



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101983038 B

(45) 授权公告日 2014. 09. 17

(21) 申请号 200980112075. 6

(22) 申请日 2009. 03. 31

(30) 优先权数据

102008017066. 6 2008. 04. 03 DE

102008025233. 6 2008. 05. 27 DE

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2010. 09. 30

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2009/002343 2009. 03. 31

(87) PCT国际申请的公布数据

W02009/121563 DE 2009. 10. 08

(73) 专利权人 爱尔伯电子医疗设备公司

地址 德国杜宾根瓦尔德霍恩街

(72) 发明人 克劳斯·菲舍尔 丹尼尔·舍勒

马蒂亚斯·福伦达 玛拉·希尔兰奇

伊琳娜·西格勒 拉尔斯·布洛贝尔

马库斯·恩德勒

(74) 专利代理机构 北京三高永信知识产权代理

有限责任公司 11138

代理人 何文彬

(51) Int. Cl.

A61B 17/3203(2006. 01)

权利要求书1页 说明书7页 附图6页

(54) 发明名称

水喷式手术器械

(57) 摘要

本发明涉及水喷式手术器械(10),其包括用于供给切削液的供给线,和用于根据预定的扩散角和/或预定的出射力度形成和排放喷射液体的排放喷嘴(11)。喷射成型设备(12)相对于排放喷嘴设置,从而液体喷射流的扩散角和/或注射力度可以通过喷射成型设备调整。

(56) 对比文件

US 2003/0073902 A1, 2003. 04. 17, 说明书第[0057]节、图8.

WO 02/053014 A2, 2002. 07. 11, 说明书第13页第28行至第14页第3行.

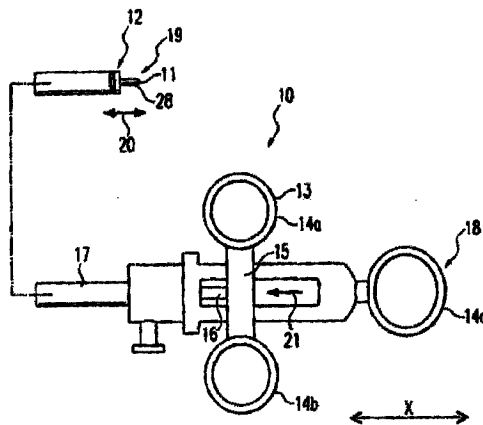
CN 101155555 A, 2008. 04. 02, 说明书第4页第22行至第7页第4行、图1-9.

CN 101155555 A, 2008. 04. 02, 说明书第4页第22行至第7页第4行、图1-9.

US 2002/0063170 A1, 2002. 05. 30, 说明书第[0032]节至第[0035]节、图2.

审查员 张清楠

CN 101983038 B



1. 水喷式手术器械(10),包括:

含有供给线(22)的中空轴(16),用于提供切削液;和排放喷嘴(11),用于根据预定的扩展角( $\alpha$ )和/或预定的注射力形成并排放液体喷射流(2),以及调整元件,其特征在于,提供了喷射成型设备(12),所述喷射成型设备(12)相对于所述排放喷嘴(11)设置,从而通过所述喷射成型设备相对于所述扩展角( $\alpha$ )和/或注射力调整所述液体喷射流(2),其中所述排放喷嘴相对于所述喷射成型设备的位置可通过所述调整元件来控制,从而调整所述扩展角( $\alpha$ )和/或注射力,提供一护套管(17),所述中空轴(16)在所述护套管(17)内被引导,从而使得所述排放喷嘴在所述护套管(17)内是纵向移动的。

2. 根据上述权利要求中其中一项所述的水喷式手术器械(10),其特征在于,所述喷射成型设备(12)安装在柔性护套管(17)中。

3. 根据上述权利要求其中一项所述的水喷式手术器械(10),其特征在于,所述喷射成型设备(12)包括漩涡元件(38),用于为液体喷射流(2)添加扭转流,从而扩展所述喷射和/或降低喷射能量。

4. 根据上述权利要求1所述的水喷式手术器械(10),其特征在于,所述喷射成型设备(12)包括偏转元件,所述偏转元件至少部分地突入到所述液体喷射流(2),从而偏转或者扩展所述喷射和/或降低喷射能量,或者允许所述偏转元件通过不变的液体喷射流(2)。

5. 根据上述权利要求1所述的水喷式手术器械(10),其特征在于,所述喷射成型设备(12)包括供气设备和/或液体供给设备,用于为液体喷射流注入空气和/或液体,以偏转和/或扩散所述喷射和/或降低喷射能量。

6. 根据上述权利要求1所述的水喷式手术器械(10),其特征在于,所述喷射成型设备(12)包括文丘里喷嘴,用于混合气体或者液体。

7. 根据上述权利要求1所述的水喷式手术器械(10),其特征在于,所述水喷式手术器械(10)被配置为可冲洗手术场地。

8. 根据上述权利要求1所述的水喷式手术器械(10),其特征在于,所述水喷式手术器械(10)被配置为可清洁内窥镜的图像记录装置。

9. 根据上述权利要求1所述的水喷式手术器械(10),其特征在于,所述水喷式手术器械(10)被配置为可插入到一个内窥镜的工作通道中。

10. 根据上述权利要求1所述的水喷式手术器械(10),其特征在于,所述排放喷嘴(11)与喷嘴间隔器相关联,用于改变所述排放喷嘴与将要治疗组织之间的距离。

## 水喷式手术器械

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种根据权利要求 1 的前序部分所述的水喷式手术器械。

### 背景技术

[0002] 在进行组织切除,特别是仅限于切除黏膜的胃肠道肿瘤组织时,应尽可能一次性进行手术切除。对于这种手术,通常会采用圈套烧灼术或者瓶盖(the cap technique)技术,其中,已经生产出了取决于圈套直径或者瓶盖直径、可变换大小的圆形切割方法。

[0003] 为了能够尽可能一次性完全地切除直径大于 8 厘米的大面积肿瘤,如在 W02006/108480A1 中建议的那样,通常在内镜黏膜切除时,在切除前首先将液体通过一个弯针注入到黏膜下。

[0004] 为此,把针插入到黏膜下层。由于进入到黏膜的液体的渗透,黏膜与固有肌层相分离,从而在黏膜下形成了液体缓冲层。这形成了一个与固有肌层的安全分离,并同时提供保护作用。然后使用例如弯曲刺开针、尤其是高频手术器械来执行黏膜切除手术。另外,现有技术还公开了氩离子凝固术。

[0005] 对于现有技术中的水喷式手术器械来说,高压下在器械的末端出现一股集中水流,并向软黏膜渗透。渗透的液体在黏膜下层(在弹性纤维的替代层)聚集,从而产生液体缓冲层。

[0006] 根据现有技术,对于这种类型的选择性组织分离,会采用高水流量、高速的液体喷射流。由于几何原理,会在喷嘴出口处产生一个喷嘴直径大的喷水喷射流。

[0007] 上述现有技术存在的问题在于,在这种内镜黏膜下层分离期间,使用喷水流会发生固有肌层(下面简称为“肌层”)穿孔,这会导致危险的内出血,妨碍外科医生的观察,所以必须对手术场所进行冲洗。这需要将器械从手术台上移开,从而导致对病人的进一步拖延和危险。

### 发明内容

[0008] 本发明的目的是提供一个水喷式手术器械,便于进行组织切除尤其是降低肌层穿孔和内出血的风险。这个目标可以通过如权利要求 1 所述的水喷式手术器械来解决。

[0009] 特别的,这个目标是通过水喷式手术器械实现的,包括一条提供切削液的供给线,一个通过预定的扩展角度或者一个预定的注射力使液体喷射流成形并排出的排放喷嘴。而且,相对于喷射喷嘴而言,会提供和安装一个喷射成型设备,使得液体喷射流可以根据扩展角度和/或注射力通过喷射成型设备进行调整。

[0010] 本发明的关键特征在于,由于不断改变液体喷射流的扩展角度和/或注射力,使得水喷式手术器械可以适用于特别的组织。采用这种方式,比如食道、胃、结肠和直肠中不同的组织厚度,可以考虑通过调整液体喷射流的压力以适应各自的组织。扩展角度的改变具有进一步的优势,在一个内镜黏膜下层剥离的最开始,使用染色介质比如亚甲蓝或者类似的,就可以看到要切除的肿瘤区域。

[0011] 更好的一点是,可以通过改变喷射成型设备相对于喷射喷嘴的位置,来调整扩展角度和 / 或注射力,因此可以保证扩展角度和 / 或注射力的调整特别简单。

[0012] 在更进一步的实施例中,喷射成型设备是安装在易于变型的护套管中。与这种设计类型相关的构建成本相当低。

[0013] 水喷式手术器械的喷射成型设备尤其包括一个漩涡元件,可以为液体喷射流添加一个扭曲水流因此以扩展上述的喷射和 / 或降低注射力。采用这种方法,可以轻松调整液体喷射流的扩展角度和 / 或注射力。

[0014] 水喷式手术器械的喷射成型设备尤其包括一个偏转元件,至少可以部分定位投射到液体喷射流上以相应地偏转或者扩展上述喷射和 / 或降低注射力,或者允许通过一个不变的液体喷射流。这种类型的偏转元件特别容易生产出来。

[0015] 喷射成型设备尤其包括一个供气装置和 / 或液料装置,可以往液体喷射流中补充空气或者液体,以偏转和 / 或扩展上述喷射和 / 或降低相应的注射力。这种类型的设计对于避免或者减少喷射成型设备的大型零部件的转移是非常有利的。

[0016] 在一个推荐的实施例中,水喷式手术器械的喷射成型设备包括一个文丘里喷嘴,用于混合气体或者液体。采用这种方法,气体或者液体可以很容易地按照精确的比例进行混合。

[0017] 水喷式手术器械尤其也配置为,可以清洗手术场地和 / 或清洗内窥镜的图像记录装置。采用这种方法,水喷式手术器械的几种功能可以在一种器械中结合,使得手术更容易。

[0018] 水喷式手术器械最好配置为可以插入到一个内窥镜的工作通道中,使得内镜手术成为可能。

[0019] 在一个推荐的实施例中,一个喷嘴间隔器与水喷式手术器械的排放喷嘴相连,用于改变要治疗的组织与排放喷嘴的距离。这也简化了器械的使用。

[0020] 更进一步的实施例在从属权利要求中公开。

## 附图说明

[0021] 下面将参照附图进一步描述本发明的细节和有益效果,其中:

[0022] 图 1 展示了根据本发明的水喷式手术器械的示意图。

[0023] 图 2 展示了在注射液体到黏膜下层之前,图 1 中水喷式手术器械的末端示意图。

[0024] 图 3 展示了在注射液体到黏膜下层期间或之后,图 1 中的水喷式手术器械的图 2 中的末端的示意图。

[0025] 图 4 展示了在第一次调整位置的水喷式手术器械(末端)的发展示意图。

[0026] 图 5 展示了图 4 中第二次调整位置的实施例示意图。

[0027] 图 6 展示了在第一次调整位置中,从图 4 和图 5 的实施例中分离出来的水喷式手术器械(末端)的一个实施例示意图。

[0028] 图 7 展示了图 6 中沿线 VII-VII 的液体喷射器的横截面。

[0029] 图 8 展示了图 6 在第二次调整位置的实施例的示意图。

[0030] 图 9 展示了图 8 沿着线 IX-IX 的液体喷射器的横截面。

[0031] 图 10 展示了在第一次调整位置的水喷式手术器械(末端)的一个更进一步实施

例的示意图。

[0032] 图 11 展示了图 10 在第二次调整位置的实施例。

[0033] 图 12 展示了在第一次和第二次调整位置上的水喷式手术器械（末端）的进一步实施例。

[0034] 图 13 展示了水喷式手术器械（末端）的一个进一步实施例的示意图。

[0035] 图 14 展示了水喷式手术器械（末端）的一个进一步实施例的示意图。

[0036] 图 15 展示了在图 14 中在沿线 XV-XV 液体喷射器的横截面。

[0037] 图 16 展示了水喷式手术器械（末端）的一个进一步的实施例。

[0038] 图 17 展示了水喷式手术器械的一个进一步的实施例。

[0039] 图 18 展示了在图 17 中沿线 XVIII-XVIII 的液体喷射器（末端）的横截面。

[0040] 图 19 展示了水喷式手术器械（末端）的一个进一步实施例的示意图。

[0041] 图 20 展示了水喷式手术器械（末端）的一个进一步实施例的示意图。

[0042] 图 21 展示了水喷式手术器械（末端）的一个进一步实施例的示意图。

[0043] 图 22- 图 27 展示了水喷式手术器械的喷射喷嘴的实施例。

### 具体实施方式

[0044] 图 1 展示了水喷式手术器械 10, 其中从供给线 22 可以填充切削液到排放喷嘴 11。液体喷射流 2 (参见图 3) 在安装在末端 19 处的排放喷嘴 11 处喷出, 通过喷射成型设备 12 可以调整液体喷射流的扩展角度  $\alpha$  和注射力。在图 1 中示出的喷射成型设备 12 将在图 4-25 中通过更多的实施例展示。

[0045] 喷射成型设备 12 通过调整元件 13 来调整或控制。调整元件 13 包括三个夹取元件 14a、14b、14c, 其中夹取元件 14c 安装在水喷式手术器械 10 的近端。夹取元件 14a、14b 通过横向连接 15 与 14c 相连接, 其中横向连接 15 牢固地连接到轴 16。

[0046] 包含供给线 22 的空心轴 16 在柔性的护套管 17 中被引导, 并且可以在水喷式手术器械 10 的纵向 X 进行移动。轴 16 还包括轴终端件 28, 排放喷嘴 11 安装于该轴终端件。因此, 在下文中, 排放喷嘴 11 总是被认为是轴 16 的组成部分, 并且其不一定要包含喷射成型器械的排放孔。

[0047] 通过对与轴 16 牢固连接的调整元件 13 进行配置, 使得可以将大拇指插入到夹取元件 14c, 同一只手的食指和无名指可以插入到夹取元件 14a 和 14b, 这样, 在将指头展开时, 轴 16 可以在末端 19 的方向上移动, 而在将手指收拢时导致轴 16 在近端 18 的方向上移动。

[0048] 箭头 20 和 21 分别表示轴 16 与连接头 15、夹取元件 14a、夹取元件 14b 一起的移动 (箭头 21), 及供给线 22 或排放喷嘴 11 的相关对应移动 (箭头 20)。

[0049] 倘若水喷式手术器械 10 配置为与高频设备结合或者结构化整合, 轴 16 优选包含高频设备的有源效电极。

[0050] 图 2 展示了水喷式手术器械 10 的末端 19, 其中排放喷嘴 11 被按压到组织 1 的粘膜 3 上。图 2 说明了向黏膜下层 4 注射液体之前的组织 1 的条件。排放喷嘴 11 与固有肌层 5 的距离非常小, 从而注射的液体 2 (见图 3)、特别是液体喷射流就能通过各自的组织层, 尤其是粘膜 3、黏膜下层 4 和具有高动能的肌层 (固有) 5。因此, 也会发生肌层 5 穿孔的情

况,这对病人非常有害,也是不期望的。

[0051] 图 3 展示了水喷式手术器械 10 的末端 19,其中,将排放喷嘴 11 轻轻压入粘膜。喷射的液体 2 以角度  $\alpha$  扩散,这样使得喷射的液体 2 撞击肌层 5 的能量密度减少,从而避免了肌层 5 的穿孔。液体以期望的方式注射到粘膜下层 4,不会对病人造成危害。重要的方面是,喷射的液体 2 的角度  $\alpha$  能够适应当前的情况,目的是改变射流冲击肌层的能量密度。例如,对于食道中的组织层的治疗和对胃、结肠或者直肠的治疗,要设置不同的角度  $\alpha$ 。

[0052] 图 4 展示了喷射成型设备 12(仅仅末端 19)的第一个实施例。在这个实施例中,喷射成型设备 12 包含带有唇样突起的弹性元件 24。在图 4 中,采用在末端 19 的方向上推动轴 16 的方式,使得排放喷嘴 11 位于外护套管 17 的外面,在这种情况下,排放喷嘴 11 排放液体喷射流 2。所以在这种情况下,排放喷嘴 11 也包括排放孔。在图 5 中,采用这种方式撤回轴 16,使得排放喷嘴 11 可位于突起 25 之间。

[0053] 所以从排放喷嘴 11 中出现的液体喷射流 2 通过突起 25 的形式相对于喷射器 2 成形或者扩散,突起 25 位于末端 19 和护套管口径 23 的附近。在这种情况下,护套管口径 23 与排放孔的功能相同。当撤回排放喷嘴 11 的时候,喷射扩散变宽,而当排放喷嘴被推出的时候,喷射就会变窄。

[0054] 图 6 和图 8 展示了喷射成型设备 12 的另一个实施例。在图 6 中,轴 16 的位置要使得弹簧元件 26 可以对弹性元件 24 施用压力。排放喷嘴 11 位于护套管 17 的外面,从而可以避免阻碍液体喷射流 2。图 7 更清楚地展示了沿着图 6 中的线 VII-VII 液体喷射流 2 的横截面,图 6 中的排放喷嘴 11 配置为狭长切口(在图 6 未展示)。由于毛细力,喷射的液体会蔓延,并与切口的导向平行,正如图 7 所示。

[0055] 在图 8 中,轴 16 被撤回,弹簧元件 26 松弛。排放喷嘴 11 现在位于弹性元件 24 的内部,从而液体喷射流 2 在水喷式手术器械 10 进口处受阻碍,造成具有图 9 中的横截面、沿着剖面线 IX-IX 的液体喷射流。

[0056] 图 10 和 11 展示了具有喷射成型设备 12 的一个替代实施例的水喷式手术器械 10 的末端 19。喷射成型设备 12 在这里组成了基本的轴端部分 28、护管套 17 和另一个护套 27,排放喷嘴 11 安装在轴端部分 28 上。护套 27 特别用于使柔性护管套 17 成形或者弯曲。

[0057] 在图 10 中,轴端部分 28 与排放喷嘴 11 的一部分被安装在护套管 17 的外面,从而液体喷射流 2 以基本为薄片的形式从水喷式手术器械喷射。

[0058] 在图 11 中,轴端部分 28 被撤回到护管套 17 中,护管套的曲率是由护套 27 授予的。排放喷嘴 11 的喷射影响了护管套 17 的内壁 29,使得相对于图 10 的液体喷射流,出现在护管套 17 中的液体喷射流更扩散。护管套 17 中的液体喷射流 2 的力度取决于排放喷嘴 11 与护管套 23 的距离。这意味着液体喷射流 2 的形状和力度比较容易受影响。

[0059] 图 12 展示了水喷式手术器械 10 的末端 19 的一个特别简的单实施例。从水喷式手术器械 10 喷射水的力度和广度在这里再次纯粹通过轴端部分 28 和排放喷嘴 11 来调整。这一原理在这里再次适用,因为排放喷嘴 11(前面提过,喷嘴是安装在护管套 17 内部的)与护管套口径 23 的距离变大,液体喷射流 2 的力度降低。

[0060] 图 13 展示了一个与图 12 相类似的实施例,除了在这种情况下为轴端部分 28 配置了排放喷嘴 11,使得在液体喷射流在排放喷嘴 11 处出现后,会冲击护管套 17 的内壁 29,因此丧失喷射力。

[0061] 图 14 展示了水喷式手术器械 10 的末端 19 的另一个特殊实施例,其中从前面描述的实施例中的护套管 17 安装在一个额外的空心体 30 内部。护套管 17 从空心体 30 延伸出来,使得排放喷嘴 11 位于空心体 30 的外部。空心体 30 和护套管 17 是 4 个通道 31,其中只有 2 个通道显示在图 14 中,目的是为冲洗手术场地获取高流速的液体。通道 31 可直接用于在切割时提供帮助,例如,在高频手术中去除蒸汽或者烟雾,尤其是也为了防止内窥镜镜头起雾。图 15 展示了沿着图 14 中的 XV-XV 线、通过喷射口的横截面。

[0062] 图 16 展示了水喷式手术器械 10 的末端 19 的另一个实施例。在该实施例中,排放喷嘴 11 安装在护套管 17 的外面。从排放喷头出来的喷射液体是雾状的,并与填充在供给通道 32 中气态介质混合扩散,使得离开护套管孔径 23 的液体喷射流更扩散、力度更弱。作为一种选择,可以使用液态介质替代气态介质来雾化从排放喷嘴 11 出来的液体喷射流 2。

[0063] 图 17 展示了水喷式手术器械 10 的末端 19 的一个进一步的更好的实施例。

[0064] 图 18 展示了沿着图 17 中的 XVIII-XVIII 线、通过液体喷射流口的横截面。在图 17 的实施例中,漩涡元件 38 安装在护套管 17 的内部,确保在液体喷射流 2 上施加强制性的扭转方向。在该实施例中,将漩涡元件 38 配置为内部螺纹。

[0065] 因此,液体喷射流 2 的小液滴对于喷射的平均扩散方向来说,具有一个垂直方向的速度分量。液体喷射流的喷射角度或者力度是可以预设定的,例如通过漩涡元件 38 的精确几何设计或者在使用过程中通过替换漩涡元件进行调整。

[0066] 在这一点上必须要强调的是,图 17 中的内部螺纹的尺寸标注并没有按比例显示。根据期望的范围,可以应用人工技能来适配内部螺纹 38 的尺寸。根据图 17 将内部螺纹 38 放置在接近排放喷嘴 11 处或者将上述螺纹与排放喷嘴 11 进行集成,这些也都是可能的。

[0067] 图 19、20 和 21 展示了弹性元件 24 的拓展。弹性元件 24 可以由泡沫材料、橡胶或者类似的材料制成。在图 19 中,弹性元件 24 是护套管 17 的组成部分,本质上是一起制成的。

[0068] 在图 21 中,相比之下,弹性元件 24 是集成在护套管 17 内的,但配置为一个单独的组件。

[0069] 在图 20 中,设置有圆形或者狭缝状的孔(在图 20 中未显示)的振荡元件 33 负责液体喷射流的蔓延和减弱。

[0070] 密封元件 34 对排放喷嘴 11 进行密封,以保护护套管 17 的内壁。

[0071] 图 22- 图 27 显示了排放喷嘴 11 和护套管孔径 23 的实施例。

[0072] 在图 22 中,作为一个单独喷嘴元件或者作为红宝石(ruby35),排放喷嘴 11 配置为可以产生超细的液体喷射层。

[0073] 在图 23 中,排放喷嘴 11 包括单独安装的薄毛细管 36,用于产生一个超细的液体喷射层。

[0074] 在图 24 中,排放喷嘴 11 包括单独安装的薄钢板孔径 37,用于产生一个超细的液体喷射层。排放喷嘴 11 的内部的毛刺产生了湍流液体喷射流(见图 25)。

[0075] 在图 26 中,排放喷嘴 11 包括作为液体喷射流的排放孔的细缝。由于毛细力,液体喷射流 2 在出口的边缘处受阻碍,并散开。

[0076] 图 27 展示了排放喷嘴 11 包括收缩的毛细管 36 作为液体喷射流 2 的排放孔。由于毛细力,液体喷射流在边缘处变慢,并产生一个湍流液体喷射流。

[0077] 在这一点上需要指明的是,所有上述部分的单独或者任意组合对于本发明都是必不可少的,特别是图中所示的细节。任何修订都是本领域技术人员的常规手段。

[0078] 特别指出,根据本发明的水喷式手术器械 10,既可以作为一个单独组件生产,也可以用作高频手术器械的一部分。在这种情况下,轴 16 也可以同时起高频电机的作用。

[0079] 另外,所描述的水喷式手术器械 10 也可以与氩离子凝固器械结合使用。

[0080] 参考标志:

[0081]  $\alpha$  扩展角度

[0082] X 纵向

[0083] 1 组织

[0084] 2 液体喷射流

[0085] 3 黏膜

[0086] 4 粘膜下层

[0087] 5 肌层

[0088] 10 水喷式手术器械

[0089] 11 排放喷嘴

[0090] 12 喷射成型设备

[0091] 13 调整元件

[0092] 14a-c 夹取元件

[0093] 15 横向连接

[0094] 16 轴

[0095] 17 护管套

[0096] 18 近端

[0097] 19 末端

[0098] 20 箭头

[0099] 21 箭头

[0100] 22 供给线

[0101] 23 护管套孔径

[0102] 24 弹性元件

[0103] 25 突起

[0104] 26 弹簧元件

[0105] 27 护套

[0106] 28 轴端部分

[0107] 29 内壁

[0108] 30 空心体

[0109] 31 通道

[0110] 32 供给通道

[0111] 33 振荡元件

[0112] 34 密封元件

[0113] 35 红宝石

- [0114] 36 毛细管
- [0115] 37 板孔径
- [0116] 38 漩涡元件

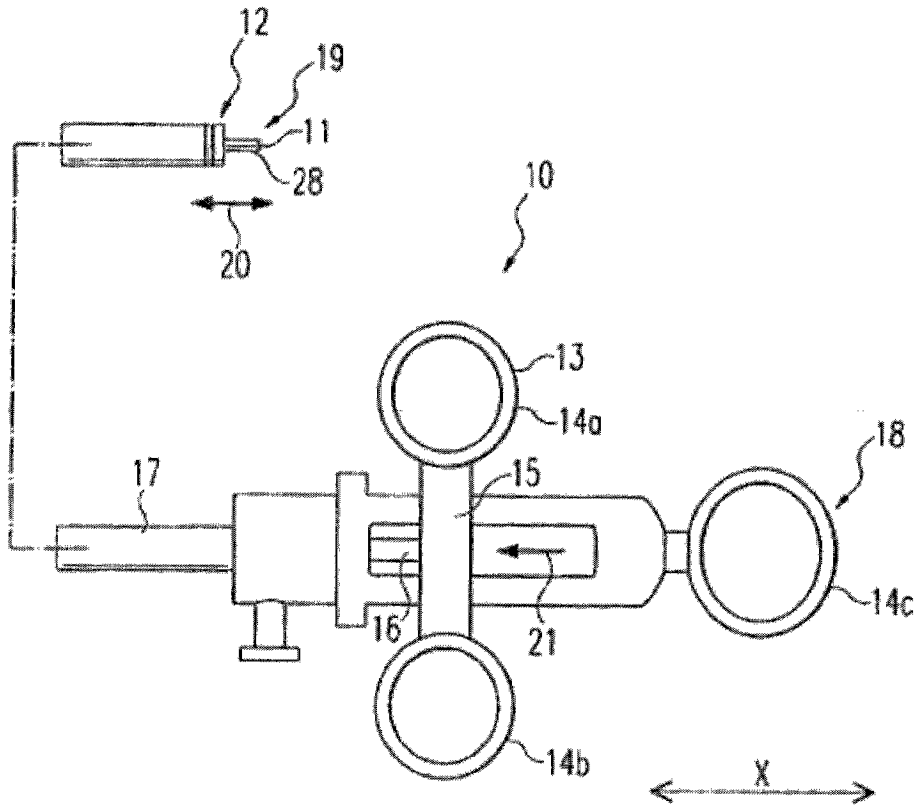


图 1

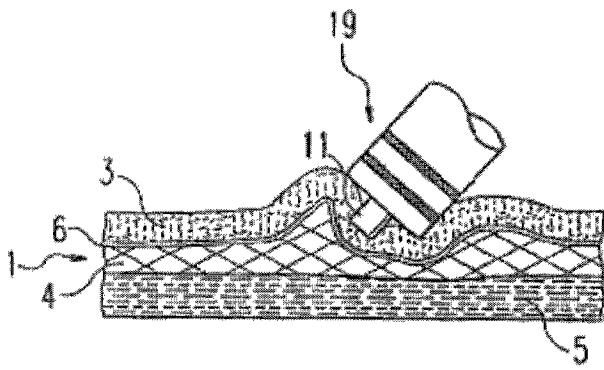


图 2

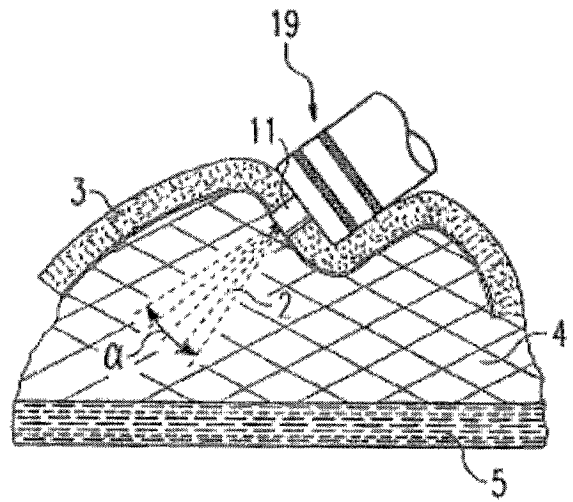


图 3

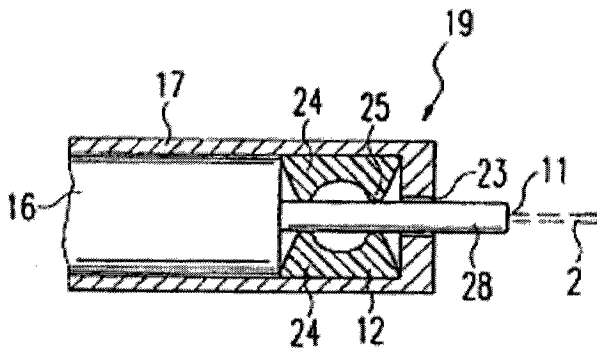


图 4

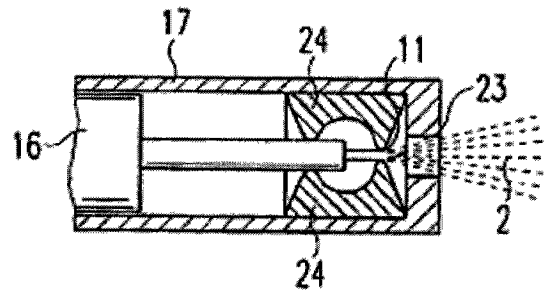


图 5

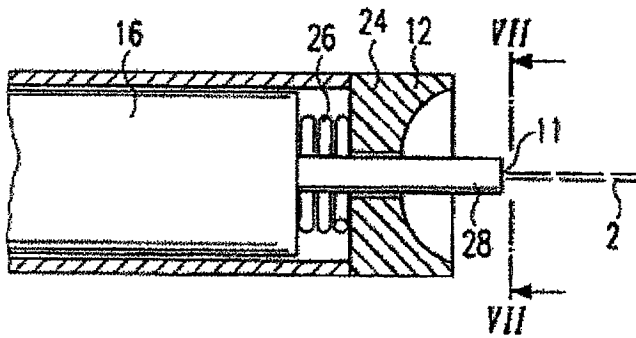


图 6

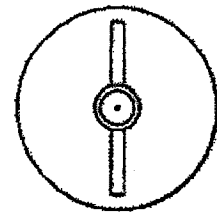


图 7

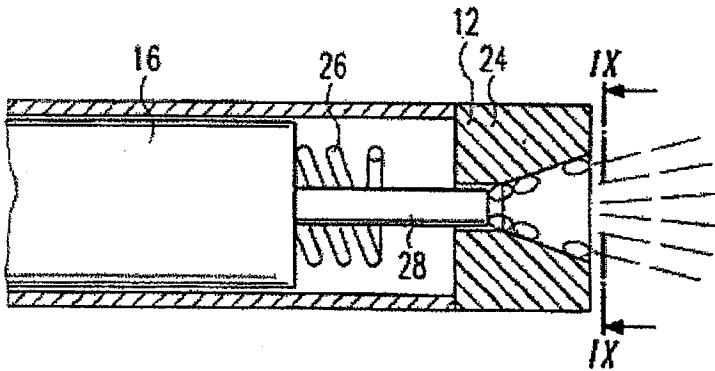


图 8

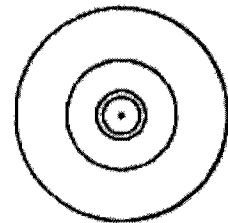


图 9

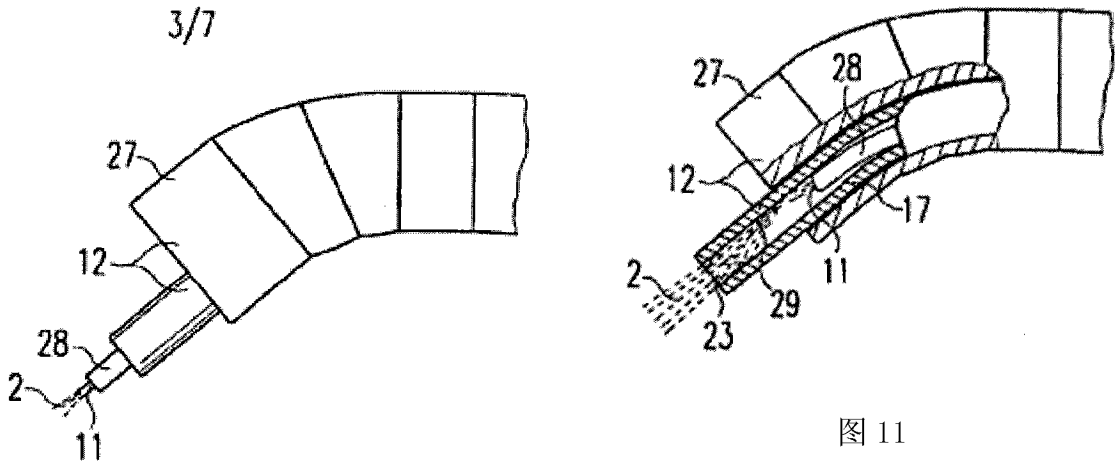


图 10

图 11

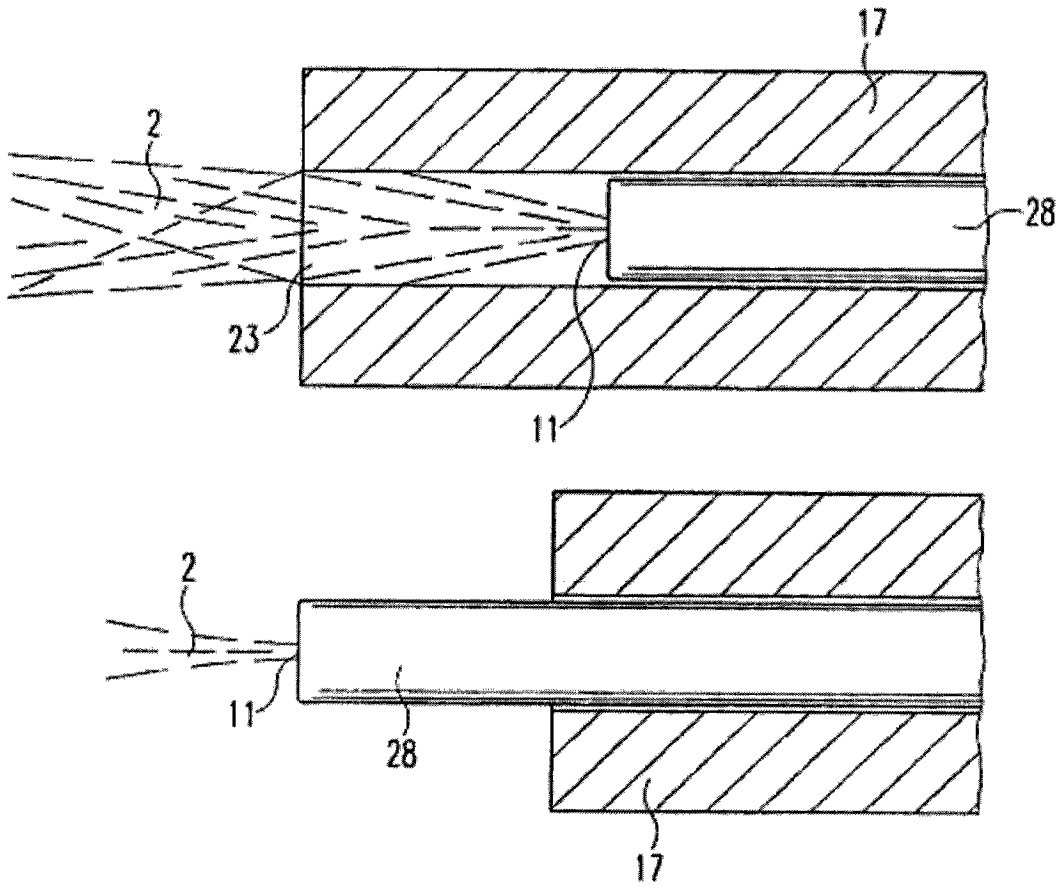


图 12

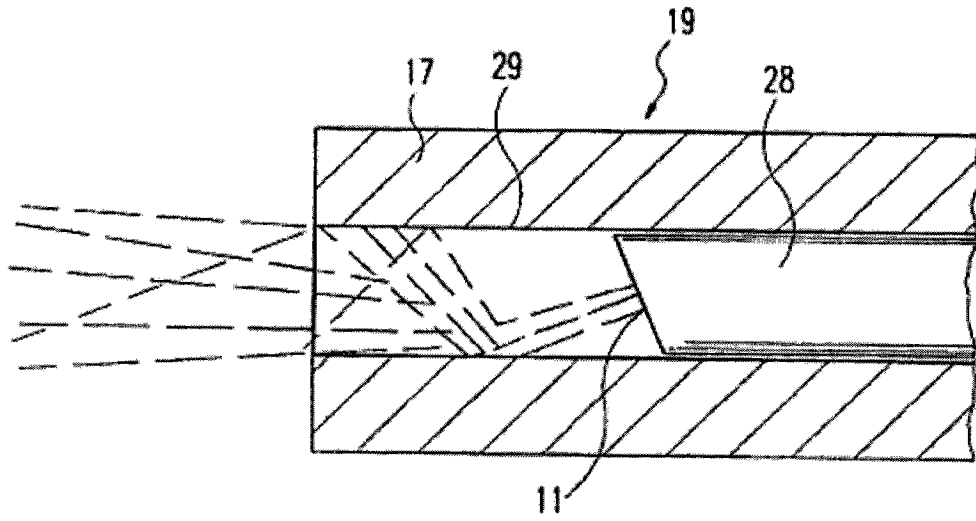


图 13

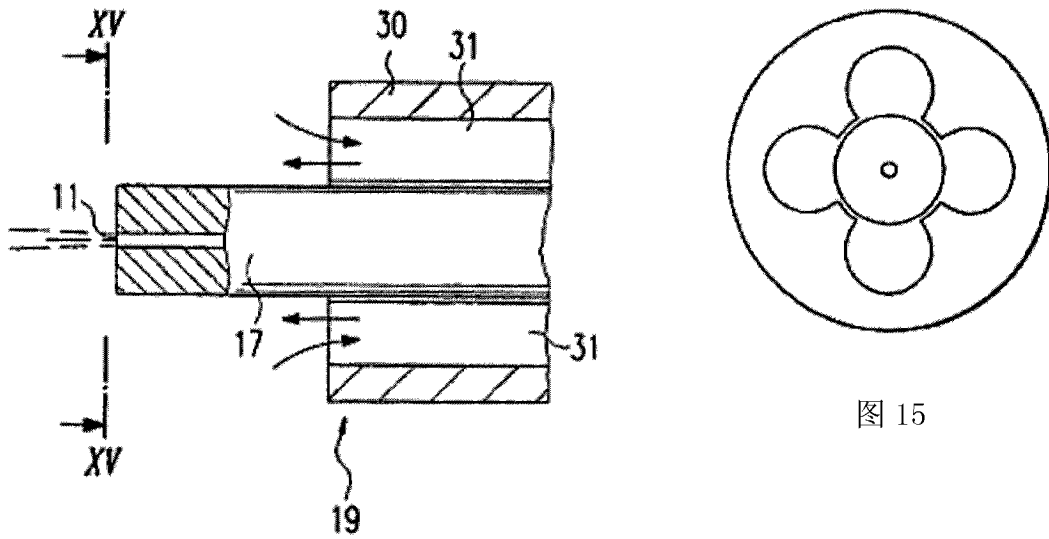


图 14

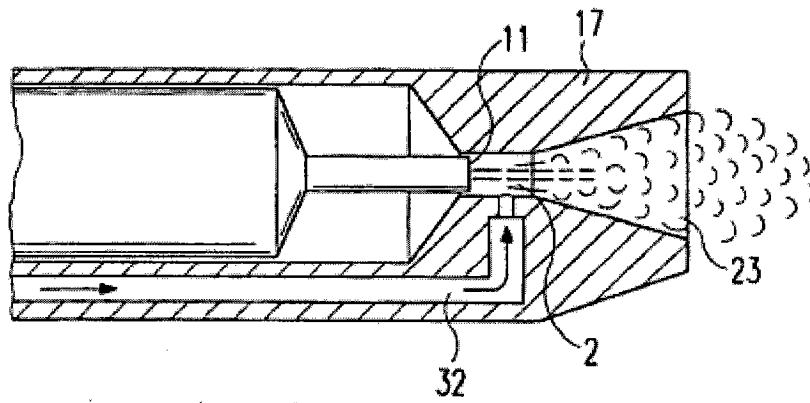


图 16

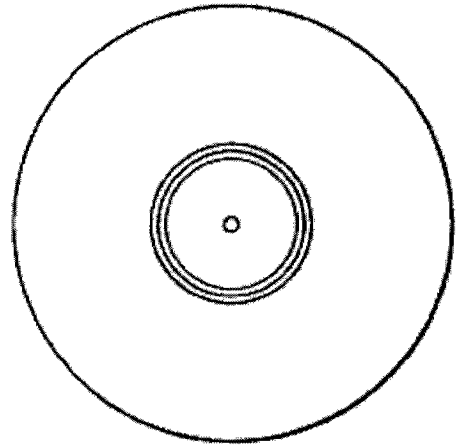
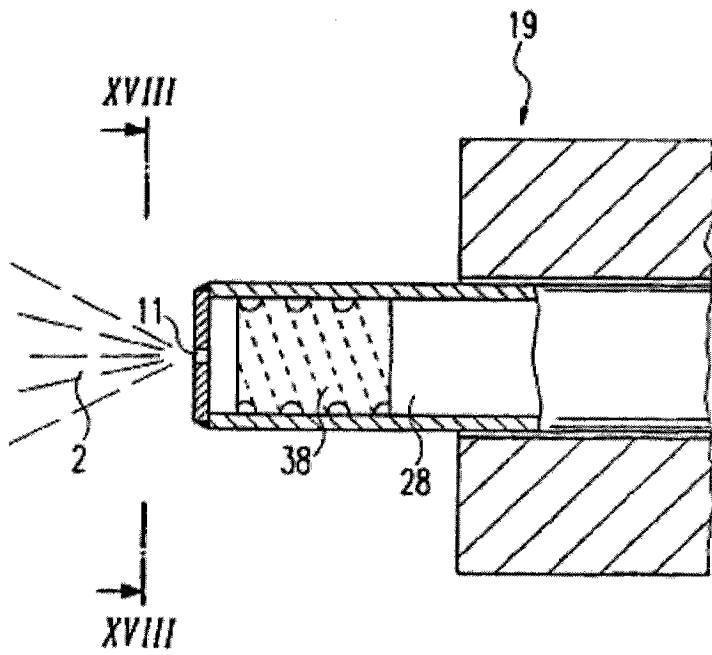


图 18

图 17

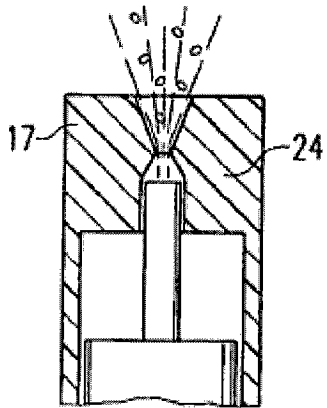


图 19

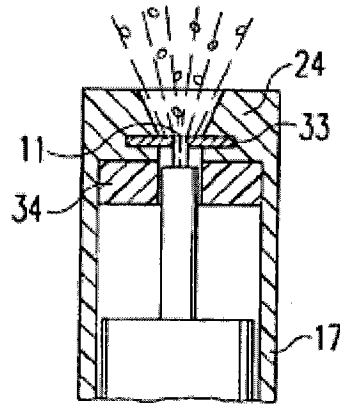


图 20

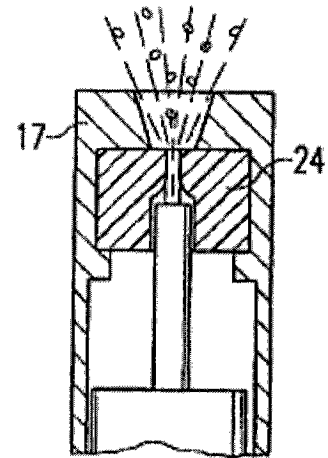


图 21

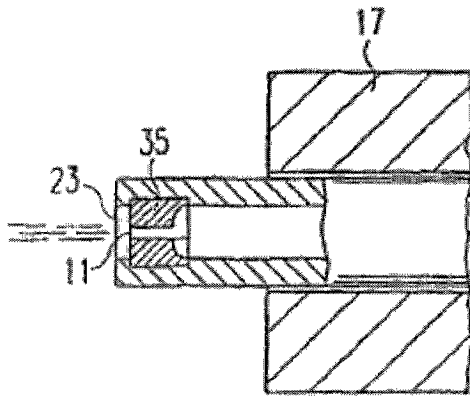


图 22

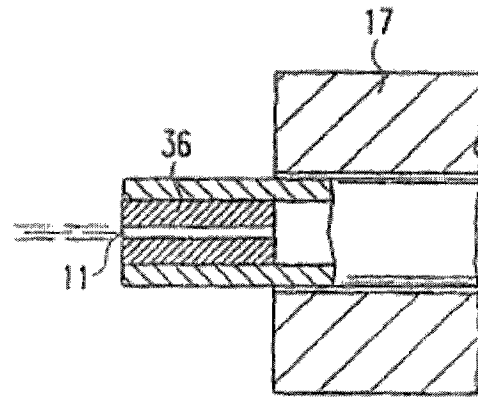


图 23

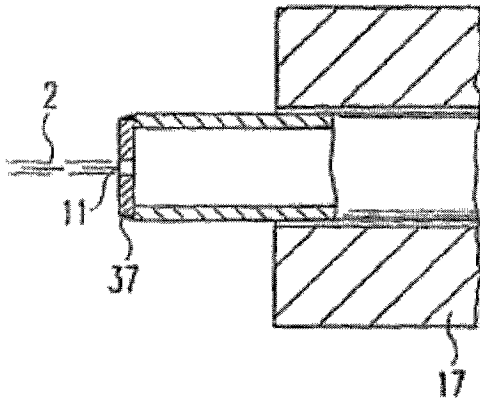


图 24

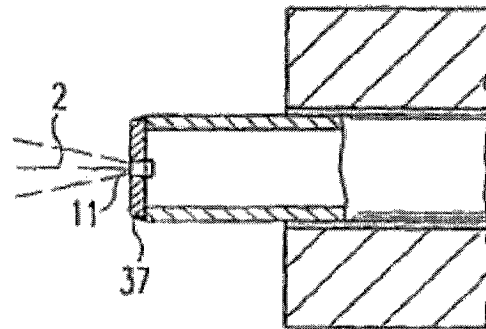


图 25

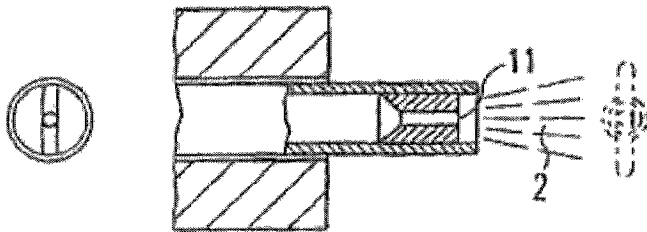


图 26

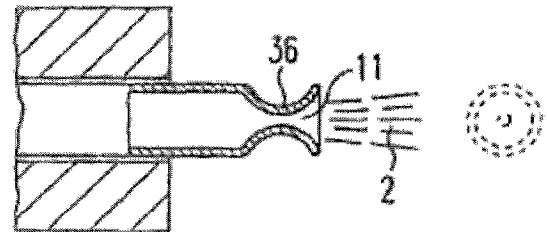


图 27

专利名称(译)	水喷式手术器械		
公开(公告)号	<a href="#">CN101983038B</a>	公开(公告)日	2014-09-17
申请号	CN200980112075.6	申请日	2009-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	厄比电子医学有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	爱尔伯电子医疗设备公司		
当前申请(专利权)人(译)	爱尔伯电子医疗设备公司		
[标]发明人	克劳斯菲舍尔 丹尼尔舍勒 马蒂亚斯福伦达 玛拉希尔兰奇 伊琳娜西格勒 拉尔斯布洛贝尔 马库斯恩德勒		
发明人	克劳斯·菲舍尔 丹尼尔·舍勒 马蒂亚斯·福伦达 玛拉·希尔兰奇 伊琳娜·西格勒 拉尔斯·布洛贝尔 马库斯·恩德勒		
IPC分类号	A61B17/3203		
CPC分类号	A61B2017/00269 A61B2017/00818 A61B17/32037 A61B17/3203 A61B17/3478		
代理人(译)	何文彬		
优先权	102008025233 2008-05-27 DE 102008017066 2008-04-03 DE		
其他公开文献	CN101983038A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及水喷式手术器械(10)，其包括用于供给切削液的供给线，和用于根据预定的扩散角和/或预定的出射力度形成和排放喷射液体的排放喷嘴(11)。喷射成型设备(12)相对于排放喷嘴设置，从而液体喷射流的扩散角和/或注射力度可以通过喷射成型设备调整。

