

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61M 16/20 (2006.01)

A62B 9/02 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03101044. X

[45] 授权公告日 2008 年 6 月 18 日

[11] 授权公告号 CN 100394993C

[22] 申请日 2003.1.8 [21] 申请号 03101044. X

[30] 优先权

[32] 2002. 1. 8 [33] US [31] 10/038, 583

[73] 专利权人 雷斯梅德有限公司

地址 澳大利亚新南威尔士

[72] 发明人 帕特里克·J·麦考里夫

丹尼斯·L·布洛克

[56] 参考文献

US6269839 B1 2001.8.7

EP1059096 A2 2000.12.13

US6186143 B1 2001.2.13

审查员 沈显华

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利  
商标事务所

代理人 朱德强

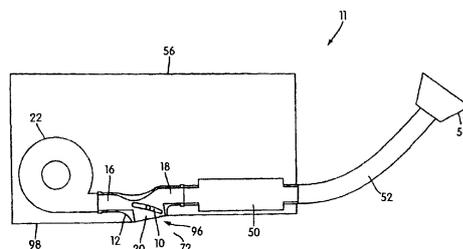
权利要求书 5 页 说明书 21 页 附图 14 页

## [54] 发明名称

用于控制 CPAP 设备内的压力和流速的分流装置

## [57] 摘要

一种分流阀，用于在呼吸辅助治疗过程中，例如对障碍性睡眠呼吸暂停症进行治疗的非侵入式正压换气和鼻部连续正压导气通道 (CPAP) 的治疗过程中控制被一可吸入气体发生器进送装置进送到病人的导气管内的可吸入气体的压力和/或流速。这种分流阀包括一个叶片和一个壳体。该壳体设置有一个入口、一个出口和一个排放口。该排放口通向大气，入口与气流发生器流体联通。出口通过一个导管与病人面罩流体联通。该叶片相对壳体被构造成：使与 CPAP 装置相连接的吹风机基本保持不被堵塞的结构形式，不论叶片是否处于打开或关闭位置上。



1.一种用于呼吸器上的阀组件，该阀组件包括一个壳体和一个用于在壳体内为空气流导向的可转动叶片，

该壳体具有一个入口、一个出口和一个排放口，所述入口用于接收来自吹风机的增压空气流，所述出口用于将空气输送到病人接口内，

所述叶片可在一个第一角度位置和一个第二角度位置之间转动，而且不会堵塞吹风机，其中：

(i)在第一角度位置上，所有的在入口处接收到的空气流都被叶片导向所述的排放口，

(ii)在第二角度位置上，所有的在入口处接收到的空气流都被叶片导向所述的出口，

(iii)在第一和第二角度位置之间的角度位置上，在该入口处接收到的空气流的一部分被叶片导向排放口，在入口处接收到的空气流的其余部分被叶片导向出口，并且

所述叶片在第一和第二角度位置之间移动经过的圆弧为30度。

2.根据权利要求1的阀组件，其特征在于：所述叶片在位于第二角度位置上时构成了一条介于入口和出口之间的通道的一部分。

3.根据权利要求1的阀组件，其特征在于：当所述叶片介于第一角度位置和第二角度位置之间时，所述叶片能有选择地将来自入口的未转向气流导向排放口和出口中的至少一个。

4.一种呼吸辅助装置，其包括：

一个气流发生器；

一个与气流发生器流体联通的分流阀，该分流阀包括一个壳体和  
一个可在一打开位置和一关闭位置之间移动的叶片，所述壳体限定有一入口、一出口和一个排放口，所述排放口设置在入口和出口之间并被构造成能够将来自入口的气流和来自出口的逆流中的至少一种气流排出，其中：

所述叶片能有选择地突出伸入到来自入口的气流内，从而将来自入口的气流可变地导向排放口和出口中的至少一个，所述叶片在处于关闭位置上时形成了一条通向出口的通道的一部分，并且

所述壳体包括一个壳体弯曲部分，该壳体弯曲部分朝向叶片延伸到来自入口的气流内。

5.根据权利要求4的装置，其特征在于：所述壳体弯曲部分为处于打开位置上的叶片提供了一个止动件。

6.一种呼吸辅助装置，其包括：

一个气流发生器；

一个与气流发生器流体联通的分流阀，该分流阀包括一个壳体和可在一打开位置和一关闭位置之间移动的叶片，所述壳体限定有一入口、一出口和一个排放口，所述排放口设置在入口和出口之间并被构造成能够将来自入口的气流和来自出口的逆流中的至少一种气流排出，其中：

所述叶片能有选择地突出伸入到来自入口的气流内，从而将来自入口的气流可变地导向排放口和出口中的至少一个，所述叶片在处于关闭位置上时形成了一条通向出口的通道的一部分，并且

所述壳体包括一前部壳体突起和一后部壳体突起中的至少一个，所述至少一个突起为处于关闭位置上的叶片限定了一个止动件。

7.一种呼吸辅助装置，其包括：

一个气流发生器；

一个与气流发生器流体联通的分流阀，该分流阀包括一个壳体和可在一打开位置和一关闭位置之间移动的叶片，所述壳体限定有一入口、一出口和一个排放口，所述排放口设置在入口和出口之间并被构造成能够将来自入口的气流和来自出口的逆流中的至少一种气流排出，其中：

所述叶片能有选择地突出伸入到来自入口的气流内，从而将来自入口的气流可变地导向排放口和出口中的至少一个，所述叶片在处于关闭位置上时形成了一条通向出口的通道的一部分，并且

所述壳体具有平滑的相切曲线状的内表面，而且所述内表面具有相对于来自入口的气流的较低的入射角。

8.根据权利要求4的装置，其特征在于还包括：一个设置在分流阀下游的流量计。

9.根据权利要求4的装置，其特征在于还包括：一个装置壳体，所述装置壳体包括一个带有一开口的侧壁，该开口与排放口对准。

10.根据权利要求4的装置，其特征在于：所述气流发生器包括一个吹风机，当所述叶片在打开位置和关闭位置之间移动时，所述吹风机基本保持不被堵塞。

11.一种分流阀，其包括：

一个限定有一入口和一出口的壳体；

一个设置在所述入口和出口之间的排放口；

一个可在一打开位置和一关闭位置之间移动的叶片；其中：

所述叶片能够有选择地突出伸入到来自入口的流内，从而将来自入口的流可变地导向所述排放口和出口中的至少一个；

所述叶片在处于关闭位置上时构成了一条通向出口的通道的一部分，并且

所述壳体包括一个前部壳体突起和一个后部壳体突起中的至少一个，所述至少一个突起为处于关闭位置上的叶片提供了一个止动件。

12.根据权利要求11的分流阀，其特征在于：所述叶片可在打开位置和关闭位置之间回转。

13.一种分流阀，其包括：

一个限定有一入口和一出口的壳体；

一个设置在所述入口和出口之间的排放口；

一个可在一打开位置和一关闭位置之间移动的叶片；其中：

所述叶片能够有选择地突出伸入到来自入口的流内，从而将来自入口的流可变地导向所述排放口和出口中的至少一个；

所述叶片在处于关闭位置上时构成了一条通向出口的通道的一部分，并且

所述叶片包括一种可以弯曲的柔性材料，所述叶片可在打开位置和关闭位置之间弯曲。

14.根据权利要求11的分流阀，其特征在于：所述壳体包括一个从入口延伸到排放口的直线状入口流动路径，该流动路径将来自入口的未被转向的流的一大部分导向排放口。

15.一种分流阀，其包括：

一个限定有一入口和一出口的壳体；

一个设置在所述入口和出口之间的排放口；

一个可在一打开位置和一关闭位置之间移动的叶片；其中：

所述叶片能够有选择地突出伸入到来自入口的流内，从而将来自入口的流可变地导向所述排放口和出口中的至少一个；

所述叶片在处于关闭位置上时构成了一条通向出口的通道的一部分，并且

所述壳体包括一个从入口延伸到出口的直线状入口流动路径，该流动路径将来自入口的未被转向的流的一大部分导向出口。

16.一种分流阀，其包括：

一个限定有一入口和一出口的壳体；

一个设置在所述入口和出口之间的排放口；

一个可在一打开位置和一关闭位置之间移动的叶片；其中：

所述叶片能够有选择地突出伸入到来自入口的流内，从而将来自入口的流可变地导向所述排放口和出口中的至少一个；

所述叶片在处于关闭位置上时构成了一条通向出口的通道的一部分，并且

所述叶片具有一第一侧表面和一第二侧表面，所述第一侧表面和第二侧表面分别具有第一曲率半径和第二曲率半径。

17.根据权利要求16的分流阀，其特征在于：所述第一曲率半径等于所述第二曲率半径。

18.根据权利要求16的分流阀，其特征在于：所述第一曲率半径大于所述第二曲率半径。

19.根据权利要求16的分流阀,其特征在于:所述第一曲率半径小于所述第二曲率半径。

20.根据权利要求19的分流阀,其特征在于:所述第一曲率半径为120mm,所述第二曲率半径为200mm。

## 用于控制 CPAP 设备内的压力和流速的分流装置

### 发明背景

### 相关技术

本申请涉及到于2001年6月21日提出的第09/598053号未审结美国专利申请，该申请公开了一种阀的控制部件和用于通过阀确定流体流速的方法。该申请还涉及到于2000年8月22日提出的第09/642824号美国专利申请，该申请公开了一种在CPAP治疗或辅助呼吸过程中控制压力的方法。PCT国际申请第PCT/AU97/00631公开了一种在整个治疗阶段的吸气或呼气过程中改变病人面罩内的压力的方法，PCT国际申请第PCT/AU96/00586公开了一种带有一可转动的控制部件的分流阀，这两个国际申请均与本发明相关。上述美国专利申请和国际申请的全部内容在本申请中作为参考而被引用。本申请还与美国专利4944310和5245995有关，美国专利4944310公开了一种连续的正压导气（CPAP）治疗方法，而美国专利5245995公开了一种自动调节的鼻部CPAP的治疗方法。这两篇专利文件的全部内容在本申请中作为参考引用。

### 发明领域

本发明涉及一种呼吸辅助装置，具体而言，本发明涉及一种包括有一分流阀的呼吸辅助装置，其中分流阀与一个气流发生器流体联通。

### 背景技术

非侵入式正压换气 (Non-Invasive Positive Pressure Ventilation) (NIPPV) 是一种用于治疗呼吸异常的方法，而这种治疗方法可能涉及到在呼吸的吸气阶段通过病人的面罩提供给病人的导气管之入口的空气压力或其它可吸入气体的压力较高，以及在呼吸的呼气过程中病人面罩内的压力较低或等于大气压力。在其它的NIPPV的治疗方法中，可使压力在整个呼吸循环中以一种复杂的方式变化。例如，在整个治疗阶段，吸气或呼气时面罩内的压力都是变化的。

连续的正压导气（CPAP）治疗方法通常用于治疗包括障碍性睡眠呼吸暂停（OSA）在内的呼吸异常病症。CPAP治疗方法可通过病人的面罩以高于大气压力的高压一般介于3-20厘米水柱向病人的呼吸道的入口连续进送高压空气或其它可吸入气体。CPAP治疗方法能够起到病人的上部导气管（airway）的充气夹板（pneumatic splint）的作用。

CPAP治疗方法可以有多种形式，其包括：保持治疗压力水平恒定不变；在两个不同的恒定水平之间与呼吸作用的吸气和呼气阶段同步交变（双水平CPAP）；根据病人的治疗需要，对压力水平进行自动调节和/或通过计算机进行控制。在上述的所有情况下，都需要对输送到病人面罩内的空气或可吸入气体的压力进行控制。

用于CPAP和NIPPV治疗方法中的可吸入气体进送装置主要包括一个气流发生器，该气流发生器由一个连续的空气源或其它可吸入气体源构成，而空气源或其它可吸入气体源的一般形式就是被一电机驱动的吹风机。当然，也可以使用增压的空气源或其它可吸入的增压气体源。气体源与一个导管或管道相连接，而该导管或管道又与病人面罩（或鼻叉）相连接，面罩设置有一个通向大气的排气口或非常接近通向大气的排气口，而该排气口用于排出呼出的气体，例如二氧化碳。为在吸气和呼气过程中能够改变供给病人的气体流量，就要使用一个阀部件，例如在美国专利申请09/598053中所公开的那种阀部件。例如，一个凸轮状的可转动部件可用于在病人的吸气过程中以大流量进送气体，而在病人的呼气过程中以小流量进送气体（或几乎没有气体的进送）。但是，这种阀部件存在一些缺陷，因为在病人的呼气过程中，当阀部件不允许大流量气体通过时，那么位于阀部件上游侧的吹风机就会被堵塞住。换言之，如果阀部件定位在阻止或基本阻止气流流向病人时，例如当病人处于呼吸周期的呼气阶段时，那么通过吹风机和由吹风机送出的气流可能暂时停止。当再次吸气而且阀部件转动到允许气流或更大的气流流量流向病人时，与吹风机相连接的风扇或叶轮就可能需要转动几圈（例如两圈），才能恢复通过叶轮进送到导管和病人

的气流流量。这样，当从呼气变化到吸气时，CPAP装置的反应时间就会被延迟。

空气或其它可吸入气体的治疗压力可通过控制用于驱动气流发生器的吹风机的电机的转速而得以控制。图1示出了利用一种速度可控的吹风机的现有气流发生器。传统的气流发生器110包括一个与气流发生器110之壳体114隔开的腔室112。壳体114内安装有与气流发生器110相连接的控制电路（未示出）。气流发生器110还包括一个电机116，该电机驱动一个可产生气流的离心涡轮机（叶轮）118，该离心涡轮机118通过空气入口120使空气或可吸入气体产生流动，以通过空气出口122将处于压力作用下的空气或可吸入气体输送到空气输送管（未示出），从而进送给面罩（也未示出）。涡轮机118设置有沿径向指向的叶轮片124。在CPAP装置内使用轴流风扇的替代方案也已经是公知的。

对于常规的CPAP装置而言，吹风机的电机必须能够迅速地改变其操作速度。这样就需要在提高操作速度时供给额外的电力。与电机速度快速过渡有关的不利因素除了增加功率的要求外还在于：噪音、振动、吹风机的阻塞和对散热问题的更高要求。

治疗压力也可通过以恒定的速度驱动吹风机的电机并将过量空气从吹风机的输出侧排出的方式得以控制。一种现有的压力控制实例如图2所示。一个涡轮机118通过一个进送管道132与一个增压腔130相连接。增压腔130设置有一个可控制的溢流阀134，该溢流阀134可以通过改变位置的方法打开和关闭一个设置在腔壁上的开口136，以允许空气排入大气中，从而在空气出口138处得到所需的输出压力。因此，当对治疗压力进行调节时，排气操作就可能产生过大噪音的产生。此外，还难以对治疗压力进行精确调整，而且难以保持较高的最大流速，部分原因在于增压腔130的容积很大。不能对治疗压力进行精确调整将使病人产生不适感。

图3A和3B示出了现有技术中利用一个与吹风机150流体联通的放出阀140对治疗压力进行控制的方法，吹风机150可通过一个设置在流动路径144内的机构142所操作。在该实例中，机构142主要在一个打开

位置(图3A)146或一个关闭位置148上操作,这样就不能对治疗压力进行精确而平缓的调节,而是导致不精确的突然调节。此外,设置在流动路径144内的机构142可能有碍于流动并产生噪音,而且还可能将气味和/或在机构142的操作过程中产生的其它污染物导入流动路径内。这样就会使病人产生不适感并降低病人对治疗的配合。

噪音和/或病人的不适降低了病人对呼吸异常进行治疗的配合程度。因此,在现有技术中,需要提供一种改进的装置,这种装置能够通过减少包括噪音的产生和对治疗压力的不精确调整在内的缺陷来提高病人对治疗措施的配合程度。另外,还需要提供一种能够在换气方式从呼气变换到吸气时防止吹风机阻塞和/或提高反应速度和/或减少反应时间的阀部件。

#### 发明内容

本发明的一个方面在于提供一种改进型分流阀,分流阀的优选结构形式可减少噪音和/或流量波动和/或提高反应速度。

本发明的另一方面在于提高一种包括有一分流叶片的阀组件,而且不论叶片处于什么位置上,分流叶片都不会堵住与其有关联的吹风机。

根据一个优选实施例,提供一种用于呼吸器上的阀组件,该阀组件包括一个壳体和一个用于为壳体内的空气导向的可转动叶片。该壳体设置有一个用于接收来自吹风机的增压空气流的入口、一个用于将空气输送到病人接口的出口和一个排放口。叶片可在一个第一角度位置和一个第二角度位置之间转动,而且不会阻塞住吹风机。在第一角度位置上,几乎所有的在入口处接收到的空气流都被叶片导向排放口。在第二角度位置上,几乎所有的在入口处接收到的空气流都被叶片导向出口。在介于第一和第二角度位置之间的角度位置上,在入口处接收到的空气流的一部分被叶片导向排放口,在入口处接收到的空气流的剩余部分被叶片导向出口。

根据另一实施例,提供一种呼吸辅助装置,该装置包括:一个气流发生器和一个与气流发生器流体联通的分流阀,该分流阀包括一个

限定有一入口、一出口和一排放口的壳体。排放口设置在入口和出口之间并被构造成能够将来自入口的气流和/或来自出口的逆流中的至少一种排出的结构形式。一个可在一打开位置和一关闭位置之间移动的叶片能有选择地突出伸入到来自入口的气流内，从而以可变的方式将来自入口的气流转向到排放口和出口中的至少一个。该叶片在其处于关闭位置上时形成了一条通向出口的通道的一部分。

在又一实施例中，分流阀包括：一个壳体，该壳体上限定有一入口、一出口和一介于入口和出口之间的排放口；一个可在一打开位置和一关闭位置之间移动的叶片。该叶片能够有选择地突出伸入到来自入口的气流内，从而以可变的方式将来自入口的气流转向到排放口和出口中的至少一个。该叶片在其处于关闭位置上时形成了一条通向出口的通道的一部分。

在再一实施例中，提供了一种CPAP装置，该装置包括一个气流发生器和一个与气流发生器流体联通的分流阀，该分流阀包括一个壳体，该壳体上限定有一入口、一出口和一排放口。排放口设置在入口和出口之间并被构造成能够将来自入口的气流和来自出口的回流中的至少一种排出的结构形式。一个可在一打开位置和一关闭位置之间移动的叶片在其处于打开位置上时能够有选择地使由入口进入并且未被转向的气流流向排放口和/或出口的至少一个。

在另一实施例中，一种分流阀包括一个壳体，该壳体上限定有一入口和一出口，及一个设置在入口和出口之间的排放口。一个可在一打开位置和一关闭位置之间移动的叶片能够在其处于打开位置上时有选择地使由入口进入并且未被转向的气流流到排放口和/或出口的至少一个。

#### 附图说明

通过下面对最佳实施例的详细描述来对本发明的上述方面和其它方面进行说明，其中附图：

图1为现有技术中一个可控制的变流量式气流发生器的侧视图；

图2为现有技术中一个可控制的气流发生器的侧视图；

图3A和3B为现有技术中一种可控制的气流发生器的侧视图；  
图4为根据本发明一个实施例的呼吸辅助装置的顶视图；  
图5为根据本发明一个实施例的呼吸辅助装置的透视图；  
图6为一个顶视图，图中更加详细地示出了图4和5所示的叶片；  
图7为一个顶视图，图中示出了图6之叶片的其它细节；  
图8为一个顶视图，图中更加具体地示出了图4和5中的壳体；  
图9为一个顶视图，图中更加详细地示出了图8所示的壳体的内部；  
图10为一个顶视图，图中示出了图9所示的壳体内部的其它细节；  
图11是一个透视图，图中示出了图4和5所示之壳体的其它细节；  
图12是一个示出图4和5所示之壳体的其它细节的透视图；  
图13是图4和5所示的分流阀的透视图，图中示出了一个中间位置；  
图14为一种分流阀的顶视图，图中示出了根据本发明一个实施例的打开、排气的呼气通道正压 (expiratory Positive Airway Pressure) (EPAP) 位置；

图14A为图14的一部分的详细视图；

图15为图5所示的分流阀的顶视图，图中示出了一个关闭的吸气通道正压 (Inspiratory Positive Airway Pressure) (IPAP) 位置；

图16为图5所示的分流阀的顶视图，图中示出了一个中间位置；

图17为一种分流阀的顶视图，图中示出了根据本发明另一实施例的打开、排气的呼气通道正压 (EPAP) 位置；

图18为图17所示的分流阀的顶视图，图中示出了一个关闭的吸气通道正压 (IPAP) 位置；

图19为图17所示的分流阀的顶视图，图中示出了一个中间位置；

图20为根据本发明又一实施例的分流阀的顶视图。

#### 具体实施方式

根据本发明一个实施例的呼吸辅助装置 (ventilatory assistance apparatus) 11已在图4中示出。一个通过入口16与分流阀 (flow diverter valve) 12流体联通的气流发生器 (flow generator) 22以基本恒定的压力将空气或可吸入气体的气流提供给分流阀12，而该

基本恒定的压力通常与最大治疗 (treatment) 压力一致。分流阀12包括一个可转动安装在分流阀12内的叶片10。来自气流发生器22的空气流或其它可吸入气体流的压力和流速可由分流阀12及叶片 (vane) 10来控制。分流阀12通过一出口18与一流量计 (flow meter) 50流体联通, 但在可替代的实施例中, 流量计50可与分流阀12一体制成。流量计50通过一个导管52与一个病人面罩 (patient mask) 54流体联通。气流发生器22、分流阀12和流量计50被封装在一个装置壳体56内。该装置壳体56包括一个侧壁98, 侧壁98上又设置有一个装置壳体开口96。

图5为图4所示的呼吸辅助装置11的透视图。在图中, 一个转动操纵机构58被安装到分流阀12上。在图4和5所示的实施例中, 流量计50被安装在装置壳体56内并位于气流发生器22和分流阀12的下游侧, 从而降低了由气流发生器22在流量计50内产生的紊流和流量波动。但是, 应该理解: 也可以采用能够将气流发生器22、分流阀12及流量计50安装在装置壳体56内的其它替代结构或组合方式。

分流阀12可被用于控制进送给病人面罩54的可吸入气体的压力和流速, 例如在障碍性睡眠呼吸暂停症 (Obstructive Sleep Apnea) (OSA) 进行鼻式连续的正压导气 (Continuous Positive Airway Pressure) (CPAP) 的治疗过程中。但是, 应该知道: 本发明并非局限于这些具体的用途, 而且本发明可同样用于对流过一阀的任何流体 (即气体或液体) 的流进行控制。

在本说明书中, 除另有说明, 否则任何所述的病人面罩54都应该理解为指的是鼻罩 (nasal mask)、口罩 (mouth mask)、鼻罩和口罩的组合、脸罩 (full face mask)、鼻枕 (nasal pillow) 或鼻叉 (nasal prong)。所有对CPAP治疗的引用都应理解为包括上述所有的换气治疗方式或辅助换气形式。所有对“治疗压力”的引用都应包括: 如果需要, 可根据治疗的要求随时间而变化的连续压力, 因此其无须是一个恒定值。

图6更详细地示出了图4和5的叶片10。叶片10的叶片前缘28和叶片后缘30被弯曲成能够与叶片枢轴34同心的结构形式。在图6所示的实

例中，叶片的枢轴34等间距地设置在叶片前缘28和叶片后缘30之间的中心。这种结构使叶片前缘28和叶片后缘30相对叶片枢轴34具有相同的曲率半径。尽管在图中示出的相同的曲率半径为20mm，但是应该知道：可以采用的曲率半径的范围很宽，例如半径可以不同。叶片的枢轴34也可设置在距叶片前缘28和叶片后缘30的距离互不相同的位置上，从而使叶片前缘28和叶片后缘30相对叶片枢轴34的曲率半径互不相等。

在图示的实施例中，叶片10的第一叶片侧面60和第二叶片侧面62的曲率半径大于叶片前缘28和叶片后缘30的曲率半径。具体而言，第一叶片侧面60的曲率半径为120mm。第二叶片侧面62的曲率半径为200mm。或者，也可采用其它包括在一曲率半径范围内的半径，最好介于一个从叶片前缘28和叶片后缘30之曲率半径的三至四倍至无限大即第一叶片侧面60和第二叶片侧面62可以是平坦的半径范围内。第一叶片侧面60和第二叶片侧面62的曲率半径可根据国家航空咨询委员会(National Advisory Committee for Aeronautics)(NACA)有关翼剖面(airfoil section)的规定，以提高流动特性。至少根据所需的空气动力学特性，第一叶片侧面60和第二叶片侧表面62的凸曲率(convex curvature)可向上或向下弯曲；或者使一个表面向上弯曲，另一表面向下弯曲。但是，如图6和7所示，表面60和62最好向下弯曲，以减小紊流。如图所示，叶片前缘28和叶片后缘30沿它们的各自的曲率半径延伸到与第一叶片侧表面60相交的位置为止。当围绕叶片枢轴34沿叶片前缘28和叶片后缘30的曲率半径进行测量时，这些交点画出了一个约为 $160^\circ$ 至 $210^\circ$ 的圆弧，但该圆弧最好为 $185^\circ$ 。根据叶片10所需的具体空气动力学特性的不同和第一叶片侧面60和第二叶片侧面62所采用的曲率半径的不同，而可以采用角度不同的圆弧。第一叶片侧面60所采用的较小曲率半径形成了一个较大的圆弧，反之亦然。

图7示出了图4至6所示之叶片10的其它细节。由叶片前缘28与第一叶片侧面60及第二叶片侧表面62的相交处限定而成的叶片前拐角64被倒圆。由叶片后缘30与第一叶片侧表面60及第二叶片侧表面62的相交

处限定而成的叶片后拐角66也被倒圆。叶片前拐角64和叶片后拐角66的曲率半径可根据具体的实施例而改变。如图7所示，叶片前拐角64的曲率半径约为1mm。叶片后拐角66的曲率半径约为0.5mm。叶片拐角64和66的曲率半径可由制造方法及特定叶片10的实际宽度来确定。此外，只要不会在很大程度上减小叶片边缘28和30的密封面积，那么就可以尽可能大地选择叶片拐角64和66的曲率半径。曲率半径较大的叶片前角64尤其有利于提高空气动力学特性。叶片前角64的曲率半径中心之间的距离也可以改变，但在该实施例中，该距离为3.5mm。类似地，叶片后拐角66的曲率半径中心之间的距离也可以改变，而在图中该距离为2.5mm。优选地，尽可能大地选择该距离，以使叶片边缘28和30具有足够的密封面积。

图4和5所示的分流阀12包括一个壳体14。该壳体14在图8至10中被更加具体地示出，但未示出如图11-16所示的连接部分68。入口16与壳体内部70流体联通，出口18也与壳体内部70流体联通。一个与壳体内部70流体联通的排放口(exhaust port)20通过装置壳体的开口96与大气72相通。壳体14还包括一个壳体通孔74和一个壳体弯曲部分32。该壳体弯曲部分32的形状被加工成能够从入口16到出口18形成一条平滑曲线的形状。

图9更加具体地示出了图8所示的壳体14的壳体内部70。在该实施例中示出的壳体弯曲部分32的曲率半径为30mm。壳体的前表面24和壳体的后表面26具有为20mm的曲率半径并与壳体通孔74同心。因此，壳体表面24和26的曲率半径随排放口20的宽度而变化。同样，能够被靠到壳体表面24和26上而密封的叶片边缘28和30之曲率半径也随排放口的宽度而改变。壳体弯曲部分的交点76由壳体弯曲部分32和壳体前表面24的曲率半径之间的交点限定而成。壳体弯曲部分32和壳体前表面24之间的距离按照下述方式选择：使从壳体通孔74测得的壳体弯曲部分的交点76和壳体前表面24之间的角距离约为30°。该角距离可根据包括旋转操纵机构58的移动速度和移动范围在内的多种因素的变化而变化。总之，壳体弯曲部分的交点76与壳体前表面24之间的角距离越小，

那么对于具有预定旋转反应速度(response speed)的给定旋转式操纵机构58而言,其反应时间(response time)也就越短。但是,与较大的角距离相比,壳体弯曲部分的交点76与壳体前表面24之间的角距离越小,那么在一条穿过壳体弯曲部分的交点76和壳体前表面24的假想线两侧的压降也就越大。一个出口弯曲部分78的曲率半径为2mm,而且该曲率半径还可以改变,以形成一条通过壳体内部70且不存在方向突变的平滑流动路径。

图10示出了在图8和9的实施例中示出的壳体内部70的线性尺寸。入口16和出口18的开口宽度为20mm,以适应于与入口16和出口18相连接的其它部件(未示出),特定的开口尺寸并非是分流阀12的功能所固有的。入口16的宽度被壳体的弯曲部分32弄窄,从而使壳体内部70内的宽度减小到12mm。壳体弯曲部分的交点76和壳体通孔74之间的距离为20mm,从壳体后表面26沿排放口20到大气72的距离为10mm,从壳体后表面26到出口18之间的距离为20mm。从出口16到壳体前表面24之间的距离为25mm。这些距离可按照下述方式选择:在不出现方向剧变的前提下,贯穿整个壳体内部70形成一条平滑的流动路径。

图11和12为图8-10所示的壳体14之透视图,图中示出了壳体14的连接部分68。在图11和12中示出了与图9和10相同的半径和尺寸。此外,图11示出的壳体14之高度为30mm,从而能够在该实施例中形成充足的流动路径。壳体底板84的厚度被选择为2mm,这样,在该具体的实施例中,当壳体14由塑料制成时,就能够提供足够的刚性。图12还示出了连接部分68的内径为19mm,其外径为25mm,这样的直径能够适应于与连接部分68相连接的其它部件(未示出)。

图6-7和9-12示出的尺寸并非意味着是对保护范围的限定,而是仅为了对一个特定的实施例进行说明。

图13示出了被可回转地安装在壳体14(图示的壳体14包括连接部分68)内的叶片10。叶片枢轴34与壳体通孔74重合,这样就能够使叶片枢轴34穿过壳体通孔74延伸并由壳体14向外伸出。叶片的一个下边缘80可被密封接合到壳体底板84上。从外部安装在壳体底板84上的旋

转式操纵机构58(见图5)能够使叶片枢轴34旋转,从而使叶片10能够围绕叶片枢轴34转动。带有一壳体外盖通孔的壳体外盖(未示出)可被密封装配到壳体14的顶表面上,从而将叶片10封闭在壳体内,同时通过壳体外盖通孔固定叶片枢轴34的上部。壳体外盖可与壳体14及叶片上缘82的顶面密封接合,从而基本取消了壳体内部70和大气72之间的流体联通。

尽管在附图中叶片10被可回转地安装在壳体14内,但是叶片10也能够以可弯曲的形式连接在壳体14内。在这种情况下,叶片10和/或壳体14,或者叶片10的一部分和/或壳体14可由一种允许叶片10围绕一个叶片连接点弯曲的柔性材料制成。该连接点可定位在叶片上的任何位置上,从而形成一个与图示的叶片枢轴34类似的中央叶片连接点,或形成一个能够使叶片连接点靠近叶片10的前边缘28或后边缘30的悬臂结构。

在一优选的实施例中,叶片前缘28和相应的壳体前表面24具有基本相同的曲率半径,而且其曲率半径与叶片的枢轴34同心。类似地,叶片后缘30和相应的壳体后表面26具有基本相同的曲率半径,而且其曲率半径与叶片枢轴34同心。因此,叶片前缘28和壳体前表面24能够根据叶片10的转动位置的不同而相互密封接合。叶片后缘30和壳体的后表面26也可随叶片10之转动位置的不同而相互密封接合。叶片边缘和壳体表面的曲率半径可根据具体的实施例而改变。

叶片10在一个完全打开的位置和一个完全关闭的位置之间存在无限数量的中间位置。叶片10的转动范围被叶片前缘28与壳体前表面24的相互作用而被限制在完全关闭的位置上。在完全打开的位置上,叶片10被叶片前缘28与壳体弯曲部分的交点76(图9、10和14)之间的相互作用所约束。壳体的弯曲部分32提供了下述优点:缩小了叶片10进入完全打开的位置和完全关闭的位置所需的转动范围。在该实施例中,叶片可回转约30°,但其也可根据选择转动更大或更小的角度,应该记住:由于减少了转动量,因此也就缩短了反应时间。此外,壳体的弯曲部分32形成了分流阀12内的流动的流体流的平滑正切曲线。壳体的

弯曲部分32基本被局限在壳体内部70靠近入口16的部分内，从而尽可能小地缩小流程并减小了在壳体内部70靠近入口16的部分的流动阻力。重要的是，壳体内部70在靠近出口18的那部分没有一条被缩小的流动路径，因此也就不存在不需要的流动阻力。

在图示的实施例中，叶片前缘28和壳体前表面24之间的接合无须与叶片后缘30和壳体后表面26之间的接合具有相同的特征。两种接合方式之间的不同是由下述原因产生的：叶片10和壳体14绕叶片枢轴34的不对称的结构。当叶片10从完全打开的位置通过多个中间位置转动到完全关闭的位置上时，在叶片的前缘28和壳体的前表面24之间将形成前接合。接着，当叶片10继续转动时，在叶片后缘30和壳体的后表面26之间将基本形成后接合。在图示的实施例中，前部接合和后部接合不会随叶片10的转动而同时发生。此外，前部接合和后部接合的持续时间在叶片的转动过程中也互不相同。在叶片10的转动过程中和/或当叶片停留在完全或部分密封的中间位置或完全关闭的位置上时，前部接合和后部接合的密封效果也不相同。

例如，在图13所示的实施例中，在叶片10从完全打开的位置转动到完全关闭的位置上和/或任何数量的中间位置上的过程中，在后部接合形成前，形成了前部接合。叶片10有多个部分密封的中间位置。这些位置可被描述为局部密封，而这些局部密封是由叶片前缘28和壳体前表面24之间的前部接合形成的，此时，在叶片后缘30和壳体后表面26之间没有形成密封接合。类似地，当叶片10沿相反的方向从完全关闭的位置转动到完全打开的位置时，叶片将经过多个局部密封的中间位置，在这些中间位置上，叶片后缘30与壳体后表面26之间没有形成后部接合。另一种实施例允许前部接合和后部接合同时形成；或者，允许后部产生接合，但前部未产生接合。

在图4-16所示的实施例中，叶片前缘28和相应的壳体前表面24的表面面积均大于叶片后缘30和相应的壳体后表面26之表面面积。另外，壳体前表面24和叶片前缘28的曲率半径之差等于壳体后表面26与叶片后缘30的曲率半径之差。这样，当叶片10处于完全关闭的位置或基本

关闭的位置上时，前部接合的密封部分大于后部接合的密封部分。应该理解：密封的特征可通过改变叶片边缘和壳体表面的表面面积和/或曲率半径而得以调整。例如叶片边缘的曲率半径可以是20，而壳体表面的曲率半径可以是20.2。调整叶片前缘28的表面面积的一个实例性方法就在于增加或减小叶片前部拐角64（图6和7）之间的距离。类似地，也可以通过改变叶片后部拐角66之间的距离来调整叶片后缘30的表面面积。

叶片10可在壳体14内定位在打开位置（图14）、关闭位置（图15）和多个中间位置（例如图16所示的位置）。在一优选的实施例中，壳体前表面24和壳体后表面26被加工成：当叶片10围绕叶片枢轴34转动到关闭位置上时，能够分别接受叶片前缘28和叶片后缘30的形状。此外，壳体前表面24和壳体后表面26的曲率半径可略大于相应的叶片前缘28和叶片后缘30的曲率半径。这种结构能够在关闭位置上形成足够的密封，同时允许叶片无过大摩擦地转动。壳体前表面24和/或壳体后表面26可包括一个前部突起86和/或一个后部突起88，从而当叶片10转动到完全关闭的位置上时，这些突起能够与叶片10相接触。图14A更加具体地示出了包括前部突起86和后部突起88的壳体前表面24和壳体后表面26。叶片的枢轴34在图中位于一个与叶片前缘28和叶片后缘30等距离的位置上。但是，叶片的枢轴34也可设置在介于叶片前缘28和叶片后缘30之间的不同位置上。

壳体14和叶片10被构造成：不论叶片10处于什么位置上，吹风机（blower）或气流发生器22都不被堵住的结构形式，这就意味着：通过吹风机和从吹风机流出的气流都不会停止流动或明显降低流速，例如当叶片处于任意位置上时。这与在美国专利申请09/598053中公开的凸轮状阀部件大相径庭，当装置处于呼气模式下时，该专利的凸轮状阀部件将堵住吹风机。由于叶片10不论处于什么位置上都不会堵塞吹风机22，因此从呼气阶段转换到吸气阶段的速度会更快，反应时间也更短，从而提高了病人的舒适度并减少了动力损耗。换言之，当叶片10在打开和关闭位置之间移动时，吹风机22保持基本不被堵塞。从其它

方面来讲，可以说：吹风机至少部分不会被堵塞，因为不论叶片处于什么位置上，位于叶片10之下流的壳体14之流量都至少基本上等于叶片10上游的流量。由于在叶片的所有位置上通过吹风机22产生的流都将流到出口和/或排放口，因此吹风机22基本保持不被堵塞。此外，不论叶片10处于什么位置上，气流都将继续流过吹风机本身。

紊流可能与流体的涡流运动有关。叶片10的形状被加工成能够减小由来自入口16的流40与叶片前缘28和叶片后缘30之间的相互作用而产生的紊流。因此，叶片10的形状可降低噪音，减小压力波动及与紊流有关的流量波动。此外，被切成圆角的叶片前角64和叶片后角66（图6和7）还减少了与紊流有关的流分离现象的产生。叶片10和壳体14的形状被构造成能够减小压力波动和流量波动的结构形式，尤其是减小流向出口18的流42的压力波动和流量波动的结构形式。在关闭位置上，叶片前缘28和叶片后缘30分别与壳体前表面24及壳体后表面26相平齐。紊流可通过壳体14的平滑正切曲线及确保叶片10相对于来自入口16的流40的角度不超过约 $15^{\circ}$ - $25^{\circ}$ （除了在完全打开的位置上完全切断通向出口18的流42的情况下）而得以减小。叶片10相对于来自入口16的流40的角度最好不大于 $20^{\circ}$ 。

操作时，气流发生器22通过入口16向分流阀12提供空气流或可吸入的气体流。叶片10可变化地将来自入口16的气流40导流转向到排放口20和/或出口18。被转向出口18的气流42通过导管52输送到病人面罩54内。叶片10围绕叶片枢轴34在一个由旋转式操纵机构58（图4）限定的范围内转动。一个伺服电机最好安装有一用于指示叶片枢轴34的角位置的传感器，该伺服电机可被用作旋转操纵机构58。用于伺服控制叶片10之位置的压力反馈回路自动补偿由于流体粘度变化而导致的压力变化，而流体粘度的变化又是由温度、湿度或气体成分的变化而产生的。用于压力反馈回路中的压力可从流量计50或从入口16和出口18获取，这要根据呼吸辅助装置11的具体实施方式而定。

壳体的弯曲部分32为叶片10有利地提供了一个较小的转动范围，这样就能够减少叶片10围绕叶片枢轴34在打开位置和关闭位置之间转

动所需的时间。在一个实施例中，叶片的转动范围基本在约为 $25^{\circ}$ 至 $35^{\circ}$ 的范围内，最好为 $30^{\circ}$ ，这样，与叶片转动范围较大的情况相比，就会缩短反应时间。但是，壳体的弯曲部分32和壳体弯曲部分的交点76可被设计成能够改变叶片10之转动范围的结构形式。例如，除了改变壳体弯曲部分的交点76和壳体前表面24之间的距离外，还可以改变壳体弯曲部分32的曲率半径。这样就可以减小壳体表面24和壳体弯曲部分32之间的角距离，该角距离是相对叶片枢轴34测得的。此外，还可以改变叶片10的尺寸，例如叶片前角64之间的距离和叶片边缘的曲率半径，从而影响由壳体弯曲部分32限定的叶片10之转动范围。

最好在入口16和出口18之间提供一条低阻力的流动路径(flow path)。因此，壳体的弯曲部分32被构造成允许气流40在没有过大流动阻力的前提下从入口16流向出口18的结构形式。壳体的弯曲部分32还可被构造成能够沿介于入口16和出口18之间的气流路径形成平滑的正切曲线的结构形式，从而形成一条从入口16到出口18的低阻力路径，同时还有利于减少叶片10围绕叶片枢轴34的转动范围。

与壳体弯曲部分32相互配合的壳体14之形状可被构造成能够将来自入口16的未被转向的气流导向出口18、排放口20或出口18和排放口20的组合结构形式。在图4至16的实施例中，当叶片10至少部分打开时，壳体的弯曲部分32将来自入口16的气流40的一部分导向排放口20。

当叶片10转动，以可变地将气流40从入口16转向出口18时，分流阀12一般以吸气容量和/或呼气容量操作。与出口18处的具体压力和/或流速相关联的叶片10的转动位置决定于入口16处的压力和/或流速。与分流阀12的吸气或呼气操作有关的出口压力和/或流速决定于病人所需的压力，而病人所需的压力又是由医生或利用根据病人需要工作的自动设置器决定的。但是，在完全打开的位置上，基本上没有来自入口16处的气流40被导向出口18并最终到达病人面罩54。这种零流量的状态与0厘米水柱的EPAP水平相对应。实际上，0厘米水柱的EPAP水平并不用于常规的治疗。而是，EPAP水平约为2至12厘米水柱，而且最

好为1至5厘米水柱。但是，这基本上是一个临床问题，并非受分流阀12的结构所限制。

总之，对于病人呼吸循环的呼气阶段而言，叶片10被转动到多个靠近完全打开位置的中间位置上，从而能够向出口18提供极少量的气流42。此外，叶片10提供了一条用于将回流44排向大气72的低阻力路径。这种状态与约为2至12厘米水柱，最好为1至5厘米水柱的EPAP水平相对应。对于病人呼吸循环的吸气阶段而言，叶片10被转动到关闭位置上或多个靠近完全关闭位置的中间位置上。这种状态使叶片10将大量来自气流发生器22的气流导向病人，这与约为15至30厘米水柱的IPAP水平相对应。

图14示出了分流阀12，而且叶片10已围绕叶片枢轴34转动到打开位置上，例如排气位置上。叶片10可围绕叶片枢轴34回转，以将气流40从入口16导向排放口20。具体而言，当将气流40从入口排向大气时，叶片10突出伸入到介于入口16和出口18之间的气流路径内，这种突出是通过与壳体弯曲部分32的接合而受到限制的。叶片枢轴34在叶片10上的位置能够在叶片10处于非关闭位置上时，即分流阀12既能够将气流40从入口16排向大气72，同时又能够将呼出的逆流44从病人面罩通过出口18排向大气72时，在叶片10的两侧形成低阻力的路径。

在打开位置上的操作过程中，出口18处形成一个较低的正压。上述的实施已在图14中被示出，在图14中，叶片前缘28与壳体的弯曲部分32相接触。即使叶片10和壳体的弯曲部分32已经相互接触，但是来自入口16的气流40中仍然有极少部分能够流向出口18。将一密封件或密封垫圈（未示出）安装到壳体14或叶片10上可用于保证通向出口18的流量为零。但是，在病人的治疗过程中，通向出口18的流量为零的情况并不被经常采用。实际上，处于基本打开位置上的叶片10几乎接触到壳体弯曲部分32，这表示在出口18处存在一个约为2至12厘米水柱，最好为1至5厘米水柱的正压力。这种压力通常与呼吸循环的呼气阶段有关。在该打开位置上，来自入口16的气流40的大部分被导向排放口20并排出到大气72。此外，叶片10提供了一条通过排放口20的低

阻力排放路径，该排放路径用于将来自出口18的逆流44排出，这样就能够将由病人通过面罩54呼出的逆流44无不适感地排放到大气中。

图15示出了分流阀12，而且叶片10围绕叶片枢轴34转动到一个完全关闭的位置上，从而使从入口16导向出口18的空气或可吸入气体的量最大。该关闭位置代表出口18处的最大压力，该最大压力一般为20至30厘米水柱，对于CPAP治疗而言，最好为15至30厘米水柱；而且在呼吸循环的吸气阶段通常采用该关闭位置。壳体前表面24和壳体后表面26可装配有一个密封件或密封垫圈（未示出），从而当叶片10移动到完全关闭的位置上时，能够与叶片前缘28和叶片后缘30密封接合。或者和/或此外，叶片10可装配有一个能够与壳体表面密封接合的密封件或密封垫圈（未示出）。这种密封件或密封垫圈能够在完全关闭的位置上使来自入口16的气流完全被转向，但在治疗过程中一般不需要这种状态。

壳体前表面24可被加工成能够形成朝向叶片枢轴34突出到排放口内的前部突起86的形状，从而当叶片10转动到完全关闭的位置上时，使其能够与叶片的下部前角64接触。类似地，壳体的后表面26可被加工成：当叶片10转动到完全关闭的位置上时，使后部突起88能够与叶片的上部后角66接触的结构形状。这种突起能够为叶片10提供一个支座，而且还能够在不妨碍叶片10的转动的前提下改善叶片边缘和壳体表面之间的密封效果。

在图示实施例的关闭位置上，叶片10形成了由入口16通向出口18的通道的一部分并几乎将来自入口16的全部气流40转向到出口18。叶片前缘28和叶片后缘30能够在关闭位置上分别与壳体前表面24和壳体后表面26接合。在关闭位置上，叶片前缘28和叶片后缘30分别与壳体前表面24和壳体后表面26的接合减少了来自入口16的气流40经叶片10流入排放口20的泄漏。作为一种替代方式，也可按照下述方式选择叶片前缘28和叶片后缘30的曲率半径和/或壳体前表面24和壳体后表面26的曲率半径：使叶片前缘28和叶片后缘30能够分别几乎接触到壳体前表面24和壳体后表面26，但不与其接触。最好能够使叶片无障碍地

转动，以缩短叶片10改变位置所需的反应时间并减小旋转操纵机构58所需的功率。

通过利用压力反馈回路(feed back loop) (在现有技术中已知) 来控制叶片10的转动，就能够在入口16处的压力处于预定恒定值时，使输出的治疗压力根据病人所需各不相同。在出口18处通过导管输送给病人面罩54的输出压力之范围可为CPAP设备的操作适当地选取。较高的吸气压力一般与叶片10转动到基本关闭的位置(如图15所示)相对应，从而使分流阀12能够将大部分气流40从入口16导向出口18。此外，在IPAP过程中如果需要较低的吸气压力，那么叶片10能够转动到一个部分关闭和/或部分打开的中间位置上。所选的叶片10的位置决定于用来对旋转操纵机构58进行伺服控制的压力反馈回路。叶片10的打开位置或中间位置允许气流40从入口16通过排放口20排放到大气中。因此，当叶片10处于多个中间位置上时出口18处的压力就低于当叶片10处于基本关闭的位置上时出口处的压力。

一般情况下，常规的病人治疗不需要使通道内的呼气正压力为0厘米水柱。因此，不是经常需要通过将来自入口16的气流40完全转向到排放口20的方式使出口压力为零和/或流量为零。因此，在打开位置上，并非绝对需要使叶片前缘28与壳体的弯曲部分32接触，而且可以使用一个体积较小、重量较轻且反应时间较短的叶片。但是，应该理解：如果需要，叶片10可被构造成：在打开位置上，如果必要使叶片表面28与壳体弯曲部分32相互接触的结构形式。

紊流可由气流的分离而产生，而气流的分离是在壳体14或叶片10的表面以大于约 $15^{\circ}$ 至 $25^{\circ}$ 的角度定位在来自入口16的气流中时产生的。图16示出了分流阀12，在该图中，叶片10被放置在一个中间位置上，在该位置上，来自入口16的气流40有一部分被分流导向出口18，还有一部分来自入口16的气流40被分流导向排放口20。当叶片10位于图示的中间位置上时，来自出口18的呼出的逆流44通过排放口20排放到大气72中。由气流分离36而产生的紊流发生于排放口20内。但是，叶片10将气流分离36限定在分流阀12的排放口20处。因此，与气流分

离36有关的不利因素，包括噪音和流量波动也就被限制在排放口20内，与流向出口18的气流42隔开。重要的是，减少了流量计50内的紊流和流量波动。这样就可提高确定流量的精确度和/或速度，提高病人的舒适程度并使病人配合治疗。

壳体弯曲部分32还提供了其它优点：当叶片10处于打开或中间位置上时，减少了流向出口18的气流42中的紊流。在打开或中间位置上，来自入口16并在叶片前缘28和壳体弯曲部分32之间流动的气流40遇到的表面相对来自入口16的气流40形成一个不大于约 $15^{\circ}$ - $25^{\circ}$ 的角度，从而基本消除了气流分离。如图16所示，壳体弯曲部分32对来自入口16的气流40中的一部分沿一个大体与叶片10共面的方向进行重新导向，从而减小了来自入口16的气流40和叶片10之间的入射角。入射角的减小可减少气流40的分离及在叶片10上面向出口18的一侧所产生的紊流，从而减小了与在流向出口18的气流42中的气流分离有关的噪音和压力波动。

减小流量波动是非常重要的，因为流量波动会将许多问题例如噪音引入用来确定流量的计算中。在流量计算过程中，对流向出口18的气流42中的流量波动噪音进行计算就会需要额外的信号处理操作及额外的时间。因此，减小流量波动具有下述优点，这些优点包括：减少了流量计算电路并缩短了反应时间，这一点在用于控制叶片10之位置的反馈回路中尤其重要。

壳体14的材料包括可铸金属材料（例如不锈钢、铝或镁）、可注塑的聚合物（例如聚碳酸酯、聚丙烯、玻璃增强的尼龙或环氧树脂）或其它适合医用的塑料。叶片10也由类似的要求，但应该理解：叶片10最好用重量轻的材料制成。这种选择决定于所需的反应时间和用来使叶片10产生转动的旋转驱动件58的特性。壳体内部70和叶片10的表面结构最好是平滑的以能够减小流动阻力。此外，壳体内部70及与壳体内部70相接触的叶片下缘80和叶片上缘82的结构最好是平滑的以便既能够形成足够的密封，又能够减小阻碍叶片10运动的摩擦、磨损及形成足够密封所需的接触压力。

尽管已参照特定的实例对本发明的实施例作出了说明，但本领域的技术人员应该知道：本发明还可以许多其它的方式实施。

例如，图17至19示出了图4至16所示的分流阀12的另一可替代的实施例。具体而言，分流阀212的排放口220设置在与来自入口216的流240成一直线的位置上，而出口218设置在相对于来自入口216的流240成一个大于零度的角度的位置上。此外，设置有一壳体弯曲部分的壳体214和叶片210按下述方式设置：当处于图17所示的打开位置上时，使叶片210不将来自入口216的流240导向其它方向，而是使来自入口216的流240保持原来的流动方向不变。在图中示出的叶片210设置有一第一叶片侧面260和第二叶片侧面262，这两个侧面的曲率半径大致相等。尽管在图中没有示出，但是应该理解：第一叶片侧表面260的曲率半径可大于第二叶片侧表面262的曲率半径。此外，还应该知道：如果需要将来自入口216的气流240完全转向导流排放到大气272中，那么叶片210可被构造成能够在打开位置上与壳体214或壳体弯曲部分232相接触的结构形式。在图18所示的关闭位置上，叶片210将大部分来自入口216的流240导向出口218。

图19示出了分流阀212，在该图中，叶片210被定位在一个能够使来自入口216的流240的一部分被导向出口218，又能够将一部分来自入口216的流240被导向排放口220的位置上。如图所示，当叶片210的前部相对来自入口216的流240以一个大于约 $15^{\circ}$ 至 $25^{\circ}$ 的角度伸入来自入口216的未被转向的流240内时，就会产生流分离236。叶片210在面向出口218的一侧不会出现流分离236的现象。

流分离236产生于面向排放口220的叶片侧。因此，由流分离236产生的紊流就会限定在排放口220内，而与被导向出口218的流242相互隔开。这样，就可以减少流向出口218的流242的波动。另外，排放口220可装配有一个过滤器或消声器部件（未示出），以进一步降低由分流阀212产生的噪音。

图20示出了图4至16的分流阀12的另一实施例。在该实施例中，分流阀312的出口318设置在与来自入口316的流340成一直线的位置上，

而排放口320相对于设置在来自入口316的流340成一个大于零度的角度位置上。此外，壳体314和叶片310可按下述方式设置：当处于关闭位置上时，叶片310和壳体314基本不会改变来自入口316的流340的方向。在打开位置上，叶片310伸入到来自入口316的流340内，从而将至少一部分来自入口316的流340导向排放口320，气流通过该排放口320被排放到大气中。

应该知道：本发明的目的已经被完全、有效地实现。前面的特定实施例已经对本发明的原理作出了说明，但并非是对本发明的限制。相反，本发明包括所有落入发明构思和保护范围内的修改、变型和替换，而且本发明的构思和保护范围与以任何方式公开的发明原理和特征相一致。

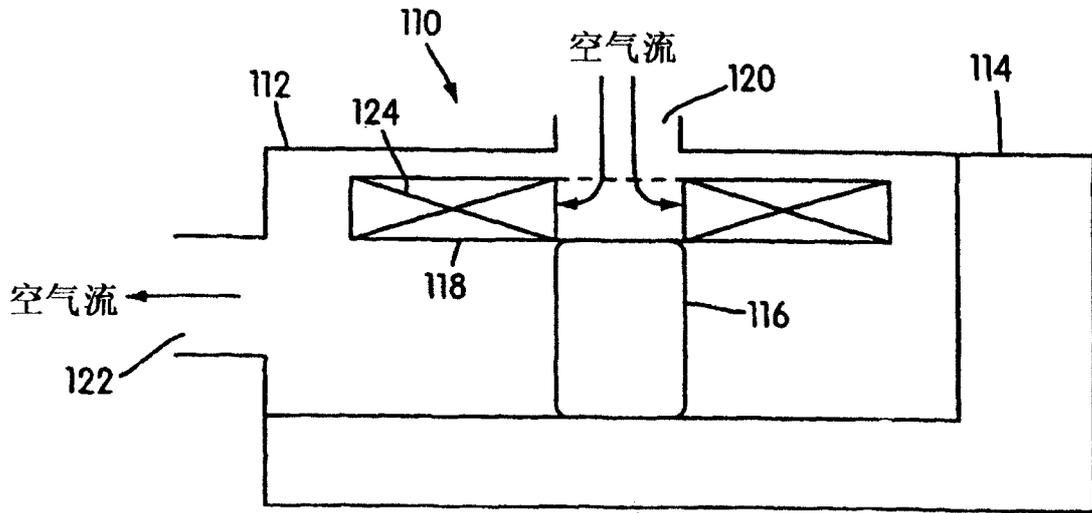


图1  
相关技术

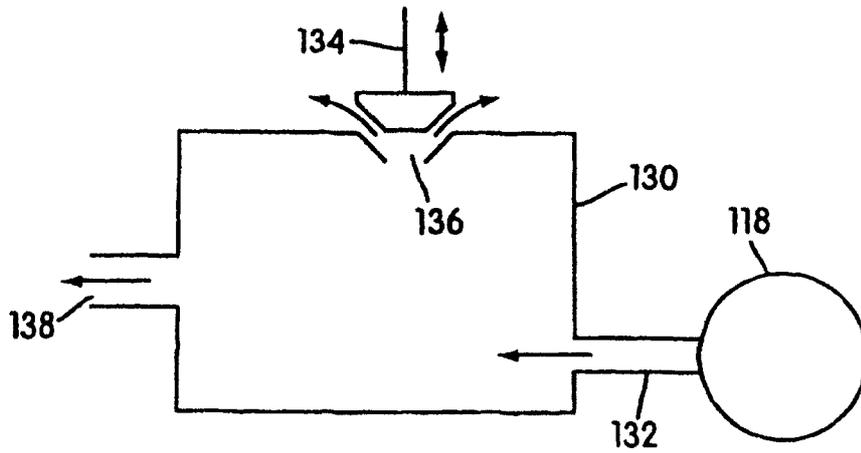


图2  
相关技术

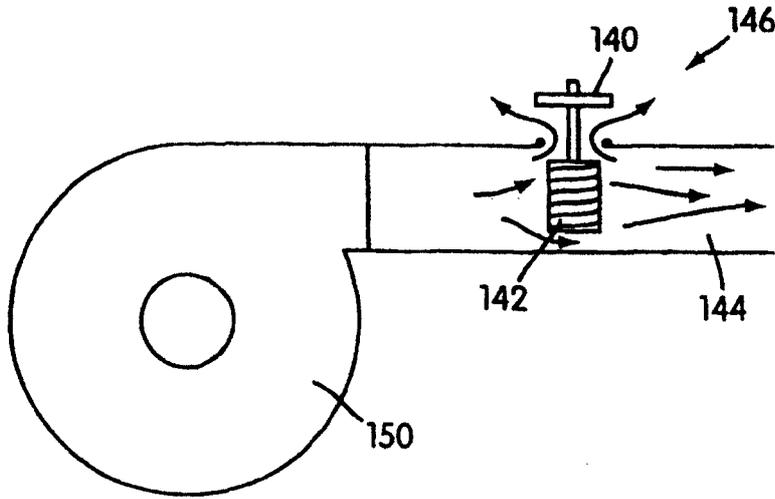


图3A

现有技术

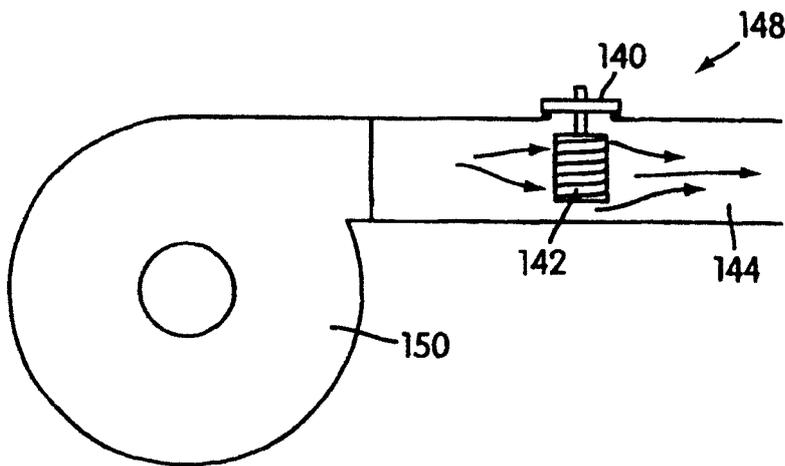


图3B

现有技术

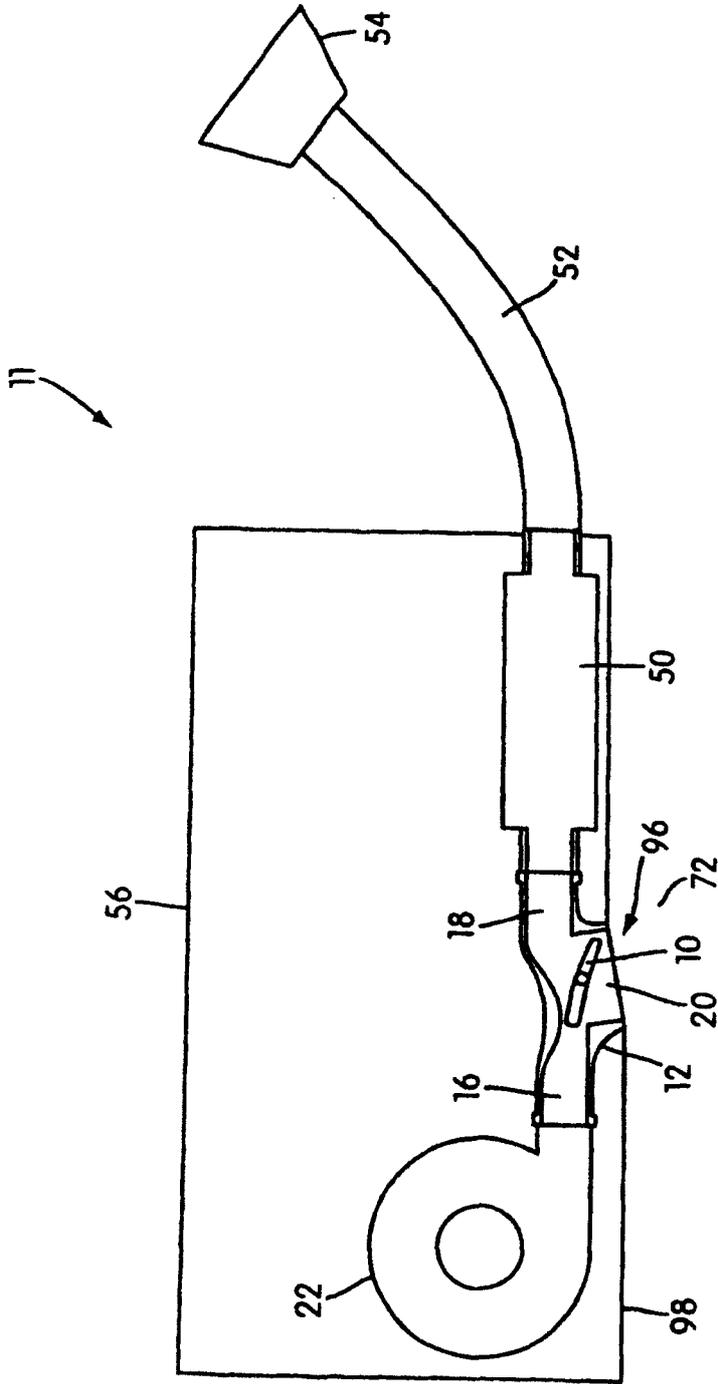


图4

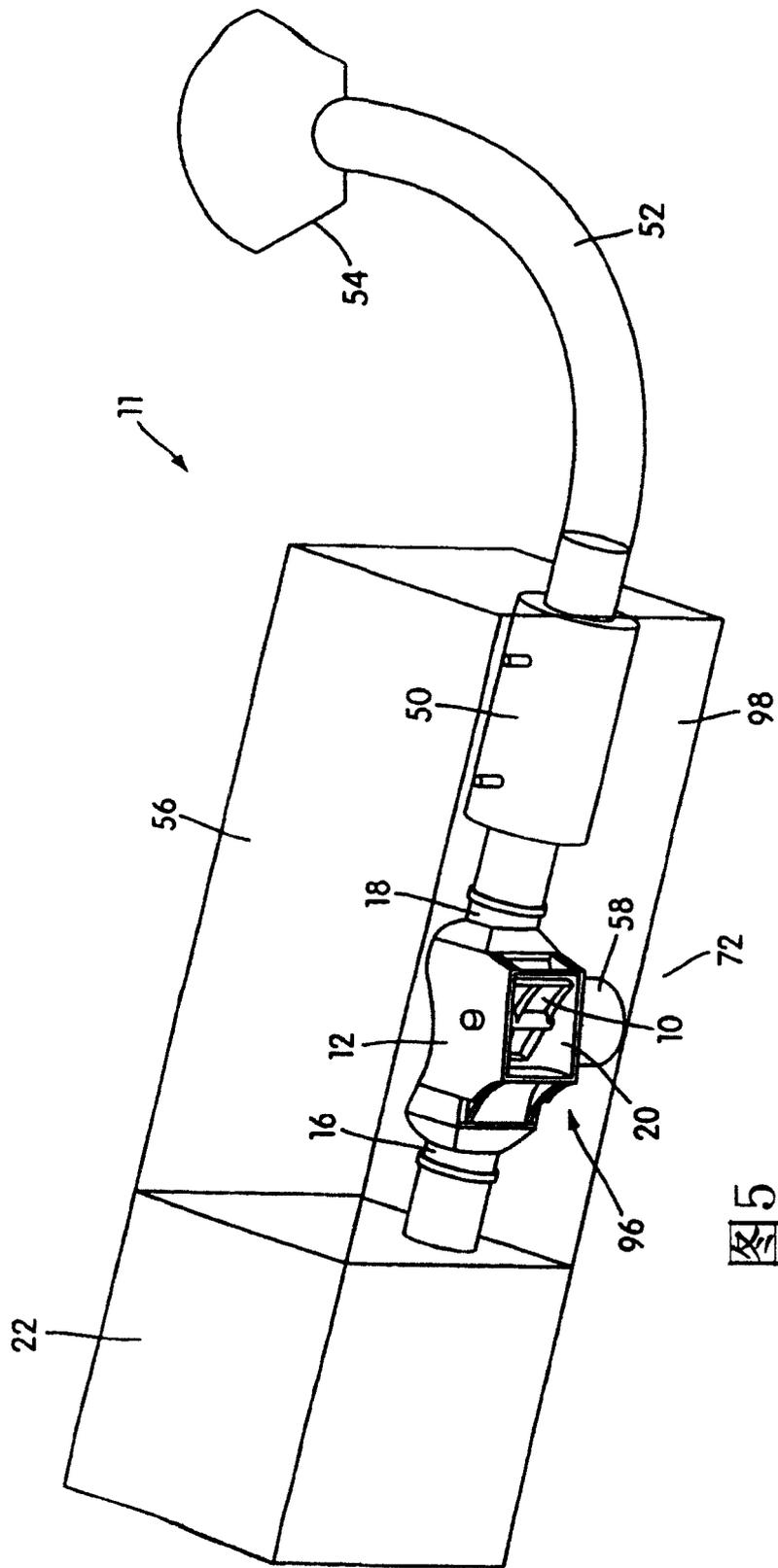


图5

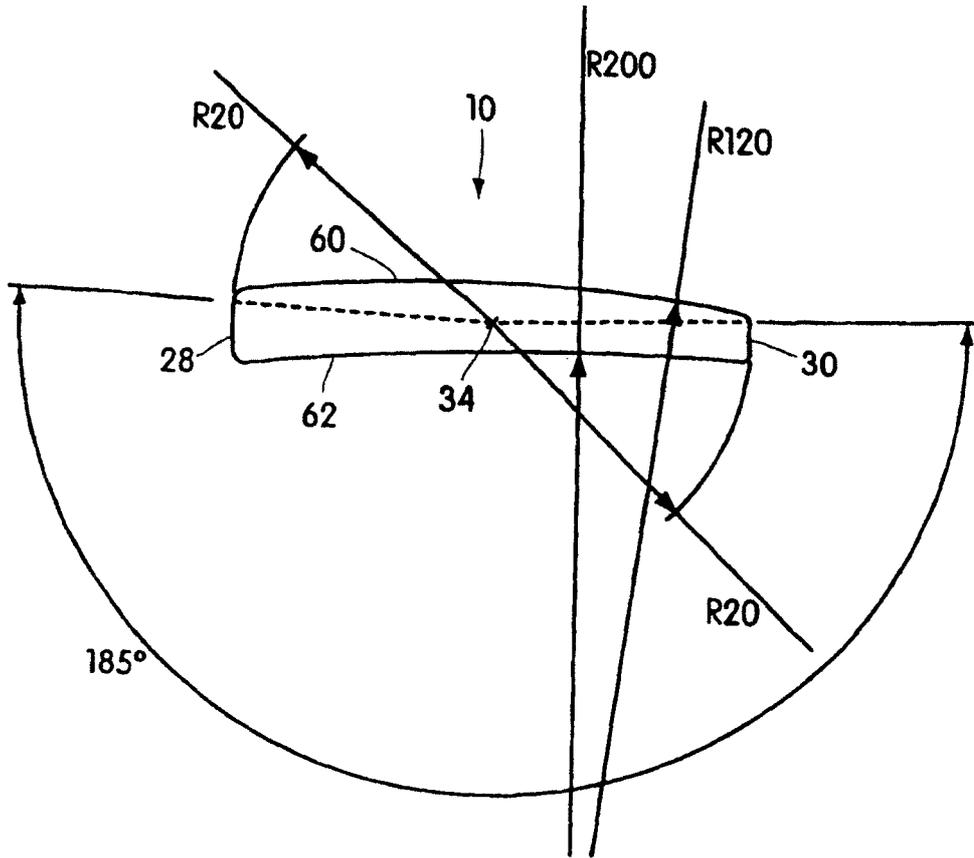


图6

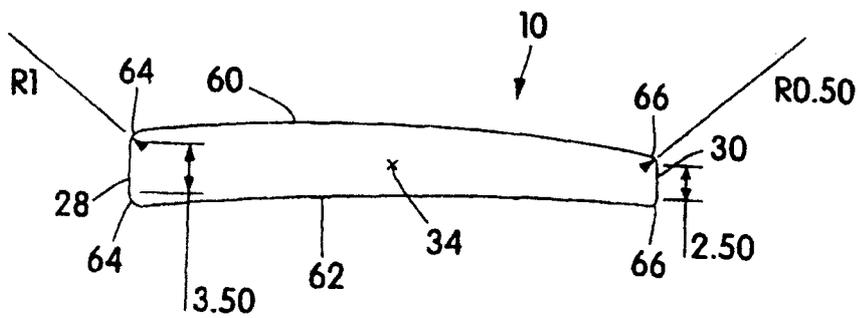


图7

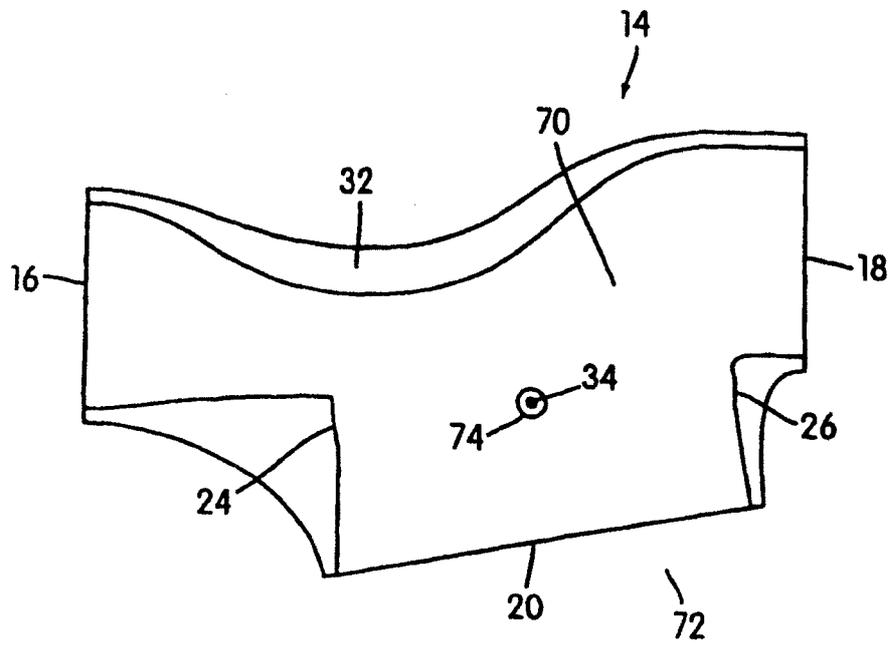


图8

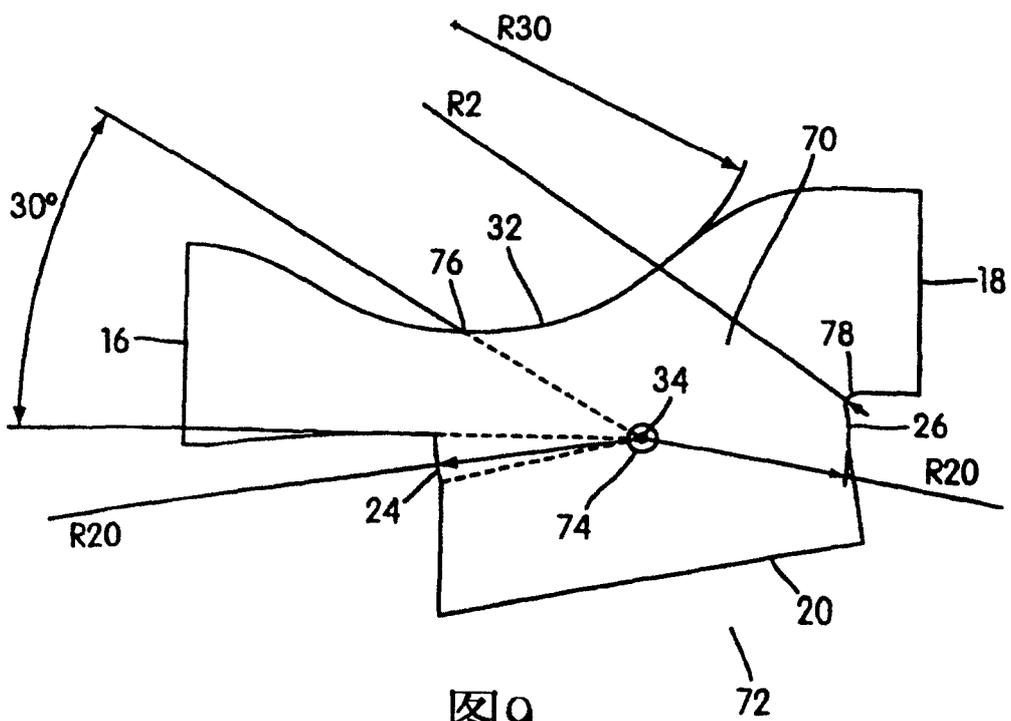


图9

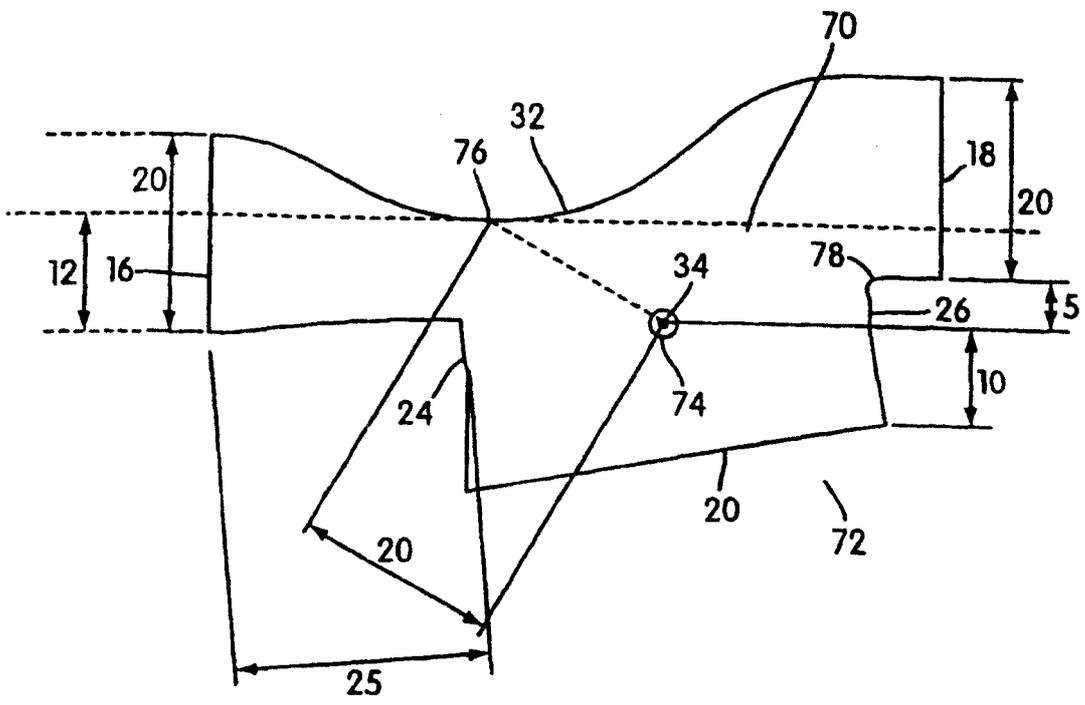


图10

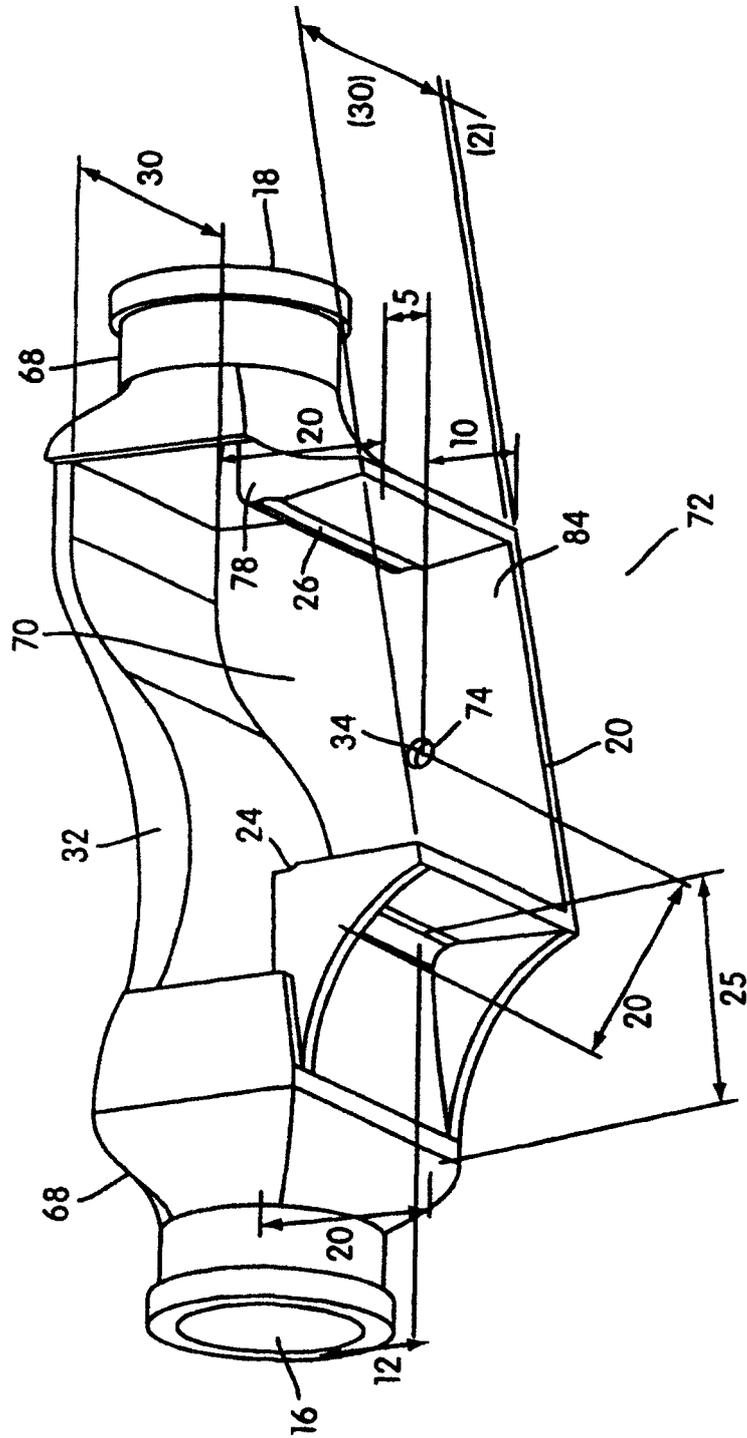


图11

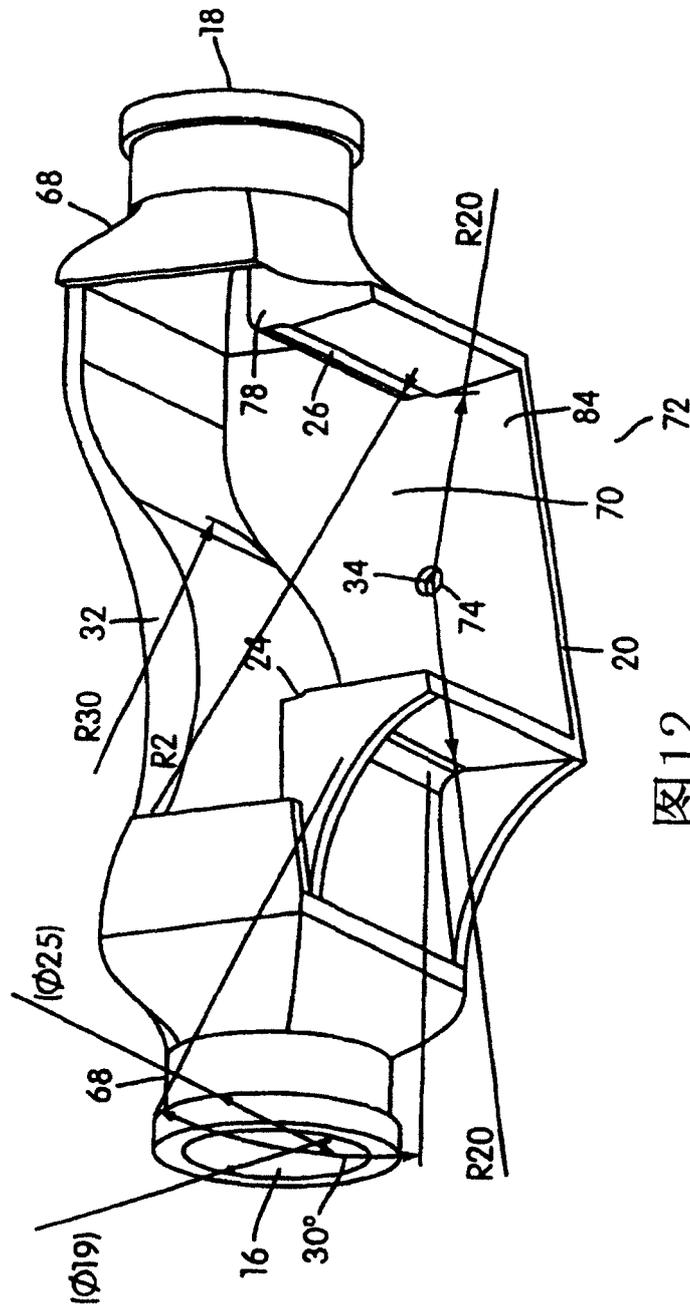


图12

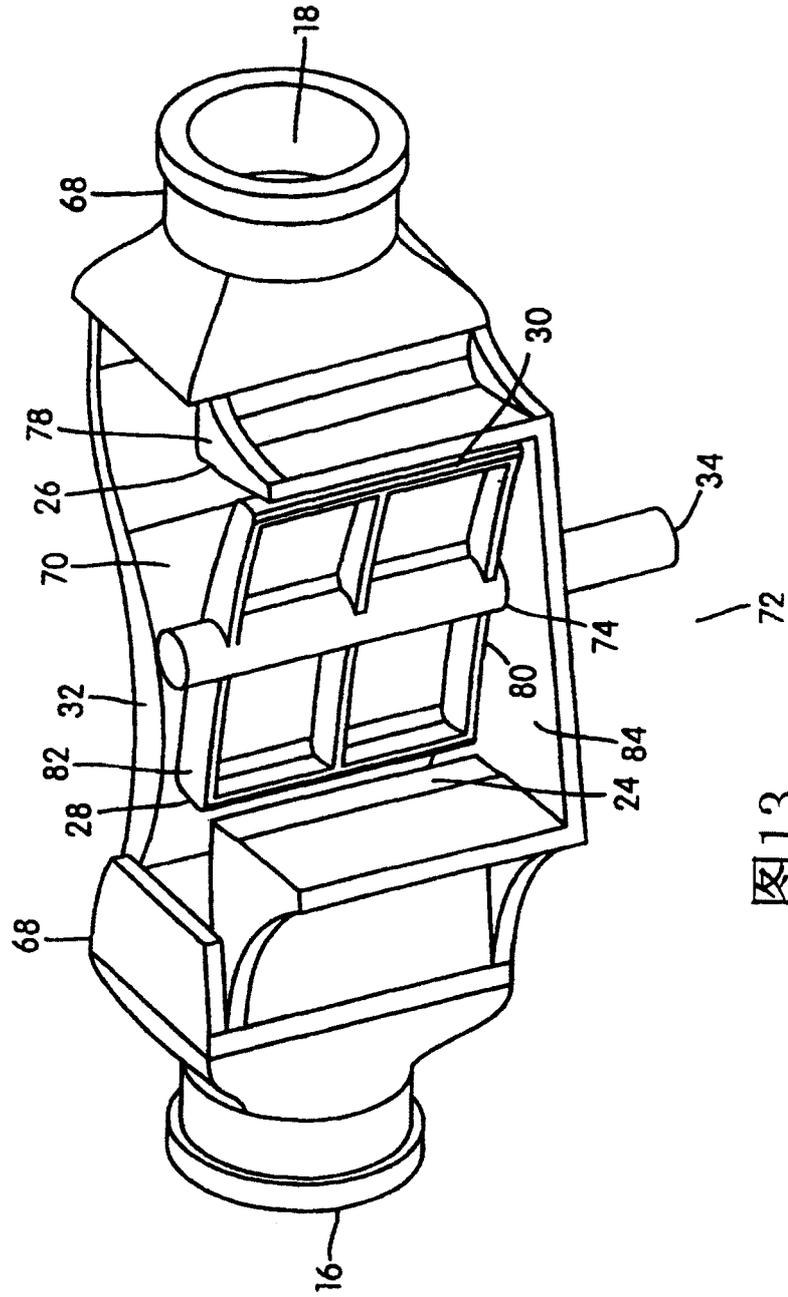


图13

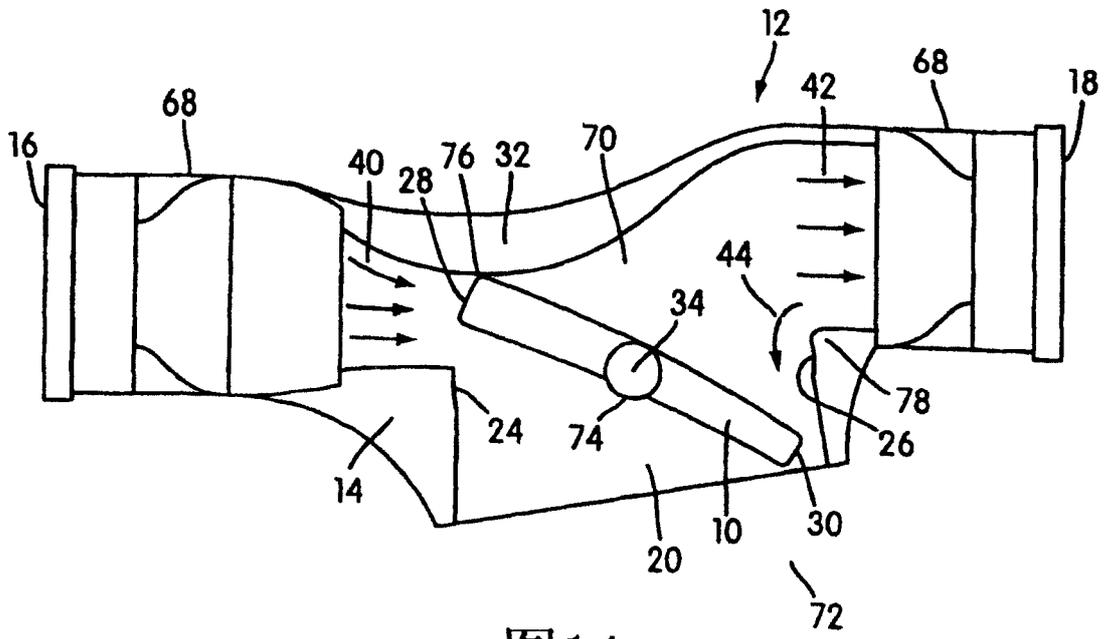


图14

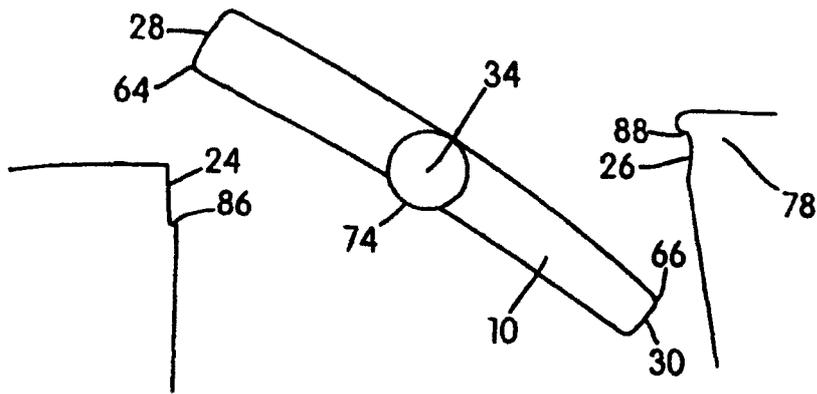


图14A

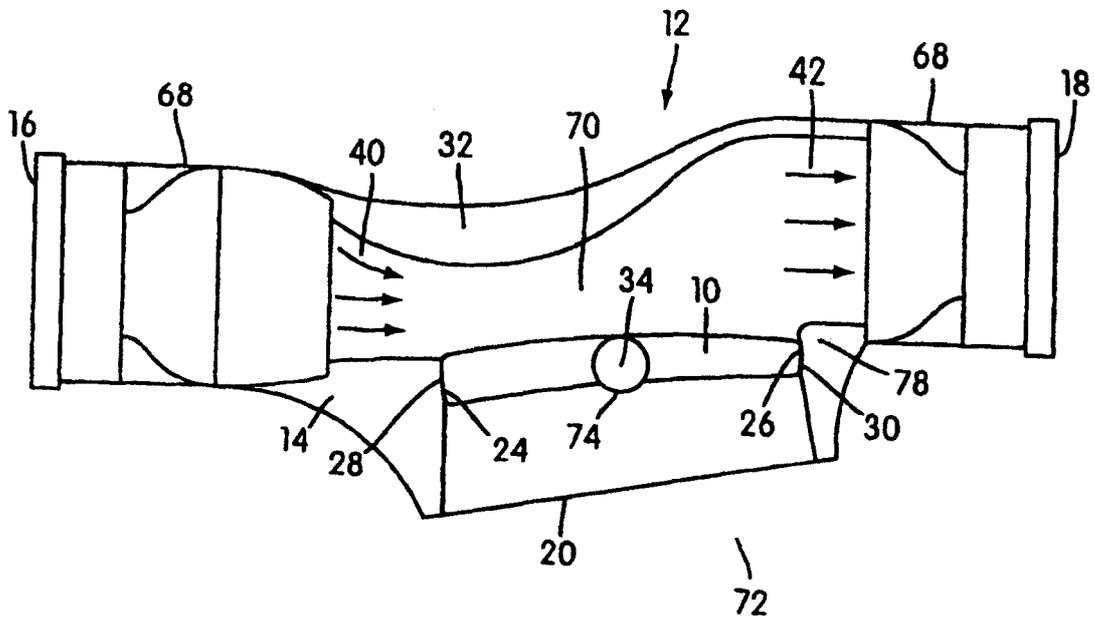


图15

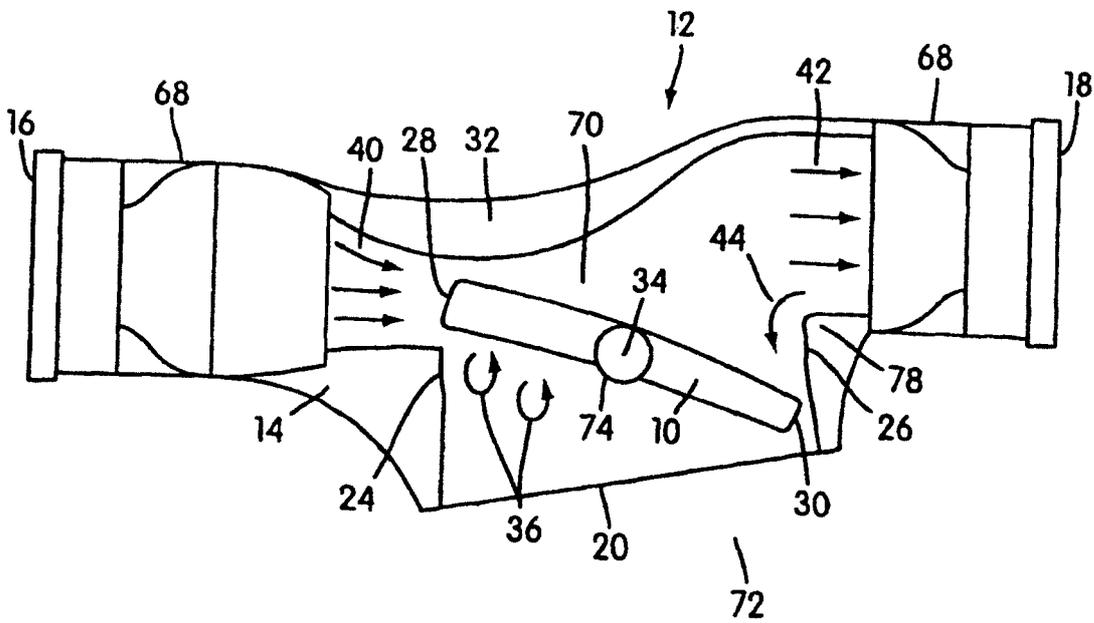


图16

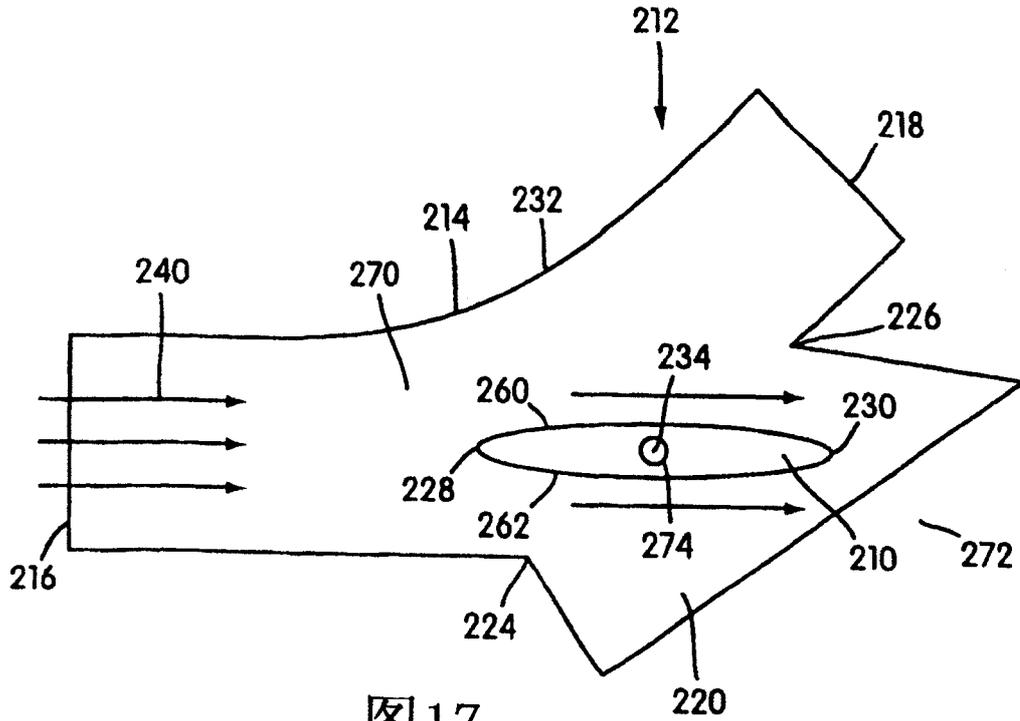


图17

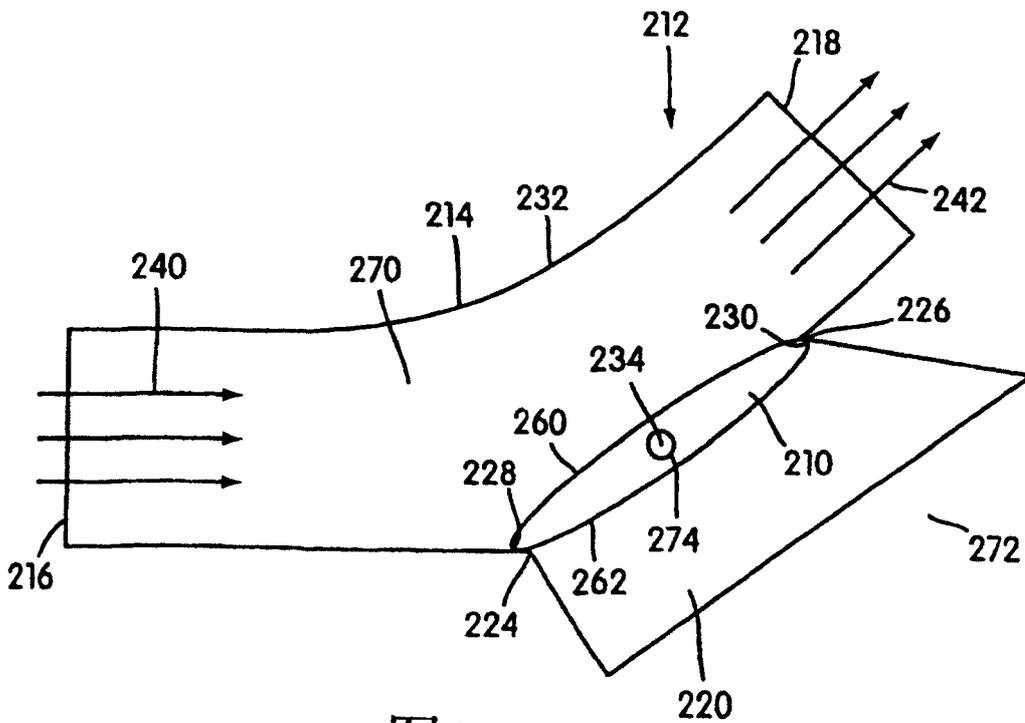


图18

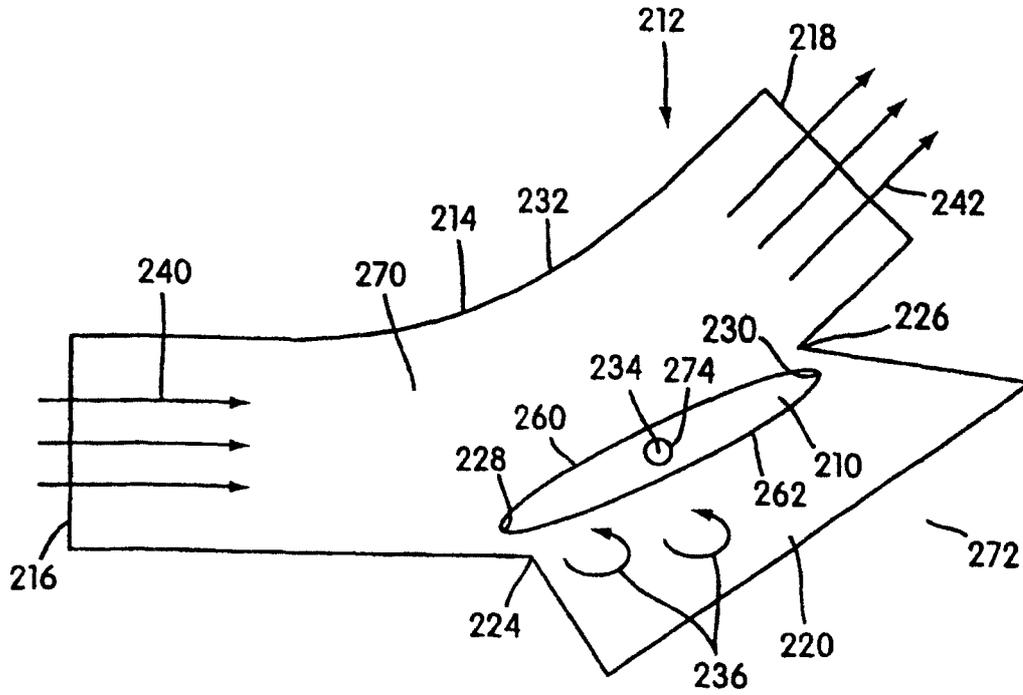


图19

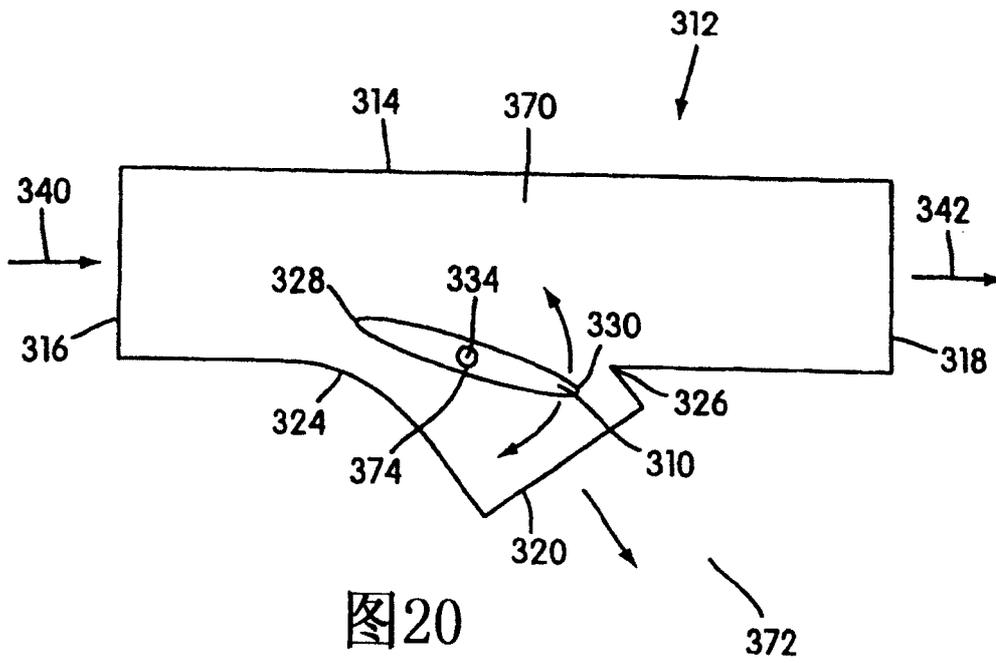


图20