(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国 际 局

(43) 国际公布日
2022 年 8 月 18 日 (18.08.2022)

WIPO | PCT

(10) 国际公布号
WO 2022/170604 A1

(51) 国际专利分类号:
H04R 25/00 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2021/076603

(22) 国际申请日: 2021 年 2 月 10 日 (10.02.2021)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(71) 申请人: 深圳市韶音科技有限公司 (SHENZHEN SHOKZ CO., LTD.) [CN/CN]; 中国广东省深圳市宝安区石岩街道浪心社区石新社区山城工业区26栋厂房一层至四层, Guangdong 518108 (CN)。

(72) 发明人: 付峻江 (FU, Junjiang); 中国广东省深圳市宝安区石岩街道浪心社区石新社区山城工业区26栋厂房一层至四层, Guangdong 518108 (CN)。

唐惠芳 (TANG, Huifang); 中国广东省深圳市宝安区石岩街道浪心社区石新社区山城工业区26栋厂房一层至四层, Guangdong 518108 (CN)。

(74) 代理人: 成都七星天知识产权代理有限公司 (METIS IP (CHENGDU) LLC); 中国四川省成都市中国 (四川) 自由贸易试验区成都市天府新区湖畔路北段269号1栋1单元4层401号, Sichuan 610213 (CN)。

(81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK,

(54) **Title:** HEARING AID DEVICE

(54) 发明名称: 一种听力辅助装置

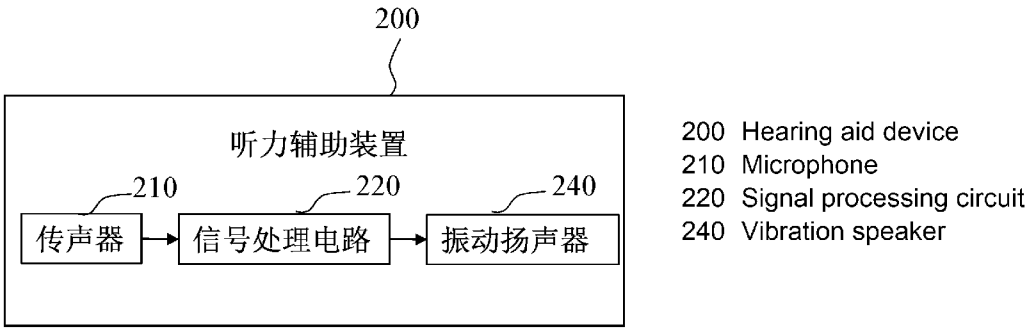


图 2

(57) **Abstract:** The present application discloses a hearing aid device. The hearing aid device comprises: at least one microphone, configured to acquire an external sound signal and convert the sound signal into an electrical signal; a signal processing circuit, configured to process the electrical signal to generate a control signal; at least one vibration speaker, configured to convert the electrical signal into a vibration signal; and a housing structure, configured to carry at least one of the at least one microphone, the signal processing circuit, and the at least one vibration speaker; wherein the sound signal comprises an original signal and an air-conduction sound leakage signal generated from the at least one vibration speaker, and a difference in the sound pressure level between the air-conduction sound leakage signal received by the at least one microphone from the at least one vibration speaker and the original signal is not greater than -33 dB.

(57) **摘要**: 本申请公开了一种听力辅助装置，该听力辅助装置，包括：至少一个传声器，被配置为采集外界的声音信号并将所述声音信号转换为电信号；信号处理电路，被配置为对所述电信号进行处理生成控制信号；至少一个振动扬声器，被配置为将所述电信号转换为振动信号；以及壳体结构，被配置为承载所述至少一个传声器、信号处理电路、所述至少一个振动扬声器中至少一个；其中，所述声音信号包括原始信号和来自所述至少一个振动扬声器产生的气导漏音信号，所述至少一个传声器接收到的来自所述至少一个振动扬声器的气导漏音信号的声压级与所述原始信号的差值不大于-33dB。

WO 2022/170604 A1

[见续页]

LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国(除另有指明，要求每一种可提供的地区保护)：ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

一种听力辅助装置

技术领域

[0001] 本申请涉及声学领域，特别涉及一种听力辅助装置。

背景技术

[0002] 现有的听力辅助装置通常是一种小型的扩音器，把用户原本听不到的声音加以扩大，再利用用户的残余听力，使扩大的声音送到用户的大脑听觉中枢。但是，对于听力受损或者听力退化的用户而言，传统的耳道传音方式对其听觉效果的改善效果并不理想。骨传导传声方式可以突破传统的耳道传音方式，有效的改善用户的听觉效果。但是有的骨传导传声方式的听力辅助装置会出现产生啸叫的现象。

[0003] 因此，希望提供一种听力辅助装置，可以提高用户的听觉效果，使得用户能够接收到更清晰、更稳定的声音。

发明内容

[0004] 本申请实施例提供一种听力辅助装置，该装置包括至少一个传声器，被配置为采集外界的声音信号并将所述声音信号转换为电信号；信号处理电路，被配置为对所述电信号进行处理生成控制信号；至少一个振动扬声器，被配置为将所述控制信号转换为振动信号；以及壳体结构，被配置为承载所述至少一个传声器、信号处理电路、所述至少一个振动扬声器中的至少一个；其中，所述声音信号包括原始信号和来自所述至少一个振动扬声器产生的气导漏音信号，所述至少一个传声器接收到的来自所述至少一个振动扬声器的气导漏音信号与所述原始信号的差值不大于-33 dB。

[0005] 在一些实施例中，在 100 Hz-2000 Hz 频率范围内，所述至少一个传声器接收到的来自所述至少一个振动扬声器的气导漏音信号与所述原始信号的差值不大于-40 dB。

[0006] 在一些实施例中，在 100 Hz-2000 Hz 频率范围内，所述至少一个传声器接收到的来自所述至少一个振动扬声器的气导漏音信号与所述原始信号的差值不大于-45 dB。

[0007] 在一些实施例中，在 2000 Hz-8000 Hz 频率范围内，所述至少一个传声器接收到的来自所述至少一个振动扬声器的气导漏音信号与所述原始信号的差值不大于-33 dB。

[0008] 在一些实施例中，在 2000 Hz-8000 Hz 频率范围内，所述至少一个传声器接收到的来自所述至少一个振动扬声器的气导漏音信号与所述原始信号的差值不大于-38 dB。

[0009] 在一些实施例中，所述至少一个传声器中的任何一个与所述至少一个振动扬声器中的任何一个的间距不小于 7 mm。

[0010] 在一些实施例中，所述至少一个传声器中的任何一个与所述至少一个振动扬声器中的任何一个的间距不小于 20 mm。

[0011] 在一些实施例中，所述至少一个传声器中的任何一个与所述至少一个振动扬声器中的任何一个的间距不小于 36 mm。

[0012] 在一些实施例中，所述至少一个传声器中的任何一个与所述至少一个振动扬声器中的任何一个的间距不小于 45 mm。

[0013] 在一些实施例中，所述至少一个传声器和所述至少一个振动扬声器位于用户耳廓的同侧或不同侧。

[0014] 在一些实施例中，所述至少一个传声器和所述至少一个振动扬声器之间设有挡板结构，所述挡板结构与所述壳体结构连接。

[0015] 在一些实施例中，所述振动扬声器包括第一壳体结构，所述第一壳体结构与所述壳体结构连接，所述第一壳体结构包括至少一个孔，所述至少一个孔与所述第一壳体结构的内部连通。

[0016] 在一些实施例中，所述至少一个孔位于所述至少一个振动扬声器的所述第一壳体结构中朝向所述至少一个传声器和所述至少一个振动扬声器的第一所述壳体结构的底部侧壁。

[0017] 在一些实施例中，所述至少一个孔位于所述至少一个振动扬声器的所述第一壳体结构中背离所述至少一个传声器的侧壁。

[0018] 在一些实施例中，所述至少一个孔位于所述至少一个振动扬声器的所述第一壳体结构的底部侧壁。

[0019] 在一些实施例中，所述至少一个孔位于所述至少一个振动扬声器的所述第一壳体结构中朝向所述至少一个传声器的侧壁。

[0020] 在一些实施例中，所述至少一个孔处设有的网状结构，所述网状结构覆盖所述至少一个孔。

[0021] 在一些实施例中，所述网状结构的声阻抗不大于 260 MKS Rayls。

[0022] 在一些实施例中，所述网状结构的声阻抗不大于 160 MKS Rayls。

[0023] 在一些实施例中，所述网状结构的声阻抗不大于 145 MKS Rayls。

[0024] 在一些实施例中，所述网状结构的声阻抗不大于 75 MKS Rayls。

附图说明

[0025] 本申请将以示例性实施例的方式进一步说明，这些示例性实施例将通过附图进行详细描述。这些实施例并非限制性的，在这些实施例中，相同的编号表示相同的结构，其中：

[0026] 图 1 是根据本申请的一些实施例提供的听力辅助装置的振动信号和气导漏音信号对应的频率响应特征曲线图；

[0027] 图 2 是根据本申请的一些实施例提供的听力辅助装置的示例性的框架图；

[0028] 图 3 是根据本申请一些实施例提供的听力辅助装置的示意图；

[0029] 图 4 是根据本申请一些实施例提供的振动扬声器的结构示意图；

[0030] 图 5 是根据本申请一些实施例提供的传声器的结构示意图；

[0031] 图 6 是根据本申请一些实施例提供的用户佩戴听力辅助装置时的示意图；

[0032] 图 7 是根据本申请一些实施例提供的用户佩戴听力辅助装置时的示意图；

[0033] 图 8 是根据本申请一些实施例提供的孔在第一壳体结构中不同位置时传声器接收到的气导漏音信号的频率响应曲线图；

[0034] 图 9 是根据本申请另一些实施例提供的孔在第一壳体结构中不同位置与未设置孔时传声器接收到的气导漏音信号声压级的对比曲线图；

[0035] 图 10 是根据本申请另一些实施例提供的孔在第一壳体结构中不同位置与未设置孔时传声器接收到的气导漏音信号声压级的对比图；

[0036] 图 11 是根据本申请一些实施例提供的具有不同声阻抗的网状结构的来自振动扬声器的漏音信号与原始信号的差值曲线图；

[0037] 图 12 是根据本申请一些实施例提供的后挂式听力辅助装置的结构示意图；

[0038] 图 13 是根据本申请一些实施例提供的眼镜式听力辅助装置的结构示意图；

[0039] 图 14 是根据本申请一些实施例提供的无线式的听力辅助装置的结构示意图。

具体实施方式

[0040] 为了更清楚地说明本申请实施例的技术方案，下面将对实施例描述中所需要使用的附图作简单的介绍。显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本申请的一些示例或实施例，对于本领域的普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据这些附图将本申请应用于其它类似情景。除非从语言环境中显而易见或另做说明，图中相同标号代表相同结构或操作。

[0041] 应当理解，本文使用的“系统”、“装置”、“单元”和/或“模组”是用于区分不同级

别的不同组件、元件、部件、部分或装配的一种方法。然而，如果其他词语可实现相同的目的，则可通过其他表达来替换所述词语。

[0042] 如本申请和权利要求书中所示，除非上下文明确提示例外情形，“一”、“一个”、“一种”和/或“该”等词并非特指单数，也可包括复数。一般说来，术语“包括”与“包含”仅提示包括已明确标识的步骤和元素，而这些步骤和元素不构成一个排它性的罗列，方法或者设备也可能包含其它的步骤或元素。

[0043] 本申请中使用了流程图用来说明根据本申请的实施例的系统所执行的操作。应当理解的是，前面或后面操作不一定按照顺序来精确地执行。相反，可以按照倒序或同时处理各个步骤。同时，也可以将其他操作添加到这些过程中，或从这些过程移除某一步或数步操作。

[0044] 本说明书描述了一种听力辅助装置。听力辅助装置用于采集外界声音并将外界声音进行放大以补偿听障者听力的装置。在一些实施例中，听力辅助装置可以包括气传导听力辅助装置和骨传导听力辅助装置。气传导听力辅助装置是指放大后的声音信号通过气导方式从外耳、中耳向耳膜处传递的装置。当听障者的听力受损或退化严重时，气导听力辅助装置不能有效改善用户的听力效果。骨传导听力辅助装置是通过振动组件产生骨传导声波的装置。当听障者佩戴骨传导听力辅助装置时，振动组件产生的骨传导声波通过人体骨骼传递到用户听觉神经，骨传导听力辅助装置对外耳和中耳出现问题的听障者具有较好的改善听力的效果。在一些实施例中，骨传导听力辅助装置的振动组件会通过连接件将机械振动传递至壳体结构，致使壳体结构发生振动，壳体结构振动会推动周围的空气，从而产生气导漏音。在一些实施例中，听力辅助装置的传声器（例如，麦克风）在采集外界声音的同时会将壳体结构振动产生的气导漏音一并进行采集，产生的气导漏音的音量较大时会导致听力辅助装置产生啸叫。本说明书实施例中描述的听力辅助装置至少包括至少一个传声器、信号处理电路、至少一个振动扬声器以及壳体结构。其中，传声器可以被配置为采集外界的声音信号并将声音信号转换为电信号。振动扬声器可以被配置为将控制信号转换为振动信号。壳体结构可以被配置为承载至少一个传声器、信号处理电路、至少一个振动扬声器中的至少一个。其中，所述控制信号包括原始信号和来自所述至少一个振动扬声器产生的气导漏音信号，原始信号是指外界声音信号经过信号处理电路处理的控制信号，该控制信号中不包含振动扬声器振动产生的气导漏音信号。至少一个传声器接收到的来自至少一个振动扬声器的气导漏音信号与原始信号的差值不大于-33 dB。在一些实施例中，在 100 Hz-2000 Hz 频率范围内，至少一个传声

器接收到的来自至少一个振动扬声器的气导漏音信号与原始信号的差值不大于-40 dB。在一些实施例中，在 2000 Hz-8000 Hz 频率范围内，至少一个传声器接收到的来自至少一个振动扬声器的气导漏音信号与原始信号的差值不大于-33 dB。在一些实施例中，在 100 Hz-2000 Hz 频率范围内，至少一个传声器接收到的来自至少一个振动扬声器的气导漏音信号与原始信号的差值不大于-45 dB。在一些实施例中，在 2000 Hz-8000 Hz 频率范围内，至少一个传声器接收到的来自至少一个振动扬声器的气导漏音信号与原始信号的差值不大于-38 dB。在一些实施例中，可以通过调整振动扬声器和传声器之间的间距使得传声器接收到的气导漏音信号与原始信号的差值不大于-33 dB。在一些实施例中，可以通过在振动扬声器和传声器之间设置挡板结构或将振动扬声器和传声器设置于用户耳廓的两侧使得传声器接收到的气导漏音信号与原始信号的差值不大于-33 dB。在一些实施例中，还可以通过在振动传声器的第一壳体结构的侧壁上开设孔使得传声器接收到的气导漏音信号与原始信号的差值不大于-33 dB。本说明书的实施例中，通过上述实施例降低传声器处接收到的气导漏音信号的大小，使得来自传声器接收到的气导漏音信号与原始信号的差值（也被称为衰减量）的绝对值大于原始信号与声音信号的差值（也被称为增益），可以在抑制啸叫的基础上，提升听力辅助装置的最大输出音量。需要说明的是，控制信号中的来自振动扬声器气导漏音信号和原始信号是指经过信号处理电路进行处理后的电信号。

[0045] 图 1 是根据本申请的一些实施例提供的听力辅助装置的振动信号和气导漏音信号对应的频率响应特征曲线图。如图 1 所示，图 1 中的横坐标表示信号的频率，图 1 中的纵坐标表示信号在不同频率时的声压级，从振动信号对应的频率响应特征曲线（图 1 中以“振动”所标注的曲线）与气导漏音信号对应的频率响应特征曲线（图 1 中以“气导漏音”所标注的曲线）的对比结果，可以看出，在特定频率范围（例如，20 Hz-4000 Hz）下，听力辅助装置的振动信号的声压级越大，对应的听力辅助装置的气导漏音信号的声压级越大。由此可知，在特定的振动信号的频率范围内，听力辅助装置的气导漏音信号的强弱与振动信号的强弱呈正相关。在一些实施例中，听力辅助装置的主要工作频段可以是 200 Hz-4000 Hz 的人声频段范围，该人声频段范围在上述的特定频率范围内，在振动信号不变的情况下，通过抑制该人声频段范围内的气导漏音信号可以有效抑制听力辅助装置的啸叫。需要注意的是，听力辅助装置的工作频段不限于上述的 200 Hz-4000 Hz，还可以根据听力辅助装置的应用场景进行调整。例如，听力辅助装置的工作频段还可以 20 Hz-4000 Hz、80 Hz-6000 Hz、100 Hz-8000 Hz 或者其他范围的频段。

[0046] 为了抑制听力辅助装置的啸叫，进一步提高用户的听觉效果，使得用户能够接收到更清晰、更稳定的声音，在一些实施例中，可以通过调整振动扬声器与传声器之间的间距，使得传声器接收到的来自振动扬声器的气导漏音信号与原始信号的差值不大于-33dB。例如，在一些实施例中，可以增大传声器和振动扬声器之间的间距，使得气导漏音信号的能量在由振动扬声器至传声器的传递路径中发生损失，从而降低传声器处接收到的气导漏音信号的音量。在一些实施中，可以通过在振动扬声器和传声器之间设置挡板结构，使得传声器接收到的来自振动扬声器的气导漏音信号与原始信号的差值不大于-33 dB。例如，在一些实施例中，还可以将传声器和振动扬声器分别设置于用户耳廓的两侧（用户耳廓近似视为挡板结构），以降低传声器处接收到的气导漏音信号的音量。又例如，还可以在振动扬声器和扬声器之间设置挡板结构。再例如，传声器和振动扬声器位于壳体结构的两侧，这里的壳体结构可以近似视为挡板结构。在一些实施例中，还可以通过减小振动扬声器自身产生的气导漏音，使得传声器接收到的来自振动扬声器的气导漏音信号与原始信号的差值不大于-33 dB。例如，可以在听力辅助装置中振动扬声器的第一壳体结构上设置至少一个孔，至少一个孔可以将第一壳体结构内部的空气振动引出至外界并与第一壳体结构外部的气导漏音信号相抵消，从而减少传声器接收到的气导漏音信号。本说明书的实施例中，通过上述方式降低传声器接收到的气导漏音信号，从而使得听力辅助装置可以有效避免产生啸叫。在一些实施例中，被降低后的气导漏音信号可以作为听力辅助装置增益，从而提高听力辅助装置的整体增益效果。

[0047] 在一些实施例中，听力辅助装置可以与眼镜、耳机（例如，有线耳机和无线耳机）、头戴式显示装置、AR/VR 头盔等产品相结合。例如，听力辅助装置可以应用于眼镜。具体地，听力辅助装置可以设置于眼镜镜腿靠近用户耳朵的一端，使得用户佩戴眼镜时听力辅助装置可以位于用户耳廓的周侧。又例如，听力辅助装置可以应用于 VR 头盔。具体地，听力辅助装置可以设置于 VR 头盔外壳上靠近用户耳朵的位置。

[0048] 图 2 是根据本申请的一些实施例提供的听力辅助装置的示例性的框架图。如图 2 所示，听力辅助装置 200 可以包括传声器 210、信号处理电路 220 和振动扬声器 240。其中，传声器 210 可以采集外界环境的声音信号，并将采集的声音信号转换为电信号。在一些实施例中，传声器 210 可以是动圈式传声器、带式传声器、电容式传声器、驻极体式传声器、电磁式传声器、碳粒式传声器等，或其任意组合。在一些实施例中，以声音采集的方式进行区分，传声器 210 可以包括骨传导传声器和气传导传声器。

[0049] 信号处理电路 220 可以将经过传声器 210 转换的电信号进行信号处理生成控制

信号。这里所说的信号处理可以包括但不限于信号放大、相位调节、滤波处理等中的至少一个。在一些实施例中，信号处理电路 220 可以包括但不限于均衡器（EQ）、动态范围控制器（DRC）、相位处理器（GAIN）等。

[0050] 振动扬声器 240 可以同信号处理电路 220 电连接以接收控制信号，并基于该控制信号产生相应的骨传导声波，骨传导声波可以通过人体骨骼传递至用户的听觉神经。这里的骨传导声波可以是指由机械振动经由人体骨骼传导至用户耳朵内的声波。在一些实施例中，振动扬声器 240 可以是电动式扬声器（例如，动圈式扬声器）、磁式扬声器、离子扬声器、静电式扬声器（或电容式扬声器）、压电式扬声器等。在一些实施例中，振动扬声器 240 可以是独立的功能器件，也可以是能够实现多个功能的单个器件的一部分。在一些实施例中，信号处理电路 220 可以和振动扬声器 240 集成在一起和/或形成为一体。

[0051] 在一些实施例中，听力辅助装置 200 还可以包括壳体结构（图 2 中未示出）。在一些实施例中，壳体结构可以用于可以承载一个或多个传声器、信号处理电路、振动扬声器中的一个或多个。例如，壳体结构内部的安装腔的一端可以设置传声器，壳体结构内部安装腔与设置传声器一端相对的一端可以设置振动扬声器。在一些实施例中，传声器和振动扬声器可以同时位于壳体结构的一个安装腔中。在其他的实施例中，壳体结构可以包括第一安装腔和第二安装腔，其中，第一安装腔和第二安装腔可以相连通或不连通，传声器位于第一安装腔中，振动扬声器位于第二安装腔中。在一些实施例中，当振动扬声器和传声器位于壳体结构内部的安装腔时，壳体结构内部的安装腔可以设置挡板结构，该挡板结构与听力辅助装置的壳体结构固定连接，挡板结构可以阻挡振动扬声器处产生的气导漏音信号向传声器传递，使得传声器接收到的振动扬声器的气导漏音信号有效降低，从而防止听力辅助装置在工作时发生啸叫。需要注意的是，振动扬声器和传声器不限于位于壳体结构内部的安装腔中，在一些实施例中，振动扬声器和传声器的全部结构或局部结构可以位于壳体结构的外表面。例如，振动扬声器与用户身体接触的部分可以相对于壳体结构的外表面凸出。当振动扬声器和传声器位于壳体结构的外部的两侧时，壳体结构可以起到挡板结构的作用，壳体结构作为挡板结构可以使得传声器接收到的振动扬声器的气导漏音信号有效降低，从而防止听力辅助装置在工作时发生啸叫。需要注意的是，振动扬声器或传声器可以不位于壳体结构中。例如，振动扬声器位于壳体结构中，传声器可以位于其他设备的结构（例如，眼镜镜腿、耳挂等）中。

[0052] 在一些实施例中，壳体结构可以是内部中空的封闭式壳体结构，在一些实施例

中，传声器和振动扬声器可以与壳体结构固定连接。仅作为示例性说明，例如，听力辅助装置应用于眼镜时，听力辅助装置的壳体结构可以安装于眼镜镜腿的末端，这里眼镜镜腿的末端可以理解为用户佩戴眼镜时镜腿靠近用户耳朵的一端。此时，听力辅助装置的壳体结构可以位于耳廓附近（例如，耳廓前侧，耳廓后侧等）。进一步地，可以通过改变壳体结构相对于眼镜镜腿的位置或壳体结构的形状使得壳体结构中的振动扬声器和传声器位于耳廓的同一侧或不同侧。又例如，听力辅助装置应用于后挂式耳机时，壳体结构也可以安装于后挂式耳机的耳挂结构的端部，当用户佩戴后挂式耳机时，耳挂结构的端部可以位于用户耳廓的附近。进一步地，可以通过改变壳体结构相对于耳挂结构的位置或壳体结构的形状使得壳体结构中的振动扬声器和传声器位于耳廓的同一侧或不同侧。

[0053] 在一些实施例中，听力辅助装置 200 可以通过壳体结构佩戴在用户身体上（例如，人体的头部、颈部或者上部躯干），同时壳体结构和振动扬声器 240 可以靠近但不堵塞耳道，使得用户耳朵保持开放的状态，提高用户的佩戴舒适度。例如，听力辅助装置 200 可以环绕设置或者部分环绕设置在用户耳朵的周侧。在一些实施例中，听力辅助装置 200 可以与眼镜、头戴式耳机、头戴式显示装置、AR/VR 头盔等产品相结合，在这种情况下，壳体结构可以采用悬挂或夹持的方式固定在用户的耳朵的附近。在一些可替代的实施例中，壳体结构上可以设有挂钩，且挂钩的形状与耳廓的形状相匹配，从而听力辅助装置 200 可以通过挂钩独立佩戴在用户的耳朵上。独立佩戴使用的听力辅助装置 200 可以通过有线或无线（例如，蓝牙）的方式与信号源（例如，电脑、手机或其他移动设备）通信连接。例如，左右耳处的听力辅助装置 200 可以均通过无线的方式与信号源直接通信连接。又例如，左右耳处的听力辅助装置 200 可以包括第一输出装置和第二输出装置，其中第一输出装置可以与信号源进行通信连接，第二输出装置可以通过无线方式与第一输出装置无线连接，第一输出装置和第二输出装置之间通过一个或多个同步信号实现音频播放的同步。无线连接的方式可以包括但不限于蓝牙、局域网、广域网、无线个域网、近场通讯等，或其任意组合。

[0054] 在一些实施例中，壳体结构可以为具有人体耳朵适配形状的壳体结构，例如圆环形、椭圆形、多边形（规则或不规则）、U 型、V 型、半圆形，以便壳体结构可以直接挂靠在用户的耳朵处。在一些实施例中，壳体结构还可以包括一个或多个固定结构。在一些实施例中，固定结构可以包括耳挂结构、头梁或弹性带，使得听力辅助装置 200 可以更好地固定在用户身上，防止用户在使用时发生掉落。仅作为示例性说明，例如，

弹性带可以为头带，头带可以被配置为围绕头部区域佩戴。又例如，弹性带可以为颈带，被配置为围绕颈/肩区域佩戴。在一些实施例中，弹性带可以是连续的带状物，并可以被弹性地拉伸以佩戴在用户的头部，同时弹性带还可以对用户的头部施加压力，使得听力辅助装置 200 牢固地固定在用户的头部的特定位置上。在一些实施例中，弹性带可以是不连续的带状物。例如，弹性带可以包括刚性部分和柔性部分，其中，刚性部分可以由刚性材料（例如，塑料或金属）制成，刚性部分可以与听力辅助装置 200 的壳体结构通过物理连接（例如，卡接、螺纹连接等）的方式进行固定。柔性部分可以由弹性材料制成（例如，布料、复合材料或/和氯丁橡胶）。

[0055] 需要注意的是，在一些实施例中，听力辅助装置还可以不包括用于承载传声器和振动扬声器的壳体结构。例如，传声器和振动扬声器可以固定于其他设备（例如，眼镜）的结构上，其他设备的结构可以作为传声器和扬声器的壳体结构。又例如，当传声器和振动扬声器位于其他设备的结构处时，通过调整其他设备的结构（例如，改变其他设备结构的形状、尺寸等）或调整振动扬声器和传声器在其它设备的结构处的位置，使得传声器和振动扬声器位于用户耳廓的同一侧或不同侧。进一步地，还可以通过调节传声器和振动扬声器在其他设备的位置，进而调节传声器和振动扬声器之间的间距。

[0056] 图 3 是根据本申请一些实施例提供的听力辅助装置的示意图。如图 3 所示，听力辅助装置 200 可以包括传声器 210、信号处理电路 220、功率放大器 230 以及振动扬声器 240。其中，信号处理电路 220 可以包括均衡器（EQ）221、动态范围控制器（DRC）222、相位处理器（GAIN）223 等。振动扬声器 240 发出的声音可以包括振动信号 241 和气导漏音信号 242。其中，振动信号 241 对应的是骨传导声波，气导漏音信号 242 对应的是气传导声波。在一些实施例中，振动信号 241 可以以人体的骨骼作为传递介质传递至用户的听觉神经，气导漏音信号 242 可以以空气为传递介质传递至用户的听觉神经。

[0057] 在一些实施例中，均衡器 221 可以被配置为对传声器 210 输出的电信号按照特定的频段（例如，高频、中频和低频）进行增益和/或衰减。对电信号进行增益是指增大电信号放大量；对电信号进行衰减是指降低电信号放大量。均衡器 221 通过对不同频率的电信号的调节（例如，增益、衰减）可以补偿扬声器和声场的缺陷。在一些实施例中，动态范围控制器（DRC）222 可以被配置为对电信号进行压缩和/或放大。对电信号进行压缩和/或放大是指减小和/或增大传声器 210 中输入的电信号和输出的电信号之间的比例。例如，动态范围控制器（DRC）222 可以使得声音听起来更加柔和或更大声。在一

些实施例中，相位处理器 223 可以被配置为对电信号的相位进行调节。电信号经过信号处理电路 220 进行信号处理后可以生成相应的控制信号。控制信号可以进一步传递至功率放大器 230，功率放大器 230 可以被配置为对控制信号的幅值进行放大。在一些实施例中，振动扬声器 240 可以接收处理放大后的控制信号，并基于该控制信号产生振动信号。在一些应用场景中，传声器 210 将外界声音信号转换电信号传递给信号处理电路 220，信号处理电路 220 对电信号进行处理得到幅值为 V1 的原始信号，经过功率放大器 230 放大以后给到振动扬声器 240，振动扬声器 240 产生的部分气导漏音信号和振动信号会被传声器 210 接收，基于振动扬声器 240 产生的部分气导漏音信号和振动信号传声器 210 会产生幅值为 V2 的信号，此时衰减量的大小 x 可以通过以下公式计算：

$$x = 20 \times \log\ （V2/V1）;（1）$$

[0058] 由于听力辅助装置是对声音信号进行放大作用的，信号处理电路 220 需要对输入的信号产生一定量的增益 G，从而起到声音信号放大的作用。比如，信号处理电路 220 增益设置为 G＝40dB，这里可以理解为传声器 210 传递到信号处理电路 220 的电信号，在经过信号处理电路 220 处理并输出的对应的控制信号会增大 40dB。传声器 210 因接收振动扬声器 240 的部分气导漏音信号和振动信号而产生的幅值 V2 的声音信号，经过信号处理电路 220 以后，该声音信号的幅值会增大 40dB。仅作为示例性说明，假如衰减量 x＝-30 dB，则信号处理电路 220 输出的控制信号的幅值 V1’比原始信号的幅值 V1 大 10dB，变成一个正反馈，则会产生啸叫。因此听力辅助装置可以通过降低气导漏音信号，使得衰减量 |x| 大于增益 G，避免啸叫产生。

[0059] 图 4 是根据本申请一些实施例提供的振动扬声器的结构示意图。如图 4 所示，振动扬声器 400 可以包括第一壳体结构 410、连接件 420、振动组件 430。第一壳体结构 410 为振动扬声器 400 的外壳，用于收容连接件 420 和振动组件 430。其中，振动组件 430 可以通过连接件 420 与第一壳体结构 410 连接。在一些实施例中，振动组件 430 可以同信号处理电路电连接以接收控制信号，并基于该控制信号产生骨传导声波。例如，振动组件 430 可以是将电信号（例如，来自信号处理电路 220 的控制信号）转换成机械振动信号的任何元件（例如，振动电机、电磁振动设备等）。其中，信号转换的方式可以包括但不限于：电磁式（动圈式、动铁式、磁致伸缩式等）、压电式、静电式等。在一些实施例中，振动组件 430 内部的结构可以是单谐振系统，也可以是复合谐振式系统。在一些实施例中，振动组件 430 可以根据控制信号进行机械振动，该机械振动可以产生骨传导声波（图 4 中振动箭头所指声波）。在一些实施例中，振动组件 430 可以包

括接触部（图 4 中未示出），该接触部可以用于在用户佩戴听力辅助装置 200 时贴合用户身体皮肤，从而可以将骨传导声波经由用户身体传导至用户的耳蜗。

[0060] 在一些实施例中，第一壳体结构 410 与振动组件 430 可以是耦合的，第一壳体结构 410 可以基于骨传导声波（图 4 中振动箭头所指声波）产生气传导声波（图 4 中声音箭头所指声波）。在一些实施例中，第一壳体结构 410 可以与振动组件 430 通过连接件 420 彼此连接。第一壳体结构 410 可以作为第一机械振动的次级谐振系统。一方面，第一壳体结构 410 本身可以作为一个机械系统可以在第一机械振动的激励下产生第二机械振动；另一方面，该第二机械振动传导到空气中形成声音后（即气传导声波），第一壳体结构 410 的内部空间可以作为谐振腔对该声音进行放大。在一些实施例中，可以通过调整第一壳体结构 410 与振动组件 430 之间的连接件 420 来调整第一壳体结构 410 的频率响应。例如，连接件 420 可以是刚性件，连接件 420 也可以是弹性件。在一些实施例中，连接件 420 可以是弹性件，例如，弹簧、弹片等。在一些实施例中，不同弹性系数的系统对相同频率输入的响应在幅值上可以是不同的，因此，通过改变连接件 420 的弹性系数和/或第一壳体结构 410 的弹性系数和质量，可以调节第二机械振动对不同频率激励的幅值响应。

[0061] 在一些实施例中，图 2 示出的听力辅助装置 200 在振动组件 430 工作时可以直接向外输出骨传导声波，例如，可以通过贴合人体皮肤将骨传导声波传递至人体听觉神经。同时，振动组件 430 产生的第一机械振动通过连接件 420 传递到第一壳体结构 410，使得第一壳体结构 410 也具备一定的振动，即第二机械振动。该第二机械振动可以作为气传导声波的声源向外界辐射声音，从而实现一个器件同时输出骨传导声波和气传导声波。

[0062] 需要说明的是，图 4 所示的振动扬声器可以是长方体结构，在一些实施例中，振动扬声器还可以是其他外形结构，例如，多边形（规则和/或不规则）立体结构、圆柱、圆台、椎体等几何体结构。

[0063] 图 5 是根据本申请一些实施例提供的传声器的结构示意图。为了进一步对传声器进行描述，以下将骨传导传声器作为示例性说明。如图 5 所示，传声器 500 可以包括第二壳体结构 510、声学换能器 520 和振动单元 530。第二壳体结构 510 是传声器 500 的外壳，在一些实施例中，第二壳体结构 510 用于承载声学换能器 520 和振动单元 530。在一些实施例中，第二壳体结构 510 可以与人体皮肤接触并接收人体说话时肌肉的振动信号。振动单元 530 可以响应于第二壳体结构 510 的振动信号而发生振动，由于振动单

元 530 的振动相位与第二壳体结构 510 和声学换能器 520 的振动相位不同，振动单元 530 的振动可以引起第二壳体结构 510 内部的腔体（例如，第二声学腔体 542）的体积变化，进而引起第二壳体结构 510 内部腔体的声压变化。声学换能器 520 可以将第二壳体结构 510 内部腔体的声压变化转换为电信号。在一些实施例中，传声器 500 的形状可以包括但不限于长方体、圆柱体或其他规则结构体或不规则结构体。在一些实施例中，第二壳体结构 510 和声学换能器 520 可以通过物理方式连接，这里的物理方式连接可以包括但不限于焊接、卡接、粘接或一体成型等连接方式。在一些实施例中，第二壳体结构 510 和声学换能器 520 围成具有第一声学腔体 540 的封装结构，其中，振动单元 530 可以位于该封装结构的第一声学腔体 540 内。在一些实施例中，第二壳体结构 510 可以独立形成具有第一声学腔体 540 的封装结构，其中，振动单元 530 和声学换能器 520 可以位于该封装结构的第一声学腔体 540 内。在一些实施例中，振动单元 530 可以将第一声学腔体 540 分隔为第二声学腔体 542 和第三声学腔体 541。第二声学腔体 542 与声学换能器 520 声学连通。在一些实施例中，第三声学腔体 541 可以为声学密封的腔体结构。

[0064] 在一些实施例中，振动单元 530 可以包括质量元件 531 和弹性元件 532。在一些实施例中，弹性元件 532 用于质量元件 531 与第二壳体结构 510 或声学换能器 520 的连接，在第二壳体结构 510 产生振动时发生形变，使得质量元件 531 与第二壳体结构 510 发生相对运动。在一些实施例中，质量元件 531 可以与第二壳体结构 510 通过弹性元件 532 连接。例如，弹性元件 532 可以位于质量元件 531 背离声学换能器 520 的一侧，弹性元件 532 的一端与第二壳体结构 510 连接，弹性元件 532 的另一端与质量元件 531 连接。

[0065] 在一些实施例中，弹性元件 532 还可以位于质量元件 531 的周侧，其中，弹性元件 532 的内侧与质量元件 531 的周侧连接，弹性元件 532 的外侧或背离声学换能器 520 的一侧与壳体结构 510 连接。这里所说的质量元件 531 的周侧是相对于质量元件 531 的振动方向而言，为方便起见，可以认为质量元件 531 相对于壳体结构 510 振动的方向为轴线方向，此时，质量元件 531 的周侧可以表示质量元件 531 上环绕所述轴线设置的一侧。在一些实施例中，质量元件 531 还可以与声学换能器 520 通过弹性元件 532 连接。示例性的弹性元件 532 可以为圆管状、方管状、异形管状、环状、平板状等。在一些实施例中，弹性元件 532 可以具有较容易发生弹性形变的结构（例如，弹簧结构、金属环片等），其材质可以是容易发生弹性形变能力的材料，例如，硅胶、橡胶等。在

本说明书的实施例中，弹性元件 532 相比于第二壳体结构 510 更容易发生弹性形变，使得振动单元 530 可以相对第二壳体结构 510 发生相对运动。

[0066] 需要注意的是，在一些实施例中，质量元件 531 和弹性元件 532 可以是相互独立的元件，二者组装在一起形成振动单元 530。在一些实施例中，质量元件 531 和弹性元件 532 还可以是一体成型结构。在一些实施例中，质量元件 531 和弹性元件 532 也可以是由相同或不同的材料组成。

[0067] 传声器 500 可以将外部振动信号转换为电信号。在一些实施例中，外部振动信号可以包括人说话时的振动信号、皮肤随人体运动或随靠近皮肤的扬声器工作等原因产生的振动信号、与传声器接触的物体或空气产生的振动信号等，或其任意组合。进一步地，传声器 500 产生的电信号可以输入至信号处理电路中进行处理，并经过功率放大器将电信号进行放大，然后控制振动扬声器（例如图 4 所示的振动扬声器 400）产生振动信号。

[0068] 在一些实施例中，传声器 500 工作时，外部振动信号可以通过第二壳体结构 510 传递到振动单元 530，振动单元 530 响应于第二壳体结构 510 的振动而发生振动。由于振动单元 530 的振动相位与第二壳体结构 510 和声学换能器 520 的振动相位不同，振动单元 530 的振动可以引起第二声学腔体 542 的体积变化，进而引起第二声学腔体 542 的声压变化。声学换能器 520 可以检测第二声学腔体 542 的声压变化并转换为电信号，通过有线或无线的方式传递到振动扬声器中。在一些实施例中，声学换能器 520 可以包括振膜（图 5 中未示出），第二声学腔体 542 的声压发生变化时，第二声学腔体 542 内部的空气发生振动而作用于振膜，使振膜发生形变，声学换能器 520 将振膜的振动信号转化为电信号。

[0069] 需要注意的是，传声器不限于上述的图 5 所示的骨传导传声器，还可以为气传导传声器，气导传声器的结构与图 5 所示的骨传导传声器的结构的区别之处在于不包括图 5 中所示的振动单元 530，气导传声器的第二壳体结构 510 上可以通过开设一个或多个孔（图中未示出）以传递外部的声音信息（例如，气传导声波），气传导声波作用于声学换能器 520 的振膜，使振膜发生形变，声学换能器 520 可以将振膜的振动信号转化为电信号。

[0070] 振动扬声器（例如，振动扬声器 400）在产生骨传导声波的同时也会产生气传导声波（气导漏音信号），该气传导声波被传声器（例如，传声器 500）接收，当气传导声波的音量较大时是的听力辅助装置出现啸叫的问题。为了有效解决听力辅助装置的啸

叫问题，在一些实施例中，可以通过调整传声器和振动扬声器之间的间距或相对于用户耳廓的位置。例如，在一些实施例中，传声器和振动扬声器可以分别位于用户耳廓的前后两侧。用户的耳廓可以阻挡气传导声波的传播，增加气传导声波的有效传递路径长度，从而降低传声器接收到的气传导声波的音量。图 6 是根据本申请一些实施例提供的用户佩戴听力辅助装置时的示意图。仅作为示例性说明，用户佩戴听力辅助装置时，传声器和振动扬声器位于用户耳廓的前后两侧时，如图 6 所示，用户佩戴听力辅助装置时传声器 610 位于用户耳廓的后侧，振动扬声器 620 位于用户耳廓的前侧。耳廓的前侧是指耳廓朝向人体前侧（例如，人的面部）的一侧。耳廓的后侧是指与前侧朝向相反的一侧，即朝向人体的后侧（例如，人的后脑勺）。此时，由于用户耳廓的存在，使得振动扬声器 620 产生的气传导声波向传声器 610 传递过程中的有效传递路径长度增加，从而减小了传声器 610 接收到的气传导声波的音量，进而可以有效的抑制听力辅助装置的啸叫。

[0071] 需要注意的是，传声器 610 和振动扬声器 620 的位置不限于上述的传声器 610 位于用户耳廓的后侧，振动扬声器 620 位于用户耳廓的后侧。例如，在一些实施例中，传声器 610 也可以设置于用户耳廓的前侧，振动扬声器 620 可以设置于用户耳廓的后侧。又例如，在一些实施例中，用户佩戴听力辅助装置时，传声器 610 和振动扬声器 620 还可以同时设置于用户耳廓的同一侧（例如，耳廓前侧和/或耳廓后侧）。需要说明的是，传声器 610 和振动扬声器 620 可以同时设置于用户耳廓的前侧和/或后侧，这里的前侧和/或后侧的位置可以是指用户耳廓的正前方和/或正后方，也可以是指用户耳廓的斜前方和/或斜后方。需要注意的是，传声器 610 和振动扬声器 620 还可以同时位于用户耳廓的同一侧（例如，用户耳廓的前侧或后侧），当传声器 610 和振动扬声器 620 同时位于耳廓的同侧时，壳体结构可以设置挡板结构，传声器 610 和振动扬声器 620 可以位于挡板结构的两侧。在一些实施例中，传声器 610 和振动扬声器 620 可以位于壳体结构的两侧，进一步地，壳体结构一侧的振动扬声器 620 产生气传导声波时，气传导声波需要绕过壳体结构才可以传递到壳体结构另一侧的传声器 610 中，此时壳体结构自身也可以起到挡板结构的作用。

[0072] 在一些实施例中，还可以通过调整振动扬声器和传声器之间的间距 d 来减少传声器接收到的气传导声波。振动扬声器与传声器的间距是指振动扬声器与传声器之间的最小距离。进一步地，振动扬声器与传声器的间距是指振动扬声器中第一壳体结构与传声器中第二壳体结构之间的最小距离。气传导声波在由振动扬声器至传声器的传递路径中发生衰减，这里通过增加传声器和振动扬声器之间的间距，可以有效的减小传声器接

收到的振动扬声器的气传导声波的大小，从而抑制听力辅助装置的啸叫。

[0073] 仅作为示例性说明，轻度听障者听力损失的听力损耗为 26 dB - 40 dB，要保证听力辅助装置在不发生啸叫时的最大内部增益（以下简写为最大不啸叫内部增益）不小于 26 dB。内部增益是指听力辅助装置输出声压级与输入声压级的差值。当听力辅助装置的内部增益至少需要大于听障者的听力损耗才可以对轻度听障者起到助听效果。当振动扬声器和传声器之间的间距为 7 mm 左右时，测得的最大不啸叫内部增益约为 26 dB。当传声器和振动扬声器的间距约为 40 mm 时，听力辅助装置的最大不啸叫内部增益约为 40 dB。当传声器和振动扬声器的间距约为 45 mm 时，听力辅助装置的最大不啸叫内部增益约为 42 dB。

[0074] 为了保证听力辅助装置在不发生啸叫时，在一些实施例中，传声器和振动扬声器的间距可以不小于 7 mm。优选地，传声器和振动扬声器的间距可以不小于 20 mm。较为优选地，传声器和振动扬声器的间距可以不小于 36 mm。更为优选地，传声器和振动扬声器的间距可以不小于 45 mm。需要说明的是，当传声器的数量为多个时，每个传声器与振动扬声器之间的间距也在上述范围内。当传声器和振动扬声器的数量均为多个时，每个传声器和每个振动扬声器的间距也在上述范围内。另外需要注意的是，听力辅助装置应用于不同听力损失的听障者时，振动扬声器和传声器之间的间距可以进行适应性调整。

[0075] 为了抑制听力辅助装置的啸叫，进一步提高用户的听觉效果，使得用户能够接收到更清晰、更稳定的声音，本申请实施例可以通过减小振动扬声器自身产生的气导漏音信号，从而可以减小传声器接收到的气导漏音信号，有效的抑制听力辅助装置产生啸叫。

[0076] 在一些实施例中，振动扬声器可以包括至少一个孔，至少一个孔可以位于第一壳体结构的侧壁处，孔与第一壳体结构的内部连通，孔可以将振动扬声器中第一壳体结构内部的空气振动引出，第一壳体结构内部引出的空气振动可以与第一壳体结构外部的气导漏音相抵消，第一壳体结构内部引出的空气振动的相位与振动扬声器外部的气导漏音的相位相反，使得第一壳体结构内部引出的空气振动与第一壳体结构外部的气导漏音可以实现反相相消，进而降低振动扬声器的气导漏音。在一些实施例中，孔的形状可以为圆形、半圆形、椭圆形、半椭圆形、三角形、四边形、五边形等规则或不规则的形状。在一些实施例中，当孔的数量为多个时，孔的形状可以相同或不同。

[0077] 在一些实施例中，通过调整第一壳体结构中孔的位置可以进一步降低振动扬声

器产生的气导漏音信号的大小，进而可以降低传声器接收到的气导漏音信号大小。图 7 是根据本申请一些实施例提供的用户佩戴听力辅助装置时的示意图。如图 7 所示，用户佩戴听力辅助装置时，传声器 710 可以位于用户耳廓的后侧，振动扬声器 720 可以位于用户耳廓的前侧。如图 7 所示的佩戴方式可以通过眼镜镜腿、后挂结构、耳挂、头戴式设备等多种方式实现。例如，用户佩戴的后挂式听力辅助装置可以环绕或部分环绕于用户头部或颈部位置以固定听力辅助装置，传声器 710 可以设置于后靠近用户耳廓后侧的位置，振动扬声器 720 可以设置于靠近用户耳廓前侧的位置。

[0078] 下面将以图 7 所示的用户佩戴听力辅助装置的方式对孔的位置进行示例性说明。如图 7 所示，至少一个孔（图中未示出）可以位于振动扬声器 720 中第一壳体结构 7200 的至少一个侧面处。例如，孔的数量为一个时，孔可以位于第一壳体结构 7200 的任何一个侧面。又例如，孔的数量为多个时，多个孔可以分别位于第一壳体结构 7200 的不同侧面。再例如，多个孔还可以同时位于第一壳体结构 7200 的一个侧面。进一步地，在一些实施例中，多个孔可以位于第一壳体结构 7200 特定的侧面处，当多个孔位于第一壳体结构 7200 特定的侧面时，可以进一步提高减低气导漏音的效果。在一些实施例中，特定的侧面可以包括壳体后侧 723、壳体前侧 721、壳体底部 722。其中，壳体后侧 723 可以是指振动扬声器 720 的第一壳体结构 7200 中朝向传声器 710 的一侧。壳体前侧 721 可以是指振动扬声器 720 对应的壳体结构中背离传声器 710 的一侧。壳体底部 722 可以是指振动扬声器 720 对应的壳体结构的底部侧壁。

[0079] 图 8 是根据本申请一些实施例提供的孔在第一壳体结构中不同位置与不开孔时传声器接收到的气导漏音信号声压级的对比图。图 8 中的横坐标表示传声器接收到的气导漏音信号的频率，图 8 中纵坐标表示气导漏音信号在不同频率时的声压级。需要注意的是，图 8 中的纵坐标值是以第一壳体结构未设置孔时测取的传声器接收到的气导漏音信号的声压级（图 8 中所示的“不开孔”对应的频率响应曲线）作为参考值而测取到的相对值。从图 8 中可以看出，在特定频率范围（例如，100 Hz-3000 Hz）内，第一壳体结构的壳体前侧、壳体后侧和壳体底部均设置孔时测取的气导漏音的声压级（图 8 中所示的“前侧、后侧和底部开孔”对应的频率响应曲线）与第一壳体结构的壳体后侧和壳体底部均设置孔时测取的气导漏音的声压级（图 8 中所示的“后侧、底部开孔”对应的频率响应曲线）相对于第一壳体结构未设置孔时测取的气导漏音的声压级（图 8 中所示的“不开孔”对应的频率响应曲线）有较为明显的减小。在一些实施例中，听力辅助装置在特定工作频段（例如，200 Hz-4000 Hz 的人声频段），通过在振动扬声器的第一壳

体结构不同的侧面设置孔可以在人声频段范围内有效的降低传声器接收到的漏音信号的声压级，从而抑制听力辅助装置的啸叫。此外，气导漏音还可以在听力辅助装置不啸叫的前提下提高听力辅助装置的声音增益效果，从而可以提高听力辅助装置的最大输出音量，以满足听力损失更为严重的用户的需求。

[0080] 继续参照图 8，在特定频率范围（例如，100 Hz-3000 Hz）内，第一壳体结构的壳体前侧、壳体后侧和壳体底部均设置孔时测取的气导漏音的声压级（图 8 中所示的“前侧、后侧和底部开孔”对应的频率响应曲线）相对于第一壳体结构的壳体后侧和壳体底部均设置孔时测取的气导漏音的声压级（图 8 中所示的“后侧、底部开孔”对应的频率响应曲线）有较为明显的降低。需要说明的是，这里通过在第一壳体结构的壳体前侧、壳体后侧和壳体底部设置孔和在第一壳体结构的壳体后侧和壳体底部设置孔可以有效降低传声器接收到的气导漏音信号的声压级，从而减小控制信号中来自振动扬声器的气导漏音信号（例如，公式（1）中的 V2），使得传声器接收到的来自振动扬声器的气导漏音信号与原始信号的差值不大于-33 dB。

[0081] 图 9 是根据本申请另一些实施例提供的孔在第一壳体结构中不同位置与未设置孔时传声器接收到的气导漏音信号声压级的对比图。图 9 中的横坐标表示传声器接收到的气导漏音信号的频率，图 9 中的纵坐标表示气导漏音信号在不同频率时的声压级，图 9 中的纵坐标值是以第一壳体结构未设置孔时测取的传声器接收到的气导漏音信号的声压级（图 9 中所示的“不开孔”对应的频率响应曲线）作为参考值而测取到的相对值。从图 9 中可以看出，在特定频率范围（例如，100 Hz-3000 Hz）内，第一壳体结构的壳体前侧、壳体后侧和壳体底部均设置孔时测取的气导漏音的声压级（图 9 中所示的“前侧、后侧和底部开孔”对应的频率响应曲线）与第一壳体结构的壳体前侧和壳体后侧均设置孔时测取的气导漏音的声压级（图 9 中所示的“前侧、后侧开孔”对应的频率响应曲线）相对于第一壳体结构未设置孔时测取的气导漏音的声压级（图 9 中所示的“不开孔”对应的频率响应曲线）有较为明显的减小。在一些实施例中，听力辅助装置在特定工作频段（例如，200 Hz-4000 Hz 的人声频段），通过在振动扬声器的第一壳体结构不同的侧面设置孔可以在人声频段范围内有效的降低传声器接收到的漏音信号的声压级，从而抑制听力辅助装置的啸叫。此外，气导漏音还可以在听力辅助装置不啸叫的前提下提高听力辅助装置的声音增益效果，从而可以提高听力辅助装置的最大输出音量，以满足听力损失更为严重的用户的需求。

[0082] 继续参照图 9，在特定频率范围（例如，100 Hz-600 Hz）内，第一壳体结构的

壳体前侧、壳体后侧和壳体底部均设置孔时测取的气导漏音的声压级（图 9 中所示的“前侧、后侧和底部开孔”对应的频率响应曲线）相对于第一壳体结构的壳体前侧和壳体后侧均设置孔时测取的气导漏音的声压级（图 9 中所示的“前侧、后侧开孔”对应的频率响应曲线）有较为明显的降低。需要说明的是，这里通过在第一壳体结构的壳体前侧、壳体后侧和壳体底部设置孔和在第一壳体结构的壳体前侧和壳体后侧设置孔可以有效降低传声器接收到的气导漏音信号的声压级，从而减小控制信号中来自振动扬声器的气导漏音信号（例如，公式（1）中的 V2），使得来自传声器接收到的来自振动扬声器的气导漏音信号与原始信号的差值不大于-33 dB。

[0083] 图 10 是根据本申请另一些实施例提供的孔在第一壳体结构中不同位置与未设置孔时传声器接收到的气导漏音信号的声压级的对比图。图 10 中的横坐标表示传声器接收到的气导漏音信号的频率，图 10 中的纵坐标表示气导漏音信号在不同频率时的声压级，图 10 的纵坐标值是以第一壳体结构未设置孔时测取的传声器接收到的气导漏音信号的声压级（图 10 中所示的“不开孔”对应的频率响应曲线）作为参考值而测取到的相对值。从图 10 中可以看出，在特定频率范围（例如，100 Hz-3000 Hz）内，第一壳体结构的壳体前侧、壳体后侧和壳体底部均设置孔时测取的气导漏音的声压级（图 10 中所示的“前侧、后侧和底部开孔”对应的频率响应曲线）与第一壳体结构的壳体前侧和壳体底部均设置孔时测取的气导漏音的声压级（图 10 中所示的“前侧、底部开孔”对应的频率响应曲线）相对于第一壳体结构未设置孔时测取的气导漏音的声压级（图 10 中所示的“不开孔”对应的频率响应曲线）有较为明显的减小。在一些实施例中，听力辅助装置在特定工作频段（例如，200 Hz-4000 Hz 的人声频段），通过在振动扬声器的第一壳体结构不同的侧面设置孔可以在人声频段范围内有效的降低传声器接收到的漏音信号的声压级，从而抑制听力辅助装置的啸叫。此外，气导漏音还可以在听力辅助装置不啸叫的前提下提高听力辅助装置的声音增益效果，从而可以提高听力辅助装置的最大输出音量，以满足听力损失更为严重的用户的需求。

[0084] 继续参照图 10，在特定频率范围（例如，3500 Hz-5000 Hz）内，第一壳体结构的壳体前侧和壳体后侧均设置孔时测取的气导漏音的声压级（图 9 中所示的“前侧、后侧开孔”对应的频率响应曲线）相对于第一壳体结构的壳体前侧、壳体后侧和壳体底部均设置孔时测取的气导漏音的声压级（图 9 中所示的“前侧、后侧和底部开孔”对应的频率响应曲线）有较为明显的降低。需要说明的是，这里通过在第一壳体结构的壳体前侧、壳体后侧和壳体底部设置孔和在第一壳体结构的壳体前侧和壳体后侧设置孔可以有

效降低传声器接收到的气导漏音信号的声压级，从而减小控制信号中的气导漏音信号（例如，公式（1）中的 V2），使得来自传声器接收到的来自振动扬声器的气导漏音信号与原始信号的差值不大于-33 dB，从而有效避免啸叫问题。

[0085] 振动扬声器的第一壳体结构中孔位置的不同，可以影响传声器接收到的漏音信号的大小。在一些实施例中，孔可以位于振动扬声器的第一壳体结构的壳体后侧和壳体底部。优选地，孔可以位于振动扬声器的第一壳体结构的壳体后侧和壳体前侧。进一步优选地，孔可以位于振动扬声器的第一壳体结构的壳体前侧。较为优选地，孔可以位于振动扬声器的第一壳体结构的壳体后侧、壳体前侧和壳体底部。更为优选地，孔可以位于振动扬声器的第一壳体结构的可壳体底部和壳体前侧。

[0086] 需要说明的是，孔在第一壳体结构的位置并不限于上述的壳体前侧、壳体后侧和/或壳体底部，还可以位于第一壳体结构的其他侧面，例如，孔还可以位于第一壳体结构的上侧等其它侧面。还需要说明的是，图 8、图 9、图 10 所示的孔在第一壳体结构的位置是基于图 7 所示的用户佩戴听力辅助装置方式（传声器设置于用户耳廓的后侧，振动扬声器设置于用户耳廓的前侧）。在其他的实施例中，听力辅助装置的佩戴方式也可以是传声器设置于用户耳廓的前侧，振动扬声器设置于用户耳廓的后侧，此时孔在第一壳体结构的位置可以根据振动扬声器和传声器的相对位置进行适应性调整。在一些实施例中，听力辅助装置的佩戴方式还可以是传声器和振动扬声器设置于用户耳廓的同一侧（例如，用户耳廓前侧或后侧）。基于听力辅助装置不同佩戴方式的孔位置与图 8、图 9、图 10 所描述的大致相同，在此不做赘述。

[0087] 在一些实施例中，听力辅助装置的至少一个孔处可以设置有网状结构，并且网状结构可以覆盖其所对应的孔，网状结构可以提高听力辅助装置的防水、透气性能。在一些实施例中，网状结构可以是多孔网状结构，该多孔网状结构的材料具有一定的声阻抗。在一些实施例中，通过调整网状结构的声阻抗可以降低振动扬声器漏音信号的大小。

[0088] 图 11 是根据本申请一些实施例提供的具有不同声阻抗的网状结构的来自振动扬声器的气导漏音信号与原始信号的差值曲线图。图 11 中的横坐标表示气导漏音信号的频率，图 11 中纵坐标表示来自振动扬声器的气导漏音信号与原始信号的差值，黑色实线表示声阻抗为 75 MKS Rayls 的网状结构的来自振动扬声器的气导漏音漏音信号与原始信号差值（图 11 中用“声阻 75”表示）、黑色短划线表示声阻抗为 145 MKS Rayls 的网状结构的来自振动扬声器的气导漏音信号与原始信号的差值（图 11 中用“声阻 145”表示）、黑色圆点虚线表示声阻抗为 160 MKS Rayls 的网状结构的来自振动扬声器的气

导漏音信号与原始信号的差值（图 11 中用“声阻 160”表示）。从图 11 中可以看出，在 100 Hz-4000 Hz 的频率范围内，三种不同声阻抗的网状结构的来自振动扬声器的气导漏音信号与原始信号的声压级从大到小排列依次为 160 MKS Rayls、145 MKS Rayls、75 MKS Rayls。这里可以理解为，在 100 Hz-4000 Hz 的频率范围内，网状结构的声阻抗越大，来自振动扬声器的气导漏音信号与原始信号的差值越大。这里通过设置网状结构，进一步降低传声器接收到的气导漏音信号的声压级，使得传声器接收到的来自振动扬声器的气导漏音信号与控制信号的差值不大于-33 dB，可以有效避免啸叫问题。

[0089] 在一些实施例中，在满足听力辅助装置防水防尘需求的基础上，可以选择声阻抗较小的网状结构以降低振动扬声器产生的漏音信号。优选地，网状结构的声阻抗可以不大于 260 MKS Rayls。优选地，网状结构的声阻抗可以不大于 160 MKS Rayls。较为优选地，网状结构的声阻抗可以不大于 145 MKS Rayls。更为优选地，网状结构的声阻抗可以不大于 75 MKS Rayls。在一些实施例中，网状结构的材料可以为金属材料、高分子材料的一种或多种。在一些实施例中，金属材料可以包括铜、锌、铝、铁、钼、铬、锰、铜等中的一种或多种。在一些实施例中，高分子材料可以包括但不限于等丁基、丙烯酸酯、聚硫、丁腈、硅橡胶、聚氨酯、聚氯乙烯、环氧树脂等中的一种或多种。

[0090] 图 12 是根据本申请一些实施例提供的后挂式听力辅助装置的结构示意图。如图 12 所示的后挂式听力辅助装置可以包括后挂结构 1210 和听力辅助装置 1220。其中，听力辅助装置 1220 可以包括传声器 1222、振动扬声器 1221、壳体结构 1223。后挂结构 1210 用于佩戴在用户头部或颈部，后挂结构 1210 具有两个端部，当用户佩戴后挂结构 1210 时，后挂结构 1210 的两端可以位于用户耳廓的附近区域。在一些实施例中，听力辅助装置 1220 可以设置在后挂结构 1210 的一端的端部，当用户佩戴该后挂式听力辅助装置时，听力辅助装置 1220 可以位于用户一个耳廓的附近。又例如，听力辅助装置 1220 还可以设置在后挂结构 1210 两端的端部，当用户佩戴该后挂式听力辅助装置时，后挂结构 1210 两端端部的听力辅助装置 1220 可以分别位于左耳廓和右耳廓的附近。在一些实施例中，听力辅助装置 1220 可以与后挂结构 1210 固定连接。这里的固定连接可以是指粘接、铆接、整体形成等连接方式。在一些实施例中，听力辅助装置 1220 还可以与后挂结构 1210 可拆卸连接。这里的可拆卸连接可以是指卡扣连接、螺纹连接等连接方式。

[0091] 继续参照图 12，传声器 1222 和振动扬声器 1221 可以同时固定于壳体结构 1223 中，当用户佩戴该后挂式听力辅助装置时，传声器 1222 和振动扬声器 1221 可以同时位

于用户耳廓的前侧。当用户佩戴该后挂式听力辅助装置时，后挂结构 1210 可以环绕或部分环绕在用户身体的特定部位（例如，头部、颈部等），后挂结构 1210 对人体特定部位（例如，头部、颈部等）具有一定压力，使得后挂式听力辅助装置可以与用户保持接触而避免佩戴过程中发生掉落。在一些实施例中，后挂式听力辅助装置还可以包括用于承载电源模块、控制模块的机芯壳体 1230，机芯壳体 1230 可以为后挂结构 1210 的一部分或者相对于后挂结构 1210 的独立结构。

[0092] 在一些实施例中，可以通过改变壳体结构 1223 的形状和/或位置，从而使得传声器 1222 位于用户耳廓的后侧、振动扬声器 1221 位于用户耳廓的前侧。例如，壳体结构 1223 可以设计成环绕用户耳廓的结构，壳体结构 1223 可以悬挂于用户的耳廓上，壳体结构 1223 接触用户耳廓后侧的一端可以设置传声器 1222，该壳体结构 1223 接触用户耳廓前侧的另一端可以设置振动扬声器 1221。此时，可以实现用户佩戴后挂式听力辅助装置时传声器 1222 位于用户耳廓的后侧，振动扬声器 1221 位于用户耳廓的前侧。需要说明的是，本实施例中传声器 1222 和振动扬声器 1221 的位置可以调换，即传声器 1222 位于用户耳廓的前侧、振动扬声器 1221 位于用户耳廓的后侧。在一些实施例中，传声器 1222 还可以不位于壳体结构 1223 处。例如，传声器 1222 还可以位于机芯壳体 1230 处和/或后挂结构 1210 处。又例如，当传声器为多个时，传声器还可以同时位于壳体结构 1223、机芯壳体 1230 和/或后挂结构 1210 处。

[0093] 图 13 是根据本申请一些实施例提供的眼镜式听力辅助装置的结构示意图。如图 13 所示的眼镜式听力辅助装置可以包括镜腿 1310 和听力辅助装置 1320。其中，听力辅助装置 1320 可以包括传声器 1322、振动扬声器 1321、壳体结构 1323。在一些实施例中，听力辅助装置 1320 可以与镜腿 1310 固定连接。这里的固定连接可以是指粘接、铆接、整体形成等连接方式。在一些实施例中，听力辅助装置 1320 还可以与镜腿 1310 可拆卸连接。这里的可拆卸连接可以是指卡扣连接、螺纹连接等连接方式。

[0094] 继续参照图 13，传声器 1322 和振动扬声器 1321 可以同时固定于壳体结构 1323 中，当用户佩戴该眼镜式听力辅助装置时，传声器 1322 和振动扬声器 1321 可以同时位于用户耳廓的前侧。当用户佩戴该眼镜式听力辅助装置时，镜腿 1310 可以环绕在用户耳廓位置处，镜腿 1310 对用户头部具有一定压力，使得眼镜式听力辅助装置可以与用户保持接触而避免佩戴过程中发生掉落。

[0095] 在一些实施例中，可以通过改变壳体结构 1323 的形状和/或位置，从而使得传声器 1322 位于用户耳廓的后侧、振动扬声器 1321 位于用户耳廓的前侧。例如，壳体结

构 1323 可以设计成环绕用户耳廓的结构，壳体结构 1323 可以悬挂于用户的耳廓上，壳体结构 1323 接触用户耳廓后侧的一端可以设置传声器 1322，壳体结构 1323 接触用户耳廓前侧的另一端可以设置振动扬声器 1321。此时，可以实现用户佩戴眼镜式听力辅助装置时，传声器 1322 位于用户耳廓的后侧，振动扬声器 1321 位于用户耳廓的前侧。需要说明的是，本实施例中传声器 1322 和振动扬声器 1321 的位置可以调换，即传声器 1322 位于用户耳廓的前侧、振动扬声器 1321 位于用户耳廓的后侧。在一些实施例中，传声器还可以不位于壳体结构 1323 处。例如，传声器还可以位于镜腿 1310 处。又例如，当传声器为多个时，传声器还可以同时位于壳体结构 1323、镜腿 1310 处。

[0096] 图 14 是根据本申请一些实施例提供的无线式的听力辅助装置的结构示意图。如图 14 所示的无线式听力辅助装置可以包括耳挂结构 1410 和听力辅助装置 1420。其中，听力辅助装置 1420 可以包括传声器 1422、振动扬声器 1421、壳体结构 1423。在一些实施例中，听力辅助装置 1420 可以与耳挂结构 1410 固定连接。这里的固定连接可以是指粘接、铆接、整体形成等连接方式。在一些实施例中，听力辅助装置 1420 还可以与耳挂结构 1410 可拆卸连接。这里的可拆卸连接可以是指卡扣连接、螺纹连接等连接方式。

[0097] 继续参照图 14，传声器 1422 和振动扬声器 1421 可以同时固定于壳体结构 1423 中，当用户佩戴该无线式听力辅助装置时，传声器 1422 和振动扬声器 1421 可以同时位于用户耳廓的前侧。当用户佩戴该无线式听力辅助装置时，耳挂结构 1410 可以环绕在用户耳廓的周侧，耳挂结构 1410 对人体特定部位（例如，耳朵）具有一定压力，使得无线式听力辅助装置可以与用户保持接触而避免佩戴过程中发生掉落。

[0098] 在一些实施例中，可以通过改变壳体结构 1423 的形状和/或位置，从而使得传声器 1422 位于用户耳廓的后侧、振动扬声器 1421 位于用户耳廓的前侧。例如，壳体结构 1423 可以设计成夹持用户耳廓的结构，该夹持式壳体结构可以包括两个夹片结构，当夹持式壳体结构夹持在用户耳朵上时可以使得两个夹片结构分别位于用户耳廓的前侧和后侧。位于用户耳廓后侧的夹片结构中可以设置传声器 1422，位于用户耳廓前侧的夹片结构中可以设置振动扬声器 1421，从而可以实现用户佩戴无线式听力辅助装置时传声器 1422 位于用户耳廓的后侧，振动扬声器 1421 位于用户耳廓的前侧。需要说明的是，本实施例中传声器 1422 和振动扬声器 1421 的位置可以调换，即传声器 1422 位于用户耳廓的前侧、振动扬声器 1421 位于用户耳廓的后侧。在一些实施例中，传声器还可以不位于壳体结构 1423 处。例如，传声器还可以位于耳挂结构 1410 处。又例如，

当传声器为多个时，传声器还可以同时位于壳体结构 1423、耳挂结构 1410 处。

[0099] 上文已对基本概念做了描述，显然，对于本领域技术人员来说，上述详细披露仅仅作为示例，而并不构成对本申请的限定。虽然此处并没有明确说明，本领域技术人员可能会对本申请进行各种修改、改进和修正。该类修改、改进和修正在本申请中被建议，所以该类修改、改进、修正仍属于本申请示范实施例的精神和范围。

[0100] 同时，本申请使用了特定词语来描述本申请的实施例。如“一个实施例”、“一实施例”、和/或“一些实施例”意指与本申请至少一个实施例相关的某一特征、结构或特点。因此，应强调并注意的是，本说明书中在不同位置两次或多次提及的“一实施例”或“一个实施例”或“一个替代性实施例”并不一定是指同一实施例。此外，本申请的一个或多个实施例中的某些特征、结构或特点可以进行适当的组合。

[0101] 此外，本领域技术人员可以理解，本申请的各方面可以通过若干具有可专利性的种类或情况进行说明和描述，包括任何新的和有用的工序、机器、产品或物质的组合，或对他们的任何新的和有用的改进。相应地，本申请的各个方面可以完全由硬件执行、可以完全由软件（包括固件、常驻软件、微码等）执行、也可以由硬件和软件组合执行。以上硬件或软件均可被称为“数据块”、“模块”、“引擎”、“单元”、“组件”或“系统”。此外，本申请的各方面可能表现为位于一个或多个计算机可读介质中的计算机产品，该产品包括计算机可读程序编码。

[0102] 计算机存储介质可能包含一个内含有计算机程序编码的传播数据信号，例如在基带上或作为载波的一部分。该传播信号可能有多种表现形式，包括电磁形式、光形式等，或合适的组合形式。计算机存储介质可以是除计算机可读存储介质之外的任何计算机可读介质，该介质可以通过连接至一个指令执行系统、装置或设备以实现通讯、传播或传输供使用的程序。位于计算机存储介质上的程序编码可以通过任何合适的介质进行传播，包括无线电、电缆、光纤电缆、RF、或类似介质，或任何上述介质的组合。

[0103] 此外，除非权利要求中明确说明，本申请所述处理元素和序列的顺序、数字字母的使用、或其他名称的使用，并非用于限定本申请流程和方法的顺序。尽管上述披露中通过各种示例讨论了一些目前认为有用的发明实施例，但应当理解的是，该类细节仅起到说明的目的，附加的权利要求并不仅限于披露的实施例，相反，权利要求旨在覆盖所有符合本申请实施例实质和范围的修正和等价组合。例如，虽然以上所描述的系统组件可以通过硬件设备实现，但是也可以只通过软件的解决方案得以实现，如在现有的服务器或移动设备上安装所描述的系统。

[0104] 同理，应当注意的是，为了简化本申请披露的表述，从而帮助对一个或多个发明实施例的理解，前文对本申请实施例的描述中，有时会将多种特征归并至一个实施例、附图或对其的描述中。但是，这种披露方法并不意味着本申请对象所需要的特征比权利要求中提及的特征多。实际上，实施例的特征要少于上述披露的单个实施例的全部特征。

[0105] 一些实施例中使用了描述成分、属性数量的数字，应当理解的是，此类用于实施例描述的数字，在一些示例中使用了修饰词“大约”、“近似”或“大体上”来修饰。除非另外说明，“大约”、“近似”或“大体上”表明所述数字允许有±20%的变化。相应地，在一些实施例中，说明书和权利要求中使用的数值参数均为近似值，该近似值根据个别实施例所需特点可以发生改变。在一些实施例中，数值参数应考虑规定的有效数位并采用一般位数保留的方法。尽管本申请一些实施例中用于确认其范围广度的数值域和参数为近似值，在具体实施例中，此类数值的设定在可行范围内尽可能精确。

[0106] 针对本申请引用的每个专利、专利申请、专利申请公开物和其他材料，如文章、书籍、说明书、出版物、文档等，特此将其全部内容并入本申请作为参考。与本申请内容不一致或产生冲突的申请历史文件除外，对本申请权利要求最广范围有限制的文件（当前或之后附加于本申请中的）也除外。需要说明的是，如果本申请附属材料中的描述、定义、和/或术语的使用与本申请所述内容有不一致或冲突的地方，以本申请的描述、定义和/或术语的使用为准。

[0107] 最后，应当理解的是，本申请中所述实施例仅用以说明本申请实施例的原则。其他的变形也可能属于本申请的范围。因此，作为示例而非限制，本申请实施例的替代配置可视为与本申请的教导一致。相应地，本申请的实施例不仅限于本申请明确介绍和描述的实施例。

权利要求

1、一种听力辅助装置，其特征在于，包括：

至少一个传声器，被配置为采集外界的声音信号并将所述声音信号转换为电信号；

信号处理电路，被配置为对所述电信号进行处理生成控制信号；

至少一个振动扬声器，被配置为将所述控制信号转换为振动信号；以及

壳体结构，被配置为承载所述至少一个传声器、信号处理电路、所述至少一个振动扬声器中的至少一个；

其中，所述控制信号包括原始信号和来自所述至少一个振动扬声器的气导漏音信号，所述至少一个传声器接收到的来自所述至少一个振动扬声器的气导漏音信号与所述原始信号的差值不大于-33 dB。

2、根据权利要求 1 所述的听力辅助装置，其特征在于，在 100 Hz-2000 Hz 频率范围内，所述至少一个传声器接收到的来自所述至少一个振动扬声器的气导漏音信号与所述原始信号的差值不大于-40 dB。

3、根据权利要求 1 所述的听力辅助装置，其特征在于，在 100 Hz-2000 Hz 频率范围内，所述至少一个传声器接收到的来自所述至少一个振动扬声器的气导漏音信号与所述原始信号的差值不大于-45 dB。

4、根据权利要求 1 所述的听力辅助装置，其特征在于，在 2000 Hz-8000 Hz 频率范围内，所述至少一个传声器接收到的来自所述至少一个振动扬声器的气导漏音信号与所述原始信号的差值不大于-33 dB。

5、根据权利要求 1 所述的听力辅助装置，其特征在于，在 2000 Hz-8000 Hz 频率范围内，所述至少一个传声器接收到的来自所述至少一个振动扬声器的气导漏音信号与所述原始信号的差值不大于-38 dB。

6、根据权利要求 1 所述的听力辅助装置，其特征在于，所述至少一个传声器中的任何一个与所述至少一个振动扬声器中的任何一个的间距不小于 7 mm。

7、根据权利要求 1 所述的听力辅助装置，其特征在于，所述至少一个传声器中的任何一个与所述至少一个振动扬声器中的任何一个的间距不小于 20 mm。

8、根据权利要求 1 所述的听力辅助装置，其特征在于，所述至少一个传声器中的任何一个与所述至少一个振动扬声器中的任何一个的间距不小于 36 mm。

9、根据权利要求 1 所述的听力辅助装置，其特征在于，所述至少一个传声器中的任何一个与所述至少一个振动扬声器中的任何一个的间距不小于 45 mm。

10、根据权利要求 1 所述的听力辅助装置，其特征在于，所述至少一个传声器和所述至少一个振动扬声器位于用户耳廓的同侧或不同侧。

11、根据权利要求 1 所述的听力辅助装置，其特征在于，所述至少一个传声器和所述至少一个振动扬声器之间设有挡板结构，所述挡板结构与所述壳体结构连接。

12、根据权利要求 1 所述的听力辅助装置，其特征在于，所述振动扬声器包括第一壳体结构，所述第一壳体结构与所述壳体结构连接，所述第一壳体结构包括至少一个孔，所述至少一个孔与所述第一壳体结构的内部连通。

13、根据权利要求 12 所述的听力辅助装置，其特征在于，所述至少一个孔位于所述至少一个振动扬声器的所述第一壳体结构中朝向所述至少一个传声器和所述至少一个振动扬声器的第一所述壳体结构的底部侧壁。

14、根据权利要求 12 所述的听力辅助装置，其特征在于，所述至少一个孔位于所述至少一个振动扬声器的所述第一壳体结构中背离所述至少一个传声器的侧壁。

15、根据权利要求 14 所述的听力辅助装置，其特征在于，所述至少一个孔位于所述至少一个振动扬声器的所述第一壳体结构的底部侧壁。

16、根据权利要求 15 所述的听力辅助装置，其特征在于，所述至少一个孔位于所述至少一个振动扬声器的所述第一壳体结构中朝向所述至少一个传声器的侧壁。

17、根据权利要求 12-16 任一项所述的听力辅助装置，其特征在于，所述至少一个孔处设有的网状结构，所述网状结构覆盖所述至少一个孔。

18、根据权利要求 17 所述的听力辅助装置，其特征在于，所述网状结构的声阻抗不大于 260 MKS Rayls。

19、根据权利要求 17 所述的听力辅助装置，其特征在于，所述网状结构的声阻抗不大于 160 MKS Rayls。

20、根据权利要求 17 所述的听力辅助装置，其特征在于，所述网状结构的声阻抗不大于 145 MKS Rayls。

21、根据权利要求 17 所述的听力辅助装置，其特征在于，所述网状结构的声阻抗不大于 75 MKS Rayls。

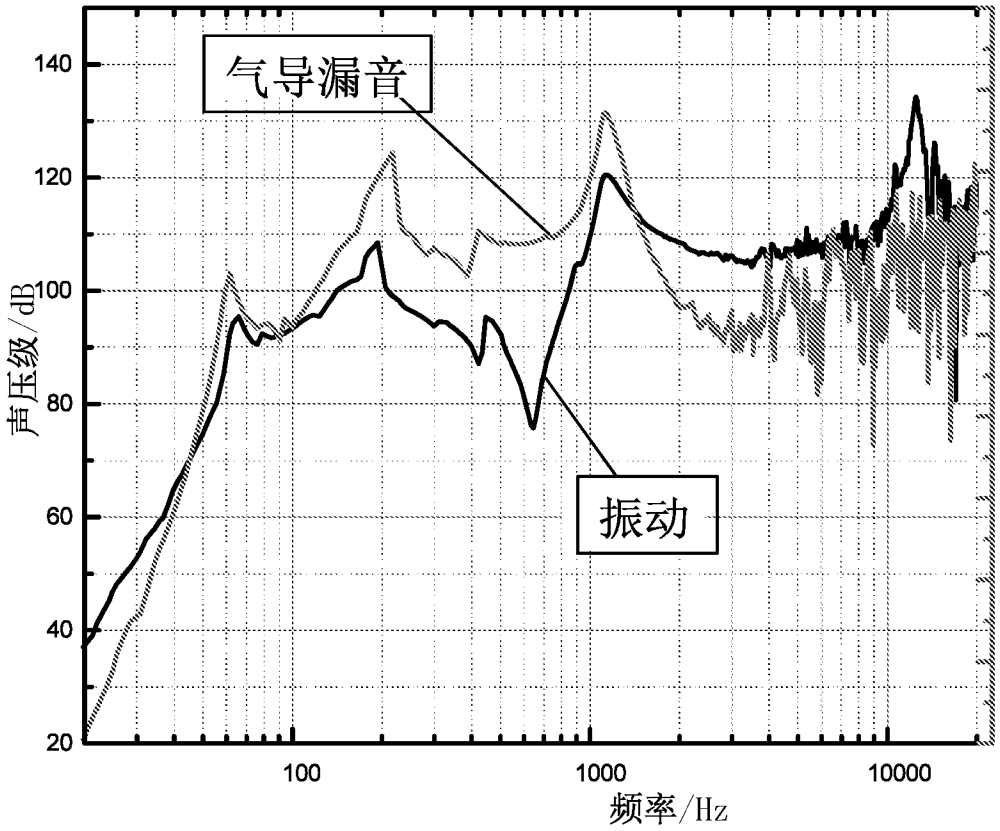


图 1

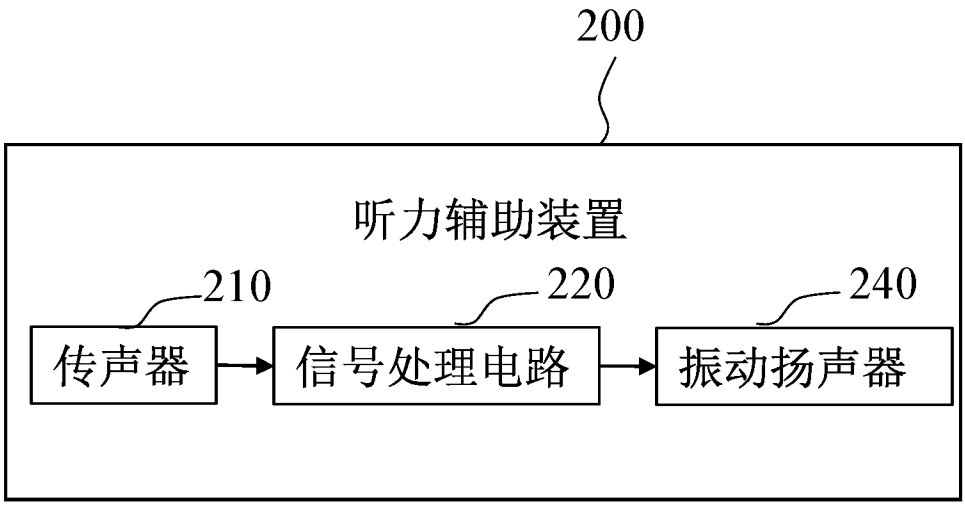


图 2

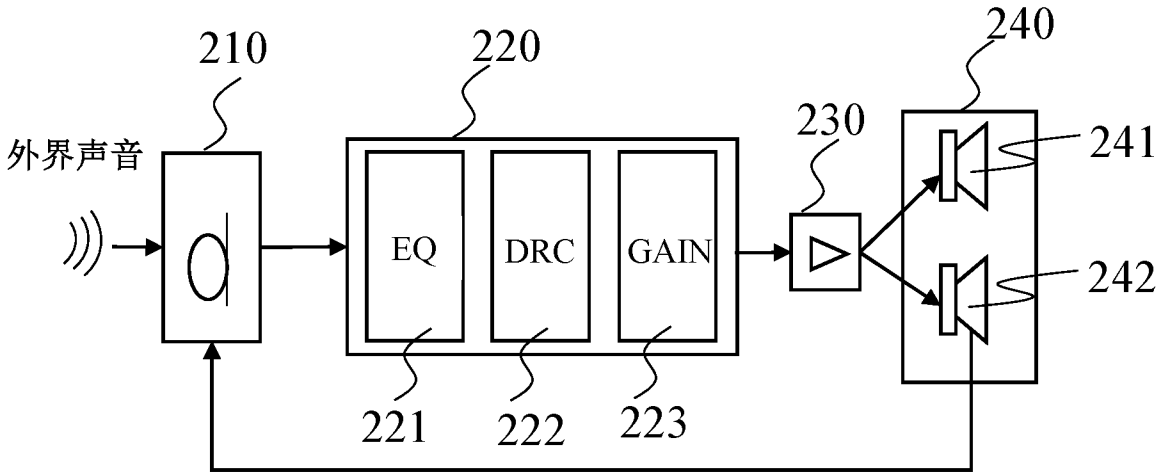


图 3

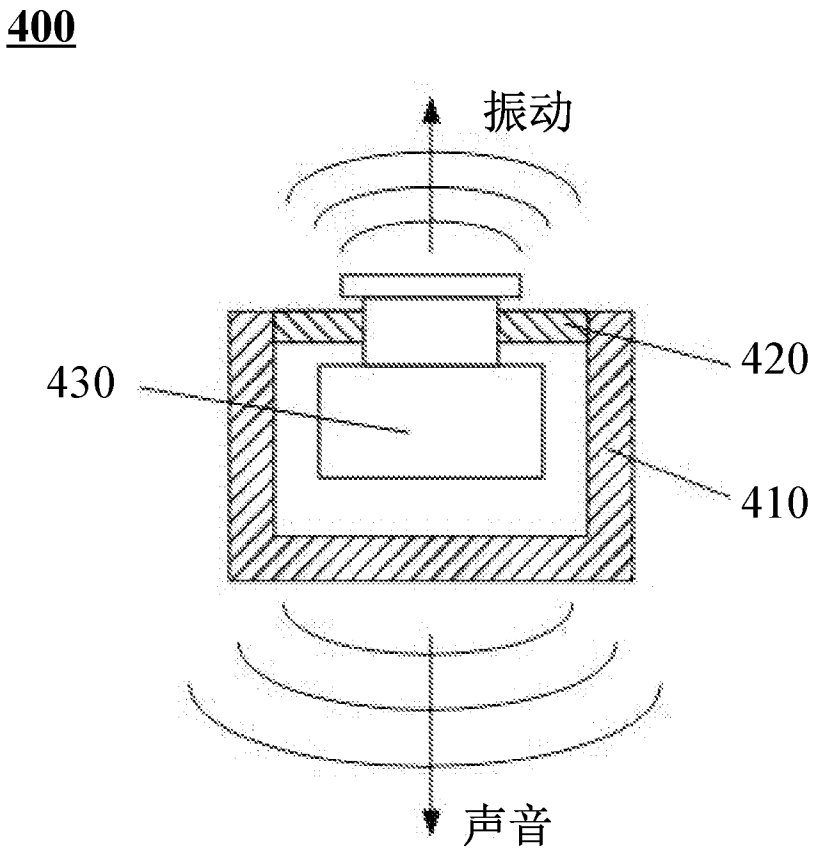


图 4

500

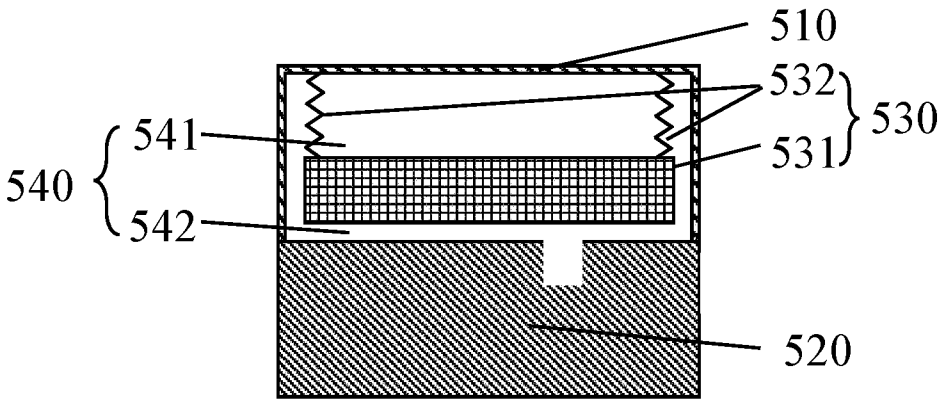


图 5

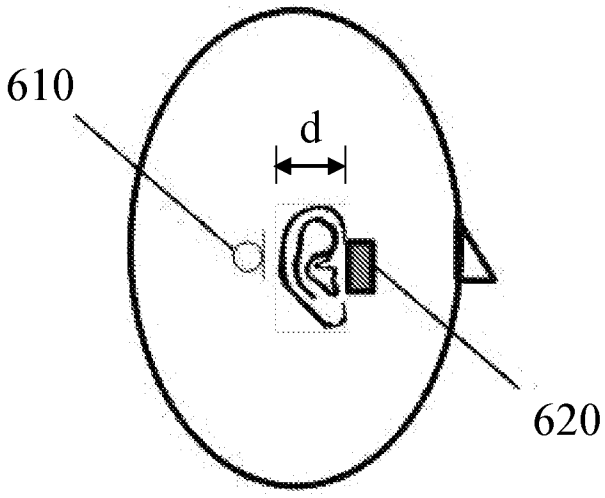


图 6

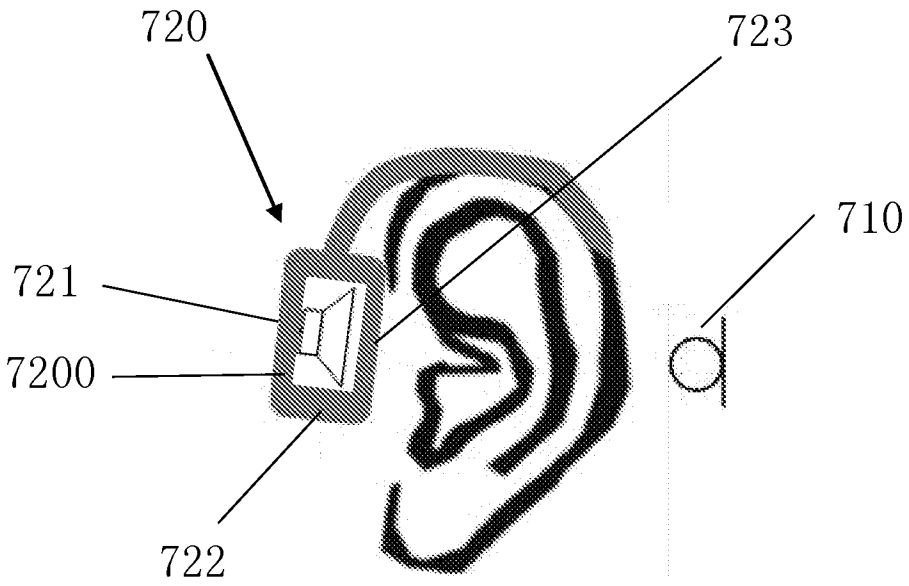


图 7

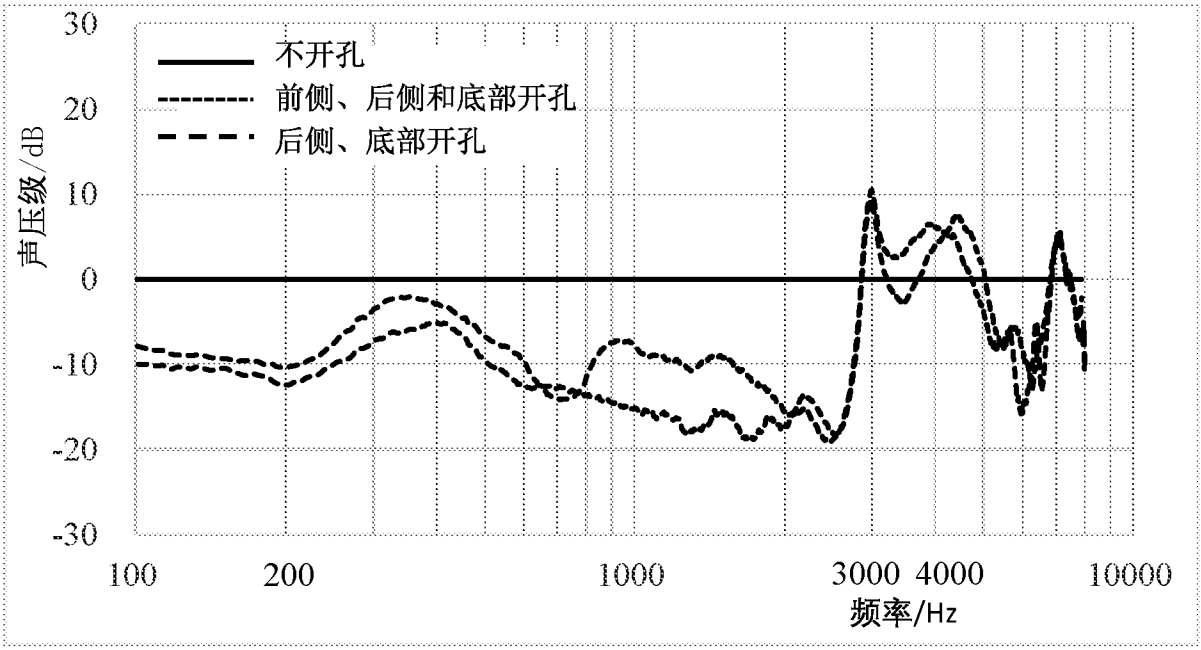

30
20
10
0
-10
-20
-30
声压级/dB
不开孔
前侧、后侧和底部开孔
后侧、底部开孔
100
200
1000
3000
4000
10000
频率/Hz

图 8

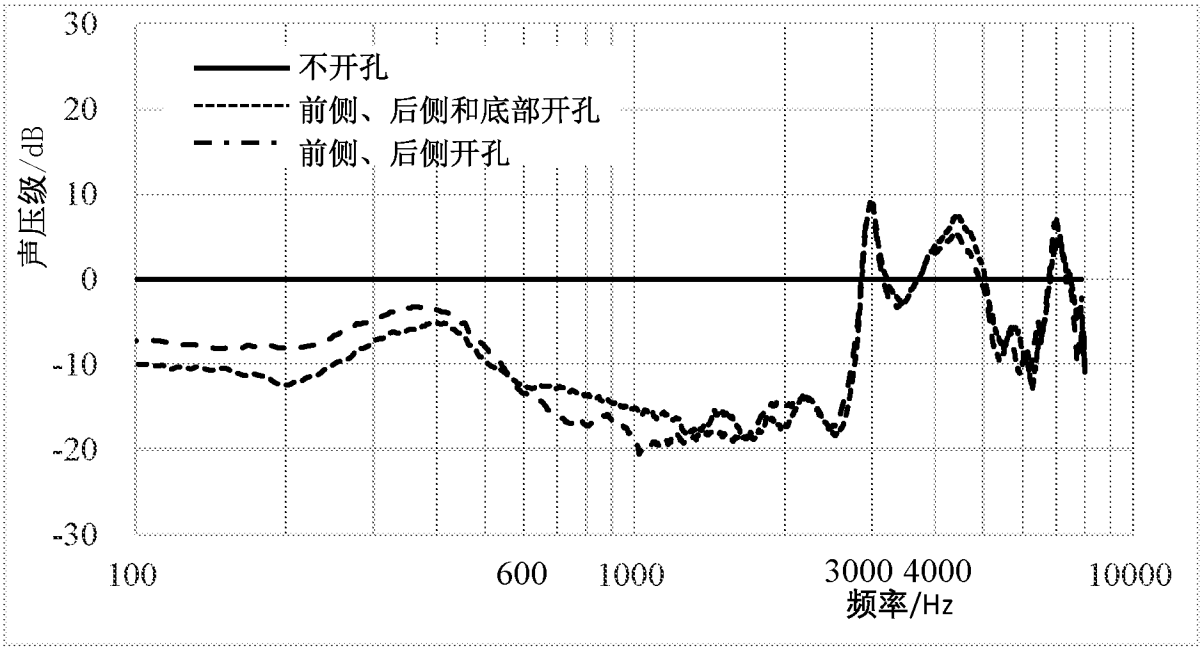

30
20
10
0
-10
-20
-30
声压级/dB
不开孔
前侧、后侧和底部开孔
前侧、后侧开孔
100
600
1000
3000 4000
10000
频率/Hz

图 9

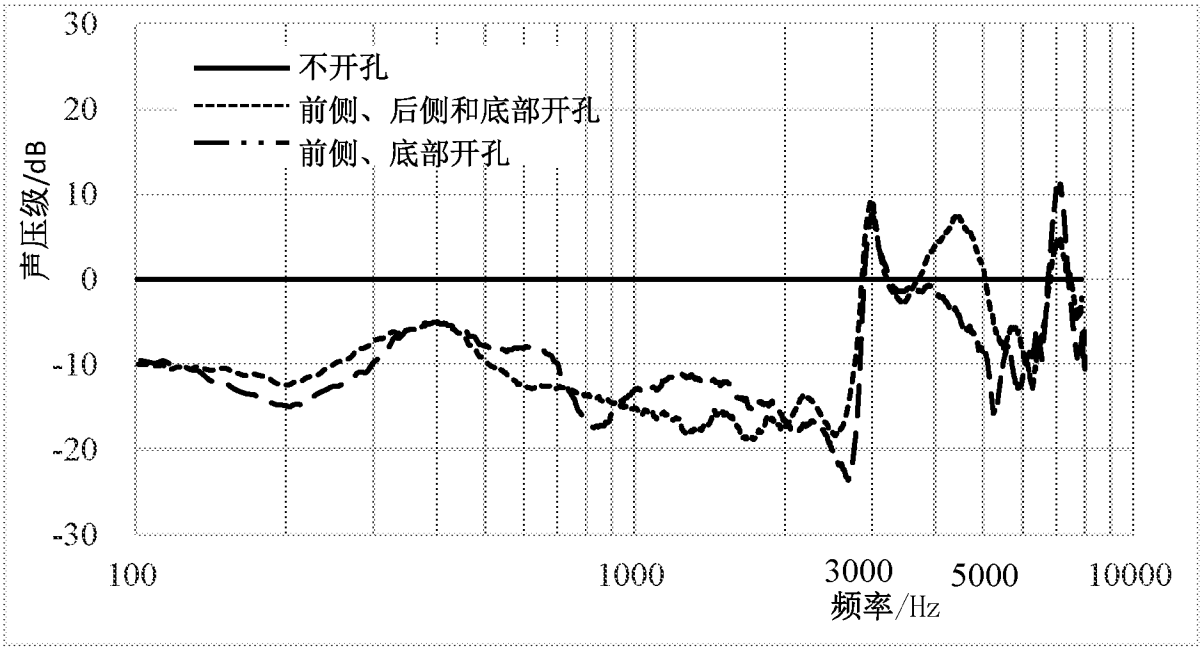

30
20
10
0
-10
-20
-30
声压级/dB
不开孔
前侧、后侧和底部开孔
前侧、底部开孔
100
1000
3000
5000
10000
频率/Hz

图 10

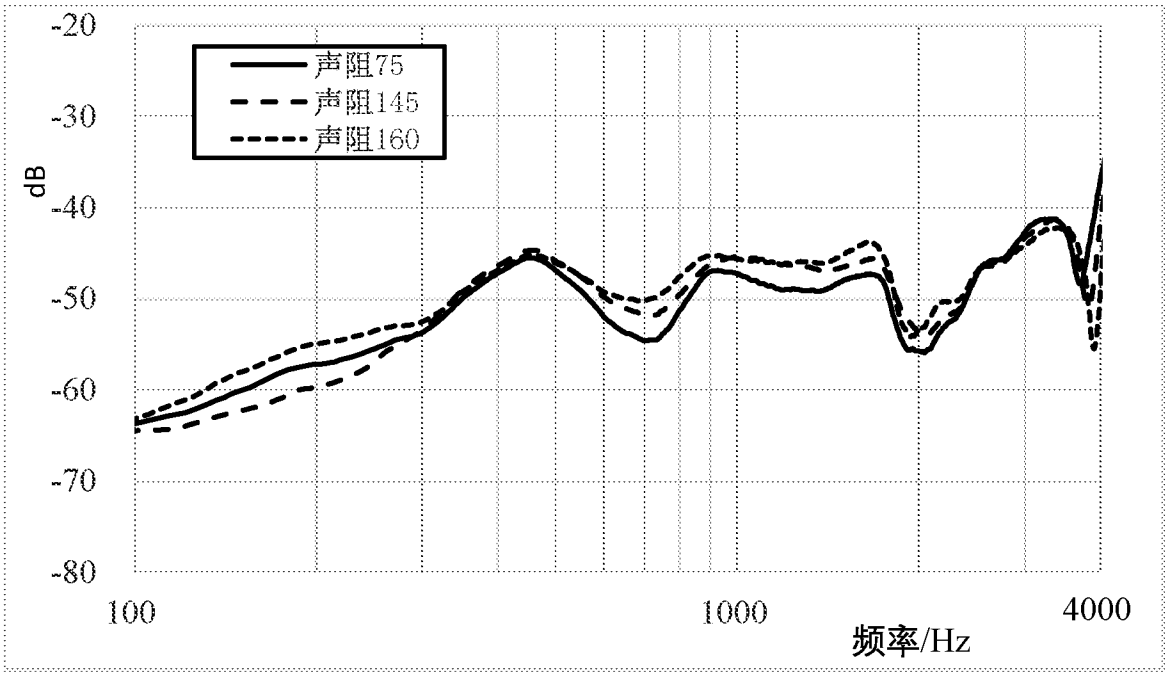


图 11

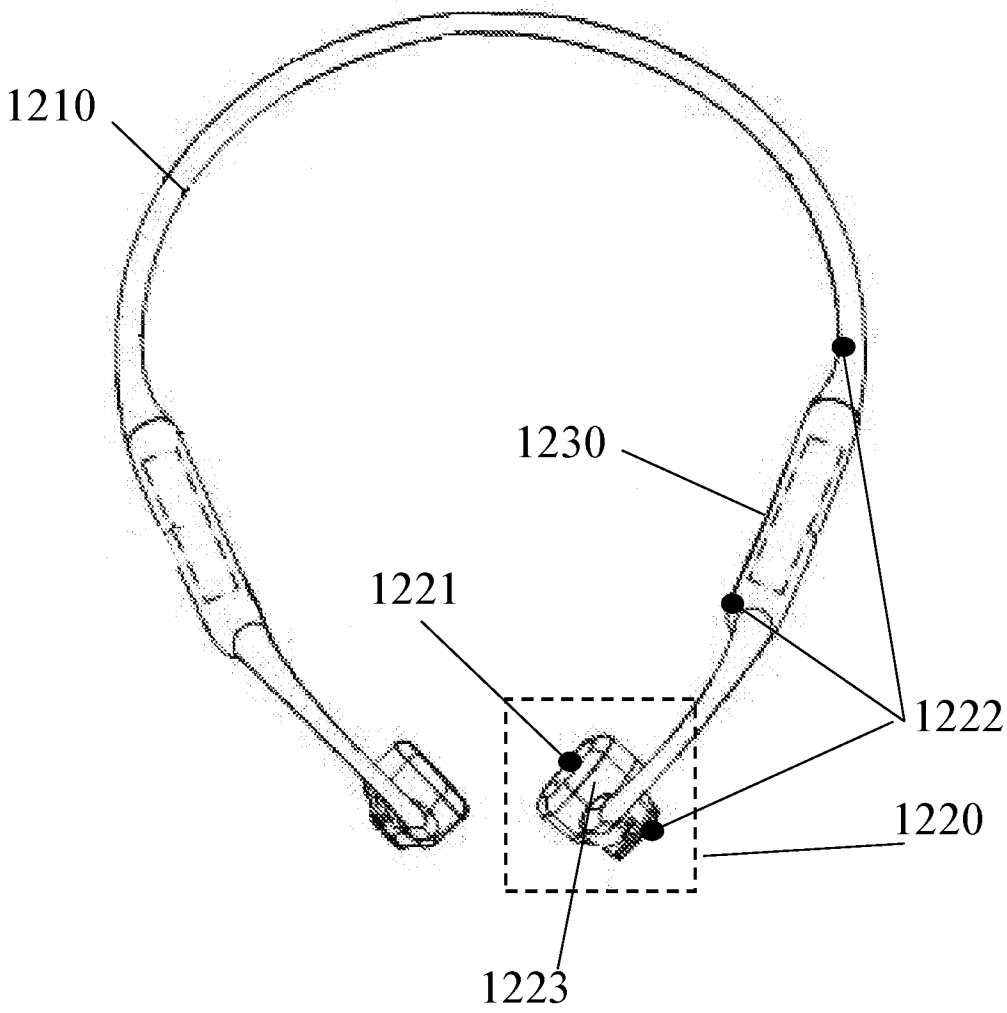


图 12

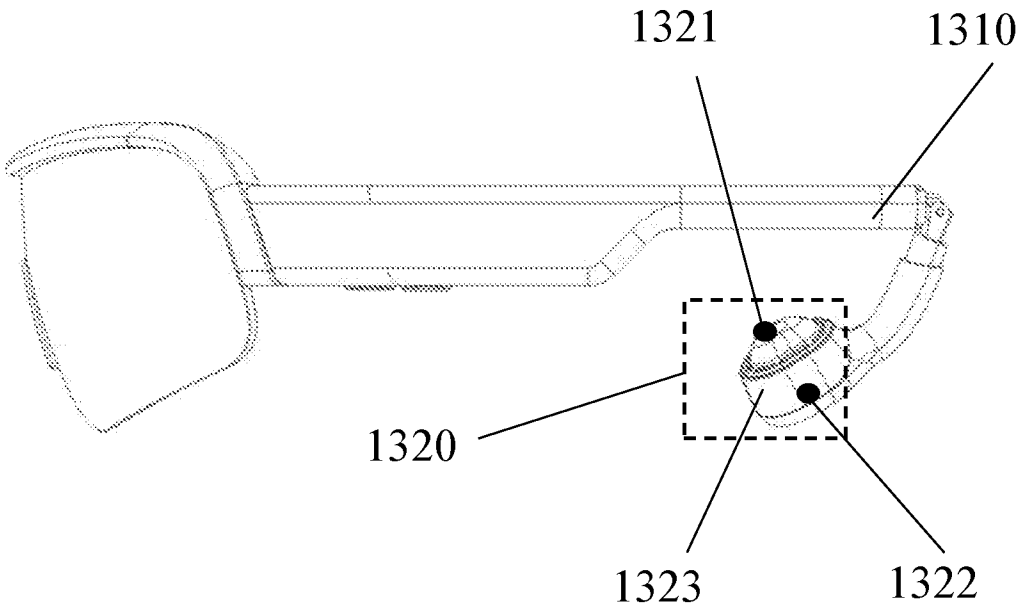


图 13

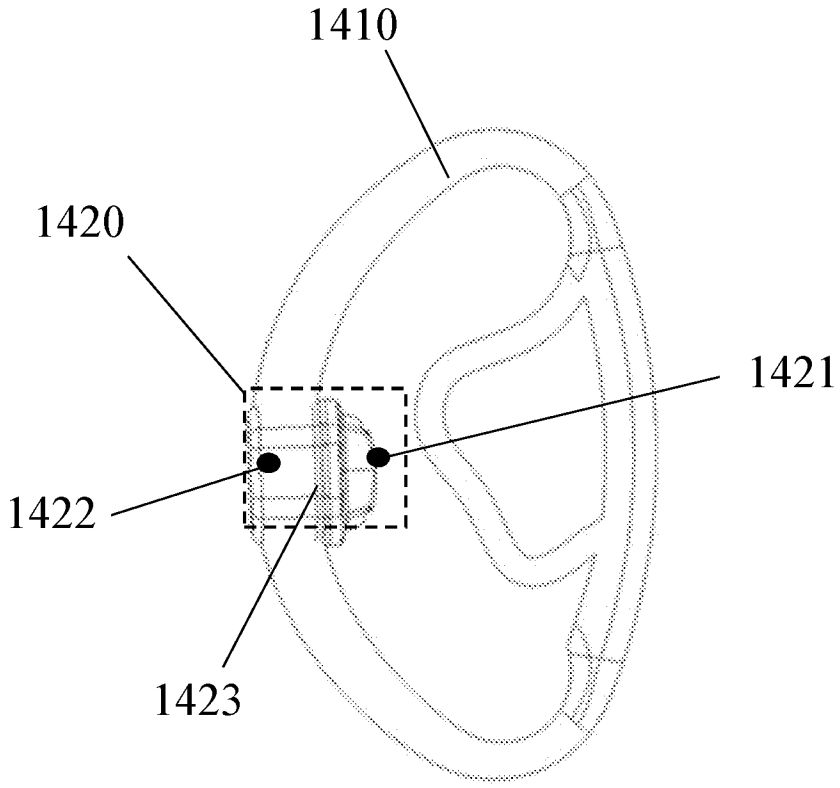


图 14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2021/076603

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

H04R 25/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

H04R

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNKI, CNPAT, WPI, EPODOC: 听力, 辅助, 助听器, 骨传导, 气传导, 漏音, 啸叫, 阈值, 门限, 衰减, 增益, 差, dB, hear+, aid, bone, conduction, air, leak+, sound, squea+, howl+, threshold, attenuat+, gain, difference

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN 111954142 A (SHENZHEN VOXTECH LIMITED CORPORATION) 17 November 2020 (2020-11-17) description paragraphs 35-36, 71, 73	1-21
A	CN 112118339 A (HUAWEI TECHNOLOGIES CO., LTD.) 22 December 2020 (2020-12-22) entire document	1-21
A	CN 106488370 A (SIVANTOS PTE LTD.) 08 March 2017 (2017-03-08) entire document	1-21
A	US 10721572 B2 (OTICON A/S) 21 July 2020 (2020-07-21) entire document	1-21

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☑ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
15 October 2021	**26 October 2021**
Name and mailing address of the ISA/CN **China National Intellectual Property Administration (ISA/CN)** **No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao, Haidian District, Beijing 100088, China** Facsimile No. **(86-10)62019451**	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2021/076603

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
CN	111954142	A	17 November 2020	None			
CN	112118339	A	22 December 2020	None			
CN	106488370	A	08 March 2017	DE	102015216822	A1	02 March 2017
				EP	3139633	A1	08 March 2017
				US	2017064464	A1	02 March 2017
US	10721572	B2	21 July 2020	EP	3522568	A1	07 August 2019
				CN	110099347	A	06 August 2019
				US	2019239006	A1	01 August 2019
				DK	3522568	T3	03 May 2021

国际检索报告

国际申请号
PCT/CN2021/076603

A. 主题的分类

H04R 25/00(2006.01)i

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

H04R

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称，和使用的检索词（如使用））

CNKI,CNPAT,WPI,EPODOC: 听力，辅助，助听器，骨传导，气传导，漏音，啸叫，阈值，门限，衰减，增益，差，dB, hear+, aid, bone, conduction, air, leak+, sound, squea+, howl+, threshold, attenuat+, gain, difference

C. 相关文件

类 型*	引用文件，必要时，指明相关段落	相关的权利要求
A	CN 111954142 A (深圳市韶音科技有限公司) 2020年 11月 17日 (2020-11-17) 说明书第35-36、71、73段	1-21
A	CN 112118339 A (华为技术有限公司) 2020年 12月 22日 (2020-12-22) 全文	1-21
A	CN 106488370 A (西万拓私人有限公司) 2017年 3月 8日 (2017-03-08) 全文	1-21
A	US 10721572 B2 (OTICON A/S) 2020年 7月 21日 (2020-07-21) 全文	1-21

☐ 其余文件在C栏的续页中列出。

☑ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型：
“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件
“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利
“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件，或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件（如具体说明的）
“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件
“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件
“T” 在申请日或优先权日之后公布，与申请不相抵触，但为了理解发明之理论或原理的在后文件
“X” 特别相关的文件，单独考虑该文件，认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性
“Y” 特别相关的文件，当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时，要求保护的发明不具有创造性
“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期	国际检索报告邮寄日期
2021年 10月 15日	2021年 10月 26日
ISA/CN的名称和邮寄地址 中国国家知识产权局(ISA/CN) 中国 北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 传真号 (86-10)62019451	受权官员 董振兴 电话号码 01053961757

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2021/076603

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
CN	111954142	A	2020年 11月 17日	无			
CN	112118339	A	2020年 12月 22日	无			
CN	106488370	A	2017年 3月 8日	DE	102015216822	A1	2017年 3月 2日
				EP	3139633	A1	2017年 3月 8日
				US	2017064464	A1	2017年 3月 2日
US	10721572	B2	2020年 7月 21日	EP	3522568	A1	2019年 8月 7日
				CN	110099347	A	2019年 8月 6日
				US	2019239006	A1	2019年 8月 1日
				DK	3522568	T3	2021年 5月 3日