



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110411616 A

(43)申请公布日 2019. 11. 05

(21)申请号 201910509336.3

(22)申请日 2019.06.13

(71)申请人 东华大学

地址 201600 上海市松江区人民北路2999号

(72)发明人 李召岭 楼梦娜 朱苗苗 丁彬
俞建勇

(74)专利代理机构 上海申汇专利代理有限公司
31001

代理人 翁若莹 王婧

(51)Int.Cl.

G01L 1/16(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

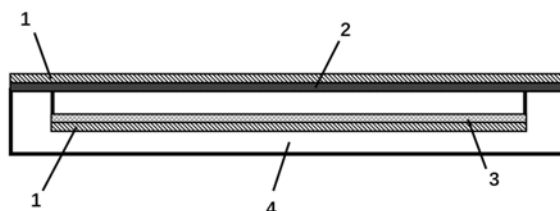
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54)发明名称

运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器的制备

(57)摘要

本发明提供了一种运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器的制备方法,其特征在于,包括:配制摩擦电正性聚合物纺丝溶液和摩擦电负性聚合物纺丝溶液,其中,所述的摩擦电负性聚合物纺丝溶液中含有纳米线;分别进行静电纺丝,得到摩擦电正性纤维薄膜和摩擦电负性纤维薄膜;配制含有聚合物和固化剂的溶液,将其倾倒在所得的制备模具上,并将其固化,得到柔性支撑基材,所述的柔性支撑基材的上表面形成有凹槽;在摩擦电正性纤维薄膜和摩擦电负性纤维薄膜的背面分别形成电极,组装得到运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器。本发明在智能可穿戴、随身运动健康和生理信号监测等领域有着广泛应用前景。



1. 一种运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器的制备方法,其特征在于,包括:

步骤一:配制摩擦电正性聚合物纺丝溶液和摩擦电负性聚合物纺丝溶液,其中,所述的摩擦电负性聚合物纺丝溶液中含有纳米线;

步骤二:将步骤一所得的摩擦电正性聚合物纺丝溶液和摩擦电负性聚合物纺丝溶液分别进行静电纺丝,得到摩擦电正性纤维薄膜和摩擦电负性纤维薄膜;

步骤三:使用激光切割机,在平整的亚克力板上刻蚀得到柔性支撑基材的制备模具,所述的制备模具上设有凸起;

步骤四:配制含有聚合物和固化剂的溶液,将其倾倒在步骤三所得的制备模具上,并将其固化,得到柔性支撑基材,所述的柔性支撑基材的上表面形成有凹槽;

步骤五:在摩擦电正性纤维薄膜和摩擦电负性纤维薄膜的背面分别形成电极,将摩擦电正性纤维薄膜及其背面的电极固定在柔性支撑基材的凹槽中,摩擦电正性纤维薄膜正面朝上,将摩擦电负性纤维薄膜及其背面的电极固定在柔性支撑基材上,摩擦电负性纤维薄膜正面朝下,摩擦电负性纤维薄膜位于摩擦电正性纤维薄膜上方,得到运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器。

2. 如权利要求1所述的运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器的制备方法,其特征在于,所述的摩擦电正性聚合物纺丝溶液的制备方法包括:将摩擦电正性聚合物加入到溶剂中,搅拌30~60min,得到摩擦电正性聚合物溶液。

3. 如权利要求1所述的运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器的制备方法,其特征在于,所述的摩擦电负性聚合物纺丝溶液的制备方法包括:将纳米线加入到溶剂中,超声处理,加入摩擦电负性聚合物,在45~55℃并持续搅拌2~3h,得到摩擦电负性聚合物纺丝溶液。

4. 如权利要求1所述的运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器的制备方法,其特征在于,所述的激光切割机的扫描速度为10~100mm/s,切割功率10~98%。

5. 如权利要求1所述的运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器的制备方法,其特征在于,所述的柔性支撑基材的长为25~35mm,宽为25~35mm,凸起的长为20~24mm,宽为20~24mm。

6. 如权利要求1所述的运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器的制备方法,其特征在于,所述的含有聚合物和固化剂的溶液的制备方法包括:将聚合物和固化剂混合,搅拌30~60min,得到含有聚合物和固化剂的溶液;所述的固化为于50~100℃的烘箱中固化60~180min。

7. 如权利要求1所述的运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器的制备方法,其特征在于,所述的摩擦电正性聚合物为:乙基纤维素、聚氨酯、聚对苯二甲酸乙二醇酯、聚甲醛、聚酰胺6、聚酰胺66、聚酰胺11、聚酰胺12、聚己内酯、丝素、棉、醋酸纤维素、聚己二酸乙二醇酯、聚甲基丙烯酸甲酯、聚丙烯腈、聚醋酸乙烯、聚丁二酸乙二醇酯中的一种,或者任意两种、多种的混合物;所述的摩擦电负性聚合物为:聚偏氟乙烯、聚苯乙烯、聚氨酯、聚偏氟乙烯-六氟丙烯、聚三氟乙烯、聚偏氟乙烯-三氟氯乙烯醚、聚醚砜、聚偏氟乙烯-三氟乙烯、氟化聚醚酰亚胺、聚碳酸酯、聚酰亚胺中的一种,或者任意两种、多种的混合物。

8. 如权利要求1所述的运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器的制备方法,

其特征在于,所述的静电纺丝的技术参数为:灌注速度0.05~5mL/h,电压10~90kV,接收距离10~100cm,温度10~35℃,相对湿度20~80%。

9.如权利要求1所述的运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器的制备方法,其特征在于,所述的柔性支撑基材为:聚二甲基硅氧烷、海绵、弹簧、聚酰亚胺胶带中的一种或多种。

10.权利要求1-9中所述的运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器的制备方法所制备的柔性压力传感器的使用方法,其特征在于,包括:将权利要求1-9中所述的运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器的制备方法所制备的柔性压力传感器用在人体关节部位进行随身运动信号的监测,和/或用在颈动脉处对人体脉搏信号进行实时监测。

运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器的制备

技术领域

[0001] 本发明属于压力传感器、智能可穿戴和运动健康监测领域，具体涉及一种纤维基随身运动信号和人体脉搏信号监测用高灵敏度柔性压力传感器的制备方法。

背景技术

[0002] 随着现代技术的迅速发展和生活水平的不断提升，人体运动健康以及脉搏信号的实时监测在疾病诊断、治疗以及健康评估中的作用越来越重要。要实现对人体运动健康以及脉搏信号的实时监测，亟需解决的问题就是确保传感器的灵敏度、稳定性及其供能的持续性，其中一个有效的解决方法就是设计制备具有自驱动功能的高灵敏度传感器。基于摩擦起电和静电感应耦合效应的摩擦纳米发电机能够将环境中的机械能，包括人体运动能、声能等能量转化成电能，具有较高的能量转化效率，可以用作高灵敏度自驱动压力传感器，以实现对人体运动健康以及脉搏信号的实时监测，这是制备脉搏监测用柔性压力传感器切实可行的方法。同时摩擦纳米发电机具有材料选择性广、质轻、结构设计多样等特点，纤维基摩擦纳米发电机制备的柔性压力传感器还具备柔软性优异的特点，能和衣服、运动鞋、护腕、护臂等纺织服饰用品有机复合，实现穿着舒适性，还能为可穿戴电子设备以及传感器提供长效稳定的能源。

[0003] 为了提高柔性压力传感器的稳定性和灵敏度，主要通过改善摩擦纳米发电机的输出性能来解决，方法目前主要是通过优化摩擦材料的表面结构，增大其粗糙度来增大材料的接触面积。目前广泛采用等离子体刻蚀、电化学腐蚀、纳米压印技术等方法，在摩擦层表面形成纳米线、纳米棒、纳米孔等粗糙结构。国内专利CN201710801536公开了一种利用简易砂纸作为模板制得带有与砂纸形貌互补图案表面的PDMS薄膜；通过热蒸发镀膜的方法制备出复刻有砂纸形貌表面粗糙的铜摩擦材料，从而提高纳米发电机的输出。国内专利CN104779832A公开了一种采用氟碳等离子体处理工艺，在聚合物表面形成微纳结构来提高摩擦材料的粗糙度，从而提高发电机的电输出性能。国内专利CN 104167949A公开了一种加热及凹凸压印处理技术，获得带有凹凸结构的高分子薄膜层。但是以上这些制备粗糙结构的方法所用设备昂贵、成本较高、工艺复杂，不利于大规模生产，同时难以进一步提升摩擦纳米发电机的输出性能。因此需开发一种简单高效的制备工艺，能够有效获得表面粗糙的摩擦材料来提高摩擦发电机的电输出性能，从而提高柔性压力传感器的灵敏度，以拓宽纤维基摩擦纳米发电机作为柔性压力传感器在新型医疗和运动健康监测领域中的应用范围。

发明内容

[0004] 本发明的目的是提供一种高灵敏度的运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器的制备方法。

[0005] 为了达到上述目的，本发明提供了一种运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器的制备方法，其特征在于，包括：

[0006] 步骤一：配制摩擦电正性聚合物纺丝溶液和摩擦电负性聚合物纺丝溶液，其中，所

述的摩擦电负性聚合物纺丝溶液中含有纳米线；

[0007] 步骤二：将步骤一所得的摩擦电正性聚合物纺丝溶液和摩擦电负性聚合物纺丝溶液分别进行静电纺丝，得到摩擦电正性纤维薄膜和摩擦电负性纤维薄膜；

[0008] 步骤三：使用激光切割机，在平整的亚克力板上刻蚀得到柔性支撑基材的制备模具，所述的制备模具上设有凸起；

[0009] 步骤四：配制含有聚合物和固化剂的溶液，将其倾倒在步骤三所得的制备模具上，并将其固化，得到柔性支撑基材，所述的柔性支撑基材的上表面形成有凹槽；

[0010] 步骤五：在摩擦电正性纤维薄膜和摩擦电负性纤维薄膜的背面分别形成电极，将摩擦电正性纤维薄膜及其背面的电极固定在柔性支撑基材的凹槽中，摩擦电正性纤维薄膜正面朝上，将摩擦电负性纤维薄膜及其背面的电极固定在柔性支撑基材上，摩擦电负性纤维薄膜正面朝下，摩擦电负性纤维薄膜位于摩擦电正性纤维薄膜上方，得到运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器。

[0011] 优选地，所述的摩擦电正性聚合物纺丝溶液的制备方法包括：将摩擦电正性聚合物加入到溶剂中，搅拌30~60min，得到摩擦电正性聚合物溶液。

[0012] 优选地，所述的摩擦电负性聚合物纺丝溶液的制备方法包括：将纳米线加入到溶剂中，超声处理，加入摩擦电负性聚合物，在45~55℃并持续搅拌2~3h，得到摩擦电负性聚合物纺丝溶液。

[0013] 优选地，所述的激光切割机的扫描速度为10~100mm/s，切割功率10~98%。

[0014] 优选地，所述的柔性支撑基材的长为25~35mm，宽为25~35mm，凸起的长为20~24mm，宽为20~24mm。

[0015] 优选地，所述的含有聚合物和固化剂的溶液的制备方法包括：将聚合物和固化剂混合，搅拌30~60min，得到含有聚合物和固化剂的溶液。

[0016] 优选地，所述的固化为于50~100℃的烘箱中固化60~180min。

[0017] 优选地，所述的摩擦电正性聚合物为：乙基纤维素、聚氨酯、聚对苯二甲酸乙二醇酯、聚甲醛、聚酰胺6、聚酰胺66、聚酰胺11、聚酰胺12、聚己内酯、丝素、棉、醋酸纤维素、聚己二酸乙二醇酯、聚甲基丙烯酸甲酯、聚丙烯腈、聚醋酸乙烯、聚丁二酸乙二醇酯中的一种，或者任意两种、多种的混合物。

[0018] 优选地，所述的摩擦电负性聚合物为：聚偏氟乙烯、聚苯乙烯、聚氨酯、聚偏氟乙烯-六氟丙烯、聚三氟乙烯、聚偏氟乙烯-三氟氯乙烯醚、聚醚砜、聚偏氟乙烯-三氟乙烯、氟化聚醚酰亚胺、聚碳酸酯、聚酰亚胺中的一种，或者任意两种、多种的混合物。

[0019] 优选地，所述的静电纺丝采用单种溶液的单针头纺丝或多针头纺丝，或两种及多种不同溶液的多针头混合纺丝。

[0020] 优选地，所述的静电纺丝的技术参数为：灌注速度0.05~5mL/h，电压10~90kV，接收距离10~100cm，温度10~35℃，相对湿度20~80%。

[0021] 优选地，所述的柔性支撑基材为：聚二甲基硅氧烷、海绵、弹簧、聚酰亚胺胶带中的一种或多种。

[0022] 优选地，所述的电极材料种类为：导电织物、铜、银、银纳米线、铜合金、金、铝、铁、铝合金、碳纤维、石墨、石墨烯、碳纳米管中的一种或者多种。

[0023] 本发明还提供了上述的制备方法所制备的柔性压力传感器的使用方法，其特征在

于,包括:将该所述的柔性压力传感器用在人体关节部位进行随身运动信号的监测,和/或将所述的柔性压力传感器用在颈动脉处对人体脉搏信号进行实时监测。

[0024] 本发明通过静电纺丝技术一步制备得到表面具有粗糙结构的纳米纤维薄膜,提高电正性和电负性摩擦材料的粗糙度,提升摩擦纳米发电机的电输出性能,提高基于摩擦纳米发电机的柔性压力传感器的灵敏度以及稳定性。所述构成摩擦界面的两个相对面上均为有粗糙结构的纳米纤维膜。

[0025] 与现有技术相比,本发明的有益效果是:

[0026] 1、与纳米压印技术和等离子体刻蚀、电化学腐蚀等方法在材料表面形成纳米棒、纳米线、纳米孔等粗糙结构相比,本发明采用静电纺丝技术一步直接制备两种具有表面粗糙结构的摩擦材料,具有设备简单、工艺简便、成本低等特点。

[0027] 2、本发明采用激光切割机进行模具的制备,具有设备简单、工艺简便等特点。

[0028] 3、本发明采用具有凹槽结构的聚二甲基硅氧烷作为柔性支撑材料,有效实现摩擦纳米发电机对于机械能的转换效率,同时实现其优异柔性,提高压力传感器的灵敏度,实现对人体生物力学信号和脉搏信号的实时监测。

[0029] 4、本发明制备的基于静电纺丝纤维膜的摩擦纳米发电机具有良好的柔性和舒适性,可与人体服饰有机结合形成用于运动健康和脉搏信号监测的设备,用于实现自驱动人体运动健康的监测以及脉搏信号的实时监测和信息反馈。

[0030] 5、通过相分离和掺杂手段提高摩擦纳米发电机的输出性能,短路电流提高40~50%,开路电压提高50~60%,短路电量提高约60%,由此提高柔性压力传感器的稳定性和灵敏度,能够实现对人体脉搏等微弱生理信号的实时监测。本发明工艺流程短,设备简单,成本低廉,传感器灵敏度有显著提高,稳定性优异,在智能可穿戴、随身运动健康和生理信号监测等领域有着广泛应用前景。

附图说明

[0031] 图1为实施例1中制备得到的一种纤维基随身运动信号和人体脉搏信号监测用高灵敏度柔性压力传感器的结构示意图,其中1为织物电极,2为掺杂银纳米线的静电纺丝聚偏氟乙烯纳米纤维薄膜,3为静电纺乙基纤维素纳米纤维薄膜,4为柔性凹槽结构的聚二甲基硅氧烷。

[0032] 图2为该发明静电纺丝得到的乙基纤维素纳米纤维和掺杂银纳米线的聚偏氟乙烯纳米纤维的电镜图。

[0033] 图3为实施例1摩擦材料改性前后的纳米发电机电输出性能,(a)开路电压,(b)短路电流,(c)短路电量。

[0034] 图4为使用本发明柔性压力传感器监测到的人体脉搏信号结果。

[0035] 图5为使用本发明柔性压力传感器监测到的手肘处运动的结果。

[0036] 图6为使用本发明柔性压力传感器监测到的膝盖处运动的结果。

[0037] 图7为使用本发明柔性压力传感器监测到的脚腕处运动的结果。

[0038] 图8为柔性支撑基材结构图。

具体实施方式

[0039] 下面结合具体实施例,进一步阐述本发明。应理解,这些实施例仅用于说明本发明而不适用于限制本发明的范围。此外应理解,在阅读了本发明讲授的内容之后,本领域技术人员可以对本发明作各种改动或修改,这些等价形式同样落于本申请所附权利要求书所限定的范围。

[0040] 以下实施例所用的各原料均为市售产品,其中,聚二甲基乙酰胺购自罗恩化学试剂,货号127-19-5;乙基纤维素购自阿拉丁,E110675,270-330mPa.s,5%甲苯/异丙酮80:20;银纳米线购自北京德科岛金,粒度20nm;聚偏氟乙烯购自美国苏威,货号6015;聚二甲基硅氧烷购自道康宁,货号SYLGARD 184;固化剂购自道康宁,货号SYLGARD 184。所述的导电织物购自浙江三元电子科技有限公司,货号SY-PA37CH。

[0041] 实施例1

[0042] 一种运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器的制备方法,具体步骤为:

[0043] 步骤一:将乙基纤维素加入到丙酮和聚二甲基乙酰胺(体积比例为:4/1)的混合溶剂中,在25℃下持续搅拌30min配制成质量分数为30%的均一稳定的摩擦电正性聚合物纺丝溶液。将银纳米线加入到丙酮和N,N-二甲基甲酰胺混合溶剂(体积比例为:4/6)中,在25~40℃下超声处理2h配制成质量分数为0.005%的均一溶液,随后将聚偏氟乙烯粉末缓慢加入溶液中,在50℃下持续搅拌2h配制成质量分数为15%的摩擦电负性聚合物纺丝溶液。

[0044] 步骤二:将步骤一所得的摩擦电正性聚合物纺丝溶液和摩擦电负性聚合物纺丝溶液分别进行静电纺丝,得到摩擦电正性纤维薄膜(乙基纤维素纳米纤维膜)和摩擦电负性纤维薄膜(掺杂银纳米线的聚偏氟乙烯纳米纤维膜);摩擦电正性纳米纤维薄膜的纺丝工艺为:灌注速度2mL/h,电压25kV,接收距离15cm,温度25℃,相对湿度45%。

[0045] 摩擦电负性纤维薄膜的纺丝工艺为:灌注速度3.0mL/h,电压15kV,接收距离20cm,温度25℃,相对湿度45%。

[0046] 步骤三:使用激光切割机,在平整的亚克力板上刻蚀得到柔性支撑基材的制备模具,所述的制备模具上设有凸起,工作参数为:扫描速度为50mm/s,选择切割功率分别为10%和80%进行刻蚀得到四周为沟槽的结构,整体尺寸为30*30mm,沟槽宽度为4mm,内部凸起部位22*22mm;

[0047] 步骤四:将9g聚二甲基硅氧烷和1g固化剂(道康宁SYLGARD 184)混合,搅拌30min形成均一稳定的含有聚合物和固化剂的溶液。随后将其倾倒在步骤三制得的制备模具上,并将其置于100℃的烘箱中固化60min得到如图8所示的柔性支撑基材,所述的柔性支撑基材的上表面中部形成有凹槽。所述的柔性支撑基材的长为30mm,宽为30mm,凸起的长为22mm,宽为22mm。

[0048] 步骤五:在掺杂银纳米线的聚偏氟乙烯纳米纤维膜2和乙基纤维素纳米纤维膜3背面分别粘贴导电织物电极1,将乙基纤维素纳米纤维膜3及其背面的电极固定在柔性支撑基材4的凹槽中,乙基纤维素纳米纤维膜3正面朝上,将掺杂银纳米线的聚偏氟乙烯纳米纤维膜2及其背面的电极固定在柔性支撑基材4上,掺杂银纳米线的聚偏氟乙烯纳米纤维膜2正面朝下,掺杂银纳米线的聚偏氟乙烯纳米纤维膜2位于乙基纤维素纳米纤维膜3的正上方,得到运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器,如图1所示。如图2和图3所示,使用

混合溶剂溶解乙基纤维素纺制得表面粗糙的纳米纤维膜的摩擦纳米发电机的短路电量为22.35nC,短路电流为490.7nA,开路电压为62.73V,纤维膜相较于前者更为紧实。由此可见,经过本发明方法处理后的纳米发电机的电输出性能和灵敏度得到明显改善。

[0049] 将该柔性压力传感器用在人体颈动脉处进行对脉搏信号的实时监测,图4为其测得的脉搏信号,5秒时间内测得7个信号峰,则心跳大约84次/分,属于人体脉搏生理信号的正常范围,体现了其压力传感器高灵敏的脉搏监测功能。

[0050] 实施例2

[0051] 一种运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器的制备方法,具体步骤为:

[0052] 步骤一:将乙基纤维素加入到丙酮和聚二甲基乙酰胺(体积比例为:4/1)的混合溶剂中,在25℃下持续搅拌30min配制成质量分数为35%的均一稳定的摩擦电正性聚合物纺丝溶液。将银纳米线加入到丙酮和N,N-二甲基甲酰胺混合溶剂(体积比例为:4/6)中,在25~40℃下超声2h配制成质量分数为0.005%的均一溶液,随后将聚偏氟乙烯粉末缓慢加入溶液中,在50℃下持续搅拌2h配制成质量分数为15%的摩擦电负性聚合物纺丝溶液。

[0053] 步骤二:将步骤一所得的摩擦电正性聚合物纺丝溶液和摩擦电负性聚合物纺丝溶液分别进行静电纺丝,得到摩擦电正性纤维薄膜(乙基纤维素纳米纤维膜)和摩擦电负性纤维薄膜(掺杂银纳米线的聚偏氟乙烯纳米纤维膜);乙基纤维素的纺丝工艺为:灌注速度2mL/h,电压25kV,接收距离15cm,温度25℃,相对湿度45%。掺杂银纳米线的聚偏氟乙烯溶液的纺丝工艺为:灌注速度3.0mL/h,电压15kV,接收距离20cm,温度25℃,相对湿度45%。

[0054] 步骤三:使用激光切割机,在平整的亚克力板上刻蚀得到柔性支撑基材的制备模具,所述的制备模具上设有凸起,工作参数为:扫描速度为50mm/s,选择切割功率分别为10%和80%进行刻蚀得到四周为沟槽的结构,整体尺寸为30*30mm,沟槽宽度为4mm,内部凸起部位22*22mm;

[0055] 步骤四:将9g聚二甲基硅氧烷和1g固化剂(道康宁SYLGARD 184)混合,搅拌30min形成均一稳定的含有聚合物和固化剂的溶液。随后将其倾倒在步骤三制得的模具上,并将其置于100℃的烘箱中固化60min得到柔性支撑基材,所述的柔性支撑基材的上表面中部形成有凹槽。所述的柔性支撑基材的长为30mm,宽为30mm,凸起的长为22mm,宽为22mm。

[0056] 步骤五:在掺杂银纳米线的聚偏氟乙烯纳米纤维膜2和乙基纤维素纳米纤维膜3背面分别粘贴导电织物电极1,将乙基纤维素纳米纤维膜3及其背面的电极固定在柔性支撑基材4的凹槽中,乙基纤维素纳米纤维膜3正面朝上,将掺杂银纳米线的聚偏氟乙烯纳米纤维膜2及其背面的电极固定在柔性支撑基材4上,掺杂银纳米线的聚偏氟乙烯纳米纤维膜2正面朝下,掺杂银纳米线的聚偏氟乙烯纳米纤维膜2位于乙基纤维素纳米纤维膜3的正上方,得到运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器,如图1所示。如图2和图3所示,使用混合溶剂溶解乙基纤维素纺制得表面粗糙的纳米纤维膜的摩擦纳米发电机的短路电量为22.35nC,短路电流为490.7nA,开路电压为62.73V,纤维膜相较于前者更为紧实。由此可见,经过本发明方法处理后的纳米发电机的电输出性能和灵敏度得到明显改善。

[0057] 步骤六:将该柔性压力传感器置于人体手肘部位进行运动信号的监测,图5为其在不同弯曲角度下信号输出结果,弯曲角度越大,传感器受到压力越大,电输出信号越大,体现了压力传感器高灵敏的动态运动传感功能,可以通过对输出信号的分析来实现人体运动姿态和运动安全监测的功能。

[0058] 实施例3

[0059] 一种运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器的制备方法,具体步骤为:

[0060] 步骤一:将乙基纤维素加入到丙酮和聚二甲基乙酰胺(体积比例为:4/1)的混合溶剂中,在25℃下持续搅拌30min配制成质量分数为35%的均一稳定的摩擦电正性聚合物纺丝溶液。将银纳米线加入到丙酮和N,N-二甲基甲酰胺混合溶剂(体积比例为:4/6)中,在25~40℃下超声2h配制成质量分数为0.005%的均一溶液,随后将聚偏氟乙烯粉末缓慢加入溶液中,在50℃下持续搅拌2h配制成质量分数为15%的摩擦电负性聚合物纺丝溶液。

[0061] 步骤二:将步骤一所得的摩擦电正性聚合物纺丝溶液和摩擦电负性聚合物纺丝溶液分别进行静电纺丝,得到摩擦电正性纤维薄膜(乙基纤维素纳米纤维膜)和摩擦电负性纤维薄膜(掺杂银纳米线的聚偏氟乙烯纳米纤维膜);乙基纤维素的纺丝工艺为:灌注速度2mL/h,电压25kV,接收距离15cm,温度25℃,相对湿度45%。掺杂银纳米线的聚偏氟乙烯溶液的纺丝工艺为:灌注速度3.0mL/h,电压15kV,接收距离20cm,温度25℃,相对湿度45%。

[0062] 步骤三:使用激光切割机,在平整的亚克力板上刻蚀得到柔性支撑基材的制备模具,所述的制备模具上设有凸起,工作参数为:扫描速度为50mm/s,选择切割功率分别为10%和80%进行刻蚀得到四周为沟槽的结构,整体尺寸为30*30mm,沟槽宽度为4mm,内部凸起部位22*22mm;

[0063] 步骤四:将9g聚二甲基硅氧烷和1g固化剂(道康宁SYLGARD 184)混合,搅拌30min形成均一稳定的含有聚合物和固化剂的溶液。随后将其倾倒在步骤三制得的模具上,并将其置于100℃的烘箱中固化60min得到柔性支撑基材,所述的柔性支撑基材的上表面中部形成有凹槽。所述的柔性支撑基材的长为30mm,宽为30mm,凸起的长为22mm,宽为22mm。

[0064] 步骤五:在掺杂银纳米线的聚偏氟乙烯纳米纤维膜2和乙基纤维素纳米纤维膜3背面分别粘贴导电织物电极1,将乙基纤维素纳米纤维膜3及其背面的电极固定在柔性支撑基材4的凹槽中,乙基纤维素纳米纤维膜3正面朝上,将掺杂银纳米线的聚偏氟乙烯纳米纤维膜2及其背面的电极固定在柔性支撑基材4上,掺杂银纳米线的聚偏氟乙烯纳米纤维膜2正面朝下,掺杂银纳米线的聚偏氟乙烯纳米纤维膜2位于乙基纤维素纳米纤维膜3的正上方,得到运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器,如图1所示。如图2和图3所示,使用混合溶剂溶解乙基纤维素纺制得表面粗糙的纳米纤维膜的摩擦纳米发电机的短路电量为22.35nC,短路电流为490.7nA,开路电压为62.73V,纤维膜相较于前者更为紧实。由此可见,经过本发明方法处理后的纳米发电机的电输出性能和灵敏度得到明显改善。

[0065] 步骤六:将该柔性压力传感器用在人体膝盖部位进行随身运动信号的监测,图6为膝盖弯曲不同角度时其输出信号结果,弯曲角度越大,传感器受到压力越大,电输出信号越大,体现了其压力传感器高灵敏的运动传感功能,可以通过对输出信号的分析实现人体运动量的控制和监测。

[0066] 实施例4

[0067] 一种运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器的制备方法,具体步骤为:

[0068] 步骤一:将乙基纤维素加入到丙酮和聚二甲基乙酰胺(体积比例为:4/1)的混合溶剂中,在25℃下持续搅拌30min配制成质量分数为35%的均一稳定的摩擦电正性聚合物纺丝溶液。将银纳米线加入到丙酮和N,N-二甲基甲酰胺混合溶剂(体积比例为:4/6)中,在25~40℃下超声2h配制成质量分数为0.005%的均一溶液,随后将聚偏氟乙烯粉末缓慢加

入溶液中,在50℃下持续搅拌2h配制成质量分数为15%的摩擦电负性聚合物纺丝溶液。

[0069] 步骤二:将步骤一所得的摩擦电正性聚合物纺丝溶液和摩擦电负性聚合物纺丝溶液分别进行静电纺丝,得到摩擦电正性纤维薄膜(乙基纤维素纳米纤维膜)和摩擦电负性纤维薄膜(掺杂银纳米线的聚偏氟乙烯纳米纤维膜);乙基纤维素纺丝,制备摩擦电正性纳米纤维薄膜,纺丝工艺为:灌注速度2mL/h,电压25kV,接收距离15cm,温度25℃,相对湿度45%。掺杂银纳米线的聚偏氟乙烯溶液通过静电纺丝技术形成纤维薄膜,纺丝工艺为:灌注速度3.0mL/h,电压15kV,接收距离20cm,温度25℃,相对湿度45%。

[0070] 步骤三:使用激光切割机,在平整的亚克力板上刻蚀得到柔性支撑基材的制备模具,所述的制备模具上设有凸起,工作参数为:扫描速度为50mm/s,选择切割功率分别为10%和80%进行刻蚀得到四周为沟槽的结构,整体尺寸为30*30mm,沟槽宽度为4mm,内部凸起部位22*22mm;

[0071] 步骤四:将9g聚二甲基硅氧烷和1g固化剂(道康宁SYLGARD 184)混合,搅拌30min形成均一稳定的含有聚合物和固化剂的溶液。随后将其倾倒在步骤三制得的模具上,并将其置于100℃的烘箱中固化60min得到柔性支撑基材,所述的柔性支撑基材的上表面中部形成有凹槽。所述的柔性支撑基材的长为30mm,宽为30mm,凸起的长为22mm,宽为22mm。

[0072] 步骤五:在掺杂银纳米线的聚偏氟乙烯纳米纤维膜2和乙基纤维素纳米纤维膜3背面分别粘贴导电织物电极1,将乙基纤维素纳米纤维膜3及其背面的电极固定在柔性支撑基材4的凹槽中,乙基纤维素纳米纤维膜3正面朝上,将掺杂银纳米线的聚偏氟乙烯纳米纤维膜2及其背面的电极固定在柔性支撑基材4上,掺杂银纳米线的聚偏氟乙烯纳米纤维膜2位于乙基纤维素纳米纤维膜3的正上方,得到运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器,如图1所示。如图2和图3所示,使用混合溶剂溶解乙基纤维素纺制得表面粗糙的纳米纤维膜的摩擦纳米发电机的短路电量为22.35nC,短路电流为490.7nA,开路电压为62.73V,纤维膜相较于前者更为紧实。由此可见,经过本发明方法处理后的纳米发电机的电输出性能和灵敏度得到明显改善。

[0073] 步骤六:将该柔性压力传感器置于人体腕关节进行运动信号的监测,图7为其测得的脚腕活动的结果,体现了其高灵敏性和顺应性的特点,可以用作人体运动安全和主动健康传感监测。

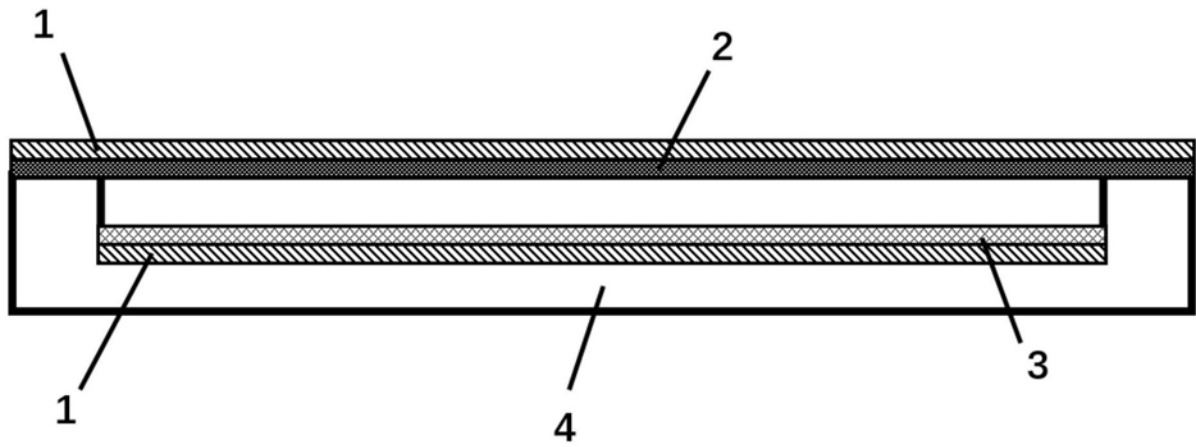


图1

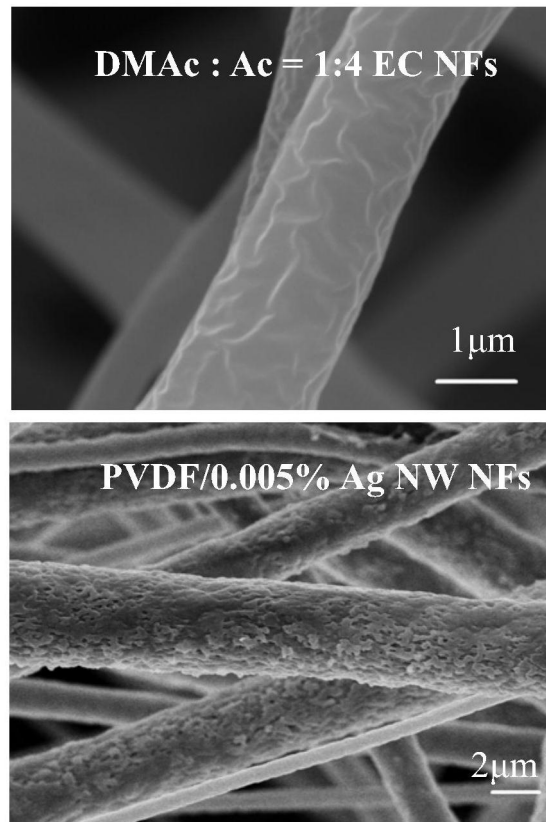
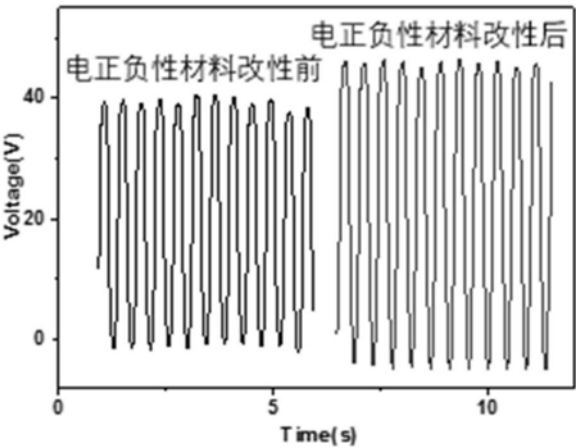
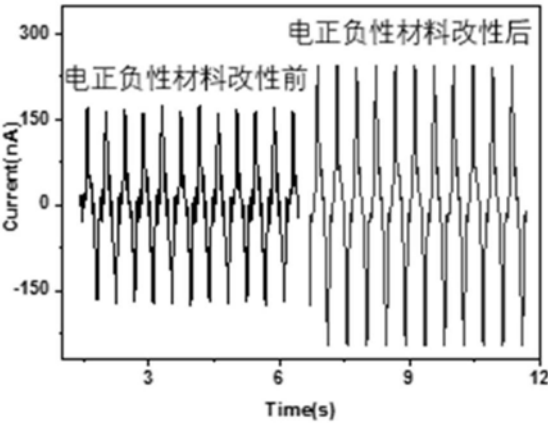


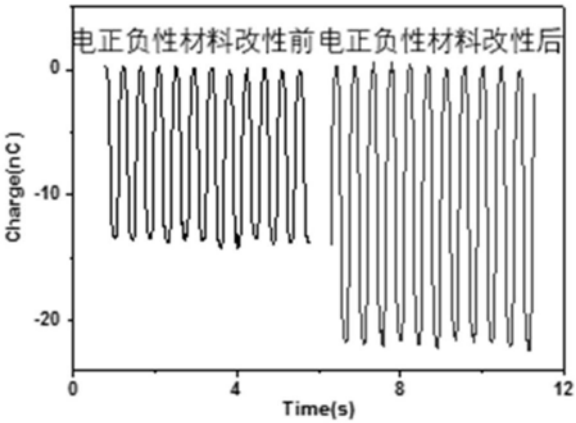
图2



(a)



(b)



(c)

图3

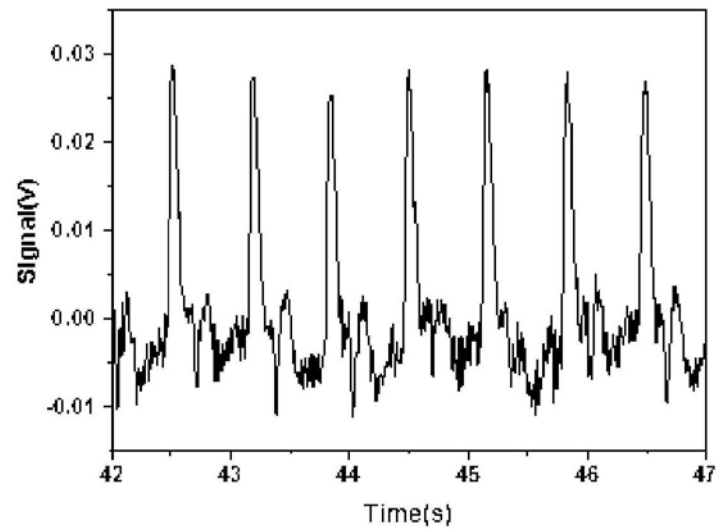


图4

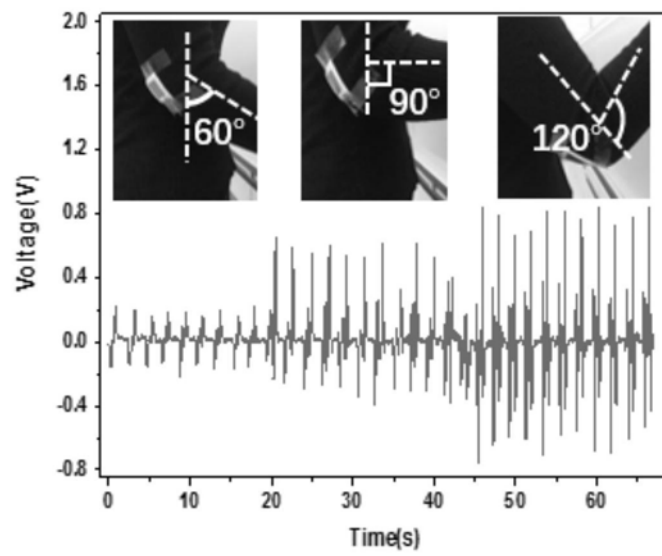


图5

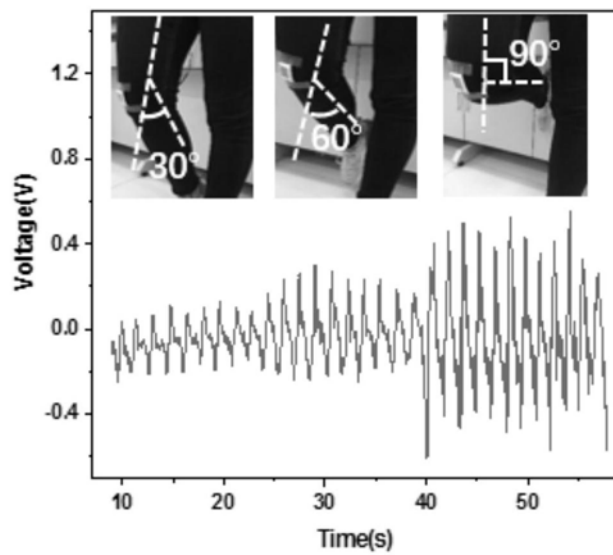


图6

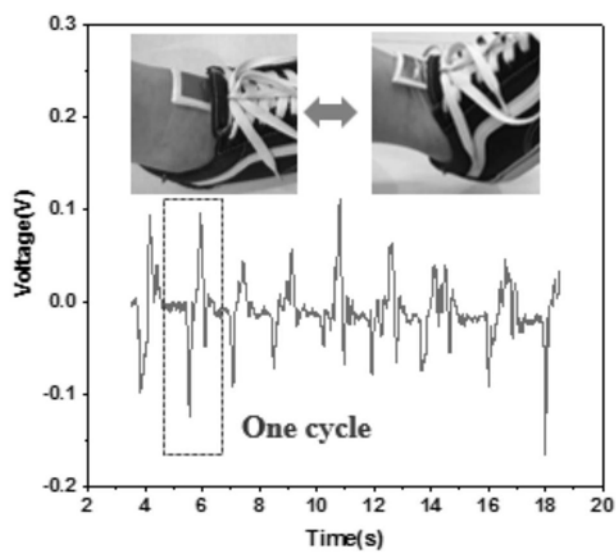


图7

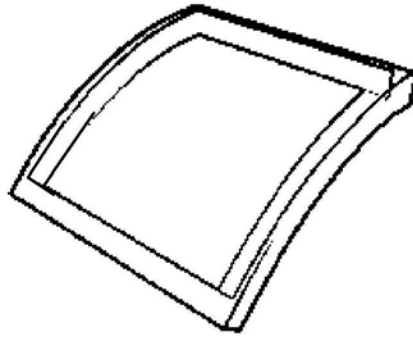


图8

专利名称(译)	运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器的制备		
公开(公告)号	CN110411616A	公开(公告)日	2019-11-05
申请号	CN201910509336.3	申请日	2019-06-13
[标]申请(专利权)人(译)	东华大学		
申请(专利权)人(译)	东华大学		
当前申请(专利权)人(译)	东华大学		
[标]发明人	李召岭 楼梦娜 朱苗苗 丁彬 俞建勇		
发明人	李召岭 楼梦娜 朱苗苗 丁彬 俞建勇		
IPC分类号	G01L1/16 A61B5/0205 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/11 G01L1/16		
代理人(译)	王婧		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器的制备方法，其特征在于，包括：配制摩擦电正性聚合物纺丝溶液和摩擦电负性聚合物纺丝溶液，其中，所述的摩擦电负性聚合物纺丝溶液中含有纳米线；分别进行静电纺丝，得到摩擦电正性纤维薄膜和摩擦电负性纤维薄膜；配制含有聚合物和固化剂的溶液，将其倾倒在所得的制备模具上，并将其固化，得到柔性支撑基材，所述的柔性支撑基材的上表面形成有凹槽；在摩擦电正性纤维薄膜和摩擦电负性纤维薄膜的背面分别形成电极，组装得到运动信号和人体脉搏信号监测用柔性压力传感器。本发明在智能可穿戴、随身运动健康和生理信号监测等领域有着广泛应用前景。

