

DOI:10.3969/j.issn.1003-5060.2024.05.011

一种快速响应的超灵敏仿生压力电子皮肤

李育文¹, 刘平¹, 胡秋生¹, 吴顺哥¹, 刘彩霞², 黄英¹

(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:文章首先通过仿人体指纹脊状结构,基于改性多壁碳纳米管填充紫外固化胶制备导电复合材料,借助丝网印刷制作具有规则裂纹结构的柔性压力传感单元;然后通过仿生物体的神经元信息传输方式,设计基于异步编码的总线式电路结构;最后通过将所设计的电路系统结构与传感单元相结合,得到一种快速响应的超灵敏仿生压力电子皮肤。结果表明,通过引入仿生表皮结构,所设计的柔性压力传感单元具有高灵敏系数(1 914.701)、快速响应(52 ms)和高稳定性的特点。基于异步编码设计的串行-并行信号传输模式可有效提升信息传输速度,显著提升电子皮肤信息感知的实时性,此外,仿神经元信号传输模式使得电子皮肤只要信息传输通道不受到破坏,仍能保留完整的传感功能。

关键词:电子皮肤;超灵敏;电阻式;异步编码;可扩展

中图分类号:TP212.1 **文献标志码:**A **文章编号:**1003-5060(2024)05-0649-07

An ultrasensitive bionic pressure electronic skin with fast response

LI Yuwen¹, LIU Ping¹, HU Qiusheng¹, WU Shunge¹, LIU Caixia², HUANG Ying¹

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

Abstract:In this paper, a flexible pressure sensing unit with regular crack structure was fabricated firstly. The unit was inspired by human fingerprint ridge structure, based on modified multi-walled carbon nanotubes filled with UV-curable adhesive and fabricated by screen printing. Then, a bus circuit structure based on asynchronous coding was designed through the biological neuron information transmission mode. Finally, by combining the designed circuit system structure with the sensing unit, a fast response ultrasensitive bionic pressure electronic skin(e-skin) was obtained. The results show that by introducing the bionic skin structure, the designed flexible pressure sensing unit has the characteristics of high gauge factor(1 914.701), fast response time(52 ms) and high stability. The serial-parallel signal transmission mode based on asynchronous coding effectively improves the information transmission speed and significantly improves the real-time performance of e-skin information perception. In addition, the neuron-like signal transmission mode enables the e-skin to retain the complete sensing function as long as the information transmission channel is not damaged.

Key words:electronic skin(e-skin); ultrasensitive; resistance type; asynchronous coding; scalable

0 引言

在生物感知系统中,皮肤作为人体最大的器

官,其庞大的传感网络可实时获得温度、压力等外界信息的变化。随着传统工业机器人到智能机器人的快速进步发展,模拟人类触觉感知和信息处

收稿日期:2022-01-17;修回日期:2022-02-28

基金项目:浙江省重点研发计划资助项目(2018C01041);中央高校基本科研业务费专项资金资助项目(JZ2020HGTB0027)

作者简介:李育文(1997—),男,河南周口人,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。

理的柔性电子皮肤已经受到相关学者的广泛关注^[1-3]。文献[4]基于碳纤维/炭黑/硅树脂制作超柔软且坚固的电子皮肤,最大灵敏系数(gauge factor, GF)为 45;文献[5]采用螺旋缠绕结构的碳纤维纱制成柔性应变传感器,灵敏系数为 11.5;文献[6]将液态金属共晶镓铟嵌入波状微通道弹性材料基体中,制作一种柔性微流体应变传感器,灵敏系数为 4.91。但是,这些柔性应变传感器灵敏系数较低,无法满足智能机器人在实际工作中微小应变下的触觉感知。目前对于电子皮肤中电路采集系统部分的研究相对较少,主要采用时分多址的方式进行传感器阵列信号的采集。文献[7-10]对所设计的仿生皮肤采用行列扫描的方法采集信号,该方法采集信号的读出率低,无法对高度局部和短暂的外部刺激做出快速反应。而理想的电子皮肤应具有快速响应的能力,以快速识别外界的短暂刺激;同时,对于具有较大数量的电子皮肤上的传感器应还具有较低的布线要求,在承受部分机械损伤的情况下还能继续对外界信号输出反馈信号。

受人类表面皮肤的结构和神经元启发,本文设计并制作了一种超灵敏快速响应的仿生压力电子皮肤。其中,以接枝改性的多壁碳纳米管(g-MWCNTs)和 UV 胶为导电复合材料,结合丝网印刷工艺研制具有仿人类指纹的微裂纹柔性传感单元;以异步编码总线电路结构,实现对信号的传输采集。最终构建的电子皮肤能准确监测微小应变,对高度局部和短暂的接触能快速做出反应,且在受到物理伤害时能够继续保持感知和信号采集传输功能。对于推进智能机器人的高分辨率实时精确触觉感知具有一定的意义。

1 柔性传感单元

1.1 传感单元制备

传感单元制备流程与制备样品结果如图 1 所示。从图 1a 可以看出,高灵敏度柔性传感单元的制作过程如下:将 g-MWCNTs 溶于乙醇溶剂中,磁力搅拌 0.5 h 进行分散;分别加入 UV 胶调制成质量分数为 5% 和 30% 的高阻油墨和低阻油墨;结合丝网印刷工艺,在 UV 油墨衬底上使用 200 目网版以 45° 印刷角印刷柔性传感单元,每次印刷厚度为 65 μm ,先印刷高阻油墨 2 次,每次印刷结束后放置在 UV 灯下固化 0.5 h;用带有裂纹结构的同等规格参数的网版印刷低阻油墨 2 次,放入 UV 灯下固化 0.5 h,得到具有裂纹结

构的双层电阻式柔性传感单元。从图 1b 可以看出,制作而成的传感单元具有良好的柔韧性;从图 1c 可以看出传感单元的初始尺寸参数;从图 1d 可以看出传感单元的厚度为 260 μm 。

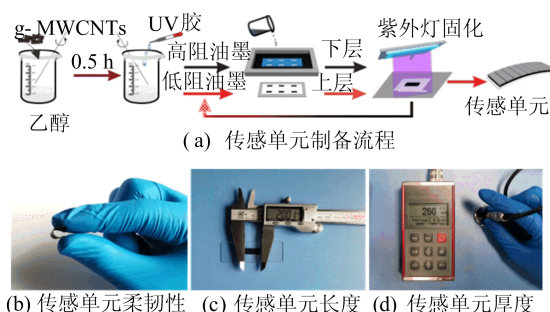


图 1 传感单元制备流程与制备样品结果

1.2 微观表征与分析

使用扫描电子显微镜(scanning electron microscope, SEM)观察传感单元微观形貌,结果如图 2 所示。利用 400 μm 的 SEM 观察传感单元在 3% 应变时表面裂纹形貌,从图 2a 可以看出,在 3% 的应变下,裂纹较为均匀,宽度约 60 μm ,间距约 300 μm 。为了实现两层间紧密结合,本文使用同种 UV 材料作为传感单元基体。将经过环氧丙烯酸酯接枝改性后的碳纳米管(g-MWCNTs)分散到含有环氧丙烯酸酯聚合物的 UV 胶之中,使得导电填料(g-MWCNTs)能均匀地分散到 UV 胶基体中,实现紧密结合^[11]。从图 2b 可以看出,接枝后的碳纳米管表面形貌,接枝后的碳纳米管分散均匀,没有出现团聚现象,且碳纳米管的弯曲较大、长度较长、结构完整。

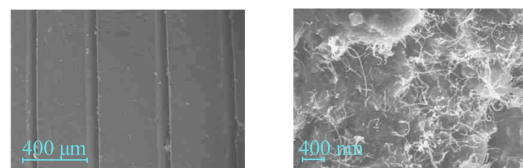


图 2 传感单元裂纹形貌与 CNT 在油墨中的分散性

1.3 传感单元特性测试与分析

传感单元静态特性测试结果如图 3 所示。通过分析测量传感单元上层的拉力-应变及传感单元的应变-电阻关系,研究上层最优导电填料的质量分数。从图 3a 可以看出,当填料质量分数为 40% 时,上层材料拉伸至 4% 发生断裂,因此传感单元产生新的裂纹,不再是规则裂纹;当填料质量分数为 30% 时,传感单元上层可拉伸到 13%,足

以满足使用需求。从图 3b 可以看出,当上层材料导电填料填充 30%时,传感单元的灵敏系数 G_F 相对于 20%较高,在 11%~13%的应变范围内, G_F 可达 1 914. 701。综上所述,本研究将上层导电填料配比设计为 30%。从图 3c 可以看出,电阻随应变增大而增大,表现出良好的欧姆特性,对传感单元施加反向电压时,并没有出现 pn 结特性,说明敏感材料并没有发生氧化还原反应,传感单元具有良好的稳定性。

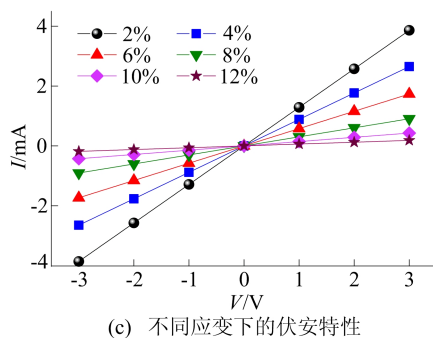
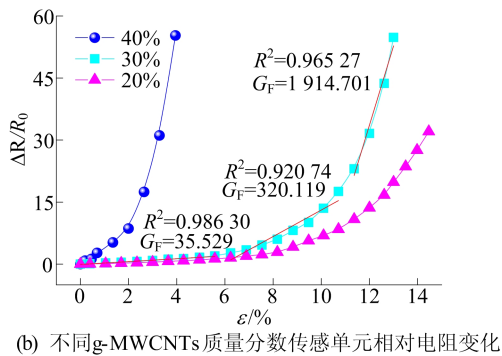
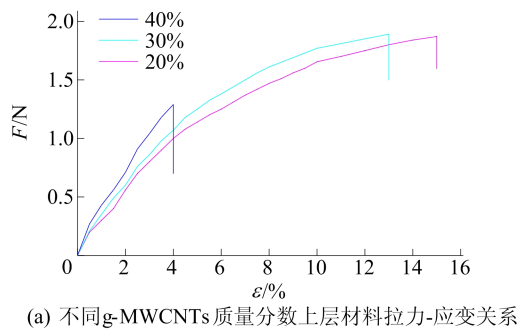


图 3 传感单元静态特性测试结果

传感单元动态特性测试结果如图 4 所示。通过在传感器上施加 8%的应变,测试传感单元的响应时间为 52 ms,具有快速响应速度,从图 4a 可以看出,恢复时间为 64 ms,较响应时间略长,这主要与材料弹性恢复的因素相关。从图 4b 可以看出,传感单元经过 1 500 次循环后(应变范围 0~8%)的电阻相对变化情况,传感单元具有良好的稳定性。

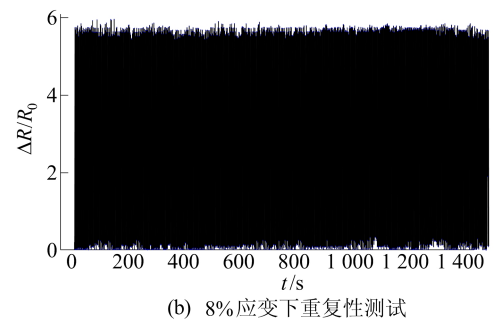
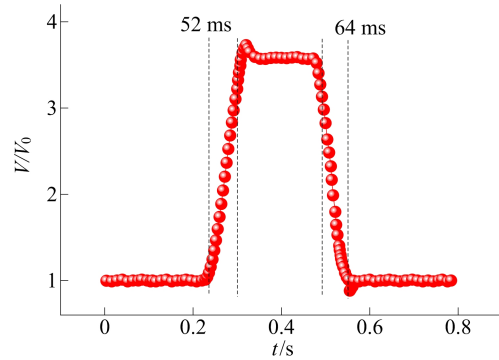


图 4 传感单元动态特性测试结果

1.4 传感机理

传感机理与有限元仿真验证结果如图 5 所示。研究发现,人体指纹由不同杨氏模量的表皮和真皮组成^[12],从图 5a 可以看出,表皮层通过指纹脊线结构与接触物质相互作用,将动能相互作用传递给真皮层中的机械感受器,将机械刺激转化为动作电位信号。受指纹结构启发,制作具有裂纹结构的双层传感单元,从图 5b 可以看出,上下层结构因导电填料配比不同,当传感单元受应力作用时,应变将主要集中于表面裂纹的沟道处。沟道处的变形与应力的的大小呈正相关关系,即传感单元的电阻变化与应力具有正相关关系。

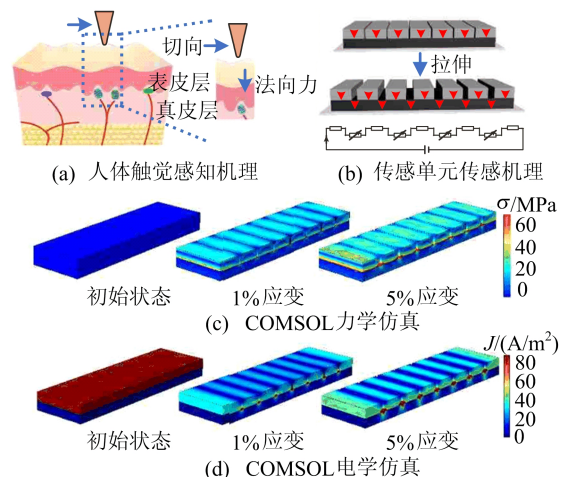


图 5 传感机理与有限元仿真实验结果

为了验证传感机理,对其进行力学和电学的有限元仿真分析。

从图 5c 可以看出,在不同应变下,传感单元应力主要集中于裂纹沟道底部和两层边缘结合处。随着应变的增大,形成应力集中现象,导致裂纹之间的宽度逐渐增大。

由于上层电阻远小于下层电阻,在非裂纹处电流主要从上层通过,途径裂纹处流入下层,呈 U 字型路线流入上层。

从图 5d 可以看出,电流密度与 U 字型路径的长短成正比。

2 编/译码原理及建模验证

2.1 编/译码原理

对数据总线上传感器信号的解析,依赖于地址码序列具有强自相关性和弱互相关性。设传感器采集信号为 $d_n(t)$,具有互相关性非常低且自相关性强的地址码 $c_n(t)$,按照编码设计,各通道数据编码为:

$$d_n(t) \rightarrow d_n(t) \oplus c_n(t) \quad (1)$$

因为所取 $c_n(t)$ 的互相关性非常低且自相关性非常强,所以 $c_n(t)$ 之间任意 2 组扩频码异或相当于 0,自身的异或结果为 1,即

$$c_m(t) \oplus c_n(t) = 0 \quad (2)$$

$$c_n(t) \oplus c_n(t) = 1 \quad (3)$$

使用相同地址码进行解码的结果为:

$$d_n(t) \rightarrow (d_n(t) \oplus c_n(t)) \oplus c_n(t) \rightarrow d_n(t) \quad (4)$$

使用不同地址码进行解码的结果为:

$$d_n(t) \rightarrow (d_n(t) \oplus c_n(t)) \oplus c_m(t) \rightarrow 0 \quad (5)$$

因此接收方可以收到与发射方一致的信号,且各个发射方之间又互不干扰。

本文以 Pearson 相关系数^[13]来衡量 2 个地址码的相关性,Pearson 相关系数 r 为:

$$r = AB^{-\frac{1}{2}},$$

$$A = \sum xy - (\sum x - \sum y)N^{-1},$$

$$B = \left[\sum x^2 - (\sum x)^2 N^{-1} \right] \times \left[\sum y^2 - (\sum y)^2 N^{-1} \right] \quad (6)$$

其中: x 、 y 分别为地址码序列; N 为序列长度;相关系数 r 取值为 $-1 \sim 1$,若 $|r|$ 越大,则 2 个序列的相关性越大。

取长度为 63 的 5 个 gold 序列作为测试,结果见表 1 所列,地址码展现出强自相关性和弱互相关性,因此数据信息可以被解析出来。

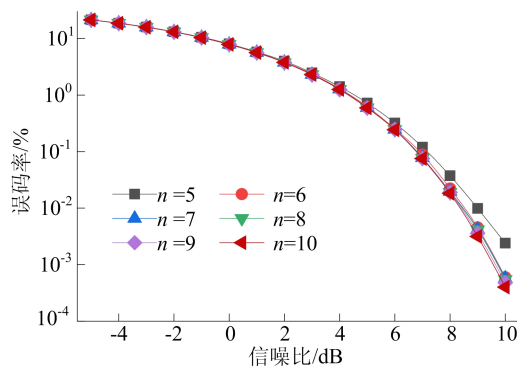
表 1 地址码的相关性系数

x	a_1	a_2	a_3	a_4	a_5
a_1	1	-0.016 1	-0.016 1	-0.020 9	-0.016 1
a_2	-0.016 1	1	-0.016 1	-0.020 9	-0.016 1
a_3	-0.016 1	-0.016 1	1	-0.020 9	-0.016 1
a_4	-0.020 9	-0.020 9	-0.020 9	1	-0.020 9
a_5	-0.016 1	-0.016 1	-0.016 1	-0.020 9	1

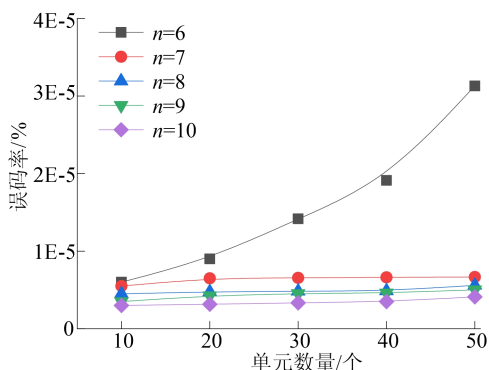
2.2 地址码选取研究

地址码级数与单元数量对误码率的影响如图 6 所示。

通过对地址码宽度与单元数量的关系进行研究,选取适合电子皮肤单元数量的地址码宽度。图 6a 所示为不同级数($1b$ (地址码宽度+1))的码元在相同单元数量情况下,误码率随信噪比的变化关系。



(a) 地址码级数与信噪比对误码率影响



(b) 单元数量与地址码级数对误码率影响

图 6 地址码级数与单元数量对误码率的影响

从图 6a 可以看出,任一级数码元的误码率与信噪比呈负相关关系。在信噪比小于 0 时,噪声有效功率大于信号的有效功率,但误码率仍然小于 22%,信号仍有很高辨识度。而当信号的有效功率远大于噪声的有效功率时,误码率会迅速下降,在信噪比为 10 dB 时,误码率已下降到 0.001%,同时随着码元级数的增加,误码率能够实现数倍的下降,无限接近于零误差。在实际电

路中信噪比一般远大于 10 dB,因此该系统的误码率足以完全满足电子皮肤的传输要求。

同时,本文研究电子皮肤单元数量和地址码级数对误码率的影响,从图 6b 可以看出,以测试级数为 6 的码元情况,信噪比固定为 10 dB。随单元数量的增加,使用各种级数码元的误码率都会有所上升,但在信噪比一定的情况下,其保持在同一个数量级。而对于级数为 6 的码元,其最大支持单元数量为 64 个($2^6=64$),当单元数量达到 50 个时,已经极其接近最大容量,但其误码率仍小于 0.01%。

3 电子皮肤系统设计及应用

3.1 系统整体架构

根据神经系统中多感受器并行工作的特点,采用仿神经系统的并行总线式电路系统结构实现高密度传感器的信号采集工作,将多路触觉信号叠加后分辨分离。因此,以微处理器模拟机械感受器对触觉信号的编码功能、以加法器电路模拟中枢神经系统对神经元电信号的叠加功能、以计算机解码模拟大脑对触觉信号的分辨分离功能,从而实现平行应变信号的识别,电路设计原理如图 7 所示。

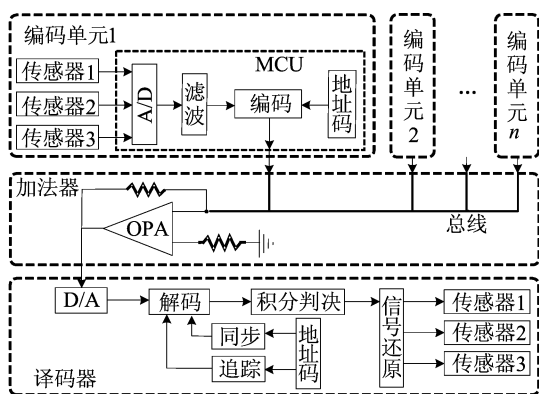


图 7 电路设计原理示意图

3.2 编码单元结构及程序设计

编码电路单元结构及编/译码程序设计如图 8 所示。从图 8a 可以看出,通过微处理器实现对传感器数据的编码操作,在电路单元四周,设计有相同的扩展接口,4 组接口完全相同且相互连通,任意数据接口都可视为数据总线接口,从而任意单元可通过扩展接口相连。从图 8b 可以看出,根据编码设计理论,对每个处理器单元预置唯一的地址码数据,实现编码操作,各帧数据之间通过添加帧头数据进行区分,同时添加 Hamming 编

码设计实现纠错设计。从图 8c 可以看出,同时产生 3 路初始相位不同的地址码进行译码,根据门限判决结果对地址码相位进行调整,在地址码与编码后数据初始相位完全同步后,对数据开始跟踪译码和数据还原。

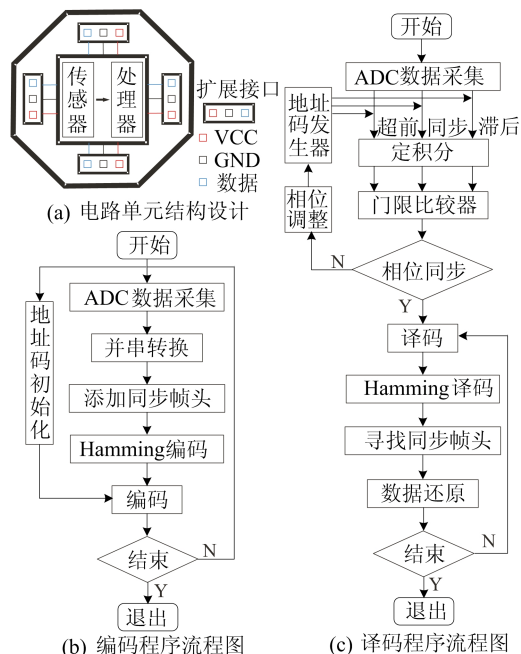


图 8 编码单元结构及编/译码程序设计

3.3 可扩展电子皮肤设计

基于异步编码的可扩展电子皮肤设计及特性如图 9 所示。

从图 9a 可以看出,传感编码单元通过微处理器对信号进行采集编码并输出到总线上,依靠异步编码的总线传输方式和传感编码单元的结构设计,电子皮肤具有任意扩展性,可根据应用环境的需求,扩展任意数量单元。

从图 9b 可以看出,电子皮肤经常依靠接触来感知环境,易磨损破坏,而基于异步编码的电子皮肤只要存在总线通路,在多个位点受到剪切破坏时,仍保留完整功能,因此具有一定的高鲁棒性。

从图 9c 可以看出,时分多址依靠多路选通器在时间域上对信号依次进行采集,在采集某一传感单元信号 d_1 时,此时刻其余传感单元信号信息状态(如 d_2 、 d_3 等)将会丢失,最终输出总线上信号 D 以序列方式依次传输。码分多址传输方式依靠对传感单元的编码实现总线传输,在时间域上,各传感单元信号(如 d_1 、 d_2 等)同时传输,信息完整度高,最终输出总线上信号 D 以矩阵向量的状态进行传输($D = \text{diag}(d \oplus c)$),其中 c 为地址码

序列)。

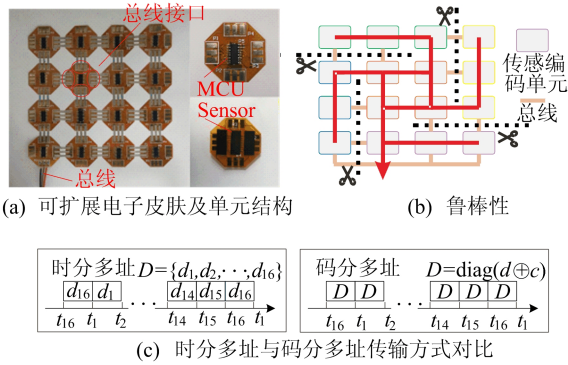


图 9 基于异步编码的电子皮肤设计及特性

3.4 电子皮肤抓握测试

对电子皮肤系统进行抓握测试,结果如图 10 所示。

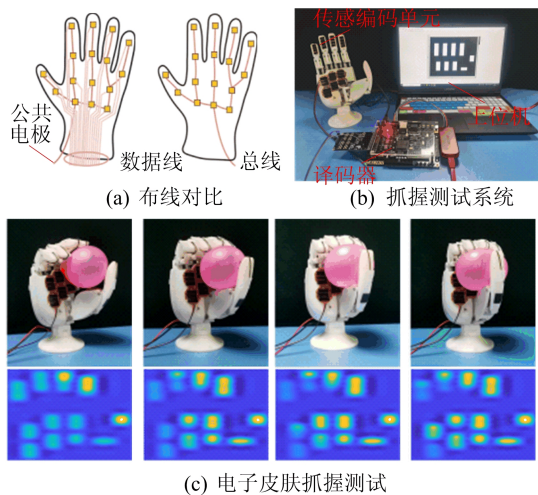


图 10 电子皮肤布线对比与抓握系统实验测试

基于异步总线方式设计的电子皮肤将极大地减少布线资源,图 10a 的左图采用公共电极,对每个传感单元的信号单独进行采集,布线数量与传感单元的数量相同;右图采用基于异步编码的总线方式进行布线,仅将各个传感单元连接到总线通路上,布线资源极大减少。从图 10b 可以看出,将压力电子皮肤布置到机械手上进行测试,传感编码单元感知到触觉信号后对其进行编码,输出到串行总线上,通过 FPGA 构建解码系统,对总线数据进行采集和解码,解码结果通过上位机显示输出。

使用机械手抓握气球,在初始状态时,部分传感器并未接触到气球,随着抓握程度的增加,气球将会由球体变形成椭球体,因此逐步接触到其他

部位的传感器,造成应力分布与应力大小同时变化。从图 10c 可以看出,该压力电子皮肤对于每个像素点可以实现清晰的识别记录。

4 结 论

通过仿指纹脊结构,本文提出并设计一种具有裂纹结构的电阻式应变传感单元,灵敏系数高达 1 914. 701;基于异步编码方式设计一种总线式电路采集结构,在多个位点受到剪切破坏时,所有的传感单元仍能正常工作。通过将传感单元和采集电路集成,构建一种可扩展的柔性触觉电子皮肤,并将其布局在机械手上抓握物体,能清晰地监测每个传感单元的压力大小,实现各个传感单元的独立通信。对于推进人机交互、仿生机器人的触觉感知具有一定的价值。

[参 考 文 献]

- [1] SUN Z J, YANG S, ZHAO P F, et al. Skin-like ultrasensitive strain sensor for full-range detection of human health monitoring[J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2020, 12(11):13287-13295.
- [2] YIN R Y, WANG D P, ZHAO S F, et al. Wearable sensors-enabled human-machine interaction systems: from design to application [J]. Advanced Functional Materials, 2020, 31(11):2008936.
- [3] 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.
- [4] HUANG Y, WANG Y, SUN X H, et al. Superelastic and large-range pressure sensor with hollow-sphere architectures for wearable electronic skin[J]. Smart Materials & Structures, 2020, 29(4):045014.
- [5] TAN C X, DONG Z G, LI Y H, et al. A high performance wearable strain sensor with advanced thermal management for motion monitoring[J]. Nature Communications, 2020, 11:3530.
- [6] 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.
- [7] FU Y F, YI F L, LIU J R, et al. Super soft but strong E-Skin based on carbon fiber/carbon black/silicone composite; truly mimicking tactile sensing and mechanical behavior of human skin[J]. Composites Science and Technology, 2020, 186:107910.
- [8] TANG W, LIU R, SHI Y B, et al. From finger friction to brain activation: tactile perception of the roughness of gratings[J]. Journal of Advanced Research, 2020, 21:129-139.

(下转第 711 页)

- 22]. [https://www. askci. com/news/chanye/20181116/1712481136902. shtml](https://www.askci.com/news/chanye/20181116/1712481136902.shtml).
- [3] 北极星电力网. GWEC 发布 2022 全球海上风电报告[EB/OL]. (2022-07-01)[2022-10-22]. <https://news. bjx. com. cn/html/20220701/1237788. shtml>.
- [4] 王宽. 基于 IPSO-BP 神经网络的短期风电功率预测研究[D]. 银川:宁夏大学,2022.
- [5] 张泰豪,殷锋,袁平. 风速及风功率预测方法综述[J]. 现代计算机,2021(8):45-48.
- [6] HUA L,ZHANG C,PENG T, et al. Integrated framework of extreme learning machine (ELM) based on improved atom search optimization for short-term wind speed prediction[J]. *Energy Conversion and Management*,2022,252:115102.
- [7] 朱昶胜,李岁寒. 基于改进果蝇优化算法的随机森林回归模型及其在风速预测中的应用[J]. 兰州理工大学学报,2021,47(4):83-90.
- [8] 芦婧,曾明. 短期风速的 Adaboost-GRNN 组合预测模型[J]. 电力系统及其自动化学报,2019,31(4):70-76.
- [9] 尤亚锋,周武能. 基于 ICA 优化 SVR 的风电场短期风速预测[J]. 计算机与数字工程,2020,48(7):1547-1551.
- [10] WANG J,ZHANG W,LI Y, et al. Forecasting wind speed using empirical mode decomposition and Elman neural network[J]. *Applied Soft Computing*,2014,23:452-459.
- [11] 向玲,邓泽奇. 基于改进经验小波变换和最小二乘支持向量机的短期风速预测[J]. 太阳能学报,2021,42(2):97-103.
- [12] 李嘉文,盛德仁,李蔚,等. 基于多目标优化和误差修正的短期风速预测[J]. 太阳能学报,2022,43(8):273-280.
- [13] 田中大,李树江,王艳红,等. 基于 ARIMA 与 ESN 的短期风速混合预测模型[J]. 太阳能学报,2016,37(6):1603-1610.
- [14] CHEN J,LIU H,CHEN C, et al. Wind speed forecasting using multi-scale feature adaptive extraction ensemble model with error regression correction[J]. *Expert Systems with Applications*,2022,207:117358.
- [15] 黄元生,杨磊,高冲,等. 基于经验模态分解和误差校正的短期风速预测[J]. 智慧电力,2020,48(1):35-41.
- [16] 韩静怡. 基于改进神经网络的混合风速短期预测模型[D]. 北京:华北电力大学,2021.
- [17] 黄文聪,张宇,张隽怡,等. 基于时间序列突变误差校正的超短期风速联合预测模型[J]. 昆明理工大学学报(自然科学版),2020,45(4):73-84,119.
- [18] DRAGOMIRETSKIY K,ZOSSO D. Variational mode decomposition[J]. *IEEE Transactions on Signal Processing*,2013,62(3):531-544.
- [19] STARK J,BROOMHEAD D S, DAVIES M E, et al. Takens embedding theorems for forced and stochastic systems[J]. *Nonlinear Analysis: Theory, Methods & Applications*,1997,30(8):5303-5314.
- [20] ZHANG S,JIA J,GAO M, et al. Study on the parameters determination for reconstructing phase-space in chaos time series[J]. *Acta Physica Sinica*,2010,59(3):1576-1582.
- [21] 孙晓婷. 基于 LSSVM-ARIMA 的城市短期供水量组合预测模型[D]. 昆明:昆明理工大学,2019.
- [22] MIRJALILI S. Dragonfly algorithm: a new meta-heuristic optimization technique for solving single-objective, discrete, and multi-objective problems[J]. *Neural Computing and Applications*,2016,27(4):1053-1073.
- [23] ZHANG K,LUO M. Outlier-robust extreme learning machine for regression problems[J]. *Neurocomputing*,2015,151:1519-1527.

(责任编辑 张 镭)

(上接第 654 页)

- [9] HUANG Y,ZENG X,WANG W D, et al. High-resolution flexible temperature sensor based on graphite-filled polyethylene oxide and polyvinylidene fluoride composites for body temperature monitoring [J]. *Sensors and Actuators A (Physical)*,2018,278(1):1-10.
- [10] ZHAO Y N,HUANG Y,HU W, et al. Highly sensitive flexible strain sensor based on threadlike spandex substrate coating with conductive nanocomposites for wearable electronic skin [J]. *Smart Materials & Structures*,2019,28(3):035004.
- [11] BAI L,LI Z X,ZHAO S Z, et al. Covalent functionalization of carbon nanotubes with hydroxyl-terminated polydimethylsiloxane to enhance filler dispersion, interfacial adhesion and performance of poly(methylphenylsiloxane) composites [J]. *Composites Science and Technology*,2018,165:274-281.
- [12] CHUN S,SON W,KIM H, et al. Self-powered pressure and vibration-sensitive tactile sensors for learning technique-based neural ginger skin [J]. *Nano Letters*,2019,19:3305-3312.
- [13] BENGTT K. *Statistics for dummies*[M]. 2nd ed. Hoboken: Wiley Publishing,2011:284-285.

(责任编辑 张 镭)