(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 119677553 A
(43)申请公布日 2025.03.21

(21)申请号 202380043699.7
(22)申请日 2023.04.07
(30)优先权数据
63/328,599 2022.04.07 US
63/337,997 2022.05.03 US
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2024.11.28
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2023/017949 2023.04.07
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2023/196638 EN 2023.10.12
(71)申请人 流体IQ公司
地址 美国马萨诸塞州
(72)发明人 D·史蒂文森 A·门多萨-加西亚 J·伦迪 B·沃尔什 B·弗洛尔克 C·荣格
(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127
专利代理师 刘爱勤 王小东
(51)Int.Cl.
A61M 16/12(2006.01)
A61M 16/00(2006.01)
A61M 16/06(2006.01)
A61M 16/20(2006.01)

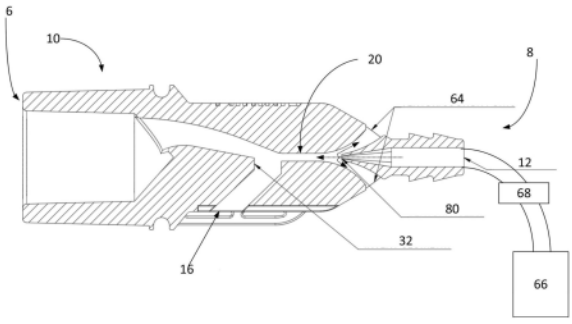
权利要求书4页 说明书14页 附图34页

(54)发明名称

流体阀

(57)摘要

一种用于机械呼吸机的流体装置具有入口，该入口被配置为接收来自加压源的流体。该装置包括具有装置喷嘴轴线、装置喷嘴长度和装置喷嘴宽度的装置喷嘴。该装置包括至少一个端口，该至少一个端口具有通向装置外部的环境的开口。所述装置被配置为使得环境流体通过所述端口进入所述装置并且与来自所述入口的源流体混合以限定稀释的流体混合物。该装置进一步被配置为使得稀释的流体混合物进入装置喷嘴。



CN 119677553 A

1.一种流体装置,所述流体装置包括:

入口,所述入口被配置为接收来自加压源的流体;

装置喷嘴,所述装置喷嘴具有装置喷嘴轴线、装置喷嘴长度和装置喷嘴宽度;以及

至少一个端口,所述至少一个端口具有通向所述装置外部的环境的开口,其中,所述装置被配置为使得环境流体通过所述端口进入所述装置并且与来自所述入口的源流体混合以限定稀释的流体混合物,所述装置被配置为使得所述稀释的流体混合物进入所述装置喷嘴。

2.根据权利要求1所述的流体装置,其中,所述入口具有限定了稀释喷嘴轴线的稀释喷嘴。

3.根据权利要求2所述的流体装置,其中,所述装置喷嘴轴线和所述稀释喷嘴轴线基本上平行。

4.根据前述权利要求中的任一项所述的流体装置,所述流体装置进一步包括多个端口。

5.根据前述权利要求中的任一项所述的流体装置,所述流体装置进一步包括用于各个端口的封闭件。

6.根据前述权利要求中的任一项所述的流体装置,其中,所述封闭件能够调节地打开或关闭。

7.根据前述权利要求中的任一项所述的流体装置,其中,所述装置被配置为使得关闭端口使通过所述装置的流体流偏置。

8.根据前述权利要求中的任一项所述的流体装置,其中,离开所述入口的流体朝向所述喷嘴的出口侧偏置。

9.根据前述权利要求中的任一项所述的流体装置,其中,离开所述入口的流体朝向所述喷嘴的排气口侧偏置。

10.根据前述权利要求中的任一项所述的流体装置,其中,PIP和PEEP能够通过关闭和/或打开所述一个或更多个端口来选择性地调节。

11.根据前述权利要求中的任一项所述的流体装置,其中,实现了比流出所述入口的流速更高的通过所述喷嘴的期望流速。

12.根据前述权利要求中的任一项所述的流体装置,其中,所述端口充当安全排气口。

13.根据前述权利要求中的任一项所述的流体装置,其中,所述入口和所述装置喷嘴一体地形成。

14.根据前述权利要求中的任一项所述的流体装置,其中,所述入口和所述装置喷嘴分开形成。

15.根据权利要求14所述的流体装置,其中,所述入口和所述装置喷嘴通过流体管道连接。

16.根据前述权利要求中的任一项所述的流体装置,其中,喷嘴端口与所述入口是一体的。

17.根据前述权利要求中的任一项所述的流体装置,其中,所述稀释喷嘴直径从近端到远端变窄。

18.根据前述权利要求中的任一项所述的系统,其中,所述稀释喷嘴是稀释连接器的一

部分。

19.根据前述权利要求中的任一项所述的流体装置,所述流体装置进一步包括:

过渡表面,所述过渡表面为通向出口的患者流体路径的一部分,所述出口联接到患者;

阶梯状表面,所述阶梯状表面为通向排气口的第二流体路径的一部分;

分流器,所述分流器将第一流体路径和所述第二流体路径分开,所述分流器相对于所述喷嘴轴线不对称,

其中,所述入口、所述喷嘴和所述出口共享共面的流体路径。

20.根据前述权利要求中的任一项所述的流体装置,所述流体装置进一步包括远离所述入口的流体膨胀区。

21.一种机械通气方法,所述方法包括以下步骤:

将流体阀联接在患者的呼吸回路与加压源之间,所述流体阀具有:

入口,所述入口被配置为接收来自加压源的流体,

装置喷嘴,所述装置喷嘴具有装置喷嘴轴线、装置喷嘴长度和装置喷嘴宽度;以及

至少一个端口,所述至少一个端口具有通向所述装置外部的环境的开口,其中,所述装置被配置为使得环境流体通过所述端口进入所述装置并且与来自所述入口的源流体混合以限定稀释的流体混合物,所述装置被配置为使得所述稀释的流体混合物进入所述装置喷嘴,

过渡表面,所述过渡表面为通向出口的患者流体路径的一部分,所述出口联接到患者,

阶梯状表面,所述阶梯状表面为通向排气口的第二流体路径的一部分,

分流器,所述分流器将第一流体路径和所述第二流体路径分开,所述分流器相对于所述喷嘴轴线不对称,

其中,所述入口、所述喷嘴和所述出口共享共面的流体路径;

向所述阀的所述入口提供空气流;

使从所述出口流出的空气流向所述患者,在患者回路中实现从所述阀流出的空气流产生介于约18cmH20至30cmH20之间的目标PIP;

在达到所述目标PIP之后,使空气从所述排气口流出,直到在所述患者回路中实现约6cmH20至14cmH20之间的PEEP,其中,使空气从所述出口流出的步骤和使空气从所述排气口流出的步骤限定了约每分钟10次呼吸至约每分钟30次呼吸之间的呼吸频率。

22.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,流体膨胀区使流动呈湍流。

23.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,从所述装置输送到所述患者的潮气量在约200ml至500ml之间。

24.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,所述装置包括多个排气口。

25.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,通向所述出口的所述过渡表面具有曲率半径。

26.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,所述过渡表面是阶梯状的。

27.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,所述过渡表面是平坦的。

28.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,所述装置被配置为分离器将流体流朝向所述出口偏置。

29.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,通向所述排气口的所述表面是台

阶。

30.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,通向所述排气口的流体流动通路与通向所述出口的流体流动通路不对称。

31.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,所述装置被配置为提供在约1.5至2.0之间的IE比率。

32.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,所述装置接收压力在约3psi至约5psi之间的空气输入。

33.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,所述装置的流体流动通路具有矩形横截面。

34.根据前述权利要求中的任一项权利要求,进一步包括使用一个或更多个稀释端口来稀释来自流体源的空气。

35.根据前述权利要求中的任一项权利要求,进一步包括将空气从所述一个或更多个稀释端口排出到环境中。

36.根据前述权利要求中的任一项权利要求,进一步包括具有稀释部分的稀释连接器,所述稀释连接器使用流体管道与所述装置联接。

37.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,所述稀释的流体流向患者出口。

38.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,所述流体装置被配置为使流体流在所述患者出口与所述排气口之间振荡。

39.根据前述权利要求中的任一项权利要求,进一步包括喷嘴切换器,所述喷嘴切换器被配置为使所述装置在第一配置与第二配置之间转换,在所述第一配置中,所述装置喷嘴与所述端口流体地联接,在所述第二配置中,所述装置喷嘴与所述端口流体地联接。

40.根据权利要求39所述的装置,其中,所述喷嘴切换器通过旋转过渡特征而从所述第一配置转换到所述第二配置,其中,所述旋转为45度或更小。

41.根据权利要求40所述的装置,其中,所述切换器的旋转轴线偏离所述装置的中心轴线。

42.根据权利要求40所述的装置,其中,所述第一配置包含将所述装置喷嘴与具有通向所述端口的开口的通气通道流体地联接。

43.根据权利要求40所述的装置,其中,所述第二配置包括将所述装置喷嘴与具有用于所述端口的阻挡元件的通道流体地联接。

44.一种用于机械呼吸机的流体阀,所述阀包括:

入口,所述入口被配置为接收来自加压源的流体;

远离所述入口的流体膨胀区,所述流体膨胀区通向具有喷嘴轴线、喷嘴长度和喷嘴宽度的喷嘴;

过渡表面,所述过渡表面为通向出口的患者流体路径的一部分,所述出口联接到患者;

阶梯状表面,所述阶梯状表面为通向排气口的第二流体路径的一部分;

分流器,所述分流器将第一流体路径和所述第二流体路径分开,所述分流器相对于所述喷嘴轴线不对称,

其中,所述入口、所述喷嘴和所述出口共享共面的流体路径。

45.一种机械通气方法,所述方法包括以下步骤:

将流体阀联接在患者的呼吸回路与加压源之间,所述流体阀具有:

入口,所述入口被配置为接收来自加压源的流体,

远离所述入口的流体膨胀区,所述流体膨胀区通向具有喷嘴轴线、喷嘴长度和喷嘴宽度的喷嘴,

过渡表面,所述过渡表面为通向出口的患者流体路径的一部分,所述出口联接到患者,

阶梯状表面,所述阶梯状表面为通向排气口的第二流体路径的一部分,

分流器,所述分流器将第一流体路径和所述第二流体路径分开,所述分流器相对于所述喷嘴轴线不对称,

其中,所述入口、所述喷嘴和所述出口共享共面的流体路径;

向所述阀的所述入口提供空气流;

使从所述出口流出的空气流向所述患者,在患者回路中实现从所述阀流出的空气流产生介于约18cmH20至30cmH20之间的目标PIP;

在达到所述目标PIP之后,使空气从所述排气口流出,直到在所述患者回路中实现约6cmH20至14cmH20之间的PEEP,其中,使空气从所述出口流出的步骤和使空气从所述排气口流出的步骤限定了约每分钟16次呼吸至约每分钟26次呼吸之间的呼吸频率。

46.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,所述流体膨胀区使流动呈湍流。

47.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,从所述阀输送到所述患者的潮气量在约220ml至465ml之间。

48.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,所述阀包括多个排气口。

49.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,通向所述出口的所述过渡表面具有曲率半径。

50.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,所述过渡表面是阶梯状的。

51.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,所述过渡表面是平坦的。

52.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,所述装置被配置为分离器将流体流朝向所述出口偏置。

53.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,通向所述排气口的所述表面是台阶。

54.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,通向所述排气口的流体流动通路与通向所述出口的流体流动通路不对称。

55.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,所述装置被配置为提供在约1.5至2.0之间的IE比率。

56.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,所述装置接收压力在约3psi至约5psi之间的空气输入。

57.根据前述权利要求中的任一项权利要求,其中,所述阀的流体流动通路具有矩形横截面。

流体阀

[0001] 优先权

[0002] 本专利申请要求于2022年4月7日提交的美国临时专利申请号63/328,599和于2022年5月3日提交的美国临时专利申请号63/337,997的优先权,其公开内容通过引用整体并入本文。

技术领域

[0003] 本发明的例示性实施方式总体上涉及流体阀(fluidic valve),并且更具体地,例示性实施方式涉及使用流体阀的机械通气。

背景技术

[0004] 机械通气可以说是患者重症护理服务的重要组成部分,当机械通气没有正确或安全地部署时,它可能会产生灾难性的影响。应对近来由冠状病毒COVID-19引起的全球大流行的挑战已经表明由于患有危及生命的呼吸衰竭的患者意外激增导致机械呼吸机出现了严重短缺。例如,在美国,对有效的、廉价的和使用简单的呼吸机和复苏器有迫切和巨大的需求。在未来的区域性流行病发作或资源不足的环境中,也可能需要这种呼吸机或复苏器。

发明内容

[0005] 根据本发明的一个实施方式,一种用于机械呼吸机的流体装置具有入口,该入口被配置为接收来自加压源的流体。该阀包括具有装置喷嘴轴线、装置喷嘴长度和装置喷嘴宽度的装置喷嘴。该装置包括至少一个端口,该至少一个端口具有通向装置外部的环境的开口。所述装置被配置为使得环境流体通过所述端口进入所述装置并且与来自所述入口的源流体混合以限定稀释的流体混合物。该装置进一步被配置为使得稀释的流体混合物进入装置喷嘴。

[0006] 在一些实施方式中,流体装置可以包括多个端口。各个端口可以具有封闭件。封闭件可以可调节地打开或关闭。该装置可以被配置为使得关闭端口使通过装置的流体流在特定方向上偏置(bias)。在一些实施方式中,离开入口的流体朝向喷嘴的出口侧偏置。在一些实施方式中,离开入口的流体朝向喷嘴的排气口侧偏置。此外,PIP和PEEP可通过关闭和/或打开一个或更多个端口来选择性地调节。

[0007] 此外,该装置可以实现比通过所述入口的流速更高的通过所述装置喷嘴的期望流速。端口可以允许将装置外部的空气卷入(entrainment)到装置中。卷入的空气可以稀释通过入口来自流体源的空气。端口还可以充当安全排气口(exhaust)。

[0008] 在一些实施方式中,入口和装置喷嘴形成为一体件。另选地,入口和装置喷嘴可以单独形成。入口和装置喷嘴可以经由流体管道连接。喷嘴端口可以与所述入口是一体的。

[0009] 各种实施方式包括具有直径的稀释喷嘴。直径可以从稀释喷嘴的近端到远端变窄。稀释喷嘴可以是与装置分离的稀释连接器的一部分。稀释连接器还可以包括稀释端口。稀释连接器可以使用流体管道与装置联接。环境空气可以用于使用一个或更多个稀释端口

来稀释来自流体源的流体。此外,可以使用一个或更多个稀释端口将空气排放到装置的外部。稀释的流体可以朝向患者出口流动。在各种实施方式中,流体装置被配置为使流体流在患者出口与排气口之间振荡。

[0010] 此外,所述装置可以包括喷嘴切换器,所述喷嘴切换器被配置为使所述装置在第一配置与第二配置之间转换,在所述第一配置中,所述装置喷嘴与所述端口流体地联接,在所述第二配置中,所述装置喷嘴与所述端口流体地联接。喷嘴切换器可以通过旋转或滑动来转换装置。切换器的旋转轴线可以偏离装置的中心轴线。在第一配置中,装置与具有通向端口的开口的通气通道流体地联接。在第二配置中,装置流体地联接到具有用于端口的阻挡元件的通道。

[0011] 在各种实施方式中,流体装置可以包括远离入口的流体膨胀区。流体膨胀区向下渐缩至具有喷嘴轴线、喷嘴长度和喷嘴宽度的喷嘴。过渡表面是通向出口的患者流体路径的一部分。出口直接或间接地与患者联接。该装置还具有阶梯状表面,该阶梯状表面是通向排气口的第二流体路径的一部分。分流器(splitter)将第一流体路径和第二流体路径分开。分流器相对于喷嘴轴线不对称。入口、喷嘴和出口共享共面的流体路径。

[0012] 根据另一实施方式,一种方法向患者提供机械通气。该方法将流体装置联接在患者的呼吸回路和加压源之间。流体装置具有被配置为接收来自加压源的流体的入口。该装置还具有远离入口的流体膨胀区。流体膨胀区通向具有喷嘴轴线、喷嘴长度和喷嘴宽度的喷嘴。过渡表面是通向出口的患者流体路径的一部分。出口被配置为与患者或患者的呼吸回路联接。阶梯状表面是通向排气口的第二流体路径的一部分。分流器将第一流体路径和第二流体路径分开。分流器相对于喷嘴轴线不对称。入口、喷嘴和出口共享共面的流体路径。该方法还将空气流提供到装置的入口中。从所述出口流出的空气流向所述患者。流出装置的空气流在患者回路中产生约18cmH20至30cmH20之间的目标PIP。然后,在达到目标PIP之后,空气流出排气口,直到在患者回路中实现约6cmH20至14cmH20之间的PEEP。使空气从所述出口流出的步骤和使空气从所述排气口流出的步骤限定了每分钟约10次呼吸至每分钟约30次呼吸之间的呼吸频率(respiratory rate)。一些实施方式可以限定每分钟约16次呼吸至每分钟约30次呼吸之间的呼吸频率。因此,在一个或更多个示例中,装置的几何形状可以至少部分地有效地提供PIP、PEEP和呼吸频率。

[0013] 在一些实施方式中,流体膨胀区被配置为使流动呈湍流。从装置输送到患者的潮气量(tidal volume)在约200ml至约500ml之间,或在约220ml至约465ml之间。

[0014] 通向出口的过渡表面可以具有曲率半径。在一些实施方式中,过渡表面是阶梯状的。另选地或另外,过渡表面可以是平坦的。在一些实施方式中,通向排气口的表面可以是阶梯状的。在一些实施方式中,装置可以具有多个排气口。

[0015] 该装置可以被配置为使得分流器将流体流朝向出口偏置。通向排气口的流体流动通路可以与通向出口的流体流动通路不对称。装置的流体流动通路可具有矩形横截面。

[0016] 在一些实施方式中,所述装置被配置为提供介于约1.5至2.0之间的IE比率。该装置可以接收压力在约3psi至约5psi之间的空气输入。各种实施方式可用于控制通气或支持患者通气。

附图说明

[0017] 本领域技术人员应当从下面参考下面立即概括的附图讨论的“具体实施方式”中更充分地理解本发明的各种实施方式的优点。

[0018] 图1A示意性地示出了根据本发明的例示性实施方式的流体装置的外部视图。

[0019] 图1B示意性地示出了图1A的装置围绕装置的纵向轴线旋转90度的剖视图。

[0020] 图1C示意性地示出了图1B中标识的装置的一部分的放大图。

[0021] 图1D示意性地示出了图1B中标识的装置的一部分的放大图。

[0022] 图1E示意性地示出了根据例示性实施方式的具有比例示例的图1A至图1D的装置。

[0023] 图1F示意性地示出了根据例示性实施方式的装置的流体流动通路的内部视图。

[0024] 图2示意性地示出了根据本发明的例示性实施方式的装置。

[0025] 图3示意性地示出了根据本发明的例示性实施方式的通过装置的流体流。

[0026] 图4A示意性地示出了根据本发明的例示性实施方式的装置。

[0027] 图4B示意性地示出了通过图4A的示例性装置实现的气流特性和呼吸参数。

[0028] 图5A示意性地示出了根据本发明的例示性实施方式的装置。

[0029] 图5B示意性地示出了通过图5A的示例性装置实现的气流特性和呼吸参数。

[0030] 图6示意性地示出了使用根据例示性实施方式的装置实现的各种性能参数。

[0031] 图7A至图7C示意性地例示出了根据本发明的例示性实施方式的装置对PIP的影响。

[0032] 图8A至图8B示意性地例示出了根据本发明的例示性实施方式的装置对PEEP的影响。

[0033] 图9示意性地例示出了根据本发明的例示性实施方式的装置对IE比率设置的影响。

[0034] 图10示意性地示出了根据本发明的示例性实施方式的使用该装置时的气道流量和气道压力波形。

[0035] 图11A至图11C示意性地示出了根据本发明的例示性实施方式的装置。

[0036] 图12A至图12C示意性地示出了根据本发明的例示性实施方式的通过装置的入口的偏置空气流的各种配置。

[0037] 图13示意性地示出了根据本发明的例示性实施方式的装置的外部视图。

[0038] 图14示意性地示出了根据例示性实施方式的装置的另选实施方式。

[0039] 图15A至图15C示意性地示出了根据例示性实施方式的图14的稀释连接器。

[0040] 图16示意性地示出了根据例示性实施方式的装置的另选实施方式的截面图。

[0041] 图17示意性地示出了根据例示性实施方式的装置的另选实施方式的截面图。

[0042] 图18A至图18C示意性地示出了根据例示性实施方式的喷嘴切换器的细节。

[0043] 图19示出了使用根据本发明的例示性实施方式的装置的机械通气过程。

具体实施方式

[0044] 在例示性实施方式中,流体装置(也称为流体阀)被配置为向患者提供安全且精确的通气。流体阀可以位于患者呼吸回路与加压气体源和/或机械通气装置之间。在一些实施方式中,流体阀可以集成在呼吸机、复苏器、袋阀面罩等内。另外或另选地,流体阀在患者呼

吸回路与机械通气装置(例如,呼吸机、袋阀面罩)之间接口连接(interface)。流体阀被配置为向患者提供安全且精确的肺保护通气性能特性。该阀包括由入口、喷嘴和出口限定的共面的流体流动路径。阀几何形状被配置为为患者产生期望的PIP、PEEP和RR。在各种实施方式中,阀自动地将患者从吸气转换(也称为振荡)到呼气。另外,阀包括稀释端口,该稀释端口被配置为稀释通过装置朝向患者出口的流体源。下面讨论例示性实施方式的细节。

[0045] 图1A至图1D示意性地示出了根据本发明的例示性实施方式的流体阀10的视图。图1A(右上)示意性地示出了根据本发明的例示性实施方式的流体阀10的外部视图。图1B示意性地示出了图1A的阀10围绕阀10的纵向轴线旋转90度的剖视图。图1C示意性地示出了图1B中标识的阀10的部分L的放大图。图1D示意性地示出了图1B中标识的部分M的放大图。

[0046] 参考图1A和图1B,阀10具有被配置为接收流体(例如,加压氧气)供应的入口12、通向患者的出口14以及排气口16。在使用中,阀10使流体(例如,空气)流从出口14转移到排气口16,反之亦然。如下面将更详细地描述的,各种实施方式被配置为基于期望的患者参数提供精确的转换并且还确保患者安全。

[0047] 参考图1C,流体(即,空气)通过入口12进入流体膨胀区18(也称为动力气泡(power bubble)18)。流体变窄并穿过喷嘴20,喷嘴20通向分流路径22(例如,分叉)。气泡18充当流动稳定器并破坏已经建立的任何边界层。在各种实施方式中,喷嘴20具有基本上均匀的横截面积并且终止于过渡表面24处。在一些实施方式中,喷嘴宽度46在气泡18最大直径的约10%至30%之间。喷嘴20具有影响各种实施方式的性能的喷嘴宽度46和喷嘴长度48。

[0048] 在各种实施方式中,喷嘴20终止于台阶26和过渡表面24,过渡表面24可以是锥形或弯曲表面。另选地,过渡表面24也可以是台阶26(因此喷嘴20之后的两个表面24和26可以是阶梯状的)。台阶26具有给定的台阶偏移28,这可能影响装置10的性能。类似地,过渡表面24可具有特定曲率半径30(例如,特别是在过渡表面24与喷嘴20相交的情况下)。在各种实施方式中,曲率半径30被称为“喷嘴半径30”。

[0049] 分流器32将流体通路34分开,使得流体可以朝向患者出口14或排气口16行进。各种实施方式调节分流器距离36(即,从喷嘴20的端部到分流器32的距离)以实现期望的性能特性。在各种实施方式中,分流器距离36可以是从台阶26到分流器32的近端38的距离。近端38可以限定分离器宽度40。

[0050] 喷嘴20限定了中心喷嘴轴线42,该中心喷嘴轴线42在各种实施方式中可以与阀10的中心纵向轴线44相同。分流器32可以偏置到一侧(例如,分流器32不与喷嘴轴线42对准)。如图1D所示,分流器32的近端38与喷嘴20的纵向轴线42未对准。

[0051] 图2示意性地示出了根据本发明的例示性实施方式的阀10。流体阀10被配置为提供优于现有技术的许多优点,参考图2描述了其许多优点。应当理解,一些阀10可以提供本文列出的各种优点中的一个或更多个。各种实施方式可以包括以下特征和/或优点:

[0052] 如前所述,例示性实施方式不需要装置10的过渡表面24上的特定曲率半径30(也称为喷嘴半径30)。实际上,各种实施方式不需要曲率半径30,并且可以替代地使用平坦的过渡表面24(即,0喷嘴曲率半径30)。在各种实施方式中,可以用各种过渡表面24来实现期望的阀10性能特性。

[0053] 例示性实施方式使分流器32偏离60喷嘴轴线42。发明人知道的现有技术的装置10使喷嘴轴线42与分流器32的中心轴向对准。相比之下,各种实施方式使喷嘴轴线42与分流

器32偏离60(例如,使喷嘴轴线42偏离分流器表面38的中心或完全偏离分流器表面38)。此外,在各种实施方式中,分流器32被配置为使得分叉通路34不均匀。各种实施方式使用偏离分流器32来将流体流朝向患者侧回路21(例如,流体管道、气管内导管和阀10下游的其它流体连接)偏置,这产生某些生理学上期望的特性。

[0054] 图3示意性地示出了根据本发明的例示性实施方式的通过装置10的流体流。因为分流器32(也称为转向器(diverter))不直接位于喷嘴20的前方,所以流体流向患者62的肺。因此,流通过分流器32的位置朝向肺(即,朝向患者62)偏置,而不需要过渡表面24上的特定曲线。此外,相信过渡表面24(其在图3中也是台阶26)有助于朝向患者出口14(例如,朝向肺)偏置流。小台阶26被认为产生小的低压区域,该小的低压区域有助于将流体拉向过渡表面24。

[0055] 返回到图2,各种实施方式还提供非对称流体流动路径34。此外,流体流动路径34具有不同的长度和/或宽度。具有不同尺寸的非对称流体流动路径34提供期望的性能特性。例如,非对称分支有助于实现临床安全的PIP、PEEP、RR和/或IE比率。

[0056] 另外,阀10有利地提供成直线的(in-line)流体流动,使得入口12和/或出口14的流体流动路径34与装置10的主轴线44平行(例如,相同)。在一些实施方式中,喷嘴轴线42与装置10的纵向轴线相同。装置10的纵向轴线也可以穿过入口12。在一些实施方式中,各种部件是共面的(即,它们共享共同的平面)。因此,不需要流来正交地进入装置10,并且装置10的形状因子产生紧凑、简单、流线型的装置10,没有可以抓住和钩住物体的部件。

[0057] 各种实施方式包括远离装置10的入口12的流体膨胀区18。发明人相信,流体膨胀区18有助于引起湍流,这与现有技术的预期相反,增加了性能稳定性。因此,在各种实施方式中,装置10被配置为产生湍流流体流,并且控制湍流流体流。这与旨在减少湍流的其他现有技术的装置10形成对比。

[0058] 各种实施方式被配置为接收在约3psi至约5psi之间的空气输入,并且向患者提供约0cmH20至约40cmH20之间。

[0059] 如图1C中最佳所示,可以调节阀10的各种参数以实现用于治疗患者(例如,人类患者)的特定性能特性。例如,可以调节患者节流阀面积50、通道深度52和喷嘴宽度46以控制PIP用于期望的临床结果。

[0060] 此外,可以调节排气节流阀面积58和/或排气口16支路角度以控制PEEP和IE比率以获得期望的临床结果。特别地,可以调节出口支路54的排气角度和入口支路56的排气角度。

[0061] 图4A示意性地示出了根据本发明的例示性实施方式的流体阀10。图4B示意性地示出了通过图4A的示例性阀10实现的气流特性和呼吸参数的示例。可以看出,过渡表面24可以是平坦的台阶26。另外,如所示的,各种实施方式可以将转向器定位成使得它不与喷嘴轴线42相交。应当理解,所示出的气流特性是示例,并不旨在限制本发明的各种实施方式。

[0062] 图5A示意性地示出了根据本发明的例示性实施方式的流体阀10。图5B示意性地示出了通过图5A的示例性阀10实现的气流特性和呼吸参数的示例。如所示的,各种实施方式可以具有多个排气口16。应当理解,所示出的气流特性是示例,并不旨在限制本发明的各种实施方式。

[0063] 图6示意性地示出了通过例示性实施方式实现的各种性能参数。应当理解,所示的

性能参数是示例,并不旨在限制本发明的各种实施方式。

[0064] 图7A至图9用于讨论阀10的各种实施方式对呼吸设置的影响。本领域技术人员理解这些术语。然而,提供图7A至图9来描述发明人的关于阀10如何影响这些呼吸设置的信念。此外,图7A至图9可以示出示例性值,诸如20LPM,该示例性值不旨在限制各种实施方式,而是为了示例而替代地示出。

[0065] 图7A至图7C示意性地例示出了根据本发明的例示性实施方式的阀10对PIP的影响。通常,PIP(峰值吸气压力)被很好地限定并且与喷嘴20的横截面积(喷嘴宽度46x通路深度)和原动(motive)流速相关。在该示例中,图7A至图7C示出了进入入口12的流速(例如,20LPM)。应当理解,对20LPM的引用仅用于讨论目的,而不旨在限制各种实施方式。各种实施方式产生大约100m/s的空气射流速度(取决于装置10)。

[0066] 如图7A所示,射流保持抵靠过渡表面24,直到患者背压上升到在患者节流阀50横截面(以绿色示出)中的流量停滞为零的点(如图7B所示)。然后,流体流向排气口16(如图7C所示)。在流切换的点处,在患者节流阀50横截面面积中产生的停滞(stagnation)压力被称为PIP。

[0067] PIP可以使用来自患者气道压力计或来自记录该数据以及空气流的测试装置的患者监测装置数据来测量。在图7C中,回流在整个排气阶段变化,并且不具有返回到吸气循环的限定的翻转流速。相反,流速是由将射流保持就位的圆形蓝色箭头51指示的压力的函数。

[0068] 图8A至图8B示意性地例示出了根据本发明的例示性实施方式的阀10对PEEP的影响。通常,PEEP(呼气末正压(Positive End Expiratory Pressure))调节起来更复杂并且依赖于更多的几何方面。当流体流到排气口16端口时,低压再循环‘气泡18’(蓝色51)保持射流,直到足够的能量已经消散,并且‘气泡18’或真空锁定可以被回流53(紫色)的湍流空气打破。然后,流体朝向出口14并朝向患者回流,并且针对另一个呼吸循环重复图7A至图7C所示的过程。

[0069] 在图8B所示的实施方式中,可以使用可变定位螺钉直接控制气泡18区域及其塌缩。这允许将PEEP控制到宽范围的值。

[0070] 在各种实施方式中,PEEP受以下项的影响:

[0071] • 主射流偏转的角度,

[0072] • 排气节流阀58的截面积,

[0073] • ‘气泡18’区域几何形状,

[0074] • 排气口16端口支路的角度(非图8B具有分叉的排气口16并且没有喷嘴出口台阶26)。

[0075] 图9示意性地例示出了根据本发明的例示性实施方式的阀10对IE比率设置的影响。IE(吸气呼气)比率是吸气持续时间与呼气持续时间的比率。例如,IE为1:2意味着在单次呼吸期间呼气部分是吸气部分的两倍长。呼吸时间的吸气部分基本上由医生在装置10设计期间提出的生理要求来限定。

[0076] 可以调节各种实施方式以调节以下参数:

[0077] • RR(呼吸频率),

[0078] • TV(潮气量),

[0079] • MV(分钟通气量)=RR x TV,

[0080] • 吸气时间。

[0081] 指示排气节流阀58横截面积的橙色箭头部分地调节呼气率。该路径越复杂,阻力就越大,因此IE比率就越大(呼气越慢)。该尺寸还在某种程度上控制PEEP值,因此需要一起调节该区域中的尺寸。

[0082] 图10示意性地示出了根据本发明的示例性实施方式的当阀10在使用时的气道流量和气道压力波形。从蓝色(BLUE)点(点A)开始,吸气阶段开始。完整的原动流(即,提供给装置10的清洁气体(空气/氧气)的入口12的流速)优先吸引到过渡壁并朝向患者出口14流动。在一些实施方式中,对患者侧壁的吸引可由“柯恩达(Coanda)效应”引起,其中由高喷嘴20速度产生的低压导致流体射流倾向于被引导向患者壁。然而,各种实施方式可以被配置为在不使用柯恩达效应的情况下操作。环境空气在吸气期间通过排气口16端口被卷入。峰值卷入发生在吸气阶段开始的那一刻。随着吸气阶段的进行,卷入逐渐减少,直到切换到呼气的点,在该点卷入值大约为零。

[0083] 当射流从患者出口14翻转到排气口16时,患者呼气开始。发明人相信当患者气道流量等于原动流速时,就会发生切换点。该切换点可以被视为内部能量平衡。例如,当进入流中的势能+动能等于存储在患者气道中的势能+动能时,则装置10切换到呼气阶段。

[0084] 以另一种方式描述,装置10以可以被认为是不可压缩的流动状态操作,并且因此,进入装置10的空气等于从装置10移出的空气。因此,如果患者空气流速减慢到与原动流速相同,则空气切换到呼气阶段。因此,在各种实施方式中,发明人怀疑但尚未确认,主射流由于“柯恩达”效应而朝向患者出口14偏转,但是切换时间(例如,图10中的切换点B)由内部能量平衡限定。该能量平衡由伯努利方程计算并限定在“患者节流阀50”横截面积处。

[0085] 从绿色(GREEN)点(点B)继续操作:在射流朝向排气口16端口偏转之后,患者气道空气流反向并(与原动流一起)从排气口16排出。

[0086] 峰值排气口16流速是以下项的函数:

[0087] 由几何形状限定的阀10的内部阻力,

[0088] 患者气道阻力,以及

[0089] 患者气道压力,

[0090] 随着排气口16阶段的进行,患者气道压力下降,这导致总排气口16流速降低。

[0091] 如前所述,排气口16支路侧不同于患者侧。循环的这一部分似乎依赖于低压再循环‘气泡18’(如图10中的红色箭头61所示),该低压再循环‘气泡18’由射流速度以及该区域中的阀10的几何形状形成。该“气泡18”越强,PEEP压力越低。

[0092] 随着患者气道流量减少,“气泡18”被向上推入再循环区域越少,直到该气泡18“爆裂”并且射流可以自由地返回到患者出口14以再次开始吸气循环的点为止。

[0093] 本文描述的各种实施方式有利地被配置为自动地将患者从吸气转变为呼气,反之亦然。因此,当与患者(例如,呼吸完全由呼吸机外部控制的患者)联接时,装置10可被称为在通向出口14和排气口16的流体流动通路之间振荡。这与可以作为具有两个或更多个稳定状态(例如,双稳态)的开关操作的一些其他实施方式相反。这种双稳态切换装置10需要外部触发器(例如,从开始吸气或呼气的患者施加的外部压力)来切换状态(即,切换流动路径)。在各种实施方式中,装置10被配置为使得流体流在它被转移到排气口16之后自动返回到患者出口14。因此,装置10可以被描述为流体振荡器。

[0094] 图11A至图11C示意性地示出了根据本发明的例示性实施方式的装置10。装置10被配置为降低输入流体源66(例如,氧气或其他气体)浓度。尽管参考图11A至图11C进行了描述,但是应当理解,先前描述的所有各种实施方式可以联接到流体源66。装置10具有更靠近患者回路21的远端6和更靠近流体源66和/或入口12的近端8。

[0095] 如图11A至图11C所示,一些实施方式可以不包括流体膨胀区18。另选地或另外,各种实施方式可以包括稀释喷嘴80。在各种实施方式中,来自流体源66的流体(例如,95%医用级氧气)通过稀释喷嘴80并且用环境空气(大约21%氧气)稀释。在一些实施方式中,稀释喷嘴80也可以被称为入口喷嘴80。因此,通过稀释喷嘴80(例如,在从近端8朝向远端6的方向上)的流体可以用通过端口64接收的空气稀释。

[0096] 因此,一个或更多个端口64可以邻近稀释喷嘴20。否则,图11A至图11C的装置10可以包括本文描述的各种实施方式的一些或全部特征。端口64可被称为“出口侧端口64”或“排气口侧端口64”,以指示相对于剖视图的相对位置(例如,出口侧端口64B比排气口侧端口64A更靠近出口14)。以类似的方式,该装置可以具有出口侧表面74和排气口侧表面76。在一些实施方式中,端口64可以相对于稀释喷嘴80定位在远侧(例如,如图11至图14所示)。然而,在一些其他实施方式中,端口64可以相对于稀释喷嘴80定位在近侧。

[0097] 一个或更多个端口64可以提供多个优点。例如,端口64可以操作限制患者62侧上的压力的安全机构。特别地,装置10可以限制通过装置喷嘴20的输入气体(例如,氧气)流速。随着通过入口12的流体流速增加超过给定阈值,流体阻力最小的路径变成一个或更多个端口64。因此,流体流动被引导出端口64,端口64可以被调节以提供通过装置喷嘴20的流体流速的上限。

[0098] 相比之下,装置10的一个或更多个排气口16可以在装置喷嘴20的下游,并且如上所述(例如,在出口14或排气口16之间)协助流体流动路径之间的自动转换。在各种实施方式中,端口64在装置喷嘴20的上游。端口64可以帮助控制和限制通过装置喷嘴20的流体流的总量。

[0099] 各种实施方式的另一优点包括所使用的源流体(例如,氧源)的量的减少。在各种实施方式中,流体源66(例如,由医务人员提供)可以具有给定的FiO2百分比(例如,急救人员随身携带它们,诸如95%医用级氧气FiO2)。医务人员使用的流体源66往往是较高浓度的氧气(例如,95%FiO2)。取决于装置10输出的期望患者侧参数,FiO2的优选或可接受范围可以变化。各种实施方式使用一个或更多个端口64(也称为稀释端口64或吸入端口)来使用来自环境(即,具有大约21%氧浓度的环境空气)的空气稀释来自流体源66的流体。因此,稀释端口64被配置为使得来自外部环境的空气被带入装置10中以稀释输入流体(例如,通过入口12的流体)。稀释的流体通过装置喷嘴20流向患者。

[0100] 通常,流体源66和相关联的设备(例如,调节器68、流体管道等)被配置为提供流体进入装置10的给定流速。为了讨论,流体源66可以是100%氧。然而,应当理解,可以使用任何浓度的氧,并且实际上,一些实施方式可以使用不含氧气的流体源66。

[0101] 在没有端口的情况下,当流体流从患者出口14转换到排气口16时,来自流体源66的流速保持恒定。因此,即使当流体流向排气口16时,来自源的输入流体流速也保持恒定。在各种实施方式中,流体流是恒定的,因为流体流充当控制流,该控制流将流动路径从出口14切换到排气口16,反之亦然。因此,在各种实施方式中,当患者62呼气时,来自源66的流体

被浪费。因此,例示性实施方式使用环境空气减少较高浓度的流体源66,并且向患者62提供混合/稀释的空气。在一些实施方式中,端口64可以大大稀释来自流体源66的流体(例如,将来自流体源66的流体稀释15%-60%)。

[0102] 各种实施方式可以使用例如氧气D瓶(即,340升)作为源。取决于患者62流体地联接到流体源66的时间量,存在氧气源可能耗尽的问题(例如,在15分钟至20分钟之后)。稀释端口64被配置为使得来自入口12的主流卷入来自外部环境的流体流。例如,通过装置10的流速可以被配置为大约每分钟20升。在没有稀释端口的情况下,从源获得每分钟20升。然而,具有稀释部分的例示性实施方式可以降低来自源的流速(例如,至12LPM)并且通过稀释部分卷入环境空气(例如,以获得剩余的每分钟8升,从而提供20lpm的总流速)。因此,例示性实施方式减小了来自流体源66的流体流速并且延长了流体源66的使用寿命。这在紧急情况下(例如,较小的流体源可用的情况下)特别有利。

[0103] 图12A至图12C示意性地示出了根据本发明的例示性实施方式的通过入口12的偏置空气流的各种配置。图12A示意性地示出了通过入口12并且与装置喷嘴轴线42基本上对准的空气流。空气流也可以通过稀释端口64从装置10的外部卷入70。如图所示,卷入的空气流70加入通过入口12进入的主流体流。图12B和图12C未示出卷入的流70,但是应当理解,这些实施方式还从环境或从另一个源卷入空气流70(除非端口64被阻塞)。

[0104] 不希望受任何理论的束缚,发明人相信但尚未证实,通过端口64的吸入效果是由稀释喷嘴20的出口14处相对于装置10外部的空气相对低的压力引起的。该低压由离开稀释喷嘴20的高速产生。装置10外部的相对较高的压力导致环境空气进入装置10中的相对低压区域,在该相对低压区域处,环境空气加入来自入口12(例如,来自流体源66)的流体射流。

[0105] 在各种实施方式中,图12A表示与装置喷嘴轴线42基本上平行的流体流。流体流的轮廓72在图12A中示意性地示出。参考图12A至图12C所示,轮廓72可以以各种方式影响流体流的偏置。发明人发现,流体流的轮廓72还影响装置10的PIP和/或PEEP,以及其它最终患者参数(例如,IE比率等)。

[0106] 图12B示意性地示出了通过入口12进入的朝向排气口侧壁76前进的空气流(至少在所示的视图中)。这最终改变了流体流相对于喷嘴20的位置。流体流的轮廓72在图12B中示意性地示出。进入装置10的空气流的主方向78被示出为指向排气口侧壁76。例示性实施方式可以通过改变入口12和/或稀释喷嘴80的相对定向(例如,通过相对于装置10旋转入口12的位置)来提供该空气流方向,使得流体流基本上指向排气口侧壁76。另外或另选地,可以通过阻塞一个或更多个稀释端口64来改变流体流动方向。例如,一些实施方式可阻塞排气口侧端口64A。发明人相信这产生低压区域,该低压区域朝向排气口侧壁76偏置流。一些实施方式可以包括在端口64中的一个或更多个上的可移动封闭件82(例如,可利用医师的手指滑动)。通过关闭一个或更多个端口64,可以调节装置10的性能。

[0107] 图12C示意性地示出了穿过入口12的空气流78朝向出口侧壁74前进的主方向。这最终改变了流体流相对于喷嘴20的位置。流体流的轮廓72在图12C中示意性地示出。通过喷嘴20进入的空气流72的主方向被示出为指向患者侧出口14。例示性实施方式可以通过改变入口12和/或稀释喷嘴80的相对定向(例如,通过旋转入口12相对于装置10的位置)来提供该空气流的方向,使得流体流动基本上指向患者侧壁74。另外或另选地,可以通过阻塞一个或更多个稀释端口64来改变流体流动方向。例如,一些实施方式可以阻塞患者侧端口64B。

发明人相信,这会产生朝向患者侧壁偏置所述流的低压区域。一些实施方式可以包括在端口64中的一个或更多个上的可移动封闭件82(例如,用手指可滑动)。通过关闭一个或更多个端口,可以调节装置10的性能。

[0108] 通过朝向患者侧壁74偏置流体流,例示性实施方式增加了PIP和/或PEEP。另一方面,通过朝向排气口侧壁76偏置流体流,例示性实施方式减小了PIP和/或PEEP。发明人进一步发现,端口64的阻塞对整个装置10特性具有不同程度的影响。

[0109] 基于以上公开,应当显而易见的是,各种实施方式可以通过阻塞稀释端口64和/或通过调节稀释喷嘴80相对于装置喷嘴20的相对定向来调节流体流动动力学。在各种实施方式中,稀释喷嘴80和装置喷嘴20共享共同的平面(例如,即使当入口12旋转时,使得空气流的方向改变但流体流保持基本上共面)。

[0110] 一些实施方式可以调节入口12,使得它不与装置喷嘴轴线42成直线(例如,与装置喷嘴轴线42垂直),使得进入空气流的主方向垂直于装置喷嘴轴线42。发明人相信,这种配置不是优选的,因为空气流的主方向不会被引导向装置喷嘴20,而是替代地撞击某个其它部分(例如,装置10的心房(atrium)84的壁)。由流撞击壁然后向外扩张产生的背压将可能导致通过端口的不一致的性能,并且替代地导致端口64作为排气口16而不是吸入/卷入端口64操作。

[0111] 在各种实施方式中,当:

[0112] (1)两个端口64都打开,装置10平稳且一致地运行;

[0113] (2)患者侧端口64被阻塞,PIP和PEEP增加;

[0114] (3)排气口侧端口64被阻塞,PIP和PEEP减小。

[0115] 应当理解,本文所示的各种流动轮廓72和流体流动方向是出于讨论目的,而不旨在限制各种实施方式。实际上,示出了流动轮廓72和流体流动方向以便于讨论,而不是暗示轮廓72或方向不与所示的不同或不能与所示的不同。

[0116] 图13示意性地示出了根据本发明的例示性实施方式的装置10的外部视图。

[0117] 图14示意性地示出了根据例示性实施方式的装置10的另选实施方式。图14所示的装置10可与本文所述的任何装置10相同,但还可与稀释连接器86联接。另外,稀释喷嘴80可以经由流体管道88(例如,利用可选的流量计90)联接到装置10入口12。稀释喷嘴80可以被配置为与流体源66联接(例如,使用标准流体管道和连接)。流量计90帮助设置装置10以实现期望的流速。

[0118] 与例如图12A至图12C中所示的实施方式相反,稀释喷嘴80在稀释连接器86中,稀释连接器86不与装置喷嘴20直接联接。因此,空气流的方向不像图12A至图12C所示的实施方式那样可能影响装置10的性能。相反,朝向装置喷嘴20的空气流可能受到入口12和/或入口喷嘴20的几何形状的影响。在一些实施方式中,流体装置10的入口12可以包括喷嘴20,喷嘴20被配置为调节装置10中的空气流量,类似于参考图12A至图12C示出和描述的稀释喷嘴80(但未在图14中示出)。

[0119] 图15A至图15C示意性地示出了根据本发明的例示性实施方式的图14的稀释连接器86。顶部区段上的可调节封闭件82(例如,滑动件)可以被调节以控制卷入到管道88中的流向流体装置10的流体的量。装置10示出了实现最终期望的FiO2和流速的调节阶段。

[0120] 图16示意性地示出了根据例示性实施方式的装置10的另选实施方式的截面图。装

置10包括喷嘴切换器94,该喷嘴切换器94提供稀释流体(例如,来自通过端口64卷入的流体)和从源66接收的纯流体(即,没有卷入空气)之间的快速调节。因此,在各种实施方式中,装置10可在稀释喷嘴80与非稀释喷嘴81之间(例如,可旋转地)转换。稀释喷嘴80与端口64联接。而非稀释喷嘴81不包括进入端口64的流体。使用者可以通过手动操纵(例如,通过使用可旋转转换特征92(例如,突出部、纹理表面等)旋转喷嘴80、81)容易地在稀释喷嘴80与非稀释喷嘴81之间切换,使得入口12的流体流动路径与喷嘴80或81对准并流体地联接。

[0121] 因此,一些实施方式可以在喷嘴80、81之间转换和/或可以使用可移动盖82来辅助空气的卷入。此外,尽管仅示出了两个喷嘴80、81,但是应当理解,装置可以旋转通过具有各种不同尺寸的喷嘴80和端口64的多个不同喷嘴80、81。

[0122] 在一些实施方式中,入口12的流体流动路径可以是非线性的,如所示的。另外,在一些实施方式中,装置喷嘴20的轴线42可与装置轴线44不平行。然而,各种实施方式包括从入口12到装置喷嘴20的平面流动路径。

[0123] 图17示意性地示出了根据例示性实施方式的装置10的另选实施方式的截面图。尤其是,图17示出了具有从入口12到装置喷嘴20的平面流动路径的装置。装置10包括转换特征92,该转换特征92可被推动以在稀释喷嘴80与非稀释喷嘴81之间转换。因此,稀释喷嘴80或非稀释喷嘴81可以与来自入口12的流体流动路径成直线(例如,平行)滑动。

[0124] 图18A至图18C示意性地示出了根据例示性实施方式的喷嘴切换器94的细节。在各种实施方式中,喷嘴切换器94集成到装置10中(例如,如图16和图17所示)。然而,喷嘴切换器94可以是联接到装置10的单独件。图18A示意性地示出了根据例示性实施方式的喷嘴切换器94的截面图。图18B示出了图18A的喷嘴切换器94的局部透明视图。在图18B的视图中,喷嘴切换器94相对于图18A旋转90度。图18C示意性地示出了图18B的喷嘴切换器94的截面图。切换器94可具有偏离91装置10的纵向轴线44的旋转轴线96。旋转部分98被配置为围绕旋转轴线96旋转。尽管从该视图中不可见,但是切换器94允许通过各种稀释喷嘴80和非稀释喷嘴81旋转,同时保持装置10的流动路径共面并且基本上共线。

[0125] 图18B至图18C示意性地示出了切换器94在卷入流配置中的布置,其中切换器94处于第一配置(也称为稀释配置)。在稀释配置中,具有通向端口64的开口102的通气通道80A与装置10的流体流动通路对准。切换器94可转换为非稀释配置(未示出),其中具有用于端口64的阻挡元件104的非通气通道81A与装置10的流体流动通路对准。特别地,旋转部分98被设置成使得使用者对可抓握特征92的过渡引起旋转部分98的旋转,该旋转部分98将通气通道80A或非通气通道81A与装置10的流体流动通路对准。为了从来自流体源66的纯流切换到稀释流,用户可以简单地旋转切换器94。应当理解,尽管切换器94示出了印刷在其上的50%,但是各种实施方式不限于50%的稀释度。实际上,各种实施方式可以实现任何期望百分比(例如,55%)的稀释氧浓度。

[0126] 在各种实施方式中,切换器94包括对准特征100(例如,壁100A和突出部100B),该对准特征部被配置为使通道80A和/或81A与装置10的流体流动通路对准。另外,对准特征100防止旋转部分98的过度旋转。因此,用户可以容易且可靠地使切换器94在第一配置(例如,其中装置喷嘴20与端口64流体地联接)和第二配置(例如,其中装置喷嘴20与端口64流体分离)之间转换。此外,由于对准特征100(例如,用户使旋转部分98旋转直到它不再旋转),可以在通道80A和/或80B与装置10的流体流动通路不对准的情况下发生转换。装置10

还可锁定在第一配置和/或第二配置中,使得必须施加阈值力以转换切换器94(例如,它不容易从设定配置中脱离)。

[0127] 在各种实施方式中,旋转轴线96有利地偏离91,使得通道80A和81A在旋转时与装置10的中心轴线44对准。因此,装置10可以保持基本上平面的流体流动通路。另外,例示性实施方式可使用小角度旋转(例如,45度或更小)来在第一配置与第二配置之间转换。当然,各种实施方式可能需要不同的角旋转以在配置之间转换(例如,大于45度)。

[0128] 图19示出了使用根据本发明的例示性实施方式的装置10的机械通气的过程。应当注意,该方法基本上从通常可以使用的较长过程简化了。因此,图19所示的方法可以具有本领域技术人员可能使用的许多其它步骤。此外,一些步骤可以以与所示顺序不同的顺序执行,或者同时执行。此外,在一些实施方式中,这些步骤中的一些可以是可选的。因此,过程1900仅仅是根据本发明的例示性实施方式的一个过程的示例。因此,本领域技术人员可以适当地修改该过程。

[0129] 过程1900开始于步骤1902,步骤1902提供如本文所述的流体装置10。简而言之,装置10包括入口12,入口12被配置为接收来自加压源66(例如,机械呼吸机或加压罐)的流体。装置10还包括被配置为与患者62的呼吸回路21和排气口16联接的出口14。

[0130] 在步骤1904处,装置10的入口12与流体源66和/或机械呼吸机联接。在步骤1906处,出口14与患者62的呼吸回路21联接。步骤1904和步骤1906可以以不同于图19所示的顺序发生。

[0131] 在步骤1908,通过装置10提供通气流以实现期望的患者通气参数。有利地,各种实施方式被配置为自动地将患者62从吸气转换为呼气,反之亦然。因此,当与患者62联接时(例如,当呼吸完全由呼吸机外部控制时),装置10可被认为在通向出口14和排气口16的流体流动路径34之间振荡。另外或另选地,一些实施方式可以作为具有两个或两个以上稳定状态(例如,双稳态)的开关操作。这种双稳态切换装置10需要外部触发器(例如,从开始吸气或呼气的患者施加的外部压力)来切换状态(即,切换流动路径)。在各种实施方式中,装置10被配置为使得流体流在它被转移到排气口16之后自动返回到患者出口14。因此,装置10可以被描述为流体振荡器。装置10可基于呼吸机的模式(例如,受控通气、辅助通气、支持通气)以给定模式操作。

[0132] 在各种实施方式中,装置10可以被配置为产生期望的患者通气参数。图10示意性地示出了各种装置10调制的患者参数。例如,装置10可被配置为在患者回路21中产生介于约18cmH20至30cmH20之间的目标PIP。然后,在达到目标PIP之后,空气流出排气口,直到在患者回路21中实现约6cmH20至14cmH20之间的PEEP。使空气流出出口14的步骤和使空气流出排气口16的步骤限定了在每分钟约10次呼吸至每分钟约30次呼吸之间的患者62的呼吸频率。一些实施方式可以限定每分钟约16次呼吸至每分钟约30次呼吸之间的呼吸频率。从装置10输送到患者62的潮气量可以在约200ml至约500ml之间,或在约220ml至约465ml之间。在一些实施方式中,装置10被配置为提供介于约1.5至2.0之间的IE比率。装置10可以接收压力在约3psi至约5psi之间的空气输入。各种实施方式可用于控制通气或支持患者通气。

[0133] 然后该过程进行到步骤1910,步骤1910稀释来自源66的通气流。在一些实施方式中,例如,当端口64集成到装置10中并打开时,可以自动稀释通气流。因此,在一些实施方式

中,步骤1910和步骤1908同时发生。然而,在一些其它实施方式中,空气流的稀释可以通过打开端口64(例如,通过使用图12B的可移动封闭件82,其可以用医师的手指滑动)、将稀释连接器86联接到装置10(例如,如图15A至图15C所示)和/或通过使用喷嘴切换器94(例如,如图16至图18C所示)来发生。在各种实施方式中,装置10包括至少一个端口65,至少一个端口65具有通向装置10外部的环境的开口,其中装置被配置为使得环境流体通过端口进入装置并且与源流体混合。

[0134] 在步骤1912,该过程询问是否将患者从通气中移除?如果患者未准备好从通气中移除,则过程可以返回到步骤1908,步骤1908继续提供通气流。然而,如果医师决定改变通气流量参数,则过程可以可选地返回到步骤1902,步骤1902提供被配置为提供不同通气参数的装置10的不同版本。然后可以重复过程1902-1912。如果患者准备好从通气中移除,则过程进行到步骤1912,并且将流体装置10与患者回路21断开。然后该过程结束。

[0135] 显然,装置10可以根据各种参数操作。另外,有利地,各种实施方式被动地操作,即,装置10在将空气流引导到患者62和排气口16之间切换,而不需要机械或电气开关。然而,一些实施方式可以包括被配置为辅助开关的控制器和/或电子器件。

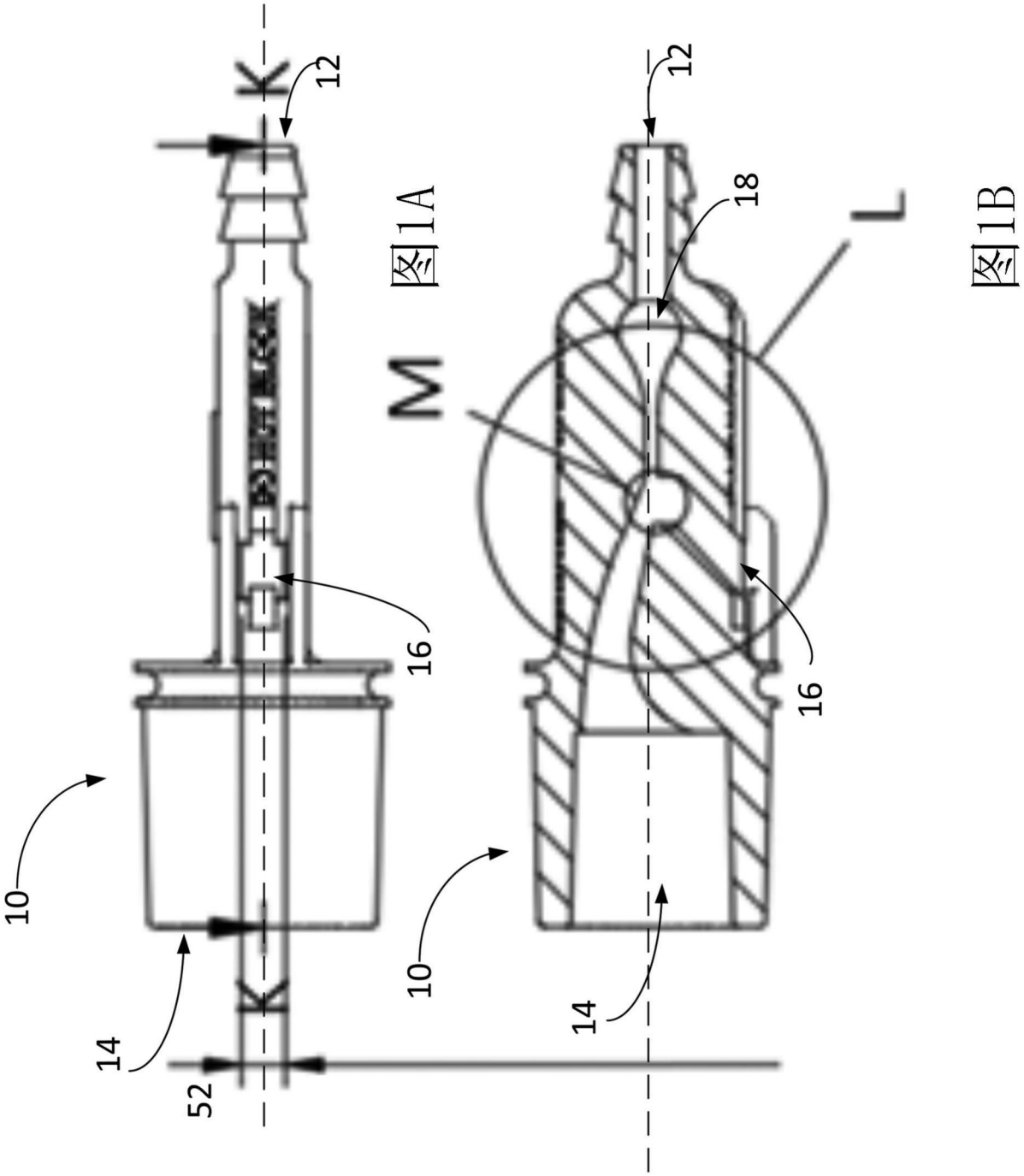
[0136] 如在本说明书和权利要求书中所使用的,单数形式“一”、“一个”和“该”是指复数指示物,除非上下文另有明确规定。例如,以单数形式提及的“端口”包括多个端口,并且以单数形式提及的“排气口”包括一个或更多个排气口和本领域技术人员已知的等同物。因此,在各种实施方式中,对单数的任何引用包括多个,并且对多于一个部件的任何引用可以包括单数。

[0137] 虽然本文已经描述和例示出了各种发明实施方式,但是本领域普通技术人员将容易想到用于执行功能和/或获得结果和/或本文描述的一个或更多个优点的各种其他装置和/或结构,并且这些变化和/或修改中的每一个被认为在本文描述的发明的实施方式的范围内。更一般地,本领域技术人员将容易理解,这里描述并在附图中示出的所有参数、尺寸、材料和配置旨在是示例性的,并且实际参数、尺寸、材料和/或配置将取决于使用本发明教导的一个或更多个特定应用。本领域技术人员将认识到或能够仅使用常规实验来确定本文所描述的具体发明实施方式的许多等同物。

[0138] 因此,应当理解,前述实施方式仅通过示例的方式呈现,并且在所附权利要求及其等同物的范围内,可以以不同于具体描述和要求保护的方式实践本发明实施方式。本公开的例示性实施方式涉及本文描述的各个单独的特征、系统、物品、材料、套件和/或方法。另外,如果两个或更多个这样的特征、系统、制品、材料、套件和/或方法不相互不一致,则这些特征、系统、制品、材料、套件和/或方法的任何组合都包括在本公开的发明范围内。所公开的实施方式或其部分可以以上面未列出和/或未明确要求保护的方式组合。因此,来自各种公开的示例和实施方式的一个或更多个特征可以以各种方式组合。例如,应当理解,本公开考虑到,在可能的程度上,任何实施方式的一个或更多个特征可以与任何其他实施方式的一个或更多个特征组合。

[0139] 各种发明构思可以具体实施为一种或更多种方法,已经提供了其示例。作为方法的一部分执行的动作可以以任何合适的方式排序。因此,可以构建其中以不同于所例示的顺序执行动作的实施方式,这可以包括同时执行一些动作,即使在例示性实施方式中示出为顺序动作。

[0140] 尽管以上讨论公开了本发明的各种示例性实施方式,但是应当显而易见的是,本领域技术人员可以在不脱离本发明的真实范围的情况下进行将实现本发明的一些优点的各种修改。


K
12
16
10
14
52
K
图1A
12
18
L
M
16
10
14
图1B

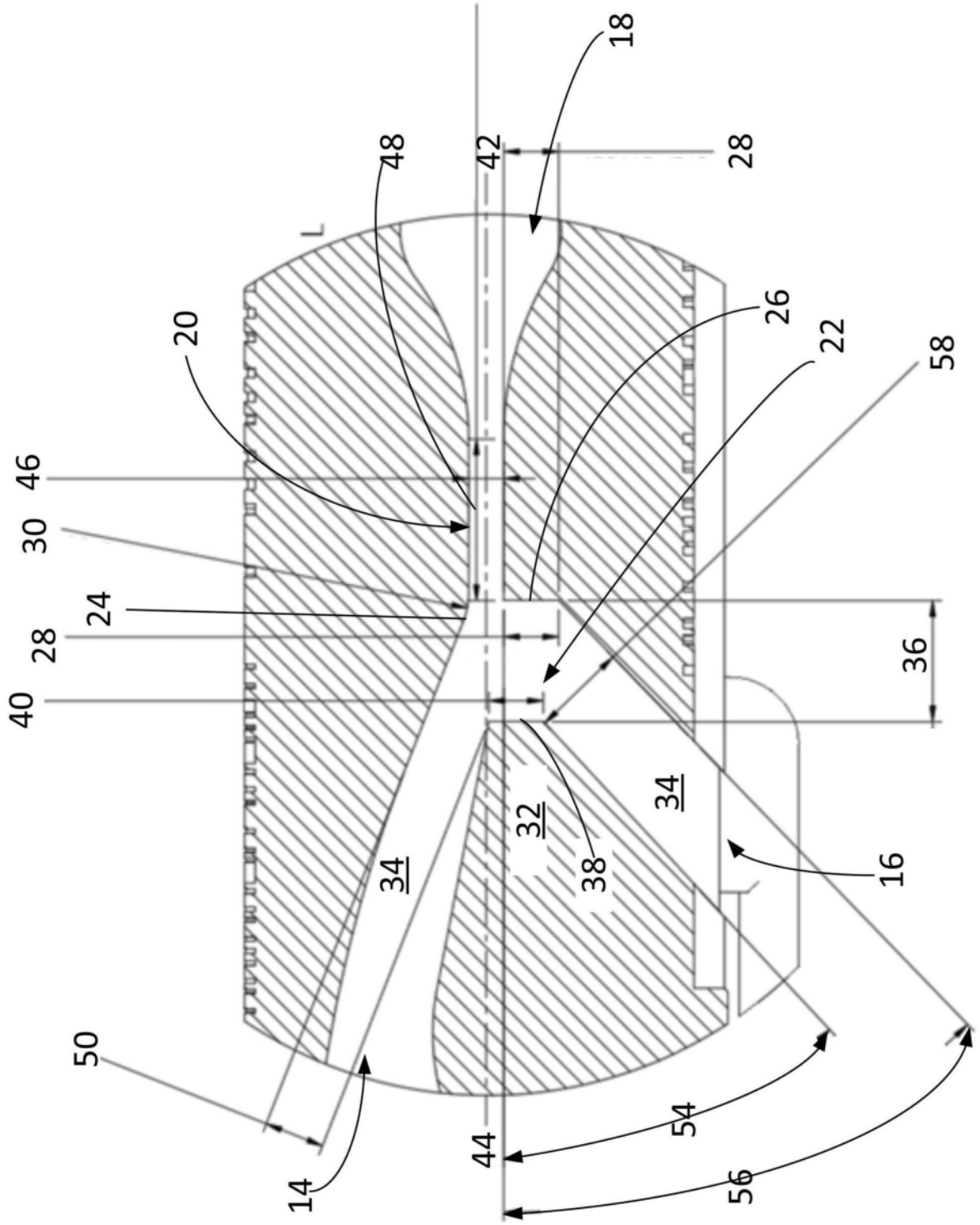


图1C

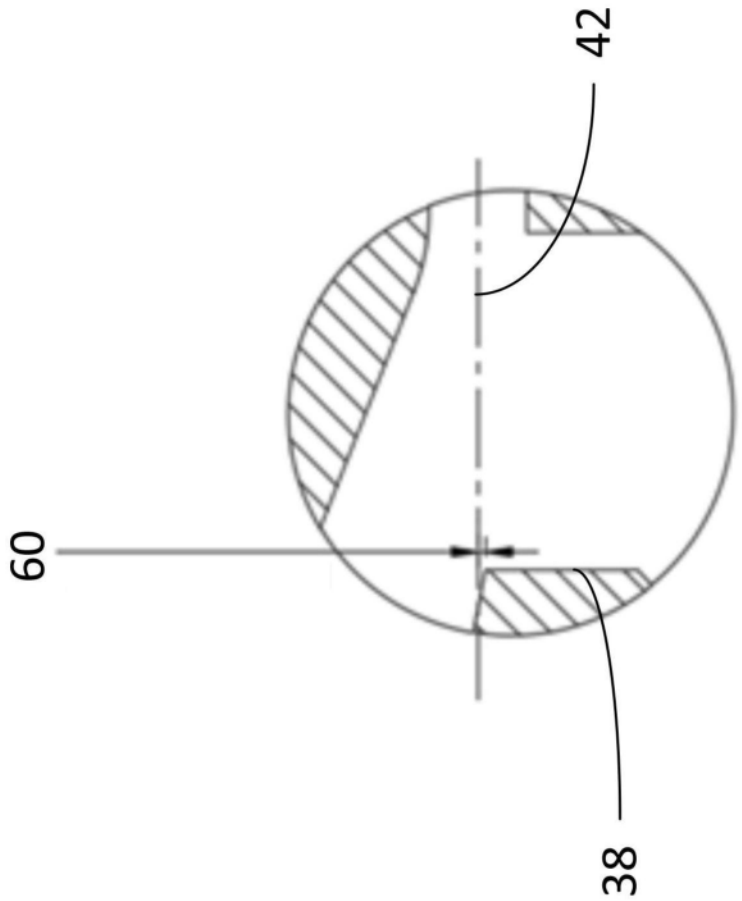


图1D

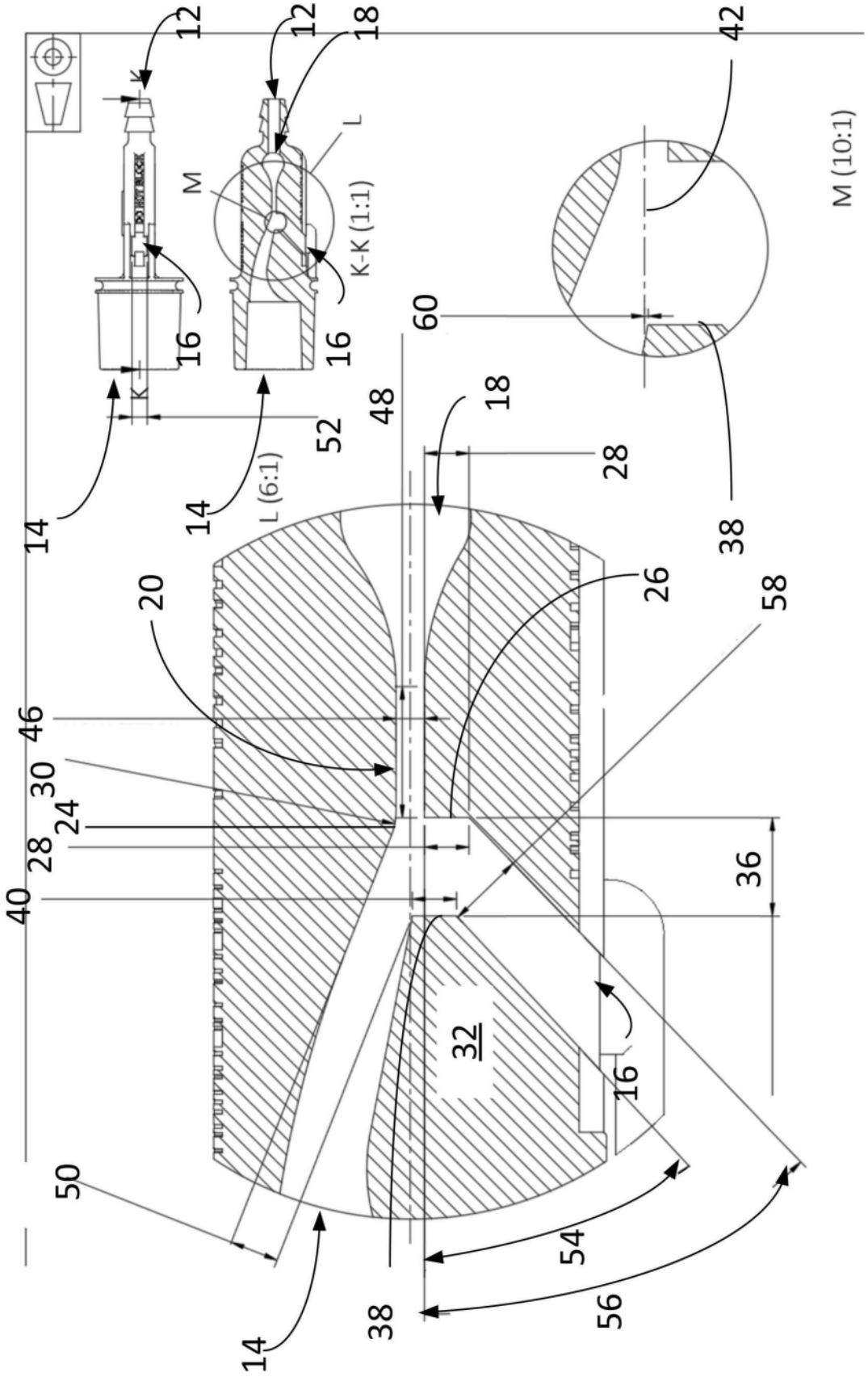

12
12
18
42
K
L
M
K-K (1:1)
M (10:1)
16
16
60
K
52
48
18
28
14
14
L (6:1)
38
20
26
58
46
30
24
28
40
36
32
16
50
54
38
56
14

图1E

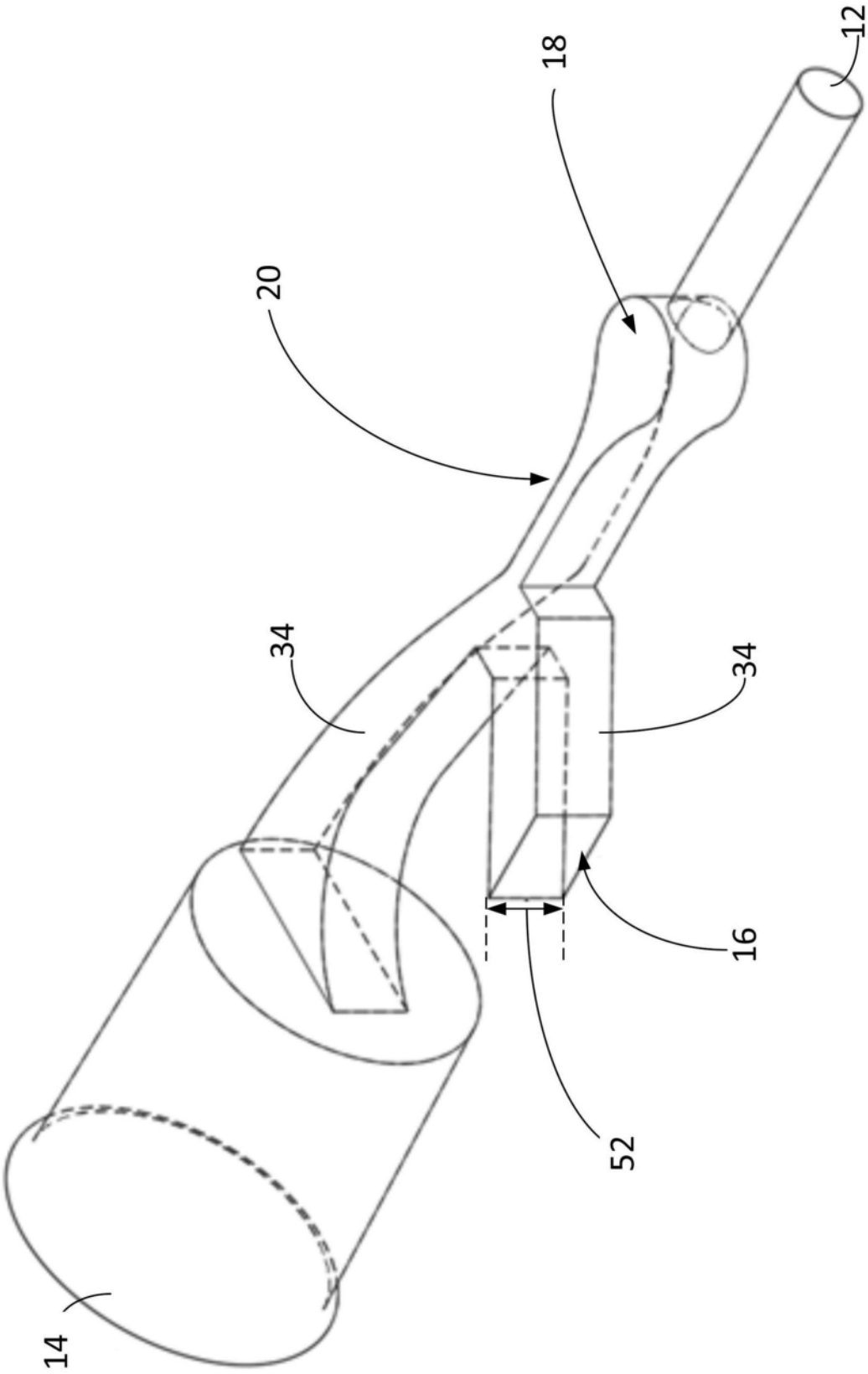


图1F

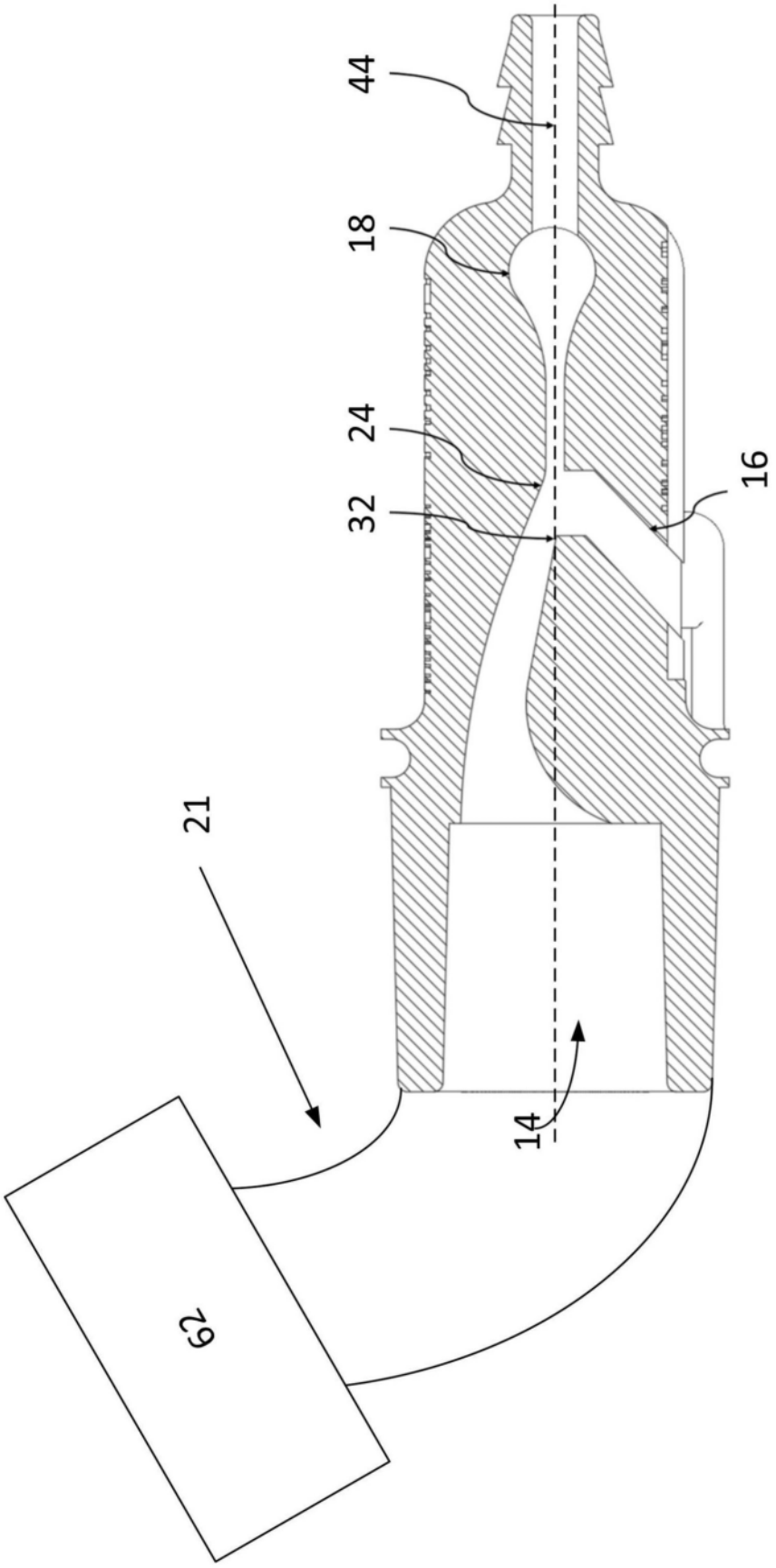


图2

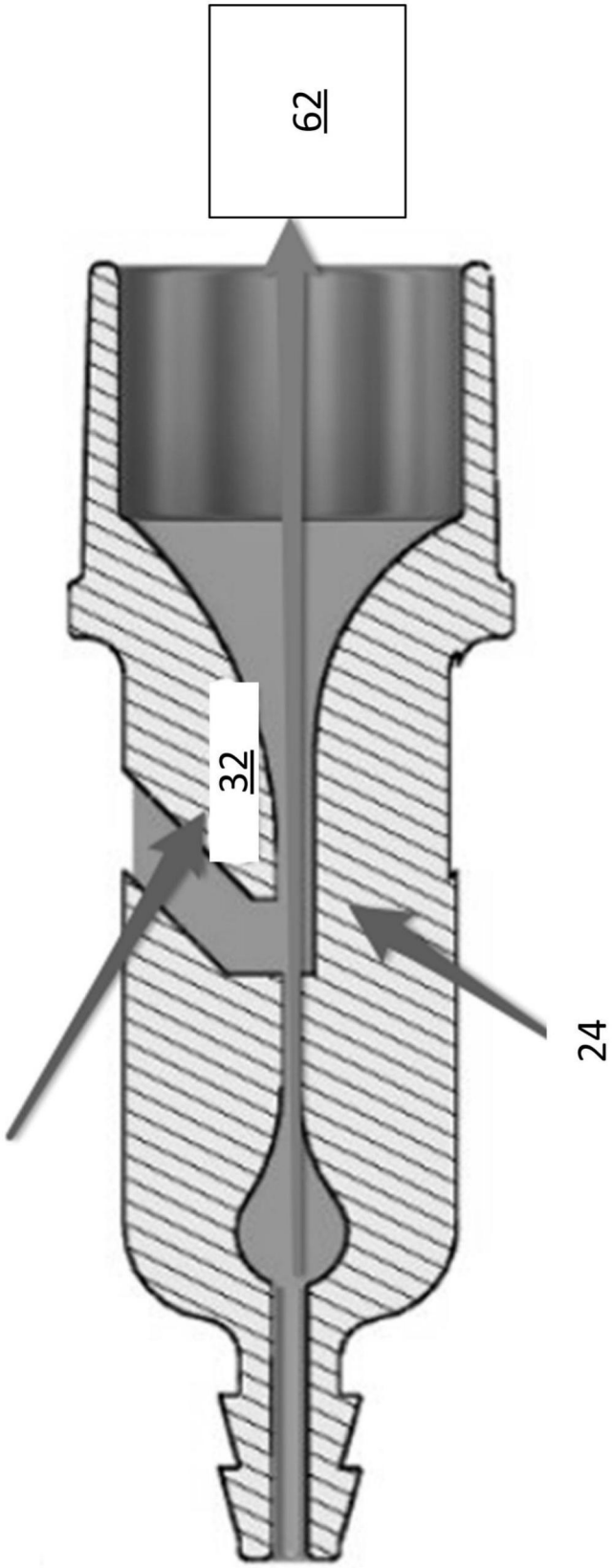


图3

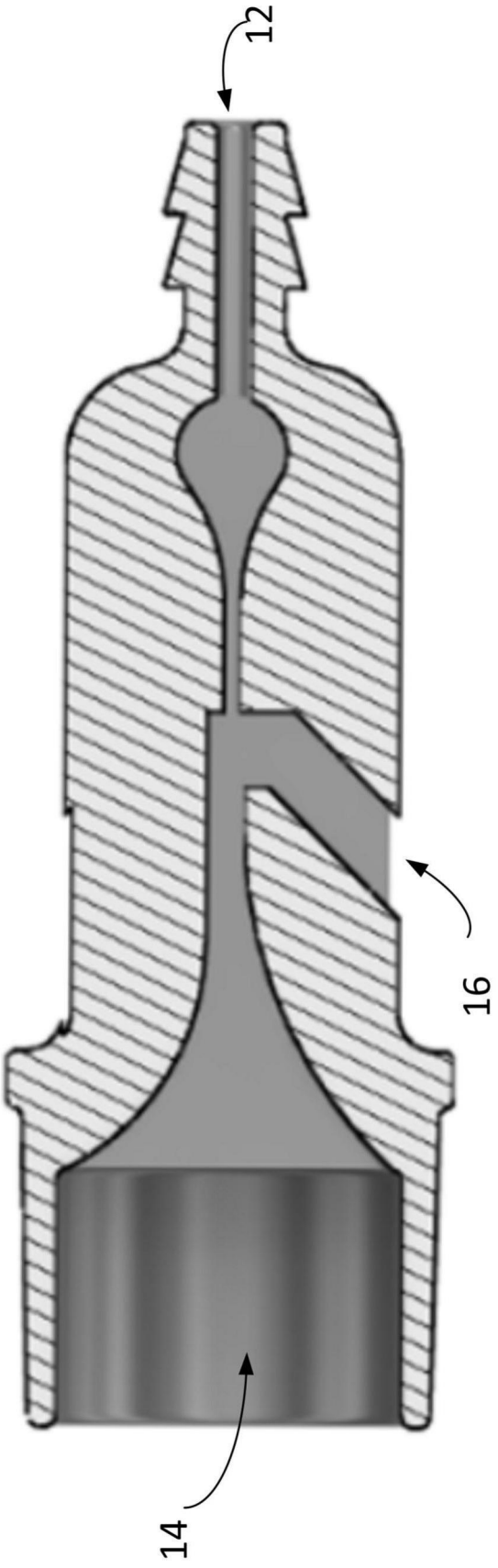


图4A

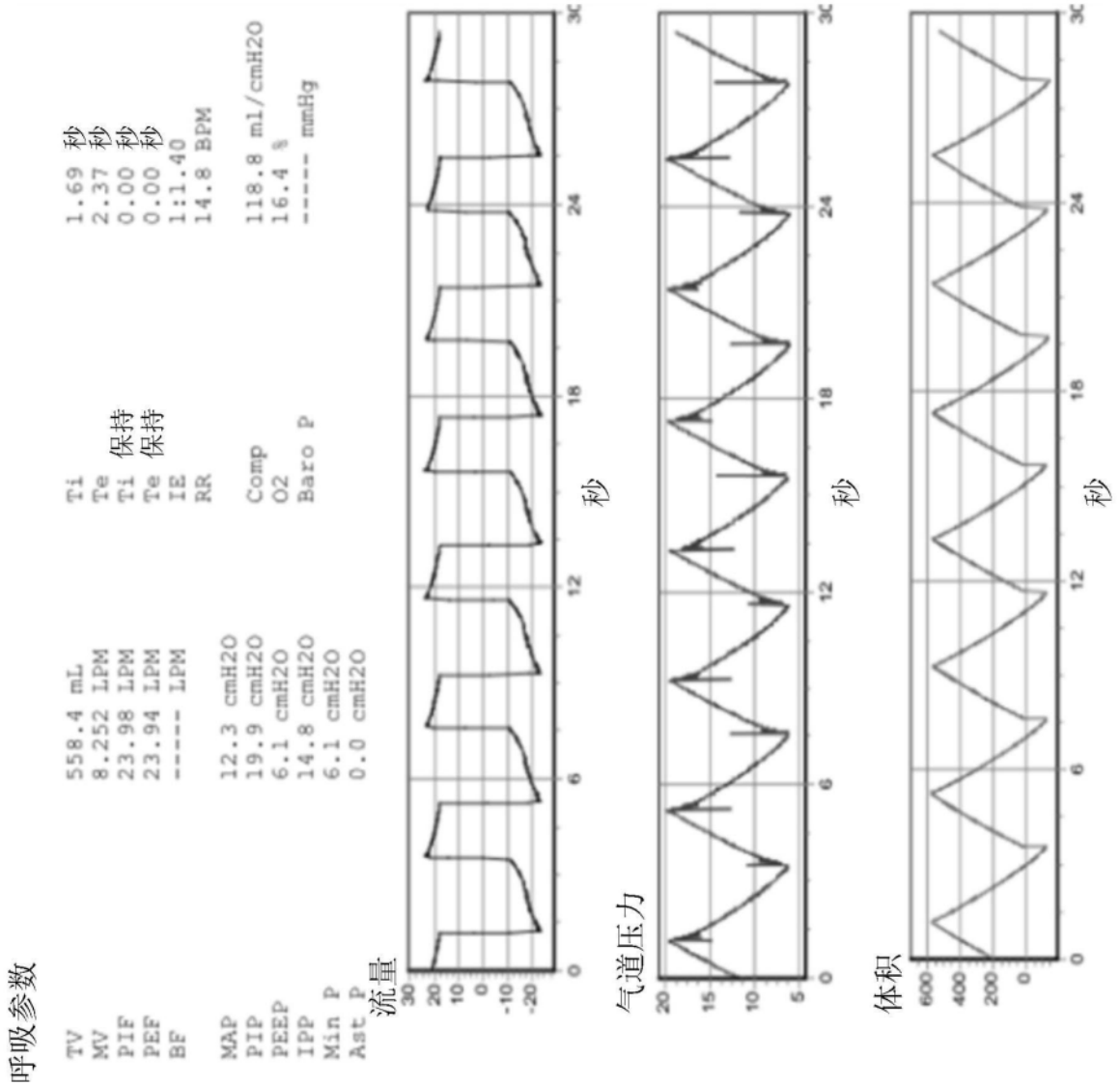

呼吸参数
TV 558.4 mL
MV 8.252 LPM
PIF 23.98 LPM
PEF 23.94 LPM
BF ----- LPM
MAP 12.3 cmH2O
PIP 19.9 cmH2O
PEEP 6.1 cmH2O
IPP 14.8 cmH2O
Min P 6.1 cmH2O
Ast P 0.0 cmH2O
Ti 1.69 秒
Te 2.37 秒
Ti 保持 0.00 秒
Te 保持 0.00 秒
IE 1:1.40
RR 14.8 BPM
Comp 118.8 ml/cmH2O
O2 16.4 %
Baro P ----- mmHg
流量
气道压力
体积
秒

图4B

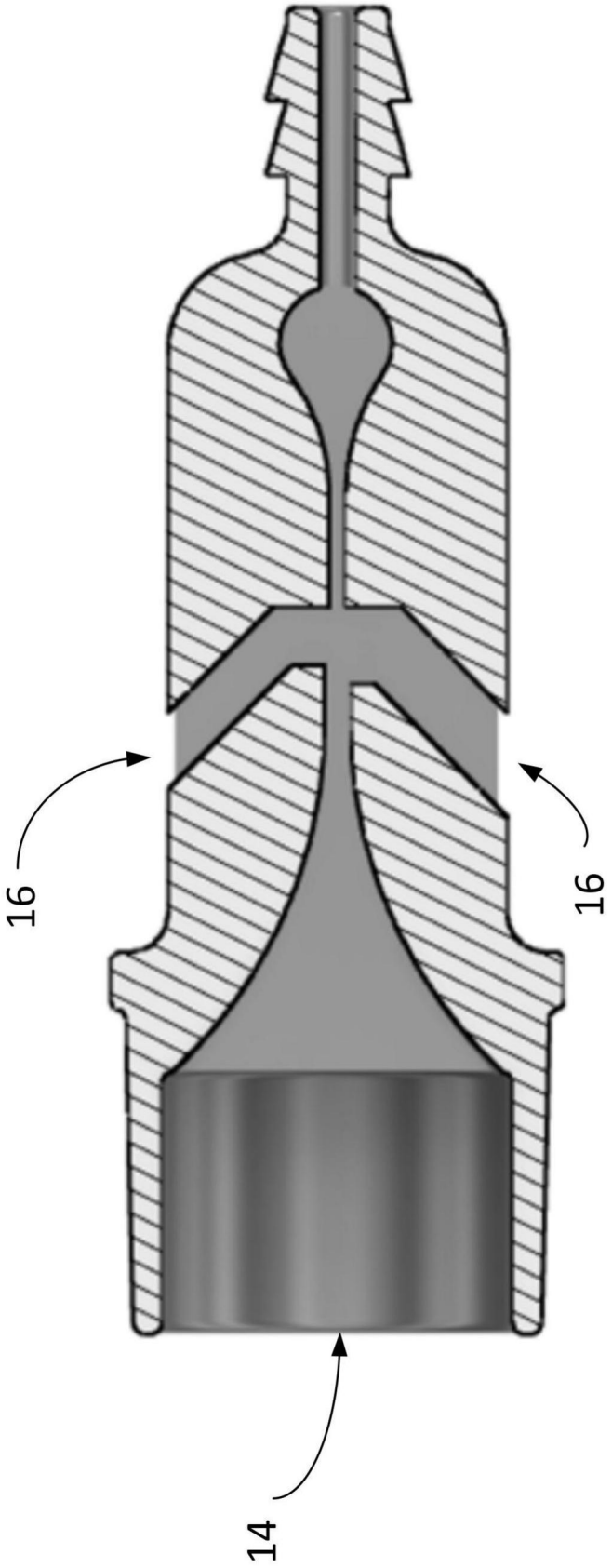


图5A

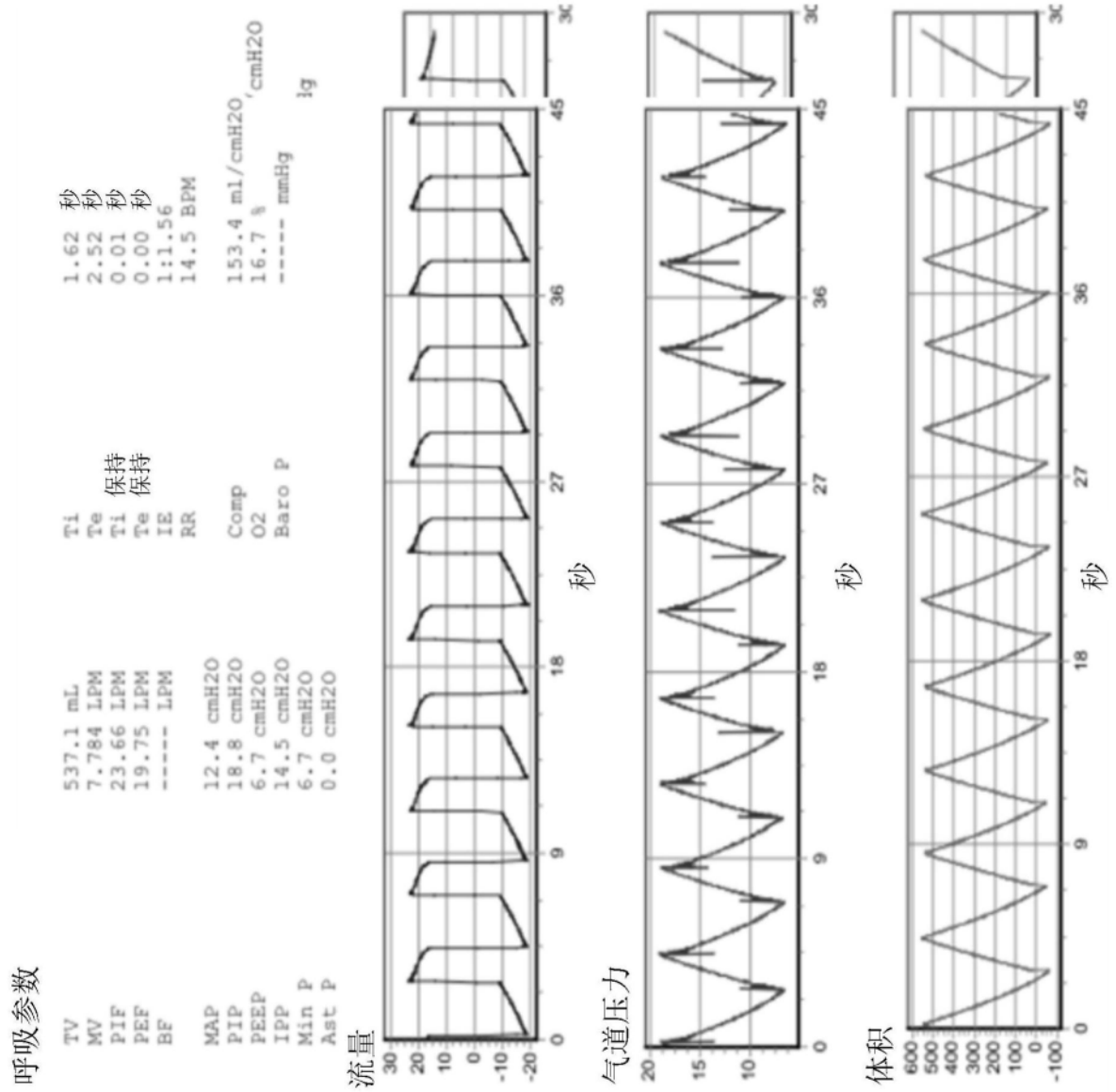

呼吸参数
TV 537.1 mL
MV 7.784 LPM
PIF 23.66 LPM
PEF 19.75 LPM
BF ----- LPM
MAP 12.4 cmH2O
PIP 18.8 cmH2O
PEEP 6.7 cmH2O
IPP 14.5 cmH2O
Min P 6.7 cmH2O
Ast P 0.0 cmH2O
Ti 1.62 秒
Te 2.52 秒
Ti 保持 0.01 秒
Te 保持 0.00 秒
IE 1:1.56
RR 14.5 BPM
Comp 153.4 ml/cmH2O
O2 16.7 %
Baro P ----- mmHg
kg
cmH2O
流量
气道压力
体积
秒

图5B

	装置	RR	PIP	PEEP	Delta P	潮气量	分钟通气量	IE	Insp 时间	Exp 时间	TC	卷入	气道流量	肺 Comp	肺 Res	肺 Res	阻力	由阻力引起的潮气损耗	输送的实际潮汐量
		[1/min]	[cmH20]	[cmH20]	[cmH20]	[ml]	[ml]	[-]	[s]	[s]	[s]	[%]	[l/min]	[ml/cmH20]	[cmH20/l/s]	[cmH20/l/min]	[cmH20]	[ml]	[ml]
容差		±2	±1	±1	±0.5	+50 -0		+0.5 -0											
3A	绿色	16	18	6	12	540	8640	2.00	1.3	2.5	3.8	15%	25.92	45	5	0.08	1.7	75.0	465.0
	黄色	20	24	10	14	420	8400	1.80	1.1	1.9	3.0	10%	23.52	30	10	0.17	3.3	100.0	320.0
	红色	26	30	14	16	320	8320	1.50	0.9	1.4	2.3	5%	20.80	20	15	0.25	5.0	100.0	220.0

图6

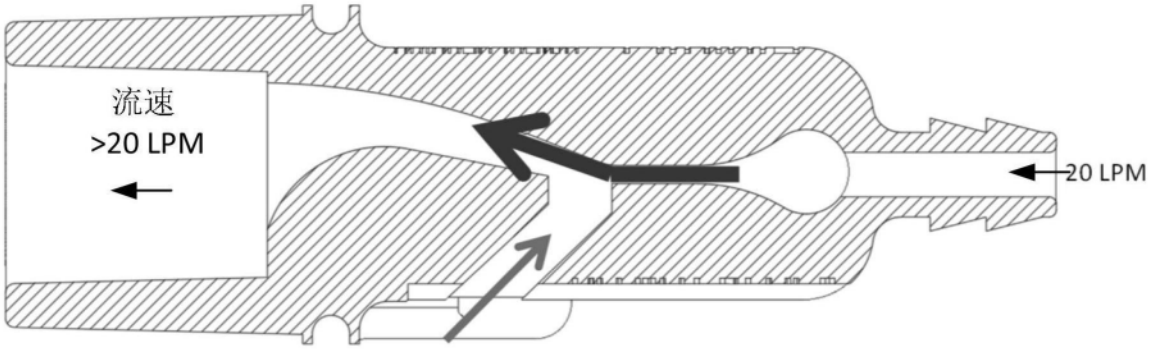


图7A

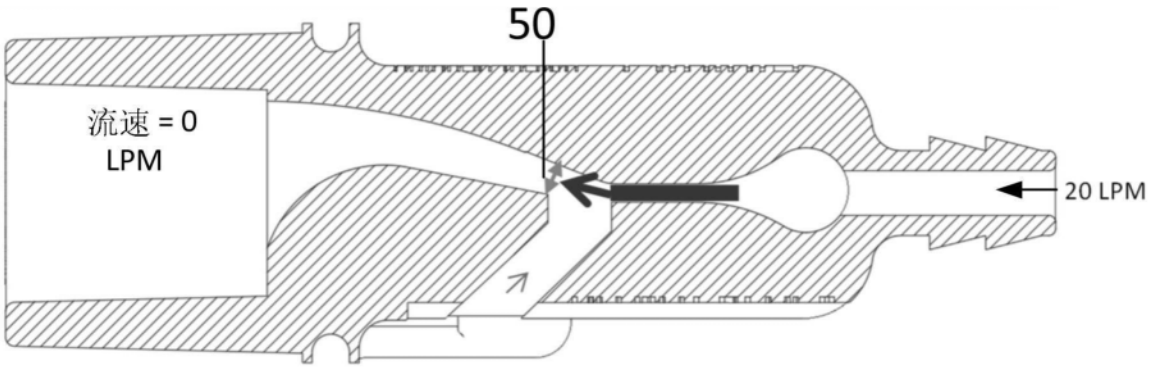


图7B

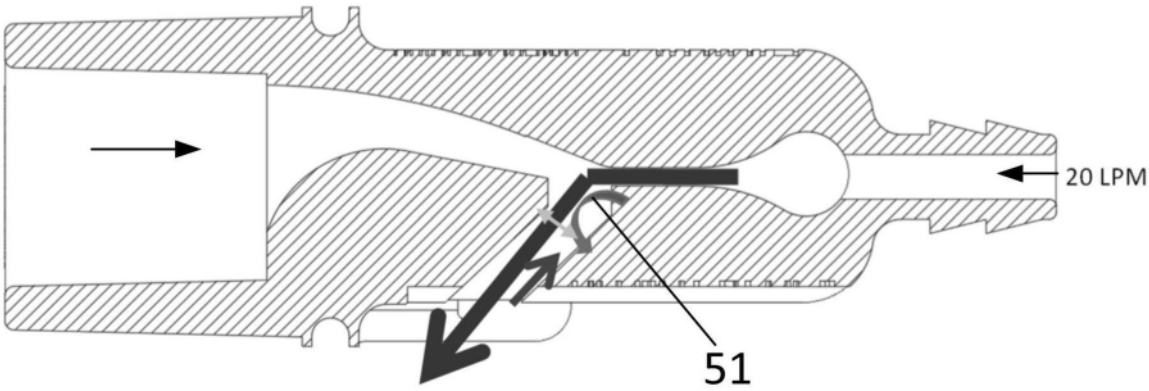


图7C

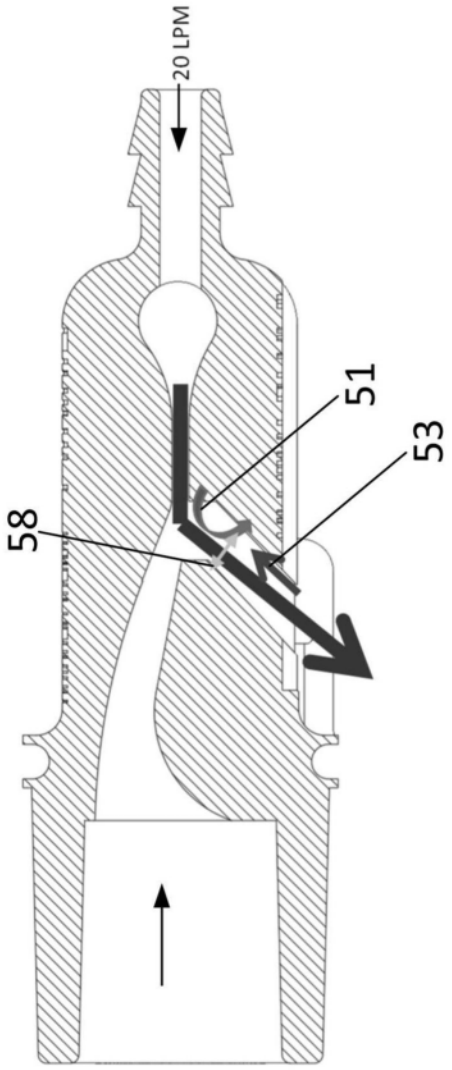


图8A

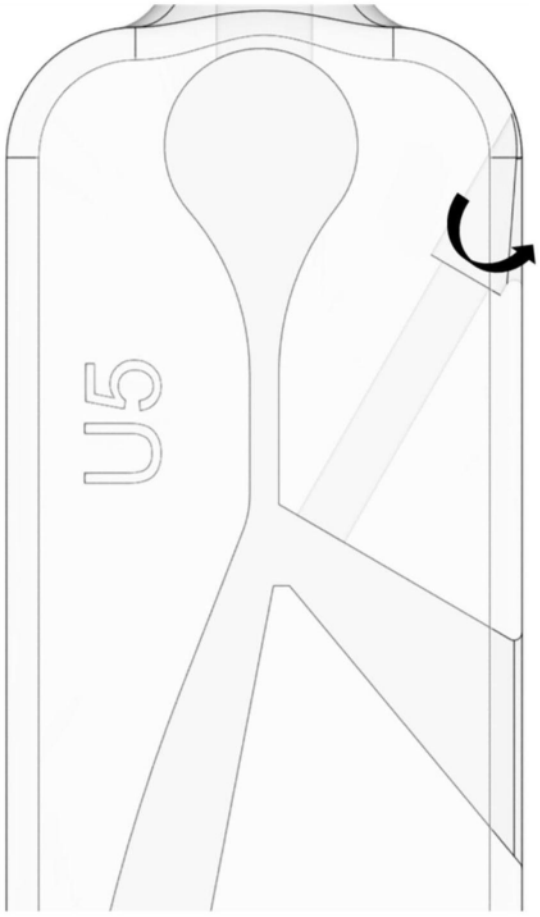


图8B

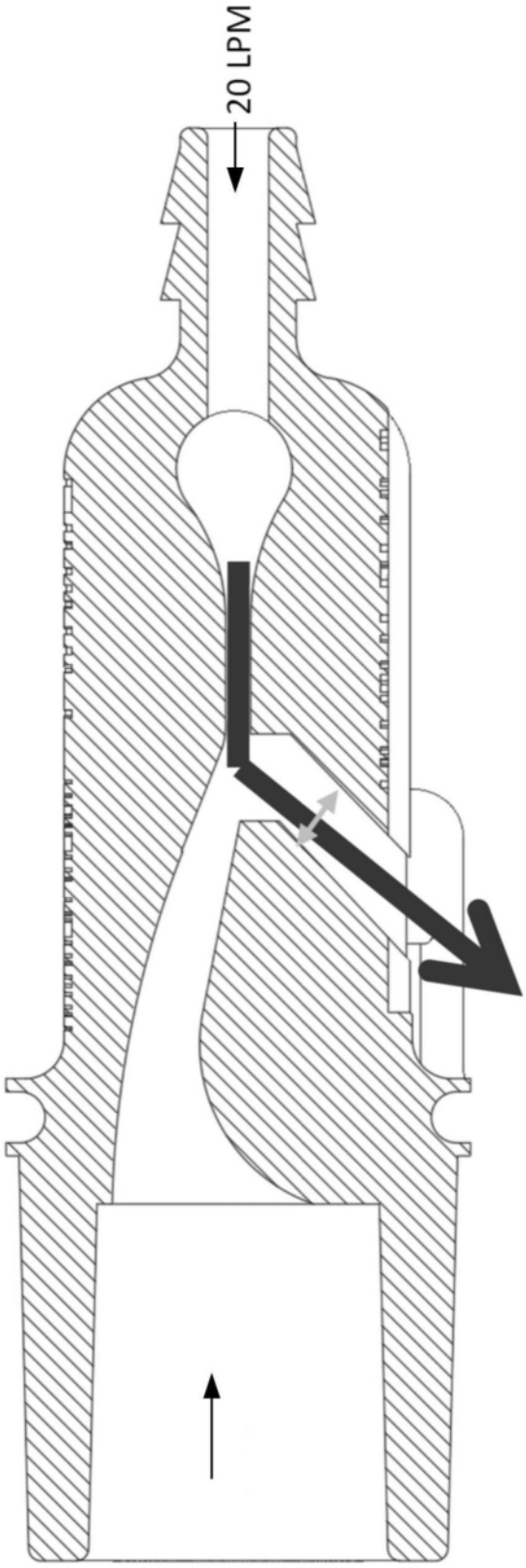


图9

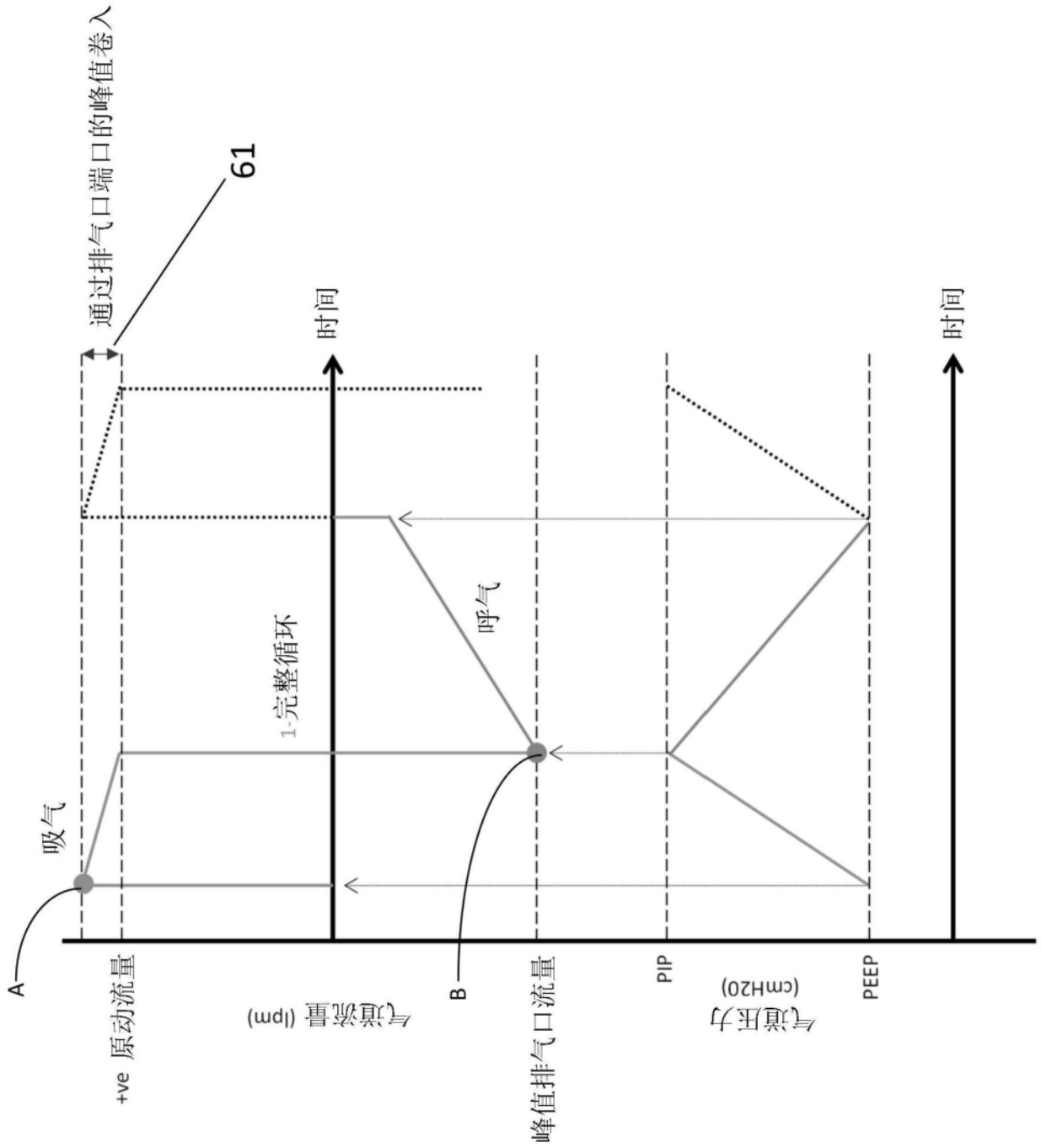

通过排气口端口的峰值卷入
61
时间
时间
时间
吸气
1-完整循环
呼气
A
B
+ve 原动流量
气道流量 (lpm)
峰值排气口流量
PIP
PEEP
气道压力
(cmH20)

图10

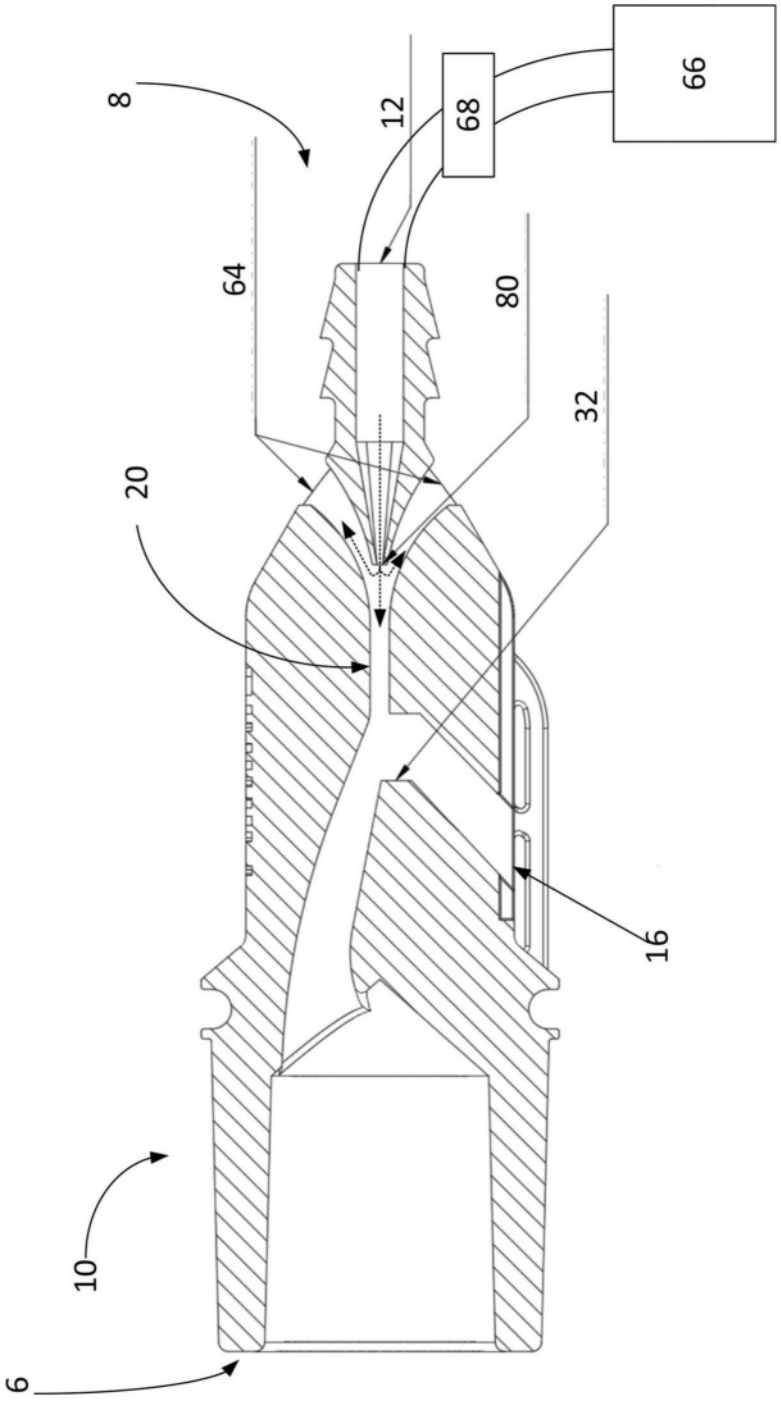


图11A

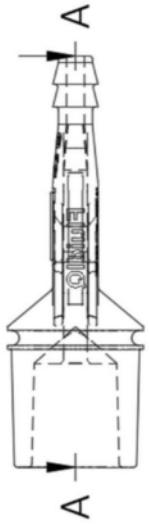


图11B

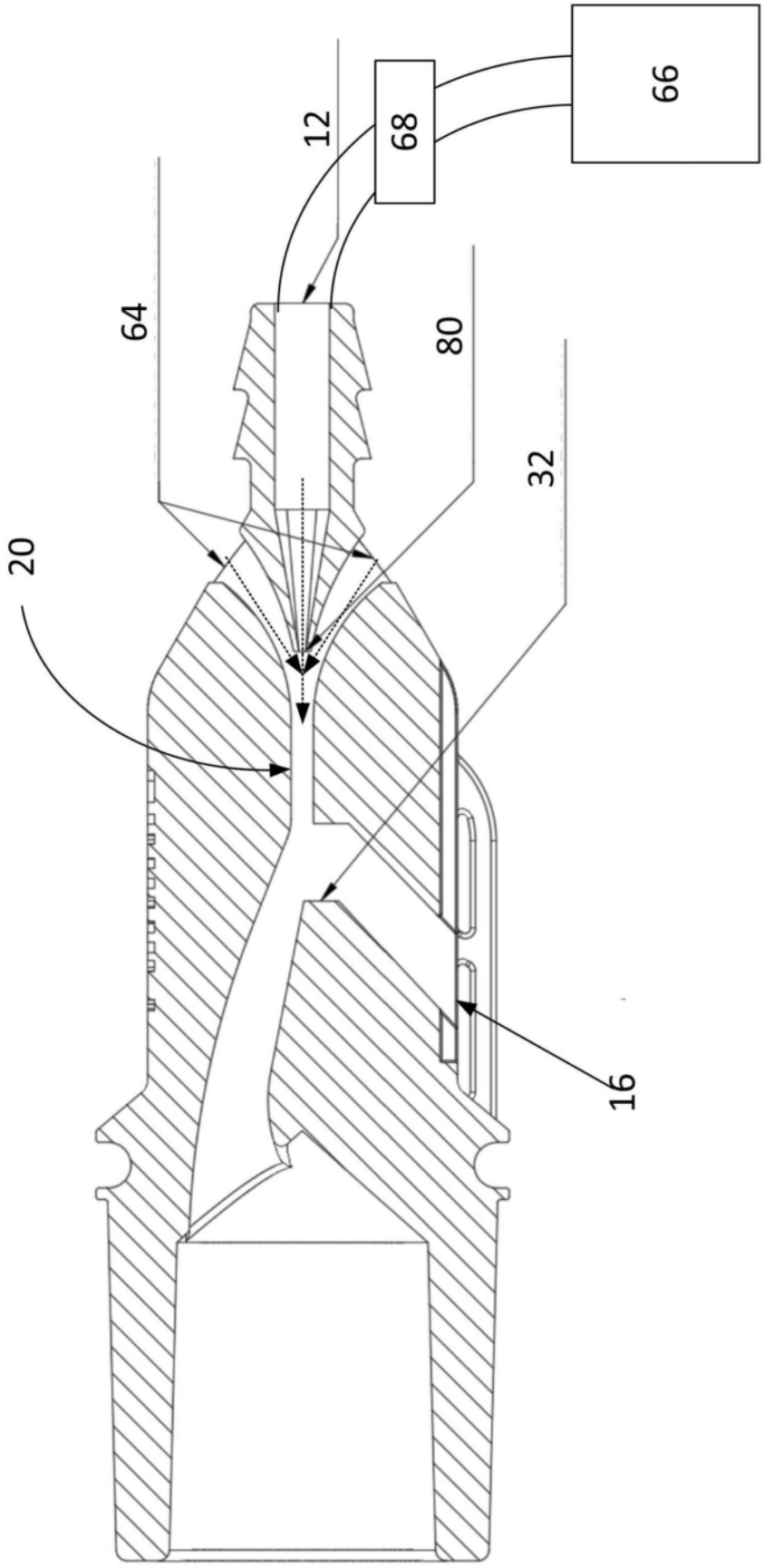


图11C

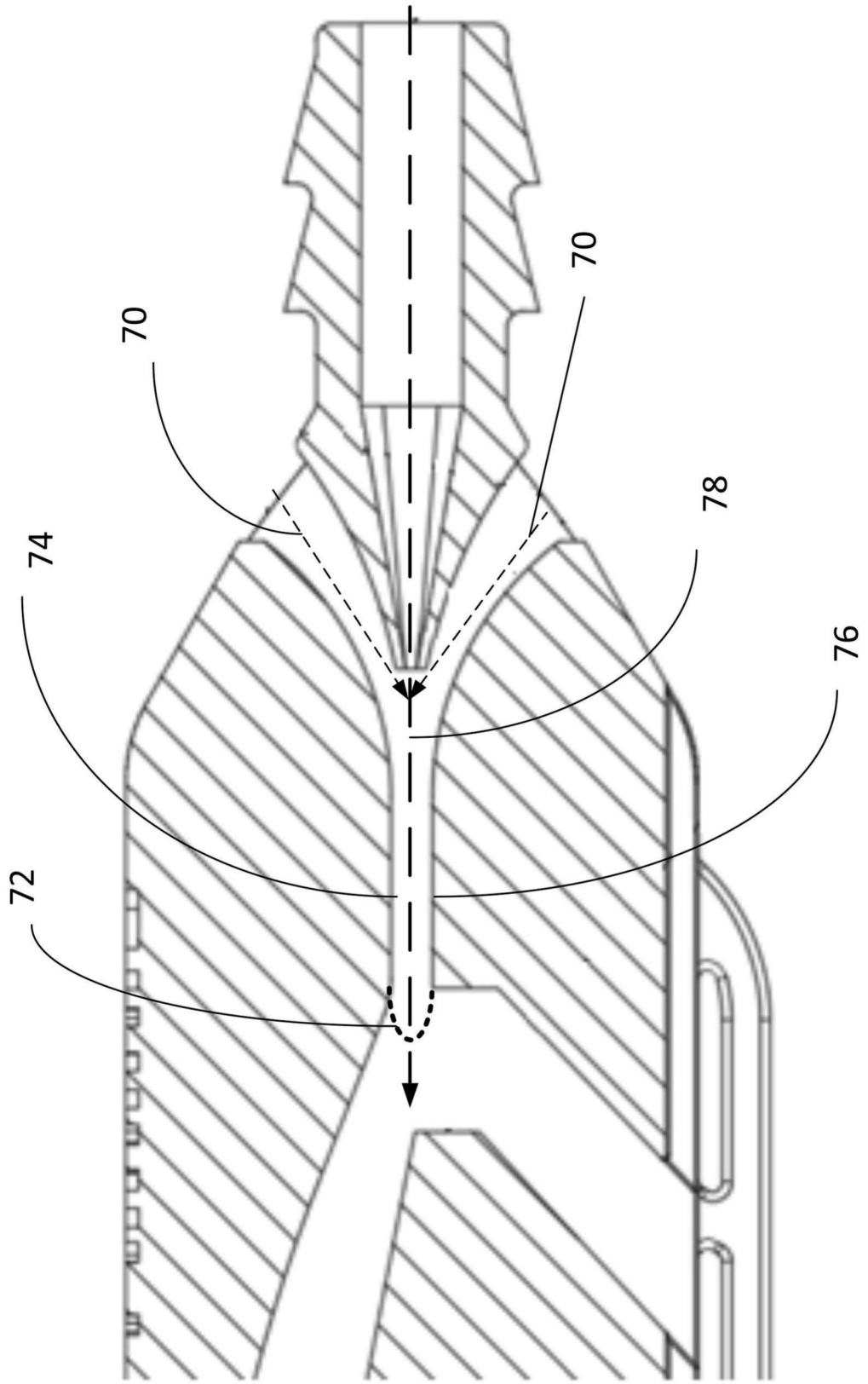


图12A

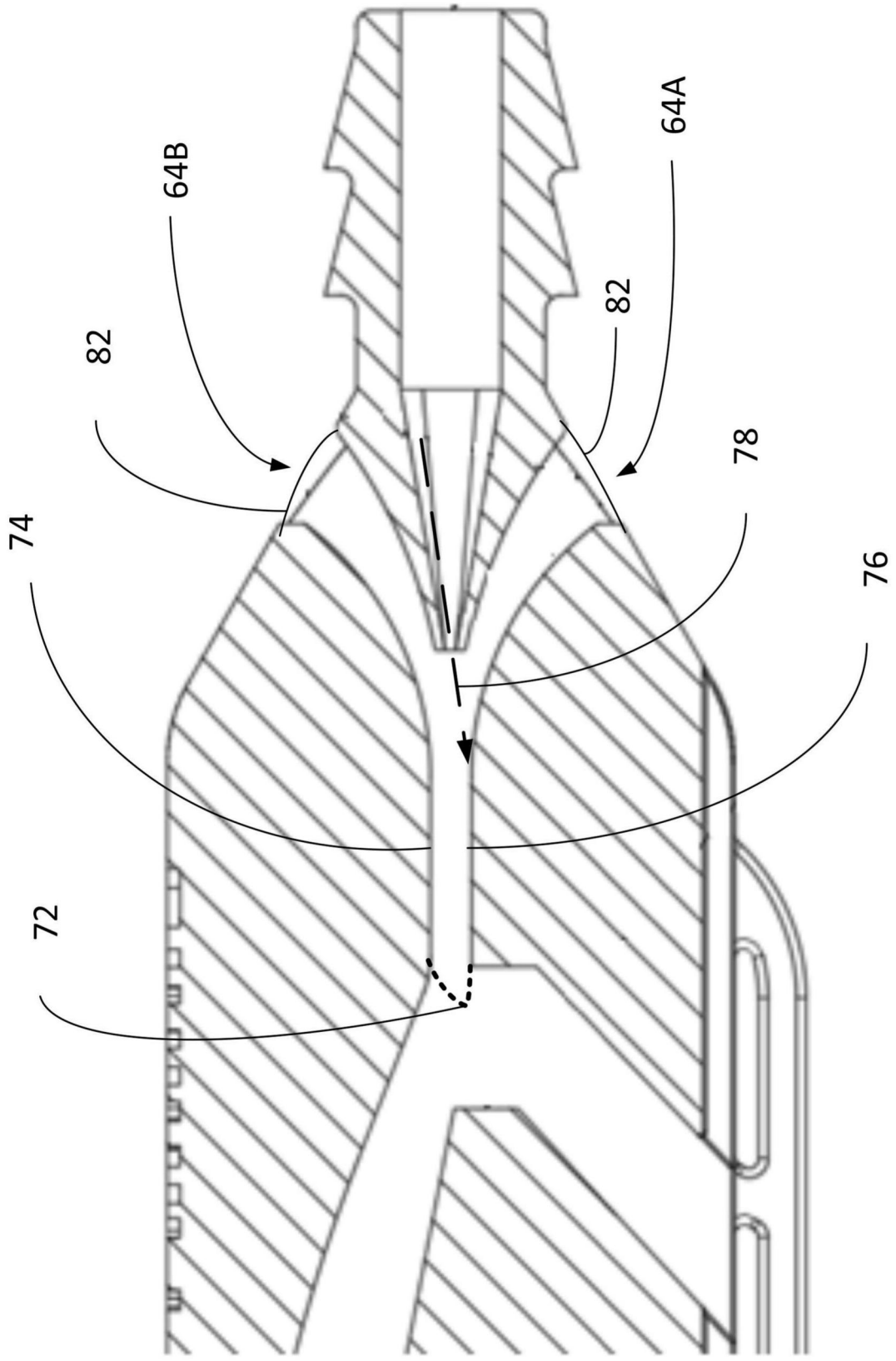


图12B

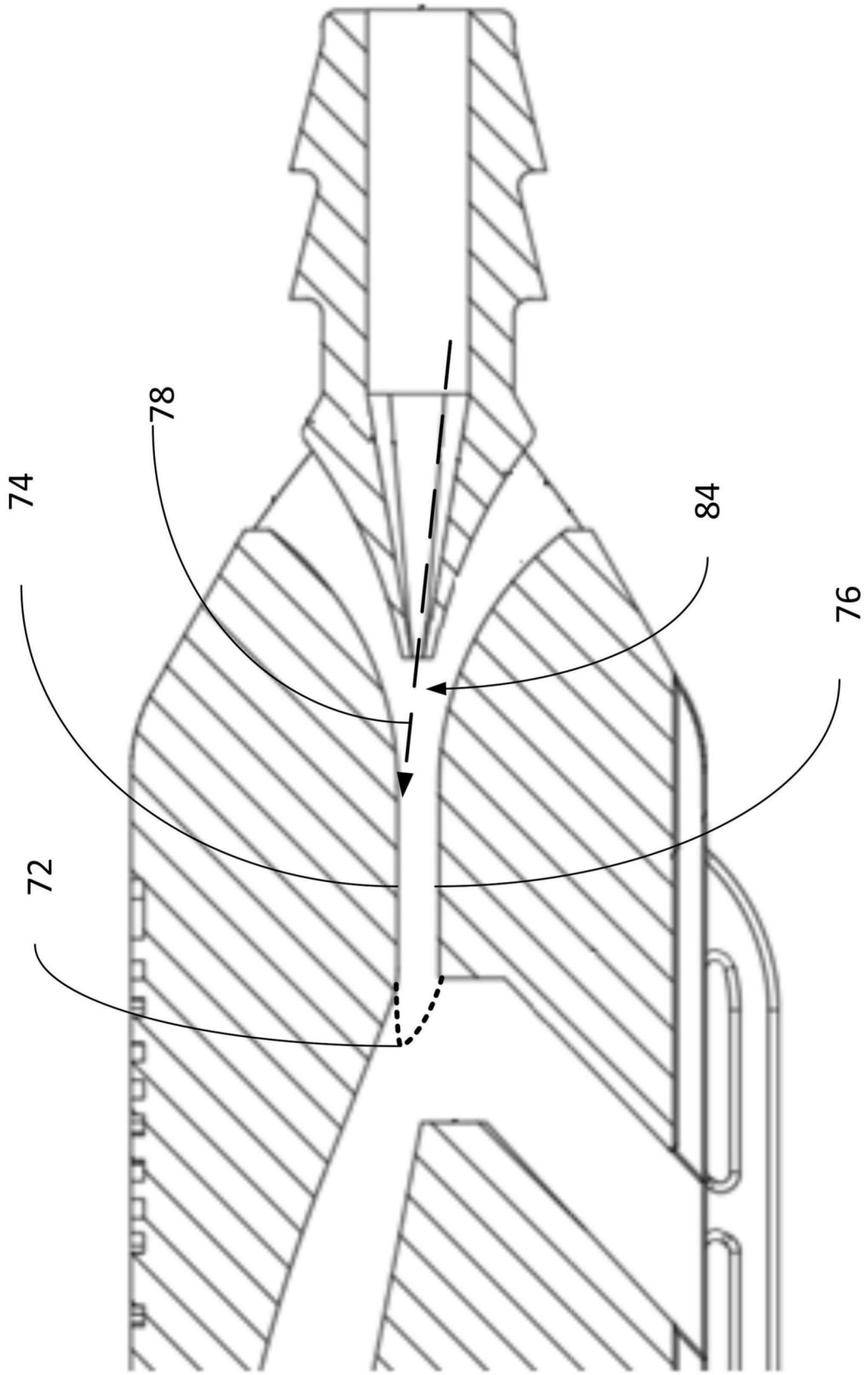


图12C

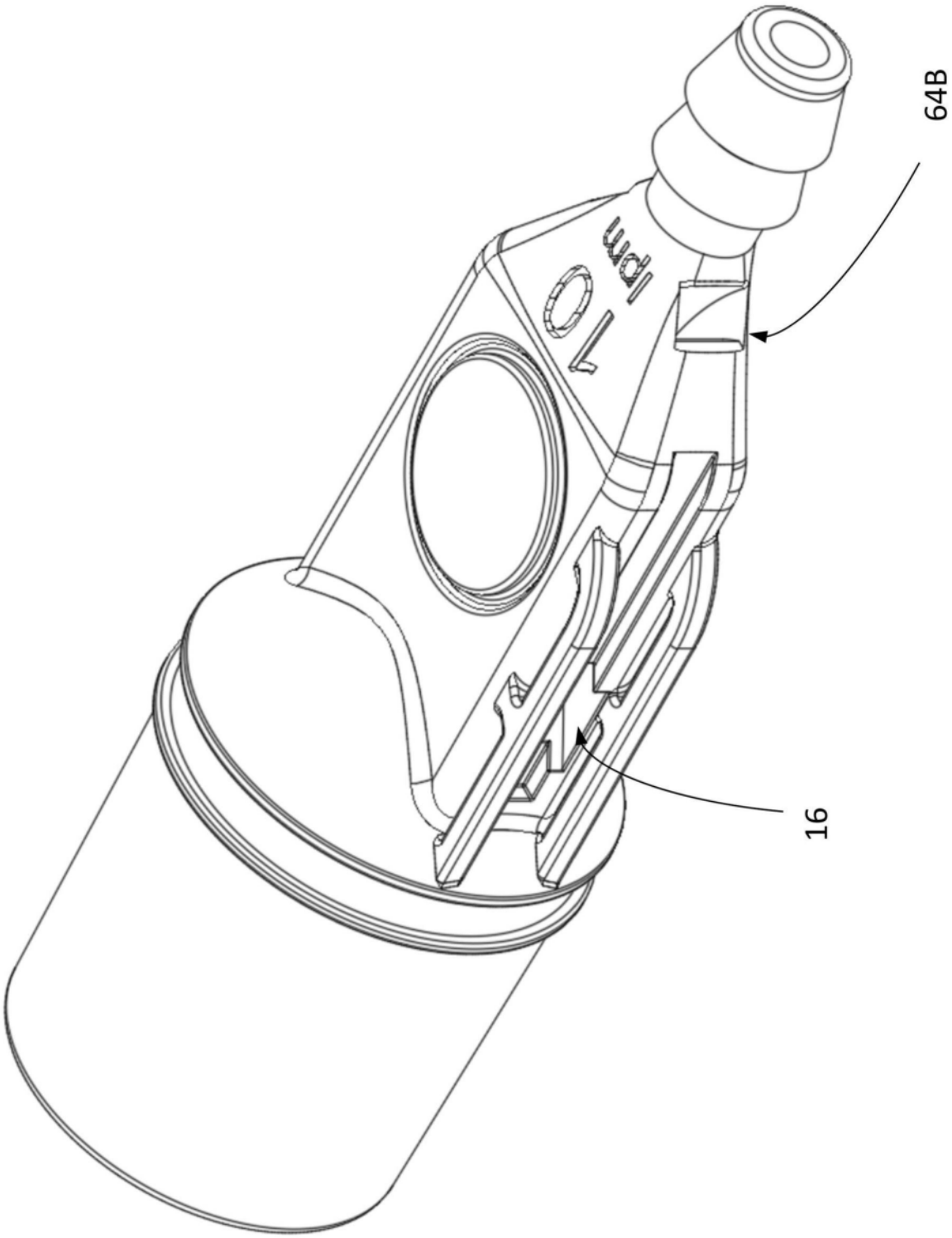


图13

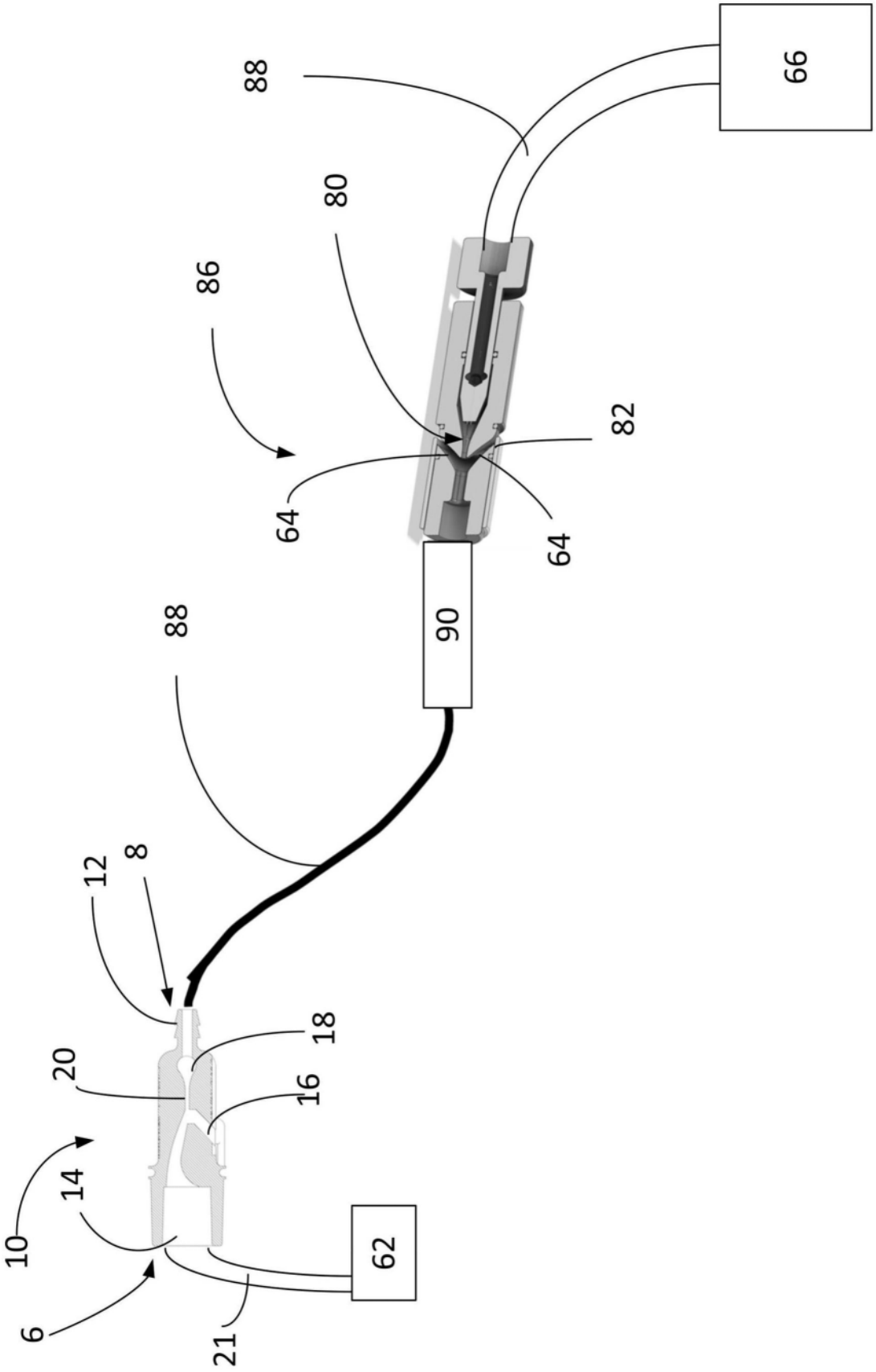


图14

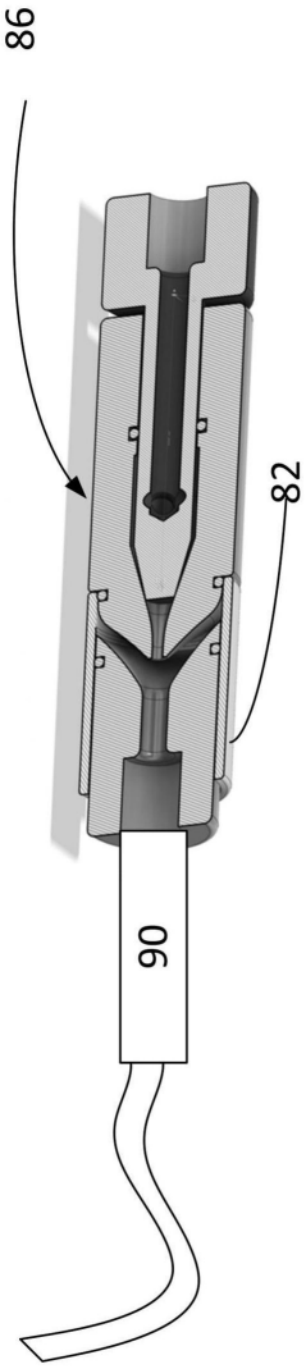


图15A

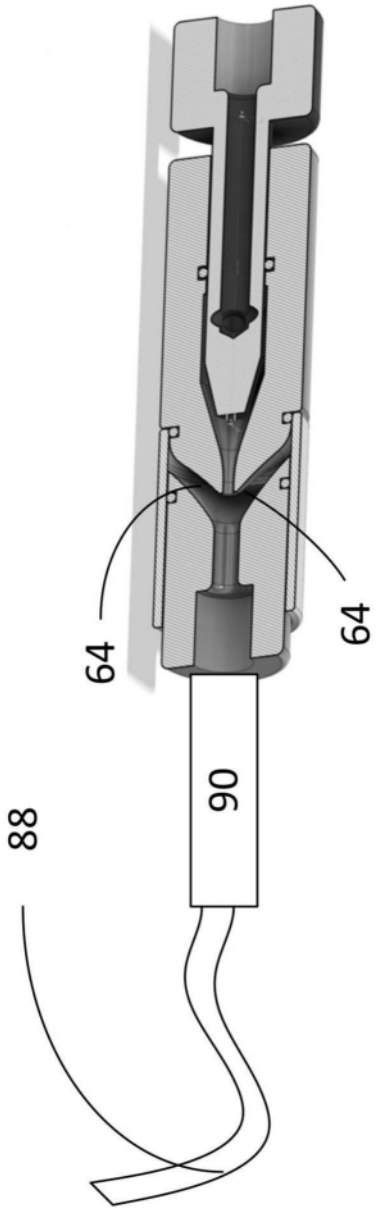


图15B

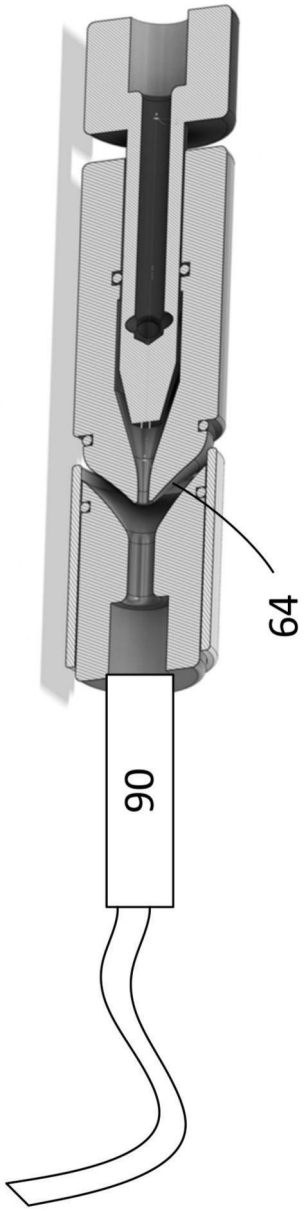


图15C

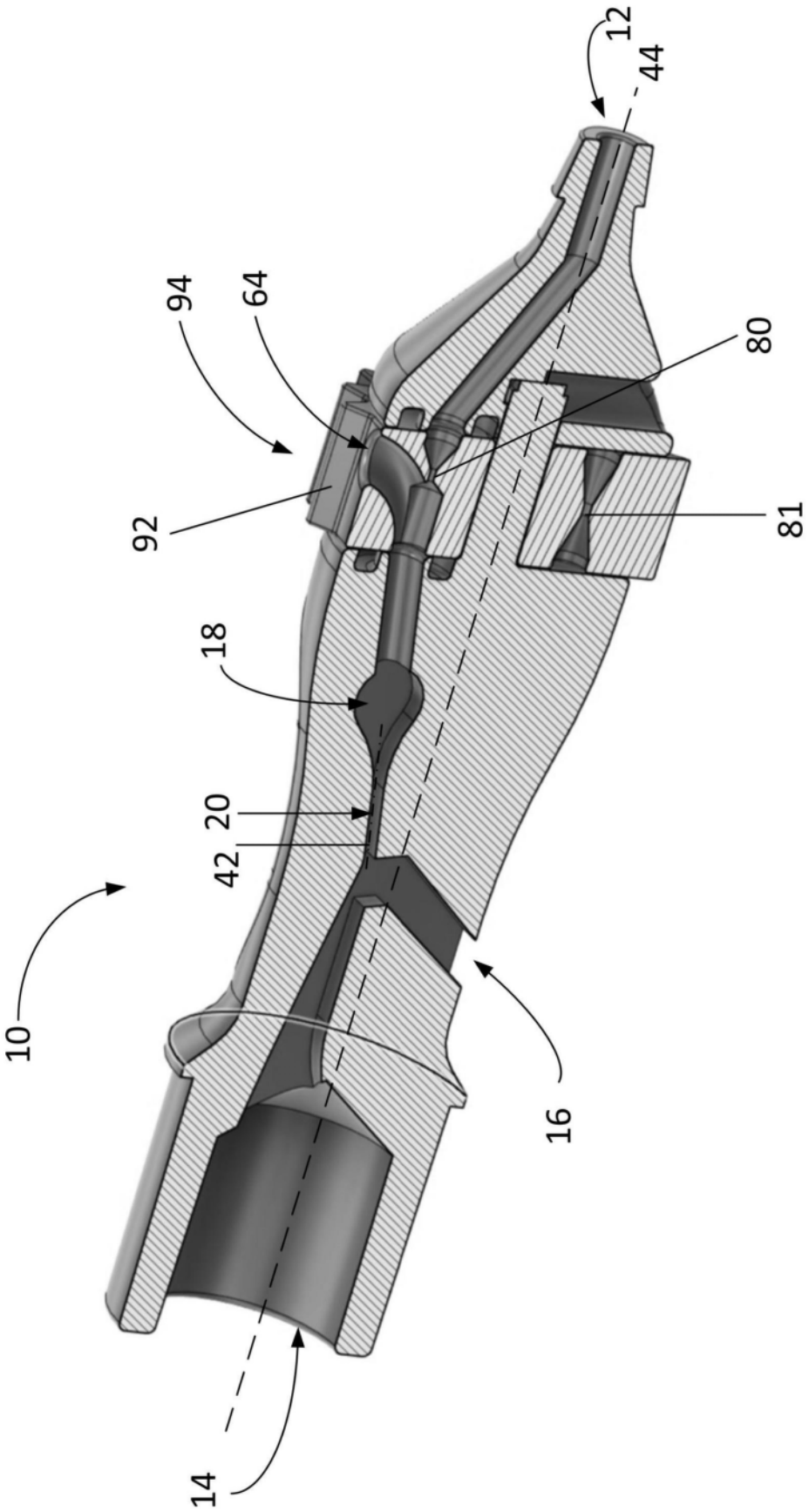


图16

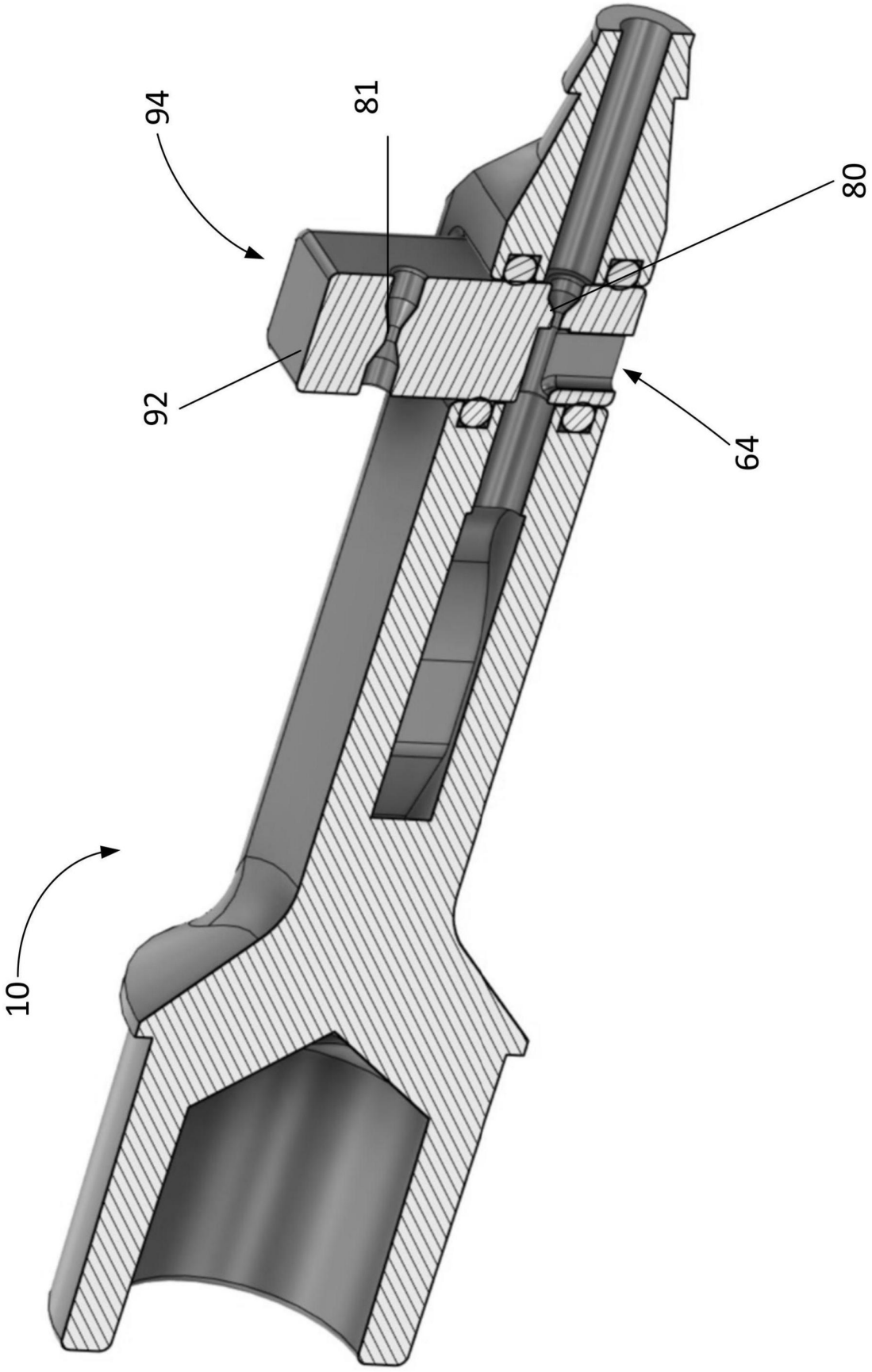


图17

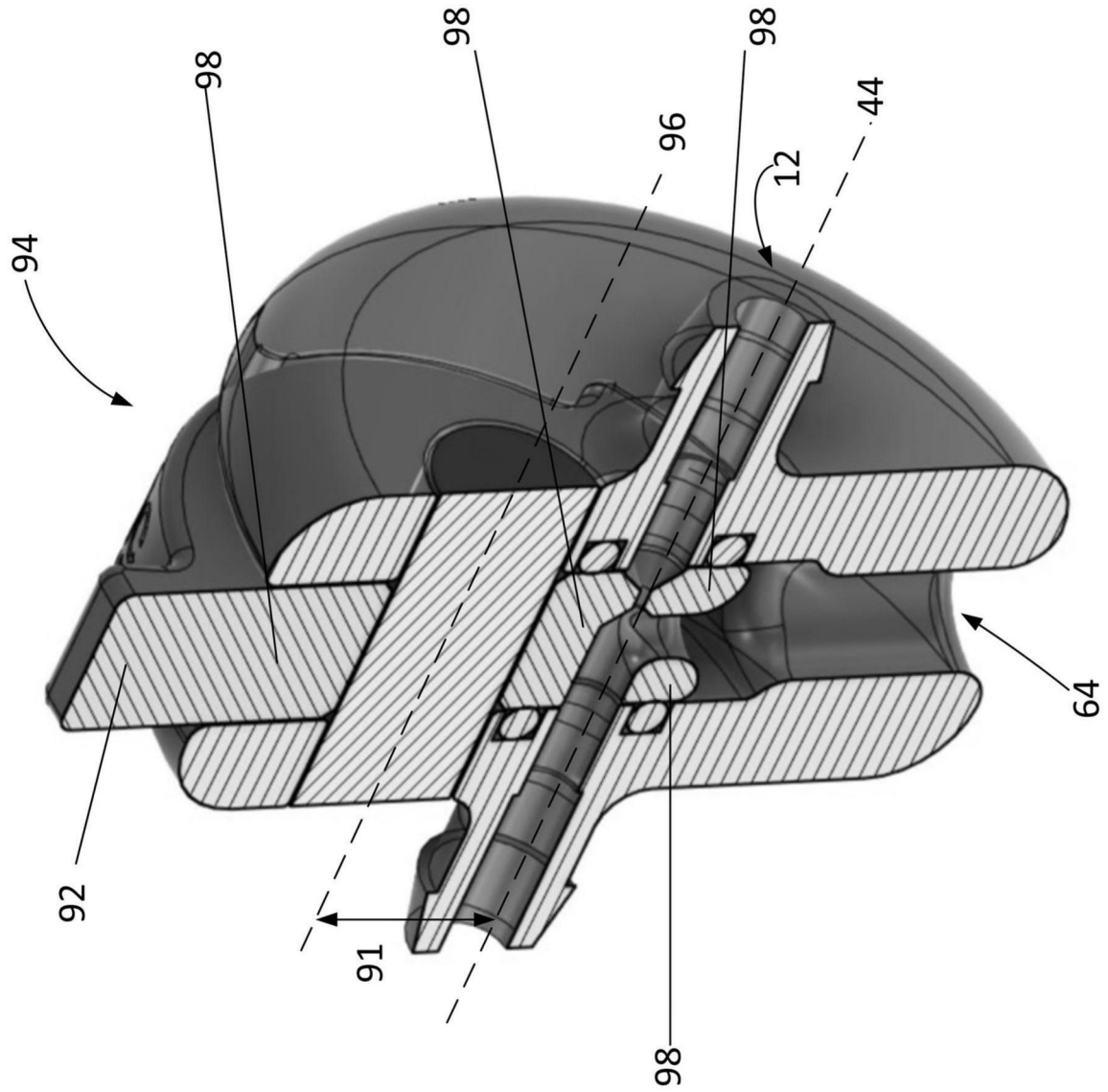


图18A

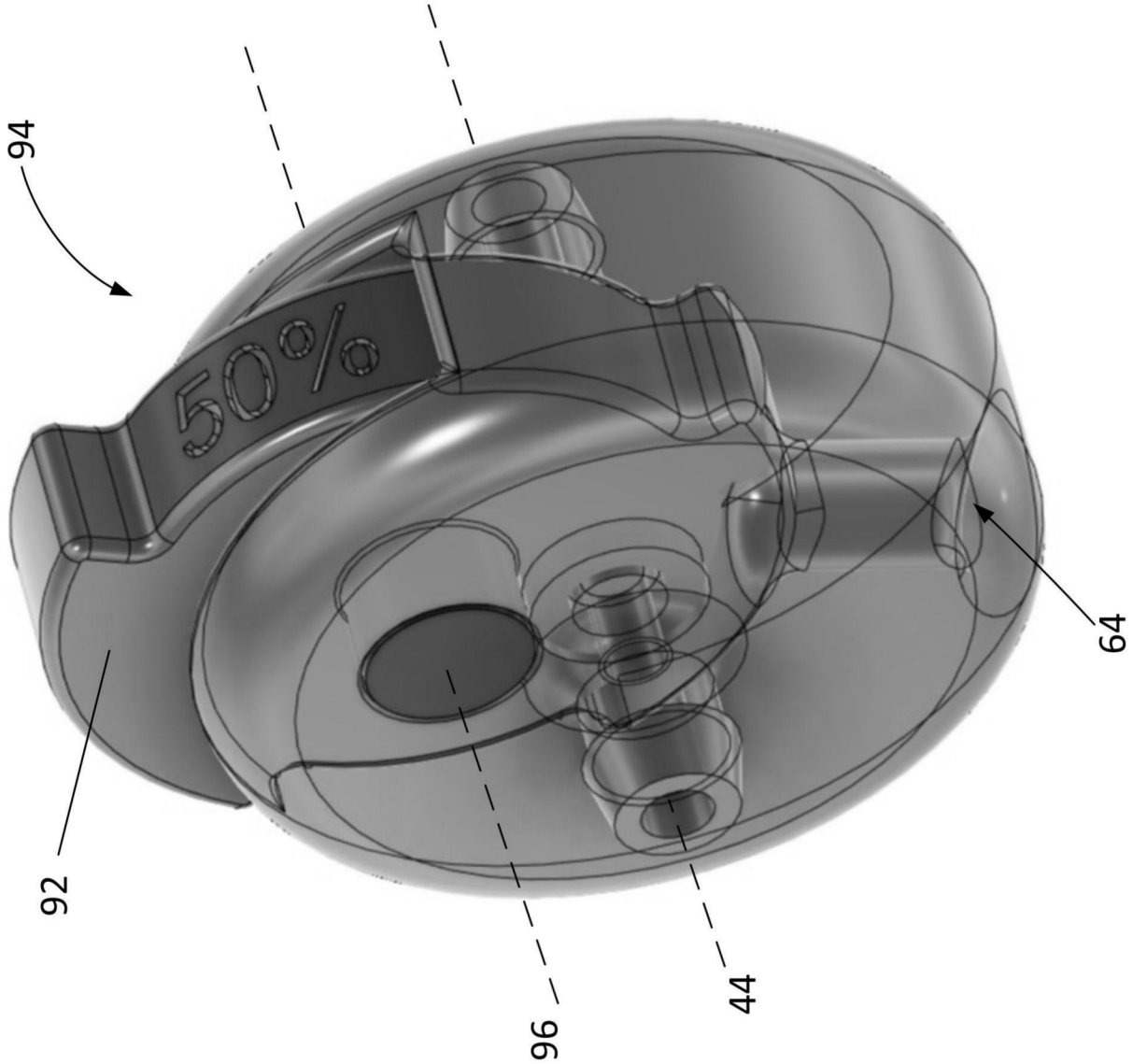


图18B

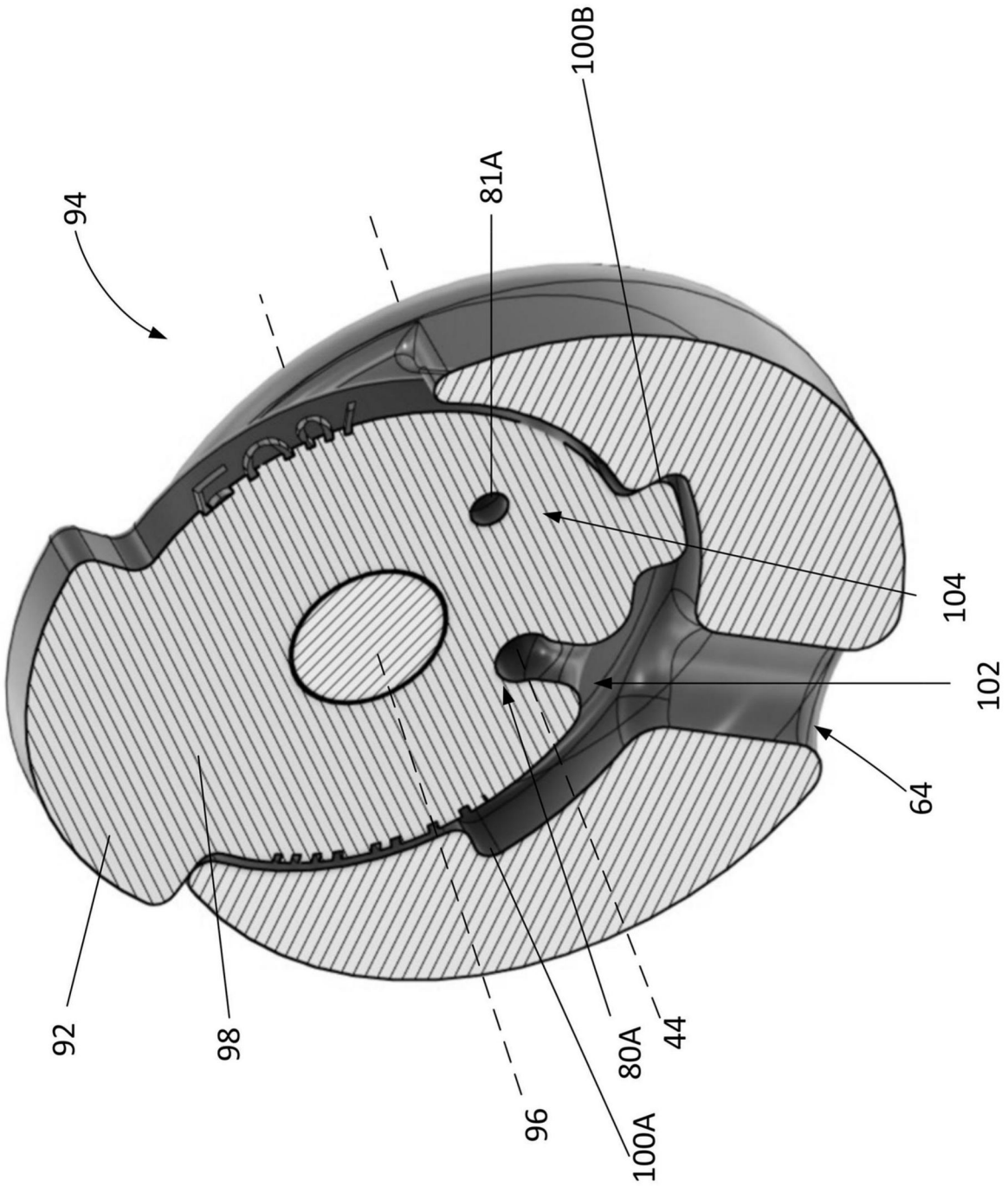


图18C

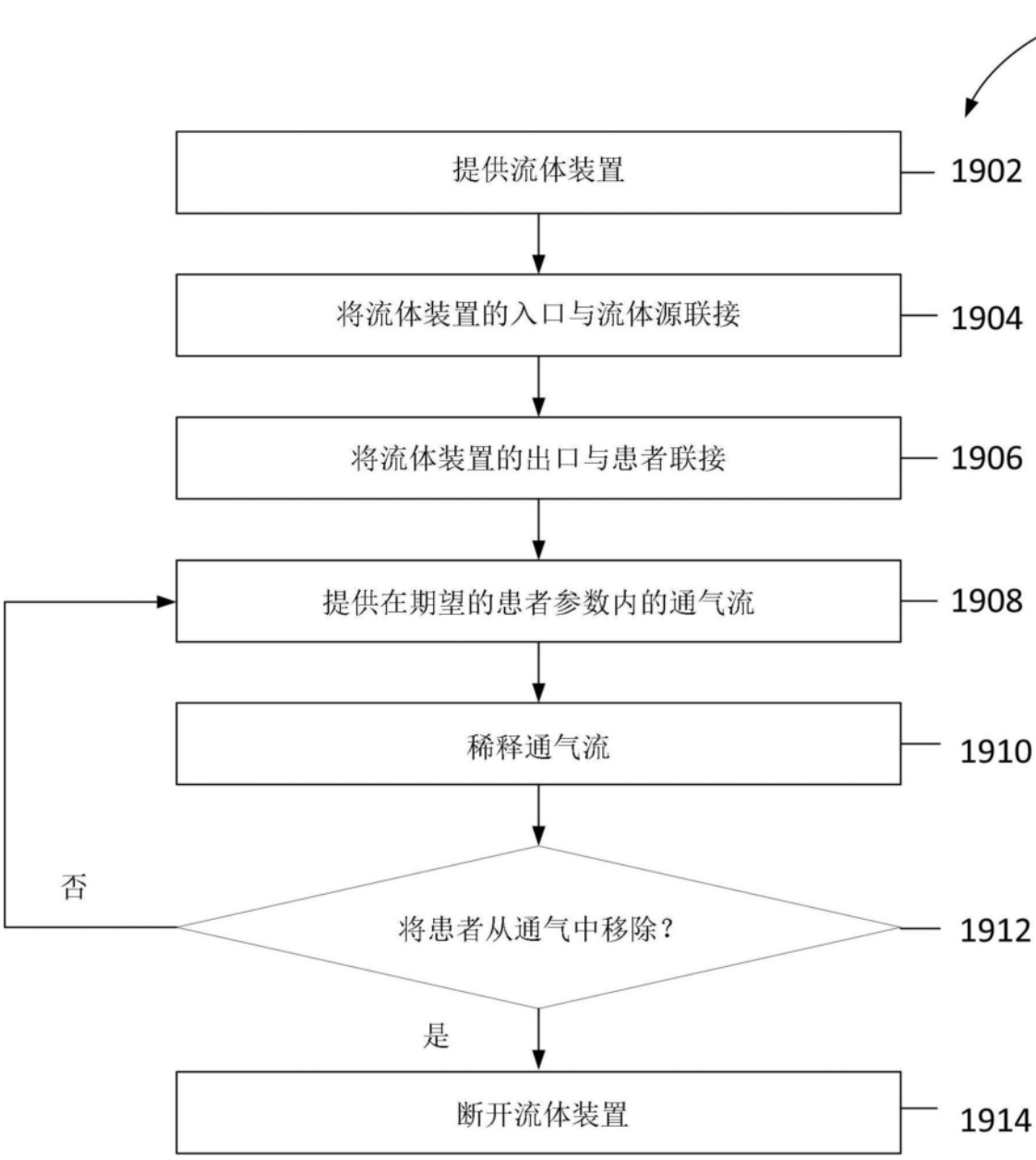

1900
提供流体装置
1902
将流体装置的入口与流体源联接
1904
将流体装置的出口与患者联接
1906
提供在期望的患者参数内的通气流
1908
稀释通气流
1910
否
将患者从通气中移除？
1912
是
断开流体装置
1914

图19