

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/003180

発行日 平成31年4月11日 (2019. 4. 11)

(43) 国際公開日 平成30年1月4日 (2018. 1. 4)

(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 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 3 0	4 C 6 0 1
A 6 1 B 1/015 (2006.01)	A 6 1 B 1/015 5 1 1	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 18 頁)

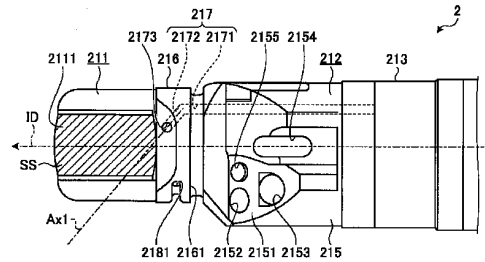
出願番号 特願2018-524883 (P2018-524883)	(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号 PCT/JP2017/008507	(74) 代理人 110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所
(22) 国際出願日 平成29年3月3日 (2017. 3. 3)	(72) 発明者 雑賀 和也 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内
(31) 優先権主張番号 特願2016-129287 (P2016-129287)	Fターム(参考) 4C161 AA01 BB02 CC06 DD03 GG02 HH04 4C601 BB06 BB22 EE04 EE11 FE02 GB04 GC02 GC13 GC22
(32) 優先日 平成28年6月29日 (2016. 6. 29)	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡

(57) 【要約】

超音波内視鏡(2)は、被検体内への挿入方向IDの先端側に設けられ、超音波を送受信する振動子部(2111)と、振動子部(2111)の基端側に連設される硬性部材(212)とを備える。硬性部材(212)には、振動子部(2111)における超音波の走査面SSに向けて超音波伝達媒体を供給する走査面供給口(2173)を有する供給管路(217)が設けられている。供給管路(217)は、挿入方向ID及び走査面SSに直交する方向から見た場合に、走査面供給口(2173)を通り当該供給管路(217)の中心軸を延長した供給中心軸Ax1の一部が走査面SS内に位置するように形成されている。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内への挿入方向の先端側に設けられ、超音波を送受信する振動子部と、
前記振動子部の基端側に連設される硬性部材とを備え、
前記硬性部材には、
前記振動子部における超音波の走査面に向けて超音波伝達媒体を供給する走査面供給口
を有する供給管路が設けられ、
前記供給管路は、
前記挿入方向及び前記走査面に直交する方向から見た場合に、前記走査面供給口を通り
当該供給管路の中心軸を延長した供給中心軸の一部が前記走査面内に位置するように形成
されている
ことを特徴とする超音波内視鏡。

10

【請求項 2】

前記振動子部は、
凸状の前記走査面を有するコンベックス型で構成され、
前記供給管路は、
前記挿入方向に直交し、かつ、前記走査面に沿う方向から見た場合に、前記走査面の頂
点を通り当該走査面の法線方向に延びる走査中心軸に対して、前記供給中心軸が平行、ま
たは、鋭角で交差するように形成されている
ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

20

【請求項 3】

前記硬性部材には、
超音波伝達媒体が充填されるバルーンを取り付けるためのバルーン取付溝が形成され、
前記走査面供給口は、
前記バルーン取付溝よりも先端側に設けられている
ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 4】

前記硬性部材における前記バルーン取付溝よりも先端側には、
超音波伝達媒体を供給する供給口として前記走査面供給口のみが設けられている
ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波内視鏡。

30

【請求項 5】

前記硬性部材には、
超音波伝達媒体を吸引する吸引口を有する吸引管路が設けられ、
前記吸引口は、
前記バルーン取付溝よりも先端側に設けられている
ことを特徴とする請求項 3 または 4 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 6】

前記供給管路を含む複数の管路の接続状態を押込み操作に応じて切り替える管路切替弁
を備え、
前記超音波伝達媒体は、
前記管路切替弁への押込み操作に応じて、前記供給管路を流通し、前記走査面供給口を
介して前記走査面に向けて供給される
ことを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の超音波内視鏡。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波内視鏡に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、柔軟で細長い挿入部を人等の被検体内に挿入し、当該挿入部の先端側に設けられ

50

た超音波振動子にて超音波を送受信することにより、当該被検体内を観察する超音波内視鏡が知られている（例えば、特許文献1参照）。

ところで、超音波は、空気中の伝搬率が非常に低いものである。このため、超音波内視鏡による超音波診断においては、超音波の伝搬率の低下を抑制するために、以下に示す脱気水充満法やバルーン法が採用されている。

脱気水充満法では、気体除去処理が行われた脱気水を挿入部の先端から被検体内（例えば、胃等）に供給する。そして、超音波振動子と被検体内の体壁との間に脱気水が介在した状態で超音波診断が行われる。

バルーン法では、膨縮自在とするバルーンを、超音波振動子を覆う状態で挿入部の先端に配置する。そして、当該バルーン内に脱気水を充填して当該バルーンを膨張させた状態で超音波診断が行われる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開平9-135834号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、脱気水充満法では、被検体内（例えば、胃等）に脱気水を溜める必要があり、超音波診断に時間が掛かってしまう、という問題がある。特に、被検体内の残存物により脱気水が濁ってしまった場合には、当該脱気水を入れ替える必要があり、超音波診断に掛かる時間が長くなってしまふ。

また、バルーン法では、別途、バルーンを必要とする、という問題がある。また、バルーンが脱気水にて膨張した状態となるため、FNA（Fine Needle Aspiration）手技の際には病変の位置によっては当該バルーンが邪魔になり、当該バルーンを使用することができない場合がある、という問題がある。

一方、脱気水充満法及びバルーン法を用いない方法として、超音波振動子を体壁に押し付けることにより、超音波振動子と体壁との接触部分の超音波画像を得る方法も考えられる。しかしながら、この方法では、体壁に対する超音波振動子の押付けが弱いと接触面積が小さくなるため、狭範囲の超音波画像しか得ることができない、という問題がある。また、当該押付けが強いと比較的広範囲の超音波画像を得ることができるが、断層方向に押し潰されるため、適正な超音波画像を得ることができない、という問題がある。

【0005】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、脱気水充満法及びバルーン法を用いずに適正な超音波画像を得ることができる超音波内視鏡を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る超音波内視鏡は、被検体内への挿入方向の先端側に設けられ、超音波を送受信する振動子部と、前記振動子部の基端側に連設される硬性部材とを備え、前記硬性部材には、前記振動子部における超音波の走査面に向けて超音波伝達媒体を供給する走査面供給口を有する供給管路が設けられ、前記供給管路は、前記挿入方向及び前記走査面に直交する方向から見た場合に、前記走査面供給口を通り当該供給管路の中心軸を延長した供給中心軸の一部が前記走査面内に位置するように形成されていることを特徴とする。

【0007】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記振動子部は、凸状の前記走査面を有するコンベックス型で構成され、前記供給管路は、前記挿入方向に直交し、かつ、前記走査面に沿う方向から見た場合に、前記走査面の頂点を通り当該走査面の法線方向に延びる走査中心軸に対して、前記供給中心軸が平行、または、鋭角で交差するように形成されていることを特徴とする。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 8 】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記硬性部材には、超音波伝達媒体が充填されるバルーンを取り付けるためのバルーン取付溝が形成され、前記走査面供給口は、前記バルーン取付溝よりも先端側に設けられていることを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記硬性部材における前記バルーン取付溝よりも先端側には、超音波伝達媒体を供給する供給口として前記走査面供給口のみが設けられていることを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記硬性部材には、超音波伝達媒体を吸引する吸引口を有する吸引管路が設けられ、前記吸引口は、前記バルーン取付溝よりも先端側に設けられていることを特徴とする。

10

【 0 0 1 1 】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、上記発明において、前記供給管路を含む複数の管路の接続状態を押込み操作に応じて切り替える管路切替弁を備え、前記超音波伝達媒体は、前記管路切替弁への押込み操作に応じて、前記供給管路を流通し、前記走査面供給口を介して前記走査面に向けて供給されることを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 2 】

本発明に係る超音波内視鏡によれば、脱気水充満法やバルーン法を用いずに適正な超音波画像を得ることができる、という効果を奏する。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 3 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明の実施の形態に係る内視鏡システムを模式的に示す図である。

【 図 2 】 図 2 は、挿入部の先端側を拡大した図である。

【 図 3 】 図 3 は、挿入部の先端側を拡大した図である。

【 図 4 】 図 4 は、超音波内視鏡に設けられた複数の管路を説明する図である。

【 図 5 】 図 5 は、第 1 , 第 2 管路切替弁への操作に応じた複数の管路の接続状態を説明する図である。

【 図 6 】 図 6 は、第 1 , 第 2 管路切替弁への操作に応じた複数の管路の接続状態を説明する図である。

30

【 図 7 】 図 7 は、第 1 , 第 2 管路切替弁への操作に応じた複数の管路の接続状態を説明する図である。

【 図 8 】 図 8 は、第 1 , 第 2 管路切替弁への操作に応じた複数の管路の接続状態を説明する図である。

【 図 9 】 図 9 は、本発明の実施の形態の効果を説明する図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 4 】

以下に、図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、実施の形態）について説明する。なお、以下に説明する実施の形態によって本発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一の部分には同一の符号を付している。

40

【 0 0 1 5 】

〔 内視鏡システムの概略構成 〕

図 1 は、本発明の実施の形態に係る内視鏡システム 1 を模式的に示す図である。

内視鏡システム 1 は、超音波内視鏡を用いて人等の被検体内の超音波診断を行うシステムである。この内視鏡システム 1 は、図 1 に示すように、超音波内視鏡 2 と、超音波観測装置 3 と、内視鏡観察装置 4 と、表示装置 5 とを備える。

超音波内視鏡 2 は、一部を被検体内に挿入可能とし、被検体内の体壁に向けて超音波パルスを送信するとともに被検体にて反射された超音波エコーを受信してエコー信号を出力する機能、及び被検体内を撮像して画像信号を出力する機能を有する。

50

なお、超音波内視鏡 2 の詳細な構成については、後述する。

【 0 0 1 6 】

超音波観測装置 3 は、超音波ケーブル 3 1 (図 1) を介して超音波内視鏡 2 に電氣的に接続し、超音波ケーブル 3 1 を介して超音波内視鏡 2 にパルス信号を出力するとともに超音波内視鏡 2 からエコー信号を入力する。そして、超音波観測装置 3 では、当該エコー信号に所定の処理を施して超音波画像を生成する。

内視鏡観察装置 4 には、超音波内視鏡 2 の後述する内視鏡用コネクタ 2 4 (図 1) が着脱自在に接続される。この内視鏡観察装置 4 は、図 1 に示すように、ビデオプロセッサ 4 1 と、光源装置 4 2 とを備える。

ビデオプロセッサ 4 1 は、内視鏡用コネクタ 2 4 を介して超音波内視鏡 2 からの画像信号を入力する。そして、ビデオプロセッサ 4 1 は、当該画像信号に所定の処理を施して内視鏡画像を生成する。

光源装置 4 2 は、内視鏡用コネクタ 2 4 を介して被検体内を照明する照明光を超音波内視鏡 2 に供給する。

表示装置 5 は、液晶または有機 E L (Electro Luminescence) を用いて構成され、超音波観測装置 3 にて生成された超音波画像や、内視鏡観察装置 4 にて生成された内視鏡画像等を表示する。

【 0 0 1 7 】

〔 超音波内視鏡の構成 〕

超音波内視鏡 2 は、図 1 に示すように、挿入部 2 1 と、操作部 2 2 と、ユニバーサルケーブル 2 3 と、内視鏡用コネクタ 2 4 とを備える。

なお、以下に記載する「先端側」は、挿入部 2 1 の先端側 (被検体内への挿入方向の先端側) を意味する。また、以下に記載する「基端側」は、挿入部 2 1 の先端から離間する側を意味する。

挿入部 2 1 は、被検体内に挿入される部分である。この挿入部 2 1 は、図 1 に示すように、先端側に設けられる超音波探触子 2 1 1 と、超音波探触子 2 1 1 の基端側に連設される硬性部材 2 1 2 と、硬性部材 2 1 2 の基端側に連結され湾曲可能とする湾曲部 2 1 3 と、湾曲部 2 1 3 の基端側に連結され可撓性を有する可撓管 2 1 4 とを備える。

ここで、挿入部 2 1、操作部 2 2、ユニバーサルケーブル 2 3、及び内視鏡用コネクタ 2 4 の内部には、光源装置 4 2 から供給された照明光を伝送するライトガイド (図示略)、及び上述したパルス信号、エコー信号、画像信号を伝送する複数の信号ケーブル (図示略) が引き回されている。

なお、挿入部 2 1 の先端側の詳細な構成 (超音波探触子 2 1 1 及び硬性部材 2 1 2) については後述する。

【 0 0 1 8 】

操作部 2 2 は、挿入部 2 1 の基端側に連結され、医師等からの各種操作を受け付ける部分である。この操作部 2 2 は、図 1 に示すように、湾曲部 2 1 3 を湾曲操作するための湾曲ノブ 2 2 1 と、各種操作を行うための複数の操作部材 2 2 2 とを備える。

ここで、挿入部 2 1 及び操作部 2 2 には、先端側第 1 ~ 第 5 管路 6 1 ~ 6 5 (図 4 参照) が設けられている。また、操作部 2 2 には、先端側第 1 ~ 第 5 管路 6 1 ~ 6 5 に連通する第 1, 第 2 シリンダ 2 2 3, 2 2 4 (図 4 参照) が設けられている。さらに、第 1, 第 2 シリンダ 2 2 3, 2 2 4 には、複数の操作部材 2 2 2 の一部を構成し、医師等からの操作に応じて先端側第 1 ~ 第 5 管路 6 1 ~ 6 5 と後述する基端側第 1 ~ 第 3 管路 6 6 ~ 6 8 (図 4 参照) との接続状態を切り替える第 1, 第 2 管路切替弁 2 2 3 1, 2 2 4 1 (図 5 ~ 図 8 参照) がそれぞれ取り付けられている。

なお、先端側第 1 ~ 第 5 管路 6 1 ~ 6 5 及び基端側第 1 ~ 第 3 管路 6 6 ~ 6 8 は、本発明に係る複数の管路 6 に相当する。そして、複数の管路 6 の詳細な構成については後述する。また、第 1, 第 2 管路切替弁 2 2 3 1, 2 2 4 1 への操作に応じた複数の管路 6 の接続状態についても後述する。

【 0 0 1 9 】

10

20

30

40

50

ユニバーサルケーブル 2 3 は、操作部 2 2 から延在し、上述したライトガイド（図示略）や複数の信号ケーブル（図示略）が配設されたケーブルである。

内視鏡用コネクタ 2 4 は、ユニバーサルケーブル 2 3 の端部に設けられている。そして、内視鏡用コネクタ 2 4 は、超音波ケーブル 3 1 が接続される超音波コネクタ 2 4 1（図 1）と、内視鏡観察装置 4 に挿し込まれ、ビデオプロセッサ 4 1 及び光源装置 4 2 に接続するプラグ部 2 4 2（図 4 参照）とを備える。

ここで、操作部 2 2、ユニバーサルケーブル 2 3、及び内視鏡用コネクタ 2 4 には、操作部 2 2 に設けられた第 1、第 2 シリンダ 2 2 3、2 2 4 に連通する基端側第 1～第 3 管路 6 6～6 8（図 4 参照）が設けられている。

【0020】

また、プラグ部 2 4 2 には、複数の電気接点（図示略）と、ライトガイド口金 2 4 3（図 4 参照）と、送気用口金 2 4 4（図 4 参照）とが設けられている。

複数の電気接点は、内視鏡用コネクタ 2 4 が内視鏡観察装置 4 に挿し込まれた際に、ビデオプロセッサ 4 1 に電氣的に接続する部分である。

ライトガイド口金 2 4 3 は、上述したライトガイド（図示略）の入射端側が挿通され、内視鏡用コネクタ 2 4 が内視鏡観察装置 4 に挿し込まれた際に、当該ライトガイドと光源装置 4 2 とを光学的に接続する部分である。

送気用口金 2 4 4 は、内視鏡用コネクタ 2 4 が内視鏡観察装置 4 に挿し込まれた際に、光源装置 4 2 の内部に設けられた光源ポンプ P 1（図 4 参照）に接続する部分である。

さらに、内視鏡用コネクタ 2 4 には、外部の送水タンク T a（図 4 参照）がそれぞれ接続される第 1、第 2 送水用口金 2 4 5、2 4 6（図 4 参照）と、外部の吸引ポンプ P 2（図 4 参照）が接続される吸引用口金 2 4 7（図 4 参照）とが設けられている。

【0021】

〔挿入部の構成〕

図 2 及び図 3 は、挿入部 2 1 の先端側を拡大した図である。具体的に、図 2 は、挿入部 2 1 の先端側を上方側（挿入部 2 1 の挿入方向 I D と振動子部 2 1 1 1 の走査面 S S とに直交する方向）から見た図である。図 3 は、挿入部 2 1 の先端側を側方（挿入方向 I D に直交し、かつ、走査面 S S に沿う方向）から見た図である。

なお、図 2 では、説明の便宜上、走査面 S S に斜線を付している。

以下、図 2 及び図 3 を参照しつつ超音波探触子 2 1 1 及び硬性部材 2 1 2 の構成について順に説明する。

【0022】

〔超音波探触子の構成〕

超音波探触子 2 1 1 は、図 2 または図 3 に示すように、複数の超音波振動子が規則的に配列された振動子部 2 1 1 1 を有する。

ここで、超音波振動子は、音響レンズ、圧電素子、及び整合層を有し、被検体内の体壁よりも内部の超音波断層画像に寄与する超音波エコーを取得する。

そして、振動子部 2 1 1 1 は、上述した信号ケーブル（図示略）を介して超音波観測装置 3 から入力したパルス信号を超音波パルスに変換して被検体内に送信する。また、振動子部 2 1 1 1 は、被検体内で反射された超音波エコーを電氣的なエコー信号に変換し、上述した信号ケーブル（図示略）を介して超音波観測装置 3 に出力する。

本実施の形態では、振動子部 2 1 1 1 は、コンベックス型で構成され、複数の超音波振動子が凸型の円弧を形成するように規則的に配設され、断面視円弧状の走査面 S S を有する。すなわち、振動子部 2 1 1 1 は、走査面 S S の法線方向に延びる扇状に超音波を走査することが可能である。

【0023】

〔硬性部材の構成〕

硬性部材 2 1 2 は、樹脂材料から構成された硬質部材である。この硬性部材 2 1 2 は、図 2 または図 3 に示すように、大径部 2 1 5 と、小径部 2 1 6 とを備える。

大径部 2 1 5 は、湾曲部 2 1 3 が接続される部分であり、挿入部 2 1 の挿入方向 I D に

10

20

30

40

50

沿って延在する略円柱形状を有する。また、大径部 2 1 5 において、上方側には、先端側に向かうにしたがって次第に当該大径部 2 1 5 を縮径させるテーパ面 2 1 5 1 が形成されている。

そして、大径部 2 1 5 には、図 2 に示すように、当該大径部 2 1 5 の基端からテーパ面 2 1 5 1 までそれぞれ貫通した照明用孔 2 1 5 2、撮像用孔 2 1 5 3、処置具チャンネル 2 1 5 4、及び送気送水用孔 2 1 5 5 が形成されている。

【 0 0 2 4 】

照明用孔 2 1 5 2 の内部には、上述したライトガイド（図示略）の出射端側が挿入されている。そして、光源装置 4 2 から供給された照明光は、照明用孔 2 1 5 2 を介して被検体内に照射される。

撮像用孔 2 1 5 3 の内部には、光源装置 4 2 から照射され、被検体内で反射された光（被写体像）を集光する対物光学系（図示略）、及び当該対物光学系にて集光された被写体像を撮像する撮像素子（図示略）が配設されている。そして、当該撮像素子にて撮像された画像信号は、上述した信号ケーブル（図示略）を介して内視鏡観察装置 4（ビデオプロセッサ 4 1）に伝送される。

処置具チャンネル 2 1 5 4 は、先端側第 1 管路 6 1 の一部を構成する。

送気送水用孔 2 1 5 5 は、先端側第 2、第 3 管路 6 2、6 3 の一部を構成する。

【 0 0 2 5 】

小径部 2 1 6 は、挿入部 2 1 の挿入方向に沿って延在する略円柱形状（大径部 2 1 5 よりも外径寸法が小さい略円柱形状）を有し、大径部 2 1 5 の先端に一体形成されている。

この小径部 2 1 6 の基端側の外周には、膨縮自在とし、内部に水が充填されるバルーン（図示略）を取り付けるためのバルーン取付溝 2 1 6 1 が形成されている。

当該バルーンを取り付ける際には、当該バルーンの口部分（脱気水を当該バルーンの内部に流入させるための口部分）から超音波探触子 2 1 1 を当該バルーンの内部に挿入する。そして、当該バルーンの口部分をバルーン取付溝 2 1 6 1 に引っ掛ける。この状態では、超音波探触子 2 1 1 全体は、当該バルーンにて覆われる。

【 0 0 2 6 】

また、大径部 2 1 5 及び小径部 2 1 6 には、図 2 または図 3 に破線で示したように、当該大径部 2 1 5 の基端から小径部 2 1 6 における上方側の外周面まで貫通した送水用孔 2 1 7 が形成されている。

この送水用孔 2 1 7 は、大径部 2 1 5 の基端から挿入部 2 1 の挿入方向 I D に沿って小径部 2 1 6 まで延在する第 1 送水用孔 2 1 7 1 と、第 1 送水用孔 2 1 7 1 に連通するとともに、当該第 1 送水用孔 2 1 7 1 に対して屈曲して延在し、小径部 2 1 6 における上方側の外周面に貫通する第 2 送水用孔 2 1 7 2 とで構成されている。

以下、第 2 送水用孔 2 1 7 2 において、小径部 2 1 6 の上方側の外周面に貫通した貫通口を走査面供給口 2 1 7 3 と記載する。

【 0 0 2 7 】

より具体的に、送水用孔 2 1 7 は、図 2 に示すように、挿入部 2 1 の先端を上方側から見た場合に、走査面供給口 2 1 7 3 を通り第 2 送水用孔 2 1 7 2 の中心軸を延長した供給中心軸 A x 1 の一部が走査面 S S 内に位置するように形成されている。また、送水用孔 2 1 7 は、図 2 に示すように、挿入部 2 1 の先端を上方側から見た場合に、走査面供給口 2 1 7 3 が走査面 S S の幅方向の中心を通る軸からずれた位置となり、供給中心軸 A x 1 が挿入部 2 1 の挿入方向 I D に対して鋭角で交差するように形成されている。さらに、送水用孔 2 1 7 は、図 3 に示すように、挿入部 2 1 の先端を側方から見た場合に、走査面 S S の頂点 V e を通り当該走査面 S S の法線方向に延びる走査中心軸 A x 2 に対して、供給中心軸 A x 1 が鋭角で交差するように形成されている。また、送水用孔 2 1 7 は、図 2 または図 3 に示すように、走査面供給口 2 1 7 3 がバルーン取付溝 2 1 6 1 よりも先端側に位置するように形成されている。

以上説明した送水用孔 2 1 7 は、先端側第 4 管路 6 4 の一部を構成する。

【 0 0 2 8 】

さらに、大径部 2 1 5 及び小径部 2 1 6 には、当該大径部 2 1 5 の基端から小径部 2 1 6 における側方の外周面まで貫通した吸引用孔 2 1 8 (図 4 参照) が形成されている。なお、図 2 及び図 3 では、説明の便宜上、吸引用孔 2 1 8 において、小径部 2 1 6 の側方の外周面に貫通した貫通口 2 1 8 1 (以下、吸引口 2 1 8 1) のみ図示している。

より具体的に、吸引用孔 2 1 8 は、図 2 または図 3 に示すように、吸引口 2 1 8 1 がバルーン取付溝 2 1 6 1 よりも先端側に位置するように形成されている。

以上説明した吸引用孔 2 1 8 は、先端側第 5 管路 6 5 の一部を構成する。

【 0 0 2 9 】

〔 複数の管路の構成 〕

図 4 は、超音波内視鏡 2 に設けられた複数の管路 6 の構成を説明する図である。

10

以下、図 4 を参照しつつ複数の管路 6 の構成について説明する。

複数の管路 6 は、上述したように、先端側第 1 ~ 第 5 管路 6 1 ~ 6 5 と、基端側第 1 ~ 第 3 管路 6 6 ~ 6 8 とで構成されている。

先端側第 1 管路 6 1 は、挿入部 2 1 の先端 (処置具チャンネル 2 1 5 4) から処置具 (例えば、穿刺針等) を外部に突出させるための管路であるとともに、挿入部 2 1 の先端から被検体内の液体を吸引するための管路である。この先端側第 1 管路 6 1 は、図 4 に示すように、処置具チャンネル 2 1 5 4 と、処置具チューブ 6 1 1 と、吸引チューブ 6 1 2 とを備える。

処置具チューブ 6 1 1 は、湾曲部 2 1 3 及び可撓管 2 1 4 の内部に引き回され、一端が処置具チャンネル 2 1 5 4 に連通する。また、処置具チューブ 6 1 1 は、操作部 2 2 に設けられた処置具挿入口 2 2 5 (図 1 , 図 4) に連通する。すなわち、処置具 (例えば、穿刺針等) は、処置具挿入口 2 2 5 を介して、処置具チューブ 6 1 1 に挿入されると、処置具チャンネル 2 1 5 4 から外部に突出することとなる。

20

吸引チューブ 6 1 2 は、操作部 2 2 の内部に引き回され、一端が処置具チューブ 6 1 1 の他端に連通し、他端が第 2 シリンダ 2 2 4 に連通する。

【 0 0 3 0 】

先端側第 2 管路 6 2 は、挿入部 2 1 の先端 (送気送水用孔 2 1 5 5) から撮像用孔 2 1 5 3 に向けて送気し、対物光学系 (図示略) を洗浄するための管路である。この先端側第 2 管路 6 2 は、図 4 に示すように、送気送水用孔 2 1 5 5 と、ノズル送気チューブ 6 2 1 とを備える。

30

ノズル送気チューブ 6 2 1 は、湾曲部 2 1 3、可撓管 2 1 4、及び操作部 2 2 の内部に引き回されている。そして、ノズル送気チューブ 6 2 1 は、一端が送気送水用孔 2 1 5 5 に連通し、他端が第 1 シリンダ 2 2 3 に連通する。

先端側第 3 管路 6 3 は、挿入部 2 1 の先端 (送気送水用孔 2 1 5 5) から撮像用孔 2 1 5 3 に向けて送水し、対物光学系 (図示略) を洗浄するための管路である。この先端側第 3 管路 6 3 は、図 4 に示すように、送気送水用孔 2 1 5 5 と、ノズル送水チューブ 6 3 1 とを備える。

ノズル送水チューブ 6 3 1 は、湾曲部 2 1 3、可撓管 2 1 4、及び操作部 2 2 の内部に引き回されている。そして、ノズル送水チューブ 6 3 1 は、一端が送気送水用孔 2 1 5 5 に連通し、他端が第 1 シリンダ 2 2 3 に連通する。

40

【 0 0 3 1 】

先端側第 4 管路 6 4 は、挿入部 2 1 の先端 (送水用孔 2 1 7) から走査面 S S に向けて超音波伝達媒体 (本実施の形態では、水) を供給するための管路であるとともに、バルーン (図示略) を用いた場合には当該バルーン内に水を充填するための管路となる。この先端側第 4 管路 6 4 は、図 4 に示すように、送水用孔 2 1 7 と、バルーン送水チューブ 6 4 1 とを備える。

バルーン送水チューブ 6 4 1 は、湾曲部 2 1 3、可撓管 2 1 4、及び操作部 2 2 の内部に引き回されている。そして、バルーン送水チューブ 6 4 1 は、一端が送水用孔 2 1 7 に連通し、他端が第 1 シリンダ 2 2 3 に連通する。

先端側第 5 管路 6 5 は、バルーン (図示略) を用いた場合に当該バルーン内の水を吸引

50

するための管路である。この先端側第 5 管路 6 5 は、図 4 に示すように、吸引用孔 2 1 8 と、バルーン吸引チューブ 6 5 1 とを備える。

バルーン吸引チューブ 6 5 1 は、湾曲部 2 1 3、可撓管 2 1 4、及び操作部 2 2 の内部に引き回されている。そして、バルーン吸引チューブ 6 5 1 は、一端が吸引用孔 2 1 8 に連通し、他端が第 2 シリンダ 2 2 4 に連通する。

【 0 0 3 2 】

基端側第 1 管路 6 6 は、操作部 2 2、ユニバーサルケーブル 2 3、及び内視鏡用コネクタ 2 4 の内部に引き回されている。そして、基端側第 1 管路 6 6 は、2 つに分岐された各一端が送気用口金 2 4 4 及び第 1 送水用口金 2 4 5 にそれぞれ連通し、他端が第 1 シリンダ 2 2 3 に連通する。すなわち、基端側第 1 管路 6 6 は、光源ポンプ P 1 から吐出された空気を第 1 シリンダ 2 2 3 及び送水タンク T a に流通させる。

基端側第 2 管路 6 7 は、操作部 2 2、ユニバーサルケーブル 2 3、及び内視鏡用コネクタ 2 4 の内部に引き回されている。そして、基端側第 2 管路 6 7 は、一端が第 2 送水用口金 2 4 6 に連通し、他端が第 1 シリンダ 2 2 3 に連通する。すなわち、基端側第 2 管路 6 7 は、送水タンク T a から吐出された水を第 1 シリンダ 2 2 3 に流通させる。

基端側第 3 管路 6 8 は、操作部 2 2、ユニバーサルケーブル 2 3、及び内視鏡用コネクタ 2 4 の内部に引き回されている。そして、基端側第 3 管路 6 8 は、一端が吸引用口金 2 4 7 に連通し、他端が第 2 シリンダ 2 2 4 に連通する。

【 0 0 3 3 】

〔第 1、第 2 管路切替弁への操作に応じた複数の管路の接続状態〕

図 5 ないし図 8 は、第 1、第 2 管路切替弁 2 2 3 1、2 2 4 1 への操作に応じた複数の管路 6 の接続状態を説明する図である。

第 1、第 2 シリンダ 2 2 3、2 2 4、及び第 1、第 2 管路切替弁 2 2 3 1、2 2 4 1 の構造としては、公知の構造（例えば、特開 2 0 0 7 - 1 1 1 2 6 6 号参照）を採用することができる。このため、以下では、第 1、第 2 シリンダ 2 2 3、2 2 4、及び第 1、第 2 管路切替弁 2 2 3 1、2 2 4 1 の詳細な構造についての説明を省略し、図 5 ないし図 8 を参照しつつ、第 1、第 2 管路切替弁 2 2 3 1、2 2 4 1 への操作に応じた複数の管路 6 の接続状態について説明する。

【 0 0 3 4 】

図 5 は、第 1、第 2 管路切替弁 2 2 3 1、2 2 4 1 に対して何ら操作をしていない場合（無操作の場合）での複数の管路 6 の接続状態を示している。

第 1 管路切替弁 2 2 3 1 に対して無操作の場合には、光源ポンプ P 1 から吐出された空気は、基端側第 1 管路 6 6 を介して、第 1 シリンダ 2 2 3 内に流通するとともに、第 1 管路切替弁 2 2 3 1 に形成されたリーク穴 2 2 3 1 A を介して外部に排出される。

また、第 2 管路切替弁 2 2 4 1 に対して無操作の場合には、吸引ポンプ P 2 の駆動に伴い、超音波内視鏡 2 の外部の空気は、第 2 管路切替弁 2 2 4 1 におけるリーク隙間 2 2 4 1 A を介して、第 2 シリンダ 2 2 4 内に流入し、基端側第 3 管路 6 8 を介して、吸引ポンプ P 2 に吸引される。

すなわち、当該無操作の場合には、先端側第 1～第 5 管路 6 1～6 5 と基端側第 1～第 3 管路 6 6～6 8 とが接続されることがなく、挿入部 2 1 の先端から送気、送水、及び吸引のいずれも実行されない。

【 0 0 3 5 】

図 6 は、第 1 管路切替弁 2 2 3 1 のリーク穴 2 2 3 1 A を指で塞いだ場合での複数の管路 6 の接続状態を示している。なお、第 2 管路切替弁 2 2 4 1 に対しては、図 5 と同様に、何ら操作されていない。

リーク穴 2 2 3 1 A を指で塞いだ場合には、第 1 管路切替弁 2 2 3 1 を介して、先端側第 2 管路 6 2 と基端側第 1 管路 6 6 とが接続（連通）される。そして、光源ポンプ P 1 からの空気は、基端側第 1 管路 6 6、第 1 シリンダ 2 2 3、第 1 管路切替弁 2 2 3 1、及び先端側第 2 管路 6 2 を介して、送気送水用孔 2 1 5 5 から撮像用孔 2 1 5 3（対物光学系（図示略））に向けて吐出される。

10

20

30

40

50

【0036】

図7は、第1, 第2管路切替弁2231, 2241を一段、押込み操作した場合での複数の管路6の接続状態を示している。

第1管路切替弁2231を一段、押込み操作した場合には、基端側第1管路66の他端が第1管路切替弁2231にて閉塞されるとともに、第1管路切替弁2231を介して、先端側第3管路63と基端側第2管路67とが接続(連通)される。そして、光源ポンプP1から吐出された空気は、基端側第1管路66を介して、送水タンクTa内に流入し、当該送水タンクTa内を加圧し、当該送水タンクTaから水を流出させる。当該送水タンクTaからの水は、基端側第2管路67、第1シリンダ223、第1管路切替弁2231、及び先端側第3管路63を介して、送気送水用孔2155から撮像用孔2153(対物光学系(図示略))に向けて吐出される。

また、第2管路切替弁2241を一段、押込み操作した場合には、第2管路切替弁2241を介して、先端側第1管路61と基端側第3管路68とが接続(連通)される。そして、被検体内の液体は、処置具チャンネル2154から先端側第1管路61に流入し、第2シリンダ224、第2管路切替弁2241、及び基端側第3管路68を介して、吸引ポンプP2に吸引される。なお、このように処置具チャンネル2154から被検体内の液体を吸引する場合には、処置具挿入口225を閉塞して吸引圧が先端側(処置具チャンネル2154側)に掛かるようにするために、当該処置具挿入口225に鉗子栓(図示略)が取り付けられる。

【0037】

図8は、第1, 第2管路切替弁2231, 2241を二段、押込み操作した場合での複数の管路6の接続状態を示している。

第1管路切替弁2231を二段、押込み操作した場合には、基端側第1管路66の他端が第1管路切替弁2231にて閉塞された状態が維持されるとともに、第1管路切替弁2231を介して、先端側第4管路64と基端側第2管路67とが接続(連通)される。そして、光源ポンプP1から吐出された空気は、上述した第1管路切替弁2231を一段、押込み操作した場合と同様に、基端側第1管路66を介して、送水タンクTa内に流入し、当該送水タンクTa内を加圧し、当該送水タンクTaから水を流出させる。当該送水タンクTaからの水は、基端側第2管路67、第1シリンダ223、第1管路切替弁2231、及び先端側第4管路64を介して、走査面供給口2173から走査面SSに向けて供給される。

すなわち、先端側第4管路64(送水用孔217)は、本発明に係る供給管路としての機能を有する。また、第1管路切替弁2231は、本発明に係る管路切替弁としての機能を有する。

なお、バルーン(図示略)が取り付けられている場合には、走査面供給口2173から供給された水は、当該バルーン内に充填される。

また、第2管路切替弁2241を二段、押込み操作した場合には、第2管路切替弁2241を介して、先端側第5管路65と基端側第3管路68とが接続(連通)される。そして、被検体内の液体(例えば、バルーン内の水)は、吸引口2181から先端側第5管路65に流入し、第2シリンダ224、第2管路切替弁2241、及び基端側第3管路68を介して、吸引ポンプP2に吸引される。

すなわち、先端側第5管路65(吸引用孔218)は、本発明に係る吸引管路としての機能を有する。

【0038】

以上説明した本実施の形態に係る超音波内視鏡2によれば、以下の効果を奏する。

図9は、本発明の実施の形態の効果を説明する図である。

本実施の形態に係る超音波内視鏡2では、硬性部材212には、走査面SSに向けて水を供給する走査面供給口2173を有する送水用孔217が設けられている。そして、送水用孔217は、挿入部21の先端を上方側から見た場合に、供給中心軸Ax1の一部が走査面SS内に位置するように形成されている。また、送水用孔217は、挿入部21の

10

20

30

40

50

先端を側方から見た場合に、走査中心軸 A x 2 に対して供給中心軸 A x 1 が鋭角で交差するように形成されている。

以上のように送水用孔 2 1 7 を形成することにより、走査面供給口 2 1 7 3 から走査面 S S に水を供給すると、図 9 に示すように、体壁 S B と走査面 S S との隙間による毛細管現象、及び当該水の表面張力によって、体壁 S B と走査面 S S との間に液体層 W a が形成されることとなる。このため、当該液体層 W a により超音波の伝搬率を低下させることができなく、超音波診断や F N A 手技に必要な範囲の超音波画像を得ることができる。

したがって、本実施の形態に係る超音波内視鏡 2 によれば、脱気水充満法及びバルーン法を用いずに適正な超音波画像を得ることができる、という効果を奏する。

【 0 0 3 9 】

特に、走査面供給口 2 1 7 3 は、バルーン取付溝 2 1 6 1 よりも先端側に設けられている。このため、走査面供給口 2 1 7 3 を走査面 S S により近い位置に形成し、体壁 S B と走査面 S S との間に良好に液体層 W a を形成することができる。

また、バルーン取付溝 2 1 6 1 よりも先端側には、超音波伝達媒体を供給する供給口として、走査面供給口 2 1 7 3 のみが設けられている。すなわち、送水用孔 2 1 7 は、走査面 S S に向けて水を供給するための管路であるとともに、バルーン（図示略）を用いた場合には当該バルーン内に水を充填するための管路となる。このように当該 2 つの管路を共用しているため、当該 2 つの管路を別々に設けた場合と比較して、挿入部 2 1（硬性部材 2 1 2）の細径化を図ることができる。

さらに、第 1 管路切替弁 2 2 3 1 を二段、押込み操作した場合に、走査面供給口 2 1 7 3 を介して走査面 S S に向けて水が供給される。このため、簡単な操作により、体壁 S B と走査面 S S との間に液体層 W a を形成することができ、利便性の向上を図ることができる。

【 0 0 4 0 】

（その他の実施形態）

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は上述した実施の形態によってのみ限定されるべきものではない。

上述した実施の形態では、走査面 S S に向けて供給する超音波伝達媒体として、水を採用したが、これに限らず、流動パラフィン、あるいは、カルボキシメチルセルロース水溶液等の他の流体を用いても構わない。

【 0 0 4 1 】

上述した実施の形態では、送水用孔 2 1 7 は、挿入部 2 1 の先端を上方側から見た場合に、供給中心軸 A x 1 が挿入部 2 1 の挿入方向 I D に対して鋭角で交差するように形成されていたが、これに限らない。挿入部 2 1 の先端を上方側から見た場合に、供給中心軸 A x 1 の一部が走査面 S S 内に位置していれば、供給中心軸 A x 1 が挿入方向 I D に平行となるように送水用孔 2 1 7 を形成しても構わない。

また、上述した実施の形態では、送水用孔 2 1 7 は、挿入部 2 1 の先端を側方から見た場合に、走査中心軸 A x 2 に対して供給中心軸 A x 1 が鋭角で交差するように形成されていたが、これに限らない。挿入部 2 1 の先端を上方側から見た場合に、供給中心軸 A x 1 の一部が走査面 S S 内に位置していれば、供給中心軸 A x 1 が走査中心軸 A x 2 に平行となるように送水用孔 2 1 7 を形成してもよく、あるいは、供給中心軸 A x 1 が走査中心軸 A x 2 と交差しないように送水用孔 2 1 7 を形成しても構わない。

【 0 0 4 2 】

上述した実施の形態では、振動子部 2 1 1 1 は、コンベックス型で構成されていたが、これに限らず、ラジアル型で構成された振動子部を採用しても構わない。当該ラジアル型で構成された振動子部を採用した場合であっても、送水用孔（供給管路）については、被検体内への挿入方向及び当該振動子部の走査面に直交する方向から見た場合に、供給中心軸の一部が走査面内に位置するように形成することが好ましい。

【 0 0 4 3 】

上述した実施の形態では、内視鏡システム 1 は、超音波画像を生成する機能、及び内視

10

20

30

40

50

鏡画像を生成する機能の双方を有していたが、これに限らず、超音波画像を生成する機能のみを有する構成としても構わない。

上述した実施の形態において、内視鏡システム1は、医療分野に限らず、工業分野において、機械構造物等の被検体の内部を観察する内視鏡システムとしても構わない。

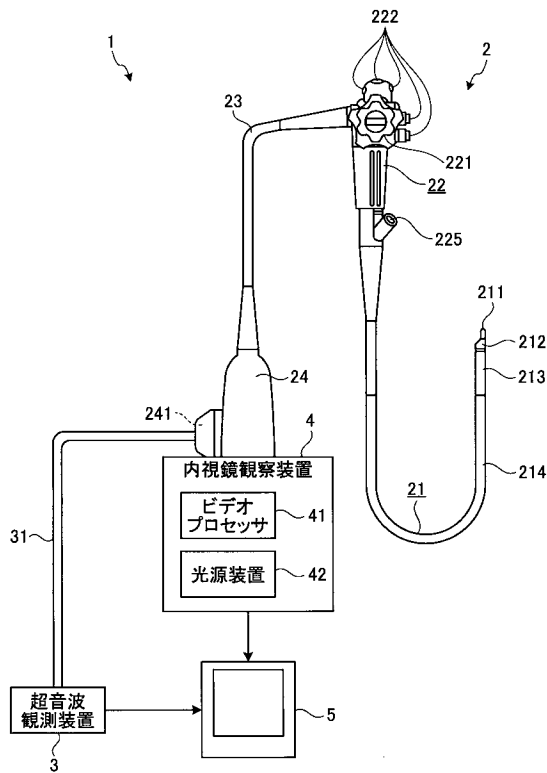
【符号の説明】

【0044】

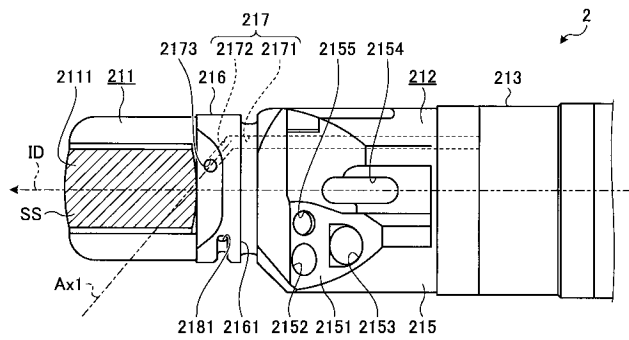
1	内視鏡システム	
2	超音波内視鏡	
3	超音波観測装置	
4	内視鏡観察装置	10
5	表示装置	
6	複数の管路	
2 1	挿入部	
2 2	操作部	
2 3	ユニバーサルケーブル	
2 4	内視鏡用コネクタ	
3 1	超音波ケーブル	
4 1	ビデオプロセッサ	
4 2	光源装置	
6 1 ~ 6 5	先端側第1 ~ 第5管路	20
6 6 ~ 6 8	基端側第1 ~ 第3管路	
2 1 1	超音波探触子	
2 1 2	硬性部材	
2 1 3	湾曲部	
2 1 4	可撓管	
2 1 5	大径部	
2 1 6	小径部	
2 1 7	送水用孔(供給管路)	
2 1 8	吸引用孔(吸引管路)	
2 2 1	湾曲ノブ	30
2 2 2	操作部材	
2 2 3 , 2 2 4	第1 , 第2シリンダ	
2 2 5	処置具挿入口	
2 4 1	超音波コネクタ	
2 4 2	プラグ部	
2 4 3	ライトガイド口金	
2 4 4	送気用口金	
2 4 5 , 2 4 6	第1 , 第2送水用口金	
2 4 7	吸引用口金	
6 1 1	処置具チューブ	40
6 1 2	吸引チューブ	
6 2 1	ノズル送気チューブ	
6 3 1	ノズル送水チューブ	
6 4 1	バルーン送水チューブ	
6 5 1	バルーン吸引チューブ	
2 1 1 1	振動子部	
2 1 5 1	テーパ面	
2 1 5 2	照明用孔	
2 1 5 3	撮像用孔	
2 1 5 4	処置具チャンネル	50

- 2 1 5 5 送気送水用孔
- 2 1 6 1 バルーン取付溝
- 2 1 7 1 , 2 1 7 2 第 1 , 第 2 送水用孔
- 2 1 7 3 走査面供給口
- 2 1 8 1 吸引口
- 2 2 3 1 第 1 管路切替弁 (管路切替弁)
- 2 2 3 1 A リーク穴
- 2 2 4 1 第 2 管路切替弁
- 2 2 4 1 A リーク隙間
- A x 1 供給中心軸
- A x 2 走査中心軸
- I D 挿入方向
- P 1 光源ポンプ
- P 2 吸引ポンプ
- S B 体壁
- S S 走査面
- T a 送水タンク
- V e 頂点
- W a 液体層

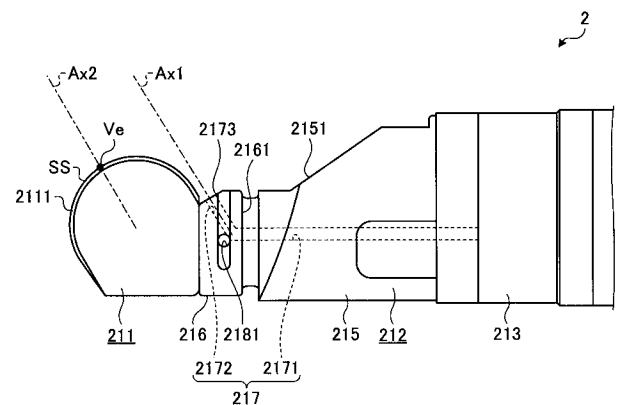
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2017/008507
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/12(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/00-8/15 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2017 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-261857 A (Hironori YAMAMOTO), 29 September 2005 (29.09.2005), paragraphs [0016] to [0017], [0037]; fig. 2, 6 (Family: none)	1-6
A	JP 2006-239240 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 14 September 2006 (14.09.2006), paragraph [0018]; fig. 2 & US 2006/0241472 A1 paragraph [0031]; fig. 2 & EP 1698281 A1	1-6
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 09 May 2017 (09.05.17)		Date of mailing of the international search report 23 May 2017 (23.05.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2017/008507									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/12(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00-8/15											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2017年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2017年	日本国実用新案登録公報	1996-2017年	日本国登録実用新案公報	1994-2017年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2017年										
日本国実用新案登録公報	1996-2017年										
日本国登録実用新案公報	1994-2017年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	JP 2005-261857 A (山本博徳) 2005.09.29, [0016]-[0017], [0037]、 図 2, 6 (ファミリーなし)	1-6									
A	JP 2006-239240 A (富士写真フイルム株式会社) 2006.09.14, [0018]、 図 2 & US 2006/0241472 A1, [0031], Fig. 2 & EP 1698281 A1	1-6									
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。		☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。									
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 09.05.2017		国際調査報告の発送日 23.05.2017									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JIP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 門田 宏	2U 9224								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波内视镜		
公开(公告)号	JPWO2018003180A1	公开(公告)日	2019-04-11
申请号	JP2018524883	申请日	2017-03-03
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	雑賀和也		
发明人	雑賀 和也		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00 A61B1/015		
CPC分类号	A61B1/0008 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/448 A61B1/00091 A61B1/00094 A61B1/0661 A61B8/4461		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.530 A61B1/015.511		
F-TERM分类号	4C161/AA01 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG02 4C161/HH04 4C601/BB06 4C601/BB22 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/FE02 4C601/GB04 4C601/GC02 4C601/GC13 4C601/GC22		
优先权	2016129287 2016-06-29 JP		
其他公开文献	JP6608531B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波内窥镜 (2) 设置在被检体的插入方向ID的前端侧, 并且与用于收发超声波的振子部 (2111) 和振子部 (2111) 的基端侧连接。并且提供了刚性构件 (212)。刚性部件 (212) 设置有具有扫描面供给口 (2173) 的供给导管 (217), 该扫描面供给口 (2173) 用于向振子部 (2111) 的超声波扫描面SS供给超声波传输介质。有。当从与插入方向ID和扫描表面SS正交的方向观察时, 供应导管217是通过使供应导管217的中心轴线延伸穿过扫描表面供应端口2173而获得的供应中心轴线。Ax1的一部分形成为位于扫描平面SS中。

