

DOI:10.3969/j.issn.1003-5060.2023.10.012

# 可穿戴的光固化型高灵敏柔性应变传感器

沈亮<sup>1</sup>, 刘平<sup>1</sup>, 童伟<sup>1</sup>, 吴顺哥<sup>1</sup>, 刘彩霞<sup>1,2</sup>, 黄英<sup>1</sup>

(1. 合肥工业大学 微电子学院, 安徽 合肥 230601; 2. 合肥工业大学 物理学院, 安徽 合肥 230601)

**摘要:** 柔性应变传感器具有良好的体表共形特性, 在可穿戴医疗电子中备受关注。文章采用苯乙烯-马来酸酐(styrene-maleic anhydride, SMA)与氨基化多壁碳纳米管(aminoated multiwalled carbon nanotubes, amino-MWCNTs)的酰胺化反应, 得到聚合物包裹的碳纳米管。以弹性棉线作为基材, 先后浸渍进入低质量分数和高质量分数的酰胺化碳纳米管/UV胶混合液并进行紫外光固化, 固化完成后通过预拉伸制备具有裂纹结构的超灵敏柔性应变传感器。结果表明, 双应变层结合裂纹结构的设计方案使得该传感器具有宽的检测范围(0~40%应变)、高应变系数 $G_f$ (0~13%应变,  $G_f=4\ 000$ )、低检测限(0.2%应变)和良好的重复性(1 000次加/卸载循环)。该传感器对人体脉搏进行测量得到相关的人体健康参数。

**关键词:** 双层协同导电网络; 光固化; 裂纹; 高灵敏度; 电阻式

**中图分类号:** TP212

**文献标志码:** A

**文章编号:** 1003-5060(2023)10-1374-07

## Wearable light curing type highly sensitive flexible strain sensor

SHEN Liang<sup>1</sup>, LIU Ping<sup>1</sup>, TONG Wei<sup>1</sup>, WU Shunge<sup>1</sup>, LIU Caixia<sup>1,2</sup>, HUANG Ying<sup>1</sup>

(1. School of Microelectronics, Hefei University of Technology, Hefei 230601, China; 2. School of Physics, Hefei University of Technology, Hefei 230601, China)

**Abstract:** Due to its good body surface conformal characteristics, flexible strain sensor has attracted much attention in wearable medical electronics. In this paper, polymer-coated carbon nanotubes were prepared by amination of styrene-maleic anhydride(SMA) with aminoated multiwalled carbon nanotubes(amino-MWCNTs). As the base material, elastic cotton thread was impregnated into the mixture of low mass fraction and high mass fraction of aminated carbon nanotubes/UV glue and cured by UV light, and the ultra-sensitive flexible strain sensor with crack structure was prepared by pre-stretching after curing. The results show that the sensor has a wide detection range(0-40% strain), high sensitivity  $G_f$ (0-13% strain,  $G_f=4\ 000$ ), a low detection limit(0.2% strain) and good repeatability(1 000 loading/unloading cycles) through the design of double strain layer combined with crack structure. The sensor can measure the pulse of the human body and get relevant human health parameters.

**Key words:** double-layer cooperative conductive network; light curing; crack; high sensitivity; resistance type

传统的应变传感器多采用金属和半导体材料, 不能在人体表面进行扩展和生物兼容, 因此其灵活性和便携性较差。近年来, 导电材料填充柔

性基体制成的柔性应变传感器具有体表共形、延展性、无侵入等优点。因此, 柔性应变传感器具有良好的拉伸性<sup>[1]</sup>、柔韧性<sup>[2]</sup>和耐用性<sup>[3]</sup>, 在人体健

**收稿日期:** 2022-01-17

**基金项目:** 浙江省“尖兵”“领雁”研发攻关计划资助项目(2022C03052); 中央高校基本科研业务费专项资金资助项目(JZ2020HG TB0027)

**作者简介:** 沈亮(1995—), 男, 安徽合肥人, 合肥工业大学硕士生;

刘平(1983—), 男, 湖南娄底人, 博士, 合肥工业大学副教授, 硕士生导师, 通信作者, E-mail: liuping@hfut.edu.cn;

黄英(1960—), 女, 安徽休宁人, 博士, 合肥工业大学教授, 博士生导师。

健康监测<sup>[4]</sup>、智能机器人<sup>[5]</sup>、电子皮肤<sup>[6]</sup>等领域得到广泛应用。

柔性应变传感器通常基于碳黑、碳纳米管、石墨烯等导电材料填充聚二甲甲基硅氧烷、硅橡胶、热塑性聚氨酯等柔性基体制备而成。但导电材料表面具有高的作用力,导致导电材料与导电材料之间缠绕团聚;导电材料与柔性基体界面之间相互作用力弱,使得柔性应变传感器的一致性和重复性难以得到保证<sup>[7]</sup>。此外,为了评估柔性应变传感器作为可穿戴设备的检测性能,灵敏度是一个重要指标。一般来说,没有微结构的传感器即使在较大的拉伸应变下灵敏度也很低<sup>[8]</sup>。利用微结构是提高灵敏度的重要方法。文献<sup>[9]</sup>用盐颗粒在碳纳米管/热塑性聚氨酯复合材料中形成多孔隔离的应变传感器,具有高拉伸性(800%应变),但应变系数  $G_T$  只有 356.4,不能精准捕捉微小应变。文献<sup>[10]</sup>基于银纳米线/石墨烯制备出单层裂纹结构的应变传感器,  $G_T$  高达 4 000,但传感范围极低(0.8%~1.0%),限制了传感器的应用范围。

针对上述问题,本研究选用苯乙烯-马来酸酐(styrene-maleic anhydride, SMA)修饰氨基化多壁碳纳米管(aminoated multiwalled carbon nanotubes, amino-MWCNTs)为导电填料,UV 胶作为柔性基体,在紫外光下固化,通过预拉伸在低电阻层中产生裂纹,制备出低/高电阻的双层结构柔性应变传感器。该传感器具有高灵敏度、宽检测范围、低检测限和良好的稳定性,作为可穿戴设备有望应用于医疗健康等领域。

## 1 实验部分

### 1.1 实验材料

8500UV 胶(黏度 1 200 mPa·s),深圳科赛鑫有限公司;氨基化多壁碳纳米管(amino-MWCNTs,直径 20~30 nm,长度 4~10  $\mu\text{m}$ ,纯度  $\geq 98\%$ ),成都有机化工有限公司;苯乙烯-马来酸酐,上海润奥化工有限公司;乙醇(纯度  $\geq 99.5\%$ )、丙酮(纯度  $\geq 99\%$ ),上海阿拉丁生化科技股份有限公司;YC-02 导电银胶,湖南利德电子浆料有限公司;弹性棉线(直径  $\approx 0.3$  mm),湖北华新股份有限公司。

### 1.2 S-MWCNTs 导电材料与传感器制备

导电材料和柔性应变传感器的制备流程如图 1 所示。从图 1a 可以看出,将 500 mg amino-MWCNTs 添加到含有 30 mL 无水乙醇的烧杯中,分别进行超声分散与搅拌 1.5 h;然后将溶有

100 mg SMA 的丙酮溶液缓慢滴加至 amino-MWCNTs 分散液中,在室温下搅拌 6 h;通过离心后,在 60  $^{\circ}\text{C}$  真空蒸馏去除过量的无水乙醇和丙酮溶剂,用去离子水洗涤、干燥 3 次,得到修饰的 amino-MWCNTs,记为 S-MWCNTs。从图 1b 可以看出,首先将干燥后不同质量的 S-MWCNTs 和 UV 胶溶解在 35 mL 乙醇溶液中,室温下搅拌 2 h,使其均匀分散。通过控制 S-MWCNTs 与 UV 胶的质量比,制备出高电阻( $m(\text{S-MWCNTs}) : m(\text{UV 胶}) = 1 : 20$ )、低电阻( $m(\text{S-MWCNTs}) : m(\text{UV 胶}) = 1 : 5$ )油墨。将长为 25 mm 的弹性丝在高电阻油墨中浸渍 15 min,然后置于紫外光(365 nm)下照射 10 min,固化后在低电阻油墨中浸渍 15 min,置于同一紫外光下照射 15 min。在传感器两端涂上导电银浆作为电极。最后采用循环预拉伸法(应变为 50%)在低电阻层中形成裂纹,得到双层裂纹结构的电阻式柔性应变传感器。

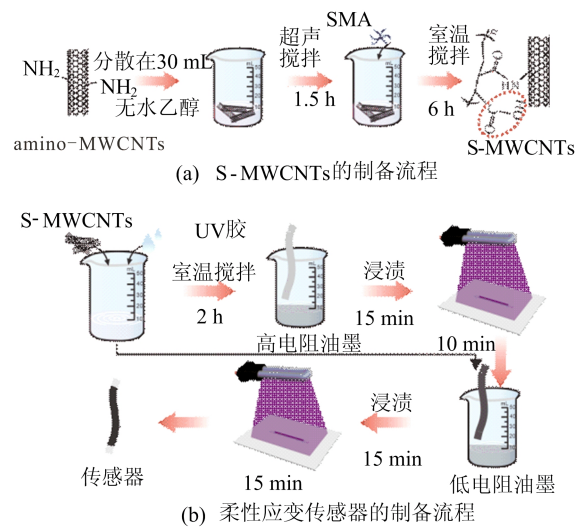


图 1 导电材料和柔性应变传感器制备流程

### 1.3 测试及表征

用扫描电子显微镜(scanning electron microscope, SEM)对传感器的微观结构和表面形貌进行表征;傅立叶变换红外光谱(Fourier transform infrared, FTIR)仪表征 SMA、UV 胶、S-MWCNTs/UV 胶的结构和成分;采用热重分析(thermogravimetric analysis, TGA)对 amino-MWCNTs、SMA 和 S-MWCNTs 进行观察,测试气氛为  $\text{N}_2$ ,升温速率为 10  $^{\circ}\text{C}/\text{min}$ ;拉力试验采用 ZQ-990 拉力试验机(中国东莞智取精密仪器有限公司);TH2689 电阻测试仪(中国常州同惠电子有

限公司)测量样品电阻。

## 2 结果与讨论

### 2.1 表征与分析

因为碳纳米管大的长径比,所以具有良好的电学和力学特性。然而碳纳米管表面的非极性和分子间的范德华力容易导致缠绕或者团聚。amino-MWCNTs 表面的氨基和 SMA 上的酸酐基通过酰胺化反应形成聚合物包裹,得到 S-MWCNTs,从而提升了碳纳米管的分散性。amino-MWCNTs 和 S-MWCNTs 在无水乙醇中的 15 d 分散性如图 2 所示。从图 2 可以看出,amino-MWCNTs 发生沉降,聚合物包裹的 S-MWCNTs 在长时间下仍保持良好的分散性。S-MWCNTs 的 SEM 图,如图 3 所示。

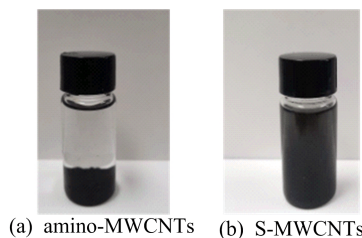


图 2 amino-MWCNTs 和 S-MWCNTs 的分散性

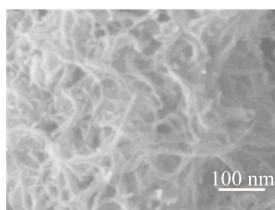


图 3 S-MWCNTs 的 SEM 图

通过酰胺化反应可以在 amino-MWCNTs 表面引入羧酸基团。SMA/S-MWCNTs 的 FTIR 谱图如图 4 所示。从图 4 可以看出,在  $2\ 890\sim 2\ 940\ \text{cm}^{-1}$  处出现 C—H 振动峰,在  $3\ 305\ \text{cm}^{-1}$  附近为羧基中—OH 的特征峰, $1\ 605\ \text{cm}^{-1}$  处为羰基(C=O)的特征吸收峰, $1\ 678\ \text{cm}^{-1}$  处为羧酸中(C=O)的特征带<sup>[11-12]</sup>。上述特征峰表明,SMA 上的酸酐与 amino-MWCNTs 表面的氨基发生反应。进一步通过热重分析对 S-MWCNTs 的修饰进行表征,结果如图 5 所示。从图 5 可以看出,当温度从  $30\ ^\circ\text{C}$  升高到  $500\ ^\circ\text{C}$  时,amino-MWCNTs 的失重率为  $13.44\%$ ,在  $406\ ^\circ\text{C}$  时,SMA 的失重率为  $80.56\%$ ,在  $440\ ^\circ\text{C}$  后,S-MWCNTs 的失重率为  $63.86\%$ 。结果表明,聚合物共

价接枝到 amino-MWCNTs 表面。

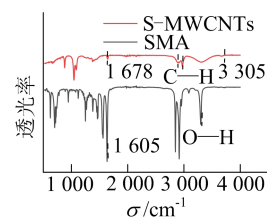


图 4 SMA 与 S-MWCNTs 的 FTIR 谱图

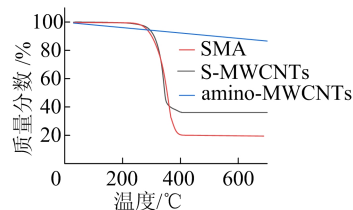


图 5 SMA、Amino-MWCNTs 和 S-MWCNTs 的热重分析

UV 胶的光固化示意图如图 6 所示。在紫外光照射下,光引发剂吸收光能产生自由基,引发低聚物与活性稀释剂聚合,进一步产生链式反应,使聚合物交联成网状结构,从而快速成膜<sup>[13]</sup>。环氧树脂作为 UV 胶中低聚物的一部分,固化成膜后可增强 UV 胶的稳定性。此外,环氧树脂中含有活性环氧基团,具有较强的反应活性。在 UV 胶固化过程中,环氧基团开环与 S-MWCNTs 表面的羧基(—COOH)发生反应,形成稳定的三维导电网络。为了验证 S-MWCNTs 与 UV 胶的结合,UV 胶、S-MWCNTs 和 UV 胶/S-MWCNTs 的 FTIR 谱图如图 7 所示。

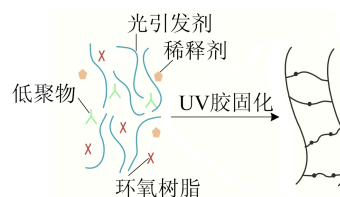


图 6 UV 胶固化示意图

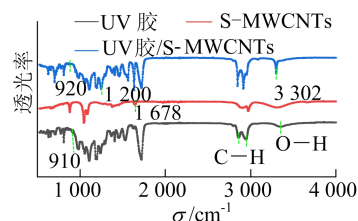


图 7 UV 胶、S-MWCNTs 和 UV 胶/S-MWCNTs 的 FTIR 谱图

由图 7 可知,在 UV 胶中, $910\ \text{cm}^{-1}$  是环氧基团的特征吸收峰; $2\ 840\ \text{cm}^{-1}$  和  $2\ 910\ \text{cm}^{-1}$  的峰

是由烷基中的 C—H 的膨胀和振动引起的; 3 330  $\text{cm}^{-1}$ 对应的吸收峰是环氧树脂中羟基(—OH)的吸收峰<sup>[14-15]</sup>。在柔性基体(UV 胶)和导电材料(S-MWCNTs)的反应中,羧基和环氧基团开环加成生成酯基和羟基。环氧基团的特征峰值在 920  $\text{cm}^{-1}$  处下降,S-MWCNTs 中的羧酸特征谱带 1 678  $\text{cm}^{-1}$  的峰值下降到酯基的特征谱带 1 200  $\text{cm}^{-1}$ ,羟基在 3 302  $\text{cm}^{-1}$  处的峰值上升<sup>[16-17]</sup>。结果表明,上述基团参与了 UV 胶的固化过程。

S-MWCNTs 在 UV 胶中和传感器截面的 SEM 图如图 8 所示。

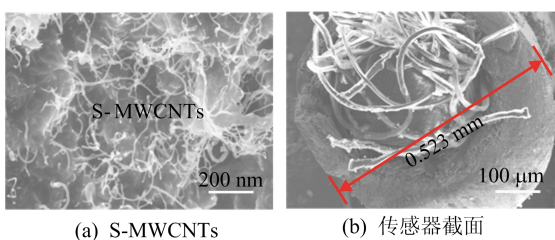


图 8 S-MWCNTs 在 UV 胶中和传感器截面的 SEM 图

### 2.2 传感机制

传感器拉伸模型如图 9 所示。传感器在初始状态下,低电阻层中的裂纹紧密贴合,在外加电压(5 V)时,电流从低电阻层表面流过。

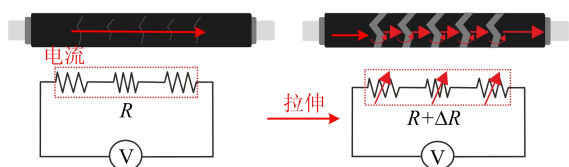


图 9 传感器拉伸模型

当施加应力时,低电阻层裂纹扩展,高电阻层支撑这些裂纹,在裂纹处电流从高电阻层流过,继续增加应力,裂纹扩大,电阻持续增大,在低/高电阻层中形成 S 型的导电路径。传感器应变系数  $G_f$  计算公式为:

$$G_f = \frac{\Delta R}{R\epsilon} \quad (1)$$

其中:  $\Delta R$  为传感器在不同应变下引起的电阻变化值; $R$  为传感器初始电阻; $\epsilon$  为传感器的应变。由式(1)可知:因为随着应变缓慢增大,电阻变化量急剧增大,即  $\Delta R/\epsilon$  增大,所以  $G_f$  随着应变增大而逐渐增大;当应变释放时,传感器低电阻层裂纹贴合使电阻值又恢复至拉伸前状态。用 COM-

SOL Multiphysics 软件对传感器的力学性能和电学性能进行仿真,结果如图 10 所示。

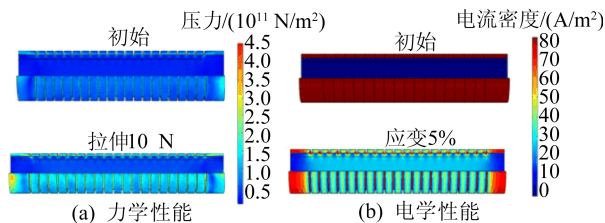


图 10 COMSOL 力学和电学仿真

传感器两端施加 10 N 力时,在拉伸过程中应力集中在裂纹处,使得传感器被拉伸;传感器两端加载电压为 5 V,从初始状态和 5%应变下的电流密度分布发现电流集中在裂纹处,验证了 S 型的导电路径。

传感器在初始状态到 5%的拉伸下传感器表面裂纹变化的 SEM 图如图 11 所示。

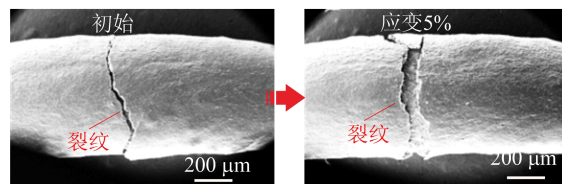


图 11 拉伸下的 SEM 图

### 2.3 传感性能测试与分析

柔性应变传感器的静态特性如图 12 所示。图 12a 所示为不同质量分数的 S-MWCNTs 填充 UV 胶的电阻渗流曲线。从上述传感机制可知,为了使高电阻层具有大电阻而不绝缘,拉伸后只发生形变,选择 5%的 S-MWCNTs 填充 UV 胶。为了使低电阻层具有小电阻保持良好的导电性,拉伸后形成脆性裂纹,选择 20%的 S-MWCNTs 填充 UV 胶。

图 12b 所示为传感器的应变-电阻关系,描述了 20%的 S-MWCNTs 为单层结构传感器时,在小应变下产生裂纹导电路径完全破坏,导致电阻急剧增大,在 0~2.5%应变下, $G_f$  高达 16 000;4%的 S-MWCNTs 为单层结构传感器时,在大应变下虽然产生较大的形变,但是电阻变化并不明显,在 0~40%应变下, $G_f=8$ 。本工作采用低/高电阻的双层结构裂纹传感器,既保持了宽传感范围同时具有较高的  $G_f$ ,在 0~13%的工作应变下, $G_f=4 000$ 。图 12c 所示为本研究中传感器的应力-应变关系。

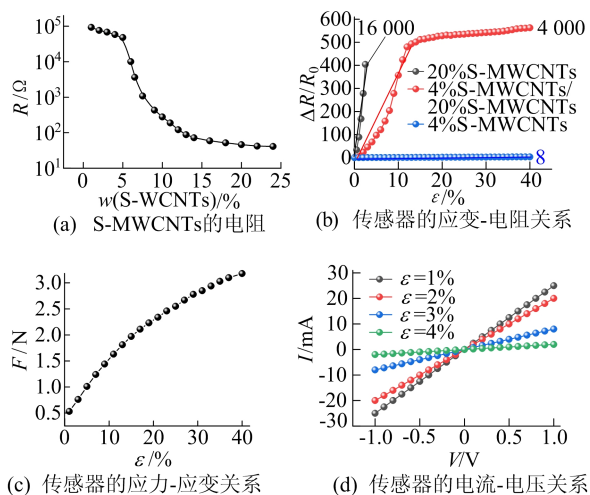


图 12 柔性应变传感器的静态特性

为了研究传感器的欧姆特性,图 12d 所示为传感器在不同应变下的电流-电压关系,随着应变的增加传感器的电阻在增大,反映出传感器具有较高的灵敏度。

柔性应变传感器的动态特性如图 13 所示。图 13a 所示为本研究中传感器对瞬间加/卸载的电压输出,响应时间为 90 ms,恢复时间为 140 ms,可以捕捉瞬间的响应。图 13b 所示为传感器的步进-保持试验,检测传感器在小应变(0~1%)下的电阻弛豫随时间变化情况,传感器在低应变下具有较高的分辨率。图 13c 所示为传感器在大应变(5%~40%)下的相对电阻变化关系,传感器具有较高的检测范围。图 13d 所示为传感器在 10% 的应变下进行 1 000 次循环加/卸载,发现传感器在测试过程中电阻变化不大,传感器具有很好的稳定性。

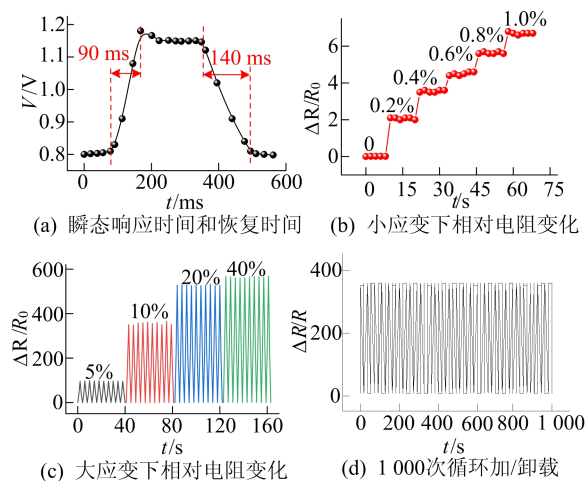


图 13 柔性应变传感器的动态特性

### 3 应用研究

柔性应变传感器心血管监测如图 14 所示。由于本工作的柔性应变传感器具有高灵敏和快速响应的特点,能捕捉到人体不同部位的脉搏,包括腕部(桡动脉)和耳部(劲动脉)。此外,该传感器可以准确识别脉搏信号的 3 个特征峰(收缩压  $P_s$ 、平均动脉压  $P_m$ 、舒张压  $P_d$ )的位置<sup>[18]</sup>,来获得更多的生理参数信息。在医学研究中, $K$  值反映了血管硬化程度,是心血管临床检查的重要指标,通过采集波形上的特征点,得出  $K$  值的计算公式为:

$$K = (P_m - P_d)/(P_s - P_d) \quad (2)$$

其中: $P_m = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt$ ,  $T$  为心动周期。此外,还可以监测动脉顺应性(arterial compliance, AC)和总外周阻力(total peripheral resistance, TPR)的计算公式如下:

$$AC = (S_v/P_s - P_d) \quad (3)$$

$$TPR = (P_m/S_v)T \quad (4)$$

其中, $S_v = \frac{0.28T}{K^2} (P_s - P_d)$ 。根据上述描述,将传感器分别置于一名受试者的手腕和耳部,即可计算出在静坐时身体不同部位的  $K$  值、AC 和 TPR<sup>[19]</sup>(图 14a、图 14b)。为了进一步评估区域动脉硬化程度,脉搏波传播速度(pulse wave velocity, PWV)被认为是一种稳定、简单和可重复的方法。将传感器佩戴在手腕和耳部同时测量,  $V_{PWV}$  的计算公式为:

$$V_{PWV} = \frac{S}{\Delta t} \quad (5)$$

其中: $S$  为不同部位间表皮距离; $\Delta t$  为每个心动周期不同部位的表皮脉波最大值之间的时间间隔。有研究表明,血压(blood pressure, BP)与  $\Delta t$  具有相关性,即

$$BP = a\Delta t + b \quad (6)$$

其中, $a$ 、 $b$  为待定系数<sup>[20]</sup>。选取 50 名受试者,通过 MATLAB 得到收缩压(systolic blood pressure, SBP)和舒张压(diastolic blood pressure, DBP)对应的拟合函数为:

$$P_{SBP} = -0.243\Delta t + 122.9 \quad (7)$$

$$P_{DBP} = -0.124\Delta t + 71.34 \quad (8)$$

连续监测过程中计算的 SBP 和 DBP 值与商用血压计结果吻合较好,SBP 为 9.19 kPa (69 mmHg)、DBP 为 15.96 kPa (120 mmHg) (图 14d)。该传感器可以获得单次脉搏跳动的时

容易地得到心率的变化情况<sup>[4]</sup>。当身体由静坐到跑步时,心率会上升到比坐着略高的值,可以实时监测人体运动强度和心率的周期性变化(图 14e)。结果表明,该柔性应变传感器在心血管健康监测中具有潜在的应用价值。

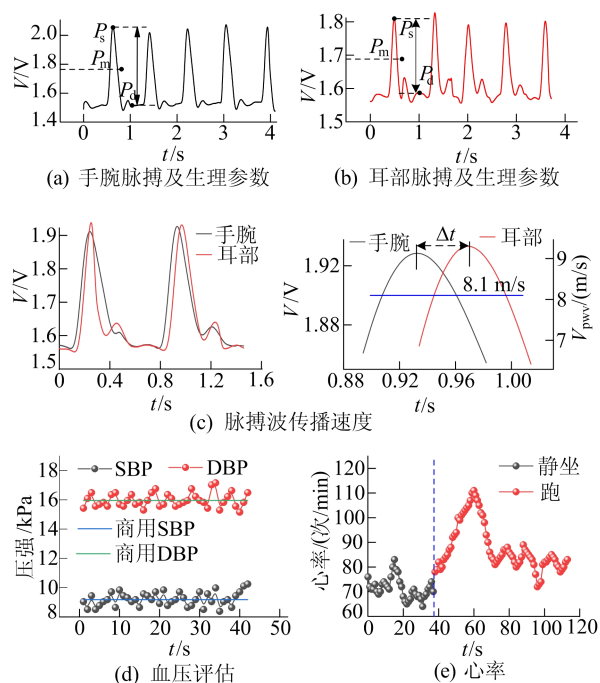


图 14 柔性应变传感器心血管监测

## 4 结 论

综上所述,通过 SMA 与 amino-MWCNTs 的酰胺化反应得到 S-MWCNTs 导电材料,提高了填料的分散性。S-MWCNTs 参与 UV 胶基体的固化过程,形成了稳定的三维导电网络结构。采用简单的浸渍方法制备出低/高电阻层的柔性应变传感器,通过预拉伸引入裂纹结构,提升了传感器的灵敏度。测试结果表明,该柔性应变传感器具有宽的检测范围、高灵敏度、低检测限和长期耐久性。本工作下的柔性应变传感器可以监测人体脉搏波变化和特征参数的提取,用于心血管疾病的相关研究。该高灵敏度柔性应变传感器为可穿戴设备、人机交互和医疗电子等各个领域的创新应用拓展了新的空间。

## [参 考 文 献]

[1] ZHU L, ZHOU X, LIU Y, et al. Highly sensitive, ultra-stretchable strain sensors prepared by pumping hybrid fillers of carbon nanotubes/cellulose nanocrystal into electro-

spunpolyurethane membranes[J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2019, 11(13):12968-12977.

[2] SHIN J, JEONG B, KIM J, et al. Sensitive wearable temperature sensor with seamless monolithic integration[J]. Advanced Materials, 2019, 32(2):1905527.

[3] CHUN S, SON W, KIM H, et al. Self-powered pressure and vibration-sensitive tactile sensors for learning technique-based neural finger skin [J]. Nano Letters, 2019, 19: 3305-3312.

[4] OUYANG H, TIAN J, SUN G, et al. Self-powered pulse sensor for antidiastole of cardiovascular disease[J]. Advanced Materials, 2017, 29(40):1703456.

[5] CHEN Y, WANG L, WU Z F, et al. Super-hydrophobic, durable and cost-effective carbon black/rubber composites for high performance strain sensors[J]. Composites Part B, 2019, 176:107358.

[6] GUO Y, ZHONG M, FANG Z, et al. A wearable transient pressure sensor made with MXene nanosheets for sensitive broad-range human-machine interfacing[J]. Nano Letters, 2019, 19(2):1143-1150.

[7] ZHOU Y, FIRKOWSKA I, ARRAS M, et al. Polystyrene homopolymer enhances dispersion of MWCNTs stabilized in solution by a PS-b-P2VP copolymer[J]. Langmuir, 2020, 37(1):391-399.

[8] ZHANG H, NIU W, ZHANG S. Extremely stretchable, stable and durable strain sensors based on double-network organogels[J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2018, 10(38):32640-32648.

[9] ZHOU C G, SUN W J, JIA L C, et al. Highly stretchable and sensitive strain sensor with porous segregated conductive network [J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2019, 11(40):37094-37102.

[10] CHEN S, WEI Y, WEI S, et al. Ultrasensitive cracking-assisted strain sensors based on silver nanowires/graphene hybrid particles[J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2016, 8(38):25563-25570.

[11] TIMOTHY P B, ZHI Y W. Polyimide thin films produced by direct solid-state polymerization of an amino anhydride monomer[J]. Macromolecules, 2000, 33:9477-9479.

[12] WEI C, QIAN T, ZHU J, et al. Fabricating a novel chitosan-based adsorbent with multifunctional synergistic effect for Cu(II) removal; maleic anhydride as a connecting bridge[J]. Chemical Engineering Research & Design 2020, 163:21-75.

[13] HONG X, WEN J, XIONG X, et al. Silver nanowire-carbon fiber cloth nanocomposites synthesized by UV curing adhesive for electrochemical point-of-use water disinfection [J]. Chemosphere, 2016, 154:537-545.

[14] LIU P, LIU J, ZHU X, et al. A highly adhesive flexible strain sensor based on ultra-violet adhesive filled by graphene and carbon black for wearable monitoring[J]. Composites Science and Technology, 2019, 182:107771. 1-107771. 8.

- morphological characterization[J]. *Journal of Cell Science*, 1992, 103(4): 931-942.
- [6] YOUNG P, ARCH J R, ASHWELL M. Brown adipose tissue in the parametrial fat pad of the mouse[J]. *FEBS Letters*, 1984, 167(1): 10-14.
- [7] KURYZOWICZ A, PUZIANOWSKA-KUZNICKA M. Induction of adipose tissue browning as a strategy to combat obesity[J]. *International Journal of Molecular Sciences*, 2020, 21(17): 6241.
- [8] PETRIDOU A, SIOPI A, MOUGIOS V. Exercise in the management of obesity[J]. *Metabolism: Clinical and Experimental*, 2019, 92: 163-169.
- [9] SANCHEZ-DELGADO G, MARTINEZ-TELLEZ B, OLZA J, et al. Activating brown adipose tissue through exercise (ACTIBATE) in young adults: rationale, design and methodology[J]. *Contemporary Clinical Trials*, 2015, 45 (Part B): 416-425.
- [10] AHMED K, TUNARU S, TANG C, et al. An autocrine lactate loop mediates insulin-dependent inhibition of lipolysis through GPR81[J]. *Cell Metabolism*, 2010, 11(4): 311-319.
- [11] BROOKS G A. The science and translation of lactate shuttle theory[J]. *Cell Metabolism*, 2018, 27(4): 757-785.
- [12] HEDEN T D, LIU Y, KANALEY J A. Exercise timing and blood lactate concentrations in individuals with type 2 diabetes[J]. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 2017, 42(7): 732-737.
- [13] CARRIÈRE A, JEANSON Y, BERGER-MÜLLER S, et al. Browning of white adipose cells by intermediate metabolites: an adaptive mechanism to alleviate redox pressure[J]. *Diabetes*, 2014, 63(10): 3253-3265.
- [14] YAO Z, YAN Y, ZHENG X, et al. Dietary lactate supplementation protects against obesity by promoting adipose browning in mice[J]. *Journal of Agricultural and Food Chemistry*, 2020, 68(50): 14841-14849.
- [15] 赵乃倩, 荣青峰, 郭娜, 等. 乳酸受体 GPR81 的研究进展[J]. *生命科学*, 2014, 26(11): 1200-1206.
- [16] VIOLLET B. The energy sensor AMPK: adaptations to exercise, nutritional and hormonal signals[J]. *Hormones, Metabolism and the Benefits of Exercise*, 2018 (11): 13-24.
- [17] ZHANG X, ZHANG Q X, WANG X, et al. Dietary luteolin activates browning and thermogenesis in mice through an AMPK/PGC1 $\alpha$  pathway-mediated mechanism[J]. *International Journal of Obesity*, 2016, 40(12): 1841-1849.
- [18] HARMS M, SEALE P. Brown and beige fat: development, function and therapeutic potential[J]. *Nature Medicine*, 2013, 19(10): 1252-1263.
- [19] CONNOR H, WOODS H F, LEDINGHAM J G. Comparison of the kinetics and utilisation of D(-)- and L(+)-sodium lactate in normal man[J]. *Annals of Nutrition & Metabolism*, 1983, 27(6): 481-487.
- [20] HUI S, GHERGUROVICH J M, MORSCHER R J, et al. Glucose feeds the TCA cycle via circulating lactate[J]. *Nature*, 2017, 551(7678): 115-118.

(责任编辑 张 镭)

### (上接第 1379 页)

- [15] LIU C, LI M, LU B, et al. High-sensitivity crack-based flexible strain sensor with dual hydrogen bond-assisted structure for monitoring tiny human motions and writing behavior[J]. *Organic Electronics*, 2021, 88: 105977.
- [16] QIAO Z, MA Y, CHEN X, et al. Mechanical and piezoresistive properties of functionalized multi-walled carbon nanotubes/styrene-ethylene-butadiene-styrene composites[J]. *Polymer Composites*, 2020, 41(5): 2082-2093.
- [17] CHEN L, ZHANG C, DU Z, et al. Fabrication of carboxyl group-functionalized carbon quantum dots and its transparent and luminescent epoxy matrix nanocomposites for white LED encapsulation[J]. *Macromolecular Materials and Engineering*, 2015, 300(12): 1232-1237.
- [18] SONG K, CHUNG K, CHANG J H. Cuffless deep learning-based blood pressure estimation for smart wristwatches[J]. *IEEE Transactions on Industrial Informatics*, 2017, 13: 461-472.
- [19] MENG K, CHEN J, LI X, et al. Flexible weaving constructed self-powered pressure sensor enabling continuous diagnosis of cardiovascular disease and measurement of cuffless blood pressure[J]. *Advanced Functional Materials*, 2019, 29(5): 1806388.
- [20] ZHANG Q, SHEN L, LIU P, et al. Highly sensitive resistance-type flexible pressure sensor for cuffless blood pressure monitoring by using neural network techniques[J]. *Composites Part B: Engineering*, 2021, 226: 109365.

(责任编辑 张 镭)