



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 208541301 U

(45)授权公告日 2019.02.26

(21)申请号 201820017563.5

(22)申请日 2018.01.05

(73)专利权人 珠海安润普科技有限公司

地址 519000 广东省珠海市软件园路1号南方软件园科技会展中心A1五层501

(72)发明人 王杨勇 王广峰 王飞 张洋

(74)专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202

代理人 温旭

(51)Int.Cl.

A61B 5/04(2006.01)

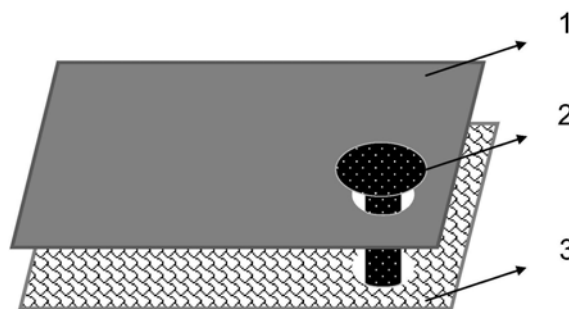
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)实用新型名称

一种织物生物电监测电极

(57)摘要

本实用新型涉及一种织物生物电监测电极，其包括织物基材及外联单元，其特征在于：所述织物基材的表面或内部设有与所述织物基材不可机械分离的、呈一体结构的导电体；所述外联单元的一端与所述导电体信号连接，其另一端与生物电采集电路连接，实现织物生物电极的信号采集。本实用新型将导电体和织物基材相结合形成织物生物电监测电极，该电极具有结构简单、轻薄、舒适性和透气性良好，和制备方法简单等特点，可直接与被监测对象的皮肤接触，适合长时间采集生物电信号，且在不同运动模式下都可以准确获取生物电信号。



1. 一种织物生物电监测电极,其包括织物基材及外联单元,其特征在于:所述织物基材的表面或内部设有与所述织物基材不可机械分离的、呈一体结构的导电体;所述外联单元的一端与所述导电体信号连接,其另一端与生物电采集电路连接。

2. 根据权利要求1所述的织物生物电监测电极,其特征在于:所述导电体为通过印刷、涂覆或喷涂方式将导电浆料设置于所述织物基材的一个或两个表面形成的导电复合材料层;或者,所述导电体为通过沉积方式将导电浆料渗透进所述织物基材内形成的导电复合材料体;或者,所述导电体为通过织造方式将导电纱线织入所述织物基材内形成,所述导电纱线为将导电浆料涂敷于纤维或者纱线表面形成。

3. 根据权利要求2所述的织物生物电监测电极,其特征在于:构成所述导电复合材料层及导电复合材料体的导电复合材料包括导电体基材和分散于所述导电体基材内的导电颗粒,所述导电体基材为硅橡胶或聚氨酯,所述导电颗粒为碳纤维,碳纳米管,石墨颗粒,石墨烯,碳黑或金属粉末。

4. 根据权利要求3所述的织物生物电监测电极,其特征在于:当所述导电体为通过织造方式将导电纱线织入所述织物基材内形成时,所述织物基材为将所述导电纱线与非导电纱线通过织造方式混织成的一体结构中的所述非导电纱线部分,所述导电体为所述导电纱线部分。

5. 根据权利要求1所述的织物生物电监测电极,其特征在于:所述外联单元为在所述织物基材上固定设置的导电纱线、与所述导电体表面固定的导电按扣,或者通过印刷的方式固定于所述导电体表面的可拉伸导电信号线。

6. 根据权利要求5所述的织物生物电监测电极,其特征在于:当所述外联单元为在所述织物基材上固定设置的导电纱线时,所述导电体通过焊接、粘接、缝纫、热压或刺绣方式连接所述导电纱线。

7. 根据权利要求1至6任一所述的织物生物电监测电极,其特征在于:所述导电体的形状与所述织物基材一致,或者所述导电体呈图案形状。

8. 根据权利要求1至6任一所述的织物生物电监测电极,其特征在于:所述织物基材为非织造布、不可拉伸但柔软的机织布或者编织物。

一种织物生物电监测电极

技术领域

[0001] 本实用新型涉及可穿戴设备和智能纺织品领域,尤其涉及一种用于监测体表生物电信号的织物电极。

背景技术

[0002] 生物电是指生物的器官、组织和细胞在生命活动过程中发生的电位和极性变化。它是生命活动过程中的一类物理、物理-化学变化,是正常生理活动的表现,也是生物活组织的一个基本特征。

[0003] 随着科技的发展、医疗的进步,整个社会对于人体健康的关注度不断提升。通过对人体生物电的监测、分析,获得人的健康、运动状态等信息、规律,从而实现长效的、根本的、科学的指导。

[0004] 比如心电监测,长时间实时监测心电信号逐渐成为一种有效评价心血管功能的技术手段。在不影响人的日常活动的前提下,要实现心电信号的长时间监测,除了需要有便携式监测仪器外,适应于长时间使用的心电电极也是关键的条件之一。

[0005] 目前临床使用的心电电极为带导电凝胶的Ag/AgCl电极,长时间使用将带来下列问题:(1)由于电极材料不具备透气透湿性,长时间使用将引起皮肤的不适反应;(2)导电凝胶在长时间使用条件下将逐渐干涸,使电极和皮肤间的接触电阻发生急剧变化,进而影响心电信号的准确性和稳定性;(3)导电凝胶的存在也是皮肤过敏等不适反应的诱因之一;(4)此类电极不具有可重复使用性,即不可多次反复使用。

[0006] 目前市售心率带所采用的电极普遍为弹性体或硅橡胶材质,虽然其去除了涂抹导电凝胶的步骤,但电极片面积大,硬度大,而且不透气,与皮肤触感非常强烈,长时间佩戴被测者存在不适感。因此,要实现心电信号的长时间监测,理想的心电电极的穿戴特性应该接近于现有的服用纺织品,即具有纺织品的柔性和良好的透气透湿性能。织物生物电监测电极的开发应用即可解决上述不足,满足现代社会对心电信号长时间监测的需求。

[0007] 另一大类是将传感器应用于运动、健身领域的肌肉电(EMG)监测。近年来,随着人们对于健康、健美的重视,越来越多的人加入了运动健身的队伍。运动健身的效果、实时数据的采集、人体出现的细微变化,均可以通过人体佩戴的肌肉电传感器进行实时监测、显示、获得分析结果,较传统的健身器材自带的感应装置灵敏得多。但是,这也对传感器提出了更高的要求。由于运动健身活动的特殊性,人体在不断活动,人体佩戴的传感器必须贴合度足够好,且足够轻薄,不会对使用者皮肤有任何的异物感,不会导致大量出汗,即不会引起使用者的不适感,才能获得真正的推广。然而目前,市场上并没有如此效果的传感器。

实用新型内容

[0008] 有鉴于背景技术所述,本实用新型有必要提供一种适用于体表生物电监测的织物生物电监测电极,舒适度更高、可多次反复使用。

[0009] 本实用新型的目的在于通过以下技术方案实现的:

[0010] 一种织物生物电监测电极,其包括织物基材及外联单元,所述织物基材的表面或内部设有与所述织物基材不可机械分离的、呈一体结构的导电体;所述外联单元的一端与所述导电体信号连接,其另一端与生物电采集电路连接。

[0011] 所述导电体为通过印刷、涂覆或喷涂方式将导电浆料设置于所述织物基材的一个或两个表面形成的导电复合材料层;或者,所述导电体为通过沉积方式将导电浆料渗透进所述织物基材内形成的导电复合材料体;或者,所述导电体为通过织造方式将导电纱线织入所述织物基材内形成,所述导电纱线为将导电浆料涂敷于纤维或者纱线表面形成。

[0012] 优选的,所述导电复合材料包括导电体基材和分散于所述导电体基材内的导电颗粒,所述导电体基材为硅橡胶、聚氨酯或其他高分子弹性体材料,所述导电颗粒为碳纤维,碳纳米管,石墨颗粒,石墨烯,碳黑或金属粉末。

[0013] 当所述导电体为通过织造方式将导电纱线织入所述织物基材内形成时,所述织物基材为将所述导电纱线与非导电纱线通过织造方式混织成的一体结构中的所述非导电纱线部分,所述导电体为所述导电纱线部分。

[0014] 织造方法具体可以为:先将导电浆料涂敷于纤维或者纱线表面,然后通过将此导电纱线与非导电纱线混织的方式织造,形成一面可导电、另一面是绝缘体的织物,或者形成两面都可导电的织物。需要说明的是,在纺织行业的现有技术中,当采用两种以上的纱线进行织造时,可以实现将某一种纱线浮于织物表面,且不出现在织物背面。

[0015] 优选的,所述外联单元为在所述织物基材上固定设置的导电纱线、与所述导电体表面固定的导电按扣,或者通过印刷的方式固定于所述导电体表面的可拉伸导电信号线。

[0016] 当所述外联单元为在所述织物基材上固定设置的导电纱线时,所述导电体通过焊接、粘接、缝纫、热压或刺绣方式连接所述导电纱线。

[0017] 优选的,所述导电体的形状可以与所述织物基材一致,也可以为镂空结构,当所述导电体为镂空结构时,镂空部分可为圆形、方形或其他任意形状,即形成图案状,镂空部分可以起到透气作用,又不影响导电体的功能。

[0018] 所述导电体具有良好的导电性能,满足生物电信号的捕捉需求;同时对织物基底具有良好的粘附性能,确保在保持织物舒适性、透气和透湿性能的前提下,具有稳定持久的物理完整性,尤其在水洗条件下,其阻抗和硬度都可调节。

[0019] 优选的,所述织物基材为非织造布、不可拉伸但柔软的机织布或者编织物。

[0020] 总结起来,本实用新型将导电体和织物基材相结合形成织物生物电监测电极,该电极结构简单,轻薄且制备简便、快捷,可直接与被监测对象的皮肤接触,长时间采集生物电(例如心电、肌电)信号,且不同运动模式下都可以准确获取生物电信号,并具有优异的舒适性和透气性。该织物生物电监测电极可以无缝整合到其他织物上,还可以通过设计和调节导电体的厚度、硬度和形状来适应不同应用场景。当两块或两块以上彼此不相连的织物生物电监测电极的导电体与皮肤接触,就可以监测到实时心电信号,或读取心率值。且一般情况下,电极的阻抗越低,与皮肤接触压力、面积、湿度越大,则采集到的心电信号质量越好。

[0021] 相较于现有技术,本实用新型具有以下优点:

[0022] 1、本实用新型所制备的织物生物电监测电极阻抗小,柔性好,具有良好的透气、透湿能力;

[0023] 2、该电极轻薄、无分层触感,亲肤顺滑,可用于生物电信号(例如心电、肌电)的长期监测,不会产生皮肤不适或过敏的现象;

[0024] 3、采用印刷、涂覆、喷涂、沉积、织造等工艺将导体与织物基底制备为不可分割的一体,制作过程简便、快捷、高效,导体的导电性能、厚度、硬度和形状皆可调;

[0025] 4、耐水洗(高达80次),可良好地嵌入到服用纺织品中;可用于心率带、心电背心、心率衣、肌电衣、智能内衣等多种可穿戴电子和智能纺织品;

[0026] 5、成品厚度可低至0.5mm,透气率可通过调节透孔的图案、孔数目、孔径等参数来改变,柔软性接近服用涤盖棉针织布,无异物感。

附图说明

[0027] 图1为本实用新型实施例一的原理结构示意图;

[0028] 图2为本实用新型实施例二的原理结构示意图;

[0029] 图3为背景技术所述之一次性凝胶电极的静坐心电图;

[0030] 图4为本实用新型实施例一的织物电极静坐心电图;

[0031] 图5为本实用新型实施例二的织物电极静坐心电图。

具体实施方式

[0032] 下面将结合具体实施方式对本实用新型及其有益效果作进一步详细说明,但是,本实用新型的具体实施方式并不局限于此。

[0033] 实施例一:

[0034] 请参阅图1,本实例提供一种织物生物电监测电极,由导体1、织物基材3及外联单元2构成。该导体1完全覆盖了下层织物基材3。导体1采用石墨/硅橡胶复合材料;下层的织物基材3采用聚酯无纺布;外联单元2选择固定设置于导体1表面的铜镍金属按扣。

[0035] 本实施中织物生物电监测电极的加工步骤包括:

[0036] 将石墨/硅橡胶导电浆料通过丝网印刷工艺均匀地涂覆于下层织物基材3表面上;加热后硅橡胶固化,制成所述导体1,硅橡胶的固化是硅橡胶小分子相互交联成为大分子的过程,宏观表现为硅橡胶由液体变为固态弹性体;在织物基材3和导体1构成的织物生物电监测电极的主体部分的边缘处设置圆形透孔;将金属按扣公扣的长钉和子扣压合在该圆形透孔处,形成所述外联单元2。

[0037] 实施例二:

[0038] 请参阅图2,本实例提供一种织物生物电监测电极,由导体10、织物基材30及外联单元20构成。该导体10采用镂空图案,部分覆盖织物基材30。导体10采用碳黑/硅橡胶复合材料;下层织物基材30采用聚酯无纺布;外联单元20采用缝制在所述导体10上的镀银导电纱线,镀银导电纱线的位置涂覆有硅橡胶层,用于封装和保护。

[0039] 本实施中织物生物电极的加工步骤包括:

[0040] 设计网板镂空图案;

[0041] 将炭黑硅橡胶导电浆料通过丝网印刷工艺均匀地涂覆于下层聚酯无纺布织物30上;加热后硅橡胶固化,形成导体10,导体10和织物基材30共同构成织物生物电监测电极的主体部分;

[0042] 在该主体部分的边缘缝制镀银导电纱线形成外联单元20,并在镀银导电纱线的位置涂覆硅橡胶,以起到封装和保护的作用。

[0043] 上述两个实施方式中,织物生物电监测电极的导电体和织物基地均为一体结构,无论是丝网印刷工艺,还是涂覆工艺,均可以使得导电体与织物基地不可机械分离,不分层,选用合适的织物基地材质,即可以实现成品的轻薄、柔软、亲肤、透气、可多次反复使用。

[0044] 将图3与图4、5比对可以看出,采用本实用新型之实施例一和二产生的心电图和采用传统的一次性凝胶电极(即AgAgCl电极)产生的心电图相比,效果并没有区别,但是显然,本实用新型的织物电极的结构更加简单,厚度小、可水洗、柔软,和皮肤的贴肤舒适性更好。

[0045] 上述实施例只为说明本实用新型的技术构思及特点,其目的在于让熟悉此项技术的人士能够了解本实用新型的内容并加以实施,并不能以此限制本实用新型的保护范围,凡根据本实用新型精神实质所作的等效变化或修饰,都应涵盖在本实用新型的保护范围内。

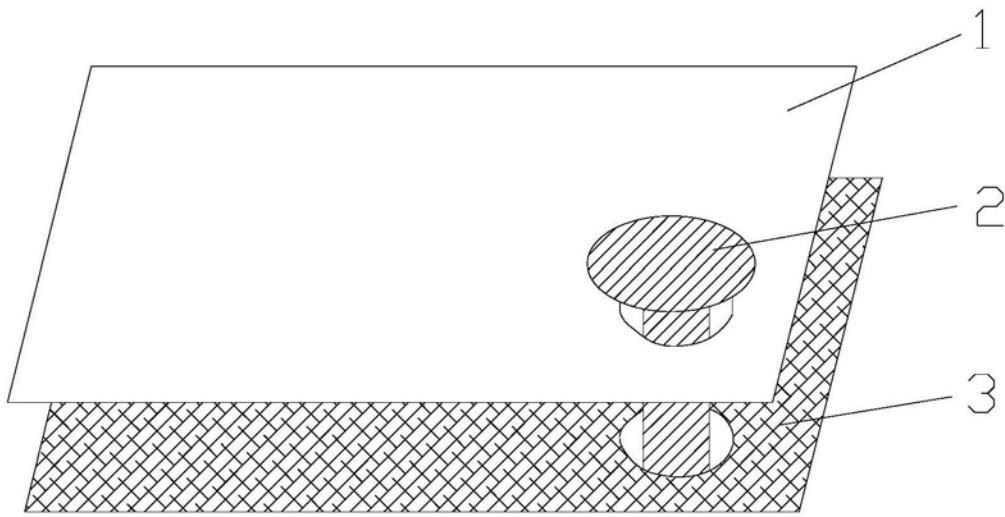


图1

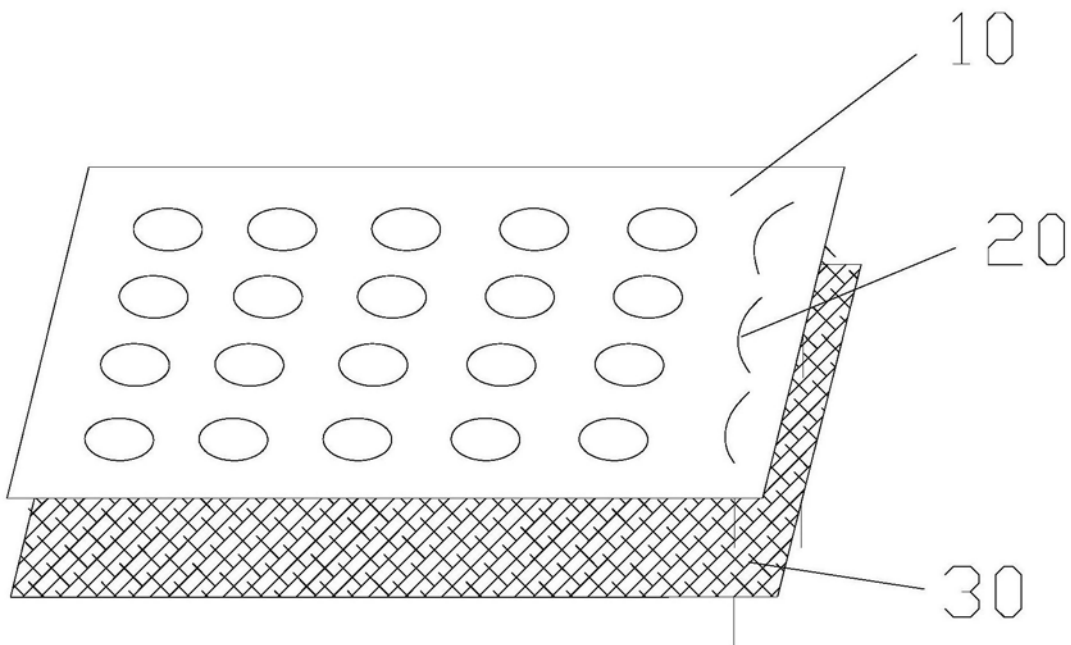


图2



图3



图4

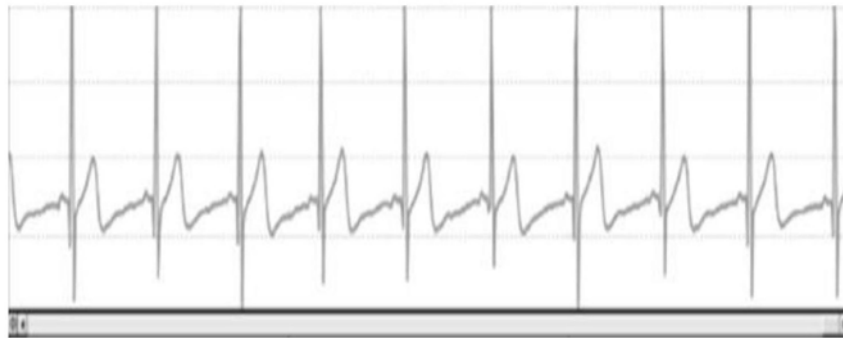


图5