



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104519810 B

(45)授权公告日 2017.02.22

(21)申请号 201380041739.0

(22)申请日 2013.11.08

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104519810 A

(43)申请公布日 2015.04.15

(30)优先权数据

2012-271651 2012.12.12 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.02.05

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/080222 2013.11.08

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/091846 JA 2014.06.19

(73)专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 松井祥一 仁科研一 梶国英

(74)专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事
务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇 张会华

(51)Int.Cl.

A61B 17/34(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61B 18/14(2006.01)

审查员 文丽丽

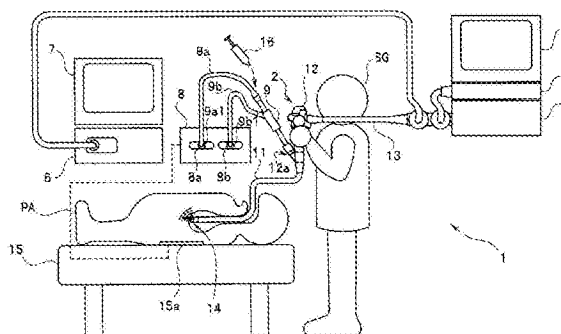
权利要求书1页 说明书15页 附图21页

(54)发明名称

穿刺器具及超声波内窥镜

(57)摘要

穿刺器具(9)包括:针管(21),其在内部具有通道;开口部(34c),其配置于针管转动操作部(34)的基端部;圆锥形状部(21a),其配置于针管(21)的顶端部,并用于穿刺被检体;开口部(21c),其设于圆锥形状部(21a)的基端侧,并与通道连通;刀片(22),其能够贯穿针管(21)的通道,且在贯穿通道时能够使切削部自开口部(21c)突出;以及连接器(9a1),其用于电连接圆锥形状部(21a)与高频电源装置(8)。



1. 一种穿刺器具,其特征在于,该穿刺器具包括:
管状部,其在内部具有顶端侧在侧面开口的通道;
抽吸装置连接部,其以与所述通道连通的方式配置于所述管状部的基端侧,并连接于抽吸装置;
穿刺部,其配置于所述管状部的顶端面,并用于穿刺被检体;
所述通道的开口部,其设于所述穿刺部的侧面;
刀片,其能够贯穿所述通道,且形成在贯穿所述通道时通过使顶端部的远位端部碰撞所述通道的顶端侧内壁部而以弯曲的状态自所述开口暴露的切削部;以及
第1电源连接部,其用于电连接所述穿刺部与电源。
2. 根据权利要求1所述的穿刺器具,其特征在于,
该穿刺器具包括第2电源连接部,该第2电源连接部用于电连接所述刀片的所述切削部与所述电源。
3. 根据权利要求2所述的穿刺器具,其特征在于,
该穿刺器具包括切换部,该切换部用于切换所述刀片的所述切削部与所述电源之间的电连接、以及所述穿刺部与所述电源之间的电连接。
4. 根据权利要求2所述的穿刺器具,其特征在于,
所述管状部的电阻高于所述刀片的电阻。
5. 根据权利要求4所述的穿刺器具,其特征在于,
所述管状部由金属构成,
在所述通道的内周配置有使所述金属氧化而成的氧化层。
6. 根据权利要求1所述的穿刺器具,其特征在于,
所述刀片具有用于限制所述远位端部在碰撞所述通道的顶端侧内壁部之后向所述管状部的侧面方向移动的防止弹出部,用以防止在形成有弯曲形状的所述切削部时所述刀片的顶端自所述开口部弹出。
7. 根据权利要求1所述的穿刺器具,其特征在于,
所述通道的顶端侧内壁部具有倾斜面,该倾斜面越朝向所述开口部越靠近所述管状部的基端方向,用以防止在形成有弯曲形状的所述切削部时所述远位端部自所述开口部弹出。
8. 根据权利要求1所述的穿刺器具,其特征在于,
超声波反射加工施加于所述开口部的周围的所述穿刺部的表面和所述切削部的表面。
9. 一种超声波内窥镜,其特征在于,该超声波内窥镜包括:
权利要求1所述的穿刺器具;以及
超声波观察部,其用于朝向所述穿刺器具发送超声波,并接收从所述穿刺器具反射的超声波。

穿刺器具及超声波内窥镜

技术领域

[0001] 本发明涉及穿刺器具及超声波内窥镜,特别是涉及能够防止拔出时的活着的病变细胞的附着并且能够缩小病变部的穿刺器具及超声波内窥镜。

背景技术

[0002] 一直以来,作为针对肿瘤等病变部的治疗方法、痛苦减轻方法,一般有放射线疗法、化学疗法、物理疗法等。作为物理疗法,为了根治肿瘤等病变部而优选切除病变部的外科手术。

[0003] 例如,在日本特开2000—116657号公报中提出了一种用于切除病变部的切开活检装置。在该切开活检装置的情况下,通过使设于活检装置的顶端部的较薄的带状的切断工具弯曲、并使该弯曲的切断工具旋转来切除病变部。

[0004] 该切除的病变部被收纳于与切断工具相接合的袋状的组织容纳装置内,通过将切开活检装置整体抽出到体外,从而切除并取出病变部。

[0005] 但是,在使用上述提出的切开活检装置将包括病变细胞在内的生物体组织取出到体外的情况下,在直到抽出到体外的期间,活着的病变细胞有可能附着于被切开的部位的生物体组织中。

[0006] 因此,本发明的目的在于提供能够通过穿刺病变部并削去病变部的内部来缩小病变部、并且能够防止在从该病变部拔出时活着的病变细胞附着于被切开的部位的穿刺器具及包括该穿刺器具的超声波内窥镜。

发明内容

[0007] 用于解决问题的方案

[0008] 根据本发明的一技术方案,能够提供一种穿刺器具,其中,该穿刺器具包括:管状部,其在内部具有顶端侧在侧面开口的通道;抽吸装置连接部,其以与所述通道连通的方式配置于所述管状部的基端侧,并连接于抽吸装置;穿刺部,其配置于所述管状部的顶端面,并用于穿刺被检体;所述通道的开口部,其设于所述穿刺部的侧面;刀片,其能够贯穿所述通道,且在贯穿所述通道时能够使切削部自所述开口部突出;以及第1电源连接部,其用于电连接所述穿刺部与电源。

[0009] 根据本发明的一技术方案,能够提供一种超声波内窥镜,其中,该超声波内窥镜包括:本发明的穿刺器具;以及超声波观察部,其用于朝向所述穿刺器具发送超声波,并接收从所述穿刺器具反射的超声波。

附图说明

[0010] 图1是表示使用了本发明的第1实施方式的超声波内窥镜的手术系统的结构的结构图。

[0011] 图2是本发明的第1实施方式的、穿刺器具插入部9A的顶端部的俯视图。

- [0012] 图3是图2的沿着III—III线的穿刺器具插入部9A的顶端部的剖视图。
- [0013] 图4是图2的沿着IV—IV线的穿刺器具插入部9A的顶端部的剖视图。
- [0014] 图5是本发明的第1实施方式的、刀片22的顶端部的立体图。
- [0015] 图6是本发明的第1实施方式的穿刺器具操作部9B的外观图。
- [0016] 图7是图6的沿着VII—VII线的穿刺器具操作部9B的剖视图。
- [0017] 图8是本发明的第1实施方式的、护套41自顶端硬质部14的处理器具开口突出至极限的状态下的穿刺器具操作部9B的剖视图。
- [0018] 图9是本发明的第1实施方式的、护套41和针管21自顶端硬质部14的处理器具开口突出至极限的状态下的穿刺器具操作部9B的剖视图。
- [0019] 图10是本发明的第1实施方式的、护套41和针管21自顶端硬质部14的处理器具开口突出至极限、并使刀片22自顶端硬质部14的处理器具开口突出了一段的状态下的穿刺器具操作部9B的剖视图。
- [0020] 图11是本发明的第1实施方式的、护套41和针管21自顶端硬质部14的处理器具开口突出至极限、并使刀片22自顶端硬质部14的处理器具开口突出至极限的状态下的穿刺器具操作部9B的剖视图。
- [0021] 图12是表示本发明的第1实施方式的、刀片顶端部22a抵接于内部空间21d的顶端部21d1、但是刀片顶端部22a未弯曲的状态的剖视图。
- [0022] 图13是表示本发明的第1实施方式的、刀片顶端部22a抵接于内部空间21d的顶端部21d1、而且进一步向顶端侧压出刀片22、且刀片顶端部22a弯曲的状态的剖视图。
- [0023] 图14是本发明的第1实施方式的、包括胰脏和胃在内的人体的示意性说明图。
- [0024] 图15是用于说明本发明的第1实施方式的、缩小作为胰脏P的病变部的肿瘤部Pa的手法的流程的图。
- [0025] 图16是用于说明本发明的第1实施方式的、刀片顶端部22a的突出状态的图。
- [0026] 图17是表示本发明的第1实施方式的、显示于监视器7的超声波图像的例子的图。
- [0027] 图18是用于说明本发明的第1实施方式的、刀片顶端部22a的动作的图。
- [0028] 图19是用于说明本发明的第1实施方式的、生理盐水或酒精的注入的图。
- [0029] 图20是表示本发明的第1实施方式的、注入了生理盐水或酒精时的显示于监视器7的超声波图像的例子的图。
- [0030] 图21是用于说明本发明的第1实施方式的、剥离了的肿瘤组织片的回收的图。
- [0031] 图22是表示本发明的第1实施方式的、回收剥离了的肿瘤组织片时的显示于监视器7的超声波图像的例子的图。
- [0032] 图23是本发明的第1实施方式的变形例1的穿刺器具插入部9A1的针管顶端部21b1的俯视图。
- [0033] 图24是本发明的第1实施方式的变形例2的穿刺器具插入部9A2的针管顶端部21b2的俯视图。
- [0034] 图25是图24的沿着XXV—XXV线的剖视图。
- [0035] 图26是本发明的第1实施方式的变形例3的刀片顶端部22a的立体图。
- [0036] 图27是本发明的第1实施方式的变形例4的刀片顶端部22a的立体图。
- [0037] 图28是表示本发明的第1实施方式的变形例4的、刀片顶端部22a的球形的扩张部

22a抵接于内部空间21d的顶端部21d1、而且进一步向顶端侧压出刀片22、且刀片顶端部22a弯曲的状态的剖视图。

[0038] 图29是图28的沿着XXIX—XXIX线的穿刺器具插入部9A的顶端部的剖视图。

[0039] 图30是表示使用了本发明的第1实施方式的变形例5的超声波内窥镜的手术系统1A的结构的结构图。

[0040] 图31是本发明的第1实施方式的变形例5的穿刺器具操作部9BX的外观图。

[0041] 图32是图31的沿着XXXII—XXXII线的穿刺器具操作部9BX的剖视图。

[0042] 图33是本发明的第2实施方式的、用与针管21的轴向正交的平面剖切针管顶端部21b时的、穿刺器具的顶端部的剖视图。

[0043] 图34是本发明的第2实施方式的、在刀片顶端部22a的两个部位设置了刃部的情况下的、用与针管21的轴向正交的平面剖切针管顶端部21b时的、穿刺器具的变形例的顶端部的剖视图。

[0044] 图35是本发明的第2实施方式的、沿着轴向的穿刺器具操作部9B1的剖视图。

[0045] 图36是本发明的第3实施方式的针管顶端部71的俯视图。

[0046] 图37是图36的沿着XXXVII—XXXVII线的针管顶端部71的剖视图。

[0047] 图38是本发明的第3实施方式的刀片顶端部的立体图。

[0048] 图39是本发明的第3实施方式的、刀片顶端部自开口部突出时的针管顶端部71的剖视图。

[0049] 图40是本发明的第3实施方式的变形例的针管顶端部的沿着轴向的剖视图。

[0050] 图41是图40的刀片顶端部自开口部突出时的、针管顶端部的沿着针管的轴向的剖视图。

[0051] 图42是本发明的第3实施方式的变形例的、从刀片22的刀片顶端部74的上表面侧看到的立体图。

[0052] 图43是本发明的第3实施方式的变形例的、从刀片顶端部74的下表面侧看到的立体图。

具体实施方式

[0053] 以下,参照附图说明本发明的实施方式。

[0054] 另外,在以下的说明所使用的各个附图中,为了将各个构成要素设为能够在附图上识别的程度大小,按照各个构成要素使比例尺不同,本发明并不限定于这些附图所记载的构成要素的数量、构成要素的形状、构成要素的大小的比例以及各个构成要素的相对的位置关系。

[0055] (第1实施方式)

[0056] (手术系统的结构)

[0057] 图1是表示使用了本第1实施方式的超声波内窥镜的手术系统的结构的结构图。

[0058] 如图1所示,手术系统1构成为包括超声波内窥镜2、视频处理器3、光源装置4、监视器5、超声波观测装置6、监视器7、高频电源装置8以及作为处理器具的穿刺器具9。

[0059] 超声波内窥镜2构成为包括细长的内窥镜插入部11、内窥镜操作部12以及通用线缆13。在内窥镜插入部11的顶端部设有顶端硬质部14。在内窥镜操作部12的顶端侧设有处

理器具贯穿口12a,超声波内窥镜2构成为能够在处理器具贯穿口12a安装穿刺器具9。但是,超声波内窥镜与穿刺器具9也可以成为一体。

[0060] 另外,虽未图示,但是在顶端硬质部14设有用于射来自光源装置4的照明光的照明窗、观察窗、设于观察窗的后侧的摄像元件以及超声波振动部14a(图15)。即,超声波内窥镜2具有用于朝向穿刺器具9发送超声波、并接收从穿刺器具9反射的超声波的作为超声波观察部的超声波振动部14a。

[0061] 手术者SG用一只手把持超声波内窥镜2的内窥镜操作部12,用另一手把持内窥镜插入部11,从床15上的患者PA的口中插入内窥镜插入部11。由来自光源装置4的照明光照射的体内被内窥镜插入部11的顶端部的摄像元件摄像。来自摄像元件的摄像信号被利用视频处理器3进行图像处理,内窥镜图像显示于监视器5。另外,利用内窥镜插入部11的顶端部的超声波振动部获得的超声波影像信号被超声波观测装置6进行图像处理,超声波图像显示于监视器7。

[0062] 因此,手术者SG能够一边观察显示于监视器5的内窥镜光学图像,一边进行内窥镜插入部11的插入操作等,并且能够一边观察显示于监视器7的超声波图像,一边进行使用了穿刺器具9的病变部的处理。

[0063] 如后所述,穿刺器具9能够进行使用了高频电流的处理,并且在从生物体组织中抽拔穿刺器具9的针管21(图2)时,为了防止病变细胞附着而能够向针管21流入高频电流。穿刺器具9具有两根线缆9a、9b和设于两根线缆9a、9b的端部的两个连接器9a1、9b1。

[0064] 为了在向穿刺器具9流入高频电流时利用,将与患者PA相接触的对极板15a放置在床15上。

[0065] 高频电源装置8具有两个连接器8a、8b,在连接器8a上连接有连接器9a1,在连接器8b上连接有连接器9b1。经由线缆9a向穿刺器具9的刀片22(图5)供给高频电流,经由线缆9b向穿刺器具9的针管21(图2)供给高频电流。

[0066] 高频电流分别向刀片22和针管21的供给能够通过手术者对设于高频电源装置8的开关(未图示)的操作来进行。

[0067] 另外,如后所述,穿刺器具9能够安装有注射器16。如后所述,注射器16是能够向针管21内注入液体、并且能够从针管21内抽吸液体等的抽吸装置。

[0068] (穿刺器具的结构)

[0069] 穿刺器具9包括贯穿有针管21与刀片22的细长的穿刺器具插入部9A和设于穿刺器具插入部9A的基端侧、并用于进行针管21等的突出操作的穿刺器具操作部9B。穿刺器具插入部9A从内窥镜操作部12的处理器具贯穿口12a插入,并通过内窥镜插入部11内的处理器具贯穿通道,以穿刺器具插入部9A的顶端部能够自顶端硬质部14的处理器具开口突出的方式构成穿刺器具9。

[0070] 首先,说明穿刺器具插入部9A的结构。穿刺器具插入部9A构成为包括护套41和贯穿于护套41内的针管21与刀片22。

[0071] 图2是穿刺器具插入部9A的顶端部的俯视图。图3是图2的沿着III—III线的穿刺器具插入部9A的顶端部的剖视图。图4是图2的沿着IV—IV线的穿刺器具插入部9A的顶端部的剖视图。图5是刀片22的顶端部的立体图。

[0072] 穿刺器具插入部9A构成为包括图2中未图示的护套41(图7)、贯穿于该护套41内的

针管21以及贯穿于针管21内的刀片22。

[0073] 如图2和图3所示,针管21是利用熔接等堵塞了顶端面的孔的、不锈钢、镍钛、钴铬合金等的管状构件。针管21构成在内部具有顶端侧在侧面开口的通道的管状部。中空且细长的针管21具有针管顶端部21b,该针管顶端部21b具有顶端尖锐的圆锥形状部21a。在针管顶端部21b具有沿着轴向形成的细长的开口部21c。开口部21c设于圆锥形状部21a附近。即,开口部21c设于针管顶端部21b的顶端部的基端侧,并与针管21内的通道连通。而且,圆锥形状部21a配置于作为管状部的针管21的顶端面,构成用于穿刺被检体的穿刺部。针管21的直径例如为22G~19G(Gauge)。开口部21c的轴向的长度例如为5mm~15mm。即,针管21的顶端具有所谓的铅笔形状。

[0074] 另外,在中空的针管顶端部21b的内部空间21d内贯穿有截面为圆形、且细长的作为轴构件的刀片22。刀片22的轴部的直径例如为0.5mm~1mm。刀片22也是不锈钢、镍钛、钴铬合金等金属制。

[0075] 针管21的电阻高于后述的切削部的电阻。由此,能够利用刀片22相对于通道的插入/拔出来进行针管21与切削部之间的通电的切换。通过使针管21的电阻高于切削部的电阻,从而即使同时对切削部与针管21通电,电流也几乎全部向电阻较低的切削部侧流动。在从切削时到拔出时持续通电的情况下,在利用切削部切削时,电流集中于切削部,之后,通过从通道中拔出刀片22,从而电流仅向针管21流动,因此在拔出时针管21通电。

[0076] 作为实现电阻之差时的例子,有利用不同的材质制成针管21与刀片22这样的方案。

[0077] 对针管顶端部21b的通道内侧表面实施通过放电加工等使表面氧化并增大接触电阻来降低导电率的加工、或者利用聚酰亚胺等形成基于表面涂敷的绝缘膜的加工。

[0078] 或者,也可以对刀片22的、除用刀片顶端部22a与顶端侧内壁部21e相接触的部分以及刀片顶端部22a的自开口部21c突出的部分以外的部分的表面实施上述增大接触电阻的加工或者形成绝缘膜的加工。另外,在该情况下,也可以对针管21的通道内侧表面实施增大接触电阻的加工或者形成绝缘膜的加工。

[0079] 像以上那样,使刀片22与具有穿刺部的针管顶端部21b或针管21的内壁之间的导电率降低的加工、或者进行刀片22与针管顶端部21b或针管21的内壁之间的电绝缘的加工施加于刀片22与针管21中的至少一者。

[0080] 如图4所示,刀片22的刀片顶端部22a的与轴向正交的方向的截面形状具有两个平面部22a1和两个平面部22a1的两端的半圆部22a2。即,刀片顶端部22a具有截面扁平的、较薄地延伸的板状形状的扁平部。板状形状的宽度L1例如为0.3mm~0.9mm,板状形状的厚度L2例如为0.1mm~0.2mm。

[0081] 如图3所示,在刀片顶端部22a的顶端设有沿着刀片22的轴向的截面形状为半圆的曲面部22b。而且,对平面部22a1实施了用于反射超声波的超声波反射加工。在此,如图5所示,在两个平面部22a1上形成有许多细小的槽22A作为超声波反射加工部。

[0082] 另外,如后所述,超声波反射加工部的许多的槽22A也可以是在刀片顶端部22a弯曲为弓状的范围内沿着与刀片顶端部22a的轴向正交的方向形成的、有助于刀片顶端部22a弯曲那样的形状。

[0083] 刀片顶端部22a的宽度L1窄于针管21的开口部21c的宽度L3,如后所述,刀片顶端

部22a与开口部21c构成为:当刀片顶端部22a弯曲时,其弯曲部能够自开口部21c突出。在刀片顶端部22a自开口部21c突出时形成的弯曲部构成切削部。即,切削部是在刀片22自开口部21c突出时通过使刀片顶端部22a的顶端碰撞开口部21c的顶端而以弯曲的状态自开口部21c暴露的弯曲部。

[0084] 像以上那样,刀片22能够贯穿于针管21的通道内,且构成为在贯穿于该通道时,成为切削部的弯曲部能够自开口部21c突出。

[0085] 另外,如图2所示,在针管顶端部21b,在从开口部21c的顶端部到基端部的预定的整个范围内实施了超声波反射加工。在此,具体地说,在针管顶端部21b的外侧表面的、开口部21c所存在的整个范围L4内,作为超声波反射加工部实施了多个压窝21A的压窝加工。

[0086] 另外,在此,在开口部21c所存在的整个范围L4内,形成有多个压窝21A的超声波反射加工部,但是也可以以在开口部21c的顶端部与基端部之间没有压窝加工的方式将超声波反射加工部仅设置于开口部21c的顶端部与开口部21c的基端部这两个部位。

[0087] 另外,形成内部空间21d的针管顶端部21b的顶端侧内壁部21e具有斜面,该斜面相对于与针管21的轴向正交的面以具有预定的角度的方式倾斜。顶端侧内壁部21e的壁面成为从内部空间21d的顶端部21d1朝向开口部21c、向针管21的基端方向靠近那样的斜面。换言之,顶端侧内壁部21e的壁面成为从开口部21c朝向内部空间21d的深处靠近针管21的顶端部那样的斜面。因此,针管顶端部21b为了在形成有刀片顶端部22a的弯曲部时防止刀片顶端部22a自开口部21c弹出而具有开口部21c的穿刺部侧的截面成为锐角那样的倾斜面。

[0088] 接着,说明与穿刺器具插入部9A的基端部相连接的穿刺器具操作部9B的结构。图6是穿刺器具操作部9B的外观图。图7是图6的沿着VII—VII线的穿刺器具操作部9B的剖视图。

[0089] 穿刺器具操作部9B安装并固定于超声波内窥镜2的处理器具贯穿口12a。在穿刺器具操作部9B的顶端部设有用于安装于处理器具贯穿口12a的连接部31。而且,穿刺器具操作部9B朝向基端侧依次具有主体32、针管滑动件33、针管转动操作部34、刀片滑动件35以及用于保护线缆9a的防折断部36。

[0090] 连接部31在顶端侧具有连接环31a和顶端连接构件31b。通过将顶端连接构件31b内插于处理器具贯穿口12a,将连接部31安装于内窥镜操作部12的处理器具贯穿口12a,并使连接环31a沿预定的方向转动,能够将穿刺器具操作部9B固定于内窥镜操作部12。在连接部31的基端侧设有护套固定旋钮31c。

[0091] 在主体32的顶端侧设有连接构件32a。穿刺器具插入部9A的护套41外套并固定于设置在连接构件32a的顶端的连接管32b。连接构件32a在筒状的连接部31内间隙配合,通过使护套固定旋钮31c沿预定的方向转动,能够在期望的位置将护套41相对于连接部31固定。另外,在连接构件32a的顶端侧设有与筒状的连接部31的内周侧凸部相抵接、并用于防止连接构件32a自连接部31脱落的止挡件32c。

[0092] 在主体32的外表面上,沿着主体32的轴向形成有主体槽部32d。在针管滑动件33的顶端侧设有连接构件33a。在主体32的基端侧设有与筒状的连接构件33a的内周侧凸部相抵接、并用于防止主体32自针管滑动件33脱落的止挡件32e。

[0093] 在连接构件33a上设有针管固定旋钮33b。主体32在基端侧在筒状的针管滑动件33内间隙配合,通过使针管固定旋钮33b向预定的方向转动,能够在期望的位置将针管滑动件

33相对于主体32固定。

[0094] 在针管滑动件33的基端部,筒状的针管转动操作部34以能够绕针管转动操作部34的轴线转动的方式卡合设于针管滑动件33。在针管转动操作部34的外表面上,沿着针管转动操作部34的轴向设有两个刀片调整槽34a。而且,在各个刀片调整槽34a内,沿着轴向以预定的间隔设有多个(在此为4个)凹部34b。

[0095] 在穿刺器具插入部9A的护套41内贯穿有针管21,在针管21内贯穿有刀片22。针管21的基端部固定于针管转动操作部34的顶端部。因此,若针管转动操作部34绕轴线转动,则针管21也绕轴线转动。

[0096] 在针管转动操作部34的基端侧外套设有筒状的刀片滑动件35。在刀片滑动件35的顶端侧设有两个被沿着轴向形成的两个槽35a夹持的卡合部35b。在卡合部35b设有向内侧突出的两个凸部35c和向内侧突出的止挡件35d。两个凸部35c卡合于两个刀片调整槽34a,各个凸部35c按压刀片调整槽34a的外侧表面,并且以能够沿着针管转动操作部34的轴向移动的方式形成于刀片滑动件35。

[0097] 另外,刀片滑动件35在基端侧固定设有圆筒状的刀片固定管头35e。从刀片固定管头35e的前端侧插入刀片22的基端部,从刀片固定管头35e的后端侧插入线缆9a的信号线,刀片22与线缆9a利用焊料35f软钎焊而固定在一起。因此,刀片22利用刀片固定管头35e固定于刀片滑动件35,并且与线缆9a电连接。即,与刀片22相连接的线缆9a和连接器9a1构成用于电连接作为刀片22的切削部的刀片顶端部22a和作为电源的高频电源装置8的电源连接部。

[0098] 因此,若手术者使刀片滑动件35沿着针管转动操作部34的轴向移动,则在各个凸部35c卡合于凹部34b的位置,刀片滑动件35轻轻地固定于针管转动操作部34,进而能够以较强的力使刀片滑动件35沿着针管转动操作部34的轴向移动。止挡件35d是抵接于针管转动操作部34的外周侧凸部、并用于防止刀片滑动件35自针管转动操作部34脱落的止挡件。

[0099] 而且,若以使卡合部35b自针管转动操作部34的表面离开并使止挡件35d越过针管转动操作部34的外周侧凸部的方式使刀片滑动件35向基端侧移动,则刀片滑动件35自针管转动操作部34脱落,能够从针管21中抽拔出刀片22。

[0100] 在一抽拔出刀片滑动件35就暴露的、针管转动操作部34的基端部的开口部34c设置微小的锥度(鲁尔锥度,ルアテーパ),能够安装注射器16。即,针管转动操作部34的基端部的开口部34c构成用于连接配置于针管21的通道的基端侧的作为抽吸装置的注射器16的抽吸装置连接部。

[0101] 另外,从针管滑动件33的侧面部延伸出线缆9b,以保护线缆9b周围的方式在针管滑动件33上设有防折断部36A。线缆9b的顶端部被作为固定构件的粘合剂33c相对于针管21按压,进而在粘合剂33c的周围涂布粘接剂33d,从而线缆9b的顶端部固定于针管21。线缆9b的信号线在针管滑动件33的内部利用焊料33e软钎焊于针管21。如上所述,线缆9b的基端部设有用于与高频电源装置8相连接连接器9b1。因此,与具有穿刺部的针管顶端部21b相连接的线缆9b和连接器9b1构成用于电连接具有作为穿刺部的圆锥形状部21a的针管顶端部21b和作为电源的高频电源装置8的电源连接部。

[0102] 由于穿刺器具操作部9B具有以上那样的结构,因此手术者通过操作穿刺器具操作部9B,能够使贯穿于超声波内窥镜2的处理器具贯穿通道的穿刺器具插入部9A的护套41、针

管21以及刀片22分别自内窥镜插入部11的顶端硬质部14的处理器具开口突出以及拉入。

[0103] 图6与图7表示护套41、针管21及刀片22被拉入至穿刺器具插入部9A的最基端侧的状态。穿刺器具9安装于处理器具贯穿口12a,在图6与图7的状态下,护套41、针管21及刀片22未自内窥镜插入部11的顶端硬质部14的处理器具开口突出。

[0104] 手术者SG使主体32相对于连接部31向顶端侧移动而能够将穿刺器具操作部9B自图6与图7的状态设为图8的状态。图8是护套41自顶端硬质部14的处理器具开口突出至极限的状态下的穿刺器具操作部9B的剖视图。

[0105] 手术者SG使针管滑动件33相对于主体32向顶端侧移动而能够将穿刺器具操作部9B自图8的状态设为图9的状态。图9是护套41与针管21自顶端硬质部14的处理器具开口突出至极限的状态下的穿刺器具操作部9B的剖视图。

[0106] 手术者SG使刀片滑动件35相对于针管转动操作部34向顶端侧移动而能够将穿刺器具操作部9B自图9的状态设为图10的状态。图10是护套41与针管21自顶端硬质部14的处理器具开口突出至极限、并使刀片22自顶端硬质部14的处理器具开口突出了一段的状态下的穿刺器具操作部9B的剖视图。

[0107] 手术者SG使刀片滑动件35相对于针管转动操作部34进一步向顶端侧移动而能够将穿刺器具操作部9B自图10的状态设为图11的状态。图11是护套41与针管21自顶端硬质部14的处理器具开口突出至极限、并使刀片22自顶端硬质部14的处理器具开口突出至极限的状态下的穿刺器具操作部9B的剖视图。

[0108] 当穿刺器具操作部9B处于图10的状态时,刀片顶端部22a弯曲,其弯曲部自开口部21c突出。当穿刺器具操作部9B处于图11的状态时,刀片顶端部22a进一步弯曲,作为切削部的弯曲部自开口部21c进一步突出。

[0109] 因而,手术者通过操作穿刺器具操作部9B的各个部分,能够使穿刺器具插入部9A的顶端部的护套41、针管21及刀片22分别自顶端硬质部14的处理器具开口突出期望的量,并且能够拉入顶端硬质部14的处理器具开口内。

[0110] 若向顶端侧压出刀片22,则截面形状为半圆的曲面部22b抵接于顶端侧内壁部21e。若进一步向顶端侧压出刀片22,则曲面部22b沿着顶端侧内壁部21e的斜面移动,并抵接于内部空间21d的顶端部21d1,因此刀片顶端部22a以自开口部21c突出的方式弯曲。

[0111] 图12是表示刀片顶端部22a抵接于内部空间21d的顶端部21d1、但是刀片顶端部22a未弯曲的状态的剖视图。图13是表示刀片顶端部22a抵接于内部空间21d的顶端部21d1、而且进一步向顶端侧压出刀片22、且刀片顶端部22a弯曲的状态的剖视图。

[0112] 刀片顶端部22a的突出量L5根据刀片滑动件35相对于针管转动操作部34向顶端侧的移动量而发生变化。而且,凹部34b的各个位置与刀片顶端部22a的突出量相对应。因此,手术者通过使刀片滑动件35沿着针管转动操作部34的轴向移动,并改变刀片滑动件35的各个凸部35c所卡合的针管转动操作部34的凹部34b的位置,能够改变刀片顶端部22a的突出量L5。手术者越使刀片滑动件35相对于针管转动操作部34向顶端侧移动,刀片顶端部22a越向箭头A1所示的方向突出,刀片顶端部22a自开口部21c突出的突出量L5变大。

[0113] (作用)

[0114] 说明使用了上述穿刺器具9的处理。在此,说明使胰腺的病变部缩小的手法例子。

[0115] 图14是包括胰脏和胃在内的人体的示意性说明图。手术者将内窥镜插入部11从人体的口M经由食道E插入至胃S。在胃S附近存在有胰脏P。在胃S的周围有肝脏L、胆囊B。

[0116] 图15是用于说明缩小作为胰脏P的病变部的肿瘤部Pa的手法的流程的图。首先,如图1所示,手术者SG从患者PA的口M经由食道E插入内窥镜插入部11的顶端部。

[0117] 手术者SG使内窥镜插入部11的顶端部的超声波振动部14a紧贴胃S的胃壁,在超声波引导下,向肿瘤部Pa刺入针管21(S1)。即,手术者SG一边观察显示于监视器7的超声波图像,一边操作穿刺器具操作部9B的主体32与针管滑动件33,使针管21突出,能够向胰脏P的肿瘤部Pa刺入针管21。

[0118] 接着,手术者在超声波引导下利用收纳于针管21的刀片22较薄地剥离肿瘤组织(S2)。

[0119] 例如,手术者一边观察显示于监视器7的超声波图像,一边确认刀片顶端部22a的弯曲部的突出状态,一边使刀片顶端部22a突出,并向刀片22供给高频电流,一边使其绕针管21的轴线稍微地转动,能够剥离肿瘤组织。

[0120] 具体地说,手术者SG通过使刀片滑动件35向顶端侧移动,能够使刀片顶端部22a自开口部21c突出。图16是用于说明刀片顶端部22a的突出状态的图。如图16所示,针管顶端部21b刺破胃壁SW,进入胰脏P的肿瘤部Pa中。此时,如上所述,根据刀片滑动件35相对于针管转动操作部34的移动量,能够调整弯曲的刀片顶端部22a自开口部21c突出的突出量L5。

[0121] 图17是表示显示于监视器7的超声波图像的例子。在监视器7的显示画面上显示利用超声波振动部14a获得的超声波图像USI。利用设于针管顶端部21b和刀片顶端部22a的表面的超声波反射加工部,在超声波图像USI上清楚地显示针管顶端部21b的图像21bx和刀片顶端部22a的图像22ax。另外,在超声波图像USI上也显示肿瘤部Pa的图像Pax。

[0122] 因此,手术者SG能够一边观察超声波图像USI,一边掌握针管顶端部21b的位置和刀片顶端部22a的突出量。

[0123] 然后,手术者SG在超声波引导下使突出的刀片顶端部22a位于能够削去肿瘤部Pa的内部的位置,通过一边向刀片22流入高频电流,一边使针管21绕轴线转动,能够利用作为切削部的刀片顶端部22a的弯曲部剥离肿瘤部Pa的肿瘤组织。

[0124] 图18是用于说明刀片顶端部22a的动作的图。如图18所示,手术者一边如箭头A2所示使针管21绕轴线转动,一边如虚线R1所示使其在肿瘤部Pa的内部移动。此时,若使刀片顶端部22a如箭头A2所示进行转动,则高频电流向刀片22流动,因此刀片顶端部22a的弯曲部能够像电手术刀那样将肿瘤组织削去、剥离、并形成较小的肿瘤组织片。另外,若一边使针管21绕轴线转动,一边如虚线R1所示使其在肿瘤部Pa的内部移动,则一个肿瘤部Pa被分解为许多或多个细小的肿瘤组织片。手术者能够通过观察超声波图像USI来对肿瘤部Pa的肿瘤组织的剥离程度、即肿瘤组织能够剥离到何种程度进行判断。

[0125] 优选的是,以仅残留肿瘤部Pa的外侧表面的较薄的部分的方式进行肿瘤组织的剥离。即,手术者一边观察超声波图像,一边剥离肿瘤组织片,直至以不切除肿瘤部Pa周围的正常的胰脏P的生物体组织而残留肿瘤部Pa的外廓的层的方式剥离肿瘤组织整体。另外,剥离的范围也可以仅是肿瘤部Pa的期望的区域。

[0126] 接着,手术者SG在超声波引导下经由针管顶端部21b向肿瘤部Pa内注入生理盐水或酒精(S3)。

[0127] 手术者预先向注射器16的注射器主体内注入生理盐水或酒精。在S2之后,手术者SG如上所述从针管转动操作部34上卸下穿刺器具9的刀片滑动件35,从针管21中抽拔刀片22,在被抽拔了刀片滑动件35的针管转动操作部34的基端部的开口部34c安装含有生理盐水或酒精的注射器16,推入注射器16的柱塞,从而进行生理盐水或酒精的注入。

[0128] 图19是用于说明生理盐水或酒精的注入的图。手术者SG若从注射器16注入生理盐水或酒精,则在图19中如虚线所示,从开口部21c向肿瘤部Pa的外廓的层的内部注入生理盐水或酒精,因此肿瘤部Pa膨胀且体积变大。手术者SG能够通过显示于监视器7的超声波图像来观察生理盐水或酒精的注入情况。

[0129] 图20是表示注入生理盐水或酒精时的显示于监视器7的超声波图像的例子的图。如图20所示,膨胀的肿瘤部Pa的图像Pax显示于监视器7。因此,手术者SG能够一边观察超声波图像,一边向肿瘤部Pa内注入期望量的生理盐水或酒精。

[0130] 然后,手术者SG在超声波引导下将剥离了的肿瘤组织片与生理盐水或酒精一起进行回收(S4)。剥离了的肿瘤组织片的回收通过注射器16的操作来进行。

[0131] 图21是用于说明剥离了的肿瘤组织片的回收的图。若手术者SG进行操作以从注射器主体中抽拔注射器16的柱塞,则在图21中如虚线所示,剥离了的肿瘤组织片与生理盐水或酒精一起被自开口部21c抽吸,肿瘤部Pa的体积变小。即,若在S3中向肿瘤部Pa内注入生理盐水或酒精,则剥离了的肿瘤组织的细小的断片包含于生理盐水或酒精中。因此,若利用注射器16将剥离了的肿瘤组织与生理盐水或酒精一起进行抽吸,则使肿瘤部Pa的尺寸变小。

[0132] 手术者SG能够利用显示于监视器7的超声波图像来观察肿瘤组织的回收情况。图22是表示回收剥离了的肿瘤组织片时的显示于监视器7的超声波图像的例子的图。如图22所示,缩小了的肿瘤部Pa的图像Pax显示于监视器7。

[0133] 进而,一边向针管21流入高频电流,一边从肿瘤部Pa内抽拔针管21(S5)。由于在针管21中流入有高频电流,因此与针管21的外表面相接触的生物体组织被高频电流烧灼,因此能够防止活着的病变细胞的附着。

[0134] 像以上那样,根据上述实施方式的穿刺器具,抽吸肿瘤部Pa内的剥离了的肿瘤组织,能够缩小胰脏P的肿瘤部Pa的尺寸,因此能够减轻或消除肿瘤部Pa对周边脏器、血管、神经等的压迫。既减轻了由基于肿瘤肥大的压迫引起的疼痛,也提高了QOL(生活质量)。

[0135] 另外,由于抽吸剥离了的肿瘤组织,因此也具有抑制由癌细胞等残留在体内引起的肿瘤溶解综合征这样的效果。

[0136] 而且,由于肿瘤部Pa的尺寸变小,肿瘤部Pa自周边的血管等离开,因此有时能够进行外科手术、能够进行肿瘤部Pa的切除。

[0137] 另外,在S3中,注入了生理盐水或酒精,但是也可以在注入了用于使剥离了的肿瘤组织溶解的胰岛素之后,注入生理盐水或酒精。在剥离了的肿瘤组织中纤维质较多的情况下,也可以在注入了纤溶酶之后,取代生理盐水或酒精而注入抗纤溶酶药(日文:抗プラスミン薬)。

[0138] 进而,在上述手术系统1中,为了流入高频电流而使用了对极板15a,手术系统也可以采用不使用对极板15a而在刀片顶端部22a与针管顶端部21b之间流入电流的双极结构。

[0139] (变形例1)

[0140] 在上述实施方式中,针管顶端部21b的顶端部为圆锥形状,但是也可以为套管针尖(日文:トロッカポイント)形状。

[0141] 图23是本变形例1的穿刺器具插入部9A1的针管顶端部21b1的俯视图。本变形例1的针管顶端部21b1的沿着III—III线的穿刺器具插入部9A1的顶端部的剖视图与图3相同。本变形例1的针管顶端部21b1的沿着IV—IV线的穿刺器具插入部9A1的顶端部的剖视图与图4相同。

[0142] 即使本变形例1的针管顶端部21b1的顶端部是这样的套管针尖形状部21a1,也具有与上述实施方式的穿刺器具相同的效果。

[0143] (变形例2)

[0144] 在上述实施方式中,针管顶端部21b的顶端部为圆锥形状,但是也可以为斜切面(日文:ベベルカット)形状。

[0145] 图24是本变形例2的穿刺器具插入部9A2的针管顶端部21b2的俯视图。

[0146] 图25是图24的沿着XXV—XXV线的剖视图。本变形例2的针管顶端部21b2的沿着IV—IV线的穿刺器具插入部9A2的顶端部的剖视图与图4相同。

[0147] 即使本变形例2的针管顶端部21b2的顶端部是这样的斜切面形状部21a2,也具有与上述实施方式的穿刺器具相同的效果。

[0148] (变形例3)

[0149] 在上述实施方式、变形例1以及变形例2中,刀片顶端部22a为板状形状,但是也可以是在顶端部具有轴状的扩张部22a11的板状形状。

[0150] 图26是本变形例3的刀片顶端部22a的立体图。如图26所示,扩张部22a11在与刀片顶端部22a的轴向正交的方向上相互朝向相反侧延伸。以与轴状的扩张部22a11的轴向正交的方向的长度L11比针管21的内径短的方式形成扩张部22a11。

[0151] 通过设置这种扩张部22a11,从而刀片顶端部22a难以自开口部21c弹出。即,扩张部22a11构成防止弹出部,在形成了刀片顶端部22a的弯曲部时该防止弹出部限制刀片顶端部22a的顶端在碰撞开口部21c的顶端之后向针管21的侧面方向移动,用于防止刀片顶端部22a自开口部21c弹出。

[0152] 即使本变形例3的刀片顶端部22a具有这样的轴状扩张部22a11,也具有与上述实施方式的穿刺器具相同的效果。

[0153] (变形例4)

[0154] 在上述实施方式、变形例1以及变形例2中,刀片顶端部22a为板状形状,但是也可以是在顶端部具有球形的扩张部22a12的板状形状。

[0155] 图27是本变形例4的刀片顶端部22a的立体图。图28是表示刀片顶端部22a的球形的扩张部22a12抵接于内部空间21d的顶端部21d1、而且进一步向顶端侧压出刀片22、且刀片顶端部22a弯曲的状态的剖视图。图29是图28的沿着XXIX—XXIX线的穿刺器具插入部9A的顶端部的剖视图。

[0156] 如图27所示,球形的扩张部22a12设于刀片顶端部22a的顶端。另外,如图29所示,以球形的扩张部22a12的直径L12比针管21的内径小的方式形成扩张部22a12。即,扩张部22a12构成防止弹出部,在形成了刀片顶端部22a的弯曲部时该防止弹出部限制刀片顶端部22a的顶端在碰撞开口部21c的顶端之后向针管21的侧面方向移动,用于防止刀片顶端部

22a自开口部21c弹出。

[0157] 通过设置这种扩张部22a12,从而刀片顶端部22a难以自开口部21c弹出,即使本变形例4的刀片顶端部22a2具有这样的球形的扩张部22a12,也具有与上述实施方式的穿刺器具相同的效果。

[0158] (变形例5)

[0159] 在上述实施方式、变形例1~变形例4中,高频电源装置具有用于向刀片22流入高频电流的连接器8a和用于向针管21流入高频电流的连接器8b这两个连接器,但是高频电源装置也可以具有一个连接器。

[0160] 图30是表示使用了本变形例5的超声波内窥镜的手术系统1A的结构的结构图。高频电源装置8A仅设有用于与穿刺器具9X相连接的连接器8a。穿刺器具9X的穿刺器具操作部9BX具有用于向针管21和刀片22中的任一者供给高频电流的作为开关手柄的开关9c。因此,手术者通过操作开关9c进行切换,能够将来自高频电源装置8A的高频电流向针管21或刀片22供给。即,开关9c构成用于切换作为切削部的刀片顶端部22a与作为电源的高频电源装置8之间的电连接、以及具有穿刺部的针管顶端部21b与作为电源的高频电源装置8之间的电连接的切换部。

[0161] 图31是本变形例5的穿刺器具操作部9BX的外观图。图32是图31的沿着XXXII-XXXII线的穿刺器具操作部9BX的剖视图。

[0162] 穿刺器具操作部9BX具有与上述第1实施方式的穿刺器具操作部9B大致相同的结构,对相同的构成要素,标注相同的附图标记并省略说明。穿刺器具操作部9BX延伸出刀片滑动件35的基端侧,在该延伸部35A设有开关9c。

[0163] 如图32所示,在刀片顶端部22a的基端部形成有截面形状为D形的D切削部22X。在针管21的基端部设有向基端侧延伸出的针管延伸部21X,在针管延伸部21X的基端部形成有弯曲的触点部21Xa。

[0164] 在刀片22的D切削部22X中,在触点部21Xa所接触的位置设有绝缘体51a,该绝缘体51a在表面上设有细长的电极部51。电极部51沿着刀片22的轴向而形成。绝缘体51a的表面的电极部51的基端侧利用焊料35f与导线52的一端相连接。导线52的另一端经由形成于刀片滑动件35和延伸部35A的孔与设于延伸部35A的开关主体53的一个开关端子54a相连接。

[0165] 刀片22的基端部在刀片固定管头35e内利用焊料35f与导线55的一端相连接。导线55的另一端与设于延伸部35A的开关主体53的一个开关端子54b相连接。而且,线缆9a的信号线与开关主体53的一个开关端子54c相连接。

[0166] 若使刀片滑动件35相对于针管转动操作部34移动,则针管21的触点部21Xa一边与形成于绝缘体51a的表面的电极部51相接触,一边沿着电极部51进行滑动。另外,在开关主体53中,通过操作开关9c,从而进行切换以使开关端子54a与开关端子54c导通、或者使开关端子54b与开关端子54c导通。

[0167] 即,手术者通过操作开关9c,能够切换将来自高频电源装置8A的高频电流向刀片22供给还是向针管21供给。

[0168] 因而,手术者在剥离肿瘤部Pa内的肿瘤组织时操作开关9c以向刀片22供给高频电流,在从肿瘤部Pa中抽拔针管21时,为了防止活着的病变细胞附着而操作开关9c以向针管21供给高频电流。

[0169] 因此,根据本变形例5的手术系统1A,也具有与上述实施方式的穿刺器具相同的效果。

[0170] 像以上那样,根据上述实施方式及变形例1~变形例5的穿刺器具及超声波内窥镜,通过到达病变部的内部并削去其内部,能够使病变部缩小,并且能够防止在从该病变部拔出时的活着的病变细胞附着。

[0171] (第2实施方式)

[0172] 第1实施方式的穿刺器具构成为通过使被通入了高频电流的刀片旋转而削去病变部的内部,但是本实施方式的穿刺器具构成为不向刀片通入高频电流而是利用设于刀片的刃部来削去病变部的内部。

[0173] 本实施方式的穿刺器具、超声波内窥镜及手术系统的结构与上述第1实施方式的穿刺器具、超声波内窥镜及手术系统的结构大致相同,对相同的构成要素,使用相同的附图标记并省略说明,对不同的结构进行说明。

[0174] 本实施方式的穿刺器具具有针管顶端部21b,该针管顶端部21b具有图2和图3那样的圆锥形的穿刺部。而且,本实施方式的穿刺器具构成为刀片顶端部具有刃部,当刀片转动时,利用该刃部削去病变部的内部。因此,在削去病变部的内部时,刀片未被通电。因此,高频电源装置8具有在拔出针管时用于向针管流入高频电流的连接器,但是没有用于向刀片流入高频电流的连接器,在穿刺器具上未设有用于向刀片流入高频电流的线缆。

[0175] 图33是本实施方式的、用与针管21的轴向正交的平面剖切针管顶端部21b时的、穿刺器具的顶端部的剖视图。

[0176] 如图33所示,在刀片顶端部22a上,沿着轴向形成有刃部61。因此,若使刃部61抵靠于肿瘤组织,并以削去肿瘤组织的方式使针部转动操作部34转动,则利用刃部61剥离肿瘤组织。即,在刀片顶端部22a自开口部21c突出时形成的弯曲部的刃部61构成切削部。

[0177] 另外,刃部也可以在刀片顶端部22a设有两个。图34是在刀片顶端部22a的两个部位设置了刃部的情况下的、用与针管21的轴向正交的平面剖切针管顶端部21b时的、穿刺器具的变形例的顶端部的剖视图。刃部62沿着与刃部61相反侧的边部而形成。

[0178] 根据这种结构,具有手术者不用注意刀片顶端部22a的具有刃部的侧即可这样的效果。

[0179] 图35是本实施方式的、沿着轴向的穿刺器具操作部9B1的剖视图。在第1实施方式中,刀片22以与线缆9a电导通的方式连接于穿刺器具操作部9B,但是在本实施方式中,刀片22的基端部未与线缆相连接,而是利用粘接剂35fe固定于刀片固定管头35e。另外,在本实施方式的情况下,高频电源装置也可以如图30所示仅具有一个连接器。

[0180] 在借助于本实施方式的穿刺器具及超声波内窥镜的处理中,除了不对刀片22通电地剥离肿瘤组织这一点以外,皆与第1实施方式相同。即,在超声波引导下,向肿瘤部Pa刺入针管21(S1),利用上述刃部61(或62)剥离肿瘤组织(S2),从针管中拔出刀片22,在超声波引导下,将生理盐水或酒精注入肿瘤部Pa内(S3),在超声波引导下,将剥离了的肿瘤组织与生理盐水或酒精一起进行回收(S4)。然后,一边对针管21施加高频电流,一边从肿瘤组织中抽拔针管21(S5)。

[0181] 另外,在S2中,若一边注入酒精,一边进行剥离肿瘤组织的手法,则能够获得止血效果。

[0182] 进而,也可以将刀片22的基端部连接于超声波振子,通过超声波振动使刀片22振动,利用刃部61(和62)剥离肿瘤部Pa的肿瘤组织。在该情况下,也可以一边向肿瘤部Pa注入酒精,一边施加超声波振动。

[0183] 因而,利用刃部61(和62)挖出肿瘤部Pa内的肿瘤组织,使肿瘤部Pa缩小,并且能够防止一边向针管21流入高频电流一边从病变部中抽拔针管21时的活着的病变细胞的附着。

[0184] 另外,本实施方式也能够应用第1实施方式的变形例1~变形例4的各个变形例的结构。

[0185] (第3实施方式)

[0186] 本第3实施方式的穿刺器具也像第2实施方式的刀片那样构成为未对刀片通入高频电流、而是利用设于刀片的刃部来削去病变部的内部。但是,在本第3实施方式的穿刺器具中,不是刀片顶端部自针管顶端部的开口部弯曲,而是构成为刀片相对于针管顶端部的轴向向倾斜方向突出,利用设于刀片顶端的刃部来削去病变部的内部。

[0187] 本实施方式的穿刺器具、超声波内窥镜以及手术系统的结构与上述第2实施方式的穿刺器具、超声波内窥镜以及手术系统的结构大致相同,对相同的构成要素使用相同的附图标记并省略说明,对不同的结构进行说明。

[0188] 本实施方式的穿刺器具构成为刀片顶端部具有刃部,当刀片旋转时,利用该刃部削去病变部的内部。因此,在削去病变部的内部时,刀片未被通电。因此,高频电源装置8具有在拔出针管时用于向针管流入高频电流的连接器,但是没有用于向刀片流入高频电流的连接器,在穿刺器具上也未设有用于向刀片流入高频电流的线缆。

[0189] 图36是本实施方式的针管顶端部71的俯视图。图37是图36的沿着XXXVII—XXXVII线的针管顶端部71的剖视图。图38是本实施方式的刀片顶端部的立体图。图39是刀片顶端部自开口部突出时的针管顶端部71的剖视图。

[0190] 针管21的针管顶端部71具有圆锥形状的顶端部。

[0191] 在针管顶端部71的内部空间21d的顶端侧朝向开口部71a设有倾斜部71b,该倾斜部71b具有平缓的倾斜面。

[0192] 如图37和图38所示,贯穿于针管21的内部空间21d的刀片22的刀片顶端部72在顶端侧形成有凹部72a,在凹部72a的顶端侧形成有刃部73。如图37所示,刀片顶端部72为钩状,位于钩状的顶端的刃部73的刀尖朝向基端侧而形成。即,刃部73构成切削部。

[0193] 虽未图示,但是超声波反射加工在刀片顶端部72中仅施加于凹部72a的周边部。另外,在针管顶端部71,如后所述,沿着针管顶端部71的轴向,在刀片顶端部72自开口部71a突出并能够剥离肿瘤组织的整个范围内,作为超声波反射加工部对针管顶端部71的表面实施了多个压窝21A的压窝加工。

[0194] 根据以上那样的结构的穿刺器具9,通过以使刀片顶端部72自开口部71a突出、并使刀片顶端部72沿着轴向前后移动的方式使刀片22移动或者使针管21移动,能够以利用刃部73削去的方式剥离肿瘤部Pa内的肿瘤组织。

[0195] 在借助于本实施方式的穿刺器具及超声波内窥镜的处理中,除了不对刀片22通电地剥离肿瘤组织这一点以外,皆与第1实施方式相同。即,在超声波引导下,向肿瘤部Pa刺入针管顶端部71(S1),利用上述刃部73剥离肿瘤组织(S2),从针管21中拔出刀片顶端部72,在超声波引导下,将生理盐水或酒精注入肿瘤部Pa内(S3),在超声波引导下,将剥离了的肿瘤

组织与生理盐水或酒精一起进行回收(S4)。然后,一边对针管21施加高频电流,一边从肿瘤组织中抽拔针管21(S5)。

[0196] 另外,在S2中,若一边注入酒精,一边进行剥离肿瘤组织的手法,则能够获得止血效果。

[0197] 因而,利用刃部73挖出肿瘤部Pa内的肿瘤组织,使肿瘤部Pa缩小,并且能够防止一边向针管21流入高频电流一边从病变部中抽拔针管21时的活着的病变细胞的附着。

[0198] (变形例)

[0199] 图40是本第3实施方式的变形例的针管顶端部的沿着轴向的剖视图。图41是图40的刀片顶端部自开口部突出时的、针管顶端部的沿着针管的轴向的剖视图。图42是从刀片22的刀片顶端部74的上表面侧看到的立体图。图43是从刀片顶端部74的下表面侧看到的立体图。

[0200] 如图40~图43所示,本变形例的刀片顶端部74在顶端侧形成有孔75,在该孔75的顶端侧的一个开口部75a设有刃部76。刃部76朝向基端侧而形成。即,刃部76构成切削部。

[0201] 在本变形例中,也是超声波反射加工在刀片顶端部74中仅施加于具有刃部76的开口部75a的周边部。

[0202] 根据本变形例的穿刺器具9,通过以使刀片顶端部74自开口部71a突出、并使刀片顶端部74沿着轴向进退的方式使刀片22移动或者使针管21移动,能够以利用刃部76削去的方式剥离肿瘤部Pa内的肿瘤组织。

[0203] 另外,本实施方式也能够应用第1实施方式的变形例1~变形例4的各个变形例的结构。

[0204] 像以上那样,根据上述第1~第3实施方式及各个变形例的穿刺器具及超声波内窥镜,能够通过穿刺病变部并削去病变部的内部来使病变部缩小,而且能够防止在从该病变部拔出时活着的病变细胞的附着。

[0205] 而且,由于能够减小肿瘤的大小并且防止活着的病变细胞的附着,因此之后能够立即进行用于切除肿瘤部的手术。

[0206] 另外,在上述第1~第3实施方式及各个变形例中,说明了胰脏P的肿瘤部Pa的缩小化的例子,但是在其他脏器、例如肝脏等病变部的缩小化中也能够使用上述穿刺器具。

[0207] 进而,在上述第1~第3实施方式及各个变形例中,高频电流向针管的通电是为了防止在从病变部中抽拔针管21时活着的病变细胞的附着而进行的,但是在病变部的表面较硬的情况下,也可以在刺入针管21时进行高频电流的通电。

[0208] 本发明并不限于上述实施方式,在不改变本发明的主旨的范围内,能够进行各种变更、改变等。

[0209] 本申请是以2012年12月12日在日本提出申请的特愿2012-271651号作为要求优先权的基础而提出申请的,上述公开内容被引用于本申请的说明书、权利要求书中。

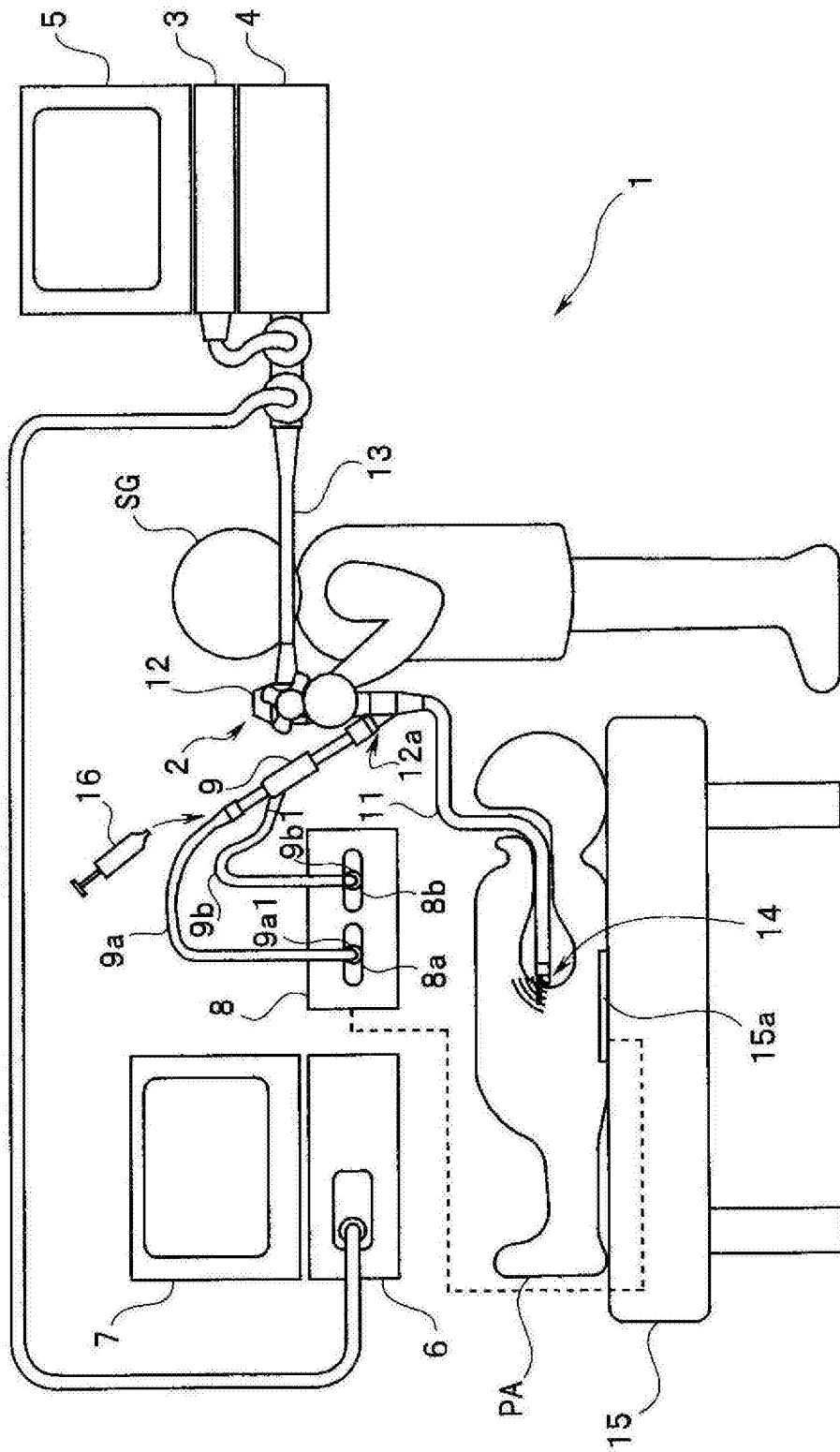


图1

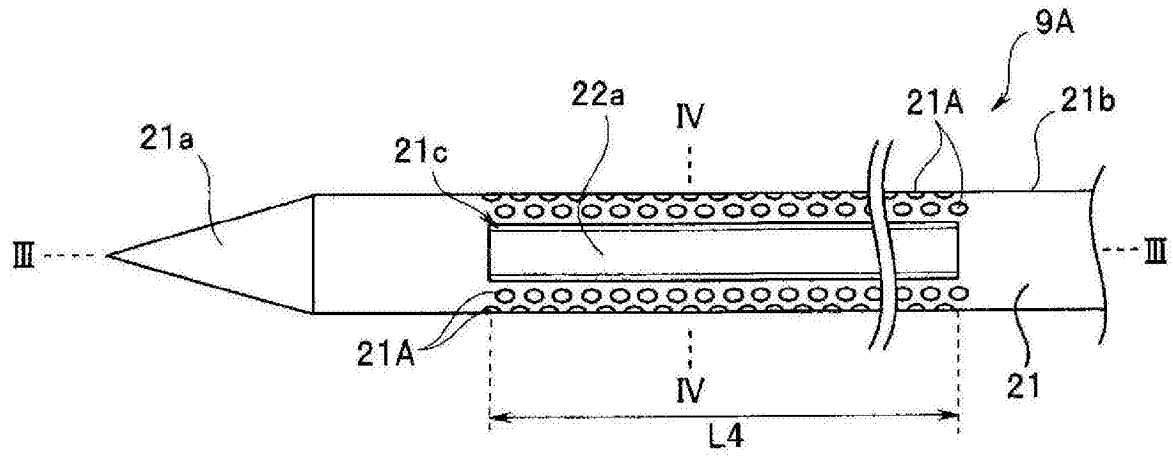


图2

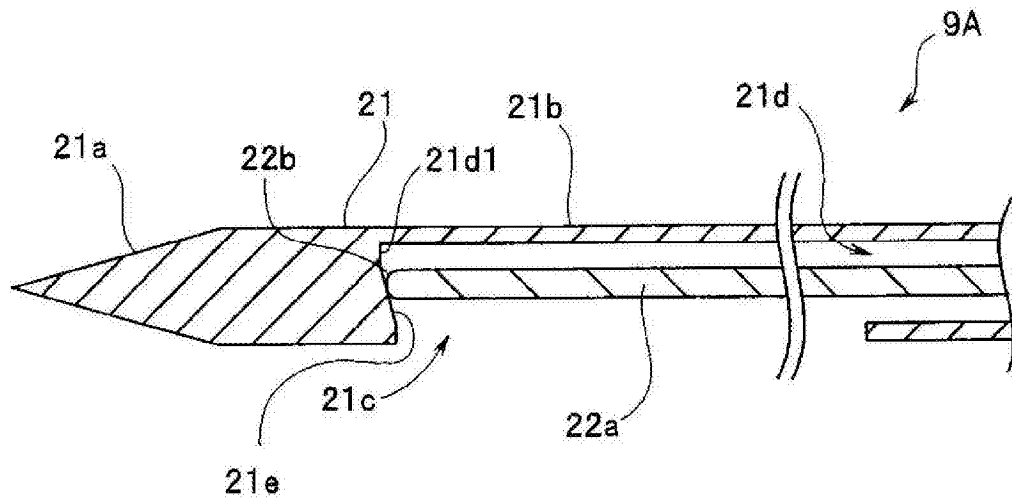


图3

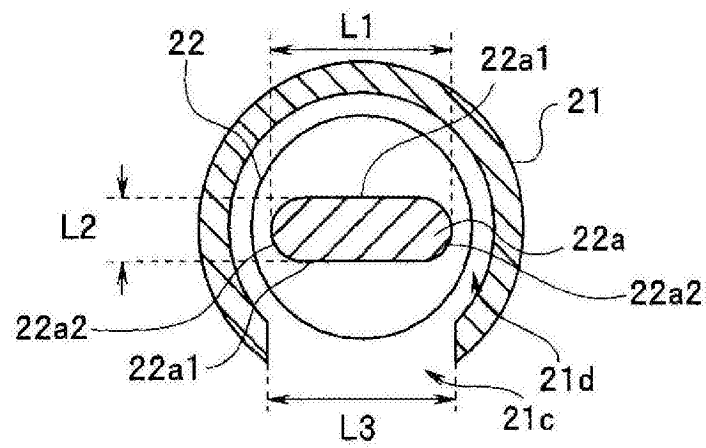


图4

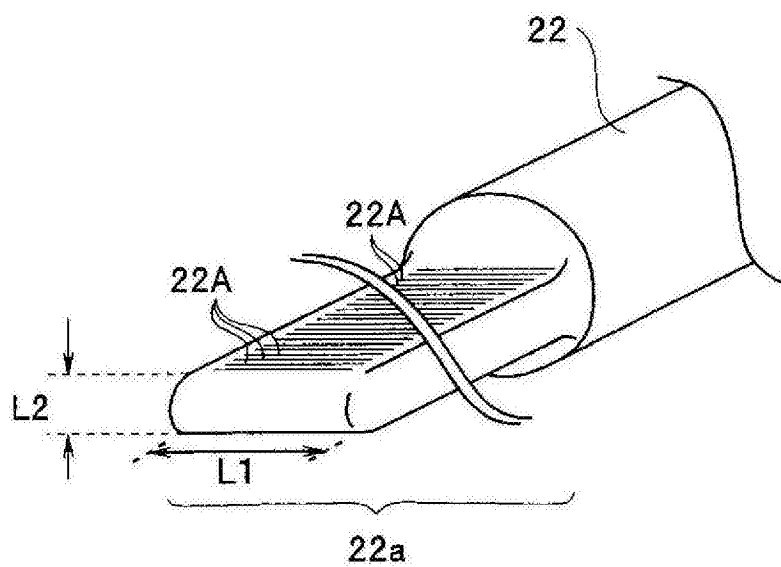


图5

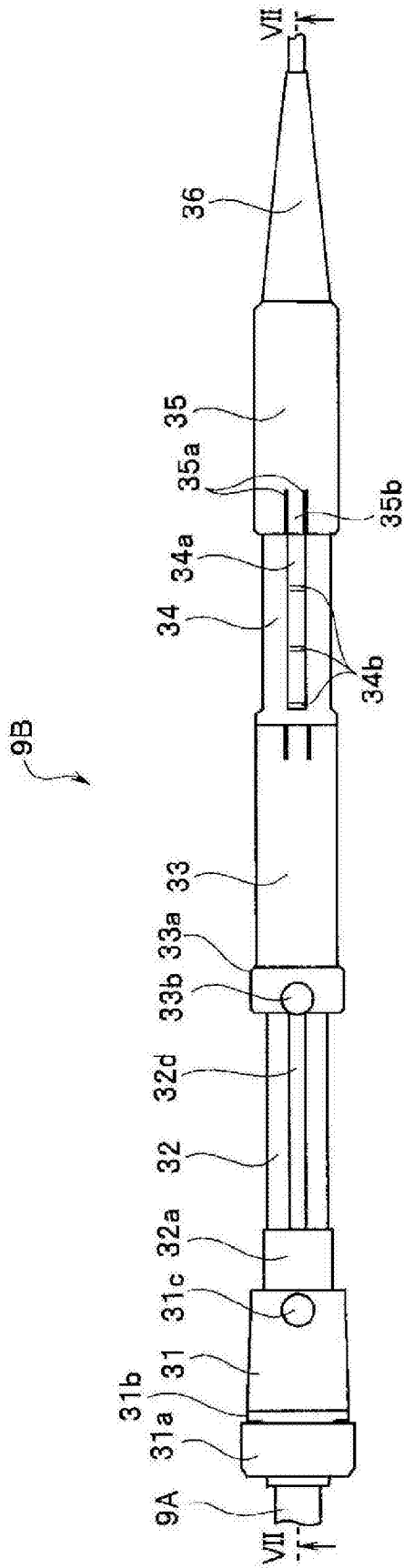


图6

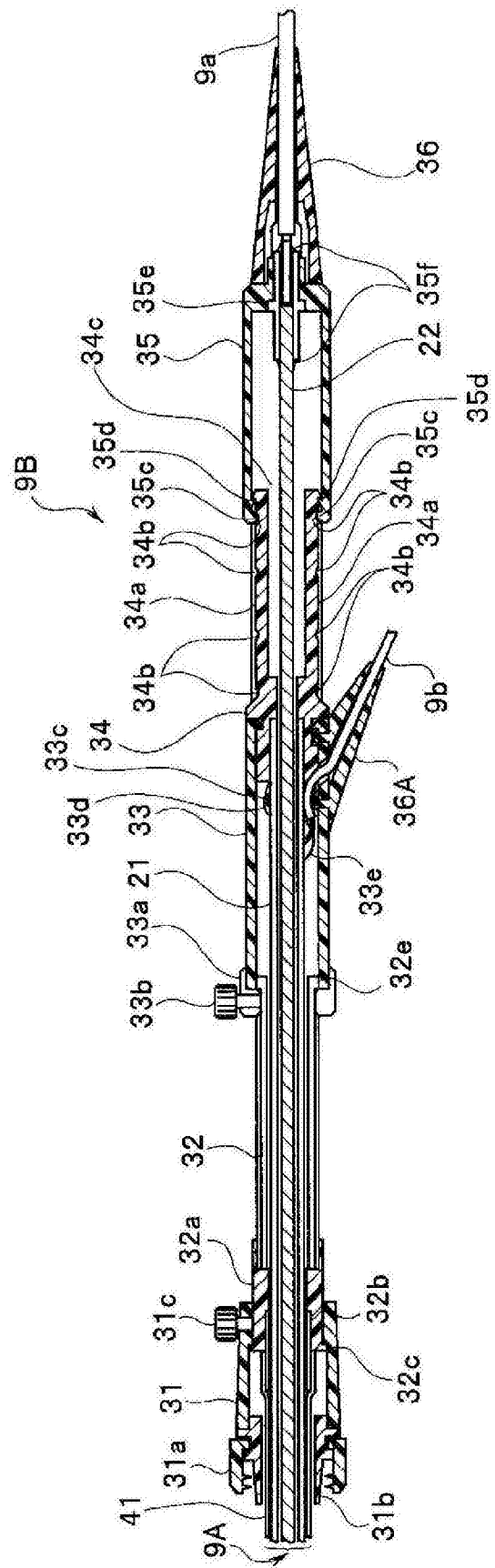


图7

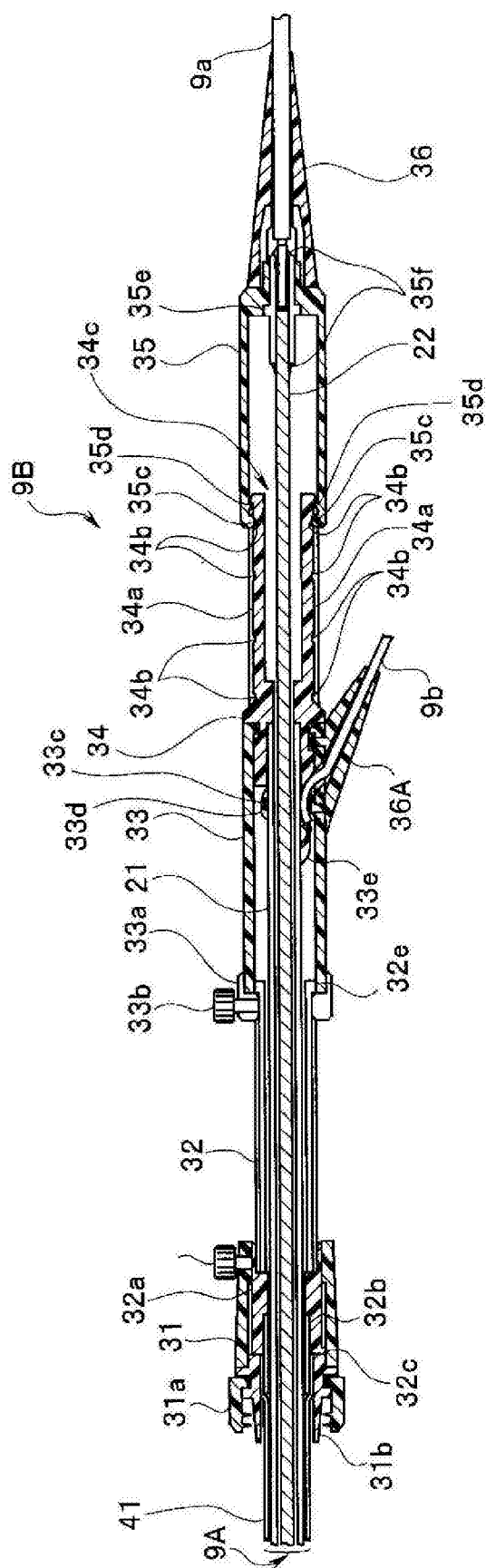


图8

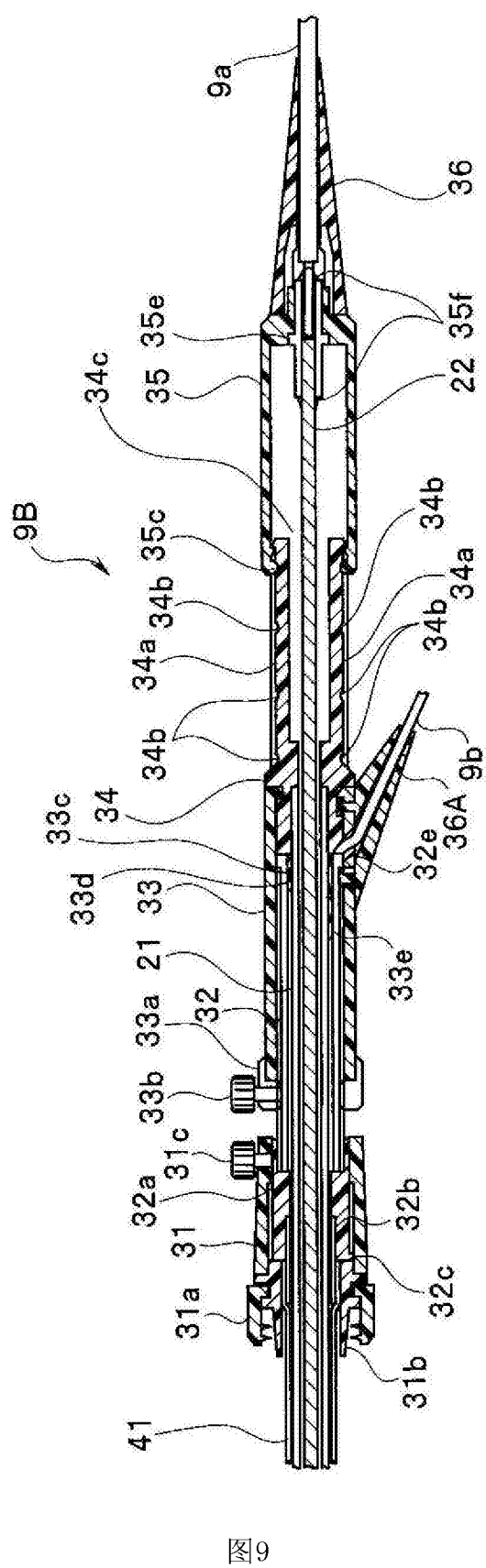


图9

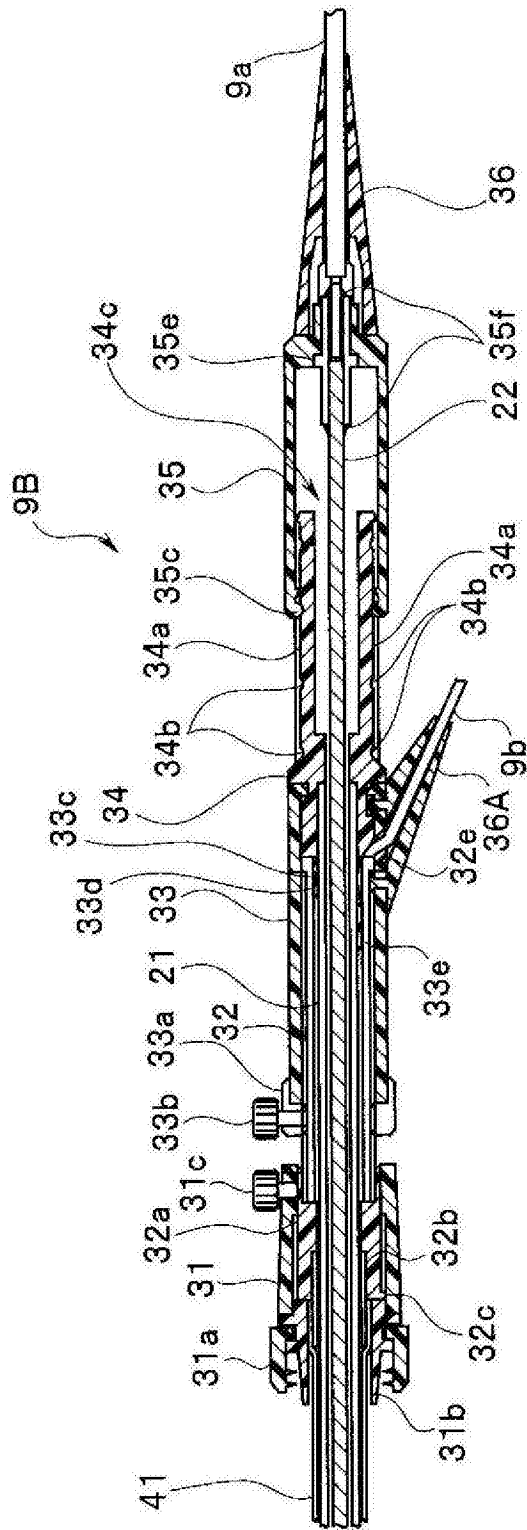


图10

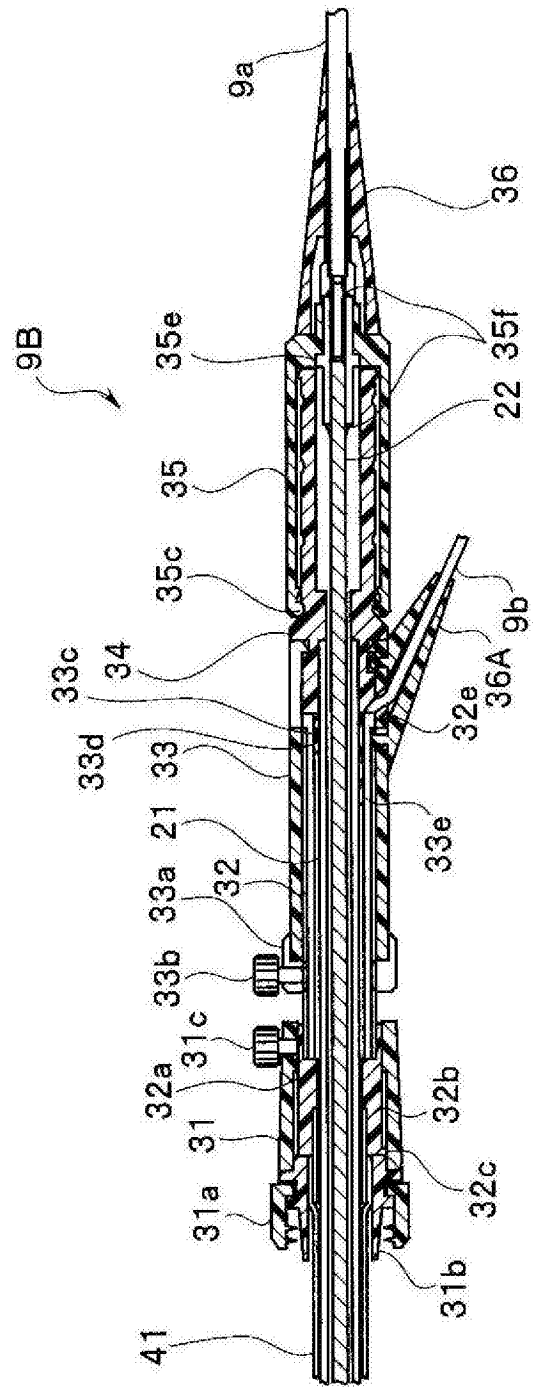


图11

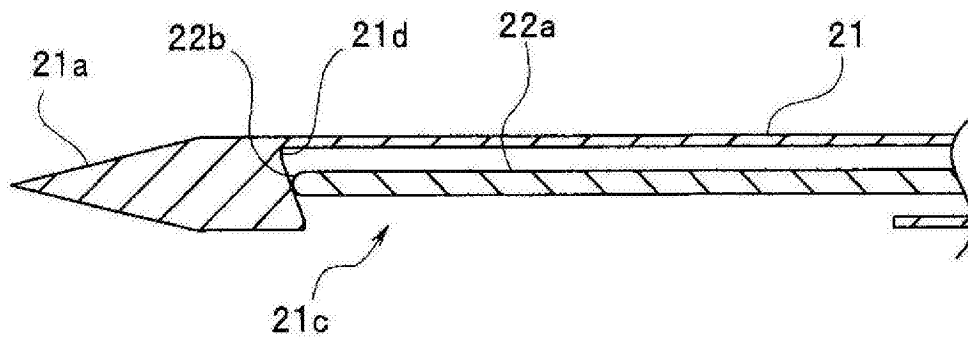


图12

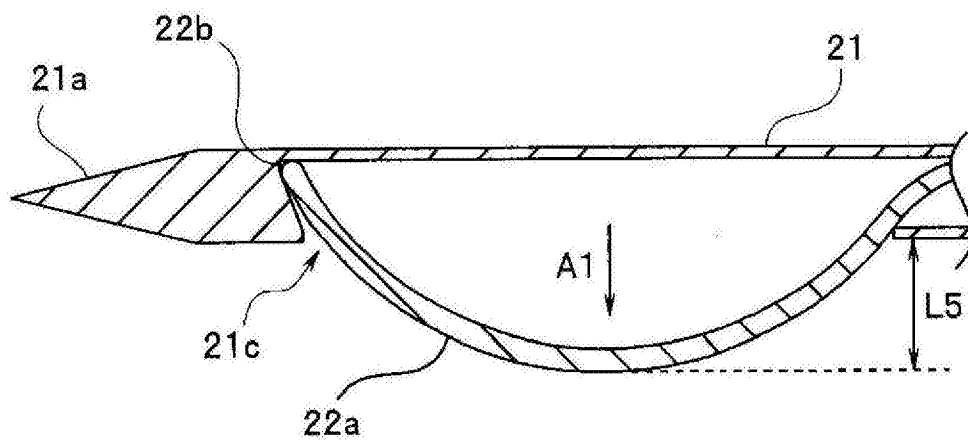


图13

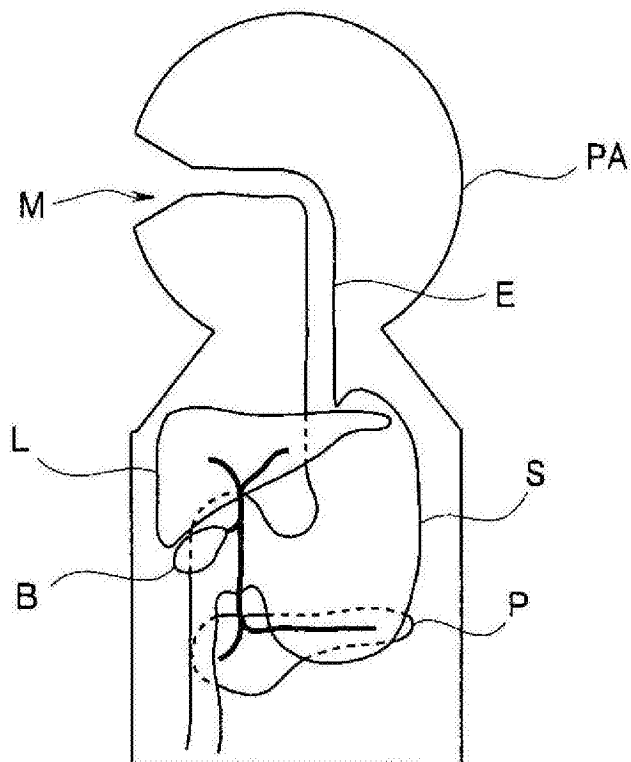


图14

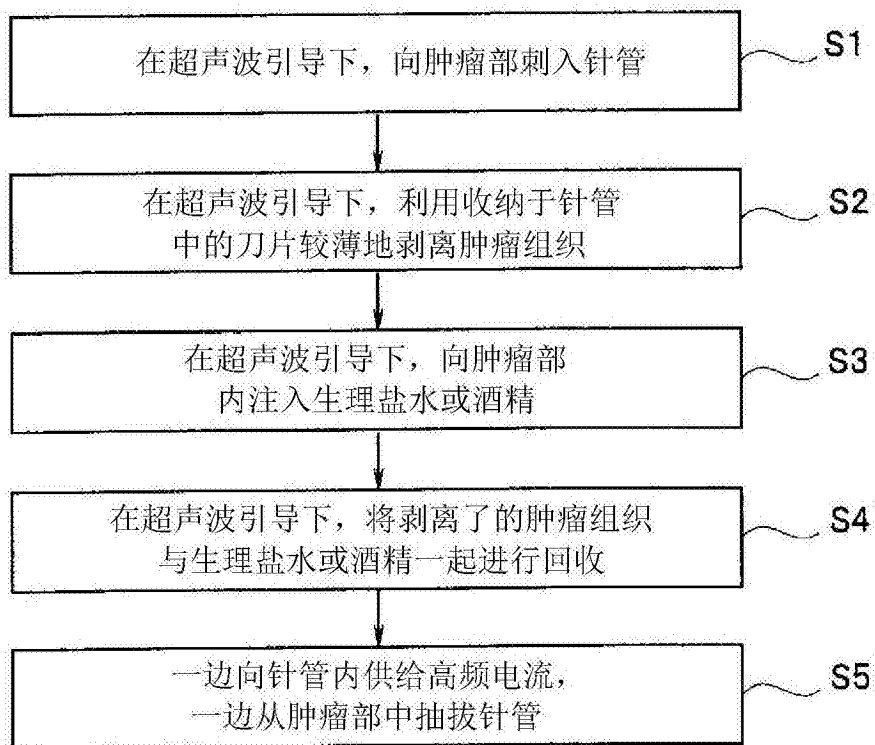


图15

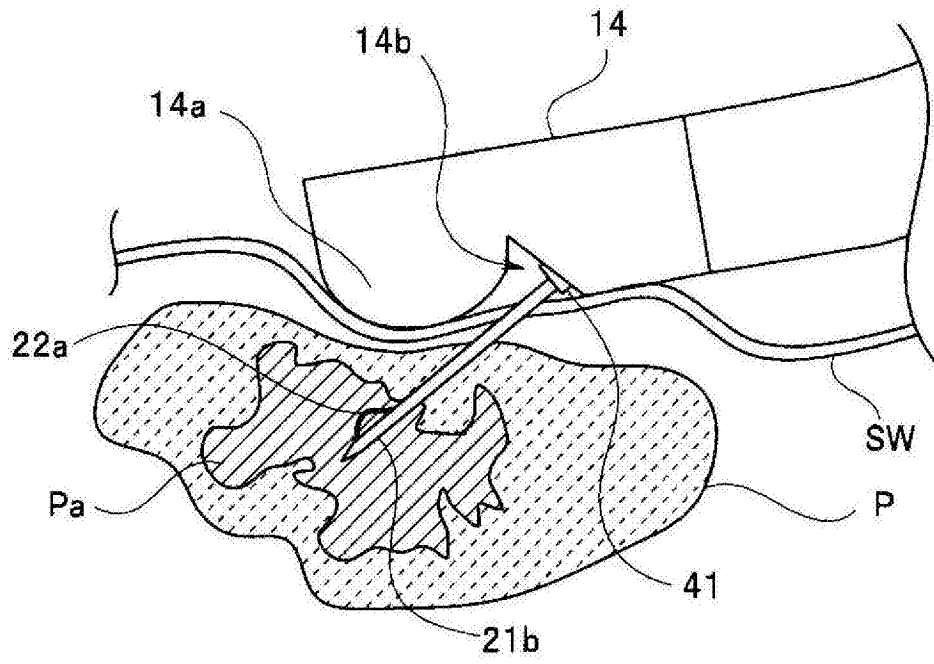


图16

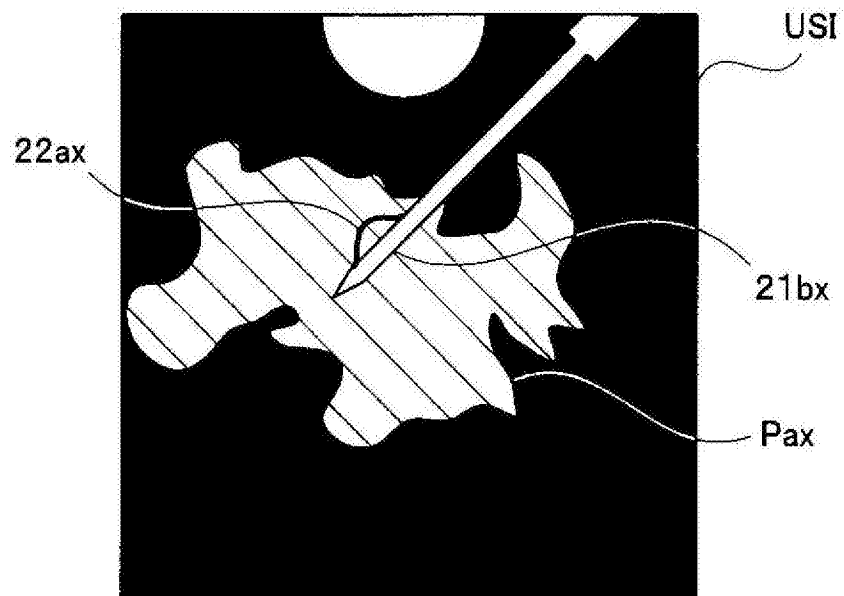


图17

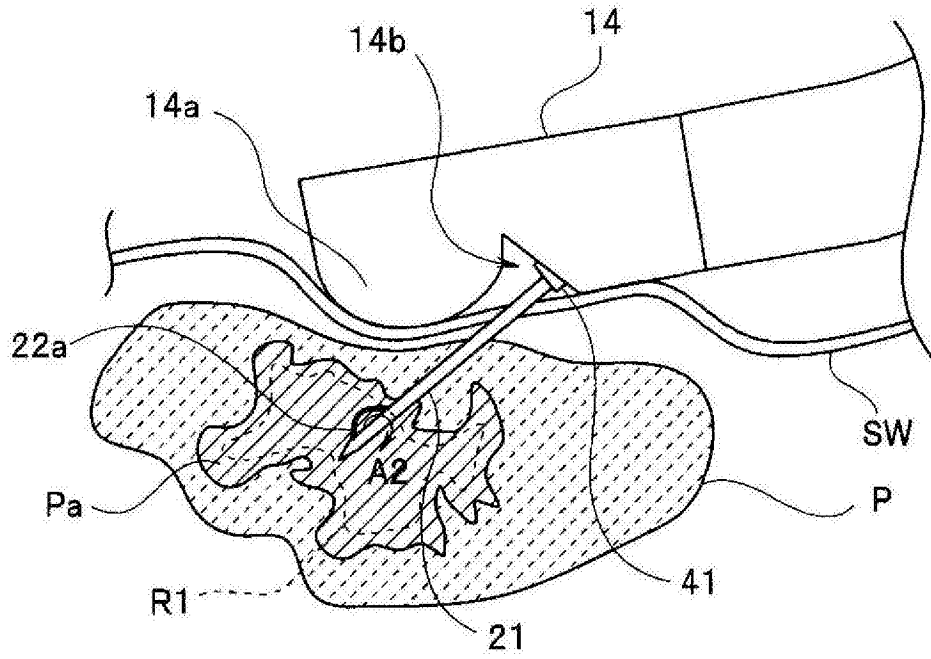


图18

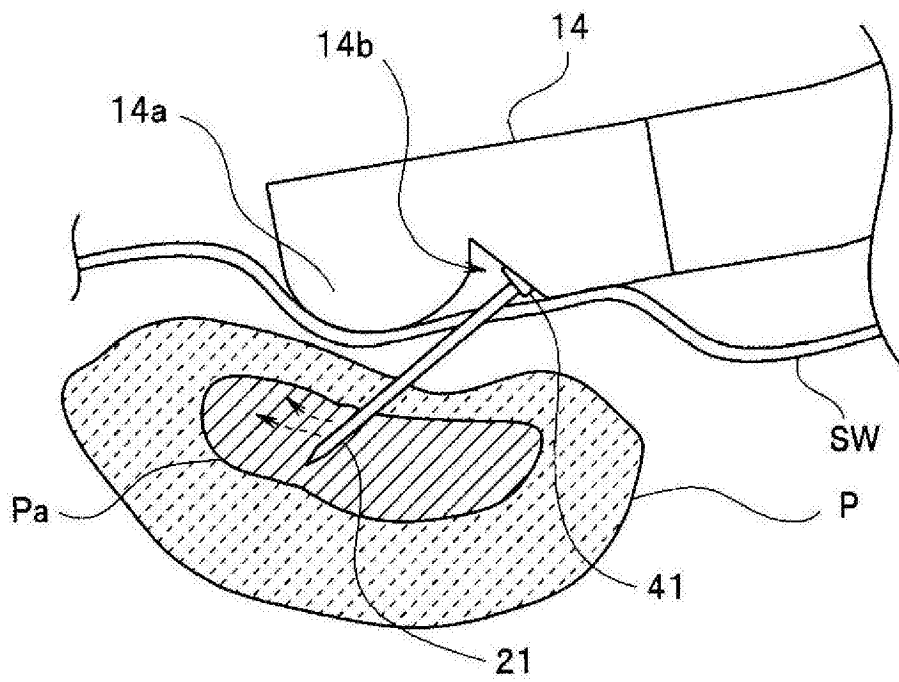


图19

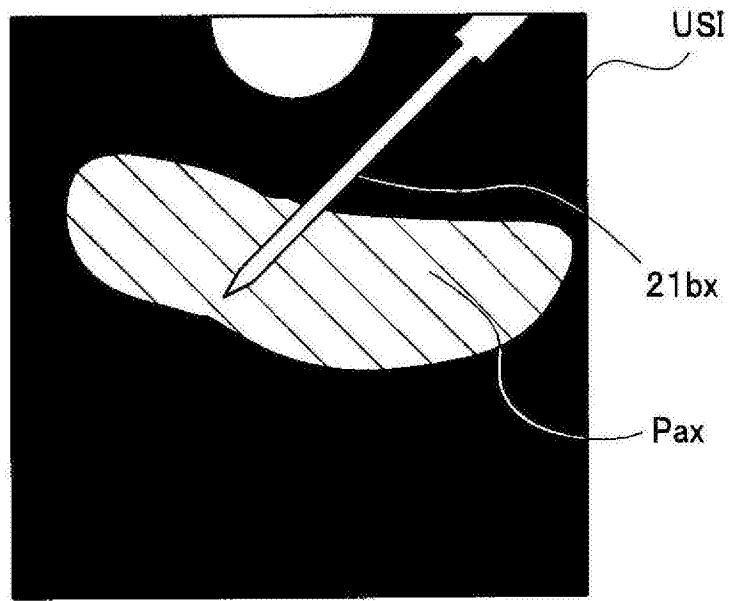


图20

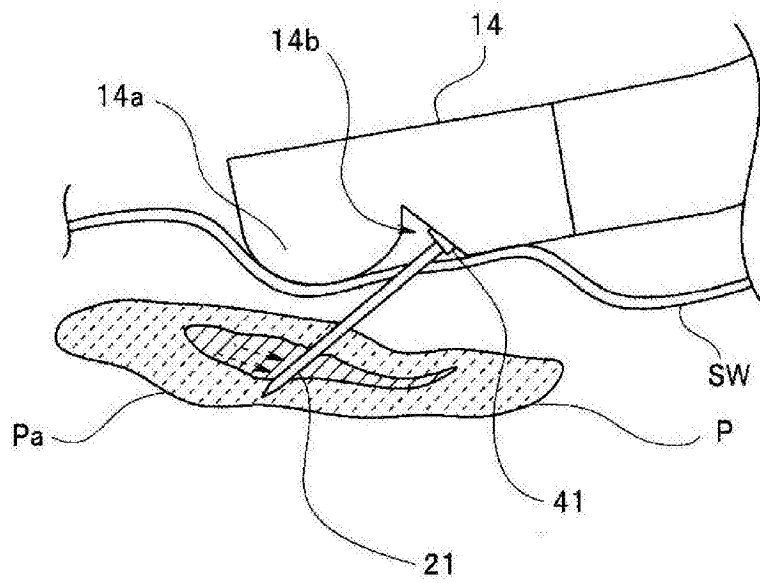


图21

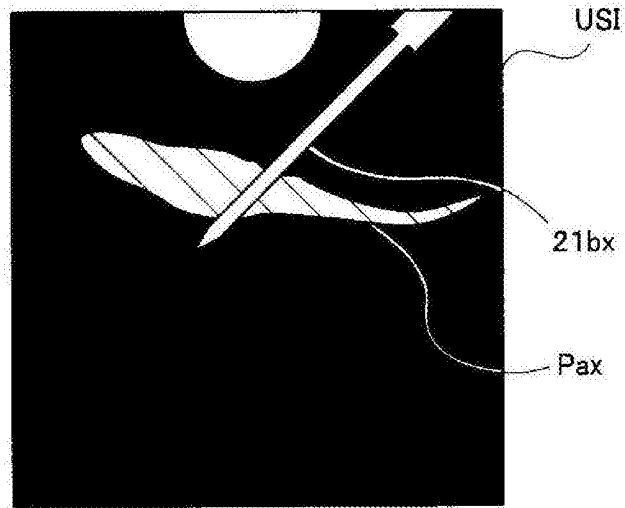


图22

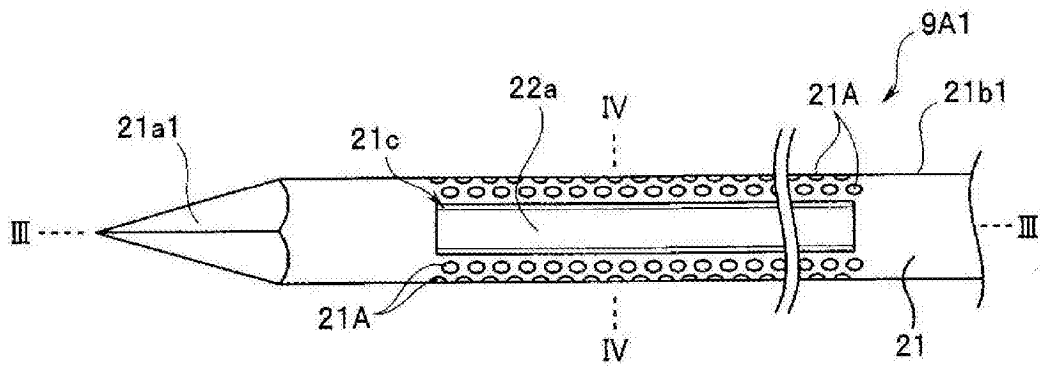


图23

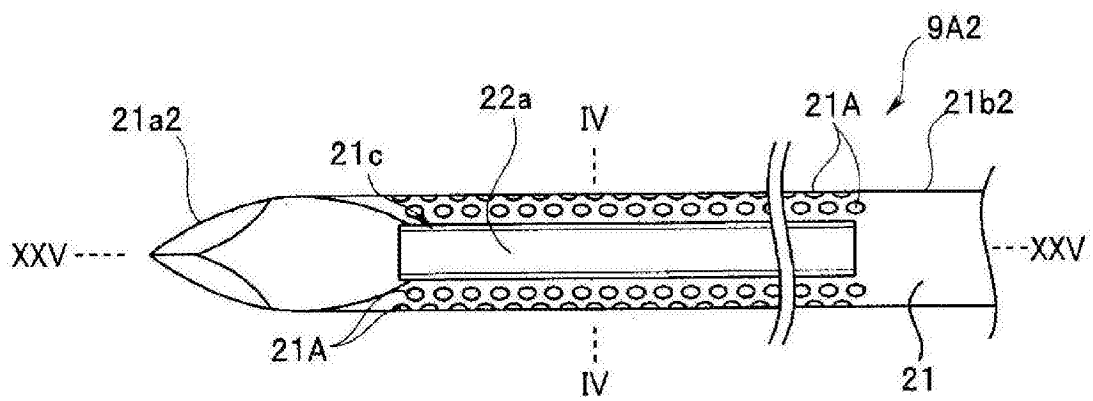


图24

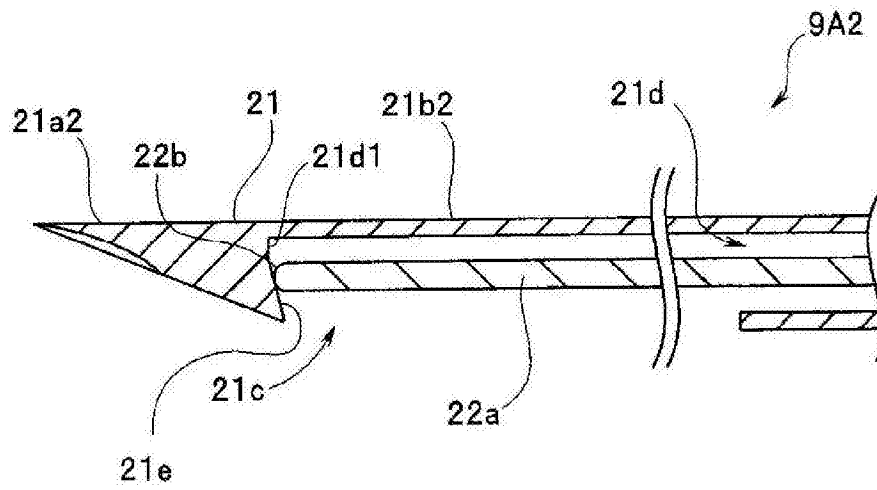


图25

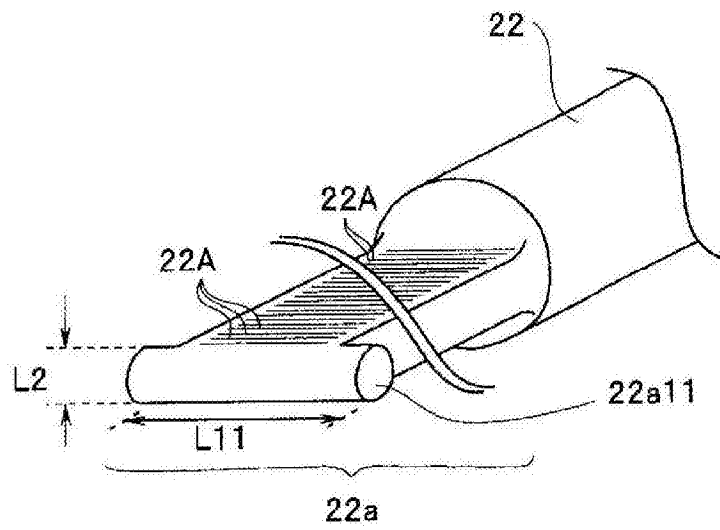


图26

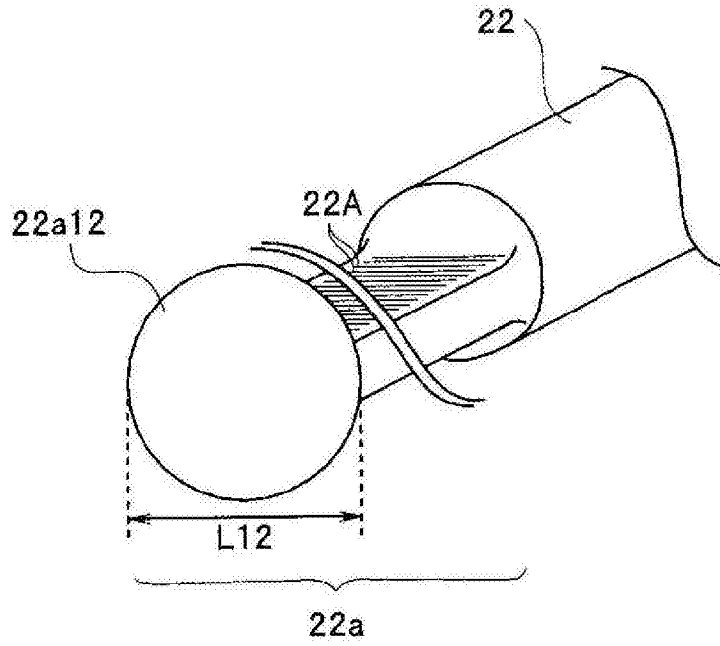


图27

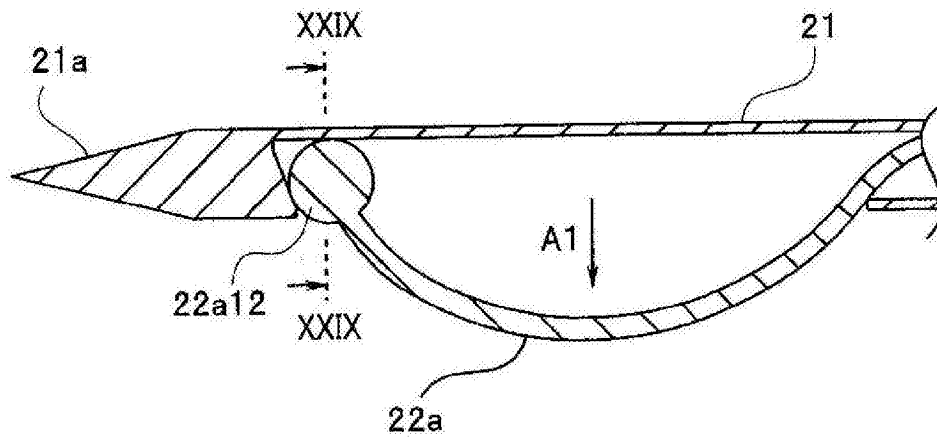


图28

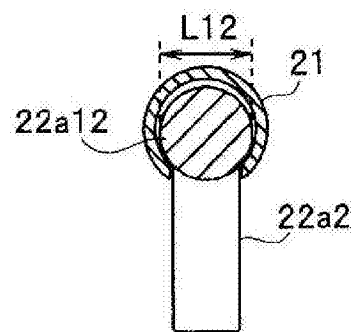


图29

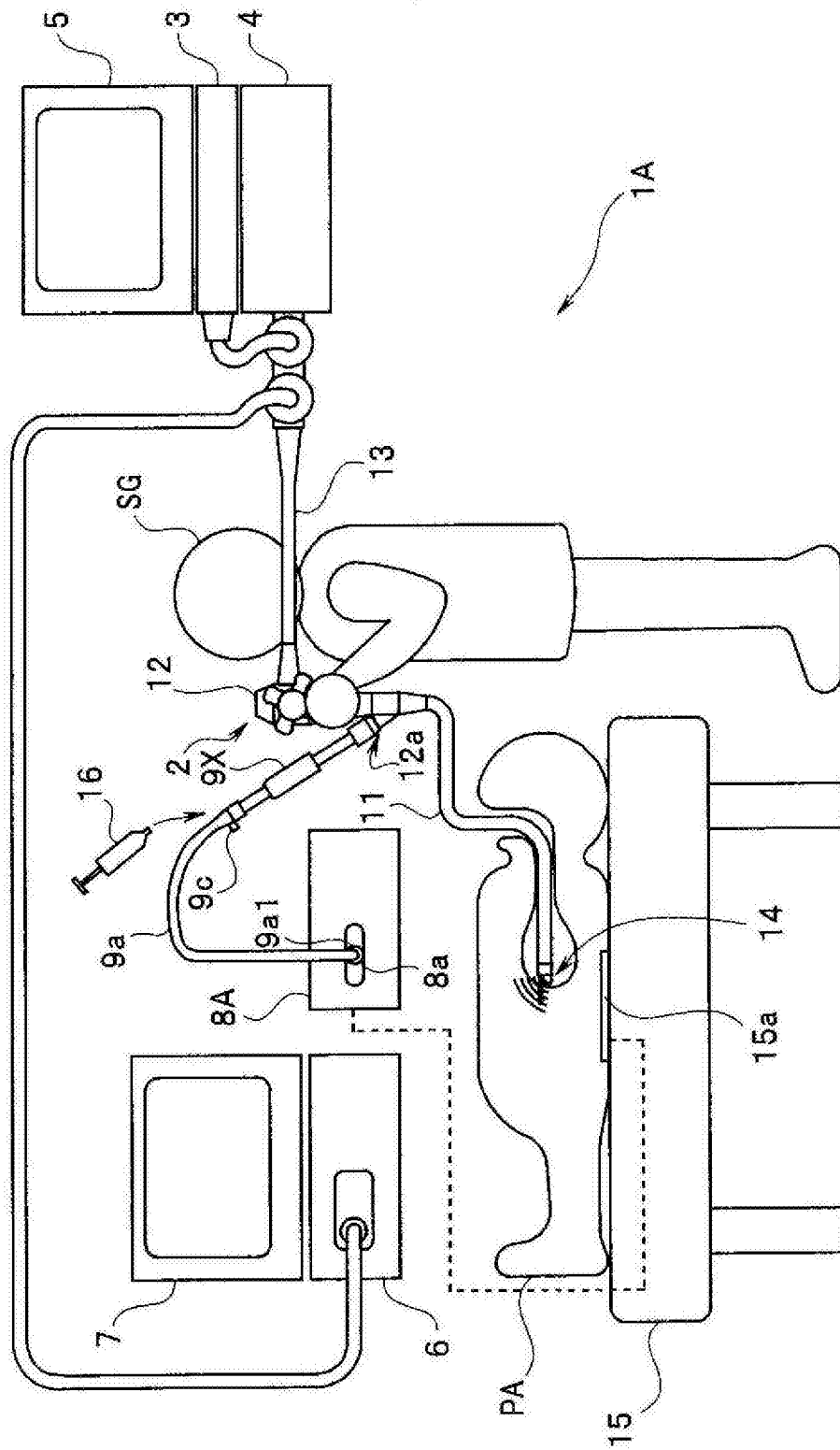


图30

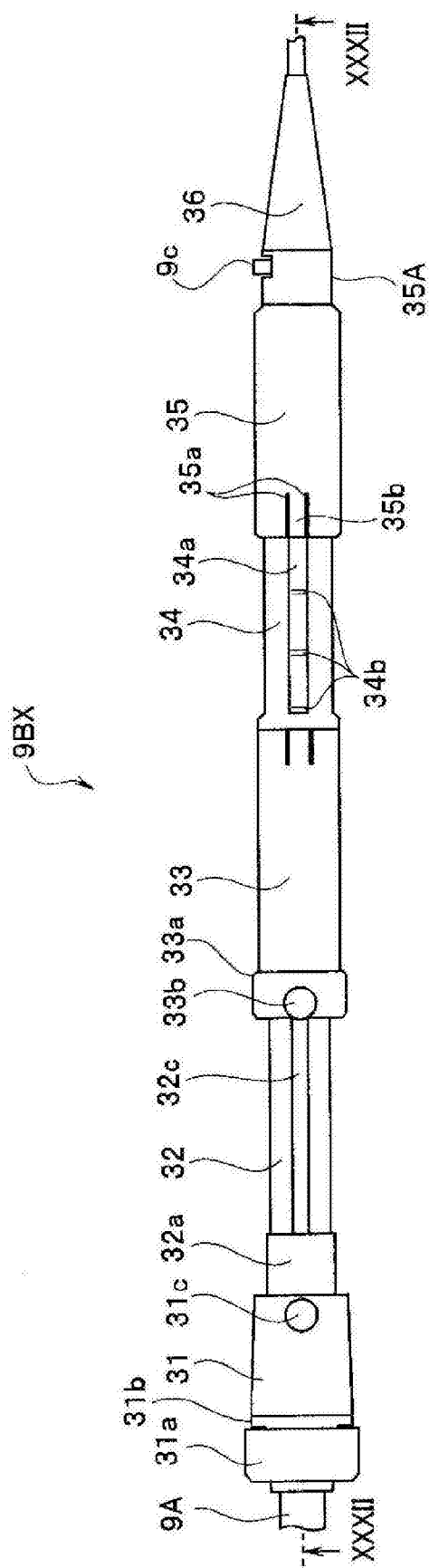


图31

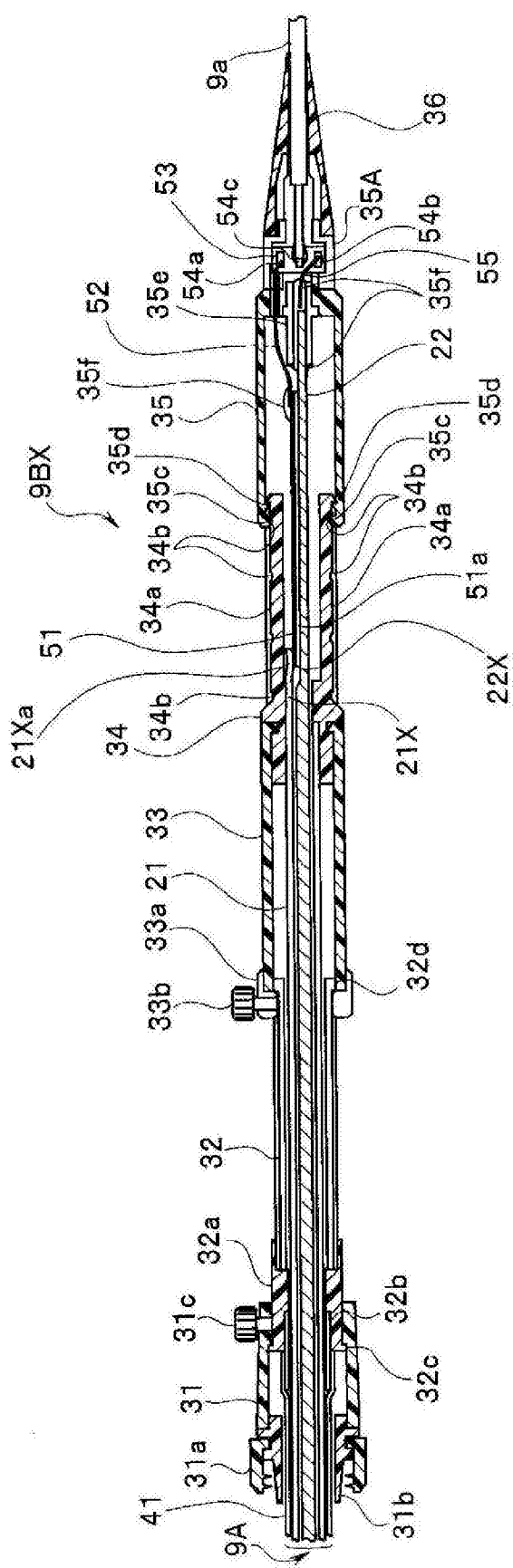


图32

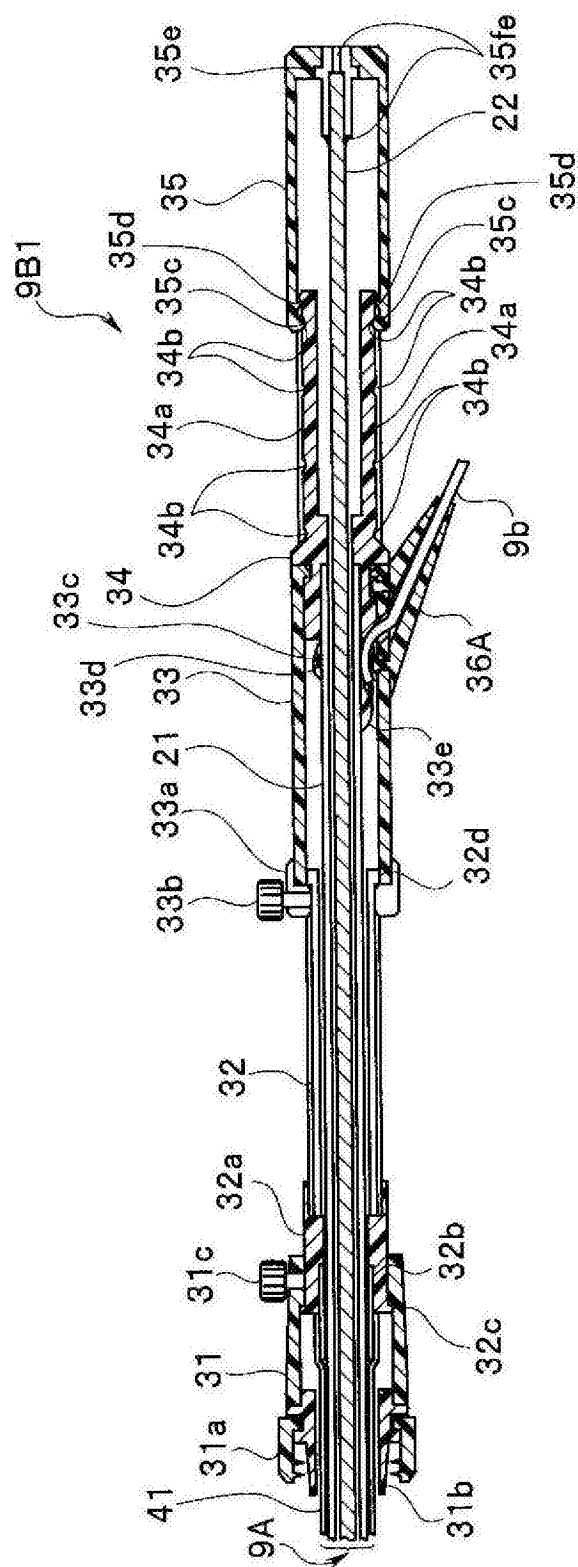


图35

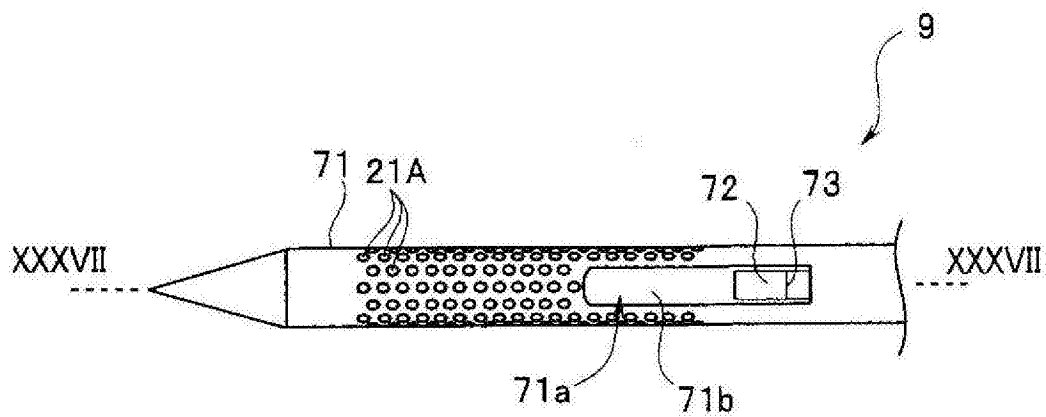


图36

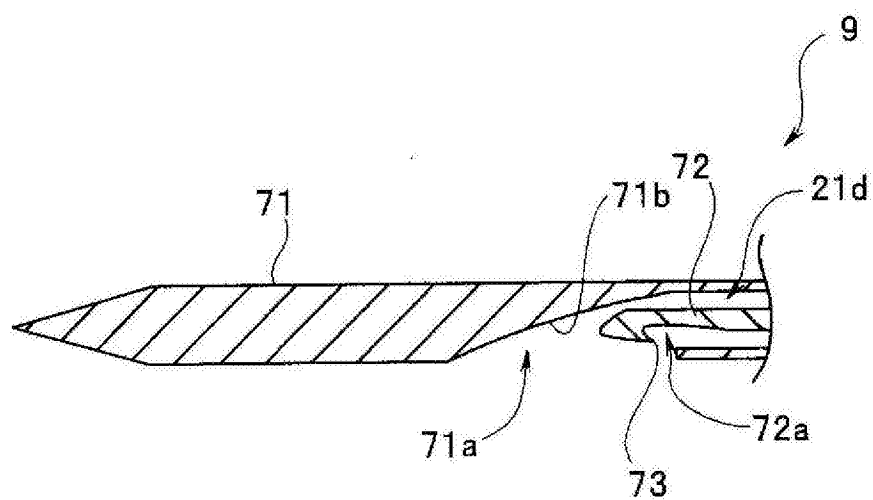


图37

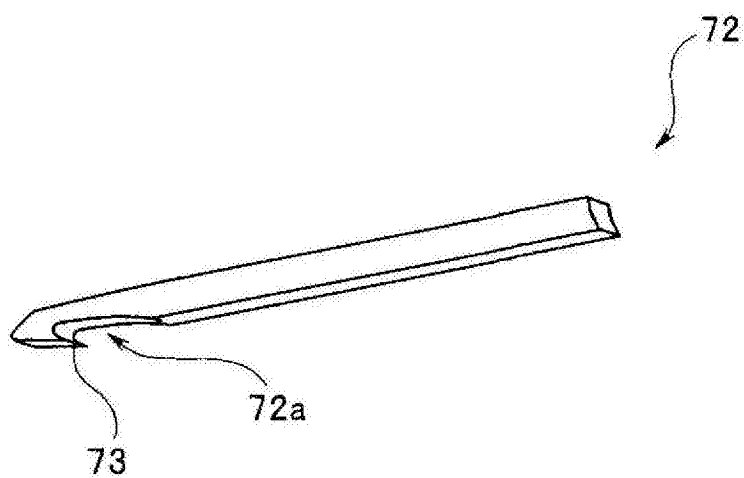


图38

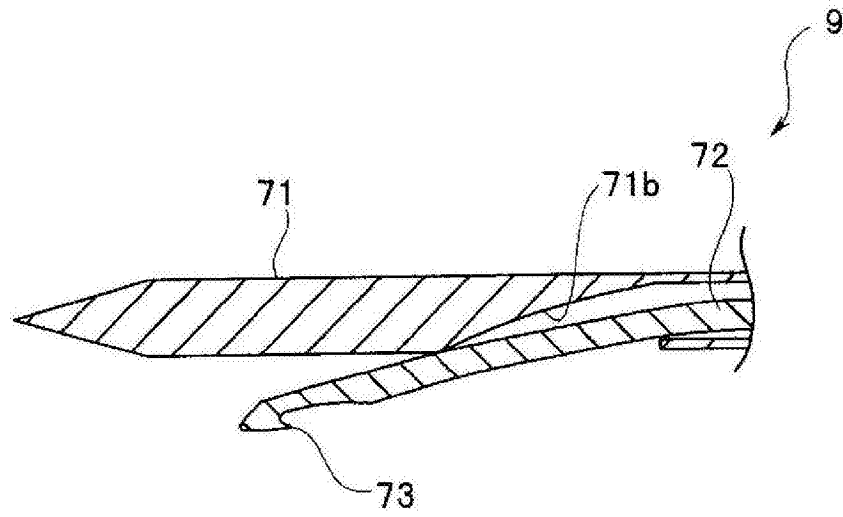


图39

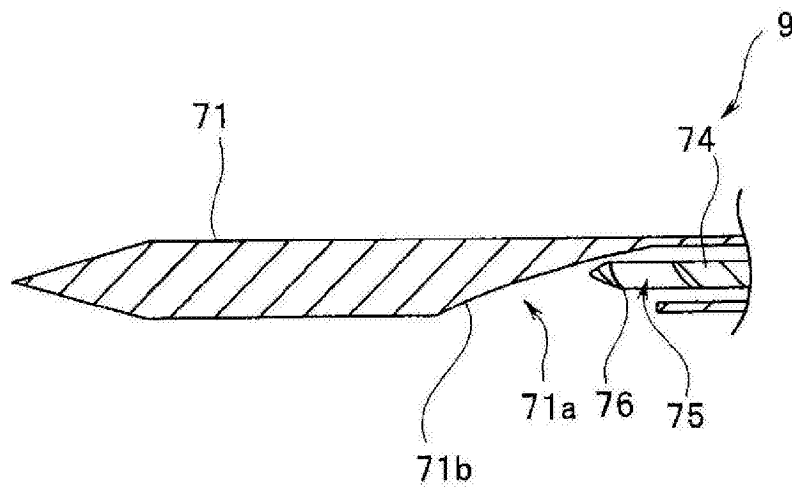


图40

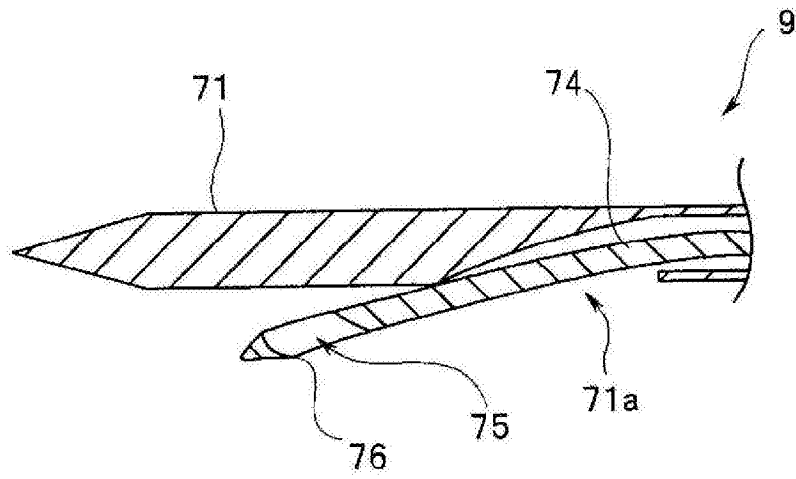


图41

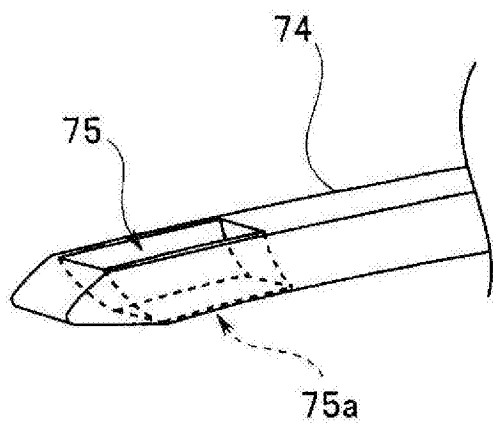


图42

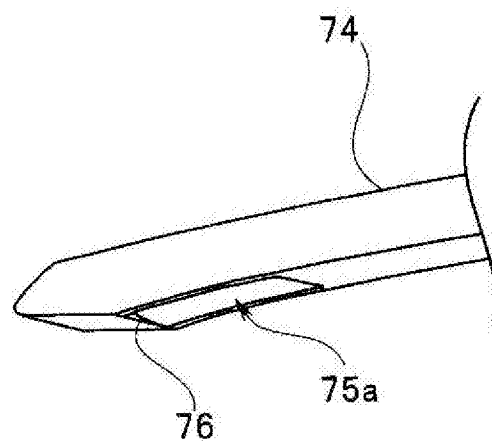


图43

专利名称(译)	穿刺器具及超声波内窥镜		
公开(公告)号	CN104519810B	公开(公告)日	2017-02-22
申请号	CN201380041739.0	申请日	2013-11-08
[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)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	松井祥一 仁科研一 梶国英		
发明人	松井祥一 仁科研一 梶国英		
IPC分类号	A61B17/34 A61B1/00 A61B8/12 A61B18/14		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B8/12 A61B8/445 A61B10/0275 A61B17/320016 A61B17/320708 A61B18/1206 A61B18/1477 A61B2010/045 A61B2017/320791 A61B2018/00982 A61B2018/124 A61B2018/1273 A61B2018/1412 A61B2018/1425 A61B2018/1475 A61B2090/3925 A61B2218/007		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
审查员(译)	文丽丽		
优先权	2012271651 2012-12-12 JP		
其他公开文献	CN104519810A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

穿刺器具(9)包括：针管(21)，其在内部具有通道；开口部(34c)，其配置于针管转动操作部(34)的基端部；圆锥形状部(21a)，其配置于针管(21)的顶端部，并用于穿刺被检体；开口部(21c)，其设于圆锥形状部(21a)的基端侧，并与通道连通；刀片(22)，其能够贯穿针管(21)的通道，且在贯穿通道时能够使切削部自开口部(21c)突出；以及连接器(9a1)，其用于电连接圆锥形状部(21a)与高频电源装置(8)。

