

压阻式柔性应变传感纤维的手指姿态识别装置

常龙飞^{1,2}, 牛清正¹, 宋伟¹, 唐振华³, 何青松⁴, 胡佳佳¹, 胡颖¹

(1. 合肥工业大学航空结构件成形制造与装备安徽省重点实验室, 230009, 合肥; 2. 合肥工业大学先进功能材料与器件安徽省重点实验室, 230009, 合肥; 3. 西安交通大学机械工程学院, 710049, 西安; 4. 南京航空航天大学机电学院, 210016, 南京)

摘要: 针对传统应变传感器柔顺性受限、与织物结合性差的问题,设计了一套可穿戴织物手指姿态识别装置。该装置的传感器为弹性硅橡胶和多壁碳纳米管复合的压阻式芯-鞘结构传感纤维柔性应变传感器,采用同轴湿法纺丝工艺制备,具有很好的可编织性,拉伸应变可达300%,响应时间少于200 ms,可将其编织到织物手套的手指关节处,用于感知手指姿态;该装置的嵌入式控制系统采用基于STM32F103C8T6主控芯片的单片机,用于采集处理手指姿态传感信号;该装置的识别显示系统采用发光二极管、无源蜂鸣器和有机发光显示屏等功能器件,用于手指姿态的识别显示。实验结果表明,与现有手指姿态识别装置相比,该装置将柔性应变传感纤维、常规织物、单片机和功能器件集成在一起,具有舒适的可穿戴性,实现了呼吸灯、数字音乐和手语识别等移动便携式控制应用。

关键词: 手指姿态识别装置;可穿戴织物;柔性应变传感纤维;嵌入式控制系统

中图分类号: TP274 **文献标志码:** A

DOI: 10.7652/xjtuxb202008015 **文章编号:** 0253-987X(2020)08-0116-08



OSID 码

A Finger Gesture Recognition Device with Piezoresistive Flexible Strain Sensing Fiber

CHANG Longfei^{1,2}, NIU Qingzheng¹, SONG Wei¹, TANG Zhenhua³,
HE Qingsong⁴, HU Jiajia¹, HU Ying¹

(1. Anhui Province Key Lab of Aerospace Structural Parts Forming Technology and Equipment, Hefei University of Technology, Hefei 230009, China; 2. Anhui Province Key Lab of Advanced Functional Materials and Devices, Hefei University of Technology, Hefei 230009, China; 3. School of Mechanical Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China; 4. College of Mechanical & Electrical Engineering, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing 210016, China)

Abstract: A wearable fabric device with the function of finger-gesture recognition is designed to solve the problem of the limited flexibility and poor combination with fabrics of the traditional strain sensors. Sensors of the device are a kind of piezoresistive core-sheath sensing fiber composed of elastic silicon rubber and multi-wall carbon nanotubes. They are prepared by coaxial wet spinning process, and have good stitchability, high tensile strain up to 300% and fast response time less than 200 ms. They can be knitted into the finger joints of fabric gloves to sense the finger gestures. The embedded control system of the device is designed with a Single-Chip Microcomputer based on the STM32F103C8T6 main control chip to collect and to process finger

gestures sensing signal. The recognition and display of finger gestures are realized with functional devices including light emitting diode, passive buzzer, and organic light-emitting display. Experimental results and comparisons with the existing finger gesture recognition device show that the proposed wearable fabric device has better integration among the sensing fiber material, conventional fabric, single-chip microcomputer and functional devices, comfortable wearability, and realizes wearable mobile control of breathing lamp, digital music and sign language recognition.

Keywords: flexible strain sensing fiber; finger gesture recognition device; wearable fabric; embedded control system

随着移动智能终端的迅速发展,智能可穿戴设备已经逐渐走进人们的日常生活,在虚拟现实、健康医疗以及工业控制等领域具有广泛的应用前景^[1-2]。智能可穿戴设备给人们提供了便捷、丰富的生活方式,比如智能手环、VR眼镜、医疗辅助康复手套等^[3],而其丰富多彩的功能得以实现的核心技术之一是柔性传感器。其中,基于新型智能材料的可穿戴柔性传感器是未来重要发展方向,特别是传感纤维柔性应变传感器,不仅具有灵敏度高、量程大等良好的传感性能,还具有非常好的生物适应性,可以提供舒适的穿戴体验。因此,基于传感纤维柔性应变传感器的智能织物及其动作识别技术研究对于推动智能可穿戴设备的发展具有重要意义。

现有的传感纤维按照传感机制的不同,通常可以划分为压电式^[4-5]、电容式^[6-7]、压阻式^[8-18]、摩擦电式^[19],其中以碳纳米管或石墨烯作为传感元件的柔性应变传感纤维大多属于压阻式传感器,其传感信号易于测量、处理简单、容易实现分路控制,且具有结构简单、轻盈便捷、性能优良、功耗低等特点,非常适合用于移动便捷的可穿戴设备。

目前,国内外学者对基于碳纳米管或石墨烯的压阻式、纤维型柔性应变传感器的制备工艺、传感特性等方面的研究已初具成效^[13-18]。Wang等报道了一种基于石墨烯的传感纤维,采用化学气相沉积法在铜线表面生长石墨烯,然后刻蚀掉铜线,最后在石墨烯纤维表面涂覆一定浓度的绝缘聚乙烯醇聚合物传感纤维,该传感纤维相对于还原氧化石墨烯(rGO)纤维,在导电性和力学性能上有所提高,具有 9.6×10^3 S/m的导电性,拉伸应变可达16%^[13]。Cheng等报道了一种“伸缩弹簧”结构的石墨烯复合材料传感纤维,将聚酯(PE)纤维和聚氨酯(PU)纤维螺旋缠绕,作为一种双层纱线弹性支架,之后对PE纤维表面进行等离子处理、浸渍和还原,该传感纤维的应变检测最低为0.2%,最高可达100%,具有拉伸、弯

曲、扭转敏感性能,可以实现小规模和大规模的动作识别^[14],但该传感纤维对于多种机械变形形式敏感,这将增加传感纤维实际应用的复杂性。Park等报道了一种采用逐层组装工艺制备的传感纤维,以弹性纱线作为支架,多循环浸渍涂覆石墨烯纳米薄片(GNP)、聚乙烯醇(PVA),该传感纤维拉伸应变可达150%,可以和织物编织在一起,具有很好的可穿戴性,可以用于检测人体不同部位的动作^[15]。Yamada等报道了一种基于单壁碳纳米管(SWCNTs)薄膜的传感纤维,将多个SWCNTs依次垂直排列在弹性基体聚二甲基硅氧烷(PDMS)上,该传感纤维应变可达280%,在150%应变下,响应时间14 ms,具有10 000次耐用性,可以和长统袜、绷带和手套结合在一起,用于检测人体运动^[16],但其并不是真正意义上的传感纤维,和织物达不到很好的编织结合。Bautista等报道了一种采用融纺工艺制备的传感纤维,将干燥后的碳酸二酯(PC)和多壁碳纳米管(MWCNTs)粉末混合搅拌并加入到复合剂中,将混合溶液转移至活塞式纺丝装置加热腔中,从直径0.6 mm的喷丝嘴纺出纤维型柔性应变传感器,该文探究了影响融纺成丝的因素,测试了不同浓度MWCNTs下的纤维电学、力学、传感性能^[17],该传感器对于推动MWCNTs传感纤维研究具有重要的意义。西安交通大学唐振华等报道了一种采用湿法纺丝工艺制备的高弹性聚合物包裹碳纳米复合材料的芯-鞘结构柔性应变传感器^[18],相比较前述各种纤维传感器,具有拉伸应变可达300%以上、10 000次以上的重复稳定性,且具有响应速度快、迟滞率低、耐洗性好等特点。该柔性应变纤维传感器可以和织物编织在一起或直接将其贴在皮肤上,用于检测人体运动。综上,现有国内外研究主要集中于制备较高传感性能的柔性应变传感纤维,并使用实验室固定设备进行传感性能测试以及一些简单的应用探索。现有研究中对可穿戴柔性应变传感器的

移动控制应用方面研究较少,主要由于实验室用于传感测试的仪器具有移动不灵活、采集通道有限且功能单一等局限^[14,16,18],无法实现可穿戴柔性应变传感器的移动控制的多功能应用拓展。

本文综合比较了各种传感纤维柔性应变传感器的性能及特点,最终选择了高弹性聚合物包裹碳纳米管复合材料的芯-鞘结构传感纤维柔性应变传感器,并在此基础上设计了数据采集控制系统,实现了可穿戴柔性纤维应变传感器的移动控制应用。本文提出的数据采集控制系统适用于多种压阻式传感器,对其他压阻式可穿戴柔性传感器的应用具有很好的借鉴意义。

1 芯-鞘结构传感纤维柔性应变传感器

本文采用同轴湿法纺丝工艺制备弹性硅橡胶包裹 MWCNTs 和硅橡胶混合物的芯-鞘结构传感纤维,并对制备的传感纤维做相应的传感性能测试实验。

1.1 芯-鞘结构传感纤维的制备

采用同轴湿法纺丝工艺,如图 1a 所示,具体流程如下。

(1) 配制鞘溶液,按照 1:1 质量称量硅橡胶 Ecoflex 0030-A 溶液和 Ecoflex 0030-B 溶液,将两者进行混合搅拌。配制芯溶液,同样按照 1:1 质量比称取 Ecoflex 0030-A 溶液和 Ecoflex 0030-B 溶液以及质量分数为 2.5% 的 MWCNTs^[18],将 Ecoflex 0030-A 溶液和 MWCNTs 进行 2~5 min 混合搅拌,之后加入 Ecoflex 0030-B 进行 5~10 min 混合搅拌。搅拌均匀后,将芯、鞘溶液放入真空干燥箱中进行 5~10 min 抽真空处理。值得注意的是如果溶液中存在气泡,纺出的纤维会在气泡到达同轴针头出口处断裂,这将很难纺成连续纤维,严格的抽真空处理是纺成连续纤维的关键步骤。

(2) 将抽真空处理后的芯、鞘溶液转移至点胶针管中,用活塞密封,点胶针管一端通过转接头连接减压阀-气泵。点胶针管另一端通过直径 1.5 mm 的聚四氟乙烯(PTFE)管连接内针头内径 1.00 mm、外径 1.15 mm 和外针头内径 1.95 mm、外径 2.10 mm 的同轴针头,如图 1b 所示。通过调节减压阀至合适气压,使活塞缓慢挤压芯、鞘溶液。最后,从同轴针头的出口处挤出纤维状粘稠溶液,溶液进入温度为 110~130 ℃、黏度为 100 mm²/s 的硅油中进行固化成型。在几分钟内,就可以得到长度 1 m 以上的连续纤维,如图 1c 所示。将纺出的纤维转移到酒

精溶液中清洗表面的硅油,之后在真空干燥箱中进行干燥处理 2~3 h。制备的芯-鞘结构传感纤维的截面尺寸内径约 500 μm,外径约 620 μm,如图 1d 所示。芯-鞘结构传感纤维内外径尺寸主要和同轴针头的尺寸大小、芯、鞘溶液的黏度、活塞挤压速度等有关。芯层主要作为传感层,鞘层则用于保护芯层的磨损、以及在设计应用时防止接触短路等。

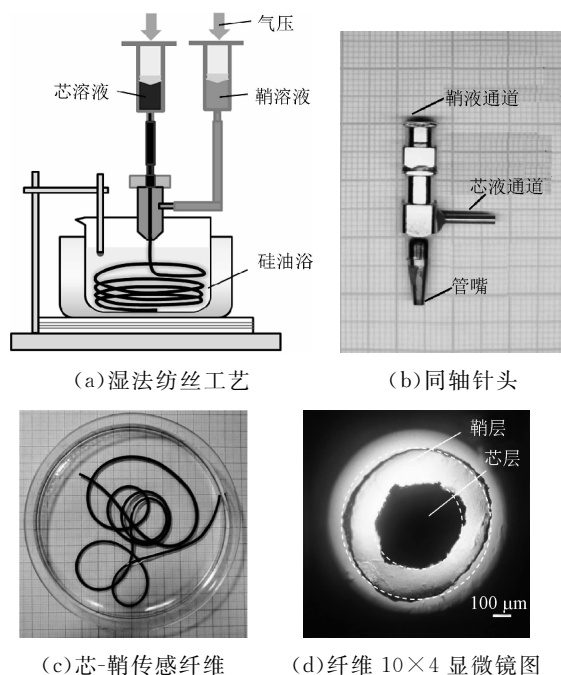


图1 制备工艺及芯-鞘结构传感纤维

对传感器进行封装处理。截取一定长度的传感纤维,将导线插入至纤维两端芯层 2~4 mm 处,用导电银浆涂裹导线连接处,最后用硅胶黏结剂(Sil-Poxy)涂裹导电银浆连接处,导电银浆起到导电稳定作用。硅胶黏结剂起到黏结保护作用。将封装处理后的传感器纤维编织到常规织物手套的手指关节处,如图 2 所示。

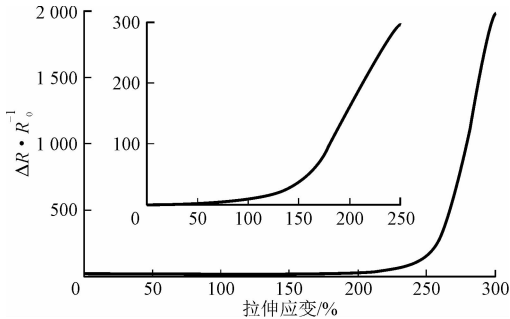
1.2 芯-鞘结构传感纤维的传感性能测试

芯-鞘结构传感纤维的传感原理是:在拉伸/释放过程中,碳管及聚合物混合物的导电网络发生破坏、重构,从而改变碳管复合材料的整体电阻值。通过改变 MWCNTs 含量、芯层导电物质种类等,可以改变芯-鞘结构传感纤维的传感性能^[18,20]。

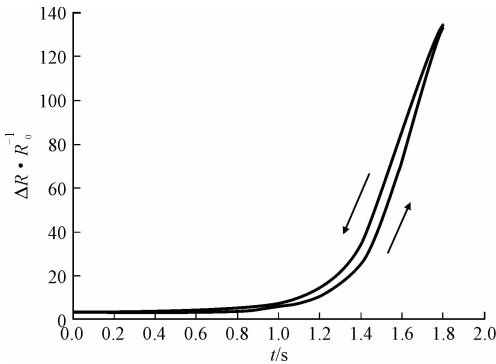
通过步进电机(森创 42BYG250Bk-B)、电化学工作站(上海辰华仪器有限公司 CHI660E)等仪器对所制备的芯-鞘结构传感纤维进行了一系列的拉伸测试,测试结果如图 3 所示。由图 3 可以发现,制备的芯-鞘结构传感纤维在不同的应变范围内具有不同的灵敏度特性,且具有快速响应和重复稳定的



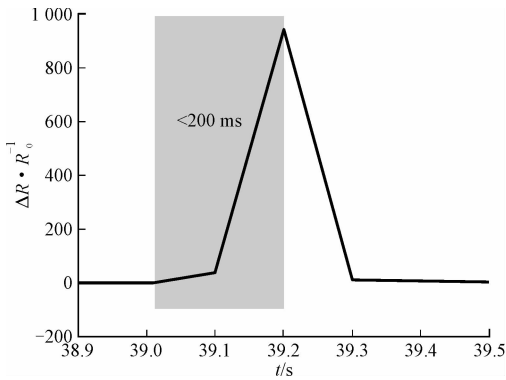
特性。由图 3a 可见,最大应变为 300%左右时,相对电阻变化率($\Delta R \cdot R_0^{-1}$)约为 1 800;由图 3b 可见,50%应变下的相对电阻变化率约为 120,且具有很好的恢复性;由图 3c 可见,响应时间小于 200 ms,具有很好的拉伸响应保持特性;由图 3d 可见,在方波负载拉伸下,传感纤维存在一点松弛现象,但并不影响拉伸保持使用;由图 3e 可见,在不同的频率下的拉伸,传感纤维具有很好的重复性,且随着频率的



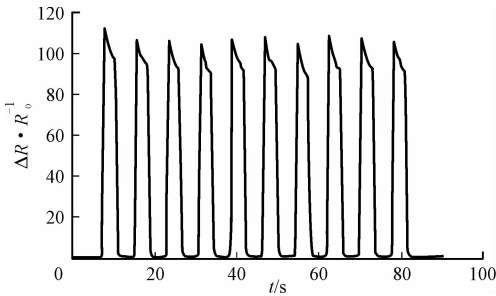
(a)传感拉伸响应



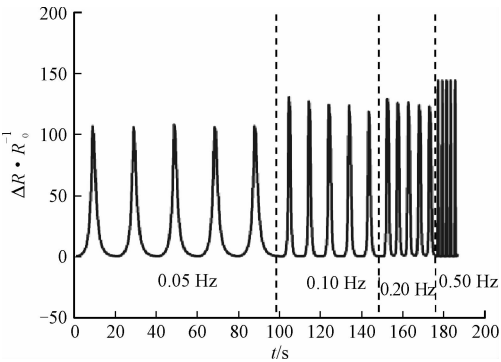
(b)50%应变的拉伸响应



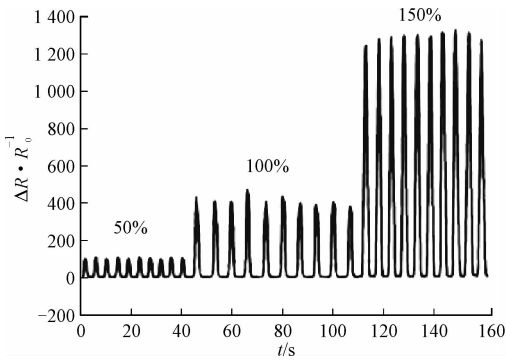
(c)拉伸响应时间



(d)施加持续 2 s 方波的拉伸响应



(e)不同频率下的拉伸响应



(f)50%、100%、150%应变的拉伸响应

图 3 传感纤维应变传感响应

增加,相对电阻变化率有逐渐增加的趋势;由图 3f 可见,在不同拉伸应变下,相对电阻变化率会有明显的增加且具有重复稳定性。

上述芯-鞘结构传感纤维的传感响应特性适用于不同的应变情况,但总体来说,为了获得满意的响应特性,该材料通常应在应变为5%以上使用。

2 传感数据采集控制系统的搭建

传感数据采集控制系统原理如图4所示,压阻式传感信号经过电阻-电压(R-V)转换电路,传输至STM32F103主控芯片中;主控芯片处理传感信号,控制功能器件。

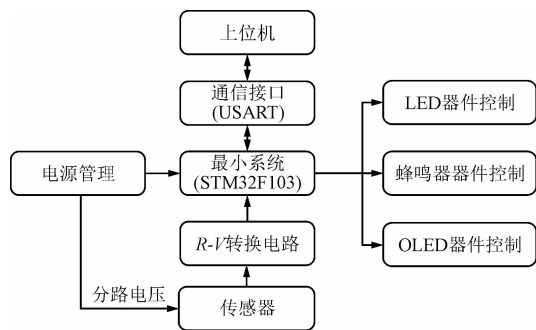


图4 传感数据采集控制系统框图

2.1 R-V 转换电路设计

R-V 转换电路采用串联分压电路和电压跟随器电路的组合形式,其电路结构相对简单、准确性高,且多个运算放大器(OP)可以集成在一块小芯片上,适用于多个传感元件一起使用。

如图5所示,传感纤维电阻 R ($500\text{ k}\Omega\sim 100\text{ M}\Omega$)与分压电阻 R_F (为已知量)串联连接传感器供给电压(V_{IN}),OP采用低功耗运算放大器LM358作为高阻抗缓冲器,保证 R 两端电压的稳定性;同时,OP采用电压跟随器电路原理连接,消除了OP后端电路对 V_{OUT} 的影响,保证采集电压信号的稳定。

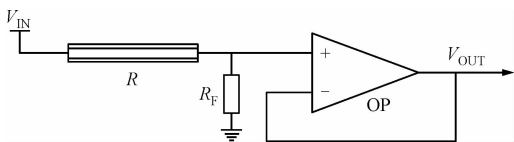


图5 R-V 转换电路图

性。 V_{OUT} 可以通过下式求得

$$V_{OUT} = \left(\frac{R_F}{R_F + R} \right) V_{IN} \quad (1)$$

2.2 最小数据采集控制系统设计

最小数据采集控制系统采用的主控芯片是意法半导体(ST)公司生产的基于Cortex-M3内核的STM32F103C8T6芯片,该芯片内置了一个12 bit分辨率的逐次逼近型ADC,有10个模拟信号输入引脚,用于采集外部传感器信号,采集精度较高,可

满足多个传感纤维同时采集的要求。此外,该芯片还具有运行速度快、存储器容量大、扩展功能丰富和功耗低的优势。

最小数据采集控制系统电路是数据采集控制系统的核心部分,主要包括电源电路、微控制器(MCU)、时钟电路、复位电路、下载电路以及外围滤波电路。其中,采用独立的滤波稳压模块给主控芯片模拟电源提供稳定的3.3 V电压,该模拟电源作为内置ADC的基准电压,决定采集传感信号数据的准确性。

在Keil μ Vision4软件中按照逻辑编写数据采集控制程序,使用FlyMcu烧录软件将编译无误的hex程序文件下载到主控芯片中。上电后,整个数据采集控制系统在主控芯片的指令下正常工作。

2.3 LED、蜂鸣器、OLED 控制电路设计

LED控制电路设计:直接将LED的正极端连接主控芯片GPIO(引脚)上。主控芯片根据传感信号值大小,发出控制LED引脚的高低电平的指令,从而控制通过LED电流的大小。

无源蜂鸣器控制电路设计:选用具有开关增流作用的PNP三级管作为主控芯片间接驱动无源蜂鸣器的中间电路。主控芯片根据有无传感信号,控制PNP三极管基极电流频率,间接控制与PNP三极管发射极连接的无源蜂鸣器的输入电流频率。

OLED屏的控制电路设计:选用体积小、功耗低的OLED屏。主控芯片根据5路传感信号,通过I²C总线传输方式,与OLED屏进行通信。

3 面向手语识别的手指姿态测试

将封装后的传感纤维编织到织物手套的手指关节处,手指弯曲致使传感纤维发生拉伸应变,相应电阻发生变化,即产生电阻传感信号。数据采集控制系统对传感信号进行采集和处理,实现传感纤维对手指姿态的识别。主控芯片控制相应功能器件,实现手指姿态对器件的控制、显示。

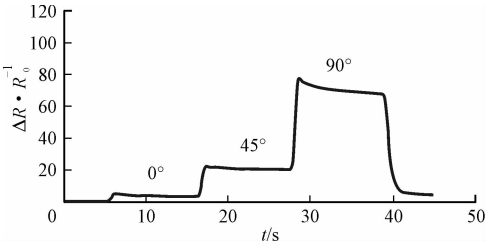
3.1 单通道LED呼吸灯测试

随着食指弯曲角度的逐渐增大,食指关节处的传感纤维的电阻值也随之逐渐增大,通过控制LED输入引脚的脉冲宽度调制信号,使流进LED的电流随之变大。这样,肉眼可以清晰看到LED亮度逐渐变亮,如图6所示。

由于PWM信号采用主控芯片内置的标准定时器直接输出,单片机CPU不参与PWM信号的产生,因而节省了CPU工作量,提高了系统工作效率,



(a)LED 随食指弯曲角度的增大而变亮



(b)不同弯曲状态下的传感响应

图 6 LED 呼吸灯测试

使得智能织物装置可以更好地实现实时控制。

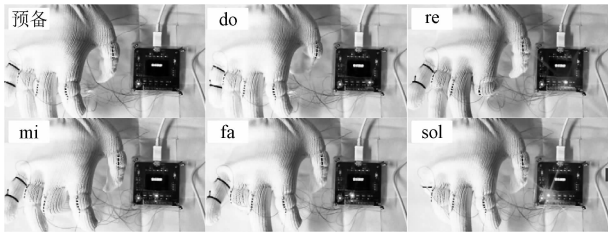
本文采用单通道 LED 呼吸灯测试实验探究了智能织物装置单个传感纤维多应变点间的控制,对实现智能织物装置的精准控制和多功能应用奠定了基础。

3.2 多通道 MIDI 音乐测试

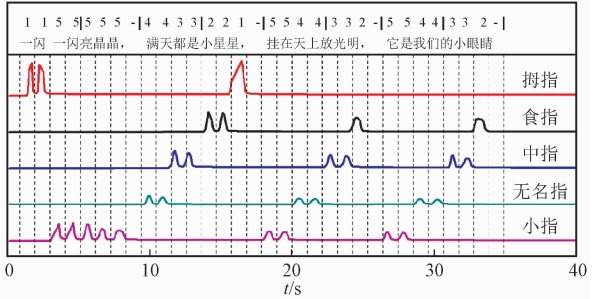
乐器数字接口(MIDI)是一种用数字信号记录音乐的音乐格式。一首简单的 MIDI 音乐由音符和节拍组成,其中音符与频率相对应,节拍与音符播放时间相对应。因此,可以用 5 根手指分别代表 5 个不同的音符,手指弯曲设置成产生音符频率的控制开关,手指弯曲停留时间决定该音符频率的节拍。这样,5 根手指相互配合可以演奏一些悦耳动听的 MIDI 音乐。此外,MIDI 音乐设计还加入了 5 个不同颜色的 LED,配合发出绚丽多彩的灯光效果,增加了 MIDI 音乐的趣味性。

如图 7a 所示,将 5 个封装后的传感纤维沿着手指方向分别编织在织物手套的 5 根手指关节处,且小指由于尺寸较其他手指较小,在弯曲过程中手套和手指之间容易发生移位,因此实验中小指的传感纤维两端用绝缘胶带横向固定,减少移位影响。其中拇指、食指、中指、无名指、小指分别代表中音 do、re、mi、fa、sol 这 5 个音符,当拇指弯曲时,无源蜂鸣器发出中音 do 且 LED1 发出红光,以此类推。参照“小星星”歌曲简谱,5 根手指可以像弹钢琴一样,演奏世界儿歌,如图 7b 所示。

MIDI 音乐测试实验探究了智能织物装置多个传感纤维间的“串行”控制,对未来智能织物装置同时携带多个传感纤维分别配合应用奠定了基础。此外,由上文 LED 呼吸灯测试实验可知,可以设置一



(a)织物手套 5 根手指对应 5 个音符



(b)穿戴织物手套演奏“小星星”音乐

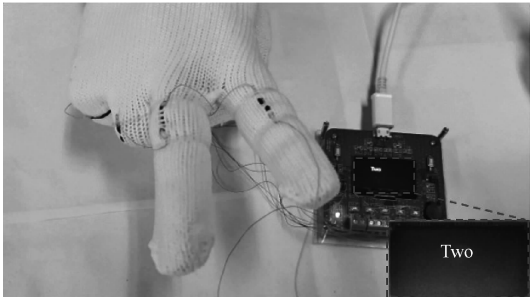
图 7 MIDI 音乐测试

根手指的不同弯曲程度代表不同音符,同时加入延时函数语句进行软件消抖处理,延时时间取决于不同音符控制点间切换的时间间隔,即可消除同一根手指不同音符控制点之间的传感信号干扰。这样,就可以在一只手套上加入更多的音符,演奏更加悦耳动听的 MIDI 音乐。

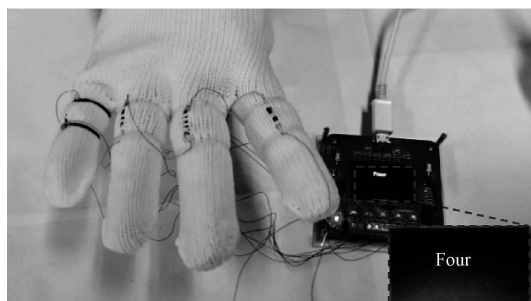
3.3 多通道 OLED 手指姿态显示测试

手语是交流的重要符号,需要多个手指同时配合。将封装后的传感纤维编织在织物手套的手指关节处,用于识别一根手指的伸直和弯曲两种状态,根据公认手语的手指姿态,记录其的 5 根手指的对应状态,并将其预设为该手指姿态的“与”判断条件。当 5 路传感信号数据同时满足该手语的判断条件时,控制芯片会调用手指姿态文字库文件中该手指姿态的文字文件,将其文字显示在 OLED 屏上。

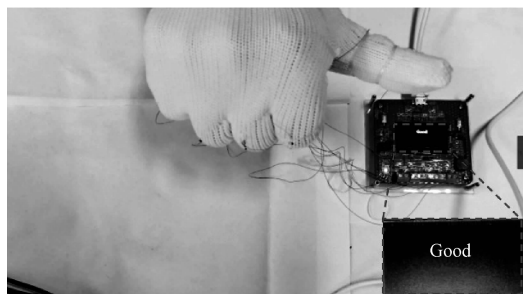
不同手指姿态的识别显示测试如图 8 所示,其中,当拇指处于伸直状态,其他手指处于紧握弯曲状



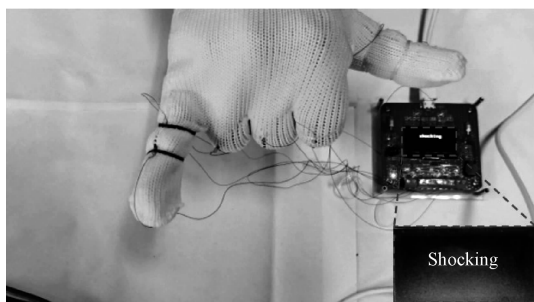
(a)“Two”手指姿态测试



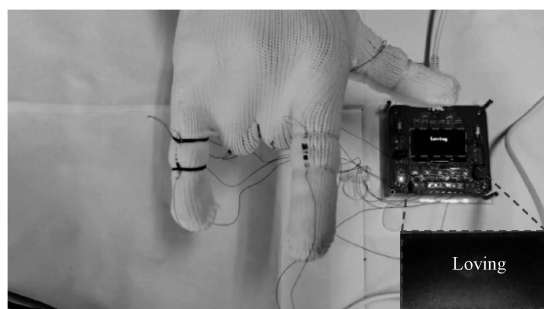
(b)“Four”手指姿态测试



(c)“Good”手指姿态测试



(d)“Shocking”手指姿态测试



(e)“Loving”手指姿态测试

图8 不同手指姿态的识别显示测试

态时,拇指上的电阻传感信号因传感纤维没有发生拉伸应变而不发生变化,同时其他手指上的电阻传感信号因传感纤维发生拉伸应变而变大,传感信号满足预设的 Good 手势姿态的 5 个手指的与判断条件,OLED 屏幕显示 Good 文字,依此类推。根据 5 根手指的状态组合,可以识别更多的手指姿态。

本文采用 MIDI 音乐测试实验探究了智能织物

装置多个传感纤维的“并行”控制,对未来智能织物装置同时携带多个传感纤维同时配合应用奠定了基础。此外,一根手指的不同弯曲程度可以分别设置成对应的手指姿态控制点,同时和上文消抖处理一样,加入延时函数语句,消除同一根手指弯曲运动过程中不同手指姿态控制点之间的传感信号干扰。这样,就可以实现识别更多复杂多样的手指姿态。

4 结 论

本文采用同轴湿法纺丝工艺成功制备了性能优良的传感纤维柔性应变传感器,在此基础上,设计了基于 STM32F103C8T6 主控芯片的多路数据采集、控制系统,同时加入 LED、无源蜂鸣器、OLED 屏等功能器件,将传感纤维、数采系统、控制系统、显示系统集成在一起,研究了智能织物装置单个传感纤维多应变点间的控制、多个传感纤维间的“串行”控制。本文研究结果对柔性纤维传感器在可穿戴器件中的应用,以及后续探索多功能移动便携式可穿戴智能织物,具有重要的借鉴意义。

参考文献:

- [1] 彭军,李津,李伟,等. 柔性可拉伸应变传感器研究进展与应用 [J]. 化工新型材料, 2018, 46(11): 45-49.
- PENG Jun, LI Jin, LI Wei, et al. Research progress and application of flexible tensile strain sensors [J]. Advanced Chemical Materials, 2018, 46(11): 45-49.
- [2] 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.
- QIN Xin, SU Meng, LI Fengyu, et al. Research progress in flexible wearable electronic sensors [J]. Acta Chimica Sinica, 2016, 74(7): 565-575.
- [3] HAN S T, PENG H, SUN Q, et al. An overview of the development of flexible sensors [J]. Advanced Materials, 2017, 29: 1700375.
- [4] ZHAO Jingjing, HAN Song, YANG Ying, et al. Passive and space-discriminative ionic sensors based on durable nanocomposite electrodes toward sign language recognition [J]. ACS Nano, 2017, 11(9): 8590-8599.
- [5] ZHONG J, ZHONG Q, HU Q, et al. Stretchable self-powered fiber-based strain sensor [J]. Advanced Functional Materials, 2015, 25(12): 1798-1803.
- [6] LIPOMI D J, VOSGUERITCHIAN M, TEE B C K, et al. Skin-like pressure and strain sensors based on transparent elastic films of carbon nanotubes [J]. Nature Nanotechnology, 2011, 6(12): 788-792.

- [7] CAI S, HUANG T, CHEN H, et al. Wet-spinning of ternary synergistic coaxial fibers for high performance yarn supercapacitors [J]. *Journal of Materials Chemistry: A*, 2017, 43(5): 22489-22494.
- [8] 赵木森, 于海波, 孙丽娜, 等. 基于石墨烯/PEDOT: PSS 复合材料制备的可穿戴柔性传感器 [J]. *中国科学: 技术科学*, 2019, 49(7): 851-860.
ZHAO Musen, YU Haibo, SUN Lina, et al. Wearable flexible sensors based on graphene/PEDOT: PSS composites [J]. *Scientia Science: Technologica*, 2019, 49(7): 851-860.
- [9] 刘志文, 崔旭, 徐礼胜, 等. 聚合物基石墨烯复合材料在柔性传感器领域的研究进展 [J]. *航空制造技术*, 2019, 62(15): 78-87.
LIU Zhiwen, CUI Xu, XU Lisheng, et al. Research progress of polymer based graphene composites in the field of flexible sensors [J]. *Aviation Manufacturing Technology*, 2019, 62(15): 78-87.
- [10] CHEN S, LOU Z, CHEN D, et al. Wearable electronics: polymer-enhanced highly stretchable conductive fiber strain sensor used for electronic data gloves [J]. *Advanced Materials Technologies*, 2016, 1(7): 1600136.
- [11] LEE S W, PARK J J, PARK B H, et al. Enhanced sensitivity of patterned graphene strain sensors used for monitoring subtle human body motions [J]. *ACS Applied Materials and Interfaces*, 2017, 9(12): 11176-11183.
- [12] RYU S, LEE P, CHOU J B, et al. Extremely elastic wearable carbon nanotube fiber strain sensor for monitoring of human motion [J]. *ACS Nano*, 2015, 9(6): 5929.
- [13] WANG Xiaona, QIU Yunfeng, CAO Wenwu, et al. Highly stretchable and conductive core-sheath CVD graphene fibers and their applications in safe strain sensors [J]. *Chemistry of Materials*, 2015, 27(20): 6969-6975.
- [14] CHENG Yin, WANG Ranran, SUN Jing, et al. A stretchable and highly sensitive graphene-based fiber for sensing tensile strain, bending, and torsion [J]. *Advanced Materials*, 2015, 27(45): 7365-7371.
- [15] PARK J J, HYUN W J, MUN S C, et al. Highly stretchable and wearable graphene strain sensors with controllable sensitivity for human motion monitoring [J]. *ACS Applied Materials and Interfaces*, 2015, 7(11): 6317-6324.
- [16] YAMADA T, HAYAMIZU Y, YAMAMOTO Y, et al. A stretchable carbon nanotube strain sensor for human-motion detection [J]. *Nature Nanotechnology*, 2011, 6(5): 296-301.
- [17] ROBERTO J, POTSCHKE P, BRUNIG H, et al. Strain sensing, electrical and mechanical properties of polycarbonate/multiwall carbon nanotube monofilament fibers fabricated by melt spinning [J]. *Polymer*, 2016, 82: 181-189.
- [18] TANG Zhenhua, JIA Shuhai, WANG Fei, et al. Highly stretchable core-sheath fibers via wet-spinning for wearable strain sensors [J]. *ACS Applied Materials and Interfaces*, 2018, 10(7): 6624-6635.
- [19] LIN Zhiming, CHEN Jun, LI Xiaoshi, et al. Triboelectric nanogenerator enabled body sensor network for self-powered human heart-rate monitoring [J]. *ACS Nano*, 2017, 11(9): 8830-8837.
- [20] CHO D, PARK J, KIM J, et al. Three-dimensionally continuous conductive nanostructure for highly sensitive and stretchable strain sensor [J]. *ACS Applied Materials and Interfaces*, 2017, 9(11): 17369-17378.

[本刊相关文献链接]

- 李敏, 何博, 徐光华, 等. 柔性可穿戴的腕关节运动角度传感器. 2018, 52(12): 32-37. [doi:10.7652/xjtuxb201812005]
- 滕千礼, A. ESMAEILI KELISHOMI, 蔡忠闽. 采用运动传感器的人体运动识别深度模型. 2018, 52(8): 60-66. [doi:10.7652/xjtuxb201808010]
- 段鹏松, 周志一, 王超, 等. WiNet: 一种适用于无线感知场景的步态识别模型. 2020, 54(7): 187-195. [doi:10.7652/xjtuxb202007022]
- 宋雨键, 崔荣洪, 刘凯, 等. PVD 薄膜传感器的振动疲劳裂纹监测可行性研究. 2019, 53(11): 156. [doi:10.7652/xjtuxb201911022]
- 刘凯, 崔荣洪, 侯波, 等. 薄膜传感器监测强化结构裂纹的可行性研究. 2018, 52(7): 139-145. [doi:10.7652/xjtuxb201807020]

(编辑 刘杨)