

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 200037

(P2002 - 200037A)

(43)公開日 平成14年7月16日(2002.7.16)

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ト [*] (参考)
A 6 1 B 1/04	370	A 6 1 B 1/04	370 2 G 0 5 9
	372		372 4 C 0 6 1
1/00	300	1/00	300 F 4 C 3 0 1
8/12		8/12	
10/00		10/00	E

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 14数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2001 - 320408(P2001 - 320408)

(22)出願日 平成13年10月18日(2001.10.18)

(31)優先権主張番号 特願2000 - 332360(P2000 - 332360)

(32)優先日 平成12年10月31日(2000.10.31)

(33)優先権主張国 日本(JP)

(71)出願人 000005201

富士写真フイルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼210番地

(72)発明者 戸井田 昌宏

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

(74)代理人 100073184

弁理士 柳田 征史 (外 1 名)

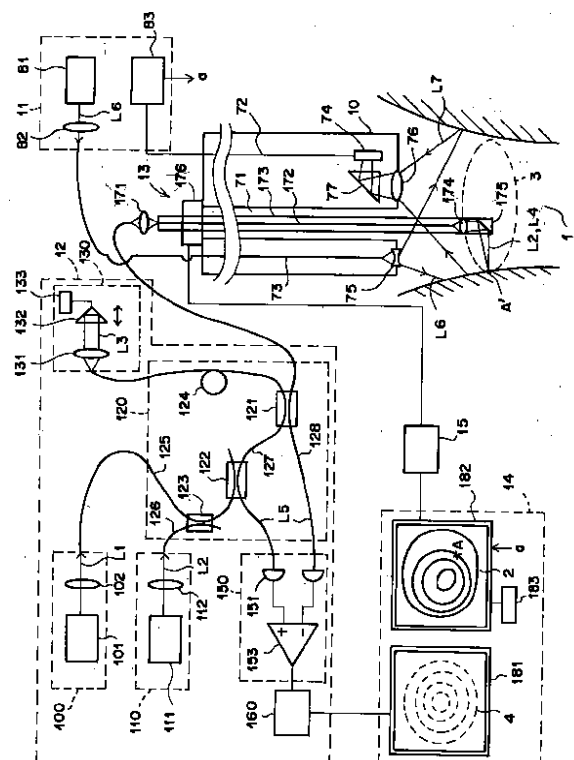
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】 OCT機能を備えた内視鏡装置において、所望の走査領域の光断層画像を効率良く取得する。

【解決手段】 体腔1内の観察部画像2をモニタ182上に表示する。観察者はペン状の入力部183により観察部画像2上で指定点Aを指定する。エイミング光L2を体腔1内に照射し、観察部画像2上に表示されたエイミング光L2の輝点が指定点Aに一致するように、走査制御部176により、OCTプローブ13の被覆管173を回転およびスライド移動させる。走査領域設定部20では、輝点が指定点Aに一致したときの、エイミング光L2の照射点A'を含むリング状の領域を、走査領域3として設定する。信号波L4により、この走査領域3の走査を行い、光断層画像を取得して、モニタ181に表示する。手動操作により信号波L4の照射位置を所望の走査領域に誘導する必要がなく、光断層画像を効率よく迅速に取得できる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 照明光を観察部に照射し、該照明光を照射された前記観察部で反射された反射光による像を撮像し、該撮像した反射光による像に基づいた観察部画像を生成する観察部撮像手段と、該観察部撮像手段により生成された観察部画像を表示する観察部画像表示手段と、信号波で前記観察部内の走査領域を走査し、前記走査領域の断層画像を取得する断層画像取得手段とを備えた内視鏡装置において、

前記観察部画像表示手段に表示された観察部画像上で、任意の 1 つ以上の指定点を指定する位置指定手段と、該位置指定手段により指定された指定点に基づいて、前記信号波の走査領域を設定する走査領域設定手段とを備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】 前記断層画像取得手段により取得された断層画像を表示する断層画像表示手段をさらに備え、前記観察部画像および前記断層画像が同時に表示されることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 3】 前記位置指定手段が任意の 2 点の指定点を指定するものであり、

前記走査領域設定手段が、前記位置指定手段により指定された 2 つの指定点に対応する観察部上の点を含む領域を走査領域として設定するものであり、

前記断層画像取得手段が、前記走査領域内の複数枚のラジアル断層画像を取得するものであり、

前記断層画像取得手段により取得された複数枚のラジアル断層画像に基づいて、3 次元ラジアル断層画像を生成する 3 次元断層画像生成手段とをさらに備えたことを特徴とする請求項 1 または 2 記載の内視鏡装置。

【請求項 4】 前記位置指定手段が、3 つ以上の指定点を指定するものであり、

前記走査領域設定手段が、位置指定手段により指定された 3 つ以上の指定点に対応する観察部上の点に囲まれた領域を走査領域として設定するものであり、前記断層画像取得手段が、前記走査領域内の複数枚のリニア断層画像を取得するものであり、

前記断層画像取得手段により取得された複数枚のリニア断層画像に基づいて、3 次元リニア断層画像を生成する 3 次元断層画像生成手段とをさらに備えたことを特徴とする請求項 1 または 2 記載の内視鏡装置。

【請求項 5】 前記 3 次元断層画像生成時に、前記観察部画像上の画素位置と、該画素位置と対応する前記 3 次元断層画像の画素位置の関係を記憶する記憶手段と、前記断層画像表示手段に表示された 3 次元断層画像上で、任意の指定点を指定する 3 次元位置指定手段と、該 3 次元位置指定手段により指定された 3 次元指定点と対応する観察部画像上の画素位置を前記記憶手段から読み出し、前記 3 次元指定点と対応する前記観察部画像上の点を表示させる 3 次元指定点表示手段とをさらに備えたことを特徴とする請求項 3 および 4 記載の内視鏡装

*置。

【請求項 6】 前記信号波が低コヒーレンス光である信号光であり、

前記断層画像取得手段が、前記低コヒーレンス光により前記走査領域を走査し、該走査領域の所定深部からの反射光と、前記信号光と僅かな周波数差を有する参照光との干渉を用いて、前記走査領域の光断層画像を取得する光断層画像取得手段であることを特徴とする請求項 1 から 5 いずれか 1 項記載の内視鏡装置。

【請求項 7】 前記観察部が生体観察部であり、前記低コヒーレンス光の波長が、600 nm 以上 1700 nm 以下であることを特徴とする請求項 6 記載の内視鏡装置。

【請求項 8】 前記信号波が超音波であり、前記断層画像取得手段が、前記信号波により前記走査領域を走査し、該走査領域の所定深部からの反射波を用いて、前記走査領域の超音波断層画像を取得する超音波断層画像取得手段であることを特徴とする請求項 1 から 5 記載の内視鏡装置。

【請求項 9】 前記観察部が生体観察部であり、前記超音波の周波数が、1 MHz 以上 50 MHz 以下であることを特徴とする請求項 8 記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、内視鏡装置に関し、詳細には信号波により生体等の観察部を走査して断層画像を取得する断層画像取得機能を備えた内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、生体の体腔内を観察する内視鏡装置として、照明光を照射された生体の体腔内で反射された反射光による像を撮像し、モニタ等に表示する電子内視鏡装置が広く普及され、様々な分野で利用されている。また多くの内視鏡装置は、鉗子口を備え、この鉗子口を介して体腔内に導入されたプローブにより、体腔内の組織の生検や治療を行なう事ができる。

【0003】一方、近年、生体などの断層画像を取得する断層画像取得装置の開発が進められている。これらの断層画像取得装置としては、例えば低コヒーレンス光による光干渉を用いた光断層画像取得装置や、超音波を用いた超音波断層画像取得装置等が知られている。

【0004】光断層画像取得装置の一例としては、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) 装置の詳細な構成が、「O プラス E Vol.21, No.7 P.802~804」(春名正光著)に記載されている。

【0005】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信号光と参照光に分割し、ピエゾ素子等により参照光または信号光の周波数を僅かにシフトさせ、信号

光を測定部に入射させて該測定部の所定の深度で反射した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、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小移動させ、参照光の光路長を僅かに変化させることにより、参照光の光路長と信号光の光路長が一致した、測定部の深度での情報を得ることができる。また信号光の入射点を僅かにずらしながら、測定を繰り返すことにより、所定の走査領域の光断層画像を取得することができる。

【0006】このようなOCT装置を使用すれば、初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プローブにより信号光および信号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「OPTICS LETTER Vol.24, No19 P1358~P1360」(by Andrew M Rollins and Rujchai Ung-arunyawee)には、信号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、信号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、ラジアル走査を行い、体腔壁の輪切り状態の光断層画像であるラジアル光断層画像を表示するOCT装置が記載されている。

【0007】また、例えば「超音波観察法・診断法、P126~P133」(大川井宏明著、東洋出版)に記載される超音波断層画像取得装置なども、OCT装置と同様に、内視鏡装置の鉗子口に挿入可能なプローブ形状の装置の開発が進められ、内視鏡により取得した通常の画像と共に、これら装置により取得された断層画像の表示が実現されつつある。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記のように、断層画像取得用のプローブを用いて断層画像を取得するためには、先ず断層画像を取得する走査領域を内視鏡下で確認し、断層画像取得用のプローブを手動操作により、走査領域まで誘導する必要がある。このプローブの手動操作は煩わしいものであり、断層画像取得の際の効率を低下させるという問題がある。また正確に所望の位置にプローブの先端を誘導することが難しいという問題もある。

【0009】本発明は上記問題に鑑みてなされたものであり、所望の走査領域の断層画像を効率良く取得することのできる断層画像取得機能を備えた内視鏡装置を提供することを目的とするものである。

【0010】

【課題を解決するための手段】本発明による内視鏡装置においては、照明光を観察部に照射し、該照明光を照射された前記観察部で反射された反射光による像を撮像し、該撮像した反射光による像に基づいた観察部画像を生成する観察部撮像手段と、該観察部撮像手段により生

成された観察部画像を表示する観察部画像表示手段と、信号波で前記観察部内の走査領域を走査し、前記走査領域の断層画像を取得する断層画像取得手段とを備えた内視鏡装置において、前記観察部画像表示手段に表示された観察部画像上で、任意の1つ以上の指定点を指定する位置指定手段と、該位置指定手段により指定された指定点に基づいて、前記信号波の走査領域を設定する走査領域設定手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0011】ここで、「照明光」とは、白色光等の可視光に限定されるものではなく、近赤外光など非可視光を含むものである。また、「撮像した反射光による像に基づいた観察部画像を生成する」とは、撮像した像から通常の画像処理により観察部画像を生成するものでもよいし、あるいは何らかの特殊な画像処理を行うことにより観察部画像を生成するものでもよい。特殊な画像処理としては、例えば照明光が非可視光である場合などには、撮像された像を画像処理により可視光による観察部画像に変換する画像処理等が考えられる。

【0012】ここで、「走査領域」とは、走査可能な領域であれば、その形状は如何なるものでもよく、例えば、観察部上のライン状の領域や、面上の領域等がある。また観察部が、例えば体腔をその奥行き方向に観察するものである場合等には、リング状の領域や、円筒状の領域等も「走査領域」に含まれる。

【0013】また、「走査領域を走査」する際には、その走査方式は如何なるものでもよく、例えば信号波を導光する導光手段の先端に取り付けられたミラーを回転させることにより走査を行うラジアル走査や、信号波の照射位置をライン状に移動させて走査を行うリニア走査等、信号波により断層画像を取得できる走査方式であればよい。なお、信号波を走査させる走査方法も如何なるものでもよく、例えば信号波の出射端を移動させることにより走査を行う方法や、出射端から射出された信号波を反射方向が制御可能なミラー等により反射させることにより走査を行う方法などがある。

【0014】また、上記断層画像取得手段により取得された断層画像を表示する断層画像表示手段をさらに備え、観察部画像および断層画像が同時に表示されるものでもよい。

【0015】さらに位置指定手段は任意の2点の指定点を指定するものであり、走査領域設定手段は位置指定手段により指定された2つの指定点に対応する観察部上の点を含む領域を走査領域として設定するものであり、断層画像取得手段は走査領域内の複数枚のラジアル断層画像を取得するものであり、本内視鏡装置は、断層画像取得手段により取得された複数枚のラジアル断層画像に基づいて、3次元ラジアル断層画像を生成する3次元断層画像生成手段とをさらに備えたものでもよい。

【0016】ここで、「ラジアル断層画像」とは、信号波の射出方向を内視鏡の挿入部の長手方向とほぼ垂直な

平面内で回転させるラジアル走査により取得された断層画像を意味し、具体的には、内視鏡が挿入された体腔の体腔壁の輪切り状の断層画像を意味する。

【0017】また、「指定された2つの指定点に対応する観察部上の点を含む領域を走査領域として設定する」とは、例えば位置指定手段により指定された1つの点に対応する観察部上の点を含むラジアル走査範囲と、位置指定手段により指定された他の点に対応する観察部上の点を含むラジアル走査範囲の間の体腔領域を走査領域として設定することを意味する。

【0018】さらに、位置指定手段は3つ以上の指定点を指定するものであり、走査領域設定手段は位置指定手段により指定された3つ以上の指定点に対応する観察部上の点に囲まれた領域を走査領域として設定するものであり、断層画像取得手段は走査領域内の複数枚のリニア断層画像を取得するものであり、本内視鏡装置は断層画像取得手段により取得された複数枚のリニア断層画像に基づいて、3次元リニア断層画像を生成する3次元断層画像生成手段とをさらに備えたものであってもよい。

【0019】ここで「リニア断層画像」とは、信号波を線状に走査するリニア走査により取得された断層画像を意味し、通常の線状の走査に加え、部分的なラジアル走査により断層画像を取得する場合等も含むものである。

【0020】また、「3つ以上の指定点に対応する観察部上の点に囲まれた領域を走査領域として設定する」とは、例えば位置指定手段により3つ点が指定された場合であれば、位置指定手段により指定された3つの指定点に対応する観察部上の複数点により囲まれた領域を走査領域として設定すればよい。

【0021】また、3次元断層画像生成時に、観察部画像上の画素位置と、該画素位置と対応する3次元断層画像の画素位置の関係を記憶する記憶手段と、断層画像表示手段に表示された3次元断層画像上で、任意の指定点を指定する3次元位置指定手段と、この3次元位置指定手段により指定された指定点と対応する観察部画像上の画素位置を記憶手段から読み出し、3次元指定点と対応する観察部画像上の点を表示させる3次元指定点表示手段とをさらに備えたものであってもよい。ここで、「3次元断層画像」とは、3次元リニア断層画像または3次元ラジアル断層画像を意味している。

【0022】なお、上記の位置指定手段および3次元位置指定手段としては、任意の点を指定できるものであれば如何なるものでもよく、例えばペンにより画面をタッチすることにより点を指定するものや、点の座標位置を入力するものあるいはカーソルを操作するマウスを用いて点を入力するものなどがある。

【0023】前記信号波が低コヒーレンス光である信号光であれば、前記断層画像取得手段として、前記低コヒーレンス光により前記走査領域を走査し、該走査領域の

所定深部からの反射光と、前記信号光と僅かな周波数差を有する参照光との干渉を用いて、前記走査領域の光断層画像を取得する光断層画像取得手段をもちいることができる。なお、上記観察部が生体観察部であれば、上記低コヒーレンス光の波長は、600nm以上1700nm以下であることが好ましい。

【0024】前記信号波が超音波であれば、前記断層画像取得手段として、前記信号波により前記走査領域を走査し、該走査領域の所定深部からの反射波を用いて、前記走査領域の超音波断層画像を取得する超音波断層画像取得手段を用いることができる。なお、前記観察部が生体観察部であれば、前記超音波の周波数は、1MHz以上50MHz以下であることが好ましい。

【0025】

【発明の効果】本発明による内視鏡装置においては、観察部画像表示手段に表示された観察部画像上で、任意の1つ以上の指定点を指定し、この指定点に基づいて、信号波の走査領域を設定して、信号波により、走査領域内の走査を行って走査領域の断層画像を取得するため、手動操作により信号波を所望の走査領域まで誘導する煩わしさが無く、迅速に断層画像が取得できるので、所望の走査領域の断層画像を効率良く取得することができる。また正確に所望の走査領域の断層画像を取得することができる。

【0026】また、観察部画像および断層画像を同時に表示するものであれば、観察者は、観察部画像および断層画像を同時に観察することができ内視鏡装置の利便性が向上する。

【0027】さらに、指定された2つの指定点に対応する観察部上の点を含む領域を走査領域として設定し、信号波によりこの走査領域の走査を行って取得した複数枚のラジアル断層画像に基づいて3次元ラジアル断層画像を生成するものであれば、所望の領域の3次元ラジアル断層画像を効率良く取得することができる。

【0028】また、指定された3つ以上の指定点に対応する観察部上の点に囲まれた領域を走査領域として設定するものであり、信号波によりこの走査領域の走査を行って取得した複数枚のリニア断層画像に基づいて、3次元リニア断層画像を生成するものであれば、所望の領域の3次元リニア断層画像を効率良く取得することができる。また例えば局所に限定された病変部の3次元断層画像を取得する場合などには、病変部周辺の領域のみの3次元リニア断層画像を取得することができ、不要な領域の3次元断層画像を取得することがないため、一層効率良く3次元断層画像を取得することができる。

【0029】3次元断層画像上で、任意の3次元指定点を指定することにより、3次元指定点と対応する観察部画像上の点を表示するものであれば、観察者は、3次元断層画像上の任意の点と対応する観察部画像上の点を容易に認識することができ、内視鏡装置の利便性がさらに

向上する。

【0030】前記信号波が低コヒーレンス光である信号光であり、前記断層画像取得手段が、前記低コヒーレンス光により前記走査領域を走査し、該走査領域の所定深部からの反射光と、前記信号光と僅かな周波数差を有する参照光との干渉を用いて、前記走査領域の光断層画像を取得する光断層画像取得手段である場合には、信号光のコヒーレンス長に対応した解像度を有する高分解能断層画像を得ることができる。なお、観察部が生体観察部であり、低コヒーレンス光の波長が、600nm以上1700nm以下の範囲内であれば、信号光が生体組織において、望ましい透過性および散乱性を有する。

【0031】前記信号波が超音波であり、前記断層画像取得手段が、前記信号波により前記走査領域を走査し、該走査領域の所定深部からの反射波を用いて、前記走査領域の超音波断層画像を取得する超音波断層画像取得手段である場合には、超音波は信号光などに比べ深部まで到達可能であるため、より深部の断層画像を得ることができる。なお、前記観察部が生体観察部であり、前記超音波の周波数が、1MHz以上50MHz以下であれば、この超音波が生体組織において、望ましい反射特性を有する。

【0032】

【発明の実施の形態】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の実施の形態を図1および図2を用いて説明する。図1は、本発明の内視鏡装置の実施の形態の全体を示す概略構成図であり、図2は表示された画像の説明図である。この内視鏡装置は、内視鏡に光断層画像取得手段としてのOCT装置が組み込まれたものであり、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に基づいたラジアル光断層画像4またはリニア断層画像5を取得し、表示するものである。

【0033】本内視鏡装置は、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内の走査領域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と走査領域3のラジアル光断層画像またはリニア光断層画像を表示する表示部14と、観察部画像2上で指定された指定点に基づいて、信号光による走査領域を設定する走査領域設定部15とを備えている。

【0034】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。

【0035】ライトガイド73は、多成分ガラスファイバからなり、観察部画像取得部11へ接続されている。プリズム77は、体腔1内で反射され、撮像レンズ76で集光された白色光L6の反射光L7を反射させ、CCD撮像素子74に入射させるものである。

【0036】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、該白色光源81から射出された白色光L6をライトガイド73に入射させるレンズ82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182に出力する画像処理部83とを備えている。

【0037】OCT取得部12は、中心波長800nmで、コヒーレンス長が20μmである低コヒーレンス光L1を射出する光源部100と、可視光であるエイミング光L2を射出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および信号光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遅延部130と、走査領域3の所定の深部で反射された信号光L4'と参照光L3との干渉光L5の強度を検出するバランス差分検出部150と、バランス差分検出部150で検出された干渉光L5の光強度から走査領域3の所定の面で反射された信号光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。

【0038】OCT部11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。

【0039】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から射出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。

【0040】ファイバ結合光学系120は、光源部100から射出された低コヒーレンス光L1を信号光L4と参照光L3とに分割し、また、信号光L4の走査領域3からの反射である信号光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とを繋ぐファイバ126と、ファイバカプラ121および122を介して光路遅延部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130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。

【0041】光路遅延部130は、ファイバ127から射出

された参照光L3を平行光に変換し、また反射された参照光L3をファイバ127へ入射させるレンズ131と、図1における水平方向への移動により参照光L3の光路長を変化させるプリズム132と、該プリズムを水平方向へ移動させる駆動部133とを備えている。

【0042】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。

【0043】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を備えている。ファイバ172の先端部には、ファイバ172から射出された信号光L4を集光し、またファイバ172から射出された信号光L4の走査領域3からの反射光である信号光L4'をファイバ172に帰還させるレンズ174が備えられ、該レンズ174のさらに先端部、すなわちOCTプローブ13の先端部には、信号光L4および信号光L4'を直角に反射するプリズム175が備えられている。ファイバ172の後端部、すなわちファイバ128との接続部には、ファイバ128から射出された信号光L4を集光してファイバ172に導入し、また信号光L4'をファイバ128に帰還させるレンズ171を備えている。ファイバ172、レンズ174およびプリズム175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走査制御部176が取り付けられている。走査制御部176は、走査領域設定部15に接続され、該走査領域設定部15に設定された走査領域に基づいて、被覆管173をスライド移動および回転移動させて、信号光L4によるラ

ジアル走査またはリニア走査を行う。

【0044】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181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182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183とを備えている。また、各部位は、図示省略されたコントローラに接続され、動作タイミングが制御されている。なお、OCT取得部12およびOCTプローブ13は、本発明の光断層画像

取得手段を構成するものである。

【0045】次に本発明の第1の具体的な実施の形態である内視鏡装置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182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。

【0046】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。

【0047】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182へ出力する。

【0048】観察者は、モニタ182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。

【0049】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182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183を用いて、モニタ182に表示された観察部画像2上で指定する。

【0050】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174により集光され、プリズム175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182に表示された観察部画像2にも輝点として表示される。

【0051】走査領域設定部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、走査制御部176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内の走査開始点A'が設定され、この走査開始点A'を含む走査領域3のラジアル光断層画像が取得される。

【0052】走査開始点A'が設定されると、光断層画像取得用の中心波長が約800nm、コヒーレンス長が20μm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。

【0053】ファイバ125を透過した低コヒーレンス光L1は、ファイバカブラ122で、ファイバ127に導入され、さらに、ファイバカブラ121で、ファイバ127内を光路遅延部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の方向へ進行する信号光L4と

に分割される。

【0054】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と信号光L4には、僅かな周波数差 f が生じる。

【0055】信号光L4はOCTプローブ13のレンズ171、ファイバ172、レンズ174 およびプリズム175を経て体腔1内の走査開始点A'へ入射される。走査開始点A'へ入射された信号光L4のうち走査開始点A'の所定の深度で反射された信号光L4'は、プリズム175、レンズ174、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信号光L4'は、ファイバカブラ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。

【0056】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を通過し光路遅延部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はファイバカブラ121で、上述した信号光L4'と合波される。

【0057】ファイバカブラ121で合波された信号光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信号光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。

【0058】参照光L3および信号光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が信号光L4と参照光L3に分割されたのち、信号光L4(L4')がファイバカブラ121に到達するまでの光路長が、参照光L3がファイバカブラ121に到達するまでの光路長に略等しい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。

【0059】干渉光L5は、ファイバカブラ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。

【0060】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、たとえば光源部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。

【0061】なおこのときに、プリズム132は、駆動部133により、その光軸方向(図中水平方向)に移動される。このため参照光L3がファイバカブラ121に到達する

までの光路長が変化する。参照光L3と干渉する信号光L4(L4')の光路長も変化するため、断層情報を取得する深度も変化する。

【0062】上記の動作により、体腔1内の走査開始点A'における表面から所望の深度までの断層情報が取得される。また走査制御部176は、走査開始点A'における測定が終了すると、被覆管173を僅かに回転させ、走査領域3内の走査開始点A'から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、微少な回転を行いながら、走査領域3の走査が終了するまで、すなわち走査開始点A'に戻るまで繰り返す。

【0063】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の光強度から各走査点の所定の面で反射された信号光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181に出力する。

【0064】モニタ181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、体腔1を輪切り状態にしたラジアル光断層画像4を表示することができる。

【0065】次に、図2に示すようなリニア光断層画像5を取得する際の動作について、説明する。リニア光断層画像取得の際には、ラジアル光断層画像取得の際と同様に、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182に表示された観察部画像2を観察しながら、リニア光断層画像を取得する走査開始指定点Bと走査終了指定点Cをペン型の入力部183を用いて、モニタ182に表示された観察部画像2上で指定する。

【0066】体腔1内にエイミング光L2を照射すると、モニタ182に表示された観察部画像2には、エイミング光L2の反射光が輝点として表示される。

【0067】走査領域設定部15では、まず観察部画像2上で指定された走査開始指定点Bと、エイミング光L2の輝点の相対位置を算出し、走査制御部176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の輝点を走査開始指定点Bと一致させる。走査制御部176では、その時のエイミング光L2の照射位置すなわち走査開始点に対応した被覆管173の角度やスライド位置を記憶する。その後走査領域設定部15では、走査終了指定点Cとエイミング光L2の輝点の相対位置を算出し、同様に走査制御部176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の輝点を走査終了指定点Cと一致させる。走査制御部176では、その時のエイミング光L2の照射位置すなわち走査終了点に対応した被覆管173の角度やスライド位置を記憶する。上記の動作によりリニア光断層画像を取得する際の体腔1内の走査開始点および走査終了点が設定され、この走査開始点と走査終了点間のリニア光断層画像5が取得される。

【0068】まず、走査制御部176は、体腔1内の走査開始点に信号光L4が照射されるように、被覆管173の角度およびスライド位置を制御する。その後、ラジアル光断層画像の取得時と同様の動作により、体腔1内の走査開始点における表面から所望の深度までの断層情報が取得される。また走査制御部176は、走査開始点における測定が終了すると、走査開始点から走査終了点の方向へ、信号光L4の照射位置が移動するように、被覆管173の角度およびスライド位置を制御する。その後体腔1内の走査開始点から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、信号光L4の照射位置を僅かにずらしながら、走査終了点に達するまで繰り返す。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の光強度から各走査領域位の所定の面で反射された信号光L4'の強度を求めるヘテロダイン検出を行い、リニア光断層画像に変換し、モニタ181に出力する。モニタ181では、リニア光断層画像5を表示する。

【0069】上記のような動作により、観察部画像2上で、1つの指定点Aを指定し、この指定点Aに基づいて設定された走査領域3を、信号光L4により走査することにより、走査領域3のラジアル光断層画像4を取得するため、手動操作により信号光L4を所望の走査領域まで誘導する煩わしさが無く、迅速に光断層画像が取得できるので、所望の走査領域のラジアル光断層画像を効率良く取得することができる。また正確に所望の走査領域のラジアル光断層画像を取得することができる。

【0070】また、観察部画像2上で、走査開始指定点Bおよび走査終了指定点Cを指定し、この2つの指定点に対応する体腔1内の点の間を走査領域として設定し、信号光L4によりこの走査領域の走査を行ってリニア光断層画像を取得するため、手動操作により信号光L4を所望の走査領域まで誘導する煩わしさが無く、迅速に光断層画像が取得できるので、所望の走査領域のリニア光断層画像を効率良く取得することができる。また正確に所望の部位のリニア光断層画像を取得することができる。

【0071】また、観察部画像2と、ラジアル光断層画像4またはリニア光断層画像5とを同時に表示するものであれば、観察者は、観察部画像2と、ラジアル光断層画像4またはリニア光断層画像5とを同時に観察することができ内視鏡装置の利便性が向上する。

【0072】なお、本実施の形態においては、ラジアル光断層画像4とリニア光断層画像5とを取得して表示するものであるが、変型例として、ラジアル光断層画像4のみ、またはリニア光断層画像5のみを取得して表示するものも考えられる。

【0073】次に、本発明の第2の具体的な実施の形態について図3および図4を用いて説明する。図3は、本発明の内視鏡装置の第2の実施の形態の全体を示す概略構成図であり、図4は表示された画像の説明図である。

この内視鏡装置は、被検者の体腔1内の画像である観察部画像2上で指定された2つの指定点に挟まれた体腔の3次元ラジアル光断層画像6または観察部画像2上で指定された4つの指定点に囲まれた領域の3次元リニア光断層画像7を取得し、表示するものであり、また3次元ラジアル光断層画像6または3次元リニア光断層画像7上で指定された3次元指定点と対応する観察部画像2上の点を表示するものである。

【0074】本内視鏡装置は、被検者の体腔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上で指定された指定点に基づいて、走査領域を設定する走査領域設定部20と、複数枚の光断層画像から3次元光断層画像を生成する3次元光断層画像生成部21と、観察部画像2と体腔1内の3次元ラジアル光断層画像6または3次元リニア光断層画像7とを表示する表示部22と、観察部画像2上の画素位置と、3次元光断層画像上の画素位置の関係を記憶する記憶部23と、3次元光断層画像上で指定された3次元指定点と対応する観察部画像上の点を表示させる3次元指定点表示部24とを備えている。なお図1に示す第1の具体的な実施の形態と同等の要素については同番号を付し、特に必要のない限りその説明は省略する。

【0075】走査領域設定部20は、3次元ラジアル光断層画像を取得する際には、観察部画像上で指定された2つの点に対応する観察部上の点を含む体腔内の円筒領域を走査領域として設定する。また、3次元リニア光断層画像を取得する際には、指定された4つの指定点に対応する観察部上の点により囲まれた領域を走査領域として設定する。

【0076】3次元光断層画像生成部21は、OCT取得部12から出力された複数枚の光断層画像を記憶する不図示の記憶部を有し、該記憶部に記憶された複数枚の光断層画像に基づいて、3次元光断層画像生成し表示部22へ出力する。

【0077】表示部22は、3次元光断層画像生成部21から出力された3次元光断層画像を表示するモニタ181と、観察部画像2を表示するモニタ182と、観察部画像2上の所望の画素位置を指定するペン型の入力部183と、3次元光断層画像画像上の所望の画素位置を指定する3次元位置指定手段としてのペン型の位置指定部201とを備えている。なお、各部位は、図示省略されたコントローラに接続され、動作タイミングが制御されている。

【0078】次に本発明の第2の具体的な実施の形態である内視鏡装置の動作について説明する。第1の実施の形態と同様に、まず観察部画像2が取得され、表示部22のモニタ182に表示される。観察者は、モニタ182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。

【0079】まず、ラジアル状の 3 次元光断層画像を取得する際の動作について説明する。3 次元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 182 に表示された観察部画像 2 を観察しながら、3 次元ラジアル光断層画像を取得する走査領域を指定する走査開始指定点 D および走査終了指定点 E をペン型の入力部 183 を用いて、モニタ 182 に表示された観察部画像 2 上で指定する。エイミング光 L2 が体腔 1 内に照射され、モニタ 182 に表示された観察部画像 2 にも輝点として表示される。

【0080】走査領域設定部 20 では、まず観察部画像 2 上で指定された走査開始指定点 D と、エイミング光 L2 の輝点の相対位置を算出し、走査制御部 176 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 の輝点を走査開始指定点 D と一致させる。走査制御部 176 では、その時のエイミング光 L2 の照射位置すなわち走査開始点 D' に対応する被覆管 173 の角度やスライド位置を記憶する。その後走査領域設定部 20 では、走査終了指定点 E とエイミング光 L2 の輝点の相対位置を算出し、同様に走査制御部 176 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 の輝点を走査終了指定点 E と一致させる。走査制御部 176 では、エイミング光 L2 の照射位置すなわち走査終了点 E' に対応する被覆管 173 の角度やスライド位置を記憶する。上記の動作により 3 次元ラジアル光断層画像を取得する際の体腔 1 内の走査開始点 D' および走査終了点 E' が設定され、この走査開始点 D' と走査終了点 E' を含む円筒領域が走査領域として設定される。

【0081】次に、走査制御部 176 は、体腔 1 内の走査開始点 D' に信号光 L4 が照射されるように、被覆管 173 の角度およびスライド位置を制御する。その後、第 1 の実施の形態におけるラジアル光断層画像を取得する際の動作と同様な動作により、走査開始点 D' を含むラジアル光断層画像を取得する。このラジアル光断層画像は、一旦 3 次元光断層画像生成部 21 に記憶される。

【0082】走査開始点 D' を含むラジアル光断層画像が取得されると、走査制御部 176 は、信号光 L4 の照射位置が、走査開始点 D' から走査終了点 E' の方向、すなわち奥側に僅かに移動するように、被覆管 173 のスライド位置を制御する。その後ラジアル光断層画像を取得し、3 次元光断層画像生成部 21 に記憶する。このような動作を、走査終了点 E' を含むラジアル光断層画像を取得するまで繰り返す。

【0083】走査開始点 D' から走査終了点 E' を含む円筒状の走査領域の全てのラジアル光断層画像を取得後、3 次元光断層画像生成部 21 では、記憶されたこれら

のラジアル光断層画像から 3 次元ラジアル光断層画像を生成し、表示部 22 のモニタ 181 に出力する。モニタ 181 は、3 次元ラジアル光断層画像 6 を表示する。また、この際に記憶部 23 は、観察部画像 2 上の画素位置と、該画素位置と対応する 3 次元ラジアル光断層画像 6 上の画素位置の関係を記憶する。

【0084】観察者が、モニタ 181 に表示された 3 次元ラジアル光断層画像 6 上で、ペン状の位置指定部 201 により所望の 3 次元指定点 d を指定すると、3 次元指定点表示手段 24 は、3 次元ラジアル光断層画像 6 上の 3 次元指定点 d と対応する観察部画像 2 上の画素位置を記憶部 23 から読み出し 3 次元指定点 d と対応する観察部画像 2 の点 d' を表示する。

【0085】次に、3 次元リニア光断層画像を取得する際の動作について説明する。観察者は、モニタ 182 に表示された観察部画像 2 を観察しながら、図 4 に示すように、3 次元リニア光断層画像を取得する走査領域を指定する 4 つの指定点 F、G、H および I をペン型の入力部 183 を用いて、モニタ 182 に表示された観察部画像 2 上で指定する。エイミング光 L2 が体腔 1 内に照射され、モニタ 182 に表示された観察部画像 2 にも輝点として表示される。

【0086】走査領域設定部 20 では、まず観察部画像 2 上で指定された指定点 F と、エイミング光 L2 の輝点の相対位置を算出し、走査制御部 176 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 F と一致させる。走査制御部 176 では、その時のエイミング光 L2 の照射位置に対応する被覆管 173 の角度やスライド位置を記憶する。同様に指定点 G、H および I とエイミング光 L2 の輝点が一致するときの、被覆管 173 の角度やスライド位置を記憶し、その後、各指定点と対応する点に囲まれた体腔 1 内の領域を走査領域として設定する。

【0087】次に、走査制御部 176 は、走査領域の一端で、被覆管 173 を走査領域内をスライド移動させ、OCT 取得部 12 により、リニア光断層画像を取得し、3 次元光断層画像生成部 21 に記憶する。次に、走査制御部 176 は僅かに被覆管 173 を回転移動させ、再度被覆管 173 を走査領域内でスライド移動させ、OCT 取得部 12 により、リニア光断層画像を取得し、3 次元光断層画像生成部 21 に記憶する。同様の動作を走査領域の他端に達するまで繰り返す。3 次元光断層画像生成部 21 では、記憶されたこれらのリニア光断層画像から 3 次元光断層画像を生成し、表示部 22 のモニタ 181 に出力する。モニタ 181 は、図 4 に示すように、3 次元光断層画像 7 を表示する。また、この際に記憶部 23 は、観察部画像 2 上の画素位置と、該画素位置と対応する 3 次元光断層画像 7 上の画素位置の関係を記憶する。

【0088】観察者が、モニタ 181 に表示された 3 次元光断層画像 7 で、ペン状の位置指定部 201 により所望の

3次元指定点fを指定すると、3次元指定点表示手段24は、3次元光断層画像7上の3次元指定点と対応する観察部画像2上の画素位置を記憶部23から読み出し3次元指定点と対応する観察部画像2の点f'を表示する。

【0089】上記の動作により、位置指定部201により指定された2つの指定点を含む円筒状の体腔領域を走査領域として設定し、信号光L4によりこの走査領域のラジアル走査を繰り返し行って取得した多数枚のラジアル光断層画像に基づいてラジアル状の3次元光断層画像を生成し、表示したので、所望の体腔領域のラジアル状の3次元光断層画像を効率良く取得することができる。

【0090】また、位置指定部201により指定された4つの指定点F、G、H、Iに囲まれた領域を走査領域として設定し、信号光L4によりこの走査領域のリニア走査を繰り返し行って取得した多数枚のリニア光断層画像に基づいて、3次元リニア光断層画像7を生成し、表示したので、所望の体腔領域の3次元光断層画像を効率良く取得することができる。また病変部が局所に限定されている場合などには、病変部周辺の領域のみの3次元光断層画像を取得でき、不要な領域の3次元光断層画像を取得することがないため、効率良く3次元光断層画像を取得することができる。

【0091】3次元光断層画像上で、任意の3次元指定点を指定することにより、3次元指定点と対応する観察部画像2の点を表示するものであれば、観察者は、3次元光断層画像上の任意の点と対応する観察部画像2状の点を容易に認識することができ、内視鏡装置の利便性がさらに向上する。

【0092】なお、本実施の形態においては、3次元ラジアル光断層画像と3次元リニア光断層画像とを取得して表示したが、変型例として、3次元ラジアル光断層画像のみ、または3次元リニア光断層画像のみを取得し、表示するものでもよい。また、第1の実施の形態におけるラジアル光断層画像またはリニア光断層画像を取得して表示する機能を備えたものでもよい。

【0093】なお、上記各実施の形態においては、低コヒーレンス光の波長が、800nmであるため、信号光L4が走査領域において、望ましい透過性および散乱性を有するので、所望の光断層画像を取得することができる。

【0094】また、エイミング光L2として緑色の可視光を使用した、CCD撮像素子74として、波長800nmの光を撮像可能な撮像素子を使用すれば、信号光L4をエイミング光として使用することができ、エイミング光源部が不要になり、OCT取得部12の構成が簡素化できる。

【0095】次に、本発明の第3の実施の形態を図5および図6を用いて説明する。図5は、本発明の内視鏡装置の実施の形態の全体を示す概略構成図であり、図6は表示された画像の説明図である。この内視鏡装置は、内視鏡に超音波断層画像取得装置が組み込まれたものであ

り、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に基づいたラジアル超音波断層画像4'またはリニア超音波断層画像5'を取得し、表示するものである。

【0096】本内視鏡装置は、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内の走査領域3の超音波断層画像を取得する超音波画像取得部30と、挿入部10に設けられた鉗子口71に挿入される超音波プローブ31と、観察部画像2と走査領域3のラジアル超音波断層画像またはリニア超音波断層画像を表示する表示部14と、観察部画像2上で指定された指定点に基づいて、超音波による走査領域を設定する走査領域設定部15とを備えている。なお図1に示す第1の具体的な実施の形態と同等の要素については同番号を付し、特に必要のない限りその説明は省略する。

【0097】超音波画像取得部30は、パルス状電気信号を超音波プローブ31へ発信する送信部301と、超音波プローブ31で受信したエコー信号の増幅および振幅検波を行う受信部302と、該受信部302で検波された振幅信号を画像データに変換する信号処理部303とを備えている。

【0098】超音波プローブ31は、挿入部10の鉗子口71に挿入可能な被覆管311と該被覆管311の中を貫通するケーブル312とを備えている。ケーブル312の先端部には、送信部301から送信されたパルス状電気信号を20MHzの超音波S1へ変換して、所定方向に照射し、かつ超音波が照射された部位に生じたエコーS2を受信して電気信号に変換する超音波トランスデューサ313と、超音波S1を集束させるための音響レンズ314と、超音波の照射点と略同一点にエイミング光を照射する半導体レーザ315とが設けられている。なお、この超音波トランスデューサ313は、被覆管311内に固定された状態で組み込まれている。また被覆管311の根本部分には、被覆管311を回転およびスライドさせる走査制御部176が取り付けられている。走査制御部176は、走査領域設定部15に接続され、該走査領域設定部15に設定された走査領域に基づいて、被覆管311をスライド移動および回転移動させて、超音波によるラジアル走査またはリニア走査を行う。なお、各部位は、図示省略されたコントローラに接続され、動作タイミングが制御されている。また、半導体レーザ315は、図示省略されたケーブルにより上記コントローラに接続されている。なお超音波画像取得部30および超音波プローブ31は、本発明の超音波断層画像取得手段を構成している。

【0099】次に本発明の第3の具体的な実施の形態である内視鏡装置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を被検者の体腔内に挿入し、観察部画像2をモニタ182に表示する。観察者は、モニタ182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。

【0100】ラジアル超音波断層画像4'取得の際には、観察者は、予め、超音波プローブ31を挿入部10の鉗子口71へ挿入しておく。モニター182に表示された観察部画像2を観察しながら、超音波断層画像を取得する指定点Aをペン型の入力部183を用いて、モニター182に表示された観察部画像2上で指定する。

【0101】このとき、同時にエイミング光源用の半導体レーザ315から、緑色のエイミング光L2'が射出され、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、モニター182に表示された観察部画像2にも輝点として表示される。

【0102】走査領域設定部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、走査制御部176により被覆管311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超音波断層画像を取得する際の体腔1内の走査開始点A'が設定され、この走査開始点A'を含む走査領域3のラジアル超音波断層画像が取得される。

【0103】送信部301から出力されたパルス状電気信号は、ケーブル312を介して超音波トランスデューサ313に送信され、超音波S1に変換される。この超音波S1は、所定部位に照射される。超音波トランスデューサ313から照射された超音波S1は、音響レンズ314により集束され、走査開始点A'に照射される。照射開始点A'の深部で生じたエコーS2は、超音波トランスデューサ313で受信され、再び電気信号に変換されて、受信部302に送信される。この電気信号は微弱な信号であるため、受信部302で増幅された後、振幅検波される。振幅信号は信号処理部303に出力される。上記の動作により、体腔1内の走査開始点A'における超音波断層情報が取得される。また走査制御部176は、走査開始点A'における測定が終了すると、被覆管311を僅かに回転させ、走査領域3内の走査開始点A'から僅かにずれた点において、同様に超音波断層情報を取得する。このような動作を、微少な回転を行いながら、走査領域3の走査が終了するまで、すなわち走査開始点A'に戻るまで繰り返す。

【0104】信号処理部303では、受信部302から出力されたエコーの振幅信号を超音波断層画像データに変換して、モニター181に出力する。モニター181では、信号処理部302から出力された超音波断層画像データをラジアル超音波断層画像4'として表示する。このような動作により、体腔1を輪切り状態にしたラジアル超音波断層画像4'を表示することができる。また、第1の実施形態におけるリニア光断層画像5を取得する際の動作と、同様に走査開始指定点Bと走査終了指定点Cをペン型の入力部183を用いて、モニター182に表示された観察部画像2*50

*上で指定することにより、リニア超音波断層画像5'を取得することができる。

【0105】上記のような動作により、観察部画像2上で、1つの指定点Aを指定し、この指定点Aに基づいて設定された走査領域3を、超音波S1により走査することにより、走査領域3のラジアル超音波断層画像4'を取得するため、手動操作により超音波S1を所望の走査領域まで誘導する煩わしさが無く、迅速に超音波断層画像が取得できるので、所望の走査領域のラジアル超音波断層画像を効率良く取得することができる。また正確に所望の走査領域のラジアル超音波断層画像を取得することができる。

【0106】また、図6に示すように、観察部画像2上で、走査開始指定点Bおよび走査終了指定点Cを指定し、この2つの指定点に対応する体腔1内の点の間を走査領域として設定し、超音波S1によりこの走査領域の走査を行ってリニア光断層画像を取得するため、手動操作により超音波S1を所望の走査領域まで誘導する煩わしさが無く、迅速に超音波断層画像が取得できるので、所望の走査領域のリニア超音波断層画像を効率良く取得することができる。また正確に所望の部位のリニア超音波断層画像を取得することができる。

【0107】また、観察部画像2と、ラジアル超音波断層画像4'またはリニア超音波断層画像5'とを同時に表示するものであれば、観察者は、観察部画像2と、ラジアル超音波断層画像4'またはリニア超音波断層画像5'とを同時に観察することができ内視鏡装置の利便性が向上する。

【0108】また、信号波として、生体の深部まで到達可能で、かつ生体組織において望ましい反射特性を有する20MHzの超音波を用いたため、生体の深部を含む超音波断層画像を得ることができる。

【0109】また、本実施の形態の変型例として、第2の実施の形態において用いられた走査方法と同様の走査を行うことにより、観察部画像2上で指定された2つの指定点に挟まれた体腔の3次元ラジアル超音波断層画像、あるいは観察部画像2上で指定された4つの指定点に囲まれた領域の3次元リニア超音波断層画像を取得して表示するものや、逆に3次元ラジアル超音波断層画像または3次元リニア超音波断層画像上で指定された3次元指定点と対応する観察部画像2上の点を表示するものも考えられ、第2の実施形態と同様な効果を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による第1の実施の形態である内視鏡装置の概略構成図

【図2】リニア光断層画像の説明図

【図3】本発明による第2の実施の形態である内視鏡装置の概略構成図

【図4】3次元リニア光断層画像の説明図

21

22

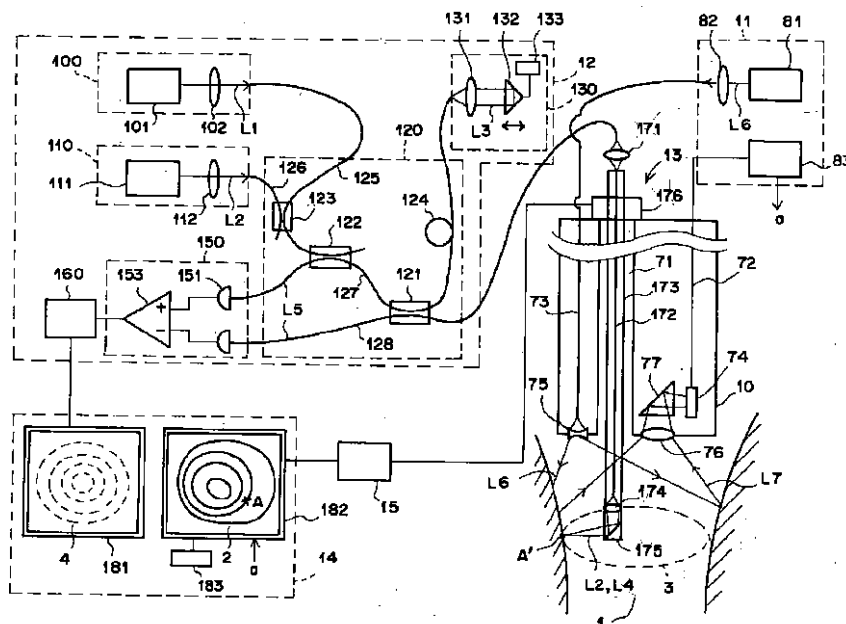
【図5】本発明による第3の実施の形態である内視鏡装置の概略構成図

【図6】リニア超音波断層画像の説明図

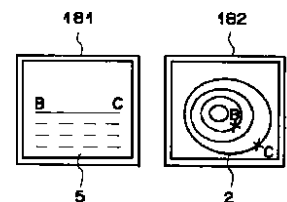
【符号の説明】

1	体腔	*72	CCDケーブル
2	観察部画像	74	CCD撮像素子
3	走査領域	81	照明光光源
4	ラジアル光断層画像	83	画像処理部
4'	ラジアル超音波断層画像	100	低コヒーレンス光源部
5	リニア光断層画像	110	エイミング光源部
5'	リニア超音波断層画像	120	ファイバ結合光学系
6	3次元ラジアル光断層画像	130	光路遅延部
7	3次元リニア光断層画像	150	バランス差分検出部
10	挿入部	10 160	信号処理部
11	観察部画像取得部	176	走査制御部
12	OCT取得部	181, 182	モニタ
13	OCTプローブ	183	入力部
14, 22	表示部	201	位置指定部
15, 20	走査領域設定部	301	送信部
21	3次元光断層画像生成部	302	受信部
23	記憶部	303	信号処理部
24	3次元指定点表示部	L1	低コヒーレンス光
30	超音波画像取得部	L2, L2'	エイミング光
31	超音波プローブ	20 L3	参照光
71	鉗子口	L4, L9	信号波
		L5	干渉光
		L6	照明光
		L7	反射光
		* S1	超音波

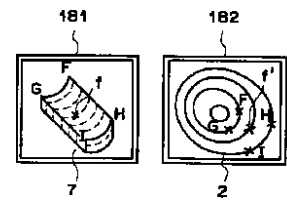
【図1】



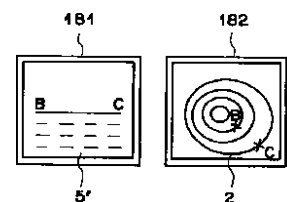
【図2】



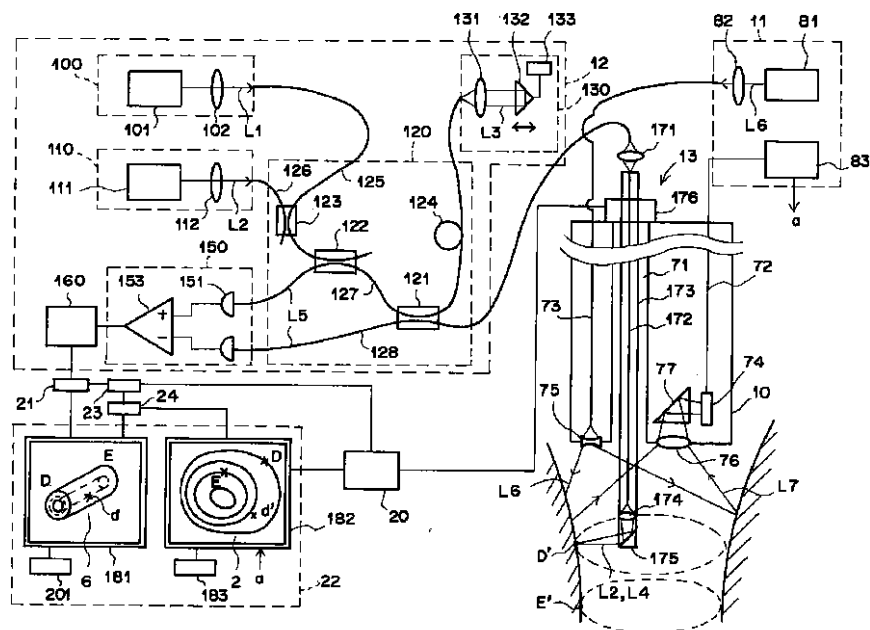
【図4】



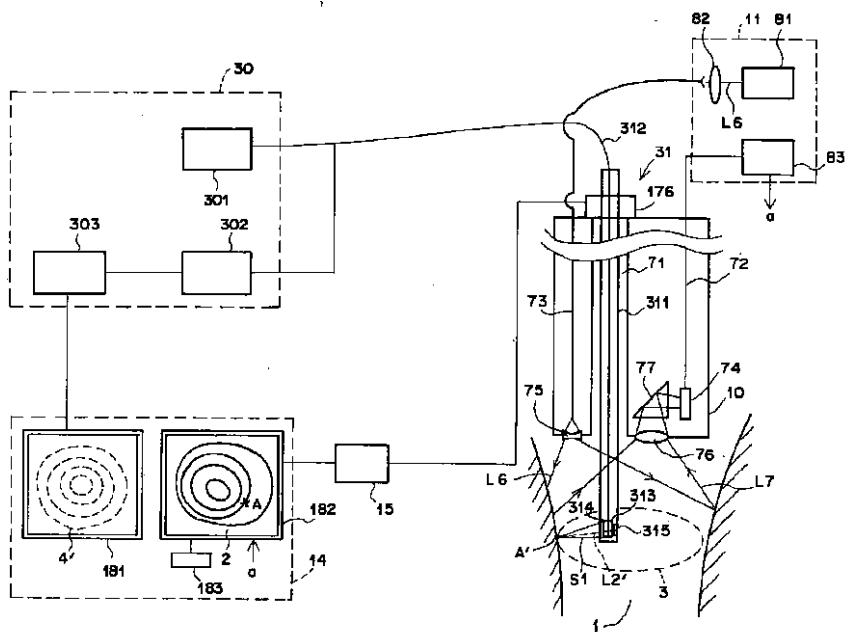
【図6】



【図3】



【図5】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷
G 0 1 N 21/17

識別記号
6 3 0

F I
G 0 1 N 21/17

特マコト (参考)

6 3 0

F ターム(参考) 2G059 AA05 AA06 BB12 CC16 EE02
EE09 FF01 FF02 FF08 GG01
GG06 HH01 HH02 HH06 JJ11
JJ12 JJ17 KK04 LL02 MM10
PP04
4C061 AA00 BB00 CC06 DD03 GG01
JJ11 LL02 NN01 NN05 PP09
PP12 QQ03 RR06 WW02 WW10
4C301 AA02 BB01 BB03 BB27 BB28
BB29 CC03 EE13 FF05 HH16
KK16 KK30

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2002200037A	公开(公告)日	2002-07-16
申请号	JP2001320408	申请日	2001-10-18
[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	戸井田昌宏		
发明人	戸井田 昌宏		
IPC分类号	G01N21/17 A61B1/00 A61B1/04 A61B1/07 A61B5/00 A61B8/12 A61B10/00		
CPC分类号	A61B5/6852 A61B1/0005 A61B1/00096 A61B1/00172 A61B1/0125 A61B5/0066		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/04.372 A61B1/00.300.F A61B8/12 A61B10/00.E G01N21/17.630 A61B1/00.300.D A61B1/00.526 A61B1/00.530 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.623 A61B1/05		
F-TERM分类号	2G059/AA05 2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/CC16 2G059/EE02 2G059/EE09 2G059/FF01 2G059/FF02 2G059/FF08 2G059/GG01 2G059/GG06 2G059/HH01 2G059/HH02 2G059/HH06 2G059/JJ11 2G059/JJ12 2G059/JJ17 2G059/KK04 2G059/LL02 2G059/MM10 2G059/PP04 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/JJ11 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/PP09 4C061/PP12 4C061/QQ03 4C061/RR06 4C061/WW02 4C061/WW10 4C301/AA02 4C301/BB01 4C301/BB03 4C301/BB27 4C301/BB28 4C301/BB29 4C301/CC03 4C301/EE13 4C301/FF05 4C301/HH16 4C301/KK16 4C301/KK30 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP09 4C161/PP12 4C161/QQ03 4C161/RR06 4C161/WW02 4C161/WW10 4C601/BB05 4C601/BB09 4C601/BB10 4C601/BB11 4C601/BB12 4C601/BB21 4C601/BB24 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/FE02 4C601/HH14 4C601/HH22 4C601/JC25 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK31 4C601/LL33		
优先权	2000332360 2000-10-31 JP		
其他公开文献	JP3842101B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在具有OCT功能的内窥镜设备中有效地获取期望的扫描区域的光学断层图像。在监视器182上显示体腔1中的观察部位图像2。观察者用笔形输入部分183在观察部分图像2上指定指定点A。瞄准光L2被照射到体腔1中，并且扫描控制单元176使OCT探头13的涂覆管173移动，使得在观察单元图像2上显示的瞄准光L2的亮点与指定点A匹配。旋转并滑动。当亮点与指定点A匹配时，扫描区域设定单元20将包括瞄准光L2的照射点A的环形区域设定为扫描区域3。该扫描区域3被信号波L4扫描，获取光学断层图像，并显示在监视器181上。不需要通过手动操作将信号波L4的照射位置引导至期望的扫描区域，并且可以高效且快速地获取光学断层图像。

