(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111711880 A
(43)申请公布日 2020.09.25

(21)申请号 202010394920.1

(22)申请日 2016.08.26

(30)优先权数据
2015903530 2015.08.31 AU
2016900105 2016.01.14 AU
2016900106 2016.01.14 AU
2016900107 2016.01.14 AU
15/154,694 2016.05.13 US

(62)分案原申请数据
201680062915.2 2016.08.26

(71)申请人 诺拉控股有限公司
地址 澳大利亚维多利亚州

(72)发明人 卢克·约翰·坎贝尔
凯尔·达蒙·斯莱特

(74)专利代理机构 北京商专永信知识产权代理事务所(普通合伙) 11400
代理人 邬玥 方挺

(51)Int.Cl.
H04R 1/10(2006.01)
H04R 27/02(2006.01)
H04R 29/00(2006.01)
G06F 16/635(2019.01)

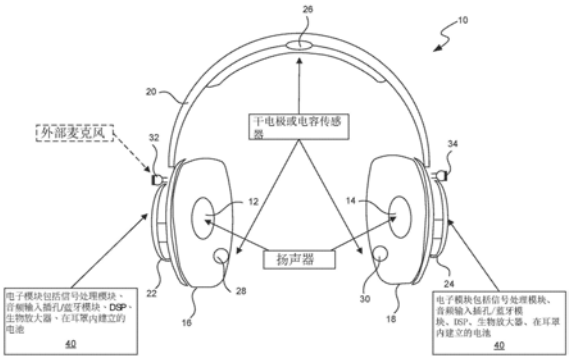
权利要求书1页 说明书13页 附图15页

(54)发明名称

用于听觉刺激的个性化的系统和方法

(57)摘要

在此呈现的技术增加了增加了用户对声音的享受,其通过个性化音频信号,使得用户感知音频信号就如同用户拥有理想的听力和/或期望的听力。在一个实施方式中,用户的头戴的耳机包括传感器和扬声器。当扬声器向用户播放音频信号时,传感器记录用户对该音频信号的响应。该传感器可以是麦克风、脑波传感器、脑电图(EEG)传感器等等。用户的响应可以是在用户的耳朵内的音频响应,与用户相关联的脑波响应,与用户相关联的电皮肤响应等等。基于所测量的响应,并基于其他人如何感知声音的知识,该音频信号被修改为补偿用户的听力和理想的听力和/或期望的听力之间的差异,从而增加用户对声音的享受。



CN 111711880 A

1.一种设备,包括:

一个或多个音频发射组件,配置成从媒体来源发射一个或多个音频信号;

一个传感组件,配置成对用户的耳接收所述一个或多个音频信号中的至少一个音频信号时生成的耳声发射进行客观测定;

一个处理器,配置成:

基于所述耳声发射的客观测定来修改所述一个或多个音频信号中的一个音频信号,藉此补偿用户的听力简档和期望的听力简档之间的差异;和

将所述修改的音频信发送至所述一个或多个音频发射组件,

其中,所述处理器被配置成通过增加或降低与特定频率范围相关联的振幅来调整特定的频率范围。

用于听觉刺激的个性化的系统和方法

[0001] 本申请是于2016年08月26日提交的标题为“用于听觉刺激的个性化的系统和方法”、申请号为201680062915.2的中国专利申请的分案申请。

[0002] 相关申请交叉引用

[0003] 本申请要求于2016年5月13日提交的美国专利申请序列号15/154,694的优先权，其要求下列澳大利亚临时专利申请的优先权：2015年8月31日提交的澳大利亚临时专利申请序列号2015903530；2016年1月14日提交的澳大利亚临时专利申请序列号2016900105；2016年1月14日提交的澳大利亚临时专利申请序列号2016900106；以及2016年1月14日提交的澳大利亚临时专利申请序列号2016900107；所有这些以其整体通过引用并入本文。

技术领域

[0004] 本发明大体涉及通过一个或多个扬声器(诸如消费者耳机或耳塞)的听觉刺激的规定，特别涉及由这样的扬声器产生的听觉刺激的个性化，以为用户的听力的独特的特征而进行调整。

背景技术

[0005] 音频耳机通常被设计以将电子输入信号转换为整个频率范围上的声波，期望所有用户以相同的方式听到。标准的音频耳机无法考虑到用户在传导和感音神经听力中的差异。很多人都经历过听力损失，特别是随着年龄的增加，甚至有“正常听力”的人也对声音的不同频率具有不同的敏感度。“正常”听力的临床定义是很宽泛的(即，跨频率在-10至25dB的阈值)。

[0006] 为了选择最适合于单个用户的耳机，该用户目前仅限于尝试各种耳机并挑选那些最“适合”该用户的听力的耳机。用户将会尝试各种贴耳式的、耳挂式的或耳塞式的耳机或耳道式耳机，并为他们所获得的最好的声音再现做出主观的评价。

[0007] 尽管一些耳机允许用户手动调节音频均衡，不论是通过耳机本身可获得的控制的操作，亦或是通过与智能手机应用的有线或无线连接，等等，这种均衡也是基于用户的手动调节，而不是听力测定的信息。

[0008] 提供个性化听觉刺激的方法是期望的，其是由被配置为固定在靠近用户耳朵的位置或固定在用户的耳朵内的一个或多个扬声器产生的，其使用了主观的和/或客观的听力测定信息来自动地适应该听觉刺激，使其与用户的听力简档相适合。提供个性化听觉刺激的方法也是期望的，该听觉刺激是由一个或多个扬声器产生的，其改善或客服了已知的声音再现技术的一个或多个缺点。

[0009] 概述

[0010] 这里介绍的是增加用户对声音的享受的设备和方法，其通过个性化音频信号，使得用户感知音频信号就如同用户拥有理想的听力和/或期望的听力。在一个实施方式中，用户的头戴的耳机包括传感器和扬声器。当扬声器向用户播放音频信号时，传感器记录用户对该音频信号的响应。该传感器可以是麦克风、脑波传感器、脑电图(EEG)传感器等等。用户

的响应可以是在用户的耳朵内的音频响应，与用户相关联的脑波响应，与用户相关联的电皮肤反应等等。基于所测量的相应，并基于人们如何感知声音的知识，该音频信号被修改为补偿用户的听力和理想的听力和/或期望的听力之间的差异，从而增加用户对声音的享受。

附图说明

[0011] 本实施方式的这些或其它对象、特征和特性，通过研究下列详细描述，并结合所附权利要求和附图，对本领域技术人员而言将会更加清晰，所有这些都形成了本说明书的一部分。尽管所附附图包括各种实施方式的图示，但附图并非旨在限制所要求保护的主题内容。

[0012] 图1描绘了根据一个实施方式的一组耳机，其包括干电极或电容传感器，扬声器和信号处理模块。

[0013] 图2是描绘了根据一个实施方式的位于耳机的壳体的每一个内的信号处理模块的电气部件的示意图。

[0014] 图3是描绘了根据一个实施方式的对图1中所示的结构的一种替代性结构。

[0015] 图4A是根据一个实施方式的图3中所示的耳塞结构的电子信号处理模块的电气部件的示意图。

[0016] 图4B示出了根据一个实施方式的用于畸变产物耳声发射(DP-OAE)的测量的探针的示意图。

[0017] 图4C示出了根据一个实施方式的在图4B中的每个扬声器的频率响应。

[0018] 图4D是根据一个实施方式的用于通过使用在图4B中的探针来测量听力传递函数和/或与用户关联的听力简档的数字信号处理算法的流程图。

[0019] 图5是根据一个实施方式的由图2和图4中描绘的信号处理模块执行的信号处理操作的流程图。

[0020] 图6描绘了相较于具有轻度听力损失的耳朵的代表性的正常的耳朵的时域中的频率响应。

[0021] 图7示出了正常的耳朵和具有轻度听力损失的耳朵的频域中的听觉诱发电位响应的均方根(RMS)振幅。

[0022] 图8A示出了根据一个实施方式的低通滤波输出的声音信号和EEG(频率跟随响应)的傅里叶分析。

[0023] 图8B是根据一个实施方式的用于确定听力传递函数的低频部分的技术的流程图。

[0024] 图9A示出了根据一个实施方式通过分析在声学瞬态后的EEG信号所获得的关于高频听力的信息。

[0025] 图9B是根据一个实施方式的确定听力传送函数的高频部分的技术的流程图。

[0026] 图10描绘了根据一个实施方式的畸变产物OAE精细结构的示例。

[0027] 图11描绘了本发明的实施方式，其中OAE探针还被用作消费者音频使用的一组耳机。

具体实施例

[0028] 术语

[0029] 本申请中使用的术语、缩写和短语的简要定义如下。

[0030] “理想的听力”是当整个可听频谱上的恒定振幅被提供作为音频刺激时，年轻的、本体正常的耳朵的在整个可听频谱上的感知的平均水平。

[0031] “期望的听力”是当整个可听频谱上的恒定振幅被提供作为音频刺激时，在整个可听频谱上的感知的所期望的水平。所期望的听力简档可以被任意设定，并且可以或可以不被设定为理想的听力简档。

[0032] “正常的听力”是围绕着理想的听力的范围。很多人都被认为具有“正常的听力”，这意味着他们的听力灵敏度是在整个频率上的理想的听力的15-20分贝(dB)以内。

[0033] “听力传递函数”将给定的输入频率和与输入音频信号相关联的相应的输入振幅，与给定的输入频率的感知到的振幅相关联。

[0034] “听力简档”包括人的听力的一组测量，基于此，人的听力传递函数可以被估计。

[0035] “音频的通道”是来自一个源或不同的源的不同的音频信号。音频的多个通道可被组合并通过相同的扬声器播放或者它们也可以从不同的扬声器播放。

[0036] “表示关于人的听力简档的数据的统计信息”，即“统计信息”，是关于很多人的听力简档的统计数据的集合。统计信息包括以下一个或多个：在一个或多个频率上的人的听力简档的平均值，在一个或多个频率上的人的听力简档的标准偏差，个体听众的听力简档或听力传递函数，以及在客观或主观听力数据的类型之间的相关性。

[0037] 在本说明书中提及“一个实施方式”或“实施方式”意味着结合该实施方式描述的具体特征、结构或特性被包括在本公开的至少一个实施方式中。出现在说明书中不同地方的短语“在一个实施方式中”并非必然地都是指同一实施方式，也不是对其它实施方式的相互地排除的单独或替代的实施方式。此外，所描述的各种特征可由一些实施方式展示而未由其它实施方式展示。相似地，所描述的各种要求可以是对于一些实施方式、而不是对于其它实施方式的要求。

[0038] 除非上下文明确要求，在本说明书和权利要求全文中，词语“包括”或者类似用词应解释为包含的意义，和排他或穷尽的意义相反；亦即“包括而不限于”之意。在此应用时，术语“被连接”、“被耦接”，或者其任何变体表示两个或两个以上元件之间的直接或者间接的连接或者耦接。这些元件之间的耦接或者连接可以是物理的、逻辑的，或者它们的组合。例如，两个装置可以被直接地耦接，或通过一个或多个中间通道或装置被耦接。作为另一个示例，装置可以以一种信息能够在其中通过的方式耦接，而彼此没有共享任何物理的连接。另外，词语“此处”、“以上”、“以下”，以及有类似含义的词语被用于本专利申请时，应指本申请的整体而不是此申请的任何特定部分。如果上下文容许，详细说明中使用单数或者复数的单词也可以分别包括复数或者单数。与两个或两个以上项目的列举有关的词语“或者”覆盖所有以下该词语的解释：该列举中的任何项目，该列举中的所有项目，以及该列举中的项目的任何组合。

[0039] 如果说明书指出一组分或特征“可能”、“可以”、“可”或“也许”被包括或具有某一特性，该特定组分或特征不是必须被包括或具有该该特性。

[0040] 术语“模块”广泛地指在本地执行的软件、在云端执行的软件、硬件或固件部件(或它们的任何组合)。模块是能够通过使用特定的输入产生有用的数据或其它输出的典型功能组件。模块可以是或可以不是独立的。应用程序(也称为“应用”)可以包括一个或多个模

块,或者模块可以包括一个或更多的应用。

[0041] 以下在详细说明中所使用的术语以最广义合理的方式解释,尽管它是和特定示例配合使用的。说明书中的术语一般而言在技术公开的上下文和每个术语使用的特定上下文中有它们在本领域中的普通的含义。为方便考虑,特定的术语或元素可能被突出强调,如通过大写、斜体和/或者引号的使用。突出强调的使用在术语的范围和词义上没有影响;在同一上下文中出现的术语的范围和词义相同,不管它有没有被突出强调。应当认识到,同一元素可以通过不止一种方式被描述。

[0042] 因此,替代性语言和近义词可能会使用在这里所讨论的任意一个或多个术语上,某个术语是否有详尽说明或者讨论也不表明其是否重要。对一个或多个近义词的描述并不排除其他近义词的使用。在此说明中任何地方的示例的使用,包括这里讨论的术语的示例,仅仅是说明性的,而不表示进一步限制公开或者任何举例的术语的范围和含义。同样地,本公开也不限于此说明书中给出的各种实施方式。

[0043] 耳机

[0044] 图1描绘了根据一个实施方式的一组耳机,其包括干电极或电容传感器,扬声器和包括信号处理模块的电子模块。一组耳机10包括位于耳杯(cup)16和18内的扬声器12和14,以将扬声器12和14置于靠近用户的两耳。两个耳杯16和18被耦接至可调节的头部支撑件20。容纳了电气/电子模块和接口单元的壳体22和24位于耳杯16和18的后部,其功能如下所述。另外,耳机10包括干电极或电容传感器26,28和30,其被置于与用户的头部接触以测量听觉诱发电位,其是由用户生成的以响应于通过扬声器12和14施加到用户的一只耳朵或两只耳朵的听觉刺激。耳机10还可以包括外部麦克风32和34。

[0045] 图2是描绘了根据一个实施方式的位于耳机10的壳体22和24的每一个内的电气部件的示意图。电子模块40包括信号处理模块42、有线或无线连接60和62(例如,音频输入插孔或蓝牙模块),以及用于噪声消除的外部麦克风32,34。信号处理模块42还包括模拟到数字和/或数字到模拟转换器48至54,其用于与外部数字或模拟装置连接,以及电源56以提供功率到信号处理模块42。互连到信号处理模块42的是用于外部麦克风32和34的接口、用于接收数字或音频模拟信号输入的有线或无线连接60、以及用于数字数据传送的有线或无线连接62,例如,以改变保持在信号处理模块42的存储器46内存储的设置,以控制处理器44的操作或输出听力测定的数据用于在智能手机上显示。有线连接可以是电话插孔,而无线连接可以是蓝牙模块。在本示例性实施方式中,外部麦克风32和34由信号处理模块42使用以记录在噪声消除操作中使用的环境噪声。然而,在其他实施方式中,如果由麦克风记录的环境噪声太高,信号处理模块42可排除结果。

[0046] 干电极或电容式传感器26,28和30通过模拟到数字转换器54被互连。扬声器12和14通过数字到模拟转换器52和放大器被互连到信号处理模块42。任选地,内部麦克风64被提供以用于耳机10的操作的校准。

[0047] 信号处理模块42还适于通过有线或无线连接62来接收听力测定的数据66。该听力测定的数据66表征可听阈值或整个频率范围上的用户的等响曲线。在一个或多个实施方式中,听力测定的数据66可以由外部源提供;例如,听力图测试过程的结果可以通过听力学家提供。听力测定的数据66可以通过有线或无线连接62被输入到信号处理模块42。

[0048] 任选地,用户控件,例如按钮68,可以被设置在耳机10上以使用户能够生成输入信

号至处理器44，以响应于由扬声器12和14提供的听觉刺激的用户的感知。

[0049] 图3是根据一个实施方式描绘了对图1中所示的结构的一种替代性结构。耳塞70结构适于被置于用户的耳朵中的一个的耳道内，该耳塞结构包括两个扬声器84和86、内部麦克风82，和可选的外部麦克风。耳塞70被连接到电子模块72，其类似于图1中所描绘的耳机10的壳体22和24内的电子模块。

[0050] 图4A是根据一个实施方式的图3中所示的耳塞70结构的电气和电子部件的示意图。电子模块72包括信号处理模块74、有线或无线连接76和78(例如，音频输入插孔或无线模块)，以及可选的用于噪声消除的外部麦克风80。用于校准和用于耳声发射(OAE)的测量的内部麦克风82位于与耳塞70相同的位置，因为是扬声器84和86形成耳塞70的部分。在这种结构中，每只耳朵包括两个扬声器，以允许失真产物耳声发射的测量。失真产物耳声发射(DP-OAE)在耳蜗中生成，以响应给定的频率的两个音调以及在耳道中呈现的声压水平。DP-OAE是耳蜗外毛细胞正常起到作用的客观指标。耳声发射的其它类型可能只需要每耳道一个扬声器。

[0051] 处理单元74包括用于执行处理单元的操作的处理器88、用于存储在程序执行过程中由处理器88使用的编程指令和数据的存储器90、用于提供电力至处理单元74中的各种电子部件的电源92，以及模拟到数字或数字到模拟转换器94，96和98，以使该处理单元74与各种装置连接，例如外部麦克风80、内部麦克风82，和扬声器84和86。此外，处理单元74适于通过有线或无线连接78从外部源接收听力测定的数据，例如由听力学家提供的听觉灵敏度测试结果。

[0052] 图4B示出了根据一个实施方式的用于失真产物耳声发射的测量的探针的示意图。DP-OAE探针1包括两个平衡的电枢扬声器，低音扬声器2和高音扬声器3，和麦克风9。麦克风9被连接到前置放大器4和模拟到数字转换器5。扬声器2和3被连接到双通道耳机放大器6，其被连接到双通道数字到模拟转换器7。转换器5和7被连接到数字信号处理器8，它提供了均衡以控制在测试模式中的刺激响度、播放均衡(如果需要的话)和两个接收器的数字分音器(crossover)。本发明的一个实施方式包括用于每只耳朵的一个探针。

[0053] 图4C示出了根据一个实施方式的在图4B中的每个扬声器的频率响应。低音扬声器2和高音扬声器3都能够生成在标准的听力学测试频率和响度范围之上的足够的响度的刺激，这大约是250赫兹至8000赫兹，高达80dB的声压级别(SPL)。在播放模式中的具有分音器的扬声器2和3，将提供频率范围内的优异的覆盖范围。该数据是源自市售诺尔斯HODVTEC-31618-000和SWFK-31736-000接收器的数据表。

[0054] 图4D是根据一个实施方式的用于通过使用在图4B中的探针来测量听力传递函数和/或与用户关联的听力简档的数字信号处理算法的流程图。在步骤11中，数字信号处理器8(示于图4B)接收音频输入，其可以是测试音频信号和/或音频播放信号，其包含音频内容，例如音乐、语音、环境声音、动物声音等。音频信号可以通过模拟或数字，有线或无线音频接口76(在图4A中所示)输入，或可以被存储在存储器90(在图4A中)和/或存储器46(在图2中)中。在步骤13中，处理器8确定模式是否是在测试中或播放模式中。在步骤15中，如果模式是在测试模式中，处理器8施加第一和第二滤波器到音频输入端，分别对应于低音扬声器2(图4B中)和高音扬声器3(图4B中)。在一个实施方式中，第一和第二滤波器是无操作(no-operation)滤波器或提供来自扬声器的平坦的频率响应的滤波器，以允许校准的测试激励

被播放到扬声器2和3。

[0055] 在步骤17，如果模式是播放模式时，处理器8施加第三和第四滤波器到音频输入端，分别对应于低音扬声器2和高音扬声器3。在一个实施方式中，第三和第四滤波器分别包括低通和高通滤波器，创建了数字分音器。在步骤19中，处理器8发送音频信号到数字到模拟转换器7(在图4B中)。那些本领域技术人员将认识到，存在应用可切换的分音器的方法的各种变形，其可以被数字地或电子地实施。

[0056] 图5是根据一个实施方式的由图2和图4中描绘的信号处理模块执行的信号处理操作的流程图。在步骤110中，每个存储器46和/或90存储每个用户的耳朵的听力传递函数的副本。在步骤112中，每个存储器46和/或90还存储了听力传递函数的准确性和完整性的估计，并在步骤114中，每个存储器46和/或90存储了对施加到听力传递函数的修正的程度的用户偏好。在另一个实施方式中，存储器46和/或90可以是存储各种需要的信息的远程的数据库。

[0057] 在步骤116，每个处理器8，44或88接收音频信号，其对应于被期望由耳机10或耳塞1，70的扬声器再现的声音。任选地，音频信号在步骤118由外部麦克风32，44和/或80接收，以及在步骤120，处理器8，44和/或88执行噪声消除功能以尽量最小化环境噪声对步骤116中的音频信号输入的影响。

[0058] 在步骤122，处理器8，44和/或88使用所存储的听力传递函数、听力传递函数的准确性和完整性的所存储的估计，以及任选地对施加到听力传递函数的修正的程度的用户偏好，以使对振幅及相位的频率特异性调整能自动补偿用户的听力传递函数。

[0059] 在某些情况下，修正不必试图完全地修正声音。例如，如果听力传递函数的准确性和完整性是很低的，仅部分校正可被应用，如下所述，或可根据用户的偏好。处理器8，44或88还可以被配置以限制可被用户感知为是极度吵闹的声音输出信号。

[0060] 在步骤122，处理器8，44和/或88修改输入音频信号以使用户感知输入音频信号，如同用户具有理想的听力和/或期望的听力。处理器8，44和/或88可以修改输入音频信号的振幅、相位和延迟(latency)等。因为人耳对在给定频率上的变化振幅的响应不是线性的，处理器8，44和/或88可确定如何以几种方式修改输入音频信号。

[0061] 在本文描述的各种实施方式中，所期望的听力可以由用户设置。例如，用户可以指定要放大特定的频率范围，如低频、中频或高频。在另一示例中，用户可以指定衰减特定的频率范围，如低频、中频或高频。放大和衰减可以独立地发生，或在同一时间发生。

[0062] 根据一个实施方式，在步骤126，处理器8，44和/或88接收与多个人相关联的多个听力简档。多个听力简档可以通过有线或无线连接62(在图2中)和/或78(在图4A中)被接收，或者可以被存储在存储器46(在图2中)和/或90(在图4A中)中。在多个听力简档中的一个听力简档包括与个人相关联的听力传递函数，以及当与输入频率相关联的输入振幅变化时输入频率的感知的振幅。

[0063] 处理器8，44和/或88找到一个或多个类似的听力简档，其与用户相关联的听力传递函数紧密匹配。基于类似的听力简档，处理器8，44和/或88确定输入音频信号改变多少能够使得用户感知输入音频信号，如同用户具有理想的听力和/或期望的听力。

[0064] 例如，与用户相关联的听力传递函数指定包括在70分贝处1000赫兹的输入音频信号由用户感知为像具有25分贝，而包括在70分贝处2000赫兹的输入音频信号由用户感知像

具有50分贝。处理器8,44和/或88确定来自多个听力简档的一组类似的听力简档,其中类似的听力简档与用户相关联,该用户感知1000赫兹较2000赫兹更为柔和,为大约25分贝(即,20分贝到30分贝)。听力简档包含关于1000赫兹的信号所需要的是怎样的修改的振幅的信息,以使得人感知在70分贝处1000赫兹的输入信号的振幅与70分贝处2000赫兹的输入信号的振幅是相同的。根据一个实施方式,处理器8,44和/或88对与类似的听力简档相关联的修改的振幅进行平均,以获得与用户相关联的修改的振幅。然后在步骤122,处理器8,44和/或88相应地修改输入信号。

[0065] 根据另一个实施方式,与用户相关联的听力传递函数指定包括70分贝处1000赫兹的音频信号由用户感知为有45分贝。处理器8,44和/或88确定的一组听力简档,其中一个人感知1000赫兹为大约25dB,其比输入振幅更为柔和。听力简档包含关于1000赫兹的信号所需要的是怎样的修改的振幅的信息,以使得人感知在70分贝处1000赫兹的输入信号为70分贝。根据一个实施方式,处理器8,44和/或88对与听力简档相关联的修改的振幅进行平均,以获得与用户相关联的修改的振幅。然后处理器8,44和/或88修改输入信号。

[0066] 在另一个实施方式中,处理器8,44和/或88不接收与多个人相关联的多个听力简档。相反,通过播放包括在单个频率的变化振幅的输入音频信号,处理器测量与用户相关联的听力简档。输入音频信号可以是生成的测试音频信号,和/或内容音频信号,包括音乐、语音、环境声音、动物声音,等等。例如,输入音频信号可以包括具有嵌入式测试音频信号的内容音频信号。

[0067] 在这种情况下,例如,与用户相关联的听力传递函数指定包含70分贝处1000赫兹的音频信号由用户感知为具有60分贝,而70分贝处1500赫兹由用户感知为50分贝。为了使用户在相等的响度感知1000赫兹和1500赫兹,与用户相关联的听力简档指定必须在1500赫兹相对增加10分贝的响度。因此,然后在步骤122,处理器8,44和/或88相应地修改输入信号。

[0068] 根据一个实施方式,在步骤126,处理器8,44和/或88接收表示关于人的听力简档的数据的统计信息。该统计信息可以通过有线或无线连接62被接收(在图2中)和/或78(在图4A中),或者可以被存储在存储器46(在图2中)和/或90(在图4A中)中。例如,表示关于人类听力简档的数据的统计信息可以包括在一个或多个频率处的人的听力简档的平均值和标准偏差。它也可以包括客观或主观听力数据的类型之间的相关性。

[0069] 基于统计的信息,处理器8,44和/或88确定一个或多个类似的听力简档,其与用户相关联的听力传递函数紧密匹配。例如,根据统计的信息,处理器构造类似于与用户相关联的听力传递函数的多个听力简档。基于类似的听力简档,处理器8,44和/或88确定由输入音频信号改变多少,使得用户感知输入音频信号,如同用户具有理想的听力和/或期望的听力。

[0070] 在各种实施方式中,随着用户继续收听音频,处理器8,44和/或88继续改进与用户相关联的听力传递函数。

[0071] 然后,在步骤124,来自处理器8,44或88的修改的音频信号被输出到扬声器12和14或84和86,以产生对用户的一只耳朵或双耳的听觉刺激的。

[0072] 存储在存储器46或90中的听力传递函数可以以多种方式生成,即通过主观测量、通过耳声发射(OAE)、听觉诱发电位(AEP),或其它客观的测试,例如,中耳反射。

[0073] 主观测量

[0074] 由听力学家或通过计算机程序或类似的来执行的听力测定的测量可以由外部源提供至信号处理模块42和74。

[0075] 可替代地，按钮68或在耳机10上的其它用户控件可以由用户使用以通过用户按压按钮以响应于声音信号来直接获得听觉阈值数据。例如，听觉刺激可以以在整个可听频率范围内的增加或降低的振幅向用户播放。当听觉刺激是在每个不同的频率处于用户的听觉阈值处或接近于用户的听觉阈值时，用户按下耳机10上的按钮以提供用户生成的输入信号。

[0076] 一个便捷的心理测试是纯音听力测定，其与用户交互以确定他们的听力的可听阈值。可替代地，测试可以在同一响度，但在不同的频率进行，即“等响曲线”测试。

[0077] 耳声发射(OAE)

[0078] 耳声发射可以在用户的耳道内被测量，然后被用于确定对在多个频率处的阈值或在一个或多个阈上的声级的多个频率处的耳声发射的相对振幅，以创建依赖于频率的用户的耳朵的听力传递函数。刺激频率OAE、扫频OAE、瞬态诱发的OAE、DP-OAE，或脉冲DP-OAE可以被用于此目的。

[0079] 所测量的OAE的振幅、延迟、听力阈值，和/或相位可以被用于与来自正常听力和听力受损的听者的响应范围相比较，以创建依赖于频率的用户的每只耳朵的听力传递函数。

[0080] 由于DP-OAE最好是在具有塞入到每个耳道的两个单独的扬声器/接收器的密封的耳道内进行测量，OAE的使用最适合于在图3和图4中描绘的耳塞实现。

[0081] 在OAE的情况下，一个刺激频率/响度组合产生一个响应振幅。以这种方式的多个频率的测量产生响应振幅相对于频率的图，其被存储在信号处理模块42或74的存储器46或90中，或可以被存储在远程数据库中。许多OAE技术依赖于频率/每刺激的测量；然而，该扫频OAE测量在扫频的范围内的所有频率。然而，无论使用何种测量方法，听力传递函数保持相同，即，在输入音频信号的施加之后，听力传递函数包括信号振幅相对于在用户的耳中诱发的OAE的频率的图。听力传递函数也可以包括与输入频率相关联的输入振幅。

[0082] 在本示例性实施方式中，为了确定用于用户的耳朵的听力传递函数，处理器8，44和/或88捕获输入音频信号的数据点，其包括多个频率，例如，500，1000，2000和4000赫兹，其通常是在均衡器中被使用的相同的频率，该均衡器作用于至扬声器12和14，84以及86，2和3的输出声音信号。在任何一个频率处，处理器测量对输入音频信号在降低的水平处的响应，例如，在70分贝、60分贝、50分贝、40分贝等，直到不存在可测量的响应。处理器8，44和/或88记录当时的数据点。应当理解，在其他实施方式中，不同的方法，如曲线拟合或在单一响度水平测量简档，可以被用于确定听力传递函数。输入音频信号可以包括测试音频信号，和/或内容音频信号，其包括音乐、语音、环境声音、动物声音，等等。例如，输入音频信号可以包括具有嵌入的测试音频信号的内容音频信号。

[0083] 扬声器到用户的耳道的现场(in-situ)校准可以在OAE测量之前由处理器8，44和/或88来执行。在这种情况下，“现场”是指当扬声器和麦克风被置于在耳道内使用时所进行的测量。其中，扬声器的声学特性是已知的，耳朵的声阻抗可以从这个数据被计算并被用于推导修正。

[0084] 在一个或多个实施方式中，现场校准可以被完成，通过播放测试音频信号，例如线

性调频,或内容信号,覆盖扬声器的频率范围,用麦克风记录频率响应,以及通过改变均衡器设置来调整输出,使获得期望的响度的平坦的频率响应。

[0085] 在其他实施方式中,通过不断地比较给定频域中的扬声器的预测的输出和扬声器到麦克风的电输入并改变均衡器增益直到它们匹配,对任何回放声音(例如,音乐,或任何包括内容的音频)的校准可实时完成。现场校准考虑到在不同用户的耳朵的外部部分中的变化以及耳塞的放置的不同。如果没有听力测定的数据是可用的,则现场校准可以单独被使用以调整声音。

[0086] 具有内部麦克风的任何变型可以使用那个麦克风用于扬声器的现场校准,其在每次用户戴上耳机时执行。

[0087] 听觉诱发电位(AEP)

[0088] AEP涉及来自图1中描绘的干电极或电容式传感器26,28和30的毫微伏特范围信号的测量。

[0089] 为了提高AEP的信噪比,听觉刺激的多次重复通常需要被施加。

[0090] 传统上,在轻微擦伤皮肤作为准备之后,AEP通过使用湿电极被测量。这对于在消费者音频耳机中的使用是不切实际的,这也就是为什么干电极和/或电容式传感器在这种情况下被使用。由于减小的信噪比,刺激的多次重复通常是需要的,这意味着听力传递函数估计通常需要一段较长的时间周期,或者,可选地,其比在湿电极被使用的情况下更不准确。

[0091] 任何AEP可以被测量,如听觉脑干响应、中间潜伏期响应、皮质响应、声学变化复杂、听觉稳态响应、复杂的听觉脑干响应、耳蜗电图、耳蜗微音,或耳蜗神经音AEP。

[0092] 对于每只耳朵的依赖频率的听力传递函数由处理器8,44和/或88确定,通过使用频率特异性的刺激,如音调或有限带宽的线性调频信号或音频内容信号,如音乐或语音,其被用作施加到用户的耳朵的听觉刺激,并随后确定频率特异性阈值,或使用一个或多个阈上的声级,并确定相对的振幅和/或AEP响应的延迟。

[0093] 振幅、延迟、听力阈值和/或相位的比较可以被用于来自正常听力和听力受损的听者的响应范围,以创建用于每只耳朵的听力传递函数。正常听力和听力受损的听者的响应范围可以被保持在存储器46或90中,用于由处理器8,44和/或88在这样的操作中使用。

[0094] 由处理器8,44和/或88执行的用于检测AEP响应的确切的处理操作对于以上描述的AEP方法的每一个都是不同的,因为对于每个AEP的特性波形的时间进程是不同的。

[0095] 通常,由处理器8,44和/或88应用的方法包括峰值提取算法,或响应的窗口均方根(RMS)测量,相较于基线RMS或在基线噪声上的信号的频率特异性RMS。然而,其他的方法也被很好的描述,例如Valderrama,Joaquin T.等的“Automatic quality assessment and peak identification of auditory brainstem responses with fitted parametric peaks”(自动质量评估和与具有拟合参数峰值的听觉脑干响应的峰识别)生物医学中的计算机方法和程序114.3(2014):262-275。

[0096] 图6描绘了相较于具有轻度听力损失的耳朵的代表性的正常的耳朵的时域的频率响应。

[0097] 图7示出了正常的耳朵和具有轻度听力损失的耳朵的频域中的听觉诱发电位响应的RMS振幅。实线描绘了与正常的耳朵相关联的听力传递函数,而虚线描绘了具有轻度听力

损失的耳朵相关联的听力传递函数。

[0098] 已发现两个AEP对于本发明的一个或多个实施方式特别便捷,即听觉稳态响应(ASSR)和复杂的听觉脑干响应(cABR)。ASSR对于这种应用是尤为便捷的,因为响应的检测是由公开刊登的方法在统计学上进行实施的:

[0099] • Mühler,Roland,Katrin Mentzel,和Jesko Verhey的"Fasthearing-threshold estimation using multiple aud itory steady-state responses with narrow-band chirps and adaptive stimulus patterns"(通过使用具有窄带线性调频和自适应刺激模式的多听觉稳态响应的快速的听力阈值估计),科学世界日报2012(2012)。

[0100] 上述实施方式的其它特征/优点包括:

[0101] • 多个频率可以被同时测试并且双耳可以在同一时间进行测试。相位信息也可获得。

[0102] • cABR的使用涉及记录脑电图(EEG)活动,当复杂的声音被播放给用户时。

[0103] • 对相同刺激的多个响应通常在时域或频域中由处理器平均。

[0104] • 低频率(通常小于1千赫兹)的声音,之后通常伴随着EEG波形的延迟(频率跟随响应)。

[0105] • 声音的瞬变特性,如在演讲开始处的突发,音符或鼓声,引起在EGG波形中的额外的类cABR波形。

[0106] • cABR分析还可以被适于估计耳朵的听力传送函数以响应于连续的声音,例如音乐。

[0107] 图8A示出了根据一个实施方式的低通滤波输出的声音以及EEG(频率跟随响应)的傅里叶分析。低通滤波输出信号和EGG频率跟随反应提供了听力传递函数的低频部分。由于低信噪比(SNR),频域平均是需要的。

[0108] 图8B是根据一个实施方式的用于确定听力传递函数的低频部分的技术的流程图。在步骤800中,处理器8,44和/或88重复地执行音频信号和响应,例如EEG响应,的傅立叶变换和/或快速傅立叶变换。音频信号包括多个频率范围,如125,250,500,和1000赫兹。在步骤810中,处理器8,44和/或88确定每个频率范围的响度和所检测的响应的振幅,诸如EEG响应。在步骤820,处理器8,44和/或88连续地建立所述多个频率范围/响度对的平均值。这种技术比高频版本更容易并且更准确;但主体低通过滤响应,因此,这种技术的效果随着频率的增加而欠佳。

[0109] 图9A示出了根据一个实施方式的由分析响应(例如在声学瞬变后的EEG响应信号)获得的关于高频听力的信息。元素900是输入音频信号。元素910是由传感器(如EEG传感器)所得到的信号。元素920是在输入音频信号900中检测到的峰值。

[0110] 图9B是根据一个实施方式的确定听力传送函数的高频部分的技术的流程图。在步骤930中,处理器8,44和/或88识别在输出声音中的瞬变,例如,通过检测音量在几毫秒的过程中从低于阈值至高于那个阈值的某个水平。在步骤940中,通过对瞬变的前几毫秒执行傅立叶分析,处理器8,44和/或88确定耳蜗的刺激部。例如,快速傅立叶变换在瞬变的前几毫秒执行以识别在刺激的响度中的耳蜗的激发部分(假设1千赫兹)。在步骤950中,处理器8,44和/或88检查来自传感器的基线噪声是否是可接受的;例如,在紧接着瞬变前的时间内,其是否是小于10μV RMS。在步骤960,在信号(例如EEG信号)上提供噪声,是可接受的低,在

瞬态之前或之后的时间窗口的信号的RMS值被记录。频率范围和瞬变的响度和EEG振幅被保存到存储器46和/或90。在步骤970中，当用户听音乐时，处理器8，44和/或88不断地重复上述步骤，以计算出多个频率/响度对的平均值。

[0111] 多个条目被整理用于每个频率/响度组合或邻近的频率和响度池。平均的前-RMS和后-RMS值与来自正常听力和听力受损的听众的响应范围进行比较，以形成每只耳朵的高频听力传递函数。

[0112] 如上所述，对振幅和相位的比较可以通过处理器8，44和/或88与正常听力和听力受损的听众的相应范围进行比较，以形成对用户的每只耳朵的依赖于频率的听力传递函数。OAE和ASSR可以给与除了信号量级之外的响应相位。在使用振幅和相位两者的那些实施方式中，这两种技术中的一个应被使用。但是，在本发明的其它实施方式中，其中不同的AEP可以在用户的耳朵内诱发，处理器8，44和/或88可能仅能够比较振幅。

[0113] 在那些在听力传递函数中相位以及振幅被捕获的实施方式中，处理器8，44和/或88有效地实施配有量级的有限输入响应(FIR)滤波器，以最小化听力损失和相移的影响(对于可获得来自客观的听力测定的测量的相位信息的实施方式)，以使用户对音频信号的感知与具有理想听觉的人的感知相同。

[0114] 在其他实施方式中，用户的耳朵的依赖于频率的听力传递函数完全由如前所述的每个频带的增益组成，例如500，1000，2000和4000赫兹。设置增益的两种实际方式首先是根据检测到的可听阈值和来自理想听力简档的听力传递函数的振幅之间的差异来简单地设置增益。其次，可以将多个频率处的AEP/OAE的相对振幅与一个或多个阈上的声音水平进行比较。例如，如果对于80dB刺激，在500，1000，2000和4000赫兹的AEP/OAE的振幅是120，90，100和110单位，并且理想听力的人的信号振幅应该是105，100，95和100单位，则均衡器增益由处理器8，44和/或88相应地调整。应当理解的是，不同的用户可以具有不同的头部尺寸、更多的头发、更厚的皮肤等，因此应该是在不同频率的值之间的实际比率，而不是处理器8，44和/或88补偿的绝对值，如图6和7所描绘的。

[0115] OAE和AEP的测量可以以多种不同的方式被定时：

[0116] • 用户的耳朵的完整听力传递函数可以根据用户的要求得出。

[0117] • 当用户第一次戴上耳机时，或者用户第一次听到音频时，可以进行用户耳朵的完整听力传递函数可以被得出。

[0118] • 每次用户戴上耳机时，或者每次用户听到音频时，部分听力传递函数可以被测量，其随着时间的推移将成为完整的听力传递函数；一旦完整的听力传递函数完成，进一步的部分听力传递函数迭代地改进所存储的函数。

[0119] • 部分听力传递函数可以在歌曲之间或在音频被输入到装置中的任何时间过程中交错。

[0120] 如果实施估计听力传递函数的cABR方法，EGG记录是在音频播放的任何时间过程中连续地进行的。需要音频的许多小时以获得足够的瞬变事件以估计听力传递函数的高频部分。

[0121] 任何外部或内部的麦克风也可以被用于判定环境噪声水平是否太高，对于精确的客观的或精神物理学的测量以及没有在这样的时间期间进行的测量。

[0122] 在由处理器8，44和/或88执行的均衡功能期间被施加的补偿的精确度将通过正常

听力的人和听力受损的人的听力简档的许多示例的收集来改善。在这方面，表征耳机10或耳塞70的每个用户的可听阈值的客观和精神物理学听力测定的数据可以被传送到远程数据库(未示出)。根据来自足够数量的用户的这种类型的客观的和精神物理学听力测定的数据的足够数量的收集，对于正常听力的人的更高准确度和听力受损的人的依赖频率的听力传递函数可以被输入到处理器8，44和/或88中，例如，通过无线或有线连接到因特网，通过同步到智能手机应用，用于随后存储在存储器46和/或90中。该归一化的听力传递函数然后在执行上述功能期间可以由处理器8，44和/或88使用。

[0123] 本领域技术人员将理解，可以存在本文所描述的配置的变形和修改，其在由所附权利要求限定的本发明的范围内。

[0124] 例如，在其他实施方式中，听力传递函数还可以由处理器8，44和/或88从听力测定的数据导出，通过使用更复杂的方法，其类似于与下面来源中描述的助听器适配规则中所使用的。

[0125] • Pascoe，David Pedro。“Clinical measurements of the auditory dynamic range and their relation to formulas for hearing aid gain”(听觉动态范围的临床测量及其与助听器增益公式的关系)助听器适配：理论与实践观点(1988)：129-152。http://www.blog-audioprothesiste.fr/wp-content/uploads/2011/02/129-52-Pascoe-CLINICAL-MEASUREMENTS-OF-THE-AUDITORY-DYNAMIC-RANGE.pdf

[0126] • Byrne，Denis等。“NAL-NL1 procedure for fitting nonlinear hearing aids：Characteristics and comparisons with other procedures”(用于适配非线性助听器的NAL-NL1程序：特性和与其它程序的比较)，美国学术研究学会12.1(2001)：37-51。

[0127] 用户识别

[0128] 图10描绘了根据一个实施方式的失真产物OAE精细结构的示例。该图源自Shaffer，Lauren A.等的“Source and mechanisms of DP-OAEgeneration：implications for the prediction of auditory sensitivity”(DP-OAE生成的来源和机制：对听觉灵敏度的预测的影响)，耳朵和听力24.5(2003)：367-379。元素1000是立方差异音，以及元素1010是用户的耳朵内部的噪声。假设主音f1在频率中较低，并且主音f2在频率中较高。当两个纯音f1和f2同时被呈现给人耳时，最突出的“失真产物”(DP)发生在2f1-f2——“立方差异音”，1000。例如，如果f1＝1000Hz，f2＝1200Hz，则2f1-f2＝2(1000)-1200＝2000-1200＝800Hz。此外，立方差异音1000比f1小至少50dB，并且2f1-f2DP-OAE是最大的，当f1与f2的比率为约1.22并且f1＝65dB SPL和f2＝50dB SPL的强度时。

[0129] 立方差异音1000是从耳蜗内的两个单独的位置，主要和次要位置被生成的，来自每个的信号相长地和相消地相互干扰，在响应中形成波峰和波谷。波峰和波谷的特定位置(在频域中)的模式被称为精细结构，并且对于每个耳朵是唯一的。来自用户的立方差异音1000响应可以与存储在数据库中的多个立方差异音进行比较。该数据库可以被集成到耳机1，10，70中，或者它可以是远程数据库。

[0130] 处理器8，44和/或88比较测量的立方差异音1000和存储在数据库中的多个立方差异音以识别对象。处理器8，44和/或88使用诸如均方根误差的匹配分数来进行比较。例如，处理器8，44和/或88选择具有最佳匹配分数的立方差异音，例如具有最小均方根误差的立方差异音。如果所选择的立方差异音匹配分数满足指定的阈值，例如均方根误差低于25％，

则找到匹配。如果所选择的立方差异音不满足阈值要求，则不进行识别/认证。当找到匹配时，处理器检索与匹配的立方差异音相关联的用户ID。

[0131] 根据一个实施方式，与用户相关联的生物测定数据，例如用户的头部，可被用于提高识别的准确性。例如，如果存在满足指定阈值的多个立方差异音，则基于生物测定数据的匹配的质量，用户可以被识别。在另一示例中，如果存在其均方根误差在彼此的5％内的多个立方差异音，则基于生物测定数据的匹配的质量，用户可以被识别。

[0132] 可以使用任何上述公开的方法，例如主观方法、AEP、EE6等来测量用户对声音的感知(即，听力传递函数)。每个用户的听力传递函数是唯一的。用户的听力传递函数被存储在数据库中，例如集成到耳机1，10，70的数据库，或远程数据库。类似地，处理器8，44和/或88然后将测量的听力传递函数与数据库中的用户听力简档进行比较，以识别对象。

[0133] 基于对象识别，耳机可以根据用户听力简档来修改声音，可以加载和播放与所识别的用户相关联的播放列表等。用户识别本身或者与其他方法一起可以被用于安全目的。

[0134] 从耳朵测量的其他类型的客观数据也可以被用于识别，例如现场扬声器频率响应或从现场扬声器频率响应导出的数据，例如耳朵的声阻抗。

[0135] 图11描绘了本发明的实施方式，其中OAE探针还被用作消费者音频使用的一组耳机。图4B的探针1被复制到另一只耳朵，并且被连接到有线或无线模拟或数字音频接口1100。微处理器1110控制生物测定简档的测量并执行分析。如果没有发现差异，则音频信息被路由到扬声器。

[0136] 附注

[0137] 前述所要求保护的内容的各种实施方案的描述仅供以说明和描述的目的，其并意在详尽的或将所要求保护的内容限制在所公开的精确的形式。很多修改和变形对本领域技术人员而言非常明显。这些实施方式会被选择和描述以最好地描述发明的原理以及它的实际运用，由此来使其他在相关领域的技术人员理解所要求保护的内容、各种实施方式以及适合于预期的特定用途的各种修改。

[0138] 虽然实施方式已经在全功能的计算机和计算机系统的上下文中进行了描述，本领域技术人员将会理解，各种实施方式能够被分布为各种形式的程序产品，并且该公开同样适用于机器的特定类型或被用于实际上影响分布的计算机可读介质。

[0139] 尽管上述具体实施方式描述了某些实施方式和所构想的最佳模式，但无论上述内容在文本中出现多么详细，实施方式可以以许多方式实践。系统和方法的细节可以在其实现细节方面显著变化，同时仍被本说明书所涵盖。如上所述，当描述各种实施方式的某些特征或方面时使用的特定术语不应被认为暗示该术语在本文中被重新定义为限于与该术语相关联的本发明的任何特定特性、特征或方面。一般来说，除非这些术语在本文中明确定义，否则在所附权利要求中使用的术语不应被解释为将本发明限制在说明书中公开的具体实施方式中。因此，本发明的实际范围不仅包括所公开的实施方式，而且包括根据权利要求的实践或实施实施方式的所有等同方式。

[0140] 在说明书中使用的语言主要是为了可读性和指导目的而被选择的，并且它可以不被选择来描绘或限制本发明的主题。因此，意图是本发明的范围不由该具体实施方式限制，而是由基于本申请的发布的任何权利要求限制。因此，各种实施方式的公开旨在说明而非限制实施方式的范围，其是在所附权利要求中阐述的。

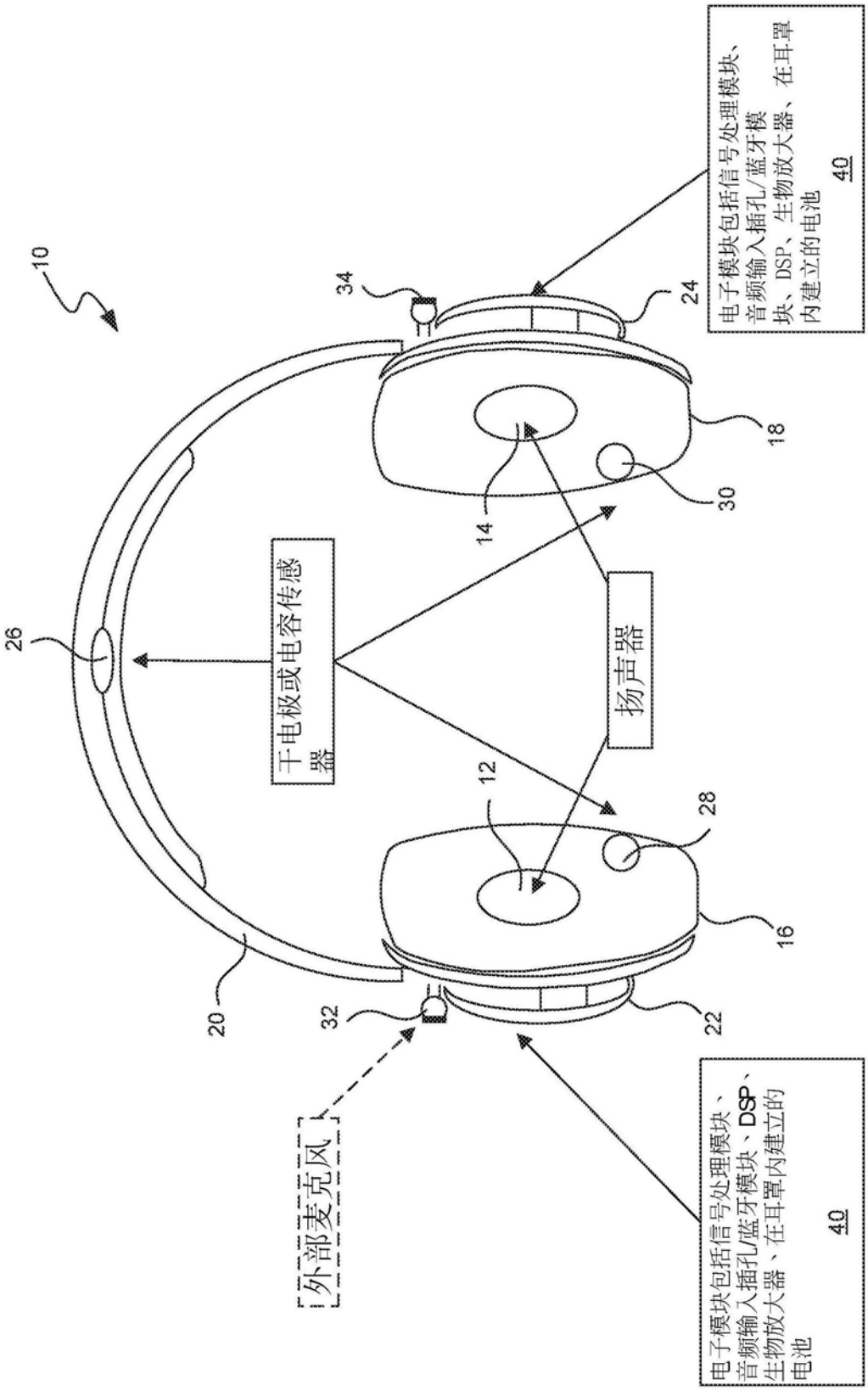

10
34
24
电子模块包括信号处理模块、音频输入插孔/蓝牙模块、DSP、生物放大器、在耳罩内建立的电池
40
18
14
30
26
干电极或电容传感器
扬声器
12
28
16
20
32
22
外部麦克风
电子模块包括信号处理模块、音频输入插孔/蓝牙模块、DSP、生物放大器、在耳罩内建立的电池
40

图1

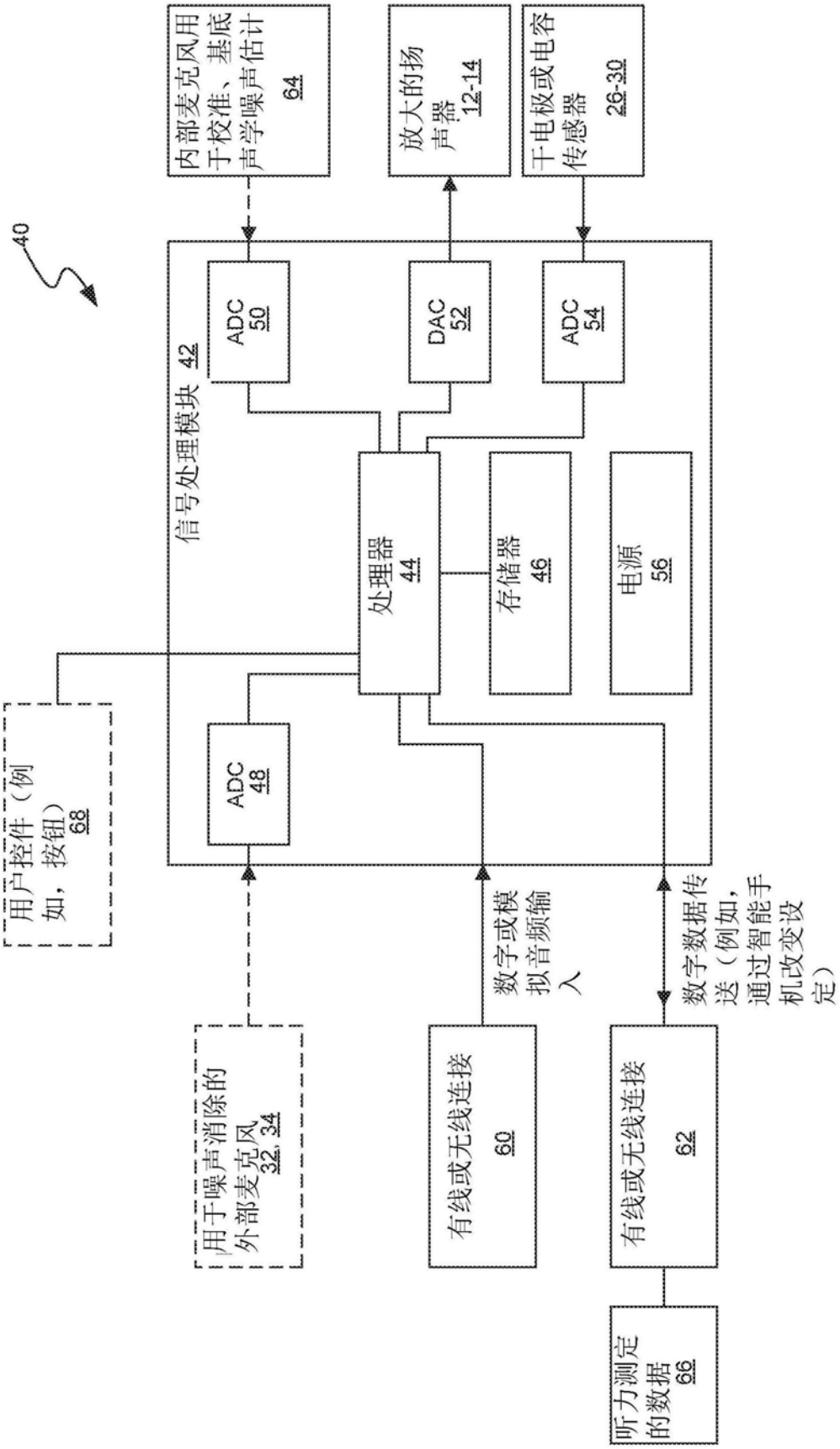

40
信号处理模块 42
ADC 50
DAC 52
ADC 54
ADC 48
处理器 44
存储器 46
电源 56
内部麦克风用于校准、基底声学噪声估计 64
放大的扬声器 12-14
干电极或电容传感器 26-30
用户控件（例如，按钮） 68
用于噪声消除的外部麦克风 32, 34
有线或无线连接 60
有线或无线连接 62
数字或模拟音频输入
数字数据传送（例如，通过智能手机改变设定）
听力测定的数据 66

图2

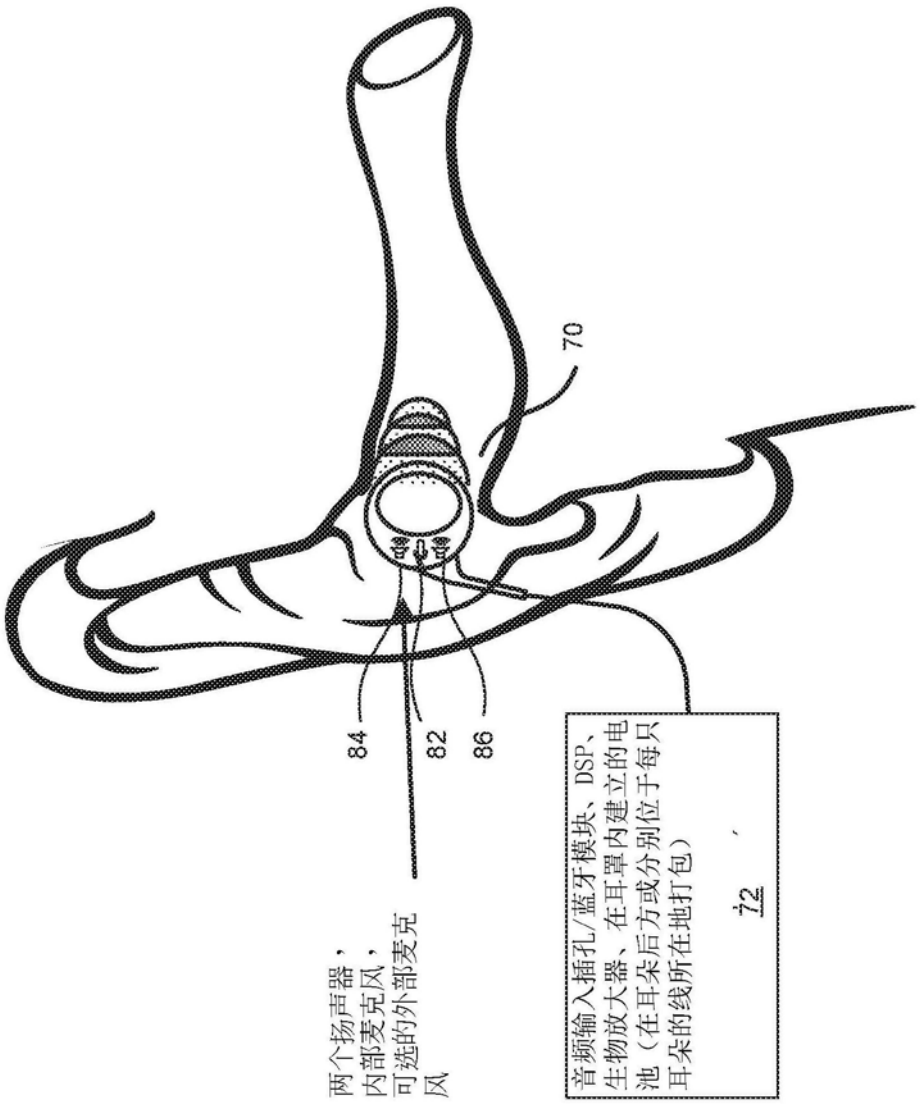

70
84
82
86
两个扬声器，
内部麦克风，
可选的外部麦克
风
音频输入插孔/蓝牙模块、DSP、
生物放大器、在耳罩内建立的电
池（在耳朵后方或分别位于每只
耳朵的线所在地打包）
12

图3

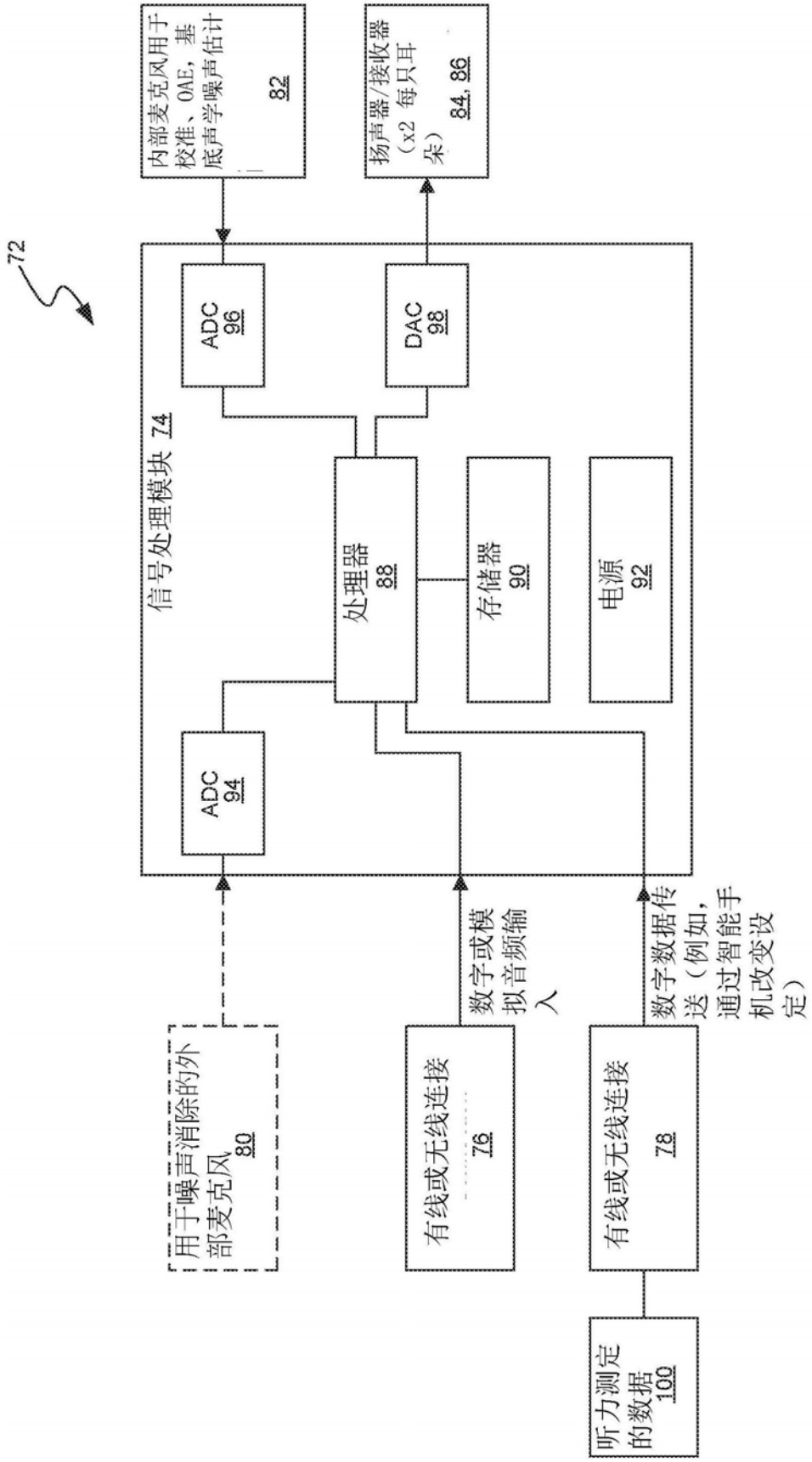

72
内部麦克风用于校准、OAE，基底声学噪声估计 82
扬声器/接收器（x2 每只耳朵） 84, 86
信号处理模块 74
ADC 96
DAC 98
处理器 88
存储器 90
电源 92
ADC 94
用于噪声消除的外部麦克风 80
有线或无线连接 76
数字或模拟音频输入
有线或无线连接 78
数字数据传送（例如，通过智能手机改变设定）
听力测定的数据 100

图4A

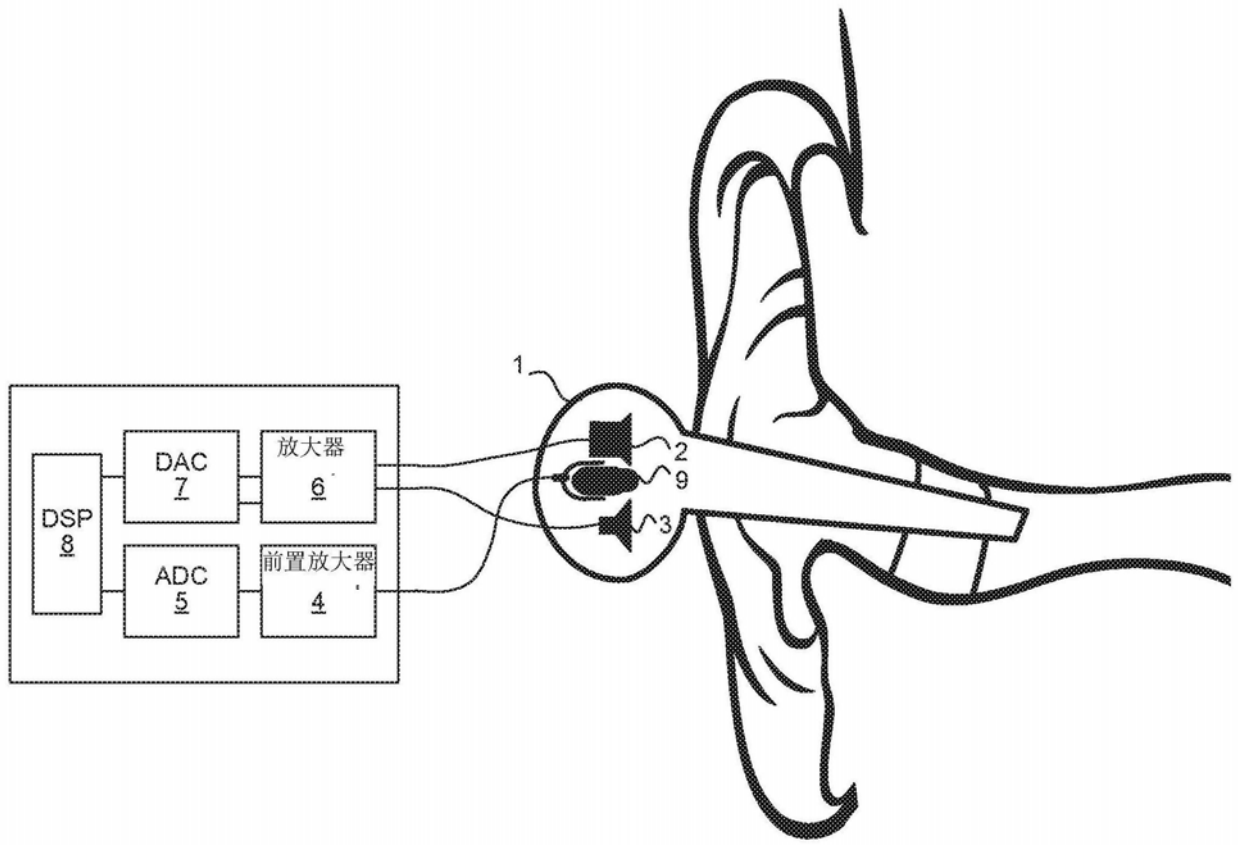


图4B

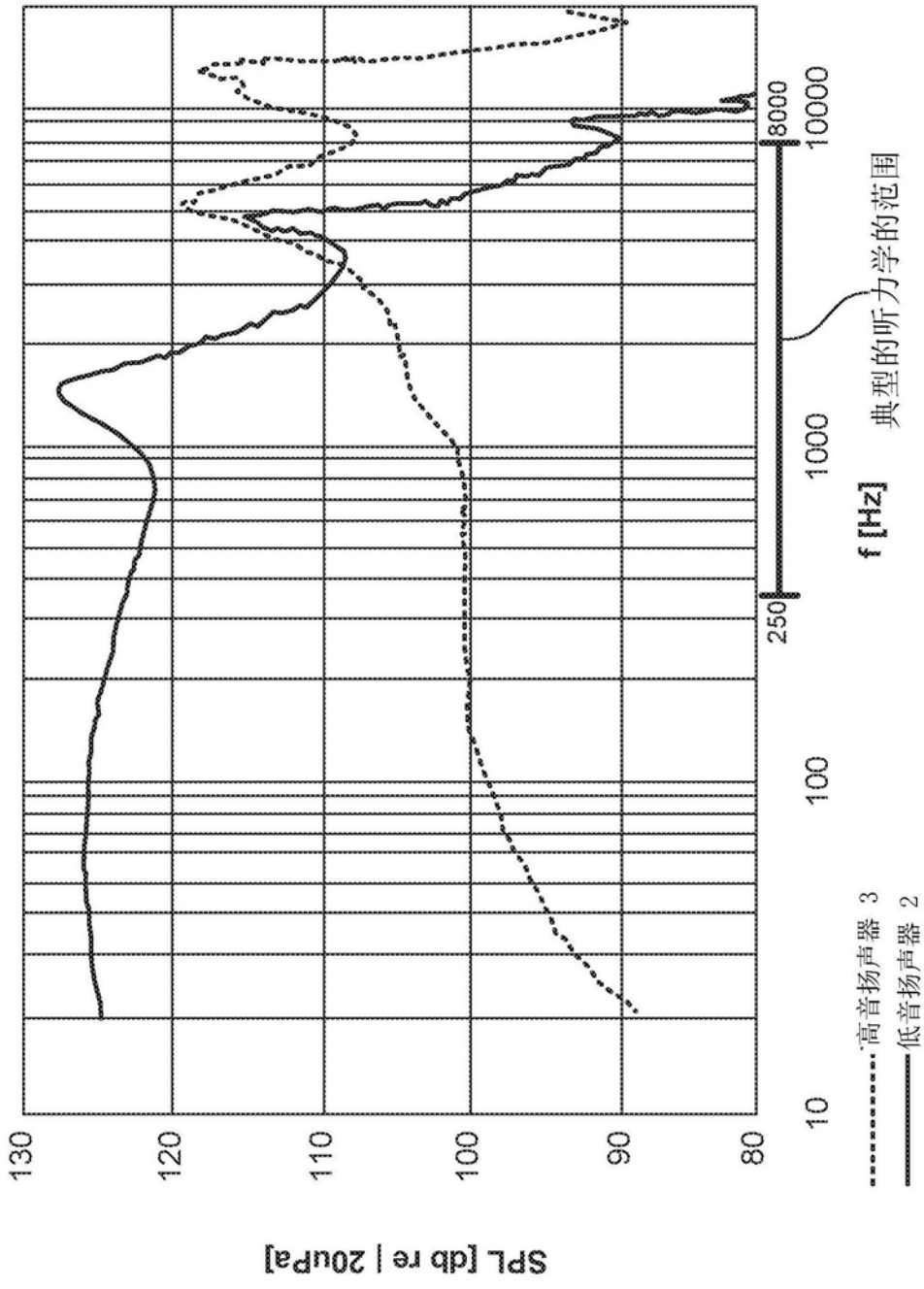

SPL [db re | 20uPa]
130
120
110
100
90
80
10
100
1000
10000
8000
250
f [Hz]
典型的听力学的范围
高音扬声器 3
低音扬声器 2

图4C

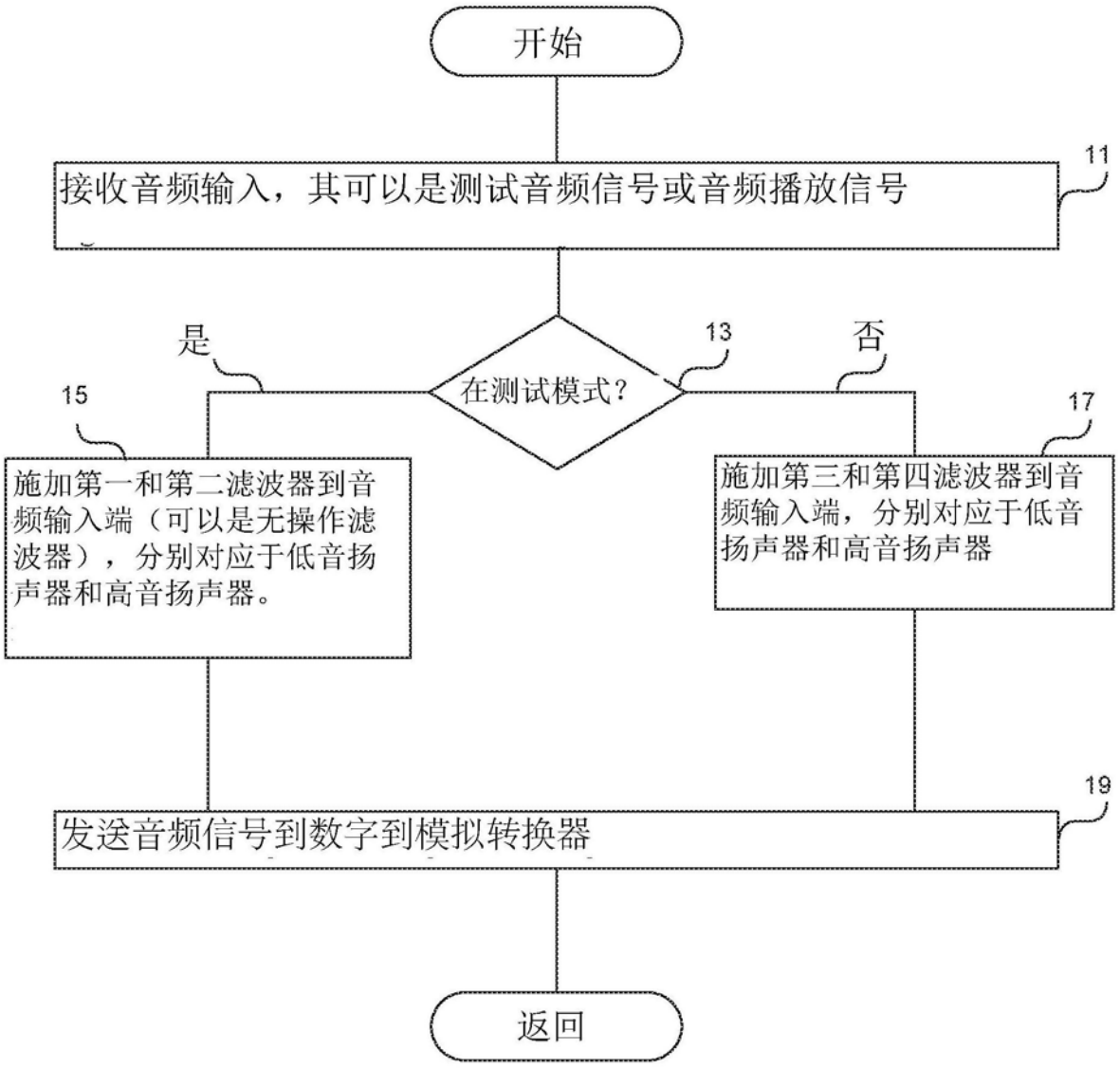

开始
接收音频输入，其可以是测试音频信号或音频播放信号
11
在测试模式？
13
是
否
15
施加第一和第二滤波器到音频输入端（可以是无操作滤波器），分别对应于低音扬声器和高音扬声器。
17
施加第三和第四滤波器到音频输入端，分别对应于低音扬声器和高音扬声器
19
发送音频信号到数字到模拟转换器
返回

图4D

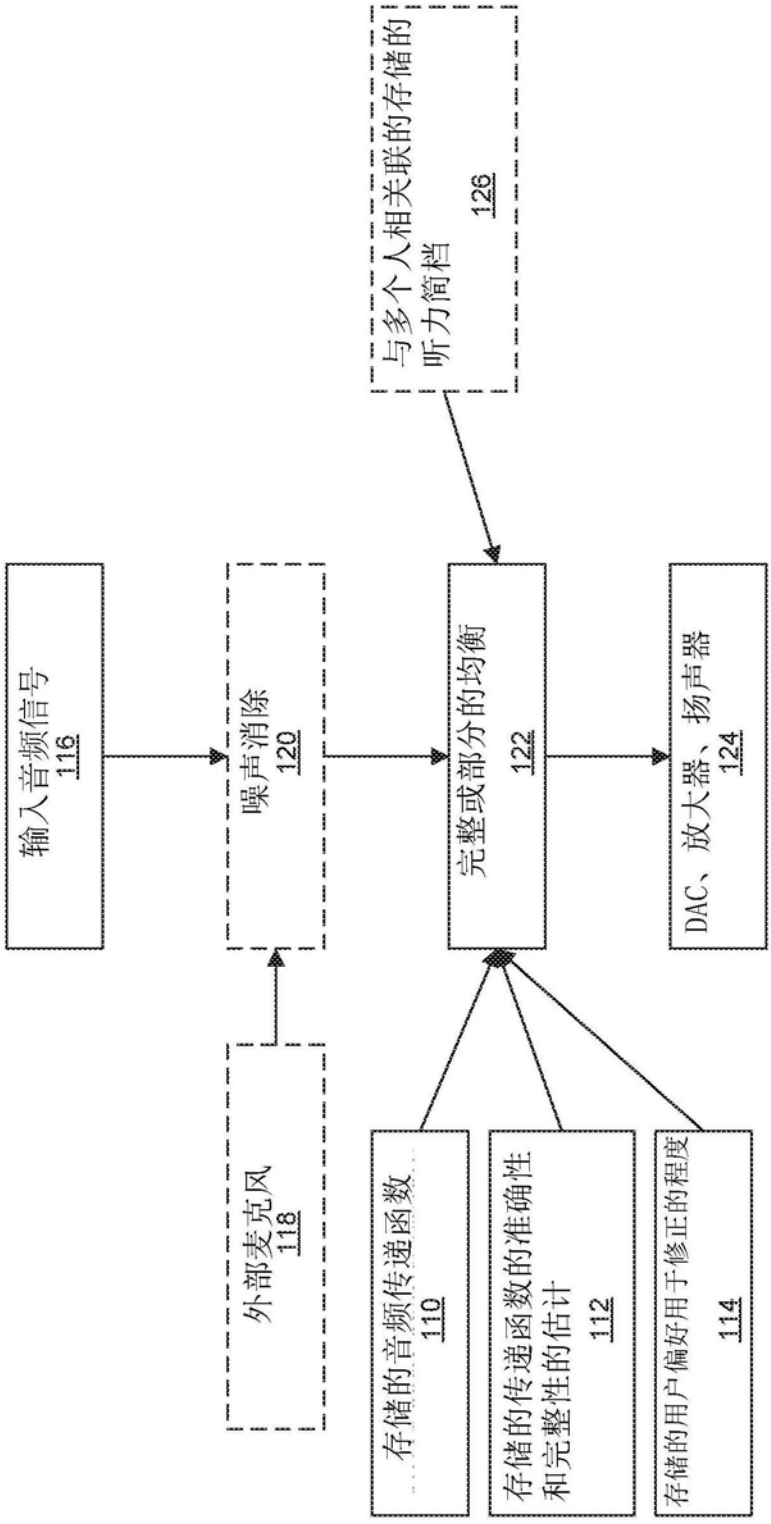

输入音频信号
116
噪声消除
120
完整或部分的均衡
122
DAC、放大器、扬声器
124
与多个人相关联的存储的
听力简档
126
外部麦克风
118
存储的音频传递函数
110
存储的传递函数的准确性
和完整性的估计
112
存储的用户偏好用于修正的程度
114

图5

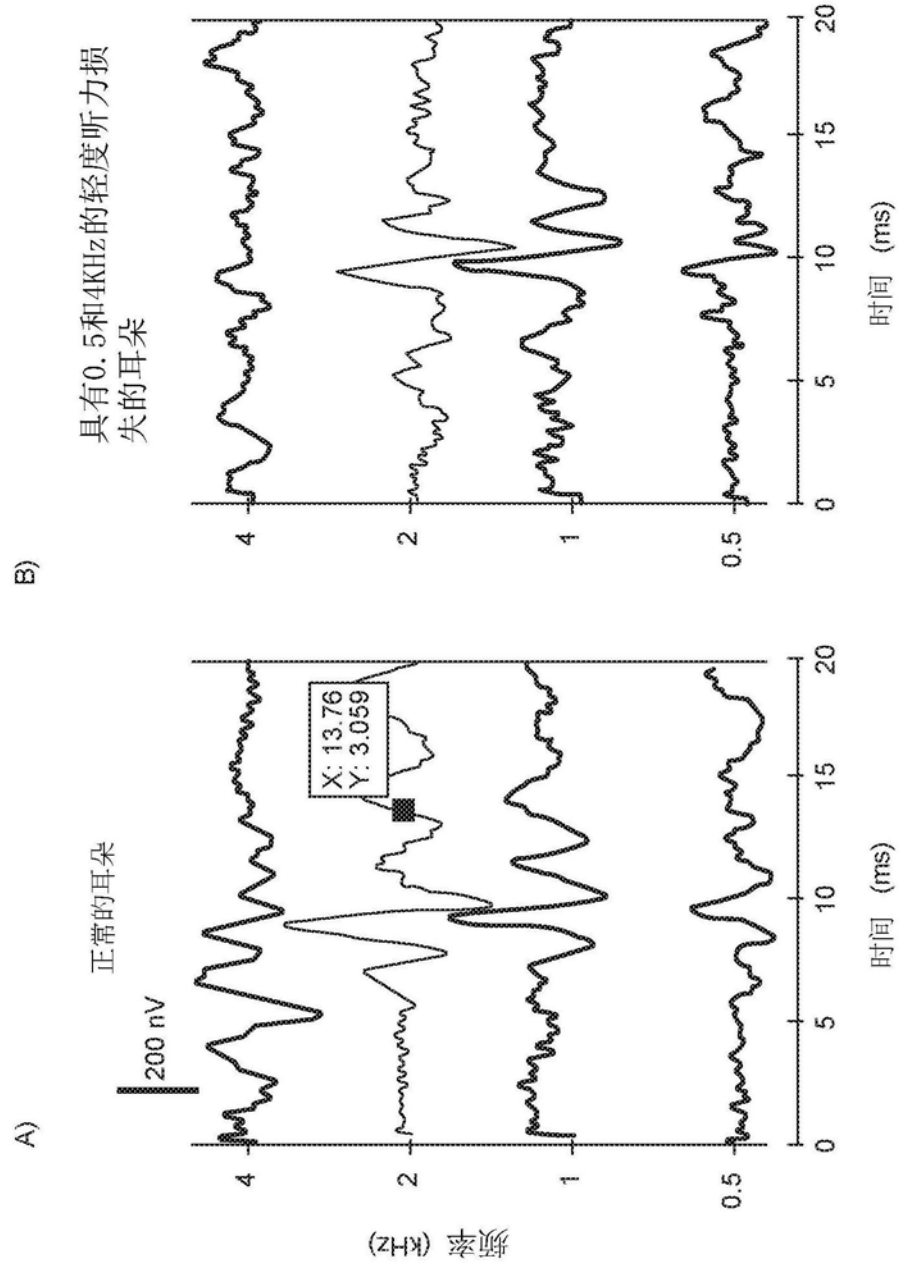

A)
正常的耳朵
200 nV
X: 13.76
Y: 3.059
B)
具有0.5和4KHz的轻度听力损失的耳朵
频率 (kHz)
4
2
1
0.5
0
5
10
15
20
时间 (ms)

图6

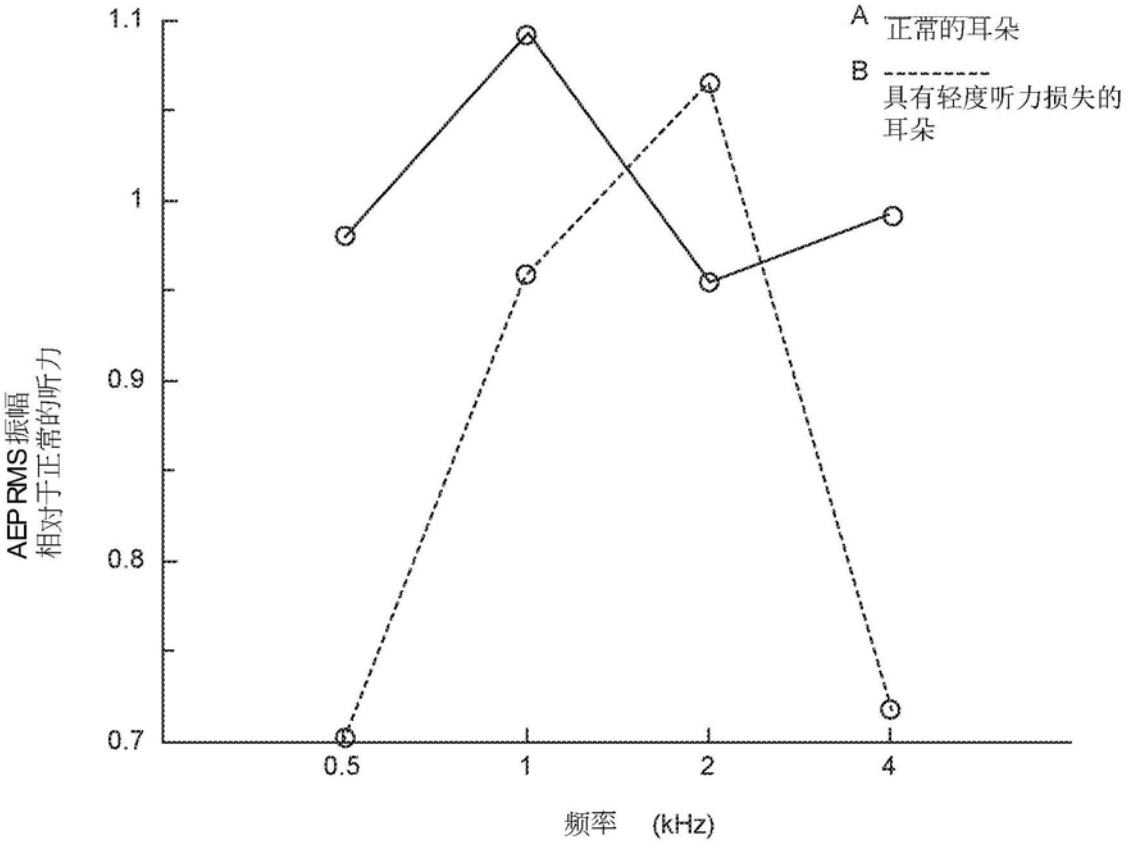

A 正常的耳朵
B ---------
具有轻度听力损失的
耳朵
AEP RMS振幅
相对于正常的听力
1.1
1
0.9
0.8
0.7
0.5
1
2
4
频率 (kHz)

图7

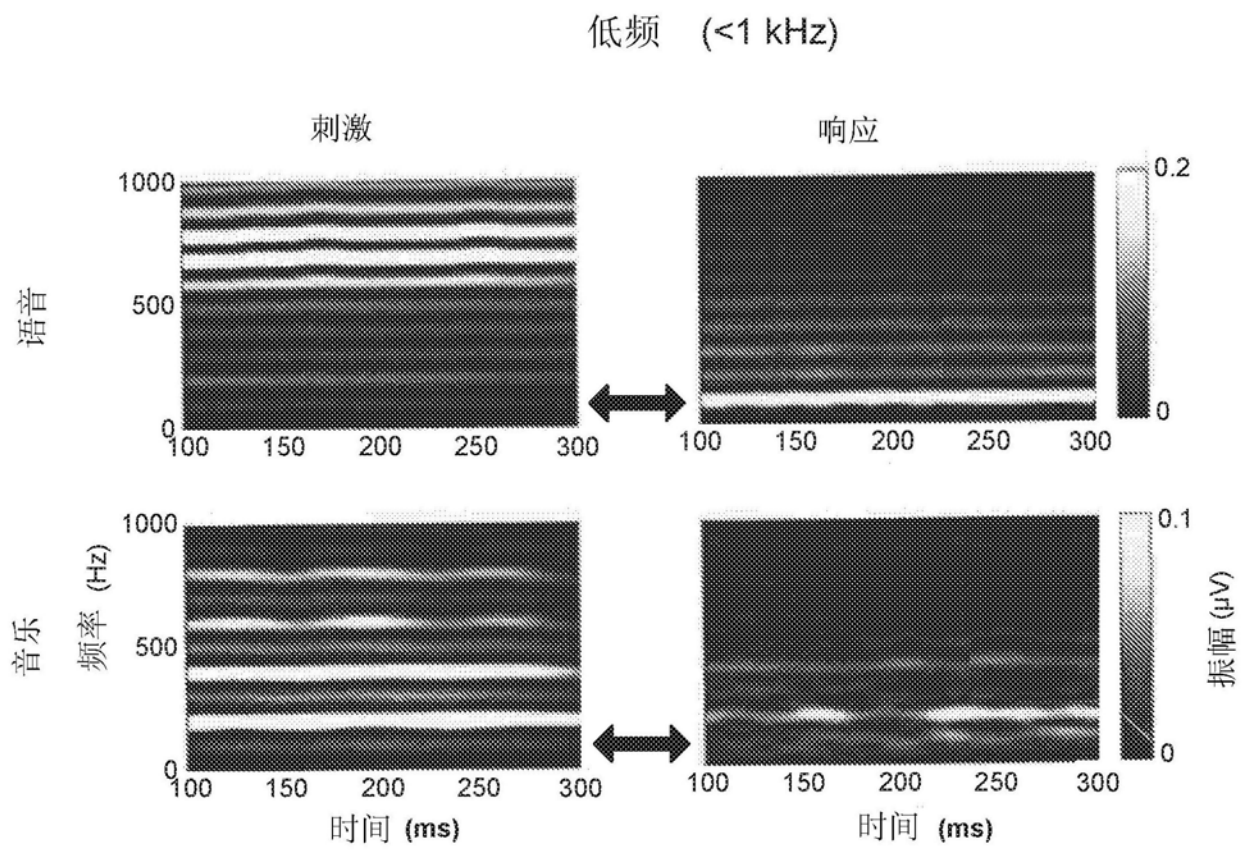

低频 (<1 kHz)
刺激
响应
语音
音乐
频率 (Hz)
1000
500
0
100
150
200
250
300
0.2
0
0.1
振幅 (μV)
时间 (ms)

图8A

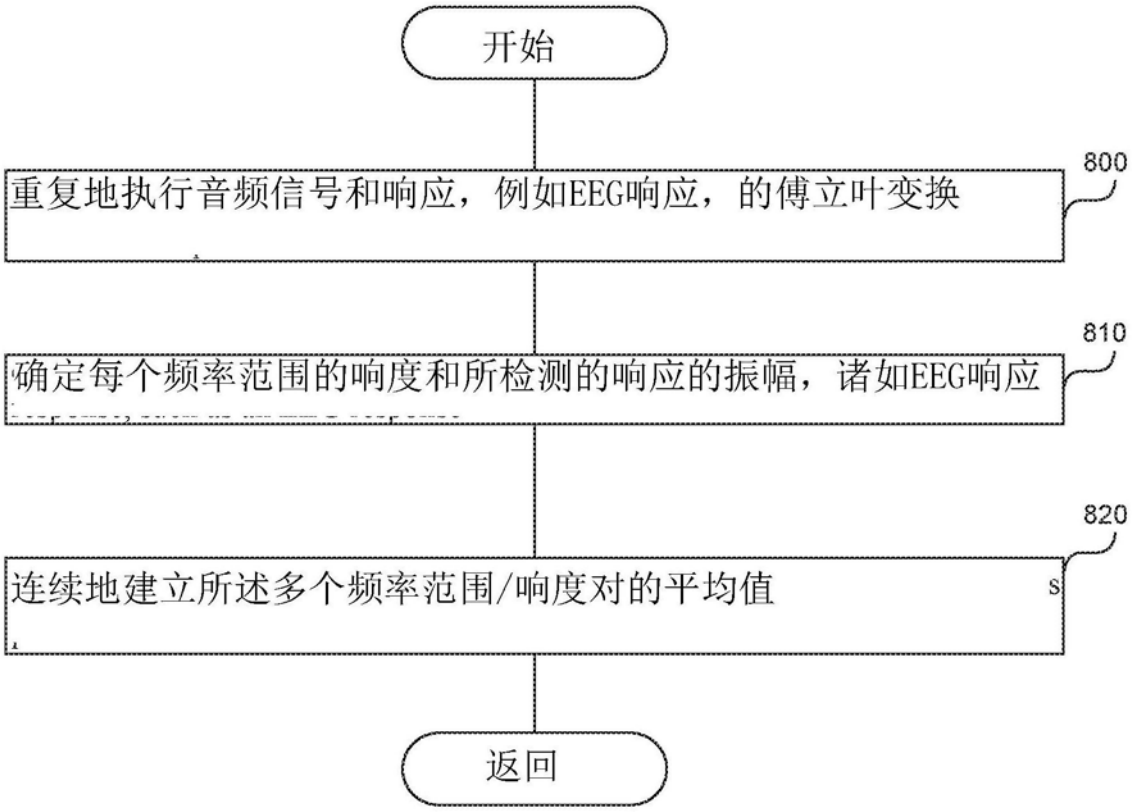

开始
重复地执行音频信号和响应，例如EEG响应，的傅立叶变换
800
确定每个频率范围的响度和所检测的响应的振幅，诸如EEG响应
810
连续地建立所述多个频率范围/响度对的平均值
820
返回

图8B

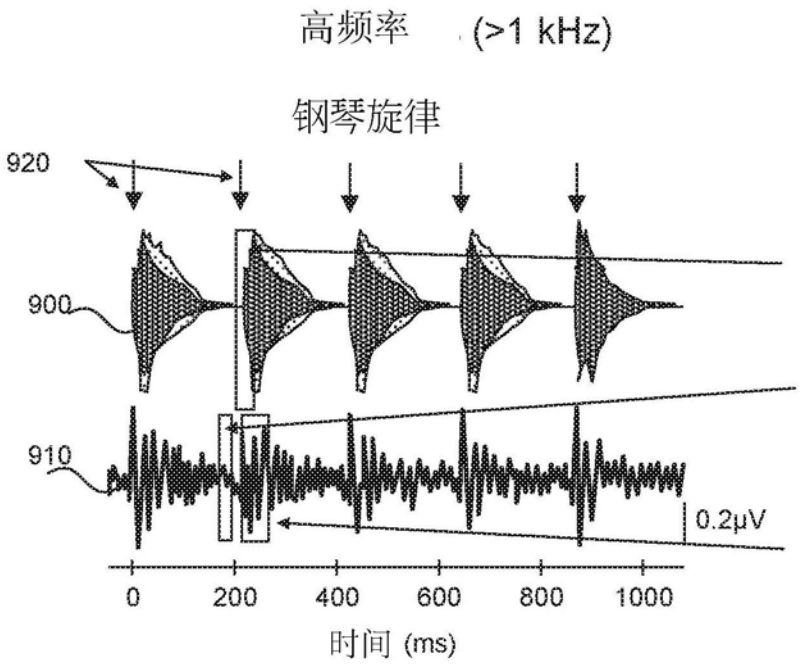

高频率 (>1 kHz)
钢琴旋律
920
900
910
0.2μV
0
200
400
600
800
1000
时间 (ms)

图9A

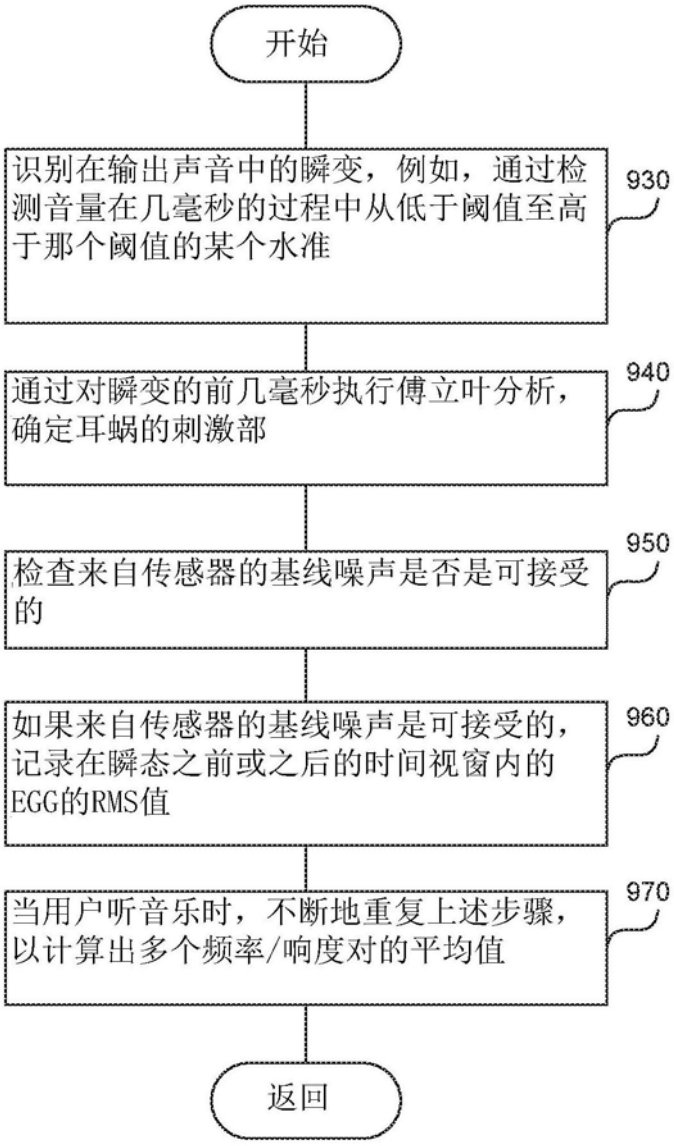

开始
识别在输出声音中的瞬变，例如，通过检测音量在几毫秒的过程中从低于阈值至高于那个阈值的某个水准
930
通过对瞬变的前几毫秒执行傅立叶分析，确定耳蜗的刺激部
940
检查来自传感器的基线噪声是否是可接受的
950
如果来自传感器的基线噪声是可接受的，记录在瞬态之前或之后的时间视窗内的EGG的RMS值
960
当用户听音乐时，不断地重复上述步骤，以计算出多个频率/响度对的平均值
970
返回

图9B

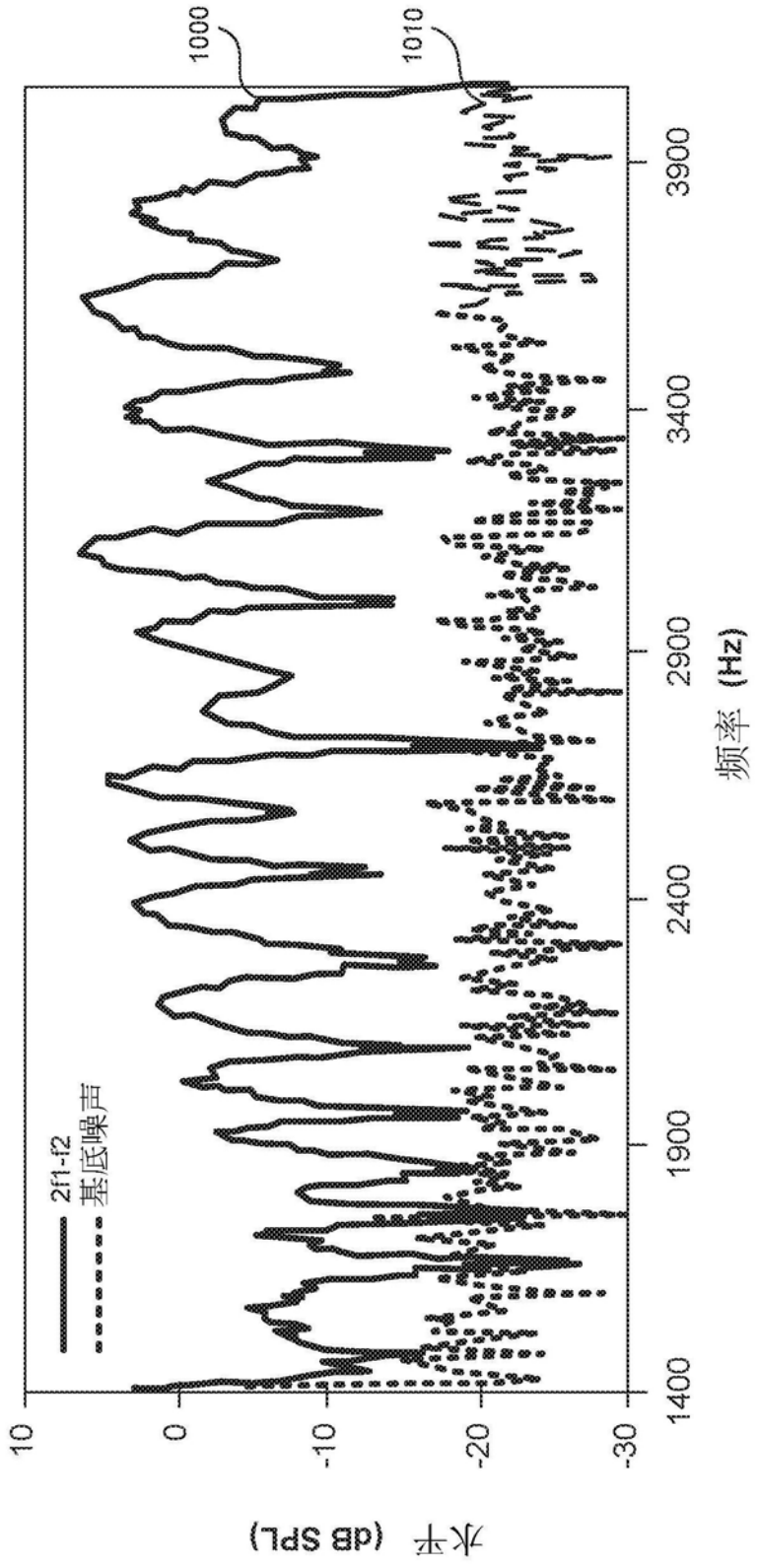

1000
1010
2f1-f2
基底噪声
10
0
-10
-20
-30
水平 (dB SPL)
1400
1900
2400
2900
3400
3900
频率 (Hz)

图10

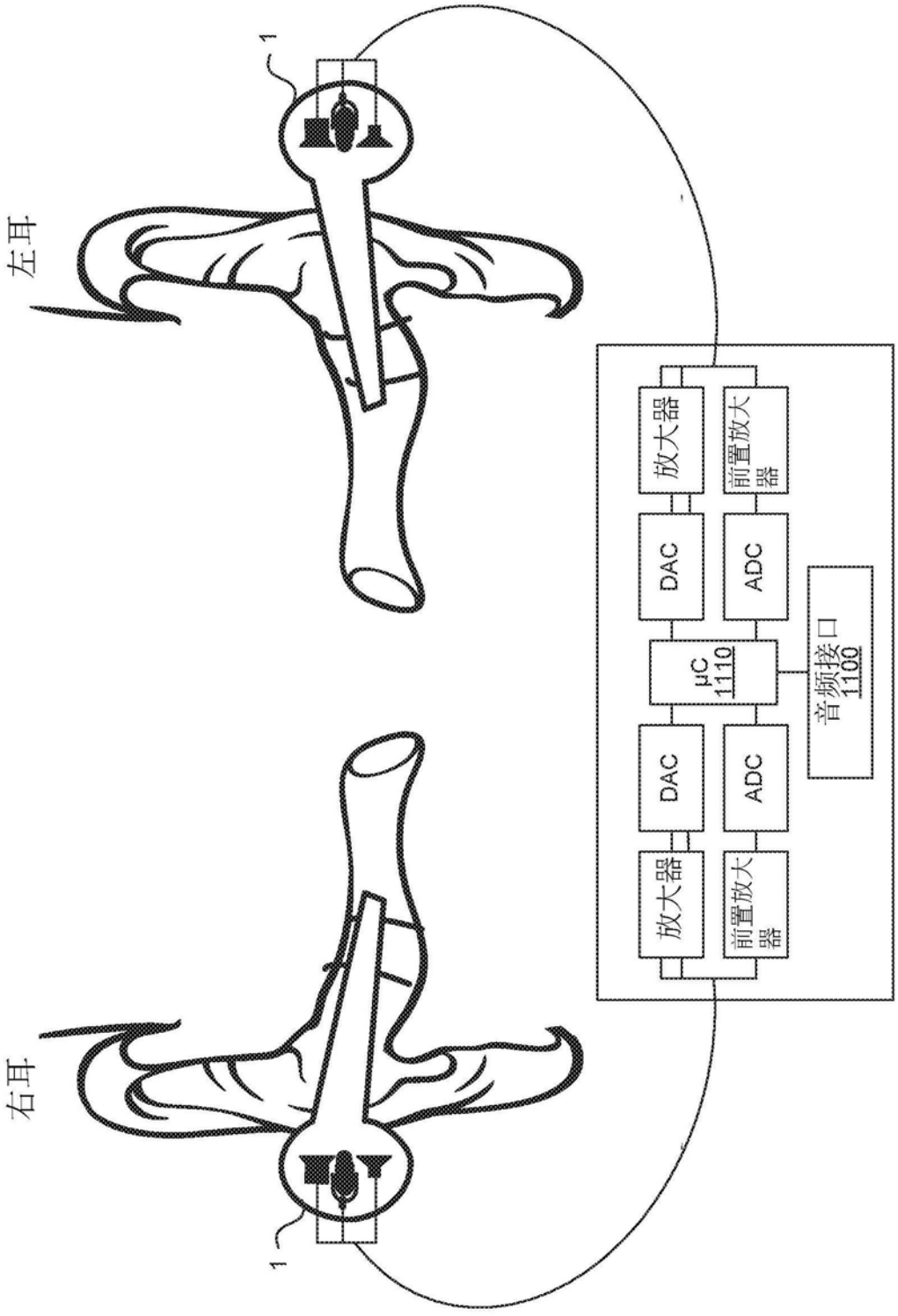


图11