



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110062318 B

(45) 授权公告日 2022.03.04

(21) 申请号 201811520641.4

A61B 5/374 (2021.01)

(22) 申请日 2018.12.12

A61B 5/386 (2021.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110062318 A

(56) 对比文件

(43) 申请公布日 2019.07.26

CN 101783998 A, 2010.07.21

(30) 优先权数据
17207008.8 2017.12.13 EP

US 6330339 B1, 2001.12.11

(73) 专利权人 奥迪康有限公司
地址 丹麦斯门乌姆

CN 103270779 A, 2013.08.28

(72) 发明人 E·B·皮特森 T·伦纳
T·格莱鲁普

CN 105323690 A, 2016.02.10

(74) 专利代理机构 北京金阙华进专利事务所
(普通合伙) 11224

EP 3064136 A1, 2016.09.07

代理人 陈建春

CN 103873999 A, 2014.06.18

(51) Int. Cl.

CN 105451147 A, 2016.03.30

H04R 25/00 (2006.01)

CN 103716744 A, 2014.04.09

A61B 5/38 (2021.01)

CN 105872923 A, 2016.08.17

A61B 5/383 (2021.01)

US 2015164361 A1, 2015.06.18

A61B 5/372 (2021.01)

EP 3035710 A3, 2016.11.02

CN 107049305 A, 2017.08.18

WO 03099179 A1, 2003.12.04

EP 2997893 B1, 2017.09.20

WO 2016118974 A2, 2016.07.28

CN 102440006 A, 2012.05.02

审查员 谢斐

权利要求书3页 说明书15页 附图4页

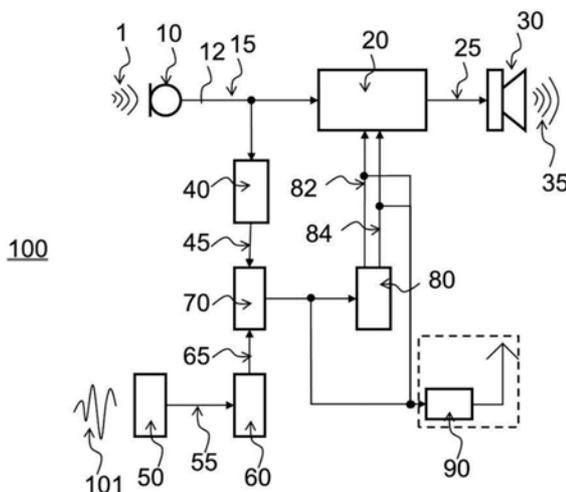
(54) 发明名称

处理模式或至少第二处理模式。

助听器系统

(57) 摘要

本申请公开了助听器系统,其包括:电音频信号输入装置;音频输入信号处理单元,配置成按第一处理模式或者按至少第二处理模式处理电音频输入信号并提供电音频输出信号;输出变换器,配置成接收电音频输出信号并提供可由用户感知为声音的输出信号;音频输入信号分析单元,配置成确定和提供多个音频信号值;多个电极,配置成提供相应的EEG相关信号;EEG相关信号分析单元,配置成确定和提供多个EEG相关值;存储器单元;信号比较单元,配置成通过比较确定和提供偏差信号和/或表示输出信号的认知负荷;其中音频输入信号处理单元还配置成根据偏差信号和/或表示输出信号的认知负荷应用第一



CN 110062318 B

1. 一种助听器系统,包括:

- 用于接收电音频输入信号的电音频信号输入装置;
- 在工作时连接到所述电音频信号输入装置并配置成应用第一处理模式和至少第二处理模式之一的音频输入信号处理单元,其中所述音频输入信号处理单元配置成按第一处理模式或者按至少第二处理模式处理电音频输入信号并提供电音频输出信号;
- 输出变换器,在工作时连接到所述音频输入信号处理单元并配置成接收电音频输出信号并提供可由用户感知为声音的输出信号;
- 音频输入信号分析单元,配置成持续监测作为时间的函数的电音频输入信号并确定和提供多个音频信号值,每一音频信号值表示电音频输入信号在给定时刻的特性;
- 配置成适于被使得与用户皮肤接触的多个电极,所述多个电极在工作状态安装好时配置成接收表示用户大脑活动的电信号并提供相应的EEG相关信号;
- EEG相关信号分析单元,配置成持续监测作为时间的函数的EEG相关信号并确定和提供多个EEG相关值,每一EEG相关值表示给定时刻的EEG相关信号;
- 存储器单元,配置成存储多个音频信号值使得相应音频信号值的第一历史记录被产生,和/或配置成存储多个EEG相关值使得相应EEG相关值的第二历史记录被产生;
- 信号比较单元,配置成将当前音频信号值与第一历史记录的至少一在前的音频信号值进行比较以确定和提供偏差信号,和/或将当前EEG相关值与第二历史记录的至少一在前的EEG相关值进行比较以确定用户的当前认知负荷的测量因而提供表示输出信号的认知负荷;

其中音频输入信号处理单元还配置成根据所述偏差信号和/或根据所述表示输出信号的认知负荷应用第一处理模式或至少第二处理模式。

2. 根据权利要求1所述的助听器系统,其中音频输入信号分析单元还配置成提供多个音频信号值,每一音频信号值表示电音频输入信号参数在给定时刻的值。

3. 根据权利要求1或2所述的助听器系统,其中音频输入信号分析单元配置成在助听器系统运行期间持续监测电音频输入信号并持续确定和提供多个音频信号值。

4. 根据权利要求1所述的助听器系统,其中EEG相关信号分析单元配置成在助听器系统运行期间持续监测EEG相关信号及持续确定和提供多个EEG相关值。

5. 根据权利要求1所述的助听器系统,其中音频输入信号处理单元配置成根据当前EEG相关值的量值是否小于第二历史记录中存储的至少一在前EEG相关值的量值而应用第一处理模式或至少第二处理模式。

6. 根据权利要求1所述的助听器系统,其中音频输入信号处理单元配置成根据所述EEG相关信号分析单元是否检测到 α 活动的击穿而应用第一处理模式或至少第二处理模式。

7. 根据权利要求1所述的助听器系统,其中音频输入信号处理单元配置成根据所确定的偏差信号是否表明听音任务难度增加而应用第一处理模式或至少第二处理模式。

8. 根据权利要求1所述的助听器系统,其中音频输入信号处理单元配置成基于表示输出信号的认知负荷与所述偏差信号的比较而应用第一处理模式或至少第二处理模式。

9. 根据权利要求1所述的助听器系统,其中处理模式包括降噪算法和/或启用或禁用输入变换器的方向性。

10. 根据权利要求1所述的助听器系统,其中信号比较单元还配置成确定在处理模式变

化之后用户的当前认知负荷的测量是增大还是减小,及因而提供信号比较单元输出信号。

11. 根据权利要求1所述的助听器系统,其中音频输入信号处理单元进一步配置成基于所述偏差信号和/或基于所述表示输出信号的认知负荷针对听情形迭代地调整所应用的处理模式。

12. 根据权利要求1所述的助听器系统,其中处理模式包括进化的处理算法,其配置成基于所述偏差信号和/或基于所述表示输出信号的认知负荷针对具体听情形调整电音频输入信号的处理。

13. 根据权利要求1所述的助听器系统,还包括发射器,其配置成至少将关于电音频输出信号和/或所应用的处理模式的信息传给外部装置或外部系统。

14. 根据权利要求1所述的助听器系统,还包括接收器,其配置成从外部装置或从外部系统至少接收助听器设置和/或处理算法,使得所接收的助听器设置和/或处理算法可应用于在音频输入信号处理单元中处理电音频输入信号。

15. 根据权利要求1所述的助听器系统,其中助听器系统是耳蜗植入件、脑干植入件、听力仪器、助听器、骨导助听器、头戴式耳机、耳麦、耳朵保护装置、主动耳朵保护系统、免提电话系统、移动电话、远程会议系统、广播系统、卡拉OK系统、教室放大系统或其组合。

16. 用于处理电音频输入信号的方法,包括:

- 接收电音频输入信号;
- 按第一处理模式或者按至少第二处理模式处理电音频输入信号并提供电音频输出信号;
- 持续监测作为时间的函数的电音频输入信号并确定和提供多个音频信号值,每一音频信号值表示电音频输入信号在给定时刻的特性;
- 接收表示用户大脑活动的电信号并提供相应的EEG相关信号;
- 持续监测作为时间的函数的EEG相关信号并确定和提供多个EEG相关值,每一EEG相关值表示给定时刻的EEG相关信号;
- 存储多个音频信号值使得相应音频信号值的第一历史记录被产生,和/或存储多个EEG相关值使得相应EEG相关值的第二历史记录被产生;
- 将当前音频信号值与第一历史记录的至少一在前的音频信号值进行比较以确定和提供偏差信号,和/或将当前EEG相关值与第二历史记录的至少一在前的EEG相关值进行比较以确定用户的当前认知负荷的测量因而提供表示输出信号的认知负荷;

其中所述方法还包括:

- 基于所述偏差信号和/或基于所述表示输出信号的认知负荷应用第一处理模式或者至少第二处理模式。

17. 根据权利要求16所述的方法,其中所述方法还包括基于所述偏差信号和/或基于所述表示输出信号的认知负荷或者第一处理模式与至少第二处理模式的组合应用第一处理模式或者至少第二处理模式。

18. 根据权利要求16或17所述的方法,包括评估在处理模式变化之后用户的当前认知负荷的测量的量值是增大还是减小。

19. 根据权利要求16或17所述的方法,包括基于所述偏差信号和/或基于所述表示输出信号的认知负荷针对听情形迭代地调整所应用的处理模式。

20. 一种数据处理系统,包括处理器和适于使得所述处理器执行根据权利要求16-19任一所述的方法的步骤的程序代码。

助听器系统

技术领域

[0001] 本发明涉及助听器系统及用于处理电音频输入信号的方法。

背景技术

[0002] 助听器系统通常包括输入变换器、音频输入信号处理单元和输出变换器。输入变换器可以是传声器并配置成从周围环境接收声音及将所接收的声学信号转换为电音频输入信号。在音频输入信号处理单元中,电音频输入信号通过应用特定处理模式进行处理。在处理电音频输入信号之后,音频输入信号处理单元提供由输出变换器接收的电音频输出信号。随后,输出变换器提供基于电音频输出信号的并可由助听器系统的用户感知为声音的输出信号。

[0003] 在日常生活中,听情形在人面对的周围声音方面例如可在安静周围环境、正常噪声水平和非常有噪声或大声的周围环境之间变化。

[0004] 为使得电音频输出信号中包含的所有重要信息如语音可懂度均以适当的方式呈现给助听器系统的用户,音频输入信号处理单元通常包括不同的、用于处理电音频输入信号的处理模式。不同的处理模式通常实施与其它处理模式中使用的处理算法至少部分不同的处理算法。例如,如果所接收的声音包含高噪声电平,相应的电音频输入信号可使用与用于处理电音频输入信号的基于所接收的声音信号具有低噪声电平的不同的处理模式进行处理。处理算法可使用可在助听器设置程序设定的参数值。助听器设置为确定一处理模式中的至少一处理算法的功能的参数值集合。

[0005] 通常,助听器设置可基于估计的信噪比进行调整。如果检测到高噪声电平,包括降噪算法的处理模式可应用于处理电音频输入信号。作为备选,或者与例如降噪结合,助听器设置可朝向打开传声器定向性进行调整。如果检测到的噪声电平低,所应用的处理模式的复杂性可被降低,使得可预期功耗降低。

[0006] 然而,已知理解语音或者对有噪声信号中包含的语音信息滤波的能力随听者不同而相当程度地变化。这不仅取决于人的听力受损程度,而且取决于个人的认知能力。此外,言语理解甚至可随一天的时间不同而变化,因为言语理解可受疲劳/想睡程度或者理解语音的当前动力影响。因此,根据预定阈值例如根据信噪比的预定阈值应用不同的处理模式有时可能高度不足。

[0007] 在近些年,研究者已聚焦于调查语音识别与人的认知负荷之间的关系(例如参见 E.B.Petersen et al.,Front Psychol.2015;6:177)。术语“认知负荷”指在人的工作记忆中使用的精神努力的总量。由于人的认知负荷通常随听音任务的困难性增加而增加的事实,对于在助听器装置中的应用,认知负荷已获得日益增加的关注。因而,存在多种估计人的认知负荷并使用其估计量用于助听器应用的尝试。

[0008] 在US 2016/008076 A1中,提出了听力仪器的运行方法,其包括根据目前的认知负荷的估计量调整输入信号的处理。

[0009] 不同的、用于估计人的当前认知负荷的方法已被提出,例如通过使用放在助听器

装置的耳内部分的表面上的电极。这些电极从用户的大脑拾取低电压信号以记录大脑的电活动。所得的脑电图 (EEG) 显示随时间测得的电压波动。

[0010] EP 2950555 A1公开了能够随时间监测用户的听觉能力的助听器。所描述的助听器包括至少一适于从用户大脑拾取低电压信号的电极。

[0011] EP 2744224 A1描述了听力系统的运行系统。该系统包括一个或多个用于测量佩戴听力仪器的用户的脑电波信号的电极。

发明内容

[0012] 本发明的目标在于提供一种改进的助听器系统。

[0013] 根据本发明,所述目标由助听器系统实现,其包括:

[0014] -用于接收电音频输入信号的电音频信号输入装置;

[0015] -包括第一处理模式和至少第二处理模式的音频输入信号处理单元,其中所述音频输入信号处理单元配置成按第一处理模式或者按至少第二处理模式处理电音频输入信号并提供电音频输出信号;

[0016] -输出变换器,配置成接收电音频输出信号并提供可由用户感知为声音的输出信号;

[0017] -音频输入信号分析单元,配置成持续监测作为时间的函数的电音频输入信号并确定和提供多个音频信号值,每一音频信号值表示电音频输入信号在给定时刻的特性;

[0018] -配置成适于被使得与用户皮肤接触的多个电极,所述多个电极在工作状态安装好时配置成接收表示用户大脑活动的电信号并提供相应的EEG相关信号;

[0019] -EEG相关信号分析单元,配置成持续监测作为时间的函数的EEG相关信号并确定和提供多个EEG相关值,每一EEG相关值表示给定时刻的EEG相关信号;

[0020] -存储器单元,配置成存储多个音频信号值使得相应音频信号值的第一历史记录被产生,和/或配置成存储多个EEG相关值使得相应EEG相关值的第二历史记录被产生;

[0021] -信号比较单元,配置成将当前音频信号值与第一历史记录的至少一在前的音频信号值进行比较以确定和提供偏差信号,和/或将当前EEG相关值与第二历史记录的至少一在前的EEG相关值进行比较以确定用户的当前认知负荷的测量因而提供表示输出信号的认知负荷。

[0022] 音频输入信号处理单元还配置成根据所述偏差信号和/或根据所述表示输出信号的认知负荷应用第一处理模式或至少第二处理模式。

[0023] 优选地,电音频信号输入装置连接到用于接收传入声音信号及将所接收的声音信号转换为电音频输入信号的输入变换器。输入变换器可以是传声器,其也可以是具有两个传声器或两个声音入口的定向传声器。通常,输入变换器配置成接收传入声音信号并将所接收的声音信号转换为电音频输入信号。

[0024] 作为备选,电音频信号输入装置可连接到用于例如经蓝牙等无线接收电音频信号的信号接收器。

[0025] 电音频输入信号由音频输入信号处理单元通过应用至少两个不同的处理模式之一进行处理。多个处理模式不同,至少一部分处理功能或处理算法不同于其它处理模式。这使能根据电音频输入信号的类型应用特定处理模式。不同类型的电音频输入信号例如可包

括不同的噪声电平或者不同的信噪比。一种处理模式例如可以是在具有典型的噪声电平的周围环境中的处理模式。这样的处理模式可被认为是日常处理模式。如果周围环境具有固有地高噪声电平,可应用包括降噪的处理模式。不同的处理模式可彼此不同,例如至少在下述之一方面:应用于电音频输入信号的增益、随频率而变的滤波、频率压缩或移频、方向性、降噪、不同频带增益不同等。

[0026] 通过处理电音频输入信号,音频输入信号处理单元产生电音频输出信号。电音频输出信号由输出变换器接收,其配置成提供可由用户感知为声音的输出信号。

[0027] 在助听器系统为助听器装置的情形下,输出变换器为发出声音以刺激用户耳膜的接收器。相应的助听器系统可被实施为例如耳后(BTE)式助听器系统,其通常使传声器设置在用户耳后;或者可被实施为耳后(ITE)式助听器系统,其通常使传声器设置在用户耳朵中。在两种情形下,扬声器通常放在用户耳道内以刺激耳膜。

[0028] 助听器系统还可包括可植入部分,例如在耳蜗植入件或者听性脑干植入件的情形下。与耳蜗植入件有关,输出变换器可以是电极阵列,其包括用于用电脉冲刺激耳蜗神经的多个电极。如果助听器系统为听性脑干植入件,输出变换器配置成使用电刺激来刺激用户的脑干。在所有情形下,由输出变换器提供的输出信号可由用户感知为声音。

[0029] 音频输入信号分析单元持续监测作为时间的函数的电音频输入信号。基于分析的电音频输入信号,音频输入信号分析单元确定多个音频信号值,每一音频信号值表示电音频输入信号在给定时刻的特性。电音频输入信号的特性例如可以是信噪比,其可连同对应的时刻一起提供。因此,对于一系列时刻,可提供电音频输入信号的信噪比或其它特性的演变。

[0030] 助听器系统包括可设置成电极阵列或彼此分开的多个电极。使用的电极的实际数量可变化及可在从单一或两个电极到更大数量的范围中。电极可位于助听器装置的外部或内部部分的表面上。当助听器系统在工作状态安装到位时,电极被使得与用户皮肤接触。电极也可放在用户颅骨或可穿戴眼镜上。当电极在工作状态安装到位时,它们配置成接收电信号,通常为低电压信号如表示用户的大脑活动的脑电图(EEG)。基于所接收的电信号,电极可提供相应的EEG相关信号。EEG相关信号可以是 α 活动、跨时间的相位相干性或者大脑活动的空间分布。有时也称为 α 波的 α 活动是来自欲睡或不活跃的人的大脑皮层的电活动的正常突发信号,出现在约8-12Hz的频率,可用EEG检测。优选地,通过电极拾取的低电压信号由放大器放大以提供放大的脑信号。

[0031] EEG相关信号可通过EEG相关信号分析单元按时间的函数进行持续监测。对于多个时刻,EEG相关信号分析单元确定EEG相关值,每一EEG相关值表示给定时刻的EEG相关信号。因而,EEG相关信号分析单元可提供EEG相关值,每一EEG相关值具有对应的时刻,使得EEG相关值的演变可跨给定持续时间进行监测。

[0032] 如上面提及的,音频输入信号分析单元提供给定时刻的音频信号值,及EEG相关信号分析单元提供给定时刻的EEG相关值。音频信号值和EEG相关值均可被存储在存储器单元中。通过存储多个音频信号值(每一音频信号值对应于给定时刻),产生相应音频信号值的第一历史记录。第一历史记录包括音频信号值的列表,每一音频信号值具有对应的时间信息,使得第一历史记录显示音频信号值随时间的演变。此外,通过存储多个EEG相关值(每一EEG相关值对应于给定时刻),产生相应EEG相关值的第二历史记录。第二历史记录包括EEG

相关值的列表,每一EEG相关值具有对应的时间信息,使得第二历史记录显示EEG相关值随时间的演变。

[0033] 信号比较单元连接到存储器单元并可访问存储的信息。信号比较单元配置成将当前音频信号值与第一历史记录的至少一在前音频信号值进行比较以确定和提供偏差信号。当前音频信号值可以是最近存储在存储器单元中的音频信号值。因而,当前音频信号值表示或逼近接近当前由音频输入信号分析单元监测的电音频输入信号的实际特性。当前音频信号值与第一历史记录中包含的至少一在前音频信号值比较。优选地,当前音频信号值与在当前音频信号值之前刚存储的音频信号值比较。通过比较当前音频信号值和至少一在前音频信号值,信号比较单元可确定偏差信号,其随后可被进一步处理。

[0034] 信号比较单元还配置成将当前EEG相关值与第二历史记录的至少一在前EEG相关值进行比较以确定和提供用户的当前认知负荷的测量因而提供表示输出信号的认知负荷。当前EEG相关值可以是最近存储在存储器单元中的EEG相关值。因而,当前EEG相关值表示或逼近接近当前由EEG相关信号分析单元监测的实际EEG相关信号。当前EEG相关值与第二历史记录中包含的至少一在前EEG相关值比较。优选地,当前EEG相关值与在当前EEG相关值之前刚存储的EEG相关值比较。通过比较当前EEG相关值和至少一在前EEG相关值,信号比较单元确定用户的当前认知负荷的测量,其随后可被提供为表示输出信号的认知负荷用于进一步处理。如上面提及的,EEG相关值可基于 α 活动、跨时间的相位相干性或者大脑活动的空间分布。

[0035] 根据本发明,音频输入信号处理单元还配置成基于所述偏差信号和/或基于所述表示输出信号的认知负荷应用第一处理模式或至少第二处理模式。

[0036] 本申请的发明人已认识到,通过根据预定阈值应用不同的处理模式,不可能使电音频输入信号的处理适应变化的个人用户需要。

[0037] 然而,通过基于所述偏差信号和/或基于所述表示输出信号的认知负荷应用第一处理模式或至少第二处理模式,可能针对变化的、助听器系统用户面临的听情形个性化调整电音频输入信号的处理。偏差信号和表示输出信号的认知负荷均可提供何时应用特定处理模式以改善助听器系统用户的听觉体验的个人测量。因而,这可导致不同处理模式的用户各别应用。不同的处理模式将理解为一处理模式至少部分不同于其它处理模式。例如,如果周围环境中的噪声电平增大偏差信号(其可基于监测的信噪比),表明应用包括降噪的处理模式可有利于用户。因而,如果用户的当前认知负荷的测量增加,例如由于听音任务的可能性增加或者由于理解语音的动力减小,表示输出信号的认知负荷可表明应用不同的处理模式可能有利于助听器系统的用户。

[0038] 因而,通过使用EEG的电生理学测量,可能获得个人测量,其指明何时应用特定处理模式例如包括降噪的处理模式或者何时打开传声器定向性可有利于用户的听觉体验。

[0039] 本发明包括助听器设置传统上基于外部声音环境的估计的信噪比进行调节的认识。然而,在存在噪声的情形下理解语音的能力在听者之间相当程度地变化,不仅由于听力损失的影响,而且由于个人的认知能力。此外,语音理解甚至可随一天的时间、疲劳/欲睡程度、动力等不同而变化。通过利用EEG的电生理学测量,可能获得准确地指明何时应打开听觉帮助系统如降噪和传声器定向性的个人测量。

[0040] 听力损失程度与工作记忆涉及的电生理学测量(EEG中的 α 活动)相关联,其指明为

弥补听力损失,认知负荷增加。当增加听音任务的困难性时,在 α 活动中可观察到击穿/失常(breakdown)。类似的观察已在老年人的功能性磁共振成像(fMRI)活动中随视觉任务的困难性增加而进行。随着信噪比增加,类似的失常表现已在瞳孔数据中观察到,其用作认知负荷的测量。当通过添加更多背景噪声而增加听音难度时,看到瞳孔放大的增加。然而,在约50%可懂度时,瞳孔放大随更多噪声逐渐减小,直到瞳孔达到与在100%可懂度时观察到的大小相当为止。因而,本申请的发明人提出利用神经活动的失常表现作为何时应打开听觉帮助系统的指示。

[0041] 失常表现的解释是双重的。一方面,其被认为由于天生与神经活动相关联的生理限制及认知资源的分配(即已达到多少资源可被启用的上限)而出现。另一可能的解释基于动力强度,其表明在困难增加时一人将投入更大努力来克服(听音)任务,但仅在判断可能成功解决该任务时。在实践中,这意味着击穿点不仅与听音任务的难度如信噪比有联系,而且取决于听者解决任务的内在动力。

[0042] 击穿点可用作任务难度和/或内在动力何时不再足以成功克服听音情形的、高度个性化的指示。在该点,听者受益于被包含在现代助听器中的帮助系统。

[0043] 关于优选实施例,音频输入信号分析单元优选还配置成提供多个音频信号值,其中每一音频信号值表示电音频输入信号参数在给定时刻的值。电音频输入信号参数为振幅、频率等。

[0044] 分析的电音频输入信号的特性优选包括至少下述之一:信噪比、振幅、频率或另一特性或其组合。

[0045] 音频输入信号分析单元优选配置成在助听器系统运行期间持续监测电音频输入信号及持续确定和提供多个音频信号值。持续监测优于仅不时出现的监测。

[0046] 在优选实施例中,EEG相关信号分析单元配置成在助听器系统运行期间持续监测EEG相关信号及持续确定和提供多个EEG相关值。再次强调,持续监测优于仅不时出现的监测。

[0047] EEG相关信号优选为表示 α 活动、跨时间的相位相干性或者大脑活动的空间分布的信号或者另一EEG相关信号。

[0048] 关于电极的布置,优选如果助听器系统包括内部部分和外部部分,其中多个电极位于外部和/或内部部分的表面上。具体地,在内部和外部部分上均提供电极可能有利于提高信号质量和/或使能检测信号传播向量。电极例如也可位于可穿戴眼镜上或/或用户颅骨上。

[0049] 在优选实施例中,可通过另外的传感器或电极,例如:用于捕获心电图信号的电极、用于捕获监视眼球运动的眼动电图(EOG)信号的电极、或者用于估计认知负荷的另一EEG相关信号或其组合。

[0050] 音频输入信号处理单元优选配置成根据在表示输出信号的认知负荷中是否检测到击穿点而应用第一处理模式或至少第二处理模式或其组合。如果当前EEG相关值的量值小于第二历史记录中存储的至少一在前EEG相关值的量值,在表示输出信号的认知负荷中检测到击穿点。

[0051] 在另一优选实施例中,音频输入信号处理单元配置成使得处理模式的切换不仅基于击穿点的检测而且基于停滞的检查。

[0052] 音频输入信号处理单元优选配置成根据当前EEG相关值的量值是否小于第二历史记录中存储的至少一在前EEG相关值的量值而应用第一处理模式或至少第二处理模式。

[0053] 作为备选或另外,音频输入信号处理单元可配置成根据EEG相关信号分析单元是否检测到 α 活动失常而应用第一处理模式或至少第二处理模式。

[0054] 作为备选或另外,音频输入信号处理单元可配置成根据所确定的偏差信号是否表明听音难度增加而应用第一处理模式或至少第二处理模式。

[0055] 优选地,第一和第二处理模式在降噪算法和/或启用或禁用输入变换器的方向性方面不同。

[0056] 由输出变换器提供的输出信号可以是由扬声器产生的声音信号或者由耳蜗植入件的刺激单元提供的刺激脉冲。

[0057] 在优选实施例中,信号比较单元还配置成评估在处理模式变化之后用户的当前认知负荷的测量是增大还是减小,及提供表示评估结果的输出信号。基于认知负荷在改变处理模式之后的评估,可能检查处理模式的变化是否已导致所期望的效果。

[0058] 非必须地,音频输入信号处理单元可进一步配置成基于所述偏差信号和/或基于所述表示输出信号的认知负荷针对听情形迭代地调整所应用的处理模式。迭代调整可用于实施朝向特定听情形连续优化的处理模式。

[0059] 在优选实施例中,至少一处理模式实施演变处理算法,其配置成基于所述偏差信号和/或基于所述表示输出信号的认知负荷针对具体听情形调整电音频输入信号的处理。演变或可调节的处理算法为可基于助听器设置进行调节的算法,使得可调节的处理算法的处理在不同于调节之前的方式进行。

[0060] 在优选实施例中,助听器系统包括至少一听力仪器,其包括音频信号输入、音频信号处理单元、输出变换器。

[0061] 进一步优选地,如果助听器系统包括两个听力仪器,每一听力仪器包括至少一表面电极。

[0062] 听力仪器优选还包括存储器单元及在工作时连接到所述存储器单元的无线数据接口。

[0063] 优选地,听力仪器配置成经无线数据接口与音频输入信号分析单元无线通信。无线数据接口优选包括发射器,其配置成至少将关于电音频输出信号和/或所应用的处理模式的信息传给外部装置或外部系统。

[0064] 音频输入信号分析单元可用服务器实施,其为可经无线数据接口访问的外部系统的一部分。关于电音频输出信号和/或所应用的处理模式的信息可直接发送给外部系统。外部系统也可以是已安装应用程序(App)的智能电话,其可配置成进一步将所述信息发送到云服务。

[0065] 在另一优选实施例中,无线数据接口包括接收器,其配置成从外部装置或从外部系统至少接收助听器设置和/或处理算法,使得所接收的助听器设置和/或所接收的处理算法可应用于在音频输入信号处理单元中处理电音频输入信号。所接收的助听器设置和/或所接收的处理算法可用于例如编辑音频输入信号处理单元应用的现有处理模式或者实施新的助听器设置和/或处理算法以处理电音频输入信号。从而,新的用于处理电音频输入信号的处理特征可被引入到助听器系统内。

[0066] 在实施例中,发射器和接收器被包含在收发器中。

[0067] 助听器系统可以是耳蜗植入件、脑干植入件、听力仪器、助听器、骨导助听器、头戴式耳机、耳麦、耳朵保护装置、主动耳朵保护系统、免提电话系统、移动电话、远程会议系统、广播系统、卡拉OK系统、教室放大系统或其组合。

[0068] 在优选实施例中,外部系统为计算机或计算机系统,其基于所接收的关于电音频输出信号和/或所应用的处理模式的信息实施至少一处理算法并将至少一实施的处理算法和/或一处理算法和/或所应用的处理模式传给至少一助听器系统。

[0069] 根据另一方面,提供用于处理电音频输入信号的方法。该方法包括步骤:

[0070] -接收电音频输入信号;

[0071] -按第一处理模式或者按至少第二处理模式处理电音频输入信号并提供电音频输出信号;

[0072] -持续监测作为时间的函数的电音频输入信号并确定和提供多个音频信号值,每一音频信号值表示电音频输入信号在给定时刻的特性;

[0073] -接收表示用户大脑活动的电信号并提供相应的EEG相关信号;

[0074] -持续监测作为时间的函数的EEG相关信号并确定和提供多个EEG相关值,每一EEG相关值表示给定时刻的EEG相关信号;

[0075] -存储多个音频信号值使得相应音频信号值的第一历史记录被产生,和/或存储多个EEG相关值使得相应EEG相关值的第二历史记录被产生;及

[0076] -将当前音频信号值与第一历史记录的至少一在前的音频信号值进行比较以确定和提供偏差信号,和/或将当前EEG相关值与第二历史记录的至少一在前的EEG相关值进行比较以确定用户的当前认知负荷的测量因而提供表示输出信号的认知负荷。

[0077] 该方法还包括根据所述偏差信号和/或基于所述表示输出信号的认知负荷应用第一处理模式或者至少第二处理模式。

[0078] 另外或作为备选,该方法包括根据所述偏差信号和/或根据所述表示输出信号的认知负荷或者第一处理模式与至少第二处理模式的组合应用第一处理模式或者至少第二处理模式。

[0079] 优选地,该方法包括评估在处理模式从第一处理模式变为第二处理模式之后用户的当前认知负荷的测量的量值是增大还是减小并在当前认知负荷减小时保持第二处理模式。

[0080] 该方法优选还包括基于所述偏差信号和/或基于所述表示输出信号的认知负荷针对听情形迭代地调整所应用的处理模式。处理模式的迭代调整可通过迭代地修正处理模式中应用的处理算法使用的参数值实现。

[0081] 根据又一方面,提供数据处理系统,其包括处理器和适于使得所述处理器执行上面公开的方法的步骤的程序代码。

[0082] 上面公开的助听器系统也可实施受人群帮助的信号处理调节。该助听器系统包括:

[0083] -用于接收电音频输入信号的电音频信号输入装置;

[0084] -音频输入信号处理单元,配置成通过应用处理算法而处理电音频输入信号并提供电音频输出信号;

- [0085] -输出变换器,配置成接收电音频输出信号并提供可由用户感知为声音的输出信号;
- [0086] -收发器,其在工作时连接到音频输入信号处理单元并配置成
- [0087] --至少将关于电音频输入信号的信息连同关于电音频输出信号的信息和/或关于所应用的处理算法的信息传给外部装置或外部装置系统;和/或
- [0088] --从外部装置或外部系统至少接收助听器设置和/或处理算法,
- [0089] 其中,
- [0090] 通过收发器接收的助听器设置和或处理算法被提供给音频输入信号处理单元并应用于调节电音频输入信号的处理。
- [0091] 在优选实施例中,助听器系统包括多个电极,其配置成适于被使得与用户皮肤接触及在工作状态安装到位时配置成接收表示用户的大脑活动的电信号及提供相应的EEG相关信号。
- [0092] 非必须地,助听器系统包括认知负荷评估单元,其配置成评估EEG相关信号并确定和提供表示输出值的用户认知负荷。
- [0093] 作为备选或另外,助听器系统包括声音环境表征单元,其配置成分析电音频输入信号并确定和提供表示声环境的变化值的输出值。
- [0094] 在实施例中,助听器系统包括控制单元,其在工作时连接到收发器和音频输入信号处理单元并配置成基于通过收发器接收的助听器设置和/或处理算法调节电音频输入信号的处理。
- [0095] 在优选实施例中,控制单元在工作时连接到认知负荷评估单元并配置成基于表示输出值的用户认知负荷调节电音频输入信号的处理。
- [0096] 优选地,控制单元在工作时连接到声音环境表征单元并配置成基于表示声环境变化的输出值调节电音频输入信号的处理。
- [0097] 在实施例中,助听器系统包括可应用于处理电音频输入信号的、可调节的处理算法,其中所述可调节的处理算法可基于表示输出值的用户认知负荷和/或基于表示声环境变化的输出值和/或基于通过收发器接收的助听器设置经控制单元调节。
- [0098] 在优选实施例中,助听器设置和/或处理算法在助听器系统运行期间经收发器接收。
- [0099] 优选地,控制单元配置成在助听器系统运行期间调节电音频输入信号的处理。
- [0100] 在实施例中,助听器系统为耳蜗植入件、脑干植入件、听力仪器、助听器、骨导助听器、头戴式耳机、耳麦、耳朵保护装置、主动耳朵保护系统、免提电话系统、移动电话、远程会议系统、广播系统、卡拉OK系统、教室放大系统或其组合。
- [0101] 又一方面涉及包括至少一计算机的计算机系统,其配置成从至少一根据至少一在前实施例的助听器系统接收数据,其中所述数据至少包括关于电音频输入信号的信息连同关于电音频输出信号的信息和/或关于所应用的处理算法的信息,及其中该计算机系统包括训练算法和/或神经网络,其配置成基于所接收的数据至少实施助听器设置和/或处理算法,及其中该计算机系统还配置成将所实施的助听器设置和/或处理算法传给至少一外部装置如助听器系统。
- [0102] 个人助听器系统可至少暂时连接到计算机系统。

[0103] 上面描述的助听器系统也可实施实现受人帮助的信号处理调节的方法。该实施受人帮助的信号处理调节的方法包括：

[0104] -接收电音频输入信号；

[0105] -通过应用处理算法处理电音频输入信号；

[0106] -提供电音频输出信号；

[0107] -至少将关于电音频输入信号的信息连同关于电音频输出信号的信息和/或关于所应用的处理算法的信息传给外部装置或外部装置系统；和/或

[0108] -从外部装置或外部装置系统至少接收助听器设置和/或处理算法；

[0109] -将所接收的助听器设置和/或处理算法应用于处理电音频输入信号；

[0110] -提供可由用户感知为声音的输出信号。

[0111] 通常,开发和优化助听器算法是非常慢且有点偶然的程序。这是因为进行临床测试需花费很长时间及不能对听力受损人员怎样感知声音进行适当地建模。改进开发助听器算法的程序的折中方式是机器学习。

[0112] 然而,高效应用机器学习需要足够数量的训练数据。获得足够数量的训练数据的一种方式是人群众包(Crowd Outsourcing)。通常,助听器系统的用户在声音“不好”时按压其智能电话上的app中的按钮。然而,该过程是乏味和效率低的程序,因为必须已经有大量的人使用训练系统的功能。然而,一般的用户在他们对该功能的性能失望之前没有动机更多次地进行前述行为。因而,如果从人群不需要不同于他们的日常生活的行动,则是很大的优点。

[0113] 解决该问题的可能方式是助听器系统中实施的算法,其检测大脑在理解例如语音时是否有困难或者其是否努力。这样的算法的输出连同关于音频输入信号的信息和助听器算法的状态可经用户的智能电话上的app发送给云服务或者直接从助听器系统发送给云服务。

[0114] 该信息可用于训练例如深度神经网络。来自非常大量用户的训练数据可以这种方式收集。因而,神经网络以自动的方式由人群训练。

[0115] 经训练的神经网络可用于经用户的智能电话app将新的且更好的设置和/或算法发送给助听器系统的大量用户或者从云服务直接发送到助听器系统。作为结果,所有用户彼此帮助以仅通过过日子实现更好的听。

[0116] 学习过程可通过使用进化算法进行增强,意味着随机进行轻微的调节以学习在特定情形下哪些调节最佳地起作用。较大的调节可在不同用户之间进行以确保发现全局最优值。调节可以是人类创建的算法如现今使用的算法的参数,或者其可以是助听器中的神经网络的变化权重或者不同算法之间的变化。

[0117] 也可使用其它数据如位置或附近的无线设备(电话、wifi接入点、包标签、POI标签等)。基于例如通过特定人的智能电话的存在确定的位置及该人的相应话音的音高,与该人交互的助听器系统用户能够理解该特定的人。

附图说明

[0118] 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:

[0119] 图1为根据本发明的助听器系统的示意图。

[0120] 图2为具有递增的听音任务难度的、三个个人的认知负荷神经测量的图示。

[0121] 图3为实施用于助听器控制的击穿检测系统的示意图。

[0122] 图4为实施受人帮助的信号处理调节的助听器系统的示意图。

具体实施方式

[0123] 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。听力装置系统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。

[0124] 听力装置可以是适于通过接收来自用户周围的声学信号,生成对应的音频信号,可能对音频信号进行修正,并且作为可听信号向用户耳朵中的至少一个提供可能修正后的音频信号,来改善或加强用户的听力能力的听力辅助设备。“听力装置”还可以是指适于电子地接收音频信号、可能对音频信号进行修正并且作为可听信号向用户耳朵中的至少一个提供可能修正后的音频信号的诸如耳机或头戴式耳机的设备。这些可听信号可以以向用户的外耳中辐射的声学信号、或者作为机械振动通过用户头部的骨结构和/或通过用户的中耳部分向用户的内耳传递的声学信号、或者直接或间接地向用户的耳蜗神经和/或听觉皮层传递的电信号的形式提供。

[0125] 听力装置适于以任意已知的方式佩戴。这可以包括i)在耳朵后面布置具有引导空气传播声学信号的管,或者具有靠近耳道布置或者布置在耳朵中的接收器/扬声器的听力装置单元,例如在耳后型助听器或者耳内接收器式助听器中,和/或ii)将听力装置完全或部分地布置在用户的耳廓中和/或耳道中,例如在耳内型助听器或耳道中/完全耳道中型助听器中,或者iii)布置附着到植入颅骨中的固定装置的听力装置的单元,例如在骨锚式助听器或耳蜗植入件中,或者iv)布置作为完全或部分植入的单元的听力装置的单元,例如在骨锚式助听器或耳蜗植入件中。

[0126] 听力装置可以是“听力系统”的一部分,其指包括一个或两个本说明书中公开的听力装置的系统,并且“双耳听力系统”是指包括两个听力装置的系统,其中,设备适于以协作的方式向用户的两个耳朵提供音频信号。听力系统或双耳听力系统还可以包括与至少一个听力装置进行通信的辅助设备,辅助设备影响听力装置的操作和/或从听力装置的工作中受益。在至少一个听力装置和辅助设备之间建立有线或无线通信链路,使得能够在至少一个听力装置和辅助设备之间交换信息(例如控制和状态信号、可能有音频信号)。这些辅助设备可以包括遥控器、遥控麦克风、音频网关设备、移动电话、公共广播系统、汽车音频系统或音乐播放器中的至少一个或其组合。音频网关适于诸如从像电视或音乐播放器的娱乐设备、像移动电话的电话装置或者计算机、PC接收大量音频信号。音频网关还适于选择和/或组合接收到的音频信号中的合适的一个(或信号的组合),用于传输到至少一个听力装置。

遥控器适于对至少一个听力装置的功能和操作进行控制。遥控器的功能可以在智能电话或其它电子设备中实现,智能电话/电子设备可能运行对至少一个听力装置的功能进行控制的应用。

[0127] 总的来说,听力装置包括i) 诸如麦克风的输入单元,用于接收来自用户周围的声学信号,并且提供对应的输入音频信号,和/或ii) 接收单元,用于电子地接收输入音频信号。听力装置还包括用于对输入音频信号进行处理的信号处理单元和用于依据处理后的音频信号向用户提供可听信号的输出单元。

[0128] 输入单元可以包括多个输入麦克风,例如用于提供依赖于方向的音频信号处理。这种定向麦克风系统适于增强用户环境中的大量声学源中的目标声学源。在一个方面,定向系统适于检测(例如自适应地检测)麦克风信号的特定部分源自哪个方向。这可以通过使用传统上已知的方法来实现。信号处理单元可以包括放大器,放大器适于对输入音频信号施加依赖于频率的增益。信号处理单元还可以适于提供诸如压缩、噪声降低等其它相关功能。输出单元可包括用于透皮或经皮地向颅骨提供空气传播声学信号的诸如扬声器/接收器的输出转换器,或者用于提供结构传播或液体传播的声学信号的振动器。在一些听力装置中,输出单元可包括诸如人工耳蜗中的用于提供电信号的一个或多个输出电极。

[0129] 应当理解,在本说明书全文中对“一个实施例”或者“实施例”或者“一方面”或者作为“可以”包括的特征的称谓,意为结合该实施例描述的特定特征、结构或特性包含在本发明的至少一个实施例中。此外,特定特征、结构或特性在本发明的一个或更多个实施例中可以适当地组合。提供了前面的描述,以使得任意本领域技术人员能够实施这里描述的各个方面。对这些方面的各种变形对于本领域技术人员是显而易见的,并且这里定义的通用原理可以应用于其它方面。

[0130] 权利要求不旨在局限于这里示出的各方面,而应当符合与权利要求的语言一致的完整范围,其中,除非如此具体指出,否则对元素的单数称谓不旨在意为“一个并且仅为一个”,而是意为“一个或更多个”。除非另外具体指出,否则术语“一些”是指一个或更多个。

[0131] 相应地,本发明的范围应当按照所附的权利要求来判断。

[0132] 图1示出了助听器系统100,其配置成记录脑电图(EEG)并可评估记录的大脑摄影图以确定认知负荷,尤其是确定认知负荷中的击穿点。

[0133] 助听器系统100包括在工作时连接到电音频信号输入装置的传声器10。传声器10产生电音频输入信号15,其被馈给电音频信号输入装置12。在备选实施例中,电音频信号输入装置可连接的信号接收器,其配置成例如经蓝牙无线接收电音频输入信号。

[0134] 电音频信号输入装置12处接收的电音频输入信号15被馈给音频输入信号处理单元20,其配置成处理电音频输入信号并提供对应于处理后的电音频输入信号的电音频输出信号25。音频输入信号处理单元20配置成提供至少两种不同的处理模式。处理模式可在增益的施加、频率滤波、随频率而变的增益、移频或压缩、方向性等方面不同。

[0135] 电音频输出信号25被馈给输出变换器30,其配置成接收电音频输出信号并提供可由用户感知为声音的输出信号35。输出变换器可以从电音频输出信号产生输出声音信号的扬声器。作为备选,输出变换器可以是耳蜗植入件的刺激单元,其根据电音频输出信号产生用于刺激听觉神经的刺激脉冲。

[0136] 助听器系统100还包括音频输入信号分析单元40,其配置成持续监测作为时间的

函数的电音频输入信号15并确定和提供多个音频信号值45,其中每一音频信号值表示电音频输入信号15在给定时刻的特性。

[0137] 助听器系统100还包括多个电极50,其布置和配置成在助听器系统的听力仪器在工作状态安装在用户身上时接触用户皮肤。这些电极适于从用户大脑拾取低电压电信号。通过电极50拾取的电信号110表示用户的大脑活动。因而,电极50提供相应的EEG相关信号55。EEG相关信号55可非必须地进行限制,例如放大和/或滤波并馈给EEG相关信号分析单元60。EEG相关信号分析单元60配置成持续监测作为时间的函数的EEG相关信号55并确定和提供多个EEG相关值65,其中每一EEG相关值65表示EEG相关信号55在给定时刻的时间特性。助听器系统还包括存储器单元70,其可存储多个音频信号值45使得产生相应的音频信号值的第一历史记录。另外或作为备选,存储器单元70配置成存储多个EEG相关值65使得产生相应EEG相关值的第二历史记录。

[0138] 助听器系统还包括信号比较单元80,其可访问存储器单元70并配置成将当前音频信号值与第一历史记录的至少一在前音频信号值进行比较因而确定和提供表示电音频信号的时间变化的偏差信号82。作为备选或另外,信号比较单元80配置成将当前EEG相关值与第二历史记录的至少一在前EEG相关值进行比较以确定用户的当前认知负荷的测量因而提供表示输出信号的认知负荷84。在工作时,偏差信号82和表示输出信号的认知负荷84被馈给音频输入信号处理单元20。音频输入信号处理单元20进而配置成根据偏差信号82和/或根据表示输出信号的认知负荷84应用第一处理模式或第二处理模式。因而,音频输入信号处理单元20可应用可能导致用户较低认知负荷的音频信号处理模式。换言之,根据图1的助听器系统可根据用户的认知负荷在音频信号处理模式之间切换,因而确保所应用的音频信号处理模式导致用户的认知负荷降低。

[0139] 非必须地,助听器系统100包括收发器单元90,其配置成至少将关于电音频输出信号25和/或所应用的处理模式的信息传给外部装置或外部系统。收发器单元90还可配置成从外部装置或外部系统至少接收助听器设置和/或处理算法使得所接收的助听器设置和/或处理算法可被馈给音频输入信号处理单元20并随后应用于处理电音频输入信号15。

[0140] 如信号比较单元80进行的、分析电极50捕获的信号细节现在结合图2A、2B和3进一步说明。

[0141] 认知负荷的神经测量中的击穿表现可指明个人将受益于听觉帮助系统的点。通过持续监测EEG的特征即电极50捕获的EEG相关信号55的特征,包括但不限于 α 活动、跨时间的相位相干性和大脑活动的空间分布,可能得到认知负荷的测量。

[0142] 由于大脑活动的特性在个人之间显著变化,EEG特征的绝对水平很难结合听音任务在其时被认为太难的固定阈值进行解释。然而,可假定源自增加的听音任务难度或者听者的动力阈值的击穿表现可独立于EEG特征的相对水平进行检测。

[0143] 在图2A中,示出了神经测量的总水平和随递增任务难度的变化度可怎样在个人之间变化。如纵向点线标示的神经活动击穿潜在地独立于神经活动或认知负荷的绝对水平。事实上,图2A示出了三个个人随递增的听音任务难度的认知负荷神经测量。如纵向点线标示的,神经活动中的击穿可因个人不同而不同。各个击穿点指明听觉帮助系统何时应被打开以进行听觉体验的用户个人改善。神经测量展现停滞也是可能的,即随任务难度递增没有变化,而不是击穿表现。停滞的情形通过针对个人1所示的水平点线标示。

[0144] 类似地,听者克服听音任务的内在动力也可根据情形和人的兴趣变化,参见图2B。然而,在认知负荷测量中检测到的击穿可指明听觉帮助系统可降低听音任务的难度因而改善听音条件的点。图2B示出了个人解决听音任务的动力的差异。再次地,听音任务难度导致认知负荷测量中的击穿的点由纵向点线标示。在低动力水平时(下部的水平实线),投入的努力的最大水平低于个人高度有动机时(上部的水平虚线)。

[0145] 技术上,EEG可从位于耳道内(耳朵EEG)、助听器的内部或外部部分的表面上、可穿戴眼镜上或听者头皮上的电极进行记录。电极不仅可捕获EEG,而且可捕获潜在对估计认知负荷有用的心率(ECG和脉搏)以及眼球运动(EOG)。这些特征优选被连同可从助听器处理得到的关于外部声音环境的信息一起存储(参见图3)。这使能持续监测认知负荷的时间动态。通过将当前认知负荷与存储的来自刚好在其前面的时间的值进行比较,可在认知负荷中检测击穿(降低)或停滞(没有变化)。基于在认知负荷中检测到击穿/停滞,可能将其与声音环境中检测到的潜在变化进行比较。如果当前和先前声音环境之间的比较表明听音难度增加或者没有变化,这表明听者可受益于更新助听器设置。如图3中所示的击穿检测系统可能也可用于评估助听器设置的变化是否具有所期望的降低认知负荷的效果。通过应用迭代过程,可能逐渐增加助听器设置的进攻性以获得期望的认知负荷降低。同时,应用攻击性降噪或助听器的完全定向性的缺点可被最小化。

[0146] 图3为用于助听器系统100的击穿检测系统的功能实施的简化图。简单地,击穿检测系统基于电生理学和听觉输入计算认知负荷和声音环境特性。认知负荷中击穿的检测基于认知负荷和声音环境的当前估计与在前估计的值的比较。如果检测到变化,助听器设置被更新。

[0147] 更详细地,助听器系统包括用于接收和提供电音频输入信号(S1)的电音频信号输入装置。电音频输入信号作为时间的函数被持续监测(S2)。基于监测的电音频输入信号,确定和提供多个音频信号值(S3),每一音频信号值表示电音频输入信号在给定时刻的特性。多个音频信号值被存储在存储器单元中(S4)使得产生相应的音频信号值的第一历史记录。在比较单元中,当前音频信号值被与第一历史记录的至少一在前音频信号值比较(S5)以确定和提供偏差信号。在所示实施例中,当前确定和提供的音频信号值与第一历史记录的至少一在前音频信号值比较以确定和提供偏差信号。在可选实施例中,当前存储在第一历史记录中的音频信号值与第一历史记录的至少一在前音频信号值比较以确定和提供偏差信号。

[0148] 助听器系统100还包括多个电极,用于接收(S6)表示用户的大脑活动的电信号及提供相应的EEG相关信号。EEG相关信号作为时间的函数被持续监测(S7)。基于监测的EEG相关信号,确定和提供多个EEG相关值(S8),每一EEG相关值表示给定时刻的EEG相关信号。多个EEG相关值被存储在存储器单元中(S9)使得产生相应的EEG相关值的第二历史记录。在比较单元中,当前EEG相关值被与第二历史记录的至少一在前EEG相关值比较(S10)以确定和提供用户的当前认知负荷的测量。在所示实施例中,当前确定和提供的EEG相关值与第二历史记录的至少一在前EEG相关值比较以确定用户的当前认知负荷的测量因而提供表示输出信号的认知负荷。在备选实施例中,当前存储在第二历史记录中的EEG相关值与第二历史记录的至少一在前EEG相关值比较以确定用户的当前认知负荷的测量因而提供表示输出信号的认知负荷。

[0149] 在另一步骤S11中,评估是否检测到源自听音环境的听音任务难度的增加和/或用户的当前认知负荷的增加。随后在S12,关于用户的当前认知负荷的信息和关于电音频输入信号的当前特性的信息被馈给助听器系统的音频输入信号处理单元。基于偏差信号和/或基于表示输出信号的认知负荷,第一处理模式或至少第二处理模式被应用于处理电音频输入信号。

[0150] 图4示出了实施受人群帮助的信号处理调节的助听器系统100'的示意图。

[0151] 助听器系统100'包括音频信号输入装置12',其配置成接收电音频输入信号15'。电音频输入信号15'被馈给音频输入信号处理单元20'并在其中处理而被提供为电音频输出信号。电音频输出信号被传给输出变换器30',其配置成接收电音频输出信号并提供可由用户150'感知为声音的输出信号35'。助听器系统100'包括多个电极50',其配置成适于被使得与用户皮肤接触及配置成在工作状态安装到位时接收表示用户的大脑活动的电信号。多个电极50'提供相应的经认知负荷评估单元120'进行评估的EEG相关信号。认知负荷评估单元120'可包括检测用户150'理解例如语音是否有困难的算法。

[0152] 声音环境表征单元130'分析电音频输入信号15'以检测声环境的变化。声环境的变化例如可以是噪声电平增加。关于声环境变化的信息和关于用户大脑活动的信息均被传给控制单元110'。控制单元110'配置成控制音频输入信号处理单元20'因而控制电音频输入信号15'的处理。在第一情形下,控制单元110'将关于声环境变化的信息和关于用户认知负荷的信息直接传给音频输入信号处理单元20',其根据所取得的信息调节处理。在第二情形下,控制单元110'传送关于声环境变化的信息和关于用户认知负荷的信息以修改可调节的处理算法140'。可调节的处理算法140'应用于在音频输入信号处理单元20'中处理电音频输入信号15'。

[0153] 此外,控制单元110'与收发器90'通信,其配置成至少将关于音频输入信号处理单元20'提供的电音频输出信号的信息和/或音频输入信号处理单元20'应用的处理算法传给因特网网关160'。收发器90'还可从因特网网关160'至少接收助听器设置和/或处理算法并将所接收的输入传给控制单元110'。因而,所接收的助听器设置和/或处理算法可应用于在音频输入信号处理单元20'中处理电音频输入信号15'或者调节可调节的处理算法140'。

[0154] 通过因特网网关160',处理算法的输出连同关于电音频输入信号15'的信息和助听器系统算法的状态一起被发送到云服务170'。这例如可经用户的智能电话上的app进行或者从助听器系统直接发送到云服务170'。

[0155] 该信息用于训练例如深度神经网络180'。从而,来自非常大量用户的训练数据可被收集。因而,神经网络可以自动的方式由人群训练。经训练的神经网络180'可用于例如经用户的智能电话app将新的及改进的设置和/或算法发送给多个用户的助听器系统或者从云服务直接发送到相应助听器系统。作为结果,所有用户彼此帮助以实现更好的听觉体验。使用训练数据,训练算法190可为了某些听情形改进。随后,训练算法190可被提供给多个助听器系统用户。

[0156] 针对具体听情形调节电音频输入信号的处理的过程可通过使用进化(也称为可调节的)算法进行增强。例如,可随机进行轻微的调节以学习在特定情形下哪些调节最佳地起作用。此外,较大的调节可在不同用户之间进行以确保发现全局最优值。调节可以是人类构建的算法如现今常用的算法的参数,或者其可以是助听器系统中的神经网络的变化了的权重

或者不同算法之间的变化。

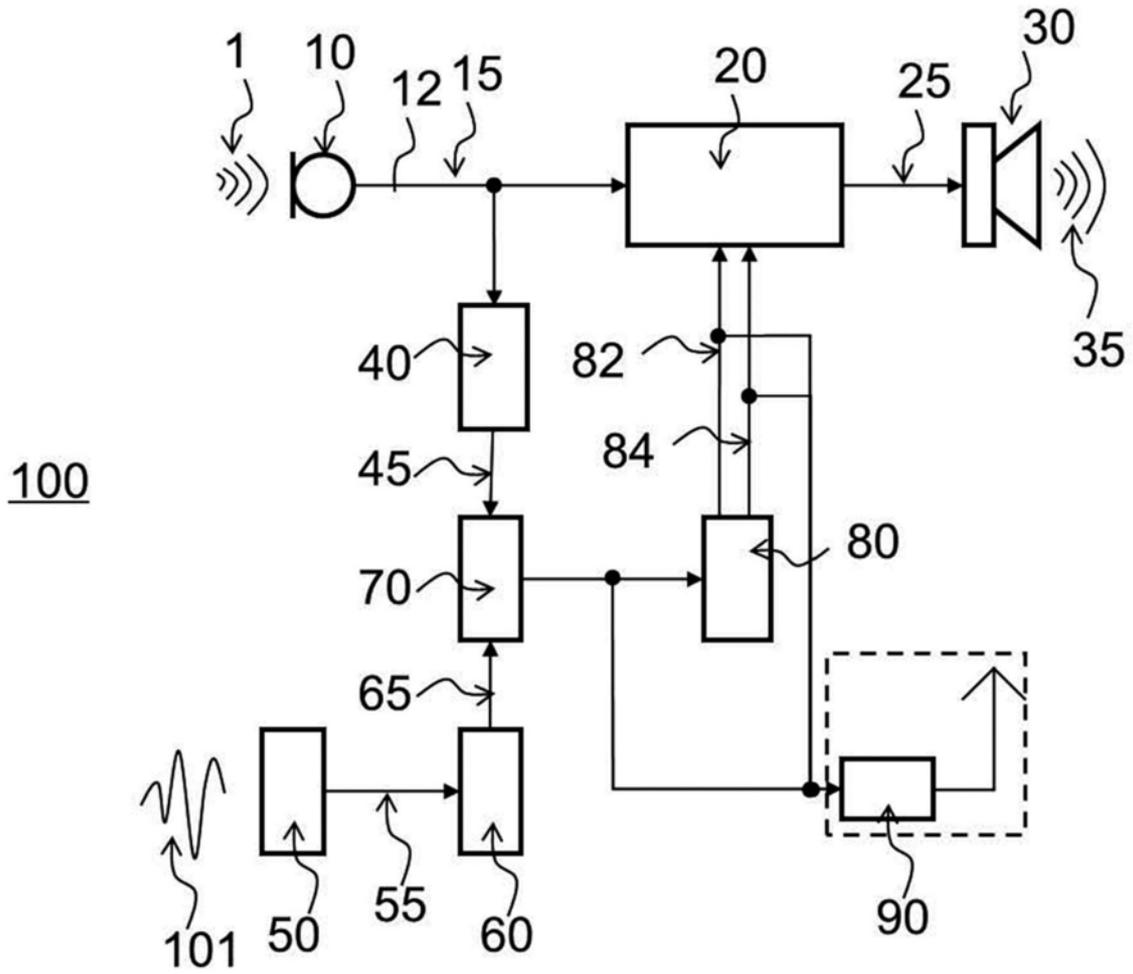


图1

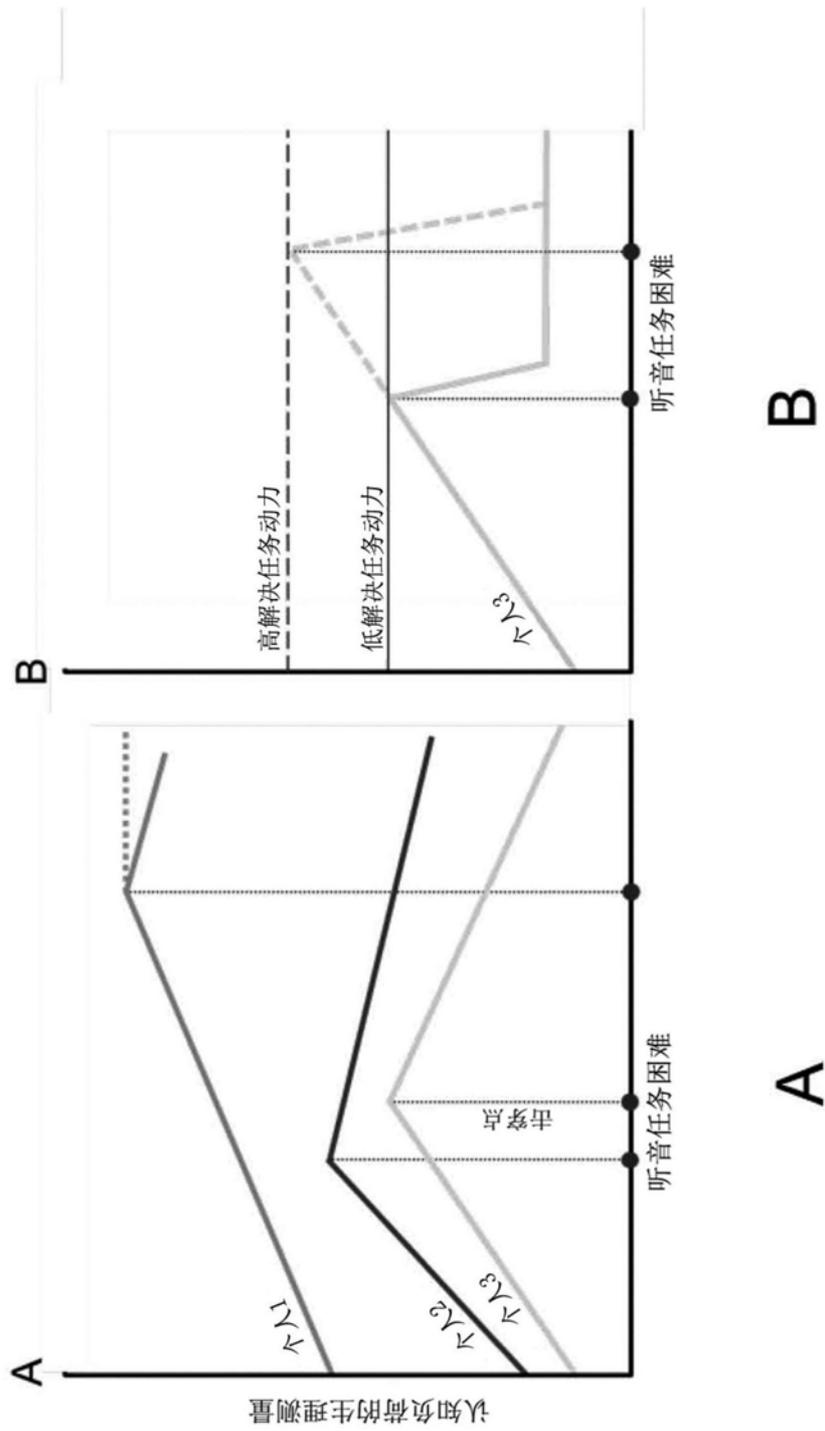


图2

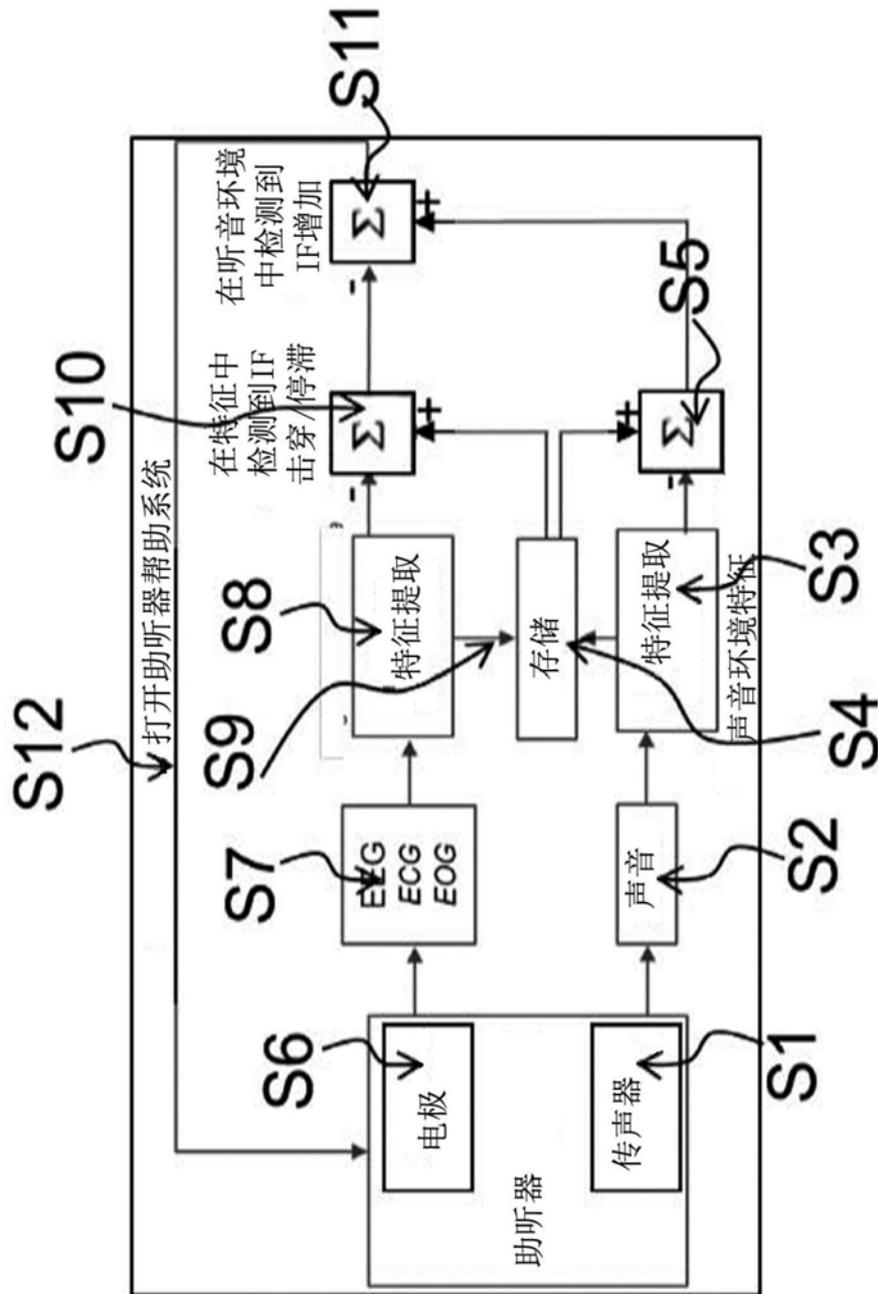


图3

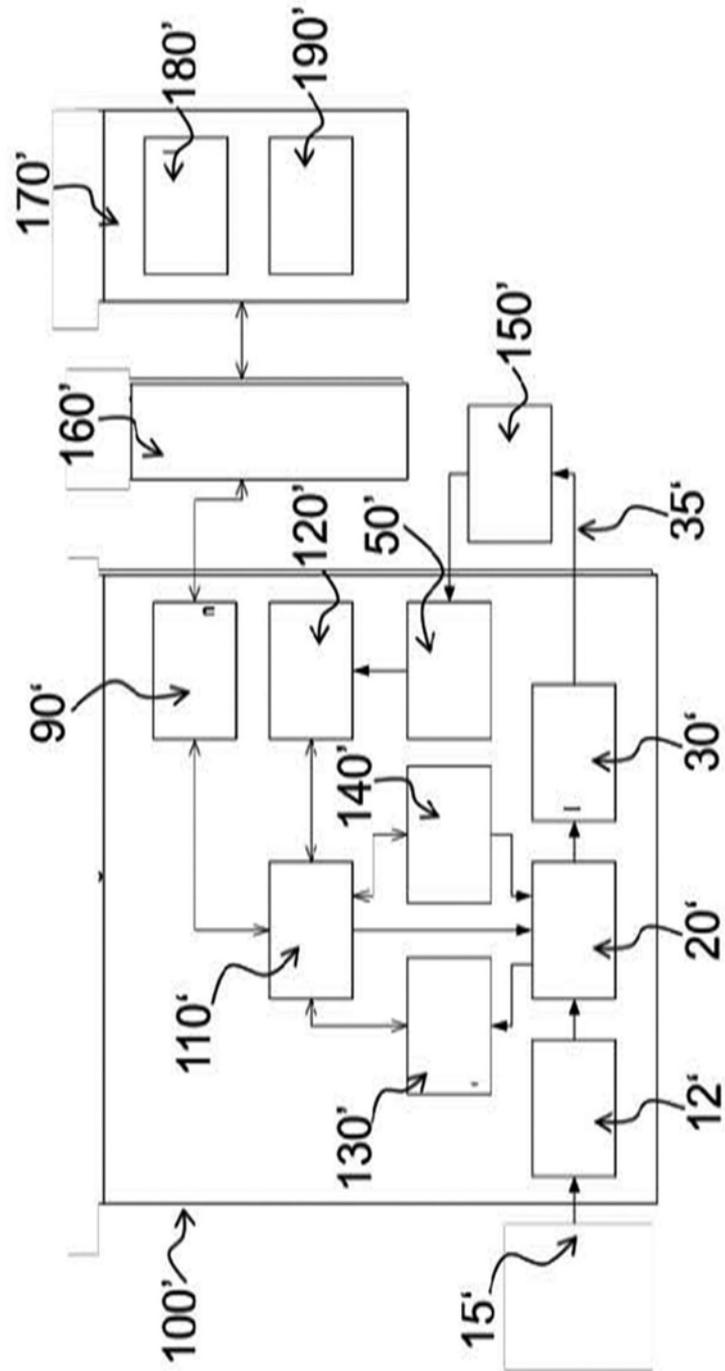


图4