



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110022520 B

(45) 授权公告日 2022.04.12

(21) 申请号 201811466681.5

(22) 申请日 2018.12.03

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110022520 A

(43) 申请公布日 2019.07.16

(30) 优先权数据
17204855.5 2017.12.01 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 T·伦勒 T·布伊扬
A·拉普兰特莱维斯奎
J·A·埃斯帕扎·伊萨萨
S·R·格里福尔

(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)
H04R 3/00 (2006.01)
A61B 5/0205 (2006.01)

(56) 对比文件
US 2016220122 A1, 2016.08.04
US 2016094899 A1, 2016.03.31
US 2012203077 A1, 2012.08.09
CN 106999048 A, 2017.08.01
US 9129500 B2, 2015.09.08
US 2014058220 A1, 2014.02.27

审查员 李莎莎

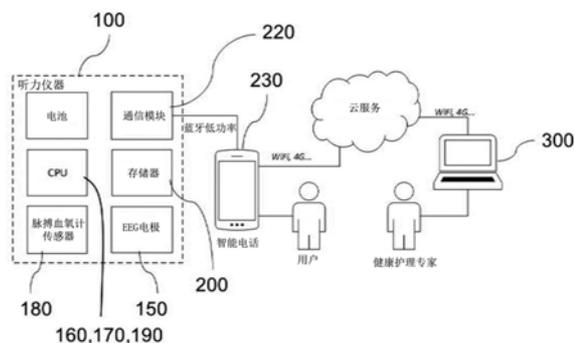
权利要求书2页 说明书11页 附图11页

(54) 发明名称

助听器系统

(57) 摘要

本申请公开了助听器系统,其包括音频信号输入装置(110)、音频信号处理单元(130)、输出变换器(140)和配置成适于放在人类用户耳道中的耳道件;耳道件包括传感器装置,其包括至少一表面电极,适于从用户皮肤拾取低压电信号;及光传感器(180);所述助听器系统还包括传感器信号处理单元(170),所述传感器信号处理单元(170)连接到所述表面电极(150)和所述光传感器(180);配置成从至少一表面电极(150)和光传感器(180)的每一相应输出信号产生一个或多个传感器信号;所述助听器系统还包括或者连接到评估单元(300),所述评估单元配置成从至少一表面电极(150)拾取的低压电信号产生表示心电图的信号(ECG);及从光传感器(180)的输出信号产生表示体积描记曲线的信号。



1. 一种助听器系统,包括音频信号输入装置(110)、音频信号处理单元(130)、输出变换器(140)和配置成适于放在人类用户耳道中的耳道件;

音频信号处理单元(130)在工作时连接到音频信号输入装置并配置成处理电音频输入信号及产生电音频输出信号;

输出变换器(140)在工作时连接到音频信号处理单元(130)并配置成将音频信号处理单元(130)产生的电音频输出信号转换为可由用户感知为声音的表示声音的输出信号;

耳道件包括传感器装置,其包括:

-至少一表面电极,位于耳道件的表面处以在耳道件在工作时安装在用户耳朵的耳道中时使至少一表面电极能接触耳道皮肤,至少一表面电极(150)适于从耳道皮肤拾取低压电信号;及

-光传感器(180),位于壳体表面处以使能发射光穿过接近光传感器(180)的皮肤并在耳道件在工作时安装在用户耳朵的耳道中时捕获反射和/或散射的光;

所述助听器系统还包括传感器信号处理单元(170),

所述传感器信号处理单元(170)连接到所述表面电极(150)和所述光传感器(180);

配置成从至少一表面电极(150)和光传感器(180)的每一相应输出信号产生一个或多个传感器信号;

所述助听器系统还包括或者连接到评估单元(300),所述评估单元配置成

-从至少一表面电极(150)拾取的低压电信号产生表示心电图的信号(ECG);及

-从光传感器(180)的输出信号产生表示体积描记曲线的信号;

其中所述评估单元配置成借助于所述表示心电图的信号和所述表示体积描记曲线的信号确定喷血前期(PEP)的持续时间;

其中所述助听器系统的设置响应于所确定的喷血前期(PEP)的持续时间改变。

2. 根据权利要求1所述的助听器系统,其中所述评估单元(300)配置成确定一个或多个生理参数值,生理参数包括至少下述之一:

-人心搏周期的喷血前期(PEP);

-脉搏传导时间(PTT);和/或

-心率(HR)。

3. 根据权利要求1所述的助听器系统,其中所述光传感器(180)为脉搏血氧计。

4. 根据权利要求1-3任一所述的助听器系统,还包括惯性传感器(240),用于在耳道件在工作时安装在用户身上时感测耳道件的移动。

5. 根据权利要求4所述的助听器系统,其中所述惯性传感器(240)为陀螺仪。

6. 根据权利要求1-3任一所述的助听器系统,其中所述助听器系统还包括耳后部分(310),其包括位于耳后部分的表面处的另一表面电极(150),以在耳后部分(310)在工作时安装在用户身上时使该另一表面电极能接触用户皮肤,该另一表面电极(150)适于从用户皮肤拾取低压电信号。

7. 根据权利要求1-3任一所述的助听器系统,其中所述助听器系统包括至少一听力仪器(100),所述听力仪器(100)包括音频信号输入装置(110)、音频信号处理单元(130)、输出变换器(140)及包含传感器装置(150,180)的耳道件。

8. 根据权利要求1-3任一所述的助听器系统,其中所述助听器系统包括两个听力仪器

(100),每一听力仪器(100)包括至少一表面电极(150)。

9.根据权利要求1-3任一所述的助听器系统,其中所述助听器系统包括至少一听力仪器,所述听力仪器(100)包括耳内部分(320)和耳后部分(310),其中耳内部分(320)包括包含至少一表面电极(150)的耳道件,及其中耳后部分包括另一表面电极。

10.根据权利要求1-3任一所述的助听器系统,其中所述助听器系统包括至少一听力仪器(100),所述听力仪器(100)包括存储器单元(200)及在工作时连接到所述存储器单元(200)的无线数据接口(210)。

11.根据权利要求10所述的助听器系统,其中所述听力仪器(100)配置成经无线数据接口(210)与评估单元(300)无线通信。

12.一种监测生理参数的值的方法,所述方法包括:

-借助于布置在听力仪器上或听力仪器中的传感器拾取生理信号,所述传感器包括表面电极、光传感器和/或惯性传感器中的至少一个;

-处理所述生理信号并从所述传感器的每一相应输出信号产生一个或多个传感器信号;

-评估所述传感器信号以实现至少下述之一

--从至少一表面电极(150)拾取的低压电信号产生表示心电图的信号(ECG);

--从光传感器(180)的输出信号产生表示体积描记曲线的信号;和/或

--从惯性传感器(240)的输出信号产生表示心冲击图的信号(BCG);及

-借助于所述表示心电图的信号和所述表示体积描记曲线的信号确定喷血前期(PEP)的持续时间;

-响应于所确定的喷血前期(PEP)的持续时间改变所述听力仪器的设置。

13.根据权利要求12所述的方法,还包括确定表示脉搏传导时间(PTT)的持续时间的值的步骤。

14.根据权利要求12所述的方法,还包括确定表示血压的值的步骤。

助听器系统

技术领域

[0001] 本发明涉及包括音频信号输入、音频信号处理单元、输出变换器和配置成适于放在人类用户的耳道中的耳道件的助听器系统。

背景技术

[0002] 听力仪器如助听器为通常用于借助于放大和调制而增强声音的电声装置。听力仪器从环境采集声音、放大该声音并将该声音导向佩戴听力仪器的用户的耳道。例如，在听力受损人员情形下，听力仪器可配置成放大来自前面方向的声音并消除从所有其它音频信号产生的噪声，使得纯粹的声音被佩戴听力仪器的听力受损人员感知。放大和/或调制通常基于听力受损人员的听力情况进行。传统地，听力仪器被佩戴在用户耳朵处或耳朵中，例如耳后式 (BTE) 配置、耳内式 (ITE) 配置、耳道式 (ITC) 配置等。因而，助听器系统的助听器接触用户耳朵中或用户耳朵附近的皮肤。

[0003] 助听器系统可包括一个或多个听力仪器及非必须地包括另外的装置或元件。具体地，助听器系统可包括至少暂时与一个或多个听力仪器无线连接的远程元件。听力仪器包括音频信号输入、音频信号处理单元、输出变换器和耳道件，以使能处理音频输入信号及产生可被感知为声音的声音输出信号。输出变换器可配置成将电音频输出信号转换为声学声音。作为备选，输出变换器可配置成将电音频输出信号转换为用于刺激听觉神经的刺激。输出变换器可以是听力仪器的耳蜗植入件的一部分。

[0004] 听力仪器可包括一个或多个传声器，其向音频输入提供电音频输入信号。

[0005] 听力仪器可包括另外的用于拾取生理信号的传感器。生理信号为从人体产生或源自人体的信号，如脑电波信号、心电图信号、心率信号、脑电图信号、眼睛运动、虹膜直径、皮肤传导率、血压等。

[0006] 生理信号可被处理以支持听力仪器的验配。

[0007] 远程元件可包括另外的、用于处理听力仪器采集或拾取的信号的处理装置。

[0008] 配置成采集或拾取另外的生理信号的助听器系统在EP 2 744 224、EP2 950555、EP 2 997 893和EP 3 035 710中公开。

发明内容

[0009] 本发明的目标在于提供一种提供另外的好处的助听器系统。

[0010] 根据本发明，第一实施例的助听器系统包括音频信号输入(装置)、音频信号处理单元、输出变换器和配置成适于放在人类用户耳道中的耳道件。音频信号处理单元在工作时连接到音频信号输入。音频信号处理单元配置成处理电音频输入信号并产生电音频输出信号。输出变换器在工作时连接到音频信号处理单元。输出变换器配置成将所述处理单元产生的电音频输出信号转换为可由用户感知为声音的表示声音的输出信号。耳道件包括传感器装置。

[0011] 助听器系统还包括包含至少一表面电极和光传感器的传感器装置。至少一表面电

极位于耳道件的表面处以耳道件在工作时安装在用户身上时使电极能接触用户皮肤。至少一表面电极适于从用户皮肤拾取低(电)压电信号。光传感器位于壳体表面处以使能发射光穿过接近光传感器的皮肤并在耳道件安装在用户身上时捕获反射和/或散射的光。表面电极和光传感器拾取或捕获的信号因而为生理信号或者可被处理以表示生理信号的信号。生理信号表示生理参数的值如心率、血压、表示脑电图或心电图的电位、虹膜直径、呼吸频率等。

[0012] 助听器系统还包括连接到表面电极和光传感器的传感器信号处理单元。传感器信号处理单元配置成从至少一表面电极和光传感器的每一相应输出产生一个或多个传感器信号。

[0013] 助听器系统还包括或者连接到评估单元。评估单元配置成

[0014] -从至少一表面电极拾取的低压电信号产生表示心电图的信号(ECG);及

[0015] -从光传感器的输出信号产生表示体积描记曲线的信号。

[0016] 助听器系统产生的生理信号可帮助健康护理专家评估他们的决定。这是有利的,因为平均寿命日益增加,这对健康护理领域提出更高的要求,因为老年人具有更高的健康护理需要。借助于e健康(eHealth)解决方案连续监视健康状况征兆如呼吸频率或血压可明显地贡献于健康问题的检测和预防。目前,健康护理专家尚未在线访问生命信号的实时测量结果来评估他们的决定。

[0017] 在优选实施例中,评估单元配置成确定一个或多个生理参数值,生理参数包括至少下述之一:

[0018] -人心搏周期的喷血前期(PEP)(标示认知努力/压力);

[0019] -脉搏传导时间(PTT)(标示血压);和/或

[0020] -心率(HR)。

[0021] 优选地,光传感器为脉搏氧饱和度仪。

[0022] 优选的助听器系统还包括惯性传感器,用于在耳道件在工作时安装在用户身上时感测耳道件的移动。

[0023] 在备选实施例中,助听器仅包括惯性传感器与拾取电极的组合,而没有光学传感器。在备选实施例中,助听器配置成从惯性传感器的输出信号获得表示心冲击图的信号(BCG)及从至少一表面电极拾取的低压电信号获得表示心电图的信号(ECG)。

[0024] 在备选实施例中,评估单元配置成

[0025] -从至少一表面电极拾取的低压电信号产生表示心电图的信号(ECG);及

[0026] -从惯性传感器的输出信号产生表示心冲击图的信号(BCG)。

[0027] 在助听器系统的第一及备选实施例中,惯性传感器可以是陀螺仪。

[0028] 在又一备选实施例中,助听器系统可仅包括陀螺仪,而没有光传感器或拾取电极。已经发现,检测心脏参数可仅通过安装在耳朵上的陀螺仪完成,其提供因周期性心律引起的角偏转。

[0029] 在任何实施例中,助听器系统优选还可包括耳后部分,其包括位于耳后部分的表面处的另一表面电极,以在耳后部分在工作时安装在用户身上时使该另一电极能接触用户皮肤。该另一表面电极适于从用户皮肤拾取低压电信号。

[0030] 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、输出变换器及包含传感器装置的耳道件。

[0031] 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。

[0032] 听力仪器优选包括耳内部分和耳后部分,其中耳内部分包括包含至少一表面电极的耳道件,及其中耳后部分包括另一表面电极。

[0033] 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。

[0034] 优选地,听力仪器配置成经无线数据接口与评估单元无线通信。

[0035] 根据另一方面,提供一种监测生理参数的值的方法,其中该方法包括:

[0036] -借助于设置在听力仪器上或听力仪器中的传感器拾取生理信号,所述传感器包括表面电极、光传感器和/或惯性传感器中的至少一个;

[0037] -处理所述生理信号并从所述传感器的每一相应输出信号产生一个或多个传感器信号;及

[0038] -评估所述传感器信号以实现至少下述之一

[0039] --从至少一表面电极拾取的低压电信号产生表示心电图的信号 (ECG);

[0040] --从光传感器的输出信号产生表示体积描记曲线的信号;和/或

[0041] --从惯性传感器的输出信号产生表示心冲击图的信号 (BCG)。

[0042] 优选地,本方法还包括确定表示喷血前期 (PEP) 的持续时间的值的步骤。另外或作为备选,本方法还可包括确定表示脉搏传导时间 (PTT) 的持续时间的值的步骤。具体地,本方法还可包括确定表示血压的值的步骤。

附图说明

[0043] 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:

[0044] 图1示出了根据第一实施例的助听器系统。

[0045] 图2示出了根据第一实施例的助听器系统的听力仪器的示意性框图。

[0046] 图3示出了具有确定PEP (Q波开始到B点) 及ISTI (R峰值到dZ/dt最小峰值) 的四个陆标的心阻抗图 (顶部) 和心电图 (底部)。

[0047] 图4示出了通过测量从电极测得的心搏与脉搏血氧测定之间的时间延迟计算脉搏传导时间。

[0048] 图5示出了具有EEG电极和脉搏血氧计传感器的助听器。

[0049] 图6示出了RJ间隔的耳上测量作为交感活动的指数。

[0050] 图7示出了用上面提及的设置记录的摘录。

[0051] 图8示出了耳级记录的放大段。

[0052] 图9示出了使用内置在助听器中的陀螺仪检测心率。

[0053] 图10示出了ECG信号 (A)、通过胸部和耳朵处陀螺仪捕获的BCG信号 (B) 及 (C) 的同

时记录。

[0054] 图11示出了来自耳上加速计和陀螺仪的BCG数据的同时记录。

[0055] 附图标记列表

[0056] 100-助听器仪器

[0057] 110-信号输入

[0058] 120-传声器

[0059] 130-音频信号处理单元

[0060] 140-输出变换器

[0061] 150-表面电极

[0062] 160-信号调节单元

[0063] 170-传感器信号处理单元

[0064] 180-光传感器

[0065] 190-信号调节单元

[0066] 200-存储器单元

[0067] 210-无线数据接口

[0068] 220-通信模块

[0069] 230-智能电话

[0070] 240-惯性传感器

[0071] 250-信号调节单元

[0072] 300-评估单元

[0073] 310-耳后部分

[0074] 320-耳内部分

具体实施方式

[0075] 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。

[0076] 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。

[0077] 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)将听力装置完全或者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。

[0078] 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。

[0079] 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。

[0080] 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。

[0081] 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。

[0082] 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。

[0083] 相应地,本发明的范围应当按照所附的权利要求来判断。

[0084] 图1示出了使能通过使用听力仪器捕获来自耳道中的传感器的生理信号而持续测量PEP的助听器系统。本发明背后的主要想法是使用两种不同的传感器测量PEP率:光传感器(脉搏血氧计传感器)和电传感器(电极)。

[0085] 另外或作为备选,图1中所示的系统使用从耳道提供血压的非侵入和持续测量的听力仪器。该实施例基于脉搏传导时间方法。该方法背后的主要想法是使用两种不同的传感器测量心率:光传感器(脉搏血氧计传感器)和电传感器(电极)。从这两个捕获的信号之间存在的时移(因生理原因引起),可能得出血压。该方法已用于从指尖估计血压[M.Asif-Ul-Hoque、Md.Sabbir Ahsan和Bijoy Mohajan;2011;Measurement of Blood Pressure Using Photoplethysmography.In 2011UkSim 13th International Conference on Computer Modelling and Simulation,32-35]。

[0086] 图1提供所预见的系统的概览(点线框划定该系统)。该系统包括具有两个从耳道采集信号的传感器150和180的听力仪器100:光传感器即脉搏血氧计传感器180和EEG电极150。EEG电极150需要另外的电极(未示出)用作参考,该参考电极可从另一耳朵中的听力仪器获得;或者作为备选,两个电极可放在同一耳朵中。两个传感器150和180的信号由CPU单元进行处理,其实施被配置成消除噪声(例如带通滤波)的电极传感器信号调节单元160和光传感器信号调节单元190。CPU单元还实施传感器信号处理单元170,其配置成获得所需要的心搏测量结果。来自两个传感器150和180的信号需要被时间同步(例如使用同样的硬件平台或者通过外部触发器)。

[0087] 根据第一方面,PEP值存储在存储器200中并可通过听力仪器100的通信模块220例如使用蓝牙低功率通信模块发送给听力仪器100的用户的智能电话230或其它个人移动设备。优选地,用户可经其智能电话或其它个人移动设备通过云服务使其表示PEP值的数据能与第三方(如健康护理专家)共享。评估单元300可经一个或多个数据网络(也称为“云”或因特网)连接到智能电话230和/或听力仪器。

[0088] 根据第一实施例的可与第一方面结合的第二方面或者可独立于第一方面实施的第二方面,两个传感器信号被评估以确定与对应于心搏(心跳)的相应脉搏有关的时间点。两个传感器信号中脉搏之间的时移即脉搏传导时间(PTT)用于确定在某一时间点的血压值。血压值存储在存储器200中并可通过通信模块220例如使用蓝牙低功率的通信模块发送给听力仪器100的用户的智能电话230或其它个人移动设备。优选地,用户可通过云服务使其表示血压的数据能与第三方(如健康护理专家)共享。评估单元300可经一个或多个数据网络(也称为“云”或因特网)连接到智能电话230和/或听力仪器。

[0089] 图2示出了用在根据图1的助听器系统中的听力仪器100。听力仪器/助听器仪器100包括连接到传声器120的输出的信号输入110,传声器120为将声学声音转换为电输入音频信号的输入变换器。作为备选,信号输入110可连接到用于接收电输入音频信号的接收器或其它装置。信号输入110连接到音频信号处理单元130,其配置成处理电音频输入信号并根据用户的需要产生电音频输出信号。电音频输出信号馈给输出变换器140,其配置成将电音频输出信号转换为可由用户感知为声音的、表示声音的输出信号。输出变换器140可以是扬声器(接收器)或用于刺激听觉神经的刺激单元。

[0090] 根据本发明,听力仪器100还包括一个或多个用于从用户皮肤拾取低压信号的表

面电极150。表面电极150连接到信号调节单元160,其配置成对表面电极150拾取的电信号进行放大和滤波。预调节的信号馈给传感器信号处理单元170,其配置成从至少一表面电极的输出产生一个或多个传感器信号。

[0091] 听力仪器100还包括被配置为脉搏血氧计传感器的光传感器180。脉搏血氧计传感器为发射光穿过皮肤并感测从用户身体反射或散射的光的传感器。脉搏血氧计信号馈给第二信号调节单元190,其进而将调节的血氧计信号提供给传感器信号处理单元170。传感器信号处理单元170进一步配置成从光传感器180的输出信号产生传感器信号。

[0092] 传感器信号处理单元170连接到音频信号处理单元130。此外,传感器信号处理单元170连接到存储器单元200。存储器单元200配置成存储或由传感器信号处理单元170提供的或经无线数据接口210接收的数据或二者。

[0093] 根据图1和2的助听器系统还包括借助于无线数据接口210无线连接到听力仪器100的评估单元。无线数据接口210包括通信模块220,其配置成经已知的无线数据传输协议如蓝牙低功率与便携移动设备如智能电话230无线通信。智能电话230为可连接到因特网及经因特网连接到远程评估单元300的中继系统。

[0094] 在优选实施例中,听力仪器100还包括惯性传感器240即陀螺仪或其它惯性运动单元(IMU),其配置成可捕获因血液突然喷入主动脉出现的周期性运动,也称为心冲击图信号。可提供另一信号调节单元250以调节惯性传感器输出信号使得其可通过传感器信号处理单元170进行处理。

[0095] 图3示出了怎样借助于表面电极心电图(ECG)信号和光传感器脉搏血氧计信号获得表示喷血前期(PEP)的持续时间的信号。[Renévan Lien,Nienke M.Schutte,Jan H.Meijer,and Eco J.C.de Geus.2013.Estimated preejection period (PEP) based on the detection of the R-wave and dZ/dt-min peaks does not adequately reflect the actual PEP across a wide range of laboratory and ambulatory conditions.International Journal of Psychophysiology 87,1:60-69.]

[0096] 初始心脏收缩时间间隔(ISTI)反映心脏的电和泵浦活动之间的时间差并取决于心脏预负荷、后负荷、自主神经控制和训练水平。[Maureen A.J.M.van Eijnatten,Michael J.van Rijssel,Rob J.A.Peters,Rudolf M.Verdaasdonk and Jan H.Meijer,Comparison of cardiac time intervals between echocardiography and impedance cardiography at various heart rates;J Electr Bioimp,vol.5,pp.2-8,2014]。ISTI可通过确定R峰值-dZ/dt最小峰值间隔而进行测量。

[0097] 根据图1-3的实施例捕获的信号可在几种应用情形下使用,例如使用户能对PEP测量结果进行自我监测和/或通过云服务将这些测量结果与健康护理专家共享因而使专家能远程监控。更有趣地,我们相信在PEP测量结果与听音努力之间可能有相关。这使能使用该PEP测量结果改变听力仪器设置因而使能客观且个性化的生物反馈。这可按类似下面所示的基于简单规则的模式实施:

[0098] 如果 $PEP < \text{个人阈值}$:

[0099] 听音努力可接受->保持听力仪器设置

[0100] 否则:

[0101] 听音努力太高->改变听力仪器设置

[0102] 图4示出了怎样将脉搏传导时间(PTT)计算为从电极信号及脉搏血氧测定传感器看到的心搏之间的时间差。该PTT值之后用于使用线性或非线性方法(文献中使用的不同方法)估计血压。这通常需要一些校准处理,其包括提供(至少)一参考测量结果[Heiko Gesche, Detlef Grosskurth, Gert Kuchler, and Andreas Patzak. 2012. Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: comparison to a cuff-based method. European Journal of Applied Physiology 112,1:309-315]。该校准处理需要使用金标准系统(如血压计)测量血压并将测得的值反馈给系统(使用智能手机作为接口)。该校准处理将仅需要执行一次。

[0103] 根据第二方面的助听器系统可用在几种应用情形中。其使装置的用户能在不同情形下自我监测他们的血压。本发明还提供在达到严重的、有危险的血压水平时发出警报的可能性。此外,血压时间序列可通过云服务与健康护理专家共享从而使专家能远程监控。最后但并非最不重要的是,本发明提供分析听力损失表现与生理测量如血压之间的关联的唯一机会。该关联可能用于精调助听器设置。

[0104] 图5示出了具有用于获得心电图信号(ECG)的EEG电极和用于获得体积描记图信号的脉搏血氧计传感器的听力仪器。

[0105] 在图6、7和8中,示出了基于心脏信号提供交感测量的方法的备选实施例。由于心脏输出率受自主神经系统(ANS)的交感和副交感支的控制,因此,心率本身不是用于捕获交感活动的鲁棒标志。几种时间和频率域方法可用于提取心脏的纯交感活动,其是认知努力的测度。

[0106] 该备选实施例提供监测喷血前期(PEP)努力测量的非侵入式方法,其已被确定为对心脏的交感影响的纯测量,换言之,认知努力的测量。

[0107] 对心脏的交感影响在开始出现心室收缩与主动脉瓣打开之间的时间段中显著,该持续时间被定义为PEP。因此,PEP的耳级测量对于捕获HA用户的瞬时认知努力十分重要。

[0108] PEP可通过同时记录ECG和胸阻抗(ICG)或者ECG和心冲击描记(BCG)信号而进行测量。前者需要具有~50kHz的正弦电流的特殊设置以测量在心室收缩期间的阻抗变化。然而,后者使用ECG信号和BCG信号的方法为非侵入式方法及仅需要一对电极捕获ECG及惯性传感器经心冲击图捕获心脏运动。基于后者设置,提供包括ECG和BCG信号的耳级交感测量。

[0109] 用于耳级PEP测量的助听器系统包括耳内电极和安装在耳朵上的惯性传感器。

[0110] 基本设置为:

[0111] -具有内置惯性传感器的耳级装置

[0112] -捕获ECG非自然信号的耳内电极(交叉引用)

[0113] -估计PEP的内置算法。

[0114] 因而,根据该备选实施例,提供用于耳级PEP测量的助听器系统,其包括音频信号输入、音频信号处理单元、输出变换器和配置成适于放在人类用户耳道中的耳道件。音频信号处理单元在工作时连接到音频信号输入。音频信号处理单元配置成处理电音频输入信号并产生电音频输出信号。输出变换器在工作时连接到音频信号处理单元。输出变换器配置成将所述处理单元产生的电音频输出信号转换为可由用户感知为声音的表示声音的输出信号。耳道件包括传感器装置。

[0115] 根据该备选实施例的助听器系统还包括包含至少一表面电极和惯性传感器的传

感器装置。至少一表面电极位于耳道件的表面处以在耳道件在工作时安装在用户身上时使电极能接触用户皮肤。至少一表面电极适于从用户皮肤拾取低压电信号。惯性传感器位于听力仪器中使得其可捕获因血液突然喷入主动脉出现的周期性运动,也称为心冲击图信号。表面电极和惯性传感器拾取或捕获的信号因而为生理信号或者可被处理以表示生理信号的信号。生理信号表示生理参数的值如心率、血压、表示脑电图或心电图的电位、虹膜直径、呼吸频率等。

[0116] 根据该备选实施例的助听器系统还包括连接到表面电极和惯性传感器的传感器信号处理单元。传感器信号处理单元配置成从至少一表面电极和惯性传感器的每一相应输出产生一个或多个传感器信号。

[0117] 根据该备选实施例的助听器系统还包括或者连接到评估单元。评估单元配置成

[0118] -从至少一表面电极拾取的低压电信号产生表示心电图的信号(ECG);及

[0119] -从惯性传感器的输出信号产生表示心冲击图的信号(BCG)。

[0120] 基本上,通过耳朵电极即用于记录耳朵EEG的表面电极提供的信号具有心搏的非自然信号,其与在标准配置上捕获的ECG相关。除此之外,惯性传感器即惯性运动单元(IMU)安装在耳朵上。惯性传感器可捕获人体因血液突然喷入主动脉而出现的周期性运动,即心冲击图信号。ECG的峰值(R峰值)与BCG的峰值(J峰值)之间的持续时间为PEP的估计,其实际上为交感活动的测量。ECG的峰值(R峰值)与BCG的峰值(J峰值)之间的持续时间在本发明中称为RJ间隔。

[0121] 耳级努力测量可以是助听器用户的认知能力的估计量,因此可提供用于多种不同目的(从监测到助听器的认知控制)的生物反馈。

[0122] 人类的认知能力可通过自主神经系统(ANS)解释[Zygmunt, A., & Stanczyk, J. Methods of evaluation of autonomic nervous system function. Archives of Medical Science: AMS, 6(1), 11-18, 2010]。ANS具有两个不同的分支:交感神经系统(SNS)和副交感神经系统(PNS)。交感部分负责增加的努力和压力,而副交感部分对应于放松/平静状态。ANS的影响在多个不同生理状态是潜在的,例如心率、瞳孔放大、流电皮肤电阻等。

[0123] 尽管伴随上面提及的生理状态的生理信号可用于努力测量,这样的信号的为了具有实时反馈的耳级测量未在现有技术中使用。应注意,关于反映ANS活动的信号的耳级测量,可提供实施在硬件中的另外的电路即信号调节装置。

[0124] 图7和8示出了捕获PEP测量结果的耳上设置的例子。受试对象在休息(倚靠在椅子上)。置放耳内电极以捕获ECG信号,及IMU传感器按耳级安装。为衡量耳级记录的信号,胸部处的单一引线ECG也被记录(引线1),及另一IMU传感器放在胸骨处。

[0125] 图6示出了RJ间隔(ECG的峰值(R峰值)与BCG的峰值(J峰值)之间的持续时间)的耳朵测量作为交感活动的指数。

[0126] 图7为用上面提及的设置记录的摘录。显著地,胸部ECG和从耳朵记录的ECG相关。类似地,从胸部及耳朵捕获的BCG信号相关。ECG与BCG之间的延迟与从胸部及耳级记录的一样。

[0127] 图8为耳级记录的放大段。RJ间隔可从耳级记录清楚地测得,作为PEP和交感活动的估计。

[0128] 图6、7和8的实施例提出了包括从耳级传感器捕获的心脏信号的情绪努力的测量。

使用该简单但有效的方法,相较于其它已开发的技术如脉搏血氧测定,不需要另外的内置电路。

[0129] 耳级交感活动的测量可提供多方面的优点。当听音对装置用户而言变得需要努力时及其它心脏参数可从用户的远程监测估计时,这对听力装置提供有用的反馈控制。

[0130] 图9、10和11示出了实施监测心率的非侵入式方法的助听器系统的又一备选实施例,其使用内置听力仪器的耳级惯性传感器(作为耳级装置如助听器、耳蜗植入件或通信装置(通常称为听力仪器)中的内置工具)。传感器针对其它重要目的进行安装,例如估计方向性等,其中心率的测量结果是其重要的结果。

[0131] 周期性心脏振动传播到身体,高度灵敏的陀螺仪捕获该振动。该测量结果可用于监测心率。耳级惯性传感器相较腕带可穿戴物品在稳定性方面提供明显的优点。耳级惯性传感器使能无需额外安装其它生物传感器即可记录听力装置用户的心率。

[0132] 检测心脏参数可仅通过安装在耳朵上的陀螺仪完成,其提供因周期性心律引起的角偏转。

[0133] 该设置的基础是:

[0134] -耳级装置内置陀螺仪作为惯性传感器

[0135] -陀螺仪捕获的心冲击描记(BCG)信号的带通滤波

[0136] -检测BCG信号的R峰值以报告心率的内置算法。

[0137] 因而,根据第二备选实施例,提供一种助听器系统,其包括音频信号输入、音频信号处理单元、输出变换器和配置成适于放在人类用户耳道中的耳道件。音频信号处理单元在工作时连接到音频信号输入。音频信号处理单元配置成处理电音频输入信号并产生电音频输出信号。输出变换器在工作时连接到音频信号处理单元。输出变换器配置成将所述处理单元产生的电音频输出信号转换为可由用户感知为声音的表示声音的输出信号。耳道件包括传感器装置。

[0138] 根据第二备选实施例的助听器系统还包括陀螺仪。陀螺仪位于听力仪器中使得其可捕获因血液突然喷入主动脉出现的周期性运动,也称为心冲击图信号。陀螺仪拾取或捕获的信号因而为生理信号或者可被处理以表示生理信号的信号,即表示心率的心冲击图。

[0139] 根据第二备选实施例的助听器系统还包括连接到陀螺仪的传感器信号处理单元。传感器信号处理单元配置成从陀螺仪的输出产生传感器信号。

[0140] 根据第二备选实施例的助听器系统还包括或者连接到评估单元。评估单元配置成从陀螺仪的输出信号产生表示心冲击图的信号(BCG)。

[0141] 图9示出了使用听力仪器中内置的陀螺仪检测心率。

[0142] 图10示出了耳级心率监测的例子。受试对象在休息(处于坐姿),而内置陀螺仪的惯性传感器进行耳级安装及安装在胸部上。为衡量记录的信号,单一引线心电图(ECG,引线I)被同时记录。具体地,图10示出了ECG信号(A)、胸部处的陀螺仪捕获的BCG信号(B)和耳朵上陀螺仪捕获的信号(C)的同时记录。可以看出,胸部上捕获的BCG信号与耳朵上捕获的类似。相较于ECG信号,BCG信号的峰值可用于估计心率。

[0143] 通过陀螺仪检测的BCG信号及ECG的同时记录已在图2中提出。ECG信号的峰值(R峰值)与BCG信号的峰值(J峰值)相关,其显然提供瞬时心率。

[0144] 图11提供了通过耳上加速计的传统BCG记录。可以看出,在陀螺仪情形下的信号质

量好于安装在耳朵上的加速计情形,及加速计数据相较陀螺仪BCG数据具有更多噪声。

[0145] 在引起运动非自然信号的情形下,心率可变性可通过使用10秒平均跳动进行捕获,其在临床上适合用于监测的测度。

[0146] 监测心脏表现已是可穿戴设备的主要焦点之一。使用图9、10和11中所示的方法,心率可用内置惯性传感器进行监测,其进行耳级安装以用于更广泛的应用。内置陀螺仪捕获的BCG信号可提供已经使用耳级装置的老年人的远程健康监测。使用该简单但有效的方法,相较于已开发的技术如脉搏血氧测定,不需要另外的内置电路。

[0147] 除此之外,心率可变性可用于研究已被发现与听音努力相关(Tietz et al2017)的交感和副交感活动。当听音对于装置用户变得需要努力时,这提供有用的反馈控制。

[0148] 耳级惯性传感器的使用除心电图测量之外还可用于另外的目的,例如与听力装置交互,例如用装置上的柔和敲击增大其音量或者操纵其方向性。

[0149] 因而,图9、10和11的实施例使用内置陀螺仪的耳级惯性传感器(作为耳级装置如助听器、耳蜗植入件或通信装置中的内置工具)提供监测心率的新非侵入式方法。传感器针对其它重要目的进行安装,例如估计方向性等,其中心率的测量结果是其重要的结果。

[0150] 周期性心脏振动传播到身体,高度灵敏的陀螺仪捕获该振动。该测量结果可用于监测心率。耳级惯性传感器相较腕带可穿戴物品在稳定性方面提供明显的优点。耳级惯性传感器使能无需额外安装其它生物传感器即可记录听力装置用户的心率。

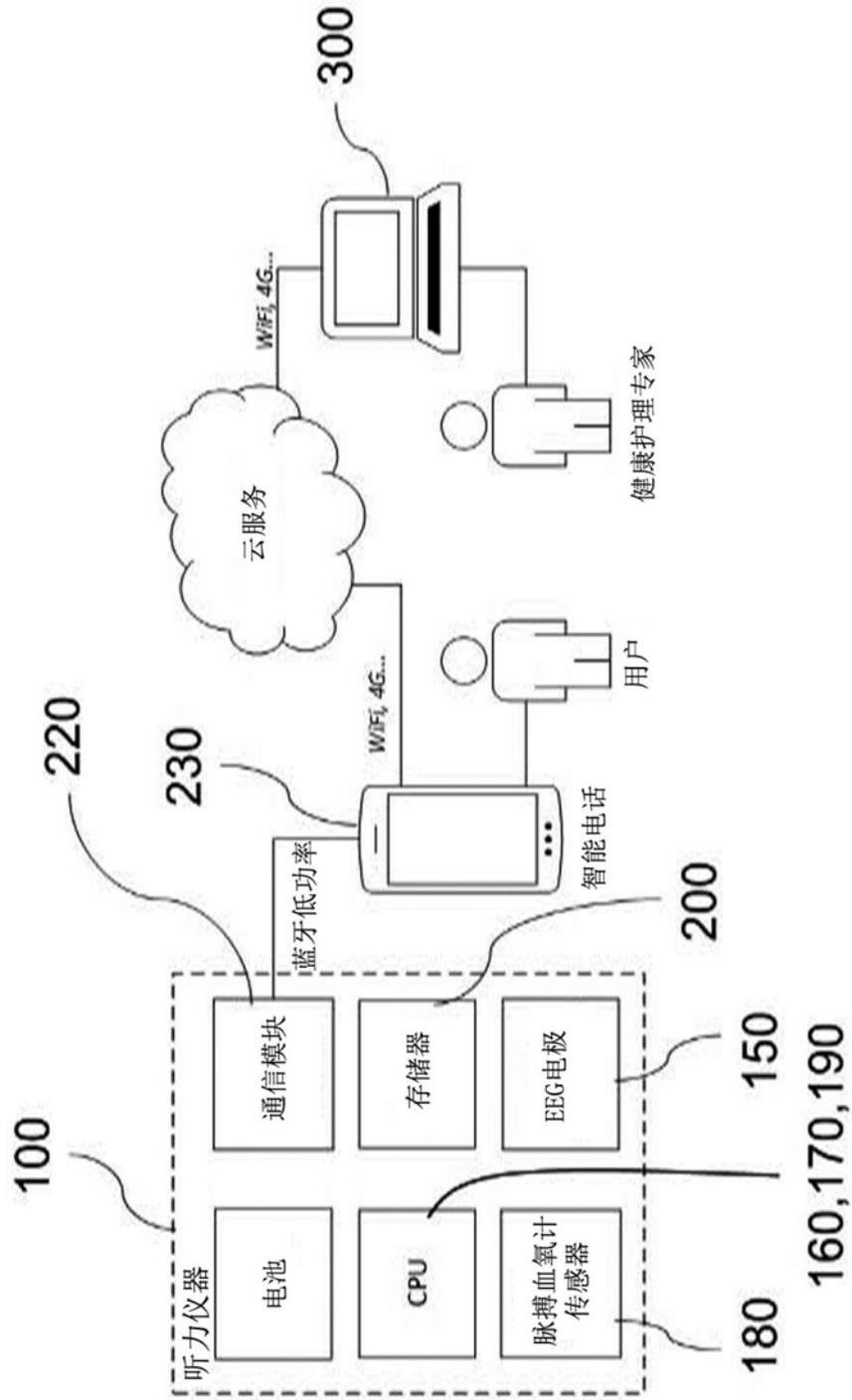


图1

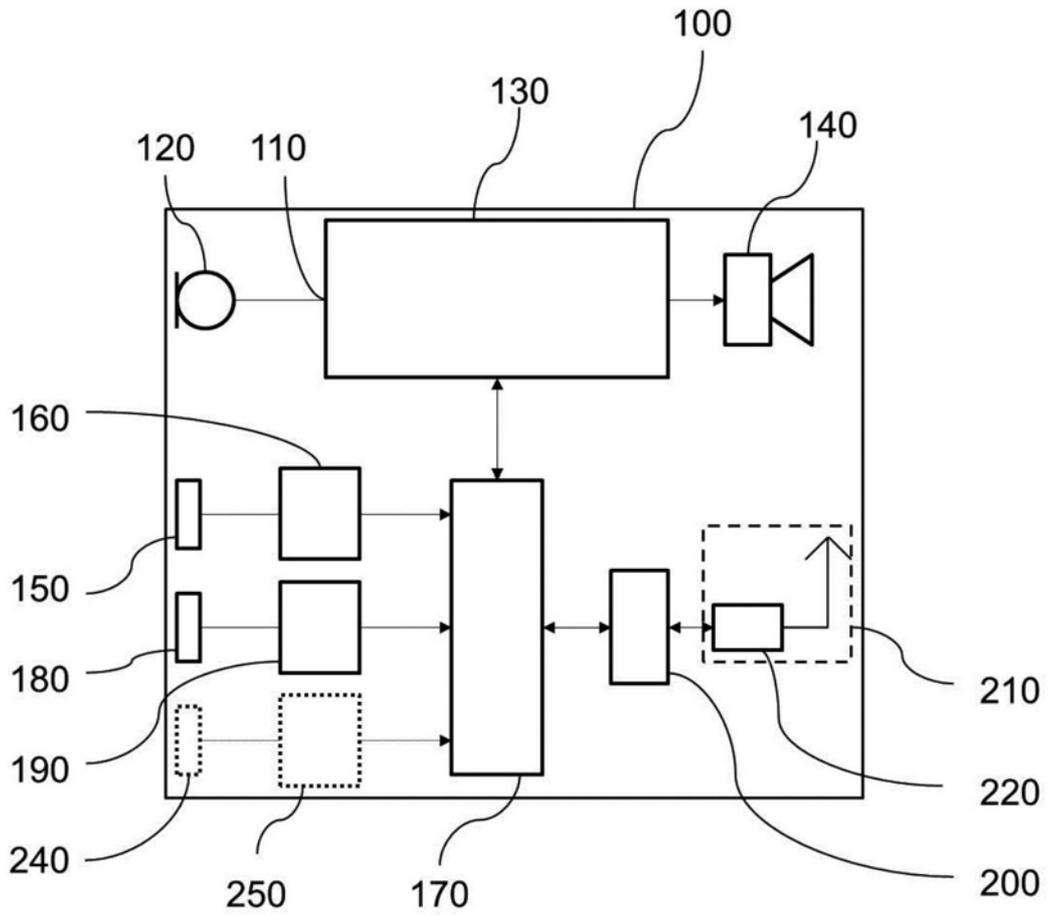


图2

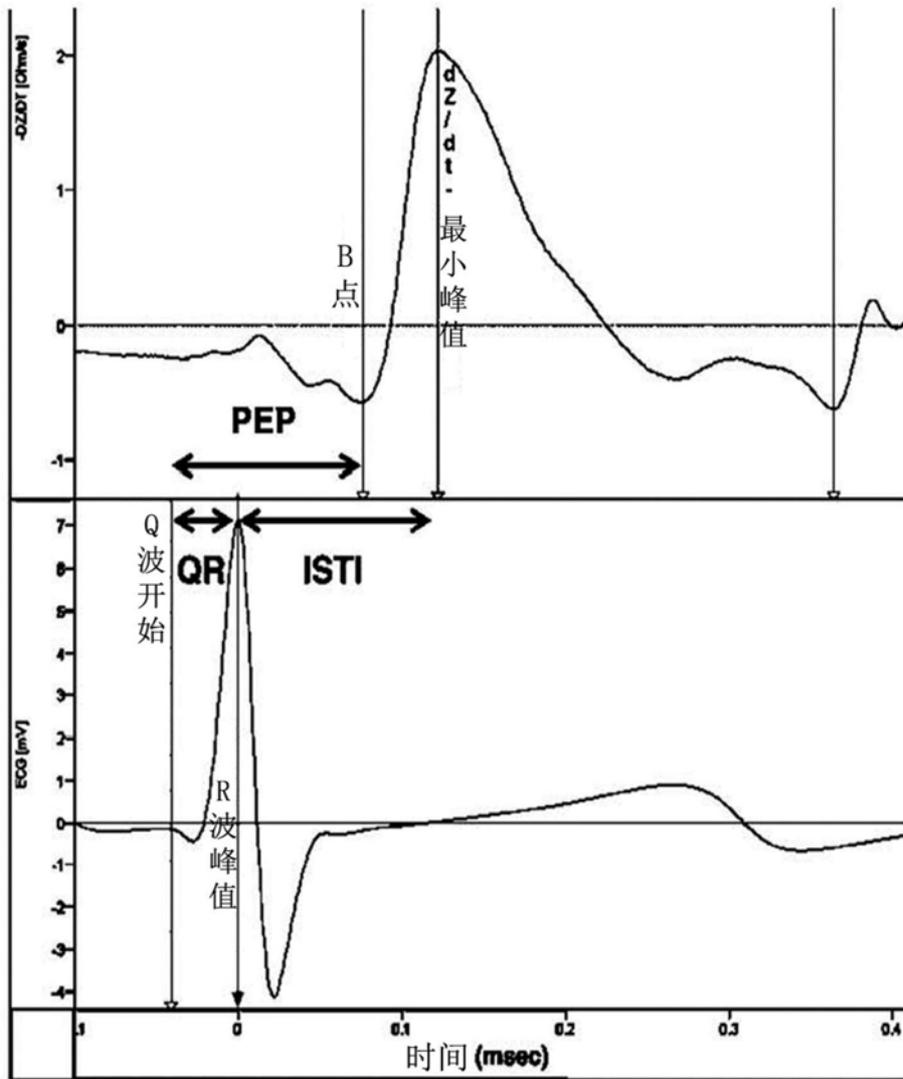


图3

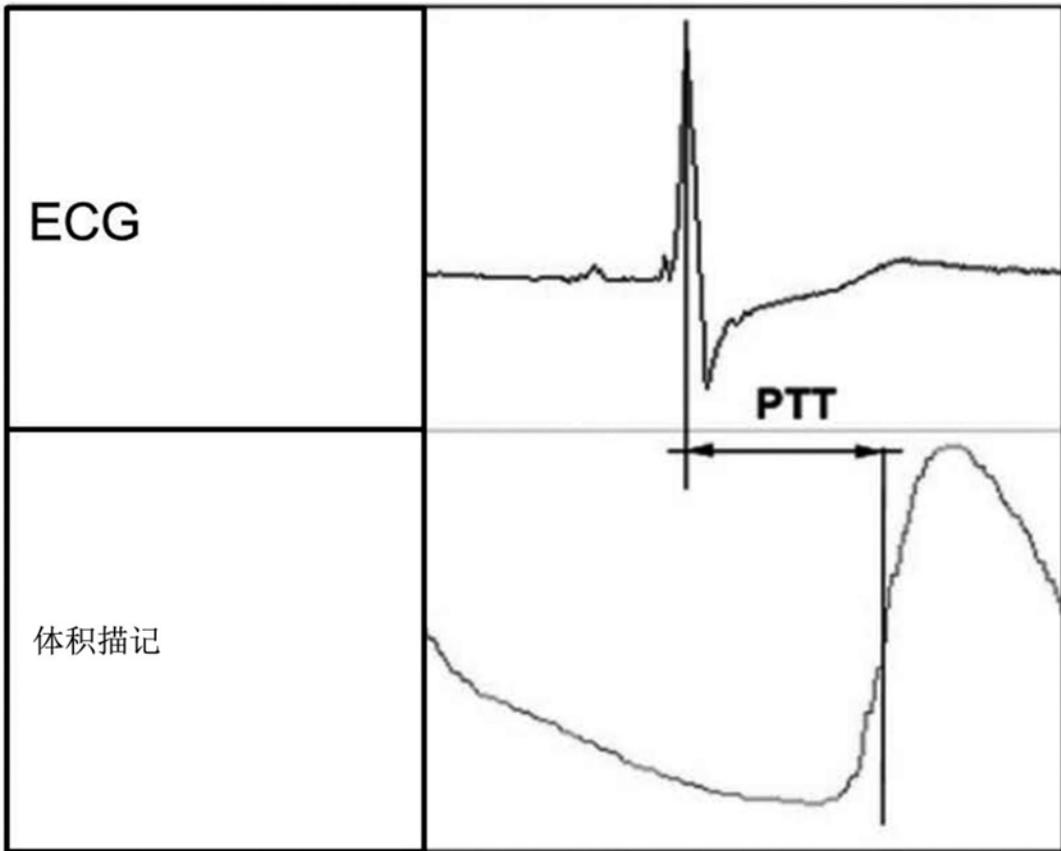


图4

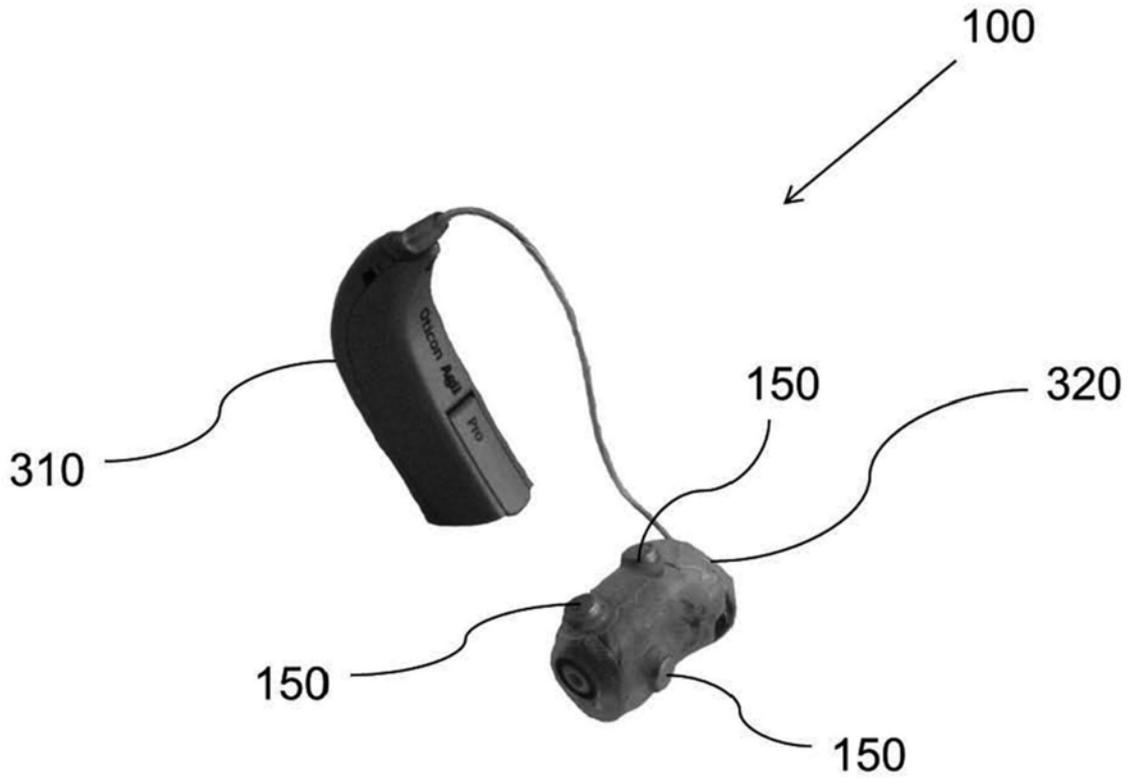


图5

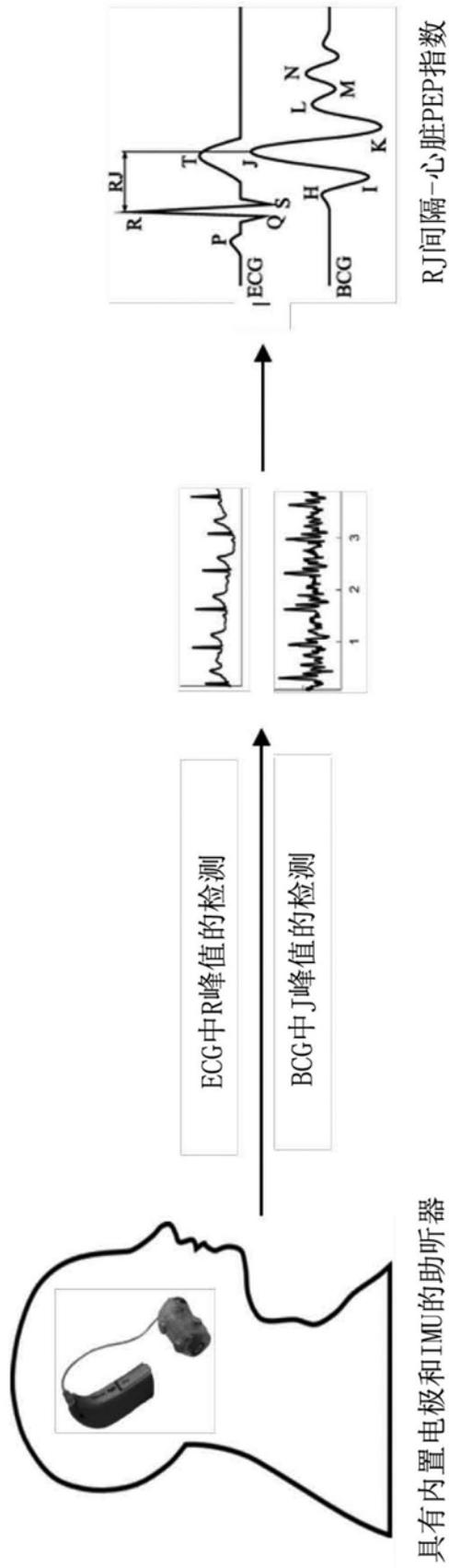


图6

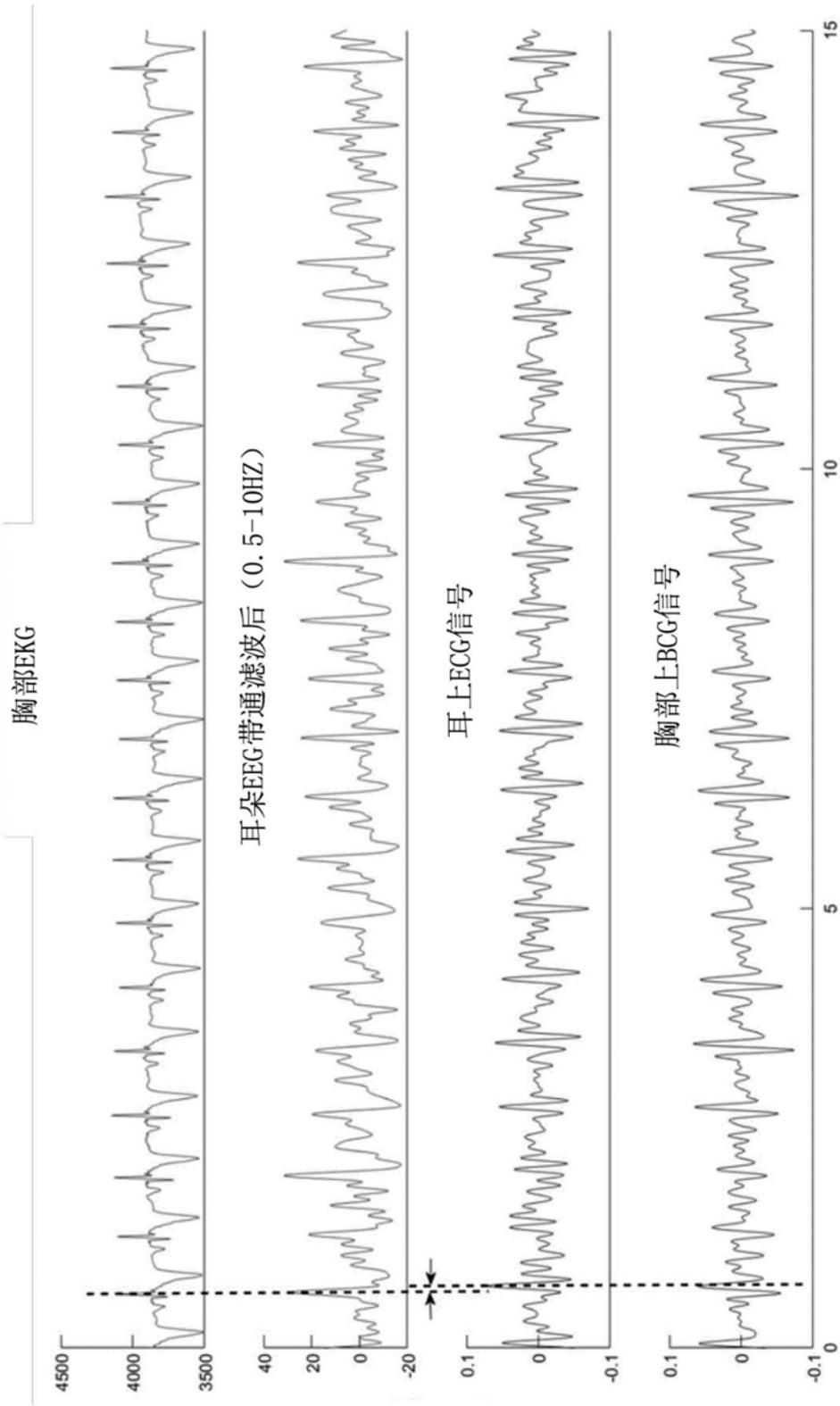


图7

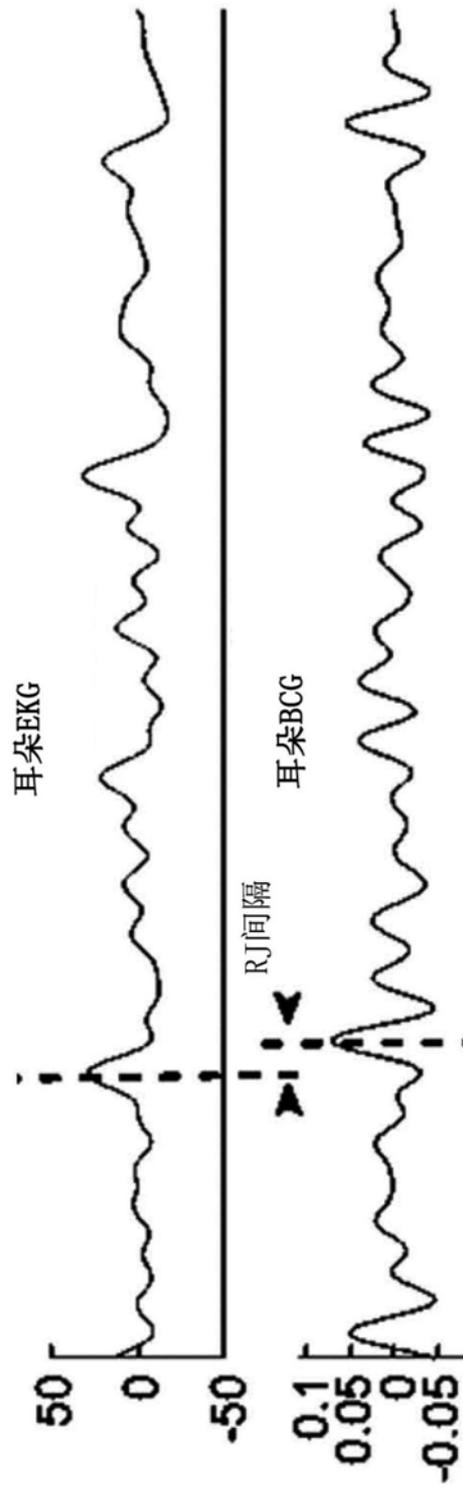


图8

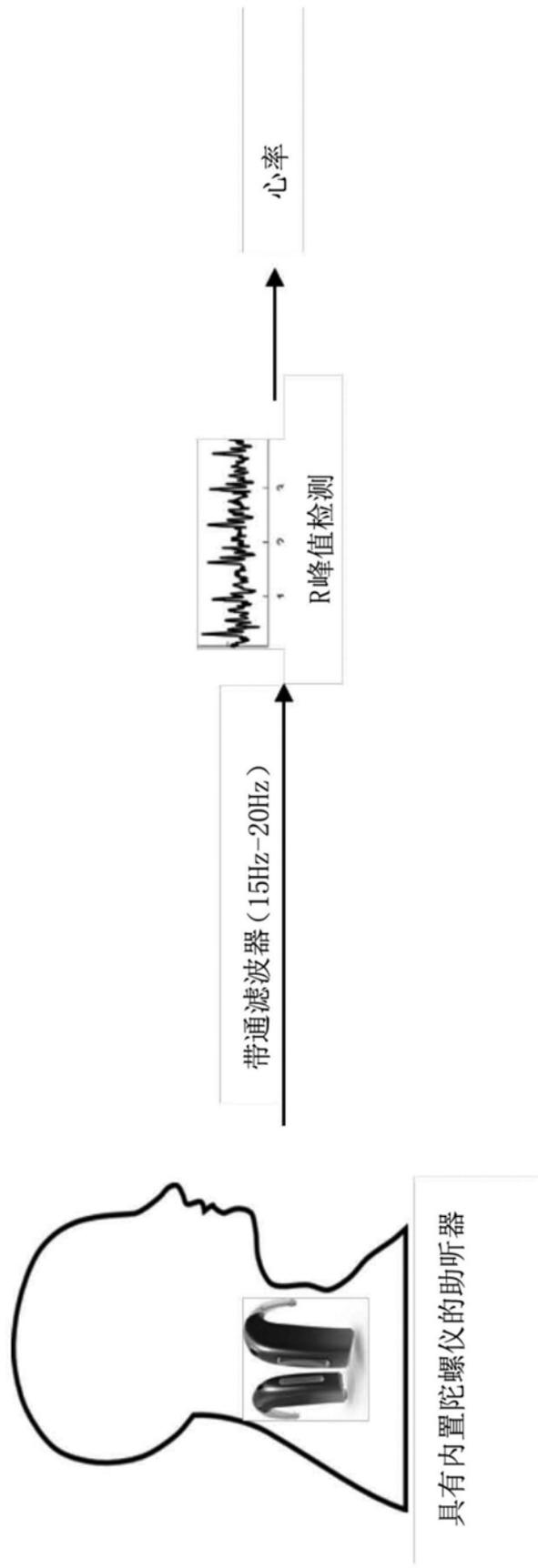


图9

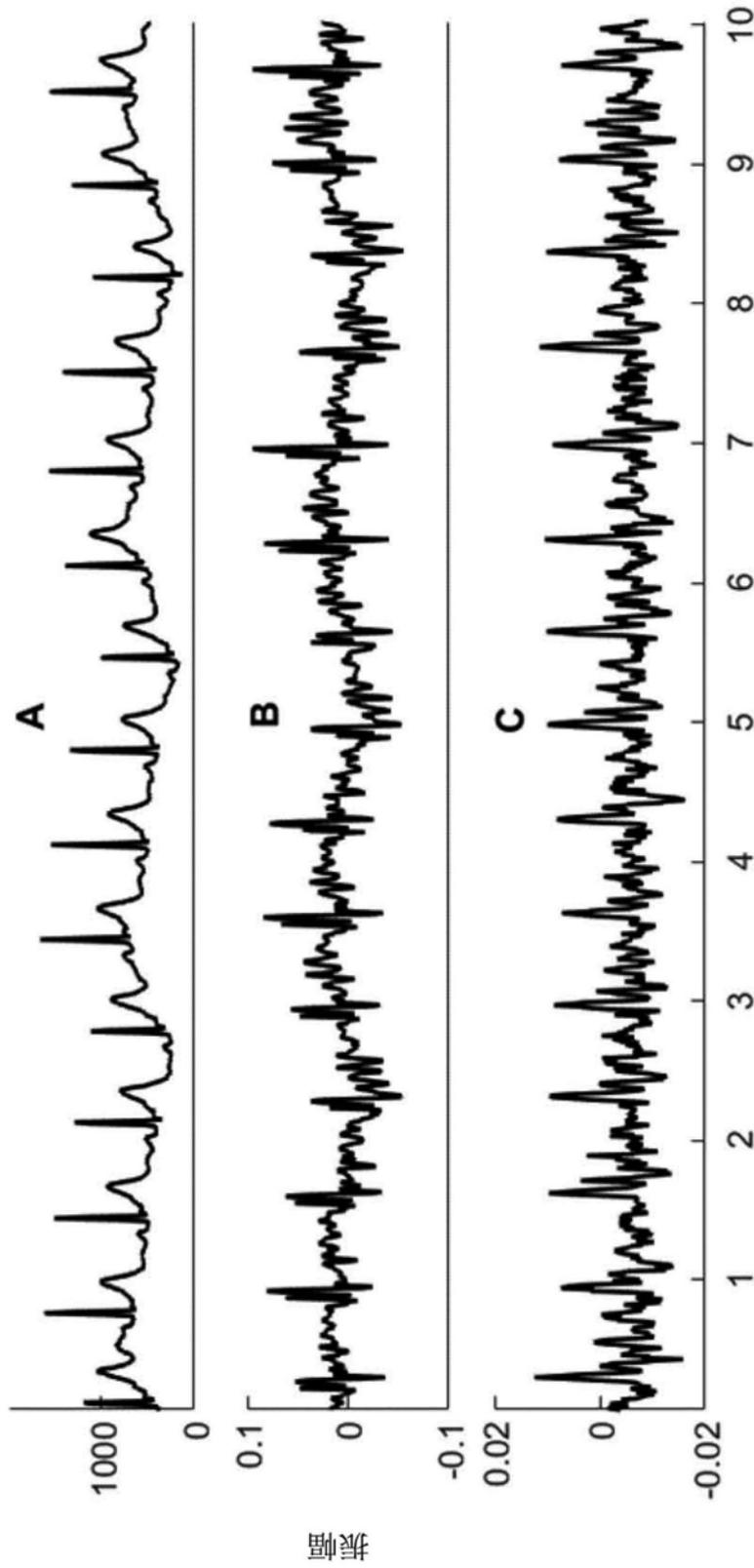


图10

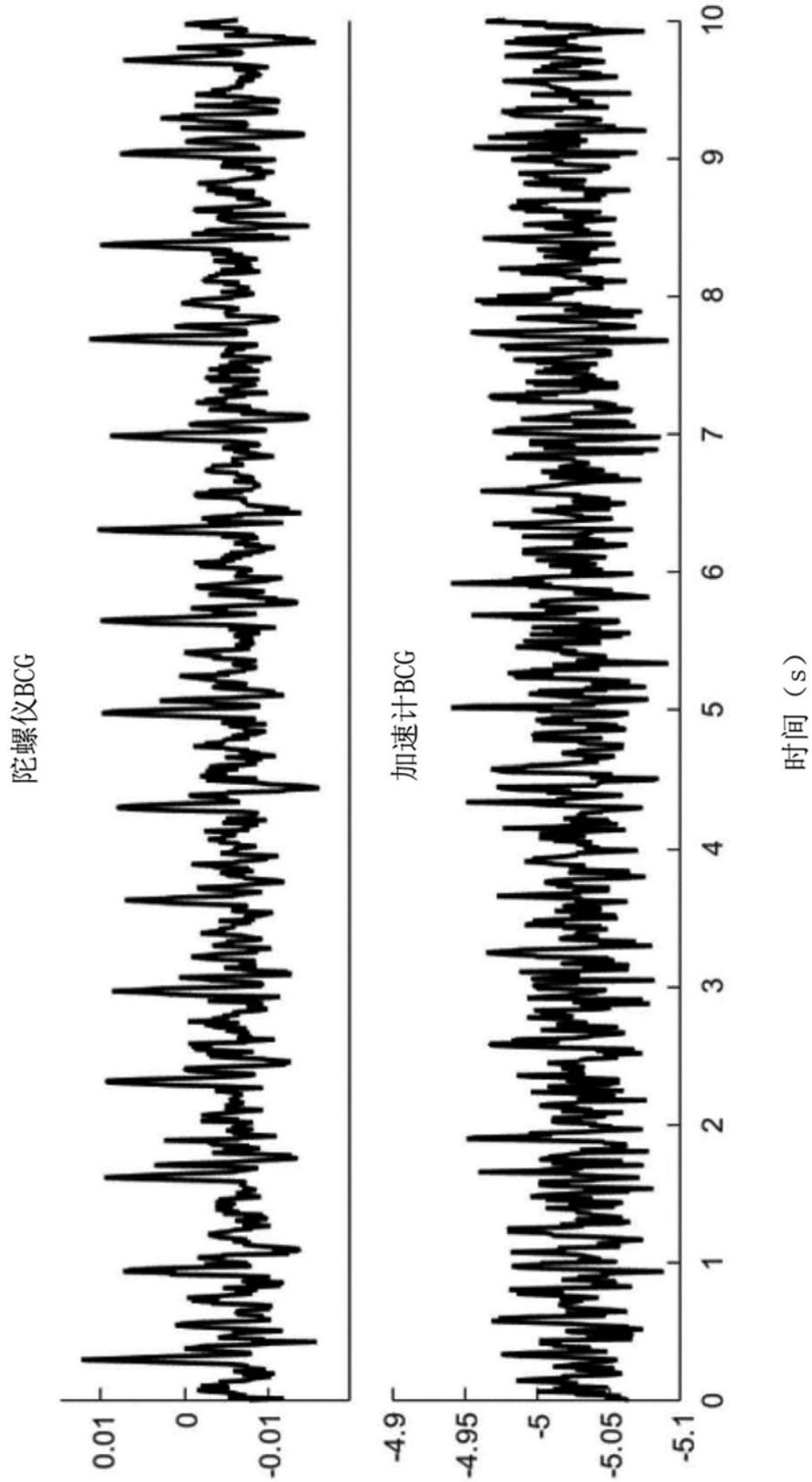


图11