



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108200523 B

(45) 授权公告日 2021.08.24

(21) 申请号 201711195468.0

(22) 申请日 2017.11.24

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 108200523 A

(43) 申请公布日 2018.06.22

(30) 优先权数据
16200399.0 2016.11.24 EP

(73) 专利权人 奥迪康有限公司
地址 丹麦斯门乌姆

(72) 发明人 S·O·佩特森 A·图尔

(74) 专利代理机构 北京金阙华进专利事务所
(普通合伙) 11224
代理人 陈建春

(51) Int.Cl.

H04R 25/00 (2006.01)

(56) 对比文件

US 2015043765 A1, 2015.02.12

CN 105872923 A, 2016.08.17

CN 105848078 A, 2016.08.10

CN 102326416 A, 2012.01.18

CN 101208991 A, 2008.06.25

EP 2242289 A1, 2010.10.20

审查员 刘贺

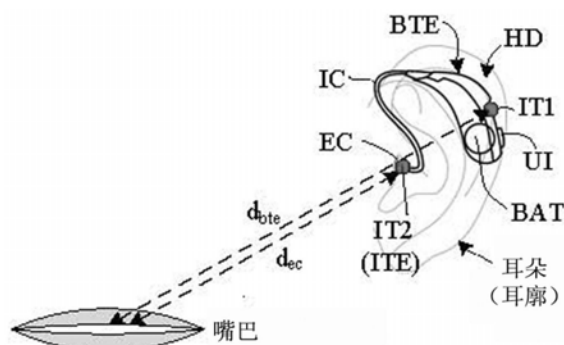
权利要求书3页 说明书23页 附图10页

(54) 发明名称

包括自我话音检测器的听力装置

(57) 摘要

本申请公开了包括自我话音检测器的听力装置,所述听力装置包括输入单元、信号处理单元和输出单元,所述输入单元包括至少一第一输入变换器及第一信号强度检测器;第二输入变换器及第二信号强度检测器;所述听力装置还包括自我话音检测器,其包括:比较单元,连接到第一和第二信号强度检测器并配置成比较第一和第二信号强度估计量及提供标示所述信号强度估计量之间的差的信号强度比较度量;及控制单元,用于提供标示用户环境中的当前声音中存在或不存在用户自我话音的自我话音检测信号,所述自我话音检测信号随所述信号强度比较度量而变。



1. 一种听力装置,适于至少部分设置在用户头部上或者至少部分植入在用户头部中,所述听力装置包括:

- 输入单元,用于提供表示用户环境中的声音的多个电输入信号;
- 信号处理单元,其基于所述多个电输入信号中的一个或多个提供处理后的信号;
- 输出单元,包括用于将所述处理后的信号或者源自其的信号转换为可由用户感知为声音的刺激的输出变换器;

- 所述输入单元包括

-- 用于从环境拾取声音信号并提供相应的至少一第一电输入信号的至少一第一输入变换器,及用于提供第一信号强度估计量的第一信号强度检测器,所述第一信号强度估计量为至少一第一电输入信号的信号强度估计量,所述至少一第一输入变换器位于用户的头部上但远离耳道;

-- 用于从环境拾取声音信号并提供第二电输入信号的第二输入变换器,及用于提供第二信号强度估计量的第二信号强度检测器,所述第二信号强度估计量为第二电输入信号的信号强度估计量,所述第二输入变换器位于用户耳道处或耳道中以使其能拾取包括来自声学远场的信号中源自外耳功能的方向线索的声音信号;

所述听力装置还包括

- 自我语音检测器,包括

-- 比较单元,连接到第一和第二信号强度检测器并配置成比较第一和第二信号强度估计量及提供标示所述信号强度估计量之间的差的信号强度比较度量;及

-- 控制单元,用于提供标示用户环境中的当前声音中存在或不存在用户自我语音的自我语音检测信号,所述自我语音检测信号随所述信号强度比较度量而变;

其中,所述听力装置配置成在多个子频带中提供第一和第二信号强度估计量,所述信号强度比较度量基于多个子频带中第一和第二信号强度估计量之间的差,其中第一和第二信号强度估计量基于子频带级进行加权。

2. 根据权利要求1所述的听力装置,其中所述至少一第一输入变换器包括两个第一输入变换器。

3. 根据权利要求1所述的听力装置,其中信号强度比较度量包括第一和第二信号强度之间的代数差,及其中当第二输入变换器处的信号强度比至少一第一输入变换器处的信号强度高2.5dB或更多时,自我语音检测信号标示存在用户自我语音。

4. 根据权利要求1所述的听力装置,包括分析滤波器组以按时频表示提供包括多个子频带的信号。

5. 根据权利要求4所述的听力装置,配置成使得包括在第一和第二输入变换器之间提供最大信号强度差的一个或多个频带的可能定制的、优选频率范围在信号强度比较度量中高于其它频带进行加权。

6. 根据权利要求1所述的听力装置,包括用于提供当前电输入信号的调制的度量的调制检测器,及其中自我语音检测信号除信号强度比较度量之外还随调制的度量而变。

7. 根据权利要求1所述的听力装置,包括波束形成滤波单元,配置成接收所述至少一第一电输入信号及所述第二电输入信号并根据其提供空间滤波的信号。

8. 根据权利要求1所述的听力装置,包括预定和/或自适应更新的聚焦于用户嘴巴的自

我话音波束形成器。

9. 根据权利要求8所述的听力装置,其中所述听力装置配置成使得所述自我话音波束形成器至少在听力装置的特定模式下启动并准备好提供用户自我话音的估计量。

10. 根据权利要求1所述的听力装置,包括分析单元,用于分析用户自我话音及用于识别其特性。

11. 根据权利要求1所述的听力装置,构成或包括助听器、耳机、耳朵保护装置或其组合。

12. 根据权利要求11所述的听力装置,包括包含扬声器和所述第二输入变换器的部分即ITE部分,该ITE部分适于位于用户耳道处或耳道中;及包括包含壳体的适于位于用户耳朵后面或耳朵处的部分即BTE部分,第一输入变换器位于BTE部分中。

13. 根据权利要求1-12任一所述的听力装置,包括展现可控通风口大小的可控通风口,其中所述听力装置配置成使用自我话音检测器控制听力装置的通风口大小。

14. 根据权利要求1所述的听力装置,包括配置成检测特定话音启动词语或短语或声音的话音接口。

15. 根据权利要求14所述的听力装置,配置成使用户能经话音接口启用和/或禁用听力装置的一个或多个特定运行模式。

16. 根据权利要求15所述的听力装置,配置成实施经话音接口启动的可选择的话音命令运行模式,其中用户的话音被传给另一装置的话音接口从而启动另一装置的话音接口。

17. 一种双耳听力系统,包括第一和第二根据权利要求1所述的听力装置,其中第一和第二听力装置中的每一个包括使能其间建立通信链路的天线和收发器电路。

18. 在听力装置中检测用户自我话音的方法,所述方法包括:

- 提供表示用户环境中的声音的多个电输入信号,包括
 - 从位于用户头部上但远离耳道的至少一第一输入变换器提供至少一第一电输入信号;及
 - 从位于用户耳道处或耳道中的第二输入变换器提供第二电输入信号,以使能拾取包括来自声学远场的信号中源自外耳功能的方向线索的声音信号;
- 基于所述多个电输入信号中的一个或多个提供处理后的信号;
- 将所述处理后的信号或者源自其的信号转换为可由用户感知为声音的刺激;
- 提供至少一第一电输入信号的信号强度估计量,称为第一信号强度估计量;
- 提供第二电输入信号的信号强度估计量,称为第二信号强度估计量;
- 在多个子频带中提供第一和第二信号强度估计量;
- 比较第一和第二信号强度估计量及提供标示所述信号强度估计量之间的差的信号强度比较度量,其中所述信号强度比较度量基于多个子频带中第一和第二信号强度估计量之间的差,其中第一和第二信号强度估计量基于子频带级进行加权;及
- 提供标示用户环境中的当前声音中存在或不存在用户自我话音的自我话音检测信号,所述自我话音检测信号随所述信号强度比较度量而变。

19. 一种计算机可读存储介质,其上存储有处理器可执行的程序,当所述程序由辅助装置的处理器执行时,实施针对根据权利要求1-16任一所述的听力装置的用户接口处理或者根据权利要求17所述的双耳听力系统的用户接口处理,该处理包括:

- 与听力装置或者与双耳听力系统交换信息；
- 提供配置成使用户能校准听力装置或者双耳听力系统的自我话音检测器的图形界面；
- 基于经用户接口来自用户的输入,执行下面的至少一个：
 - 配置自我话音检测器；及
 - 开始自我话音检测器的校准。

包括自我话音检测器的听力装置

技术领域

[0001] 本发明涉及具有位于耳道处或耳道中的一传声器及远离耳道如位于耳后的一传声器的助听器中的自我话音检测。

背景技术

[0002] 能够用助听器检测自我话音和/或拾取自我话音有几个优点。自我话音检测可用于确保用户自我话音的电平具有正确的增益。助听器用户经常抱怨他们的自我话音的电平太高或者太低。自我话音也可影响听力仪器的自动化,因为自我话音语音期间的信噪比(SNR)通常高。这可导致助听器无意地在SNR控制的听音模式之间切换。另一问题是怎样拾取用户自我话音,其将用于在免提电话呼叫期间流传输。

[0003] 来自嘴巴的声音处于任何类型的助听器的传声器位置处的声学近场范围中,这样,声音电平在两个传声器位置处将不同。然而,这在M2RITE型中尤为明显,其相较传统的BTE、RITE或ITE型,两个传声器处的声音电平将有更大的差异。除此之外,耳廓还将产生从前面接近的声音的阴影,这是自我话音的情形,尤其在较高频率范围中。

[0004] US20100260364A1涉及配置成由人佩戴的设备,其包括适于佩戴在人耳附近的第一传声器及适于佩戴在不同于第一传声器的位置处的第二传声器。该设备包括适于处理来自第一传声器的信号以产生处理后的声音信号的声音处理器、适于将处理后的声音信号转换为助听装置的佩戴者听得见的信号的接收器、及检测佩戴者话音的话音检测器。话音检测器包括自适应滤波器以从第一传声器和第二传声器接收信号。

发明内容

[0005] 本申请涉及适于由用户佩戴的听力装置如助听器或者其它听力装置,尤其涉及包括至少两个(第一和第二)用于从环境拾取声音的输入变换器的听力装置。一个输入变换器位于用户耳道之处或之中,及至少一(如两个)其它输入变换器位于用户身体上的别处,例如用户耳朵处或后面(两个(或所有)输入变换器均位于同一耳朵处或附近)。本申请涉及通过分析来自第一和第二(或更多)输入变换器的信号而检测用户(佩戴者)的自我话音。

[0006] 听力装置

[0007] 在本申请的一方面,提供一种听力装置如助听器,其适于至少部分设置在用户头部上或者至少部分植入在用户头部中,该听力装置包括:

[0008] -输入单元,用于提供表示用户环境中的声音的多个电输入信号;

[0009] -信号处理单元,其基于所述多个电输入信号中的一个或多个提供处理后的信号;

[0010] -输出单元,包括用于将所述处理后的信号或者源自其的信号转换为可由用户感知为声音的刺激的输出变换器;

[0011] -所述输入单元包括

[0012] --用于从环境拾取声音信号并提供相应的至少一第一电输入信号的至少一第一输入变换器,及用于提供至少一第一电输入信号的信号强度估计量(称为第一信号强度估

计量)的第一信号强度检测器,所述至少一第一输入变换器位于用户的头部上但远离耳道,例如耳朵处或耳后;

[0013] --用于从环境拾取声音信号并提供第二电输入信号的第二输入变换器,及用于提供第二电输入信号的信号强度估计量(称为第二信号强度估计量)的第二信号强度检测器,所述第二输入变换器位于用户耳道处或耳道中;

[0014] 所述听力装置还包括

[0015] -自我话音检测器,包括

[0016] --比较单元,连接到第一和第二信号强度检测器并配置成比较第一和第二信号强度估计量及提供标示所述信号强度估计量之间的差的信号强度比较度量;及

[0017] --控制单元,用于提供标示用户环境中的当前声音中存在或不存在用户自我话音的自我话音检测信号,所述自我话音检测信号随所述信号强度比较度量而变。

[0018] 从而,提供用于检测用户自我话音的备选方案。

[0019] 在实施例中,听力装置自我话音检测器适于能够在用户自我话音及另一人的话音及可能非话音声音之间进行区分。

[0020] 在本说明书中,信号强度意为电信号的水平或幅度,如电信号的包络的水平或幅度,或者声学信号的声压或声压级(SPL)。

[0021] 在实施例中,至少一第一输入变换器包括两个第一输入变换器。在实施例中,第一信号强度检测器提供至少一第一电输入信号之一的信号强度的标示,如至少一电输入信号的(可能加权)平均或者最大值或者最小值等。在实施例中,至少一第一输入变换器由两个第一输入变换器组成,例如两个传声器,及非必须地,有关输入处理电路,如输入AGC、模数转换器、滤波器组等。

[0022] 电平差

[0023] 本发明的重要方面是比较在不同传声器处观测到的声压级SPL(或等同参数)。例如当耳内传声器处的SPL为2.5dB或者高于耳后传声器处的SPL时,则(估计)存在自我话音。在实施例中,信号强度比较度量包括第一和第二信号强度之间的代数差,及其中当第二输入变换器处的信号强度为2.5dB或高于至少一第一输入变换器处的信号强度时,自我话音检测信号标示存在用户自我话音。换言之,当信号强度比较度量大于2.5dB时,自我话音检测信号标示存在用户自我话音。可使用不同于代数差的其它信号强度比较度量,如比、两个信号强度的函数,如比的对数等。

[0024] 在实施例中,自我话音检测通过另一参数量化,例如存在的传声器信号的调制。这例如可用于区分“自我话音”和“自我噪声”(例如因下颌运动、鼻鼾等引起)。在自我话音检测器基于本发明提出的电平差(如大于2.5dB)指明存在用户自我话音时,及调制估计器指明传声器信号之一的调制对应于语音时,可采取自我话音检测。然而,如果调制不对应于语音,电平差可能因“自我噪声”引起,不可采取自我话音检测。

[0025] 频带

[0026] 在实施例中,听力装置包括分析滤波器组以按时频表示提供包括多个子频带的信号。在实施例中,听力装置配置成在多个子频带中提供第一和第二信号强度估计量。在实施例中,至少一第一电输入信号及第二电输入信号中的每一个按时频表示(k,m)提供,其中k和m分别为频率指数和时间指数。从而,使能在频域(时频域)处理和/或分析电输入信号。

[0027] 检测的准确度通过聚焦于自我话音在传声器之间给出最大SPL (或电平、或功率谱密度、或能量) 差及自我话音在耳朵处具有最高SPL的频带而得以提高。这预期处于低频范围。

[0028] 在实施例中, 信号强度比较度量基于多个子频带中第一和第二信号强度估计量之间的差, 其中第一和第二信号强度估计量基于频带级进行加权。在实施例中, $SSCM = \sum_{k=1}^K w_k (IN_2(k) - IN_1(k))$, 其中 IN_1 和 IN_2 分别表示第一和第二电输入信号 (如它们的信号强度, 如它们的电平或幅度), k 为子频带指数 ($k=1, \dots, K$, 其中 K 为子频带的数量), 及 w_k 为随子频带而变的权重。在实施例中, $\sum_{k=1}^K w_k = 1$ 。在实施例中, 低位子频带 ($k \leq k_{th}$) 高于高位子频带 ($k > k_{th}$) 地进行加权, 其中 k_{th} 为定义低位和高位频率之间的差异的阈值子频带指数。在实施例中, 低位频率包括 (或由其构成) 低于4kHz的频率, 如低于3kHz, 如低于2kHz, 如低于1.5kHz。在实施例中, 随频率而变的权重对于第一和第二电输入信号不同 (分别为 w_{1k} 和 w_{2k})。检测的准确度通过聚焦于自我话音在两个传声器之间给出最大SPL差及自我话音在耳朵处具有最高SPL的频带而得以提高。这通常预期处于低频范围, 而第一和第二输入变换器之间的电平差在约3-4kHz时更大。在实施例中, 在第一和第二输入变换器之间提供最大信号强度差的优选频率范围针对用户 (如耳廓大小和形状) 及所涉及的听力装置配置 (如第一和第二输入变换器之间的距离) 进行确定。因此, 包括可能定制的、在第一和第二输入变换器之间提供最大信号强度差的优选频率范围的频带 (如约3-4kHz) 可在信号强度比较度量中高于其它频带进行加权, 或者为信号强度比较度量中考虑的频率范围的唯一部分。

[0029] 话音活动检测

[0030] 调制指数可用于检测是否存在话音。这将消除源自例如“自我噪声”如咀嚼、装卸噪声等的错误检测。这将使得检测更鲁棒。在实施例中, 听力装置包括用于提供当前电输入信号的调制的度量的调制检测器, 及其中自我话音检测信号除信号强度比较度量之外还随调制的度量而变。调制检测器例如可用于一个或多个输入信号如第二电输入信号, 或者用于波束成形信号如聚焦于用户嘴巴的波束成形信号。

[0031] 自适应算法

[0032] 在实施例中, 自我话音检测器包括用于更好地检测用户自我话音的自适应算法。在实施例中, 听力装置包括波束形成滤波单元, 例如包括自适应算法, 用于提供空间滤波 (波束形成) 的信号。在实施例中, 波束形成滤波单元配置成在用户自我话音估计将由自我话音检测器检测到时聚焦于用户嘴巴。从而, 可进一步提高存在 (或不存在) 用户自我话音的估计量的置信度。在实施例中, 波束形成滤波单元包括预定义的和/或自适应更新的、聚焦于用户嘴巴的自我话音波束形成器。在实施例中, 该波束形成滤波单元接收第一及第二电输入信号, 例如对应于来自耳内传声器和位于别处如耳后的传声器 (相互距离大于10mm, 如大于40mm) 的信号, 藉此, 波束成形信号的聚焦可相当窄。在实施例中, 听力装置包括波束形成滤波单元, 配置成接收所述至少一第一电输入信号及所述第二电输入信号并根据其提供空间滤波的信号。在实施例中, 当波束形成滤波单元的自适应系数匹配预期的自我话音系数时, 假定将检测到用户自我话音。这样的标示可用于基于信号强度比较度量使自我话音检测信号合格。在实施例中, 波束形成滤波单元包括MVDR波束形成器。在实施例中, 听力

装置配置成使用自我话音检测信号控制波束形成滤波单元以提供空间滤波(波束形成)的信号。自我话音波束形成器可总是(或在特定模式下)启动(但并不一直(如从未)被听(呈现给用户))并准备好提供用户自我话音的估计量,例如用于在电话模式期间或者请求用户自我话音的其它模式下传给另一装置。

[0033] 话音启动、关键词检测

[0034] 听力装置可包括话音接口。在实施例中,听力装置配置成检测特定话音启动词或者短语或者声音,例如“Oticon”或者“Hi Oticon”(或者任何其它预先确定或选择的如用户可配置的词或短语或容易辨认的声音)。话音接口可通过检测到特定的话音启动词或短语或声音而被启动。听力装置可包括话音检测器,配置成检测有限的多个词语或命令(如关键词),包括特定的话音启动词或短语或声音。在实施例中,话音检测器包括神经网络。在实施例中,话音检测器配置成在讲所述有限的多个词语的至少部分时针对用户的话音进行训练。

[0035] 听力装置可配置成使用户能经话音接口启用和/或禁用听力装置的一个或多个特定运行模式。在实施例中,一个或多个特定运行模式包括通信模式(如电话模式),其中用户自我话音通过听力装置的输入变换器如通过自我话音波束形成器拾取并经无线接口传给通信装置(如电话或PC)。该运行模式例如可通过在话音接口启动短语(如“Hi Oticon”)之后特别讲出的(启用)命令(如“电话模式”)而开始。在该运行模式下,听力装置可配置成从通信装置如电话机无线接收音频信号。听力装置可配置成通过在话音接口启动短语(如“Hi Oticon”)之后讲出的(禁用)命令(如“正常模式”)而使使用户能经话音接口禁用当前运行模式。听力装置可配置成使用户能经听力装置的话音接口启用和/或禁用另一装置的个人助理。这样的运行模式,例如称为“话音命令模式”(及通过对应的讲话启动),启动用户话音传给另一装置如智能电话的用户接口的运行模式,及启动另一装置的用户接口,例如以向另一装置如智能电话提供的话音启动的个人助理提问。前述话音启动的个人助理的例子为Apple智能电话的“Siri”、基于Android的智能电话的“Genie”或者Google应用的“Google Now”。来自辅助装置的个人助理的输出(问题回答)作为音频转发给听力装置并馈给输出单元(如扬声器)及呈现给用户(可感知为声音)。从而,用户与辅助装置(如智能电话或PC)的个人助理的交互可完全基于话音输入和音频输出(即不需要看显示器或者经键盘输入数据)。

[0036] 流传输及自我话音拾取

[0037] 在实施例中,听力装置配置成,例如在特定无线声音接收运行模式下(其中音频信号由听力装置从另一装置无线接收),使自我话音能(免提)流传输到另一装置如移动电话,包括拾取和传输用户自我话音到这样的其它(通信)装置(例如参见US20150163602A1)。在实施例中,波束形成滤波单元配置成增强用户的自我话音,例如通过在免提流传输情形下对来自远离所需要的(如自我话音)信号的一些方向的噪声进行空间滤波而实现。

[0038] 自校准波束形成器

[0039] 在实施例中,波束形成滤波单元配置成在免提流传输情形下(例如在特定无线声音接收运行模式下)自校准,其中我们知道存在自我话音(在某些时间范围,例如电话会话的自我话音)。这样,在实施例中,听力装置配置成在用户正讲话时更新波束形成滤波单元的波束形成器滤波权重(如MVDR波束形成器的滤波权重),从而校准波束形成器指向用户嘴

巴(以拾取用户自我语音)。

[0040] 自学习自我语音检测

[0041] 为使得听力装置更好地检测用户自我语音,系统可通过学习用户自我语音的参数或特性及不同声音环境中的用户自我语音的参数或特性而随时间适应用户自我语音。这里的问题时知道何时适应。一种解决方案可以是仅在用户正通过听力装置流传输电话呼叫时调整自我语音的参数。在该情形下,肯定地讲,用户正在讲话。另外,在电话线另一端的人正讲话时用户未在讲话也是一个好的假设。

[0042] 在实施例中,听力装置包括分析单元,用于分析用户自我语音及用于识别其特性。用户自我语音的特性例如可包括基频、频谱(功率随频带的典型分布、主频带等)、调制深度等。在实施例中,前述特性用作自我语音检测的输入,例如以确定自我语音检测聚焦的一个或多个频带(和/或确定信号强度比较度量的权重)。

[0043] 在实施例中,听力装置包括助听器、耳机、耳朵保护装置或其组合。

[0044] RITE型好处

[0045] 在实施例中,听力装置包括适于位于用户耳道中的包含扬声器(也称为接收器)的部分(ITE部分)及适于位于用户耳朵(如耳廓)后面或处的包含壳体的部分(BTE部分),第一传声器位于其中(这样的装置在本发明中称为“RITE型”听力装置,RITE是“耳内接收器”的缩写)。这具有检测用户自我语音将更容易和更可靠的优点(具有耳后传声器及耳道中或耳道处的传声器)。RITE型听力仪器已经具有用于使BTE中的电子电路(至少)与ITE单元中的扬声器连接的电连接元件(如包括线缆和连接器),这样,向ITE单元增加传声器将仅需要额外的到现有连接元件的电连接。

[0046] 在实施例中,听力装置包括包含扬声器和所述第二输入变换器的部分即ITE部分,该ITE部分适于位于用户耳道中;及包括包含壳体的适于位于用户耳朵(如耳廓)后面或处的部分即BTE部分,第一输入变换器位于BTE部分中。在实施例中,第一和第二输入变换器中的每一个包括传声器。

[0047] 用于增强自我语音的TF掩蔽

[0048] 增强用户自我语音的备选方式可以是时频掩蔽技术。在耳内传声器处的声压级比耳后传声器的电平高2dB以上时,调高增益,否则调低增益。为了更好的性能,这可在每一频带中个别地应用。在实施例中,助听器配置成通过在其第一和第二信号强度之间的差大于2dB的时频瓦(k,m)中应用大于1的增益因子而增强用户自我语音。

[0049] 自我语音舒适性

[0050] 用于应用检测到的自我语音的另一使用情形可用于提高自我语音舒适性。许多用户抱怨他们的自我语音被放大太多。OV检测可用于在用户正讲话时调低放大因数。在实施例中,听力装置配置成通过在所述信号强度比较度量表明存在用户自我语音时应用小于1的增益因子而衰减用户自我语音。在实施例中,听力装置配置成通过在其第一和第二信号强度之间的差大于2dB的时频瓦(k,m)中应用小于1的增益因子而衰减用户自我语音。

[0051] 自我语音检测器可包括可控通风口,例如使能电子可控的通风口大小。在实施例中,自我语音检测器用于控制听力装置的通风口大小(例如使得在检测到用户自我语音时增大通风口大小;及在未检测到用户自我语音时再次减小(以使反馈的风险最小化和/或提供足够的增益))。电子可控的通风口例如在EP2835987A1中描述。

[0052] 在实施例中,听力装置适于提供随频率而变的增益和/或随电平而变的压缩和/或一个或多个频率范围到一个或多个其它频率范围的移频(具有或没有频率压缩)以补偿用户的听力受损。在实施例中,听力装置包括用于增强输入信号并提供处理后的输出信号的信号处理单元。

[0053] 在实施例中,输出单元配置成基于处理后的电信号提供由用户感知为声信号的刺激。在实施例中,输出单元包括耳蜗植入物的多个电极或者骨导听力装置的振动器。在实施例中,输出单元包括输出变换器。在实施例中,输出变换器包括用于将刺激作为声信号提供给用户的接收器(扬声器)。在实施例中,输出变换器包括用于将刺激作为颅骨的机械振动提供给用户的振动器(例如在附着到骨头的或骨锚式听力装置中)。

[0054] 在实施例中,输入单元包括用于接收包括声音的无线信号及用于提供表示所述声音的电输入信号的无线接收器。在实施例中,听力装置包括定向传声器系统,其适于增强佩戴听力装置的用户的环境中的多个声源之中的目标声源。在实施例中,定向系统适于检测(如自适应检测)传声器信号的特定部分源自哪一方向。

[0055] 在实施例中,听力装置包括用于从另一装置如通信装置或另一听力装置接收直接电输入信号的天线和收发器电路。在实施例中,听力装置包括(可能标准化的)电接口(例如连接器的形式),用于从另一装置如通信装置或另一听力装置接收有线直接电输入信号。在实施例中,直接电输入信号表示或包括音频信号和/或控制信号和/或信息信号。在实施例中,听力装置包括用于对所接收的直接电输入进行解调的解调电路,以提供表示音频信号和/或控制信号的直接电输入信号,例如用于设置听力装置的运行参数(如音量)和/或处理参数。总的来说,听力装置的发射器和天线及收发器电路建立的无线链路可以是任何类型。在实施例中,无线链路在功率约束条件下使用,例如由于听力装置是或包括便携式(通常电池驱动的)装置。在实施例中,无线链路为基于(非辐射)近场通信的链路,例如基于发射器部分和接收器部分的天线线圈之间的感应耦合的感应链路。在另一实施例中,无线链路基于远场电磁辐射。在实施例中,经无线链路的通信根据特定调制方案进行安排,例如模拟调制方案,如FM(调频)或AM(调幅)或PM(调相),或数字调制方案,如ASK(幅移键控)如开-关键控、FSK(频移键控)、PSK(相移键控)如MSK(最小频移键控)或QAM(正交调幅)。

[0056] 在实施例中,听力装置和另一装置之间的通信处于基带(音频频率范围,如在0和20kHz之间)。优选地,听力装置和另一装置之间的通信基于高于100kHz的频率下的某类调制。优选地,用于在听力装置和另一装置之间建立通信链路的频率低于50GHz,例如位于从50MHz到50GHz的范围中,例如高于300MHz,例如在高于300MHz的ISM范围中,例如在900MHz范围中或在2.4GHz范围中或在5.8GHz范围中或在60GHz范围中(ISM=工业、科学和医学,这样的标准化范围例如由国际电信联盟ITU定义)。在实施例中,无线链路基于标准化或专用技术。在实施例中,无线链路基于蓝牙技术(如蓝牙低功耗技术)。

[0057] 在实施例中,听力装置具有0.15m级的最大外尺寸(如手持移动电话)。在实施例中,听力装置具有0.08m级的最大外尺寸(如头戴式耳机)。在实施例中,听力装置具有0.04m级的最大外尺寸(如听力仪器)。

[0058] 在实施例中,听力装置是便携式装置,例如包括本地能源如电池例如可再充电电池的装置。

[0059] 在实施例中,听力装置包括输入变换器(传声器系统和/或直接电输入(如无线接

收器))和输出变换器之间的正向或信号通路。在实施例1中,信号处理单元位于正向通路中。在实施例1中,信号处理单元适于根据用户的具体需要提供随频率而变的增益。在实施例1中,听力装置包括具有用于分析输入信号(如确定电平、调制、信号类型、声反馈估计量等)的功能件的分析通路。在实施例1中,分析通路和/或信号通路的部分或所有信号处理在频域进行。在实施例1中,分析通路和/或信号通路的部分或所有信号处理在时域进行。

[0060] 在实施例1中,听力装置包括模数(AD)转换器以按预定的采样速率如20kHz对模拟输入进行数字化。在实施例1中,听力装置包括数模(DA)转换器以将数字信号转换为模拟输出信号,例如用于经输出变换器呈现给用户。

[0061] 在实施例1中,听力装置如传声器单元和/或收发器单元包括用于提供输入信号的时频表示的TF转换单元。在实施例1中,时频表示包括所涉及信号在特定时间和频率范围的相应复值或实值的阵列或映射。在实施例1中,TF转换单元包括用于对(时变)输入信号进行滤波并提供多个(时变)输出信号的滤波器组,每一输出信号包括截然不同的输入信号频率范围。在实施例1中,TF转换单元包括用于将时变输入信号转换为频域中的(时变)信号的傅里叶变换单元。在实施例1中,听力装置考虑的、从最小频率 $f_{\min}$ 到最大频率 $f_{\max}$ 的频率范围包括从20Hz到20kHz的典型人听频范围的一部分,例如从20Hz到12kHz的范围的一部分。在实施例1中,听力装置的正向通路和/或分析通路的信号拆分为NI个(如均匀)频带,其中NI例如大于5,如大于10,如大于50,如大于100,如大于500。在实施例1中,听力装置适于在NP个不同频道处理正向和/或分析通路的信号($NP \leq NI$)。频道可以宽度一致或不一致(如宽度随频率增加)、重叠或不重叠。

[0062] 在实施例1中,听力装置包括多个检测器,配置成提供与听力装置的当前网络环境(如当前声环境)有关、和/或与佩戴听力装置的用户的状态有关、和/或与听力装置的当前状态或运行模式有关的状态信号。作为备选或另外,一个或多个检测器可形成与听力装置(如无线)通信的外部装置的一部分。外部装置例如可包括另一听力装置、遥控器、音频传输装置、电话(如智能电话)、外部传感器等。

[0063] 在实施例1中,多个检测器中的一个或多个作用于全频带信号(时域)。在实施例1中,多个检测器中的一个或多个作用于频带拆分信号((时-)频域)。

[0064] 在实施例1中,多个检测器包括用于估计正向通路信号的当前电平的电平检测器。在实施例1中,预定判据包括正向通路信号的当前电平是高于还是低于给定(L-)阈值。

[0065] 在特定实施例1中,听力装置包括话音检测器(VD),用于确定输入信号(在特定时间点)是否包括话音信号。在本说明书中,话音信号包括来自人类的语音信号。其还可包括由人类语音系统产生的其它形式的发声(如唱歌)。在实施例1中,话音检测器单元适于将用户当前的声环境分类为“话音”或“无话音”环境。这具有下述优点:包括用户环境中的人发声(如语音)的电传声器信号的时间段可被识别,因而与仅包括其它声源(如人工产生的噪声)的时间段分离。在实施例1中,话音检测器适于将用户自己的话音也检测为“话音”。作为备选,话音检测器适于从“话音”的检测排除用户自己的话音。

[0066] 在实施例1中,听力装置包括分类单元,配置成基于来自(至少部分)检测器的输入信号及可能其它输入对当前情形进行分类。在本说明书中,“当前情形”意指下述之一或多个:

[0067] a) 物理环境(如包括当前电磁环境,例如发生计划或者未计划由听力装置接收的

电磁信号(如包括音频和/或控制信号),或者当前环境不同于声学的其它性质);

[0068] b) 当前声学情形(输入电平、反馈等);

[0069] c) 用户的当前模式或状态(运动、温度等);

[0070] d) 听力装置和/或与该听力装置通信的另一装置的当前模式或状态(所选的程序、自上次用户交互作用之后已消逝的时间等)。

[0071] 在实施例中,听力装置包括声(和/或机械)反馈抑制系统。由于来自对传声器拾取的信号提供放大的音频系统的输出扬声器信号通过空气或其它媒介经声耦合部分返回到传声器,发生声反馈。返回到传声器的该扬声器信号部分之后在其重新出现在扬声器处之前被音频系统再次放大,及再次返回到传声器。随着该循环持续,当音频系统变得不稳定时,声反馈效应变得听得见,如非自然信号甚至更糟的啸声。该问题通常在传声器和扬声器靠近地放在一起时出现,例如在助听器或其它音频系统中。具有反馈问题的一些其它典型的情形包括电话学、广播系统、头戴式耳机、音频会议系统等。自适应反馈抵消有能力跟踪随时间的反馈通路变化。其基于线性时不变滤波器估计反馈通路,但其滤波器权重随时间更新。滤波器更新可使用随机梯度算法进行计算,包括某些形式的最小均方(LMS)或归一化LMS(NLMS)算法。它们均具有使误差信号的均方最小化的特性,NLMS另外使滤波器更新相对于一些参考信号的欧几里得范数的平方归一化。

[0072] 在实施例中,听力装置还包括用于所涉及应用的其它适宜功能,如压缩、降噪等。

[0073] 在实施例中,听力装置包括听音装置如助听器、听力仪器例如适于位于用户耳朵处或者完全或部分位于耳道中的听力仪器,例如头戴式耳机、耳麦、耳朵保护装置或其组合。

[0074] 用途

[0075] 此外,本发明提供上面描述的、“具体实施方式”中详细描述的和权利要求中限定的听力装置的用途。在实施例中,提供在包括一个或多个助听器如听力仪器、头戴式耳机、耳麦、有源耳朵保护系统等系统中的用途,例如免提电话系统、远程会议系统、广播系统、卡拉OK系统、教室放大系统等。

[0076] 方法

[0077] 一方面,本申请还提供在听力装置中检测用户自我语音的方法。该方法包括:

[0078] -提供表示用户环境中的声音的多个电输入信号,包括

[0079] --从位于用户头部上但远离耳道如耳朵处或耳后的至少一第一输入变换器提供至少一第一电输入信号;及

[0080] --从位于用户耳道处或耳道中的第二输入变换器提供第二电输入信号;

[0081] -基于所述多个电输入信号中的一个或多个提供处理后的信号;

[0082] -将所述处理后的信号或者源自其的信号转换为可由用户感知为声音的刺激;

[0083] -提供至少一第一电输入信号的信号强度估计量,称为第一信号强度估计量;

[0084] -提供第二电输入信号的信号强度估计量,称为第二信号强度估计量;

[0085] -比较第一和第二信号强度估计量及提供标示所述信号强度估计量之间的差的信号强度比较度量;及

[0086] -提供标示用户环境中的当前声音中存在或不存在用户自我语音的自我语音检测信号,所述自我语音检测信号随所述信号强度比较度量而变。

[0087] 当由对应的过程适当代替时,上面描述的、“具体实施方式”中详细描述的和权利要求中限定的装置的部分或所有结构特征可与本发明方法的实施结合,反之亦然。方法的实施具有与对应装置一样的优点。

[0088] 计算机可读介质

[0089] 本发明进一步提供保存包括程序代码的计算机程序的有形计算机可读介质,当计算机程序在数据处理系统上运行时,使得数据处理系统执行上面描述的、“具体实施方式”中详细描述的和权利要求中限定的方法的至少部分(如大部分或所有)步骤。

[0090] 作为例子但非限制,前述有形计算机可读介质可包括RAM、ROM、EEPROM、CD-ROM或其他光盘存储器、磁盘存储器或其他磁性存储装置,或者可用于执行或保存指令或数据结构形式的所需程序代码并可由计算机访问的任何其他介质。如在此使用的,盘包括压缩磁盘(CD)、激光盘、光盘、数字多用途盘(DVD)、软盘及蓝光盘,其中这些盘通常磁性地复制数据,同时这些盘可用激光光学地复制数据。上述盘的组合也应包括在计算机可读介质的范围内。除保存在有形介质上之外,计算机程序也可经传输介质如有线或无线链路或网络如因特网进行传输并载入数据处理系统从而在不同于有形介质的位置处运行。

[0091] 数据处理系统

[0092] 一方面,本发明进一步提供数据处理系统,包括处理器和程序代码,程序代码使得处理器执行上面描述的、“具体实施方式”中详细描述的和权利要求中限定的方法的至少部分(如大部分或所有)步骤。

[0093] 听力系统

[0094] 另一方面,本发明提供包括上面描述的、“具体实施方式”中详细描述的和权利要求中限定的听力装置及包括辅助装置的听力系统。

[0095] 在实施例中,该听力系统适于在听力装置和辅助装置之间建立通信链路以使信息(如控制和状态信号,可能音频信号)能在其间进行交换或从一装置转发给另一装置。

[0096] 在实施例中,辅助装置是或包括音频网关设备,其适于(如从娱乐装置例如TV或音乐播放器,从电话装置例如移动电话,或从计算机例如PC)接收多个音频信号,及适于选择和/或组合所接收音频信号(或信号组合)中的适当信号以传给听力装置。在实施例中,辅助装置是或包括遥控器,用于控制听力装置的功能和运行。在实施例中,遥控器的功能实施在智能电话中,该智能电话可能运行使能经智能电话控制音频处理装置的功能的APP(听力装置包括适当的到智能电话的无线接口,例如基于蓝牙或一些其它标准化或专有方案)。

[0097] 在实施例中,辅助装置为另一听力装置。在实施例中,听力系统包括适于实施双耳听力系统如双耳助听器系统的两个听力装置。

[0098] 另一方面,双耳听力系统包括第一和第二如上所述的、“具体实施方式”中详细描述的和权利要求中限定的听力装置,其中第一和第二听力装置中的每一个包括使能使其间建立通信链路的天线和收发器电路。从而,包括与自我语音检测有关的数据的信息(如控制和状态信号,可能及音频信号)可进行交换或者一听力装置转发给另一听力装置。

[0099] 在实施例中,听力系统包括辅助装置,例如用于向听力系统的听力装置提供音频信号的音频网关设备或者用于控制听力系统的听力装置的功能和运行的遥控装置。在实施例中,遥控的功能实施在智能电话中,该智能电话可能运行使能经智能电话控制音频处理装置的功能的APP。在实施例中,听力系统的听力装置包括到辅助装置如到智能电话的适当

无线接口。在实施例 中,无线接口基于蓝牙(或蓝牙低功率)或者一些其它标准化或专用方案。

[0100] 双耳对称性

[0101] 为进一步提高检测准确度,可包括双耳对称性信息。自我话音必定预期以同样的 SPL 在两个听力装置处出现,各个听力装置的两个传声器之间具有或多或少同样的电平差。这可减少因外部声音引起的错误检测。

[0102] 校准/学习你的话音

[0103] 为最佳地检测个体用户自我话音,系统可由听觉护理专家(HCP)或者由用户校准。校准可优化系统,如传声器在用户耳朵上的位置及用户自我话音的特性,即话音的电平、速度和频率整形。

[0104] 在 HCP 处,其可以是验配软件的一部分,其中在系统正校准用于检测自我话音的参数的时候用户被要求讲话。参数可以是任何所提及的检测方法,如传声器电平差、各个频带中的电平差、双耳对称性、VAD(通过不同于电平差的其它原理,如调制)、波束形成滤波单元(如自我话音波束形成器,例如包括波束形成滤波单元的自适应算法)。

[0105] 在实施例 中,听力系统配置成使校准能由用户通过智能电话 app 进行,其中用户按压 app 中的“校准自我话音”,例如在他或她正讲话时。

[0106] APP

[0107] 另一方面,本发明还提供称为 APP 的非短暂应用。APP 包括可执行指令,其配置成在辅助装置上运行以实施用于上面描述的、“具体实施方式”中详细描述的和权利要求中限定的听力装置或听力系统的用户接口。在实施例 中,该 APP 配置成在移动电话如智能电话或另一使能与所述听力装置或听力系统通信的便携装置上运行。

[0108] 在实施例 中,非暂时应用包括存储处理器可执行的程序的非暂时存储介质,当所述程序由辅助装置的处理器执行时,实施针对听力装置或者包括左和右听力装置的双耳听力系统的用户接口处理,该处理包括:

[0109] -与听力装置或者与左和右听力装置交换信息;

[0110] -提供配置成使用户能校准听力装置或者双耳听力系统的自我话音检测器的图形界面;

[0111] -基于经用户接口来自用户的输入,执行下面的至少一个:

[0112] --配置自我话音检测器;及

[0113] --开始自我话音检测器的校准。

[0114] 在实施例 中,APP 配置成使能校准自我话音检测,例如包括涉及用户自我话音的特性的识别的学习过程。在实施例 中,APP 配置成使能校准波束形成滤波单元的自我话音波束形成器。

[0115] 定义

[0116] 声源的“近场”为靠近声压和声粒子速度不同相(波前不平行)的声源的区域。在近场中,声音强度可随距离大大变化(相较于远场)。近场通常限于距声源的距离约等于声音波长。声音的波长 λ 由 $\lambda = c/f$ 给出,其中 c 为声音在空气中的速度(343m/s, @20°C) 及 f 为频率。在 $f = 1\text{kHz}$, 例如声音的波长为 0.343m(即 34cm)。另一方面,在声学“远场”中,波前平行,及每当距声源的距离翻倍时,声场强度降低 6dB(平方反比定律)。

[0117] 在本说明书中,“听力装置”指适于改善、增强和/或保护用户的听觉能力的装置如听力仪器或有源耳朵保护装置或其它音频处理装置,其通过从用户环境接收声信号、产生对应的音频信号、可能修改该音频信号、及将可能已修改的音频信号作为可听见的信号提供给用户的至少一只耳朵而实现。“听力装置”还指适于以电子方式接收音频信号、可能修改该音频信号、及将可能已修改的音频信号作为听得见的信号提供给用户的至少一只耳朵的装置如头戴式耳机或耳麦。听得见的信号例如可以下述形式提供:辐射到用户外耳内的声信号、作为机械振动通过用户头部的骨结构和/或通过中耳的部分传到用户内耳的声信号、及直接或间接传到用户耳蜗神经的电信号。

[0118] 听力装置可构造成以任何已知的方式进行佩戴,如作为佩戴在耳后的单元(具有将辐射的声信号导入耳道内的管或者具有安排成靠近耳道或位于耳道中的扬声器)、作为整个或部分安排在耳廓和/或耳道中的单元、作为连到植入在颅骨内的固定结构的单元、或作为整个或部分植入的单元等。听力装置可包括单一单元或几个彼此电子通信的单元。

[0119] 更一般地,听力装置包括用于从用户环境接收声信号并提供对应的输入音频信号的输入变换器和/或以电子方式(即有线或无线)接收输入音频信号的接收器、用于处理输入音频信号的(通常可配置的)信号处理电路、及用于根据处理后的音频信号将听得见的信号提供给用户的输出装置。在一些听力装置中,放大器和/或压缩器可构成信号处理电路。信号处理电路通常包括一个或多个(集成或单独的)存储元件,用于执行程序 and/或用于保存在处理中使用(或可能使用)的参数和/或用于保存适合听力装置功能的信息和/或用于保存例如结合到用户的接口和/或到编程装置的接口使用的信息(如处理后的信息,例如由信号处理电路提供)。在一些听力装置中,输出装置可包括输出变换器,例如用于提供空传声信号的扬声器或用于提供结构或液体传播的声信号的振动器。在一些听力装置中,输出装置可包括一个或多个用于提供电信号的输出电极。

[0120] 在一些听力装置中,振动器可适于经皮或由皮将结构传播的声信号传给颅骨。在一些听力装置中,振动器可植入在中耳和/或内耳中。在一些听力装置中,振动器可适于将结构传播的声信号提供给中耳骨和/或耳蜗。在一些听力装置中,振动器可适于例如通过卵圆窗将液体传播的声信号提供到耳蜗液体。在一些听力装置中,输出电极可植入在耳蜗中或植入在颅骨内侧上,并可适于将电信号提供给耳蜗的毛细胞、一个或多个听觉神经、听觉皮层和/或大脑皮层的其它部分。

[0121] “听力系统”指包括一个或两个听力装置的系统。“双耳听力系统”指包括两个听力装置并适于协同地向用户的两只耳朵提供听得见的信号的信号的系统。听力系统或双耳听力系统还可包括一个或多个“辅助装置”,其与听力装置通信并影响和/或受益于听力装置的功能。辅助装置例如可以是遥控器、音频网关设备、移动电话(如智能电话)、广播系统、汽车音频系统或音乐播放器。听力装置、听力系统或双耳听力系统例如可用于补偿听力受损人员的听觉能力损失、增强或保护正常听力人员的听觉能力和/或将电子音频信号传给人。

[0122] 本发明的实施方式例如可用在如助听器、头戴式耳机、耳朵保护系统等的应用中。

附图说明

[0123] 本发明的各个方面将从下面结合附图进行的详细描述得以最佳地理解。为清晰起见,这些附图均为示意性及简化的图,它们只给出了对于理解本发明所必要的细节,而省略

其他细节。在整个说明书中,同样的附图标记用于同样或对应的部分。每一方面的各个特征可与其他方面的任何或所有特征组合。这些及其他方面、特征和/或技术效果将从下面的图示明显看出并结合其阐明,其中:

[0124] 图1A示出了根据本发明的听力装置的第一实施例。

[0125] 图1B示出了根据本发明的听力装置的第二实施例。

[0126] 图1C示出了根据本发明的听力装置的第三实施例。

[0127] 图1D示出了根据本发明的听力装置的第四实施例。

[0128] 图2示出了根据本发明的听力装置的第五实施例。

[0129] 图3示出了根据本发明的听力装置的实施例,其示出了自我语音检测器结合波束形成单元和增益放大单元的使用。

[0130] 图4A示意性地示出了典型的双传声器BTE型助听器的传声器相对于耳道和耳膜的定位。

[0131] 图4B示意性地示出了根据本发明的双传声器M2RITE型助听器的第一和第二传声器相对于耳道和耳膜的定位。

[0132] 图4C示意性地示出了根据本发明的三传声器M3RITE型助听器的第一、第二和第三传声器相对于耳道和耳膜的定位。

[0133] 图5示出了包括第一和第二听力装置的双耳听力系统的实施例。

[0134] 图6A和6B示出了根据本发明的听力系统实施例的示例性应用场合,其中图6A示出了在自我语音检测器的校准程序期间的用户、双耳助听器系统和辅助装置;及图6B示出了运行用于开始校准程序的APP的辅助装置。

[0135] 图7A示意性地示出了样本中的时变模拟信号(振幅-时间)及其数字化,这些样本安排在多个时间帧中,每一时间帧包括 N_s 个样本。

[0136] 图7B示出了图7A的时变电信号的时频图表示。

[0137] 图8示出了根据本发明的听力系统实施例的示例性应用场合,其中听力系统包括用于与另一装置的个人助理通信的语音接口。

[0138] 通过下面给出的详细描述,本发明进一步的适用范围将显而易见。然而,应当理解,在详细描述和具体例子表明本发明优选实施例的同时,它们仅为说明目的给出。对于本领域技术人员来说,基于下面的详细描述,本发明的其它实施方式将显而易见。

具体实施方式

[0139] 下面结合附图提出的具体描述用作多种不同配置的描述。具体描述包括用于提供多个不同概念的彻底理解的具体细节。然而,对本领域技术人员显而易见的是,这些概念可在没有这些具体细节的情形下实施。装置和方法的几个方面通过多个不同的块、功能单元、模块、元件、电路、步骤、处理、算法等(统称为“元素”)进行描述。根据特定应用、设计限制或其他原因,这些元素可使用电子硬件、计算机程序或其任何组合实施。

[0140] 电子硬件可包括微处理器、微控制器、数字信号处理器(DSP)、现场可编程门阵列(FPGA)、可编程逻辑器件(PLD)、选通逻辑、分立硬件电路、及配置成执行本说明书中描述的多个不同功能的其它适当硬件。计算机程序应广义地解释为指令、指令集、代码、代码段、程序代码、程序、子程序、软件模块、应用、软件应用、软件包、例程、子例程、对象、可执行、执行

线程、程序、函数等,无论是称为软件、固件、中间件、微码、硬件描述语言还是其他名称。

[0141] 图1A-1D示出了根据本发明的听力装置HD的四个实施例。听力装置HD的每一实施例包括正向通路,其包含用于提供表示来自听力装置环境的声音的多个(至少两个)电输入信号的输入单元IU、用于处理电输入信号并将处理后的输出信号提供给输出单元OU的信号处理单元SPU、用于将输入信号的处理后的版本作为可由用户感知为声音的刺激进行呈现的输出单元OU。听力装置还包括分析通路,其包括用于持续(反复)检测给定时间点的一个或多个电输入信号中是否存在用户自我语音的自我语音检测器OVD。

[0142] 在图1A的实施例中,输入单元包括用于从环境拾取声音信号并提供第一电输入信号(IN1)的第一输入变换器(IT1)如第一传声器,及用于从环境拾取声音信号并提供第二电输入信号(IN2)的第二输入变换器(IT2)如第二传声器。第一输入变换器(IT1)例如适于位于用户耳后(如耳廓后面,如在耳廓和颅骨之间)。第二输入变换器IT2适于位于用户耳中,如耳道入口附近(如耳道处或耳道中或者耳道外面,例如在耳廓的外耳部分中)。听力装置HD还包括信号处理单元SPU,用于(至少)基于第一和/或第二电输入信号(IN1, IN2)提供处理后的(优选增强的)信号OUT。信号处理单元SPU可位于体戴部分BW中,如位于耳朵处,但作为备选也可位于别处,如另一听力装置中,如音频网关设备中,遥控装置中,和/或智能电话(或类似装置,如平板电脑或智能手表)中。听力装置HD还包括输出单元OU,其包括用于将处理后的信号OUT或其进一步处理的版本转换为可由用户感知为声音的刺激的输出变换器OT。输出变换器OT例如位于听力装置的耳内部分ITE中,其适于位于用户耳中例如用户耳道中,例如RITE型听力装置中照例的那样。信号处理单元SPU位于输入和输出单元之间的正向通路中(在此操作地连接到输入变换器(IT1, IT2)和输出变换器OT)。第一和第二输入变换器定位的首要目标是使它们能拾取来自用户嘴巴的声学近场中的声音信号。第二输入变换器定位的另一目标是使其能拾取包括来自声学远场(如来自远离用户1m以上的信号源)的信号中源自外耳功能的线索(如方向线索)的声音信号。听力装置HD还包括自我语音检测器OVD,其包括用于提供第一和第二电输入信号(IN1, IN2)的信号强度的估计量(SS1, SS2, 如电平估计量)的第一和第二信号强度检测器(SSD1, SSD2)(如电平检测器)。自我语音检测器OVD还包括操作地连接到第一和第二信号强度检测器(SSD1, SSD2)及信号处理单元的控制单元CONT,其配置成比较第一和第二电输入信号(IN1, IN2)的信号强度估计量(SS1, SS2)并提供标示信号强度估计量(S1, S2)之间的差(S2-S1)的信号强度比较度量。控制单元CONT还配置成提供标示用户环境中的当前声音中存在或不存在用户自我语音的自我语音检测信号OVC,该自我语音检测信号随信号强度比较度量而变。自我语音检测信号OVC例如可提供听力装置的当前声环境的二元指示:“用户自我语音占优”或者“用户自我语音不占优”。作为备选,自我语音检测信号OVC可指明听力装置的当前声环境包括用户自我语音的概率。

[0143] 图1A的实施例包括两个输入变换器(IT1, IT2)。输入变换器的数量可大于2(IT1, ..., ITn, n为从信号处理角度有意义的任何大小,如3或4),并可包括移动装置如智能电话的输入变换器甚或固定安装的与信号处理单元通信的输入变换器(如在特定位置,如在房间中)。

[0144] 图1A-1D的输入单元IU的每一输入变换器理论上可以是任何类型,如包括传声器(如一般的(如全向)传声器或振动感测骨导传声器),或加速计,或无线接收器。图1C和1D的听力装置HD实施例中的每一个包括传声器(如全向传声器)形式的三个输入变换器(IT11,

IT12, IT2)。

[0145] 听力装置HD的每一实施例包括输出单元OU,其包括用于将处理后的输出信号转换为可由用户感知为声音的刺激的输出变换器OT。在图1C和1D的听力装置实施例中,输出变换器被示为接收器(扬声器)。接收器例如可位于耳道中(RITE型(耳内接收器式)或CIC(深耳道式)听力装置),或者可位于耳道外面(如BTE型听力装置),例如连接到声音传播元件(如管)以将来自接收器的输出声音导向用户的耳道(如经位于耳道处或耳道中的耳模)。作为备选,可预见其它输出变换器,如骨锚式听力装置的振动器。

[0146] 听力装置HD的功能元件信号处理单元SPU、输入变换器(图1A、1B中的IT1, IT2;图1C、1D中的IT11, IT12, IT2)和输出变换器OT之间的“操作连接”可以任何适当的方式实施,从而使信号能在这些元件之间传送(可能交换)(至少使能从输入变换器到输出变换器的正向通路,经信号处理单元(及可能在其控制下))。实线(记为IN1, IN2, IN11, IN12, SS1, SS2, SS11, SS12, FBM, OUT)通常表示有线电连接。虚的曲折线(在图1D中记为WL)表示非有线电连接,如无线连接,如基于电磁信号,在该情形下,暗示包括相应的天线和收发器电路。在其它实施例中,图1A-1D实施例的一个或多个有线连接可使用适当的收发器电路由无线连接代替,例如以提供针对特定应用优化的听力装置或系统的划分。一个或多个无线链路可基于蓝牙技术(如蓝牙低功率或类似技术)。从而,提供大带宽和相当大的传输距离。作为备选或另外,一个或多个无线链路可基于近场,如电容性或感应通信。后者具有低功耗的优点。

[0147] 听力装置(在此例如为信号处理单元)例如还可包括波束形成单元,其包括基于一个或多个电输入信号(IN1, IN2;或者IN11, IN12, IN2)提供全向信号或者在特定DIR模式下提供定向信号的方向算法。在该情形下,信号处理单元SPU配置成提供和进一步处理波束成形信号,及提供处理后的(优选增强的)输出信号OUT,例如参见图3。在实施例中,自我语音检测信号OVC用作波束形成单元的输入,例如以控制或影响波束形成单元的运行模式(如在定向和全向运行模式之间)。信号处理单元SPU可包括多种处理算法,例如降噪算法和/或增益控制算法,用于根据用户需要提供波束成形信号以提供处理后的输出信号OUT。信号处理单元SPU例如可包括反馈抵消系统(如包括用于估计从输出变换器到一个或多个输入变换器的反馈通路的一个或多个自适应滤波器)。在实施例中,反馈抵消系统可配置成使用自我语音检测信号OVC启动或禁用特定“反馈”模式(例如在特定频带中或整个频带中)。在“反馈”模式下,反馈抵消系统用于更新相应反馈通路的估计量并将前述估计量从相应输入信号(IN1, IN2;或者IN11, IN12, IN2)减去从而减少(或抵消)输入信号中的反馈贡献。

[0148] 所有实施例的听力装置均适于至少部分设置在用户头上或者至少部分植入在用户头中。

[0149] 图1C和1D用于图示图1A、1B的听力装置的不同划分。下面对图1B-1D的简要描述集中于与图1A实施例的差别。对于非差别部分,参考上面的一般描述。

[0150] 图1B示出了如图1A中所示的听力装置HD的实施例,但包括使能在频域分析和/或处理分别来自输入变换器(IT1, IT2,如传声器)的电输入信号(IN1, IN2)的时频转换单元(t/f)。该时频转换单元(t/f)被示为包括在输入单元IU中,但作为备选,也可形成相应输入变换器或者信号处理单元SPU的一部分或者为单独的单元。该听力装置HD还包括时-频域到时域转换单元(f/t),被示为包括在输出单元OU中。作为备选,这样的功能也可位于别处,如结合信号处理单元SPU或输出变换器OT。输入和输出单元(IU, OU)之间的正向通路的信号

(IN1, IN2, OUT) 被示为粗线并被指明包括Na (如16或64或更多) 个频带 (具有均匀或不同的频宽)。分析通路的信号 (IN1, IN2, SS1, SS2, OVC) 被示为半粗线并被指明包括Nb (如4或16或更多) 个频带 (具有均匀或不同频宽)。

[0151] 图1C示出了如图1A或1B中所示的听力装置HD的实施例, 但信号强度检测器 (SSD1, SSD2) 和控制单元 (CONT) (形成自我话音检测单元OVD的一部分) 和信号处理单元SPU连同输入变换器 (传声器IT11, IT12形成输入单元部分IUa的一部分) 一起位于耳后部分BTE中。第二输入变换器 (传声器IT2形成输入单元部分IUb的一部分) 连同输出变换器 (形成输出单元OU的一部分的扬声器OT) 一起位于耳内部分ITE中。

[0152] 图1D示出了听力装置HD的实施例, 其中信号强度检测器 (SSD11, SSD12, SSD2)、控制单元 (CONT) 及信号处理单元SPU位于ITE部分中, 及其中输入变换器 (传声器 (IT11, IT12)) 位于体戴部分BW (如BTE部分) 中并连接到相应的天线和收发器电路 (一起记为Tx/Rx) 以将电传声器信号IN11' 和IN12' 经无线链路WL无线传输到ITE部分。优选地, 体戴部分适于位于用户身体上从声音接收角度有吸引力的地方, 如在用户头上。ITE部分包括第二输入变换器 (传声器IT2), 及用于从BW部分接收无线传输的电传声器信号IN11' 和IN12' (提供接收到的信号IN11, IN12) 的天线 and 收发器电路 (一起记为Rx/Tx)。(第一) 电输入信号IN11, IN12和第二电输入信号IN2连接到信号处理单元SPU。信号处理单元SPU处理电输入信号并提供处理后的输出信号OUT, 其被转发给输出变换器OT并转换为输出声音。BW部分和ITE部分之间的无线链路WL可基于任何适当的无线技术。在实施例中, 无线链路基于感应 (近场) 通信链路。在第一实施例中, BW部分和ITE部分中的每一个可构成自支持 (独立) 听力装置 (例如双耳听力系统的左和右听力装置)。在第二实施例中, ITE部分可构成自支持 (独立) 听力装置, 及BW部分为增加来提供额外功能的辅助装置。在实施例中, 额外功能可包括BW部分的一个或多个传声器以向ITE部分提供方向性和/或备选输入信号。在实施例中, 额外功能可包括增加的连通性, 例如提供到其它装置如伙伴传声器、特定音频源 (如电话、TV或任何其他娱乐声轨) 的有线或无线连接。在图1D的实施例中, 每一电输入信号 (IN11, IN12, IN2) 的信号强度 (如电平/量值) 由各个信号强度检测器 (SSD11, SSD12, SSD2) 进行估计, 它们的输出在比较单元中用于确定标示所述信号强度估计量之间的差的比较度量。在实施例中, 确定未位于耳道中或耳道处的输入变换器 (在此为IT11, IT12) 的信号强度 (在此为SS11, SS12) 的平均值 (如加权平均, 如通过传声器位置效应确定)。作为备选, 其它限定符可应用于所提及的信号强度 (在此为SS11, SS12), 如MAX函数或MIN函数。

[0153] 图2示出了根据本发明的示例性听力装置。该听力装置HD如助听器属于特定类型 (有时称为耳内接收器式或RITE型), 包括适于位于用户耳朵处或耳后的BTE部分 (BTE) 和适于位于用户耳道中或耳道处并包括输出变换器OT如接收器 (扬声器) 的ITE部分 (ITE)。BTE部分和ITE部分通过连接元件IC和ITE及BTE部分中的内部接线 (例如参见BTE部分中示意性地示为Wx的接线) 进行连接 (如电连接)。

[0154] 在图2的听力装置实施例中, BTE部分包括输入单元, 其包括两个输入变换器 (如传声器) (IT₁₁, IT₁₂), 每一输入变换器用于提供表示输入声音信号的电输入音频信号。输入单元还包括两个 (如可个别选择的) 无线接收器 (WLR₁, WLR₂), 用于提供相应的直接接收的辅助音频输入信号 (例如来自环境中的传声器或者来自其它音频源如流传输的音频)。BTE部分包括其上安装有多个电子元件 (MEM, OVD, SPU) 的衬底SUB, 包括如保存不同助听器程序 (如

限定前述程序的参数设置)存储器MEM和/或输入源组合(IT_{11} , IT_{12} , WLR_1 , WLR_2),例如针对多个不同听音情形进行优化。BTE部分还包括自我话音检测器OVD,用于提供标示当前的声音信号是否包括用户自我话音的自我话音检测信号。BTE部分还包括可配置的信号处理单元SPU,适于基于当前选择(启动)的助听器程序/参数设置(基于一个或多个传感器和/或来自用户接口的输入自动选择)访问存储器MEM及选择和处理一个或多个电输入音频信号和/或一个或多个直接接收的辅助音频输入信号。可配置的信号处理单元SPU提供增强的音频信号。

[0155] 该听力装置HD还包括输出单元OT(如输出变换器),用于基于来自信号处理单元的增强的音频信号或源自其的信号提供增强的输出信号作为可由用户感知为声音的刺激。作为备选或另外,根据具体应用场景,来自信号处理单元的增强的音频信号可进一步处理和/或传给另一装置。

[0156] 在图2的听力装置实施例中,ITE部分包括扬声器(接收器)形式的输出单元OT,用于将电信号转换为声信号。ITE部分还包括(第二)输入变换器 IT_2 (如传声器),用于从环境及从输出变换器OT拾取声音。ITE部分还包括引导元件如圆顶DO,用于引导并将ITE部分定位在用户的耳道中。

[0157] 信号处理单元SPU包括例如用于对电输入信号进行空间滤波并提供波束成形信号的波束形成单元、用于减少或消除从输出变换器OT到(第二)输入变换器 IT_2 的反馈的反馈抵消系统、用于提供随频率和电平而变的增益以补偿用户的听力受损的增益控制单元等。信号处理单元如波束形成单元和/或增益控制单元(例如参见图3)例如可受自我话音检测信号控制或影响。

[0158] 图2中例示的听力装置HD为便携装置,且还包括电池BAT如可再充电电池,用于对BTE部分和ITE部分中的电子元件供电。图2的听力装置在多个不同实施例中可实施图1A、1B、1C、1D和3中所示的听力装置的实施例。

[0159] 在实施例中,听力装置如助听器(如信号处理单元SPU)适于提供随频率而变的增益和/或随电平而变的压缩和/或一个或多个频率范围到一个或多个其它频率范围的移频(具有或没有频率压缩),例如以补偿用户的听力受损。

[0160] 图3示出了根据本发明的听力装置的实施例,其示出了自我话音检测器结合波束形成单元和增益放大单元一起使用。听力装置如助听器适于至少部分设置在用户头上或头中。在图3的实施例中,听力装置包括适于位于用户耳朵(耳廓)后面的BTE部分(BTE)。该听力装置还包括适于位于用户耳道中的ITE部分(ITE)。ITE部分包括输出变换器OT如接收器/扬声器及输入变换器 IT_2 如传声器。BTE部分操作地连接到ITE部分。图3中所示的听力装置的实施例包括与图1C中所示实施例一样的功能部分,除图3实施例的BTE部分仅包括一个输入变换器 IT_1 之外。

[0161] 在图3的实施例中,BTE部分的信号处理单元SPU包括波束形成单元BFU和增益控制单元G。波束形成单元BFU配置成将(如复值,如随频率而变的)权重应用于第一和第二电输入信号IN1和IN2,从而提供输入信号的加权组合(如加权和)并提供因而得到的波束成形信号BFS。波束成形信号馈给增益控制单元G进行进一步增强(如降噪、反馈抑制、放大等)。从输出变换器OT到相应输入变换器 IT_1 和 IT_2 的反馈通路分别记为FBP1和FBP2(参见粗、点线箭头)。反馈信号与来自环境的相应信号混合。波束形成单元BFU可包括第一(远场)调节单

元,配置成补偿相对于远场声源处于不同位置的电输入信号IN1,IN2(例如根据传声器位置效应MLE)。第一输入变换器设置在例如位于耳廓后面(如耳廓上面)的BTE部分中,而第二输入变换器位于ITE部分中或者耳道中或耳道入口附近。从而,可在来自环境的目标信号方向提供波束成形信号的最大方向灵敏度。类似地,波束形成单元BFU可包括第二(近场)调节单元以补偿相对于近场(例如来自位于耳道中的输出变换器)声源处于不同位置的电输入信号IN1,IN2。从而,可在输出变换器OT到从输出变换器到输入变换器的反馈的方向提供波束成形信号的最小方向灵敏度。

[0162] 听力装置如自我语音检测单元OVD配置成根据自我语音检测信号OVC控制波束形成单元BFU和/或增益控制单元。在实施例中,电输入信号IN1,IN2或源自其的信号的一个或多个(波束形成器)权重根据自我语音检测信号OVC变化,例如根据自我语音检测信号OVC改变波束形成单元的权重以将波束形成单元BFU的强调从一电输入信号变到另一电输入信号(或者从更定向的变到不太定向的(更全向的)焦点)。

[0163] 在实施例中,自我语音检测单元配置成将特定自我语音波束形成器权重应用于电输入信号,其在自我语音检测信号表明电输入信号中用户自我语音占优(为主)时,实施波束形成单元/波束成形信号在从听力装置朝向用户嘴巴的方向具有最大灵敏度的自我语音波束形成器。适于在从助听器朝向用户嘴巴的方向提供波束成形信号的波束形成单元例如在中描述。在实施例中,听力装置配置成在自我语音检测器(如基于电平差度量估计量)指明存在用户自我语音时应用自我语音波束形成器(指向用户嘴巴),及将所得的波束成形信号用作自我语音检测器的输入(参见将波束成形信号BFS从波束形成滤波单元BFU馈到自我语音检测器OVD的虚线箭头)。

[0164] 听力装置如自我语音检测单元OVD还可配置成根据自我语音检测信号OVC控制增益控制单元G。在实施例中,听力装置配置成基于自我语音检测单元OVD指明当前声学情形用户自我语音占优而减小施加的增益。

[0165] 图3的实施例可完全或部分在时域运行,或者完全或部分在时频域运行(通过包括适当的时域到时频域及时频域到时域转换单元)。

[0166] 在传统听力仪器如BTE或RITE型(其中两个传声器均位于耳后部分BTE中)或者ITE型(其中两个传声器位于耳内)中,很难检测HI用户的自我语音。

[0167] 在根据本发明的助听器中,一个传声器放在耳道中,例如连同扬声器单元位于ITE部分中,及另一传声器放在耳后,例如位于包括助听器的其它功能部分的BTE部分中。该类型在本发明中称为M2RITE。在M2RITE型助听器中,传声器距离可变(因人而异)并通过听力仪器怎样安装在用户耳朵上、用户耳朵大小等确定。这导致相当大(但可变)的传声器距离,例如35-60mm,相较于BTE、RITE和ITE型助听器的传统传声器距离(如7-14mm)(对于给定助听器类型固定)而言。传声器的角度也可对自我语音检测和自我语音拾取的性能具有影响。

[0168] 各传声器与嘴巴的距离的差产生RITE和M2RITE型的声压级SPL的下述差异:

[0169] 作为例子,RITE或BTE型助听器(图4A)具有 $d_f=13.5\text{cm}$ 及 $d_r=14.0\text{cm}$ $\Rightarrow$ SPL差 $=20*\log_{10}(14/13.5)=0.32\text{dB}$ 。M2RITE型助听器(图4B)对应例子具有 $d_f=10\text{cm}$ 及 $d_r=14.0\text{cm}$ $\Rightarrow$ SPL差 $=20*\log_{10}(14/10)=2.9\text{dB}$ 。

[0170] 除此之外,耳廓的阴影在3-4kHz下对于M2RITE型(图4B)将在前传声器IT2(如ITE部分中)处相对于后传声器IT1(如BTE部分中)至少增加5dB的SPL,对于RITE/BTE型(图4A)

明显更少。

[0171] 这样,存在自我语音的简单指示器为两个传声器之间的电平差。在语音信号中具有高声能的低频下,可以预期,在3-4kHz下,在前传声器IT2处将检测到比后传声器IT1处至少高2.5dB的电平,至少7.5dB的差。这可与高调制指数的检测组合以验证信号为语音。

[0172] 在实施例中,包括两个传声器的信号之间的相位差。

[0173] 在我们想要拾取自我语音进行流传输的情形下,例如在免提电话呼叫期间,M2RITE传声器位置对于产生定向近场传声器系统具有很大的优点。

[0174] 图4A示意性地示出了典型的双传声器BTE型助听器HD'的传声器(ITf,ITr)相对于耳道EC和耳膜的定位。该助听器HD'包括BTE部分(BTE'),其包括位于BTE部分(BTE')的壳体(外壳)顶部中(或声音可接近)的两个输入变换器(ITf,ITr)(如传声器)。当安装在用户耳朵(耳廓)处(后面)时,传声器(ITf,ITr)定位成使得一个传声器(ITf)更面向前面及一个传声器(ITr)更面向用户的后面。两个传声器定位成分别与用户嘴巴("嘴巴")相距距离 d_f 和 d_r (也参见图4C)。两个距离彼此属于类似的大小(通常在50%内,如在10%内)。

[0175] 图4B示意性地示出了根据本发明的(及如结合图2所示和所述的)双传声器M2RITE型助听器HD的第一和第二传声器(IT1,IT2)相对于耳道EC和耳膜及相对于用户嘴巴的定位。一个传声器(IT2)位于(ITE部分中)耳道EC入口处。另一传声器(IT1)位于BTE部分(BTE)之中或之上,BTE部分位于用户耳朵(耳廓)后面。两个传声器(IT1,IT2)之间的距离由d指示。从用户嘴巴到各个传声器(耳道入口处的传声器IT2和BTE传声器IT1)的距离分别由 d_{ec} 和 d_{bte} 表示。从用户嘴巴到各个传声器的距离差 $d_{bte}-d_{ec}$ 大约等于传声器之间的距离d。因此,由第一和第二传声器(IT1,IT2)从用户产生的声音(用户自我语音)接收的信号电平(或功率或能量)将具有可观的差异。助听器HD,在此为BTE部分(BTE),被示为包括用于对助听器供电的电池BAT,及包括用户接口UI,在此为BTE部分的壳体上的开关或按钮。用户接口例如配置成使用户能影响助听器的功能。作为备选(或另外),其可实施在遥控装置中(例如实施为智能电话或类似装置的APP)。

[0176] 图4C示意性地示出了根据本发明的(及如结合图2所示和所述的)三传声器M3RITE型助听器HD的第一、第二和第三传声器(IT11,IT12,IT2)相对于耳道EC和耳膜及相对于用户嘴巴的定位。图4C的实施例提供具有位于BTE部分上的两个传声器IT11、IT12的现有技术双传声器解决方案(如图4A中所示)与包括位于耳道处的传声器IT2的单传声器MRITE或双传声器M2RITE解决方案(如图4B中所示)的混合解决方案。

[0177] 图5示出了包括第一和第二听力装置的双耳听力系统的实施例。第一和第二听力装置配置成经耳间无线链路IA-WLS在其间交换数据(如自我语音检测状态信号)。第一和第二听力装置HD-1、HD-2中的每一个为根据本发明的听力装置,例如包括结合图1B所述的功能元件。代替2个输入变换器(一个第一输入变换器IT1和一个第二输入变换器IT2),图5实施例的每一听力装置(输入单元IU)包括3个输入变换器,分别为2个第一输入变换器IT11、IT12和一个第二输入变换器IT2。在图5中,每一输入变换器包括传声器。如图1B的实施例中一样,每一输入变换器通路包括时频转换单元t/f如用于在K个子频带提供输入信号的分析滤波器组及包括包含时频到时域转换单元f/t的输出单元OU如合成滤波器组,以从K个子频带信号 $OUT_1, \dots, OUT_K$ 提供时域的合成输出信号。在图5的实施例中,每一听力装置的输出单元的输出变换器包括扬声器(接收器)以将电输出信号转换为声音信号。每一听力装置的自

我话音检测器OVD分别从两个第一传声器IT11、IT12和所述第二传声器IT2接收三个电输入信号IN11、IN12和IN2。输入信号按K个子频带k及不同时刻m的时频表示(k,m)提供。自我话音检测器OVD将所得的自我话音检测信号OVC馈给信号处理单元。自我话音检测信号OVC基于本地接收的电输入信号(包括根据本发明的信号强度差度量)。此外,第一和第二听力装置HD-1,HD-2中的每一个包括天线和收发器电路IA-Rx/Tx,用于在其间建立无线通信链路IA-WLS从而使能交换数据(经信号处理单元,参见信号X-CNTc),包括自我话音检测数据(如本地检测到的自我话音检测信号),非必须地,及其它信息和控制信号(非必须地,及音频信号或其部分,例如一个或多个选择的频带或频率范围)。交换的信号馈给相应的信号处理单元SPU并在那里用于控制处理(信号X-CNTc)。具体地,自我话音检测数据的交换可用于使得自我话音检测更鲁棒,例如随检测用户自我话音的两听力装置而变。另一处理控制或输入信号被示为信号X-CNT,例如来自一个或多个内部或外部检测器(例如来自辅助装置如智能电话)。

[0178] 图6A和6B示出了根据本发明的听力系统实施例的示例性应用场合。图6A示出了在自我话音检测器的校准程序期间的用户、双耳助听器系统和辅助装置,及图6B示出了运行用于开始校准程序的APP的辅助装置。该APP为包括可执行指令的非短暂应用(APP),所述指令配置成在辅助装置上执行以实施用于听力装置或听力系统的用户接口。在所示实施例中,APP配置成在智能电话或者另一允许与听力装置或听力系统通信的便携装置上运行。

[0179] 图6A示出了双耳助听器系统的实施例,包括左(第二)和右(第一)听力装置HD-1,HD-2与用作双耳助听器系统的用户接口UI的便携(手持)辅助装置AD通信。在实施例中,双耳助听器系统包括辅助装置AD(及用户接口UI)。辅助装置AD的用户接口UI如图6B中所示。用户接口包括显示器(如触敏显示器),其显示听力系统的用户及校准声源相对于用户的多个预定位置。经用户接口的显示器(在标题“自我话音校准、配置自我话音检测、开始校准”下面),用户U被指令

[0180] -按压以选择对OVD的贡献

[0181] --电平差

[0182] --0V波束形成器

[0183] --调制

[0184] --双耳决策

[0185] -按压“开始”以启动校准程序。

[0186] 这些指令将提示用户选择对自我话音检测的四个可能贡献者(在该例子中)中的一个或多个:电平差(根据本发明)、0V波束形成器(如果自我话音通过其它指示器如电平差指明,将波束形成器朝向嘴巴)、调制(基于调制度量使自我话音决策合格)、及双耳决策(基于来自对侧听力装置的自我话音检测数据使自我话音决策合格)。在此,它们中的三个被选择,如电平差、0V波束形成器和双耳决策的粗体突出显示所示。

[0187] APP的其它适当的功能可以是“学习你的话音”,例如以使特定用户自我话音的特性特征(如基频、频谱等)能被识别。这样的学习程序例如可形成校准程序的一部分。

[0188] 当自我话音检测已被配置时,所选的有贡献的“检测器”的校准可通过按压“开始”启动。在启动校准之后,APP将指令用户怎样做,例如包括提供自我话音的例子。在实施例中,如果当前噪声电平高于噪声电平阈值,经用户接口通知用户。从而,在噪声电平太高时

用户可被劝阻不执行校准程序。

[0189] 在实施例中,包括用户接口UI的辅助装置AD适于拿在用户U的手中。

[0190] 在图6A的实施例中,示出了记为IA-WL (如左和右助听装置之间的感应链路) 和WL-RF (如辅助装置AD和左听力装置HD-1之间的及辅助装置AD和右听力装置HD-2之间的RF链路 (如蓝牙)) 的无线链路 (在装置中通过对应的天线和收发器电路实施,在图6A中在左和右听力装置中分别示为RF-IA-Rx/Tx-1和RF-IA-Rx/Tx-2)。

[0191] 在实施例中,辅助装置AD是或包括音频网关设备,其适于 (如从娱乐装置如TV或音乐播放器、从电话设备如移动电话或者从计算机如PC) 接收多个音频信号及适于选择和/或组合所接收的音频信号 (或信号组合) 中的适当信号以传给听力装置。在实施例中,辅助装置是或包括用于控制听力装置的功能和运行的遥控器。在实施例中,遥控器的功能实施在智能电话中,智能电话可能运行使能经智能电话控制音频处理装置的功能的APP (听力装置包括到智能电话的适当无线接口,例如基于蓝牙或者一些其它标准或专用方案)。

[0192] 图7A示意性地示出了样本中的时变模拟信号 (振幅-时间) 及其数字化,这些样本安排在多个时间帧中,每一时间帧包括 N_s 个样本。图7A示出了模拟电信号 (实线曲线),例如表示来自传声器的声输入信号,其在模数 (AD) 转换过程中转换为数字音频信号,在模数转换过程中,模拟信号以预定采样频率或速率 f_s 进行采样, f_s 例如在从8kHz到40kHz的范围中 (适应应用的特定需要),以在离散时间点 n 提供数字样本 $y(n)$,如从时间轴延伸的在其与前述曲线重合的端点处具有实心点的垂直线所示,表示在对应的不同时间点 n 的数字样本值。每一 (音频) 样本 $y(n)$ 表示通过预定数量 (N_b) 的比特表示声信号在 n (或 t_n) 的值, N_b 例如在从1到48比特的范围中如24比特。每一音频样本因此使用 N_b 个比特量化 (导致音频样本的 2^{N_b} 个不同的可能值)。

[0193] 在模数转换 (AD) 处理中,数字样本 $y(n)$ 具有 $1/f_s$ 的时间长度,例如对于 $f_s=20\text{kHz}$,该时间长度为 $50\mu\text{s}$ 。多个 (音频) 样本 N_s 例如安排在时间帧中,如图1A下部示意性图示的,其中各个 (在此均匀间隔的) 样本按时间帧分组 ($1, 2, \dots, N_s$)。同样如图7A的下部图示的,时间帧可连续地安排成非重叠 (时间帧 $1, 2, \dots, m, \dots, M$) 或重叠 (在此为50%, 时间帧 $1, 2, \dots, m, \dots, M'$), 其中 m 为时间帧指数。在实施例中,一时间帧包括64个音频数据样本。根据实际应用,也可使用其它帧长度。

[0194] 图7B示意性地示出了图7A的 (数字化) 时变电信号 $y(n)$ 的时频表示。该时频表示包括信号的对应复值或实值在特定时间和频率范围的阵列或映射。该时频表示例如可以是时将时变输入信号 $y(n)$ 转换为时频域的 (时变) 信号 $Y(k, m)$ 的傅里叶变换的结果。在实施例中,傅里叶变换包括离散傅里叶变换算法 (DFT)。典型助听器考虑的从最小频率 $f_{\min}$ 到最大频率 $f_{\max}$ 的频率范围包括从20Hz到20kHz的典型人听频范围的一部分,如从20Hz到12kHz的范围的一部分。在图7B中,信号 $y(n)$ 的时频表示 $Y(k, m)$ 包括信号的量值和/或相位在指数 (k, m) 确定的多个DFT窗口 (或瓦) 中的复值,其中 $k=1, \dots, K$ 表示 K 个频率值 (参见图7B中的纵向 k 轴), 及 $m=1, \dots, M(M')$ 表示 $M(M')$ 个时间帧 (参见图7B中的水平 m 轴)。时间帧由特定时间指数 m 和对应的 K 个DFT窗口确定 (参见图7B中的时间帧 m 的指示)。时间帧 m 表示信号 x 在时间 m 的频谱。包括所涉及信号的 (实或) 复值 $Y(k, m)$ 的DFT窗口 (或瓦) (k, m) 在图7B中通过时频图中对应场的阴影图示。频率指数 k 的每一值对应于频率范围 Δf_k , 如图7B中通过纵向频率轴 f 指明。时间指数 m 的每一值表示时间帧。连续时间指数跨越的时间 Δt_m 取决于时间帧的长

度及相邻时间帧之间的重叠程度(参见图7B中的水平t轴)。

[0195] 在本申请中,定义具有子频带指数 $q=1,2,\dots,Q$ 的 Q 个(非均匀)子频带,每一子频带包括一个或多个DFT窗口(参见图7B中的纵向子频带 q 轴)。第 q 个子频带(由图1B的右部的子频带 q ($Y_q(m)$)指明)包括分别具有低和高指数 $k_1(q)$ 和 $k_2(q)$ 的DFT窗口(或瓦),其分别定义第 q 个子频带的低和高截止频率。特定时间单元(q,m)由特定时间指数 m 和DFT窗口指数 $k_1(q)-k_2(q)$ 定义,如图7B中通过对应DFT窗口(或瓦)周围的粗框架指明。特定时间单元(q,m)包含第 q 个子频带信号 $Y_q(m)$ 在时间 m 的复值或实值。在实施例中,子频带为三分之一倍频带。 ω_q 指第 q 个频带的中心频率。

[0196] 图8示出了根据本发明的听力系统实施例的示例性应用场合,其中听力系统包括用于与另一装置的个人助理通信的话音接口,例如以实施“话音命令模式”。图8实施例中的听力装置HD包括与上面结合图3所示和所述一样的元件。

[0197] 然而,在该应用场合的环境中,自我话音检测器OVD可以是根据本发明的实施例(基于传声器信号之间的电平差),但也可以许多其它方式体现(如调制、下颌运动、骨振动、残余量传声器等)。

[0198] 与图3实施例的差异在下面描述。BTE部分包括两个输入变换器IT11、IT12,例如形成输入单元IUa的一部分的传声器,如结合图1C、1D、2、4C、5描述的。来自所有三个输入变换器的信号被示为馈给自我话音检测器OVD及波束形成滤波单元BFU。自我话音的检测(如通过信号OVC表示)根据检测原理和所涉及的应用可基于一个、多个或者全部传声器信号IN11、IN12、IN2。

[0199] 波束形成滤波单元配置成提供多个波束形成器(波束形成器模式或者波束成形信号),例如基于预定或者自适应确定的波束形成器权重。波束形成滤波单元包括特定自我话音波束形成器权重,其实施自我话音波束形成器从而使得波束形成器单元/波束成形信号在从听力装置朝向用户嘴巴的方向具有最大灵敏度。当自我话音波束形成器权重应用于电输入信号IN11、IN12、IN2时,所得的自我话音波束形成器信号OVBF由波束形成滤波单元(或者由自我话音检测器OVD按信号OV的形式)提供。自我话音信号OV馈给话音接口VIF,例如连续或者受某些条件约束,例如在特定运行模式下,和/或受传声器信号中用户话音的检测约束。

[0200] 话音接口VIF配置成基于自我话音信号OV检测特定话音启动词语或短语或声音。话音接口包括话音检测器,配置成检测有限数量的词语或命令(关键词),包括特定话音启动词语或短语或声音。话音检测器可包括神经网络,例如在正讲所述有限数量的词语或命令中的至少部分时针对用户的话音进行训练。话音接口VIF根据自我话音信号OV中识别出的词语或命令向自我话音检测器OVD和正向通路的处理器G提供控制信号VC。控制信号VC例如可用于控制听力装置的运行模式,例如经自我话音检测器OVD和/或经正向通路的处理器G。

[0201] 图8的听力装置还包括耦合到自我话音检测器OVD和正向通路的处理器SPU(如G)的天线和收发器电路RxTx。该天线和收发器电路RxTx配置成建立到包括远程处理器的辅助装置AD如智能电话或类似装置的无线链路WL如音频链路,其配置成运行实施或形成用于听力装置HD或听力系统的用户接口UI的一部分的APP。

[0202] 听力装置或系统配置成使用户能经话音接口VIF启用和/或禁用听力装置的一个

或多个运行模式。在图8的情形下,用户自我语音OV通过听力装置HD的输入变换器IT11、IT12、IT2经自我语音波束形成器OVBF拾取,参见佩戴听力装置(或系统)HD的用户U的插图(图8的右中部)。用户的话音OV'(或部分,如其时域段或者频域段)可经话音接口VIF控制(例如经从听力装置HD经无线链路WL传到通信装置AD的信号VC)。此外,音频信号如话音信号RV可通过听力系统经无线链路WL例如从辅助装置AD接收。远程话音RV馈给处理器G进行可能的处理(例如适应用户的听觉情形)及在某些运行模式下可呈现给听力系统的用户U。

[0203] 图8的配置例如可在“电话模式”下使用,其中所接收的音频信号RV为电话会话的远程讲话者的话音,或者在“话音命令模式”下使用,如辅助装置的屏幕中及指明自我语音OV和远程话音RV的语音框所示。

[0204] 运行模式例如可通过在话音接口启动短语(如“Hi Oticon”)之后的特定讲出的(启动)命令(如“电话模式”)开始。在该运行模式下,听力装置HD配置成从通信装置AD如电话无线接收音频信号RV。听力装置HD还可配置成使用户能通过在话音接口启动短语(如“Hi Oticon”)之后讲出的(禁用)命令(如“正常模式”)经话音接口禁用当前运行模式。如图8中所示,听力装置HD配置成使用户能经听力装置HD的话音接口VIF启用和/或禁用另一装置AD的个人助理。该运行模式,在此称为“话音命令模式”(及通过相应说出的词启动),为用户的话音OV'传给另一装置(在此为AD)的话音接口从而启动另一装置的话音接口例如以向另一装置提供的话音启动的个人助理提问的运行模式。

[0205] 在图8的例子中,用户U与个人助理(如“Siri”或“Genie”)之间的对话通过用户说出的词语“Hi Oticon”和“话音命令模式”及“个人助理”开始启动听力装置HD的话音接口VIF。“Hi Oticon”启动话音接口。“话音命令模式”将听力装置设置为“话音命令模式”,这导致随后说出的由自我语音波束形成器OVBF拾取的词语经无线链路WL传给辅助装置。“个人助理”启动辅助装置的话音接口,及随后接收的词语(在此为“我可以针对一想法获得专利吗?”)由个人助理解释并根据所涉及的个人助理可用的选择回答(在此为“也许,什么想法?”),例如包括神经网络(如深度神经网络DNN)的应用,例如位于远程服务器上或者实施为“基于云的服务”。由辅助装置AD解释和提供的对话被显示在辅助装置AD的用户接口UI的“个人助理”APP屏幕上。来自辅助装置的个人助理的输出(问题回答)作为音频(信号RV)转发给听力装置并馈给输出单元OT(如扬声器)及作为可由用户感知为声音的刺激呈现给用户,其表示“有什么需要帮忙吗?”和“也许,什么想法?”。

[0206] 当由对应的过程适当代替时,上面描述的、“具体实施方式”中详细描述的和权利要求中限定的装置的结构特征可与本发明方法的步骤结合。

[0207] 除非明确指出,在此所用的单数形式“一”、“该”的含义均包括复数形式(即具有“至少一”的意思)。应当进一步理解,说明书中使用的术语“具有”、“包括”和/或“包含”表明存在所述的特征、整数、步骤、操作、元件和/或部件,但不排除存在或增加一个或多个其他特征、整数、步骤、操作、元件、部件和/或其组合。应当理解,除非明确指出,当元件被称为“连接”或“耦合”到另一元件时,可以是直接连接或耦合到其他元件,也可以存在中间插入元件。如在此所用的术语“和/或”包括一个或多个列举的相关项目的任何及所有组合。除非明确指出,在此公开的任何方法的步骤不必须精确按所公开的顺序执行。

[0208] 应意识到,本说明书中提及“一实施例”或“实施例”或“方面”或者“可”包括的特征意为结合该实施例描述的特定特征、结构或特性包括在本发明的至少一实施方式中。此外,

特定特征、结构或特性可在本发明的一个或多个实施方式中适当组合。提供前面的描述是为了使本领域技术人员能够实施在此描述的各个方面。各种修改对本领域技术人员将显而易见,及在此定义的一般原理可应用于其他方面。

[0209] 权利要求不限于在此所示的各个方面,而是包含与权利要求语言一致的全部范围,其中除非明确指出,以单数形式提及的元件不意指“一个及只有一个”,而是指“一个或多个”。除非明确指出,术语“一些”指一个或多个。

[0210] 因而,本发明的范围应依据权利要求进行判断。

[0211] 参考文献

[0212] ●US20150163602A1 (OTICON) 11.06.2015

[0213] ●EP2835987A1 (OTICON) 11.02.2015

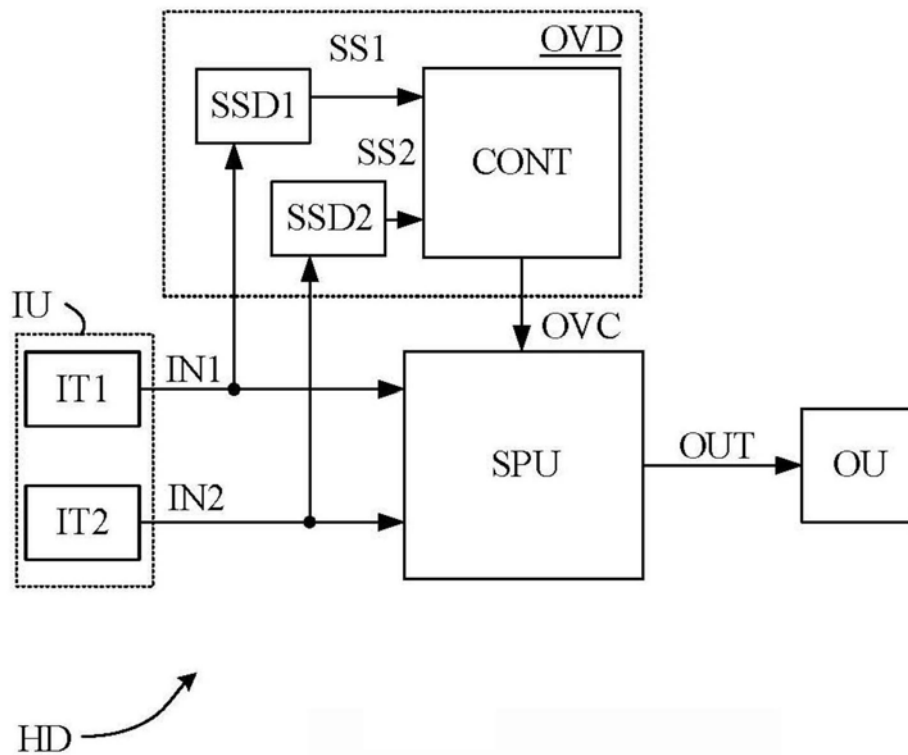


图1A

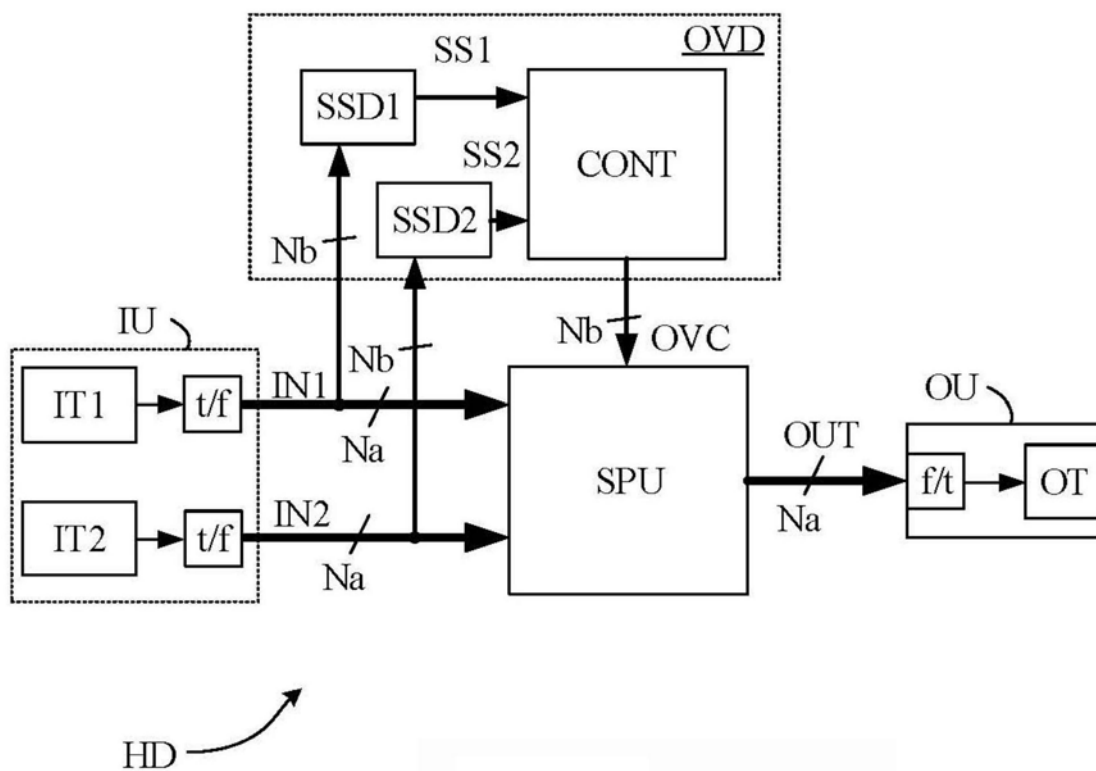


图1B

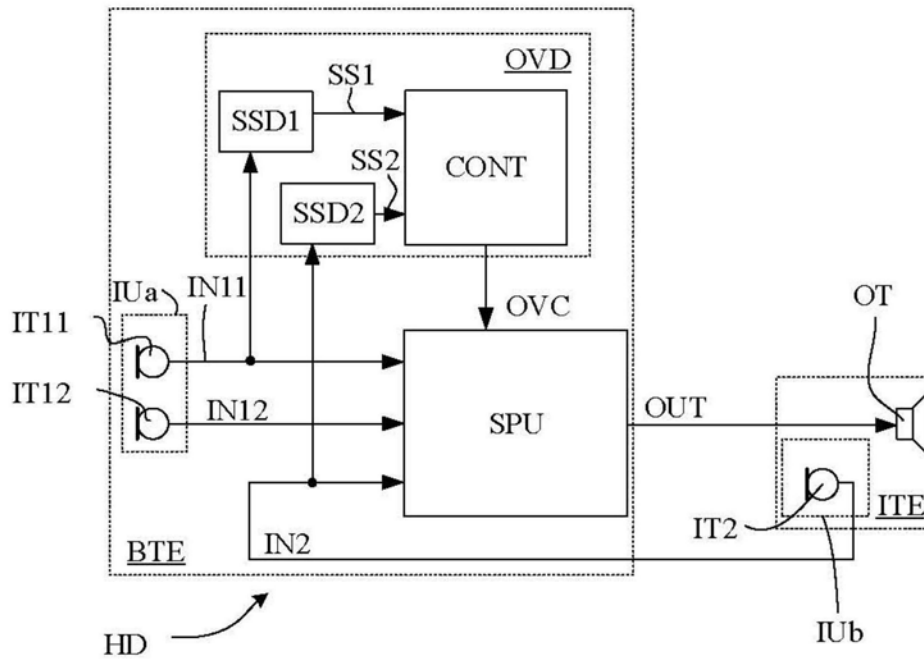


图1C

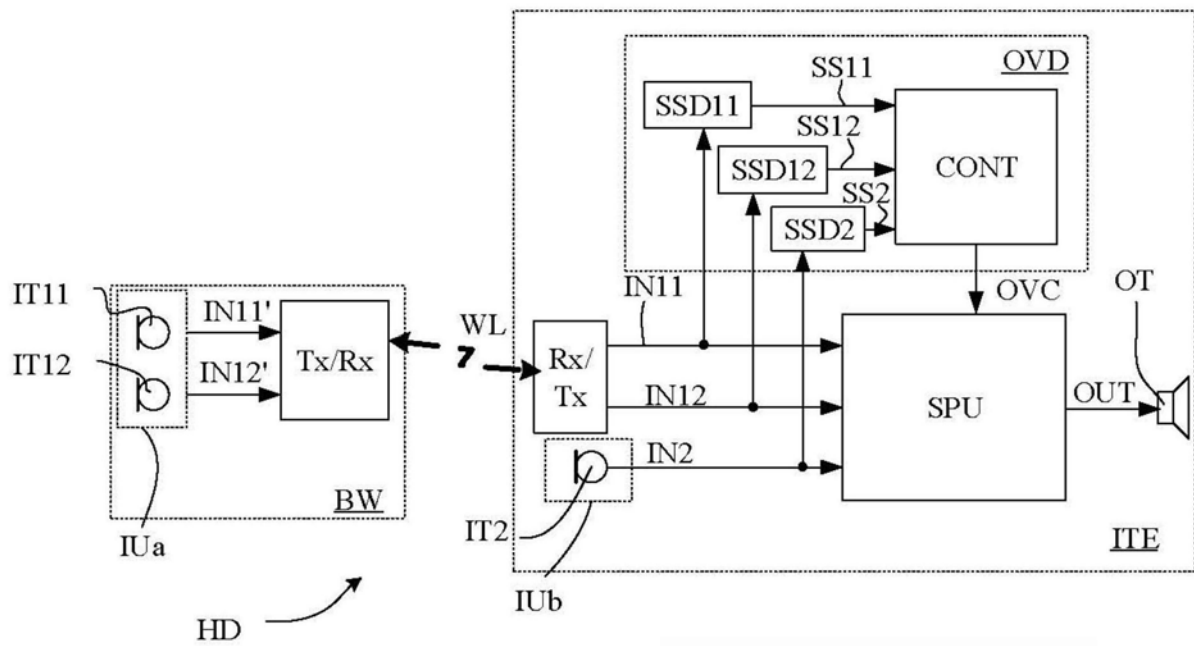


图1D

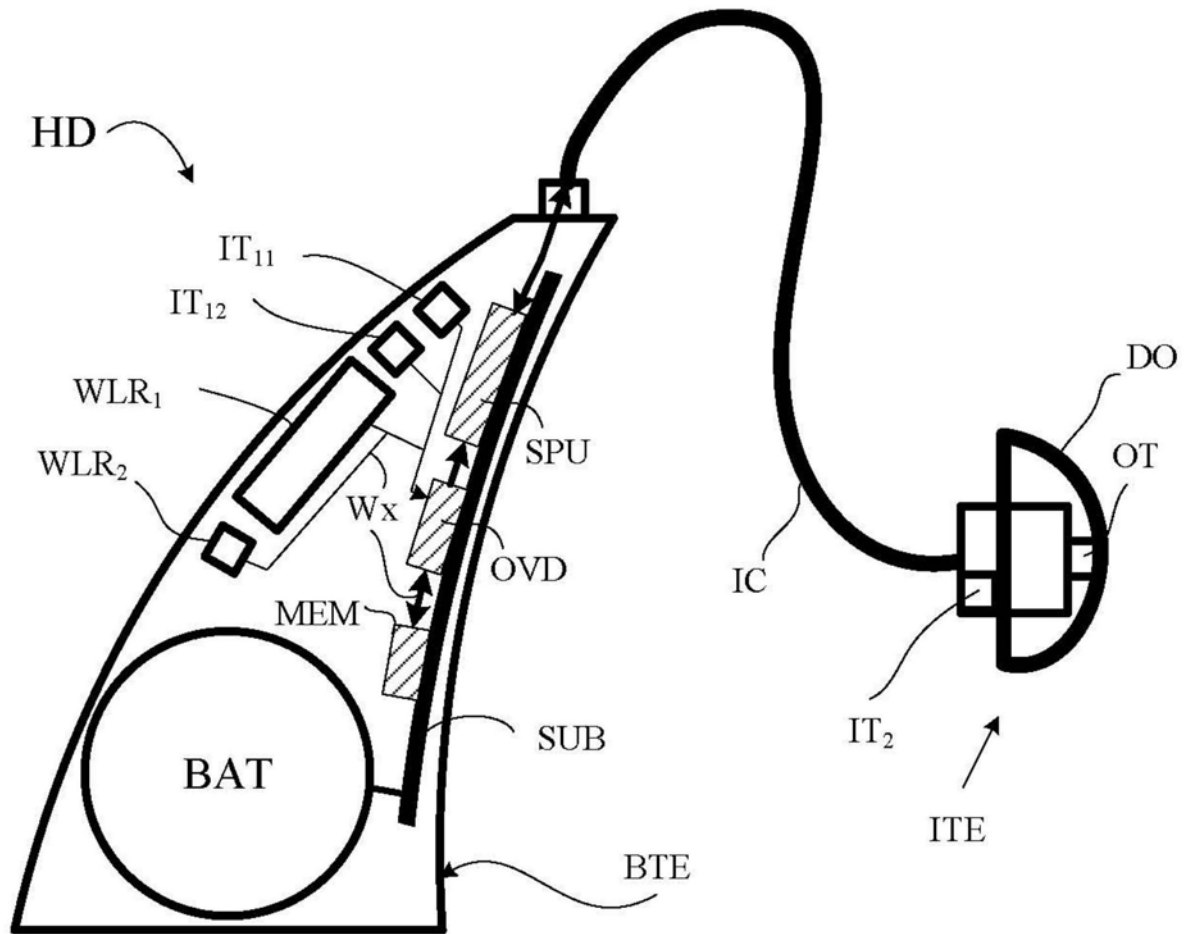


图2

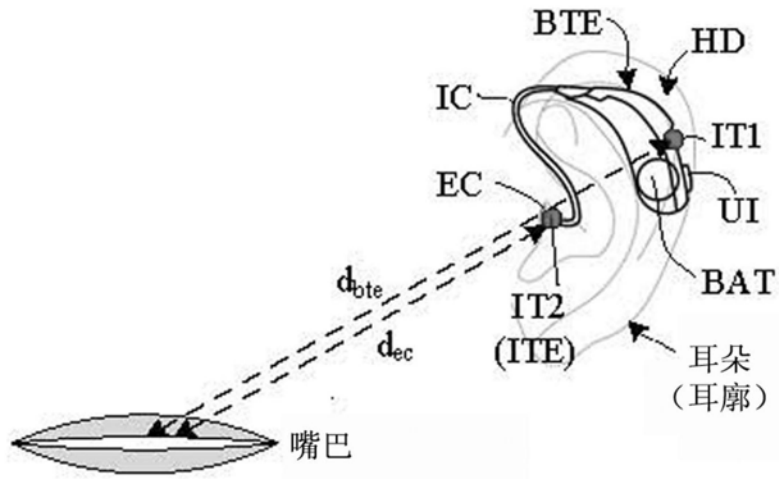


图4B

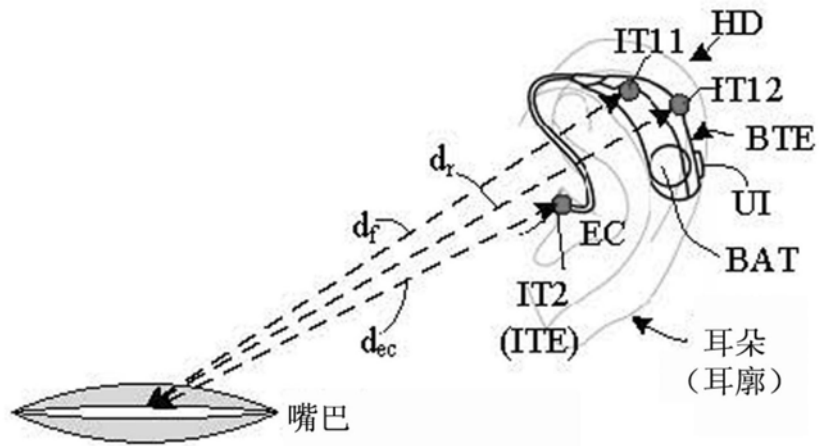


图4C

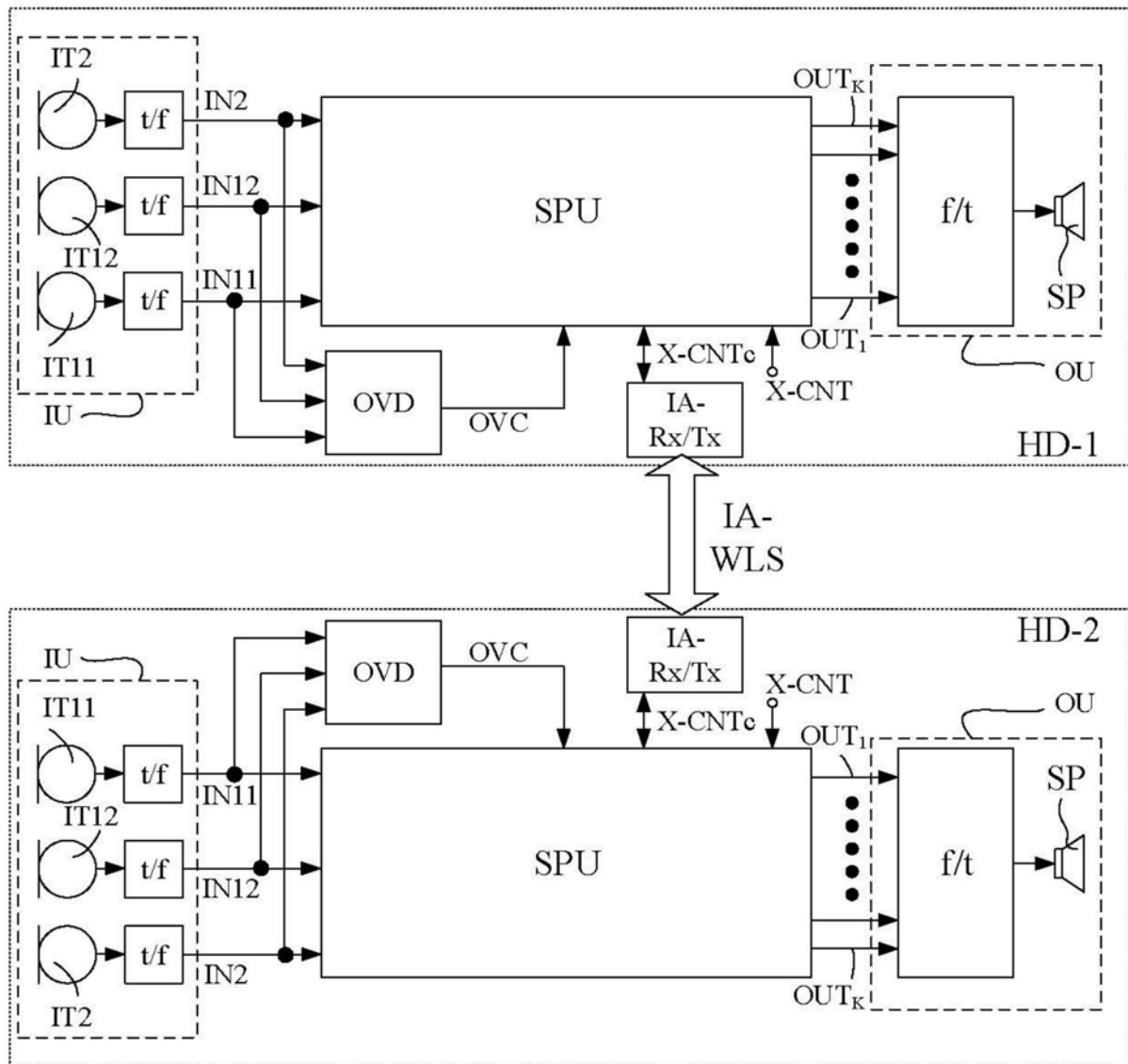


图5

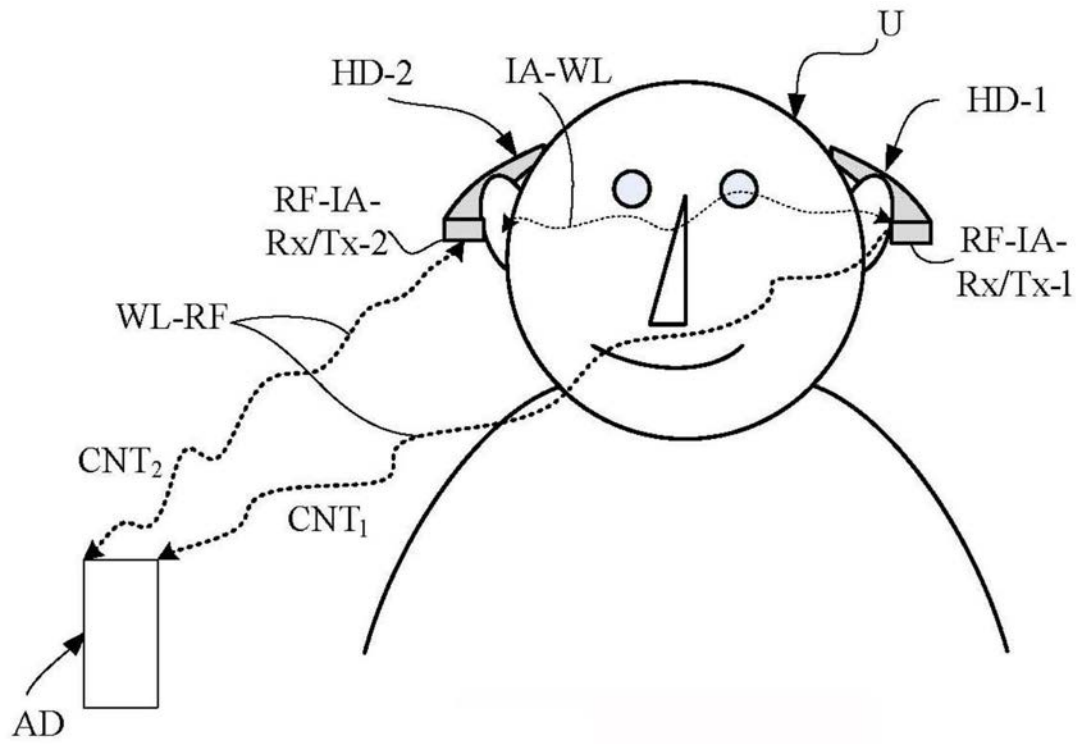


图6A

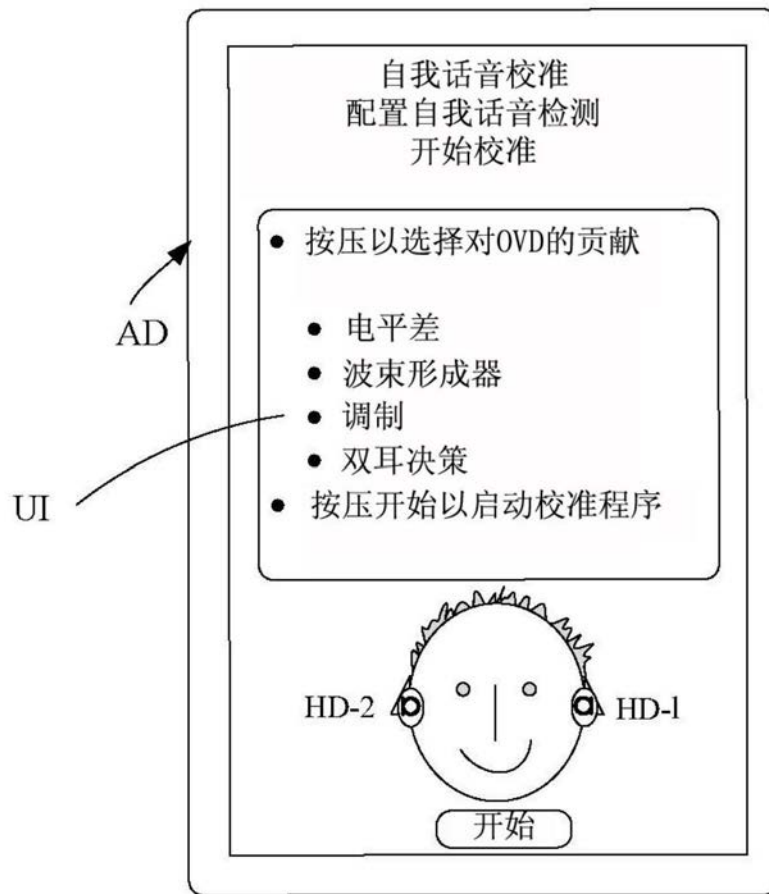


图6B

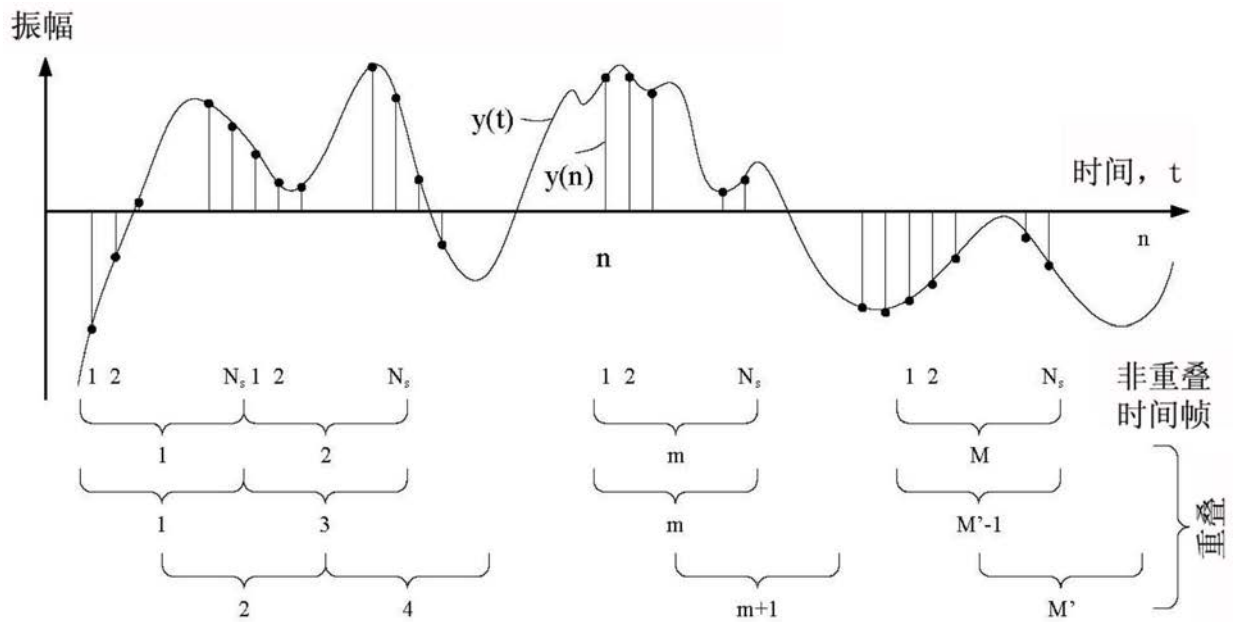


图7A

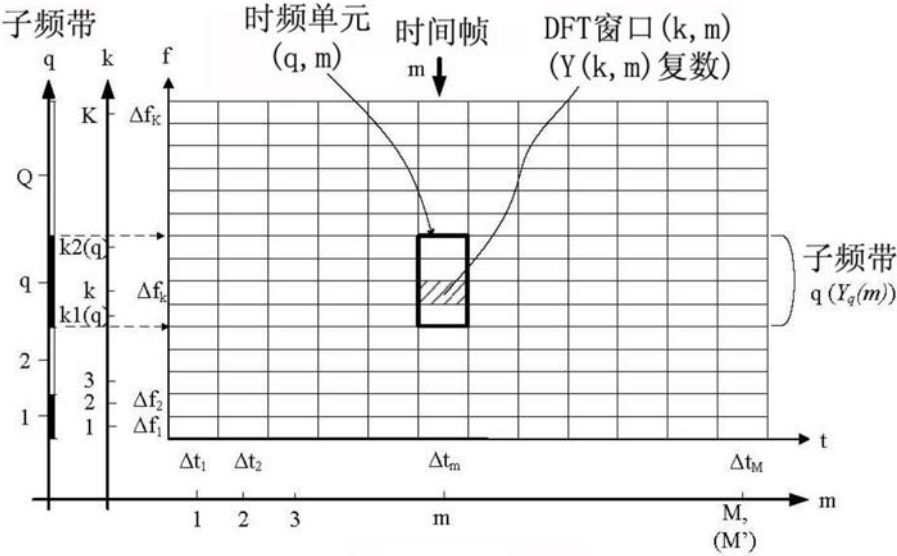


图7B

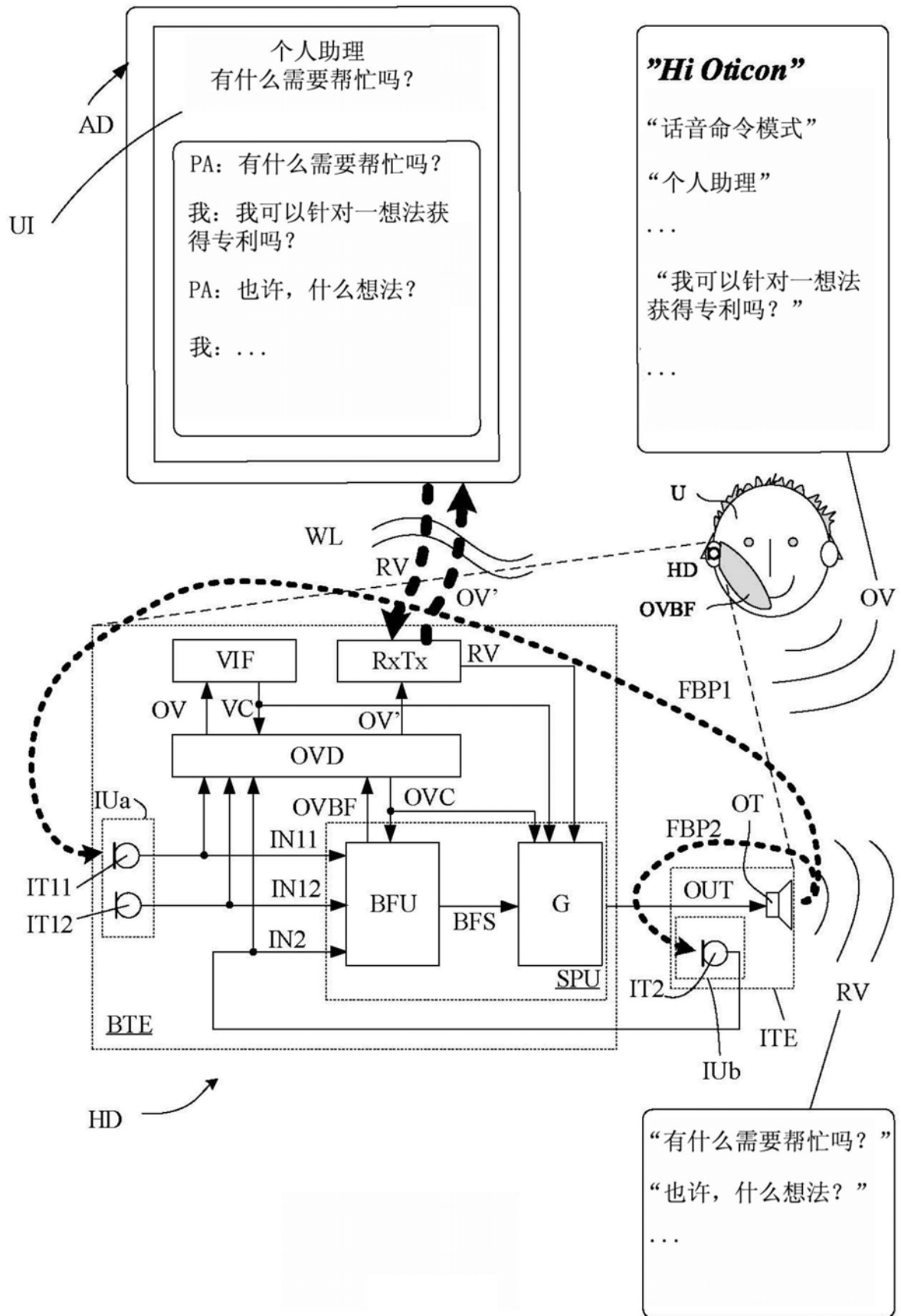


图8