

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-62301  
(P2011-62301A)

(43) 公開日 平成23年3月31日(2011.3.31)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D	2 H 0 4 0
<b>G 0 2 B</b>	<b>23/26</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 2 B	23/26	B	2 H 0 5 2
<b>G 0 2 B</b>	<b>21/06</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 2 B	23/26	C	4 C 0 6 1
			G 0 2 B	21/06		

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2009-214606 (P2009-214606)  
(22) 出願日 平成21年9月16日 (2009.9.16)

(71) 出願人 306037311  
富士フイルム株式会社  
東京都港区西麻布2丁目26番30号  
(74) 代理人 100083116  
弁理士 松浦 憲三  
(72) 発明者 千 敏景  
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
富士フイルム株式会社内  
(72) 発明者 渡邊 大祐  
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
富士フイルム株式会社内  
Fターム(参考) 2H040 BA04 BA05 CA12 CA22 DA12  
DA51  
2H052 AA07 AC15 AC34 AD06 AF04  
AF14

最終頁に続く

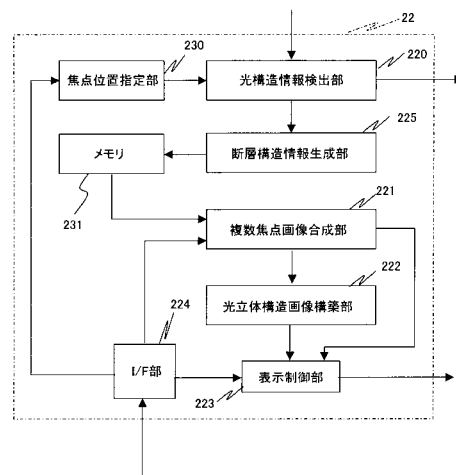
(54) 【発明の名称】 光構造像観察装置、その構造情報処理方法及び光構造像観察装置を備えた内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 浅い位置から深い位置まで高いS/N比と適切な解像度を有する断層画像を生成する。

【解決手段】 OCTプロセッサ400の処理部22において、焦点位置指定部230は、光構造情報検出部220に対して測定光L1の異なる複数の焦点位置を指定する。光構造情報検出部220は、焦点位置指定部230から指定された焦点位置において干渉光検出部で検出した干渉信号から光構造情報を検出する。断層構造情報生成部225は、光構造情報検出部220が検出した光構造情報に基づき測定光L1の異なる複数の焦点位置毎の断層構造情報を生成する。複数焦点画像合成部221は、メモリ231に格納された異なる複数の焦点位置毎の断層構造情報に基づいた合成断層画像を生成する。

【選択図】 図7



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

波長を掃引して光を発する光源手段と、  
前記光源手段から発した前記光を参照光と測定光に分波する分波手段と、  
測定対象の深さ方向に前記測定光を照射すると共に前記測定対象にて反射あるいは後方散乱した戻り光を集光する照射 / 集光手段と、  
前記深さ方向に直交する面内において前記照射 / 集光手段の照射位置を所定の走査間隔にて 2 次元走査する走査手段と、  
前記照射 / 集光手段が照射する前記測定光の複数の焦点位置を指定する焦点位置指定手段と、  
前記複数の焦点位置に前記照射 / 集光手段の焦点を位置決め駆動する焦点駆動手段と、  
前記照射 / 集光手段にて集光した前記戻り光と所定の光路長経路を経た前記参照光とを、  
前記複数の焦点位置毎に合波させ干渉光を取得する干渉手段と、  
前記干渉光に基づき、前記複数の焦点位置毎の前記測定対象の断層構造情報を生成する断層構造情報生成手段と、  
前記複数の焦点位置毎の前記断層構造情報に基づき、前記測定対象の断層画像を生成する断層画像生成手段と、  
を備えたことを特徴とする光構造像観察装置。

10

**【請求項 2】**

前記所定の走査間隔より粗いプレ走査間隔にて前記走査手段を走査し、前記プレ走査間隔による走査にて得られた前記断層構造情報に基づき、前記焦点位置指定手段が指定する前記複数の焦点位置を設定する焦点位置設定手段を、さらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の光構造像観察装置。

20

**【請求項 3】**

前記断層構造情報生成手段は前記干渉光に基づき前記測定対象の層を抽出し、前記断層画像生成手段は前記複数の焦点位置のうち前記層に近傍する焦点位置による前記層毎の前記断層構造情報を層近傍構造情報として抽出し、抽出した前記層近傍構造情報を合成することにより前記断層画像を生成することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の光構造像観察装置。

**【請求項 4】**

前記断層画像生成手段は、前記複数の焦点位置毎の前記断層構造情報を前記深さ方向にて変化する重み付け関数にて演算し、前記複数の焦点位置毎の演算結果を合成することにより前記断層画像を生成することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の光構造像観察装置。

30

**【請求項 5】**

前記断層画像生成手段は、前記複数の焦点位置毎の前記断層構造情報における水平解像度のエッジ情報を演算し、前記複数の焦点位置毎の演算結果を合成することにより前記断層画像を生成することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の光構造像観察装置。

**【請求項 6】**

前記断層画像を少なくとも表示手段に表示させる表示制御手段と、前記表示制御手段が制御する前記表示手段の表示形態を指定する表示形態指定手段と、をさらに備え、前記表示制御手段は前記表示手段が表示する前記断層画像上に、前記複数の焦点位置の位置情報及び前記断層画像生成手段が断層画像を生成する際の画像生成情報を重畳し、前記表示形態指定手段は前記表示手段に重畳表示された前記位置情報及び前記画像生成情報に基づいて入力される入力情報により前記表示形態を指定することを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれか 1 つに記載の光構造像観察装置。

40

**【請求項 7】**

前記断層画像生成手段が生成した前記断層画像に基づき前記測定対象の光立体構造画像を生成する立体構造画像生成手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 つに記載の光構造像観察装置。

50

## 【請求項 8】

波長を掃引して光を発する光源手段と、  
 前記光源手段から発した前記光を参照光と測定光に分波する分波手段と、  
 測定対象の深さ方向に前記測定光を照射すると共に前記測定対象にて反射あるいは後方散乱した戻り光を集光する照射 / 集光手段と、を備えた光構造像観察装置の構造情報処理方法において、  
 前記深さ方向に直交する面内において前記照射 / 集光手段の照射位置を所定の走査間隔にて 2 次元走査する走査ステップと、  
 前記照射 / 集光手段が照射する前記測定光の複数の焦点位置を指定する焦点位置指定ステップと、  
 前記複数の焦点位置に前記照射 / 集光手段の焦点を位置決め駆動する焦点駆動ステップと、  
 前記照射 / 集光手段にて集光した前記戻り光と所定の光路長経路を経た前記参照光とを、前記複数の焦点位置毎に合波させ干渉光を取得する干渉ステップと、  
 前記干渉光に基づき、前記複数の焦点位置毎の前記測定対象の断層構造情報を生成する断層構造情報生成ステップと、  
 前記複数の焦点位置毎の前記断層構造情報に基づき、前記測定対象の断層画像を生成する断層画像生成ステップと、  
 を備えたことを特徴とする光構造像観察装置の構造情報処理方法。

10

## 【請求項 9】

前記所定の走査間隔より粗いプレ走査間隔にて前記走査手段を走査し、前記プレ走査間隔による走査にて得られた前記断層構造情報に基づき、前記焦点位置指定手段が指定する前記複数の焦点位置を設定する焦点位置設定ステップを、さらに備えたことを特徴とする請求項 8 に記載の光構造像観察装置の構造情報処理方法。

20

## 【請求項 10】

請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 つに記載の光構造像観察装置を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は光構造像観察装置、その構造情報処理方法及び光構造像観察装置を備えた内視鏡装置に係り、特に光構造情報の情報処理に特徴のある光構造像観察装置、その構造情報処理方法及び光構造像観察装置を備えた内視鏡装置に関する。

30

## 【背景技術】

## 【0002】

従来、生体組織の光断層画像を取得する際に、OCT (Optical Coherence Tomography) 計測を利用した光断層画像取得装置が用いられることがある。この光断層画像取得装置は、光源から射出された低コヒーレント光を測定光と参照光とに分割した後、該測定光が測定対象に照射されたときの測定対象からの反射光、もしくは後方散乱光と参照光とを合波し、該反射光と参照光との干渉光の強度に基づいて光断層画像を取得するものである。以下、測定対象からの反射光、後方散乱光をまとめて反射光と標記する。

40

## 【0003】

上記の OCT 計測には、大きくわけて TD - OCT (Time domain OCT) 計測と FD - OCT (Fourier Domain OCT) 計測の 2 種類がある。TD - OCT 計測は、参照光の光路長を変更しながら干渉光強度を測定することにより、測定対象の深さ方向の位置 (以下、深さ位置という) に対応した反射光強度分布を取得する方法である。

## 【0004】

一方、FD - OCT 計測は、参照光と信号光の光路長は変えることなく、光のスペクト

50

ル成分毎に干渉光強度を測定し、ここで得られたスペクトル干渉強度信号を計算機にてフーリエ変換に代表される周波数解析を行うことで、深さ位置に対応した反射光強度分布を取得する方法である。TD-OCTに存在する機械的な走査が不要となることで、高速な測定が可能となる手法として、近年注目されている。

【0005】

ところで、消化管や気管支など、光学散乱特性が高い組織を対象とするOCTでは、入射光が急激に減衰し、深い部分ではS/N比が落ちるといった問題がある。

【0006】

この問題の解決策として、光の焦点面を表面より深い位置に置くことで、光の集光性で減衰を補償し、深い部分まで描出可能にする手法（非特許文献1）が提案されている。しかし、深い部分に焦点位置を合わせると、焦点深度と光の散乱の影響から焦点位置より浅い位置では横分解能が落ち、細かい構造情報が失われる。

10

【0007】

そこで、焦点位置を表面に合わせ、浅い部分での横解像度を最適化する手法（特許文献1）、中心波長が異なる画像の重ね合わせで深部までの情報を得る手法（特許文献2）などが提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開平9-133509号公報

20

【特許文献2】特開2007-151631号公報

【非特許文献】

【0009】

【非特許文献1】生体医工学、Vol. 44 (2006), No. 4 pp.606-612、"光コヒーレンストモグラフィを用いたヒト指細動脈の断層イメージング"

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、上記非特許文献1や特許文献1に開示されている手法では、対象の特定位置に焦点位置を合わせることで、観察ターゲットになる構造の視認性を最適化することはできるが、焦点を合わせた位置以外の部分では視認性が良い画像が得られないという問題がある。

30

【0011】

また、上記特許文献2に開示されている手法では、中心周波数が複数種類の光源の収差を用いることで、複数の焦点位置の干渉波形を合成表示することは可能であるが、焦点位置の組み合わせが固定されているため、目的や対象の状態に応じて焦点位置を変更することができない。

【0012】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、浅い位置から深い位置まで高いS/N比と適切な解像度を有する断層画像を生成することのできる光構造像観察装置、その構造情報処理方法及び光構造像観察装置を備えた内視鏡装置を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0013】

前記目的を達成するために、請求項1に記載の光構造像観察装置は、波長を掃引して光を発する光源手段と、前記光源手段から発した前記光を参照光と測定光に分波する分波手段と、測定対象の深さ方向に前記測定光を照射すると共に前記測定対象にて反射あるいは後方散乱した戻り光を集光する照射/集光手段と、前記深さ方向に直交する面内において前記照射/集光手段の照射位置を所定の走査間隔にて2次元走査する走査手段と、前記照射/集光手段が照射する前記測定光の複数の焦点位置を指定する焦点位置指定手段と、前

50

記複数の焦点位置に前記照射 / 集光手段の焦点を位置決め駆動する焦点駆動手段と、前記照射 / 集光手段にて集光した前記戻り光と所定の光路長経路を経た前記参照光とを、前記複数の焦点位置毎に合波させ干渉光を取得する干渉手段と、前記干渉光に基づき、前記複数の焦点位置毎の前記測定対象の断層構造情報を生成する断層構造情報生成手段と、前記複数の焦点位置毎の前記断層構造情報に基づき、前記測定対象の断層画像を生成する断層画像生成手段と、を備えたことを特徴とする。

【0014】

請求項1に記載の光構造像観察装置では、照射 / 集光手段にて前記測定対象の深さ方向に前記測定光を照射すると共に前記測定対象にて反射あるいは後方散乱した戻り光を集光し、前記走査手段にて前記深さ方向に直交する面内において前記照射 / 集光手段の照射位置を前記所定の走査間隔にて2次元走査し、前記焦点位置指定手段にて前記照射 / 集光手段が照射する前記測定光の複数の焦点位置を指定し、前記焦点駆動手段にて前記複数の焦点位置に前記照射 / 集光手段の焦点を位置決め駆動し、前記干渉手段にて前記戻り光と前記参照光とを前記複数の焦点位置毎に合波させ前記干渉光を取得し、前記断層構造情報生成手段にて前記干渉光に基づき前記複数の焦点位置毎の前記測定対象の前記断層構造情報を生成し、前記断層画像生成手段にて前記複数の焦点位置毎の前記断層構造情報に基づき、前記測定対象の断層画像を生成することで、浅い位置から深い位置まで高いS/N比と適切な解像度を有する断層画像を生成することを可能とする。

10

【0015】

請求項2に記載の光構造像観察装置のように、請求項1に記載の光構造像観察装置であって、前記所定の走査間隔より粗いプレ走査間隔にて前記走査手段を走査し、前記プレ走査間隔による走査にて得られた前記断層構造情報に基づき、前記焦点位置指定手段が指定する前記複数の焦点位置を設定する焦点位置設定手段を、さらに備えることが好ましい。

20

【0016】

請求項3に記載の光構造像観察装置のように、請求項1または2に記載の光構造像観察装置であって、前記断層構造情報生成手段は前記干渉光に基づき前記測定対象の層を抽出し、前記断層画像生成手段は前記複数の焦点位置のうち前記層に近傍する焦点位置による前記層毎の前記断層構造情報を層近傍構造情報として抽出し、抽出した前記層近傍構造情報を合成することにより前記断層画像を生成することが好ましい。

30

【0017】

請求項4に記載の光構造像観察装置のように、請求項1または2に記載の光構造像観察装置であって、前記断層画像生成手段は、前記複数の焦点位置毎の前記断層構造情報を前記深さ方向にて変化する重み付け関数にて演算し、前記複数の焦点位置毎の演算結果を合成することにより前記断層画像を生成することが好ましい。

【0018】

請求項5に記載の光構造像観察装置のように、請求項1または2に記載の光構造像観察装置であって、前記断層画像生成手段は、前記複数の焦点位置毎の前記断層構造情報における水平解像度のエッジ情報を演算し、前記複数の焦点位置毎の演算結果を合成することにより前記断層画像を生成することが好ましい。

40

【0019】

請求項6に記載の光構造像観察装置のように、請求項1ないし5のいずれか1つに記載の光構造像観察装置であって、前記断層画像を少なくとも表示手段に表示させる表示制御手段と、前記表示制御手段が制御する前記表示手段の表示形態を指定する表示形態指定手段と、をさらに備え、前記表示制御手段は前記表示手段が表示する前記断層画像上に、前記複数の焦点位置の位置情報及び前記断層画像生成手段が断層画像を生成する際の画像生成情報を重畳し、前記表示形態指定手段は前記表示手段に重畳表示された前記位置情報及び前記画像生成情報に基づいて入力される入力情報により前記表示形態を指定することが好ましい。

【0020】

請求項7に記載の光構造像観察装置のように、請求項1ないし6のいずれか1つに記載

50

の光構造像観察装置であって、前記断層画像生成手段が生成した前記断層画像に基づき前記測定対象の光立体構造画像を生成する立体構造画像生成手段をさらに備えることが好ましい。

【0021】

請求項8に記載の光構造像観察装置の構造情報処理方法は、波長を掃引して光を発する光源手段と、前記光源手段から発した前記光を参照光と測定光に分波する分波手段と、測定対象の深さ方向に前記測定光を照射すると共に前記測定対象にて反射あるいは後方散乱した戻り光を集光する照射/集光手段と、を備えた光構造像観察装置の構造情報処理方法において、前記深さ方向に直交する面内において前記照射/集光手段の照射位置を所定の走査間隔にて2次元走査する走査ステップと、前記照射/集光手段が照射する前記測定光の複数の焦点位置を指定する焦点位置指定ステップと、前記複数の焦点位置に前記照射/集光手段の焦点を位置決め駆動する焦点駆動ステップと、前記照射/集光手段にて集光した前記戻り光と所定の光路長経路を経た前記参照光とを、前記複数の焦点位置毎に合波させ干渉光を取得する干渉ステップと、前記干渉光に基づき、前記複数の焦点位置毎の前記測定対象の断層構造情報を生成する断層構造情報生成ステップと、前記複数の焦点位置毎の前記断層構造情報に基づき、前記測定対象の断層画像を生成する断層画像生成ステップと、を備えたことを特徴とする。

10

【0022】

請求項9に記載の光構造像観察装置の構造情報処理方法のように、請求項8に記載の光構造像観察装置の構造情報処理方法であって、前記所定の走査間隔より粗いプレ走査間隔にて前記走査手段を走査し、前記プレ走査間隔による走査にて得られた前記断層構造情報に基づき、前記焦点位置指定手段が指定する前記複数の焦点位置を設定する焦点位置設定ステップを、さらに備えることが好ましい。

20

【0023】

請求項10に記載の内視鏡装置は、請求項1ないし7のいずれか1つに記載の光構造像観察装置を備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0024】

以上説明したように、本発明によれば、浅い位置から深い位置まで高いS/N比と適切な解像度を有する断層画像を生成することができるという効果がある。

30

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】第1実施形態に係る光構造像観察装置としてのOCTプロセッサの内部構成を示すブロック図

【図2】図1のOCTプローブの先端構成を示す図

【図3】図1のOCTプローブの変形例1の先端構成を示す図

【図4】図1のOCTプローブの変形例2の先端構成を示す図

【図5】図1のOCTプローブの変形例3の先端構成を示す図

【図6】図1のOCTプローブの変形例4の先端構成を示す図

【図7】図1のOCTプロセッサの処理部の構成を示すブロック図

40

【図8】図1のOCTプロセッサの処理部での処理の概要を説明する図

【図9】図1のOCTプロセッサの処理部の処理の詳細を示すフローチャート

【図10】図9の処理における合成断層画像の生成するための異なる焦点位置での取得画像を示す図

【図11】図9の処理における合成断層画像の生成のための重み付けを説明する第1の図

【図12】図9の処理における合成断層画像の生成のための重み付けを説明する第2の図

【図13】第2実施形態に係るOCTプロセッサの処理部の構成を示すブロック図

【図14】図13のプレスキャン情報処理部のプレスキャン間隔を説明する図

【図15】図13のプレスキャン情報処理部による焦点位置の設定を説明する図

【図16】図13のプレスキャン情報処理部による焦点位置の設定のための境界検出法を

50

## 説明する図

【図 17】図 13 のプレスキャン情報処理部による焦点位置の設定のためのコントラスト法を説明する第 1 の図

【図 18】図 13 のプレスキャン情報処理部による焦点位置の設定のためのコントラスト法を説明する第 2 の図

【図 19】図 13 の OCT プロセッサの処理部の処理の詳細を示すフローチャート

【図 20】図 19 のプレスキャン情報処理においてプレスキャンでの計測画像情報を用いて焦点位置の組み合わせを決定する方法を説明する第 1 の図

【図 21】図 19 のプレスキャン情報処理においてプレスキャンでの計測画像情報を用いて焦点位置の組み合わせを決定する方法を説明する第 2 の図

【図 22】図 19 のプレスキャン情報処理においてプレスキャンでの計測画像情報を用いて焦点位置の組み合わせを決定する方法を説明する第 3 の図

【図 23】図 19 のプレスキャン情報処理においてプレスキャンでの計測画像情報を用いて焦点位置の組み合わせを決定する方法を説明する第 4 の図

【図 24】図 19 のプレスキャン情報処理においてプレスキャンでの計測画像情報を用いて焦点位置の組み合わせを決定する方法を説明する第 5 の図

【図 25】図 13 の複数焦点画像合成部の合成断層画像の生成処理を説明するための第 1 の図

【図 26】図 13 の複数焦点画像合成部の合成断層画像の生成処理を説明するための第 2 の図

【図 27】図 13 の複数焦点画像合成部の合成断層画像の生成処理を説明するための第 3 の図

【図 28】図 13 の複数焦点画像合成部の合成断層画像の生成処理を説明するための第 4 の図

【図 29】各実施形態における OCT プロセッサ及び OCT プロブと内視鏡装置とからなる画像診断装置の構成を示す図

【図 30】図 29 の OCT プロブの先端構成を示す図

【図 31】図 29 の OCT プロブの変形例の先端構成を示す図

【発明を実施するための形態】

【0026】

以下、添付図面を参照して、本発明に係る光構造像観察装置、その構造情報処理方法及び光構造像観察装置を備えた内視鏡装置について詳細に説明する。

【0027】

第 1 実施形態：

図 1 は、本発明の第 1 実施形態に係る光構造像観察装置としての OCT プロセッサの内部構成を示すブロック図である。

【0028】

図 1 に示す OCT プロセッサ 400 は、光干渉断層 (OCT: Optical Coherence Tomography) 計測法による測定対象の光断層画像を取得するためのもので、測定のための光  $L_a$  を射出する光源手段としての第 1 の光源 (第 1 の光源ユニット) 12 と、第 1 の光源 12 から射出された光  $L_a$  を測定光 (第 1 の光束)  $L_1$  と参照光  $L_2$  に分岐するとともに、被検体である測定対象  $S$  からの戻り光  $L_3$  と後述する光路長調整部 26 を経た参照光  $L_2$  を合波して干渉光  $L_4$  および  $L_5$  を生成する分波手段としての光ファイバカプラ (分岐合波部) 14 と、光ファイバカプラ 14 で分岐された測定光  $L_1$  を測定対象まで導波するとともに測定対象からの戻り光  $L_3$  を導波するプロブ側光ファイバ  $FB_1$  を備える光プロブとしての OCT プロブ 600 と、測定光  $L_1$  をプロブ側光ファイバ  $FB_1$  まで導波するとともにプロブ側光ファイバ  $FB_1$  によって導波された戻り光  $L_3$  を導波する光ファイバ  $FB_2$  と、プロブ側光ファイバ  $FB_1$  を光ファイバ  $FB_2$  に接続し、測定光  $L_1$  および戻り光  $L_3$  を伝送する光コネクタ 18 と、光ファイバカプラ 14 で生成された干渉光  $L_4$  および  $L_5$  を干渉信号として検出する干渉手段としての干渉光検出部 20 と、こ

10

20

30

40

50

の干渉光検出部 20 によって検出された干渉信号を処理して光構造情報を取得し情報処理する処理部 22 と、を有する。また、処理部 22 で取得された光構造情報に基づいて画像はモニタ装置 500 に表示される。

【0029】

また、OCTプロセッサ400は、測定の目印を示すためのエイミング光（第2の光束）Leを射出する第2の光源（第2の光源ユニット）13と、参照光L2の光路長を調整する光路長調整部26と、第1の光源12から射出された光Laを分光する光ファイバカプラ28と、光ファイバカプラ14で合波された干渉光L4およびL5を検出する検出部30aおよび30bと、処理部22への各種条件の入力、設定の変更等を行う操作制御部32とを有する。

【0030】

なお、図1に示すOCTプロセッサ400においては、上述した射出光La、エイミング光Le、測定光L1、参照光L2および戻り光L3などを含む種々の光を各光デバイスなどの構成要素間で導波し、伝送するための光の経路として、プローブ側光ファイバFB1および光ファイバFB2を含め種々の光ファイバFB（FB3、FB4、FB5、FB6、FB7、FB8など）が用いられている。

【0031】

第1の光源12は、OCTの測定のための光（例えば、波長1.3μmのレーザ光あるいは低コヒーレンス光）を射出するものであり、この第1の光源12は周波数を一定の周期で掃引させながら赤外領域である、例えば波長1.3μmを中心とするレーザ光Laを射出する光源である。この第1の光源12は、レーザ光あるいは低コヒーレンス光Laを射出する光源12aと、光源12aから射出された光Laを集光するレンズ12bとを備えている。また、第1の光源12から射出された光Laは、光ファイバFB4、FB3を介して光ファイバカプラ14で測定光L1と参照光L2に分岐され、測定光L1は光コネクタ18に入力される。

【0032】

また、第2の光源13は、エイミング光Leとして測定部位を確認しやすくするために可視光を射出するものである。例えば、波長0.66μmの赤半導体レーザ光、波長0.63μmのHe-Neレーザ光、波長0.405μmの青半導体レーザ光などを用いることができる。そこで、第2の光源13としては、例えば赤色あるいは青色あるいは緑色のレーザ光を射出する半導体レーザ13aと、半導体レーザ13aから射出されたエイミング光Leを集光するレンズ13bを備えている。第2の光源13から射出されたエイミング光Leは、光ファイバFB8を介して光コネクタ18に入力される。

【0033】

光コネクタ18では、測定光L1とエイミング光Leとが合波され、OCTプローブ600内のプローブ側光ファイバFB1に導波される。

【0034】

光ファイバカプラ14は、例えば2×2の光ファイバカプラで構成されており、光ファイバFB2、光ファイバFB3、光ファイバFB5、光ファイバFB7とそれぞれ光学的に接続されている。

【0035】

光ファイバカプラ14は、第1の光源12から光ファイバFB4およびFB3を介して入射した光Laを測定光（第1の光束）L1と参照光L2とに分岐し、測定光L1を光ファイバFB2に入射させ、参照光L2を光ファイバFB5に入射させる。

【0036】

さらに、光ファイバカプラ14は、光ファイバFB5に入射され後述する光路長調整部26によって周波数シフトおよび光路長の変更が施されて光ファイバFB5を戻った光L2と、後述するOCTプローブ600で取得され光ファイバFB2から導波された光L3とを合波し、光ファイバFB3（FB6）および光ファイバFB7に射出する。

【0037】

10

20

30

40

50

OCTプローブ600は、光コネクタ18を介して、光ファイバFB2と接続されており、光ファイバFB2から、光コネクタ18を介して、エイミング光Leと合波された測定光L1がプローブ側光ファイバFB1に入射される。入射されたこのエイミング光Leと合波された測定光L1をプローブ側光ファイバFB1によって伝送して測定対象Sに照射する。そして測定対象Sからの戻り光L3を取得し、取得した戻り光L3をプローブ側光ファイバFB1によって伝送して、光コネクタ18を介して、光ファイバFB2に射出するようになっている。

【0038】

また、OCTプローブ600は、エイミング光Leと合波されプローブ側光ファイバFB1から出射された測定光L1を測定対象Sに2次元走査して照射する走査手段及び照射/集光手段としての測定光学系601と、測定光学系601において測定光L1を2次元走査するため、また測定光L1の焦点位置を可変させるための焦点駆動手段としての光学系駆動機構602を備えている。

10

【0039】

光コネクタ18は、測定光(第1の光束)L1とエイミング光(第2の光束)Leとを合波するものである。

【0040】

干渉光検出部20は、光ファイバFB6および光ファイバFB7と接続されており、光ファイバカプラ14で参照光L2と戻り光L3とを合波して生成された干渉光L4およびL5を干渉信号として検出する干渉手段を構成する。

20

【0041】

ここで、OCTプロセッサ400は、光ファイバカプラ28から分岐させた光ファイバFB6上に設けられ、干渉光L4の光強度を検出する検出器30aと、光ファイバFB7の光路上に干渉光L5の光強度を検出する検出器30bとを有している。

【0042】

干渉光検出部20は、検出器30aおよび検出器30bの検出結果に基づいて、光ファイバFB6から検出する干渉光L4と光ファイバFB7から検出する干渉光L5をフーリエ変換することにより、測定対象Sの各深さ位置における反射光(あるいは後方散乱光)の強度を検出する。

30

【0043】

処理部22は、複数の異なる焦点位置における干渉光検出部20で抽出した干渉信号から光構造情報を取得し、取得した光構造情報に基づいて光断層構造像及び光立体構造像を生成すると共に、この光立体構造像に対して各種処理を施した画像をモニタ装置500へ出力する。処理部22の詳細な構成は後述する。

【0044】

光路長調整部26は、光ファイバFB5の参照光L2の射出側(すなわち、光ファイバFB5の光ファイバカプラ14とは反対側の端部)に配置されている。

【0045】

光路長調整部26は、光ファイバFB5から射出された光を平行光にする第1光学レンズ80と、第1光学レンズ80で平行光にされた光を集光する第2光学レンズ82と、第2光学レンズ82で集光された光を反射する反射ミラー84と、第2光学レンズ82および反射ミラー84を支持する基台86と、基台86を光軸方向に平行な方向に移動させるミラー移動機構88とを有し、第1光学レンズ80と第2光学レンズ82との距離を変化させることで参照光L2の光路長を調整する。

40

【0046】

第1光学レンズ80は、光ファイバFB5のコアから射出された参照光L2を平行光にするとともに、反射ミラー84で反射された参照光L2を光ファイバFB5のコアに集光する。

【0047】

また、第2光学レンズ82は、第1光学レンズ80により平行光にされた参照光L2を

50

反射ミラー 8 4 上に集光するとともに、反射ミラー 8 4 により反射された参照光 L 2 を平行光にする。このように、第 1 光学レンズ 8 0 と第 2 光学レンズ 8 2 とにより共焦点光学系が形成されている。

【 0 0 4 8 】

さらに、反射ミラー 8 4 は、第 2 光学レンズ 8 2 で集光される光の焦点に配置されており、第 2 光学レンズ 8 2 で集光された参照光 L 2 を反射する。

【 0 0 4 9 】

これにより、光ファイバ F B 5 から射出した参照光 L 2 は、第 1 光学レンズ 8 0 により平行光になり、第 2 光学レンズ 8 2 により反射ミラー 8 4 上に集光される。その後、反射ミラー 8 4 により反射された参照光 L 2 は、第 2 光学レンズ 8 2 により平行光になり、第 1 光学レンズ 8 0 により光ファイバ F B 5 のコアに集光される。

10

【 0 0 5 0 】

また、基台 8 6 は、第 2 光学レンズ 8 2 と反射ミラー 8 4 とを固定し、ミラー移動機構 8 8 は、基台 8 6 を第 1 光学レンズ 8 0 の光軸方向（図 1 矢印 A 方向）に移動させる。

【 0 0 5 1 】

ミラー移動機構 8 8 で、基台 8 6 を矢印 A 方向に移動させることで、第 1 光学レンズ 8 0 と第 2 光学レンズ 8 2 との距離を変更することができ、参照光 L 2 の光路長を調整することができる。

【 0 0 5 2 】

操作制御部 3 2 は、図示はしないが、キーボード、マウス等の入力手段と、入力された情報に基づいて各種条件を管理する制御手段とを有し、処理部 2 2 に接続されている。操作制御部 3 2 は、入力手段から入力されたオペレータの指示に基づいて、処理部 2 2 における各種処理条件等（後述する焦点位置指定情報を含む）の入力、設定、変更等を行う。

20

【 0 0 5 3 】

なお、操作制御部 3 2 は、操作画面をモニタ装置 5 0 0 に表示させてもよいし、別途表示部を設けて操作画面を表示させてもよい。また、操作制御部 3 2 で、第 1 の光源 1 2、第 2 の光源 1 3、光コネクタ 1 8、干渉光検出部 2 0、光路長ならびに検出部 3 0 a および 3 0 b の動作制御や各種条件の設定を行うようにしてもよい。

【 0 0 5 4 】

図 2 は図 1 の OCT プロブの構成を示す図である。本実施形態の OCT プロブ 6 0 0 の測定光学系 6 0 1 は、プロブ側光ファイバ F B 1 から出射したエイミング光 L e と合波された測定光 L 1（以下、単に測定光 L 1 と記す）を測定対象 S 上にて走査するためのガルバノミラー 6 0 4 と、測定光 L 1 を平行光に変換しガルバノミラー 6 0 4 に集光させるレンズ部 6 0 6 とを備えて構成されている。

30

【 0 0 5 5 】

また、OCT プロブ 6 0 0 では、測定対象 S は、基台 6 1 0 に設けられえた可動ステージ 6 1 1 のテーブル 6 1 2 に配置される。この可動ステージ 6 1 1 は、テーブル 6 1 2 を例えば、図 2 に示すように、ガルバノミラー 6 0 4 が走査する走査軸を Y 軸としたときに、この Y 軸に略直交する水平面上の軸である X 軸に沿って走査するための X 軸可動部 6 1 3 と、X - Y 平面に直交する Z 軸方向である測定対象 S の深さ方向に駆動する Z 軸可動部 6 1 4 とを備えて構成されている。

40

【 0 0 5 6 】

そして、OCT プロブ 6 0 0 の光学系駆動機構 6 0 2（図 1 参照）は、上記のガルバノミラー 6 0 4、X 軸可動部 6 1 3 及び Z 軸可動部 6 1 4 を駆動するようになっている。

【 0 0 5 7 】

本実施形態の OCT プロセッサ 4 0 0 及び OCT プロブ 6 0 0 は、光学系駆動機構 6 0 2 により、特に Z 軸可動部 6 1 4 を Z 軸方向に進退させることで、測定対象 S に対して複数の焦点位置での所望の範囲の複数の光構造情報を得て、取得した複数の光構造情報に基づいて断層画像及び光立体構造画像を得ることができる。

【 0 0 5 8 】

50

なお、OCTプローブの構成は計測対象を乗せているステージが深さ方向に動く図2の構成に限らず、以下のOCTプローブの変形例1～4のように構成することができる。

(1) OCTプローブの変形例1：測定光学系601がY軸方向及びZ軸方向（深さ方向）に動く構成（図3参照）

(2) OCTプローブの変形例2：レンズ部606のレンズの間隔を変える構成（図4参照）

(3) OCTプローブの変形例3：プローブ側光ファイバFB1及びレンズ部606（図5の2点破線内）が全体的に動き、計測対象Sに対する光路長を変える構成（図5参照）

(4) OCTプローブの変形例4：ガルバノミラー604及びテーブル612（図6の2点破線内）の水平移動により、光路長を変える構成（図6参照）。

10

#### 【0059】

図7はOCTプロセッサの処理部の構成を示すブロック図である。図7に示すように、OCTプロセッサ400の処理部22は、焦点位置指定部230、光構造情報検出部220、断層構造情報生成部225、メモリ231、複数焦点画像合成部221、光立体構造画像構築部222、表示制御部224及びI/F部228を備えて構成される。

#### 【0060】

焦点位置指定部230は、光構造情報検出部220に対して測定光L1の異なる複数の焦点位置を指定するものであって、焦点位置指定手段を構成する。

#### 【0061】

光構造情報検出部220は、焦点位置指定部230から指定された焦点位置において、干渉光検出部20で検出した干渉信号から光構造情報を検出するものである。この光構造情報検出部220は、焦点位置指定部230から指定された焦点位置に基づいて、OCTプローブ600の光学系駆動機構602を制御する。

20

#### 【0062】

断層構造情報生成部225は、光構造情報検出部220が検出した光構造情報に基づき、測定光L1の異なる複数の焦点位置毎の断層構造情報（断層画像データ）を生成するものであって断層構造情報生成手段を構成する。

#### 【0063】

メモリ231は、断層構造情報生成部225が生成した断層構造情報（断層画像データ）を異なる複数の焦点位置毎に格納するものである。

30

#### 【0064】

複数焦点画像合成部221は、メモリ231に格納された異なる複数の焦点位置毎の断層構造情報（断層画像データ）に基づいた合成断層画像を生成する断層画像生成手段であり、複数焦点画像合成部221が生成する合成断層画像については後述する。

#### 【0065】

光立体構造画像構築部222は、複数焦点画像合成部221が生成した合成断層画像に基づいて光立体構造画像を生成するものであって立体構造画像生成手段を構成する。

#### 【0066】

表示制御部227は、複数焦点画像合成部221が生成した合成断層画像あるいは光立体構造画像構築部222からの光立体構造画像を、I/F部228を介した操作制御部32の制御信号によりモニタ装置500に出力するものであって、表示制御手段を構成する。

40

#### 【0067】

I/F部228は、操作制御部32からの設定信号、指定信号を各部に送信する通信インターフェイス部であって、表示形態指定手段を構成する。

#### 【0068】

まず、このように構成された本実施形態のOCTプロセッサ400の処理部22における処理の概要を図8を用いて説明する。

#### 【0069】

図8に示すように、本実施形態の処理部22は、異なる焦点位置の画像である断層構造

50

情報（図8の焦点位置が浅い画像A及び焦点位置が深い画像Bの断層画像データ）を取得し、これらの断層構造情報（画像A及び画像Bの断層画像データ）を、例えば加算処理等の画像合成処理により合成した合成画像である合成断層画像を生成することで、浅い位置から深い位置まで高いS/N比と適切な解像度を有する合成断層画像をモニタ装置500に表示・提示する。

【0070】

本実施形態のOCTプロセッサ400の処理部22の作用の詳細について、図9のフローチャートを用い、図10ないし図12を参照して説明する。

【0071】

図9に示すように、OCTプロセッサ400の処理部22は、パラメータkを1にセットする（ステップS1）。 10

【0072】

次に、処理部22は、焦点位置指定部230から第k番目の焦点位置 $F_d(k)$ を取得し、光構造情報検出部220にて焦点位置 $F_d(k)$ での測定光L1の走査（スキャン）を実行し（ステップS2）、断層構造情報生成部225において焦点位置 $F_d(k)$ における断層構造情報（断層画像データ）を生成する（ステップS3）。

【0073】

ステップS3での処理では光構造情報検出部220は、スキャンデータをA/D変換、信号処理の過程を経て焦点位置 $F_d(k)$ における断層構造情報（断層画像データ）に変換し、生成した焦点位置 $F_d(k)$ での断層構造情報（断層画像データ）をメモリ231 20

【0074】

そして、処理部22は、ステップS4にてパラメータkが所定数（スキャンする焦点位置の個数）Nを越えたかどうか判断し、パラメータkがNを越えていない（ $k \leq N$ ）ならばステップS5にてパラメータkをインクリメントしステップS2に戻り、パラメータkがNを越えたならば（ $k > N$ ）、ステップS6に進む。

【0075】

続いて、処理部22は、複数焦点画像合成部221にてメモリ231に格納されているN個の断層構造情報（断層画像データ）を用いて複数の焦点位置での合成断層画像を生成する（ステップS6）。この合成断層画像の生成については後述する。 30

【0076】

そして、処理部22は、光立体構造画像構築部222にて複数焦点画像合成部221が生成した合成断層画像に基づいて光立体構造画像を生成すると共に、表示制御部227により複数焦点画像合成部221が生成した合成断層画像あるいは光立体構造画像構築部222からの光立体構造画像を、I/F部228を介した操作制御部32の制御信号によりモニタ装置500に表示させる画像表示処理を行い（ステップS7）、処理を終了する。

【0077】

なお、ステップS7の画像表示処理においては、適用可能な画像の合成手法の種類、合成パラメータ、計測を行った焦点深さの組み合わせを一緒に表示し、ユーザが指定で変更できるようにすることで、ユーザの使用目的に合った画像を生成、表示することができる 40

【0078】

図9の処理における合成断層画像の生成について説明する。図9の処理により、メモリ231には、例えば図10に示すような焦点位置 $F_d(1)$ 、焦点位置 $F_d(2)$ 、焦点位置 $F_d(3)$ での取得画像の断層構造情報（断層画像データ）が格納される。

【0079】

そこで、ステップS6の処理では、これら焦点位置 $F_d(1)$ 、焦点位置 $F_d(2)$ 、焦点位置 $F_d(3)$ での複数の断層構造情報（断層画像データ）を平均化して合成して合成断層画像を生成する。

【0080】

10

20

30

40

50

単純な平均化では、焦点深度を越えた深さの情報まで統合してしまうので、本実施形態では、図 1 1 及び図 1 2 に示すような重み付け関数を用いて焦点位置周辺に重みを付け、強度変換を行った断層構造情報（断層画像データ）を平均化する。

【0081】

なお、重みを付けに用いる重み付け関数は、焦点深度領域を 1、非焦点深度領域を 0 にした矩形関数でも、焦点位置を中心になだらかに変化するものでもよい。

【0082】

このように本実施形態では、複数の異なる焦点位置を指定し、指定した異なる焦点位置毎の断層構造情報（断層画像データ）を取得し、これらの断層構造情報（断層画像データ）を合成することで、浅い位置から深い位置まで高い S/N 比と適切な解像度を有する断層画像を生成することができる。

10

【0083】

第 2 実施形態：

第 2 実施形態は、第 1 実施形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号を付し説明は省略する。

【0084】

図 1 3 に示すように、第 2 実施形態の処理部 2 2 は、第 1 実施形態の構成である焦点位置指定部 2 3 0、光構造情報検出部 2 2 0、断層構造情報生成部 2 2 5、メモリ 2 3 1、複数焦点画像合成部 2 2 1、光立体構造画像構築部 2 2 2、表示制御部 2 2 4 及び I/F 部 2 2 8 に加えて、プレスキャン情報処理部 2 4 0 が設けられている。

20

【0085】

上記プレスキャン情報処理部 2 4 0 は、光構造情報検出部 2 2 0 に対して通常の走査間隔よりも粗いプレ走査間隔にて測定光 L 1 を走査させ、このプレ走査間隔による走査にて得られた前記断層構造情報に基づき、焦点位置指定部 2 3 0 が指定する複数の焦点位置  $F_d(k)$  を設定する焦点位置設定手段である。

【0086】

なお、プレスキャン情報処理部 2 4 0 は光構造情報検出部 2 2 0 を制御することにより、光学系駆動機構 6 0 2（図 1 参照）により測定光 L 1 をプレスキャン時の所定焦点位置、及びプレ走査間隔にて測定対象 S を 2 次元走査する。

【0087】

その他の構成は第 1 実施形態と同じである。

30

【0088】

ここで、本実施形態におけるプレスキャン情報処理部 2 4 0 によるプレスキャンの概要について説明する。

【0089】

(A) 水平分解能： $\Delta x$

OCT の水平分解能  $\Delta x$  は、式 (1) に示すように、光源の中心波長  $\lambda$  と焦点距離  $f$ 、試料に当たるビーム径  $d$  で決定される。高い水平分解能  $\Delta x$  を得るためには、開口数 NA が高いレンズでビームを絞る必要がある。

【0090】

40

【数 1】

$$\Delta x = \frac{4\lambda}{\pi} \left( \frac{f}{d} \right) \quad \dots(1)$$

【0091】

(B) 焦点深度： $Z$

一方、焦点深度  $Z$  は水平分解能  $\Delta x$  が小さくなるほど小さくなる。つまり、高い水平分解能  $\Delta x$  を得るためにビームを絞るほど、式 (2) で計算される焦点深度  $Z$  が短くなる。

50

焦点深度は水平分解能の二乗に比例するため、水平分解能  $\Delta x$  が高くなると焦点深度  $Z$  が急激に減少する。

【0092】

【数2】

$$Z = \frac{\pi \Delta x^2}{2\lambda} \dots (2)$$

【0093】

眼底や血管を対象にしているOCTの場合、層構造の計測が重視され、かつ深い部分まで計測できることが要求される。そのために、高い焦点深度を得るために水平分解能を犠牲にしている場合が多い。

10

【0094】

しかし消化管や気管支を対象とするOCTの場合は、腺管や血管の走行が診断に重要な情報になるため、高い水平分解能を有する必要がある。一方で、粘膜の表層から深さ数百 $\mu\text{m}$ 前後に位置する粘膜筋板の途切れなど、層構造の変化も計測できる必要がある。

【0095】

第2実施形態では、水平分解能と計測可能深さの両立という課題を、プレスキャン処理を行い測定光L1の焦点位置を変化させることで解決する。

20

【0096】

測定対象Sとなる生体組織は、

(1) 注目構造が表面からどの深さにあるのかが未知である

(2) 表面の盛り上がり、陥没などにより、計測装置に対する距離が一定ではない

以上2つの理由で、決められた複数の焦点位置でOCT計測を行う場合、背景や計測対象でない深い位置でも焦点位置を変えながら計測を行うことになり、効率的ではない。特に3次元データを取得する際に、この問題は大きくなる。

【0097】

測定対象Sの表面の位置や観測対象構造の深さを大まかに把握できると、OCT計測に必要な焦点位置を数点に限定することができ、効率化できる。

30

【0098】

通常OCTのスキャンは、内部の詳しい情報を得るため、光源の特性により決定される水平・垂直分解能と同等もしくは小さいサンプリング間隔で行われる。しかし表面の位置と内部構造を大まかに把握し、本(通常)スキャンで用いる焦点位置を算出するためには、細かい間隔で計測する必要はない。

【0099】

3次元フーリエドメインOCTでは、垂直方向のサンプリング間隔はフーリエ変換によるデータ処理で決定され、スキャン速度には大きな影響を与えない。水平方向スキャン(図14におけるx、y方向)の範囲を制限するか、サンプリング間隔を広く取る(プレ走査間隔とする)ことが、本実施形態におけるプレスキャンの概念である。

40

【0100】

プレスキャン時は、内部構造、表面凹凸が未知であるため、なるべく多くの焦点位置で画像を取得する必要がある。そこで、本実施形態では、図15のように「焦点位置 $z_n = z_{n-1} + \text{焦点深度}$ 」になるように設定する。

【0101】

プレスキャン結果を用いた焦点深さの組み合わせ設定方法としては、例えば以下の境界検出法あるいはコントラスト法がある。

【0102】

境界検出法：

(A) 計測すべき層が決まっている場合

50

図 16 に示すように、プレスキャンで得られた画像から、対象の表面と層の境界を抽出する。計測すべき層が表面から境界 1 までの間の場合、焦点位置は表面の最浅点と境界 1 の最深点の間で選べば良い。図 16 の場合、 $z1'$ 、 $z2'$ 、 $z3'$  が本スキャンで用いる焦点位置になる。

(B). 計測すべき深さ範囲が決まっている場合

プレスキャンで得られた画像から、対象の表面を抽出する。表面の最浅点を基準点  $z1'$  にし、計測深さ範囲をカバーするよう、焦点深度の間隔で焦点位置  $zn'$  を決定する。

【0103】

コントラスト法：

プレスキャンで取得された画像で、図 17 及び図 18 のように焦点位置  $zn$  を中心とした焦点深度範囲の領域で信号強度の標準偏差を計算する。図 17 のように構造変化がない領域では標準偏差が小さく、図 18 のように構造変化がある領域では標準偏差が大きくなる。標準偏差が一定値以上の焦点位置を、本スキャンで用いる焦点位置に決定する。

10

【0104】

次に、本実施形態の OCT プロセッサ 400 の処理部 22 の作用の詳細について、図 19 のフローチャートを用い、図 20 ないし図 24 を参照して説明する。

【0105】

本実施形態の処理部 22 では、図 19 に示すように、第 1 実施形態のステップ S1 ~ S7 の処理 (図 9 参照) に先立って、プレスキャン情報処理部 240 にてステップ S11 ~ S13 の処理を行う。そこで、本実施形態では、ステップ S11 ~ S13 のみ説明し、ステップ S1 ~ S7 の処理は第 1 実施形態と同じであるので、説明は省略する。

20

【0106】

図 19 に示すように、まず、本実施形態の処理部 22 は、プレスキャン情報処理部 240 にて光構造情報検出部 220 を制御し測定対象 S を通常走査間隔より粗い間隔でプレスキャンする (ステップ S11)。

【0107】

次に、処理部 22 は、プレスキャン情報処理部 240 にて本スキャン時の適切な焦点位置  $Fd(k)$  の組み合わせを決定するプレスキャン情報処理を実行する (ステップ S12)。

【0108】

そして、処理部 22 は、焦点位置指定部 230 に対して、ステップ S12 にて決定した本スキャン時の焦点位置  $Fd(k)$  を設定し (ステップ S13)、ステップ S1 の処理に移行する。

30

【0109】

ステップ S12 のプレスキャン情報処理により、本スキャン時の焦点位置の変更回数を少なくし、計測時間を短縮することが可能となる。

【0110】

なお、プレスキャン情報処理において、プレスキャンでの計測画像情報を用いて焦点位置の組み合わせを決定する方法としては、以下の例が考えられる。

(1) 図 20 ないし図 22 に示すように、対象の表面 (境界 A : 図 20) と、層の境界位置 (境界 B : 図 21、境界 C : 図 22) を検出し、焦点位置  $Fd(k)$  として設定する。なお、OCT 信号は層と層の境界面で周辺より強い信号が検出されるので、深さ方向信号の微分値を用いる等の手法が有効である。

40

(2) OCT の断層像は、図 23 及び図 24 のように、焦点が合っているヒストグラム部分で高いコントラストを有する。取得した画像から、一定範囲のコントラストを計算し、注目構造で最も高いコントラストが得られた焦点位置を選択する。

【0111】

なお、本実施形態では、ステップ S6 において複数焦点画像合成部 221 は、図 25 ないし図 27 に示すように、メモリ 231 に格納されている N 個の断層構造情報 (断層画像データ) を、プレスキャン情報処理により得られた層単位で切り分け、各層に最も近い焦

50

点位置の断層構造情報（断層画像データ）のみを足し合わせ、複数の焦点位置での合成断層画像を生成することができる。

【0112】

また、本実施形態では、ステップS6において複数焦点画像合成部221は、図28に示すように、焦点位置が浅い（例えば焦点位置が $F_d(1)$ ）画像から水平方向に解像度の高いエッジを抽出し、焦点位置が深い（例えば焦点位置が $F_d(2)$ ）画像にオーバーレイし、複数の焦点位置での合成断層画像を生成することもできる。

【0113】

このように本実施形態では、第1実施形態の効果に加え、プレスキャン情報処理により、焦点位置 $F_d(k)$ が目的や対象の状態に応じて動的に変更でき、浅い位置から深い位置まで高いS/N比と適切な解像度を有する断層画像を生成するのに必要な断層構造情報（断層画像データ）を最小限度の異なる焦点位置 $F_d(k)$ により、効率的に取得することができる。

10

【0114】

なお、上記の各実施形態におけるOCTプロセッサ400及びOCTプローブ600は、図29に示すように、内視鏡装置と共に画像診断装置10を構成することができる。

【0115】

すなわち、図29に示すように、この画像診断装置10は、主として内視鏡100、内視鏡プロセッサ200、光源装置300、上述した例えば第1実施形態のOCTプロセッサ400、及びモニタ装置500とから構成される。尚、内視鏡プロセッサ200は、光源装置300を内蔵するように構成されていてもよい。

20

【0116】

内視鏡100は、手元操作部112と、この手元操作部112に連設される挿入部114とを備える。術者は手元操作部112を把持して操作し、挿入部114を被検者の体内に挿入することによって観察を行う。

【0117】

手元操作部112には、鉗子挿入部138が設けられており、この鉗子挿入部138が先端部144の鉗子口156に連通されている。本発明に係る画像診断装置10では、OCTプローブ600を鉗子挿入部138から挿入することによって、OCTプローブ600を鉗子口156から導出する。OCTプローブ600は、鉗子挿入部138から挿入され、鉗子口156から導出される挿入部602と、術者がOCTプローブ600を操作するための操作部604、及びコネクタ410を介してOCTプロセッサ400と接続されるケーブル606から構成されている。

30

【0118】

内視鏡100の先端部144には、観察光学系150、照明光学系152、及びCCD（不図示）が配設されている。

【0119】

観察光学系150は、被検体を図示しないCCDの受光面に結像させ、CCDは受光面上に結像された被検体像を各受光素子によって電気信号に変換する。この実施の形態のCCDは、3原色の赤（R）、緑（G）、青（B）のカラーフィルタが所定の配列（ベイヤー配列、ハニカム配列）で画素毎に配設されたカラーCCDである。

40

【0120】

光源装置300は、可視光を図示しないライトガイドに入射させる。ライトガイドの一端はLGコネクタ120を介して光源装置300に接続され、ライトガイドの他端は照明光学系152に対面している。光源装置300から発せられた光は、ライトガイドを經由して照明光学系152から出射され、観察光学系150の視野範囲を照明する。

【0121】

内視鏡プロセッサ200には、CCDから出力される画像信号が電気コネクタ110を介して入力される。このアナログの画像信号は、内視鏡プロセッサ200内においてデジタルの画像信号に変換され、モニタ装置500の画面に表示するための必要な処理が施さ

50

れる。

【0122】

このように、内視鏡100で得られた観察画像のデータが内視鏡プロセッサ200に出力され、内視鏡プロセッサ200に接続されたモニタ装置500に画像が表示される。

【0123】

鉗子挿入部138から挿入するOCTプローブ600の先端は、例えば図30に示すように、シースであるプローブシース620と、キャップ622と、プローブ側光ファイバFB1と、パネ624と、固定部材626と、照射手段、第1の走査手段及び集光手段としての光学レンズ628とを有して構成される。

【0124】

プローブシース(シース)620は、可撓性を有する筒状の部材であり、光コネクタ18においてエイミング光Leが合波された測定光L1および戻り光L3が透過する材料からなっている。なお、プローブシース620は、測定光L1(エイミング光Le)および戻り光L3が通過する先端(光コネクタ18と反対側のプローブ側光ファイバFB1の先端、以下プローブシース620の先端と言う)側の一部が全周に渡って光を透過する材料(透明な材料)で形成されていればよく、先端以外の部分については光を透過しない材料で形成されていてもよい。

【0125】

キャップ622は、プローブシース620の先端に設けられ、プローブシース620の先端を閉塞している。

【0126】

プローブ側光ファイバFB1は、線状部材であり、プローブシース620内にプローブシース620に沿って収容されており、光ファイバFB2から射出され、光コネクタ18で光ファイバFB8から射出されたエイミング光Leと合波された測定光L1を光学レンズ628まで導波するとともに、測定光L1(エイミング光Le)を測定対象Sに照射して光学レンズ628で取得した測定対象Sからの戻り光L3を光コネクタ18まで導波し、光ファイバFB2に入射する(図1参照)。

【0127】

ここで、プローブ側光ファイバFB1と光ファイバFB2とは、光コネクタ18によって接続されており、プローブ側光ファイバFB1の回転が光ファイバFB2に伝達しない状態で、光学的に接続されている。また、プローブ側光ファイバFB1は、プローブシース620に対して回転自在、及びプローブシース620の軸方向に移動自在な状態で配置されている。

【0128】

パネ624は、プローブ側光ファイバFB1の外周に固定されている。また、プローブ側光ファイバFB1およびパネ624は、光コネクタ18に接続されている。

【0129】

光学レンズ628は、プローブ側光ファイバFB1の測定側先端(光コネクタ18と反対側のプローブ側光ファイバFB1の先端)に配置されており、先端部が、プローブ側光ファイバFB1から射出された測定光L1(エイミング光Le)を測定対象Sに対し集光するために略球状の形状で形成されている。

【0130】

光学レンズ628は、プローブ側光ファイバFB1から射出した測定光L1(エイミング光Le)を測定対象Sに対し照射し、測定対象Sからの戻り光L3を集光しプローブ側光ファイバFB1に入射する。

【0131】

固定部材626は、プローブ側光ファイバFB1と光学レンズ628との接続部の外周に配置されており、光学レンズ628をプローブ側光ファイバFB1の端部に固定する。ここで、固定部材626によるプローブ側光ファイバFB1と光学レンズ628の固定方法は、特に限定されず、接着剤により、固定部材626とプローブ側光ファイバFB1お

10

20

30

40

50

よび光学レンズ628を接着させて固定されても、ボルト等を用い機械的構造で固定してもよい。なお、固定部材626は、ジルコニアフェルールやメタルフェルールなどファイバの固定や保持あるいは保護のために用いられるものであれば、如何なるものを用いても良い。

#### 【0132】

また、プローブ側光ファイバFB1およびバネ624は、回転筒（不図示）に接続されており、回転筒によってプローブ側光ファイバFB1およびバネ624を回転させることで、光学レンズ628をプローブシース620に対し、矢印R2方向に回転させる。また、光コネクタ18は、回転エンコーダ（不図示）を備え、回転エンコーダからの信号に基づいて光学レンズ628の位置情報（角度情報）から測定光L1の照射位置を検出する。つまり、回転している光学レンズ628の回転方向における基準位置に対する角度を検出して、測定位置を検出する。

10

#### 【0133】

さらに、プローブ側光ファイバFB1、バネ624、固定部材626、及び光学レンズ628は、駆動部（不図示）により、プローブシース620内部を矢印S1方向（鉗子口方向）、及びS2方向（プローブシース620の先端方向）に移動可能に構成されている。

#### 【0134】

上記画像診断装置10の場合、図30に示すように、OCTプローブ600のプローブシース（シース）620には、屈折率を変化させるための液体を注入可能な液体充填部620aがシースの内周全面側に長手軸に沿って設けられており、この液体充填部620aに複数種類の液体を適宜注入することにより、屈折率を変化させ、測定光L1の焦点位置を可変することができ、これにより、上記実施形態1,2と同様に、浅い位置から深い位置まで高いS/N比と適切な解像度を有する断層画像を生成するのに必要な断層構造情報（断層画像データ）を最小限度の異なる焦点位置Fd(k)により、効率的に取得することができる。

20

#### 【0135】

また、上記画像診断装置10の場合、先端部が略球状の形状で形成されている光学レンズ628により、プローブ側光ファイバFB1から射出された測定光L1（エイミング光Le）を測定対象Sに対し集光すると共に液体充填部620aに液体を注入することにより、屈折率を変化させ、測定光L1の焦点位置を可変するとしたが（図30参照）、これに限らず、例えば図31に示すように、モータ63により駆動されるガルバノミラー631にてプローブ側光ファイバFB1からの測定光L1（エイミング光Le）を測定対象Sに対し集光すると共にプローブ側光ファイバFB1の出射端を矢印S1方向（鉗子口方向）、及びS2方向（プローブシース620の先端方向）に移動させることで測定光L1の焦点位置を可変する構成としても、上記実施形態1,2と同様に、浅い位置から深い位置まで高いS/N比と適切な解像度を有する断層画像を生成するのに必要な断層構造情報（断層画像データ）を最小限度の異なる焦点位置Fd(k)により、効率的に取得することができる。

30

#### 【0136】

以上、本発明の光構造像観察装置、その構造情報処理方法及び光構造像観察装置について詳細に説明したが、本発明は、以上の例には限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変形を行ってもよいのはもちろんである。

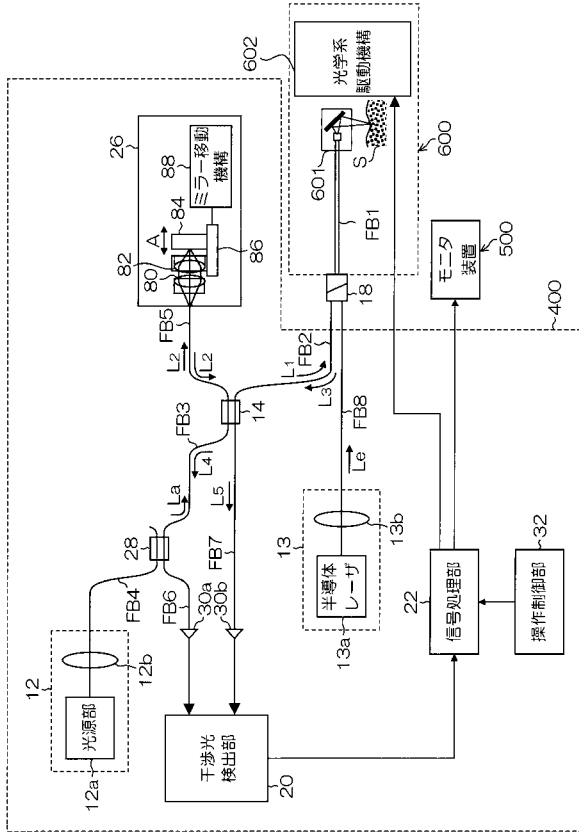
40

#### 【符号の説明】

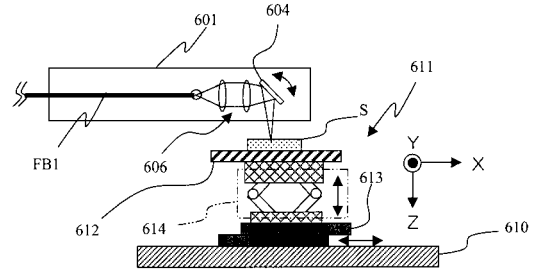
#### 【0137】

22...処理部、220...光構造情報検出部、221...複数焦点画像合成部、222...光立体構造画像構築部、223...表示制御部、224...I/F部、225...断層構造情報生成部、230...焦点位置指定部、231...メモリ、400...OCTプロセッサ、500...モニタ装置、600...OCTプローブ、601...測定光学系、602...光学系駆動機構

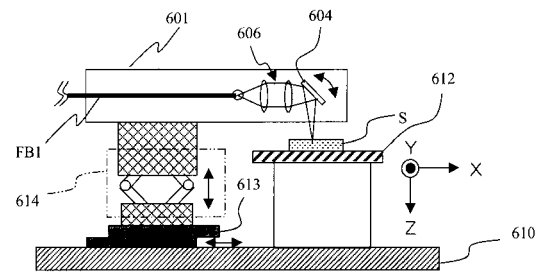
【図 1】



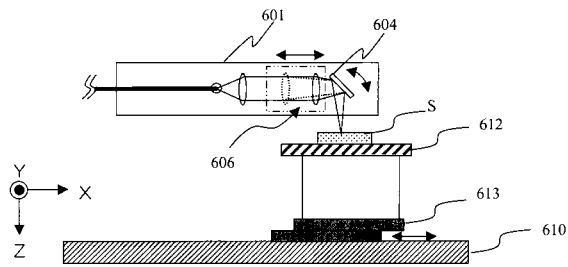
【図 2】



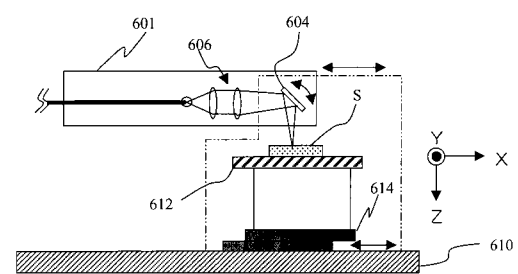
【図 3】



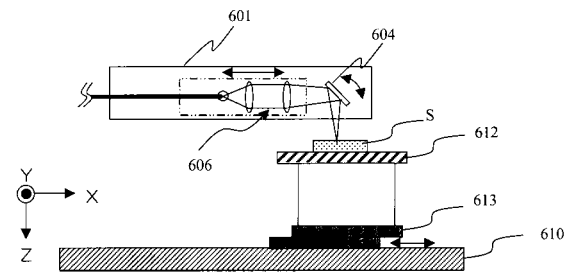
【図 4】



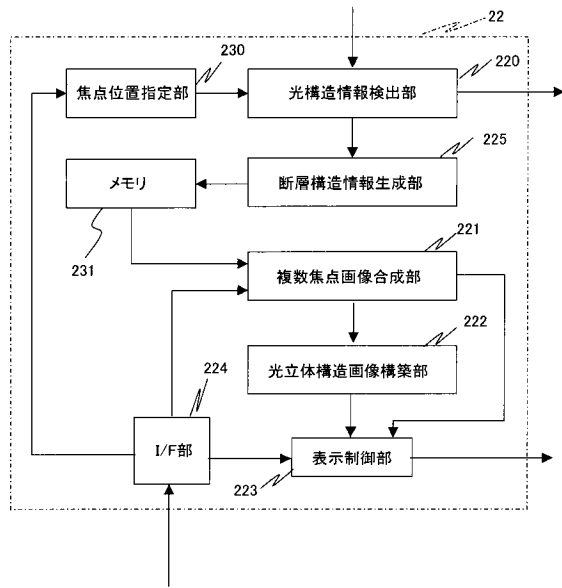
【図 6】



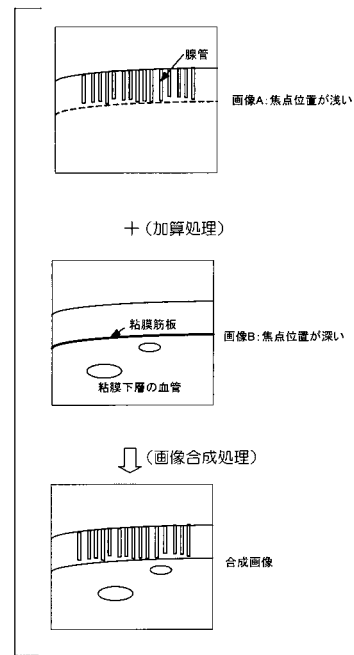
【図 5】



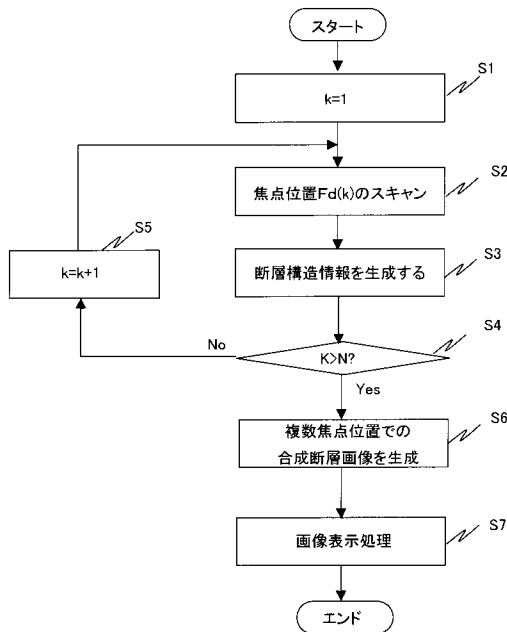
【図7】



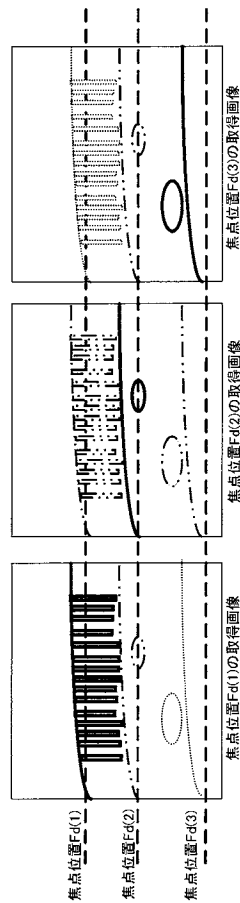
【図8】



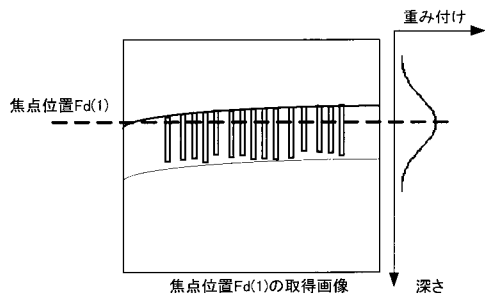
【図9】



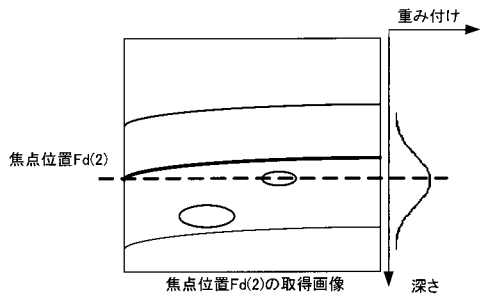
【図10】



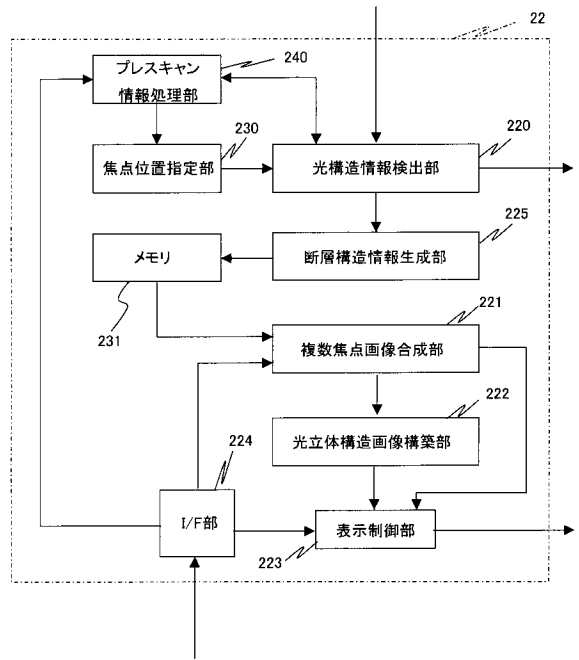
【 図 1 1 】



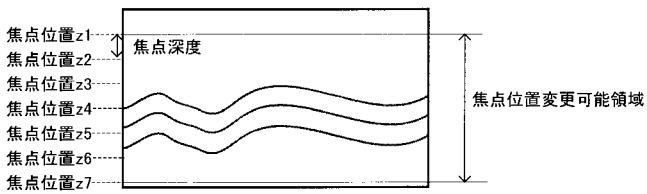
【 図 1 2 】



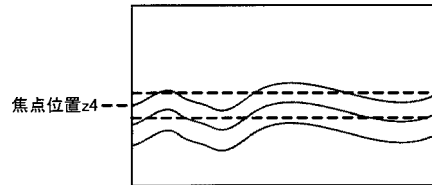
【 図 1 3 】



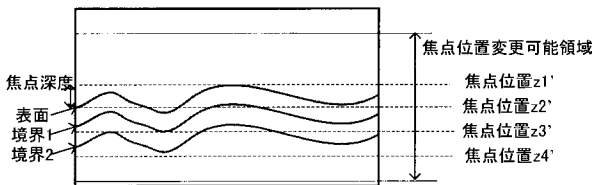
【 図 1 5 】



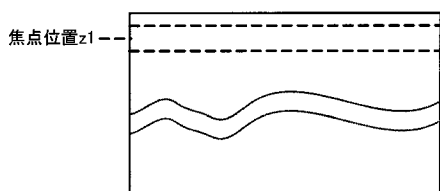
【 図 1 8 】



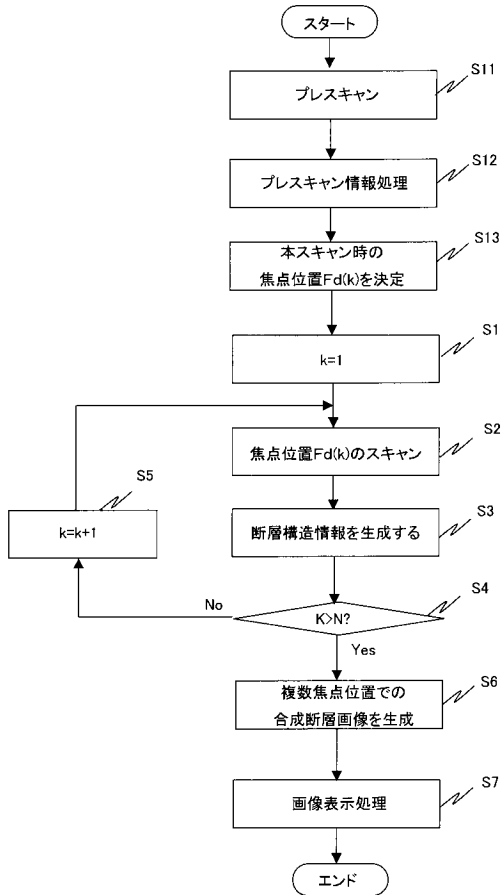
【 図 1 6 】



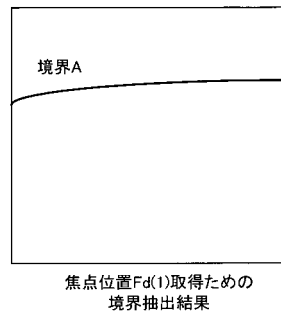
【 図 1 7 】



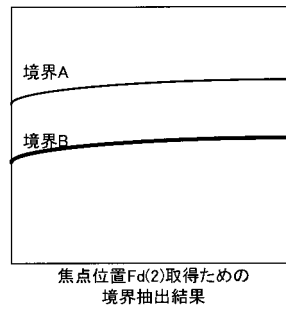
【 図 1 9 】



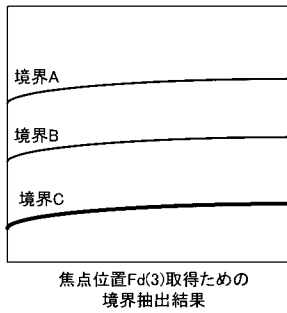
【 図 2 0 】



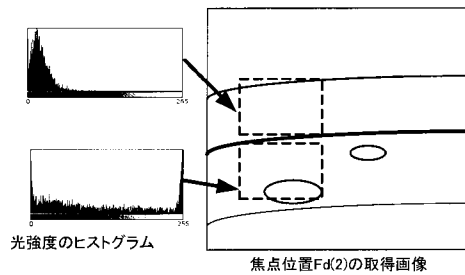
【 図 2 1 】



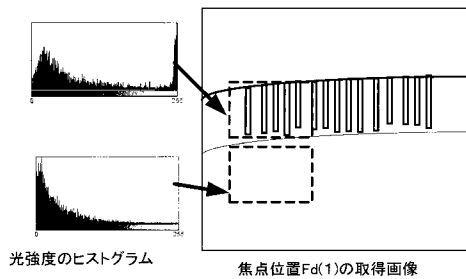
【 図 2 2 】



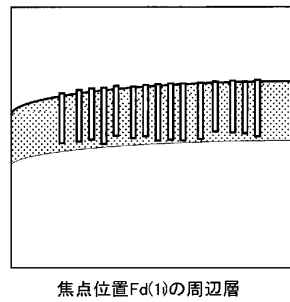
【 図 2 4 】



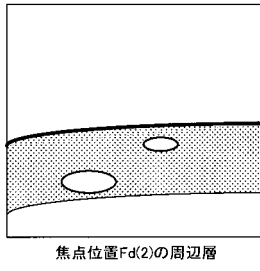
【 図 2 3 】



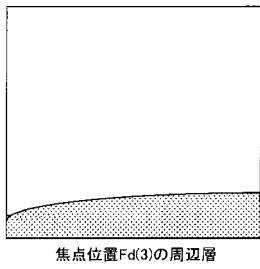
【 図 2 5 】



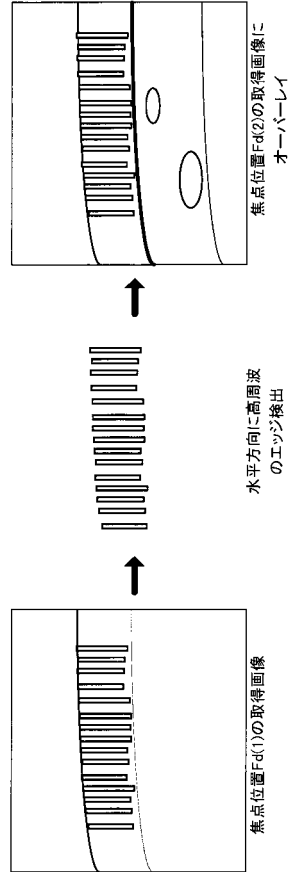
【図 2 6】



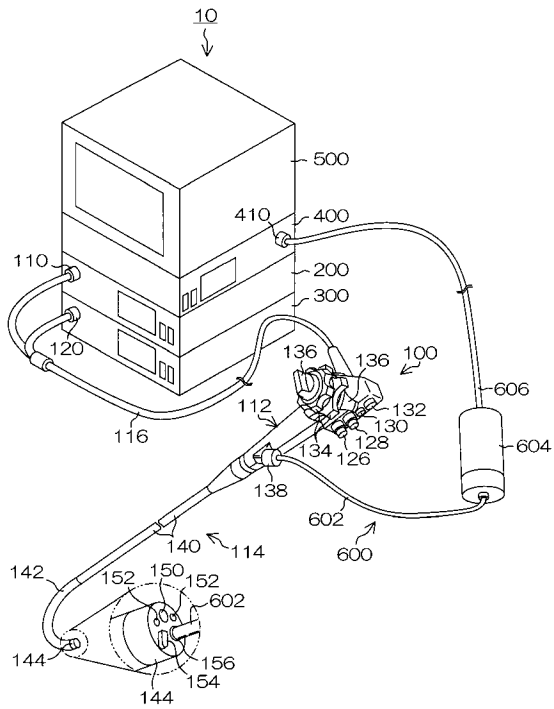
【図 2 7】



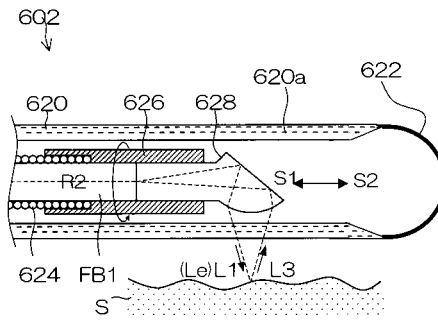
【図 2 8】



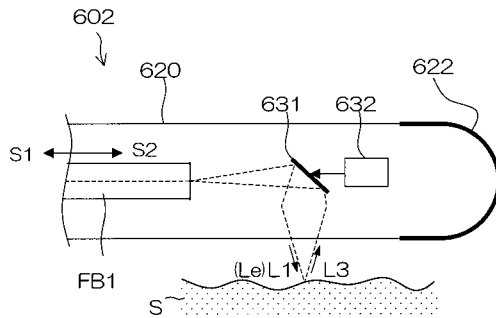
【図 2 9】



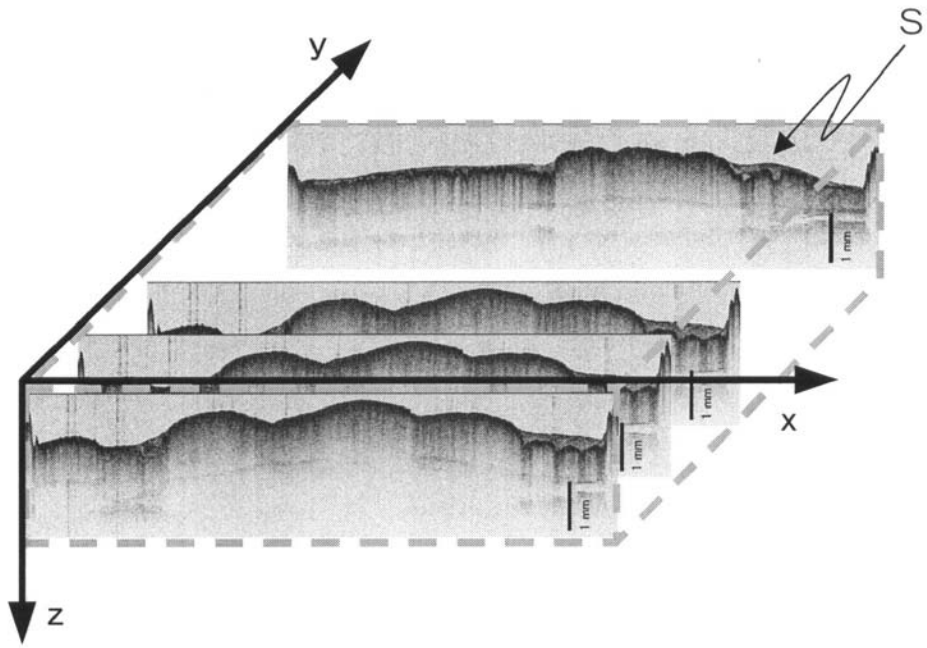
【図 3 0】



【図 3 1】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C061 AA01 AA07 HH53 MM09 NN01 PP13 RR19

专利名称(译)	光学结构图像观察装置，结构信息处理方法，以及具有光学结构图像禀赋的内窥镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011062301A</a>	公开(公告)日	2011-03-31
申请号	JP2009214606	申请日	2009-09-16
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	千敏景 渡邊大祐		
发明人	千 敏景 渡邊 大祐		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26 G02B21/06		
FI分类号	A61B1/00.300.D G02B23/26.B G02B23/26.C G02B21/06 A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/00.735 A61B1/045.610 A61B1/045.622 A61B1/045.640 A61B1/06.610 A61B3/10.R A61B3/10.100		
F-TERM分类号	2H040/BA04 2H040/BA05 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/DA12 2H040/DA51 2H052/AA07 2H052/AC15 2H052/AC34 2H052/AD06 2H052/AF04 2H052/AF14 4C061/AA01 4C061/AA07 4C061/HH53 4C061/MM09 4C061/NN01 4C061/PP13 4C061/RR19 4C161/AA01 4C161/AA07 4C161/HH53 4C161/MM09 4C161/NN01 4C161/PP13 4C161/RR19 4C316/AA09 4C316/AB02 4C316/FB23 4C316/FB24		
其他公开文献	JP5298352B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：生成具有高信噪比和从浅位置到深位置具有适当分辨率的断层图像。在OCT处理器400的处理单元22中，焦点位置指定单元230将测量光L1的多个不同焦点位置指定给光学结构信息检测单元220。光学结构信息检测单元220从由焦点位置指定单元230指定的焦点位置处的干涉光检测单元检测到的干涉信号中检测光学结构信息。断层摄影结构信息生成单元225基于由光学结构信息检测单元220检测到的光学结构信息，针对测量光L1的多个不同焦点位置的每一个生成断层摄影结构信息。多焦点图像合成单元221基于断层图像结构信息针对存储在存储器231中的多个不同焦点位置中的每一个来生成合成断层图像。[选择图]图7

