



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101932354 B

(45) 授权公告日 2013.06.19

(21) 申请号 200880017782.2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2008.04.02

A61M 16/00 (2006.01)

(30) 优先权数据

A61M 16/20 (2006.01)

60/921,414 2007.04.02 US

(56) 对比文件

(85) PCT申请进入国家阶段日

CN 1215346 A, 1999.04.28,

2009.11.27

US 6067984 A, 2000.05.30,

(86) PCT申请的申请数据

US 2008/0262377 A1, 2008.10.23,

PCT/US2008/059162 2008.04.02

US 3630196 A, 1971.12.28,

(87) PCT申请的公布数据

审查员 张岩

W02008/122045 EN 2008.10.09

(73) 专利权人 阿利吉安斯公司

地址 美国伊利诺伊州

(72) 发明人 T·J·邓斯摩尔 T·C·威尔施克

G·C·怀斯

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 彭武 刘华联

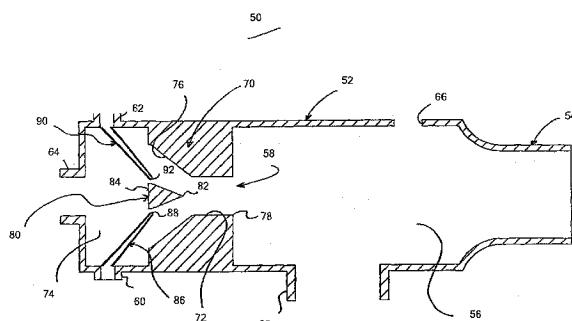
权利要求书3页 说明书11页 附图7页

(54) 发明名称

高频振荡呼吸治疗装置

(57) 摘要

一种呼吸治疗装置包括外壳、分流器结构、高频压力端口即 HF 端口、以及卷吸端口。该外壳限定具有患者接口侧的主要通路。分流器结构与主要通路流体连通且特征在于不存在文丘里管。HF 端口被配置用于流体连接到振荡气流源且与分流器结构流体地关联。卷吸端口可向环境空气打开，且与分流器结构流体地相关联。利用这种构造，该装置被配置成使得在对患者侧进行冲击压力治疗的过程中来自外部源的气流的流动特征在与分流器结构相互作用时有所改变以形成压降用于通过卷吸端口吸入环境空气。



1. 一种呼吸治疗装置,其包括 :

外壳,其限定具有患者接口侧的主要通路;

分流器结构,其与所述患者接口侧相对,由所述外壳维持与所述主要通路流体连通,其中所述分流器结构特征在于不存在文丘里管;

高频压力端口,其由所述外壳维持并被配置成流体连接到振荡气流源,所述高频压力端口与所述分流器结构流体地相关联;

流体地连接到腔室的连续正压力端口,其中所述连续正压力端口被配置成流体连接到连续正压力气流源;以及,

卷吸端口,其由所述外壳维持并可向环境空气打开,所述卷吸端口与所述分流器结构流体地相关联;

其中所述装置被配置成使得来自所述高频压力端口和所述连续正压力端口的气流的流动特征在与所述分流器结构相互作用时得以改变,以造成压降用于将环境空气通过所述卷吸端口抽吸入,且对所述主要通路的所述患者接口侧进行冲击压力治疗。

2. 根据权利要求 1 所述的装置,其还包括:

雾化器端口,其由外壳形成,流体地位于在所述患者接口侧与所述分流器结构之间的一个位置处、与所述主要通路流体连通;以及,

雾化器,其流体地连接到所述雾化器端口。

3. 根据权利要求 1 所述的装置,其中所述分流器结构流体地定位于所述主要通路与腔室之间,所述高频压力端口向所述腔室流体地开放。

4. 根据权利要求 3 所述的装置,其中所述卷吸端口向所述腔室流体地开放。

5. 根据权利要求 3 所述的装置,其中所述高频压力端口流体地连接到喷嘴,所述喷嘴止于喷嘴端处,所述喷嘴端定位成将射流气体引导向所述分流器结构。

6. 根据权利要求 5 所述的装置,所述分流器结构包括:

颈部区域,其流体地连接所述腔室和所述主要通路,所述颈部形成尺度缩小的通路,所述尺度缩小的通路具有邻近所述腔室的入口侧和邻近所述主要通路的出口侧,其中所述出口侧的直径小于所述入口侧的直径。

7. 根据权利要求 6 所述装置,其中所述主要通路紧邻所述出口侧定位,且另外其中所述尺度缩小的通路具有恒定的直径。

8. 根据权利要求 7 所述的装置,其中所述分流器结构还包括流体地定位于所述喷嘴端与所述尺度缩小的通路之间的分流器主体,所述喷嘴的方位使得来自所述喷嘴端的气流冲击到所述分流器主体上、并被引导朝向所述尺度缩小的通路。

9. 根据权利要求 7 所述的装置,其中所述连续正压力端口包括突出到所述腔室内的连续正压力喷嘴。

10. 根据权利要求 5 所述的装置,其中所述分流器结构包括板,所述板在所述外壳上延伸并形成流体地连接所述腔室和所述主要通路的孔口。

11. 根据权利要求 10 所述的装置,其中所述板具有朝向所述腔室的第一侧和朝向所述主要通路的第二侧,且另外其中所述孔口在从所述第一侧到所述第二侧的延伸部分中具有恒定的直径。

12. 根据权利要求 10 所述的装置,其中所述板与所述喷嘴端间隔开,且另外其中所述

孔口与所述喷嘴的中心轴线对准。

13. 根据权利要求 5 所述的装置, 其中所述卷吸端口到所述腔室的开口流体地位于所述喷嘴端与所述分流器结构之间。

14. 根据权利要求 1 所述的装置, 其中所述分流器结构包括阻塞体, 阻塞体可移动地安置于所述外壳内, 且另外其中所述高频压力端口流体地连接到所述分流器结构使得在所述高频压力端口处的压力脉冲造成所述阻塞体移动,

其中所述阻塞体与所述连续正压力端口的出口端流体地对准以影响从所述连续正压力端口朝向所述主要通路的气流。

15. 根据权利要求 14 所述的装置, 其中所述分流器结构被配置成在第一位置与第二位置之间移动所述阻塞体, 所述装置被配置成使得所述阻塞体在第一位置与在第二位置相比有不同于的方式影响来自所述连续正压力端口的气流。

16. 根据权利要求 15 所述的装置, 其中, 所述阻塞体在第一位置与在第二位置相比更明显地限制从所述连续正压力端口到所述主要通路的气流。

17. 根据权利要求 14 所述的装置, 其中所述阻塞体到所述外壳的可移动组装选自可滑动的组装和可旋转的组装。

18. 一种呼吸治疗系统, 其包括 :

呼吸治疗装置, 包括 :

外壳, 其限定具有患者接口侧的主要通路;

分流器结构, 其与所述患者接口侧相对、由所述外壳维持与所述主要通路流体连通, 其中所述分流器结构的特征在于不存在文丘里管;

高频压力端口, 其由所述外壳维持并与所述分流器结构流体地相关联;

流体地连接到腔室的连续正压力端口;

卷吸端口, 其由外壳维持并可向环境空气打开, 所述卷吸端口与所述分流器结构流体地关联; 以及,

振荡气流源, 其中所述振荡气流源流体地连接到所述高频压力端口;

流体连接到所述连续正压力端口的连续正压力气流源;

且其中所述装置被配置成使得来自所述气流源的气流的流动特征在与所述分流器结构相互作用时有所改变, 以形成压降用于通过所述卷吸端口抽吸入周围空气, 且对所述主要通路的所述患者接口侧进行冲击压力治疗。

19. 根据权利要求 18 所述的系统, 其中所述装置还包括由所述外壳形成并流体地连接到所述高频压力端口的腔室。

20. 一种呼吸治疗装置, 其包括 :

外壳, 其限定具有患者接口侧的主要通路;

正压力端口, 其由所述外壳维持并被配置用于流体连接到正压力气流源;

分流器结构, 其包括阻塞体, 所述阻塞体流体地在所述正压力端口与所述主要通路之间、可移动地维持于所述外壳内;

高频压力端口, 其由所述外壳维持并流体地连接到所述分流器结构, 其中所述高频压力端口被配置用于流体连接到振荡气流源使得传送到所述高频压力端口的压力脉冲造成所述阻塞体的移动; 以及,

卷吸端口，其由所述外壳维持并可向环境空气打开，所述卷吸端口与所述分流器结构流体地相关联；

其中所述装置被配置成使得来自正压力端口的气流的流动特征在与所述阻塞体交会接触时选择性地有所改变以对所述主要通路的所述患者接口侧进行冲击压力治疗。

21. 根据权利要求 20 所述的装置，其中所述分流器结构包括可移动地安置于所述外壳内的毂，且另外其中所述毂的移动被转换为所述阻塞体相对于所述正压力端口的移动。

22. 根据权利要求 21 所述的装置，其中所述阻塞体可相对于所述正压力端口的中心轴线沿纵向移动。

23. 根据权利要求 21 所述的装置，其中所述阻塞体可相对于所述正压力端口的中心轴线旋转地移动。

高频振荡呼吸治疗装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 根据 35U.S.C. § 119(e)(1)，本申请主张 2007 年 4 月 2 日提交的名称为“Continuous High Frequency Oscillation Respiratory Therapy Device”的美国临时专利申请序列号 60/291,414 的优先权，该申请的全部教导内容以引用的方式结合到本文中。

技术领域

[0003] 本发明涉及呼吸治疗装置。更特定而言，本发明涉及冲击呼吸装置，其在患者的吸气与呼气循环期间向患者传送高频空气脉冲。

背景技术

[0004] 很多种呼吸治疗装置目前可用于辅助、治疗或改善患者的呼吸健康。举例而言，气道正压 (PAP) 长期以来被认为是一种通过促成有所改善的氧合作用、有所增加的肺容量、以及充血性心力衰竭患者的有所减小的静脉回流这些手段来促进支气管卫生的有效工具。近来，气道正压被认为有助于促成患者肺部分泌物（例如，黏液）的活动化 (mobilization) 和清除。在这点上，呈患者空气柱的高频振荡 (HFO) 形式的气道正压是便利移除分泌物的为公众认可的技术。一般而言，HFO 在体外减小唾液粘性，这继而对于由体外模拟咳嗽所诱发的清除具有积极作用。HFO 可经由施加到患者胸壁上的力（即，胸壁物理治疗 (CPT)，诸如抵靠患者胸壁而振动的电驱动垫）而传送或形成，或通过直接施力于患者气道（即，呼吸疗法，诸如高频气道振荡）而传送或形成。许多患者和护理者较喜欢呼吸治疗办法，因为其不太有强迫性且更易于管理。为此目的，PAP 支气管卫生技术已脱颖而出成为用于扩展肺部以及使得分泌物活动化的 CPT 的有效替代。

[0005] 各种治疗系统可用于提供上文所述的呼吸治疗（以及其它治疗和 / 或通气）。举例而言，肺内振荡通气 (IPV) 治疗涉及 HFO 装置，其传送空气脉冲进入患者气道开口内。一般而言，IPV 系统包括手持装置，其建立患者呼吸回路，正压力气体（例如，空气、氧气等）的源与该患者的呼吸回路成流体连接。压力源和 / 或该装置还包括适当机构（例如，被提供作为与手持装置分开的驱动器单元的部分的控制阀），其实现气体到患者呼吸回路内的间歇性流动，以及因此实现患者肺部的冲击通气。利用这种办法，患者通过衔嘴件 (mouthpiece) 进行呼吸，衔嘴件传送高流量的“微爆发 (mini-bursts)”气体。在这些冲击爆发期间，维持着高于环境压力的连续的气道压力，而同时脉动冲击气流周期性地增加气道压力（例如，气流使得所传送的压力循环）。每个冲击循环可由患者或护理者利用特定系统来加以编程、并且可在呼吸循环的整个吸气与呼气阶段至始至终得以使用。IPV 装置的实例包括 **IPV®** 通气机装置（购自 Sandpoint, ID 的 PercussionAire Corp.），IMP2™（购自瑞典的 Breas Medical of Molnlycke）和 PercussiveNeb™ System（购自 Sacramento, CA 的 Vortran Medical Technology, Inc.，）。而且，美国专利第 7,191,780 号描述了一种可连接到加压气体源的 IPV 型治疗设备，其需要被包覆的固定文丘里管用于进行所希望的治疗。

[0006] 鉴于 IPV 治疗装置的有前景的属性，对于已知设计的任何改进，诸如增强的性能、

长期可靠性、减小的制造成本、容易操纵等，将会是受好评的。

发明内容

[0007] 根据本公开内容原理的某些方面涉及呼吸治疗装置，其包括外壳、分流器结构、高频压力端口（HF 端口）以及卷吸端口（entrainmentport）。该外壳限定具有患者接口侧的主要通路。分流器结构由外壳维持与主要通路流体连通，与患者接口侧相对。在这点上，分流器结构的特征在于不存在文丘里管。HF 端口由外壳维持，并且被配置成用于流体连接到振荡气流源。另外，HF 端口与分流器结构流体地关联。卷吸端口也由外壳维持，能向环境空气打开，且与分流器结构流体地关联。利用这种构造，该装置得以被配置，使得在对主要通路的患者侧进行冲击压力治疗的过程中，来自外部源的气流在与分流器结构相互作用时其流动特征有所改变以形成压降，从而用于通过卷吸端口吸入环境空气。在某些实施例中，HF 端口连接到喷嘴或形成喷嘴，喷嘴具有朝向分流器结构的喷嘴端，且分流器结构包括颈部区域，颈部区域形成紧邻主要通路的尺度缩小的通路。在其它实施例中，该装置还包括连续正压力端口（CPP 端口），其被配置用于流体连接到连续正压力气流源。利用这种构造，分流器结构响应于经由 HF 端口传送的压力脉冲而移动，影响从 CPP 端口朝向主要通路的气流。或者，在某些构造中，CPP 端口可为与 HF 端口相同的端口。

[0008] 根据本公开内容原理的其它方面涉及呼吸治疗系统，其包括振荡气流源和呼吸治疗装置。呼吸治疗装置包括外壳、分流器结构、HF 端口和卷吸端口，如上文所述的那样。振荡气流源被流体地连接到 HF 端口。在系统运行期间，来自该源的振荡气流被传送到呼吸治疗装置并受到分流器结构的影响，导致传送到患者接口侧、以及从而传送到患者的压力脉冲对环境空气的卷吸。

[0009] 根据本公开内容的原理的另一些方面涉及呼吸治疗装置，其包括外壳、连续正压力端口（CPP 端口）、分流器结构、高频压力端口（HF 端口）以及卷吸端口。外壳限定具有患者接口侧的主要通路。CPP 端口由外壳维持，并且被配置用于流体连接到连续正压力气流源。分流器结构包括阻塞体，阻塞体流体地介于 CPP 端口与主要通路之间、可移动地维持于外壳内。HF 端口也由外壳维持且流体地连接到分流器结构。另外，HF 端口被配置用于流体连接到振荡气流源，从而使得传送到 HF 端口的压力脉冲造成阻塞体的移动。最后，卷吸端口由外壳维持并可向环境空气打开，且卷吸端口与分流器结构流体地相关联。利用上述构造，该装置得以被配置，使得来自 CPP 端口的气流在与阻塞体相互作用时其流动特征选择性地有所改变，从而对主要通路的患者接口侧进行冲击压力治疗。在某些实施例中，阻塞体可相对于 CPP 端口的中心轴线在纵向移动。在其它实施例中，阻塞体可旋转地安装于外壳中。

附图说明

- [0010] 图 1 是根据本发明的各方面的冲击呼吸治疗装置的方块图；
- [0011] 图 2 是呼吸治疗装置的一个实施例的简化截面图，且各部分被示意性地绘制；
- [0012] 图 3A 和图 3B 是图的装置的可替代构造的简化截面图，且各部分被示意性地绘制，并示出其在产生冲击治疗中的用途；
- [0013] 图 4 是另一实施例呼吸治疗装置的简化截面图，且各部分被示意性地描绘；

- [0014] 图 5 是另一实施例呼吸治疗装置的简化截面图,且各部分被示意性地绘制;
- [0015] 图 6A 和图 6B 是另一实施例呼吸治疗装置的简化截面图,且各部分被示意性地绘制;以及
- [0016] 图 7A 和图 7B 是另一实施例呼吸治疗装置的简化截面图,且各部分被示意性地绘制。

具体实施方式

[0017] 在图 1 中以方块图形式示出了根据本公开内容的各方面的呼吸治疗装置 20 的一般特点。一般而言,呼吸治疗装置 20 当连接到振荡气流源 22 时进行操作以在患者的吸气与呼气循环期间向患者传送高频空气脉冲。在这点上,振荡气流源 22 可采取本领域中已知的多种形式,且大体上包括流动断续阀 (interrupter valve)、或能产生正压力气体 (例如,空气、氧气等) 的振荡流动的类似结构,诸如在美国专利第 4,805,613 号中所述,该专利的教导内容以引用的方式合并到本文中。在其它实施例中,治疗装置 20 可被配置成当作用于恒定气流时建立振荡流动,使得源 22 可为恒定气流源。考虑到这些,呼吸治疗装置 20 包括外壳,其维持和 / 或形成各种部件,诸如高频流动端口 (HF 端口) 26、一个或更多个卷吸端口 28、分流器结构 30、一个或更多个排气口 32 以及衔嘴件 34。此外,呼吸治疗装置 20 视情况可包括恒定正压力端口 (CPP 端口) 36 和 / 或雾化器端口 38。

[0018] 在下文中结合所描述的实施例来提供关于各种部件的细节。但一般而言,根据本公开内容的分流器机构 30 可采取如下文所述的多种形式,且在某些实施例中,大体上被表征为不是或者不包括文丘里管 (固定的或滑动式),其中“文丘里管”被定义为一种主体,包括延伸到喉部的逐渐减小或会聚直径的喷嘴部段、该喷嘴部段之后是逐渐增加或扩展直径的扩散器部段。分流器结构 30 流体地连接到由外壳 24 形成的主要通路,衔嘴件 34 也流体地连接到主要通路。衔嘴件 34 用作患者接口,患者通过衔嘴件 34 进行呼吸,且衔嘴件 34 可采取多种形式。更概括的说,外壳 24 的主要通路可被限定为具有患者接口侧 40, 衔嘴件 34 连接于患者接口侧 40 处。

[0019] 在使用期间,高频振荡气流从源 22 被引导至 HF 端口 26 且然后被朝向分流器结构 30 引导 (由图 1 中的箭头代表)。来自 HF 端口 26 (例如,喷嘴) 的高速流动在外壳 24 内形成压降,压降继而经由卷吸端口 28 来卷吸环境空气。高速流动与分流器结构 30 之间的相互作用使得气流被引导朝向衔嘴件 34。在某些实施例中,分流器结构 30 进行操作以类似脉冲的方式影响来自 HF 端口 24 的气流,形成朝向衔嘴件 34 的冲击气流 / 压力效应。通过这些实施例,于是,可使用去往外壳 24 的恒定输入压力流动,从而排除了对振荡气流源 22 的需要。在其它实施例中,分流器 30 响应于所传送的振荡气流而操作,继而作用于单独的恒定气体流动上来产生振荡压力脉冲,振荡压力脉冲被传送到衔嘴件 34 / 患者。无论如何,振荡压力脉冲 (包括卷吸的环境空气) 经由衔嘴件 34 被传送到患者。在脉冲之间,排气口 32 和卷吸端口 28 允许患者对装置 20 进行吸入和呼出的呼吸而无显著阻力。

[0020] 若提供, CPP 端口 36 可连接到正压力气体源 (未图示),以促进由装置 20 所提供的呼吸治疗 (例如,产生适当的正呼气压力 (PEP) 等)、提供将由分流器 30 所作用于的主要气流、和 / 或提供其它治疗 (例如,恒定气道正压 (CPAP))。类似地,可选的雾化器端口 38 可连接到雾化器 (未图示) 以将气雾化 (aerosolized) 药物引入到要传送至患者的气流

内。在某些实施例中，雾化器端口 38 在物理上定位于分流器结构 30 与衔嘴件 34 之间，从而使得气雾化的空气流动并不与分流器结构 30 直接相互作用，这种直接相互作用原本可能会导致不希望出现的气雾“分解析出 (knock-down) ”。

[0021] 考虑到上文所述的一般构造，图 2 示意性地示出根据本公开内容的原理的呼吸治疗装置 50 的一个实施例。该装置 50 包括外壳 52，外壳 52 维持或可连接到衔嘴件 54(大体上加以标注)，衔嘴件 54 适于置于患者口中且患者可通过它来进行呼吸。外壳 52 还形成主要通路 56，来自分流器结构 58 的气流通过主要通路 58 被流体地引导至衔嘴件 54。在这点上，外壳 52 还包括或形成 HF 端口 60、CPP 端口 62 以及一个或更多个卷吸端口 64。通过端口 60 至 64 的气流被引导至分流器结构 58。最后，装置 50 视情况包括一个或更多个排气口 66 和 / 或雾化器端口 68。如下文所述，排气口 66 和雾化器端口 68 可组合 / 或提供为单结构的部分，该单结构可包括一个或更多个额外阀。

[0022] 在某些实施例中，分流器结构 58 包括形成于外壳 52 中或由外壳 52 形成的颈部区域 70。颈部区域 70 限定着尺度缩小的通路 72，并将主要通路 56 与腔室 74 流体地连接起来。更特定而言，与腔室 74 和主要通路 56 的截面积相比，尺度缩小的通路 72 具有更小的截面积（例如，直径）。尺度缩小的通路 72 由入口侧 76 和出口侧 78 限定。如图 2 所示，入口侧 76 的截面积（或直径）从所述端口 60 至 64 形成之处的腔室 74 渐缩。出口侧 78 在从入口侧 76 到主要通路 56 的延伸部分中具有恒定直径。此外，分流器结构 58 可包括分流器主体 80，分流器主体 80 在尺度缩小的通路 72 内居中定位，与入口侧 76 相邻。分流器主体 80 包括或限定前端 82 和尾端 84，且分流器主体 80 的尺度或直径从尾端 84 向前端 82 渐缩。利用这种构造，分流器主体 80 影响来自 HF 端口 60 和 CPP 端口 62 的空气流动，如下文所述。在其它实施例中，可排除分流器主体 80。

[0023] HF 端口 60 适于流体地连接到振荡气流源 22(图 1)，例如经由适当管道(未图示)。此外，HF 端口 60 流体地连接到、或形成 HF 喷嘴 86。HF 喷嘴 86 终止于喷嘴端 88 处，且被配置成产生射流气流。在这点上，喷嘴端 88 “朝向” 分流器主体 80，使得来自 HF 端口 60(和因此来自振荡气流源 22) 的射流流动冲击于分流器主体 80 上。

[0024] CPP 端口 62 被类似地构造用于流体连接到连续或恒定正压力气体源(未图示)。CPP 端口 62 流体地连接到、或形成 CPP 喷嘴 90，CPP 喷嘴 90 终止于喷嘴端 92。CPP 喷嘴 90 通过 CPP 端口 62 将气流转变成射流流动，且喷嘴端 92 “朝向” 分流器主体 80。因此，通过 CPP 喷嘴 90 和来自 CPP 喷嘴 90 的气流冲击于分流器主体 80 上。

[0025] 在某些实施例中，卷吸端口 64 沿着腔室 74 形成，并允许气体通过以进入到腔室 74 和因此外壳 52 内、并从腔室 74 和外壳 52 出来。在这点上，卷吸端口 64 与分流器结构 58 流体地相关联以促进将环境空气卷吸到另外产生于分流器结构 58 处的气流中。在其它实施例中，卷吸端口 64 可位于相对于外壳 52 的其它位置。举例而言，卷吸端口 64 可沿着颈部区域 70 形成或定位。

[0026] 利用上述配置，喷嘴 / 喷射器 86、90 在分流器结构 58 处或沿着分流器结构 58 会聚。因此，且如下文所述，分流器结构 58 确保来自喷嘴 86、90 的气流流动被朝向主要通路 58(和因此患者)引导并产生充分的环境空气卷吸(经由卷吸端口 64)。

[0027] 排气口 66 可简单地为邻近于衔嘴件 54 形成于外壳 52 中的孔口，形成去往主要通路 56 的环境开口。在某些实施例中，阀(未图示)，诸如单向阀，可被组装到排气口 66，其

进行操作以选择性地控制去往主要通路 56 和 / 或来自主要通路 56 的气流。举例而言，阀可进行操作，以仅在患者呼气呼吸期间允许从主要通路 56 释放气体。

[0028] 若提供，雾化器端口 68 适于连接到雾化器（未图示），诸如可以购买到的商标名称为 Pan LC Star 的高性能卷吸雾化器，但也可采用能产生气雾化药物的任何其它雾化器布置。无论如何，雾化器端口 68 邻近衔嘴件 54 形成（且因此在分流器结构 58 的“下游”）。利用这种定位，在正传送到衔嘴件 54/ 患者的气流内可发生气雾化卷吸，而不会在分流器结构 58 内导致显著的气雾分解析出。另外，可提供单向阀（未图示）以确保从雾化器到主要通路 56 内的所需的空气流动。或者，可排除雾化器和因此排除雾化器端口 68。

[0029] 在图 3A 和图 3B 的说明图中示出呼吸治疗装置 50 的操作。正压力气体的恒定流动经由 CPP 喷嘴 90 传送到分流器结构 58。类似地，经由 HF 喷嘴 86 向分流器结构 58 提供振荡（即，脉动）气流。在这点上，通过 HF 喷嘴 86 的气流（例如，如由振荡气流源 22（图 1）所生成的）被表征为间歇性正压力脉冲，且因此具有“脉冲开启”和“脉冲关断”阶段。在“脉冲开启”阶段（图 3A），来自 HF 喷嘴 86 和 CPP 喷嘴 90 的气流会聚于分流器结构 58 处，并且被沿着尺度缩小的通路 72 以及然后沿着主要通路 56 引导（在图 3A 中以箭头示出）。由于在尺度缩小的通路 72 处的面积有所减小（与腔室 74 和主要通路 56 的面积相比较），则这样传送的气流的速度沿着尺度缩小的通路 72 增加，从而经由卷吸端口 64 将环境空气抽吸入或卷吸到气流内。在提供分流器主体 80（图 2）的情况下，造成流动面积的进一步减小和因此速度的增加。在“脉冲关断”阶段（图 3B），去往分流器结构 58 的气流仅由 CPP 喷嘴 90 提供。但分流器结构 58 再次将气流沿着尺度缩小的通路 72 引导并引导到主要通路 56，从而如上文所述经由卷吸端口 64 卷吸环境空气。因此，在连续的基础上向患者提供高基线压力。通过提供 CPP 流动（经由 CPP 喷嘴 90），在“脉冲关断”阶段继续发生朝向患者的流动，并且因此用于在高频振荡治疗期间维持高基线压力。

[0030] 也可利用装置 50 来实行其它呼吸治疗。举例而言，在不希望有高基线压力的高频振荡治疗中，通过 CPP 喷嘴 90 的气流可加以移除。相反，在仅希望恒定气道正压（CPAP）治疗的情况下，可省略经由 HF 喷嘴 86 的气流。

[0031] 在进行高频振荡压力治疗期间，患者经由衔嘴件 54 来对治疗装置 50 进行吸入和呼出的呼吸。在这点上，在至少脉冲关断阶段，卷吸端口 64 和排气口 66（在某些实施例中，与单向阀组合）允许患者对装置 50 进行吸入和呼出的呼吸而无显著阻力。

[0032] 在整个高频振荡流动传送中，可在主要通路 56 处经由雾化器端口 68 将气雾化药物引入流动流内。如上文所述，气雾化流被卷吸到由分流器结构 58 在主要通路 56 中所产生的气流内且因此经由衔嘴件 54 被传送到患者。

[0033] 在图 4 中示意性地示出呼吸治疗装置 100 的另一实施例。如同先前实施例，装置 100 包括外壳 102，外壳 102 维持着、或形成、或可连接到衔嘴件 104（大体上绘出），患者通过衔嘴件 104 进行呼吸。外壳 102 建立起主要通路 106，空气流动通过主要通路 106 被引导进入衔嘴件 104 内和从衔嘴件 104 出来。在这点上，经由分流器结构 108 而建立起进入主要通路 106 内的 HF 流动，分流器结构 108 被形成为与衔嘴件 104 相对且与 HF 端口 110 以及一个或更多个卷吸端口 112 流体地关联。

[0034] 利用图 4 的配置，分流器结构 108 包括形成孔口 116 的板 114。板 114 定位或形成于外壳 102 内以便建立起或限定出与主要通路 106 相对的腔室 118，且孔口 116 流体地连

接通路 106 和腔室 118。孔口 116 的面积（即，直径）小于腔室 118 以及通路 106 的面积。另外，在某些配置中，孔口 116 的直径在穿过板 114 的厚度中是均匀的。尽管在图 4 中仅示出了单个孔口 116，在其它实施例中，板 114 可形成两个或两个以上的孔口。

[0035] HF 端口 110 与腔室 118 相关联，且被配置成用于建立与振荡气流源 22（图 1）的流体连接。另外，HF 端口 110 流体地连接到或形成喷嘴 120，喷嘴 120 终止于喷嘴端 122 处。如同先前实施例，HF 喷嘴 120 被配置成建立起气体射流，且喷嘴端 122 大体上与孔口 116 对准或“面对”。如图所示，在喷嘴端 122 与板 114/ 孔口 116 之间至少存在着微小间隙。

[0036] 卷吸端口 112 建立起介于腔室 118 与环境空气之间的流体开口。虽然卷吸端口 112 被图示为邻近着 HF 端口 110 而形成，与腔室 118 成流体连通的任何其它位置也是可接受的。

[0037] 利用上述构造，振荡气流被传送到 HF 端口 110 且“脉冲开启”流由喷嘴端 122 朝向孔口 116 引导。由于孔口 116 的有所缩减的尺度（与腔室 118 的面积相比），当气流从喷嘴端 122 穿过孔口 116 时在腔室 118 内产生压降。换言之，孔口 116 的有所缩减的尺度增加了气体流经其的速度，从而降低环境压力以产生压降。压降继而经由卷吸端口 112 将环境空气抽吸和卷吸到气流内。结果，极大体积的高频脉动气流被传送到主要通路 106，并因此传送到衔嘴件 104/ 患者。

[0038] 为了便于患者呼吸的吸气和呼气阶段，装置 100 还可包括一个或更多个排气口 124。在产生于主要通路 106 内的高频振荡气流的脉冲之间，排气口 124 和卷吸端口 112 允许患者对装置 100 进行吸入和呼出的呼吸而无显著阻力。视情况，诸如单向阀这样的阀结构（未图示）可组装到排气口 124 上。

[0039] 最后，呼吸治疗装置 100 可包括适于连接到雾化器（未图示）的可选的雾化器端口 126。如同先前的实施例，雾化器端口 126 优选地沿着主要通路 106 定位于分流器结构 108 与衔嘴件 104 之间。利用这种定位，传送到主要通路 106（且因此被卷吸入正传送到衔嘴件 104/ 患者的气流内）的气雾化药物无需穿过分流器结构 108（或者可能会另外导致显著气雾分解析出的任何其它结构）。另外，尽管未示出，阀机构可与雾化器端口 126 相关联，其进行操作以仅在患者吸气呼吸期间和 / 或在发生于患者吸气呼吸期间的振荡脉冲之间允许气雾化药物经由雾化器端口 126 内流。在这点上，卷吸端口 112 和排气口 124 可以是与雾化器阀（和 / 或可放置于卷吸端口 112 和 / 或排气口 124 上的适当阀机构）相平衡的以确保在患者吸气呼吸期间和 / 或发生于患者吸气呼吸期间的振荡脉冲之间“启动”雾化器卷吸。

[0040] 在图 5 中示出呼吸治疗装置 140 的另一实施例。该装置 140 包括外壳 142，外壳 142 维持、或形成、或可连接到衔嘴件 144（大体上绘出），患者可通过衔嘴件 144 进行呼吸。外壳 142 形成主要通路 146，建立起通过该主要通路 146 去往衔嘴件 144 和来自衔嘴件 144 的气流。分流器结构 148（大体上标注）与衔嘴件 144 相对，流体地连接到主要通路 146，且气流经由 HF 端口 150 被引导到分流器结构 148。此外，外壳 142 形成或包括一个或更多个卷吸端口 152，环境空气通过卷吸端口 152 被抽吸到在分流器结构 148 处所产生的流动流内、且由该流动流所卷吸夹带。

[0041] 分流器结构 148 使主要通路 146 与腔室 154 分开，且包括环形孔口 156 和颈部区域 158。环形孔口 156 流体地连接到 HF 端口 150，并建立起去往腔室 154 的环绕开口 160。

因此,来自 HF 端口 150 的气流经由环形孔口 156 被引导到腔室 154 内。

[0042] 颈部 158 区域包括入口部分 162 和尺度缩小的通路 164。入口部分 162 在从腔室 154(且更特别地,环形孔口 156 的开口 160) 到尺度缩小的通路 164 的延伸部分中具有逐渐减小的直径。如下文所述,这种关系在气流从环形孔口 156 离开时促进了科安达效应 (Coanda effect) 的形成。尺度缩小的通路 164 在从入口部分 162 到主要通路 146 的延伸部分中具有均匀直径,且尺度缩小的通路 164 的直径小于腔室 154 和主要通路 146 的直径从而使得气流在从腔室 154 被引导到主要通路 146 时经受速度的增加。

[0043] HF 端口 150 被配置成用于流体附连到振荡气流源 22(图 1),且向环形孔口 156 流体地开放,如上文所述的那样。卷吸端口 152 可定位于腔室 154 的“后部”处,或者可在空间上较为靠近分流器结构 148。

[0044] 在使用期间,经由 HF 端口向环形孔口 156 提供振荡气流。由于离开孔口开口 160 的振荡流的脉冲与入口部分 162 相互作用,造成科安达效应,使得流动“附着”到入口部分 162 上且被朝着尺度缩小的通路 164 推压。此外,然后由于这样受引导的气流穿过尺度缩小的通路 164,则流动速度增加(由于通路 164 与腔室 154 相比具有有所缩小的面积或直径),在腔室 154 中产生压降。该压降继而通过卷吸端口 152 抽吸入环境空气。因此,发生了将环境空气吸入到被传递至主要通路 146 的气流内的显著卷吸。在这点上,传递到主要通路 146 的气流具有在图 5 中以波反映出的振荡压力特征。

[0045] 为了使患者易于呼吸,呼吸治疗装置 140 还可包括可选的排气口 170,其将主要通路 146 与周围流体地连接起来。利用这种配置,在传递到 HF 端口 150 的气流的脉冲之间,排气口 170 和卷吸端口 150 有效地允许患者对装置 140 进行吸入和呼出的呼吸而无显著阻力。可选的阀结构(未图示)可组装到排气口 170。

[0046] 呼吸治疗装置 140 还可包括可选的雾化器端口 172,其适于流体连接到雾化器(未图示),如前所述。同样,雾化器端口 172 向主要通路 146 流体地开放,且可定位于或形成于衔嘴件 144 与分流器结果结构 148 之间以便使最小化气雾化药物与分流器结构 148 之间的相互作用最小化。无论如何,若提供,则雾化器端口 172 提供一导管,气雾化药物可通过该导管卷吸到气流内,该气流经由衔嘴件 144 传递到患者。尽管未图示,额外的阀结构可与雾化器端口 172 相关联以提高对气雾进行传送的效率。卷吸端口 152 和排气口 170 可以是与雾化器卷吸阀(或其它阀机构)相平衡的以确保在患者吸气呼吸期间和发生于患者吸气呼吸期间的振荡脉冲之间“启动”雾化器卷吸。

[0047] 在图 6A 和图 6B 中示出根据本公开内容的方面的呼吸治疗装置 200 的另一实施例。该装置 200 同样包括外壳 202,其形成、或维持、或可连接到衔嘴件 204(大体上示出),患者通过衔嘴件 204 进行呼吸。在这点上,经由外壳 202 所限定的主要通路 206 提供去往衔嘴件 204 和来自衔嘴件 204 的气流。分流器结构 208 与衔嘴件 204 相对,该分流器结构 208 流体地连接到主要通路 206,分流器结构 208 使主要通路 206 与腔室 209 分开。分流器结构 208 响应于在 HF 端口 210 处的气流而操作以影响经由 CPP 端口 212 引导到腔室 209/分流器结构 208 的气流。此外,外壳 202 形成或包括一个或更多个卷吸端口 214,环境空气通过卷吸端口 214 被抽吸入在分流器结构 208 处所产生的流动流内并且由该流动流所卷吸夹带。最后,外壳 202 视情况形成或包括一个或更多个排气口 216 和 / 或雾化器端口 218。如同先前的实施例,若提供雾化器端口 218,则雾化器端口 218 可邻近衔嘴件 204 而定位并

且因此位于分流器结构 208 的流体意义上的“下游”以使得气雾分解析出最小化。

[0048] 利用图 6A 和图 6B 的治疗装置 200, 分流器结构 208 包括挡板装置 220, 挡板装置 220 可滑动地被维持在外壳 202 内。挡板装置 220 包括或形成与 CPP 端口 212 流体地相关联的阻塞体 222。更特定而言, 挡板装置 220 进行操作以朝向 CCP 端口 212 和远离 CPP 端口 212 移动所述阻塞体 222, 从而改变从腔室 209/CPP 端口 212 进入主要通路 206 的气流的量级、以及经由卷吸端口 214 卷吸到其内的环境空气的体积。在这点上, 阻塞体 222 可具有多种不同的几何形状, 这些几何形状被选择成根据需要来影响源自 CPP 端口 212 的气流。因此, 应用于图 6A 和图 6B 的阻塞体 222 的圆锥形不过是一个非限制性实例。

[0049] 挡板装置 220 可以多种方式配置以提供上述运动移动。举例而言, 在一实施例中, 挡板装置 220 包括环形毂 224, 该环形毂 224 具有前端 226 和尾端 228。径向支承件 230 从前端 226 延伸并且相对于该毂 224 维持着阻塞体 222。支承件 230 形成通道 231, 可发生通过该通道 231 的气体流动。另外, 轮毂 224 可滑动地安置于环形槽 232 内, 环形槽 232 由外壳 202, 例如由肩部 234 形成。槽 232 流体地连接到 HF 端口 210 且其尺度大小适于相对于毂 224 建立起流体密封关系。然后于是, 在最后组装时, 轮毂 224 可在槽 232 内滑动, 响应于作用于尾端 228 上的气体流动 / 压力, 将阻塞体 222 从图 6A 的闭合位置 (脉冲关断) 移动到图 6B 的打开位置 (脉冲开启), 且反之亦然。在这点上, 偏压构件 236 (例如, 弹簧) 将毂 224 偏压到闭合位置, 且肩部 234 提供止动表面以阻止毂 224 移动超过图 6A 的闭合位置 (即, 在图 6A 中, 肩部防止毂 224 向左移动)。

[0050] 施加到槽 232 内的压力脉冲作用于毂 224 上, 产生足够的力来克服偏压构件 236 的力, 使得毂 224 在槽 232 内移动 (相对于图 6A 的方位向右)。这种移动经由支承件 230 转移到阻塞体 222 上。因此, 响应于经由 HF 端口 210 到槽 232 内的正压力脉冲, 挡板装置 220 “移动”使得阻塞体 222 远离 CCP 端口 212 而定位, 如图 6B 所示的打开状态。由于传送到槽 232 的气流循环 “关断”, 偏压构件 236 推压毂 224 及因此推压阻塞体 222 返回到正常的闭合位置 (图 6A)。在下文中描述阻塞体 222 位置对于通过 CPP 端口 212 的气流的影响。可替代地采用很多种其它构造或机构 (动力式或非动力式的) 来实行阻塞体 222 相对于 CPP 端口 212 的移动, 其可以响应或可以不响应于来自外部源的脉动气流而操作。因此在某些实施例中, 可排除 HF 端口 210。

[0051] 在某些实施例中, CCP 端口 212 适于连接到恒定正压力气体源, 例如经由管道 (未图示) 而实现, 且 CCP 端口 212 流体地连接到和 / 或形成 CPP 喷嘴 238。CPP 喷嘴 238 了产生在喷嘴端 240 处离开的射流流动, 喷嘴端 240 另外与阻塞体 222 流体地关联或对准。

[0052] 卷吸端口 214 向周围打开, 并且在阻塞体 222 处或阻塞体 222 “上游”与 CPP 喷嘴 238 的喷嘴端 240 流体地关联。更特定而言, 卷吸端口 214 被定位成使得在喷嘴端 240 处所产生的高速气流将环境空气抽吸或卷吸到流动流内, 如下文所述。

[0053] 排气口 216 类似于先前所述的排风口 66 (图 2), 且可以或可以不与阀 (未图示) 相关联。无论如何, 通过向主要通路 206 提供环境开口, 排气口 216 便利了患者对装置 200 进行吸入和呼出的呼吸。

[0054] 可选的雾化器端口 218 适于流体连接到雾化器 ((未图示) 但类似于先前所述的雾化器)。若提供, 雾化器端口 218 优选地定位成使得进入主要通路 206 内的气雾化空气流动并不直接冲击分流器结构 208。换言之, 雾化器端口 218 沿着主要通路 206 在衔嘴件 204

与阻塞体 22 之间流体地定位,从而使得气雾分解析出的发生率最小化。或者,雾化器端口 218 可定位于沿着外壳 202 的实质上任何其它位置处,且在其它实施例中可被排除。

[0055] 在使用期间,分流器结构 208 进行操作以选择性地改变从 CPP 端口 212 到主要通路 206 的气流的体积。如在图 6B 所示,在阻塞体 222 与 CPP 端口 212(特别是以及喷嘴端 240) 离散地间隔开的情形下,气体的射流被传送到腔室 209 并冲击在阻塞体 222 上。气流与阻塞体 222 交会接触(interface) 并流动通过通道 231,形成真空效应,抽吸进、或卷吸大量的环境空气(经由卷吸端口 214)。

[0056] 相反,当阻塞体 222 靠近喷嘴端 240(图 6A) 定位时,来自喷嘴端 240 的气流受到过度限制,从而发生来自 CPP 端口 240 的最小气流。因此,很少(若有的话)诱发从夹带卷吸端口 214 对环境空气的卷吸。

[0057] 鉴于上文所述,利用图 6B 的布置实现高压,而利用图 6A 的布置得到显著较低的压力。由于阻塞体 222 在图 6A 与图 6B 的位置之间循环,于是,高频振荡压力经由主要通路 206/ 衔嘴件 204 传送到患者。作为参考点,挡板位置 220 可被配置成在接合状态(图 6A) 提供已知间隙 242 以实现所需的最小基线压力分布。无论如何,在脉冲之间,卷吸端口 214 和排风口 216 有效地允许患者对装置 200 进行吸入和呼出的呼吸而无显著阻力。

[0058] 最后,若提供,气雾化药物可经由雾化器端口 218 而引入到指向患者的气流内。在这点上,卷吸端口 214 和排风口 216 可在尺寸上与雾化器端口 218 所相关联的阀机构(未图示) 相平衡,确保在患者吸气呼吸期间和在发生于患者吸气呼吸期间的振荡脉冲之间“启动”雾化器卷吸。

[0059] 在图 7A 和图 7B 中示出根据本公开内容的方面的呼吸治疗装置 300 的另一实施例。该装置 300 包括外壳 302,外壳 302 形成、维持、或可连接到衔嘴件 304(大体上示出),患者通过衔嘴件 304 进行呼吸。经由被外壳 302 所限定的主要通路 306 而提供去往衔嘴件 304 和来自衔嘴件 304 的气流。分流器结构 308 与衔嘴件 304 相对,流体地连接到主要通路 306,且作用于经由 CPP 端口 310 而被引导到外壳 308 的腔室 309 内的气流。在某些实施例中,分流器结构 308 流体地连接到 HF 端口 312,振荡压力通过 HF 端口 312 用于促动分流器结构 308,如在下文所述。此外,外壳 302 形成或包括一个或更多个卷吸端口 314,环境空气通过卷吸端口 314 而被抽吸到产生于分流器结构 308 处的流动流内、或被该流动流所卷吸夹带。最后,外壳 302 视情况形成或包括一个或更多个排风口 316 和 / 或雾化器端口 318。如同先前实施例,若提供雾化器端口 318,则雾化器端口 318 可邻近衔嘴件 304 而定位,并且因此位于分流器结构 308 的流体意义上的“下游”以使得气雾分解析出最小化。

[0060] 利用图 7A 和图 7B 的治疗装置 300,分流器结构 308 包括驱动构件 320 和阻塞体 322a、322b。一般而言,驱动组件 320 可滑动地维持于外壳 302 内,且进行操作来在打开位置(图 7A) 与关闭位置(图 7B) 之间操纵阻塞体 322a、322b。阻塞体 322a、322b 继而与腔室 309/CPP 端口 310 流体地关联,且进行操作来改变从腔室 309/CPP 端口 310 进入到主要通路 306 内的气流的量级、以及经由卷吸端口 314 卷吸到其中的环境空气的体积。

[0061] 驱动组件 320 包括环形毂 324,环形毂 324 具有前端 326 和尾端 328。带齿内表面 330 邻近前端 326 而形成,并且凹口 332 形成于带齿表面 330 与尾端 328 之间。利用这种构造,毂 324 的尺度大小适于可滑动地接纳于由外壳 302 形成的槽 334 内,这例如经由环形肩部 336 实现。在这点上,至少尾端 328 和槽 334 的尺寸使得能建立流体密封关系。最后,

驱动组件 320 包括偏压装置 337(例如,弹簧),该偏压装置被定位成压靠着前端 326,将毂 324 偏压到图 7B 的闭合位置。

[0062] 阻塞体 322a、322b 被配置成与毂 324 交会接触。举例而言,阻塞体 322a、322b 中的每一个包括阀板 338 和驱动部段 340。驱动部段 340 可枢转地或可旋转地安装于外壳 302 内(例如,经由销 342),且形成齿轮端部 344。齿轮端部 344 根据毂 324 的带齿表面 330 配置使得当毂 324 将带齿表面 330 邻近带齿轮端部 344 而定位时,相对应的齿彼此啮合且毂 324 的移动被转移到驱动部段 340,从而造成相对应的阻塞体 322a、322b 的移动。因此,例如,毂 324 从图 7A 的位置到图 7B 的位置(即,相对于图 7A 的方位向左)的移动造成阻塞体 322a、322b 从打开位置枢转或旋转到闭合位置,如图所示。

[0063] 最后,分流器结构 308 包括一个或更多个部件,这一个或更多个部件进行操作以选择性地在至少图 7A 的打开位置中保持着阻塞体 322a、322b,和 / 或将阻塞体 322a、322b 偏压成自然地采取打开位置。举例而言,分流器结构 308 可包括一个或更多个弹簧(未图示),弹簧将阻塞体 322a、322b 偏压到打开位置且这个弹簧的弹簧力常数小于另外作用于毂 324 上的偏压构件 337 的弹簧力常数,从而使得偏压构件 337 能易于将毂 324 从打开位置(图 7A)移动到闭合位置(图 7B)而不会受到与阻塞体 322a、322b 的交会接触的过度限制。举例而言,压缩弹簧可安置于第一阻塞体 322a 的阀板 338 与肩部 336 的相对应紧邻部段之间,肩部 336 使阀板 338 朝向肩部 336 部段偏压;扭转弹簧可安置于阀板 338 之间等。在其它配置中,可朝着相对应肩部 316 部段来磁性地吸引所述阀板 338。或者,阻塞体 322a、322b 可暂时地保持在很多位置(例如,球与卡销(ball-and-detent)配置),且相对应的保持力小于与偏压构件 337 相关联的弹簧恒力。

[0064] 在最后组装时,毂 324 可滑动地安置于槽 334 内。经由 HF 端口 312 传送到槽 334 的脉动流动造成毂 324 移动。特别地,施加到槽 334 内的压力脉冲作用于毂 324 的尾端 328 上,产生充分的力来克服偏压构件 337 的力,使得毂 324 在槽内移动,从图 7B 的闭合位置过渡到图 7A 的打开位置。这种移动经由带齿表面 330 与齿轮端部 344 之间的齿轮接合部而转移到阻塞体 322a、322b。特别地,毂 324 的移动推压着阻塞体 322a、322b 绕它们相对应的枢转点(例如,销 342)而枢转,朝向图 7A 的打开位置推压阻塞体 322a、322b,以及特别是相对应的阀板 338。作为替代和 / 或补充,阻塞体 322a、322b 可随着毂 324 移动而略微枢转或旋转;但是,当释放介于带齿表面 330 与齿轮端部 344 之间的齿轮啮合(即,阻塞体 322a、322b 中每一个的齿轮端部 344 位于凹口 332 内)时,阻塞体 322a、322b 不再受毂 324 约束,且因此经由相对应的弹簧(未图示)自由地枢转到打开位置。因此,响应于在槽 334 内的正压力脉冲,阻塞体 322a、322b 相对于腔室 309/CPP 端口 310 处于打开位置(即,在腔室 309/CPP 端口 310 与主要通路 306 之间存在最小的气流阻塞)。

[0065] 相反,随着传送到槽 334 的气流循环“关断”,偏压构件 337 推压着毂 324 返回到正常的闭合位置(图 7B)。利用这种移动,毂 324 与阻塞体 322a、322b 交会接触,如上文所述的那样,从而经由带齿表面 330 与齿轮端部 344 之间的齿轮啮合来将毂体 322a、322b 促动到闭合位置。在下文中描述阻塞体 322a、322b 的位置对于通过 CPP 端口 310 的气流的影响。但是,可替代地可采用很多种其它构造或机构(动力式的或非动力式的)来实行阻塞体 322a、322b 相对于腔室 309/CPP 端口 310 的移动,其可或可不响应于来自外部源的脉动气流而操作。因此,在某些实施例中,可排除 HF 端口 312。

[0066] 在某些实施例中, CPP 端口 310 适于连接到恒定正压力气体源, 这例如经由管道(未图示)实现, 且 CPP 端口 310 流体地连接到和 / 或形成 CPP 喷嘴 350。CPP 喷嘴 350 产生在喷嘴端 352 处离开的射流, 喷嘴端 352 另外与阻塞体 322a、322b 之间的中点 354 流体地关联或对准。

[0067] 卷吸端口 314 向周围开放, 且在阻塞体 322a、322b 处或在阻塞体 322a、322b “上游”与 CPP 喷嘴 350 的喷嘴端 352 流体地关联。更特定而言, 卷吸端口 314 被定位成使得在喷嘴端 352 处所产生的高速气流将环境空气抽吸或卷吸到流的流动内, 如下文所述。

[0068] 排气口类似于先前所述的排气口 66(图 2), 且可以或可以不与阀(未图示)相关联。无论如何, 通过向主要通路 306 提供环境开口, 排气口 316 便于患者对装置 300 进行吸入和呼出的呼吸。

[0069] 可选的雾化器端口 318 适于流体连接到雾化器(未图示但类似于先前所述的雾化器)。若提供, 雾化器端口 318 优选地被定位成使得流动到主要通路 306 内的气雾化气体并不直接冲击到分流器结构 308 上。换言之, 雾化器端口 318 沿着主要通路 306 在衔嘴件 304 与阻塞体 322a、322b 之间流体地定位, 从而使得气雾分解析出的发生率最小化。或者, 雾化器端口 318 可位于沿着外壳 302 的实质上任何其它位置处, 且在其它实施例中可被排除。

[0070] 在使用期间, 分流器结构 308 进行操作以选择性地改变从腔室 309/CCP 端口 310 到主要通路 306 的气流的体积。如图 7A 所示, 在阻塞体 322a、322b 处于打开位置的情形下, 气体射流从喷嘴端 352 传送且穿过、但也至少部分地冲击于阻塞体 322a、322b 和 / 或由毂 324 的前端 326 所限定的有所缩减的直径上。这个端口经由卷吸端口 314 抽吸入、或者卷吸大量环境空气。

[0071] 相反, 当阻塞体 322a、322b 处于图 7B 的闭合位置时, 来自喷嘴端 352 的气流受到过度限制, 从而出现从腔室 309/CCP 端口 310 到主要通路 306 的最小气流。结果, 很少(若有的话)诱发从卷吸端口 314 对环境空气的卷吸。

[0072] 鉴于上文所述, 利用图 7A 的布置实现高压, 而利用图 7B 的布置得到显著较低压力。由于阻塞体 322a、322b 在打开位置与关闭位置之间循环, 那么, 高频振荡压力经由主要通路 306/ 衔嘴件 304 传送到患者。作为参考点, 阻塞体 322a、322b 可被配置成在至少闭合位置提供小间隙(未图示)以实现所需的小基线压力分布。无论如何, 在脉冲之间, 卷吸端口 314 和排气口 316 有效地允许患者对装置 300 进行吸入和呼出的呼吸而没有显著阻力。

[0073] 最后, 若提供, 可经由雾化器端口 318 将气雾化药物引入到指向患者的气流内。在这点上, 卷吸端口 314 和排气口 316 可在尺寸上与雾化器端口 318 所相关联的阀机构(未图示)相平衡, 确保在患者吸气呼吸期间和在发生于患者吸气呼吸期间的振荡脉冲之间“启动”雾化器卷吸。

[0074] 虽然关于优选实施例对本发明展开了描述, 但本领域技术人员应了解在不偏离本发明的精神和范畴的情况下可对本发明做出形式和细节的变化。

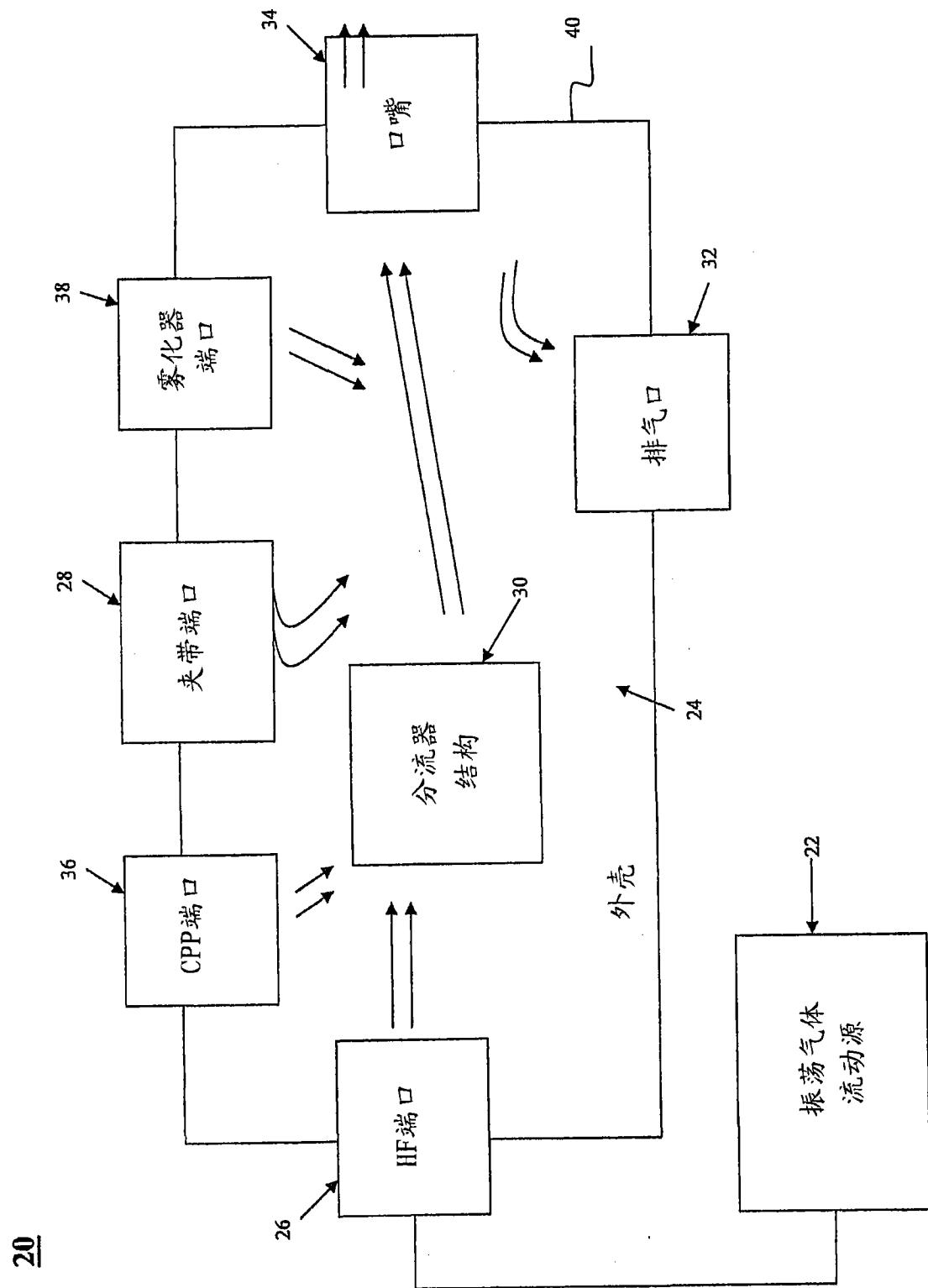


图 1

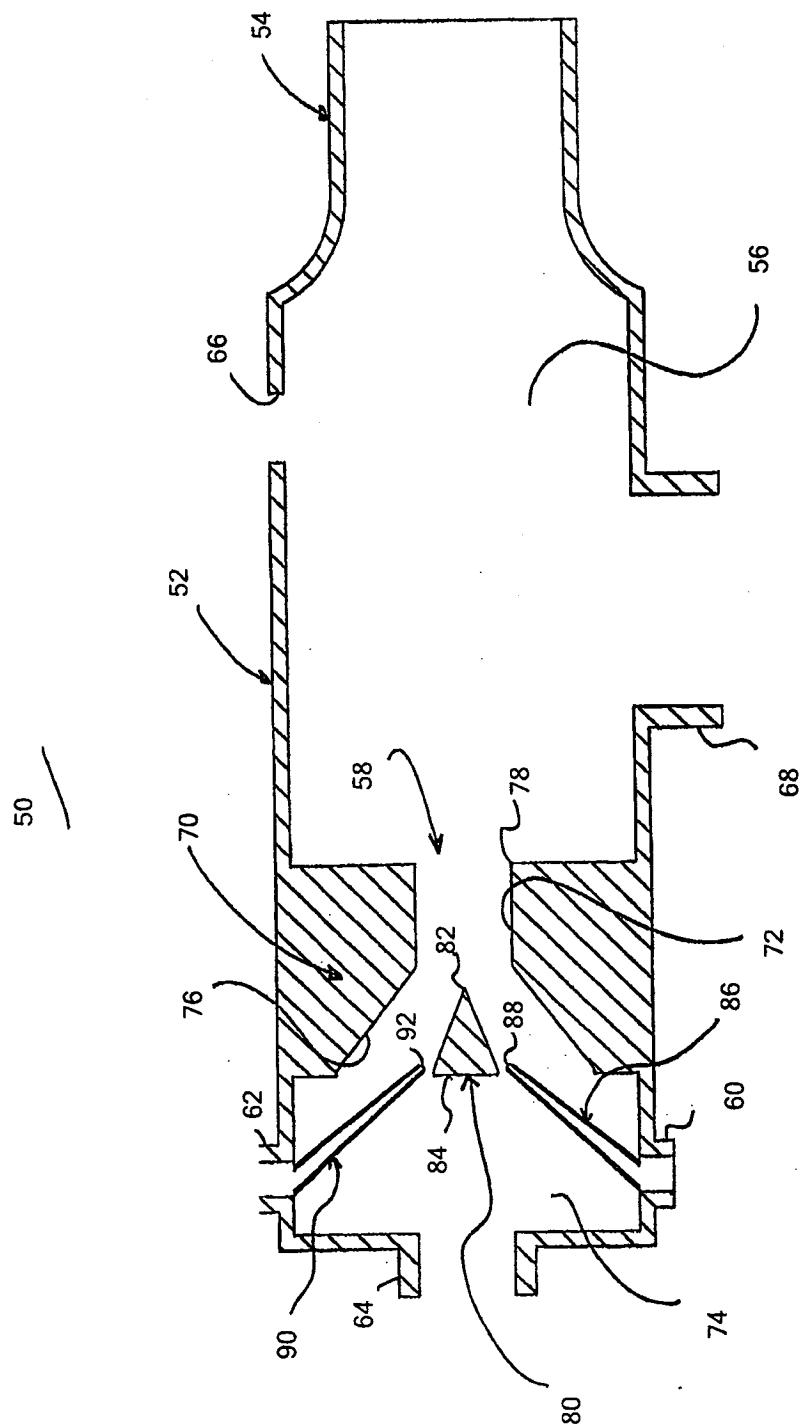


图 2

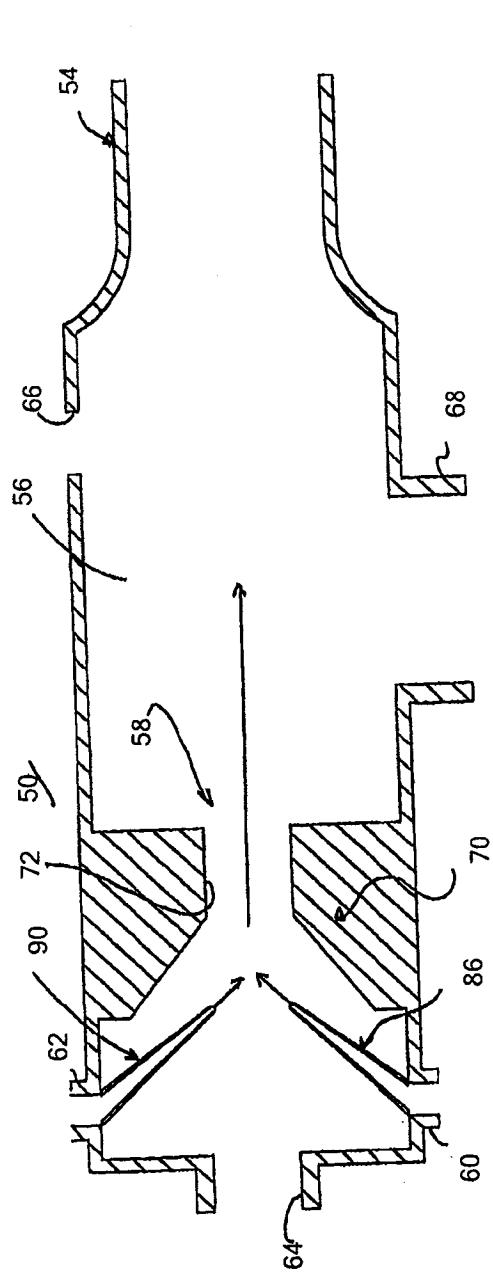


图 3A

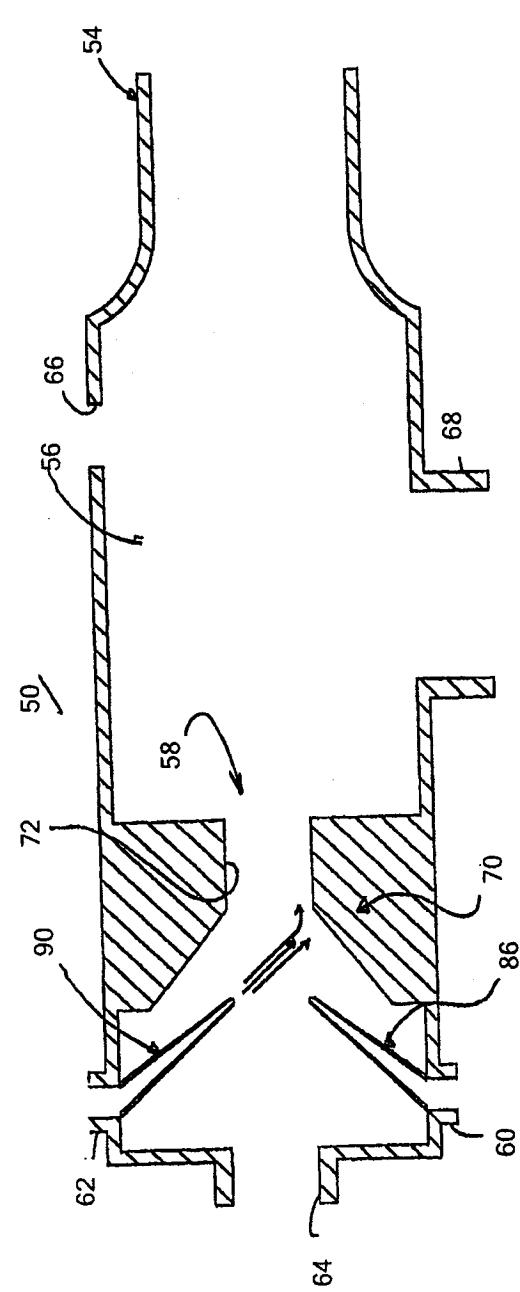


图 3B

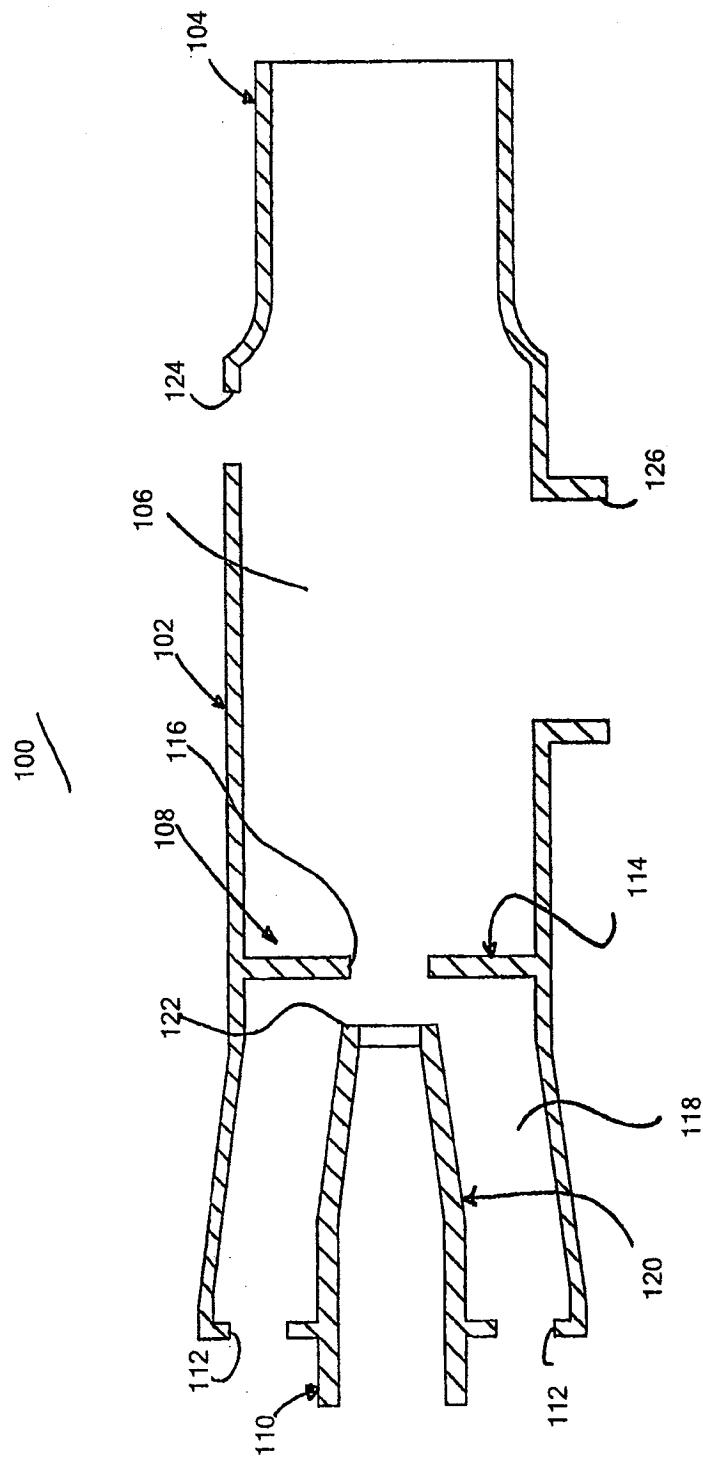


图 4

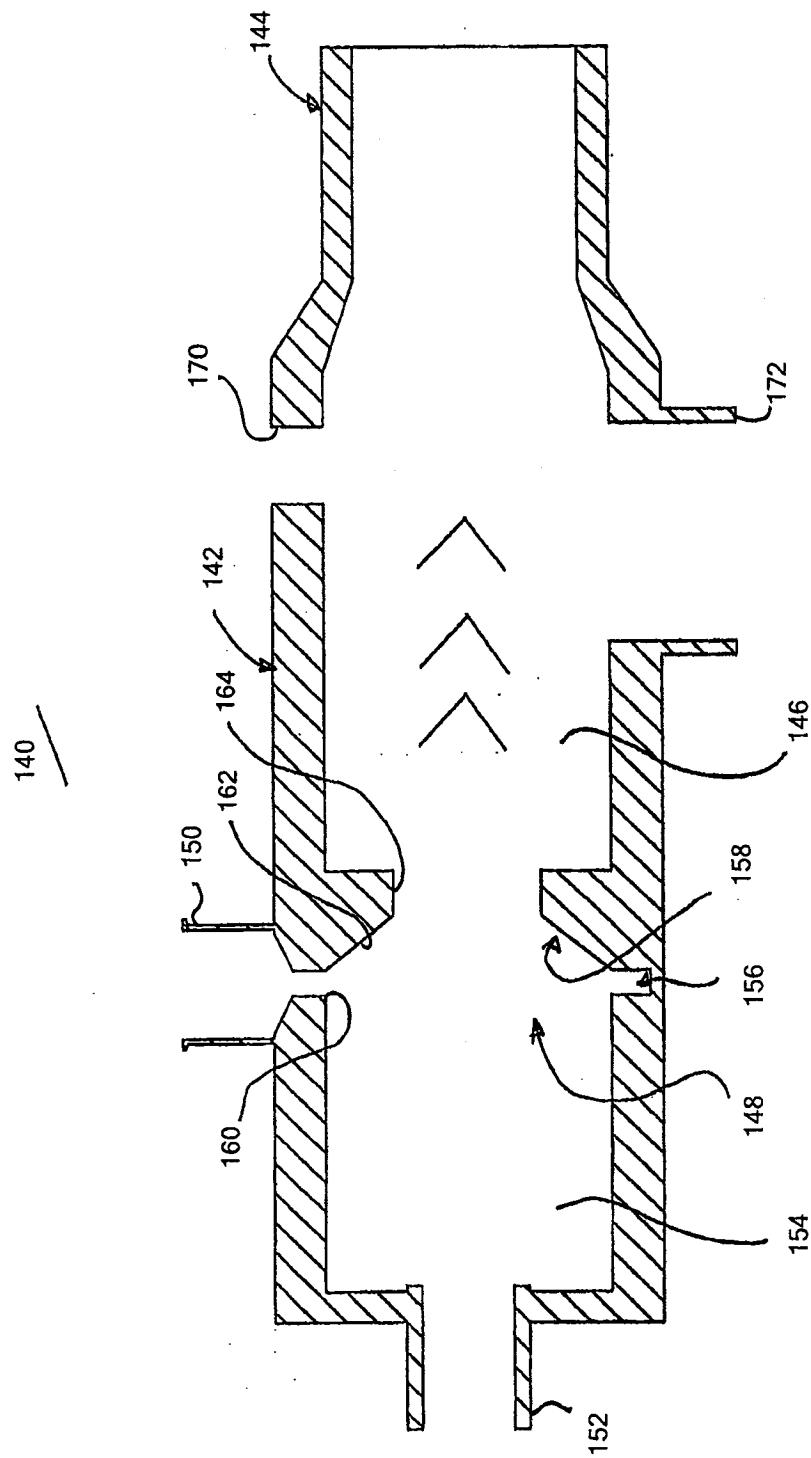


图 5

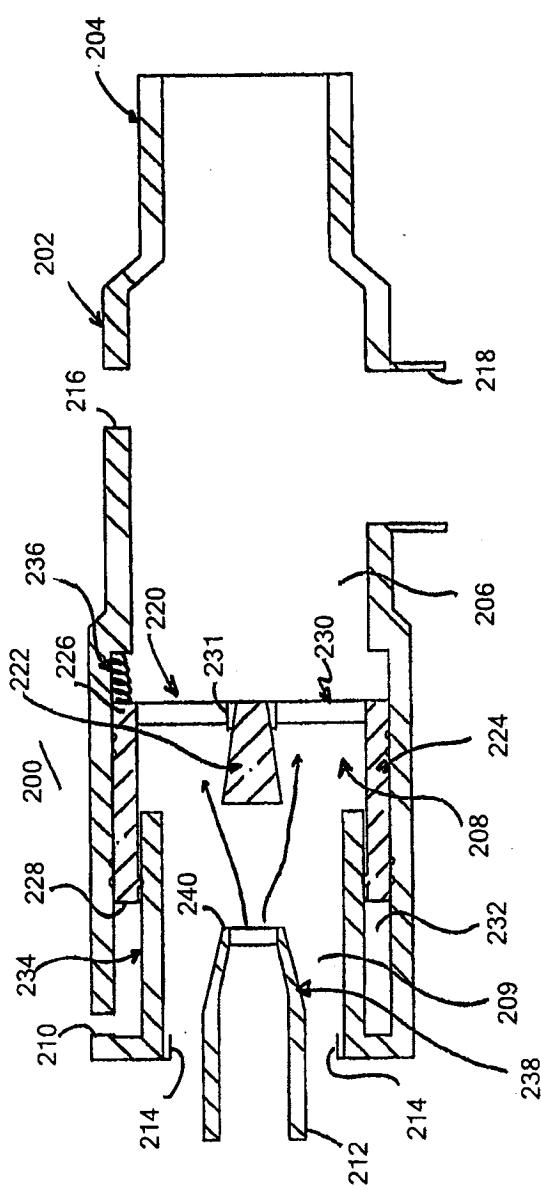
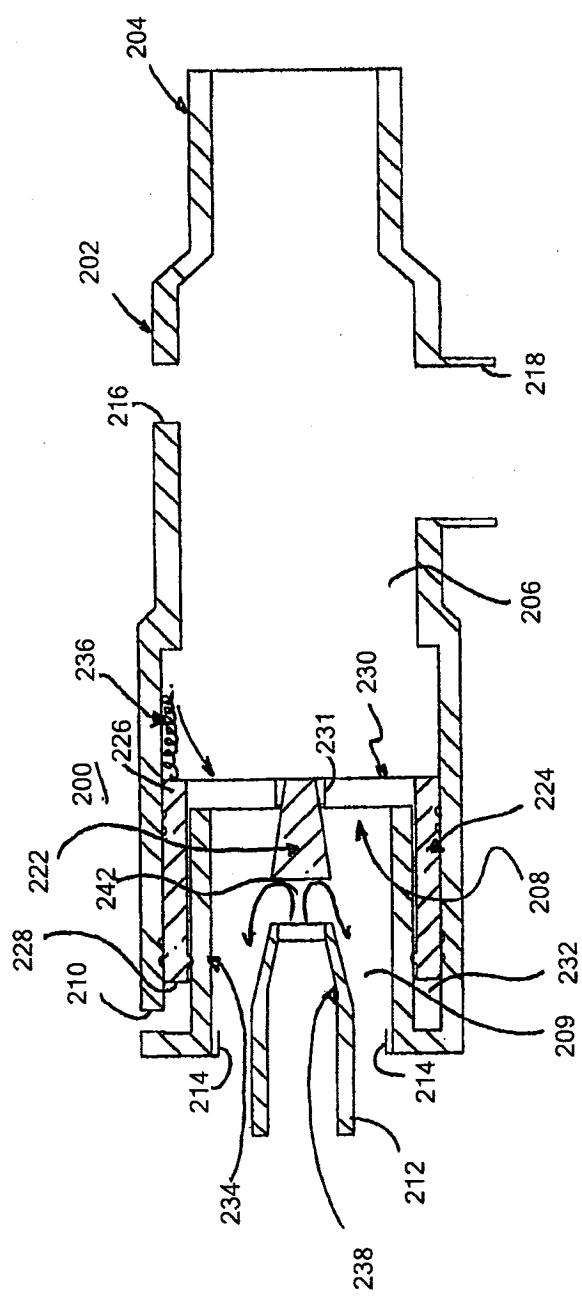


图 6A

图 6B

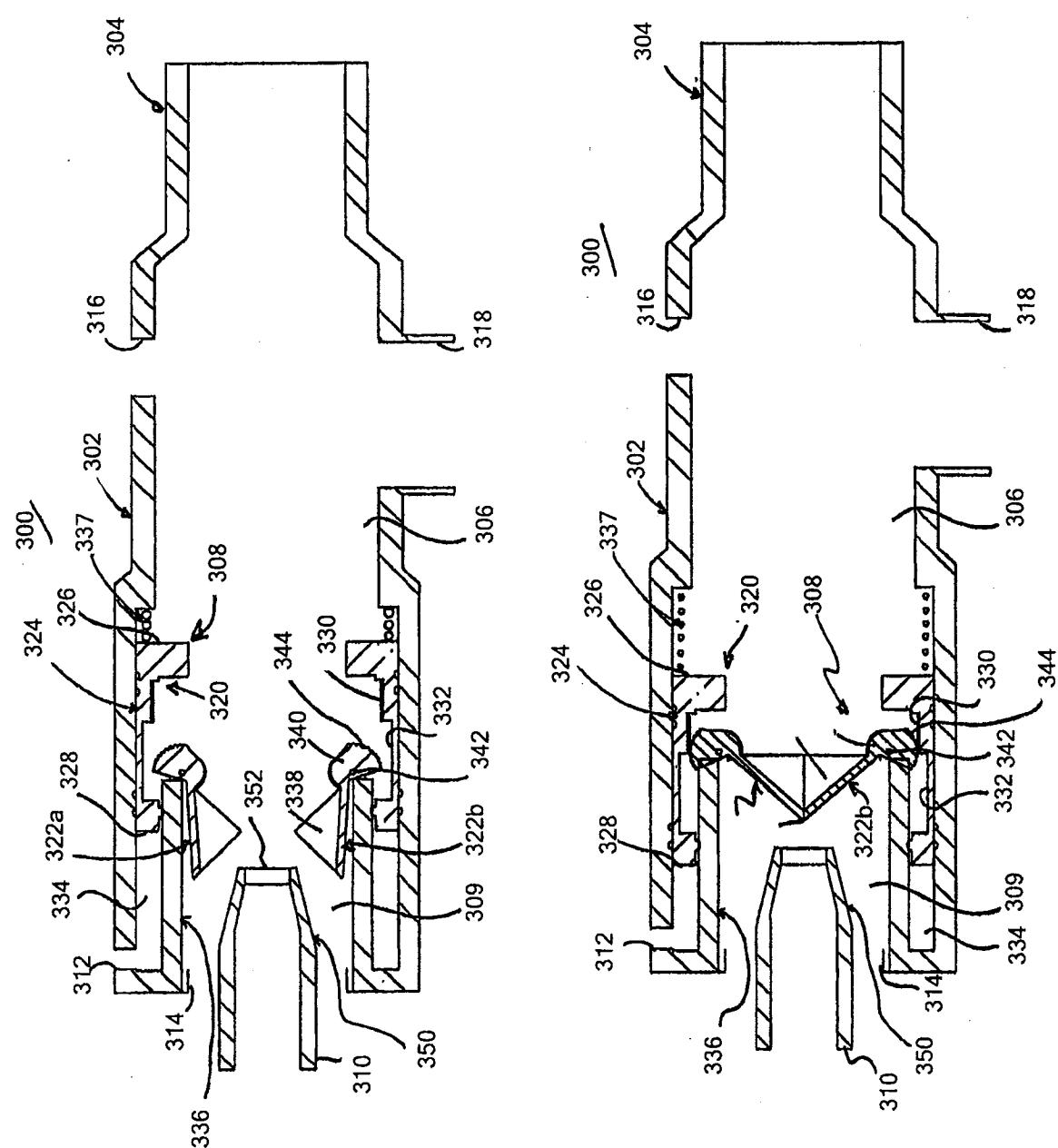


图 7A

图 7B