

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200610084873.0

[51] Int. Cl.

A61B 18/12 (2006.01)

A61B 17/3205 (2006.01)

A61B 17/94 (2006.01)

[43] 公开日 2006 年 11 月 29 日

[11] 公开号 CN 1868416A

[22] 申请日 2006.5.23

[21] 申请号 200610084873.0

[30] 优先权

[32] 2005.5.25 [33] JP [31] 2005-152005

[32] 2005.5.25 [33] JP [31] 2005-152007

[71] 申请人 富士能株式会社

地址 日本国埼玉县

[72] 发明人 秋庭治男 町屋守 大谷津昌行

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司
代理人 李香兰

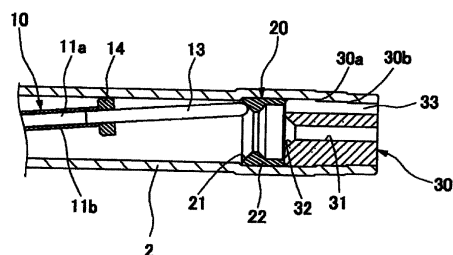
权利要求书 2 页 说明书 17 页 附图 13 页

[54] 发明名称

高频处置器械

[57] 摘要

一种高频处置器械，在挠性套内，安装有用于导向高频刀的、分别由电绝缘部件构成的第一、第二导向轴环，第二导向轴环的前端面配置于与挠性套的前端面大致同一的位置，另外，第一导向轴环配置为比该第二导向轴环更靠向基端侧，第一导向轴环具有第一导向面，第一导向面将高频刀从挠性套的内面朝向该挠性套的中心轴线的方向导向，在第二导向轴环形成有使高频刀进出的插入孔，且具有将高频刀朝向该插入孔导向的第二导向面，这些第一、第二导向面利用间隔部相互隔开，且第二导向轴环在比第一导向面的内周缘至少靠向外周侧的位置上形成有贯通挠性套内的流体供给通路，在处置器械主体安装有限制从插入孔突出的突出长度的限动部件。



1. 一种高频处置器械，包括：可以插入于内窥镜的处置器械插入通道内的挠性套、和设置于该挠性套的内部且在挠性软线的前端设置有高频电流施加的高频刀的处置器械主体构成，其特征在于，

在所述挠性套内，安装有用于导向所述高频刀的、分别由电绝缘部件构成的第一、第二导向轴环，

所述第二导向轴环的前端面配置于与所述挠性套的前端面大致同一的位置，另外，所述第一导向轴环配置为比所述第二导向轴环更靠向基端侧，

所述第一导向轴环具有第一导向面，所述第一导向面将所述高频刀从所述挠性套的内面朝向该挠性套的中心轴线的方向导向，

在所述第二导向轴环形成有使所述高频刀进出的插入孔，且具有将所述高频刀朝向该插入孔导向的第二导向面，

这些第一、第二导向面利用间隔部相互隔开，且所述第二导向轴环在比所述第一导向面的内周缘至少靠向外周侧的位置上形成有贯通挠性套内的流体供给通路，

在所述处置器械主体安装有限制从所述插入孔突出的突出长度的限动部件。

2. 如权利要求 1 所述的高频处置器械，其特征在于，所述间隔部与所述第一导向轴环连结设置，另外，所述限动部件安装于所述高频刀的基端部，由外径比所述第一导向面的内径小的环状的部件构成。

3. 如权利要求 1 所述的高频处置器械，其特征在于，所述流体供给通路由所述第二导向轴环的外周面上形成的轴线方向上贯通的一个至多个部位的槽构成，该槽的至少一部分在所述间隔部的内侧，比所述限动部件抵接所述第二导向轴环的抵接部更靠向外侧的位置开口。

4. 一种高频处置器械，在挠性套的内部安装有在挠性软线的前端备有可以施加高频电流的直线状的电极部件的处置器械主体，利用内窥镜的处置器械插入通道而插入于体腔内，其特征在于，

在所述挠性套内固定安装有插入设置了使所述电极部件进出的插入

孔的隔板部件，使所述隔板部件的前端面成为与该挠性套的前端面大致同一的位置，

在所述处置器械主体设置有限制所述电极部件从所述插入孔突出的长度的限动部件，所述限动部件可以与所述隔板部件的基端侧面接触或者分离，

在所述隔板部件形成有用于喷射从所述挠性套的内部供给的液体的至少一个部位的液体喷射通路，

在所述限动部件设置有在其任意的旋转位置上都与所述液体喷射通路相连通的输液通路。

5. 如权利要求 4 所述的高频处置器械，其特征在于，所述液体喷射通路以及输液通路分别由设置于所述隔板部件以及限动部件的外周部的多个槽或者透孔形成。

高频处置器械

技术领域

本发明涉及为了插入(insert)于内窥镜的处置器械插入通道内,进行病变粘膜部的切开等处置而使用高频处置器械。

背景技术

在利用内窥镜检查而在食管、胃、十二指肠、大肠等的体腔内壁的粘膜部分上发现肿瘤等病变部的情况下,使用高频处置器械来进行切除该病变粘膜的部位这一处置。该情况下,为了确保处置的安全性,在内窥镜的观察下进行处置,为此而使用的高频处置器械插入于内窥镜的处置器械插入通道内,导入到需要处置的部位。在此,在体腔内壁中,在粘膜层的下部存在粘膜下层,肌层由该粘膜下层覆盖。而且,使用高频处置器械切开并除去病变粘膜层的处置要求不在病变部残余病变粘膜层,又要求不对肌层产生丝毫的损伤。

使用于粘膜层的切开的高频处置器械作成为如下的结构:通过将由具有棒状部的电极部件构成的高频刀安装于挠性套内而构成,在挠性套的基端部连结有操作机构,能够通过对该操作机构的遥控操作来进行控制使得高频刀从挠性管的前端进出。通过对从挠性管突出的高频刀通电,就可以烧灼从而切开粘膜。

作为构成高频刀的电极部件的构造,有笔直地延伸棒状的电极部件而构成的针状刀、与通过在棒状的电极部件的前端连结设置大径电极部或者将前端折曲为大致L字状来形成钩部而构成的钩状刀。针状刀能够以穿刺粘膜的方式操作,或者通过水平移动或者摆动操作电极部件来切开粘膜等。另一方面,钩状刀通过以前端的钩部钩住粘膜等的组织,从而拉入内窥镜的插入部侧的方式的动作来进行切开。

如上述说明,在高频刀通电时,确保高频刀相对于肌层可靠地保持非

接触状态。在使用针状刀的情况下，该针状刀位于挠性套的前方，而且刺入于粘膜，所以有时在进行处置之际不能够利用内窥镜的观察视野观察到针状刀的前端。因而，若不能够正确地控制针状刀从挠性管的突出长度以及其方向，则不能够确保处置的安全性。

相对于此，钩状刀以通过在内窥镜的观察下将钩状刀钩住于粘膜等，接着一边对该钩状刀流通高频电流，一边拉入到处置器械插入通道内的方式动作，来切开粘膜。因而，因为在操作钩状刀期间，可以时常在内窥镜的观察下进行该钩状刀的前端部的操作，所以可以在通电状态时不接触于肌层的情况下操作。

不过，在使用钩状刀的情况下，为了顺利地进行钩住粘膜等的组织这一操作，必须确保钩状刀的前端部分的稳定性。因此，特开 2004-313537 号公报提出了作为具有确保动作时的钩状刀的稳定性的机构这一结构的高频处置器械。该特开 2004-313537 号公报的高频处置器械形成为在挠性套的前端安装有电绝缘部件，在该电绝缘部件设置有透孔，并将构成钩状刀的电极部件的棒状的部位插入于该透孔中，另外，前端的钩部可以与电绝缘部件的前端外表面接触分离。作为如下的结构：在通电时使电极部件从挠性套突出规定的长度，通过使透孔的孔径与电极部件的外径之间的径差处在最小限度内，而且限制电极部件的突出长度，来稳定地保持电极部件。

又，有时在使用所述电极部件来实施切开病变部这一处置的期间发生出血，因此有不能够确认病变部的弊端。因此，通过在电绝缘部件上形成与插入电极部件的透孔不同的开口，或者使透孔为十字形状至三角形状，来形成电极部件的棒状部不能够进入的液体流出部。可以在挠性套的基端部连接有注射器，在该注射器中填充生理盐水，通过操作该注射器，而朝向出血部从液体流出部喷出生理盐水，从而进行冲洗。

然而，在将高频刀作为钩状刀时，进行操作使得利用该钩状刀钩住粘膜或者粘膜下层，并朝向处置器械插入通道内拉入钩状刀，在该状态下通过对钩状刀通电来切断组织，接着再次从处置器械插入通道导出钩状刀，如此重复进行以上操作。因而，不能够得到操作的效率性、迅速性，从而在除去病变粘膜的处置中需要较长的时间，正因如此受检者的痛苦以及手

术患者的负担增大。

另一方面，若使用针状刀，则能够实现在进行处置上的操作的效率性、迅速性。不过，在使用针状刀的情况下，为了实现处置的安全性以及可靠性，在以针状刀进行处置时以外，将其配置于挠性套的内部，且在进行处置之际，必须限制从挠性套突出的长度。又，例如在切除病变粘膜的情况下，需要进行操作使得针状刀不接触于位于粘膜的下部的肌层，从而使得不因针状刀的前端而对健康的组织产生损伤。

又，高频刀的钩部比设置在挠性套的前端上的电绝缘部件更位于前方，始终为露出在外部的状态。因而，例如在进行插入于处置器械插入通道内的操作期间等，若失误而对电极部件通电，则也有损伤通道内壁等的问题。又，在喷射液体的情况下，因为钩部位于该喷射通路的前方，所以也有喷射液体因钩部成为障碍而不能朝向目的部位正确地喷射等问题。

发明内容

本发明正是鉴于以上点而作成的，其目的在于提供一种在不进行处置时，高频刀不露出到外部，可以安全地进行操作，且可以对希望的位置有效地输液的高频处置器械。为了达成所述目的，本发明第一方面提供一种高频处置器械，包括：可以插入于内窥镜的处置器械插入通道内的挠性套、和设置于该挠性套的内部且在挠性软线的前端设置有高频电流施加的高频刀的处置器械主体构成，其特征在于，在所述挠性套内，安装有用于导向所述高频刀的、分别由电绝缘部件构成的第一、第二导向轴环，所述第二导向轴环的前端面配置于与所述挠性套的前端面大致同一的位置，另外，所述第一导向轴环配置为比所述第二导向轴环更靠向基端侧，所述第一导向轴环具有第一导向面，所述第一导向面将所述高频刀从所述挠性套的内面朝向该挠性套的中心轴线的方向导向，在所述第二导向轴环形成有使所述高频刀进出的插入孔，且具有将所述高频刀朝向该插入孔导向的第二导向面，这些第一、第二导向面利用间隔部相互隔开，且所述第二导向轴环在比所述第一导向面的内周缘至少靠向外周侧的位置上形成有贯通挠性套内的流体供给通路，在所述处置器械主体安装有限制从所述插入孔突出的突出长度的限动部件。因为利用该限动部件来控制的所述高频刀的突

出长度作成为比粘膜层的厚度长，且比粘膜层与粘膜下层的合计厚度短，所以通常是数 mm 以下，更具体地是 1~3mm。

安装于挠性套内且由电绝缘部件构成的第一、第二导向轴环也可以例如以合成树脂形成，不过若考虑到耐热性等，则优选以陶瓷构成。而且，在挠性套内，高频刀通过被拉入到比第一导向轴环更靠向基端侧，则即使因误操作而通电，也不会带来特别的故障。高频刀插入于设置在第二导向轴环上的插入孔，从而突出到外部。为了稳定地保持从该插入孔导出的高频刀，尽可能减小插入孔的孔径与高频刀的外径之间的径差，使它们之间的间隙处在最小限度内。

需要从将高频刀拉入到插入孔的基端侧的状态下朝向插入孔对高频刀进行导向，不过若只发挥对高频刀进行导向的功能，则可以考虑使用单一的导向轴环，并形成从其外周侧至插入孔的锥状的导向面。不过，因为在导向轴环上形成有流体供给通路，所以有如下弊端：在高频刀的前端抵接于导向面被导向期间，进入到该流体供给通路内，在该位置上锁定从而不能够导入到插入孔中。为了防止这样的情况的发生，作成为朝向插入孔以两个阶段导向电极部件的结构。首先，在挠性套的纵剖面上，使形成于第一导向轴环上的第一导向面的内周缘部，与形成于第二导向轴环上的流体供给通路的位置相同，或者比其更位于内侧。流体供给通路作为设置于第二导向轴环上的贯通孔而形成，不过为了增大流路面积，优选以从外周侧具有规定的深度的一个或者多个槽形成。不论哪一种情况，在挠性套的纵剖面中，流体供给通路都形成于与第一导向面重叠的位置上。

形成于第二导向轴环上的第二导向面用于使沿着第一导向面被导向的电极部件的前端抵接而过渡到插入孔中。因而，第二导向面的外周缘部优选与第一导向面的内周缘部大致一致，或者某种程度地重叠两导向面。不过，即使在第一、第二导向面上因高频刀的形状等而有多少的间隙，也可以从第一导向面过渡到第二导向面。

用于在轴线方向上隔开第一、第二导向面的间隔部用于在第一、第二导向面的端面间形成规定的空间而设置。该间隔部能够以独立的部件构成，不过例如可以与第一导向轴环一体地设置间隔部，使得其从第一导向轴环或者第二导向轴环的任一的端面突出。作为该间隔部的形状，为了其

结构简单且保持高强度，优选形成为圆环状，而且优选连结设置于第一导向轴环的外周面。但是，若是隔开第一导向面与第二导向面的结构，则并不特别地限定于所述结构。在将间隔部形成于第一导向轴环的外周面，又将流体供给通路作成为在第二导向轴环的外周面形成有槽的结构的情况下，间隔部与流体供给通路重叠。该情况下槽具有从间隔部至内侧的深度。

限动部件配置于高频刀的基端部或者其附近位置，不过能够以比高频刀更为大径的环状部件形成。该限动部件的外径尺寸需要比第一导向面的内周小。而且，限动部件也可以构成为接触或者分离于第二导向轴环的成为锥状的第二导向面，不过在第二导向面的外周缘比第一导向面的内周缘小的情况下，在第二导向轴环中，限动部件也可以接触或者分离于形成于该第二导向面的外侧上的平坦面。

因而，在所述高频处置器械中，优选以与所述间隔部连结设置的方式设置于所述第一导向轴环上，又所述限动部件安装于所述高频刀的基端部，以外径比所述第一导向面的内径小的环状的部件构成。又，优选所述流体供给通路通过所述第二导向轴环的外周面上形成的在轴线方向上贯通的一个至多个部位的槽而构成，该槽的至少一部分在所述间隔部的内侧，比所述限动部件抵接所述第二导向轴环的抵接部更靠向外侧开口。

通过采用以上的结构，在不以高频处置器械进行处置时，该高频刀并不露出在外部，从而可以安全地进行操作，又起到可以根据需要而有效地供给生理盐水等流体等的效果。

为了达成所述目的，本发明第二方面提供一种高频处置器械，在挠性套的内部安装有在挠性软线的前端备有可以施加高频电流的直线状的电极部件的处置器械主体，利用内窥镜的处置器械插入通道而插入于体腔内，其特征在于，在所述挠性套内固定安装有插入设置了使所述电极部件进出的插入孔的隔板部件，使所述隔板部件的前端面成为与该挠性套的前端面大致同一的位置，在所述处置器械主体设置有限制所述电极部件从所述插入孔突出的长度的限动部件，所述限动部件可以与所述隔板部件的基端侧面接触或者分离，在所述隔板部件形成有用于喷射从所述挠性套的内部供给的液体的至少一个部位的液体喷射通路，在所述限动部件设置有在其任意的旋转位置上都与所述液体喷射通路相连通的输液通路。

作为电极部件，使用成为直线形状的菜，即针状刀。该针状刀插入于挠性套中，在利用高频处置器械实际地进行处置之际以外，在挠性套内可靠地收容该电极部件。而且，在进行处置之际，突出电极部件，不过限制该电极部件的突出长度。在挠性套中设置有隔板部件，在设置有电极部件的处置器械主体侧设置有限动部件，只有在使该限动部件抵接于隔板部件上的位置，突出电极部件。在此，隔板部件以及限动部件都以硬质部件构成，因而为了在内窥镜的处置器械插入通道中平稳地插入高频处置器械，特别不能使固定设置于挠性套中的隔板部件的轴线方向的长度过长。高频处置器械是长尺寸的挠性部件，挠性套与处置器械主体因环状地卷绕高频处置器械，又在弯曲内窥镜插入部的状态下插入于该处置器械插入通道内等而产生相对位置偏离，从而电极部件变位到比设置有插入孔的隔板部件更靠向基端侧。即，电极部件从插入孔脱落到内侧。因而，在进行处置之际，必须进行作使得电极部件进入插入孔。在从隔板部件突出电极部件时，为了稳定地保持电极部件，若减小插入孔的内径与电极部件的外径之间的径差，则电极部件相对于插入孔产生位置偏离，从而不能够进入到该插入孔中。可以通过在隔板部件上设置引入部来将电极部件导入到插入孔中，不过为了进一步使电极部件向插入孔中可靠插入，减小限动部件的外径与挠性套的内径之间的径差，在挠性套内限制电极部件的轴线方向以上的移动。因而，限动部件以基本上相对于挠性套的内壁滑动的方式动作。其结果是，在挠性套内，电极部件大致保持在其轴芯位置，所以可靠地导向到插入孔中。

例如，在进行处置期间在粘膜部等产生出血的情况下，通过喷射生理盐水等的液体来冲洗出血部。因此，挠性套的内部作为输液用的路径而利用。即，在挠性套内，将与构成处置器械主体的挠性软线之间的间隙作为输液用的路径。在挠性套的内部，在挠性软线的前端附近安装有限动部件，又在挠性套的前端部固定设置有隔板部件。在隔板部件上形成有液体喷射通路，又在限动部件上形成有输液通路。隔板部件为了牢固地固定于挠性套的内表面而必须具有必要的接触面积。因此，连通路的大小受到限制。另一方面，在该隔板部件的基端侧设置有限动部件，为了稳定电极部件的姿势，增大该限动部件的外径，不过该限动部件也不必一定以较广的面积

接触于挠性套。

由以上可知，形成于隔板部件上的液体喷射通路能够以槽或者透孔形成。在此，在以槽形成的情况下形成于外周侧。液体喷射通路可以是1个部位，优选是多个部位，例如3个部位左右。就形成于限动部件上的输液通路而言，能够以槽形成，也能够以透孔形成。在以透孔形成输液通路的情况下，其半径方向的位置是与隔板部件的液体喷射槽重叠的位置，圆周方向上的节距间隔做成比液体喷射通路的圆周方向的宽度小的间隔。而且，透孔的孔径优选尽可能大。也能够以形成于限动部件的外周部上的槽来形成输液通路。在此，在挠性套的内部，因为限动部件只要稳定电极部件的轴线方向的位置即可，所以限动部件对挠性套的滑动面积不需要过广。因此，只要构成输液通路的槽的深度与隔板部件的槽的深度大致相同，且圆周方向的宽度比隔板部件的槽的槽间间隔的圆周方向的宽度大即可。而且，形成于隔板部件以及限动部件上的槽可以是相同的数目，也可以是不同的数目，例如，可以设置3个部位的隔板部件侧的槽，设置4个部位的限动部件侧的槽。即，所述液体喷射通路以及输液通路优选分别以设置于所述隔板部件以及限动部件的外周部上的多个槽或者透孔形成。

通过采用以上的结构，就可以使用针状刀安全地进行粘膜的切开等处置，可以平稳、可靠且有效地进行处置，进而可以朝向出血部等正确地喷射液体。

附图说明

图1是表示本发明的一实施方式的高频处置器械的整体结构的图；

图2是图1的要部放大剖面图；

图3是处置器械主体的前端部分的放大剖面图，是表示针状刀移动到第一导向轴环的位置这一状态的图；

图4是表示针状刀从图3的状态通过第一导向轴环的位置而前进到第二导向轴环的位置这一动作状态的、与图3相同的剖面图；

图5是表示针状刀从第二导向轴环的插入孔导出这一动作状态的、与图3相同的剖面图；

图6是图4的X-X剖面图；

图 7 是表示将本发明的一实施方式所示的高频处置器械从内窥镜的处置器械插入通道导出这一状态的外观图；

图 8 是表示使用高频处置器械进行切开这一状态的作用说明图；

图 9 是图 1 的要部放大剖面图；

图 10 是处置器械主体的前端部分的放大剖面图；

图 11 是在突出电极部件的状态下表示的、与图 10 相同的剖面图；

图 12 是表示设置于隔板部件的液体喷射通路槽与设置于限动部件的输液通路槽的位置关系的说明图；

图 13 是表示设置于限动部件的输液通路的变形例的正视图。

具体实施方式

[第一实施方式]

以下，基于附图说明本发明的第一实施方式。首先，图 1 表示高频处置器械的整体结构，图 2 表示其要部放大图。进而，图 3 至图 5 表示在各个不同的动作状态下的高频处置器械的前端部分的剖面。

首先，在图 1 以及图 2 中，1 是高频处置器械，该高频处置器械 1 具有长尺寸的挠性套 2，在该挠性的基端部连结有连接管 3，进而在该连接管 3 的另一端连结有操作机构 4。操作机构 4 由连结于连接管 3 上的主体轴 4a、与嵌合于该主体轴 4a 且可以在主体轴 4a 的轴线方向上滑动地设置的滑块 4b 构成。在滑块 4b 上连结设置有构成处置器械主体 10 的挠性软线 11 的基端部。

如图 3 明确所示，挠性软线 11 构成为将例如导电线部 11a 的外周部插入于绝缘包覆件 11b 内，至少在弯曲方向上具有挠性。该挠性软线 11 的导电线部 11a 的基端部从与滑块 4b 的连结部突出规定长度，形成接点部 12。而且，该接点部 12 可以装卸地连接于未图示的高频电源装置上。

构成处置器械主体 10 的挠性软线 11 从向滑块 4b 的安装部穿过连接管 3 的内部，在挠性套 2 内延伸。而且，从挠性软线 11 的前端部可以突出地设置有针状刀 13。针状刀 13 优选由硬质的棒状部件构成，并电连接于挠性软线 11 的导线部 11a，其规定的长度露出在外部，通电时该部分作用于体内组织，烧灼并切开该组织，从而可以进行粘膜剥离等处置。

20 是第一导向轴环, 30 是第二导向轴环。这些第一、第二导向轴环 20、30 中, 至少第二导向轴环 30 以电绝缘部件特别是陶瓷形成。另一方面, 就第一导向轴环 20 而言, 也可以不必是电绝缘部件, 不过可以由陶瓷、合成树脂等电绝缘部件构成, 也可以由金属等的导电部件构成。第一导向轴环 20, 其外径具有比挠性套 2 的内径稍微大的外径尺寸, 并安装于该挠性套 2 的内部, 又在挠性套 2 内, 该第二导向轴环 30 位于比第一导向轴环 20 更为前端侧。而且, 第二导向轴环 30 的前端面配置于与挠性套 2 的前端面大致同一的位置。

在第一导向轴环 20 上形成有第一导向面 21。该第一导向面 21 是由从挠性套 2 的基端侧朝向前端侧以规定角度斜内向倾斜的锥面构成的面, 该第一导向面 21 形成为从第一导向轴环 20 的外周部朝向内侧具有规定的宽度的圆环状。而且, 在形成有第一导向面 21 的部位的前端侧连结设置有间隔部 22。该间隔部 22 具有与第一导向轴环 20 的外周部相同的外径, 且是具有比第一导向面 20 的内周缘大的外径的厚度的薄环状部件。

在第二导向轴环 30 内, 挠性套 2 的中心轴线的位置上, 设置有插入孔 31。设置于挠性软线 11 的前端上的针状刀 13 可以装卸于该插入孔 31 中。因而, 插入孔 31 的内径比针状刀 13 的外径大, 不过通过减小其径差, 使得基本上不产生间隙, 又使针状刀 13 的从插入孔 31 的突出长度为数 mm 以下, 例如 1~3mm 左右。其结果是, 若从插入孔 31 突出针状刀 13, 则该针状刀 13 在前进状态下保持为稳定的状态, 不会因外力等的作用弯曲或变形。进而, 针状刀 13 的第二导向轴环 30 的轴线方向的长度在实现从插入孔 31 突出的针状刀 13 的稳定化上也成为重要的要素。因而, 插入孔 31 的长度设定为对针状刀 13 的稳定来说为必要的尺寸。进而, 在第二导向轴环 30 的与第一导向轴环 20 面对的一侧的端面, 形成有朝向插入孔 31 引导针状刀 13 的第二导向面 32。

为了使针状刀 13 的前端部从第一导向轴环 20 的第一导向面 21 可靠地过渡到第二导向轴环 30 中, 第二导向面 32 的外周部希望设成如下: 在从挠性套 2 的轴线方向观察时, 从第一导向面 21 的内周缘延伸至外侧。不过, 因为如图所示的针状刀 13 其前端成为大致半球面形状, 所以也可以在第一导向面 21 的内周缘与第二导向面 32 的外周缘之间产生针状刀 13

的半径长度以下的间隙。

在包含有挠性软线 11 以及针状刀 13 的处置器械主体 10 中，在针状刀 13 与挠性软线 11 之间的过渡部上设置有限动部件 14。该限动部件 14 由比针状刀 13 的外径以及插入孔 31 的内径更为大径的环状的部件构成，在针状部件 13 的外周，固定设置于绝缘包覆件 11b 的前端部。限动部件 14 优选在第二导向轴环 30 中，可以与从该第二导向面 32 的外周部过渡接触或分离的平坦部。又，限动部件 14 的外径尺寸设为可以通过第一导向轴环 20 的第一导向面 21 的内周缘的大小。

限动部件 14 限制针状刀 13 从挠性套 2 的前端面（形成与第二导向轴环 30 大致同一的面）突出的长度，如后述，其最大限度突出长度在挠性套 2 的前端面抵接于粘膜表面时，是粘膜层的厚度尺寸以上，且作成为粘膜层与粘膜下层的合计厚度以下。因而，针状刀 13 的优选突出长度对应于利用高频处置器械 1 进行处置的部位而变化。

进而，该高频处置器械 1 具有例如生理盐水等的流体的供给机构。该流体供给机构具有设置于连接管 3 上的配管连接部 3a，在该配管连接部 3a 上可以装卸地连接有来自于输液罐 5 的输液配管 6。而且，在该输液配管 6 的中途，设置有脚踏开关等开闭流路的切换机构 7，进行生理盐水的供给控制。因而，形成在连结于连接管 3 上的挠性套 2 的内部，即，挠性套 2 的内表面、与插入于该挠性套 2 的内部中的处置器械主体 10 的外表面之间的圆环状的间隙作为输液通路而发挥功能。又，处置器械主体 10 的挠性软线 11 通过连接管 3 并插入于主体轴 4a 中，不过在该连接管 3 内，在挠性软线 11 的周围安装有密封部件 15，使得流体不在操作机构 4 侧漏出。

流体供给通路的前端在挠性套 2 与第二导向轴环 30 的接合部分开口。即，在第二导向轴环 30 的外周面设置有经由其轴线方向的全长的槽 33。该槽 33 在第二导向轴环 30 的圆周方向上形成在 1 至多个部位，例如如图 6 所示，在圆周方向上等间隔形成在 3 个部位。而且，槽 33 的深度从形成在第一导向轴环 20 上的间隔部 22 的内周面延伸至内侧，向挠性套 2 内，槽 33 中的相对间隔部 22 靠向内侧的部分时常开口。不过，槽 33 的槽底部与第一导向面 21 的内周缘大致相同，或者以比其大相当于针状刀 13 的

半径部分的尺寸从第一导向面 21 的内周缘延伸至内侧，以此就可以增大流体供给通路的通路截面积。

进而，第一、第二导向轴环 20、30 需要保持为不从挠性套 2 中脱落。特别是，因为在从插入孔 31 突出针状刀 13 之际，针状刀 13 的前端推压导向轴环 20、30，所以导向轴环 20、30 被迫动，但可以稳定地保持第一、第二导向轴环 20、30。因此，第一导向轴环 20 的外径比挠性套 2 的内径稍大，该第一导向轴环 20 安装为扩张挠性套 2。又，第二导向轴环 30 的外周面，基端侧是最大径，前端侧是最小径，中间部成为它们中间的外径，以此在第二导向轴环 30 的外表面形成有垂直方向的台阶部 30a、30b。而且，该第二导向轴环 30 的最小径部的外径至少与在自由状态下的挠性套 2 的内周面的直径相同，或者比其大。另外，为了将这些第一、第二导向轴环 20、30 更牢固地固定于挠性套 2 中，它们之间可以使用粘接剂固定。进而，也可以构成为在这些导向轴环 20、30 的外周面设置螺纹部，从而螺合插入于挠性套 2 中。

通过这样构成，在操作针状刀 13 时，朝向挠性套 2 的前端挤压第一导向轴环 20 以及第二导向轴环 30 这一方向的力作用，不过挠性套 2 所产生的紧固力相对于这些第一、第二导向轴环 20、30 作用，且台阶部 30a、30b 啮入挠性套 2 的内表面，其结果是，可以可靠地防止第二导向轴环 30 脱落。

本实施方式的高频处置器械 1 如上所述地构成，如图 7 所示，利用设置于具有观察部 W 的内窥镜插入部 S 上的处置器械插入通道 C，而插入于例如食管、胃、十二指肠、大肠等的体腔内，在该体腔内壁上存在病变粘膜之际，为了实施切开以及剥离除去该病变粘膜部这一处置而使用。在此，在通过利用了内窥镜插入部 S 的观察部 W 的观察，而发现在粘膜上存在病变部时，剥离并除去包含有该病变部的规定的区域的粘膜，不过作为其之前的阶段，优选通过对该病变粘膜进行局部注射而使其隆起。

在高频处置器械 1 插入于处置器械插入通道 C 内，开始处置之前的阶段，使构成处置器械主体 10 的针状刀 13 成为如下的状态：被拉入到挠性套 2 的内部里侧的、至少比第一导向轴环 20 更靠向基端侧的位置，优选被拉入到比其更充分靠向内侧的位置。以此，即使由于在处置器械主体 10

以环状卷回高频处置器械 1，又使内窥镜插入部 S 弯曲的状态下将高频处置器械 1 插入于处置器械插入通道 C 内，导致在挠性套 2 内引起相对位置偏离的情况下，针状刀 13 也可靠地位于挠性套 2 的内部，保持为不露出到外部。因而，即使失误而投入高频电源，导致高频电流在针状刀 13 中流动，也不与其它物体等接触，所以是安全的。

若从处置器械插入通道 C 导出高频处置器械 1 的前端部分，则操作高频处置器械 1 的操作机构 4，使针状刀 13 从挠性套 2 的前端突出。此时，在针状刀 13 相对于挠性套 2 的中心轴线最偏离的情况下，针状刀 13 的前端与挠性套 2 的内表面接触。若在该状态下，操作操作机构 4，使针状刀 13 从处置器械插入通道 C 的前端被导出，则针状刀 13 的前端部沿着挠性套 2 的内表面滑动，如图 3 所示，抵接于构成第一导向轴环 20 的第一导向面 21。因为第一导向面 21 对应于朝向前方而向内倾斜，所以针状刀 13 的前端在该第一导向面 21 上滑动，从而可靠地靠向挠性套 2 的中央部的方向。因为该第一导向面 21 成为从挠性套 2 的内表面朝向内侧地形成成为圆环状的锥面，所以在该第一导向面 21 上平稳地滑动移动。

针状刀 13 的前端若通过第一导向轴环 20 的第一导向面 21 的内周缘，则朝向第二导向轴环 30。在此，在第二导向轴环 30 上形成有第二导向面 32，因为该第二导向面 32 重叠于第一导向面 21，或者在它们之间形成有针状刀 13 的半径以下的间隙，所以如图 4 所示，针状刀 13 的前端可靠地导向到该第二导向面 32，从而被引入到插入孔 31 内。

第一导向轴环 20 的第一导向面 21 在其整个周围没有缺口部分，不过在第二导向轴环 30 形成有槽 33，所以确保针状刀 13 不进入到该槽 33 内。但是，因为该槽 33 比第一导向面 21 的内侧更位于外周侧，所以针状刀 13 的前端不会进入到槽 33 中而被锁定。这样，只要利用操作机构 4 操作压入针状刀 13，就可以利用第一、第二导向面 21、32 将该针状刀 13 从挠性套 2 的内周面朝向插入孔 31 内导向，从而可靠地导入到插入孔 31 中。因而，可以在该插入孔 31 的内径与针状刀 13 的外径之间保持最小限度的径差，从而在它们之间几乎不产生间隙，以此就可以稳定地保持从挠性套 2 导出针状刀 13 的部分，从而可以防止弯曲或者变形。

如图 5 所示，针状刀 13 的前端前进至于如下位置，即：在该位置上，

设置在其上的限动部件 14 抵接于插入孔 31 的周围的部位，更具体来说，比第二导向面 32 更外侧的平坦面，此后针状刀 13 不会进一步突出。此时的针状刀 13 的突出长度为在将高频处置器械 1 的挠性套 2 以及第二导向轴环 30 的前端面抵接于粘膜表面时，贯通粘膜层，不过并未到达位于粘膜下层的下部的肌层的长度。

因而，如图 8 所示，以对粘膜下层预先局部注射生理盐水等，从而粘膜下层隆起，粘膜层从肌层较大地隔开的方式进行处置，在挠性套 2 的前端以及设置于其内部的第二导向轴环 30 的前端面抵接于粘膜层的状态下，如上所述，将构成处置器械主体 10 的针状刀 13 从挠性套 2 中导出，刺入粘膜层。因为针状刀 13 相对于第二导向轴环 30 的插入孔 31 几乎没有间隙地插入，所以即使该针状刀 13 是较细的刀，也不会折断或者弯曲。而且，使针状刀 13 刺入于粘膜层的内部，接着通过流通高频电流来烧灼粘膜层，不过只要挠性套 2 的前端面抵接于粘膜表面，则即使对针状刀 13 通电，也不会损伤肌层，而且可以可靠地切开粘膜层。

这样在切开粘膜层之后，为了从肌层剥离粘膜层，利用从挠性套 2 的前端突出的针状刀 13 来切断粘膜下层的纤维，以此进行粘膜剥离。而且，在进行所述粘膜层的切开以及剥离之际，若有出血，则从连接于配管连接部 3a 上的输液配管 6 朝向该出血部喷射生理盐水等液体，冲洗出血部位。其结果是，从内窥镜插入部 S 的观察部 W 的观察视野良好。

又，利用生理盐水使存在病变部的粘膜部分隆起，不过因为在进行切开期间供给的生理盐水流出，或者被吸收到体内，所以隆起部收缩。因此，为了将该粘膜下层保持为隆起状态，可以一边利用与所述相同的路径补给生理盐水一边进行粘膜剥离。即，可以在将针状刀 13 拉入于设置在第二导向轴环 30 上的插入孔 31 内，并使挠性套 2 的前端面抵接于粘膜下层的状态下，通过从连接管 3 的配管连接部 3a 以高压将生理盐水供给到挠性套 2 内，来朝向粘膜下层直接输液。其结果是，可以将欲剥离的粘膜下层维持为隆起状态。而且，通过将前端面抵接于粘膜下层，朝向必要的部位供给生理盐水，就可以将粘膜下层可靠地保持为隆起状态，从而可以安全地进行利用针状刀 13 来进行的粘膜剥离。

[第二实施方式]

以下，基于附图说明本发明的第二实施方式。第二实施方式的高频处置器械 100 的整体结构与第一实施方式同样（参照图 1）。

如图 9（图 1 的要部放大图）明确所示，构成处置器械主体 10 的挠性软线 11 从与滑块 4b 的连接部开始通过连接管 3 的内部，并在挠性套 2 内延伸。导电线在直线状态下从挠性软线 11 的前端部延伸，该导电线的导出部分成为构成针状刀的电极部件 13。又，在挠性套 2 的前端部插嵌有隔板部件 114，并利用粘接等方法固定。隔板部件 114 由陶瓷等构成，如图 10 以及图 11 明确所示，固定设置于构成与挠性套 2 的前端面大致相同的表面的位置。而且，在该隔板部件 114 上，在其中心轴线的位置穿设有插入孔 115 使得其在轴线方向上贯通，该插入孔 115 的孔径成为比电极部件 13 的外径尺寸稍大的尺寸。而且，在隔板部件 114 的基端部形成有朝向插入孔 115 地对电极部件 13 进行导向的引入锥部 114a。

进而，在从处置器械主体 10 的挠性软线 11 向电极部件 13 过渡的过渡部或者电极部件 13 的部位上安装有限动部件 116。限动部件 116 具有比挠性套 2 的内径稍小的外径，因而在挠性套 2 内移动处置器械主体 10 之际，大致成为相对于该挠性套 2 的内表面滑动的状态。而且，若该处置器械主体 10 的前端的电极部件 13 成为从隔板部件 114 的前端面突出规定的长度的状态，则限动部件 116 抵接于隔板部件 114 上，从而限制电极部件 113 进一步突出。

这样，通过将限动部件 116 抵接于隔板部件 114 上，就可以在电极部件 13 从挠性套 2 的前端突出规定长度的状态下实施规定的处置。因而，此时的电极部件 13 的突出长度依赖于成为处置对象的组织的厚度。例如，在进行粘膜的切开的状态下，使其成为比体腔内壁的粘膜层的厚度长，且比粘膜层与粘膜下层的合计厚度短的尺寸。以此，若在将挠性套 2 的前端面抵接于粘膜层的状态下，一边对电极部件 13 通电一边相对于粘膜刺入，则电极部件 13 贯通粘膜层，到达粘膜下层，不过并不达到肌层，从而可以进行处置使得可靠地切开粘膜层且不对肌层产生损伤。

而且，通过该高频处置器械 100，实施粘膜层的切开或者从肌层的剥离等的处置，不过在进行该处置期间发生出血时，为了冲洗该出血部，可以供给生理盐水等液体。因此，如图 1 明确所示，具有设置于连接管 3 上

的连接口 3a, 在该连接口 3a 上可以装卸地连接有来自于输液罐 5 的输液配管 6, 在该输液配管 6 上, 安装有例如脚踏开关等所形成的切换机构 7, 利用该切换机构 7 控制液体的供给。因而, 从连接口 3a 经过连接管 3 的内部, 从而连接于该连接管 3 上的挠性套 2 的内部, 由此构成输液用的路径。因此, 挠性软线 11 在连接管 3 的基端部, 被密封部件 20 导出到外部。

在该输液路径的中途, 夹装有隔板部件 114 以及限动部件 116。而且, 隔板部件 114 固定于挠性套 2 的内表面, 又限动部件 116 大致相对于挠性套 2 的内表面滑接。因此, 构成为可以利用这些隔板部件 114 以及限动部件 116 从挠性套 2 的前端喷射液体。

因此, 如图 12(a) 所示, 在隔板部件 114 的外周面在圆周方向上等间隔地形成有三处液体喷射通路槽 121。这些液体喷射通路槽 121 在隔板部件 114 的轴线方向上贯通。隔板部件 114 必须固定于挠性套 2 的内表面。隔板部件 114 通过使用粘接剂嵌入固定于挠性套 2 内。而且, 形成于隔板部件 114 的外周面上的液体喷射通路槽 121 的圆周方向的宽度, 在无损该隔板部件 114 固定在挠性套 2 的固定性的范围内尽可能加宽, 由此增大流路面积。

这样, 隔板部件 114 固定在挠性套 2 上, 不过设置于处置器械主体 10 侧上的限动部件 116 在挠性套 2 的内表面上不受旋转方向的位置的限制。而且, 在该限动部件 116 的外周面, 如图 12(b) 所示, 在圆周方向上等间隔地形成有数目比隔板部件 114 的液体喷射通路槽 121 多的、具体地例如四处输液通路槽 122。又, 该输液通路槽 122 的深度, 与液体喷射通路槽 121 大致相同, 或者比其深, 又, 其圆周方向上的长度尺寸, 比隔板部件 114 的相邻接的液体喷射通路槽 121 的槽之间间隔宽。以此, 限动部件 116 的输液通路槽 122 在任意的旋转位置上, 至少一部分与液体喷射通路槽 121 连通。另外, 若这样构成输液通路槽 122, 则其槽间间隔变窄, 不过限动部件 116 只要将电极部件 13 稳定地大致保持在挠性套 2 的轴芯的位置上即可, 所以与挠性套 2 的内表面的滑动接触部即使短也无妨。

以此, 在最大限度突出位置上突出电极部件 13, 限动部件 116 抵接于隔板部件 114 上时, 输液通路槽 122 与隔板部件 114 的液体喷射通路槽 121 部分地重叠, 从而可以从挠性套 2 的前端喷射液体。

将电极部件 13 拉入于挠性套 2 的内部的状态如图 10 所示,又电极部件 13 从隔板部件 114 最大限度突出的状态如图 11 所示。如这些图明确所示,若将电极部件 13 拉入于挠性套 2 内,则该电极部件 13 的前端被配置为比隔板部件 114 的基端面更靠向基端侧。另一方面,在电极部件 13 的最大限度突出状态下,插入于隔板部件 114 的插入孔 115 中,突出规定的长度。而且,该电极部件 13 的推拉操作以操作机构 4 的遥控操作来进行。

如图 7 所示,具有以上结构的高频处置器械 100 利用设置于具有观察部 W 的内窥镜插入部 S 上的处置器械插入通道 C 而插入于体腔内,在例如食管、胃、十二指肠、大肠等的体腔内壁存在病变粘膜之际,为了实施剥离地除去该病变粘膜部这一处置而使用。首先,通过使用注射器对病变粘膜部注入生理盐水等,使粘膜下层鼓出・隆起。然后,通过将高频处置器械 1 插入于处置器械插入通道 C 中,来以该高频处置器械 1 进行粘膜的切开。此时,预先将输液配管 6 连接于连接管 3 的连接口 3a 上,利用该输液配管 6 供给生理盐水等液体。

使挠性套 2 的前端面正对切除的粘膜层,且轻轻地推到粘膜表面上。在此,因为挠性套 2 的前端面形成与隔板部件 114 的前端面大致相同的面,所以在粘膜表面上以较广的面积抵接,从而粘膜并不被压迫地稳定保持。

在该状态下,通过操作操作机构 4,使电极部件 13 从挠性套 2 的前端突出。而且,通过在电极部件 13 中流通高频电流,体内组织就被烧灼并切开。在此,电极部件 13 比隔板部件 114 的插入孔 115 更位于基端侧,不过在该电极部件 13 的前端附近位置安装有限动部件 116,该限动部件 116 大致抵接于挠性套 2 的内周面上。因此,电极部件 13 在挠性套 2 的内部,保持为与其轴芯大致一致的姿势状态。因而,因为该电极部件 13 配置于与设置在隔板部件 114 上的插入孔 115 大致同一的轴线上,又因为在隔板部件 114 上的插入孔 115 的周围形成引入锥部 114a,所以该电极部件 13 利用操作机构 4 所产生的遥控操作平稳且可靠地插入于插入孔 115 中。

若电极部件 13 成为最大限度突出状态,即安装于电极部件 13 上的限动部件 116 前进至抵接于隔板部件 114 上的位置,则该电极部件 13 的前端部贯通粘膜层到达粘膜下层,且刺入到不触及肌层的位置。而且,通过一边在电极部件 13 中流通高频电流一边弯曲操作内窥镜插入部 S 等,来

以电极部件 13 在病变粘膜的外周上描绘似的移动。以此，切开病变粘膜的外周，不过此时并不会对位于粘膜下层的肌层产生丝毫的损伤。之后，利用电极部件 13 的作用来切断构成粘膜下层的纤维，以此进行粘膜剥离。然后，可以利用例如把持钳子等回收这样剥离的粘膜层。

利用以上的操作，就可以并不残留病变粘膜地完全切除，而且不会对健康的粘膜或者肌层产生丝毫的损伤。而且，因为电极部件 13 构成为针状刀，所以可以通过沿着粘膜层水平移动电极部件 13，又通过摆动电极部件 13 等的动作，来迅速且有效地进行粘膜的切除。其结果是，减轻受检者的痛苦以及手术患者的负担等。

在进行所述处置的期间，有时产生出血。于是，在发生出血的情况下，通过喷射液体，通过冲洗该出血部，来确保观察部 W 所产生的观察视野。因此，从连接于连接管 3 的连接口 3a 上的输液配管 6 对挠性套 2 的内部压送生理盐水等液体。以此，可以从挠性套 2 的内部利用限动部件 116 的输液通路槽 122 以及隔板部件 114 的液体喷射通路槽 121 来朝向出血部喷射生理盐水等，平稳地进行出血部的冲洗。又，有时隆起部因生理盐水等的液体从局部注射而隆起的粘膜下层流出，或者被体内吸收而收缩。因而，如上所述，也可以从设置于隔板部件 114 上的液体喷射通路槽 121 补充生理盐水等。

在此，出血部的冲洗或者生理盐水等的补充也可以在突出电极部件 13 的状态下进行，不过可以通过将该电极部件 13 拉入于插入孔 115 内，来使挠性套 2 的前端抵接于液体的供给位置，或者配置于其前进位置而进行喷射。又，因为在液体喷射通路槽 121 的前方并不配置任何部件，所以从该液体喷射通路槽 121 喷射的液体并不散逸到周围而是可靠地集中于目标位置。因而，能够以少量的液体进行有效的冲洗、补充。

也可以并不使用如上所述形成于限动部件 116 的外周面上的输液通路槽 122，而是如图 13 所示地在限动部件 130 上设置由贯通孔构成的输液通路孔 131。该输液通路孔 131 在圆周方向上形成多个，且在该圆周方向上的间距间隔作成为设置于隔板部件 114 上的液体喷射通路槽 121 的圆周方向的宽度以下，则不论限动部件 130 的旋转位置处于任何位置，至少一部分的输液通路孔 131 与液体喷射通路槽 121 连通。

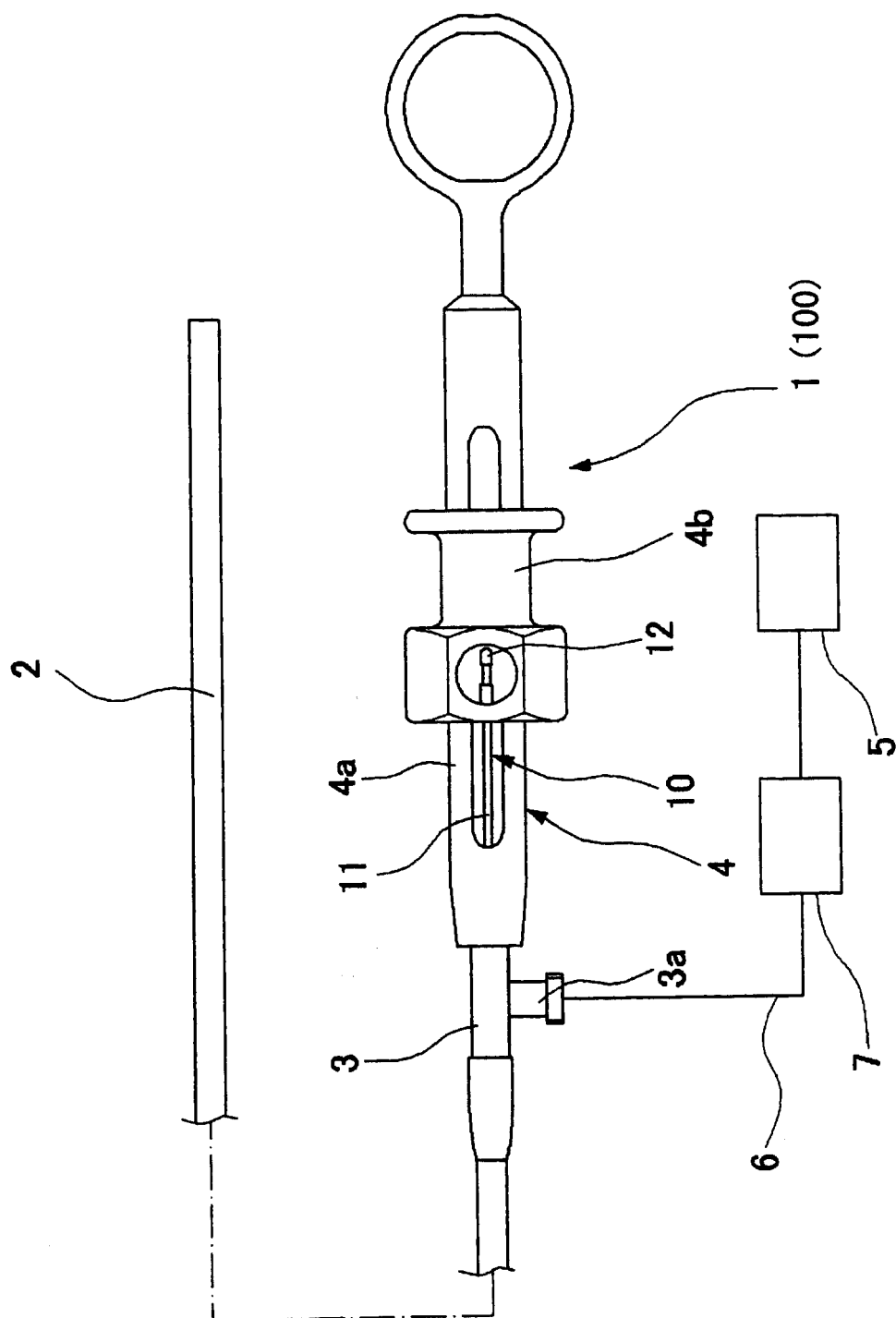
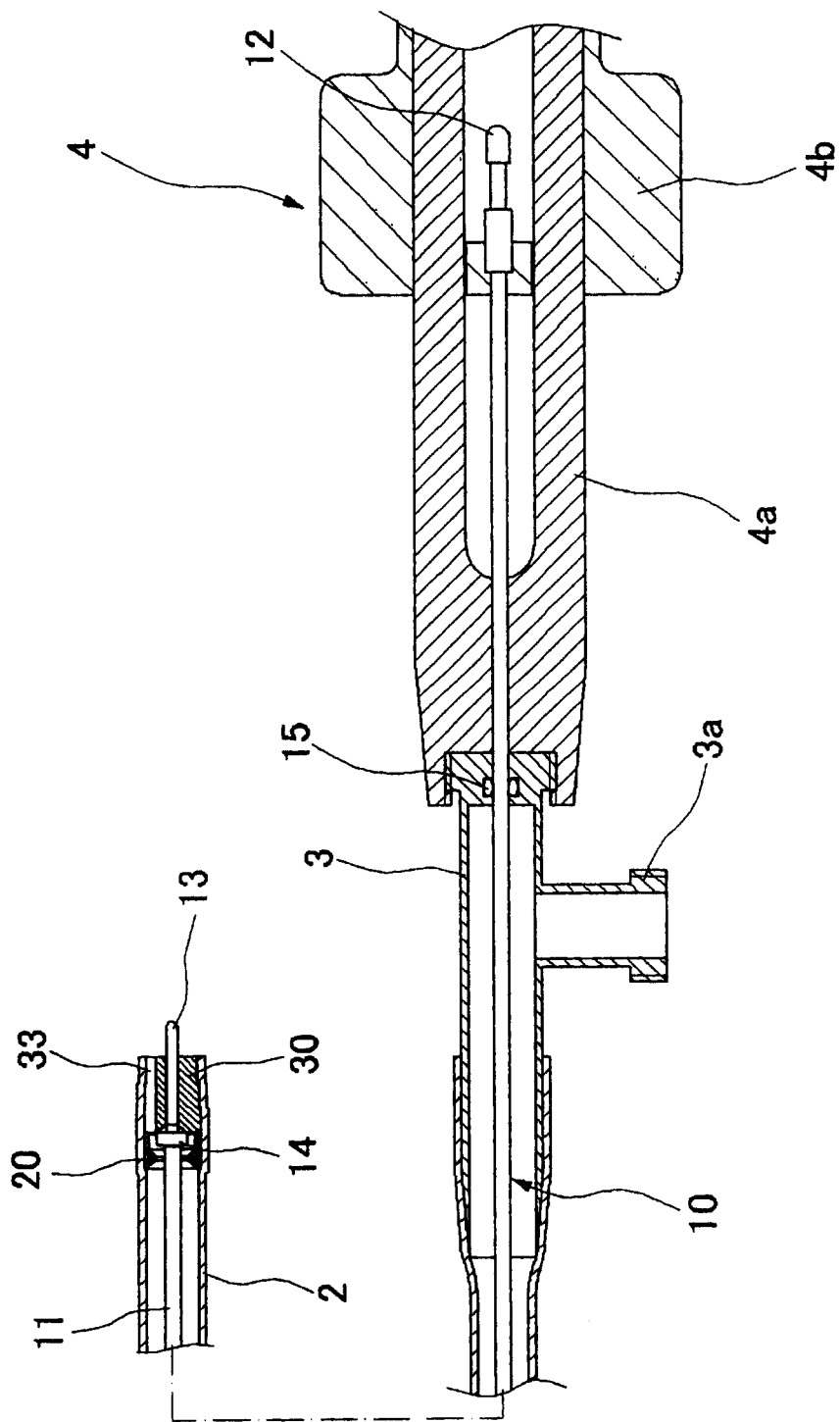


图 1



2
图

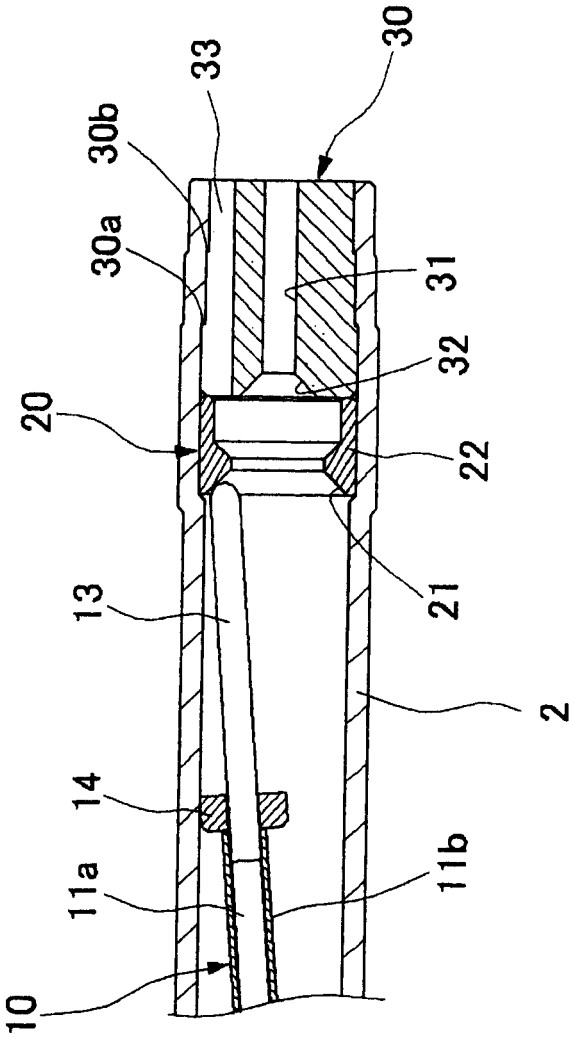


图 3

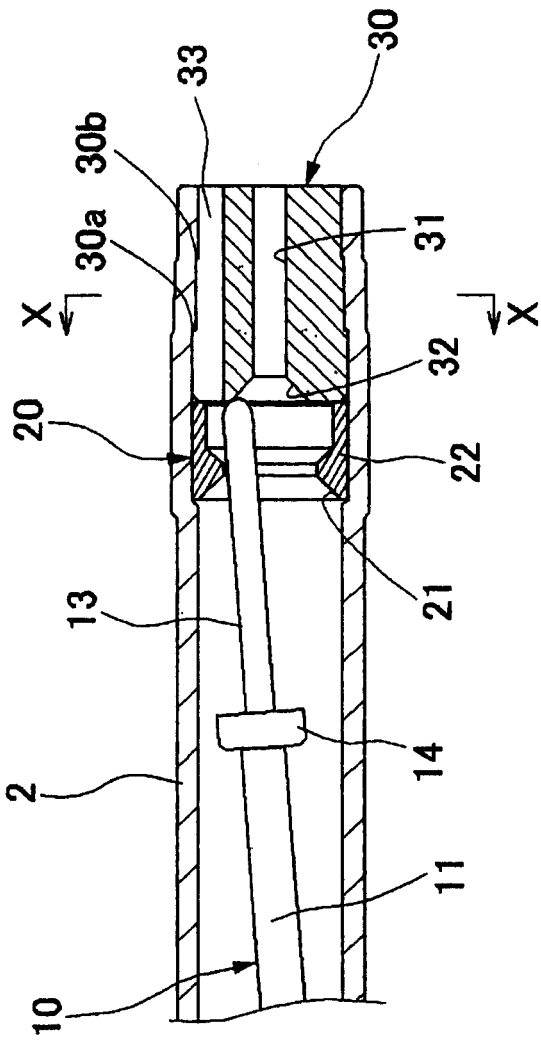


图 4

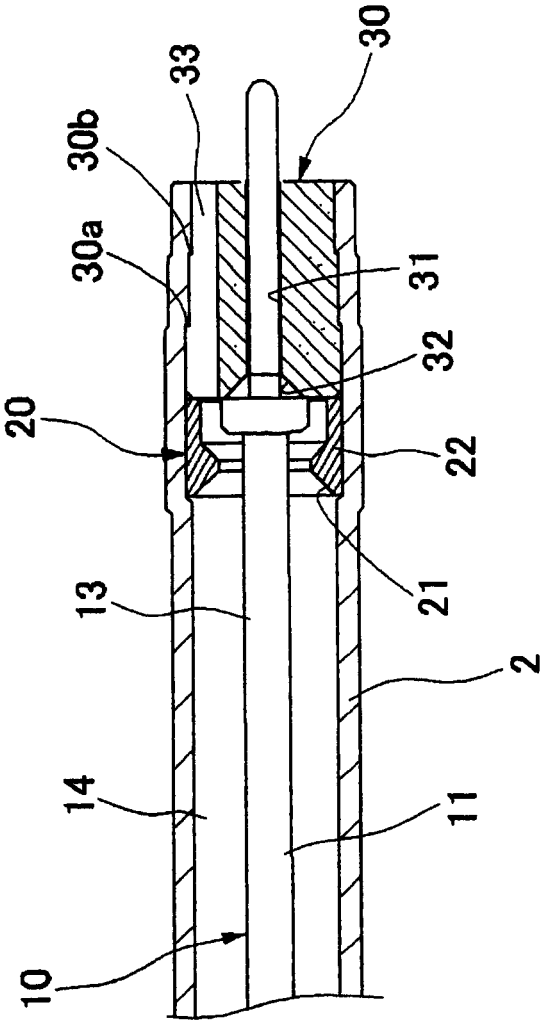


图 5

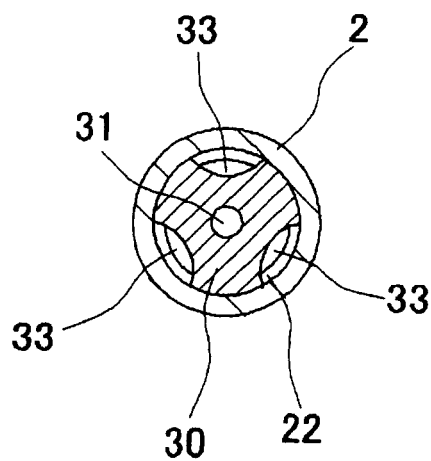


图 6

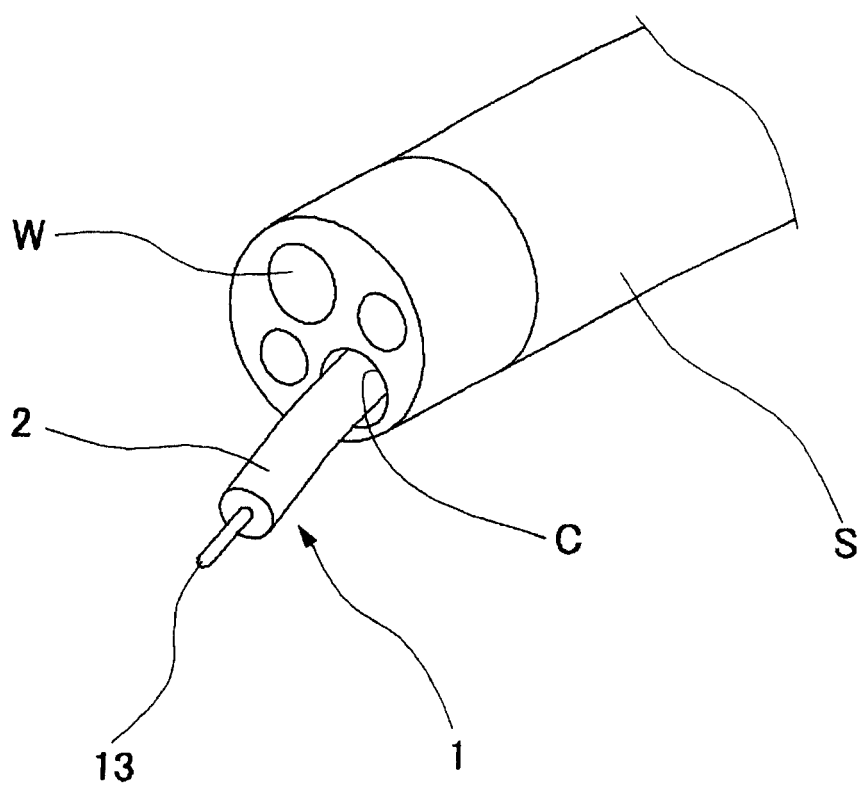


图 7

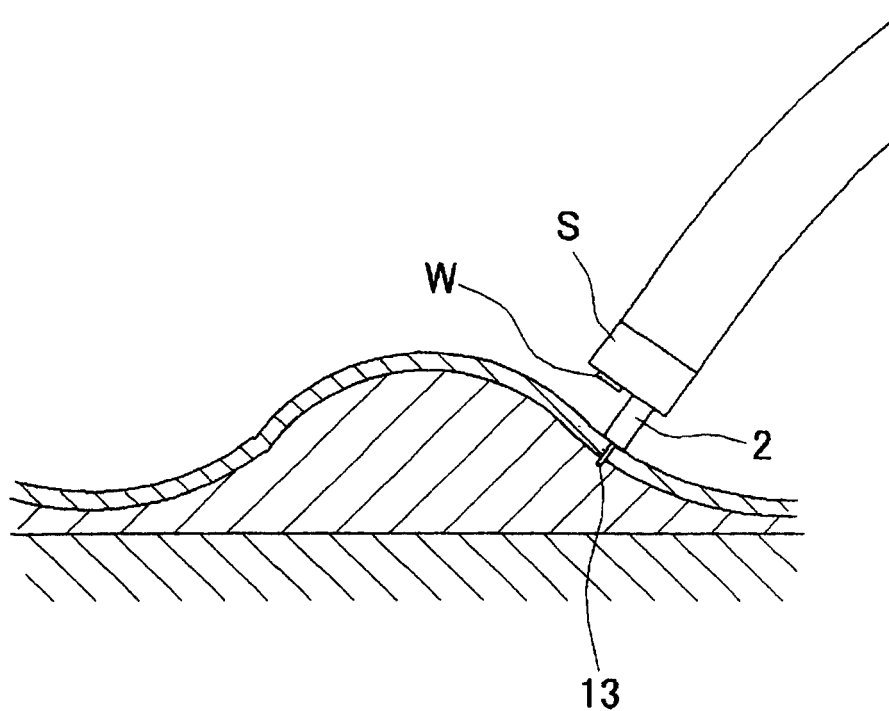


图 8

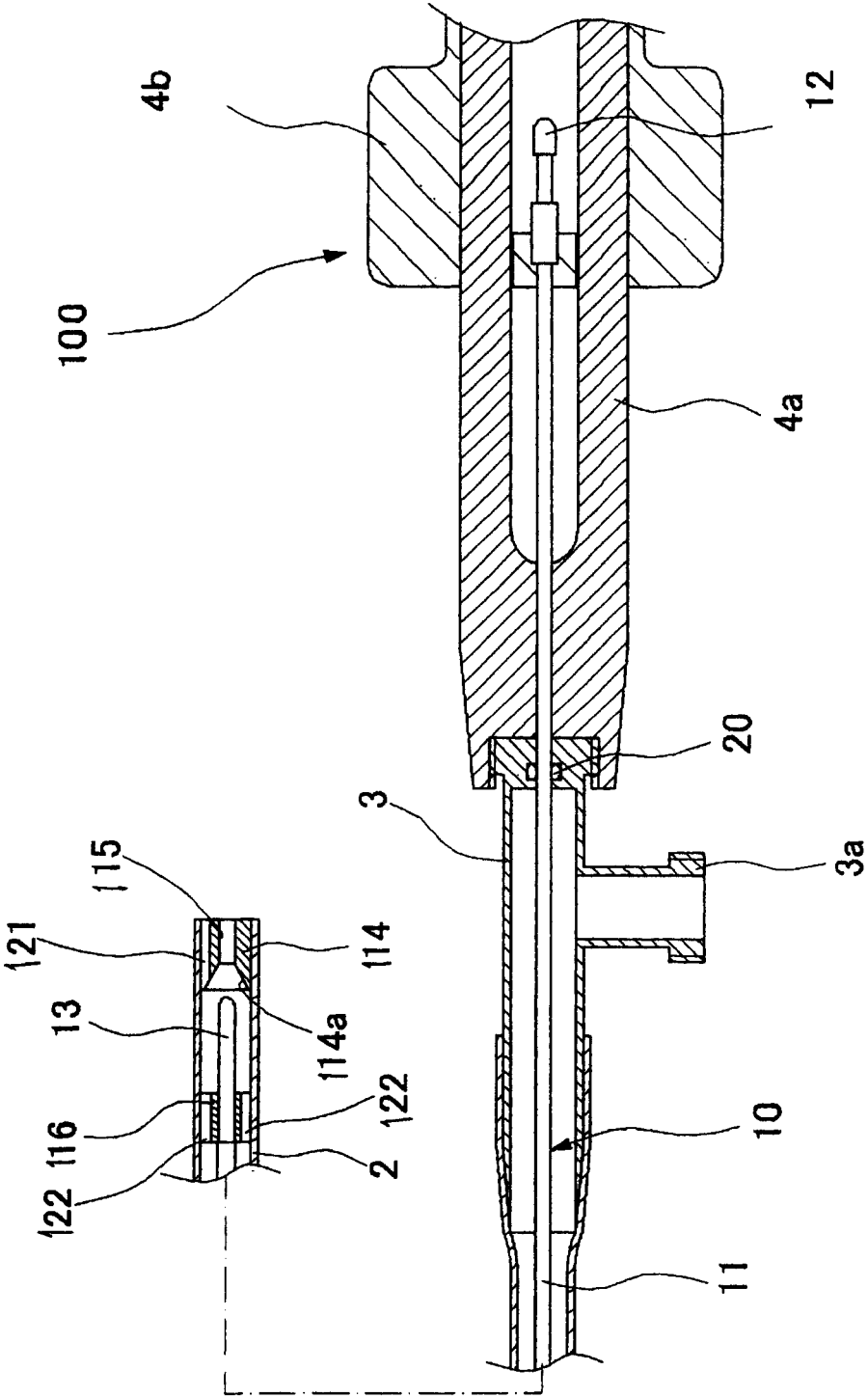


图 9

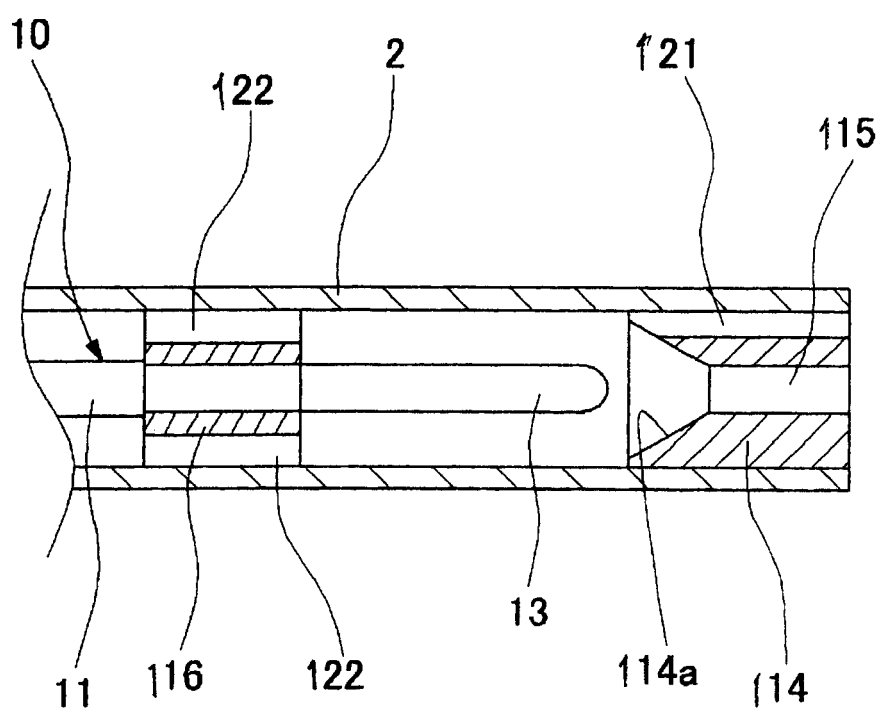


图 10

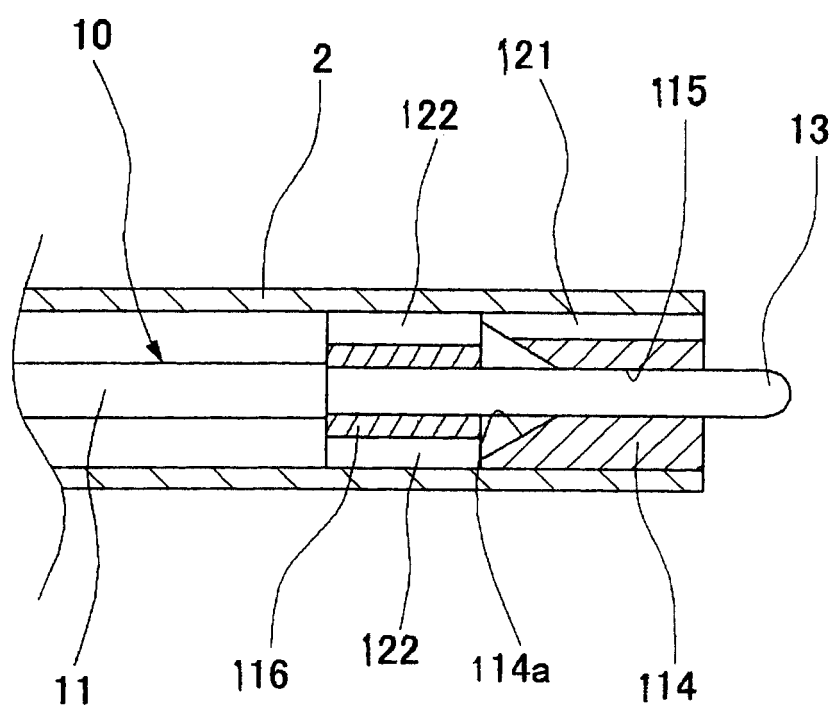


图 11

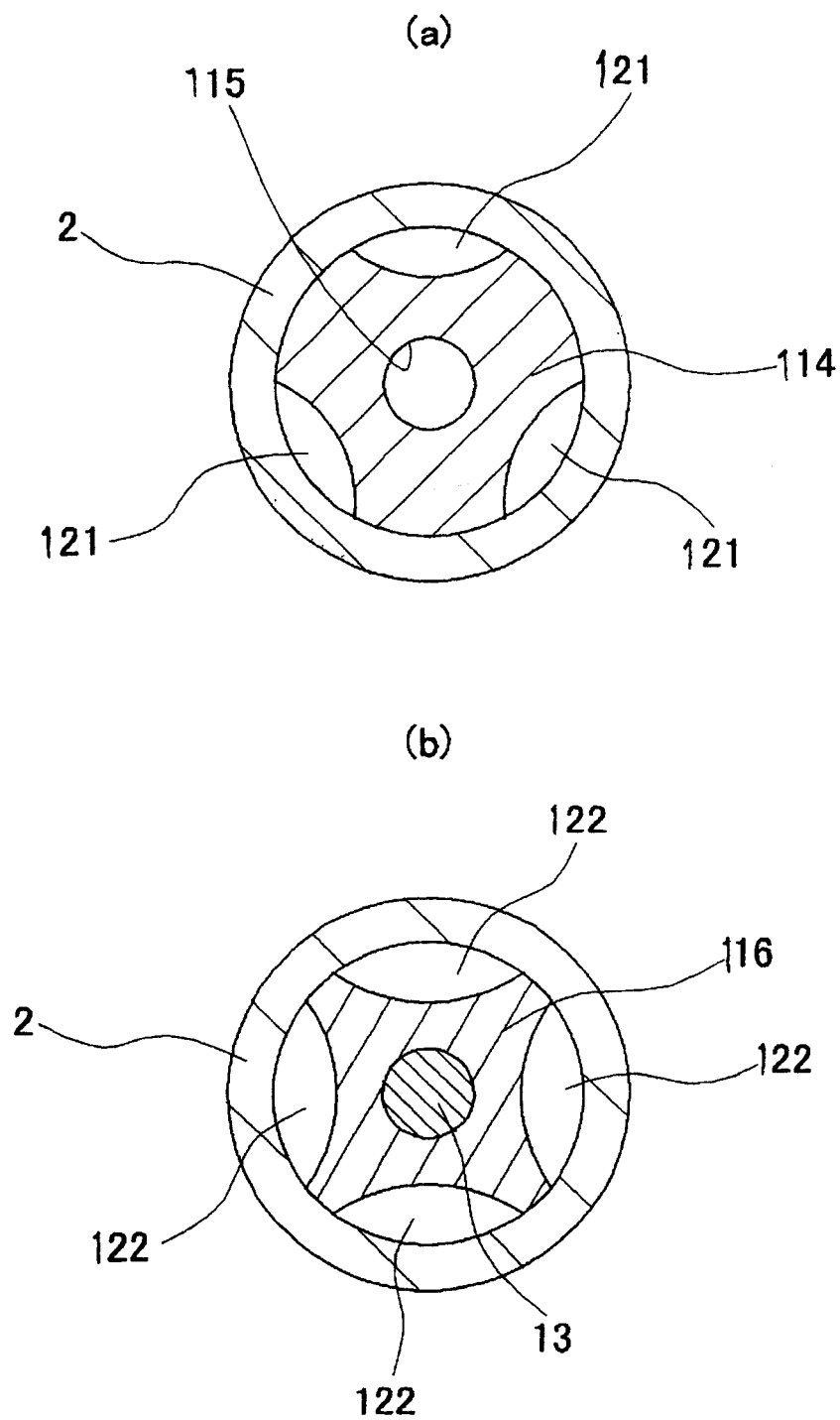


图 12

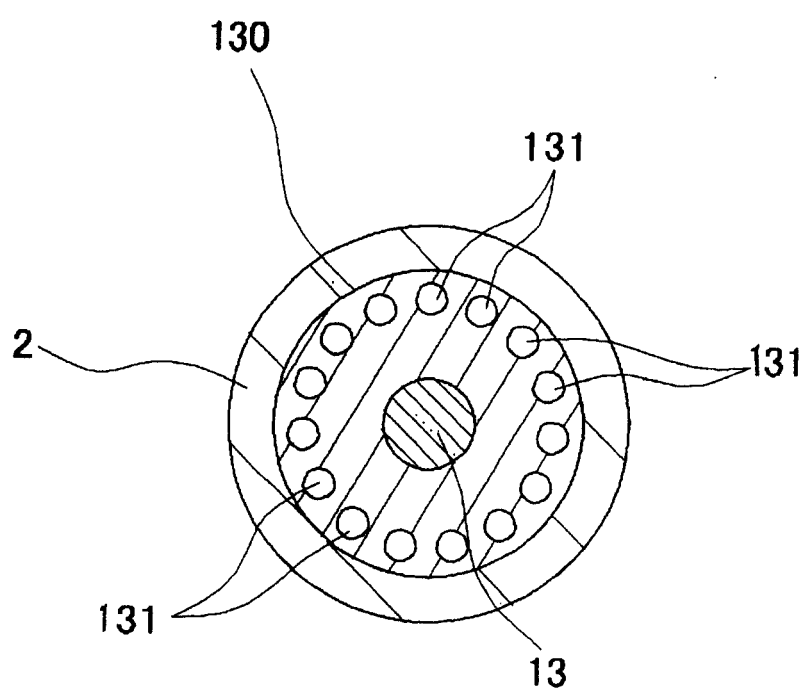


图 13

专利名称(译)	高频处置器械		
公开(公告)号	CN1868416A	公开(公告)日	2006-11-29
申请号	CN200610084873.0	申请日	2006-05-23
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士能株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士能株式会社		
[标]发明人	秋庭治男 町屋守 大谷津昌行		
发明人	秋庭治男 町屋守 大谷津昌行		
IPC分类号	A61B18/12 A61B17/3205 A61B17/94		
代理人(译)	李香兰		
优先权	2005152007 2005-05-25 JP 2005152005 2005-05-25 JP		
其他公开文献	CN100475169C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种高频处置器械，在挠性套内，安装有用于导向高频刀的、分别由电绝缘部件构成的第一、第二导向轴环，第二导向轴环的前端面配置于与挠性套的前端面大致同一的位置，另外，第一导向轴环配置为比该第二导向轴环更靠向基端侧，第一导向轴环具有第一导向面，第一导向面将高频刀从挠性套的内面朝向该挠性套的中心轴线的方向导向，在第二导向轴环形成有使高频刀进出的插入孔，且具有将高频刀朝向该插入孔导向的第二导向面，这些第一、第二导向面利用间隔部相互隔开，且第二导向轴环在比第一导向面的内周缘至少靠向外周侧的位置上形成有贯通挠性套内的流体供给通路，在处置器械主体安装有限制从插入孔突出的突出长度的限动部件。

