文章编号: 1007 - 4252(2021) 04 - 0004 - 315

基于静电纺丝纳米 PVDF 膜的自驱动柔性复合式电子皮肤系统

杨甲一,许 巍,孟 妍,刘斯达,贾凌杰,陈国斌,李修函*
(北京交通大学 电子信息工程学院,北京 100044)

摘要: 电子皮肤是一种人造皮肤,通过功能材料的选择和结构设计,模拟人体皮肤的感知能力。这里设计了一种新型自驱动柔性可穿戴混合式电子皮肤系统。该电子皮肤系统将摩擦纳米发电机和压电纳米发电机高效集成,构建了可同时感知皮肤压力、位置和发电信息的柔性电子皮肤系统,可实现传感器的实时信号检测,同时具备发电功能可作为电源模块为其他设备供电。利用静电纺丝工艺,制备了高介电常数 PVDF 柔性纳米薄膜,提升摩擦纳米发电机的输出特性。电子皮肤整体厚度为 182 μm,拉伸性可达自身的 130%。其输出特性中开路电压为 200 V,短路电流为 8 μA。通过采集输出信号,输入到深度学习模块中训练,实现手势判别。此外,利用机械力输入和电输出间的线性关系,实现定位和痛觉感知功能。因此,该电子皮肤系统可用于人机交互,信号监测和智能传感等,在人工智能领域具有广阔的应用前景。

关键词: 电子皮肤; 压电纳米发电机; 摩擦纳米发电机; 静电纺丝; 深度学习
中图分类号: TP212 **文献标志码:** A

Self-powered flexible hybrid electronic skin system based on electrospinning PVDF film

YANG Jia-yi,XU Wei,MENG Yan,LIU Si-da,JIA Ling-jie,CHEN Guo-bin,LI Xiu-han*
(School of Electronic and Information Engineering, Beijing Jiaotong University, Beijing 100044, China)

Abstract: Electronic skin is a kind of artificial skin, which simulates the perception ability of human skin through the selection of functional materials and structural design. A new self-powered flexible and wearable hybrid electronic skin system is designed here. The electronic skin system efficiently integrates the triboelectric nanogenerator and piezoelectric nanogenerator to construct a flexible electronic skin system that can sense skin pressure, position and power generation information at the same time. It can realize the real-time signal detection of the sensor and has the power generation function. The power module supplies power to other devices. Using the electrospinning process, a high-dielectric constant PVDF flexible nano-film was prepared to improve the output characteristics of the triboelectric nanogenerator. The over-

收稿日期: 2021-07-31; **修订日期:** 2021-08-16
基金项目: 中央高校基本科研业务费重点项目(2020JBZD011) ,国家自然基金(60706031) ,科技部重点研发计划(2016YFB1200203) ,北京市自然基金项目(4122058) .
作者简介: 杨甲一(1997-) ,男,博士,主要研究方向为电子皮肤与纳米发电机(E-mail: 20111006@ bjtu.edu.cn) .
通信作者: 李修函(1978-) ,女,博士,教授,主要研究方向为柔性微纳电子器件及集成系统(E-mail: lixiuhan@ bjtu.edu.cn) .

all thickness of the electronic skin is 182 μm, and its stretchability can reach 130% of its own. In its output characteristics, the open circuit voltage is 200 V, and the short circuit current is 8 μA. By collecting the output signal and inputting it into the deep learning module for training, the gesture discrimination is realized. In addition, the linear relationship between mechanical force input and electrical output is used to realize positioning and pain perception functions. Therefore, the electronic skin system can be used for human-computer interaction, signal monitoring and smart sensing. It has broad application prospects in the field of artificial intelligence.

Key words: Electronic skin; Piezoelectric nanogenerator; Triboelectric nanogenerator; Electrospinning; Deep learning

0 引言

电子皮肤(e-skin)是一种人造皮肤,在传感器、信号监测和人机交互等诸多领域具有极大的潜在应用价值[1]。尽管人造电子皮肤已经达到了较高的复杂性,但其在多功能集成、大规模生产和低成本制备等方面仍然存在挑战[2]。由于人体皮肤具有独特的性质,它可以灵活地面对各种复杂的状况,如弯曲、扭转和拉伸等,并且具有精准的触觉和痛觉等感知。因此,电子皮肤也需要具备类似于人体皮肤的相关特性。它应具有柔韧性、可拉伸性、高灵敏度、高耐用性等特点。纳米能源作为一个全新的研究领域,利用新技术和微/纳米材料,高效地收集环境中和人类活动产生的能量。其中应用最为广泛的是压电纳米发电机(Piezoelectric Nanogenerator, PENG)[3]和摩擦纳米发电机(Triboelectric Nanogenerator, TENG)[4]。PENG 的原理是压电效应,压电材料在外力作用下内部晶体结构的中心对称性遭到破坏,从而形成压电势。TENG 的原理是摩擦起电和静电感应的耦合,根据结构的不同,分为接触-分离模式、水平滑动模式、单电极模式和独立层模式[5]。然而,TENG 或 PENG 在单独应用时仍存在工作频率低、非线性和随机性等缺点[6-10]。因此,如何将 TENG 和 PENG 结合,提高输出、增强稳定性,对于电子皮肤系统的构建具有重要意义。

本文将 TENG 和 PENG 集成,构建基于摩擦电-压电复合式纳米发电机的柔性自驱动电子皮肤系统。基于力电耦合原理给出了复合式电子皮肤的等效电路模型,并对其输出信号的特性方程进行分析,验证了复合式电子皮肤的输出具有高电压、高电流和低内阻的特性。在此基础上,为了进一步提升其输出特性,本文研究了静电纺丝工艺制备的纳米膜,并将其集成在复合式电子皮肤的表面,提升整体输出和拉伸性。最后将复合式电子皮肤集成在手势判别的手套上,基于深度学习对传感器的数据进行分析和判别,可成功进行手势的采集与判别,展现了其在人机交互[11]、信号监测[12]和智能传感[13]等人工智能领域具有广阔的应用前景。

1 结构模型、原理与制备

1.1 电子皮肤的结构模型

作为一种可穿戴器件,电子皮肤应该像人体皮肤一样,满足日常生活中柔性、拉伸性和稳定性的需求。同时,电子皮肤还应具备定位和痛觉感知功能。本研究设计的复合式电子皮肤系统,包括 TENG 和 PENG 两部分。其中 TENG 实现定位和发电的功能,PENG 实现痛觉感知功能。图 1(a)为复合式电子皮肤系统的结构模型。电子皮肤具有五层结构,顶层为摩擦电材料,中间层为压电材料,压电材料的上下层为电极,分别与摩擦电材料和压电材料构成 TENG 和 PENG。层与层之间通过医用透明胶带(PU 膜)键合,它同时是电子皮肤的封装材料。

复合式电子皮肤系统的电路模型如图 1(b)所示,TENG 具有高电压、低电流和高内阻的特性,PENG 具有低电压、高电流和低内阻的特性。将 TENG 和 PENG 集成一体,构建并联型的复合式结构,可有效降低电子皮肤的内阻,得到高电压、高电流和低内阻的特性。

1.2 理论推导

电子皮肤作为自驱动传感模块,应具有稳定高效的输出特性。结构参数、材料参数和环境参数对电子皮肤的输出特性至关重要,因此要对电子皮肤进行理论分析,其中结构模型和电路模型参考图 1

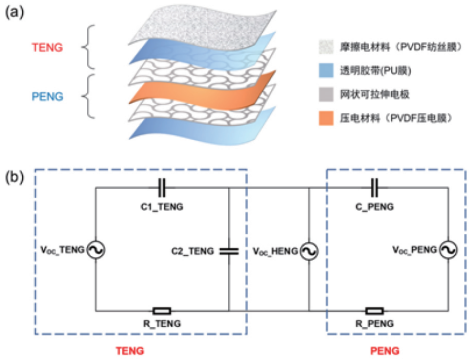

图 1　(a) 复合式电子皮肤系统结构模型；(b) 等效电路模型

Fig.1 (a) Hybrid e-skin system structure model; (b) Equivalent circuit model

所示[14]。以下推导基于两个理想条件：摩擦电荷均匀分布且衰减忽略不计；TENG 和 PENG 回路独立且闭合，不发生耦合效应。

电子皮肤的固有输出特性即电路在开路和短路时的电输出特性。对于 TENG，根据基尔霍夫定律得：

$$V_A + V_T = V_1(t) \tag{1}$$

其中，V_A 为空气域的电压，V；V_T 为摩擦电材料域的电压，V；$V_1(t)$ 为 TENG 外接电阻的电压，V。

TENG 中电荷量主要包含两部分，摩擦起电产生的电荷量和电极间转移的电荷量。所以根据平行板模型和高斯定律得：

$$E_A = \frac{-Q_T + \sigma S}{S\varepsilon_0} \tag{2}$$

$$E_T = -\frac{Q_T}{S\varepsilon_0\varepsilon_T} \tag{3}$$

其中，E_A 为空气域的电场强度，V/m；E_T 为摩擦层内的电场强度，V/m；Q_T 为 TENG 两个电极之间的转移电荷量，C；σ 为摩擦电材料的表面电荷密度，C/m；ε_0 为真空介电常数，F/m；ε_T 为摩擦电材料的相对介电常数，无量纲；S 为摩擦材料对的接触面积，m^2。

$$V_1(t) = E_A x(t) + E_T d_1 \tag{4}$$

其中，d_1 为摩擦电材料的厚度，m；$x(t)$ 为空气的厚度，也就是两个摩擦电材料的间距，m。

将等式(2)和(3)代入(4)可得：

$$V_1(t) = \frac{-Q_T + \sigma S}{S\varepsilon_0} \cdot x(t) - \frac{Q_T}{S\varepsilon_0\varepsilon_T} \tag{5}$$

在开路状态下，没有电荷转移；在短路状态下，电极间没有电势差。因此可得开路电压(V_{OC_TENG})、转移电荷量(Q_{SC_TENG})和短路电流(I_{SC_TENG})如下：

$$V_{OC_TENG}(t) = \frac{\sigma}{\varepsilon_0} \cdot x(t) \tag{6}$$

$$Q_{SC_TENG}(t) = \frac{S\sigma x(t)}{\frac{d_1}{\varepsilon_T} + x(t)} \tag{7}$$

$$I_{SC_TENG}(t) = \frac{S\sigma\frac{d_1}{\varepsilon_T}}{\left(\frac{d_1}{\varepsilon_T} + x(t)\right)2} \cdot v(t) \tag{8}$$

其中，$v(t)$ 为摩擦电材料的运动速度，m/s。

此外，TENG 的等效电容为：

$$C_{TENG} = \frac{S\varepsilon_0}{\frac{d_1}{\varepsilon_T} + x(t)} \tag{9}$$

通过上述的理论推导可知，对于 TENG，间隙距离对 $V_{OC-TENG}$，$Q_{SC-TENG}$ 和 C_{TENG} 直接影响，运动速度对 I_{SC_TENG} 有直接影响，这对优化 TENG 的输出特性提供了非常有意义的指导。

同样，对 PENG 做类似分析，可得以下推导：

$$I_{SC_PENG} = \frac{dQ}{dt} = \frac{d(D \cdot A_E)}{dt} = d_2 \cdot E \cdot A_E \cdot \dot{z} \tag{10}$$

$$V_{OC_PENG} = R_{in} \cdot I_{SC} = R_{in} \cdot d_2 \cdot E \cdot A_E \cdot \dot{z} \tag{11}$$

其中，D 为电位移，C/m^2；d_2 为压电材料的压电常数，C/N；Q 为由于外部压缩引起的电荷，C；E 为压电材料的杨氏模量，Pa；A_E 为压电材料的有效工作区域，m^2；z 为压电材料相对形变方程，m。

通过上述推导可知，对于 PENG，因为 $\dot{z}(t)$ 与频率 f 成正比，所以 V_{OC_PENG} 及 I_{SC_PENG} 也均与频率 f 成正比。随着 f 增大，V_{OC_PENG} 及 I_{SC_PENG} 均增大，这对优化 PENG 的输出特性提供了有意义的指导。

1.3　复合式电子皮肤的工作机制

复合式电子皮肤系统的工作机制同样分为两部分：TENG 部分和 PENG 部分。工作状态受到外界物体与电子皮肤间相对运动的影响，当物体接触和远离电子皮肤时，系统工作在 TENG 部分；当物体按压电子皮肤和撤去压力时，系统工作在 PENG 部分。

电子皮肤处于 TENG 工作状态，如图 2(a) 所示，当外界物体(硅橡胶) 触碰到电子皮肤时，由于摩擦起电效应，PVDF 纺丝膜带负电，硅橡胶带正电，此时整体处于平衡状态(图 2a(Ⅰ)) ; 当硅橡胶远离电子皮肤时，为了平衡电势差，电子从上电极流向下电极(图 2a(Ⅱ)) ; 当硅橡胶离电子皮肤足够远时，摩擦层的电荷完全由背部电极中的电荷平衡，整体处于平衡状态(图 2a(Ⅲ)) ; 当硅橡胶再次靠近电子皮肤时，为了平衡电势差，电子从下电极流回上电极(图 2a(Ⅳ)) ; 当电子皮肤再次接触到电子皮肤时，重回图 2a(Ⅰ) 状态，从而构成一个循环。

PENG 可作为 TENG 的互补输出，如图 2(b) 所示，当电子皮肤未受到压力时，处于初始状态(图 2b(Ⅰ)) ; 当电子皮肤受到压力时，压电膜进入压缩状态，此时内部产生压电效应，在外力作用下内部晶体结构的中心对称性遭到破坏，形成压电势，为了平衡电势差，电子从上电极流向下电极(图 2b(Ⅱ)) ; 当电子皮肤受到足够大的压力时，压电膜处于完全压缩状态，此时压电势最大，完全由电极中的电荷平衡，处于临界平衡状态(图 2b(Ⅲ)) ; 当压力逐渐撤去时，压电膜进入恢复状态，此时压电势减弱，为了平衡电势差，电子从下电极流回上电极(图 2b(Ⅳ)) ; 当压力完全撤去时，电子皮肤恢复初始状态，构成循环。

通过对上述 TENG 和 PENG 部分工作机制的分析可知，当外界物体接触、按压电子皮肤时，形成从下到上方向的电流; 当外界物体撤去压力、远离电子皮肤时，形成从上到下方向的电流。两个阶段电流方向不会发生冲突，从而构成一个整体的循环。同时 TENG 和 PENG 构成互补，在没有接触分离时仍能产生稳定的敏感信号输出。

1.4 PVDF 纺丝薄膜的制备与表征

静电纺丝是一种便捷、可扩展的纳米纤维制备技术，可以改善摩擦电效应，诱发更多摩擦电荷。纳米纤维膜表面粗糙、透气性好，同时还具有重量轻、柔软、孔隙率高等优点。通过静电纺丝制备的 PVDF 纳米纤维薄膜具有更高的 β 相比例和接触表面积，可有效提升 TENG 的性能。纺丝过程如图 3(a) 所示，称取 PVDF 于丙酮/DMF 混合溶剂中，搅拌后装入注射器，固定在注射泵上。注射器针头与高压电源相连。流速通过注射泵控制。接地的铝箔

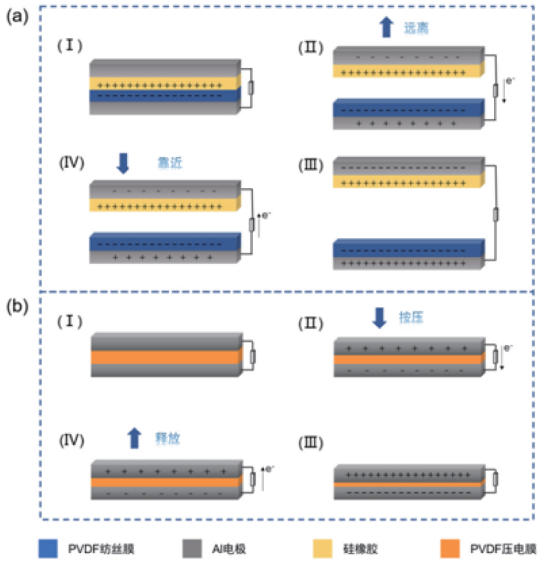

图 2 电子皮肤工作机制(a) TENG 部分工作机制; (b) PENG 部分工作机制

Fig.2 E-skin working mechanism. (a) part of the working mechanism of TENG; (b) part of the working mechanism of PENG

附在聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA) 上作为接受板。启动注射泵并调节速度，针头有液滴时，打开高压电源，调节工作电压，进行纺丝。在接受板上堆积一定厚度的纤维膜后，将纤维膜放在干燥阴凉处保存一段时间后，即可得到高输出特性静电纺丝 PVDF 纤维膜。

图 3(b) 为静电纺丝 PVDF 膜的电镜照片，在微观结构下可以看到，PVDF 纤维膜具有明显的丝状结构，其直径约为 2.3 μm。静电纺丝有效地提高了 PVDF 膜表面的粗糙程度和接触面积，同时增加了柔韧性，保证其在日常拉伸时不会发生断裂的情况。

1.5 复合式电子皮肤结构设计与制备

为了提升电子皮肤电极的拉伸性，本文设计了金属电极设计和切割成蛇形结构。图 4(a) 为蛇形结构电极在不同宽径比下所能承受的极限拉伸长度。当宽径比为 0.35 时，蛇形结构电极拉伸至断裂的极限长度是自身的 122%; 当宽径比为 0.45 时，极限长度是自身的 127%; 当宽径比为 0.55 时，极限长度是自身的 130%。然后将不同宽径比对应长度汇总在一起，可得如图 4(b) 所示。考虑人体皮肤日常拉伸度最大为自身的 120%左右，综合宽径比对占用面积的影响，选择的电极宽径比为 0.55。

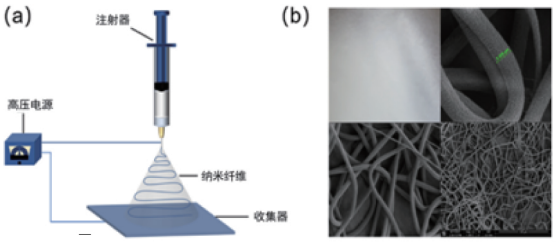

图 3　静电纺丝技术(a) **静电纺丝流程示意图**; (b) **静电纺丝膜电镜照片**

Fig. 3 Electrospinning technology. (a) Schematic diagram of electrospinning process; (b) Electron micrograph of electrospinning membrane

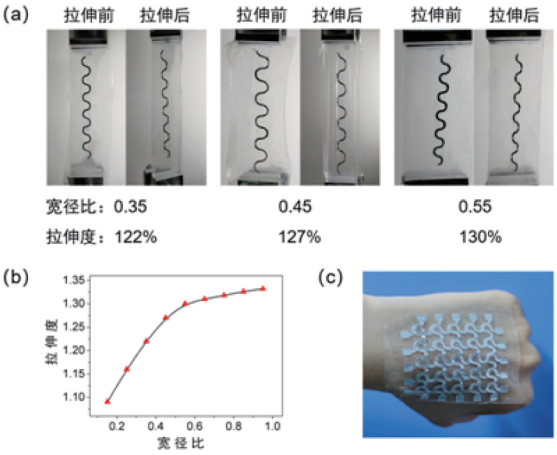

图 4　可拉伸电极设计(a) **不同宽径比对应极限拉伸长度**; (b) **宽径比与极限长度的关系曲线**; (c) **可拉伸网状蛇形结构电极实物展示**

Fig. 4 Stretchable electrode design. (a) Different width-to-diameter ratios correspond to the ultimate stretch length; (b) The relationship curve between the width-to-diameter ratio and the limit length; (c) The physical display of the stretchable mesh snake-like structure electrode

将两层互相垂直的独立的蛇形电极阵列通过透明胶带集成在一起，作为 TENG 部分的电极，以实现定位功能，制备流程如图 5(a) 所示。首先准备 Al 薄膜电极，设计可拉伸蛇形阵列图案，利用自动定位切割机(Silhouette Cameo Pro) 切割。然后进行薄膜表面处理，利用显微镜观察将两层电极阵列以垂直方向对准，并通过透明医用胶带(PU 膜) 键合。最后将制备好的 PVDF 纺丝膜转移至电极上层。

压电材料为 PVDF 压电薄膜，与上下电极构成 PENG 部分。为了保证其拉伸性，通过自动定位切割机将 PVDF 压电膜切割成蛇形网状结构，制备流程如图 5(b) 所示。首先，准备 PVDF 压电膜，溅射金属电极。然后将其切割成蛇形网状结构，保证拉伸性。最后通过 PU 膜键合封装。

图 6 为电子皮肤系统的实物展示。其中图 6(a) 为可拉伸定位电极阵列实物展示，即两层互为垂直的蛇形电极阵列，通过 PU 膜键合封装。图 6(b) 为 PENG 部分的实物展示，包含 PVDF 压电膜和溅射的 Al 电极，同样通过 PU 膜键合封装。将 TENG 部分和 PENG 部分集成在一起，即可得到复合式电子皮肤系统，如图 6(c) 所示。复合式电子皮肤系统具有良好的柔性、拉伸性，同时轻薄小巧，厚度仅为 182 μm，可以灵活地贴附在人体皮肤的任意位置。

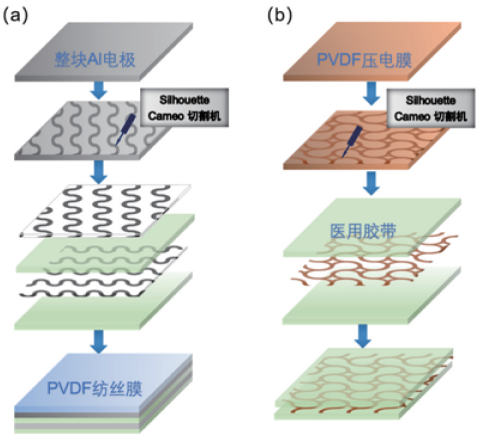

图 5　**(a) TENG **部分制备流程; (b) PENG **部分制备流程**

Fig. 5 Part of the preparation process of (a) TENG; (b) PENG

2　测试结果与分析

2.1　复合式电子皮肤发电特性测试

根据理论推导可知，电子皮肤的固有输出特性受到自身的介电常数(ε) ，表面电荷密度(σ) ，尺寸，摩擦电材料间隔的距离和运动速度，接触的频率和施加外力的大小等因素的影响。根据公式(6-11) ，在材料、结构确定，且选择合适的工作距离和速度之后，可测出复合式电子皮肤的固有输出特性。其输出电压和电流测试结果如图 7 所示，将电子皮肤固定在线性马达上控制距离和速度，利用压力计设置敲击的力度，通过静电计(Keithley，型号 6541) 读取电输出。图 7(a) 为电子皮肤开路电压的测试曲线，

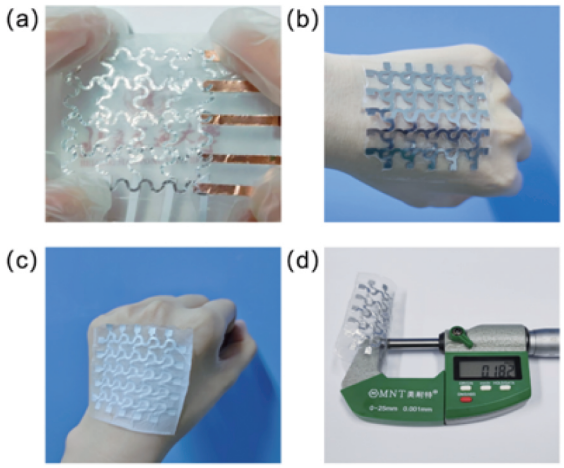

图 6 电子皮肤实物展示(a) 可拉伸电极阵列; (b) PENG 部分实物展示; (c) 复合式电子皮肤实物展示; (d) 电子皮肤厚度展示

Fig.6 Physical display of e-skin. (a) Stretchable electrode array; (b) Physical display of PENG part; (c) Physical display of hybrid e-skin; (d) E-skin thickness display

以 10 N,5 Hz 的力敲击电子皮肤,每一个峰值代表一次敲击,由图得电子皮肤的开路电压 V_{OC} 可达 200 V 左右。图 7(b) 为电子皮肤短路电流的测试曲线,同样以 10 N,5 Hz 的频率敲击电子皮肤,由图得电子皮肤的短路电流 I_{SC} 可达 8 μA 左右。测试结果表明,复合式电子皮肤具有 TENG 高电压和 PENG 高电流的输出特性。

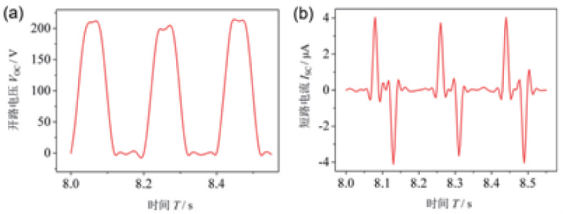

图 7 电子皮肤固有输出特性(a) 开路电压; (b) 短路电流

Fig.7 The inherent output characteristics of electronic skin. (a) open circuit voltage; (b) short circuit current

2.2 复合式电子皮肤力学敏感特性测试

图 8 为外力的幅值及频率对电输出影响的测试。当频率不变时,随着力幅值的增大,电子皮肤的开路电压 V_{OC} 随之增大,直到力超过 5 N 时,输出趋于稳定,约 200 V,如图 8(a) 所示; 同样,当力的幅值增大时,电子皮肤的短路电流 I_{SC} 也随之增大,直到力超过 5 N 时,输出趋于稳定,约 8 μA,如图 8(b) 所示。当幅值不变时,随着外力频率的增大,电子皮肤的开路电压 V_{OC} 随之增大,直到频率超过 2 Hz 时,输出趋于稳定值,约 200 V,如图 8(c) 所示; 同样,当力的频率增大时,电子皮肤的短路电流 I_{SC} 也随之增大,直到频率超过 2 Hz 时,输出趋于稳定值,约 8 μA,如图 8(d) 所示。通过测试可知,当外力为 5 N, 2 Hz 时,电子皮肤的电输出趋于最大值。在施加不同力时,电子皮肤的输出是不同的,整体机械输入和电输出之间具有较好的线性关系,可以此实现电子皮肤痛觉感知功能。

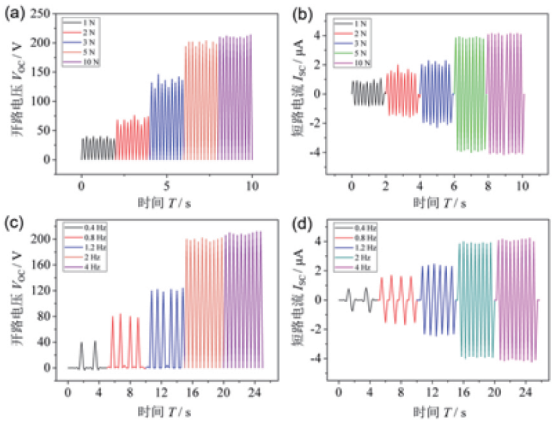

图 8 电子皮肤电输出与力的关系(a) 力的大小与 V_{OC}; (b) 力的大小与 I_{SC}; (c) 力的频率与 V_{OC}; (d) 力的频率与 I_{SC}

Fig.8 The relationship between the electrical output and the force. (a) the magnitude of the force and V_{OC}; (b) the magnitude of the force and I_{SC}; (c) the frequency of the force and V_{OC}; (d) the frequency of the force and I_{SC}

2.3 人机交互与手势识别

图 9 为电子皮肤定位功能示意。当手指电子皮肤不同部位时,相对电极通道的输出不同,最接近触碰点的电极通道输出是最高的。如图 9 所示,当手指触碰蓝线和黑线的交点时,对应蓝线和黑线的输出是最高的。通过检测各电极通道不同的输出,判定触碰点,实现定位功能。

电子皮肤与深度学习结合,可实现手势判别、控制等功能。电子皮肤通过深度学习进行手势判别的流程如下。首先,采集电子皮肤输出信号,录制采集过程并逐帧标定,经过巴特沃斯滤波器滤除高频噪声。然后,通过时间延拓算法,扩展信号长度。送入神经网络训练,得到训练模型。最后采集新的数据,送入模型进行预测,得到预测结果,实现手势判别。

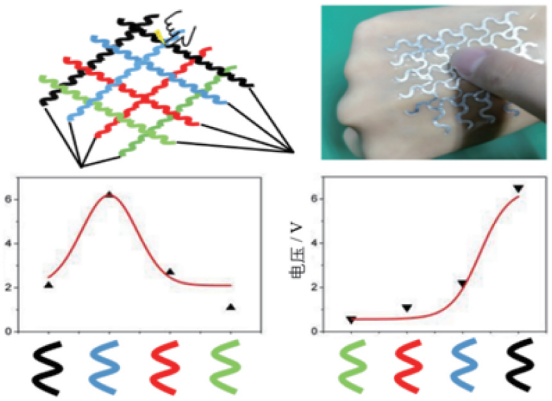

图 9　电子皮肤的定位功能示意图

Fig.9 Schematic diagram of the positioning function of the e-skin

深度学习采用 TensorFlow 2 实现，是一个具有多个隐藏层的卷积神经网络; 神经网络输入数据的格式为 8×500，其中 8 为通道数，指神经网络最多支持 8 通道的输入，同时向下兼容 6 通道、4 通道等; 500 为时间延拓的时长，神经网络在对某一特定时刻的输入信号进行判别时，不仅考虑当前时刻的输入信号，同时也考虑前一时段的历史信号，从而扩充信号维度，实现更为精确的判别。

图 10 为训练结果和理想结果的对比。神经网络输出数据格式为 1×N 的列表，以 One-Hot 独热编码为格式，记录分类为全部 N-1 种手势与未检测到手势的概率，其总和为 1，即 100%。长度为 m 的数据流在送入神经网络后，训练结果的长度为 m-500+1。这是建立在时间延拓方法之上的分类结果，对应了从第 500 ms(采样率为 1000 Hz/s) 开始到整个数据流结束的全部时间段内，神经网络对输入数据所给出的不同手势编号预测值，对该数据进行分析以衡量神经网络模型建立的结果。以图中典型的训练结果为例，可见经过大量数据的训练之后，神经网络已经对手势具有良好的判别能力，手势发生的时间结点基本准确。

3　结论

本研究设计了一种适用于人工智能领域的自驱动柔性可穿戴的电子皮肤系统。将 TENG 和 PENG 高效集成，可有效地降低电子皮肤的内阻，并保留 TENG 高电压和 PENG 高电流的电输出特性。通过静电纺丝工艺，可有效地提高 PVDF 薄膜的 β 相比

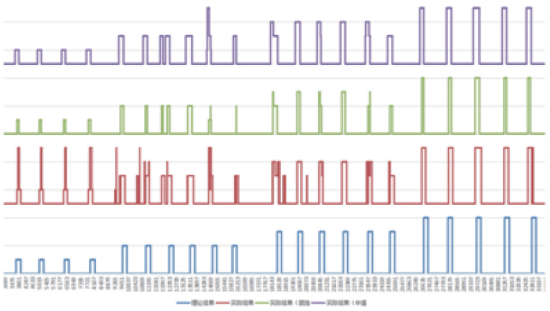

图 10　训练结果(上) 与理想结果(下) 对比图

Fig.10 Comparison of training results (top) and ideal results (bottom)

例和接触表面积，从而进一步提升 TENG 的输出特性。将电极和压电材料设计成网状蛇形结构，可有效地提升电子皮肤整体拉伸性。测试表明，电子皮肤的拉伸性可达到自身的 130%，满足日常生活中的拉伸需求。复合式电子皮肤的开路输出电压 V_{OC} 可达 200 V，短路电流 I_{SC} 可达 8 μA。机械力输入和电输出间的线性关系，可实现电子皮肤的痛觉感知功能。此外，将电子皮肤的输出信号采集，输入到深度学习中，可高效准确地实现手势判别功能。因此，该电子皮肤系统在人工智能领域如人机交互、信号监测和智能传感等具有广阔的应用前景。

致谢

杨甲一和许巍对本篇论文同等贡献。此外论文得到了中央高校基本科研业务费重点项目(2020JBZD011) 、国家自然基金(60706031) 、科技部重点研发计划(2016YFB1200203) 和北京市自然基金项目(4122058) 的支持。

参考文献:

[1] Chen H，Song Y，Cheng X，et al. Self-powered Electronic Skin based on the Triboelectric Generator [J] . Nano Energy，2019，56: 252—268.

[2] Shuai Z，Rong Z. Electronic Skin with Multifunction Sensors Based on Thermosensation [J] . Advanced Materials，2016: 1606151.

[3] Wang，Z L，Song J H. Piezoelectric nanogenerators based on zinc oxide nanowire arrays [J] . Science，2006，312 (5771) : 242-246.

[4] Lee B S，He J，Wu W J，et al. MEMS generator of power harvesting by vibrations using piezoelectric cantilever beam

with digitate electrode [C]. Smart Structures and Materials. International Society for Optics and Photonics, 2006.

[5] 王中林,林 龙,陈 俊等.摩擦纳米发电机 [M]. 北京,中国: 科学出版社, 2017.

[6] Chang C E, Tran V H, Wang J B, et al. Direct-Write Piezoelectric Polymeric Nanogenerator with High Energy Conversion Efficiency [J]. Nano Letters. 2010; 10: 726-731.

[7] Sun, B L, Li X, Zhao R, et al. Electrospun poly (vinylidene fluoride)-zinc oxide hierarchical composite fiber membrane as piezoelectric acoustoelectric nanogenerator [J]. Journal of Materials Science, 2019, 54(3): 2754-2762.

[8] Lee M, Chen C Y, Wang S, et al. A Hybrid Piezoelectric Structure for Wearable Nanogenerators [J]. Advanced Materials, 2012; 24: 1759-1764.

[9] Shi M, Zhang J, Chen H, et al. Self-Powered Analogue Smart Skin [J]. ACS Nano, 2016; 10: 4083-4091.

[10] Chen H, Song Y, Guo H, et al. Hybrid porous micro structured finger skin inspired self-powered electronic skin system for pressure sensing and sliding detection [J]. Nano Energy, 2018; 51: 496-503.

[11] Lumelsky, Vladimir J., Michael S. Shur and Sigurd Wagner. Sensitive skin [J]. IEEE Sensors Journal, 2001, 1(1): 41-51.

[12] Wu W Z, Wen X N, Wang Z L. Taxel-Addressable Matrix of Vertical-Nanowire Piezotronic Transistors for Active and Adaptive Tactile Imaging [J]. Science, 2013; 340: 952-957.

[13] Ying M, Bonifas A P, Lu N, et al. Silicon nanomembranes for fingertip electronics [J]. Nanotechnology, 2012; 23: 344004.

[14] 梁文琼. 柔性自驱动电子皮肤传感系统研究 [D]. 北京: 北京交通大学, 2019.