

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6180575号
(P6180575)

(45) 発行日 平成29年8月16日 (2017. 8. 16)

(24) 登録日 平成29年7月28日 (2017. 7. 28)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 10 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2016-76170 (P2016-76170)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成28年4月5日 (2016. 4. 5)		オリンパス株式会社
(62) 分割の表示	特願2015-529729 (P2015-529729) の分割		東京都八王子市石川町2951番地
原出願日	平成26年12月10日 (2014. 12. 10)	(74) 代理人	100106909 弁理士 棚井 澄雄
(65) 公開番号	特開2016-154876 (P2016-154876A)	(74) 代理人	100064908 弁理士 志賀 正武
(43) 公開日	平成28年9月1日 (2016. 9. 1)	(74) 代理人	100094400 弁理士 鈴木 三義
審査請求日	平成28年4月5日 (2016. 4. 5)	(74) 代理人	100086379 弁理士 高柴 忠夫
(31) 優先権主張番号	特願2013-257469 (P2013-257469)	(74) 代理人	100139686 弁理士 鈴木 史朗
(32) 優先日	平成25年12月12日 (2013. 12. 12)	(74) 代理人	100161702 弁理士 橋本 宏之
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波用穿刺針

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

湾曲操作可能な能動湾曲部を有し、超音波観測面上に挿通チャンネルの出口から延びる中心軸が略一致するように構成された超音波内視鏡とともに使用する超音波用穿刺針において、

前記挿通チャンネルに進退自在に挿通されるシースと、

長手軸に沿って延びた内部空間を形成する内面および外面を有し、遠位端に前記内部空間に連通する先端開口を有し、前記シース内に挿通可能である針管と、

近位端と遠位端を有し、外力がかかっていない状態において湾曲状に復元する弾性を有し、前記針管の前記内面のうち前記針管の長手軸方向に間隔を空けた複数の部分で支持されるように、前記湾曲状への復元に抗して前記針管の前記内部空間に引き延ばされて装填された線材と、

前記針管の前記内面から前記外面まで貫通して形成され、前記線材の外径よりも大きい開口幅で離間した一対の壁面を有するスリットと、

前記針管の内部に装填された前記線材の近位端を押し出すスタイレットと、
を備え、

前記針管は、

前記針管の遠位側に形成され、外力がかかっていない状態において湾曲形状に復元する弾性を有する針管湾曲形状部と、

体腔内組織に穿刺するために尖って形成された針先を有し、前記針管湾曲形状部より

10

20

も遠位側に形成された針管遠位部と、を有し、

前記スリットは、前記針管の前記先端開口に連通するように前記針管遠位部に形成され、前記針管湾曲形状部の前記湾曲形状の内側に開口しており、

前記挿通チャンネルの出口から前記針管を突出させ、且つ、前記スタイレットにより前記線材の遠位端が前記スリットから押し出された状態において、前記線材が前記超音波観測面に沿って前記湾曲状に復元するように、前記一對の壁面が前記線材を挟むように支持すると共に、前記内面のうち前記スリットに対向する位置の面が前記針管内の前記線材を支持する、

超音波用穿刺針。

【請求項 2】

前記針管の前記内面のうち前記線材を支持する前記複数の部分は、略同一の平面上に位置する、

請求項 1 に記載の超音波用穿刺針。

【請求項 3】

前記挿通チャンネル内に位置する前記針管湾曲形状部の内部に前記線材の遠位端が配置された状態において、前記能動湾曲部により前記挿通チャンネルが湾曲されると、前記針管湾曲形状部が前記挿通チャンネルの湾曲に倣うとともに、前記針管湾曲形状部における前記針管の前記内面から前記線材が力を受けることによって、前記線材の湾曲が前記針管湾曲形状部の湾曲に倣うように回転し、前記線材の遠位端が前記超音波観測面と略同一面上に位置する、

請求項 1 に記載の超音波用穿刺針。

【請求項 4】

前記線材が、前記針管の前記内面のうち前記針管の長手軸方向に間隔を空けた複数の部分で支持された状態において、前記複数の部分は、前記スリットを含む前記針管の中心軸に沿った平面上に位置し、前記スリットの基端と前記スタイレットとの間に前記線材が保持されている、

請求項 1 に記載の超音波用穿刺針。

【請求項 5】

前記線材は、前記針管の周方向のうち、前記スリットの開口幅の範囲内に位置している、

請求項 1 に記載の超音波用穿刺針。

【請求項 6】

前記線材の遠位端が前記超音波観測面に沿って前記湾曲状に復元し、且つ、前記一對の壁面によって前記線材が挟むように支持された状態において、前記線材の近位端、ならびに前記遠位端と前記近位端の間の中央部は、前記平面上に位置する、

請求項 2 に記載の超音波用穿刺針。

【請求項 7】

前記線材の遠位端、近位端、ならびに前記遠位端と前記近位端の間の中央部は、前記平面上に位置する、

請求項 2 に記載の超音波用穿刺針。

【請求項 8】

前記線材が引き延ばされて前記針管の内部に装填された状態において、前記線材の遠位端が前記針管湾曲形状部に位置している、

請求項 1 に記載の超音波用穿刺針。

【請求項 9】

前記線材が引き延ばされて前記針管の内部に装填された状態において、前記線材の中央部は前記針管湾曲形状部に位置している、

請求項 1 に記載の超音波用穿刺針。

【請求項 10】

前記スリットの基端は前記針管湾曲形状部に位置している、

10

20

30

40

50

請求項 1 に記載の超音波用穿刺針。

【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穿刺針に関する。

本願は、2013年12月12日に、日本に出願された特願2013-257469号に基づき優先権を主張し、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、脾臓、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。

また、生体組織に留置されるクリップやファスナー等の器具が穿刺針の遠位端に装填されこれらの器具を留置する装置が知られている（たとえば特許文献1，2参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】日本国特表2000-515054号公報

【特許文献2】日本国特表2008-504943号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

生体組織に留置される器具を穿刺針から生体組織へ向けて放出する場合、放出される器具が内視鏡によって観察可能であることが、操作の簡便さ及び安全性の点で好ましい。しかしながら、超音波内視鏡を用いている場合、超音波内視鏡により規定される超音波走査面から器具が離れてしまうと器具の位置が把握できないという問題がある。

【0006】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、穿刺針から放出される器具の位置を超音波内視鏡によって把握することができる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】

本発明は、湾曲操作可能な能動湾曲部を有し、超音波観測面上に挿通チャンネルの出口から延びる中心軸が略一致するように構成された超音波内視鏡とともに使用する超音波用穿刺針において、前記挿通チャンネルに進退自在に挿通されるシースと、長手軸に沿って延びた内部空間を形成する内面および外面を有し、遠位端に前記内部空間に連通する先端開口を有し、前記シース内に挿通可能である針管と、近位端と遠位端を有し、外力がかかっていない状態において湾曲状に復元する弾性を有し、前記針管の前記内面のうち前記針管の長手軸方向に間隔を空けた複数の部分で支持されるように、前記湾曲状への復元に抗して前記針管の前記内部空間に引き延ばされて装填された線材と、前記針管の前記内面から前記外面まで貫通して形成され、前記線材の外径よりも大きい開口幅で離間した一対の

10

20

30

40

50

壁面を有するスリットと、前記針管の内部に装填された前記線材の近位端を押し出すスタイレットとを備え、前記針管は、前記針管の遠位側に形成され、外力がかかっていない状態において湾曲形状に復元する弾性を有する針管湾曲形状部と、体腔内組織に穿刺するために尖って形成された針先を有し、前記針管湾曲形状部よりも遠位側に形成された針管遠位部とを有し、前記スリットは、前記針管の前記先端開口に連通するように前記針管遠位部に形成され、前記針管湾曲形状部の前記湾曲形状の内側に開口しており、前記挿通チャンネルの出口から前記針管を突出させ、且つ、前記スタイレットにより前記線材の遠位端が前記スリットから押し出された状態において、前記線材が前記超音波観測面に沿って前記湾曲状に復元するように、前記一对の壁面が前記線材を挟むように支持すると共に、前記内面のうち前記スリットに対向する位置の面が前記針管内の前記線材を支持する超音波用穿刺針である。

10

【0008】

前記針管の前記内面のうち前記線材を支持する前記複数の部分は、略同一の平面上に位置してもよい。

【0010】

前記挿通チャンネル内に位置する前記針管湾曲形状部の内部に前記線材の遠位端が配置された状態において、前記能動湾曲部により前記挿通チャンネルが湾曲されると、前記針管湾曲形状部が前記挿通チャンネルの湾曲に倣うとともに、前記針管湾曲形状部における前記針管の前記内面から前記線材が力を受けることによって、前記線材の湾曲が前記針管湾曲形状部の湾曲に倣うように回転し、前記線材の遠位端が前記超音波観測面と略同一面上に位置するものでもよい。

20

【0011】

前記線材が、前記針管の前記内面のうち前記針管の長手軸方向に間隔を空けた複数の部分で支持された状態において、前記複数の部分は、前記スリットを含む前記針管の中心軸に沿った平面上に位置し、前記スリットの基端と前記スタイレットとの間に前記線材が保持されてもよい。

【0012】

前記線材は、前記針管の周方向のうち、前記スリットの開口幅の範囲内に位置してもよい。

また、前記線材の遠位端が前記超音波観測面に沿って前記湾曲状に復元し、且つ、前記一对の壁面によって前記線材が挟むように支持された状態において、前記線材の近位端、ならびに前記遠位端と前記近位端の間の中央部は、前記平面上に位置してもよい。

30

さらに、前記線材の遠位端、近位端、ならびに前記遠位端と前記近位端の間の中央部は、前記平面上に位置してもよい。

【0013】

前記針管の遠位端には、前記内部空間と連通して外部に開口した先端開口が設けられ、前記先端開口と前記スリットの先端とが連通していてもよい。

前記線材が引き延ばされて前記針管の内部に装填された状態において、前記線材の遠位端が前記針管湾曲形状部に位置していてもよい。

前記線材が引き延ばされて前記針管の内部に装填された状態において、前記線材の中央部は前記針管湾曲形状部に位置していてもよい。

40

前記スリットの基端は前記針管湾曲形状部に位置していてもよい。

【発明の効果】

【0015】

上記各態様によれば、穿刺針から放出される器具の位置を超音波内視鏡によって把握することができる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【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。

50

【図 2】上記超音波内視鏡の遠位端部を示す斜視図である。

【図 3】上記超音波内視鏡の遠位端部の正面図である。

【図 4】上記超音波内視鏡の遠位端部の斜視断面図である。

【図 5】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他の超音波内視鏡を示す全体図である。

【図 6】本発明の第一実施形態の他の超音波内視鏡の遠位端部を示す斜視図である。

【図 7】上記他の超音波内視鏡の遠位端部の正面図である。

【図 8】上記他の超音波内視鏡の遠位端部の斜視断面図である。

【図 9】本発明の第一実施形態の超音波用穿刺針の全体外観図である。

【図 10】本発明の第一実施形態の超音波用穿刺針の全体断面図である。

10

【図 11】本発明の第一実施形態の超音波用穿刺針の全体断面図である。

【図 12 A】本発明の第一実施形態の超音波用穿刺針の針管の遠位端側を示す図である。

【図 12 B】本発明の第一実施形態の超音波用穿刺針の針管の遠位端側を示す図である。

【図 13 A】本発明の第一実施形態の針管の他の例における遠位端側を示す図である。

【図 13 B】本発明の第一実施形態の針管の他の例における遠位端側を示す図である。

【図 14 A】本発明の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】本発明の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】本発明の第一実施形態の超音波用穿刺針使用時の超音波内視鏡の動作を示す図である。

20

【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用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用穿刺針の動作を示す図である。

【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用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用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用穿刺針が挿通された状態を示す図である。

30

【図 19】本発明の第二実施形態の超音波用穿刺針における針管の遠位端側を示す図である。

【図 20】本発明の第二実施形態の超音波用穿刺針における針管の遠位端側を示す図である。

【図 21】本発明の第二実施形態の超音波用穿刺針における針管の遠位端側を示す図である。

【図 22】上記各実施形態に対する設計変更の一例を示す部分断面図である。

【図 23】上記各実施形態に対する設計変更の他の一例を示す部分断面図である。

【図 24】上記各実施形態に対する設計変更のさらに他の一例を示す部分断面図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0017】

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 から図 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 は超音波内視鏡の遠位端部を示す斜視図である。図 3 は図 2 に示す遠位端部を正面から見た正面図である。図 4 は超音波内視鏡の遠位端部の斜視断面図である。

【0018】

50

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 の近位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。

【 0 0 1 9 】

ユニバーサルコード 4 の近位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 の近位端部には超音波コネクタ 7 が設けられている。

【 0 0 2 0 】

超音波内視鏡 1 の遠位端側から順に、硬質部材で形成された硬質部 2 a と、湾曲自在に構成された湾曲部 2 b と、湾曲部 2 b の近位端から操作部 3 の遠位端に至る長尺で可撓性を有する可撓管部 2 c とが接続されて、挿入部 2 が構成されている。

10

【 0 0 2 1 】

超音波振動子部 1 0 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 1 0 A を形成する。言い換えれば、超音波振動子部 1 0 は前方方向を走査する超音波観測面 1 0 A を有している。超音波振動子部 1 0 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。

【 0 0 2 2 】

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。

20

【 0 0 2 3 】

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 2 4 】

図 2 に示すように、超音波振動子部 1 0 が、硬質部 2 a の遠位端面 2 1 から突出して構成されている。さらに、硬質部 2 a の遠位端面 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遠位端側を構成する。照明窓 2 3 は、不図示の照明光学系の最も遠位端側を構成する。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、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）。

30

【 0 0 2 5 】

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。

40

【 0 0 2 6 】

挿通チャンネル 2 7 の近位端側は、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 の近位端部は、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 2 7 】

挿通チャンネル出口 2 4 の中心軸 L 2 は、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

50

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。

【 0 0 2 8 】

図 5 から図 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 0 0 の構成を示す図である。図 6 は超音波内視鏡 1 0 0 の遠位端部を示す斜視図である。図 7 は図 5 に示す遠位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 0 0 の遠位端部の斜視断面図である。

【 0 0 2 9 】

超音波内視鏡 1 0 0 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 から図 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、遠位端の超音波振動子部 1 1 0 が第 1 実施形態の超音波振動子部 1 0 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 1 0 A がより広角に形成されている。

10

【 0 0 3 0 】

さらに、大型に形成された超音波振動子部 1 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 0 0 の挿通チャンネル出口 1 2 4 は、図 6 に示すように、硬質部 1 0 2 a の長手軸方向に対し角度 α 傾けて設けられている。

【 0 0 3 1 】

ただし、挿通チャンネル出口 1 2 4 の長手方向中心軸 L 2 a と、超音波振動子部 1 1 0 の垂直方向中心線 L 3 a によって構成される面は、超音波観測面 1 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 1 2 4 から導出される処置具は、超音波観測面 1 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。

20

【 0 0 3 2 】

次に、図 9 から図 1 4 B 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 は超音波用穿刺針の全体外観図である。図 1 0 と図 1 1 は全体断面図である。図 1 2 A と図 1 2 B と図 1 3 A と図 1 3 B は針管の形状の説明図である。図 1 4 A および図 1 4 B はインプラントの説明図である。

【 0 0 3 3 】

本実施形態の超音波用穿刺針 3 0 は、挿入部 3 1 と操作部 3 2 とを備えている。挿入部 3 1 は、超音波内視鏡 1 の挿通チャンネル 2 7 に挿通される部分である。操作部 3 2 は、挿入部 3 1 の近位端部に配置され、超音波内視鏡 1 の処置具挿入口 3 d に固定される。

30

【 0 0 3 4 】

挿入部 3 1 の各部について説明する。

シース 3 3 は、柔軟性のあるチューブであり、挿入部 3 1 の最も先端側に位置する。シース 3 3 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 3 3 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 3 3 の内腔には針管 3 4 が挿通されている。この構成により、針管 3 4 と挿通チャンネル 2 7 の内面とが直接接触して針管 3 4 や挿通チャンネル 2 7 を傷めることを防ぐことができる。

40

【 0 0 3 5 】

針管 3 4 は、所定の形状に復元可能な形状記憶合金や薄肉のステンレスパイプ等で形成され、遠位端部が鋭利な形状に形成されている。針管 3 4 は、シース 3 3 内に進退自在に挿通配置されている。

【 0 0 3 6 】

針管 3 4 の遠位端付近の詳細を図 1 2 A から図 1 3 B に示す。針管 3 4 は自然状態において少なくとも遠位端付近の部分が滑らかな円弧形状に加工されている。すなわち、針管 3 4 には、外力がかかっていない状態において円弧形状をなし、外力に変形された後外力が解除されたときに元の円弧形状へと復元する湾曲形状部 3 4 A が設けられている。図 1

50

2 Aおよび図 1 2 B では、針管 3 4 の最遠位端部は円弧形状に加工されていないが、最遠位端部を円弧形状に加工する範囲に含めてもよい。

【 0 0 3 7 】

針管 3 4 の遠位端は、一般的な注射針と同様に、遠位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。この先端開口 3 4 a を遠位端面と垂直な方向、つまり最大面積で見る方向（図 1 2 A に矢印 A 1 で示す）が、針管 3 4 の長手中心軸を含む平面 3 4 b と略平行となるように、先端開口 3 4 a が形成されている。先端開口 3 4 a の最も近位端側の点 3 4 d は、平面 3 4 b と同一の面上にある。

スリット部（側孔）3 4 f は、湾曲形状部 3 4 A より遠位側において針管 3 4 の管壁のうち湾曲形状部 3 4 A の中心線を含む平面と交差し且つ湾曲形状部 3 4 A の湾曲の内側（湾曲した状態において、針管 3 4 の湾曲中心を向く側）の管壁の一部が切り取られ、インプラント 3 5 が外部に繰り出し可能である。具体的には、スリット部 3 4 f は、針管 3 4 の遠位端の先端開口 3 4 a において最も近位端側の点 3 4 d からさらに近位側へと延びている。スリット部 3 4 f は、針管 3 4 の長手中心軸方向に、後述するインプラント 3 5 の直径よりも長い長穴状に形成されている。本実施形態では、スリット部 3 4 f の最も近位端側の点 3 4 g は、平面 3 4 b と同一の面上にある。なお、スリット部 3 4 f は、最も近位端側の点 3 4 g が湾曲形状部 3 4 A に位置するまで延びていてもよい。

スリット部 3 4 f の開き幅は、インプラント 3 5 の外形寸法に基づいて設定される。すなわち、スリット部 3 4 f の開き幅は、インプラント 3 5 が進退可能な程度なクリアランスを有しており、インプラント 3 5 を構成する線材の外形寸法よりも大きい。

【 0 0 3 8 】

なお、図 1 3 A および図 1 3 B に示した例では、針管 3 4 の遠位端が図 1 2 A および図 1 2 B に示した例と逆方向に削り取られている。この場合、スリット部 3 4 f は、先端開口 3 4 a の最も遠位端側の点 3 4 h から針管 3 4 の管壁が針管 3 4 の長手中心軸方向に長穴状の切り取られた形状である。また、この場合にも、スリット部 3 4 f の最も近位端側の点 3 4 g は平面 3 4 b と同一の面上にあり、且つ湾曲形状部 3 4 A に位置している。

図 1 2 A 及び図 1 2 B に示された構成と図 1 3 A および図 1 3 B に示された構成とは、目的によりどちらが選択されてもよい。

【 0 0 3 9 】

インプラント 3 5 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 3 5 の詳細を図 1 4 A および図 1 4 B に示す。インプラント 3 5 は、針管 3 4 の内腔よりも細い線材を曲げた形状を有する。インプラント 3 5 は、弾性を持った棒ばねあるいはコイル状を有する弾性線材である。このため、インプラント 3 5 は、引き延ばされた状態では湾曲形状に復元しようとする復元力を有する。針管 3 4 の内腔の遠位端寄りに装填されたインプラント 3 5 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 3 4 の内壁を押すので、針管 3 4 から外部に簡単に外れることがない。

【 0 0 4 0 】

スタイレット 3 6 は、細長の線である。スタイレット 3 6 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 3 6 は、針管 3 4 内腔の近位端側に挿抜自在に配置される。スタイレット 3 6 は、インプラント 3 5 を針管 3 4 から押し出す放出機構である。

【 0 0 4 1 】

操作部 3 2 の各構成について説明する。

操作部本体 3 7 は、樹脂部材で形成される。

スライダ 3 8 は、この操作部本体 3 7 に対して摺動自在に設けられる。スライダ 3 8 は、樹脂部材で形成されている。

【 0 0 4 2 】

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）３９ｂは、ストッパ部材３９ａに螺合して配置されて、ストッパ部材３９ａを所望の位置に固定する。固定ネジ３９ｂの材質は、金属あるいは硬質樹脂製である。

【００４３】

操作部本体３７は細長であり、近位端部にフランジ部３７ａを形成したパイプ形状である。操作部本体３７の遠位端部には前記シース３３の近位端部が固設された樹脂製の接続部４０が接着固定されている。接続部４０の遠位端側には超音波内視鏡１の処置具挿入口３ｄに連結固定されるネジ４０ａが形成されている。接続部４０の近位端部には操作部本体３７の遠位端部が配置される凹部４０ｂが形成されている。なお、シース３３は、接続部４０に構成された遠位端接続部４０ｃに対して固定されている。

10

【００４４】

フランジ部３７ａ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４１は、フランジ部３７ａの前記凹部に配置されている。また、前記フランジ部３７ａより遠位端側の外周面の所定位置には、前記固定ネジ３９ｂの遠位端面が当接する平面部を有する切欠段部３７ｂが形成されている。

超音波用穿刺針３０の製造、出荷時には、切欠段部３７ｂの平面部には固定ネジ３９ｂの遠位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３８は操作部本体３７の近位端側に配置される。

【００４５】

この配置状態のとき、針管３４及びスタイレット３６の遠位端部はシース３３内に配置される。万一、スライダ３８が何らかの外力の影響で遠位端側に移動された場合でも、固定ネジ３９ｂの側部が切欠段部３７ｂの立ち上がり部に当接してスライダ３８の遠位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３３の遠位端から針管３４及びスタイレット３６の遠位端部は突出しない。

20

【００４６】

ストッパネジ３９ｂを緩めると、ストッパ部材３９ａが操作部本体３７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３９ａを摺動移動させて、固定ネジ３９ｂを螺合してストッパ部材３９ａ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。

【００４７】

スライダ３８は、近位端部に細径部３８ａを形成したパイプ形状で形成されている。スライダ３８の遠位端部には、スライダ３８を操作部本体３７に対して摺動自在に配置させるための摺動配置部材４２が接着固定されている。

30

【００４８】

一方、スライダ３８の近位端部開口部には樹脂製の口金部材４３が配置される。口金部材４３の遠位端部には、針管３４の近位端部及びリング４１に遠位端部が保持されるガイドパイプ４４の近位端部が固定されている。また、口金部材４３の近位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。

【００４９】

スタイレット３６は、スライダ３８の口金部材４３から挿入されている。スタイレット３６の近位端部には、樹脂製のツマミ３６ａが一体的に設けられている。

40

【００５０】

上述のように構成された超音波用穿刺針３０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。

【００５１】

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３０の作用を説明する。ここでは、まず図１から図４に示す超音波内視鏡１と図１２Ａおよび図１２Ｂに示す針管３４とを組み合わせた場合について説明する。次に、図５から図８に示す超音波内視鏡１００や、図１３Ａおよび図１３Ｂに示す針管３４を用いても、全く同様に機能することを説明する。

50

【 0 0 5 2 】

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。超音波用穿刺針 3 0 の針管 3 4 の内部には、インプラント 3 5 があらかじめ装填されている。インプラント 3 5 は、引き延ばされた状態で針管 3 4 の先端開口 3 4 a 側から針管 3 4 内に挿入される。なお、インプラント 3 5 は、針管 3 4 の近位端から挿入されてスタイレット 3 6 によって遠位端まで送り込まれてもよい。

【 0 0 5 3 】

針管 3 4 内にインプラント 3 5 を装填するとき、針管 3 4 の周方向におけるインプラント 3 5 の向きを特定の向きに定めつつ、インプラント 3 5 を針管 3 4 内に挿入することは容易ではない。また、インプラント 3 5 を針管 3 4 内に挿入する過程でインプラント 3 5 を構成する線材が若干擦じれる場合もある。本実施形態では、インプラント 3 5 を針管 3 4 に挿入するときの周方向の向きがどのような向きであっても、針管 3 4 の湾曲形状部 3 4 A にインプラント 3 5 の遠位端が位置するようにインプラント 3 5 が配置されれば、湾曲形状部 3 4 A の湾曲方向にインプラント 3 5 の湾曲方向が倣うように、インプラント 3 5 が針管 3 4 の内部で回転する。このため、インプラント 3 5 の回転後、インプラント 3 5 の遠位端は、針管 3 4 の長手中心軸を含む平面 3 4 b 内に位置する。すなわち、針管 3 4 内でインプラント 3 5 がスタイレット 3 6 によって押されたときに、インプラント 3 5 の遠位端がスリット部 3 4 f の最も近位端側の点 3 4 g に到達できるように、針管 3 4 に対してインプラント 3 5 が配置されている。

インプラント 3 5 の一部が湾曲形状部 3 4 A に位置していれば、インプラント 3 5 は湾曲形状部 3 4 A の湾曲方向に倣って回転しようとする力を針管 3 4 の内面から受ける。また、インプラント 3 5 の遠位端が湾曲形状部 3 4 A に位置していると、スリット部 3 4 f に最初に入り込むインプラント 3 5 の遠位端の位置が好適な位置に移動しやすい。

【 0 0 5 4 】

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 5 5 】

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 の遠位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 の遠位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 の遠位端と目的部位との距離を測定する。

【 0 0 5 6 】

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 5 7 】

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 の遠位端が目的部位に確実に穿刺される。

【 0 0 5 8 】

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 を遠位端側に押し込む。これにより、スタイレット 3 6 が遠位端側へ移動し、針管 3 4 遠位端の先端開口 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 5 9 】

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。

【 0 0 6 0 】

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 の遠位

10

20

30

40

50

端に配設された超音波振動子部 10 を、体内の組織にしっかり当てる必要がある。図 15 において、超音波内視鏡 1 は体内管腔組織 50 に挿入されているため、超音波振動子部 10 を組織に当てるためには、内視鏡の挿入部 2 の湾曲部 2b を、通常アップ (up) 方向と呼ばれる方向に湾曲させ、体内管腔組織 50 に向ける必要がある。湾曲させた結果、湾曲部 2b 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 27 も、必然的に略円弧形状になる。このとき、挿通チャンネル 27 の長手中心軸を含む平面 51 は、超音波観測面 10A と略同一面になる。

【0061】

図 16A から図 16C には、湾曲した挿通チャンネル 27 に、上述のように遠位端付近の部分が滑らかな円弧状に曲がった針管 34 を含む超音波用穿刺針 30 の挿入部 31 が挿通チャンネル 27 内を通過する状態を、操作の時系列順に示している。図 16A では、挿入部 31 の遠位端が超音波内視鏡 1 の挿通チャンネル 27 の湾曲部手前まで押し進められている。挿入部 31 をさらに遠位端側に押し進めると、図 16B に示すように、針管 34 の円弧形状が挿入部 2 の湾曲形状に到達する。挿入することによって挿通チャンネル 27 の内壁から針管 34 が力を受けるため、挿通チャンネル 27 の円弧形状と針管 34 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 34 が長手軸周りに回転させられる。この結果、針管 34 の長手中心軸を含む平面 34b (すなわち、針管 34 の先端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 27 の長手中心軸を含む平面 51 と略同一になる。従って、平面 34b は超音波観測面 10A と略同一面となる。

なお、針管 34 が挿通チャンネル 27 に挿通される前の状態において針管 34 の湾曲形状部 34A の湾曲方向にインプラント 35 の湾曲方向が倣っていない場合であっても、湾曲状態にある挿通チャンネル 27 内に湾曲形状部 34A が配置されると、針管 34 の内部では、インプラント 35 がコイル状に復元しようとする復元力によって、インプラント 35 の湾曲形状が針管 34 の湾曲形状に倣った状態となるように、インプラント 35 が回転する。すなわち、針管 34 の湾曲形状部 34A が挿通チャンネル 27 の円弧形状に倣うまで回転移動するとともに、インプラント 35 の湾曲形状が針管 34 の湾曲形状部 34A に倣うまで回転移動する。

【0062】

図 16C は、挿入部 31 が所定位置まで達した状態を示す。針管 34 の軸周りの角度位置は図 16B と変わらないが、針管 34 の円弧形状と挿入部 2 の湾曲形状の重なる長さが増えるので、針管 34 の軸周りの角度位置はより安定する。先端開口 34a を最大面積で見る方向 A1 が平面 34b と略平行なので、方向 A1 は超音波観測面 10A と略平行になる。言い換えると、方向 A1 における針管 34 の先端開口の向きに一致する軸線は、超音波観測面 10A と略平行になる。

【0063】

インプラント 35 は弾性があり、針管 34 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 17 に示すように、インプラント 35 が針管 34 の先端開口 34a から送り出されるときには、インプラント 35 の遠位端はスリット部 34f の最も近位側の点 34g から針管 34 の外部へと繰り出される。このため、インプラント 35 の外面は、スリット部 34f に支持されつつ、針管 34 の長手中心軸を含む平面 34b に沿って繰り出される。すなわち、本実施形態では、インプラント 35 は、針管 34 の長手中心軸を含む平面 34b に対して交差する方向へ突出する動作なしに、常に針管 34 の長手中心軸を含む平面 34b 内にある。

インプラント 35 は、スリット部 34f において対向する一对の壁面 34f-1、34f-2 (図 12B 参照) によって挟まれるように支持され、さらに、針管 34 の内周面であって針管 34 をその長手中心軸方向に見たときにスリット部 34f と対向する位置にある面に支持されている。このため、インプラント 35 が針管 34 のスリット部 34f を通じて繰り出される際に、インプラント 35 は、平面 34e に沿って繰り出され、平面 34e に交差する方向へは移動しにくい。

インプラント 35 は、平面 34e 上を送り出される。このとき、平面 34e は、平面 3

10

20

30

40

50

4 bと略同一であり、近位端点3 4 dを含む。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 6 4】

次に図5から図8に示す超音波内視鏡1 0 0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。

【0 0 6 5】

図1 8は、湾曲した挿通チャンネル2 7に、自然状態において遠位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が挿通チャンネル2 7内を通過し、所定位置まで達した状態である。

【0 0 6 6】

図6で示したように、挿通チャンネル出口1 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 1 0に接触しないように、硬質部1 0 2 aの長手軸方向に対し角度 α 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1 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。そして、インプラント3 5は、針管3 4の先端開口3 4 aの最も遠位端側の点3 4 hから近位側に延びるスリット部3 4 fの近位端からスリット部3 4 fに入り込み、超音波画像上で確認可能な位置関係を有して針管3 4から外部へと排出される。

したがって、インプラント3 5が針管3 4の先端開口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。

【0 0 6 7】

もちろん、図1から図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る用いた場合や、図5から図8に示す超音波内視鏡1 0 0と図1 2 Aおよび図1 2 Bに示す針管を組み合わせる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。

【0 0 6 8】

このように、本実施形態の超音波用穿刺針3 0は、針管3 4から放出されるインプラント3 5の位置を超音波内視鏡1によって、針管3 4からインプラント3 5が繰り出される最初の時点から常に把握することができる。これにより、本実施形態の超音波用穿刺針3 0を用いることで、インプラント3 5の遠位端の位置を把握しながら手技を進めることができるので、超音波内視鏡1の視野の外でインプラント3 5の遠位端が生体組織に接触する可能性を低く抑えることができる。

【0 0 6 9】

(第二の実施形態)

第二の実施形態は、針管の遠位端形状の構成において、第一の実施形態と異なる。

図1 9から図2 1に示す通り、針管5 4の遠位端は鋭利であり、側面に開口5 4 aが設けられている。この開口5 4 aを正面から見る方向、つまり最大面積で見る方向(図1 9及び図2 1に矢印A 2で示す)が、針管5 4の長手中心軸を含む平面5 4 bと略平行となるように、開口5 4 aが形成されている。開口5 4 aは、本実施形態では、1個のみ設けられている。開口5 4 aは、インプラント3 5を針管5 4の内部から外部へ排出するための経路であり、上記第1実施形態で説明したスリット部3 4 fに相当する。本実施形態では、第1実施形態と同様に湾曲形状をなす湾曲形状部5 4 Aが針管5 4の遠位部分に設けられている。

このような構成であっても、インプラント3 5は開口5 4 aからスタイレット3 6によって押し出されるので、超音波内視鏡1によって観察可能である。

【0 0 7 0】

以上、本発明の実施形態について図面を参照して詳述したが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲の設計変更等も含まれる。

10

20

30

40

50

図 2 2 から図 2 4 は、上記各実施形態に対する設計変更の例を示す部分断面図である。

たとえば、図 2 2 に示すように、線材からなるインプラント 3 5 が引き延ばされて針管 3 4 の内部に装填された状態において、インプラント 3 5 を構成する線材の遠位端 3 5 a が湾曲形状部 3 4 A に位置していてもよい。

【 0 0 7 1 】

また、図 2 3 に示すように、線材からなるインプラント 3 5 が引き延ばされて針管 3 4 の内部に装填された状態において、インプラント 3 5 が引き延ばされた状態における中央部 3 5 c が湾曲形状部 3 4 A に位置していてもよい。

【 0 0 7 2 】

また、図 2 4 に示すように、スリット部 3 4 f の近位端の点 3 4 g は湾曲形状部 3 4 A に位置していてもよい。

【 0 0 7 3 】

以上、本発明の好ましい実施形態を説明したが、本発明はこれら実施形態及びその変形例に限定されることはない。本発明の趣旨を逸脱しない範囲で、構成の付加、省略、置換、およびその他の変更が可能である。

また、本発明は前述した説明によって限定されることはなく、添付のクレームの範囲によってのみ限定される。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 7 4 】

上記各態様によれば、穿刺針から放出される器具の位置を超音波内視鏡によって把握することができる。

【符号の説明】

【 0 0 7 5 】

1 , 1 0 0 超音波内視鏡

2 挿入部（内視鏡挿入部）

2 a , 1 0 2 a 硬質部

2 b 湾曲部

2 c 可撓管部

3 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 1 0 超音波振動子部

1 0 A , 1 1 0 A 超音波観測面

2 1 遠位端面

2 2 観察窓

2 3 照明窓

2 4 , 1 2 4 挿通チャンネル出口

2 7 処置具挿通チャンネル

3 0 超音波用穿刺針

3 1 挿入部

3 2 操作部

3 3 シース

3 4 針管

3 4 a 先端開口

3 4 A , 5 4 A 湾曲形状部

3 4 b 平面

10

20

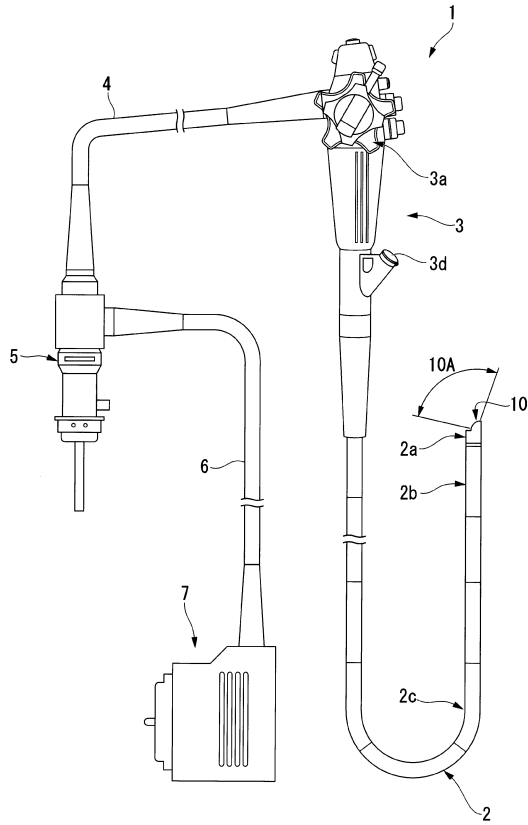
30

40

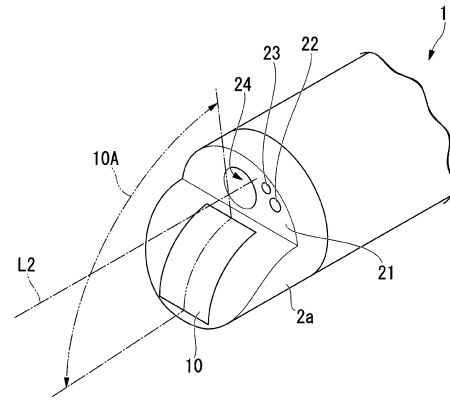
50

3 4 d	点	
3 4 e	平面	
3 4 f	スリット部	
3 4 g	点	
3 4 h	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 8 a	細径部	
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	遠位端接続部	20
4 1	リング	
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 1	平面	
5 4	針管	
5 4 a	開口	
5 4 b	平面	

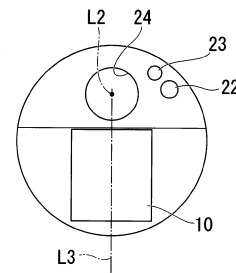
【図 1】



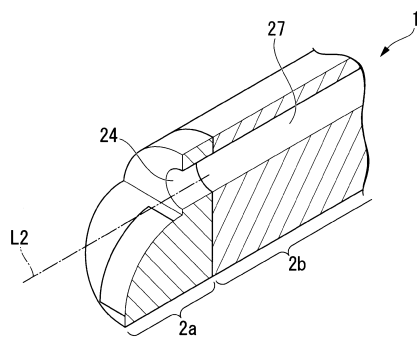
【図 2】



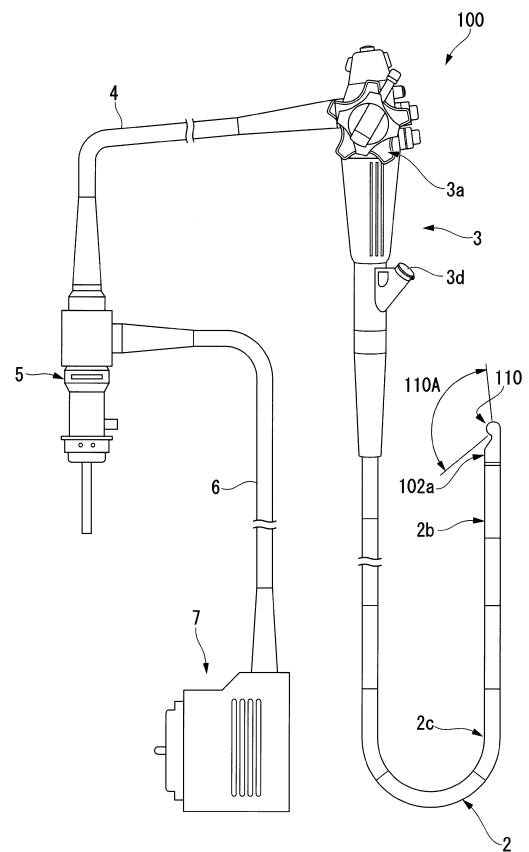
【図 3】



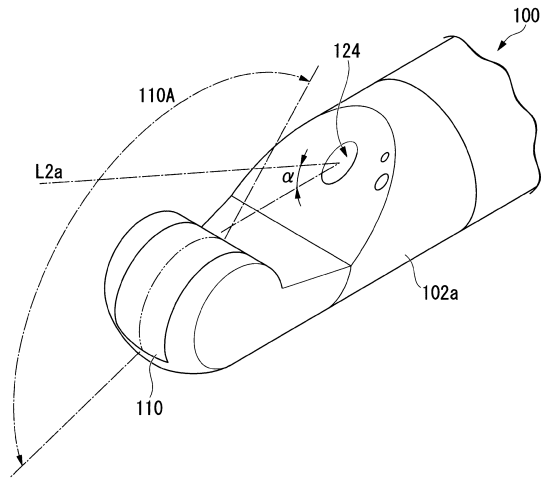
【図 4】



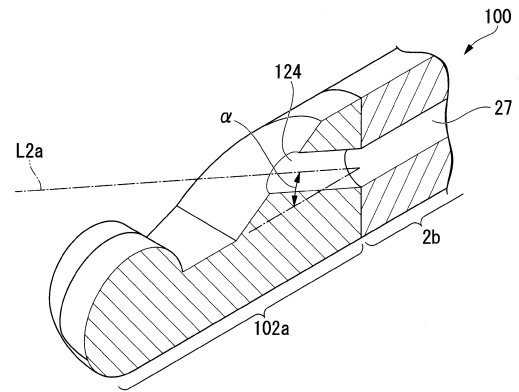
【図 5】



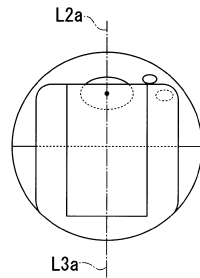
【図 6】



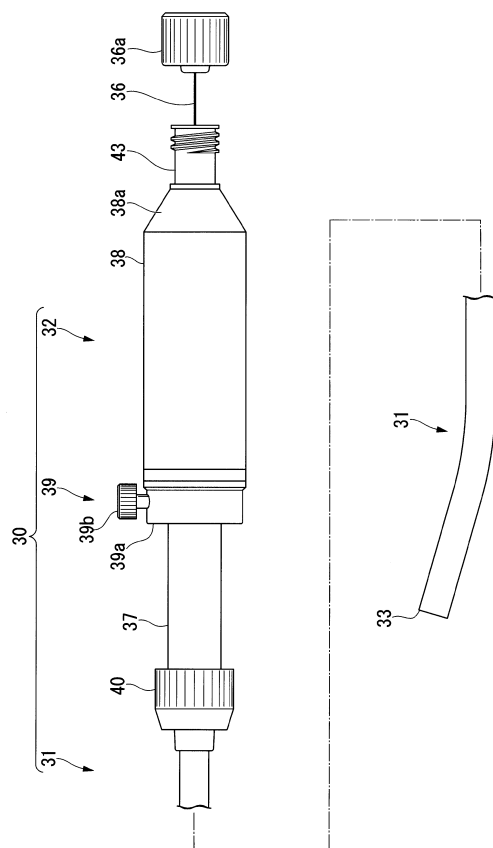
【図 8】



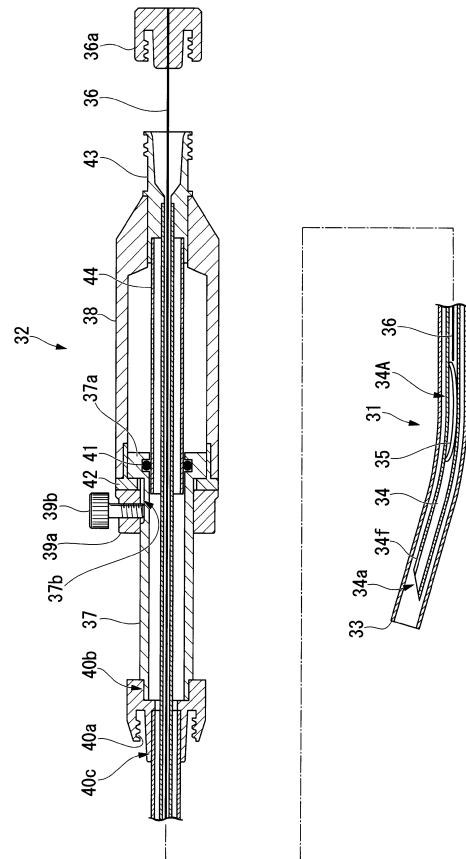
【図 7】



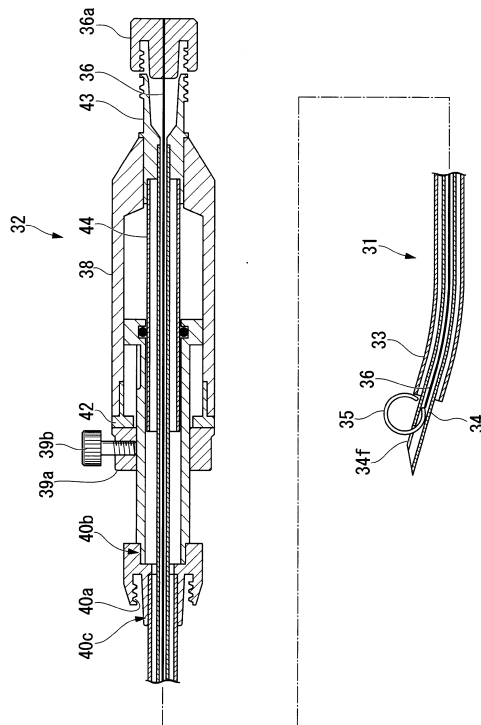
【図 9】



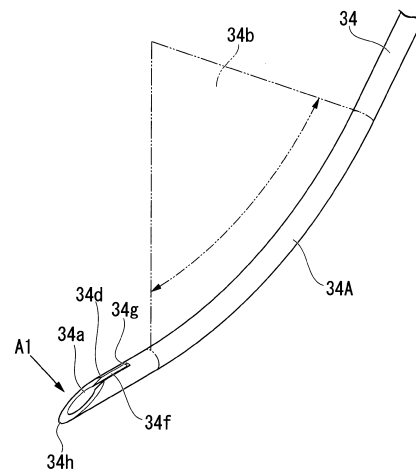
【図 10】



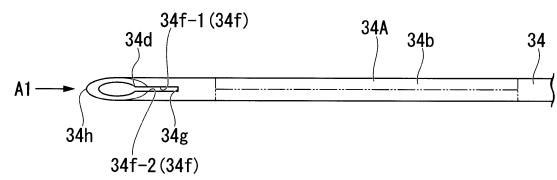
【図 1 1】



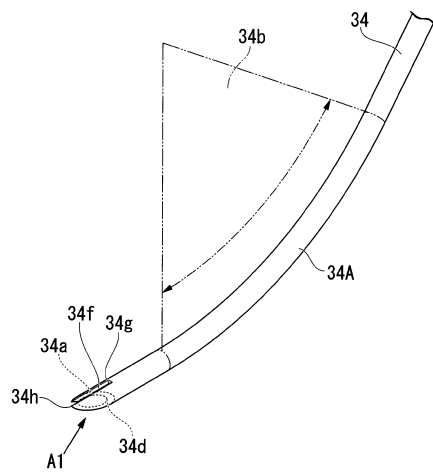
【図 1 2 A】



【図 1 2 B】



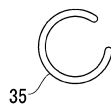
【図 1 3 A】



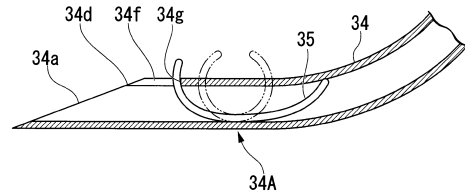
【図 1 3 B】



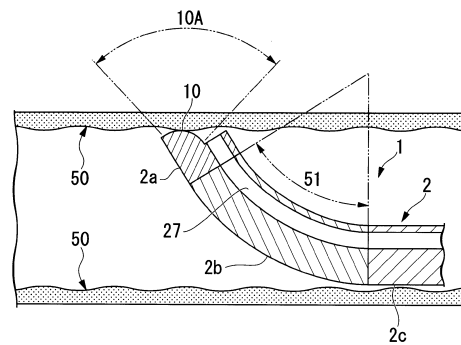
【図 1 4 A】



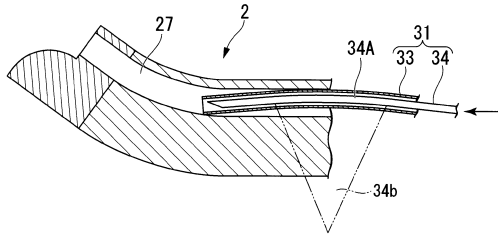
【図 1 4 B】



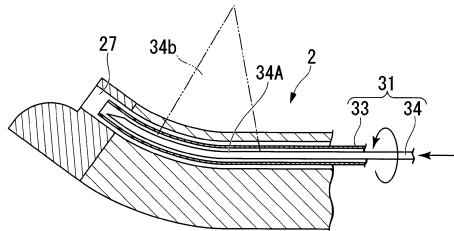
【図 1 5】



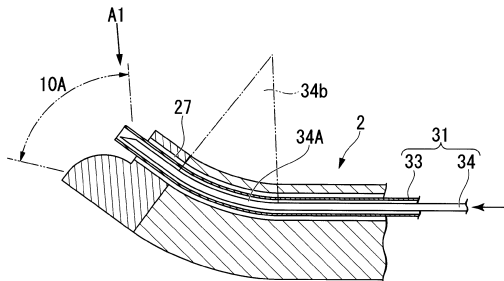
【図 16 A】



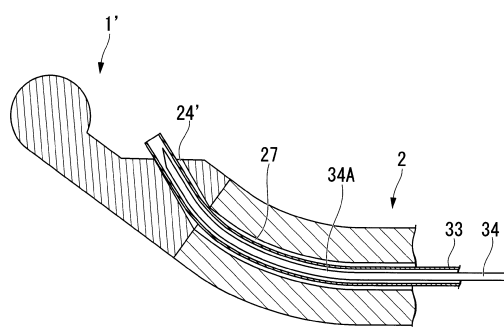
【図 16 B】



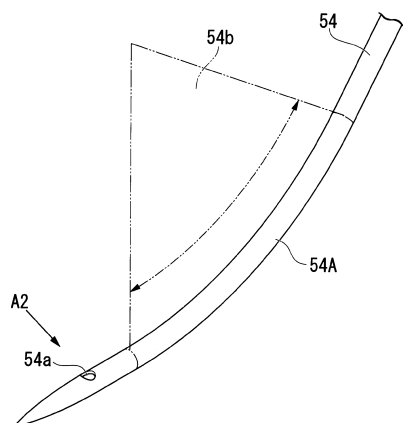
【図 16 C】



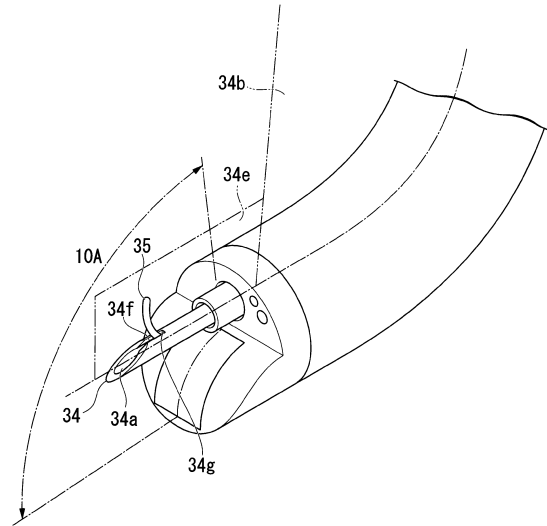
【図 18】



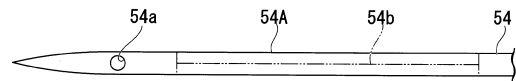
【図 19】



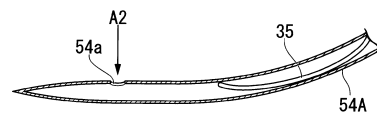
【図 17】



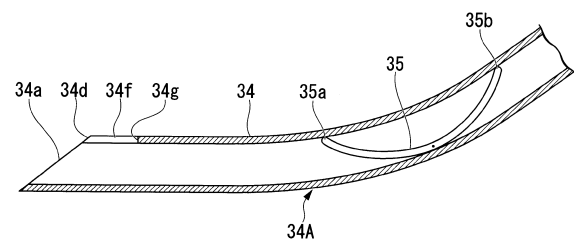
【図 20】



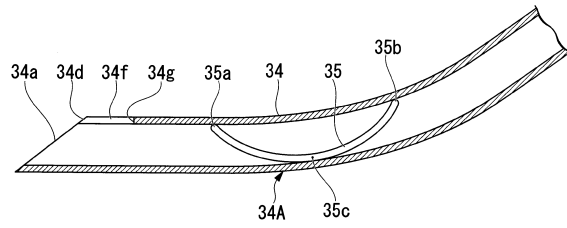
【図 21】



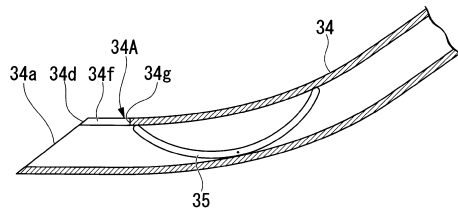
【図 22】



【図 2 3】



【図 2 4】



フロントページの続き

(72)発明者 佐藤 雅俊
東京都八王子市石川町２９５１番地 オリンパス株式会社内

審査官 門田 宏

(56)参考文献 国際公開第２０１２／１６５３０３（ＷＯ，Ａ１）
特開２０１０－０１７５４１（ＪＰ，Ａ）
米国特許出願公開第２０１０／００１０２９３（ＵＳ，Ａ１）
特開２００２－３０６４９７（ＪＰ，Ａ）
国際公開第２００７／０３７３２６（ＷＯ，Ａ１）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
A 6 1 B 8 / 0 0
A 6 1 B 1 / 0 0
A 6 1 B 1 7 / 0 0

专利名称(译)	超音波用穿刺针		
公开(公告)号	JP6180575B2	公开(公告)日	2017-08-16
申请号	JP2016076170	申请日	2016-04-05
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	佐藤雅俊		
发明人	佐藤 雅俊		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/00		
CPC分类号	A61B1/00098 A61B1/00179 A61B8/0841 A61B8/12 A61B8/4444 A61B17/3468 A61B17/3478 A61B2010/045 A61B2017/00331 A61B2017/0034 A61B2090/3908 A61B2090/3987 A61M25/0108 A61M2025/009 A61N2005/1025 A61B1/018 A61B1/06 A61B8/445		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/FE02 4C601/FF05 4C601/FF06		
代理人(译)	塔奈澄夫 铃木史朗		
审查员(译)	门田弘		
优先权	2013257469 2013-12-12 JP		
其他公开文献	JP2016154876A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波内窥镜用穿刺针，其特征在于，针管具有侧孔，该针孔构成为在针管的比弯曲形状部分更远侧的管壁中，管的一部分壁被切断，管壁穿过包括弯曲形状部分的中心线的平面，管壁位于弯曲形状部分的曲线的内侧，并且导线能够从侧孔输送;并且，在线被拉伸并装入针管的状态下，线的至少一部分位于弯曲形状部分。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6180575号 (P6180575)
(45) 発行日 平成29年8月16日 (2017. 8. 16)	(24) 登録日 平成29年7月28日 (2017. 7. 28)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 2 (2006. 01) A 6 1 B 8 / 0 0 (2006. 01)	F 1 A 6 1 B 8 / 1 2 A 6 1 B 8 / 0 0	
請求項の数 10 (全 20 頁)		
(21) 出願番号 特願2016-76170 (P2016-76170)	(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2-9-1番地	
(22) 出願日 平成28年4月5日 (2016. 4. 5)	(74) 代理人 100106909 弁理士 棚井 澄雄	
(62) 分割の表示 特願2015-529729 (P2015-529729) の分割	(74) 代理人 100064908 弁理士 志賀 正武	
原出願日 平成26年12月10日 (2014. 12. 10)	(74) 代理人 100094400 弁理士 鈴木 三義	
(65) 公開番号 特開2016-154876 (P2016-154876A)	(74) 代理人 100086379 弁理士 高瀬 忠夫	
(43) 公開日 平成28年9月1日 (2016. 9. 1)	(74) 代理人 100139686 弁理士 鈴木 史朗	
審査請求日 平成28年4月5日 (2016. 4. 5)	(74) 代理人 100161702 弁理士 橋本 宏之	
(31) 優先権主張番号 特願2013-257469 (P2013-257469)		
(32) 優先日 平成25年12月12日 (2013. 12. 12)		
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波用穿刺針		