



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110996768 A

(43)申请公布日 2020.04.10

(21)申请号 201880050569.5

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2018.06.22

代理人 刘兆君

(30)优先权数据

17187362.3 2017.08.22 EP

62/525,926 2017.06.28 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0478(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2020.02.03

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2018/066692 2018.06.22

(87)PCT国际申请的公布数据
W02019/002109 EN 2019.01.03

(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 D·A·范登恩德 S·T·帕斯托尔

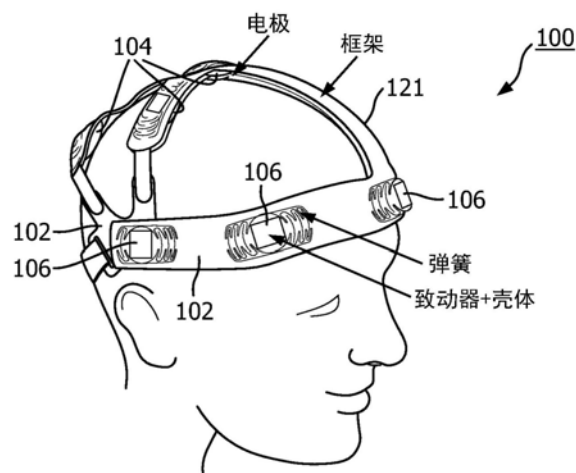
权利要求书1页 说明书10页 附图8页

(54)发明名称

测量电活动

(57)摘要

一种电活动测量系统包括：支撑件(102)，其被配置为至少部分地围绕用户的部分进行定位；电极(104)，其被配置为由所述支撑件支撑并被定位为接触所述用户的皮肤；致动器(106)，其能操作地耦合到所述电极并被配置为至少在横向上移动所述电极，以使得所述电极能够在不同位置处接触所述皮肤；以及一个或多个物理处理器(108)，其与所述电极和所述致动器能操作地连接。利用指令对所述一个或多个物理处理器(108)进行编程，所述指令在被运行时令所述一个或多个物理处理器：从所述电极获得阻抗信号，并且基于所获得的阻抗信号与阻抗阈值的比较对所述致动器进行致动以移动所述电极。所述电极(104)经由弹簧结构(110)被连接到所述支撑件(102)，所述弹簧结构被配置为：递送所述电极(104)对所述用户的足够的接触压力，并且允许至少在所述横向上对所述电极(104)相对于所述支撑件(102)的所述移动进行解耦。



1. 一种用于从电极 (104) 获得电活动测量信号的系统 (100), 所述电极被配置用于接触用户的皮肤, 所述系统包括:

支撑件 (102), 其被配置为至少部分地围绕所述用户的部分进行定位;

致动器 (106), 其能操作地耦合到所述电极 (104), 所述致动器被配置为至少在横向维度上移动所述电极 (104), 以使得所述电极 (104) 能够在不同位置处接触所述皮肤; 以及

处理器 (108), 其与所述电极 (104) 和所述致动器 (106) 能操作地连接, 并且被编程为从所述电极 (104) 获得阻抗信号, 并且基于所获得的阻抗信号对所述致动器 (106) 进行致动以移动所述电极 (104),

其中, 所述电极 (104) 经由弹簧结构 (110) 被连接到所述支撑件 (102), 所述弹簧结构被配置为: 递送所述电极 (104) 对所述用户的足够的接触压力, 并且允许至少在所述横向维度上对所述电极 (104) 相对于所述支撑件 (102) 的所述移动进行解耦。

2. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述弹簧结构 (110) 被配置为: 使得能够将所述电极 (104) 的恒定轴向力施加到所述用户上, 并且在所述横向维度上提供预定的弹簧刚度。

3. 根据权利要求1或2所述的系统, 其中, 所述致动器 (106) 被定位在致动器壳体 (117) 中, 并且所述电极被定位在电极壳体 (115) 中, 其中, 所述致动器壳体 (117) 被附接到所述电极壳体 (115)。

4. 根据权利要求1或2所述的系统, 其中, 所述致动器 (106) 是使用弹簧 (110b) 被连接到所述电极 (104) 的, 其中, 所述致动器 (106) 被配置为通过缩回所述弹簧 (110b) 并由此拉动所述弹簧来在所述横向维度上移动所述电极, 从而重新定位所述电极 (104)。

测量电活动

技术领域

[0001] 本公开内容涉及用于测量电活动的系统,例如,用于测量脑电图 (EEG) 的系统。具体地,本公开内容涉及从一个或多个脑电活动测量干电极获得信号。本公开内容的系统还可以用于睡眠监测。电极可以被配置为提供其他生理信号,这些生理信号包括但不限于ECG信号、EMG信号、EOG信号或GSR信号。

背景技术

[0002] US 2011/015503公开了一种用于收集患者脑电图 (EEG) 数据的医学设备。EEG处理单元包括基本吻合患者头部的半刚性框架,并且支持一组电极处于患者头部的预定部位中以确保正确放置电极。EEG处理单元包括自动连接确定设备,该自动连接确定设备能够使用压敏电极放置来确保与患者头皮的正确接触,并且还可以通过自动阻抗检查经由测量电极阻抗来自动验证电极放置。

[0003] US 2017/112444公开了一种生物信号传感器,该生物信号传感器包括干电极和套件。干电极具有多个探头和与该探头对应电连接的多个触点,其中,探头中的每个探头感测电信号并将电信号发送到对应的触点。套件被可更换地设置在干电极与生物信号测量设备之间,并且具有功能电路和信号输出端子,功能电路用于捕获来自触点的电信号以生成生物信号,信号输出端子被电连接到功能电路以用于将生物信号发送到生物信号测量设备。

[0004] US 2012/143020公开了一种EEG套件,该EEG套件能够被认为是“袋中的EEG”(“EEG-IAB”)。该EEG套件能够提供完整、一次性、快速且易于使用的平台来记录EEG,从而测量脑活动。也能够记录其他生理信息(例如,氧饱和度、ECG或EKG等)或其他信息(例如,局部电极运动),例如与记录的EEG信号在时间上一致地记录其他生理信息。记录的EEG和其他信息能够被上行链路到本地或远程的用户接口。本地或远程的神经科医生能够在数十分钟内使用EEG信息进行诊断,其中,当前可能无法使用这种信息,或者可能需要几个小时才能获得这种信息并进行诊断。EEG套件非常方便,并且能够由第一急救人员在医院急诊室(ED)、重症监护室(ICU)中使用,或者也能够被部署用于应急或备灾。

[0005] US 2015/282760公开了用于搜集脑电图信号的示例性头戴式设备。示例性头戴式设备包括调节组件,该调节组件包括第一支撑件和第二支撑件,第一支撑件被设置在人的头部的第一侧上,第二支撑件被设置在人的头部的第二侧上。示例性头戴式设备还包括能操作地耦合到第一支撑件的调节器。另外,示例性头戴式设备包括电极条和张带,张带具有能操作地耦合到调节器的第一端和能操作地耦合到第二支撑件的第二端。

[0006] EEG以电学方式测量脑活动,是一种无创神经学监测工具,在专业医疗保健应用和消费者家庭保健应用中均得到发展。例如,EEG记录或测量结果已经用于许多临床应用(包括癫痫预测、睡眠障碍诊断、生物反馈治疗),并且最近甚至还应用于神经营销学。

[0007] 脑电活动通常是借助于接触用户的皮肤(尤其是用户的头皮)的电极来测量的。一种类型已知的电极是湿电极或凝胶电极。另一种类型的已知电极是干电极(不使用凝胶)。

[0008] 对于EEG记录应用,期望其对用户的皮肤具有低的电流阻抗,以便具有良好的信号

质量。对于日常睡眠监测或连续性癫痫监测处置等应用,使用易于使用的电极也很重要。为了获得良好的EEG记录,必须同时监测多个位置,并且必须将电极应用于头部(包括被头发覆盖的区)。电连接的质量会受到限制,尤其是对于头发浓密的人。

[0009] 当应用EEG湿电极或EEG凝胶电极时,主要的挑战是获得与用户皮肤的良好(因此低的)接触阻抗。在临床测量中,通常利用具有集成金属(例如涂有Ag/AgCl的)电极的(类似淋浴帽的)橡胶帽来完成。这些EEG湿电极或EEG凝胶电极下方的皮肤通常需要进行以下准备:减少角质层并且经常额外磨损角质层(例如,去除干燥的皮肤顶层)。然后(通常通过电极或帽上的孔)将导电膏或凝胶涂在每个电极与头皮之间。

[0010] 传统上,填充有导电膏的杯形电极也用于EEG监测。已知填充有导电膏的杯形电极因其组成而产生低阻抗。导电膏具有粘合性和导电性,并且通过对象的头发与皮肤接触。这样确保了与深层皮肤(表皮)的低欧姆接触,并且确保了身体中的离子电流“转换”为测量系统中的电子电流。导电膏的使用还(部分)解决了因人与人之间关于发层厚度和头发数量的不同以及因头部和/或身体运动可能发生的距离的时间变化而导致的电极与用户皮肤之间的距离变化的问题。

[0011] 然而,在许多不涉及临床测量(即,外部临床应用)的情况下,例如,对于生活方式消费品、残疾患者或远程监测应用/目的,这些类型的湿电极或凝胶电极是不实用的。例如,这些湿电极的设置通常非常麻烦,并且通常仅适用于临床环境,而不适用于由用户进行的连续测量。而且,这些湿电极只能使用一次,并且对于连续测量的耐用性有限。这些湿电极还会在几小时内变干,并且不容易附着到身体和设备。而且,在使用后,涂在每个电极与头皮之间的导电膏会留下很多膏残留物。这些都会使EEG湿电极或EEG凝胶电极非常不适用于针对医学或消费者健康应用的家庭日常长期使用。

[0012] 图1示出了完全干燥的EEG电极头戴式设备。例如,Imec NL (Holst) 已经开发出使用EEG干电极的头戴式设备。Cognionics提供了市售的干式头戴式设备。干电极通过应用能够绕过头皮上的头发的引脚状结构而部分克服了上面讨论的一些问题。然而,在实践中,当将这些解决方案应用于更大的人群时,尤其是在处理浓密头发和/或长发时,仍然难以提供足够的信号质量。这些解决方案的问题可能是与皮肤(或头皮)的接触不良以及信号质量不足。干电极几乎不能实现湿电极或凝胶电极能够实现的信号质量和良好的电连接(低阻抗)。这些EEG干电极对良好接触仍然非常敏感。必须进行手动校正(即,由临床环境中经过训练的主管进行校正),这将花费额外的设置时间。在控制较少的环境中,不正确的放置还可能导致数据丢失。

[0013] 尽管干电极更易于应用,但是它们对移动和(间歇性)失去接触更敏感。在连续监测中,短暂的中断通常不会造成危害。大多数设计使用弹簧来施加压力,以在整个干式EEG头戴式设备移动时限制干电极的移动。对于EEG头戴式设备的小的移动,这种弹簧加载电极方法很有帮助。然而,对于EEG头戴式设备的较大(头部)移动,这种弹簧加载电极方法的效果有限。更重要的是,EEG头戴式设备的移动可能会导致不同的新的接触状态,从而可能通过阻挡电极与皮肤之间的头发而导致接触不良。尤其地,EEG头戴式设备的大的移动能够导致EEG干电极从皮肤上暂时释放,因此用户的头发可能会进入电极表面与皮肤之间。在实践中,尤其是当干式EEG头戴式设备包括多个EEG干电极时,很有可能至少有一个EEG干电极发生故障。图2示出了来自诸如图1所示的EEG干电极头戴式设备在若干电极位置处随时间的

电极阻抗值的曲线图。参考图2,通道4的行为方式与通道1的相反。

[0014] 当前,具有通过致动穿透头发的能力的商用干电极系统是Cognionics flex系统,该系统被设计为可在按下时将传感器的接触引脚跨皮肤移动(<http://www.cognionics.com/index.php/products/sensors/flex>)。这样的系统被头发阻挡的机会较小。然而,这仍然是单击发方法并且在首次尝试不充分的情况下需要手动调节,并且无法解决多个传感器系统的问题。

[0015] WO 2013038285A1公开了一种改善多电极EEG头戴式设备的信号的方法。该方法公开了一种压力控制系统,并且使用阻抗测量、压力传感器和致动器来控制(一个或多个)电极的轴向压力(即,垂直于头皮)。该方法还描述了如何能够使用阻抗测量来确定个体电极之间的接触质量,以及在观察到电极的信号质量的差异时如何调节(一个或多个)电极的轴向压力。

发明内容

[0016] 本发明的目的是提供对电活动的改进的测量。本发明由独立权利要求来限定。从属权利要求限定了有利实施例。

[0017] 一个或多个实施例提供了一种电活动测量系统。所述系统包括:支撑件,其被配置为至少部分地围绕用户的头部进行定位;电极,其被配置为由支撑件支撑并被定位为接触所述用户的皮肤;致动器,其能操作地耦合到所述电极;以及一个或多个物理处理器。所述致动器被配置为至少在横向维度上移动所述电极,以使得所述电极能够在不同位置处接触所述皮肤。所述一个或多个物理处理器与所述电极和所述致动器能操作地连接。利用指令对所述一个或多个物理处理器进行编程,所述指令在被运行时令所述一个或多个物理处理器:从所述电极获得阻抗信号,并且基于所获得的阻抗信号与阻抗阈值的比较对所述致动器进行致动以移动所述电极。所述电极经由弹簧结构被连接到所述支撑件,所述弹簧结构被配置为:递送所述电极对所述用户的足够的接触压力,并且允许至少在所述横向维度上对所述电极相对于所述支撑件的所述移动进行解耦。

[0018] 在参考附图考虑以下描述和权利要求书的情况下,本专利申请的这些和其他目的、特征和特性,以及操作方法和有关的结构元件和零件组合的功能和制造的经济性将变得更加明显,所有附图均形成本说明书的部分,其中,在各个附图中同样的附图标记指代对应的部分。然而,应当明确理解,附图仅是出于图示和描述的目的,并非旨在作为对本专利申请的限制的定義。特别地,由于本发明可以应用于睡眠监测或者用于测量ECG信号、EMG信号、EOG信号或GSR信号,因此在示例性实施例中对EEG和/或用户的头部的引用不应被理解为以任何方式限制范围。

附图说明

[0019] 图1是具有EEG干电极的现有技术的头戴式设备;

[0020] 图2示出了来自如图1所示的EEG干电极头戴式设备在若干电极位置处随时间的电极阻抗值的曲线图;

[0021] 图3图示了根据本专利申请的实施例的示例性EEG系统;

[0022] 图4图示了根据本专利申请的实施例的另一示例性EEG系统,其中,为了清楚起见,

未示出EEG系统的一些部件；

[0023] 图5图示了根据本专利申请的实施例的另一示例性EEG系统，其中，为了清楚起见，未示出EEG系统的一些部件；

[0024] 图6图示了根据本专利申请的实施例的另一示例性EEG系统，其中，为了清楚起见，未示出EEG系统的一些部件；

[0025] 图7示出了根据本专利申请的实施例的用于自动重新定位示例性EEG系统的EEG干电极的示例性方法；

[0026] 图8示出了根据本专利申请的实施例的用于自动重新定位示例性EEG系统的EEG电极的另一示例性方法；并且

[0027] 图9和图10示出了来自EEG电极头戴式设备在若干电极位置处随时间的电极阻抗值的曲线图。

具体实施方式

[0028] 除非上下文明确指示，否则本文使用的单数形式的“一”、“一个”或“该”包括复数引用。本文使用的两个或更多个部分或部件被“耦合”的表述将意指：只要发生连接，这些部分直接地或间接地（即，通过一个或多个中间部分或部件）接合或共同操作。除非上下文明确指示，否则本文使用的术语“或”意指“和/或”。本文使用的术语“数量”应当意指一或大于一的整数（即，多个）。本文使用的方向性短语（例如但不限于，顶部、底部、背面及其派生词）与附图中示出的元件的取向有关，但不限制权利要求，除非在权利要求中明确指示。

[0029] 在如图3所示的一个实施例中，脑电图（EEG）系统100包括支撑件102、EEG电极104和致动器106。支撑件102被配置为至少部分地围绕用户的头部进行定位，EEG电极104被配置为由支撑件102支撑并被定位为接触用户的皮肤，致动器106能操作地耦合到EEG电极104。致动器106被配置为至少在两个维度（包括轴向维度和横向维度）上移动EEG电极104，以使得EEG电极104能够在不同位置处接触皮肤。系统100还包括与EEG电极104和致动器106能操作地连接的一个或多个物理处理器108。利用计算机程序指令对一个或多个物理处理器108进行编程，该计算机程序指令在被运行时令一个或多个物理处理器108：从EEG电极104获得阻抗信号，并且基于所获得的阻抗信号与阻抗阈值的比较对致动器106进行致动以移动EEG电极104。

[0030] 在一个实施例中，本专利申请提供了用于对EEG干电极头戴式设备121的EEG干电极104的不正确或次优放置的自调整解决方案。为了避免与手动重新调节整个干式EEG头戴式设备121相关联的上述问题，头戴式设备121上的每个个体EEG干电极104均与致动器106相适配。性能不佳的EEG干电极104将通过与其相关联的致动器106的致动而被自动重新定位，以便使该EEG干电极104更好地与用户的皮肤/头皮接触。

[0031] 在一个实施例中，不同位置包括EEG电极104能够被定位为与用户的皮肤良好接触的各种不同位置。在一个实施例中，这些位置也可以被称为接触位置。在一个实施例中，EEG电极104可以被定位在第一位置、第二位置、第三位置等中。这些第一位置、第二位置和第三位置中的每个位置沿着EEG电极的横向维度不同于第一位置、第二位置和第三位置中的另一位置。在一个实施例中，EEG电极104能够被定位为与用户的皮肤接触的不同位置的数量可以变化。

[0032] 在一个实施例中,轴向维度是指沿着垂直于用户的头皮的平面延伸的维度。在一个实施例中,轴向维度垂直于横向维度。

[0033] 在一个实施例中,横向维度是指沿着大致平行于用户的头皮的平面延伸的维度。在一个实施例中,横向维度垂直于轴向维度。在一个实施例中,横向维度可以包括沿着大致平行于用户的头皮的平面延伸的两个维度。在一个实施例中,这两个维度均垂直于轴向维度。在一个实施例中,这两个维度在同一平面内延伸并且彼此垂直。

[0034] 在一个实施例中,阻抗阈值是指电极104与人的头皮之间的接触阻抗值,低于该值时可以获得足够的干电极104的EEG信号质量。在一个实施例中,致动器106被配置为移动EEG电极104,使得所获得的阻抗信号落入阻抗范围内。

[0035] 在一个实施例中,可以通过测试来获得阻抗范围和/或阈值。在一个实施例中,可以使用数据分析来获得阻抗范围和/或阈值。在一个实施例中,可以从研究公布中获得阻抗范围和/或阈值。

[0036] 在一个实施例中,为了使用干电极获得足够的EEG信号质量以用于现实生活中的应用,取决于在应用中使用的EEG现象,电极104与人的头皮之间的接触阻抗应当保持低于某个值(例如,从 $1\text{M}\Omega$ 到 $10\text{M}\Omega$)。在一个实施例中,如本文所述的阻抗范围和/或阈值的值比上述那些值最高大百分之五或者最高小百分之五。在一个实施例中,如本文所述的阻抗范围和/或阈值的值比上述那些值最高大百分之十或者最高小百分之十。在一个实施例中,如本文所述的阻抗范围和/或阈值的值比上述那些值最高大百分之二十或者最高小百分之二十。

[0037] 在一个实施例中,系统100的子系统可以被配置为使用先前从多个头戴式设备获得的阻抗值信息来确定阻抗范围和/或阈值。在一个实施例中,该子系统还被配置为连续获得多个头戴式设备的后续阻抗值信息。也就是说,子系统可以连续获得与多个用户和/或用户的头戴式设备相关联的后续阻抗值信息。举个例子,后续信息可以包括与后续时间(在与用于确定信号质量的信息相对应的时间之后)相对应的额外信息。后续信息可以用于进一步更新或修改阻抗范围和/或阈值(例如,新的信息可以用于动态更新或修改阻抗范围和/或阈值)等。在一个实施例中,该子系统被配置为然后基于后续阻抗值信息或其他后续信息来连续修改或更新阻抗范围和/或阈值。

[0038] 在一个实施例中,可以将阻抗范围和/或阈值保存到数据库(例如,图6中的数据库132)中,并且根据需要从该数据库中检索。如上所述,系统100的子系统可以连续更新/修改阻抗范围和/或阈值。

[0039] 从下面的讨论中可以清楚地看出,在一个实施例中,系统100包括计算机系统108,计算机系统108具有一个或多个利用计算机程序指令编程的物理处理器108,该计算机程序指令在被运行时令计算机系统和/或一个或多个物理处理器108获得来自一个或多个电极104的阻抗信号信息。在一个实施例中,系统100可以包括自适应前馈补偿/控制和/或反馈补偿/控制,以经由与其相关联的致动器106来连续移动EEG电极104。

[0040] 图3-5示出了根据本专利申请的实施例的示例性EEG干电极系统100。

[0041] 在一个实施例中,系统100还可以包括被配置为至少部分地围绕用户的头部放置的可穿戴设备。可穿戴设备包括被配置用于支撑电极104的支撑件102。可穿戴设备可以被集成到头带、头帽、头戴式设备、头盔等中。在一个实施例中,具有引脚113的EEG干电极104

被布置在支撑件102上。在一个实施例中,支撑件102可以是可变形的或类似纺织品的材料。支撑件102可以用于将引脚状结构的电极104集成在能够被放置在用户的头部上的可穿戴设备中,使得电极104覆盖应当从中获得电信号的脑区。支撑件102可以使得系统100能够遵循用户的头部的弯曲。支撑件102的材料可以被配置为适应人的头部的弯曲。支撑件102的材料可以被配置为由人使用EEG系统来建模,使得支撑件102适配到他/她的头部。支撑件102可以例如是贴片的形式。可以使用可穿戴设备(例如,头带、头帽、头戴式设备、头盔等)将贴片定位在用户的头部上或周围。在另一实施例中,可穿戴设备可以是头带的形式。根据系统或可穿戴设备的确切使用情况,支撑件102可以被定位在用户的头部上的不同位置处。例如,在WO 2011055291 A1和WO 2013038285 A1中详细描述了可以在本专利申请中使用的可穿戴设备,通过引用将其整体并入本文。

[0042] 在一个实施例中,每个EEG电极104被配置为提供包括至少一个阻抗值的阻抗信号。在一个实施例中,阻抗信号可以包括随时间的相应阻抗值。

[0043] 在一个实施例中,每个EEG电极104包括用于接触用户的皮肤的多个引脚113。以这种方式,可以提高EEG系统100的舒适度和用户的便利性。引脚113被配置为从电极壳体115延伸,如图4和图5所示。当电极104被定位为与用户的头皮接触时,引脚113被配置为延伸穿过用户的头发。通过将电极104设计为使得其相对于定位电极104具有许多自由度并将其安装在用户的头部上,可以改善便利性和舒适性。

[0044] 在一个实施例中,引脚113可以例如具有用于接触皮肤的圆形端部。这进一步提高了用户的舒适性。在另一实施例中,引脚113可以被布置在柔性基板上,使得引脚113屈曲和弯曲以确保大量的引脚113与皮肤电接触。在又一实施例中,电极104被附接到柔性或可变形材料。例如,柔性或可变形材料可以是类似纺织品的材料。在一个实施例中,电极104或引脚113可以由导电金属或金属合金(例如,银、氯化银或金)制成。在一个实施例中,每个电极104可以包括球窝接头。例如,这种配置引入了能够进一步改善电极-皮肤接触阻抗的平衡的另一柔性层。

[0045] 在一个实施例中,本专利申请包括有助于最优接触系统的两个机械元件。这些机械元件包括弹簧座110和致动器106。

[0046] 在一个实施例中,个体电极104被安装在横向弹簧座110上,并且能够递送对用户的头部/头皮的足够的接触压力并允许个体电极104相对于头戴式设备框架或支撑件102的(垂直和横向)运动的一定程度的解耦。经由相对顺应的弹簧110a、110b的部分机械解耦允许个体电极104的移动,而无需在头戴式设备框架102上施加较大的力。以这种方式,框架102保持在原位,而个体电极104能够被重新放置,而同一头戴式设备框架102上的其他个体电极104不移动。

[0047] 在一个实施例中,弹簧座110被配置用于在用户的头皮表面上施加电极104的(几乎)恒定的轴向力(沿着轴向方向/维度),同时在横向方向/维度上具有选定的弹簧刚度。

[0048] 横向致动器106被配置为提供横向力(沿着横向方向/维度),该横向力高于电极104与用户的头皮之间的静摩擦力。在一个实施例中,致动器106可以是电磁致动器(例如,线性共振致动器)、压电振动致动器或智能材料致动器(例如,形状记忆合金或电活性聚合物致动器)。在一个实施例中,致动器106是振动的质量弹簧系统,其通过电极104的端部在用户的头皮上施加动态力。该动态力高于电极104在头皮上的静态摩擦力($F_d = \mu F_n$,其中, μ

是摩擦系数,并且 F_n 是法向/静态力)。在一个实施例中,对于橡胶干电极,皮肤摩擦系数通常为2.4,并且对于舒适佩戴的头戴式设备,法向力通常在10-20克的范围内。在一个实施例中,致动器106被配置用于在横向方向/维度上提供大于0.5N的力。在一个实施例中,典型的线性共振致动器(LRA)能够传递这种力。

[0049] 致动器106被配置为产生与其对应的(个体)电极104的移动。如图4所示,致动器106被定位在干电极104的背面/顶部。也就是说,致动器106的致动器壳体117被定位在并被附接到电极104的与电极104上具有引脚113的一侧相对的一侧。利用如图4所示的电极104和致动器106的配置,电极104被配置为通过座或支撑件102中的致动器106的振动而被独立致动。如图4所示,弹簧110a、110b被配置为将电极104(以及与其连接的致动器106)连接到电极104/致动器106的两侧上的支撑件102。

[0050] 在图5中,致动器106未被直接附接到或连接到电极104(及其电极壳体115)。而是,在图5中,致动器106经由弹簧构件110b与电极104(及其电极壳体115)间隔开并连接到电极104(及其电极壳体115)。如图5所示,弹簧110a被配置为将电极104连接到电极104的一侧上的支撑件102,而弹簧110b被配置为将电极104连接到电极104的另一侧上的致动器106。在一个实施例中,如图5所示,致动器106被附接到弹簧110b,并且通过缩回在横向方向/维度上移动电极104,从而拉动弹簧110b并重新定位电极104。缩回的电极在两个弹簧之间产生力不平衡,从而在电极-头皮接触部上产生横向力。当该力足够高以克服电极引脚在头皮上的摩擦力时,电极会自己重新定位,并且弹簧之间的力平衡将会恢复。

[0051] 弹簧座110中使用的弹簧110a、110b通常是在横向方向/维度上具有低刚度的板簧。因此,弹簧座110的弹簧110a、110b也能够沿着轴向方向/维度变形。在一个实施例中,电极104在用户的头皮表面上的轴向力(沿着轴向方向/维度)取决于弹簧偏转角SDA(如图4和图5所示)。弹簧偏转角SDA是横向弹簧110a/110b与框架102之间的角度(即,支撑件/框架102平行于用户的头皮表面)。对于较小的弹簧偏转角(SDA),力不会随着角度的增加而变化很大。该力相对独立于轴向方向/维度上的(小)变形,从而在所有电极位置上产生几乎相等的压力分布。

[0052] 如图6所示,用于从一个或多个脑电图(EEG)干电极获得脑电图(EEG)信号的系统100可以包括服务器108(或多个服务器108)。服务器108可以包括信号质量确定子系统112或其他部件或子系统。在一个实施例中,计算机系统(例如包括服务器108)获得来自电极104的阻抗信号信息和EEG信号信息。

[0053] 在一个实施例中,阻抗信号信息通常是指包括电极104相对于皮肤的至少一个阻抗值的阻抗信号。在一个实施例中,EEG信号信息一般是指EEG信号。

[0054] 在一个实施例中,阻抗信号信息和EEG信号信息可以从数据库132中获得的,数据库132由一个或多个电极104实时更新。在一种情况下,一个或多个电极104可以通过网络(例如,网络150)将阻抗信号信息和EEG信号信息提供给计算机系统(例如包括服务器108)以进行处理。

[0055] 在一个实施例中,信号质量确定子系统112根据来自电极104的阻抗信号信息来确定对应的电极104的信号质量。

[0056] 在一个实施例中,系统100被配置为确定电极信号的信号质量。例如,在W02013038285 A1中详细描述了使用来自电极104的阻抗值来确定电极信号的信号质量的流

程,通过引用将其整体并入本文。例如,每个电极104的信号质量可以通过阻抗值测量来评估。如在W0 2013038285 A1中所述,这能够通过处理EEG数据以从EEG中的特征中提取信号质量来完成。这能够经由EEG信号被嵌入来进行,也可以经由对EEG信号的分析 and 算法来远程进行,这样能够根据EEG数据来确定信号质量。在一个实施例中,用于确定EEG电极的信号质量的算法可以包括基于(相对)信号幅度的算法。例如,质量较差的信号通常具有较高的信号幅度和增加的干线噪声。因此,确定信号质量的算法可以基于在对干线噪声进行滤波之前或之后的相对信号幅度。干线噪声是针对电极104与用户的头皮的接触质量的良好绝对度量,因为高阻抗接触会导致从干线干扰中拾取的信号增加。例如,参考图9,信号1的接触质量较差/最低,而信号6的接触质量最高。

[0057] 例如,在一个实施例中,可以在离开工厂/制造商之前使用高质量(湿)电极来校准头戴式设备。如果在使用中在市电频率下的信号幅度大于例如对于任何或所有电极的校准值的5倍,则用于提高接触质量的系统100被激活。在一个实施例中,普遍参考噪声(或幅度)水平可以被编程为参考水平(即,与阻抗阈值有关),以将噪声水平与参考水平比较并确定每个致动器是否需要任何调节。

[0058] 在一个实施例中,经滤波的幅度通常最能确定电极104之间的接触质量的相对差异。例如,如果电极104的经滤波的幅度与其他信号的幅度相比在某个相对阈值之上,则可以由系统100来调节相应的电极104。例如,可以将这样的阈值设置为二到五个幅度,如图10所示。如图10所示,电极P3的接触质量差。

[0059] 在一个实施例中,可以通过对信号幅度的典型分布(即,由于头皮上的EEG强度的变化)进行编程并确定实际信号幅度与理想分布相比的任何差异来确定更精细的阈值。在一个实施例中,更鲁棒的质量确定机制可以基于两种方法。也就是说,在一个实施例中,原始(未经滤波的)信号用作对所有电极进行寻址的绝对(粗糙)测量系统,而经滤波的信号用于确定信号幅度的相对差异。在一个实施例中,当检测到不良信号(或高阻抗)时,致动器106引起横向移动,重新定位电极104并产生更好接触的机会,该机会再次可以由系统100来测量。

[0060] 当系统100感测到质量低/差的电极信号时,系统100被配置为激活与故障的连接电极104相关联的致动器106。通过致动器106对电极104的振动或移动改变了电极104与皮肤的连接。系统100再次测量信号质量。重复该过程,直到检测到高质量连接为止。例如,在图8中描绘了这些流程步骤。例如,在流程801处,将EEG头戴式设备手动放置在用户的头部/头皮上。在流程802处,从被定位在头戴式设备上的每个电极104获得阻抗信号信息。在流程803和804处,分析所获得的阻抗信号信息以确定电极104中的每个电极是否具有良好的信号质量(以及与用户的头皮的良好接触)。如果是,则在流程805处,从具有良好信号质量(以及与用户的头皮的良好接触)的所有电极104获得EEG数据。如果否,则在流程806处,对与具有不良信号质量的电极104相对应的致动器106进行致动以使电极104在至少两个维度(包括轴向维度和横向维度)上移动,以使得EEG电极104能够在不同的位置处接触皮肤。也就是说,系统100还被配置为基于对不良信号质量的确定对致动器106进行致动。在一个实施例中,同时对与具有不良信号质量的一个或多个电极104相对应的一个或多个致动器106进行致动,以使对应的一个或多个电极104在至少二个维度上移动。在一个实施例中,信号质量确定子系统112被配置为连续或重复地确定信号质量。例如,该确定能够实时地或

以预定义的时间间隔进行。以这种方式,能够确保随时间保持阻抗或阻抗的相等关系。特别地,这能够通过在使用系统时对所有电极进行连续或重复的重新调节来实现。重新调节能够将阻抗保持在期望的边界/阻抗范围内。

[0061] 在一个实施例中,系统100还可以包括用于处理电极104的EEG信号的EEG信号处理系统。替代地,系统100还可以包括用于将EEG信号传输到外部设备或系统以进行进一步处理和分析的传输链路。在一个实施例中,一个或多个上述子系统能够被实施在同一处理单元(例如,处理器或微处理器)中,或者能够被实施在单独的处理单元中。

[0062] 参考图7,提供了用于从一个或多个脑电图(EEG)干电极获得信号的示例性方法700。方法700由计算机系统108来实施,计算机系统108包括一个或多个物理处理器108,该物理处理器108运行计算机程序指令,该计算机程序指令在被运行时执行方法700。方法700包括:在流程702处从电极104获得阻抗信号信息;并且在流程706处由计算机系统108基于所获得的阻抗信号与阻抗阈值的比较对致动器106进行致动以移动EEG电极。方法700还包括:在流程704处由计算机系统108使用阻抗值信息来确定电极104的信号质量,并且由计算机系统108基于该确定对致动器106进行致动以移动EEG电极。

[0063] 在一个实施例中,图6中图示的各种计算机和子系统可以包括被编程为执行本文描述的功能的一个或多个计算设备。该计算设备可以包括一个或多个电子存储设备(例如,数据库132或其他电子存储设备)、利用一个或多个计算机程序指令编程的一个或多个物理处理器和/或其他部件。计算设备可以包括通信线路或端口,以使得能够经由有线或无线技术(例如,以太网、光纤、同轴电缆、WiFi、蓝牙、近场通信或其他通信技术)与网络(例如,网络150)或其他计算平台交换信息。计算设备可以包括多个硬件、软件和/或固件部件,这些硬件、软件和/或固件部件一起操作以向服务器提供本文赋予的功能。例如,计算设备可以由与计算设备一起操作的计算平台的云来实施。

[0064] 电子存储设备可以包括以电子方式存储信息的非瞬态存储介质。电子存储设备的电子存储介质可以包括以下中的一种或两种:与服务器一体地(例如,基本上不可移动地)提供的系统存储设备,或能够经由例如端口(例如,USB端口、火线端口等)或驱动器(例如,磁盘驱动器等)可移动地连接到服务器的可移动存储设备。电子存储设备可以包括以下中的一种或多种:光学可读存储介质(例如,光盘等)、磁性可读存储介质(例如,磁带、磁性硬盘驱动器、软盘驱动器等)、基于电荷的存储介质(例如,EEPROM、RAM等)、固态存储介质(例如,闪存驱动器等)和/或其他电子可读存储介质。电子存储设备可以包括一个或多个虚拟存储资源(例如,云存储、虚拟专用网络和/或其他虚拟存储资源)。电子存储设备可以存储软件算法、由处理器确定的信息、从服务器接收的信息、从客户端计算平台接收的信息或使得服务器能够如本文所述地起作用的其他信息。

[0065] 可以对处理器进行编程以提供系统100中的信息处理能力。正因如此,处理器可以包括以下中的一种或多种:数字处理器、模拟处理器、被设计为处理信息的数字电路、被设计为处理信息的模拟电路、状态机和/或其他用于以电子方式处理信息的结构。在一个实施例中,处理器可以包括多个处理单元。这些处理单元可以在物理上位于同一设备内,或者处理器可以表示协同操作的多个设备的处理功能。处理器可以被编程为运行计算机程序指令以执行子系统112或其他子系统的本文描述的功能。处理器可以被编程为通过以下方式来运行计算机程序指令:通过软件;硬件;固件;软件、硬件或固件的某种组合和/或用于在处

理器上配置处理能力的其他机制。

[0066] 应当理解,对由本文描述的子系统112所提供的功能的描述是出于说明性目的,而并非旨在进行限制,因为子系统112可以提供比所描述的功能更多或更少的功能。作为另一示例,可以对额外的子系统进行编程,以执行本文赋予子系统112的部分或全部功能。

[0067] 本公开内容的系统可以应用于在临床和消费者领域中使用的脑信号采集系统的领域。它们的范围从用于EEG测量的实用性头戴式设备设计,到在医院、睡眠中心或家庭中用于EEG患者监测的临床设计的头戴式设备。临床相关性能能够在术后恢复监测和康复领域以及提供替代或补充性沟通和/或控制渠道方面看到。该应用在消费者领域的商业价值在于神经反馈领域(用于改善认知和增强放松)、预防和监测精神健康领域,以及游戏市场(特别是在包括BCI技术的游戏中)。

[0068] 在临床领域中,本发明能够帮助开发不会给患者带来额外负担的方便的设置。该解决方案能够被实现为专门设计的头戴式设备或者被集成到患者在临床流程之前就座或躺下的椅子(扶手椅)中。在后一种情况中,应当将完整的设置集成到椅子(人将其头部后靠在椅子上)上。

[0069] 在权利要求中,被放置在括号之间的任何附图标记不应被解释为限制权利要求。词语“包括”或“包含”不排除权利要求中列出的那些元件或步骤之外的元件或步骤的存在。在列举若干单元的装置型权利要求中,这些单元中的若干可以被具体实施为一个相同的硬件项。元件前的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在。在列举若干单元的任何装置型权利要求中,这些单元中的若干可以被实施为一个相同的硬件项。虽然某些元件被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示这些元件不能被组合使用。

[0070] 虽然已经基于当前被认为是最实用和优选的实施例,出于图示的目的详细描述了本发明,但是应当理解,这样的详情仅出于所述目的,并且本专利申请不限于所公开的实施例,而是相反,本专利申请旨在覆盖在权利要求的范围之内的修改和等效布置。例如,应当理解,本发明预期任何实施例的一个或多个特征能够在可能的范围内与任何其他实施例的一个或多个特征进行组合。

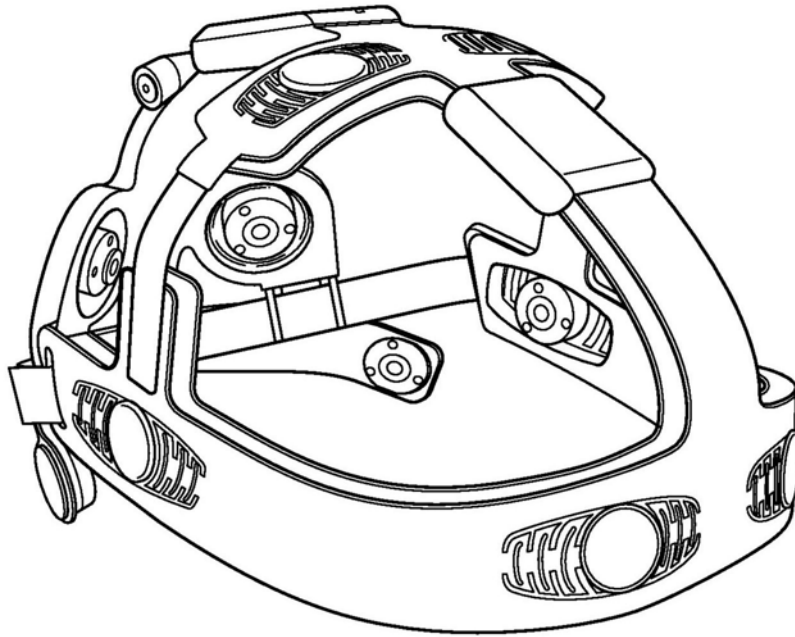


图1

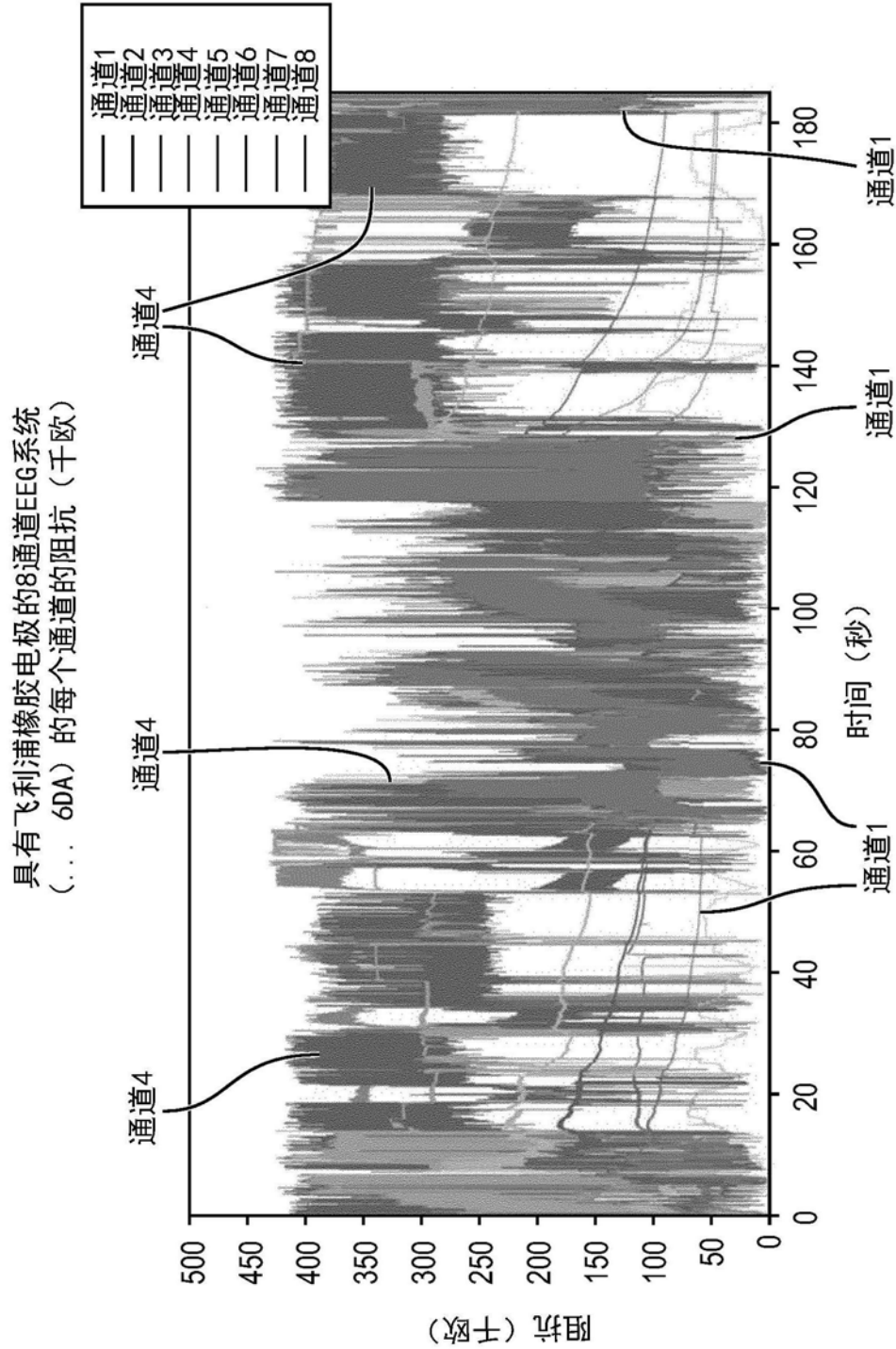


图2

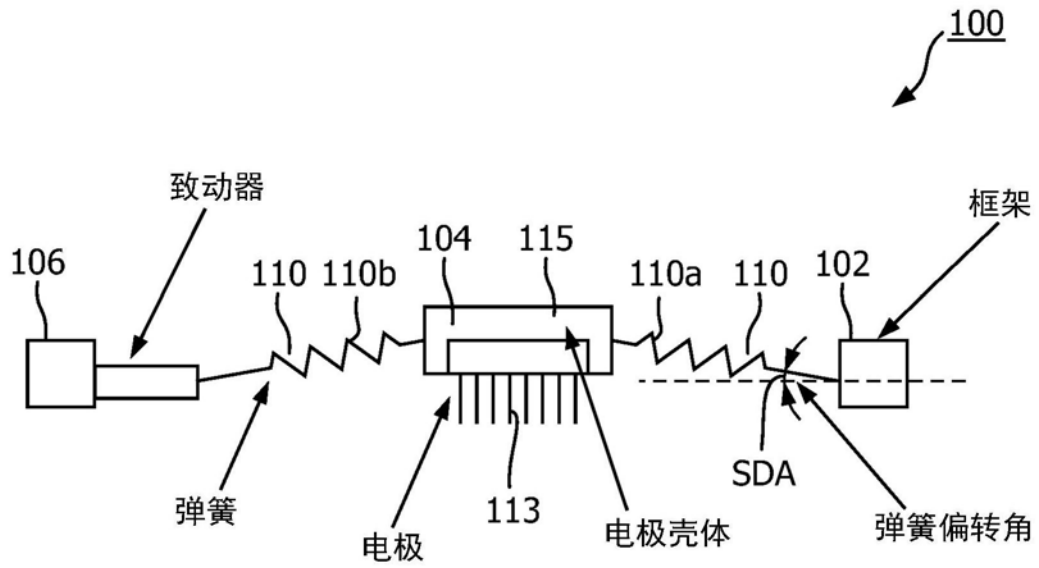


图5

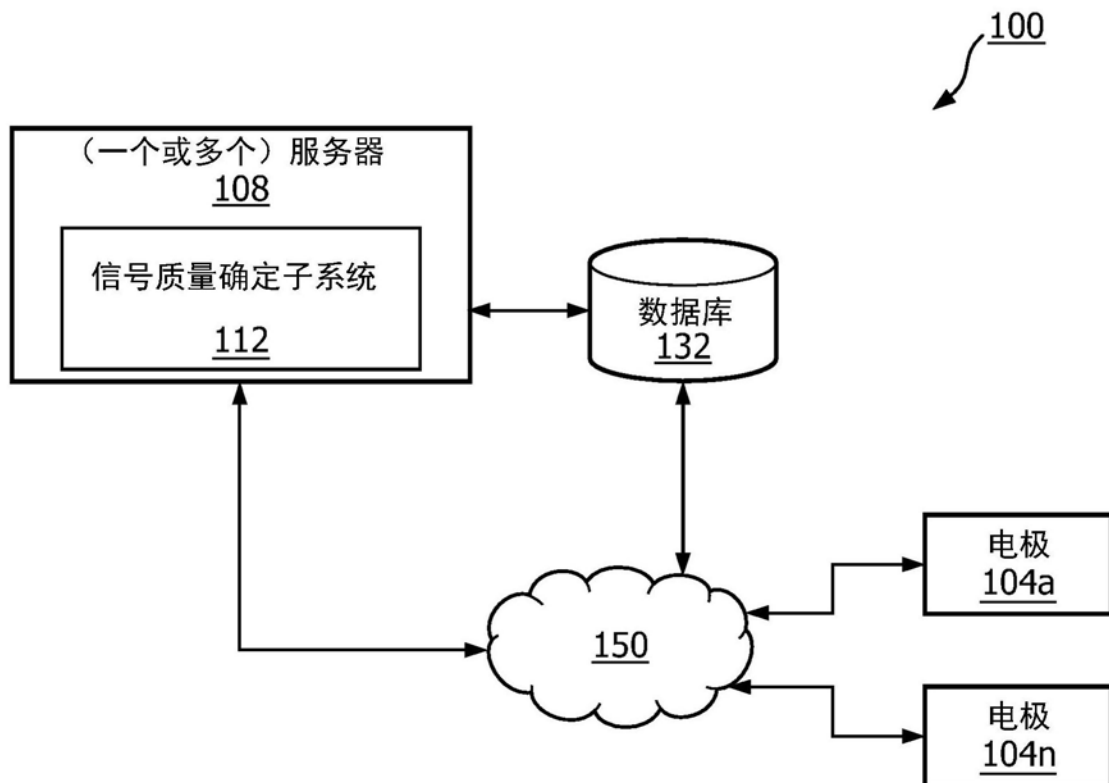


图6

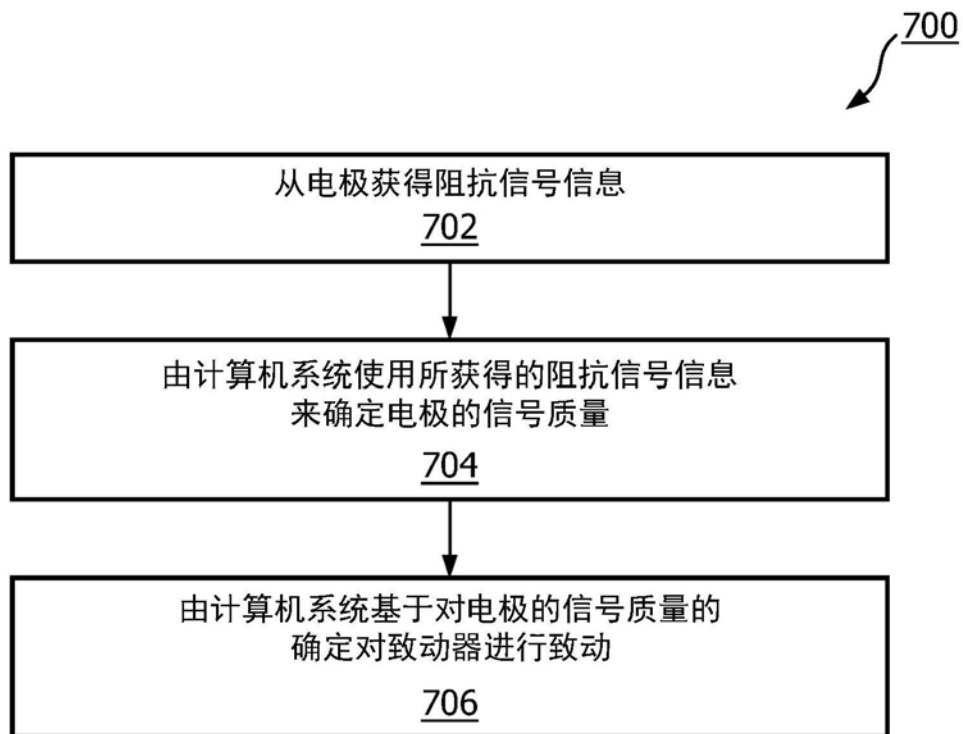


图7

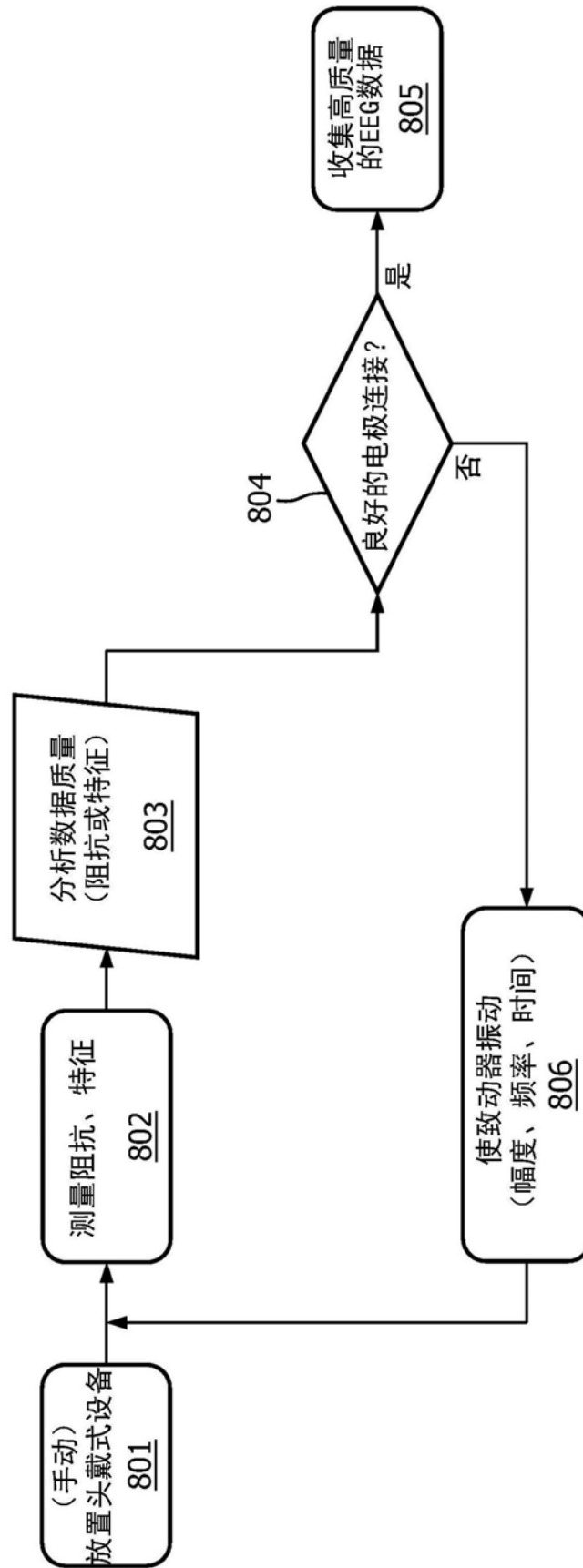


图8

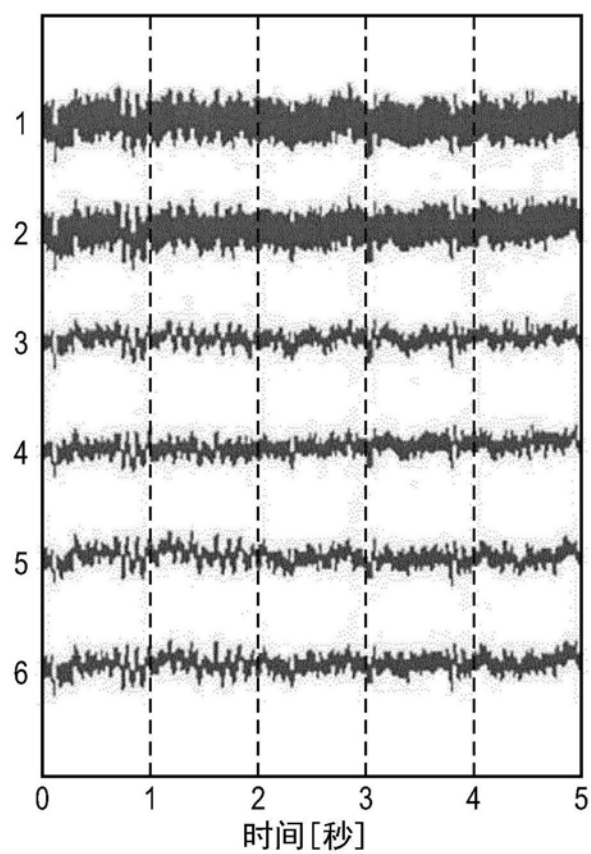
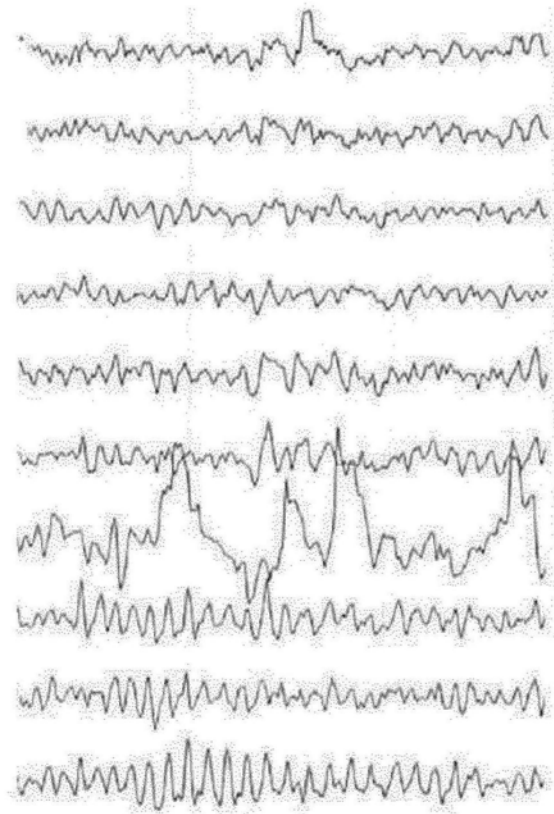


图9



电极P3具有差的接触质量

图10

专利名称(译)	测量电活动		
公开(公告)号	CN110996768A	公开(公告)日	2020-04-10
申请号	CN201880050569.5	申请日	2018-06-22
[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	D A 范登恩德 ST帕斯托尔		
发明人	D·A·范登恩德 S·T·帕斯托尔		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0478		
CPC分类号	A61B5/0478 A61B5/6843 A61B5/0531 A61B5/6814		
代理人(译)	刘兆君		
优先权	2017187362 2017-08-22 EP 62/525926 2017-06-28 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种电活动测量系统包括：支撑件(102)，其被配置为至少部分地围绕用户的部分进行定位；电极(104)，其被配置为由所述支撑件支撑并被定位为接触所述用户的皮肤；致动器(106)，其能操作地耦合到所述电极并被配置为至少在横向维度上移动所述电极，以使得所述电极能够在不同位置处接触所述皮肤；以及一个或多个物理处理器(108)，其与所述电极和所述致动器能操作地连接。利用指令对所述一个或多个物理处理器(108)进行编程，所述指令在被运行时令所述一个或多个物理处理器：从所述电极获得阻抗信号，并且基于所获得的阻抗信号与阻抗阈值的比较对所述致动器进行致动以移动所述电极。所述电极(104)经由弹簧结构(110)被连接到所述支撑件(102)，所述弹簧结构被配置为：递送所述电极(104)对所述用户的足够的接触压力，并且允许至少在所述横向维度上对所述电极(104)相对于所述支撑件(102)的所述移动进行解耦。

