



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103501695 B

(45)授权公告日 2016.09.28

(21)申请号 201280011229.4

(22)申请日 2012.02.06

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103501695 A

(43)申请公布日 2014.01.08

(30)优先权数据

11156641.0 2011.03.02 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2013.09.02

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/050528 2012.02.06

(87)PCT国际申请的公布数据

W02012/117304 EN 2012.09.07

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 M.奥维科克

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 刘红 汪扬

(51)Int.Cl.

A61B 5/053(2006.01)

(56)对比文件

CN 101721246 A,2010.06.09,

US 2009/0069740 A1,2009.03.12,

US 3681136 ,1972.08.01,

US 2010/0049079 A1,2010.02.25,

DE 102008013731 B3,2009.09.17,

CN 101322645 A,2008.12.17,

CN 101848669 A,2010.09.29,

CN 101472645 A,2009.07.01,

US 7052472 B1,2006.05.30,

US 2004/0181141 A1,2004.09.16,

Jerald Yoo,et al..A 5.2mW Self-

Configured Wearable Body Sensor Network

Controller and a 12uW Wirelessly Powered

Sensor for a Continuous Health Monitoring

System.《IEEE JOURNAL OF SOLID-STATE

CIRCUITS》.2010,第45卷(第1期),

Ming-Zher Poh..A Wearable Sensor for

Unobtrusive, Long-Term Assessment of

Electrodermal Activity.《IEEE TRANSACTIONS

ON BIOMEDICAL ENGINEERING》.2010,第57卷(第

5期),

审查员 张岩

权利要求书1页 说明书7页 附图6页

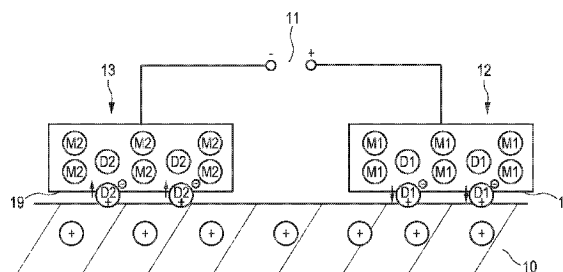
(54)发明名称

皮肤传导传感器

(57)摘要

本发明涉及一种包括至少两个干电极的皮肤传导传感器(20),其中该传感器(20)适于感测在所述至少两个干电极之间用户的皮肤传导性,其中所述电极中至少一个是用于接触用户的皮肤(10)的干燥的皮肤传导电极(12,13)。为了提供用于长期测量的、在仍然提供良好的信号水平的同时不会对用户造成问题的干燥的皮肤传导电极,电极(12,13)包括由掺杂有选自自由氢、锂、钠、钾、铷、铯和铍构成的组的至少一种掺杂剂的贵金属制成的材料,其中所述材料位于用于与皮肤(10)接口的电极(12,13)的外表面(15)处。本

发明还涉及腕带(30)以及情绪事件检测系统。



1. 一种包括至少两个干电极的皮肤传导传感器(20), 其中该传感器(20)适于感测在所述至少两个干电极之间用户的皮肤传导性, 其中所述电极中至少一个是用于接触用户的皮肤(10)的干燥的皮肤传导电极(12,13), 该电极(12,13)包括由掺杂有选自由氢、锂、钠、钾、铷、铯和铍构成的组的至少一种掺杂剂的贵金属制成的材料, 其中所述材料位于用于与皮肤(10)接口的电极(12,13)的外表面(15)处。

2. 根据权利要求1所述的皮肤传导传感器, 其中贵金属是选自由金、钯和铂构成的组的元素。

3. 根据权利要求1所述的皮肤传导传感器, 其中掺杂剂是锂、钠或钾。

4. 根据权利要求1所述的皮肤传导传感器, 其中贵金属是金、钯或铂, 并且掺杂剂是锂。

5. 根据权利要求1所述的皮肤传导传感器, 其中贵金属与掺杂剂之间电离势的差异处于防止贵金属参与与皮肤(10)的电化学反应的水平或高于该水平。

6. 根据权利要求1所述的皮肤传导传感器, 其中掺杂剂的浓度介于0.1%与5%之间。

7. 根据权利要求1所述的皮肤传导传感器, 其中电极(12,13)包括由所述材料形成的外层(14)。

8. 根据权利要求7所述的皮肤传导传感器, 其中电极(12,13)进一步包括在外层(14)下方的至少一个内层(16,18)。

9. 根据权利要求1所述的皮肤传导传感器, 进一步包括:

- 电压发生器(22), 用于在所述至少两个电极(12,13)之间施加电压,
- 测量单元(24), 用于测量所述至少两个电极(12,13)之间的电流, 以及
- 计算单元(26), 用于基于所测量的电流计算皮肤电导率。

10. 一种包括权利要求1的皮肤传导传感器(20)的腕带(30)。

11. 根据权利要求10所述的腕带, 其中所述至少两个干电极被布置用于接触用户的手腕的手掌侧。

12. 一种用于检测用户的情绪事件的情绪事件检测系统, 该系统包括:

- 权利要求1的皮肤传导传感器(20),
- 传输链路(32), 其用于传输指示感测的皮肤传导性的数据, 以及
- 处理单元(34), 其适于处理传输的数据并基于传输的数据检测用户的情绪事件。

13. 根据权利要求12所述的情绪事件检测系统, 其中传输链路(32)是皮肤传导传感器(20)与处理单元(34)之间的无线链路。

皮肤传导传感器

技术领域

[0001] 本发明涉及一种包括至少两个干电极的皮肤传导传感器,其中该传感器适于感测在所述至少两个干电极之间用户的皮肤传导性。本发明还涉及一种包括这样的皮肤传导传感器的腕带以及一种包括这样的皮肤传导传感器的情绪事件检测系统。

背景技术

[0002] 已知用户的皮肤传导性与用户的唤醒水平有关。情绪上触动用户的每件事物激活皮肤中的汗腺,导致更好的通过皮肤的导体路径。例如,在已知的测谎仪或测谎器中,使用连接到手掌或手指的皮肤传导传感器。

[0003] 一般地,凝胶电极被用于皮肤传导传感器。这些凝胶电极提供高信号水平。然而,凝胶电极的持续很久的穿戴造成不希望的副作用,比如由水合作用造成的皮肤的白色肿胀。

[0004] 当测量的周期较长时,皮肤传导传感器需要对用户而言是舒适的。在文章“A Wearable Sensor for Unobtrusive, Long-Term Assessment of Electrodermal Activity”, Ming-Zher Poh, Nicholas C. Swenson, and Rosalind W. Picard, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 57, No. 5 (2010) 1243-1252中,公开了一种腕戴的集成传感器。该传感器具有Ag/AgCl电极,并且没有传导凝胶应用于电极。然而,由于Ag/AgCl材料的缘故,该设备的持续很久的穿戴由于银离子注入皮肤而造成棕色的皮肤染色,这是一种不希望的副作用。

[0005] 在US3,681,136、US2010/0049079A1、EP2172240A1、US2009/0069740A1、US4235241中公开了用于各种不同用途的各种不同类型的电极。

发明内容

[0006] 本发明的一个目的是提供用于长期测量的一种包括干电极的皮肤传导传感器、腕带和情绪事件检测系统,其在仍然提供良好的信号水平的同时不会对用户造成问题,比如皮肤刺激或皮肤染色。

[0007] 在本发明的第一方面,提出了一种包括至少两个干电极的皮肤传导传感器,其适于感测在所述至少两个干电极之间用户的皮肤传导性,其中所述电极中至少一个是用于接触用户的皮肤的干燥的皮肤传导电极,该电极包括由掺杂有选自自由氢、锂、钠、钾、铷、铯和铍构成的组的至少一种掺杂剂的贵金属制成的材料,其中该材料位于用于与皮肤接口的电极的外表面处。

[0008] 在本发明的另一个方面,提出一种包括这样的皮肤传导传感器的腕带。

[0009] 在本发明的又一个方面,提出一种用于检测用户的情绪事件的情绪事件检测系统,其包括这样的皮肤传导传感器、用于传输指示感测的皮肤传导性的数据的传输链路以及适于处理传输的数据并基于传输的数据检测用户的情绪事件的处理单元。

[0010] 本发明基于以下构思:提供一种用于长期测量(例如若干小时或若干天)的皮肤传

导传感器,其包括具有良好的非可极化电子皮肤-电极接口的干电极。干燥的皮肤传导电极是不需要使用用于皮肤传导测量的传导凝胶的电极,因而也被称为无凝胶皮肤传导电极。干燥的无凝胶皮肤传导电极与用户的皮肤进行直接接触,从而形成皮肤-电极接口。该皮肤-电极接口是其中载流子主要是电子的介质(电极)与其中载流子主要是离子的介质(皮肤)之间的接口。通常,这样的接口经受较差的电荷转移,导致空间电荷的形成。当在接口处存在电荷转移时,提供一种非可极化皮肤-电极接口。完美的非可极化接口将不会展现出对电荷转移的阻抗,然而在实践中这是不可能的。在非可极化皮肤-电极接口处,由于电化学反应的缘故,离子从正电极注入到皮肤中。因此,电子被留在正电极中,造成电流发生。在负电极处,从皮肤吸收离子,特别是质子、钠离子或钾离子,因为汗腺分泌的液体主要包含氢、钠和钾。在接受电子之后,这些离子被合并到负电极材料的金属基中作为原子。

[0011] 由于干燥的皮肤传导电极包括掺杂有选自自由氢、锂、钠、钾、铷、铯和铍组成的组中的至少一种掺杂剂的贵金属,因而改进了电荷转移过程(皮肤与电极材料之间的离子交换)并且因此改进了接口,导致良好的非可极化接口。不需要凝胶并且没有造成皮肤问题,比如由于银离子注入皮肤引起的皮肤染色。

[0012] 掺杂剂一般地是以非常低的浓度被加入到基础材料中的微量杂质元素,例如以便改变基础材料的特定属性。在要求保护的材料中,贵金属被用作基础材料,因为这些金属最不可能参与与皮肤的电化学反应。一般地,贵金属是钌(Ru)、铑(Rh)、钯(Pd)、银(Ag)、锇(Os)、铱(Ir)、铂(Pt)和金(Au)的组。要求保护的材料的贵金属不应当对用户造成皮肤病学问题。一般地,要求保护的材料应当是无毒的,或者处于低于对用户有损害的值的毒性水平。例如,即使铍(Be)是有毒的,它也可以用作掺杂剂,如果该掺杂剂的浓度低于对用户有损害的值。

[0013] 本发明的优选实施例在从属权利要求中被限定。应当理解,要求保护的皮肤传导传感器、腕带或情绪检测系统具有与要求保护的皮肤传导电极和如从属权利要求中限定的相似和/或相同的优选实施例。

[0014] 根据第一实施例,贵金属是选自金、钯和铂的组中的至少一种元素。这些贵金属特别适合与上面提及的掺杂剂组合。

[0015] 而且,在第二实施例中,掺杂剂是锂、钠或钾。这些掺杂剂在用在贵金属中时是特别适合的。特别地,这些掺杂剂的原子因为它们相对较低的原子半径的缘故而具有相对较高的移动性。

[0016] 上面提及的第一实施例的元素与第二实施例的元素的任意组合是可能的。在一个实施例中,掺杂剂是来自第一组元素周期表或单价的元素。而且,在一个实施例中,掺杂剂是碱金属。碱金属一般地是锂(Li)、钠(Na)、钾(K)、铷(Rb)、铯(Cs)和钫(Fr)的组。

[0017] 在一个优选实施例中,所述材料由金、钯或铂制成并且掺杂剂是锂,因此:金掺杂锂、钯掺杂锂或铂掺杂锂。由于锂原子具有低原子半径并且因此具有高移动性,因而扩散过程被最小化。

[0018] 在另一个优选实施例中,所述材料由金制成并且掺杂剂是锂、钠或钾。

[0019] 在另一个实施例中,贵金属与掺杂剂之间电离势的差异处于防止贵金属参与与皮肤的电化学反应的水平或高于该水平。因此,防止了由于电化学反应的缘故引起贵金属的离子也被注入皮肤中。

[0020] 根据另一个实施例,掺杂剂的浓度介于0.1%与5%之间,特别地介于0.5%与3%之间,特别地介于0.7%与1.3%之间,特别是大约 $1\% \pm 0.2\%$ 。实现了掺杂剂的浓度足够高以防止损耗并且足够低以不改变贵金属的主要属性。

[0021] 根据本发明,所述材料位于用于与皮肤接口的电极的外表面处。这实现了要求保护的材料与皮肤直接接触。

[0022] 在另一个实施例中,电极包括由所述材料形成的外层。因此,只需要要求保护的材料的薄外层,这减少了成本,因为电极的其余部分可以由更便宜的材料制成。

[0023] 在上面的实施例的变体中,电极进一步包括在外层下方的内层。这可以为电极提供更好的稳定性并且可以减少制造成本。

[0024] 特别地,在该变体中,内层由镍和/或黄铜形成。这减少了制造成本,因为这些材料一般比贵金属便宜。

[0025] 在皮肤传导传感器的一个实施例中,皮肤传导传感器包括用于在所述至少两个干电极之间施加电压的电压发生器,用于测量所述至少两个干电极之间的电流的测量装置,以及用于基于所测量的电流计算皮肤电导率的计算单元。这提供了容易实现的皮肤传导传感器。优选地,所施加的电压是恒定电压。

[0026] 在皮肤传导传感器的一个实施例中,这两个干电极包括相同的材料,特别是要求保护的材料。在皮肤传导传感器的一个可替换实施例中,这两个干电极包括不同的材料。在一个实施例中,正电极包括要求保护的材料。可替换地或累积地,负电极包括要求保护的材料。

[0027] 在腕带或皮肤传导传感器的一个实施例中,所述至少两个干电极被布置用于接触用户的手腕的手掌侧。因此,可以获得良好的测量,因为手腕的手掌侧是皮肤传导性处于相同水平的区域。一般地在该区域也不存在可能影响测量的毛发。

[0028] 在情绪事件检测系统或皮肤传导传感器的一个实施例中,传输链路是皮肤传导传感器与处理单元之间的无线链路。这实现了提供舒适的移动系统。

[0029] 在情绪事件检测系统的一个实施例中,处理单元适于检测传输的皮肤传导性数据中具有特定上升斜率和/或特定下降斜率的峰。皮肤传导性与用户的唤醒水平有关。因此,提供了根据皮肤传导性数据确定情绪事件的容易方式。

[0030] 在情绪检测系统的又一个实施例中,所述系统包括至少一个另外的传感器,比如用于检测心率变异性的心率传感器、呼吸传感器、血液传感器、体温传感器、语音传感器、用于捕获用户的面部的相机等等。这实现了将来自皮肤传导传感器的测量结果与其他传感器的测量结果组合。因此,提高了情绪事件检测的精确度。

附图说明

[0031] 本发明的这些和其他方面将根据下面描述的实施例而是清楚明白的并且参照这些实施例进行阐释。在下述附图中

[0032] 图1示出根据本发明的一个实施例的在皮肤与两个干电极之间的接口;

[0033] 图2示出根据本发明的一个实施例的皮肤传导电极的横截面;

[0034] 图3示出由根据本发明的一个实施例的皮肤传导传感器感测的第一皮肤传导轨迹和用于比较的第二皮肤传导轨迹;

- [0035] 图3a示出用于比较的两个皮肤传导轨迹；
- [0036] 图3b示出由根据本发明的一个实施例的皮肤传导传感器感测的皮肤传导轨迹；
- [0037] 图4示出根据本发明的一个实施例的皮肤传导传感器的示意性框图；
- [0038] 图5示出根据本发明的一个实施例的腕带的图示；
- [0039] 图6示出根据本发明的一个实施例的情绪事件检测系统的图示；
- [0040] 图7示出由根据本发明的一个实施例的皮肤传导传感器感测的用于确定情绪事件的皮肤传导轨迹。

具体实施方式

[0041] 图1示出根据本发明的一个实施例的在用户的皮肤10与两个干电极12、13之间的接口。例如，当用户穿戴包括两个干电极12、13的皮肤传导传感器20时，这两个干电极12、13被置于用户的皮肤之上。在两个干电极12、13之间施加电压11，使得正电极12和负电极13被提供。正电极12具有与皮肤10接口的外表面15，并且负电极13具有与皮肤10接口的外表面19。皮肤-电极接口是其中载流子主要为电子的介质(图1中的电极12、13)与其中载流子主要为离子的介质(图1中的皮肤10)之间的接口。通常，这样的接口经受较差的电荷转移，导致空间电荷的形成。

[0042] 然而，如在图1中可以看出，提供了一种非可极化皮肤-电极接口，因为在该接口处存在电荷转移。干燥的皮肤传导电极12、13中的每一个包括用M标记的贵金属制成的材料，该贵金属掺杂有用D1标记的选自由氢、锂、钠、钾、铷、铯和铍构成的组中的至少一种掺杂剂。由于电化学反应的缘故，用D1+标记的掺杂剂的离子从正电极12的材料注入到皮肤10中。因此，电子被留在正电极中，造成电流发生。在负电极13处，从皮肤吸收用D2+标记的离子。这些离子D2+特别地是氢、钠或钾，因为由汗腺分泌的液体主要包含氢、钠和钾。在接受电子之后，这些离子D2+被合并到负电极13的材料金属基中作为原子D2。因此改进了电荷转移过程并且因此改进了接口，导致良好的非可极化接口。皮肤10与电极12、13的材料之间的离子交换得到促进。

[0043] 在图1的实施例中，皮肤传导传感器的两个干电极12、13在它们的外表面15、19处包括不同的材料。正电极12包括由掺杂有掺杂剂D1的贵金属M1制成的材料，并且负电极13包括由掺杂有掺杂剂D2的贵金属M2制成的材料。在可替换实施例中，两个干电极12、13可以包括相同的材料。例如，当所述材料由掺杂有锂的钯(Pt-Li)制成时，该材料可以用于两个电极，正电极12和负电极13，因为对两个电极而言它是最优的。

[0044] 在第一实施例中，贵金属是金、钯和铂或任意组合，从而是任意合金。在第二实施例中，掺杂剂是锂、钠或钾。在另一个实施例中，掺杂剂是来自第一组元素周期表或单价的元素，特别是碱金属，因此是来自锂(Li)、钠(Na)、钾(K)、铷(Rb)、铯(Cs)和钫(Fr)的组中的元素。在另一个实施例中，铍(Be)(即使是有毒的)也可以用作掺杂剂，如果该掺杂剂的浓度低于对用户有损害的值。

[0045] 在一个优选实施例中，所述材料由掺杂有锂的金(Au-Li)、掺杂有锂的钯(Pd-Li)或掺杂有锂的铂(Pt-Li)制成。在另一个优选实施例中，所述材料由金制成，并且掺杂剂是锂、钠或钾，因此金掺杂锂(Au-Li)、金掺杂钠(Au-Na)或金掺杂钾(Au-K)。在最优选的实施例中，所述材料由掺杂有锂的金(Au-Li)制成，例如掺杂剂的浓度介于0.1%与5%之间，特别

地介于0.5%与3%之间,特别地介于0.7%与1.3%之间,特别是大约 $1\pm 0.2\%$ 。例如,在此情况下,贵金属与掺杂剂之间电离势的差异处于防止贵金属参与与皮肤10的电化学反应的水平或高于该水平。因此,防止了由于电化学反应的缘故贵金属的离子也被注入皮肤中。

[0046] 图2示出根据一个实施例的皮肤传导电极12、13的横截面。电极12、13具有用于与皮肤10接口的外表面15、19。上面描述的材料位于外表面15、19处,在图2中,电极12、13包括由所述材料形成的外层14。外层14包括用于与皮肤10接口的外表面15。电极12、13进一步包括位于外层14下方的第一内层16。电极12、13进一步包括位于第一内层16下方的第二内层或基础层18。

[0047] 在最优选的实施例中,第二内层或基础层18由黄铜形成,第一内层16由镍形成,并且外层14由掺杂有单价锂离子的金(Au-Li)制成的材料形成。

[0048] 在一种示例性制造方法中,例如板形式的第二内层18的材料(在最优选的实施例中例如为黄铜)被抛光并且用第一内层16(比如在最优选的实施例中为镍)电化学地镀覆。然后,外层14(在最优选的实施例中例如为掺杂有锂的金)通过溅射涂覆。可选地,在溅射外层14之前,所述材料可以比如在封闭的石英容器中被熔化,接着被冷却,然后被扁平化,并且例如圆形的溅射靶可以被削去(cut out)。同样可选地,在溅射外层14之前,可以使用反应离子蚀刻清洁第一内层16的表面,以便改进第一内层16与外层14之间的结合。通过溅射涂覆外层14的替代方案是通过蒸发和/或电子束沉积在真空中的共沉积。例如,金可以被电子束沉积,并且锂可以通过来自加热的坩埚的蒸发在真空中沉积,因为锂的低熔点的缘故。可选地,层的厚度可被监视,使得沉积速度可以被控制。因此外层14的良好稳定性可以贯穿该层实现。外层14的厚度可以例如处于微米的量级,特别是小于1微米。

[0049] 图3示出皮肤传导轨迹。随时间测量的皮肤电导率值形成皮肤传导轨迹。x轴是例如以分钟(min)度量的时间轴,并且y轴是例如以微西门子(μS)度量的皮肤电导率轴。皮肤电导率(或也称为皮肤电反应(GSR))是皮肤的电传导的度量,其随着皮肤的水分水平而变化,从而随着汗腺活动性而变化。

[0050] 特别地,图3示出由根据一个实施例(即上述最优选的实施例)的皮肤传导传感器感测的第一皮肤传导轨迹,在电极的外表面处使用由掺杂有锂的金制成的材料。第一皮肤传导轨迹由朴素的实线图示。为了比较,图3也示出由带圆圈的实线图示的第二皮肤传导轨迹,其中使用了在外表面处具有镍的常规电极。在图3中可以清楚地看到,与第二皮肤传导轨迹(Ni)相比的第一皮肤传导轨迹(Au-Li)的改进的信号水平。如果在电极材料的外表面处使用无掺杂的金材料(Au),则对应的皮肤传导轨迹(在图3中未示出)的信号水平将甚至低于使用镍(Ni)电极的情况。仅为了比较的目的,这在图3a中被图示,图3a示出由具有常规的镍(Ni)电极的皮肤传导传感器感测的皮肤传导轨迹和由具有金(Au)电极的皮肤传导传感器感测的皮肤传导轨迹。

[0051] 通过使用包括由掺杂有钾的金(Au-K)或掺杂有钠的金(Au-Na)制成的材料的电极,可以获得与具有由掺杂有锂的金(Au-Li)制成的材料类似的结果。然而,利用钾和钠,与锂的使用相比,在由于扩散过程的缘故首次使用之后,存在大周期的信号增加。与图3中所示的Au-Li示例相比,对皮肤传导性而言要达到稳定水平需要更多时间。这在图3b中被示例性图示,图3b示出由包括含有掺杂有钠的金(Au-Na)的电极的皮肤传导传感器感测的皮肤传导轨迹。在图3b中可以看出信号的缓慢增加。这可以用钠、钾和锂之间半径的差异来解

释:钾半径:138 μm 、钠半径:102 μm 、锂半径:76 μm 。离子越小,越容易穿透皮肤,因为粒子的移动性增加。

[0052] 如所示的针对掺杂有锂、钾或钠的金的结果也可以通过用锂、钾或钠掺杂铂来获得。

[0053] 图4示出根据一个实施例的皮肤传导传感器20的示意性框图。皮肤传导传感器20包括两个干电极12、13。皮肤传导传感器20进一步包括用于在两个电极12、13之间施加电压11(特别是恒定电压)的电压发生器22。通常,施加小电压,例如小于1.2V。这样的小电压诱导通过皮肤的小电流,例如大约1 μA 。皮肤传导传感器20进一步包括用于测量两个干电极12、13之间的电流或电压降的测量单元24。皮肤传导传感器20的A/D转换器25将所测量的电流或电压降数字化。皮肤传导传感器进一步包括用于基于所测量的电流或电压降计算皮肤电导率的计算单元26,比如处理器。应当理解,也可以计算皮肤电阻,其是皮肤电导率的倒数。

[0054] 所测量的皮肤电导率值或皮肤传导轨迹可以例如由传输器28通过无线传输链路传输。此外或可替换地,这些测量的皮肤电导率值可以存储在存储器单元29中。

[0055] 皮肤传导传感器20包括壳27。上述组件中的所有或仅仅一些可以集成在壳27中。然而,一些组件也可以是单独的部分。特别地,电极12、13可以是单独的部分。

[0056] 图5示出根据一个实施例的腕带的图示。腕带30包括如上文所述、特别是如图4中图示的皮肤传导传感器20。腕带30包括例如由织物或塑料制成的腕带材料部分31,其环绕用户的手腕。虽然称为腕带,但是腕带30也可以戴在踝上或其他适当的身体部分。两个干电极12、13集成到腕带30中,特别地集成到腕带材料部分31中。当腕带30被用户穿戴时,两个干电极12、13被布置成使得它们接触手腕的手掌侧。在图5中,电极12、13具有圆的形式,然而可以使用任何其他适当的电极形式。特别地,图5中的电极12、13是衣扣的形式。壳27包括电压发生器22、测量单元24和计算单元26。两个电极12、13是单独的部分并且借助位于腕带内的导线连接到壳27。可替换地,两个电极12、13也可以集成到壳27中。在图5中,用于无线地传输所测量的皮肤电导率值的传输器28被集成到壳27中。

[0057] 图6示出根据一个实施例的情绪事件检测系统的图示。情绪事件检测系统检测用户的情绪事件。该系统包括皮肤传导传感器20,其被集成到图6中所示的腕带30。图6中所示的腕带30可以例如是图5的实施例的腕带30。该系统进一步包括处理单元34,其适于处理传输的数据并基于传输的数据检测用户的情绪事件。处理单元34可以是单独的部分。该系统还包括皮肤传导传感器20与处理单元34之间的传输链路32,其用于传输指示所感测的皮肤传导性的数据,例如所测量的皮肤电导率值。腕带30中的传输器(比如图5或图4中的传输器28)通过无线传输链路32将指示所感测的皮肤传导性的数据传输至处理单元34的接收器。图6中图示的传输链路32是无线链路。然而,其他传输链路也是可能的,比如通过从存储器下载数据或使用线缆的传输。虽然未在图6中图示出,但是该系统可以包括至少一个另外的传感器,比如例如用于测量心率变异性的传感器、呼吸传感器、血液传感器、体温传感器、语音传感器、用于捕获用户的面部的相机等等。这些另外的传感器中的每一个可以适于将感测的数据传输至处理单元34。处理单元34然后将来自皮肤传导传感器的测量结果与其他传感器的测量结果组合,以便提高情绪事件检测的精确度。

[0058] 图7示出根据一个实施例的皮肤传导传感器感测的、特别是利用如前所述的皮肤

传导传感器或腕带测量的皮肤传导轨迹。皮肤传导轨迹示出若干小时的测量结果。图6中示出的处理单元34适于检测传输的皮肤传导数据中特定的上升斜率和/或特定的下降斜率，特别地检测具有更陡峭的上升斜率和更平缓的下降斜率的峰。以此方式，情绪事件可以被检测到。皮肤传导性与用户的唤醒水平有关。在情绪上触动用户的每件事物激活皮肤中的汗腺，导致通过皮肤的更好的导体路径。因此，提供了根据皮肤传导数据确定情绪事件的容易的方式。

[0059] 尽管已经在附图和前述描述中详细图示和描述了本发明，但是这样的图示和描述被认为是说明性的或示例性的，而非限制性的；本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员在实践要求保护的本发明时通过研究附图、公开内容和所附权利要求，能够理解并实现所公开的实施例的其他变体。

[0060] 在权利要求中，词语“包括”不排除其他元件或步骤，并且不定冠词“一”不排除多个。单个元件或其他单元可以实现权利要求中叙述的若干项功能。在相互不同的从属权利要求中叙述某些措施的起码事实并不表示这些措施的组合不能被有利地使用。

[0061] 权利要求中的任何附图标记不应当被解释为限制范围。

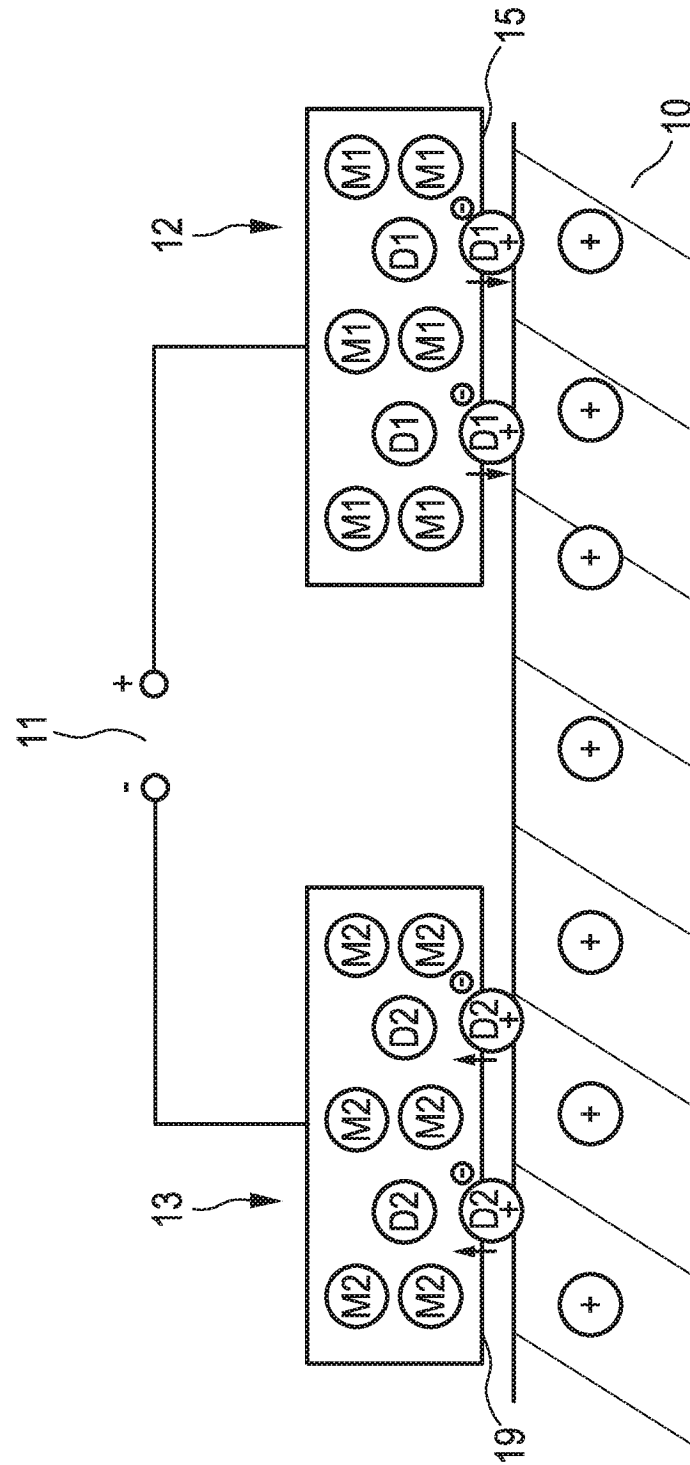


图 1

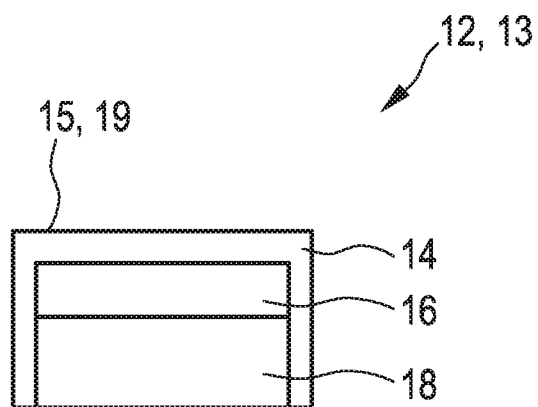


图 2

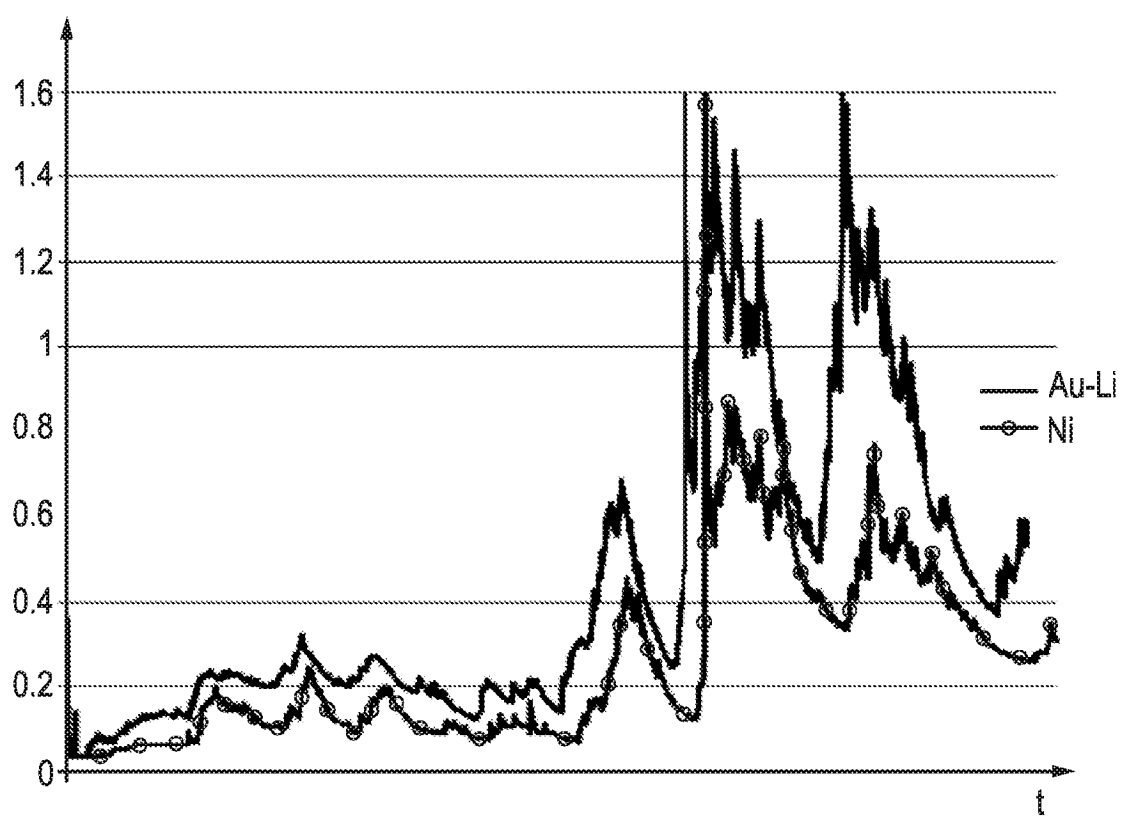


图 3

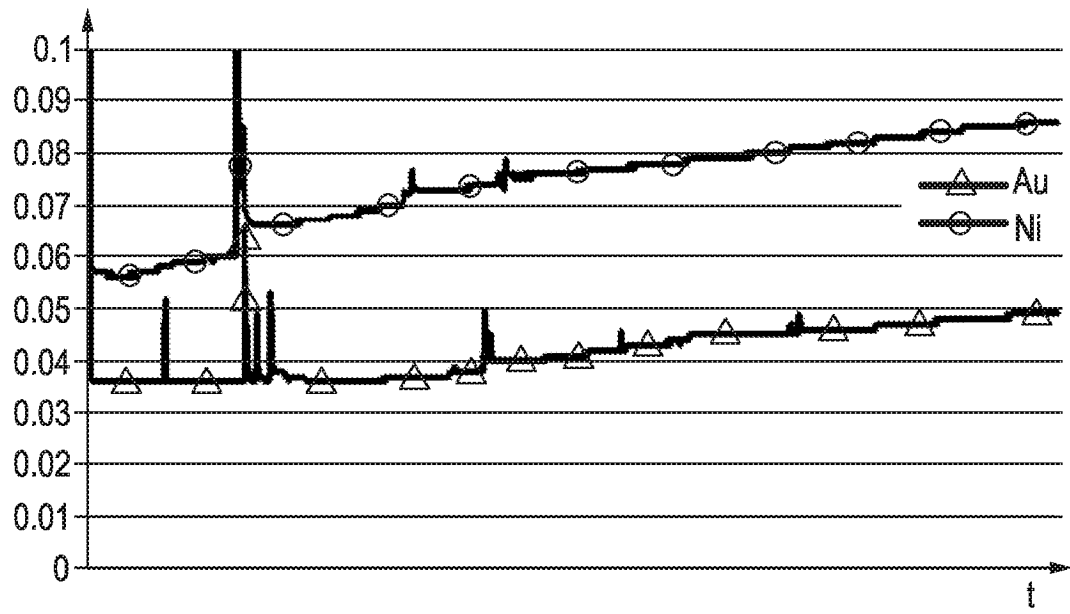


图 3a

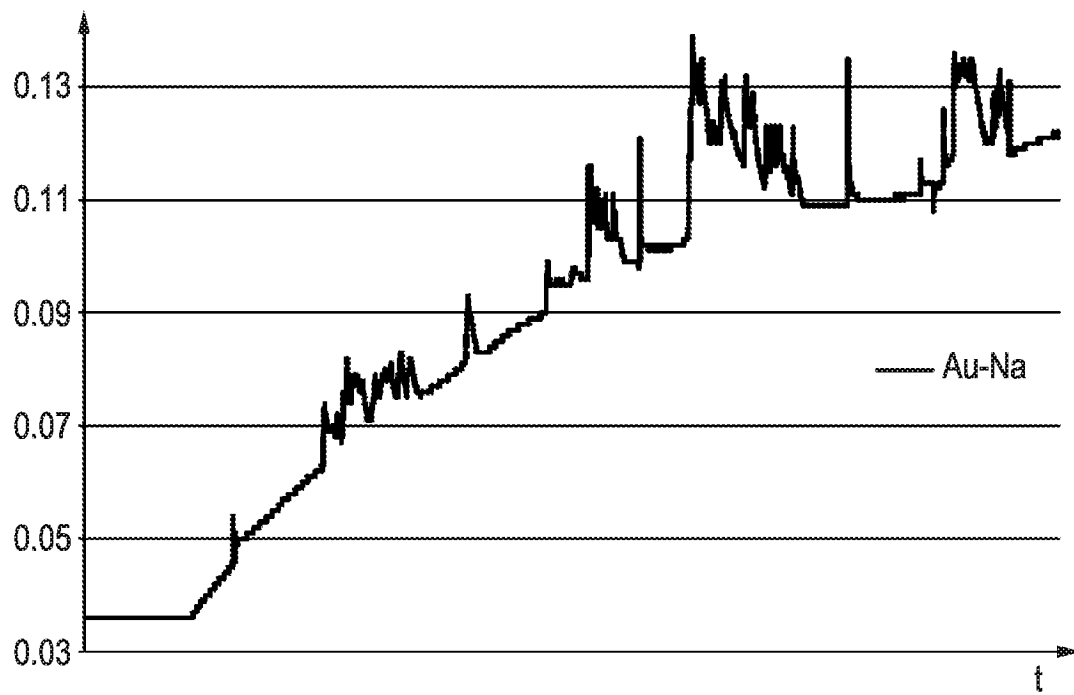


图 3b

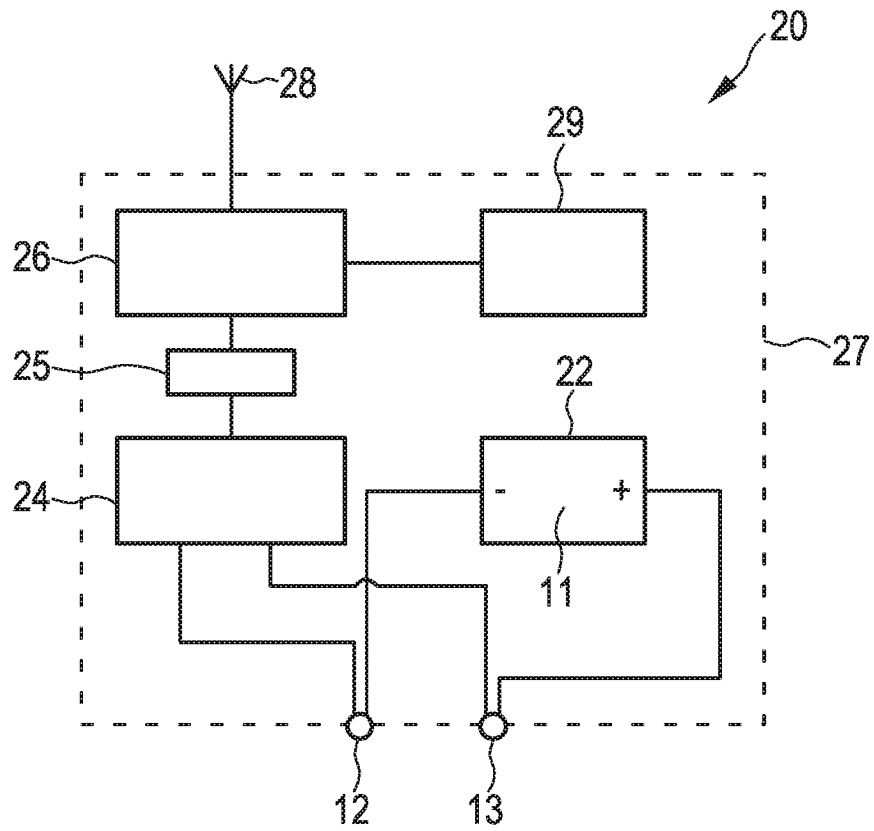


图 4

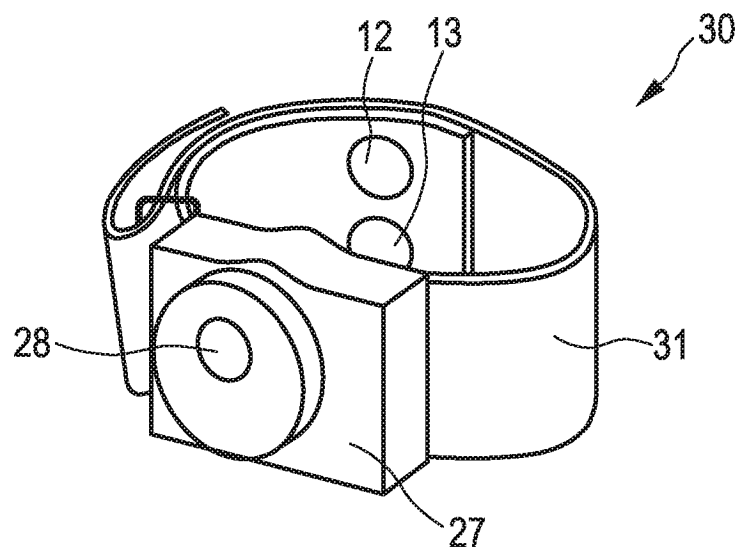


图 5

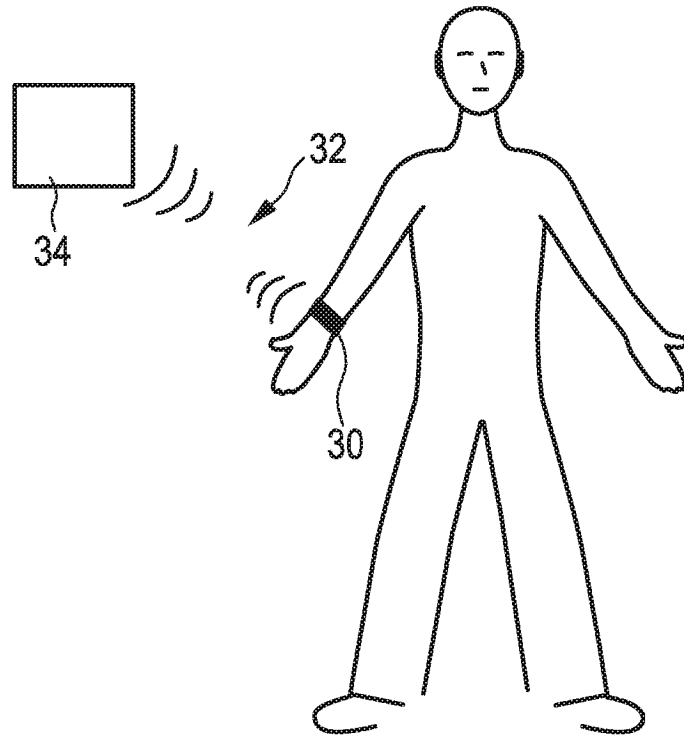


图 6

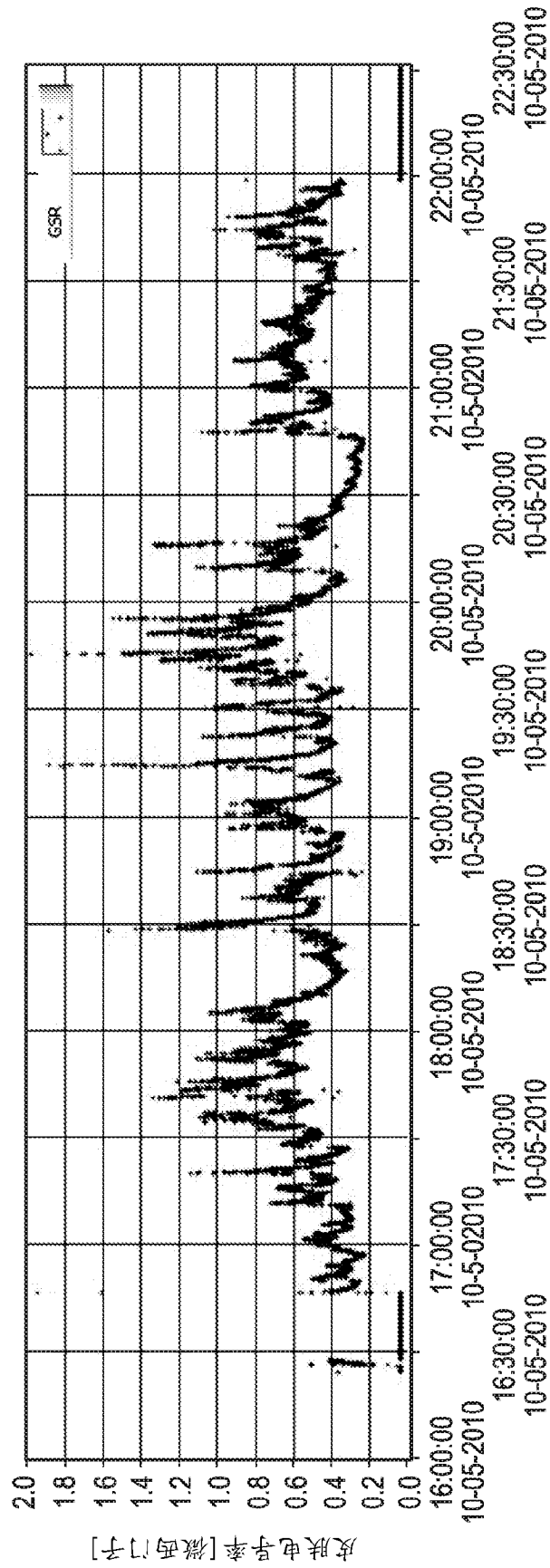


图 7