

具有随机高度分布的柱状阵列高灵敏度柔性压力传感器设计与制造

岳伊帆 于志恒 王公海 李苏墨 李雨柔

(嘉兴南湖学院机电工程学院 浙江 嘉兴 314000)

摘要: 柔性压力传感器因其在人体健康监测和机器人运用等方面的潜在优势,成为当下研究的热点。现有的制备高灵敏度传感器的方法,无论是3D打印还是倒模技术都存在制备成本高、制备流程复杂等问题。本文利用气溶胶打印技术直接打印随机分布柱形微结构阵列柔性压力传感器。结果表明,器件具有良好的传感性能,同时在一些简单的人体生理信号(包括手指弯曲、膝盖弯曲等)测试上表现很好。本文提出了一种高精度低成本微结构制备工艺,为柔性电子器件的制备提供了一种新的可能。

关键词: 柱形阵列微结构; 3D打印; 柔性压力传感器; 生理信号测试

0 引言

柔性压力传感器因具有轻量化、可穿戴、良好的形变性、实时监控等优点^[1],被广泛运用于电子皮肤、医疗监测、人机界面^[2]和公共安全等众多领域。同时,随着人工智能和可穿戴医疗保健技术的发展,人们对柔性压力传感器的要求也越来越高。

理想的柔性压力传感器应具有高灵敏度。高灵敏度柔性电阻式压力传感器的压阻效应一般来源于活性材料的体电阻变化,以及导电材料与电极之间的接触电阻变化。研究人员通过将导电纳米材料、高分子导电聚合物^[3]均匀地分散在弹性基底上或者多孔结构中,制备出了高灵敏度、宽线性响应范围的可拉伸压缩的柔性压力传感器。研究人员还发现,在相同压力下,接触电阻的变化通常比体电阻的变化更显著,从而产生更高的灵敏度^[4]。所以有关人员将传感器的器件结构设计成“电极层-微结构活性材料层-电极层”的“三明治”式的分层接触电阻式结构,以获得更高的灵敏度。目前常见的微结构阵列活性层的传感器大多是由光刻模具倒模制备的。为降低成本,研究人员使用具有表面微观结构的植物器官(如荷叶和玫瑰花瓣)、丝绸和砂纸^[5]等材料作为复制模具,制备出了具有复杂微观结构的高灵敏度传感器。然而,这种方式制备的微结构形状和尺寸都受模具结构的影响,具有不规则、不均匀和不可控等局限。

2020年,张鹏等^[6]通过金属溅射仪制作表面具

有导电金属的金字塔微结构的PDMS薄膜,将其作为上下层电极制备柔性压力传感器。该方法不仅能够明显地提高传感器的性能,灵敏度可达 0.34kPa^{-1} ,是无微结构电极传感器灵敏度的17倍,而且最低检测极限可达 20Pa ,快速响应时间可达 200ms ,具有可靠的重复性。2021年,药芳萍等^[7]通过砂纸模板和石墨烯的组合,采用选图技术制备了无微结构、单层微结构和双层微结构的柔性电容式压力传感器。在 20kPa 的载荷下,具有单层砂纸结构的柔性电容式压力传感器相较于其他两种传感器具有较高的灵敏度,在 $0\sim 4\text{kPa}$ 的压力范围内灵敏度为 0.451kPa^{-1} , $4\sim 6\text{kPa}$ 压力范围内灵敏度为 0.14kPa^{-1} , $6\sim 25\text{kPa}$ 压力范围内灵敏度为 0.03kPa^{-1} 。2022年,周丹砚等^[8]在具有表面微结构的热塑性聚氨酯传感基片上喷涂多壁碳纳米管(MWCNTs),之后封装成压阻型柔性压力传感器。结果表明,微结构传感基片表面上微柱顶面形成一定厚度的MWCNTs层,层内MWCNTs形成网络,在 $0\sim 3\text{kPa}$ 的压力范围内传感器的灵敏度为 0.143kPa^{-1} ,最低检测极限为 100Pa ,在压力范围 $3\sim 200\text{kPa}$ 内仍具有压阻响应,在 200kPa 的压力下进行4000次的循环压缩/释放测试后,仍能够保持稳定的压阻响应,且可准确检测典型人体运动所产生的压阻响应,具有应用于智能穿戴领域的潜能。

虽然一些学者通过改变材料的配比,可以提升传感器的性能,但对PEDOT:PSS/D-山梨醇作为压敏材料的报道较少,也没有考虑材料配比导致的墨水电导率变化对传感器性能的影响。除此之外,采用

气溶胶打印方式，通过调整打印参数制备随机分布柱状阵列的介电层并研究其对传感器性能影响的报道较少。本项目的研究，对提升柔性压力传感器的性能具有重要意义。

本文在前期研究的基础上，针对微结构制备工艺复杂成本高的问题，基于气溶胶打印技术，提出了一种高精度、低成本微结构制备方法，并将制备的微结构运用于柔性压力传感器。首先，利用气溶胶设备在聚酰亚胺 (PI) 柔性基底上打印叉指银电极；然后在叉指银电极上打印随机分布的柱形阵列；再者利用砂纸倒模制备出 Ecoflex-0030/MWCNTs 薄膜，作为顶部接触层；最后进行封装。之后对器件的灵敏度、响应时间、恢复时间等性能进行了检测，结果表明器件性能良好。

1 结构设计

器件被设计成双层结构，上层为柔性导电 Ecoflex-0030 薄膜，下层为微结构介电层。图 1 (a) 所示为所制备的上层 Ecoflex-0030/MWCNTs 薄膜，其中，Ecoflex-0030 的拉伸率高达 900%，提供薄膜的高形变性；分布错杂的 MWCNTs 导电通路提供良好的导电性，如图 1 (b) 所示。图 1 (c) 为柔性叉指银，图 1 (d) 为打印在电极上随机分布的柱形微结构阵列。

传感器结构设计完成后，需要进一步对传感器进行封装。裁剪合适大小的 PI 膜基底和 Ecoflex-0030/MWCNTs 薄膜，上下两层对齐，制成双层结构。Ecoflex-0030 薄膜有较好的粘附性，使得基底和顶部柔性接触层可以暂时固定，然后利用粘附剂将其固定。裁剪合适大小的铜箔，利用银浆将其固定在银电极的两个引脚上，作为电信号的输出位置。

2 墨水电导率对传感器灵敏度的影响

图 2 (a) 显示了加入不同质量分数 D-山梨醇后 PEDOT:PSS 混合墨水的电导率。将 D-山梨醇的含量从 0 增加到 4%，墨水的电导率从 65S/cm 增加到 1031S/cm；D-山梨醇的质量分数增加到 6% 时，墨水的电导率减小到 876S/cm。如图 2 (b) 所示，在 XRD (X 射线衍射) 的表征中，加入 D-山梨醇后墨水衍射曲线出现了一个较宽的衍射峰，并且随着 D-山梨醇的增加，衍射峰宽度也相应增大。分析可知是由于 D-山梨醇的引入导致 PEDOT:PSS 分子链排

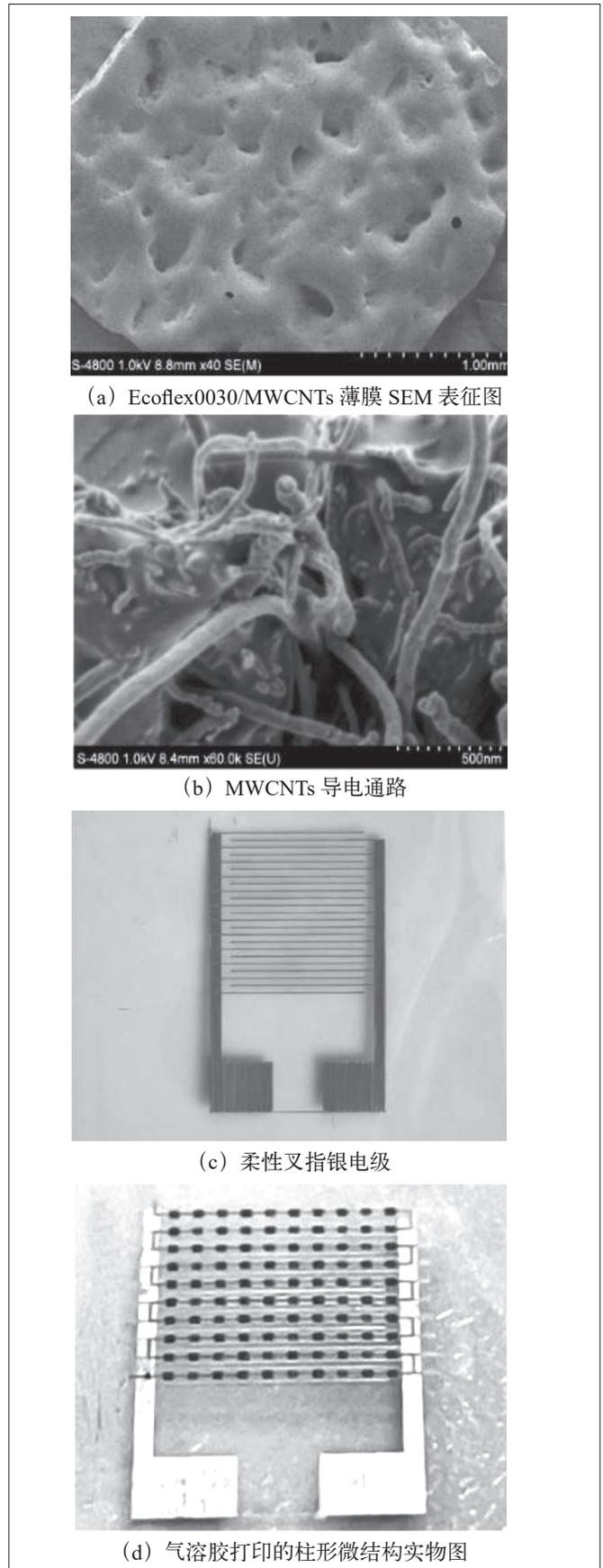


图 1 柔性传感器设计结构图

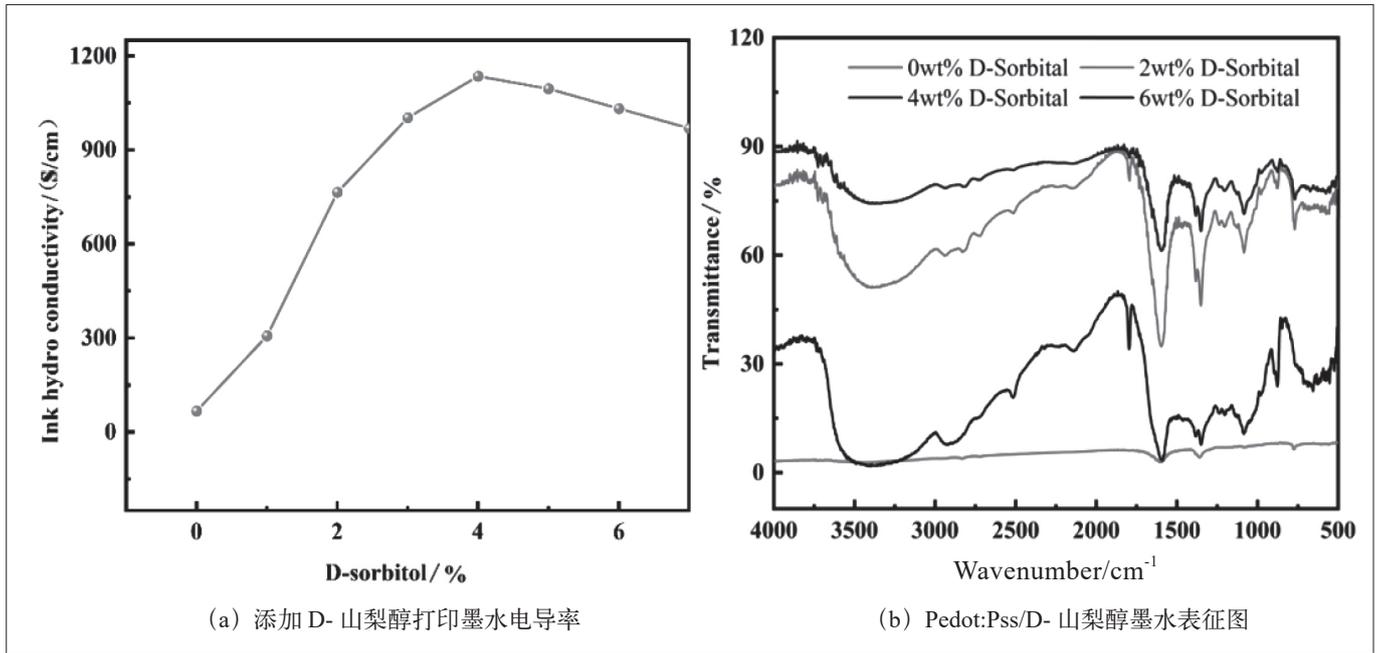


图2 添加D-山梨醇后墨水电导率的变化及表征图

列具有一定的取向性，引起 PSS 与 PEDOT 分子链相分离，进而导致导电性提升。但是随着 D-山梨醇添加量增加到4%，PSS 与 PEDOT 分子链分离达到上限，墨水电导率不再增加，如果不导电的 D-山梨醇含量继续增加，墨水电导率将下降。

根据以上分析可知，随着墨水电导率的增加，微结构的电阻(R_c)显著减小。通过施加相同的作用力 P ，Ecoflex-0030/MWCNTs 薄膜与微结构接触形成导电通路，整体电阻急剧减小，电流增大，导致器件灵敏度增大。然而，随着微结构电阻的减小和电流的增大，在小的压力范围内，少量微结构与 Ecoflex-0030 薄膜接触就已经使得整体电流上升到临界值了，进而使得器件的线性响应范围减小。

3 随机分布的柱形阵列器件性能测试及在人体生理信号监测的运用

首先，活性层由呈正态随机分布的微结构和柔性叉指银电极构成，其与不规则砂纸表面倒模结构构成的双层接触电阻式结构器件，实现了高灵敏度和宽线性压力响应范围。其次，相比于使用更频繁的拉伸率为400%的PDMS薄膜，Ecoflex-0030薄膜的拉伸率增加了两倍多，同时可压缩性也有较大的提高。最后，使用超薄的PI薄膜作为柔性基底，使得器件在柔性上有极大的提升，并且可以运用于各种曲面工作条件下。

传感器在不受外部作用力时，只有少量的凸起结构与 Ecoflex-0030 薄膜接触，仅形成少量的导电通路，此时整个系统的器件电阻处于一个相对稳定的范围区间。然而，随着外部作用力的逐渐增加，Ecoflex-0030 薄膜开始不断地被压缩、变形，凸起结构与 Ecoflex-0030 薄膜的接触面积逐渐增大，从而使得整个系统的导电通路增多，最终使得传感器的整体系统电阻不断减小。基于器件优异的传感性能，本文构建了传感器信号输出的等效电路，如图3所示。根据传感器的工作原理和搭建的传感器工作时信号输出的等效电路，采用试验的方式，深入探索制备的柔性传感器在人体生理健康监测方面的应用。

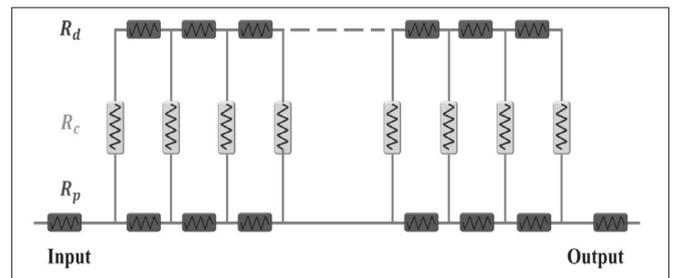


图3 传感器信号传输测量的等效电路图

如图4(a)所示，为了验证器件的高灵敏度和快速反应能力，将器件紧贴于手指弯曲关节部位，通过手指弯曲角度的变化，在手指不断的弯曲恢复循环下进行了手指小压力测试。通过图4(a)可以

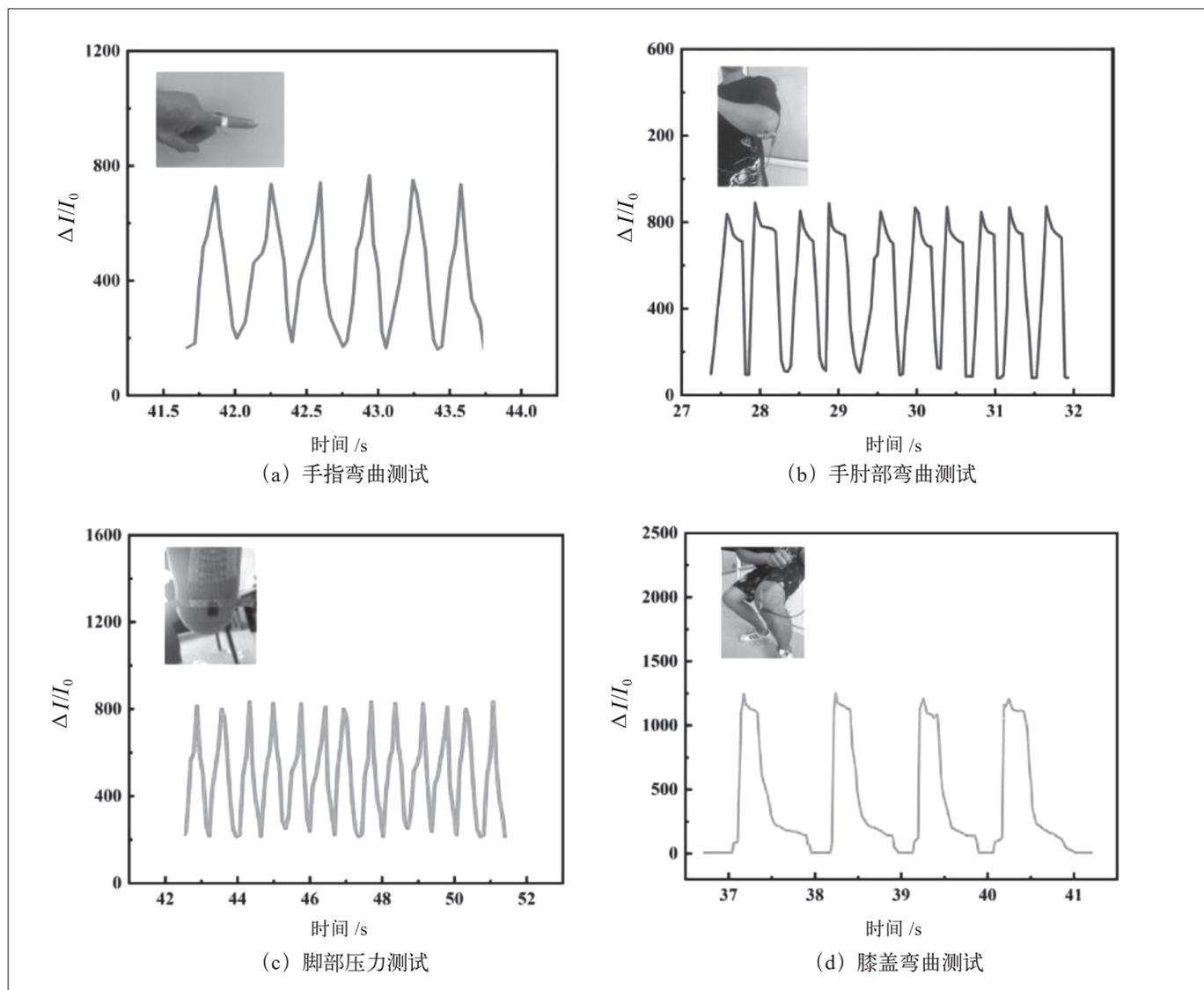


图4 人体生理健康监测试验结果

看出, 制备的柔性传感器在弯曲压缩时电流增大, 恢复时电流减小, 在弯曲与恢复的循环中, 器件表现出稳定的电阻信号输出状态, 进一步证明了制备的柔性传感器可以对微弱信号进行检测/监测。

如图4(b)和(d)所示, 在人体进行蹲起运动和手肘弯曲的大压力范围的测试中, 制备的柔性传感器也表现出较为稳定的循环信号输出, 对人体手肘和起蹲的活动范围可以精确地识别, 并记录不同状态下的受力变化情况。从图4(c)中可以看出, 将器件固定在人体脚底部, 器件记录了人体在正常步行时输出的相关参数, 同时, 根据人体走路时走路步调/频率的变化, 可以较好地检测/监测出人体脚底部与地面的接触情况, 该监测可以在运动员日常训练、脚部康复治疗中发挥作用。

4 结语

本文采用气溶胶打印技术制备凸起阵列结构, 并将其运用于柔性压力传感器的制备中。这种3D打印工艺在提高微结构的精度的同时, 大大降低了制备成本, 简化了柔性传感器的制备工艺, 提高了凸起结构大面积制备的可能性。同时, 将制备的柔性传感器安装在人体的不同部位进行了健康监测, 其在健康监测中均表现出了优异的信号输出性能, 可以精确地检测出人体在不同运动状态下的信号输出, 为人体健康监测/检测提供必要的参考信息。本文设计制造的柔性传感器在医疗健康检测、康复医疗、运动状态监测等方面具有较大的发展潜力。

基金项目:《国家级大学生创新创业训练计划(创新训练项目)》
 (项目名称:具有随机高度分布的柱状阵列高灵敏度宽线性柔性压力传感器设计与制造,项目编号:202313291023)。

参考文献:

[1] 罗敬之, 金育安, 孔浩宇, 等. 基于微纳米纤维的多层次微结构设计制备及其传感应用 [J/OL]. 复合材料学报 :1-12[2023-10-27]. <https://doi.org/10.13801/j.cnki.fhc1xb.20230531.003>.

[2] 潘晓君, 鲍容容, 潘曹峰. 可穿戴柔性触觉传感器的研究进展 [J]. 高等学校化学学报, 2021, 42(8):2359-2373.

[3] 潘朝莹, 马建中, 张文博, 等. 柔性导电高分子复合材料在应变传感器中的应用 [J]. 化学进展, 2020, 32(10):1592-1607.

[4] 张江路, 刘皓. 纺织基柔性压力传感器研究进展 [J]. 针织工业, 2022(4):88-93.

[5] 刘璐, 王李波, 刘大荣, 等. 二维纳米材料在柔性压阻传

感器中的应用研究进展 [J]. 材料导报, 2022, 36(4):15-24.

[6] 张鹏, 陈昱丞, 张建, 等. 基于双层微结构电极的柔性电容式压力传感器 [J]. 仪表技术与传感器, 2020(5):11-13+17.

[7] 药芳萍, 黎相孟, 石强盛杰, 等. 石墨烯-聚合物柔性电容传感器制备及性能研究 [J]. 中国机械工程, 2021, 32(24):2909-2914.

[8] 周丹砚, 黄汉雄. 基于导电涂层微结构 TPU 柔性传感器的制备和性能 [J]. 中国塑料, 2022, 36(11):1-6.

作者简介: 岳伊帆 (2001.11-), 男, 汉族, 河南濮阳人, 本科在读, 研究方向: 机械制造及其自动化; 于志恒 (1987.06-), 男, 汉族, 河南平顶山人, 博士研究生在读, 讲师, 研究方向: 机械制造及其自动化; 王公海 (1985.06-), 男, 汉族, 湖北黄冈人, 博士研究生, 副教授, 研究方向: 机械制造及其自动化; 李苏墨 (2004.07-), 男, 汉族, 河南新乡人, 本科在读, 研究方向: 机械制造及其自动化、智能制造; 李雨柔 (2005.01-), 女, 汉族, 湖南娄底人, 本科在读, 研究方向: 机械制造及其自动化、智能制造。

