

# 可印刷柔性应变传感器的制作及其对 人体运动行为监测研究

胡友根<sup>1</sup> 朱朋莉<sup>1</sup> 张 愿<sup>1,2</sup> 张馨予<sup>1,3</sup> 韩乐为<sup>1,4</sup>

赵 涛<sup>1</sup> 李光林<sup>1</sup> 孙 蓉<sup>1</sup>

<sup>1</sup>(中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

<sup>2</sup>(中国科学技术大学纳米科学技术学院 苏州 215123)

<sup>3</sup>(吉林师范大学信息技术学院 长春 130000)

<sup>4</sup>(中国石油大学(北京)化学工程学院 北京 102249)

**摘 要** 该文主要研究了导电浆料 PS@Ag/PDMS 的流变特性与印刷性, 以聚苯乙烯微球表面镀银(PS@Ag)的核壳结构粒子为导电填料, 与聚二甲基硅氧烷(PDMS)预聚物及其固化剂复合配制 PS@Ag/PDMS 导电浆料, 采用丝网印刷技术与旋涂工艺制备得到 PDMS-PS@Ag/PDMS-PDMS 三明治结构柔性应变传感器。柔性应变传感器在人体运动行为中的实时监测结果显示, 该传感器在手肘关节与膝盖关节的弯曲——伸展循环运动中的相对电阻变化率分别高达约 0.75 和 0.50, 展现出较高的可拉伸柔性、灵敏度及一致性, 在人体运动行为监测中具有广阔的应用前景。

**关键词** 印刷; 导电; 柔性传感器; 人体运动行为监测

**中图分类号** TQ 317.3 **文献标志码** A

## Fabrication of Printable Flexible Strain Sensor for Monitoring Human Body Motions

HU Yougen<sup>1</sup> ZHU Pengli<sup>1</sup> ZHANG Yuan<sup>1,2</sup> ZHANG Xinyu<sup>1,3</sup> HAN Lewei<sup>1,4</sup>

ZHAO Tao<sup>1</sup> LI Guanglin<sup>1</sup> SUN Rong<sup>1</sup>

<sup>1</sup>(Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

<sup>2</sup>(Nano Science and Technology Institute, University of Science and Technology of China, Suzhou 215123, China)

<sup>3</sup>(College of Information and Technology, Jilin Normal University, Changchun 130000, China)

<sup>4</sup>(College of Chemical Engineering, China University of Petroleum-Beijing, Beijing 102249, China)

收稿日期: 2017-12-06 修回日期: 2017-12-23

基金项目: 科技部国家重点研发计划(2016YFA0202702); 中国科学院前沿科学重点项目(QYZDY-SSW-JSC010); 国家自然科学基金项目(61701488、21571186); 广东省重点实验室(2014B030301014); 深圳市基础研究项目(JSJG20150512145714246、JSJG20160229155249762); 中国科学院深圳先进技术研究院优秀青年基金项目(2016005)

作者简介: 胡友根, 助理研究员, 研究方向为微纳功能材料、柔性电子材料与器件; 朱朋莉(通讯作者), 副研究员, 研究方向为纳米材料、纳米复合材料的制备及其在电子封装领域的应用, E-mail: pl.zhu@siat.ac.cn; 张愿, 硕士研究生, 研究生方向为自组装与柔性传感器; 张馨予, 硕士研究生, 研究方向为柔性传感器的制作与应用; 韩乐为, 硕士研究生, 研究方向为柔性导电复合材料的制备及其应用; 赵涛, 高级工程师, 研究方向为化学合成纳米材料及其在电子材料中的应用; 李光林, 研究员, 研究方向为人机智能、神经康复工程、生物医学信息与器件等; 孙蓉(通讯作者), 研究员, 研究方向为先进电子封装技术与材料, E-mail: rong.sun@siat.ac.cn.

**Abstract** In this paper, the rheology and printability of the PS@Ag/PDMS conductive paste were studied. The PS@Ag/PDMS conductive paste was fabricated by mixing the shell-core structured PS@Ag (silver nanoparticles coated on the polystyrene microspheres surfaces) hybrid conductive fillers with liquid polydimethylsiloxane (PDMS) prepolymer and its curing agent. The sandwiched flexible strain sensors of PDMS-PS@Ag/PDMS-PDMS were fabricated by embedding the PS@Ag/PDMS composites in two PDMS encapsulated layers using printing technology and spinning coating process. The real-time monitoring results of the sandwiched flexible strain sensors in human body motions show that the relative changes of resistance of the flexible strain sensor in elbow joint and knee joint flexion-extension cycles can reach 0.75 and 0.50 respectively. The sensors show high stretchability, sensitivity and signal uniformity, which have great potentials in the application of human body motion monitoring.

**Keywords** printability; electrically conductivity; flexible strain sensor; human body motions monitoring

## 1 引 言

人体运动行为的监测与研究在人体健康评估、疾病诊断、患者康复、体育运动训练等领域具有重要价值<sup>[1-6]</sup>。传感器是实现运动行为智能监测的关键电子元器件，通常被固定在人体皮肤或可穿戴设备上，并与电源集成，进而实现对人体运动行为等生理信号的监测。为了精确地监测手指、手腕、胳膊和腿等人体关节的运动行为(应变一般在 55% 以内<sup>[7]</sup>)，传感器通常需具备高可拉伸性与高灵敏度。目前许多文献报道的应变传感器虽然可以满足可拉伸性与灵敏度的要求，但通常表现出非常低的导电性或非常高的初始电阻值。这意味着在实际应用过程中需要提供更大的电源驱动，而这为可穿戴柔性电子的轻型化、小型化及自供电等带来了障碍<sup>[8-12]</sup>。为了同时满足传感器高电导率与高可拉伸性的要求，许多研究人员通过金属导电材料的蛇形结构设计、柔性聚合物基底材料的预拉伸等方法来实现，但这些方法需要进行复杂的结构设计与制作工序<sup>[13-16]</sup>。

柔性导电复合材料具有良好的机械形变能力，在柔性电路、应变传感器、电子皮肤、制动

器与可穿戴智能织物等领域具有重要应用价值而受到广泛关注<sup>[17-20]</sup>。将金属、碳纳米管、石墨烯等导电填料填充到柔性聚合物基体中制备柔性复合导电材料是解决上述传感器问题的有效方法之一。其中，导电填料为复合材料提供导电性能，柔性聚合物基体则为复合材料提供机械拉伸与恢复能力。一般而言，只有当导电填料含量足够高时，才能使柔性导电复合材料获得满意的导电性，但高填料填充量往往会降低传感器的灵敏度与机械柔性，同时增加成本<sup>[21,22]</sup>。为解决这些问题，构建具有低渗流阈值与低导电填料填充量的导电网络，对制备具有高可拉伸性与高灵敏度的柔性应变传感器十分重要。此外，还需兼顾到制备工艺的简便性、低成本及规模化制作等需求。到目前为止，制作同时具备高导电性、高可拉伸性、高灵敏度且制造工艺简单、成本低的柔性应变传感器仍是一个非常大的挑战。

在本文中，我们提出基于核壳结构的导电粒子为导电填料制备柔性复合导电材料，使其同时具备较高的初始电导率与较高的可拉伸性。实验过程对该柔性复合导电材料的流变性、可印刷性及机械-电性能等进行研究，并考察其作为柔性应变传感器在人体关节运动中的实际应用。

## 2 实验

### 2.1 材料

本文实验所用核壳结构聚苯乙烯/银 (Polystyrene/Silver, PS@Ag) 杂化导电微球 (粒径 2~11  $\mu\text{m}$ , 银含量约 62.5 wt%) 为自制 (前期工作成果)<sup>[23]</sup>。聚二甲基硅氧烷 (Polydimethylsiloxane, PDMS) 及其固化剂 (Sylgard 184) 购自美国道康宁公司。

### 2.2 样品制备

#### 2.2.1 导电浆料的制备

首先, 将 PDMS 预聚物与固化剂以质量比 10:1 进行预混合; 然后, 加入一定量的 PS@Ag 杂化导电微球填料, 在混料机 (SpeedMixer DAC 400) 中以 2 000 rpm 的速度混合 3 min 得到膏状 PS@Ag/PDMS 浆料; 最后, 将该浆料转移至真空烘箱中, 室温抽真空 10 min 以除去混合浆料中的气泡。

#### 2.2.2 柔性印刷图案的制备

首先, 定制特定形状规格的丝印网版 (200 目网纱), 并在丝印机台上放置好承印基材聚对苯二甲酸乙二醇酯 (PET) 薄膜; 然后, 将 PS@Ag/PDMS 导电浆料通过网版刮涂至基材表面, 取下丝印好的 PET 基材置于烘箱中 60 $^{\circ}\text{C}$  下固化 5 h, 得到 PS@Ag/PDMS 印刷图案。

#### 2.2.3 柔性导电纱线的制备

将日用常规纱线放入 PS@Ag/PDMS 浆料中, 在加速混料机中以 2 000 rpm 的速度混合 2 min 后, 将纱线从浆料中取出, 置于烘箱中 80 $^{\circ}\text{C}$  下固化 2 h, 得到 PS@Ag/PDMS 柔性导电纱线。

#### 2.2.4 柔性应变传感器的制作

以 PS@Ag/PDMS 导电复合材料为核心敏感材料, 制作三明治夹芯结构的柔性应变传感器。首先, 将液体 PDMS 与固化剂按质量比 10:1 混合均匀, 滴涂在清洗干净的硅晶圆表面, 在台式匀胶机 (KW-4A, 中国科学院微电子研究所) 上以

一定速度旋涂 15 s 后转移至烘箱中, 60 $^{\circ}\text{C}$  加热固化 30 min 得到半固化 PDMS 膜基底; 然后, 通过丝网印刷技术将 PS@Ag/PDMS 导电浆料印刷至半固化 PDMS 膜表面, 并在长条形样品两端布置铜线电极, 随后 70 $^{\circ}\text{C}$  固化 30 min; 最后, 再旋涂一层 PDMS, 并置于烘箱中 80 $^{\circ}\text{C}$  固化 2 h, 将样品从硅片揭下便制得三明治夹芯结构的 PS@Ag/PDMS 柔性应变传感器。

### 2.3 样品表征与测试

采用奥地利安东帕公司的 MCR302 型智能模块化流变仪对浆料黏度进行测试。其中, 选用直径 25 mm 的圆形测试杆, 其与测试盘的间隙为 106  $\mu\text{m}$ 。采用美国 FEI 公司的 Tecnai G2 F20 S-Twin 透射电镜 (Transmission Electron Microscope, TEM)、nanoSEM 450 场发射扫描电子显微镜 (FE-SEM) 及 Leica 公司的 DM2700 光学显微镜对材料的微观结构与形貌进行表征。PS@Ag/PDMS 复合导电材料在不同拉伸应变状态下的电流-电压 ( $I$ - $V$ ) 特性曲线采用美国 Keithley 公司 2410 型数字源表进行测试。柔性应变传感器的电阻采用美国 Agilent 公司 A34401 型电子万用表进行测试, 并与电脑连接以实时监测人体运动状态下的传感器电阻变化。

## 3 结果与讨论

### 3.1 导电浆料的印刷性考察

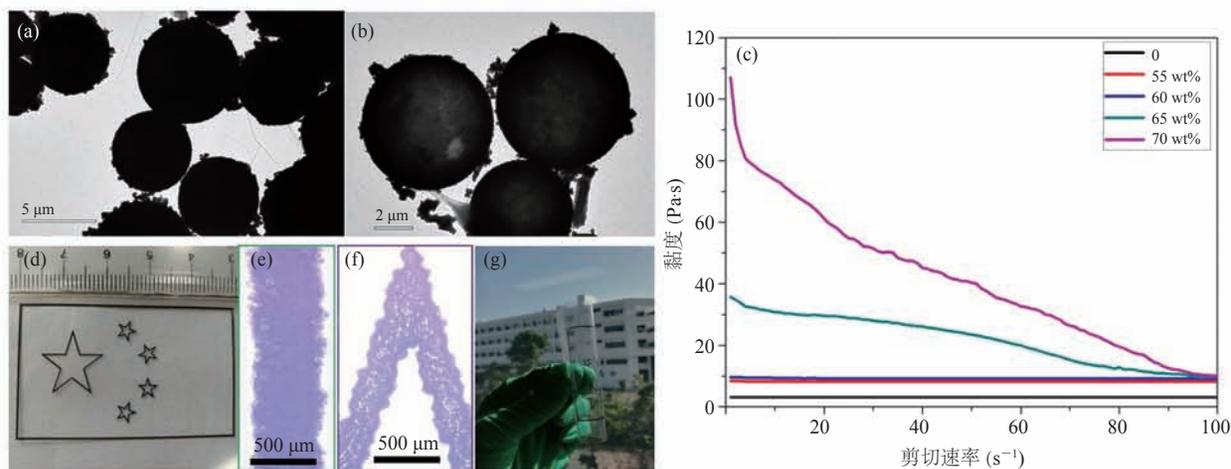
印刷技术是低成本、大面积制备电子材料与产品的最有效方式之一, 利用可印刷的导电油墨或导电浆料制备柔性导电线路/图案或柔性传感阵列在柔性电子前沿领域 (如可穿戴显示器、人体健康管理、轻便携带电子等) 的应用越来越受到关注。在评价导电浆料的黏度前, 首先利用透射电镜观察了本研究所使用的 PS@Ag 导电粒子的形貌与尺寸。从图 1(a) 可看出, PS@Ag 导电粒子整体上具有良好的球形结构, 其尺寸约为

4~7.5  $\mu\text{m}$ 。为了证实其核壳结构,利用二甲基甲酰胺(DMF)溶剂浸泡 PS@Ag 粒子 24 h 以完全去除聚苯乙烯(PS)聚合物内核,结果如图 1(b)所示。当去除 PS 核后,PS@Ag 导电粒子表面的壳层仍保持相对完整的球形结构。这表明 PS@Ag 杂化导电粒子具有完整的核壳结构,且壳层较为结实,可自支撑为球体结构而不坍塌。此外,对照图 1(a)与图 1(b)可看出,去除 PS 核之前的 PS@Ag 粒子 TEM 图呈黑色,主要原因是粒子尺寸较大,TEM 无法完全穿透;去除 PS 核之后,球形粒子的颜色明显变浅、可透光,表明 PS 核成功去除,TEM 可穿透较薄的银壳层。

为了满足丝网印刷工艺,PS@Ag/PDMS 浆料在印刷与配料过程中需具备良好的可操作性,即浆料需具备合适的黏度与流变性以确保印刷图案能够保持预设的高度与宽度,这对避免印刷线路或图案可能产生的坍塌引起相邻线路互连而失败是至关重要的。本研究选择了几组代表性填充量的 PS@Ag/PDMS 导电浆料进行黏度测试,并与无填料的纯 PDMS 进行对比,结果如图 1(c)所示。从图 1(c)可以看出,未加 PS@Ag 填料的纯

PDMS 黏度最小,约为 3.2 Pa·s,且几乎不随剪切速率的增大而改变。当 PS@Ag 填料为 55 wt% 与 60 wt% 时,其黏度分别约为 8.3 Pa·s、9.5 Pa·s,在剪切速率增大时几乎保持恒定。当填料含量继续增加至 65 wt% 与 70 wt% 时,浆料黏度显著增大,在  $1\text{ s}^{-1}$  剪切速率时的黏度分别约为 35.7 Pa·s、107 Pa·s,但随着剪切速率的增大,浆料黏度逐步降低,直至趋于相对稳定,表现出非牛顿流体特性。丝网工艺对印刷浆料的黏度要求通常为 5~50 Pa·s<sup>[24]</sup>,另考虑到导电填料含量过高时会增加成本且会降低复合材料的机械柔性,而填充量过低时复合材料的导电性变差。因此,本研究选择 60 wt% 的填充量来制备柔性导电复合材料与柔性传感器。

为了验证该浆料的可印刷性,选择 PET 薄膜为基材,在其表面通过丝网印刷工艺印制“五角星”图案,结果如图 1(d)所示。通过光学显微镜以 5 倍物镜观察印刷图案的线路可知,印刷图案的外边框线宽约 0.5 mm,“五角星”线宽约 0.3 mm,与印刷网版设计线宽基本一致,无明显横向扩散现象,结果如图 1(e)和 1(f)所示。这



(a) PS@Ag 导电粒子的透射电镜图; (b) PS@Ag 导电粒子去除 PS 核后的透射电镜图; (c) 不同导电粒子填充量条件下 PS@Ag/PDMS 导电浆料的流变性能曲线; (d) PS@Ag/PDMS 导电浆料印刷在 PET 薄膜上的印刷图案; (e) 印刷图案外边框线的局部光学显微镜图; (f) 印刷图案中“五角星”的局部光学显微镜图; (g) 印刷在 PET 上的图案弯曲性能演示

图 1 PS@Ag 导电粒子形貌及其导电浆料的流变性与印刷性

Fig. 1 The morphology of PS@Ag conductive particles and the rheology and printability of their conductive paste

表明在 60 wt% 填充量时, 导电浆料具有良好的可印刷性与分辨率。对该 PET 薄膜进行弯曲时, 印刷在 PET 表面的 PS@Ag/PDMS 图案仍保持与 PET 基材良好接触, 结果如图 1(g) 所示。由此可知, PS@Ag/PDMS 图案也具备良好的可弯曲性能, 且印刷图案与 PET 具有较强的结合力。因此, 60 wt% 填充量时的 PS@Ag/PDMS 导电浆料具有适度的黏度与良好的印刷特性, 可在 PET 薄膜基材表面印制得到较高分辨率的图案, 且具备良好的机械柔性。

### 3.2 电-机械性能考察

对于电阻式应变传感器, 电导率是其重要性能参数之一。对于规则的条形样品, 根据其电阻及几何尺寸可计算得到电导率, 即  $\sigma = l / (R \times A)$ 。其中,  $\sigma$  为电导率,  $l$  为样条长度,  $A$  为样条横截面积,  $R$  为样品电阻。经测试与计算得到, 在导电粒子填充量为 60 wt% 时, 样品电导率为  $1.65 \times 10^4$  S/m。为直观演示 PS@Ag/PDMS 的导电性能, 将常规日用白色纱线(图 2, 平均直径约 0.22 mm)浸渍在 PS@Ag/PDMS 浆料中后, 取出经加热固化得到 PS@Ag/PDMS 纱线, 其平均直径约为 0.64 mm, 即平均导电层厚约为 0.21 mm。将该纱线缠绕在玻璃棒表面(如图 2 所示), 通过外部电源在纱线两端连接 LED 灯泡, 电源接通后, 可见红色 LED 被点亮, 表明浸渍 PS@Ag/PDMS 后的纱线具备良好的导电性。此外, 浸渍 PS@Ag/PDMS 后的纱线可被大曲率地缠绕在玻璃棒(直径 10 mm)表面, 亦表明 PS@Ag/PDMS 具有良好的机械柔性。为了进一步定量考察 PS@Ag/PDMS 材料在拉伸状态下的导电性, 在电压为  $-4 \sim 4$  V 区间内, 对 PS@Ag/PDMS 样品进行拉伸并同步测试不同拉伸应变状态下的  $I-V$  曲线。如图 3 所示, 无论是否存在拉伸应变以及应变的大小是否相同, PS@Ag/PDMS 样品的电流都随着电压的增大而线性增大。线性的  $I-V$  曲线表明, PS@Ag/PDMS 具有良好的欧

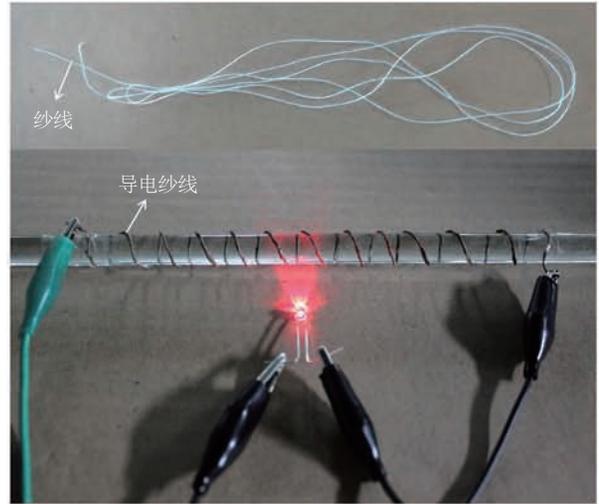


图 2 浸渍 PS@Ag/PDMS 导电浆料的纱线及其缠绕在玻璃棒上导电性能演示

Fig. 2 The demonstration of electrical performance of the yard dipped PS@Ag/PDMS conductive paste and winded on the glass rod

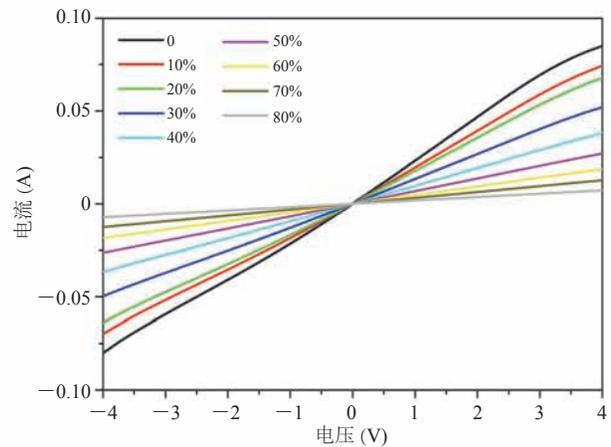


图 3 PS@Ag/PDMS 在不同拉伸状态下的电流-电压曲线图

Fig. 3 Current-voltage curves of the PS@Ag/PDMS composites for different stretching strains

姆特征, 这正是应变传感器在实际应用中所需的特性。根据欧姆定律,  $I-V$  曲线的斜率与电阻成反比。而从  $I-V$  曲线可知, 其斜率随着拉伸应变的增加而减小, 表明样品的电阻随拉伸应变的增大而增大, 利用这种电阻变化的规律即可实现对应变变量的感知与检测, 即 PS@Ag/PDMS 可用作应变传感器。此外, 需指出的是, 该样品在被拉伸

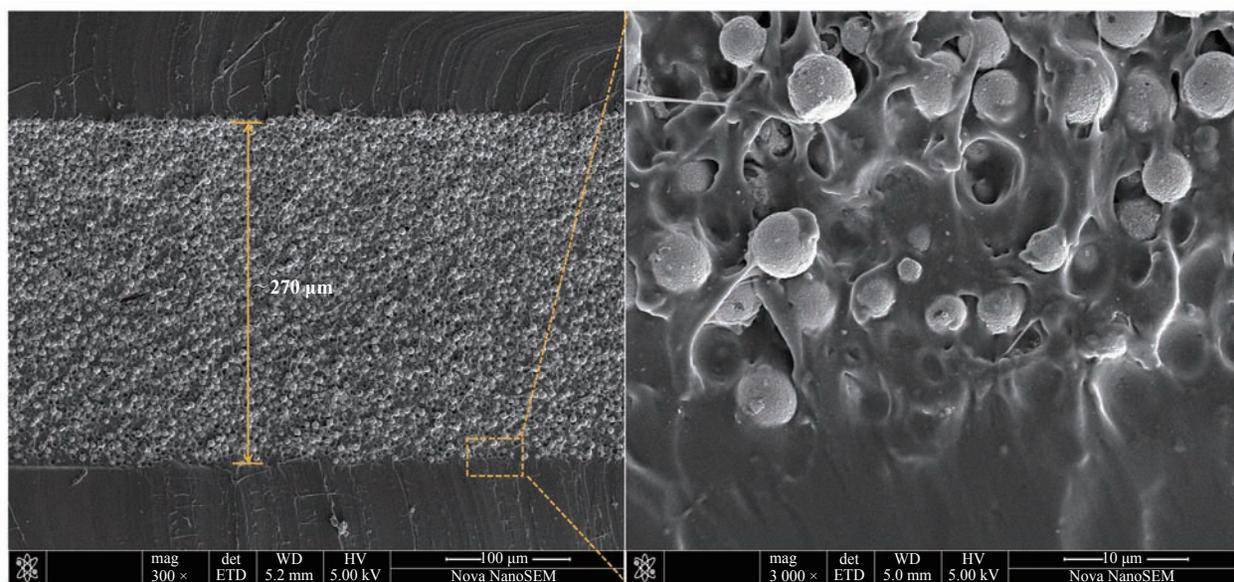
80% 应变的状态下仍未断裂, 表明其具有良好的可拉伸性。综上可知, 所制 PS@Ag/PDMS 具备良好的柔性及可拉伸性, 可通过丝印等工艺大面积简易制备柔性印刷线路/图案, 且具备应变传感特性。

### 3.3 柔性应变传感器对人体运动行为的监测

为进一步提高 PS@Ag/PDMS 材料的机械强度, 同时避免人体皮肤与导电的 PS@Ag/PDMS 材料直接接触, 采用丝印技术与旋涂工艺制作了以 PDMS 为封装层(PDMS 具有良好的生物相容性, 对人体皮肤无害)的三明治夹芯结构 PDMS-PS@Ag/PDMS-PDMS 柔性应变传感器。通过扫描电子显微镜可观察到, 该夹芯结构的传感器核心敏感层厚度约为 270  $\mu\text{m}$ (图 4(a))。对封装层与核心敏感夹芯层的界面处局部放大, 可观察到核心敏感层与封装层的界面结合完整, 无缝隙、孔洞、分层等缺陷(图 4(b))。这主要原因是 PS@Ag/PDMS 复合材料中的 PDMS 与封装层的 PDMS 及其固化剂可以在界面处发生化学反应, 形成完整的连续界面, 进而增强了夹芯层与

封装层的结合力, 避免传感器在机械变形中可能产生的夹心层与封装层分离的现象。

为了考察三明治结构柔性应变传感器对人体运动行为的监测与感知效果, 选择肘关节和膝盖关节作为研究对象。将传感器首尾两端用胶带固定在关节处, 通过电极将传感器与电子万用表相连, 实时测试传感器在人体不同动作行为时的电阻及其变化情况。图 5 为肘关节反复弯曲与伸展过程中应变传感器相对电阻的变化情况。从图 5 可以看出, 肘关节弯曲(柔性传感器处于拉伸状态)时, 传感器的相对电阻升高至 0.75 左右, 伸展后电阻恢复至高于其初始值的 20% 左右, 表现出较高的灵敏度(相对电阻变化率与弯曲角度变化之比, 即  $S = (\Delta R / R_0) / \Delta\theta$ ), 且在多个弯曲-伸展的循环运动中, 相对电阻变化率均能保持较好的可重复性。所制柔性传感器对膝盖关节运动的监测测试结果如图 6 所示。在弯腿(柔性传感器处于拉伸状态)时, 传感器的相对电阻升高至 0.50 左右; 腿伸直(柔性传感器恢复初始无应变位置)后, 电阻几乎恢复至其初始值, 同样表现



(a) 夹芯敏感层 SEM 图

(b) 夹心层与封装层界面处 SEM 图

图 4 三明治夹芯结构的 PDMS-PS@Ag/PDMS-PDMS 柔性应变传感器截面扫描电镜图

Fig. 4 Cross-sectional scanning electron microscope images of the sandwich PDMS-PS@Ag/PDMS-PDMS flexible strain sensor

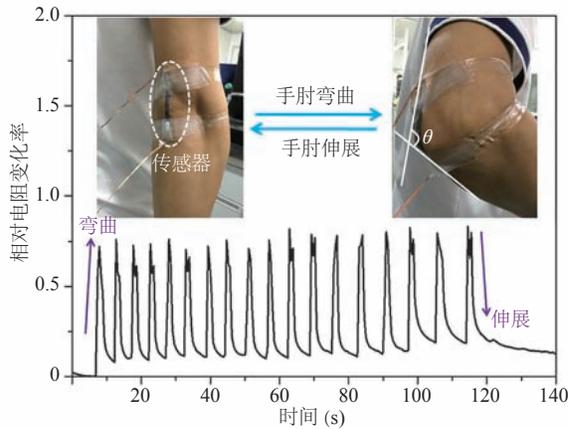


图 5 三明治结构柔性应变传感器对人体肘关节运动行为的实时监测(相对电阻变化率上升阶段为手肘弯曲过程, 下降阶段为手肘伸展过程)

**Fig. 5 Real-time monitoring of the human elbow joint motions of the sandwiched flexible strain sensor (the rising stage of the relative resistance changes is the elbow bending process, and the decrease stage is the elbow straightening process)**

出较高的灵敏度及良好的一致性与可重复性。对比图 5 与图 6 可知, 手肘关节弯曲-伸展过程中的相对电阻值变化率大于膝盖关节弯曲-伸展过程相对电阻的变化率, 表明手肘关节在弯曲过程中使夹芯结构的 PDMS-PS@Ag/PDMS-PDMS 柔性传感器的拉伸应变变量高于膝盖关节弯曲时的应变变量。上述结果表明, 该柔性传感器具备监测人体不同部位运动行为的能力。

#### 4 讨论分析

对于人体运动监测用的柔性应变传感器来说, 灵敏度、可拉伸性和制作工艺等是其主要评价指标, 研究人员通过不同的材料体系与结构设计等方法致力于提高其综合性能。比如, Amjadi 等<sup>[25]</sup>以银纳米线(AgNWs)为核心导电材料, 将银纳米线埋入两层 PDMS 之间, 构建三明治结构的可拉伸柔性应变传感器, 并将其用于

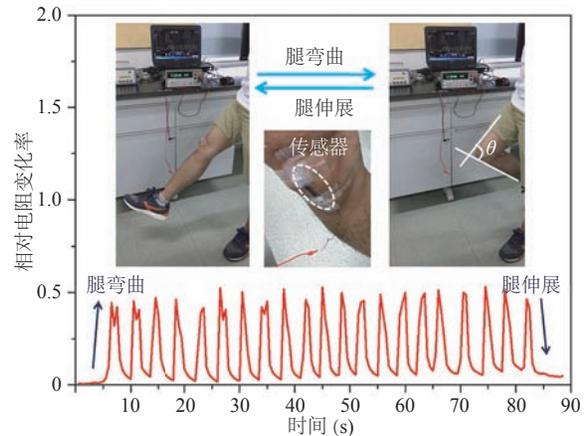


图 6 三明治结构柔性应变传感器对人体膝盖关节运动行为的实时监测(相对电阻变化率上升阶段为腿弯曲过程, 下降阶段为腿伸展过程)

**Fig. 6 Real-time monitoring of the human knee joint motions of the sandwiched flexible strain sensor (the rising stage of the relative resistance changes is the leg bending process, and the decrease stage is the leg straightening process)**

对人体手指弯曲行为的监测研究。结果显示, 该传感器的最大拉伸应变量为 70%, 在对手指弯曲行为监测时, 其相对电阻变化率为 0.10~0.40, 低于本文所制柔性传感器(最大拉伸应变变量大于 80%, 在监测膝盖和手肘的弯曲行为时相对电阻变化率分别约为 0.50 与 0.75)。此外, 本文自制的 PS@Ag 导电粒子价格大幅低于银纳米线的市场价格, 具有显著的成本优势。Park 等<sup>[26]</sup>将纤维状纱线浸泡在聚乙烯醇(PVA)溶液中吸附 PVA, 然后通过层层自组装技术在 PVA 表面吸附石墨烯纳米片(GNP)作为核心敏感导电材料, 循环多次吸附后再在石墨烯表面涂覆 PDMS 封装制成纤维状纱线柔性应变传感器。该传感器最大拉伸率可到 150%, 对人体手肘弯曲行为监测时的相对电阻变化率约为 0.12~0.28, 手指弯曲时的相对电阻变化率约为 0.15~0.30。Jeong 等<sup>[27]</sup>以碎片化的石墨烯泡沫(GF)作为核心敏感导电材料, 与单层 PDMS 薄膜结合构建柔性应变传感

器 GF/PDMS。结果显示, 该传感器的拉伸应变为 70%, 对手肘和手指的弯曲行为监测时的相对电阻变化率分别约为 0.40 和 0.75, 且 GF/PDMS 柔性传感器的初始电阻值高达数千欧姆。与上述工作相比, 本文制作的 PS@Ag/PDMS 传感器在灵敏度方面更具优势。此外, 该传感器的初始电阻值较低, 意味着它对电源的操作电压要求也较低, 更容易满足可穿戴式器件的使用要求。Choi 等<sup>[28]</sup>将离子液体(乙二醇与氯化钠的混合物)封装在对称的波浪状微结构化的硅胶通道中, 并在两端用环氧树脂密封制作可拉伸柔性应变传感器。该传感器可拉伸率大于 250%, 对手肘关节和膝盖关节弯曲监测时的相对电阻变化率均约为 1.60。尽管该传感器的拉伸率和灵敏度更高, 但在制作工艺方面面临离子液体的封装难题, 在实际应用中尤其是大拉伸应变时存在液体泄漏风险。综合上述比较分析可知, 本文所制传感器无论是在可拉伸性和灵敏度等技术指标上, 还是在成本与制作工艺上, 都具备比较好的竞争优势, 是一种综合性能较优的柔性应变传感器, 在柔性可穿戴电子、医疗康复训练及运动行为监测等领域具有良好的应用价值。当然, 我们的工作也还有很多需要改进和完善的地方, 如导电粒子粒径及其分布对传感器性能有何影响、传感器灵敏性的线性度如何、传感器的疲劳性与使用寿命如何, 这些问题需在下一步工作中进行深入研究。

## 5 结 论

本文以自制核壳结构的导电粒子(PS@Ag)为填料制备了柔性导电复合材料 PS@Ag/PDMS, 以此为核心敏感材料制作了三明治夹芯结构的柔性应变传感器 PDMS-PS@Ag/PDMS-PDMS, 并考察了该柔性传感器对人体手肘关节和膝盖关节运动行为的实时监测能力。结果表明, 在导电

粒子 60 wt% 填充量时, PS@Ag/PDMS 导电浆料具有适合丝网印刷工艺的黏度(在剪切速率为  $1\sim 100\text{ s}^{-1}$  时的黏度约为  $9.5\text{ Pa}\cdot\text{s}$ ), 可在聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET)薄膜基材上印制精细的异形图案, 并能实现与纱线的吸附结合制备具有良好机械柔性的导电纱线, 使其具备在柔性可穿戴织物上应用的潜力。三明治夹芯结构的柔性应变传感器对人体手肘关节和膝盖关节的弯曲与伸展运动实时监测结果表明, 该传感器具备较高的灵敏度及对人体不同部位运动的良好辨识能力, 在运动监测领域具有重要应用潜力。

## 参 考 文 献

- [1] Liu H, Qing HB, Li ZD, et al. Paper: a promising material for human-friendly functional wearable electronics [J]. *Materials Science and Engineering R: Reports*, 2017, 112: 1-22.
- [2] Khan Y, Ostfeld AE, Lochner CM, et al. Monitoring of vital signs with flexible and wearable medical devices [J]. *Advanced Materials*, 2016, 28(22): 4373-4395.
- [3] Zhang BC, Wang H, Zhao Y, et al. Large-scale assembly of highly sensitive Si-based flexible strain sensors for human motion monitoring [J]. *Nanoscale*, 2016, 8(4): 2123-2128.
- [4] Ryu S, Lee P, Chou JB, et al. Extremely elastic wearable carbon nanotube fiber strain sensor for monitoring of human motion [J]. *ACS Nano*, 2015, 9(6): 5929-5936.
- [5] Wang Y, Wang L, Yang TT, et al. Wearable and highly sensitive graphene strain sensors for human motion monitoring [J]. *Advanced Functional Materials*, 2014, 24(29): 4666-4670.
- [6] 张晓峰, 李国豪, 胡吉永, 等. 用于人体上肢运动姿态监测的聚吡咯导电织物的机电性能评价 [J]. *中国生物医学工程学报*, 2015, 34(6): 670-676.
- [7] Trung TQ, Lee NE. Flexible physical sensor integrated platforms for wearable human-activity monitoring and personal healthcare [J]. *Advanced Materials*, 2016, 28(22): 4338-4372.

- [8] Schwartz G, Tee BCK, Mei JG, et al. Flexible polymer transistors with high pressure sensitivity for application in electronic skin and health monitoring [J]. *Nature Communications*, 2013, 4(5): 1859.
- [9] Yeom C, Chen K, Kiriya D, et al. Large-area compliant tactile sensors using printed carbon nanotube active-matrix backplanes [J]. *Advanced Materials*, 2015, 27(9): 1561-1566.
- [10] Someya T, Sekitani T, Lba S, et al. A large-area, flexible pressure sensor matrix with organic field-effect transistors for artificial skin applications [J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2004, 101(27): 9966-9970.
- [11] Sun QJ, Kim DH, Park SS, et al. Transparent, low-power pressure sensor matrix based on coplanar-gate graphene transistors [J]. *Advanced Materials*, 2014, 26(27): 4735-4740.
- [12] 钱鑫, 苏萌, 李风煜, 等. 柔性可穿戴电子传感器研究进展 [J]. *化学学报*, 2016, 74(7): 565-575.
- [13] Liu ZF, Fang S, Moura FA, et al. Hierarchically buckled sheath-core fibers for superelastic electronics, sensors, and muscles [J]. *Science*, 2015, 349(6246): 400-404.
- [14] Fan JA, Yeo WH, Su YW, et al. Fractal design concepts for stretchable electronics [J]. *Nature Communications*, 2014, 5(2): 3266.
- [15] Xu S, Yan Z, Jang KI, et al. Assembly of micro/nanomaterials into complex, three-dimensional architectures by compressive buckling [J]. *Science*, 2015, 347(6218): 154-159.
- [16] Jang KI, Li K, Chung HU, et al. Self-assembled three dimensional network designs for soft electronics [J]. *Nature Communications*, 2017, 8: 15894.
- [17] Sekitani T, Nakajima H, Maeda H, et al. Stretchable active-matrix organic light-emitting diode display using printable elastic conductors [J]. *Nature Materials*, 2009, 8(6): 494-499.
- [18] Xu F, Zhu Y. Highly conductive and stretchable silver nanowire conductors [J]. *Advanced Materials*, 2012, 24(37): 5117-5122.
- [19] Park M, Im J, Shin M, et al. Highly stretchable electric circuits from a composite material of silver nanoparticles and elastomeric fibres [J]. *Nature Nanotechnology*, 2012, 7(12): 803-809.
- [20] 蔡依晨, 黄维, 董晓臣. 可穿戴式柔性电子应变传感器 [J]. *科学通报*, 2017, (7): 635-649.
- [21] Deng H, Ji MZ, Yan DX, et al. Towards tunable resistivity-strain behavior through construction of oriented and selectively distributed conductive networks in conductive polymer composites [J]. *Journal of Materials Chemistry A*, 2014, 2(26): 10048-10058.
- [22] Larmagnac A, Eggenberger S, Janossy H, et al. Stretchable electronics based on Ag-PDMS composites [J]. *Scientific Reports*, 2014, 4: 7254.
- [23] Hu YG, Zhao T, Zhu PL, et al. Low cost and highly conductive elastic composites for flexible and printable electronics [J]. *Journal of Materials Chemistry C*, 2016, 4(24): 5839-5848.
- [24] Gilileo KB. *Polymer Thick Film: Today's Emerging Technology for a Clean Environment Tomorrow* [M]. Berlin: Springer, 1995.
- [25] Amjadi M, Pichitpajongkit A, Lee S, et al. Highly stretchable and sensitive strain sensor based on silver nanowire-elastomer nanocomposite [J]. *ACS Nano*, 2014, 8(5): 5154-5163.
- [26] Park JJ, Hyun WJ, Mun SC, et al. Highly stretchable and wearable graphene strain sensors with controllable sensitivity for human motion monitoring [J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2015, 7(11): 6317-6324.
- [27] Jeong YR, Park H, Jin SW, et al. Highly stretchable and sensitive strain sensors using fragmented graphene foam [J]. *Advanced Functional Materials*, 2015, 25(27): 4228-4236.
- [28] Choi DY, Kim MH, Oh YS, et al. Highly stretchable, hysteresis-free ionic liquid-based strain sensor for precise human motion monitor [J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2017, 9(2): 1770-1780.