

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4471163号
(P4471163)

(45) 発行日 平成22年6月2日(2010.6.2)

(24) 登録日 平成22年3月12日(2010.3.12)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 10/00 (2006.01)

A 6 1 B 10/00 E

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

G 0 1 N 21/17 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 T

G 0 1 N 21/17 6 3 0

請求項の数 4 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2004-285969 (P2004-285969)
 (22) 出願日 平成16年9月30日(2004.9.30)
 (65) 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)
 審査請求日 平成19年3月2日(2007.3.2)

(73) 特許権者 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 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
 富士写真フイルム株式会社内
 審査官 宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光断層画像取得装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

コヒーレンス長 $20\ \mu\text{m}$ 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、600nm以上1700nm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。

10

【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。

20

【0004】

このOCT装置は、SLD (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取得することができる（例えば非特許文献1参照）。

30

【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】

40

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）。

50

【非特許文献1】OPTICS LETTER Vol.24, No19 P1358 ~ P1360 by Andrew M Rollins and R ujchai 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させるためには、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。

10

【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の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。

20

【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20 μm 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ものである。

30

【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。

40

【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。

50

【 0 0 1 3 】

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。

【 0 0 1 4 】

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。

【 0 0 1 5 】

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。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 1 6 】

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。

20

【 0 0 1 7 】

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ので、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。

30

【 0 0 1 8 】

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。

40

【 0 0 1 9 】

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、600nm以上1700nm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 】

【 0 0 2 0 】

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。

50

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。

【 0 0 2 1 】

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。

10

【 0 0 2 2 】

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。

【 0 0 2 3 】

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。

20

【 0 0 2 4 】

OCT 取得部 12 は、中心波長 800 nm で、コヒーレンス長が 10 μ m 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。

30

【 0 0 2 5 】

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 SLD 101 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。

【 0 0 2 6 】

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。

40

【 0 0 2 7 】

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' と参照光 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

50

ド光ファイバである。

【 0 0 2 8 】

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、O C T制御部 1 6 の制御により動作するものである。

【 0 0 2 9 】

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。

10

【 0 0 3 0 】

O C T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O C T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回転部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。

20

【 0 0 3 1 】

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。

【 0 0 3 2 】

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、O C T制御部16の制御により動作する。

30

【 0 0 3 3 】

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、O C T制御部16の制御により動作する。

40

【 0 0 3 4 】

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。

【 0 0 3 5 】

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

50

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。

【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。

【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回転毎に参照光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。

【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関二重サンプリング、クランプ、ブランキング、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、ファイバカブラ123、ファイバ125、ファイバカブラ122、ファイバ127、ファイバカブラ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。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 5 】

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。

【 0 0 4 6 】

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。

【 0 0 4 7 】

まず、中心波長が約 800 nm、コヒーレンス長が 10 μ m 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。

10

【 0 0 4 8 】

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。

【 0 0 4 9 】

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。

【 0 0 5 0 】

20

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。

【 0 0 5 1 】

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。

30

【 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。

40

【 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。

50

【 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 μ 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 μ 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 μ 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 μ 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 μ 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 μ m外側の測定点の情報を取得する。同様に、5 μ m間隔で 4 0 0 回転の測定点の情報を取得すれば、測定領域 3 に沿った 2 mm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 2 mm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。

【 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減化することができ、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。

【 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。

【 0 0 6 3 】

また、測定光L4の波長が、8 0 0 nm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 3 6 0 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

10

20

30

40

50

させて連続的に移動させてもよい。

【 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の無い限り省略する。

【 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が設けられている。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。

【 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5 μ m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。

【 0 0 7 1 】

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。

【 0 0 7 2 】

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5 μ m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5 μ m長くする。

【 0 0 7 3 】

回転方向の照射位置が略5 μ 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5 μ m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。

【 0 0 7 4 】

以上の説明で明かなように、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。

10

【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

20

【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
12	OCT取得部
13	OCTプローブ
14	表示部
15	測定領域設定部
71	鉗子口
72	CCDケーブル
74	CCD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
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

30

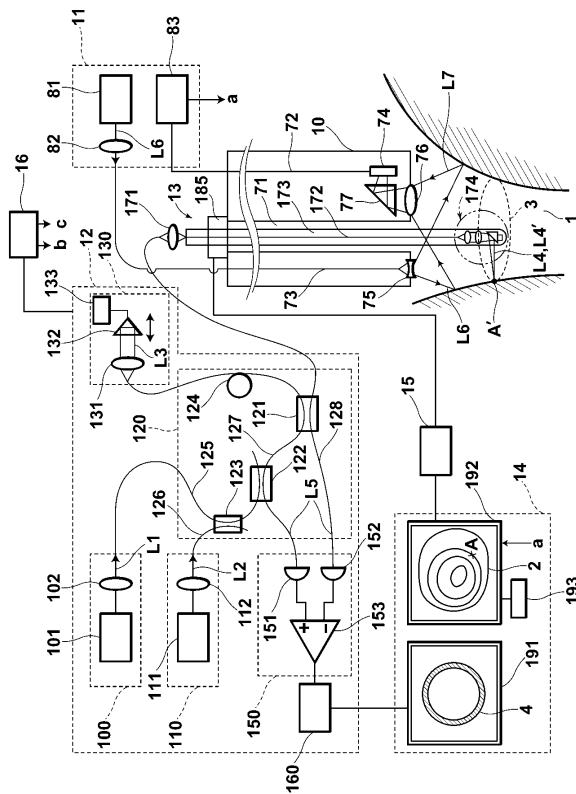
40

50

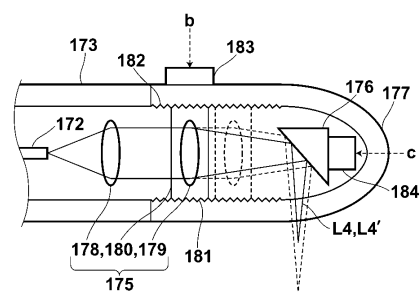
177	シース
178,179	レンズ
180	レンズホルダー
181,182	ねじ溝
183	シース回転部
184	ミラー回転部
185	プローブ移動部
191,192	モニタ
193	入力部
L1	低コヒーレンス光
L2	エイミング光
L3	参照光
L4,L4'	測定光
L5	干渉光
L6	照明光
L7	反射光

10

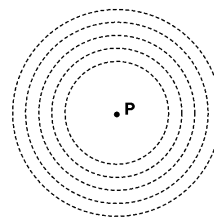
【図1】



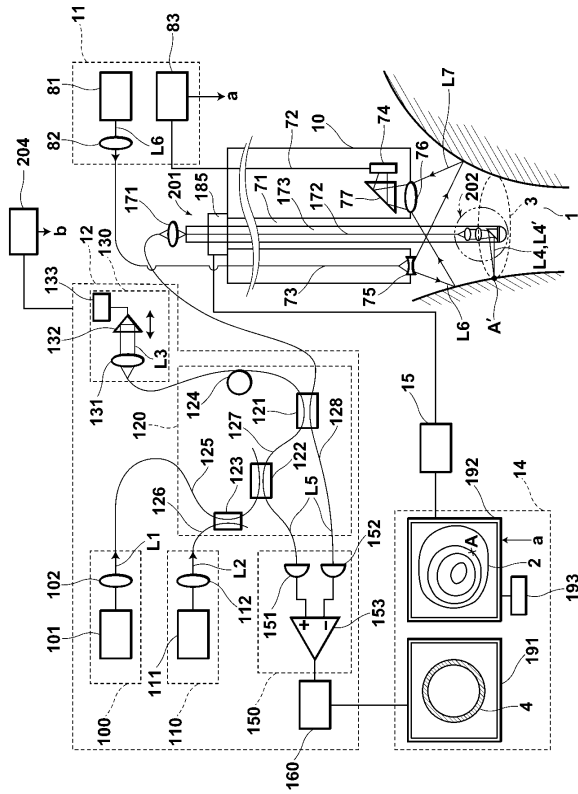
【図2】



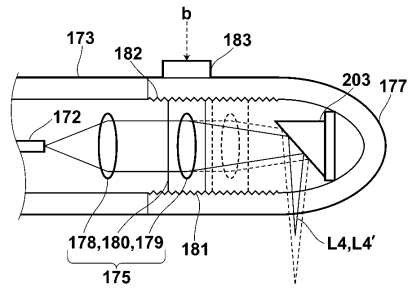
【図3】



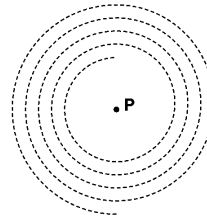
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2002-202253(JP,A)
特開2002-200037(JP,A)
特開2003-28791(JP,A)
特開2003-199701(JP,A)
特開2000-262461(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 10/00
A61B 1/00
G01N 21/17

专利名称(译)	光学断层图像采集装置		
公开(公告)号	JP4471163B2	公开(公告)日	2010-06-02
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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[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	JP2006095143A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题为了减小能够获取高分辨率光学断层图像的光学断层图像获取装置的尺寸。期间的光学断层图像获取中，反射镜176被反射镜旋转单元184以旋转测量光L4，另外，照射方向的照射方向旋转，并且控制所述光路长度改变单元的操作每转中，测量光L4的照射部位，以移动所述测量点的位置在光轴方向上，对照射方向的每次旋转中，护套177被鞘旋转单元183旋转时，通过螺旋机构移动，其固定于在测量光L4的光轴方向的聚焦位置中的透镜保持器180上的透镜179的位置时，它根据所述测定点的在光轴方向上的位置移动。根据测量光L4的照射方向的旋转，由于在测量光L4的光轴方向的聚焦位置可以移动，与传统的装置相比，有可能减慢聚光位置的移动速度，不需要使用传统上所需的大尺寸和高速会聚位置移动装置。The

【图 2】

