

(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 1 月 27 日 (27.01.2022)



(10) 国际公布号
WO 2022/016511 A1

(51) 国际专利分类号:
H04R 1/10 (2006.01) *H04R 25/00* (2006.01)
H04R 3/00 (2006.01)

广东省深圳市龙岗区坂田华为总部办公楼, Guangdong 518129 (CN)。

(21) 国际申请号: PCT/CN2020/104467

(74) 代理人: 北京龙双利达知识产权代理有限公司 (LONGSUN LEAD IP LTD.); 中国北京市海淀区北清路中关村壹号 B3 栋 801 室, Beijing 100094 (CN)。

(22) 国际申请日: 2020 年 7 月 24 日 (24.07.2020)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(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, 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,

(71) 申请人: 华为技术有限公司 (HUAWEI TECHNOLOGIES CO., LTD.) [CN/CN]; 中国广东省深圳市龙岗区坂田华为总部办公楼, Guangdong 518129 (CN)。

(72) 发明人: 张立斌 (ZHANG, Libin); 中国广东省深圳市龙岗区坂田华为总部办公楼, Guangdong 518129 (CN)。 袁庭球 (YUAN, Tingqiu); 中国

(54) Title: ACTIVE NOISE CANCELLATION METHOD AND APPARATUS

(54) 发明名称: 主动降噪的方法与装置

600

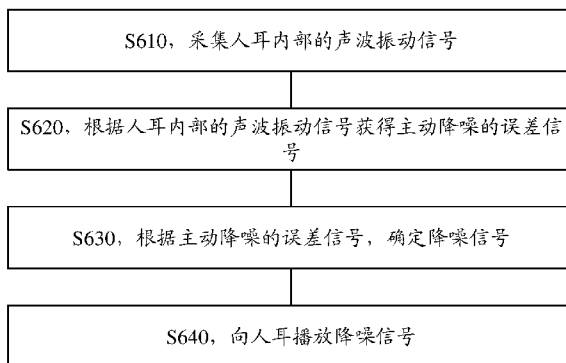


图 6

S610 ACQUIRE A SOUND WAVE VIBRATION SIGNAL INSIDE A HUMAN EAR
S620 ACCORDING TO THE SOUND WAVE VIBRATION SIGNAL INSIDE THE HUMAN EAR, OBTAIN AN ERROR SIGNAL OF ACTIVE NOISE CANCELLATION
S630 ACCORDING TO THE ERROR SIGNAL OF ACTIVE NOISE CANCELLATION, DETERMINE A NOISE CANCELLATION SIGNAL
S640 PLAY THE NOISE CANCELLATION SIGNAL TO THE HUMAN EAR

(57) Abstract: An active noise cancellation method and an earphone. The method comprises: acquiring a sound wave vibration signal inside a human ear (S610); according to the sound wave vibration signal inside the human ear, obtaining an error signal of active noise cancellation (S620); according to the error signal of active noise cancellation, determining a noise cancellation signal, the noise cancellation signal being used for cancelling a noise signal (S630); and playing the noise cancellation signal to the human ear (S640). An error signal of active noise cancellation is determined according to a sound wave vibration signal inside a human ear, such that a quiet zone is located inside the human ear and the quiet zone can cover the eardrum to some extent. Therefore, the error signal of

WO 2022/016511 A1

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))。

active noise cancellation can better represent the true noise cancellation effect perceived by a human ear, so that the effect of active noise cancellation can be enhanced.

(57) 摘要: 一种主动降噪的方法与耳机, 方法包括采集人耳内部的声波振动信号 (S610); 根据人耳内部的声波振动信号获得主动降噪的误差信号 (S620); 根据主动降噪的误差信号, 确定降噪信号, 降噪信号用于抵消噪声信号 (S630); 向人耳播放降噪信号 (S640)。通过根据人耳内部的声波振动信号确定主动降噪的误差信号, 使得静区位于人耳内部, 在一定程度上可以使得静区覆盖到耳膜, 因此, 可以使得主动降噪的误差信号更能代表人耳感知的真正降噪效果, 从而可以增强主动降噪的效果。

主动降噪的方法与装置

5 技术领域

本申请涉及主动降噪领域，尤其涉及一种主动降噪的方法与装置。

背景技术

10 主动降噪（active noise cancellation, ANC）是基于声波叠加原理，通过声波互相抵消来实现噪声去除。主动降噪系统包括前馈型和反馈型。反馈型主动降噪系统是通过反馈方式来达到降噪的目的，具体来说，使用误差传感器采集降噪信号与噪声信号经叠加后的误差信号，并根据该误差信号生成更加准确的降噪信号。

15 在现有的反馈型主动降噪耳机中，误差传感器通常位于外耳道口，可能会存在误差传感器采集的误差信号不能很好地代表人耳感知的真正降噪效果的问题，这使得所采集的误差信号不够准确，从而影响主动降噪的效果。

发明内容

20 本申请提供一种主动降噪的方法与装置，通过根据耳朵内部的声波振动信号来获取误差信号，能够使得反馈型主动降噪系统中的误差信号更好地代表人耳感知的真正降噪效果，从而可以增强主动降噪的效果。

第一方面，提供一种主动降噪的方法，所述方法包括：采集人耳内部的声波振动信号；根据所述人耳内部的声波振动信号获得主动降噪的误差信号；根据所述主动降噪的误差信号，确定降噪信号，所述降噪信号用于抵消噪声信号；向人耳播放所述降噪信号。

25 现有主动降噪系统中，静区位于外耳道口，很容易会出现静区无法覆盖耳膜的情形。应理解，耳膜才是采集声音的器官，声波引起耳膜振动，耳膜振动的信息传递到大脑，人就感知到了声音。即耳膜的位置才是听觉感知位置。若静区覆盖不到耳膜，则所采集的误差信号可能不能代表耳膜处的主动降噪效果，即不能代表人耳感知的真正降噪效果，这样会降低主动降噪的效果。

30 在本申请中，通过根据人耳内部的声波振动信号确定主动降噪的误差信号，使得静区位于人耳内部，相对于现有技术，拉近了静区到耳膜的距离，在一定程度上可以使得静区覆盖到耳膜，因此，可以使得主动降噪的误差信号更能代表人耳感知的真正降噪效果，从而可以增强主动降噪的效果。

结合第一方面，在一种可能的实现方式中，所述采集人耳内部的声波振动信号，包括：采集耳膜处的声波振动信号。

35 基于耳膜处的声波振动信号确定主动降噪的误差信号，相当于在耳膜处形成了静区，即可以保证静区覆盖耳膜，因此，可以使得主动降噪的误差信号准确代表人耳感知的真正降噪效果，因此可以提高主动降噪的效果。

结合第一方面，在一种可能的实现方式中，所述采集耳膜处的声波振动信号，包括：

向所述耳膜发射光线；接收所述耳膜反射回来的光线；根据所述耳膜反射回来的光线，获得所述耳膜处的声波振动信号。

在本申请中，基于耳膜处的声波振动信号确定主动降噪的误差信号，相当于在耳膜处形成了静区，可以使得主动降噪的误差信号准确地代表人耳感知的真正降噪效果，因此可以
5 以更进一步地提高主动降噪的效果。

此外，本申请，因为可以在耳膜处形成静区，因此，无论对于低频声音信号还是高频声音信号，都可以增强主动降噪效果。

结合第一方面，在一种可能的实现方式中，所述采集人耳内部的声波振动信号，包括：采集外耳道空间中的声波振动信号。

10 基于外耳道空间中的声波振动信号确定主动降噪的误差信号，相当于在外耳道空间中形成了静区。相对于现有技术，拉近了静区到耳膜的距离，在一定程度上可以使得静区覆盖到耳膜，因此，可以使得主动降噪的误差信号更能代表人耳感知的真正降噪效果，从而可以增强主动降噪的效果。

结合第一方面，在一种可能的实现方式中，所述采集人耳内部的声波振动信号，还包
15 括：采集外耳道空间中的声波振动信号；其中，所述根据所述人耳内部的声波振动信号获得主动降噪的误差信号，包括：根据所述耳膜处的声波振动信号获得第一误差信号；根据所述外耳道空间中的声波振动信号获得第二误差信号；根据所述第一误差信号与所述第二误差信号，获得所述主动降噪的误差信号。

20 可选地，所述根据所述第一误差信号与所述第二误差信号，获得所述主动降噪的误差信号包括：对所述第一误差信号与所述第二误差信号进行加权加和，获得主动降噪的误差信号。

可选地，所述根据所述第一误差信号与所述第二误差信号，获得所述主动降噪的误差信号包括：对所述第一误差信号与所述第二误差信号进行求平均，获得主动降噪的误差信号。

25 应理解，还可以根据应用需求，对第一误差信号与第二误差信号进行其他方式的综合处理，以获得主动降噪的误差信号。

在本申请中，根据耳膜处的声波振动信号以及外耳道空间中的声波振动信号获取主动降噪的误差信号，可以使得获取的主动误差信号更全面、更准确，从而可使该误差信号更好地代表人耳感知的真正降噪效果，因此可以更进一步提高误差信号的准确性，从而更好地
30 地增强主动降噪的效果。

应理解，本申请可以实现更高频率的主动降噪，也可以实现更稳定的主动降噪效果。

结合第一方面，在一种可能的实现方式中，所述采集外耳道空间中的声波振动信号，包括：使用部署在耳塞上的振动传感器，采集所述外耳道空间中的声波振动信号。

结合第一方面，在一种可能的实现方式中，所述部署在耳塞上的振动传感器包括部署
35 在所述耳塞的多个位置上的声波振动采集单元。

因此，在本申请中，根据外耳道空间中多个位置上的声波振动信号获取主动降噪的误差信号，可以扩大静区的范围，可以使得主动降噪的误差信号较为接近于人耳感知的真正降噪效果，从而可以增强主动降噪效果。

结合第一方面，在一种可能的实现方式中，所述部署在耳塞上的振动传感器为环形部

署在所述耳塞上的薄膜麦克风。

应理解,在本申请中,采集人耳内部的声波振动信号的方式可以为如下方式中任一种:

1) 仅采集耳膜处的声波振动信号;

2) 仅采集外耳道空间中的声波振动信号;

5 3) 既采集耳膜处的声波振动信号,又采集外耳道空间中的声波振动信号。

结合第一方面,在一种可能的实现方式中,还包括:采集外耳道口的声波振动信号;其中,所述根据所述人耳内部的声波振动信号获得主动降噪的误差信号,包括:根据所述人耳内部的声波振动信号以及所述外耳道口的声波振动信号,获得所述主动降噪的误差信号。

10 通过根据耳朵多处采集的声波振动信号获取主动降噪的误差信号,可以使得静区更大,从而使得主动降噪的误差信号更全面,更准确,因此,可以提高主动降噪的效果。

第二方面,提供一种主动降噪的耳机,所述耳机包括:误差传感器,用于采集人耳内部的声波振动信号,并根据所述声波振动信号获得主动降噪的误差信号;控制器,用于根据所述误差传感器获得的所述主动降噪的误差信号,确定降噪信号,所述降噪信号用于抵消噪声信号;扬声器,用于向人耳播放所述控制器确定的所述降噪信号。

15 结合第二方面,在一种可能的实现方式中,所述误差传感器包括第一声波振动传感器,用于采集耳膜处的声波振动信号。

结合第二方面,在一种可能的实现方式中,所述第一声波振动传感器用于:向所述耳膜发射光线;接收所述耳膜反射回来的光线;根据所述耳膜反射回来的光线,获得所述耳膜处的声波振动信号。

20 结合第二方面,在一种可能的实现方式中,所述耳机包括耳塞,所述误差传感器包括部署在所述耳塞上的第二声波振动传感器,用于采集外耳道空间中的声波振动信号。

结合第二方面,在一种可能的实现方式中,所述耳机包括耳塞,所述误差传感器包括部署在所述耳塞上的第二声波振动传感器,用于采集外耳道空间中的声波振动信号;所述误差传感器还包括处理单元,用于根据所述第一声波振动传感器采集的所述耳膜处的声波振动信号以及所述第二声波振动传感器采集的所述外耳道空间中的声波振动信号,获取所述主动降噪的误差信号。

结合第二方面,在一种可能的实现方式中,所述第二声波振动传感器包括部署在所述耳塞的多个位置上的声波振动采集单元。

30 结合第二方面,在一种可能的实现方式中,所述第二声波振动传感器为环形部署在所述耳塞上的薄膜麦克风。

结合第二方面,在一种可能的实现方式中,所述误差传感器还用于,采集外耳道口的声波振动信号,并用于根据所述人耳内部的声波振动信号以及所述外耳道口的声波振动信号,获得所述主动降噪的误差信号。

35 可选地,在第二方面提供的主动降噪的耳机中,根据所采集的人耳内部的声波振动信号获得主动降噪的误差信号的操作可以由误差传感器执行,也可以由其他处理单元执行,所述其他处理单元可以直接是所述控制器,也可以是所述耳机内部的另一处理单元。例如所述耳机还包括中间处理单元,用于根据所述声波振动信号获得主动降噪的误差信号。

需要说明的是,实际应用中,根据所采集的人耳内部的声波振动信号获得主动降噪的

误差信号的操作由耳机内部的哪个单元或模块执行，可以取决于耳机内部的误差传感器的设计原理。

例如，误差传感器可能被配置为采集声波振动信号，并且直接输出所采集的信号，而不对声波振动信号作进一步的处理。这种情况下，根据声波振动信号获得主动降噪的误差信号的操作可以由耳机内部的其他单元或模块来执行。

又例如，误差传感器可能被配置为采集声波振动信号，并且输出经过进一步处理的信号（误差信号），即误差传感器还被配置为根据声波振动信号获得主动降噪的误差信号。这种情况下，根据声波振动信号获得主动降噪的误差信号的操作可以由误差传感器执行。

可选地，在第二方面提供的主动降噪的耳机中，所述控制器可以是硬件电路。例如，

基于上述描述，在本申请中，通过根据人耳内部的声波振动信号确定主动降噪的误差信号，使得静区位于人耳内部，相对于现有技术，拉近了静区到耳膜的距离，在一定程度上可以使得静区覆盖到耳膜，因此，可以使得主动降噪的误差信号更能代表人耳感知的真正降噪效果，从而可以增强主动降噪的效果。

附图说明

图 1 为主动降噪系统的示意性框图。

图 2 为主动降噪系统的原理示意图。

图 3 为降噪信号与噪声信号叠加相消的示意图。

图 4 为图 1 所示主动降噪系统的耳机形态示意图。

图 5 为现有主动降噪系统形成静区的示意图。

图 6 为本申请实施例提供的主动降噪的方法的示意性流程图。

图 7 为本申请实施例提供的主动降噪的方法的另一示意性流程图。

图 8 与图 9 为光探测声波振动的原理示意图。

图 10 为本申请实施例提供的主动降噪的方法的又一示意性流程图。

图 11 为本申请实施例提供的主动降噪的方法的再一示意性流程图。

图 12 为本申请实施例提供的主动降噪的耳机的示意性流程图。

图 13 为本申请实施例提供的主动降噪的耳机的产品形态示意图。

图 14 与图 15 为图 13 所示耳机在使用状态下的示意图。

图 16 为本申请实施例提供的主动降噪的耳机的另一产品形态示意图。

图 17 与图 16 所示耳机在使用状态下的示意图。

图 18 为本申请实施例提供的主动降噪的耳机中的误差传感器的示意性框图。

图 19 为本申请实施例提供的主动降噪的耳机的又一产品形态示意图。

图 20 为本申请实施例提供的主动降噪的耳机中的误差传感器的又一示意性框图。

图 21 为本申请实施例提供的主动降噪的耳机中的误差传感器的再一示意性框图。

具体实施方式

主动降噪（active noise cancellation, ANC）是一种基于声波叠加原理，通过声波互相抵消来实现噪声去除的技术。主动降噪系统包括前馈型和反馈型，本申请仅涉及反馈型主

动降噪系统。除非特殊说明，本申请实施例中提及的主动降噪均指的是反馈型主动降噪。

作为示例，下面先结合图 1、图 2、图 3 与图 4 描述反馈型主动降噪系统的组成与降噪原理。

如图 1 所示，主动降噪系统通常包括控制器 110、扬声器 (speaker) 120、误差传感器 (error mic) 130、参考传感器 (ref mic) 140。

参见图 2，图 1 所示主动降噪系统的工作原理与工作流程如下。

步骤①，误差传感器 130 采集误差信号 $e(n)$ ，并将误差信号 $e(n)$ 传递到控制器 110。

误差信号 $e(n)$ 表示，图 2 所示静区内的声场特征，例如，该声场特性包括声压、不同方向的质点速度等特性。关于静区的概念下文将描述，这里暂不详述。

误差传感器 130 通常为声学传感器。如图 2、图 3 与图 4 所示，误差传感器 130 为麦克风。

步骤②，参考传感器 140 采集噪声信号 $x(n)$ ，并将噪声信号 $x(n)$ 传递到控制器 110。

应理解，参考传感器 140 采集的噪声信号 $x(n)$ 是环境噪声信号。环境噪声信号通常是由不期望的噪声源发出的，如图 2 中所示。

参考传感器 140 通常为声学传感器。如图 2、图 3 与图 4 所示，参考传感器 140 为麦克风。

步骤③，控制器 110 基于误差信号 $e(n)$ 计算误差代价函数，并基于误差代价函数最小化原则，基于噪声信号 $x(n)$ 预测扬声器 120 输出的降噪信号 $y(n)$ 。

降噪信号 $y(n)$ 用于抵消噪声信号 $x(n)$ 。理想情况是，降噪信号 $y(n)$ 是噪声信号 $x(n)$ 的反相信号。降噪信号 $y(n)$ 也可称为抗噪信号。

例如，控制器 110 可以为自适应滤波器。

步骤④，扬声器 120 根据控制器 110 的控制，发出降噪信号 $y(n)$ 。

如图 2 所示，噪声信号 $x(n)$ 和降噪信号 $y(n)$ 分别经过初级通路和次级通路到达静区。

如图 3 所示，误差传感器 130 采集的是，噪声信号 $x(n)$ 和降噪信号 $y(n)$ 分别经过初级通路和次级通路到达静区后叠加后的声音信号，该声音信号被称为误差信号 $e(n)$ 。误差传感器 130 采集的噪声信号 $e(n)$ 也可以描述为，是经降噪处理后的残差噪声。

控制器 110 预测扬声器 120 输出的降噪信号 $y(n)$ 的目标是，使得噪声信号 $x(n)$ 和降噪信号 $y(n)$ 分别经过初级通路和次级通路到达静区后叠加后的信号 $e(n)$ 的误差代价函数最小。

例如，若将噪声源视为初级声源，可以将扬声器 120 称为次级声源，如图 2 所示。

通常，主动降噪系统的产品形态为耳机，作为示例，如图 4 所示。参考传感器 140 设置在耳机罩上，用于采集环境噪声信号。误差传感器 130 设置在耳机罩内，用于采集经降噪处理后的误差信号。控制器 110 设置在耳机罩内，用于根据噪声信号与误差信号预测扬声器 120 输出的降噪信号。扬声器 120 设置在耳机罩内，播放控制器 110 预测的降噪信号。

图 4 中所示的有效输入声音信号表示用户要想播放的信号，例如，音乐或通话信号。

应理解，在如图 4 所示的耳机播放场景下，到达人耳处的声音信号除了环境噪声信号与降噪信号之外，还有有效声音信号，例如音乐或通话等。在这种耳机播放场景下，在获取误差信号的过程中，有效声音信号会被剔除。例如，通过信号处理的方式，将有效声音信号剔除，获得主动降噪后的残差噪声，即误差信号。在获取误差信号时，将有效声音信

号剔除是现有技术，本文对此不作详述。

图 2 至图 4 仅为示例而非限定。例如，图 2 中所示的初级通道与次级通道，仅是为了区分噪声信号 $x(n)$ 与降噪信号 $y(n)$ 的传播路径，并不代表主动降噪系统中物理存在初级通道与次级通道。

5 应理解，噪声信号与降噪信号在不同位置的叠加效果不一定相同。假设，误差传感器采集 A 点的误差信号，该误差信号可以表征噪声信号与降噪信号在 A 点的叠加效果，但不一定可以表征噪声信号与降噪信号在 A 点之外其他位置的叠加效果。为了表达主动降噪的误差信号代表的是哪个区域的主动降噪效果，静区 (quiet zone) 的概念被提出来，表示误差传感器所采集的误差信号所在的区域或空间。也就是说，误差传感器采集哪里的信号，
10 哪里就是静区。例如，在图 2 中，静区表示误差传感器 130 采集的误差信号 $e(n)$ 所在的区域。

还应理解到，控制器 110 预测扬声器 120 输出的降噪信号 $y(n)$ 的目标是，使得降噪信号 $y(n)$ 与噪声信号 $x(n)$ 分别到达静区后叠加后的信号 $e(n)$ 的误差代价函数最小。也就是说，主动降噪系统是以实现静区内的主动降噪效果为目标。

15 在现有的主动降噪系统中，误差传感器为声学传感器 (例如麦克风)，因此，误差传感器采集信号的位置就是误差传感器所在的位置，即误差传感器所在的位置就是静区的位置。在现有的主动降噪系统中，误差传感器位于人耳的外耳道口，如图 5 所示，因此，静区位于外耳道口。

在主动降噪系统只有一个次级声源的情况下 (主动降噪系统通常只设置一个次级声源)，静区的大小与音频信号 (即声波信号) 的频率 (即波长强度) 相关。例如，不同频率下的声波信号的静区的直径分别为：

500Hz 的声波信号，静区的直径约 7 厘米 (cm)；

5000Hz 的声波信号，静区的直径约 0.7cm；

10000Hz 的声波信号，静区的直径约为 0.34cm。

25 例如，对于 500Hz 的声波信号，在某个点采集的主动降噪的误差信号，可以表征这个点所在的直径为 7cm 的区域内的主动降噪效果。又例如，对于 10000Hz 的声波信号，在某个点采集的主动降噪的误差信号，可以表征这个点所在的直径为 0.34cm 的区域内的主动降噪效果。

继续参见图 5。图 5 中的低频静区表示较低频率的声波信号对应的静区，例如，500Hz 的声波信号对应的静区 (直径约 7cm 的静区)。图 5 中的高频静区表示较高频率的声波信号对应的静区，例如，10000Hz 的声波信号对应的静区 (直径约 0.34cm 的静区)。

从上文关于静区的大小与声波信号的频率相关的描述，以及图 5，可知，高频静区的直径小于低频静区的直径，即高频静区的范围大小小于低频静区的范围大小。

如前文描述，现有主动降噪系统中，静区位于外耳道口，很容易会出现静区无法覆盖
35 耳膜的情形。如图 5 所示，高频静区覆盖不到耳膜的位置。

应理解，耳膜才是采集声音的器官，声波引起耳膜振动，耳膜振动的信息传递到大脑，人就感知到了声音。即耳膜的位置才是听觉感知位置。

若静区覆盖不到耳膜，则所采集的误差信号可能不能代表耳膜处的主动降噪效果，即不能代表人耳感知的真正降噪效果，这样会降低主动降噪的效果。例如，现有的主动降噪

系统至少对高频声音信号的主动降噪效果不好。

针对上述技术问题，本申请实施例提出一种主动降噪的方案，通过根据耳朵内部的声波振动信号获取主动降噪的误差信号，可以使得误差信号更能代表人耳感知的真正降噪效果，因此，可以增强主动降噪效果。

5 下面将结合附图，对本申请中的技术方案进行描述。

图 6 为本申请实施例提供的主动降噪的方法 600 的示意性流程图。例如，方法 600 的执行主体为耳机。方法 600 包括步骤 S610、步骤 S620、步骤 S630 与步骤 S640。

S610，采集人耳内部的声波振动信号。

10 人耳内部的声波振动信号表示，声波在人耳内部引起的振动信号。也就是说，人耳内部的声波振动信号表征了到达人耳内部的声波的信息。

如图 5 所示，人耳内部结构包括外耳道与耳膜。人耳内部指的是外耳道空间内，而不仅仅是外耳道口。在步骤 S620 中，所采集的人耳内部的声波振动信号可以包括外耳道空间中的声波振动信号，和/或耳膜处的声波振动信号。

15 外耳道空间中的声波振动信号表征，到达人耳内部的声波引起外耳道空间中的空气的振动。

耳膜处的声波振动信号表示，到达人耳内部的声波引起耳膜的振动。

S620，根据人耳内部的声波振动信号获得主动降噪的误差信号。

20 主动降噪的误差信号表示，经过主动降噪处理（即，降噪信号与环境噪声信号叠加）后的声音信号。主动降噪的误差信号也可以描述为，经主动降噪处理后的残差信号。误差信号代表了静区的主动降噪效果。

人耳内部的声波振动信号，表示，到达人耳内部的声波引起的振动信号，该振动信号表征了该声波的信息。也就是说，所采集的人耳内部的声波振动信号表征了到达人耳内部的声波的信息。

25 例如，可以通过直接映射的方式，根据人耳内部的声波振动信号获得主动降噪的误差信号。

应理解，还可以采用其他方式，根据人耳内部的声波振动信号得到主动降噪的误差信号，本申请实施例对此不作限定，只要最终获得的误差信号可以代表主动降噪后的静区的降噪效果即可。

S630，根据主动降噪的误差信号，确定降噪信号。

30 根据主动降噪的误差信号，确定降噪信号的过程，类似于图 2 中，根据误差信号 $e(n)$ 获得降噪信号 $y(n)$ 的过程，这个过程为现有技术，本申请对此不作详述。

S640，向人耳播放降噪信号。

35 例如，本申请实施例提供的方法 600 的执行主体为反馈式主动降噪耳机，步骤 S610 与步骤 S620 可以由耳机内的误差传感器执行，步骤 S630 可以由耳机内的控制器执行，步骤 S640 可以由耳机内的扬声器执行。

如前文描述，在现有主动降噪系统中，静区位于外耳道口，很容易会出现静区无法覆盖耳膜的情形。

在本申请实施例中，通过根据人耳内部的声波振动信号确定主动降噪的误差信号，使得静区位于人耳内部，相对于现有技术，拉近了静区到耳膜的距离，在一定程度上可以使

得静区覆盖到耳膜，因此，可以使得主动降噪的误差信号更能代表人耳感知的真正降噪效果，从而可以增强主动降噪的效果。

可选地，如图 7 所示，步骤 S610 包括：采集耳膜处的声波振动信号；相应地，在步骤 S620 中，根据耳膜处的声波振动信号获得主动降噪的误差信号。

5 例如，可以通过直接映射的方式，根据耳膜处的声波振动信号获得主动降噪的误差信号。

应理解，还可以采用其他方式，根据耳膜处的声波振动信号得到主动降噪的误差信号，本申请实施例对此不作限定，只要最终获得的误差信号可以代表主动降噪后的静区的降噪效果即可。

10 基于耳膜处的声波振动信号确定主动降噪的误差信号，相当于在耳膜处形成了静区，即可以保证静区覆盖耳膜，因此，可以使得主动降噪的误差信号准确代表人耳感知的真正降噪效果，因此可以提高主动降噪的效果。

采集耳膜处的声波振动信号的方式可以有多种。

可选地，可以利用光探测声波振动的原理，采集耳膜处的声波振动信号。

15 例如，步骤 S610 包括：向所述耳膜发射光线；接收所述耳膜反射回来的光线；根据所述耳膜反射回来的光线，获得所述耳膜处的声波振动信号。

为了更好地理解本实施例，下面结合图 8 与图 9 示例性地描述光探测声波振动的原理。

20 图 8 为光探测声波振动系统的示意图。光探测声波振动系统包括光发射器、光反射物、光接收器与光电转换器。光反射物为侦测目标周围易受声压作用产生振动的物体。光发射器将光发射到光反射物上。光接收器探测光反射物反射回的光。因为，光反射物受声压产生的振动对光进行调制，因此光反射物反射回的光携带了声波信息。光电转换器通过解调光反射物反射回的光，可以得到声波信息。

25 将图 8 中的光反射物替换为耳膜，振动拾音的原理也是一样的。光发射器将光发射到耳膜上。光接收器探测耳膜反射回的光。耳膜受声压产生的振动对光进行调制，因此光反射物反射回的光携带了声波信息。光电转换器通过解调光反射物反射回的光，可以获得耳膜的声波振动信号。具体来说，耳膜的振动会导致光线的偏移程度不同，在光电转换器上形成的光斑大小不一样，这个光斑的大小会形成电流，电流的大小与声波振动是线性关系。因此，光电转换器上得到的电流信息即为耳膜处的声波振动信号。

图 9 为现有技术中的激光探测声音系统的示意图。在图 9 中，振动物为玻璃。

30 假设声波振动为 $L(t)$ ，薄膜介质（即玻璃）的某质点处声压为 $P(x,y)$ ，玻璃受声压平移为 $X(t)$ ，反射光的平移为 $Y(t)$ ，探测器光敏面上的光斑面积为 $S(t)$ ，探测器输出电流为 $I(t)$ 。

声波在入射点处的声压为：

$$P(x, y, t) = k_1 L(t)$$

35 其中， k_1 是关于声波传输距离及空气环境的常系数。介质表面的运动与作用在此质点处的声压成正比，此时介质会发生平移。并且如果声音的频率不同强度不同，则引起的振动程度也不同。

玻璃受声压平移为：

$$X(t) = k_2 P(x, y, t)$$

其中, k_2 是与介质有关的常数。当介质发生平移振动时, 入射角度不变, 但入射点随介质发生平移, 则反射光线也随之发生平移。

反射光的平移为:

$$Y(t) = 2X(t) \sin \theta$$

5 其中, $\sin \theta$ 为常数。

光电探测器光敏面上光斑面积的瞬时变化为 $S(t) = k_3 Y(t)$, 则探测器输出电流为 $I(t) = k_4 S(t)$, 其中, k_4 是与探测器自身参数有关的常数。

综上, 探测器输出电流为:

$$I(t) = 2k_1 k_2 k_3 k_4 L(t) \sin \theta$$

10 而上式中, k_1 、 k_2 、 k_3 、 k_4 和 $\sin \theta$ 都是常数, 探测器输出电流与声波振动为线性关系, 即声信号通过记录电信号得到了采集。

将图 9 中的玻璃替换为耳膜, 振动拾音的原理也是一样的。将图 9 所示原理应用于本实施例中采集耳膜处的声波振动信号时, 向耳膜发射的光可以是红外线 (波长为 800 纳米 (nm)) 或其他低波长光线。例如, 向耳膜发送红外线, 发射强度不高于 0.01 毫瓦 (mw)。

15 需要说明的是, 随着未来技术演进, 还可以采用其他可行的方式采集耳膜处的声波振动信号。根据耳膜处的声波振动信号获取主动降噪的误差信号的方案均落入本申请保护范围。

在本实施例中, 基于耳膜处的声波振动信号确定主动降噪的误差信号, 相当于在耳膜处形成了静区, 可以使得主动降噪的误差信号准确地代表人耳感知的真正降噪效果, 因此
20 可以更进一步地提高主动降噪的效果。

此外, 本实施例, 因为可以在耳膜处形成静区, 因此, 无论对于低频声音信号还是高频声音信号, 都可以增强主动降噪效果。

可选地, 如图 10 所示, 步骤 S610 包括: 采集外耳道空间中的声波振动信号; 相应地, 在步骤 S620 中, 根据外耳道空间中的声波振动信号获得主动降噪的误差信号。

25 例如, 可以通过直接映射的方式, 根据外耳道空间中的声波振动信号获得主动降噪的误差信号。

应理解, 还可以采用其他方式, 根据外耳道空间中的声波振动信号得到主动降噪的误差信号, 本申请实施例对此不作限定, 只要最终获得的误差信号可以代表主动降噪后的静区的降噪效果即可。

30 基于外耳道空间中的声波振动信号确定主动降噪的误差信号, 相当于在外耳道空间中形成了静区。相对于现有技术, 拉近了静区到耳膜的距离, 在一定程度上可以使得静区覆盖到耳膜, 因此, 可以使得主动降噪的误差信号更能代表人耳感知的真正降噪效果, 从而可以增强主动降噪的效果。

例如, 可以使用部署在耳塞上的振动传感器采集外耳道空间中的声波振动信号。

35 应理解, 耳塞在使用状态下位于外耳道中, 因此, 部署在耳塞上的振动传感器可以采集到外耳道空间中的声音振动信号。

例如, 部署在耳塞上的振动传感器可以为薄膜麦克风。薄膜麦克风的原理为压电原理。薄膜麦克风采集声波振动信号的原理为现有技术, 本文对此不作详述。

可选地, 在步骤 S610 中, 采集外耳道空间中多个点上的声波振动信号。

例如,可以使用部署在耳塞的多个位置上的声波振动采集单元采集外耳道空间中的声波振动信号。例如,使用环形部署在耳塞上的薄膜麦克风采集外耳道空间中的声波振动信号。

5 应理解,外耳道空间中多个位置上的声波振动信号可以表征到达外耳道空间中多个位置上的声波的信息。根据外耳道空间中多个位置上的声波振动信号获取的主动降噪的误差信号,代表的是外耳道空间内更大空间中的声波信号能量。

在现有的主动降噪系统中,误差传感器采集误差信号是单点采集,如图5所示。

10 相对于现有技术,本实施例可以视为是,将单点的误差信号采集扩展为更多空间位置的误差信号采集,即可以形成更大范围的静区。因为增大了静区的范围,所以可以在较大程度上保证静区覆盖耳膜,从而可以使得主动降噪的误差信号更好地代表人耳感知的真正降噪效果,进而增强主动降噪的效果。

因此,在本实施例中,根据外耳道空间中多个位置上的声波振动信号获取主动降噪的误差信号,可以扩大静区的范围,可以使得主动降噪的误差信号较为接近于人耳感知的真正降噪效果,从而可以增强主动降噪效果。

15 应理解,随着技术演进,也可以采用其他可行的方法采集外耳道空间中的声波振动信号。根据外耳道空间中的声波振动信号获取主动降噪的误差信号的方案均落入本申请保护范围。

可选地,如图11所示,步骤S610包括:采集耳膜处的声波振动信号,并采集外耳道空间中的声波振动信号;其中,步骤S620包括步骤S621、S622与S623。

20 S621,根据耳膜处的声波振动信号获得第一误差信号。

例如,可以通过直接映射的方式,根据耳膜处的声波振动信号获得一个误差信号,作为第一误差信号。

S622,根据外耳道空间中的声波振动信号获得第二误差信号。

25 例如,可以通过直接映射的方式,根据耳膜处的声波振动信号获得一个误差信号,作为第二误差信号。

S623,根据第一误差信号与第二误差信号,获得主动降噪的误差信号。

例如,可以对第一误差信号与第二误差信号进行加权加和,获得主动降噪的误差信号。

应理解,可以根据应用需求,对第一误差信号与第二误差信号进行其他方式的综合处理,以获得主动降噪的误差信号。

30 在图11的实施例中,关于采集耳膜处的声波振动信号的描述,以及采集外耳道空间中的声波振动信号的描述,参见上文,这里不再赘述。

基于耳膜处的声波振动信号以及外耳道空间中的声波振动信号确定主动降噪的误差信号,相当于在耳膜处与外耳道空间中形成了静区。

35 在本实施例中,根据耳膜处的声波振动信号以及外耳道空间中的声波振动信号获取主动降噪的误差信号,可以使得获取的主动误差信号更全面、更准确,从而可使该误差信号更好地代表人耳感知的真正降噪效果,因此可以更进一步提高误差信号的准确性,从而更好地增强主动降噪的效果。

应理解,本实施例可以实现更高频率的主动降噪,也可以实现更稳定的主动降噪效果。

基于上述描述可知,在本申请实施例中,采集人耳内部的声波振动信号的方式可以为

如下方式 1)、2) 与 3) 中任一种。

1), 仅采集耳膜处的声波振动信号, 如图 7 所示的实施例。

2), 仅采集外耳道空间中的声波振动信号, 如图 10 所示的实施例。

3), 既采集耳膜处的声波振动信号, 又采集外耳道空间中的声波振动信号, 如图 11 所示的实施例。

可选地, 在图 6 所示实施例中, 方法 600 还可以包括: 采集外耳道口的声波振动信号; 其中, 步骤 S620 包括: 根据人耳内部的声波振动信号以及外耳道口的声波振动信号, 获得主动降噪的误差信号。

例如, 可以采用如图 5 所示的方式, 采集外耳道口的声波振动信号。

通过根据耳朵多处采集的声波振动信号获取主动降噪的误差信号, 可以使得静区更大, 从而使得主动降噪的误差信号更全面, 更准确, 因此, 可以提高主动降噪的效果。

可选地, 在图 6 所示的实施例中, 该方法 600 还包括采集噪声信号, 其中, 步骤 S630 包括: 根据所采集的噪声信号与步骤 S620 获得的误差信号, 确定降噪信号。

例如, 假设噪声信号为 $x(n)$, 误差信号为 $e(n)$, 可以采用最小均方差算法, 基于 $x(n)$ 与 $e(n)$ 计算得到降噪信号。

关于根据噪声信号获得降噪信号的方法为现有技术, 本文不作详述。

基于上述描述, 在本申请实施例中, 通过根据人耳内部的声波振动信号确定主动降噪的误差信号, 使得静区位于人耳内部, 相对于现有技术, 拉近了静区到耳膜的距离, 在一定程度上可以使得静区覆盖到耳膜, 因此, 可以使得主动降噪的误差信号更能代表人耳感知的真正降噪效果, 从而可以增强主动降噪的效果。

本申请实施例提供的主动降噪的方法可以应用于耳机。本申请实施例可以应用于的耳机的形态可以是多样的, 例如, 开放式、密闭式、耳罩式、耳挂式、耳塞式、耳栓式等耳机形态。

图 12 为本申请实施例提供的主动降噪的耳机 1200 的示意性框图。耳机 1200 包括控制器 1210、误差传感器 1220 与扬声器 1230。

误差传感器 1220, 用于采集人耳内部的声波振动信号, 并根据声波振动信号获得主动降噪的误差信号。

控制器 1210, 用于根据误差传感器 1220 获得的主动降噪的误差信号, 确定降噪信号, 降噪信号用于抵消噪声信号。

扬声器 1230, 用于向人耳播放控制器 1210 确定的降噪信号。

例如, 控制器 1210 用于, 在噪声信号到达耳机 1200 时, 控制扬声器 1230 播放降噪信号。

本申请实施例提供的主动降噪的耳机 1200, 通过根据人耳内部的声波振动信号确定主动降噪的误差信号, 使得静区位于人耳内部, 相对于现有技术, 拉近了静区到耳膜的距离, 在一定程度上可以使得静区覆盖到耳膜, 因此, 可以使得主动降噪的误差信号更能代表人耳感知的真正降噪效果, 从而可以增强主动降噪的效果。

可选地, 根据所采集的人耳内部的声波振动信号获得主动降噪的误差信号的操作可以由误差传感器 1220 执行, 也可以由其他处理单元执行, 其他处理单元可以直接是控制器 1210, 也可以是耳机 1200 内部的另一处理单元。例如耳机 1200 还包括中间处理单元, 用

于根据声波振动信号获得主动降噪的误差信号。

需要说明的是，实际应用中，根据所采集的人耳内部的声波振动信号获得主动降噪的误差信号的操作由耳机内部的哪个单元或模块执行，可以取决于耳机内部的误差传感器的设计原理。

5 例如，误差传感器可能被配置为采集声波振动信号，并且直接输出所采集的信号，而不对声波振动信号作进一步的处理。这种情况下，根据声波振动信号获得主动降噪的误差信号的操作可以由耳机内部的其他单元或模块来执行。

又例如，误差传感器可能被配置为采集声波振动信号，并且输出经过进一步处理的信号（误差信号），即误差传感器还被配置为根据声波振动信号获得主动降噪的误差信号。
10 这种情况下，根据声波振动信号获得主动降噪的误差信号的操作可以由误差传感器执行。

本实施例中以误差传感器被配置为采集声波振动信号，并且进一步处理声波振动信号获得主动降噪的误差信号为例进行说明。

可选地，误差传感器 1220 包括第一声波振动传感器 1221，用于采集耳膜处的声波振动信号。

15 如图 13 所示，第一声波振动传感器 1221 位于耳机外壳上。图 13 中未示出控制器 1210。

可选地，第一声波振动传感器 1221 可以采用如图 8 与图 9 所示的原理，采集耳膜处的声波振动信号。

如图 14 与图 15 所示，第一声波振动传感器 1221 用于：向耳膜发射光线；接收耳膜反射回的光线；根据耳膜反射回来的光线，获得耳膜处的声波振动信号。

20 例如，第一声波振动传感器 1221 包括光发射器、光接收器与光电转换器。光发射器用于向耳膜发射光线。光接收器用于接收耳膜反射回的光线。光电转换器用于根据光接收器接收的光线，获得耳膜处的声波振动信号。

基于耳膜处的声波振动信号确定主动降噪的误差信号，相当于在耳膜处形成了静区，如图 14 所示。

25 本实施例提供的耳机 1200，可以根据耳膜处的声波振动信号确定主动降噪的误差信号，相当于在耳膜处形成了静区，可以使得主动降噪的误差信号准确地代表人耳感知的真正降噪效果，因此可以更进一步地提高主动降噪的效果。

此外，本实施例提供的耳机 1200 因为可以在耳膜处形成静区，因此，无论对于低频声音信号还是高频声音信号，都可以增强主动降噪效果。

30 可选地，如图 16 所示，耳机 1200 包括耳塞，误差传感器 1220 包括部署在耳塞上的第二声波振动传感器 1222，用于采集外耳道空间中的声波振动信号。图 16 中未示出控制器 1210。

例如，第二声波振动传感器 1222 为薄膜麦克风。

35 基于外耳道空间中的声波振动信号确定主动降噪的误差信号，相当于在外耳道空间中形成了静区。相对于现有技术，拉近了静区到耳膜的距离，在一定程度上可以使得静区覆盖到耳膜，因此，可以使得主动降噪的误差信号更能代表人耳感知的真正降噪效果，从而可以增强主动降噪的效果。

可选地，第二声波振动传感器 1222 包括部署在耳塞的多个位置上的声波振动采集单元。

例如，第二声波振动传感器 1222 为环形部署在耳塞上的薄膜麦克风，如图 16 所示。图 16 中还给出了耳塞的俯视图。这里提及的耳塞的俯视图表示，耳塞朝向人耳的一面的视图。从图 16 可以看出，第二声波振动传感器 1222 可以为环形部署在耳塞内壁上的薄膜麦克风。

5 图 17 为图 16 所示的耳机 1200 在使用状态下的示意图。应理解，在耳机 1200 的使用状态下，耳塞位于外耳道内，即第二声波振动传感器 1222 位于外耳道空间中。因为第二声波振动传感器 1222 为环形部署在耳塞上的薄膜麦克风，所以，第二声波振动传感器 1222 可以采集外耳道空间中多个位置上的声波振动信号。

在现有的主动降噪系统中，误差传感器采集误差信号是单点采集，如图 5 所示。

10 相对于现有技术，本实施例可以视为是，将单点的误差信号采集扩展为更多空间位置的误差信号采集，即可以形成更大范围的静区，如图 17 所示。因为增大了静区的范围，所以可以在较大程度上保证静区覆盖耳膜，从而可以使得主动降噪的误差信号更好地代表人耳感知的真正降噪效果，进而增强主动降噪的效果。

15 可选地，如图 18 所示，误差传感器 1220 包括第一声波振动传感器 1221、第二声波振动传感器 1222 与处理单元 1223。第一声波振动传感器 1221 用于，采集耳膜处的声波振动信号。第二声波振动传感器 1222 部署在耳机耳塞上。第二声波振动传感器 1222 用于，采集外耳道空间中的声波振动信号。处理单元 1223，用于根据第一声波振动传感器 1221 采集的耳膜处的声波振动信号以及第二声波振动传感器 1222 采集的外耳道空间中的声波振动信号，获取主动降噪的误差信号。

20 例如，处理单元 1223 用于，根据第一声波振动传感器 1221 采集的耳膜处的声波振动信号获得第一误差信号；根据第二声波振动传感器 1222 采集的外耳道空间中的声波振动信号获得第二误差信号；根据第一误差信号与第二误差信号，获得主动降噪的误差信号。

假设将第一误差信号与第二误差信号分别记为 $e_1(n)$ 和 $e_2(n)$ ，将主动降噪的误差信号记为 $e(n)$ 。处理单元 1223 可以根据如下公式，获得主动降噪的误差信号 $e(n)$ ：

25
$$e(n) = a_1 * e_1(n) + a_2 * e_2(n)$$

其中， a_1 与 a_2 为权重。例如， a_1 为 0.8， a_2 为 0.2。或者， a_1 与 a_2 均为 1。在工程实现时，可基于实际效果灵活调整 a_1 与 a_2 的取值。

30 作为示例，如图 19 所示，耳机 1200 包括耳塞，第一声波振动传感器 1221 位于耳机外壳上，第二声波振动传感器 1222 为环形部署在耳塞上的薄膜麦克风。图 19 中未示出控制器 1210 与处理单元 1223。

关于第一声波振动传感器 1221 采集盖膜处的声波振动信号的描述详见上文结合图 14 与图 15 的描述，关于第二声波振动传感器 1222 采集外耳道空间中的声波振动信号的描述，详见上文结合图 17 的描述，这里不再赘述。

35 基于耳膜处的声波振动信号以及外耳道空间中的声波振动信号确定主动降噪的误差信号，相当于在耳膜处与外耳道空间中形成了静区。如图 19 所示，在耳膜处形成了静区 1，在外耳道空间中形成了静区 2。

本实施例提供的耳机，通过根据耳膜处的声波振动信号以及外耳道空间中的声波振动信号获取主动降噪的误差信号，可以使得获取的主动误差信号更全面、更准确，从而可使该误差信号更好地代表人耳感知的真正降噪效果，因此可以更进一步提高误差信号的准确

性，从而更好地增强主动降噪的效果。

应理解，本实施例可以实现更高频率的主动降噪，也可以实现更稳定的主动降噪效果。

5 可选地，在一些实施例中，误差传感器 1220 还用于，采集外耳道口的声波振动信号，并用于根据人耳内部的声波振动信号以及外耳道口的声波振动信号，获得主动降噪的误差信号。

10 如图 19 所示，误差传感器 1220 包括第一声波振动传感器 1221、第二声波振动传感器 1222、声学传感器 1224 与处理单元 1223。第一声波振动传感器 1221 用于，采集耳膜处的声波振动信号。第二声波振动传感器 1222 部署在耳机耳塞上。第二声波振动传感器 1222 用于，采集外耳道空间中的声波振动信号。声学传感器 1224，用于采集外耳道口的声波振动信号。处理单元 1223，用于根据第一声波振动传感器 1221 采集的耳膜处的声波振动信号、第二声波振动传感器 1222 采集的外耳道空间中的声波振动信号以及声学传感器 1224 采集的外耳道口的声波振动信号，获取主动降噪的误差信号。

15 例如，处理单元 1223 用于，根据第一声波振动传感器 1221 采集的耳膜处的声波振动信号获得第一误差信号；根据第二声波振动传感器 1222 采集的外耳道空间中的声波振动信号获得第二误差信号；根据声学传感器 1224 采集的外耳道口的声波振动信号获取第三误差信号；根据第一误差信号、第二误差信号与第三误差信号，获得主动降噪的误差信号。

假设，将第一误差信号、第二误差信号与第三误差信号分别记为 $e_1(n)$ 、 $e_2(n)$ 与 $e_3(n)$ ，将主动降噪的误差信号记为 $e(n)$ 。处理单元 1223 可以根据如下公式，获得主动降噪的误差信号 $e(n)$ ：

$$20 \quad e(n) = a_1 * e_1(n) + a_2 * e_2(n) + a_3 * e_3(n)$$

其中， a_1 、 a_2 与 a_3 为权重。例如， a_1 为 0.8， a_2 为 0.15， a_3 为 0.05。或者， a_1 与 a_2 均为 1， a_3 为 0.5。在工程实现时，可基于实际效果灵活调整 a_1 、 a_2 与 a_3 的取值。

其中，声学传感器 1224 可以为现有主动降噪系统中的误差传感器，如图 1 至图 4 中所示的误差传感器 130。

25 本实施例提供的耳机 1200，通过多个传感器采集耳朵多处的声波振动信号，然后根据耳朵多处采集的声波振动信号获取主动降噪的误差信号，可以使得静区更大，从而使得主动降噪的误差信号更全面，更准确，因此，可以提高主动降噪的效果。

30 可选地，在误差传感器 1220 包括多种传感器（例如，第一声波振动传感器 1221、第二声波振动传感器 1222、声学传感器 1224 中的任意两种或全部）以及处理单元 1223 的实施例中，处理单元 1223 可以划分为多个子处理单元。

如图 21 所示，误差传感器 1220 包括第一声波振动传感器 1221、第二声波振动传感器 1222、第一子处理单元 1222a、第二子处理单元 1222b 与第三子处理单元 1222c。

第一声波振动传感器 1221 用于采集耳膜处的声波振动信号；第一子处理单元 1222a 用于根据耳膜处的声波振动信号获取第一误差信号。

35 第二声波振动传感器 1222 用于采集外耳道空间中的声波振动信号；第二子处理单元 1222b 用于根据外耳道空间中的声波振动信号获取第二误差信号。

第三子处理单元 1222c 用于根据第一误差信号与第二误差信号，获得主动降噪的误差信号。

例如，在图 21 所示实施例中，第一声波振动传感器 1221 与第一子处理单元 1222a 作

为整体可以视为误差传感器 1220 中的一个子结构（如图 21 中所示的子结构一）；第二声波振动传感器 1222 与第二子处理单元 1222b 作为整体可以视为误差传感器 1220 中的另一个子结构（如图 21 中所示的子结构二），第三子处理单元 1222c 可以视为误差传感器 1220 中的综合处理模块。

5 可选地，误差传感器 1220 可以包括一个或多个如图 21 所示的子结构，其中，每个子结构可以采集所定义的误差信号。

例如，误差传感器 1220 只包括一个子结构，该子结构为图 21 中所示的子结构一或子结构二，在本例中，误差传感器 1220 可以不包括第三子处理单元 1222c。

10 又例如，误差传感器 1220 包括两个或两个以上的子结构，每个子结构可以采集所定义的误差信号，在本例中，误差传感器 1220 还包括第三子处理单元 1222c，用于对两个或两个以上的子结构获得的误差信号进行综合处理，最终获得主动降噪的误差信号。在本示例中，例如，误差传感器 1220 为图 21 所示，或者，误差传感器 1220 除了包括图 21 所示的子结构一与子结构二之外，还包括子结构三，子结构三包括声学传感器与对应的子处理单元。

15 图 18、图 20 与图 21 仅为示例而非限定。根据误差传感器 1220 能够实现的功能，误差传感器 1220 内部模块的划分方式可以有多种方式。

还需要说明的是，图 18、图 20 与图 21 为误差传感器 1220 的逻辑结构图，误差传感器 1220 在物理上可以由多个不同形态的物理实体组合而成。

20 可选地，如图 13、图 14、图 15、图 16、图 17 与图 19 所示，在一些实施例中，耳机 1200 还可以包括参考传感器 1240，用于采集噪声信号。

例如，参考传感器 1240 可以类似于图 4 中的参考传感器 140，设置与耳机罩外，用于采集环境噪声信号。

在本实施例中，控制器 1210 用于根据误差传感器 1220 获取的误差信号以及参考传感器 1240 采集的噪声信号，确定降噪信号。

25 假设，将参考传感器 1240 采集的噪声信号记为 $x(n)$ ，将误差传感器 1220 获取的误差信号记为 $e(n)$ ，将降噪信号记为 $y(n)$ ，控制器 1210 可以采用如下公式，获得降噪信号 $y(n)$ ：

$$y(n) = w^T(n)x(n)$$

$$w(n+1) = w(n) + u e(n)x(n)$$

30 其中， $w(n)$ 表示权系数或滤波器系数，第 2 个公式为 $w(n)$ 的更新公式。 u 表示收敛因子， u 的取值可以是随机的。例如，下一时刻的权系数 $w(n+1)$ 可由当前时刻的权系数 $w(n)$ 加上以误差函数 $(e(n)x(n))$ 为比例的输入得到。

例如，控制器 1210 可以是硬件电路。例如，控制器 1210 可以为自适应滤波器。控制器 1210 可以称为 ANC 芯片。

35 需要说明的是，图 13、图 14、图 15、图 16、图 17 与图 19 仅为示例而非限定。只要可以实现根据人耳内部的声波振动信号确定主动降噪的误差信号，误差传感器 1220 可以根据应用需求灵活设置。

还需要说明的是，基于主动降噪的原理以及误差传感器的实际物理含义，为了实现更准确的降噪效果，可以将误差传感器采集的误差信号尽量离听觉感知位置最近或者精确空间更大，从而使得降噪效果更好。因此，本申请实施例提供的方案可以不仅限于主动降噪

耳机，还可以应用于其他主动降噪领域。

除非另有定义，本文所使用的所有的技术和科学术语与属于本申请的技术领域的技术人员通常理解的含义相同。本文中在本申请的说明书中所使用的术语只是为了描述具体的实施例的目的，不是旨在于限制本申请。

5 还应理解，本文中涉及的第一或第二以及各种数字编号仅为描述方便进行的区分，并不用来限制本发明实施例的范围。

本领域普通技术人员可以意识到，结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤，能够以电子硬件、或者计算机软件和电子硬件的结合来实现。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行，取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能，但是这种实现不应认为超出本申请的范围。

所属领域的技术人员可以清楚地了解到，为描述的方便和简洁，上述描述的系统、装置和单元的具体工作过程，可以参考前述方法实施例中的对应过程，在此不再赘述。

15 在本申请所提供的几个实施例中，应该理解到，所揭露的系统、装置和方法，可以通过其它的方式实现。例如，以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的，例如，所述单元的划分，仅仅为一种逻辑功能划分，实际实现时可以有另外的划分方式，例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统，或一些特征可以忽略，或不执行。另一点，所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口，装置或单元的间接耦合或通信连接，可以是电性，机械或其它的形式。

20 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的，作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元，即可以位于一个地方，或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

另外，在本申请各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中，也可以是各个单元单独物理存在，也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。

25 所述功能如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用，可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解，本申请的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的部分可以以软件产品的形式体现出来，该计算机软件产品存储在一个存储介质中，包括若干指令用以使得一台计算机设备（可以是个人计算机，服务器，或者网络设备）执行本申请各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而
30 前述的存储介质包括：U盘、移动硬盘、只读存储器（read-only memory，ROM）、随机存取存储器（random access memory，RAM）、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

以上所述，仅为本申请的具体实施方式，但本申请的保护范围并不局限于此，任何熟悉本技术领域的技术人员在本申请揭露的技术范围内，可轻易想到变化或替换，都应涵盖
35 在本申请的保护范围之内。因此，本申请的保护范围应以所述权利要求的保护范围为准。

权 利 要 求 书

- 1、一种主动降噪的方法，其特征在于，包括：
采集人耳内部的声波振动信号；
- 5 根据所述人耳内部的声波振动信号获得主动降噪的误差信号；
根据所述主动降噪的误差信号，确定降噪信号，所述降噪信号用于抵消噪声信号；
向人耳播放所述降噪信号。
- 2、根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述采集人耳内部的声波振动信号，
包括：采集耳膜处的声波振动信号。
- 10 3、根据权利要求 2 所述的方法，其特征在于，所述采集耳膜处的声波振动信号，包
括：
向所述耳膜发射光线；
接收所述耳膜反射回来的光线；
根据所述耳膜反射回来的光线，获得所述耳膜处的声波振动信号。
- 15 4、根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述采集人耳内部的声波振动信号，
包括：
采集外耳道空间中的声波振动信号。
- 5、根据权利要求 2 或 3 所述的方法，其特征在于，所述采集人耳内部的声波振动信
号，还包括：
20 采集外耳道空间中的声波振动信号；
其中，所述根据所述人耳内部的声波振动信号获得主动降噪的误差信号，包括：
根据所述耳膜处的声波振动信号获得第一误差信号；
根据所述外耳道空间中的声波振动信号获得第二误差信号；
根据所述第一误差信号与所述第二误差信号，获得所述主动降噪的误差信号。
- 25 6、根据权利要求 4 或 5 所述的方法，其特征在于，所述采集外耳道空间中的声波振
动信号，包括：
使用部署在耳塞上的振动传感器，采集所述外耳道空间中的声波振动信号。
- 7、根据权利要求 6 所述的方法，其特征在于，所述部署在耳塞上的振动传感器包括
部署在所述耳塞的多个位置上的声波振动采集单元。
- 30 8、根据权利要求 7 所述的方法，其特征在于，所述部署在耳塞上的振动传感器为环
形部署在所述耳塞上的薄膜麦克风。
- 9、根据权利要求 1 至 8 中任一项所述的方法，其特征在于，还包括：
采集外耳道口的声波振动信号；
其中，所述根据所述人耳内部的声波振动信号获得主动降噪的误差信号，包括：
35 根据所述人耳内部的声波振动信号以及所述外耳道口的声波振动信号，获得所述主动
降噪的误差信号。
- 10、一种主动降噪的耳机，其特征在于，包括：
误差传感器，用于采集人耳内部的声波振动信号，并根据所述声波振动信号获得主动

降噪的误差信号;

控制器, 用于根据所述误差传感器获得的所述主动降噪的误差信号, 确定降噪信号, 所述降噪信号用于抵消噪声信号;

扬声器, 用于向人耳播放所述控制器确定的所述降噪信号。

5 11、根据权利要求 10 所述的耳机, 其特征在于, 所述误差传感器包括第一声波振动传感器, 用于采集耳膜处的声波振动信号。

12、根据权利要求 11 所述的耳机, 其特征在于, 所述第一声波振动传感器用于:

向所述耳膜发射光线;

接收所述耳膜反射回来的光线;

10 根据所述耳膜反射回来的光线, 获得所述耳膜处的声波振动信号。

13、根据权利要求 10 所述的耳机, 其特征在于, 所述耳机包括耳塞, 所述误差传感器包括部署在所述耳塞上的第二声波振动传感器, 用于采集外耳道空间中的声波振动信号。

15 14、根据权利要求 11 或 12 所述的耳机, 其特征在于, 所述耳机包括耳塞, 所述误差传感器包括部署在所述耳塞上的第二声波振动传感器, 用于采集外耳道空间中的声波振动信号;

所述误差传感器还包括处理单元, 用于根据所述第一声波振动传感器采集的所述耳膜处的声波振动信号以及所述第二声波振动传感器采集的所述外耳道空间中的声波振动信号, 获取所述主动降噪的误差信号。

20 15、根据权利要求 13 或 14 所述的耳机, 其特征在于, 所述第二声波振动传感器包括部署在所述耳塞的多个位置上的声波振动采集单元。

16、根据权利要求 15 所述的耳机, 其特征在于, 所述第二声波振动传感器为环形部署在所述耳塞上的薄膜麦克风。

25 17、根据权利要求 10 至 16 中任一项所述的耳机, 其特征在于, 所述误差传感器还用于, 采集外耳道口的声波振动信号, 并用于根据所述人耳内部的声波振动信号以及所述外耳道口的声波振动信号, 获得所述主动降噪的误差信号。

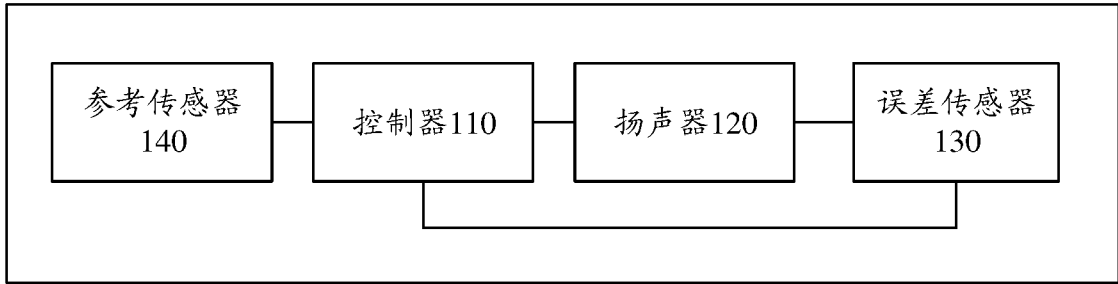


图 1

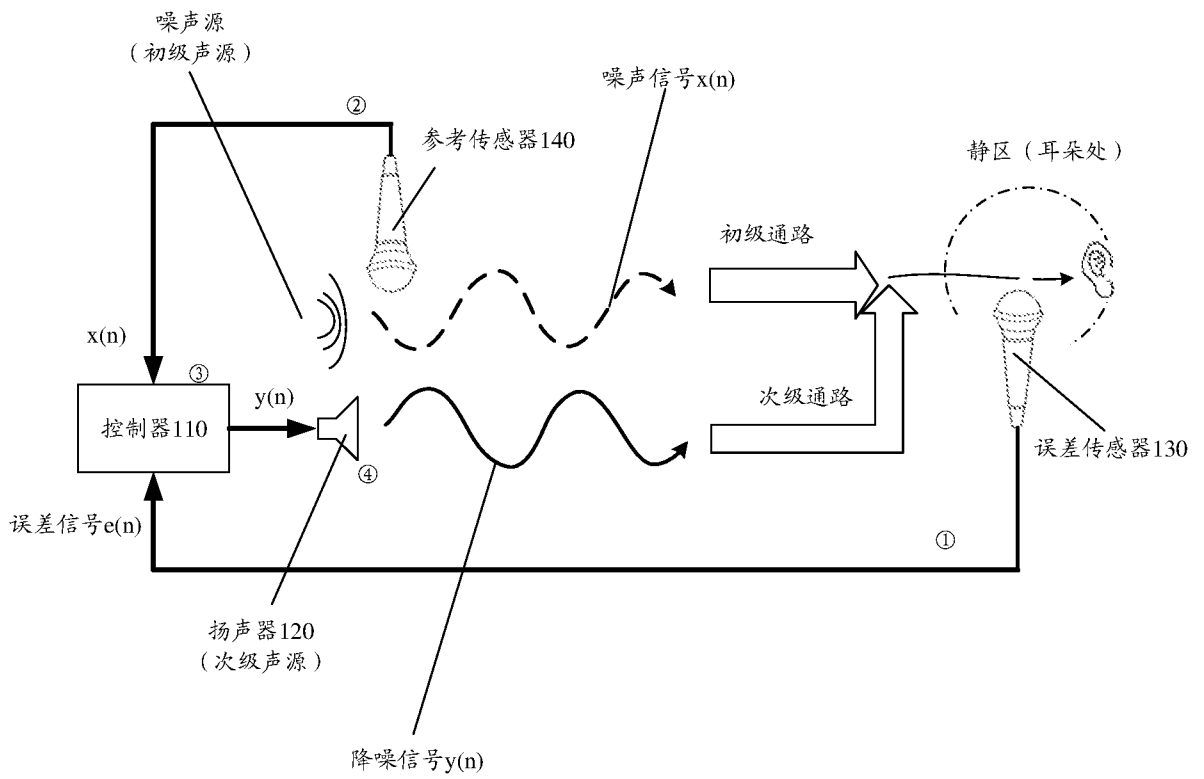


图 2

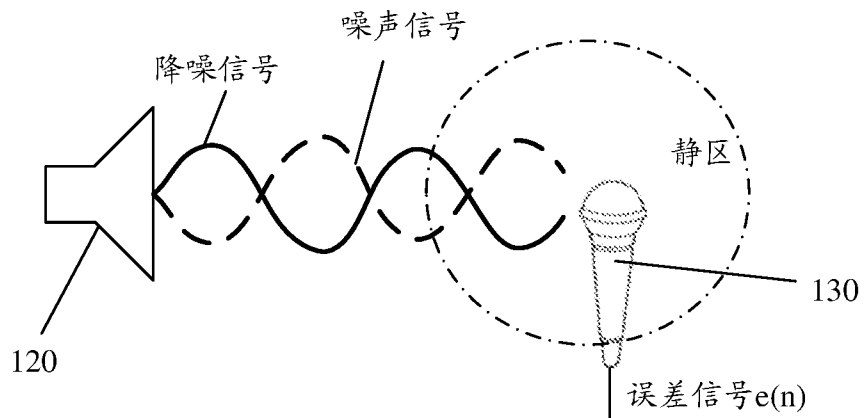


图 3

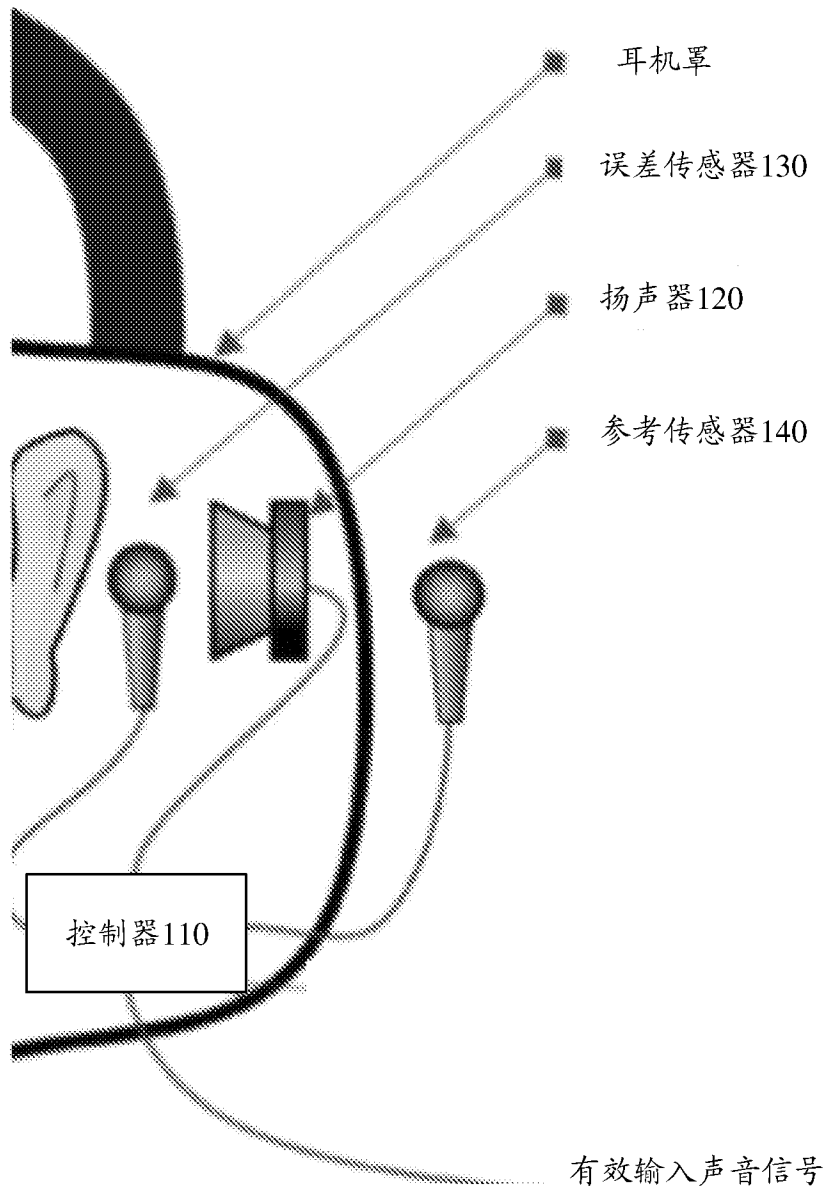


图 4

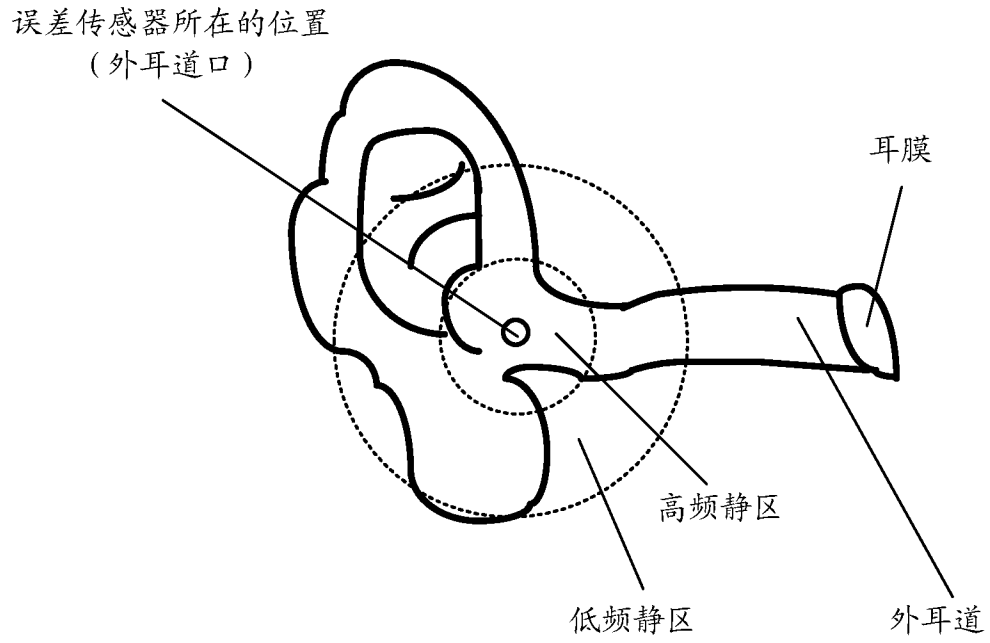


图 5

600

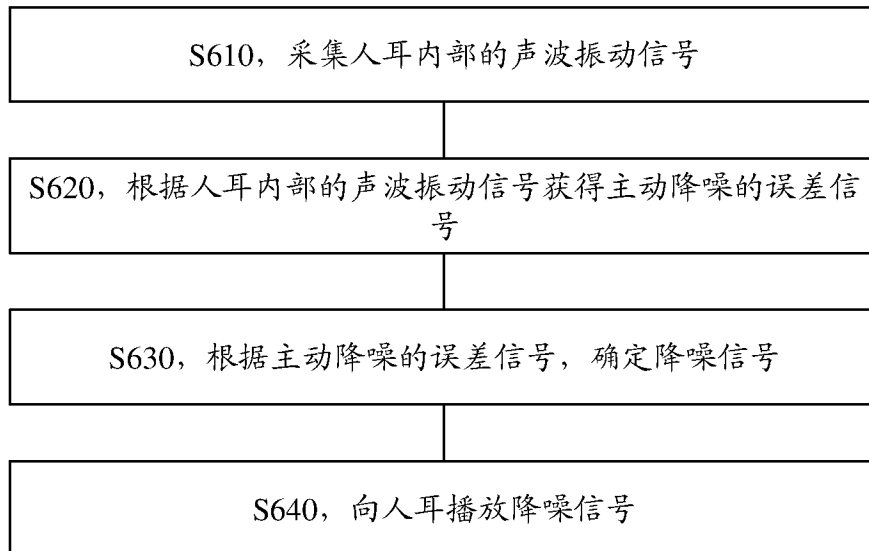


图 6

600

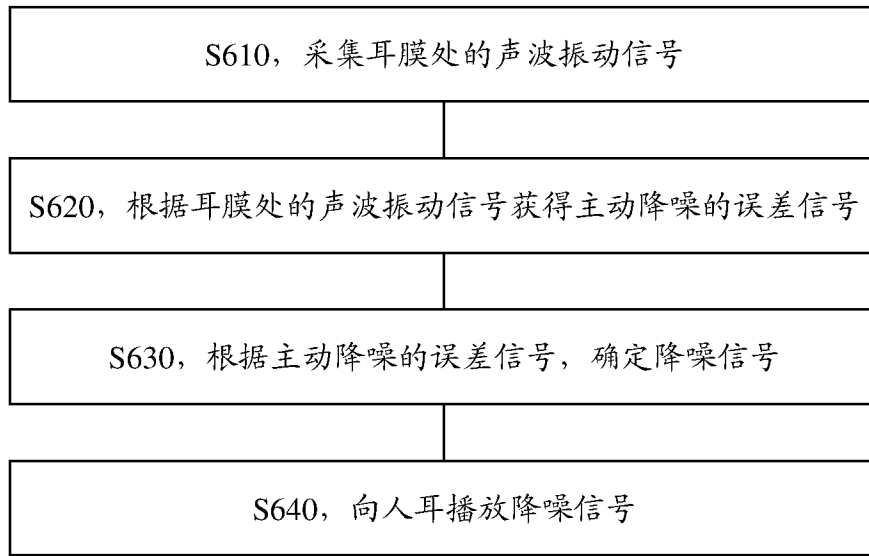


图 7

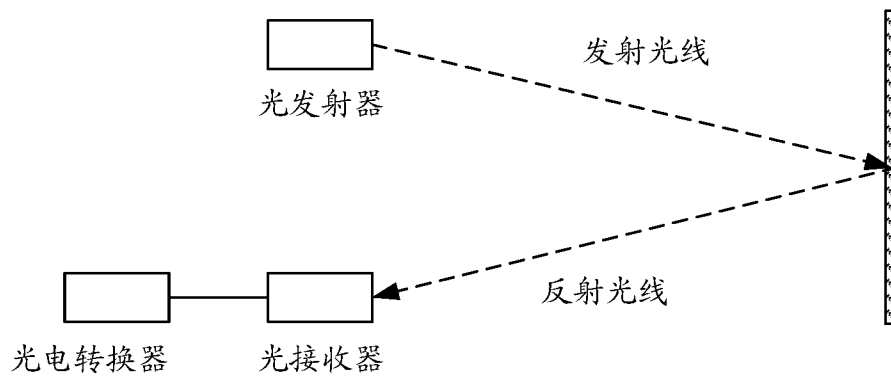
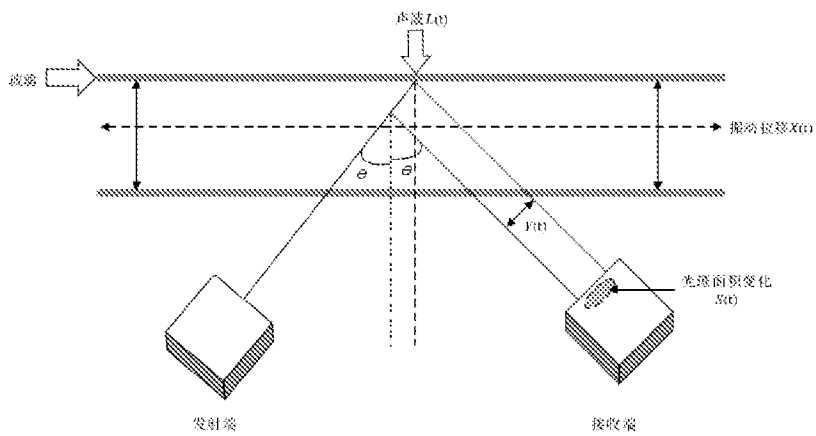


图 8



振动模型

图 9

600

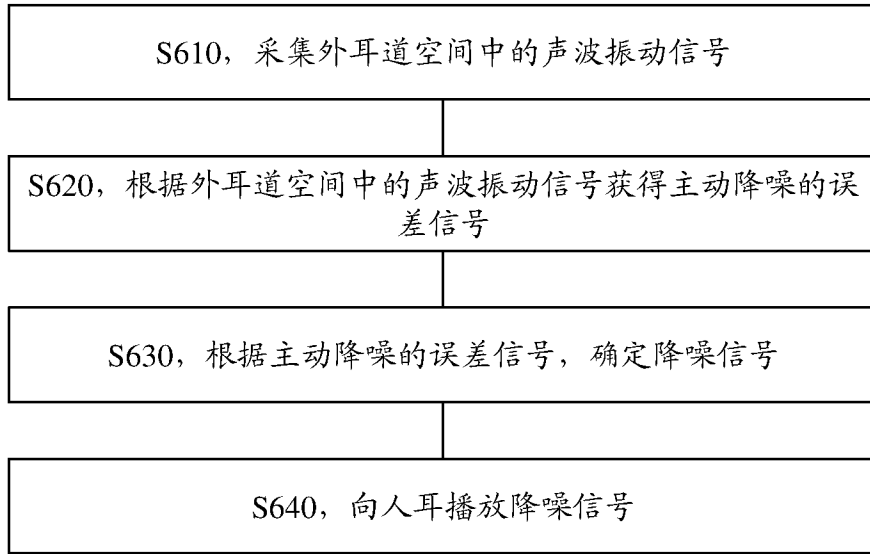


图 10

600

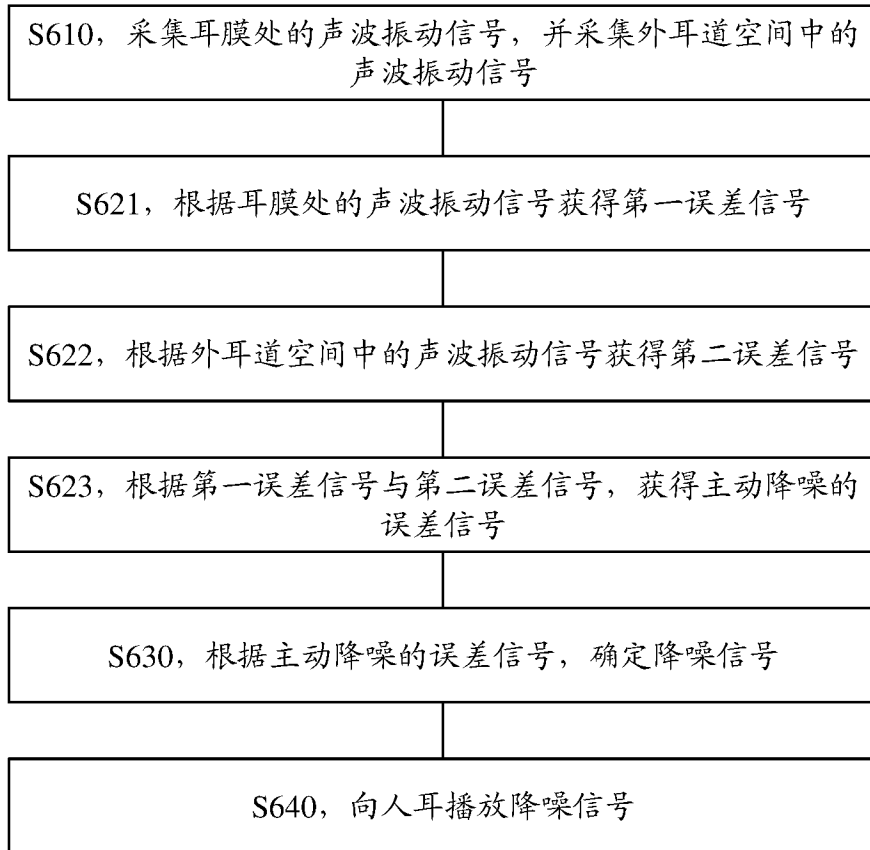


图 11

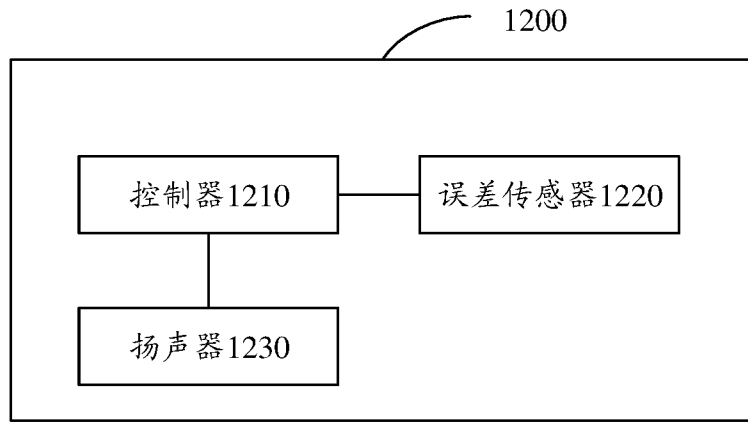


图 12

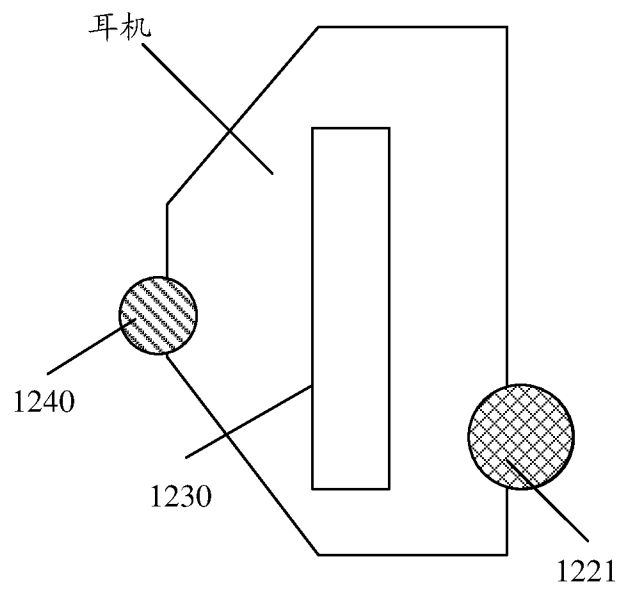


图 13

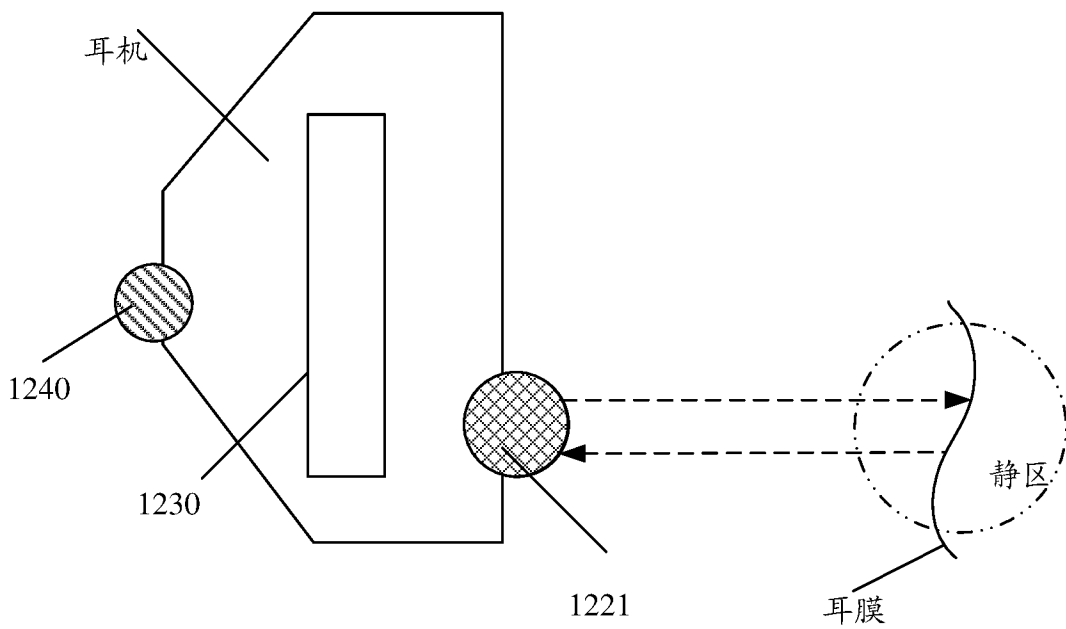


图 14

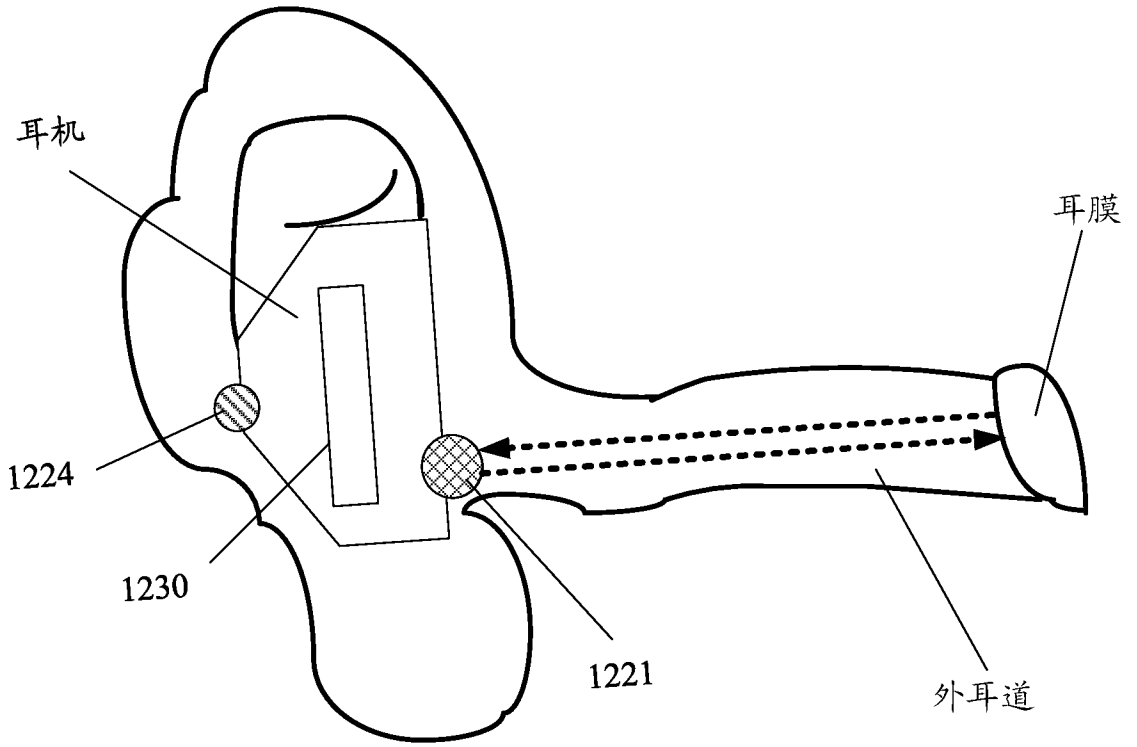


图 15

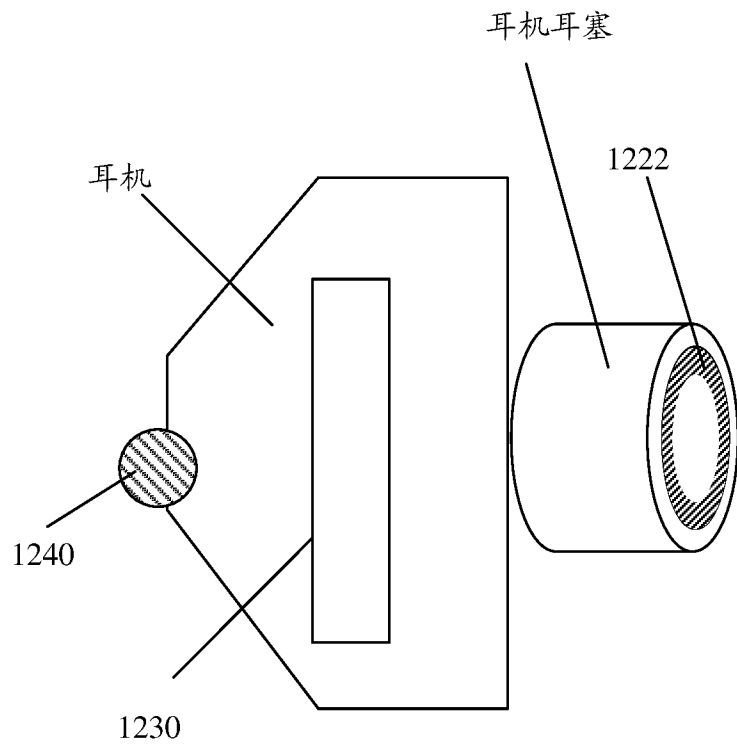


图 16

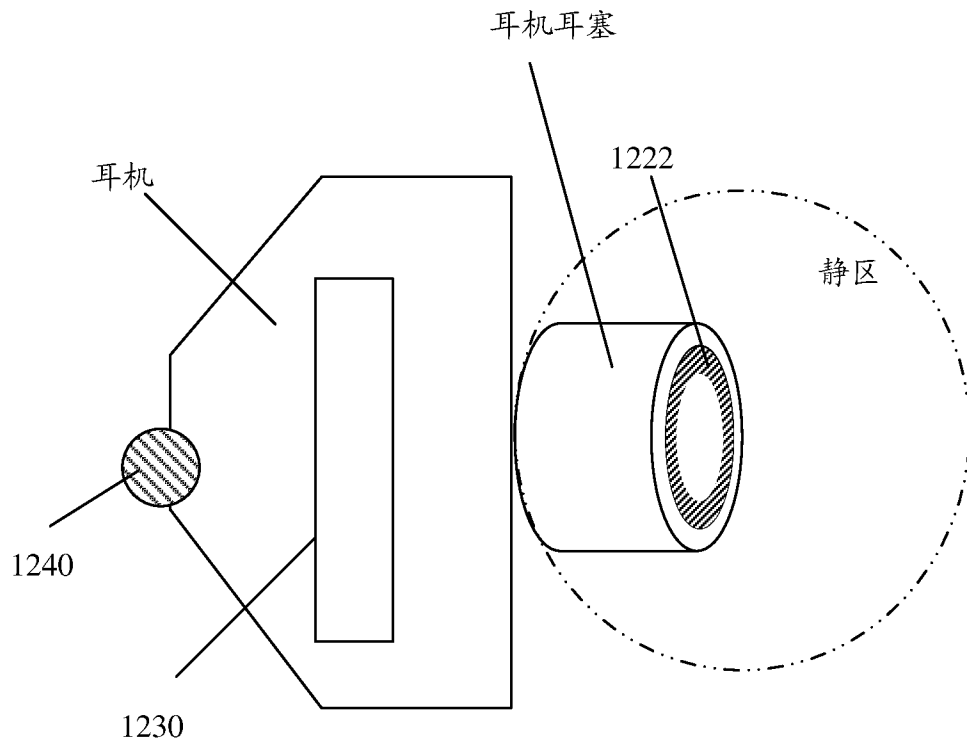


图 17

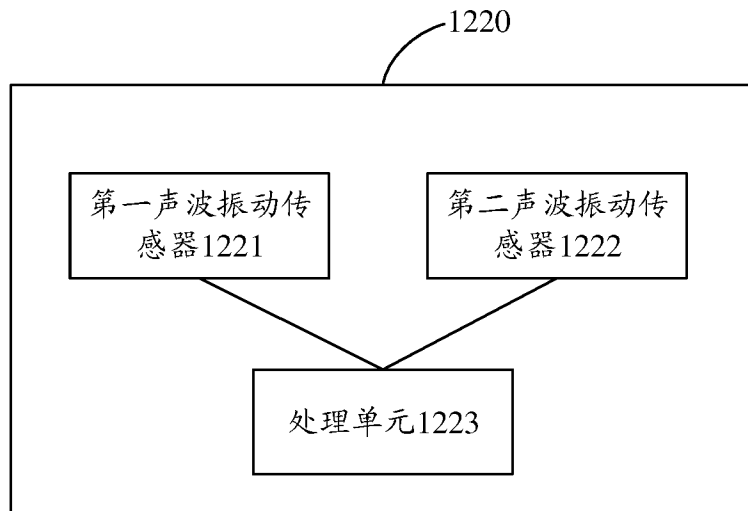


图 18

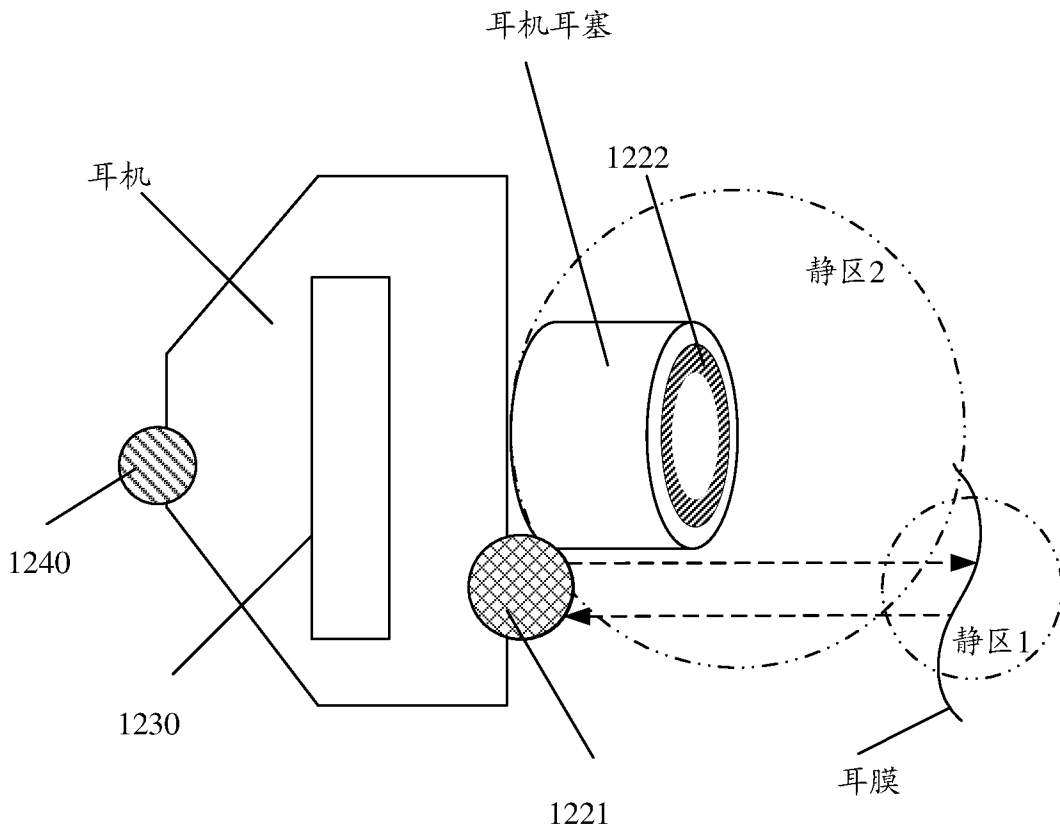


图 19

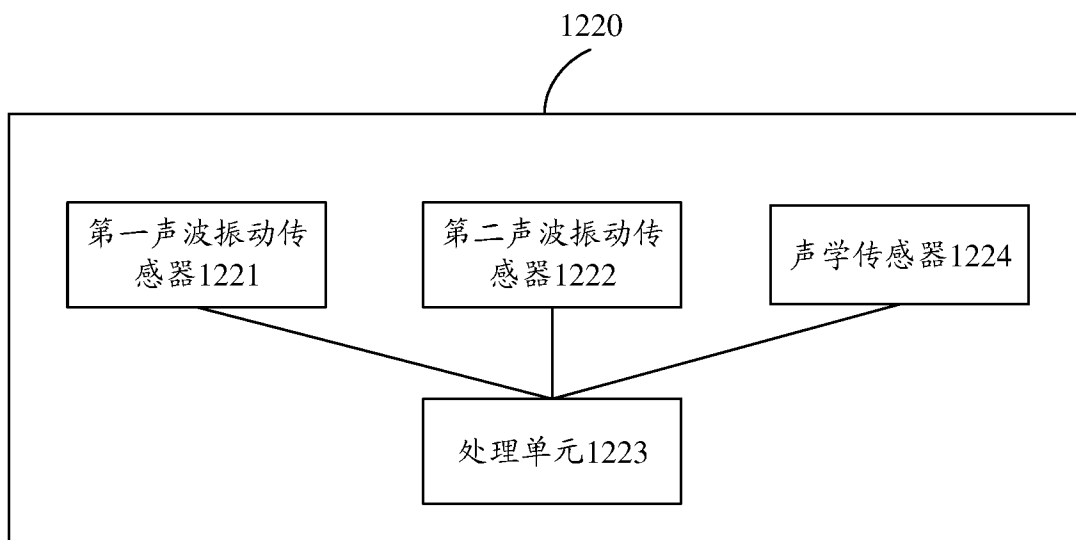


图 20

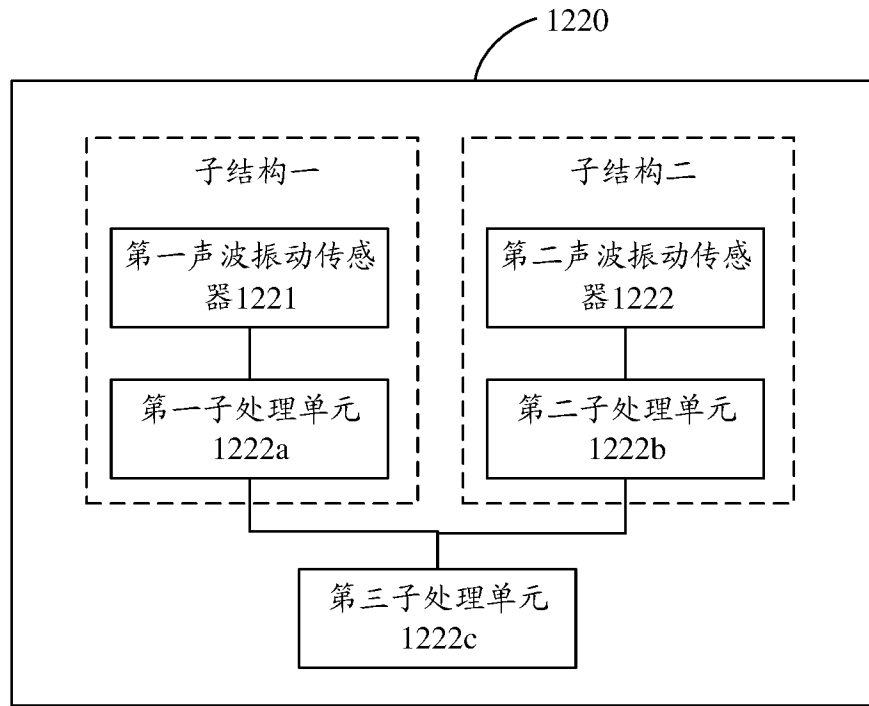


图 21

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2020/104467

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
H04R 1/10(2006.01)i; H04R 3/00(2006.01)i; 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, EPODOC, WPI: 声音, 音频, 噪音, 噪声, 消噪, 除噪, 去噪, 耳机, 入耳, 耳内, 耳膜, 耳道, 光, 振动, 误差, sound, noise, inversion, de-noising, ear piece, in-ear, eardrum, ear canal, light, vibration, error		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 110012378 A (SHENZHEN JIUYIN TECHNOLOGY CO., LTD.) 12 July 2019 (2019-07-12) description, paragraphs [0017]-[0080], and figures 1-4	1, 4, 6-10, 13, 15-17
Y	CN 110012378 A (SHENZHEN JIUYIN TECHNOLOGY CO., LTD.) 12 July 2019 (2019-07-12) description, paragraphs [0017]-[0080], and figures 1-4	2-3, 11-12
Y	US 2009097681 A1 (EARLENS CORP.) 16 April 2009 (2009-04-16) description, paragraphs [0032]-[0089], [0139]	2-3, 11-12
A	CN 108924681 A (SICHUAN PHICOMM INFORMATION TECHNOLOGY CO., LTD.) 30 November 2018 (2018-11-30) entire document	1-17
A	EP 1032243 A2 (KOSS CORP.) 30 August 2000 (2000-08-30) entire document	1-17
A	US 2011098551 A1 (STARKEY LABORATORIES INC.) 28 April 2011 (2011-04-28) entire document	1-17
A	CN 203482364 U (WOLFSON MICROELECTRONICS PLC) 12 March 2014 (2014-03-12) entire document	1-17
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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
07 April 2021		26 April 2021
Name and mailing address of the ISA/CN		Authorized officer
China National Intellectual Property Administration (ISA/ CN) No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao, Haidian District, Beijing 100088 China		
Facsimile No. (86-10)62019451		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2020/104467

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
CN	110012378	A	12 July 2019	CN	110012378	B	16 October 2020
US	2009097681	A1	16 April 2009	US	8401212	B2	19 March 2013
				US	10863286	B2	08 December 2020
				US	2018063652	A1	01 March 2018
				US	2020084553	A1	12 March 2020
				US	9226083	B2	29 December 2015
				EP	2208367	B1	27 September 2017
				US	2014003640	A1	02 January 2014
				US	2016277854	A1	22 September 2016
				US	10154352	B2	11 December 2018
				DK	2208367	T3	13 November 2017
				EP	2208367	A1	21 July 2010
				US	2019069097	A1	28 February 2019
				WO	2009049320	A1	16 April 2009
				US	10516950	B2	24 December 2019
CN	108924681	A	30 November 2018	None			
EP	1032243	A2	30 August 2000	TW	478286	B	01 March 2002
				AU	1637000	A	31 August 2000
				JP	2000253478	A	14 September 2000
				BR	0000773	A	24 October 2000
				KR	20000058143	A	25 September 2000
				CA	2297423	A1	25 August 2000
US	2011098551	A1	28 April 2011	EP	2129169	A2	02 December 2009
				US	2009299215	A1	03 December 2009
CN	203482364	U	12 March 2014	GB	201520772	D0	06 January 2016
				CN	103260101	A	21 August 2013
				CN	103260101	B	11 December 2018
				GB	2530679	B	18 May 2016
				US	2013216060	A1	22 August 2013
				GB	2530679	A	30 March 2016
				GB	2499607	A	28 August 2013
				GB	2499607	B	18 May 2016
				GB	2530678	B	18 May 2016
				GB	201202974	D0	04 April 2012
				GB	2530678	A	30 March 2016
				GB	201520774	D0	06 January 2016
				US	9154868	B2	06 October 2015

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2020/104467

<p>A. 主题的分类</p> <p>H04R 1/10(2006.01)i; H04R 3/00(2006.01)i; H04R 25/00(2006.01)i</p> <p>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</p>																										
<p>B. 检索领域</p> <p>检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)</p> <p>H04R</p> <p>包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献</p> <p>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))</p> <p>CNKI, CNPAT, EPDOC, WPI: 声音, 音频, 噪音, 噪声, 消噪, 除噪, 去噪, 耳机, 入耳, 耳内, 耳膜, 耳道, 光, 振动, 误差, sound, noise, inversion, de-noising, ear piece, in-ear, eardrum, ear canal, light, vibration, error</p>																										
<p>C. 相关文件</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>类型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>CN 110012378 A (深圳市九音科技有限公司) 2019年 7月 12日 (2019 - 07 - 12) 说明书第[0017]-[0080]段, 附图1-4</td> <td>1, 4, 6-10, 13, 15-17</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>CN 110012378 A (深圳市九音科技有限公司) 2019年 7月 12日 (2019 - 07 - 12) 说明书第[0017]-[0080]段, 附图1-4</td> <td>2-3, 11-12</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>US 2009097681 A1 (EARLENS CORP.) 2009年 4月 16日 (2009 - 04 - 16) 说明书第[0032]-[0089], [0139]段</td> <td>2-3, 11-12</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 108924681 A (四川斐讯信息技术有限公司) 2018年 11月 30日 (2018 - 11 - 30) 全文</td> <td>1-17</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>EP 1032243 A2 (KOSS CORP.) 2000年 8月 30日 (2000 - 08 - 30) 全文</td> <td>1-17</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2011098551 A1 (STARKEY LABORATORIES INC.) 2011年 4月 28日 (2011 - 04 - 28) 全文</td> <td>1-17</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 203482364 U (沃福森微电子股份有限公司) 2014年 3月 12日 (2014 - 03 - 12) 全文</td> <td>1-17</td> </tr> </tbody> </table>			类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	X	CN 110012378 A (深圳市九音科技有限公司) 2019年 7月 12日 (2019 - 07 - 12) 说明书第[0017]-[0080]段, 附图1-4	1, 4, 6-10, 13, 15-17	Y	CN 110012378 A (深圳市九音科技有限公司) 2019年 7月 12日 (2019 - 07 - 12) 说明书第[0017]-[0080]段, 附图1-4	2-3, 11-12	Y	US 2009097681 A1 (EARLENS CORP.) 2009年 4月 16日 (2009 - 04 - 16) 说明书第[0032]-[0089], [0139]段	2-3, 11-12	A	CN 108924681 A (四川斐讯信息技术有限公司) 2018年 11月 30日 (2018 - 11 - 30) 全文	1-17	A	EP 1032243 A2 (KOSS CORP.) 2000年 8月 30日 (2000 - 08 - 30) 全文	1-17	A	US 2011098551 A1 (STARKEY LABORATORIES INC.) 2011年 4月 28日 (2011 - 04 - 28) 全文	1-17	A	CN 203482364 U (沃福森微电子股份有限公司) 2014年 3月 12日 (2014 - 03 - 12) 全文	1-17
类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求																								
X	CN 110012378 A (深圳市九音科技有限公司) 2019年 7月 12日 (2019 - 07 - 12) 说明书第[0017]-[0080]段, 附图1-4	1, 4, 6-10, 13, 15-17																								
Y	CN 110012378 A (深圳市九音科技有限公司) 2019年 7月 12日 (2019 - 07 - 12) 说明书第[0017]-[0080]段, 附图1-4	2-3, 11-12																								
Y	US 2009097681 A1 (EARLENS CORP.) 2009年 4月 16日 (2009 - 04 - 16) 说明书第[0032]-[0089], [0139]段	2-3, 11-12																								
A	CN 108924681 A (四川斐讯信息技术有限公司) 2018年 11月 30日 (2018 - 11 - 30) 全文	1-17																								
A	EP 1032243 A2 (KOSS CORP.) 2000年 8月 30日 (2000 - 08 - 30) 全文	1-17																								
A	US 2011098551 A1 (STARKEY LABORATORIES INC.) 2011年 4月 28日 (2011 - 04 - 28) 全文	1-17																								
A	CN 203482364 U (沃福森微电子股份有限公司) 2014年 3月 12日 (2014 - 03 - 12) 全文	1-17																								
<p><input type="checkbox"/> 其余文件在C栏的续页中列出。</p> <p><input checked="" type="checkbox"/> 见同族专利附件。</p>																										
<p>* 引用文件的具体类型:</p> <p>“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件</p> <p>“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利</p> <p>“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)</p> <p>“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“&” 同族专利的文件</p>																										
<p>国际检索实际完成的日期</p> <p>2021年 4月 7日</p>		<p>国际检索报告邮寄日期</p> <p>2021年 4月 26日</p>																								
<p>ISA/CN的名称和邮寄地址</p> <p>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</p> <p>传真号 (86-10)62019451</p>		<p>授权官员</p> <p>王玥</p> <p>电话号码 86-(10)-53962545</p>																								

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2020/104467

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	110012378	A	2019年 7月 12日	CN	110012378 B	2020年 10月 16日
US	2009097681	A1	2009年 4月 16日	US	8401212 B2	2013年 3月 19日
				US	10863286 B2	2020年 12月 8日
				US	2018063652 A1	2018年 3月 1日
				US	2020084553 A1	2020年 3月 12日
				US	9226083 B2	2015年 12月 29日
				EP	2208367 B1	2017年 9月 27日
				US	2014003640 A1	2014年 1月 2日
				US	2016277854 A1	2016年 9月 22日
				US	10154352 B2	2018年 12月 11日
				DK	2208367 T3	2017年 11月 13日
				EP	2208367 A1	2010年 7月 21日
				US	2019069097 A1	2019年 2月 28日
				WO	2009049320 A1	2009年 4月 16日
				US	10516950 B2	2019年 12月 24日
CN	108924681	A	2018年 11月 30日	无		
EP	1032243	A2	2000年 8月 30日	TW	478286 B	2002年 3月 1日
				AU	1637000 A	2000年 8月 31日
				JP	2000253478 A	2000年 9月 14日
				BR	0000773 A	2000年 10月 24日
				KR	20000058143 A	2000年 9月 25日
				CA	2297423 A1	2000年 8月 25日
US	2011098551	A1	2011年 4月 28日	EP	2129169 A2	2009年 12月 2日
				US	2009299215 A1	2009年 12月 3日
CN	203482364	U	2014年 3月 12日	GB	201520772 D0	2016年 1月 6日
				CN	103260101 A	2013年 8月 21日
				CN	103260101 B	2018年 12月 11日
				GB	2530679 B	2016年 5月 18日
				US	2013216060 A1	2013年 8月 22日
				GB	2530679 A	2016年 3月 30日
				GB	2499607 A	2013年 8月 28日
				GB	2499607 B	2016年 5月 18日
				GB	2530678 B	2016年 5月 18日
				GB	201202974 D0	2012年 4月 4日
				GB	2530678 A	2016年 3月 30日
				GB	201520774 D0	2016年 1月 6日
				US	9154868 B2	2015年 10月 6日