



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109640811 A

(43)申请公布日 2019.04.16

(21)申请号 201780050255.0

(22)申请日 2017.07.14

(30)优先权数据

16179966.3 2016.07.18 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.02.15

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/067899 2017.07.14

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/015308 EN 2018.01.25

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 M·奥沃克尔克

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 5/053(2006.01)

A61B 5/145(2006.01)

A61B 5/16(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

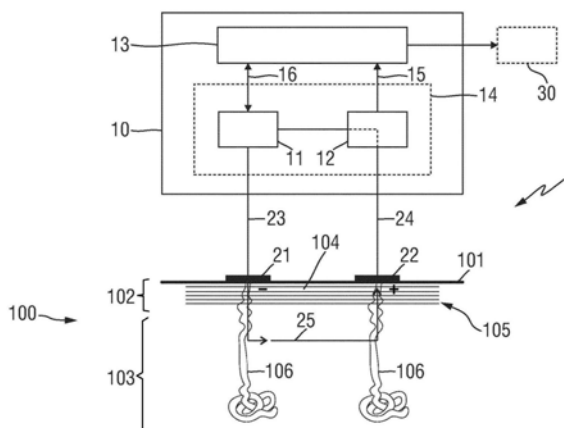
权利要求书2页 说明书11页 附图3页

(54)发明名称

用于评估心理生理反应性的设备

(57)摘要

本发明涉及评估对象的心理生理反应性或心理生理无反应性。提出了一种用于评估对象的心理生理反应性的设备(10),所述设备包括:刺激单元(11),其用于经由第一电极(21)和第二电极(22)向所述对象的皮肤(100)提供电刺激;感测单元(12),其用于响应于所述电刺激而采集指示所述第一电极与所述第二电极之间的阻抗的阻抗信号(15);以及分析单元(13),其适于基于响应于所述电刺激而采集的所述阻抗信号来识别双电层并基于所识别的双电层来确定所述对象的心理生理反应性。已经发现,基于响应于所述电刺激而采集的所述阻抗信号来识别双电层的存在或不存在能够用作所述对象处于有反应的心理生理状态还是处于无反应的心理生理状态的可靠指标。另外,还提出了一种对应的方法、计算机程序和系统(1)。



1. 一种用于评估对象的心理生理反应性的设备(10),所述设备包括:
 - 刺激单元(11),其用于经由第一电极(21)和第二电极(22)向所述对象的皮肤(100)提供电刺激;
 - 感测单元(12),其用于响应于所述电刺激而采集指示所述第一电极与所述第二电极之间的阻抗的阻抗信号(14);以及
 - 分析单元(13),其适于基于响应于所述电刺激而采集的所述阻抗信号来识别双电层并基于所识别的双电层来确定所述对象的心理生理反应性的状态或心理生理无反应性的状态。
2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述分析单元(13)适于区分心理生理反应性的状态与心理生理无反应性的状态,其中,双电层的不存在指示所述对象的心理生理无反应性的状态。
3. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述分析单元(13)适于区分心理生理反应性的状态与心理生理无反应性的状态,其中,双电层的存在指示所述对象的心理生理反应性的状态。
4. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述分析单元被配置为通过基于响应于所述电刺激而采集的所述阻抗信号评价指示所述双电层的电压势垒来识别所述双电层。
5. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述分析单元被配置为基于所述阻抗信号的瞬态特性来识别所述双电层。
6. 根据权利要求5所述的设备,其中,所述分析单元(13)适于基于以下时间尺度的瞬态特性来确定所述对象的心理生理反应性的状态:1ms至5s,优选在10ms至2s之间,优选在20ms至500ms之间。
7. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述刺激单元(11)包括用于跨所述第一电极(21)和所述第二电极(22)施加电压的电压源和/或用于向所述第一电极和所述第二电极施加电流的电流源。
8. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述刺激单元(11)适于提供包括从第一电压到第二电压或者从第一电流到第二电流的阶跃函数的电刺激。
9. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述刺激单元(11)适于提供电压分布和/或电流分布。
10. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述刺激单元(11)适于提供AC电激励。
11. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述感测单元(12)适于采集所述第一电极与所述第二电极之间的时变电流和/或时变电压。
12. 根据权利要求1所述的设备,还包括:输出单元(30),其用于向所述对象提供指示心理生理反应性的状态或心理生理无反应性的状态的信息,特别是用于提供如何克服心理生理无反应性的状态的建议。
13. 一种用于评估对象的心理生理反应性的系统(1),所述系统包括:
 - 用于施加到所述对象的皮肤(100)的第一电极(21)和第二电极(22);
 - 根据权利要求1所述的用于评估所述对象的所述心理生理反应性的设备(10)。
14. 一种用于评估对象的心理生理反应性的方法,所述方法包括以下步骤:
 - 经由第一电极(21)和第二电极(22)向所述对象的皮肤(100)提供电刺激;

-响应于所述电刺激而采集指示所述第一电极与所述第二电极之间的阻抗的阻抗信号(15);并且

-基于响应于所述电刺激而采集的所述阻抗信号来识别双电层并基于所识别的双电层来确定所述对象的心理生理反应性的状态或心理生理无反应性的状态。

15. 一种包括程序代码单元的计算机程序,当在计算机上执行所述计算机程序时,所述程序代码单元用于使所述计算机执行以下步骤:

-响应于经由第一电极(21)和第二电极(22)向对象的皮肤(100)提供的电刺激而获得指示所述第一电极与所述第二电极之间的阻抗的阻抗信号;并且

-基于响应于所述电刺激而采集的所述阻抗信号来识别双电层并基于所识别的双电层来确定所述对象的心理生理反应性的状态或心理生理无反应性的状态。

用于评估心理生理反应性的设备

技术领域

[0001] 本发明涉及评估对象的心理生理反应性,特别是经由皮肤电导测量来评估对象的心理生理反应性。提出了一种对应的设备、方法和系统以及对应的计算机程序。

背景技术

[0002] 皮肤电导感测能够用于检测心理生理反应。情绪能够经由自主神经系统的交感神经部分来引起汗腺激活。引起情绪反应的触发物能够在皮肤的电导中显现出峰。这种峰通常被称为皮肤电导反应(SCR)。因此,皮肤电导反应的不存在通常表明情绪触发的反应的不存在。因此,人在没有这种反应的时段期间能够被认为处于放松状态。

[0003] US 2014/0155724 A1公开了一种有利的可穿戴设备,所述可穿戴设备用于确保良好的电极-皮肤接触以用于可靠的皮肤电导测量。在实施例中,所述设备包括:至少两个皮肤电导电极,其用于接触用户的皮肤;以及弹性材料部分,所述弹性材料部分围绕皮肤电导电极,特别是周向包封皮肤电导电极。该包封部分优选由弹性材料制成,该弹性材料对于气态和液态物质是不可渗透的,使得当可穿戴设备由用户穿戴时,能够在皮肤与电极之间生成流体膜。这促使形成微气候,其为心理生理出汗提供了最佳条件。

[0004] US 2014/0275845 A1公开了一种手指安装的生理传感器。所述生理传感器具有传感器主体,所述传感器主体包括从其表面突出并纵向间隔开的第一凸起隆起和第二凸起隆起,以便在所述第一凸起隆起与所述第二凸起隆起之间定义横向气隙。每个隆起都保留与单只手指的掌面相邻的电极。所述传感器包括皮肤电导感测设备。处理器被容纳在所述主体内并与所述电极和所述感测设备通信以对其施加电激励并处理生理测量结果。该公开的目的在于降低如下风险:当在相邻电极之间的皮肤表面上积聚汗液时会发生皮肤电导汗液桥接,使得用于激励电极的电流能够在所述电极之间直接沿着由汗液产生的湿气路径行进而不是行进通过皮肤。

[0005] US 2014/0275845 A1进一步公开了对DC激励的长期应用能够引起电极极化,其中,这些电极像电池一样充电并且抵抗电流的流动,因此减少了表观皮肤电导并且歪曲皮肤电导读数。为了克服这种影响,建议使用AC方波发生器来应用相对较低频率的激励,这能够将AC方波脉冲施加到电极和感测设备。所得到的皮肤电导测量结果是根据AC方波脉冲端部的电压差而确定的。在AC方波脉冲端部进行测量的原因在于已知皮肤具有显著的电容分量,这意味着在施加电压的步骤之后,并不会立即建立稳态DC电流,而是由于皮肤电容变化而从初始的较高水平下降。为了避免这种不期望的影响,US 2014/0275845 A1教导了在大量的稳定时间过去之后(例如恰好在下一次电压反转之前)对AC激励产生的反应进行采样。

[0006] US 2013/0338470 A1涉及一种用于接触用户的皮肤的干皮肤电导电极。为了提供用于长期测量的干皮肤电导电极,其在提供良好信号水平的同时不会给用户带来问题,所述电极包括由掺杂有选自包括以下项的组中的至少一种掺杂物的贵金属制成的材料:氢、锂、钠、钾、铷、铯以及铍。

发明内容

[0007] 本发明的目的是提供一种支持和/或实现特别是在使用干电极时可靠性改善的皮肤电导测量的设备和方法。

[0008] 在本发明的第一方面中,提出了一种用于评估对象的心理生理反应性的设备,所述设备包括:

[0009] -刺激单元,其用于经由第一电极和第二电极向所述对象的皮肤提供电刺激;

[0010] -感测单元,其用于响应于所述电刺激而采集指示所述第一电极与所述第二电极之间的阻抗的阻抗信号;以及

[0011] -分析单元,其适于基于响应于所述电刺激而采集的所述阻抗信号来识别双电层并基于所识别的双电层来确定所述对象的心理生理反应性的状态或心理生理无反应性的状态。

[0012] 在本发明的另一方面中,提出了一种用于评估对象的心理生理反应性的系统,所述系统包括:

[0013] -用于施加到对象的皮肤的第一电极和第二电极;以及

[0014] -上述用于评估所述对象的所述心理生理反应性的设备。

[0015] 在本发明的另一方面中,一种包括程序代码单元的计算机程序,当在计算机上执行所述计算机程序时,所述程序代码单元用于使所述计算机执行以下步骤:响应于经由第一电极和第二电极向对象的皮肤提供的电刺激而获得指示所述第一电极与所述第二电极之间的阻抗的阻抗信号;并且基于所述阻抗信号的瞬态特性来确定所述对象的心理生理反应性的状态或心理生理无反应性的状态。

[0016] 在本发明的另外的其他方面中,提供了一种对应于上述设备的方法以及一种存储计算机程序产品的非瞬态计算机可读记录介质,所述计算机程序产品在由处理器运行时使以上针对所述计算机程序公开的步骤被执行。

[0017] 在从属权利要求中定义了本发明的优选实施例。应当理解,要求保护的方法、系统、计算机程序和介质能够具有与要求保护的系统相似和/或相同的优选实施例,特别是与在从属权利要求中限定的和本文所公开的实施例相似和/或相同的优选实施例。

[0018] 对皮肤电导传感器数据的可信且鲁棒解读能够得到关于人的心理健康和/或压力模式的重要信息。本发明基于以下思想:评价用于皮肤电导测量的两个电极之间的电学路径中的双电层的存在或不存在,以核实对象是处于心理生理反应性的状态还是处于心理生理无反应性的状态。因此,识别双电层并由此识别心理生理反应性的状态能够指的是确定或检测双电层存在和/或不存在。双电层能够产生能够被评价的电压势垒或阻挡电压。额外地或备选地,双电层能够被视为电容性贡献,其对响应于电刺激而采集的阻抗的瞬态特性具有影响。皮肤电导数据中的瞬态的存在能够表明导电路径中的含盐液体(即,汗液)的存在。在这种情况下,对象能够被分类为处于心理生理反应性的状态。因此能够评价心理生理出汗。该瞬态是由汗液中的离子的(缓慢)扩散引起的,通过降低靠近电极的空间电荷来对电压的变化做出反应。然而,如果不存在瞬态,则不会发生这种效应,并且能够将其归因于主要通过角质层的导电路径。在这种情况下,能够将此人分类为处于心理生理无反应性的状态。对应地,阻挡电压的存在表明已经形成了双电层(也被称为双离子层),其能够用作导电路径中的包含离子的含盐液体的存在的指示。在这种情况下,能够将对象分类为处于心

理生理反应性的状态。

[0019] 如上所述,没有皮肤电导反应(SCR)的时段能够意指放松的时段。然而,特别是对于使用干电极的可穿戴传感器,SCR的不存在也可以是电极与皮肤之间的汗液不足的结果。然而,这种状态能够被视为针对皮肤电导传感器的心理生理无反应性的状态。已经发现,在这种情况下,即使在汗腺管道与电极之间没有显著的含盐液体连接,也能够测量低但稳定的电导信号。因此,皮肤电导的单个绝对值并不一定是可靠测量的可靠指标。在非实验室环境中(例如在可穿戴消费或健身设备(例如,活动跟踪器和智能手表)领域)尤为如此。另外,对象之间的绝对皮肤电导水平可能存在很大差异,例如,由于不同的皮肤类型和不同的电极放置导致的这种差异。

[0020] 特别是在寒冷和/或干燥的条件下,不是总能用皮肤电导传感器来检测到心理生理出汗。在这种情况下,没有皮肤电导反应的时段能够被错误地视为放松的时段。这是错误的结论。通过基于所识别的双电层来确定对象的心理生理反应性的状态或心理生理无反应性的状态,本公开提供了一种区分真实放松的时段与在其期间条件可能抑制对心理生理出汗的检测的时段的方法。因此,如果结合响应于电刺激的双电层的存在(其指示汗腺导管与电极之间的汗液连接)来测量真正放松的时段,则这能够被证实是值得信赖的。另外,如果缺少汗腺导管与电极之间的含盐液体连接,则能够提出建立这种连接的措施并核实其有效性。

[0021] 如本文所使用的双电层或双离子层或简单地说双层能够被视为当对象的表面暴露于流体(例如暴露于汗液)时出现在对象的表面上的结构。这种双层能够是指围绕对象的两层基本平行的电荷层。如果对象由带负电荷的金属组成,则第一层((正)表面电荷)包括由于电吸引而吸附到对象上的离子。第二层由经由库仑力而吸引到表面电荷的离子组成,这种离子会电屏蔽第一层。该第二层与对象松散地相关联。它包括在电吸引和热运动的影响下在流体中移动而不是牢固锚定的自由离子。因此它被称为“扩散层”。

[0022] 关于电解质响应于电压阶跃而产生的瞬态电流的一般特性的进一步细节能够在Marescaux等人的“Impact of diffusion layers in strong electrolytes on the transient current”(Phys.Rev.E 79,011502,2009年)中找到。Marescaux的这篇论文阐述了一种潜在的过程,其中,瞬态是由电解质通过降低靠近电极的间隔电荷对电压的变化做出反应而引起的。离子在汗液中的缓慢扩散能够被看作是电解质的瞬态特性。离子形成阻挡层,这在一定程度上能够被视为类似于PN结。然而,也由于物理质量,离子的移动在例如300ms的较慢的时间尺度上发生。还应当注意,形成双层电容和阻挡电压的离子还会引起指示所述双离子层的有效电压降或电压势垒,其对响应于电刺激而采集的阻抗信号具有影响。因此,能够评价瞬态特性和/或电压势垒来确定双电层的存在或不存在。

[0023] 与US 2014/0275845A1相反,其中,皮肤的电容性组分被视为不期望的贡献,使得在最大量的稳定时间已经过去之后执行测量,根据本发明的一方面的解决方案能够使得通过评价阻抗信号的瞬态特性的存在或不存在来积极地利用这种效应。在已经施加正电压阶跃之后观察到的电流反应也在Comunetti等人的“Characterisation of human skin conductance at acupuncture points”(Experientia 51,第328-331页,1995年)中进行描述。然而,在现有技术中并没有基于瞬态特性来区分心理生理反应性与心理生理无反应性。

[0024] 文献表明无反应者的基本比率为5-10%。若干医学状况或气候状况会导致手脚冰

凉。例如,雷诺氏病会导致身体的某些区域(例如,手指和脚趾)响应于低温或压力而感到寒冷麻木。这种状况可能会抑制热出汗,导致心理出汗也会停止。然后,这些对象能够处于针对穿戴在手腕或身体的其他肢体处的皮肤电导传感器的心理生理无反应性的状态。同样,在这种情况下,所提出的解决方案能够提供益处,因为它们的心理生理无反应性的状态不会被错误地分类为放松的状态。

[0025] 用于采集指示第一电极与第二电极之间的阻抗的阻抗信号的感测单元能够基本上被穿戴在所有身体位置上。Machado-Moreira等人发现全身都能够发生心理出汗,如在“Sudomotor responses from glabrous and non-glabrous skin during cognitive and painful stimulations following passive heating”(Acta Physiol,第204卷,第571-581页,2012年)中所公布的。有利地,所提出的用于评估对象的心理生理反应性的设备或至少感测单元能够与常规的皮肤电导传感器或测量设备一起实施。这种设备能够被容易地附接到用户,例如作为手表(特别是智能手表)的部分,单独的腕带或身体传感器(例如,贴片或腰带)。皮肤电导测量也能够称为皮肤电流电导(GSR)测量或皮肤电活动(EDA)测量。

[0026] 阻抗信号能够例如是指响应于作为电刺激施加的电压 U 而测量的电流 I 。因此,阻抗能够是指电阻 $R=U/I$ 。对应的电导 G 能够通过倒数被确定为 $G=1/R=I/U$ 。在给定的示例中,阻抗信号的瞬态特性因此能够描述电阻和/或电导如何随时间变化。因此,阻抗信号的瞬态特性能够是指阻抗如何随时间变化。阻抗信号还能够指示复阻抗,例如指示对于心理生理反应性情况的电容贡献。

[0027] 在实施例中,所述分析单元能够适于区分心理生理反应性的状态与心理生理无反应性的状态,其中,(例如通过阻抗信号中的瞬态特性的不存在而指示的)双电层的不存在能够指示所述对象的心理生理无反应性的状态。对应地,所述分析单元能够适于区分心理生理反应性的状态与心理生理无反应性的状态,其中,(例如通过阻抗信号中的瞬态特性的存在而指示的)双电层的存在能够是指示所述对象的心理生理反应性的状态。因此,这种瞬态特性和/或电压势垒的存在或不存在能够指示对象处于有反应的状态或无反应的状态。这允许有效分析和确定对象的心理生理反应性的状态或心理生理无反应性的状态。

[0028] 在实施例中,所述分析单元能够被配置为通过基于响应于所述电刺激而采集的所述阻抗信号评价指示所述双电层的电压势垒来识别双电层。如上所述,汗液中的离子能够形成阻挡层,其能够被视为类似于半导体中的PN结。例如,能够评价响应于不同的施加电流或电压而测量的不同阻抗,以确定电压势垒的存在或不存在。例如,能够确定为了克服阻挡电压而需要施加的阈值电压。

[0029] 在实施例中,所述分析单元能够被配置为基于所述阻抗信号的瞬态特性来识别所述双电层。能够使用任何合适的算法来检测包括已知算法的瞬态特性的存在。在电压变化之后检测瞬态特性的存在的示例性算法能够使用皮肤电导的一阶导数。在不存在瞬态特性的情况下,一阶导数将是稳定的并且可能具有不超过预定阈值的小的值。在具有瞬态特性的情况下,例如能够预期一阶导数在下降或增加的电压阶跃之后不久将达到超过预定阈值的大的正值或负值,并且逐渐地(具体地在几秒内)下降到较低值。要累积的双离子层的时间尺度大约为50-500ms,特别是300ms。

[0030] 在改进方案中,所述分析单元能够适于基于以下时间尺度的瞬态特性来确定所述对象的心理生理反应性的状态:1ms至5s,优选在10ms至2s之间,优选在20ms至500ms之间。

该实施例的优点在于既不考虑像信号漂移或真实(缓慢的)心理生理皮肤电导反应(SCR)的缓慢变化,也不考虑可能归因于诸如电极的重新定位或者由刺激单元的切换所产生的毛刺或峰值的伪影所造成的快速变化。如上所述,累积双层的典型时间是300ms。时间尺度的瞬态特性能够是指半周期值。应当理解,计时可以强烈地取决于皮肤与电极之间的湿气层厚度,其能够是可变的并且还可以由于运动而变化。通常,300ms的时段能够足以确定瞬态的存在。

[0031] 在实施例中,所述刺激单元能够包括用于跨所述第一电极和所述第二电极施加电压的电压源和/或用于向所述第一电极和所述第二电极施加电流的电流源。因此,能够施加电压刺激或电流刺激。

[0032] 在进一步的改进方案中,所述刺激单元能够适于提供电刺激,所述电刺激包括从第一电压到第二电压或者对应地从第一电流到第二电流的阶跃函数。因此,能够有利地为刺激提供从第一水平到第二水平的快速转变。响应于所述电刺激,感测单元采集指示第一电极与第二电极之间的阻抗的阻抗信号。因此,所采集的阻抗信号能够被视为对象的皮肤的阶跃反应。对于心理生理无反应性的状态的情况,其中,阻抗信号中的瞬态特性基本上不存在,所采集的阻抗信号也可以示出阶跃状特性。然而,对于对象处于心理生理反应性的状态的情况,阻抗信号可能不会示出阶跃状特性,但是可能需要一些时间来稳定在稳定值处。如上所述,时间尺度主要由皮肤中的汗液中的离子的离子迁移过程覆盖。

[0033] 在实施例中,所述刺激单元能够适于提供电压分布和/或电流分布。因此,更一般地说,能够将预定义范围内的不同电压施加到对象的皮肤。例如,能够以逐步方式改变两个皮肤电极上的电压,并且能够评价响应于所述电压分布而采集的阻抗信号。电压分布和/或电流分布在确定指示双电层的电压势垒中能够是有利的。因此也能够检查对应于不同电压的瞬态。备选地或另外,能够将所施加的电压简单地反转或换向。这种换向的优点在于借助于开关实现了成本有效的实施方式。这种构思经过适当修改后也适用于应用电流分布。

[0034] 在改进方案中,所述刺激单元能够适于提供AC电激励。换句话说,提供交变电激励,例如,交流电流或电压。例如,经由第一电极和第二电极向对象的皮肤提供正弦波或正弦电压。在这种情况下,响应于所述交变电刺激的指示第一电极与第二电极之间的阻抗的阻抗信号能够是测量的电流。在这种情况下,能够将所施加的AC电压与所采集的AC电流之间的相位差评价为瞬态特性。因此,能够评价AC电激励与测量的电流之间的相位差。特别地,能够在接近瞬态特性的稳定速度或稳定时间的频率下评价相移,例如针对300ms的稳定时间在3Hz下评价相移。该实施例的优点在于可以放松用于提供电刺激和/或用于采集阻抗信号的电气部件的高频(HF)要求。因此,代替提供从第一电压到第二电压的非常快速的转变,提供具有较低边缘陡度或转换速率的交流电压就将足够。

[0035] 在实施例中,所述感测单元能够适于采集所述第一电极与所述第二电极之间的时变电流和/或时变电压。示例性感测单元可以包括串联电阻器,该串联电阻器串联连接到来自电极之一的导线,由此形成分压器。皮肤电导能够根据总施加电压与跨参考电阻器的电压或者在备选方案中为出现在电极处的电压之比来确定。这种配置还能够有利地用于确定由双电层形成的电压势垒。电压势垒能够被看作是能够检测到的电压偏移。皮肤阻抗、电压势垒和参考电阻能够被认为是串联连接的。为了确定皮肤阻抗和电压势垒,在第一步骤中,能够跨电极施加第一电压并且能够检测跨参考电阻器的第一电压。在第二步骤中,能够跨

电极施加第二电压并且能够检测跨参考电阻器的第二电压。基于此,能够容易地建立和求解电压势垒和参考电阻的方程组。

[0036] 在实施例中,所述设备还包括:输出单元,其用于向所述对象提供指示心理生理反应性的状态或心理生理无反应性的状态的信息,特别是用于提供如何克服心理生理无反应性的状态的建议。该实施例的优点在于对象能够意识到该设备是否能够正确地确定心理生理状态,例如,放松的状态。此外,能够指导对象如何克服这种状况,因此能够给出如何缓解这种状况的建议。例如,用自来水润湿电极下面的区或者施加人工汗液能够产生液体介质,预期在液体介质中会重新出现瞬态特性以及心理生理反应性。备选解决方案是提高环境温度或者进行短时段的剧烈运动(例如进行25次俯卧撑)。通过再次提供电刺激并响应于所述电刺激评价所采集的阻抗信号来重复对心理生理反应性的评估能够用于核实这种措施的有效性。将认识到,还能够向对象发出有效性的信号。

附图说明

[0037] 参考下文描述的实施例,本发明的这些方面和其他方面将会变得明显并且得到阐明。在以下附图中:

[0038] 图1示出了用于评价对象的心理生理反应性的系统的实施例的示意图;

[0039] 图2示出了可穿戴设备(例如,智能手表)形式的示例性实施方式;

[0040] 图3示出了包括汗腺的皮肤组织的简化等效电路;

[0041] 图4示出了用于评估对象的心理生理反应性的方法的示例性流程图;并且

[0042] 图5A至图5D示出了所提供的电刺激和响应于所述电刺激而采集的阻抗信号的示例性曲线图。

具体实施方式

[0043] 图1示出了用于评估对象的心理生理反应性的系统1的第一实施例的示意图。系统1包括用于评估对象的心理生理反应性的设备10以及用于施加到对象的皮肤100的第一电极21和第二电极22。

[0044] 设备10包括用于经由第一电极21和第二电极22向对象的皮肤100提供电刺激的刺激单元11。在给定的示例中,刺激单元包括用于跨两个电极21、22施加电压的电压源。刺激单元经由电极导线或线缆23、24连接到第一电极21和第二电极22。特别地,刺激单元11适于提供包括不同电压电平之间的一个或多个阶跃函数的电压分布,如图5A至图5D中示例性示出的。

[0045] 设备10还包括用于采集指示第一电极21与第二电极22之间的阻抗的阻抗信号的感测单元12。感测单元12能够是本领域中已知的常规的皮肤电导传感器。感测单元能够被单独连接到第一电极21和第二电极22。然而,有利地,经由电极导线22、24与第一电极21和第二电极22的相同电连接将用于刺激单元11和感测单元12两者。在有利的实施例中,感测单元12包括在从刺激单元到电极22的电学路径中的串联电阻器。因此,该串联电阻器然后与对象的皮肤100的阻抗一起形成分压器。因此,跨串联电阻器的电压降或通过串联电阻器的电流能够被视为响应于由刺激单元11提供的电刺激的指示对象的皮肤100的阻抗的阻抗信号。因此,感测单元12并不直接需要测量皮肤100的电导或阻抗,而是确定指示第一电极

21与第二电极22之间的阻抗的阻抗信号,使用已知的原理,能够根据上述阻抗信号来导出第一电极中的阻抗和第二电极中的阻抗。

[0046] 在实施例中,刺激单元11和感测单元12能够被实施为一体的源计量单元14。有利地,刺激单元11能够包括数模转换器(DAC)。这种DAC甚至能够被共同集成在标准微控制器(MCU)(例如,ST微电子的STM32系列)中。对应地,感测单元12能够包括模数转换器(ADC),其也能够被共同集成在标准微控制器中。有利地,因此能够使用微控制器以低成本实施包括分析单元13的设备10。然而,该设备也可以被实施为分布式系统。例如,可以由远程处理单元(例如,运行对应app的智能手机)获得(即,接收或检索)通过感测而采集的数据。

[0047] 感测单元12将阻抗信号15作为输入提供给分析单元13,该分析单元适于基于响应于由刺激单元11提供的电刺激而采集的阻抗信号来识别双电层并基于所识别的双电层来确定对象的心理生理反应性的状态或心理生理无反应性的状态。特别地,分析单元13能够适于基于响应于由刺激单元11提供的电刺激的所述阻抗信号15的瞬态特性来确定对象的心理生理反应性的状态或心理生理无反应性的状态。在这种背景下,分析单元13能够适于向刺激单元11提供控制信号16以控制对电刺激的施加。在备选方案中,刺激单元11可以向分析单元13提供关于所提供的电刺激的信息,使得分析单元13能够确定所提供的电刺激与所采集的阻抗信号之间的时间关系。

[0048] 图2示出了用于评估对象的心理生理反应性的系统1的示例性实施方式。例如,该设备能够以智能手表40、皮肤电导传感器腕带或活动跟踪器等的方式来实施。例如,该设备能够在飞利浦离散张力指示器(DTI-4)皮肤电导传感器腕带中实施。设备40包括主体41和腕带42。在所示的实施例中,一起由附图标记20表示的第一电极21和第二电极22被布置在壳体41的底侧,当被对象穿戴时,该底侧面向对象的皮肤。然而,在备选实施例中,在腕带42上也可以实施一个或两个电极。

[0049] 再次参考图1,对象100的皮肤包括作为皮肤100的上部分的表皮102和作为皮肤100的下部分的真皮103。如图1所示的皮肤100的最上层是角质层101。对于对象处于心理生理反应性的状态的情况,用于测量皮肤阻抗的皮肤100内的导电路径25由箭头示例性示出。为简化起见,能够认为在第一电极21和第二电极22下面的包括路径25的整个皮肤部分填充有包含作为电解质的汗液的液体介质。在汗液内,当跨第一电极21和第二电极22施加电压时发生离子扩散。该空间也能够被称为间隙空间103。在汗液中,当在第一电极21和第二电极22上施加诸如一个电压阶跃或多个电压阶跃的电刺激时发生离子扩散。在这种背景下,由感测单元12采集的阻抗信号15中的瞬态的存在表示导电路径25中的含盐液体(即,汗液)的存在。瞬态是由汗液中的离子的(缓慢)扩散引起的,通过降低靠近电极的空间电荷对应于电刺激(例如,所施加的电压分布)的变化。空间电荷区域由附图标记104表示。空间电荷区域指示形成双电层的区域。双电层继而提供电压势垒或阻挡电压,其能够基于响应于由刺激单元11提供的电刺激而采集的阻抗信号来识别。如图1的下部分所示,汗腺106在填充有作为导电液体的汗液时提供朝向真皮103的下层的导电路径。

[0050] 另一方面,如果对象处于心理生理无反应性的状态,则不能获得这样的“汗液路径”。在这种情况下,如果基本上不存在汗液,则导电路径主要通过角质层101。因此,在经由第一电极21和第二电极22提供电刺激的情况下,不会发生离子扩散。因此,反应能够被视为立即变化,而不是逐渐稳定在给定值处的缓慢变化。因此,能够评价特别是由于双层电容而

引起的瞬态特性。另外,如果基本上不存在汗液,则不会形成双电层(也被称为双离子层)的电压势垒。因此,能够评价这种电压势垒的存在或不存在。

[0051] 图3示出了皮肤组织和汗腺的简化等效电路。该等效电路表示作为端子的第一电极21和第二电极22所看到的电路。皮肤可以用R-C电路来建模,该R-C电路包括电阻器 R_0 ,其与电阻器 R_1 和电容器 C_1 的第一串联连接并联,任选地与电阻器 R_2 和第二电容器 C_2 的第二串联连接并联。Comunetti等人也已经在“Characterisation of human skin conductance at acupuncture points”(Experientia 51,第328-331页,1995年)中提出了这种电气网络,其中显示这样的电气网络在电压阶跃后显示出与人类皮肤相同的特性。如果对象处于心理生理反应性的状态,则所示的等效电路是良好的近似结果,其中,由于汗腺系统中的汗液的离子扩散而存在电容。然而,已经发现,如果对象处于心理生理无反应性的状态,则能够仅通过串联电阻器对该特性进行建模,因此没有通过与 R_2 和 C_2 并联的 R_1 和 C_1 的电容分量。为完整起见,图3中示出了描述角质层的电阻的电阻器 R_3 。角质层能够提供大的电阻,例如在 $G\Omega$ 范围内的电阻。应当理解,虽然能够假设电容分量存在于任何电路中,但是角质层的电容比来自汗腺系统的电容贡献低几个数量级,因此对切换特性的影响可忽略不计。在这种情况下,由于角质层的原因,该特性可能主要取决于电阻分量。应再次强调的是,即使现有技术已经公开了皮肤可以响应于施加的电压阶跃而显示电容分量,但是没有执行分析以基于指示双电层的阻抗信号或电压势垒的瞬态特性来确定对象的心理生理反应性的状态或心理生理无反应性的状态。

[0052] 另外,双电层提供电压势垒,其能够被建模为与图3所示的简化并联电路串联应用的电压源。例如,通过由刺激单元提供第一电压和第二电压作为电刺激并响应于此评价阻抗信号,能够容易地识别跨电压势垒的电压降。例如,如上所述,能够使用评价跨参考电阻器的电压降的感测单元。

[0053] 图4示出了用于评估对象的心理生理反应性的方法的示例性流程图。在第一步骤S41中,经由第一电极和第二电极向对象的皮肤提供电刺激。在第二步骤S42中,响应于所述电刺激而采集指示第一电极与第二电极之间的阻抗的阻抗信号。在第三步骤S43中,基于响应于电刺激而采集的阻抗信号来识别双电层并基于所识别的双电层来确定对象的心理生理反应性的状态或心理生理无反应性的状态。

[0054] 针对对应的计算机程序,将认识到,计算机的处理单元并不经由第一电极21和第二电极22主动提供或施加电刺激。然而,包括程序代码单元的计算机程序能够适于执行以下步骤:响应于由第一电极和第二电极向对象的皮肤提供的电刺激而获得(即,接收或检索)指示第一电极与第二电极之间的阻抗的阻抗信号。因此,阻抗数据信号或阻抗数据形式的阻抗信号能够由处理单元接收或者能够例如从用于存储所述数据的数据库中主动检索。该数据能够指示第一电极与第二电极之间的阻抗,该阻抗是响应于由第一电极和第二电极向对象的皮肤提供的电刺激而采集的。当所述计算机程序在计算机上被执行时,计算机能够基于该数据来执行以下步骤:基于响应于电刺激而采集的阻抗信号来识别双电层,并且基于所识别的双电层信号来确定对象的心理生理反应性的状态或心理生理无反应性的状态。

[0055] 图5A至图5D示出了所提供的电刺激和所采集的阻抗信号的示例性曲线图。用于提供这些电刺激并采集对应的阻抗信号的设备能够是如图2中示例性示出的可穿戴设备。为

了进行皮肤电导测量,能够使用例如1.048V的恒定测量电压。然而,当评估对象的心理生理反应性时,电子设计能够适于经由第一电极21和第二电极22来提供电压分布,其中,电压能够变化,例如以逐步方式降低,如由附图标记51表示的曲线所指示的。

[0056] 在图5A至图5D中,水平轴表示以秒为单位的时间。虚线51表示由刺激单元经由第一电极和第二电极向对象的皮肤100提供的电刺激。实线52表示作为响应于所述电刺激51的指示第一电极与第二电极之间的阻抗的阻抗信号的皮肤电导值。左侧的垂直轴表示与曲线52相对应的任意单位的皮肤电导值(SC)。右侧的垂直轴表示作为与曲线51相对应的以百分比 $[V_{\text{参考}}\%]$ 为单位的与参考电压的百分比的电压U的电压指示。

[0057] 与用于测量皮肤电导的常规设备相比,能够通过用可编程电压模块(例如,数模转换器(DAC))替换用于皮肤电导测量的参考电压模块来简单地调整该设备。在所示实施例中,作为阻抗的特殊情况,以大约160Hz的采样率测量皮肤电导,当以10个阶跃的序列时,电压从大约1V降低到0.1V。在图5A至图5D中示出了针对四个人类测试对象的这种测量的结果。能够例如以100Hz或更高的采样率,优选为160Hz的采样率来测量阻抗信号。参考图5A和图5B,人1和人2的皮肤电导迹线一方面显示出对电压变化的几乎立即的逐步反应,如附图标记53所指示的。因此几乎不存在瞬态特性。这些人处于心理生理无反应性的状态。在分析中可以忽略在切换到不同电压电平时可能出现的伪影。另一方面,对于人3和人4的皮肤电导迹线,所采集的皮肤电导值的稳定需要10s。这些人处于心理生理反应性的状态。与由附图标记53指示的逐步反应相反,人3和人4的皮肤电导示出了由附图标记54指示的瞬态特性。

[0058] 用于在电压变化之后检测瞬态特性的存在的示例性适当算法可以有利地使用阻抗信号52的一阶导数。在不存在如图5A和图5B所示的瞬态特性的情况下,该一阶导数将是小且稳定的值。然而,相反,在如图5C和图5D所示的瞬态特性的情况下,能够预期该一阶导数在对应的(这里为下降的)电压阶跃之后不久将达到大的正值或负值,并且在几秒钟内逐渐下降到低值。

[0059] 作为评价用于识别双电层的瞬态特性的额外方案或备选方案,还可以基于响应于电刺激而采集的皮肤的阻抗信号来评价指示所述双电层的电压势垒。

[0060] 为了采集指示第一电极与第二电极之间的皮肤电导的阻抗信号,能够使用如在W02016/050551 A1中详细描述的电导电路,通过引用将其内容并入本文。因为,在参考图5A至图5D描述的实施例中,刺激单元提供电压分布,如虚线51所示,其中,电压改变,能够通过 $G_{\text{经皮肤校正}} = G_{\text{经皮肤测量的}} \times V_{\text{参考}}/V_{\text{刺激}}$ 而应用校正以考虑不同的电压电平。对于无反应的状态,这会导致皮肤电导增加,如图5A和图5B中可见。对于有反应的状态,这会导致皮肤电导减少,如图5C和图5D中可见。因此,能够评价所确定的(校正的)绝对值的变化以识别双电层。该实施例的优点在于能够执行缓慢测量。因此,可以使用更慢且可能更便宜的部件。此外,如果慢采样率是足够的,则能够降低功耗。这在可穿戴设备中特别有利。

[0061] 任选地,如果在160Hz的采样率下测量阻抗信号,则在电压阶跃或切换之前和之后,能够在例如最后4至160个数据点(优选为最后10个数据点)的平均值之间比较这种经校正的皮肤电导。在没有发现差异的情况下,电压阶跃能够加倍且能够重复测量。例如,感测单元中的ADC的灵敏度(10位……16位)能够变化。因此,为了产生可检测的效果,在不存在测量的效果的情况下,由刺激单元提供的电压阶跃能够加倍。

[0062] 在实施例中,分析还能够任选地与绝对测量结果相组合,其中,分析单元被配置为评价皮肤电导水平是否低于预定阈值,例如低于1微西门子,否则认为对象处于心理生理反应性的状态

[0063] 在可穿戴皮肤电导传感器中,确定没有皮肤电导反应的时段是否表示放松的时段尤为重要。例如,电压阶跃或者一般来说用于评价对象的心理生理反应性的电刺激能够在这样的没有皮肤电导反应(SCR)时段期间以例如10s或7s的预定间隔进行施加。因此,用于皮肤电导测量的设备能够适于执行本文提出的方法,以用于在没有皮肤电导反应的预定时段之后评估对象的心理生理状态。因此能够核实对象是否实际处于放松的时段或者确定对象是否处于心理生理无反应性的状态。典型的皮肤电导测量从开始到结束可能需要大约7秒,因此稍短的间隔能够确保没有错过任何反应。

[0064] 应当注意,不必强制施加如图5A至图5C所示的电压分布。单个电压阶跃(例如,20%至50%的下降电压阶跃)也能够是足够的。为了评价瞬态特性,所施加的电压能够例如在小于10ms内降低,优选在小于5ms内降低。在这样的阶跃之后,能够重新建立用于皮肤电导测量的标准测量电压。电压分布的另外的示例包括对所施加的电压进行反转或换向。该实施例的优点在于(例如借助于用于对所施加的电压进行换向的开关)实现了成本有效的实施方式。

[0065] 再次参考图1,能够提供任选的接口或输出单元30。例如,接口能够是数据接口,其提供指示对象的心理生理反应性的状态或心理生理无反应性的状态的数据。这样的信息也能够人机接口(HMI)上被提供给用户,例如在智能手机的屏幕上被提供给用户。如果检测到无反应性的状态,也能够给出如何缓解这种情况的建议。例如,简单地用自来水润湿电极下方的区域可以产生液体介质,能够预期在液体介质中重新出现瞬态特性以及心理生理反应性。应当注意,执行用于评估对象的心理生理反应性的方法能够再次用于核实这些措施的有效性。

[0066] 总之,已经提出了一种用于评估对象的心理生理反应性的有利方法,其使得能够确定对象的心理生理反应性的状态或心理生理无反应性的状态。所提出的解决方案能够以有限的成本和努力被添加到皮肤电导测量设备。应当理解,用于评估对象的心理生理反应性的设备也能够有利地应用于要核实电极的放置(通常是电极与对象皮肤的接触)的领域。示例性应用包括心电图(ECG)、肌电图(EMG)或脑电图(EEG)应用。因此,能够简化应用湿电极或电极下方的电极凝胶以确保良好的电极皮肤接触的相当复杂的流程。因此,心理生理反应性的状态能够等同于良好的电极皮肤接触,特别是包括来自对象的皮肤的电容贡献的电极皮肤接触。因此能够核实与对象皮肤的正确接触。在诸如EEG和EEG的被动式方法中,将需要用于向对象的皮肤提供电刺激的额外的刺激单元。然而,应当理解,在准备实际测量时,临时应用刺激单元就足够。

[0067] 尽管已经在附图和前面的描述中详细说明并描述了本发明,但是这样的说明和描述应当被认为是说明性或示例性的而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、说明书以及随附权利要求书,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。

[0068] 在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个元件或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管某些措施

被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0069] 计算机程序可以被存储/被分布在合适的介质上,例如,与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以以其他形式被分布,例如,经由互联网或其他有线或无线的电信系统被分布。

[0070] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

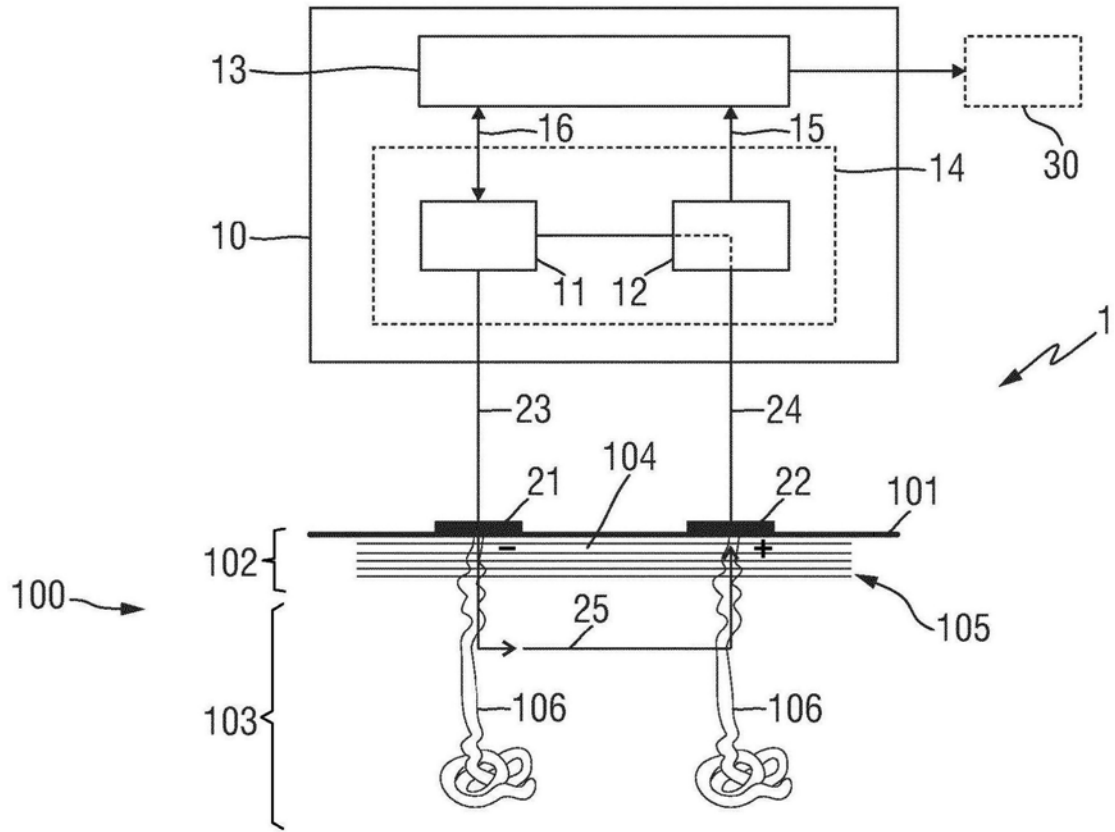


图1

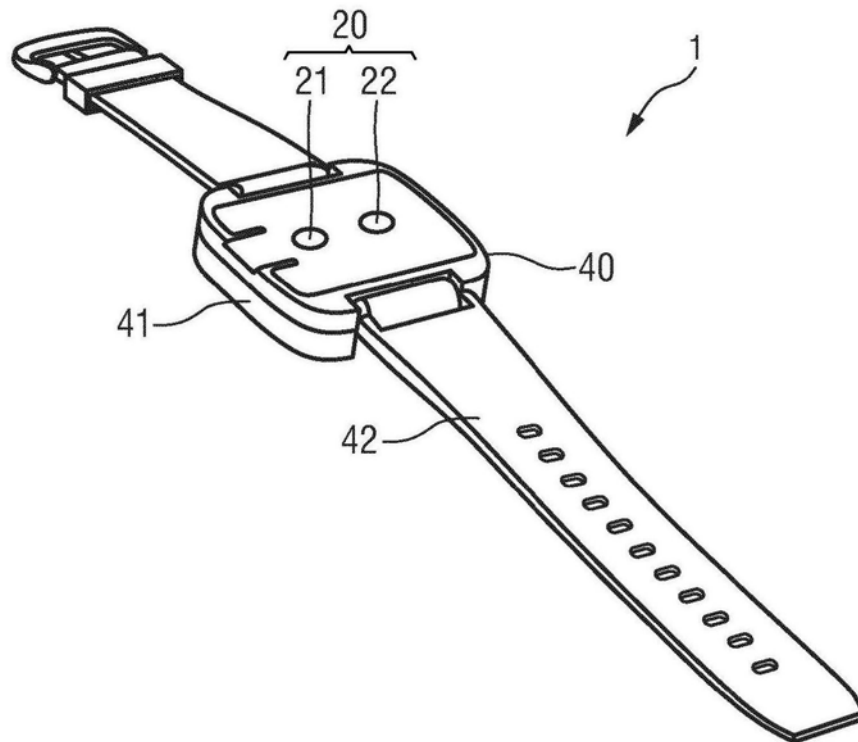


图2

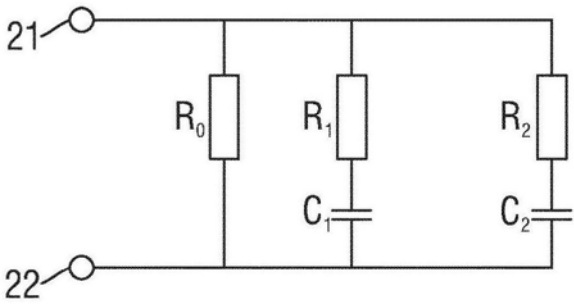


图3

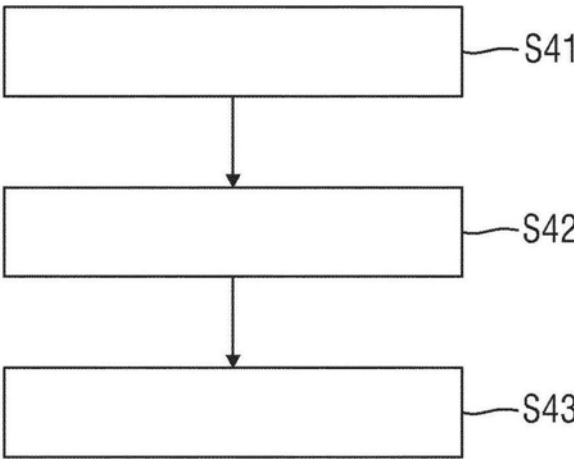


图4

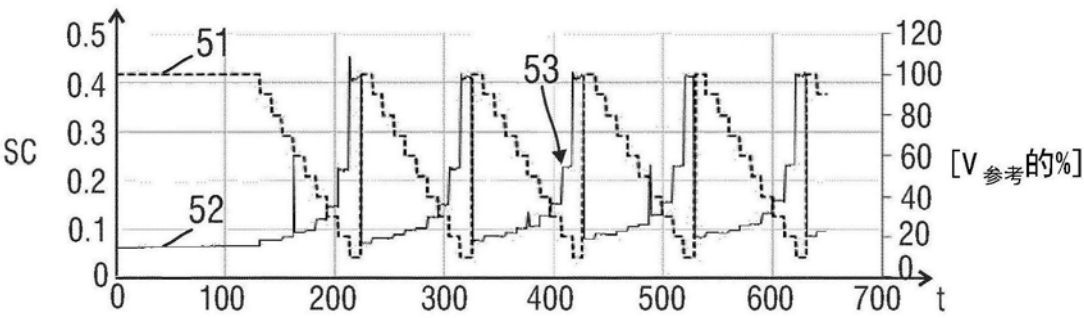


图5A

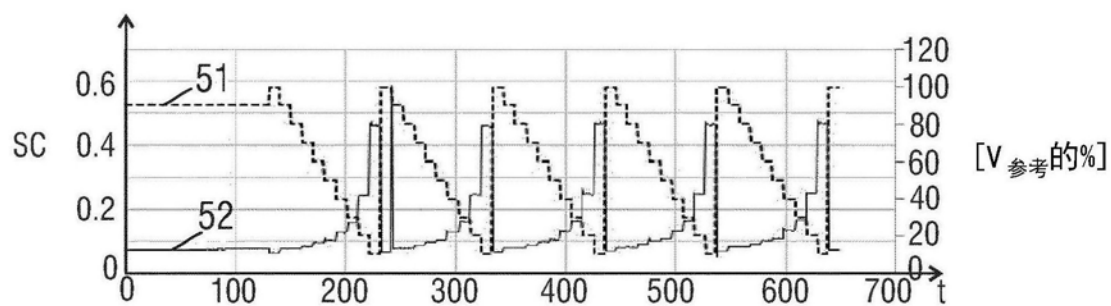


图5B

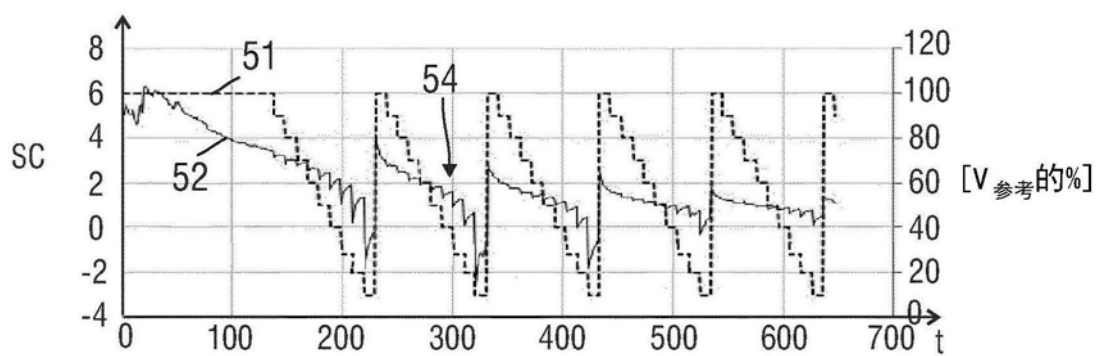


图5C

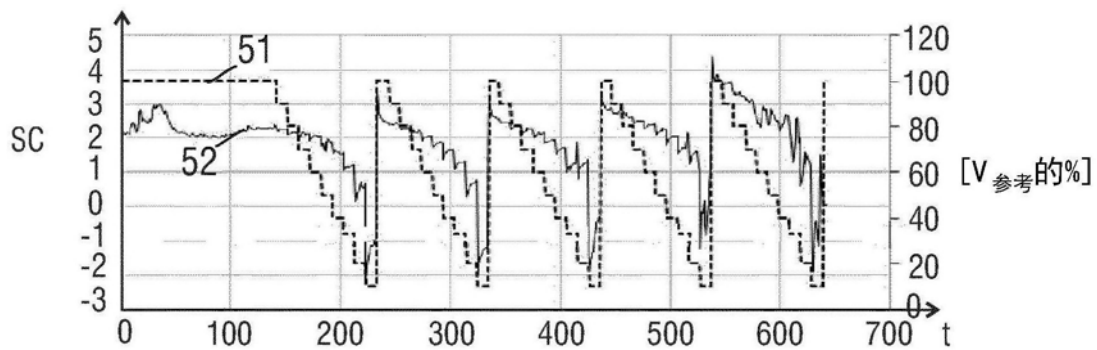


图5D

专利名称(译)	用于评估心理生理反应性的设备		
公开(公告)号	CN109640811A	公开(公告)日	2019-04-16
申请号	CN201780050255.0	申请日	2017-07-14
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	M奥沃克尔克		
发明人	M·奥沃克尔克		
IPC分类号	A61B5/053 A61B5/145 A61B5/16 A61B5/00		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	2016179966 2016-07-18 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及评估对象的心理生理反应性或心理生理无反应性。提出了一种用于评估对象的心理生理反应性的设备(10)，所述设备包括：刺激单元(11)，其用于经由第一电极(21)和第二电极(22)向所述对象的皮肤(100)提供电刺激；感测单元(12)，其用于响应于所述电刺激而采集指示所述第一电极与所述第二电极之间的阻抗的阻抗信号(15)；以及分析单元(13)，其适于基于响应于所述电刺激而采集的所述阻抗信号来识别双电层并基于所识别的双电层来确定所述对象的心理生理反应性。已经发现，基于响应于所述电刺激而采集的所述阻抗信号来识别双电层的存在或不存在能够用作所述对象处于有反应的心理生理状态还是处于无反应的心理生理状态的可靠指标。另外，还提出了一种对应的方法、计算机程序和系统(1)。

