

(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2015-47322

(P2015-47322A)

(43) 公開日 平成27年3月16日(2015.3.16)

(51) Int.Cl.
A61B 8/12 (2006.01)F1
A61B 8/12テーマコード (参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 6 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2013-180771 (P2013-180771)
 (22) 出願日 平成25年8月31日(2013.8.31)
 (11) 特許番号 特許第5668225号(P5668225)
 (45) 特許公報発行日 平成27年2月12日(2015.2.12)

(71) 出願人 000240477
 並木精密宝石株式会社
 東京都足立区新田3丁目8番22号
 (72) 発明者 福島 絵理
 青森県黒石市大字下目内沢字小屋敷添5番
 地1 並木精密宝石株式会社青森黒石工場
 内
 (72) 発明者 山崎 大志
 青森県黒石市大字下目内沢字小屋敷添5番
 地1 並木精密宝石株式会社青森黒石工場
 内
 (72) 発明者 浅田 隆文
 青森県黒石市大字下目内沢字小屋敷添5番
 地1 並木精密宝石株式会社青森黒石工場
 内

最終頁に続く

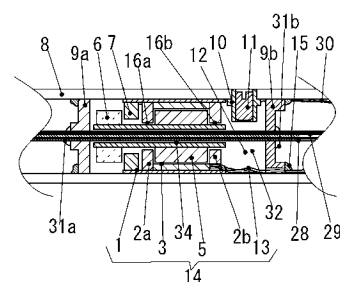
(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡プローブ

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】空間分解能が良好な超音波観察画像が得られる超音波内視鏡プローブを提供する。

【解決手段】略チューブ状のカテーテル8の一部にシール板9a, 9bにより封止してキャピティ32を設け、内部にモータケース1、ロータ磁石5、軸受2a, 2b、回転軸を含むモータ14と、回転軸に取り付けた超音波トランスデューサ6と、信号伝達手段7と共にキャピティ内に配置し、軸受の内周面には動圧発生溝16a, 16bを複数本設けて、キャピティ内に音響結合流体12を封入し、軸受と回転軸からなる隙間に音響結合流体が常に侵入可能な状態とする。音響結合流体の中で超音波トランスデューサとモータを回転する時、動圧発生溝を有す軸受隙間に音響結合流体が良好に吸い込まれて潤滑が行われることで、軸受の油膜欠如を防止して高精度な回転ができ、高い分解能の超音波観察画像を得ることができる。

【選択図】図8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

カテーテル型の超音波内視鏡プローブにおいて、
略チューブ状のカテーテル内部の一部を仕切ることによって設けられたキャビティを有し、
前記キャビティ内には、
モータケース、回転軸、該回転軸の軸受を含むモータと、
前記回転軸に取り付けられた超音波トランスデューサと、
前記超音波トランスデューサから信号を受受する信号伝達手段とが配置されており、
さらに前記キャビティ内には、音響結合流体が封入されており、
前記軸受の内周面には、軸方向に動圧発生溝が複数本設けられており、
前記軸受と前記回転軸との隙間に、前記音響結合流体の侵入を可能としたことを特徴とする超音波内視鏡プローブ。

10

【請求項 2】

前記動圧発生溝は、軸受摺動面の面積比率（溝の面積/軸受摺動面の面積）が 5 ~ 20 パーセントの範囲内である請求項 1 又は 2 記載の超音波内視鏡プローブ。

【請求項 3】

前記動圧発生溝は、溝の深さが 0 . 5 ~ 2 ミクロンの範囲内である請求項 1 ~ 3 何れか 1 項記載の超音波内視鏡プローブ。

【請求項 4】

前記キャビティ内に封入された前記音響結合流体が鉱油またはシリコン油である請求項 1 ~ 4 何れか 1 項記載の超音波内視鏡プローブ。

20

【請求項 5】

前記回転軸は中空形状であり、その中空穴に棒状の非回転物体が挿通された請求項 1 ~ 4 何れか 1 項記載の超音波内視鏡プローブ。

【請求項 6】

前記回転軸は中空形状であり、その中空穴に非回転のチューブ状物体が挿通され、前記チューブ状物体の内部には電線、ワイヤー、または光ファイバーのいずれかが挿通された請求項 1 ~ 4 何れか 1 項記載の超音波内視鏡プローブ。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

30

【0001】

本発明は、医療機器等において、プローブ先端に内蔵したモータにより超音波トランスデューサを回転させて放射し、被検体で反射させた超音波を取り込んで観察するための超音波内視鏡プローブに関するものである。

【背景技術】**【0002】**

画像診断技術は、分析、医療などの現場において広く利用されている技術である。例えば、医療現場や精密機器などの製造現場において、画像診断の手法として、一般的なカメラ観察に加えて、断層画像を撮影する事が可能な X 線 CT、核磁気共鳴、超音波の反射を捉える超音波診断装置や、光の干渉性を利用した光干渉断層撮影などの方式が研究されると共に活用されている。近年、この断層画像撮影において、これら方式の中で最も数多く活用されているのが走査深さが比較的深いことを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0003】

超音波診断装置に使われる超音波トランスデューサはその発振周波数が従来の装置では 10 ~ 20 MHz 程度で、その波長は数十 μm (ミクロン) であるため、別方式の光干渉断層撮影が光源として波長 1 . 3 ミクロンの近赤外線を用いる方式に比べて波長が長い分、診断装置に要求される空間分解が得られにくい欠点があった。しかし近年、超音波トランスデューサの発振周波数を 300 MHz 以上に高めることが可能になり、その波長が光干渉断層撮影に用いる近赤外線と同レベルに改良され、超音波診断は生体に対して非侵襲的で、空間分解能がおよそ 10 μm (ミクロン) の識別が可能となってきた。そこで、この超音

50

波診断装置を内視鏡の細い先端部分に組み込み、特に医療現場で人体の胃部、小腸部、動脈血管部、等における患部の発見、診断及び治療への活用が期待されている。この超音波診断画像技術を適用した超音波内視鏡の代表的な構造は、例えば、特許文献１から２に示されている通りである。

【０００４】

特許文献１に示す超音波内視鏡では、該文献のFig. 2において、マイクロモータ４１の出力駆動軸５１に隔膜シール６０が設けられ、トランスデューサ５３の全体を覆う音響結合流体２９をマイクロモータ４１から隔離し、音響結合流体２９がマイクロモータ４１の内部に侵入しないようにしている。トランスデューサからは超音波が被検体に放射され、反射した超音波波形をトランスデューサが捉えて被検体の状態を観察している。

10

しかしながら、マイクロモータ４１が回転を始めると、温度の上昇と共に内部の空気が膨張し、隔膜シール６０の隙間から空気が音響結合流体２９に入り込み、気泡になることがあった。超音波内視鏡においては、音響結合流体２９内に気泡があると、トランスデューサから放射された超音波は、この気泡で反射してしまい、その先にある被検部に超音波が到達せず、観察ができなかった。

【０００５】

特許文献２において、該文献のFIG. 3に示すように、カテーテルボディ３６０の一部に音響結合流体(acoustic coupling fluid)が封入された部分(Fluid-filled)の中にギヤボックスとモータ３２０が配置され、モータ３２０のシャフト３４０は超音波トランスデューサ３１０を一定角度で揺動回転させ、トランスデューサ３１０からは超音波が被

20

検体に放射され、反射した超音波波形をトランスデューサ３１０が捉えて被検体の状態を観察している。

しかしながら、この構造では音響結合流体に、予めモータの軸受に注入されていた潤滑油やグリースが溶出して音響結合流体の伝達特性を悪化させることがあった。また、化学反応により音響結合流体の持つ消泡性能が損なわれて気泡が生じることで、被検部の観察ができない問題があった。または、モータの軸受の潤滑が損なわれて軸受が擦れて回転速度にムラが出たり、振れ量が増加する事でトランスデューサ３１０が超音波を十分授受できなくなり、観察画像が悪化したり、超音波内視鏡の要求する空間分解能が十分得られない問題が生じていた。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００６】

【特許文献１】日本特許公開２０１０－１３１３８７号公報

【特許文献２】米国特許第８２１１０２５　Ｂ２公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００７】

本発明は上記従来事情に鑑みてなされたものであり、その課題とするところは、音響結合流体内で超音波トランスデューサをモータと共に回転させる超音波内視鏡プローブにおいて、軸受オイルが音響結合流体と混合して軸受の油膜欠如や、泡の発生による動作障害の発生を防止すると共に、高精度な回転により空間分解能が高い観察画像を実現することである。

40

【課題を解決するための手段】

【０００８】

上記課題を解決するための一手段は、略チューブ状のカテーテルの一部にシール板により封止して設けたキャビティを設け、そのキャビティ内にモータケース、軸受、超音波トランスデューサを取り付けた回転軸を含むモータ、及び、超音波トランスデューサから信号を授受する信号伝達手段をキャビティ内に設け、モータの軸受の内周面には軸方向に平行な動圧発生溝を複数本設け、キャビティ内に音響結合流体を封入し、動圧発生溝を有する軸受隙間は前記音響結合流体が吸い込まれ、軸受の潤滑ができるよう構成した。

50

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、音響結合流体の中で超音波トランスデューサとモータを回転させると音響結合流体が軸受隙間に吸い込まれて軸受の潤滑が行われ、軸受の油膜欠如や、泡の発生による動作障害の発生を防止し、高精度な回転により高分解能な観察画像を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る超音波内視鏡プローブの断面図

【図2】同超音波内視鏡プローブの動圧軸受の構成図

10

【図3】同超音波内視鏡プローブの動圧軸受と他の軸受の性能特性図

【図4】同超音波内視鏡プローブの動圧軸受の性能特性図

【図5】同超音波内視鏡プローブの動圧軸受の性能特性図

【図6】同超音波内視鏡プローブの音響結合流体の特性説明図

【図7】本発明の第2の実施形態に係る超音波内視鏡プローブの断面図

【図8】本発明の第3の実施形態に係る超音波内視鏡プローブの断面図

【発明を実施するための形態】

【0011】

本実施の形態の超音波内視鏡プローブの第一の特徴は、カテーテル型の超音波内視鏡プローブにおいて、略チューブ状のカテーテル内部の一部を仕切ることによって設けられたキャビティを有し、前記キャビティ内には、モータケース、回転軸、該回転軸の軸受を含むモータと、前記回転軸に取り付けられた超音波トランスデューサと、前記超音波トランスデューサから信号を授受する信号伝達手段とが配置されており、前記キャビティ内には、音響結合流体が封入されており、前記軸受の内周面には、軸方向に動圧発生溝が複数本設けられており、前記軸受と前記回転軸との隙間に、前記音響結合流体の侵入を可能としている。

20

この構成によれば、音響結合流体の中で超音波トランスデューサとモータを回転させると、動圧発生溝を有す軸受隙間に音響結合流体が吸い込まれて潤滑が行われ、軸受の油膜欠如を防止して高精度な回転を行い、音響結合流体内における泡の発生による動作障害を防止し、高分解能な超音波観察画像を得ることができる。

30

【0012】

第二の特徴としては、前記動圧発生溝は、軸受摺動面の面積比率（溝の面積/軸受摺動面の面積）が5～20%（パーセント）の範囲内に構成している。

この構成によれば、音響結合流体が軸受隙間に良好に侵入し、軸受の回転精度がよく、高分解能な超音波観察画像を得ることができる。

【0013】

第三の特徴としては、前記動圧発生溝は、溝の深さが0.5～2μm（ミクロン）の範囲内に構成している。

この構成により、音響結合流体が軸受隙間に良好に侵入し、軸受の回転精度がよく、高分解能な超音波観察画像を得ることができる。

40

【0014】

第四の特徴としては、前記キャビティ内に封入された前記音響結合流体は鉱油またはシリコン油とした。

この構成により、音響結合流体が軸受隙間に良好に侵入し、油中に気泡の発生を防止するとともに超音波走査を残留気体が妨害する事を防止し高分解能な超音波観察画像を得ることができる。

【0015】

第五の特徴としては、前記回転軸は中空形状であり、その中空穴に棒状物体が挿通され、前記棒状物体は前記シール板の穴に固定されてシールされるよう構成している。

この構成により超音波内視鏡プローブのカテーテル内に、光ファイバーを用いた観察装

50

置等の機器を同時に構成する事が可能になる。

【 0 0 1 6 】

第六の特徴としては、前記回転軸の中空穴には、チューブ状物体が挿通され、このチューブ状物体は前記シール板の穴に固定されてシールされると共に、前記パイプ状物体の内部には電線、ワイヤー、または光ファイバーのいずれかが挿通されている。

この構成により超音波内視鏡プローブのカテーテル内に、チューブを貫通させておく事ができるので、チューブ内に内視鏡下治療用ガイドワイヤーや、カメラの信号線を貫通させて多機能型の超音波内視鏡プローブが構成できる。

【 0 0 1 7 】

次に本発明の好適な実施形態について図面を参照しながら説明する。

10

【 実施例 1 】

【 0 0 1 8 】

図 1 ~ 図 6 は本発明に係る超音波内視鏡プローブの実施形態 1 を示している。

図 1 に示す本発明の実施形態 1 の超音波内視鏡プローブの先端部の断面図において、モータケース 1 に軸受 2 a、2 b が取り付けられ、ロータ磁石 5 を取付けた回転軸 4 を回転自在に支持している。モータケース 1 にはモータコイル 3 が取り付けられ、電線 1 3 から電力が供給されて、ロータ磁石 5 が回転トルクを発生することでモータ 1 4 を構成し、モータ 1 4 はチューブ状のカテーテル 8 の内部に収納されている。

【 0 0 1 9 】

回転軸 4 には超音波トランスデューサ 6 が取り付けられ、超音波トランスデューサ 6 は信号伝達手段 7 に対向して設けられ、カテーテル 8 またはモータケース 1 内に取り付けられる。ここで信号伝達手段 7 とは、例えば多チャンネルの導電性ブラシユニットや、または無線式のロータリートランスのことを意味している。

20

【 0 0 2 0 】

カテーテル 8 の内部にはシール板 9 が取り付けられ、シール剤 1 5 により封止されてキャビティ 3 2 が作られ、モータ 1 4、超音波トランスデューサ 6、信号伝達手段 7 は前記キャビティ内に配置され、密封されている。キャビティの一部分には注入口 1 0 が取り付けられており、キャビティ 3 2 内に音響結合流体 1 2 を注入し、キャビティ 3 2 内の音響結合流体 1 2 は、減圧容器内に一定時間放置し、その後に取り出し、内部の気泡を排出した後に、注入口 1 0 に栓 1 1 をすることにより封止され、キャビティ 3 2 は密封される。

30

【 0 0 2 1 】

以下、本発明に係る超音波内視鏡プローブの動作・効果について説明する。

電線 1 3 を通して電力が供給されると、回転軸 4 は回転を始め、同時に信号伝達手段 7 から超音波トランスデューサ 6 に給電され、超音波トランスデューサ 6 から $10\text{ MHz} \sim 400\text{ MHz}$ の超音波が放射される。放射された超音波は音響結合流体 1 2 とカテーテル 8 を通過して例えば人体の被検部に照射される。すると細胞組織の状態によって変化した超音波が反射するため、その反射音波を超音波トランスデューサ 6 が受信し、これを変換した電気信号は信号伝達手段 7 と信号線 3 0 を経て内視鏡装置の本体に送られる。本実施例においては、モータ 1 4 の回転数は $1800 \sim 3600\text{ rpm}$ で回転し、超音波は周囲 360 度の全周に向け高速に放射されている。

40

【 0 0 2 2 】

図 1 において、キャビティ 3 2 内に音響結合流体 1 2 を一旦満杯になるように注入し、例えば絶対圧で 2 万 [パスカル] 以下の減圧容器内に約 10 分間以上放置してから徐々に大気圧に戻し、そして減圧容器から取り出し、内部の気泡を排出した後に、注入口 1 0 は、栓 1 1 により封止する事で、モータ 1 4 の内部の空気も排出される。この構成によりキャビティ 3 2 内の音響結合流体 1 2 からバブルや残存気体を排除できるため、超音波トランスデューサ 6 からの超音波の放射による走査において残留気体やバブルがその操作を妨害することが防止され、信号に欠落がない超音波観察画像が得られる。

【 0 0 2 3 】

図 2 は軸受 2 a の構成図であるが、その内周面には複数の直線状の動圧発生溝 1 6 a が

50

加工されている。本発明において軸受 2 a の内径寸法は 0 . 3 mm ~ 1 . 2 mm の範囲であり、半径隙間は 1 μ m ~ 3 μ m (ミクロン) の範囲に設計している。また、動圧発生溝 1 6 a は 4 本 ~ 1 6 本の範囲である。

【 0 0 2 4 】

動圧発生溝 1 6 a の独特の仕様に關し説明する。本発明実施例では軸の回転方向が正逆のいずれの方向の場合にも同様の性能を出す目的から、動圧発生溝 1 6 a は軸に平行に (即ち潤滑流体が回転流動する方向に対しては 9 0 度の角度) 設けている。

【 0 0 2 5 】

図 3 は本発明に基づく動圧軸受溝 1 6 a と軸受の発生圧力 [P a : パスカル] の関係を示している。 (A) 動圧発生溝がない通常のすべり軸受、 (B) 本発明の直線溝 1 6 a の動圧軸受と、 (c) 一般的な潤滑流体の流動方向に対して約 3 0 度の角度を有するヘリングボーン溝動圧軸受の、計 3 種類の軸受の各回転速度による発生圧力値を比較した図である。通常のすべり軸受より 2 種の動圧軸受は発生圧力が高くなるが、回転方向が正逆方向に変わるとヘリングボーン溝の軸受よりも、本発明の直線溝 1 6 a を有する軸受の性能が、音響結合流体 1 2 を軸受 2 a、2 b と回転軸 4 の軸受隙間内に吸い込み易く、良好な潤滑が行え、最適な圧力値を示している。

10

【 0 0 2 6 】

図 4 は本発明の内視鏡用の動圧軸受の回転安定性を表している。回転安定性とは軸受に 1 / 2 回転ホワールと称される非再現振れ (Non Repeatable Run Out) の発生量が極小であり、軸受の回転に接触がなく回転速度むらが極小であり、しかも周囲の音響結合流体 1 2 を軸受の隙間に吸い込み安く、油膜欠如が生じない状態のことを意味している。動圧発生溝 1 6 a の溝の面積比率 (溝の面積 / 軸受面の面積 [%]) は通常の動圧軸受では約 5 0 % が一般的な設計値であるが、本発明の動圧軸受においては 5 % ~ 2 0 % の範囲に設計することで、音響結合流体 1 2 を良好に軸受すき間に導き、圧力を発生して良好な回転性能を得ている。5 % ~ 2 0 % の範囲を外れると著しく音響結合流体を軸受隙間に吸い込み難くなり、性能が悪化する事を確認している。尚、この場合、軸受の寸法、潤滑流体の粘度、軸心の偏心率 (Eccentricity) は一定の場合について表している。偏心率が極端に大きく、軸受の接触が起こるような条件では溝 1 6 a の面積比率の影響は少なくなるが、本発明実施例のように良好な軸受の潤滑が行われ、偏心率が極端に大きくない軸受の運転条件では面積比率は重要である。

20

30

【 0 0 2 7 】

図 5 は本発明の動圧軸受の動圧発生溝 1 6 a の深さと回転安定性の関係を表している。本発明の動圧軸受においては、動圧発生溝 1 6 a の深さは 0 . 5 μ m ~ 2 μ m (ミクロン) の範囲に設計する事で好ましい回転性能を得ている。この深さも通常の動圧軸受の溝深さが 3 μ m (ミクロン) 以上であるのに比べ、著しく浅い場合に最良な軸受の性能を得ている。溝深さについても、本発明においては、0 . 5 μ m ~ 2 μ m (ミクロン) の範囲を外れると著しく音響結合流体を吸い込み難くなり、性能が悪化する事を確認している。尚、この場合も軸受の寸法、潤滑流体の粘度、軸心の偏心率 (Eccentricity) は一定の場合について表している。

【 0 0 2 8 】

40

これら設計範囲が、従来とは異なる本発明の適切な範囲であると、モータ 1 4 の回転が始まると動圧発生溝 1 6 a は、キャピティ 3 2 内の音響結合流体 1 2 を軸受の隙間にかき集めるようにして十分な油膜を形成し、回転軸 4 は超音波トランスデューサ 6 と共に浮上して非接触で高精度にスムーズな回転を始める。

【 0 0 2 9 】

これにより、軸受 2 a は回転軸 4 に擦れずに安定的に浮上回転するので、回転摩擦トルクに変動が少なくなり、モータ 1 4 の回転速度精度が良くなる。これと同時に、動圧発生溝 1 6 a が発生する圧力の効果により、回転軸の 1 / 2 回転ホワールと称される非再現振れが著しく減少し、超音波トランスデューサ 6 が走査する精度が向上し、内視鏡装置の空間分解能が向上し、良好な観察画像が得られる。

50

【0030】

キャピティ 32 内に充満させる音響結合流体 12 の種類には、図 6 に示すように、食塩水または純粋、鉱油、シリコン油、フッ素油、等が考えられるが、これらの中で、食塩水および純粋は内部の超音波トランスデューサ 6、信号伝達手段 7 等を腐食させる問題があり、また、フッ素油はモータ等の内部の機構の回転により油中バブルが発生しやすい欠点があるので、本発明の超音波内視鏡プローブでは鉱油またはシリコン油を音響結合流体 12 として採用している。また、その粘度は、バブルの防止性と軸受潤滑の性能を考慮し、20 で約 25 ~ 150 [センチポアズ] のものを選んでいいる。これら以外の流体を使った場合は超音波内視鏡プローブの観察画像にドットの抜けや、画像の乱れが生じる場合があった。

10

【0031】

図 1 の超音波内視鏡プローブは人体の胃部、小腸に挿入可能で、また脳外科手術中に患部の周辺に挿入されて患部に診断に使われる。そのためカテーテル 8 は、直径が約 3 mm (ミリメートル) 以下で、適度な強度と柔軟性を有し、表面に破れやピンホール等の破損が生じない材料、例えばフッ素樹脂等で作られている。

【0032】

次に上述した図 1 ~ 図 6 の超音波内視鏡プローブについて、その特徴的な作用効果を詳細に説明する。

超音波画像診断装置において最も重要な要求性能は空間分解能の高さ〔例えばその目標値は 10 μ m (ミクロン) 以下〕であるが、本発明の内視鏡では、超音波トランスデューサ 6 を改良された特殊な仕様の動圧発生溝 16a で回転させ、軸受隙間に音響結合流体 12 を良好に吸い込ませて充満させ、回転速度ムラと振れ精度を改良し、空間分解能を改善すると共に、音響結合流体 12 内にバブルが発生する事を防止して、観察画像の抜けを防止している。さらに音響結合流体 12 をモータ 14 の軸受 2 の潤滑油等が化学反応を起こして音響結合流体の特性を劣化させる事を防止し、本発明の超音波内視鏡プローブでは例えば 10 μ m (ミクロン) の十分に良好な空間分解能を達成している。

20

【実施例 2】

【0033】

次に、本発明に関わる超音波内視鏡プローブの実施形態 2 について説明する。(図 7 参照)

30

図 7 に示す第 2 の実施形態において本発明に係る超音波内視鏡プローブは、モータケース 1 に軸受 2a、2b が取り付けられ、ロータ磁石 5 を取付けた中空軸 34 を回転自在に支持している。モータケース 1 にはモータコイル 3 が取り付けられ、電線 13 から電力が供給されて、ロータ磁石 5 が回転トルクを発生するモータ 14 を構成し、中空軸 34 には超音波トランスデューサ 6 が取り付けられ、モータ 14 はチューブ状のカテーテル 8 の内部に収納されている。

【0034】

略チューブ状のカテーテル 8 の後端側から先端側に光線を導く屈曲自在な光ファイバー 17 は十分に長いカテーテル 8 の中に挿通され、シール板 9a、9b の穴に挿通されて固定されている。光ファイバー 17 の先端には光ファイバー 17 を透過してきた近赤外光線を集光して先端方向に放射するボールレンズ等の放射手段 18 が取り付けられている。また、光ファイバー 17 の先端側には略平面状の回転ミラー 19 が第 2 モータ 27 により、回転しないよう固定された光ファイバー 17 とは独立して、回転自在に取り付けられ、前記回転ミラー 19 は回転する事で近赤外光線を例えば人体の被検体に向け、全周方向に放射するよう構成している。

40

【0035】

第 2 モータ 27 は、第 2 モータケース 21 に動圧発生溝 16a、16b を有する第 2 軸受 22a、22b、第 2 モータコイル 23 が固定され、第 2 ロータ磁石 25 が取り付けられ、前記回転ミラー 19 を取り付けられた第 2 中空軸 24 が回転する。第 2 モータコイル 23 には第 2 電線 26 から電力が供給される。

50

【 0 0 3 6 】

カテーテル 8 の内部に取り付けられたシール板 9 a、9 b は、シール剤 1 5 b、1 5 c により封止されてキャビティ 3 2 が作られている。モータ 1 4、超音波トランスデューサ 6 は前記キャビティ 3 2 内に配置され封入されている。キャビティ 3 2 の一部分には注入口 1 0 が設けられ、キャビティ 3 2 内に音響結合流体 1 2 を注入したあと、減圧下に一定時間放置し、その後に減圧下から取り出し、内部の気泡を排出した後に、注入口 1 0 に栓 1 1 をすることでキャビティ 3 2 は密封される。

【 0 0 3 7 】

図 7 において、光線が放射される回転ミラー 1 9 の外周近傍には光線が透過可能な透光部 2 0 がカテーテル 8 に取り付けられている。透光部 2 0 は透明な樹脂等で作られ、必要に応じて表面反射を減らし、光線の透過率を高めるためのコーティング等がなされている。

10

【 0 0 3 8 】

以下、本発明の実施形態 2 に係る超音波内視鏡プローブの動作・効果について説明する。

電線 1 3 を通して電力が供給されると、中空軸 3 4 は回転を始め、同時に超音波トランスデューサ 6 から超音波が放射される。放射された超音波は音響結合流体 1 2 とカテーテル 8 を通過して例えば人体の被検部に照射される。すると細胞組織の状態によって変化した超音波が反射するため、その反射音波を超音波トランスデューサ 6 が受信し、これを変換した電気信号は内視鏡装置の本体に送られ、内視鏡本体部により観察画像に変換し、表示される。

20

【 0 0 3 9 】

また、第 2 電線 2 6 から第 2 モータ 2 7 に通電されると第 2 中空軸 2 4 は回転ミラー 1 9 を回転させ、近赤外光線を 3 6 0 度全周に放射させる。人体の被検体に放射された近赤外光線は、例えば人体の患部に当たり、患部の状態により変化して光線を反射するため、この変化した反射光は、回転ミラー 1 9 → ボールレンズ 1 8 → 光ファイバー 1 7 を順に通過して内視鏡本体部に送られ、光の干渉性を利用した光干渉断層観察装置により断層画像に変換し表示される。

【 0 0 4 0 】

図 7 に示される中空軸 3 4 と、第 2 中空軸 2 4 の穴の直径は 0 . 2 mm ~ 0 . 8 mm (ミリメートル) であるが、中空軸 3 4 と第 2 中空軸 2 4 はステンレス鋼等の金属またはセラミックス材料からなり、溶融金属のダイによる引き抜き加工か、または焼成前のセラミックスのダイによる押し出し加工で中空に成形され、硬化処理後に外周面を研磨加工法等により仕上げ加工されている。

30

【 実施例 3 】

【 0 0 4 1 】

次に、本発明に関わる超音波内視鏡プローブの実施形態 3 について説明する。(図 8 参照)

図 8 に示す本発明に係わる超音波内視鏡プローブの第 3 の実施形態において、モータケース 1 に動圧発生溝 1 6 a、1 6 b を有する軸受 2 a、2 b が取り付けられ、ロータ磁石 5 を取付けた回転する中空軸 3 4 を回転自在に支持している。

40

【 0 0 4 2 】

モータケース 1 にはモータコイル 3 が取り付けられ、電線 1 3 から電力が供給されて、ロータ磁石 5 が回転トルクを発生するように構成されたモータ 1 4 を有する、また中空軸 3 4 には超音波トランスデューサ 6 が取り付けられ、この超音波トランスデューサ 6 に対向して信号伝達手段 7 がモータケース 1 またはカテーテル 8 内に取り付けられる。

【 0 0 4 3 】

回転する中空軸 3 4 の中には、固定チューブ 2 8 が挿通され、固定チューブ 2 8 はシール板 9 a、9 b の穴に挿通され固定されており、固定チューブ 2 8 の内部には、内視鏡の先端部分で人体患部の治療を行うためのガイドワイヤー 2 9 などが自在に挿通されている

50

。または信号線や光ファイバーが固定チューブ 28 の内部に自在に挿通される。

【0044】

シール板 9a、9b は、シール剤 15 と、シール剤 31a、31b により封止されてキャビティ 32 が作られている。モータ 14、超音波トランスデューサ 6 は前記キャビティ 32 内に配置され、密封されている。キャビティ 32 の一部分には注入口 10 が設けられ、キャビティ 32 内に音響結合流体 12 を注入したあと、減圧下に一定時間放置した後に取り出し、内部の気泡を排出した後に、注入口 10 に栓 11 をすることでキャビティ 32 は密封される。

【0045】

以下、本発明の実施形態 3 に係わる超音波内視鏡プローブの動作・効果について説明する。

電線 13 を通して電力が供給されると、中空軸 34 は回転を始め、同時に信号伝達手段 7 から超音波トランスデューサ 6 に給電され、超音波トランスデューサ 6 から高周波の超音波が放射される。

【0046】

放射された超音波は音響結合流体 12 とカテーテル 8 を通過して例えば人体の被検部に照射される。被検体からは細胞組織の状態によって変化した超音波が反射するため、その反射音波を超音波トランスデューサ 6 が受信し、これを変換した電気信号は信号伝達手段 7 と信号線 30 を経て内視鏡装置の本体に送られ断層画像として表示される。

【0047】

さらに、この構成によれば、超音波内視鏡プローブのカテーテル内に、チューブを貫通させておく事ができるので、チューブ内に内視鏡下治療用ガイドワイヤーや、カメラの信号線を貫通させて多機能型の超音波内視鏡プローブが構成できる。

【0048】

本発明によれば、音響結合流体内で超音波トランスデューサをモータと共に回転させる超音波内視鏡プローブにおいて、軸受オイルが音響結合流体と混合による、気泡の発生による超音波観察画像の欠落を防止すると共に、軸受隙間に音響結合流体を良好に充満させ、油膜欠如や回転むらを防止し、軸受の高精度な回転により高分解能な観察画像を実現することができる。

【産業上の利用可能性】

【0049】

本発明の超音波内視鏡プローブは、高い空間分解能で鮮明な超音波解析画像を得ることができ、これにより、特に医療現場での微細な病巣の診断や治療への活用が期待されると共に、医療用内視鏡装置以外にも工業用診断装置等にも適用することができる。

【符号の説明】

【0050】

- 1 モータケース
- 2a、2b 軸受
- 3 モータコイル
- 4 回転軸
- 5 ロータ磁石
- 6 超音波トランスデューサ
- 7 信号伝達手段
- 8 カテーテル（チューブ）
- 9、9a、9b シール板
- 10 注入口
- 11 栓
- 12 音響結合流体
- 13 電線
- 14 モータ

10

20

30

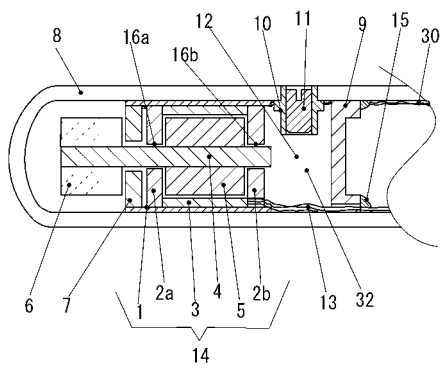
40

50

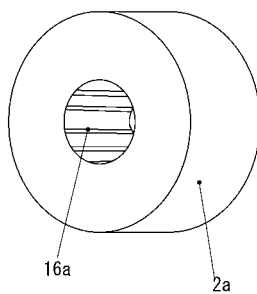
- 15、15a、15b シール剤
- 16a、16b 動圧発生溝
- 17 光ファイバー
- 18 放射手段（ボールレンズ）
- 19 回転ミラー
- 20 透光部
- 21 第2モータケース
- 22a、22b 第2軸受
- 23 第2モータコイル
- 24 第2中空軸受
- 25 第2ロータ磁石
- 26 第2電線
- 27 第2モータ
- 28 固定チューブ
- 29 ガイドワイヤー
- 30 信号線
- 32 キャビティ
- 34 中空軸

10

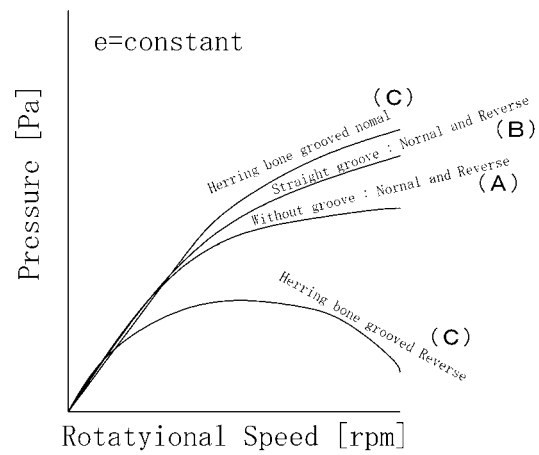
【図1】



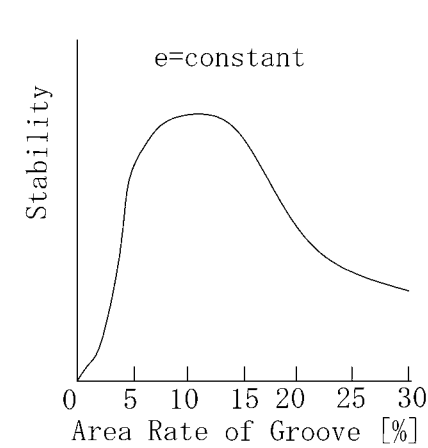
【図2】



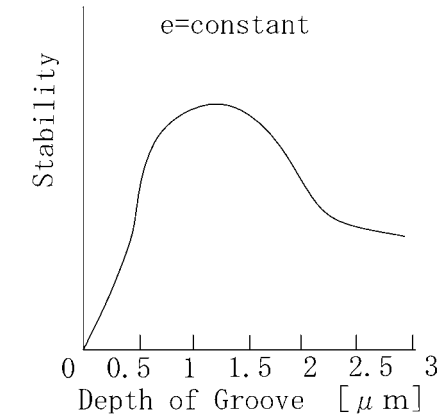
【図3】



【 図 4 】



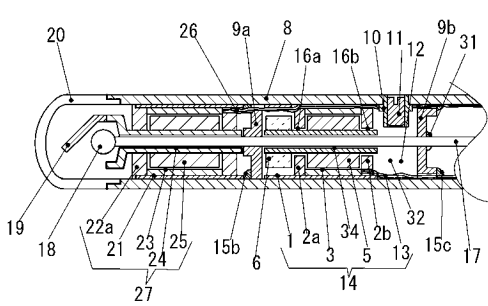
【 図 5 】



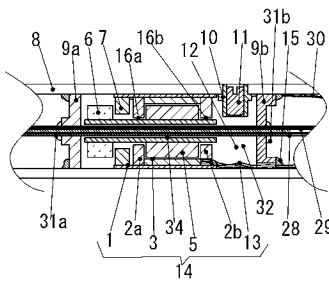
【 図 6 】

Acoustic Coupling Fluid	Bubble	Oil Film
Mineral Oil	○	○
Silicon Oil	○	○
Flourinel Oil	△	○
Water	○	×

【 図 7 】



【 図 8 】



【手続補正書】

【提出日】平成26年10月28日(2014.10.28)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

カテーテル型の超音波内視鏡プローブにおいて、
略チューブ状のカテーテル内部の一部を仕切ることによって設けられたキャビティを有し、
前記キャビティ内には、
モータケース、回転軸、該回転軸の軸受を含むモータと、
前記回転軸に取り付けられた超音波トランスデューサと、
前記超音波トランスデューサから信号を受受する信号伝達手段とが配置されており、
さらに前記キャビティ内には、音響結合流体が封入されており、
前記軸受の内周面には、軸方向に動圧発生溝が複数本設けられており、
前記軸受と前記回転軸との隙間に、前記音響結合流体の侵入を可能としたことを特徴とする超音波内視鏡プローブ。

【請求項 2】

前記動圧発生溝は、軸受摺動面の面積比率（溝の面積/軸受摺動面の面積）が 5 ～ 20 パーセントの範囲内である請求項 1 記載の超音波内視鏡プローブ。

【請求項 3】

前記動圧発生溝は、溝の深さが 0 . 5 ～ 2 ミクロンの範囲内である請求項 1 又は 2 記載の超音波内視鏡プローブ。

【請求項 4】

前記キャビティ内に封入された前記音響結合流体が鉱油またはシリコン油である請求項 1 ～ 3 何れか 1 項記載の超音波内視鏡プローブ。

【請求項 5】

前記回転軸は中空形状であり、その中空穴に棒状の非回転物体が挿通された請求項 1 ～ 4 何れか 1 項記載の超音波内視鏡プローブ。

【請求項 6】

前記回転軸は中空形状であり、その中空穴に非回転のチューブ状物体が挿通され、前記チューブ状物体の内部には電線、ワイヤー、または光ファイバーのいずれかが挿通された請求項 1 ～ 4 何れか 1 項記載の超音波内視鏡プローブ。

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 EE04 FE03 FE04 GA01 GA02 GA12 GB37 GC02 GC10 GC28

专利名称(译)	超声波内窥镜探头		
公开(公告)号	JP2015047322A	公开(公告)日	2015-03-16
申请号	JP2013180771	申请日	2013-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	并木精密宝石株式会社		
申请(专利权)人(译)	并木精密宝石株式会社		
[标]发明人	福島絵理 山崎大志 浅田隆文		
发明人	福島 絵理 山崎 大志 浅田 隆文		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/445 A61B8/12 A61B8/4461		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/GA01 4C601/GA02 4C601/GA12 4C601/GB37 4C601/GC02 4C601/GC10 4C601/GC28		
其他公开文献	JP5668225B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够获得具有良好空间分辨率的超声观察图像的超声内窥镜探头。 解决方案：通过用密封板9a，9b密封基本为管状的导管8的一部分来提供腔体32，并且在其中包括电动机14的电动机14包括电动机壳体1，转子磁铁5，轴承2a，2b和旋转轴。并且，附接到旋转轴的超声换能器6和信号传输装置7布置在空腔中，并且多个动压产生槽16a，16b设置在轴承的内周表面上以在空腔中提供声耦合流体。图12的密封件被密封，使得声耦合流体总是可以进入由轴承和旋转轴形成的间隙。当超声换能器和电动机在声耦合流体中旋转时，声耦合流体通过动压力产生槽被令人满意地吸入轴承间隙中，以进行润滑并防止轴承上缺少油膜。可以高精度旋转并获得高分辨率的超声观察图像。[选择图]图8

