(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 116549219 A
(43)申请公布日 2023.08.08

(21)申请号 202310336541.0

(22)申请日 2014.06.27

(30)优先权数据
61/841,111 2013.06.28 US
61/863,317 2013.08.07 US
61/983,865 2014.04.24 US
14/316,668 2014.06.26 US

(62)分案原申请数据
201480036210.4 2014.06.27

(71)申请人 诺斯莱公司
地址 美国亚利桑那州

(72)发明人 D·乔治 G·巴克勒
D·B·沙利文

(74)专利代理机构 中国贸促会专利商标事务所有限公司 11038
专利代理师 莫戈

(51)Int.Cl.
A61F 11/00(2022.01)

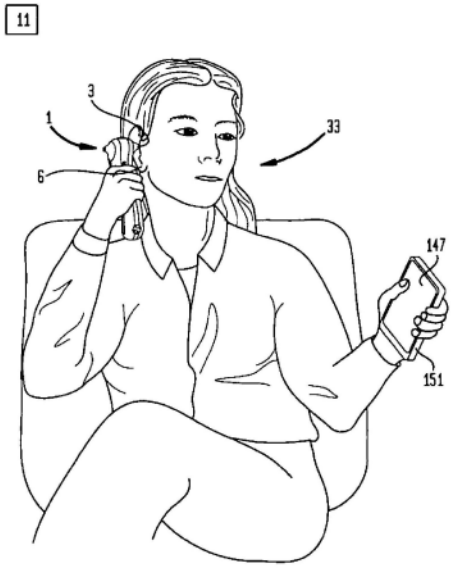
权利要求书2页 说明书27页 附图31页

(54)发明名称

外耳道压力调整装置

(57)摘要

本申请涉及一种外耳道压力调整装置，该装置包括：第一流体流产生器，该第一流体流产生器能够产生第一流体流；第一耳塞，该第一耳塞具有在第一耳塞第一端和第一耳塞第二端之间导通的第一耳塞导管，该第一耳塞导管流体耦接到所述第一流体流产生器，所述第一耳塞具有第一兼容耳塞外表面，该第一兼容耳塞外表面被构造成可密封地接合第一耳朵的第一外耳道作为第一外耳道压力和环境压力之间的第一屏障。



CN 116549219 A

1.一种外耳道压力调整装置,该装置包括:

第一流体流产生器,该第一流体流产生器能够产生第一流体流;

第一耳塞,该第一耳塞具有在第一耳塞第一端和第一耳塞第二端之间导通的第一耳塞导管,该第一耳塞导管流体耦接到所述第一流体流产生器,所述第一耳塞具有第一兼容耳塞外表面,该第一兼容耳塞外表面被构造成可密封地接合第一耳朵的第一外耳道作为第一外耳道压力和环境压力之间的第一屏障。

2.根据权利要求1所述的装置,其中,所述第一流体流产生器产生在所述第一流体流产生器和所述第一耳塞导管之间的所述第一流体流,所述第一流体流具有在0毫升到约20毫升之间的范围的第一流体体积。

3.根据权利要求2所述的装置,其中,所述第一流体体积包括在0毫升到约20毫升之间的所述范围的第一预选择流体体积。

4.根据权利要求3所述的装置,其中,所述第一预选择流体体积从由以下各项组成的组中的一个或更多个选择:在0毫升到约2毫升之间,在约1毫升到约3毫升之间,在约2毫升到约4毫升之间,在约3毫升到约5毫升之间,在约4毫升到约6毫升之间,在约5毫升到约7毫升之间,在约6毫升到约8毫升之间,在约7毫升到约9毫升之间,在约8毫升到约10毫升之间,在约9毫升到约11毫升之间,在约10毫升到约12毫升之间,在约11毫升到约13毫升之间,在约12毫升到约14毫升之间,在约13毫升到约15毫升之间,在约14毫升到约16毫升之间,在约15毫升到约17毫升之间,在约16毫升到约18毫升之间,在约17毫升到约19毫升之间,以及在约18毫升到约20毫升之间。

5.根据权利要求1所述的装置,所述第一流体流产生器能够在所述第一外耳道压力和所述环境压力之间产生第一压力差。

6.根据权利要求5所述的装置,所述第一压力差具有在0千帕到约50千帕之间的范围的第一压力差大小。

7.根据权利要求6所述的装置,其中,所述第一压力差大小包括在约0千帕到约50千帕之间的所述范围的第一压力差大小。

8.根据权利要求7所述的装置,其中,所述第一预选择压力差大小从由以下各项组成的组中的一个或更多个选择:在0千帕到约5千帕之间,在约2.5千帕到约7.5千帕之间,在约5千帕到约10千帕之间,在约7.5千帕到约12.5千帕之间,在约10千帕到约15千帕之间,在约12.5千帕到约17.5千帕之间,在约15千帕到约20千帕之间,在约17.5千帕到约22.5千帕之间,在约20千帕到约25千帕之间,在约22.5千帕到约27.5千帕之间,在约25千帕到约30千帕之间,在约27.5千帕到约32.5千帕之间,在约30千帕到约35千帕之间,在约32.5千帕到约37.5千帕之间,在约35千帕到约40千帕之间,在约37.5千帕到约42.5千帕之间,在约40千帕到约45千帕之间,在约42.5千帕到约47.5千帕之间,以及在约45千帕到约50千帕之间。

9.根据权利要求7所述的装置,所述装置还包括:

第一压力差大小选择元件;以及

第一流体流产生器控制器,其响应于所述第一压力差大小选择元件的操作而调整所述第一流体流产生器的操作以实现所述第一预选择压力差大小。

10.根据权利要求7所述的装置,所述第一流体流产生器能够产生第一压力差大小振荡,该第一压力差大小振荡在所述第一耳塞导管中在第一流体流第一方向和第一流体流第

二方向之间往复地驱动所述第一流体流。

外耳道压力调整装置

[0001] 本申请是申请号为201911285332.8、申请日为2014年6月27日、发明名称为“外耳道压力调节装置”的发明专利申请的分案申请，前述发明专利申请是名称为“外耳道压力调整系统”、国际申请日为2014年6月27日、国际申请号为PCT/US2014/044574、国家申请号为201480036210.4的发明专利申请的分案申请。

[0002] 本国际专利合作条约专利申请是在2014年6月26日提交的美国非临时专利申请No.14/316,668的部分继续申请，并且要求在2014年4月24日提交的美国临时专利申请No.61/983,865和在2013年6月28日提交的美国临时专利申请No.61/841,111的优先权，每个专利申请在此通过引用并入。

技术领域

[0003] 本发明涉及一种外耳道压力调整装置。

背景技术

[0004] 与障碍(disorder)相关的疼痛或不适包括诸如颅面疼痛综合症或头痛综合症这样的神经调节障碍，其会影响患者的生活质量。除了对个人的负担，慢性神经系统状况可以是对家庭成员、雇员和医疗保险系统的主要拖累。

[0005] 对于偏头痛、诸如疼痛、恶心、眩晕、畏光和失衡这样的伴发症状可以对大众带来明显负担。流行病学研究表明在美国大约18％的女性和6％的男性遭受频繁的偏头痛，并且2％的一般大众受到慢性偏头痛的痛苦。另外，遭受慢性偏头痛或类似严重性和失能性的其他头痛的人会有很大风险患抑郁症并且尝试自杀。因此，对于医生和研究人员来说尤为重要的是继续搜索对减轻与这些障碍有关的症状或治疗这些症状有效的装置和方法。

[0006] 一般被定制用于减轻头痛的标准药物疗法来防止疼痛或减轻疼痛。落入这两种宽泛类别的各种介质可以呈现宽范围的有效性并且还带来不同程度的副作用。从经济的角度出发，这些医疗产品的花费可以是消费者的经济负担的主要来源。另外，先进的介入，诸如肉毒杆菌毒素注射，神经阻滞、神经外科改变和植入电刺激会显著地增加治疗相关的成本，同时将患者置于他们的解剖学和生理学方面的潜在的变化，不保证完全或永久缓解症状或解决障碍。

[0007] 在神经科学中存在迅速发展的理解和应用，其寻求通过非药物和非手术应用来在神经系统中带来正面的生理学变化。这个“功能神经学”领域将人类神经系统视为接收器驱动系统，其可以按照特定方式被激活和激励以通过神经可塑性的处理产生适应性、长期变化。这种神经康复的方案利用但是不排它地包括各种形式和模式的接收器激活或解激活，以促进包括脑、脑干和脊柱的中央神经系统中的正面神经生理学适应，这可以促进关联的组织、器官和系统的生理学功能。

[0008] 提供能够产生一个或更多个激励的装置或方法将具有很大优点，该激励能够减轻与诸如颅面疼痛综合征或头痛症状的障碍有关的一个或更多个症状或治疗一种或更多种障碍。

发明内容

[0009] 本发明的具体实施方式的宽泛目的可以是提供外耳道压力调整装置,其包括能够产生流体流的所述流体流产生器,以及耳塞,该耳塞具有在耳塞第一端和耳塞第二端之间导通的轴向耳塞导管,该轴向耳塞导管流体耦接到所述流体流产生器,所述耳塞具有兼容耳塞外表面,该兼容耳塞外表面被构造成可密封地接合耳朵的外耳道作为外耳道压力和环境压力(ambient pressure)之间的屏障。

[0010] 本发明的具体实施方式的另一个宽泛目的可以是提供一种外耳道压力调整装置,其具有能够产生外耳道和环境压力之间的压力差的所述流体流产生器。

[0011] 本发明的具体实施方式的另一个宽泛目的可以是提供一种外耳道压力调整装置,其具有能够产生压力差大小振荡的所述流体流产生器,该压力差大小振荡在所述轴向耳塞导管中在流体流第一方向和流体流第二方向之间往复地驱动所述流体流。

[0012] 本发明的具体实施方式的另一个宽泛目的可以是提供一种外耳道压力调整装置,其包括流体耦接在所述流体流产生器和所述外耳道导管之间的流体流温度调整器,该流体流温度调整器可操作以调整所述流体流的流体流温度。

[0013] 本发明的具体实施方式的另一个宽泛目的可以是提供一种外耳道压力调整装置,其包括能够产生流体流的流体流产生器和多个耳塞,每个耳塞具有在耳塞第一端和耳塞第二端之间导通的轴向耳塞导管,每个轴向耳塞导管流体耦接到所述流体流产生器,每个耳塞具有兼容耳塞外表面,该兼容耳塞外表面被构造成可密封地接合耳朵的外耳道作为外耳道压力和环境压力之间的屏障。

[0014] 本发明的具体实施方式的另一个宽泛目的可以是提供一种外耳道压力调整装置,其包括能够产生对应的多个流体流的流体流产生器和多个耳塞,每个耳塞具有在耳塞第一端和耳塞第二端之间导通的轴向耳塞导管,每个轴向耳塞导管流体耦接到所述流体流产生器,每个耳塞具有兼容耳塞外表面,该兼容耳塞外表面被构造成可密封地接合耳朵的外耳道作为外耳道压力和环境压力之间的屏障。

[0015] 本发明的具体实施方式的另一个宽泛目的可以是提供一种外耳道压力调整装置,其包括存储器元件和与该存储器元件通信的处理器,所述存储器元件包含可被执行以调整一个或更多个流体流产生器的操作的计算机代码。

[0016] 本发明的具体实施方式的另一个宽泛目的可以是提供一种外耳道压力调整装置,其具有计算机代码,该计算机代码可以被执行以提供与收发器通信的收发器控制器,该收发器能够与从外耳道压力调整装置分离的控制器装置无线连接。

[0017] 自然地,本发明的进一步目的在说明书的其它区域、附图和权利要求中公开。

附图说明

[0018] 图1是使用外耳道压力调整装置的具体实施方式的方法的例示图。

[0019] 图2是使用外耳道压力调整装置的具体实施方式的方法的例示图。

[0020] 图3是使用外耳道压力调整装置的具体实施方式的方法的例示图。

[0021] 图4是与外耳道可密封地接合的外耳道压力调整装置的具体实施方式的例示图。

[0022] 图5A是与第一外耳道可密封地接合的外耳道压力调整装置的具体实施方式的例示图。

[0023] 图5B是与第二外耳道可密封地接合的外耳道压力调整装置的具体实施方式的例示图。

[0024] 图6是外耳道压力调整装置的具体实施方式的立体图。

[0025] 图7是外耳道压力调整装置的具体实施方式的立体图。

[0026] 图8是可操作以实现在外耳道压力和环境压力之间的压力差的、图7所示的外耳道压力调整装置的具体实施方式的示意框图。

[0027] 图9A是外耳道压力调整装置的具体实施方式的第一内部平面图。

[0028] 图9B是图9A所示的外耳道压力调整装置的具体实施方式的第二内部平面图。

[0029] 图10是图9B所示的外耳道压力调整装置的具体实施方式的放大立体内部图。

[0030] 图11是外耳道压力调整装置的耳塞的具体实施方式的立体图。

[0031] 图12是外耳道压力调整装置的耳塞的具体实施方式的第一侧视图。

[0032] 图13是外耳道压力调整装置的耳塞的具体实施方式的第二侧视图。

[0033] 图14是外耳道压力调整装置的耳塞的具体实施方式的顶视图。

[0034] 图15是外耳道压力调整装置的耳塞的具体实施方式的底视图。

[0035] 图16是外耳道压力调整装置的耳塞的具体实施方式的第一端视图。

[0036] 图17是外耳道压力调整装置的耳塞的具体实施方式的第二端视图。

[0037] 图18是外耳道压力调整装置的具体实施方式的通过图13所示的线18-18的截面图。

[0038] 图19是外耳道压力调整装置的耳塞的具体实施方式的立体图。

[0039] 图20是图18所示的外耳道压力调整装置的耳塞的具体实施方式的分解图。

[0040] 图21是外耳道压力调整装置的耳塞的具体实施方式的第一侧视图。

[0041] 图22是外耳道压力调整装置的耳塞的具体实施方式的第二侧视图。

[0042] 图23是外耳道压力调整装置的耳塞的具体实施方式的顶视图。

[0043] 图24是外耳道压力调整装置的耳塞的具体实施方式的底视图。

[0044] 图25是外耳道压力调整装置的耳塞的具体实施方式的第一端视图。

[0045] 图26是外耳道压力调整装置的耳塞的具体实施方式的第二端视图。

[0046] 图27是外耳道压力调整装置的具体实施方式的立体图。

[0047] 图28是可操作以在外耳道压力和环境压力之间实现压力差的图27所示的外耳道压力调整装置的具体实施方式的示意框图。

[0048] 图29A是外耳道压力调整装置的具体实施方式的第一内部平面图。

[0049] 图29B是图29A所示的外耳道压力调整装置的具体实施方式的第二内部平面图。

[0050] 图30是外耳道压力调整装置的具体实施方式的顶视图。

[0051] 图31是外耳道压力调整装置的具体实施方式的底视图。

[0052] 图32是外耳道压力调整装置的具体实施方式的第一侧视图。

[0053] 图33是外耳道压力调整装置的具体实施方式的第二侧视图。

[0054] 图34是外耳道压力调整装置的具体实施方式的第一端视图。

[0055] 图35是外耳道压力调整装置的具体实施方式的第二端视图。

[0056] 图36A是在计算机装置的显示器表面上描绘的图形用户接口的具体实施方式和使用该图形用户接口来控制外耳道压力调整装置的实施方式的操作的方法的的例示图。

[0057] 图36B是在计算机装置的显示器表面上描绘的图形用户接口的具体实施方式和使用该图形用户接口来控制外耳道压力调整装置的实施方式的操作的方法的的例示图。

[0058] 图37A是可以由外耳道压力调整装置的具体实施方式产生的正压力调整曲线。

[0059] 图37B是可以由外耳道压力调整装置的具体实施方式产生的正压力调整曲线。

[0060] 图37C是可以由外耳道压力调整装置的具体实施方式产生的正压力调整曲线。

[0061] 图37D是可以由外耳道压力调整装置的具体实施方式产生的正压力调整曲线。

[0062] 图37E是可以由外耳道压力调整装置的具体实施方式产生的正压力调整曲线。

[0063] 图37F是可以由外耳道压力调整装置的具体实施方式产生的正压力调整曲线。

[0064] 图37G是可以由外耳道压力调整装置的具体实施方式产生的正压力调整曲线。

[0065] 图38A是可以由外耳道压力调整装置的具体实施方式产生的负压力调整曲线。

[0066] 图38B是可以由外耳道压力调整装置的具体实施方式产生的负压力调整曲线。

[0067] 图38C是可以由外耳道压力调整装置的具体实施方式产生的负压力调整曲线。

[0068] 图38D是可以由外耳道压力调整装置的具体实施方式产生的负压力调整曲线。

[0069] 图38E是可以由外耳道压力调整装置的具体实施方式产生的负压力调整曲线。

[0070] 图38F是可以由外耳道压力调整装置的具体实施方式产生的负压力调整曲线。

[0071] 图38G是可以由外耳道压力调整装置的具体实施方式产生的负压力调整曲线。

[0072] 图39A是可以由外耳道压力调整装置的具体实施方式产生的压力调整曲线。

[0073] 图39B是可以由外耳道压力调整装置的具体实施方式产生的压力调整曲线。

[0074] 图39C是可以由外耳道压力调整装置的具体实施方式产生的压力调整曲线。

[0075] 图39D是可以由外耳道压力调整装置的具体实施方式产生的压力调整曲线。

[0076] 图39E是可以由外耳道压力调整装置的具体实施方式产生的压力调整曲线。

[0077] 图40是用于图28所示的本发明的具体实施方式的阀门位置调度。

具体实施方式

[0078] 现在主要参照图1、图4、图5A和图8，例示外耳道压力调整装置(1)的具体使用方法，外耳道压力调整装置(1)包括第一流体流产生器(2)和第一耳塞(3)，第一耳塞(3)具有流体耦接到第一流体流产生器(2)的第一轴向耳塞导管(4)。具体使用方法可以包括将第一耳朵(6)的第一外耳道(5)与第一耳塞(3)的第一耳塞外表面(7)可密封地接合，在第一流体流产生器(2)和第一轴向耳塞导管(4)之间产生第一流体流(8)，并且调整第一耳朵(6)的第一外耳道压力(10)和环境压力(11)之间的第一压力差(9)。第一压力差(9)可以对于减轻一种或更多种障碍症状或治疗一种或更多种障碍有效。

[0079] 现在主要参照图2、图5A、图5B和图8，其例示了外耳道压力调整装置(1)的具体使用方法，外耳道压力调整装置(1)包括第一流体流产生器(2)、第一耳塞(3)和第二耳塞(12)，第一耳塞(3)和第二耳塞(12)的每个具有流体耦接到第一流体流产生器(2)的对应的第一轴向耳塞导管(4)和第二轴向耳塞导管(13)。该使用方法可以包括将第一耳朵(6)的第一外耳道(5)与第一耳塞(3)的第一耳塞外表面(7)可密封地接合，将第二耳朵(15)的第二外耳道(14)与第二耳塞(12)的第二耳塞外表面(16)可密封地接合，在第一流体流产生器(2)与第一轴向耳塞导管(4)之间产生第一流体流(8)，调整第一耳朵(6)的第一外耳道压力(10)和环境压力(11)之间的第一压力差(9)，并且调整第二耳朵(15)的第二外耳道压力

(18)和环境压力(11)之间的第二压力差(17)以对于减轻一种或更多种障碍症状或治疗一种或更多种障碍有效果。

[0080] 现在主要参照图3、图5A、图5B和图28,其例示了外耳道压力调整装置(1)的具体使用方法,外耳道压力调整装置(1)包括第一流体流产生器(2)、具有流体耦接到第一流体流产生器(2)的第一轴向耳塞导管(4)的第一耳塞(3)、第二流体流产生器(19)和具有流体耦接到第二流体流产生器(19)的第二轴向耳塞导管(13)的第二耳塞(12)。该使用方法可以包括将第一耳朵(6)的第一外耳道(5)与第一耳塞(3)的第一耳塞外表面(7)可密封地接合,将第二耳朵(15)的第二外耳道(14)与第二耳塞(12)的第二耳塞外表面(16)可密封地接合,在第一流体流产生器(2)与第一轴向耳塞导管(4)之间产生第一流体流(8),调整第一耳朵(6)的第一外耳道压力(10)和环境压力(11)之间的第一压力差(9),在第二流体流产生器(19)和轴向耳塞导管(13)之间产生第二流体流(20),并且调整第二耳朵(15)的第二外耳道压力(8)和环境压力(11)之间的第二压力差(17),其对于减轻一种或更多种障碍症状或治疗一种或更多种障碍有效。

[0081] 术语“压力差”针对本发明的目的是指两个位置之间的压力差。

[0082] 术语“压力差大小”针对本发明的目的是指两个位置之间的压力差的数值。压力差大小可以被表示为无符号(正或负)的数字,与压力在第一位置相对于第二位置较大还是较小无关。作为例示性示例,环境压力(11)以上+50千帕的第一外耳道压力(10)或第二外耳道压力(18)和环境压力(11)以下-50千帕的第一外耳道压力(10)或第二外耳道压力(18)可以均具有50千帕的第一压力差大小(9)或第二压力差大小(17)。

[0083] 术语“外耳道压力”针对本发明的目的是指在第一外耳道(5)或第二外耳道(14)内施加的力,并且不是对以上的宽泛性的限制,是指流体体积(21)在第一外耳道(5)或第二外耳道(14)内施加的力,流体体积(21)为通过外耳道压力调整装置(1)的操作而输送到在第一外耳道(5)或第二外耳道(14)或在其中产生的第一流体流(8)或第二流体流(20)的预选择流体体积(22)。

[0084] 术语“预选择”针对本发明的目的是指在先选择的用于通过与外耳道压力调整装置(1)的相互作用输送到、产生于或施加到第一外耳道(5)或第二外耳道(14)并且随后过与外耳道压力调整装置(1)的相互作用输送到、产生于或施加到第一外耳道(5)或第二外耳道(14)的参数。例如,10毫升的预选择流体体积(22)可以被先前选择用于通过与外耳道压力调整装置(1)的相互作用而输送到第一外耳道(5)或第二外耳道(14),并且随后,通过与外耳道压力调整装置(1)的相互作用,10毫升的流体体积(21)能够被输送到第一外耳道(5)或第二外耳道(14)。

[0085] 术语“环境压力”针对本发明的目的是指在周围环境中外部施加到第一外耳道(5)或第二外耳道(14)的力,并且不是对以上宽泛性的限制,如此处描述的,是指通过将对应的第一耳塞外表面(7)或第二耳塞外表面(16)与对应的第一外耳道(5)或第二外耳道(14)可密封地接合而创建的施加到对应的第一屏障(102)或第二屏障(103)的周围侧的第一耳塞(3)或第二耳塞(12)的力。

[0086] 术语“可密封地接合”针对本发明的目的是指能够在时间段上或预选择时间段上维持压力差、压力差大小或预选择压力差大小或压力调整曲线的、在耳塞外表面和外耳道之间的密封以对于减轻一种或更多种障碍症状或治疗一种或更多种障碍有效。

[0087] 术语“症状”针对本发明的目的是指与障碍有关的任何不适或不适的组合。在不对以上宽泛性进行限制的情况下，症状可以包括：头晕、眩晕；恶心；失衡；感觉异常；感觉迟钝、对光敏感；气味敏感；声音敏感；焦虑、失眠、易怒、疲劳；食欲不振；视野模糊、肠道障碍；各种特性的急性疼痛或慢性疼痛，包括但不限于抽痛、撕裂、锋利；无光泽；刺痛、抽痛、灼热、疼痛、刺痛、刀扎；闪电样；红肿或刺痛感等，或其组合。

[0088] 术语“障碍”针对本发明的目的是指不正常或不健康的物理或精神状况。在不对以上宽泛性进行限制的情况下，障碍可以包括：神经性头面疼痛综合征，诸如神经痛，例如三叉神经痛、颞下颌关节综合征、头痛综合征如偏头痛、慢性每日头痛、丛集性头痛、肌肉紧张性头痛、创伤后头痛、或慢性阵发性偏头痛；膜迷路积水；眩晕；耳鸣；脑损伤引起的综合症；从受损神经功能引起的综合症，包括诸如注意力缺陷障碍的认知障碍、诸如焦虑症或癫痫发作的情绪障碍；幻肢；中耳疾病；内耳障碍等；或其组合。

[0089] 现在主要参照图8、图9A、图9B、图28、图29A和图29B，外耳道压力调整装置(1)的具体实施方式可以包括第一流体流产生器(2)，其可以具有能够在第一流体流产生器(2)和第一耳塞(3)的第一轴向耳塞(4)之间产生第一流体流(8)的大量并且宽泛的构造。对于具体实施方式，第一流体流产生器(2)可以包括能够在较大体积和较小体积之间操作的体积可调元件(23)。作为例示性示例，从较大体积到较小体积操作体积可调节元件(23)可以产生从第一流体流产生器(2)离开的第一流体流(8)，而从较小体积到较大体积操作体积可调节元件(23)可以产生向第一流体流产生器(2)的第一流体流(8)。

[0090] 对于具体实施方式，第一流体流产生器(2)可以包括正容积泵(24)，其可以被构造成旋转正位移泵，诸如齿轮泵、螺杆泵或旋转叶片泵；往复正位移泵，诸如柱塞泵、隔膜泵或活塞泵；或能够在第一流体流产生器(2)和第一轴向耳塞导管(4)之间移动流体体积(21)或产生第一流体流(8)的任何泵构造。作为例示性示例，在外耳道压力调整装置(1)的具体实施方式中可以使用的正位移泵(24)可以是SP 100EC或SP 100EC-LC，其可以从Schwarzer Precision GmbH+Co.,Am Lichtbogen 7,45141Essen,Germany得到。作为例示性示例，在外耳道压力调整装置(1)的具体实施方式中可以使用的流体耦接到正位移泵(24)的轴向耳塞导管(4)(13)可以是多腔室微挤出管，其可以从Microspec Corporation,327Jaffrey Road,Peterborough,NH,03458,USA得到。

[0091] 现在主要参照图8、图9A和图9B，第一流体流产生器(2)可以被构造成活塞泵，其中活塞(26)在筒(27)中往复操作以在较大体积和较小体积之间调节筒内体积(28)。作为例示性示例，活塞(26)可以操作以减小筒内体积(28)，因而产生从第一流体流产生器(2)向第一轴向耳塞导管(4)离开的第一流体流(8)。对于将第一耳塞外表面(7)与第一外耳道(5)可密封地接合的具体实施方式(如在图4和图5A的例示性示例中所示的)，第一流体流(8)可以从第一轴向耳塞导管(4)向第一外耳道(5)流出，其可以产生大于环境压力(11)的第一外耳道压力(10)。相反地，活塞(26)可以操作以增大筒内体积(28)，因而产生从第一流体流产生器(4)向第一流体流产生器(2)的第一流体流(8)。对于将第一耳塞外表面(7)与第一外耳道(5)可密封地接合的具体实施方式，第一流体流(8)可以从第一外耳道(5)流入第一轴向耳塞导管(4)，其可以产生小于环境压力(11)的第一外耳道压力(10)。

[0092] 现在主要参照图8和图9B，对于具体实施方式，活塞(26)可以被可操作地耦接到致动器(29)，致动器(29)可以用于将活塞(26)在筒(27)内移动以在第一流体流产生器(2)和

第一轴向耳塞导管(4)之间产生第一流体流(8)。对于具体实施方式，活塞(29)可以被构造成直线致动器(30)，包括机械致动器、压力致动器、气动致动器，压电致动器，机电致动器，直线电机、可伸缩的线性致动器，或能够产生直线运动的任何线性致动器。作为例示性示例，在外耳道压力调整装置(1)的具体实施方式中使用的线性致动器(30)可以是微型线性致动器AS-03，其可以从Lunematic得到。对于具体实施方式，直线致动器(30)可以被构造成螺纹轴，其在旋转时直线运动。直线致动器(30)可以设置在第一流体流产生器(2)的筒(27)旁边。螺纹轴的直线运动通过连接器(32)可以耦接到第一流体流产生器(2)的活塞(26)的运动，因而螺纹轴的直线运动造成活塞(26)在筒(27)内的直线运动以调节第一筒内体积(28)，在第一流体流产生器(2)和第一轴向耳塞导管(4)产生第一流体流(8)。

[0093] 对于其它具体实施方式，第一流体流产生器(2)可以被构造成隔膜泵，其可以包括具有包围腔室体积的弹性柔性壁。处于形变状况的弹性柔性壁可以减小腔室体积，因而产生从第一流体流产生器(2)离开向第一轴向耳塞导管(4)的第一流体流(8)。对于将第一耳塞外表面(7)与第一外耳道(5)可密封地接合的具体实施方式，第一流体流(8)可以从第一轴向耳塞导管(4)向第一外耳道(5)流出，其可以产生小于环境压力(11)的第一外耳道压力(10)。相反地，弹性柔性壁可以从形变状况向非形变状况返回，增大腔室体积并且因而产生从第一轴向耳塞导管(4)向第一流体流产生器(2)的第一流体流(8)。对于将第一耳塞外表面(7)与第一外耳道(5)可密封地接合的具体实施方式，第一流体流(8)可以从第一轴向耳塞导管(4)流入第一外耳道(4)，其可以产生小于环境压力(11)的第一外耳道压力(10)。

[0094] 对于具体实施方式，隔膜可以是压电隔膜，具有弹性柔性壁，其在施加正弦波电压时振动。该振动可以产生第一流体流(8)，第一流体流(8)具有能够通过15Vp-p25kHz信号实现的高达0.8升每分钟的流速和高达1.5千帕的通常压力量。压电隔膜可以通过24-25kHz信号在正常可听范围以上操作。

[0095] 现在主要参照图4和图5A，第一流体流产生器(2)可以被构造成在第一流体流产生器(2)和第一轴向耳塞导管(4)之间产生第一流体流(8)，具有通常在0毫升到约20毫升的范围内的流体体积(21)；然而，依赖于应用，实施方式可以具有较小或较大的流体体积(21)。对于具体实施方式，流体体积(21)或预选择流体体积(21)可以从包括以下或由以下各项组成的组中的一个或更多个来选择：在0毫升到约2毫升之间，在约1毫升到约3毫升之间，在约2毫升到约4毫升之间，在约3毫升到约5毫升之间，在约4毫升到约6毫升之间，在约5毫升到约7毫升之间，在约6毫升到约8毫升之间，在约7毫升到约9毫升之间，在约8毫升到约10毫升之间，在约9毫升到约11毫升之间，在约10毫升到约12毫升之间，在约11毫升到约13毫升之间，在约12毫升到约14毫升之间，在约13毫升到约15毫升之间，在约14毫升到约16毫升之间，在约15毫升到约17毫升之间，在约16毫升到约18毫升之间，在约17毫升到约19毫升之间，以及在约18毫升到约20毫升之间。

[0096] 一个或多个流体体积(21)(或预选择体积(22)可以用外耳道压力调整装置(1)依赖于使用方法来产生，其可以被诸如听道(34)的用户(33)解剖学、生理学或生物化学影响；作为减轻目标的障碍症状；作为治疗目标的障碍；在外耳道压力调整装置(1)的具体使用方法中使用一个或多个流体体积(21)(或预选择流体体积(22))的可观察的效果等；或其组合；因而该一个或多个流体体积(21)(或预选择流体体积(22))可以被施加以对减轻一个或更多个障碍症状或治疗一种或更多种障碍有效，但是不是过多以至于导致用户(33)不舒服

或伤害听道(34)或鼓膜(35)。

[0097] 再次主要参照图4和图5A,第一流体流产生器(2)可以能够产生在第一外耳道压力(10)和环境压力(11)之间的第一压力差(9)。对于具体实施方式,外耳道压力调整装置(1)可以被操作以实现可以小于或大于环境压力(11)的第一外耳道压力(10)。第一外耳道压力(10)的有效范围可以是从略高于或略低于环境压力(11)增加到第一外耳道压力(10);环境压力(11)以上或以下,仅不导致用户(33)不舒服或伤害听道(34)或鼓膜(35)。尽管当局对于会导致用户(33)不舒服或伤害听道(34)或鼓膜(35)的第一外耳道压力(10)有不同,外耳道压力调整装置(1)的通常实施方式将不被构造成在超出环境压力(11)以下约-50千帕或环境压力(11)以上约+50千帕操作。

[0098] 因此,第一流体流产生器(2)可以能够产生具有在0千帕到约50千帕的第一压力差大小(36)的第一压力差(9);然而,依赖于应用,实施方式可以产生较小或较大的第一压力差大小(36)。对于具体实施方式,第一压力差大小(36)或第一预选择压力差大小(37)可以从包括以下或由以下各项组成的组中的一个或更多个来选择:在0千帕到约5千帕之间,在约2.5千帕到约7.5千帕之间,在约5千帕到约10千帕之间,在约7.5千帕到约12.5千帕之间,在约10千帕到约15千帕之间,在约12.5千帕到约17.5千帕之间,在约15千帕到约20千帕之间,在约17.5千帕到约22.5千帕之间,在约20千帕到约25千帕之间,在约22.5千帕到约27.5千帕之间,在约25千帕到约30千帕之间,在约27.5千帕到约32.5千帕之间,在约30千帕到约35千帕之间,在约32.5千帕到约37.5千帕之间,在约35千帕到约40千帕之间,在约37.5千帕到约42.5千帕之间,在约40千帕到约45千帕之间,在约42.5千帕到约47.5千帕之间,以及在约45千帕到约50千帕之间。

[0099] 一个或多个第一压力差大小(36)(或第一预选择压力差大小(37))可以用外耳道压力调整装置(1)依赖于使用方法来产生,其可以被诸如听道(34)的用户(33)解剖学、生理学或生物化学影响;作为减轻目标的障碍症状;作为治疗目标的障碍;在外耳道压力调整装置(1)的具体使用方法中使用一个或多个流体体积(21)(或预选择流体体积(22))的可观察的效果等;或其组合;因而该一个或多个第一压力差大小(36)(或第一预选择压力差大小(37))可以被施加以对减轻一个或更多个障碍症状或治疗一种或更多种障碍有效,但是不是过多以至于导致用户(33)不舒服或伤害听道(34)或鼓膜(35)。

[0100] 对于具体实施方式,由第一流体流产生器(2)产生的第一流体压力差(9)可以能够移动鼓膜(35),其在第一外耳道(5)上以将第一外耳道(5)与中耳(38)分开,对减轻一个或更多个障碍症状或治疗一种或更多种障碍有效。鼓膜(35)包括三个层,包括其设置在外部表皮层和内部粘膜层之间的中间层(固有层)。中间层包括修改后的机械性刺激感受性瓦帕氏小体(mechanioreceptive vaterpacinian corpuscles)(“机械刺激感受器”),其可以对鼓膜(35)的形变或拉伸敏感。因此,这些机械刺激感受器用作压力感受器(baroreceptor),并且向中枢神经系统发送与鼓膜(35)的向内(“朝向中耳”)或向外(“离开中耳”)运动关联的传入信号(afferent signal)。

[0101] 机械刺激接收器可以经由A-β假单极纤维向耳颞神经发送传入信号,其随后与下颌神经相融。下颌神经与上颌神经和眼神经汇聚以形成三叉神经节,初级传入压力-传送纤维驻留在三叉神经节中。传入纤维通过三叉神经的感觉根来传送到脑桥的中腹部的腹外侧方面。这样,三叉神经可以将来自头盖骨和面部的感觉信号(“疼痛信号”)发送到中枢神经

系统。传入纤维接着进入脑干和三叉神经核系统的各个部分上的突触，包括三叉神经核尾(Trigeminal Nucleus Caudalis)的深层，其中传入纤维可以对表面层中的超极化伤害性纤维和中间神经元感生GABA能中间神经元以阻止伤害性传递。

[0102] 由第一流体流产生器(2)产生的在对应的第一外耳道(10)或第二外耳道(18)与环境压力(11)之间的第一压力差(9)或第二压力差(17)可以感生由机械刺激接受器导出的神经冲动的抗伤害性屏障，使得脑干疼痛矩阵的各个有关的神经核可以变得被衰减并且保持正常、稳态活动。并且，副交感神经感生的颅内血管扩张可以停止、恢复颅血管内的静止的血管流和紧张性，其一部分可以与三叉神经和作为三叉系统的一部分的三叉神经纤维关联。除了调制血管动力，还可以感生生化改变，诸如向下调整颅内血管床内或周围的炎性细胞因子或其它促进疼痛的化合物，因而血管正常化可以引起进一步的三叉神经伤害性传入的静止，其可以最终导致减轻一个或更多个障碍症状或治疗一种或更多种障碍。

[0103] 现在主要参照图4和图5A，对于外耳道压力调整装置(1)的具体实施方式，第一耳朵(6)的第一外耳道(5)中的第一流体流(8)可以产生大于环境压力(11)的第一外耳道压力(10)，其造成鼓膜(35)朝中耳(38)的对应运动，因而增大鼓膜(35)的凹性。类似地，第一耳朵(6)的第一外耳道(5)中的第一流体流(8)可以产生小于环境压力(11)的第一外耳道压力(10)，其造成鼓膜(35)离开中耳(38)的对应运动，因而减小鼓膜(35)的凹性。对于具体实施方式或方法，由第一流体流产生器(2)产生的第一压力差(9)或第二压力差(17)可以将鼓膜朝向或离开中耳(38)在时间段(39)内运动一次或多次。

[0104] 鼓膜(35)的运动可以激励机械刺激接受器，其可以轻一种或更多种障碍症状或治疗一种或更多种障碍。作为例示性示例，鼓膜(35)运动可以产生神经信号，其可以减小伤害性信号向中枢神经系统的传递，这可以导致中央神经系统的不可镇痛的刺激。作为附加例示性示例，鼓膜(35)的运动可以抵消中枢神经系统适应化(habituation)。

[0105] 现在主要参照图8和图9B，外耳道压力调整装置(1)可以还包括第一压力差大小选择元件(40)和第一流体流产生器控制器(41)，第一流体流产生器控制器(41)响应于第一压力差大小选择元件(40)的操作来调整第一流体流产生器(2)的操作以实现第一预选择压力差大小(37)。作为例示性示例，第一压力差大小选择元件(40)可以被构造成可变电阻器(42)，诸如变阻控制元件(43)，其可以通过调节电路的电阻调整电流(对于具体电压，电流与电阻成反比)。因此，变阻控制元件(43)可以被用于调节电流来控制第一流体流产生器(2)的操作(通过改变到流体流产生器(2)的电流来直接控制或通过分析电路内的电流变化来对应地产生流体流产生器驱动信号(44)间接控制)，以实现预选择压力差大小(37)。对于具体实施方式，变阻控制元件(43)可以被操作以增大耦接到第一流体流产生器(2)的电路的电阻，其可以减小第一预选择压力差大小(37)。相反，变阻控制元件(43)可以被操作以减小耦接到第一流体流产生器(2)的电路的电阻，这样可以增大第一预选择压力差大小(37)。对于具体实施方式，变阻控制元件(43)可以包括具有直线导电线圈的直线变阻器或具有被构造成环面以减小体积的导电线圈的旋转变阻器。

[0106] 现在主要参照图4，第一流体流产生器可以能够产生第一压力差大小振荡(45)，该第一压力差大小振荡(45)可以在所述第一轴向耳塞导管(4)中在第一流体流第一方向(46)和第一流体流第二方向(47)之间往复地驱动所述第一流体流(8)。对于具体实施方式，第一压力差大小振荡(45)可以具有在0赫兹到约10赫兹之间的范围的第一压力差大小振荡频率

(48)；然而，依赖于应用，实施方式可以产生较小或较大的第一压力差大小振荡频率(48)。对于具体实施方式，第一压力差大小振荡频率(48)或第一预选择压力差大小振荡频率(49)可以从包括以下或由以下各项组成的组中的一个或更多个来选择：在0赫兹到约1赫兹之间，在约0.5赫兹到约1.5赫兹之间，在约1赫兹到约2赫兹之间，在约1.5赫兹到约2.5赫兹之间，在约2赫兹到约3赫兹之间，在约2.5赫兹到约3.5赫兹之间，在约3赫兹到约4赫兹之间，在约3.5赫兹到约4.5赫兹之间，在约4赫兹到约5赫兹之间，在约4.5赫兹到约5.5赫兹之间，在约5赫兹到约6赫兹之间，在约5.5赫兹到约6.5赫兹之间，在约6赫兹到约7赫兹之间，在约6.5赫兹到约7.5赫兹之间，在约7赫兹到约8赫兹之间，在约7.5赫兹到约8.5赫兹之间，在约8赫兹到约9赫兹之间，在约8.5赫兹到约9.5赫兹之间，以及在约9赫兹到约10赫兹之间。

[0107] 一个或多个第一压力差大小振荡频率(48)(或第一预选择压力差大小振荡频率(49))可以用外耳道压力调整装置(1)依赖于使用方法来产生，其可以被诸如外耳道(34)的用户(33)解剖学、生理学或生物化学影响；作为减轻目标的障碍症状；作为治疗目标的障碍；在外耳道压力调整装置(1)的具体使用方法中使用一个或多个第一压力差大小振荡频率(48)(或第一预选择压力差大小振荡频率(49))的可观察的效果等；或其组合；其中该一个或多个第一压力差大小振荡频率(48)(或第一预选择压力差大小振荡频率(49))可以被施加以对减轻一个或更多个障碍症状或治疗一种或更多种障碍有效，但是不是过多以至于导致用户(33)不舒服或伤害听道(34)或鼓膜(35)。

[0108] 再次主要参照图8和图9B，外耳道压力调整装置(1)可以还包括第一压力差大小振荡频率选择元件(50)。第一流体流产生器控制器(41)可以响应于第一压力差大小振荡频率选择元件(50)的操作而调整第一流体流产生器(2)的操作以实现第一预选择压力差大小振荡频率(49)。作为例示性示例，第一压力差大小振荡频率选择元件(50)可以被构造成可变电阻器，诸如变阻控制元件(43)，其可以具有以上描述的针对第一压力差大小选择元件(40)的变阻控制元件(43)类似的构造。可以分析电路中的电流的变化以产生对应变化的流体流产生器驱动信号(44)以改变第一流体流(8)的第一压力差大小振荡频率(48)。因此，作为示例性实施方式，变阻控制元件(43)可以被操作以增大耦接到第一流体流产生器(2)的电路的电阻，其可以减小第一预选择压力差大小振荡频率(49)。相反，变阻控制元件(43)可以被操作以减小耦接到第一流体流产生器(2)的电路的电阻，其可以增大第一预选择压力差大小振荡频率(49)。

[0109] 现在主要参照图8、图9B、图28、图29A和图29B，外耳道压力调整装置(1)可以还包括流体流歧管(51)，其可以通过一个或更多个阀门(52)的操作而截止以对应地改变流体流歧管(51)内的歧管流体流路径(54)的构造来调整流体流歧管(51)内的第一流体流(8)(或第二流体流(20))。作为例示性示例，可以在外耳道压力调整装置(1)的具体实施方式中使用的阀门(52)可以是电磁阀，诸如Lee's High Density Interface(LHD Series)Solenoid Valves，其可以从The Lee Company,2Pettipaug Road,Westbrook,CT,06498,USA.得到。

[0110] 尽管附图示意性地例示了流体流歧管(51)的具体构造，其对应地限定歧管流体流路径(54)的具体构造，但是对于流体流歧管(51)或歧管流体流路径(54)的构造这些实施方式不需要这样限制，并且实施方式可以包括宽范围的多种构造的任意，其可以包括将第一流体流产生器(2)与第一轴向耳塞导管(4)(或第二流体流产生器(19)与第二轴向耳塞导管(13))流体耦接，无论是多个单独导管、单体歧管、或由形成、模制、三维打印或类似方式制

造成单体构造或由多片而组装的壳体(125)限定,阀门(52)可以被设置、组装或类似方式耦接在该壳体(125)中以产生可由一个或更多个阀门(52)截止的流体流歧管(51)。

[0111] 阀门(52)可以具有能够在闭合状况和打开状况之间操作以单向调整第一流体流(8)或第二流体流(20)的任意类型的阀门构造。阀门(52)可以在闭合状况和打开状况之间操作,该闭合状况可以是基本上对阀门(52)的相反侧的后向流体或第二流体流(20)防漏,并且打开状况可以具有相对于第一流体流(8)或第二流体流(20)的、在约0.2毫升每秒到约10毫升每秒的范围的正向流。对于具体实施方式,在阀门(52)的打开状况下的阀门(52)的相反侧之间的压力差或正向的第一流体流(8)或第二流体流(20)可以通过阀门(52)的构造、歧管流体流路径(54)的非限制性的截面积等或其组合来调节。另外,尽管所公开的外耳道压力调整装置(1)可以产生在第一外耳道(5)中的高达约50千帕的第一压力差大小(36)或在第二外耳道(14)中的高达约50千帕的第二压力差大小(63),这些示例不旨在教导或暗示外耳道压力调整装置(1)的全部实施方式必须实现第一压力差大小(36)或第二压力差大小(63)的这些量。相反,外耳道压力调整装置(1)的特定实施方式可以被构造成实现对于减轻一个或更多个障碍症状或治疗一种或更多种障碍有效的较小或较大的第一压力差大小(36)或第二压力差大小(63)。

[0112] 再次主要参照图8、图9B、图28和图29A,外耳道压力调整装置(1)可以还包括流体耦接到第一轴向耳塞导管(4)的第一压力缓解阀(55)。第一压力缓解阀(55)在打开状况下允许第一外耳道压力(10)向环境压力(11)返回,无论是从大于环境压力(11)的第一外耳道压力(10)还是小于环境压力(11)的第一外耳道压力(10)。通过当第一压力差大小(36)超过第一预选择压力差大小(37)时操作以缓解第一压力差(9),可以降低当使用外耳道压力调整装置(1)时对用户(33)造成不舒服或伤害听道(34)或鼓膜(35)的风险。

[0113] 现在主要参照图8和图28,外耳道压力调整装置(1)可以还包括第一压力传感器(56),其可以产生第一压力传感器信号(57),该第一压力传感器信号(57)可以基于第一压力差大小(36)的变化而改变。对于具体实施方式,对于外耳道压力调整装置(1)的具体实施方式可以有用的压力传感器(56)可以是EPB小型压力探测传感器,其可以从Measurement Specialties,45738,Northport Loop West,Fremont,CA,94538,USA.得到。

[0114] 第一压力传感器信号(57)可以被发送到包括第一压力差大小比较器(59)的第一压力传感器信号分析器(58),第一压力差大小比较器(59)用于比较第一预选择压力差大小(37)与在第一外耳道(5)中实际产生的第一压力差大小(36)。作为例示性示例,用户(33)可以如上所述使用第一压力差大小选择元件()选择约25千帕的第一预选择压力差大小(37)。第一压力差大小比较器(59)可以用于将约25千帕的第一预选择压力差大小(37)与在第一外耳道(5)中实际产生的第一压力差大小(36)比较。当第一流体流产生器(2)的操作得到第一外耳道(5)中的在误差余量内的约25千帕的第一压力差大小(36)时,第一流体流产生器(2)的操作可以被减弱只要第一预选择压力差擦小(37)可以被维持达所选择的时间段(39)。

[0115] 对于具体实施方式,第一压力传感器信号分析器(58)可以还用于产生第一压力差大小补偿信号(60)。例如,当第一流体流产生器(2)的操作得到从第一预选择压力差大小(37)改变的第一压力差大小(36)时,第一压力信号传感器信号分析器(58)可以产生第一压力差大小补偿信号(60),第一流体流产生器控制器(41)可以响应于该第一压力差大小补偿

信号(60)以实现第一预选择压力差大小(37)。作为例示性示例,用户(33)可以如上所述使用第一压力差大小选择元件(40)选择约25千帕的第一预选择压力差大小(37)。第一流体流产生器(2)的操作例如由于第一耳塞外表面(7)与第一外耳道(5)的不适当的密封接合可以得到在第一外耳道(5)内的约20千帕的第一压力差大小(36)。第一压力差大小比较器(59)可以用于将约25千帕的第一预选择压力差大小(37)与感测到的约20千帕的第一压力差大小(36)比较。当第一流体流产生器(2)的操作得到从第一预选择压力差大小(37)改变了在此例子中5千帕的第一压力差大小(36)时,第一压力信号传感器信号分析器(58)可以产生第一压力差大小补偿信号(60),该第一压力差大小补偿信号(60)以将感测到的压力差大小(36)增大约5千帕的速率对应地驱动第一流体流产生器(2),以实现约25千帕的第一预选择压力差大小(37)。

[0116] 再次主要参照图8和图28,第一压力传感器信号分析器(58)可以还包括第一压力差大小振荡频率比较器(61),其可以用于将第一预选择压力差大小振荡频率(49)与由第一压力传感器(56)在第一外耳道(5)中感测到的第一压力差大小振荡频率(48)比较。作为例示性示例,用户(33)可以如上所述使用第一压力差大小振荡频率选择元件(50)选择约5赫兹的第一预选择压力差大小振荡频率(49)。第一流体流产生器控制器(2)可以响应于第一压力差大小振荡频率选择元件(50)的操作而调整第一流体流产生器(2)的操作以产生具有为约5赫兹的第一压力差大小振荡频率(48)的第一流体流(8)。第一压力差大小振荡频率比较器(61)可以用于将约5赫兹的第一预选择压力差大小振荡频率(49)与在第一外耳道(5)中产生的约5赫兹的第一压力差大小振荡频率(48)比较。当第一流体流产生器(2)的操作得到在误差余量内对应于第一预选择压力差大小振荡频率(49)的第一压力差大小振荡频率(48)时,第一流体流产生器(2)的操作可以被继续而不被补偿,只要感测到的压力差大小振荡频率(48)对应于第一预选择压力差大小振荡频率(49)。

[0117] 对于具体实施方式,第一压力传感器信号分析器(58)可以还用于产生第一压力差大小振荡频率补偿信号(62)。例如,如果第一流体流产生器(2)的操作得到从第一预选择压力差大小振荡频率(49)改变的第一压力差大小振荡频率(5),则第一压力差传感器信号分析器(58)可以产生第一压力差大小振荡频率补偿信号(62)来控制第一流体流产生器(5)实现第一预选择压力差大小振荡频率(49)。

[0118] 作为例示性示例,用户(33)可以如上所述使用第一压力差大小振荡频率选择元件(50)建立约5赫兹的第一预选择压力差大小振荡频率(49)。第一流体流产生器(2)的操作例如由于第一耳塞外表面(7)与第一外耳道(5)的不适当的密封接合可以得到在第一外耳道(5)内的约2.5赫兹的第一压力差大小振荡频率(48)。第一压力差大小振荡频率比较器(61)可以用于将约5赫兹的第一预选择压力差大小振荡频率(49)与所感测到的约2.5赫兹的第一压力差大小振荡频率(48)比较。如果第一流体流产生器(2)的操作得到从第一预选择压力差大小振荡频率(49)改变了在此例子中2.5赫兹的第一压力差大小振荡频率(48),则第一压力信号传感器信号分析器(58)产生第一压力差大小补偿信号(62),该第一压力差大小补偿信号(60)驱动第一流体流产生器(2)以增大第一压力差大小振荡频率(48)以实现约2.5赫兹的第一预选择压力差大小振荡频率(49)。当第一流体流产生器(2)的操作得到在误差余量内对应于第一预选择压力差大小振荡频率(49)的第一压力差大小振荡频率(48)时,第一流体流产生器(2)的操作可以被继续而不进一步产生第一压力差大小振荡频率补偿信

号(62)。

[0119] 现在主要参照图2、图3、图5B、图7、图8和图27到图29B,外耳道压力调整装置(1)可以还包括具有第二耳塞外表面(16)的第二耳塞(12),第二耳塞外表面(16)被构造成可密封地接合第二耳朵(15)的第二外耳道(14)作为在第二外耳道压力(18)和环境压力(11)之间的屏障。第二耳塞(12)可以包括第二轴向耳塞导管(13)。第二耳塞(12)可以被如上所述针对第一耳塞(3)地构造。

[0120] 现在主要参照图8到图10,第二轴向耳塞导管(13)可以共同流体耦接到第一流体流产生器(2)。因此,第一流体流产生器(2)可以能够产生在第二外耳道压力(18)和环境压力(11)之间的第二压力差(17),其可以具有基本上类似于或基本上对应于如上所述的第一压力差大小(36)和第一压力差振荡频率(48)的第二压力差大小(63)和第二压力差振荡频率(64)。作为例示性示例,第一流体流产生器(2)可以产生第一压力差(9)和第二压力差(18),其可以均具有约25千帕的压力差大小(36)(63),并且均具有约5赫兹的压力差大小振荡频率(48)(64)。因此,第一流体流产生器(2)的操作可以产生在第一流体流产生器(2)和第一轴向耳塞导管(4)之间的以及在第一流体流产生器(2)和第二轴向耳塞导管(13)之间的第一流体流(8)。对于具体实施方式,第一耳塞外表面(7)可以与第一外耳道(5)可密封地接合,并且第二耳塞外表面(16)可以与第二外耳道(14)可密封地接合。第一流体流产生器(2)可以操作以产生从第一轴向耳塞导管(4)向第一外耳道(5)和从第二轴向耳塞导管(13)向第二外耳道(14)流出的第一流体流(8),因而产生具有大于环境压力(11)的第一外耳道压力(10)的第一压力差(9)和具有大于环境压力(11)的第二压力差(18)的第二压力差(17)。类似地,第一流体流产生器(2)可以可操作以产生从第一外耳道(5)流入第一轴向耳塞导管(4)以及从第二外耳道(14)流入第二轴向耳塞导管(13)的第一流体流(8),因而产生具有小于环境压力(11)的第一外耳道压力(10)的第一压力差(9)和具有小于环境压力(11)的第二压力差(18)的第二压力差(17)。

[0121] 对于将第一轴向耳塞导管(4)和第二轴向耳塞导管(13)共同地流体耦接到第一流体流产生器(2)的具体实施方式,第一流体流产生器(2)可以能够产生基本上类似于如上所述第一压力差大小振荡频率(48)的第二压力差大小振荡频率(64)。

[0122] 现在主要参照图27到图35,对于具体实施方式,外耳道压力调整装置(1)可以包括独立地第一流体流产生器(2)和第二流体流产生器(19),其能够产生单独的第一流体流(8)和第二流体流(20)。第二流体流产生器(19)可以按照与以上针对第一流体流产生器(1)流体耦接到第一轴向耳塞导管(4)所描述的基本上类似构造被构造并且流体耦接到第二耳塞(12)的第二轴向耳塞导管(13)。因此,第二流体流产生器(19)可以能够产生对应的单独第二流体流(20),其被独立调整以产生具有第二压力差大小(63)并且具有第二压力差大小振荡频率(64)的第二压力差(17),全部可以具有与针对如上所述的第一流体流(8)描述的基本上类似的范围。另外,第二流体流产生器(19)可以被第二压力差大小选择元件(53)和第二压力差大小振荡频率选择元件(54)可操作地调整,其两者可以具有与如上所述可操作地调整第一流体流产生器(2)的对应的第一压力差大小选择元件(40)和第一压力差大小振荡频率选择元件(50)基本上类似的构造。

[0123] 对于具有第二流体流产生器(19)的具体实施方式,外耳道压力调整装置(1)可以还包括第二压力缓解阀(66),其可以具有如上所述的第一压力缓解阀(55)基本上类似的构

造。第二压力缓解阀(66)可以流体耦接到第二轴向耳塞导管(13)以缓解超过在0千帕到约50千帕的之间的第二预选择压力差大小(67)的第二压力差(17)。

[0124] 对于具有第二流体流产生器(19)的具体实施方式,外耳道压力调整装置(1)可以还包括第二压力传感器(68),其可以具有如上所述的第一压力传感器(56)基本上类似的构造。第二压力传感器(68)可以产生第二压力传感器信号(69),其可以基于第二外耳道压力差大小(63)的变化而改变。第二压力传感器信号分析器(70)可以具有与如上所述的第一压力传感器信号分析器(58)基本上类似的构造,其可以包括第二压力差比较器(71),该第二压力差比较器(71)用于将第二预选择压力差大小(67)与感测到的第二压力差大小(63)比较。第二压力传感器信号分析器(70)可以产生第二压力差大小补偿信号(72),因而第二流体流产生器控制器(73)可以响应于第二压力差大小补偿信号(72)来控制第二流体流产生器(19)以实现第二预选择压力差大小(63)。

[0125] 对于具体实施方式,第一流体流产生器控制器(41)和第二流体流产生器控制器(73)可以响应于由多个选择元件产生的信号来控制对应的第一流体流产生器(2)和第二流体流产生器(19)。如在图27和图28的例示性示例中所示,具有第一流体流产生器(2)和第二流体流产生器(19)的外耳道压力调整装置(1)可以被构造成使得第一流体流产生器控制器(41)可以响应于由第一选择元件(187)和第二选择元件(189)产生的信号,并且第二流体流产生器控制器(73)可以响应于由第三选择元件(186)和第四选择元件(188)产生的信号。

[0126] 对于具体实施方式,第二压力传感器信号分析器(70)可以还包括第二压力差大小振荡频率比较器(135),其可以用于将第二预选择压力差大小振荡频率(180)与第二压力差大小振荡频率(64)比较。第二压力传感器信号分析器(70)可以产生第二压力差大小振荡频率补偿信号(181),因而第二流体流产生器控制器(73)可以响应于第二压力差大小振荡频率补偿信号(181)来控制第二流体流产生器(19)以实现第二预选择压力差大小振荡频率(180)。

[0127] 现在主要参照图28,包括第一流体流产生器(2)、具有流体耦接到第一流体流产生器(2)的第一轴向耳塞导管(4)的第一耳塞(3)和具有流体耦接到第二流体流产生器(19)的第二轴向耳塞导管(13)的第二耳塞(12)外耳道压力调整装置(1)可以可操作以通过产生对应的单独第一流体流(8)和第二流体流(20)来产生在第一外耳道(5)中的第一压力差(9)和在第二外耳道(14)中的第二压力差(17),第一流体流(8)在第一流体流产生器(2)和第一轴向耳塞导管(4)之间并且第二流体流(20)在第二流体流产生器(19)和第二轴向耳塞导管(13)之间。

[0128] 现在主要参照图28和图40,对于具有在图27到图35所示的构造的外耳道压力调整装置(1)的具体实施方式,为了产生第一压力差(9)和第二压力差(17),阀门V1、V2、V3L、V3R、V4和V5可以处于打开状况并且阀门V6、IL和IR可以处于闭合状况。对于其它具体实施方式,为了仅产生在第一外耳道(5)中的第一压力差(9),阀门V1、V3L和V4可以处于打开状况并且阀门V2、V3R、V5、V6、IL和IR可以处于闭合状况。对于其它具体实施方式,为了仅产生在第二外耳道(14)中的第二外耳道压力差(17),阀门V2、V3R和V5可以处于打开状况并且阀门V1、V3L、V4、V6、IL和IR可以处于闭合状况。

[0129] 对于具有第一流体流产生器(2)和第二流体流产生器(19)的具体实施方式,第一流体流产生器(2)和第二流体流产生器(19)的每个可以包括对应地流体耦接到第一轴向耳

塞导管(4)和第二轴向耳塞导管(13)的对应的第一流体流产生器对(74)和第二流体流产生器对(75)。第一流体流产生器对(74)和第二对流体流产生器(75)中的每个可以包括一个正压力流体流产生器(76)和一个负压力流体流产生器(77)。正压力流体流产生器(76)可以产生从对应的第一轴向耳塞导管(4)和第二轴向耳塞导管(13)向对应的第一外耳道(5)和第二外耳道(14)流出的第一流体流(8)和第二流体流(20)。因此,第一流体流(8)和第二流体流(20)可以流入对应的第一外耳道(5)和第二外耳道(14),产生对应的第一压力差(9)和第二压力差(17),因而对应的第一外耳道压力(10)和第二外耳道压力(18)可以大于环境压力(11)。负压力流体流产生器(77)可以产生从对应的第一外耳道(5)和第二外耳道(14)流入对应的第一轴向耳塞导管(4)和第二轴向耳塞导管(13)的第一流体流(8)和第二流体流(20)。因此,第一流体流(8)和第二流体流(19)可以从对应的第一外耳道(5)和第二外耳道(14)流出,产生对应的第一压力差(8)和第二压力差(17),因而对应的第一外耳道压力(10)和第二外耳道压力(18)可以小于环境压力(11)。

[0130] 现在主要参照图8和图9B,对于具体实施方式,流体流温度调整器(78)可以流体耦接到第一流体流产生器(2)。流体流温度调整器(78)可以被操作以产生大于身体温度(80)的流体流温度(79)的第一流体流(8)或第二流体流(19)。具有高于身体温度(80)的流体流温度(79)的第一流体流(8)可以流过第一轴向耳塞导管(4)或第二轴向耳塞导管(13),从第一轴向耳塞导管(4)或第二轴向耳塞导管(13)向对应的第一外耳道(5)或第二外耳道(14)流出。因此,具有高于身体温度(80)的流体流温度(79)的第一流体流(8)可以流入到第一外耳道(5)或第二外耳道(14)中。

[0131] 现在主要参照图28和图29A,外耳道压力调整装置(1)可以还包括流体耦接到第一流体流(8)和第二流体流(20)的流体流温度调整器(78)。流体流温度调整器(78)可以可操作以调整第一流体流(8)或第二流体流(19)的流体流温度(79),调节第一流体流(8)的流体流温度(79)或调节第二流体流(20)的流体流温度(79)到低于或高于身体温度(80)。通常,流体流温度(79)可以在10摄氏度到约50摄氏度之间的范围内;然而,依赖于应用,实施方式可以具有较低或较高的流体流温度(79)。

[0132] 现在主要参照图28和图40,对于具有在图27到图35所示的构造的外耳道压力调整装置(1)的具体实施方式,为了产生在第一外耳道(5)中的第一压力差(9)并且调整第二外耳道(14)中的第二流体流(20)的流体流温度(79),阀门V1、V3L、V3R、V4和IR可以处于打开状况并且阀门V2、V5、V6和IL可以处于闭合状况。对于其它具体实施方式,为了产生在第二外耳道(14)中的第二压力差(17)并且调整第一外耳道(5)中的第一流体流(8)的第一流体流温度(79),阀门V2、V3R、V3L、V5和IL可以处于打开状况并且阀门V1、V4、V6和IR可以处于闭合状况。

[0133] 现在主要参照图28,外耳道压力调整装置(1)可以还包括第三流体流产生器(81),其能够产生具有在0到约10升每分钟的范围的第三流体流流速(83)的第三流体流(82)。对于具体实施方式,第三流体流产生器(81)可以类似于如上所述的第一流体流产生器(2)和第二流体流产生器(19)。对于具体实施方式,流体流温度调整器(78)可以流体耦接到第三流体流产生器(81),其可以操作以调整第三流体流(82)的第三流体流温度(84)。第三流体流产生器(81)可以流体耦接到第一轴向耳塞导管(4)和第二轴向耳塞导管(13),允许第三流体流产生器(81)产生具有第三流体流温度(84)的第三流体流(82),第三流体流(82)可以

通过对应的第一轴向耳塞导管(4)和第二轴向耳塞导管(13)传送到第一外耳道(5)和第二外耳道(14)。

[0134] 通常,第三流体流温度(84)可以在10摄氏度到约50摄氏度之间的范围内;然而,依赖于应用,实施方式可以具有较低或较高的第三流体流温度(84)。对于具体实施方式,第三流体流温度(84)(或第三预选择流体流温度)可以从包括以下或由以下各项组成的组中的一个或更多个来选择:在约10摄氏度到约20摄氏度之间,在约15摄氏度到约25摄氏度之间,在约20摄氏度到约30摄氏度之间,在约25摄氏度到约35摄氏度之间,在约30摄氏度到约40摄氏度之间,在约35摄氏度到约45摄氏度之间,以及在约40摄氏度到约50摄氏度之间。

[0135] 一个或多个第三流体流温度(84)(或第三预选择流体流温度)可以用外耳道压力调整装置(1)依赖于使用方法来产生,其可以被诸如外耳道(34)的用户(33)解剖学、生理学或生物化学影响;作为减轻目标的障碍症状;作为治疗目标的障碍;在外耳道压力调整装置(1)的具体使用方法中使用一个或多个第三流体流温度(84)(或第三预选择流体流温度)的可观察的效果等;或其组合;因而第三流体流温度(84)(或第三预选择流体流温度)中的一个或多个可以对减轻一个或更多个障碍症状或治疗一种或更多种障碍有效,但是不是过多以至于导致用户(33)不舒服或伤害听道(34)或鼓膜(35)。

[0136] 通常,第三流体流流速(83)可以在0升每分钟到约10升每分钟之间的范围内;然而,依赖于应用,实施方式可以具有较小或较大的第三流体流流速(83)。对于具体实施方式,第三流体流流速(83)(或第三预选择流体流速)可以从包括以下或由以下各项组成的组中的一个或更多个来选择:在约0升每分钟到约2升每分钟之间,在约1升每分钟到约3升每分钟之间,在约2升每分钟到约4升每分钟之间,在约3升每分钟到约5升每分钟之间,在约4升每分钟到约6升每分钟之间,在约5升每分钟到约7升每分钟之间,在约6升每分钟到约8升每分钟之间,在约7升每分钟到约9升每分钟之间,以及在约8升每分钟到约10升每分钟之间。

[0137] 一个或多个第三流体流流速(83)(或第三预选择流体流流速)可以用外耳道压力调整装置(1)依赖于使用方法来产生,其可以被诸如外耳道(34)的用户(33)解剖学、生理学或生物化学影响;作为减轻目标的障碍症状;作为治疗目标的障碍;在外耳道压力调整装置(1)的具体使用方法中使用一个或多个第三流体流流速(83)(或第三预选择流体流流速)的可观察的效果等;或其组合;因而第三流体流流速(83)中的一个或多个可以是对减轻一个或更多个障碍症状或治疗一种或更多种障碍有效的量,但是不是过多以至于导致用户(33)不舒服或伤害听道(34)或鼓膜(35)。

[0138] 现在主要参照图28和图29A,具有第三流体流产生器(81)的外耳道压力调整装置(1)的具体实施方式可以还包括第一阀控导管(85),其具有第一阀控导管阀(86),第一阀控导管阀(86)可操作地截止到第一轴向耳塞导管(4)的第三流体流(82)。在打开状况下,第一阀控导管阀(86)允许第三流体流(82)从第三流体流产生器(81)向第一轴向耳塞导管(4)并且因此向第一外耳道(5)流动。在闭合状况下,第一阀控导管阀(86)阻止第三流体流(82)从第三流体流产生器(81)向第一轴向耳塞导管(4)流动。

[0139] 再次主要参照图28和图29A,具有第三流体流产生器(81)的外耳道压力调整装置(1)的具体实施方式可以还包括第二阀控导管(87),其具有第二阀控导管阀(88),第二阀控导管阀(86)可操作地截止到第二轴向耳塞导管(13)的第三流体流(82)。在打开状况下,第

二阀控导管阀(88)允许第三流体流(82)从第三流体流产生器(81)向第三轴向耳塞导管(13)并且因此向第二外耳道(14)流动。在闭合状况下,第二阀控导管阀(88)阻止第三流体流(82)从第三流体流产生器(81)向第二轴向耳塞导管(13)流动。

[0140] 现在主要参照图28和图40,对于具有在图27到图35所示的构造的外耳道压力调整装置(1)的具体实施方式,为了产生在第一外耳道(5)和第二外耳道(14)中的具有第三流体流温度(84)和第三流体流流速(83)的第三流体流(82),阀门V3L、V3R、IL、IR和V6可以处于打开状况并且阀门V1、V2、V4和V5可以处于闭合状况。对于其它具体实施方式,为了仅产生在第一外耳道(5)中的具有第三流体温度(84)和第三流体流流速(82)的第三流体流(82),阀门V3L、IL和V6可以处于打开状况并且阀门V1、V2、V3R、V4、V5和IR可以处于闭合状况。对于其它具体实施方式,为了仅产生在第二外耳道(14)中的具有第三流体温度(84)和第三流体流流速(83)的第三流体流(82),阀门V3L、IR和V6可以处于打开状况并且阀门V1、V2、V3L、V4、V5和IL可以处于闭合状况。

[0141] 现在主要参照图8、图9A、图28和图29B,外耳道压力调整装置(1)的具体实施方式可以还包括歧管排出阀(89),其在打开状况下可以允许第一流体流(8)或第二流体流(20)从流体流歧管(51)流出到环境压力(11),因而缓解第一压力差(9)或第二压力差(17)。

[0142] 现在主要参照图28和图40,对于具有在图27到图35所示的构造的外耳道压力调整装置(1)的具体实施方式,为了使流体流歧管(51)排出,阀门V6可以处于打开状况并且阀门V1、V2、V3L、V3R、V4、V5、IL和IR可以处于闭合状况。

[0143] 现在主要参照图1到图8和图11到图28,外耳道压力调整装置(1)可以包括第一耳塞(3)或第二耳塞(12),其具有兼容的对应的第一耳塞外表面(7)或第二耳塞外表面(16),第一耳塞外表面(7)或第二耳塞外表面(16)被构造成可密封地接合第一外耳道(5)或第二外耳道(14),因而用作在对应的第一外耳道压力(10)或第二外耳道压力(18)与环境压力(11)之间的对应的第一屏障(102)或第二屏障(103)。第一耳塞(3)或第二耳塞(12)的实施方式可以被构造成有效地可密封地与第一外耳道(5)或第二外耳道(14)接合以阻止轴向或横向移位,鉴于在约20℃(约68℉)到约50℃(约122℉)之间的操作温度的正常范围上的第一外耳道(5)或第二外耳道(14)正常解剖学变化,并且允许产生和维持在环境压力(11)以下约-50千帕到环境压力(11)以上约+50千帕的操作压力的正常范围。

[0144] 现在主要参照图11到图18,如对于具体实施方式,外耳道压力调整装置(1)的第一耳塞(3)或第二耳塞(12)可以由兼容材料形成,其在与对应的第一外耳道(5)或第二外耳道(14)接合时可以对应地可压缩地形变,因而允许第一耳塞(3)或第二耳塞(12)可密封地遵循对应的第一外耳道(5)或第二外耳道(14)。对于这些具体实施方式,第一耳塞(3)或第二耳塞(12)可以由能够与对应的第一外耳道(5)或第二外耳道(14)可密封地接合的多种并且宽范围的材料中的任何材料形成、模制、三维打印或类似方式制造,包括以下或由以下各项组成:硅酮、泡沫(包括聚氨酯泡沫)、聚乙烯基硅氧烷、低硬度弹性体等或其组合。

[0145] 对于具体实施方式,第一耳塞(3)或第二耳塞(12)可以是总体上均匀的,由一种材料形成,例如,较低硬度弹性体。对于其它具体实施方式,第一耳塞(3)或第二耳塞(12)可以有多个层形成,例如,具有较高硬度的内核层由具有较低硬度的外层包围,或具有较低硬度的内核层被具有具有较高硬度的外层包围。

[0146] 对于具体实施方式,第一耳塞外表面(7)或第二耳塞外表面(16)的一部分可以是

从耳塞第一端(92)靠近耳塞第二端(93)的向内锥形。作为此构造的具体实施方式的例示性示例，第一耳塞外表面(7)或第二耳塞外表面(16)可以被以靠近耳塞第二端(93)的向内锥形的截面锥形的总体形式。对于具体实施方式，第一耳塞外表面(7)或第二耳塞外表面(16)可以还包括位于耳塞第一端(92)和耳塞第二端(93)之间的以隔开关系设置的多个圆周肋部。

[0147] 第一耳塞外表面(7)或第二耳塞外表面(16)通过第一耳塞外表面(7)或第二耳塞外表面(16)与对应的第一外耳道(5)或第二外耳道(14)之间的摩擦力可以保持与对应的第一外耳道(5)或第二外耳道(14)可密封地接合。对于具体实施方式，第一耳塞外表面(7)或第二耳塞外表面(16)通过在正常操作期间强烈地抵靠外耳道压力调整装置(1)来可以保持与对应的第一外耳道(5)或第二外耳道(14)可密封地接合。对于其它具体实施方式，保留元件(182)可以耦接到耳塞(3)(12)或外耳道压力调整装置(1)，其可以佩戴在耳朵(6)(15)内，绕着耳朵(6)、绕着头(95)或绕着脖子(183)以辅助将耳塞(3)(14)保留在外耳道(5)(14)内。

[0148] 现在主要参照图11到图18，可以设置保留元件(182)作为绕着耳塞(3)(4)耦接的弹性柔性构件(182)。对于具体实施方式，该弹性柔性构件(182)可以被设置在耳朵(6)(15)的外耳区域内，其在强烈地抵靠在外耳区域(183)内时可以辅助将耳塞(3)(14)保留在外耳道(5)(14)内。对于具体实施方式，弹性柔性构件(182)可以被构造成具有多个径向设置的辐条的弓形环形构件(184)。

[0149] 现在主要参照图8、图9B、图10、图19到图26、图28和图29B，对于具体实施方式，外耳道压力调整装置(1)可以还包括能够产生第四流体流(99)的第四流体流产生器(96)。第四流体流产生器(96)可以被按照与如上所述的第一流体流产生器(2)或第二流体流产生器(19)大致相同方式构造。第一同轴耳塞导管(97)可以绕着第一轴向耳塞导管(4)设置，并且第二同轴耳塞导管(98)可以绕着第二轴向耳塞导管(13)设置(如对于包括第二轴向耳塞导管(13)的实施方式)。第一同轴耳塞导管(4)和第二同轴耳塞导管(13)可以流体耦接到第四流体流产生器(96)。第一弹性体套筒(100)和第二弹性体套筒(101)可以对应地绕着第一轴向耳塞导管(4)和第二轴向耳塞导管(13)设置以提供对应的第一耳塞外表面(7)和第二耳塞外表面(16)，第一耳塞外表面(7)和第二耳塞外表面(16)被构造成可密封地接合第一外耳道(5)和第二外耳道(14)以在第一外耳道压力(10)和第二外耳道压力(18)与环境压力(11)之间提供对应的第一屏障(102)和第二屏障(103)。第一弹性体套筒(100)和第二弹性体套筒(101)可以流体耦接到第一同轴耳塞导管(97)和第二同轴耳塞导管(98)。在第一同轴耳塞导管(97)和第二同轴耳塞导管(98)中的第四流体流(99)可以产生在对应的第一同轴耳塞导管压力(106)和第二同轴耳塞导管压力(107)与环境压力(11)之间的对应的第一同轴耳塞导管压力差(104)和第二同轴耳塞导管压力差(105)。第一同轴耳塞导管压力(106)和第二同轴耳塞导管压力(107)可以能够对应地扩展第一弹性体套筒(100)和第二弹性体套筒(101)以对应地可密封地接合第一外耳道(5)和第二外耳道(14)。

[0150] 现在主要参照图28和图29B，具有第四流体流产生器(96)的外耳道压力调整装置(1)的具体实施方式可以还包括第三阀控导管(108)，其具有第三阀控导管阀(109)，第三阀控导管阀(109)可操作地截止到第一同轴耳塞导管(97)的第四流体流(99)。在打开状况下，第三阀控导管阀(109)允许第四流体流(99)从第四流体流产生器(96)向第一同轴耳塞导管

(97)流动并且因此向第一弹性体套筒(100)流动。在闭合状况下,第三阀控导管阀(109)阻止第四流体流(99)从第四流体流产生器(96)向第一弹性体套筒(100)流动。

[0151] 再次主要参照图28和图29B,具有第四流体流产生器(96)的外耳道压力调整装置(1)的具体实施方式可以还包括第四阀控导管(110),其具有第四阀控导管阀(111),该第四阀控导管阀(111)可操作地截止到第二同轴耳塞导管(98)的第四流体流(99)。在打开状况下,第四阀控导管阀(111)允许第四流体流(99)从第四流体流产生器(96)向第二同轴耳塞导管(98)流动并且因此向第二弹性体套筒(101)流动。在闭合状况下,第四阀控导管阀(111)阻止第四流体流(99)从第四流体流产生器(96)向第二弹性体套筒(101)流动。

[0152] 现在主要参照图28,外耳道压力调整装置(1)可以还包括第四流体流产生器控制器(112),其控制第四流体流产生器(96)的操作以产生在对应的第一同轴耳塞导管压力(106)和第二同轴耳塞导管压力(107)与环境压力(11)之间的第一同轴耳塞导管压力差(104)和第二同轴耳塞导管压力差(105)以扩展对应的第一弹性体套筒(100)和第二弹性体套筒(101)以可密封地接合对应的第一外耳道(5)和第二外耳道(14),因而在对应的第一外耳道压力(10)和第二外耳道压力(18)与环境压力(11)之间提供对应的第一屏障(102)和第二屏障(103)。

[0153] 再次主要参照图28,外耳道压力调整装置(1)可以还包括流体耦接到第一同轴耳塞导管(97)的第三压力传感器(113)。第三压力传感器(113)可以产生第三压力传感器信号(114),该第三压力传感器信号(114)基于第一同轴耳塞导管压力(106)和环境压力(11)之间的第一同轴耳塞导管压力差(104)的改变而变化。

[0154] 再次主要参照图28,外耳道压力调整装置(1)可以还包括流体耦接到第二同轴耳塞导管(98)的第四压力传感器(115)。第四压力传感器(115)可以产生第四压力传感器信号(115),该第四压力传感器信号(115)基于第二同轴耳塞导管压力(107)和环境压力(11)之间的第二同轴耳塞导管压力差(105)的改变而变化。

[0155] 现在主要参照图28,外耳道压力调整装置(1)可以还包括同轴耳塞导管压力传感器信号分析器(117),其用于识别对应的第一同轴耳塞导管压力(106)和第二同轴耳塞导管压力(107)与环境压力(11)之间的稳定的第一同轴耳塞导管压力差(104)和第二同轴耳塞导管压力差(105)。同轴耳塞导管压力传感器信号分析器(117)在出现稳定的第一同轴耳塞导管压力差(104)和第二同轴耳塞导管压力差(105)时可以产生密封信号(118)。

[0156] 再次主要参照图6、图8、图9A和图28,外耳道压力调整装置(1)的具体实施方式可以还包括响应于密封信号(118)的弹性体套筒密封指示器(119)。弹性体套筒密封指示器(119)在接收到该密封信号(118)时可以产生可感官感知的标记(120)。可感官感知的标记(120)可以包括声音标记、光标记、触觉标记等中的一种或更多种或其组合。

[0157] 现在主要参照图28和图29B,外耳道压力调整装置(1)可以还包括对应地流体耦接到第一同轴耳塞导管(97)和第二轴向耳塞导管(98)的第三压力缓解阀(121)和第四压力缓解阀(122)。在打开状况下,第三压力缓解阀(121)和第四压力缓解阀(122)可以对应地缓解在对应的第一同轴耳塞导管压力(106)和第二同轴耳塞导管压力(107)与环境压力(11)之间的第一同轴耳塞导管压力差(104)和第二同轴耳塞导管压力差(105)。

[0158] 现在主要参照图8,外耳道压力调整装置(1)可以还包括压力解除选择元件(123)。第四流体流产生器控制器(112)可以响应于压力解除选择元件(123)的操作来减弱第四流

体流产生器(96)的操作并且操作第三压力缓解阀(121)和第四压力缓解阀(122)以对应地使得在对应的第一同轴耳塞导管压力(106)和第二同轴耳塞导管压力(107)与环境压力(11)之间的第一同轴耳塞导管压力差(104)和第二同轴耳塞导管压力差(105)向环境压力(11)返回以收缩对应的第一弹性体套筒(100)和第二弹性体套筒(101)。

[0159] 现在主要参照图37A到图39E,其提供可以由外耳道压力调整装置(1)的实施方式施加以对减轻一种或更多种障碍症状或治疗一种或更多种障碍有效的压力调整曲线(136)的图表。每个图表示出在时间段(39)上实现的外耳道压力(10)(18)和环境压力(11)之间的压力差(9)(17)。对于具体实施方式,流体流产生器(2)(19)可以被操作以产生流体流(8)(20),其在时间段(39)上从轴向耳塞导管(4)(13)向外耳道(5)(14)流出,得到相对于环境压力(11)的正外耳道压力(10)(18)(如在图37A到图37G的示例中所示)。对于其它具体实施方式,流体流产生器(2)(19)可以被操作以产生流体流(8)(20),其在时间段(39)上从外耳道(5)(14)向流体流产生器(2)(19)流入轴向耳塞导管(4)(13),得到相对于环境压力(11)的负外耳道压力(10)(18)(如在图38A到图38G的示例中所示)。

[0160] 现在主要参照图37A和图38A,流体流产生器(1)(19)可以被操作以在时间段(39)上维持恒定外耳道压力(10)(18)。对于具体实施方式,恒定外耳道压力(19)(18)可以被维持为外耳道(5)(14)流体体积()在时间段(39)上没有(或基本上没有)流体流(8)(20)。作为例示性示例,如上所述具有与外耳道(5)(14)可密封地接合的耳塞外表面(7)(16)的外耳道压力调整装置(1)可以通过控制流体流产生器(2)(19)来操作以在流体流产生器(2)(19)和外耳道(5)(14)之间产生通过耳塞(3)(12)的轴向耳塞导管(4)(13)的具有流体体积(21)或预选择流体体积(22)的流体流(2)(19)以实现在外耳道压力(10)(18)和环境压力(11)之间的压力差(3)(12)。在期望流体体积(21)或预选择流体体积(22)建立了压力差(9)(17)时,在由于耳塞外表面(7)(16)与外耳道(5)(14)的可密封接合而没有或基本上没有附加流体流(8)(20)的情况下,压力差(9)(17)可以被维持达时间段(39)。对于其它实施方式,在实现了期望压力差(9)(17)时,通过到或从外耳道(5)(14)的附加流体流(8)(20)以补偿在耳塞外表面(7)(16)与外耳道(5)(14)的接合附近的泄漏,压力差(9)(17)可以被维持达时间段(39)。对于其它实施方式,通过连续流体流(8)(20)到外耳道(5)(14),外耳道压力(10)(18)可以被维持达时间段(39)。

[0161] 与方法无关,外耳道压力(10)(18)可以被维持恒定达时间段(39)在环境压力(11)以上约+50千帕到环境压力(11)以下约-50千帕以减轻一种或更多种障碍症状或治疗一种或更多种障碍。相对于环境压力(11)的正外耳道压力(10)(18)可以通过将外耳道压力(10)(18)维持在约0千帕到环境压力(11)以上约+50千帕来实现。另选地,相对于环境压力(11)的负外耳道压力(10)(18)可以通过将外耳道压力(10)(18)维持在约0千帕到环境压力(11)以下约-50千帕来实现。

[0162] 现在主要参照图37B到图37G、图38B到图38G和图39A到图39E,流体流产生器(2)(19)可以被构造成产生具有针对时间段(39)中的每个时刻限定预选择压力差大小(37)(67)和预选择压力差大小振荡频率(49)(180)的压力差波(124)的流体流(9)(20)。对于具体实施方式,流体流产生器(2)(19)可以被操作以产生具有包括预选择压力差大小(37)(67)和预选择压力差大小振荡频率(49)(180)的压力差波(124)的流体流(8)(20),其在时间段(39)上从轴向耳塞导管(4)(13)向外耳道(5)(14)流出,得到相对于环境压力(11)的正

外耳道压力(10)(18)(如在图37B到图37G的示例中所示)。

[0163] 对于其它具体实施方式,流体流产生器(2)(19)可以被操作以产生具有包括预选择压力差大小(37)(67)和预选择压力差大小振荡频率(49)(180)的压力差波(124)的流体流(8)(20),其在时间段(29)上从外耳道(5)(14)向流体流产生器(2)(19)流入轴向耳塞导管(4)(13),得到相对于环境压力(1)的负外耳道压力(10)(18)(如在图38B到图38G的示例中所示)。

[0164] 对于其它具体实施方式,流体流产生器(2)(19)可以被操作以产生具有包括预选择压力差大小(37)(67)和预选择压力差大小振荡频率(49)(180)的压力差波(124)的流体流(8)(20),其可以在时间段(39)上在从轴向耳塞导管(4)(13)向外耳道(5)(14)流出和从外耳道(5)(14)向流体流产生器(2)(19)流入轴向耳塞导管(4)(13)之间交替,得到相对于环境压力(11)在正外耳道压力(10)(18)和负外耳道压力(10)(18)之间交替的外耳道压力(10)(18)(如在图39A到图39E的示例中所示)。

[0165] 对于其它具体实施方式,压力差波(124)可以在0千帕到环境压力(11)以上约+50千帕的范围中在预选择压力差大小(67)(37)内以预选择压力差大小振荡频率(49)(180)振荡(如在图37B到图37G的示例中所示)。

[0166] 对于再其它具体实施方式,压力差波(124)可以在约-50千帕到环境压力(11)以下约0千帕的范围中以预选择压力差大小振荡频率(49)(180)振荡(如在图38B到图38G的示例中所示)。

[0167] 再次主要参照图37B到图37G、图38B到图38G、和图39A到图39E,压力差波(124)依赖于应用可以具有多个且宽范围的波形,其对应于可以由外耳道压力调整装置(1)的操作而减轻的多个且宽范围的障碍症状或可以治疗的症状。作为例示性示例,压力差波形(124)可以是具有平滑重复周期振荡的正弦波(如在图37B、图38B和图39A的示例中所示)、压力差波(124)以稳定频率在固定最小值和最大值之间交替的方波、矩形波、梯形波或去顶波(其中在时间段(39)上压力差波(124)的顶点具有很定预选择压力差大小(37)(67))(如图37C、图37F、图38C、图38F和图39B的示例中所示)、具有直线头边缘和尾边缘的三角波(如图37D、图38D和图39C的示例中所示)、锯齿波(其中头边缘具有在与尾边缘相比较大时间段(39)上改变的预选择压力差大小(37)(67))(如图37E和图39D的示例中所示)、反向锯齿波(其中前边缘在与尾边缘相比较小的时间段上改变预选择压力差大小(37)(67))(如图37E和图39E的示例中所示),或其组合(如图37G和图38G的示例中所示)。

[0168] 现在主要参照图6、图7、图9A、图9B和图29到图35,对于具体实施方式,外耳道压力调整装置(1)可以还包括壳体(125),其具有壳体内表面(126),其限定可以容纳外耳道压力调整装置(1)的部件的中空内部空间(127)。

[0169] 尽管以上描述的外耳道压力调整装置(1)的流体流产生器(2)(19)通常传送空气的流体流(8)(20)到外耳道(5)(14)以实现在外耳道压力(10)(18)和环境压力()之间的压力差(9)(17),其不旨在限制由外耳道压力调整装置(1)的实施方式可以传送到外耳道(5)(14)的宽范围的流体。作为例示性示例。宽范围的流体可以包括:纯净气体,诸如氧气、氮气等;部分气体压力的混合;液体,诸如水、油、酒精等或其组合。

[0170] 附加地,尽管流体流(8)(20)(82)(99)(或气体流体流)或在外耳道压力调整装置(1)的部件之间、外耳道压力调整装置(1)的部件和外耳道(5)(14)之间、或在外耳道压力调

整装置(1)的部件和环境压力(11)之间的流体体积(21)(22)的传输可以为了简洁以上描述为通常是在第一点和第二点之间,流体流(8)(20)(82)(99)(或其它流体流)或流体体积(21)(22)的传输包括第一点和第二点之间的歧管流体流路径(54)内的全部点。

[0171] 现在主要参照图8和图28,外耳道压力调整装置(1)的实施方式可以还包括控制器(128)。控制器(128)对于具体实施方式可以采用包括与存储器元件(131)通信的处理器(130)的单个集成电路(129)的形式。存储器元件(131)可以采用非易失性计算机存储介质的形式,可以被擦除和重新变成并且对于具体实施方式为用于数据存储的随机存取存储器。存储器元件(131)可以包含根据以上描述的实施方式的可执行以提供指定功能或用于执行操作外耳道压力调整装置(1)的各个部件的指定功能的步骤组合的计算机代码(132)。

[0172] 图8和图28中的框图和流程图例示支持元件的组合以执行指定功能、用于执行指定功能的步骤组合、和用于执行指定功能的可执行程序元件。应理解的是框图和流程图例示的每个功能块、以及在框图和流程图例示中的功能块的组合,可以由执行指定功能或步骤的专用的基于硬件的计算机系统实现,或由专用硬件和计算机指令的适当组合实现。

[0173] 现在主要参照图8,计算机代码(132)可以包括第一流体流产生控制器(41),其可以被执行以转换从第一流体压力选择元件(40)接收的压力差大小选择信号(133)以对应地控制第一流体流产生器(2)以产生从第一轴向耳塞导管(4)流出的第一流体流(8)。对于具体实施方式,第一流体流产生器控制器(41)基于压力差大小选择信号(133)的变化增大或减小第一流体流(8)。对于其它实施方式,第一流体压力差大小选择元件(40)可以被用于选择预选择流体体积(22)并且第一流体流产生器控制器(41)可以如上所述对应地控制第一流体流产生器(2)以传送预选择流体体积(22)。

[0174] 对于外耳道压力调整装置(1)的具体实施方式,其包括第一压力传感器(56),计算机代码(132)可以还包括第一压力传感器信号分析器(58),第一压力传感器信号分析器(58)可以被执行以提供第一压力差大小比较器(59),第一压力差大小比较器(59)可以用于将与压力差大小选择元件(40)的用户互动而选择的第一预选择压力差大小(37)与在第一轴向耳塞导管(4)中感测到的第一压力差大小(36)进行比较。第一压力传感器信号分析器(58)可以还被执行以提供第一压力差大小补偿信号(60),其基于第一预选择压力差大小(37)和感测到的第一压力差大小(36)之间的差而改变。第一流体流产生器控制器(41)可以响应于第一压力差大小补偿信号(60)而控制第一流体流产生器(2)以实现第一预选择压力差大小(37)。

[0175] 再次主要参照图8,第一流体流产生器控制器(41)可以还被执行以转换从第一压力差大小振荡频率选择元件(50)接收的压力差大小振荡频率选择信号(134)以对应地控制第一流体流产生器(2)来产生第一压力差大小振荡(45),该第一压力差大小振荡(45)在第一轴向耳塞导管(4)中在第一流体流第一方向(46)和第一流体流第二方向(47)之间驱动第一流体流(8)。

[0176] 对于具体实施方式,第一流体流产生器控制器(41)基于压力差大小振荡频率选择信号(134)的变化改变第一压力差大小振荡频率(48)。对于其它实施方式,第一压力差大小振荡频率选择元件(50)可以被用于选择第一预选择压力差大小振荡频率(49)并且第一流体流产生器控制器(41)可以如上所述范围内对应地控制第一流体流产生器(2)以传送该第一预选择压力差大小振荡频率(49)。

[0177] 对于包括第一压力传感器(56)的外耳道压力调整装置(1)的具体实施方式，该第一压力传感器信号分析器(58)还可以被执行以提供第一压力差大小振荡频率比较器(61)，第一压力差大小振荡频率比较器(59)可以用于将与压力差大小振荡频率选择元件(50)的用户互动而选择的第一预选择压力差大小频率(49)与在第一轴向耳塞导管(4)中感测到的第一压力差大小振荡频率(48)进行比较。第一压力传感器信号分析器(58)可以还被执行以提供第一压力差大小振荡频率补偿信号(62)，其基于第一预选择压力差大小振荡频率(49)和感测到的第一压力差大小振荡频率(48)之间的差而改变。第一流体流产生器控制器(41)可以响应于第一压力差大小补偿信号(62)而控制第一流体流产生器(2)以实现第一预选择压力差频率(49)。

[0178] 对于由图8和图9B的例示性示例所示的第一流体流产生器(2)的具体实施方式，通过控制耦接到可在筒(27)内运动的活塞(26)的直线马达(30)的运动，第一流体流产生器控制器(41)可以间接地控制第一流体流产生器(2)的功能。

[0179] 对于由图28、图29A和图29B的例示性示例所示的具体实施方式，外耳道压力调整装置(1)可以包括第一流体流产生器(2)和第二流体流产生器(19)，如上所述，该第一流体流产生器(2)操作以传送第一流体流(8)到第一轴向耳塞导管(4)，该第二流体流产生器(19)操作以传送单独的第二流体流(20)到由第二压力传感器(68)感测的第二轴向耳塞导管(13)。相应地，计算机代码(132)可以还包括第二流体流产生器控制器(73)和第二压力传感器信号分析器(70)，第二压力传感器信号分析器(70)包括第二压力差大小比较器(71)和第二压力差大小振荡频率比较器(135)，其每个可以用于控制第二流体流产生器(19)的操作，如以上针对第一流体流产生器(2)所描述的，其允许对第二轴向耳塞导管(13)中的第二压力差大小(63)和第二压力差大小振荡频率(64)的独立控制。

[0180] 再次主要参照图28、图29A和图29B，第一流体流产生器(2)和第二流体流产生器(19)可以均包括正流体流产生器(76)和负流体流产生器(77)，其单独地可控制以实现第一压力差大小(36)和第二压力差大小(63)和第一压力差大小振荡频率(48)和第二压力差大小振荡频率(64)。因此，第一流体流产生器控制器(41)和第二流体流产生器控制器(73)可以被执行以单独控制第一流体流产生器(2)和第二流体流产生器(19)每个正流体流产生器(76)和每个负流体流产生器(77)，以实现第一压力差大小(36)和第二压力差大小(63)和第一压力差大小振荡频率(48)和第二压力差大小振荡频率(64)。

[0181] 现在主要参照图28、图37A到图37G、图38A到图38G和图39A到图39E，计算机代码(132)的具体实施方式还包括响应于时间段选择元件(190)的定时器模块(137)和响应于压力调整曲线选择元件(139)的压力调整曲线施加模块(138)，其允许选择存储器元件(131)中包含的多个压力调整曲线(136)中的一个，如以上所述并且如附图中示出，或以类似方式编程和包含在存储器元件(131)中。压力调整曲线施加模块(138)用于协调第一流体流产生器(2)和第二流体流产生器(19)的操作，以实现对应于多个压力调整曲线(136)的所选择的一个的时间段(39)内的每个时间点的第一预选择压力差大小(67)和第二预选择压力差大小(136)。

[0182] 现在主要参照图8和图28，对于具体实施方式，计算机代码(132)可以还包括流体流温度调整控制器(140)，其用于控制流体流温度调整器(78)以调节第一流体流(8)或第二流体流(20)的流体流温度(79)。对于图8中所示的示例性实施方式，流体流温度调整器控制

器()致动流体流温度调整器(78)以在第一流体流产生器(2)的致动时增大第一流体流(8)的流体流温度(78)达时间段(39)。

[0183] 对于图28中所示的示例性实施方式,流体流温度调整器控制器(140)可以被执行以转换从流体流温度选择元件(147)接收的流体流温度选择信号(141)以对应地控制流体流温度调整器(78)以如上所述在10℃到50℃的范围内调节第三流体流(82)的流体流温度(79)。对于这些实施方式,计算机代码(132)可以还包括第三流体流控制器(143),其用于如上所述控制来自第三流体流产生器(81)的第三流体流(82)到0到约10升每分钟的第三流体流流速(83)。

[0184] 现在主要参照图8和图28,计算机代码(132)可以还包括第四流体流产生器控制器(112),其可以被执行以如上所述控制第四流体流产生器(96)以扩展对应地流体耦接到第一同轴耳塞导管(97)或第二同轴耳塞导管(98)的第一弹性体套筒(100)或第二弹性体套筒(101)以对应地可密封地接合第一外耳道(5)或第二外耳道(14)以在第一外耳道压力(102)或第二外耳道压力(103)与环境压力(11)之间提供对应的第一屏障(102)或第二屏障(103)。对于这些实施方式,计算机代码(132)可以还包括外耳道压力调整装置(132)可以还包括同轴耳塞导管压力传感器信号分析器(117),其可被执行识别对应的第一同轴耳塞导管压力(106)和第二同轴耳塞导管压力(107)与环境压力(1)之间的稳定的第一同轴耳塞导管压力差(104)和第二同轴耳塞导管压力差(105)。第三压力传感器信号分析器(117)可以在出现稳定的第一同轴耳塞导管压力差(104)和第二同轴耳塞导管压力差(105)时产生密封信号(118)以如上所述产生可感官感知的标记(120)。对于这些实施方式,计算机代码(132)可以还包括密封解除模块(144),其可以响应于密封解除选择元件(145)的操作而被执行以如上所述地操作压力缓解阀(121)(122)。

[0185] 现在主要参照图40,计算机代码(132)还包括阀控制模块(146),其可以被执行以依赖于选择的施加流体流(8)(20)(82)(99)方法在如上所述致动外耳道压力调整装置(1)的实施方式内的阀门(52)中的一个或更多个。

[0186] 现在主要参照图28和图32,具体实施方式还包括图形显示面(147)并且计算机程序(132)可以还包括图形用户接口模块(148),其可以被执行以在图形显示面(147)上描绘图形用户接口(149)。图形用户接口(148)通过用户交互可以执行计算机代码(132)的功能以操作外耳道压力调整装置(1)。尽管用户交互将通常采取由用户(33)在图形显示面(147)上描绘的控制图像(150)上的触摸的形式,整个例示性示例不在于排除由用户(33)进行的任何命令,通过该命令,计算机代码(132)的功能可以被激活、执行或进行,无论是通过对一个或多个控制图像(150)的选择,或通过用户语音命令、键盘击打、鼠标按钮等。

[0187] 现在主要参照图1和图2,具体实施方式可以还包括与外耳道压力调整装置(1)分离的计算机装置(151)。术语“151”为了本发明的目的表示适用于接收计算机代码(132)或容纳包含计算机代码(132)计算机可读介质(152)的任何装置,或包括与计算机存储器元件(154)通信的计算机处理器(153),其适用于与外耳道压力调整装置(1)通信或通过广域网(155)诸如因特网(156)或一个或更多个局域网(157)下载计算机代码(132)到与计算机处理器(153)通信的计算机存储器元件(154)。计算机装置(151)对于具体实施方式可以采取具体针对容纳包含计算机代码(132)的计算机存储器元件(154)的计算机可读介质(152)的能力受限计算机的形式;然而,其它实施方式可以采取机顶盒、通过诸如有线电视网络或数

字卫星广播的娱乐介质接收数据的智能电视、诸如智能电话、平板或板式计算机的手持装置、个人数字助理或相机/蜂窝电荷、或多处理器系统、基于多处理器的或可编程的消费者电子装置、网络个人计算机、迷你计算机、主机计算机等。

[0188] 再次主要参照图1和图2,计算机装置(151)可以涵盖一个计算机装置或多个计算机装置,每个可以由用户(33)操作以控制一个或多个外耳道压力调整装置(1)。用户(33)可以是人、多个人、商业实体等,可以访问计算机系统(151)来检索用于在计算机图形显示面(147)上显示图形用户接口(149)的普通格式。

[0189] 对于具体实施方式,外耳道压力调整装置(1)的控制器(128)可以还包括通信控制器(158),其可以包括与天线(160)关联的收发器(159)以发送和接收去往和来自计算机装置(151)的通信信号(161)。对于具体实施方式,通信控制器(158)可以是蓝牙控制器(例如,Texas Instruments CC2540 BLUETOOTH System-on-Chip),其包括关联的蓝牙收发器和蓝牙天线。对于具体实施方式,通信控制器(158)可以是Wi-Fi控制器和关联的Wi-Fi接收器和Wi-Fi天线。

[0190] 现在主要参照图36A和图36B,图形用户接口(149)的例示性示例可以包括模式选择列表(162),其通过用户交互允许选择以下中的一个或多个:第一耳朵控制图像(163)、第二耳朵控制图像(164)、或第一耳朵控制图像(163)和第二耳朵控制图像(164)这两者,其通过用户交互选择施加第一流体流(8)或第二流体流(20)或第一流体流(8)和第二流体流(20)这两者到对应的第一轴向耳塞导管(4)(13);压力调整曲线控制图像(166),其通过用户交互显示可选择的压力调整曲线图标(167)的列表(如在图36B的示例中所示),压力调整曲线图标(167)通过用户交互允许选择多个压力调整曲线(136)中的一个以被施加;外耳道压力差大小控制图像(168),其通过用户交互描绘可选择的压力差大小控制图像,压力差大小控制图像允许选择预选择压力差大小(37)的列表;外耳道压力差频率控制图像(170),其通过用户交互描绘可选择的压力差大小振荡频率控制图像的列表,压力差大小振荡频率控制图像通过用户交互允许选择预选择压力差大小振荡频率(49);时间段控制图像(172),其通过用户交互描绘可选择的时间段控制图像的列表,时间段控制图像通过用户交互允许选择用于施加或治疗的时间段(39);或温度调整控制图标(174),其通过用户交互描绘可选择的流体流温度和温度调整后的流速的列表,流体流温度和温度调整后的流速通过用户交互允许选择施加流体流温度(79)和流体流流速(83)。

[0191] 现在主要参照图8和图28,外耳道压力调整装置(1)的实施方式可以还包括电源(177),其可以是变换电源(178)(诸如110伏交流变换到12伏直流)或电池(179)(诸如12伏直流电池)之一或其组合。

[0192] 产生外耳道压力调整装置(1)的具体实施方式的方法可以包括提供能够产生第一流体流(8)的第一流体流产生器(2);以及提供第一耳塞(3),其具有在第一耳塞第一端(92)和第一耳塞第二端(93)之间导通的第一轴向耳塞导管(4)。第一轴向耳塞导管(4)可以能够流体耦接到第一流体流产生器(2)。第一耳塞(3)可以具有第一兼容耳塞外表面(7),其被构造成可密封地接合第一耳朵(6)的第一外耳道(5)作为第一外耳道压力(10)和环境压力(11)之间的第一屏障(102)。

[0193] 产生外耳道压力调整装置(1)的具体实施方式的方法可以还包括如上所述提供外耳道压力调整装置(1)的附加部件。

[0194] 如从以上内容容易理解的，本发明的基本概念可以按照多种方式实现。本发明涉及外耳道压力调整装置以及制造和使用这种外耳道压力调整装置的方法多个和变化的实施方式包括最佳实施方式。

[0195] 因此，说明书公开的或在附在本申请的附图或表格中示出的具体实施方式或要素不旨在限制，而是举例说明由本发明总体上涵盖的多个和变化的实施方式或相对于任何具体事物涵盖的等同物。另外，本发明的单个实施方式或要素的具体描述可以不明确描述全部可能实施方式或要素，很多另选由说明书和附图隐含地公开。

[0196] 应理解的是设备的每个元件或方法的每个步骤可以通过设备术语或方法术语来描述。可以在需要的地方来替换这些术语以使得本发明所包含的隐含的宽范围明确。仅作为一个示例，应理解的是方法的全部步骤可以被描述为动作、用于存取该动作的装置、或造成该动作的元件。类似地，设备的每个元件可以被作为物理元件或该物理元件辅助的动作来公开。仅作为一个示例，“流体流”的公开应被理解为涵盖公开“流动的流体”的动作，无论是否明确讨论，或相反地，在存在“流动的流体”的有效公开的情况下，这种公开应被理解为涵盖“流体流”以及甚至“用于使流体流动的装置”的公开。针对每个元件或步骤的这种另选术语要被理解为明确包括在说明书内。

[0197] 另外，对于所使用的每个属于，应理解的是除非其在本申请中的应用与这种解释不一致，如在RandomHouse Webster’s Unabridged Dictionary第二版中包含的，普通的词典定义应被理解为包括在针对每个术语的描述中，每个定义在此通过引用并入。

[0198] 在此假定数值由术语“约”来修饰，与是否明确指示无关。为了本发明的目的，范围可以表示为从“约”一个具体值到“约”另一个具体值。当表示了这种范围时，另一个实施方式包括从该一个具体值到该另一个具体值。通过端点引用数值范围包括归入该范围内的全部数值一到五的数值范围包括例如数值1,1.5,2,2.75,3,3.80,4,5，以此类推。应进一步理解的是每个范围的端点在与另一个端点有关以及与另一个端点独立这两者而言是重要的。当值通过先行词“约”来表示为大约数时，应理解的是该具体值形成另一个实施方式。术语“约”一般是被指本领域技术人员将认为等同于所引用的数值或具有此昂同功能或结果的数值范围。类似地，先行词“基本上”表示大概，但是不完全相同形式、方式或程度，并且该具体要素将具有本领域技术人员将认为具有相同功能或结果的构造的范围。当具体要素通过使用先行词“基本上”而被表示为约数时，应理解的是该具体要素形成另一个实施方式。

[0199] 另外，对于本发明的目的，术语“一(a或an)”实体是指一个或更多个实体，除非相反限制。因此，术语“一(a或an)”、“一个或更多个”和“至少一个”可以在此互换使用。

[0200] 因此，申请人应被理解要求至少保护：i)在此公开和描述的外耳道压力调整装置的每个，ii)公开和描述的相关的方法，iii)这些装置和方法的每个的类似、等同或甚至暗含变化，iv)实现所示出、公开或描述的每个功能的那些另选实施方式，V)暗含实现所公开和描述的功能的、实现所示出的每个功能的那些另选设计和方法V1)示出为单独和独立发明的每个特征、部件和步骤，V1i)由所公开的各个系统或部件增强的应用，V1ii)由这些系统或部件生产的所得到的产品，ix)使用基本上如上文描述的并且参照所附示例的方法和设备x)所公开的先前要素的每个的各个组合和排列。

[0201] 本申请的背景部分提供本发明所属的领域的声明。该部分可以还包括或包含在和本发明所面向的技术的状态有关的相关信息、问题或内容上有用的、特定美国专利、专利申

请、公开或要求保护的发明的主题名称的释义。在此所并入的任何美国专利、专利申请、公开、声明或其它信息不旨在被解析、解释或认为承认是相对于本发明的现有技术。

[0202] 在本说明书中阐述的权利要求如果有的话在此通过引用本发明的说明书的一部分来并入，并且申请人保留权利使用这些并入权利要求的内容的全部或部分作为附加描述来支持任意或全部权利要求或任何要素或部件，并且申请人还明确保留权利将所并入的这些权利要求的内容的任何部分或全部或其任何要素或部件从说明书按照需要移动到权利要求中反之亦然，以由其任何随后申请或继续、分案、或部分继续申请定义本申请要求保护的主题，或以获得任何权益、减少费用或遵循任何国家或条约的专利法、规则或规章，并且通过引用并入的这些内容将在本申请的整个存续期间存活，包括其任何随后的继续、分案、或部分继续申请或对其任何重新发布或延期。

[0203] 另外，在本说明书中阐述的权利要求如果有也进一步旨在描述本发明的有限数量的优选实施方式的范围而不被理解为本发明的最宽的实施方式或可以要求保护的本发明的实施方式的完整列表。申请人不放弃作为任何继续、分案、或部分继续或类似申请的一部分基于以上阐述的实施方式开发进一步的权利要求的任何权利。

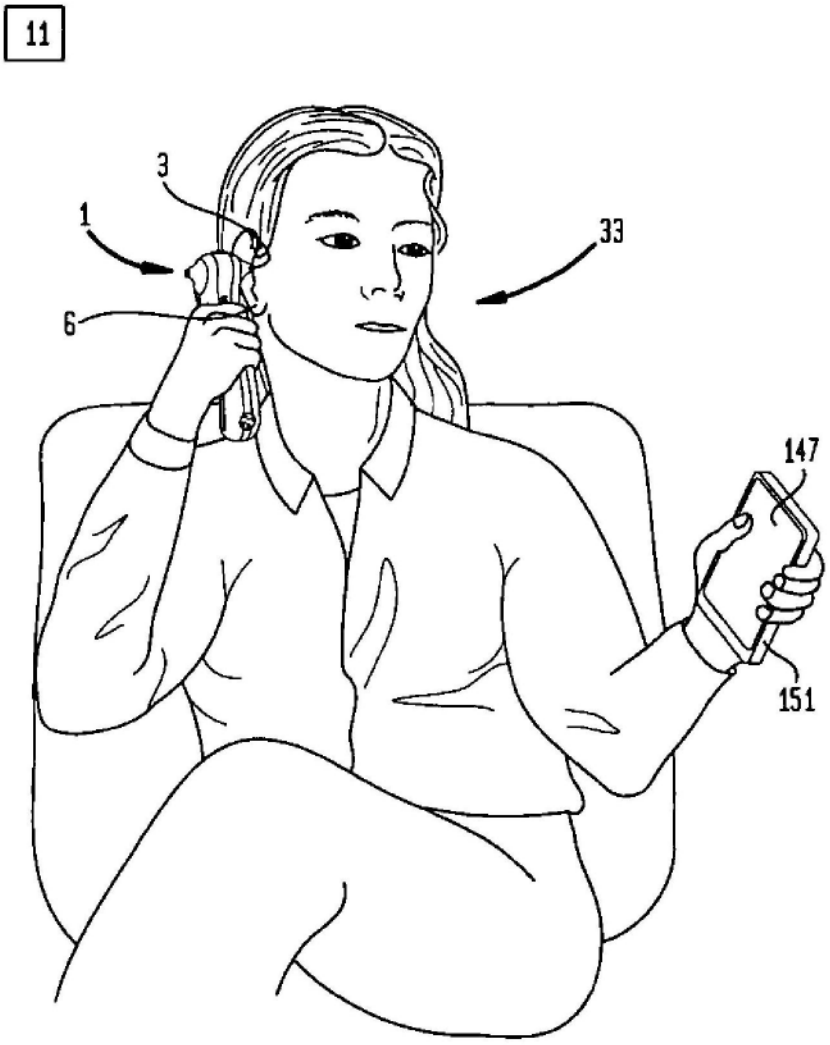


图1

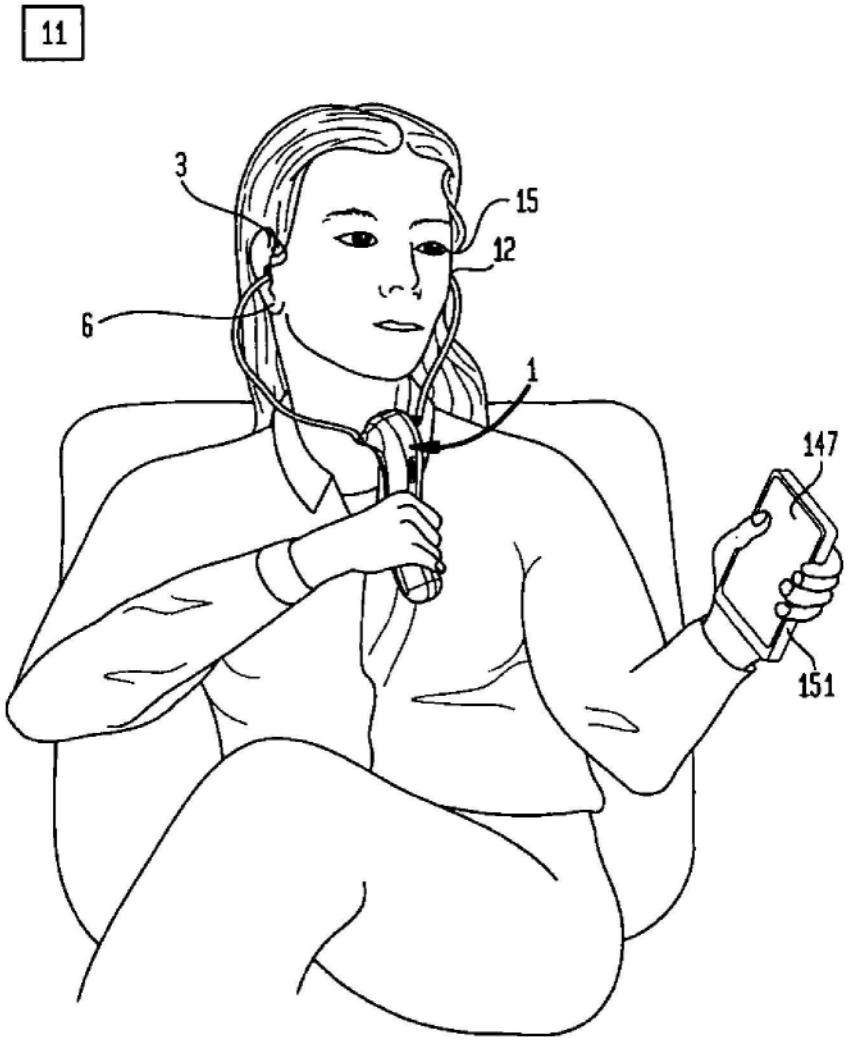


图2

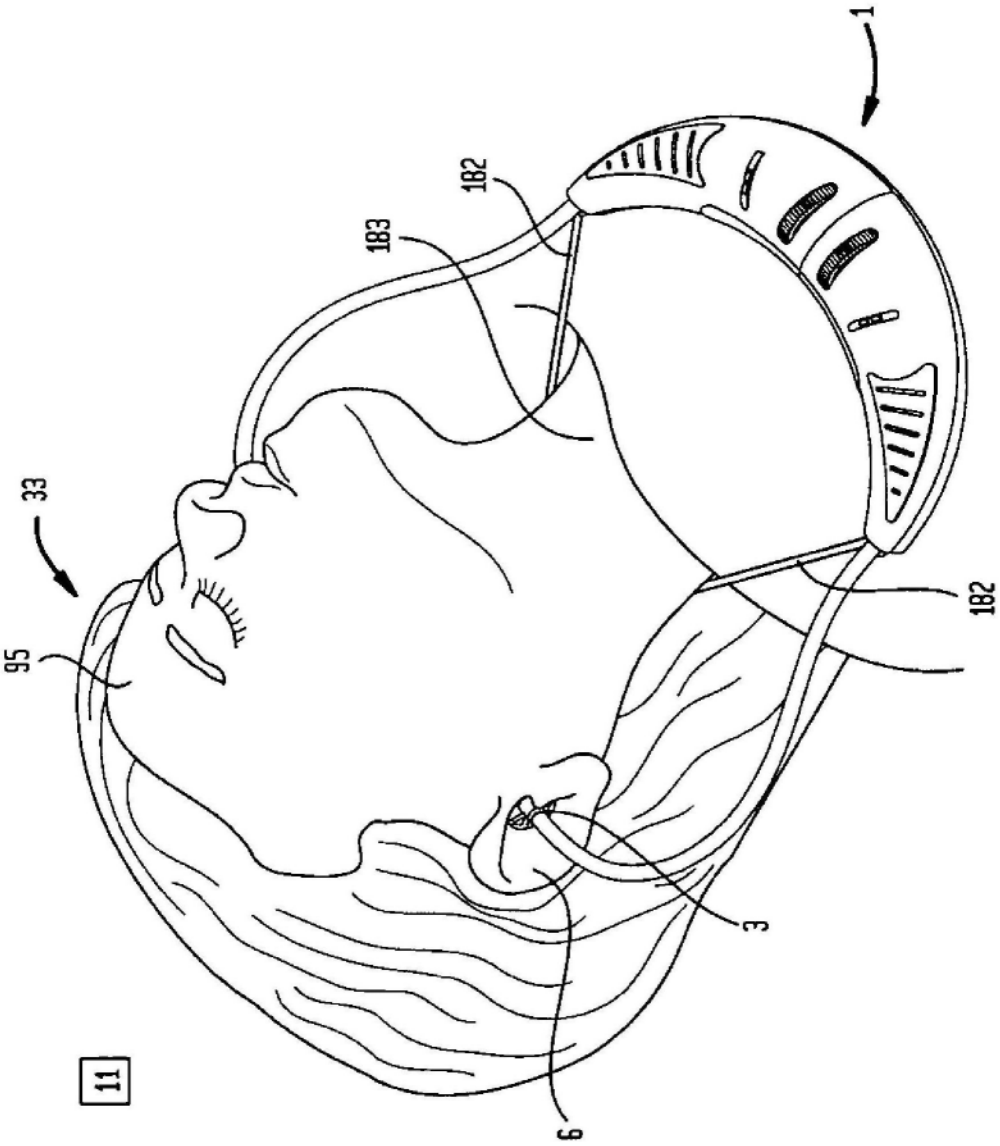


图3

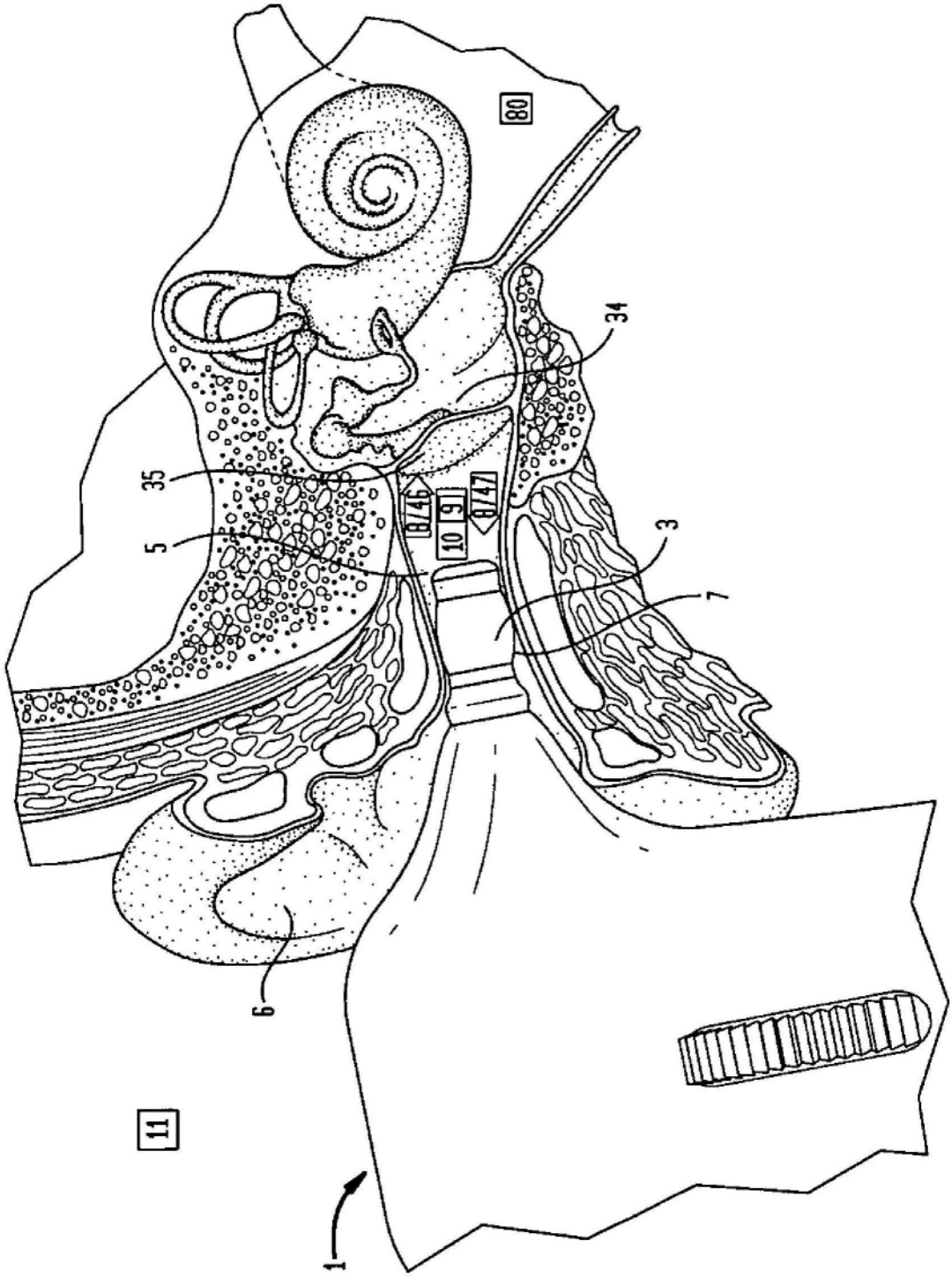


图4

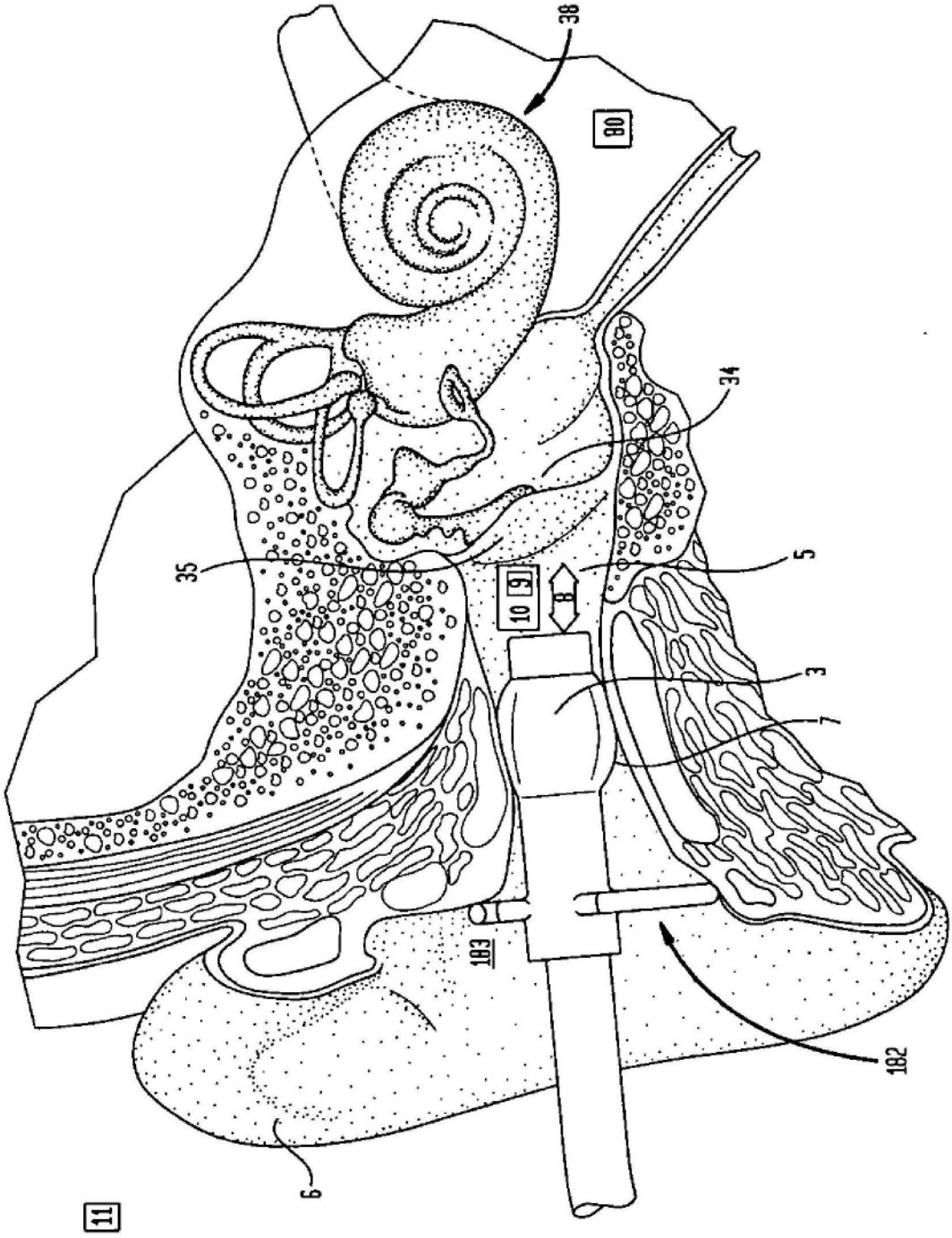


图5A

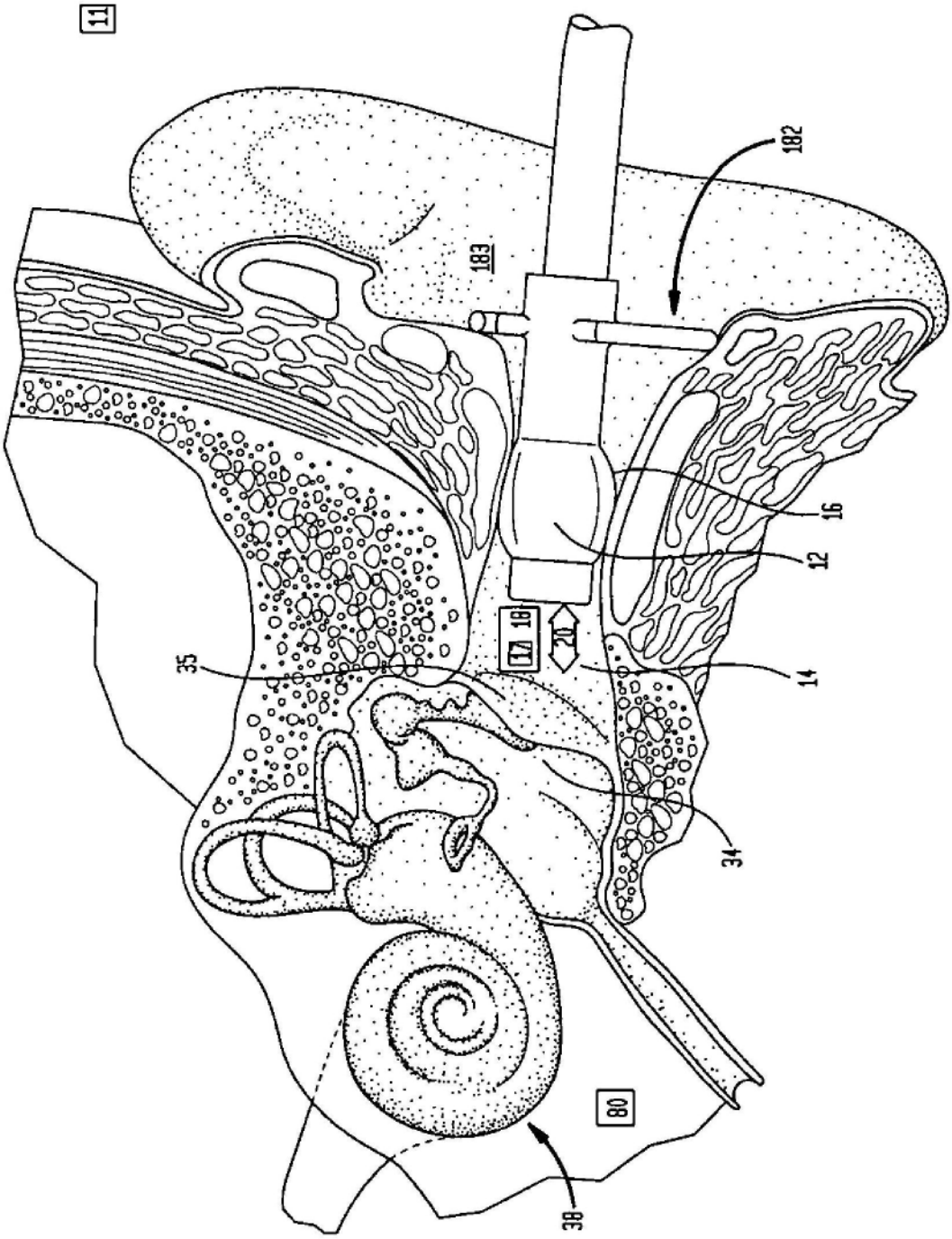


图5B

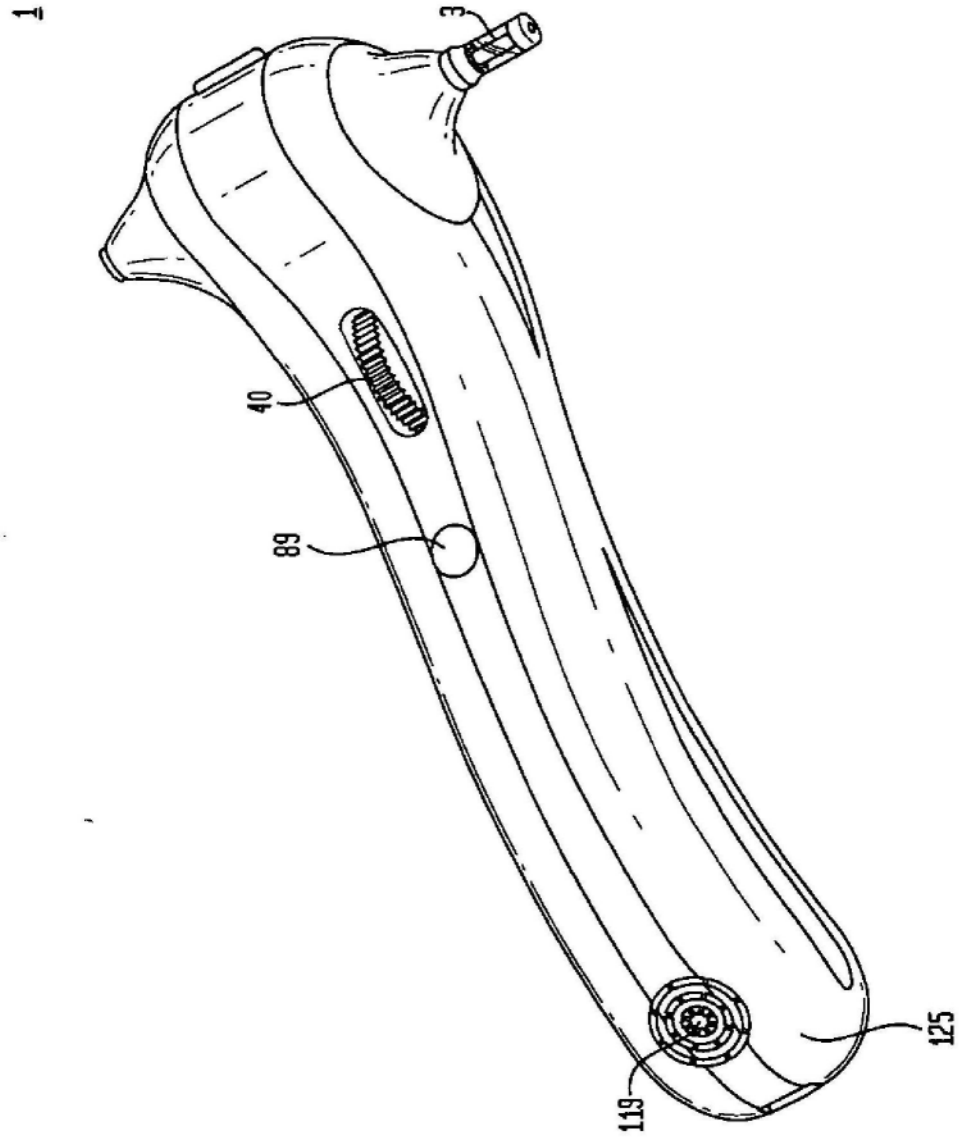


图6

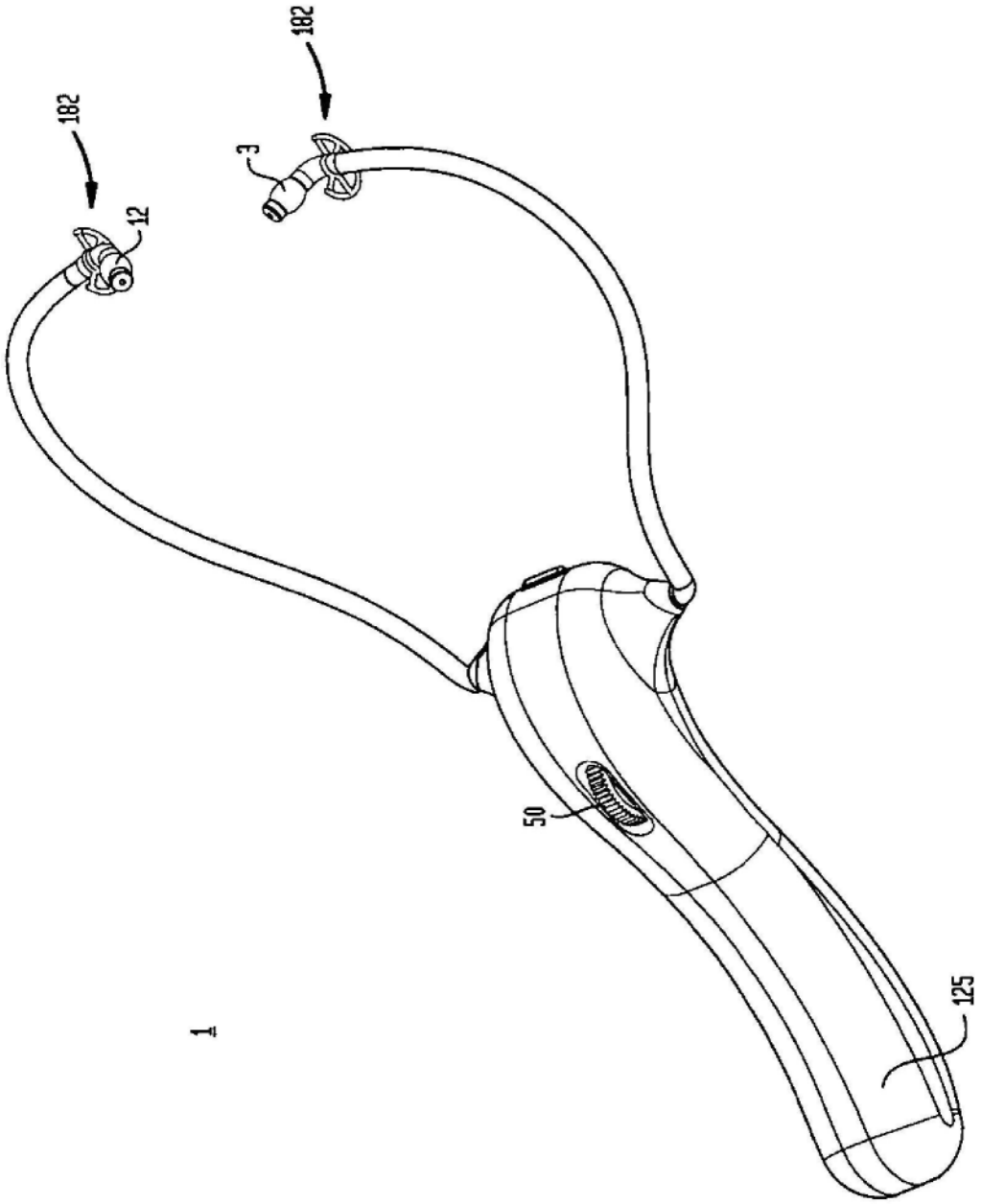


图7

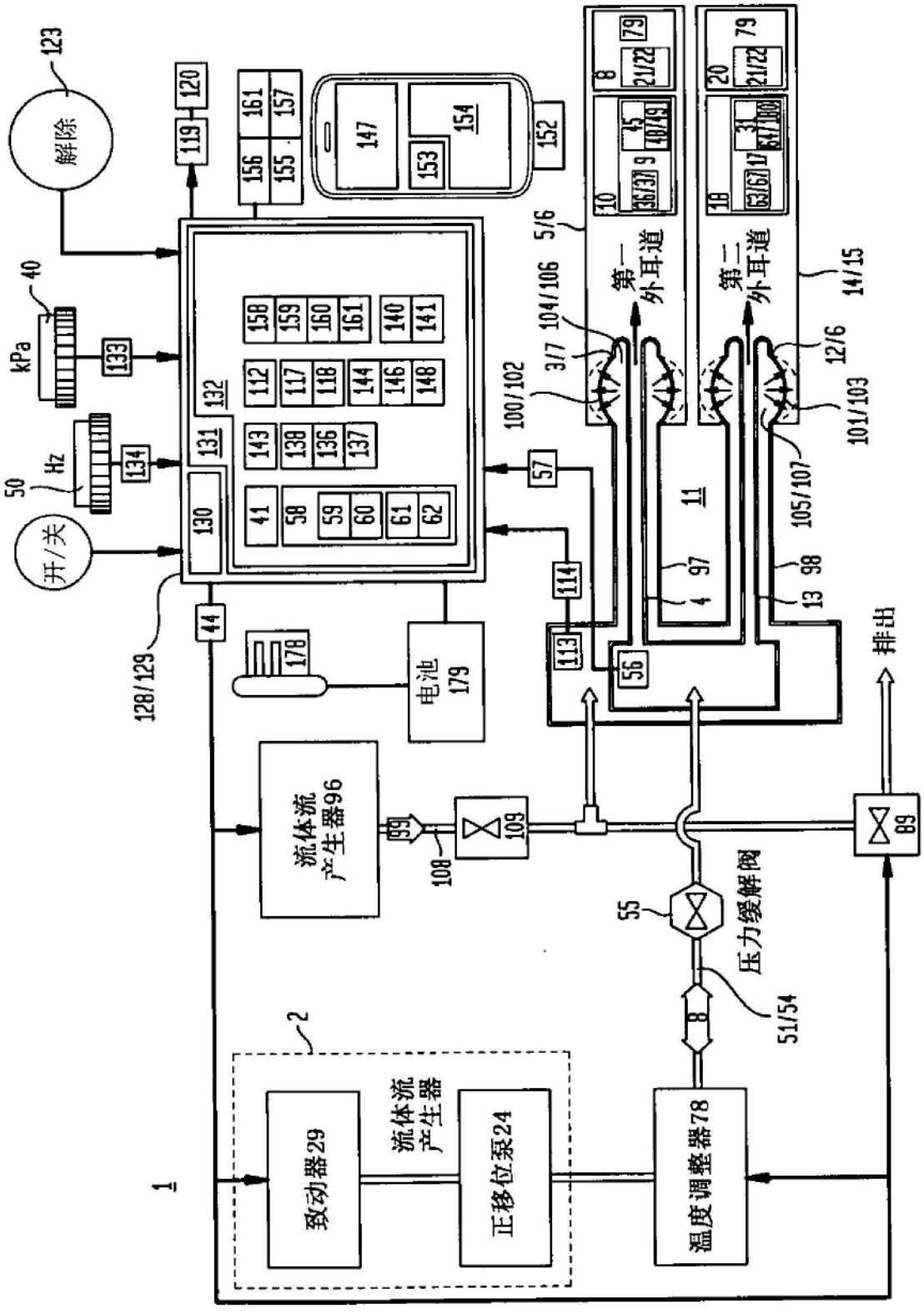

解除
123
120
119
161
157
156
155
147
154
153
152
40
kPa
133
50
Hz
134
开/关
130
131
132
158
159
160
161
140
141
112
117
118
144
146
148
143
138
136
137
41
58
59
60
61
62
57
100/102
3/7
104/106
5/6
第一外耳道
第二外耳道
14/15
12/6
101/103
105/107
11
97
98
4
13
114
113
56
44
128/129
178
电池179
流体流产生器96
99
108
109
89
排出
55
压力缓解阀
8
51/54
2
1
致动器29
流体流产生器
正移位泵24
温度调整器78

图8

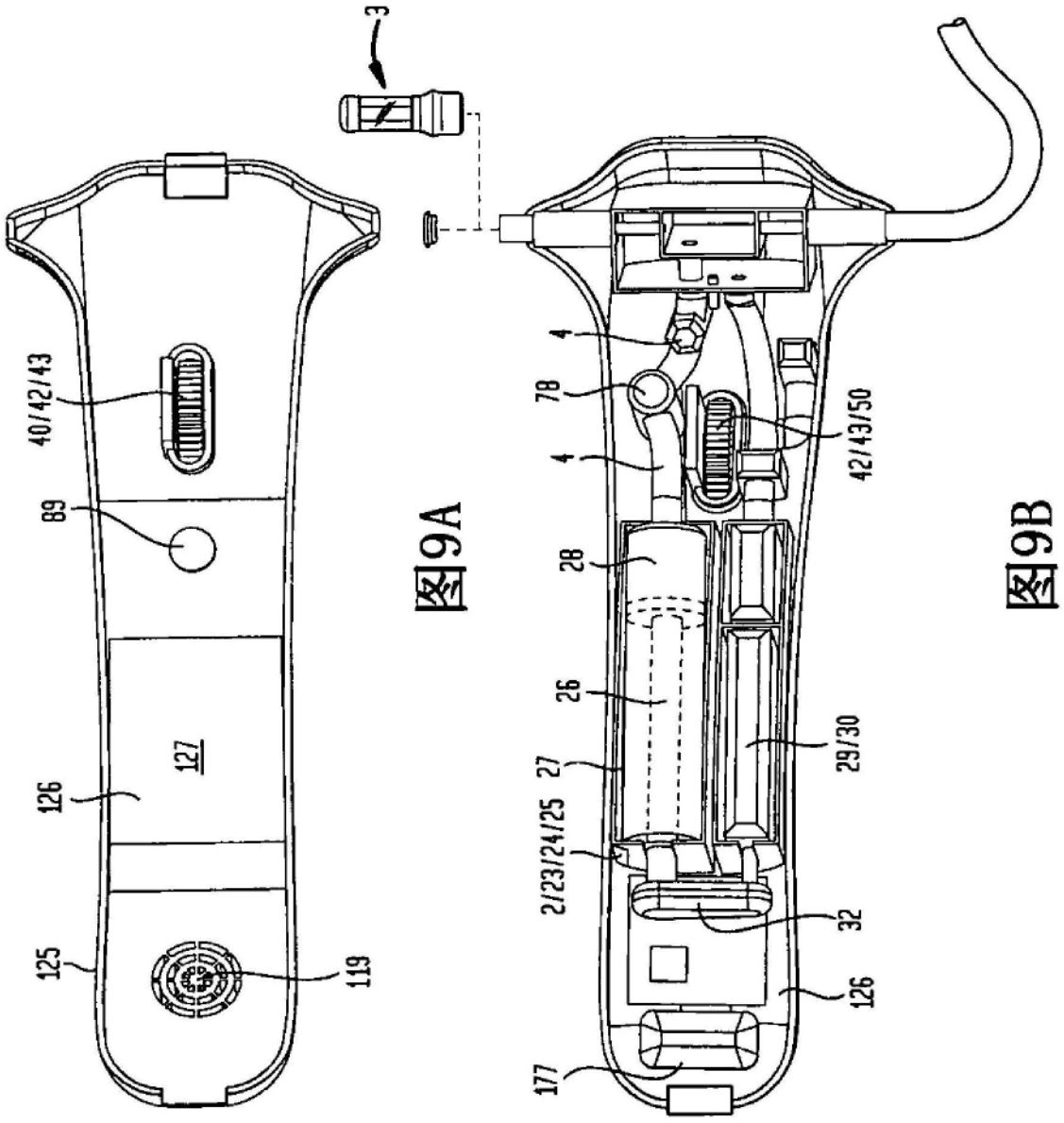

3
40/42/43
89
127
126
125
119
4
78
4
28
26
27
2/23/24/25
177
42/43/50
29/30
32
126

图9A 图9B

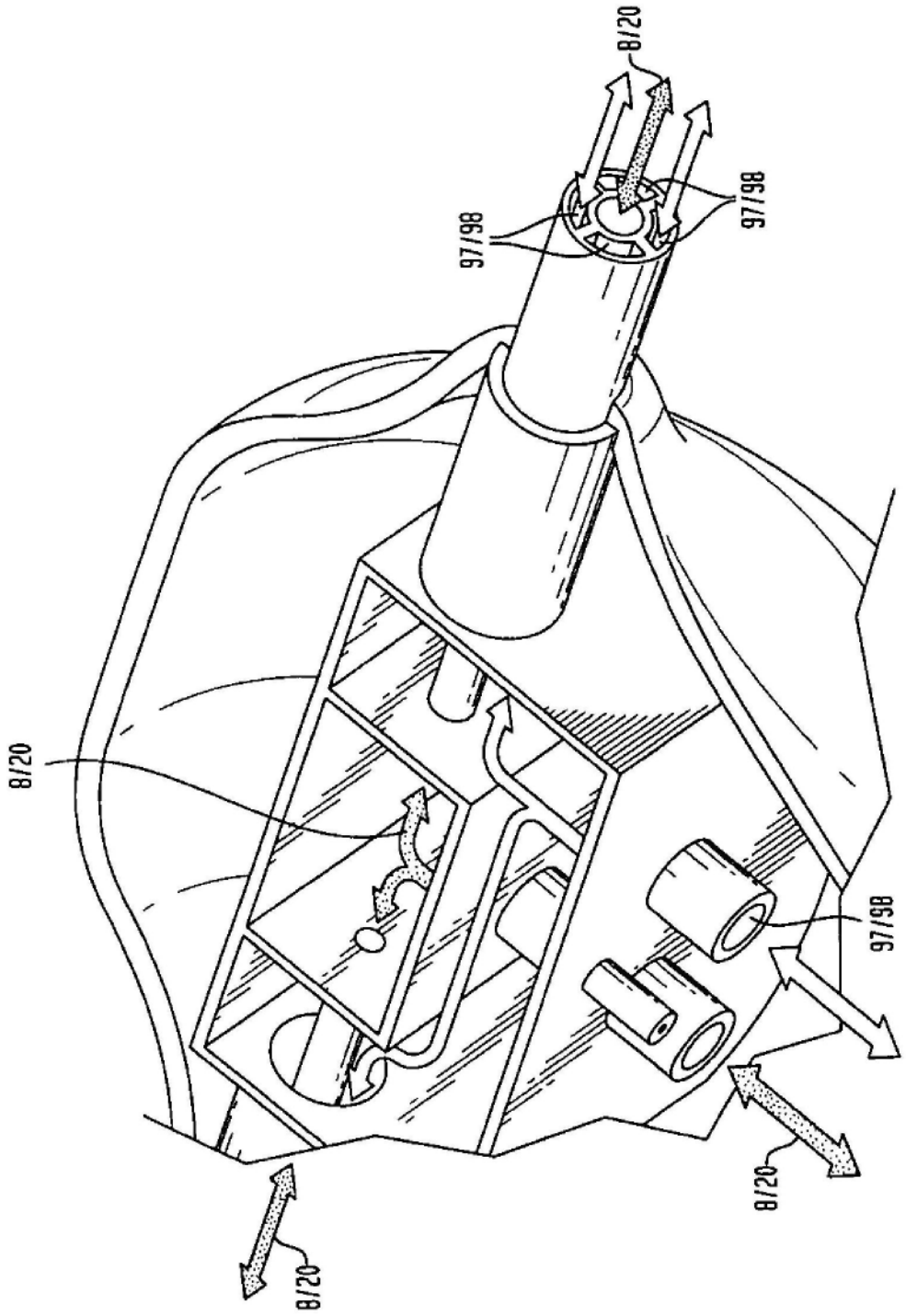


图10

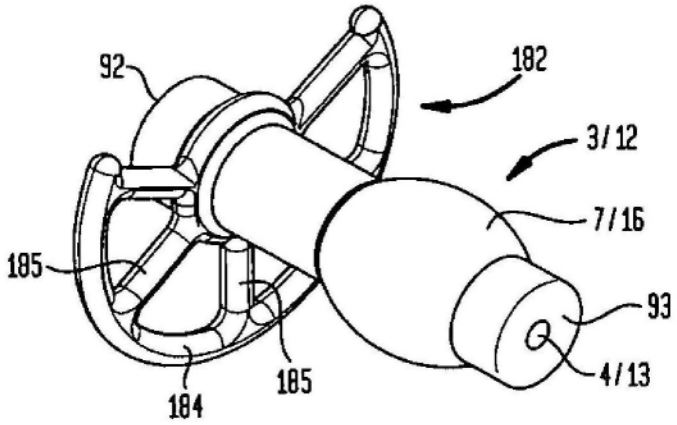

92
182
3/12
7/16
185
93
4/13
185
184

图11

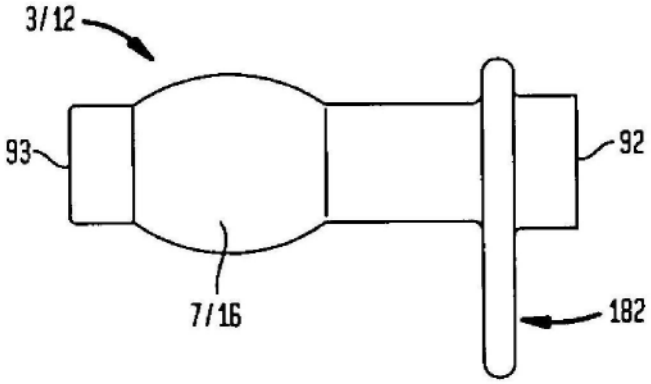

3/12
93
92
7/16
182

图12

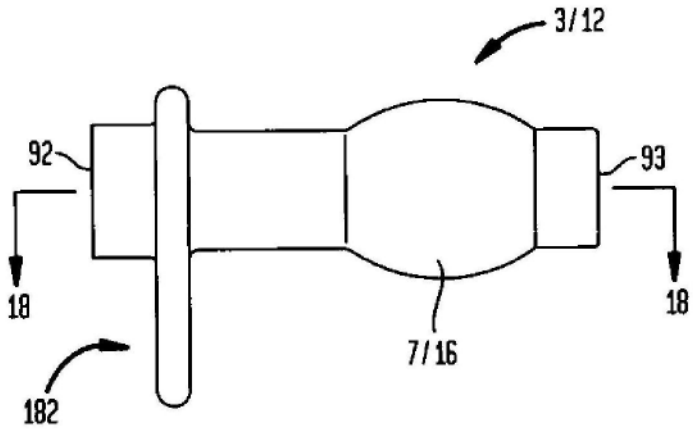

3/12
92
93
18
18
7/16
182

图13

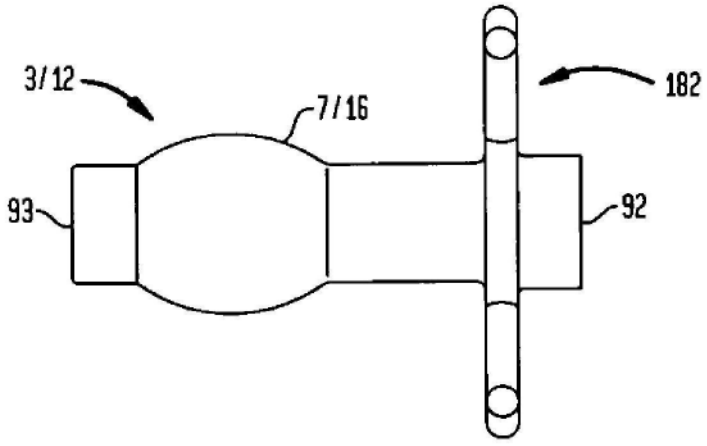


图14

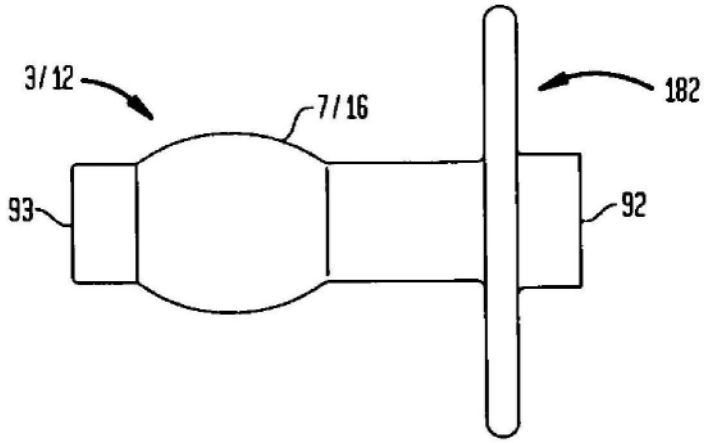


图15

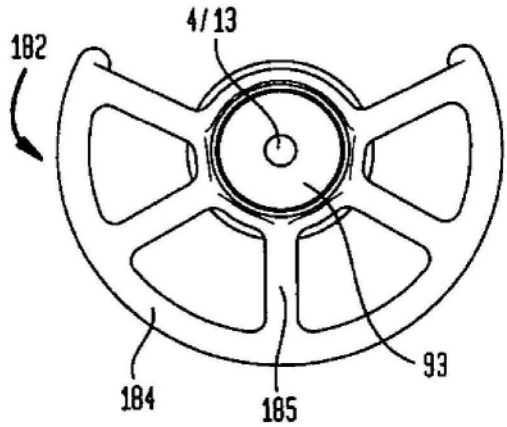


图16

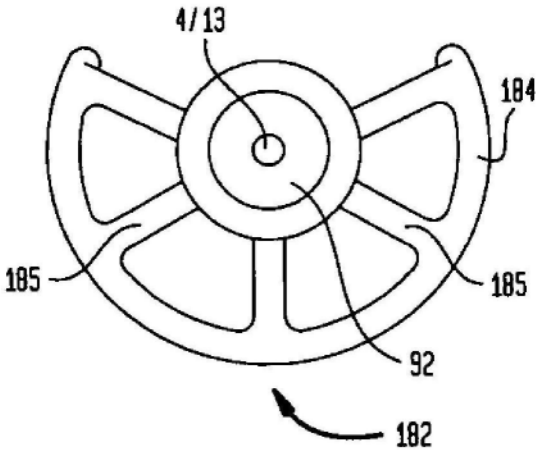


图17

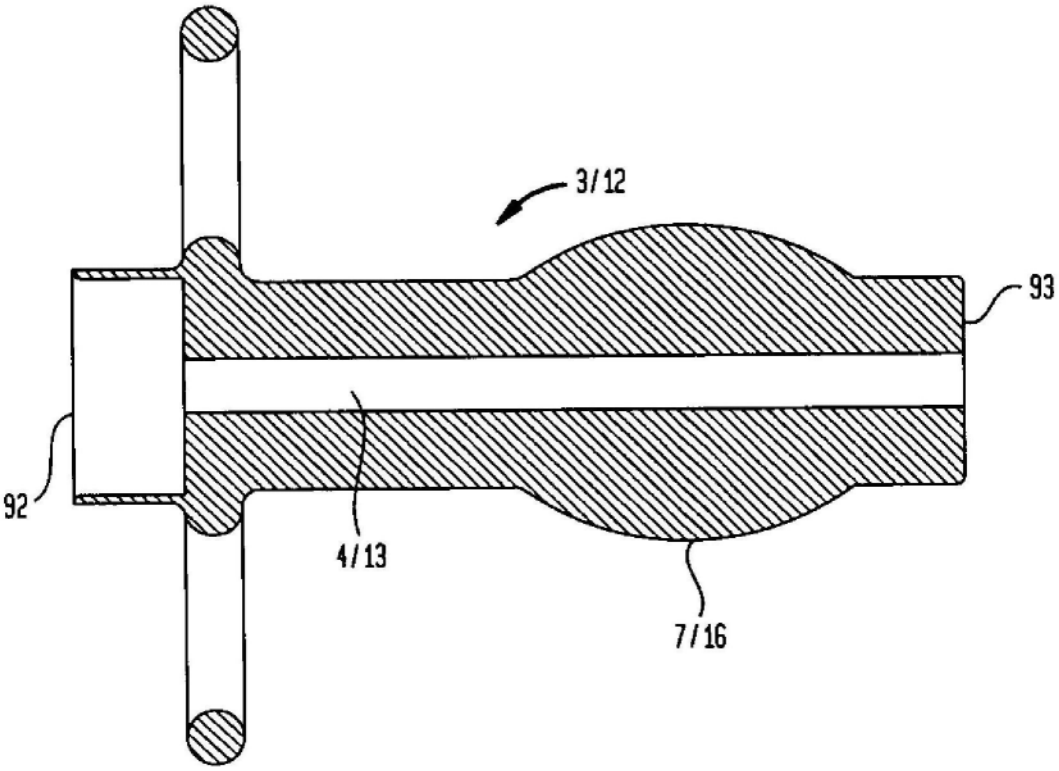


图18

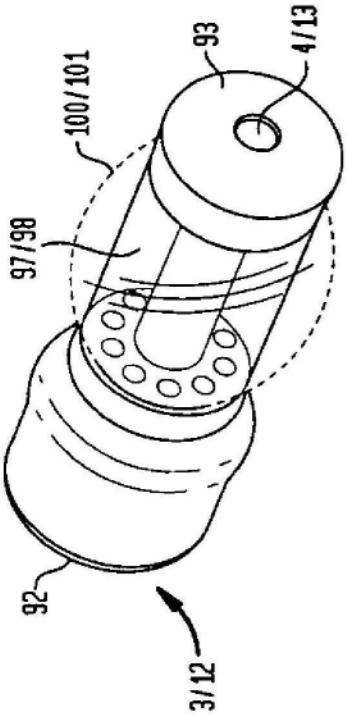


图19

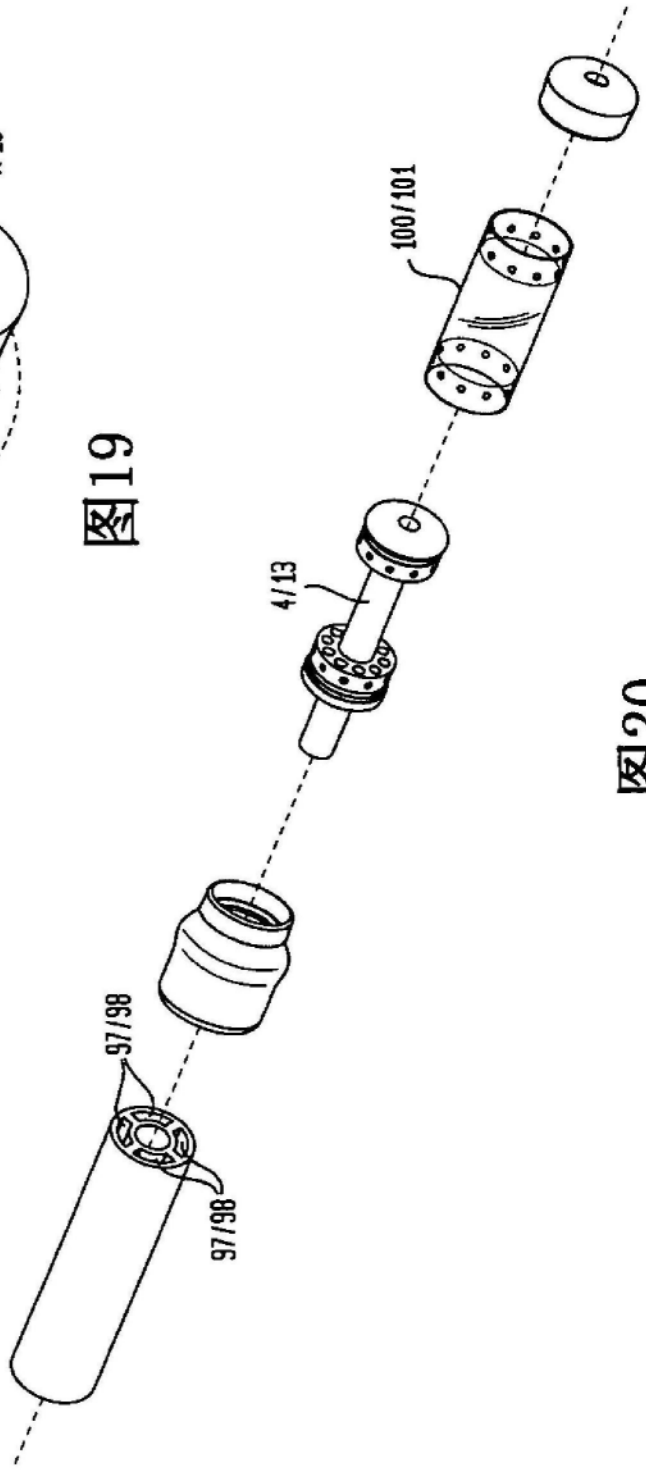


图20

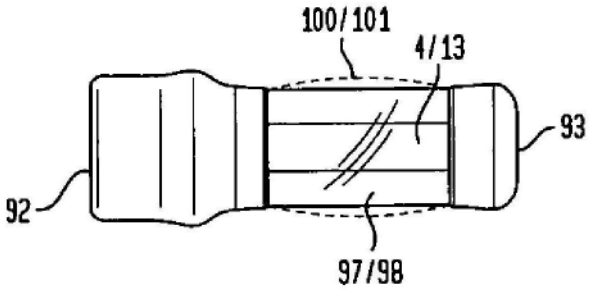


图21

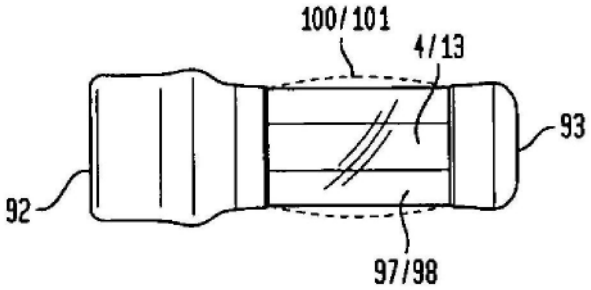


图22

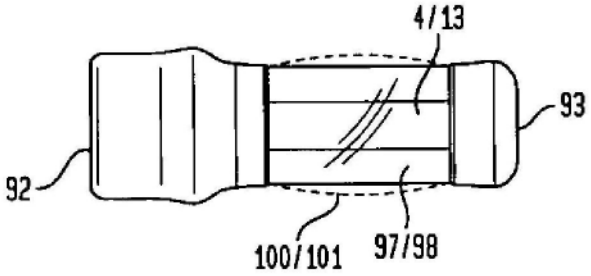


图23

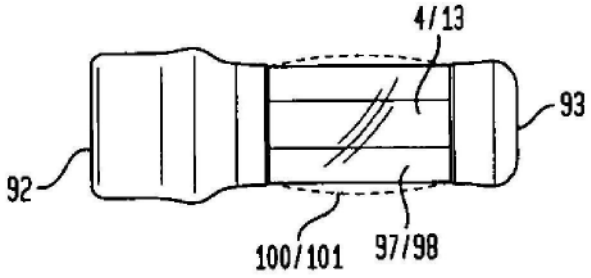


图24

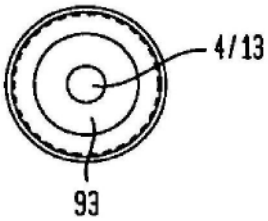


图25

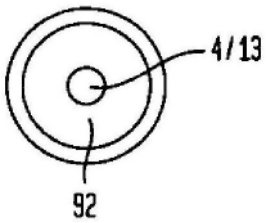


图26

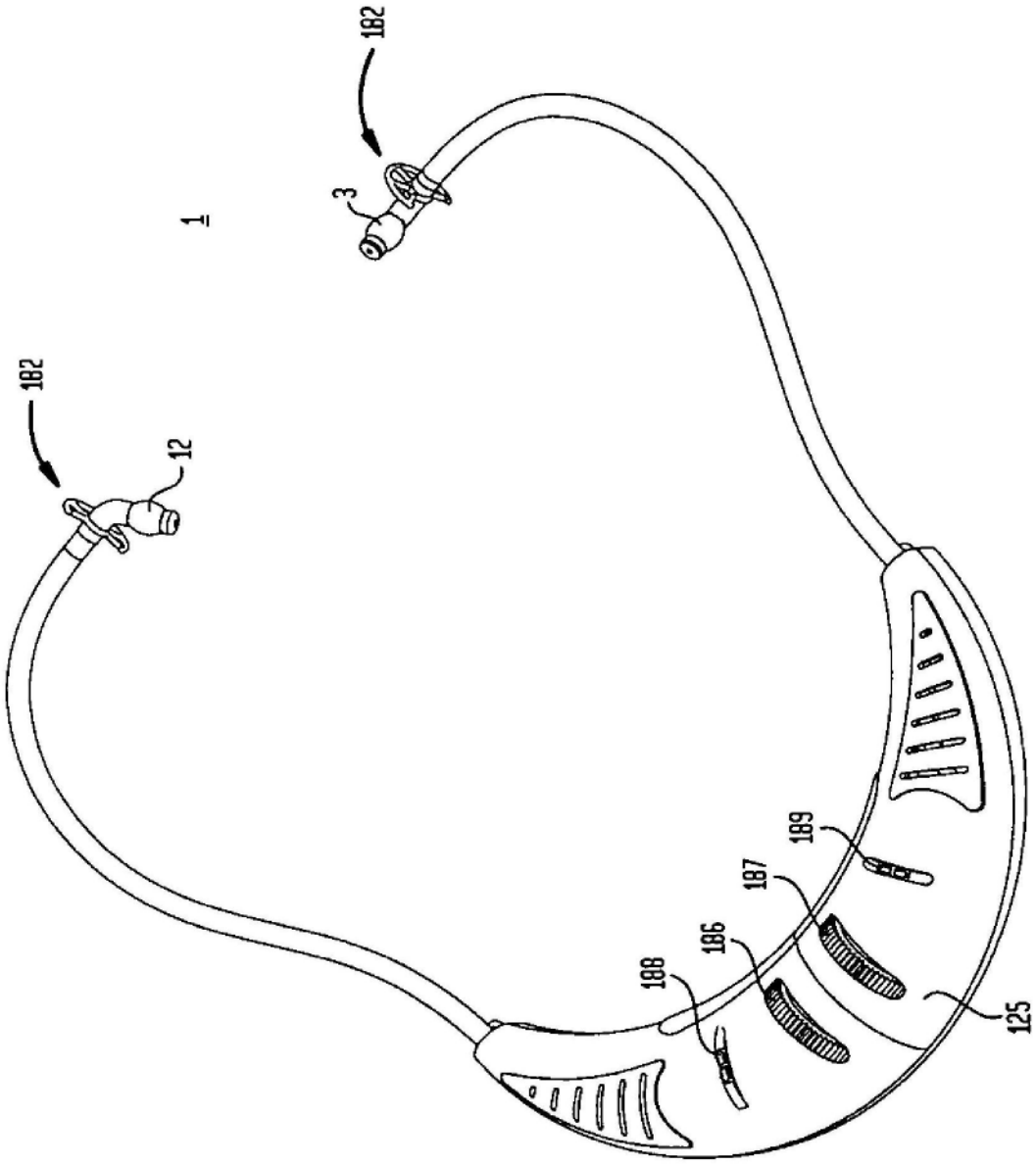


图27

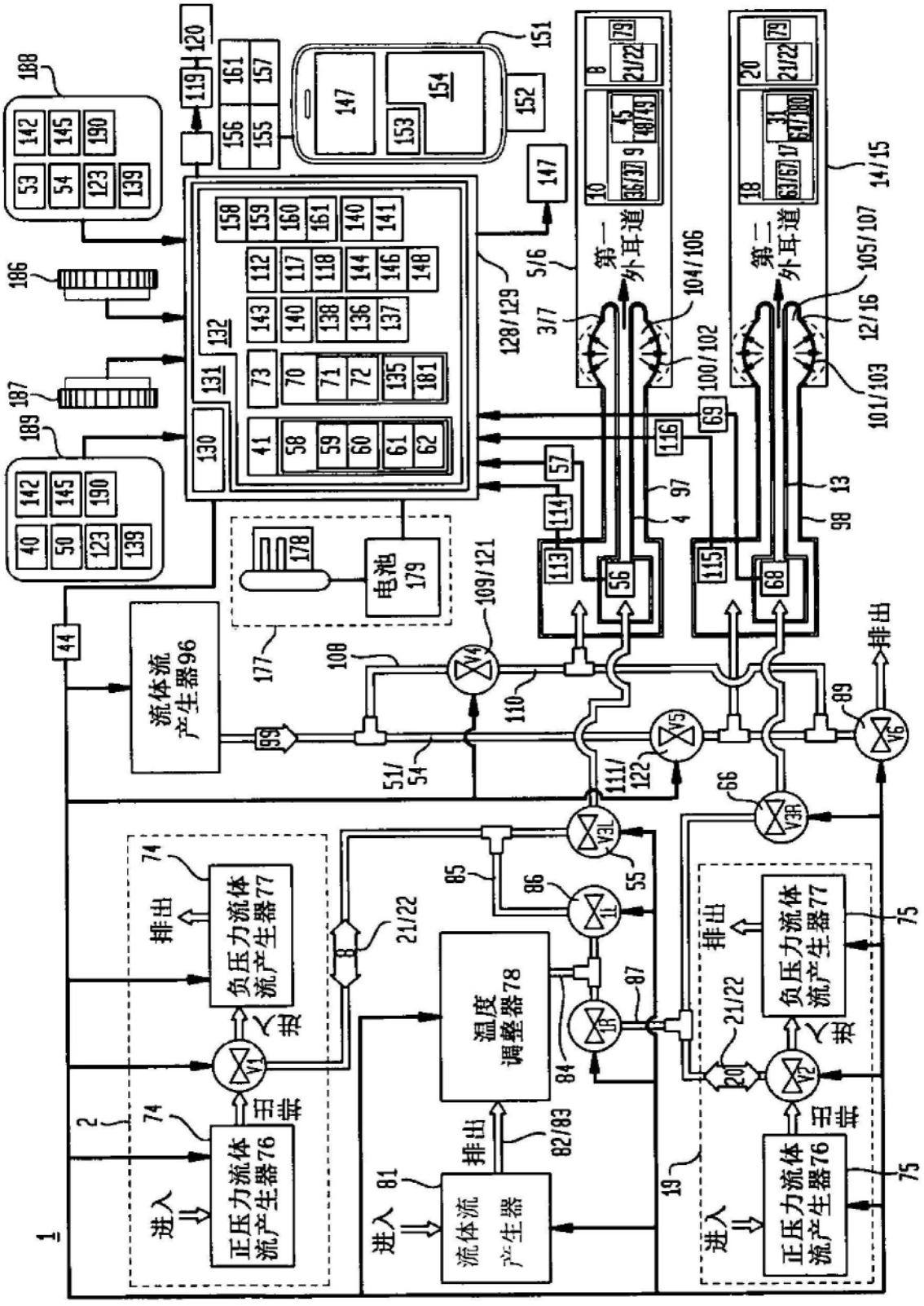

流体流
产生器96
电池
179
负压力流体
流产生器77
正压力流体
流产生器76
温度
调整器78
流体流
产生器
第一
外耳道
第二
外耳道
进入
排出
主管
V1
V2
V3L
V3R
V4
V5
V6
1L
1R

图28

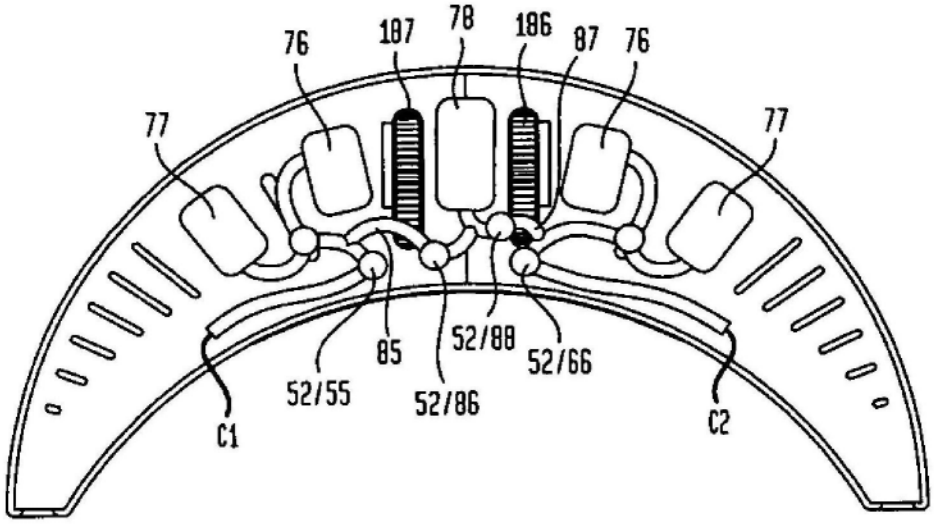

76
187
78
186
87
76
77
77
85
52/88
52/66
52/55
52/86
C1
C2

图29A

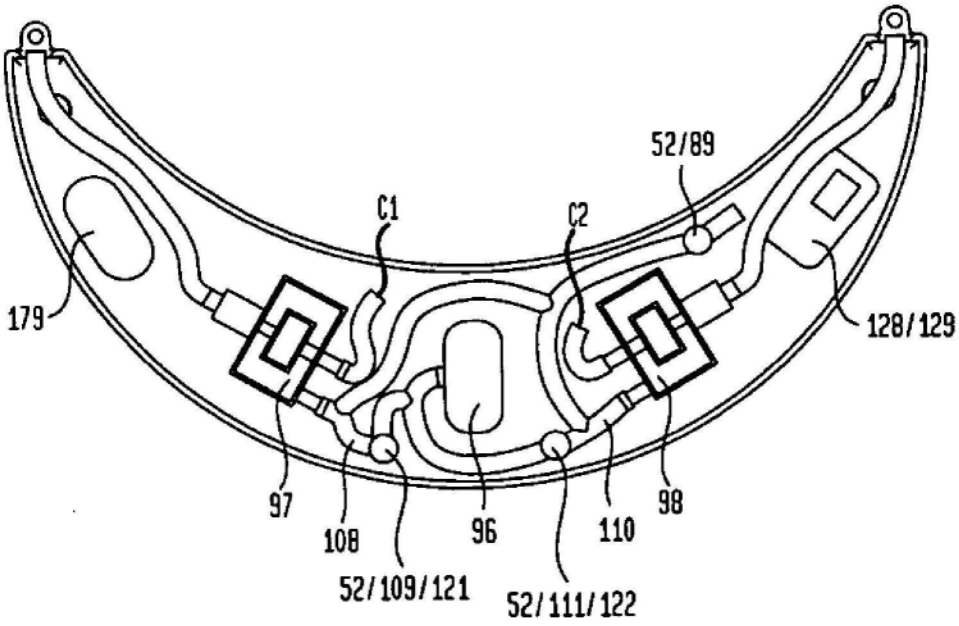

52/89
C1
C2
179
128/129
97
108
96
110
98
52/109/121
52/111/122

图29B

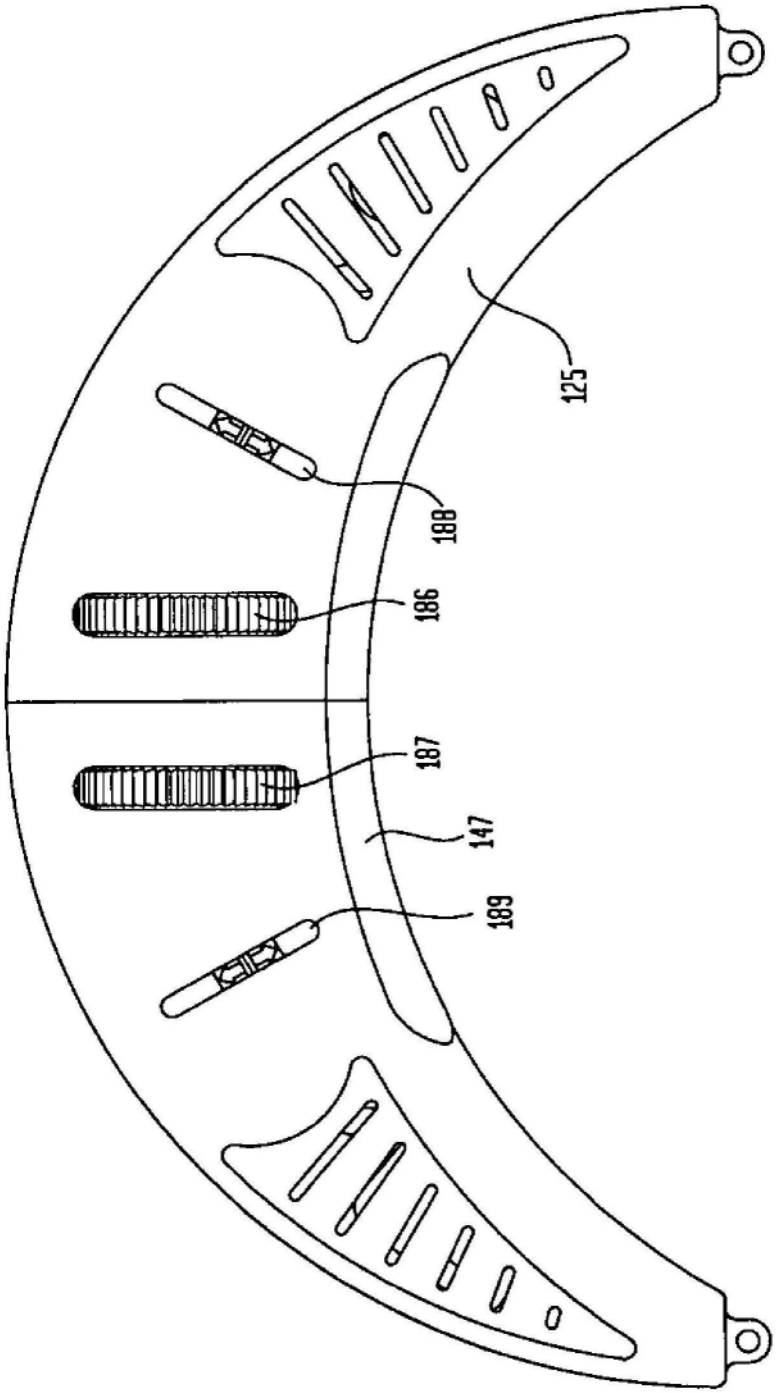


图30

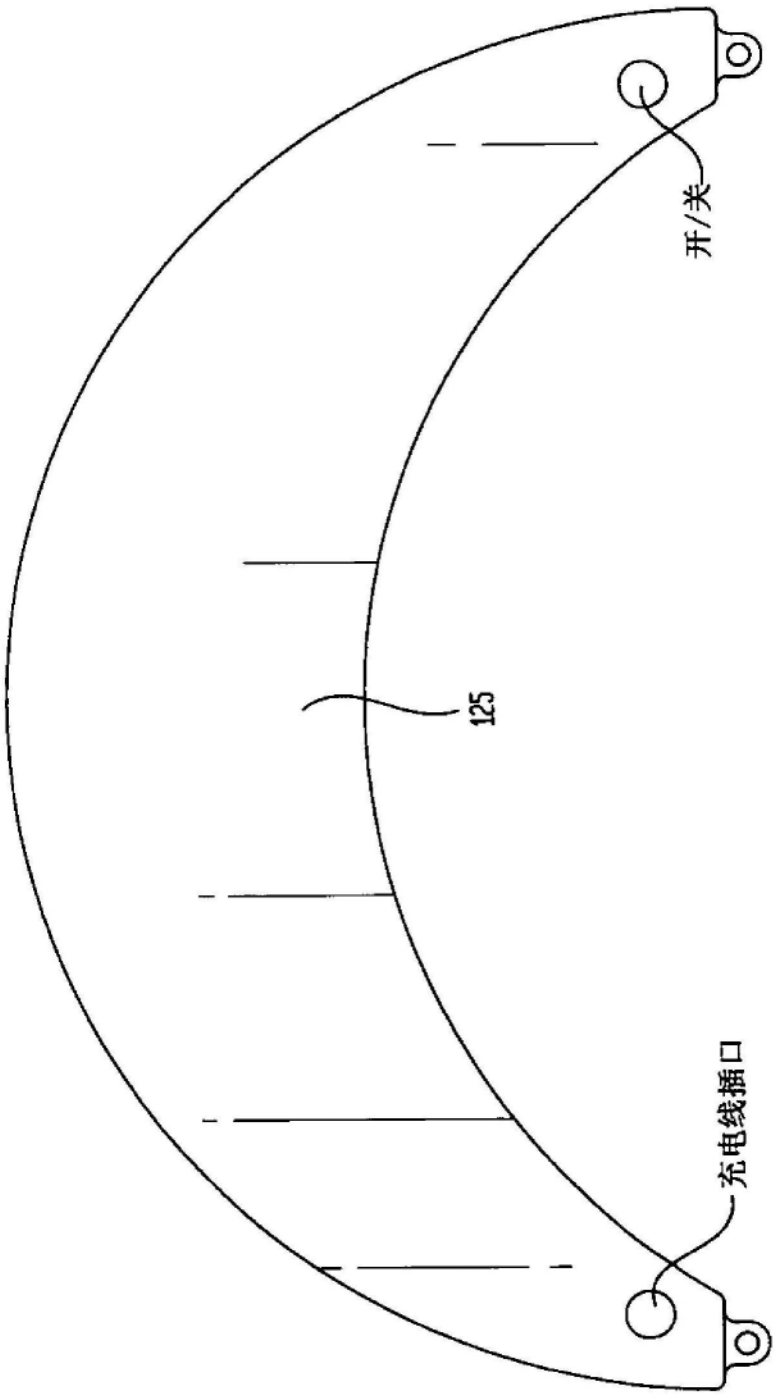


图31

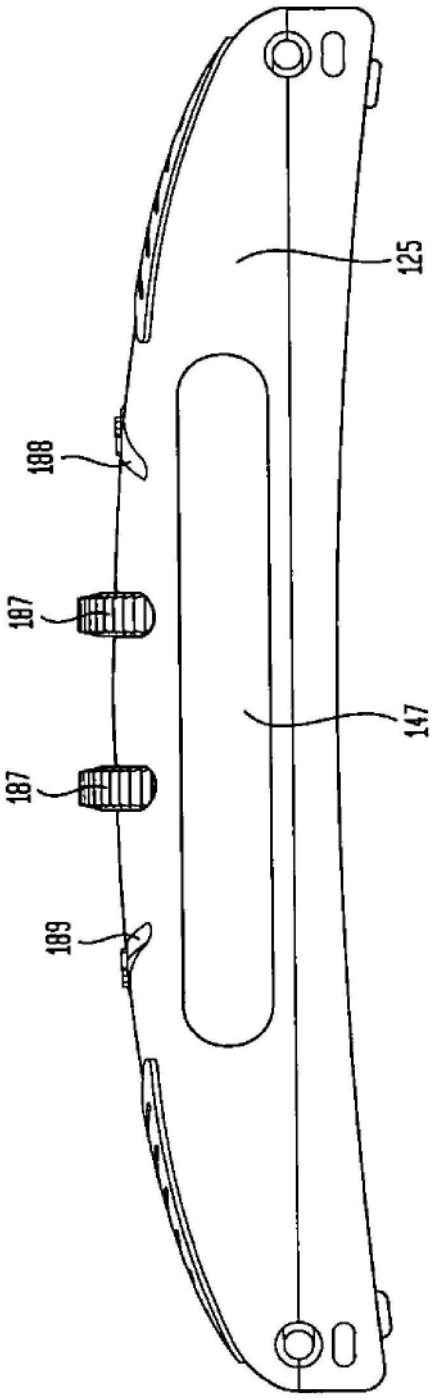


图32

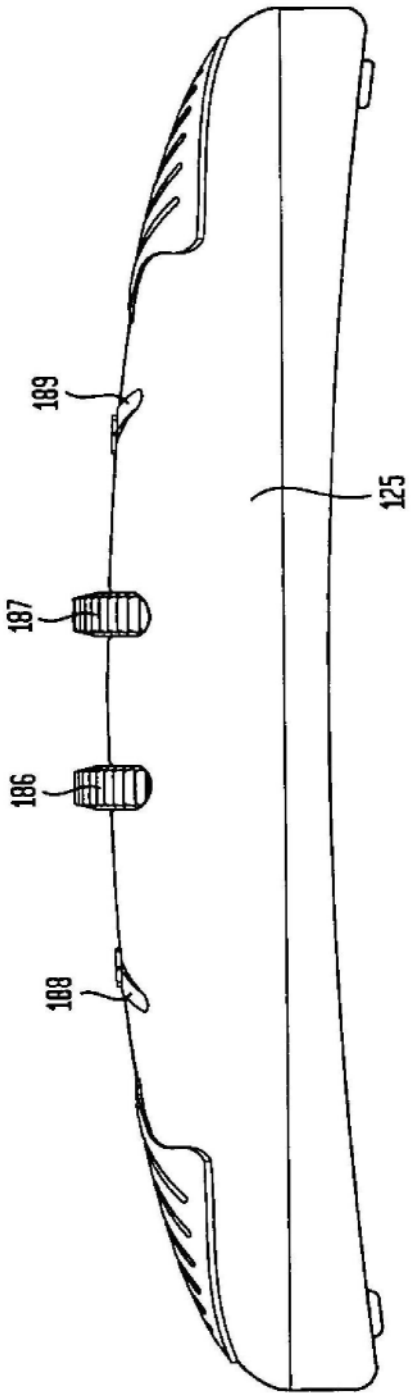


图33

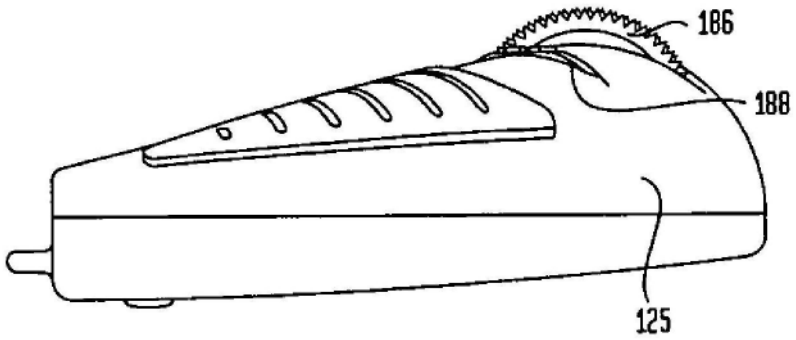

186
188
125

图34

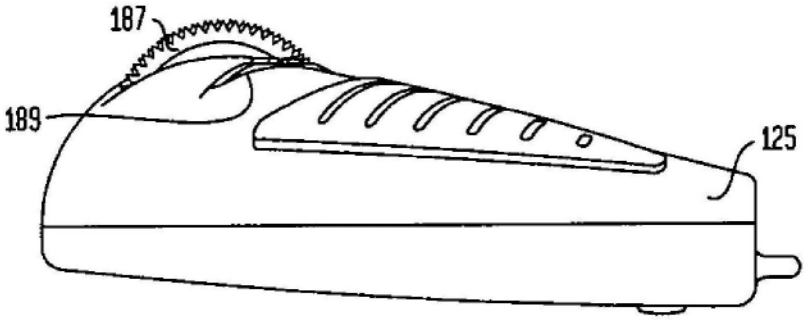

187
189
125

图35

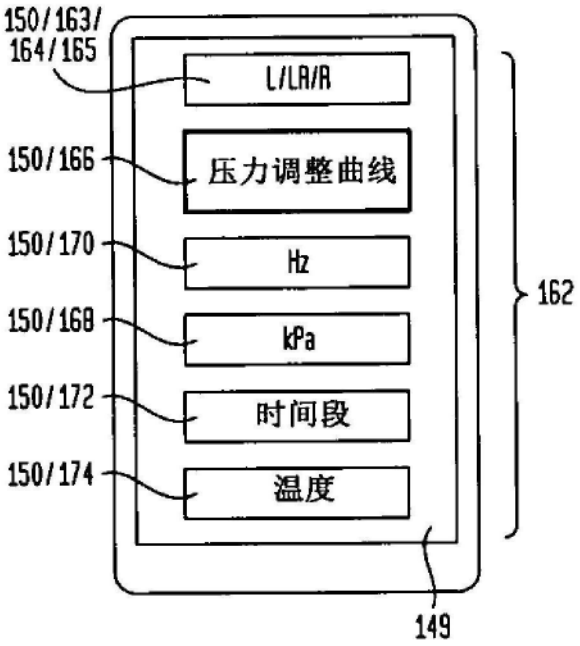

150/163/
164/165
L/LR/R
150/166
压力调整曲线
150/170
Hz
150/168
kPa
150/172
时间段
150/174
温度
162
149

图36A

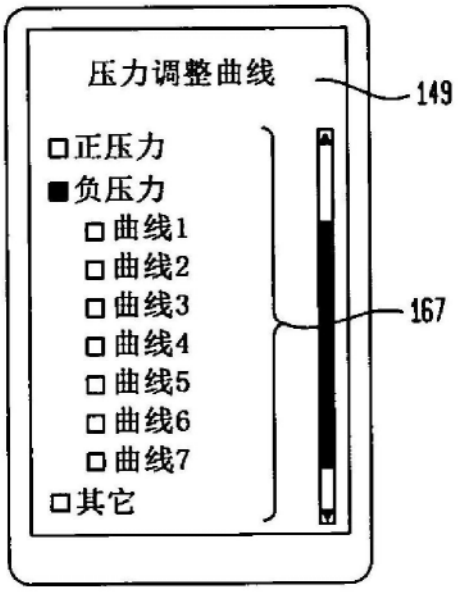


图36B

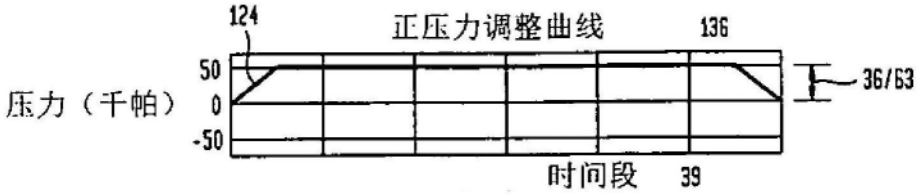


图37A

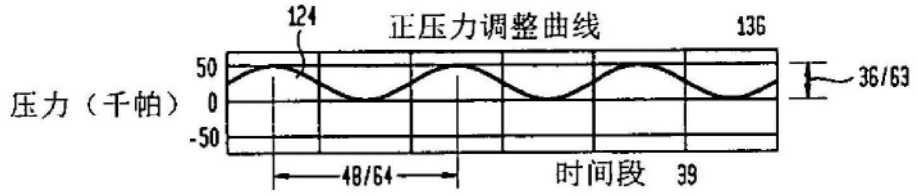


图37B



图37C

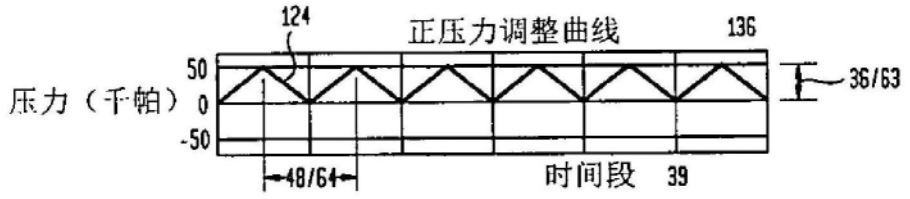


图37D



图37E

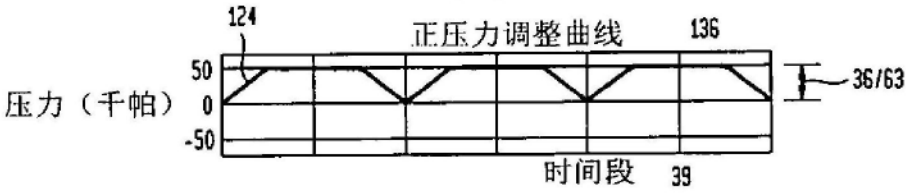


图37F



图37G



图38A

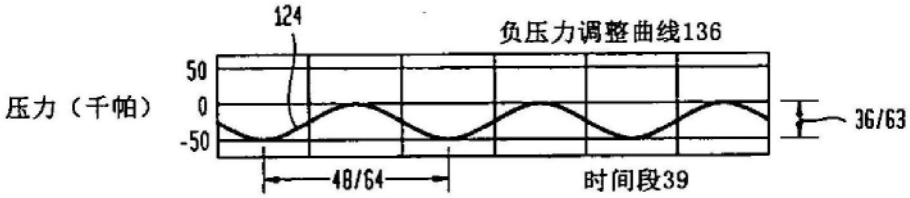


图38B

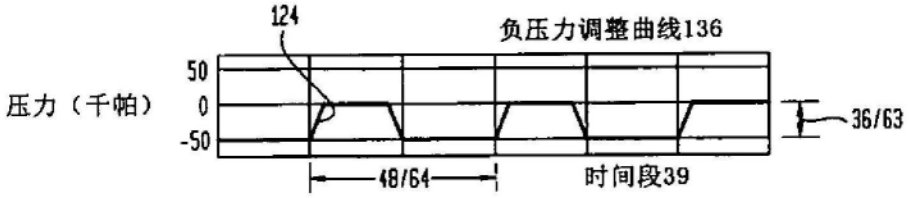


图38C

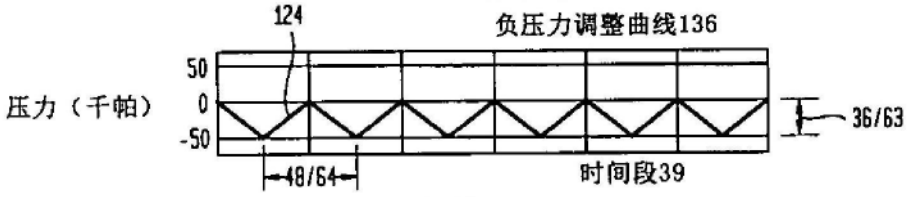


图38D

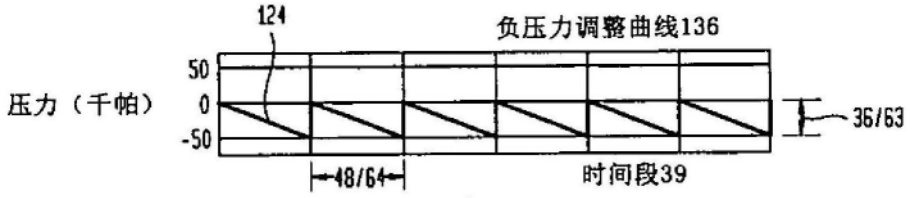


图38E

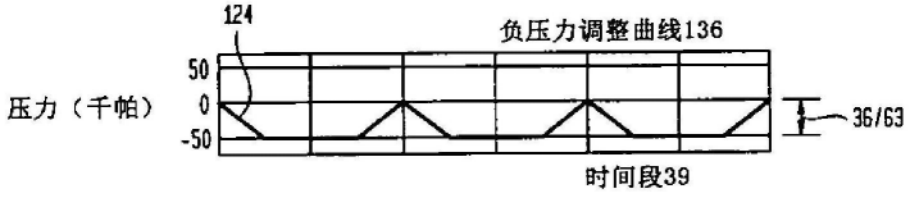


图38F



图38G

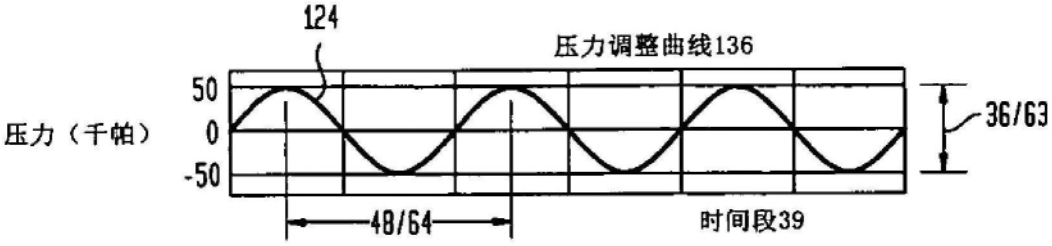


图39A



图39B

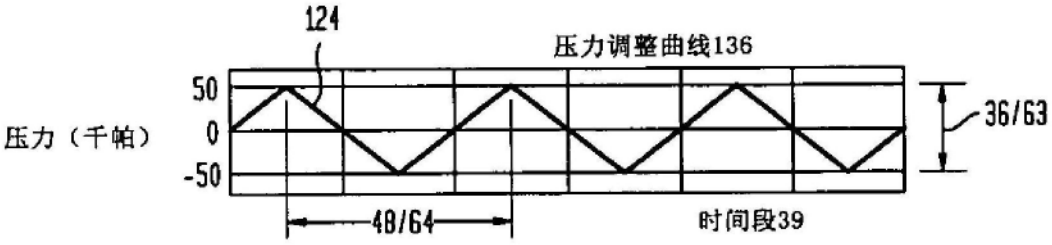


图39C

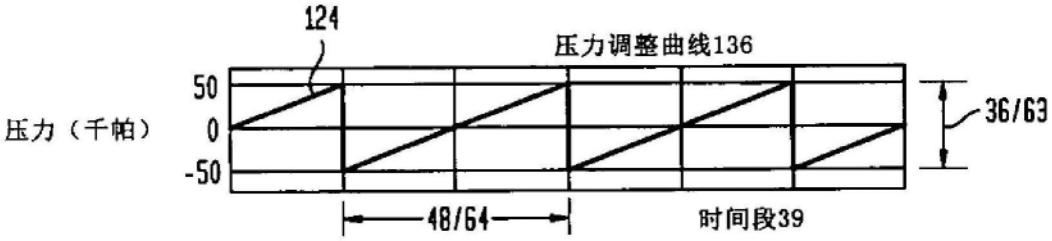

124
压力调整曲线136
压力（千帕）
50
0
-50
36/63
48/64
时间段39

图39D

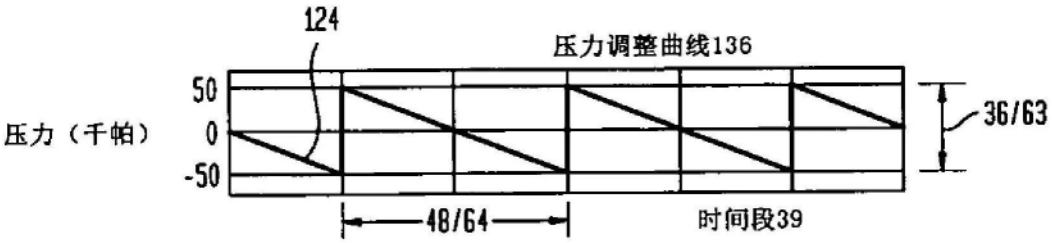
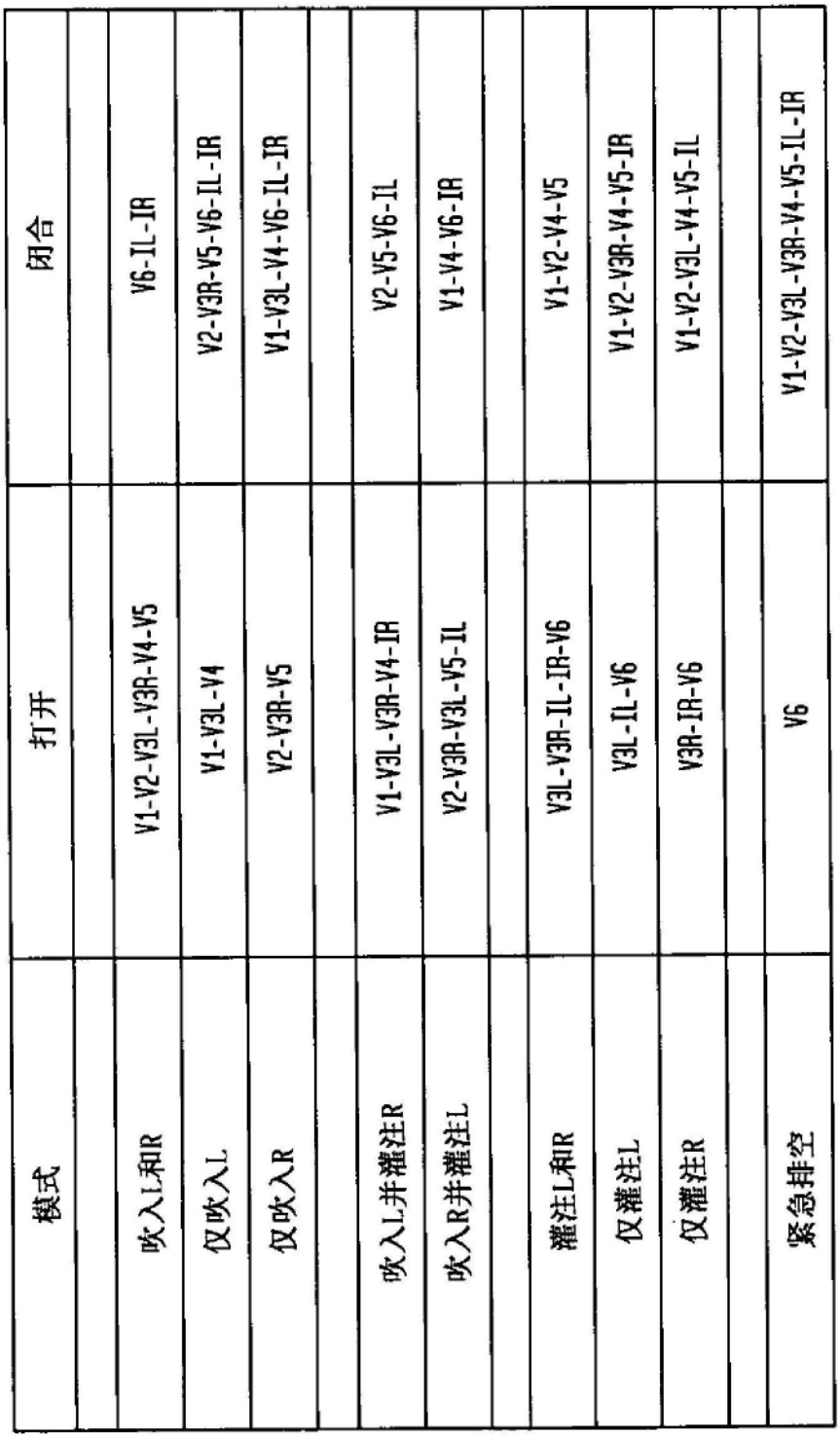

124
压力调整曲线136
压力（千帕）
50
0
-50
36/63
48/64
时间段39

图39E



模式	打开	闭合
吹入L和R	V1-V2-V3L-V3R-V4-V5	V6-IL-IR
仅吹入L	V1-V3L-V4	V2-V3R-V5-V6-IL-IR
仅吹入R	V2-V3R-V5	V1-V3L-V4-V6-IL-IR
吹入L并灌注R	V1-V3L-V3R-V4-IR	V2-V5-V6-IL
吹入R并灌注L	V2-V3R-V3L-V5-IL	V1-V4-V6-IR
灌注L和R	V3L-V3R-IL-IR-V6	V1-V2-V4-V5
仅灌注L	V3L-IL-V6	V1-V2-V3R-V4-V5-IR
仅灌注R	V3R-IR-V6	V1-V2-V3L-V4-V5-IL
紧急排空	V6	V1-V2-V3L-V3R-V4-V5-IL-IR

图40