



(12) 发明专利申请



(10) 申请公布号 CN 120293359 A

(43) 申请公布日 2025. 07. 11

(21) 申请号 202510369796.6

A61B 5/00 (2006.01)

(22) 申请日 2025.03.27

(71) 申请人 浙江理工大学

地址 310000 浙江省杭州市江干区杭州经济开发区白杨街道

(72) 发明人 程琳 陈浩文 刘爱萍 陈冠政
张晗霄 孙增

(74) 专利代理机构 杭州敦和专利代理事务所
(普通合伙) 33296

专利代理师 冯海军

(51) Int. Cl.

G01L 1/14 (2006.01)

A61B 5/103 (2006.01)

A61B 5/107 (2006.01)

A61B 5/11 (2006.01)

权利要求书2页 说明书5页 附图6页

(54) 发明名称

一种兼具足弓、运动检测功能的柔性双模传感器

(57) 摘要

本发明涉及柔性传感领域,公开了一种兼具足弓、运动检测功能的柔性双模传感器,包括上下基底、电极层、导电引脚、PVDF掺杂BTO-NPs纳米纤维薄膜、PVDF掺杂离子盐溶液纳米纤维薄膜组成,所述上下基底为聚酰亚胺薄膜(PI),所述电极层为有沉金(Au)焊盘,所述导电引脚为铜导线通过银浆固定至电极板上,所述纳米纤维膜为PVDF掺杂BTO-NPs、PVDF掺杂离子盐静电纺丝得到,沉金(Au)焊盘膜被设计在PI基底上,形成电容式传感器和压电式传感器的极板和电极,并在电极板上用铜导线接出作为导电引脚。本发明中,通过制备出一种具有特定形状的柔性PI作为柔性双模传感器的上下基底,沉金(Au)焊盘膜被设计在PI基底上,使柔性传感器具有柔韧性和延展性,更贴合于不同曲率表面。

1. 一种兼具足弓、运动检测功能的柔性双模传感器,其特征在于:包括上下基底(1)、电极层(2)、导电引脚(3)、PVDF掺杂BT0-NPs纳米纤维薄膜(4)、PVDF掺杂离子盐溶液纳米纤维薄膜(5)组成;

所述上下基底(1)为聚酰亚胺薄膜(PI),所述电极层(2)为有沉金(Au)焊盘,所述导电引脚(3)为铜导线通过银浆固定至电极板上,所述纳米纤维膜为PVDF掺杂BT0-NPs、PVDF掺杂离子盐静电纺丝得到。

2. 根据权利要求1所述的一种兼具足弓、运动检测功能的柔性双模传感器,其特征在于:所述沉金(Au)焊盘膜被设计在PI基底(1)上,形成电容式传感器和压电式传感器的极板和电极,并在电极板上用铜导线接出作为导电引脚(3)。

3. 根据权利要求1所述的一种兼具足弓、运动检测功能的柔性双模传感器,其特征在于:所述PVDF掺杂BT0-NPs纳米纤维膜(4)和PVDF掺杂离子盐溶液纳米纤维薄膜使用静电纺丝得到,而后截取特定形状作为电容式传感器和压电式传感器的介电层和压电层。

4. 根据权利要求1所述的一种兼具足弓、运动检测功能的柔性双模传感器,其特征在于:所述PVDF掺杂BT0-NPs纳米纤维薄膜与PVDF掺杂离子盐溶液纳米纤维薄膜均设置于所述柔性基底上,并以共面方式布置,以实现压电传感器单元与电容传感器单元在同一平面内集成,便于同步检测足底的动态与静态受力信息,传感器整体厚度低,并增强了传感器的柔韧性与足底贴合性,使其能随鞋垫弯曲及足部自然运动变形,从而提高数据采集的准确性。

5. 根据权利要求2所述的一种兼具足弓、运动检测功能的柔性双模传感器,其特征在于:按照下基底(1)、纳米纤维膜(4)、上基底(1)顺序进行封装得到柔性双模传感器。

6. 根据权利要求1-5中任意一项所述的一种兼具足弓、运动检测功能的柔性双模传感器的制备方法,其特征在于:具体包括以下步骤:

①称量1.5~2.0gPVDF溶于8~12g的二甲基甲酰胺(DMF)和丙酮(AC)(V:V=3:1)的混合溶液中,在60℃的水浴锅中搅拌4h,并向其中加入0~3wt%的BT0-NPs,在常温下搅拌24h,搅拌均匀后将其装入注射器(20ml)中,在17~20KV,温度28~32℃,湿度50%,0.5~1.0ml/h的速率下电纺3~5h得到一层PVDF掺杂BT0-NPs纳米纤维膜(4);

②称量1.5~2.0gPVDF溶于8~12g的二甲基甲酰胺(DMF)和丙酮(AC)(V:V=3:1)的混合溶液中,在60℃的水浴60℃锅中搅拌4h,并向其中加入0~0.4g的1-丁基-3-甲基咪唑双三氟甲磺酰亚胺盐([BMIM]TF2N),在常温下搅拌14h,搅拌均匀后将其装入注射器(20ml)中,在17~20KV,温度30℃,湿度50%,0.5~1.0ml/h的速率下电纺3~5h得到一层PVDF掺杂[BMIM]TF2N纳米纤维膜(5);

③设计特殊形状的电容电极层和压电电极层利用沉金(Au)技术设计在PI基底(1);

④使用银浆将铜导线固定至电极板(2)上,按照下基底(1),PVDF掺杂BT0-NPs纳米纤维薄膜(4)和PVDF掺杂[BMIM]TF2N纳米纤维薄膜(5),上基底(1)顺序进行封装得到柔性双模传感器。

7. 根据权利要求1-6中任意一项所述的一种兼具足弓、运动检测功能的柔性双模传感器的应用,其特征在于:所述柔性双模传感器主要用于足弓类型检测及运动监测,通过将传感器设计成具有特殊极板结构的鞋垫,利用压电传感器作为检测开关以判断采集数据的时机,从而有效区分静态和动态状态,避免非静止时的无效数据采集;同时,电容传感器通过

STM32F103C8T6主控芯片与FDC2214电容信号采集芯片实现信号采集与处理,并通过串口与外部设备进行数据传输;通过深度学习算法解耦,获得足弓角度及运动参数,从而精准评估足底形态(包括但不限于扁平足、正常足、高足弓等)及运动状态,提供健康反馈。所述传感器采用柔性材料,适应不同足型,能够提供高精度、实时的健康与运动监测数据,广泛应用于运动医学、足部健康管理和运动损伤预防等领域。

8.根据权利要求6所述的一种兼具足弓、运动检测功能的柔性双模传感器的应用,其特征在于:所述压电传感器除输出加速度和速度变化信号外,还输出反映足底在X、Y、Z三个方向受力信息的信号,与所述电容传感器检测的垂直压力分布信号结合,通过可视化数据图分别生成足底形态检测图、运动状态监测图及三维力分布图;其中,电容传感器用于检测垂直方向的压力分布,而压电传感器捕捉水平剪切力及动态加速度信号,实现对足底三维受力状态的综合监测,并将上述检测图与正常足底形态及运动状态参考标准图进行对比,进而反映用户的足底形态特征和运动状态,包括扁平足、高足弓以及异常步态等判断。

一种兼具足弓、运动检测功能的柔性双模传感器

技术领域

[0001] 本发明涉及柔性传感领域,尤其涉及一种兼具足弓、运动检测功能的柔性双模传感器的制备方法及其足弓类型的检测。

背景技术

[0002] 近年来,柔性传感器受到越来越多的关注,在电子皮肤和可穿戴设备等领域表现出巨大的应用前景,国内外研究人员使用不同材料和工艺成功制备了多种柔性传感器。然而,单一传感器类型的局限性明显。传统的压阻传感器虽然在静态压力检测方面表现良好,但对动态信号的灵敏度较低,难以捕捉快速变化的电力信息。而压电传感器虽然在动态压力检测方面具有优势,但无法感知静态压力。这种动静信息的分离使得单一传感器难以满足复杂足底受力情况的全面检测需求。

[0003] 其次,传感器的结构刚性问题也值得关注。许多传统刚性传感器在实际应用中容易受到环境干扰和机械损伤,长期使用后精度下降,难以适应复杂且动态的足底受力环境。此外,刚性结构与人体柔性接触表面不匹配,可能导致舒适性下降,影响用户体验。

[0004] 另外,多模态数据的融合与分析仍然是一个技术难点。足底受力过程通常是一个静态和动态信号交替发生的复杂过程,如何有效融合多模态传感器采集的数据,实现足底受力信息的高精度分析与足底形态特征提取,仍需要深入研究。

发明内容

[0005] 为了克服上述现有的现象,本发明提供了一种兼具足弓、运动检测功能的柔性双模传感器的制备方法及其应用,制备了一种兼具足弓、运动检测功能的柔性双模传感器,包括电容式传感器和压电式传感器。通过将柔性双模传感器设计特殊的极板结构应用在鞋垫,传感器通过压电传感元件判断是否开始采集足弓检测数据,避免非静止时的无效检测。电容传感器采集足弓不同部位的的压力数据,转换为电容变化率,通过深度学习解耦得到足弓角度,精准评估足弓类型。

[0006] 为了实现上述目的,本发明采用了如下技术方案:一种兼具足弓、运动检测功能的柔性双模传感器,包括上下基底、电极层、导电引脚、PVDF掺杂BT0-NPs纳米纤维薄膜、PVDF掺杂离子盐溶液纳米纤维薄膜组成;

[0007] 所述上下基底为聚酰亚胺薄膜(PI),所述电极层为有沉金(Au)焊盘,所述导电引脚为铜导线通过银浆固定至电极板上,所述纳米纤维膜为PVDF掺杂BT0-NPs、PVDF掺杂离子盐静电纺丝得到。

[0008] 作为上述技术方案的进一步描述:

[0009] 所述沉金(Au)焊盘膜被设计在PI基底上,形成电容式传感器和压电式传感器的极板和电极,并在电极板上用铜导线接出作为导电引脚。

[0010] 作为上述技术方案的进一步描述:

[0011] 所述PVDF掺杂BT0-NPs纳米纤维膜和PVDF掺杂离子盐溶液纳米纤维薄膜使用静电

纺丝得到,而后裁取特定形状作为电容式传感器和压电式传感器的介电层和压电层。

[0012] 作为上述技术方案的进一步描述:

[0013] 按照下基底、纳米纤维膜、上基底顺序进行封装得到柔性双模传感器。

[0014] 一种兼具足弓、运动检测功能的柔性双模传感器的制备方法,具体包括以下步骤:

[0015] ①称量1.5~2.0gPVDF溶于8~12g的二甲基甲酰胺(DMF)和丙酮(AC)(V:V=3:1)的混合溶液中,在60℃的水浴锅中搅拌4h,并向其中加入0~3wt%的BT0-NPs,在常温下搅拌24h,搅拌均匀后将其装入注射器(20ml)中,在17~20KV,温度28~32℃,湿度50%,0.5~1.0ml/h的速率下电纺3~5h得到一层PVDF掺杂BT0-NPs纳米纤维膜(4);

[0016] ②称量1.5~2.0gPVDF溶于8~12g的二甲基甲酰胺(DMF)和丙酮(AC)(V:V=3:1)的混合溶液中,在60℃的水浴60℃锅中搅拌4h,并向其中加入0~0.4g的1-丁基-3-甲基咪唑双三氟甲磺酰亚胺盐([BMIM]TF2N),在常温下搅拌14h,搅拌均匀后将其装入注射器(20ml)中,在17~20KV,温度30℃,湿度50%,0.5~1.0ml/h的速率下电纺3~5h得到一层PVDF掺杂[BMIM]TF2N纳米纤维膜(5);

[0017] ③设计特殊形状的电容电极层和压电电极层利用沉金(Au)技术设计在PI基底;

[0018] ④使用银浆将铜导线固定至电极板上,按照下基底,PVDF掺杂BT0-NPs纳米纤维薄膜和PVDF掺杂[BMIM]TF2N纳米纤维薄膜,上基底顺序进行封装得到柔性双模传感器

[0019] 作为上述技术方案的进一步描述:

[0020] 所述柔性双模传感器主要用于足弓类型检测及运动状态监测。传感器采用特殊极板结构设计,并集成于鞋垫中,通过压电传感器作为数据采集开关来判断采集足弓数据的适宜时机,从而避免在非静止状态下采集无效数据。同时,电容传感器利用STM32F103C8T6主控芯片和FDC2214电容信号采集芯片实现信号的精准采集和处理,并通过串口将数据传输至外部设备。借助深度学习算法对采集的信号进行解耦处理,可获得足弓角度、运动参数及三维受力信息,从而精准评估足底形态(包括但不限于扁平足、正常足及高足弓)和运动表现。传感器采用柔性材料制造,能够适应不同足型,提供高精度、实时的健康监测数据,广泛应用于运动医学、足部健康管理、运动损伤预防等领域。

[0021] 作为上述技术方案的进一步描述:

[0022] 所述压电传感器输出的加速度和速度变化信号,不仅反映足底在动态运动过程中的变化,同时还捕捉足底在X、Y、Z三个方向上的受力信息;而电容传感器检测的垂直压力分布信号则补充了静态压力数据。将两组信号通过可视化数据图进行呈现,可生成足底形态检测信号图、运动状态监测图以及三维力分布图,并与正常足底形态及运动参考标准图进行对比,进而全面反映用户的足底形态特征和运动状态,包括扁平足、高足弓以及异常步态的判断,同时实现对足底三维受力状态的精确检测。

[0023] 本发明具有如下有益效果:

[0024] 1、本发明中,通过制备出一种具有特定形状的柔性PI作为柔性双模传感器的上下基底,沉金(Au)焊盘膜被设计在PI基底上,使柔性传感器具有柔韧性和延展性,能充分适应不同曲率表面的贴合要求,从而实现精准定位与舒适佩戴。

[0025] 2、本发明中,通过制备出的PVDF掺杂BT0-NPs复合型纳米纤维膜,有效提升了材料的压电系数,从而显著增强了传感器对动态负载变化的响应灵敏度,为高精度动态检测提供了坚实基础。

[0026] 3、本发明中,通过制备出的PVDF掺杂[BMIM]TF2N复合型纳米纤维膜,通过双电层效应提升了电容变化率,增强电容性能。

[0027] 4、本发明中,通过制备出的PVDF掺杂BTO-NPs纳米纤维膜和PVDF掺杂[BMIM]TF2N纳米纤维膜是无数条纳米级的纤维丝形成的一种薄膜,其独特网状结构保证了材料良好的透气性能,从而在长期佩戴中显著提升用户舒适度,适用于日常健康监测场景。

[0028] 5、本发明中,通过电传感器和电容传感器协同工作,实现对足底静态压力与动态运动信息的同步采集,通过深度学习算法对多维数据进行解耦处理,精确获取足弓角度及足底形态数据,为检测扁平足、高足弓等异常提供了科学依据。

[0029] 6、本发明中,通过压电传感器采集X、Y、Z三个方向上的受力信息,电容传感器采集垂直压力分布,两者通过数据融合及可视化处理,生成详细的三维力分布图和运动状态监测图,全面反映用户足底受力及运动状态,进一步提升运动损伤预防和康复指导的精准性。

附图说明

[0030] 图1是本发明一种兼具足弓、运动检测功能的柔性双模传感器的结构示意图;

[0031] 图2是导电引脚固定在电极板示意图;

[0032] 图3是PVDF掺杂BTO-NPs纳米纤维膜扫描电子显微镜图;

[0033] 图4是PVDF掺杂[BMIM]TF2纳米纤维膜扫描电子显微镜图;

[0034] 图5是该柔性双模传感器的鞋垫安装示意图;

[0035] 图6是该柔性双模传感器对不同轴向受力电容信号采集图;

[0036] 图7是该柔性双模传感器对不同角度受力电容信号采集图;

[0037] 图8是该柔性双模传感器对正常足的压电、电容信号采集图;

[0038] 图9是该柔性双模传感器对扁平足的压电、电容信号采集图。

具体实施方式

[0039] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0040] 实施例一

[0041] 本发明提供了一种兼具足弓、运动检测功能的柔性双模传感器,请参见图1、图2,包括上下基底1、电极层2、导电引脚3、PVDF掺杂BTO-NPs纳米纤维薄膜4、PVDF掺杂离子盐溶液纳米纤维薄膜5组成,上下基底1为聚酰亚胺薄膜(PI),电极层2为有沉金(Au)焊盘,导电引脚3为铜导线通过银浆固定至电极板上,纳米纤维膜为PVDF掺杂BTO-NPs、PVDF掺杂离子盐静电纺丝得到,沉金(Au)焊盘膜被设计在PI基底1上,形成电容式传感器和压电式传感器的极板和电极,并在电极板上用铜导线接出作为导电引脚3,PVDF掺杂BTO-NPs纳米纤维膜4和PVDF掺杂离子盐溶液纳米纤维薄膜使用静电纺丝得到,而后裁取特定形状作为电容式传感器和压电式传感器的介电层和压电层,按照下基底1、纳米纤维膜4、上基底1顺序进行封装得到柔性双模传感器。

[0042] 进一步的,请参照图3,PVDF掺杂BTO-NPs纳米纤维膜的扫描电子显微镜图清晰显

示,BTO NPs在复合型压电薄膜纤维中均匀分布,未发生团聚现象,且不存在应力集中问题,从而保证了该薄膜具备良好的柔韧性。

[0043] 进一步的,请参照图4,PVDF掺杂[BMIM]TF2纳米纤维膜的扫描电子显微镜图表明,离子盐已成功掺杂进纤维中,并在纤维内实现了均匀分布,为传感器的电容信号采集提供了稳定的材料基础。进一步的,在PVDF中引入石墨烯纳米片(Graphene)或碳纳米管(CNTs),以提高传感器的导电性和机械强度,此外,探索使用其他高性能压电材料,如锆钛酸铅(PZT)或铌酸钾钠(KNN),以进一步提升压电响应性能,并且引入真空封装技术或使用柔性封装材料,包括但不限于聚二甲基硅氧烷,PDMS对传感器进行封装,另外在封装过程中加入抗干扰层,如电磁屏蔽层,以减少外界电磁信号对传感器数据的干扰。

[0044] 实施例二

[0045] 在实施例一的基础上,本发明还提供了一种兼具足弓、运动检测功能的柔性双模传感器的制备方法,具体包括以下步骤:

[0046] ①称量1.8gPVDF溶于10g的二甲基甲酰胺(DMF)和丙酮(AC)(V:V=3:1)的混合溶液中,在60℃的水浴锅中搅拌4h,并向其中加入1wt%的BTO-NPs,在常温下搅拌24h,搅拌均匀后将其装入注射器(20ml)中,在18KV,温度30℃,湿度50%,0.8ml/h的速率下电纺4h得到一层PVDF掺杂BTO-NPs纳米纤维膜4;

[0047] ②称量1.8gPVDF溶于10g的二甲基甲酰胺(DMF)和丙酮(AC)(V:V=3:1)的混合溶液中,在60℃的水浴锅中搅拌4h,并向其中加入0.1g的1-丁基-3-甲基咪唑双三氟甲磺酰亚胺盐([BMIM]TF2N),在常温下搅拌24h,搅拌均匀后将其装入注射器(20ml)中,在18KV,温度30℃,湿度50%,0.8ml/h的速率下电纺4h得到一层PVDF掺杂[BMIM]TF2N纳米纤维膜5;

[0048] ③设计特殊形状的电容电极层和压电电极层利用沉金(Au)技术设计在PI基底1;

[0049] ④使用银浆将铜导线固定至电极板2上,按照下基底1,PVDF掺杂BTO-NPs纳米纤维薄膜4和PVDF掺杂[BMIM]TF2N纳米纤维薄膜5,上基底(1)顺序进行封装得到柔性双模传感器。

[0050] 实施例三

[0051] 在实施例一和实施例二的基础上,本发明还提供了一种兼具足弓、运动检测功能的柔性双模传感器的应用,柔性双模传感器主要用于足弓类型检测,通过将柔性双模传感器设计特殊的极板结构应用在鞋垫,压电传感器作为检测开关判断是否开始采集足弓数据,避免非静止时的无效检测,电容传感器通过STM32F103C8T6主控芯片与FDC2214电容信号采集芯片实现信号采集和处理,并通过串口与外部设备进行数据传输,通过深度学习解耦得到足弓角度,精准评估足底形态(如扁平足、正常足等),给予健康反馈,传感器采用柔性材料,可适应不同足型,提供高精度、实时健康监测数据,广泛应用于运动医学和足部健康管理等领域。

[0052] 进一步的,请参照图5,图5为该柔性双模传感器的鞋垫安装示意图整体,结构采用类V型,按照双模式传感器电极参数设计沉金焊盘作为传感器上下传感电极,板边集成插拔金手指接口实现数据传输。插拔金手指区域局部层压聚酰亚胺(PI)补强片(厚度0.2mm)加强其稳定性,提升插拔寿命。

[0053] 进一步的,请参照图6,图6为该柔性双模传感器对不同轴向受力电容信号采集图,利用力学试验机以80mm/min的速度对电容式三维力传感器在X、Y、Z轴上施加0-1N的应力,

分别对传感器的X、Y、Z三个轴进行了三维力校准。

[0054] 进一步的,请参照图7,图7为该柔性双模传感器对不同角度受力电容信号采集图,在施加相同法向力的情况下,随着测试平台角度的逐渐增大,传感器各单元输出的相对电容变化率逐渐减小,这验证了电容式三维力传感器对空间三维力的优秀检测能力。

[0055] 进一步的,压电传感器输出的加速度和速度变化信号与的电容传感器输出的压力分布信号结合分析,将两组信号通过可视化数据图进行呈现,生成足底形态检测信号图,将的足底形态检测信号图与正常足底形态参考标准图对比,进而反映用户足底形态特征,包括扁平足或高足弓的判断。进一步的,请参照图8、图9,图8、图9分别为该柔性双模传感器对正常足和扁平足的压电、电容信号采集图,受试者使用一定压力踩在足弓阵列检测电极上,保持一段时间后,足底离开检测电极,在该过程中,该传感器将实时采集其压电和电容信号。

[0056] 更进一步的,引入基于深度学习的卷积神经网络(CNN)或长短期记忆网络(LSTM),对压电传感器和电容传感器采集的数据进行融合分析,开发实时数据处理算法,将传感器数据与云端计算相结合,实现足底受力情况的实时监测和反馈,并且开发配套的移动应用程序,也就是相关的APP,将传感器采集的数据可视化,并提供个性化的健康管理建议,如推荐适合的鞋垫或运动鞋,提供运动姿势调整建议,加入社交功能,让用户能够分享数据并与他人交流健康管理经验。

[0057] 最后应说明的是:以上所述仅为本发明的优选实施例而已,并不用于限制本发明,尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,对于本领域的技术人员来说,其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换,凡在本发明的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

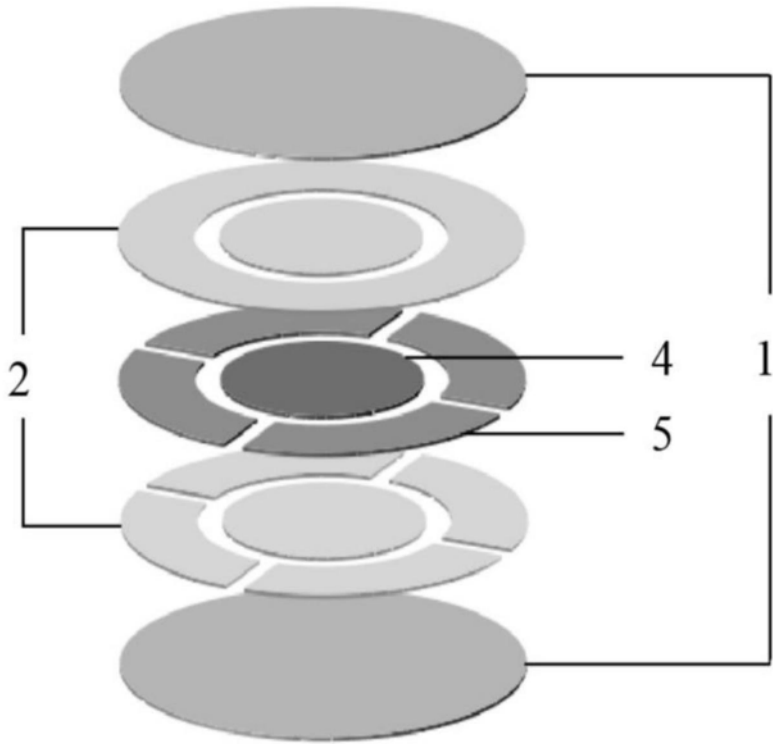


图1

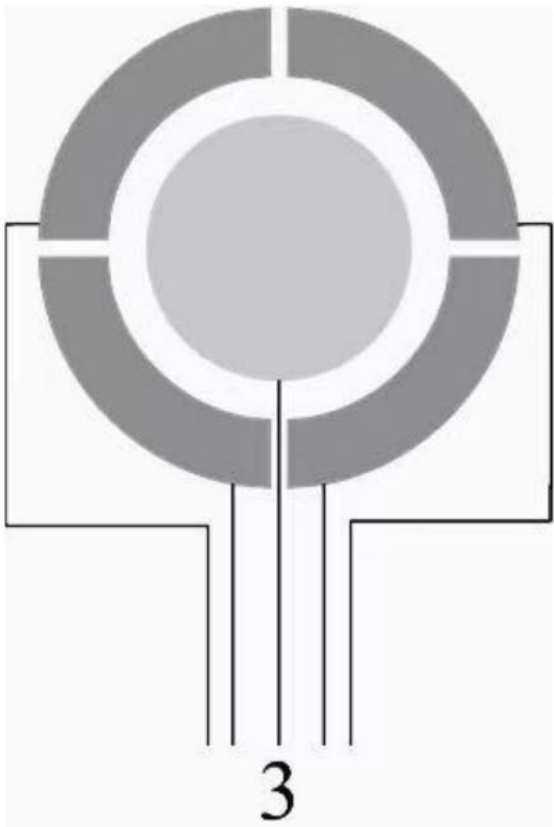


图2

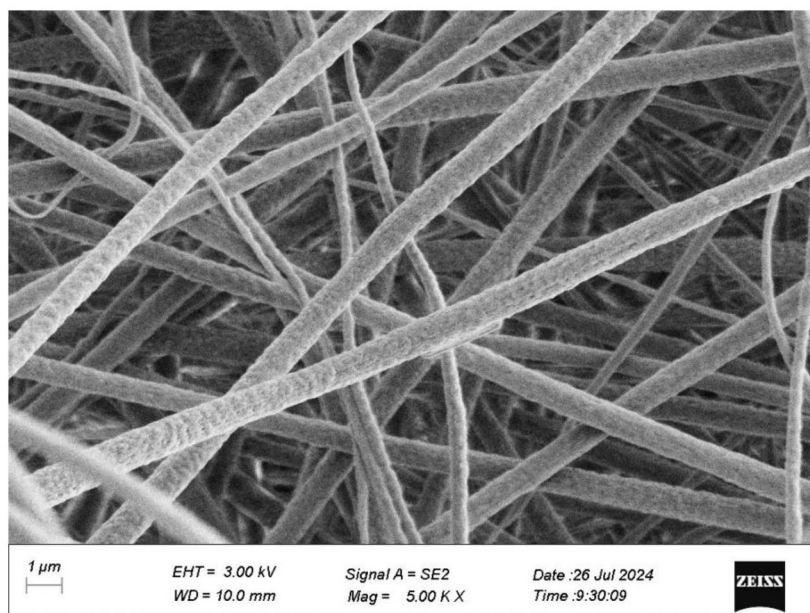


图3

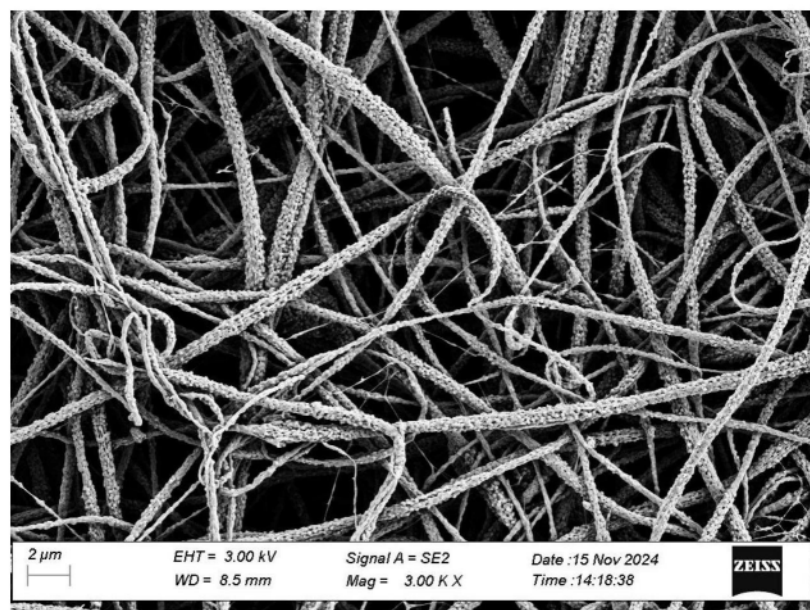


图4

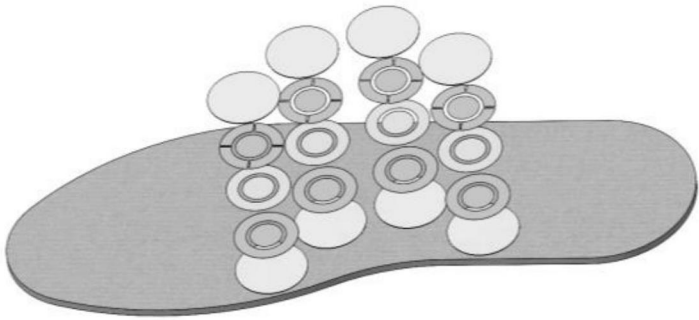


图5

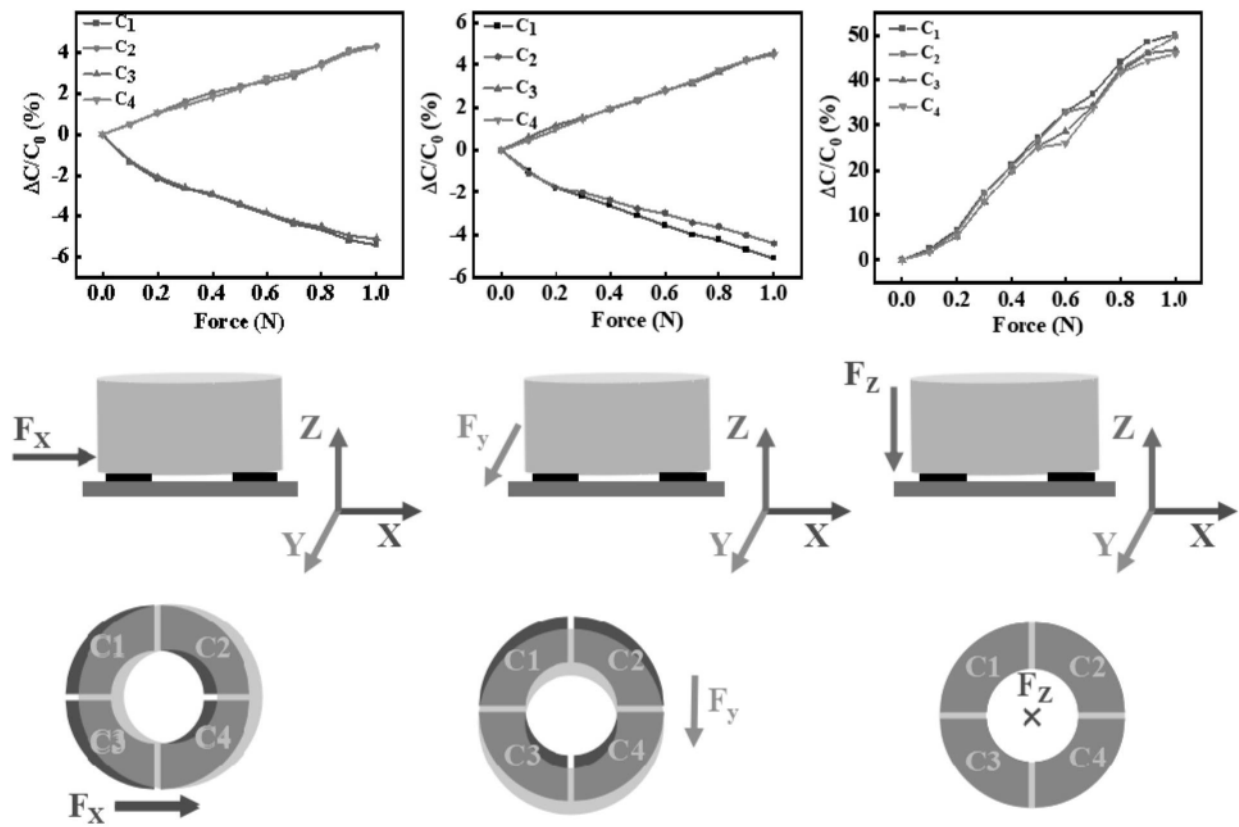


图6

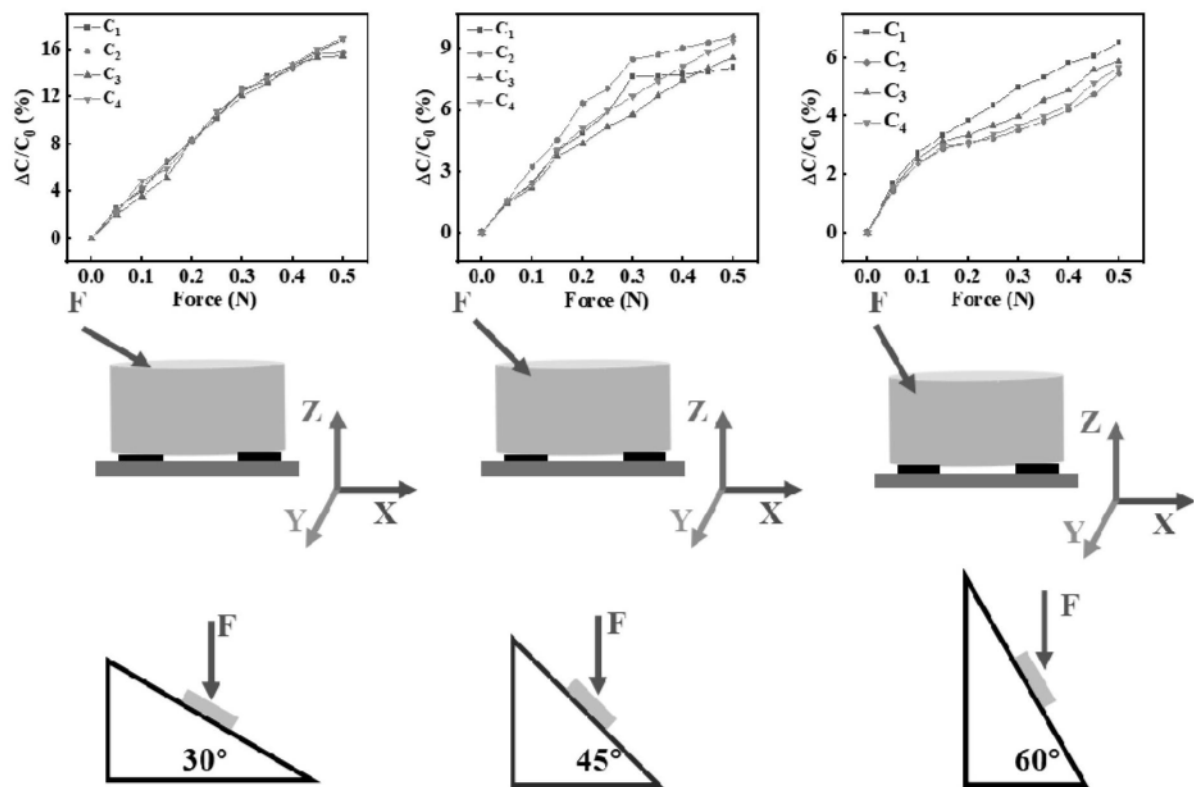


图7

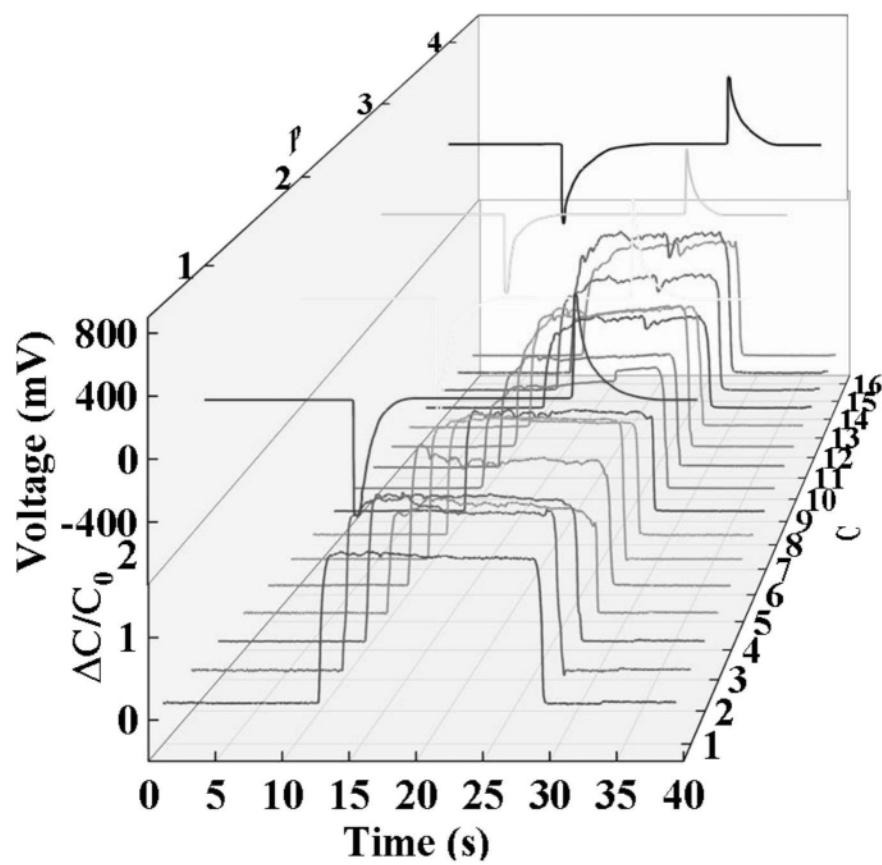


图8

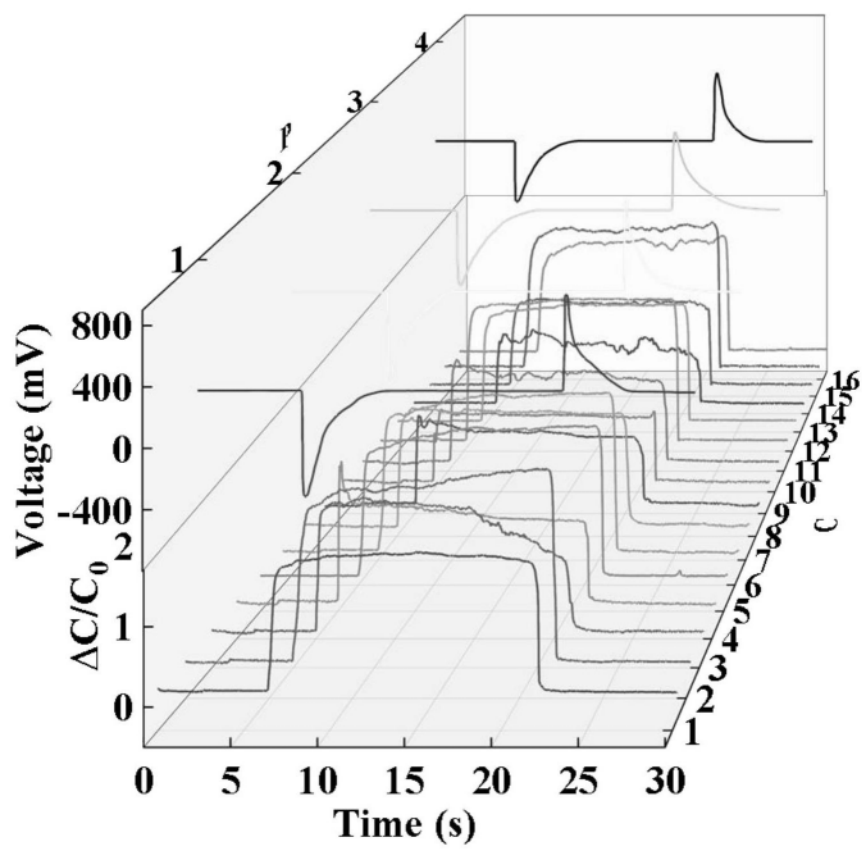


图9