



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105263406 A

(43) 申请公布日 2016. 01. 20

(21) 申请号 201480025005. 8

代理人 周磊

(22) 申请日 2014. 03. 17

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

61/802, 519 2013. 03. 16 US

61/802, 500 2013. 03. 16 US

A61B 5/053(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 5/0205(2006. 01)

A61B 5/024(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 11. 03

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2014/055304 2014. 03. 17

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/147024 EN 2014. 09. 25

(71) 申请人 恩帕蒂卡有限责任公司

地址 意大利米兰

(72) 发明人 S·童内特 I·岑西 D·瑞瑟纳蒂

M·加尔巴尼诺 M·莱

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

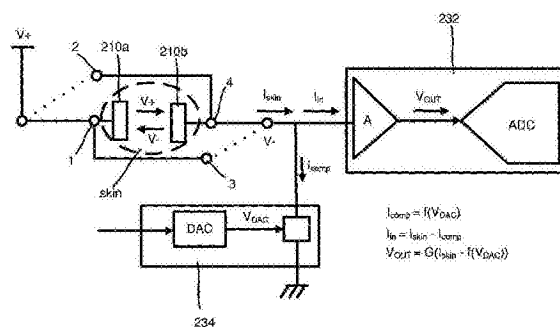
权利要求书2页 说明书15页 附图15页

(54) 发明名称

用于利用电流补偿进行皮电活动测量的装置

(57) 摘要

用于测量皮电活动的装置可包括与角质层的第一部分接触的第一电极和与第二部分接触的第二电极。处理模块电耦合到电极并可操作，以执行下列操作：(a) 使第一电极偏压在第一电压 V_+ ，使第二电极偏压在第二电压 V_- ，(b) 测量在第一电极和第二电极之间流动的电流，所述电流对应于角质层的电导，(c) 从测量到的电流减去补偿电流，(d) 测量作为结果的电流，产生经放大的输出电压，(e) 测量所述角质层的电导，以及 (f) 调整第一电压、第二电压以及所述补偿电流中的至少一个，以降低输出电压的饱和度。



1. 一种用于测量皮电活动的装置,包括:

与皮肤的角质层的第一部分接触的第一电极;

与所述角质层的第二部分接触并通过所述角质层与第一电极进行电子通信的第二电极;以及

电耦合到第一电极和第二电极并且能够操作以执行以下操作的处理模块:(a)使第一电极偏压在第一电压 $V+$,使第二电极偏压在第二电压 $V-$, (b)测量在第一电极和第二电极之间流动的电流,所述电流对应于所述角质层的电导, (c)从测量到的电流减去补偿电流, (d)测量作为结果的电流并产生经放大的输出电压, (e)测量所述角质层的电导,以及 (f)调整第一电压、第二电压以及所述补偿电流中的至少一个,以降低输出电压的饱和度。

2. 如权利要求1所述的装置,其中,所述处理模块进一步被配置成如果所述角质层的电导过低,则调整所述补偿电流。

3. 如权利要求1所述的装置,其中,所述处理模块进一步被配置成测量从其中去除了基础水平电导的电导的补偿值。

4. 如权利要求1所述的装置,其中,所述处理模块被配置成在预定时间段之后颠倒第一电极和第二电极中的至少一个的极性,以显著地减小电解。

5. 如权利要求1所述的装置,其中,所述处理模块被配置成允许在放大之前调节从第一电极和第二电极之间的电流中减去的所述补偿电流。

6. 如权利要求1所述的装置,其中,所述角质层是人的皮肤的任何部分的角质层。

7. 如权利要求6所述的装置,其中,所述装置被配置成在大约 $0.05\mu\text{S}$ 到大约 $50\mu\text{S}$ 的范围中测量所述角质层的基础水平电导。

8. 如权利要求1所述的装置,其中,所述装置被配置成以 $0.0001\mu\text{S}$ 的分辨率测量所述角质层的电导。

9. 一种用于测量皮电活动的可穿戴设备,包括:

被配置成可移除地与用户相关联的外壳;

第一电极,第一电极的至少一部分设置在所述外壳外部并被配置成当所述外壳与所述用户相关联时接触皮肤的角质层的第一部分;

第二电极,第二电极的至少一部分设置在所述外壳外部并被配置成当所述外壳与所述用户相关联时接触皮肤的所述角质层的第二部分;

设置在所述外壳中并电耦合到第一电极和第二电极的处理模块,所述处理模块能够操作以执行以下操作:(a)使第一电极偏压在第一电压 $V+$,使第二电极偏压在第二电压 $V-$, (b)测量在第一电极和第二电极之间流动的电流,所述电流对应于所述角质层的电导, (c)从测量到的电流减去补偿电流, (d)测量作为结果的电流并产生经放大的输出电压, (e)测量所述角质层的电导,以及 (f)调整第一电压、第二电压以及所述补偿电流中的至少一个,以降低输出电压的饱和度;

设置在所述外壳中的通信模块,所述通信模块耦合到所述处理模块并被配置成执行以下中的至少一项:显示用户的皮电活动、和将皮电活动数据从所述处理模块传递到外部设备;以及

设置在所述外壳中并被配置成向所述处理模块和所述通信模块提供电力的电源。

10. 如权利要求9所述的可穿戴设备,其中,所述处理模块进一步被配置成如果所述角

质层的电导过低,则减小所述补偿电流。

11. 如权利要求 10 所述的可穿戴设备,其中,所述可穿戴设备是腕带。

12. 如权利要求 11 所述的可穿戴设备,其中,所述处理模块被配置成在大约 $0.05\ \mu\text{S}$ 到大约 $50\ \mu\text{S}$ 的范围中测量用户的腕部的角质层的基础水平电导。

13. 如权利要求 19 所述的可穿戴设备,其中,所述可穿戴设备是头带、臂带、脚带、踝带和环中的至少一个。

14. 如权利要求 9 所述的可穿戴设备,其中,所述处理模块进一步被配置成在预定时间段之后颠倒第一电极和第二电极中的至少一个的极性,以显著地减小电解。

15. 如权利要求 9 所述的可穿戴设备,进一步包括心搏传感器。

16. 如权利要求 15 所述的可穿戴设备,进一步包括加速度计、温度传感器、血氧传感器和葡萄糖传感器中的至少一个。

17. 如权利要求 16 所述的可穿戴设备,其中,所述通信模块被配置成将心搏数据、加速度计数据、温度数据、血氧数据和葡萄糖数据中的至少一个传递到外部设备。

18. 如权利要求 17 所述的可穿戴设备,其中,所述通信模块被配置成通过 USB、USB 2.0、IEEE 1394、**BLUETOOTH®**、低功率 **BLUETOOTH®** 以及 Wi-Fi 中的至少一个与外部设备进行通信。

19. 一种测量皮电活动的方法,包括:

将第一电极和第二电极置于用户的角质层上;

使第一电极偏压在第一电压,使第二电极偏压在第二电压;

测量在第一电极和第二电极之间流动的电流;

从在第一电极和第二电极之间流动的电流减去补偿电流,以得到输入电流;

将所述输入电流转换为经放大的输出电压;

测量输出电压;

测量所述角质层的电导;

确定所述输出电压是否饱和;以及

增大所述补偿电流以改变所述输出电压,使得所述输出电压不饱和。

20. 如权利要求 19 所述的方法,进一步包括:

确定所述角质层的电导是否过低;以及

如果所述电导过低,则降低所述补偿电流。

21. 如权利要求 20 所述的方法,其中,测量的电导是具有在大约 $0.05\ \mu\text{S}$ 到大约 $50\ \mu\text{S}$ 的范围中的值的基础水平电导。

22. 如权利要求 20 所述的方法,其中,测量到的电导是具有高达 $0.0001\ \mu\text{S}$ 的分辨率的相位水平电导。

用于利用电流补偿进行皮电活动测量的装置

[0001] 对相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 2013 年 3 月 16 日提交的标题为“Apparatus for Electro Dermal Activity Measurement with Current Compensation”的美国临时专利申请 No. 61/802, 500、以及 2013 年 3 月 16 日提交的标题为“Method for Estimating Human Well-being Through Heart Rate Variability”的美国临时专利申请 No. 61/802, 519 的优先权, 这些专利申请在的公开内容通过引用全部并入于此。

技术领域

[0003] 此处所描述的各实施例一般涉及用于测量皮电活动的设备、系统和方法, 具体而言, 涉及用于测量用户的皮肤的皮电活动的可穿戴设备以及方法。

背景技术

[0004] 人皮肤由不同的组织层构成。这些组织层执行多个功能, 例如, 在身体的内部和外部部分之间形成界面, 充当保护机制, 具有体温调节功能, 并允许通过皮肤进行液体的交换。人皮肤还包括产生汗的汗腺。汗包括可使电流通过皮肤传导的各种电解液。例如, 如果能够产生自由离子的两个电极 (诸如像银 (Ag) 电极) 被设置在皮肤上, 则自由离子可以通过皮肤在两个电极之间以电子方式传递。

[0005] 一般被称为皮电活动的皮肤的电导非常低, 一般以姆欧 (S) 来度量。皮肤的电导取决于角质层的厚度。皮肤的内层产生势垒, 该势垒大小会变化并使电流在角质层中以或多或少被限制的方式流动。角质层越薄, 电导就越高。例如, 手指尖处的皮肤的电导可以在大约 $0.5 \mu S$ 到大约 $50 \mu S$ 的范围中, 而腕处的皮肤的电导可以在大约 $0.05 \mu S$ 到大约 $80 \mu S$ 的范围中。这些变化可以取决于许多因素, 包括个人的生理机能、温度、皮肤结构、以及自主神经系统 (ANS) 活动。

[0006] 皮电活动信号一般包括两个交错信号; 基础 (tonic) 水平以及相位 (phasic) 水平。基础水平 (此处也被称为“基础水平电导”) 是在没有任何外部或环境刺激的情况下的皮肤电导, 缓慢地变化 (即, 低频率), 是如此处所描述的人的生理因素所导致的。基础水平可以在用户的腕部处具有大约 $0.05 \mu S$ 到大约 $50 \mu S$ 的范围。

[0007] 相位水平 (此处也被称为“相位水平电导”) 通常与短期事件相关联, 并在存在离散的环境刺激 (诸如例如视线、声音、嗅觉、以及在事件前面的感知过程, 诸如期待、决策等) 的情况下发生。相位变化通常表现为皮肤电导的突然的提高, 或皮肤电导中的“峰值”。

[0008] 系统和设备也可以用于通过皮肤或在用户的皮肤下面的血液中测量心率变异性 (HRV)。HRV 被定义为心率的心搏与心搏之间的变化。变化越大, HRV 就越大。HRV 是心肌梗塞的死亡率的已知预测子, 其他病理学条件也可以与修改的 (通常较低) HRV 相关联, 包括充血性心力衰竭、糖尿病神经病变、心脏移植术后抑郁、对婴儿猝死综合征 (SIDS) 的敏感性、以及早产儿的存活率。HRV 还涉及情绪激发。已经发现在严重的时间压力以及情感紧张、升高的焦虑水平下, 或者在报告了日常担忧频率更大并且持续时间更长的人中,

HRV 减小。

[0009] HRV 包括两个主要成份：呼吸性窦性心律失常 (RSA) (也被称为高频 (HF) 振荡) 以及低频 (LF) 振荡。HF 振荡与呼吸相关联,并在频率范围上跟踪呼吸速率,低频振荡与血压的 Mayer 波 (Traube-Hering-Mayer 波) 相关联。被这些频谱带包含的总能量与能量被分配给它们的方式相结合给出由中枢神经系统给出的心率调节模式的指标、以及心理以及身体健康的状态的指标。

[0010] 然而,已知的用于分析心搏数据以确定人的 HRV 以及精神物理学状态的方法常常不能确定人的真实的心理的以及物理的状态。一些已知的 HRV 频谱分析方法使用非参数化方法 (例如,快速傅氏变换) 或参数化方法。这些策略依赖于以恒定频率“采样”血流速度图的近似法。这样的已知方法对丢失心搏数据或心搏数据中的高变异性敏感。进一步地,高活动性也会导致心搏数据的高变异性,通过已知方法不可以适当地分析这些高变异性。

[0011] 如此,需要可以以高可靠性、可重复性来测量皮肤电导并且不会遭受电解的新系统、设备以及方法。进一步地,还需要分析心搏数据并通过心率变异性来确定人的健康的新方法。

发明内容

[0012] 此处所描述的各实施例一般涉及用于测量皮电活动的设备、系统和方法,具体涉及用于测量用户的皮肤的皮电活动的可穿戴设备以及方法。在一些实施例中,用于测量皮电活动的装置可包括与皮肤的角质层的第一部分接触的第一电极和与角质层的第二部分接触的第二电极。第一电极可以通过角质层与第二电极进行电子通信。处理模块电耦合到第一电极和第二电极。处理模块可操作,以 (a) 使第一电极偏压在第一电压 V_+ ,使第二电极偏压在第二电压 V_- , (b) 测量在第一电极和第二电极之间流动的电流,所述电流对应于所述角质层的电导, (c) 从测量到的电流减去补偿电流, (d) 测量作为结果的电流并产生经放大的输出电压, (e) 测量所述角质层的电导,以及 (f) 调整第一电压、第二电压以及所述补偿电流中的至少一项,以降低所述输出电压的饱和度。

附图说明

[0013] 图 1A 是带有第一厚度并具有第一电导的皮肤角质层的人的皮肤截面图。图 1B 是皮肤的截面图,示出了第二厚度并具有第二电导的角质层。

[0014] 图 2A 是在皮肤上测量到的包括基础水平电导和相位水平电导的皮电活动信号的曲线。

[0015] 图 2B 是范围从低值到高值的典型的皮电活动信号的曲线。

[0016] 图 3 示出了根据一实施例的用于测量皮电活动的装置的示意框图。

[0017] 图 4 示出了根据一实施例的用于测量皮电活动的可穿戴设备的底部透视图。

[0018] 图 5 示出了沿着图 4 所示出的线 5-5 截取的图 3 的可穿戴设备的截面侧视图。

[0019] 图 6 示出了可以用于电流补偿以及极性反转的图 3 的可穿戴设备中所包括的处理模块的电路图。

[0020] 图 7 示出了图 3 的可穿戴设备中所包括的处理模块的总体示意图。

[0021] 图 8 是示出了可穿戴传感器的皮电活动感测性能的曲线,包括真正电导水平、输

出电压 V_{OUT} 以及补偿电压 V_{DAC} 。

[0022] 图 9 示出了根据一实施例的测量皮电活动的方法。

[0023] 图 10 示出了根据一实施例的包括皮电活动传感器以及心搏传感器的可穿戴设备的底部透视图。

[0024] 图 11 示出了沿着图 10 所示出的线 11-11 截取的图 10 的可穿戴设备的截面侧视图。

[0025] 图 12 示出了根据一实施例的使用由可穿戴活动传感器测量到的心率变异性来确定人的健康的方法。

[0026] 图 13 示出了心搏间期 (IBI) 时间序列。

[0027] 图 14 示出了用于去除在心搏的心搏间期 (IBI) 中测量到的伪差的单步选择滤波器的可视表示。

[0028] 图 15 示出了用于去除在心搏的 IBI 中测量到的伪差的两步骤选择滤波器的可视表示。

具体实施方式

[0029] 此处所描述的各实施例一般涉及用于测量皮电活动的设备、系统和方法,具体而言,涉及用于测量用户的皮肤的皮电活动的可穿戴设备以及方法。对定义人的皮电活动的两个不同频率的电导进行测量会是具有挑战性的。基础水平具有利用常规皮电活动监视器可能难以包含的很宽的范围。此外,相位水平是快速变化的,并可能难以利用常规皮电活动监视器来解析。

[0030] 用于皮电感测的电极也会在皮肤上遭到电解。随着电流流过皮肤,电极(例如,Ag 电极)会损失金属离子,金属离子会在皮肤上沉积。这会导致电极的腐蚀,也会由于金属离子而导致皮肤刺激。

[0031] 常规皮电活动传感器可以是 DC 电流传感器或 AC 电流传感器。基于 DC 电流的皮电活动传感器一般在测量基础水平电导和相位水平电导中提供良好性能,但会遭受电解。相比之下,基于 AC 电流的皮电活动传感器在测量基础水平电导中会提供良好性能并很少有或没有电解,但是在测量相位水平电导中表现出差的性能。

[0032] 此处所描述的系统、设备和方法的各实施例可以提供用于可靠地测量皮肤的基础水平和相位水平的电导的补偿机制。此处所描述的皮电活动测量系统、设备和方法相对于常规皮电活动传感器,提供几个优点,包括例如:(1) 在覆盖预期的基础水平电导的整个范围的宽的范围上测量皮电活动的能力,(2) 以高分辨率测量相位水平电导的能力,(3) 感测电极的电解减少,以及(4) 允许通过集成在可穿戴设备(例如,腕带)中进行实时皮电活动测量。

[0033] 在一些实施例中,用于测量皮电活动的装置可包括与皮肤的角质层的第一部分接触的第一电极和与该角质层的第二部分接触的第二电极。第一电极可以通过该角质层与第二电极进行电子通信。处理模块电耦合到第一电极和第二电极。处理模块可操作,以 (a) 使所述第一电极偏压在第一电压 V_+ ,使所述第二电极偏压在第二电压 V_- , (b) 测量在所述第一电极和所述第二电极之间流动的电流,所述电流对应于该角质层的电导, (c) 从测量到的电流减去补偿电流, (d) 测量作为结果的电流并产生经放大的输出电压, (e) 测量该角质

层的电导,以及(f)调整所述第一电压、所述第二电压,以及所述补偿电流中的至少一项,以降低所述输出电压的饱和度。

[0034] 在一些实施例中,用于测量皮电活动的可穿戴设备可包括被配置成可移除地与用户的皮肤相关联的外壳。第一电极和第二电极被包括在设备中,使得第一电极和第二电极的至少一部分被设置在外壳外面。第一电极被配置成当外壳与用户相关联时接触皮肤的角质层的第一部分,第二电极被配置成当外壳与用户相关联时接触皮肤的角质层的第二部分。处理模块也设置在外壳中并耦合到第一电极和第二电极。处理模块可操作,以(a)使所述第一电极偏压在第一电压 V_+ ,使所述第二电极偏压在第二电压 V_- , (b) 测量在所述第一电极和所述第二电极之间流动的电流,所述电流对应于角质层的电导, (c) 从测量到的电流减去补偿电流, (d) 测量作为结果的电流并产生经放大的输出电压, (e) 测量角质层的电导,以及(f)调整所述第一电压、所述第二电压、以及所述补偿电流中的至少一项,以降低所述输出电压的饱和度。通信模块也设置在外壳中并耦合到处理模块。通信模块可以被配置成执行以下中的至少一项:显示用户的皮电活动,和将来自处理模块的皮电活动数据传递到外部设备。电源也设置在所述外壳中并被配置成向所述处理模块和所述通信模块提供电力。在一些实施例中,可穿戴设备可以是腕带。

[0035] 在一些实施例中,测量皮电活动的方法可包括将第一电极和第二电极设置于用户的角质层上。使第一电极偏压在第一电压,使第二电极偏压在第二电压。测量与流过皮肤的电流成比例的输出电压。该方法将输出电压转换为电导水平,并确定它是否饱和。如果输出电压低饱和,则增大补偿电流或减小两个电极之间的电压差,以改变输出电压,使得它不饱和。如果输出电压高饱和,则减小补偿电流或增大两个电极之间的电压差,以改变输出电压,使得它不饱和。在一些实施例中,测量到的电导是具有在大约 $0.05 \mu S$ 到大约 $50 \mu S$ 的范围中的值的基础水平电导。

[0036] 如在说明书中所使用的,单数形式“一”、“一个”和“该”也包括多个所涉及的对象,除非上下文明确地指出是其他情况。因此,例如,术语“构件”旨在表示单个构件或构件组合,“材料”旨在表示一种或多种材料或者其组合。

[0037] 如此处所使用的,术语“大约”和“大致”一般表示声明的值的正或负 10%。例如,大约 0.5 将包括 0.45 和 0.55,大约 10 将包括 9 到 11,大约 1000 将包括 900 到 1100。

[0038] 此处所描述的各实施例可用于测量皮肤的角质层的皮电活动(即,包括基础水平和相位水平电导的电导)。作为参考,图 1A 示出了人的皮肤的截面。皮肤的最外层是角质层。角质层下面是透明层。在角质层和透明层之间存在势垒。皮肤的电导会变化,如箭头 G 所示,从角质层的顶表面处的大约 100nS 到皮肤的底表面(这是基本上相等的势面)附近的大约 1mS。如图 1A 所示,角质层可以具有从角质层的顶表面到势垒测量到的第一厚度 s_1 。当一对电极“a-a”被放置为与角质层进行电子通信以使得电极之间的距离大于角质层的第一厚度 s_1 时,角质层可以具有第一电导。影响皮肤的电导的各种因素,例如,个人的生理机能、温度、皮肤结构、以及自主神经系统(ANS)活动,通过改变角质层的厚度来达到影响皮肤的电导这一目的。角质层基本上用作在大小以及厚度方面变化的势垒。如图 1B 所示,角质层的厚度可以增大到显著地大于 s_1 的第二厚度 s_2 。厚度的变化也改变角质层的电导。角质层越薄,电导就越高。因此,电极对 a-a 当被放置为与角质层电子通信以使得电极 a-a 之间的距离大于角质层的第二厚度 s_2 时,将测量到小于第一电导的第二电导。因此,角

质层的电导的变化可以直接与用户的生理状态（例如，ANS 活动）相关。

[0039] 图 2A 示出了示例性皮电活动测量值，其示出了人的基础水平以及相位水平电导的变化。基础水平可以被表征为“平滑、基础的缓慢变化电导水平”。相位水平电导可以表征为“快速变化的峰值”。基础水平电导水平可以在个人中随时间缓慢改变，这取决于他或她的生理状态、水合作用、皮肤干燥和自主调节。皮肤电导水平的基础变化通常在从数十秒到几分钟的时段内发生。相位水平电导测量值通常与短期事件相关联，并在存在离散的环境刺激（诸如例如视线、声音、嗅觉、以及在事件前面的感知过程，诸如期待、决策等）的情况下发生。相位变化通常表现为皮肤电导的突然的提高，或皮肤电导中的“峰值”。图 2B 示出了范围从低值到高值的典型的皮电活动信号。

[0040] 在一些实施例中，用于测量皮电活动的装置可包括第一电极和第二电极。现在参考图 3，用于测量皮电活动的装置 100 包括第一电极 110a、第二电极 110b（统称为“电极 110”）和处理模块 130。第一电极 110a 和第二电极 110b 可以被设置在目标的皮肤的角质层 SC 上，使得第一电极 110a 和第二电极 110b 可以通过角质层 SC 进行电子通信并测量角质层 SC 的电导。

[0041] 电极 110 可包括可以允许通过角质层 SC 的电子通信并测量角质层 SC 的电导的任何合适的电极。例如，可以使第一电极 110a 与皮肤的角质层 SC 的第一部分接触，可以使第二电极 110b 与角质层 SC 的第二部分接触，使得第一电极 110a 通过角质层 SC 与第二电极 110b 电子通信。电极 110 可以具有任何合适的形状。例如，电极 110 可以是圆片、板或杆、固态微制造的电极（例如，MEMS 设备中所使用的类型的）、或丝网印刷电极。电极 110 可以具有任何合适的截面，例如圆形、正方形、矩形、椭圆形、多边形、或任何其他合适的截面。在一些实施例中，电极 110 的至少一部分可以用绝缘材料（例如，橡胶、TEFLON®、塑料、聚对二甲苯、二氧化硅、氮化硅，任何其他合适的绝缘材料或其组合）来绝缘。绝缘材料可以例如用于限定电极 110 的有效面积。在一些实施例中，电极 110 可以经受表面修改过程，以修改电极 110 的表面面积，例如以提供更大的表面面积。这样的表面修改过程可包括例如蚀刻（例如，在酸性或碱性溶液中蚀刻）、电压循环（例如，循环伏安法）、纳米颗粒的电沉积、和 / 或任何其他合适的表面修改过程或其组合。

[0042] 电极 110 可以由能够通过角质层电子通信（即，离子以及电通信）的任何合适的材料制成。合适的材料可包括例如银（Ag）、金、铂、钯、铱、碳、石墨、碳纳米管、石墨烯、导电聚合物、陶瓷、合金、任何其他合适的材料或其组合。在一些实施例中，电极 110 可包括 Ag 电极，例如涂有 Ag 的金属板。Ag 电极可以在电极的表面处分离成 Ag^+ 离子，允许通过角质层进行电子通信。Ag 还可以防止对角质层的任何损坏，并具有固有的抗细菌性质，这些性质可以防止在电极 110 的附近的角质层上的任何细菌滋生。

[0043] 处理模块 130 耦合到第一电极 110a 以及第二电极 110b。处理模块 130 可以可操作，以 (a) 使所述第一电极偏压在第一电压 V_+ ，使所述第二电极偏压在第二电压 V_- ，(b) 测量在所述第一电极和所述第二电极之间流动的电流，所述电流对应于角质层的电导，(c) 从测量到的电流减去补偿电流，(d) 测量作为结果的电流并产生经放大的输出电压，(e) 测量角质层的电导，以及 (f) 调整所述第一电压、所述第二电压以及所述补偿电流中的至少一项，以降低所述输出电压的饱和度。

[0044] 在一些实施例中，处理模块 130 可包括被配置成使第一电极 110a 极化在第一电压

并使第二电极 110b 极化在第二电压的电路（未示出）。电路可包括电阻器和放大器，例如运算放大器、互阻抗放大器、电压放大器、电流放大器、跨导放大器、任何其他合适的放大器或其组合。电路可以进一步被配置成测量电导（例如，角质层 SC 的基础水平电导和 / 或相位水平电导）以及对应于角质层 SC 的电导的输出电压。

[0045] 处理模块 130 还可以包括被配置成将补偿电压传递到电路以修改补偿电流或修改这两个电极之间的电压差的补偿机制（未示出）。补偿机制可以被配置成最佳地测量在所述第一电极和所述第二电极之间流动的电流，所述电流对应于角质层的电导。进一步地，补偿机制可以被配置成调整第一电压和第二电压中的至少一项，或者如果输出电压到达饱和值（例如，高饱和或低饱和）的话，则调整补偿电流。此外，补偿机制可以被配置成如果角质层 SC 的电导过低，则调整补偿电流。例如，补偿机制可以被配置成如果输出电压到达饱和值则增大补偿电流，并且如果角质层的电导过低则减小补偿电流。如此，补偿机制可以充当电压反馈机制以将输出电压维持在最佳值。

[0046] 在一些实施例中，处理模块 130 可包括被配置成显著地减小信号噪声的滤波电路，例如低通滤波器、高通滤波器、带通滤波器、任何其他合适的滤波电路、或其组合。在一些实施例中，处理模块 130 可包括处理器，例如微控制器、微处理器、ASIC 芯片、ARM 芯片或可编程逻辑控制器 (PLC)。处理器可包括信号处理算法，例如带通滤波器、和 / 或任何其他信号处理算法或者其组合。在一些实施例中，处理模块 130 可包括被配置成存储皮电活动数据或生理状态数据（例如，ANS 活动数据）中的至少一个的存储器。在一些实施例中，存储器还可以被配置成存储参考签名，例如校准等式。在这样的实施例中，处理器可包括可以被配置成将测量到的皮电活动数据关联到 ANS 活动或用户的任何其他生理状态参数的算法。存储器还可以包括最大化皮电活动信号的信噪比的算法。在一些实施例中，处理模块 130 还可以包括耦合到处理器的时钟信号的发生器。在一些实施例中，处理模块 230 还可以包括被配置成实时存储或发送信息（例如，皮电活动数据）并允许近场通信 (NFC) 设备读取所存储的信息的 RFID 或蓝牙芯片。

[0047] 在一些实施例中，处理模块 130 可以被配置成测量从其中去除了基础水平电导的电导的补偿值。在一些实施例中，处理模块 130 可以被配置成在预定时间段之后颠倒第一电极 110 和第二电极 110b 中的至少一个的极性，以显著地减小电解。例如，颠倒极性可以迫使电极 110 的任何溶解的离子（例如， Ag^+ 离子）被再吸收到电极 110 中。这可以减少电极 110 被弄脏的情况、延长保质期和 / 或防止皮肤刺激。在一些实施例中，处理模块可以被配置成在放大电流之前调节从在电极之间流动的电流中所减去的补偿电流。例如，处理模块 130 可以被配置成在大约 $-1 \mu\text{A}$ 到大约 $1 \mu\text{A}$ 范围中对对应于角质层 SC 的电导的电流进行调节。装置 100 可以被配置成测量用户的皮肤的任何部分（例如，用户的腕部皮肤）的角质层 SC 的电导。在这样的实施例中，处理模块 130 可以被配置成在大约 $0.05 \mu\text{S}$ 到大约 $80 \mu\text{S}$ 的范围中测量腕部的角质层 SC 的基础水平电导。在一些实施例中，装置 100 可以被配置成测量用户的手指的角质层的电导。在这样的实施例中，处理模块 130 可以被配置成在大约 $0.5 \mu\text{S}$ 到大约 $50 \mu\text{S}$ 的范围中测量手指的角质层 SC 的基础水平电导。在一些实施例中，处理模块 130 可以被配置成测量高达大约 5mS 的相位水平电导。在一些实施例中，装置 100 可以被配置成以 $0.0001 \mu\text{S}$ 的分辨率来测量角质层的电导。

[0048] 在一些实施例中，装置 100 还可以包括耦合到处理模块 130 的通信模块（未示

出)。通信模块可以被配置成显示用户的皮电活动或将来自处理模块 130 的皮电活动数据传递到外部设备,例如智能电话应用、本地计算机和 / 或远程服务器。在一些实施例中,通信模块包括提供与外部设备的有线通信的通信接口,例如 USB、USB 2.0 或火线 (IEEE 1394) 接口。在一些实施例中,通信接口还可以用于对电源 (未示出) (例如,可以包括在装置 100 中的可再充电电池) 重新充电。电源可包括例如纽扣电池、蜂窝电话中所使用的类型的锂离子或镍镉电池。在一些实施例中,通信模块可包括用于与外部设备进行无线通信的部件,例如 Wi-Fi、**BLUETOOTH®**、低功率 **BLUETOOTH®**、Wi-Fi、Zigbee 等等。

[0049] 在一些实施例中,通信模块可包括显示器,例如触摸屏显示器,被配置成向用户传递信息,例如皮电活动、ANS 活动、用户的生理活动、剩余电池电量、无线连接状态、时间、日期、和 / 或用户提醒。在一些实施例中,通信模块还可以包括麦克风和 / 或振动机制,以传达音频和触觉警告。在一些实施例中,通信模块可包括用户输入接口,例如按钮、开关、字母数字小键盘、和 / 或触摸屏,例如用于允许用户向剂量 (dose) 测量系统 100 输入信息,例如打开系统电源、关闭系统电源、重置系统、以人工方式输入用户行为的细节、以人工方式输入装置 100 使用的细节、和 / 或以人工方式启动装置 100 和远程设备之间的通信。

[0050] 在一些实施例中,装置还可以包括各种生理传感器,例如心搏传感器 (例如,光学体积描记术传感器)、加速度计、温度传感器、血氧传感器、葡萄糖传感器、气压计、陀螺仪、任何其他生理传感器或其组合。在这样的实施例中,处理模块 130 可以被配置成处理来自每一传感器的信号,以确定用户的生理状态。在一些实施例中,对从每一传感器接收到的信号的数据处理可以在外部设备上执行,该外部设备例如智能电话、平板、个人计算机或远程服务器。此外,通信模块可以被配置成将来自每一个传感器的生理数据传递到用户,例如通过该装置或外部设备中所包括的显示器。这样的生理数据可包括例如皮电活动 (例如,皮肤电导)、心率、心率变异性、代谢当量 (MET)、紧张水平、放松水平、运动或活动水平、温度、热流量、和 / 或 ANS 活动 (例如,唤醒或兴奋)。

[0051] 在一些实施例中,装置可包括外壳 (未示出),该外壳可以被配置成可移除地与用户的角质层 SC 相关联。外壳可以限定内容积,可以将电极 110、处理模块 130、通信模块以及电源、和 / 或装置 100 中所包括的任何其他组件设置在内容积内。第一电极 110a 以及第二电极 110b 的至少一部分可以被设置在外壳外面。电极 110 可以被配置为使得当外壳与用户的皮肤相关联时,第一电极 110 接触角质层 SC 的第一部分,第二电极 110b 接触角质层 SC 的第二部分。

[0052] 外壳可以由相对轻的、柔软、但结实的材料制成。外壳还可以由材料组合制成,以便提供刚性的特定部分和柔性的特定部分。示例材料包括塑料以及橡胶材料,诸如聚苯乙烯、聚丁烯、碳酸盐、聚氨酯橡胶、丁烯橡胶、硅树脂、及其他可比的材料以及其混合物,或者可以使用这些材料的组合或任何其他合适的材料。外壳可以具有相对光滑的表面、弯曲的侧面和 / 或另外的人体工学形状。

[0053] 在一些实施例中,装置 100 可以具有小形状因子,使得装置 100 是可穿戴的 (即,可以被佩戴在用户的某一身体部位上)。例如,在一些实施例中,装置 100 可以是腕带。在这样的实施例中,柔性的带 (例如皮带、橡胶带、纤维带或金属带) 可以耦合到外壳,并被配置成将外壳固定到用户的身体部位。此外,外壳可以具有小形状因子。在一些实施例中,带

可以空心的,使得带限定内容积。在这样的实施例中,装置 100 中所包括的传感器中的任何一种(例如,被配置成测量皮电活动的电极 110)可以被设置在由带所限定的内容积内。电极 110 的至少一部分可以被设置在外壳外部,以接触用户的皮肤的角质层 SC。在一些实施例中,装置 100 可以是头带、臂带、脚带、踝带、或环。在一些实施例中,装置 110 可以是被配置成被佩戴在用户的手上的手套。

[0054] 在使用中,装置 100 可以被设置在用户的皮肤上,使得第一电极 110a 接触皮肤(例如,用户的腕部的皮肤)的角质层 SC 的第一部分,第二电极 110b 接触角质层 SC 的第二部分。处理模块 130 可以使第一电极偏压在第一电压,并使第二电极偏压在不同于第一电压的第二电压,并测量流过角质层的皮肤电流。可以从皮肤电流中减去补偿电流,以获得输入电流。补偿电流可以由补偿电压(例如,由补偿机制提供的补偿电压)来设置。处理模块 130 可以转换输入电流,以测量输出电压和角质层 SC 的电导(例如,从输出电压导出)。处理模块 130 可以确定输出电压是饱和还是不饱和。如果输出电压是饱和的,例如高饱和或低饱和,则处理模块 130 可以调整第一电压,第二电压和/或补偿电流(例如,通过调整补偿电压),以降低输出电压的饱和度。装置 100 可以被配置成对皮电活动和/或任何其他生理参数执行实时测量,使得可以确定用户的生理状态。此信息可用于生成用户的在一段时间段上的生理简档。

[0055] 上文已经描述了各种一般原理,现在将描述这些概念的几个实施例。这些实施例只是示例而已,构想了用于测量皮电活动的系统、设备和方法的许多其他配置。

[0056] 在一些实施例中,用于测量皮电活动的装置可包括被配置成被佩戴在用户的腕部上的可穿戴设备。现在参考图 4-7,用于测量皮电活动的可穿戴设备 200 包括外壳 202、第一带部 206a 和第二带部 206b、第一电极 210a、第二电极 210b(统称为“电极 210”)、处理模块 230、通信模块 250 以及电源 270。可穿戴设备 200 被配置成被佩戴在用户的腕部上,类似于手表,并测量至少用户的腕部上的皮肤的角质层的皮电活动。

[0057] 外壳 202 限定被配置成容纳处理模块 230、通信模块 250 以及电源 270 的内容积 204。外壳 202 可以由相对轻的、柔软但结实材料制成。外壳 202 还可以由材料组合制成,以便提供刚性的特定部分和柔性的特定部分。示例材料包括塑料以及橡胶材料,诸如聚苯乙烯、聚丁烯、碳酸盐、聚氨酯橡胶、丁烯橡胶、硅树脂、及其他可比的材料以及其混合物,或者可以使用这些材料的组合或任何其他合适的材料。外壳 202 可以具有相对光滑的表面、弯曲的侧面和/或另外的人体工学形状。尽管被示为整体结构,但是,在一些实施例中,外壳 202 可包括基座和封盖,使得基座可移除地耦合到封盖,以限定内容积 204。在这样的实施例中,可以去除基座,以接近(access)设置在外壳 204 中的组件(例如,替换电源 270)。

[0058] 第一带部 206a 和第二带部 206b(统称为“带部 206”)分别耦合到外壳 202 的第一侧面和第二侧面。带部 206 可以由任何合适的材料制成,诸如例如皮革、橡胶、纤维、聚氨酯或金属。带部 206 可包括耦合机制,例如孔和销、卡箍、凹口、凹槽、锯齿形缺口、棘爪掣子、磁体、尼龙搭扣、绑带、或将带部 206 彼此耦合的任何其他合适的耦合机制。如此,带部 206 可以可移除地固定在用户的腕部上,使得电极 210 可以与用户的腕部的角质层相关联。每一带部 206 都限定内容积 208,内容积 208 通过在外壳 202 的侧壁中所定义的孔道(opening)205 耦合到外壳 202。孔道可以允许处理模块 230 通过电耦合(例如,可以穿过在外壳 202 的内容积 204 与带部 206 的内容积 208 之间的孔道 205 的电导线)电耦合到电

极 210。电极 210 被设置在由第一带部 206a 限定的内容积 208 中,使得每一个电极 210 的至少一部分被设置在内容积外部。如此,电极 210 被配置成当可穿戴设备 200 与用户的腕部相关联时,接触用户的皮肤的角质层。

[0059] 电极 210 可包括可以允许通过角质层进行电子通信并测量角质层的电导的任何合适的电极。例如,可以使第一电极 210a 与皮肤的角质层的第一部分接触,可以使第二电极 210b 与皮肤的角质层的第二部分接触,使得第一电极 210a 通过角质层与第二电极 210b 电子通信。电极 210 可以具有任何合适的形状。尽管被示为具有至少一个弯曲的表面,但是,电极 210 可以具有任何合适的形状。例如,电极 210 可以是圆片、板、或杆、固态微制造的电极(例如,MEMS 设备中所使用的类型的)、或丝网印刷电极。电极 210 可以具有任何合适的截面,例如圆形、正方形、矩形、椭圆形、多边形或任何其他合适的截面。在一些实施例中,电极 210 的至少一部分可以用绝缘材料(例如,橡胶、TEFLON®、塑料、聚对二甲苯、二氧化硅、氮化硅、任何其他合适的绝缘材料或其组合)来绝缘。绝缘材料可以例如用于限定电极 210 的有效面积。在一些实施例中,电极 210 可以经受表面修改过程,以修改电极 210 的表面面积,例如以提供更大的表面面积。这样的表面修改过程可包括例如蚀刻(例如,在酸性或碱性溶液中蚀刻)、电压循环(例如,循环伏安法)、纳米颗粒的电沉积、和/或任何其他合适的表面修改过程或者其组合。

[0060] 电极 210 可以由能够通过角质层进行电子通信(即,离子以及电通信)的任何合适的材料制成。合适的材料可包括例如银(Ag)、金、铂、钯、铑、铱、碳、石墨、碳纳米管、石墨烯、导电聚合物、陶瓷、合金、任何其他合适的材料或其组合。在一些实施例中,电极 210 可包括 Ag 电极,例如涂有 Ag 的金属板。Ag 电极可以在电极的表面处分离成 Ag^+ 离子,允许这些 Ag^+ 离子可以与在角质层上产生的汗中所包括的电解液交换离子,由此允许通过角质层电子通信。Ag 还可以防止对角质层的任何损坏,并具有固有的抗菌性质,这些性质可以防止在电极 210 的附近的角质层上的任何细菌滋长。

[0061] 处理模块 230 被设置在由外壳 202 限定的内容积 204 中。处理模块 230 包括电路 232 以及补偿机制 234。电路 232 可包括放大器 A,例如运算放大器、互阻抗放大器、电压放大器、电流放大器、跨导放大器、互阻抗放大器、任何其他合适的放大器或其组合。电路 232 还包括模拟数字转换器(ADC)。电路 232 可以被配置成测量输出电压 V_{OUT} ,并从输出电压 V_{OUT} 获得角质层的电导,如此处所描述的。补偿机制 234 可包括至少数字模拟转换器。补偿机制可以被配置成读取输出电压 V_{OUT} ,并设置对应于补偿电流 I_{comp} 的补偿电压 V_{DAC} ,如此处所描述的。

[0062] 在一些实施例中,处理模块 230 还可以被配置成在预定时间段之后颠倒第一电极 210a 和第二电极 210b 中的至少一个的极性,以显著地减小电解。例如,颠倒极性可以迫使电极 210 的任何溶解的离子(例如, Ag^+ 离子)被重新吸收到电极 210 中。这可以例如减少电极 210 被弄脏的情况、延长寿命和/或防止皮肤刺激。

[0063] 图 6 示出了可以用于电流补偿以及极性反转的处理模块 230 的电路图。如图 6 所示,电极 210 可以与皮肤(例如,皮肤的角质层)接触。角质层充当位于电极 210 之间的可变电阻器。角质层的电导随着角质层的厚度的变化(例如,由于用户的生理状态的变化)而变化。

[0064] 电源 270 可用于在第一节点 1 提供正电压 $V+$,在第三节点 3 提供负电压 $V-$ 。在此

配置中,第一电极 210a 接收正电压 $V+$,第二电极 210b 接收负电压 $V-$ 。极性反转机制(例如,方向性开关)可用于将正电压转向第二节点 2,将负电压转向第四节点 4。如图 7 所示,这颠倒电极 210 的极性,使得第一电极 210a 现在被偏压在负电压 $V-$,第二电极 210b 被偏压在正电压 $V+$ 。

[0065] 如图 6 所示,补偿机制 234 中所包括的数字模拟转换器(DAC)被配置成从进入放大器 A 的皮肤电流减去补偿电流 I_{comp} 。因此,进入放大器 A 的输入电流 I_{in} 是:

$$[0066] \quad I_{\text{in}} = I_{\text{skin}} - I_{\text{comp}}$$

[0067] DAC 产生电压 V_{DAC} ,使得补偿电流 $I_{\text{comp}} = f(V_{\text{DAC}})$,其中, f 是拟线性的函数。

[0068] 放大器 A 负责对于给定增益 G 放大电流 I_{in} ,并将输入电流 I_{in} 转换为输出电压 V_{OUT} 。输出电压 V_{OUT} 用于获得角质层的电导。处理模块 230 还包括被配置成将模拟信号转换为数字信号的模拟数字转换器(ADC)。ADC 可以具有任何合适的分辨率,例如 10 比特、12 比特或 16 比特。放大器 A 的增益 G 可以是固定的,并被选择以符合皮肤的电导水平的范围要求,使得增益 G 之后的输出电压 V_{OUT} 是,

$$[0069] \quad V_{\text{out}} = G(I_{\text{skin}} - f(V_{\text{DAC}}))$$

[0070] 图 7 示出了处理模块 230 的总体示意图。补偿机制 234 中所包括的控制单元 CU 设置补偿电压 V_{DAC} 的值,并读取电路 232 的输出电压 V_{out} 。由于放大器 A 的增益 G 充分地高,以放大从电极 210 中获取的弱电导信号,因此, V_{out} 倾向于朝着最大值 V_{MAX} 或 0 饱和。当发生这种情况时,控制单元 CU 对补偿电压 V_{DAC} 起作用,以便降低输出电压 V_{out} 的饱和度。例如,如果皮肤电导保持增长,则输出电压 V_{out} 将饱和。补偿机制 234 可以接着增大补偿电流 I_{comp} ,以将输出电压 V_{out} 降低到可读取的范围。

[0071] 此概念在图 8 中进一步示出。图 8 的上面板示出了角质层的实时电导,其包括基础和相位水平。中间面板示出了由电路 232 测量到的输出电压 V_{OUT} ,底部面板示出了由控制单元 CU 设置的补偿电压 V_{DAC} 。电极 210 可以在补偿电压 V_{DAC} 的初始值被初始化。可以由补偿机制 234 来测量输出电压 V_{OUT} 的大小。电导一提高,输出电压 V_{OUT} 就提高,最终到达其饱和值(例如,大约 3.3 伏特)。在此场景下,大量电流流过角质层。为避免饱和,补偿机制 234 可以通过增大补偿电压 V_{DAC} 来补偿电流。这允许较高的电流从放大器 A 流走,并由此导致降低输出电压 V_{OUT} 的饱和度。另一方面,当电导减小时,输出电压 V_{OUT} 也减小,直到输出电压 V_{OUT} 降到预定阈值之下,例如,电路 232 不能读取输出电压 V_{OUT} 。在此场景下,补偿机制 234 可以减小补偿电压 V_{DAC} ,由此允许更多电流流向放大器 A 并增大输出电压 V_{OUT} 的大小。如此,补偿机制 232 可以被配置成动态地设置从真正电导水平中减去的基础水平电导的补偿值。因此,当可穿戴装置 100 处于稳定状态时,补偿电压 V_{DAC} 与用户的当前基础水平电导成比例。补偿机制 234 可以测量与用户的腕部的角质层相关联的基础水平电导的整个范围,例如,在大约 $0.05 \mu\text{S}$ 到大约 $80 \mu\text{S}$ 的范围中。在一些实施例中,补偿机制可以允许在大约 $-1 \mu\text{A}$ 到大约 $1 \mu\text{A}$ 范围中对电流进行微调。

[0072] 进一步地,补偿机制 234 允许从实时电导减去基础水平,使得输出电压 V_{OUT} 表示皮电活动的相位值。因此,可以以高分辨率来测量相位水平电导,例如通过处理模块 230 中所包括的模拟数字转换器(ADC)。在一些实施例中,可以以大约 $0.0001 \mu\text{S}$ 的分辨率来测量相位水平。

[0073] 如此,电流补偿使得能够通过聚焦于总的范围的动态部分来增大范围。补偿机制

234 动态地设置补偿电流以适应基础水平电导,同时放大器 A 和 ADC 观察相位水平电导。由放大器 A 提供的增益 G 和 ADC 的高分辨率允许信号以高分辨率被解析。此外,开关机制通过允许以预定的间隔进行电极的极性反转来减小电极的电解。

[0074] 尽管被示为包括电路 232 和补偿机制 234,但是,处理模块 230 可包括任何其他组件。在一些实施例中,处理模块 230 可包括被配置成显著地减小信号噪声的滤波电路,例如低通滤波器、高通滤波器、带通滤波器、任何其他合适的滤波电路或其组合。在一些实施例中,处理模块 230 可包括处理器,例如微控制器、微处理器、ASIC 芯片、ARM 芯片或可编程逻辑控制器 (PLC)。处理器可包括信号处理算法,例如带通滤波器、低通滤波器、任何其他信号处理算法或其组合。在一些实施例中,处理模块 230 可包括被配置成存储皮电活动数据或生理状态数据(例如,ANS 活动数据)中的至少一个的存储器。在一些实施例中,存储器还可以被配置成存储参考签名,例如校准等式。在这样的实施例中,处理器可包括可以被配置成将测量到的皮电活动数据关联到 ANS 活动或用户的任何其他生理状态参数的算法。存储器还可以包括最大化皮电活动信号的信噪比的算法。在一些实施例中,处理模块 230 还可以包括耦合到处理器的时钟信号的发生器。在一些实施例中,处理模块 230 还可以包括被配置成存储信息(例如,皮电活动数据)并使近场通信 (NFC) 设备读取所存储的信息的 RFID 芯片。

[0075] 在一些实施例中,处理模块 230 可以被配置成测量从其中去除了基础水平电导的电导的补偿值。在一些实施例中,处理模块 230 可以被配置成允许在大约 $-1\ \mu\text{A}$ 到大约 $1\ \mu\text{A}$ 范围中对对应于角质层的电导的电流进行调节。在一些实施例中,处理模块 230 可以被配置成在大约 $0.05\ \mu\text{S}$ 到大约 $80\ \mu\text{S}$ 的范围中测量腕部的角质层的基础水平电导。

[0076] 通信模块 250 耦合到处理模块 230。通信模块 250 可以被配置成显示用户的皮电活动或将来自处理模块 230 的皮电活动数据传递到外部设备,例如智能电话应用、本地计算机和 / 或远程服务器。在一些实施例中,通信模块 250 包括提供与外部设备的有线通信的通信接口,例如 USB、USB 2.0 或火线 (IEEE 1394) 接口。

[0077] 在一些实施例中,通信模块 250 可包括用于与外部设备进行无线通信的部件,例如 Wi-Fi、**BLUETOOTH®**、低功率 **BLUETOOTH®**、Wi-Fi、Zigbee 等等。在一些实施例中,通信模块 250 可包括显示器,例如触摸屏显示器,被配置成向用户传递信息,该信息例如皮电活动、ANS 活动、用户的生理活动、剩余电池电量、无线连接状态、时间、日期和 / 或用户提醒。在一些实施例中,通信模块 250 还可以包括麦克风和 / 或振动机制,以传达音频和触觉警告。在一些实施例中,通信模块 250 可包括用户输入接口,例如按钮、开关、字母数字小键盘和 / 或触摸屏,例如用于允许用户向可穿戴设备 200 中输入信息,例如打开系统电源、关闭系统电源、重置系统、以人工方式输入用户行为的细节、以人工方式输入可穿戴设备 200 使用的细节和 / 或以人工方式启动可穿戴外部设备和外部设备之间的通信。

[0078] 电源 270 耦合到处理模块 230 和通信模块 250,并被配置成向处理模块 230 和通信模块 250 供应电力。电源可包括例如纽扣电池、蜂窝电话中所使用的类型的锂离子或镍镉电池。在一些实施例中,通信模块 250 还可以用于对电源 270 再充电,例如,通过经由通信导线从外部源向电源 270 提供电力。在一些实施例中,可以使用电感耦合来对电源 270 再充电。

[0079] 图 9 示出了用于测量皮电活动的示例性方法 300,皮电活动包括较宽的范围上(例

如,在大约 $0.05\ \mu\text{A}$ 和 $80\ \mu\text{A}$ 的范围中)的基础水平和相位水平。方法 300 可以与任何皮电活动测量系统(例如,装置 100、可穿戴设备 200 或此处所描述的任何其他设备)一起使用。方法 300 涉及将第一电极和第二电极置于角质层上(302)。电极可包括电极 110、210 或此处所描述的任何其他电极。使第一电极偏压在第一电压 V_+ ,使第二电极偏压在第二电压 V_- (304)。例如,第一电极可以带正电荷,第二电极可以带负电荷,或者反之亦然。从流过角质层的电流 I_{skin} 中减去补偿电流 I_{comp} ,以获得输入电流 I_{in} (308)。例如,可以使用补偿机制(例如,补偿机制 234 或此处所描述的任何其他补偿机制)来设置补偿电压,该补偿电压被转换成要从皮肤电流 I_{skin} 中减去的补偿电流。输入电流 I_{in} 转换成被测量的输出电压(310)。例如,可以使用互阻抗放大器(例如,电路 232 或此处所描述的任何其他电路中所包括的互阻抗放大器)来将输入电流 I_{in} 转换为输出电压 V_{OUT} 。输出电压与角质层的电导相关,并用于测量角质层的电导。接着,该方法确定输出电压 V_{OUT} 是否低饱和(312)。例如,可以将输出电压 V_{OUT} 传递到补偿机制(例如,补偿机制 234 或此处所描述的任何其他补偿机制),该补偿机制可以确定输出电压 V_{OUT} 是否低饱和(即,到达最小值)。在此情况下,可以减小第一电压 V_+ ,可以增大第二电压 V_- ,或者增大补偿电流 I_{comp} (314),以改变输出电压 V_{OUT} ,使得输出电压 V_{OUT} 不低饱和。

[0080] 如果输出电压 V_{OUT} 不是低饱和,则该方法确定输出电压 V_{OUT} 是否是高饱和(316),即到达非常高的值。例如,如果角质层的电导过高,则输出电压 V_{OUT} 可以下降到非常高的值。如果输出电压 V_{OUT} 是高饱和,则可以增大第一电压 V_+ ,可以减小第二电压 V_- ,和/或可以减小补偿电流 I_{comp} (318),以改变输出电压 V_{OUT} ,使得输出电压 V_{OUT} 不是高饱和。如果输出电压不是低饱和或高饱和,则该方法继续测量输出电压 V_{OUT} 。如此,该方法使得能够对输出电压 V_{OUT} 连续监测和控制,以便可以在较宽的范围上测量角质层的电导。

[0081] 在一些实施例中,可穿戴设备可包括皮电活动传感器和心搏传感器。现在参考图 10 和 11,可穿戴设备 400 包括外壳 402、第一带部 406a、第二带部 406b、第一电极 410a、第二电极 410b(统称为“电极 410”)、一对心搏传感器 420、处理模块 430、通信模块 450 以及电源 470。可穿戴设备 400 被配置成被佩戴在用户的腕部上,类似于手表,并被配置为测量角质层皮肤的皮电活动以及用户的心搏变异性。

[0082] 外壳 402 限定被配置成容纳心搏传感器 420、处理模块 430、通信模块 450 和电源 470 的至少一部分的内容积 404。外壳 470 可以基本上类似于参考可穿戴设备 200 所描述的外壳 470,因此,此处不更详细地描述。

[0083] 第一带部 406a 和第二带部 406b(统称为“带部 406”)分别耦合到外壳 402 的第一侧和第二侧。带部 406 限定内容积 408。电极 410 的至少一部分可以被设置在内容积 408 中。带部 406 可以基本上类似于参考可穿戴设备 200 所描述的带部 406,因此,此处不更详细地描述。

[0084] 电极 410 可包括可以允许通过角质层进行电子通信并可以测量角质层的电导的任何合适的电极。电极 410 可以被配置成测量用户的角质层的皮电活动。电极 410 可以基本上类似于参考可穿戴设备 200 所描述的电极 210,因此,此处不更详细地描述。

[0085] 心搏传感器 420 可以被设置在由外壳 402 限定的内容积中。心搏传感器 420 可以是任何合适的传感器。在一些实施例中,心搏传感器 420 可包括诸如 EKG 监视器中所包括的那些之类的电极。在一些实施例中,心搏传感器 420 可包括光学传感器。例如,心搏传感

器可包括光发射器以及光接收器,其可以将从皮肤或皮肤下面的血反射的光转换为对应于用户的心搏的电信号。在一些实施例中,光发射器可包括 LED 二极管。在一些实施例中,光接收器可包括光电二极管或光电晶体管。可以将对应于从皮肤反射的光的由光检测器测量到的电信号传递到处理模块 430,用于计算用户的心率。在一些实施例中,可穿戴设备 400 还可以包括滤光器(例如,单色仪)以动态地选择反射的光的波长。在一些实施例中,单色仪可以是可调谐的法布里-珀罗滤光器。

[0086] 处理模块 430 被设置在由外壳 402 限定的内容积 404 中。处理模块 430 包括电路 432 以及补偿机制 434。电路 432 和补偿机制 434 可以基本上类似于参考可穿戴设备 200 所描述的电路 232 以及补偿机制 234,因此,此处不更详细地描述。在一些实施例中,处理模块 430 可包括控制被传递到光发射器的电力的电路,例如,以控制由心搏传感器中所包括的光发射器发出的光的光度。

[0087] 在一些实施例中,装置还可以包括各种生理传感器,例如,心搏传感器(例如,光学体积描记术传感器)、加速度计、温度传感器、血氧传感器、葡萄糖传感器、任何其他生理传感器或其组合。在这样的实施例中,处理模块 430 可以被配置成处理来自每一传感器的信号,以确定用户的生理状态。在一些实施例中,对从每一传感器接收到的信号的数据处理可以在外部设备上执行,外部设备例如智能电话、平板、个人计算机或远程服务器。此外,通信模块可以被配置成将来自每一个传感器的生理数据传递到用户,例如通过该装置或外部设备中所包括的显示器。这样的生理数据可包括例如皮电活动(例如,皮肤电导)、心率、心率变异性、代谢当量(MET)、紧张水平、放松水平、运动或活动水平、温度、热流量和/或ANS活动(例如,唤醒或兴奋)。

[0088] 在一些实施例中,处理模块 430 可包括根据 HRV 数据来确定用户的健康指数(WBI)的算法。图 12 示出了可以被包括到根据心率变异性数据来确定用户的 WBI 的算法中的方法。在第一步骤中,处理心搏间期(IBE)时间序列,以标识并删除错误地识别的以及异位的心搏。在下一步骤中,执行对经过校正的时间序列的频谱分析,以评估心搏节律的总功率、高频功率以及低频功率。在第三步骤中,将获得的值给出作为输入,与其他心搏参数一起提供到 WBI 函数,在第四步骤中,用户的 WBI 被确定。

[0089] 如此处所描述的,在第一步骤中处理 IBE 时间序列。图 12 所示出的时间序列的第一列包括发生心搏时的时间戳。第二列包括每一后续心搏之间的时间间隔。换言之,第一列是第一列的累加和。将所获得的 IBE 时间序列分成五分钟的后继窗口。

[0090] 可以将瞬时心搏的位置的错误转换成对 HRV 的计算的错误。HRV 对伪差高度灵敏,2%到5%数据的错误会导致 HRV 计算中的不希望有的偏差。为确保准确的结果,在执行任何 HRV 分析之前适当地管理伪差以及异位心搏是关键。为确保精度,该方法对五分钟 IBE 窗口应用四个并行滤波器。对 IBE 时间序列的第二列应用滤波器,向心搏分配渐进的自然数,如图 13 所示。

[0091] 第一滤波器包括普通选择滤波器。最初,通过低通数值滤波器对血流速度图进行滤波。落在经滤波的曲线中心处的置信区域 A 之外的心搏被丢弃。平均 IBE 等于在窗口中计算出的 IBE 的平均值。

[0092] 第二滤波器是单步选择滤波器。首先应用普通选择滤波器,置信区域 B 在经滤波的曲线中心处,如此处参考普通选择滤波器所描述的。图 14 示出了单步选择滤波器的可视

表示。只有在后续点以当错误识别一个心搏时会发生的相反的方式落在置信区域之外的情况下才丢弃选定的心搏。

[0093] 第三滤波器是两步选择滤波器。首先应用普通选择滤波器,置信区域 C 在经滤波的曲线中心处,如此处参考普通选择滤波器所描述的。图 15 示出了两步选择滤波器的可视表示。只有在带有两心搏距离的点以相反的方式落入置信区域之外的情况下才丢弃选定的心搏。

[0094] 第四选择滤波器是总和选择滤波器。首先,根据下列等式,将血流速度图的测量单位从秒转换为以每分钟心搏数 (bpm) 测量的心率:

[0095] $\text{Heart rate (hr)} = 60/\text{IBI}$

[0096] 接着,在最小平方意义上,将多项式拟合到已转换的血流速度图。最后,丢弃落入拟合曲线中心处的置信区域 D 之外的心搏。

[0097] 如此处所描述的,在过滤 IBI 时间序列之后,对数据执行频谱分析。在执行频谱分析之前,通过对窗口化的 IBI 时间序列的第二列应用下列公式,对心搏信号进行去除线性分量 (detrended):

[0098] $\text{detrended signal} = \text{constant_detrend}(\text{Hamming_window}(\text{linear_detrend}(\text{signal})))$

[0099] 线性地对信号去除线性分量,接着,将它乘以相同长度的汉明窗口。接下来,应用恒定的线性分量去除以减去零频分量。如此,从信号去除心率的非自主调节,例如,由于激烈运动或自发的物理活动引起的。在频谱分析之前对 IBI 时间序列应用汉明窗口可以由此增强频谱信息。

[0100] 获得隆布 (Lomb) 规格化周期图,这是无单位的,并且可以用功率谱密度 (PSD) 表示,如下所示:

[0101] $\text{PSD} = \text{Lomb_periodogram} / \text{integral}(\text{Lomb_periodogram}) * \text{variance}(\text{detrended signal})$

[0102] 只有在待被转换的时域信号具有零平均值的情况下才可以应用 PSD 等式。等式中的积分可以是梯形数值积分。

[0103] 接下来,可以通过分别在 0.04Hz 到 0.15、从 0.15Hz 到 0.4Hz、以及从 0.4Hz 到最大频率的标准频带中对 PSD 进行数值积分,获得低频 (LF)、高频 (HF) 以及总功率 (TP) 值。

[0104] 最后,确定 WBI 函数。WBI 的目标是鼓励个人之中的健康行为。如此,尽力以及沉思和放松被奖以高指数值。相反,限制 HRV 的紧张的情况被给予低分数。可以使用下列等式来确定 WBI:

[0105] $\text{WBI} = f_1(\text{HF/LF}) + f_2(\text{TP}) + f_3(\text{meanHR}, \text{HRmax})$

[0106] 其中,meanHR 是感兴趣的五分钟窗口期间以 bpm 为单位的平均心率,HRmax 是受检者的最高心率。在一些实施例中,可以使用 Haskell 以及 Fox 公式或任何其他合适的公式来确定 HRmax。

[0107] WBI 提供了从 HRV 观点来看表明用户的一天的质量的日常综合值。例如,健康的营养状况会提高不眠症和睡眠的质量,HRV 的大小又可以促使用户朝着这样的健康行为努力。因此,通过几周、几个月以及几年的日常 WBI 的增大将表明此处所描述的方法的有效性。

[0108] 如此,此处所描述的方法可以允许跟踪在某一时间段内精神物理学健康的水平。

对用户自己的健康水平的知晓可以给用户提供鼓励以及指导以增强日常交互以及生活质量。此外,此处所描述的方法可以被包含到设备(例如可穿戴设备 300)中,以通过除支持诸如例如健康饮食以及锻炼之类的健康行为以外还提供补偿反馈,来帮助用户应对紧张的情况。

[0109] 尽管上文描述了系统、方法和设备的各实施例,但是,应该理解,它们只是作为示例来呈现的,而不作为限制。尽管上文所描述的方法以及步骤表明按某种顺序发生的一些事件,但是,所属领域的普通技术人员中受益于本公开的那些将认识到,可以修改某些步骤的顺序,并且这样的修改仍符合本发明的变化。另外,某些步骤可以在可能时以并行进程并发地执行,以及如上文所描述的按顺序执行。尽管示出并描述了各实施例,但是可以理解,可以在形式和细节方面作出各种改变。

[0110] 例如,虽然各实施例被描述为具有特定特征和/或组件的组合,但是,具有来自此处所描述的各实施例的任何特征和/或组件的任何组合或子组合的其他实施例也是可以的。另外,也可以改变各种组件的具体配置。例如,各种组件的大小和具体形状可以不同于所示出的各实施例,同时仍提供此处所描述的功能。

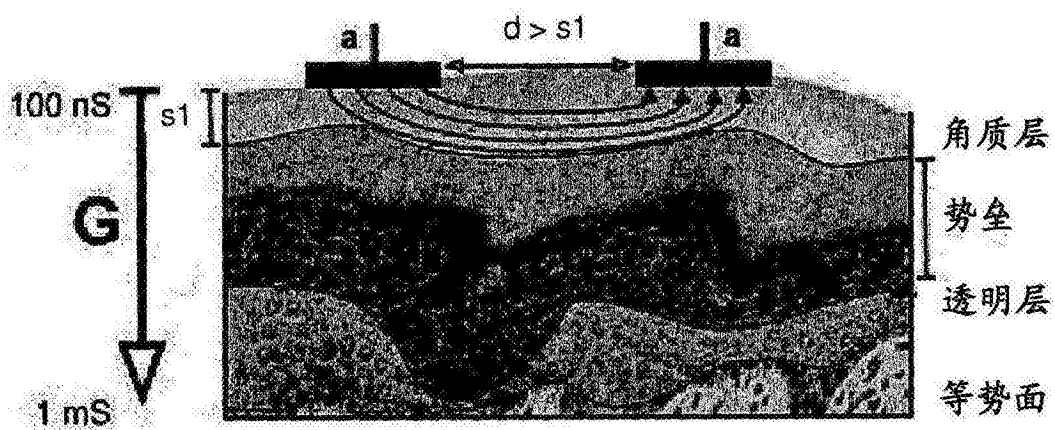


图 1A

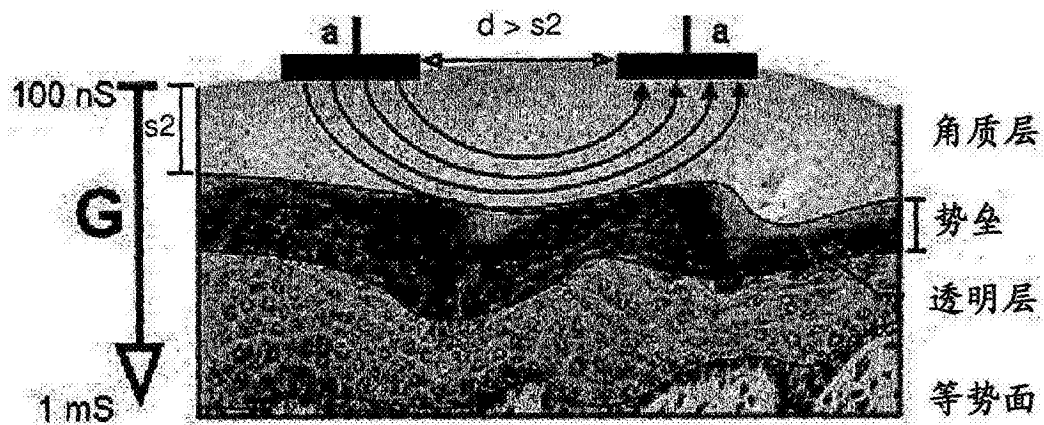


图 1B

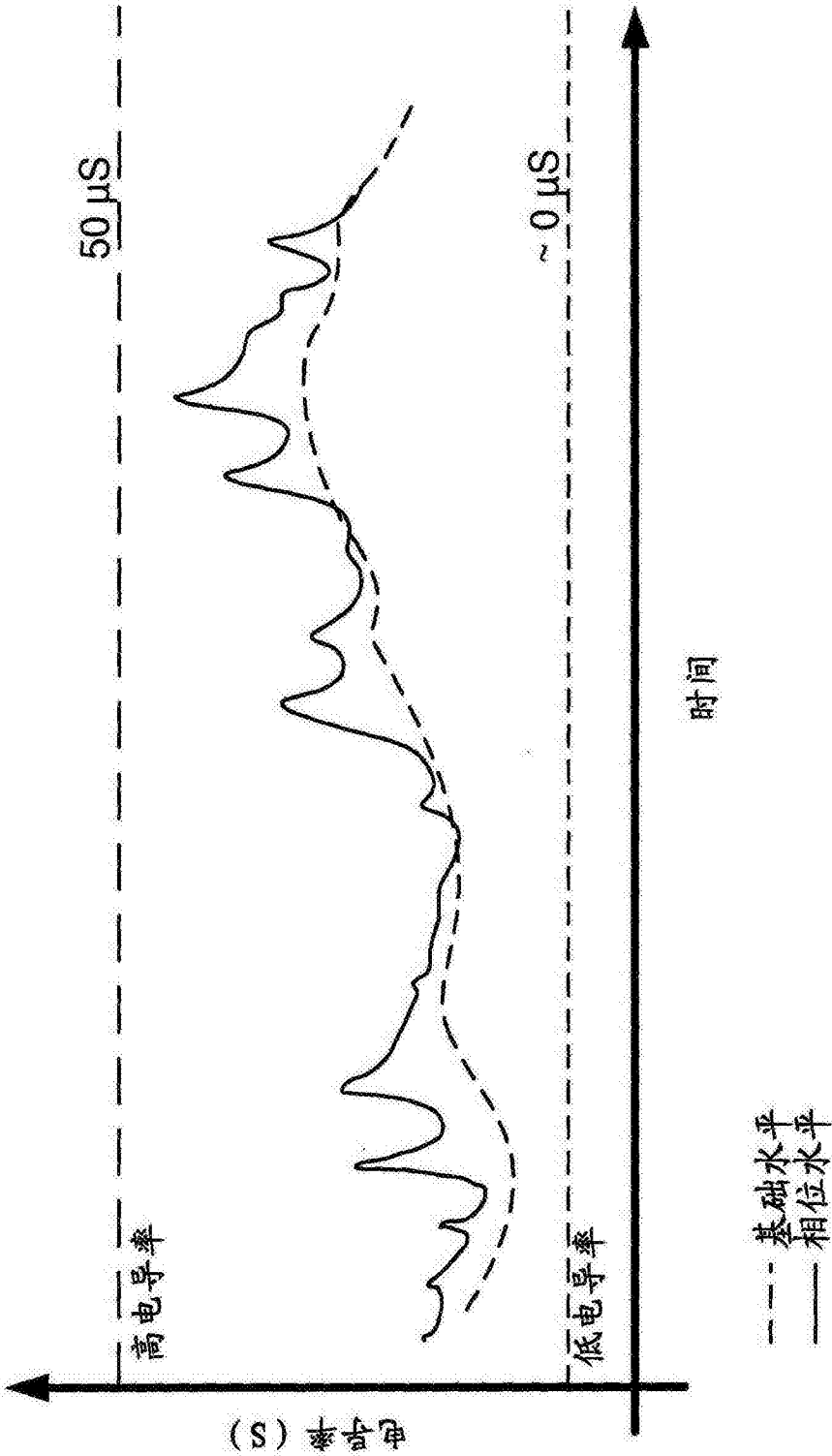


图 2A

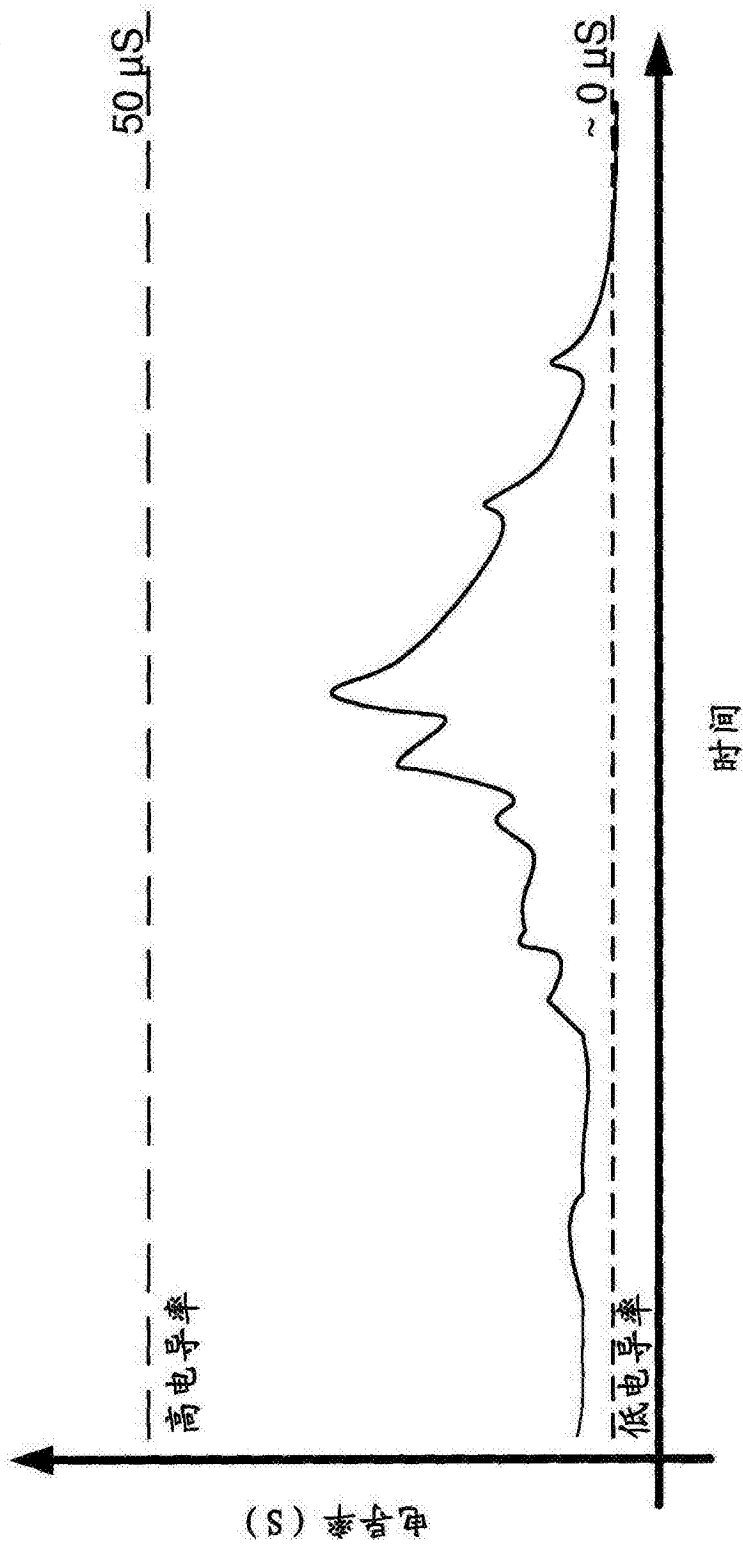


图 2B

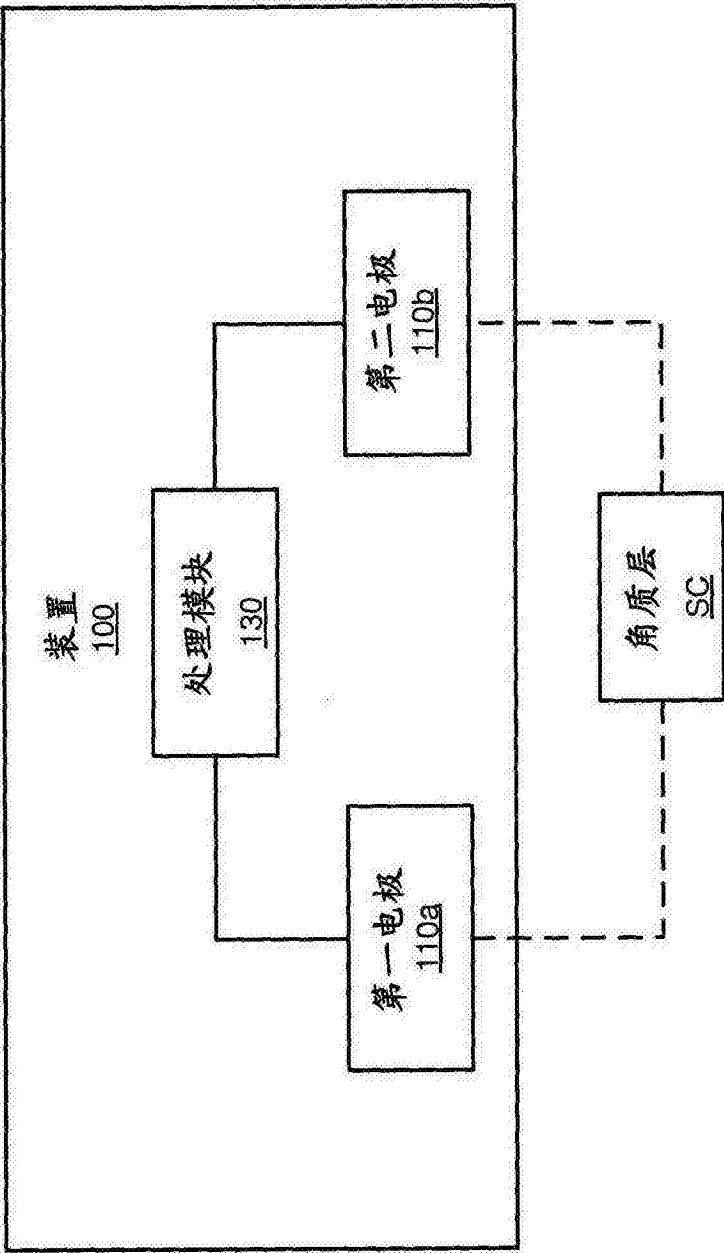


图 3

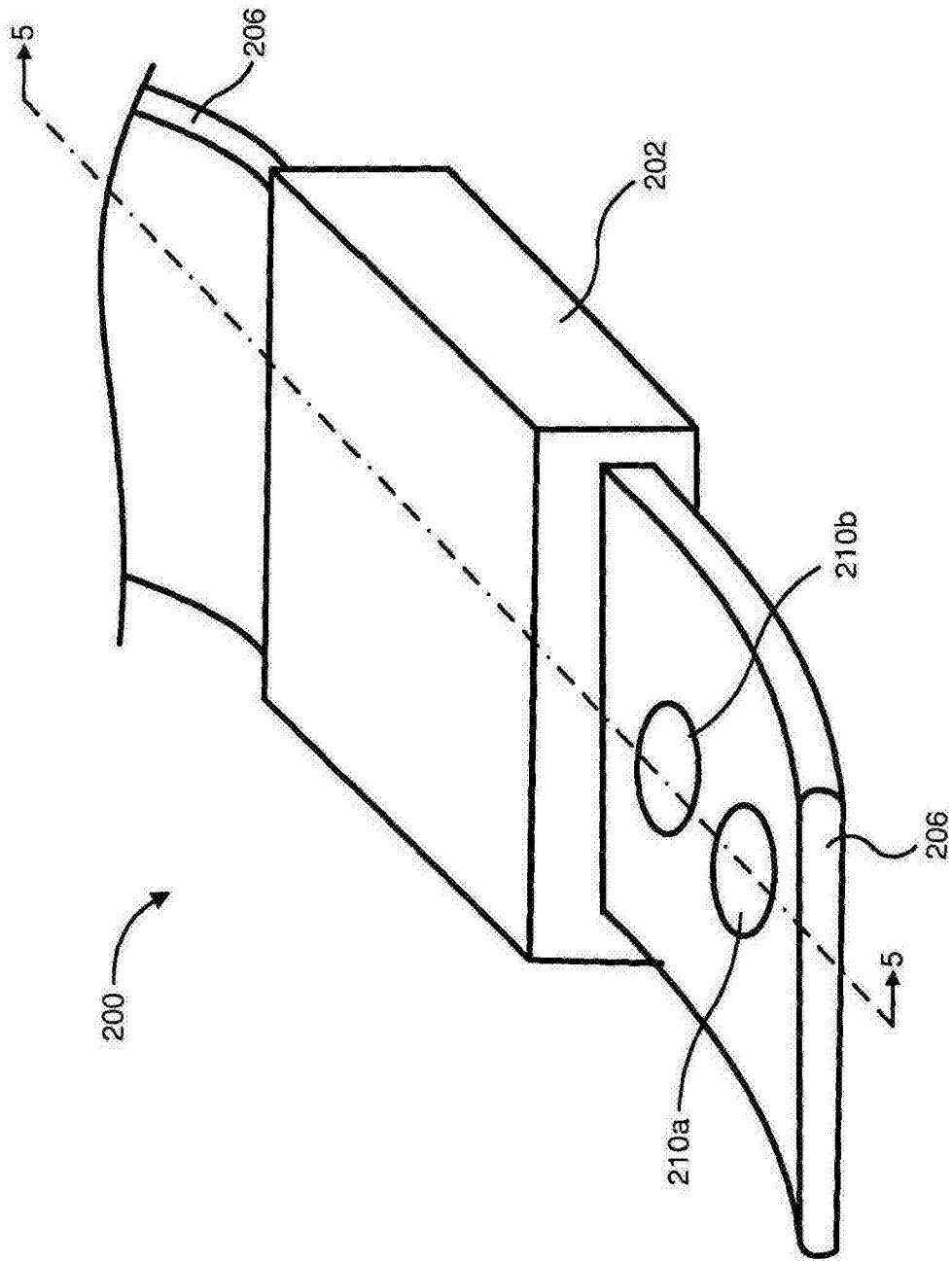


图 4

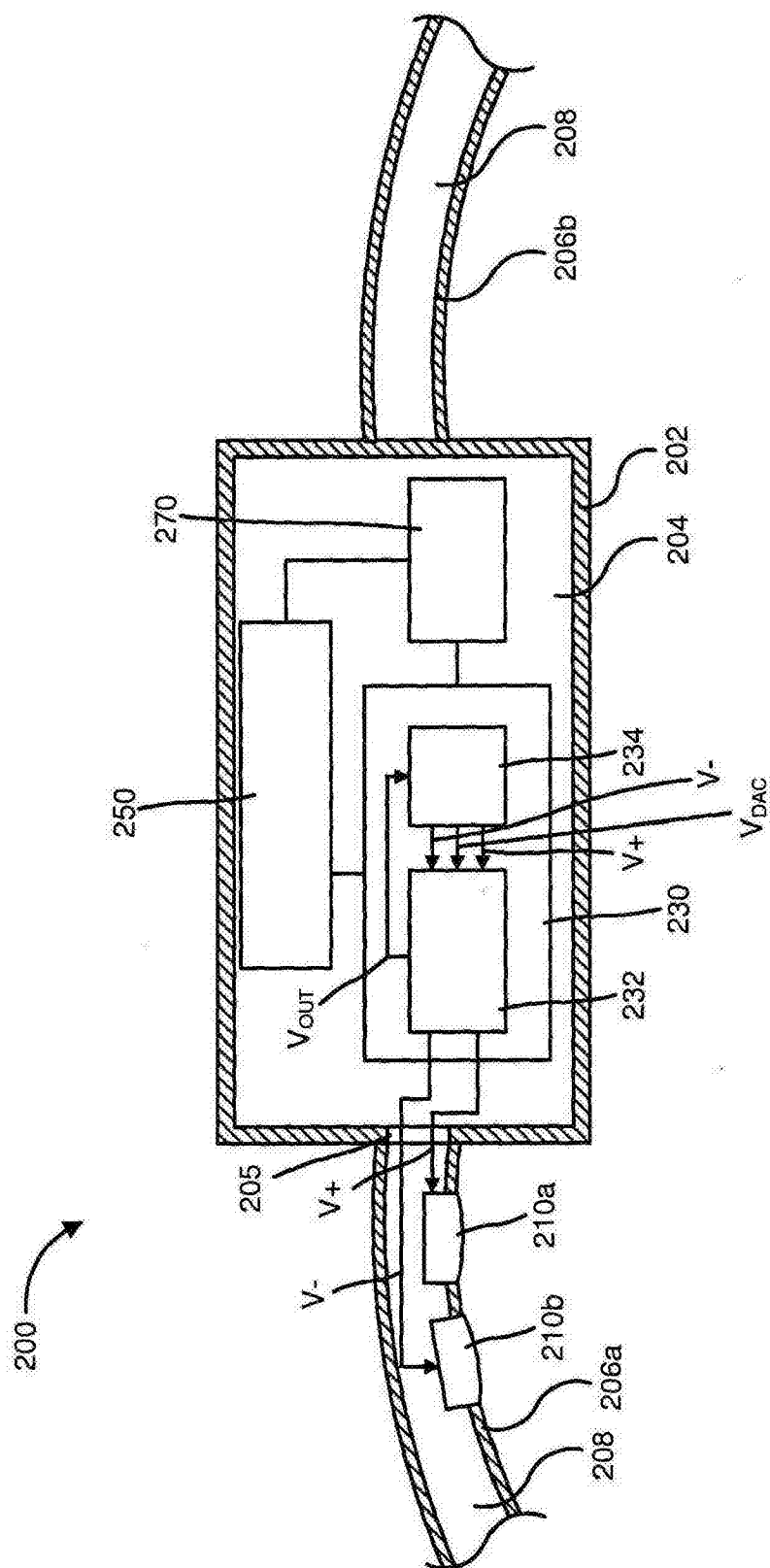


图 5

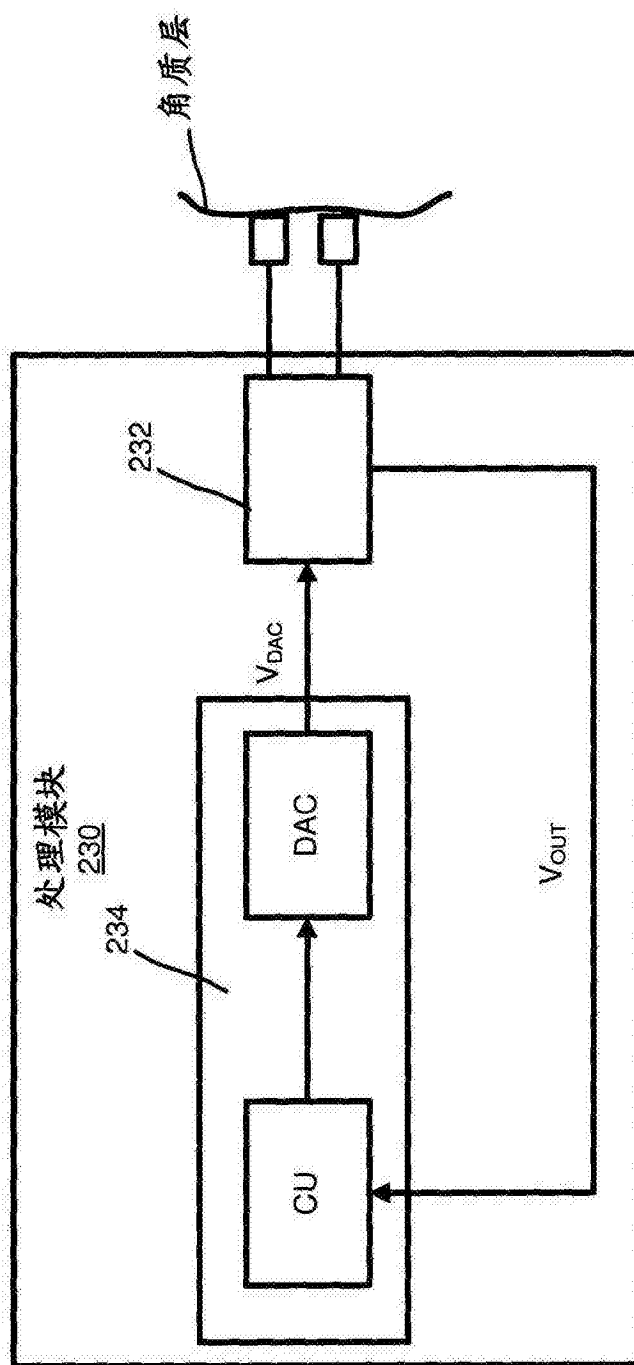


图 7

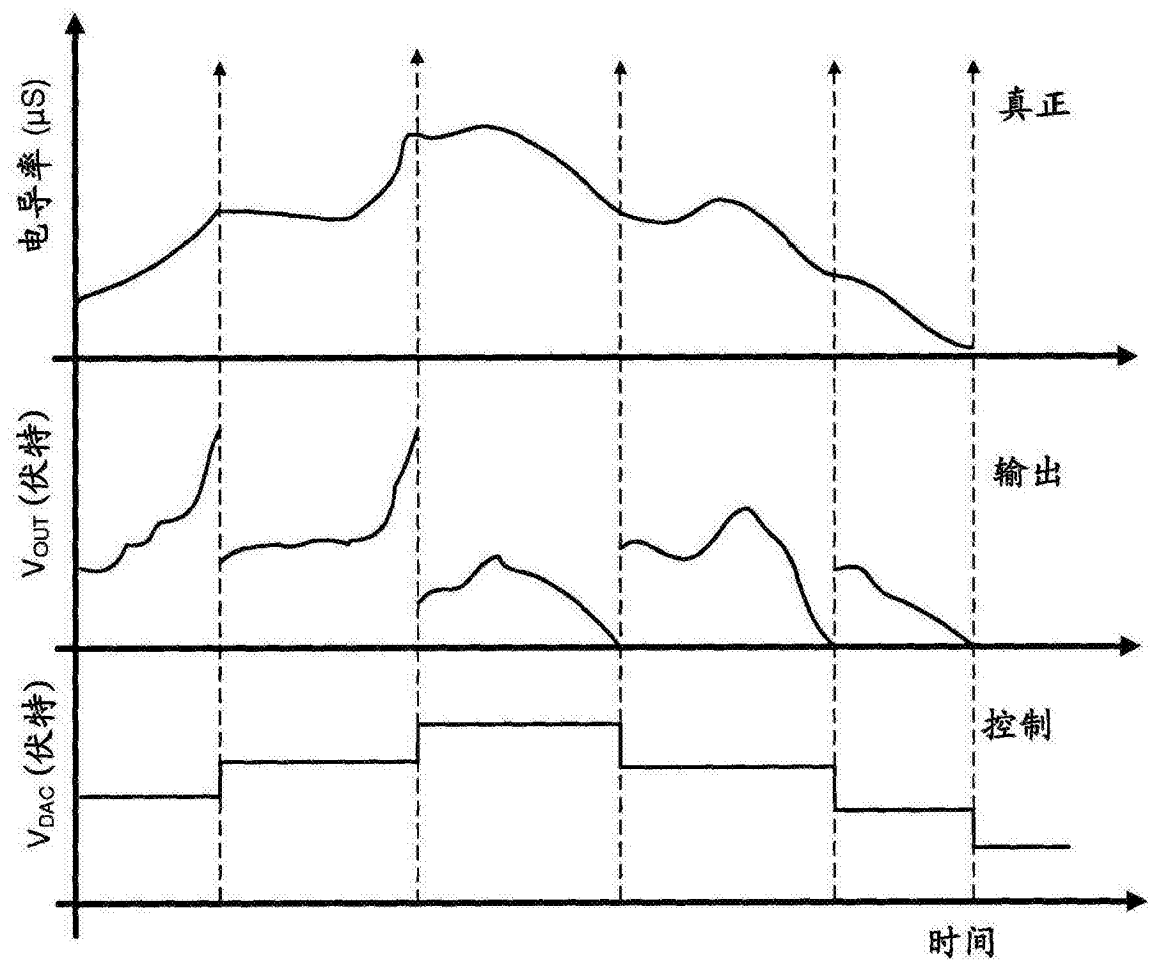


图 8

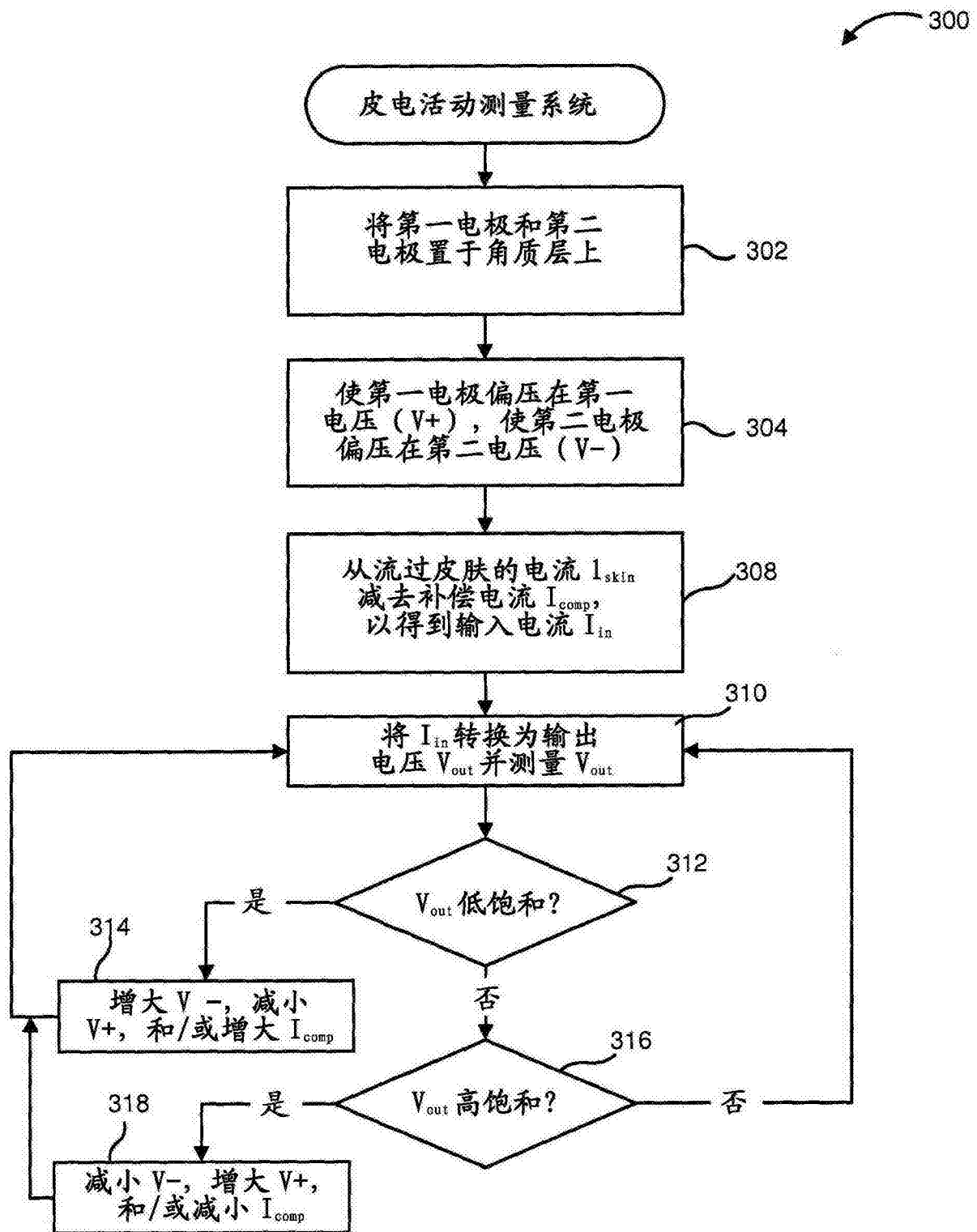


图 9

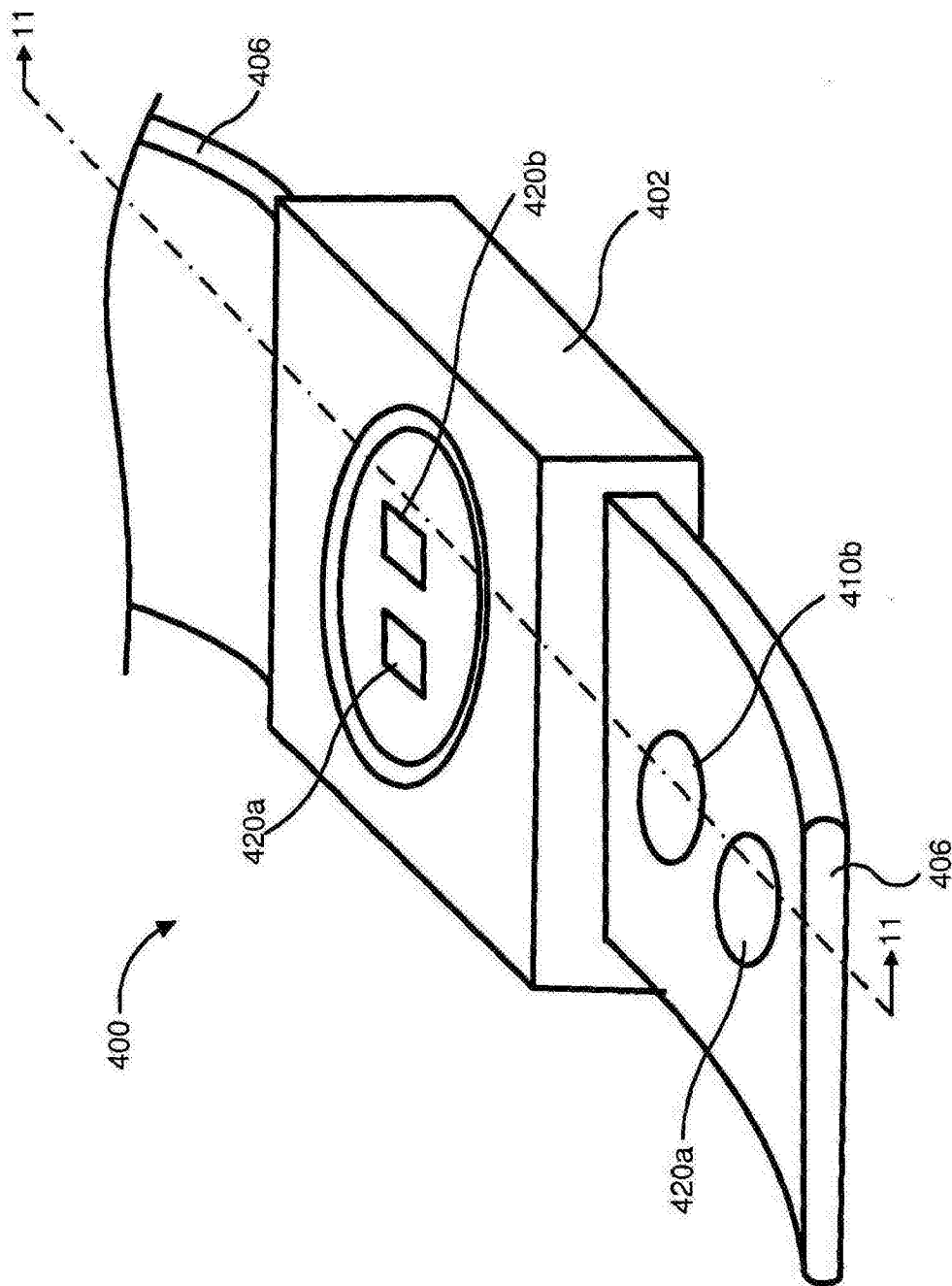


图 10

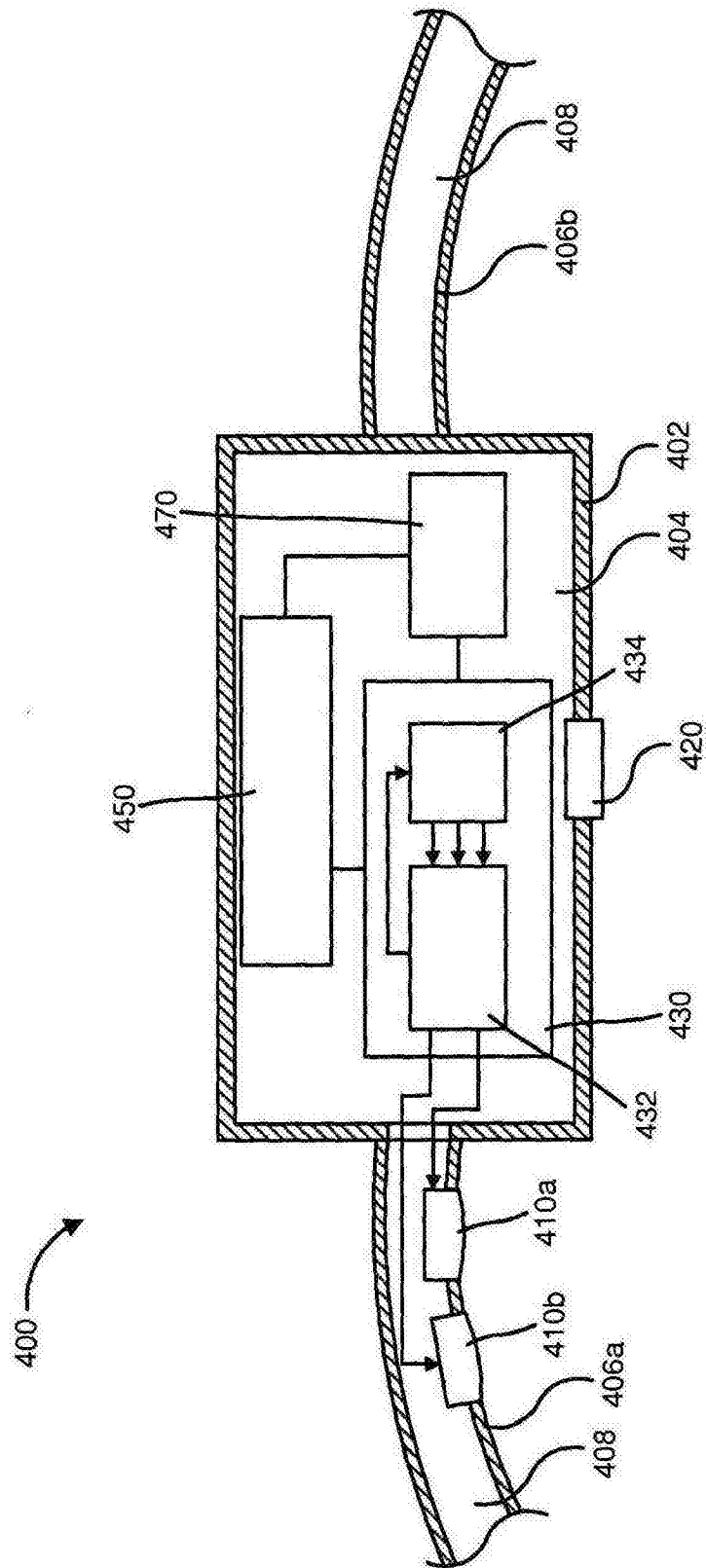


图 11

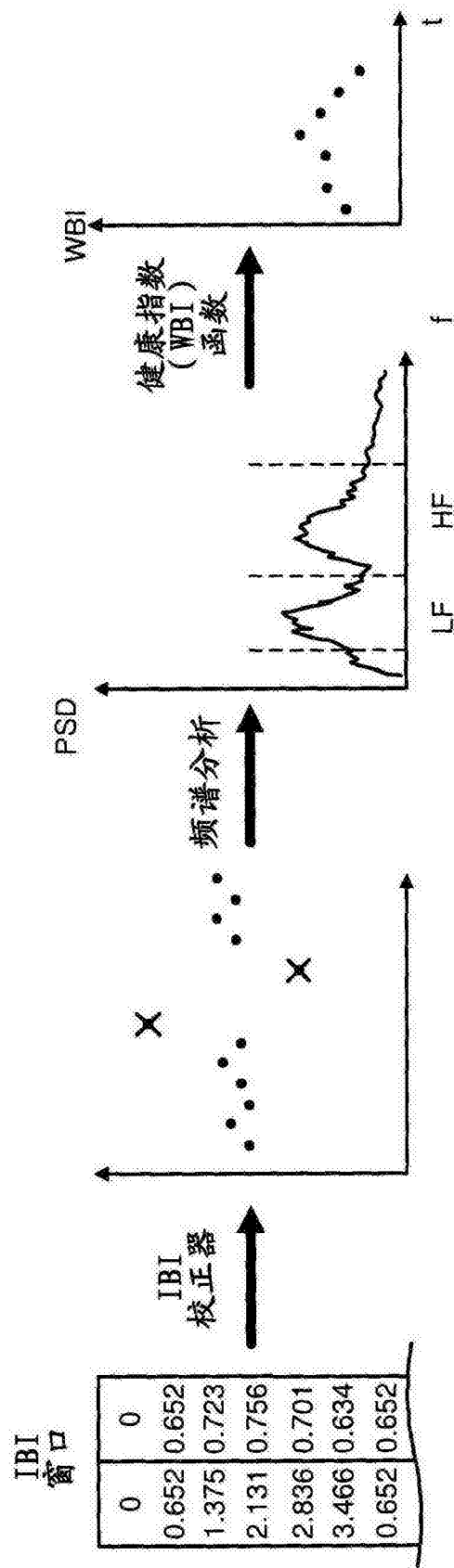


图 12

1	0
2	0.652
3	0.723
4	0.756
5	0.701
6	0.634
7	0.652

图 13

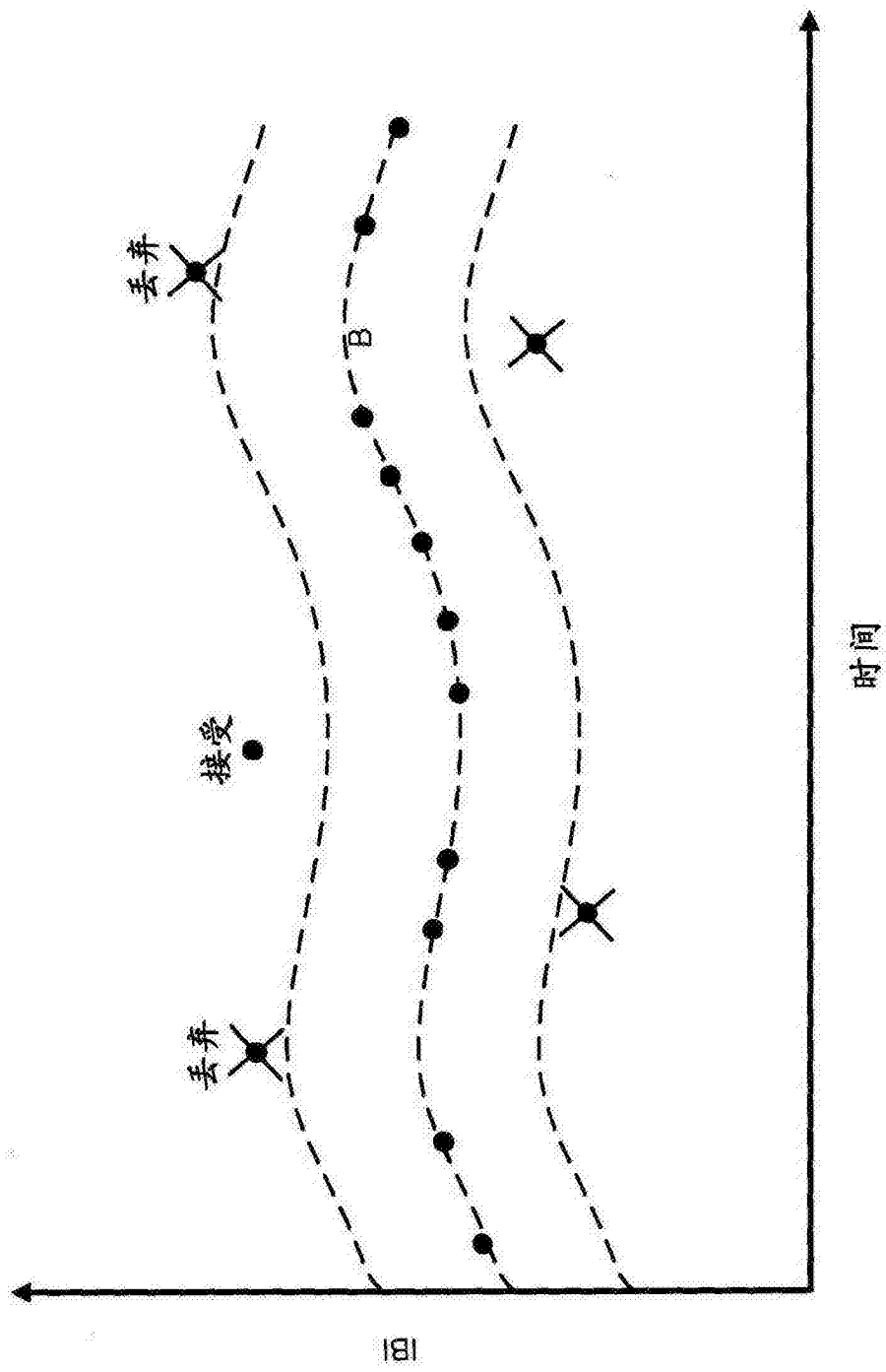


图 14

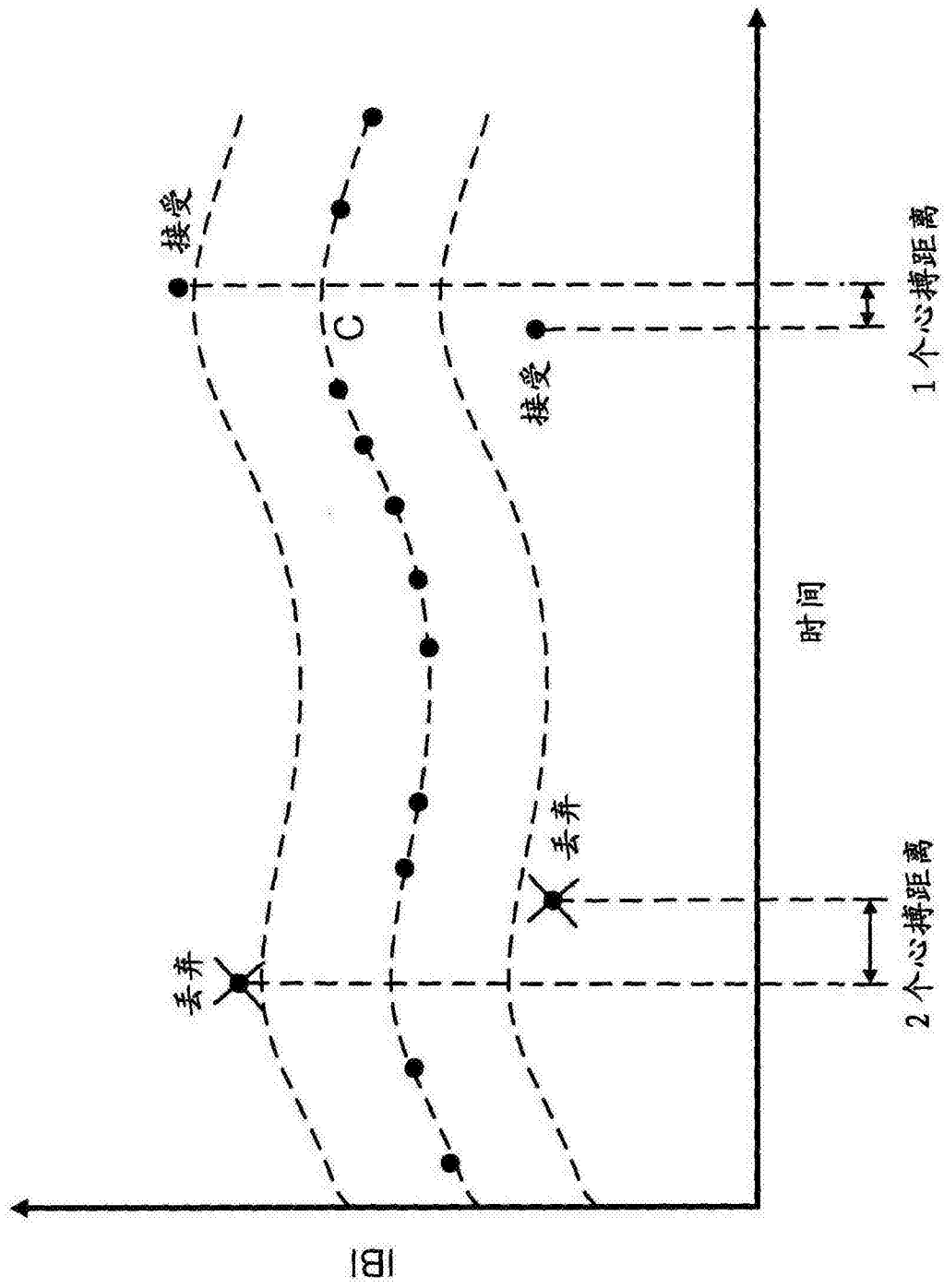


图 15

专利名称(译)	用于利用电流补偿进行皮电活动测量的装置		
公开(公告)号	CN105263406A	公开(公告)日	2016-01-20
申请号	CN201480025005.8	申请日	2014-03-17
[标]发明人	S童内特 I岑西 D瑞瑟纳蒂 M加尔巴尼诺 M莱		
发明人	S·童内特 I·岑西 D·瑞瑟纳蒂 M·加尔巴尼诺 M·莱		
IPC分类号	A61B5/053 A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02405 A61B5/02438 A61B5/0531 A61B5/0533 A61B5/681 A61B2562/0215 A61B2562/0219 A61B5/053 A61B5/6802		
代理人(译)	周磊		
优先权	61/802519 2013-03-16 US 61/802500 2013-03-16 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用于测量皮电活动的装置可包括与角质层的第一部分接触的第一电极和与第二部分接触的第二电极。处理模块电耦合到电极并可操作，以执行下列操作：(a)使第一电极偏压在第一电压 V_+ ，使第二电极偏压在第二电压 V_- ，(b)测量在第一电极和第二电极之间流动的电流，所述电流对应于角质层的电导，(c)从测量到的电流减去补偿电流，(d)测量作为结果的电流，产生经放大的输出电压，(e)测量所述角质层的电导，以及(f)调整第一电压、第二电压以及所述补偿电流中的至少一个，以降低输出电压的饱和度。

