

(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2008-17859

(P2008-17859A)

(43) 公開日 平成20年1月31日(2008.1.31)

(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 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 C	4 C 0 6 1
A 6 1 B 17/34 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 F	4 C 6 0 1
	A 6 1 B 17/34 3 1 0	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2006-189499 (P2006-189499)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成18年7月10日 (2006. 7. 10)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	雑賀 和也
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		Fターム(参考)	4C060 GG29 GG32
			4C061 BB08 CC06 DD03 FF35 FF36
			FF43 HH24 JJ06 NN05 WW16
			4C601 BB02 EE09 EE16 FE02 FF05
			GA01 GB04

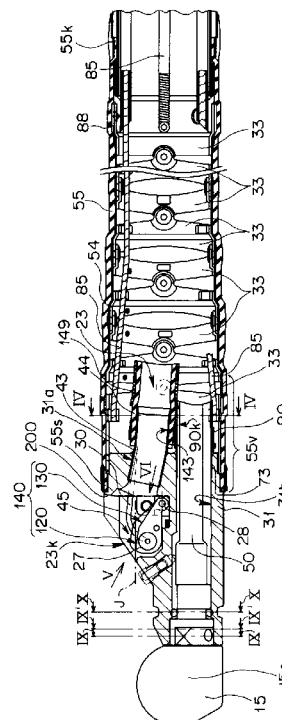
(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡、該超音波内視鏡に用いられる処置具起上台

(57) 【要約】

【課題】大径の処置具を使用することができるとともに、挿入部の径を大径化することなく、被検部位の所望部位に穿刺針を正確に穿刺することができる構成を有する超音波内視鏡を提供する。

【解決手段】細長な挿入部に形成された処置具が挿通される処置具挿通チャンネル23と、挿入部の先端部に配設された、超音波画像を撮像する際用いられる超音波振動子15と、先端部の処置具挿通チャンネル23の先端開口23kに臨んで設けられた、先端開口23kから突出される処置具の突出角度を揺動により調整する処置具起上台27とを具備し、処置具起上台27に、挿入部の挿入軸Jに対し、互いに異なる角度を有する少なくとも2つの処置具の導入面120、130が、挿入軸Jに沿って直列に設けられており、導入面120、130毎に、大きさの異なる溝120m、130mが形成されていることを特徴とする。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

細長な挿入部に形成された処置具が挿通される処置具挿通チャネルと、
前記挿入部の先端部に配設された、被検部位の断層画像である超音波画像を撮像する際
用いられる超音波振動子と、

前記先端部の前記処置具挿通チャネルの先端開口に臨んで設けられた、前記先端開口か
ら突出される前記処置具の突出角度を揺動により調整する処置具起上台と、

を具備し、

前記処置具起上台に、前記挿入部の挿入軸に対し、互いに異なる角度を有する少なくと
も 2 つの前記処置具の導入面が、前記挿入軸に沿って直列に設けられており、

前記導入面毎に、大きさの異なる溝が形成されていることを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項 2】

前記導入面は、前記挿入軸に沿って、先端側に向かうに従って、前記挿入軸との間にな
ず角度が小さくなるよう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
。

【請求項 3】

前記溝の大きさは、前記挿入軸に沿って、先端側に向かうに従って小さくなることを特
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】

前記溝は、円弧を有する形状に形成されていることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれ
か 1 項の記載の超音波内視鏡。

【請求項 5】

前記溝は、最大径が、前記処置具挿通チャネルに挿通できる前記処置具の外径に形成さ
れており、最小径が、前記被検部位に穿刺される穿刺針の外径に形成されていることを特
徴とする請求項 4 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 6】

細長な挿入部に形成された処置具が挿通される処置具挿通チャネルの先端開口に臨んで
設けられた、前記先端開口から突出される前記処置具の突出角度を揺動により調整する処
置具起上台において、

前記挿入部の挿入軸に対し、互いに異なる角度を有する少なくとも 2 つの前記処置具の
導入面が、前記挿入軸に沿って直列に設けられており、

前記導入面毎に、大きさの異なる溝が形成されていることを特徴とする超音波内視鏡に
用いられる処置具起上台。

【請求項 7】

前記導入面は、前記挿入軸に沿って、先端側に向かうに従って、前記挿入軸との間にな
ず角度が小さくなるよう形成されていることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波内視鏡
に用いられる処置具起上台。

【請求項 8】

前記溝の大きさは、前記挿入軸に沿って、先端側に向かうに従って小さくなることを特
徴とする請求項 6 または 7 に記載の超音波内視鏡に用いられる処置具起上台。

【請求項 9】

前記溝は、円弧を有する形状に形成されていることを特徴とする請求項 6 ~ 8 のいずれ
か 1 項の記載の超音波内視鏡に用いられる処置具起上台。

【請求項 10】

前記溝は、最大径が、前記処置具挿通チャネルに挿通できる前記処置具の外径に形成さ
れており、最小径が、前記被検部位に穿刺される穿刺針の外径に形成されていることを特
徴とする請求項 9 に記載の超音波内視鏡に用いられる処置具起上台。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

10

20

30

40

50

本発明は、挿入部の先端部に配設された、被検部位の断層画像である超音波画像を撮像する際用いられる超音波振動子を具備する超音波内視鏡、該超音波内視鏡に用いられる処置具起上台に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡の先端部に撮像素子に加えて超音波送受を行う超音波振動子が配設された超音波内視鏡が実用化されている。この超音波内視鏡においては、被検部位において体腔壁表面を撮像した通常の内視鏡観察画像に加えて、体腔壁より内部の断層像である超音波観察画像を得ることができる。

【0003】

超音波内視鏡を具備する超音波内視鏡装置の具体的な構成を簡略に説明すると、超音波内視鏡装置は、超音波内視鏡と、該内視鏡の周辺装置である照明光を供給する光源装置と超音波観測装置と内視鏡観察装置とから主要部が構成される。

【0004】

超音波内視鏡は、細長な挿入部と、該挿入部の基端側に連設された操作部と、該操作部から延出された可撓性を有するユニバーサルコードと、該ユニバーサルコードの基端部に設けられた内視鏡コネクタとから主要部が構成されている。

【0005】

挿入部の先端部には、例えば複数の超音波振動子や、撮像素子、ライトガイドの先端等が配設されており、先端部から挿入部、操作部、ユニバーサルコードを介して内視鏡コネクタまでには、各媒体伝達ケーブルが延在されている。

【0006】

具体的には、複数の超音波振動子にそれぞれ接続された複数の超音波ケーブルや、撮像素子に接続された撮像ケーブルやライトガイド等が延在されている。尚、複数の超音波ケーブルは、例えば１本に束ねられ延在されているのが一般的である。

【0007】

さらに、挿入部には、例えば既知のドレナージチューブや穿刺針等の処置具が挿通される処置具挿通チャンネルが形成されており、先端部であって、処置具挿通チャンネルの先端開口に臨む部位には、先端開口から突出される処置具の突出角度を揺動により調整する処置具起上台が設けられている。

【0008】

また、内視鏡コネクタにおいては、超音波観測装置が超音波ケーブルに接続自在であり、内視鏡観察装置が撮像ケーブルに接続自在であり、光源装置がライトガイドに接続自在となっている。

【0009】

このような、通常の内視鏡観察画像に加えて超音波観察画像を得ることができるばかりでなく、処置具起上台の揺動により、処置具起上台の導入面にて処置具の突出角度を調整することができる構成の超音波内視鏡は、例えば特許文献１に開示されている。

【0010】

特許文献１に開示された超音波内視鏡においては、処置具起上台がどの起上角度においても、穿刺針に対して処置具起上台から剪断力が付加されることがない構成を処置具起上台が有していることにより、穿刺針の突出角度の調整を適正に行うことができる構成が開示されている。

【特許文献１】特開平９－１２２０６７号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

ところで、上述した処置具挿通チャンネルには、穿刺針よりも大径のドレナージチューブ等の処置具も挿通されるため、処置具挿通チャンネルのチャンネル径は、大径の処置具の径に合わせて形成されているのが一般的である。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 2 】

しかしながら、処置具挿通チャンネルを大径に形成すると、穿刺針はドレナージチューブよりも小径に形成されていることから、穿刺針を処置具挿通チャンネル内に挿通させ、処置具起上台の導入面に導入させた際、穿刺針が処置具挿通チャンネル内で振れてしまう。

【 0 0 1 3 】

その結果、処置具起上台の導入面による穿刺針の突出角度の調整が難しくなってしまう、被検部位の所望部位への穿刺針の正確な穿刺がし難くなってしまうといった問題があった。

【 0 0 1 4 】

このような問題に鑑み、大径の処置具と穿刺針とで挿通させるチャンネルを別個に設ける構成も考えられるが、挿入部に 2 本のチャンネルを設けると、挿入部の径が大径となるため好ましくない。

【 0 0 1 5 】

本発明は、上記問題点に鑑みなされたものであり、大径の処置具を使用することができるとともに、挿入部の径を大径化することなく、被検部位の所望部位に穿刺針を正確に穿刺することができる構成を有する超音波内視鏡、該超音波内視鏡に用いられる処置具起上台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】

【 0 0 1 6 】

上記目的を達成するため本発明による超音波内視鏡は、細長な挿入部に形成された処置具が挿通される処置具挿通チャンネルと、前記挿入部の先端部に配設された、被検部位の断層画像である超音波画像を撮像する際用いられる超音波振動子と、前記先端部の前記処置具挿通チャンネルの先端開口に臨んで設けられた、前記先端開口から突出される前記処置具の突出角度を揺動により調整する処置具起上台と、を具備し、前記処置具起上台に、前記挿入部の挿入軸に対し、互いに異なる角度を有する少なくとも 2 つの前記処置具の導入面が、前記挿入軸に沿って直列に設けられており、前記導入面毎に、大きさの異なる溝が形成されていることを特徴とする。

【 0 0 1 7 】

また、上記目的を達成するため本発明による超音波内視鏡に用いられる処置具起上台は、細長な挿入部に形成された処置具が挿通される処置具挿通チャンネルの先端開口に臨んで設けられた、前記先端開口から突出される前記処置具の突出角度を揺動により調整する処置具起上台において、前記挿入部の挿入軸に対し、互いに異なる角度を有する少なくとも 2 つの前記処置具の導入面が、前記挿入軸に沿って直列に設けられており、前記導入面毎に、大きさの異なる溝が形成されていることを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 8 】

本発明によれば、大径の処置具を使用することができるとともに、挿入部の径を大径化することなく、被検部位の所望部位に穿刺針を正確に穿刺することができる構成を有する超音波内視鏡、該超音波内視鏡に用いられる処置具起上台を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 9 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【 0 0 2 0 】

図 1 は、本発明の実施の形態を示す内視鏡を具備する内視鏡装置の構成の概略を示す図である。

【 0 0 2 1 】

図 1 に示すように超音波内視鏡装置 100 は、超音波内視鏡（以下、単に内視鏡と称す）1 と、内視鏡の周辺装置である光源装置 3 と超音波観測装置 4 と内視鏡観察装置 5 とモニタ 8 とから主要部が構成されている。

【 0 0 2 2 】

内視鏡 1 の内視鏡本体 1 h は、細長な挿入部 1 1 と、該挿入部 1 1 の基端側に連設された操作部 1 2 と、該操作部 1 2 から延出された可撓性を有するユニバーサルコード 1 3 と、該ユニバーサルコード 1 3 の基端部に設けられた内視鏡コネクタ 1 4 とから主要部が構成されている。

【 0 0 2 3 】

挿入部 1 1 は、超音波振動子 1 5 や撮像素子 1 6 等が具備された硬質の先端部 1 7 と、該先端部 1 7 の基端側に連設された湾曲自在な湾曲部 1 8 と、該湾曲部 1 8 の基端側に連設された柔軟性を有する細長な可撓管部 1 9 とで主要部が構成されている。

【 0 0 2 4 】

超音波振動子 1 5 は、先端部 1 7 において、複数、例えば 1 0 0 個配設されてユニット化された、被検部位の断層画像である超音波観察画像を撮像する際用いられる既知のものである。また、撮像素子 1 6 は、被検部位の正面画像である内視鏡画像を撮像する際用いられる、例えば CCD 等の既知のものである。

【 0 0 2 5 】

内視鏡コネクタ 1 4 には、超音波用コネクタ 2 1 と、撮像用コネクタ 2 2 とが設けられている。超音波用コネクタ 2 1 には、超音波観測装置 4 に接続される超音波用電気ケーブル 6 が電氣的に接続され、撮像用コネクタ 2 2 には、内視鏡観察装置 5 に接続される内視鏡用電気ケーブル 7 が電氣的に接続される。

【 0 0 2 6 】

超音波観測装置 4 は、超音波振動子 1 5 を駆動する駆動信号を生成して、超音波用電気ケーブル 6 と、内視鏡本体 1 h 内に延在された後述する超音波振動子ケーブル 5 0 (図 3 参照) とを介して、駆動信号を超音波振動子 1 5 に伝達する。

【 0 0 2 7 】

また、超音波観測装置 4 は、超音波振動子 1 5 から、超音波振動子ケーブル 5 0 (図 3 参照) と、超音波用電気ケーブル 6 とを介して伝送された超音波画像信号を基に超音波観察画像用の映像信号を生成し、超音波観察画像をモニタ 8 に表示させるものである。

【 0 0 2 8 】

内視鏡観察装置 5 は、撮像素子 1 6 を駆動する駆動信号を生成して、内視鏡用電気ケーブル 7 と、内視鏡本体 1 h 内に延在された後述する撮像ケーブル 4 0 (図 2 参照) とを介して、駆動信号を撮像素子 1 6 に伝達する。

【 0 0 2 9 】

また、内視鏡観察装置 5 は、撮像素子 1 6 から、撮像ケーブル 4 0 (図 2 参照) と、内視鏡用電気ケーブル 7 とを介して伝送された撮像画像信号を基に内視鏡観察画像用の映像信号を生成し、内視鏡観察画像をモニタ 8 に表示させるものである。

【 0 0 3 0 】

光源装置 3 は、内視鏡 1 内に延在された後述するライトガイド 6 0 (図 2 参照) を介して、被検部位に対し照明光を供給するものである。

【 0 0 3 1 】

次に、先端部 1 7 を含む挿入部 1 1 の構成について、上述した図 1 と、図 2 ~ 図 1 1 とを用いて説明する。図 2 は、図 1 の内視鏡の挿入部の先端側の部分拡大平面図、図 3 は、図 2 中の III-III 線に沿う挿入部先端側の部分断面図、図 4 は、図 3 中の IV-IV 線に沿う挿入部の断面図である。

【 0 0 3 2 】

また、図 5 は、図 3 の処置具起上台を、図 3 中の V 方向からみた部分平面図、図 6 は、図 3 の処置具起上台を、図 3 中の VI 方向からみた部分平面図、図 7 は、図 3 の接続パイプとチューブとの接続部位を主体として示す挿入部の部分拡大断面図、図 8 は、図 7 の接続部位近傍のチューブの部分拡大断面図である。

【 0 0 3 3 】

さらに、図 9 は、図 3 中の IX-IX 線に沿う断面と IX'-IX' 線に沿う断面とを合成して示す先端部の断面図、図 1 0 は、図 3 中の X-X 線に沿う先端部の断面図、図 1 1 は、図 3 の

10

20

30

40

50

超音波振動子ケーブルを拡大して平面的に示す図である。

【 0 0 3 4 】

図 1、図 2 に示すように、先端部 1 7 の外周面には、一外周面を切り欠かれた凹陷状の切り欠き部 2 9 が形成されており、この切り欠き部 2 9 の面に、処置具挿通用チャンネル 2 3 (図 3 参照) の先端部 1 7 における先端開口であるチャンネル開口部 2 3 k が設けられている。

【 0 0 3 5 】

また、切り欠き部 2 9 の面であって、チャンネル開口部 2 3 k の近傍に、CCD 等の撮像素子 1 6 (図 1 参照) の先端側に配設された撮像用窓 3 4 や、ライトガイド 6 0 (図 2 参照) の先端側に配設された照明用窓 3 6 や、送気送水管路 3 7 (図 4 参照) の先端部 1 7 における開口である送気送水口 3 7 k が設けられている。

10

【 0 0 3 6 】

また、先端部 1 7 の外周面であって、切り欠き部 2 9 が設けられた面とは反対側の面には、先端部 1 7 に接続される図示しないバルーンを膨張させるため、バルーンに送水を行うバルーン送水管路 3 8 (図 4 参照) のバルーン送水ノズル 3 8 n と、バルーンを収縮させるため、バルーンから吸引を行うバルーン吸引管路 3 9 (図 4 参照) のバルーン吸引ノズル 3 9 n とが設けられている。

【 0 0 3 7 】

図 3 に示すように、先端部 1 7 に、例えば金属または樹脂から構成された先端硬質部 3 1 が設けられている。先端硬質部 3 1 に、挿入方向に沿って長孔 3 1 a が形成されており、該長孔 3 1 a に、処置具挿通用チャンネル 2 3 と連通するパイプ部材である接続パイプ 4 3 が嵌合されている。接続パイプ 4 3 の基端側の接続部 1 4 3 に、処置具挿通用チャンネル 2 3 を内腔に有する、例えばフッ素樹脂から構成された筒状部材であるチューブ 4 4 の先端が固定されている。

20

【 0 0 3 8 】

尚、処置具挿通用チャンネル 2 3 の径は、該チャンネル 2 3 を通過する処置具の最大径と同じか最大径よりも少し大きく形成されている。具体的には、本実施の形態においては、ドレナージチューブの外径と同じか外径よりも少し大きく形成されている。

【 0 0 3 9 】

また、接続パイプ 4 3 の内径は、接続パイプ 4 3 とチューブ 4 4 との接続部 1 4 3 以外におけるチューブ 4 4 の内径よりも大きく形成されている。このことによれば、接続部 1 4 3 における処置具挿通用チャンネル 2 3 内を通過する処置具の接続パイプ 4 3 の基端への引っ掛かりが防止される。

30

【 0 0 4 0 】

また、図 3 に示すように、接続部 1 4 3 近傍のチューブ 4 4 の外周に、熱収縮チューブ 1 4 9 が被覆されていても構わない。このことによれば、接続部 1 4 3 近傍のチューブ 4 4 の硬さが、熱収縮チューブ 1 4 9 により、チューブ 4 4 の他の部位の硬さよりも硬くなることにより、接続部 1 4 3 における処置具挿通用チャンネル 2 3 内を通過する処置具の接続パイプ 4 3 の基端への引っ掛かりが防止される。

【 0 0 4 1 】

さらに、図 7、図 8 に示すように、接続部 1 4 3 近傍のチューブ 4 4 の外周に、コイル 1 5 5 が巻回されていても構わない。その結果、接続部 1 4 3 近傍のチューブ 4 4 の外周に、コイル 1 5 5 が巻回された硬い部位 4 4 k と、コイル 1 5 5 が巻回されない柔らかい部位 4 4 y とが挿入方向に沿って交互に形成される。即ち、硬さが不均一な部位が形成される。

40

【 0 0 4 2 】

このことにより、接続部 1 4 3 における処置具挿通用チャンネル 2 3 内を通過する処置具は、柔らかい部位 4 4 y により潰されながら通過することから、接続部 1 4 3 における処置具挿通用チャンネル 2 3 内を通過する処置具の接続パイプ 4 3 の基端への引っ掛かりが防止される。

50

【 0 0 4 3 】

図 3 に戻って、接続パイプ 4 3 の先端側の先端部 1 7 には、チャンネル開口部 2 3 k を有する、接続パイプ 4 3 内に連通して形成された収容室 4 5 が形成されており、該収容室 4 5 に、処置具起上台 2 7 が配設されている。

【 0 0 4 4 】

処置具起上台 2 7 は、操作部 1 2 に配設された操作ノブ 3 5 (図 1 参照) の回動操作によって、挿入部 1 1 の内部に延在された、外周に保護用のチューブ 3 0 c (図 4 参照) が被覆された起上ワイヤ 3 0 (図 3 参照) を介して揺動操作されることにより起上、降下され、チャンネル開口部 2 3 k から突出される処置具の指向方向を変化させる既知のものである。

10

【 0 0 4 5 】

処置具起上台 2 7 は、断面が略三角形を有しており、一端が先端硬質部 3 1 に設けられた収容室 4 5 の底部に位置する起上台回動支点 2 8 に枢着されて配設されることから、他端部分が、収容室 4 5 内において回動するようになっている。

【 0 0 4 6 】

処置具起上台 2 7 のチャンネル開口部 2 3 k に対向する面に、各種処置具をチャンネル開口部 2 3 k へと誘導する導入面 1 4 0 が形成されている。

【 0 0 4 7 】

導入面 1 4 0 は、挿入軸 J に沿って先端側に向かうに従って、挿入軸 J との間になす角度が小さくなるような面に形成されており、本実施の形態においては、挿入軸 J に沿って直列に設けられた 2 つの導入面 1 2 0、1 3 0 により構成されている。尚、導入面 1 4 0 は、3 つ以上の面から構成されていても構わない。

20

【 0 0 4 8 】

導入面 1 2 0、1 3 0 は、挿入部 1 1 の挿入軸 J に対して、互いに異なる角度となる面、具体的には、導入面 1 2 0 の方が、導入面 1 3 0 よりも挿入軸 J との間になす角度が小さい角度となる傾斜の面に、処置具起上台 2 7 において形成されている。

【 0 0 4 9 】

導入面 1 3 0 は、大径の処置具、例えば既知のドレナージチューブを、チャンネル開口部 2 3 k へと誘導する面であり、図 6 に示すように、導入面 1 3 0 に、ドレナージチューブの外径が最大径となる、ドレナージチューブが導入される円弧状の溝 1 3 0 m が形成されている。

30

【 0 0 5 0 】

導入面 1 2 0 は、ドレナージチューブよりも小径の処置具、例えばドレナージチューブが 3 . 2 mm 程度の外径を有する際、1 . 8 mm 程度の外径を有する既知の穿刺針を、チャンネル開口部 2 3 k へと誘導する面であり、図 5 に示すように、導入面 1 2 0 に、穿刺針の外径が最大径となる、穿刺針が導入される溝 1 3 0 m よりも径の小さな円弧状の溝 1 2 0 m が形成されている。

【 0 0 5 1 】

即ち、導入面 1 4 0 に形成される溝の最大径は、ドレナージチューブの外径に形成され、最小径は、穿刺針の外径に形成されている。

40

【 0 0 5 2 】

尚、溝 1 2 0 m、1 3 0 m は、円弧状に限らず、部分的に円弧を有する形状やテーパ面を有する形状、例えば V 字型であっても構わないし、どのような形状であっても構わない。

【 0 0 5 3 】

また、先端硬質部 3 1 には、長孔 3 1 a と並列して、挿入方向に沿った長孔 3 1 b が形成されており、該長孔 3 1 b の基端側に、接続パイプ 7 3 が基端側に突出するよう嵌合されている。

【 0 0 5 4 】

また、長孔 3 1 b 及び接続パイプ 7 3 内には、内視鏡本体 1 h において、先端部 1 7 か

50

ら湾曲部 18、可撓管部 19、操作部 12、ユニバーサルコード 13を介して、内視鏡コネクタ 14まで延在された細長な図 11に示す超音波振動子ケーブル 50の先端側が挿通されている。また、超音波振動子ケーブル 50の先端側に構成された超音波振動子 15は、長孔 31bから先端側に突出されて、先端部 17の先端に位置されている。

【0055】

超音波振動子 15は、複数個、例えば 100個の振動子を有してユニットとして構成されている。また、超音波振動子ケーブル 50は、超音波振動子 15の複数個、例えば 100個の振動子にそれぞれ接続された複数本、例えば 100本の超音波振動線 51(図 11参照)が、例えば 1本に束ねられて構成されている。

【0056】

図 11に示すように、超音波振動子ケーブル 50の基端側には、内視鏡コネクタ 14の超音波用コネクタ 21の図示しない基板に、複数本の超音波振動線 51を接続するためのコネクタ 53が設けられている。尚、コネクタ 53は、超音波振動線 51が複数本単位でまとめられて複数個、例えば図 11では 6個設けられている。

【0057】

挿入部 11の内部に延在された超音波振動子ケーブル 50の先端部 17から操作部 12までは、ガイドチューブ 90に挿通されている。

【0058】

ガイドチューブ 90は、可撓性を有するとともに、摩擦が少なく、破損し難い部材から構成されており、超音波振動子ケーブル 50を交換する際、超音波振動子ケーブル 50の挿抜性を向上させるとともに、挿入部 11内における超音波振動子ケーブル 50の配置スペースを確保するものである。

【0059】

ガイドチューブ 90の先端は、図 3に示すように、長孔 31bから基端側の突出した接続パイプ 73の外周を被覆して、該外周に固定されている。

【0060】

尚、この際、図 3、図 4に示すように、ガイドチューブ 90の先端のチューブ 44への干渉部位に、切り欠き 90kが形成されていることにより、ガイドチューブ 90とチューブ 44との干渉が防止されている。

【0061】

また、先端硬質部 31には、CCD等の撮像素子 16、撮像用窓 34等からなる撮像ユニットが配設される図示しない長孔や、ライトガイド 60や照明用窓 36等からなる照明ユニットが配設される図示しない長孔や、送気送水管路 37、バルーン送水管路 38、バルーン吸引管路 39の各チューブ 37c、38c、39cの先端側がそれぞれ挿通される図示しない各長孔等が形成されている。

【0062】

また、図 9、図 10に示すように、先端硬質部 31に、長孔 31b、及び管路 38、39が挿通される長孔が形成される際には、長孔 31bと管路 38または管路 39が挿通される長孔との間隔が、0.5mm以上、即ち、先端硬質部 31の長孔 31bと管路 38または管路 39が挿通される長孔との間の肉厚 Mが、0.5mm以上となるように形成される。

【0063】

特に、流体が流れる長孔が形成される際には、先端硬質部 31の長孔 31bと管路 38または管路 39が挿通される長孔との間の肉厚 Mが、0.55mm以上となるように形成される。

【0064】

ここで、各長孔間の肉厚 Mを 0.5mm以上に形成したのは、先端硬質部 31が樹脂で形成されている場合、各長孔間の肉厚が薄肉に形成されていると各長孔を形成する際に、薄肉部にひび等の損傷が発生しやすい他、長孔を流れる薬品等により、薄肉部にひび等の損傷が形成されてしまうためである。即ち、先端硬質部 31の強度を向上させるためであ

10

20

30

40

50

る。

【0065】

尚、このことは、図示しないが、長孔31bと、撮像ユニットが配設される図示しない長孔、または照明ユニットが配設される図示しない長孔、もしくはチューブ37cが挿通される長孔との間であっても同様である。

【0066】

先端硬質部31の基端側の外周面に、湾曲部18を構成する湾曲駒33の先端が、口付け等により固着されており、湾曲駒33の外周は、網管54を介して湾曲ゴムチューブ55により被覆されている。尚、湾曲ゴムチューブ55の先端は、先端硬質部31の外周に、糸巻き等により固定されており、後端も、可撓管部19の先端側の外周に、糸巻き等により固定されている。

10

【0067】

湾曲駒33は、隣接するもの同士、図示しない金属製のリベット等により、回動自在に連結されている。尚、最も基端側に位置する湾曲駒33は、湾曲部18と可撓管部19との境目において、連結部材88に固定されている。

【0068】

ここで、湾曲ゴムチューブ55において、糸巻きにより固定された先端部55s及び基端55kにおける肉厚よりも、湾曲ゴムチューブ55の他の部位、具体的には、湾曲駒33の2駒目以降の外周に被覆された部位の肉厚が厚く形成されているとともに、先端部55sから湾曲駒33の2駒目までの湾曲ゴムチューブ55の領域55vの肉厚が、先端部55sの肉厚と同じに形成されている。

20

【0069】

湾曲駒33の2駒目以降の外周に被覆された部位の肉厚が厚く形成されていれば、湾曲駒33の湾曲に伴う湾曲部18の湾曲に伴い、湾曲ゴムチューブ55に孔（ピンホール）等の損傷が形成されてしまうことを防止することができる。

【0070】

尚、湾曲ゴムチューブ55の肉厚の厚い部位を、湾曲駒33の2駒目以降としたのは、1駒目にリベットにより結合された2駒目以降から、湾曲駒33は、湾曲されるためである。

【0071】

また、湾曲ゴムチューブ55の肉厚に形成された部位は、湾曲部18における湾曲駒33の配設に伴い湾曲部18が内径方向に絞られた部位である。よって、湾曲ゴムチューブ55の上述した部位を肉厚に形成したとしても、このことにより湾曲部18が、従来の湾曲部18よりも太径となってしまうことがない。

30

【0072】

また、挿入部11の内部には、図3、図4に示すように、撮像素子16に接続された内視鏡本体1hにおいて、先端部17から湾曲部18、可撓管部19、操作部12、ユニバーサルコード13を介して、内視鏡コネクタ14の撮像用コネクタ22まで延在される細長い撮像ケーブル40が挿通されている。

【0073】

また、挿入部11の内部には、図4に示すように、内視鏡本体1hにおいて延在された保護用の外皮チューブ60cが被覆されたライトガイド60や、保護用のチューブ30cが被覆された上述した起上ワイヤ30や、処置具挿通用チャンネル23を有するチューブ44や、送気送水管路37、バルーン送水管路38、バルーン吸引管路39が構成された各チューブ37c、38c、39cや、先端部17を、例えば上下左右4方向に湾曲させる4本の湾曲操作ワイヤ85等が配設されている。

40

【0074】

尚、4本の湾曲操作ワイヤ85の先端は、先端硬質部31または湾曲駒33の先端の上下左右に固定されており、4本の湾曲操作ワイヤの各後端は、操作部12に配設された図示しないプーリ等の湾曲機構に巻回されている。

50

【 0 0 7 5 】

このように、本実施の形態においては、処置具起上台 2 7 の導入面 1 4 0 は、挿入軸 J 方向に沿って直列に、挿入軸 J に沿って先端側に向かうに従って、挿入軸 J との間になす角度が小さくなるような面に形成されており、具体的には、挿入軸 J に沿って直列に設けられた、挿入軸 J に対して互いに異なる角度となる 2 つの導入面 1 2 0、1 3 0 から構成されていると示した。

【 0 0 7 6 】

また、導入面 1 2 0の方が、導入面 1 3 0よりも挿入軸 J に対して小さい角度となる傾斜の面に形成されていると示した。

【 0 0 7 7 】

さらに、導入面 1 3 0に、ドレナージチューブが導入されるドレナージチューブの外径が最大径となる円弧状の溝 1 3 0 m が形成されており、導入面 1 2 0に、穿刺針が導入される穿刺針の外径が最大径となる、溝 1 2 0 m よりも径の小さな円弧状の溝 1 3 0 m が形成されていると示した。

【 0 0 7 8 】

このことによれば、ドレナージチューブよりも小径な穿刺針を、処置具起上台 2 7 を用いて、チャンネル開口部 2 3 k から突出される処置具の指向方向を、所望部位へとガイドする際、穿刺針ガイド用の導入面 1 2 0 の溝 1 2 0 m を用いてガイドを行うことにより、穿刺針が処置具挿通チャンネル 2 3 内で振れてしまうことなく穿刺針のガイドを行うことができるため、被検部位の所望部位に穿刺針を正確に穿刺することができる。

【 0 0 7 9 】

また、穿刺針のみならず、ドレナージチューブ等の大径の処置具も、穿刺針ガイド用の導入面 1 3 0 の溝 1 3 0 m を用いてガイドを行うことにより、処置具起上台 2 7 を用いて、所望部位へと正確にガイドすることができる。

【 0 0 8 0 】

よって、ドレナージチューブのような大径の処置具であっても、穿刺針のような小径の処置具であっても、各処置具用の径の異なる処置具挿通チャンネルを挿入部 1 1 に別途配設しなくとも、本実施の形態の処置具起上台 2 7 により、正確に所望部位へとガイドすることができる。

【 0 0 8 1 】

以上から、大径の処置具を使用することができるとともに、挿入部 1 1 の径を大径化することなく、被検部位の所望部位に穿刺針を正確に穿刺することができる構成を有する超音波内視鏡、該超音波内視鏡に用いられる処置具起上台を提供することができる。

【 0 0 8 2 】

尚、以下、変形例を示す。本実施の形態においては、大径の処置具には、ドレナージチューブを例に挙げ、小径の処置具には、穿刺針を例に挙げて示した。

【 0 0 8 3 】

これに限らず、超音波内視鏡を用いた処置に用いる他の大径の処置具、小径の処置具を使用する場合であっても、本実施の形態が適用できるということは勿論である。

【 0 0 8 4 】

ところで、例えば、特開平 1 1 - 2 4 4 2 2 3 号公報に記載されている超音波内視鏡においては、処置具挿通チャンネルの先端開口から突出させた処置具が、被検部位の所望部位における超音波断層面を正確に捉えるために、超音波振動子の挿入部の挿入軸方向に対して平行な超音波走査面内に処置具を導出するよう、処置具挿通チャンネルの先端開口が挿入部の先端側に設けられている構成が開示されている。

【 0 0 8 5 】

この超音波内視鏡においては、処置具挿通チャンネルの先端硬質部近傍が、処置具挿通チャンネルの中心軸と、超音波走査面または該超音波走査面を延長した面とに含まれるように構成されていて、処置具挿通チャンネルの先端開口が設けられた先端硬質部に形成された先端開口壁は、超音波走査面に対して垂直に形成されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 6 】

しかしながら、このような構成を有する超音波内視鏡においては、超音波走査面に対して先端開口壁が垂直に位置している場合、超音波走査の範囲設定によっては、超音波振動子から送波された超音波が、先端開口壁で反射されて超音波振動子に入射されてしまうため、モニタ上に写し出される超音波画像上に虚像が写し出されてしまう場合があった。

【 0 0 8 7 】

特に、超音波画像を用いて処置を行うことを目的とした超音波内視鏡の場合、得られた超音波画像を見ながら処置具類の操作を行うことから、操作性を向上させるため、処置具挿通用チャンネルの先端開口と、被検部位との距離を最大限短くする必要がある。

【 0 0 8 8 】

しかしながら、その結果、先端開口壁が、超音波振動子に近接されてしまうため、超音波走査の範囲端が先端開口壁に近づいた結果、上述した先端開口壁における超音波の反射に起因する超音波画像への虚像の出現の可能性が大きくなってしまふといった問題があった。

【 0 0 8 9 】

このような問題に鑑み、以下図 2、図 3、図 1 2、図 1 3 を用いて、超音波画像を見ながら行う処置において、良好な処置性が確保できるとともに、先端開口壁に起因する超音波画像への虚像の出現を低減させることができるとともに、良好な超音波画像を得ることができる超音波内視鏡の構成を説明する。

【 0 0 9 0 】

図 1 2 は、図 3 の先端開口壁を拡大して示す部分拡大断面図、図 1 3 は、図 1 2 の先端開口壁の形状の変形例を示す部分拡大断面図である。

【 0 0 9 1 】

図 3、図 1 2 に示すように、先端硬質部 3 1 の処置具挿通用チャンネル 2 3 のチャンネル開口部 2 3 k が形成された先端開口壁 2 0 0 の壁面は、超音波振動子 1 5 から送波され、先端開口壁 2 0 0 の壁面から反射される超音波 C が、超音波振動子 1 5 を避けるような設定角度に形成されている。

【 0 0 9 2 】

具体的には、先端開口壁 2 0 0 の壁面は、超音波走査面 1 5 c に垂直な水平面 1 5 s に対し、超音波振動子 1 5 側の端部 2 0 0 s から超音波振動子 1 5 から離間した端部 2 0 0 k まで設定角度傾斜した、より具体的には、図 1 2 に示すように斜め上方に指向した傾斜面により形成されている。

【 0 0 9 3 】

尚、傾斜面は、斜め上方に指向した傾斜面に限らず、図 1 3 に示すように、斜め下方に指向した傾斜面であっても構わない。

【 0 0 9 4 】

このような、先端開口壁 2 0 0 の壁面によれば、該壁面から反射される超音波 C は、超音波振動子 1 5 を避ける、挿入軸 J に対して斜め上方、または斜め下方に反射される。即ち、反射後、超音波 C は、超音波振動子 1 5 に入射され難い。

【 0 0 9 5 】

よって、超音波画像を見ながら行う処置において、良好な処置性が確保できるとともに、先端開口壁 2 0 0 における超音波 C の反射に起因する超音波画像への虚像の出現を低減させることができるとともに、良好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ができる。

【 0 0 9 6 】

また、上述した構成に加え、図 2 に示すように、先端開口壁 2 0 0 は、超音波走査面 1 5 c に垂直な前記超音波振動側を指向する面 1 5 w に対して設定角度傾斜した傾斜面から形成されていても構わない。

【 0 0 9 7 】

このような、先端開口壁 2 0 0 の壁面によれば、該壁面から反射される超音波 C は、超

10

20

30

40

50

音波振動子 15 を避ける、挿入軸 J に対して斜め上方、または斜め下方に反射されるばかりか、挿入軸 J に対して右斜め前方、または左斜め前方に反射されることから、反射後、超音波 C は、超音波振動子 15 により確実に入射され難くなる。

【 0 0 9 8 】

以上の構成によれば、超音波画像を見ながら行う処置において、良好な処置性が確保できるとともに、先端開口壁 200 に起因する超音波画像への虚像の出現をより確実に低減させることができるとともに、良好な超音波画像をより確実に得ることができる超音波内視鏡を提供することができる。

【 0 0 9 9 】

[付 記]

以上詳述した如く、本発明の実施の形態によれば、以下の如き構成を得ることができる。即ち、

(1) 細長な挿入部の先端部に配設された、被検部位の断層画像である超音波画像を撮像する際用いられる超音波振動子と、

前記挿入部に形成された、処置具が挿通される処置具挿通チャンネルと、

前記先端部に形成された、前記処置具挿通チャンネルから、前記処置具を突出させる前記処置具挿通チャンネルの先端開口と、

を具備する超音波内視鏡において、

前記処置具挿通チャンネルは、前記挿入部内に延在される筒状部材と、該筒状部材の先端部に接続された、前記先端部に配設された前記先端開口と連通するパイプ部材内に構成されており、

前記パイプ部材と前記筒状部材との接続部の近傍部位の前記筒状部材の硬さが、他の前記筒状部材の部位の硬さよりも硬く形成されていることを特徴とする超音波内視鏡。

【 0 1 0 0 】

(2) 前記筒状部材の前記接続部の近傍部位の外周に熱収縮チューブが被覆されることにより、前記筒状部材の前記接続部の近傍部位の硬さが、他の前記筒状部材の部位の硬さよりも硬く形成されていることを特徴とする付記 1 に記載の超音波内視鏡。

【 0 1 0 1 】

(3) 前記接続部における前記パイプ部材の内径が、前記接続部以外の前記筒状部材の内径よりも大きく形成されていることを特徴とする付記 1 または 2 に記載の超音波内視鏡。

【 0 1 0 2 】

(4) 細長な挿入部の先端部に配設された、前記挿入部の挿入軸と平行な超音波走査面を有する超音波振動子と、

前記挿入部に形成された、処置具が挿通される処置具挿通チャンネルと、

前記先端部に形成された、前記処置具挿通チャンネルから、前記超音波走査面上に、前記処置具を突出させる前記処置具挿通チャンネルの先端開口と、

を具備する超音波内視鏡において、

前記先端部において、前記先端開口が形成された先端開口壁の壁面が、前記超音波振動子から送波され前記壁面にて反射される超音波が、前記超音波振動子を避けるような設定角度に形成されていることを特徴とする超音波振動子。

【 0 1 0 3 】

(5) 前記壁面は、前記超音波走査面に垂直な水平面に対し、前記超音波振動子側の端部から前記超音波振動子から離間した端部まで設定角度傾斜した傾斜面により形成されていることを特徴とする付記 4 に記載の超音波内視鏡。

【 0 1 0 4 】

(6) 前記壁面は、前記超音波走査面に垂直な前記超音波振動側を指向する面に対して設定角度傾斜した傾斜面から形成されていることを特徴とする付記 4 または 5 に記載の超音波内視鏡。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 0 5 】

10

20

30

40

50

【図 1】本発明の実施の形態を示す内視鏡を具備する内視鏡装置の構成の概略を示す図。

【図 2】図 1 の内視鏡の挿入部の先端側の部分拡大平面図。

【図 3】図 2 中のIII-III線に沿う挿入部先端側の部分断面図。

【図 4】図 3 中のIV-IV線に沿う挿入部の断面図。

【図 5】図 3 の処置具起上台を、図 3 中のV方向からみた部分平面図。

【図 6】図 3 の処置具起上台を、図 3 中のVI方向からみた部分平面図。

【図 7】図 3 の接続パイプとチューブとの接続部位を主体として示す挿入部の部分拡大断面図。

【図 8】図 7 の接続部位近傍のチューブの部分拡大断面図。

【図 9】図 3 中のIX-IX線に沿う断面とIX'-IX'線に沿う断面とを合成して示す先端部の断面図。

10

【図 10】図 3 中のX-X線に沿う先端部の断面図。

【図 11】図 3 の超音波振動子ケーブルを拡大して平面的に示す図。

【図 12】図 3 の先端開口壁を拡大して示す部分拡大断面図。

【図 13】図 12 の先端開口壁の形状の変形例を示す部分拡大断面図。

【符号の説明】

【0106】

1 ... 超音波内視鏡

11 ... 挿入部

15 ... 超音波振動子

17 ... 先端部

23 ... 処置具挿通チャネル

23k ... 先端開口

27 ... 処置具起上台

120 ... 導入面

120m ... 溝

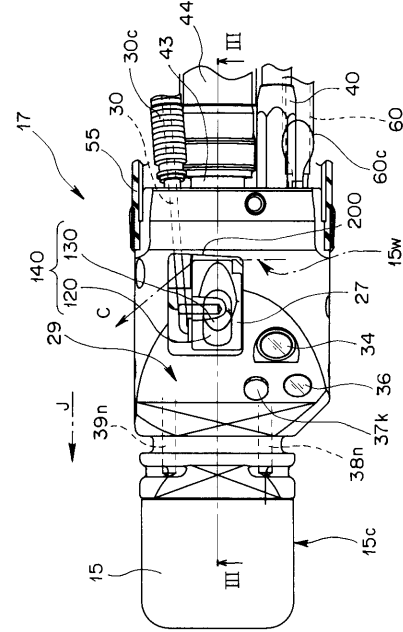
130 ... 導入面

130m ... 溝

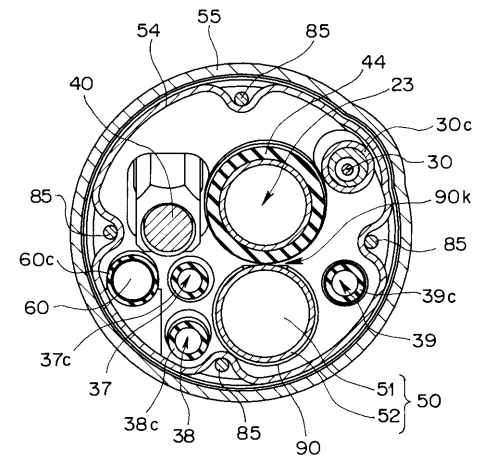
J ... 挿入軸

20

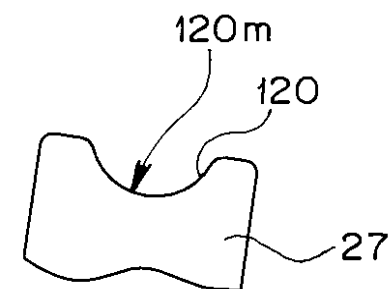
【 図 2 】



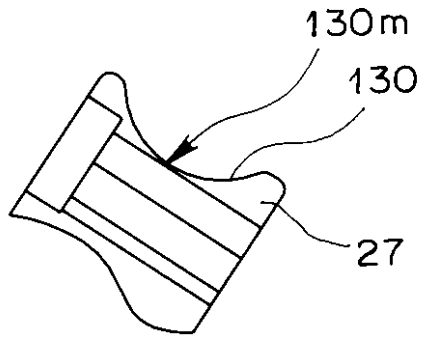
【 図 4 】



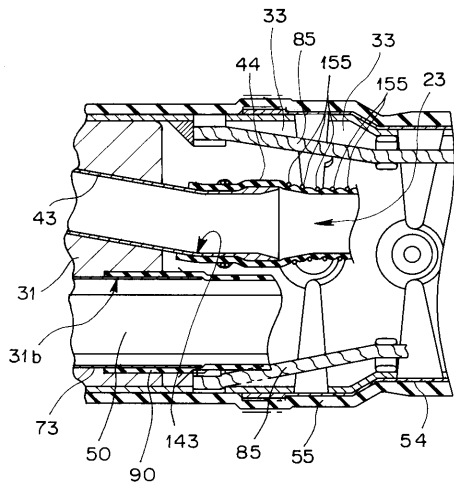
【 図 5 】



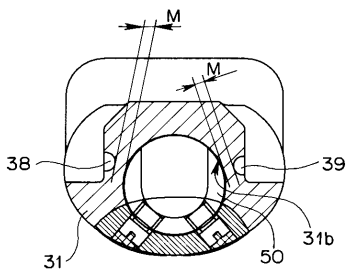
【図 6】



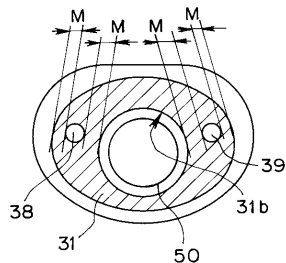
【図 7】



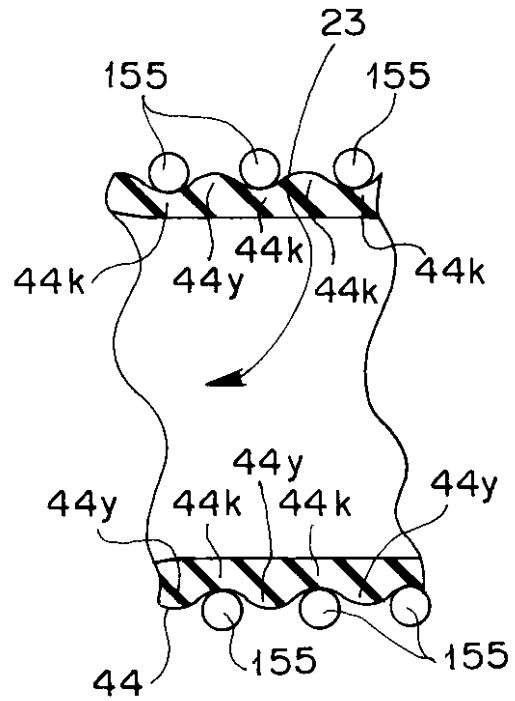
【図 9】



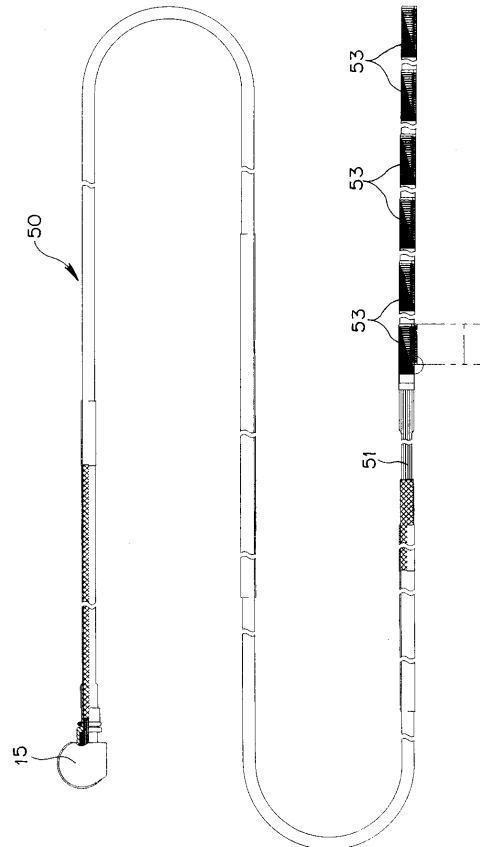
【図 10】



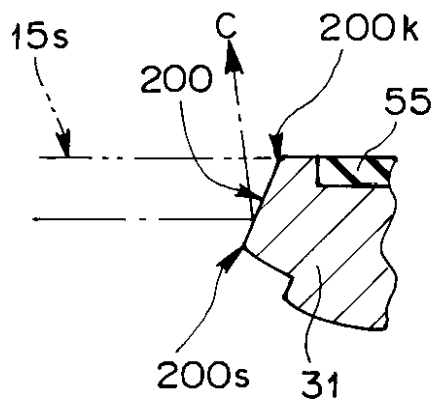
【図 8】



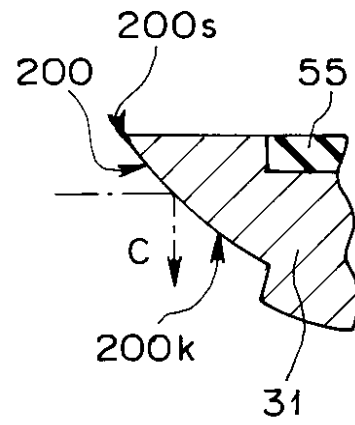
【図 11】



【図 1 2】



【図 1 3】



专利名称(译)	超声波内窥镜，治疗仪器电梯底座用于超声波内窥镜		
公开(公告)号	JP2008017859A	公开(公告)日	2008-01-31
申请号	JP2006189499	申请日	2006-07-10
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	雑賀和也		
发明人	雑賀 和也		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00 A61B17/34		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.334.C A61B1/00.300.F A61B17/34.310 A61B1/00.530 A61B1/018.514 A61B17/34.510 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C060/GG29 4C060/GG32 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF35 4C061/FF36 4C061/FF43 4C061/HH24 4C061/JJ06 4C061/NN05 4C061/WW16 4C601/BB02 4C601/EE09 4C601/EE16 4C601/FE02 4C601/FF05 4C601/GA01 4C601/GB04 4C160/FF47 4C160/FF53 4C160/MM32 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF35 4C161/FF36 4C161/FF43 4C161/HH24 4C161/JJ06 4C161/NN05 4C161/WW16		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

甲它可以使用一个大直径的处理器具，在不增加插入部的直径的直径，具有配置的超声波，其中穿刺针向受试者网站的期望位点可以精确地穿刺提供内窥镜。的处理器具插通通道23，其形成于处置器械插入的细长的插入部，设置在所述插入部的远端，所述超声波振子15进行成像的超声波图像时使用如果，设置在面向前端部的处置器械贯穿插入通道23的端部开口23K，处置器具的突出角度从所述前端开口突出23K包括一处置器械抬起27以调节振荡，治疗GuOkoshi上基座27相对于所述插入部的插入轴J，引导面120，其具有不同的角度的至少两个处理器具130，串联地设置沿着插入轴J，导入面120，130形成有具有不同尺寸的凹槽120m和130m。点域

