



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103815947 A

(43) 申请公布日 2014. 05. 28

(21) 申请号 201310561307. 4

(22) 申请日 2013. 10. 10

(30) 优先权数据

12188164. 3 2012. 10. 11 EP

(71) 申请人 厄比电子医学有限责任公司

地址 德国蒂宾根

(72) 发明人 R·屈纳 L·米茨拉夫

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 肖日松 谭祐祥

(51) Int. Cl.

A61B 17/3203(2006. 01)

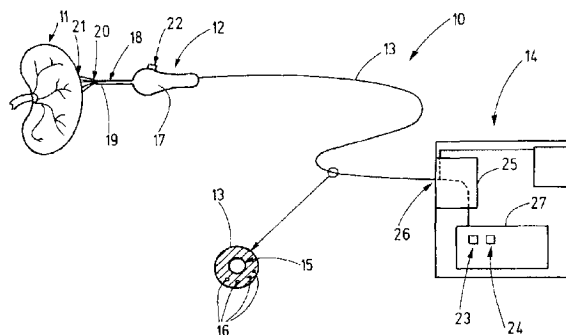
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54) 发明名称

带有可变喷射图案的流体外科器械

(57) 摘要

本发明涉及带有可变喷射图案的流体外科器械。根据本发明,提供了一种流体外科器械,所述器械包括可被施加振动的喷嘴(20)。该基本构思可用于改变在喷嘴运转期间的射流方向,以便产生人工擦拭运动,或者以便仅赋予喷嘴微移动,其将横向脉冲注入流体射流中并因此导致射流图案的变化。可以将这两种效果彼此结合。这样,外科医生可根据命令修正例如通过软件技术可得的不同射流形状,并用同一器械产生这样的形状。这样,外科医生可在不改变器械和喷嘴的情况下实现不同的效果。



1. 一种流体外科器械 (12), 特别是内窥镜器械, 包括:
流体导管 (15), 其延伸穿过载体 (33), 并且加压流体能够被施加至其近端 (26),
喷嘴 (20), 其连接至所述流体导管 (15) 的远端 (19), 以便允许由所述流体导管 (15) 供应至所述喷嘴 (20) 的流体射流 (21) 沿出口方向 (28) 离开,
致动器 (32), 其操作性地与所述喷嘴 (20) 连接, 以便相对于所述载体 (33) 以振荡方式移动所述喷嘴。
2. 根据权利要求 1 所述的器械, 其特征在于, 所述喷嘴 (20) 布置在所述载体 (33) 的远端 (26) 上。
3. 根据权利要求 2 所述的器械, 其特征在于, 所述致动器 (32) 布置在所述喷嘴 (20) 与所述载体 (33) 之间。
4. 根据权利要求 2 所述的器械, 其特征在于, 所述喷嘴 (20) 被弹性地支撑在所述载体 (33) 上。
5. 根据前述权利要求之一所述的器械, 其特征在于, 所述致动器 (32) 布置为围绕关于所述出口方向 (28) 横向取向的至少一个轴线枢转所述喷嘴 (20)、和 / 或沿着平行于所述出口方向 (28) 延伸的轴线移动该喷嘴 (20)。
6. 根据前述权利要求之一所述的器械, 其特征在于, 所述致动器 (32) 布置为围绕关于所述出口方向 (28) 横向取向的至少两个轴线枢转所述喷嘴 (20)、和 / 或沿着平行于所述出口方向 (28) 延伸的一个轴线移动该喷嘴 (20)。
7. 根据前述权利要求之一所述的器械, 其特征在于, 所述致动器 (32) 包括至少一个压电驱动器。
8. 根据前述权利要求之一所述的器械, 其特征在于, 所述致动器 (32) 包括至少一个振动马达。
9. 根据前述权利要求之一所述的器械, 其特征在于, 所述致动器 (32) 连接至控制装置 (27), 以便将由所述控制装置 (27) 产生的触发信号 (U_x 、 U_y) 供应至所述致动器 (32)。
10. 根据权利要求 9 所述的器械, 其特征在于, 所述控制装置 (27) 布置为用于产生周期性触发信号 (U_x 、 U_y)。
11. 根据权利要求 9 或 10 所述的器械, 其特征在于, 所述控制装置 (27) 布置为用于产生至少两个不同的触发信号 (U_x 、 U_y) 并且设置有选择设备 (23、24), 通过所述选择设备 (23、24), 所述控制装置 (27) 能够从产生触发信号 (U_x 、 U_y) 切换至产生另一触发信号 (U'_x 、 U'_y)。
12. 根据权利要求 11 所述的器械, 其特征在于, 第一个所述触发信号 (U_x 、 U_y) 被分配至第一射流图案, 并且第二个所述触发信号 (U'_x 、 U'_y) 被分配至第二射流图案。
13. 根据前述权利要求之一所述的器械, 其特征在于, 所述喷嘴 (20) 连接至电线 (16), 所述电线 (16) 连接至 RF 发生器 (38) 以便向所述喷嘴供应 RF 功率。
14. 根据前述权利要求之一所述的器械, 其特征在于, 用于产生压力脉冲的装置 (25) 位于所述喷嘴 (20) 的上游。
15. 根据前述权利要求之一所述的器械, 其特征在于, 所述致动器 (32) 是能够与所述器械 (12) 分离的单元。

带有可变喷射图案的流体外科器械

技术领域

[0001] 本发明涉及用于组织的外科治疗的流体外科器械。

背景技术

[0002] 在水射流外科手术中,水射流用于切割或冲洗或溶解组织。为此,水射流外科器械用于将从所述器械的远端离开的水射流施加至生物组织。根据所产生射流的动能和形状,有可能实现不同的组织效果。

[0003] 特别地在内窥镜器械中,喷嘴及其出口是非常小的。然而,即使喷嘴中最小的几何形状偏差也可持续地影响期望的射流形状。这样,水射流的形式与喷嘴的几何配置直接相关。因此,提供各种喷嘴形状用于产生不同的射流形状和治疗效果是一个逻辑问题。特别地,在设计为仅用于单用途的单向设备的情形中,制造特定喷嘴所需的频繁努力不是合理的。另外,如果临床医生期望另一射流形状,则喷嘴变化或器械变化是必要的。

[0004] 水射流外科手术的示例可从日本实用新型 JP60-192808 中得知,以及从德国文献 DE3421390、DE3019115 和 DE3715418A1 中得知。这些文献示出了各种喷嘴形状作为附图 30、31、32 中的示例,它们根据需要使用。

[0005] 特别地在实质 (parenchymal) 组织的治疗中,例如在溶解这些组织时,经常期望使诸如血管、神经、结蹄组织等应该维持的结构免遭伤害。关于这点,公知的是例如使用扇形射流,其流体的液滴自身表现出相对较小的能量,使得软组织被溶解,而更硬的组织不被攻击。另一方面,在需要组织切断或组织切割功能时,在该情形中锋利束状射流作用在组织上。

[0006] 为了产生这些不同的射流形状,通常使用不同的喷嘴。这样,临床医生需要改变器械。

发明内容

[0007] 本发明的目的是提供一种构思,据此,组织的流体外科治疗中的各种效果可以以最小的努力实施,并且可最大可能地减少操作时间。

[0008] 该目的通过根据权利要求 1 的流体外科器械来实现:根据本发明的流体外科器械可以是一种可用于开放手术或内窥镜程序的器械。在任何情形中,它包括至少一个流体导管,其供给流体(优选地 NaCl 溶液)至喷嘴。这样,流体导管延伸穿过载体,该载体例如表现为插入用于开放手术的器械中的把柄、或者诸如软管或管的细长元件。软管或管可作为探头被插入穿过内窥镜进入体内或者可自身代表内窥镜。

[0009] 喷嘴布置为可相对于载体运动以便执行振荡运动。这样,布置一个或多个致动器来以特定振荡方式移动喷嘴。这样,喷嘴可在横向于射流方向的一个或两个方向上振荡。另外或备选地,喷嘴可围绕横向于射流方向定位的一个或两个轴线被赋予枢转运动。可以向喷嘴赋予摇摆运动。

[0010] 允许喷嘴移动的致动器自身可作为器械的部分。在该情形中,致动器不可拆卸地

连接至器械。致动器还可以形成与器械分离的单元,所述单元被设计为可拆卸的。致动器单元然后可满足可重复处理单元的需求。

[0011] 每个所述措施允许离开喷嘴的线性射流的射流图案的变化。该图案可表现为线性条形区域、圆形区域、多边形区域、或者圆形的或具有拐角的或为环形的区域。

[0012] 根据喷嘴移动的幅度和频率,可实现至少两种操作模式。

[0013] 在第一模式中,喷嘴在某一角度范围内枢转,该角度范围具有将被射流扫过的区域的大小。这对应于另外由临床医生执行的人工震颤或擦拭运动,以便执行例如大面积的组织切除 (ablation)。

[0014] 在第二模式中,喷嘴在某一角度范围内枢转或在横向方向上线性移动,该范围明显小于将被射流扫过的区域。这样,除了在射流方向上定向的脉冲,喷嘴还足够快地用于将由振荡横向脉冲叠加的射流。与出口方向上定向的纵向脉冲一起,射流形状由横向脉冲的频率和大小决定。这样,一个或相同的喷嘴可用于实现不同的射流形状,例如,在喷嘴非振荡时为平直切割射流,在喷嘴线性振荡或在横向方向上枢转时为扇形射流,在喷嘴被赋予振荡循环运动时为锥形空心射流,以及在喷嘴被赋予交替大小的脉冲并通过横向方向上作用的致动器的合适触发信号在横向方向上作用时为锥形实心射流。

[0015] 在第一模式中,喷嘴以低频率和高振幅振荡。在第二模式中,喷嘴以高频率和低振幅振荡。第一和第二模式的混合形式可处于中间频率和中间振幅。还可以叠加第一和第二模式。其中一个示例是在喷嘴用于产生枢转扇形射流时。可以叠加第一和第二模式的所有其他前述形状。

[0016] 延伸穿过流体导体的载体可以是所提及的把柄、或刚性管、或还可以是表现一定柔性的软管,其例如被插入穿过内窥镜至体腔中。喷嘴布置在该载体的远端上。至少一个致动器在载体与喷嘴之间有效,使得喷嘴可以以受控方式相对于该载体移动。为此,喷嘴被弹性地支撑,例如通过载体弹性地支撑。致动器自身可充当支撑件。

[0017] 设置用于喷嘴振荡运动的致动器可以是压电致动器、振动马达等。通过它们,可以叠加由临床医生通过微运动或微振动触发的水射流的运动。因此,通过柱形孔给出的喷嘴的同一几何配置例如可用于根据需要几乎自由地产生或“形成”所施加水射流的不同形状。

[0018] 作为本发明的结果,可以利用同一喷嘴产生最大变化的射流形状。消除了射流形状与喷嘴几何配置的其他现有固定关系。还可以产生与利用简单喷嘴相比更加复杂的射流形状,简单喷嘴仅适用于产生切割射流,即带有高动能的薄层流射流。这样,随着在手术期间不同的射流形状变得必需时外科手术所需的时间减少,提供外科器械所需的费用和努力减少。特别地,本发明在使用单向器械时是合适的,所述器械的射流形状仅仅通过另外施加至致动器的激励信号来限定,除了所施加的流体压力之外。

[0019] 使用最简单几何形状喷嘴配置的可能性允许即使是难以加工的材料(例如抗高温材料,如钨)的非常小的喷嘴设计。这样,喷嘴不仅可用作流体外科部件,而且同时可用于电外科应用的电极。这也有助于手术时间的缩短和外科治疗质量的改进。

[0020] 该器械优选地与用于致动器的控制设备关联,以便合适地为致动器供给触发信号,该触发信号优选地通过选择设备来切换,以便实现不同的治疗效果,其中形成各种射流图案。控制装置可以是供应医疗设备的一部分。备选地,控制设备可建在器械中。

[0021] 在最简单情形中,喷嘴可通过致动器被赋予圆形运动,所述运动产生带有不同直

径的柱形或锥形射流。严格地平移振动、优选地垂直于流动方向（或者还以另一角度定向）的平移振动可产生区域覆盖、扇形射流。

[0022] 可以向另一合适探头或施用器上的远侧布置喷嘴或器械远侧段赋予振动，从而产生期望的射流形状，或者还可以向器械自身的长轴杆部或还有把柄赋予振动，在该情形中，轴杆将振动传至远侧段。还可以结合这两种措施。

[0023] 选择设备可设置用于期望射流形状的调节，所述选择设备包括一个或多个控制元件。一个或多个这样的控制元件可直接布置在外科器械的把柄上或提供加压流体的供应医疗设备上，例如在脚踏开关上。

[0024] 优选地，各种射流形状或操作模式与由存储在存储器中并在需要时可取回的数据限定的对应触发信号相关联。这样的预定程序或数据便于该用途。然而，还可例如在限度内以自由选择方式提供触发信号的频率振幅和曲线形状，使得临床医生可根据需要调节射流形状，而不必局限于预定射流形状。例如，喷嘴的高振荡频率可将硬射流转换为扇形射流，其在喷嘴近距离范围内具有与线性射流（即硬射流）相同的效果，即相同组织效果，且因此具有切割效果。然而，由于随着距喷嘴距离增加而发生动能的损失，所述射流随着增加的喷嘴距离而变得更软，由此，它可容易被组织和更深组织层吸收，并因此将不再引起任何穿孔或至少提供更大的安全性来对抗穿孔。

[0025] 喷嘴的振荡还可用于将擦拭运动叠加在射流上。例如，这可通过水射流来便于冲洗实质结构，以便暴露血管、神经和肿瘤。这样，水射流不会作用得太深并因此不会对深层不可视组织结构引起任何破坏。通常手动执行的擦拭运动可如上所述通过使喷嘴振荡来进行。这样，产生人工震颤，如前所述。理想地，实际把柄以如下方式从应用部分机械分离：破坏性振动不会传递至使用者，即外科医生。再者，喷嘴的这些横向移动的强度、形状和方向可在供应设备和 / 或器械上或在诸如底座的另一控制部分上调节。

[0026] 为了产生特定射流形状，可将优选地表现出较低频率但较大振幅的喷嘴的扫掠运动与优选地表现出更高频率的喷嘴的振荡运动相结合。为此，可使用一个或多个致动器。

[0027] 如上所述，流体外科器械适于温和的实质溶解、用于肿瘤的暴露以及用于必须治疗大面积情形中伤口愈合功能失调的治疗。射流形状控制和扫掠运动控制的结合使得大面积组织区域的一致治疗成为可能，并且对比必须手动引导的层状射流，显著促进了手术性能。

[0028] 另外，水射流可为脉冲式的。这可通过在流体通道或流体导管中引入压力振荡来实现。压力振荡可在流体通道的近端上产生。然而，优选地，它们可通过例如喷嘴附近远端上的压电元件来产生，使得切割介质的各个液滴以非常高的动能冲击组织。这样，可以使用少量的流体来实现组织上相对较大的切除效果或强效果。另外，例如，充当阀的一个或多个致动器可设置在喷嘴上，以便有效地中断流体射流并因此影响组织效果。

[0029] 特别地在内窥镜应用中，载体可包括另外的元件，诸如光电导体、透镜系统、RF 外科装置，例如至少一个电极和至少一根电线、排出通道等。

附图说明

[0030] 本发明的有利实施例的额外细节可从说明书和附图中得知。它们示出为：

[0031] 图 1 是每个呈极其图形化表示的器官治疗中的外科器械以及用于开放外科治疗

的供应设备；

[0032] 图 2 和 3 是呈图形化基本表示的图 1 中流体外科器械的示例性实施例；

[0033] 图 4 是呈图形化表示的用于内窥镜外科手术的流体外科器械；

[0034] 图 5 是呈图形化纵截面表示的用于腹腔镜用途的流体外科器械的示例性实施例；

[0035] 图 6 是呈图形化纵截面表示的图 5 中的器械的修改实施例；

[0036] 图 7 是图形化前视图中的图 6 中的器械；

[0037] 图 8 是用于图 7 中器械的致动器的触发信号,用于产生锥形实心射流;以及

[0038] 图 9 是作为曲线图的实心锥体产生期间的射流的横向脉冲的大小和取向。

[0039] 附图标记：

[0040] 10 系统

[0041] 11 构件

[0042] 12 器械

[0043] 13 线

[0044] 14 设备

[0045] 15 流体通道、流体导管

[0046] 16 线

[0047] 17 把柄

[0048] 18 施用器

[0049] 19 远端

[0050] 20 喷嘴

[0051] 21 射流

[0052] 22 控制元件

[0053] 23、24 控制元件 / 选择设备

[0054] 25 装置

[0055] 26 线 13 的近端

[0056] 27 控制装置

[0057] 28-30 点划线 - 纵向方向

[0058] 31 可枢转连接

[0059] 32 致动器 32a-32d

[0060] 33 载体

[0061] 34 波纹管

[0062] 35 内窥镜

[0063] 36 管状轴杆

[0064] 37 软管

[0065] 38 发生器

具体实施方式

[0066] 用于器官 11 或另一生物组织的流体外科治疗的系统 10 包括流体外科器械 12,其通过线 13 与外科供给设备 14 连接。如图 1 中以截面示出的,线 13 包括至少一个流体导管

或流体通道 15, 其向器械 12 供给加压流体, 例如水 (NaCl 溶液)。另外, 该线优选地包括至少一根或数根电线 16, 它们彼此绝缘且布置为从设备 14 传递电功率至器械 12。所述设备还包括从所述设备的把柄 17 延伸的施用器 18, 在该情形中, 喷嘴 20 设置在所述施用器的远端 19 上。该喷嘴允许流体射流 19 离开, 所述射流在图 1 中显示为扇形射流或锥形射流的示例性形式。

[0067] 器械 12 包括至少一个控制元件 22, 其可例如影响射流 21 的形状。控制元件 22 可布置在把柄 17 上, 如图所示。备选地, 器械 12 的激励以及射流 21 的形状和强度还可通过具有脚踏开关形式的控制元件来实现。另外或备选地, 可以在设备 14 上提供一个或多个控制元件 23、24, 所述控制元件适于控制射流 21 的性质, 特别是其形状。为此, 设备 14 包括例如呈泵形式的装置 25, 通过该装置 25, 喷嘴 20 可经由施用器 18 和线 13 (特别是经由流体通道 15) 被供应加压流体。为此, 线 13 的近端 26 连接至装置 25。电线 16 连接至控制装置 27, 通过该控制装置 27 可产生控制脉冲, 所述脉冲经由线 16 到达一个或数个致动器, 所述致动器用于在横向方向上移动喷嘴 20。备选地, 可以直接在器械 12 中布置控制装置且经由线 16 供应电功率。并且可设置 RF 发生器 38 以经由线 16 中的一条向喷嘴和 / 或施用器施加 RF 功率, 用于执行 RF 外科手术。

[0068] 图 2 是包括可动喷嘴 20 的设计的示意图。在该情形中, 喷嘴 20 可移出其中心位置到不同的枢转位置。这样, 整个施用器 18 被枢转, 例如以便实现人工擦拭运动。与施用器 18 的各个枢转位置相关联的各个纵向方向由点划线 28、29、30 表征。枢转角度可相对较大以及例如对应于扫掠扇形。

[0069] 施用器 18 可经由可枢转连接 31 连接至其余流体通道 15。所述连接 31 例如可以是弹性连接等。

[0070] 管状施用器 18 连接至致动器 32, 其布置为分别以横向于纵向方向 28 和 29、30 的振荡运动来移动施用器 18 并因此最终移动喷嘴 20。这样, 致动器 32 由把柄 17 承载, 其在该情形中代表载体 33, 流体通道 15 穿过该载体 33 延伸。致动器 32 的输出横向地作用在施用器 18 上。致动器 32 可以是压电驱动器、磁驱动器、振动马达、带有离心驱动器用于施用器 18 的马达等。

[0071] 虽然图 2 的实施例中的致动器 32 枢转整个施用器 18, 但它还可用于仅枢转施用器 18 的短部分或在横向方向上移动喷嘴 20。图 3 以高度示意方式示出示例性实施例。在该情形中, 施用器 18 在其端部支承喷嘴 20, 该喷嘴 20 到施用器 18 的弹性可枢转联接由波纹管 34 表征。替代波纹管, 还可以使用其他技术上柔性的元件, 例如软管等。

[0072] 为了赋予喷嘴 20 横向振动, 波纹管 34 或其他可动元件可通过一个或多个致动器 32a、32b 来桥接 (在该情形中, 例如横向收缩、压电元件), 由此在每个情形中, 它们端部中的一个连接至喷嘴 20 且另一端连接至施用器 18。再次, 线 16 布置为向致动器 32a、32b 传递触发信号。喷嘴 20 的枢转角度或横向移动路径可显著小于由射流限定的开口角度。

[0073] 器械 12 可配置为如同设计用于内窥镜 35 中的类似方式。如由图 4 示意性示出的, 所述内窥镜包括管状轴杆 36, 器械 12 穿过该轴杆 36 延伸。图 5 示出对应的柔性载体 33, 其配置为这里的柔性管或软管且其包含流体通道 15 和线 16。再者, 喷嘴 20 设置在端部。优选地, 喷嘴 20 设置有柱形孔以便产生层流硬射流。载体 33 与喷嘴 20 之间的连接再次通过致动器装置 32 来实现, 该致动器装置 32 与一个或多个致动器 32a、32b 关联。例如, 它们

可沿纵向操作压电致动器,其例如在相反方向上被控制以便赋予喷嘴 20 枢转微移动或横向移动。

[0074] 图 6 示出器械 12 的另一实施例。该实施例可用作用于图 1 所示开放外科手术的器械 12,并且还可用于图 4 所示的腹腔镜器械。载体 33 例如配置为柔性软管 37 且包含通道 15。软管 37 的远端连接至喷嘴 20。如图 7 所示,后者与数个(例如四个)致动器 32a、32b、32c、32d 关联,它们可赋予喷嘴 20 横向于纵轴的运动。致动器 32a-32d 例如配置为压电元件,由此,相对定位的压电元件 32a 和 32b 或 32c 和 32d 通过合适的触发信号 U_x 和 U_y (U'_x 和 U'_y) 来激励。通过形成已基于频率、波形和相位彼此被调节的合适可用的触发信号 U_x 和 U_y ,可以获得几乎所有期望的射流形状。

[0075] 图 6 示出扇形射流的实施例。在该情形中,仅仅其中两个相对布置的致动器 32a、32b 被以如下方式激励,即喷嘴 20 横向于主出口方向和纵轴 28 振荡。这样,横向振荡可表现相对低的振幅。在这里决定性的是振动的快速性(即,喷嘴在横向方向上的(最大)速度),其决定横向于纵向方向 28 定向的脉冲分量。图 6 示出纵向方向的脉冲分量 P_L 和横向方向的脉冲分量 P_Q 。明显的是,纵向方向的脉冲分量 P_L 基本不变。然而,横向方向的脉冲分量 P_Q 仅仅振荡,即,它是时间的函数。这样,产生的扇形射流具有开口角度 α ,其可通过触发信号的振幅的大小和频率来限定。

[0076] 如果例如通过激励其他致动器对 32c、32d 而将喷嘴 20 导引到圆上,则相应地形成空心锥形射流。还可以在关于其振荡相对彼此偏离 90 度的触发信号 U_x 和 U_y 不具有恒定振幅但设置为被赋予锯齿形调制时,产生实心锥形射流。图 9 示出该结果。横向方向脉冲 P_Q 由循环向量描述,该循环向量具有周期性地从最大值减小至零的长度。

[0077] 用于致动器对 32a、32b 和 / 或 32b、32c 的触发信号 U_x 和 U_y 可通过控制元件 22、23 和 / 或 24 来改变,以便改变射流的形状。例如,附图示出了用于产生射流形状的其他曲线形式 U'_x 和 U'_y 。曲线形式 U'_x 和 U'_y 关于诸如曲线形式、振幅、频率等的各种参数不同于曲线形式 U_x 和 U_y 。这些参数可通过控制元件 23 和 / 或 24 来修正或调节。

[0078] 明显的是,各种信号形式可用于调节各种基本特性。如果偏离正弦形式的波形(矩形振动、锯齿形振动、三角形振动、梯形振动等)被施加至压电元件,则以边缘强调方式运转的扇形射流可包括空心锥形射流,其具有非圆形截面(例如,带有角度强调射流效果或其他性质的正方形截面)。

[0079] 根据本发明,提供了一种流体外科器械,所述器械包括可被施加振动的喷嘴 20。该基本构思可用于改变在喷嘴运转期间的射流方向,以便产生人工擦拭运动,或者以便仅赋予喷嘴微移动,其将横向脉冲注入流体喷射中并因此导致射流图案的变化。可以将这两种效果彼此结合。这样,外科医生可根据命令修正例如通过软件技术可得的不同射流形状,并用同一器械产生该射流形状。这样,外科医生可在不改变器械和喷嘴的情况下实现不同的效果。

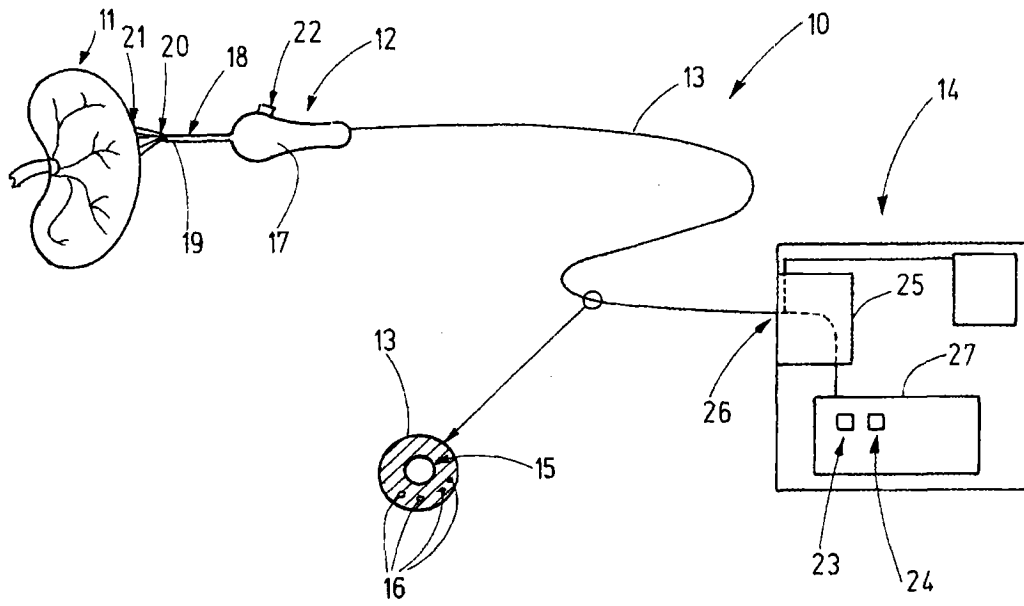


图 1

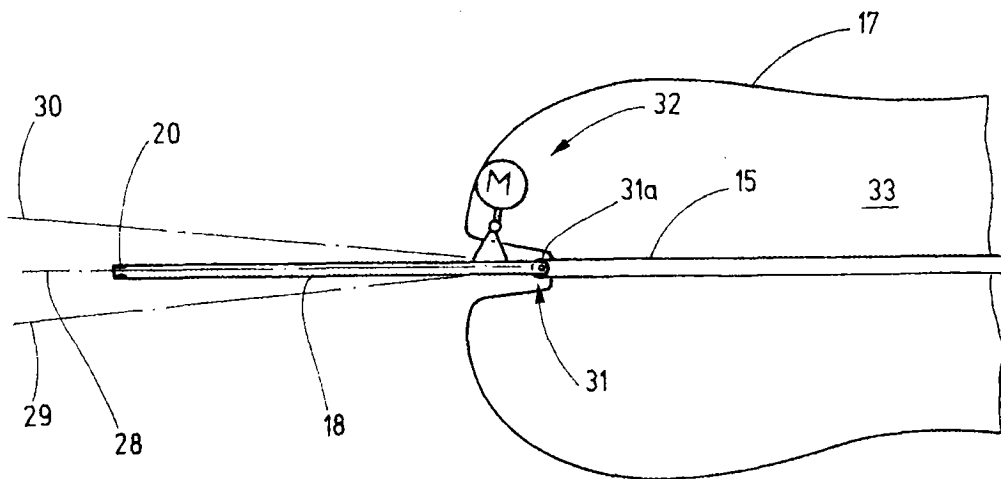


图 2

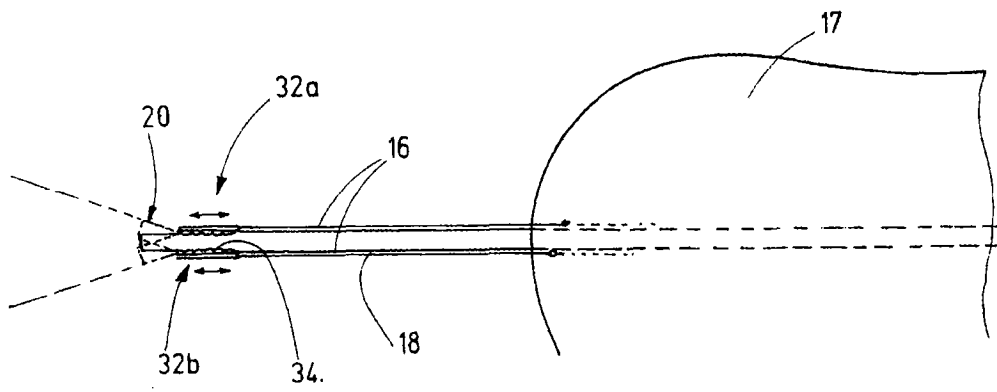


图 3

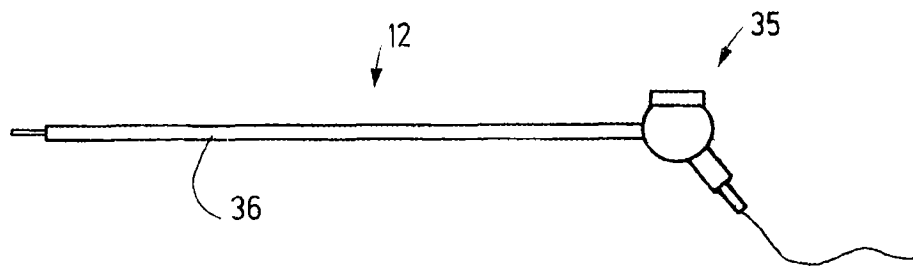


图 4

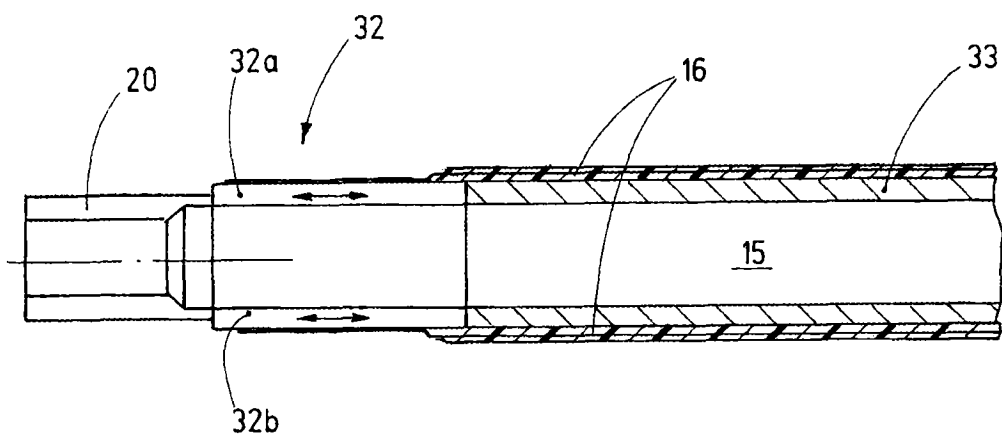


图 5

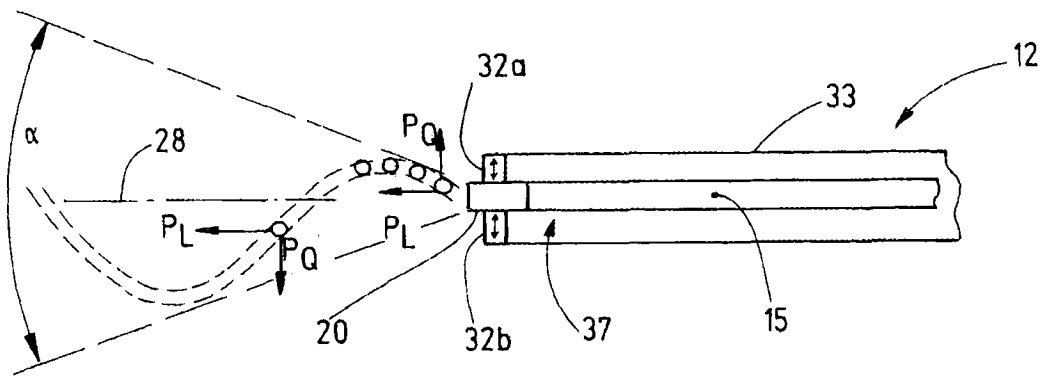


图 6

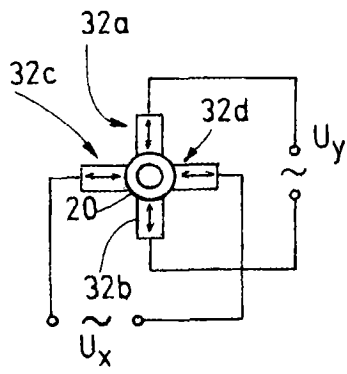


图 7

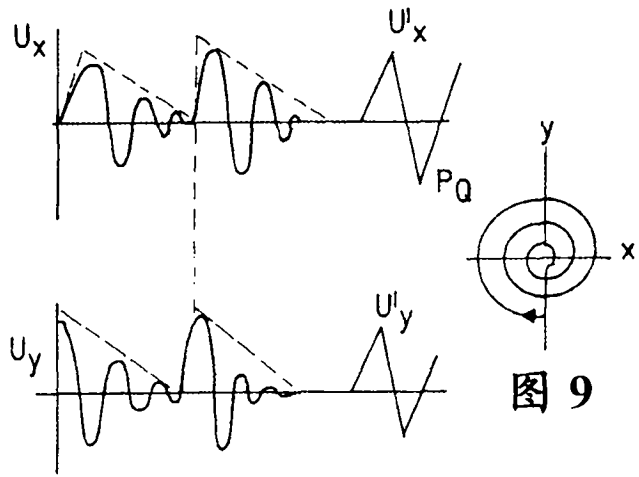


图 8

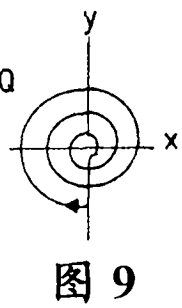


图 9

专利名称(译)	带有可变喷射图案的流体外科器械		
公开(公告)号	CN103815947A	公开(公告)日	2014-05-28
申请号	CN201310561307.4	申请日	2013-10-10
[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)	厄比电子医学有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	厄比电子医学有限责任公司		
[标]发明人	R·屈纳 L·米茨拉夫		
发明人	R·屈纳 L·米茨拉夫		
IPC分类号	A61B17/3203		
CPC分类号	A61B17/32037 A61B17/22012 A61B2017/00075 A61B2017/00154 A61B2017/00402 A61B2017/320069 A61M1/0058 B05B3/14 A61B17/3203 A61B17/320016		
优先权	2012188164 2012-10-11 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及带有可变喷射图案的流体外科器械。根据本发明，提供了一种流体外科器械，所述器械包括可被施加振动的喷嘴(20)。该基本构思可用于改变在喷嘴运转期间的射流方向，以便产生人工擦拭运动，或者以便仅赋予喷嘴微移动，其将横向脉冲注入流体射流中并因此导致射流图案的变化。可以将这两种效果彼此结合。这样，外科医生可根据命令修正例如通过软件技术可得的不同射流形状，并用同一器械产生这样的形状。这样，外科医生可在不改变器械和喷嘴的情况下实现不同的效果。

