



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107345840 B

(45)授权公告日 2020.05.26

(21)申请号 201710568869.X

(22)申请日 2017.07.13

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107345840 A

(43)申请公布日 2017.11.14

(73)专利权人 青岛大学

地址 266071 山东省青岛市崂山区香港东路7号青岛大学

(72)发明人 龙云泽 胡伟鹏 张斌 王晓雄

张俊 罗维玲 张志广

(74)专利代理机构 济南诚智商标专利事务所有

限公司 37105

代理人 黄蓉

(51)Int.Cl.

G01L 1/22(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

D06M 11/83(2006.01)

D01F 8/18(2006.01)

D01F 8/10(2006.01)

D01F 1/10(2006.01)

(56)对比文件

CN 102692288 A,2012.09.26,

CN 106048892 A,2016.10.26,

CN 103076031 A,2013.05.01,

CN 102692288 A,2012.09.26,

US 2008170982 A1,2008.07.17,全文.

审查员 张鲁鲁

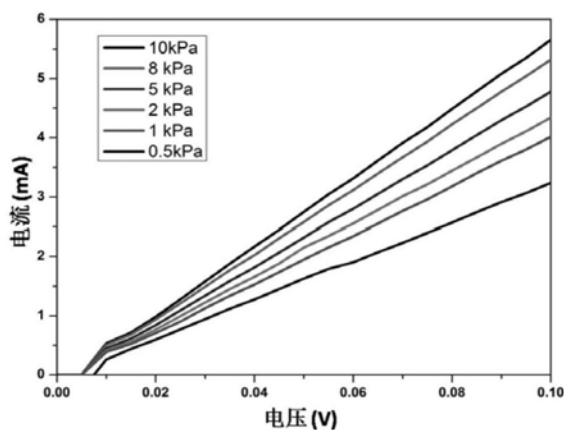
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种基于载银纳米纤维的柔性力敏传感器的制备方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于载银纳米纤维的柔性力敏传感器及其制备方法,该传感器包括柔性力敏电阻薄膜,所述的柔性力敏电阻薄膜与电源和电流表串联,所述的柔性力敏电阻薄膜包括载银纳米纤维膜,所述的载银纳米纤维膜由海藻酸/银纳米颗粒复合纳米纤维组成,所述的海藻酸/银纳米颗粒复合纳米纤维是由静电纺丝法制得的海藻酸钠纳米纤维,经离子交换制得海藻酸银纳米纤维,再还原银离子制得的。该传感器的敏感电阻具有较好的柔韧性,可直接粘附于皮肤上,不会伤害皮肤,且具有较好的温度性和灵敏度,可以实现对脉搏、呼吸频率、心跳等生理活动的监测。同时,还具有抗菌作用直接与皮肤接触更加安全。



1. 一种基于载银纳米纤维的柔性力敏传感器的制备方法,其特征在于,包括柔性力敏电阻薄膜,所述的柔性力敏电阻薄膜与电源和电流表串联,所述的柔性力敏电阻薄膜包括载银纳米纤维膜,以及覆盖于载银纳米纤维膜上下表面的弹性保护膜,所述的载银纳米纤维膜的两端分别连接导线,所述的载银纳米纤维膜由海藻酸/银纳米颗粒复合纳米纤维组成,所述的海藻酸/银纳米颗粒复合纳米纤维是由静电纺丝法制得的海藻酸钠纳米纤维,经离子交换制得海藻酸银纳米纤维,再还原银离子制得的,所述的海藻酸/银纳米颗粒复合纳米纤维的内部和外表面均均匀分布有纳米银颗粒;所述的基于载银纳米纤维的柔性力敏传感器的制备方法包括以下步骤:

(1) 电纺海藻酸钠纳米纤维:配制含有海藻酸钠的纺丝前驱液,用静电纺丝法制备海藻酸钠纳米纤维膜;

(2) 负载银离子:将步骤(1)制得的海藻酸钠纳米纤维浸于硝酸银溶液中,使纤维的钠离子与银离子进行离子交换,形成海藻酸银纳米纤维,将样品取出,用去离子水清洗样品;

(3) 还原银离子:将步骤(2)所得的样品浸于还原剂溶液中还原纤维内部和表面的银离子,在海藻酸钠纳米纤维表面形成银纳米颗粒包裹壳层后,用去离子水清洗样品,干燥样品即得载银纳米纤维膜;

(4) 力敏电阻组装:将步骤(3)所得的载银纳米纤维膜两端通过银胶连接导线后,在载银纳米纤维膜的上下表面包覆弹性保护膜即得柔性力敏电阻薄膜;

(5) 器件组装:将步骤(4)所得的柔性力敏电阻薄膜与电源和电流表串联即得柔性力敏传感器。

2. 如权利要求1所述的一种基于载银纳米纤维的柔性力敏传感器的制备方法,其特征在于,所述的柔性力敏电阻薄膜在收到压力压迫形变时电阻随形变程度变化,所受压力越大,形变程度越大,柔性力敏电阻薄膜的电阻越小,电流表显示的电流越大。

3. 如权利要求1所述的一种基于载银纳米纤维的柔性力敏传感器的制备方法,其特征在于,所述的海藻酸钠纳米纤维为海藻酸钠和水溶性高分子材料复合纳米纤维。

4. 如权利要求3所述的一种基于载银纳米纤维的柔性力敏传感器的制备方法,其特征在于,所述的水溶性材料为聚环氧乙烷、聚乙烯吡咯烷酮、聚乙烯醇的一种或多种。

5. 如权利要求1所述的一种基于载银纳米纤维的柔性力敏传感器的制备方法,其特征在于,所述的弹性保护膜为聚二甲基硅氧烷PDMS弹性薄膜。

6. 如权利要求1所述的一种基于载银纳米纤维的柔性力敏传感器的制备方法,其特征在于,所述的步骤(1)电纺海藻酸钠纳米纤维:在常温下,称取海藻酸钠粉末0.5~2g,加入容器中,再加入0.1~0.2g聚环氧乙烷,0.4~0.5g曲拉通,2~3g二甲基亚砷,30~40g去离子水,在常温下搅拌至溶液均匀透明得纺丝前驱液,将纺丝前驱液注入静电纺丝装置中,用静电纺丝法制备海藻酸钠纳米纤维,纺丝电压10~15kV,纺丝距离12~18cm,纺丝时间20~30min,电纺所得海藻酸钠纳米纤维置于烘箱中置于40~60℃烘箱中干燥1~3h。

7. 如权利要求1所述的一种基于载银纳米纤维的柔性力敏传感器的制备方法,其特征在于,所述的步骤(1)电纺海藻酸钠纳米纤维:在常温下,称取海藻酸钠粉末1~2g,加入容器中,再加入0.5~1g聚乙烯醇,0.4~0.5g曲拉通,2~3g二甲基亚砷,30~40g去离子水,在常温下搅拌至溶液均匀透明得纺丝前驱液,将纺丝前驱液注入静电纺丝装置中,用静电纺丝法制备海藻酸钠纳米纤维,纺丝电压12~18kV,纺丝距离10~15cm,纺丝时间20~30min,

电纺所得海藻酸钠纳米纤维置于烘箱中置于40~60℃烘箱中干燥1~3h。

8.如权利要求1所述的一种基于载银纳米纤维的柔性力敏传感器的制备方法,其特征在于,所述的步骤(2)负载银离子:配置硝酸银水溶液,所述的硝酸银水溶液中硝酸银的含量为20~30wt%,将步骤(1)制得的海藻酸钠纳米纤维浸于硝酸银水溶液中,浸泡20~30分钟,取出后用去离子水冲洗2~3次。

9.如权利要求1所述的一种基于载银纳米纤维的柔性力敏传感器的制备方法,其特征在于,所述的步骤(3)还原银离子:将步骤(2)所得的样品浸于二甲胺基硼烷水溶液中还原纤维内部和表面的银离子,所述的甲胺基硼烷水溶液中甲胺基硼烷的含量为 5×10^{-2} wt%,浸泡10~20分钟,取出后用去离子水冲洗3~4次并置于50℃烘箱中干燥2~5h,即得载银纳米纤维膜。

一种基于载银纳米纤维的柔性力敏传感器的制备方法

技术领域

[0001] 本发明属于传感器领域,具体涉及一种基于载银纳米纤维的柔性力敏传感器的制备方法。

背景技术

[0002] 由于现代社会对于健康检测、人机交流、检测压力分布等方面的迫切需求,基于压力传感器工作原理的柔性压力传感器成为新兴的研究热点。目前,压力传感器的应用不仅局限于水利水电、铁路交通、智能建筑、生产自控、航空航天、军工、石化、船舶、机床、管道等工业生产方面。在体育保健,即检测运动状态,呼吸状况,健康指标等方面也有很大需求。随着社会的发展,将电子器件小型化成为了新的研究热点,传统电子器件用于人体皮肤可能割伤甚至感染细菌,有害身体健康。所以柔性成为我们关注的热点。但是受到材料性质以及制备工艺的限制,基于压力传感器的柔性电子器件研究较少,而用于皮肤上同时具备柔性与抗菌性的电子皮肤还是空白。采用静电纺丝法制备的高分子材料微纳米纤维膜具有较好的柔性,将导电材料掺杂粒子到电纺前驱液中制备的复合纳米纤维具有一定的导电性能,在柔性传感器方面具有潜在的应用前景,尤其是具有抗菌和导电双重作用的纳米银颗粒,将纳米银颗粒作为掺杂剂所得的复合纤维理论上可以具备导电性和抗菌性,拥有较好的应用前景,然而,现有静电纺丝制备载银纳米纤维方面存在诸多不足之处,直接混纺过程中,银纳米颗粒的掺杂量严重受到可纺性的制约;且纳米颗粒易团聚,不易获得均匀的纺丝前驱液,导致银纳米颗粒在材料中分布不均匀,且制备的纳米纤维直径不均匀,影响材料的性能。

发明内容

[0003] 本发明要解决的技术问题是:克服现有技术缺陷,提供一种基于载银纳米纤维的柔性力敏传感器的制备方法。该传感器制备方法简单、成本低且适宜大规模生产,该传感器的敏感电阻具有较好的柔韧性,可直接粘附于皮肤上,不会伤害皮肤,且具有较好的温度性和灵敏度,可以实现对脉搏、呼吸频率、心跳等生理活动的监测。同时,还具有抗菌作用直接与皮肤接触更加安全。

[0004] 为解决上述问题,本发明提供了一种基于载银纳米纤维的柔性力敏传感器的制备方法,包括柔性力敏电阻薄膜,所述的柔性力敏电阻薄膜与电源和电流表串联,所述的柔性力敏电阻薄膜包括载银纳米纤维膜,以及覆盖于载银纳米纤维膜上下表面的弹性保护膜,所述的载银纳米纤维膜的两端分别连接导线,所述的载银纳米纤维膜由海藻酸/银纳米颗粒复合纳米纤维组成,所述的海藻酸/银纳米颗粒复合纳米纤维是由静电纺丝法制得的海藻酸钠纳米纤维,经离子交换制得海藻酸银纳米纤维,再还原银离子制得的,所述的海藻酸/银纳米颗粒复合纳米纤维的内部和外表面均均匀分布有纳米银颗粒。

[0005] 优选的,所述的柔性力敏电阻薄膜在收到压力压迫形变时电阻随形变程度变化,所受压力越大,形变程度越大,柔性力敏电阻薄膜的电阻越小,电流表显示的电流越大。

[0006] 发明人在对产品电学性能测试时发现,本发明的柔性力敏电阻薄膜的电阻会随薄膜弯曲曲率的增大而减小(即受压力越大,形变程度越大,柔性力敏电阻薄膜的电阻越小),发明人认为该柔性力敏电阻薄膜具有这一性质的原因有:(1)载银纳米纤维膜在受压形变时,纤维与纤维间的接触更加紧密,使得纤维间接触点增多,使得材料的导电性能增强,电阻减小;(2)在此过程中载银纳米纤维上的银纳米颗粒在受压弯曲时颗粒间间距变小,颗粒之间接触更加密切,使得材料的导电性能增强,电阻率减小,利用这一性质可以通过传感器电流表示数的变化分析判断柔性力敏电阻薄膜所受压力的变化,且该传感器灵敏度极高,将该传感器的柔性力敏电阻薄膜粘附于皮肤上,可以通过其随皮肤的波动,实现对脉搏、呼吸频率、心跳等生理活动的监测。同时,基于载银纳米纤维的银纳米颗粒的抗菌性,该传感器的柔性力敏电阻薄膜直接于皮肤接触,应用于医学领域更加安全。

[0007] 优选的,所述的海藻酸钠纳米纤维为海藻酸钠和水溶性高分子材料复合纳米纤维。

[0008] 静电纺丝法制备纯的海藻酸钠纤维存在一定的难度,加入水溶性高分子可以增强海藻酸钠的可纺性,更容易制得的海藻酸钠复合纤维,且海藻酸钠复合纤维中的水溶性高分子材料在后续的浸于反应液中进行离子交换负载银离子的过程中会溶于反应液中,不会影响最终所得的海藻酸/纳米银复合纳米纤维的组成成分和纤维的结构性能。

[0009] 优选的,所述的水溶性材料为聚环氧乙烷、聚乙烯吡咯烷酮、聚乙烯醇的一种或多种。

[0010] 优选的,所述的弹性保护膜为聚二甲基硅氧烷(PDMS)弹性薄膜。

[0011] 本发明还公开了所述的基于载银纳米纤维的柔性力敏传感器的制备方法,包括以下步骤:

[0012] (1)电纺海藻酸钠纳米纤维:配制含有海藻酸钠的纺丝前驱液,用静电纺丝法制备海藻酸钠纳米纤维膜;

[0013] (2)负载银离子:将步骤(1)制得的海藻酸钠纳米纤维浸于硝酸银溶液中,使纤维的钠离子与银离子进行离子交换,形成海藻酸银纳米纤维,将样品取出,用去离子水清洗样品;

[0014] (3)还原银离子:将步骤(2)所得的样品浸于还原剂溶液中还原纤维内部和表面的银离子,在海藻酸钠纳米纤维表面形成银纳米颗粒包裹壳层后,用去离子水清洗样品,干燥样品即得载银纳米纤维膜;

[0015] (4)力敏电阻组装:将步骤(3)所得的载银纳米纤维膜两端通过银胶连接导线后,在载银纳米纤维膜的上下表面包覆弹性保护膜即得柔性力敏电阻薄膜;

[0016] (5)器件组装:将步骤(4)所得的柔性力敏电阻薄膜与电源和电流表串联即得柔性力敏传感器。

[0017] 本发明的载银纳米纤维膜在制备过程中,采用静电纺丝首先制备海藻酸钠纳米纤维,再结合离子交换与原位还原自组装,该方法成功克服了可纺性对纳米银颗粒掺杂量的限制,避免了电纺过程中纳米银颗粒团聚的问题,该方法可以实现含有纳米银的复合纤维的规模化生产,海藻酸钠纳米纤维直径小比表面积大可与硝酸银溶液充分接触进行离子交换,在纤维的内部和表面充分负载银离子,所负载的银离子进一步还原为银纳米颗粒,使得所得载银海藻酸纳米纤维的银纳米颗粒含量高,纳米银颗粒在纤维的内部和表面分布均

匀,且复合纤维的直接仍然为纳米级,也具有较大的比表面积使得纤维间具有更多的接触位点,使材料具有优越的电学性能。此外,可以通过调整步骤(2)负载银离子和步骤(3)还原银离子的试验参数的调整控制复合纳米纤维的纳米银颗粒的粒径,从而灵活调整材料的性能和形貌。

[0018] 优选的,所述的步骤(1)电纺海藻酸钠纳米纤维:在常温下,称取海藻酸钠粉末0.5~2g,加入容器中,再加入0.1~0.2g聚环氧乙烷,0.4~0.5g曲拉通,2~3g二甲基亚砜,30~40g去离子水,在常温下搅拌至溶液均匀透明得纺丝前驱液,将纺丝前驱液注入静电纺丝装置中,用静电纺丝法制备海藻酸钠纳米纤维,纺丝电压10~15kV,纺丝距离12~18cm,纺丝时间20~30min,电纺所得海藻酸钠纳米纤维置于烘箱中置于40~60℃烘箱中干燥1~3h。

[0019] 优选的,所述的步骤(1)电纺海藻酸钠纳米纤维:在常温下,称取海藻酸钠粉末1~2g,加入容器中,再加入0.5~1g聚乙烯醇,0.4~0.5g曲拉通,2~3g二甲基亚砜,30~40g去离子水,在常温下搅拌至溶液均匀透明得纺丝前驱液,将纺丝前驱液注入静电纺丝装置中,用静电纺丝法制备海藻酸钠纳米纤维,纺丝电压12~18kV,纺丝距离10~15cm,纺丝时间20~30min,电纺所得海藻酸钠纳米纤维置于烘箱中置于40~60℃烘箱中干燥1~3h

[0020] 优选的,其特征在于,所述的步骤(2)负载银离子:配置硝酸银水溶液,所述的硝酸银水溶液中硝酸银的含量为20~30wt%,将步骤(1)制得的海藻酸钠纳米纤维浸于硝酸银水溶液中,浸泡20~30分钟,取出后用去离子水冲洗2~3次。

[0021] 优选的,所述的步骤(3)还原银离子:将步骤(2)所得的样品浸于二甲胺基硼烷水溶液中还原纤维内部和表面的银离子,所述的甲胺基硼烷水溶液中甲胺基硼烷的含量为 5×10^{-2} wt%,浸泡10~20分钟,取出后用去离子水冲洗3~4次并置于50℃烘箱中干燥2~5h,即得载银纳米纤维膜。

[0022] 本发明的有益效果是:本发明提供了一种基于载银纳米纤维的柔性力敏传感器的制备方法。该传感器制备方法简单、成本低且适宜大规模生产,该传感器的敏感电阻具有较好的柔韧性,可直接粘附于皮肤上,不会伤害皮肤,且具有较好的温度性和灵敏度,可以实现对脉搏、呼吸频率、心跳等生理活动的监测。同时,还具有抗菌作用直接与皮肤接触更加安全。

[0023] (1)发明人在对产品电学性能测试时发现,本发明的柔性力敏电阻薄膜的电阻会随薄膜弯曲曲率的增大而减小(即受压力越大,形变程度越大,柔性力敏电阻薄膜的电阻越小),发明人认为该柔性力敏电阻薄膜具有这一性质的原因有:(1)载银纳米纤维膜在受压形变时,纤维与纤维间的接触更加紧密,使得纤维间接触点增多,使得材料的导电性能增强,电阻减小;(2)在此过程中载银纳米纤维上的银纳米颗粒在受压弯曲时颗粒间间距变小,颗粒之间接触更加密切,使得材料的导电性能增强,电阻率减小,利用这一性质可以通过传感器电流表示数的变化分析判断柔性力敏电阻薄膜所受压力的变化,且该传感器灵敏度极高,将该传感器的柔性力敏电阻薄膜粘附于皮肤上,可以通过其随皮肤的波动,实现对脉搏、呼吸频率、心跳等生理活动的监测。同时,基于载银纳米纤维的银纳米颗粒的抗菌性,该传感器的柔性力敏电阻薄膜直接于皮肤接触,应用于医学领域更加安全。

[0024] (2)本发明的载银纳米纤维膜在制备过程中,采用静电纺丝首先制备海藻酸钠纳米纤维,再结合离子交换与原位还原自组装,该方法成功克服了可纺性对纳米银颗粒掺杂

量的限制,避免了电纺过程中纳米银颗粒团聚的问题,该方法可以实现含有纳米银的复合纤维的规模化生产,海藻酸钠纳米纤维直径小比表面积大可与硝酸银溶液充分接触进行离子交换,在纤维的内部和表面充分负载银离子,所负载的银离子进一步还原为银纳米颗粒,使得所得载银海藻酸纳米纤维的银纳米颗粒含量高,纳米银颗粒在纤维的内部和表面分布均匀,且复合纤维的直接仍然为纳米级,也具有较大的比表面积使得纤维间具有更多的接触位点,使材料具有优越的电学性能。此外,可以通过调整步骤(2)负载银离子和步骤(3)还原银离子的试验参数的调整控制复合纳米纤维的纳米银颗粒的粒径,从而灵活调整材料的性能和形貌。

附图说明

- [0025] 图1:实施例1的压力传感器的载银纳米纤维膜的TEM照片;
[0026] 图2:不同压力作用下实施例1的压力传感器的I-U图;
[0027] 图3:实施例1的压力传感器的稳定性测试曲线;
[0028] 图4:呼吸检测试验曲线。

具体实施方式

[0029] 为能清楚说明本方案的技术特点,下面通过实施方式对本方案进行阐述。

[0030] 实施例1

[0031] 一种基于载银纳米纤维的柔性力敏传感器,包括柔性力敏电阻薄膜,所述的柔性力敏电阻薄膜与电源和电流表串联,所述的柔性力敏电阻薄膜包括载银纳米纤维膜,以及覆盖于载银纳米纤维膜上下表面的弹性保护膜,所述的载银纳米纤维膜的两端分别连接导线,所述的载银纳米纤维膜由海藻酸/银纳米颗粒复合纳米纤维组成,所述的海藻酸/银纳米颗粒复合纳米纤维是由静电纺丝法制得的海藻酸钠纳米纤维,经离子交换制得海藻酸银纳米纤维,再还原银离子制得的,所述的海藻酸/银纳米颗粒复合纳米纤维的内部和外表面均均匀分布有纳米银颗粒,所述的柔性力敏传感器的制备方法,包括以下步骤:

[0032] (1)电纺海藻酸钠纳米纤维:在常温下,称取海藻酸钠粉末1.3g,加入容器中,再加入0.7g聚乙烯醇,0.5g曲拉通,2g二甲基亚砷,33g去离子水,在常温下搅拌至溶液均匀透明得纺丝前驱液,将纺丝前驱液注入静电纺丝装置中,用静电纺丝法制备海藻酸钠纳米纤维,纺丝电压15kV,纺丝距离12cm,纺丝时间30min,电纺所得海藻酸钠纳米纤维置于烘箱中置于40℃烘箱中干燥3h,将所得纤维膜裁剪为2×2cm的小片备用;

[0033] (2)负载银离子:配置硝酸银水溶液,所述的硝酸银水溶液中硝酸银的含量为30wt%,将步骤(1)制得的海藻酸钠纳米纤维浸于硝酸银水溶液中,浸泡20分钟,取出后用去离子水冲洗3次;

[0034] (3)还原银离子:将步骤(2)所得的样品浸于二甲胺基硼烷水溶液中还原纤维内部和表面的银离子,所述的甲胺基硼烷水溶液中甲胺基硼烷的含量为 5×10^{-2} wt%,浸泡15分钟,取出后用去离子水冲洗3次并置于50℃烘箱中干燥3h,即得载银纳米纤维膜,所得载银纳米纤维膜的形貌特征如图1所示,该纤维的平均直径为182nm;

[0035] (4)力敏电阻组装:将步骤(3)所得的载银纳米纤维膜两端通过银胶连接导线后,在载银纳米纤维膜的上下表面包覆聚二甲基硅氧烷PDMS弹性保护膜即得柔性力敏电阻薄

膜;

[0036] (5) 器件组装:将步骤(4)所得的柔性力敏电阻薄膜与电源和电流表串联即得柔性力敏传感器。

[0037] 电学性能测试:发明人测试了本实施例的力敏传感器在不同压力作用形变时的电流-电压曲线(I-U曲线,如图2所示),由图2可以看出,在该力敏传感器的电阻大小随压力的增大而减小,且在压力大小不变时,电压和电流成正比,电阻不变。压力传感器的稳定性如图3所示,经过数千次的反复试验,稳定性基本保持不变。本发明的压力传感器除了具有较好的稳定性以外还具有很高的灵敏度,如将该压力传感器的柔性力敏电阻薄膜粘附于腹部皮肤上,可以测试呼吸频率变化,测试结果如图4所示。

[0038] 实施例2

[0039] 一种基于载银纳米纤维的柔性力敏传感器,其结构与实施例1的柔性力敏传感器相似,区别在于,所述的柔性力敏传感器的制备方法,包括以下步骤:

[0040] (1) 电纺海藻酸钠纳米纤维:在常温下,称取海藻酸钠粉末0.64g,加入容器中,再加入0.16g聚环氧乙烷PEO,0.4g曲拉通,2g二甲基亚砜,36.8g去离子水,在常温下搅拌3h得纺丝前驱液,将纺丝前驱液注入静电纺丝装置中,用静电纺丝法制备海藻酸钠纳米纤维,纺丝电压12kV,纺丝距离15cm,纺丝时间25min,电纺所得海藻酸钠纳米纤维置于烘箱中置于50℃烘箱中干燥2h,将所得纤维膜裁剪为 $2 \times 2\text{cm}^2$ 的小片备用;

[0041] (2) 负载银离子:配置硝酸银水溶液,所述的硝酸银水溶液中硝酸银的含量为30wt%,将步骤(1)制得的海藻酸钠纳米纤维浸于硝酸银水溶液中,浸泡20分钟,取出后用去离子水冲洗3次;

[0042] (3) 还原银离子:将步骤(2)所得的样品浸于二甲胺基硼烷水溶液中还原纤维内部和表面的银离子,所述的甲胺基硼烷水溶液中甲胺基硼烷的含量为 $5 \times 10^{-2}\text{wt}\%$,浸泡15分钟,取出后用去离子水冲洗3次并置于50℃烘箱中干燥3h,即得载银纳米纤维膜,载银纳米纤维的平均直径为207nm;

[0043] (4) 力敏电阻组装:将步骤(3)所得的载银纳米纤维膜两端通过银胶连接导线后,在载银纳米纤维膜的上下表面包覆PDMS弹性保护膜即得柔性力敏电阻薄膜;

[0044] (5) 器件组装:将步骤(4)所得的柔性力敏电阻薄膜与电源和电流表串联即得柔性力敏传感器。

[0045] 本发明所列举的实施方式仅供理解本发明之用,并非是对本发明所描述的技术方案的限定,有关领域的普通技术人员,在权利要求所述技术方案的基础上,还可以作出多种变化或变形,所有等同的变化或变形都应涵盖在本发明的权利要求保护范围之内。本发明未详述之处,均为本技术领域技术人员的公知技术。

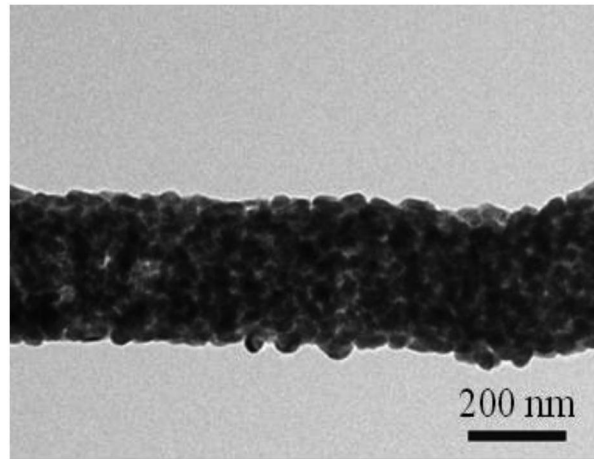


图1

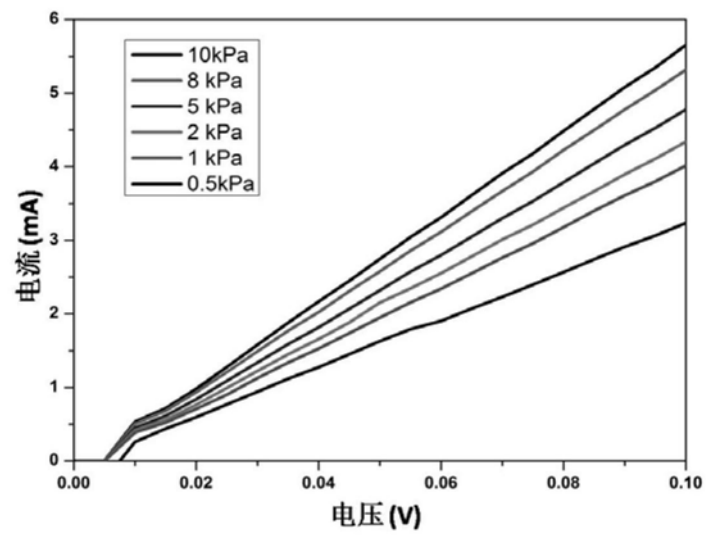


图2

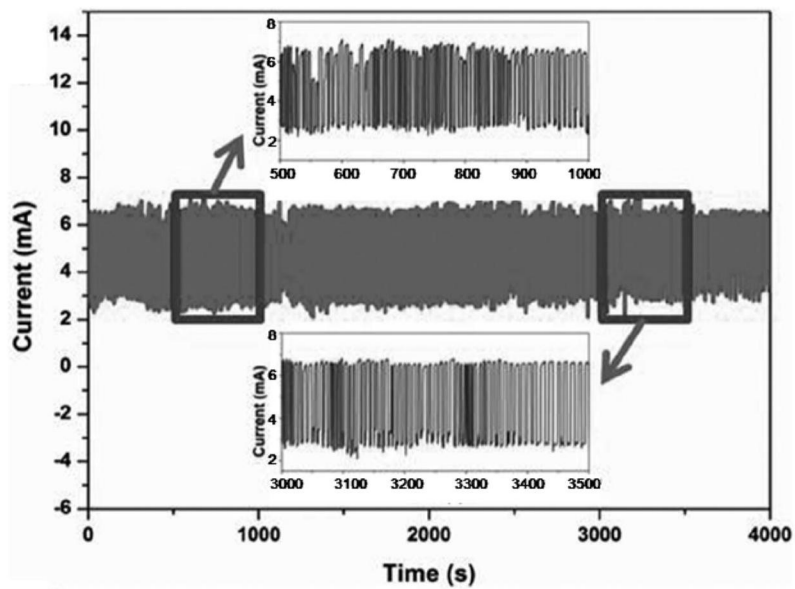


图3

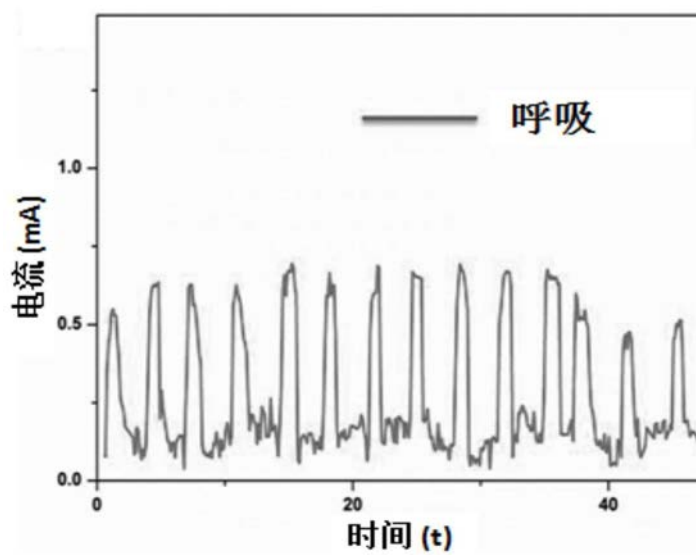


图4

专利名称(译)	一种基于载银纳米纤维的柔性力敏传感器的制备方法		
公开(公告)号	CN107345840B	公开(公告)日	2020-05-26
申请号	CN2017110568869.X	申请日	2017-07-13
[标]申请(专利权)人(译)	青岛大学		
申请(专利权)人(译)	青岛大学		
当前申请(专利权)人(译)	青岛大学		
[标]发明人	龙云泽 胡伟鹏 张斌 王晓雄 张俊 罗维玲 张志广		
发明人	龙云泽 胡伟鹏 张斌 王晓雄 张俊 罗维玲 张志广		
IPC分类号	G01L1/22 A61B5/00 D06M11/83 D01F8/18 D01F8/10 D01F1/10		
CPC分类号	A61B5/6833 D01F1/10 D01F8/10 D01F8/18 D06M11/83 G01L1/22		
代理人(译)	黄蓉		
审查员(译)	张鲁鲁		
其他公开文献	CN107345840A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于载银纳米纤维的柔性力敏传感器及其制备方法，该传感器包括柔性力敏电阻薄膜，所述的柔性力敏电阻薄膜与电源和电流表串联，所述的柔性力敏电阻薄膜包括载银纳米纤维膜，所述的载银纳米纤维膜由海藻酸/银纳米颗粒复合纳米纤维组成，所述的海藻酸/银纳米颗粒复合纳米纤维是由静电纺丝法制得的海藻酸钠纳米纤维，经离子交换制得海藻酸银纳米纤维，再还原银离子制得的。该传感器的敏感电阻具有较好的柔韧性，可直接粘附于皮肤上，不会伤害皮肤，且具有较好的温度性和灵敏度，可以实现对脉搏、呼吸频率、心跳等生理活动的监测。同时，还具有抗菌作用直接与皮肤接触更加安全。

