

(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2007-267998**(P2007-267998A)**

(43) 公開日 平成19年10月18日 (2007. 10. 18)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 6 0 1
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 E	

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2006-98109 (P2006-98109)
 (22) 出願日 平成18年3月31日 (2006. 3. 31)

(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 3 2 4
 番地
 (74) 代理人 100089749
 弁理士 影井 俊次
 (72) 発明者 坂本 利男
 埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4
 番地 フジノン株式会社内
 Fターム(参考) 4C601 EE03 FE03 GC10

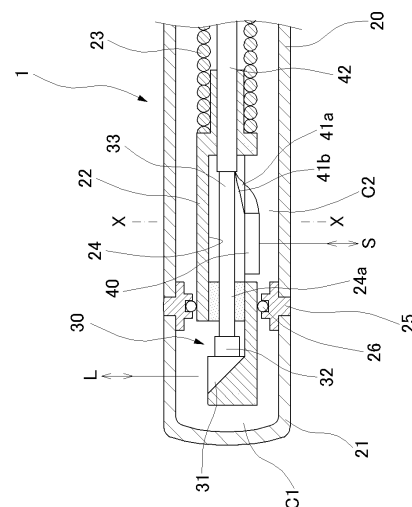
(54) 【発明の名称】 光・超音波断層像生成装置

(57) 【要約】

【課題】超音波信号及び光信号の減衰を最小限に抑制して、超音波断層画像及び光断層画像の画質向上を図り、鮮明な断層画像を取得できるようにする。

【解決手段】プローブ1はチューブ20の先端にキャップ21が連結して設けたものであり、内部に回転部材22が装着されており、この回転部材22には送受光手段30が装着され、先端側のキャップ21内に位置しており、超音波トランスデューサ40は送受光手段30の配設位置より基端側に装着されており、これら送受光手段30の装着部と超音波トランスデューサ40の装着部との間の位置には、シールホルダ25が固着して設けられ、このシールホルダ25と回転部材22との間にシール部材26が装着され、超音波トランスデューサ40の装着部の内部には超音波伝達媒体が封入され、送受光手段30の配設部には超音波伝達媒体は封入されておらず、内部に空気を充填させている。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光源からの出射光を被検組織に向けて照射し、被検組織からの反射光を信号光として受光する送受光部と、この送受光部に接続したライトガイドにより伝送される信号光に基づいて被検組織の光断層画像を取得する光断層情報生成手段と、超音波トランスデューサと、この超音波トランスデューサを駆動することにより被検組織に超音波を送信して、反射エコーを取得することにより得られる被検組織の超音波断層画像を取得する超音波断層情報生成手段とを備えた光・超音波断層像生成装置において、

前記送受光手段及び前記超音波トランスデューサは先端が閉塞したプローブ内で、軸線方向に位置を違って配置し、

前記送受光手段と前記超音波トランスデューサとの各装着部間は、シール部材を装着することにより気液密状態に区画形成し、

前記送受光手段の装着部には空気を充填させ、また前記超音波トランスデューサの装着部には超音波伝達媒体を封入する

構成としたことを特徴とする光・超音波断層像生成装置。

【請求項 2】

前記プローブ内には、密着コイルからなるフレキシブルシャフトを連結して設けた回転部材を設け、この回転部材の先端側に前記送受光手段を装着し、基端側には前記超音波トランスデューサを装着し、これら送受光手段の装着部と超音波トランスデューサの装着部との間には、前記回転部材の外周面と前記プローブの内面との間にシール部材を介装する構成としたことを特徴とする請求項 1 記載の光・超音波断層像生成装置。

【請求項 3】

前記プローブ内には、密着コイルからなるフレキシブルシャフトを連結した回転部材を設け、この回転部材の先端側に前記超音波トランスデューサを装着し、基端側には前記送受光手段を装着し、これら超音波トランスデューサの装着部と送受光手段の装着部との間には、前記回転部材の外周面と前記プローブの内面との間にシール部材を介装する構成としたことを特徴とする請求項 1 記載の光・超音波断層像生成装置。

【請求項 4】

前記回転軸の前記送受光手段の配設部より基端側の位置に他のシール部材を設けて、このシール部材より基端側には前記密着コイルと前記プローブ内面との間を潤滑する潤滑部材を充填する構成としたことを特徴とする請求項 3 記載の光・超音波断層像生成装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検者の体腔内に挿入されて、被検組織について、光断層画像情報と超音波画像情報とを取得するための光・超音波断層像生成装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

被検者の体内の診断に当って、被検組織の断層情報を取得することは診断精度の点から極めて有益である。この被検組織の断層情報を取得するための手段の代表的なものとしては、超音波トランスデューサを用いた超音波画像生成装置が従来から広く用いられている。また、近年に至り、光断層画像を取得する光断層像生成装置が開発され、実用化されている。この光断層像生成装置は、例えば低コヒーレンス光を用いた OCT (Optical Coherence Tomography) 断層画像を取得するものである。即ち、光源からの低コヒーレンス光を信号光と参照光とに分割し、信号光または参照光の周波数を僅かにシフトさせ、信号光を送受光手段を介して被検組織に向けて照射し、被検組織表面及び組織内の所定深度から反射した信号光と参照光とを干渉させて、この干渉光の光強度をヘテロダイン検波により、光断層情報として OCT 画像化するものである。そして、参照光の光路長を光路上に配置した可動ミラー等により僅かに変化させることにより、組織内において、信号光と参照

10

20

30

40

50

光との光路長が一致した深度での情報が得られる。

【0003】

超音波断層像生成装置においては、超音波トランスデューサから送信される超音波の強度及び周波数にもよるが、被検組織における数mm～数十mmの深さまでの断層情報を取得できる。これに対して、OCTによる光断層像生成装置では、取得される情報は被検組織における数十μm程度の浅いものであるが、解像度は超音波画像と比較して極めて高いものである。従って、被検組織における実質的に同一断層面において、超音波断層像と光断層像とを取得すれば、早期癌の診断等に当って極めて有益な情報を取得できる。

【0004】

以上のことから、超音波トランスデューサと送受光手段とを体腔内に挿入されるプローブに組み込み、超音波トランスデューサに接続される超音波断層情報生成装置及び送受光手段に接続される光断層情報生成装置を体外に配設する構成としたもの、つまり光・超音波断層像生成装置は、例えば特許文献1に開示されている。ここで、プローブは内視鏡の処置具挿通チャンネル内に挿通可能な構成としている。

【0005】

この従来技術による光・超音波断層像生成装置は、プローブ内に回転部材が設けられており、この回転部材の先端に超音波トランスデューサが装着されると共に、この超音波トランスデューサの装着部とは180度の位置関係に送受光手段を構成するミラーを配置する構成としている。これによって、プローブの先端において送受光手段と超音波トランスデューサとが実質的に同一の位置に配置され、回転部材を回転駆動することによって、同一の位置の光断層情報と超音波断層情報とが得られる結果、極めて高い診断精度のための情報が取得できることになる。

【特許文献1】特開2002-153472号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、超音波トランスデューサから被検体の体腔内壁までの超音波の送受信経路に空気が介在していると、超音波の減衰が激しくなることから、超音波トランスデューサと体腔内壁との間には超音波伝達媒体を介在させようとする。このために、プローブ内には流動パラフィン等からなる超音波伝達媒体が封入される。しかしながら、送受光手段は体腔内壁に向けて光を照射して、被検組織内からの反射光を取得することから、光の減衰を抑制する必要がある。しかしながら、超音波の減衰を抑制するためにプローブ内に超音波伝達媒体を封入すると、被検組織に向けて出射される入射光及び被検組織から反射する信号光の強度が低下して、信号のS/N比が低下するという問題点がある。

【0007】

本発明は以上の点に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、超音波信号及び光信号の減衰を最小限に抑制して、超音波断層画像及び光断層画像の画質向上を図り、鮮明な断層画像を取得できるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

前述した目的を達成するために、本発明は、光源からの出射光を被検組織に向けて照射し、被検組織からの反射光を信号光として受光する送受光部と、この送受光部に接続したライトガイドにより伝送される信号光に基づいて被検組織の光断層画像を取得する光断層情報生成手段と、超音波トランスデューサと、この超音波トランスデューサを駆動することにより被検組織に超音波を送信して、反射エコーを取得することにより得られる被検組織の超音波断層画像を取得する超音波断層情報生成手段とを備えた光・超音波断層像生成装置であって、前記送受光手段及び前記超音波トランスデューサは先端が閉塞したプローブ内で、軸線方向に位置を違って配置し、前記送受光手段と前記超音波トランスデューサとの各装着部間は、シール部材を装着することにより気液密状態に区画形成し、前記送受光手段の装着部には空気を充満させ、また前記超音波トランスデューサの装着部には超音

10

20

30

40

50

波伝達媒体を封入する構成としたことを特徴とするものである。

【0009】

プローブ内において、送受光手段と超音波トランスデューサとを軸線方向に位置を変えて配置する。そして、その間にシール部材を設けることにより送受光手段の収納部とには気液密に保持する。ここで、送受光手段と超音波トランスデューサとの間はシール部材により隔てられているが、このシール部材を小型でコンパクトなものとする事により、送受信手段と超音波トランスデューサとの配設位置を近接させることができ、実質的に同じ位置を走査させることができる。プローブは単独若しくは所定のガイド手段により被検者の体内に挿入されるが、内視鏡の処置具挿通チャンネルを介して被検者の体内に挿入される構成とするのが望ましく、これによって挿入操作の安全確保及び検査、診断を行う位置の特定等の点で有利である。 10

【0010】

送受光手段からの出射光及び体内から反射して得られる信号光はプローブを通過する。また、超音波トランスデューサから送信される超音波及び体内からの反射エコーもプローブを通過する。従って、プローブにおける送受光手段が装着されている部位は光の透過特性が良好で、超音波トランスデューサの装着部は超音波の透過特性が良好なものとする。そして、プローブの先端部にキャップを設けて、このキャップを光及び超音波の透過特性に優れた材質であって、硬質のプラスチックから形成すると良い。また、キャップを2分割して、送受光手段の装着部では光の透過性が優れたものを用い、また反射防止膜を形成し、超音波トランスデューサの配設部については、超音波の透過特性に優れた材質のものを 20 使用するのが好ましい。

【0011】

送受光手段は、導光手段としてのシングルモードの光ファイバの先端に設けたGRIN (Gradient Index Rod) レンズで構成することができる。また、光を90度曲げる場合には、反射ミラーまたはプリズムを設ける。一方、超音波トランスデューサは複数の超音波振動子を所定方向に配列した電子走査を行うものであっても良いが、処置具挿通チャンネル内に挿入されるプローブとして構成する場合には、サイズの関係から単板の超音波振動子で構成するのが望ましい。送受光手段及び超音波トランスデューサにより取得される体内組織に関する情報は、所定の範囲を走査することにより得られるものである。そして、メカニカル走査方向が採用され、その走査方向は、直進方向(リニア方向)及び回転方向(ラジアル方向)が可能であり、回転方向は360度カバーするものだけでなく、扇型の範囲を走査する場合も含まれる。 30

【0012】

直進方向に走査する場合には、プローブそのものを移動させるか、プローブ内で送受光手段と超音波トランスデューサとを一体に移動させるかのいずれかとする。一方、回転方向に走査させるには、遠隔操作により送受光手段及び超音波トランスデューサを一体的に回転駆動するのが好ましい。このためには、プローブ内に密着コイルからなるフレキシブルシャフトを設け、このフレキシブルシャフトの先端に回転部材を連結して設け、この回転部材に送受光手段と超音波トランスデューサとを装着する。また、それらの間を気液密に保持するためのシール部材もこの回転部材とプローブ内面との間に介装する。 40

【0013】

送受光手段及び超音波トランスデューサのいずれを先端側に配置しても良い。回転の伝達を円滑に行うためには、フレキシブルシャフトとプローブ内面との間を潤滑する。超音波トランスデューサを基端側に配置する場合には、シール部材は送受光手段の装着部と超音波トランスデューサの装着部との境界部に設けるだけで良い。即ち、超音波伝達媒体を潤滑剤と兼用することができる。なお、超音波伝達媒体が潤滑剤として機能しないものである場合には、超音波トランスデューサの配設位置より基端側に他のシール部材を設ける構成とする。回転部材の先端側に超音波トランスデューサを装着し、基端側には送受光手段を装着することもできる。この場合には、回転部材の送受光手段の配設部より基端側の位置に他のシール部材を設けて、このシール部材より基端側には密着コイルとプローブ 50

内面との間を潤滑する潤滑部材を充填する。ここで、潤滑部材は液状のもの、つまり潤滑油または粉末状のもの、例えば二硫化モリブデン等とすることができる。

【発明の効果】

【0014】

送受光手段から光信号は及び超音波トランスデューサを作動させることにより得られる信号の減衰が最小限に抑制され、これらの信号を処理することにより生成される超音波断層画像及び光断層画像の画質が向上して、鮮明な断層画像を取得できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、図面に基づいて本発明の実施の形態について説明する。図1に示したように、本発明に係る光・超音波断層像生成装置はプローブ1を有し、このプローブ1の基端部には駆動ユニット2が接続されている。駆動ユニット2からはケーブル3が引き出されており、このケーブル3は途中で2本に分岐して、一方の分岐ケーブル3aは光断層情報生成装置4に接続され、他方の分岐ケーブル3bは超音波断層情報生成装置5に接続されている。

【0016】

光断層情報生成装置4は、プローブ1に装着した後述する送受光手段30に接続され、光源からの低コヒーレンス光からなる出射光を信号光と参照光とに分割し、この送受光手段30からは信号光が出射され、被検組織表面及び内部からの反射光が取り込まれる。この光断層情報生成装置4では、被検組織表面及び組織内の所定深度から反射した信号光と参照光とを干渉させて、この干渉光の光強度をヘテロダイン検波によりOCT画像化するものである。そして、参照光の光路上には可動ミラーが配置されており、この可動ミラーにより参照光の光路長を変化させることによって、組織の内部における変化させた光路長に相当する深度の情報を取得するようになり、もって被検組織の光断層情報を生成するものである。この光断層情報はディスプレイ6aを有する光画像表示装置6に伝送されて、この光画像表示装置6によりOCT画像化され、ディスプレイ6aにOCT画像が表示されることになる。

【0017】

また、超音波断層情報生成装置5は、超音波トランスデューサ40による超音波の送受信制御を行うものであり、超音波トランスデューサ40で取得した反射エコー信号を処理して、超音波断層情報を生成するものである。そして、この超音波断層情報はディスプレイ7aを有する超音波画像表示装置7に伝送された、この超音波画像表示装置7により超音波画像化され、ディスプレイ7aに超音波画像が表示されることになる。

【0018】

プローブ1は被検者の体腔内に挿入されて、この体内組織を被検組織として、その断層情報を取得するものであって、図2に示したように、内視鏡10が挿入ガイド手段として使用される。内視鏡10は、本体操作部11に体腔内への挿入部12を連結して設けたものであり、挿入部12は本体操作部11への連結側から軟性部12a、アングル部12b及び先端硬質部12cとなっている。プローブ1は本体操作部11に設けた処置具導入部13から挿入されて、挿入部12の先端硬質部12cにおける先端面に開口する処置具導出口14から導出されることになる。

【0019】

次に、図3にプローブ1の先端部分の断面を示し、また図4には図3のX-X位置での断面を示す。プローブ1は可撓性のあるチューブ20の先端にキャップ21を設けたものから構成される。このプローブ1の内部には回転部材22が設けられており、この回転部材22には密着コイルからなる回転伝達手段23が連結して設けられている。この回転伝達手段23は駆動ユニット2内に延在されており、この駆動ユニット2内に設けた電動モータ等からなる回転駆動部材と、回転部材22の回転角を検出するためのエンコーダ（共に図示せず）とが設けられている。従って、駆動ユニット2において、プローブ1内で回転伝達手段23を軸回りに回転させると、その回転が回転部材22にまで伝達されて、回

10

20

30

40

50

転部材 22 が回転することになる。

【0020】

ここで、本実施の形態におけるプローブ 1 はラジアル走査が可能な構成となっている。即ち、回転部材 22 を回転駆動することにより、被検組織におけるラジアル方向の光断層像及び超音波断層像が取得されるものである。このために、回転伝達手段 23 の先端に連結して設けた回転部材 22 に送受光手段 30 と超音波トランスデューサ 40 とが固定的に設けられている。送受光手段 30 はプリズム 31 と GRIN レンズ 32 とから構成され、GRIN レンズ 32 にはシングルモードの光ファイバ 33 が接続されている。また、超音波トランスデューサ 40 は単板の超音波振動子から構成される。この超音波トランスデューサ 40 には表裏両面に一対からなる配線 41a, 41b が接続されている。これらファイバ 33 及び配線 41a, 41b はコード 42 として 1 本化されて、回転部材 22 に設けた通路 24 から回転伝達手段 23 内に延在されており、回転伝達手段 23 は駆動ユニット 2 に連結されている。そして、通路 24 内にはファイバ 33 が挿通されているが、通路 24 内におけるファイバ 33 の周囲にはシール材 24a が充填されて、この通路 24 の内部はシール材 24a により気液密状態に保たれている。

10

【0021】

ここで、コード 42 は、図 5 に示したように、芯部にファイバ 33 が設けられており、このファイバ 33 の外周部は絶縁保護部材 42a で覆われており、この絶縁保護部材 42a の外周部に配線 41a を接続した信号伝達部 42b が設けられている。さらに、その外周には絶縁部材 42c が設けられ、さらにこの絶縁部材 42c の外周部は配線 41b が接続されているシールド部 42d で、最も外周部には絶縁被覆 42e が形成されている。また、図 6 に示したコード 50 を用いることもできる。即ち、ファイバ 33 を保護部材 50a 内に挿通させ、また信号伝達部 50b とシールド部 50c とを間に絶縁部材 50d を介して同軸状態に設け、さらにその外周に絶縁スリーブ 50e で覆うように構成する。そして、これらを外径が円形となった可撓性シース 50f 内に挿通させるようにする。

20

【0022】

このように、密着コイルからなる回転伝達手段 23 の内部に挿通されるファイバ 33 と配線 41a, 41b を 1 本のコード 42 として構成することによって、回転伝達手段 23 の回転時にコード 42 が蛇行することなく、回転伝達手段 23 の内部で安定的に保持される。そして、回転伝達手段 23 及びコード 42 は回転部材 22 と共に回転するものであり、駆動ユニット 2 の内部でファイバ 33 及び配線 41a, 41b にそれぞれ接続した信号伝達部 42a 及びシールド部 42b は、回転側から固定側に接続されて、駆動ユニット 2 から引き出されたケーブル 3 内に接続されている。そして、このケーブル 3 は途中で分岐し、ファイバ 33 は分岐ケーブル 3a に、また配線 41a, 41b は分岐ケーブル 3b に挿通されている。

30

【0023】

ファイバ 33 はプローブ 1 の軸線方向に延在されており、このファイバ 33 から伝送される光は GRIN レンズ 32 を経てプリズム 31 により光路が 90 度曲げられて、図 3 に矢印 L で示したように、プローブ 1 の軸線と直交する方向に向けて光を出射することになり、ラジアル走査がなされる。そして、被検組織である体内からの反射光は信号光として、プリズム 31 から GRIN レンズ 32 に入射されて、プローブ 1 の軸線方向に延在させたファイバ 33 により伝送される。そして、このファイバ 33 はコード 42 により駆動ユニット 2 を介してケーブル 3 及び分岐ケーブル 3a から光断層情報生成装置 4 に取り込まれることになる。

40

【0024】

また、超音波トランスデューサ 40 はその送受信面がプローブ 1 の軸線と直交する方向に向いており、この超音波トランスデューサ 40 を駆動することによって、図 3 に矢印 S で示したように、超音波パルスが体内に向けて出射され、その反射エコーが超音波トランスデューサ 40 により受信される。即ち、ラジアル超音波走査が行われる。そして、この反射エコー信号はコード 42 から駆動ユニット 2 において、ケーブル 3 に延在させて、分

50

岐ケーブル 3 b から超音波断層情報生成装置 5 に取り込まれる。

【0025】

プローブ 1 はチューブ 20 の先端にキャップ 21 が連結して設けられ、このキャップ 21 により先端が閉塞されている。そして、プローブ 1 内においては、回転部材 22 に装着した送受光手段 30 は先端側のキャップ 21 内に位置している。一方、超音波トランスデューサ 40 は送受光手段 30 の配設位置より基端側に設けられている。そして、プローブ 1 において、これら送受光手段 30 の装着部と超音波トランスデューサ 40 の装着部との間の位置には、シールホルダ 25 が固着して設けられ、このシールホルダ 25 と回転部材 22 との間にはリングからなるシール部材 26 が装着されている。このシール部材 26 によって、また通路 24 内に充填したシール材 24 a によって、先端側の送受光手段 30 の装着部をチャンバ C1 として、このチャンバ C1 より基端側の超音波トランスデューサ 40 の装着部であるチャンバ C2 との間が気液密に区画形成されている。そして、このシールホルダ 25 の装着部を境として、プローブ 1 はチューブ 20 からキャップ 21 に移行するように構成されている。

【0026】

シール部材 26 により区画形成された超音波トランスデューサ 40 の装着部のチャンバ C2 の内部には超音波伝達媒体が封入されている。この超音波伝達媒体により超音波トランスデューサ 40 から送信される超音波パルス及び体内からの反射エコーが減衰するのを極力抑制することができる。また、超音波伝達媒体は実際に超音波トランスデューサ 40 が装着されている部位に限定されるのではなく、それより基端側の部位全体にわたって超音波伝達媒体が充填され、これによって回転伝達手段 23 がチューブ 20 内で軸回りに回転する際に、その間を潤滑するようにしている。また、プローブ 1 における超音波トランスデューサ 40 が位置している部位はチューブ 20 が位置しているので、このチューブ 20 も超音波の透過特性が良好なものを用いて形成されている。

【0027】

一方、送受光手段 30 は体内に向けて光を出射するものであり、また体内からの反射光を受光するものである。従って、この送受光手段 30 の装着部側のチャンバ C1 には超音波伝達媒体は封入されておらず、空気が充填している。ここで、超音波伝達媒体は、例えば流動パラフィン等の透明度の低いものからなり、光の透過特性の点では、空気中の方が高い透光性を有するために、このチャンバ C1 内には、シール部材 26 により超音波伝達媒体が封入されている部位に対して気液密に保持して、内部に空気を充填させている。また、プローブ 1 におけるチャンバ C1 はキャップ 21 が装着されており、このキャップ 21 は高い光透過特性を有する材質のものを使用する。さらに、より好ましくはキャップ 21 の内外面には反射防止膜を形成するように構成する。

【0028】

以上のように構成される光・超音波断層像生成装置を用いて体内の組織断層情報を取得するには、内視鏡 10 の挿入部 12 を被検者の体内に挿入して、体腔内壁から内視鏡観察を行う。その結果、より精査すべき部位が発見されると、この部位を被検組織として、その組織断層に関する光及び超音波情報を取得する。即ち、プローブ 1 を処置具導入部 13 に挿入して、その先端を処置具導出口 14 から所定の長さ分だけ導出させる。そして、駆動ユニット 2 を作動させて、回転伝達手段 23 を回転駆動することによって、回転部材 22 を回転させる。この回転部材 12 には光断層情報生成装置 4 に接続した送受光手段 30 と、超音波断層情報生成装置 5 に接続した超音波トランスデューサ 40 とが設けられているので、これらを作動させることによって、体内の光断層情報または超音波断層情報若しくはその双方の断層情報を取得することができる。

【0029】

ここで、送受光手段 30 の装着部のチャンバ C1 では光の減衰が抑制され、また超音波トランスデューサ 40 の装着部のチャンバ C2 では超音波の減衰が抑制されることから、体内において、光断層情報を取得する際にも、また超音波断層情報を取得する際にも、極めて高い S/N 比を有する情報を取得することができる。その結果、光断層情報生成装置

10

20

30

40

50

4 及び超音波情報生成装置 5 により生成された光断層像情報及び超音波断層像情報のダイナミックレンジが良好となる。従って、それぞれ光画像表示装置 6 及び超音波画像表示装置 7 に伝送されて、それぞれのディスプレイ 6 a , 7 a に表示される光断層画像及び超音波断層画像は極めて鮮明なものになる。従って、これらのディスプレイ 6 a , 7 a に表示されている画像に基づいて高い精度の診断を行うことができる。

【0030】

ところで、回転部材 1 2 において、送受光手段 3 0 と超音波トランスデューサ 4 0 とはプローブ 1 の軸線方向において、シール部材 2 6 の装着部を挟んだ前後に配置されていることから、ディスプレイ 6 a に表示されている光断層画像と、ディスプレイ 7 a に表示されている超音波断層画像とは、厳密な意味では同一の位置の断層像ではない。しかしながら、その間の間隔はシール部材 2 6 の取付部の幅寸法だけであり、このシール部材 2 6 を軸線方向にコンパクトな構成とすることによって、例えば数 mm 程度というように間隔を極めて狭くできる結果、両断層像は実質的に同一位置のものとなり、特に診断上で支障を来たすものではない。

【0031】

前述した実施の形態においては、プローブ内において、送受光手段 3 0 を先端側に、超音波トランスデューサ 4 0 を基端側に配置する構成としたが、図 7 に示したように、回転部材 2 2 には、超音波トランスデューサ 4 0 を先端側に、送受光手段 3 0 を基端側に配置する構成としても良い。この場合には、プローブ 1 A は、チューブ 2 0 A の先端に筒状部 2 0 B を連結して設け、さらにこの筒状部 2 0 B の先端にキャップ 2 1 A を連結する。そして、回転部材 2 2 において、超音波トランスデューサ 4 0 の装着部のチャンバ C 2 と送受光手段 3 0 の装着部のチャンバ C 1 との間にシールホルダ 2 5 A に保持させたシール部材 2 6 A を設けることによって、超音波トランスデューサ 4 0 の装着部であるチャンバ C 2 と送受光手段 3 0 の装着部であるチャンバ C 1 との間を気液密に区画形成する。また、このチャンバ C 1 より基端側の位置に、もう一つのシールホルダ 2 5 B に保持させたシール部材 2 6 B を装着して、それより基端側における回転伝達手段 2 3 を挿通させたチャンバ C 3 として、チャンバ C 1 と気液密に区画形成する。従って、回転部材 2 2 におけるコード 4 2 に挿通部にシール材を充填しておく。

【0032】

以上のように構成した場合、プローブ 1 A の内部は、超音波トランスデューサ 4 0 の装着部であるチャンバ C 2 と、送受光手段 3 0 の装着部となるチャンバ C 1 と、密着コイルからなる回転伝達手段 2 3 の装着部のチャンバ C 3 との 3 つに区画形成され、前述した第 1 の実施の形態と比較すると、チャンバ C 1 とチャンバ C 2 との位置が逆転している。そして、先端側の超音波トランスデューサ 4 0 の装着部であるチャンバ C 2 には超音波伝達媒体が封入されており、送受光手段 3 0 の装着部であるチャンバ C 1 には空気を充填しておく。また、回転伝達手段 2 3 の装着部におけるチャンバ C 3 には、この回転伝達手段 2 3 とプローブ 1 A の内面との間の摺動性を良好にするための潤滑剤を充填する。この潤滑剤は潤滑油若しくは粉末の潤滑剤である二硫化モリブデン等とする。

【0033】

そして、プローブ 1 A のうち、送受光手段 3 0 が位置する部位に設けられている筒状部 2 0 B は光透過特性の高い部材で構成し、好ましくはその表裏両面に反射防止膜を形成しておく。また、内部に超音波トランスデューサ 4 0 が装着されているキャップ 2 1 A はその材質として、超音波の透過性が良好な部材で形成する。そして、このキャップ 2 1 A の先端部には栓部材 2 7 を装着するようになし、もってこの栓部材 2 7 の取付部に形成した透孔 2 8 から超音波伝達媒体を封入する操作を行うことができる。

【0034】

このように構成すると、超音波伝達媒体が封入されるチャンバ C 2 は先端側の小区画となり、その操作中において、この小区画の部位が圧迫されるおそれが少ない。従って、超音波伝達媒体の封入部内の圧力はほぼ一定に保たれることから、超音波伝達媒体が送受光手段 3 0 の装着部側に浸入するおそれがない。このために、その間を区画形成するための

10

20

30

40

50

シール部材 2 6 A をより小型化することができる。その結果、超音波トランスデューサ 4 0 と送受光手段 3 0 との間の間隔をさらに小さくすることができ、実質的に同一位置での走査が可能になる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 5 】

【図 1】本発明の実施の一形態を示す光・超音波断層像生成装置の概略構成図である。

【図 2】プローブを内視鏡にガイドさせている状態を示す構成説明図である。

【図 3】プローブの先端部分の断面図である。

【図 4】図 3 の X - X 断面図である。

【図 5】コードの断面図である。

【図 6】コードの変形例を示す断面図である。

【図 7】本発明における他の実施の形態を示すプローブの先端部分の断面図である。

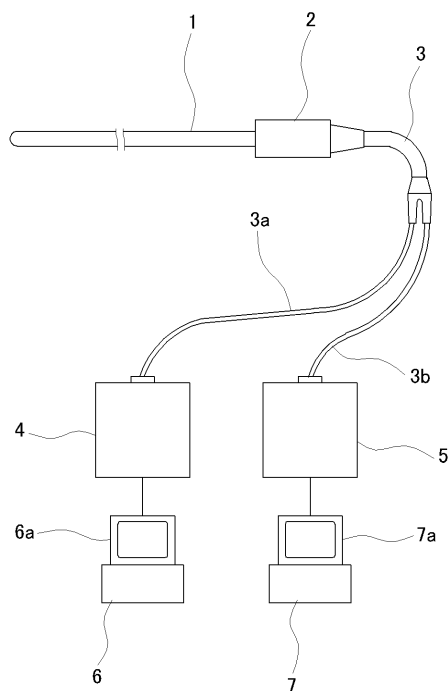
【符号の説明】

【 0 0 3 6 】

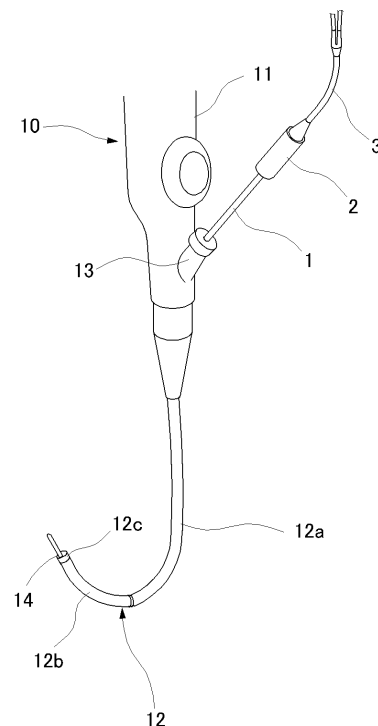
1, 1 A プローブ
3 ケーブル
5 超音波断層情報生成装置
7 超音波画像表示装置
2 0, 2 0 A チューブ
2 1, 2 1 A キャップ
2 3 回転伝達手段
2 6, 2 6 A, 2 6 B シール部材
3 1 プリズム
4 0 超音波トランスデューサ

2 駆動ユニット
4 光断層情報生成装置
6 光画像表示装置
1 0 内視鏡
2 0 B 筒状部
2 2 回転部材
2 5, 2 5 A, 2 5 B シールホルダ
3 0 送受光手段
3 2 G R I N レンズ

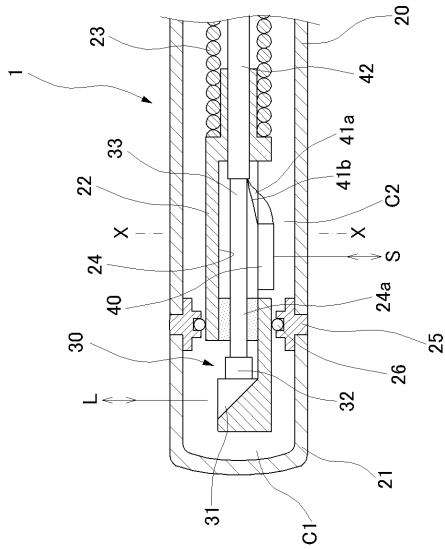
【図 1】



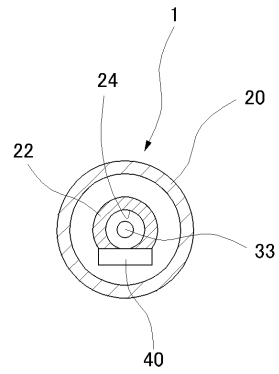
【図 2】



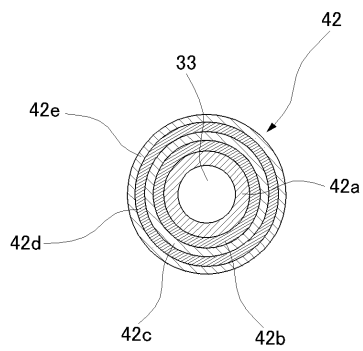
【 図 3 】



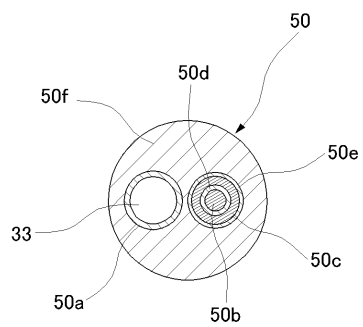
【 図 4 】



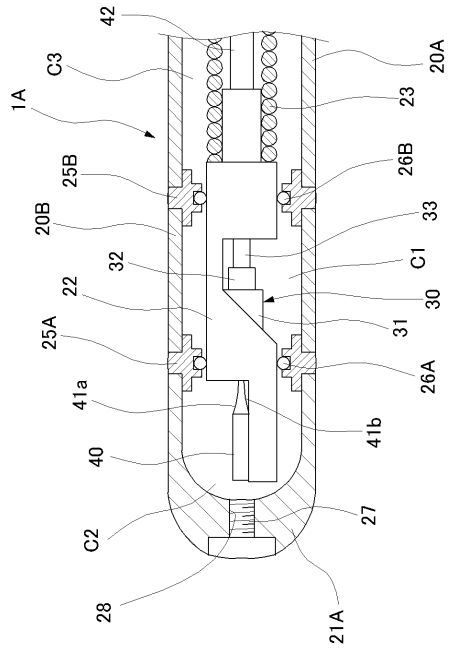
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



专利名称(译)	光·超音波断层像生成装置		
公开(公告)号	JP2007267998A	公开(公告)日	2007-10-18
申请号	JP2006098109	申请日	2006-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
[标]发明人	坂本利男		
发明人	坂本 利男		
IPC分类号	A61B8/12 A61B10/00		
FI分类号	A61B8/12 A61B10/00.E		
F-TERM分类号	4C601/EE03 4C601/FE03 4C601/GC10		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过尽可能小地抑制超声波和光学信号的衰减来提高超声波和光学断层图像的图像质量并获得清晰的断层图像。解决方案：探针1通过连接管20的远端上的帽21形成，并且在其自身内具有旋转构件22。光接收和传输装置30布置在旋转构件22上，使得光接收和传输装置位于远端上的帽21内。超声换能器40也安装在旋转构件上比靠近光接收和发射装置30的布置位置更靠近近端的位置。密封支架25固定到透光的布置部分之间的位置。接收装置30和超声换能器40的布置部分，密封构件26布置在密封支架25和旋转构件22之间。超声换能器40的布置部分填充有超声传输介质。光接收和发送装置30的布置部分没有填充超声波传输介质，而是填充有空气。Ž

