



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110944576 A

(43)申请公布日 2020.03.31

(21)申请号 201880048094.6

(22)申请日 2018.07.20

(30)优先权数据

15/655,845 2017.07.20 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.01.19

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/043058 2018.07.20

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2019/018748 EN 2019.01.24

(71)申请人 伯斯有限公司

地址 美国马萨诸塞州

(72)发明人 J·里德 T·艾尔斯 C·R·佩彻

H·A·曼科迪 A·D·多米尼詹尼

D·M·小高杰

R·基尔斯泽恩布拉特 L·林

M·约费

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 王茂华 郑振

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61M 21/02(2006.01)

H04R 1/10(2006.01)

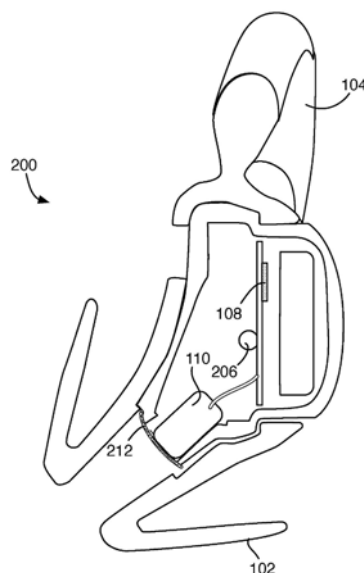
权利要求书3页 说明书4页 附图8页

(54)发明名称

用于测量和夹带呼吸的耳机

(57)摘要

一种耳机包括：扬声器；麦克风；壳体，所述壳体支撑所述扬声器和所述麦克风；和耳机末端，所述耳机末端包围所述壳体并且被配置为将所述扬声器和所述麦克风二者声学地联接到用户的耳道，并在声学上封闭所述用户的耳道的入口。处理器将输出音频信号提供给扬声器，从麦克风接收输入音频信号，从输入音频信号中提取呼吸速率，基于所提取的呼吸速率调整输出音频信号，以及将调整后的输出音频信号提供给扬声器。



1. 一种系统,包括:  
耳机,所述耳机包括:  
扬声器;  
麦克风;  
壳体,所述壳体支撑所述扬声器和所述麦克风;  
耳机末端,所述耳机末端包围所述壳体并且被配置为将所述扬声器和所述麦克风二者声学地联接到用户的耳道,并在声学上封闭所述用户的耳道的入口;  
和  
处理器,所述处理器被配置为:  
向所述扬声器提供输出音频信号;  
从所述麦克风接收输入音频信号;  
从所述输入音频信号中提取呼吸速率;  
基于所提取的呼吸速率调整所述输出音频信号;以及  
将调整后的输出音频信号提供给所述扬声器。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中调整所述输出音频信号包括将所述输出音频信号的节奏调整为比所检测到的呼吸速率小约每分钟一个周期。
3. 根据权利要求1所述的系统,其中调整所述输出音频信号包括将所述输出音频信号从呼吸夹带声音转换为掩蔽声音。
4. 根据权利要求1所述的系统,其中调整所述输出音频信号包括将所述输出音频信号从掩蔽声音转换为唤醒声音。
5. 根据权利要求1所述的系统,其中,  
所述耳机进一步包括用于存储声音文件的存储器;并且  
提供所述输出音频信号包括从所述存储器检索第一声音文件。
6. 根据权利要求5所述的系统,其中调整所述输出音频信号包括从所述存储器检索第二声音文件并使用所述第二声音文件来生成所述输出音频信号。
7. 根据权利要求1所述的系统,其中所述处理器被集成在所述耳机内。
8. 根据权利要求1所述的系统,其中所述处理器被集成在便携式计算装置内。
9. 根据权利要求1所述的系统,其中所述处理器被配置为通过以下步骤提取所述呼吸速率:  
在所述输入音频信号中检测频率约为1Hz的峰值;  
基于所检测到的峰值,计算即时心率;  
测量所述即时心率内的振荡的频率;以及  
基于所述振荡的所述频率,计算所述呼吸速率。
10. 根据权利要求9所述的系统,其中所述处理器被配置为通过计算所述即时心率的快速傅里叶变换(FFT)来测量所述即时心率内的所述振荡的所述频率。
11. 根据权利要求9所述的系统,其中所述处理器被配置为通过以下步骤测量所述即时心率内的所述振荡的所述频率:  
计算所述即时心率的梯度;以及  
计算所述即时心率的所述梯度的快速傅里叶变换(FFT)。

12. 根据权利要求9所述的系统,其中所述处理器被配置为通过检测所述即时心率的峰值来测量所述即时心率内的所述振荡的所述频率。

13. 根据权利要求9所述的系统,其中所述处理器被配置为通过将正弦函数拟合到所述即时心率来测量所述即时心率内的所述振荡的所述频率,所述正弦函数的频率是所述振荡的所述频率。

14. 根据权利要求9所述的系统,所述系统进一步包括:

第二耳机,所述第二耳机包括:

第二扬声器;

第二麦克风;

第二壳体,所述第二壳体支撑所述第二扬声器和所述第二麦克风;和

第二耳机末端,所述第二耳机末端包围所述第二壳体并且被配置为将所述第二扬声器和所述第二麦克风二者声学地联接到所述用户的第二耳道,并在声学上封闭所述用户的第二耳道的入口;

其中所述处理器进一步配置为:

从所述麦克风接收第二输入音频信号;以及

通过将来自所述第一麦克风的所述输入音频信号与所述第二输入音频信号进行组合并在所述组合的结果内检测峰值而检测频率为约1Hz的所述峰值。

15. 根据权利要求14所述的系统,其中组合所述输入音频信号包括:在每次对所述第一输入音频信号和所述第二输入音频信号进行采样时,将所述第一输入音频信号的幅值乘以所述第二输入音频信号的幅值。

16. 根据权利要求1所述的系统,其中:

将所述输出音频信号提供给所述扬声器包括:提供表示第一频带上的声音的信号,所述音频信号包括陷波,在所述陷波中,所述声音缺少在比所述第一频带窄的第二频带内的能量;并且

所述处理器被配置为通过以下步骤提取所述呼吸速率:

将带通滤波器应用到所述输入音频信号,以将所述输入音频信号限制到所述第二频带内包含的第三频带;以及

解调所滤波后的输入音频信号以计算与所述输入音频信号中的所述第三频带中的能量相对应的呼吸速率。

17. 根据权利要求16所述的系统,其中所述第三频带与所述第二频带共同延伸。

18. 根据权利要求16所述的系统,其中所述第一频带在所述第二频带的下端下方延伸至少40Hz。

19. 根据权利要求16所述的系统,其中所述第二频带在约250Hz至350Hz之间延伸。

20. 根据权利要求16所述的系统,其中,

所述耳机进一步包括用于存储声音文件的存储器;

提供所述输出音频信号包括从所述存储器检索第一声音文件;

所述第一声音文件表示与在所述第二频带中具有能量的声音相对应的音频信号,并且

提供所述输出音频信号进一步包括,在所述处理器中,将陷波滤波器应用于从所述第一声音文件生成的音频信号,以从所述第二频带内的信号中去除能量。

21. 根据权利要求20所述的系统,其中:

所述第一声音文件表示与在所述第二频带中缺少能量的声音相对应的音频信号。

22. 一种调整耳机的用户听到的声音的方法,所述方法包括:

向扬声器提供输出音频信号,所述扬声器由壳体支撑并通过耳机末端声学地联接到所述用户的耳道,所述耳机末端包围所述壳体并在声学上封闭所述用户的耳道的入口;

从麦克风接收输入音频信号,所述麦克风位于所述壳体中并且也通过所述耳机末端声学地联接到所述用户的耳道;以及

在处理器中:

从所述输入音频信号中提取呼吸速率;

基于所提取的呼吸速率调整所述输出音频信号;以及

将调整后的输出音频信号提供给所述扬声器。

23. 根据权利要求22所述的方法,其中调整所述输出音频信号包括将所述输出音频信号的节奏调整为比所检测到的呼吸速率小约每分钟一个周期。

24. 根据权利要求22所述的方法,其中调整所述输出音频信号包括将所述输出音频信号从呼吸夹带声音转换为掩蔽声音。

25. 根据权利要求22所述的方法,其中调整所述输出音频信号包括将所述输出音频信号从掩蔽声音转换为唤醒声音。

## 用于测量和夹带呼吸的耳机

[0001] 相关申请

[0002] 本申请与2016年6月21日提交的美国专利申请15/106,989、2016年11月10日提交的申请15/348,400和2016年11月17日提交的申请15/352,034(这些申请的名称均为智能耳塞系统(Intelligent Earplug System))相关,并通过引用并入。它也与名称为睡眠辅助装置(Sleep Assistance Device)的美国专利申请15/267,567、名称为睡眠质量评分和改善(Sleep Quality Scoring and Improvement)的申请15/267,464、名称为智能唤醒系统(Intelligent Wake-Up System)的申请15/267,552、名称为睡眠系统(Sleep System)的申请15/267,848、名称为用于睡眠系统的用户界面(User Interface for a Sleep System)的申请15/267,858和名称为使用家庭睡眠系统的睡眠评估(Sleep Assessment Using a Home Sleep System)的申请15/267,886相关,所有申请均于2016年9月16日提交。它还与和本申请同时提交的名称为用于多个用户的睡眠辅助装置(Sleep Assistance Device For Multiple Users)的美国专利申请\_\_\_\_\_ {博士公司(Bose Corporation)代理人卷号RS-16-247}相关,所述专利申请通过引用并入本文。

### 背景技术

[0003] 本公开涉及用于测量和夹带呼吸的耳机。

[0004] 失眠和睡眠差或睡眠中断可能严重影响人的健康。睡眠差可能是由于诸如环境噪声、压力、医疗状况或不适等因素引起的。因此,存在对睡眠辅助器的需要,它可以帮助解决睡眠差的根本原因,而不会以其他意外方式对用户的健康产生不利影响。

### 发明内容

[0005] 总体上,在一方面中,一种系统包括耳机,该耳机包括:扬声器;麦克风;壳体,该壳体支撑扬声器和麦克风;和耳机末端(ear tip),该耳机末端包围壳体并且被配置为将扬声器和麦克风二者声学地联接到用户的耳道,并在声学上封闭用户的耳道的入口。处理器将输出音频信号提供给扬声器,从麦克风接收输入音频信号,从输入音频信号中提取呼吸速率,基于所提取的呼吸速率调整输出音频信号,以及将调整后的输出音频信号提供给扬声器。

[0006] 具体实施可以任何组合包括以下各项中的一者或多者。调整输出音频信号可以包括将输出音频信号的节奏调整为比所检测到的呼吸速率小约每分钟一个周期。调整输出音频信号可以包括将输出音频信号从呼吸夹带声音转换为掩蔽声音。调整输出音频信号可以包括将输出音频信号从掩蔽声音转换为唤醒声音。耳机可以包括用于存储声音文件的存储器,并且提供输出音频信号可以包括从存储器检索第一声音文件。调整输出音频信号可以包括从存储器检索第二声音文件并使用第二声音文件来生成输出音频信号。处理器可以被集成在耳机内。处理器可以被集成在便携式计算装置内。

[0007] 处理器可以通过以下步骤提取呼吸速率:在输入音频信号中检测频率为约1Hz的峰值;基于所检测到的峰值,计算即时心率;测量即时心率内的振荡的频率;以及基于振荡

的频率,计算呼吸速率。处理器可以通过计算即时心率的快速傅里叶变换(FFT)来测量即时心率内的振荡的频率。处理器可以通过以下步骤测量即时心率内的振荡的频率:计算即时心率的梯度;以及计算即时心率的梯度的快速傅里叶变换(FFT)。处理器可以通过检测即时心率的峰值来测量即时心率内的振荡的频率。处理器可以通过将正弦函数拟合到即时心率来测量即时心率内的振荡的频率,正弦函数的频率是振荡的频率。该系统可以包括第二耳机,该第二耳机包括:第二扬声器;第二麦克风;第二壳体,该第二壳体支撑第二扬声器和第二麦克风;和第二耳机末端,该第二耳机末端包围第二壳体并且被配置为将第二扬声器和第二麦克风二者声学地联接到用户的第二耳道,并在声学上封闭用户的第二耳道的入口,在这种情况下,处理器从麦克风接收第二输入音频信号,并且通过将来自第一麦克风的输入音频信号与第二输入音频信号进行组合并在组合的结果内检测峰值而检测频率为约1Hz的峰值。组合输入音频信号可以包括:在每次对第一输入音频信号和第二输入音频信号进行采样时,将第一输入音频信号的幅值乘以第二输入音频信号的幅值。

[0008] 将输出音频信号提供给扬声器可以包括提供表示第一频带上的声音的信号,音频信号包括陷波,在陷波中,声音缺少在比第一频带窄的第二频带内的能量,并且处理器可以被配置为通过以下步骤提取呼吸速率:将带通滤波器应用到输入音频信号,以将输入音频信号限制到第二频带内包含的第三频带;以及解调滤波后的输入音频信号以计算与输入音频信号中的第三频带中的能量相对应的呼吸速率。第三频带可以与第二频带共同延伸。第一频带可以在第二频带的下端下方延伸至少40Hz。第二频带可以在约250至350Hz之间延伸。耳机可以包括用于存储声音文件的存储器,并且提供输出音频信号可以包括从存储器检索第一声音文件,第一声音文件表示与在第二频带中具有能量的声音相对应的音频信号,并且提供输出音频信号包括将陷波滤波器应用于从第一声音文件生成的音频信号,以从第二频带内的信号中去除能量。第一声音文件可以表示与在第二频带中缺少能量的声音相对应的音频信号。

[0009] 优点包括在声学上在耳朵处感测呼吸速率,而不受耳机产生的音频信号的干扰。

[0010] 可以任何技术上可能的方式组合上文所提及的所有示例和特征。其他特征和优点在具体实施方式和权利要求书中将是显而易见的。

## 附图说明

[0011] 图1和图2示出了具有集成麦克风的耳机的横截面视图。

[0012] 图3示出了图1或图2的系统的外视图。

[0013] 图4、图5a、图5b和图5c示出了音频频谱图。

[0014] 图6和图7示出了从图5a至图5c所示的数据类型得出的数据图。

[0015] 图8至图10示出了传感器读数的曲线图。

## 具体实施方式

[0016] 上面引用的若干申请描述了一种床头系统,该系统检测用户的呼吸速率,并以此推断和管理他们的睡眠状态。特别地,为了帮助用户入睡,该系统播放节奏比用户自己的呼吸速率稍慢的声音。这自然导致用户在被称为夹带的过程中放慢他们的呼吸,以匹配声音的节奏。当用户放慢他们的呼吸速率,在使得用户逐渐睡眠的反馈循环中声音的速率进一

步降低。一旦用户入睡(如呼吸速率中的伪影所示),系统切换到播放掩蔽声音,这削弱用户检测外部声音并被外部声音干扰的能力。如果检测到唤醒用户太早,则可以重新激活夹带。当该唤醒用户时,系统可以将唤醒声音与用户的睡眠状态和其他信息进行协调,以尽可能最少干扰的方式来唤醒用户。

[0017] 上面引用的其他申请描述了智能耳塞,用户可以在睡觉时佩戴它们,并且在整个夜晚该智能耳塞提供掩蔽声音,并且在需要时发出警告或警报声音。这些耳塞由智能电话控制,但主要是自主操作,播放存储的掩蔽声音,直到通过控制电话或基于内部时钟另外指示为止。如果智能耳塞可以播放床头系统的呼吸夹带声音,这将是有益的,以帮助用户入睡而不会打扰可能共享床或房间的其他人。在共同未决的申请{代理人卷号RS-16-247}中描述的一个解决方案是睡眠系统将用户的呼吸速率和睡眠状态告知耳塞,并且便于耳塞如同在大声系统中调节所存储的夹带声音中节奏成分的速率。

[0018] 本公开描述了如何向耳塞自身添加呼吸感测,从而不需要外部系统,并且耳塞可以完全自主地操作或者仅通过智能电话来控制它们。

[0019] 如图1、图2和图3所示,睡眠感测耳机100或200包括阻塞或堵塞耳道入口的耳机末端密封结构102。图1和图2示出了两个不同的耳机示例的横截面,而图2示出了与图1或图2的示例相同以供参考的外视图。保持结构104帮助将耳机保持在耳朵中,并在密封结构102上施加压力以通过在外耳上推动来保持密封(和密封结构与耳道交汇的情况相反)。密封结构102有助于被动地阻止外界声音进入耳朵,从而提高了耳机播放的掩蔽声音的有效性。

[0020] 堵塞耳道的另一结果是,身体产生的声音(诸如心跳和呼吸声)在耳道内被放大。通过添加麦克风106(图1)或206(图2),可以感测心跳并确定其速率。然后,每个耳机(或一个耳机,如果它们协调其动作)装载的处理器108可以从心跳信号中提取呼吸速率,并调整通过扬声器110向用户播放的夹带声音的时序。在图1的示例中,如在美国专利9,635,452中所描述的,在网112的后面示出了麦克风106和扬声器110,所述专利通过引用并入本文。麦克风可以被安装在扬声器110附近或之上,或者被集成到扬声器壳体中。在图2的示例中,麦克风206直接安装到PCB 208,并且网112是平坦的,或者可能不是必需的;耳塞内部的体积经由驱动器110周围的空间联接到耳道。只要将耳塞/耳道系统有效地密封在感兴趣的频率,麦克风将检测到来自耳道内部的目标声音。将麦克风电声学联接到耳道的其他配置也将起作用。

[0021] 当耳机同时播放声音(特别是与呼吸声音没有明显不同的声音)时,尝试使用联接到耳道的麦克风来检测呼吸会出现困难。如图4所示,一个解决方案是将小频带的夹带或掩蔽声音进行陷波,并且如图5a至图5c所示针对不同的呼吸速率,用对应的带通滤波器对麦克风信号进行滤波。由于被称为频率向上扩展的心理声学现象,用户将无法在听觉上检测到夹带或掩蔽声音中的小陷波,但是在陷波和滤波后的窗口中可以检测到他们足够的呼吸声,以测量他们的呼吸速率。

[0022] 特别地,约250至350Hz范围内的陷波将在陷波之下留出足够的能量以用于频率向上扩展而对用户隐藏该陷波。更具体地,已经发现在260至340Hz之间的陷波是足够的。在耳塞操作期间,可以通过DSP从掩蔽或夹带声音中去除该陷波,或者所储存的声音可以简单地已经存在该陷波。然后将匹配陷波频段或比陷波频段窄的带通滤波器应用于麦克风信号(图5a至图5c中的虚线502、504),这可以被可视化为一段时间上的能量,如图6中的实线522

所示。呼吸包络拟合到数据(虚线524)。如图7所示,应用峰值检测算法以检测用户的呼吸,峰值528的簇526的速率对应于每分钟的呼吸。

[0023] 人类心跳是次声的,而呼吸的声学特征可以在100Hz内观察到,因此心跳的频率太低(而心跳脉冲的高频部分能量太低)而干扰陷波频段中的呼吸检测。还可以使用其他心率传感器(诸如耳机中包括的光容积描记器(PPG)传感器)从麦克风信号中去除心跳。

[0024] 替代地,心跳本身可以从麦克风信号中得出,并且呼吸速率可以从心率变异性中提取。具体地,如图6所示,联接到堵塞的耳道的麦克风将心跳检测为频率约8至10Hz(心率本身为约1Hz)的信号中的能量峰值。由于此速率远低于掩蔽声音的频率范围,因此这些声音将不会干扰对心跳的检测。如果两个耳朵塞着麦克风,并且信号被传输到智能电话(或从一个耳朵传输到另一个耳朵)进行分析,则在每次采样时(诸如通过乘法)将两个信号的幅值相结合可以大大增加信噪比,如图7所示。将峰值查找算法应用到麦克风信号并观察连续峰值之间的距离产生了逐次心跳或即时心率值,如图8所示。

[0025] 图8示出了即时心率的周期性变异性。这种变异性的周期恰好是呼吸频率-当用户吸气时,他们的心率增加,而当他们呼气时,他们的心率降低。应用另一峰值检测步骤或其他频率分析,诸如快速傅里叶变换(FFT)或将正弦拟合到曲线、拟合到即时心率或拟合到其梯度可以显示呼吸速率。

[0026] 如果耳机恰好包括基于反馈的主动降噪(ANR)系统,以进一步阻塞环境声音,则ANR系统的系统麦克风将足以检测呼吸的声音或血液流动并测量呼吸或心率,但这将在反馈回路内完成,因此对ANR系统的抗噪输出进行陷波将不是必需的。但是,ANR系统可能消耗大量功率,并且对于睡眠集中式耳机可能是不适合或不必需的。由于呼吸或心率感测是非常窄的频带,因此,更简单的MEMS麦克风应该足够,并且可以使用功率非常低的部件,从而有益于耳机的整体电池寿命和部件尺寸。类似地,可以使用外部装置(诸如智能电话)对麦克风信号进行滤波和解调,以检测呼吸速率或心率,并相应地修改输出声音,但是通过在耳机内进行所有处理可以更好地延长电池寿命。用于处理的功率和用于通信的功率之间的权衡可能取决于与声学无关的因素(包括例如电池尺寸、天线放置和存储器要求)。

[0027] 上述系统和方法的实施方案包括对于本领域技术人员来将显而易见的计算机部件和计算机实现的步骤。例如,本领域技术人员应当理解,计算机实现的步骤可以作为计算机可执行指令存储在计算机可读介质上,诸如例如硬盘、光盘、固态硬盘、闪存ROM、非易失性ROM和RAM。此外,本领域技术人员应该理解,计算机可执行指令可以在各种处理器(诸如例如微处理器、数字信号处理器和门阵列)上执行。为了便于阐述,并非上文所述的系统和方法的每个步骤或元件都在本文作为计算机系统的部分描述,但是本领域的技术人员将认识到,每个步骤或元件可能具有对应的计算机系统或软件部件。因此,通过描述其对应的步骤或元件(即,它们的功能)此类计算机系统和软件部件被启用,并且在本公开的范围内。

[0028] 已描述了多个实施方式。然而,应当理解,在不脱离本文所述发明构思的范围的情况下,可进行附加修改,并且因此,其他实施方案在以下权利要求书的范围内。

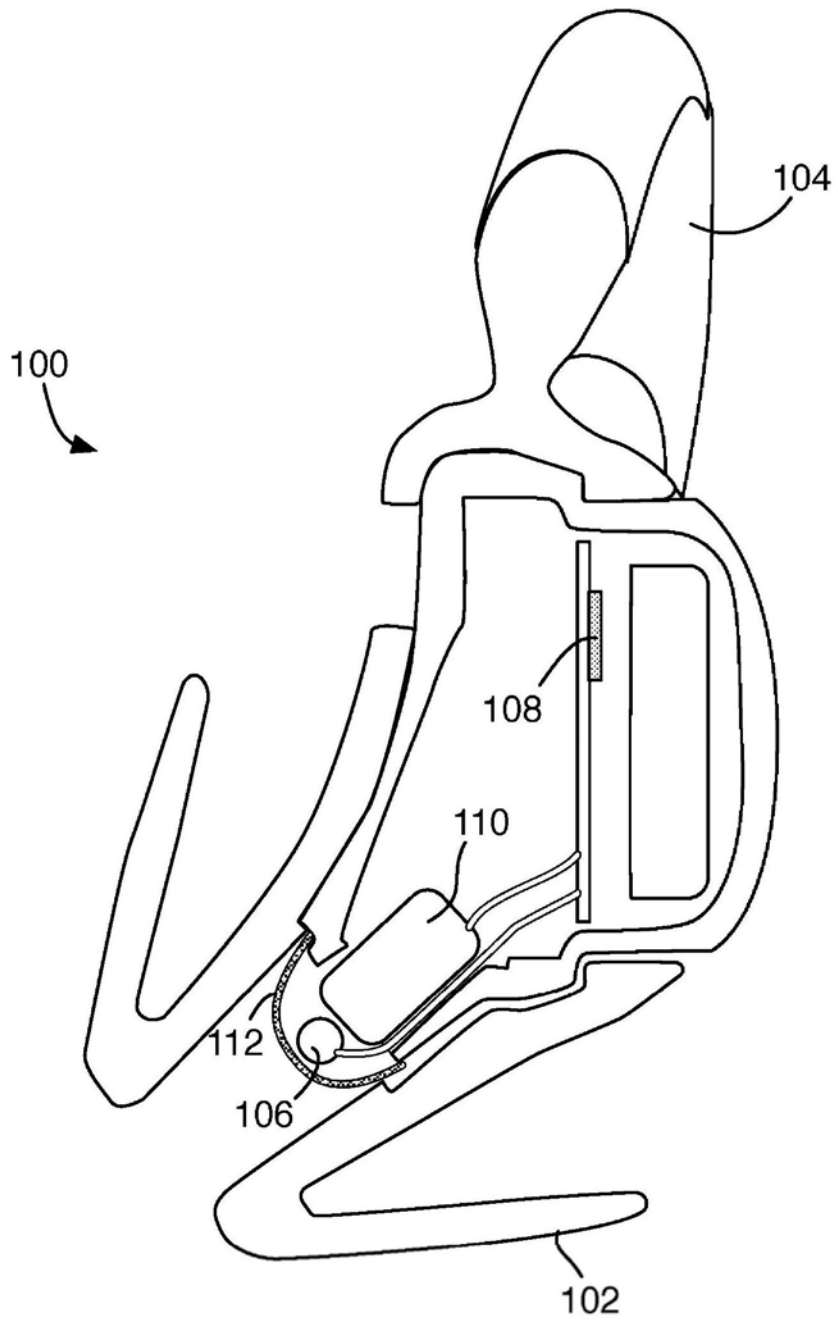


图1

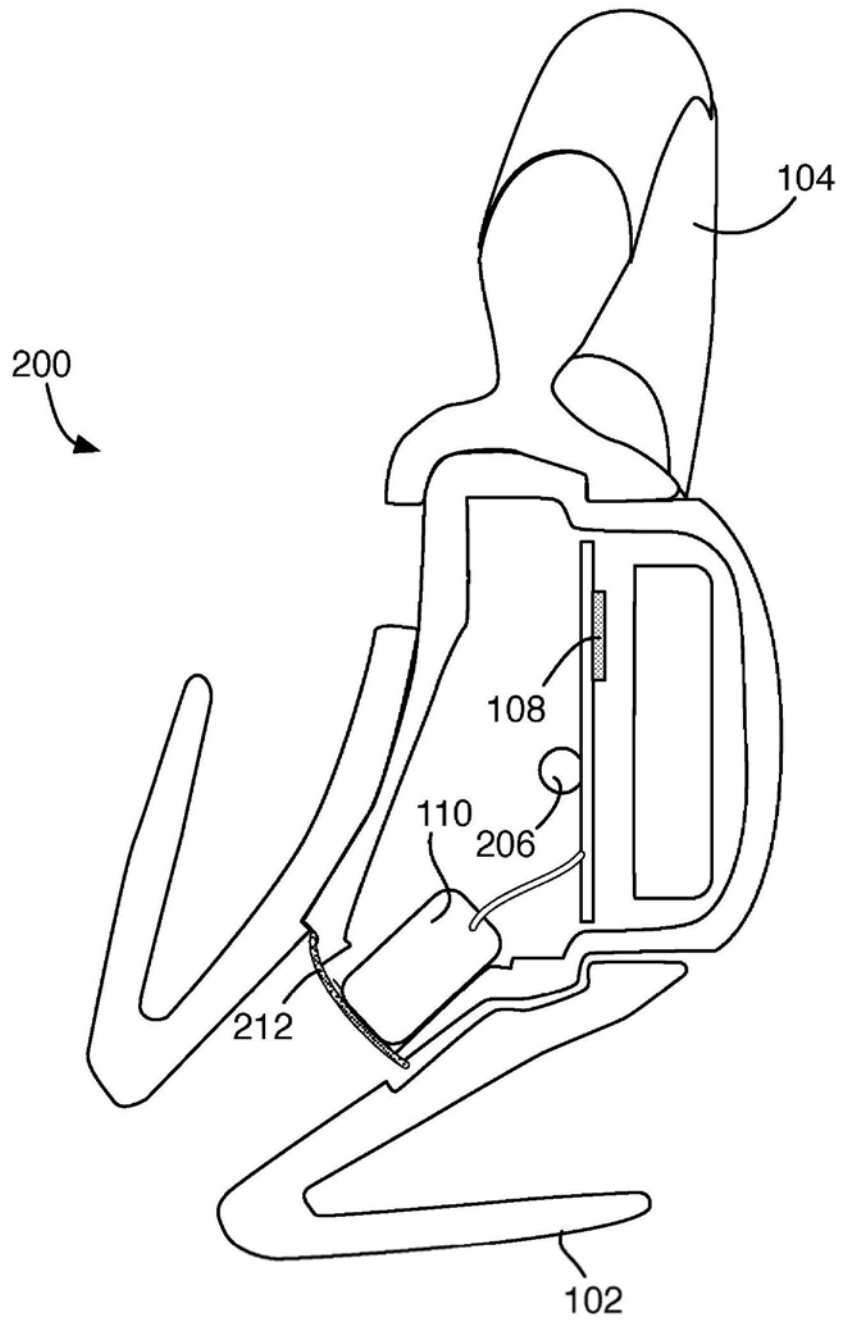


图2

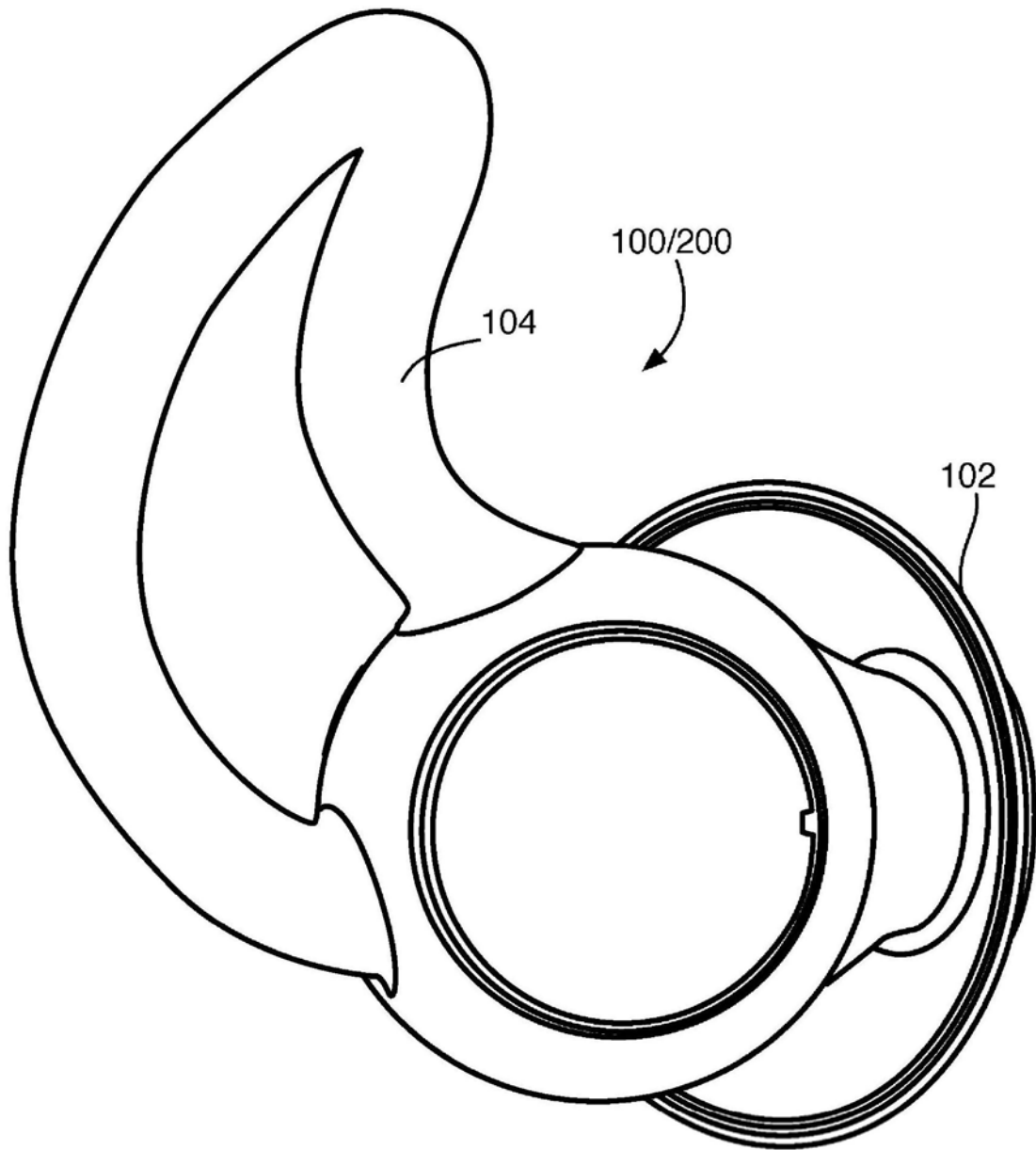


图3

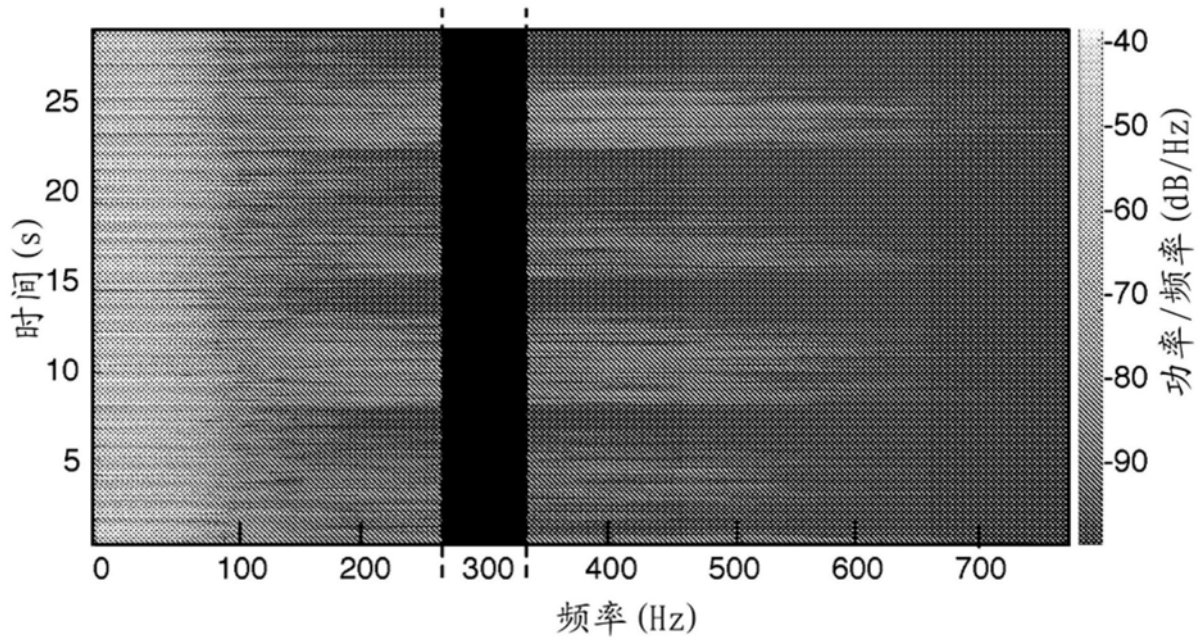


图4

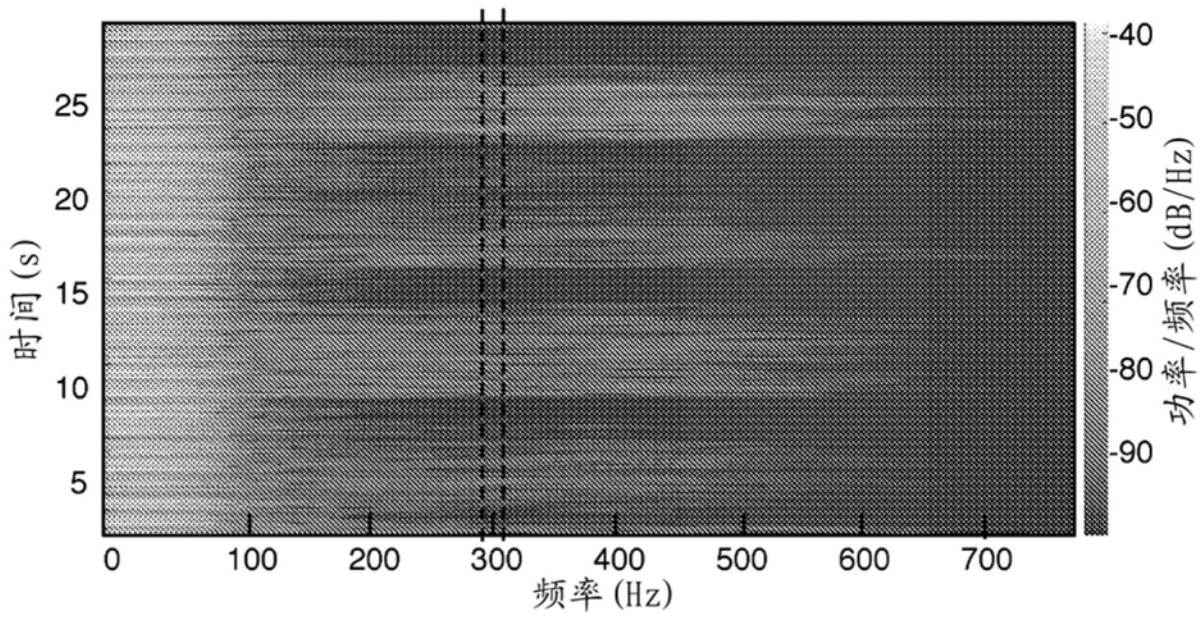


图5a

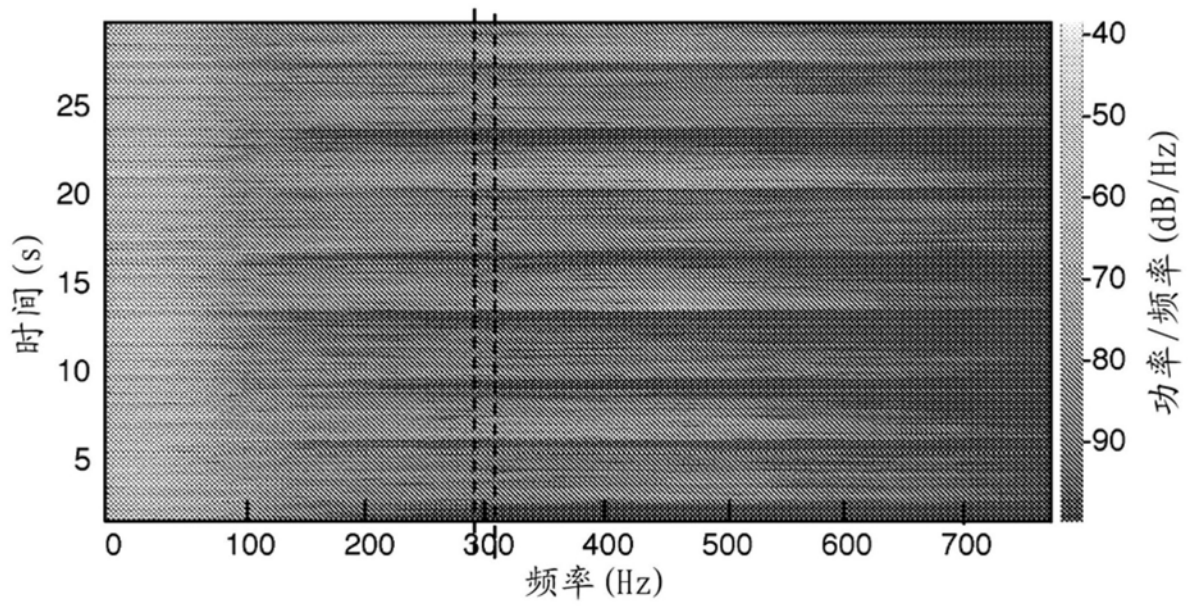


图5b

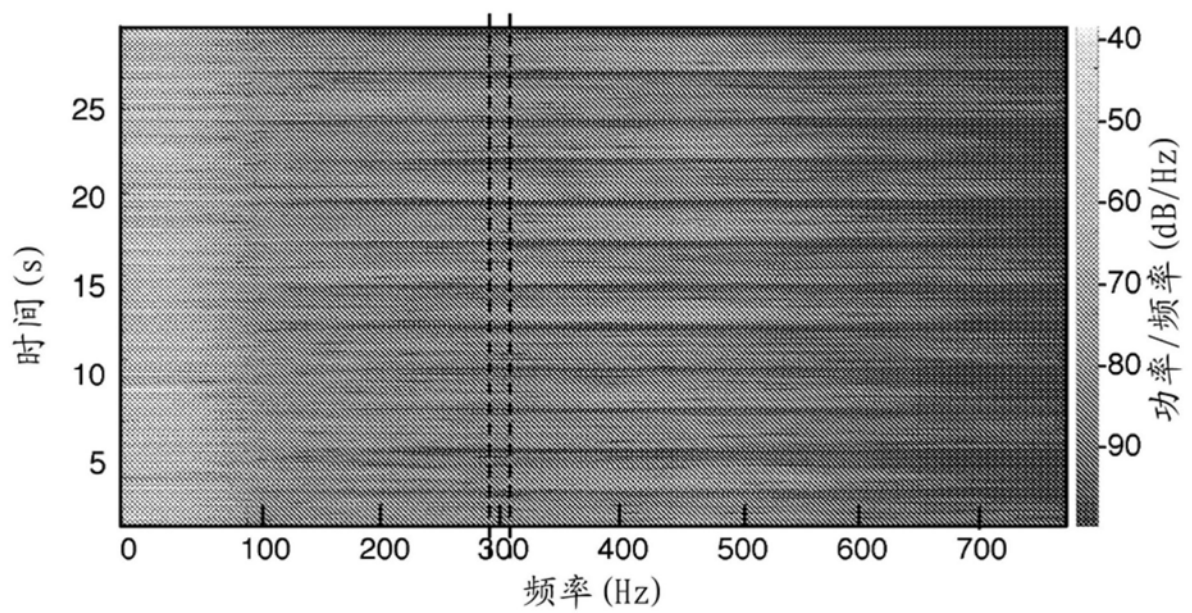


图5c

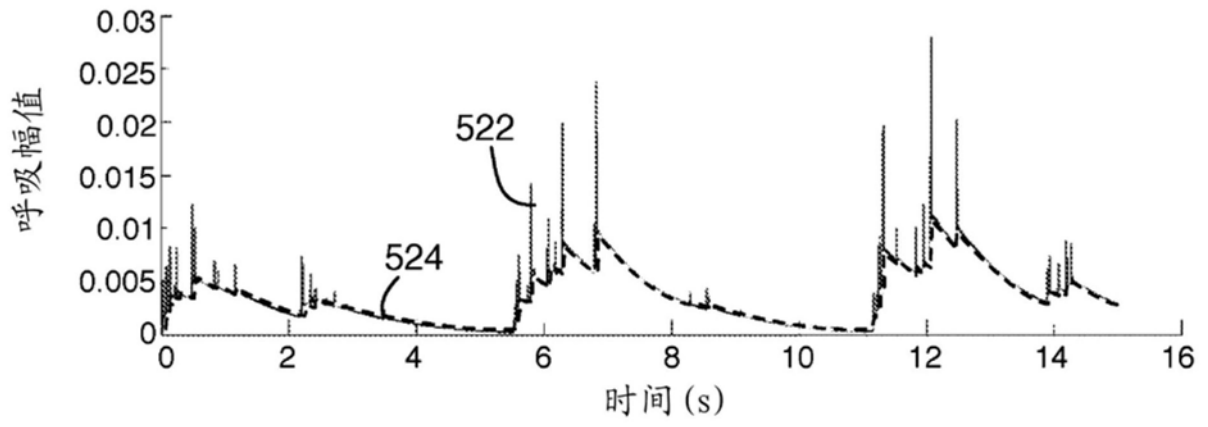


图6

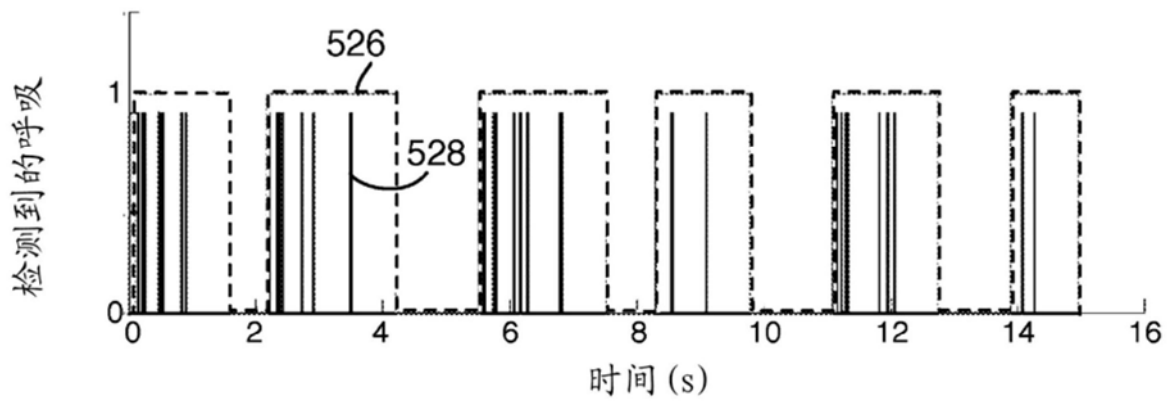


图7

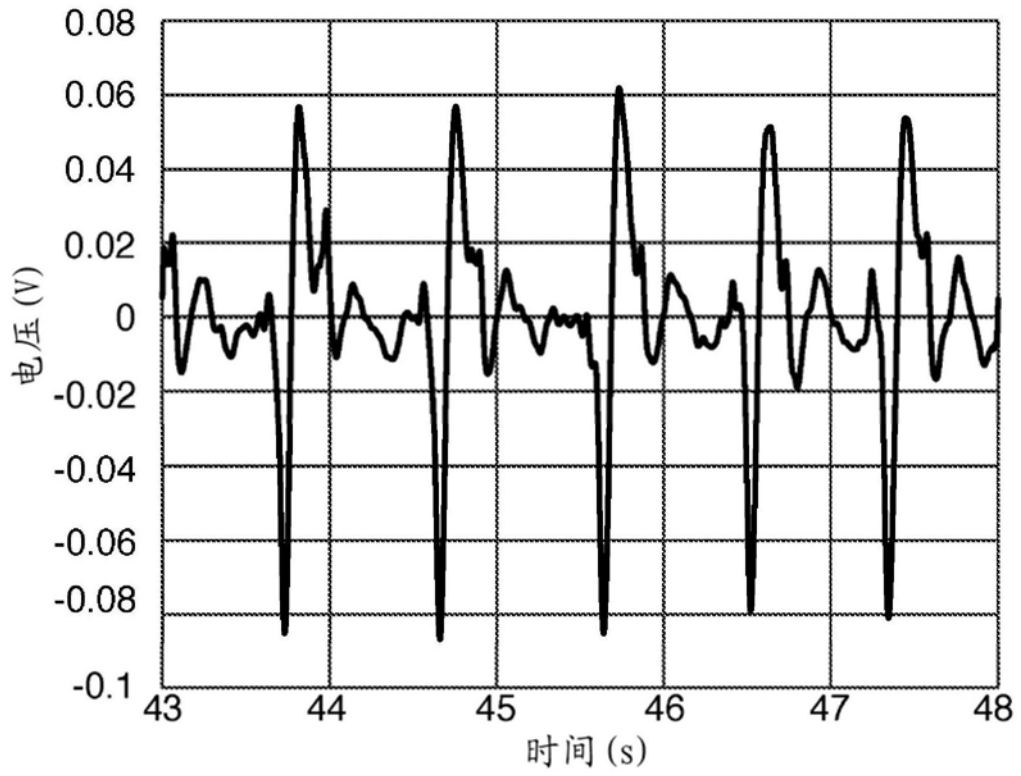


图8

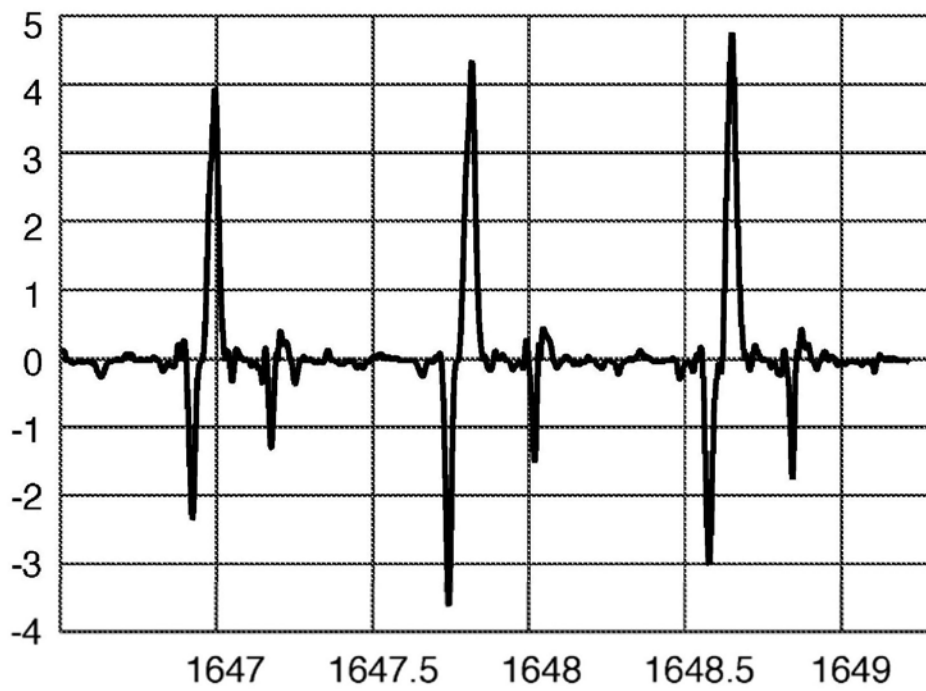


图9

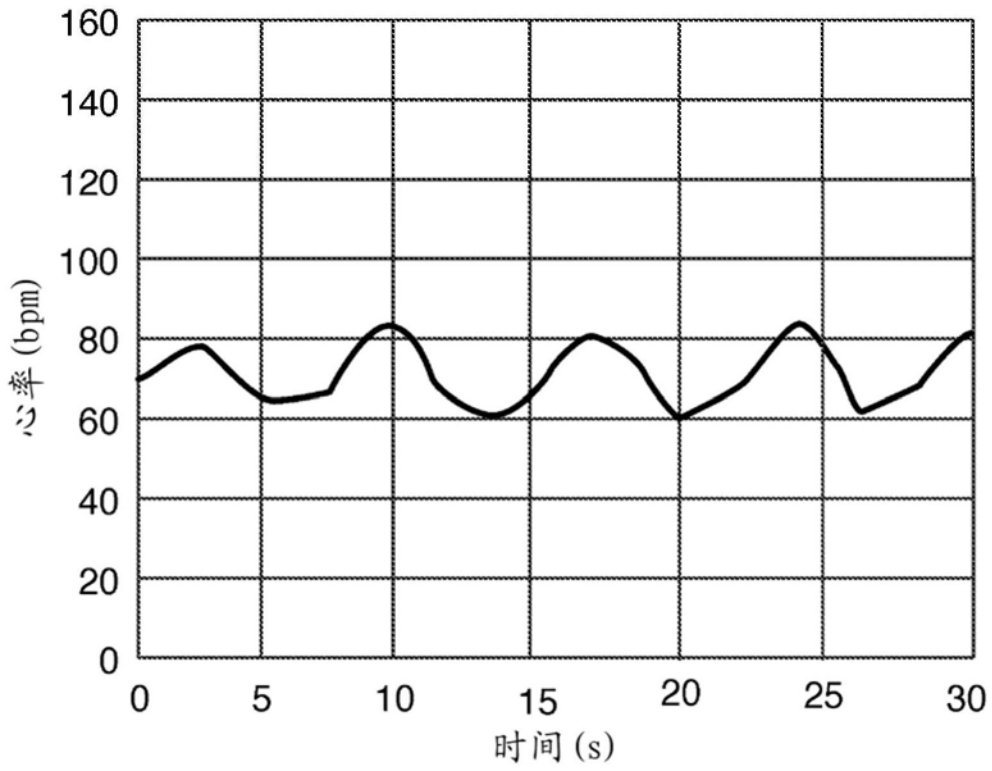


图10

专利名称(译)	用于测量和夹带呼吸的耳机		
公开(公告)号	<a href="#">CN110944576A</a>	公开(公告)日	2020-03-31
申请号	CN201880048094.6	申请日	2018-07-20
[标]申请(专利权)人(译)	伯斯有限公司		
申请(专利权)人(译)	伯斯有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	伯斯有限公司		
[标]发明人	J里德 H A 曼科迪 DM小高杰 L林		
发明人	J·里德 T·艾尔斯 C·R·佩彻 H·A·曼科迪 A·D·多米尼詹尼 D·M·小高杰 R·基尔斯泽恩布拉特 L·林 M·约费		
IPC分类号	A61B5/00 A61M21/02 H04R1/10		
CPC分类号	A61B5/0816 A61B5/6803 A61B5/6817 A61B5/7257 A61M21/02 A61M2021/0027 A61M2205/3375 H04R1/1016 A61M2021/0083 A61M2021/0088 A61M2205/50 A61M2210/0662 A61M2230/06 A61M2230/42 H04R1/1041 H04R1/1075 H04R1/1083 H04R3/04		
代理人(译)	王茂华 郑振		
优先权	15/655845 2017-07-20 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种耳机包括：扬声器；麦克风；壳体，所述壳体支撑所述扬声器和所述麦克风；和耳机末端，所述耳机末端包围所述壳体并且被配置为将所述扬声器和所述麦克风二者声学地联接到用户的耳道，并在声学上封闭所述用户的耳道的入口。处理器将输出音频信号提供给扬声器，从麦克风接收输入音频信号，从输入音频信号中提取呼吸速率，基于所提取的呼吸速率调整输出音频信号，以及将调整后的输出音频信号提供给扬声器。

