

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5302469号
(P5302469)

(45) 発行日 平成25年10月2日 (2013. 10. 2)

(24) 登録日 平成25年6月28日 (2013. 6. 28)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 17/34 (2006.01)

A 6 1 B 17/34

請求項の数 14 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2012-553525 (P2012-553525)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成24年5月24日 (2012. 5. 24)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2012/063382		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(87) 国際公開番号	W02012/165303	(74) 代理人	100106909
(87) 国際公開日	平成24年12月6日 (2012. 12. 6)		弁理士 棚井 澄雄
審査請求日	平成24年11月28日 (2012. 11. 28)	(74) 代理人	100064908
(31) 優先権主張番号	61/490, 676		弁理士 志賀 正武
(32) 優先日	平成23年5月27日 (2011. 5. 27)	(74) 代理人	100094400
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 鈴木 三義
早期審査対象出願		(74) 代理人	100086379
			弁理士 高柴 忠夫
		(74) 代理人	100129403
			弁理士 増井 裕士
		(74) 代理人	100139686
			弁理士 鈴木 史朗

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波用穿刺針

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

先端硬質部と該先端硬質部の基端に接続されて湾曲自在な湾曲部を有し、且つ該湾曲部を湾曲操作するための操作部を有する超音波内視鏡と組み合わせて使用される超音波用穿刺針であって、

前記超音波内視鏡の挿通チャンネルに進退自在に挿通されるシースと、

前記シース内に挿通するように所定の外径を有して体腔内組織に穿刺するように先端に向かって尖って形成された針管と、

前記針管の基端側に備えられ、装填された物質を前記針管の前記開口から外部に放出させる放出機構と、を備え、

前記針管は、長手軸に沿って該外径の中心から偏心した位置を中心として延設された内腔と、該内腔と連通するように先端領域に開口が形成され、該開口の縁の肉厚が最薄となるように形成された最薄肉部と、該肉厚が最厚となるように形成された最厚肉部とを有し、

前記針管の開口の向きは、前記最薄肉部と前記最厚肉部とを結ぶ断面と略平行となるように形成され、

前記針管が前記湾曲部内に配された状態において、前記針管の外面は、前記操作部によって前記湾曲部が湾曲状態となっているときの前記湾曲部内の前記挿通チャンネルの内壁から力を受け、

前記針管は、前記力により、前記針管の最薄肉部が前記湾曲部の内側に位置して、前記

挿通チャンネルから突出される前記針管の前記開口の向きに一致する軸線が前記超音波内視鏡による超音波走査面と略平行になるまで、前記挿通チャンネルの長手軸回りに回転される、超音波用穿刺針。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波用穿刺針であって、

前記針管は、自然状態において少なくとも先端付近の部分が滑らかな円弧形状に成形され、

前記針管の前記開口を最大面積で見る方向が、前記針管の前記円弧形状によって構成される平面と略平行である超音波用穿刺針。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波用穿刺針であって、

前記針管は、外径断面が扁平な形状に形成されており、

前記針管の前記開口を最大面積で見る方向が、前記針管の前記扁平な形状の短径方向の断面と略平行である超音波用穿刺針。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波用穿刺針であって、

前記針管は、自然状態において少なくとも先端付近の部分が滑らかな円弧形状に成形され、

前記針管の前記開口の最も基端側が、前記針管の前記円弧形状によって構成される平面上にある超音波用穿刺針。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波用穿刺針であって、

前記針管の前記開口の最も基端側が、前記最薄肉部と前記最厚肉部とを結ぶ断面上になるように形成された超音波用穿刺針。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の超音波用穿刺針であって、

前記針管は、外径断面が扁平な形状に形成されており、

前記開口の最も基端側が、前記扁平な形状の短径方向の断面上にある超音波用穿刺針。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の超音波用穿刺針であって、

前記針管の内腔の断面が、扁平な形状であり、

前記開口を最大面積で見る方向が、前記扁平な形状の長径方向と平行である超音波用穿刺針。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の超音波用穿刺針であって、

前記針管の先端部表面には、反射エコーを得るための超音波反射加工が施されており、前記超音波反射加工の態様が、前記開口周辺とその他の部位とで異なっている超音波用穿刺針。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の超音波用穿刺針であって、

前記先端領域は、先端を含む超音波用穿刺針。

【請求項 10】

請求項 1 に記載の超音波用穿刺針であって、

前記先端領域は、先端付近を含む超音波用穿刺針。

【請求項 11】

請求項 1 に記載の超音波用穿刺針であって、

前記物質は、気体を含む超音波用穿刺針。

【請求項 12】

請求項 1 に記載の超音波用穿刺針であって、

前記物質は、液体を含む超音波用穿刺針。

10

20

30

40

50

【請求項 1 3】

請求項 1 に記載の超音波用穿刺針であって、
前記物質は、固体を含む超音波用穿刺針。

【請求項 1 4】

請求項 1 3 に記載の超音波用穿刺針であって、
前記固体は、細長の弾性体を含む超音波用穿刺針。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、体腔内に導入して薬剤や治療デバイスを体内に送るために使用する超音波用 10
穿刺針に関する。

本願は、2011年5月27日に米国に仮出願された米国特許出願第61/49067
6号に基づいて優先権を主張し、その内容をここに援用する。

【背景技術】**【0002】**

従来、体腔内の患部を検査診断するため、体腔内組織や体液を吸引採取する手技が行わ 20
れていた。この手技は、超音波内視鏡により体腔内を観察しながら、穿刺針を用いて胃や
十二指腸の消化管壁等を貫き、膵臓、肝臓、腎臓等の深部臓器の目的部位に穿刺針を穿刺
して行われる。この手技をEndoscopic Ultrasound-guided Fine Needle Aspiration (EUS
-FNA)という。

【0003】

近年、EUS-FNAの手技を応用して、組織や体液を吸引する代わりに、薬剤やマーカー、
放射線源等の物質を穿刺針から直接関心部位に送り込む治療手技が研究されるようになっ
た。このような治療手技では、関心部位に正確に物質を送ることで、治療効果の向上と副
作用の軽減が期待できる。したがって、実際に物質が送り出される様子を超音波内視鏡で
観察しながら手技を行うことが望ましい。

【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、EUS-FNA用の穿刺針をそのまま流用して上記のような治療を行う場合、 30
針管から送り出される物質が超音波画像上で確認できない場合がある。

物質が針管から送り出される様子を超音波画像上で確認するためには、物質が針管から送
り出される方向を、超音波観測面と一致させなければならない。そのためには、穿刺針を
超音波内視鏡の挿通チャンネルに挿通した状態で、針管上に設けられた物質を放出するた
めの開口部を超音波観測面上に位置させる必要があるため、針管の軸周りの角度位置を規
定する必要がある。しかし、超音波内視鏡は長く柔軟性のある挿入部を持ち、体内の目的
部位に到達したときには挿入部は複雑な形状に屈曲した状態にある。従って、挿入部を通
過した針管の軸周りの角度位置は、手元操作部からの操作で調整することは困難である。
また、針管上に設けられた物質を放出するための開口部を、常に超音波観測面上に位置さ
せることは困難である。このため、物質が送り出される様子を超音波内視鏡で観察できず 40
、関心部位に正確に物質を送ることが困難な場合があった。

【0005】

上記課題により、針管開口部の軸周りの角度位置を、超音波内視鏡の超音波観測面に合
わせることが可能な超音波用穿刺針が望まれていた。

【0006】

本発明は、物質が送り出される様子を観察しながら関心部位に正確に物質を送ることが
可能な超音波用穿刺針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】**【0007】**

上記課題を解決するために、この発明は以下の手段を提案している。 50

本発明の第一の態様に係る超音波用穿刺針は、先端硬質部と該先端硬質部の基端に接続されて湾曲自在な湾曲部を有し、且つ該湾曲部を湾曲操作するための操作部を有する超音波内視鏡と組み合わせて使用される超音波用穿刺針であって、前記超音波内視鏡の挿通チャンネルに進退自在に挿通されるシースと、前記シース内に挿通するように所定の外径を有して体腔内組織に穿刺するように先端に向かって尖って形成された針管と、前記針管の基端側に備えられ、装填された物質を前記針管の前記開口から外部に放出させる放出機構と、を備え、前記針管は、長手軸に沿って該外径の中心から偏心した位置を中心として延設された内腔と、該内腔と連通するように先端領域に開口が形成され、該開口の縁の肉厚が最薄となるように形成された最薄肉部と、該肉厚が最厚となるように形成された最厚肉部とを有し、前記針管の開口の向きは、前記最薄肉部と前記最厚肉部とを結ぶ断面と略平行となるように形成され、前記針管が前記湾曲部内に配された状態において、前記針管の外表面は、前記操作部によって前記湾曲部が湾曲状態となっているときの前記湾曲部内の前記挿通チャンネルの内壁から力を受け、前記針管は、前記力により、前記針管の最薄肉部が前記湾曲部の内側に位置して、前記挿通チャンネルから突出される前記針管の前記開口の向きに一致する軸線が前記超音波内視鏡による超音波走査面と略平行になるまで、前記挿通チャンネルの長手軸回りに回転される。

10

【0008】

本発明の第二の態様によれば、前記針管は、自然状態において少なくとも先端付近の部分が滑らかな円弧形状に成形され、前記針管の前記開口を最大面積で見る方向が、前記針管の前記円弧形状によって構成される平面と略平行である。

20

【0009】

本発明の第三の態様によれば、前記針管は、外径と内腔の中心が偏心しており、前記針管の前記開口を最大面積で見る方向が、前記針管の最薄肉部と最厚肉部とを結ぶ断面と略平行である。

【0010】

本発明の第四の態様によれば、前記針管は、外径断面が扁平な形状に形成されており、前記針管の前記開口を最大面積で見る方向が、前記針管の前記扁平な形状の短径方向の断面と略平行である。

【0011】

本発明の第五の態様によれば、前記針管は、自然状態において少なくとも先端付近の部分が滑らかな円弧形状に成形され、前記針管の前記開口の最も基端側が、前記針管の前記円弧形状によって構成される平面上にある。

30

【0012】

本発明の第六の態様によれば、前記針管は、外径と内腔の中心が偏心しており、前記針管の前記開口の最も基端側が、前記針管の最薄肉部と最厚肉部とを結ぶ断面上にある。

【0013】

本発明の第七の態様によれば、前記針管は、外径断面が扁平な形状に形成されており、前記開口の最も基端側が、前記扁平な形状の短径方向の断面上にある。

【0014】

本発明の第八の態様によれば、前記針管の内腔の断面が扁平な形状であり、前記開口を最大面積で見る方向が、前記扁平な形状の長径方向と平行である。

40

【0015】

本発明の第九の態様によれば、前記針管の先端部表面には、反射エコーを得るための超音波反射加工が施されており、前記超音波反射加工の態様が、前記開口周辺とその他の部位とで異なっている。

【0016】

好ましくは、前記先端領域は、先端を含む。

【0017】

好ましくは、前記先端領域は、先端付近を含む。

【0018】

50

好ましくは、前記物質は、気体を含む。

【 0 0 1 9 】

好ましくは、前記物質は、液体を含む。

【 0 0 2 0 】

好ましくは、前記物質は、固体を含む。

【 0 0 2 1 】

好ましくは、前記固体は、細長の弾性体を含む。

【発明の効果】

【 0 0 2 2 】

上記の超音波用穿刺針によれば、針管開口部の角度方向位置を超音波内視鏡の超音波観測面に合わせることで、物質が送り出される様子を超音波内視鏡で好適に観察しながら関心部位に正確に物質を送ることができる。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 3 】

【図 1】本発明の第一実施形態の超音波用穿刺針と組み合わせて使用される超音波内視鏡を示す全体図である。

【図 2】上記超音波内視鏡の先端部を示す斜視図である。

【図 3】上記超音波内視鏡の先端部の正面図である。

【図 4】上記超音波内視鏡の先端部の斜視断面図である。

【図 5】第一実施形態の超音波用穿刺針と組み合わせて使用される他の超音波内視鏡を示す全体図である。

20

【図 6】第一実施形態の他の超音波内視鏡の先端部を示す斜視図である。

【図 7】上記他の超音波内視鏡の先端部の正面図である。

【図 8】上記他の超音波内視鏡の先端部の斜視断面図である。

【図 9】第一実施形態の超音波穿刺針の全体外観図である。

【図 10】第一実施形態の超音波穿刺針の全体断面図である。

【図 11】第一実施形態の超音波穿刺針の全体断面図である。

【図 12 A】第一実施形態の超音波穿刺針の針管の先端側を示す図である。

【図 12 B】第一実施形態の超音波穿刺針の針管の先端側を示す図である。

【図 13 A】第一実施形態の針管の他の例における先端側を示す図である。

30

【図 13 B】第一実施形態の針管の他の例における先端側を示す図である。

【図 14 A】第一実施形態および第六実施形態の針管に収納されるインプラントの図である。

【図 14 B】第一実施形態の針管に収納されるインプラントが第一実施形態の針管に収納された状態を示す図である。

【図 15】第一実施形態の超音波穿刺針使用時の超音波内視鏡の動作を示す図である。

【図 16 A】湾曲した超音波内視鏡内における第一実施形態の超音波穿刺針の動作を示す図である。

【図 16 B】湾曲した超音波内視鏡内における第一実施形態の超音波穿刺針の動作を示す図である。

40

【図 16 C】湾曲した超音波内視鏡内における第一実施形態の超音波穿刺針の動作を示す図である。

【図 17】インプラントが第一実施形態の超音波穿刺針から送り出された状態を示す図である。

【図 18】上記他の超音波内視鏡に第一実施形態の超音波穿刺針が挿通された状態を示す図である。

【図 19】本発明の第二実施形態の超音波穿刺針の全体概観図である。

【図 20】第二実施形態の超音波穿刺針の全体断面図である。

【図 21 A】本発明の第三実施形態の超音波穿刺針における針管の先端側を示す図である。

50

【図 2 1 B】本発明の第三実施形態の超音波穿刺針における針管の先端側を示す図である。

【図 2 1 C】本発明の第三実施形態の超音波穿刺針における針管の先端側を示す図である。

【図 2 2 A】第三実施形態の針管に施す超音波反射加工の例である。

【図 2 2 B】第三実施形態の針管に施す超音波反射加工の例である。

【図 2 3】本発明の第四実施形態の超音波穿刺針における針管の先端側を示す図である。

【図 2 4 A】湾曲した超音波内視鏡内における第四実施形態の超音波穿刺針の動作を示す図である。

【図 2 4 B】湾曲した超音波内視鏡内における第四実施形態の超音波穿刺針の動作を示す図である。 10

【図 2 5】本発明の第五実施形態の超音波穿刺針における針管の先端側を示す図である。

【図 2 6 A】湾曲した超音波内視鏡内における第五実施形態の超音波穿刺針の動作を示す図である。

【図 2 6 B】湾曲した超音波内視鏡内における第五実施形態の超音波穿刺針の動作を示す図である。

【図 2 7】本発明の第六実施形態の超音波穿刺針における針管の先端側を示す図である。

【図 2 8】第六実施形態の針管にインプラントが収容された状態を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】 20

以下、図面を参照して本発明の各実施形態について説明する。

(第一の実施形態)

本実施形態の超音波用穿刺針は、超音波内視鏡と組み合わせて使用される。

図 1 ないし図 4 を用いて本実施形態の超音波内視鏡について説明する。図 1 は超音波内視鏡の構成を示す図である。図 2 は超音波内視鏡の先端部を示す斜視図である。図 3 は図 2 に示す先端部を正面から見た正面図である。図 4 は超音波内視鏡の先端部の斜視断面図である。

【0025】

超音波内視鏡 1 は、体腔内に挿入される細長の挿入部 2 と、挿入部 2 の基端に設けられた操作部 3 と、操作部 3 の側部から延出するユニバーサルコード 4 とを備えて構成されている。 30

【0026】

ユニバーサルコード 4 の基端部には内視鏡コネクタ 5 が設けられている。内視鏡コネクタ 5 の側部からは超音波ケーブル 6 が延出されている。超音波ケーブル 6 の基端部には超音波コネクタ 7 が設けられている。

【0027】

挿入部 2 は、先端側から順に、硬質部材で形成された先端硬質部 2 a と、湾曲自在に構成された湾曲部 2 b と、湾曲部 2 b の基端から操作部 3 の先端に至る長尺で可撓性を有する可撓管部 2 c とを接続して構成されている。

【0028】 40

超音波振動子部 10 は、挿入軸方向に対して前方方向を走査する超音波観測面 10 A を形成する。言い換えれば、超音波振動子部 10 は前方方向を走査する超音波観測面 10 A を有している。超音波振動子部 10 には、不図示の信号ケーブルが接続されている。この信号ケーブルは、挿入部 2、操作部 3、ユニバーサルコード 4、内視鏡コネクタ 5、および超音波ケーブル 6 内を通して超音波コネクタ 7 まで延出している。

【0029】

超音波コネクタ 7 は不図示の超音波観測装置に接続される。超音波観測装置は、信号ケーブルを通して超音波振動子と信号をやり取りし、超音波振動子から受け取った信号を超音波画像に変換して不図示のモニタ上に表示する。

【0030】 50

操作部 3 には湾曲操作を行うためのアングルノブ 3 a が設けられている。術者が、アングルノブ 3 a を適宜操作することにより、その操作に対応する不図示の湾曲ワイヤが牽引および弛緩されて、湾曲部 2 b が湾曲動作する。

【 0 0 3 1 】

挿入部 2 の先端硬質部 2 a には、図 2 に示すように、超音波振動子部 1 0 が先端硬質部 2 a の先端面 2 1 から突出して構成されている。さらに、先端硬質部 2 a の先端面 2 1 には、観察窓 2 2 と、照明窓 2 3 と、挿通チャンネル出口 2 4 とが設けられている。観察窓 2 2 は、不図示の観察光学系の最も先端側を構成する。照明窓 2 3 は、不図示の照明光学系の最も先端側を構成する。挿通チャンネル出口 2 4 は、穿刺針等の処置具が導出される処置具挿通チャンネルの開口である。挿通チャンネル出口 2 4 は、先端硬質部 2 a の長手軸方向に略平行に設けられ、挿入部 2 内に配置された処置具挿通チャンネル（以下、「挿通チャンネル」と略記する。）2 7 に連結されている（図 4 参照）。

10

【 0 0 3 2 】

不図示の観察光学系と照明光学系は、挿入部 2、操作部 3、ユニバーサルコード 4 を経て内視鏡コネクタ 5 まで延出している。内視鏡コネクタ 5 は、不図示の内視鏡観測装置に接続される。内視鏡観察装置は照明光学系を通して照明窓 2 3 まで照明光を伝達し、照明光は先端硬質部 2 a の前方を照らす。また、内視鏡観測装置は、観察窓 2 2 から観察光学系を経て届けられた信号を観察画像として不図示のモニタ上に表示する。従って、モニタ上には、照明光で照らされた観察画像が表示される。

20

【 0 0 3 3 】

挿通チャンネル 2 7 の基端側は、操作部 3 に設けられた処置具挿入口 3 d に連通している。処置具挿入口 3 d の基端部は、注射器の接続が可能なルアーロック形状に形成されている。そして、処置具挿入口 3 d を介して挿通された処置具は挿通チャンネル出口 2 4 から導出される。

【 0 0 3 4 】

挿通チャンネル出口 2 4 の中心軸 L 2 は、先端硬質部 2 a の長手軸方向と略平行である。中心軸 L 2 と、超音波振動子部 1 0 の垂直方向中心線 L 3 とによって規定される面は、超音波観測面 1 0 A と略一致するように構成されている。挿通チャンネル出口 2 4 から導出される処置具は、超音波観測面 1 0 A 上に導出されるので、超音波画像上で視認可能に表示される。

30

【 0 0 3 5 】

図 5 ないし図 8 を用いて本実施形態に使用可能な別の超音波内視鏡について説明する。図 5 は超音波内視鏡 1 ' の構成を示す図である。図 6 は超音波内視鏡 1 ' の先端部を示す斜視図である。図 7 は図 5 に示す先端部を正面から見た正面図である。図 8 は超音波内視鏡 1 ' の先端部の斜視断面図である。

【 0 0 3 6 】

超音波内視鏡 1 ' において、既に説明した超音波内視鏡 1 と同一の構成である部分については、図 5 ないし図 8 において同一の符号を付している。超音波内視鏡 1 との違いは、先端の超音波振動子部 1 0 ' がより大型である点である。その結果、挿入軸方向に対して前方方向を走査する超音波観測面 1 0 A ' がより広角に形成されている。

40

【 0 0 3 7 】

さらに、大型に形成された超音波振動子部 1 0 ' に、挿通チャンネル出口から導出される処置具が接触しないように、超音波内視鏡 1 ' の挿通チャンネル出口 2 4 ' は、図 6 に示すように、先端硬質部 2 a ' の長手軸方向に対し角度 傾けて設けられている。

【 0 0 3 8 】

ただし、挿通チャンネル出口 2 4 ' の長手方向中心軸 L 2 ' と、超音波振動子 1 0 ' の垂直方向中心線 L 3 ' によって構成される面は、超音波観測面 1 0 A ' と略一致するように構成されている。この構成については超音波内視鏡 1 と同様である。従って、挿通チャンネル出口 2 4 ' から導出される処置具は、超音波観測面 1 0 A ' 上に導出され、超音波画像上で視認可能に表示される。

50

【0039】

次に、図9ないし図14Bを用いて本実施形態の超音波用穿刺針について説明する。図9は超音波穿刺針の全体外観図である。図10と図11は全体断面図である。図12Aと図12Bと図13Aと図13Bは針管の形状の説明図である。図14Aおよび図14Bはインプラントの説明図である。

【0040】

本実施形態の超音波用穿刺針30は、挿入部31と操作部32とを備えている。挿入部31は、超音波内視鏡1の挿通チャンネル27に挿通される部分である。操作部32は、挿入部31の基端部に配置され、超音波内視鏡1の処置具挿入口3dに固定される。

【0041】

挿入部31の各部について説明する。

シース33は、柔軟性のあるチューブであり、挿入部31の最も外側に位置する。シース33の材質は、例えば、ポリエーテルエーテルケトンやポリエーテルサルホンやテフロン（登録商標）のような樹脂が好適である。あるいは、シース33の材質は、一般にフレキシブルシャフトと呼ばれる金属線、特にステンレス線をコイルばね状に巻いた金属が好適である。シース33の内腔には針管34が挿通されている。針管34と挿通チャンネル27の内面とが直接接触して針管34や挿通チャンネル27を傷めることを防ぐ。

【0042】

針管34は、細長で薄肉の例えばステンレスパイプ等で形成され、先端部が鋭利な形状に形成されている。針管34は、シース33内に進退自在に挿通配置されている。

【0043】

針管34の先端付近の詳細を図12Aから図13Bに示す。針管34は自然状態において少なくとも先端付近の部分が滑らかな円弧形状に加工されている。図12Aおよび図12Bでは、針管34の最先端部は円弧形状に加工されていないが、最先端部を円弧形状に加工する範囲に含めてもよい。

【0044】

針管34の先端は、一般的な注射針と同様に、先端が斜めに削り取られた形状となっており、斜めに削り取られた面には内腔が開口している。この開口34aを先端面と垂直な方向、つまり最大面積で見る方向（図12Aに矢印A1で示す。）が、針管34の長手中心軸を含む平面34bと略平行になっている。開口34aの最も基端側の点34dは、平面34bと同一の面上にある。

【0045】

図13Aおよび図13Bに示した例では、針管34の先端が図12Aおよび図12Bに示した例と逆方向に削り取られているが、目的によりどちらを選択しても構わない。

【0046】

インプラント35は、治療用のごく弱い放射線を発する物質を含む金属片である。インプラント35の詳細を図14Aおよび図14Bに示す。形状は、針管34の内腔よりも細い棒状の素材を曲げたもので、弾性を持った棒ばねである。針管34の内腔の先端寄りに装填されたインプラント35は、弾性を有するため、常に元の形の戻ろうとする力で針管34の内壁を押すので、針管34から簡単に外れることがない。

【0047】

スタイレット36は、細長の線である。スタイレット36の材質は、例えば、ステンレスやニッケルチタンである。スタイレット36は、針管34内腔の基端側に挿抜自在に配置される。後述する操作により、スタイレット36は、インプラント35を針管34から押し出す。

【0048】

操作部32の各構成について説明する。

操作部本体37は、樹脂部材で形成される。

スライダ38は、この操作部本体37に対して摺動自在に設けられる。スライダ38は、樹脂部材で形成されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 9 】

ストッパ 3 9 は、スライダ 3 8 の操作部本体 3 7 に対する摺動距離を測定結果に応じて所望の値に設定可能にする部材であり、以下のように構成されている。ストッパ部材 3 9 a は、前記操作部本体 3 7 に対して摺動自在に配置される。ストッパ部材 3 9 a の材質は、例えば、樹脂で形成される。固定ネジ（ストッパネジ）3 9 b は、ストッパ部材 3 9 a に螺合して配置されて、ストッパ部材 3 9 a を所望の位置に固定する。固定ネジ 3 9 b の材質は、金属あるいは硬質樹脂製である。

【 0 0 5 0 】

操作部本体 3 7 は細長で基端部にフランジ部 3 7 a を形成したパイプ形状である。操作部本体 3 7 の先端部には前記シース 3 3 の基端部が固設された樹脂製の接続部 4 0 が接着固定されている。接続部 4 0 の先端側には超音波内視鏡 1 の処置具挿入口 3 d に連結固定されるネジ 4 0 a が形成されている。接続部 4 0 の基端部には操作部本体 3 7 の先端部が配置される凹部 4 0 b が形成されている。なお、シース 3 3 は、接続部 4 0 に構成された先端接続部 4 0 c に対して固定されている。

10

【 0 0 5 1 】

フランジ部 3 7 a の内周面には、凹部が形成されている。後述するガイドパイプを保持するリング 4 1 は、フランジ部 3 7 a の前記凹部に配置されている。また、前記フランジ部 3 7 a より先端側の外周面の所定位置には、前記固定ネジ 3 9 b の先端面が当接する平面部を有する切欠段部 3 7 b が形成されている。

超音波用穿刺針 3 0 の製造、出荷時には、切欠段部 3 7 b の平面部には固定ネジ 3 9 b の先端面が所定のトルクで当接される。このことによって、スライダ 3 8 は操作部本体 3 7 の基端側に配置される。

20

【 0 0 5 2 】

この配置状態のとき、針管 3 4 及びスタイレット 3 6 の先端部はシース 3 3 内に配置される。万一、スライダ 3 8 が何らかの外力の影響で先端側に移動された場合でも、固定ネジ 3 9 b の側部が切欠段部 3 7 b の立ち上がり部に当接してスライダ 3 8 の先端側への移動が停止される。なお、この当接状態のとき、当然シース 3 3 の先端から針管 3 4 及びスタイレット 3 6 の先端部は突出しない。

【 0 0 5 3 】

ストッパネジ 3 9 b を緩めると、ストッパ部材 3 9 a が操作部本体 3 7 上を長手方向に摺動移動可能となる。そして、任意の位置までストッパ部材 3 9 a を摺動移動させて、固定ネジ 3 9 b を螺合してストッパ部材 3 9 a を固定することによって、スライダの最大移動可能距離が設定される。

30

【 0 0 5 4 】

スライダ 3 8 は、基端部に細径部 3 8 a を形成したパイプ形状で形成されている。スライダ 3 8 の先端部には、スライダ 3 8 を操作部本体 3 7 に対して摺動自在に配置させるための摺動配置部材 4 2 が接着固定されている。

【 0 0 5 5 】

一方、スライダ 3 8 の基端部開口部には樹脂製の口金部材 4 3 が配置される。口金部材 4 3 の先端部には、針管 3 4 の基端部及びリング 4 1 に先端部が保持されるガイドパイプ 4 4 の基端部が固定されている。また、口金部材 4 3 の基端部は注射器等の接続が可能なルアーロック形状になっている。

40

【 0 0 5 6 】

スタイレット 3 6 は、スライダ 3 8 の口金部材から挿入されている。スタイレット 3 6 の基端部には、樹脂製のツマミ 3 6 a が一体的に設けられている。

【 0 0 5 7 】

上述のように構成された超音波用穿刺針 3 0 は、各構成部材を組み立てた後、図示しない滅菌袋に収納され、滅菌消毒される。

【 0 0 5 8 】

上述のように構成された使い捨てタイプの超音波用穿刺針 3 0 の作用を説明する。なお

50

ここでは、まず図 1 ないし図 4 に示す超音波内視鏡 1 と図 1 2 A および図 1 2 B に示す針管 3 4 とを組み合わせた場合について説明する。次に、図 5 ないし図 8 に示す超音波内視鏡 1' や、図 1 3 A および図 1 3 B に示す針管 3 4 を用いても、全く同様に機能することを説明する。

【 0 0 5 9 】

まず、図示しない滅菌袋に収納されている超音波用穿刺針 3 0 が滅菌袋から取り出される。次に、超音波内視鏡 1 の処置具挿入口 3 d から挿通チャンネル 2 7 にシース 3 3 を挿入し、処置具挿入口 3 d に操作部 3 2 の接続部 4 0 に設けられたネジ 4 0 a を螺合し、超音波内視鏡 1 に超音波用穿刺針 3 0 を固定する。

【 0 0 6 0 】

10

すると、目的部位が表示されている超音波観察画像上に、シース 3 3 の先端部の超音波画像が明瞭に描出される。ここで、シース 3 3 の先端と目的部位との位置関係を設定する。その後、シース 3 3 の先端と目的部位との距離を測定する。

【 0 0 6 1 】

次に、固定ネジ 3 9 b を緩め、上述の距離に対応するようにストッパ部材 3 9 a を操作部本体 3 7 上で摺動移動させ、所定位置まで移動したところで固定ネジ 3 9 b を締結する。

【 0 0 6 2 】

この後、術者は、スライダ 3 8 を把持し、スライダ 3 8 をストッパ 3 9 に向けて素早く移動させる。このことによって、針管 3 4 の先端が目的部位に確実に穿刺される。

20

【 0 0 6 3 】

針管 3 4 が目的部位まで到達したことを確認したら、スタイレット 3 6 のツマミ 3 6 a を先端側に押し込む。すると、スタイレット 3 6 が先端側へ移動し、針管 3 4 先端の開口 3 4 a から、インプラント 3 5 が送り出され、体内に留置される。

【 0 0 6 4 】

ここで、インプラント 3 5 を正確に目的部位に留置するには、超音波観察画像上でインプラント 3 5 を確認しながら送り出すことが必要である。そのため、本発明の実施形態では、針管 3 4 の軸周りの角度位置を制御して、インプラント 3 5 が送り出される方向を超音波観測面と一致させている。以下に、インプラント 3 5 が送り出される方向を超音波観測面と一致させる方法について説明する。

30

【 0 0 6 5 】

超音波は空気中では減衰が激しいので、超音波画像観察時には、超音波内視鏡 1 の先端に配設された超音波振動子 1 0 を、体内の組織にしっかり当てる必要がある。図 1 5 において、超音波内視鏡 1 は体内管腔組織 5 0 に挿入されているため、超音波振動子 1 0 を組織に当てるためには、内視鏡の挿入部 2 の湾曲部 2 b を、通常アップ (u p) 方向と呼ばれる方向に湾曲させ、体内管腔組織 5 0 に向ける必要がある。湾曲させた結果、湾曲部 2 b は略円弧形状になっており、その内部に配設された挿通チャンネル 2 7 も、必然的に略円弧形状になる。このとき、挿通チャンネル 2 7 の長手中心軸を含む平面 5 1 は、超音波観測面 1 0 A と略同一面になる。

【 0 0 6 6 】

40

図 1 6 A ないし図 1 6 C には、湾曲した挿通チャンネル 2 7 に、上述のように先端付近の部分が滑らかな円弧状に曲がった針管 3 4 を含む、超音波用穿刺針 3 0 の挿入部 3 1 を通過させる状態を、操作の時系列順に示している。図 1 6 A では、挿入部 3 1 の先端が超音波内視鏡 1 の挿通チャンネル 2 7 の湾曲部手前まで押し進められている。挿入部 3 1 をさらに先端側に押し進めると、図 1 6 B に示すように、針管 3 4 の円弧形状が挿入部 2 の湾曲形状に到達する。すると、挿入することによって挿通チャンネル 2 7 の内壁から針管 3 4 が力を受けるため、挿通チャンネル 2 7 の円弧形状と針管 3 4 との円弧形状とが同一面上 (略同一面上を含む) に位置するように、針管 3 4 が長手軸周りに回転させられる。この結果、針管 3 4 の長手中心軸を含む平面 3 4 b (すなわち、針管 3 4 の開口の向きに一致する軸線を含む平面) が挿通チャンネル 2 7 の長手中心軸を含む平面 5 1 と略同一に

50

なる。従って、平面 3 4 b は超音波観測面 1 0 A と略同一面となる。

【 0 0 6 7 】

図 1 6 C は、挿入部 3 1 が所定位置まで達した状態を示す。針管 3 4 の軸周りの角度位置は図 1 6 B と変わらないが、針管 3 4 の円弧形状と挿入部 2 の湾曲形状の重なり長さが増えるので、針管 3 4 の軸周りの角度位置はより安定する。開口 3 4 a を最大面積で見る方向 A 1 が平面 3 4 b と略平行なので、方向 A 1 は超音波観測面 1 0 A と略平行になる。言い換えると、針管 3 4 の開口の向きに一致する軸線は、超音波観測面 1 0 A と略平行になる。

【 0 0 6 8 】

インプラント 3 5 は弾性があり、針管 3 4 内に収納されているときは引き伸ばされた状態にあることは先に述べた。図 1 7 に示すように、インプラント 3 5 が針管 3 4 の開口 3 4 a から送り出されると、引き伸ばされた状態から元の形状に戻ろうとする。そのため、開口 3 4 a の最も基端側の点 3 4 d に摩擦しながら送り出される。このときインプラント 3 5 は、平面 3 4 e 上を送り出される。このとき、平面 3 4 e は、平面 3 4 b と略同一であり、基端点 3 4 d を含む。

10

【 0 0 6 9 】

平面 3 4 b は、超音波観測面 1 0 A と略同一であるから、超音波画像上でインプラント 3 5 が好適に確認できる。

【 0 0 7 0 】

次に図 5 ないし図 8 に示す超音波内視鏡 1 ' と、図 1 3 A および図 1 3 B に示す針管 3 4 とを用いた場合について説明する。

20

【 0 0 7 1 】

図 1 8 は、湾曲した挿通チャンネル 2 7 に、自然状態において先端付近の部分が滑らかな円弧状に曲がった針管 3 4 を含む、超音波用穿刺針 3 0 の挿入部 3 1 を通過させ、挿入部 3 1 が所定位置まで達した状態である。

【 0 0 7 2 】

図 6 で示したように、挿通チャンネル出口 2 4 ' は、導出される処置具が大型になった超音波振動子部 1 0 ' に接触しないように、先端硬質部 2 a ' の長手軸方向に対し角度だけ傾けて設けられている。図 1 5 に示すように、実際の手技においては、内視鏡挿入部 2 の湾曲部 2 b を、通常アップ方向と呼ばれる方向に湾曲させる。このとき、挿通チャンネル出口 2 4 ' と、挿通チャンネル 2 7 によって形成される管腔は、円弧状に曲がった針管 3 4 を滑らかに通過可能な状態にあることが分かる。したがって、インプラント 3 5 が針管 3 4 の開口 3 4 a から送り出されると、超音波画像上でインプラント 3 5 を好適に確認できる。

30

【 0 0 7 3 】

もちろん、図 1 ないし図 4 に示す超音波内視鏡 1 と図 1 3 A および図 1 3 B に示す針管を組み合わせて用いた場合や、図 5 ないし図 8 に示す超音波内視鏡 1 ' と図 1 2 A および図 1 2 B に示す針管を組み合わせて用いた場合も同様に機能する。インプラント 3 5 の体内への放出が終了したら、超音波用穿刺針 3 0 を超音波内視鏡から抜去し、廃棄すると、一連の手技が終了する。

40

【 0 0 7 4 】

(第二の実施形態)

第一の実施形態では、固体のインプラントを体内に留置する場合について述べたが、これに代えて、気体または液体の薬剤を体内に注入する場合について、第二の実施形態として述べる。以下では、第一の実施形態と同一の構成である部分は省略し、異なる点のみ説明する。

【 0 0 7 5 】

図 1 9 ないし図 2 0 を用いて本実施形態で使用される超音波用穿刺針について説明する。図 1 9 は超音波穿刺針の全体外観図である。図 2 0 は同超音波穿刺針の全体断面図である。

50

【0076】

樹脂製の口金部材43には、注射筒52が取り付けられている。注射筒52はシリンダ口金52aとシリンダ52bとピストン52cから構成され、シリンダ52bには気体または液体の薬剤53が装填されている。

針管34の軸周りの角度位置が制御される機序は、第一の実施形態と同様であるので説明を省略する。

【0077】

注射筒52のピストン52cを押し込むことで、薬剤53が針管34の内腔を經由し開口34aから体内に放出されるので、薬剤53は超音波観測面10A上に放出される。したがって、薬剤53が送り出される様子が、超音波画像上で好適に確認できる。

10

【0078】

(第三の実施形態)

針管の先端形状が、第一および第二の実施形態と異なる構成について、第三の実施形態として述べる。なお本実施形態においては、体内に送り出す物質は、インプラント35等の固体物でも、気体または液体の薬剤53等でもよい。本実施形態における超音波用穿刺針では、固体物を送り出す場合、針管の先端以外の構成は、第一の実施形態と同様である。また、本実施形態における超音波用穿刺針では、薬剤53等の気体または液体を送り出す場合、針管の先端以外の構成は、第二の実施形態と同様である。ここでは、第一および第二の実施形態と構成が異なる点のみ説明する。

【0079】

20

図21Aから図21Cに示す通り、針管54の先端は鋭利であり、側面に開口54aが設けられている。この開口54aを正面から見る方向、つまり最大面積で見る方向(図21A及び図21Cに矢印A2で示す。)が、針管54の長手中心軸を含む平面54bと略平行になっている。開口54aは、この例では1個だが、薬剤を拡散させたい範囲に合わせて、適宜設けてもよい。例えば、180度対向位置にもう一つ開口を設けてもよい。また、針管54の長手方向に複数個の開口を並べてもよい。

【0080】

一般的な超音波用穿刺針では、超音波画像上で針管の視認性を向上させるため、超音波反射加工が施されることがある。超音波反射加工は、針管表面にディンプル等の微細な凹部を多数形成したり、表面を荒らしたりする。針管54においては、この超音波反射加工について、開口54a付近と、開口54aよりも先端側および基端側とで、超音波の反射態様が異なるように構成する。このような超音波反射加工について、図22Aおよび図22Bに具体例を示す。

30

【0081】

図22Aでは、針管55の開口55aの周囲には超音波反射加工57が施されている。開口55aの長手方向前後には超音波の反射率が超音波反射加工57とは異なる超音波反射加工56が施されている。図22Bでは、針管58の開口58aの周囲表面には加工は施されておらず、開口58aの長手方向前後には超音波反射加工56が施されているため、超音波の反射態様が異なっている。

【0082】

40

このように、超音波の反射率を、開口付近と、開口よりも先端側および基端側とで変えることで、超音波画像上での明るさが、開口付近とその先端側及び基端側とでは異なって表示されるので、開口の位置を明確に確認できる。したがって、より正確に物質を送ることができる。なお、開口の長手方向前後に形成される超音波反射加工は、超音波の反射態様が開口の周囲と異なっていればよく、超音波反射加工56の態様には限定されない。

本実施形態において、針管の軸周りの角度位置が制御される機序は、第一の実施形態と同様であるので説明を省略する。

【0083】

(第四の実施形態)

針管の構成が、第一の実施形態ないし第三の実施形態と異なる例について、第四の実施

50

形態として述べる。本実施形態においては、体内に送り出す物質は、インプラント 3 5 等の固体物でも、気体または液体の薬剤 5 3 等でもよい。本実施形態における超音波用穿刺針では、固体物を送り出す場合、針管の先端以外の構成は、第一の実施形態と同様である。また、本実施形態における超音波用穿刺針では、薬剤 5 3 等の気体または液体を送り出す場合、針管の先端以外の構成は、第二の実施形態と同様である。ここでは、第一の実施形態ないし第三の実施形態と構成が異なる点のみ説明する。

【 0 0 8 4 】

図 2 3 に示す針管 6 0 は外径と内腔の中心が偏心しているとともに、先端に開口 6 0 a が形成されている。開口 6 0 a は、最大面積で見る方向（図 2 3 に矢印 A 3 で示す。）が、針管の最薄肉部 6 0 c と最厚肉部 6 0 d とを結ぶ線 6 0 e を含む長手方向断面 6 0 f と略平行となるように設けられている。針管 6 0 は、外力の作用しない自然状態において、直線状（略直線状を含む）を維持する。

10

【 0 0 8 5 】

図 2 4 A および図 2 4 B に示すように、湾曲した超音波内視鏡の挿通チャンネル 2 7 に、外径と内腔の中心が偏心している針管 6 0 を含む、超音波用穿刺針の挿入部を通過させると、針管 6 0 の最薄肉部が超音波内視鏡の湾曲の内側に位置するように、針管 6 0 が長手軸周りに回転させられる。その結果、針管 6 0 の最薄肉部と最厚肉部とを結ぶ線 6 0 e を含む長手方向断面 6 0 f は、超音波観測面 1 0 A と略同一となる。したがって、開口 6 0 a を最大面積で見る方向 A 3 は、超音波観測面 1 0 A と略平行となる。こうして、送り出された物質が超音波画像上で好適に確認できる。

20

【 0 0 8 6 】

（第五の実施形態）

針管の構成が、第一の実施形態ないし第四の実施形態と異なる例について、第五の実施形態として述べる。本実施形態においては、体内に送り出す物質は、インプラント 3 5 等の固体物でも、気体または液体の薬剤 5 3 等でもよい。本実施形態における超音波用穿刺針では、固体物を送り出す場合、針管の先端以外の構成は、第一の実施形態と同様である。また、本実施形態における超音波用穿刺針では、薬剤 5 3 等の気体または液体を送り出す場合、針管の先端以外の構成は、第二の実施形態と同様である。ここでは、第一の実施形態ないし第四の実施形態と構成が異なる点のみ説明する。

【 0 0 8 7 】

30

図 2 5 に示す針管 6 1 は、断面が楕円または長円、長方形等の扁平な形状に形成されており、針管 6 1 の開口 6 1 a を最大面積で見る方向（図 2 5 に矢印 A 4 で示す。）が、針管の扁平な形状の短径中心軸 6 1 e を含む長手方向断面 6 1 f と略平行である。

【 0 0 8 8 】

図 2 6 A および図 2 6 B に示すように、湾曲した超音波内視鏡の挿通チャンネル 2 7 に、断面が扁平な形状の針管 6 1 を含む、超音波用穿刺針の挿入部を通過させると、短径側が湾曲の中心を向く方向に、針管 6 1 が長手軸周りに回転させられる。その結果、針管の短径中心軸 6 1 e を含む長手方向断面 6 1 f は、超音波観測面 1 0 A と略同一となる。したがって、開口 6 1 a を最大面積で見る方向 A 4 は、超音波観測面 1 0 A と略平行となる。こうして、送り出された物質が超音波画像上で好適に確認できる。

40

【 0 0 8 9 】

（第六の実施形態）

針管の構成が、第一の実施形態と異なる例について、第六の実施形態として述べる。なお本実施形態においては、体内に送り出す物質は、インプラント 3 5 等の固体物である。したがって、針管の先端以外の構成は、第一の実施形態と同様であるので、異なる点のみ説明する。

【 0 0 9 0 】

図 2 7 に示す針管 6 2 は、内腔断面が楕円、長円、長方形等の扁平形状に加工されている。針管の開口 6 2 a を最大面積で見る方向（図 2 7 に矢印 A 5 で示す。）は、前記扁平形状の長径方向 6 2 c を含む長手方向断面 6 2 d と略平行である。

50

【 0 0 9 1 】

この針管 6 2 に、前述のインプラント 3 5 が収納されている。インプラント 3 5 は、針管 6 2 内で元の形状に戻ろうとするので、内腔内では長径方向に突っ張るように収納される。

【 0 0 9 2 】

一方、針管 6 2 には、ある程度の可撓性があり、インプラント 3 5 が元に戻ろうとする力が針管 6 2 を湾曲させるのに十分な大きさを有している。そのため、図 2 8 に示すように、針管 6 2 のインプラント 3 5 が収納された部分、すなわち針管 6 2 の先端付近が、長手方向断面 6 2 d 上で滑らかな円弧を描くように曲がる。この結果、針管 6 2 における円弧状領域の大きさは、インプラント 3 5 の大きさに依存するが、図 1 2 に示す針管 3 4 と外見上概ね同等の形状となる。

10

【 0 0 9 3 】

以上から、本実施形態においては、第一の実施形態と同様に、超音波画像上でインプラント 3 5 が好適に確認できる。

【 0 0 9 4 】

以上説明したように、本発明の実施の形態によれば、針管開口部の角度方向位置を超音波内視鏡の超音波観測面に合わせることで、物質が送り出される様子を超音波内視鏡で好適に観察しながら関心部位に正確に物質を送ることが可能な超音波用穿刺針を提供することができる。

20

【 0 0 9 5 】

なお、本発明は、上述した各実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の変形を実施可能である。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 9 6 】

上記超音波内視鏡と組み合わせて使用する超音波用穿刺針によれば、針管開口部の角度方向位置を超音波内視鏡の超音波観測面に合わせることで、物質が送り出される様子を超音波内視鏡で好適に観察しながら関心部位に正確に物質を送ることができる。

【符号の説明】

【 0 0 9 7 】

- 1、1' 超音波内視鏡
- 2、3 1 挿入部
- 2 a、2 a' 先端硬質部
- 2 b 湾曲部
- 2 c 可撓管部
- 3、3 2 操作部
- 3 a アングルノブ
- 3 d 処置具挿入口
- 4 ユニバーサルコード
- 5 内視鏡コネクタ
- 6 超音波ケーブル
- 7 超音波コネクタ
- 1 0、1 0' 超音波振動子部
- 1 0 A、1 0 A' 超音波観測面
- 2 1 先端面
- 2 2 観察窓
- 2 3 照明窓
- 2 4、2 4' 挿通チャンネル出口
- 2 7 挿通チャンネル
- 3 0 超音波用穿刺針
- 3 2 操作部

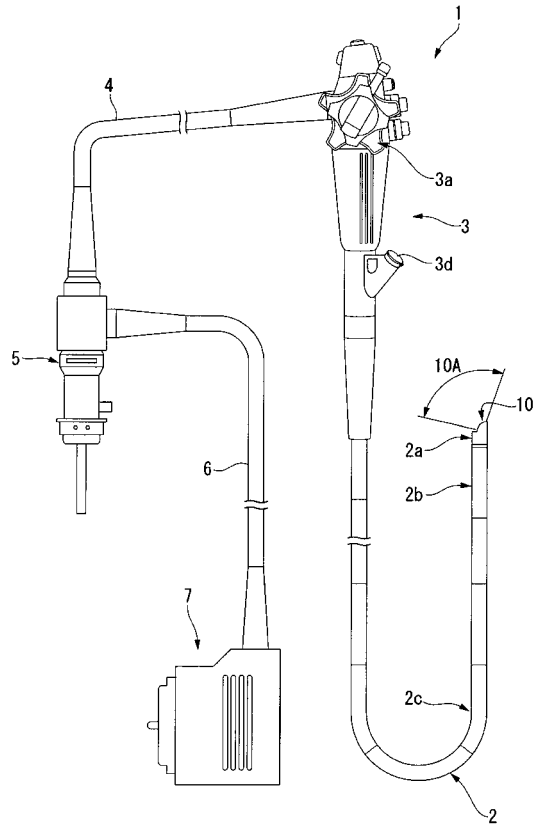
30

40

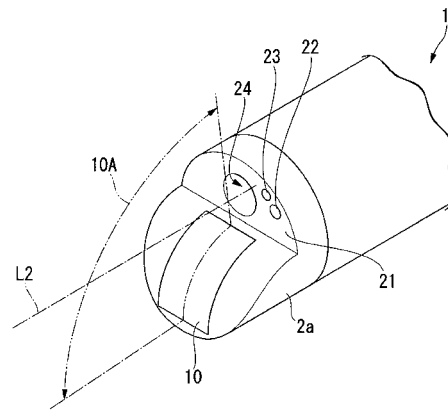
50

3 3	シース	
3 4、5 4、5 5、6 0	針管	
3 4 a、5 4 a、5 5 a、6 0 a	開口	
3 4 b、5 1、3 4 e	平面	
3 4 d	点	
3 5	インプラント	
3 6	スタイレット	
3 6 a	ツマミ	
3 7	操作部本体	
3 7 a	フランジ部	10
3 7 b	切欠段部	
3 8	スライダ	
3 9	ストッパ	
3 9 a	ストッパ部材	
3 9 b	固定ネジ(ストッパネジ)	
4 0	接続部	
4 0 a	ネジ	
4 0 b	凹部	
4 0 c	先端接続部	
4 1	Oリング	20
4 2	摺動配置部材	
4 3	口金部材	
4 4	ガイドパイプ	
5 0	体内管腔組織	
5 2	注射筒	
5 2 a	シリンダ口金	
5 2 b	シリンダ	
5 2 c	ピストン	
5 3	薬剤	
5 6、5 7	超音波反射加工	30
6 0 c	最薄肉部	
6 0 d	最厚肉部	
6 0 e	線	
6 0 f	断面	
A1、A2、A3、A4、A5	方向	
L2、L2'	中心軸	
L3、L3'	中心線	

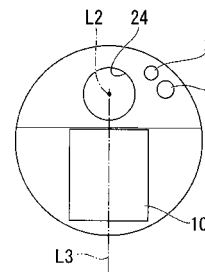
【図 1】



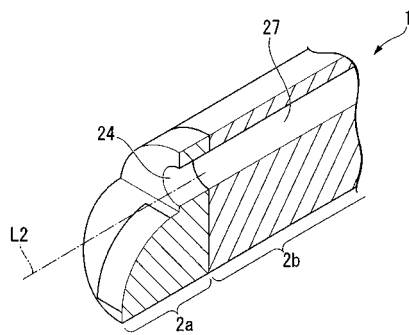
【図 2】



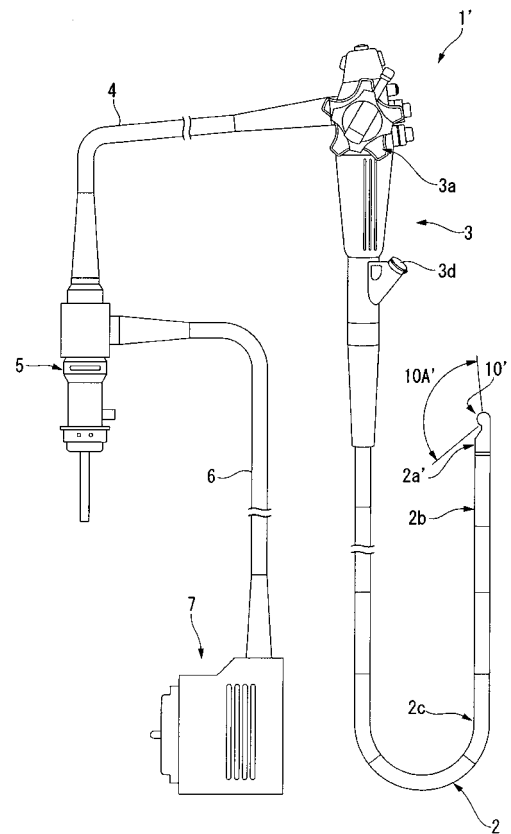
【図 3】



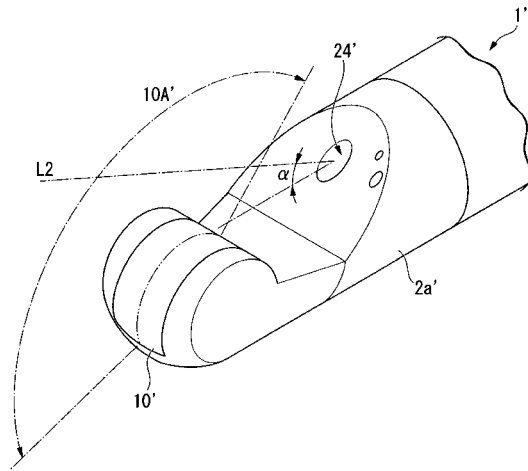
【図 4】



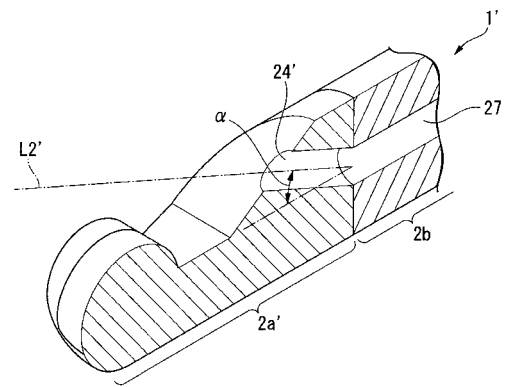
【図 5】



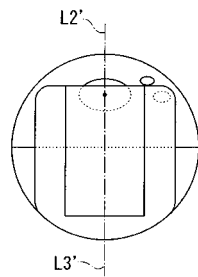
【図 6】



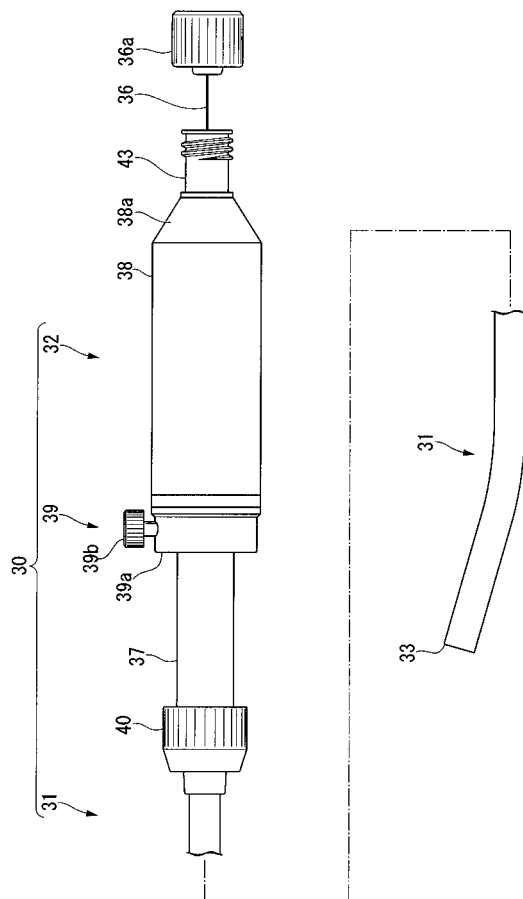
【図 8】



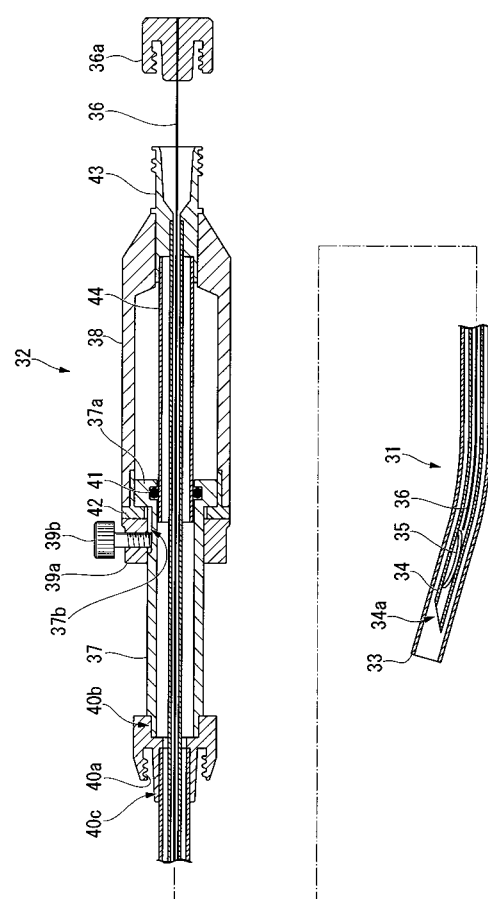
【図 7】



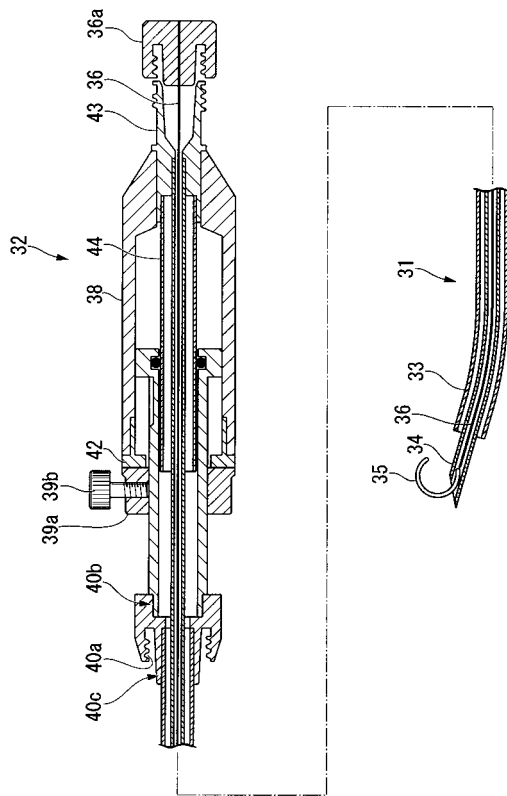
【図 9】



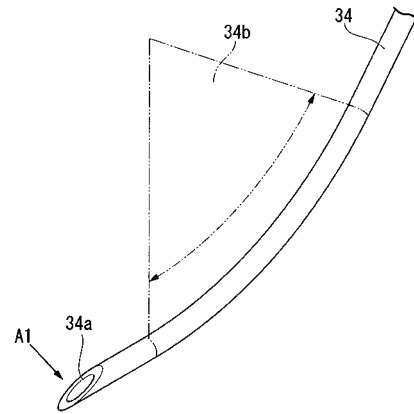
【図 10】



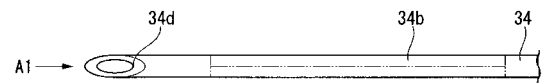
【図 1 1】



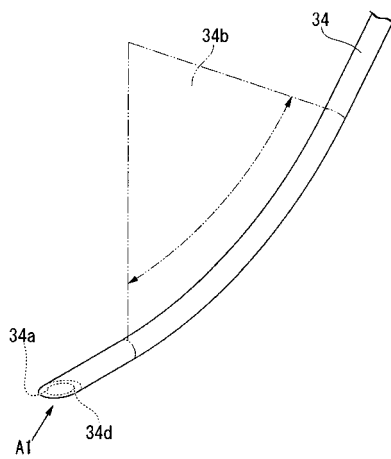
【図 1 2 A】



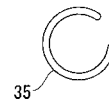
【図 1 2 B】



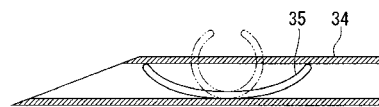
【図 1 3 A】



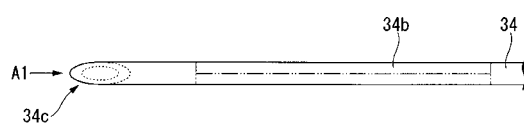
【図 1 4 A】



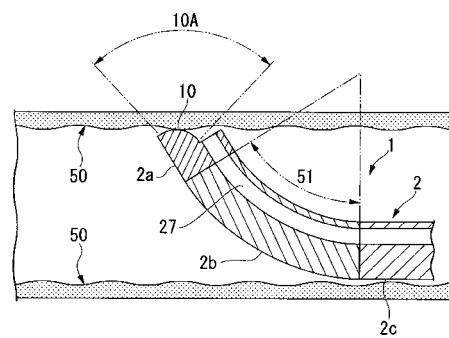
【図 1 4 B】



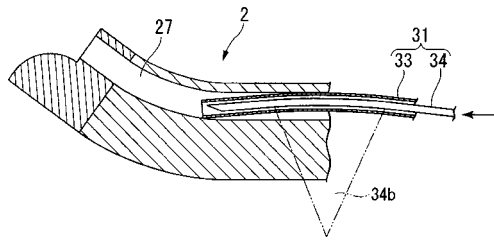
【図 1 3 B】



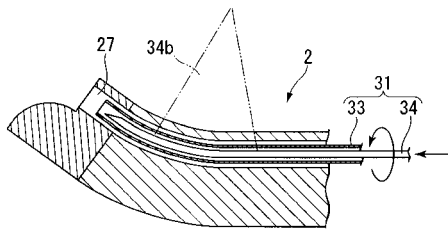
【図 1 5】



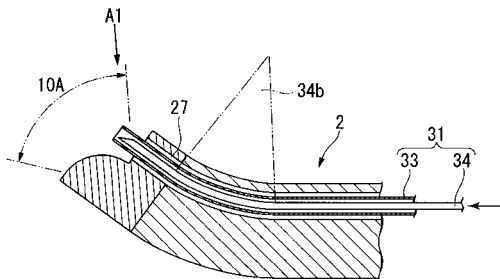
【図16A】



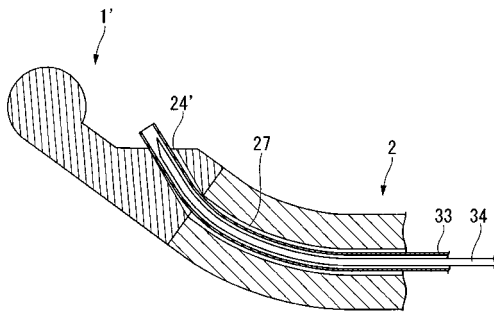
【図16B】



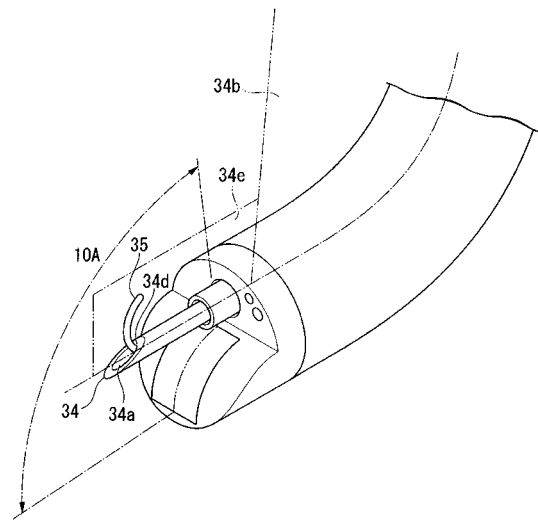
【図16C】



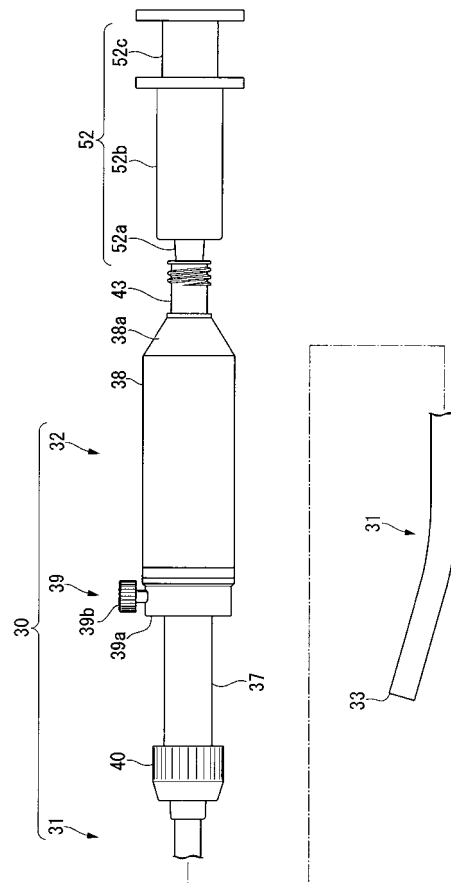
【図18】



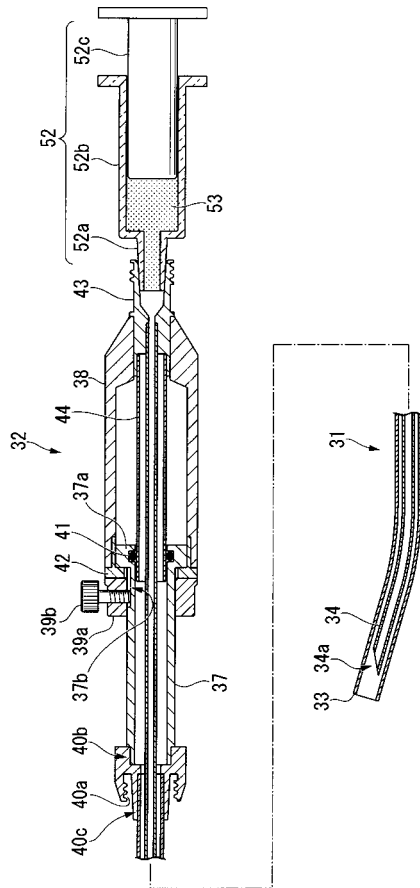
【図17】



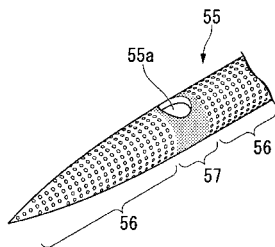
【図19】



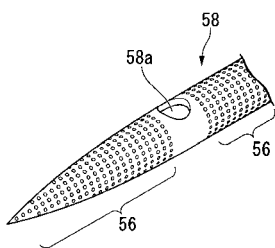
【図 20】



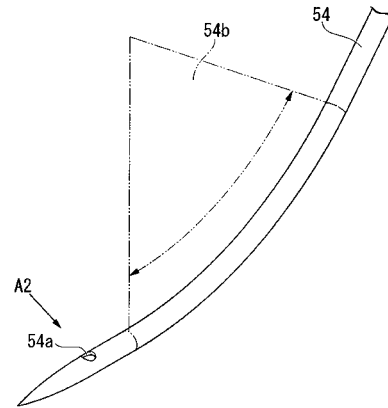
【図 22 A】



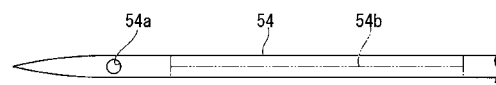
【図 22 B】



【図 21 A】



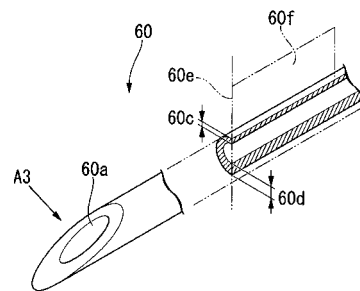
【図 21 B】



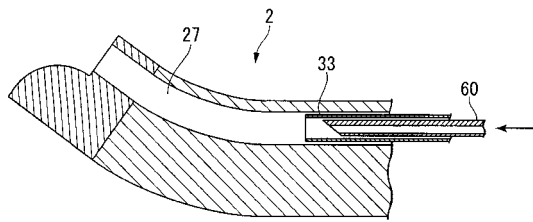
【図 21 C】



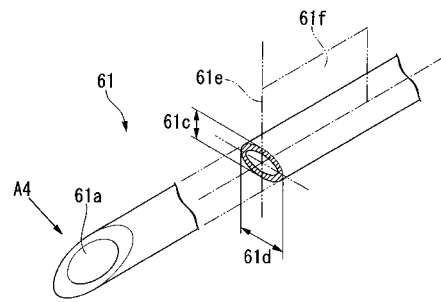
【図 23】



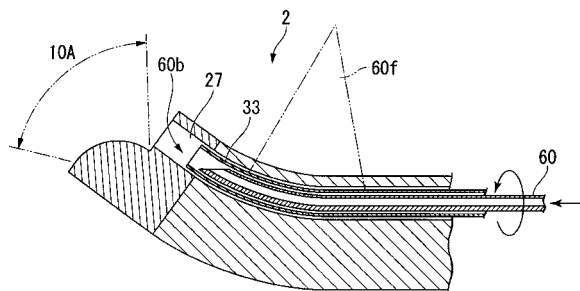
【図 24 A】



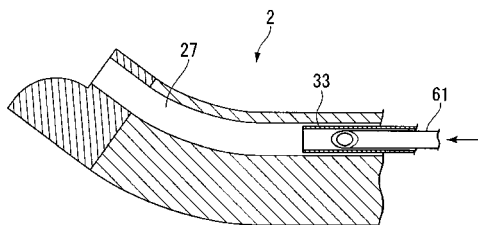
【図 25】



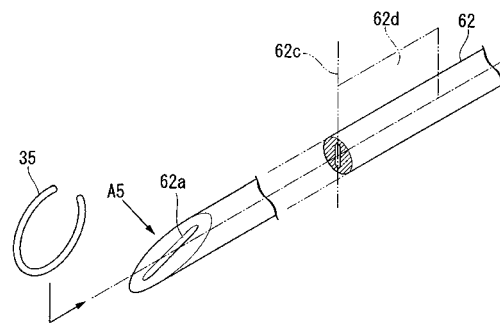
【図 24 B】



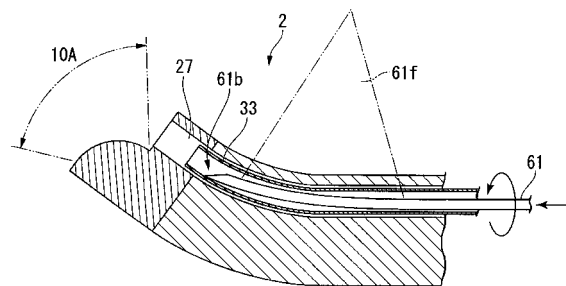
【図 26 A】



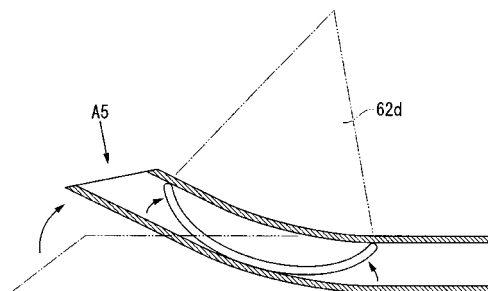
【図 27】



【図 26 B】



【図 28】



フロントページの続き

(74)代理人 100161702

弁理士 橋本 宏之

(72)発明者 佐藤 雅俊

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 石川 薫

(56)参考文献 特開 2 0 0 2 - 3 0 6 4 9 7 (J P , A)

特開平 1 1 - 3 3 2 8 6 7 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 7 / 3 4

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	超音波用穿刺针		
公开(公告)号	JP5302469B2	公开(公告)日	2013-10-02
申请号	JP2012553525	申请日	2012-05-24
[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		
当前申请(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	佐藤雅俊		
发明人	佐藤 雅俊		
IPC分类号	A61B17/34		
CPC分类号	A61B8/12 A61B1/00 A61B8/445 A61B17/3468 A61B17/3478 A61B2090/3784 A61B2090/3925 A61B2090/3987		
FI分类号	A61B17/34		
代理人(译)	塔奈澄夫 铃木史朗		
审查员(译)	石川馨		
优先权	61/490676 2011-05-27 US		
其他公开文献	JPWO2012165303A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于超声波活检的穿刺针，其与超声波内窥镜结合使用，包括：插入超声波内窥镜的插入通道中的护套，以便能够前进和后退；操作部分设置在护套的近端部分处，并且兼作使用者抓握的抓握部分；插入护套中的针管包括形成在其远端区域中的开口，并且构造成刺穿体腔中的组织；以及释放机构，其安装在针管的近端侧，并将填充在其中的物质从针管的开口释放到外部。通过从插入通道的内壁接收力使针管围绕插入通道的纵向轴线旋转，使得与从插入通道突出的针管中的开口的方向匹配的轴线变得基本平行于超声波扫描面超声波内窥镜。

