

(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2009-183417

(P2009-183417A)

(43) 公開日 平成21年8月20日(2009.8.20)

(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 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 7 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2008-25680 (P2008-25680)
 (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 1 6 7 7 - 1
 (71) 出願人 390029791
 アロカ株式会社
 東京都三鷹市牟礼 6 丁目 2 2 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

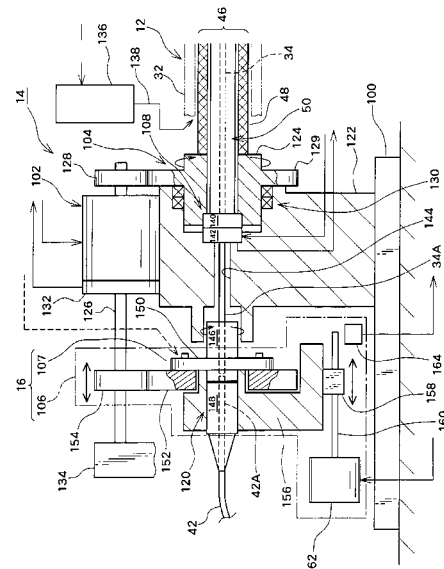
(54) 【発明の名称】 診断システム

(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、光学部材と送受波器との位置関係を適正にできるようにする。

【解決手段】駆動部 1 4 は診断用カテーテル 1 2 における回転体 4 6 を駆動するものである。回転体 4 6 における光ファイバ 3 4 は光ロータリーコネクタ 1 2 0 を介して光ファイバ 4 2 に光学的に接続される。調整機構 1 6 はスライド部 1 0 6 及び相対回転部 1 0 7 を含み、スライド部 1 0 6 は回転部 1 4 6 に回転力を伝達するとともに、光ファイバ 3 4 の基端部 3 4 A の軸方向位置を定める。相対回転部 1 0 7 は診断用カテーテル 1 2 における光ファイバ 3 4 の角度を調整する機構である。

【選択図】 図 8



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内に挿入される診断用カテーテルと、前記診断用カテーテルの基端側に設けられた駆動部と、を有する診断システムにおいて、

前記診断用カテーテルは、

回転力を伝達する回転部材と、

前記回転部材の先端に固定されたヘッドユニットと、

前記ヘッドユニットに設けられ、超音波ビームを形成する送受波器と、

前記ヘッドユニットにより位置決めがなされ、光ビームを形成する光学部材と、

前記回転部材内に挿入され、前記送受波器に電氣的に接続された電気信号伝達部材と、

前記回転部材内に挿入され、前記光学部材が先端に設けられた第 1 光伝達部材と、

を含み、

前記駆動部は、

前記回転部材を駆動する回転駆動機構と、

前記ヘッドユニットに対する前記光学部材の相対的な位置を調整するために前記第 1 光伝達部材の基端部を操作する調整手段と、

を含むことを特徴とする診断システム。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の診断システムにおいて、

前記調整手段は、前記回転部材の基端部に対して前記第 1 光伝達部材の基端部を軸方向に相対的に変位させるスライド調整機構を含む、

ことを特徴とする診断システム。

20

【請求項 3】

請求項 2 記載の診断システムにおいて、

前記駆動部は、前記第 1 光伝達部材の基端部を回転可能に保持する回転保持部と、第 2 光伝達部材の先端部を保持する非回転保持部と、を備え、前記第 1 光伝達部材と前記第 2 光伝達部材とを光学的に接続する光ロータリーコネクタを含み、

前記駆動部は、前記回転保持部にも回転力を伝達し、

前記スライド調整機構は、前記光ロータリーコネクタを前記軸方向に変位させる、

ことを特徴とする診断システム。

30

【請求項 4】

請求項 1 記載の診断システムにおいて、

前記調整手段は、前記回転部材の基端部に対して前記第 1 光伝達部材の基端部をラジアル走査方向に相対的に変位させる回転調整機構を含む、

ことを特徴とする診断システム。

【請求項 5】

生体内に挿入される診断用カテーテルと、前記診断用カテーテルの基端側に設けられた駆動部と、前記駆動部を制御する制御部と、を有する診断システムにおいて、

前記診断用カテーテルは、

回転力を伝達する回転部材と、

前記回転部材の先端に固定されたヘッドユニットと、

前記ヘッドユニットに設けられ、超音波ビームを形成する送受波器と、

前記ヘッドユニットにより位置決めがなされ、光ビームを形成する光学部材と、

前記回転部材内に挿入され、前記送受波器に電氣的に接続された電気信号伝達部材と、

前記回転部材内に挿入され、前記光学部材が先端に設けられた第 1 光伝達部材と、

を含み、

前記駆動部は、

前記回転部材を駆動する回転駆動機構と、

前記ヘッドユニットに対する前記光学部材の相対的な位置を調整するために前記第 1 光伝達部材の基端部を変位させる調整機構と、

40

50

を含み、
前記ヘッドユニットには所定方向に沿って変化した反射面が形成され、
前記光学部材の位置調整時には前記光ビームが前記反射面側に向けられ、
前記制御部は、前記光学部材の位置調整時に前記光ビームの形成による光計測結果に基づいて前記調整機構を制御する、
ことを特徴とする診断システム。

【請求項 6】

請求項 5 記載の診断システムにおいて、
前記所定方向は軸方向であり、
前記反射面は、前記軸方向における基準位置を中心としてそこから両側へ高さが増加又は減少した面であり、
前記調整機構は、前記第 1 光伝達部材の基端部を前記軸方向に前後運動させるスライド調整機構を含む、
ことを特徴とする診断システム。

10

【請求項 7】

請求項 6 記載の診断システムにおいて、
前記調整機構は、更に、前記第 1 光伝達部材の位置調整時に前記第 1 光伝達部材の基端部を前記回転部材の基端部に対してラジアル走査方向に相対的に回転させて前記光ビームを前記反射面側に向ける回転調整機構を含む、
ことを特徴とする診断システム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は診断システムに関し、特に、超音波診断及び光学的診断を行う診断システムに関する。

【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。

30

【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。

40

【0004】

【特許文献 1】特開平 7 - 2 6 5 3 1 0 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 6 - 2 1 5 0 0 7 号公報

【特許文献 3】特開 2 0 0 0 - 9 7 8 4 5 号公報

【特許文献 4】特表 2 0 0 0 - 5 0 3 2 3 7 号公報

50

【特許文献 5】特開 2 0 0 7 — 8 3 0 5 7 号公報

【特許文献 6】特開 2 0 0 4 - 2 9 0 5 4 8 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【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。光ファイバは通常、物理的に強いものではないので、光ファイバと他の構造体（トルクワイヤ及び信号線）とを完全に一体化してしまうと、それらの回転駆動時に光ファイバ側に応力が及んで、それを損傷させてしまうおそれがある。また、組立時に両者間に位置決め誤差が生じた場合、それを解消することができなくなる。このため、そのような一体化は避けるのが望ましい。

10

【0006】

しかしながら、それらが独立した関係の下では、生体内でのカテーテルの屈曲状態如何によって、光ファイバの先端位置と他の構造体の先端位置とが軸方向に相対的にずれてしまう可能性がある。例えば、光ビームと超音波ビームの位置関係が不定になってしまう可能性がある。そこで、そのような軸方向の位置ずれ問題を解消することが望まれる。

【0007】

なお、回転駆動時に光ファイバに捻れが生じると、ラジアル走査方向（回転方向）の位置ずれも生じてしまうことになる。あるいは、最初からラジアル走査方向に位置決め誤差が生じていることもある。必要に応じて、そのようなラジアル走査方向の位置ずれに対処することが求められる。

20

【0008】

本発明の目的は、光学部材と送受波器との位置関係を適正にすることができる診断システムを提供することにある。あるいは、本発明の目的は、光学部材の自動的な位置決めを実現することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明は、生体内に挿入される診断用カテーテルと、前記診断用カテーテルの基端側に設けられた駆動部と、を有する診断システムにおいて、前記診断用カテーテルは、回転力を伝達する回転部材と、前記回転部材の先端に固定されたヘッドユニットと、前記ヘッドユニットに設けられ、超音波ビームを形成する送受波器と、前記ヘッドユニットにより位置決めがなされ、光ビームを形成する光学部材と、前記回転部材内に挿入され、前記送受波器に電氣的に接続された電気信号伝達部材と、前記回転部材内に挿入され、前記光学部材が先端に設けられた第 1 光伝達部材と、を含み、前記駆動部は、前記回転部材を駆動する回転駆動機構と、前記ヘッドユニットに対する前記光学部材の相対的な位置を調整するために前記第 1 光伝達部材の基端部を操作する調整手段と、を含むことを特徴とする診断システムに関する。

30

【0010】

上記構成によれば、生体内に診断用カテーテルが挿入され、その状態において、回転駆動機構によって、生体内で光学部材及び送受波器をと共に回転させることによって、光ビーム及び超音波ビームがラジアル走査（回転走査）される。そのラジアル走査の実行前又は実行途中において、調整手段を用いて、ヘッドユニットつまり送受波器に対する、光学部材の相対的な位置を調整可能である。すなわち、第 1 光伝達部材の基端部を操作することによって、その先端に固定された光学部材の位置を間接的に調整することができる。その調整が自動的に行われるように構成するのが望ましいが、手動による調整であってもよい。光学部材の位置調整により、診断用カテーテルの屈曲による各部材についての経路長の差に起因する光学部材の位置ずれ、あるいは、部材配置時の位置決め誤差を解消可能である。位置調整は生体内への診断用カテーテルの挿入後、より望ましくは診断部位へのカテーテル先端部の位置決め後に行うのが望ましい。

40

50

【 0 0 1 1 】

ちなみに、診断用カテーテルは、望ましくは、アウターシース、その内部に設けられた回転部材及びその内部に設けられた同軸構造体によって構成されてもよい。その同軸構造体は、中心軸上に配置された第 1 光伝達部材とその周囲に同心円状に配置された複数の導電層とによって構成されるのが望ましい。この構成によれば、診断用カテーテルの屈曲時に、第 1 光伝達部材に生じる負荷を軽減でき、また、その軸ぶれを防止できる。回転駆動されるヘッドユニットは、望ましくは、送受波器が設置される台座として機能し、更に、第 1 光伝達部材あるいは光学部材を回転可能に保持するホルダとして機能する。

【 0 0 1 2 】

望ましくは、前記調整手段は、前記回転部材の基端部に対して前記第 1 光伝達部材の基端部を軸方向に相対的に変位させるスライド調整機構を含む。この構成によれば、軸方向（診断用カテーテルの中心軸方向）において、超音波ビームに対する光ビームの相対的な位置を調整することができる。

10

【 0 0 1 3 】

望ましくは、前記駆動部は、前記第 1 光伝達部材の基端部を回転可能に保持する回転保持部と、第 2 光伝達部材の先端部を保持する非回転保持部と、を備え、前記第 1 光伝達部材と前記第 2 光伝達部材とを光学的に接続する光ロータリーコネクタを含み、前記駆動部は、前記回転保持部にも回転力を伝達し、前記スライド調整機構は、前記光ロータリーコネクタを前記軸方向に変位させる。この構成によれば、回転側の第 1 光伝達部材と非回転側の第 2 光伝達部材との間での光信号伝送を確保しつつ、第 1 光伝達部材の軸方向スライドを許容できる。回転保持部を介して第 1 光伝達部材の基端部に回転力が伝達されるので、第 1 光伝達部材を自然に回転させて、第 1 光伝達部材に必要以上のモーメント力が生じてしまうことを防止できる。なお、光ロータリーコネクタ内においてはレンズ等の部材を介して端面間で光信号の伝送が行われてもよい。上記構成では、光ロータリーコネクタの軸方向変位に伴い、第 2 光伝達部材も軸方向に運動することになるが、光学系の利用によって端面間の隙間の変化を許容することにより、第 2 光伝達部材の位置を固定することもできる。

20

【 0 0 1 4 】

望ましくは、前記調整手段は、前記回転部材の基端部に対して前記第 1 光伝達部材の基端部をラジアル走査方向に相対的に変位させる回転調整機構を含む。この構成によれば、ラジアル走査方向において、第 1 光伝達部材の捻れに起因する位置ずれ、又は、部材配置時の位置決め誤差を解消可能である。あるいは、この構成によれば、例えば位置調整時に光ビームをヘッドユニットに対して相対的に回転させて、光ビームをヘッドユニットの所定面に向けることが可能となる。

30

【 0 0 1 5 】

本発明は、生体内に挿入される診断用カテーテルと、前記診断用カテーテルの基端側に設けられた駆動部と、前記駆動部を制御する制御部と、を有する診断システムにおいて、前記診断用カテーテルは、回転力を伝達する回転部材と、前記回転部材の先端に固定されたヘッドユニットと、前記ヘッドユニットに設けられ、超音波ビームを形成する送受波器と、前記ヘッドユニットにより位置決めがなされ、光ビームを形成する光学部材と、前記回転部材内に挿入され、前記送受波器に電氣的に接続された電気信号伝達部材と、前記回転部材内に挿入され、前記光学部材が先端に設けられた第 1 光伝達部材と、を含み、前記駆動部は、前記回転部材を駆動する回転駆動機構と、前記ヘッドユニットに対する前記光学部材の相対的な位置を調整するために前記第 1 光伝達部材の基端部を変位させる調整機構と、を含み、前記ヘッドユニットには所定方向に沿って変化した反射面が形成され、前記光学部材の位置調整時においては前記光ビームが前記反射面側に向けられ、前記制御部は、前記光学部材の位置調整時に前記光ビームの形成による光計測結果に基づいて前記調整機構を制御する、ことを特徴とする診断システムに関する。

40

【 0 0 1 6 】

上記構成によれば、光学部材（つまり第 1 光伝達部材）の位置調整時に、光ビームがへ

50

ッドユニットの反射面側に向けられる。その状態において、光学部材を所定方向に変位させれば（望ましくは往復駆動させれば）、反射面の形態変化あるいは性質変化に従った光計測結果（望ましくは受光分布）が得られることになり、その光計測結果に基づいて光ビームの適正位置を自動的に求めることが可能となる。そして、その適正位置に光学部材が位置するように、調整手段を用いて第１光伝達部材の基端部の位置が調整される。反射面においては、基準位置から両側にかけて光学的形態あるいは光学的性質が変化しており、いずれにしても、反射面はそれに対するビームスキャンによって基準位置を特定可能なように構成される。

【００１７】

望ましくは、前記所定方向は軸方向であり、前記反射面は、前記軸方向における基準位置を中心としてそこから両側へ高さが増加又は減少した面であり、前記調整機構は、前記第１光伝達部材の基端部を前記軸方向に前後運動させるスライド調整機構を含む。この構成によれば、反射面の高さの変化をもって基準位置を特定可能である。反射面の高さの変化は、例えば距離又は光量の変化として認識可能である。

10

【００１８】

望ましくは、前記調整機構は、更に、前記第１光伝達部材の位置調整時に前記第１光伝達部材の基端部を前記回転部材の基端部に対してラジアル走査方向に相対的に回転させて前記光ビームを前記反射面側に向ける回転調整機構を含む。この構成によれば、位置調整時に回転調整機構を自動的に動作させあるいは手で動作させて、光ビームを反射面へ向けることができる。その状態で反射面に対するビームスキャンが実行される。

20

【発明の効果】

【００１９】

以上説明したように、本発明によれば、調整手段により、光学部材と送受波器との位置関係を適正にすることができる。あるいは、光学部材の自動的な位置決めを実現できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００２０】

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。

【００２１】

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。

30

【００２２】

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。

40

【００２３】

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。

【００２４】

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

50

イバ 3 4 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 3 4 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 1 8 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 3 4 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 1 8 は、駆動部 1 4 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 ($\theta 1$) を生成しており、また、光ビームの方位を表す角度信号 ($\theta 2$) を生成している。角度信号 ($\theta 1$) は US 画像形成部 2 2 へ出力されており、一方、角度信号 ($\theta 2$) は OCT 画像形成部 2 6 へ出力されている。

【0025】

送受信部 2 0 は、振動子 3 6 へ与える送信信号を生成し、また振動子 3 6 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 2 0 から出力される信号処理後の受信信号は US 画像形成部 2 2 に送られている。この US 画像形成部 2 2 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 ($\theta 1$) が利用される。US 画像形成部 2 2 から出力される US 画像のデータは、表示処理部 2 8 へ出力される。

【0026】

駆動部 1 4 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) 3 4 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) 4 2 の前端部を保持している。それらの光ファイバ 3 4, 4 2 の端面間において光信号の授受が行われる。光ファイバ 4 2 の後端部は OCT 信号処理系 2 4 に接続されている。OCT 信号処理系 2 4 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 信号処理部 2 4 から出力される光検出信号は OCT 画像形成部 2 6 へ出力される。

【0027】

OCT 画像形成部 2 6 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 ($\theta 2$) が利用される。OCT 画像形成部 2 6 によって形成された OCT 画像のデータは表示処理部 2 8 へ出力される。

【0028】

表示処理部 2 8 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 3 0 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。

【0029】

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

【0030】

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 との隙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。

【0031】

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

10

20

30

40

50

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。

【0032】

同軸構造体50は、中心軸上に配置された光ファイバ34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52、絶縁層54、グランド電極層56、及び絶縁層58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46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ー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34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。

10

【0033】

ちなみに、図1において、光ファイバ34の直径(外径)は例えば0.125mmであり、シグナル電極層52の直径は0.175mmであり、絶縁層54の直径は0.25mmであり、グランド電極層56の直径は0.3mmであり、絶縁層58の直径は0.45mmであり、トルクワイヤ48の直径は0.9mmであり、アウターシース44の直径は1.4mm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。

【0034】

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。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34の先端に光学部材60が設けられており、光ファイバ34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52の端面52Aよりもやや後退した位置に、絶縁層54の端面54A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56の端面56Aが設定されている。その端面56Aから更にかなり奥側に引っ込んだ位置に絶縁層58の端面58Aが設定されている。その端面58Aはトルクワイヤ48の端面48A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48の先端部内には差込通路62が生じている。このような各端面の段階的な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62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48等との接続を確実にできるという利点がある。

20

30

【0035】

図2に戻って、先端部12A内にはヘッドユニット64が設けられている。ヘッドユニット64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64は本体64Aと差込部64Bとにより構成されている。本体64A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64Bが設けられている。その差込部64Bは、図4に示した差込通路62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64とトルクワイヤ48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64Aの先端面64Cは半球面状の形態を有し、その先端面64Cはアウターシース44におけるドーム状の先端壁の内面に近接している。

40

【0036】

本体64Aから差込部64Bにかかる部分には、換言すれば、差込部64Bの取付け部分には、円環状の2つのコンタクト部材66, 68が設けられている。小径のコンタクト部材66はシグナル用の電極であり、大形のコンタクト部材68はグランド用の電極である。コンタクト部材66はシグナル電極層52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68はグランド電極層56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64B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52, 56とコンタクト部材66, 68との接続を確実にできるという利点

50

がある。また、それぞれのコンタクト部材 66, 68 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 34 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。

【0037】

光ファイバ 34 の先端部は本体 64 A に形成された保持孔 70 を通過し、空洞部 72 内に位置決められている。具体的には、光ファイバ 34 の先端には光学部材 60 が設けられ、図示の例では、光学部材 60 は空洞部 72 の中央部に位置決められている。

【0038】

ここで、空洞部 72 は Z 方向に一定の幅で広がっており、かつ、 θ 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 60 が Z 方向にずれて配置されていても光ビーム 74 の通過を許容でき、しかも光ファイバ 34 の捻れ等によってセンター位置から光ビーム 74 が θ 方向にずれたとしても、本体 64 A によって妨げられずに光ビーム 74 の通過を許容できるという利点がある。

【0039】

空洞部 72 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 72 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 72 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 72 B は空洞部 72 の上方にある開口を示している。

【0040】

ヘッドユニット 64 には振動子ユニット 76 が配置されている。具体的には、空洞部 72 の Z 方向前方に所定距離隔てて振動子ユニット 76 が配置されている。振動子ユニット 76 は凹部 75 内に配置され、ケース 78 及びその内部に設けられた単振動子 80 を有している。単振動子 80 の前面側には、前面部材 82 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 80 の背面側には、背面部材 84 として、バッキング及び基板が配置される。

【0041】

単振動子 80 におけるシグナル電極は信号線 66 A を介してコンタクト部材 66 に電氣的に接続されており、単振動子 80 におけるグランド電極は信号線 68 A を介してコンタクト部材 68 に接続されている。本実施形態においては単振動子 80 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。

【0042】

図 2 に示す構成によれば、光学部材 60 によって光ビーム 74 が形成され、一方、振動子ユニット 76 によって超音波ビーム 86 が形成されることになる。それらのビーム 74, 86 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、 θ 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。

【0043】

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 θ 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。

【 0 0 4 4 】

すなわち、光ファイバ 3 4 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 3 4 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 3 4 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 3 4 の捻れ量との間に相違があっても、光ファイバ 3 4 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 3 4 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 3 4 を十分に保護することが可能となる。なお、光ファイバ 3 4 の基端部は、図 1 に示した駆動部を介してトルクワイヤ 4 8 等の他の構造体に間接的に連結されている。

10

【 0 0 4 5 】

図 5 には、上述したヘッドユニット 6 4 を上面から見た図が示されている。ヘッドユニット 6 4 は上述したように本体 6 4 A と差込部 6 4 B とによって構成される。ヘッドユニット 6 4 は上述したように振動子ユニット 7 6 及び空洞 7 2 を有している。空洞 7 2 の形態に着目すると、それは光学部材 6 0 の基準配置位置を中心として、 θ 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 7 2 B 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 7 2 B は Z 方向においても広がっており、光学部材 6 0 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 7 2 B が θ 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 θ 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。

20

【 0 0 4 6 】

側面 7 2 C 及 7 2 D 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 7 2 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。

【 0 0 4 7 】

図 6 には、光ファイバ 3 4 の先端構造が拡大図として示されている。光ファイバ 3 4 は、コア 8 8 及びクラッド 9 0 を有し、クラッド 9 0 の外側には必要に応じて被覆材 9 2 が設けられる。光ファイバ 3 4 の先端部分では被覆材 9 2 が除去されており、その端面には光学部材 6 0 が配置されている。光学部材 6 0 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。

30

【 0 0 4 8 】

図 7 にはヘッドユニット 3 0 0 の他の構成例が示されている。ヘッドユニット 3 0 0 には振動子ユニット 3 1 2 が設けられ、更に空洞 3 0 4 が設けられている。この空洞 3 0 4 は図 5 等にした空洞 7 2 と同様の形態を有しているが、光ファイバ 3 0 2 の軸方向前方に保持孔 3 1 0 を有する点において異なっている。すなわち、保持孔 3 1 0 は光ファイバ 3 0 2 の前方に付加された補助部材 3 0 8 を受け入れて保持する細孔として機能する。補助部材 3 0 8 は、具体的には光学部材 3 0 6 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 3 0 8 が保持孔 3 1 0 に差込まれることにより、光ファイバ 3 0 2 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 3 0 6 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。

40

【 0 0 4 9 】

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 4 8 の内部に同軸構造体 5 0 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 3 4 をカテーテル中心

50

軸に沿って配置したため、しかも光ファイバ 3 4 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 3 4 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 3 4 を保全できるという利点がある。

【 0 0 5 0 】

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 1 4 の断面が示されている。この駆動部 1 4 は上述したように調整機構 1 6 を備えるものである。

【 0 0 5 1 】

診断用カテーテル 1 2 は、アウターシース 3 2 とその内部に設けられた回転体 4 6 とによって構成される。回転体 4 6 の基端部が駆動部 1 4 によって駆動される。ちなみに、回転体 4 6 は、中空のトルクワイヤ 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。同軸構造体 5 0 はその中心に光ファイバ 3 4 を有する。

10

【 0 0 5 2 】

符号 1 3 6 は媒体注入器を表してあり、媒体注入器 1 3 6 はチューブ 1 3 8 を介してアウターシース 3 2 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。

【 0 0 5 3 】

回転駆動機構 1 0 4 について説明すると、ベース 1 0 0 上にはブロック 1 2 2 が設けられ、そのブロック 1 2 2 にはモータ 1 0 2 が固定されている。このモータ 1 0 2 は主駆動源として機能する。モータ軸 1 2 6 には、ギア 1 2 8 が取付けられており、またエンコーダ 1 3 2 が取付けられている。エンコーダ 1 3 2 はモータ軸 1 2 6 の回転角度を検出する。更に、モータ軸 1 2 6 には後に説明するギア 1 5 4 が連結されている。このギア 1 5 4 は軸方向（紙面左右方向）に運動自在であり、モータ軸 1 2 6 からの回転力のみがギア 1 5 4 へ伝達される。符号 1 3 4 は軸受け部材を表している。

20

【 0 0 5 4 】

回転駆動機構 1 0 4 は、上記のギア 1 2 8、ギア 1 2 8 からの回転力が伝達されるギアブロック 1 2 4 等を有する。ギアブロック 1 2 4 の一部はギア 1 2 9 を構成し、それにはギア 1 2 8 が噛み合っている。ギアブロック 1 2 4 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 4 8 の後端面が固定される。ギアブロック 1 2 4 はブロック 1 2 2 に対してベアリング機構 1 3 0 によって回転自在に保持されている。

30

【 0 0 5 5 】

図 8 において、符号 1 0 8 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 1 0 8 は回転部 1 4 0 と非回転部 1 4 2 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 1 4 0 及び非回転部 1 4 2 の内部を貫通して光ファイバ 3 4 が挿通されている。回転部 1 4 0 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 1 4 0 はギアブロック 1 2 4 に固定されており、ギアブロック 1 2 4 が回転駆動されると、回転部 1 4 0 も回転駆動され、その結果、回転部 1 4 0 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ことになる。ただし、光ファイバ 3 4 に対しては、回転駆動機構 1 0 4 は直接的に回転力を与えておらず、光ファイバ 3 4 は回転駆動機構 1 0 4 に対してフリーの状態にある。ブロック 1 2 2 には挿通孔 1 4 4 が形成されており、挿通孔 1 4 4 には光ファイバ 3 4 が挿通されている。

40

【 0 0 5 6 】

調整機構 1 6 は、大別して、スライド部 1 0 6 と相対回転部 1 0 7 とにより構成される。スライド部 1 0 6 は後述する光ロータリーコネクタ 1 2 0 を軸方向に沿って前後動させる機構である。相対回転部 1 0 7 は、モータ軸 1 2 6 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 3 4 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 1 2 6 に沿ってスライド運動可能に設けられたギア 1 5 4 にはギア 1 5 2 が噛み合っている。ギア 1 5 4 は上述したギア 1 2 8 と同一の直径を有し、かつ、ギア 1 5 2 はギアブロック 1 2 4 におけるギア 1 2 9 と同一の直径を有する。すなわち、モータ軸 1

50

26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。

【0057】

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。

10

【0058】

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。

【0059】

20

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θ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。

【0060】

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。

30

【0061】

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お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。

40

【0062】

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。

【0063】

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

50

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 72 A 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。

【0064】

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 72 A における中央位置に相当する。すなわち、底面 72 A の中央に光ビームが至った状態では最大の光量を得られ、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。

10

【0065】

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。

【0066】

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。

20

30

【0067】

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 θ 方向の位置決めを行うこともできる。すなわち、 θ 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 θ 方向に運動させて、各 θ 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、そのピークが存在している θ 方向の位置として基準方位 θ_0 を特定するものである。

【0068】

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 12 に示すように 2 つの側面 72 C, 72 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 64 には振動子ユニット 76 の他、空洞が形成され、その空洞における側面 72 C, 72 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。

40

【0069】

図 13 には他の実施形態が示されている。ヘッドユニット 178 には空洞 180 が構成されており、その底面 180 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。

50

【0070】

図14には更に他の実施形態が示されている。ヘッドユニット182の中心軸に沿って挿通孔184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60が設けられている。挿通孔184の所定箇所には上方へ貫通するようにスリット186が形成されている。スリット186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60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186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。

10

【0071】

図15には画像処理の概念が示されている。符号190はOCT画像を表している。このOCT画像190は光ビームに相当するライン194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192はUS画像を示している。このUS画像192は、超音波ビームに相当するライン196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190, 192も断層画像である。符号198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190A, 192A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。

20

【0072】

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ず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、光ファイバの途中に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。

30

【0073】

図16には、駆動部の他の実施形態が示されている。この図16に示す実施形態において、駆動部320は、主駆動源及び回転駆動機構からなるユニット322と、調整機構324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324は、相対回転部326及び光ロータリーコネクタ328等を有する。調整機構324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16においてはそれが図示省略されている。相対回転部326は、ユニット322の回転力を直接的に受ける第1プレート326Aと、第1プレート326Aに対して相対的に θ 方向に変位可能な第2プレート326Bとにより構成される。第2プレート326Bは光ロータリーコネクタ328の内で回転部328Aに接続されている。光ロータリーコネクタ328は更に非回転部328Bを有する。ユニット322による回転力は調整機構324の回転部分の全体に対して伝達されるが、調整機構324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34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326が設けられているので、第1プレート326Aと第2プレート326B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34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34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16に示す実施形態によれ

40

50

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 324 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 34 の基端部が回転駆動されるため、光ファイバ 34 を円滑に駆動できるという利点がある。

【図面の簡単な説明】

【0074】

【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。

【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。

10

【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】θ 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。

【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。

20

【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。

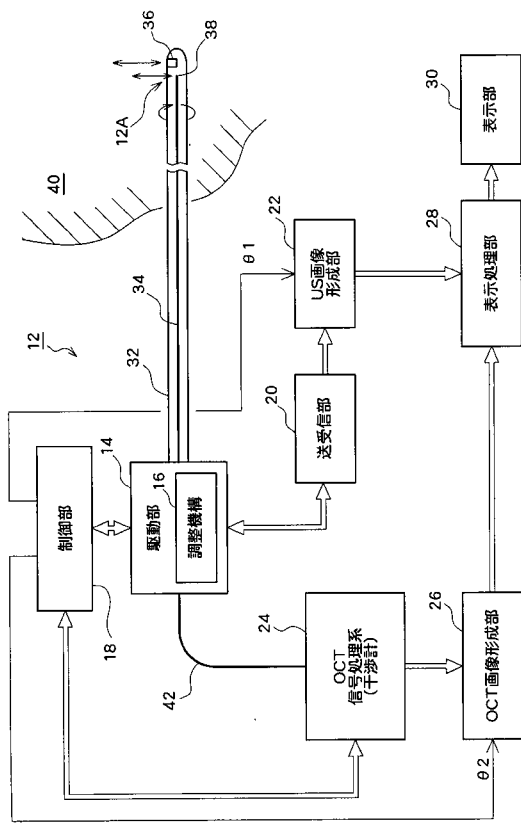
【符号の説明】

【0075】

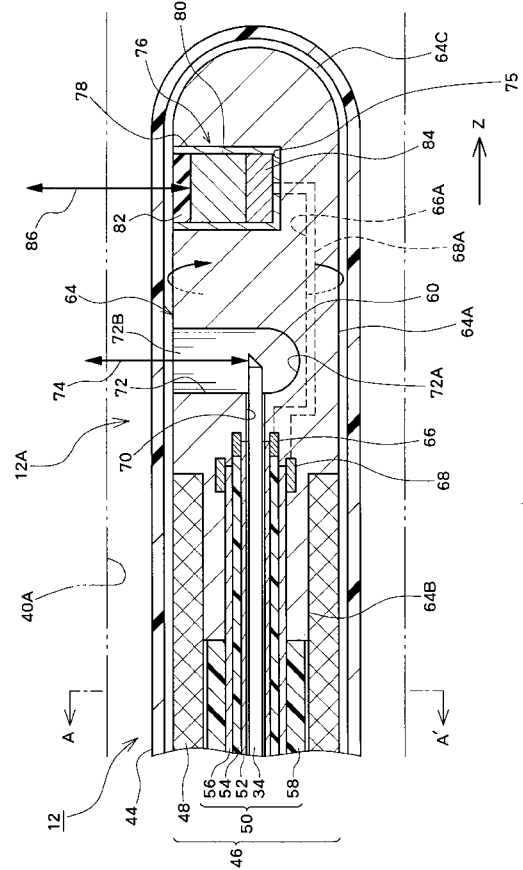
12 診断用カテーテル、14 駆動部、16 調整機構、18 制御部、20 送受信部、22 US 画像形成部、24 OCT 信号処理系、26 OCT 画像形成部、28 表示処理部、30 表示部、32 アウターシース、46 回転体、50 同軸構造体、34 光ファイバ、52 シグナル電極層、54, 58 絶縁層、56 グランド電極層、60 光学部材、64 ヘッドユニット（先端部材）、66, 68 コンタクト部材、72 空洞部、76 振動子ユニット、102 モータ、104 回転駆動機構、106 スライド部、107 相対回転部、108 電気ロータリーコネクタ、120 光ロータリーコネクタ。

30

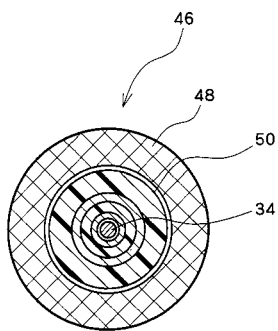
【 図 1 】



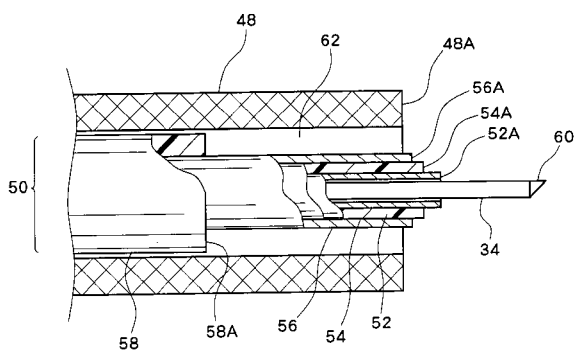
【圖 2】



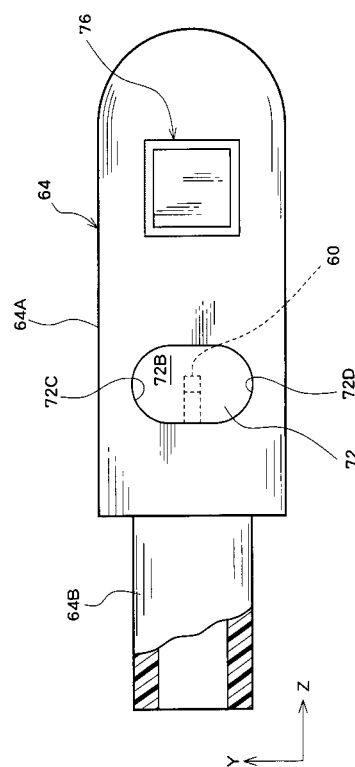
【 図 3 】



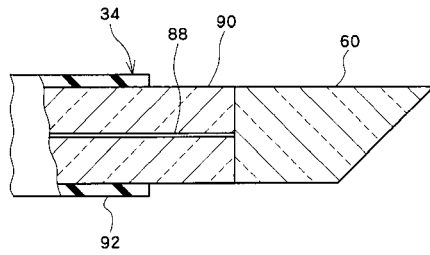
【 図 4 】



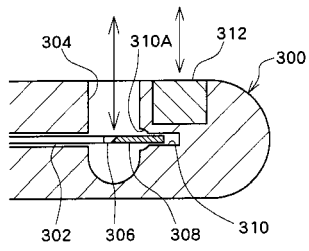
【 図 5 】



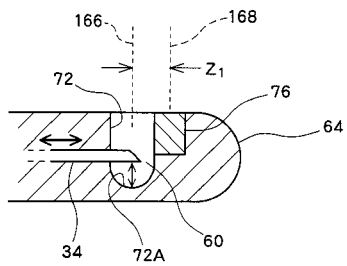
【図 6】



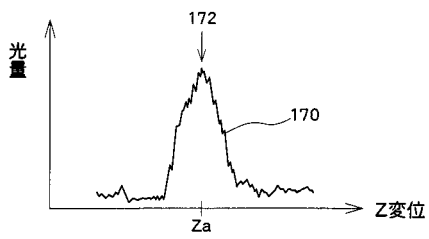
【図 7】



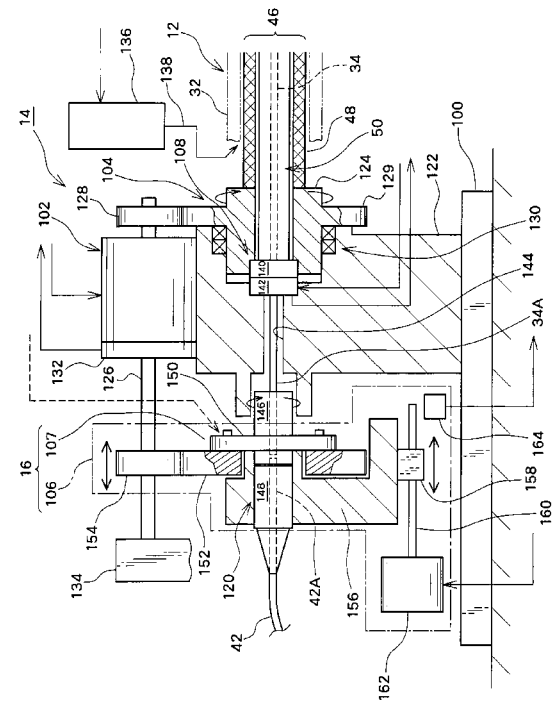
【図 9】



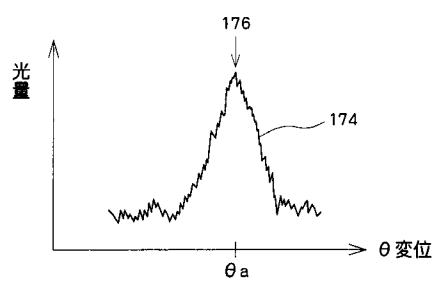
【図 10】



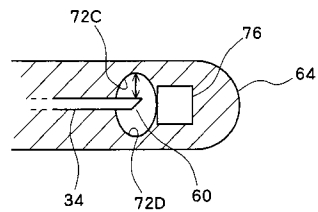
【図 8】



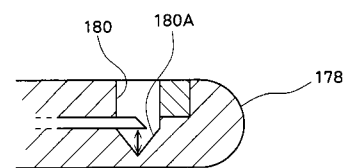
【図 11】



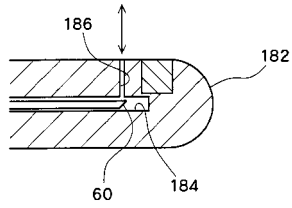
【図 12】



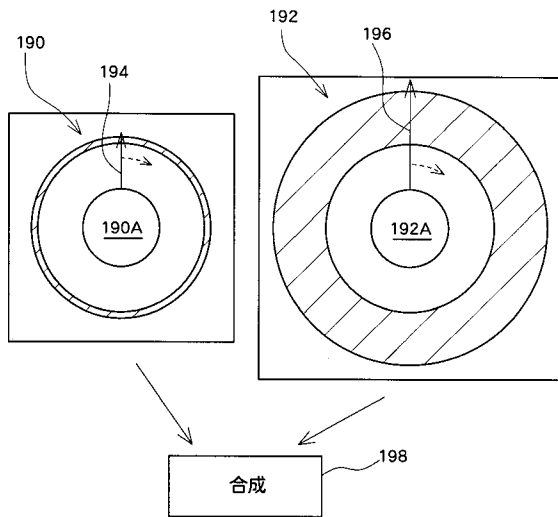
【図 13】



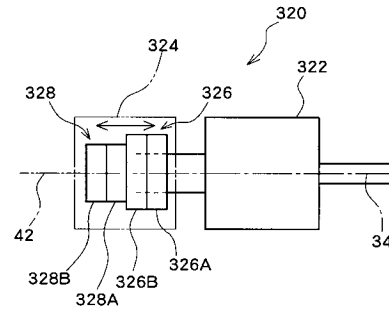
【図 14】



【図 15】



【図 16】



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 2 番 1 号 アロカ株式会社内

F ターム(参考) 4C061 AA22 BB08 CC04

4C601 BB14 BB24 DD14 FE04

专利名称(译)	诊断系统		
公开(公告)号	JP2009183417A	公开(公告)日	2009-08-20
申请号	JP2008025680	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	松崎益徳 廣高史 川那辺純一		
发明人	松崎 益徳 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 A61B1/00.711 A61B1/00.730 A61B1/00.735 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	4C061/AA22 4C061/BB08 4C061/CC04 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/DD14 4C601/FE04 4C161/AA22 4C161/BB08 4C161/CC04		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP5011147B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在进行超声波诊断和光学相干断层扫描诊断时，使光学构件和发射器 - 接收器之间的位置关系适当。ŽSOLUTION：驱动部分14驱动诊断导管12中的旋转体46.旋转体46中的光纤34通过光学旋转连接器120光学连接到光纤42.调节机构16包括滑动部分106。滑动部分106将旋转力传递到旋转部分146，并且还确定光纤34的近端部分34A的轴向位置。相对旋转部分107是用于调节光纤34的相对旋转部分107。诊断导管12中的光纤34的角度

