



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106618516 A

(43)申请公布日 2017.05.10

(21)申请号 201610812395.4

(22)申请日 2016.09.09

(71)申请人 浙江理工大学

地址 310018 浙江省杭州市江干经济开发
区白杨街道2号大街928号

(72)发明人 刘爱萍 钱巍 王夏华 居乐乐

(74)专利代理机构 杭州求是专利事务所有限公
司 33200

代理人 邱启旺

(51) Int. Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种心尖搏动传感器

(57)摘要

本发明提供了一种心尖搏动传感器,通过水热和抽滤成膜的方法制备了CuNWs-rGO-PDMS复合薄膜,并用于心尖搏动测试。该传感器具有制备简单,成本低廉,可重复性高的优点。此外,该传感器兼具柔性和高灵敏度,能很好地附着于人体皮肤,且无任何刺激,测出信息完整的心尖搏动波形,对于将来应用于心血管疾病的诊断和临床监控具有重要意义。

1. 一种心尖搏动传感器,其特征在于,包括转换单元、电信号采集单元和恒压单元,所述恒压单元向转换单元输出0.1V的电压信号,电信号采集单元采集转换单元的电阻信号;转换单元采集心尖搏动的机械能量,并转换成电信号;转换单元通过以下方法制备得到:

(1) 向20mL乙二醇溶液中加入7mg CuNWs,分散均匀后加入60mg抗坏血酸,分散均匀后加入3mL浓度为10.1mg/mL氧化石墨烯水溶液,移至水热反应釜中,将其置于120℃鼓风干燥箱中反应4h,再冷却至室温,就得到CuNWs-rGO复合水凝胶。

(2) 将制备得到的CuNWs-rGO复合水凝胶用去离子水洗涤3-4次,随后用去离子水均匀分散CuNWs-rGO复合水凝胶冲碎,得到悬浮液,再用砂芯过滤装置抽滤,便得到CuNWs-rGO复合薄膜。

(3) 将CuNWs-rGO薄膜的两端用银胶粘上铜线作为电极,再嵌入到聚二甲基硅氧烷(PDMS)中,真空条件下除气泡,置于90℃鼓风干燥箱中1h,制成柔性、多孔的转换单元。

2. 根据权利要求1所述内容,其特征在于,抽滤后得到的CuNWs-rGO复合薄膜的厚度为200um左右。

一种心尖搏动传感器

技术领域

[0001] 本发明属于还原氧化石墨烯传感器领域,尤其涉及一种心尖搏动传感器。

背景技术

[0002] 早期心血管疾病没有任何临床表现,并且很难检测到一些症状,在日常生活中连续的心脏监测对于预防和早期治疗心脏疾病是非常必要的。近年来,柔性电子皮肤传感器已经出现在医疗保健方面,用于非侵袭式的人体生理信号检测是十分有效的。其中,可穿戴的电子皮肤传感器用于心电图测试已经在实时监测开发中。尽管心悸仍然是心脏疾病体检的基本组成部分,但是用于心脏搏动检测的可穿戴设备很少被研究。具有代表性的心脏搏动是心尖搏动,能检测心脏中体积和压力的变化,因此,心尖搏动测试能有效的补充心电图测试的不足。

[0003] 虽然左心室的复杂机械运动不能直接通过当前的技术监测,但体格检查是保持心脏诊断的一个重要组成部分。除了感测左心室中体积和压力的变化,心尖搏动与心脏的血流动力学状态有着密不可分的联系,是一个描述心脏状况关键指标,能协助心房颤动,瓣膜疾病,贫血,心肌梗死的检测,而这些病症不能在心电图检测中诊断出来。但自从20世纪70年代,心尖搏动由于不易操作且需要大的隔音房,慢慢失去关注。基于此,可携带的,价格低廉的心尖搏动传感器在心脏诊断中被期待促进真实的,连续血液动力学监测。2008年,便携式心尖搏动固态传感器被设计用于床边检测,但其进一步的发展没有成功。此外,用于日常检测的可拉伸的柔性的电子皮肤传感器受到广泛关注。

发明内容

[0004] 针对现有技术存在的问题,本发明提供一种心尖搏动传感器。

[0005] 本发明的目的是通过以下技术方案实现的:一种心尖搏动传感器,包括转换单元、电信号采集单元和恒压单元,所述恒压单元向转换单元输出0.1V的电压信号,电信号采集单元采集转换单元的电阻信号;转换单元采集心尖搏动的机械能量,并转换成电信号;转换单元通过以下方法制备得到:

[0006] (1) 向20mL乙二醇溶液中加入7mg CuNWs,分散均匀后加入60mg抗坏血酸,分散均匀后加入3mL浓度为10.1mg/mL氧化石墨烯水溶液,移至水热反应釜中,将其置于120℃鼓风干燥箱中反应4h,再冷却至室温,就得到CuNWs-rGO复合水凝胶。

[0007] (2) 将制备得到的CuNWs-rGO复合水凝胶用去离子水洗涤3-4次,随后用去离子水均匀分散CuNWs-rGO复合水凝胶冲碎,得到悬浮液,再用砂芯过滤装置抽滤,便得到CuNWs-rGO复合薄膜。

[0008] (3) 将CuNWs-rGO薄膜的两端用银胶粘上铜线作为电极,再嵌入到聚二甲基硅氧烷(PDMS)中,真空条件下除气泡,置于90℃鼓风干燥箱中1h,制成柔性、多孔的转换单元。

[0009] 进一步地,抽滤后得到的CuNWs-rGO复合薄膜的厚度为200um左右。

[0010] 本发明具有以下优点:通过加具有大长径比的CuNWs到rGO中,增大了rGO的比表面

积,改变了rGO片层之间的接触方式--由原来rGO蜂窝状六角形片层间“面与面”的接触方式变为rGO片层间“面与面”、rGO片层与CuNWs间“面与线”和CuNWs之间“线与线”的接触方式,增强了rGO的导电性。水热反应过程中加入抗坏血酸,缩短了反应时间同时降低了反应的温度,获得具有一定孔隙率的水凝胶,对制备高灵敏度的薄膜传感器大有益处。通过砂芯过滤装置抽滤得到的CuNWs-rGO薄膜需严格把控抽滤的质量才能得到200um厚度的薄膜,该薄膜具有较均匀且孔径差不多一致的多孔结构,适中的孔隙率和粗糙度使得该薄膜传感器的灵敏度大大提高。若抽滤时间过长,该薄膜的厚度将远小于200um,得到孔很小的多孔结构,使得孔隙率下降,施加应变时,其rGO片层间很快就完全接触,此后便不能感应应力的变化,导致感应应变范围小且灵敏度低;若抽滤时间过短,该薄膜的厚度大于200um,得到孔径较大的多孔结构,使得薄膜酥松孔隙率过大,施加应变时,rGO片层间需达到一定的应变才能接触感受应力的变化,因此就不能感应到微小应力的变化,降低薄膜的灵敏度。PDMS具有柔性,作为电子皮肤,能适应人体弯曲应变的变化。该心尖搏动传感器将新材料与柔性相结合,携带方便,设备简单,成本低廉,体积小,实时性好,而且利于产业化,具有很好的应用前景。同时,可以很好地解决易受噪声影响,干扰强等缺点。

附图说明

[0011] 图1为本发明制备一种CuNWs-rGO复合薄膜的XRD图;

[0012] 图2为本发明制备一种CuNWs-rGO复合薄膜的SEM图;

[0013] 图3为本发明制备一种柔性CuNWs-rGO-PDMS复合薄膜作为心尖搏动传感器的测试图。

[0014] 图4为本发明制备一种柔性CuNWs-rGO-PDMS复合薄膜作为心尖搏动传感器重复性测试图。

具体实施方式

[0015] 实施例1:

[0016] 一种柔性CuNWs-rGO-PDMS薄膜作为转换单元的心尖搏动传感器,包括转换单元、电信号采集单元和恒压单元,所述恒压单元向转换单元输出0.1V的电压信号,电信号采集单元采集转换单元的电阻信号;转换单元采集心尖搏动的机械能量,并转换成电信号。

[0017] 电信号采集单元为柔性CuNWs-rGO-PDMS薄膜,通过医用胶带将无毒、无害、无刺激的柔性CuNWs-rGO-PDMS薄膜粘附于成人的左侧第4根和第5根肋骨的间隙靠近中线0.5-1cm处心尖撞击心前区胸壁,使相应部位肋间组织向外搏动的信号。

[0018] 转化单元包括吉时利2400表,将柔性CuNWs-rGO-PDMS薄膜两侧的铜引线 with 吉时利2400表的探针相接触,打开吉时利2400表的开关和显示屏上的软件,通过给定恒定的0.1V的电压信号,采集频率和保存路径,将心尖搏动的机械信号转化成相对电阻变化的信号。

[0019] 数据采集过程中,测试者需保持坐姿,放松身体,平稳呼吸,以获得具有诊断和监测意义的的数据。

[0020] 其中,信号采集模块通过以下方法制备得到:

[0021] (1)氧化石墨烯的制备方法为:在冰水浴中缓慢将270mL浓硫酸/磷酸混酸($H_2SO_4:H_3PO_3=9:1, V/V$)滴加至装有2g天然石墨粉烧杯中并保持搅拌,随后缓慢加入12g高锰酸

钾,混合均匀后,将烧杯转移至50℃水浴锅中反应12h。反应完毕后,将300mL冰水加入烧杯中,冷却至室温后,再滴加5mL 30%双氧水,得到亮黄色产物。最后将产物分别用盐酸、去离子水离心洗涤,直至pH=6,转速为8000rpm/min,最后得到氧化石墨烯,并对其标定。

[0022] (2) 铜纳米线的制备方法为:制备方法按照Y.Chang等人在Langmuir上公开的方法进行的(Y.Chang;M.L.Lye;H.C.Zeng;Large-Scale Synthesis of High-Quality Ultralong Copper Nanowires.Langmuir,2005,21,3746-3748.)。具体为:配置15M的NaOH溶液,取20mL加入至单口烧瓶中并水浴加热至60℃,滴加1mL 0.1M Cu(NO₃)₂至NaOH溶液中并剧烈搅拌,再依次加入0.17mL无水乙二胺、29μL质量分数为35%的N₂H₄水溶液,搅45s后,静置反应90min。反应完毕后,将烧瓶放置在冰水浴中,冷却至10℃后,在溶液上方悬浮一层红棕色的产物,用滴管吸掉溶液,保留上层的红棕色产物,最后用水和乙醇混合溶液离心洗涤红棕色产物,离心转速6000rpm/min,离心时间10min,重复洗涤5次,真空干燥后得到CuNWs粉末。

[0023] (3) 向20mL乙二醇溶液中加入7mg CuNWs,分散均匀后加入60mg抗坏血酸,分散均匀后加入3mL 10.1mg/mL氧化石墨烯,移至水热反应釜中,将其置于120℃鼓风干燥箱中反应4h,再冷却至室温,就得到CuNWs-rGO复合水凝胶。

[0024] (4) 将制备得到的CuNWs-rGO复合水凝胶用去离子水洗涤3-4次,再取出倒入150mL烧杯中静置洗涤3次,随后用去离子水将CuNWs-rGO复合水凝胶冲碎,搅拌超声,反复多次,直至分散均匀,得到颗粒很小的悬浮液,再用砂芯过滤装置抽滤,便得到CuNWs-rGO复合薄膜,并进行冷冻干燥处理。

[0025] (5) 将干燥处理的Cu纳米线-石墨烯薄膜从滤膜上剥离,剪出一个扁长形的长条,分别在两端用银胶粘上铜线,再将其嵌入旋涂好的PDMS中,并在上层覆盖一层PDMS,静置10min,再将其抽真空,目的是去除气泡。将去除气泡的Cu纳米线-石墨烯-PDMS复合材料放到90℃的鼓风干燥箱中1h,就得到简易的心尖搏动传感器。该CuNWs-rGO-PDMS复合薄膜心尖搏动传感器对人体无毒,无害,无刺激,通过医用无痕胶就能很好的与人体皮肤接触,感受人体微弱的信号变化。

[0026] 图1为本发明制备一种CuNWs-rGO复合薄膜材料的XRD图。Cu的峰与PDF卡片吻合,且为出现其他的杂峰;24.5°处的峰为还原氧化石墨烯的衍射峰,说明氧化石墨烯被还原了。

[0027] 图2为本发明制备一种CuNWs-rGO复合薄膜材料的SEM图。由于一维Cu纳米线的存在,使得三维多孔还原氧化石墨烯具有更大的比表面积,更优的导电和机械性能。

[0028] 图3为本发明制备一种柔性CuNWs-rGO-PDMS复合薄膜材料作为心尖搏动传感器用于心尖搏动测试的波形图。利用该心尖搏动传感器测量了一次心尖搏动时的机械信号转化为电信号的过程,能精确地反映正常成年男性心尖搏动的信号变化。其中,A-C段对应着心电图QRS复合波的开始到心电图收缩波的开始;O-E-ESS代表着心脏收缩,O-E段是预喷射区,E点对应着最大的心脏收缩峰,E-ESS段是喷射区,ESS对应着收缩末期肩峰;ESS-O-F代表着心脏舒张,ESS-O段为等距舒张期,O点对应着快速充盈波的顶点,O-F段是快速充盈波段。综上所述,一次完整的心尖搏动波就形成了。

[0029] 图4为本发明制备一种柔性CuNWs-rGO-PDMS复合薄膜材料作为心尖搏动传感器用于心尖搏动重复性测试的波形图。该柔性CuNWs-rGO-PDMS复合薄膜材料作为心尖搏动传感

器具有稳定性好,重复性高的优点。

[0030] 实施例2:

[0031] 本实施例旨在研究制备CuNWs-rGO薄膜不同的参数对于传感器性能的影响。

[0032] 表一:不同的抗坏血酸量

[0033]

| | | | | | | |
|------------|---|----|-------|-------|--------|--------|
| 抗坏血酸量 (mg) | 0 | 20 | 40 | 60 | 80 | 100 |
| 凝胶态 | 否 | 否 | 是, 松散 | 是, 收缩 | 是, 收缩紧 | 是, 收缩紧 |

[0034] 注:水热反应温度120℃,水热时间4h,薄膜厚度200um。

[0035] 表二:不同的水热温度

[0036]

| | | | | | | |
|-----------|-----|-------|-------|-------|--------|--------|
| 水热温度 (°C) | 100 | 110 | 120 | 130 | 140 | 150 |
| 凝胶态 | 否 | 是, 松散 | 是, 收缩 | 是, 收缩 | 是, 收缩紧 | 是, 收缩紧 |

[0037] 注:抗坏血酸60mg,水热时间4h,薄膜厚度200um。

[0038] 表三:不同的薄膜厚度

[0039]

| | | | | | | |
|-----------|----------|----------|--------|------------|-------------|---------|
| 薄膜厚度 (um) | 100 | 155 | 173 | 200 | 228 | 256 |
| 孔隙率 | 很小, 过于致密 | 很小, 过于致密 | 略小, 致密 | 孔径均匀, 致密度好 | 孔径均匀, 致密度略差 | 孔径大, 疏松 |

[0040] 注:抗坏血酸60mg,水热反应温度120℃,水热时间4h。

[0041] 从表一~表三可以看出:当加入抗坏血酸的量过少时,水热反应4h,氧化石墨烯没有完全还原成rGO或者没有完全形成凝胶,是由于rGO片层之间在堆叠成凝胶时原子间的作用力不够,片层间无法紧密堆砌成凝胶;当加入抗坏血酸的量过多时,能形成rGO凝胶,但该凝胶的还原程度过高,过于收缩,导致凝胶内部多孔结构的孔径过小,rGO片层间的接触距离短,不能感应大的应变,降低了灵敏度。当水热反应温度较低时,rGO片层之间的 π - π 键间的相互作用力较弱,同样无法形成rGO凝胶;当水热温度过高时,同样会形成还原程度过高,收缩过分的凝胶,降低灵敏度。通过砂芯过滤装置抽滤得到的CuNWs-rGO薄膜需严格把控抽滤的质量才能得到200um厚度的薄膜,该薄膜具有较均匀且孔径差不多一致的多孔结构,适中的孔隙率和粗糙度使得该薄膜传感器的灵敏度大大提高。若抽滤时间过长,该薄膜的厚

度将远小于200um,得到孔很小的多孔结构,使得孔隙率下降,施加应变时,其rGO片层间很快就完全接触,此后便不能感应应力的变化,导致感应应变范围小且灵敏度低;若抽滤时间过短,该薄膜的厚度大于200um,得到孔径较大的多孔结构,使得薄膜酥松孔隙率过大,施加应变时,rGO片层间需达到一定的应变才能接触感受应力的变化,因此就不能感应到微小应力的变化,降低薄膜的灵敏度。

[0042] 上述实例用来解释说明本发明,然而并非限定本发明。在本发明的精神和权利要求的保护范围内,对本发明作出的任何修改和改变,都落入本发明的保护范围。

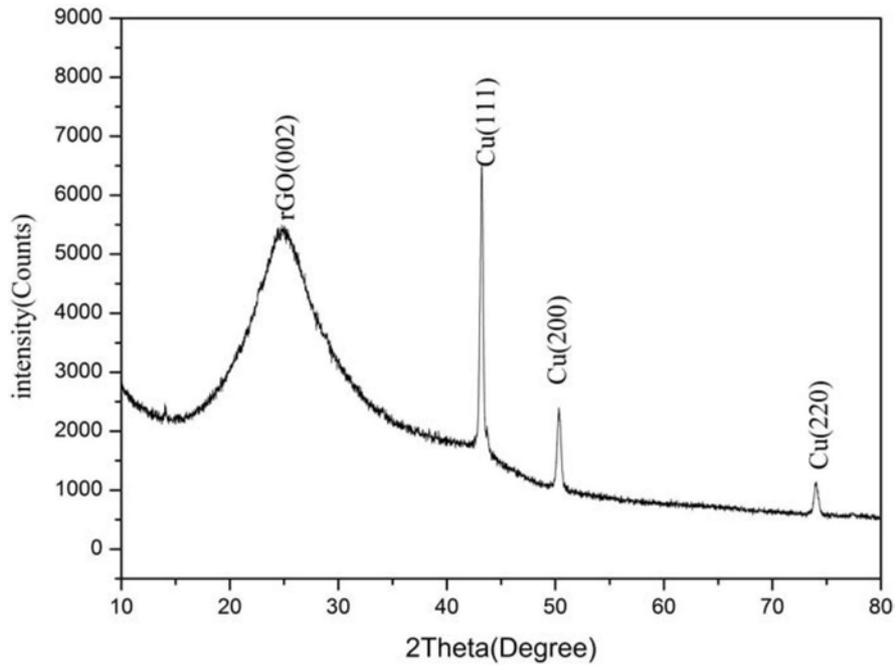


图1

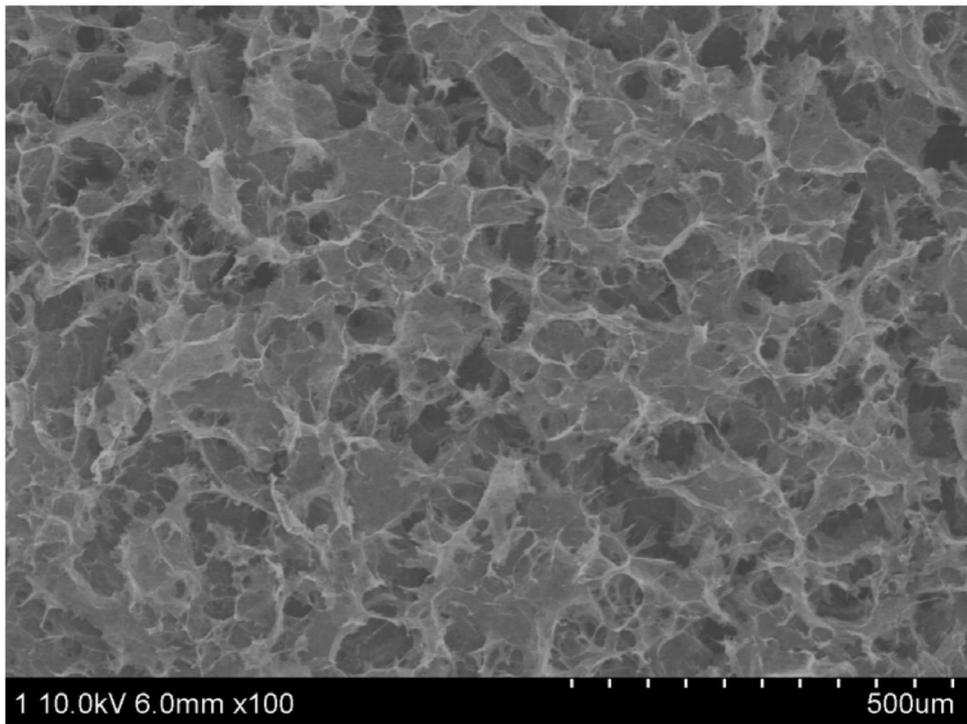


图2

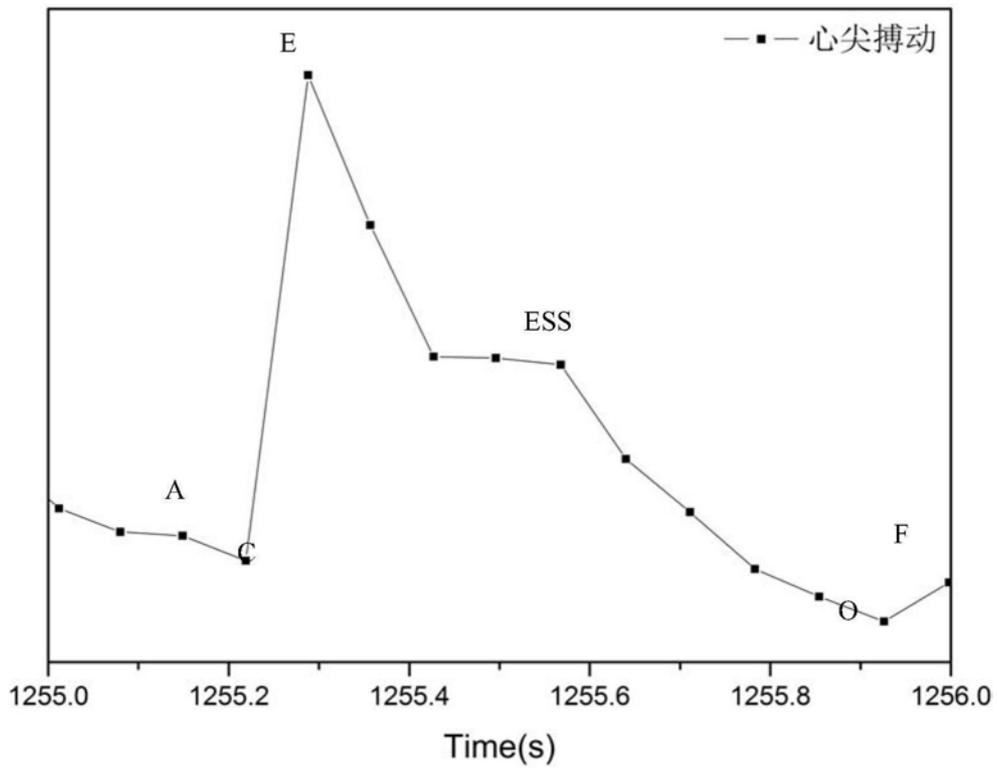


图3

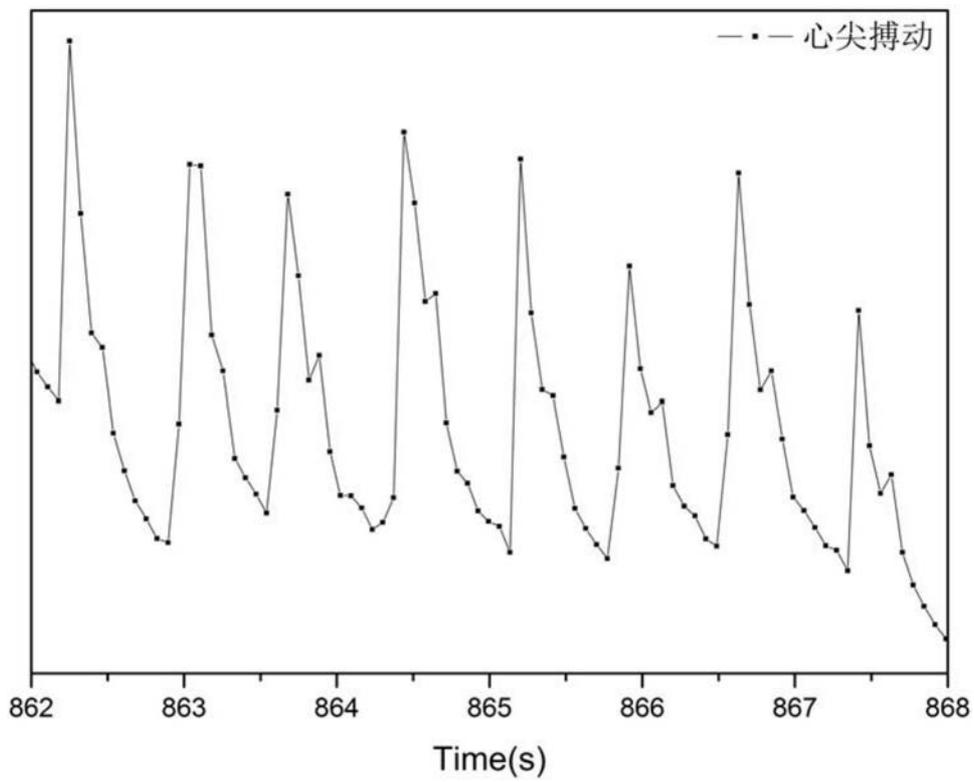


图4