S_1, S_2, \dots, S_n$ ) を用いて、第三の画像データは以下の式により計算される

[ 式 2 9 ]

$$\begin{aligned} & \text{NewData}(x, y) \\ &= \text{AveragedData}(\Delta z_{\text{ref}} = 0; x, y) - \sum_{j=S_1}^{S_n} g_j \cdot \text{AveragedData}(\Delta z_{\text{ref}} = z_m - z_j; x, y) \\ &= A_{\text{ref}}^2 A_{\text{sig}, m}^2(x, y) \end{aligned}$$

[ 式 3 0 ]

$$g_j = \left[ \frac{\sin(k_{\text{eff}}(z_m - z_j))}{k_{\text{eff}}(z_m - z_j)} \right]^2$$

## 【 0 0 7 4 】

式 2 9 で表わされる第三の画像は、複数個の反射面からのクロストーク成分が抑制された画像である。

## 【 0 0 7 5 】

すなわち、本実施例においては参照光にデフォーカス収差を付与しない状態で取得した画像（第一の画像）から、所定の倍率で輝度を調整した参照光に所定のデフォーカス収差を付与した状態で取得した複数個の画像（第二の画像群）を減算することにより、一つの特定の反射面からの反射光だけでなくユーザーが選択した複数個の反射面からの反射光によるクロストークが除去された画像を得ることができる。これにより、強い反射が生じる特定の反射面近傍の領域をより鮮明に可視化することができる。

## 【 0 0 7 6 】

〔 実施例 4 〕

図 7 は、本発明による光画像計測装置の別の実施例を示す模式図である。なお、図 3 に示した部品と同じものには同一の符号を付し、その説明を一部省略する。本実施例においては、測定対象として、それを保持するための培養容器のような測定対象保持部が不要な場合、あるいは測定対象保持部を設けることが困難な場合を想定している。従って、本実

10

20

30

40

50

施例での信号光は実施例 1 のように培養容器を介して測定対象へ照射されるものではなく、測定対象 309 へ直接照射される。これに対応するために、本実施例ではデフォーカス収差調整部 315 から平板 313 が取り除かれており、この点において実施例 1 とは構成が異なる。さらに、本実施例においては画像処理部 330 における画像処理方法が実施例 1 とは異なる。

【0077】

画像処理方法以外の動作方法は実施例 1 と同一であるため、ここでは画像処理部 330 における画像処理方法についてのみ説明する。式 15 で表わされる第一の画像データ  $AveragedData1(z_{ref} = 0; x, y)$  と、式 18 で表わされる第二の画像データ  $AveragedData2(z_{ref} = z_m - z_0; x, y)$  を取得するまでの動作は実施例 1 と同様である。画像処理部 330 は第一、第二の画像データに対して以下の演算を施すことにより第三の画像データを生成する。

【0078】

[式 31]

$$\begin{aligned} & NewData(x, y) \\ &= AveragedData(\Delta z_{ref} = 0; x, y) - G \cdot AveragedData(\Delta z_{ref} = z_m - z_0; x, y) \\ &= A_{ref}^2 A_{sig, m}^2(x, y) \end{aligned}$$

ここで、G はユーザーが自由に設定することができる任意の定数であり、初期値は式 20 で与えられる g に設定されているものとする。

【0079】

第三の画像データに基づく第三の画像は画像表示部 332 に表示される。図 8(a) はこのときの画像表示部 332 の模式図である。画像表示部 332 には第三の画像とそのときの G の値が表示されており、ユーザーはこの画面上でキーボードやマウスなどを用いて G の値を自由に設定することが可能となっている。出力される第三の画像は G の値に依存しており、理論的には  $G = g$  が最適値であるが、光学系の調整ずれなどに起因する理想状態からの乖離により  $G = g$  が最適値とならない場合がある。本実施例においては、ユーザーは出力された第三の画像を観察して  $G = g$  が  $z = z_0$  からの反射光のクロストークを除去する上で最適値ではないと判断した場合に、G の値をユーザーが最適であると判断する任意の値に変更する。変更後の G の値は画像処理部 330 に送られ、再び第三の画像データが生成されて画像表示部 332 に表示される。図 8(b) にこのときの画像表示部 332 の模式図を示した。このように、本実施例においては、式 31 における G の値をユーザーが自由に設定可能であるため、光学系の調整ずれなどにより  $G = g$  が最適値でない場合にも、より高い精度で  $z = z_0$  からの反射光のクロストークが除去された画像が得られる可能性を向上させることが出来る。

【0080】

なお、本発明は上記した実施例に限定されるものではなく、様々な変形例が含まれる。例えば、上記した実施例は本発明を分かりやすく説明するために詳細に説明したものであり、必ずしも説明した全ての構成を備えるものに限定されるものではない。また、ある実施例の構成の一部を他の実施例の構成に置き換えることが可能であり、また、ある実施例の構成に他の実施例の構成を加えることも可能である。また、各実施例の構成の一部について、他の構成の追加・削除・置換をすることが可能である。

【符号の説明】

【0081】

- 301 : 光源
- 302 : コリメートレンズ
- 303, 317 : / 2 板
- 304 : 偏光ビームスプリッタ
- 305, 310, 318 : / 4 板
- 306 : 対物レンズ

10

20

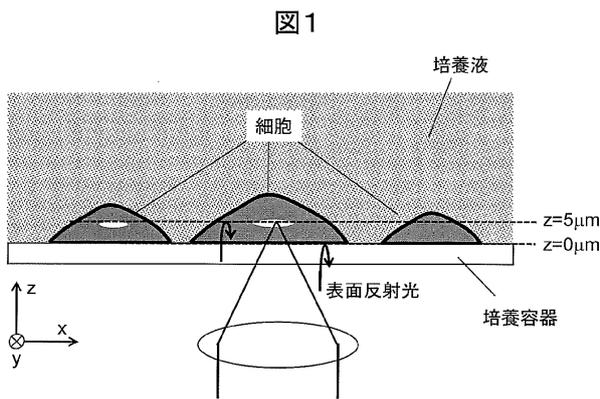
30

40

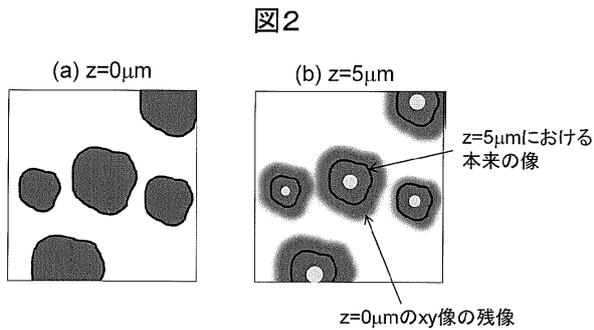
50

- 307 : 対物レンズアクチュエータ
- 308 : 培養容器
- 309 : 培養細胞
- 315 : デフォーカス収差調整部
- 323 : 干渉光学系
- 316 : ハーフビームスプリッタ
- 319, 320 : 集光レンズ
- 321, 322 : ウォラストンプリズム
- 324, 325 : 電流差動型の光検出器
- 328 : 画像生成部
- 330 : 画像処理部
- 332 : 画像表示部

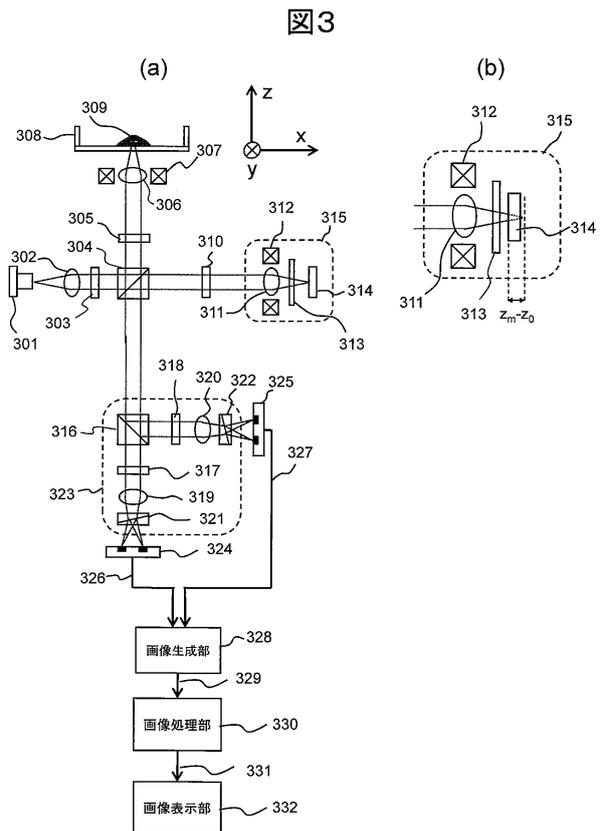
【図1】



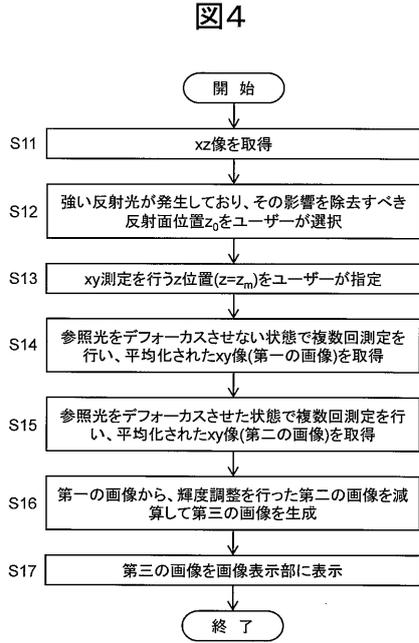
【図2】



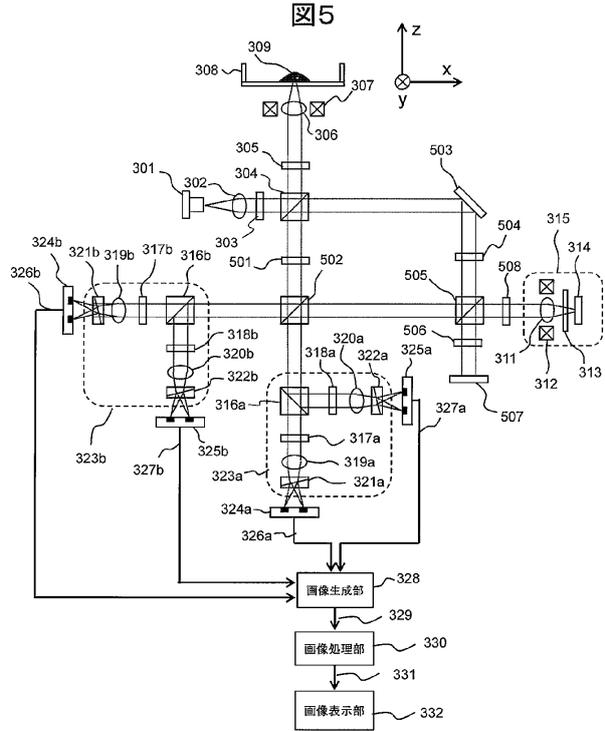
【図3】



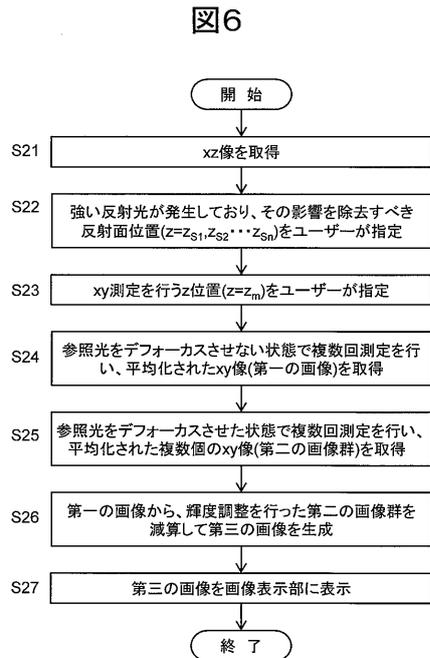
【図4】



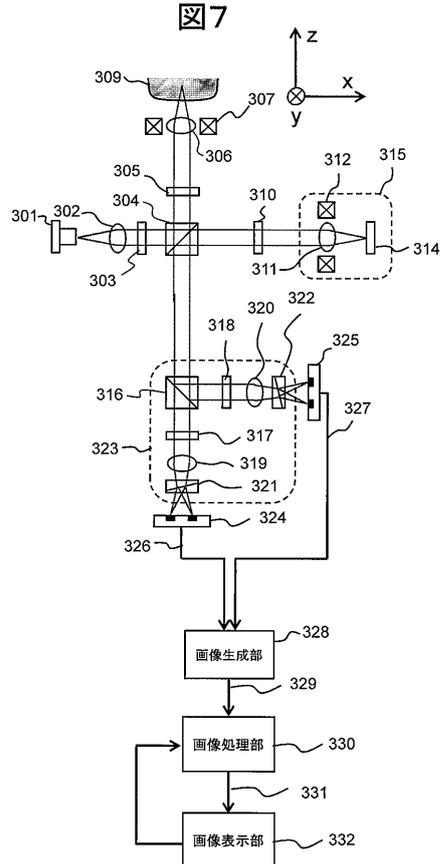
【図5】



【図6】



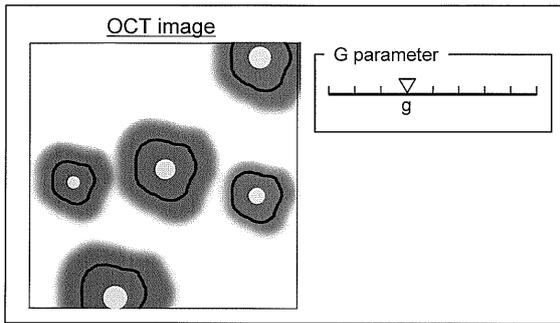
【図7】



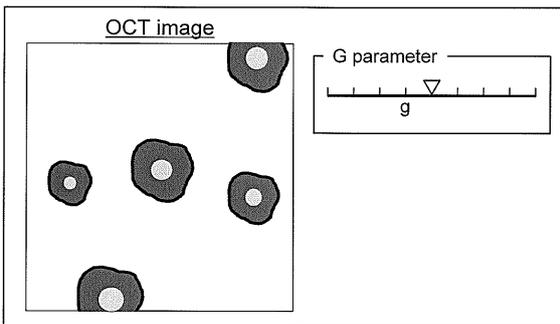
【 図 8 】

図8

(a)



(b)



---

フロントページの続き

(72)発明者 富田 大輔

東京都港区海岸三丁目2番23号 株式会社日立エルジーデータストレージ内

審査官 横尾 雅一

(56)参考文献 特開2014-142281(JP,A)

米国特許出願公開第2014/0204388(US,A1)

米国特許出願公開第2013/0107268(US,A1)

特開2001-321340(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01N 21/00 - 21/61

A61B 3/00 - 3/18

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)