

(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2009-183416

(P2009-183416A)

(43) 公開日 平成21年8月20日(2009.8.20)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2008-25679 (P2008-25679)
 (22) 出願日 平成20年2月5日(2008.2.5)

(71) 出願人 304020177
 国立大学法人山口大学
 山口県山口市吉田1677-1
 (71) 出願人 390029791
 アロカ株式会社
 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号
 (74) 代理人 100075258
 弁理士 吉田 研二
 (74) 代理人 100096976
 弁理士 石田 純
 (72) 発明者 松崎 益徳
 山口県宇部市南小串1-1-1 山口大学
 医学部内

最終頁に続く

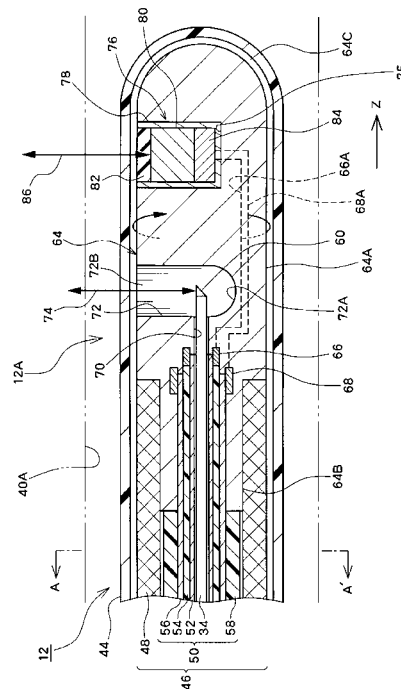
(54) 【発明の名称】 診断用カテーテル

(57) 【要約】

【課題】超音波診断及び光コヒーレントトモグラフィ診断を行う場合における固有の問題に対処する。特に、カテーテル内の中心軸に沿って光ファイバを配置できるようにし、カテーテルの細径化を図る。

【解決手段】アウターシース44内には回転体46が設けられ、回転体46は中空のトルクワイヤ48とその内部に設けられた同軸構造体50とにより構成される。同軸構造体50は、中心軸に沿って配置された光ファイバ34、シグナル電極層52、グランド電極層56等を有する。光ファイバ34の先端には光学部材60が設けられ、それによって光ビームが形成される。ヘッドユニット64には振動子ユニット76が設けられ、それによって超音波ビーム86が形成される。光ファイバ34は他の構造体に対して非固着状態におかれている。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体内に挿入されるアウターシースと、
前記アウターシース内に設けられ、回転力を伝達する中空の回転部材と、
前記回転部材内に設けられ、前記回転部材と共に回転可能な同心円構造体と、
を含み、
前記同心円構造体は、
カテーテル中心軸に沿って設けられ、生体組織を光学的に計測するために光を伝達する
光伝達部材と、

前記光伝達部材の周囲に設けられ、前記生体組織に対する超音波の送受波のための電気
信号を伝達する電気信号伝達部材と、

を含み、
前記電気信号伝達部材は、
前記光伝達部材の周囲に設けられた第 1 導電層と、
前記第 1 導電層に対して絶縁されつつ、前記第 1 導電層の周囲に設けられた第 2 導電層
と、
を含むことを特徴とする診断用カテーテル。

【請求項 2】

請求項 1 記載の診断用カテーテルにおいて、
少なくとも生体内では、前記光伝達部材は前記電気信号伝達部材に対して非固着状態に
あり、これにより前記光伝達部材は前記電気信号伝達部材に対して独立して変位可能であ
る、
ことを特徴とする診断用カテーテル。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 記載の診断用カテーテルにおいて、
前記アウターシースの先端部内には前記回転部材に連結されたヘッドユニットが設けら
れ、
前記ヘッドユニットには、前記光伝達部材の先端部に設けられ前記カテーテル中心軸に
対して交差する方向に光ビームを形成する光学部材が位置し、
前記ヘッドユニットには、前記電気信号伝達部材に対して電氣的に接続され前記カテー
テル中心軸に対して交差する方向に超音波ビームを形成する送受波器が設けられ、
前記回転部材及び前記同心円構造体の回転により、前記光ビーム及び前記超音波ビーム
がラジアル走査される、
ことを特徴とする診断用カテーテル。

【請求項 4】

請求項 3 記載の診断用カテーテルにおいて、
前記ヘッドユニットには、前記光学部材が内部に収容され前記光ビームの通路をなす空
洞が形成され、これにより前記ヘッドユニットの表面には前記空洞に連通する開口が設け
られ、
前記空洞は、前記超音波ビームが形成される方位を基準方位としてそこからラジアル走
査方向両側に開いた形態を有し、これにより前記開口は前記ラジアル走査方向に伸長した
形態を有する、
ことを特徴とする診断用カテーテル。

【請求項 5】

請求項 4 記載の診断用カテーテルにおいて、
前記ヘッドユニットは、
前記第 1 導電層に電氣的に接続される円環状の第 1 コンタクト部材と、
前記第 2 導電層に電氣的に接続される円環状の第 2 コンタクト部材と、
前記第 1 コンタクト部材を前記送受波器におけるシグナル電極及びグランド電極の一方
に電氣的に接続する第 1 信号線と、

10

20

30

40

50

前記第 2 コンタクト部材を前記送受波器におけるシグナル電極及びグランド電極の他方に電氣的に接続する第 2 信号線と、

を含み、

前記第 1 コンタクト部材及び前記第 2 コンタクト部材の中に前記光伝達部材が挿通されている、

ことを特徴とする診断用カテーテル。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は診断用カテーテルに関し、特に、光学的診断及び超音波診断を行うための診断用カテーテルに関する。 10

【背景技術】

【0002】

血管内に挿入されて超音波診断を行うためのカテーテル型超音波プローブが知られている。かかるプローブは、一般に、アウターシースと、その内部に挿入されるトルクワイヤと、トルクワイヤの先端に設けられた振動子と、を有する。振動子は超音波を送受波するものであり、この振動子によって超音波ビームが形成される。トルクワイヤを回転させれば、超音波ビームを回転走査することができる。これはラジアルスキャンと言われている。ラジアルスキャンにより円形の走査面が形成され、その走査面上で取得されたデータに基づいて血管の断層画像が形成される。この画像形成処理はプローブが接続された超音波診断装置本体において実行される。特許文献 1 には、生体の体腔内に挿入されるカテーテルが開示されている。同文献によれば、当該カテーテルはセンサを有しており、そのセンサの例として、超音波振動子、光学センサ等が例示されている。 20

【0003】

一方、近年、光コヒーレントトモグラフィ (optical coherence tomography :OCT) が実用化されている。これは低コヒーレント光を生体組織に照射して、後方散乱光を高感度に検出することにより、生体組織の二次元断層像等を形成するものである。後方散乱光の検出にあたっては、一般に干渉計の原理が利用される。特許文献 2, 3, 4 には光ファイバを利用した OCT システムが開示されている。特許文献 5 には、OCT センサ及び超音波センサを有するカテーテルが開示されている。特許文献 6 には、光ファイバ及び超音波センサを有するカテーテルが開示されている。 30

【0004】

【特許文献 1】特開平 7 - 265310 号公報

【特許文献 2】特開 2006 - 215007 号公報

【特許文献 3】特開 2000 - 97845 号公報

【特許文献 4】特表 2000 - 503237 号公報

【特許文献 5】特開 2007 - 83057 号公報

【特許文献 6】特開 2004 - 290548 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】 40

【0005】

血管内において、超音波診断 (US 診断) と OCT 診断とを共に行う場合、カテーテル内にトルクワイヤ及び信号線を配置し、更に光ファイバを挿入する必要がある。カテーテル内に信号線と光ファイバとを無造作に配置すると、光ファイバがカテーテル中心軸から大きくずれてしまい、光ファイバの回転時において軸ぶれが生じてそれが計測に悪影響を与えることが懸念される。また、カテーテル内に信号線と光ファイバとを横並びで配置すると、カテーテルを細径化することが困難となり、換言すればデットスペースが増大するという問題が生じる。

【0006】

上記特許文献 1 には同軸構造が認められるが、そこには光ファイバの取扱いについては 50

記載されていない。上記特許文献 2, 3, 4 に記載されたシステムは OCT 計測だけを行うものである。上記特許文献 5, 6 には光計測及び超音波計測を併用する技術が記載されているが、光伝達部材と電気信号伝達部材とを有限なスペース内に適切に配置する方法については記載されていない。

【0007】

本発明の目的は、生体内において超音波計測及び光学計測を行う場合における固有の問題に対処することにある。あるいは、本発明の目的は、診断用カテーテル内に適正に光伝達部材を配置できるようにすることにある。あるいは、本発明の目的は、診断用カテーテルの細径化を図ることにある。

【課題を解決するための手段】

10

【0008】

本発明は、生体内に挿入されるアウターシースと、前記アウターシース内に設けられ、回転力を伝達する中空の回転部材と、前記回転部材内に設けられ、前記回転部材と共に回転可能な同心円構造体と、を含み、前記同心円構造体は、カテーテル中心軸に沿って設けられ、生体組織を光学的に計測するために光を伝達する光伝達部材と、前記光伝達部材の周囲に設けられ、前記生体組織に対する超音波の送受波のための電気信号を伝達する電気信号伝達部材と、を含み、前記電気信号伝達部材は、前記光伝達部材の周囲に設けられた第 1 導電層と、前記第 1 導電層に対して絶縁されつつ、前記第 1 導電層の周囲に設けられた第 2 導電層と、を含むことを特徴とする診断用カテーテルに関するものである。

【0009】

20

上記構成によれば、アウターシース内には、トルクワイヤ等の回転部材が回転自在に設けられ、その回転部材の中に、同心円構造体が挿通配置される。上記の同心円構造体においては、カテーテル中心軸に沿って光伝達部材が設けられるので、診断用カテーテルが生体内において屈曲させても、光伝達部材に対して局所的に無理な力が加わってしまうことを防止又は軽減できる。また、その先端部において回転中の軸ぶれによる問題を改善できる。より詳しくは、カテーテル中心軸からずれた位置に光伝達部材が配置されていると、屈曲方向如何によって、その経路長が大きく変化してしまうことになるが、上記構成によれば、そのような経路長の変化という問題も生じ難い。よって、診断用カテーテルの屈曲時に、光伝達部材の先端部が相対的に大きく変位してしまう問題を防止又は軽減できる。更に、上記の同心円構造体においては、光伝達部材を取り巻くように電気信号伝達部材が設けられているので、有限なスペースを有効に利用できる。これは診断用カテーテルの細径化という利点に繋がる。

30

【0010】

望ましくは、少なくとも生体内では、前記光伝達部材は前記電気信号伝達部材に対して非固着状態にあり、これにより前記光伝達部材は前記電気信号伝達部材に対して独立して変位可能である。電気信号伝達部材とその内部の光伝達部材とをそれらの全体にわたって一体化（固着）することも可能であるが、生体内における診断用カテーテルの屈曲に伴い、両者間に経路長の差が生じると、物理的に強くない光伝達部材に無用な負荷が生じてしまうおそれがある。両者を非固着関係にしておけば、仮に経路長に差が生じても相対的な変位をもってそれが吸収され、特に光伝達部材に大きな応力が生じてしまうことを防止できる。電気信号伝達部材と光伝達部材とを両者の全体にわたって非固着関係にしておいてもよい。そのような関係によれば、両者間に相対的自由度を担保できるので、基端側の相対的な位置あるいは角度の操作が可能となる。

40

【0011】

望ましくは、前記アウターシースの先端部内には前記回転部材に連結されたヘッドユニットが設けられ、前記ヘッドユニットには、前記光伝達部材の先端部に設けられ前記カテーテル中心軸に対して交差する方向に光ビームを形成する光学部材が位置し、前記ヘッドユニットには、前記電気信号伝達部材に対して電氣的に接続され前記カテーテル中心軸に対して交差する方向に超音波ビームを形成する送受波器が設けられ、前記回転部材及び前記同心円構造体の回転により、前記光ビーム及び前記超音波ビームがラジアル走査される

50

。この構成によれば、光断層画像及び超音波断層画像を形成することができる。2つのビームの形成位置が大きく離れていると、診断部位の位置ずれが問題となるので、2つのビームの間隔は小さい方がよい。実質的に一致させる構造を採用してもよい。それぞれのビームは中心軸に対して直交しているのが望ましい。それぞれのビームの方位（回転角度）が各時相において一致しているのが望ましいが、方位がずれていても（つまり角度差があっても）両者のラジアル走査が同期していれば、画像形成上、大きな問題とならない。電気信号伝達部材と光伝達部材とが非固着関係にあり、かつ、回転駆動に伴って、それぞれの先端部において捻れ量が異なると、両者の先端間で角度差が生じるため、それぞれのビームの回転角度を独立して認識できるように構成するのが望ましい。

【0012】

望ましくは、前記ヘッドユニットには、前記光学部材が内部に收容され前記光ビームの通路をなす空洞が形成され、これにより前記ヘッドユニットの表面には前記空洞に連通する開口が設けられ、前記空洞は、前記超音波ビームが形成される方位を基準方位としてそこからラジアル走査方向両側に開いた形態を有し、これにより前記開口は前記ラジアル走査方向に伸長した形態を有する。この構成によれば、光伝達部材の捻れにより、その先端において回転遅れつまり角度差が生じても、あるいは、そもそもラジアル走査方向に位置決め誤差があっても、空洞がラジアル走査方向に広がっているため、光ビームの通過経路を確保できる。光伝達部材の先端に軸方向の変位や位置決め誤差が生じた場合に対処するため、あるいは、後述する位置決め調整のために、空洞を更に中心軸方向に広げるようにしてもよい。光伝達部材の先端に光学部材が設けられるが、そこでの軸ぶれが問題となるようであれば、光学部材の先に軸方向に伸長した補助部材を設け、その補助部材をヘッドユニットで保持するようにしてもよい。

【0013】

望ましくは、前記ヘッドユニットは、前記第1導電層に電気的に接続される第1コンタクト部材と、前記第2導電層に電気的に接続される第2コンタクト部材と、前記第1コンタクト部材を前記送受波器におけるシグナル電極及びグランド電極の一方に電気的に接続する第1信号線と、前記第2コンタクト部材を前記送受波器におけるシグナル電極及びグランド電極の他方に電気的に接続する第2信号線と、を含み、前記第1コンタクト部材及び前記第2コンタクト部材の中に前記光伝達部材が挿通される。この構成によれば、電気信号ライン（シグナル、グランド）を確実に送受波器に接続できる。リング状のコンタクト部材の中に光伝達部材を挿通させれば、電気的接続部分が肥大化してしまうことを防止できる。つまり、上記同心円構造に合致した電気的接続構造を採用したものである。

【発明の効果】

【0014】

以上説明したように、本発明によれば、同軸構造によって、診断用カテーテルの中心軸に沿って適正に光伝達部材を配置できる。あるいは、カテーテルの細径化を図れる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0016】

図1には、本発明に係る多機能診断用カテーテルを備えた診断システムの好適な実施形態が示されている。図1は診断システムの全体構成を示す概念図である。この診断システムは、医療の分野において用いられ、血管内において超音波計測及び光計測を実施するものであり、特に本実施形態においては光計測として上記のOCT計測が実施される。

【0017】

図1において、診断システムは、上述したように多機能診断用カテーテル12を有している。この診断用カテーテル12は、生体40の内部、特に望ましくは血管の内部に挿入されるものである。その先端部が図1において符号12Aで示されている。診断用カテーテル12は、後に説明するように、アウターシース32内に挿入される回転体を有しており、その回転体は中空のトルクワイヤ及びその内部に挿入された同軸構造体からなるもの

10

20

30

40

50

である。同軸構造体の中心には軸方向に沿って光ファイバ 34 が配置されている。光ファイバ 34 の先端部 38 には後に説明する光学部材が設けられており、その光学部材によって光ビームが形成される。先端部 12A には後に説明するヘッドユニットが設けられ、そこには振動子 36 が配置されている。振動子 36 は超音波ビームを形成するものである。

【0018】

前述した回転体を駆動すると、光ビーム及び超音波ビームが回転走査すなわちラジアル走査され、これによって光ビーム走査面及び超音波ビーム走査面が構成される。それらの走査によって得られたデータに基づき OCT 画像及び超音波画像 (US 画像) が構成される。

【0019】

駆動部 14 は、上記の回転体を駆動するための駆動源及び回転機構を備えている。更に、本実施形態においては駆動部 14 が調整機構 16 を有している。調整機構 16 は光ファイバ 34 の軸方向における位置決め調整を行う機能を有し、更に光ファイバ 34 をトルクワイヤ等の他の構造体に対して相対的に回転させる回転機構を有している。これらについては後に詳述する。制御部 18 は、図 1 に示される各構成の動作制御を行っており、特に後に説明するように、光ファイバ 34 の軸方向の位置を自動的に調整する制御を実行する。ちなみに、制御部 18 は、駆動部 14 に備えられたセンサからの信号に基づいて超音波ビームの方位を表す角度信号 (1) を生成しており、また、光ビームの方位を表す角度信号 (2) を生成している。角度信号 (1) は US 画像形成部 22 へ出力されており、一方、角度信号 (2) は OCT 画像形成部 26 へ出力されている。

【0020】

送受信部 20 は、振動子 36 へ与える送信信号を生成し、また振動子 36 から出力される受信信号を処理する回路である。送受信部 20 から出力される信号処理後の受信信号は US 画像形成部 22 に送られている。この US 画像形成部 22 はデジタルスキャンコンバータ等を具備し、入力される受信信号としてのビームデータを 2 次元座標系上にマッピングすることにより 2 次元断層画像を形成している。その断層画像の形成にあたっては上述した角度信号 (1) が利用される。US 画像形成部 22 から出力される US 画像のデータは、表示処理部 28 へ出力される。

【0021】

駆動部 14 は、後に説明するように光ロータリーコネクタを有している。光ロータリーコネクタは回転部と非回転部とからなり、回転部は光ファイバ (第 1 光伝達材) 34 の基端部を保持しており、非回転部は光ファイバ (第 2 光伝達部材) 42 の前端部を保持している。それらの光ファイバ 34, 42 の端面間において光信号の授受が行われる。光ファイバ 42 の後端部は OCT 信号処理系 24 に接続されている。OCT 信号処理系 24 は、公知の OCT 信号処理原理に基づいて、光干渉を利用して光信号を処理するモジュールである。本実施形態において、OCT 信号処理系は、レーザー光源、ビームスプリッター、可動式反射器、光検出器等の構成を具備している。更に、必要に応じて光検出信号を処理する電気回路が設けられる。OCT 信号処理系 24 から出力される光検出信号は OCT 画像形成部 26 へ出力される。

【0022】

OCT 画像形成部 26 は、光ビームのラジアルスキャンによって得られたデータに基づいて光計測結果としての 2 次元断層画像を形成するユニットである。その際には、上述した角度信号 (2) が利用される。OCT 画像形成部 26 によって形成された OCT 画像のデータは表示処理部 28 へ出力される。

【0023】

表示処理部 28 は、US 画像及び OCT 画像のそれぞれの画像に対する表示処理を実行する機能を有し、また画像合成機能を有している。表示部 30 には、それぞれの画像が表示され、あるいは両画像を合成して得られた合成画像が表示される。この場合においては、一方の画像を白黒画像として構成し、他方の画像をカラー画像として構成するようにしてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 4 】

次に、図 2 乃至図 5 を用いて診断用カテテル 1 2 の先端部 1 2 A の構造を詳述する。

【 0 0 2 5 】

図 2 には、先端部 1 2 A の断面が示されている。まず、回転体 4 6 について説明する。アウターシース 4 4 はフレキシブルな樹脂等により構成される部材であり、その内部には回転体 4 6 が回転自在に設けられている。ちなみに、アウターシース 4 4 と回転体 4 6 との間には音響伝播液体等が充填される。回転体 4 6 の回転運動を円滑に行わせるため 1 又は複数のスリップリングを設けるようにしてもよい。

【 0 0 2 6 】

回転体 4 6 は、大別して、回転力を伝達する中空のトルクワイヤ 4 8 と、その内部に挿入配置された同軸構造体 5 0 と、によって構成される。トルクワイヤ 4 8 は例えば 3 層構造からなる巻線構造体であり、その基端側への回転力の伝達により、ほとんど捻れを生じることなく当該回転力を先端側へ伝達する機能を有する。

【 0 0 2 7 】

同軸構造体 5 0 は、中心軸上に配置された光ファイバ 3 4 を有し、その周囲には電気信号を伝達するための複数の層が形成されている。具体的には、内側から外側にかけて、シグナル電極層 5 2、絶縁層 5 4、グランド電極層 5 6、及び絶縁層 5 8 が設けられている。それらは同心円状に設けられ、それぞれはパイプ状の形態を有している。図 3 には、図 2 の A - A' 断面が示されている。上述したように回転体 4 6 は同心円状の構造を有している。したがって、アウターシース内の有限なスペースを活用して光ファイバ及び複数の信号ラインを設けられるという利点があり、これは結果としてカテテルの細径化という利点に繋がるものである。ちなみに、光ファイバ 3 4 は、中心のコアとその周囲に設けられたクラッドとにより構成され、更にクラッドの外側に被覆層が形成されてもよい。

【 0 0 2 8 】

ちなみに、図 1 において、光ファイバ 3 4 の直径（外径）は例えば 0.125 mm であり、シグナル電極層 5 2 の直径は 0.175 mm であり、絶縁層 5 4 の直径は 0.25 mm であり、グランド電極層 5 6 の直径は 0.3 mm であり、絶縁層 5 8 の直径は 0.45 mm であり、トルクワイヤ 4 8 の直径は 0.9 mm であり、アウターシース 4 4 の直径は 1.4 mm である。これらの数値は一例であって、本発明はそれらの数値に限定されるものではない。

【 0 0 2 9 】

図 4 には、回転体の部分断面図が示されている。回転体は上述したようにトルクワイヤ 4 8 とその内部に設けられた同軸構造体 5 0 とによって構成されるものである。本実施形態においては、図 4 に示されるように、光ファイバ 3 4 の先端に光学部材 6 0 が設けられており、光ファイバ 3 4 は同心円状の電氣的な構造体よりも前方へ突出している。具体的には、シグナル電極層 5 2 の端面 5 2 A よりもやや後退した位置に、絶縁層 5 4 の端面 5 4 A が設定されており、そこからやや後退した位置にグランド電極層 5 6 の端面 5 6 A が設定されている。その端面 5 6 A から更にかなり奥側に引っ込んだ位置に絶縁層 5 8 の端面 5 8 A が設定されている。その端面 5 8 A はトルクワイヤ 4 8 の端面 4 8 A よりも基端側にかなり奥まった位置にあり、その結果、トルクワイヤ 4 8 の先端部内には差込通路 6 2 が生じている。このような各端面の段階的あるいは階段状の設定により、以下に説明するように、電氣的な接続を容易に行えるという利点がある。また、差込通路 6 2 の形成によって、以下に説明するヘッドユニットとトルクワイヤ 4 8 等との接続を確実にできるという利点がある。

【 0 0 3 0 】

図 2 に戻って、先端部 1 2 A 内にはヘッドユニット 6 4 が設けられている。ヘッドユニット 6 4 はそれ全体としてキャップ状の形態を有しており、例えば樹脂等の部材により構成される。ヘッドユニット 6 4 は本体 6 4 A と差込部 6 4 B とにより構成されている。本体 6 4 A は Z 方向（軸方向）に伸長したドーム形状を有し、その基端側には円筒形状をもって伸長した差込部 6 4 B が設けられている。その差込部 6 4 B は、図 4 に示した差込通

10

20

30

40

50

路 6 2 内に差し込まれるものである。これによってヘッドユニット 6 4 とトルクワイヤ 4 8 等の構造体との間での嵌合状態が形成される。ちなみに、本体 6 4 A の先端面 6 4 C は半球面状の形態を有し、その先端面 6 4 C はアウターシース 4 4 におけるドーム状の先端壁の内面に近接している。

【 0 0 3 1 】

本体 6 4 A から差込部 6 4 B にかかる部分には、換言すれば、差込部 6 4 B の取付け部分には、円環状の 2 つのコンタクト部材 6 6 , 6 8 が設けられている。小径のコンタクト部材 6 6 はシグナル用の電極であり、大形のコンタクト部材 6 8 はグランド用の電極である。コンタクト部材 6 6 はシグナル電極層 5 2 に対して物理的に且つ電氣的に接続されるものであり、一方、コンタクト部材 6 8 はグランド電極層 5 6 に対して物理的に且つ電氣的に接続されるものである。差込部 6 4 B によってそれらの電極層が押さえ込まれているため、電極層 5 2 , 5 6 とコンタクト部材 6 6 , 6 8 との接続を確実に行えるという利点がある。また、それぞれのコンタクト部材 6 6 , 6 8 は円環状の部材として構成されているため、その内部空間を活用して光ファイバ 3 4 等を挿通させることができるという利点がある。すなわち、デッドスペースを生じさせずに有限な空間を有効活用できるという利点がある。

10

【 0 0 3 2 】

光ファイバ 3 4 の先端部は本体 6 4 A に形成された保持孔 7 0 を通過し、空洞部 7 2 内に位置決められている。具体的には、光ファイバ 3 4 の先端には光学部材 6 0 が設けられ、図示の例では、光学部材 6 0 は空洞部 7 2 の中央部に位置決められている。

20

【 0 0 3 3 】

ここで、空洞部 7 2 は Z 方向に一定の幅で広がっており、かつ、方向すなわちラジアル走査方向にも大きく広がっているため、光学部材 6 0 が Z 方向にずれて配置されていても光ビーム 7 4 の通過を許容でき、しかも光ファイバ 3 4 の捻れ等によってセンター位置から光ビーム 7 4 が方向にずれたとしても、本体 6 4 A によって妨げられずに光ビーム 7 4 の通過を許容できるという利点がある。

【 0 0 3 4 】

空洞部 7 2 は図示の例においては U 字型の断面形態を有し、その底面 7 2 A は湾曲している。すなわち、Z 方向に着目した場合にその中心位置から左右方向にわたって高さが徐々に変化しており、図示の例ではその中央位置がそのもっとも低い高さとなっている。ちなみに、後に説明するように、空洞部 7 2 における 2 つの側面についても同様の形態が採用されており、すなわち、中心位置においてはもっとも幅広となっており、そこから Z 方向にシフトするにしたがって徐々に狭くなっている。符号 7 2 B は空洞部 7 2 の上方にある開口を示している。

30

【 0 0 3 5 】

ヘッドユニット 6 4 には振動子ユニット 7 6 が配置されている。具体的には、空洞部 7 2 の Z 方向前方に所定距離隔てて振動子ユニット 7 6 が配置されている。振動子ユニット 7 6 は凹部 7 5 内に配置され、ケース 7 8 及びその内部に設けられた単振動子 8 0 を有している。単振動子 8 0 の前面側には、前面部材 8 2 として、整合層及び必要に応じて音響レンズが配置される。単振動子 8 0 の背面側には、背面部材 8 4 として、バッキング及び基板が配置される。

40

【 0 0 3 6 】

単振動子 8 0 におけるシグナル電極は信号線 6 6 A を介してコンタクト部材 6 6 に電氣的に接続されており、単振動子 8 0 におけるグランド電極は信号線 6 8 A を介してコンタクト部材 6 8 に接続されている。本実施形態においては単振動子 8 0 が利用されていたが、複数の振動素子からなるアレイ振動子を配置するようにしてもよい。

【 0 0 3 7 】

図 2 に示す構成によれば、光学部材 6 0 によって光ビーム 7 4 が形成され、一方、振動子ユニット 7 6 によって超音波ビーム 8 6 が形成されることになる。それらのビーム 7 4 , 8 6 は軸方向 (Z 方向) に対して交差する方向に形成されており、具体的には軸方向に

50

直交する方向に形成されている。２つのビーム 74, 86 は図 2 に示す座標系において平行であるのが望ましく、かつ、方向について着目した場合にも互いに方位が一致しているのが望ましい。ただし、方位にずれがあったとしても、US 画像及び OCT 画像を形成できる限りにおいて、そのようなずれは問題とならない。

【0038】

以上説明した通り、トルクワイヤ 48 に対してヘッドユニット 64 が固定されている。トルクワイヤ 48 内において、光ファイバ 34 を除く同軸構造体 50 すなわち電気信号伝達部材は、基本的にトルクワイヤ 48 と一体的に回転するものである。一方、光ファイバ 34 は電気信号伝達部材に対して非固着状態に置かれており、すなわちトルクワイヤ 48 に対して独立して運動可能な関係にある。このように、光ファイバ 34 について Z 方向に自由度及び 方向に自由度が確保されているので、カテーテルを屈曲させたような場合においても光ファイバ 34 に過度の応力が生じることはない。

10

【0039】

すなわち、光ファイバ 34 はカテーテルの中心軸上に設けられており、つまり、カテーテルの屈曲方向に依存して経路長の差が生じ難い位置に設けられているため、そのような構成によって光ファイバ 34 に生じる負荷を軽減できるとともに、他の構造体からの影響を受け難いという利点がある。仮に、他の構造体との間で経路長の差が生じたとしても Z 方向の自由度によって光ファイバ 34 へ不必要な応力が生じてしまうことを防止できる。また、他の構造体の捻れ量と光ファイバ 34 の捻れ量との間に相違があっても、光ファイバ 34 に過大な負荷が生じてしまうことを防止できる。このように、光ファイバ 34 に自由度をもたせることにより、物理的に弱い光ファイバ 34 を十分に保護することが可能となる。なお、光ファイバ 34 の基端部は、図 1 に示した駆動部を介してトルクワイヤ 48 等の他の構造体に間接的に連結されている。

20

【0040】

図 5 には、上述したヘッドユニット 64 を上面から見た図が示されている。ヘッドユニット 64 は上述したように本体 64A と差込部 64B とによって構成される。ヘッドユニット 64 は上述したように振動子ユニット 76 及び空洞 72 を有している。空洞 72 の形態に着目すると、それは光学部材 60 の基準配置位置を中心として、方向すなわち図において上下方向に広がった形態を有している。開口 72B は当該方向が長軸となった略楕円形態を有している。ただし、開口 72B は Z 方向においても広がっており、光学部材 60 の位置決め誤差あるいは位置ずれ等によって Z 方向にその位置が変化した場合においても光ビームの通過が許容されている。更にこの構成により後述する光ファイバの Z 方向走査を行える。開口 72B が 方向に広がっているため、光ファイバに捻れが生じて光ビームが 方向に相対的に回転したとしても、ある一定の角度範囲内においては光ビームの通過を許容できるという利点がある。

30

【0041】

側面 72C 及 72D は上述したようにその中央部がもっとも幅広となっており、そこから Z 軸方向にかけて徐々に幅が狭くなっている。その結果、空洞部 72 の底面と同様の壁面形態（後述する反射面としての形態）が構成されている。

【0042】

図 6 には、光ファイバ 34 の先端構造が拡大図として示されている。光ファイバ 34 は、コア 88 及びクラッド 90 を有し、クラッド 90 の外側には必要に応じて被覆材 92 が設けられる。光ファイバ 34 の先端部分では被覆材 92 が除去されており、その端面には光学部材 60 が配置されている。光学部材 60 は、本実施形態においてグラディエントレンズ及びプリズム等によって構成され、プリズムにおける斜面が反射面として機能し、プリズムから光ビームが形成される。図 6 に示す構成例では、紙面上方に光ビームが形成されることになる。

40

【0043】

図 7 にはヘッドユニット 300 の他の構成例が示されている。ヘッドユニット 300 には振動子ユニット 312 が設けられ、更に空洞 304 が設けられている。この空洞 304

50

は図5等に示した空洞72と同様の形態を有しているが、光ファイバ302の軸方向前方に保持孔310を有する点において異なっている。すなわち、保持孔310は光ファイバ302の前方に付加された補助部材308を受け入れて保持する細孔として機能する。補助部材308は、具体的には光学部材306の前方にその延長線上に沿って伸長した硬質の部材であり、補助部材308が保持孔310に差込まれることにより、光ファイバ302の先端における保持が達成されている。このような構成によれば、光学部材306の回転に伴う軸ぶれを効果的に防止できるという利点がある。

【0044】

以上のように、本実施形態に係る診断用カテーテルにおいては、トルクワイヤ48の内部に同軸構造体50が設けられ、すなわち中心軸上に光ファイバが設けられ、その周囲に電気信号伝達部材が配置されているため、有限なスペースを効率的に活用でき、ひいてはカテーテルの細径化を図れるという利点がある。また、光ファイバ34をカテーテル中心軸に沿って配置したため、しかも光ファイバ34に対して軸方向及び方位方向の自由度を与えたため、カテーテルの屈曲によっても光ファイバ34に対して必要以上の負荷が生じることはない。したがって光ファイバ34を保全できるという利点がある。

【0045】

次に、本実施形態に係る診断システムにおけるカテーテル以外の構成について詳述する。図8には、図1に示した駆動部14の断面が示されている。この駆動部14は上述したように調整機構16を備えるものである。

【0046】

診断用カテーテル12は、アウターシース32とその内部に設けられた回転体46とによって構成される。回転体46の基端部が駆動部14によって駆動される。ちなみに、回転体46は、中空のトルクワイヤ48とその内部に設けられた同軸構造体50とによって構成されるものである。同軸構造体50はその中心に光ファイバ34を有する。

【0047】

符号136は媒体注入器を表しており、媒体注入器136はチューブ138を介してアウターシース32内に音響伝播媒体を注入する。その注入は自動的にあるいは手動的に行われる。

【0048】

回転駆動機構104について説明すると、ベース100上にはブロック122が設けられ、そのブロック122にはモータ102が固定されている。このモータ102は主駆動源として機能する。モータ軸126には、ギア128が取付けられており、またエンコーダ132が取付けられている。エンコーダ132はモータ軸126の回転角度を検出する。更に、モータ軸126には後に説明するギア154が連結されている。このギア154は軸方向（紙面左右方向）に運動自在であり、モータ軸126からの回転力のみがギア154へ伝達される。符号134は軸受け部材を表している。

【0049】

回転駆動機構104は、上記のギア128、ギア128からの回転力が伝達されるギアブロック124等を有する。ギアブロック124の一部はギア129を構成し、それにはギア128がかみ合っている。ギアブロック124の前端面は接続端を構成し、その接続端にはトルクワイヤ48の後端面が固定される。ギアブロック124はブロック122に対してベアリング機構130によって回転自在に保持されている。

【0050】

図8において、符号108は電気ロータリーコネクタを表しており、この電気ロータリーコネクタ108は回転部140と非回転部142とによって構成される。それらは中空構造を有する。すなわち、回転部140及び非回転部142の内部を貫通して光ファイバ34が挿通されている。回転部140は上述したシグナル電極層及びグランド電極層に電氣的に接続され、かつ物理的に接続されている。回転部140はギアブロック124に固定されており、ギアブロック124が回転駆動されると、回転部140も回転駆動され、その結果、回転部140を介して電気信号伝達部材としての多層構造体が回転駆動される

10

20

30

40

50

ことになる。ただし、光ファイバ34に対しては、回転駆動機構104は直接的に回転力を与えておらず、光ファイバ34は回転駆動機構104に対してフリーの状態にある。ブロック122には挿通孔144が形成されており、挿通孔144には光ファイバ34が挿通されている。

【0051】

調整機構16は、大別して、スライド部106と相対回転部107とにより構成される。スライド部106は後述する光ロータリーコネクタ120を軸方向に沿って前後動かせる機構である。相対回転部107は、モータ軸126の回転角に対して必要なオフセット角度分だけ光ファイバ34を相対的に変位させるための機構である。具体的に説明すると、モータ軸126に沿ってスライド運動可能に設けられたギア154にはギア152が噛み合っている。ギア154は上述したギア128と同一の直径を有し、かつ、ギア152はギアブロック124におけるギア129と同一の直径を有する。すなわち、モータ軸126の回転運動は同一の位相をもってトルクワイヤ48に伝達され、かつ、光ファイバ34に伝達される。

10

【0052】

ここで、光ロータリーコネクタ120について説明すると、光ロータリーコネクタ120は回転部146と非回転部148とにより構成される。回転部146は第1光伝達部材として光ファイバ34の基端部34Aを保持しており、一方、非回転部148は第2光伝達部材としての光ファイバ42の前端部を保持している。2つの光ファイバ34、42の端面は互いに近接して向き合っており、その端面間において光信号の授受が行われる。端面間には必要に応じてレンズ部材等の光学系が設けられる。回転方向においては回転部146に対して非回転部148は静止している。ただし、本実施形態においては光ロータリーコネクタ120の全体が軸方向に前後運動可能である。

20

【0053】

具体的に説明すると、光ロータリーコネクタ120における非回転部はフレーム156に固定されており、フレーム156はスライド機構によって軸方向に駆動される。スライド機構は、図示されるように、スライドモータ162と、送りねじ160と、軸受け158とによって構成され、軸受け158がフレーム156に連結されている。スライドモータ162の回転力が送りねじ160を介して軸受け158に伝達され、送りねじ160の回転運動が軸受け158のスライド運動に転換される。その結果、スライド部106全体がZ軸方向にスライド運動する。

30

【0054】

光ロータリーコネクタ120において、非回転部148と回転部146はZ方向においては連結されており、両者間においては方向の相対運動のみが許容されている。回転部146には円盤状の取付板150が連結されており、取付板150は複数のピンによってギア152に連結されている。このような相対回転部107により、取付板150とギア152との間における相対回転角を調整可能であり、具体的には、例えば、円弧状の溝に沿ってピンをスライドさせることにより、一方に対して他方を例えば180度回転させることが可能である。もちろん、その回転範囲は任意に設定可能である。

40

【0055】

このような相対回転運動は本実施形態においてユーザーによる手動操作により実現されているが、アクチュエータを設けることにより電氣的な駆動力をもって相対的な回転運動を行わせることも可能である。スライド部106がZ軸方向に運動しても、モータ軸126とギア154との連結関係により、モータ102の回転力は確実に回転部146の回転運動に転換され、その結果、光ファイバ34の基端部34Aは回転体46の一部として同一の位相で回転運動をする。すなわち、それぞれの部材の基端側においては互いに同一の位相をもって同期して回転駆動されることになる。

【0056】

ちなみに、符号164はスライド位置を検出するセンサを表している。更に、上述した相対回転角を検出するセンサを設けるようにしてもよい。また、カテーテルの先端部に

50

いてトルクワイヤ及び光ファイバの回転角を直接的に検出するようにしてもよい。本実施形態においては、カテーテルの先端部において光ファイバの位置を光学的計測を利用して特定する方式が採用されており、以下にこれについて詳述する。

【0057】

図9には、ヘッドユニット64の断面が模式図として示されている。上述したように、ヘッドユニット64内には、光ファイバ34の先端に設けられた光学部材60が位置決めされている。ただし、光学部材60の位置はカテーテルの屈曲や位置決め誤差によって変動をするものであり、光学部材60の位置すなわち光ビームの位置を計測する必要がある。

【0058】

そこで、本実施形態においては、上述した相対回転機構を利用して、光ファイバ34をヘッドユニット64に対して相対的に180度回転させ、すなわち光ビームを底面72A側に向ける操作が実行される。その状態において、光ファイバ34を前後方向にゆっくり往復運動させると、底面72Aが反射面として機能し、Z軸方向において反射面の各位置ごとに高さあるいは反射率が異なることになる。その結果、光ファイバ34のスキャンによって図10に示すようなプロファイル170が得られる。

【0059】

図10において横軸はZ方向の変位(スライド量)を表しており、縦軸は光量あるいは距離を表している。プロファイル170においてはピーク172が生じており、そのピークは底面72Aにおける中央位置に相当する。すなわち、底面72Aの中央に光ビームが至った状態では最大の光量が得られ、あるいは最大の距離が観測されることになる。このような現象を利用して、ピーク172の存在している位置 Z_0 をもって図9に示した光学部材60の位置あるいは光ビーム基準位置166を特定することが可能である。符号168は超音波ビームの位置を表しており、本実施形態においては超音波ビームの位置168と光ビームの位置との間隔 Z_1 を常に一定にできるという利点がある。あるいは、そのような間隔を所望の値に設定できるという利点がある。

【0060】

本実施形態においては、OCT計測用の光ビームを、組織診断とは別に位置観測に活用することができ、しかも光学部材60が存在している先端部において、そのような位置計測を行えるため、極めて高精度の位置決めを実現できるという利点がある。

【0061】

位置決め調整時の動作あるいは作用を以下に整理する。まず、生体内に診断用カテーテルが挿入され、その先端部が診断部位近傍に位置決めされる。次に、相対回転角の調整により光ビームが上述した底面側に向けられ、その状態においてZ方向に光ファイバを往復運動させることにより、上述したプロファイルが取得される。そのようなプロファイルの波形解析を行うことによりピーク位置を特定でき、そのピークの位置から、光ファイバ34の先端の適正な位置を取得することができる。すなわち、上述したスライド機構を利用して光ファイバの基端側を走査することにより、間接的に光ファイバ34の先端位置の調整を行える。しかも、観測しているのは光ファイバ34の先端部であるため極めて高精度の位置決めを行えるという利点がある。そのような位置決めが完了した後、相対的な回転状態を元に戻し、すなわち光ビームと超音波ビームの方位を一致させて回転駆動を行うことにより、OCT画像及びUS画像の両者を同時に取得することができる。その場合において、仮に光ビームの方位と超音波ビームの方位との間にずれがあっても画像形成上は大きな問題とはならない。

【0062】

上記の説明においては、光ビームを使ってZ方向における光ファイバの位置決めを行ったが、同様の原理を用いて、光ファイバの 方向の位置決めを行うこともできる。すなわち、 方向に反射面の高さあるいは向きを異ならせることにより、図11に示すようなプロファイル174を得ることができる。すなわち光ファイバを 方向に運動させて、各位置ごとに光量あるいは距離を観測することによりピーク176を特定し、そのピークが

10

20

30

40

50

存在している 方向の位置として基準方位 θ_0 を特定するものである。

【 0 0 6 3 】

上述した実施形態においては底面を反射面として利用したが、図 1 2 に示すように 2 つの側面 7 2 C, 7 2 D を用いて上述したプロファイルを取得するようにしてもよい。すなわち、ヘッドユニット 6 4 には振動子ユニット 7 6 の他、空洞が形成され、その空洞における側面 7 2 C, 7 2 D は湾曲した面として構成されているため、そのような形態を活用して上述同様のビームプロファイルを取得するものである。

【 0 0 6 4 】

図 1 3 には他の実施形態が示されている。ヘッドユニット 1 7 8 には空洞 1 8 0 が構成されており、その底面 1 8 0 A は図示されるように断面が V 字型を有している。このような形態によれば、上述したプロファイルを取得した場合にピークをより急峻なものとして観測できるという利点がある。

10

【 0 0 6 5 】

図 1 4 には更に他の実施形態が示されている。ヘッドユニット 1 8 2 の中心軸に沿って挿通孔 1 8 4 が形成されており、そこには光ファイバが差込まれている。光ファイバの先端には光学部材 6 0 が設けられている。挿通孔 1 8 4 の所定箇所には上方へ貫通するようにスリット 1 8 6 が形成されている。スリット 1 8 6 は Z 方向に細い溝であって、 θ 方向には扇状に開いた形態を有する。このような構造において、光学部材 6 0 において光ビームを形成しつつ光ファイバを前後方向へ運動させると、スリット 1 8 6 に光ビームが一致した時点で十分な距離が観測されることになるため、そのような現象を利用して光ビームの位置決めを行える。このような態様においても、光ファイバが前後運動され、プロファイルの観測が行われて、受光結果から適正な Z 軸方向の位置が特定されることになる。

20

【 0 0 6 6 】

図 1 5 には画像処理の概念が示されている。符号 1 9 0 は OCT 画像を表している。この OCT 画像 1 9 0 は光ビームに相当するライン 1 9 4 を θ 方向に回転させることにより構築される画像である。符号 1 9 2 は US 画像を示している。この US 画像 1 9 2 は、超音波ビームに相当するライン 1 9 6 を θ 方向に回転運動させることにより形成されるものである。いずれの画像 1 9 0, 1 9 2 も断層画像である。符号 1 9 8 に示すように、それらの画像を合成すれば、より組織診断を的確に行えるという利点がある。ちなみに、符号 1 9 0 A, 1 9 2 A は非画像化部分を表している。合成画像の表示にあたっては、一方を白黒画像として構成し、他方をカラー画像として構成するのが望ましい。

30

【 0 0 6 7 】

以上説明した構成によれば、光ファイバの基端側におけるスライド運動により、光ファイバ先端の位置すなわち光ビームの位置の調整を行えるという利点がある。したがって、カテーテルの屈曲によって光ファイバ先端の位置にぶれがあってもあるいは位置決め誤差があっても、そのような変位を解消できるという利点がある。しかもカテーテルの先端部においてファイバの位置の観測を行えるのでフィードバック制御により光ビームを高精度に位置決め調整できるという利点がある。更に、上述した実施形態においては光ファイバの基端部を直接的に駆動しているため、すなわちそこが従動運動するものではないため、光ファイバの途中で不必要なトルクを与えてしまうことを防止でき、光ファイバ全体が他の構造体に対してフリーな状態におかれていることと相まって、物理的に弱い光ファイバを保護しつつもそれに対して適切な駆動力を与えられるという利点がある。

40

【 0 0 6 8 】

図 1 6 には、駆動部の他の実施形態が示されている。この図 1 6 に示す実施形態において、駆動部 3 2 0 は、主駆動源及び回転駆動機構からなるユニット 3 2 2 と、調整機構 3 2 4 と、からなる。それらは軸方向に並んで連結されている。調整機構 3 2 4 は、相対回転部 3 2 6 及び光ロータリーコネクタ 3 2 8 等を有する。調整機構 3 2 4 はそれ全体を軸方向にスライド運動させるスライド機構を有しているが、図 1 6 においてはそれが図示省略されている。相対回転部 3 2 6 は、ユニット 3 2 2 の回転力を直接的に受ける第 1 プレート 3 2 6 A と、第 1 プレート 3 2 6 A に対して相対的に θ 方向に変位可能な第 2 プレー

50

ト 3 2 6 B とにより構成される。第 2 プレート 3 2 6 B は光ロータリーコネクタ 3 2 8 の内で回転部 3 2 8 A に接続されている。光ロータリーコネクタ 3 2 8 は更に非回転部 3 2 8 B を有する。ユニット 3 2 2 による回転力は調整機構 3 2 4 の回転部分の全体に対して伝達されるが、調整機構 3 2 4 はそれ全体として軸方向にスライド運動可能であり、これによって光ファイバ 3 4 を回転駆動しつつも、その軸方向の位置決めを行うことができる。しかも、相対回転部 3 2 6 が設けられているので、第 1 プレート 3 2 6 A と第 2 プレート 3 2 6 B との間の相対的な角度関係を可変することにより、基準方位からプラス方向及びマイナス方向の両方向にわたって光ファイバ 3 4 を相対的に回転させることができる。この相対的な回転により上述した光ファイバ 3 4 の先端部の位置決め時における光ビームの方向設定を行うことができ、また組み立て段階における位置決め誤差等を解消することができる。図 8 に示した実施形態においては、モータからの駆動力が回転駆動機構とは別の経路を介して光ロータリーコネクタに伝達されていたが、図 1 6 に示す実施形態によれば、モータ及び回転駆動機構からなるユニットにより生成された回転力を直接的に調整機構 3 2 4 へ伝達することができる。このような場合においても、光ファイバ 3 4 の基端部が回転駆動されるため、光ファイバ 3 4 を円滑に駆動できるという利点がある。

10

【図面の簡単な説明】

【0069】

【図 1】本発明に係る診断システムの好適な実施形態を示す概念図である。

【図 2】診断用カテーテルの先端部を表す断面図である。

【図 3】図 2 に示す A - A' 断面を示す断面図である。

20

【図 4】回転体の一部断面図である。

【図 5】ヘッドユニットの上面図である。

【図 6】光ファイバ先端部の拡大断面図である。

【図 7】ヘッドユニットの他の構成を示す断面図である。

【図 8】駆動部の詳細な構造を示す断面図である。

【図 9】ヘッドユニットの断面図であり、光ファイバの位置決め原理を説明するための図である。

【図 10】Z 方向に沿って観測されるプロファイルを説明するための図である。

【図 11】 方向に沿って観測されるプロファイルを説明するための図である。

【図 12】空洞の側面を利用した位置計測を説明するための図である。

30

【図 13】V 字型を有する底面を利用した位置計測を説明するための図である。

【図 14】スリットを利用した位置計測を説明するための図である。

【図 15】画像処理の方法を説明するための図である。

【図 16】駆動部の他の実施形態を示す概念図である。

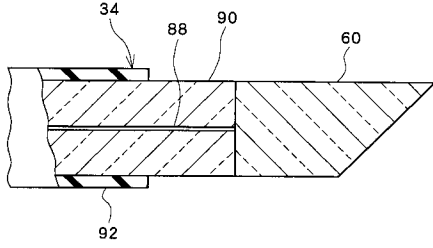
【符号の説明】

【0070】

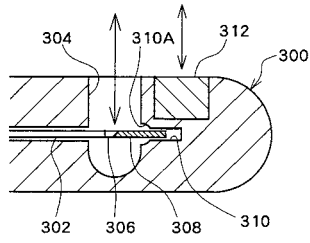
1 2 診断用カテーテル、1 4 駆動部、1 6 調整機構、1 8 制御部、2 0 送受信部、2 2 US 画像形成部、2 4 OCT 信号処理系、2 6 OCT 画像形成部、2 8 表示処理部、3 0 表示部、3 2 アウターシース、4 6 回転体、5 0 同軸構造体、3 4 光ファイバ、5 2 シグナル電極層、5 4, 5 8 絶縁層、5 6 グランド電極層、6 0 光学部材、6 4 ヘッドユニット(先端部材)、6 6, 6 8 コンタクト部材、7 2 空洞部、7 6 振動子ユニット、1 0 2 モータ、1 0 4 回転駆動機構、1 0 6 スライド部、1 0 7 相対回転部、1 0 8 電気ロータリーコネクタ、1 2 0 光ロータリーコネクタ。

40

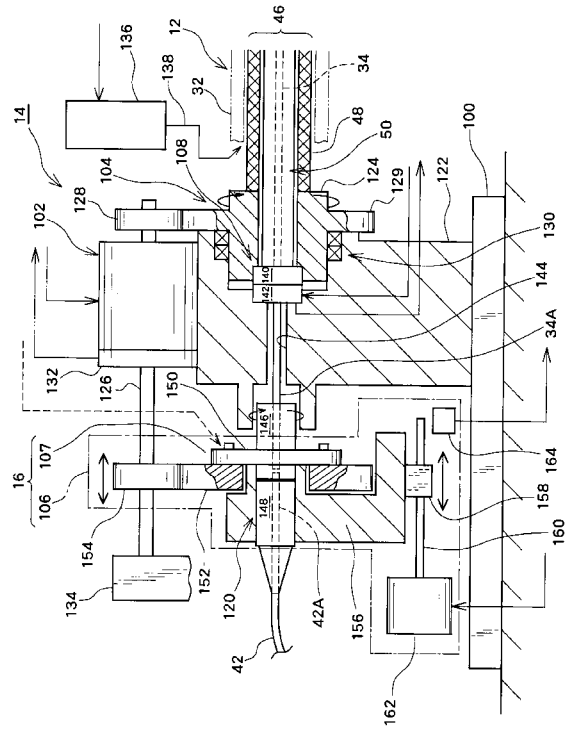
【 図 6 】



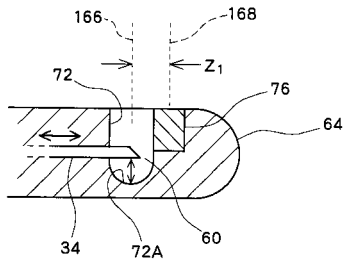
【 図 7 】



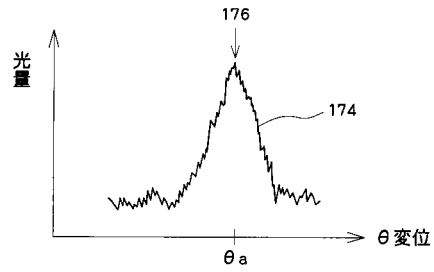
【 図 8 】



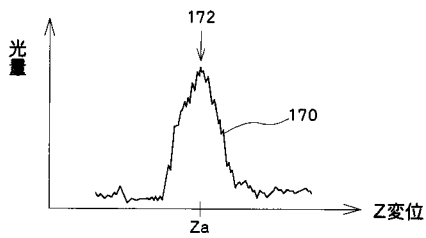
【 図 9 】



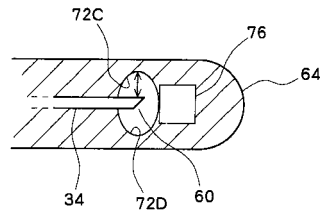
【 図 1 1 】



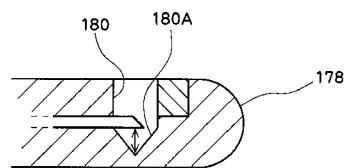
【 図 1 0 】



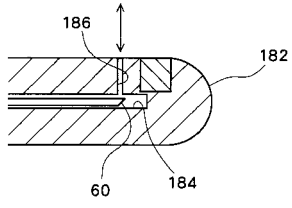
【 図 1 2 】



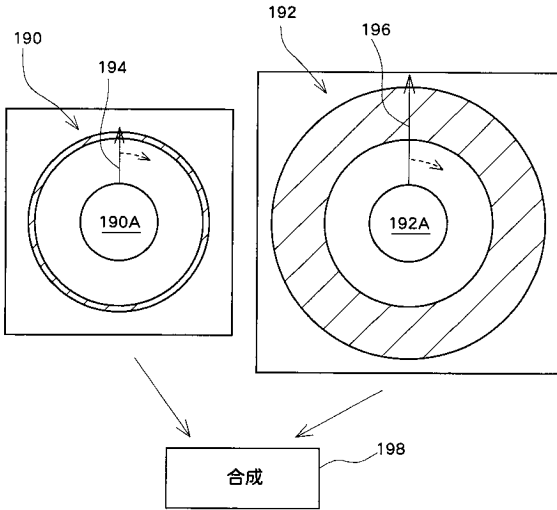
【 図 1 3 】



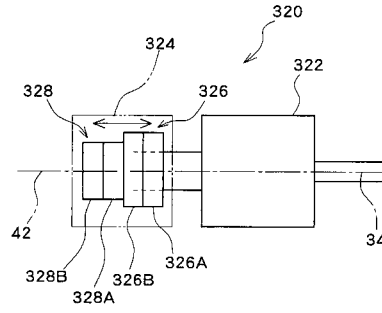
【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



フロントページの続き

(72)発明者 廣 高史

山口県宇部市南小串1-1-1 山口大学医学部内

(72)発明者 川那辺 純一

東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内

Fターム(参考) 4C061 AA22 BB08 JJ06

4C601 BB14 BB24 DD14 EE10 EE13 FE04

专利名称(译)	诊断导管		
公开(公告)号	JP2009183416A	公开(公告)日	2009-08-20
申请号	JP2008025679	申请日	2008-02-05
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人山口大学 日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人山口大学 阿洛卡有限公司		
[标]发明人	松崎益德 廣高史 川那辺純一		
发明人	松崎 益德 廣 高史 川那辺 純一		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.D A61B1/00.526 A61B1/00.530 A61B1/00.550 A61B1/00.680 A61B1/00.715 A61B1/00.732 A61B1/07.732		
F-TERM分类号	4C061/AA22 4C061/BB08 4C061/JJ06 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/DD14 4C601/EE10 4C601/EE13 4C601/FE04 4C161/AA22 4C161/BB08 4C161/JJ06		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP5283155B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在执行超声诊断和光学相干断层扫描诊断的情况下提供处理内在问题的诊断测量器，尤其是沿导管内的中心轴布置光纤，从而缩小导管的直径。解决方案：旋转体46设置在外护套44内，并且旋转体46包括中空扭矩线48和设置在内部的内轴结构50。内轴结构50设置有沿中心轴布置的光纤34，信号电极层52和接地电极层56等。光学构件60设置在光纤34的远端并且光由此形成梁。头单元64设置有振荡器单元76，由此形成超声波束86。光纤34处于未固定到其他结构的状态。

