

(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2010-51533

(P2010-51533A)

(43) 公開日 平成22年3月11日(2010.3.11)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 D 4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2008-219591 (P2008-219591)	(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
(22) 出願日	平成20年8月28日(2008.8.28)	(71) 出願人	000005430 フジノン株式会社 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地
		(74) 代理人	100083116 弁理士 松浦 憲三
		(72) 発明者	大森 利彦 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)	4C061 BB08 CC04 GG11 HH51 NN05 WW10 WW13

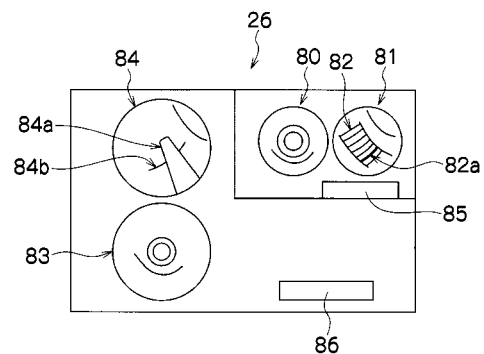
(54) 【発明の名称】 光断層画像読み取り装置

(57) 【要約】

【課題】内視鏡画像とOCTによる断層画像との対応関係を得、病変部の正しい診断を行うことができるようにする。

【解決手段】低干渉光を用いて被検者体腔内の光断層画像を得る光断層画像読み取り装置であって、内視鏡の鉗子口を介して前記被検者の体腔内に挿入され、前記低干渉光を回転走査するとともに回転軸方向に走査して前記体腔内の断層画像を取得するプローブと、前記内視鏡で撮像された前記プローブの測定部位付近の内視鏡画像を取得する手段と、前記断層画像と前記内視鏡画像の両方を表示する表示手段と、前記内視鏡画像から前記プローブの測定範囲を求める測定範囲取得手段と、前記表示手段に表示された内視鏡画像上に、前記測定範囲を重ねて表示する表示制御手段と、前記内視鏡画像と前記断層画像及び前記測定範囲を対応させて記録保存する記録手段とを備えたことを特徴とする。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

低干渉光を用いて被検者体腔内の光断層画像を得る光断層画像読み取り装置であって、内視鏡の挿入部に設けられた鉗子口を介して前記被検者の体腔内に挿入され、該体腔内において前記低干渉光を回転走査するとともに回転軸方向に走査して、前記体腔内の断層画像を取得するプローブと、

前記内視鏡で撮像された前記プローブの測定部位付近の内視鏡画像を取得する手段と、

前記断層画像と前記内視鏡画像の両方を表示する表示手段と、

前記内視鏡画像から、前記プローブが前記断層画像を取得する測定範囲を求める測定範囲取得手段と、

前記表示手段に表示された内視鏡画像上に、前記測定範囲を重ねて表示する表示制御手段と、

前記内視鏡画像と前記断層画像及び前記測定範囲を対応させて記録保存する記録手段と

、
を備えたことを特徴とする光断層画像読み取り装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の光断層画像読み取り装置であって、さらに、前記測定範囲取得手段は、前記プローブから出射される前記低干渉光とは異なる波長の、測定を目印となる光を前記プローブから出射する手段と、該測定を目印となる光を前記内視鏡画像上で認識し、前記測定を目印となる光が照射された範囲を、画像処理により前記内視鏡画像上で求める手段と、を備えたことを特徴とする光断層画像読み取り装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の光断層画像読み取り装置であって、前記表示手段は、前記測定範囲内の任意の位置に応じた前記断層画像を表示することを特徴とする光断層画像読み取り装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、光断層画像読み取り装置に係り、特に、内視鏡下での OCT プローブによる OCT 測定時における内視鏡画像と OCT による断層画像との対応関係をつける光断層画像読み取り装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、生体組織等の測定対象を切断せずに断面画像を取得する方法として光干渉断層 (OCT: Optical Coherence Tomography) 計測法を利用した光断層画像化装置が知られている。

【0003】

この OCT 計測法は、光干渉計測法の一つであり、光源から射出された光を測定光と参照光との 2 つに分け、測定光と参照光との光路長が光源のコヒーレンス長以内の範囲で一致したときにのみ光干渉が検出されることを利用した計測方法である。

【0004】

内視鏡は、なかでも電子内視鏡と呼ばれる内視鏡は、体腔内に挿入される挿入部の先端に照明レンズ及び CCD 撮像素子を有し、照明レンズから白色光を体腔内の観察部位に照射し CCD 撮像素子で観察部位画像を撮影する。前記内視鏡と OCT を組み合わせた内視鏡下での OCT 計測法として内視鏡挿入部に設けられた鉗子口から OCT プローブを挿入して光断層画像を取得する方法があり、内視鏡と OCT プローブによって得られた光断層画像はそれぞれモニタに表示される。

【0005】

ここで OCT 計測法で用いられる光は近赤外の視認されない光であるため、実際の光が測定部位のどこにあたっているのか確認しにくいと、光断層画像と観察部位画像との対

10

20

30

40

50

応が分かり難く、診断がし難いという問題があった。

【0006】

これに対して、例えば低干渉光を用いて生体組織の光断層像を得る光イメージング装置において、その内部に低干渉光を伝送する光ファイバを有するパイプ部材を回転させるとともに軸方向に進退させることにより、3次元の断層像を得たり、任意の方向の断面の断層像を得るようにしたものが知られている(例えば、特許文献1等参照)。

【0007】

これによれば、3次元的に表示させることにより、診断者はその画像から2次元画像しか得られない場合よりもはるかに診断し易い。また、3次元的なイメージング画像を表示させることにより、患部等の3次元的な大きさも定量的に把握し易くなる。

10

【0008】

また、例えば表示モニタに表示される観察画像上に断層画像を取得するための断層画像取得位置ラインを設定し、断層画像取得位置ラインが設定された観察画像とカラー眼底画像とを対応させ、カラー眼底画像上に断層画像取得位置ラインを表示することにより、取得された断層画像の測定位置の確認をカラー眼底画像上で行うことができるようにしたものが知られている(例えば、特許文献2等参照)。

【0009】

これによれば、眼底カメラから得られた画像と、眼底用OCTで取得した断層画像を対応させ、OCTで取得した位置を眼底画像上にラインで表示するようにし、また眼底画像とOCT断層画像との対応は、画像の特徴点を画像処理で抽出し、両者の特徴点を一致させるようにして眼底画像とOCT断層画像を対応させている。

20

【特許文献1】特開2000-321034号公報

【特許文献2】特開2007-117629号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、上記特許文献1に記載されたものにおいては、胆管など小さな管腔であれば全周にわたる3次元画像が得られるが、大腸のような大きな管腔や胃のような空間が大きな場合、狭い角度範囲内でしかプローブ画像が得られないため、内視鏡で観察している部位のどこの部分をOCTで測定しているのかが分かり難いという問題がある。

30

【0011】

また、上記特許文献2に記載されたものにおいては、画像の対応を取得した画像の特徴点を抽出して行うため、特徴がない画像では対応が困難であり、仮に内視鏡下でのOCT装置に適用した場合でも、内視鏡下でのプローブによるOCT画像では、画像として得られる範囲が狭いため、特徴を抽出して一致させることは困難であるという問題がある。

【0012】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、内視鏡画像とOCTによる断層画像との対応関係が得られ、病変部の正しい診断を行うことができる光断層画像読み取り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】

40

【0013】

前記目的を達成するために、請求項1に記載の発明は、低干渉光を用いて被検者体腔内の光断層画像を得る光断層画像読み取り装置であって、内視鏡の挿入部に設けられた鉗子口を介して前記被検者の体腔内に挿入され、該体腔内において前記低干渉光を回転走査するとともに回転軸方向に走査して、前記体腔内の断層画像を取得するプローブと、前記内視鏡で撮像された前記プローブの測定部位付近の内視鏡画像を取得する手段と、前記断層画像と前記内視鏡画像の両方を表示する表示手段と、前記内視鏡画像から、前記プローブが前記断層画像を取得する測定範囲を求める測定範囲取得手段と、前記表示手段に表示された内視鏡画像上に、前記測定範囲を重ねて表示する表示制御手段と、前記内視鏡画像と前記断層画像及び前記測定範囲を対応させて記録保存する記録手段と、を備えたことを特

50

徴とする光断層画像読み取り装置を提供する。

【００１４】

これにより、取得した断層画像の位置を内視鏡画像により確認することができ、内視鏡画像とＯＣＴによる断層画像との対応関係が得られるため、病変部の正しい診断をすることが可能となる。

【００１５】

また、請求項２に示すように、請求項１に記載の光断層画像読み取り装置であって、さらに、前記測定範囲取得手段は、前記プローブから出射される前記低干渉光とは異なる波長の、測定が目印となる光を前記プローブから出射する手段と、該測定が目印となる光を前記内視鏡画像上で認識し、前記測定が目印となる光が照射された範囲を、画像処理により前記内視鏡画像上で求める手段と、を備えたことを特徴とする。

10

【００１６】

これにより、測定が目印となる光（エイミング光）を照射することにより、ＯＣＴ計測する部位の視認性を向上させることができ、測定部位を容易に確認することができる。

【００１７】

また、請求項３に示すように、請求項１に記載の光断層画像読み取り装置であって、前記表示手段は、前記測定範囲内の任意の位置に応じた前記断層画像を表示することを特徴とする。

【００１８】

これにより、診断したい部分の断層画像を容易に表示することができ、正確な診断を行うことができる。

20

【発明の効果】

【００１９】

以上説明したように、本発明によれば、取得した断層画像の位置を内視鏡画像により確認することができ、内視鏡画像とＯＣＴによる断層画像との対応関係が得られるため、病変部の正しい診断をすることが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００２０】

以下、添付図面を参照して、本発明に係る光断層画像読み取り装置について詳細に説明する。

30

【００２１】

図１は、本発明に係る光断層画像読み取り装置の一実施形態の概略構成を示すブロック図である。

【００２２】

図１に示すように、本実施形態の光断層画像読み取り装置１は、被検者の体腔２内に挿入される内視鏡の挿入部１０と、低コヒーレンス光を出射する光源ユニット１２と、光源ユニット１２から出射された光Ｌｃを測定光Ｌ１と参照光Ｌ２とに分割する光ファイバカブラ１４により分割された測定光Ｌ１を体腔２内の測定対象（観察部）Ｓまで導波するプローブ（ＯＣＴプローブ）１６と、光ファイバカブラ１４により分割された参照光Ｌ２の光路長を調整する光路長調整部１８と、プローブ１６から測定光Ｌ１が測定対象Ｓに照射されたときの測定対象Ｓからの反射光Ｌ３と参照光Ｌ２とを合波して得られる干渉光Ｌ４を検出する干渉光検出部２０と、干渉光検出部２０によって検出された干渉信号を周波数解析することにより測定対象Ｓの各深さ位置における干渉光Ｌ４の強度を検出し測定対象Ｓの断層画像を取得する処理部（画像取得手段）２２と、被検者の体腔２内の観察部画像を取得する内視鏡装置２４と接続され、取得された断層画像及び観察部画像を表示する表示部２６、及び各部を制御する制御操作部２８等を有している。

40

【００２３】

光源ユニット１２は、周波数を一定の周期で掃引させながらレーザ光Ｌａを射出するのである。そのため、光源ユニット１２は、一定の波長帯域を有する光を射出する光源４０と、該光源４０から射出される波長を選択する波長選択手段４１とを備えている。光源

50

40は、光ファイバFB10とループ状に接続された、自然放出光を射出するとともに光ファイバFB10から導波された自然放出光を増幅する半導体光増幅器（半導体利得媒質）42から成っている。この光源40は、駆動電流の注入により自然放出光を光ファイバFB10の一端側に射出するとともに、光ファイバFB10の他端側から入射された光を増幅する機能を有している。そして、半導体光増幅器42に駆動電流が供給されたとき、半導体光増幅器42及び光ファイバFB10によって形成されるレーザ光源共振器によりレーザ光Laが光ファイバFB10に射出されるようになっている。

【0024】

次に、波長選択手段41は、波長掃引光源用のフィルタとして光ファイバFB10から導波される自然放出光の波長を選択するものであって、光ファイバFB10に結合された光分岐器（サーキュレータ）43から光ファイバFB11を介して自然放出光が入射されるようになっている。波長選択手段41は、コリメータレンズ44、回折格子素子45、光学系（面倒れ補正レンズ）46及び回転多面鏡（ポリゴンミラー）47等を有している。

【0025】

光ファイバFB11から入射した光はコリメータレンズ44、回折格子素子45、光学系46を介して回転多面鏡（ポリゴンミラー）47において反射される。反射された光は光学系46、回折格子素子45、コリメータレンズ44を介して再び光ファイバFB11に入射される。

【0026】

回転多面鏡47は、矢印R1方向に回転し、各反射面の角度が光学系46の光軸に対して変化するようになっている。これにより、回折格子素子45において分光された光のうち、特定の周波数域からなる光のみが再び光ファイバFB11に戻るようになっている。

【0027】

この光ファイバFB11に戻る光の周波数は光学系46の光軸と反射面との角度によって決まる。光ファイバFB11に入射した特定の周波数域からなる光が光分岐器43から光ファイバFB10に入射され、結果として特定の周波数域からなるレーザ光Laが光ファイバカブラ4から光ファイバFB1側に射出されるようになっている。

【0028】

従って、回転多面鏡47が矢印R1方向に等速で回転したとき、再び光ファイバFB11に入射される光の波長は一定の周期で掃引することになる。つまり、光源ユニット12から波長が一定の周期で掃引したレーザ光Laが光ファイバカブラ4を介して光ファイバFB1側に射出されることとなる。

【0029】

なお、OCT計測法で用いられる光は近赤外の視認されない光であるため、実際の光が測定部位のどこに当たっているのか確認しにくいと、測定が目印となる光であるエイミングビーム（エイミング光）が測定光（OCT信号光）と一緒に入れられるようになっている。

【0030】

そこで、光源ユニット12は、測定が目印を示すための可視光であるエイミング光Lbを射出するエイミング光源50を備えている。エイミング光源50は、エイミング光Lbとして例えば緑あるいは赤のレーザ光を射出する半導体レーザ48と、該半導体レーザ48から射出されたエイミング光Lbを集光するレンズ49とを備えている。このように構成されたエイミング光源50からエイミング光が光ファイバFB2に射出される。

【0031】

光ファイバFB1によって導波されるレーザ光Laと光ファイバFB2によって導波されるエイミング光Lbは、光ファイバカブラ6によって合波される。エイミング光Lbとレーザ光Laが合波された光Lcは光ファイバカブラ6を介して光ファイバFB3に射出される。さらに光Lcは、光ファイバカブラ8を介して光ファイバFB4によって光ファイバカブラ14に導波される。

【0032】

10

20

30

40

50

光ファイバケーブル 14 は、例えば 2×2 の光ファイバケーブルからなっており、光源ユニット 12 から光ファイバ FB 3 及び光ファイバ FB 4 を介して導波された光 Lc を測定光 L1 と参照光 L2 に分割するものである。光ファイバケーブル 14 は、2 つの光ファイバ FB 5 及び FB 7 にそれぞれ光学的に接続されており、測定光 L1 は光ファイバ FB 5 側に導波され、参照光 L2 は光ファイバ FB 7 側に導波されるようになっている。

【0033】

光ファイバ FB 7 の先には光路長調整部 18 が配置されている。

【0034】

光路長調整部 18 は、断層画像の取得を開始する位置を調整するために、参照光 L2 の光路長を変えるものである。光路長調整部 18 は、光ファイバ FB 7 から射出された参照光 L2 を反射させる反射ミラー 63 と、反射ミラー 63 と光ファイバ FB 7 との間に配置された第 1 光学レンズ 61 と、第 1 光学レンズ 61 と反射ミラー 63 との間に配置された第 2 光学レンズ 62 とを有している。

10

【0035】

第 1 光学レンズ 61 は、光ファイバ FB 7 から射出された参照光 L2 を平行光とするとともに、反射ミラー 63 により反射された参照光 L2 を光ファイバ FB 7 のコアに集光する機能を有している。また、第 2 光学レンズ 62 は、第 1 光学レンズ 61 により平行光にされた参照光 L2 を反射ミラー 63 上に集光するとともに、反射ミラー 63 により反射された参照光 L2 を平行光にする機能を有している。

【0036】

20

これにより、光ファイバ FB 7 から射出された参照光 L2 は、第 1 光学レンズ 61 により平行光となり、第 2 光学レンズ 62 により反射ミラー 63 上に集光される。その後、反射ミラー 63 により反射された参照光 L2 は、第 2 光学レンズ 62 により平行光になり、第 1 光学レンズ 61 により光ファイバ FB 7 のコアに集光される。

【0037】

さらに、光路長調整部 18 は、第 2 光学レンズ 62 と反射ミラー 63 とを固定した可動ステージ 64 と、該可動ステージ 64 を第 1 光学レンズ 61 の光軸方向に移動させるミラー移動機構 65 とを有している。そして可動ステージ 64 が矢印 A 方向に移動することにより、参照光 L2 の光路長が変更されるように構成されている。

【0038】

30

光路長調整部 18 により光路長が変更された光は、再び光ファイバ FB 7 に入射され、光ファイバケーブル 14 まで導かれる。

【0039】

一方、光ファイバケーブル 14 によって分割され光ファイバ FB 5 側に導波された測定光 L1 は、光学コネクタ OC を介して、内視鏡の挿入部 10 の鉗子口 15 内に挿入されるプローブ 16 内の光ファイバ FB 6 に導波されるようになっている。なお、プローブ 16 は、光学コネクタ OC によって光ファイバ FB 5 に対して着脱可能に取り付けられている。

【0040】

プローブ 16 は、光学コネクタ OC を介して光ファイバ FB 5 と接続されており、光ファイバ FB 5 によって導波された測定光 L1 がプローブ 16 内の光ファイバ FB 6 に入射されるようになっている。入射された測定光 L1 は光ファイバ FB 6 によって伝送され測定対象 S (体腔 2 内の表面) に照射される。そして測定対象 S で反射した戻り光 (反射光) L3 は、光ファイバ FB 6 に入射し、これにより体腔 2 内壁断面の撮像が行われる。

40

【0041】

光ファイバ FB 6 に入射した反射光 L3 は、光ファイバ FB 6 から光学コネクタ OC を介して光ファイバ FB 5 に射出されるようになっている。

【0042】

光ファイバ FB 5 に入射した反射光 L3 は、光ファイバケーブル 14 によって、今度は光路長調整部 18 から光ファイバ FB 7 を介して導波されてきた参照光 L2 と合波されて、干渉光 L4、L5 としてそれぞれ光ファイバ FB 8 及び光ファイバ FB 4 に出力される。

50

干渉光 L 4 は、光ファイバ F B 8 を介して検出器 3 0 a に入射され、また干渉光 L 5 は、光ファイバカプラ 8 から光ファイバ F B 9 を介して検出器 3 0 b に入射されるようになっている。

【 0 0 4 3 】

干渉光検出部 2 0 は、反射光 L 3 と参照光 L 2 とを合成して生成された干渉光 L 4、L 5 を干渉信号として検出するものである。また、干渉光検出部 2 0 は、検出器 3 0 a 及び検出器 3 0 b の検出結果に基づいて、光ファイバカプラ 1 4 から出力される干渉光 L 4 及び L 5 の強度のバランスを調整する機能を有している。

【 0 0 4 4 】

処理部 2 2 は、干渉光検出部 2 0 で検出した干渉信号から、測定位置におけるプローブ 1 6 と測定対象 S との接触している領域、より正確にはプローブ 1 6 のプローブ外筒の表面と測定対象 S の表面とが接触しているとみなせる領域を検出し、さらに、干渉光検出部 2 0 で検出した干渉信号から、断層画像を取得するものである。

【 0 0 4 5 】

また一方、本実施形態の光断層画像読み取り装置 1 は、体腔 2 内の観察部画像（内視鏡画像）を取得する内視鏡装置 2 4 と接続され、前記観察部画像を取得できるようになっている。

【 0 0 4 6 】

前述したように、内視鏡の挿入部 1 0 は、挿入部 1 0 を貫通し、プローブ 1 6 を挿入する鉗子口 1 5 を備えている。また挿入部 1 0 は、その内部に先端まで延びる C C D ケーブル 7 1 とライトガイド 7 2 とを備えている。

【 0 0 4 7 】

C C D ケーブル 7 1 の先端には、C C D 撮像素子 7 3 が接続されている。ライトガイド 7 2 の先端部には照明レンズ 7 4 が設けられ、挿入部 1 0 の先端部から測定対象 S を照明するようになっている。また、挿入部 1 0 の先端部には撮像レンズ 7 5 が備えられ、撮像レンズ 7 5 の内側にはプリズム 7 6 が設けられている。

【 0 0 4 8 】

ライトガイド 7 2 は、内視鏡装置 2 4 へ接続されている。内視鏡装置 2 4 は、観察部画像撮像用の白色光をレンズ 7 7 を介して発する白色光源 7 8 と、C C D 撮像素子 7 3 で撮像された像の画像処理を行い、生成した画像信号を表示部 2 6 に出力する画像処理部 7 9 とを備えている。

【 0 0 4 9 】

表示部 2 6 は、C R T あるいは液晶表示装置等で構成されたモニタを有し、処理部 2 2 及び画像処理部 7 9 から送信された断層画像及び観察部画像を表示する。

【 0 0 5 0 】

制御操作部 2 8 は、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、画像処理部 7 9 及び表示部 2 6 等に接続されている。制御操作部 2 8 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 や画像処理部 7 9 における各種処理条件等の入力、設定、変更や表示部 2 6 の表示設定の変更等を行うものである。

【 0 0 5 1 】

このように、本実施形態では、O C T 測定に使用する低干渉光（測定光）L a に対して、これとは異なる可視波長の測定の目印となる光（エイミング光）L b を合波した光 L c として、測定光 L a とエイミング光 L b を同軸に測定対象 S を走査し、これを白色光により C C D 撮像素子 7 3 で観察部画像（内視鏡画像）を撮像し、O C T 断層画像と観察部画像を表示部 2 6 に表示するようにしている。

【 0 0 5 2 】

するとこの観察部画像上で測定対象 S 上に照射されたエイミング光を観察することができ、O C T 測定を行っている部位を正確に認識することが可能となる。

【 0 0 5 3 】

10

20

30

40

50

図 2 に、表示部 2 6 に表示された O C T 断層画像と観察部画像の例を示す。

【 0 0 5 4 】

図 2 に示す例では、表示画面の右上に小さく O C T 断層画像 8 0 と観察部画像（内視鏡画像） 8 1 を並べて表示している。観察部画像 8 1 には、プローブ 1 6 を体腔 2 内に挿入して、光ファイバ F B 6 を回転させるとともにプローブ 1 6 をその軸方向に走査したときに観察される複数のエイミング光 8 2 （の軌跡）が表示されている。このとき、画像処理部 7 9 において断層画像を得る測定範囲を示すエイミング光 8 2 の軌跡が観察部画像（内視鏡画像）上に合成され、制御操作部 2 8 によって表示部 2 6 への表示が制御される。なお、プローブ 1 6 の軸方向の走査は制御操作部 2 8 によって精確に行われる。

【 0 0 5 5 】

また、図に矢印で示すように、そのうちのあるエイミング光 8 2 a を指定すると、O C T 断層画像 8 0 としては、そのエイミング光 8 2 a に応じた位置における O C T 断層画像が表示されるようになっている。

【 0 0 5 6 】

また、表示画面左側には、O C T 断層画像 8 3 と観察部画像 8 4 が大きく表示されている。内視鏡の挿入部 1 0 の先端に設けられた C C D 撮像素子 7 3 で撮影された観察部画像 8 4 には、プローブ 1 6 の先端部 8 4 a、及び体腔 2 内表面に照射されたエイミング光 8 4 b が写し込まれている。また、O C T 断層画像 8 3 は、観察部画像 8 4 のエイミング光 8 4 b の照射位置に対応する位置におけるものである。

【 0 0 5 7 】

また、符号 8 5 で示される枠には O C T 測定範囲の位置情報が表示される。ここには、内視鏡を体内に何 mm 挿入したとか、その後引いて測定範囲が何 mm から何 mm までかという、プローブ 1 6 軸方向の走査における開始点と終了点を示す情報が表示される。また、符号 8 6 で示される枠には、患者、治療、日付その他の情報や、プローブ情報、エイミング光の O N / O F F 状況などの情報が表示される。

【 0 0 5 8 】

図 3 に、プローブ 1 6 による走査の様子を示す。

【 0 0 5 9 】

図 3 に示すように、内視鏡の挿入部 1 0 を体腔 2 に挿入して、挿入部 1 0 の先端からプローブ 1 6 を体腔 2 内に出し、プローブ 1 6 内で光ファイバ F B 6 を回転させて体腔 2 表面の断層画像を撮像する。

【 0 0 6 0 】

このとき、図に矢印で示すように、プローブ 1 6 をその軸方向に移動させて、各位置における断層画像 L 1（開始）、L 2、・・・、L n（終了）を撮像する。これらの画像 L 1、L 2、・・・、L n は各位置における 2 次元の断層画像であり、これらの 2 次元画像を組み合わせることにより 3 次元断層画像が得られる。

【 0 0 6 1 】

また、このとき同時に内視鏡の挿入部 1 0 に設けられた C C D 撮像素子 7 3 により、O C T 測定で断層画像が撮像されている位置を含む体腔 2 内の観察部画像が撮像される。この C C D 撮像素子 7 3 により撮像された観察部画像にはエイミング光が写し込まれる。

【 0 0 6 2 】

図 4 に、このような観察部画像の例を示す。

【 0 0 6 3 】

図 4 に示すように、観察部画像には各断層画像 L 1、L 2、・・・、L n が撮像された位置を示すエイミング光 8 2（の軌跡）が写し込まれている。ここで、左端のエイミング光の位置が断層画像 L 1 に対応するプローブ軸方向走査の開始点であり、右端のエイミング光の位置が断層画像 L n に対応するプローブ軸方向走査の終了点である。

【 0 0 6 4 】

画像処理部 7 9 により、エイミング光 8 2 の軌跡に対して画像解析を行い厳密に開始点から終了点までの走査範囲（測定範囲）が求められる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 5 】

このように本実施形態においては、画像の特徴を抽出して画像（断層画像と観察部画像）を対応させるのではなく、OCT測定での画像取得位置をエイミング光により別手段から求めて対応させるようにしている。その結果、取得したOCTの断層画像の位置を観察部画像（内視鏡画像）で確認することができ、観察部画像とOCTによる断層画像との対応関係が得られるため、病変部の正しい診断をすることが可能となる。

【 0 0 6 6 】

また、制御操作部28において、このような断層画像（2次元断層画像及びその集合としての3次元断層画像）と観察部画像と上で取得された走査範囲（測定範囲）とを対応させて所定のメモリに記録し、保存される。

10

【 0 0 6 7 】

なお、上述した実施形態では、OCT測定での画像取得位置を、エイミング光により別手段から求めて対応させるようにしていたが、断層画像の位置の確認はこれに限定されるものではなく、例えば、プローブ16の光出射近傍部に所定のマーキングを行い、このマーキングをメルクマールとして利用するようにしてもよい。すなわち、プローブ16先端の観察部画像に写り込むような部分にマーキングを行い、観察部画像に写ったこのマーキングから画像処理により走査の開始点と終了点を求めるようにしてもよい。また、マーキングに限定されることなく、例えばプローブ16を構成する部材の特徴ある一部をメルクマールとしても良い。

【 0 0 6 8 】

また、観察部画像（内視鏡画像）に合成されたエイミング光の軌跡による測定範囲と、2次元断層画像を組み合わせて形成した3次元断層画像をリンクさせ、測定された範囲の中から任意の点を指示すると、その位置に対応する断層画像を表示するようにすることもできる。

20

【 0 0 6 9 】

以上、本発明の光断層画像読み取り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。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 0 】

【 図 1 】 本発明に係る光断層画像読み取り装置の一実施形態の概略構成を示すブロック図である。

30

【 図 2 】 表示部に表示されたOCT断層画像と観察部画像の例を示す説明図である。

【 図 3 】 プローブによる走査の様子を示す説明図である。

【 図 4 】 エイミング光を写し込んだ観察部画像の例を示す説明図である。

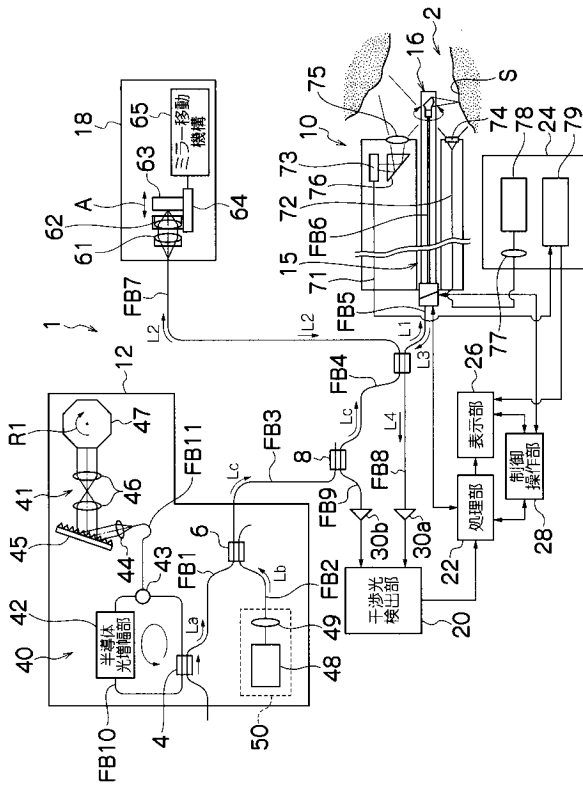
【 符号の説明 】

【 0 0 7 1 】

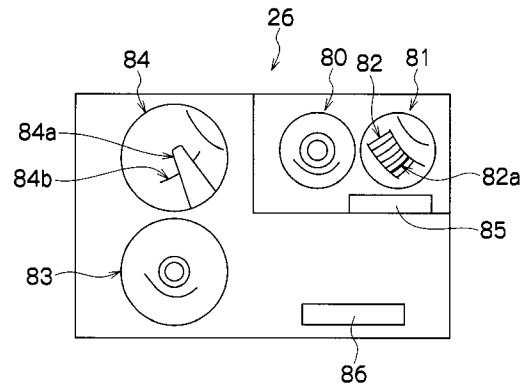
1 ... 光断層画像読み取り装置、 10 ... 内視鏡の挿入部、 12 ... 光源ユニット、 14 ... 光ファイバケーブル、 16 ... プローブ、 18 ... 光路長調整部、 20 ... 干渉光検出部、 22 ... 処理部、 24 ... 内視鏡装置、 26 ... 表示部、 28 ... 制御操作部、 40 ... 光源、 41 ... 波長選択手段、 42 ... 半導体光増幅器、 43 ... 光分岐器（サーキュレータ）、 44 ... コリメータレンズ、 45 ... 回折格子素子、 46 ... 光学系、 47 ... 回転多面鏡（ポリゴンミラー）、 50 ... エイミング光源、 61 ... 第1光学レンズ、 62 ... 第2光学レンズ、 63 ... 反射ミラー、 64 ... 可動ステージ、 65 ... ミラー移動機構、 71 ... CCDケーブル、 72 ... ライトガイド、 73 ... CCD撮像素子、 74 ... 照明レンズ、 75 ... 撮像レンズ、 76 ... プリズム、 78 ... 白色光源、 79 ... 画像処理部

40

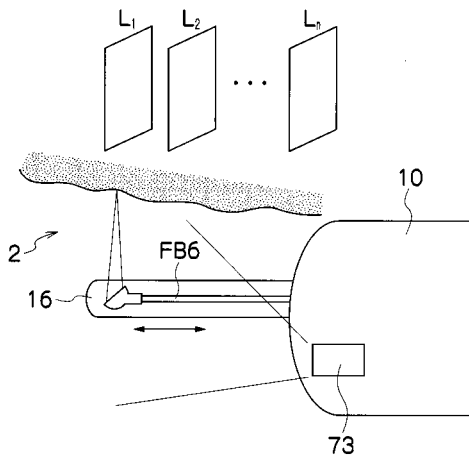
【図 1】



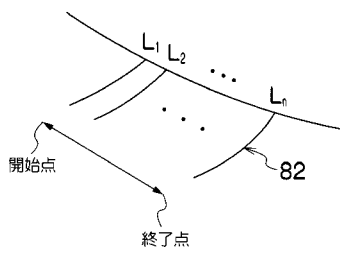
【図 2】



【図 3】



【図 4】



专利名称(译)	光学断层图像读取器		
公开(公告)号	JP2010051533A	公开(公告)日	2010-03-11
申请号	JP2008219591	申请日	2008-08-28
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社 富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社 富士公司		
[标]发明人	大森利彦		
发明人	大森 利彦		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/018.515 A61B1/045.610 A61B1/045.618 A61B1/045.623 A61B1/05 A61B1/06.510 A61B1/06.610		
F-TERM分类号	4C061/BB08 4C061/CC04 4C061/GG11 4C061/HH51 4C061/NN05 4C061/WW10 4C061/WW13 4C161/BB08 4C161/CC04 4C161/GG11 4C161/HH51 4C161/NN05 4C161/WW10 4C161/WW13		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

甲以获得由内窥镜图像和OCT断层图像之间的对应关系，以便能够使病变的正确的诊断。 解决方案：用于获得通过使用低相干光的体腔内的被摄体的光学断层图像的光学断层图像读取装置，通过所述内窥镜的钳子口被插入到被检体的体腔内，其中所述探针在旋转轴方向扫描，以获得体腔内的断层图像与旋转扫描低干涉光在由内窥镜拍摄的探针的测定部位的附近，以获得的内窥镜图像装置和显示装置，用于显示两个内窥镜图像和断层图像，测量范围获取装置，用于获得来自所述内窥镜图像的探针的测量范围，内窥镜显示在所述显示装置在图像上，特征在于，包括显示控制装置，用于显示所述重叠测量范围，和记录装置，用于记录和存储的断层图像和测量范围和相关联的内窥镜图像。 .The

