



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110461220 A

(43)申请公布日 2019.11.15

(21)申请号 201880021748.6

(22)申请日 2018.01.23

(30)优先权数据

15/438,213 2017.02.21 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.09.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/014887 2018.01.23

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/156291 EN 2018.08.30

(71)申请人 伯斯有限公司

地址 美国马萨诸塞州

(72)发明人 R·基尔斯泽恩布拉特 L·林

M·约费

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 董莘

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0496(2006.01)

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/0408(2006.01)

A61B 5/0478(2006.01)

A61B 5/0492(2006.01)

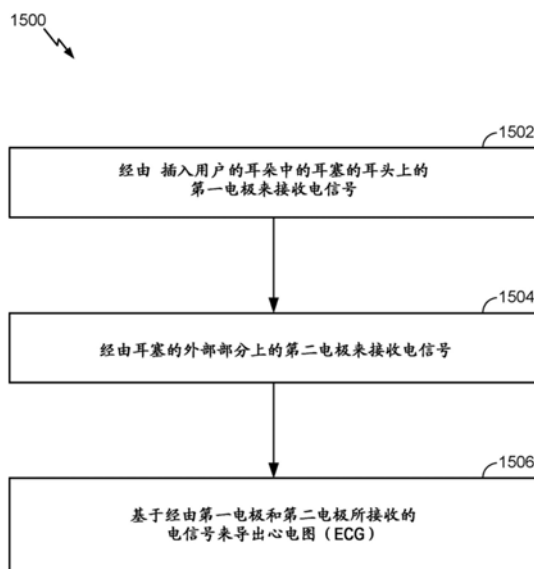
权利要求书2页 说明书8页 附图16页

(54)发明名称

使用耳塞来收集生物相关信息

(57)摘要

本公开的方面提供一种用于获得与用户相关联的生物信息的方法,该方法包括:经由插入所述用户的耳朵中的耳塞的耳头上的第一电极来接收电信号,经由耳塞的外部部分上的第二电极来接收电信号,以及基于经由第一电极和第二电极所接收的所述信号来导出心电图(ECG)。方面还提供一种用于确定与用户相关联的脉冲行进时间(PTT)的方法,该方法包括:使用插入用户的耳朵中的耳塞来获得近端信号,使用耳塞来获得远端信号,以及基于所获得的近端信号和所获得的远端信号来导出PTT。



1. 一种用于获得与用户相关联的生物信息的方法,包括:
经由插入所述用户的耳朵中的耳塞的耳头上的第一电极来接收电信号;
经由所述耳塞的外部部分上的第二电极来接收电信号;以及
基于经由所述第一电极和所述第二电极所接收的所述电信号来导出心电图 (ECG)。
2. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括:
确定经由所述第一电极所接收的所述电信号与经由所述第二电极所接收的所述电信号之间的电位差,以及
其中所述ECG基于所确定的所述电位差而被导出。
3. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括:
基于所导出的所述ECG来确定与所述用户相关联的血压。
4. 根据权利要求1所述的方法,
其中经由所述第一电极所接收的所述电信号从所述用户的所述耳朵中获得,以及
其中经由所述第二电极所接收的所述电信号从所述用户的具有与所述耳朵不同的电位的另一位置中获得。
5. 根据权利要求4所述的方法,进一步包括:
在所述第二电极上接触所述用户的左手的手指,以经由所述第二电极获得所述电信号。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中所述耳头包括柔性伞状耳头。
7. 一种用于确定与用户相关联的脉冲行进时间 (PTT) 的方法,包括:
使用插入所述用户的耳朵中的耳塞来获得近端信号;
使用所述耳塞来获得远端信号;以及
基于所获得的所述近端信号和所获得的所述远端信号来导出所述PTT。
8. 根据权利要求7所述的方法,
其中所述近端信号包括心电图 (ECG) 脉冲信号,以及
其中所述远端信号包括以下之一:经由位于所述耳塞上的麦克风所获得的心音图 (PCG) 信号,或者经由所述耳塞上的光学传感器所获得的光电容积图 (PPG) 信号。
9. 根据权利要求7所述的方法,
其中所述近端信号包括心电图 (ECG) 脉冲信号,以及
其中所述远端信号包括经由所述耳塞上的加速度计所获得的心冲击图 (BCG) 信号。
10. 根据权利要求7所述的方法,
其中所述近端信号包括经由所述耳塞上的加速度计所获得的心冲击图 (BCG) 信号,以及
其中所述远端信号包括以下之一:经由位于所述耳塞上的麦克风所获得的心音图 (PCG) 信号,或者经由所述耳塞上的光学传感器所获得的光电容积图 (PPG) 信号。
11. 根据权利要求7所述的方法,其中导出所述PTT包括:
计算所述近端信号与所述远端信号之间的延迟。
12. 根据权利要求11所述的方法,进一步包括:
基于所计算的所述延迟来确定所述用户的血压。
13. 一种耳塞,包括:

柔性导电耳头,被配置为接收来自所述耳塞的用户的电信号;以及
外壳,与所述导电耳头耦合,其中所述外壳被配置为将所述电信号从所述导电头传送到外部电子硬件。

14. 根据权利要求13所述的耳塞,其中所述导电耳头包括以下中的至少一者:涂布有导电涂层的耳头,或者用导电橡胶制造的耳头。

15. 根据权利要求13所述的耳塞,其中所述导电耳头包括两个或更多部段,每个部段具有其自身的用于收集来自所述用户的电信号的电接触。

16. 根据权利要求13所述的耳塞,进一步包括:

放置在所述耳塞上的生物传感器,其中所述生物传感器被配置为监测与所述用户相关联的汗水组分或pH中的至少一者。

17. 根据权利要求16所述的耳塞,其中所述导电耳头被配置为将信号从所述生物传感器传送到所述外壳。

18. 根据权利要求13所述的耳塞,进一步包括:

用于监测所述用户的皮电反应(GSR)的多导电电极。

19. 根据权利要求13所述的耳塞,其中由所述导电头收集的所述电信号被用于产生与所述用户相关联的脑电图(EEG)、心电图(ECG)、肌电图(EMG)或者眼电图(EOG)中的至少一者。

20. 根据权利要求13所述的耳塞,其中所述导电耳头包括伞状耳头,并且被配置为与所述用户的耳道形成密封。

21. 根据权利要求20所述的耳塞,进一步包括:

轴区域,位于所述伞状头与所述外壳之间;以及

电线,用于将所述电信号从所述轴区域传输到所述外壳,所述电线具有第一端和第二端,其中所述第一端与所述轴区域耦合,并且所述第二端与所述外壳耦合。

22. 根据权利要求13所述的耳塞,

其中所述导电耳头包括第一电极和第二电极,在所述头被定位于所述用户的耳道中时,所述第一电极延伸到所述耳道中,并且所述第二电极位于在所述耳道外部的所述头的表面上,其中所述第一电极和所述第二电极包括用于收集与所述用户相关联的生物相关信息的传感器。

23. 根据权利要求22所述的耳塞,其中所述第一电极被涂布有银基导电涂层并且包括负电极,并且所述第二电极包括所述头或者所述外壳中的一者的隔离的导电涂布部段。

24. 根据权利要求22所述的耳塞,其中所述第二电极包括:

被覆盖有铜箔的所述外壳的一部分。

25. 根据权利要求13所述的耳塞,进一步包括:

放置在所述耳塞上的、被配置为收集与所述用户相关联的生物相关信息的麦克风、加速度计或者光学传感器中的至少一者。

使用耳塞来收集生物相关信息

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本专利申请要求于2017年2月21日提交的美国专利申请号15/438,213的权益,其以整体通过引用清楚地并入于此。

背景技术

[0003] 本公开的方面大体上涉及使用配置为收集生物相关信息的耳塞以及用于至少使用经由外耳或者耳道的表面收集的信息来收集生物相关信息的方法。

[0004] 监测生物相关信息帮助确定个体的各种特征。作为示例,生理感测、生化感测和运动感测单独或者组合地用于监测个体的健康状况。监测个体的健康状况帮助预防保健以及疾病的诊断和治疗。

[0005] 随着人口的增长段老龄化并且随着患有慢性病状的个体的数目增加,期望持续改进收集和处理健康相关参数的方法。在改进用于收集用于进行健康监测的信息的方法和系统中存在数个挑战。用于获得信息的方法的装置应该方便、用户舒适且准确。此外,应该以连续且无妨碍的方式收集健康相关参数。

发明内容

[0006] 某些方面提供一种获得与用户相关联的生物信息的方法。该方法包括:经由插入用户的耳朵中的耳塞的耳头(ear tip)上的第一电极来接收电信号,经由耳塞的外部部分上的第二电极来接收电信号,以及基于经由第一电极和第二电极所接收的电信号来导出心电图(ECG)。

[0007] 根据方面,方法进一步包括:确定经由第一电极所接收的电信号与经由第二电极所接收的电信号之间的电位差。基于确定的电位差来导出ECG。根据方面,方法进一步包括:基于导出的ECG来确定与用户相关联的血压。

[0008] 根据方面,经由第一电极所接收的电信号从用户的耳朵中获得,并且经由第二电极所接收的电信号从用户的具有与该耳朵不同的电位的另一位置中获得。根据一个示例,方法包括:在第二电极上接触用户的左手的手指,以经由第二电极来获得电信号。

[0009] 如本文中所描述,耳头包括柔性伞状耳头。

[0010] 某些方面提供一种用于确定与用户相关联的脉冲行进时间(PTT)的方法。该方法包括:使用插入用户的耳朵中的耳塞来获得近端信号,使用该耳塞来获得远端信号,以及基于获得的近端信号和获得的远端信号来导出PTT。

[0011] 根据方面,近端信号包括心电图(ECG)脉冲信号,并且远端信号包括经由位于耳塞上的麦克风所获得的心音图(PCG)信号或者经由耳塞上的光学传感器所获得的光电容积图(PPG)信号中的一个信号。

[0012] 根据方面,近端信号包括心电图(ECG)脉冲信号,并且远端信号包括经由耳塞上的加速度计所获得的心冲击描记图(BCG)信号。

[0013] 根据方面,近端信号包括经由耳塞上的加速度计所获得的心冲击描记图(BCG)信

号,并且远端信号包括经由位于耳塞上的麦克风所获得的心音图 (PCG) 信号或者经由耳塞上的光学传感器所获得的光电容积图 (PPG) 信号中的一个信号。

[0014] 根据方面,导出PTT包括计算近端信号与远端信号之间的延迟。根据一个示例,方法进一步包括基于计算的延迟来确定用户的血压。

[0015] 某些方面提供一种耳塞,该耳塞包括:柔性导电耳头,其被配置为从耳塞的用户接收电信号;以及外壳,其与导电耳头耦合,其中,外壳被配置为将电信号从导电头传递到外部电子硬件。

[0016] 根据方面,导电耳头包括涂布有导电涂层的耳头或者用导电橡胶制造的耳头中的至少一个耳头。根据方面,导电耳头包括两个或更多个部段,每个部段具有用于从用户收集电信号的其自身的电接触。

[0017] 根据方面,生物传感器被放置在耳塞上,其中,该生物传感器被配置为监测与用户相关联的汗水组分或pH中的至少一个。

[0018] 根据方面,导电耳头被配置为将信号从生物传感器传递到外壳。

[0019] 根据方面,耳塞包括用于监测用户的皮电反应 (GSR) 的多导电电极。

[0020] 根据方面,由导电头收集的电信号用于产生与用户相关联的脑电图 (EEG)、心电图 (ECG)、肌电图 (EMG) 或者眼电图 (EOG) 中的至少一个。

[0021] 根据方面,导电耳头包括伞状耳头,并且被配置为与用户的耳道形成密封。

[0022] 根据方面,耳塞包括:轴区域,其在伞状头与外壳之间;以及电线,其用于将电信号从轴区域传输到外壳,该电线具有第一端和第二端,其中,第一端与轴区域耦合,并且第二端与外壳耦合。

[0023] 根据方面,导电耳头包括第一电极和第二电极,在头被定位于耳道中时,第一电极延伸到用户的耳道中,并且第二电极位于头的在耳道外部的表面上,其中,第一电极和第二电极包括用于收集与用户相关联的生物相关信息的传感器。根据一个示例,第一电极涂布有银基导电涂层且包括负电极,并且第二电极包括头或者外壳中的一者的隔离的导电涂布部段。根据一个示例,第二电极包括覆盖有铜箔的外壳的一部分。

[0024] 根据方面,耳塞进一步包括配置为收集与用户相关联的生物相关信息的麦克风、加速度计或者光学传感器中的至少一者。

附图说明

[0025] 图1图示了人耳的解剖构造。

[0026] 图2图示了示例体表电位图。

[0027] 图3图示了具有柔性涂布耳头的示例耳塞。

[0028] 图4图示了耳塞的外表面上的电极的一个示例。

[0029] 图5图示了耦合至耳头的电子硬件的一个示例,该电子硬件处理来自耳塞的第一和第二电极的信号。

[0030] 图6图示了放置在耳塞的耳头中的麦克风或者加速度计。

[0031] 图7图示了用于获得PTT的数据的一个示例。

[0032] 图8图示了包括涂布的柔性伞状耳头和尾部部分的示例耳塞。

[0033] 图9图示了各自具有柔性伞状耳头的示例耳塞。

- [0034] 图10图示了各自具有柔性伞状耳头的示例耳塞。
- [0035] 图11图示了在柔性耳头上具有损坏的示例耳塞。
- [0036] 图12图示了包括伞状耳头上的峰和谷的示例耳塞。
- [0037] 图13图示了在伞状耳头的一部分上具有保护涂层的示例耳塞。
- [0038] 图14图示了耳塞的示例横截面表示。
- [0039] 图15图示了可执行以收集与用户相关联的生物相关信息的示例操作。
- [0040] 图16图示了用于确定与用户相关联的PTT的示例操作。

具体实施方式

[0041] 本公开的方面涉及使用耳塞作为可穿戴健康监测系统。因此,经由插入用户的耳朵中的耳塞来收集生物相关信息。根据一个示例,耳塞用于持续且无妨碍地测量用户的血压、呼吸速率、心率或者心率变异性中的至少一项。如本文中所描述,耳塞用于收集与耳塞的用户相关联的脉冲行进时间(PTT)、脑电图(EEG)、心电图(ECG)、肌电图(EMG)、眼电图(EOG)、皮电反应(GSR)、汗水组分或者pH中的一个或多个。

[0042] 数个因素有助于期望的连续可穿戴健康监测系统。实用的可穿戴系统不应该明显地被污名化。优选地,健康监测系统不引人注目且分立,以便提供一些隐私。系统应该穿戴舒适且对用户的活动的干扰最小。舒适且无妨碍的系统确保在用户在其自然环境中被监测时进行记录,且因此使得能够采集更多代表性的、有用的且现实的数据。系统应该被嵌入于确保电极和传感器稳固地保持在原位设备上。因此,电极或者传感器不容易损坏或者从系统脱落。系统应该对用户友好。例如,用户应该能够在不存在受过训练的专业人员的辅助的情况下使用系统。以此方式,健康监测系统降低了操作成本。最后,期望的系统由制造的可行性证明是现实的。

[0043] 本文中所描述的入耳健康监测系统有利地满足上文所描述的因素。入耳式耳机可商购且广泛用于通信和娱乐两种目的,这些入耳式耳机包括具有可去除且可替换的软耳头的一个或两个耳塞。如下文将更详细地描述,耳头可以包括软的柔性头和尾部。软的柔性头通过提供与耳朵的声学密封和机械稳定性来增强用户的声学体验。头为伞状的,并且由柔性材料制成以舒适地与耳朵密封。本公开的方面在用于从用户接收电信号的耳塞的耳头上提供至少一个电极。电信号用于控制生物相关信息。

[0044] 图1图示了人耳的解剖构造100。外听道或者耳道102是从头部的外部通向耳鼓104的通道。耳鼓104将声音从空气传输到中耳,该耳鼓使外耳与中耳分隔开。随后,声音行进至内耳中的半规管106和耳蜗108。内颈动脉110是供给脑部的主要动脉。内颈静脉112将血液从头部、脑部、面部和颈部排出且将血液输送到心脏。

[0045] 如将参照附图所描述,用于收集生物相关信息的耳塞有利地包括柔性耳头,该柔性耳头与耳道102形成轻柔密封。柔性耳头呈伞状,这允许大规模生产的耳塞能够符合广泛的个体耳道的内部形状和形式。耳头还包括从伞状头延伸的尾部部分。在图3、图4、图6和图8-图14中图示了用于收集生物信息以供健康监测的这种耳头的示例。

[0046] 导电耳塞的示例使用

[0047] 以下段落描述了使用具有电极的耳塞的一个示例。根据一个示例,导电耳头用于确定用户的ECG。

[0048] 图2图示了示例体表电位图200。仅出于说明性目的来提供图2中所图示的电位值。更一般地,身体上的电位从高度正204变为高度负202。

[0049] 可以使用在身体上具有相似电位的两个位置来测量ECG信号。因此,可以基于从左耳和右耳所接收的信号来测量ECG信号。然而,期望使用两个解剖位置来测量ECG信号,该两个解剖位置具有足够不同的电位以允许获得良好信噪比。

[0050] 根据一个示例,左手上的手指具有高度正电位,而双耳都具有高度负电位。右手上的手指或者任何其他解剖区域可以与耳朵一起用于测量ECG信号,但左手将提供更好的信噪比。

[0051] 图3图示了具有柔性涂布耳头304的示例耳塞300。耳头提供与皮肤的足够表面区域接触,以提供用于确定ECG的可用信号。头的软的柔性材料帮助头符合耳朵几何结构,并且增加与用户的皮肤接触的表面区域。另外,伞状头的扩口提供一些弹性,以使得头对皮肤施加一些压力。这种压力帮助降低耳头的涂层与耳头自身之间的接触电阻。

[0052] 第一负电极由耳头304形成,涂布有导电材料或者用导电材料制造,插入耳道中。根据一个示例,穿过耳塞的电线302将信号输送到外部电子硬件。根据另一示例,信号被无线地输送到外部电子硬件。

[0053] 图4图示了耳塞的外表面上的电极的一个示例400。在一个示例中,第二电极可以是在耳头、尾部或者外壳上的任何电隔离且导电的区域。在耳塞的外部表面上的电极是通过涂布耳头或者使用导电橡胶来制造耳头来形成的电隔离的导电区域。根据一个示例,在耳塞的外部上的电极覆盖有铜箔。铜箔形成第二正电极。

[0054] 在耳头402被放置在耳朵中之后,在404处,用户用左手的手指接触隔离的导电区域。根据这个示例,第一和第二电极的组合形成ECG传感器——左手和任一耳朵处于反号的电位。在其他示例中,第一和第二电极的组合可以形成用于确定EEG、EMG或者EOG的电传感器。

[0055] 图5图示了耦合至耳头的电子硬件的示例500,该电子硬件处理来自耳塞的第一和第二电极的信号。

[0056] 第一电极502和第二电极504分别被耦合至输入缓冲器506和508。

[0057] 输入缓冲器506和508为高阻抗放大器。输入缓冲器使电极502和504的高阻抗与连接电缆或者电线的相对较低阻抗相匹配。输入缓冲器与电极尽可能近地放置,以使高阻抗连接的长度最小化,从而使外部电场干扰的影响最小化。

[0058] 来自输入缓冲器506和508的信号被连接至差分放大器510的输入。差分放大器510放大电极信号之间的差异,并且抑制不想要的共模干扰信号。

[0059] 50/60Hz AC功率线可能对ECG测量造成有害的较强干扰。因此,调谐至AC线主频的带阻滤波器512将50/60Hz信号从差分放大器510的输出中去除。

[0060] 在电信号被馈送至数据采集系统之前,高阶低通滤波器514抑制50/60Hz AC功率线干扰的谐波。为了有效利用数据采集系统的动态范围和分辨率,需要滤波器512和514的配置。一般来说,图5的所有元件可以被包括在单个集成电路中或者在分立组件中。

[0061] 脉冲行进时间的示例导出

[0062] 用于确定血压的一种技术使用脉冲行进时间(PTT),大体上是每次脉冲从心脏行进至测量其所在的点所花费的时间。使用其间存在延迟的两个信号来导出PTT。一个传感器

用于测量近端信号,并且另一个传感器用于测量远端信号。近端信号与远端信号之间的延迟与用户的血压成负相关。两个信号之间的延迟越大,血压预测准确性越高。

[0063] 信号在传感器位置处的到达顺序是:(1)心电图(ECG)脉冲信号、(2)心冲击描记图(BCG)信号和(3)光电容积图(PPG)或者入耳式心音图(PCG)脉冲信号。ECG和BCG表示心跳,并且可以在与脉冲相同的位点检测到,这是因为由于电波或者声波穿过身体的速度的延迟远小于通过PPG或者PCG检测到的脉冲波穿过血液的延迟。BCG信号可以使用放置在耳头上的加速度计来获得。PPG信号可以使用耳头上的光学传感器来获得。PCG信号可以使用耳头上的麦克风来获得。加速度计和麦克风不需要接触皮肤;因此,该加速度计和麦克风可以被放置在耳头上的任何位置,且与身体充分声学耦合,以检测信号。

[0064] 根据一个示例,ECG脉冲信号是近端信号,并且PPG或者入耳式心音图PCG脉冲信号是远端信号。有利地,近端信号和远端信号的这种组合提供较大延迟。具体地,在感测容差内,ECG与脉冲信号之间的延迟等于PTT。根据另一示例,提供心冲击描记图(BCG)信号的加速度计用于计算PTT。BCG信号是近端信号,且PPG或者PCG脉冲信号是远端信号。根据另一示例,加速度计信号是远端信号,且ECG脉冲信号是近端信号。

[0065] 图6图示了放置在耳塞600的耳头中的麦克风或者加速度计。根据一个示例,放置在耳头中的麦克风(诸如微机电系统(MEMS)麦克风)用于获得耳内PCG信号。如图1中所图示,内颈动脉110靠近耳道102运行,并且有可能是所接收的声学信号的原因。另外或者可替代地,加速度计被放置在耳头中。麦克风和加速度计可以被放置在耳塞600上与用户的身体声学耦合的任何位置处,因为该麦克风和加速度计不需要接触皮肤。例如,耦合至耳道内部的空气的麦克风可以在不直接接触身体的情况下检测脉冲的声音。根据一个示例,加速度计被附接至外壳,并且因此机械耦合至用户。

[0066] 图7图示了用于获得PTT的数据700的一个示例。所导出的PTT可以用于确定用户的血压。首先,信号从不同传感器(诸如ECG传感器、麦克风、加速度计或者光学PPG传感器)获得。在图7中图示了ECG信号、从加速度计导出的信号和从麦克风导出的信号的信号曲线。

[0067] 尽管未图示,但是为了增强信号,所获得的信号被进行滤波。可以使用基于频率的滤波、时间平均化和/或去除一个信号中存在但其他信号中不存在的不相关噪音来对信号进行滤波。为了去除不相关噪音,每个传感器用于增强从其他传感器获得的信号。

[0068] 在对信号进行滤波之后,从信号曲线提取可能相关的参数。一个特定且重要的参数是PTT,其是不同信号之间的时间延迟。时间延迟可以以多种方式(诸如峰间值、谷间值或者互相关)来计算。根据方面,使用各种方法来计算延迟,并且所导出的量中的每一个提供不同的参数。其他示例参数包括峰值、宽度和斜率值。

[0069] 例如通过计算斯皮尔曼(Spearman)或者皮尔逊(Pearson)相关系数,所收集参数中的每一个参数与舒张血压或者收缩血压相关。相关的相关参数用于寻找用于线性回归或者多项式回归、对数拟合或者任何机器学习技术的系数,该任何机器学习技术将根据那些参数的测量值来预测血压。

[0070] 脉波速度与血压相关。PTT与脉波速度成负相关,其中,乘法因素是两个位置(近端位置与远端位置)之间的距离。因此,PTT与血压相关,并且可以用于预测血压。更具体地,PTT用于确定用户的血压的变化。例如,针对额外的公开可用信息,参见Mukkamala、Ramakrishna等人“Toward Ubiquitous Blood Pressure Monitoring via Pulse Transit

Time:Theory and Practice.”IEEE Transactions on Biomedical Engineering 62.8 (2015):1879-1901。

[0071] 图7图示了ECG信号、PCG信号和加速度计信号的电压相对于时间的示例曲线图。针对三种信号中的每一种信号来选择参考点以确定其出现时间。例如,针对ECG信号、PCG信号和加速度计信号中的每一种信号来选择峰值时间或者谷值时间。

[0072] 根据一个示例,确定信号之间的延迟。例如,计算了ECG信号的峰值、PCG信号的峰值和加速度计信号的峰值。通过互相关、副本相关或者各种信号平均化方法(诸如使用ECG信号作为触发器来使PCG信号取平均化)来计算延迟。对相关参数进行滤波,并且在几次跳动内对其进行平均化。

[0073] 根据方面,为了确定用户的血压,从ECG、PCG和加速度计信号提取谷间延迟、最大斜率延迟、峰间延迟、峰值、脚值、第二峰值或者脉冲宽度。

[0074] 多个传感器用于增强由传感器中的每一个传感器来收集的信号。多个传感器用于去除不相关噪音以及所收集信号的增加的信噪比。相同传感器(诸如加速度计、麦克风或者光学传感器)在双耳中的耳头上的使用将帮助提高信噪比并且去除不相关噪音。

[0075] 可以使用本文中所描述的耳头来收集其他生物相关信息。可以使用耳头上的传感器来确定心率、心率变异性 and 呼吸率。通过在一段时间(诸如一分钟)内对信号中的峰值数进行计数或者通过查看同一信号的两个连续的峰值之间的延迟来获得心率。两个连续的峰值之间的延迟可以被称为RR间隔。心率变异性对应于与心跳间心率的差异相关联的统计数据(诸如标准偏差)。因此,从两个连续的峰值之间导出该心率变异性。从心跳间心率导出呼吸率,作为心率随时间的周期性振荡。还从心跳间PTT导出呼吸率,作为该PTT随时间的周期性(几乎正弦)振荡。

[0076] 导电耳塞

[0077] 图8图示了包括涂布式柔性伞状耳头和尾部部分的示例耳塞800。如图8中所图示,伞状耳头被分成两个部段804a和804b。在802处图示了尾部。外壳806包括电子硬件和驱动器。根据一个示例,外壳在耳塞800内部。针对用以充当健康监测系统的耳塞,与用户的皮肤接触的耳头表面导电。

[0078] 根据一个示例,耳头涂布有导电涂层804。导电涂层可以是连续的(在图8中未图示),或者可以具有多于一个部段。涂层中的每个部段804a、804b充当单独电极,该单独电极用于收集与用户相关联的生物信息。尽管在图8中图示了两个导电涂层部段,但是耳塞800可以具有任何整数个导电涂层。具有多个电极对于计算GSR、EEG、EOG、EMG或者ECG作为电位差是有用的。另外,具有数个部段通过去除不相关噪音来提高信噪比,其中,每个部段充当单独电极。

[0079] 根据方面,导电涂层充当电极以收集与用户相关联的生物信息。涂层材料可以是Ag、AgCl/Ag、导电碳、石墨烯或者其他生物相容的导电材料中的一种。耳头用于通过接触用户的皮肤来收集与EEG、ECG、EOG、EMG或者GSR相关的信息,该耳头涂布有这些导电涂层中的一种。在一个示例中,耳塞的伞状耳头接触耳道的内部部分。根据另一示例,包括伞状耳头和尾部的整个耳塞涂布有导电涂层。导电涂层可以是连续的,或者可以具有多于一个部段。

[0080] 图9图示了各自具有柔性伞状耳头的示例耳塞900。如在902处所图示,整个耳塞用硅酮制造。如在904处所图示,伞状耳头906用导电橡胶制造,并且尾部用硅酮制造。根据方

面,用于制造耳头的导电橡胶由金属填充物质(诸如硅酮、聚氨酯或者热塑性橡胶)制成。在耳头904的制造过程中使用注模工具,耳头906的导电部分可以电学地分成数个部段,其中,每个部段充当电极。如参照图8所描述,导电涂层可以进一步添加到图9中所图示的导电橡胶电极上。

[0081] 图10图示了各自具有柔性伞状耳头的示例耳塞1000。如在1002处所图示,耳塞用常规橡胶制造。耳塞1004完全覆盖有导电橡胶。根据方面,用于制造耳塞1004的导电橡胶在涂布之前纹理化。在耳塞1004的制造过程中使用注模工具,耳塞的导电部分可以电学地分成数个部段,其中,每个部段充当电极。

[0082] 如上文所描述,通过涂覆涂层(在图8中所示出)或者通过用导电材料制造耳塞或者耳头(在图9和图10中所示出)来使耳塞导电。根据方面,其他生物传感器被添加至耳塞。根据方面,一个或多个光学传感器、麦克风或者加速度计被放置在耳头中或者耳塞内部的外壳中。根据另一示例,生物传感器监测汗水组分、pH等。汗水在皮肤与耳头之间产生且收集。因此,耳头是用以收集足够的汗水来确定用户的汗水的性质的有利位置。来自生物传感器的信号经由导电涂层传递以供处理来提取生物相关信息。

[0083] 图11图示了在柔性耳头上具有损坏的示例耳塞1100。出于说明性目的,耳头涂布有导电涂层1104,如参照图8所描述;然而,耳塞或者耳头1100可以用导电橡胶制造,如图9和图10中所示出。耳头的伞部分上的电极可能破裂或者通过操纵而被破坏。例如,用户对耳头施加压力以将其放置在耳道中。具体地,耳头的敏感区域1102在头摩擦耳道的内表面时受到破坏或者在操纵或者插入耳朵中期间变形。

[0084] 图12图示了包括伞状耳头上的峰和谷的示例耳塞1200。耳塞1208是耳塞1202的横截面图。伞状耳头上的峰1204和谷1206使对耳头的敏感区域的破坏减轻。经由操纵耳头将仅擦除峰1204。谷1206将提供导电性。

[0085] 图13图示了在伞状耳头的一部分上具有保护涂层的示例耳塞1300。1302和1306从不同角度图示了同一耳塞。保护涂层1304被涂覆于伞状耳头的敏感区域上,以减少对耳头的破坏并保持导电性。

[0086] 图14图示了耳塞1400的示例横截面表示,该耳塞包括伞状耳头、轴区域和导电材料。1402和1408从不同角度图示了同一耳塞。耳塞包括位于耳头1410与外壳1412之间的轴区域1404。电信号从耳头1410的外部移动到轴区域1404。随后,信号被传输至保持电子设备的塑料外壳1412。为了促进该传递,塑料外壳具有共挤出的金属1406,以提供接触区域来从轴区域1404中的涂层接收信号。如果耳头由导电橡胶制成,如图10中所示出,则还可以应用该电连接方法。在另一方面,塑料外壳可以保持绝缘,并且电线被附接至轴区域1404并且被连接至塑料外壳1412内的电子设备。

[0087] 如上文所描述,柔性导电耳头接触用户的耳朵的表面。耳头被配置为接收来自耳塞的用户的电信号。与耳头耦合的外壳被配置为将电信号传递至电子硬件以供处理。

[0088] 图15图示了根据本公开的方面的可执行以收集与用户相关联的生物相关信息的示例操作1500。在1502处,经由插入用户的耳朵中的耳塞的耳头上的第一电极来接收电信号。在1504处,经由耳塞的外部部分上的第二电极来接收电信号。在1506处,基于经由第一电极和第二电极所接收的电信号来导出ECG。

[0089] 图16图示了用于确定与用户相关联的PTT的示例操作1600。在1602处,使用插入用

户的耳朵中的耳塞来获得近端信号。在1604处,使用耳塞来获得远端信号。在1606处,基于获得的近端信号和获得的远端信号来导出PTT。

[0090] 可以使用如本文中所描述以及在附图中所图示的耳塞来执行操作1500和1600。因此,耳塞上的电极用于在耳朵处测量ECG。使用耳塞来导出PTT。

[0091] 提供本公开的先前描述以使本领域的任何技术人员能够作出或者使用本公开。对于本领域的技术人员而言,对本公开的各种修改将是显而易见的,并且在不脱离本公开的精神或者范围的情况下,本文中限定的一般原则可以适用于其他变型。因此,本公开不旨在受限于本文中所描述的示例和设计,而是将符合与本文中所公开的原理和新颖特征相一致的最广泛的范围。

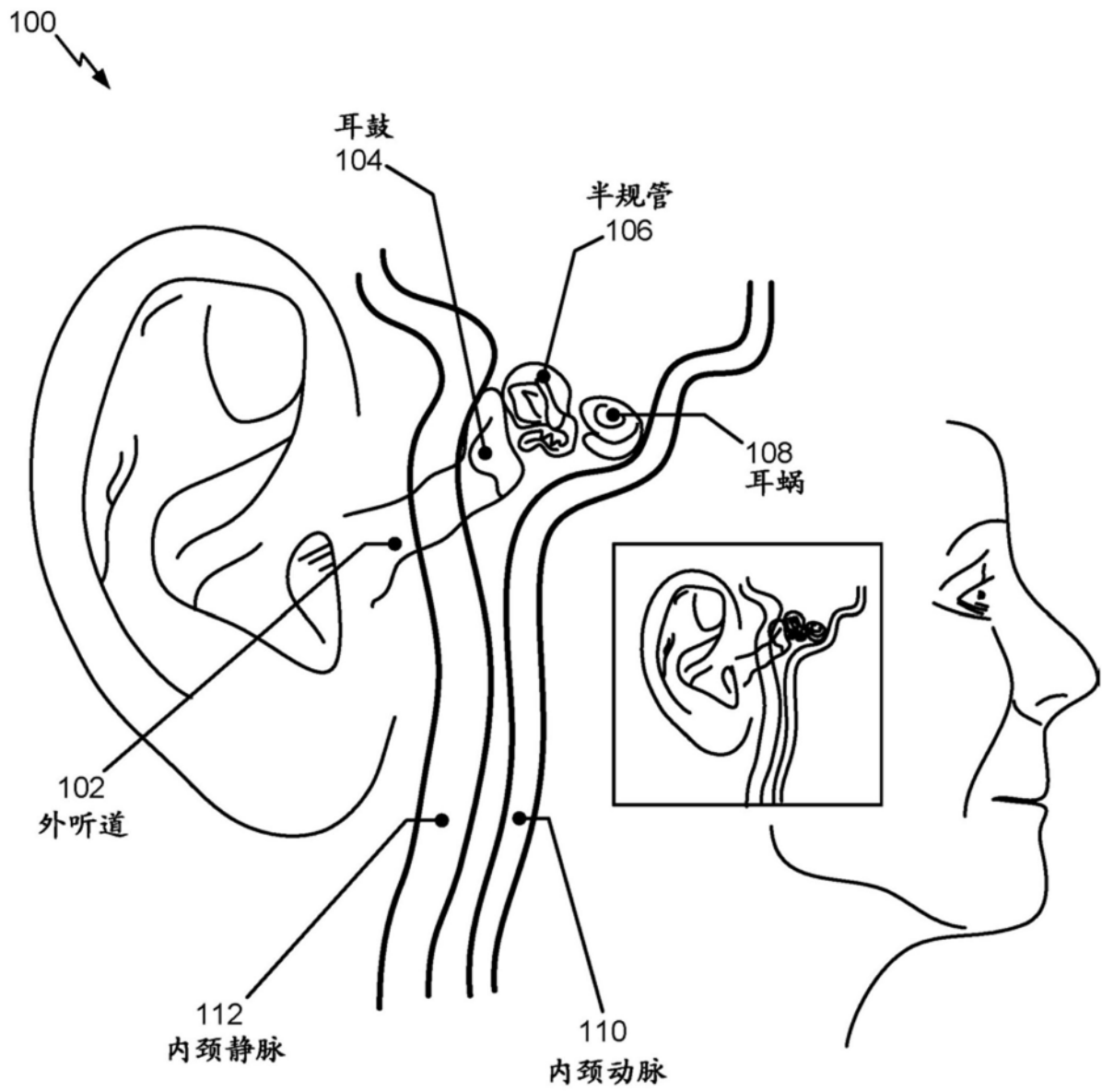


图1

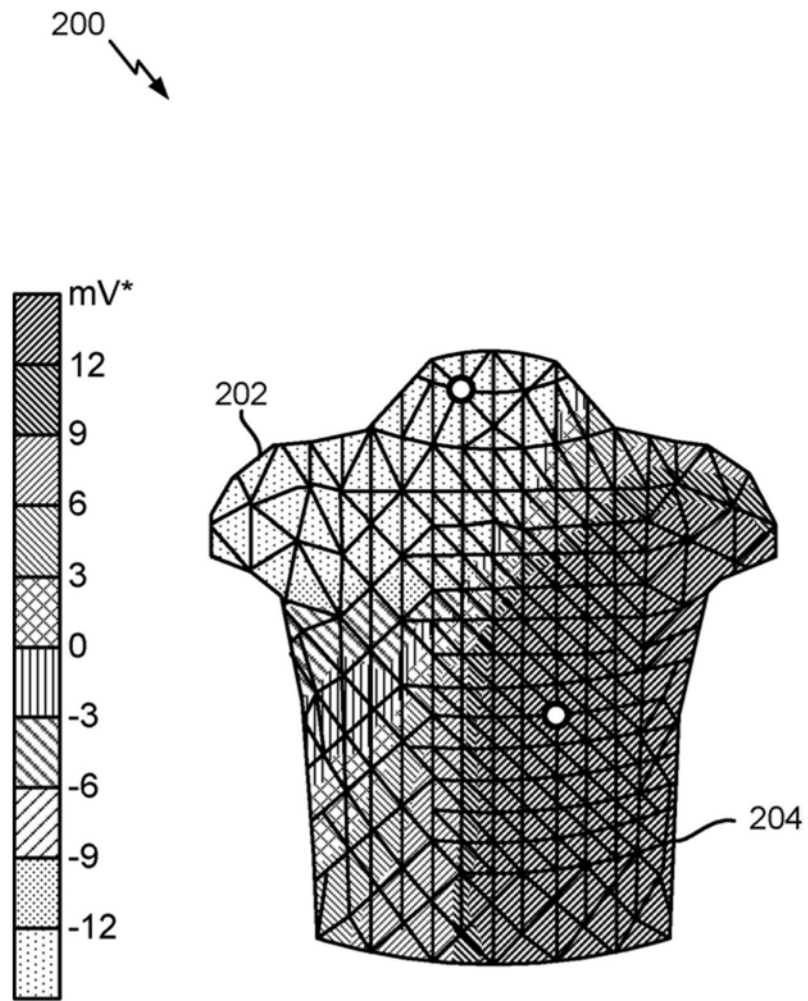


图2

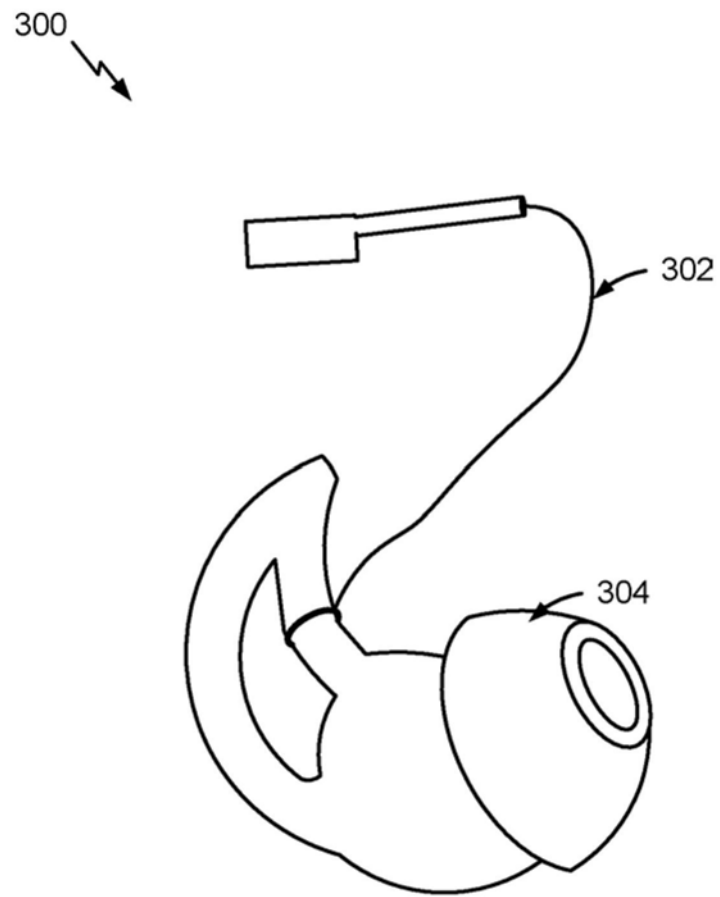


图3

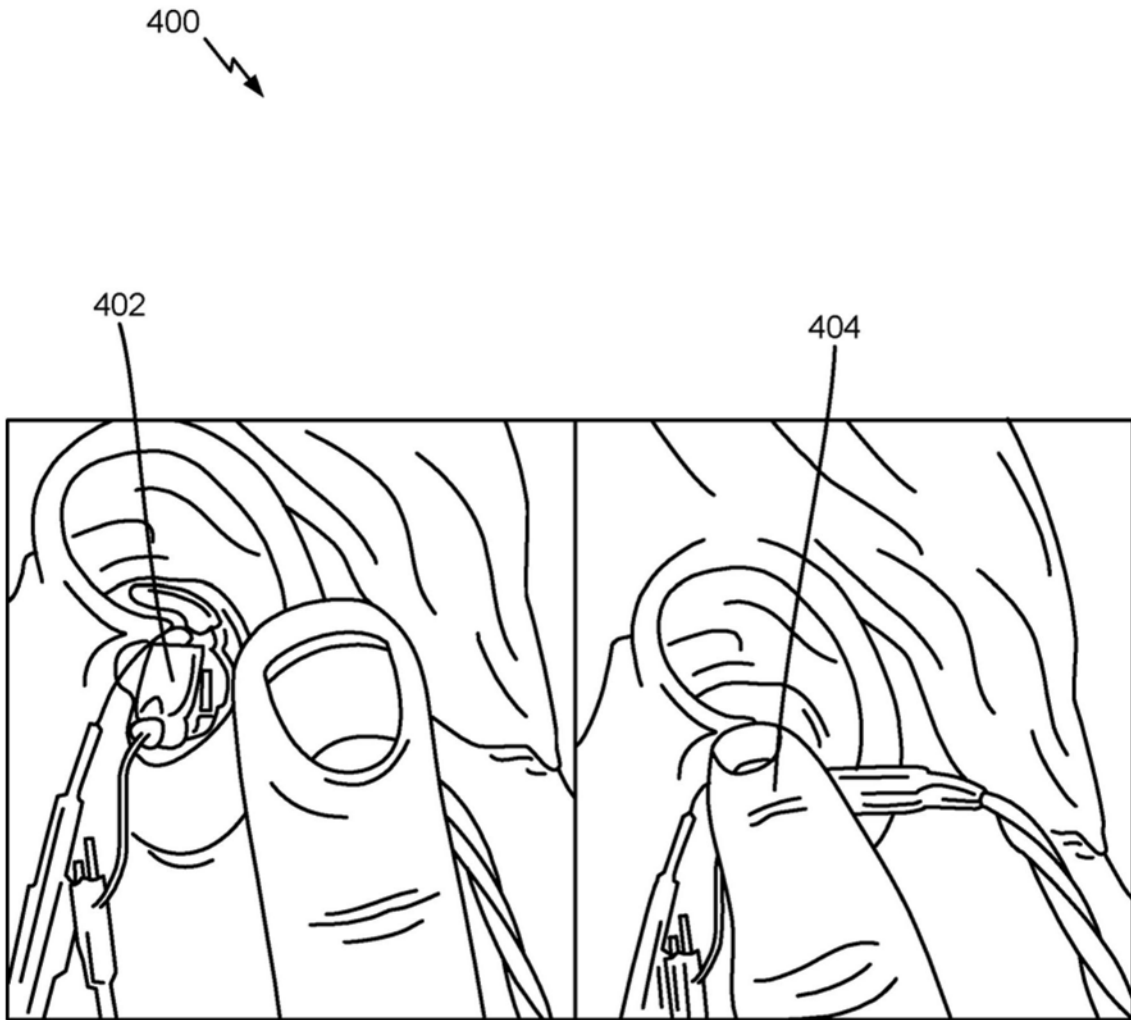


图4

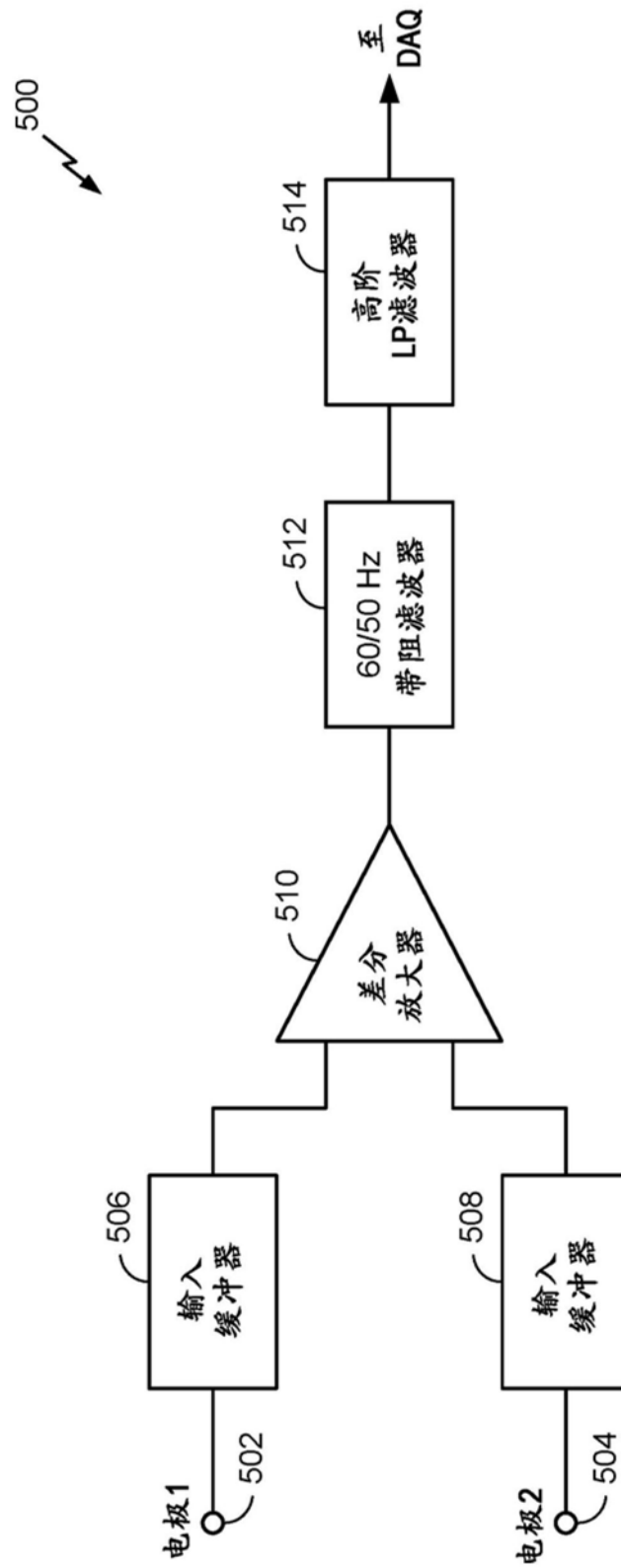


图5

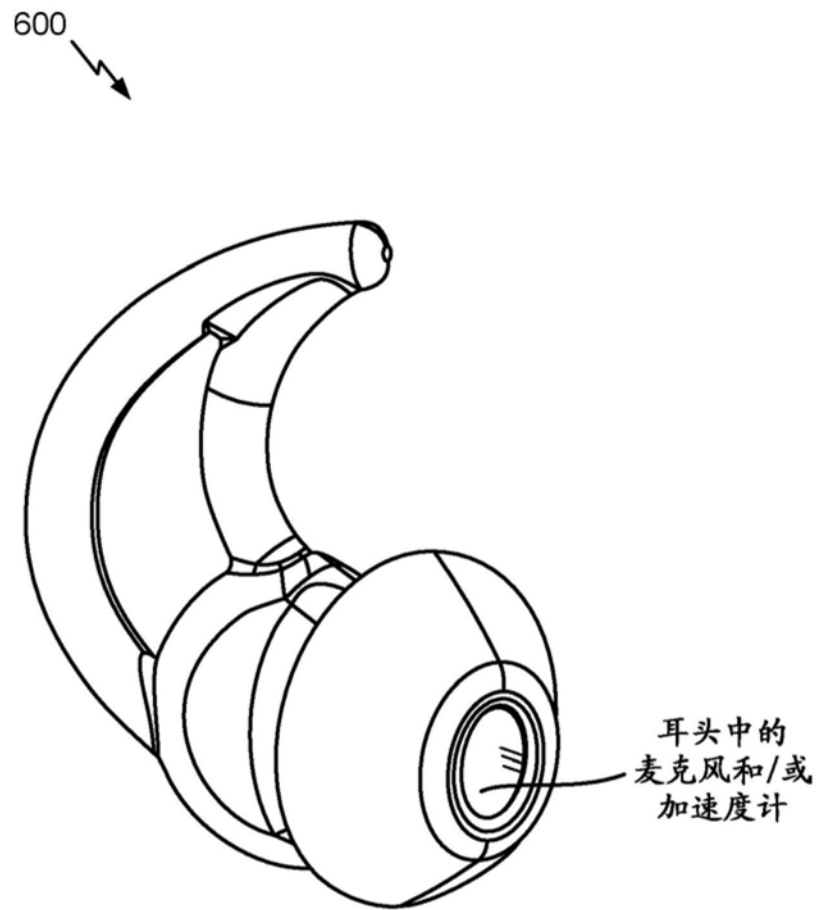


图6

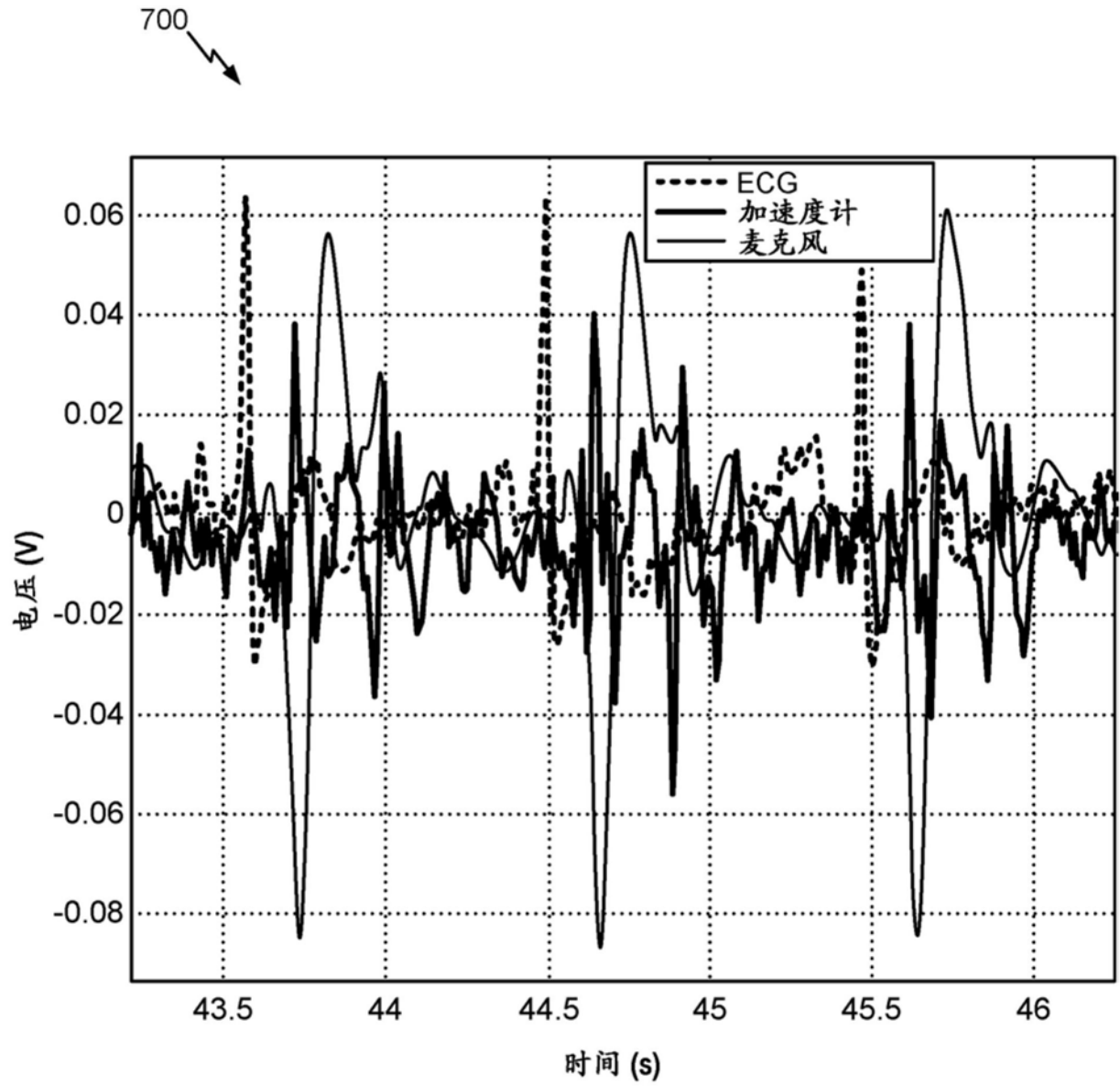


图7

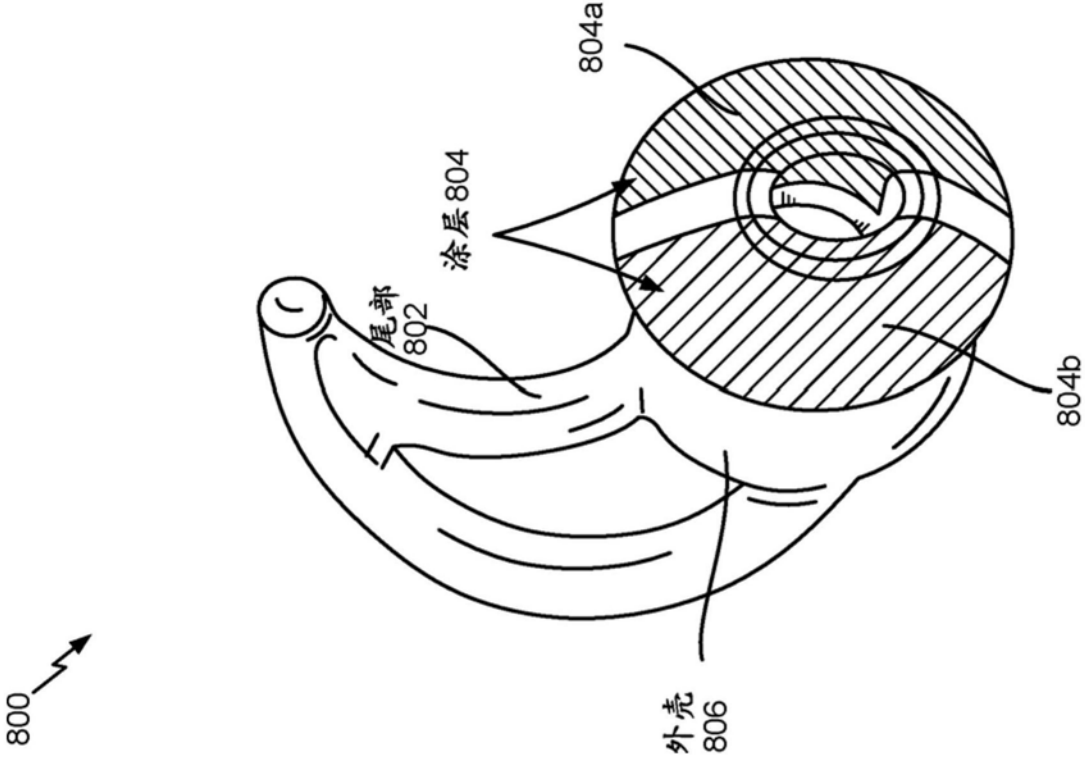


图8

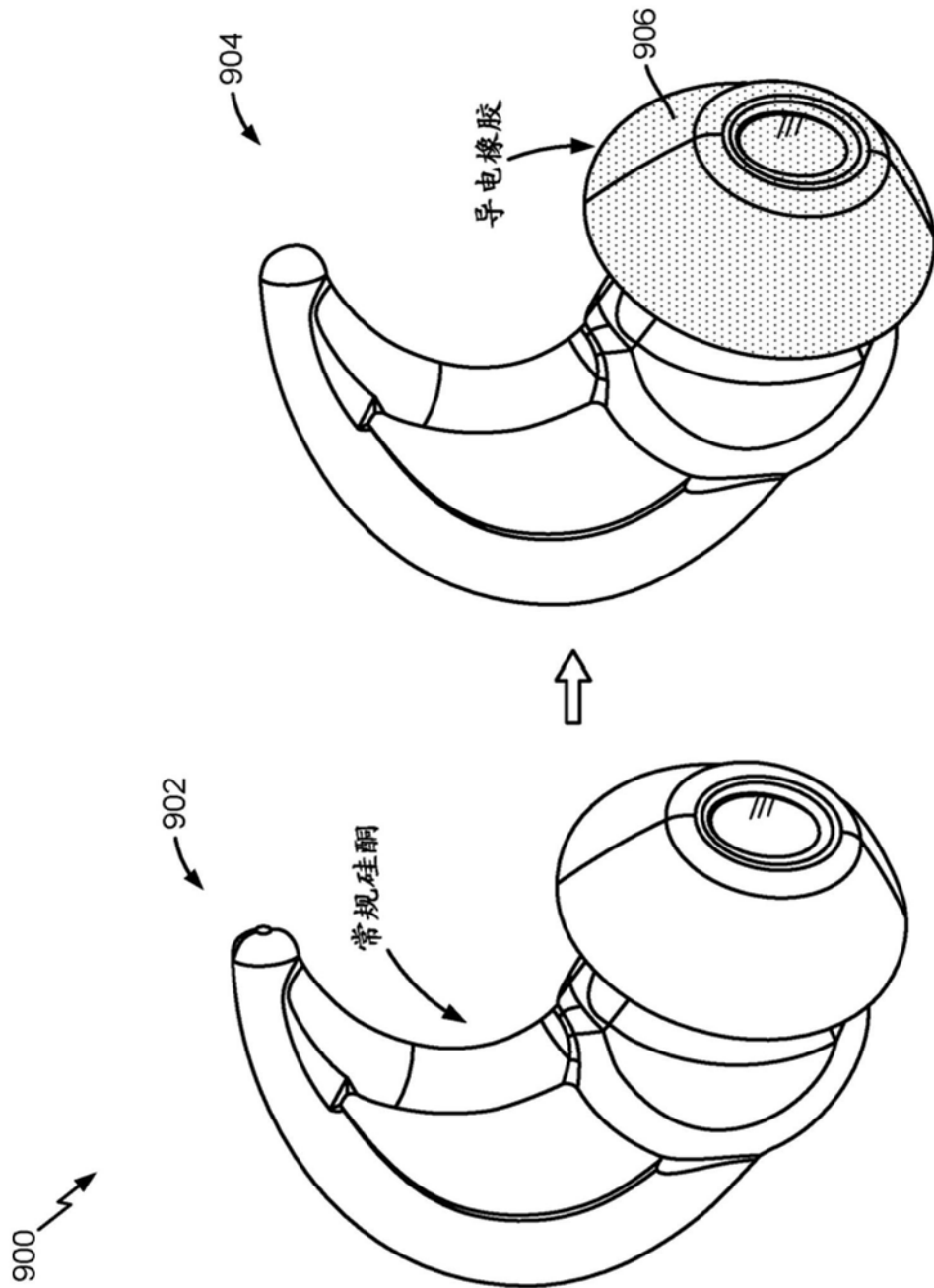


图9

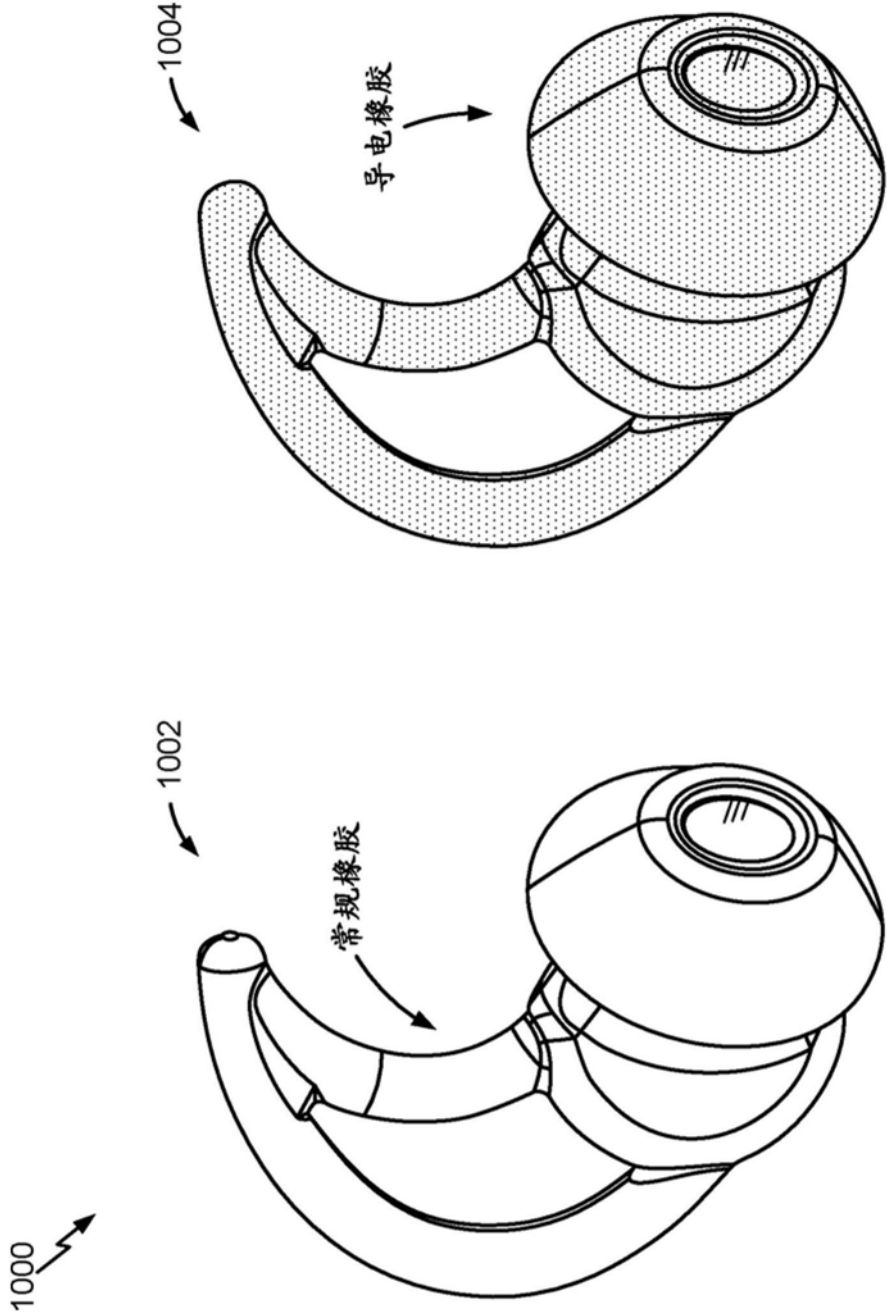


图10

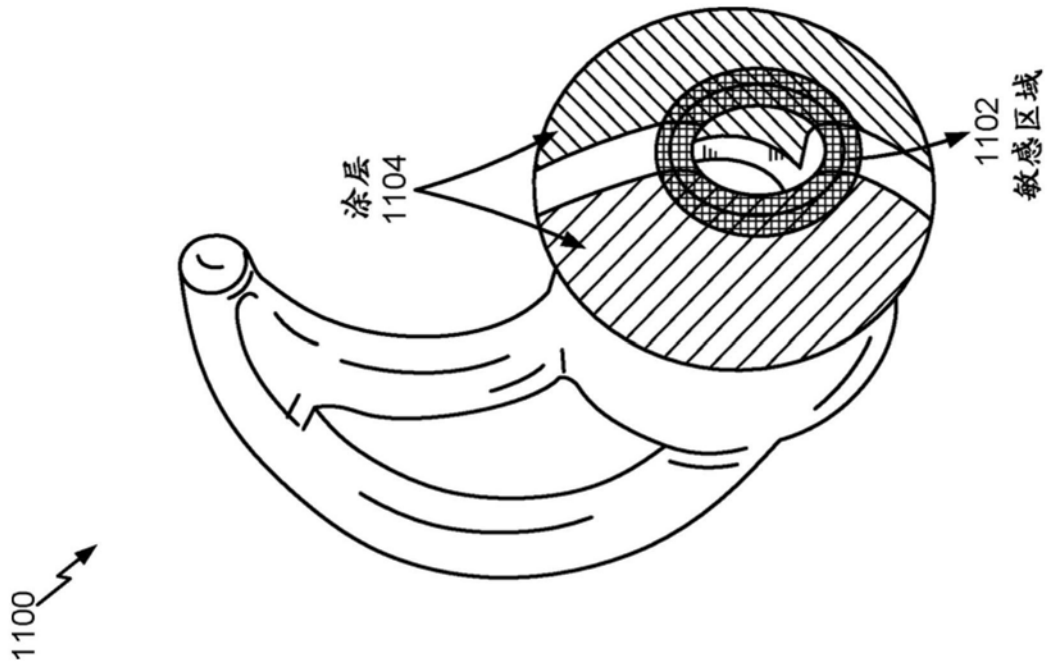


图11

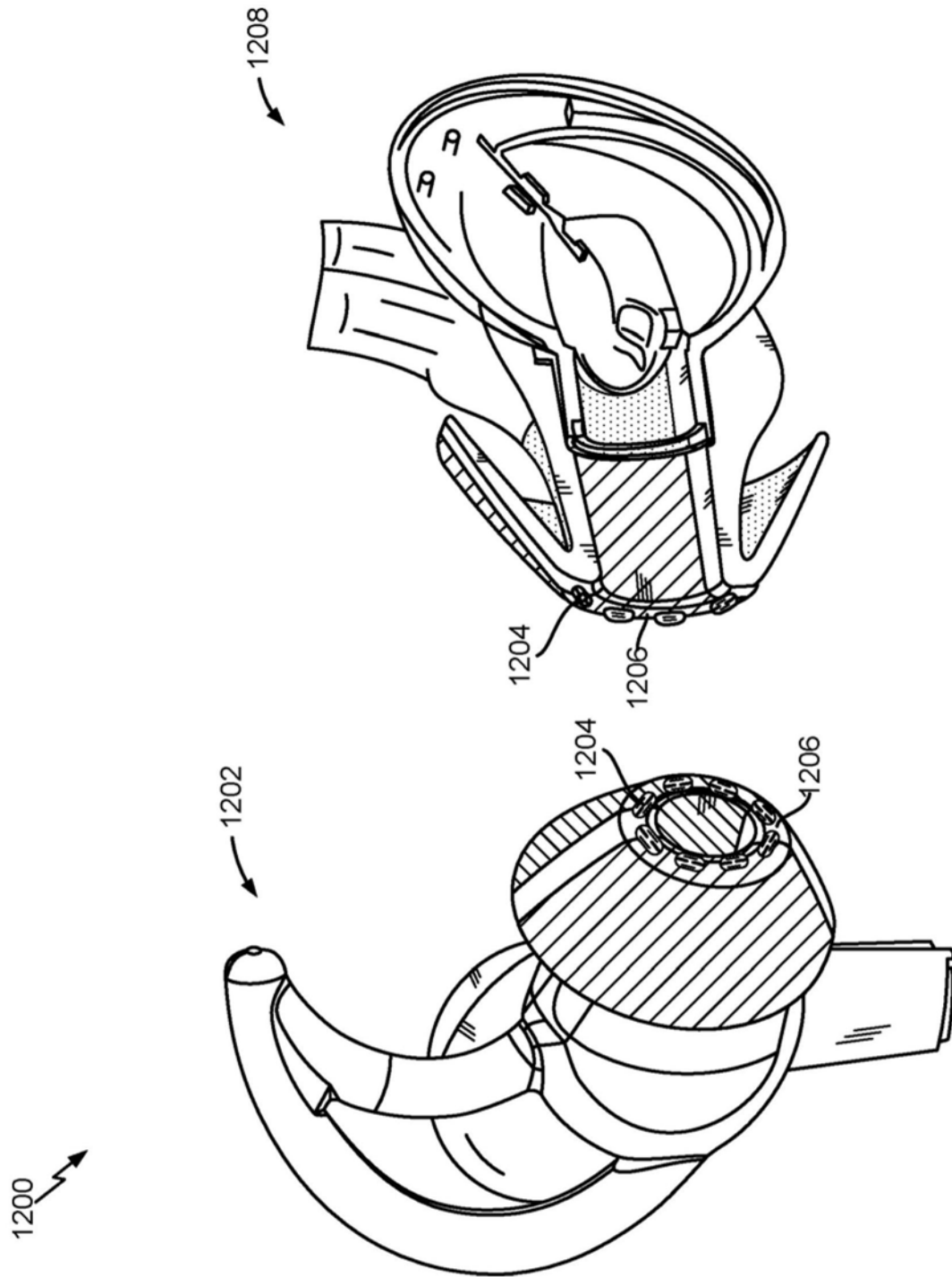


图12

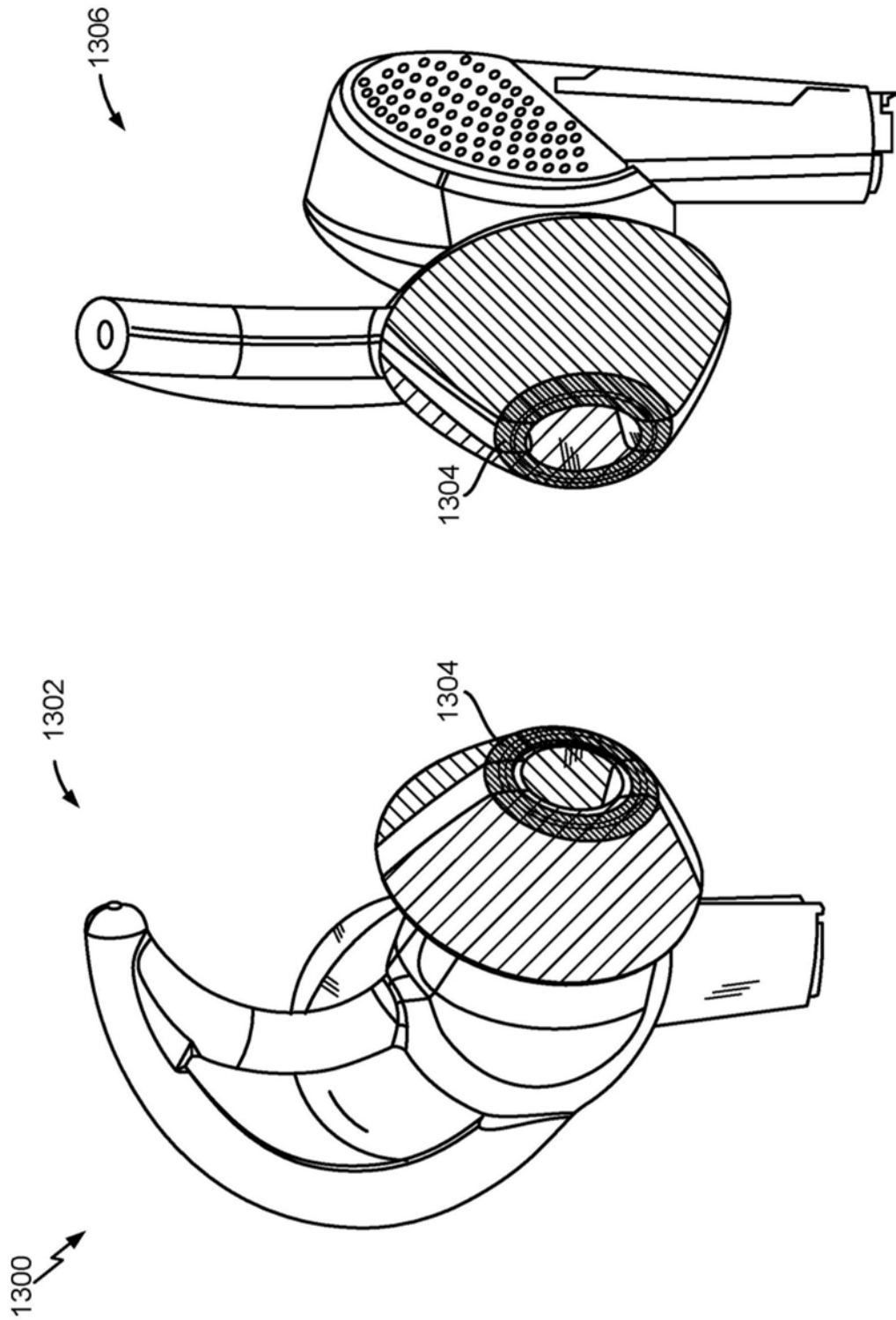


图13

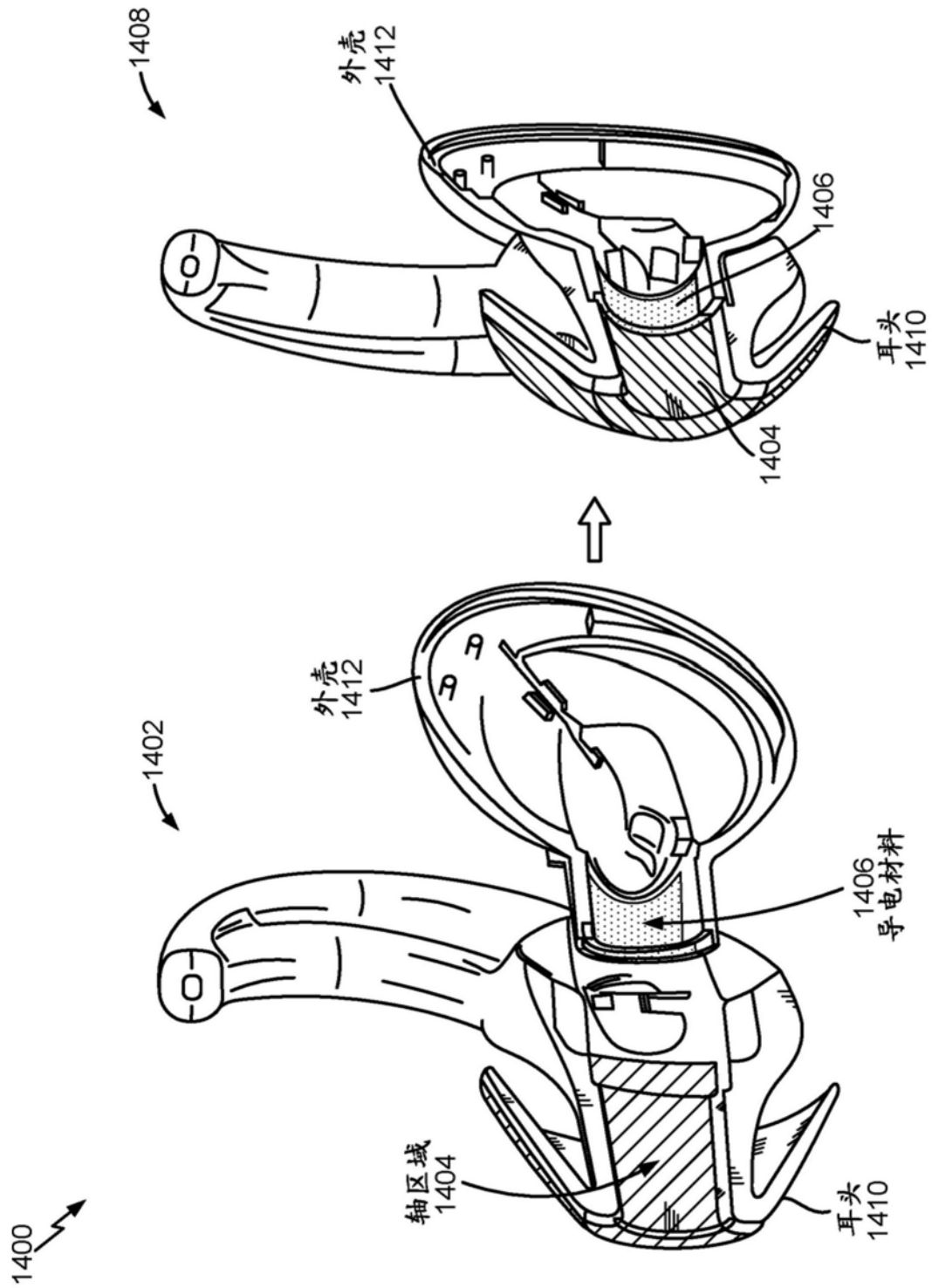


图14

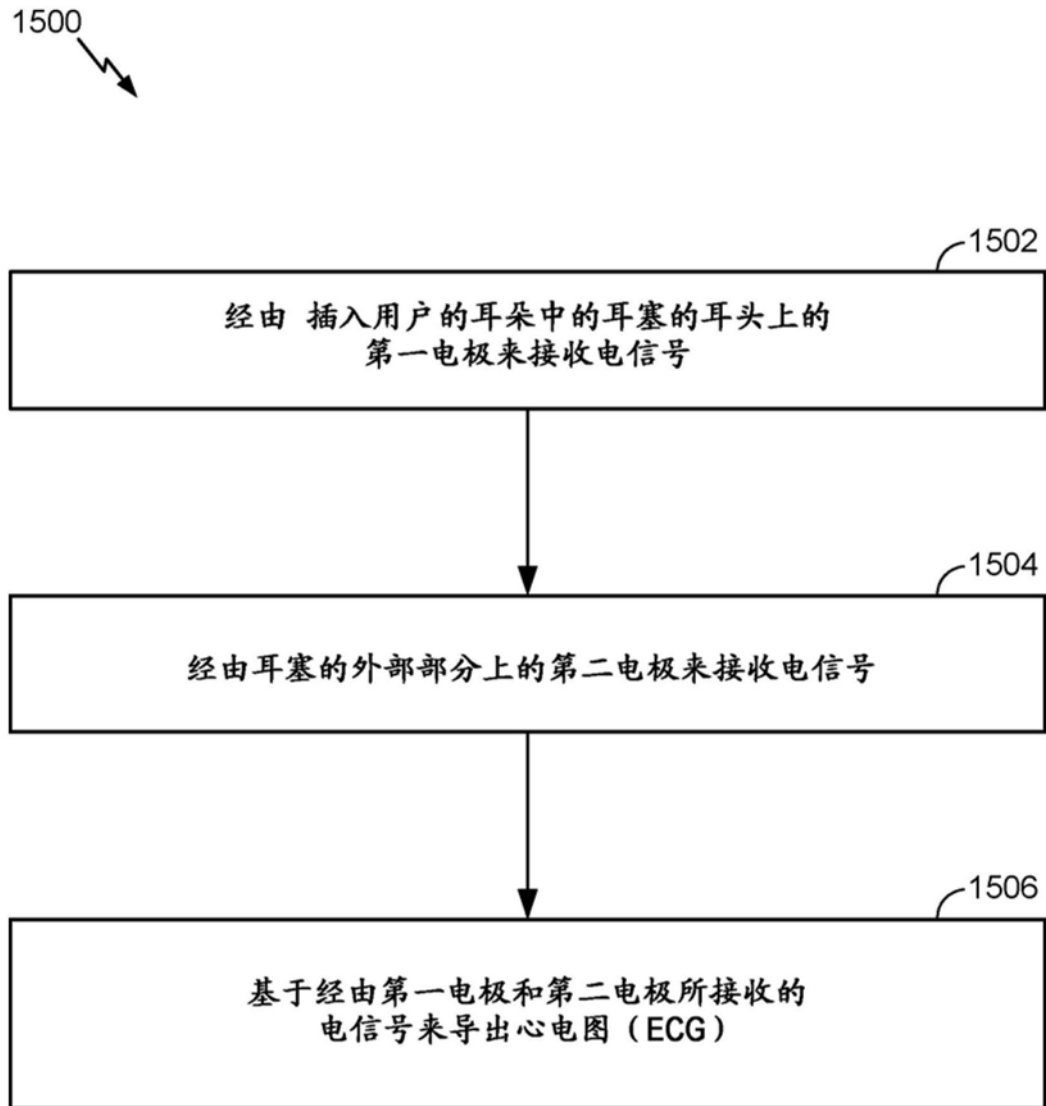


图15

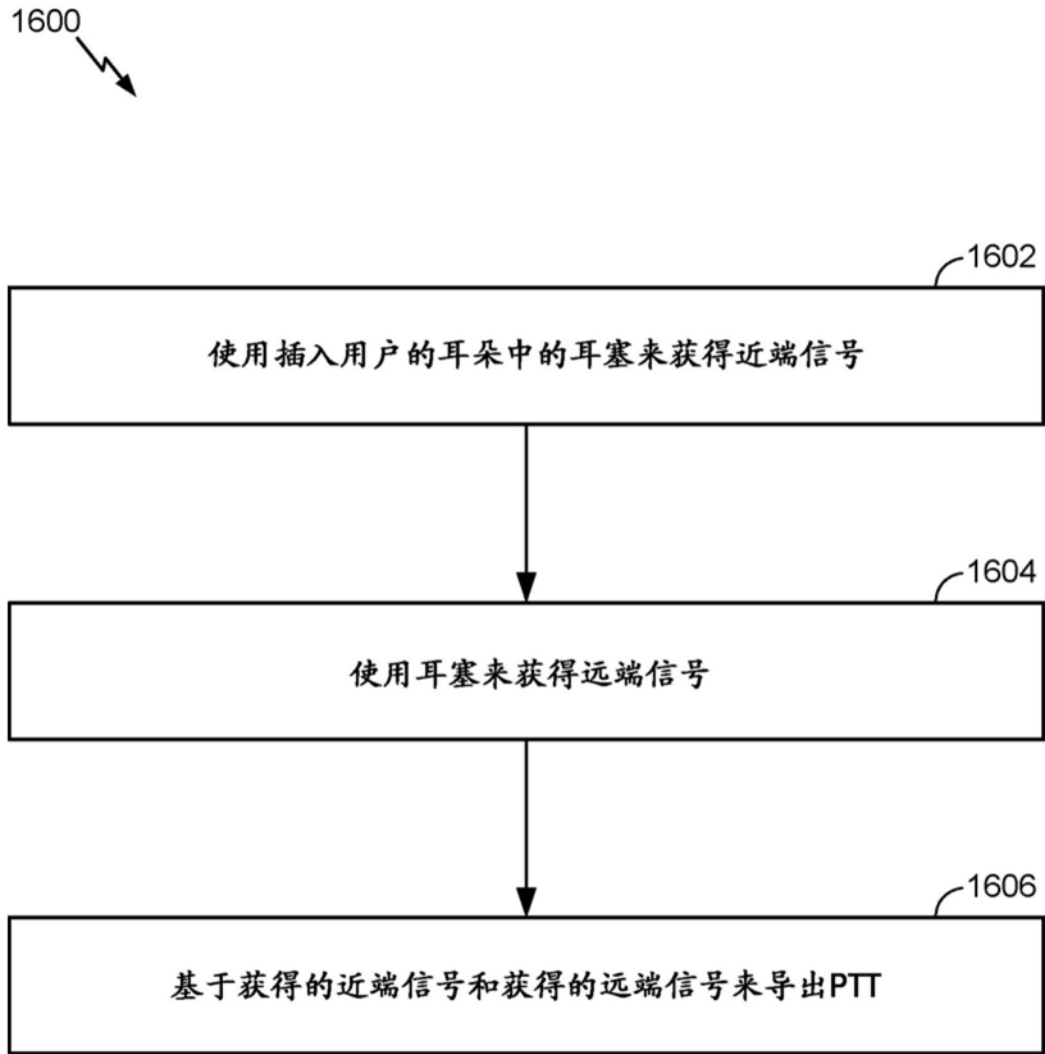


图16

专利名称(译)	使用耳塞来收集生物相关信息		
公开(公告)号	CN110461220A	公开(公告)日	2019-11-15
申请号	CN201880021748.6	申请日	2018-01-23
[标]申请(专利权)人(译)	伯斯有限公司		
申请(专利权)人(译)	伯斯有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	伯斯有限公司		
[标]发明人	L·林		
发明人	R·基尔斯泽恩布拉特 L·林 M·约费		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0496 A61B5/021 A61B5/0408 A61B5/0478 A61B5/0492		
CPC分类号	A61B5/02125 A61B5/0408 A61B5/0478 A61B5/0492 A61B5/0496 A61B5/6803 A61B5/6817 A61B2562/0209 A61B5/021 A61B5/02416 A61B5/0533 A61B5/1102 A61B5/14517 A61B5/14539 A61B7/04 A61B2562/0219		
代理人(译)	董莘		
优先权	15/438213 2017-02-21 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开的方面提供一种用于获得与用户相关联的生物信息的方法，该方法包括：经由插入所述用户的耳朵中的耳塞的耳头上的第一电极来接收电信号，经由耳塞的外部部分上的第二电极来接收电信号，以及基于经由第一电极和第二电极所接收的所述信号来导出心电图(ECG)。方面还提供一种用于确定与用户相关联的脉冲行进时间(PTT)的方法，该方法包括：使用插入用户的耳朵中的耳塞来获得近端信号，使用耳塞来获得远端信号，以及基于所获得的近端信号和所获得的远端信号来导出PTT。

