

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3819273号
(P3819273)

(45) 発行日 平成18年9月6日(2006.9.6)

(24) 登録日 平成18年6月23日(2006.6.23)

(51) Int.C1.

F 1

G01N	21/17	(2006.01)	GO 1 N	21/17	6 3 O
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 O D
			A 6 1 B	1/00	3 0 O Y

請求項の数 4 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2001-315464 (P2001-315464)
 (22) 出願日 平成13年10月12日 (2001.10.12)
 (65) 公開番号 特開2002-202253 (P2002-202253A)
 (43) 公開日 平成14年7月19日 (2002.7.19)
 審査請求日 平成16年3月5日 (2004.3.5)
 (31) 優先権主張番号 特願2000-332361 (P2000-332361)
 (32) 優先日 平成12年10月31日 (2000.10.31)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

前置審査

(73) 特許権者 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
 (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 戸井田 昌宏
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士写真フィルム株式会社内

審査官 田邊 英治

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】画像化装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

照明光を観察部に照射する照明光照射手段と、前記照明光照射手段により前記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レンズおよびダイクロイックミラーを通して撮像する撮像手段と、該撮像手段により撮像された像に基づいた観察部画像を表示する観察部画像表示手段とを有する内視鏡である観察部画像取得手段と、低コヒーレンス光である信号光で、前記観察部内の所定の走査領域を走査し、該走査領域上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OCT手段とを備えた画像化装置において、

前記ダイクロイックミラーが、前記照明光を反射し、前記信号光を透過するものあり

10

前記OCT手段が、前記信号光を導光する導光手段と、該導光手段から射出された信号光を前記撮像手段の結像面と共に位置に結像する結像レンズと、前記導光手段の出射端を前記結像レンズとほぼ平行な平面において移動させる走査手段とを備え、前記撮像レンズ、前記ダイクロイックミラーおよび前記結像レンズを通して、前記信号光による走査を行うものあり、

前記撮像手段と、前記ダイクロイックミラーと、前記撮像レンズと、前記導光手段と、前記結像レンズと、前記走査手段とが前記内視鏡の挿入部に組み込まれているものであることを特徴とする画像化装置。

【請求項 2】

20

前記OCT手段により取得された光断層画像を表示する光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光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記載の画像化装置。

【請求項3】

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2点を指定する位置指定手段を備え、

前記OCT手段が、前記位置指定手段により指定された2点に対応する前記観察部上の2点間の走査領域上を前記信号光で走査させる走査制御手段をさらに備えたことを特徴とする請求項1または2記載の画像化装置。 10

【請求項4】

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、600nm以上1700nm以下であることを特徴とする請求項1から3いずれか1項記載の画像化装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、画像化装置に関し、詳細には、通常の画像化機能に加え、低コヒーレンス光である信号光により生体等の観察部を走査して光断層画像を取得するOCT機能を備えた画像化装置に関する。 20

【0002】

【従来の技術】

従来、生体の組織表面を画像化して観察する画像化装置が様々な分野で利用されている。画像化装置により取得した観察部画像をモニタ等に表示すれば、観察部画像を複数の人数で観察可能となる。また観察部画像を記録することにより、経過観察等も可能になる。このような画像化装置としては、電子内視鏡を用いた装置が広く普及され、またペン形状の表面観察用プローブを用いた装置等も知られている。通常、電子内視鏡では、生体の体腔内に挿入される挿入部の先端に撮像素子が備えられている。また、表面観察用プローブでも、ペン形状のプローブの先端に撮像素子が備えられているものが多い。 30

【0003】

一方、従来、低コヒーレンス光を用いたOCT(Optical Coherence Tomography)装置、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、被測定組織の光断層画像を取得するOCT装置が、眼底網膜下の微細構造の光断層画像の取得等に用いられている。上記OCT装置の詳細は、「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。 30

【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、信号光を被測定組織に入射させて該被測定組織の所定の深度で反射した反射光と参照光とを干渉させ、その干渉により生じた干渉信号の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、参照光の光路長と信号光の光路長が一致した、被測定組織の深度での情報を得ることができる。 40

【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、通常の観察部画像と平行して、光断層画像を取得することが強く望まれている。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、表面観察用プローブを備えた画像化装置と、OCT装置を併用するためには、観察部近傍に、表面観察用プローブとOCT検出素子の両者を配設する必要があり、 50

観察部近傍に大きなスペースが必要となる。

【0007】

また、内視鏡を備えた画像化装置とOCT装置を併用するため、電子内視鏡に設けられた鉗子口に挿入可能なOCT検出子により、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等が現在開発されている。しかし、このように内視鏡の鉗子口に挿入したOCT検出子を用いて光断層画像を取得するためには、内視鏡装置に鉗子口が必ず設けられている必要があり、内視鏡装置の挿入部の細径化が困難であるという問題がある。さらに、OCT検出子と生検や処置を行うための他の器具を同時に使用したい場合には、鉗子口が2つ設けられている必要があり、一層挿入部の細径化が困難となる。

10

【0008】

本発明は上記問題に鑑みてなされたものであり、光断層画像を取得するOCT機能を備え、かつコンパクトな構成を有する画像化装置を提供することを目的とするものである。

【0009】

【課題を解決するための手段】

本発明による画像化装置においては、照明光を観察部に照射する照明光照射手段と、前記照明光照射手段により前記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レンズを通して撮像する撮像手段と、該撮像手段により撮像された像に基づいた観察部画像を表示する観察部画像表示手段とを有する観察部画像取得手段と、低コヒーレンス光である信号光で、前記観察部内の所定の走査領域を走査し、該走査領域上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OCT手段とを備えた画像化装置において、前記OCT手段が前記撮像レンズを通して前記信号光による走査を行うことを特徴とするものである。

20

【0010】

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、「撮像手段により撮像された像に基づいた観察部画像」とは、撮像した像から通常の画像処理に生成された観察部画像でもよいし、あるいは撮像した像に何らかの特殊な画像処理を行うことにより生成された観察部画像等でもよい。特徴的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。

30

【0011】

また、本発明の画像化装置は、OCT手段により取得した光断層画像を表示する光断層画像表示手段をさらに備え、観察部画像および光断層画像が同時に表示されるものでもよい。

【0012】

さらに、本発明による画像化装置は、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2点を指定する位置指定手段を備え、OCT手段は、位置指定手段により指定された2点に対応する観察部上の2点間の走査領域上を信号光で走査させる走査制御手段をさらに備えたものでもよい。

40

【0013】

ここで、位置指定手段としては、任意の2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2点を指定するものや、2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2点を入力するものなどがある。

【0014】

上記OCT手段は、信号光を導光する導光手段と、該導光手段から射出された信号光を撮像手段の結像面と共に位置に結像する結像レンズと、導光手段の出射端を結像レンズとほぼ平行な平面において移動させる走査手段とを備え、撮像手段と、導光手段と、結像レンズと、走査手段が画像化の挿入部に組み込まれ、走査制御手段は、走査手段により、導

50

光手段の出射端の移動位置を制御するものでもよい。

【0015】

また、観察部が生体観察部であれば、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。

【0016】

なお、本発明においては、上記低コヒーレンス光を射出する光源は、特定の光源に限定されるものではなく、低コヒーレンス光を射出するものであれば、如何なる光源であってもよい。

【0017】

前記観察部画像取得手段としては、内視鏡または表面観察用プローブを用いることができる。

10

【0018】

【発明の効果】

本発明による画像化装置においては、照明光を照射された観察部で反射された反射光による観察部像を撮像するために使用される撮像レンズを通して、OCT手段が信号光による走査を行って、光断層画像を取得するため、観察部画像を取得するための撮像レンズと、光断層画像を取得するための撮像レンズを別個に設ける必要がないので、光断層画像を取得するOCT機能を備え、かつコンパクトな構成を有する画像化装置を実現することができる。

【0019】

20

また、OCT手段により取得した光断層画像を表示する光断層画像表示手段をさらに備え、観察部画像および光断層画像を同時に表示するものであれば、観察者は、観察部画像および光断層画像を同時に観察することができ画像化装置の利便性が向上する。

【0020】

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2点を指定する位置指定手段を備え、OCT手段が位置指定手段により指定された2点に対応する観察部上の2点間の走査領域上を信号光で走査させる走査制御手段をさらに備えたものであれば、観察者が位置指定手段により観察部画像上の任意の2点を指定するのみで、その2点間に対応する観察部の走査領域上の光断層画像を取得できるので、信号光を所望の位置に誘導するための煩わしい手動操作が不要になるうえ、正確に所望の位置の光断層画像を取得することができる。

30

【0021】

上記OCT手段が、信号光を導光する導光手段と、該導光手段から射出された信号光を撮像手段の結像面と共に位置に結像する結像レンズと、導光手段の出射端を結像レンズとほぼ平行な平面において移動させる走査手段とを備え、撮像手段と、導光手段と、結像レンズと、走査手段とが画像化装置の挿入部に組み込まれ、走査制御手段は、走査手段によって、導光手段の出射端の移動位置を制御するものであれば、撮像レンズとほぼ同軸上に、結像レンズおよび導光手段の出射端を配置できるので、画像化装置の挿入部の径を増大することなく、挿入部に光断層画像を取得するための、導光手段、結像レンズおよび走査手段とを組み込むことができる。

40

【0022】

さらに、上記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ので、所望の光断層画像を取得することができる。

【0023】

前記観察部画像取得手段が、内視鏡である場合には、光断層画像を取得するためにプローブを鉗子口に挿入する必要がないので、内視鏡の鉗子口を用いることなく、体腔内の光断層画像を取得することができる。すなわち、観察部画像および光断層画像を取得するためには、鉗子口が不要になり、内視鏡の径を細径化することができる。生検や処置を行うプローブを同時に使用する場合であっても、鉗子口を1つ設けるのみでよい。

50

【0024】

また、前記観察部画像取得手段が、表面観察用プローブである場合には、観察部近傍に、表面観察用プローブとOCT検出素子の両者を配設する必要がなく、観察部近傍に大きなスペースが不要となる。

【0025】**【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。図1は、本発明の第1の実施形態である画像化装置の全体を示す概略構成図である。この画像化装置は、内視鏡にOCT機能が組み込まれた画像化装置であり、被験者の体腔内に挿入される挿入部10と、生体の観察部2の観察部画像を取得する観察部画像取得部11と、所望の走査領域上の光断層画像を取得するOCT取得部12と、観察部2の観察部画像と走査領域上の光断層画像を表示する表示部13とを備えている。
10

【0026】

挿入部10は、挿入部10内を貫通する鉗子口101と、内部に先端まで延びるCCDケーブル102と、ライトガイド103と、光ファイバ156とを備えている。CCDケーブル102の先端部には、CCD撮像素子104が接続されている。ライトガイド103の先端部、すなわち挿入部10の先端部には、照明レンズ105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106が備えられ、この撮像レンズ106の内側にはダイクロプリズム107が設けられている。ダイクロプリズム107のさらに内側に、結像レンズ108が設けられ、この結像レンズのさらに内側にファイバ156の出射端109が配置されている。ファイバ156の出射端近傍には、走査手段としてのピエゾアクチュエータ110が取り付けられている。またピエゾアクチュエータ110は、後述する走査位置制御部170に接続されている。
20

【0027】

ライトガイド103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。ダイクロプリズム107は、観察部2で反射された白色光L1と、走査領域上の所定深部で反射された信号光L7'を分離するもので、波長750nm以上の光を透過し、波長750nm以下の光を直角方向に反射する。

【0028】

また、結像レンズ108は撮像レンズ106と同軸上でかつファイバ156から射出された信号光L7がCCD撮像素子104の結像面と共に位置に結像する位置に配置されている。また結像レンズ108は、撮像レンズ106と平行に設置され、ピエゾアクチュエータ110は、撮像レンズ106および結像レンズ108と平行な平面内でファイバ156の出射端109を移動させる。
30

【0029】

観察部画像取得部11は、観察部像撮像用の白色光L1を発する白色光源121と、該白色光源121から射出された白色光L1をライトガイド103に入射させるレンズ122と、CCD撮像素子104で撮像された観察部像の画像処理を行い、生成した観察部の画像信号を後述するモニタ202に出力する画像処理部123とを備えている。

【0030】

画像処理部123では、CCD撮像素子104で撮像された像の信号処理を行い、画像信号を作成し、デジタル変換した後、いったん図示省略したメモリに保存する。表示タイミングに合わせてメモリから画像信号を読み出し、アナログ変換後、さらにビデオ信号に変換してモニタ202へ出力する。
40

【0031】

OCT取得部12は、中心波長800nmで、コヒーレンス長20μmの低コヒーレンス光L5を出射する光源部140と、この光源部140から出射された低コヒーレンス光L5の参照光L6および信号光L7への分割および合波を行うファイバ結合光学系150と、参照光L6の光路上に配され、参照光L6の光路長を変化させる光路遅延部160と、挿入部10に配設されたピエゾアクチュエータ110による信号光L7の走査を制御する走査制御部170と、生体測定部1の所定の面で反射された信号光L7'と参照光L6との干渉により生じた干渉信号の強度を検
50

出するバランス差分検出部180 と、該バランス差分検出部180 で検出された干渉信号の強度に基づいて画像信号を生成する信号処理部190 とを備えている。

【0032】

光源部140 は、低コヒーレンス光L5を射出するS L D141 と、このS L D141 から出射された低コヒーレンス光L5を集光するレンズ142 とを備えている。

【0033】

ファイバ結合光学系150 は、S L D141 から出射された低コヒーレンス光を信号光L7 と参照光L6 とに分割し、また、信号光L7の生体測定部1 の所定の深部からの反射である信号光L7' と参照光L6を合波し、合波光L8を得るファイバカプラ151 と、光源部140 とファイバカプラ151 の間に設けられるファイバカプラ152 と、参照光L6に僅かな周波数シフトを生じさせるピエゾ素子153 と、光源部140 とファイバカプラ152 を繋ぐファイバ154 と、ファイバカプラ151 および152 を介して光路遅延部160 とバランス差分検出部180 を繋ぐファイバ155 と、ファイバカプラ151 を介して挿入部10とバランス差分検出部180 を繋ぐファイバ156 とを備えている。なお、ファイバ154 、155 および156 はシングルモード光ファイバである。

10

【0034】

光路遅延部160 は、ファイバ155 から射出された参照光L6を平行光に変換し、また反射された参照光L6をファイバ155 へ入射させるレンズ161 と、図1における水平方向への移動により参照光L6の光路長を変化させるプリズム162 とを備えている。

【0035】

20

バランス差分検出部180 は、合波光L8から干渉による干渉信号を検出する光検出器181 および182 と、光検出器181 の検出値と光検出器182 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183 とを備えている。

【0036】

信号処理部190 は、バランス差分検出部180 で検出された干渉信号の強度から生体測定部1 の所定の面で反射された信号光L7' の強度を求めるヘテロダイイン検出を行い、画像信号に変換し、モニタ201 に出力する。

【0037】

30

表示部13は、光断層画像を表示する光断層画像表示手段であるモニタ201 と、観察部画像を表示する観察部画像表示手段であるモニタ202 と、観察部画像上の所望の画素位置を指定するペン型の位置指定手段である入力部203 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。

【0038】

次に本発明の具体的な実施の形態である画像化装置の動作について説明する。まず、観察者は画像化装置の挿入部10を被験者の体腔内に挿入し、観察部画像をモニタ202 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121 から出力される白色光L1は、レンズ122 によってライトガイド103 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105 から体腔内へ照射される。

【0039】

40

白色光L1の反射光L7は撮像レンズ106 によって集光され、ダイクロプリズム107 に反射して、C C D撮像素子104 上に結像する。C C D撮像素子104 で光電変換された撮像信号は、C C Dケーブル102 を介して画像処理部123 に出力される。

【0040】

画像処理部123 では、まずC C D撮像素子104 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、增幅等のプロセス処理を行い、画像信号を算出する。その後、画像信号はデジタル変換され、メモリに保存される。表示タイミングに合わせてメモリから読み出された画像信号は、アナログ変換された後、ビデオ信号に変換され、モニタ202 へ出力される。

【0041】

50

観察者は、モニタ202に表示された体腔1内の画像を観察しながら、挿入部10の位置を手動操作により移動させ、図1に示すような生体の生体測定部1を含む所望の観察部2に相対する位置に挿入部10の先端部を向け、観察部2の画像をモニタ202に表示させる。その後、観察者は光断層画像を取得する測定開始位置Aおよび測定終了位置Bを、ペン型の入力部203を用いて、モニタ202に表示された観察部画像上で指定する。

【0042】

OCT取得部12の走査制御部170では、モニタ202に入力された測定開始位置Aおよび測定終了位置Bの画素位置に基づいて、観察部2上における信号光L7の走査位置を算出し、挿入部10のピエゾアクチュエータ110を制御して、ファイバ110の出射端109の位置を制御する。

10

【0043】

このとき、ファイバ156の出射端109から射出された信号光L7は、結像ミラー108により、CCD撮像素子104の結像面と共に役な面に結像される。ピエゾアクチュエータ110により、ファイバ156の出射端109が結像レンズ108に対して平行な平面内で移動されると、信号光L7の出射点が移動するため、結像点もCCD撮像素子104の結像面と共に役な面内で移動する。この結像点は、撮像レンズ106で再び結像されるので、観察部2上を結像点が移動することになる。

【0044】

このため、モニタ202に表示される観察部画像上に測定開始位置Aおよび測定終了位置Bを入力すれば、測定開始位置Aおよび測定終了位置Bに対応するCCD撮像素子104上の画素位置が計算でき、その位置に対応する共役な点の位置データも求めることができる。この位置データに基づいて、走査制御部170は、ピエゾアクチュエータ110を制御し、ファイバ156の出射端109から射出され結像レンズ108により結像された信号光L7の結像点が、測定開始位置Aおよび測定終了位置Bの共役点を結んだ直線上を移動するように、ファイバ156の出射端109を移動させる。

20

【0045】

このような制御により信号光L7は、観察部2上の測定開始位置Aと測定終了位置Bに対応する点を結ぶ走査領域上を走査し、OCT取得部12によりこの走査領域上の光断層画像が取得され、モニタ201に表示される。

【0046】

光断層画像を取得する際には、SLD141から中心波長が約800nm、コヒーレンス長20nmの低コヒーレンス光L5が出射され、この低コヒーレンス光L5は、レンズ142により集光され、ファイバ154に導入される。

30

【0047】

ファイバ154を伝搬した低コヒーレンス光L5は、ファイバカプラ152で、ファイバ155に導入され、さらに、ファイバカプラ151で、ファイバ155内を光路遅延部160の方向へ進行する参照光L6と、ファイバ156内を光走査部170の方向へ進行する信号光L7とに分割される。

【0048】

参照光L6は光路上に設けられたピエゾ素子153により変調され、参照光L6と信号光L7には、僅かな周波数差fが生じる。

40

【0049】

信号光L7はファイバ156を介して挿入部10へ導光され、出射端109から射出され、結像レンズ108により結像され、ダイクロプリズム107を透過して、撮像レンズ106により再度結像され、観察部2へ入射される。なお、この際には、ピエゾアクチュエータ110により、ファイバ156の出射端109は図1に示す破線の位置に移動され、観察部2の測定開始位置Aに対応する位置に信号光L7が照射されている。観察部2に入射された信号光L7のうち観察部2の所定の深度で反射された信号光L7'は、撮像レンズ106および結像レンズ108により、ファイバ156に帰還せしめられる。ファイバ156に帰還せしめられた信号光L7'は、ファイバカプラ151において、後述するファイバ155に帰還せしめられた参照光L6と

50

合波される。

【0050】

一方、ピエゾ素子153で変調された後の参照光L6は、ファイバ155を通過し光路遅延部160のレンズ161を介して、プリズム162に入射し、このプリズム162で反射され再度レンズ161を透過して、ファイバ155に帰還せしめられる。ファイバ155に帰還せしめられた参照光L6はファイバカプラ151で、上述した信号光L7' と合波される。

【0051】

ファイバカプラ151で合波された信号光L7' および参照光L6は、再び同軸上に重なり、合波光L8となり、所定の条件の時に信号光L7' と参照光L6が干渉し、ビート信号(干渉信号)を発生する。

10

【0052】

参照光L6および信号光L7' は、可干渉距離の短い低コヒーレンス光であるため、低コヒーレンス光が信号光L7と参照光L6に分割されたのち、信号光L7(L7')がファイバカプラ151に到達するまでの光路長が、参照光L6がファイバカプラ151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。

【0053】

合波光L8は、ファイバカプラ151で分割され、一方は、ファイバ155を通過してバランス差分検出部180の光検出器181に入力され、他方はファイバ156を通過して光検出器182に入力される。

20

【0054】

光検出器181および182では、合波光L8から上記干渉によるビート信号の光強度を検出し、差動增幅器183で、光検出器181の検出値と光検出器182の検出値の差分を求め、信号処理部190へ出力する。なお、差動增幅器183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140から出射された低コヒーレンス光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。

【0055】

なおこのときに、プリズム162をその光軸方向(図中水平方向)に移動すると、参照光L6がファイバカプラ151に到達するまでの光路長が変化する。このため参照光L6と干渉する信号光L7(L7')の光路長も変化するため、断層情報を取得する生体測定部1の深度も変化する。

30

【0056】

上記の動作により、観察部2の測定開始位置Aに対応する位置における表面から所望の深度までの断層情報を取得したのち、走査制御部170の制御により、ピエゾアクチュエータ110は、ファイバ156の出射端109を図中の下方向移動させる。この動作により、信号光L7の観察部2における入射位置も、測定終了位置Bに対応する位置の方向へ僅かに移動する。その後同様に所定の深度までの断層情報を取得する。このような動作を繰り返すことにより、観察部2における測定開始位置Aと測定終了位置Bに対応する走査領域間の光断層画像を得ることができる。

40

【0057】

信号処理部190では、バランス差分検出部180で検出されたビート信号の光強度から生体測定部1の所定の面で反射された信号光L7'の強度を求めるヘテロダイン検出を行い、画像信号に変換し、光断層画像としてモニタ201に表示する。

【0058】

上記のような構成および動作により、本発明による画像化装置においては、光断層画像を取得するためのOCT検出子を鉗子口101に挿入することなく、すなわち画像化装置の鉗子口101を用いることなく、体腔内の光断層画像を取得することができる。このため、鉗子口が1本であっても、光断層画像の取得と、鉗子口101に挿入される生検器具や処置器具を使用して行う他の処置とを同時に行なうことができ、画像化装置の利便性が向上する

50

。なお、画像化装置に鉗子口を設ける必要がない場合には、鉗子口が不要になり、OCT機能付きの画像化装置を細径化することができる。

【0059】

また、観察部画像をモニタ202に表示し、同時に光断層画像をモニタ201に表示することができる。観察者は観察部画像および光断層画像を同時に観察することができ、画像化装置の利便性が向上する。

【0060】

さらに、モニタ202に表示された観察部画像上で、ペン型の入力部203により任意の2点を指定することにより、その2点間に応する観察部の走査領域上の光断層画像を取得できる。信号光L7を所望の位置に誘導するための煩わしい手動操作が不要になるうえ、正確に所望の位置の光断層画像を取得することができる。10

【0061】

信号光L7を導光するファイバ156と、ファイバ156の出射端109から射出された信号光L7を結像する結像レンズ108と、ファイバ156の出射端109の位置を移動させるピエゾアクチュエータ110とを、撮像レンズ106とほぼ同軸上に配置できる。因此、画像化装置の挿入部10の径を増大することなく、挿入部10に光断層画像を取得するための光学系を組み込むことができる。

【0062】

さらに、低コヒーレンス光の波長が、800nmであるため、信号光が観察部2において、望ましい透過性および散乱性を有する。因此、所望の光断層画像を取得することができる。20

【0063】

なお、本実施の形態の変型例として、入力部203により、3つ以上の指定点を指定し、その指定点に対応する観察部2内の点で囲まれた領域を走査領域とし、この走査領域の光断層画像を取得して、3次元光断層画像を取得するものも考えられ、この場合には、簡単な操作で、3次元光断層画像が取得でき、画像化装置の利便性が一層向上する。

【0064】

次に、本発明の第2の具体的な実施の形態について図2を用いて説明する。図2は、本発明の第2の実施の形態である画像化装置の全体を示す概略構成図である。なお、図1に示す第1の具体的な実施の形態と共に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。30

【0065】

この画像化装置は、表面観察用プローブにOCT機能が組み込まれた画像化装置であり、観察者が把持して使用する表面観察用プローブ20と、生体の観察部2'の観察部画像を取得する観察部画像取得部11と、所望の走査領域上の光断層画像を取得するOCT取得部12と、観察部2'の観察部画像と走査領域上の光断層画像を表示する表示部13とを備えている。

【0066】

表面観察用プローブ20は、ペン型の把持用力バー211と、該把持用力バー211内の先端まで延びるCCDケーブル102と、ライトガイド103と、光ファイバ156とを備えている。CCDケーブル102の先端部には、CCD撮像素子104が接続されている。ライトガイド103の先端部、すなわち表面観察用プローブ20の先端部近傍には、照明レンズ105が備えられている。また表面観察用プローブ20の先端部近傍には撮像レンズ106が備えられ、この撮像レンズ106の内側にはダイクロプリズム107が設けられている。ダイクロプリズム107のさらに内側に、結像レンズ108が設けられ、この結像レンズのさらに内側にファイバ156の出射端109が配置されている。ファイバ156の出射端近傍には、走査手段としてのピエゾアクチュエータ110が取り付けられている。またピエゾアクチュエータ110は、走査位置制御部170に接続されている。40

【0067】

観察者は画像化装置の表面観察用プローブ20を、被験者の観察部2'近傍に保持し、観察部画像をモニタ202に表示する。第1の実施の形態と同様に、モニタ202に表示される観察部

察部画像上に測定開始位置 A および測定終了位置 B を入力すれば、信号光 L7 は、観察部 2' 上の測定開始位置 A と測定終了位置 B に対応する点を結ぶ走査領域上を走査し、OCT 取得部 12 によりこの走査領域上、すなわち生体測定部 1' の光断層画像が取得され、モニタ 201 に表示される。

【 0 0 6 8 】

以上の説明で明かなように、本実施の形態においては、第 1 の実施の形態における効果に加え、観察部近傍に、表面観察用プローブと OCT 検出素子の両者を配設する必要がなく、観察部近傍に大きなスペースが不要となる。

【 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画像化装置の概略構成図

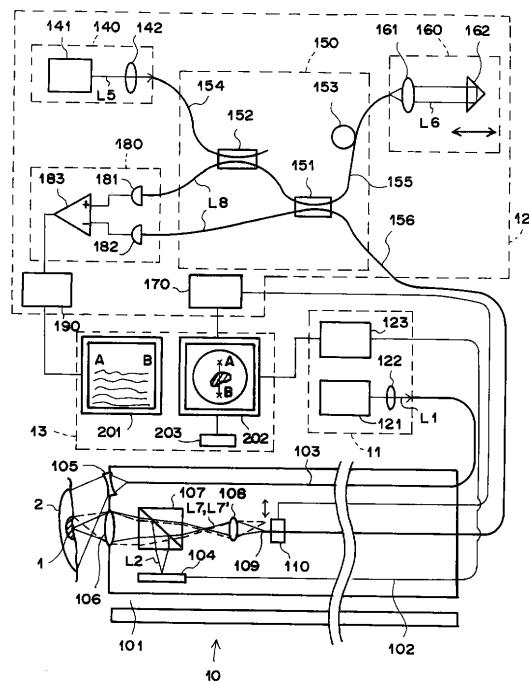
10

【図 2】本発明による第 2 の実施の形態である画像化装置の概略構成図

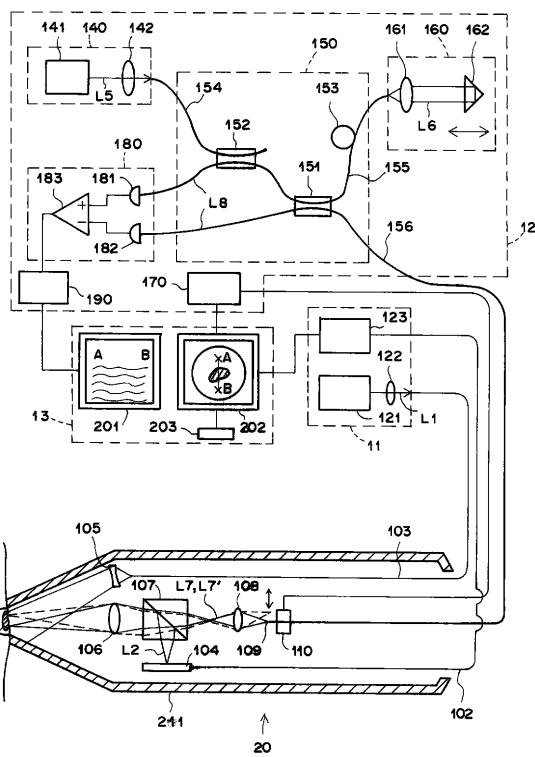
【 符号の説明 】

1, 1'	生体測定部	
2, 2'	観察部	
10	挿入部	
11	観察部画像生成部	
12	OCT 取得部	
13	表示部	
20	表面観察用プローブ	
101	鉗子口	20
102	C CD ケーブル	
104	C CD 撮像素子	
106	撮像レンズ	
107	ダイクロプリズム	
108	結像レンズ	
110	ピエゾアクチュエータ	
140	低コヒーレンス光源部	
150	ファイバ結合光学系	
160	光路遅延部	
170	走査制御部	30
180	バランス差分検出部	
190	信号処理部	
201, 202	モニタ	
211	把持用カバー	
L1	白色光	
L2	反射光	
L5	低コヒーレンス光	
L6	参照光	
L7, L7'	信号光	
L8	合波光	40

【図1】



【図2】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2000-126188(JP,A)
特開平09-149878(JP,A)
特開2000-097846(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01N21/00-21/61

A61B1/00-1/32

专利名称(译)	成像设备		
公开(公告)号	JP3819273B2	公开(公告)日	2006-09-06
申请号	JP2001315464	申请日	2001-10-12
[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 A61B10/00 A61B1/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0066 A61B5/0084		
FI分类号	G01N21/17.630 A61B10/00.E A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y A61B1/00.524 A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/045.622 A61B1/045.623 A61B1/05		
F-TERM分类号	2G059/AA05 2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/EE02 2G059/FF01 2G059/GG01 2G059/HH01 2G059/HH06 2G059/JJ06 2G059/JJ17 2G059/JJ30 2G059/KK04 2G059/LL04 2G059/MM01 2G059/MM09 2G059/MM10 2G059/PP04 4C061/BB01 4C061/BB08 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP11 4C061/PP20 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP11 4C161/PP20		
代理人(译)	佐久间刚		
优先权	2000332361 2000-10-31 JP		
其他公开文献	JP2002202253A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供具有OCT功能的紧凑型成像设备。解决方案：由照射光L1照射的观察部分2反射的反射光L2的观察部分图像由CCD成像元件104经由成像透镜106成像并显示在监视器202上作为观察部分图像。此外，用于获得光学断层图像的信号光L7通过光纤156被引导到插入部分10中，并经由成像透镜106照射到活体测量部分1。通过压电致动器110移动光纤156的发射端109来扫描信号光L7。OCT获取单元12使用由生物测量单元1反射的信号光L7和参考光L6的低相干干涉来获取光学断层图像，并在监视器201上显示光学断层图像。由于信号光L7被扫描通过成像透镜106，因此不需要插入OCT检测器以将光学断层图像获得到钳子开口中。因此，减少了所需的钳子端口的数量，并且可以减小插入部分10的直径。

