



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 114144151 B

(45) 授权公告日 2024. 07. 26

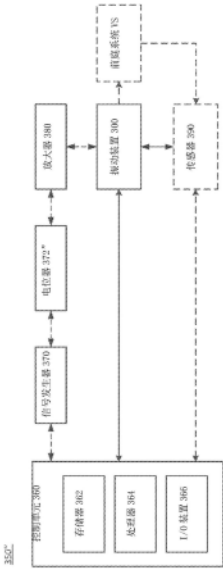
(21) 申请号 202080050443.5	(72) 发明人 J·阿克尔斯 S·欧文 D·德皮雷克斯 R·特鲁
(22) 申请日 2020.05.13	
(65) 同一申请的已公布的文献号 申请公布号 CN 114144151 A	(74) 专利代理机构 中国贸促会专利商标事务所 有限公司 11038 专利代理师 高文静
(43) 申请公布日 2022.03.04	
(30) 优先权数据 62/847,757 2019.05.14 US	(51) Int.Cl. A61F 11/00 (2022.01) A61H 23/02 (2006.01)
(85) PCT国际申请进入国家阶段日 2022.01.11	(56) 对比文件 US 2018250494 A1,2018.09.06 US 2018264266 A1,2018.09.20 WO 2008058567 A1,2008.05.22
(86) PCT国际申请的申请数据 PCT/US2020/032693 2020.05.13	
(87) PCT国际申请的公布数据 W02020/232135 EN 2020.11.19	审查员 贾仁杰
(73) 专利权人 耳石音股份有限公司 地址 美国华盛顿特区	权利要求书2页 说明书37页 附图44页

(54) 发明名称

用于治疗前庭病症的系统、装置和方法

(57) 摘要

本文描述了提供振动装置的设备和方法,所述振动装置可以向用户施加振动信号以治疗生理状况,例如与前庭系统相关联的生理状况。振动信号可以经由骨传导至目标区域以提供治疗效果。振动装置可以与生物测定传感器一起使用,所述生物测定传感器可用于预测与生理状况相关联的症状的发作,并控制振动装置的操作(例如,改变装置的力水平或频率、装置上电和断电等)。



1. 一种用于提供振动的设备,包括:

振动装置,所述振动装置被配置成产生振动信号并将所述振动信号施加到用户的头部的部分,使得所述振动信号能够经由骨传导到所述用户的前庭系统;

生物测定传感器,所述生物测定传感器被配置成测量所述用户的生物学特性,所述生物学特性指示与和所述用户的前庭系统相关联的生理状况相关联的症状的发作;

控制单元,所述控制单元可操作地联接到所述振动装置和所述生物测定传感器,所述控制单元被配置成:

从所述生物测定传感器接收与所述生物学特性相关联的数据;

基于所述数据,预测与所述生理状况相关联的症状的发作、子集或严重性;以及

基于预测控制所述振动装置以产生所述振动信号,使得 (i) 响应于预测症状的发作,所述振动装置被激活以产生要被施加到头部的部分以减轻与所述生理状况相关联的症状的振动信号,或者 (ii) 响应于预测症状的子集,所述振动装置被修改以改变所述振动信号的力水平,或者 (iii) 响应于预测症状的严重性,所述振动装置被修改以基于与所述生理状况相关联的症状的严重性来改变振动信号的力水平。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中所述振动装置包括信号发生器和电路,所述信号发生器和电路被配置成生成用于产生所述振动信号的电信号,

所述控制单元被配置成通过激活所述信号发生器以响应于预测症状的发作而激活所述振动装置来控制所述振动装置。

3. 根据权利要求1所述的设备,其中所述振动装置包括信号发生器和电路,所述信号发生器和电路被配置成生成用于产生所述振动信号的电信号,所述电信号具有振幅和频率,

所述控制单元被配置成通过控制所述信号发生器或所述电路中的至少一个以调整所述电信号的振幅或频率来控制所述振动装置。

4. 根据权利要求2或3中任一项所述的设备,其中所述电路包括放大器或电位器中的至少一个。

5. 根据权利要求1所述的设备,其中所述生物学特性是皮肤传导率,

所述控制单元被配置成通过响应于指示所述皮肤传导率的数据高于阈值而激活所述振动装置来控制所述振动装置。

6. 根据权利要求1所述的设备,其中所述生物学特性是皮肤传导率,

所述控制单元被配置成预测与所述生理状况相关联的症状的发作并通过响应于指示皮肤传导率的变化数据大于预定量或百分比而激活所述振动装置来控制所述振动装置。

7. 根据权利要求5或6中任一项所述的设备,其中所述控制单元被配置成通过增加供应到所述振动装置的功率以增加所述振动信号的力水平来控制所述振动装置。

8. 根据权利要求1所述的设备,其中所述生物学特性是通过脑电图EEG数据测量的脑波活动,

所述控制单元被配置成预测与所述生理状况相关联的症状的发作并通过响应于指示所述生理状况的发作的脑波活动的变化而激活所述振动装置来控制所述振动装置。

9. 根据权利要求8所述的设备,其中所述脑波活动的变化由所述用户的EEG数据的多元正态概率密度函数MVNPDF的输出表示,

所述控制单元被配置成预测与所述生理状况相关联的症状的发作并响应于所述

MVNPf的输出与所述生理状况相关联而激活所述振动装置。

10. 根据权利要求8所述的设备,其中所述脑波活动的变化由所述用户的EEG数据的MVNPf的输出表示,

所述控制单元被配置成预测症状的严重性并基于所述MVNPf的输出或所述MVNPf的输出的时间平均值中的至少一个来调整供应到所述振动装置的功率以增加所述振动信号的力水平。

11. 根据权利要求1所述的设备,其中所述生物学特性是体温,

所述控制单元被配置成预测与所述生理状况相关联的症状的发作并通过响应于指示所述体温的数据高于阈值而激活所述振动装置来控制所述振动装置。

12. 根据权利要求1所述的设备,其中所述生物学特性与所述用户的眼睛相关联,

所述控制单元被配置成预测与所述生理状况相关联的症状的发作并响应于检测到指示所述生理状况的发作的所述眼睛的瞳孔的变化、所述眼睛的移动或眼睑的运动中的至少一个而激活所述振动装置。

13. 根据权利要求1所述的设备,其中所述生物学特性是所述用户的心率或所述用户的心脏波形中的至少一个,

所述控制单元被配置成预测与所述生理状况相关联的症状的发作并响应于检测到指示所述生理状况的发作的所述心率或所述心脏波形中的至少一个的变化而激活所述振动装置。

14. 根据权利要求5或11中任一项所述的设备,还包括一个或多个传感器,所述一个或多个传感器被配置成测量以下当中的至少一个:环境温度、所述用户的运动或所述用户的动态加速度的静态;

所述控制单元还被配置成基于所述环境温度、基于所述用户的运动确定的所述用户的活动水平或基于所述用户的运动的所述用户的活动状态中的至少一个来调整所述阈值。

15. 根据权利要求1所述的设备,还包括至少一个额外生物测定传感器,

所述生物测定传感器和所述至少一个额外生物测定传感器被配置成测量生物学特性的组合,所述生物学特性包括以下当中的至少一者:皮肤传导率、体温、环境温度、用户运动、脑波活动、心脏活动、眼部特征、血压、氧饱和度、神经诱发电位、汗液毒理学或应激激素产生,

所述控制单元被配置成通过基于所述生物学特性的组合激活所述振动装置或调整供应到所述振动装置的功率中的至少一个来控制所述振动装置。

16. 根据权利要求1-3中任一项所述的设备,其中所述生理状况包括以下当中的至少一者:头晕、运动病、虚拟现实病、空间不一致、昏睡综合征、恶心、头痛、耳鸣、前庭无力或一般不平衡。

17. 根据权利要求1-3中任一项所述的设备,其中所述生理状况包括以下当中的至少一者:眩晕或偏头痛。

用于治疗前庭病症的系统、装置和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2019年5月14日提交的名称为“SYSTEMS, DEVICES, AND METHODS FOR TREATING VESTIBULAR CONDITIONS (用于治疗前庭病症的系统、装置和方法)”的第62/847,757号美国临时专利申请的优先权和权益,所述临时专利申请的全部公开内容据此以引用的方式并入本文中。

技术领域

[0003] 公开的实施例涉及用于治疗与受试者的前庭系统相关的病症的系统、装置和方法,所述病症比方例如运动病、头晕、眩晕、偏头痛、耳鸣和意识丧失。更具体地,本公开涉及能够生成可影响受试者的前庭系统的振动信号的装置。

背景技术

[0004] 身体的定向、平衡、位置和运动可以由脑通过从解剖结构的各个部分,包括眼睛、耳朵和肌肉接收的信号的组合来确定。例如,在大多数哺乳动物中,前庭系统是主要贡献与平衡和空间定向有关的感官信息的感官系统。受试者的前庭系统存在于受试者的内耳中,如图1A中所示,在形成前庭迷路的互连隔室的系统中。

[0005] 个体的内耳具有与平衡相关的五个受体:三个与三个半规管相关联,以及在前庭(即,椭圆囊和球囊)中的两个囊斑。椭圆囊和球囊涉及测量头部的线性加速度,例如,来自自移动和来自重力的恒定加速度。如下文参考图2A和2B描述的,每个由耳石膜覆盖。大致上,椭圆囊测量水平平面中的加速度,球囊测量垂直平面中的加速度。图1A示出了受试者100的解剖结构的一部分,示出了前庭系统相对于外耳110、头骨114的部分和耳116的骨部分、耳道111、耳鼓112和中耳113的骨。前庭系统包括半规管122、124和126,以及容纳于内耳的骨迷路中前庭121内的耳石器官128和130,并且与耳蜗120连续。图1B提供图1A中所示的前庭系统的更详细的图示,描绘了包括椭圆囊128和球囊130的前庭121。

[0006] 三个半规管122、124和126各自沿着三个方向中的一个方向在平面中定向,在所述三个方向中,头部可以旋转或移动并检测在该方向上的运动,所述方向上下摆动、左右摇动以及左右倾斜。内耳121的前庭内的耳石器官检测向前和向后方向上的重力和加速度。耳石器官包括检测水平平面中的移动的椭圆囊128和检测垂直平面中的移动的球囊130。半规管122、124和126以及耳石器官128和130填充有内淋巴,一种随着头部或身体的移动而移动的流体。

[0007] 内耳的前庭系统中的内淋巴的移动可以由具有毛束的神经细胞来感测以确定头部的移动和取向。半规管中称作壶腹脊的部分和耳石器官中的囊斑包括毛细胞,其充当前庭系统的感官受体,并且包括检测内淋巴的移动并将该移动转换成身体移动的信号并将信号报告给大脑的毛束或静纤毛。耳石器官还包括一层被称为耳沙或耳石的碳酸钙晶体,其响应于加速度的变化(例如,相对于重力的运动或取向变化)而移位,从而导致在耳沙下方的层中移动以及毛束的移动。另外,耳石在重力方向上下沉,并拉动发细胞束,以帮助区分

方向,例如上与下。

[0008] 图2A和2B提供耳石器官(例如,图1B中所示的椭圆囊128和球囊130)中的囊斑解剖结构和感觉受体的分别处于直立状态和运动状态的详细视图。图2A示出了包括耳石膜132和包括毛细胞134和支持细胞136的细胞层的囊斑。毛细胞134包括延伸到一个或多个胶质层中的毛发样突起或静纤毛132。囊斑的组织还包括响应于内淋巴中的运动和/或身体的加速度而移位的耳石138层。图2A示出了呈直立配置的毛细胞134和耳石138,图2B示出了当方向力140(例如,重力)作用于耳石138时,以移位或成角度的配置示出毛细胞134和耳石138。类似地,半规管122、124和126内的内淋巴的移动可导致半规管(未示出)的壶腹脊内的毛细胞移动,感知和信号通知身体和/或头部的相对移动(例如,头部的角加速度)。

[0009] 除了来自前庭系统的信号之外,由眼睛接收的水平和竖直接视觉图案可以影响定向、平衡和位置的感知;并且相对颈部肌肉的不同应力会影响头部位置和方向的感知。当来自这些来源的信号不匹配时,个体可以发展运动病、经历眩晕、头晕、前庭偏头痛、无意识或其它病症。不匹配的定向、平衡、位置和运动信号可能是在例如汽车、火车、飞机和其它运输模式中的行进期间极端或不熟悉运动的结果。不匹配的信号也可以由例如三维(3D)电影、3D视频游戏和虚拟现实装置期间的模拟感知运动而产生。因此,可能期望具有用于治疗各种前庭病症的装置,所述前庭病症可能是由于从受试者的前庭系统、眼睛或其它解剖结构接收的不匹配信号产生的。

发明内容

[0010] 本文所述的设备和方法可包括振动装置,所述振动装置被配置成将振动信号施加到用户的头部的一部分,使得所述振动信号可以经由骨传导到所述用户的前庭系统,并且使前庭系统的一部分以等同于施加到覆盖所述用户的乳突骨的区域的治疗有效振动信号的方式移动。治疗有效振动信号可以(1)具有小于200Hz的频率和87至101dB re 1dyne之间的力水平,并且(2)在治疗上可有效治疗与前庭系统相关联的生理状况。

[0011] 在一些实施例中,本文所述的设备和方法可包括振动装置,所述振动装置被配置成将一组振动信号施加到用户头部的一部分,使得所述一组振动信号可以经由骨传导至用户的前庭系统以治疗与前庭系统相关联的生理状况。振动装置可以与一组共振频率相关联,所述共振频率包括小于200Hz的最低共振频率。所述一组振动信号可共同具有在最低共振频率下的功率量,该功率量大于在所述一组共振频率的剩余共振频率下的功率量。

[0012] 在一些实施例中,本文所述的设备可包括振动元件,所述振动元件被配置成将振动信号施加到用户的头部的一部分,使得振动信号可以经由骨传导到用户的前庭系统以治疗与前庭系统相关联的生理状况。所述振动元件可以被配置成包括:限定腔室的壳体;可在所述腔室内移动以产生振动信号的磁体;悬挂元件,其被配置成将所述磁体悬挂在所述腔室内的位置处;以及线圈,其被配置成生成磁场以使所述磁体围绕所述位置移动。

[0013] 本文公开的方法包括在用户的头部的区域上定位振动装置,并且在定位之后使所述振动装置通电以将振动信号施加到所述区域,使得振动信号可以经由骨传导到用户的前庭系统。振动信号可以被配置成使前庭系统的一部分以与(1)施加到覆盖用户的乳突骨的区域的治疗有效振动信号相当的方式移动,并且具有(2)频率小于200Hz和87至101dB re 1dyne之间的力水平。所述方法还可包括响应于振动装置通电而治疗与前庭系统相关联的生理状况。

[0014] 在一些实施例中,一种设备包括振动装置,所述振动装置被配置成产生振动信号并将振动信号施加到用户的头部的一部分,使得振动信号可以经由骨传导到用户的前庭系统;生物测定传感器,所述生物测定传感器被配置成测量所述用户的生物学特性,所述生物特性指示与所述用户的前庭系统相关联的生理状况的发作;控制单元,所述控制单元可操作地联接到所述振动装置和所述生物测定传感器,所述控制单元被配置成:从所述生物测定传感器接收与所述生物学特性相关联的数据;并控制所述振动装置以基于与所述生物学特性相关联的数据产生所述振动信号,使得所述振动信号被施加到所述头部的所述部分以治疗所述生理状况。

[0015] 在一些实施例中,一种设备包括:振动装置,其被配置成产生振动信号并将振动信号施加到用户头部的一部分,使得振动信号可以经由骨传导到用户的前庭系统,所述振动装置包括:壳体,所述壳体限定腔室;磁体,所述磁体设置在所述腔室内并且被配置成围绕平衡位置摆动以产生所述振动信号;线圈,所述线圈被配置成生成能够使所述磁体摆动的磁场;一组金属部件,所述一组金属部件联接到所述磁体的端部并且被配置成减少杂散磁通量并且在一方向上引导所述磁体的磁场以用于使得所述磁体能够摆动;和至少一个悬挂部件,所述至少一个悬挂部件被配置成将所述磁体悬挂在所述腔室内,使得所述磁体可围绕所述平衡位置摆动。

[0016] 在一些实施例中,一种方法包括从可操作地联接到定位在用户头部的一部分上的振动装置的生物测定传感器接收与用户的生物学特性相关联的数据;基于所述数据检测与所述用户的前庭系统相关联的生理状况的发作;并且响应于检测到所述生理状况的发作,激活所述振动装置以产生振动信号以施加到所述用户的头部,使得所述振动信号可以经由骨传导到所述前庭系统以减少与所述生理状况相关联的症状。

[0017] 在一些实施例中,一种方法包括从可操作地联接到定位在用户头部的一部分上的振动装置的生物测定传感器接收与用户的生物学特性相关联的数据;基于所述数据检测与所述用户的前庭系统相关联的生理状况的严重度变化;响应于检测到所述生理状况的严重度增加,增加由所述振动装置产生并且施加到所述用户的头部且经由骨传导到所述前庭系统的振动信号的力水平,以减少与所述生理状况相关联的症状;并且响应于检测到所述生理状况的严重度的降低,降低所述振动信号的力水平。

附图说明

[0018] 图1A示出了受试者的解剖结构,包括容纳前庭系统的内耳的骨迷路。

[0019] 图1B提供图1A的骨迷路内的前庭系统和耳蜗的详细图示。

[0020] 图2A和2B是图1B中所示的耳石器官的囊斑的一部分分别处于直立状态和经历方向力的状态的图示。

[0021] 图3是根据实施例的向前庭系统施加振动信号的振动装置的放置的示意图。

[0022] 图4A是根据实施例的用于治疗与前庭病症相关联的症状的示例系统的示意图。

[0023] 图4B是根据另一实施例的用于治疗与前庭病症相关联的症状的示例系统的示意图。

[0024] 图4C是根据另一实施例的用于治疗与前庭病症相关联的症状的示例系统的示意图。

[0025] 图5是根据实施例的用于治疗与前庭病症相关联的症状的系统的示例振动装置的示意图。

[0026] 图6是根据另一实施例的用于治疗与前庭病症相关联的症状的系统的示例振动装置的剖视图的示意图。

[0027] 图7A是根据实施例的用于治疗与前庭病症相关联的症状的系统中的振动装置的横截面视图的示意图。

[0028] 图7B是根据实施例的集成到物理平台中以用于放置在受试者上的图7A中的振动装置的横截面视图的示意图。

[0029] 图8是根据另一实施例的用于治疗与前庭病症相关联的症状的系统中的振动装置的横截面视图的示意图。

[0030] 图9A是根据实施例的弹簧作为用于治疗与前庭病症相关联的症状的系统中的振动装置的悬挂元件的透视图。

[0031] 图9B和9C分别是图9A中的弹簧的俯视图和仰视图的图示。

[0032] 图10-15是根据各种实施例的包括和/或集成到不同支撑元件中的示例振动装置的示意图。

[0033] 图16是根据各种实施例的人头骨的示意图,其指示用于在治疗与前庭病症相关联的症状的系统中放置振动装置的示例位置。

[0034] 图17A和17B描绘了根据各种实施例的可用于对用于治疗与前庭病症相关联的症状的系统中的振动装置通电的两个示例波形。

[0035] 图18示出了根据实施例的可用于对用于治疗与前庭病症相关联的症状的系统中的振动装置通电的示例通电曲线。

[0036] 图19是使用振动装置治疗与前庭病症相关联的症状的示例方法的流程图。

[0037] 图20A是为测试用于治疗与前庭病症相关联的症状的振动装置而进行的研究程序的流程图。

[0038] 图20B是图20A中描绘的测试振动装置的程序中使用的示例视觉刺激的静态视图的示意图。

[0039] 图21A和21B描绘了来自图20A中描绘的用于以不同力水平测试振动装置的研究程序的结果。

[0040] 图22A和22B描绘了来自图20A中描绘的用于以不同频率测试振动装置的研究程序的结果。

[0041] 图23A和23B描绘了在又一另外情况下与研究的受试者完成的问卷相关联的数据,进行所述研究以使用测试程序测试用于治疗与前庭病症相关联的症状的振动装置。

[0042] 图24描绘了在又一另外情况下使用测试程序为测试用于治疗与前庭病症相关联的症状的振动装置而进行的研究的结果。

[0043] 图25A-25C是根据实施例的如本文所述的分别是振动装置的透视图、侧视图和分解图的示意图。

[0044] 图26是图25A-25C中所示的振动装置的壳体的横截面视图。

[0045] 图27A-27C是根据实施例的分别是振动装置的透视图、侧视图和分解图的示意图。

[0046] 图28A和28B是图27A-27C的振动装置的透视图和横截面视图的示意图。

- [0047] 图29是与振动装置例如图38的振动装置的磁体相关联的磁场线的图示。
- [0048] 图30是根据若干实施例的与振动装置的磁体相关联的归一化磁通量密度的图形。
- [0049] 图31A-31C是根据实施例的分别是振动装置的透视图、侧视图和分解图的示意图。
- [0050] 图32A和32B是图31A-31C的振动装置的两个不同横截面视图的示意图。
- [0051] 图33是图31A-31C的振动装置中的磁体、线圈和金属板的示意图。
- [0052] 图34是与图31A-31C的振动装置的磁体相关联的磁场线的图示。
- [0053] 图35是根据若干实施例的与振动装置的磁体相关联的归一化磁通量密度的图形。
- [0054] 图36A-36C是根据三个不同实施例的振动装置的横截面视图的示意图。
- [0055] 图37是根据实施例的振动装置的横截面视图的示意图。
- [0056] 图38是根据实施例的振动装置的透视图的示意图。
- [0057] 图39是受试者的皮肤传导率对恶心水平的图表。
- [0058] 图40是在使振动装置关闭(较深的线)和使振动装置打开(较浅的线)的同时,随着时间推移受试者的脑电图(EEG)数据的多元正态概率密度函数(MVNPDF)的图表。
- [0059] 图41A是受试者的心率对恶心水平的图表。图41B是心脏的心动周期的图表。
- [0060] 图42是根据各种实施例的振动装置的实例,所述振动装置包括放置在受试者的耳、耳道和/或前额附近的集成传感器。
- [0061] 图43是根据各种实施例的用头带实施且包括集成传感器的振动装置的实例。
- [0062] 图44是根据各种实施例的实施为耳挂式装置且包括集成传感器的振动装置的实例。
- [0063] 图45是根据各种实施例的用传感器操作振动装置的示例方法的流程图。
- [0064] 图46A和46B根据各种实施例描绘了示例振动装置的不同透视图。
- [0065] 图47描绘了图46A和46B中图示的振动装置的分解图。
- [0066] 图48描绘了图46A和46B中图示的振动装置的横截面视图。
- [0067] 图49描绘了根据各种实施例的示例振动装置的透视图。
- [0068] 图50描绘了图49中图示的振动装置的分解图。
- [0069] 图51描绘了图49中图示的振动装置的横截面视图。
- [0070] 图52描绘了图49中图示的振动装置的振动元件的放大图。
- [0071] 图53是根据各种实施例的安装在助听器或耳鸣掩蔽器上或集成到助听器或耳鸣掩蔽器中的振动装置的实例。

具体实施方式

[0072] 本文描述了通过使用振动装置来治疗前庭病症的装置和方法,所述振动装置能够生成振动信号并且经由骨传导将振动信号施加到受试者的前庭系统,使得振动信号可以破坏受试者的前庭系统的解剖结构。

[0073] 如上文所描述,来自受试者的前庭系统的感官信号有助于感知受试者的身体的定向、平衡、位置和移动。除了来自前庭系统的信号之外,其它感官模式,例如来自眼睛的视觉信号,可影响定向、平衡和位置的感知;并且对侧颈部肌肉的不同应力会影响头部位置和方向的感知。当来自诸如前庭系统、视觉系统和本体感受系统等各种感觉来源的信号不匹配时,个体可以发展出诸如运动病、眩晕、头晕、前庭偏头痛、无意识或其它病症等病症。例如,

不匹配的定向、平衡、位置和运动信号可能由例如汽车、火车、飞机和其他交通工具中的行进期间的极端或不熟悉的移动引起,或由经历虚拟或增强3D环境例如3D电影、3D视频游戏、虚拟现实装置等引起。

[0074] 在自然自适应响应中,大脑可以忽略混乱、重复或不新颖或不可理解的信号中的感官信息。例如,已显示来自声音的振动可影响内耳中的前庭器官,并降低小脑中的响应(例如,电信号的振幅)。参见H.Sohmer等人,“噪声对前庭系统的影响-前庭在大鼠中引发潜在研究”,2Noise Health 41(1999)。尽管如此,相同的研究表明,声音要影响前庭系统需要非常高的强度。因此,用于通过在空气中产生振动信号来产生声音的传统头戴耳机、耳机和扬声器在治疗诸如运动病响应、眩晕、前庭偏头痛和其它生理响应等症状的能力方面受到限制。这些技术中的许多并非设计成递送高强度信号。此外,此类高强度信号可能损害或破坏人类听力。

[0075] 作为使用声音的替代,机械振动可用于影响前庭系统以治疗各种病症。可用于产生机械振动的一种技术是表面或骨传导转换器。然而,目前可用的骨传导转换器具有与治疗前庭系统的症状或状况相关联的某些缺点。例如,现有装置通常具有显著限制,例如产生大量的热量和/或可听噪声,这可以防止其用于直接接触人的皮肤或紧邻人的耳朵。许多现有装置也巨大且笨重,这使得其在需要治疗效果的情况下,例如在行进期间、在读取时、在使用虚拟现实装置等的情况下使用不切实际。

[0076] 现有装置,例如表面或骨传导转换器,在产生低频率振动时效率低下。许多产生高频振动信号,所述振动信号可听且因此分散注意力。因此,当此类装置在靠近人的耳朵使用时,它们产生的噪声可能具有破坏性和刺激性。许多现有装置产生高频振动,这在大部分是由于电力被引导到较高共振频率而不是由这种转换器产生的振动信号的较低基频。即使当被设计成产生低频振动时,现有的骨传导转换器也可能是低效的,因为当需要较低频率时,它们产生大的频谱(例如,在许多谐波下的频率)。因此,所公开的系统和方法涉及治疗与前庭系统的病症相关联的症状,所述症状不产生高水平的热或可听噪声,并且在递送较低频率振动信号方面具有高效率,以及其它特征。

[0077] I. 概述

[0078] 图3示意性地示出了在受试者的外耳110附近放置振动装置200。振动装置300可以被配置成施加经由骨传导的振动信号202以治疗与受试者的前庭系统相关联的一种或多种症状或病症。振动信号202的一部分204可经由骨116传导到内耳的骨迷路和前庭系统。例如,振动信号的部分204穿过骨行进到半规管122、124和126以及容纳耳石器官、椭圆囊和球囊的前庭121。

[0079] 振动装置200可以定位成使得振动信号可以施加到前庭121以使前庭121和半规管122、124和126中的耳石器官中的毛细胞以重复、混乱或噪声方式移动,以减少、减轻或治疗与前庭病症相关联的症状。一些示例性的前庭病症可包括各种类型的运动病(例如,晕船病,晕机病,晕车和晕火车病,接触虚拟现实或模拟器导致的病,体验病,例如乘坐过山车,和昏睡综合征的作用),眩晕,例如良性阵发性位置眩晕,来自多种原因的恶心(例如,前庭系统测试,包括冷热眼球震颤电流描记(ENG)/视频眼震图(VNG)测试,头脉冲测试,前庭诱发肌源性电位(VEMP)测试,例如颈部VEMP和眼部VEMP测试,功能步态评估等,或由诸如化疗,颅骨基部的放射疗法的状况引起的,与妊娠有关的恶心,饮酒或吸毒引起的恶心等),感

染,前庭神经炎,前庭神经鞘瘤,美尼尔综合症,耳鸣,偏头痛,登陆病(Mal de Debarquement syndrome),空间不一致,昏睡综合征,前庭无力,一般不平衡等。

[0080] 如本文所述,振动装置200还可以定位成提供经由骨传导的振动信号以治疗其它病症,包括例如由以下引起的头晕、平衡丧失等:循环问题(例如,体位性低血压(血压下降),心肌病导致血液循环不良,心脏病发作,心律失常,短暂性脑缺血发作)、神经病症(例如,帕金森氏病,多发性硬化)、药物(例如,抗癫痫发作药物,抗抑郁药,镇静剂,安定剂,降压药物)、焦虑障碍,由于低铁水平导致的贫血,低血糖(血糖降低),过热,脱水和创伤性脑损伤。振动信号可以使前庭系统的一部分以与治疗有效振动信号相当的方式移动以治疗上述病症。此外,振动装置200可用于辅助飞行员,例如比如训练飞行员在特定条件下忽略或排斥其前庭系统。振动装置200也可以用作中风诊断。

[0081] 图4A示意性地示出了用于治疗前庭病症的示例系统350。系统350包括振动装置300和联接到振动装置300的控制单元360,该控制单元用于激活和/或控制振动装置300的操作。振动装置300可以是机电转换器,该机电转换器被配置成当由来自信号源的适当电信号驱动和通电时产生振动信号。控制单元360可包括存储器362、处理器364和输入/输出(I/O)装置366,以用于从系统350的其它部件接收电信号和/或向系统的其它部件发送电信号。振动装置300可以被配置成接收电信号和/或向控制单元360发送电信号。可选地,系统350可包括一个或多个传感器390,以用于测量电压、电流、阻抗、移动、加速度或与振动装置300相关联的其它数据。替代地或另外,传感器390可以被配置成测量与受试者的前庭系统VS和/或其它身体度量(例如,温度、皮肤传导率等)相关联的信息。传感器390可以接收信号以及将信号发送至控制单元360、振动装置300和/或前庭系统VS。例如,传感器390可包括麦克风或其它声音传感器,麦克风或其它声音传感器可用于检测振动装置300是否具有故障,从而导致由所生成的振动引起的可听声音。传感器390可以被配置成检测可听声音并将信号发送至控制单元360,该控制单元可停用振动装置300、信号发生器370和/或系统的其它部件,使得可听声音减少。替代地,系统350可包括在检测到可听声音时自动停用系统,例如切断振动装置300、信号发生器370和/或系统的其它部件的供电的电路。一旦停用,系统350可以保持停用,直到系统350接收维护和/或出厂重置。在一些实施例中,系统350可包括噪声消除部件,例如参照图11描述的,其可响应于传感器390检测到噪声而激活。

[0082] 系统350可包括信号发生器370和/或放大器380。信号发生器370可以生成驱动振动装置300振动以产生振动信号的一个或多个信号。放大器380可以可操作地联接到信号发生器370,并且可以在信号用于驱动振动装置300之前放大来自信号发生器370的信号。控制单元360可以控制信号发生器370和/或放大器380的操作。未描绘的电源可以被配置成向控制单元360、信号发生器370、放大器380、传感器390和/或系统的其它部件中的一个或多个供电。

[0083] 在一些实施例中,信号发生器370、放大器380和/或传感器390可以与控制单元360集成和/或形成控制单元的一部分。替代地,在其它实施例中,信号发生器370、放大器380和/或传感器390可以与控制单元360分离但可操作地联接到控制单元。在一些实施例中,振动装置300可包括控制单元360、信号发生器370、放大器380或传感器390中的一个或多个。

[0084] 在一些实施例中,控制单元360可操作以存储用于控制振动装置300的专用指令。此类指令可以存储在存储器362中或存储在单独的存储器中。另外,此类指令可以被设计成

将专用功能和特征集成到控制器中,以完成与治疗本文公开的前庭疾病有关的特定功能、方法和过程。在一些实施例中,控制单元360可以使用软件开发工具包用指令编程。

[0085] 用于控制振动装置300的电信号可以由控制单元360基于存储的指令生成。这些电信号可通过有线或无线(例如,蓝牙)方法在控制单元360与振动装置300之间通信。电信号可包括所存储的操作模式,例如,由控制器访问的所存储的指令可以由控制器使用以生成一系列电信号,所述电信号被发送至振动装置300以基于已针对该用户收集、累积和存储的使用数据,对特定受试者有利的模式使振动装置300“打开”或“关闭”。一种模式可以涉及一系列振动信号,其中在一段时间内(例如,每分钟)生成并施加到受试者的振动信号的数目可以变化,而第二模式可以包括一系列振动信号,其中多个振动信号中的力水平可以变化。可以基于从传感器(例如,传感器390或其它传感器)接收的数据,将其它类型的控制信号,例如可用于控制振动装置300生成的振动信号的力水平和频率的控制信号,从控制单元360发送到振动装置300。例如,加速度传感器可以包括在便携式电子装置(例如,移动电话)中,以感测用户物理加速度的变化。在实施例中,控制单元360可操作以从加速度传感器接收指示可能导致运动病的加速度的类型的数据。因此,在接收此类数据之后,控制单元360可操作以产生相关联的电信号并将此类信号发送至振动装置300。振动装置300继而可操作以接收此类电信号并产生振动信号,该振动信号可经由骨传导且施加到前庭系统以例如预先考虑运动病。振动信号可以使前庭系统的一部分以与治疗有效振动信号相当的方式移动。例如,振动信号可以使前庭系统的一部分(例如,在半规管和/或耳石器官中形成受体的毛束)以随机方式模拟噪声前庭信号或噪声前庭感觉移动,或在前庭系统内引入某种形式的随机共振。在一些情况下,此类噪声前庭感觉可以诱导由其它前庭信号引起的效应的减少或由受试者感知的信号的失配。替代地,表示先前由于运动病而使用户生病的路径或路线的所存储的路线图可以连同合适的定位系统,例如全球定位系统(GPS)、伽利略、GLONASS或北斗一起存储在控制单元360或便携式装置中。在一些实施例中,当定位系统指示用户正沿着路径或路线移动并且到达可能诱发运动病的位置时,控制单元360可操作以产生相关联的电信号并将此类信号发送至振动装置300。振动装置300继而可操作以接收此类电信号并产生振动信号,该振动信号可经由骨传导且施加到前庭系统,以例如在用户到达位置之前预先考虑运动病。

[0086] 在一些实施例中,振动装置或骨传导装置与一个或多个传感器(例如,可穿戴传感器)之间可能存在有线和/或无线通信,所述传感器包括例如环、手表、贴片和手镯。在一些实施例中,振动装置和其它被连接的装置,例如移动装置(例如,蜂窝电话、平板电脑)、计算机或智能家居装置之间可能存在有线或无线通信。

[0087] 被监测的生物测定数据连同其它数据,例如使用持续时间和频率、优选功率设置,可以由装置或被连接的装置记录。此数据的历史记录可用于更改装置设置以供将来使用。也可以与医疗专业人员分享数据,以告知治疗。还可以基于从其它装置共同接收的数据来更新单个装置,所述数据可以提供对最佳设置的洞察以供将来使用。

[0088] 图4B示意性地示出了根据实施例的用于治疗前庭病症的另一示例系统350'。系统350'可类似于系统350,因为它包括控制单元360和联接到控制单元360且由控制单元通电和/或控制的振动装置300。另外,系统350'可具有也联接到控制单元360的第二振动装置300',该第二振动装置的激活可以由控制单元360控制。控制单元360可以被配置成控制振

动装置300和300',使得由振动装置300和300'生成的振动信号可以同时、交替和/或独立地递送。虽然图4B中未描绘,类似于图4A中描绘的系统300,系统350'可任选地包括联接到控制单元360的信号发生器(例如,信号发生器370)、联接到信号发生器的放大器(例如,放大器380)和/或传感器(例如,传感器390)。在一些实施例中,两个振动装置300和300'可以联接到天平382,该天平被配置成分配由信号发生器生成且任选地由振动装置300和300'之间的放大器放大的信号。在一些实施例中,振动装置300和300'可以彼此联接,并且被配置成彼此之间发送和/或接收信号。虽然图4B中描绘了两个振动装置300和300',本领域的普通技术人员将理解可使用任何数目的振动装置。

[0089] 图4C示意性地示出了根据实施例的用于治疗前庭病症的另一示例系统350"。系统350"可以类似于系统350、350',因为它包括控制单元360和振动装置300(例如,转换器)。系统350"还包括信号发生器370、电位器372"和放大器380。系统350"可任选地包括一个或多个传感器390,例如用于测量与振动装置300相关联的信号、与周围环境相关联的信息、和/或与振动装置的用户相关联的生理数据,如下文关于具体实施例进一步描述的。电位器372"可以被配置成测量与由信号发生器生成的信号相关联的电位。可以使用电位器372"控制被发送至振动装置300的信号的振幅。合适的电位器的实例包括旋转电位器、线性电位器、变阻器、数字电位器、膜电位器等。电位器372"可用于确保由振动装置300产生的任何振动不超过预定义的可接受水平。电源(未描绘)可用于为系统350"的一个或多个部件供电,例如信号发生器370、电位器372"、放大器380和/或控制单元360。

[0090] 虽然系统350、350'、350"被描绘为除了振动装置之外还包括部件,但可以理解的是,此类部件(例如,放大器、传感器、电位器、信号发生器、控制单元、天平等)可以集成到振动装置中或形成振动装置的一部分。例如,印刷电路板(如关于下文例如振动装置700的实施例进一步详述)可以包括信号发生器、放大器、电位器、天平等中的一个或多个并且安装和/或集成到振动装置中。

[0091] II. 振动装置

[0092] 图5是根据实施例的示例振动装置400的示意图。振动装置400包括可以限定一个或多个腔室的主体(或壳体)410。主体410容纳振动元件423、悬挂元件420、驱动电路440和递送接口430。振动元件423被配置成由悬挂元件420悬挂并由驱动电路440驱动以移动(例如,摆动或振动)从而产生振动信号。振动元件423可以悬挂在主体内(例如,在腔室中),使得振动元件423可以围绕平衡位置振动。振动元件423的移动可以相对于振动装置400的悬挂元件420和/或主体410产生振动信号,该振动信号可经由递送接口430引导以治疗本文公开的一个或多个前庭病症。振动装置400和/或振动装置400的主体410可以定位在受试者的头部上,其中递送接口430在目标区域TA上或抵靠目标区域,使得通过振动元件423的移动产生的振动信号可以施加到目标区域TA,然后可以经由骨结构BS传导到受试者的前庭系统VS。

[0093] 可选地,在一些实施例中,振动装置400可包括向振动装置400的部件供电的机载电源414,以及感测来自振动装置400的一部分、前庭系统VS或主体的另一部分的一个或多个信号(例如,所生成的振动信号被施加到的身体的一部分,例如目标区域TA或邻近目标区域TA和/或与目标区域TA相关联的皮肤)的传感器416。在一些实施例中,远程定位的电源(例如,包含在控制单元360中的电源)可用于为振动装置400供电。在一些实施例中,远程传

感器(例如,传感器390)可用于感测来自振动装置400的一部分、前庭系统VS或身体的另一部分(例如,针对其施加所生成的振动信号的身体的一部分)的信号。

[0094] 传感器416可以被配置成测量和/或记录与振动装置400和/或受试者(例如,前庭系统VS、目标区域TA等)相关联的信息。例如,传感器416可包括一个或多个合适的转换器,以测量和/或记录来自振动装置400的信息,包括电流、电压(例如,与跨越振动元件423的电信号相关联的电压变化)、磁场(例如,由电信号生成且在振动元件423附近施加的定向磁场)或在移动期间振动元件423的加速度等。

[0095] 在一些实施例中,传感器416可用于提高振动装置400的效率。例如,传感器416可包括用于监测来自振动元件423和/或振动装置400的另一部分的电信号的电流的安培计。可以调整供应到振动装置400的电信号的频率,直到电流计测量低电流,其中理由是,在振动装置的共振频率下,振动装置400的阻抗在其它频率较高,因此电流在其它频率较低(假设恒定电压)。因此,电流计可以用来将电信号的频率调谐(例如,调整)到共振频率,使得振动装置400有效地操作。也就是说,在一些实施例中,振动装置400可包括处理器,该处理器被配置成从传感器416接收信息(例如,来自安培计的信息)并基于该信息调整电信号的频率。例如,处理器可以被配置成随时间调整电信号的频率,使得振动装置继续在减小电流和最低共振频率下操作。

[0096] 作为另一实例,传感器416可包括电压传感器或具有恒定电流放大器的电压计。供应到包括振动元件423的振动装置400的一部分的电信号中的电压变化可以使用电压计来测量。可以调整供应到振动装置400(例如,从合适的信号源)的电信号的频率,直到由电压计测量高电压,理由是,在振动装置的共振频率下,振动装置400的阻抗在其它频率较高且因此电压在其它频率较高。因此,所监测的电压可用于调谐(例如,调整)电信号的频率,使得测量高电压以实现高效率。

[0097] 作为另一实例,在振动元件423由调制磁场驱动的情况下,传感器416可包括监测磁场波动的霍尔效应传感器。可以测量磁场波动,同时改变用于生成磁场的电信号的频率,以将电信号的频率调谐为振动装置400的共振频率。作为另一实例,传感器416可包括运动传感器(例如,加速度计),该运动传感器可测量振动元件423的加速度和/或速度以确定何时实现共振频率。

[0098] 传感器416还可以经配置以从受试者接收和/或测量信息,例如与传递到受试者的骨结构的振动信号相关联的移动、受试者的温度、受试者的定向或身体位置等。

[0099] 振动装置400还可包括支撑元件418,以将振动装置400支撑或定位在受试者的目标区域TA或抵靠受试者的目标区域定位,以递送振动信号,如本文所公开的。支撑元件418可以是可维持振动装置400相对于受试者的接触和定位的装置或紧固特征。例如,支撑元件418可以是头带、眼镜片或枕,等等,如下文进一步详细公开。在一些实施例中,支撑元件418可以是粘合剂部件,例如比如粘合剂垫、粘性聚合物等,其可以保持振动装置400的接触和定位。

[0100] 电源414、传感器416和/或支撑元件418可以容纳在装置400的主体410内和/或附接到所述主体。

[0101] 向其施加振动信号的受试者的目标区域TA可以是例如头部的表面。可选地,在一些实施例中,振动装置423可以植入受试者的头部中,并且目标区域TA可以是接近和/或是

骨结构BS的一部分的区域。振动装置可以被配置成可与目标区域TA接合以有效地递送治疗振动信号。在示例情况中,目标区域TA可以是覆盖受试者的颅骨的乳突(或颞骨的乳突骨或乳突)的受试者外耳后方的区域。在此类情况下,乳突骨可形成骨结构BS的一部分,该部分用于经由容纳前庭系统VS的内耳的骨结构将振动信号递送到前庭系统VS。在一些情况下,颞骨或颞骨的颞突可以是用于向前庭系统VS传递振动信号的骨结构BS的一部分。在其它情况下,目标区域TA可以是头部后部的一部分或前额,其中头骨的下面的区域充当传导从振动装置400接收的振动信号的骨结构BS。基于所选择的目标区域TA及其距前庭系统VS的距离,可以使用变化的力水平来操作振动装置400。例如,当装置放置在目标区域TA上,例如受试者的前额区域或受试者头部后方,比乳突更远离前庭系统VS的区域,与装置覆盖受试者的乳突放置时相比可使用较高力水平。作为实例,当置于受试者的前额或头部后方时,振动装置400可以被配置成施加振动信号,力水平比在递送到别处(例如,覆盖乳突骨的区域)时在治疗上有效的振动信号的力水平高高达14dB。当目标区域TA是覆盖乳突骨的区域并且振动装置覆盖所述区域放置时,治疗有效力水平可以在约87-101dB re 1dyne之间,并且期望在约90dB至100dB re 1dyne之间或在约93-98dB re 1dyne之间,以用于治疗前庭病症。替代地,当振动装置400放置在受试者的前额或头部后方时,由振动装置400施加的振动信号可具有在约101dB至约115dB范围内的治疗有效力水平(即,比施加在乳突骨上的振动信号的力水平大14dB)。

[0102] 振动装置400的主体410可以被配置成容纳振动装置400的各种部件。在一些实施例中,主体410可以容纳一些部件,同时提供用于联接不容纳在主体410内的一个或多个部件的接口,例如电源414、传感器416和/或支撑元件418。在一些实施例中,振动装置400的主体410可限定一个或多个腔室或插口,以用于容纳振动装置的一个或多个部件,例如振动元件423、悬挂元件420、驱动电路440和/或递送接口430。主体410还可以成形和/或配置成用于递送接口430抵靠受试者身体的目标区域TA的期望定位(例如,主体410可以具有弯曲表面,或具有可塑性或柔性的表面)。在一些实施例中,主体410和/或其腔室中的一个或多个可以填充有空气或在一些情况下填充有液体,例如润滑剂,以帮助振动信号的生成和递送。在一些实施例中,主体410和/或其腔室中的一个或多个还可以包括具有特性的材料,例如可听消声剂,例如海绵或吸声材料、散热材料等。

[0103] 装置400的振动元件423可以被配置成摆动或振动以产生振动信号。在一些实施例中,振动元件423可以容纳在主体410的腔室内。振动元件423可由悬挂元件420悬挂在平衡位置处,且电信号可用于使振动元件423围绕平衡位置振动或摆动以产生振动信号。可以选择振动元件423和/或悬挂元件420的特性,例如材料、组成、结构等,以满足所产生的振动信号(例如,低频率信号)的具体要求。

[0104] 例如,振动元件423可以是具有刚度度量的弹簧或弹性材料(例如,弹簧常数),其使得能够以高效率生成低频率(例如,频率小于200Hz)的振动信号。在实施例中,振动元件423可以是由作为弹簧的悬挂元件420悬挂的质量。这种系统的自然共振可以基于胡克定律

来确定,如由等式 $f = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k}{m}}$ 表示,其中f是共振频率,k是弹簧常数,且m是质量。对于给定

功率,在共振频率下的质量移动振幅比在其它频率下大,因为在共振频率下的质量和弹簧系统可以与更纯的声调(例如,正弦波形)相关联。因此,在振动装置400的共振频率下操作

振动装置产生更强的振动信号,并且可以选择振动元件423和/或悬挂元件420的特性以实现特定的共振频率。

[0105] 可能影响和/或确定所生成的振动信号的其他因素可以是,例如,驱动力的机制(例如,机械,磁),振动元件移动的容易度(例如,移动的无摩擦性如何),目标区域TA的位置(例如,乳突骨,颧骨,靠近受试者的前额的头骨等),能量耗散的降低的第二或第三路径(例如,离轴移动、热、摩擦等),相对于外部力(例如,使用期间的压力,重力等)的移动方向,受试者在各种条件下使用的容易度要求(例如,受试者的移动性,注意力分散程度的限制等),等等。

[0106] 振动元件423可以被配置成使得其可被驱动以产生沿着振动装置400的轴线(例如,主体410的纵向轴线)或围绕振动装置的轴线的振动移动,其中移动产生具有合适的特性(例如,频率、振幅、力水平等)的振动信号,以用于处理前庭病症。在一些实施例中,振动装置400可以是机电转换器,包括例如实施为磁体的振动元件423,其可使用例如磁场的合适驱动力驱动以沿着轴线移动。下文参考图6-9C描述关于此类实施例的另外细节。

[0107] 产生低频率振动信号的另一方法是调制超声信号。在一些实施例中,振动装置400可以由电信号驱动的压电转换器,以产生超声频率范围中的振动。压电转换器在此较高频率下的振动可产生声辐射压力。驱动电信号可以以小于200Hz(例如,60Hz)的较低频率接通和关闭,使得来自在较低频率间断地施加的压电转换器的压力在较低频率下产生对应的振动信号。压电转换器的使用可以减小振动装置400的尺寸和重量,因为压电转换器通常比其它类型的机电转换器更小且更轻。

[0108] 取决于放置振动装置400的位置、振动装置400的尺寸限制和/或振动装置400的配置或形状,可选择振动装置400的特定部件以提供治疗有效水平的振动信号以治疗前庭病症。虽然图5中示出了一个振动元件423,但本领域的普通技术人员应了解,振动装置400可包括一个或多个额外振动元件,该一个或多个额外振动元件可一起和/或独立地工作以产生振动信号以治疗前庭病症。

[0109] 类似于其它振动装置或系统,振动装置400可以与一组共振频率相关联。在一些实施例中,振动元件423可以被配置成响应于驱动力而移动,使得与振动装置400相关联的最低共振频率生成的振动信号的功率量大于与振动装置400相关联的剩余共振频率(例如,较高共振频率)下的振动信号的功率量。例如,振动装置可以被配置成具有介于约10Hz与约200Hz、约10Hz与约150Hz、约10Hz与约100Hz、约10Hz与约80Hz、约30Hz与约80Hz、或约50与约70Hz之间的最低共振频率,并且包括其它值和介于两者中的子范围。在一些实施例中,在这些范围中以最低共振频率生成的振动信号可以具有可以大于以其它共振频率生成的振动信号的功率量。在一些实施例中,可以选择振动元件423、悬挂元件420和/或振动装置400的其它元件,使得振动装置400以小于200Hz的最低基频振动。

[0110] 在一些实施例中,振动元件423可以沿着第一轴线(例如,z方向上的轴线)以第一共振频率振动,并且还沿着第二轴线(例如,x-y平面中的轴线)以第二共振频率振动。为了减少沿着第二轴线的振动,可以选择振动元件423、悬挂元件420和/或振动装置400的其它元件,使得第一共振频率不是第二共振频率的谐波,反之亦然(例如,第一共振频率从第二共振频率偏移几赫兹和/或是第二共振频率的谐波),使得当振动装置400以第一共振频率被激励时,可以减小沿着第二轴线的振动。沿着第二轴线的振动可例如导致振动装置400的

部件之间的内部碰撞和/或可听声音。

[0111] 振动装置400可以定位在受试者头部上的不同区域中。图16描绘了人类头骨,并且指示了头骨的一些示例区域,其中振动装置400可以定位成施加治疗振动信号来治疗本文公开的前庭病症。例如,如图16所示,在一些情况下,振动装置400可以放置在受试者头骨的乳突骨1502上方。虽然图16中识别出左乳突骨1502,但本领域的普通技术人员将理解,振动装置400可以放置在受试者的左乳突骨或右乳突骨上。在其它情况下,振动装置400可以放置在头部的后部的一部分上方(例如,在枕骨1501的左、右或中心部分上方),或前额的一部分(例如,额骨1504的左、右或中心部分)上方,以递送振动信号,治疗前庭病症和本文公开的其它病症。取决于振动装置400放置的区域(例如,其接近前庭系统,来自装置的振动是否需要横穿缝合线1503),可以调整振动信号的力水平,使得用于治疗病症的治疗有效振动水平递送到前庭系统。

[0112] 当振动装置400覆盖乳突骨(例如,图16中所示的乳突骨1502)定位时,振动装置400可以施加在治疗前庭系统的病状时治疗有效的振动信号(即,治疗有效振动信号),该信号具有小于200Hz(例如,约10Hz,约30Hz,约50Hz,约70Hz,约100Hz,约150Hz,和介于其间的所有值和子范围)的共振频率和介于87至101dB re 1dyne(或介于约90至100dB re 1dyne之间)的力水平。如果振动装置400定位成覆盖比乳突骨更远离受试者前庭系统的受试者头部的不同区域,(例如,颧骨1505,或额骨1504或枕骨1501,图16中所示),那么振动装置400可以生成具有较大力水平的振动信号,使得振动信号可以等同于施加到覆盖乳突状骨的区域(例如,图16中所示的1502)的治疗有效振动信号的方式影响前庭系统的一部分。例如,当振动装置400定位在受试者的额骨(例如,图16中的额骨1504)上方时,振动装置400可以生成振动信号,该振动信号的力水平大于施加到覆盖乳突骨的区域(例如,高达大于14dB re 1dyne)的治疗有效振动信号的力水平。

[0113] 在本文所述的实施例中,力水平表示骨传导的“响度”单位,并且可以随着振动振幅、振动频率和系统(例如振动装置)的质量增加而增加。力水平与频率组合产生能够以治疗有效方式刺激前庭系统的脉冲(动量变化)。动量与力成正比且与频率成反比。因此,对于例如高于200Hz的高频率,产生足以刺激前庭系统的脉冲所需的力也必须增加。常规的骨传导装置(例如,骨传导扬声器)被设计成产生具有约250Hz的频率的振动,并且因此,为了能够产生治疗上有效的振动,此类装置必须产生具有高力水平的振动,所述高力水平可不期望地很大声。大多数常规骨传导系统无法在不先烧尽的情况下达到此类高力水平。使用本文所述的系统和装置,由振动装置(例如,骨传导装置)施加的频率较低(例如,小于200Hz),因此能够产生治疗上有效的振动。本文所述的系统和装置避免产生可感知到的可听声音和/或轻触感觉水平,这两者都可能是不合需要的且会分散用户的注意力。

[0114] 振动装置400的悬挂元件420可包括容纳在主体410中并与振动元件423相互作用的一个或多个部件。在一些实施例中,悬挂元件420和/或振动元件423可以配置有适应性以彼此适应。例如,悬挂元件420可包括可延伸穿过振动元件423中限定的开口的部件。

[0115] 在一些实施例中,悬挂元件420可以容纳在主体410的腔室内,并且在一些情况下,可以设置在流体例如润滑剂中。悬挂元件420可以被配置成在振动元件423上施加力以将振动元件423悬挂、保持或支撑在平衡位置,直到通过施加驱动信号驱动移动。例如,悬挂元件420可以是联接到振动元件423(例如,磁体)的弹簧。替代地或另外,悬挂元件420可包括一

对磁体,该对磁体与振动元件423(例如,另一磁体)一起布置,以各自在相反方向上(例如,相反或排斥磁力)在振动元件423上施加力,以通过作用于它们之间的力(例如,相反或排斥的磁力)而共同地将振动元件423保持在平衡位置。在此类实施例中,驱动力(例如,具有特定量值并沿着特定方向起作用的所施加磁场)可诱导振动元件423(例如,处于平衡位置的磁体)在一对磁体之间移动。在其它实施例中,悬挂元件420可以是弹性材料或流体。虽然图5中描绘了一个悬挂元件420,但所属领域的技术人员将理解,多个悬挂元件420可用于支撑和/或悬挂振动元件423。多个悬挂元件420可包括一个或多个不同类型的悬挂元件(例如,磁体、弹簧、弹性材料等)。

[0116] 振动装置400的驱动电路440可包括可产生电信号的一个或多个合适的部件。电信号可以产生力以诱导振动元件423沿着轴线移动以产生治疗振动信号。在一些实施例中,驱动电路440可以从控制单元(例如,图4A和4B中的控制单元360)接收电信号。在一些其它实施例中,驱动电路440本身可包括可产生电信号的机载单元。

[0117] 由驱动电路440产生或接收且用于诱导振动元件423的移动的电信号可具有合适的特性以产生具有特定频率和力水平的振动信号。例如,可以选择电信号,使得其使振动元件423产生具有特定频率范围(例如,小于200Hz)的振动信号,以治疗一个或多个特定前庭病症。在一些实施例中,控制单元(例如,控制单元360)能够改变电信号的频率,直到电信号使振动装置400在共振频率下振动,如上文关于传感器416所述。

[0118] 在一些实施例中,驱动电路440可包括产生电信号的机载信号发生器、放大信号的放大器以及用于将电信号转换成使振动元件423移动的适当模式的一个或多个元件。例如,驱动电路440可包括一个或多个线圈,该一个或多个线圈可以生成磁场,磁场使振动元件423移动。

[0119] 振动装置400的递送接口430可以被配置成将由振动元件423生成的振动信号传输到受试者的目标区域TA,使得振动信号可以经由前庭系统VS下方的骨结构BS传导。递送接口430可以被配置成用于和/或适应用户的目标区域TA的结构和/或形状,使得递送接口可在使用周期期间接合和/或保持接触以用于传递治疗振动信号。在一些实施例中,递送接口430可以被配置成有例如在使用振动装置400期间对于用户的舒适度和易用性的考虑,以减轻前庭病症。递送接口430还可以被配置成减少可能不期望的次级效应,例如热量的产生和累积、可听噪声的产生、空气循环的缺乏、对目标区域TA施加压力等。例如,递送接口430可包括记忆发泡材料层,其可有助于适应目标区域的轮廓(例如,在耳后覆盖乳突骨的区域)。记忆发泡材料还可以有助于散热、抑制可听噪声、促进空气循环、最小化由例如头带等支撑元件施加的压力造成的不适。

[0120] 图6是根据一个实施例的示例性振动装置500的图示。振动装置500包括主体(或壳体)510,该主体包括管526和端盖525a、525b。在一些实施例中,振动装置500的主体510可以限定腔室。主体510容纳实施为磁体523的振动元件和实施为磁体520a、520b的悬挂元件。如图6中的剖视图所示,悬挂元件包括磁体520a、520b,并且振动元件523包括磁体523。磁体520、520b通过在磁体523上施加相反力以将磁体523悬挂在平衡位置处而充当悬挂元件,如图6中所示。例如,磁体520a可以被配置成在第一方向上在第一磁体523上施加力,并且磁体520b可以被配置成在第二方向上(例如,从第一方向移动180°的第二方向)在第一磁体523上施加力(例如,在振幅上与第二磁体520a在磁体523上施加的相当的力)。因此,第一磁体

523可设置于主体510中的第二磁体520a与第三磁体520b之间(例如腔室),使得第二磁体520a和第三磁体520b在主体510内的某一位置(例如平衡位置)处共同悬挂第一磁体523。

[0121] 磁体523充当振动元件,该振动元件被配置成移动(例如,摆动或振动)以产生振动信号。振动元件523可以由主体510内的悬挂元件520a、525b共同悬挂(例如,在腔室中),使得振动元件523可以围绕平衡位置振动。

[0122] 在一些实施例中,振动装置500可包括具有纵向轴线的细长构件。细长构件可以被配置成延伸穿过振动元件523中的开口,使得振动元件523可以被配置成沿着细长构件的纵向轴线振动。细长构件还可以被配置成减少振动元件523沿着除纵向轴线之外的任何轴线的摆动或振动。如图6中所示,振动装置500还包括销521形式的细长构件,该细长构件可以固定到端盖525a、525b。销521穿过限定在振动装置500的端盖525a、525b中的开口522a、522b,限定在磁体520a、520b中的开口和限定在磁体523中的开口。销521提供用于磁体523(例如,沿着销521的纵向轴线)移动的轴线。振动装置500还包括驱动电路,该驱动电路包括线圈524,该线圈被配置成产生能够使用电信号驱动振动装置的磁场。振动装置500包括衬套522c,该衬套被配置成配合在限定在磁体523中的开口中,并且被配置成在销521与磁体523之间相接,从而允许磁体523在销521上平滑移动。

[0123] 在操作中,使用电信号驱动振动装置500,所述电信号包括低频率(例如,小于200Hz)的正弦波或另一类型的信号波形。线圈524可操作以产生具有感应电流的磁场。磁场继而在磁体523上施加磁力。当施加于磁体523时,磁力使磁体523沿着图6中箭头“A”所示的轴线移动。磁体523被配置成在根据磁场矢量的方向指示的方向上移动。

[0124] 形成悬挂元件的磁体520a和520b各自产生恒定磁场,所述磁场中的每一个施加到磁体523(即,磁体520a的北侧将面向磁体523的北侧,并且磁体520b的南侧将面向磁体523的南侧)。因此,磁体520a、520b在磁体523上施加相反力。由磁体520a、520b产生的相反力可操作以在平衡位置处悬挂磁体523,使得磁体523围绕平衡位置摆动并产生一个或多个振动信号。电信号将使磁体523沿着轴线A摆动或移动,轴线A可以与销521的纵向轴线相同或基本对应。

[0125] 在一些实施例中,为了确保磁体520a、520b和523不沿着轴线A以外的方向摆动或移动,这可能影响系统的效率并增加产生次级振动信号(例如,嗡嗡声)的不期望摩擦,振动装置500可以被配置成使得磁体523的运动受到销521限制。在一些实施例中,磁体520a、520b中的每一个可以用胶水、环氧树脂或另一形式的粘合剂固定到振动装置500的端盖525a、525b。磁体523可以围绕销526安装,其中衬套522c接口允许磁体523在销521上方平滑地移动,同时限制不沿着轴线A的任何运动。胶、环氧树脂或任何其他形式的粘合剂也可以用于将销521通过开口或孔522a、522b固定到端盖525a、525b。

[0126] 在一些实施例中,管526可以在其内表面上含有和/或包括润滑剂(例如,铁磁流体)或低摩擦材料(例如,聚四氟乙烯),该润滑剂被配置成减少磁体523与管526的内表面之间的潜在摩擦。减小的摩擦可以被配置成确保振动装置500更安静地操作(例如,由接触的潜在摩擦产生的噪声较少)。此类润滑剂还可用于减少衬套522c与销521之间的摩擦。

[0127] 在一些实施例中,管526和/或端盖525a、525b的外表面可以用吸声材料覆盖。此外,在一些实施例中,封盖525a、525b中的一个或多个可以用摩擦减少材料(例如,平滑材料)或冲击吸收或衬垫材料,例如软木塞覆盖,使得当端盖与人的皮肤或身体接触时,接触

的摩擦性比端盖525a、525b不由此类材料覆盖低。此外,在一些实施例中,端盖525a、525b中的一个或多个可附接到增加该端盖的表面面积的结构,使得当该端盖与人的皮肤或身体接触时,接触分散在较大面积上,减小由端盖施加在皮肤或身体上的压力。

[0128] 应理解,磁体520a、520b是可用于在振动装置500中形成悬挂元件的弹性物体的一个实例。在其它实施例中,磁体520a、520b可以由其它弹性物体(例如,弹簧、弹性聚合物)替换。

[0129] 图7A示出包括作为悬挂元件的弹簧的振动装置600的实施例。振动装置600可以类似于上述图6中所描绘的振动装置500。例如,振动装置600可包括壳体610,该壳体包括管626(例如,尼龙管)和端盖625a、625b。振动装置600还可以包括形成振动元件的磁体623,以及包括线圈624的驱动电路,以驱动磁体623的移动以产生用于治疗本文公开的前庭病症的振动信号。

[0130] 如图7A的横截面示意图中所示,振动装置600可包括实施为弹簧620a、620b的悬挂元件,而不是图6中所示的振动装置500中的磁体520a、520b。磁体623可由弹簧620a、620b共同悬挂在壳体610(例如,在腔室中)内,使得当由电信号通电时,磁体623可围绕平衡位置振动。

[0131] 如上文参考振动装置500所描述,在一些实施例中,振动装置600可包括具有纵向轴线的细长构件。细长构件可以被配置成延伸穿过振动元件磁体623中的开口,使得磁体623可以被配置成沿着细长构件的纵向轴线振动。细长构件还可以被配置成减少磁体623沿着除纵向轴线之外的任何轴线的摆动或振动。

[0132] 弹簧620a、620b可以由细长构件,端盖625a、625b中的腔和/或从端盖(图7A中未示出)延伸的其它合适结构,例如刚性和/或柔性结构(例如,销、泡沫、橡胶或任何其它材料)支撑。弹簧620a、620b可以被配置成沿着轴线(例如纵向轴线)伸展和压缩,磁体623安装到弹簧620a、620b,所述磁体被配置成沿着相同轴线摆动或振动以产生治疗振动信号。用作形成悬挂元件的弹性物体的弹簧可以使用胶水、环氧树脂或任何形式的粘合剂固定到振动装置600的其它部分(例如,固定到磁体623,管626,和/或端盖625a、625b)。弹簧620a、620b可以被配置成减少磁体沿着除了弹簧的轴线(例如,纵向轴线)之外的任何轴线的摆动。

[0133] 弹簧620a、620b可具有任何合适的材料(例如,不锈钢),并且对于弹簧常数 k 选择为具有某些刚度,使得当由电信号驱动时,它们允许磁体623沿着由标记箭头“B”指示的轴线移动。弹簧620a、620b可以被配置成使得它们附接到磁体623和壳体610的一部分。例如,每个弹簧(620a和620b)可以具有可以附接到壳体610的一部分的第一端和附接到磁体623的第二端。因此,弹簧可以被配置成在磁体上施加力以在腔室内的位置处悬挂磁体。例如,弹簧620a和620b可各自在相反方向上施加等效力,使得随着磁体623的移动,当一个弹簧(例如620a)膨胀时,另一个弹簧(620b)可收缩且反之亦然,使得磁体623可沿着轴线(例如,弹簧的纵向轴线)摆动或振动,磁体623的移动可以被配置成大约在悬挂位置(例如,平衡位置)。振动装置600可以包括一个或多个胶袋632、634,分别作为弹簧620a、620b和磁体623之间的联结点。

[0134] 在一些实施例中,弹簧620a、620b可操作以防止磁体623与管626的内表面之间的接触。如上文参考振动装置500所描述,振动装置600的管626可以在内表面上含有和/或包含润滑剂(例如,铁磁流体)或低摩擦材料(例如,聚四氟乙烯),以在磁体623的移动期间减

少来自磁体623与管626的内表面之间的任何接触的潜在摩擦。在一些实施例中,可包括杆或销(图7A中未示出)和衬套(图7A中未示出)以进一步限制磁体623在除沿轴线B之外的方向上的移动。

[0135] 图7B示出了图7A中附接到递送接口630以用于递送治疗振动信号的振动装置600的横截面视图。如前面所描述,磁体623充当由弹簧620a、620b悬挂的振动元件。递送接口630可以是记忆绵垫,其被配置成将振动信号从振动装置600传输到受试者的身体。虽然磁体和弹簧已作为悬挂元件的实例提供,但所属领域的技术人员将理解,其它类型的弹性物体可以代替和/或作为磁体和/或弹簧的补充使用。

[0136] 本文公开的振动装置(例如,振动装置400、500、600、700)可具有高Q因子(例如,能够在窄频率范围内以较大振幅摆动)。在一些实施例中,振动装置可以在最低基频下操作,例如50-70Hz之间的频率,其中低电量被引导到较高和更可听的共振频率。

[0137] 图8示出了根据实施例的振动装置700的横截面视图。振动装置700可以类似于振动装置500、600。例如,振动装置700可包括壳体710、实施为磁体723的振动元件、实施为弹簧720的悬挂元件以及包括线圈724的驱动电路,该驱动电路驱动磁体723的移动以产生用于处理本文所公开的前庭病症的振动信号。磁体723可以由弹簧720悬挂在壳体710内(例如,在腔室中),使得当由驱动电路递送的电信号通电时,磁体723可围绕平衡位置振动。

[0138] 在一些实施例中,为了减小弹簧720的弹簧常数,从而影响振动装置700的共振频率,弹簧720的长度可以增加,这可以允许生成较低频率。为了在不改变振动装置700的尺寸的情况下改变弹簧的长度,弹簧720可以被配置成穿过由磁体723限定的开口723a。如图8中所示,弹簧720可以附接到安装板728并且粘附到磁体723的远侧,而不是附接到磁体723的近侧。以此方式,振动装置700的长度可以保持相同,而弹簧720的长度可以增加等于或基本上等于磁体723的厚度的长度。在一些实施例中,作为具有安装板728的替代方案,磁体723可具有延伸穿过其长度的一部分(例如,其长度的大约95%)的开口,并且弹簧720可延伸穿过开口且附接到磁体723的远端,类似于弹簧720将附接到安装板728的方式。

[0139] 类似于图7B中描绘的振动装置600,图8中所示的振动装置700还可以附接到递送接口(例如,递送接口730),以将振动信号递送到受试者的前庭系统。递送接口730可包括衬垫材料,例如记忆绵垫,以与目标区域的表面一致,并充当振动装置700与目标区域之间的接口,以有效地递送振动信号。

[0140] 如图8中所示,振动装置的一些实施例可包括集成电路706,该集成电路包括用于生成用于激活振动装置700的信号的电路。集成电路706可包括一个或多个引线或连接点708(例如,导线)以连接到其它部件(例如,控制单元360,例如微控制器)。集成电路706还可以包括和/或联接到传感器790。

[0141] 振动装置700可具有高Q因子。在操作中,可以选择用于激活振动装置700的信号的频率,使得振动装置700以共振频率操作以增加给定功率输入的摆动的振幅。在实施例中,传感器790可包括被配置成监测磁场波动的霍尔效应传感器。当从可改变力水平和/或频率(例如,信号发生器370和/或放大器380)的信号源向振动装置700供应电信号的频率与振动装置700的共振频率匹配时,磁体723可以比其它频率移动得更远(例如,以更大的振幅摆动或振动)。因此,当电信号的频率与振动装置700的共振频率匹配时,由磁体723的摆动引起的磁场波动可增加。可以使用霍尔效应传感器监测这种相对波动。

[0142] 更详细地,微控制器或微处理器(例如,控制单元360)可操作以从霍尔效应传感器接收信号,并且基于传感器读数调整用于为振动装置700供电的电信号的频率。例如,微控制器可操作以扫描设定频率范围(例如,50-65Hz)并选择产生最高水平的磁场波动的电信号的频率。此过程可被称为“调谐”。此后,传感器790和微控制器的组合可以继续调整供应给振动装置700的电信号的频率,以在每次装置打开时维持所述效率。另外,在已经选择电信号的频率之后,可以围绕所选择的频率修改频率以确定与峰值效率相关联的电信号的频率是否由于温度、磨损或可能导致振动装置700(例如,弹簧720)的部件的特性随时间变化的其它变量而随时间变化。

[0143] 在一些实施例中,传感器790可包括类似于传感器390的安培计、伏特计、加速度计或某种其它类型的传感器,以用于测量信息(例如,电流、电压、加速度等),从而能够选择提供最大效率的共振频率。

[0144] 集成电路706可以充当端盖,这进一步减小振动装置700的大小。递送接口730可以是例如泡沫垫,该泡沫垫可操作以充当符合用户皮肤的表面并且能够将振动信号从振动装置700传输到身体的结构,使得其可以经由骨传导到前庭系统。递送接口730可以被配置成使得良好联接允许振动信号有效地传递到头部。

[0145] 在一些实施例中,为了避免可听音(即,噪声、嗡嗡声),振动装置700可以被配置成减少内部结构之间的摩擦和/或接触。例如,磁体723、线圈724、壳体710等可以彼此之间具有足够的公差来定位以允许部件的自然摇摆和摇动,同时减少各种部件之间的接触。

[0146] 类似于振动装置600的磁体623,磁体723还可在不沿着轴线C的方向上摇晃,这可以使磁体723接触振动装置700的内表面。这种接触可以发出可听声音和/或降低振动装置700的效率。在一些此类实施例中,可以通过选择弹簧720和磁体723来最小化噪声,所述弹簧和磁体的特性使得轴向共振频率与摇晃共振频率或其任何谐波不同。然后,在以对应于轴向共振频率而非摇晃共振频率的频率操作振动装置700时,可减少磁体723与振动装置700的其它部件之间的摇晃和无意接触。

[0147] 为了调整由振动装置700输出的机械振动信号的输出力水平,输入到振动装置700中的电信号的电压可以增加。替代地或另外,为了调整振动信号的输出力水平,可将电信号的频率调整到共振频率。

[0148] 图9A示出了弹簧820的透视图,所述弹簧可以充当振动装置中的悬挂元件(例如,上述装置700中的弹簧720)。弹簧的定向可以减少磁体(例如,磁体723)在第二方向上的摇晃、摇摆或不期望的移动量。如图9B和9C中所示,其呈现弹簧820的两个端部的视图,弹簧820可以被定向,使得弹簧820的第一端820a在0°位置开始,弹簧820的第二端820b在180°位置结束。在其它实施例中,取决于重力对振动装置的影响(例如,弹簧820相对于重力方向的定向),弹簧820可以其它度数间隔例如90°、270°等开始和结束。在一些实施例中,可以基于例如加速度计或霍尔效应传感器等传感器的放置来选择弹簧820的定向。

[0149] 图10-15是可以包括和/或集成到各种支撑元件中的振动装置的不同实施例的图示。虽然这些图中可以描绘一个或两个振动装置,但所属领域的普通技术人员应了解,各种实施例中可以包括任何数量的振动装置。在多个振动装置的情况下,来自每个装置的振动信号的力水平可以减小,因为振动信号的组合效应可以处于治疗有效水平以治疗前庭状况。

[0150] 图10示出了振动装置900,其中主体910集成到佩戴在受试者的头部HD上的头带918中。振动装置900包括类似于上文所描述的控制单元360的控制单元906。头带918可以由弹性、魔术贴、金属或塑料或允许头带918将振动装置900保持在受试者的头部HD上的另一材料制成,以有效地递送可以通过骨传导到前庭系统的振动信号。振动装置900可包括机载电源(例如,电池)以为控制单元906和/或振动装置900的其它部件供电,或者其可以经由电线附接到与头带918分开的电源(例如,电池组)。控制单元906可包括产生振动信号以治疗本文所公开的前庭病症或其它病症的必要电驱动电路。替代地,此类电路和电源可以可操作地连接到振动装置900。在一些实施例中,头带918可并入有额外装置,例如前灯或其它合适的头饰,以适应受试者的各种需求。

[0151] 图11示出了根据实施例的集成到呈耳机1002形式的支撑元件中的振动装置1000a、1000b的使用。耳机1002可包括音频扬声器1003a、1003b和连接音频扬声器1003a、1003b的细长部分1018(例如,带)。在一些实施例中,耳机1002可以是诸如耳罩的无源降噪装置,并且不包括诸如音频扬声器的部件。振动装置1000a、1000b可以类似于本文所述的任何其它振动装置(例如,振动装置300、400、500、600、700、800)。耳机1002可包括噪声消除电路,该噪声消除电路可用于减少由振动装置1000a、1000b产生的振动引起的可听声音水平,但不会抵消对前庭系统(例如,由于振动装置1000a、1000b产生的振动信号而经由骨)传导的其它振动。例如,系统1002可包括噪声消除电路,该噪声消除电路产生与振动装置1000a、1000b产生的可听信号异相(例如,180度相差)的信号(或若干信号)。此类异相信号用于减小由受试者的前庭系统检测到的此类可听信号的信号水平,使得受试者可听不到可听声音。

[0152] 当与耳机1002结合使用时,振动装置1000a、1000b可以邻近于音频扬声器1003a、1003b放置,使得当音频扬声器1003a、1003b定位在耳朵上方时,振动装置1000a、1000b覆盖乳突骨定位。替代地或另外,在一些实施例中,振动装置1000a、1000b中的一个或多个可并入到耳机1002的可与扬声器1003a、1003b共同定位的耳杯中,使得耳机1002的装饰性形状或轮廓不受影响。

[0153] 替代地或另外,在一些实施例中,振动装置1000a、1000b中的一个或多个(或未示出的附加振动装置)可以沿着头带1018放置,或从耳机1002的一部分延伸。替代地或另外,在一些其它实施例中,振动装置1000a、1000b中的一个或多个(或未示出的附加振动装置)可并入到附接到耳机1002和从其拆卸的附件中,使得用户可以选择使耳机不具有振动装置1000a、1000b或使耳机具有振动装置1000a、1000b。

[0154] 图12示出了振动装置1100a、1100b的又一个实施例,所述振动装置可以集成到枕1110(例如,旅行枕、垫层等)中或连接到枕。振动装置1100a、1100b在枕1110上的位置可以被配置成使得当受试者将他或她的头部放在枕1110上时,振动装置1100a、1100b覆盖例如受试者的乳突骨。在其它实施例中,振动装置1100a、1100b可以定位成使得它们覆盖受试者头部的其它区域。

[0155] 图13示出了可以集成到或连接到座椅1210(例如,汽车座椅、儿童的增高座椅、办公椅等)中的振动装置1200的又一实施例。座椅1210和振动装置1200可以被配置成使得例如当受试者的头部靠在座椅头枕1212上时,振动装置1200覆盖受试者的头部的一部分,并且能够将振动信号传输到头部。在一些实施例中,振动装置可以使用支撑元件1218可移除

地附接到座椅1210,使得其在不使用时可以被移除。在一些实施例中,振动装置可以附接到安全带或座椅的侧面,其中受试者可以通过将其头部放置在侧面(例如,与振动装置接触)来施加振动。

[0156] 图14示出了振动装置1300a、1300b的另一实施例,所述振动装置可以集成到一副眼镜1310中或连接到一副眼镜。虽然眼镜在图14中描绘,但本领域的技术人员将认识到,其它类型的眼镜(例如,护目镜、太阳镜、安全眼镜)也可以适用于具有一个或多个振动装置。振动装置1300a、1300b可以定位在眼镜1310上的耳朵部分1311a、1311b上,该振动装置在使用眼镜1310期间可以与受试者头部近侧接触。振动装置1300a、1300b可以定位成使得当受试者佩戴眼镜1310时,振动装置1300a、1300b覆盖头部的一部分,使得振动信号可以传递到头部并且传递到前庭系统上。

[0157] 图15示出了安装在或集成到虚拟现实装置1410(例如,可用于体验虚拟现实或增强现实环境的装置)中的振动装置1420的另一实施例。振动装置1400可以在虚拟现实装置1410的带1441上定位在虚拟现实装置1410上,所述带可以用于紧固或支撑受试者头部上的虚拟现实装置1410,并且可以在使用虚拟现实装置1410期间与头部近侧接触。一个或多个振动装置可以沿着虚拟现实装置1410的带1441安装在任何位置。振动装置1400可以定位在虚拟现实装置1410上,使得当受试者佩戴虚拟现实装置1410时,振动装置1400覆盖受试者头部的一部分,使得振动信号可以(例如,经由递送接口)传输到头部并且传输到前庭系统上。

[0158] 图25A-25C示出了振动装置2400的壳体2410的示意图。振动装置2400在结构和/或功能上可以类似于本文所述的任何振动装置。例如,振动装置2400可以类似于上述振动装置500、600和/或700。如图25A-25C中所示,振动装置2400可包括递送接口2430和外壳体2410内的内壳体2426。在一些实施例中,如图25C中的分解图中所示,可以通过联接两个部分2410a和2410b来形成外壳体2410。图26示出了壳体2410的横截面视图,其示出了可经由机械附件、粘合剂等两个部分2410a与2410b之间的联接。内壳体2426可以包含振动元件(例如,磁体)、线圈和/或与本文所述的振动装置相关联的其它结构。

[0159] 图27A、27B和27C分别示出了根据实施例的振动装置2500的透视图、侧视图和分解视图。图28A和28B分别示出振动装置2500的透视图和横截面侧视图。振动装置2500在结构和/或功能上可与本文所述的其它振动装置(例如,振动装置500、600和700)基本相似。例如,振动装置2500可包括壳体2510、递送接口2530和端盖2525。振动装置2500可包括电磁线圈2524a和2524b,该电磁线圈被配置成产生磁场以移动磁体2523。在一些实施例中,线圈2524a和2524b可例如在相反方向上缠绕以产生相反极性的磁场。尽管示出为具有两个线圈2524a和2524b,但在一些实施例中,振动装置2500可包括单个线圈,该单个线圈被配置成产生改变极性的磁场以引起磁体的移动。单个线圈可例如由两个单独的驱动电路驱动,从而产生不同极性的驱动信号。在一些其它实施例中,单个驱动电路可用于例如通过使用相控开关电路来生成不同极性的信号。振动装置2500可包括弹簧2520,该弹簧联接到磁体2523并且被配置成充当悬挂元件。振动装置2500可包括安装板2528a和2528b,并且磁体2523可具有延伸穿过其长度的一部分的开口,使得弹簧2520可延伸穿过开口且经由安装板2528b附接到磁体2523的远端,类似于弹簧720被描述为附接到振动装置700中的安装板728的方式。

[0160] 振动装置2500的磁体2523可包括金属端板2529a和2529b。在实施例中,端板2529b可充当弹簧2520的安装板2328b。端板可以被配置成减少杂散磁通量。例如,具有充当振动元件的磁体的振动装置可具有远离磁体偏离并使振动装置磁吸引到金属物体的磁场线。这种吸引力可以产生不合需要的副作用,并且在使用期间使它变得繁琐。端板2529a和2529b可以减少此类杂散磁通量,使得振动装置2500可以靠近其它金属物体使用,而不被那些物体吸引太多。此外,端板2529a和2529b可用于在垂直于(例如,朝向)生成磁场的线圈2524a换热2524b的方向上将磁场线引导出磁体的端部,从而使得引导更多磁场线以能够使磁体相对于振动装置2500移动,同时减少杂散耗散或磁场线在平行于线圈的方向上(例如,不朝向线圈)泄露。

[0161] 图38示出了根据另一实施例的振动装置2600的一部分的透视图。振动装置2600在结构和/或功能的几个方面可与本文所述的其它振动装置(例如,振动装置500、600、700和2500)基本上相似。例如,振动装置2600可以包括壳体和递送接口(图38中未示出)。振动装置2600可包括端盖2625,该端盖可联接到电磁线圈2624a和2624b,所述电磁线圈被配置成产生磁场以移动磁体2623。在一些实施例中,端盖2625可包括合适的电接口2627以将电信号递送到电磁线圈2624a和2624b。在一些实施例中,线圈2624a和2624b可以在相反方向上缠绕以产生相反极性的磁场。在一些实施例中,线圈2624a和2624b可以在彼此合适的距离处间隔开,如图38中所示,而在其它实施例中(例如,如图28A和28B中所示)所述线圈可以更紧密地一起放置在空间中。

[0162] 振动装置2600可包括弹簧2620,该弹簧联接到磁体2623并且被配置成充当悬挂元件。振动装置2600可包括安装板(图38中未示出),并且磁体2623可具有延伸穿过其长度的一部分的开口,使得弹簧2620可延伸穿过开口且经由安装板附接到磁体2623的远端,类似于弹簧2520被描述为附接到振动装置2500中的安装板2528b的方式。振动装置2600的磁体2623可包括金属端板2629a和2629b(图29中示出),该金属端板在结构和/或功能上与振动装置2500的金属端板2529a和2529b基本上相似。端板2629a和2629b可以被配置成减少如参考振动装置2500所述的杂散磁通量。例如,端板2629a和2629b可以限制任何杂散磁通量,使得振动装置2600可以接近其它金属物体使用而不被那些物体吸引。金属端板2629a和2629b可用于在垂直于(例如,朝向)线圈2624a和2624b的方向上将磁场线引导出磁体的端部,使得更多磁场线使得磁体能够相对于振动装置2600移动,同时减少在平行于线圈(例如,不朝向线圈)的方向上的杂散耗散或磁场的泄漏。

[0163] 由金属端板2629a和2629b聚焦的磁场线的示例图示2700a在图29中示出。图30中在弧长度的分布上测量的归一化通量密度的图形2700b将无端板的振动装置的相对磁通量泄漏(线2702)与具有端板2629a和2629b的振动装置2600的减少的磁通量泄漏(线2704)进行比较。如图所示,金属端板(例如,2629a和2629b)的使用可以使得减少磁通泄漏。在一些实施例中,端板2629a和2629b可以使得更有效地利用由线圈2624a和2624b产生的磁场能量,使得可使用较小的驱动力来引起磁体2623的期望移动以产生治疗有效的振动信号。在一些实施例中,金属端板2629a和2629b可用于将磁体的磁场线以所需较少功率的方式聚焦(例如,在朝向线圈的方向中)以驱动磁体的移动。在此类实施例中,较小磁体2623可用于产生给定强度的振动信号,由此使得振动装置2600的尺寸能够减小。金属板269a和2629b可具有任何合适的材料,其可聚焦如上所述的磁场线。在实施例中,端板2529a、2529b和/或端板

2629a、2629b可由低碳钢制成。

[0164] 图31A、31B和31C分别示出了根据实施例的振动装置2800的透视图、侧视图和分解视图。图32A和32B示出了图31A-31C的振动装置2800的两个横截面视图。振动装置2800在结构和/或功能上可与本文所述的其它振动装置(例如,振动装置500、600、700、2500和/或2600)基本相似。例如,振动装置2800可包括壳体2810、递送接口2830以及壳体部分2825a和2825b。振动装置2800可包括电磁线圈2824,该电磁线圈被配置成产生磁场以沿着图32B中所示出的箭头方向E移动充当振动元件的磁体2823。

[0165] 磁体2823可包括金属端板2829a和2829b。端板2829a和2829b可基本上类似于参考振动装置2500描述的端板2529a和2529b。在实施例中,金属端板2829a和2829b可以由低碳钢制成。金属端板2829a和2829b可以被配置成相对于线圈2824在垂直方向上聚焦磁体2823的磁场线(例如,使磁体2823的磁场线在垂直于线圈2824的方向上离开磁体的端部),同时减少杂散耗散或平行方向上的磁场泄漏。图33示出了具有金属端板2829a、2829b的磁体2823和线圈2824的相对定位。图34是由如图33中所示的金属端板2829a、2829b聚焦的磁场线的示例图示3000。图35中在弧形长度的分布上测量的归一化通量密度的图形3100比较了不同振动装置的相对磁通量泄漏。线2702是不具有端板的振动装置的磁通量密度,线2704是上面参考图29和30描述的具有图38中所示的配置中的端板的磁通量密度,线3102是具有端板2829a、2829b的振动装置2800的磁通量密度。如所描绘的,与本文所述的其它振动装置(例如,振动装置2500或2600)的驱动电路相比,金属端板2829a、2829b的使用可以使得由振动装置2800的驱动电路引起的通量泄漏减少。

[0166] 振动装置2800包括悬挂元件2820a和2820b(例如,弹簧),该悬挂元件被配置成悬挂代替弹簧的磁体2823并支撑其移动,如先前所描述的振动装置中的一些中所述。悬挂元件2820a和2820b可以是环形块的弹性和/或可变形材料,例如布、星架弹簧或柔性膜。环形件可联接到磁体2823,并被配置成在平衡点处悬挂磁体2823,使得由线圈2824产生的磁场可在箭头E指示的方向上围绕平衡点移动磁体。通过使悬挂元件2820a和2820b从磁体侧向延伸,与从磁体纵向延伸相反(例如,诸如振动装置2500的弹簧2520),悬挂元件2820a和2820b可实现装置2800的总高度的减小,同时还减少磁体2823在由箭头E限定的轴线外部的离轴移动或摇晃。另外,悬挂元件2820a和2820b可以被配置成伸展和压缩以提供相对于磁体2823的移动轴线成角度的一个或多个方向上的恢复力,使得悬挂元件2820a和2820b减少磁体2823在一个或多个方向上的摆动。

[0167] 图36A、36B和36C分别示出了如上文所描述的根据实施例700、2500和2800的振动装置的尺寸的比较。在一些实施例中,振动装置2800的侧向尺寸可以通过减小悬挂元件2820a、2820b的折叠部的数目和/或折叠部的侧向延伸来进一步减小。进一步减小本文所述的一个或多个振动装置的尺寸的方式可以是减小部件,例如,移除塑料支撑结构,并且使振动元件和/或其它部件直接安装到集成电路板。

[0168] 图37示出了根据实施例的振动装置3200。振动装置3200在结构和/或功能上可以与本文所述的其它振动装置(例如,振动装置500、600、700、2500、2600和/或2800)基本相似。例如,振动装置3200可包括壳体3210、递送接口3230以及壳体部分3225a和3225b。振动装置3200可包括电磁线圈3224,该电磁线圈被配置成产生磁场以沿着图37中所示出的箭头方向F移动充当振动元件的磁体3223。

[0169] 磁体3223可包括金属端板3229a和3229b。端板3229a和3229b可基本上类似于参考振动装置2800描述的端板2829a和2829b。在实施例中,金属端板3229a和3229b可以由低碳钢制成。金属端板3229a和3229b可以被配置成相对于线圈3224在垂直方向上聚焦磁场线,同时减少平行方向上磁场的杂散耗散或泄漏。

[0170] 振动装置3200可包括悬挂元件3220(例如,弹簧),该悬挂元件被配置成悬挂并支撑磁体3223的移动。悬挂元件3220在结构和/或功能上可以与先前参考振动装置2800描述的悬挂元件2820a和2820b基本上相似。例如,悬挂元件3220可以是一个或多个环形材料件。环形件可以经由金属端板3229b联接到磁体3223,如图37中图示的。悬挂元件3220可以任何合适方式(例如,用粘合剂胶合)联接到金属端板3229b,且被配置成在平衡点处悬挂磁体3223,使得由线圈3224产生的磁场可在箭头F指示的方向上围绕平衡点移动磁体。与振动装置2800一样,悬挂元件3220可以被配置成减小装置3200的总高度,同时还减少磁体3223在由箭头F限定的轴线外部的离轴移动或摇晃。此外,因为悬挂元件3220设置于端板3229b与线圈3224之间,振动装置3200的横向尺寸也可以相对于振动装置2800减小,如图32A和32B中所描绘。例如,悬挂元件3220可以被配置成膨胀和压缩以提供相对于磁体3223的移动轴线成角度的一个或多个方向上的恢复力,使得悬挂元件3220减少磁体3223在一个或多个方向上的摆动。

[0171] 在一些实施例中,为了增加磁体3223的稳定,可以添加额外部件(例如,柱或销,例如销521),并且磁体3223可以配置有开口以通过磁体3223接收部件,类似于振动装置500的磁体523。

[0172] 图46A、46B、47和48描绘了根据本文公开的实施例的示例振动装置4100的不同视图。图46A和46B描绘了振动装置4100的不同透视图。图47描绘了振动装置4100的分解视图。图48描绘了振动装置4100的横截面视图。振动装置4100可包括在结构上和/或功能上与本文所述的其它振动装置的部件相似的部件。例如,振动装置可包括壳体4110、递送接口4130、电磁线圈4124、实施为磁体4123的振动元件和实施为弹簧4120的悬挂元件。

[0173] 壳体4110可以由一个或多个部分4110a、4110b形成,所述一个或多个部分一起限定用于接收振动装置4100的一个或多个其它部件的内部空间4110c。例如,磁体4123、电磁线圈4124、弹簧4120等可以被接收在空间4110c内。磁体4123类似于本文所述的其它磁体(例如,磁体723、2523),可包括凹部或孔,弹簧4120可延伸穿过凹部或孔。在一些实施例中,磁体4123可包括延伸穿过其整个长度的孔,且因此弹簧4120延伸穿过磁体4123且附接到安装在磁体4123的顶端上的板或盖4128。替代地,磁体4123可具有延伸穿过磁体4123的部分长度的凹部,并且弹簧4120可延伸到凹部中且附接到磁体4123的一部分(例如,磁体4123的顶部部分)。在一些实施例中,磁体4123可在其两端处由两个端板界定,所述端板可以被配置成聚焦由线圈4124产生的磁场线,如上文关于振动装置2500更详细地描述的。磁体4123在由弹簧4120悬挂时可沿着轴线G振动,即沿着平行于弹簧4120的纵向轴线的轴线振动。弹簧4120的另一端可延伸到限定在壳体4110b的一部分4110b中的凹部4110d中且附接到壳体4110。弹簧4120与磁体4123和/或壳体4110之间的附接可经由粘合剂、焊接、摩擦、螺钉或任何其它合适的机构。

[0174] 线圈4124可以被配置成产生磁场,该磁场使磁体4123沿着轴线G移动。线圈4124可围绕磁体4123的至少一部分设置在空间4110c内。线圈4124可以可操作地联接到电路(例

如,在集成电路4106上),用于生成用于驱动磁体4123移动的信号。在一些实施例中,振动装置4100可包括机载电池或电源,以用于向装置(例如,向联接到线圈4124的信号发生器)供电。

[0175] 在一些实施例中,壳体4110可包括一个或多个环、门锁、钩或其它合适的附接机构,以用于实现未描绘的头带或其它支撑元件(例如,支撑元件418)的附接。在一些实施例中,壳体4110可以限定端口或开口4150。在一些实施例中,端口4150可以实现空气进入和离开装置的流体连通。此类通信可以使得空气能够自由地进入和离开装置,当磁体4123在空间4110c内振动时,防止或减少振动装置4100内的压力和/或热累积。替代性地,在一些实施例中,壳体4110可以被配置成限定与周围环境流体隔离的封闭或密封空间4110c。此类实施例可适用于振动装置4110可在水下或在可能损坏装置4100的内部电路和部件的其它环境中使用的应用。在一些实施例中,端口4150可用于将电连接传递至装置中和传递出装置,例如,在印刷电路板或其它电路和/或电子器件(例如,控制单元、传感器等)经由有线连接联接到振动装置的情况下。

[0176] 振动装置4100的其它部件和/或功能以及此类部件和/或功能的变化类似于本文所述的其它振动装置,因此关于振动装置4100不再次重复。可通过参考本文中所描述的对其它振动装置的相关描述来理解此类部件、功能和/或其变化。

[0177] 图49-52提供了根据本文公开的实施例的示例振动装置4200的不同视图。图49描绘了振动装置4200的透视图。图50描绘了振动装置4200的分解视图。图51描绘了振动装置4200的横截面视图。图52描绘了振动装置4200的振动质量(例如,磁体4223,端板4229a、4229b)和悬挂元件或弹簧4220a、4220b的放大视图。振动装置4200可包括在结构上和/或功能上与本文所述的其它振动装置的部件相似的部件。例如,振动装置可包括壳体4210,递送接口4230,电磁线圈4224,实施为磁体4223的振动元件和实施为弹簧4120a、4120b的悬挂元件。

[0178] 壳体4210类似于本文所述的其它壳体可由一个或多个部分4210a、4210b形成,所述一个或多个部分一起限定用于接收振动装置4210的其它部件的内部空间。在一些实施例中,壳体4210可限定开口或端口4250,该开口或端口可接收电线进入装置中和/或使得能够将空气流体连通到装置中或离开装置,类似于振动装置4100。替代地,壳体4210可以限定用于容纳振动装置4210的其它部件的密封空间或隔室。

[0179] 磁体4223在结构和功能上可以与磁体2823相似,其中磁体4223包括金属端板4229a、4229b。金属端板4229a可以具有与磁体4223基本上相似的直径,而金属端板4229b可以包括围绕磁体4223和/或金属端板4229a的部分。两个端板4229a、4229b可以被配置成聚焦由线圈4224产生的磁场线。

[0180] 悬挂元件或弹簧4220a、4220b被配置成悬挂磁体4223并支撑磁体的移动。弹簧4220a、4220b可以由金属形成且具有大体上平坦的结构。弹簧4220a、4220b通过由金属形成,为装置4200提供了更大的一致性、耐久性和寿命,例如,与橡胶弹簧相比,保持磁体4223随时间推移的更一致的移动。弹簧4220a、4220b可以围绕磁体4223和/或金属端板4229a、4229b的周边盘绕或缠绕。通过使弹簧4220a和4220b从磁体4223横向延伸,与从磁体4223纵向延伸相反,弹簧4220a、4220b可实现装置4200的总高度的减小,同时还减少磁体4223在由箭头H限定的轴线外部的离轴移动或摇晃。在一些实施例中,弹簧4220a、4220b可以在相反

方向上缠绕或盘绕以进一步减少磁体4223的横向或离轴移动。磁体4223和/或金属端板4229a、4229b可以被配置成移动通过由弹簧4220a、4220b限定的开口。弹簧4220a、4220b与磁体4223和/或壳体4210之间的附接可经由粘合剂、焊接、摩擦、螺钉或任何其它合适的机构。

[0181] 在一些实施例中,磁体4223和/或联接到磁体的金属端板4229a、4229b可包括一个或多个开口或孔4223a,该开口或孔使得空气能够在磁体4223的两侧之间通过。通过允许空气在磁体4223的两侧之间通过,振动装置4200可以例如通过例如当磁体4223在密封壳体4210内时减少在磁体4223的任一侧上积聚的压力而更有效地操作。在没有这些孔的情况下,磁体4223的移动可以产生增加刚度的压力,这可以增加装置4200的共振(例如,增加装置的振动频率(例如,基频)。通过将孔添加到磁体4223和/或金属端板4229a、4229b,装置4200的刚度可以减小以降低装置4200的基频或最低共振频率。

[0182] 振动装置4200的其它部件和/或功能以及此类部件和/或功能的变化类似于本文所述的其它振动装置,因此关于振动装置4200不再次重复。可通过参考本文中所描述的对其它振动装置的相关描述来理解此类部件、功能和/或其变化。

[0183] III. 传感器和反馈

[0184] 在本文所述的实施例中,将可以经由骨传导的振动信号施加到受试者的前庭系统的振动装置可用于治疗疾病和/或与此类疾病有关的症状。例如,根据本文所述的研究,在特定频率和力范围内的振动装置已显示是缓解由前庭疾病和前庭病变引起的症状的治疗性的,所述病变包括眩晕、头晕、耳毒性、前庭毒性、运动病、虚拟现实病、空间不一致、昏睡综合征和/或恶心。这些症状的发作可以通过监测受试者的生物测定来预测,所述生物测定包括:例如,皮肤传导能力,通过脑电图(EEG)测量的脑波模式,肌电图(EMG),温度,眼睛运动,通过心电图(EKG)测量的心率、心跳或心脏波形(即,PQRST波形),血压,氧饱和度(例如,SpO₂),呼吸信号,神经引发的电位(例如,迷走神经监测)、出汗毒理学,和应激激素水平(例如,皮质醇水平)。另外或替代地,也可以通过监测环境度量来预测这些症状的发作,所述环境度量包括例如环境声音、温度、振动/颤抖、位置、运动、加速度、位置和环境气压。

[0185] 在一些实施例中,治疗振动装置或骨传导装置可以与一个或多个传感器(例如,生物测定传感器、环境传感器等)一起使用。传感器可以集成到振动装置中和/或可操作地联接到振动装置。处理器可用于监测症状的发作或子集(例如,通过监测由一个或多个传感器收集的数据),并且基于生物测定和/或环境度量反馈控制振动装置的操作(例如,接通或断开振动装置的电源,改变振动的力水平或频率)。在一些实施例中,处理器还可以例如基于监测生物统计和/或环境度量,记录前庭疾病和前庭病变的频率、严重性和持续时间的历史趋势。传感器和/或处理器可以物理地连接或耦合到振动装置或可例如通过有线和/或无线连接与振动装置通信的单独装置的一部分。

[0186] 如上文参考图4A所述,振动装置350可包括一个或多个传感器390。传感器390可以被配置成测量与受试者的前庭系统相关联的信息和/或其它生物测定。可选地,传感器390可以被配置成测量与受试者周围环境相关联的信息。如图4A中所描绘的,传感器390可以可操作地联接到控制单元360,包括处理器364。经由此耦合的传感器390可以将与一个或多个生物测定和/或环境度量相关联的信息传送到控制单元360。然后,控制单元360(例如,经由处理器364)可以基于生物测定和/或环境度量数据控制振动装置(例如,振动装置300)的操

作,所述生物测定和/或环境度量数据可以指示与前庭系统相关联的症状的发作和/或子集。例如,在检测到症状发作时,控制单元360可以激活信号发生器370和/或放大器380以提供电信号以对振动装置300通电,和/或调整电信号的一个或多个参数以改变施加到受试者的振动信号的频率和/或力水平。

[0187] 在一些实施例中,皮肤传导率(例如,由传感器390测量)可用于检测用户的生理状态的变化,例如,生理病症例如恶心的发作、子集和/或严重性。例如,恶心通常以波动发展,每次波动都带来温暖的感觉,导致出汗增加。皮肤传导率可以与恶心的严重程度相关,例如,由于来自恶心的汗液降低皮肤的电阻率(即,增加皮肤传导率)。这些皮肤传导率的增加经常带来尖峰伴随恶心波动。因此,皮肤传导率可以是生物测定指标,其可用于向控制单元和/或处理器发出恶心正在发展的信号。处理器接着可打开振动装置(例如,激活信号发生器以供应使振动元件生成振动信号的电信号)和/或增加对振动装置的功率。在一些实施例中,处理器可响应于皮肤传导率的尖峰,例如皮肤传导率的突然变化,例如大于预定时间段内一定量或/或百分比的皮肤传导率的改变而开启和/或增加振动装置的功率。在一些实施例中,处理器可响应于皮肤传导率升高到高于某一阈值而打开振动装置和/或增加振动装置的功率。例如,如果将 $2\mu\text{S}$ 设置为个体的基线皮肤传导率,那么一旦皮肤传导率升高到 $6\mu\text{S}$ 以上,可向上调整转换器的力水平。

[0188] 图39是展示根据报告的恶心的皮肤传导率的示例变化的图表3700。如所描绘,随着恶心的增加,皮肤传导率增加,在沿着恶心水平的增加的不同点,皮肤传导率的尖峰增加。

[0189] 在一些实施例中,脑波活动的变化(例如,由传感器390测量)可用于检测恶心的发作、子集和/或严重性。由EEG监测的脑波分析可以是受试者趋向或远离经历恶心的预测工具。例如,如果受试者EEG数据的多元正态概率密度函数(MVNPDF)为0,则存在低的恶心概率。替代性地,如果EEG数据的MVNPDF为1,则存在高恶心概率。因此,EEG数据的MVNPDF的时间平均值可以用作发展中的恶心的生物测定指标。处理器可以监测该时间平均值,并且基于该时间平均值调整供应给振动装置的功率。例如,当MVNPDF的时间平均值增加时,处理器可以打开振动装置和/或增加对振动装置的功率。替代地,当MVNPDF的时间平均值减小时,处理器可以关闭和/或降低振动装置的功率。在一些实施例中,另一个生物测定指标可以是如果MVNPDF(平均或瞬时)高于或低于某一预定义阈值,在这种情况下,振动装置的功率可以分别增加或减小。

[0190] 图40是EEG数据的MVNPDF的图表3800,EEG数据的MVNPDF根据在佩戴治疗性振动或骨传导装置时处于飞行模拟器中的受试者的时间而变。较深的线3802表示受试者的MVNPDF,其中振动装置关闭,且较浅的线3804表示受试者的MVNPDF,其中振动装置打开。MVNPDF的趋势线也以虚线3806、3808示出,当装置关闭时,具有正斜率(例如,与增加的恶心概率相关联),并且当装置打开时具有负斜率(例如,与降低的恶心概率相关联)。

[0191] 在一些实施例中,EEG数据可用于测量受试者的认知负荷,其可以指示思虑不清或不能集中精力,这两者可以是前庭性偏头痛和/或眩晕的症状。

[0192] 在一些实施例中,传感器(例如,传感器390),例如EMG,可用于测量颈部前庭诱发的肌源性电位(cVEMP)和眼部前庭诱发的肌源性电位(oVEMP)。EMG数据(例如,cVEMP和/oVEMP)可以用于例如诊断前庭疾病和/或前庭病。例如,EMG数据可用于监测肌肉痉挛、打哈

欠、打喷嚏和/或咀嚼,其可发出诸如恶心或头晕正在发展的症状的信号。处理器接着可基于例如EMG度量的突然或快速变化,或如果EMG数据升高到高于或下降到低于一个或多个预定义阈值,调制(例如,调整)送至振动装置的功率。

[0193] 在一些实施例中,传感器(例如,传感器390)可用于测量体温。例如,体温的升高可以发出恶心发作的信号。体温有自然波动,但突然或快速上升可能是恶心正在发展的迹象。因此,恶心发作的生物测定指标可包括例如体温的尖峰(例如,在短时间段内体温的变化大于某一量和/或百分比)、体温升高高于预定义阈值等。可以考虑的其他因素包括例如环境温度、受试者是否正在锻炼(例如,受试者的活动状态或用户的活动水平)等,其可以使用其它传感器检测。在一些实施例中,附加的传感器(例如,温度计或运动传感器)可以与体温传感器(或本文所述的其它传感器,例如,皮肤传导率传感器、心率传感器等)结合使用,以确定体温的变化(或其它生物学特性的变化)是否归因于恶心和/或其他因素。例如,温度计可用于测量环境温度,并且来自运动传感器、加速度计或其它传感器的数据可用于确定用户的活动状态(例如,休息、锻炼等)和/或活动水平(例如,低强度锻炼、高强度锻炼)。在一些实施例中,由额外传感器收集的数据可用于调整阈值或其它参数,所述阈值或其它参数用于评估体温数据以确定恶心的发作。处理器可以监测此数据,并且基于数据调整所述阈值,调整供应给振动装置的功率和/或振动装置的其它参数以影响振动信号的频率、力水平等。

[0194] 在一些实施例中,传感器(例如,传感器390)可用于测量与受试者的眼睛相关联的变化,例如瞳孔的变化、眼睛的移动和眼睑的运动。此类生物统计可以是症状的指示,包括例如眩晕、头晕和入睡。例如,眼球震颤、瞳孔扩张和收缩和/或眨眼的速度或频率的变化可以指示此类症状的发作。因此,此类症状发作的生物测定指标可包括例如观察或检测眼球震颤、瞳孔直径的突然或快速变化、瞳孔直径升高到一个或多个预定义阈值以上或下降到一个或多个预定义阈值以下、眨眼频率增加、眼睑打开和关闭速度降低(例如,低于预定义阈值)和/或眼睑关闭更长持续时间(例如,比预定义阈值更长)。处理器可以监测这些指标中的一个或多个,并且基于所述指标调整供应给振动装置的功率和/或振动装置的其它参数以影响振动信号的频率、力水平等。

[0195] 在一些实施例中,传感器(例如,传感器390)可用于测量受试者的心率。心率可能随着恶心和其他症状的发作而升高和下降,例如,与前庭疾病或前庭病相关联的症状。例如,当恶心首先发展时,心率可以增加直到某个水平,例如直到受试者报告在测量恶心的视觉模拟量表上是十分之六。然而,在发展到某种程度的恶心时,受试者可经历心率的快速下降,这可能作为预防将毒素通过身体传播而发生。因此,恶心发作的生物测定指标可以包括例如心率的增加或上升(例如,心率的变化率大于预定义值,或变化量或百分比大于预定义量或百分比)、心率的快速下降或降低等。处理器可以监测这些指标中的一个或多个,并且基于所述指标调整供应给振动装置的功率和/或振动装置的其它参数以影响振动信号的频率、力水平等。

[0196] 图41A是根据恶心的心率的图表3900,其显示随着恶心增加心率一开始增加,且接着随着恶心水平继续增加而心率降低。

[0197] 在一些实施例中,传感器(例如,传感器390)例如EKG装置可用于测量受试者的心跳或心脏波形。图41B描绘了心跳波形4000的实例,其中P、Q、R、S和T点被标记。心跳波形,例如心跳波形的PQRS点之间的相对位置,可以随着与各种生理状况相关联的症状的发作而改

变。使用EKG,可以由处理器监测受试者的心跳波形。因此,症状发作的生物测定指标可包括例如改变或返回到基线的心跳波形。处理器可以监测这些指标中的一个或多个,并且基于所述指标调整供应给振动装置的功率和/或振动装置的其它参数以影响振动信号的频率、力水平等。

[0198] 在一些实施例中,传感器(例如,传感器390)可用于测量血压。血压可以随着与各种生理状况相关联的症状的发作而变化。因此,症状发作的生物测定指标可包括例如血压变化、血压升高到高于某一阈值或降低到低于某一阈值等。处理器可以监测这些指标中的一个或多个,并且基于所述指标调整供应给振动装置的功率和/或振动装置的其它参数以影响振动信号的频率、力水平等。

[0199] 在一些实施例中,传感器(例如,传感器390)可用于测量血液中的氧饱和度。血液中的氧饱和度可以随着与各种生理状况相关联的症状的发作而变化。因此,症状发作的生物测定指标可包括例如氧饱和度的快速变化、氧饱和度升高高于某一阈值或降低低于某一阈值等。处理器可以监测这些指标中的一个或多个,并且基于所述指标调整供应给振动装置的功率和/或振动装置的其它参数以影响振动信号的频率、力水平等。

[0200] 在一些实施例中,传感器(例如,传感器390)可用于测量神经诱发的电位(例如,迷走神经监测)。神经诱发的电位(例如,迷走神经监测)可以随着与各种生理状况相关联的症状的发作而变化。因此,症状发作的生物测定指标可包括例如所诱发电位的快速变化、高于或低于某一阈值的潜在化合物活性等。处理器可以监测这些指标中的一个或多个,并且基于所述指标调整供应给振动装置的功率和/或振动装置的其它参数以影响振动信号的频率、力水平等。

[0201] 在一些实施例中,传感器(例如,传感器390)可用于测量汗液毒理学(例如,乙醇监测)。症状发作的生物测定指标可以包括例如汗液中渗出的所测量化学物质(例如,代谢物)的快速变化、升高到某一阈值以上或降低到某一阈值以下的特定所测量化学汗液毒性度量等。处理器可以监测这些指标中的一个或多个,并且基于所述指标调整供应给振动装置的功率和/或振动装置的其它参数以影响振动信号的频率、力水平等。

[0202] 在一些实施例中,传感器(例如,传感器390)可用于测量应激激素(例如,皮质醇)。应激激素(例如,皮质醇)可以随着与各种生理状况相关联的症状的发作而变化。因此,症状发作的生物测定指标可包括例如出汗中渗出的所测量压力激素的快速变化、升高到某一阈值以上或降低到某一阈值以下的特定所测量激素度量等。

[0203] 振动装置或骨传导装置的若干配置使得能够将一个或多个生物测定传感器集成和/或耦合到它们可以接收准确或可靠数据的区域中。例如,已发现耳周围的区域对于测量心率、体温和氧饱和度是有效的。作为另一实例,已发现前额是用于测量皮肤传导率的有效位置。可能有利于放置传感器的额外位置包括但不限于耳廓、外耳道、颈部、乳突、手腕和手指。

[0204] 图42是传感器3390、3394放置在耳或耳道附近和额头上的示例性振动装置或骨传导装置3300。

[0205] 图43是包括头带3418的示例性振动装置或骨传导装置3400,其中传感器可以沿着头带3418围绕受试者头部放置。

[0206] 图44是示例性振动装置或骨传导装置3500,其中传感器3590可以围绕耳放置。

[0207] 图53是安装或集成到助听器和/或耳鸣掩蔽器中的振动装置4300的另一实例。由于听力丧失和耳鸣通常是伴有眩晕或其它前庭功能障碍,例如美尼尔综合症的并发症,所以设计为提供前庭刺激的装置(例如,本文所述的振动装置)可以与其它治疗组合。在一些实施例中,可以同时使用多个功能(例如,助听器、耳鸣掩蔽器、前庭刺激)并且彼此独立地打开和关闭。在一些实施例中,一个或多个传感器4390可安装在助听器上或集成到助听器中。

[0208] 虽然本文描述了用于测量不同生物测定和/或环境度量的不同类型的传感器,但可以理解的是,振动装置可以与几个不同的传感器一起使用,并且由这些传感器收集的数据可以共同用于预测恶心的发作和/或子集,并且因此向处理器发信号以改变振动装置的操作。

[0209] IV. 用于为振动装置供电的电信号

[0210] 图17A和17B示出了用于为振动装置供电的电信号的示例性波形。图17A示出了具有波长1604和振幅1602的正弦波形1600,其可以例如用于调节磁场矢量以移动振动装置的振动元件。图17B示出了方形波形1610,其可以例如用于调制振动装置中的压电振动元件以产生振动信号,如上文所描述。压电装置可以在由方波激活时以高频率振动以产生压力,并且方波可以在较低频率(例如,小于200Hz)下循环,使得压力在较低调制频率(例如,60Hz)下循环打开和关闭,并且类似于低频率振动信号起作用。

[0211] 图18是描绘用于为振动装置供电以产生振动信号的电信号的斜升和斜降的图表1700。图表1700示出电信号的振幅随时间推移如何变化。如图18中所示,振幅可以在发作阶段1702期间斜升,其中该振幅以预定义速率增加。在达到预定水平后,在稳定状态阶段1706期间保持振幅恒定,所述稳态阶段可持续任何合适的时间量以用于治疗前庭状况(如虚线所表示)。然后可以预定义速率斜降振幅,直到信号关闭。波形的开始阶段1702和偏移阶段1704可以具有不同的斜坡轮廓,如图18所示。例如,开始阶段1702中施加的电压振幅的增加可以随着每单位时间的振幅的增加的某一速率而斜坡增大。并且偏移阶段1704可以是向下斜坡或振幅的斜坡减小,其中每单位时间的振幅减小的某一速率不同于增大速率。在一些实施例中,开始阶段1702中振幅的增加速率可以高于偏移阶段1704中振幅的减小速率,如由不同斜率指示。在一些情况下,开始阶段1702中的斜坡增加和/或偏移阶段1704中的斜坡减小也可以随着速率变化(例如,随时间推移增加和/或减小的速率)而实现。

[0212] 在一些情况下,可以基于所治疗的前庭病症、受试者的个人偏好、环境因素等指定增加率和/或降低率。在一些实施例中,可以由用户调整振幅的增加速率和/或减小速率。在一些实施例中,可基于传感器读数(例如,由控制单元360)自动地调整振幅的增加速率和/或减小速率。例如,集成到振动装置中的传感器可以被配置成当振动装置通电和/或断电时测量身体或生理状况和/或反应(例如,汗液、温度、心率等的变化)。通过监测身体状况和/或反应,可以调整斜升速率和/或斜降速率以适应不同反应(例如,由更敏感或首次用户相对于装置的更常规用户)。此外,对于患有慢性病症(例如,眩晕、耳鸣)的受试者,可以选择斜升和/或斜降以减少在装置接通和/或断开之间的过渡的刺耳效应,例如,前庭病症的突然恢复和与前庭病症相关的症状的更大发作。

[0213] V. 方法

[0214] 图19示出了使用振动装置(例如,振动装置300、400、500、600、700等)治疗与本文

公开的前庭病症相关的症状的方法1800。在1802处,振动装置定位在受试者或用户的头部上。定位在合适的区域上(例如,在合适的骨结构上),使得振动信号可以有效地传递到受试者的前庭系统。

[0215] 在1804处,将电信号供应给振动装置以使装置通电,并引起振动装置中的振动元件移动。在1805处,向受试者头部施加振动信号以治疗前庭病症。在1806处,监测与通电振动装置相关联的信息,包括例如电流、电压、磁场波动等。在1808处,监测受试者的生理状况和/或舒适度。例如,可以监测受试者的心率、出汗、温度、呼吸、氧饱和度等生理体征。在一些情况下,可使用与振动装置集成的适当传感器和致动器来监测来自受试者的任何反馈,例如报告用户感知的舒适度或不适程度的反馈。在1806和1808处的此类监测可使用一个或多个传感器(例如,传感器390、传感器416)和/或控制单元(例如,控制单元360)来实现。

[0216] 在1810处,振动装置和/或联接到振动装置的控制单元确定电信号是否应该调整还是改变。如果电信号不需要调整(1810:NO),那么振动装置可以在1805处继续治疗前庭状况,在1806处继续监测与振动装置相关联的信息,并且在1808处继续监测与受试者相关联的信息,如上文所描述。

[0217] 当电信号确实需要调整(1810:是)时,在1812处,改变电信号的频率或力水平,并且在1804处,在如上所述的流程图之后,将新的电信号施加到振动装置。从监测振动装置和监测受试者收集的信息可用于确定是否需要改变力水平和/或频率以及改变多少和以何种形式改变。例如,如果测量的电压、电流和/或磁场波动指示电流频率不是共振频率,则可以调整频率以改进振动装置的效率。作为另一实例,如果从用户接收到指示前庭病症不再存在(例如,运动病不再存在)的信号,则振动装置可调整频率以关闭装置(例如,经由斜降)。作为另一实例,响应于受试者不适的指示,力水平可以减小。

[0218] 图45示出可由与振动装置(例如,本文所述的振动装置中的任一个,包括一个或多个传感器)相关联的一个或多个部件执行的方法3600。在3602处,振动装置可以定位在用户或受试者上,例如用户头部或耳上。定位可以在合适的区域上方(例如,在合适的骨结构上方),使得振动信号可以有效地传递到目标区域(例如,前庭系统)。

[0219] 在3604处,机载或外部处理器或控制单元(例如,控制单元360)可以监测例如由一个或多个传感器(例如,传感器390)收集的用户的生物统计和/或环境度量。一个或多个传感器可以集成到振动装置中和/或可操作地耦合到振动装置。在3606处,处理器可以检测生物测定和/或环境因素的变化,例如数据中的尖峰、数据落在一个或多个阈值以上和/或以下等,如上文所描述。基于监测和检测,处理器可以调整振动装置的操作(例如,打开或关闭振动装置;调整振动装置产生的振动信号和/或用于激活振动装置的信号的频率、力水平或功率等)。

[0220] VI. 实验研究

[0221] 进行实验研究以测试实验振动装置,其类似于本文公开的示例振动装置,其用于治疗与前庭病症相关的症状。实验振动装置包括实施为悬挂于两个其它磁体之间的磁体的振动元件,类似于图6中描绘的振动装置500。振动装置包括具有四欧姆阻抗的外线圈,其由微控制器、定制设计Arduino板通电。微控制器可使外线圈通电以产生磁场,所述磁场用于使悬挂磁体振动。三磁极/语音线圈组件置于主体或壳体内部,连接到可再充电电池且可由可再充电电池供电。振动装置可以联接到人的头部,并且能够产生振动,所述振动可以经由骨

传导到前庭系统。

[0222] 在所述研究中,穿戴试验振动装置的受试者置于耳后方抵靠覆盖乳突骨的区域,使得由装置产生的振动信号可以经由骨传导到受试者的前庭系统。使受试者经受各种病症以诱发运动病、恶心和/或其它前庭病症,并且基于受试者报告的信息评价振动装置的效果。

[0223] 对于实验,用校准的Brüel&Kjær (B&K) 人工乳突 (No. 4930) 组合B&K声级计 (No. 2234) 测量由振动装置产生的振动的力水平。振动装置被插入被设计成用于保持骨传导助听器的B&K人工乳突中的保持器中。在振动装置的顶部施加3.5至8牛顿的力,所述振动装置靠在B&K人工乳突上。用B&K声级计定量骨传导水平,并且表示为dB re 1dyne (即,力水平)。

[0224] 下面提供了关于每项研究的更多信息。

[0225] 实验研究I

[0226] 图20A描绘了用于第一实验研究的程序的流程图1900。第一项实验研究中的研究参与者没有前庭疾病史,包括头晕。在研究的持续期间,根据上述示例设计,参与者坐在办公椅上并要求穿戴Oculus Rift DK2虚拟现实系统和振动装置。振动装置用头带固定就位。

[0227] 根据图20A中概括的测试程序开展研究。每个参与者多次通过测试程序,首先关闭振动装置,然后打开振动装置。在振动装置开启的测试期间,改变振动装置的频率和/或力水平以测试特定频率和/或力水平是否将更有效地治疗与使用虚拟现实装置相关联的前庭病症。在测试期间,在参与者之间随机化频率和/或力水平的顺序。参与者还有机会随时暂停研究,以从由使用虚拟现实装置引起的头晕或其它前庭病症中恢复。

[0228] 在1902处,通过虚拟现实装置的显示器向参与者呈现图20B中描绘的视觉刺激1950。视觉刺激1950包括具有多个球体1954的圆盘形区域1956。指示参与者将注意力集中在与圆盘形区域1956中的球体1954的其余部分色调不同的中心球体1952上。圆盘形区域1956被设计成表示可使用虚拟现实装置例如Oculus Rift观察的三维空间。

[0229] 在1904处,参与者通过按压键盘上的空格键,激活圆盘形区域1956中的球体1954围绕中心点(即,中心球体1952)的旋转。在1906处,在按压空格键后,球体1954将开始旋转,以4度/秒/秒的速率逐渐加速。当参与者感到不适或头晕时,指示他们再次按下空格键,此时将记录旋转球体1954的角速度,并在1908和1909处作为该参与者的“最大角速度”存储。如果特定参与者不按压空格键以指示不适或头晕,则球体1954的角速度将增加,直到其达到90度/秒的预定义角速度。

[0230] 在1910处,图像的角速度将降低到用户指示之前的速度的90% (即,记录为“最大角速度”的速度的90%),或当参与者不按压空格键时,90度/秒的90% (即81度/秒)。球体1954以减小的速度旋转,直到参与者在1911处再次按压空格键以指示回归不适或头晕,或直到在1912处已经经过预定时间量(例如,120秒)。在1911处参与者指示或在1912处经过预定义时间量时,参与者以减小的速度观察圆盘形区域1956的时间被记录为“观察时间的持续时间”。

[0231] 对于给定参与者,要求参与者首先在关闭振动装置的情况下执行测试程序。参与者将进行两次测试程序,第一次是球体1954顺时针方向旋转,第二次是球体1954逆时针方向旋转。然后,在打开振动装置的情况下重复上述内容。要求研究参与者在他们的耳朵后面

佩戴振动装置,并在乳突骨的平坦部位上与耳道齐平。根据需要,让参与者在顺时针和逆时针测试之间休息(例如,10-60秒),以从任何不适或头晕中恢复。

[0232] 参与者在使用振动装置时被要求测试一组不同的力水平或一组不同的频率。对于测试不同力水平的参与者,振动信号的频率保持恒定(即,在50Hz处),而力水平设置为87、92、94、96、98、99、100和101dB re 1dyne。对于测试不同频率的参与者,振动信号的功率水平被设定成恒定水平(即,96.5dB re 1dyne),且频率在30与75Hz之间变化。

[0233] 十八名参与者参与了这项研究。这些自愿参加研究的参与者中约有三分之一没有经历过来自实验的任何运动病。这些参与者观看了呈现的视觉刺激(图20B)直到旋转球体1954达到90度/秒,然后以降低的速度继续观察视觉刺激120秒。指示这些抗运动病的参与者在振动装置打开的情况下重复暴露于视觉刺激以测试来自装置的振动是否引起运动病。这些参与者均未报告他们在使用振动装置期间和之后经历任何副作用,振动装置产生的振动被设置为97dB re 1dyne或以下。

[0234] 其余十一名参与者(即,指示他们在实验研究期间的某个时间点经历运动病或头晕的那些参与者)的实验数据描绘于图21A、21B、22A和22B中。对于图21A、21B、22A和22B中所示的图表中的数据点,对于每个参与者,在每个测试条件下对顺时针和逆时针“最大角速度”和“观看时间持续时间”进行平均,并且基于“无振动装置”数据对“具有振动装置”数据进行基线归一化(即,在使用设定成特定频率和/或力水平的振动装置时针对参与者收集的数据基于在不使用振动时该参与者的数据进行归一化)。在计算每个参与者的这些比率之后,对十一名参与者的比率进行平均,以得出图21A、21B、22A和22B中所示的图表中描绘的数据点。

[0235] 图21A描绘了十一个参与者在不同力水平范围内的平均“观看时间持续时间”比率的图表2000。大于一的值指示在使用振动装置时与不使用振动装置相比,在经历不适之前观察时间量增加。图21B示出十一个参与者在不同力水平范围内的平均“最大角速度”比率的图表2002。图21B中大于一的值指示与不使用振动装置相比,在使用振动装置时不引起不适的角速度的增加。实验数据显示,对于十一名参与者来说,振动装置在其振动的力水平设定为96dB re 1dyne时,振动装置具有最大的效果。基于数据的内插拟合,“观看时间持续时间”和“最大角速度”比率在96.5dB re 1dyne处达到峰值。在93dB至98dB范围内的力水平下的“观看时间持续时间”和“最大角速度”比率在统计学上与一显著不同且大于一,指示设置为这些力水平的振动装置将有效地治疗前庭病症。

[0236] 在87dB re 1dyne处,比率在统计学上不同于一,指示装置在治疗前庭病症时无效。在大约或高于100dB re 1dyne的水平上,许多参与者报告说,在打开振动装置时感觉更差。虽然这些较高力水平的不适阈值在参与者之间略有不同,一些参与者报告在低至99dB的水平下不适,但对于特定参与者达到该阈值时,参与者将报告振动使其几乎立即感到不适。参与者以102dB测试所有报道的不适感,无论他们是否使用虚拟现实系统作为仅来自振动装置的振动而使其不适。

[0237] 图22A和22B描绘了十一个参与者在一系列频率上的归一化和平均的“观看时间持续时间”和“最大角速度”比率。如图所示,这些结果指示实验振动装置在缓解或延迟虚拟现实疾病的发作时的有效性似乎不取决于振动信号的频率。尽管如此,图表2100、2102显示了从45到65Hz的较大比率值。

[0238] 某些因素可能限制了这第一次实验研究的结果。例如,圆盘形区域1956中的球体1954的角速度受到视觉显示系统的限制。具体地说,Oculus DK2屏幕的刷新率为90Hz。装置的面板是有机LED (OLED),具有2毫秒的持久性。这些因素防止圆盘形区域1956中的球体1954的转速旋转超过大约90度/秒。随着转速增加超过90度/秒,虚拟现实显示器将开始闪烁。许多测试参与者在佩戴振动装置时达到此上限,这在测量中产生了天花板效应。

[0239] 类似地,当以降低的速度观察旋转球体1954时,一些受试者抱怨有眼睛疲劳,没有关于不适或恶心的抱怨。因此,参与者在观察旋转圆盘的时长方面也受到限制,这是导致测量实验振动在延迟虚拟现实疾病的发作中的有效性的天花板效应的另一个因素。

[0240] 考虑到这些因素,此第一项实验研究表明,振动装置在统计学上显著的水平上可有效治疗虚拟现实病。根据图20A和20B中的图表中示出的数据,显示了力水平的变化将对振动装置的有效性具有统计学显著的影响。具体而言,显示低于93dB re 1dyne的力水平在治疗前庭病症时不那么有效,并且超过100dB的力水平在某些患者中导致不适和头晕,从而恶化前庭病症;因此,数据指示93dB与98dB re 1dyne之间的力水平在治疗前庭病症时更有效。另一方面,图21A和21B中的图表中所示的数据显示,变化振动频率对振动装置治疗前庭病症的有效性具有较小影响,因为振动装置的有效性不具有在45Hz至65Hz之间的清晰趋势或峰值。

[0241] 实验研究II

[0242] 在使用从上文所公开的第一实验研究获得的结果的第二实验研究中,测量了实验振动装置减轻或预防虚拟现实游戏“EVE:Valkyrie”的用户所经历的运动病的有效性。

[0243] “EVE:Valkyrie”是第一人飞船射击游戏,其中,玩家使用Xbox 360手持式控制器在飞船和太空岩石的场地周围移动。众所周知,这个游戏会在许多玩家中引起运动病。游戏涉及飞越置于小行星和飞船场地中的“门”。除了三个空间维度中移动之外,大多数“门”需要玩家围绕三维旋转轴线(例如,“滚动”、“俯仰”或“偏航”轴线)旋转。

[0244] 在本研究中,受试者使用Oculus Rift CV1系统打虚拟现实游戏“EVE:Valkyrie”长达十五分钟。对于研究,指示参与者在连续两天内,在使用和不使用上述实验振动装置的情况下,分两节玩游戏。在实验的第一天,要求参与者在不使用实验振动装置的情况下玩虚拟现实游戏的训练任务部分长达十五分钟。如果参与者在十五分钟的终点前开始感到恶心,则指示其停止。经验丰富的游戏玩家可以选择直接去执行任务,绕过训练任务并直接发起虚拟现实空间争夺。在第二天,遵循了相同的实验程序,但参与者佩戴实验振动装置,该振动装置被设定为60Hz的频率和96.5dB的力水平,根据第一次实验研究的结果,所述频率被发现是有效的。将装置施加到颅骨上,右耳后方并且与耳道齐平并且施加到乳突的平坦部分上,施加力大约为3.5至8牛顿。在研究期间,任何感到头晕或不适的参与者都可随时停止其选择。

[0245] 参与者被要求填写运动病评估问卷(“MSAQ”),大约在他们停止玩游戏后十分钟。MSAQ涉及十六种陈述或表现形式,其通过将运动病分为四类来帮助识别和分类独立的运动病描述词:(1)胃肠道疾病,(2)中枢疾病,(3)外周疾病,和(4)入睡疾病。对于运动病的十六种可能表现形式,MSAQ评分范围为1(完全不)至9(重度)。表1示出了用于评估参与者所经历的运动病的MSAQ的十六个陈述。

MSAQ 结果, 分别不含和含有装置					
[0246]	1. 我感觉胃不舒服 (G)	2.9 ± 0.6	1.3 ± 0.2	9. 我感觉迷失方向 (Q)	3.5 ± 0.5 1.5 ± 0.6
	2. 我感觉晕 (C)	2.7 ± 0.4	1.2 ± 0.1	10. 我感到疲倦/疲劳 (S)	3.8 ± 0.6 1.3 ± 0.1
	3. 我感到恼火/生气 (S)	2.7 ± 0.4	1.4 ± 0.2	11. 我感到恶心 (G)	3.3 ± 0.6 1.5 ± 0.2
	4. 我感觉多汗 (P)	3.2 ± 0.6	1.6 ± 0.2	12. 我感到热/温暖 (P)	3.8 ± 0.7 1.4 ± 0.2
	5. 我感觉反胃 (G)	3.1 ± 0.5	1.6 ± 0.3	13. 我感觉头晕 (C)	4.1 ± 0.7 1.7 ± 0.2
	6. 我感觉头昏眼花 (C)	4.7 ± 0.6	1.6 ± 0.2	14. 我觉得我在旋转 (C)	3.1 ± 0.5 1.25 ± 0.1
	7. 我感到昏昏欲睡 (S)	3.5 ± 0.6	1.4 ± 0.2	15. 我感觉像要呕吐 (G)	1.9 ± 0.4 1.0 ± 0.0
	8. 我感觉湿冷/冷汗 (P)	2.5 ± 0.5	1.08 ± 0.08	16. 我感到不安 (S)	3.3 ± 0.6 1.5 ± 0.2
[0247]		完全没有 严重 1 - 2 - 3 - 4 - 5 - 6 - 7 - 8 - 9		G: 胃肠道 C: 中枢 P: 外周 S: 与入睡相关	

[0248] 表1:运动病评估问卷,在实验研究II中描述的Oculus Rift玩耍经历结束后十分钟给出。

[0249] 当要求参与者在第一天不佩戴实验振动装置的情况下玩游戏十五分钟时,十七个参与者中的十一个能够玩满十五分钟。其余六个玩游戏持续时间范围为4:05-14:50分钟。平均玩游戏时间为13:25分钟。相比之下,当参与者在玩游戏时佩戴实验振动装置时,所有17名参与者都能够在15分钟内参与游戏。收集了来自MSAQ的数据,并呈现在表1中。MSAQ中的得分范围为1(完全不)至9(重度)。

[0250] MSAQ的结果以图表形式展示于图23A和23B中。每个图表描绘了在不佩戴装置时获得的MSAQ得分与在佩戴装置时获得的MSAQ得分的比率。图23A描绘了图形2200,其显示了来自MSAQ的所有四个类别的运动病的平均得分,且图23B描绘了四个子图形2202、2204、2206、2208,其分别显示了由MSAQ限定的四类运动病的得分——具体地,(1)胃肠道,(2)中枢,(3)外周和(4)入睡。通过每个图表的线2250表示在有和没有使用振动装置的MSAQ得分相同,并且因此是表示振动装置对运动病没有影响的线。

[0251] 如图23A和23B中所描绘,数据指示振动装置可有效治疗运动病,因为所有数据点都位于线2250下方。数据点指示MSAQ得分从9(重度)显著降低至1(完全不)。甚至在分解为

不同类别的运动病时,如图23B中的图形2202、2204、2206、2208中所示,振动装置在治疗运动病时在每个类别中显著有效。

[0252] 实验研究III

[0253] 在第三项实验研究中,参与者被要求成为四门轿车中的后座乘客,并且基于固定的20分钟路线乘坐一段道路。在同一天,在这一设定路线上进行了三次道路测试。在每次行驶期间,要求参与者在他们的智能手机或其他小型手持装置上阅读一篇文章。记录开始时间,并且每个参与者报告他们第一次感到运动病的第一症状的时间。

[0254] 对于每位参与者,通过让参与者在穿戴任何类型的辅助装置的情况下进行驾驶并阅读其智能手机上的一篇文章来建立运动病的基线测量。在初始行驶之后,要求每个参与者穿戴(1)如本文所述的实验振动装置,其覆盖参与者的右乳突骨放置,或(2)朝外且由橡胶垫从参与者头部隔离且发射低频率音调的声发生器,所述低频音调提供与实验振动装置等效的听觉水平。为每个参与者随机化穿戴每个装置的顺序。

[0255] 驾驶路线是固定的迂回路线,在中间点仅有一个停车标志(即,大约十分钟)并且没有交通灯。固定路线花费大约20分钟,并且驾驶-驾驶可变性小于10%。只在乘车的前一半,对受试者进行测试直到停车标志。为受试者提供节间休息。

[0256] 基于参与者的反馈,研究表明参与者没有持续经历运动病,而是通常在车辆加速、减速或转弯时经历运动病。参与者报告运动病是累积效应,其中第一转弯诱导轻度不适,第二转弯增加第一转弯的效果,等等直到达到阈值。当使用实验振动装置时,参与者报告说,在加速度和转弯期间,他们感到不适,但一旦汽车返回到恒定速度,这种不适很快就恢复到零,而在汽车加速度的连续变化期间,累积的恶心没有影响。

[0257] 图24描绘了距参与者在第三项实验研究期间所经历的运动病的最初发作的秒数。条2302表示在没有装置的情况下运动病初次发作之前的秒数,条2304表示在用声音发生器时运动病初次发作之前的秒数,并且条2306表示在用实验振动装置时运动病初次发作之前的秒数。如图所示,在条2306处,本文所述的实验振动装置的使用导致距运动病发作的秒数的显著增加。具体地讲,发现实验振动装置是有效的,因为它与不佩戴装置(条2302)和佩戴声音发生器(条2304)相比,将距运动病的发作时间增加了一倍以上。这项研究的数据显示,实验振动装置在作为乘客在汽车的后座中乘车时在模拟现实世界中读书的情况下预防运动病的有效性。使用实验振动装置的受试者在从汽车中出来后均未报告任何不适感。

[0258] 实验研究和其他适应症总结

[0259] 来自上述实验研究的结果显示,振动装置,例如本文公开的示例振动装置,可以有效地治疗各种前庭病症的症状。此类装置可具有小轮廓,并且能够联接到受试者的头部的表面,使得振动可以经由骨(例如,头骨)传导到受试者的前庭系统。三项实验研究中使用的实验振动装置已显示可有效减轻和减少运动和/或虚拟现实诱导的运动病。所描述的实验和结果表明,所公开的振动装置在减少运动病中的有效性基本上是瞬时的,没有明显的有害副作用。

[0260] 后续实验已显示,本文发现有效的力水平和频率水平也有效地减少了由在医疗设施进行的冷热测试引起的眩晕和恶心。例如,对于眩晕,要求患有慢性或频繁的眩晕发作的个体穿戴实验振动装置并报告佩戴装置的效果。通常,当使用装置时,个体报告与眩晕相关的症状较少。作为另一个例子,对于热量测试,耳、鼻和喉部(“ENT”)医生对佩戴或不佩戴实

验振动装置的五个受试者进行冷热测试。当第一天不佩戴装置时,所有受试者均出现恶心,其中一名受试者由于严重恶心而无法完成测试。第二天佩戴装置时,所有五例受试者报告的恶心明显减少,包括无恶心,且未能完成第一天测试的受试者能够在第二天佩戴装置。两天的测试指示在带和不带振动装置时相同的前庭功能水平。

[0261] 通过施加骨传导的振动信号,将振动信号施加到由前庭系统发送的诱发疾病的掩蔽信号,也称为前庭掩蔽,可以有效地减轻许多前庭病症。例如,可以用施加的骨传导振动信号来治疗受损害的前庭系统带来的眩晕。然而,有时,如果突然去除施加的振动信号(例如,当振动装置关闭时),振动信号可具有不良反应。在诸如上文详述的那些实施例中,可以通过在一段时间内逐渐减小所施加振动的功率(即,使功率斜降)而不是突然关闭装置来最小化这些不良反应。

[0262] 作为另一个实例,前庭掩蔽可以有效地减轻当个体使用诸如本文公开的那些虚拟现实装置时发生的运动病。因为虚拟现实装置在任何时候都不会导致运动病,所以在一个实施例中,振动装置(诸如本文公开的那些振动装置)可操作以生成振动以在与诱发疾病相关联的某些条件和/或情形被显示和/或呈现给虚拟现实装置的用户时掩蔽前庭系统。振动装置可例如由微控制器控制,所述微控制器可操作以存储用于控制振动元件的专用指令。此类指令可以存储在机载存储器中或单独的存储器中。另外,此类指令被设计成将专门功能和特征集成到控制器中,以执行与治疗前庭系统的病症有关的某些功能、方法和过程。在一个实施例中,微控制器可以使用软件开发工具包(“SDK”)编程有指令。

[0263] 应理解,用于控制和/或驱动振动信号生成的电信号可以由微控制器基于存储的指令生成。这些电信号可以经由有线或无线(例如,蓝牙)方法在微控制器与振动装置之间通信。此外,电信号可包括存储的操作模式。例如,微控制器访问的存储的指令可以由微控制器用于生成一系列电信号,所述电信号被发送至振动元件以基于已累积并存储在包括微控制器和振动元件的装置中的使用数据而对特定用户有利的模式使振动元件“打开”或“关闭”。一种模式可以涉及一系列振动,其中在一段时间内(例如,每分钟)生成并施加到受试者的振动的数目可以变化,而第二模式可以包括一系列振动,其中多个振动中的力水平可以变化。其它类型的电信号,例如可用于控制振动元件产生的振动的力水平和频率的电信号,可以基于从传感器接收的数据从微控制器发送到振动装置。例如,加速度传感器可以包括在便携式电子装置(例如,移动电话)中,以感测用户物理加速度的变化。在实施例中,微控制器可操作以从加速度传感器接收指示可能导致运动病的加速度的类型的数据。因此,在接收此类数据之后,微控制器可操作以产生相关联的控制信号并将此类信号发送至振动元件。振动元件继而可操作以接收此类控制信号并产生振动,所述振动可实时施加到本体感受的前庭系统以例如预先将运动病降到最低。替代性地,表示可能导致用户由于运动病而生病的路径或路线的存储的路线图可以连同GPS电路一起存储在微控制器或便携式装置中。在实施例中,当GPS电路指示用户正沿着路径或路线移动并且到达可能诱发运动病的位置时,微控制器可操作以产生相关联的控制信号并将此类信号发送至振动元件。振动元件继而可操作以接收此类控制信号并产生振动,所述振动可施加到例如前庭系统以考虑例如用户在到达位置之前运动病的可能性。

[0264] 应注意,包括冷热、VNG和ENG测试在内的几种不同类型的医学测试由听觉专家和耳鼻喉专家施用以测试受试者的前庭功能。作为测试的一部分,可以在患者中诱导一种形

式的眩晕,其可以具有引起恶心的不良副作用。前庭掩蔽可用于减少此类患者在进行这些测试时所经历的恶心。因此,本文所述的装置可以包括在用于完成此类医疗测试的医疗测试系统中,或者替代地,可以与此类医疗测试系统结合使用(例如,穿戴)以缓解或减少此类不良副作用。

[0265] 在一些实施例中,所描述的设备和方法可用于与治疗前庭病症无关的应用。例如,振动装置的一些实施例可以用作使用合适的通信信道进行触觉通信的装置。在一些情况下,无声且基于触觉感觉的通信方法可以是有用的,例如在军事或监视条件下。可以使用振动装置的实施例,其具有减小的可检测性的适当适配性,例如不可见和不可听的使用条件,以允许在例如操作者的受试者之间的触觉通信。

[0266] 虽然本文已经描述和示出了各种发明实施例,但是本领域的普通技术人员将容易地设想用于执行功能和/或获得结果的各种其它装置和/或结构和/或本文所述优点中的一个或多个,并且此类变化和/或修改中的每一个被视为在本文所述发明实施例的范围内。更一般地,所属领域的技术人员将容易地理解,本文所述的所有参数、尺寸、材料和配置都旨在是示例性的,并且实际参数、尺寸、材料和/或配置将取决于使用发明性教导的特定应用或若干应用。所属领域的技术人员将认识到或能够使用不超过常规实验确定本文所述的特定发明实施例的许多等同物。因此,应理解,前述实施例仅以举例的方式呈现,且在所附权利要求书及其等同物的范围内;发明性实施例可以按不同于具体描述和要求的方法实践。本公开的发明实施例涉及本文所述的每个单独特征、系统、制品、材料、套件和/或方法。另外,如果此类特征、系统、制品、材料、套件和/或方法不相互不一致,则两个或更多个此类特征、系统、制品、材料、套件和/或方法的任何组合包括在本公开的发明范围内。

[0267] 另外,各种发明概念可以体现为一种或多种方法,已提供其实例。作为所述方法的一部分执行的动作可以任何合适方式排序。因此,可以构造其中动作以不同于所示的顺序执行的实施例,这可以包括同时执行一些动作,即使在说明性实施例中显示为顺序动作。

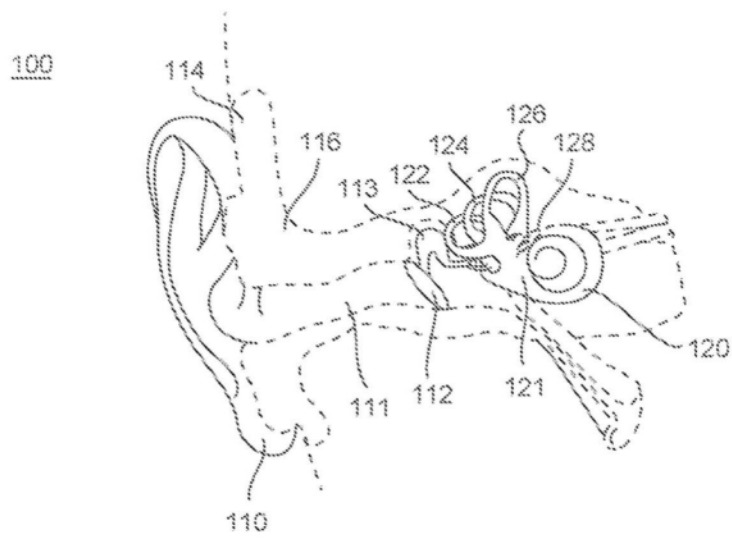


图1A

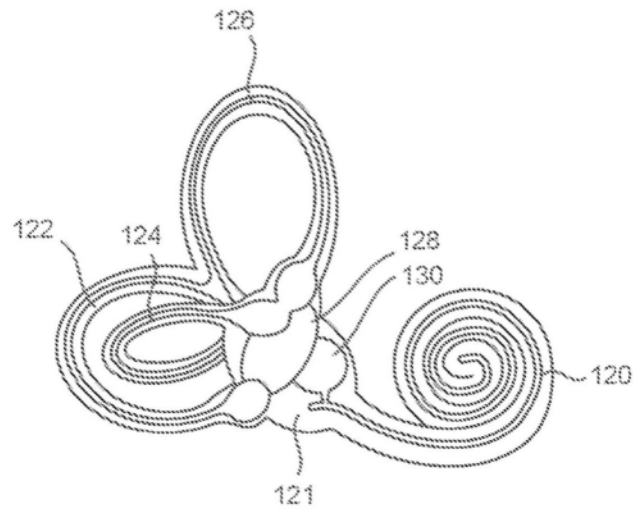


图1B

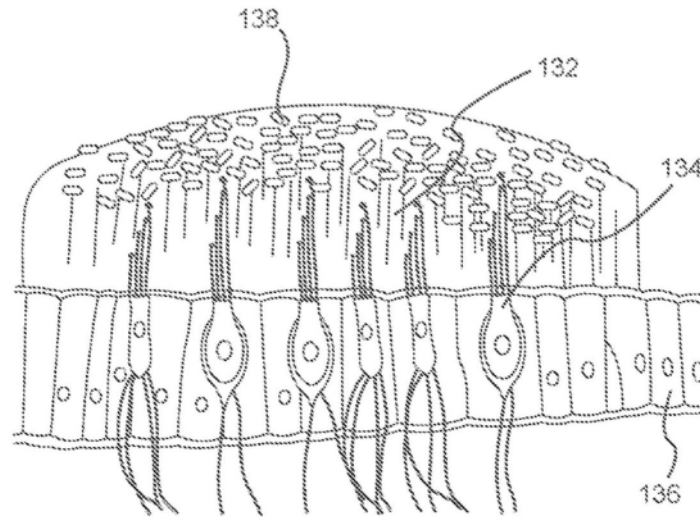


图2A

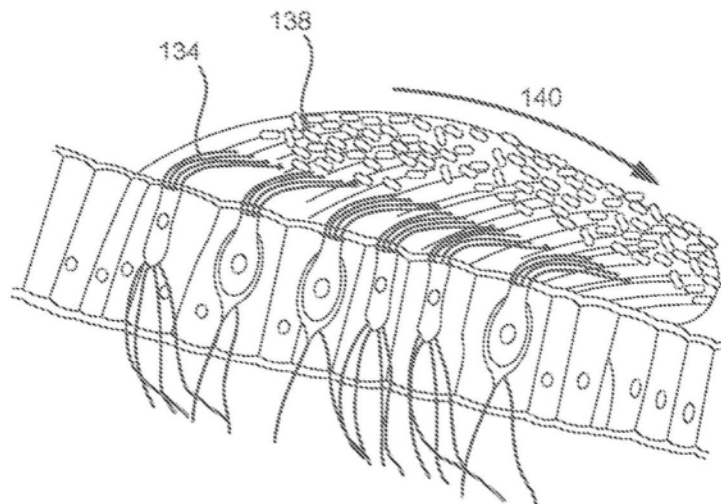


图2B

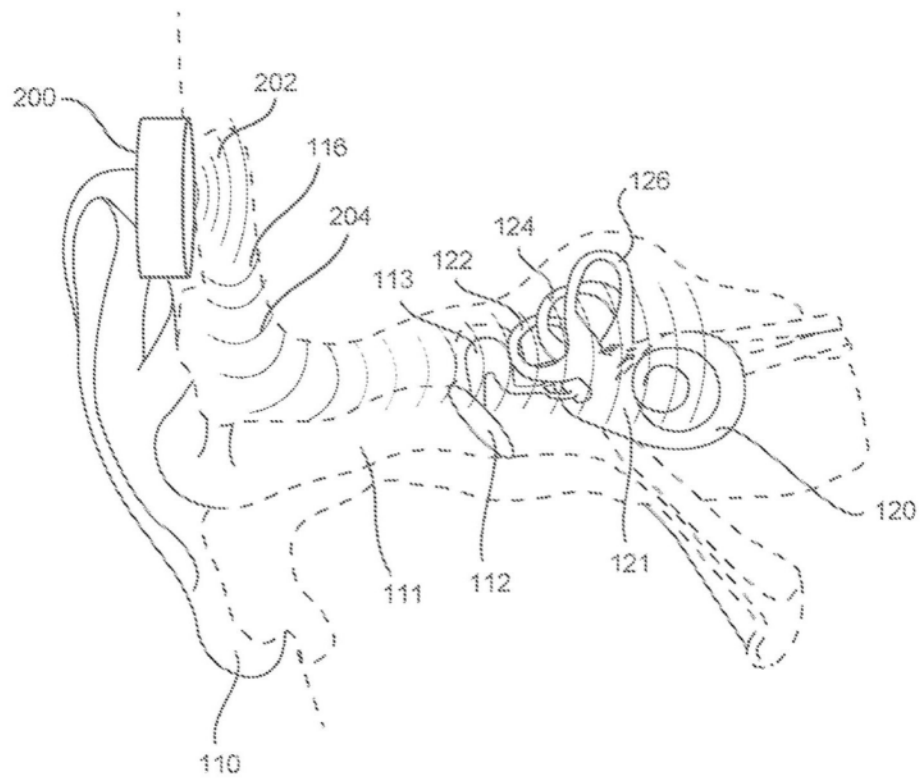


图3

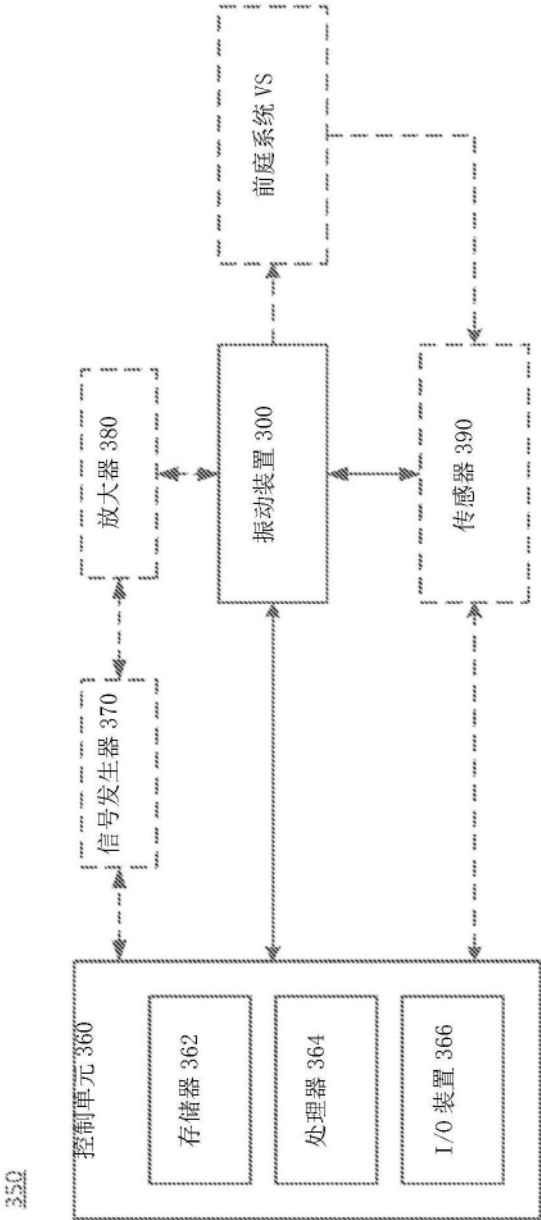


图4A

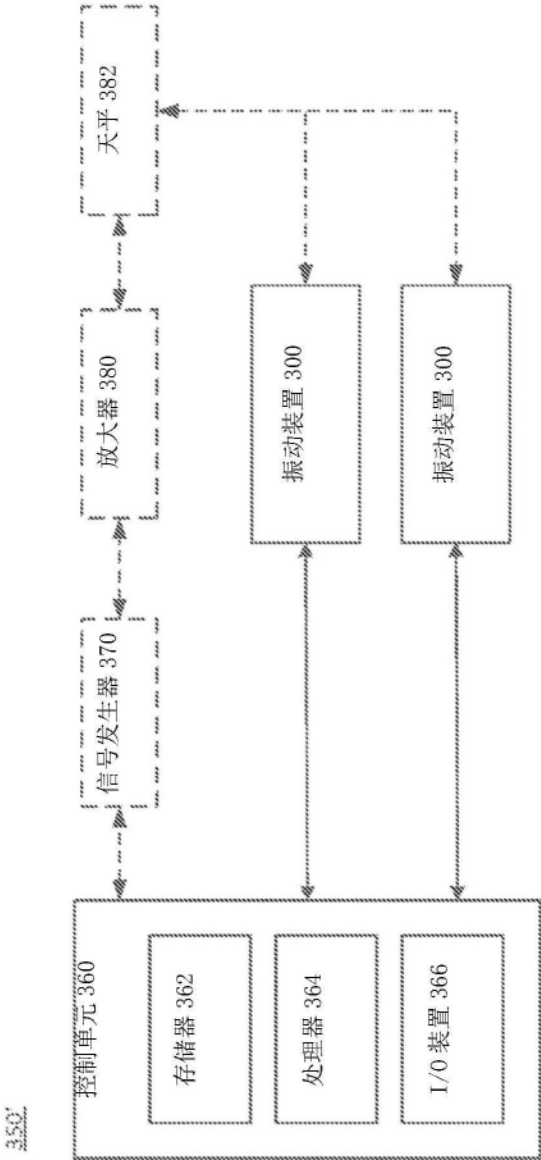


图4B

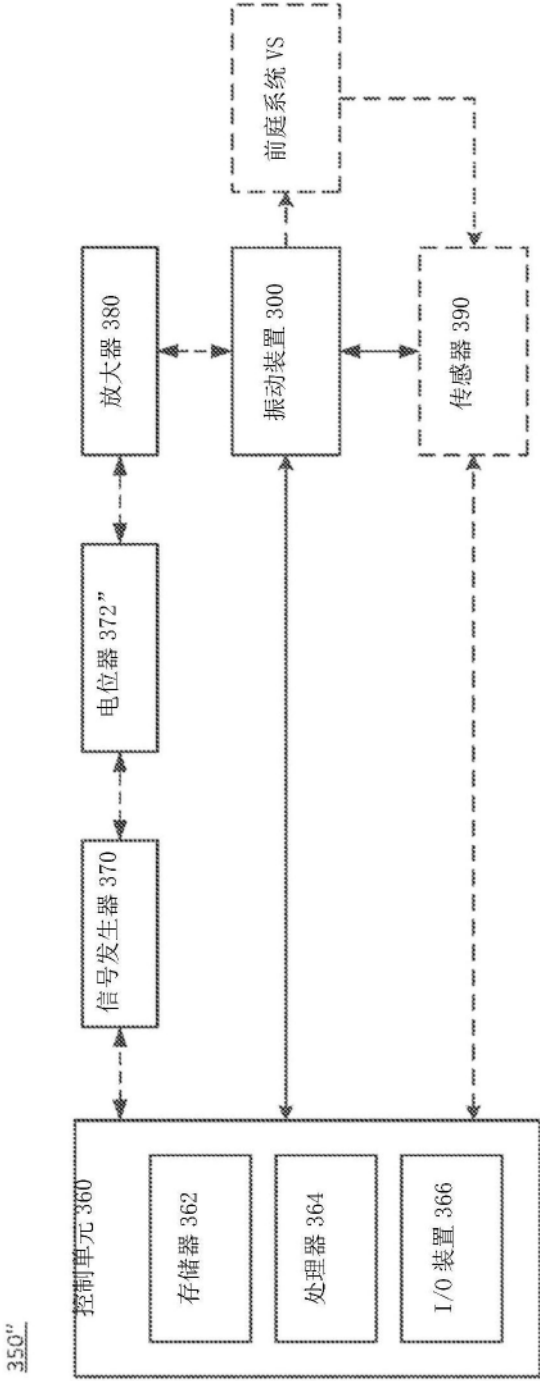


图4C

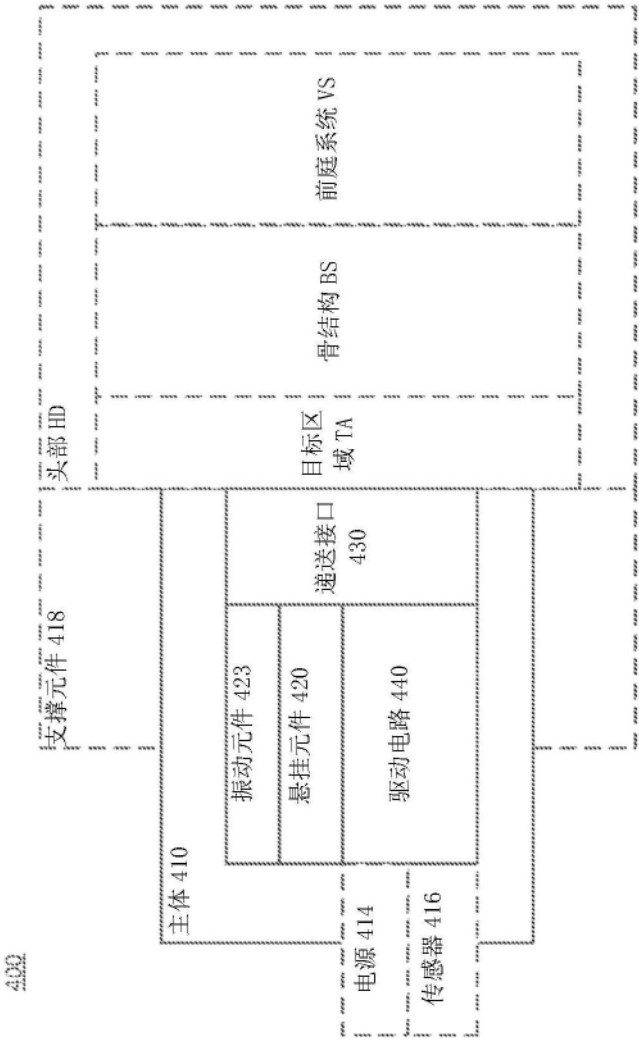


图5

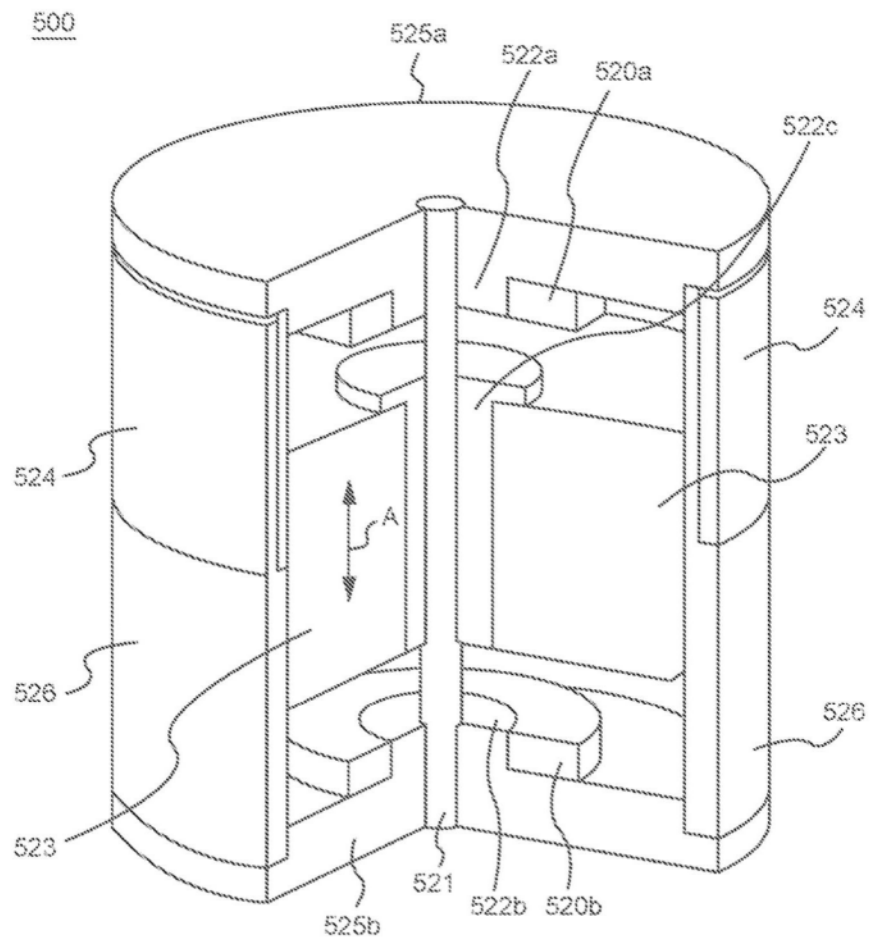


图6

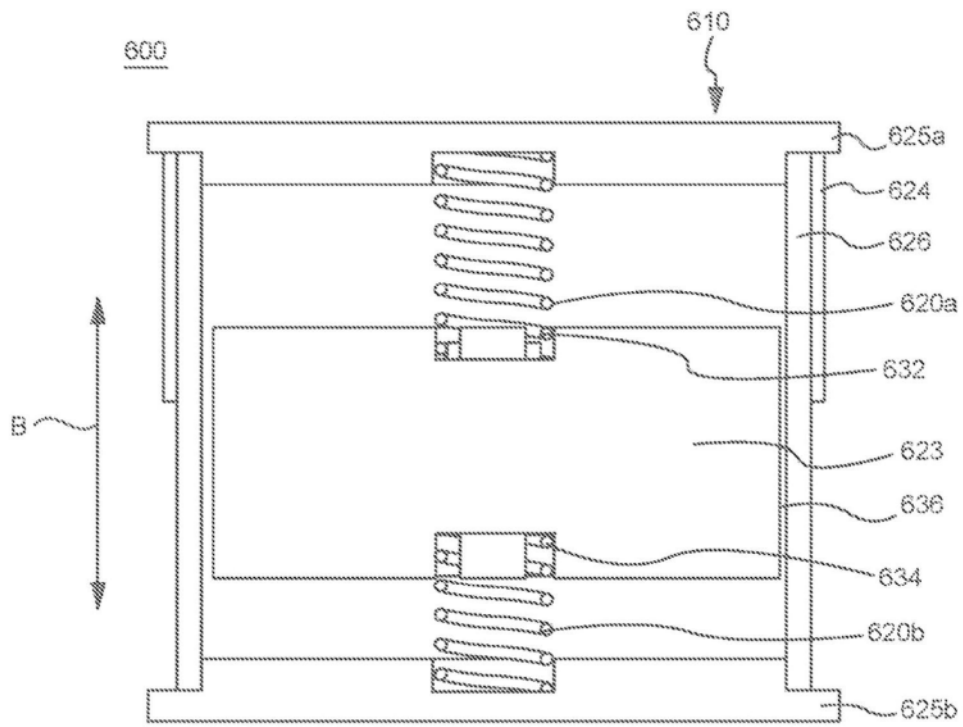


图7A

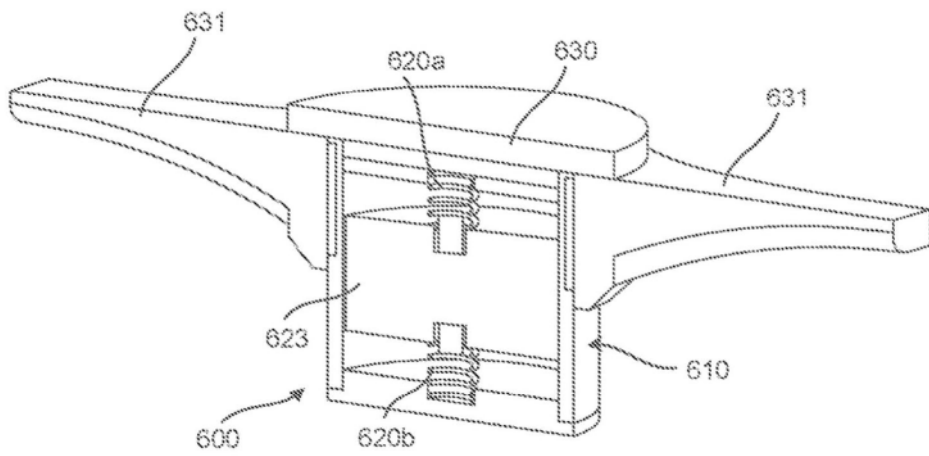


图7B

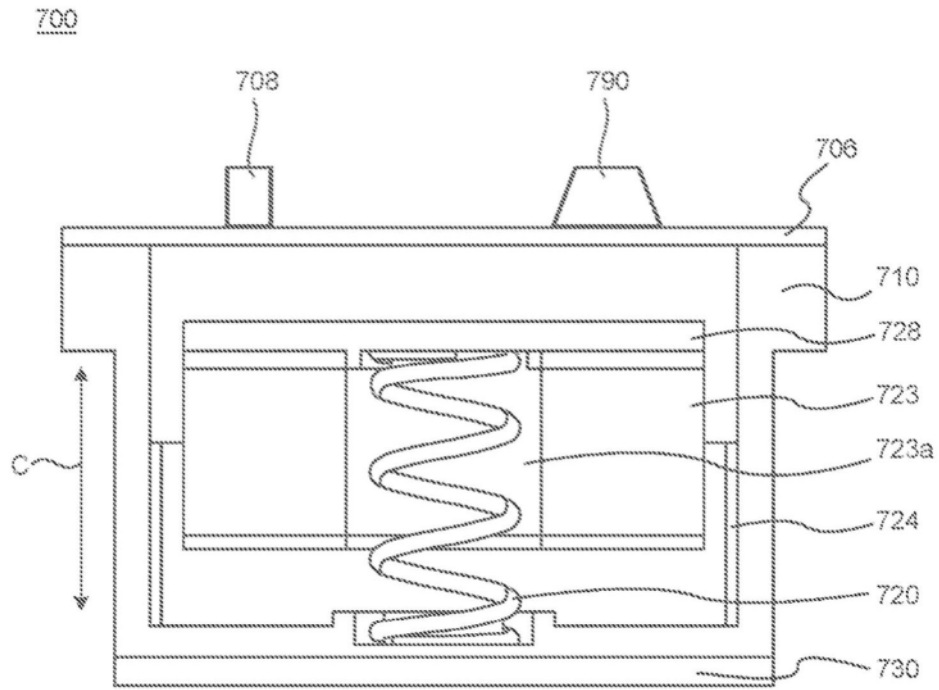


图8

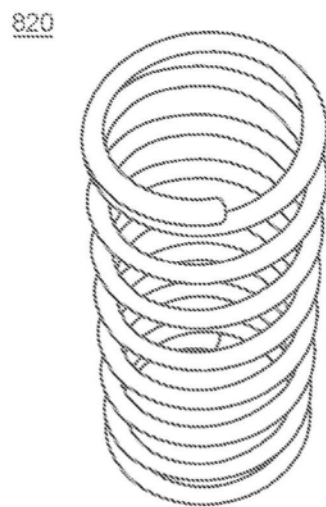


图9A

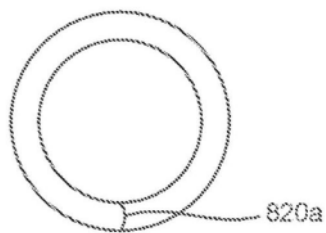


图9B

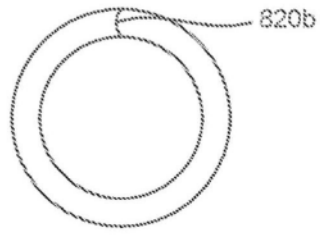


图9C

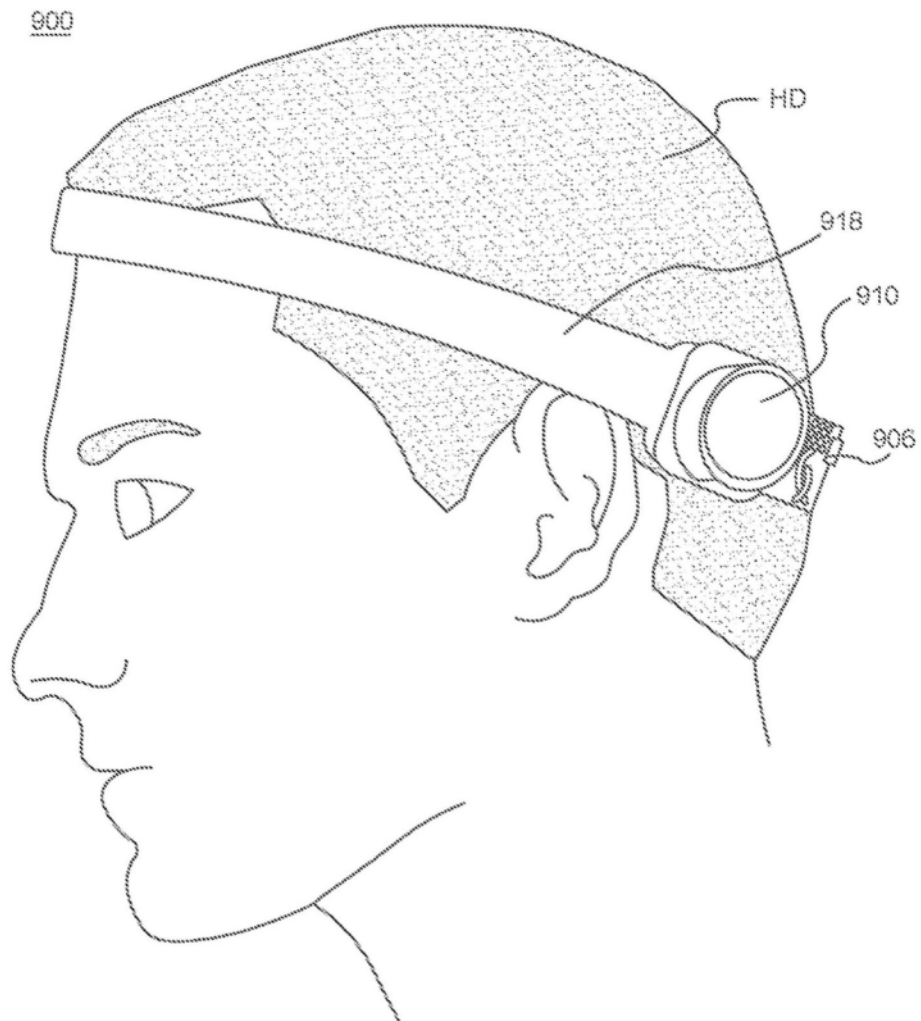


图10

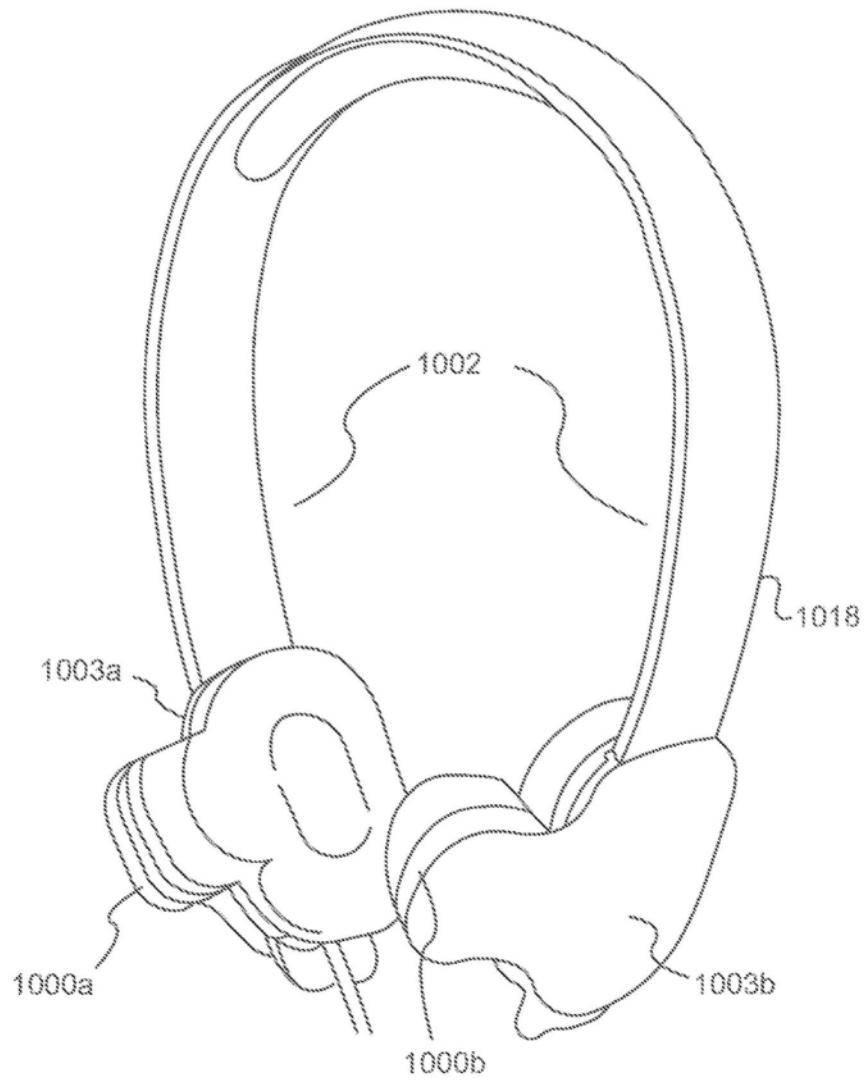


图11

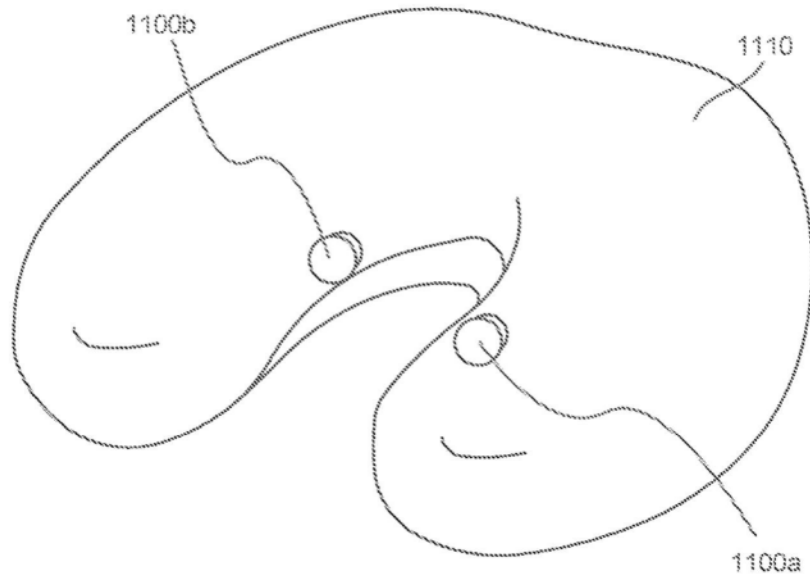


图12

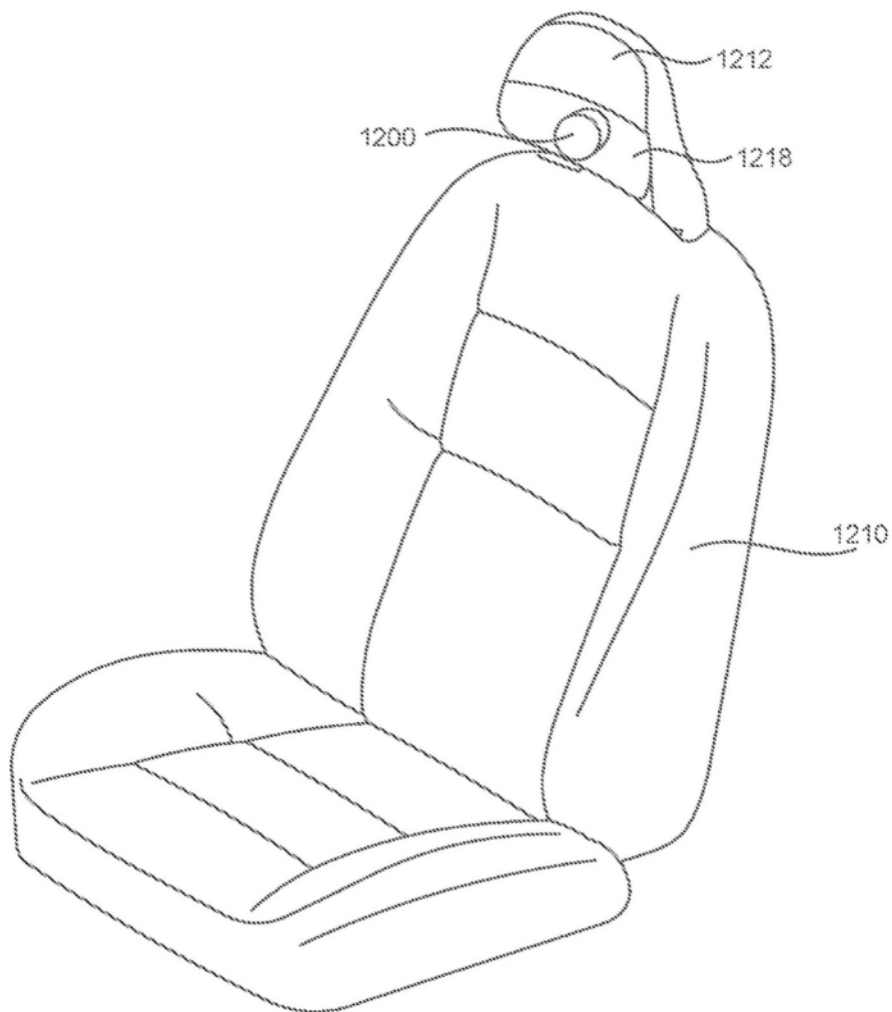


图13

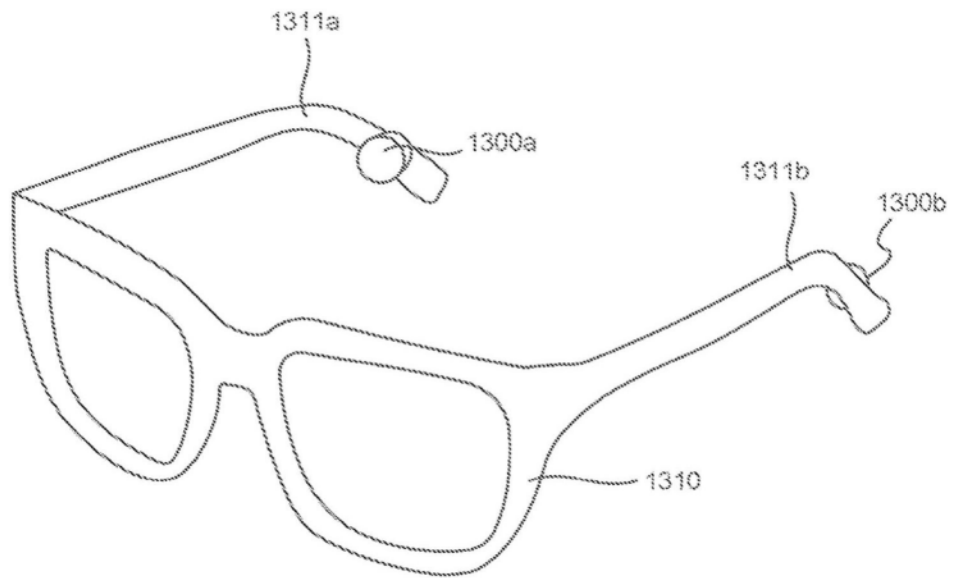


图14

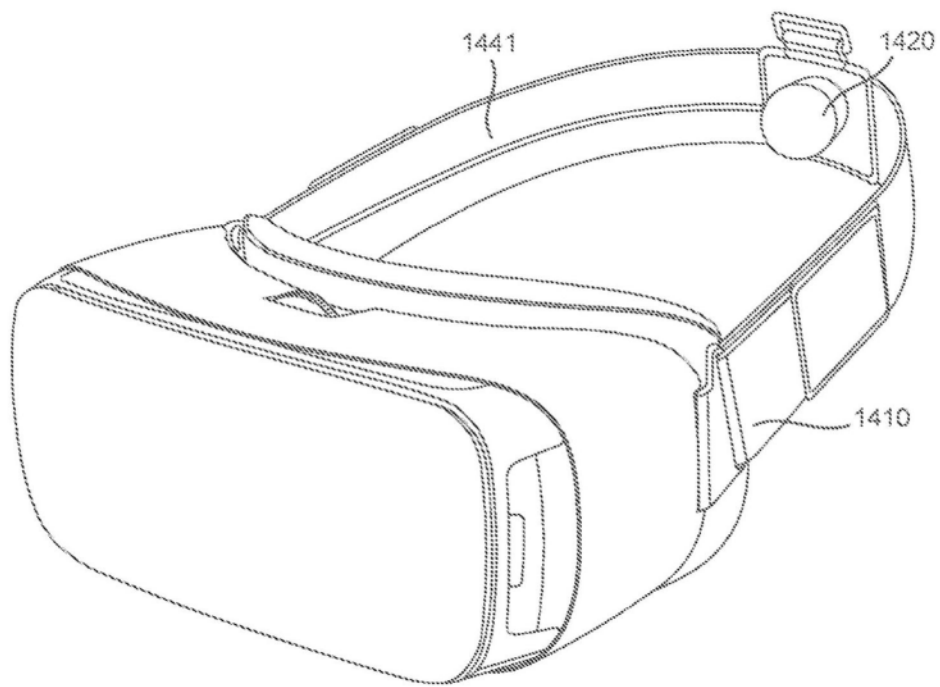


图15

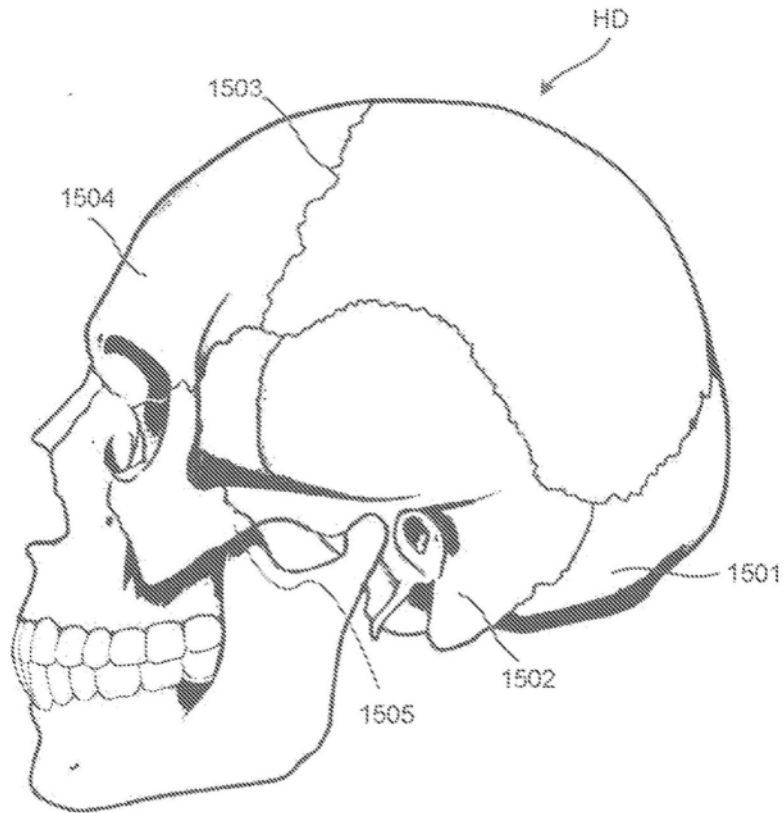


图16

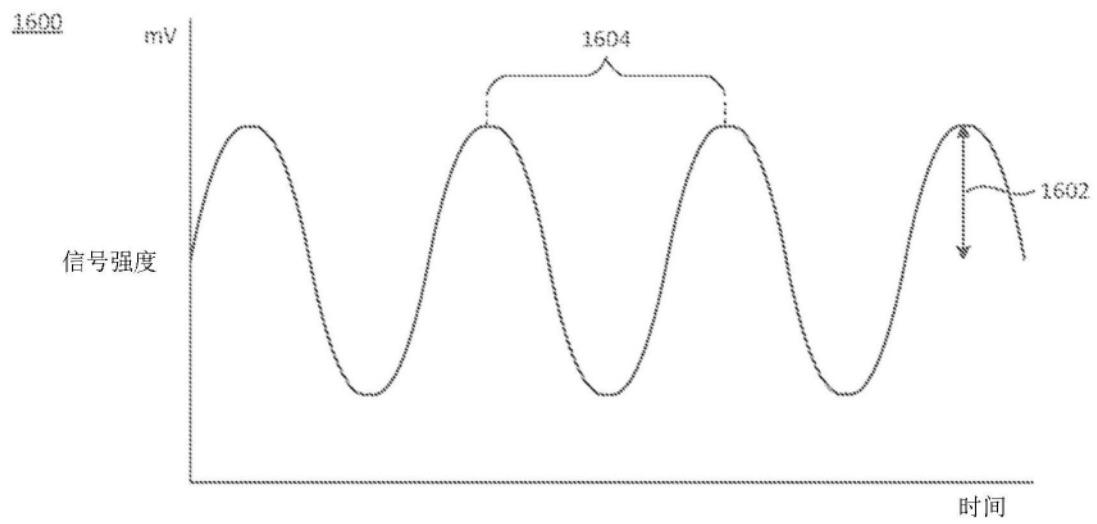


图17A

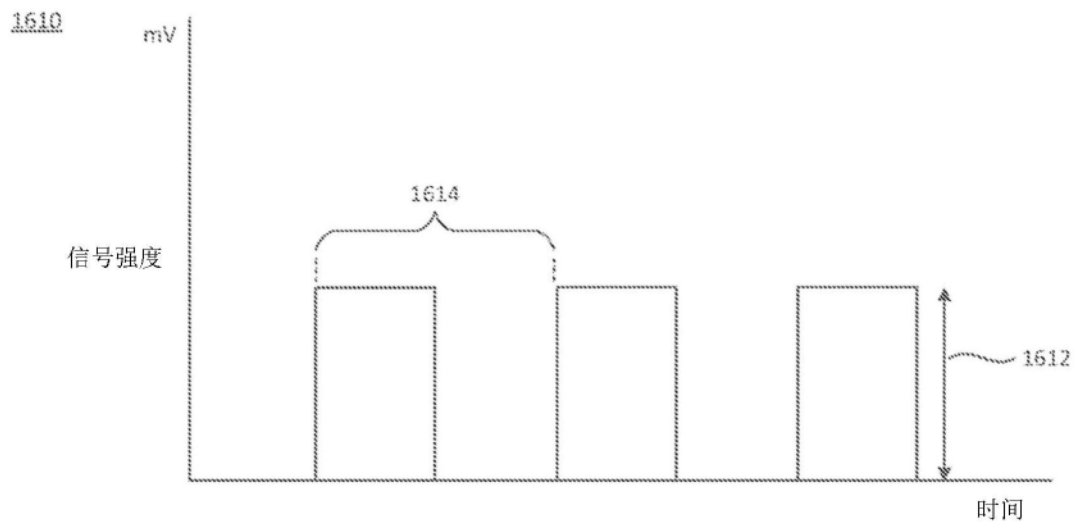


图17B

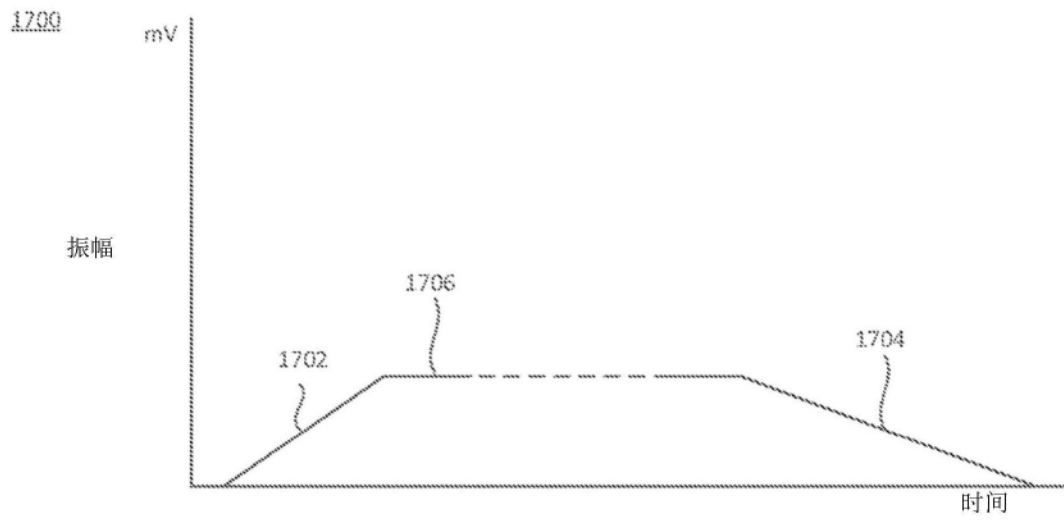


图18

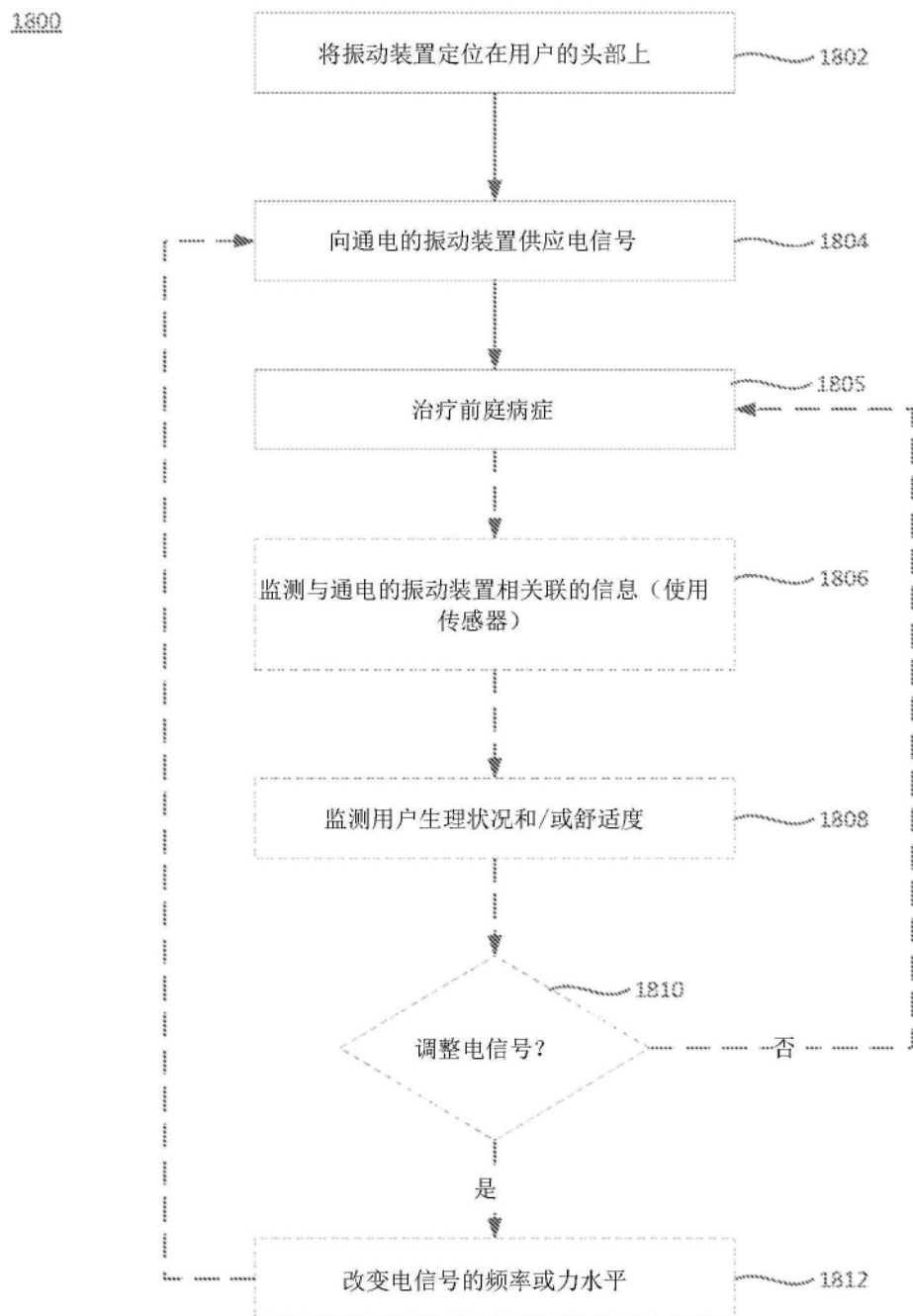


图19

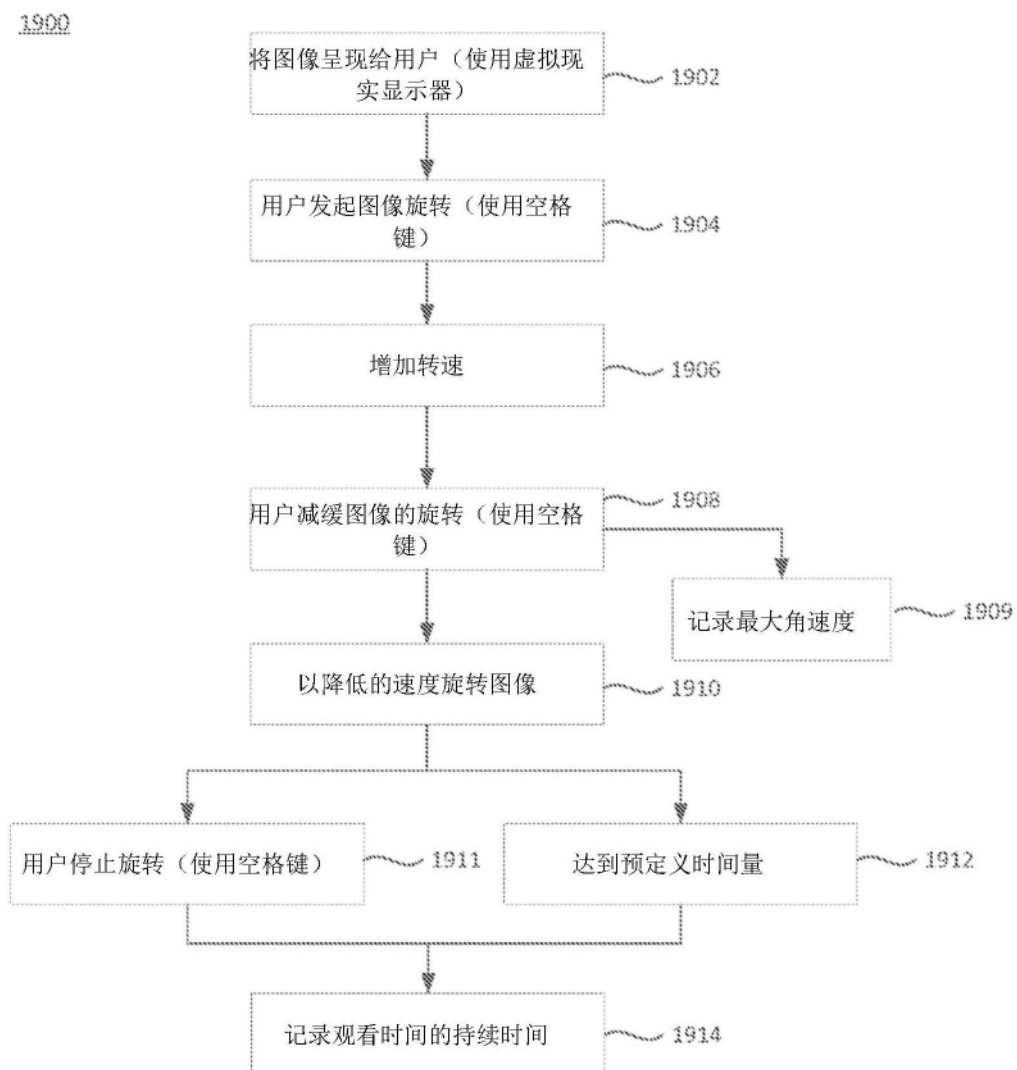


图20A

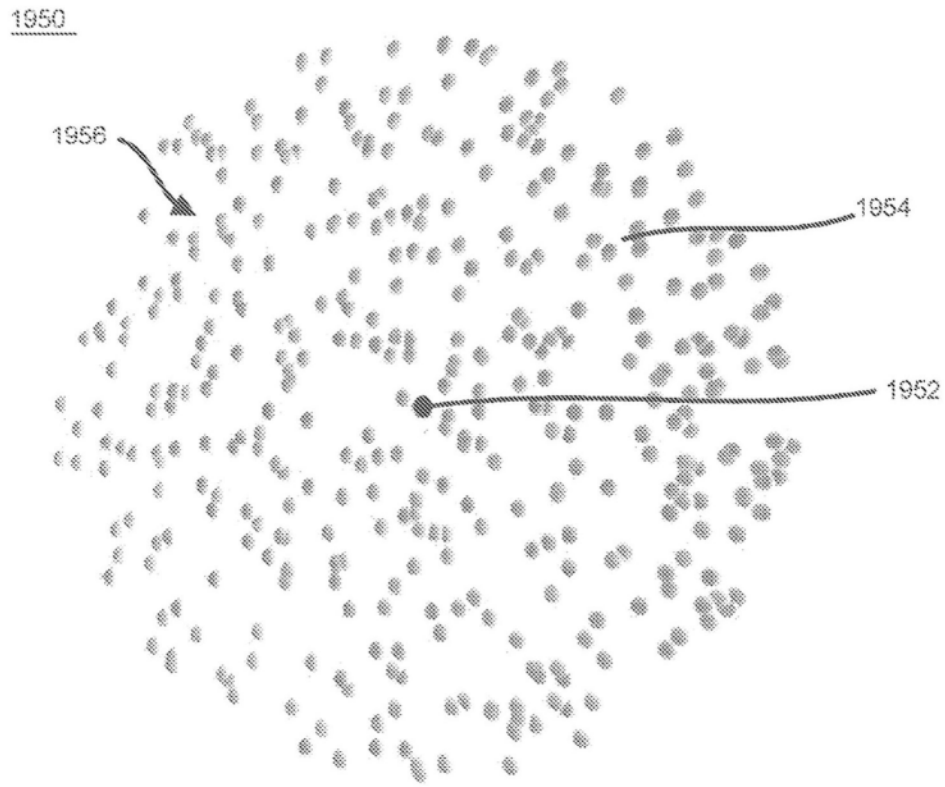


图20B

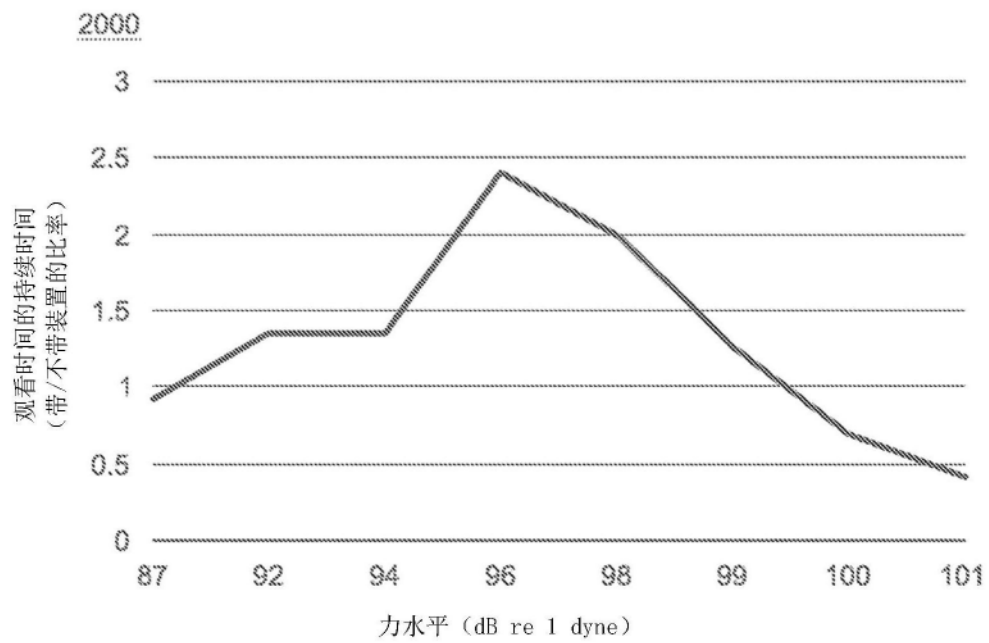


图21A

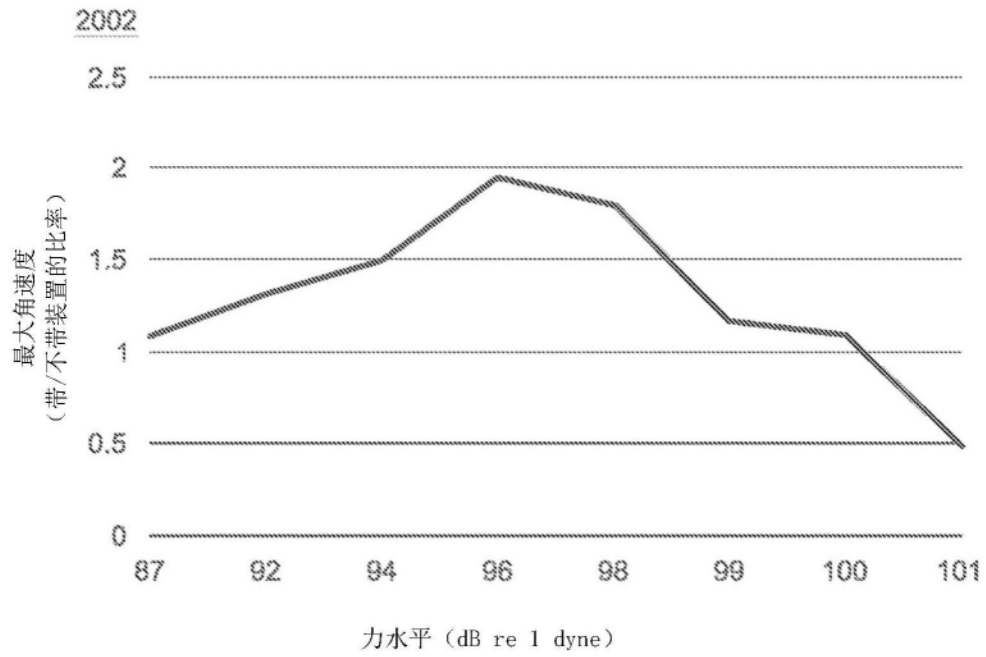


图21B

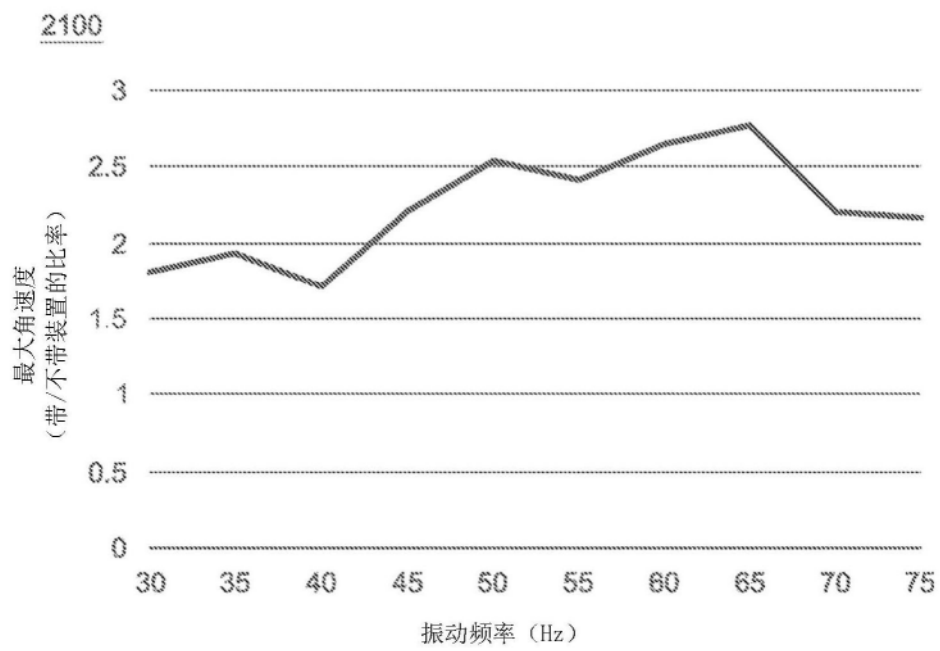


图22A

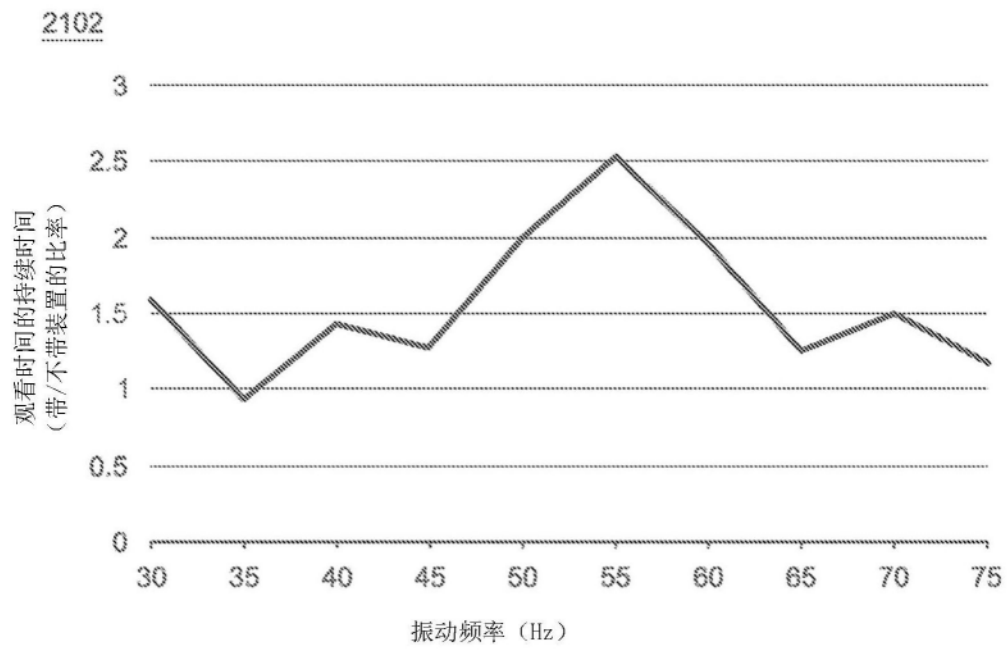


图22B

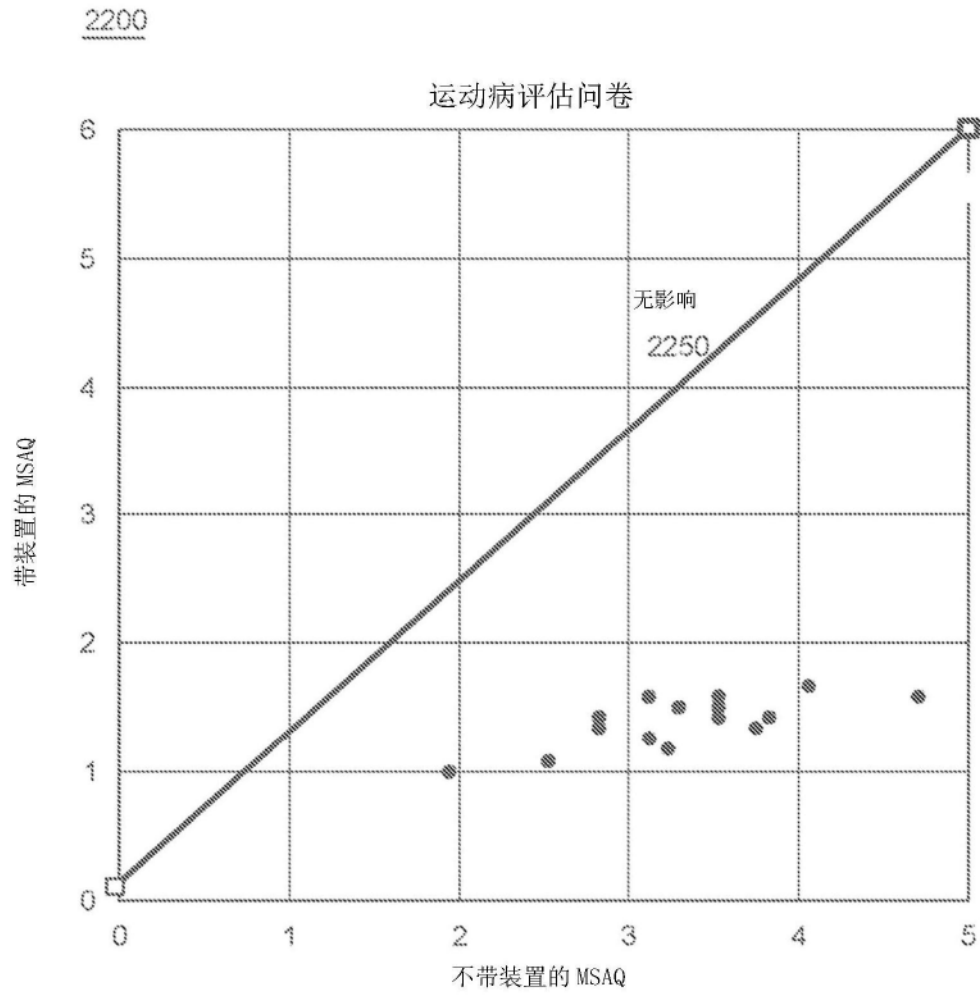


图23A

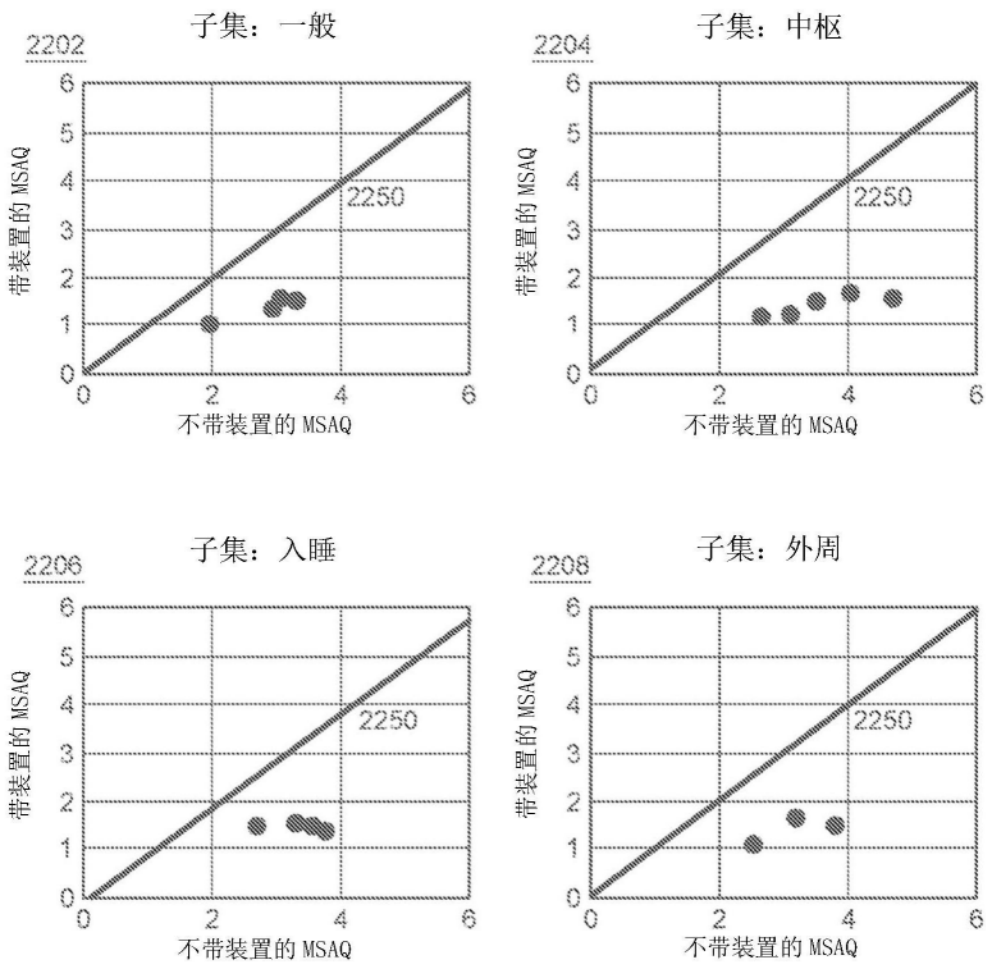


图23B

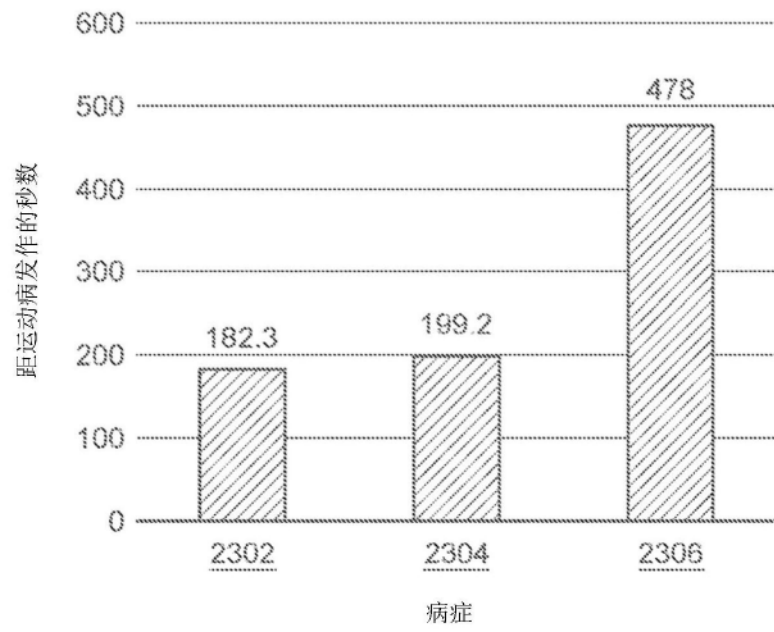
2300

图24

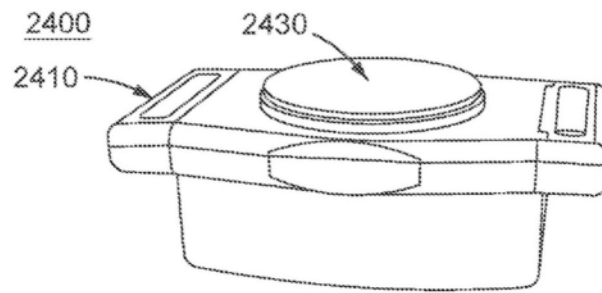


图25A

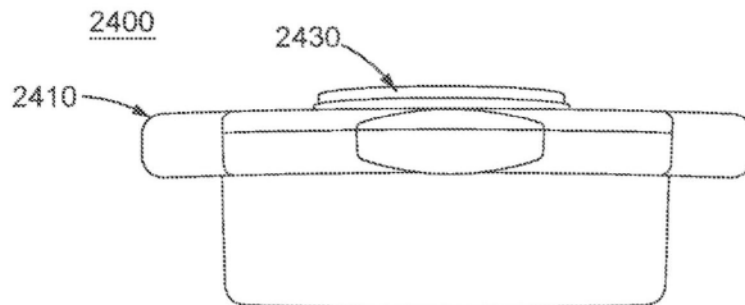


图25B

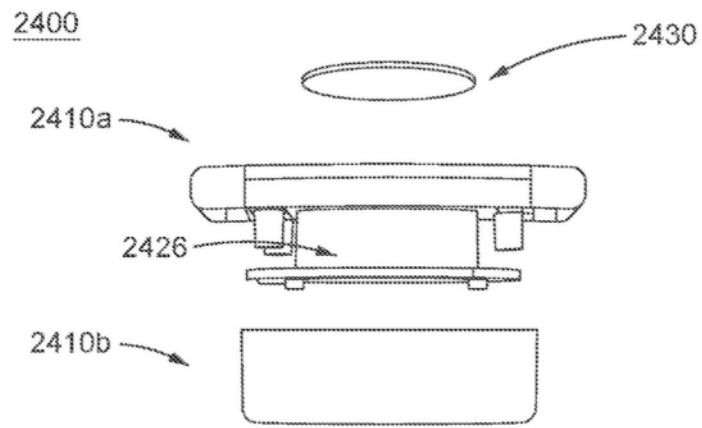


图25C

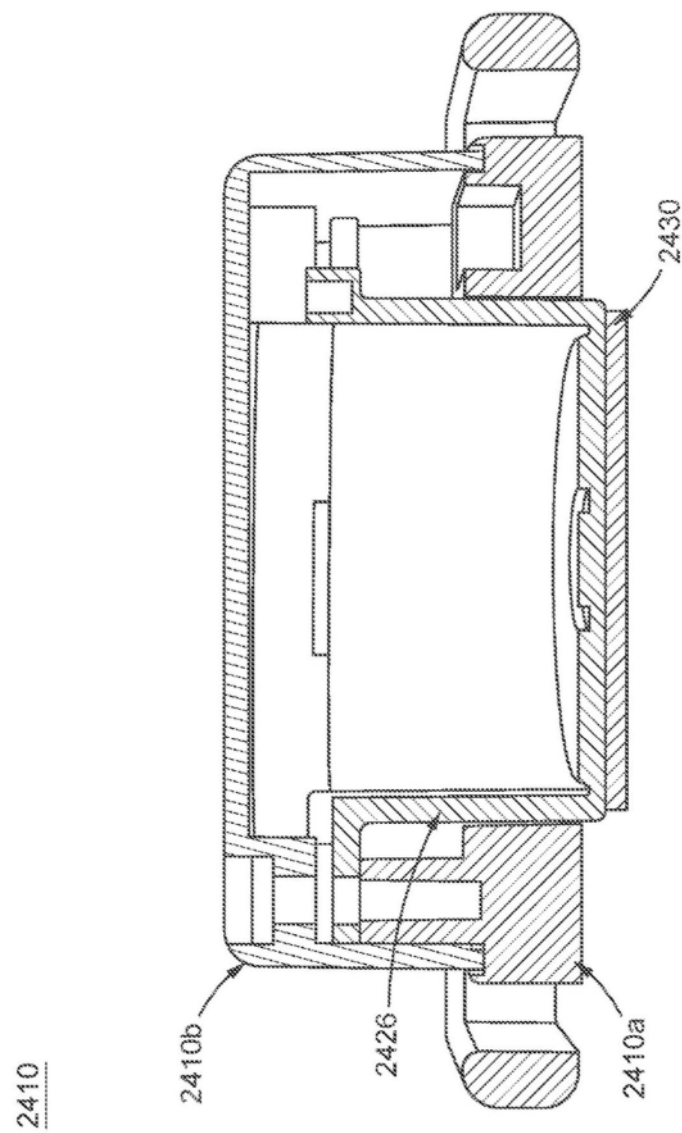


图26

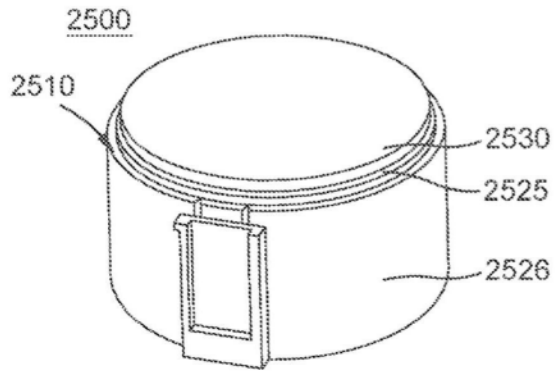


图 27A

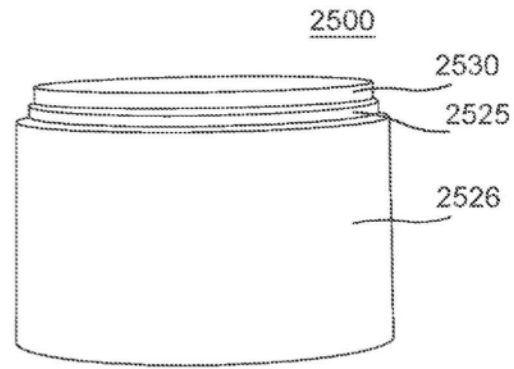


图 27B

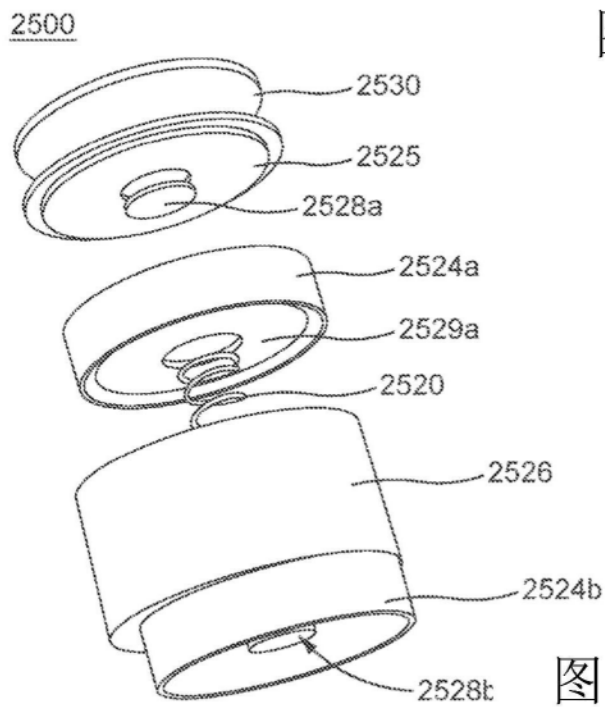


图 27C

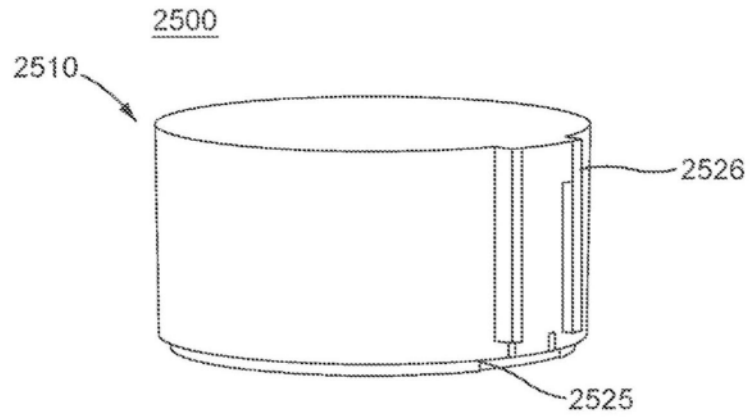


图28A

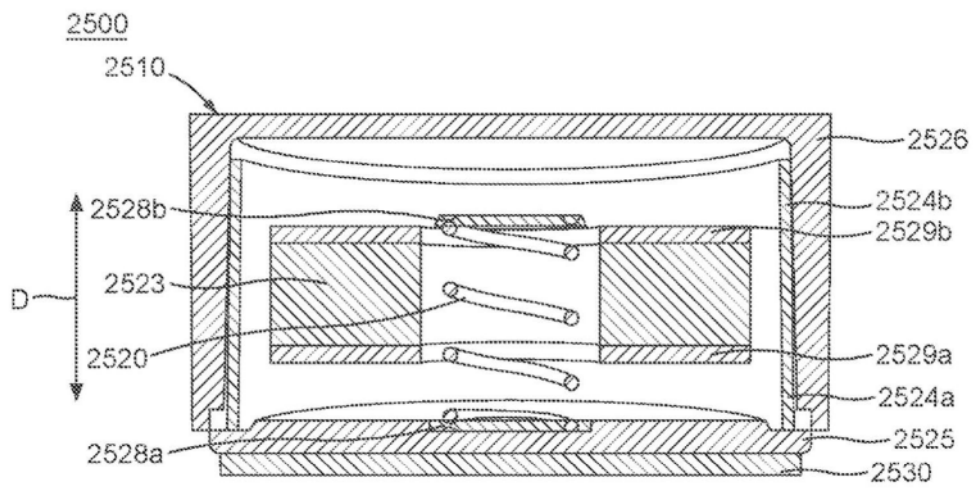


图28B

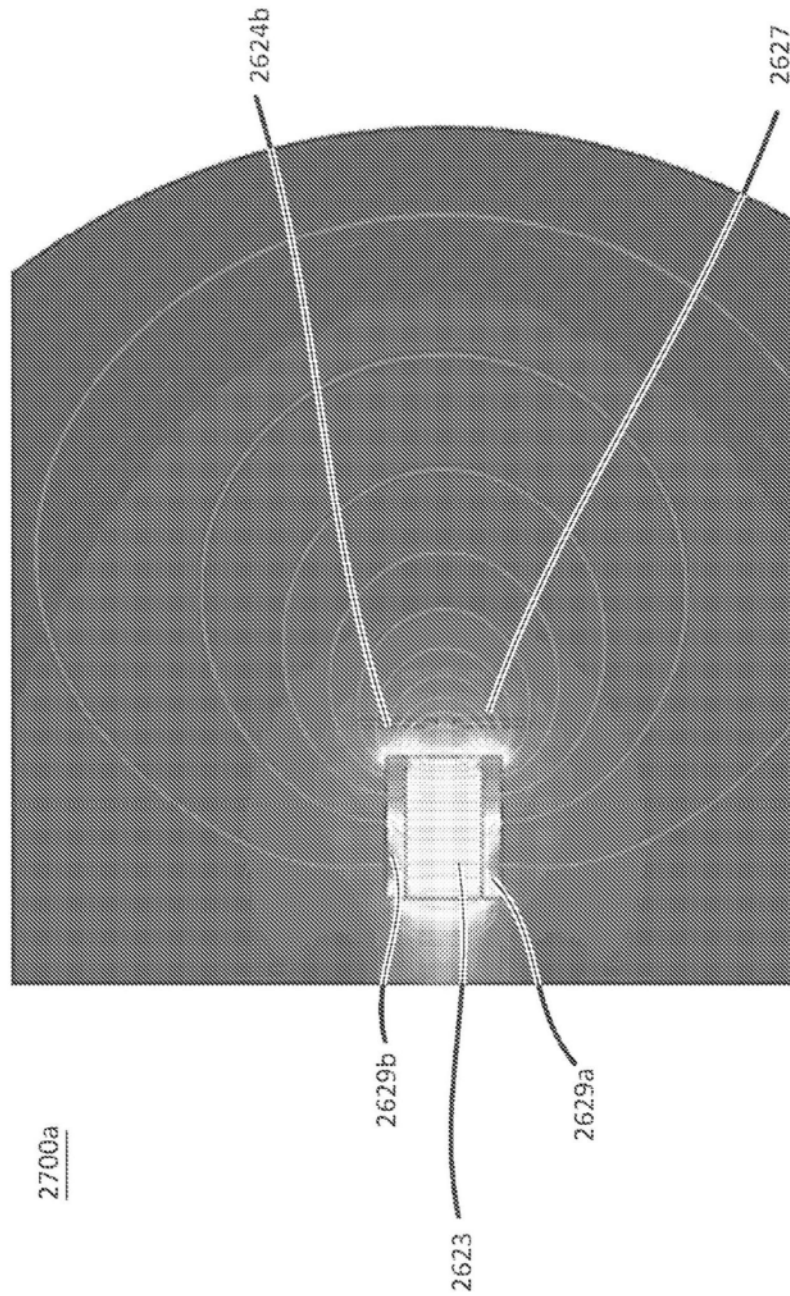


图29

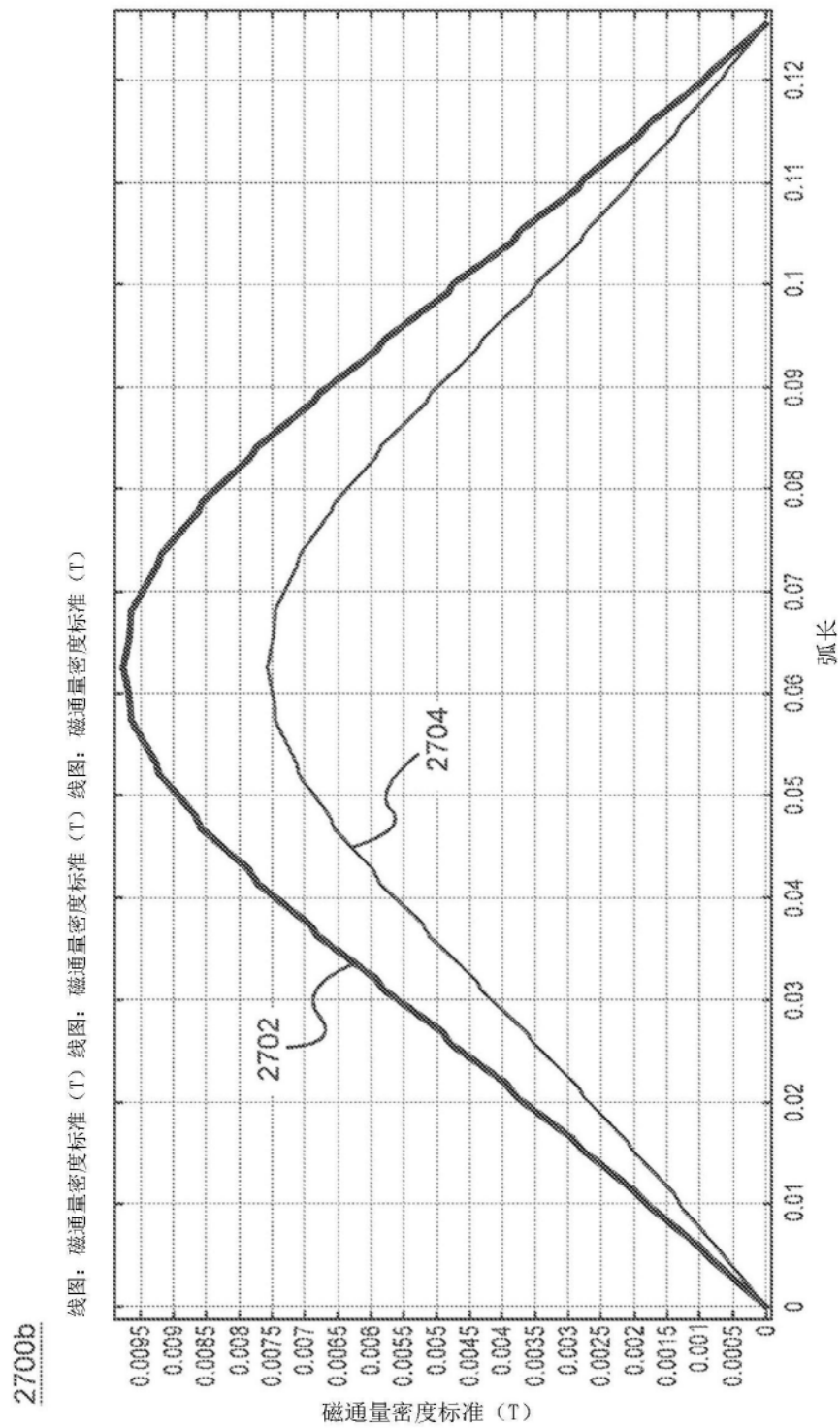


图30

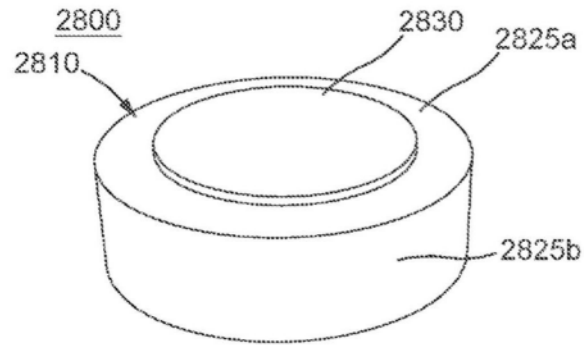


图31A

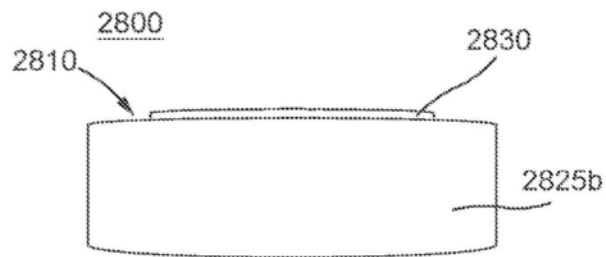


图31B

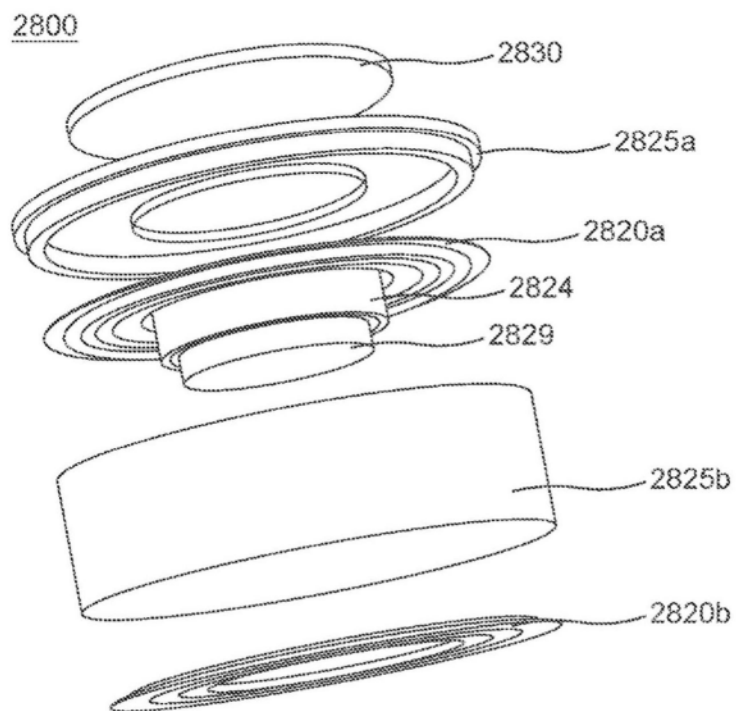


图31C

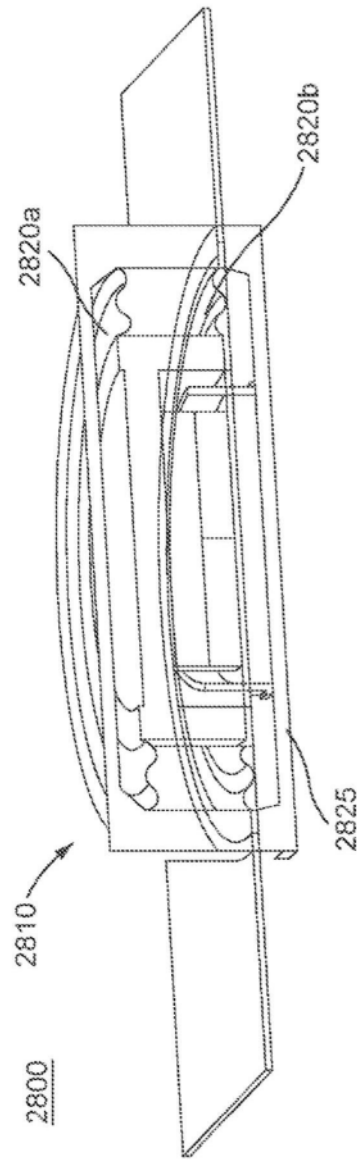


图32A

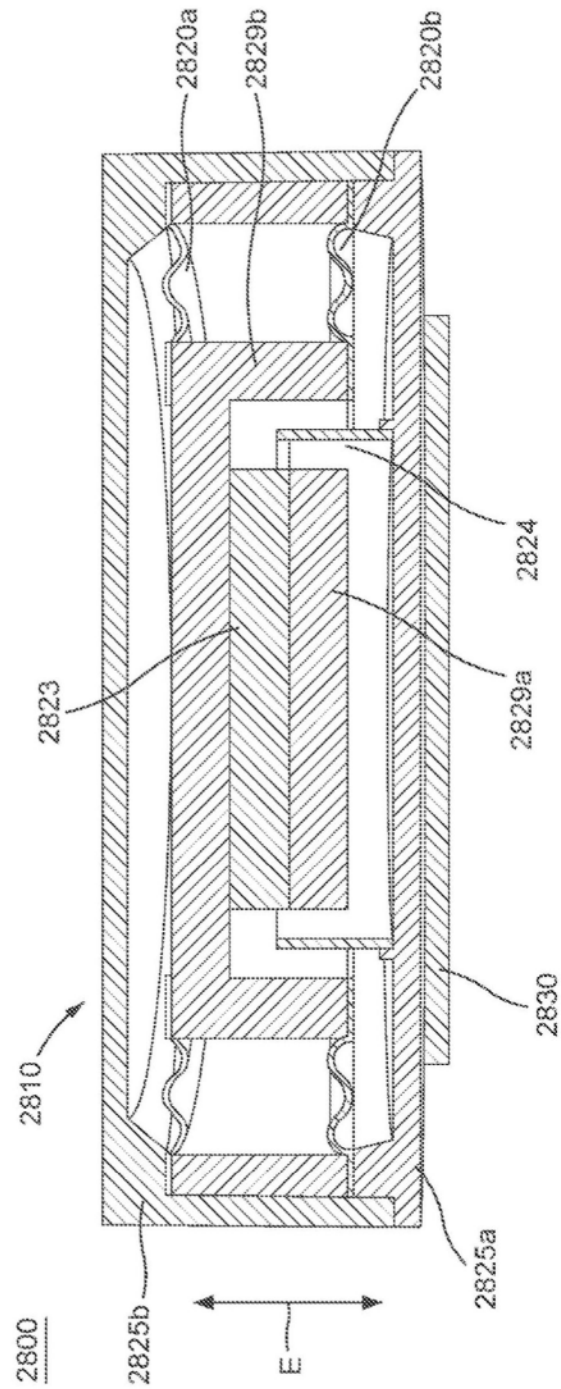


图32B

2800

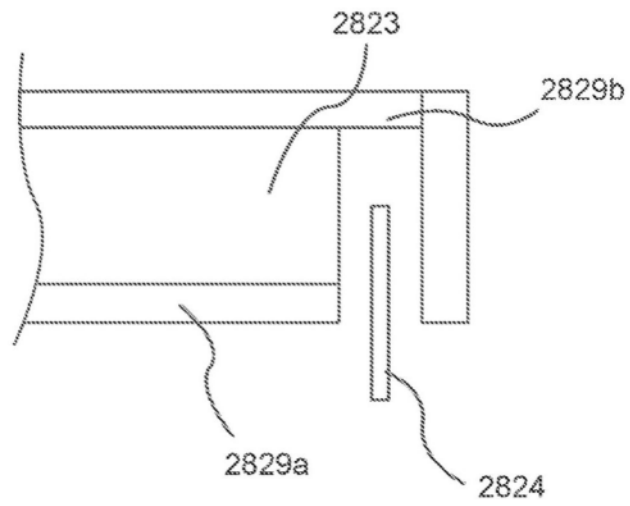
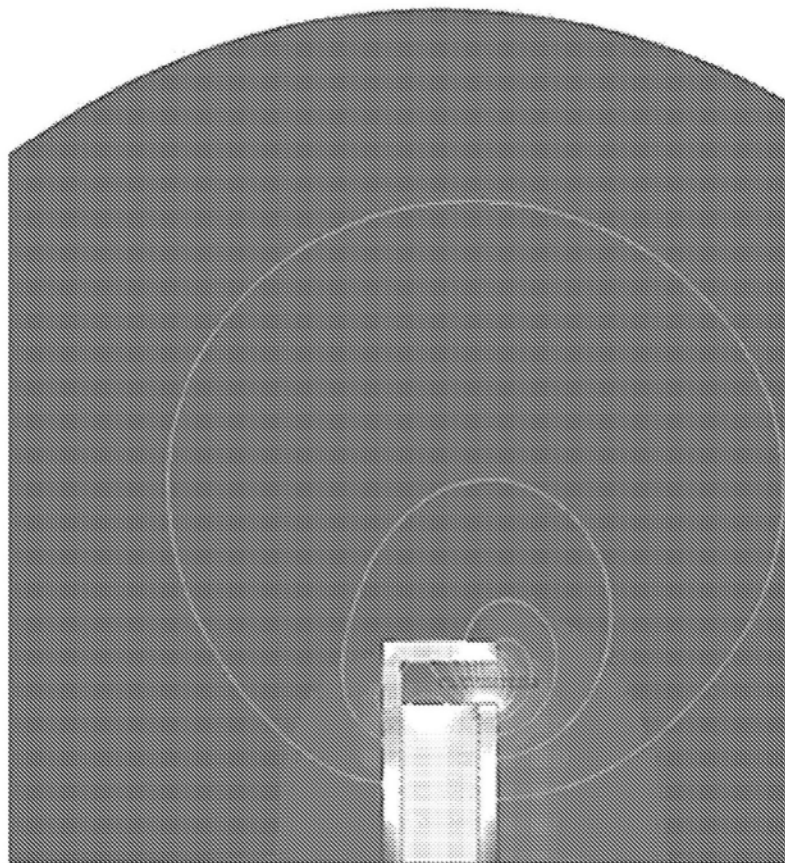


图33



3000

图34

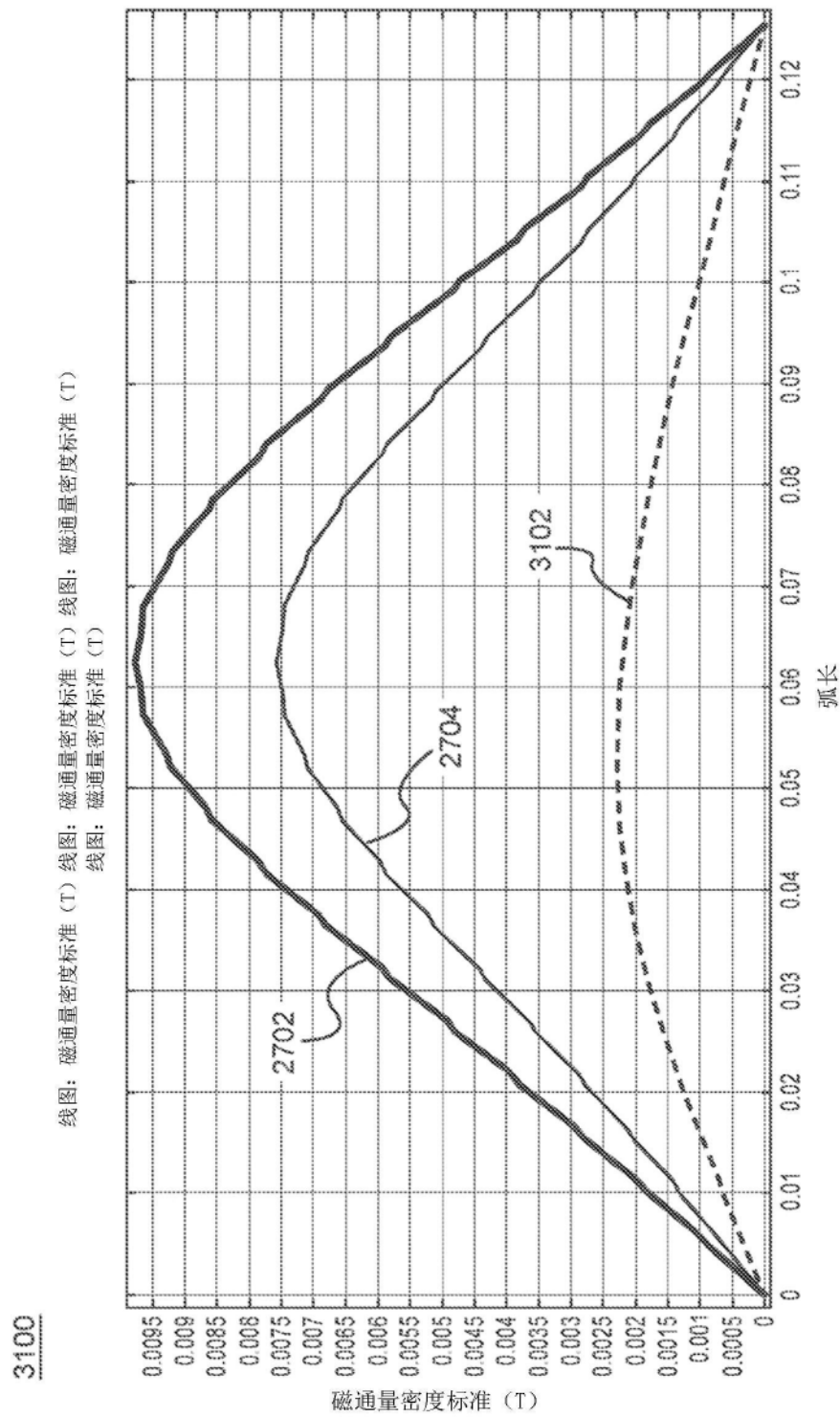


图35

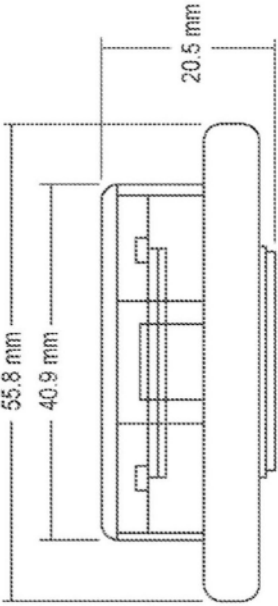


图36A

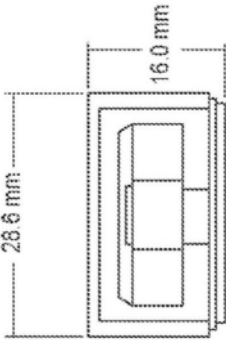


图36B

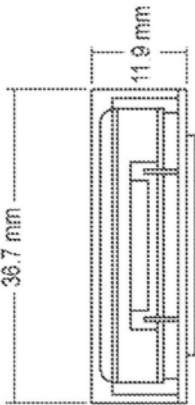


图36C

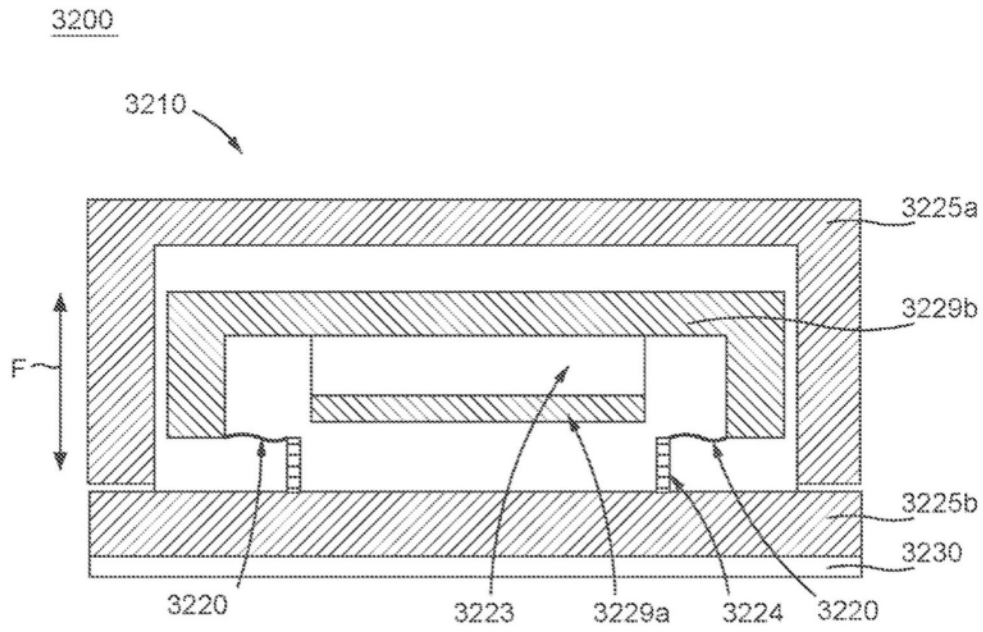


图37

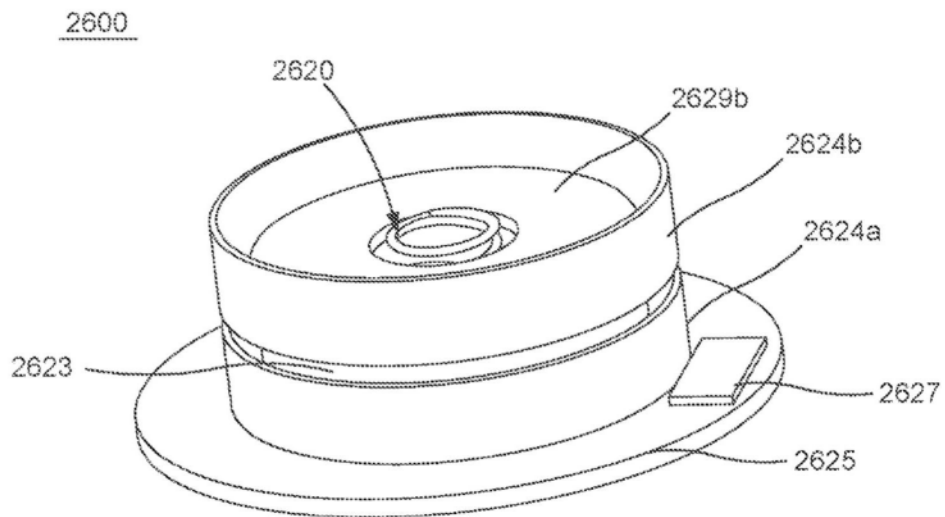


图38

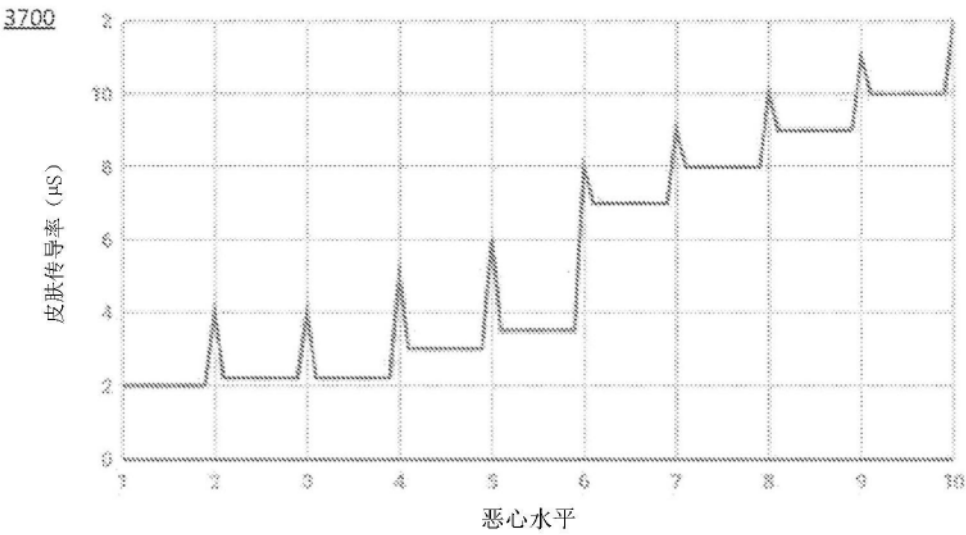


图39

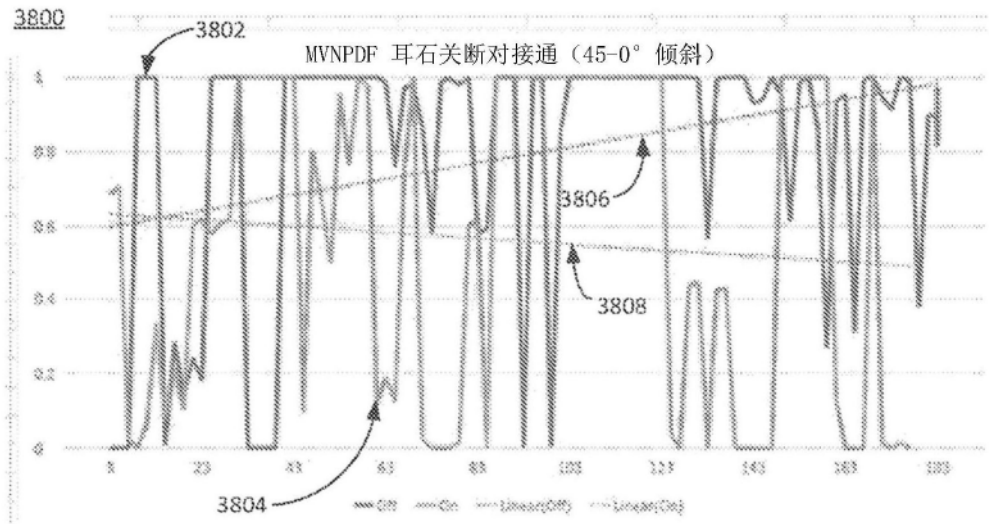


图40

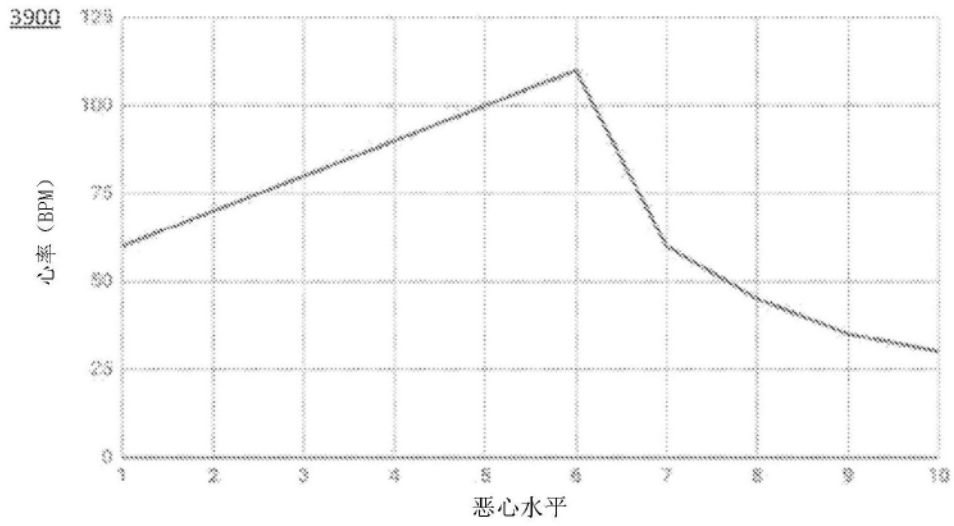


图41A

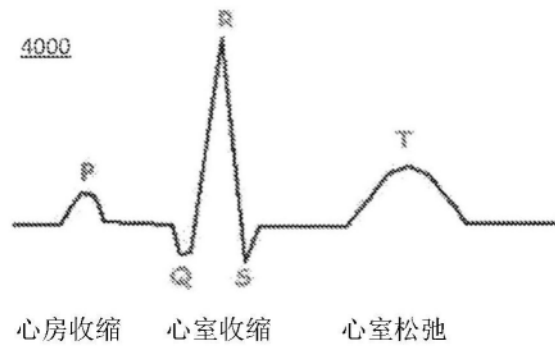


图41B

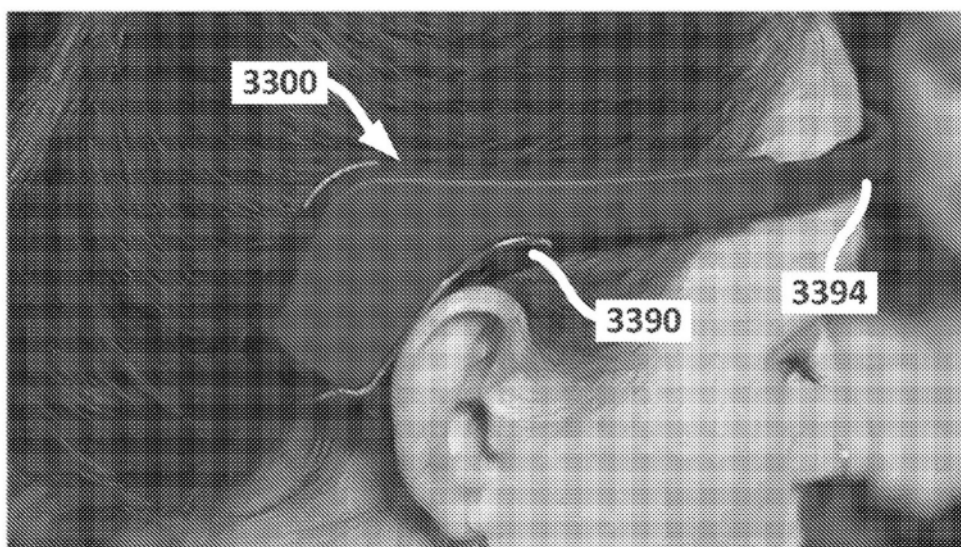


图42



图43

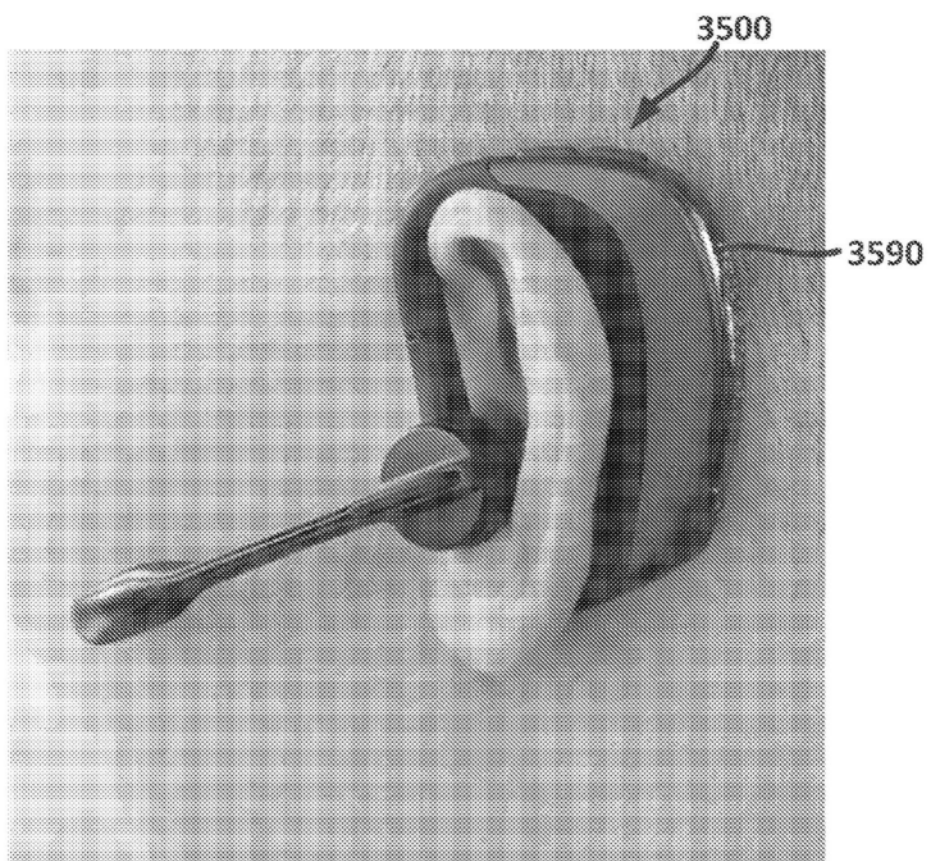


图44

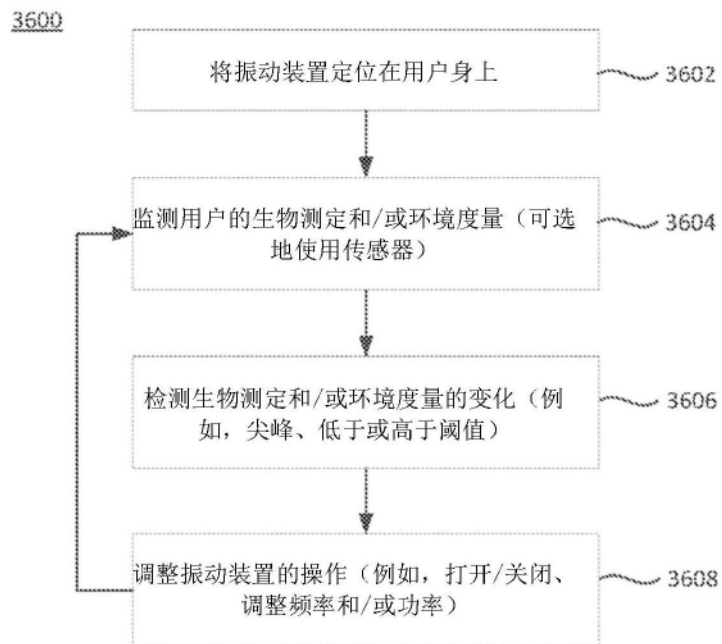


图45

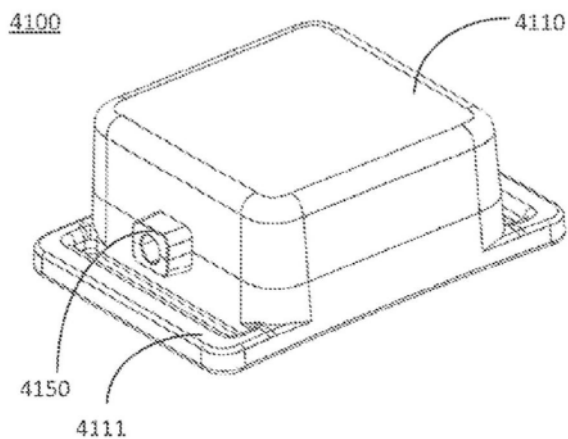


图46A

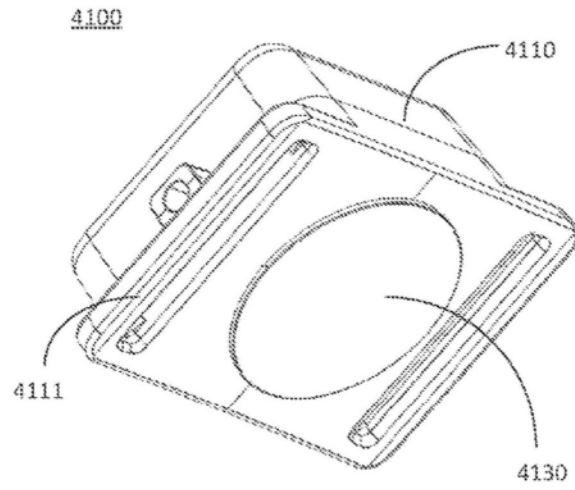


图46B

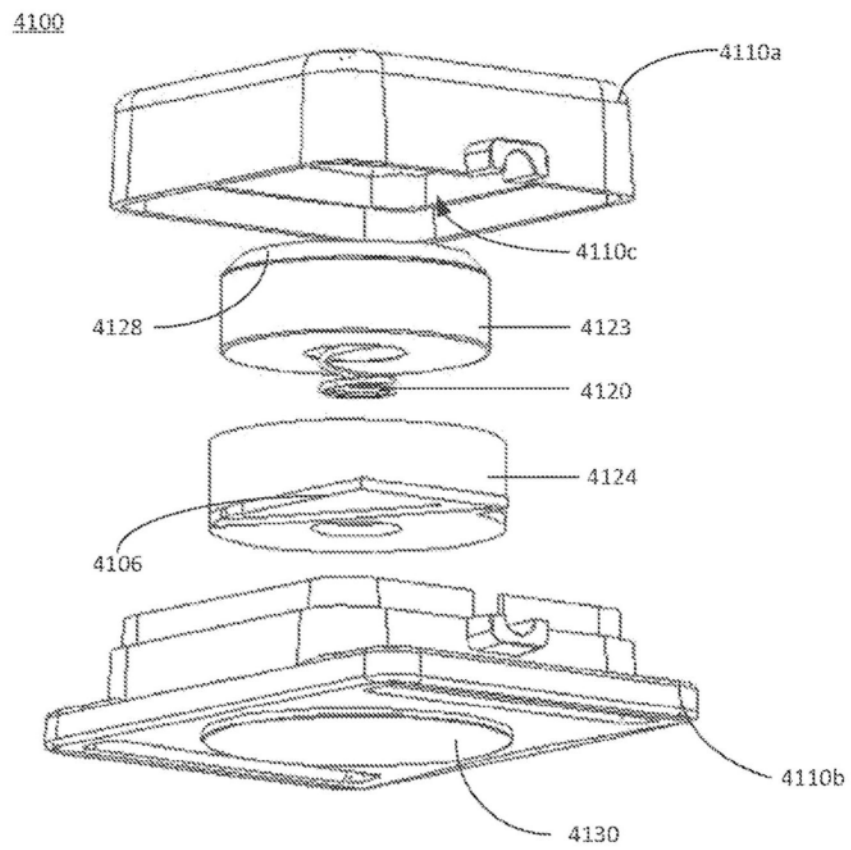


图47

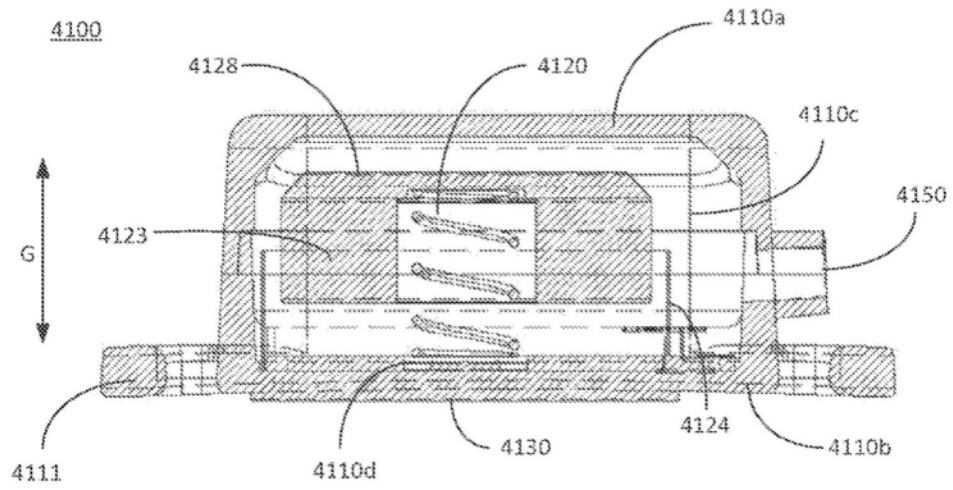


图48

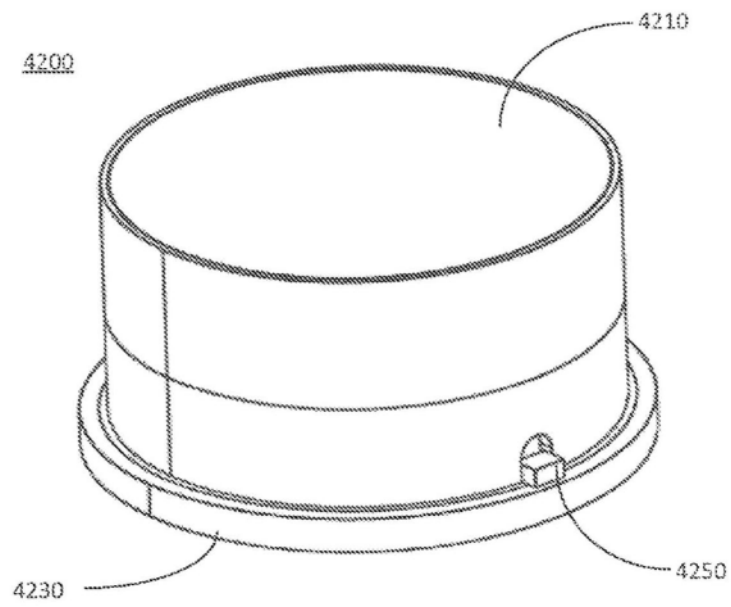


图49

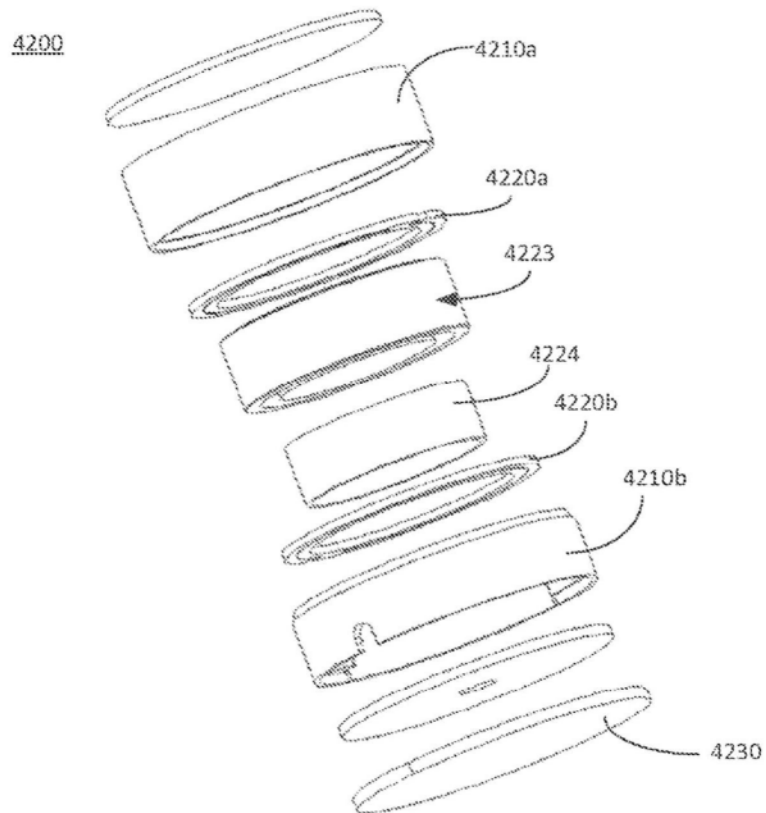


图50

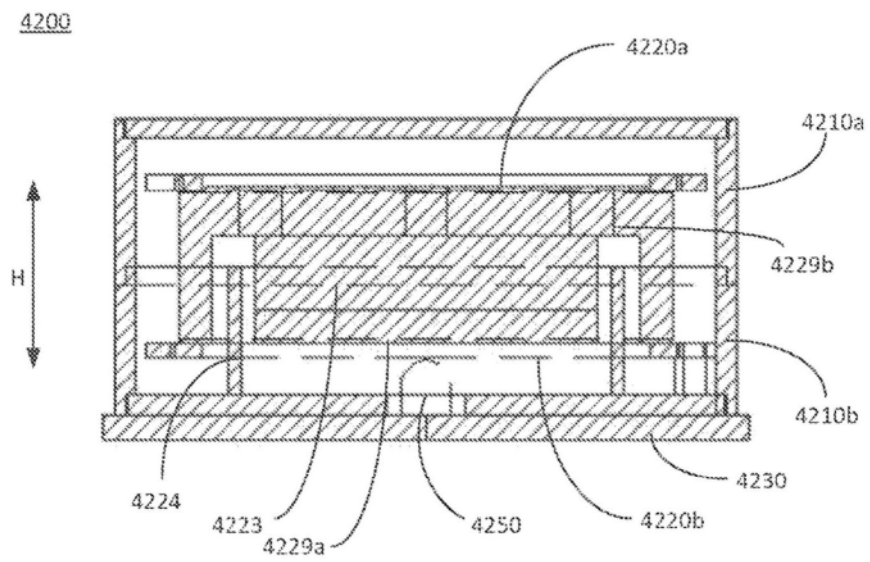


图51

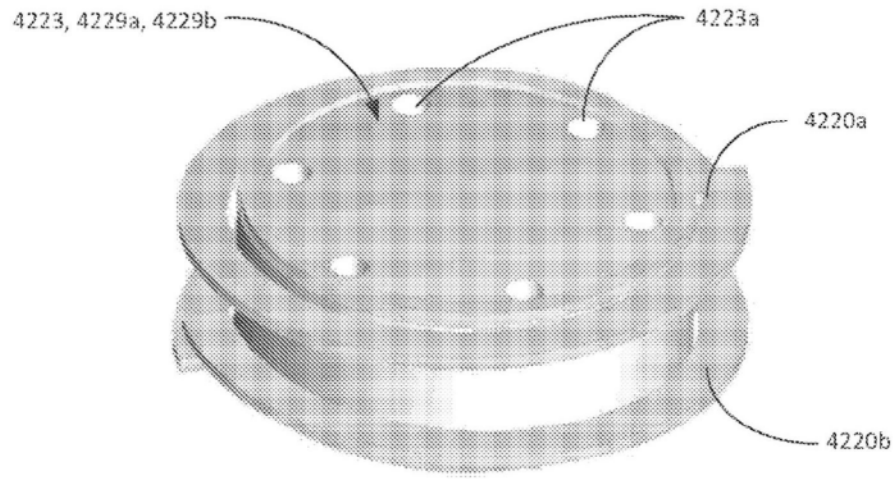


图52



图53