

(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2006-95143

(P2006-95143A)

(43) 公開日 平成18年4月13日(2006.4.13)

(51) Int.CI.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00	E 2 G 0 5 9
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00	3 0 0 D 4 C 0 6 1
G 0 1 N 21/17 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 G 0 1 N 21/17	3 0 0 T 6 3 0

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2004-285969 (P2004-285969)	(71) 出願人 000005201 富士写真フィルム株式会社 神奈川県南足柄市中沼210番地
(22) 出願日	平成16年9月30日 (2004. 9. 30)	(74) 代理人 100073184 弁理士 柳田 征史
		(74) 代理人 100090468 弁理士 佐久間 剛
		(72) 発明者 辻田 和宏 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フィルム株式会社内
		F ターム (参考) 2G059 AA05 AA06 BB12 BB14 CC16 EE02 EE09 FF08 GG01 HH01 HH02 HH06 JJ11 JJ12 JJ13 JJ15 JJ17 JJ22 KK04 LL01 MM05 PP04
		最終頁に続く

(54) 【発明の名称】光断層画像取得装置

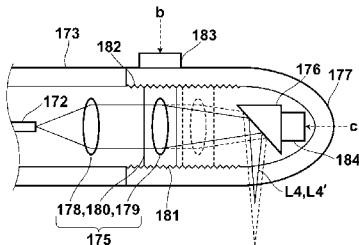
(57) 【要約】

【課題】 高分解能の光断層画像を取得可能な光断層画像取得装置を小型化する。

【解決手段】光断層画像取得の際には、ミラー回転部184によりミラー176を回転させて、測定光L4の照射方向を回転させ、また、光路長変更部の動作を制御して照射方向の1回転毎に、測定光L4の被照射部位において、光軸方向の測定点の位置を移動させ、照射方向の1回転毎に、シース回転部183によりシース177を回転させ、ネジ機構を介してレンズホルダー180内に固定されたレンズ179の位置を移動させ、測定光L4の光軸方向の集光位置を、光軸方向の測定点の位置に合わせて移動させる。測定光L4の照射方向の回転に合わせて、測定光L4の光軸方向の集光位置を移動させればよいので、従来の装置に比べ、集光位置の移動速度を低速化することができ、従来必要であった大型で高速動作可能な集光位置移動手段は不要となる。

【選択図】

図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

コヒーレンス長 $20 \mu m$ 以下の低コヒーレンス光を測定光と参照光に分割し、前記参照光の光路長または前記測定光の光路長の少なくとも一方を変更し、前記測定光を被測定物に照射し、前記測定光の前記被測定物からの反射光を受光し、前記測定光の反射光と前記参照光とを干渉させ、該干渉後の干渉光強度を測定して、前記被測定物の光断層画像を取得する光断層画像取得装置において、

前記測定光の照射方向を、1点を中心に回転させる照射方向回転手段と、

前記測定光の照射方向の回転と同期して前記光路長を変更する光路長変更手段と、

前記測定光を集光する焦点位置可変型の集光レンズ系と、

前記測定光の照射方向の回転と同期して、前記集光レンズ系の焦点位置を移動することにより前記測定光の光軸方向の集光位置を移動する集光位置移動手段とを備えたことを特徴とする光断層画像取得装置。

【請求項 2】

前記照射方向回転手段が前記測定光を一方向へ回転させるものであり、

前記光路長変更手段が、前記回転に同期して前記光路長を連続的に変更するものであり、前記集光位置移動手段が、前記回転に同期して前記焦点位置を連続的に移動するものであることを特徴とする請求項 1 記載の光断層画像取得装置。

【請求項 3】

前記照射光回転手段、前記集光レンズ系および前記集光位置移動手段が、内視鏡の鉗子口に挿入可能なプローブの先端部へ配置されているものであることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の光断層画像取得装置。

【請求項 4】

前記被測定物が生体組織の一部であり、前記低コヒーレンス光の波長が、 $600 nm$ 以上 $1700 nm$ 以下の範囲内の波長であることを特徴とする請求項 1 から 3 いずれか 1 項記載の光断層画像取得装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、測定光を被測定物に照射し、被照射部位の所定深度からの反射光と参照光との干渉を用いて、被測定物の光断層画像を取得する光断層画像取得装置に関し、特に測定光の集光位置を移動する集光位置移動手段を有する光断層画像取得装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、生体などの光断層画像を取得する光断層画像取得装置の開発が進められている。これらの光断層画像の取得方法としては、周波数掃引されたコヒーレンス光による光干渉を用いた方法や、低コヒーレンス光による光干渉を用いた方法等が知られている。

【0003】

特に、低コヒーレンス光干渉光の光強度をヘテロダイン検波により測定することにより、測定部の光断層画像を取得する OCT (Optical Coherence Tomography) 装置は、実用化されつつある。

【0004】

この OCT 装置は、S L D (Super Luminescent Diode) 等から成る光源から出射された低コヒーレンス光を測定光と参照光に分割し、ピエゾ素子等により参照光または測定光の周波数を僅かにシフトさせ、測定光を被測定物に照射し、被照射部位からの反射光と参照光とを干渉させ、その干渉光の光強度をヘテロダイン検波により測定し、光断層情報を取得するものであり、参照光の光路上に配置した可動ミラー等を微少移動させ、参照光の光路長を僅かに変化させることにより、参照光の光路長と測定光の光路長が一致した被照射部位の所定の深度（以下測定点と記載）での情報を得ることができる。また測定光を照射する部位を僅かにずらしながら、測定を繰り返すことにより、所定の領域の光断層画像を

10

20

30

40

50

取得することができる（例えば非特許文献1参照）。

【0005】

このようなOCT装置を使用すれば、早期癌の深達度診断なども可能となるため、内視鏡装置の鉗子口に挿入可能なOCTプローブにより測定光および測定光の反射光を導光して、体腔内の光断層画像を取得する方法の開発が進められている（例えば特許文献1参照）。この特許文献1には、測定光を導光する光ファイバと、この光ファイバの先端に配設され、測定光を直角に反射するミラーを備えたOCTプローブを内視鏡の鉗子口を介して体腔内に挿入し、先端のミラーを回転させることにより、体腔壁の光断層画像を表示するOCT装置が記載されている。

【0006】

近年OCT装置に用いられる光源などの進歩に伴い、高分解能化が進んでいる。測定光の光軸に沿った方向の分解能、すなわち奥行き方向の分解能は、数ミクロンオーダーまで向上している。一方、光軸に直交する方向の分解能（以後横方向分解能と記載）を向上させるためには、測定点での測定光のビーム径を細くする必要がある。通常、測定光は集光レンズ系により集光されて被測定物に照射されているため、測定点でのビーム径を細くするためには、開口数の大きな集光レンズ系が必要である。しかし、開口数の大きな集光レンズ系を用いた場合には、焦点深度が浅くなり、光軸方向の測定点の位置が、焦点から少しずれただけでも、横方向分解能が著しく低下してしまう。このため、集光レンズ系の焦点位置を移動させる機能を有するOCT装置が提案されている（例えば特許文献2参照）。

【非特許文献1】OPTICS LETTER Vol.24, No19 P1358～P1360 by Andrew M Rollins and Rujchai Ung-arunyawee

【特許文献1】特開2002-200037

【特許文献2】特開2003-199701

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、特許文献2に記載された光断層画像取得装置では、被測定物の一点へ測定光を照射し、被照射部位において、測定点を光軸方向へ移動させながら、所望の深度までの断層情報を取得し、その点における測定が終了すると、測定光の照射位置を光軸方向と略垂直な方向へ僅かに移動させ、僅かにずれた点において、同様に所定の深度までの断層情報を取得する。このような動作を、測定光の照射位置を僅かに移動させながら繰り返すことにより光断層画像を取得している。このため、被照射部位へ測定光を照射しつつ、測定点の光軸方向への移動に合わせて、測定光の集光位置を移動する必要がある。測定点の光軸方向への移動は非常に高速に行われるため、測定光の集光位置の移動も非常に高速で行わなければならない。しかしながら、高速に測定光の集光位置を移動するためには、集光レンズの焦点位置を高速で移動できる大型で複雑な集光位置移動手段が必要であり、光断層画像取得装置の大型化および複雑化を招くという問題がある。

【0008】

本発明は上記問題に鑑みてなされたものであり、光断層画像を高分解能で取得することができる小型な光断層画像取得装置を提供することを目的とするものである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の光断層画像取得装置は、コヒーレンス長20μm以下の低コヒーレンス光を測定光と参照光に分割し、前記参照光の光路長または前記測定光の光路長の少なくとも一方を変更し、前記測定光を被測定物に照射し、前記測定光の前記被測定物からの反射光を受光し、前記測定光の反射光と前記参照光とを干渉させ、該干渉後の干渉光強度を測定して、前記被測定物の光断層画像を取得する光断層画像取得装置において、
前記測定光の照射方向を、1点を中心に回転させる照射方向回転手段と、
前記測定光の照射方向の回転と同期して前記光路長を変更する光路長変更手段と、

10

20

30

40

50

前記測定光を集光する焦点位置可変型の集光レンズ系と、

前記測定光の照射方向の回転と同期して、前記集光レンズ系の焦点位置を移動することにより前記測定光の光軸方向の集光位置を移動する集光位置移動手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0010】

なお。ここで「前記測定光の前記被測定物からの反射光を受光する」とは、被測定物の表面または内部において反射された光に加え、被測定物の表面または内部において散乱された光も含むものである。

【0011】

また、「前記測定光の照射方向を、1点を中心に回転させる」とは、一方向へ連続的に回転させるものであってもよいし、あるいは所定の角度内で反転を繰り返す往復回転を行なわせるものであってもよい。

【0012】

さらに、「前記測定光の照射方向の回転と同期して、前記集光レンズ系の焦点位置を移動する」場合には、測定光の照射方向の1回転毎に焦点位置を移動してもよいし、あるいは複数回転毎に集光位置を移動してもよい。また回転と同期して連続的に集光位置を移動するものであってもよい。なお、光路長変更手段が「前記測定光の照射方向の回転と同期して前記光路長を変更する」ことにより、被測定物における測定光の光軸方向の測定位置が変更されるため、集光位置移動手段は、測定光の集光位置が、測定点近傍となるように、集光レンズ系の焦点位置を移動するものである。

【0013】

前記照射方向回転手段が前記測定光を一方向へ回転させるものであり、前記光路長変更手段が、前記回転に同期して前記光路長を連続的に変更するものであれば、前記集光位置移動手段は、前記回転に同期して前記焦点位置を連続的に移動するものであってもよい。

【0014】

また、前記照射光回転手段、前記集光レンズ系および前記集光位置移動手段は、内視鏡の鉗子口に挿入可能なプローブの先端部へ配置されているものであってもよい。

【0015】

前記被測定物が生体組織の一部であれば、前記低コヒーレンス光の波長は、600nm以上1700nm以下の範囲内の波長であってもよい。

【発明の効果】

【0016】

本発明による光断層画像取得装置においては、コヒーレンス長20μm以下の低コヒーレンス光を測定光と参照光に分割し、前記参照光の光路長または前記測定光の光路長の少なくとも一方を変更し、前記測定光を被測定物に照射し、前記測定光の前記被測定物からの反射光を受光し、前記測定光の反射光と前記参照光とを干渉させ、該干渉後の干渉光強度を測定して、前記被測定物の光断層画像を取得する光断層画像取得装置において、前記測定光の照射方向を、1点を中心に回転させる照射方向回転手段と、前記測定光の照射方向の回転と同期して前記光路長を変更する光路長変更手段と、前記測定光を集光する焦点位置可変型の集光レンズ系と、前記測定光の照射方向の回転と同期して、前記集光レンズ系の焦点位置を移動することにより前記測定光の光軸方向の集光位置を移動する集光位置移動手段とを備えたことにより、従来の装置に比べ、集光レンズ系の焦点距離の移動速度を低速化することができ、従来必要であった大型で高速動作可能な集光位置移動手段は不要となるので、小型で光断層画像を高分解能で取得することのできる光断層画像取得装置を提供することができる。

【0017】

前記照射方向回転手段が前記測定光を一方向へ回転させるものであり、前記光路長変更手段が、前記回転に同期して前記光路長を連続的に変更するものであり、前記集光位置移動手段が、前記回転に同期して前記焦点位置を連続的に移動するものであれば、螺旋状に配置された被測定点から光断層画像情報を取得でき、さらに焦点位置を照射方向の回転毎

10

20

30

40

50

にステップ状に移動する必要がないため、簡易な構成の集光位置移動手段を用いることができる、より小型で光断層画像を高分解能で取得することのできる光断層画像取得装置を提供することができる。

【0018】

また、光断層画像取得装置は、生体の検査等に有効な装置であり、内視鏡へ組み込んで使用される場合がある。このような場合には、内視鏡の鉗子口に挿入可能なプローブの先端部へ、前記照射光回転手段、前記集光レンズ系および前記集光位置移動手段は配置される。従来の装置では、このような狭い空間へこれらの手段を搭載することは非常に困難であったが、本発明による構成であれば、容易にこれらの手段をプローブ内に配置することができる。

10

【0019】

前記被測定物が生体組織の一部である場合には、前記低コヒーレンス光の波長が、600 nm以上1700 nm以下の範囲内の波長であれば、生体組織に対する透過率が高く、信頼性の高い光断層画像を取得することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

以下、本発明の具体的な実施の形態について図面を用いて説明する。まず、本発明の第1の実施形態である光断層画像取得システムを図1および図2を参照して説明する。図1は、光断層画像取得システムの全体構成図であり、本光断層画像取得システムは内視鏡に組み込まれている。図2は光断層画像取得システムの照射・受光部の拡大構成図である。この光断層画像取得システムは、内視鏡のモニタに表示された、被検者の体腔1内の画像である観察部画像2上で指定した任意の指定点を含むラジアル光断層画像4を取得して、表示するものである。

20

【0021】

本光断層画像取得システムは、被検者の体腔1内に挿入される内視鏡の挿入部10と、生体の体腔1内の観察部画像2を取得する観察部画像取得部11と、体腔1内の測定領域3の光断層画像を取得するOCT取得部12と、挿入部10に設けられた鉗子口71に挿入されるOCTプローブ13と、観察部画像2とラジアル光断層画像4とを表示する表示部14と、観察部画像2上で指定された指定点に基づいて、測定光による測定領域を設定する測定領域設定部15と、OCT取得部12、OCTプローブ13および測定領域設定部15と接続され、光断層画像取得動作を制御するOCT制御部16を備えている。

30

【0022】

挿入部10は、挿入部10内を貫通する鉗子口71と、内部に先端まで延びるCCDケーブル72とライトガイド73とを備えている。CCDケーブル72の先端には、CCD撮像素子74が接続されている。ライトガイド73の先端部、すなわち挿入部10の先端部には、照明レンズ75が備えられている。また挿入部10の先端部には撮像レンズ76が備えられ、この撮像レンズ76の内側にはプリズム77が設けられている。

40

【0023】

ライトガイド73は、観察部画像取得部11へ接続されている。観察部画像取得部11は、観察部画像撮像用の白色光L6を発する白色光源81と、CCD撮像素子74で撮像された像の画像処理を行い、生成した画像信号を後述するモニタ192に出力する画像処理部83とを備えている。

【0024】

OCT取得部12は、中心波長800 nmで、コヒーレンス長が10 μmである低コヒーレンス光L1を出射する光源部100と、可視光であるエイミング光L2を出射するエイミング光源部110と、低コヒーレンス光L1とエイミング光L2の合波と、低コヒーレンス光L1の参照光L3および測定光L4への分割および合波を行うファイバ結合光学系120と、参照光L3の光路上に配され、参照光L3の光路長を変化させる光路長変更部130と、測定領域3の測定点で反射された測定光L4' と参照光L3との干渉光L5の光強度を検出するバランス差分検出部150と、該バランス差分検出部150で検出された干渉光L5の光強度から測定領域3の測定

50

点で反射された測定光L4'の強度を求めるヘテロダイン検出を行い、光断層画像データを生成する信号処理部160とを備えている。

【0025】

OCT取得部12の光源部100は、低コヒーレンス光L1を射出するSLD(Super Luminescent Diode)101と、該SLD101から射出された低コヒーレンス光L1を集光するレンズ102とを備えている。

【0026】

エイミング光源部110は、エイミング光L2として緑色のレーザ光を射出する半導体レーザ111と、該半導体レーザ111から出射されたエイミング光L2を集光するレンズ112とを備えている。

10

【0027】

ファイバ結合光学系120は、光源部100から出射された低コヒーレンス光L1を測定光L4と参照光L3とに分割し、また、測定光L4の測定領域3からの反射である測定光L4'を参照光L3を合波し、干渉光L5を得るファイバカプラ121と、光源部100とファイバカプラ121の間に設けられるファイバカプラ122およびファイバカプラ123と、参照光L3に僅かな周波数シフトを生じさせるピエゾ素子124と、光源部100とファイバカプラ122を繋ぐファイバ125と、エイミング光源部110とファイバカプラ123を繋ぐファイバ126と、ファイバカプラ121および122を介して光路長変更部130とバランス差分検出部150を繋ぐファイバ127と、ファイバカプラ121を介してOCTプローブ13とバランス差分検出部150を繋ぐファイバ128とを備えている。なお、ファイバ125、127および128はシングルモード光ファイバである。

20

【0028】

光路長変更部130は、プリズム132と、ファイバ127から射出された参照光L3を平行光に変換してプリズム132へ入射させ、またプリズム132で反射された参照光L3をファイバ127へ入射させるレンズ131と、プリズム132を図1における水平方向への移動させることにより参照光L3の光路長を変化させるプリズム移動部133とを備えている。プリズム移動部133は、OCT制御部16の制御により動作するものである。

30

【0029】

バランス差分検出部150は、干渉光L5の光強度を測定する光検出器151および152と、光検出器151の検出値と光検出器152の検出値の入力バランスを調整し、ノイズ成分やドリフト成分を相殺した上で、差分を増幅する差動増幅器153とを備えている。

30

【0030】

OCTプローブ13は、挿入部10の鉗子口71に挿入可能な被覆管173と該被覆管173の中を貫通するファイバ172と、またファイバ172から射出された測定光L4を測定領域3へ照射し、該測定領域3からの反射光である測定光L4'を受光してファイバ172に帰還させる照射・受光部174が設けられている。図2に照射・受光部174の拡大構成図を示す。照射・受光部174は、焦点距離を変更可能な集光レンズ系175と、集光レンズ系175のさらに先端部、すなわちOCTプローブ13の先端部に設けられた測定光L4および測定光L4'を直角に反射するミラー176と、該ミラー176を被覆管173に対して回転させるミラーリング部184と、測定光L4に対して透明なシース177と、該シース177を被覆管173に対して回転させるシース回転部183とを備えている。

40

【0031】

集光レンズ系175は、被覆部173に固定されているレンズ178およびレンズホルダー180に固定されているレンズ179とから構成されている。レンズホルダー180は、筒状に形成され、内側にレンズ179が固定され、外側にネジ溝181が形成されている。シース177の根元部分の内側にもネジ溝182が形成されている。

【0032】

レンズホルダー180のネジ溝181とシース177のネジ溝182とがかみ合うことにより、レンズホルダー180は、シース177内に保持されている。なお、レンズホルダー180には、不図示の回転防止機構が設けられているため、レンズホルダー180は、被覆部173に対

50

して回転することはない。このため、シース177が回転した場合には、レンズホルダー180は、ネジ機構の作用により、測定光L4の光軸方向へ移動する。例えば、シース回転部183が、シース177を右方向へ回転すると、レンズホルダー180およびレンズ179が図2における実線で示された位置から点線で示された位置まで移動する。このため、測定光L4の集光位置も実線で示された位置から点線で示された位置まで移動する。なお、シース回転部183は、OCT制御部16の制御により動作する。

【0033】

ミラー回転部184は、ミラー176を連続的に回転させる連続回転またはミラー176を所望の角度内で往復回転させる往復回転が可能である。測定光L4がミラー176に入射している状態で、ミラー176が回転すると、測定光L4の照射方向は、ミラー176上の測定光L4の反射位置を中心に回転する。なお、ミラー回転部184は、OCT制御部16の制御により動作する。

10

【0034】

ミラー176およびミラー回転部184は、本発明の照射方向回転手段として機能するものであり、またレンズホルダー180、シース177およびシース回転部183は、集光位置移動手段として機能するものである。

【0035】

ファイバ172は、被覆管173内に固定された状態で組み込まれている。また被覆管173の根本部分には、被覆管173を回転およびスライドさせるプローブ移動部185が取り付けられている。プローブ移動部185は、測定領域設定部15に接続され、該測定領域設定部15に設定された測定領域に基づいて、被覆管173をスライド移動および回転移動させて、OCTプローブ13の先端部を測定領域3の近傍へ導く。

20

【0036】

表示部14は、OCT取得部12から出力された光断層画像を表示する光断層画像表示手段としてのモニタ191と、観察部画像取得部11から出力された観察部画像2を表示する観察部画像表示手段としてのモニタ192と、観察部画像2上の所望の画素位置を指定する位置指定手段としてのペン型の入力部193とを備えている。

30

【0037】

OCT制御部16は、OCT取得部12の各部位に接続され、適宜各部位の動作タイミングを制御するものである。また、プリズム移動部133、ミラー回転部184およびシース回転部183の動作を制御して、測定光L4の照射方向を回転させ、また照射方向の1回転毎に参考光L3の光路長を変更して測定領域3における光軸方向の測定点の位置を移動させ、さらに照射方向の1回転毎あるいは複数回転毎に、測定光L4の光軸方向の集光位置を、測定点の位置に合わせて移動させるものである。

40

【0038】

次に本発明の第1の具体的な実施の形態である光断層画像取得システムの動作について説明する。観察者は内視鏡装置の挿入部10を被験者の体腔内に挿入し、観察部画像2をモニタ192に表示する。この際には、先ず観察部画像取得部11の白色光源81から出力される白色光L6は、レンズ82によってライトガイド73に入射され、挿入部10の先端まで導光された後、照明レンズ75から体腔1内へ照射される。

【0039】

白色光L6の反射光L7は撮像レンズ76によって集光され、プリズム77に反射して、CCD撮像素子74上に結像する。CCD撮像素子74で光電変換された撮像信号は、CCDケーブル72を介して画像処理部83に出力される。

【0040】

画像処理部83では、まずCCD撮像素子74で撮像された信号の相關二重サンプリング、クランプ、ブランкиング、増幅等のプロセス処理を行い、画像信号を算出し、表示タイミングに合わせてモニタ192へ出力する。

【0041】

観察者は、モニタ192に表示された観察部画像2を観察しながら、挿入部10の位置を手

50

動操作により移動させ所望の部位に誘導し、所望の部位の観察を行う。

【0042】

次に、ラジアル光断層画像4を取得する際の動作について説明する。ラジアル光断層画像取得の際には、観察者は、予め、OCTプローブ13を挿入部10の鉗子口71へ挿入しておく。モニタ192に表示された観察部画像2を観察しながら、光断層画像を取得する指定点Aをペン型の入力部193を用いて、モニタ192に表示された観察部画像2上で指定する。

【0043】

このとき、同時にエイミング光源部110の半導体レーザ111から、緑色のエイミング光L2が射出され、レンズ112により集光されファイバ126に導入される。エイミング光L2は、ファイバ126、ファイバカプラ123、ファイバ125、ファイバカプラ122、ファイバ127、ファイバカプラ121およびファイバ128を介して導光され、レンズ171により、ファイバ172に導入される。ファイバ172から射出したエイミング光L2は、レンズ178および179により集光され、ミラー176で反射されて、体腔1内に緑色のスポット光として照射される。このエイミング光L2の反射光は、モニタ192に表示された観察部画像2にも輝点として表示される。

【0044】

測定領域設定部15では、観察部画像2上で指定された指定点Aと、エイミング光L2の反射光を撮像した輝点の相対位置を算出し、プローブ移動部185により被覆管173をスライド移動および回転移動させ、エイミング光L2の輝点を指定点Aと一致させる。上記の動作によりラジアル光断層画像を取得する際の体腔1内の測定基準点A'が設定される。

【0045】

ラジアル光断層画像は、この測定基準点A'を含み、OCTプローブ13の先端部に対して垂直な平面の光断層画像となる。

【0046】

説明を簡単にするために、最初に測定光L4が照射された測定領域内の所定部位（以下被照射部位と記載）の測定点における光断層情報の測定方法について説明し、その後で上記ラジアル光断層画像の取得方法について説明する。

【0047】

まず、中心波長が約800nm、コヒーレンス長が10μmの低コヒーレンス光L1がSLD101から射出され、この低コヒーレンス光L1は、レンズ102により集光され、ファイバ125に導入される。

【0048】

ファイバ125を透過した低コヒーレンス光L1は、ファイバカプラ122で、ファイバ127に導入され、さらに、ファイバカプラ121で、ファイバ127内を光路長変更部130の方向へ進行する参照光L3と、ファイバ128内をOCTプローブ13の方向へ進行する測定光L4とに分割される。

【0049】

参照光L3は光路上に設けられたピエゾ素子124により変調され、参照光L3と測定光L4には、僅かな周波数差fが生じる。

【0050】

測定光L4はファイバ128から、レンズ171を介してOCTプローブ13のファイバ172内へ導光される。ファイバ172から射出された測定光L4は、レンズ178、レンズ179およびミラー176を経て体腔1内の被照射部位へ照射される。なお、OCT制御部16の制御により、レンズ179は、測定光L4が測定点において集光する位置へ移動している。被照射部位へ照射された測定光L4のうち被照射部位の表面および内部で反射された測定光L4'は、ミラー176、レンズ179、レンズ178、ファイバ172およびレンズ171を経て、ファイバ128に帰還せしめられる。ファイバ128に帰還せしめられた測定光L4'は、ファイバカプラ121において、後述するファイバ127に帰還せしめられた参照光L3と合波される。

【0051】

一方、ピエゾ素子124で変調された後の参照光L3は、ファイバ127を通過し光路長変更

10

20

40

50

部130 のレンズ131 を介して、プリズム132 に入射し、このプリズム132 で反射され再度レンズ131 を透過して、ファイバ127 に帰還せしめられる。ファイバ127 に帰還せしめられた参照光L3はファイバカプラ121 で、上述した測定光L4' と合波される。

【 0 0 5 2 】

ファイバカプラ121 で合波された測定光L4' および参照光L3は、再び同軸上に重なることになり所定の条件の時に測定光L4' と参照光L3が干渉し、干渉光L5となり、ビート信号を発生する。

【 0 0 5 3 】

参照光L3および測定光L4' は、可干渉距離の短い低コヒーレンス光L1であるため、低コヒーレンス光L1が測定光L4と参照光L3に分割されたのち、測定光L4 (L4') がファイバカプラ121に到達するまでの光路長が、参照光L3がファイバカプラ121 に到達するまでの光路長に等しい場合、すなわち測定光L4' が測定点で反射されたものである場合、に両光が干渉し、この干渉する両光の周波数差 (f) で強弱を繰り返すビート信号が発生する。なお、OCT制御部16は、予め所望の測定点で反射した測定光L4 (L4') の光路長と参照光L3の光路長とが等しくなるように、光路長変更部130 のプリズム移動部133 を制御している。

【 0 0 5 4 】

干渉光L5は、ファイバカプラ121 で分割され、一方は、ファイバ127 を経てバランス差分検出部150 の光検出器151 に入力され、他方はファイバ128 を経て光検出器152 に入力される。

【 0 0 5 5 】

光検出器151 および152 では、干渉光L5から上記ビート信号の光強度を検出し、差動増幅器153 で、光検出器151 の検出値と光検出器152 の検出値の差分を求め、信号処理部160 へ出力する。なお、差動増幅器153 は、その入力値の直流成分のバランスを調整する機能を備えているため、たとえ光源部100 から出射された低コヒーレンス光L1にドリフトが生じている場合でも、直流成分のバランスを調整した上で差分を増幅することにより、ドリフト成分は相殺され、ビート信号成分のみが検出される。

【 0 0 5 6 】

上記の動作により、体腔1 内の被照射領域の所定深度における断層情報が取得される。

【 0 0 5 7 】

このような動作を、測定光L4の照射方向を回転させながら、光軸方向と略垂直な方向の測定点の位置が略 $5 \mu m$ 移動する毎にビート信号成分の検出を繰り返すことにより、図3に示すように、測定光L4の照射方向の回転中心P、すなわちミラー176 の中心から等距離にある測定領域3の測定点の情報を $5 \mu m$ 間隔で取得することができる。

【 0 0 5 8 】

OCT制御部16は、ミラー回転部183 を制御して測定光L4の照射方向を1回転させた後、光路長変更部130 のプリズム移動部133 を制御して、参照光L3の光路長を $5 \mu m$ 長くする。また同時にシース回転部183 を制御して、測定光L4の光軸方向の集光位置を $5 \mu m$ 遠方へ移動する。この状態で測定光L4の照射方向を回転させながら、再度 $5 \mu m$ 間隔で測定点の情報を取得することにより、最初に測定した測定点S1より $5 \mu m$ 外側の測定点の情報を取得する。同様に、 $5 \mu m$ 間隔で400回転の測定点の情報を取得すれば、測定領域3に沿った2mm幅のリング状の領域内の測定点の情報を取得することができる。

【 0 0 5 9 】

信号処理部160 では、バランス差分検出部150 で検出された干渉光L5の光強度から各測定点の所定の面で反射された測定光L4' の強度を求めるヘテロダイン検出を行い、ラジアル光断層画像に変換し、モニタ191 に出力する。

【 0 0 6 0 】

モニタ191 では、信号処理部160 から出力されたラジアル光断層画像4を表示する。このような動作により、図1に示すような、体腔1を輪切り状態にした2mm幅のリング状のラジアル光断層画像4を表示することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 1 】

以上の説明で明らかなように、測定光L4の照射方向の回転に合わせて、測定光L4の光軸方向の集光位置を移動させればよいので、従来の装置に比べ、集光位置の移動速度を低速化することができ、従来必要であった大型で高速動作可能な集光位置移動手段は不要となる。このため、光断層画像を高分解能で取得することができる光断層画像取得システムを小型化することができる。

【 0 0 6 2 】

また、またレンズホルダー180、シース177およびシース回転部183からなる集光位置移動手段が小型化されているため、これらをOCTプローブ13の先端部へ配置することができる。このため、本発明の光断層画像撮像装置は容易に内視鏡に組み込むことができ、利便性が向上する。10

【 0 0 6 3 】

また、測定光L4の波長が、800nmであるため、生体組織に対する透過率が高く、信頼性の高い光断層画像を取得することができる。

【 0 0 6 4 】

なお、体腔1の狭い領域の光断層画像を取得したい場合等には、測定光L4を必ずしも360度回転する必要はない。所望の角度で反転する往復回転をさせて、光断層画像を取得することにより、光断層画像を取得するために必要な測定時間を短縮することができる。

【 0 0 6 5 】

また、測定点の光軸方向の位置を、照射方向が1回転する毎に移動させたが、回転に同期させて連続的に移動させてもよい。20

【 0 0 6 6 】

さらに、光軸方向の集光位置の移動は1回転毎に行ったが、複数回転毎に行ってもよい。集光位置移動手段の構成がより小型化できる。なお、この場合であっても、光軸方向の測定点の移動距離が、集光レンズ系の焦点深度を越える前に、集光レンズ系の焦点位置を移動すること、すなわち集光位置を移動することが好ましい。

【 0 0 6 7 】

次に、本発明の第2の実施形態である光断層画像取得システムを図4および図5を参照して説明する。図4は、光断層画像取得システムの全体構成図である。本光断層画像取得システムは内視鏡に組み込まれている。なお、図5は照射・受光部の拡大構成図である。図4においては、図1中の要素と同等の要素には同番号を付してあり、また図5においては図2中の要素と同等の要素には同番号を付してあり、それらについての説明は特に必要な無い限り省略する。30

【 0 0 6 8 】

OCTプローブ201は、挿入部10の鉗子口71に挿入可能な被覆管173と該被覆管173の中を貫通するファイバ173と、またファイバ172から射出された測定光L4の測定領域3からの反射光である測定光L4'を受光してファイバ172に帰還させる照射・受光部202が設かれている。図5に照射・受光部202の拡大構成図を示す。照射・受光部202は、集光レンズ系175と、シース177と、シース回転部183と、シース177の先端部に固定され、測定光L4および測定光L4'を直角に反射するミラー203とを備えている。40

【 0 0 6 9 】

すなわち、本実施の形態においては、シース回転部183によりシース177を回転させることにより、測定光L4の照射方向の回転および測定光L4の集光位置の移動が同時に行われる。なお、測定光L4の集光位置は、測定光L4の照射方向が1回転する毎に5μm移動するように、シース177のネジ溝182およびレンズホルダー180のネジ溝181は構成されている。

【 0 0 7 0 】

OCT制御部204は、OCT取得部12の各部位に接続され、適宜各部位の動作タイミングを制御するものである。また、シース回転部183の動作を制御して、測定光L4の照射方向を回転させ、さらに照射方向の回転に連動させて測定光L4の光軸方向の集光位置を測定50

点に略一致させて移動させるものである。さらに、測定光L4の照射方向の回転に連動させて光路長変更部130のプリズム移動部133を制御して、参照光L3の光路長を変更して測定領域3における測定点の光軸方向の位置を移動させるものである。

【0071】

なお、ミラー203、シース177およびシース回転部183は、本発明の照射方向回転手段として機能するものであり、またレンズホルダー180、シース177およびシース回転部183は、集光位置移動手段として機能するものである。

【0072】

光断層画像を取得する際には、測定光L4の照射方向を回転させながら、同時に測定光L4の集光位置も連続的に移動させる。測定光L4の照射方向が1回転する間に、集光位置は光軸方向に5μm移動する。また、OCT制御部16は、測定光L4の照射方向の回転と連動させて、光路長変更部130のプリズム移動部133を制御して、参照光L3の光路長を連続的に変更する。測定光L4の照射方向が1回転する間に、参照光L3の光路長を5μm長くする。

【0073】

回転方向の照射位置が略5μm移動する毎にビート信号成分の検出を繰り返すことにより、図6に示すように、測定光L4の照射方向の回転中心P、すなわちミラー176の中心を軸とした螺旋状に位置する測定点の断層情報を5μm間隔で取得することができる。測定光の照射方向を400回転させることにより、2mm幅のリング状の光断層画像情報を取得することができる。

【0074】

以上の説明で明らかなように、測定光L4の照射方向の回転に同期して、測定深度すなわち測定点の光軸方向の位置を連続的に移動させ、かつ測定光L4の光軸方向の集光位置も連続的に移動させたため、従来の装置に比べ、集光位置の移動速度を低速化することができ、従来必要であった大型で高速動作可能な集光位置移動手段は不要となる。このため、光断層画像を高分解能で取得することのできる光断層画像取得システムを小型化することができる。さらに、それぞれの測定光L4の照射方向を回転させる照射方向回転手段と、集光位置を移動させる集光位置移動手段とを連動させれば、回転毎に集光位置を移動させる時間が不要になり、より高速に光断層画像を取得させることができる。また、照射方向回転手段と集光位置移動手段とを機械的に連動させれば、簡易な構成でこれらの手段を実現でき、これらの手段をより小型化できる。

【0075】

なお、各実施の形態においては、1枚の光断層画像を取得する例を用いて説明を行ったが、OCTプローブ13の位置を図1における垂直方向へずらしながら、複数枚の光断層画像を取得することにより3次元光断層画像も取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【0076】

【図1】本発明による第1の実施の形態である光断層画像取得システムの概略構成図

【図2】照射・受光部の拡大構成図

【図3】測定点および集光位置の説明図

【図4】本発明による第2の実施の形態である光断層画像取得システムの概略構成図

【図5】照射・受光部の拡大構成図

【図6】測定点および集光位置の説明図

【符号の説明】

【0077】

1	体腔
2	観察部画像
3	測定領域
4	ラジアル光断層画像
10	挿入部
11	観察部画像取得部

10

20

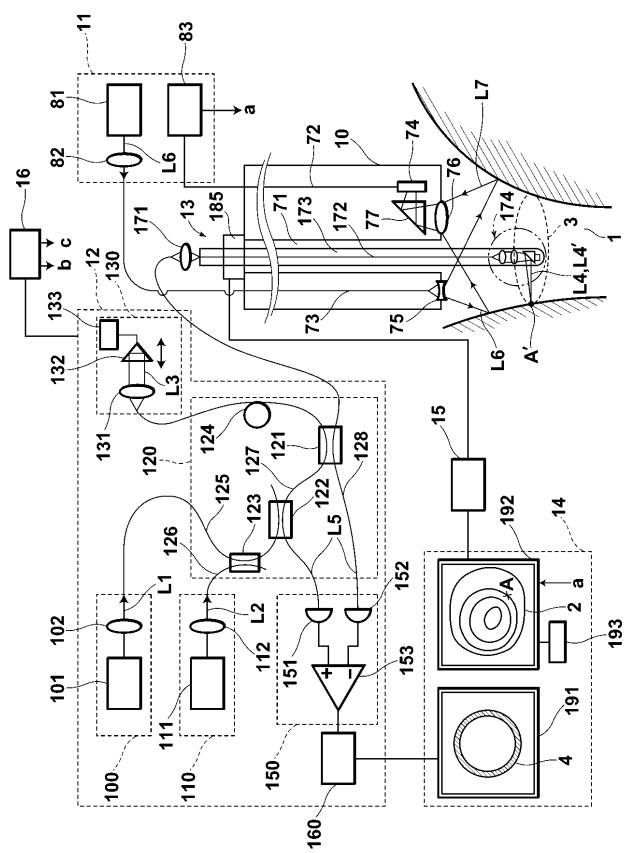
30

40

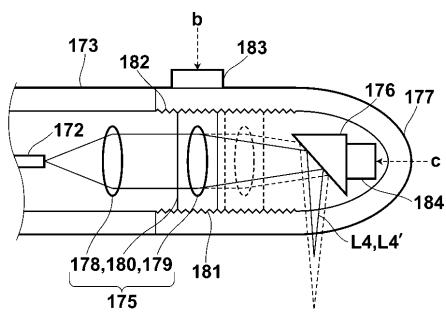
50

12	O C T 取得部	
13	O C T プローブ	
14	表示部	
15	測定領域設定部	
71	鉗子口	
72	C C D ケーブル	
74	C C D 撮像素子	
81	照明光光源	
83	画像処理部	
100	低コヒーレンス光源部	10
110	エイミング光源部	
120	ファイバ結合光学系	
130	光路長変更部	
150	バランス差分検出部	
160	信号処理部	
172	ファイバ	
173	被覆管	
174, 202	照射・受光部	
175	集光レンズ系	
176, 203	ミラー	20
177	シース	
178, 179	レンズ	
180	レンズホルダー	
181, 182	ねじ溝	
183	シース回転部	
184	ミラー回転部	
185	プローブ移動部	
191, 192	モニタ	
193	入力部	
L1	低コヒーレンス光	30
L2	エイミング光	
L3	参照光	
L4, L4	測定光	
L5	干渉光	
L6	照明光	
L7	反射光	

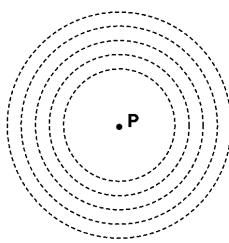
【図1】



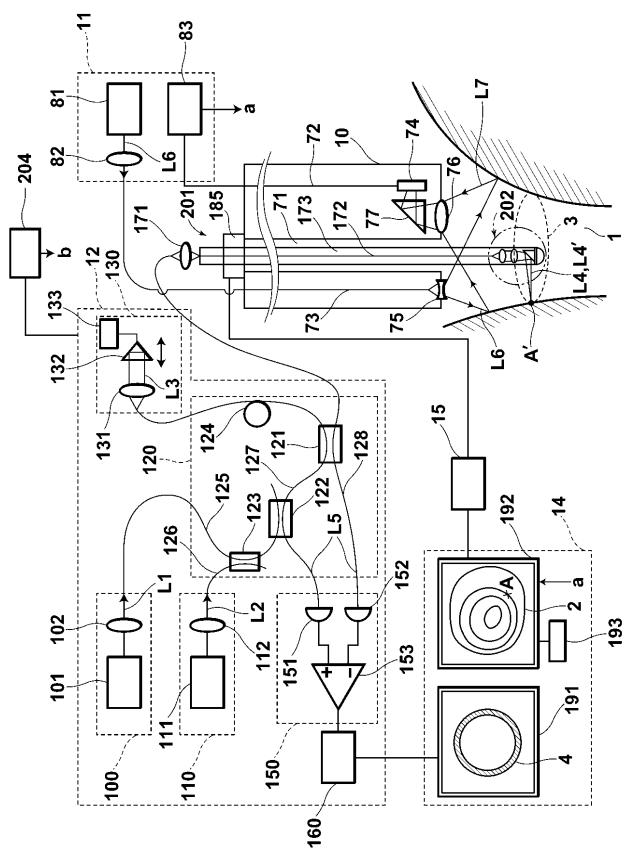
【 図 2 】



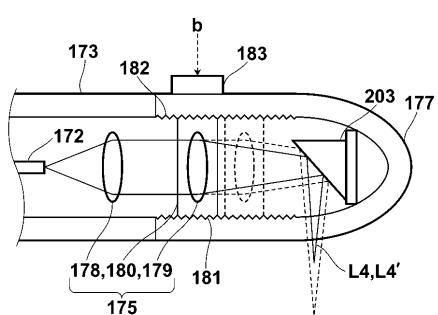
【 図 3 】



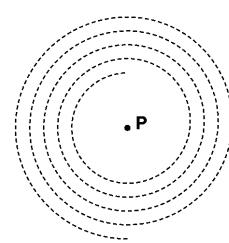
【 図 4 】



【 図 5 】



〔 6 〕



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 AA00 BB00 CC06 DD03 FF35 FF40 FF47 HH51 JJ11 LL02
QQ02 QQ03 VV04

专利名称(译)	光学断层图像采集装置		
公开(公告)号	JP2006095143A	公开(公告)日	2006-04-13
申请号	JP2004285969	申请日	2004-09-30
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	辻田和宏		
发明人	辻田 和宏		
IPC分类号	A61B10/00 A61B1/00 G01N21/17		
CPC分类号	A61B5/6852 A61B1/00096 A61B1/00172 A61B5/0066 A61B5/0086 G01B9/02003 G01B9/0205 G01B9/02068 G01B9/02091		
FI分类号	A61B10/00.E A61B1/00.300.D A61B1/00.300.T G01N21/17.630 A61B1/00.523 A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/00.730 A61B1/00.735		
F-TERM分类号	2G059/AA05 2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/BB14 2G059/CC16 2G059/EE02 2G059/EE09 2G059/FF08 2G059/GG01 2G059/HH01 2G059/HH02 2G059/HH06 2G059/JJ11 2G059/JJ12 2G059/JJ13 2G059/JJ15 2G059/JJ17 2G059/JJ22 2G059/KK04 2G059/LL01 2G059/MM05 2G059/PP04 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF35 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/HH51 4C061/JJ11 4C061/LL02 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/VV04 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF35 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/VV04		
代理人(译)	佐久间刚		
其他公开文献	JP4471163B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

能够获取高分辨率的光学断层图像的光学断层图像获取装置被小型化。当获取光学断层图像时，镜旋转单元184旋转镜176以旋转测量光L4的照射方向，并且控制光程长度改变单元的操作以改变照射方向。对于每次旋转，测量点在光轴方向上的位置在测量光L4的照射区域中移动，并且护套旋转单元183使护套177在照射方向上每次旋转，并且使用螺杆机构。移动固定在透镜保持器180中的透镜179的位置，并且根据测量点在光轴方向上的位置来移动测量光L4在光轴方向上的聚焦位置。由于测量光L4在光轴方向上的聚焦位置可以根据测量光L4在照射方向上的旋转而移动，因此与传统装置相比，可以减小聚焦位置的移动速度。不需要传统上需要的大型，高速和高速冷凝位置移动装置。[选择图]图2

