



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103052012 A

(43) 申请公布日 2013. 04. 17

(21) 申请号 201210387932. 7

(22) 申请日 2012. 10. 12

(30) 优先权数据

11185225. 7 2011. 10. 14 EP

(71) 申请人 奥迪康有限公司

地址 丹麦斯门乌姆

(72) 发明人 T·伦纳 T·尼赫

(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)

A61B 5/0484 (2006. 01)

A61B 5/12 (2006. 01)

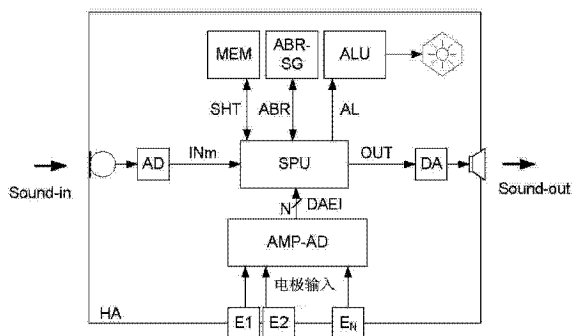
权利要求书 2 页 说明书 16 页 附图 6 页

(54) 发明名称

基于听觉诱发电位的自动实时助听器验配

(57) 摘要

本发明公开了基于听觉诱发电位的自动实时助听器验配,其涉及能够随时监视用户听觉能力的助听器。所述助听器包括用于产生特别适于用在听觉诱发电位 AEP 测量中的电测试信号的信号发生器,所述信号发生器连接到所述输出变换器从而使所述电测试信号能转换为在助听器使用期间连同所述处理后的声信号一起呈现给用户的听觉测试刺激。本发明还公开了助听器的运行方法。本发明具有针对特定用户的助听器验配过程的至少一部分可自动化和/或连续更新的优点。本发明可用于需要连续评估用户听阈的助听器或助听器系统中。



1. 一种助听器,包括:

- 适于完全或部分安装在用户耳朵处或耳道中的耳件,所述耳件包括:
 - 外壳;
 - 位于所述外壳的表面处的至少一电极,当所述耳件安装在用户上时所述电极接触用户的皮肤,所述至少一电极适于拾取来自用户脑部的低电压电信号;
- 连接到所述电极并适于放大所述低电压电信号以提供放大的脑信号的放大器单元;
- 用于提供电音频输入信号的输入变换器;
- 信号处理单元;
- 用于将电输出信号转换为声输出声音的输出变换器;
- 所述信号处理单元连接到
 - 所述放大器单元并适于处理所述放大的脑信号以提供处理后的脑信号;
 - 所述输入变换器并适于将随时间和频率而变的增益应用于所述电音频输入信号或源自其的信号及适于提供处理后的音频输出信号;及
 - 所述输出变换器,使所述处理后的音频输出信号能作为处理后的声信号呈现给用户;

其中所述助听器还包括用于产生特别适于用在听觉诱发电位 AEP 测量中的电测试信号的信号发生器,所述信号发生器连接到所述输出变换器从而使所述电测试信号能转换为在助听器使用期间连同所述处理后的声信号一起呈现给用户的听觉测试刺激。

2. 根据权利要求 1 的助听器,其中所述电测试信号适于使得所述听觉测试刺激对于用户而言被掩蔽和 / 或用户听不见所述听觉测试刺激。

3. 根据权利要求 1 的助听器,其中所述信号处理器适于基于所述处理后的脑信号估计用户的听阈。

4. 根据权利要求 3 的助听器,其中用户听阈的估计基于来自至少一电极在一段时间拾取的低电压电信号的处理后的脑信号,所述一段时间称为测量时间,比 8 小时长。

5. 根据权利要求 1 的助听器,其中所述信号处理器适于运行验配算法以从估计的听阈确定适合用户的随频率而变的增益。

6. 根据权利要求 1 的助听器,包括用于记录随时间估计的用户听阈的值的存储器。

7. 根据权利要求 5 的助听器,其中所述信号处理器适于修改目前使用的随频率而变的增益。

8. 根据权利要求 6 的助听器,其中所述信号处理单元适于确定估计的听阈或源自其的听阈度量是否随时间改变。

9. 根据权利要求 8 的助听器,包括在估计的听阈随时间恶化时适于向用户发出警报信号的警报指示单元。

10. 根据权利要求 1 的助听器,包括适于使用户能启动或禁止特定模式的用户接口,在所述模式下来自电极的电压或数据被记录以进行进一步处理从而确定用户听阈的估计量。

11. 根据权利要求 1 的助听器,适于至少确定在其时确定并可能保存用户听阈估计量的两个时刻之间消逝的真实或绝对时间的估计量。

12. 助听器的运行方法,所述助听器包括:

- 适于完全或部分安装在用户耳朵处或耳道中的耳件,所述耳件包括:

-- 外壳；

-- 位于所述外壳的表面处的至少一电极，当所述耳件安装在用户上时所述电极接触用户的皮肤，所述至少一电极适于拾取来自用户脑部的低电压电信号；

- 连接到所述电极并适于放大所述低电压电信号以提供放大的脑信号的放大器单元；

- 用于提供电音频输入信号的输入变换器；

- 信号处理单元；

- 用于将电输出信号转换为给用户的声输出声音的输出变换器；

- 用于产生电测试信号的信号发生器，该信号发生器连接到所述输出变换器从而使所述电测试信号能作为听觉测试刺激呈现给用户；

- 信号处理单元，所述信号处理单元连接到

-- 所述放大器单元；

-- 所述输入变换器；及

-- 所述输出变换器；

所述方法包括：

- 将所述助听器安装在所述用户上；

- 将随时间和频率而变的增益应用于所述电音频输入信号或源自其的信号并提供处理后的音频输出信号；

- 产生并特别调整将作为听觉测试刺激呈现给用户并用于听觉诱发电位 AEP 测量的电测试信号；

- 将处理后的音频输出信号或源自其的信号与电测试信号混合为电输出信号以作为声输出声音一起呈现给用户；

- 记录和处理放大的脑信号以提供处理后的脑信号。

13. 根据权利要求 12 的方法，还包括：用户的听阈基于所述处理后的脑信号进行估计。

14. 根据权利要求 13 的方法，其中用户听阈的估计基于来自至少一电极在一段时间拾取的低电压电信号的处理后的脑信号，所述一段时间称为测量时间，比 8 小时长。

15. 根据权利要求 13 的方法，还包括使用估计的听阈运行验配算法以确定适合用户的随频率而变的增益。

16. 根据权利要求 15 的方法，包括：当前使用的随频率而变的增益基于估计的听阈进行修改。

17. 根据权利要求 12 的方法，其中听觉诱发电位的度量在下述中选择：听性脑干反应 ABR，包括对复杂声音的听性脑干反应 cABR，听觉稳态反应 ASSR 和频率跟随反应 FFR。

基于听觉诱发电位的自动实时助听器验配

技术领域

[0001] 本申请涉及助听器和涉及听觉诱发电位(AEP)的监视。本发明尤其涉及包括用于拾取和分析听觉诱发电位如听性脑干反应(ABR)的装置的助听器。本申请还涉及助听器的运行方法及助听器的用途。本申请还涉及包括处理器和程序代码的数据处理系统,其中程序代码使得助听器执行本发明方法的至少部分步骤。

[0002] 本发明例如可用在需要连续评估用户的听阈的助听器或助听器系统中。

背景技术

[0003] 针对特定人员的听力受损验配助听器通常需要知道临床测量的、所涉及人员的听阈。听性脑干反应(ABR)可用作听力测定听阈的客观估计(例如 [Stürzebecher et al., 2006])。ABR 信号通常通过安装在头上的表面电极进行测量,其中一电极在前额顶点处或中间,一电极在耳后乳突上或耳垂上,及一地电极在头的另一侧上。然而,未来的助听器可能在面向耳道的助听器壳表面上包括电极以记录脑电波信号如脑电图(EEG)(例如参见 [Lunner, 2010])。

[0004] 便携式 EEG 监视装置在 [Kidmose and Westermann, 2010] 中描述。包括用于检测电信号如脑电波的电极的助听器在 [Kidmose and Mandic, 2011] 中描述。用于记录人的听性脑干反应(ABR)的系统的刺激设计例如在 WO 2006/003172A1 中描述。

发明内容

[0005] 听觉诱发电位(AEP)为事件相关电位(ERP)如听性脑干反应(ABR)的子集。ERP 为时间锁定到某些“事件”的脑反应,事件如感觉刺激、精神事件(如目标刺激的识别)、或刺激的遗漏。对于 AEP,“事件”为声音。AEP (和 ERP) 为响应于听觉刺激如不同音调、语音等、源自大脑的、从头皮记录的非常小的电压电位。

[0006] 测得的人 AEP 的分析可用于估计该人的听力测定听阈(HTL)。在助听器中可将估计的听阈用作输入而执行验配算法以为佩戴该助听器的用户确定适当的随频率而变的增益。

[0007] 在本发明的一方面,提出从每日使用的助听器接收器发出听觉测试信号(如唧唧声、咔嚓声、或窄带信号如产生听觉稳态反应 ASSR 的音),该助听器装备有电极以电测量脑信号。

[0008] 另外提出使用听觉模型以能够连续呈现不干扰助听器用户的听觉测试信号。听觉测试信号因而通过日常生活使用下的助听器以测试信号部分或完全听不见的方式进行呈现(如经响度掩蔽模型)。关键在于通过日常使用中的助听器,极多测试信号可得以呈现,因为相较于临床 AEP (如 ABR)测试情形,测量时间并不是问题,因此可获得 AEP 反应的准确估计。AEP 测试信号和环境信号至少对于一次近似可看作独立的信号,因此记录的脑电波的长期平均将使能很好地估计 AEP 进而估计听觉听阈。从而不需要临床测量的听阈,因为听阈从听性脑反应进行估计。

- [0009] 本申请的目标在于提供能够随时监视用户的听觉能力的助听器。
- [0010] 本申请的目标由所附权利要求限定的及下面描述的发明实现。
- [0011] 助听器
- [0012] 在本申请的一方面,本申请的目标由助听器实现,其包括:
- [0013] - 适于完全或部分安装在用户耳朵处或耳道中的耳件,该耳件包括:
- [0014] -- 外壳;
- [0015] -- 位于所述外壳的表面处的至少一电极,当所述耳件安装在用户上时所述电极接触用户的皮肤,所述至少一电极适于拾取来自用户脑部的低电压电信号;
- [0016] - 连接到所述电极并适于放大所述低电压电信号以提供放大的脑信号的放大器单元;
- [0017] - 用于提供电音频输入信号的输入变换器;
- [0018] - 信号处理单元;
- [0019] - 用于将电输出信号转换为声输出声音的输出变换器;
- [0020] - 所述信号处理单元连接到
- [0021] -- 所述放大器单元并适于处理所述放大的脑信号以提供处理后的脑信号;
- [0022] -- 所述输入变换器并适于将随时间和频率而变的增益应用于所述电音频输入信号或源自其的信号及适于提供处理后的音频输出信号;及
- [0023] -- 所述输出变换器,使所述处理后的音频输出信号能作为处理后的声信号呈现给用户;
- [0024] 其中所述助听器还包括用于产生特别适于用在听觉诱发电位(AEP)测量中的电测试信号的信号发生器,该信号发生器连接到所述输出变换器从而使所述电测试信号能转换为在助听器使用期间连同所述处理后的声信号一起呈现给用户的听觉测试刺激。
- [0025] 所提供的助听器具有针对特定用户的至少部分验配过程自动化和/或连续更新的优点。
- [0026] 在实施例中,助听器包括至少两个电极。在实施例中,助听器包括参比电极。
- [0027] 在实施例中,电测试信号适于实现:针对用户掩蔽听觉测试刺激和/或用户听不见听觉测试刺激。这可基于人类听觉系统的模型如响度掩蔽模型。人类听觉系统的心理声学模型例如在 [Fastl & Zwicker, 2007] 中讨论,例如参见 61-110 页的关于“Masking”的第 4 章及 194-202 页的关于“Models for Just-NoticeableVariations”的第 7.5 章。其优点在于,当听觉测试刺激被部分或完全掩蔽时,它们将不会危害助听器的正常日常使用。
- [0028] 在实施例中,信号处理器适于基于所述处理后的脑信号估计用户的听阈。这具有助听器可完全或部分自我验配的优点。在实施例中,用户听阈的估计基于来自至少一电极在一段时间拾取的低电压电信号的处理后的脑信号,该段时间称为测量时间。在实施例中,测量时间比 8 小时长,如比一天长,如比一周长,如比一月长。
- [0029] 在实施例中,听觉诱发电位为听性脑干反应。听性脑干反应为从大脑中正在进行的电活动提取并经放在头皮上的电极记录的听觉诱发电位。AEP 和 ABR 例如在 Wikipedia 中描述,分别在 [Wiki-AEP] 和 [Wiki-ABR]。
- [0030] 在实施例中,听觉诱发电位为听觉稳态反应。听觉稳态反应(ASSR)为用可用于预测所有年龄段患者的听觉灵敏度的调制音引出的听觉诱发电位。其为对快速听觉刺激

的电生理反应并产生统计学上有效的、估计的听力图(诱发电位用于预测正常听力人员及听力受损人员的听阈)。在达到区别性诊断之前为验证目的, ASSR 使用统计测量确定是否存在阈值及何时出现阈值及是否“相互校验”[Wiki-ABR] (例如参见 US 7,035,745 或 [Stürzebecher et al., 2006])。

[0031] 同样地, 频率特异性听阈级 (HTL) 估计量可通过 ASSR 提供。

[0032] 使用该估计量, 其中 ASSR (或 ABR) 信号已通过助听器输出呈现并使用耳电极记录, 频率特异性 ASSR 反应将听觉灵敏度的估计量提供为频率的函数。此外, 这些 HTL 之后可用于应用传统的、基于听阈的处方规则。在实施例中, 信号处理器适于使用所述估计的听阈运行验配算法, 如 NAL-RP、NAL-NL2 (澳大利亚, 国家声学实验室)、DSL (加拿大安大略湖省, 国家听力学中心)、ASA (美国老年协会)、VAC (加拿大退伍军人事务) 等。验配算法使用估计的听阈确定适合用户的随频率而变的增益。在实施例中, 助听器适于实时执行验配算法。在实施例中, 助听器适于自动执行验配算法。

[0033] 在不能得到行为阈值的某些情形下, ABR 阈值可用于助听器验配。新的验配准则如 DSL v5.0 允许用户使助听器的设置基于 ABR 阈值。存在用于将 ABR 阈值转换为行为阈值的校正因子。期望感觉级多级输入 / 输出算法 (DSLm[i/o]) 为目标特定在于儿童的电声验配算法 (加拿大安大略湖省, 国家听力学中心)。

[0034] 这样, 当助听器在日常使用一定时间 (如几天, 如至少 3-5 天) 期间记录 AEP 如 ASSR 反应时 (无放大或仅微微放大), ASSR 反应的估计准确, 及助听器可使用特定处方规则 (NAL、DSL 等) 提供个别开出的放大方案 (不必测量和进入临床获得的听力图)。

[0035] AEP 测量还可用于测量超阈值效应。超阈值 AEP 可有助于确定助听器中应用的信号处理是否适于产生不仅听得见而且用户可用的某些声信息。换言之, 在线超阈值 AEP 测量可用于引导信号处理, 例如如果听力损失恶化其可被使得更具攻击性 (借助于客观听阈测量进行验证, 例如), 使得重要的声信息仍然通过。

[0036] 前述超阈值测量的一个例子为 ABR 活动本身的测量 (没有专用周期性声刺激)。然而, 由于其将不基于重复的声音, 很难使用该应用。然而, 可有利地使用频率跟随反应 (FFR)。已发现, 相较于未受训练的人, 受训的音乐家具有更截然不同和显著的 FFR。

[0037] 频率跟随反应 (FFR), 也称为频率跟随电位 (FFP), 为低频音刺激的连续呈现产生的诱发反应。与声脑反射 (ABR) 不同, FFR 反映持续的神经活动; 一群神经元的综合。其相位锁定到刺激波形和 / 或周期性刺激的包络的各个周期。

[0038] 对复杂声音的听性脑干反应 (cABR) 的收集和分析可用于追踪因干预引起的系统变化 (例如通过使用普通助听器) (例如参见 [Skoe&Kraus, 2010])。根据本发明, cABR 产生和脑干记录可通过装备电极的助听器进行, 其中助听器设置安排成使测得的 FFR 反应最大化。这意味着作为频率的函数的压缩设置和增益在 FFR 反应增加的方向改变。

[0039] 总的来说, 已假定 AEP 如 ABR 信号为客观信号, 因为它们由人的感知系统自动 (反射性) 产生且不受人的意愿影响。该假定是从前述测量独立确定听阈的基础。然而, 已有文献指出 (例如参见 [Sörqvist et al.; 2012?]), 在某些情形下, AEP 如 ABR 信号也可能对人的意愿敏感, 因而前述假定“客观的”测量可能失真。然而, 根据本发明, 由于相当长的测量时间 (如连续测量), 前述非反射作用的“事件”可被排除影响结果, 这归因于 AEP 信号的长期平均或前述“失真”时间段的特别识别及在计算时排除该时间段。

[0040] 在实施例中,在其期间记录并(可能连续)处理脑电波信号如 AEP 数据(如 ABR 数据)的测量时间比正常临床 AEP 记录时间长(如远长于该时间)。在实施例中,测量时间比 8 小时长,如比一天长,如比一周长,如比一月长。

[0041] 在实施例中,如果测量已中断(和/或数据的该时间段已被排除),测量时间是累计测量时间。

[0042] 在实施例中,测量时间包括大量记录的 AEP 反应,如一百以上、一千以上或一万以上反应。在实施例中,大量记录的 AEP 反应的复值按量值和相位相加(并可能求平均)。

[0043] 总的来说,由于长的测量时间,周围的真实世界声音将因求平均过程而被对消/平均,这是因为只有重复的反应才是诱发电位/事件相关电位。在实施例中,然而,助听器包括一个或多个滤波器,如一个或多个可变滤波器,适于在进一步处理以估计用户的听阈之前对低电压电信号(由电极拾取)和/或放大的脑信号进行滤波。在实施例中,助听器适于根据用户当前环境如声环境的指示和/或认知负荷或例如根据来自用户的输入使用或不使用来自电极的电压或数据。

[0044] 在实施例中,助听器包括适于在各种不同的特定声环境或情形(例如噪声情形的语音、安静情形的语音、现场音乐、流传输的音乐或声音、电话会话、无声、“鸡尾酒会”等)下提供输入音频信号的信号处理的多个助听器程序。在实施例中,助听器针对可变滤波器包括对应于不同助听器程序的不同传递函数,从而当针对特定声情形的程序在助听器中使用时,对应于该声情形的传递函数应用于可变滤波器。作为备选或另外,助听器可包括用于识别声环境的一个或多个检测器。在实施例中,助听器适于根据所述检测器指示的声情形将对应于特定声情形的传递函数应用于可变滤波器。

[0045] 在实施例中,助听器适于实现:低电压电信号和/或放大的脑信号的滤波取决于用户当前认知负荷的估计量。其中音频输入的处理根据用户当前认知负荷的估计量进行调节的助听器例如在 [Lunner, 2010] 中讨论,其通过引用组合于此。

[0046] 在实施例中,助听器包括适于使用户能启动或禁止特定模式(如称为 AEP 或 ABR 模式)的用户接口,在前述模式下来自电极的电压或数据被记录以进行进一步的处理从而确定用户听阈的估计量。在实施例中,用户接口适于使用户能开始估计新的听阈(忽略先前记录的值)。

[0047] 此外,在线估计的 ABR 反应可用于监视(同样相当长期的角度,即多天或多月)听阈是否随时间恶化(即增加)(及,如果是,可能通知其用户)。

[0048] 在实施例中,助听器包括用于记录用户的随时间估计的听阈值的存储器。在实施例中,估计的听阈值以预定的记录频率保存,例如每小时至少一次,如每天至少一次。

[0049] 在实施例中,信号处理单元适于确定估计的听阈或源自其的听阈度量是否随时间变化,例如通过确定对应的变化率(如增加或减少速率)。

[0050] ERP(包括 AEP)可使用脑电图(EEG)可靠地测量,其为通过颅骨和头皮测量大脑的电活动的过程。由于 EEG 反映数千个同时进行的大脑处理,大脑对单一刺激或感兴趣事件的反应通常在单一试验的 EEG 记录中看不见。为看到大脑对刺激的反应,实验人员必须进行许多次试验(100 次以上)并对结果求平均,从而得出随机大脑活动的平均情形并保留相应 ERP。在诱发电位反映物理刺激的处理的同时,事件相关电位由可能涉及记忆、期望、注意、或精神状态变化等的“更高”处理引起(参见 [Wiki-ERP])。

[0051] 该(自动)实时 AEP (如 ABR)可用于临时验配,意味着初始提供给用户的助听器可能不包括放大或几乎不包括放大。随着时间的过去,当 AEP 反应通过求平均形成时,听阈估计量变得越来越有效,及出现前述听阈估计量的可靠值(可能代替先前临床测量的听阈)。从而可实现助听器的、通过“在线 AEP”的、基于自动听阈的处方。

[0052] 在实施例 1 中,信号处理器适于基于估计的听阈修改助听器的目前使用的随(时间和)频率而变的增益。在实施例 1 中,预计的随频率而变的增益值的前述修改根据预定方案进行,例如以预定的更新频率,和/或如果当前估计的听阈与目前使用的听阈偏离预定量。在实施例 1 中,定义听阈差度量并用于确定所述预定量。在实施例 1 中,听阈差度量包括当前估计的听阈(CEHT(f))和目前使用的听阈(PUHT(f))之间的差的和(ΔHT_{cur}),其中 f 为频率。在实施例 1 中,在 NHT 个预定频率 $f_1, f_2, \dots, f_{NHT}$ 时估计听阈。在实施例 1 中,NHT 小于或等于 12,例如在从 2 到 10 的范围中。在实施例 1 中,预定频率包括 250Hz、500Hz、1kHz、1.5kHz、2kHz、3kHz、4kHz 和 6kHz. 中的一个或多个(如大部分或全部)。在实施例 1 中,增益调整以在从每 6 个月一次到每月一次的范围中的预定更新频率进行,甚或高达每天一次,甚至更频繁。在实施例 1 中,更新频率定义成与测量时间有关(例如由测量时间确定)。在实施例 1 中,测量时间定义成与更新频率有关(如由更新频率确定)。在实施例 1 中,如果相对听阈差度量($\Delta HT_{cur}/SUM(PUHT(f))$)大于 10%,如大于 25%,则进行增益调整。在实施例 1 中,如果听阈差度量(或各个估计的听阈)的变化(增大)率高于预定速率,例如如果 $\Delta HT(t_2, t_1)]/(t_2-t_1)$ 大于预定速率,则进行增益调整,其中 $\Delta HT(t_2, t_1)=SUM(EHT(f_i, t_2)-EHT(f_i, t_1))$,及其中 $EHT(f_i, t_n)$ 为在频率 f_i ($i=1, 2, \dots, NHT$) 和时间 t_n ($n=1, 2$) 时估计的听阈,及其中求和(SUM)跨频率 f_i 进行。在实施例 1 中,在用户经助听器的用户接口(如遥控器)请求时进行增益调整。

[0053] ABR 估计量可用于监视(可能相对短期,如在几小时或几天内)作为经历过分大声的结果的临时阈移(TTS)。同样,在此给用户警告可能是适当的。

[0054] 在实施例 1 中,助听器配置成当超过声剂量的阈值时发出警报。US2010/141439A1 涉及确定累计声剂量并向助听器的用户发出警报。

[0055] 在实施例 1 中,助听器包括适于在估计的听阈随时间恶化时向用户发出警报信号的警报指示单元。

[0056] 在实施例 1 中,在估计的听阈(如 dB 声压级(SPL))增大到高于预定的相对或绝对水平或听阈的变化率高于预定值时确定发生恶化。作为备选,在听阈差度量超过预定阈值时确定发生恶化。

[0057] 在实施例 1 中,绝对听阈差度量(ΔHT_{abs})定义为初始保存(或估计)的听阈(OSHT(f))和当前估计的听阈(CEHT(f))之间的差的和,其中 f 为频率(例如 $\Delta HT_{abs}=SUM(OSHT(f_i)-CEHT(f_i))$, $i=1, 2, \dots, NHT$)。术语“初始保存(或估计)的听阈”意为当助听器由用户初始使得运行时(或在随后的时间点,其中阈值已在正常的验配程序中更新)使用的听阈;这样的初始听阈临床确定并保存在助听器中或由助听器自身估计和保存(“首次估计”)。在实施例 1 中,绝对听阈差度量用作(长期)听阈恶化的指示。

[0058] 在实施例 1 中,助听器适于至少确定在其时确定并可能保存听阈的估计量的两个时刻之间消逝的真实或绝对时间的估计量。在实施例 1 中,助听器适于从另一装置接收目前时间的信号表示,例如从移动电话或从无线电时间信号的发射器(如 DCF77 或 MSF)。在实施例 1 中,助听器包括实时时钟电路及确保时钟持续运行的电池。在实施例 1 中,助听器包括用于测

量助听器处于运行状态的正常运行时间的正常运行时间时钟和 / 或用于对助听器的通电次数计数的通电计数器, 及助听器适于从助听器的正常运行时间和 / 或通电次数估计消逝的真实时间范围。

[0059] 在实施例中, 如果恶化率或当前听阈差度量高于预定阈值(表明用户可能已暴露于过度的声剂量, 可能在相当短的时间段, 及用户应采取措施以使前述暴露最小化), 警报指示单元适于发出第一警报信号。

[0060] 在实施例中, 如果绝对听阈差度量超过预定阈值(表明用户的听觉能力已恶化, 可能在相当长的时间段, 及用户应行动以验证前述恶化的原因并确定适当的补救办法), 警报指示单元适于发出第二警报信号。

[0061] 在实施例中, 助听器包括至少两个分开的物理体, 每一物理体包括外壳。在实施例中, 一部分适于完全或部分安装在用户的耳道中(所谓的 ITE 件)。在实施例中, 一部分适于安装在用户耳后(所谓的 BTE 件)。在实施例中, ITE 件和 BTE 件包括位于所涉及部分的外壳表面处的至少一电极以使电极在该部分安装在用户上时接触用户头部的皮肤。

[0062] 在实施例中, 信号处理单元的随时间和频率而变的增益适于补偿用户的听力损失。数字助听器的各个方面在 [Schaub; 2008] 中描述。

[0063] 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)。

[0064] 在实施例中, 输入变换器包括传声器。在实施例中, 输入变换器包括适于分离佩戴助听器的用户的局部环境中的两个以上声源的定向传声器系统。

[0065] 在实施例中, 助听器包括用于从另一装置如通信装置或另一助听器接收直接电输入信号的(可能标准化的)电接口(例如连接器的形式以实施有线接口, 或无线接口和 / 或天线及收发器电路的形式以实施无线接口)。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, 助听器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, 例如用于设置助听器的运行参数(如音量)和 / 或处理参数。总的来说, 助听器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, 例如由于助听器包括便携式(通常电池驱动的)装置。在实施例中, 无线链路为基于近场通信的链路, 例如基于发射器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)或 QAM (正交调幅)。

[0066] 在实施例中, 助听器的耳件为其最大物理尺寸(因而用于提供到装置的无线接口的可能的天线的最大物理尺寸)小于 10cm 的装置, 如小于 5cm, 如小于 2cm。

[0067] 在实施例中, 助听器包括输入变换器(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。在实施例中, 信号处理单元(至少部分)位于正向通路中。在实施例中, 信号处理单元适于根据用户的特定需要提供随频率而变的增益。在实施例中, 助听器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。分析通路还可包括与正向通路的当前信号不直接有关的功能(如实施在信号处理单元中), 例如一个或多个电极拾取的脑信号的处理。在实施例中, 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。在实施例中,正向通路的部分或所有信号处理在时域进行,而分析通路的部分或所有信号处理在频域进行。

[0068] 在实施例中,表示声信号的模拟电信号在模数(AD)转换过程中转换为数字音频信号,其中模拟信号以预定采样频率或采样速率 f_s 进行采样, f_s 例如在从 8kHz 到 40kHz 的范围内(适应应用的特定需要)以在离散的时间点 t_n (或 n) 提供数字样本 x_n (或 $x[n]$),每一音频样本通过预定的 N_s 比特表示声信号在 t_n 时的值, N_s 例如在从 1 到 16 比特的范围中。数字样本 x 具有 $1/f_s$ 的时间长度,如 $50 \mu s$,对于 $f_s=20kHz$ 。在实施例中,多个音频样本按时间帧安排。在实施例中,一时间帧包括 64 个音频数据样本。根据实际应用可使用其它帧长度。

[0069] 在实施例中,助听器包括模数(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。在实施例中,助听器包括数模(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。

[0070] 在实施例中,助听器如输入变换器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。在实施例中,助听器考虑的、从最小频率 f_{min} 到最大频率 f_{max} 的频率范围包括典型的、人听得见的、从 20Hz 到 20kHz 的频率范围的一部分,例如从 20Hz 到 12kHz 的范围的一部分。在实施例中,助听器的正向和 / 或分析通路的信号拆分为 NI 个频带,其中 NI 如大于 5,如大于 10,如大于 50,如大于 100,如大于 500,其中至少部分个别进行处理。在实施例中,助听器适于在 NP 个不同的频道处理正向和 / 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。

[0071] 在实施例中,助听器包括用于对助听器周围的声环境进行分类和 / 或用于表征助听器正向通路的信号的一个或多个检测器。前述检测器的例子为电平检测器、语音检测器、反馈检测器(如单音检测器、自相关检测器等)、方向检测器等。

[0072] 在实施例中,助听器包括声(和 / 或机械)反馈抑制系统。

[0073] 在实施例中,助听器还包括用于所涉及应用的其它相应功能,如压缩、降噪等。

[0074] 在实施例中,助听器包括听力仪器,例如适于位于用户耳朵处或完全或部分位于用户耳道中的听力仪器,如耳机、耳麦、耳朵保护装置或其组合。

[0075] 用途

[0076] 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助听器的用途。在实施例中,提供在包括一个或多个听力仪器、耳机、耳麦、有源耳朵保护系统等的系统中的用途。

[0077] 方法

[0078] 一方面,本申请进一步提供助听器的运行方法,助听器包括:

[0079] - 适于完全或部分安装在用户耳朵处或耳道中的耳件,该耳件包括:

[0080] -- 外壳;

[0081] -- 位于所述外壳的表面处的至少一电极,当所述耳件安装在用户上时所述电极接触用户的皮肤,所述至少一电极适于拾取来自用户脑部的低电压电信号;

[0082] - 连接到所述电极并适于放大所述低电压电信号以提供放大的脑信号的放大器单元;

[0083] - 用于提供电音频输入信号的输入变换器;

[0084] - 信号处理单元;

[0085] - 用于将电输出信号转换为给用户的声输出声音的输出变换器;

[0086] - 用于产生电测试信号的信号发生器,该信号发生器连接到所述输出变换器从而使所述电测试信号能作为听觉测试刺激呈现给用户;

[0087] - 信号处理单元,所述信号处理单元连接到

[0088] -- 所述放大器单元;

[0089] -- 所述输入变换器;及

[0090] -- 所述输出变换器;

[0091] 所述方法包括将所述助听器安装在所述用户上;

[0092] - 将随时间和频率而变的增益应用于所述电音频输入信号或源自其的信号并提供处理后的音频输出信号;

[0093] - 产生并特别调整将作为听觉测试刺激呈现给用户并用于听觉诱发电位 AEP 测量的电测试信号;

[0094] - 将处理后的音频输出信号或源自其的信号与电测试信号混合为电输出信号以作为声输出声音一起呈现给用户;

[0095] - 记录和处理放大的脑信号以提供处理后的脑信号。

[0096] 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助听器的结构特征可与本发明方法结合,反之亦然。方法的实施例具有与对应装置一样的优点。

[0097] 在实施例中,本发明方法包括:用户的听阈基于处理后的脑信号进行估计。

[0098] 在实施例中,本发明方法包括使用估计的听阈运行验配算法以为用户确定适当的随频率而变的增益。在实施例中,本发明方法包括实时执行验配算法。

[0099] 在实施例中,本发明方法包括:随(时间和)频率而变的增益基于估计的听阈进行修改。

[0100] 在实施例中,测量听觉诱发电位的方法在下述方法中选择:听性脑干反应(ABR)(包括对复杂声音的听性脑干反应(cABR))、听觉稳态反应(ASSR)、和频率跟随反应(FFR)。

[0101] 计算机可读介质

[0102] 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。除了保存在有形介质如磁盘、CD-ROM、DVD、硬盘、或任何其它机器可读的介质上,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。

[0103] 数据处理系统

[0104] 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。

[0105] 助听器系统

[0106] 另一方面,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助听器及包括辅助装置的助听器系统。

[0107] 在实施例中,助听器系统适于在助听器和辅助装置之间建立通信链路以使得信息(如控制和状态信号、可能及音频信号)可在其间交换或从一装置转发给另一装置。

[0108] 在实施例中,辅助装置包括适于接收多个音频信号(如从娱乐装置例如电视机或音乐播放器、电话装置例如移动电话、或计算机例如 PC)并适于选择和 / 或组合所接收的音频信号(或信号组合)中的适当音频信号以传给助听器的音频网关设备。在实施例中,辅助装置包括用于控制助听器的运行的遥控器。

[0109] 在实施例中,辅助装置为或包括另一助听器。在实施例中,助听器系统包括适于实施双耳助听器系统的两个助听器。

[0110] 在实施例中,助听器系统包括上面描述的、“具体实施方式”中详细描述的和权利要求中限定的另一助听器及包括辅助装置,如音频网关和 / 或助听器的遥控器。在实施例中,两个助听器实施或形成双耳助听器系统的一部分。

[0111] 在实施例中,助听器系统适于将放大或处理后的脑信号的值从至少一助听器传给另一助听器。从而两助听器的电极可一起用于估计听阈。在实施例中,至少一电极为参比电极。

[0112] 在实施例中,助听器系统适于将放大或处理后的脑信号的值从助听器传给辅助装置。来自电极的低电压 EEG 信号的处理(例如包括估计听阈和所得的增益)可安全或部分在辅助装置中进行。这具有将功耗操作从听音装置移到辅助装置的优点,因为辅助装置的大小限制因而功耗限制不太严格。

[0113] 本发明的进一步的目标由从属权利要求和本发明的详细描述中限定的实施方式实现。

[0114] 除非明确指出,在此所用的单数形式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。

附图说明

[0115] 本发明将在下面参考附图、结合优选实施方式进行更完全地说明。

[0116] 图 1 示出了根据本发明的助听器的第一实施例。

[0117] 图 2 示出了根据本发明的助听器的第二实施例。

[0118] 图 3 示出了根据本发明的、包括第一和第二听力仪器的双耳助听器系统的实施

例。

[0119] 图 4 示出了根据本发明的双耳助听器系统实施例的各个元件。

[0120] 图 5 示出了根据本发明的、包括具有第一和第二听力仪器的双耳助听器系统及包括辅助装置的实施例的应用场合。

[0121] 图 6 示出了根据本发明的助听器的第三实施例。

[0122] 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。在所有附图中,同样的附图标记用于同样或对应的部分。

[0123] 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。对于本领域的技术人员来说,从下面的详细描述可显而易见地得出其它实施方式。

具体实施方式

[0124] 事件相关电位 ERP 可使用脑电图 (EEG) 可靠地测量。正测量的 (弱) 电位深深地埋在大脑的电活动中。实际上,感兴趣的信号为低于“大脑活动噪声”的量值。这是系统诱发电位的益处出现的地方。如果预定的声刺激发出,及如果我们确切地知道何时已产生声音,我们可在一些延迟之后预期弱的感兴趣的反应信号。如果我们现在再次发送完全一样的信号,弱反应将再次一样,但环境噪声不同。如果我们将两个反应加在一起 (或求平均) 并假定弱反应独立于环境 / 大脑活动噪声,则弱反应将按量值和相位相加,同时两个独立的噪声样本极可能将对消噪声的部分,因为在相加 / 平均时两个噪声样本不相关。如果该程序重复数百次或数千次甚或更多次,弱反应的估计量将越来越肯定,因为几千个以上的反应按量值和相位相加,同时不相关的噪声部分将在相加 / 求平均过程中彼此抵消,因为它们是不相关的样本。进行该程序的、装备电极的助听器的非常好的性质在于该程序 / 求平均可持续非常长的时间 (数天、数周、数月),从而相较于时间有限的临床测量,可获得更加可靠的反应估计量 (在临床中,由于有限的临床时间,需要安静的房间、躺在长榻上,以能够在几分钟内获得稳定的 ERP)。

[0125] 图 1 示出了根据本发明的助听器的第一实施例。图 1a 示出了包括从输入变换器 IT 到输出变换器 OT 的正向或信号通路 FP 的助听器 HA, 正向通路在其间形成并包括用于将随频率而变的增益应用于输入变换器 IT (在图 1b 中为传声器单元) 拾取的音频信号并将增强的信号提供给输出变换器 OT (在图 1b 中为扬声器) 的信号处理单元 SPU。助听器包括 EEG 单元 DEEG, 用于拾取和放大来自用户大脑的低电压电信号并提供对应的 (在此为数字) 放大的脑信号 $DAEI_1-DAEI_N$, 其中 N 为拾取低电压电信号的电极的数量, 参见图 1b。信号处理单元适于基于来自 EEG 单元 DEEG 的放大的脑信号确定用户的听阈。助听器还包括用于保存信号处理单元在不同时间点 $t_1, t_2, \dots, t_n$ 确定的听阈的存储器 MEM。助听器还包括刺激信号发生器 AEP-SG, 用于产生尤其适于用在听觉诱发电位 AEP (如脑干反应 (ABR)) 测量中的电测试信号。刺激信号发生器经信号处理单元 SPU 连接到输出变换器 OT, 从而使电测试信号能与处理后的音频信号混合并转换为连同处理后的音频信号的声音版一起呈现给用户的听觉测试刺激。优选地, 用户听不见电测试信号 (例如被掩蔽)。信号处理单元适于控制刺激信号发生器 AEP-SG, 例如以使得电刺激信号当与处理后的音频信号组合时被掩蔽。在实施例中, 包括电极的 EEG 单元 DEEG 包封在具有外壳的耳件中, 耳件适于完全或部分安装

在用户耳朵处或耳道中。电极位于外壳的表面处以使在耳件安装在用户耳朵之处或之中时电极能接触用户的皮肤。在实施例 1 中,耳件 ED 还包括输出变换器 OT,如图 1a 的实施例 1 中曲线圈所示。在实施例 1 中,所有提及的并包围在实线矩形中的助听器组件包封在同一适于完全或部分安装在用户耳朵处或耳道中的公用外壳中。根据所涉及应用,也可将组件分开实施在两个以上分开的物理体中。

[0126] 在图 1b 中所示的、图 1a 助听器的更详细的实施例 1 中,助听器 HA 的信号处理的主要部分为数字处理,因而正向通路还包括模数 AD 转换器从而以预定采样速率如 20kHz 使来自传声器的模拟音频输入数字化,及包括数模 DA 转换器以将来自信号处理单元 SPU 的数字信号转换为馈给扬声器的模拟输出信号。助听器的正向通路因而将输入声音 Sound-in 转换为模拟电输入信号(通过传声器单元),其被数字化(单元 AD)从而提供数字化输入信号 IN,及被处理(单元 SPU),处理后的输出信号 OUT 转换为模拟信号(单元 DA),其通过扬声器单元转换为输出声音 Sound-out。EEG 单元(参见虚线矩形框 DEEG)包括 N 个电极 $E_1, E_2, \dots, E_N$,每一电极适于在定位成与用户头部的不同位置处(如耳朵处或耳朵中)的皮肤接触时从用户脑部拾取低电压电信号。EEG 单元还包括放大器单元 AMP,其连接到 N 个电极并适于放大来自电极的低电压电信号(电极输入)及提供放大的脑信号 $AEI_1, AEI_2, \dots, AEI_N$ 。EEG 单元还包括模数 AD 转换器以使来自放大器的模拟输入数字化并提供数字放大的脑信号 $DAEI_1, DAEI_2, \dots, DAEI_N$,这些信号馈给信号处理单元 SPU 进行进一步处理。数字放大的脑信号在信号处理单元 SPU 中用于确定(不同频率及)不同时间点 $t_1, t_2, \dots, t_n$ 时的用户听阈。这些听阈保存在存储器 MEM 中,例如参见图 6。存储器 MEM 经信号 SHT 连接到信号处理单元 SPU,以使能在信号处理单元的控制下将数据存储在存储器中 / 从存储器取回数据,包括所提及的听阈。在图 1b 的实施例 1 中,来自信号发生器 ABR-SG 的刺激信号 ABR-S 连同处理后的音频信号 PAS 馈给求和单元“+”。所得的输出信号 OUT 馈给输出变换器(在此为扬声器),从而使电测试信号转换为连同处理后的声信号一起呈现给用户的听觉测试刺激。信号处理单元 SPU 适于经控制信号 ABR-C 控制刺激信号发生器 ABR-SG。

[0127] 图 2 示出了根据本发明的助听器的第二实施例。图 2 的助听器 HA 包括与结合图 1b 所述的助听器一样的功能单元。然而,图 2 的助听器实施例还包括警报指示单元 ALU,适于向助听器用户(或用户环境中的另一人)发出警报或信息信号。信号处理单元 SPU 适于确定听阈差度量,其包括当前估计的听阈 CEHT(f) 和目前使用的听阈 PUHT(f) 之间的差的和 ΔHT_{cur} ,其中 f 为频率。在实施例 1 中,听阈在 NHT 个预定的频率 $f_1, f_2, \dots, f_{NHT}$ 时进行估计。信号处理单元 SPU 适于确定听阈差度量何时超出预定阈值及(在该情形下)产生馈给警报指示单元 ALU 的警报信号 AL。警报指示单元适于响应于警报信号 AL 发出对应的警报(如可视和 / 或机械和 / 或声警报)。作为备选或另外,警报信号可传给另一装置(如经网络),例如呈现给看护人员或听觉病矫治专家。另一差别在于,用于产生电测试信号以用于开始听性脑干反应(ABR)的刺激信号发生器 ABR-SG 在信号处理单元中与处理后的音频信号组合(而不是经图 1b 中的求和单元“+”)。组合信号 OUT 馈给连接到扬声器的 DA 转换器。此外,图 1b 的实施例 1 的模数转换单元 AD 在图 2 中与放大器单元 AMP 一体(参见图 2 中的 AMP-AD 单元)。

[0128] 图 3 示出了根据本发明的、包括第一和第二听力仪器的双耳助听器系统的实施例。双耳助听器系统包括适于位于用户左耳和右耳之处或之中的第一和第二(可能实质上

一样的,如图3中所示)听力仪器 HI-1、HI-2。图3的听力仪器 HI-1、HI-2 与图2中所示助听器 HA 的实施例类似。听力仪器 HI-1、HI-2 另外适于经无线通信链路在其间交换信息,例如特定耳间(IA)无线链路 IA-WL。两个听力仪器 HI-1、HI-2(至少)适于使能交换状态信号,例如包括将特定耳朵处的装置接收的输入信号的特性传给另一耳朵处的装置,和/或对侧听力仪器的一个或多个电极 $E_1, E_2, \dots, E_N$ 拾取的(放大的)EEG 数据(例如信号 DAEI(1:N)或源自其的信号),参见信号 IAS。为建立耳间链路,每一听力仪器包括天线和收发器电路,在此由框 IA-Rx/Tx 指示。图3的双耳助听器系统的每一听力仪器包括两个不同的输入变换器,1)用于将声输入声音转换为第一电音频信号 INm 的传声器单元 MIC,及2)用于接收(及可能传输)来自另一装置(例如音频信号 INw)的无线收发器(至少是接收器)(ANT 和 Rx/Tx 单元)。听力仪器 HI-1、HI-2 (在该实施例中)假定在频域处理正向通路的音频信号,因此,每一听力仪器包括分别在输入(MIC 和 ANT、Rx/Tx)和输出(SP)变换器之后和之前的分析(A-FB)和合成(S-FB)滤波器组。分析滤波器组 A-FB 适于将(时变)输入信号 INm、INw 拆分为 NI 个(时变)信号 $IFB_1, IFB_2, \dots, IFB_{NI}$,每一信号包括不同的输入信号频率范围。输入变换器(MIC 和 ANT、Rx/Tx)或分析滤波器组 A-FB 假定包括模数转换器 AD。对应地,合成滤波器组 S-FB 适于将 NO 个(时变)信号 $OFB_1, OFB_2, \dots, OFB_{NO}$ (每一信号包括不同的输出信号频率范围)合并为(时变)输出信号 OUT,其馈给输出变换器 SP 以转换为呈现给用户的输出声音。输出变换器 SP 或合成滤波器组 S-FB 可包括数模转换器 DA。每一听力仪器 HI-1、HI-2 包括与图2的助听器一样的功能单元,包括 EEG 数据产生单元(电极 E_n 和放大器和模数转换单元 AMP-AD)。在图3的听力仪器 HI-1、HI-2 的实施例中,放大器模块还包括时间到时频转换功能(如名 AMP-AD-T->F 为的放大器单元指示)以在频域提供数字放大的脑信号 $DAI_1, DAI_2, \dots, DAI_N$ 从而适应脑信号的进一步的信号处理(确定随频率而变的听阈),其可由信号处理单元 SPU 在频域进行。对于来自对侧听力仪器的信号 IAS,具有同样的情形,在该情形下,T->F 转换单元包括在 IA-Rx/Tx 收发器单元中。由时间到时频转换功能提供的频率单元的数量可以也可不等于正向通路的频带的数量 NI (例如小于 NI)。作为备选,数字放大的脑信号可在时域在信号处理单元 SPU 中进一步处理,在该情形下,放大器的时间到时频转换功能可省略。

[0129] 在实施例中,助听器系统还包括辅助装置,例如用于接收多个音频信号及用于将至少一所接收的音频信号传给听力仪器的音频网关设备(参见图3中的收发器 ANT, Rx/Tx),例如如图5中所示。在实施例中,听音系统适于使得电话输入信号可经音频网关在听力仪器中接收。在实施例中,助听器系统包括用作到听力仪器的用户接口的遥控器,例如使用户能改变程序(如启用或禁用 ABR 记录)或修改听力仪器的工作参数如扬声器的输出音量。在实施例中,遥控器和音频网关组合到同一通信装置内(如图5中所示)。一个或多个电极 $E_1, E_2, \dots, E_N$ 拾取的(放大的)EEG 数据(如听力仪器的信号 DAEI(1:N)或源自其的信号)的处理可完全或部分在辅助装置中执行(例如在音频网关/遥控装置中)。

[0130] 图4示出了根据本发明的双耳助听器系统实施例的多个不同元件。图4a示出了助听器的“耳内”部分 ITE。在实施例中,ITE 件构成助听器。ITE 件例如适于完全或部分位于用户 U 的耳道中(参见图4c、4d)。ITE 件包括位于 ITE 件的外壳表面上(或自其延伸)的两个电极 E1、E2。ITE 件包括适应特定用户的耳道的耳模。该耳模通常通过注模工艺由形状稳定的塑料材料制成或通过快速原型工艺形成,例如数控激光切割工艺(例如参见 EP

1295509 及其中引用的文件)。ITE 件的主要问题在于其使得与耳道紧密配合。因而,接触耳道壁的耳模的表面上(或从表面延伸)的电触点固有地很适合形成与身体的电接触。图 4b 示出了根据本发明的助听器(的部分)的另一实施例。图 4b 示出了“耳后式”助听器的部分 BTE,其中 BTE 件适于位于用户 U 的耳后(耳廓,图 4c 和 4d 中的“耳朵”)。BTE 件包括四个电端子 E3、E4、E5、E6,其中两个位于 BTE 件的适于由耳朵(耳廓)连到颅骨处的脊支撑的面上,及其中两个位于 BTE 件的适于由颅骨支撑的面上。电端子(电极)尤其适于从用户身体拾取电(如脑电波)信号,具体地,从脑部,或与用户的认知负荷的测量有关。电端子可全部用于同一目的(如测量 EEG)或用于不同目的。用于与人体形成良好电接触的电端子(电极)例如在关于 EEG 测量的文献中描述(例如参见 US 2002/028991 或 US 6,574,513)。

[0131] 图 4c 示出了根据本发明的双耳助听器系统的实施例,包括分别具有(或由其构成)左和右耳件 ITE1、ITEr 的第一和第二助听器,适于分别位于用户的左和右耳道中(每一 ITE 耳件为图 4a 中所示的耳件)。作为备选或另外,左和右助听器可分别包括左和右耳件 BTE1、BTEr,适于分别位于用户的左和右耳后(每一 BTE 耳件为图 4b 中所示的耳件)。电端子(分别为左和右部分的 E1l、E2l 及 E1r、E2r)适于(从身体)拾取相当低的电压并连接到放大器以放大低电压信号及适于将放大的电压的值表示传给助听器的信号处理器(例如位于 ITE 件中、BTE 件中或辅助装置中,如图 4d 中的 Aux 单元或图 5 中的音频网关/遥控器(Aux))。优选地,助听器系统包括参比端子。左和右助听器或助听器部分中的至少一个适于使能将来自所涉及助听器的电极拾取的(放大的、EEG)电压的信号传给另一助听器(或传给执行来自(所有)电极的电压的进一步处理的辅助装置)以使用户听阈的估计基于所有可用的电极。优选地,每一助听器 ITE1、ITEr 包括天线和收发器电路以在两个助听器之间建立耳间无线链路 IA-WL,如图 3 中所示。

[0132] 图 4d 示出了根据本发明的双耳助听器系统的实施例,其另外包括作用于用户目前认知负荷的估计和/或目前环境的分类的多个电端子或传感器。除了另外包括具有 2 个额外电端子如 EEG 电极 En 的体戴式辅助装置 Aux 之外,图 4d 的实施例与图 4c 的实施例一样,其中电端子安装成与身体组织良好电接触(但不是在头上)。在实施例中,辅助装置 Aux 包括放大和处理电路以使能处理电端子 En 拾取的信号。在该情形下,辅助装置 Aux 可用作传感器并将处理后的输入提供给用户目前认知负荷的估计量(如估计量本身)。辅助装置和至少一助听器 ITE1、ITEr 中的每一个包括用于在装置之间建立无线链路 ID-WL 的无线接口(包括对应的收发器和天线),用于在体戴式辅助装置 Aux 和助听器 ITE1、ITEr 之间交换数据。在实施例中,助听器 ITE1、ITEr 将它们各自的电极拾取的放大的电压传给辅助装置,在那里执行用户(左和/或右耳)的听阈的估计。这具有(功耗性)ABR 处理可在(更大的)辅助装置中执行的优点,辅助装置(由于不同的大小限制)通常可装备容量比助听器大的能源。在该情形下,为了计算听阈(及对应的所需随频率而变的增益),可省掉图 4c 实施例的耳间链路 IA-WL。这样,辅助装置和每一助听器之间的无线链路 ID-WL 优选为双向,当辅助装置中确定的听阈的变化多于预定量时,使辅助装置能将修改后的听阈或增益转发给助听器。无线链路可基于近场(电容或电感耦合)或远场(辐射场)电磁场。来自辅助装置的电极的电压可用于对来自助听器的头部安装的电极的电压进行分类(“滤波”),例如基于头戴式电极和体戴式电极拾取的信号之间的关联。例如,这可用于去掉所记录的脑电波信号包括失真的时间段,例如用户的对脑电波信号非反射性(如故意)影响的“事件”。在实施例

中,如果与体戴式电极拾取的电压的关联大(如高于预定值,根据所使用的特定关联度量),头戴式电极拾取的电压(其用于估计用户的听阈)并不与听觉特别有关。

[0133] 图 5 示出了根据本发明的双耳助听器系统的实施例的应用场合,其包括第一和第二听力仪器 HI-1、HI-2 和辅助装置 Aux。辅助装置 Aux 包括适于接收多个音频信号的音频选择装置(在此示为从娱乐装置如电视机 TV、电话装置如移动电话 CT、计算机如个人计算机 PC、和用于从环境拾取声音 xIS 如另一人的话音的外部传声器 xMIC)。在图 5 的实施例中,音频网关设备的传声器 AD-MIC 适于拾取用户自己的话音 OV 并能够经无线链路 AD-WL 连接到一个或多个外部音频源,在此假定为符合蓝牙标准的数字传输链路形式,如音频网关设备 Aux 中的蓝牙收发器 BT-Rx-Tx 所示。作为备选,链路可以任何其它方便的无线和/或有线方式实施,并符合任何适当的调制类型或传输标准,可能对不同的音频源不同。不同于图 5 中所示的其它音频源可连接到音频网关设备,如音频传输装置(如音乐播放器等)。图 5 的音频网关设备还具有助听器的遥控功能,例如用于改变助听器中的程序或工作参数(如音量,参见 Vol 按钮),参见用户接口 UI-ID。在本发明中,辅助装置 Aux 的遥控功能还包括启动或禁止助听器的 ABR 部分(包括禁止产生(声)ABR 刺激和处理助听器电极拾取的电压)。这可通过一个或多个特殊模式定义,这些模式可经辅助装置上的用户接口 UI-ID 的模式按钮(模式 1、模式 2)进行选择(或经触敏显示器或任何其它适当的启动元件)。双耳助听器系统的其它“正常”运行模式同样可经用户接口 UI-ID 由用户选择。

[0134] 听力仪器 HI-1、HI-2 示为安装在用户 U 的耳朵处(耳后)的装置。每一听力仪器包括无线收发器,在此示为基于感应通信 ID-Rx/Tx。收发器(至少)包括感应接收器(即包括感应线圈,其感应耦合到音频网关设备 Aux 的收发器 ID-Rx-Tx 中的相应线圈),其适于从音频网关设备接收音频信号及适于接收任何另外的控制或信息信号。音频网关设备和听力仪器之间的感应链路 ID-WL 示为双向,但作为备选,也可为单向(从辅助装置到每一听力仪器)。

[0135] 音频网关设备 Aux 示为携带在用户 U 颈部周围的颈圈 NL 中。颈圈 NL 可具有携带圈和环路天线的组合功能,来自音频网关设备的音频信号馈到其内以更好地感应耦合到听音装置的感应收发器。可根据本发明修改和使用的音频选择装置例如在 EP 1460769A1、EP 1981253A1 和 WO 2009/135872A1 中描述。

[0136] 图 6 示出了根据本发明的助听器的第三实施例。图 6 的助听器包括与图 1b 实施例一样的功能元件。存储器 MEM 被示为具有从机载听觉诱发电位(如听性脑干反应)系统确定的、助听器用户的估计的听阈 $HT(f, t)$ 的不同集合。机载听性脑干反应系统包括测试信号发生器 ABR-SG 和用于提供掩蔽电刺激(经输出变换器 OT 转换为声刺激)的响度模型 LM 及包括电极 E_1-E_N 的 EEG 单元和对应的用于提供数字放大的脑信号 $DAEI_1-DAEI_N$ 的放大器及 AD 转换器 AMP-AD。信号处理单元 SPU 基于在时间 t_n 的数字放大的脑信号 $DAEI_1-DAEI_N$ 计算(参见子单元 V2HT)在频率 $f_i (i=1, 2, \dots, NHT)$ 和时刻 $n(t_n)$ 时用户听阈的一组估计量 $HT(f_i, t_n)$, 前述信号优选跨测量时间求平均,例如跨数小时或数天。这些听阈保存在存储器 MEM 中,参见信号 SHT。信号处理单元适于根据预定方案如以预定频率将前述多组用户听阈估计量 $HT(f_i, t_n)$ 保存在存储器中。每组听阈估计量可对应于特定测量时间(或累计测量时间)。存储器 MEM 被示为包括对应于时间 $t_0, t_1, t_2, \dots, t_n$ 的 $n+1$ 组听阈。对应于时间 t_0 的第一组听阈可以是在验配程序期间保存的一组听阈,例如基于临床测量。否则,它

们可代表助听器系统确定的第一组听阈(例如在尚未执行验配时)。听阈用于计算将在增益单元 G 中使用及(根据所涉及输入信号,可能以修正的形式)应用于来自输入变换器 IT 的输入音频信号 IN (或源自其的信号,如反馈校正的输入信号)的适当增益,以提供馈给选择器单元 SEL 的、处理后的音频信号 PAS。将在正向通路的增益单元 G 中使用的随频率而变的增益 $G(f_i)$, $i=1, 2, \dots, NI$ 在子单元 OL-FIT 中从控制单元 CNT 定义的、特定时间目前使用的听阈 PUHT(f_i) 进行确定。这涉及验配算法的使用,如 NAL-NL2。“目前使用的听阈”PUHT 可等于多组保存的听阈 HT(f_i, t_n) 中的一组,例如子单元 V2HT 上次确定的一组,或等于多组保存的听阈的平均等。由子单元 OL-FIT 确定的目前使用的增益 $G(f_i)$ 经信号 PUG 转发给增益单元 G。ABR 系统的测试信号在 ABR-SG 单元中产生,例如为一系列三个以上纯音的和,每一纯音具有指定的频率、振幅和相位,及其中该系列中连续纯音之间的频率差为常数 f_s ,例如参见 WO 2006/003172A1。测试信号 ABR-S 连同处理后的音频信号 PAS 一起馈给心理声学模型(在此为响度模型),参见单元 LM,以产生掩蔽的测试信号 MTS,当与处理后的音频信号 PAS 组合时优选用户听不见该测试信号。形成 LM 单元的输出并包括处理后的音频信号与测试刺激组合的掩蔽测试信号 MTS 馈给选择器单元 SEL。纯测试信号 ABR-S 也馈给选择器单元 SEL。从选择器单元 SEL 得到的输出 OUT (用于经输出变换器 OT 呈现给用户)可以是下述任一:a)掩蔽测试信号 MTS,b)纯测试信号 ABR-S,或 c)处理后的音频信号 PAS。来自选择器单元的输出信号由来自控制单元 CNT 的控制信号 SC 控制。信号处理单元还包括用于计算听阈差度量 $\Delta HT = \text{SUM}[HT(f_i, t_p) - HT(f_i, t_q)]$, $i=1, 2, \dots, NHT$ 的子单元 DIFM,其中 NHT 为在其时确定听阈估计量的频率数量,及 t_p 和 t_q 为已为其保存一组听阈估计量的、不同的时间点。从保存的多组听阈估计量和对应的时间,可确定多个不同的差度量,包括听阈变化率的指示。优选地,助听器 HA 包括在差度量(在子单元 DIFM 中确定)高于预定值时适于发出警报或警告的警报指示单元(例如参见图 2、3)。如果耦合到控制单元 CNT,可以实施该警报指示单元。

[0137] 本发明由独立权利要求的特征限定。从属权利要求限定优选实施例。权利要求中的任何附图标记不意于限定其范围。

[0138] 一些优选实施例已经在前面进行了说明,但是应当强调的是,本发明不受这些实施例的限制,而是可以权利要求限定的主题内的其它方式实现。

[0139] 参考文献

[0140] ● [Stürzebecher et al., 2006] Stürzebecher, E., Cebulla, M., Elberling, C., and Berger, T., New efficient stimuli for evoking frequency-specific auditory steady-state responses, J. Am. Acad. Audiol. 17, 448-461, 2006.

[0141] ● [Lunner, 2010] Lunner T., A method of operating a hearing instrument based on an estimation of present cognitive load of a user and a hearing aid system, European patent application, EP 2200347A2 (23-06-2010).

[0142] ● [Kidmose and Westermann, 2010] Kidmose P. and Westermann S. E., EEG monitoring device and method for presenting messages therein, International patent application, WO 2010/149157A1 (29-12-2010).

[0143] ● [Kidmose and Mandic, 2011] Kidmose P. and Mandic D. P., A hearing aid adapted for detecting brain waves and a method for adapting such a hearing

aid, International patent application, WO 2011/006681A1 (20-01-2011).

[0144] ● WO 2006/003172A1 (MAICO) 12-01-2006.

[0145] ● [Fastl&Zwicker, 2007] H. Fastl, E. Zwicker, Psychoacoustics, Facts and Models, 3rd edition, Springer, 2007, ISBN 103-540-23159-5

[0146] ● [Schaub; 2008] Arthur Schaub, Digital hearing Aids, Thieme Medical. Pub., 2008.

[0147] ● [Sörqvist et al.; 2012?] Patrik Sörqvist, Stefan Stenfelt, and Jerker Rönnerberg, Working Memory Capacity and Visual-Verbal Cognitive Load Modulate Auditory-Sensory Gating in the Brainstem: Towards a Unified View of Attention, Accepted for publication in Journal of Cognitive Neuroscience

[0148] ● [Wiki-AEP] http://en.wikipedia.org/wiki/Auditory_evoked_potential.

[0149] ● [Wiki-ABR] http://en.wikipedia.org/wiki/Auditory_brainstem_response.

[0150] ● [Skoe&Kraus, 2010] Erika Skoe and Nina Kraus, Auditory Brain Stem Response to Complex Sounds: A Tutorial, Ear and Hearing, Vol. 31, No. 3, 2010, pp. 302-324.

[0151] ● [Wiki-ERP] http://en.wikipedia.org/wiki/Event-related_potential

[0152] ● US 7,035,745 (Stürzebecher) 27-01-2005

[0153] ● US 2002/028991 (MEDTRONIC) 07-03-2002

[0154] ● US 6,574,513 (BRAINMASTER) 03-06-2003

[0155] ● EP 1460769A1 (PHONAK) 22-09-2004

[0156] ● EP 1981253A1 (OTICON) 15-10-2008

[0157] ● WO 2009/135872A1 (OTICON) 12-11-2009

[0158] ● EP 1295509 (PHONAK) 26-03-2003

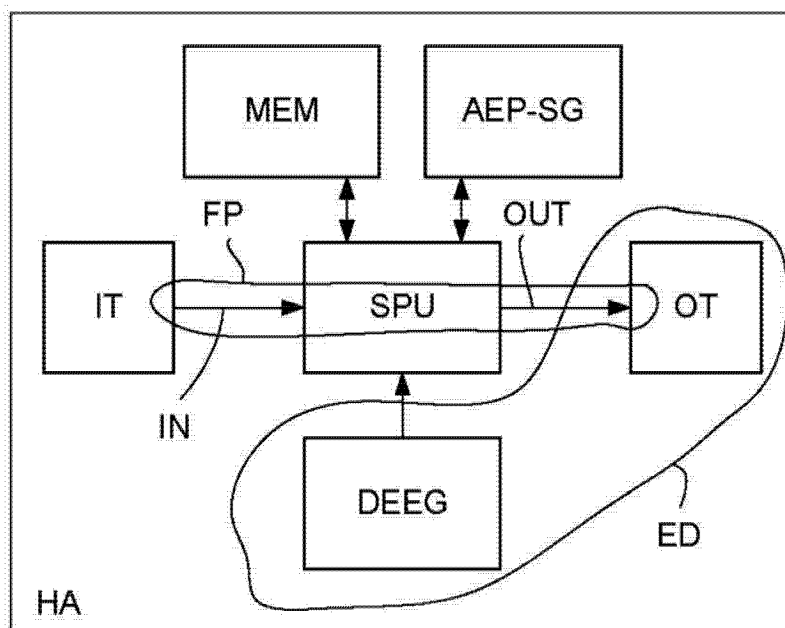


图 1A

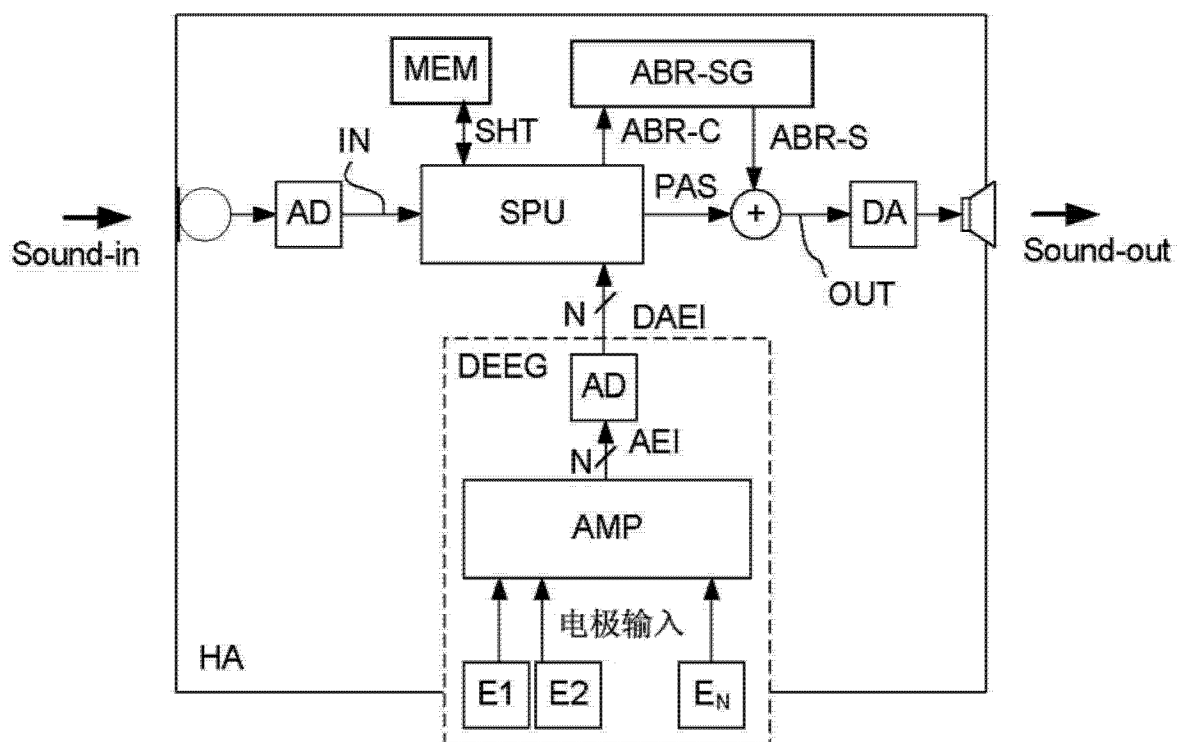


图 1B

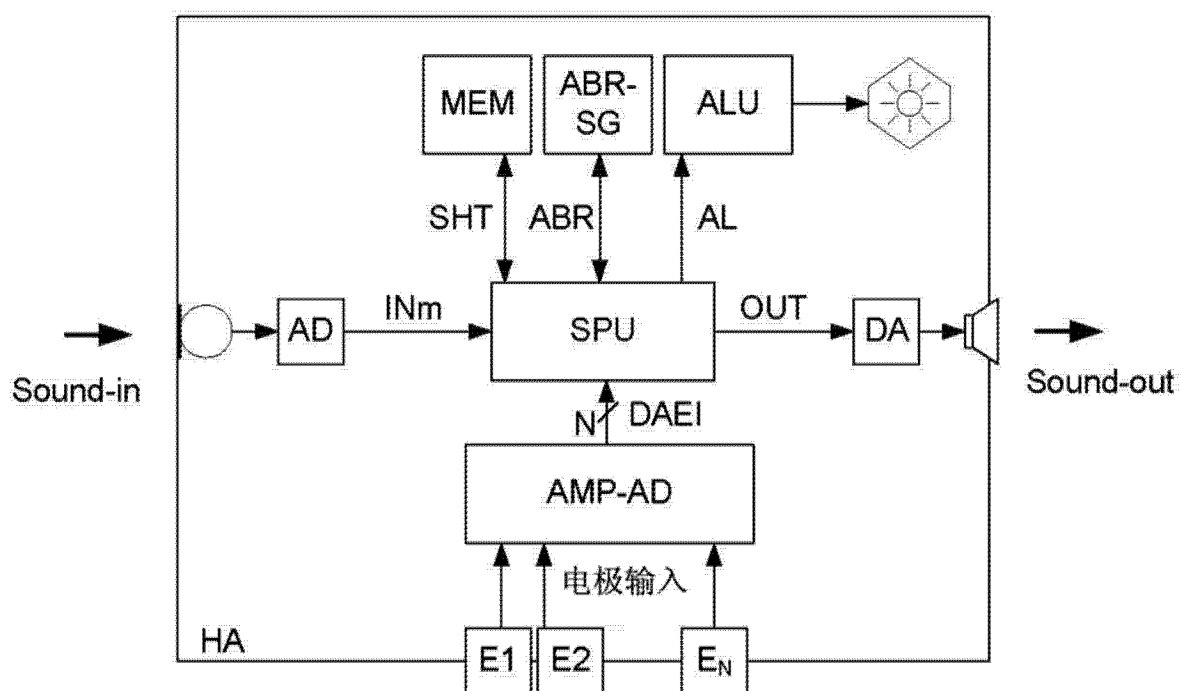


图 2

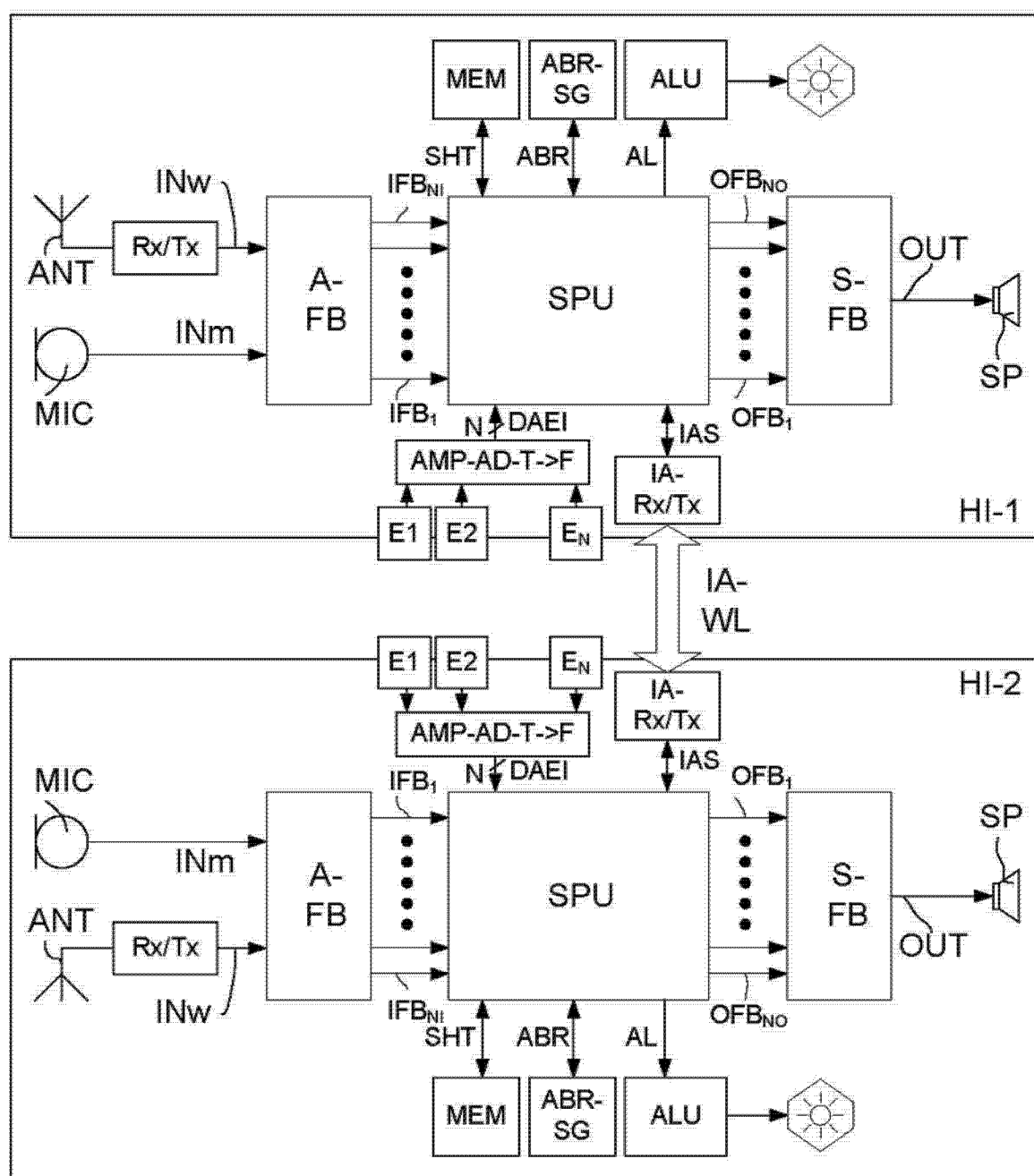


图 3

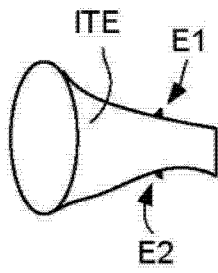


图 4A

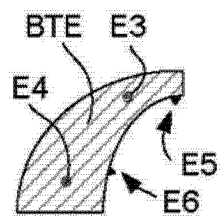


图 4B

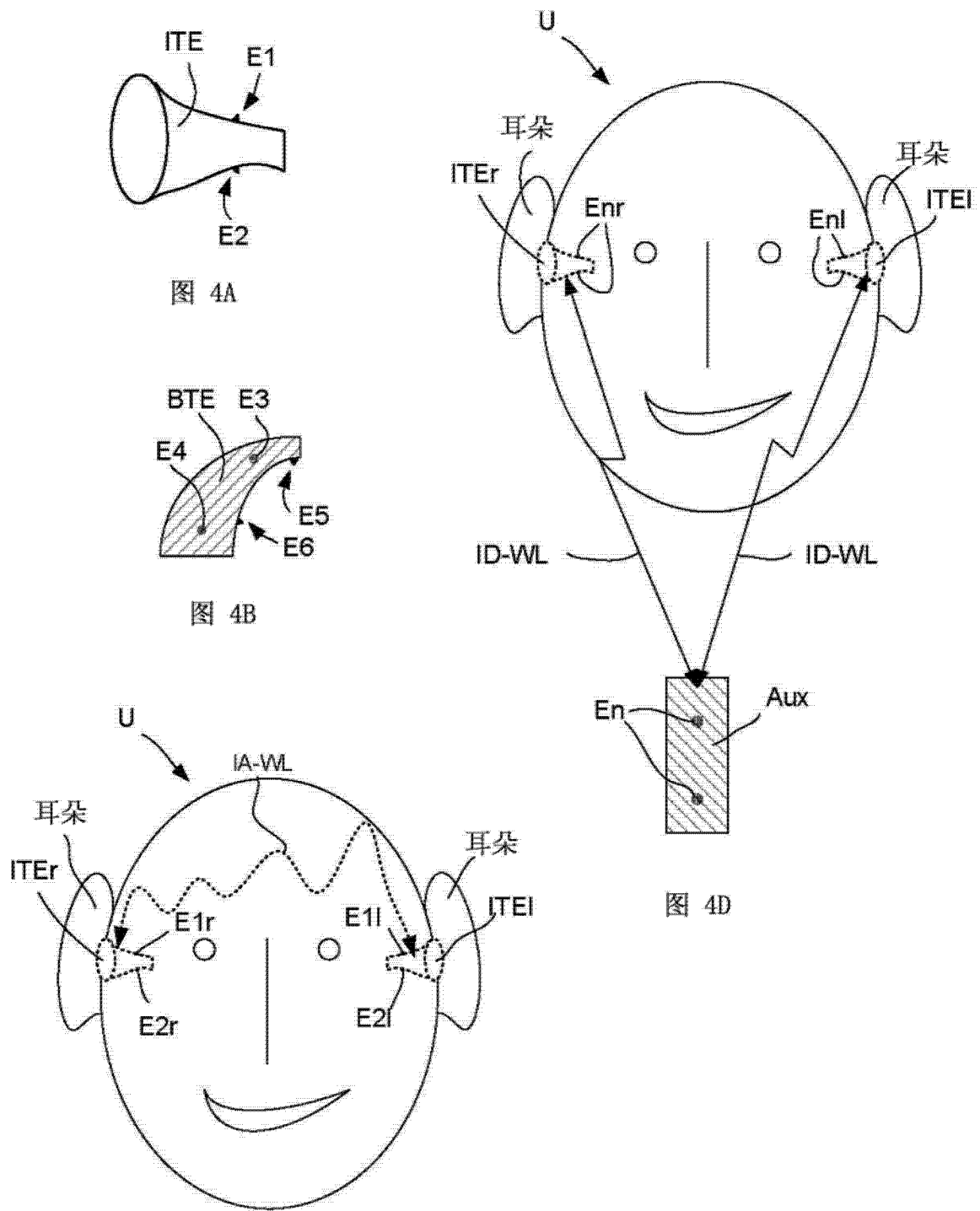


图 4C

图 4D

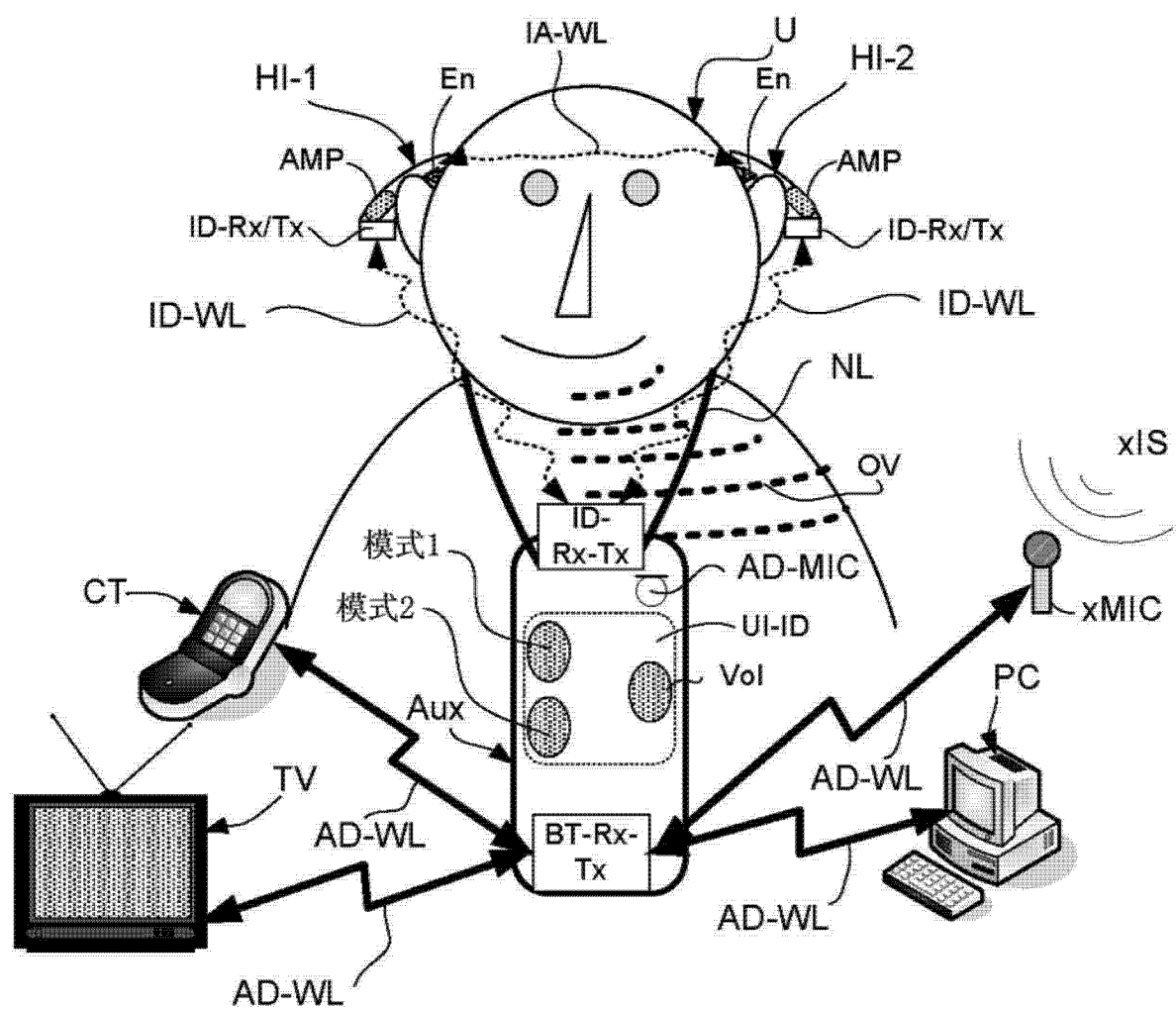


图 5

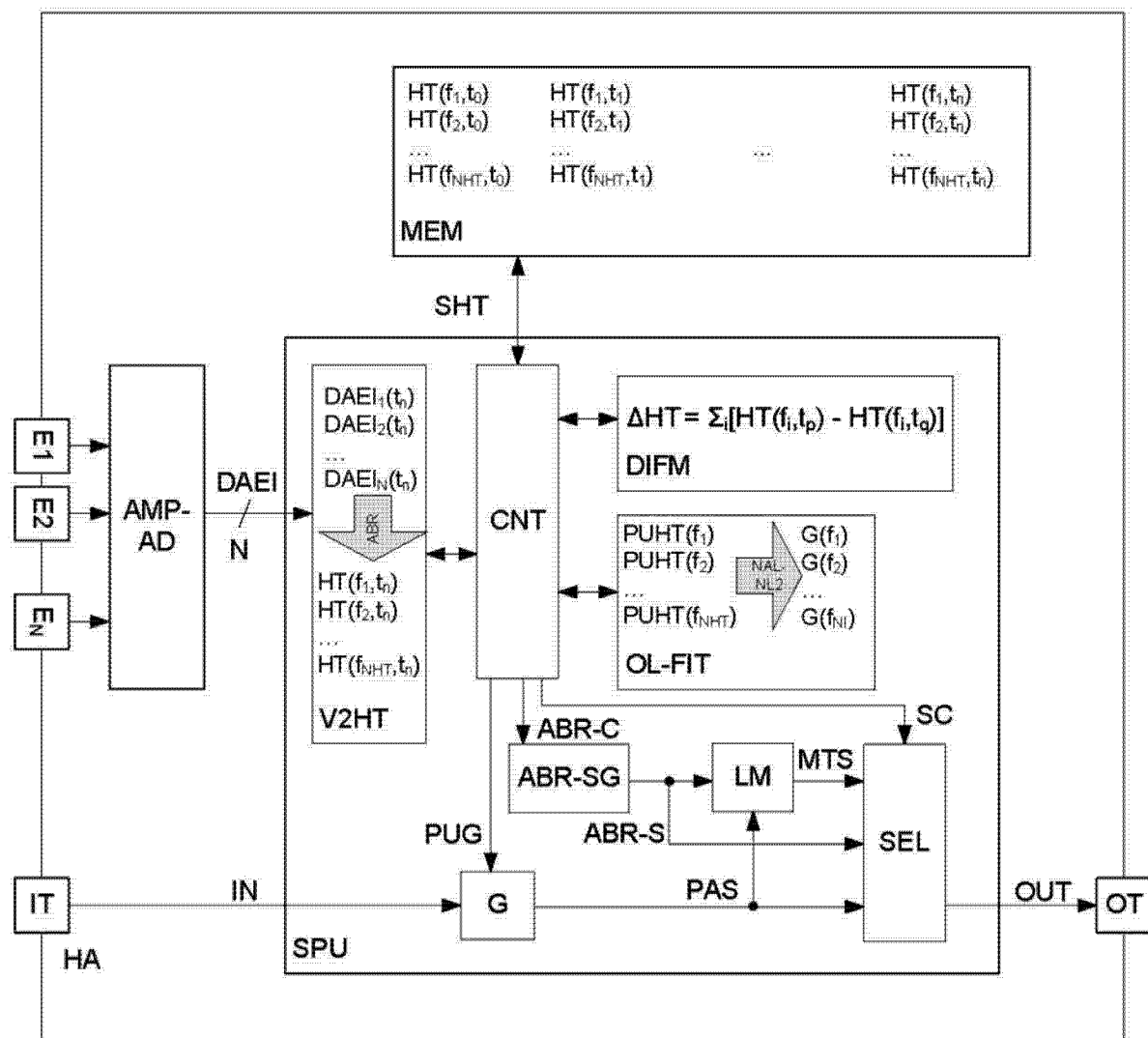


图 6