

(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2006-55236

(P2006-55236A)

(43) 公開日 平成18年3月2日(2006.3.2)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 8/12 (2006.01)	A61B 8/12	2G059
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300D	4C061
G01N 21/17 (2006.01)	G01N 21/17 620	4C601
G01S 15/89 (2006.01)	G01S 15/89 B	5J083

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2004-237865 (P2004-237865)	(71) 出願人	000005201
(22) 出願日	平成16年8月18日 (2004.8.18)		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
		(74) 代理人	100100413
			弁理士 渡部 温
		(74) 代理人	100110777
			弁理士 宇都宮 正明
		(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
		Fターム(参考)	2G059 AA05 AA06 BB12 CC16 EE02
			EE09 FF02 GG01 JJ11 JJ13
			JJ17 JJ22 KK01 MM08 MM09
			MM10 NN08 PP04

最終頁に続く

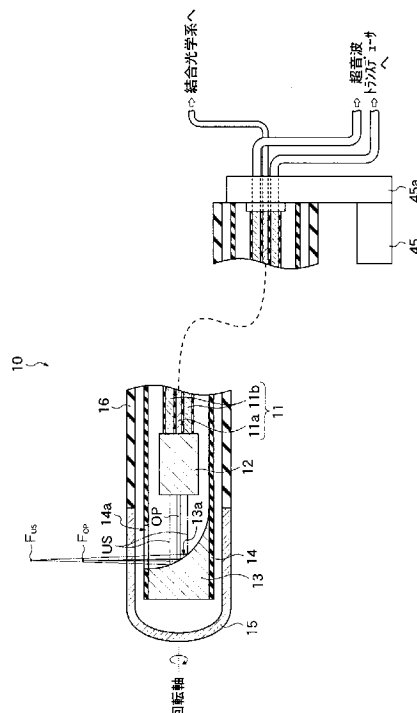
(54) 【発明の名称】 断層画像観察装置、内視鏡装置、及び、それらに用いるプローブ

(57) 【要約】

【課題】 比較的簡単な構造により、光による画像情報と超音波による画像情報との両方を、輻射ノイズの影響を受けることなく取得することができるプローブ等を提供する。

【解決手段】 このプローブは、少なくとも一部に光及び超音波を透過させる先端キャップ15が設けられ、被検体の体内に挿入される軟性部材16を含む挿入部と、挿入部内に収納され、可撓性を有する材料によって形成されており、光を入射及び出射する2つの端面を有し、一方の端面から入射した光を他方の端面に伝搬する光伝搬路11aと、挿入部内に収納され、可撓性を有する材料によって形成されており、超音波を入射及び出射する2つの端面を有し、一方の端面から入射した超音波を他方の端面に伝搬する超音波伝搬路11bと、挿入部内に収納され、光伝搬路の端面から出射される光を挿入部の外部に向けてと共に、超音波伝搬路の端面から出射される超音波を挿入部の外部に向ける反射ミラー13とを含む。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

低コヒーレンス光の干渉に基づいて画像を生成する OCT (光学的コヒーレンス断層撮像)、及び、超音波エコーに基づいて画像を生成する超音波撮像において用いられるプローブであって、

少なくとも一部に光及び超音波を透過させる領域が設けられ、被検体の体内に挿入される挿入部と、

前記挿入部内に収納され、可撓性を有する材料によって形成されており、光を入射及び出射する 2 つの端面を有し、一方の端面から入射した光を他方の端面に伝搬する光伝搬手段と、

前記挿入部内に収納され、可撓性を有する材料によって形成されており、超音波を入射及び出射する 2 つの端面を有し、一方の端面から入射した超音波を他方の端面に伝搬する少なくとも 1 つの超音波伝搬手段と、

前記挿入部内に収納され、前記光伝搬手段の端面から出射される光を前記挿入部の外部に向けると共に、前記少なくとも 1 つの超音波伝搬手段の端面から出射される超音波を前記挿入部の外部に向けるガイド手段と、
を具備するプローブ。

【請求項 2】

前記ガイド手段が、前記光伝搬手段の端面から出射した光の波面を整形すると共に、前記超音波伝搬手段の端面から出射した超音波を伝搬させるコリメート手段を含む、請求項 1 記載のプローブ。

【請求項 3】

前記ガイド手段が、前記光伝搬手段の端面から出射した光を前記挿入部の外部に向けて反射すると共に、前記少なくとも 1 つの超音波伝搬手段の端面から出射した超音波を前記挿入部の外部に向けて反射する反射手段を含む、請求項 1 又は 2 記載のプローブ。

【請求項 4】

前記反射手段が、前記光伝搬手段の端面から出射した光を、該光が所定の深度に焦点を形成するように反射すると共に、前記少なくとも 1 つの超音波伝搬手段の端面から出射した超音波を、該超音波が所定の深度に焦点を形成するように反射する、請求項 3 記載のプローブ。

【請求項 5】

前記ガイド手段が、前記反射手段を回転させることにより、光及び超音波が反射される方向を変化させる回転機構をさらに含む、請求項 3 又は 4 記載のプローブ。

【請求項 6】

前記光伝搬手段が、光ファイバを含み、

前記少なくとも 1 つの超音波伝搬手段が、複数の石英ファイバを含む、
請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項記載のプローブ。

【請求項 7】

少なくとも内視鏡観察及び超音波撮像において用いられるプローブであって、

少なくとも一部に超音波を透過させる領域が設けられ、被検体の体内に挿入される挿入部と、

前記挿入部内に収納され、可撓性を有する材料によって形成されており、超音波を入射及び出射する 2 つの端面を有し、一方の端面から入射した超音波を他方の端面に伝搬する少なくとも 1 つの超音波伝搬手段と、

前記挿入部内に収納され、前記少なくとも 1 つの超音波伝搬手段の端面から出射される超音波を前記挿入部の外部に向けるガイド手段と、

被検体の内表面に光を照射する光照射手段と、

前記光照射手段によって被検体の内表面に照射された光の反射光を検出することにより、被検体の内表面に関する画像情報を取得する撮像手段と、
を具備するプローブ。

10

20

30

40

50

【請求項 8】

低コヒーレンス光の干渉に基づいて画像を生成する OCT (光学的コヒーレンス断層撮像)、及び、超音波エコーに基づいて画像を生成する超音波撮像において用いられる装置であって、

光源から発生した低コヒーレンス光を信号光及び参照光に分割する光分割手段と、

駆動信号に基づいて超音波を発生する少なくとも 1 つの超音波トランスデューサと、

前記少なくとも 1 つの超音波トランスデューサに供給される駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、

プローブであって、少なくとも一部に光及び超音波を透過させる領域が設けられ、被検体の体内に挿入される挿入部と、前記挿入部内に収納され、可撓性を有する材料によって形成されており、前記分割手段によって分割された信号光を入射して伝搬する光伝搬手段と、前記挿入部内に収納され、可撓性を有する材料によって形成されており、前記少なくとも 1 つの超音波トランスデューサから入射した超音波を伝搬する少なくとも 1 つの超音波伝搬手段と、前記挿入部内に収納され、前記光伝搬手段から出射される光を前記挿入部の外部に向けると共に、前記少なくとも 1 つの超音波伝搬手段から出射される超音波を前記挿入部の外部に向けるガイド手段とを含むプローブと、

前記被検体から反射され、前記光伝搬手段を伝搬した信号光と、参照光との干渉によって生じる干渉光を検出することにより検出信号を生成する検出手段と、

前記検出手段によって生成される検出信号に基づいて断層画像データを生成する第 1 の画像データ生成手段と、

前記被検体から反射された超音波を受信することによって生成される検出信号に基づいて断層画像データを生成する第 2 の画像データ生成手段と、
を具備する装置。

【請求項 9】

少なくとも内視鏡観察及び超音波撮像において用いられる装置であって、

駆動信号に基づいて超音波を発生する少なくとも 1 つの超音波トランスデューサと、

前記少なくとも 1 つの超音波トランスデューサに供給される駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、

プローブであって、少なくとも一部に超音波を透過させる領域が設けられ、被検体の体内に挿入される挿入部と、前記挿入部内に収納され、可撓性を有する材料によって形成されており、前記少なくとも 1 つの超音波トランスデューサから入射した超音波を伝搬する少なくとも 1 つの超音波伝搬手段と、前記挿入部内に収納され、前記少なくとも 1 つの超音波伝搬手段から出射される超音波を前記挿入部の外部に向けるガイド手段と、被検体の内表面に光を照射する光照射手段と、前記光照射手段によって被検体の内表面に照射された光の反射光を検出することにより、被検体の内表面に関する画像情報を取得する撮像手段とを含むプローブと、

前記撮像手段によって取得された画像情報に基づいて、被検体の内表面に関する画像データを生成する第 1 の画像データ生成手段と、

前記被検体から反射された超音波を受信することによって生成される検出信号に基づいて断層画像データを生成する第 2 の画像データ生成手段と、
を具備する装置。

【請求項 10】

前記少なくとも 1 つの超音波トランスデューサが、前記被検体から反射され、前記超音波伝搬手段を伝搬した超音波を受信して検出信号を生成する、請求項 8 又は 9 記載の装置。

【請求項 11】

前記プローブが、前記軟性部材内に収納され、前記被検体から反射された超音波を受信して検出信号を生成する少なくとも 1 つの第 2 の超音波トランスデューサをさらに含む、請求項 8 ~ 10 のいずれか 1 項記載の装置。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療診断において、生体内部の画像を観察するために用いられる断層画像観察装置及び内視鏡装置に関し、さらに、それらの装置において用いられるプローブに関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、OCT (optical coherence tomography: 光学的コヒーレンス断層撮像) 技術により生成された断層画像を用いた診断が行われている。OCTとは、光の低コヒーレンス干渉を利用することにより、次のような原理に基づいて被検体に関する断層画像を生成する技術のことである。即ち、レーザやSLD (super luminescent diode) 等の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とに分割し、信号光又は参照光の周波数をピエゾ素子等によって僅かにシフトさせると共に、信号光を走査領域に入射させる。そして、被検体の所定の深度において信号光が反射されて生じた反射光と参照光とを合波し、その合波光に含まれる干渉信号の強度をヘテロダイン検波によって測定する。その際に、参照光の光路上に配置されたミラー等を移動させて、参照光の光路長を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とが一致する深度における被検体に関する情報を取得することができる。従って、信号光の照射領域をずらしつつ、参照光の光路長を変化させながら測定を行うことにより、所定の領域に関する光断層画像を取得することができる。なお、OCTの詳細については、特許文献1を参照されたい。

【0003】

このようなOCTを用いることにより、 $10\mu\text{m} \sim 20\mu\text{m}$ 程度の高分解能で断層像を得ることができるので、OCTを様々な分野に応用することが進められている。例えば、非特許文献1には、内視鏡にOCTを導入したEOCT (endoscopic optical coherence tomography) について報告されている。

しかしながら、光の到達深度は組織の表面から約2mm程度と浅いので、OCTにおいては、生体組織の浅部に関する画像情報しか取得できないという問題が生じている。

【0004】

一方、被検体に関する断層画像を生成する技術としては、超音波撮像も知られている。超音波撮像は、超音波トランスデューサを用いて被検体内に超音波を送信すると共に、被検体内の組織の境界等において反射した超音波 (超音波エコー) を受信し、その受信信号に基づいて断層画像を生成する技術である。超音波撮像によれば、断層画像の分解能を数百 μm 程度とした場合に、超音波の到達深度は約10mm程度と深いので、生体組織の深部に関する画像情報を取得することが可能である。そのため、この超音波診断と上記のOCTとを組み合わせることにより、深度方向について広い範囲の画像情報を取得できるものと期待されている。

【0005】

特許文献2には、細長で可撓性を有する体腔内に挿入される外シースに覆われ、低干渉光及び超音波により3次元画像信号を得る挿入プローブと、低干渉光の光を発生して挿入プローブ側に導光し体腔内の患部側からの反射光を測定光として参照光と干渉させて検出する光断層像信号検出装置と、光断層像信号検出装置により検出された干渉信号に対する信号処理等を行うと共に挿入プローブの先端部に配置された超音波振動子を駆動し超音波エコー信号を信号処理する信号処理装置と、信号処理装置から出力される映像信号を表示するモニタとから構成される被検体内断層イメージング装置が開示されている。このように、OCT信号を取得する機能と、超音波信号を送受信する機能との両方を備えることにより、被検体の表面近傍の深度では高分解能で、かつ到達深度における奥行きのある断層像を得て、適切かつ効果的な被検体断層観察を行うことができる。

【0006】

ところで、上記の被検体内断層イメージング装置においては、OCT用の光ファイバー

及び光学系と、超音波を発生する振動子が実装された基板とを、プローブの先端に配置している。しかしながら、そのような狭い領域に、精密で複雑な部品や機構を設けることは難しく、プローブ自体の製造コストが大変高くなってしまふ。

【0007】

また、プローブ内にCCDカメラ等の固体撮像素子を配置した内視鏡装置に超音波撮像機能を持たせる場合には、超音波を発生するための駆動信号が固体撮像素子の画像信号に与えるノイズが問題となる。超音波を発生するためには、7MHz～30MHz程度の高い周波数を有する数10V以上の大振幅の駆動信号を、例えば、2～3m程度のプローブ長に渡って伝送しなくてはならない。そのため、輻射ノイズが電子内視鏡の画像信号に影響を与えて、画質が劣化する等の問題が生じてしまふ。

10

【0008】

関連する技術として、非特許文献2には、極細の石英ファイバを用いて、数MHzから100MHzの周波数の超音波を低損失で伝送できる伝送線路及び超音波伝送技術を開発するために行われた超音波の伝送実験について報告されている。非特許文献2においては、石英ファイバ中を50MHz帯までの高周波超音波が伝送可能であることが確認されているが、そのような超音波伝送技術が応用される形態については言及されていない。

【特許文献1】特開2002-148185号公報(第2頁)

【特許文献2】特開平11-56752号公報(第1頁、図1)

【非特許文献1】堀井章弘、「内視鏡的光断層画像診断技術」、精密工学会誌、第67巻、第4号、2001年、p.550-553

20

【非特許文献2】入江喬介、他3名、「可撓性伝送線路を用いた30MHz帯超音波伝送」、第23回超音波エレクトロニクスの基礎と応用に関するシンポジウム、2002年11月、pp.3-4

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、比較的簡単な構造により、光による画像情報と超音波による画像情報との両方を、輻射ノイズの影響を受けることなく取得することができるプローブ、並びに、そのようなプローブを用いる断層画像観察装置及び内視鏡装置を提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記課題を解決するため、本発明の1つの観点に係るプローブは、低コヒーレンス光の干渉に基づいて画像を生成するOCT(光学のコヒーレンス断層撮像)、及び、超音波エコーに基づいて画像を生成する超音波撮像において用いられるプローブであって、少なくとも一部に光及び超音波を透過させる領域が設けられ、被検体の体内に挿入される挿入部と、該挿入部内に収納され、可撓性を有する材料によって形成されており、光を入射及び出射する2つの端面を有し、一方の端面から入射した光を他方の端面に伝搬する光伝搬手段と、挿入部内に収納され、可撓性を有する材料によって形成されており、超音波を入射及び出射する2つの端面を有し、一方の端面から入射した超音波を他方の端面に伝搬する少なくとも1つの超音波伝搬手段と、挿入部内に収納され、光伝搬手段の端面から出射される光を挿入部の外部に向けると共に、少なくとも1つの超音波伝搬手段の端面から出射される超音波を挿入部の外部に向けるガイド手段とを具備する。

40

【0011】

また、本発明の1つの観点に係る装置は、低コヒーレンス光の干渉に基づいて画像を生成するOCT(光学のコヒーレンス断層撮像)、及び、超音波エコーに基づいて画像を生成する超音波撮像において用いられる装置であって、光源から発生した低コヒーレンス光を信号光及び参照光に分割する光分割手段と、駆動信号に基づいて超音波を発生する少なくとも1つの超音波トランスデューサと、該少なくとも1つの超音波トランスデューサに供給される駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、プローブであって、少なくとも一部

50

に光及び超音波を透過させる領域が設けられ、被検体の体内に挿入される挿入部と、該挿入部内に収納され、可撓性を有する材料によって形成されており、分割手段によって分割された信号光を入射して伝搬する光伝搬手段と、挿入部内に収納され、可撓性を有する材料によって形成されており、少なくとも1つの超音波トランスデューサから入射した超音波を伝搬する少なくとも1つの超音波伝搬手段と、挿入部内に収納され、光伝搬手段から出射される光を挿入部の外部に向けると共に、少なくとも1つの超音波伝搬手段から出射される超音波を挿入部の外部に向けるガイド手段とを含むプローブと、被検体から反射され、光伝搬手段を伝搬した信号光と、参照光との干渉によって生じる干渉光を検出することにより検出信号を生成する検出手段と、該検出手段によって生成される検出信号に基づいて断層画像データを生成する第1の画像データ生成手段と、被検体から反射された超音波を受信することによって生成される検出信号に基づいて断層画像データを生成する第2の画像データ生成手段とを具備する。

10

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、プローブの外部で発生させた超音波を、可撓性を有する超音波伝搬路を介してプローブの先端に伝搬させるので、プローブ内に振動子を配置する必要がなくなる。また、振動子を駆動するための高周波信号をプローブに送信する必要がないので、輻射ノイズ対策が不要になる。そのため、プローブの構造を簡素化して、細径化することができる。さらに、生成される画像の画質を維持しつつ、プローブの製造コストを低く抑えることができる。さらに、そのようなプローブを断層画像観察装置又は内視鏡装置に組み込むことにより、超音波を用いて撮像された断層画像と、光を用いて撮像された断層画像又は内表面画像とを同時に表示させることができるので、効率良く医療診断を行うことができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、本発明を実施するための最良の形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。

図1は、本発明の一実施形態に係る断層画像観察装置の構成を示すブロック図である。この断層画像観察装置は、生体内に挿入されてOCT(optical coherence tomography)撮像及び超音波撮像を行う断層画像観察用プローブ(以下、単にプローブともいう)10と、OCTによる断層画像を生成する光源部20～OCT画像データ生成部26と、超音波による断層画像を生成する超音波トランスデューサ30～超音波画像データ生成部36と、生成されたOCT画像データ及び超音波画像データを記憶する画像データ記憶部40と、画像合成部41と、表示部42と、本実施形態に係る断層画像観察装置全体を制御する制御部43と、オペレータによる命令や情報を入力する際に用いられる入力部44とを含んでいる。また、プローブ10に結合される回転駆動部45が設けられている。

30

【0014】

図2は、図1に示すプローブ10の構造を示す断面図である。このプローブ10は、バンドルファイバ11と、コリメータ12と、回転軸を中心として回転する反射ミラー13とを含んでいる。バンドルファイバ11及びコリメータ12は、可撓性を有する材料によって形成されている被覆管14内に挿入して固定されており、反射ミラー13は、被覆管14の先端に取り付けられている。これらの部分11～14は、先端キャップ15が設けられた軟性部材16を含む挿入部内に収納されている。先端キャップ15は、ガラスや樹脂材のように、光透過性を有すると共に、生体との音響特性が良好な材料によって形成されており、先端キャップ15の内側は、水や流動パラフィン等の液体によって満たされている。また、被覆管14の一方の端部(図2においては右端)には、ギア部45aを含むモータ等の回転駆動部45が設けられている。この回転駆動部45によって被覆管14が回転し、それにより、反射ミラー13が回転する。

40

【0015】

バンドルファイバ11は、OCTのために用いられる光を伝搬させる光伝搬路11aと

50

、超音波撮像のために用いられる超音波を伝搬させる超音波伝搬路 11b とを含んでいる。これらの光伝搬路 11a 及び超音波伝搬路 11b は、可撓性を有する材料によって形成されている。光伝搬路 11a としては、例えば、コア径 10 μm を有するシングルモードの光ファイバが用いられ、超音波伝搬路 11b としては、例えば、石英ファイバが用いられる。なお、超音波伝搬路 11b は、シングルモードでなくても良い。

【0016】

図3は、図2に示すバンドルファイバ11の断面を示している。本実施形態においては、図3の(a)に示すように、バンドルファイバ11の中央に光伝搬路11aを配置し、その周囲を囲むように複数の超音波伝搬路11bを配置すると共に、伝搬路11a及び11bを保護すると共に不要な振動を吸収するために、それらの隙間に樹脂材料11cを充填している。光伝搬路11a及び超音波伝搬路11bの配置は、このような形態には限定されず、その他にも様々な配置を用いることができる。例えば、図3の(b)に示すように、1つの光伝搬路11aと1つの超音波伝搬路11bとを並べて配置しても良い。

10

【0017】

再び、図2を参照すると、このような光伝搬路11a及び超音波伝搬路11bの一方の端面は、コリメータ12に直接的に接続されている。また、光伝搬路11aの他方の端面は、図1に示す結合光学系21に接続されており、超音波伝搬路11bの他方の端面は、図1に示す超音波トランスデューサ30に接続されている。

【0018】

コリメータ12は、バンドルファイバ11よりも大きい開口径を有しており、光伝搬路11aの端面から出射した光が拡散することなく反射ミラー13に入射するように、出射光の波面を整形すると共に、超音波伝搬路11bの端面から出射した超音波を伝搬させる。本実施形態においては、コリメータ12として、セルフオック（登録商標）レンズを用いている。セルフオック（登録商標）レンズは、位置によって異なる屈折率を有する屈折率分布型レンズであり、その長さを変えることによって光学特性が変化する。例えば、セルフオック（登録商標）レンズを物体像面間距離（光が正立に結像するピッチ）の1/4の長さにすると、入射光が平行光となって出射する。なお、コリメータ12の代わりに凸レンズ等の結像光学系を用いることにより、光伝搬路11aから出射した光の径を絞りつつ反射ミラー13に入射させても良い。

20

【0019】

反射ミラー13は、金属の反射面13aを有しており、コリメータ12から出射した光OP及び超音波USの波面を偏向させることにより、所定の位置に集束させる。反射面13aの形状は、入射光の状態（例えば、平行光、集束光等）及び開口径と光の焦点 F_{OP} の位置との関係や、入射する超音波の開口径と超音波の焦点 F_{US} の位置との関係等に基づいて規定される。その際に、光の焦点距離及び超音波の焦点距離については、光及び超音波の性質（例えば、深達度）に応じて、観察対象となる深さの範囲内でそれぞれ設定される。なお、通常、OCTによって被検体の浅部を撮像し、超音波によって被検体の深部を撮像するので、光の焦点距離よりも超音波の焦点距離の方が長くなる。反射面13aの形状としては、平面、放物面、楕円面等様々なものを用いることができる。

30

【0020】

被覆管14の一部には、反射面13aから反射された光OP及び超音波USを透過させるための窓14aが設けられている。反射ミラー13によって反射された光及び超音波は、この窓14a及び先端キャップ15を透過して被検体内に伝搬し、光の焦点 F_{OP} 及び超音波の焦点 F_{US} を形成する。このような被覆管14を回転させることにより、反射ミラー13が回転して、光の焦点 F_{OP} 及び超音波の焦点 F_{US} が回転軸に垂直な平面内を移動することにより、被検体を走査する。或いは、軟性部材内をスライドするように被覆管14を駆動することにより、光の焦点 F_{OP} 及び超音波の焦点 F_{US} を移動させて、被検体をリニアに走査させても良い。さらに、回転運動及びスライド運動を組み合わせることにより、3次元走査を行うこともできる。

40

【0021】

50

再び、図 1 を参照すると、本実施形態に係る断層画像観察装置は、OCT 画像を生成するために、光源部 20 と、結合光学系 21 と、光路遅延部 22 と、光検出部 23 と、OCT 信号処理部 24 と、メモリ 25 と、OCT 画像データ生成部 26 とを有している。

【0022】

図 4 は、光源部 20 ~ 光検出部 23 の構成を示す模式図である。図 4 に示すように、光源部 20 は、例えば、モードロックチタンサファイアレーザ 20a と、レーザ 20a から出射した光を集光して光ファイバ 27a に導くレンズ 20b とを含んでいる。光源としては、低コヒーレンス光を出射できるものであれば良く、上記のようなレーザの他にも、SLD (スーパー・ルミネセント・ダイオード) 等を用いることができる。

【0023】

結合光学系 21 は、ファイバカプラ 21a 及び 21b と、周波数シフタ 21c とを含んでいる。ファイバカプラ 21a は、光源部 20 から出射し、光ファイバ 27a を介して導入された低コヒーレンス光を分割し、一方の低コヒーレンス光 L1 をファイバカプラ 21b に導くと共に、他方の低コヒーレンス光 L1' を光ファイバ 27d を介して光検出部 23 に導く。ファイバカプラ 21b は、低コヒーレンス光 L1 を、参照光 L2 及び信号光 L3 に分割して光ファイバ 27b 及び 11a にそれぞれ導くと共に、光ファイバ 27b 及び 11a からそれぞれ導入された参照光 L2' 及び反射光 L3' を合波することにより合成光 L4 として光ファイバ 27c に導く。周波数シフタ 21c は、信号光 L3 を僅かに周波数変調することにより、参照光 L2 と信号光 L3 との間に僅かな周波数差 f を生じさせる。

【0024】

光路遅延部 22 は、レンズ 22a と、反射ミラー 22b と、ミラー駆動部 22c とを含んでいる。レンズ 22a は、ファイバ 27b から出射した参照光 L2 を集光して反射ミラー 22b に入射させると共に、反射ミラー 22b からの反射光 (参照光 L2') を光ファイバ 27b に入射させる。ここで、反射ミラー 22b は、レンズ 22a の光軸に対して垂直且つ水平方向に移動可能な状態で保持されている。ミラー駆動部 22c は、制御部 43 (図 1) の制御の下で、反射ミラー 22b を光軸に対して水平方向に移動させることにより、参照光 L2 及び L2' の光路長を変化させる。

【0025】

光検出部 23 は、光ファイバ 27d を介して入射した低コヒーレンス光 L1' の強度を検出する光検出器 23a と、光ファイバ 27c を介して入射した合波光 L4 の強度を検出する光検出器 23b とを含んでいる。これらの光検出器 23a 及び 23b の検出信号は、OCT 信号処理部 24 (図 1) に出力される。

【0026】

光源部 20 から出射され、結合光学系 21 を介して光ファイバ 11a に入射した信号光 L3 は、図 2 に示すプローブ 10 の先端から出射して被検体の走査領域を照射する。この信号光 L3 は、被検体内のある深さにおける組織から反射され、反射光 L3' としてプローブ 10 の先端に入射する。そして、反射光 L3' は、光ファイバ 11a を通って再び結合光学系 21 に入射し、参照光 L2' と合波される。ここで、参照光 L2' と反射光 L3' とは、参照光 L2 が光路遅延部 22 において反射されて戻って来るまでの光路長と、信号光 L3 が被検体において反射されて戻って来るまでの光路長との差が、光の干渉距離以下 (例えば、 $10\mu\text{m} \sim 20\mu\text{m}$) である場合に、互いに干渉し合う。言い換えれば、参照光 L2 及び L2' と反射光 L3' とが干渉し合うとき、その反射光 L3' は、参照光 L2 及び L2' の光路長に対応する深さにおいて反射されたものであり、その深さ領域に関する情報を表していると言える。そこで、参照光 L2 及び L2' の光路長を変化させつつ、参照光 L2' と反射光 L3' との干渉を計測することにより、被検体の深さ方向に関する情報を取得することができる。

【0027】

図 1 に示す OCT 信号処理部 24 は、光検出部 23 から出力された低コヒーレント光 L1' の検出信号と、参照光 L2' 及び反射光 L3' の合波光 L4 の検出信号とに基づいて

10

20

30

40

50

、OCT検出データを生成する。OCT信号処理部24は、差動増幅器を有しており、光検出器23aの出力値と光検出器23bの出力値との間の入力バランスを調整すると共に、それらの間の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。さらに、OCT信号処理部24は、増幅された信号をA/D変換する。このようにして生成されたOCT検出データは、光路遅延部22における反射ミラー22bの移動量に対応する参照光L2及びL2'の光路長(信号光L3が反射された深さと関連する)と関連付けられ、メモリ25に記憶される。

【0028】

OCT画像データ生成部26は、メモリ25に記憶されているOCT検出データに基づいて、プローブ10による走査方式(例えば、ラジアル走査)に対応する座標変換を行うことにより、表示用のOCT画像データを生成する。生成されたOCT画像データは、画像データ記憶部40に記憶される。

【0029】

一方、本実施形態に係る断層画像観察装置は、超音波画像を生成するために、超音波トランスデューサ30と、走査制御部31と、駆動信号発生部32と、送受信切替部33と、超音波信号処理部34と、メモリ35と、超音波画像データ生成部36とを有している。

【0030】

超音波トランスデューサ30は、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛:Pb(lead) zirconate titanate)に代表される圧電セラミックや、P(VDF)(ポリフッ化ビニリデン:polyvinylidene difluoride)に代表される高分子圧電材料等の圧電性を有する材料(圧電体)の両端に電極を形成した振動子によって作製されている。このような振動子の電極に、パルス状の電気信号又は連続波の電気信号を送って電圧を印加すると、圧電体は伸縮する。この伸縮により、振動子からパルス状の超音波又は連続波の超音波が発生する。また、振動子は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。この電気信号は、超音波の検出信号として出力される。

【0031】

図5は、超音波トランスデューサ30から発生した超音波を、プローブ10から伸びる超音波伝搬路11bに導入する様子を示す模式図である。この超音波トランスデューサ30は、発生した超音波を集束させるために、凹面状の超音波発生面を有している。このような超音波トランスデューサ30に電圧を印加することにより発生した超音波は、音響ミラー30aによって反射され、超音波伝搬路11bに入射する。なお、音響ミラー30aの反射面は、図5に示すように平面であっても良く、凹面状であっても良い。

【0032】

このような超音波トランスデューサ30は、プローブ10に含まれる超音波伝搬路11bと同じ数だけ設けても良いし、1つの超音波伝搬路11bに対して、共振周波数の異なる複数種類の超音波トランスデューサ30を用意しても良い。後者の場合には、撮像部位の深さや性状等の条件に応じて、使用する超音波トランスデューサの種類を切り替えるようにしても良い。例えば、比較的浅い領域を撮像する場合には、高分解能を得ることができる高い周波数帯域の超音波を発生するトランスデューサを用いれば良いし、比較的深い領域を撮像する場合には、散乱し難く深達度の深い、低い周波数帯域の超音波を発生するトランスデューサを用いれば良い。

【0033】

再び、図1を参照すると、走査制御部31は、制御部43の制御の下で、プローブ10の回転運動に応じて、超音波トランスデューサに与えられる駆動信号の駆動タイミングを設定する。また、駆動信号発生部32は、例えば、パルサを含んでおり、走査制御部31によって設定された駆動タイミングに従って駆動信号を発生する。

【0034】

送受信切替部33は、駆動信号発生部32から出力される駆動信号の超音波トランスデューサ30への供給と、超音波トランスデューサ30から出力される検出信号の超音波信

10

20

30

40

50

号処理部 3 4 への供給とを、走査制御部 3 1 の制御に従って所定のタイミングで切り替える。

【 0 0 3 5 】

超音波信号処理部 3 4 は、超音波伝搬路 1 1 b の数に対応する複数のチャンネルを有しており、対応する超音波トランスデューサから出力された検出信号を所定のタイミングで取り込み、対数増幅、検波、S T C (センシティビティ・タイム・コントロール)、フィルタ処理等の信号処理を行い、さらに、A / D 変換を行うことにより、超音波検出データを生成する。ここで、検出信号の取り込み時間帯を限定することにより、被検体の特定の深さから反射された超音波エコー信号が検出される。このようにして生成された超音波検出データは、メモリ 3 5 に記憶される。

10

【 0 0 3 6 】

超音波画像データ生成部 3 6 は、メモリ 3 5 に記憶されている超音波検出データに基づいて、プローブ 1 0 による走査方式に対応する座標変換を行うことにより、表示用の超音波画像データを生成する。生成された超音波画像データは、画像データ記憶部 4 0 に記憶される。

【 0 0 3 7 】

画像合成部 4 1 は、画像データ記憶部 4 0 に記憶されている O C T 画像データ及び超音波画像データに基づいて、画面表示用の合成画像データを生成する。画像の合成方法としては、例えば、所定の深度より浅い領域を表す O C T 画像と、所定の深度より深い領域を表す超音波画像とを合成することが考えられる。なお、画像合成部 4 1 の前段又は後段に、階調補正等を行う画像処理部を設けても良い。

20

【 0 0 3 8 】

表示部 4 2 は、C R T ディスプレイ又は L C D ディスプレイを含む表示デバイスであり、画像合成部によって生成された画面表示用の合成画像データに基づいて、O C T 撮像及び超音波撮像によって生成された画像を表示する。

図 6 は、表示部 4 2 に表示される画面を示す模式図である。図 6 には、撮像領域の浅部が明確に表された O C T 画像 1 0 1 と、撮像領域の深部が表された超音波画像 1 0 2 と、O C T 画像における浅部と超音波画像における深部とを合成することによって生成された合成画像 1 0 3 とが示されている。オペレータは、入力部 4 5 を用いて命令を入力することにより、O C T 画像 1 0 1、超音波画像 1 0 2、又は、合成画像 1 0 3 の各々を単独で、或いは、図 6 に示すように複数の画像を並べて表示させることができる。

30

【 0 0 3 9 】

以上説明したように、本実施形態によれば、O C T 及び超音波撮像が可能なプローブを用いることにより、1 回の走査によって浅部から深部に渡る良質な断層画像を得ることができる。従って、そのような断層画像を用いて効率良く、質の高い医療診断を行うことが可能になる。ここで、プローブの外部において発生した超音波をプローブの先端に伝搬させるので、プローブ自体の構成を簡単にして、細径化することができる。そのため、プローブの細径化及び撮像時間の短縮により、被検体である患者への負担を軽くすることができる。

【 0 0 4 0 】

また、本実施形態によれば、共振周波数の異なる複数種類の超音波トランスデューサを切り替えて使用することもできるので、撮像部位に応じて、様々な周波数帯域の超音波を使い分けることが可能になる。加えて、超音波トランスデューサの大きさに関する制約が少なくなるので、安価で大型の超音波トランスデューサを用いることが可能となり、製造コストを削減することができる。

40

【 0 0 4 1 】

さらに、本実施形態によれば、プローブにおいて、光及び超音波を反射可能な 1 つの反射ミラーを用いることにより、光と超音波を同じ回転方向に出射させることができる。そのため、ある領域に関する浅部及び深部についての情報を同時に取得することができるので、深さ方向におけるタイムラグの少ない、良質な画像を生成することが可能になる。

50

【 0 0 4 2 】

本実施形態においては、干渉信号の時間変化を計測するタイムドメイン OCT を用いているが、その他にも、干渉信号の周波数応答特性を計測するスペクトルドメイン OCT またはフーリエドメイン OCT を用いても良い。

また、本実施形態においては、超音波を送信した超音波トランスデューサを用いて超音波エコーを受信しているが、超音波送信用のトランスデューサと超音波受信用のトランスデューサとを使い分けても良い。その場合には、超音波受信用のトランスデューサに駆動信号を供給する必要がないので、超音波受信用のトランスデューサをプローブの先端に配置することも可能である。それにより、受信された超音波エコーが、長距離を伝搬する間に減衰することなく電気信号に変換されるので、S/N比を改善することができる。

10

【 0 0 4 3 】

次に、本発明の一実施形態に係る内視鏡装置について説明する。この内視鏡装置は、OCT 及び超音波撮像のほかに、内視鏡観察を可能にしたものであるが、OCT 機能を省略して、超音波撮像及び内視鏡観察のみを行うようにしても良い。

図 7 は、本実施形態に係る内視鏡装置の構成を示すブロック図である。この内視鏡装置は、図 1 に示す断層画像観察装置に示す断層画像観察用プローブ 10 及び回転駆動部 45 の替わりに、内視鏡プローブ 60 及び回転駆動部 71 を有しており、画像データ記憶部 40 及び画像合成部 41 の替わりに、画像データ合成部 54 及び画像合成部 55 を有している。さらに、この内視鏡装置は、光源部 51 と、信号処理部 52 と、内視鏡画像データ生成部 53 とを有している。

20

【 0 0 4 4 】

図 8 は、図 7 に示す内視鏡装置の一部の概観を示す模式図である。この内視鏡装置は、被検体である患者の体腔内に挿入される内視鏡プローブ 60 と、所定の場所に設置されて内視鏡プローブ 60 を操作するために用いられる本体操作部 70 とを含んでいる。

内視鏡プローブ 60 の挿入部には、OCT 及び超音波観測部 61 と、内視鏡観察部 62 とが設けられている。また、内視鏡プローブ 60 の挿入部は、アングル部 63 と、軟性部 64 とを含んでおり、軟性部 64 が本体操作部 70 に連結されて使用される。また、本体操作部 70 は、モータ等の回転駆動部 71 を含んでいる。

【 0 0 4 5 】

図 9 の (a) は、図 8 に示す内視鏡プローブの挿入部の先端部分を示す断面図である。OCT 及び超音波観測部 61 は、挿入部から突出する先端キャップ 65 を有しており、挿入部内には、図 8 に示す回転駆動部 71 に連結された被覆管 66 が設けられている。被覆管 66 の内部には、図 2 に示すプローブ 10 と同様に、バンドルファイバ 11、反射ミラー 12、及び、コリメータ 13 が配置されている。なお、先端キャップ 65 内は、液体で満たされている。

30

【 0 0 4 6 】

図 9 の (b) は、図 8 に示す内視鏡プローブの挿入部の先端部分を示す上面図である。内視鏡観察部 62 は、挿入部の側面の一部を面取りすることによって平坦化された観察機構装着部 62 a に設けられた照明窓 62 b 及び観察窓 62 c を有している。照明窓 62 b には、光源部 51 (図 7) からライトガイドを介して供給される照明光を出射させて被検体の内表面を照射するための照明用レンズ 62 f が装着されている。また、観察窓 62 c には、対物レンズ 62 g が装着されており、この対物レンズ 62 g の結像位置に、イメージガイドの入力端又は CCD カメラ等の固体撮像素子 62 h が配置されている。

40

【 0 0 4 7 】

さらに、観察機構装着部 62 a には、観察窓 62 c の前方位置に、鉗子等の処置具を導出されるための処置具導出孔 62 d が形成されている。また、面取りされた部分の段差領域には、照明窓 62 b 及び観察窓 62 c を洗浄するための液体を供給するノズル孔 62 e が形成されている。

図 10 に示すように、超音波観測部 61 と内視鏡観察部 62 とを含む内視鏡プローブ 60 が、被検体である患者の消化管 100 内に挿入されて、OCT 及び超音波撮像、並びに

50

、内視鏡検査が行われる。

【0048】

再び、図7を参照すると、光源部51から発生した光は、内視鏡プローブ60に導かれ、被検体内を照射するために用いられる。光源部51としては、例えば、ハロゲン光源やキセノン光源が用いられる。信号処理部52は、図9に示す観察窓62c内に設けられている固定撮像素子から出力された検出信号について、所定の信号処理を施す。内視鏡画像データ生成部54は、信号処理が施された検出信号に基づいて、被検体内の表面画像（内視鏡画像）を表す画像データを生成する。画像データ記憶部54は、OCT画像データ生成部26、超音波画像データ生成部36、及び、内視鏡画像データ生成部53によってそれぞれ生成された画像データを記憶する。画像合成部55は、画像データ記憶部54に記憶されているOCT画像データ及び超音波画像データに基づいて断層画像データを合成すると共に、合成された断層画像データ及び内視鏡画像データに基づいて、画面表示用の合成画像データを生成する。画面の表示方法としては、OCT画像、超音波画像、合成された断層画像、及び、内視鏡画像の各々を単独で順次表示しても良いし、それらの内の複数の画像又は全ての画像を並べて表示しても良い。なお、画像合成部41の前段又は後段に、階調補正等を行う画像処理部を設けても良い。

10

【0049】

本実施形態によれば、OCT及び超音波撮像によって取得された断層画像と、内視鏡撮像によって取得された生体内部の表面画像とを、1回の検査によって取得することができる。そのため、それらの画像を用いて効率良く良質な診断を行うことができると共に、患者の負担を少なくすることができる。また、超音波トランスデューサをプローブの先端に設ける場合には伝送される駆動信号のために必須であったノイズ対策等が不要になるので、プローブの構造を簡単にすることができる。

20

【産業上の利用可能性】

【0050】

本発明は、生体内の臓器や骨等の撮像を行って、診断のために用いられる断層画像を生成する医療用画像観察装置において利用することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0051】

【図1】本発明の一実施形態に係る断層画像観察装置の構成を示すブロック図である。

30

【図2】図1に示す断層画像観察用プローブの構造を示す断面図である。

【図3】図2に示すバンドルファイバにおける光伝搬路及び超音波伝搬路の配置について説明するための図である。

【図4】図1に示す光源部～光検出部の構成を説明するための模式図である。

【図5】図1に示す超音波トランスデューサから発生した超音波を超音波伝搬路に入射させる様子を示す模式図である。

【図6】図1に示す表示部に表示される断層画像を示す模式図である。

【図7】本発明の一実施形態に係る内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

【図8】図7に示す内視鏡装置の一部の概観を示す図である。

【図9】図8に示す内視鏡プローブの挿入部の先端部分を示す図である。

40

【図10】図8に示す内視鏡プローブが患者の消化管内に挿入されて、OCT撮像及び超音波撮像並びに内視鏡検査が行われる様子を示す図である。

【符号の説明】

【0052】

10 断層画像観察用プローブ

11 バンドルファイバ

11a 光伝搬路

11b 超音波伝搬路

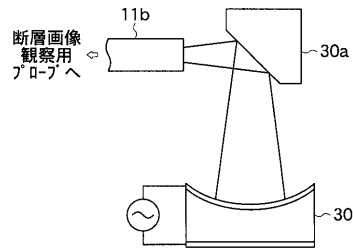
12 コリメータ

13 反射ミラー

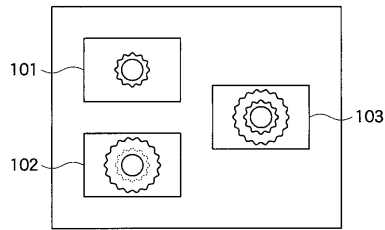
50

1 4、5 6	被覆管	
1 5、5 5	先端キャップ	
1 6	軟性部材	
2 0、5 1	光源部	
2 1	結合光学系	
2 2	光路遅延部	
2 3	光検出部	
2 4	OCT信号処理部	
2 5、3 5	メモリ	
2 6	OCT画像データ生成部	10
3 0	超音波トランスデューサ	
3 1	走査制御部	
3 2	駆動信号発生部	
3 3	送受信切替部	
3 4	超音波信号処理部	
3 6	超音波画像データ生成部	
4 0、5 4	画像データ記憶部	
4 1、5 5	画像合成部	
4 2	表示部	
4 3	制御部	20
4 4	入力部	
4 5、7 1	回転駆動部	
4 5 a	ギア部	
5 2	信号処理部	
5 3	内視鏡画像データ生成部	
6 0	内視鏡プローブ	
6 1	超音波観測部	
6 2	内視鏡観察部	
6 2 a	観察機構装着部	
6 2 b	照明窓	30
6 2 c	観察窓	
6 2 d	処置具導出孔	
6 2 e	ノズル孔	
6 2 f	照明用レンズ	
6 2 g	対物レンズ	
6 2 h	固体撮像素子	
6 3	アングル部	
6 4	軟性部	
7 0	本体操作部	
1 0 0	消化管	40
1 0 1	OCT画像	
1 0 2	超音波画像	
1 0 3	合成画像	

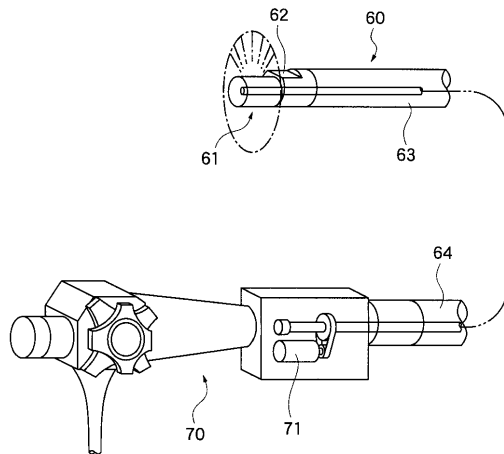
【図 5】



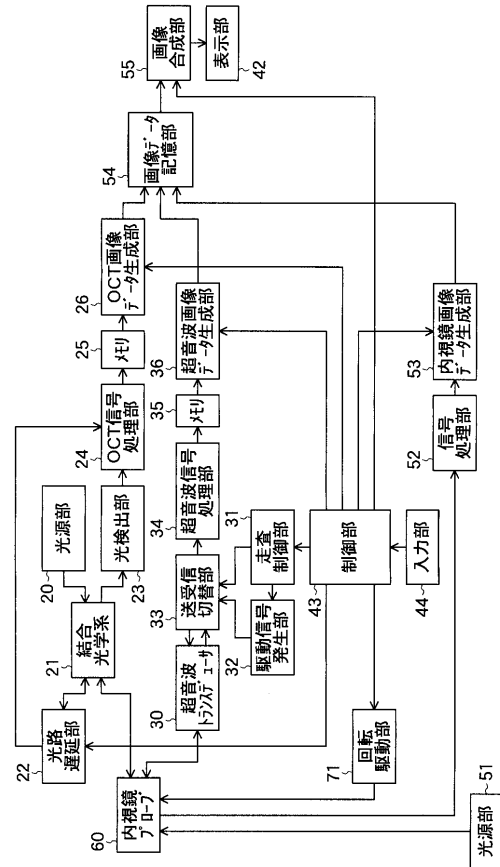
【図 6】



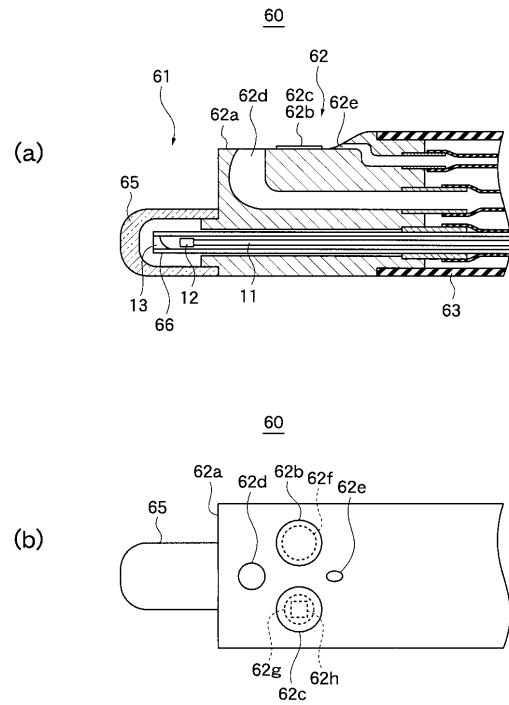
【図 8】



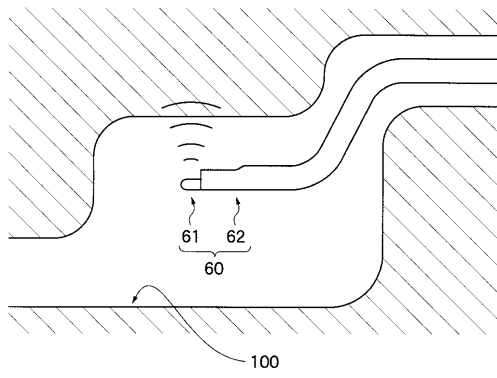
【図 7】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 BB08 CC03 DD10 HH51 JJ15 NN10
4C601 BB03 EE02 FE01 FE03 FE04 FF20 GD02 GD09 GD11
5J083 AA02 AB17 AC11 AC32 AD13 AE08 AG05 BC18 BD08 BD11
BD12 CA01 CA18 CA32 DC05 EA14

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2006055236A5	公开(公告)日	2007-04-19
申请号	JP2004237865	申请日	2004-08-18
[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	辻田和宏		
发明人	辻田 和宏		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00 G01N21/17 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/12 A61B5/0066 A61B5/0073		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.D G01N21/17.620 G01S15/89.B		
F-TERM分类号	2G059/AA05 2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/CC16 2G059/EE02 2G059/EE09 2G059/FF02 2G059/GG01 2G059/JJ11 2G059/JJ13 2G059/JJ17 2G059/JJ22 2G059/KK01 2G059/MM08 2G059/MM09 2G059/MM10 2G059/NN08 2G059/PP04 4C061/BB08 4C061/CC03 4C061/DD10 4C061/HH51 4C061/JJ15 4C061/NN10 4C601/BB03 4C601/EE02 4C601/FE01 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/FF20 4C601/GD02 4C601/GD09 4C601/GD11 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC11 5J083/AC32 5J083/AD13 5J083/AE08 5J083/AG05 5J083/BC18 5J083/BD08 5J083/BD11 5J083/BD12 5J083/CA01 5J083/CA18 5J083/CA32 5J083/DC05 5J083/EA14 4C161/BB08 4C161/CC03 4C161/DD10 4C161/HH51 4C161/JJ15 4C161/NN10		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP2006055236A JP4494127B2		

摘要(译)

解决的问题：提供一种探针等，其能够以相对简单的结构获得光的图像信息和超声波的图像信息，而不受辐射噪声的影响。 解决方案：该探头在其至少一部分上具有用于透射光和超声波的尖端帽15，以及插入部分，该插入部分包括要插入受试者体内并容纳在该插入部分中的柔性构件16。 它由具有挠性的材料形成，具有用于入射和出射光的两个端面以及用于将从一个端面入射的光传播到另一端面并存储在插入部中的光传播路径11a， 它由柔性材料制成，具有两个用于进入和发射超声波的端面，以及一个超声波传播路径11b，该超声波传播路径11b用于将从一个端面入射的超声波传播到另一端面并且在插入部分内部。 反射镜13用于将从光传播路径的端面发射的光引导至插入部的外部，并且将从超声波传播路径的端面发射的超声波引导至插入部的外部。 [选择图]图2