

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5298352号
(P5298352)

(45) 発行日 平成25年9月25日(2013.9.25)

(24) 登録日 平成25年6月28日(2013.6.28)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B
G 0 2 B 21/06 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 C
	G 0 2 B 21/06

請求項の数 8 (全 24 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)
 (65) 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)
 審査請求日 平成23年12月15日(2011.12.15)

(73) 特許権者 000220343
 株式会社トプコン
 東京都板橋区蓮沼町75番1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
 審査官 安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光構造像観察装置及び内視鏡装置

(57) 【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、
前記所定の走査間隔より粗いブレ走査間隔にて前記走査手段を走査し、前記ブ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と、

を備えたことを特徴とする光構造像観察装置。

【請求項 2】

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 に記載の光構造像観察装置。

【請求項 3】

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 に記載の光構造像観察装置。

10

【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 に記載の光構造像観察装置。

【請求項 5】

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、

20

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、

30

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。

【請求項 8】

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】

50

【0001】

本発明は光構造像観察装置及び内視鏡装置に係り、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及び内視鏡装置に関する。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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

【特許文献2】特開2007-151631号公報

40

【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

50

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。

【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及び内視鏡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】

【0013】

本発明の第1態様は、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、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と、を備えた光構造像観察装置を提供する。

上記構成によれば、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を可能とする。

【0016】

本発明の第2態様は、第1態様において、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。

【0017】

本発明の第3態様は、第1態様において、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。

【0018】

本発明の第4態様は、第1態様において、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。

本発明の第5態様は、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

10

20

30

40

50

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、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。

【0019】

本発明の第6態様は、第1態様ないし第5態様のいずれかにおいて、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。

10

【0020】

本発明の第7態様は、第1態様ないし第6態様のいずれかにおいて、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。

【0023】

本発明の第8態様は、第1態様ないし第7態様のいずれかの光構造像観察装置を備えた内視鏡装置を提供する。

【発明の効果】

20

【0024】

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。

【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

30

【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

【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

40

【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

50

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 2 1】図 1 9 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 2 2】図 1 9 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 2 3】図 1 9 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 2 4】図 1 9 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 2 5】図 1 3 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

10

【図 2 6】図 1 3 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 2 7】図 1 3 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 2 8】図 1 3 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 2 9】各実施形態における OCT プロセッサ及び OCT プロー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 3 0】図 2 9 の OCT プローブの先端構成を示す図

20

【図 3 1】図 2 9 の OCT プロー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及び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】

30

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 を導波するプローブ側光ファイバ FB_1 を備える光プローブとしての OCT プローブ 600 と、測定光 L_1 をプローブ側光ファイバ FB_1 まで導波するとともにプローブ側光ファイバ 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、プローブ側光ファイバ 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。

40

【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) L_e を射出する第 2 の光源 (第 2 の光源ユニット) 13 と、参照光 L_2 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 L_a を分光する光ファイバカ

50

プラ 28 と、光ファイバカブラ 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 1.3 μm 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 1.3 μm 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ブラ 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 0.66 μm の赤半導体レーザ光、波長 0.63 μm の He-Ne レーザ光、波長 0.405 μm 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】

光ファイバカブラ 14 は、例えば 2 × 2 の光ファイバカブ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】

光ファイバカブラ 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、光ファイバカブラ 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】

OCT プロブ 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。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 8 】

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。

【 0 0 3 9 】

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。

【 0 0 4 0 】

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。

【 0 0 4 1 】

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。

【 0 0 4 2 】

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。

【 0 0 4 3 】

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。

【 0 0 4 4 】

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。

【 0 0 4 5 】

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。

【 0 0 4 6 】

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。

【 0 0 4 7 】

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を反射ミラー84上に集光するとともに、反射ミラー84により反射された参照光L2を平行光にする。このように、第1光学レンズ80と第2光学レンズ82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84は、第2光学レンズ82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82で集光された参照光L2を反射する。

【 0 0 4 9 】

10

20

30

40

50

これにより、光ファイバFB5から射出した参照光L2は、第1光学レンズ80により平行光になり、第2光学レンズ82により反射ミラー84上に集光される。その後、反射ミラー84により反射された参照光L2は、第2光学レンズ82により平行光になり、第1光学レンズ80により光ファイバFB5のコアに集光される。

【0050】

また、基台86は、第2光学レンズ82と反射ミラー84とを固定し、ミラー移動機構88は、基台86を第1光学レンズ80の光軸方向(図1矢印A方向)に移動させる。

【0051】

ミラー移動機構88で、基台86を矢印A方向に移動させることで、第1光学レンズ80と第2光学レンズ82との距離を変更することができ、参照光L2の光路長を調整することができる。

10

【0052】

操作制御部32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22に接続されている。操作制御部32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22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。

【0053】

なお、操作制御部32は、操作画面をモニタ装置500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32で、第1の光源12、第2の光源13、光コネクタ18、干渉光検出部20、光路長ならびに検出部30aおよび30bの動作制御や各種条件の設定を行うようにしてもよい。

20

【0054】

図2は図1のOCTプローブの構成を示す図である。本実施形態のOCTプローブ600の測定光学系601は、プローブ側光ファイバFB1から出射したエイミング光Leと合波された測定光L1(以下、単に測定光L1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604と、測定光L1を平行光に変換しガルバノミラー604に集光させるレンズ部606とを備えて構成されている。

【0055】

また、OCTプローブ600では、測定対象Sは、基台610に設けられえた可動ステージ611のテーブル612に配置される。この可動ステージ611は、テーブル612を例えば、図2に示すように、ガルバノミラー604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613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614とを備えて構成されている。

30

【0056】

そして、OCTプローブ600の光学系駆動機構602(図1参照)は、上記のガルバノミラー604、X軸可動部613及びZ軸可動部614を駆動するようになっている。

【0057】

本実施形態のOCTプロセッサ400及びOCTプローブ600は、光学系駆動機構602により、特にZ軸可動部614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。

40

【0058】

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

50

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)。

【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。

10

【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。

【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。

20

【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。

【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。

30

【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。

【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。

40

【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

50

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)。

【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に格納する。

【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。

【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。

【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】

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11及び図12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】

10

20

30

40

50

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。

【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13に示すように、第2実施形態の処理部22は、第1実施形態の構成である焦点位置指定部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に加えて、プレスキャン情報処理部240が設けられている。

10

【0085】

上記プレスキャン情報処理部240は、光構造情報検出部220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L1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230が指定する複数の焦点位置Fd(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240は光構造情報検出部220を制御することにより、光学系駆動機構602（図1参照）により測定光L1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。

20

【0087】

その他の構成は第1実施形態と同じである。

【0088】

ここで、本実施形態におけるプレスキャン情報処理部240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： x

OCTの水平分解能 x は、式(1)に示すように、光源の中心波長 λ 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 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。

30

【0090】

【数1】

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

【0091】

(B) 焦点深度： Z

一方、焦点深度 Z は水平分解能 x が小さくなるほど小さくなる。つまり、高い水平分解能 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。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 x が高くなると焦点深度 Z が急激に減少する。

40

【0092】

【数 2】

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

【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 μm 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。

【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

20

(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。

【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。

30

【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。

【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。

40

【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

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

50

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。

【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)。

20

【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】

50

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。

【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。

20

【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。

【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、ライトガイドを経由して照明光学系152から出射され、観察光学系150の視野範囲を照明する。

40

【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

50

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、シースであるプロブシース 620 と、キャップ 622 と、プロブ側光ファイバ FB1 と、バネ 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 と反対側のプロブ側光ファイバ FB1 の先端、以下プロブシース 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、プロブシース 620 の先端に設けられ、プロブシース 620 の先端を閉塞している。

【0126】

プロブ側光ファイバ FB1 は、線状部材であり、プロブシース 620 内にプロブシース 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、プロブ側光ファイバ FB1 は、プロブシース 620 に対して回転自在、及びプロブシース 620 の軸方向に移動自在な状態で配置されている。

【0128】

バネ 624 は、プロブ側光ファイバ FB1 の外周に固定されている。また、プロブ側光ファイバ FB1 およびバネ 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 を集光しプロブ側光ファイバ FB1 に入射する。

【0131】

固定部材 626 は、プロブ側光ファイバ 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 とプロブ側光ファイバ FB1 および光学レンズ 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光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

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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。

【0136】

以上、本発明の光構造像観察装置及び内視鏡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。

【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

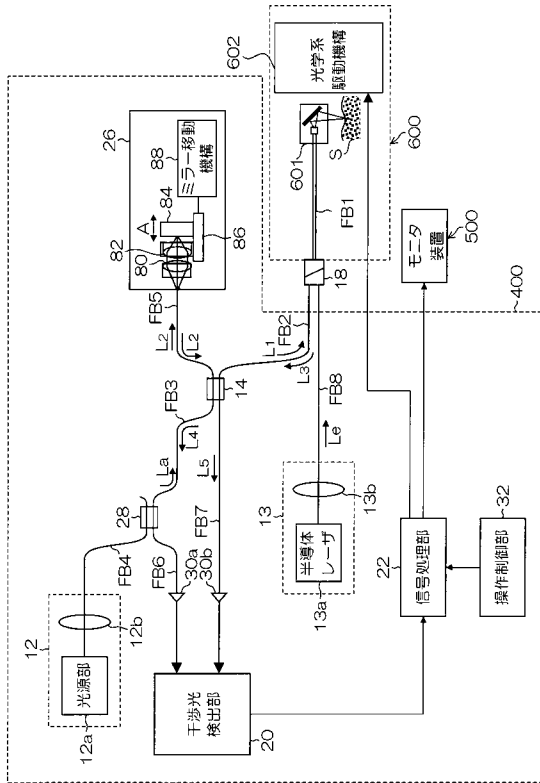
10

20

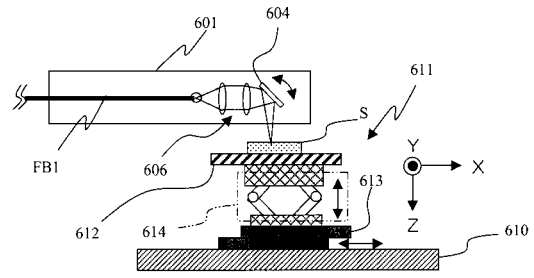
30

40

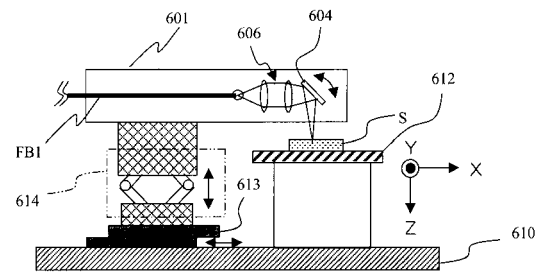
【図1】



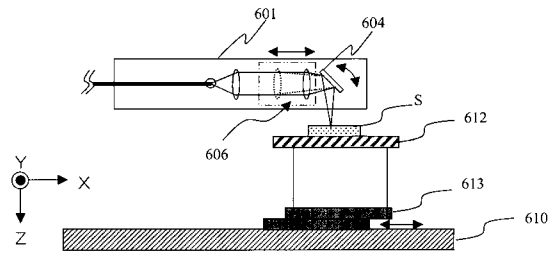
【図2】



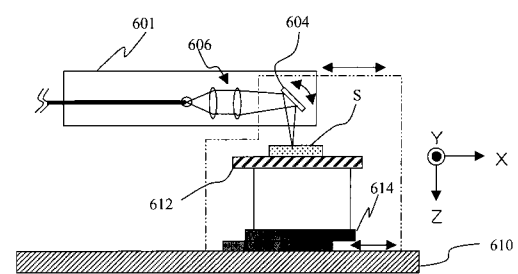
【図3】



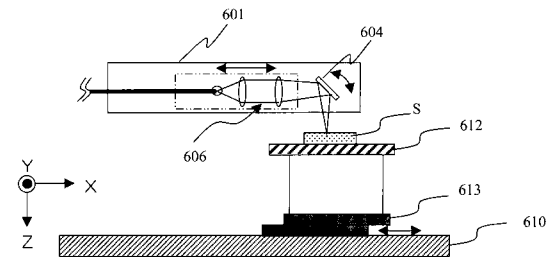
【図4】



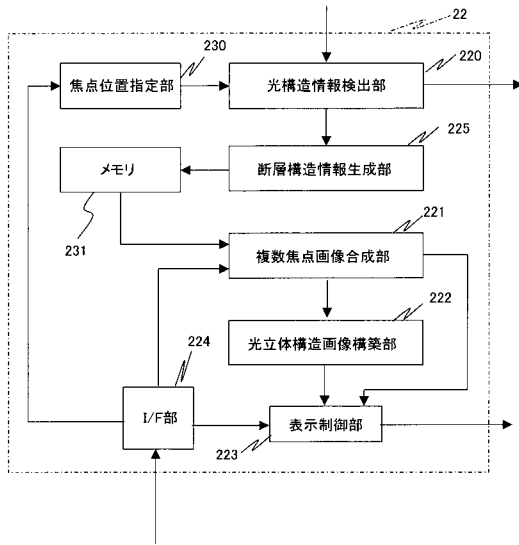
【図6】



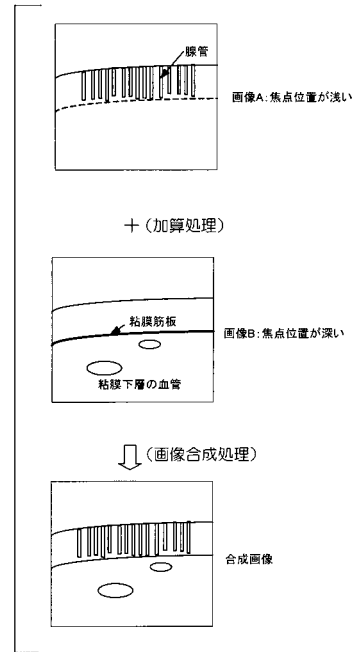
【図5】



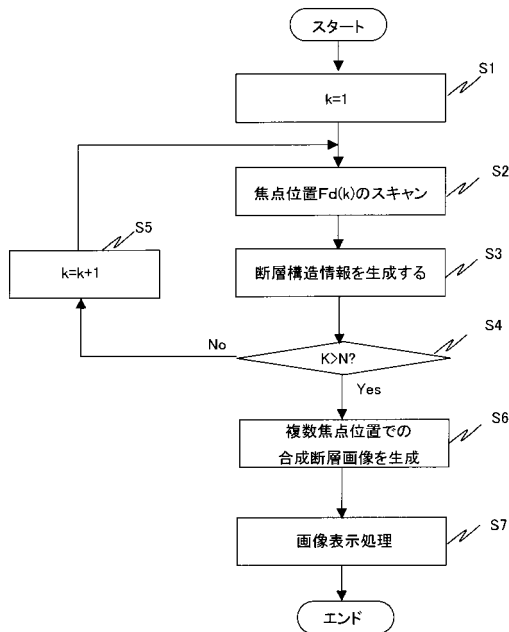
【図7】



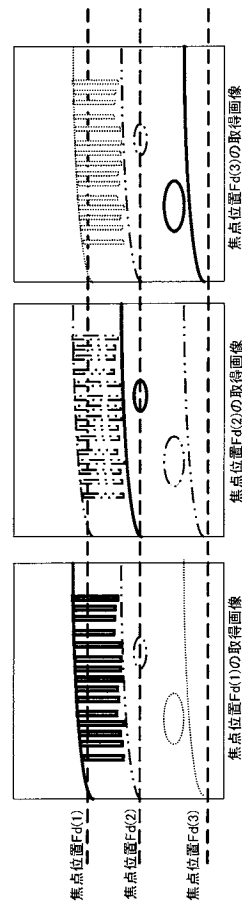
【図8】



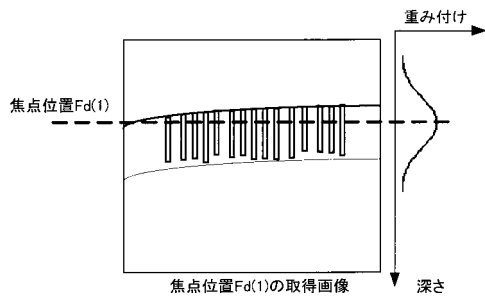
【図9】



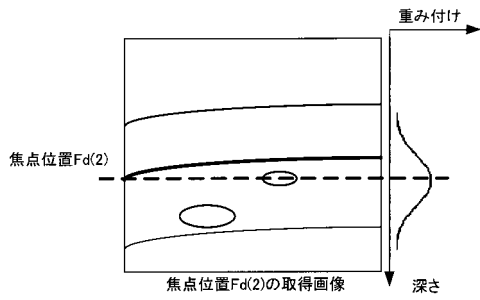
【図10】



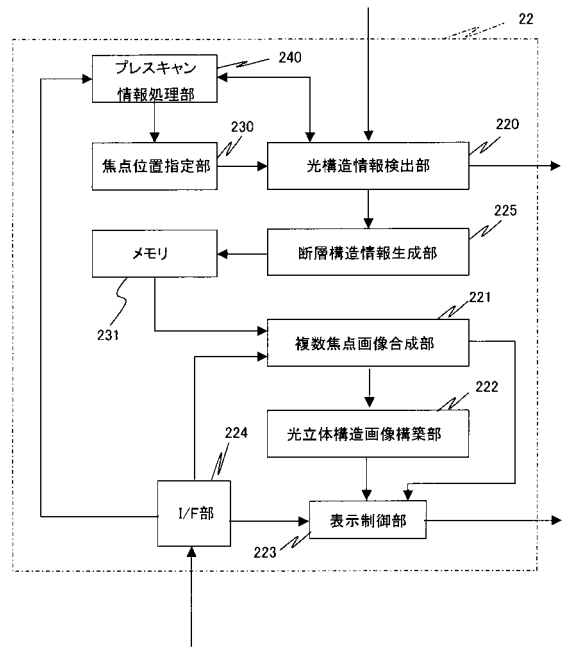
【図11】



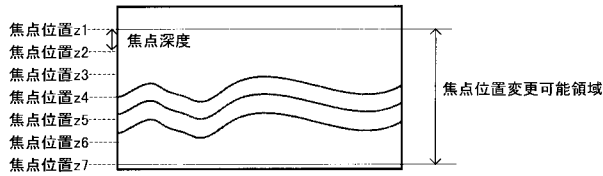
【図12】



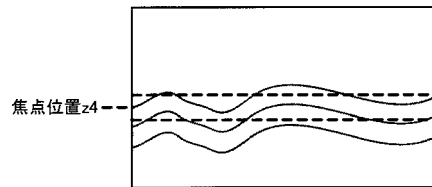
【図13】



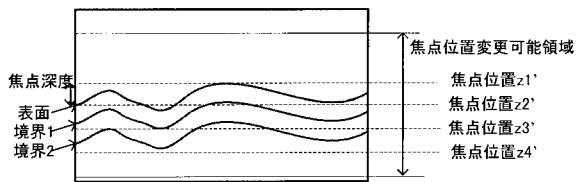
【図15】



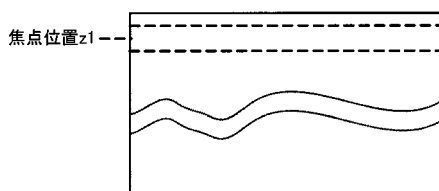
【図18】



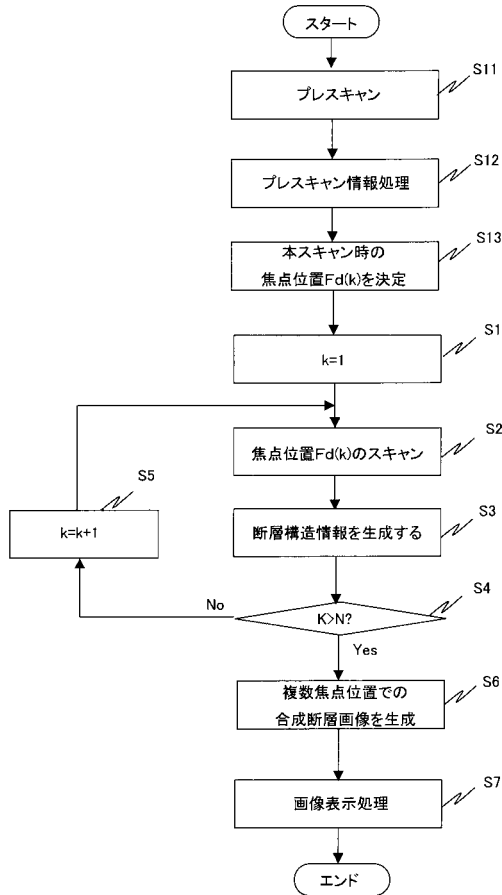
【図16】



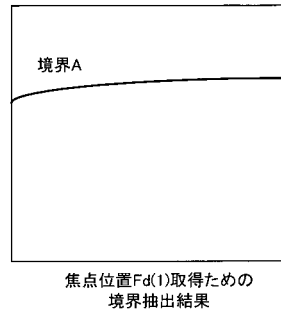
【図17】



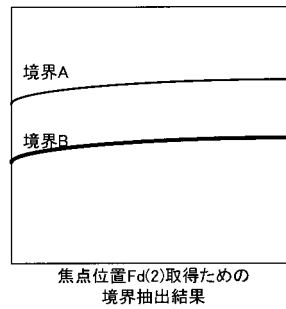
【図19】



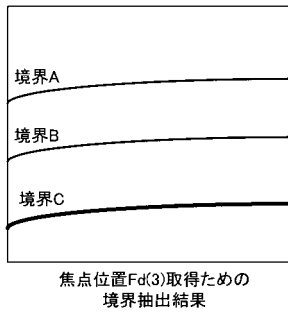
【図20】



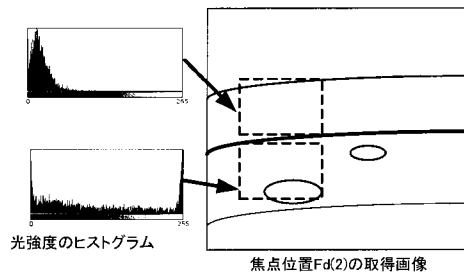
【図21】



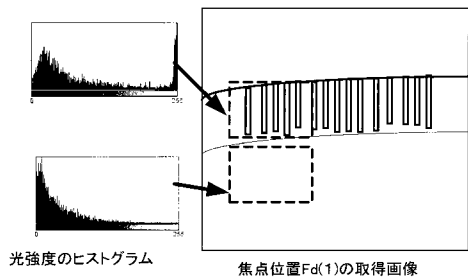
【図22】



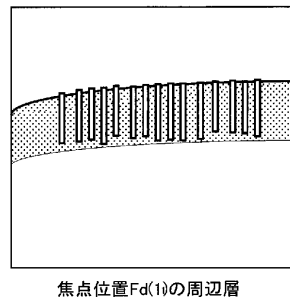
【図24】



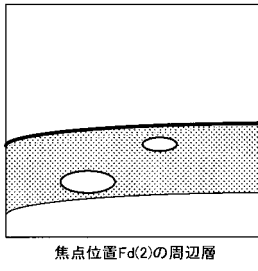
【図23】



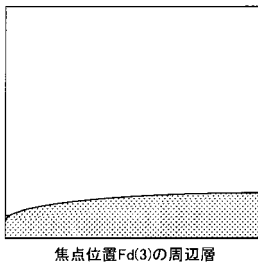
【図25】



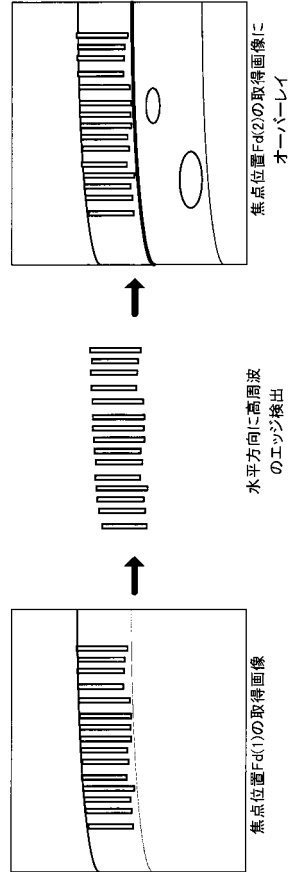
【図26】



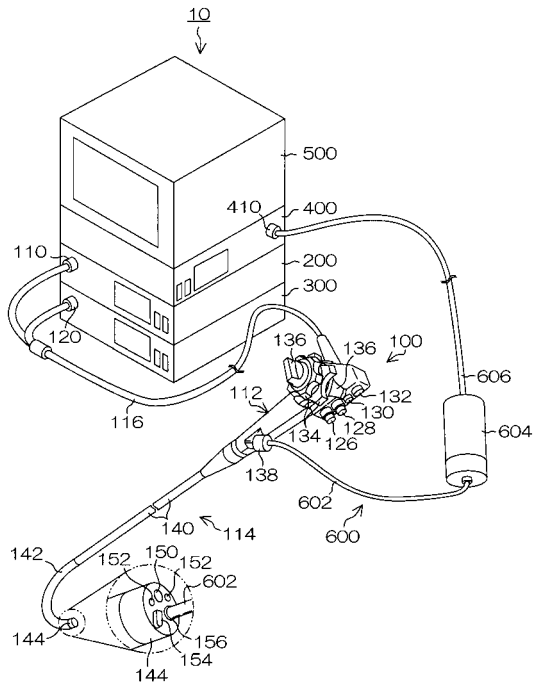
【図27】



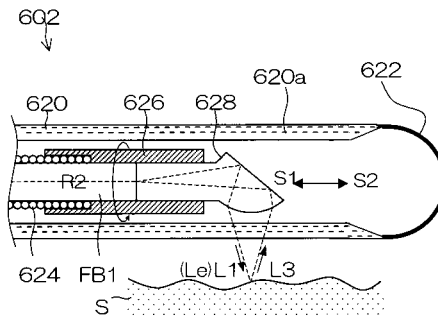
【図28】



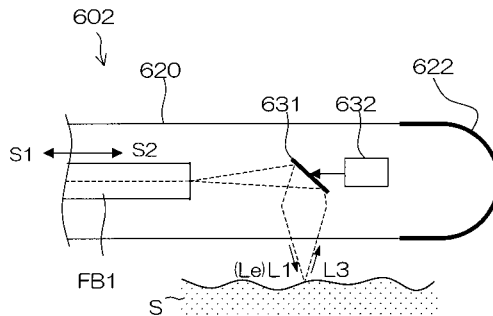
【図29】



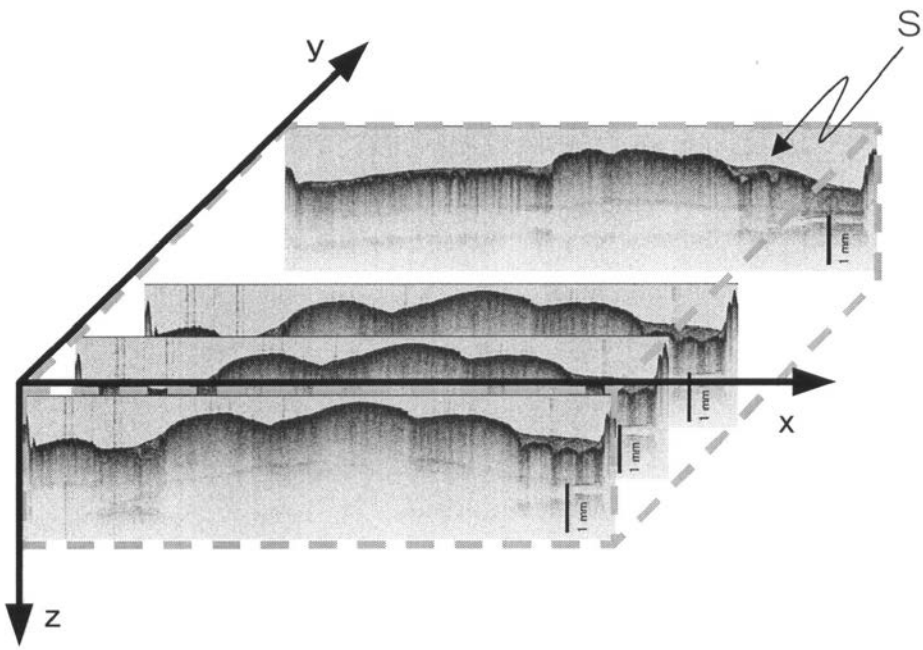
【図30】



【図31】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2008-070349(JP,A)
国際公開第2007/041376(WO,A1)
特開2008-151697(JP,A)
特開2007-225349(JP,A)
特表2009-510451(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G02B 21/06
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	光学结构图像观察装置和内窥镜装置		
公开(公告)号	JP5298352B2	公开(公告)日	2013-09-25
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		
当前申请(专利权)人(译)	拓普康公司		
[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	JP2011062301A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：生成具有高S / N比和从浅位置到深位置的适当分辨率的断层图像。Z-SOLUTION：在OCT（光学相干断层扫描）处理器400的处理部分22中，焦点位置指定部分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部分220。部分220检测光学结构来自干涉光检测部分在由部分230预定的焦点位置处检测到的干涉信号的信息。断层结构信息产生部分225基于测量光L1的多个不同焦点位置中的每一个产生断层结构信息。多个焦点图像合成部分221基于存储在存储器231中的多个不同焦点位置中的每一个的断层结构信息，生成合成断层图像。

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