

(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 - 153472

(P2002 - 153472A)

(43)公開日 平成14年5月28日 (2002.5.28)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-ト* (参考)
A 6 1 B 8/12		A 6 1 B 8/12	4 C 0 6 1
1/00	300	1/00 300 F	4 C 3 0 1
		300 D	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 6 数)

(21)出願番号 特願2000 - 355352(P2000 - 355352)

(22)出願日 平成12年11月22日 (2000.11.22)

(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 林 克己

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)

F タ-ム (参考) 4C061 AA00 BB08 CC00 DD00 FF46

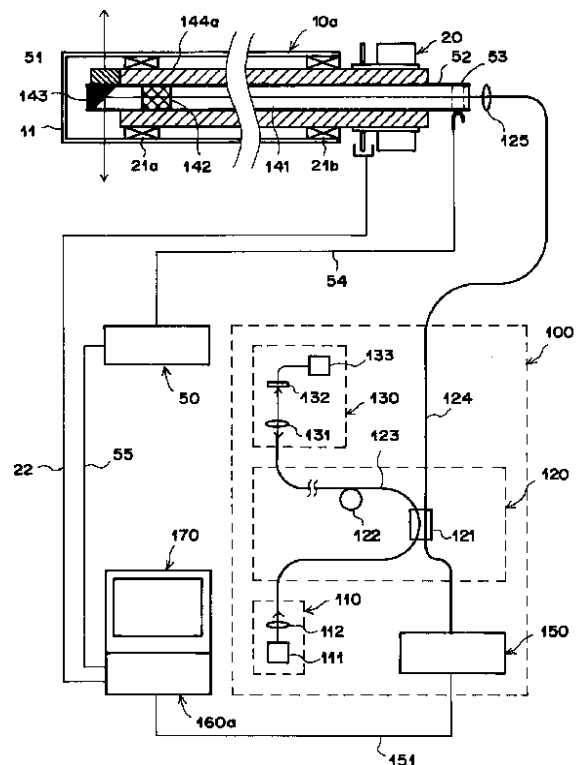
4C301 BB03 EE20 FF09 GA20 GD10

(54)【発明の名称】 画像診断装置

(57)【要約】

【課題】 画像診断装置において、一度の診断で、OCT画像と、超音波画像との両方の画像を取得できるようにする。

【解決手段】 内部に超音波トランスデューサ51とOCTの走査部140が設けられているプローブ10aを内視鏡の鉗子口に挿通し、患者の体腔内の観察を行う。超音波信号処理装置50により超音波信号を発振し、その信号を基に超音波トランスデューサ51から被写体に超音波を照射して測定を行うと同時に、OCT装置の、光源を駆動し、被写体に信号光Lsを照射して測定を行う。さらにセンタレスモータ20を駆動してプローブ10aを回転させ、ラジアル走査を行う。上記走査により得られた情報を基に、超音波画像とOCT画像を取得する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 低コヒーレンス光である信号光を被写体まで導光する導光手段を有し、前記導光手段により導光された前記信号光の前記被写体の所定深度からの反射光と、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、前記被写体の光断層画像を取得するOCT画像取得手段と、前記被写体に超音波を照射する照射手段を有し、前記照射手段により照射された超音波の前記被写体からの反射波を基に前記被写体の超音波画像を取得する超音波画像取得手段とを含み、前記導光手段の先端部と前記照射手段とが互いに一体的に固定された探査部を構成しており、該探査部が中空の可撓性のケースに内包されて、プローブを構成していることを特徴とする画像診断装置。

【請求項2】 前記OCT画像取得手段および前記超音波画像取得手段が、前記被写体の同一の領域の画像を取得するものであることを特徴とする請求項1記載の画像診断装置。

【請求項3】 前記プローブが、内視鏡の鉗子口に挿通されるものであることを特徴とする請求項1記載の画像診断装置。

【請求項4】 前記探査部が、画像を取得するために前記プローブの長手方向を軸に回転運動してラジアル走査をするものであり、前記回転運動の回転角度が単一のロータリエンコーダにより検出されるものであることを特徴とする請求項1記載の画像診断装置。

【請求項5】 前記探査部が、画像を取得するために前記プローブの長手方向に平行移動してリニア走査をするものであり、前記平行移動の移動距離が単一のリニアエンコーダにより検出されるものであることを特徴とする請求項1記載の画像診断装置。

【請求項6】 前記探査部が、前記プローブの中心軸と平行に設けられ、前記被写体近傍まで前記信号光を導光する光ファイバと、該光ファイバの先端に具設され、前記信号光を集光するロッドレンズと、前記ロッドレンズの先端に具設され、前記信号光を直角方向に偏光させるミラーと、前記光ファイバに取着され、前記被写体に超音波を照射する超音波トランスデューサとからなり、前記光ファイバが、前記ケース内でベアリングにより保持されたものであることを特徴とする請求項1記載の画像診断装置。

【請求項7】 前記光ファイバの一部が前記ケース外に配されたセンタレスモータに接続され、該センタレスモータにより回転運動されるものであることを特徴とする請求項6記載の画像診断装置。

【請求項8】 前記光ファイバの一部が前記ケース外に配された駆動手段に接続され、該駆動手段により平行移動されるものであることを特徴とする請求項6記載の画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、画像診断装置に関し、複数の手段により被写体の情報を取得できる画像診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波画像診断装置は、患者に対する負担が少なく、X線診断と違いほぼ無害であり、得られる情報が多く、設備が安価であるなど数々の利点があるため、現在では、医療診断の分野において広く普及している。

【0003】この超音波画像診断装置は、患者の観察部に超音波探触子を当てて超音波を発振し、体内から反射してきたエコーに基づいて体内の情報を得るものである。これらの超音波画像診断装置の多くは、セクタスキャンまたはリニアスキャンを行い、Bモード像、すなわち2次元断面像を得るものである。

【0004】また、内視鏡の分野においても、内視鏡の鉗子口に挿通する超音波探触子が、広く用いられており、体腔内の内壁のBモード像、すなわち2次元断面像の観察などに用いられている。

【0005】一方、近年、低コヒーレンス光を用いたOCT(Optical Coherence Tomography)画像診断装置、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画像診断装置が、医療診断に応用されつつある。上記OCT画像診断装置の詳細は、「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。

【0006】このOCT画像診断装置は、SLD(Super Luminescent Diode)など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などを微少移動させ、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。

【0007】このようなOCT画像診断装置を使用すれば、数10 μ m程度の高解像度で被写体を観察することができる。そのため、早期癌の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、内視鏡装置の鉗子口を介して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、該ミラーを回転させることにより、ラジアル走査を行い、体腔壁を輪切り状態で表示するラジアル光断層画像を表示するOCT画像診断装置が記載されている。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、超音波画像診断装置の場合は、体腔内では内壁表面から数10mmの深さまで画像化することができるが、診断で実用的に用いる超音波の周波数は数MHzから数10MHz程度であるため、解像度を数100 μ m程度までしか上

げることができない。
【0009】一方、OCT画像診断装置は光を用いた画像化手法であるため、数10 μ m程度の高解像度ではあるが、体腔内に用いた場合には、内壁表面から1~2mm程度の深さまでしか画像化することができない。

【0010】本発明は、一度の診断で、OCT画像と、超音波画像との両方の画像を取得し、高深度までの情報を取得しつつ、低深度においては高解像度の情報を取得することが可能な画像診断装置を提供することを目的とするものである。

【0011】

【課題を解決するための手段】本発明による画像診断装置は、低コヒーレンス光である信号光を被写体まで導光する導光手段を有し、導光手段により導光された信号光の前記被写体の所定深度からの反射光と、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、前記被写体の光断層画像を取得するOCT画像取得手段と、前記被写体に超音波を照射する照射手段を有し、照射手段により照射された超音波の前記被写体からの反射波を基に前記被写体の超音波画像を取得する超音波画像取得手段

とを含み、導光手段の先端部と照射手段とが互いに一体的に固定された探査部を構成しており、探査部が中空の可撓性のケースに内包されて、プローブを構成していることを特徴とするものである。
【0012】ここで、導光手段とは、プローブの基端から先端まで信号光を導光するファイバや、ファイバ先端に具設されるロッドレンズや、ミラーなどを全て含んだものを意味する。

【0013】本発明による画像診断装置において、OCT画像取得手段および超音波画像取得手段は、前記被写

体の同一の領域の画像を取得するのが望ましい。
【0014】また、本発明による画像診断装置において、プローブは、内視鏡の鉗子口に挿通されるものとする

ことができる。
【0015】さらに、探査部は、画像を取得するためにプローブの長手方向を軸に回転運動してラジアル走査をするものとして、回転運動の回転角度が単一のロータリエンコーダにより検出されるものとする。また、プローブの長手方向に平行移動してリニア走査をするものとして、前記平行移動の移動距離が単一のリニア

エンコーダにより検出されるものとする。また、

【0016】本発明による画像診断装置において、探査部は、プローブの中心軸と平行に設けられ、前記被写体近傍まで信号光を導光する光ファイバと、光ファイバの先端に具設され、信号光を集光するロッドレンズと、ロッドレンズの先端に具設され、信号光を直角方向に偏光させるミラーと、光ファイバに取着され、前記被写体に超音波を照射する超音波トランスデューサとからなり、光ファイバが、ケース内でベアリングにより保持されたものとする

【0017】ここで、光ファイバとは、ファイバ本体と、ファイバを被覆するシースなどを合わせた物を意味する。

【0018】ここで、光ファイバの一部が、ケース外に配されたセンタレスモータに接続され、該センタレスモータにより回転運動されるものとする。また、ケース外に配された駆動手段に接続され、該駆動手段により平行移動されるものとする

【0019】

【発明の効果】上記のように構成された本発明による画像診断装置は、OCT画像取得手段と超音波画像取得手段とを組み合わせることにより、一度の観察で管腔臓器の内壁表面から数10mmまでの範囲の数100 μ m程度の解像度の情報と、内壁表面から1~2mmまでの範囲の数10 μ m程度の高解像度の情報を同時に得ることができる。

【0020】OCT画像取得手段および超音波画像取得手段は、被写体の同一の領域の画像を取得することができるため、同一の領域の複数の情報を同時に得ることができる。

【0021】また、本発明による画像診断装置のプローブは、従来の内視鏡の鉗子口に挿通して使用することができるため、本発明による画像診断装置の機能を、従来の内視鏡に付与することができる。

【0022】

【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は本発明による画像診断装置の第1の実施の形態の概略構成を示す図である。

【0023】本実施の形態による画像診断装置は、患者の体腔内を観察するプローブ10aと、超音波情報を取得する超音波情報取得部と、光断層情報を取得する光断層情報取得部100と、超音波情報取得部および光断層情報取得部100により取得された各情報を画像化するコンピュータ160aと、コンピュータ160aにより生成された画像を表示するモニタ170とからなる。

【0024】超音波情報取得部は、超音波信号を発生させる超音波信号処理装置50と、超音波信号処理装置50により生成された信号を基に超音波を発生する超音波トランスデューサ51とからなり、超音波信号処理装置

50と超音波トランスデューサ51の間は、プローブ10a内ではケーブル52および端子53、プローブ10基端の端子53から超音波信号処理装置50の間ではケーブル54により接続されている。

【0025】超音波信号処理装置50は、超音波信号を発振するオシレータの機能と、超音波信号を受信するレシーバの機能の両方を有する。

【0026】ケーブル52は後述する光ファイバの基端部に周設された端子53に接続され、また、ケーブル54は前記端子53に接触している。これにより、光ファイバが回転運動を行った場合でも、ケーブル52とケーブル54が常に接触した状態となるため、超音波信号が

間断することなく伝導するようになっている。

【0027】コンピュータ160aは、超音波信号処理装置50で受信された超音波信号の波形を基に、超音波画像を生成する。

【0028】光断層画像取得部100は、低コヒーレンス光を出射する光源部110と、光源部110より射出された低コヒーレンス光を、参照光Lrおよび信号光Lsへの分割および合成を行うファイバ結合光学系120と、参照光Lrの光路上に配され、参照光Lrの光路長を変化させる光路遅延部130と、信号光Lsにより生体組織などを走査する走査部140と、被写体の所定の面で反射された信号光Ls'と参照光Lrとの干渉光Lcの強度を検出する光検出部150とを備えている。

【0029】光源部110は、SLDなどからなり低コヒーレンス光を出射する光源111と、光源111から射出された低コヒーレンス光を集光する集光レンズ112とを備えている。

【0030】ファイバ結合光学系120は、光源111から射出された低コヒーレンス光を信号光Lsと参照光Lrとに分割し、また、信号光Lsの被写体の所定の深部からの反射光である信号光Ls'と参照光Lrを合波し、干渉光Lcを得るファイバカップラ121と、参照光Lrに僅かな周波数シフトを生じさせるピエゾ素子122と、ファイバカップラ121を介して光源部110と光路遅延部130を繋ぐファイバ123と、ファイバカップラ121を介して光検出部150と走査部140の間を導光するファイバ124とを備えている。

【0031】光路遅延部130は、ファイバ123から射出された参照光Lrを平行光に変換し、また反射された参照光Lrをファイバ123へ入射させる集光レンズ131と、図1における水平方向への移動により参照光Lrの光路長を変化させる参照光ミラー132と、参照光ミラー132を水平方向への移動させる駆動部133とを備えている。

【0032】走査部140は、中心にファイバ141が配設されており、ファイバ141の先端には、ファイバ141により導光された信号光Lsおよび病変部により反射された信号光Ls'を集光するロッドレンズ142

と、前記信号光LsおよびLs'を直角方向に反射するミラー143が固着されている。また、ファイバ124とファイバ141との間は、レンズ125を介して導光される。

【0033】コンピュータ160は、光検出部150で検出された干渉光Lcの光強度を基に、光断層画像を生成する。

【0034】プローブ10aの内部は、中心にOCTの走査部140が設けられており、プローブ10a内先端付近まで挿通されている。ファイバ141の周囲には、可撓性のシース144aが設けられている。また、ミラー143の後面には、ミラー143の反射方向の反対方向、すなわち光走査部の走査方向と反対方向に超音波を照射する超音波トランスデューサ51が設けられている。

【0035】ここで、超音波トランスデューサを配置する位置は、上記の位置に限ったものでなく、例えば、ミラー143の先端など、光走査部の信号光Lsの走査を妨げない位置であれば、どのような位置に配置してもよい。また、信号光Lsの走査方向と、超音波の照射方向の関係は、相互に反対方向に照射するものに限ったものでなく、例えば、同一の方向であるなど、どのような方向でもよい。

【0036】また、中心にファイバ141が挿通されたシース144aは、プローブ10内部においては複数のベアリング21により軸支される。シース144aの基端側は、プローブ10から突出しており、シース144aの基端部はセンタレスモータ20に接続される。センタレスモータ20は、ロータリエンコーダの機能を有しており、センタレスモータ20の回転角度検出部により検出された回転角度を示す信号が、信号線22によりコンピュータ160aに送られる。

【0037】次に以上のように構成された本実施の形態による画像診断装置の作用について説明する。

【0038】患者の体腔内を観察する際には、内視鏡の鉗子口にプローブ10aを挿通し、内視鏡を患者の体腔内に挿入し、内視鏡のモニタに表示される画像を基に、目視により内視鏡の挿入部先端を所望の部位まで誘導する。

【0039】観察を開始すると、超音波信号処理装置50により超音波信号が発振される。この超音波信号は、ケーブル54、ファイバ141基端部の端子53およびケーブル52を介して、超音波トランスデューサ51に伝導される。

【0040】超音波信号が超音波トランスデューサ51により超音波に変換され、被写体に超音波が照射される。被写体深部で反射された超音波は、超音波トランスデューサ51により電気信号に変換され、超音波信号は、超音波信号処理装置50に受信される。超音波信号処理装置50は受信した超音波信号をケーブル55を介

してコンピュータ160aに送信する。

【0041】さらにセンタレスモータ146によりファイバ141を回転させることにより超音波の照射方向を移動させ、被写体周囲のファイバ141の長手方向を軸としたラジアル走査を行う。

【0042】同時に、光断層画像取得用の低コヒーレンス光が光源部110から射出される。光源111から射出された低コヒーレンス光は、集光レンズ112により集光され、ファイバ123に導入される。

【0043】ファイバ123を透過した低コヒーレンス光は、ファイバカプラ121で、ファイバ123内を光路遅延部130の方向へ進行する参照光Lrと、ファイバ124内を走査部140の方向へ進行する信号光Lsとに分割される。参照光Lrは光路上に設けられたピエゾ素子122により変調され、参照光Lrと信号光Lsには、僅かな周波数差 f が生じる。

【0044】ファイバ124に導光された信号光Lsは、レンズ125を介してファイバ141に入射され、ファイバ141先端からロッドレンズ142およびミラー143を介して被写体へ入射される。被写体に入射された信号光Lsのうち被写体の所定の深度で反射された信号光Ls'は、ミラー143、ロッドレンズ142、ファイバ141、レンズ125を介してファイバ124に帰還せしめられる。ファイバ124に帰還せしめられた信号光Ls'は、ファイバカプラ121において、後述するファイバ123に帰還せしめられた参照光Lrと合波される。

【0045】一方、ピエゾ素子122で変調された後の参照光Lrは、ファイバ123を通過し光路遅延部130の集光レンズ131を介して、参照光ミラー132に入射し、この参照光ミラー132で反射され再度集光レンズ131を透過して、ファイバ123に帰還せしめられる。ファイバ123に帰還せしめられた参照光Lrはファイバカプラ121で、上述した信号光Ls'と合波される。

【0046】ファイバカプラ121で合波された信号光Ls'および参照光Lrは、再び同軸上に重なり、信号光Ls'と参照光Lrが干渉して干渉光Lcとなり、ビート信号を発生する。

【0047】参照光Lrおよび信号光Ls'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Lsと参照光Lrに分割されたのち、信号光Ls(Ls')がファイバカプラ121に到達するまでの光路長が、参照光Lr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。

【0048】光検出器150では、干渉光Lcから上記ビート信号の光強度を検出し、ヘテロダイン検出を行い、被写体の所定深度より反射された信号光Ls'の強

度を検出し、信号処理部160aへ出力する。

【0049】さらにセンタレスモータ146によりファイバ141を回転させることにより信号光Lsの照射方向を移動させ、被写体周囲のファイバ141の長手方向を軸としたラジアル走査を行う。その後、参照光ミラー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、参照光Lrがファイバカプラ121に到達するまでの光路長が変化する。このため参照光Lrと干渉する信号光Ls(Ls')の光路長も変化する。ここで、再度ラジアル走査を行う。このような動作を信号光が所定の深度に達するまで繰り返すことにより、被写体周囲の断層情報を得ることができる。

【0050】信号処理部160aでは、超音波信号処理装置50から送信される信号を基に超音波画像を生成し、また、光検出部150で検出された被写体周囲の断層情報を基にOCT画像を生成する。ラジアル走査により撮影された超音波画像およびOCT画像はモニタ170へ出力され、モニタ170の画面上に表示される。

【0051】上記のように構成された本発明による画像診断装置によれば、超音波装置により撮影された高深度までの領域の画像と、OCT装置により撮影された低深度の領域の高解像度の画像を、一度の撮影により取得することができるため、効率よく被写体の情報を得ることができる。

【0052】本実施の形態では、超音波トランスデューサとOCT装置の走査部が内包されたプローブを、内視鏡の鉗子口に挿通させて使用したが、内視鏡挿入部本体に、超音波トランスデューサとOCT装置の走査部とを組み込んだものとすることもできる。

【0053】次に、本発明の第2の実施の形態について説明する。図2は本発明による画像診断装置の第2の実施の形態の概略構成を示す図である。本実施の形態による画像診断装置は、第1の実施の形態のセンタレスモータをリニア駆動装置に変更し、リニア走査を行うようにしたものである。なお、図1に示す第1の実施形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【0054】超音波トランスデューサ51が、信号光Lsが被写体に向かう光路と同じ方向に向けて超音波を照射するように配置されている。また、中心にファイバ141が挿通されたシース144bは、プローブ10b内部においては複数の支持体31により支持される。プローブ10から突出したシース144bの基端部はリニア駆動装置30に接続され、プローブ10の長手方向に対して前後に移動される。リニア駆動装置30は、リニアエンコーダの機能を有しており、リニアエンコーダの移動距離検出部により検出された移動距離を示す信号が、信号線32によりコンピュータ160bに送られる。

【0055】上記プローブ10bを内視鏡の鉗子口に挿

通して、リニア走査を行うことにより、超音波とOCTによる被写体のリニア断面像を取得することができる。

【0056】本実施の形態においても、第1の実施の形態と同様に、内視鏡挿入部本体に、超音波トランスデューサとOCT装置の走査部とを組み込んだものとするこ

ともできる。
【0057】さらに、本発明の画像診断装置において、1つのプローブで、ラジアル走査およびリニア走査の両方を行えるものとしてもよく、さらに、ラジアル走査とリニア走査を組み合わせることにより3次元画像を生成

するようにしてもよい。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による画像診断装置の第1実施形態の概

略構成図

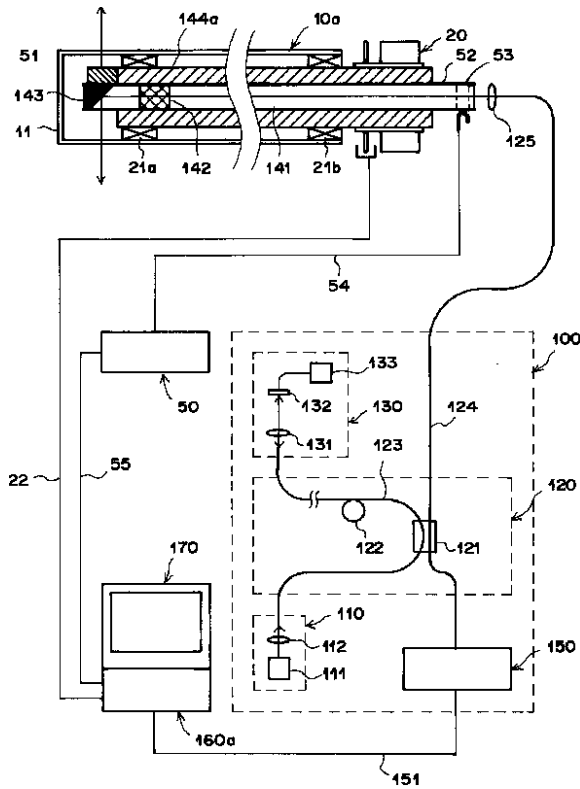
【図2】本発明による画像診断装置の第2実施形態の概

略構成図

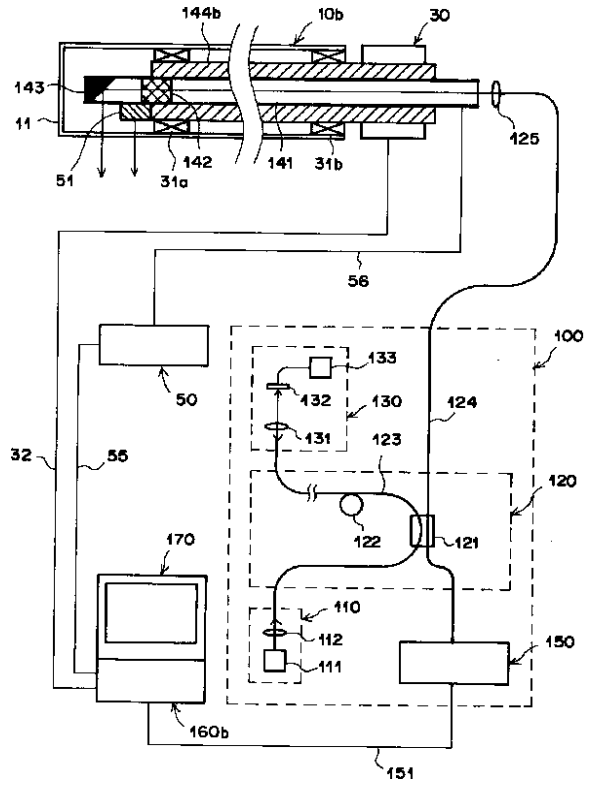
【符号の説明】

- 10 a、10 b プローブ
- 20 センタレスモータ
- 30 リニア駆動装置
- 50 超音波信号処理部
- 51 超音波トランスデューサ
- 100 光断層画像取得部
- 110 光源部
- 120 ファイバ結合光学系
- 130 光路遅延部
- 140 走査部
- 150 信号処理部
- 160 a、160 b コンピュータ
- 170 モニタ

【図1】



【図2】



专利名称(译)	图像诊断设备		
公开(公告)号	JP2002153472A	公开(公告)日	2002-05-28
申请号	JP2000355352	申请日	2000-11-22
[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	林克己		
发明人	林 克己		
IPC分类号	A61B1/00 A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.F A61B1/00.300.D A61B1/00.526 A61B1/00.530 A61B1/00.550 A61B1/00.715 A61B1/018.515 A61B1/055		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB08 4C061/CC00 4C061/DD00 4C061/FF46 4C301/BB03 4C301/EE20 4C301/FF09 4C301/GA20 4C301/GD10 4C161/AA00 4C161/BB08 4C161/CC00 4C161/DD00 4C161/FF46 4C601/BB24 4C601/EE30 4C601/FE03 4C601/GA17 4C601/GA21 4C601/GA29 4C601/GA30 4C601/LL33		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在图像诊断装置中通过一次诊断获得OCT图像和超声图像两者的图像。内部具有超声换能器（51）和OCT扫描单元（140）的探头（10a）插入内窥镜的钳口中以观察患者体腔的内部。超声波信号处理装置50振荡超声波信号，并基于该信号，超声波换能器51对被检体照射超声波，并驱动OCT装置的光源向被检体发信号。照射光Ls并进行测量。此外，驱动无心电动机20以旋转探针10a以进行径向扫描。基于通过上述扫描获得的信息，获取超声图像和OCT图像。

