

(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2016-67431
(P2016-67431A)

(43) 公開日 平成28年5月9日(2016.5.9)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 10/04 (2006.01)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 10/04
A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

テーマコード (参考)
4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2014-197424 (P2014-197424)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成26年9月26日 (2014. 9. 26)		オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100106909
			弁理士 棚井 澄雄
		(74) 代理人	100064908
			弁理士 志賀 正武
		(74) 代理人	100094400
			弁理士 鈴木 三義
		(74) 代理人	100086379
			弁理士 高柴 忠夫
		(74) 代理人	100139686
			弁理士 鈴木 史朗
		(74) 代理人	100161702
			弁理士 橋本 宏之

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用穿刺針

(57) 【要約】

【課題】内視鏡の損傷や穿刺性能の低下が起こりにくい内視鏡用穿刺針を提供すること。

【解決手段】内視鏡用穿刺針は、内視鏡のチャンネル107に挿通可能で先端部に傾斜面状の開口32を有する針管3と、針管3の中心線X1を回転中心として針管を回転自在に支持し針管3の中心線X1方向に針管3を移動させる針スライダと、を有し、針管3は、チャンネル107のアングルチューブ107bを針管3が通過する過程で針管3の先端部の一部がチャンネル107から押圧力を受けて、アングルチューブ107bの基端部分に対するアングルチューブ107bの先端部分の傾斜方向に開口32の刃面が略沿うまで、針スライダに対して、回転する。

【選択図】 図19

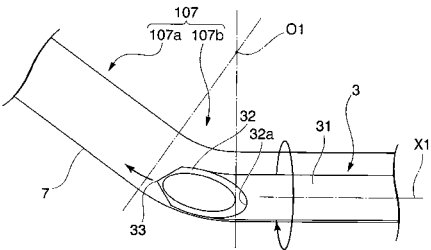


図19

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

屈曲したチャンネルを有する内視鏡に取り付けて使用される内視鏡用穿刺針であって、
前記チャンネルに挿通可能で先端部に傾斜面を有する針管と、
前記針管の中心線を回転中心として前記針管を回転自在に支持し前記針管の中心線方向
に前記針管を移動させる針スライダと、

を有し、

前記針管は、前記チャンネルの屈曲部を前記針管が通過する過程で前記先端部の一部が
前記チャンネルから押圧力を受けて、前記屈曲部の基端部分に対する前記屈曲部の先端部
分の傾斜方向に前記傾斜面が略沿うまで、前記針スライダに対して、回転する

10

内視鏡用穿刺針。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の内視鏡用穿刺針であって、

前記針管は、前記針管の内部と連通する貫通孔を有してシリンジに接続可能な筒状を
なし前記針管の径方向に延びて前記針スライダに係止されるフランジ部が形成された口金
部材を有する

内視鏡用穿刺針。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の内視鏡用穿刺針であって、

前記針スライダを前記針管の中心線方向に進退可能に支持し前記内視鏡に取り付け可
能な操作本体を有する

20

内視鏡用穿刺針。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の内視鏡用穿刺針であって、

前記針管の中心線に対する前記傾斜面の傾斜角度は、前記屈曲部の屈曲角度よりも大き
い

内視鏡用穿刺針。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

30

本発明は、内視鏡用穿刺針に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、微量の体組織を採取し、顕微鏡で観察する、生検といわれる検査方法が知られて
いる。臓器等の深部の組織を採取する場合は、光学内視鏡による観察が困難であるため、
超音波内視鏡等による当該臓器の超音波断層像を取得し、超音波観察下で当該臓器に穿刺
針を刺入して組織を採取することがある。

【0003】

たとえば特許文献 1 には、生検に利用可能な超音波内視鏡用穿刺針が開示されている。
特許文献 1 に記載された超音波内視鏡は、細径の挿入部を有している。特許文献 1 に記載
された超音波内視鏡の挿入部は、穿刺針の向きを穿刺目標へ向けるために、穿刺針の通路
となる管路の一部に屈曲部を有している。このような超音波内視鏡では、屈曲部の内壁に
よって穿刺針が押されて屈曲部内で穿刺針が曲げられる。

40

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

【特許文献 1】特開 2013 - 103061 号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

50

穿刺針は、生検の対象となる組織に穿刺される鋭利な先端を有している。穿刺針の先端が鋭利なので、内視鏡の挿入部の屈曲部などに穿刺針の先端が触れないようにして、内視鏡の損傷や穿刺性能の低下を防止することが望まれている。

【 0 0 0 6 】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、その目的は、内視鏡の損傷や穿刺性能の低下が起こりにくい内視鏡用穿刺針を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

本発明の一態様は、屈曲したチャンネルを有する内視鏡に取り付けて使用される内視鏡用穿刺針であって、前記チャンネルに挿通可能で先端部に傾斜面を有する針管と、前記針管の中心線を回転中心として前記針管を回転自在に支持し前記針管の中心線方向に前記針管を移動させる針スライダと、を有し、前記針管は、前記チャンネルの屈曲部を前記針管が通過する過程で前記先端部の一部が前記チャンネルから押圧力を受けて、前記屈曲部の基端部分に対する前記屈曲部の先端部分の傾斜方向に前記傾斜面が略沿うまで、前記針スライダに対して、回転する内視鏡用穿刺針である。

10

【 0 0 0 8 】

前記針管は、前記針管の内部と連通する貫通孔を有してシリンジに接続可能な筒状をなし前記針管の径方向に延びて前記針スライダに係止されるフランジ部が形成された口金部材を有していてもよい。

【 0 0 0 9 】

上記態様の内視鏡用穿刺針は、前記針スライダを前記針管の中心線方向に進退可能に支持し前記内視鏡に取り付け可能な操作本体を有していてもよい。

20

【 0 0 1 0 】

前記針管の中心線に対する前記傾斜面の傾斜角度は、前記屈曲部の屈曲角度よりも大きくてもよい。

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、内視鏡の損傷や穿刺性能の低下が起こりにくい内視鏡用穿刺針を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

30

【 0 0 1 2 】

【図 1】本発明の第 1 実施形態の内視鏡用穿刺針および超音波内視鏡を備えた本実施形態の生検システムの概略構成を示す図である。

【図 2】同生検システムの内視鏡である超音波内視鏡の先端部分の断面図である。

【図 3】同内視鏡用穿刺針の部分断面図である。

【図 4】同内視鏡用穿刺針の針管の先端部分を示す平面図である。

【図 5】同内視鏡用穿刺針の針管の先端部分を示す正面図である。

【図 6】同内視鏡用穿刺針の針管の先端部分を示す側面図である。

【図 7】同内視鏡用穿刺針の針管の先端部分を示す底面図である。

【図 8】同内視鏡用穿刺針の針管の扁平部を示す断面図である。

40

【図 9】同内視鏡用穿刺針の操作部の基端部分を示す断面図である。

【図 10】図 9 の A 1 - A 1 線における断面図である。

【図 11】図 9 の B 1 - B 1 線における断面図である。

【図 12】同内視鏡用穿刺針の作用を説明するための断面図である。

【図 13】図 12 の A 2 - A 2 線における断面図である。

【図 14】図 12 の B 2 - B 2 線における断面図である。

【図 15】同内視鏡用穿刺針の操作部の平面図である。

【図 16】同内視鏡用穿刺針が内視鏡に取り付けられた状態を示す斜視図である。

【図 17】同内視鏡用穿刺針の作用を説明するための図である。

【図 18】同内視鏡用穿刺針の作用を説明するための図である。

50

【図 19】同内視鏡用穿刺針の作用を説明するための図である。

【図 20】同内視鏡用穿刺針の作用を説明するための図である。

【図 21】同内視鏡用穿刺針の作用を説明するための図である。

【図 22】同内視鏡用穿刺針の作用を説明するための図である。

【図 23】本発明の第 2 実施形態の内視鏡用穿刺針の操作部の基端部分を示す断面図である。

【図 24】同操作部の背面図である。

【図 25】図 23 の A3 - A3 線における断面図である。

【図 26】内視鏡用穿刺針の針管の先端部分の別の構成を示す平面図である。

【図 27】内視鏡用穿刺針の針管の先端部分の別の構成を示す正面図である。

【図 28】内視鏡用穿刺針の針管の先端部分の別の構成を示す側面図である。

【図 29】内視鏡用穿刺針の針管の先端部分の別の構成を示す底面図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

(第 1 実施形態)

本発明の第 1 実施形態について説明する。図 1 は、内視鏡用穿刺針および超音波内視鏡を備えた本実施形態の生検システムの概略構成を示す図である。図 2 は、生検システムの内視鏡である超音波内視鏡の先端部分の断面図である。

図 1 に示す本実施形態の内視鏡用穿刺針 1 (以下、単に「穿刺針 1」と称する。)は、生検システム 150 の一部として、超音波内視鏡 100 と組み合わせて生検に使用される生検針である。

【0014】

まず、本実施形態の穿刺針 1 とともに使用される内視鏡の一例について説明する。なお、本実施形態の穿刺針 1 とともに使用可能な内視鏡の構成は特に限定されない。

【0015】

本実施形態で例示する超音波内視鏡 100 は、呼吸器に対する診断や治療を行うために適用されることが想定された細径の内視鏡である。超音波内視鏡 100 は、先端から体内に挿入される挿入部 101 と、挿入部 101 の基端に取り付けられた操作部 109 と、操作部 109 の側部に一端が接続されたユニバーサルコード 112 と、ユニバーサルコード 112 の他端に分岐ケーブル 112a を介して接続された光源装置 113 と、ユニバーサルコード 112 の他端に分岐ケーブル 112b を介して接続された光学的観察部 114 と、ユニバーサルコード 112 の他端に分岐ケーブル 112c を介して接続された超音波観察部 115 とを備える。

【0016】

挿入部 101 は、先端硬質部 102、湾曲部 105、および可撓管部 106 が先端側からこの順に並べて設けられている。

【0017】

先端硬質部 102 は、光学的観察を行うための光学撮像機構 103 と、超音波観察を行うための超音波走査機構 104 とを備える。

【0018】

光学撮像機構 103 は、先端硬質部 102 の斜め前方に視野が向けられた撮像光学系と、撮像光学系を通じて入射した被写体の像を検出する CCD や CMOS などのイメージセンサと、イメージセンサの動作を制御する CPU 等の不図示の各種構成を備える。

【0019】

超音波走査機構 (プローブ) 104 は、超音波を出射し、受信する図示しない超音波振動子を備える。超音波走査機構 104 は、超音波振動子が発した超音波が観察対象に当たって反射した反射波を超音波振動子によって受信し、超音波振動子が受信した超音波に基づいた信号を超音波観察部 115 へ出力する。本実施形態の超音波走査機構 104 は、生検対象となる組織の超音波画像を取得し、また、生検の手技の過程で針管 3 の超音波画像を取得するために使用される。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 0 】

湾曲部 1 0 5 は、筒状に形成されており、湾曲部 1 0 5 の先端 1 0 5 a (図 2 参照) に固定され操作部 1 0 9 まで延びる図示しないアングルワイヤを操作部 1 0 9 において牽引操作することによって、所定方向へ湾曲する能動湾曲部である。本実施形態の湾曲部 1 0 5 は、超音波の走査方向に沿って 2 方向に湾曲可能である。

本実施形態では、例えば呼吸器の治療のために、挿入部の外径が細く 2 方向に湾曲可能な内視鏡を用いているが、例えば消化器の処置を行う場合等には、外径は太いが操作自由度の高い 4 方向に湾曲可能な内視鏡を用いてもよい。

【 0 0 2 1 】

可撓管部 1 0 6 は、管腔組織内や体腔内において先端硬質部 1 0 2 を所望の位置に案内できるように柔軟に形成された筒状部材である。

湾曲部 1 0 5 と可撓管部 1 0 6 とのそれぞれの内部には、チャンネル 1 0 7 と、送気送水や吸引などを行うための図示しない管路とが設けられている。

【 0 0 2 2 】

図 1 及び図 2 に示すチャンネル 1 0 7 は、穿刺針 1 を挿通するための筒状部である。

チャンネル 1 0 7 の一端は先端硬質部 1 0 2 の先端部近傍に開口され、チャンネル 1 0 7 の他端は操作部 1 0 9 の先端側の側面に開口されている。チャンネル 1 0 7 の他端には、フランジ状に形成された基端口金 1 0 8 が固定されている。基端口金 1 0 8 には、超音波内視鏡 1 0 0 とともに使用される穿刺針 1 を固定することができる。本実施形態のチャンネル 1 0 7 の内径は、2 . 0 mm 以上 2 . 2 mm 以下である。これは、消化器用の内視鏡におけるチャンネルよりも小さい。

【 0 0 2 3 】

チャンネル 1 0 7 は、図 2 に示すように、先端硬質部 1 0 2 内において挿入部 1 0 1 の軸線 C 1 に対して傾斜したスローブ部 1 0 7 a と、スローブ部 1 0 7 a の基端に接続されたアングルチューブ 1 0 7 b と、アングルチューブ 1 0 7 b の基端に接続されたチャンネルチューブ 1 0 7 c とを有する。

【 0 0 2 4 】

スローブ部 1 0 7 a は、挿入部 1 0 1 の軸線 C 1 に対して傾斜する直線を中心線とする貫通孔が先端硬質部 1 0 2 に形成されていることによって先端硬質部 1 0 2 に設けられている。スローブ部 1 0 7 a に形成された貫通孔の中心線 C 2 は、超音波走査機構 1 0 4 の走査面 (上述の湾曲面と略同一) に含まれる位置にある。このため、スローブ部 1 0 7 a に穿刺針 1 が挿通されたときに、スローブ部 1 0 7 a は、穿刺針 1 の針管 3 を上述の走査面へと案内し超音波走査機構 1 0 4 の振動子に対して傾斜して針管 3 を突出させることができる。

挿入部 1 0 1 の軸線 C 1 に対するスローブ部 1 0 7 a の中心線 C 2 の傾斜角度は、処置対象となる部位等に対応して適宜設定されてよい。本実施形態では、スローブ部 1 0 7 a の中心線 C 2 は、挿入部 1 0 1 の軸線 C 1 に対して、針管 3 が超音波画像として取得可能な向きに突出する角度 (たとえば 2 3 ° 以上 2 8 ° 以下) をなして傾斜している。

【 0 0 2 5 】

アングルチューブ 1 0 7 b は、チャンネルチューブ 1 0 7 c からスローブ部 1 0 7 a へと案内される穿刺針 1 の先端の向きをスローブ部 1 0 7 a の中心線 C 2 に沿う方向へと変化させるために所定の角度を有して屈曲したチューブ状の屈曲部である。アングルチューブ 1 0 7 b は、スローブ部 1 0 7 a とチャンネルチューブ 1 0 7 c とを繋ぐ。本実施形態では、アングルチューブ 1 0 7 b は、一定の曲率で曲げられた弧状である。

【 0 0 2 6 】

チャンネルチューブ 1 0 7 c は、先端硬質部 1 0 2 の基端近傍において、挿入部 1 0 1 の軸線 C 1 方向と平行な方向で挿入部 1 0 1 の先端側に向けて開口されており、挿入部 1 0 1 の軸線 C 1 と略平行に挿入部 1 0 1 の基端側に延びて基端口金 1 0 8 に固定されている。

【 0 0 2 7 】

図 1 に示す操作部 109 は、超音波内視鏡 100 を使用する術者が手に持つことができるように形成された外面を有し、アングルワイヤを牽引して湾曲部 105 を湾曲動作させるための湾曲操作機構 110 と、管路を通じて送気、送水、あるいは吸引をするための複数のスイッチ 111 とを備えている。

【0028】

光源装置 113 は、光学撮像機構 103 によって撮像するための照明光を発するための装置である。

【0029】

光学的観察部 114 は、光学撮像機構 103 のイメージセンサによって撮像された映像をモニター 116 に映し出すように構成されている。

10

【0030】

超音波観察部 115 は、超音波走査機構 104 から出力された信号を受信し、この信号に基づいて画像を生成してモニター 116 に映し出すようになっている。

【0031】

次に、穿刺針 1 の構成について説明する。図 3 は、穿刺針 1 の部分断面図である。図 4 は、針管 3 の先端部分を示す平面図である。図 5 は、針管 3 の先端部分を示す正面図である。図 6 は、針管 3 の先端部分を示す側面図である。図 7 は、針管 3 の先端部分を示す底面図である。図 8 は、針管 3 の扁平部を示す断面図である。図 9 は、操作部 8 の基端部分を示す断面図である。図 10 は、図 9 の A1 - A1 線における断面図である。図 11 は、図 9 の B1 - B1 線における断面図である。図 12 は、穿刺針 1 の作用を説明するための断面図である。図 13 は、図 12 の A2 - A2 線における断面図である。図 14 は、図 12 の B2 - B2 線における断面図である。図 15 は、穿刺針 1 の操作部 8 の平面図である。

20

【0032】

図 1 及び図 3 に示すように、穿刺針 1 は、体内に挿入される挿入体 2 と、挿入体 2 を操作するための操作部（処置具操作部）8 と、スタイレット（芯金）27 とを備える。

【0033】

挿入体 2 は、超音波内視鏡 100 の挿入部 101 の先端から突出可能にチャンネル 107 に取り付け可能な長尺部材である。挿入体 2 は、針管 3 と、針管 3 が内部に挿通された筒状のシース 7 とを備える。

30

【0034】

図 3 に示すように、針管 3 は、先端と基端とを有する金属筒部 31 と、金属筒部 31 の基端に固定された口金部材 34 とを有する。針管 3 は、操作部 8 によりシース 7 内で進退操作される。針管 3 の先端は、シース 7 の先端部分の開口から突没可能である。

【0035】

金属筒部 31 は、可撓性を有しているとともに、外力により曲げられても容易に直線状態に復元する弾性を有する筒状部材である。たとえば、金属筒部 31 の材料としては、ステンレス合金、ニッケルチタン合金、コバルトクロム合金などの合金材料を採用することができる。

【0036】

金属筒部 31 の先端は、組織に針管 3 を穿刺するために鋭利とされているとともに針管 3 の内部の組織を吸引するために開口されている。

40

金属筒部 31 の先端に設けられた開口 32 は、金属筒部 31 自身の中心線 X1 に対して斜めに傾斜している。開口 32 の端面は、組織に針管 3 を刺入するために傾斜面状の刃面となっている。開口 32 は、生体組織に刺入できる鋭利な刺入端 33 を有している。鋭利な刺入端 33 は、金属筒部 31 となる筒状部材の先端をこの筒状部材自身の中心線 X1 に対して斜めに切り落とすことにより形成されている。

【0037】

開口 32 の傾斜角度は、図 2 に示す挿入部 101 の軸線 C1 に対するスロープ部 107a の中心線 C2 の傾斜角度を考慮して定められてもよい。たとえば、開口 32 の傾斜角度

50

は、挿入部 101 の軸線 C1 に対するスロープ部 107a の中心線 C2 の傾斜角度よりも大きくなっていてもよい。この場合、シース 7 内に配された針管 3 がチャンネル 107 のアングルチューブ 107b を通過する過程で針管 3 の刺入端 33 がシース 7 の内面に触れにくい。

【0038】

図 4 から図 7 までに示すように、針管 3 の刺入端 33 の外周面には、開口 32 の傾斜方向とは略反対方向に傾斜したバックカット加工が施されている。針管 3 にバックカット加工が施されていることにより、針管 3 の開口 32 の先端部分では、針管 3 がチャンネル 107 の内壁に接している時に針管 3 の鋭利な刺入端 33 がチャンネル 107 の内壁から離間して刺入端 33 がチャンネル 107 の内壁に刺さりにくくなっている。

10

針管 3 の先端部分の具体的形状は、対象とする組織等を考慮して、バックカット加工が施されたものの他、公知の各種形状から適宜選択されてよい。

【0039】

金属筒部 31 の刺入端 33 よりも基端側の領域のうち針管 3 の先端近傍の一部は、図 3 及び図 8 に示すように、一定の長さにより径方向につぶされており、針管 3 の中心線 X1 に直交する方向の断面（図 8 参照）において、長軸 A1 と短軸 A2 とを有する扁平部 31a とされている。短軸 A2 の長さは、金属筒部 31 の基本形状における外径 d1 未満の値である。

【0040】

針管 3 の中心線 X1 方向における扁平部 31a の長さ、扁平部 31a の先端の位置、及び扁平部 31a の基端の位置は、後述する穿刺針 1 の使用時の動作において、常に超音波内視鏡 100 の湾曲部 105 の全長にわたって扁平部 31a が位置するように設定される。すなわち、使用時において超音波内視鏡 100 から針管 3 が最も突出された状態、および針管 3 がチャンネル 107 内で最も後退された状態の両方において、扁平部 31a は湾曲部 105 の全長にわたるように位置する。

20

【0041】

扁平部 31a において、長軸 A1 が延びる方向を面方向、短軸 A2 が延びる方向を厚さ方向と定義すると、扁平部 31a の厚さ方向は、開口 32 の向きと略一致しているのが好ましい。なお、本発明において「開口の向き」とは、開口 32 における金属筒部 31 の端面が位置する開口面と中心線 X1 との交点における、開口面に対する法線が延びる方向を意味し、「厚さ方向と開口の向きが一致する」とは、短軸 A2 と当該法線とが同一面上に位置していることを意味する。

30

【0042】

扁平部 31a の先端側と基端側は、それぞれ扁平部 31a と円筒状の領域とを接続するようにテーパ状をなしている。

【0043】

図 9 に示すように、口金部材 34 は、針管 3 の金属筒部 31 の内部と連通する貫通孔 35 が形成された略筒状の部材である。口金部材 34 の基端には、口金部材 34 にシリンジを固定するためのロック部 36 が形成されている。口金部材 34 の外周面には、針管 3 の径方向に口金部材 34 の外周面から外側へ向かって広がるフランジ部 37 が形成されている。フランジ部 37 は、後述する操作部 8 の針スライダ 23 に係止される。詳細は後述するが、フランジ部 37 が針スライダ 23 に係止された状態で、口金部材 34 は、針管 3 の中心線 X1 を回転中心として針スライダ 23 に対して回転自在である。

40

【0044】

図 3 に示すシース 7 は、針管 3 が内部に挿入された筒状部材である。シース 7 は、樹脂や金属等から構成されている。シース 7 の先端は、針管 3 が突出することができるよう開口されている。シース 7 の基端は、操作部 8 の先端部分に固定されている。

【0045】

操作部 8 は、図 3 に示すように、操作本体 9 と、操作本体 9 の先端側に設けられたシースアジャスター 18 と、操作本体 9 の基端側に設けられた針スライダ 23 とを備える。

50

【 0 0 4 6 】

操作本体 9 は、例えば A B S 樹脂等で形成されており、針管 3 およびシース 7 が挿通可能な管腔を有する。操作本体 9 の先端側は、管状に形成されたシースアジャスター 1 8 に挿入されている。操作本体 9 の基端側は、管状に形成された針スライダ 2 3 に挿入されている。操作本体 9 とシースアジャスター 1 8、および操作本体 9 と針スライダ 2 3 は、外周面に形成された図示しない溝あるいは凸部等が互いに係合することにより、軸線まわりの相対回転が抑制されつつ軸線方向に摺動可能である。

【 0 0 4 7 】

シースアジャスター 1 8 の先端部には、超音波内視鏡 1 0 0 の基端口金 1 0 8 に着脱可能なスライドロック 5 1 が設けられている。スライドロック 5 1 を操作部 8 の軸線に直交する方向にスライドして基端口金 1 0 8 と係合させることで、操作部 8 を超音波内視鏡 1 0 0 に固定することができる。スライドロック 5 1 の先端側には、図 1 5 に示すように、一对の壁部 5 2 a、5 2 b を有するホルダ（固定部）5 2 が設けられている。ホルダ 5 2 は、シースアジャスター 1 8 に対して固定されている。ホルダ 5 2 の一对の壁部 5 2 a、5 2 b は、略平行であり、その距離は、超音波内視鏡 1 0 0 の操作部 1 0 9 の先端側がガタつかずに収まる程度の値に設定されている。

【 0 0 4 8 】

シースアジャスター 1 8 の先端部からは、例えばステンレス製の支持パイプ 5 3 が突出している。支持パイプ 5 3 の先端部は、穿刺針 1 を超音波内視鏡 1 0 0 に取り付ける際に、チャンネル 1 0 7 内に挿入される。支持パイプ 5 3 は操作本体 9 内に挿入されている。支持パイプ 5 3 の基端は、針スライダ 2 3 が操作本体 9 に対して最も前進された状態において、針スライダ 2 3 の先端よりも基端側（例えば図 1 5 に示す位置 P 1）に位置している。シース 7 は支持パイプ 5 3 内に挿通されており、基端部が支持パイプ 5 3 の基端から突出して接着等により操作本体 9 に固定されている。

【 0 0 4 9 】

図 3 に示すように、シースアジャスター 1 8 には、固定ネジ 5 4 が取り付けられている。固定ネジ 5 4 は、シースアジャスター 1 8 を貫通して操作本体 9 に設けられた図示しないネジ穴に嵌合している。固定ネジ 5 4 を操作本体 9 に対して締め込むと、シースアジャスター 1 8 が操作本体 9 に押し当てられてシースアジャスター 1 8 と操作本体 9 とを摺動不能に固定することができる。シースアジャスター 1 8 と操作本体 9 との位置関係を変化させることで、操作部 8 を超音波内視鏡 1 0 0 に固定した際の、チャンネル 1 0 7 からのシース 7 の突出長を調節することができ、固定ネジ 5 4 により当該突出長を固定することができる。

【 0 0 5 0 】

図 1 に示すように、固定ネジ 5 4 の軸線は、ホルダ 5 2 に収まった操作部 1 0 9 の軸線に向かうように配置されるのが好ましい。これにより、操作部 8 を正面に位置させたときに固定ネジ 5 4 が左右に偏らないため、術者の利き手によらず容易に操作することができる。固定ネジ 5 4 の軸線がホルダ 5 2 に収まった操作部 1 0 9 の軸線に向かっているならば、固定ネジ 5 4 が図 1 と反対側に向いて取り付けられていても、概ね同様の効果を得ることができる。

【 0 0 5 1 】

シースアジャスター 1 8 の先端部の外周面には、術者が把持しやすいように凹凸が設けられている。

【 0 0 5 2 】

図 9 から図 1 1 までに示すように、針スライダ 2 3 は、針管 3 の口金部材 3 4 を保持する保持部 2 4 を内部に有する筒状部材である。針管 3 の基端側は、図 3 に示すシース 7 の基端から突出して図 9 に示すように針スライダ 2 3 の内部まで延びている。針スライダ 2 3 は、操作本体 9 に対して移動可能となるように操作本体 9 に連結されている。

針スライダ 2 3 の先端部の外周面には、術者が把持しやすいように凹凸が設けられている。

10

20

30

40

50

図 9 に示すように、針スライダ 2 3 の基端部では、針管 3 の口金部材 3 4 の基端部分が針スライダ 2 3 の外部に突出している。口金部材 3 4 の基端側の開口からは、スタイレット 2 7 を挿入することができる。

さらに、図 1 2 から図 1 4 までに示すように、針スライダ 2 3 の基端部分 P は、針スライダ 2 3 の外面から針スライダ 2 3 を押し潰すように外力がかかることで弾性変形可能であり、針スライダ 2 3 の弾性変形時には、針スライダ 2 3 の内面が口金部材 3 4 の外面に押し付けられることで、針スライダ 2 3 に対して口金部材 3 4 を固定することができる。

【 0 0 5 3 】

図 9 及び図 1 2 に示す保持部 2 4 は、針管 3 の中心線を回転中心として針管 3 が回転自在となるように口金部材 3 4 を保持している。本実施形態では、保持部 2 4 は、口金部材 3 4 のフランジ部 3 7 を挟むようにフランジ部 3 7 の先端側と基端側とに離間して配された一対の壁部（先端壁部 2 5，基端壁部 2 6）を有している。

10

【 0 0 5 4 】

先端壁部 2 5 及び基端壁部 2 6 は、針管 3 の中心線方向には針スライダ 2 3 に対して針管 3 が移動しないように針管 3 の口金部材 3 4 の移動を規制している。このため、針スライダ 2 3 を操作本体 9 に対して摺動することで、シース 7 の先端から針管 3 を突没させることができる。先端壁部 2 5 と基端壁部 2 6 との間の隙間の大きさは、フランジ部 3 7 が先端壁部 2 5 と基端壁部 2 6 との間で針管 3 の中心線を回転中心として回転することができる程度の大きさとしてされている。また、本実施形態では、保持部 2 4 は、保持部 2 4 に対する口金部材 3 4 の回転可能範囲を制限しない。

20

【 0 0 5 5 】

図 3 及び図 1 5 に示すように、針スライダ 2 3 の先端側において、ストッパ 6 1 が操作本体 9 に対して移動可能に取り付けられている。ストッパ 6 1 は固定ネジ 6 2 を有し、固定ネジ 6 2 を締め込むことで、操作本体 9 に対して固定することができる。図 1 に示すように、固定ネジ 6 2 の軸線は、ホルダ 5 2 に収まった操作部 1 0 9 の軸線に向かうように配置されるのが好ましい。これにより、操作部 8 を正面に位置させたときに固定ネジ 6 2 が左右に偏らないため、術者の利き手によらず容易に操作することができる。固定ネジ 6 2 の軸線がホルダ 5 2 に収まった操作部 1 0 9 の軸線に向かっているならば、固定ネジ 6 2 が図 1 と反対側に向いて取り付けられていても、概ね同様の効果を得ることができる。

30

【 0 0 5 6 】

固定ネジ 6 2 は、上述の固定ネジ 5 4 と同じ方向に向けられていてもよいし、互いに逆方向に向けられていてもよい。

【 0 0 5 7 】

図 1 5 に示すように、針スライダ 2 3 は、ストッパ 6 1 と接触する位置までしか操作本体 9 に対して前進できないので、操作本体 9 に対するストッパ 6 1 の固定位置を調節することで、針管 3 のシース 7 からの最大突出長を調節することができる。本実施形態では、針スライダ 2 3 による針管 3 の操作ストローク長（最大移動量）L 2 は、シース 7 の全長の 5 % 以上の長さである。処置対象部位の位置にも影響されるが、本実施形態では、針スライダ 2 3 による針管 3 の操作ストローク長 L 2 は、4 0 m m 以上であることが好ましい。

40

【 0 0 5 8 】

操作本体 9 の基端側に針スライダ 2 3 が限界まで移動した位置に針スライダ 2 3 がある状態が、穿刺針 1 の使用開始前における初期状態である。初期状態では、針管 3 の先端はシース 7 内にある。

【 0 0 5 9 】

操作本体 9 に対する針スライダ 2 3 の移動量は、シース 7 に対する針管 3 の先端の移動量に略対応する（図 3 参照）。すなわち、針スライダ 2 3 が針管 3 をシース 7 に対して移動させることで、シース 7 に対する針管 3 の先端の移動量（相対ストローク長 L 1）は、針スライダ 2 3 の実際の移動量（操作ストローク長 L 2）に針管 3 の伸びあるいは縮みを加味した分となる。針管 3 の伸びあるいは縮みは、針管 3 自身の伸縮性（弾性）、シース

50

7自身の伸縮性（弾性）、針管3とシース7との間の摩擦抵抗の大きさ、チャンネル107内におけるシース7の蛇行状態、及びシース7内における針管3の蛇行状態の影響を受ける。

【0060】

操作本体9の先端側に針スライダ23が限界まで移動した位置に針スライダ23があるときに、針管3の先端はシース7の先端から突出されている。操作本体9の先端側に針スライダ23が限界まで移動した位置に針スライダ23があるときの針管3の突出長は、針スライダ23の操作ストローク長L2よりは短くなるが、少なくとも40mmあることが好ましい。

【0061】

図3に示すスタイレット27は、口金部材34のロック部36に取り付け可能なツマミを有し針管3の内面形状に対応した断面形状を有するワイヤ状部材である。

【0062】

以上の構成を有する穿刺針1の使用時の動作について説明する。図16は、穿刺針1が超音波内視鏡100に取り付けられた状態を示す斜視図である。図17から図22は、穿刺針1の作用を説明するための図である。

以下では、肺の深部に位置する病変を対象組織として穿刺針1の針管3を刺入し、針管3の内部を通じて病変の細胞などを回収する生検の処置を例に説明する。

【0063】

まず術者は、図1に示す超音波内視鏡100の挿入部101を体内に挿入し、光学撮像機構103で観察しながら、適宜湾曲部105を湾曲させつつ対象組織の付近まで挿入部101の先端部を導入する。導入後、術者は、光学撮像機構103および超音波走査機構104による観察結果に基づいて、生検を行う部位を決定する。

【0064】

次に、術者は、超音波内視鏡100の操作部109に設けられた基端口金108からチャンネル107の内部へ、穿刺針1の挿入体2を先端側から挿入する。さらに、術者は、図16及び図17に示すように操作部109の先端側をホルダ52の一对の壁部52a、52b間に進入させてから、穿刺針1の操作部8に設けられたスライドロック51を基端口金108に係合させる。これにより、穿刺針1の操作部8は、操作部109に対して回転しないように超音波内視鏡100に固定される。

【0065】

穿刺針1の針管3は、シース7とともにチャンネル107に挿入されるので、シース7に対して針管3の相対移動は、シース7や針管3の伸縮による相対移動の他はほとんど生じない。このため、挿入部101が湾曲していても、針管3の刺入端33がシース7の内面に刺さることはなく挿入部101の先端部分まで挿入体2が案内される。

【0066】

挿入部101に挿入体2を挿入する過程で、基端口金108とアングルチューブ107bとの間の領域内に蛇行が蓄積された後にこの蛇行が解消されると、針管3に対してシース7が相対的に先端側へ移動することとなる。挿入体2をチャンネル107内に挿入する過程では、シース7の蛇行が蓄積されたり解消されたりを繰り返すこととなるので、チャンネル107の先端からシース7が突出された時点でどの程度蛇行が蓄積されているのかは一定ではない。また、シース7の蛇行が解消されるきっかけの一つとして、シース7に対する針管3の進退移動が挙げられる。

本実施形態では、針管3にバックカット加工が施されているので、シース7の内面に刺入端33が触れにくいので、挿入体2をチャンネル107内に挿入する過程でのシース7に対する針管3のわずかな移動では、シース7に針管3が刺さりにくい。

【0067】

次に、術者は、固定ネジ54を緩め、光学撮像機構103および超音波走査機構104によってシース7および体内を観察しながら、シースアジャスター18と操作本体9とを相対的に摺動させて、図17に示すように超音波内視鏡100の挿入部101の先端から

10

20

30

40

50

のシース 7 の突出量を適切な量に調整する。調整後、術者は固定ネジ 5 4 を締め込んで当該突出量を固定する。

【 0 0 6 8 】

次に、超音波走査機構 1 0 4 による観察結果に基づいて、生検を行う対象組織 T までの距離を考慮しつつストッパ 6 1 を移動させて所望の位置で操作本体 9 に固定し、針管 3 の最大突出長を調節する。

【 0 0 6 9 】

次に、術者は、図 1 7 に示す針スライダ 2 3 を操作部 8 の先端側へと前進させる。すると、図 1 8 に示すように、針管 3 がシース 7 内でシース 7 の先端側へとシース 7 に対して移動する。本実施形態では、針管 3 の刺入端 3 3 がアングルチューブ 1 0 7 b を通過するときには、シース 7 の内面に刺入端 3 3 近傍の外周面が接して、針管 3 の先端部分はシース 7 の内面から押圧力を受ける。図 1 9 に示すように、針管 3 の先端部分は、シース 7 の内面から受ける力によって、針管 3 の中心線 X 1 を回転中心として針管 3 を回転させるように捩じれる。針管 3 の先端部分の捩じれにより、この捩じれを解消するように、針管 3 の基端が回転する（図 9 参照）。針管 3 の基端は、口金部材 3 4 によって針スライダ 2 3 に対して回転自在であるので、針管 3 には、針管 3 の中心線 X 1 を中心とした捩じれは蓄積されない。

10

【 0 0 7 0 】

アングルチューブ 1 0 7 b の基端側からアングルチューブ 1 0 7 b 内に針管 3 の先端部分が入り込むと、図 1 9 及び図 2 0 に示すように、アングルチューブ 1 0 7 b の基端部分に対するアングルチューブ 1 0 7 b の先端部分の傾斜方向に開口 3 2 の傾斜面が略沿うまで、すなわち、アングルチューブ 1 0 7 b の曲率中心位置 O 1 に刺入端 3 3 が最も近づくように、シース 7 の中で針管 3 の中心線を回転中心として回転する。アングルチューブ 1 0 7 b の基端側から先端側へと針管 3 が通過すると、開口 3 2 の開口端の最も基端部分 3 2 a（図 2 0 参照）がシース 7 から押圧される状態となるので、アングルチューブ 1 0 7 b の曲率中心位置 O 1 に刺入端 3 3 が最も近づく位置で、針管 3 は安定する。

20

【 0 0 7 1 】

アングルチューブ 1 0 7 b の曲率中心位置に刺入端 3 3 が最も近づいた状態で針管 3 が針スライダ 2 3 によってさらに先端側に移動されると、開口 3 2 の最も基端部分がシース 7 の内面に接した状態で針管 3 がアングルチューブ 1 0 7 b の屈曲形状に倣って弾性変形して、針管 3 の先端部分はシース 7 の先端へ向かって移動する。

30

【 0 0 7 2 】

針スライダ 2 3 を操作部 8 の先端側へと術者が前進させることにより、図 2 1 に示すように、針管 3 の刺入端 3 3 は組織に穿刺され、生検を行う対象組織 T へと押し進められる。このとき、組織の表面から外部に露出している針管 3 は光学撮像機構 1 0 3 によって観察することができ、組織の内部に差し込まれた針管 3 の先端側部分は超音波走査機構 1 0 4 によって観察することができる。

【 0 0 7 3 】

チャンネル 1 0 7 の先端部分から針管 3 が突出するまで針管 3 がシース 7 内を移動する過程で、扁平部 3 1 a は湾曲部 1 0 5 を通過してチャンネル 1 0 7 のアングルチューブ 1 0 7 b に達する。穿刺針 1 の針管 3 は扁平部 3 1 a を有し、かつ扁平部 3 1 a の厚さ方向と湾曲部 1 0 5 の湾曲面とは平行となっている。このため、針管 3 は湾曲部 1 0 5 の湾曲方向に曲がりやすく、さらに湾曲部 1 0 5 の先端側にあるアングルチューブ 1 0 7 b 内においても、アングルチューブ 1 0 7 b の屈曲方向に針管 3 が曲がりやすい。このため、本実施形態では、アングルチューブ 1 0 7 b によって針管 3 の先端の向きが変更され、その後、針管 3 の扁平部 3 1 a によって針管 3 の先端の向きが維持される。

40

【 0 0 7 4 】

術者は、超音波走査機構 1 0 4 において受信された超音波に基づく超音波画像を図 1 に示す超音波観察部 1 1 5 によって観察することができる。超音波観察部 1 1 5 に鮮明に映し出された針管 3 の像を参照し、術者は、針管 3 の先端を、図 2 2 に示すように、生検を

50

行う対象組織 T に到達させる。

【 0 0 7 5 】

次に、術者は、針管 3 内に入り込んだ生検対象でない組織をスタイレット 2 7 (図 1 参照) で押し出す。さらに、術者は、挿入体 2 および操作部 8 からスタイレット 2 7 を引き抜く。これにより、針管 3 の先端から針スライダ 2 3 の基端まで延びる貫通孔が生じる。術者は、針スライダ 2 3 の基端に配された口金部材 3 4 にシリンジ等を接続して針管 3 内を吸引し、生検を行う対象組織 T の細胞などを針管 3 の先端から吸引して採取する。

【 0 0 7 6 】

シリンジは、口金部材 3 4 に配された二条ネジにより口金部材 3 4 に固定される。口金部材 3 4 は、通常は針スライダ 2 3 に対して回転自在であるが、針スライダ 2 3 の基端部分を潰すように術者が針スライダ 2 3 の基端部分を押すことで、針スライダ 2 3 に対する口金部材 3 4 の回転が規制される。術者は、針スライダ 2 3 の基端部分を潰すように押すことで針スライダ 2 3 に対する口金部材 3 4 の回転を規制したときに、シリンジを口金部材 3 4 の二条ネジに容易に固定することができる。

10

【 0 0 7 7 】

必要量の細胞などが採取できたら、針スライダ 2 3 を操作部 8 の基端側に後退させ、針管 3 の先端をシース 7 内に収容する (図 1 7 参照) 。針管 3 の先端をシース 7 内に収容することにより、針管 3 は組織から抜ける。針管 3 が組織から抜けたら、超音波内視鏡 1 0 0 の操作部 1 0 9 の基端口金 1 0 8 からスライドロック 5 1 をはずし、穿刺針 1 をチャンネル 1 0 7 から抜去する。最後に超音波内視鏡 1 0 0 を患者から抜去して一連の処置を終了する。

20

【 0 0 7 8 】

以上に説明したように、本実施形態では、チャンネル 1 0 7 の屈曲部となるアングルチューブ 1 0 7 b 内で針管 3 の刺入端 3 3 がシース 7 の内面に接しても針管 3 の刺入端 3 3 がシース 7 の内面から離れるように回転する。針スライダ 2 3 に対して針管 3 が回転自在なので、針管 3 の先端部分においてシース 7 の内面から力をうけて針管 3 が回転する動作で針管 3 が挟まれることはなく針管 3 の全体がシース 7 内で回転する。このため、アングルチューブ 1 0 7 b を通過する過程で、針管 3 は、刺入端 3 3 がシース 7 の内面に最も刺さりにくい位置に刺入端 3 3 が退避した状態で安定する。その結果、針管 3 の刺入端 3 3 がシース 7 の内面によって変形する可能性を低く抑えることができ、針管 3 の組織への穿刺性能が悪化しにくい。さらに、本実施形態のように針管 3 がシース 7 内で回転可能であることによって、針管 3 の刺入端 3 3 がシース 7 を突き破ってさらにチャンネル 1 0 7 の内面を傷つけることが防止される。

30

【 0 0 7 9 】

また、フランジ部 3 7 が形成された口金部材 3 4 を介して金属筒部 3 1 と針スライダ 2 3 とが連結されているので、針管 3 の中心線方向への針管 3 の移動が針スライダ 2 3 により行われている最中でも、針管 3 の中心線を回転中心とした針管 3 の回転が可能である。

【 0 0 8 0 】

また、アングルチューブ 1 0 7 b 内での針管 3 の回転により刺入端 3 3 がシース 7 の内面に最も刺さりにくい位置で安定しているときに、針スライダ 2 3 の基端部分を潰すように操作者が針スライダ 2 3 を押しながら針スライダ 2 3 を操作本体 9 に対して先端側へ移動させると、組織に対して好適に針管 3 を刺入できる向きに刺入端 3 3 が向けられたまま、針管 3 がシース 7 の先端から押し出される。

40

【 0 0 8 1 】

(第 2 実施形態)

次に、本発明の第 2 実施形態について説明する。図 2 3 は、本実施形態の内視鏡用穿刺針の操作部の基端部分を示す断面図である。図 2 4 は、操作部の背面図である。図 2 5 は、図 2 3 の A 3 - A 3 線における断面図である。

本実施形態では、上記第 1 実施形態で説明した口金部材 3 4 が、図 2 3 から図 2 5 までに示すように、針スライダ 2 3 の外部で術者の手によって口金部材 3 4 の回転を止めるた

50

めのストッパ 3 4 a を有している。

本実施形態では、針スライダ 2 3 の基端部分を第 1 実施形態のように押して口金部材 3 4 の回転を止めるのではなく、術者がストッパ 3 4 a に触れることで、針スライダ 2 3 に対する口金部材 3 4 の、針管 3 の中心線を回転中心とした相対回転を止めることができる。

本実施形態では、口金部材 3 4 の回転中心から離れた位置までストッパ 3 4 a が延びているので、ストッパ 3 4 a の突出端を術者が支えることで、第 1 実施形態よりも軽い力で口金部材 3 4 の回転を止めることができる。

【 0 0 8 2 】

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。

たとえば、上記実施形態において、扁平部 3 1 a は、針管 3 の先端の向きを変更するために必須の構成ではない。すなわち、上記実施形態において、針管 3 の金属筒部 3 1 は扁平部 3 1 a を有していなくてもよい。

【 0 0 8 3 】

また、上記第 1 実施形態では、針管 3 に対してバックカット加工が施されている例が示されているが、針管 3 の先端部分は、バックカット加工を有する構成に限られない。たとえば、第 1 実施形態で説明した針管 3 (図 3 参照) に代えて、図 2 6 から図 2 9 に示すメンギーニ針 3 A が採用されていてもよい。メンギーニ針 3 A における開口 3 2 A の端面は、メンギーニ針 3 A の中心線 X 1 にかから離れた位置に頂点が位置する円錐面に沿った形状をなして傾斜した傾斜面状の刃面となっている。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 4 】

- 1 内視鏡用穿刺針
- 2 挿入体
- 3 針管
- 3 1 金属筒部
- 3 1 a 扁平部
- 3 2 開口
- 3 3 刺入端
- 3 4 口金部材
- 3 4 a ストッパ
- 3 5 貫通孔
- 3 6 ロック部
- 3 7 フランジ部
- 7 シース
- 8 操作部
- 9 操作本体
- 1 8 シースアジャスター
- 2 3 針スライダ
- 2 4 保持部
- 2 5 先端壁部
- 2 6 基端壁部
- 2 7 スタイレット
- 2 7 a ツマミ
- 2 7 b 芯
- 5 1 スライドロック
- 5 2 ホルダ
- 5 2 a、5 2 b 一対の壁部
- 5 3 支持パイプ

10

20

30

40

50

5 4	固定ネジ	
6 1	ストッパ	
6 2	固定ネジ	
1 0 0	超音波内視鏡	
1 0 1	挿入部	
1 0 2	先端硬質部	
1 0 3	光学撮像機構	
1 0 4	超音波走査機構	
1 0 5	湾曲部	
1 0 5 a	先端	10
1 0 5 b	基端	
1 0 6	可撓管部	
1 0 7	チャンネル	
1 0 7 a	スロープ部	
1 0 7 b	アングルチューブ	
1 0 7 c	チャンネルチューブ	
1 0 8	基端口金	
1 0 9	操作部	
1 1 0	湾曲操作機構	
1 1 1	複数のスイッチ	20
1 1 2	ユニバーサルコード	
1 1 2 a	分岐ケーブル	
1 1 2 b	分岐ケーブル	
1 1 2 c	分岐ケーブル	
1 1 3	光源装置	
1 1 4	光学的観察部	
1 1 5	超音波観察部	
1 1 6	モニター	

【図 1】

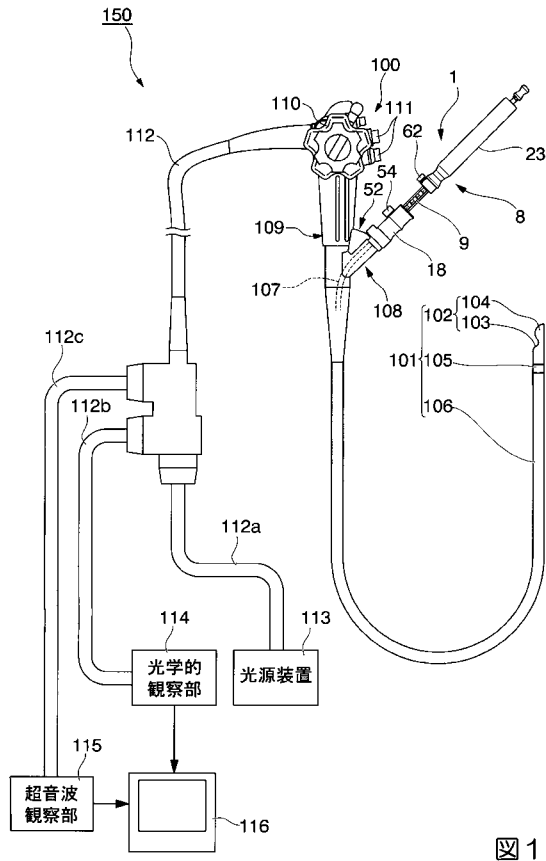


図 1

【図 2】

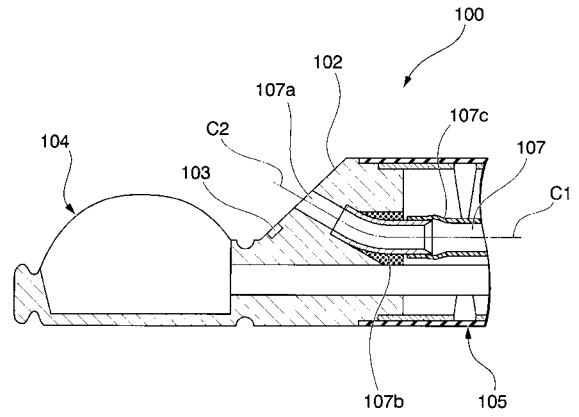


図 2

【図 3】

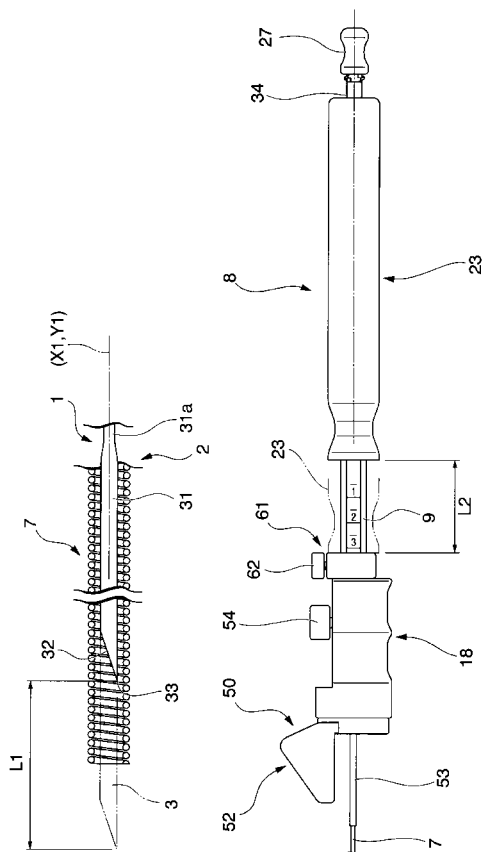


図 3

【図 4】

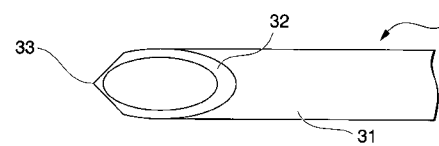


図 4

【図 5】

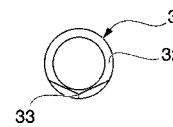


図 5

【図 6】

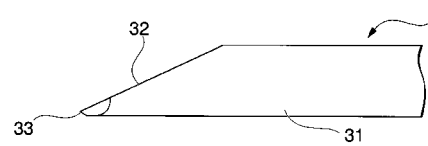


図 6

【図 7】



図 7

【図 8】

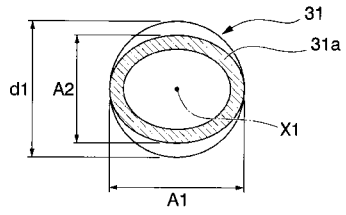


図 8

【図 10】

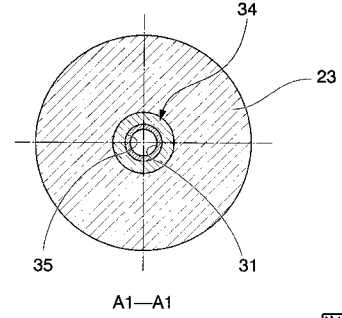


図 10

【図 9】

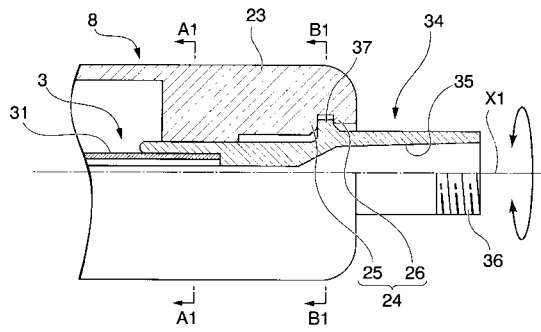


図 9

【図 11】

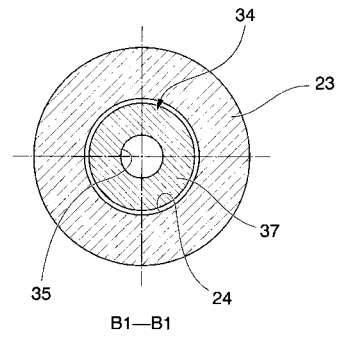


図 11

【図 12】

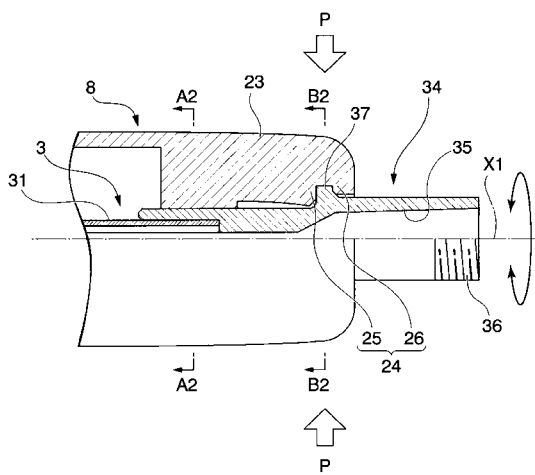


図 12

【図 13】

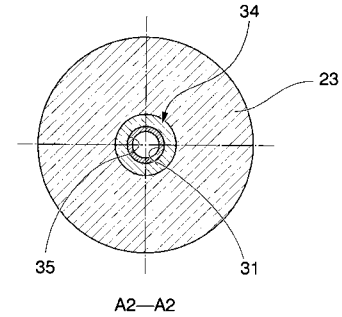


図 13

【図 14】

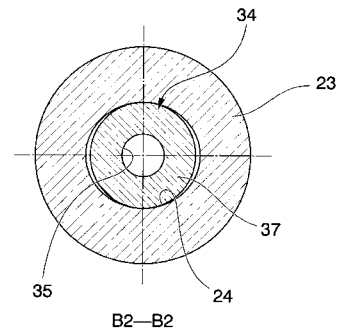


図 14

【図 15】

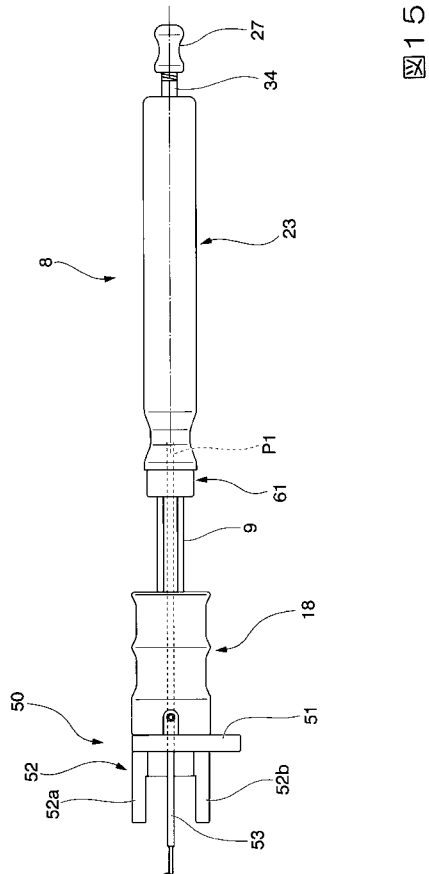


図 15

【図 16】

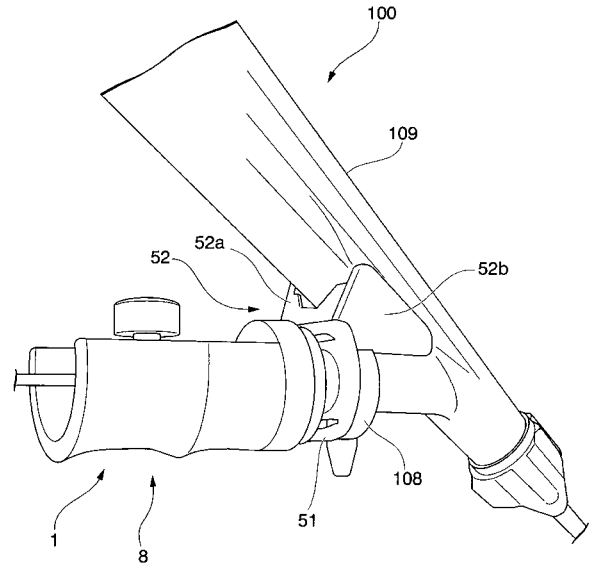


図 16

【図 17】

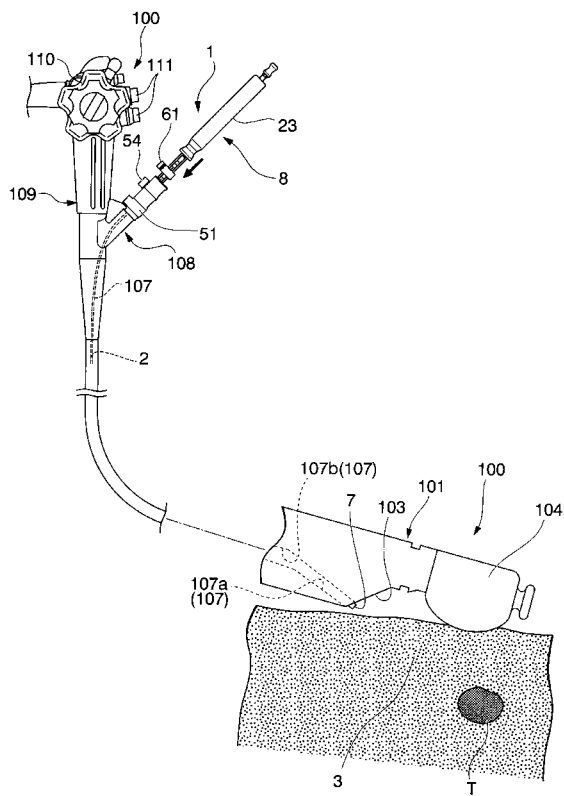


図 17

【図 18】

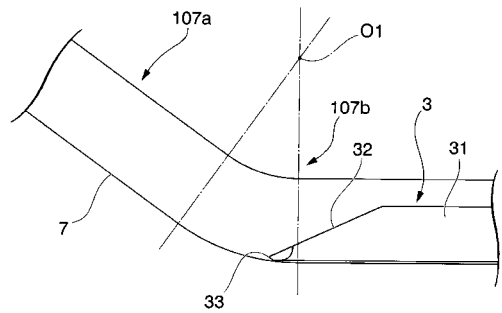


図 18

【図 19】

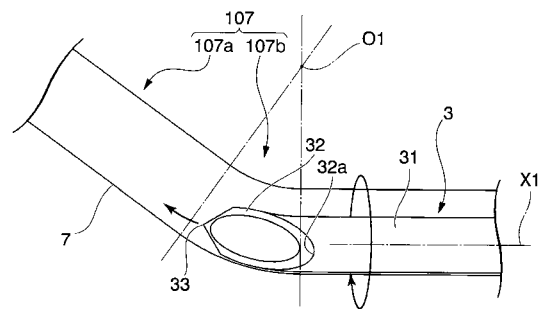


図 19

フロントページの続き

(72)発明者 江藤 大史

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C161 GG15

专利名称(译)	内视镜用穿刺针		
公开(公告)号	JP2016067431A	公开(公告)日	2016-05-09
申请号	JP2014197424	申请日	2014-09-26
[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	江藤大史		
发明人	江藤 大史		
IPC分类号	A61B10/04 A61B1/00		
FI分类号	A61B10/04 A61B1/00.334.D A61B1/00.530 A61B1/018.515		
F-TERM分类号	4C161/GG15		
代理人(译)	塔奈澄夫 铃木史朗		
其他公开文献	JP6284464B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译) 解决的问题：提供一种用于内窥镜的穿刺针，其中几乎不发生内窥镜损坏和穿刺性能下降的问题。内窥镜用穿刺针通过可插入内窥镜通道107中的针管3旋转，针管3的尖端具有倾斜的表面形开口32，并且针管3的中心线X1作为旋转中心。针头滑块在针头3的中心线X1的方向上自由地支撑和移动针头3，并且针头3在通过通道107的角管107b的过程中具有针头3的一端。该部分受到来自通道107的压力，并且相对于针滑动器旋转，直到开口32的刀片表面基本上在角度管107b的顶端部分相对于角度管107b的基端部分的倾斜方向上延伸。[选择图]图19	(21) 出願番号	特願2014-197424 (P2014-197424)	(71) 出願人	000000376
	(22) 出願日	平成26年9月26日 (2014. 9. 26)		オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
			(74) 代理人	100106909 弁理士 堀井 澄雄
			(74) 代理人	100064908 弁理士 志賀 正武
			(74) 代理人	100094400 弁理士 鈴木 三義
			(74) 代理人	100086379 弁理士 高柴 忠夫
			(74) 代理人	100139686 弁理士 鈴木 史朗
			(74) 代理人	100161702 弁理士 橋本 宏之
				最終頁に続く