

[研究·设计]

DOI:10.3969/j.issn.1005-2895.2020.06.004

压电式人体腿部运动俘能装置俘能影响因素

巨孔亮, 陈 驰

(西安工程大学机电工程学院, 陕西 西安 710048)

摘 要:针对现有智能纺织品电源不能实时充电、携带不便等实际问题,为了更好地实现智能纺织品自供电以及电源能量的收集与存储,利用压电式人体俘能技术,课题组搭建了一种输出功率较高、能量损耗小、制造成本低的压电式人体腿部俘能装置,并对影响该压电俘能器电学输出性能的因素进行了测试与分析。研究发现:在穿戴试验测试中,压电俘能器选取0.1 mm厚的弧形基板、反弧度的弯曲方式,步行和跑步的开路输出峰峰值电压分别为18.8 V和22.2 V;当外部负载为100 k Ω 时,压电俘能器出现最大瞬时输出功率为2.016 4 mW;在能量收集过程中,经1 200 s后,电解电容存储的能量为 $3.730 9 \times 10^{-3}$ J,可以成功点亮LED灯。

关 键 词:智能纺织品;压电俘能器;弧形基板;反弧度弯曲方式

中图分类号:TK01;TH39 文献标志码:A 文章编号:1005-2895(2020)06-0015-06

Influencing Factors of Energy Capturing of Piezoelectric Human Leg Motion Energy Harvesting Device

JU Kongliang, CHEN Chi

(School of Mechanical Engineering, Xi'an Polytechnic University, Xi'an 710048, China)

Abstract: In order to solve the practical problems of the existing smart textiles power supply, such as real-time charging, carrying inconvenience, etc. and to realize self-supply of power, energy collection and storage of the smart textiles, a piezoelectric energy capture device for human legs with high output power, low energy loss and low manufacturing cost had been assembled based on piezoelectric energy capture technology. The factors which affect the electrical output performances of the piezoelectric energy capture device were tested and analyzed. Research results reveal that the peak voltages of the open-circuit output peak for walking and running are 18.8 V and 22.2 V respectively by selecting a 0.1 mm thickness curved substrate and a reverse arc bending mode for piezoelectric energy capture device. When the external load is set to be 100 k Ω , the maximum instantaneous output power of the piezoelectric trap is 2.016 4 mW. After the energy collection process of 1 200 s, the energy stored by the electrolytic capacitor is $3.730 9 \times 10^{-3}$ J, which light the LED lamp successfully.

Keywords: smart textiles; piezoelectric energy harvesters; curved substrate; reverse arc bending mode

智能纺织品是一种既拥有传统纺织品特性,同时兼具感应、监视和信息处理等功能的新颖纺织品,在军事、医疗、航空航天等领域具有广阔的应用前景^[1]。但目前智能纺织品的功能主要依赖充电宝等外部电源来支持,这种供电方式存在电源不易携带,具有一定的危险性,且电量耗尽后不能及时充电等问题^[2,4]。因

此,充分发挥和利用人体自身能量,将其高效转换为驱动智能纺织品特殊功能的自供电电源,已成为该领域研究的热点问题。

一些学者针对人体不同部位产生能量的特点,设计了足底、胸部、腹部、心脏和腿部等压电俘能器,它们具有装置结构简单、能量转换密度大、易于加工制作等

收稿日期:2020-06-25;修回日期:2020-09-15

基金项目:中国纺织工业联合会科技指导项目(2018090)。

第一作者简介:巨孔亮(1988),男,陕西宝鸡人,硕士,工程师,主要研究方向为先进制造及智能纺织品。E-mail:424448918@qq.com

优点,是目前人体能量的主要俘获方式^[5-9]。其中 Wei S 等^[10]设计了一种基于碰撞的腿部压电俘能器,能够在步行速度 5 km/h,外接 20 kΩ 负载电阻的实验条件下,实现 0.051 mW 的平均功率输出。但是,目前针对人体腿部运动能量进行俘获的研究较少,所研究的腿部压电俘能器的输出功率亦普遍较低,实用性有待提升。针对这一关键技术问题,课题组利用压电式人体俘能技术,搭建了一种输出功率较高、能量损耗小、制造成本低廉的压电式人体腿部俘能装置,并对影响压电俘能器电学输出性能的因素进行测试与分析,获得了压电俘能器的最优设计条件。

1 压电式人体腿部俘能系统的设计

1.1 建立人体腿部运动模型

通过分析人体腿部运动姿态,建立人体腿部运动简化模型,实现运动频率和腿部弯曲夹角控制。将人体腿部运动简化为一平面四杆机构。如图 1 所示,铰链 A 为人体膝盖处,铰链 D 为能量输入端(电机),将小腿固定在机架上,利用输入端的电机转动带动大腿进行弯曲。其中,杆 1 为腿部模型,φ 为腿部模型的水平夹角,θ 为主动杆杆 3 处于极限位置时的水平夹角,θ₁,θ₂分别为 2 个极限位置夹角,杆 2 为连杆。已知 AB 杆、BC 杆、CD 杆的长度分别为 l₁, l₂, l₃,电机的转角为 γ, γ = |θ₁ - θ₂|。

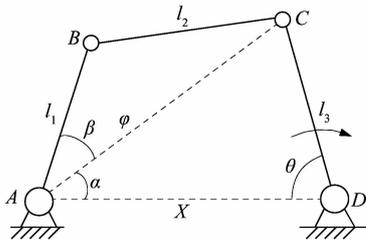


图 1 人体腿部运动模型

Figure 1 Movement model for human leg

经过推导计算,腿部模型弯曲的角度

$$\delta = |f(X, \theta_1) - f(X, \theta_2)| =$$

$$\sin^{-1} \frac{l_3 \sin \theta_1}{\sqrt{X^2 + l_3^2 - 2Xl_3 \cos \theta_1}} + \cos^{-1} \frac{(X^2 + l_3^2 - 2Xl_3) + l_1^2 - l_2^2}{2l_1 \sqrt{X^2 + l_3^2 - 2Xl_3 \cos \theta_1}} -$$

$$\sin^{-1} \frac{l_3 \sin \theta_2}{\sqrt{X^2 + l_3^2 - 2Xl_3 \cos \theta_2}} - \cos^{-1} \frac{(X^2 + l_3^2 - 2Xl_3) + l_1^2 - l_2^2}{2l_1 \sqrt{X^2 + l_3^2 - 2Xl_3 \cos \theta_2}} \quad (1)$$

从式(1)中可以看出,通过对电机转角 γ 和机架长度 X 的控制,可以得到预期的弯曲角度;通过对电机转速的控制可以得到预期的运动频率。

1.2 设计压电式俘能系统

压电式人体腿部俘能系统主要由模拟人体腿部运动平台、数字示波器、SR570 低噪声前置电流放大器、压电俘能器、压电能量收集电路、步进电机及其驱动模块组成,如图 2 所示。其中,压电俘能器结构设计成一种弧形三明治结构,主要由预弯曲的金属弹性基板和 PVDF(聚偏二氟乙烯)压电薄膜通过环氧树脂粘合组成,其横截面结构如图 3 所示。压电能量收集电路主要包括 I 能量采集电路和 II 电源管理电路 2 部分,整体电路图如图 4 所示。

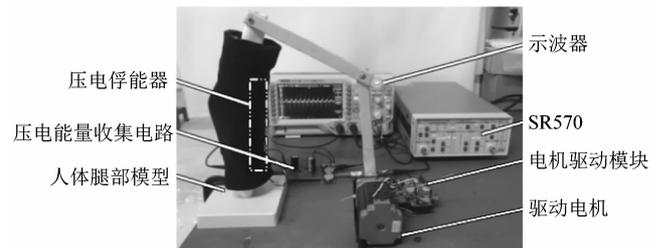


图 2 压电式人体腿部俘能系统

Figure 2 Piezoelectric energy capture system for human leg

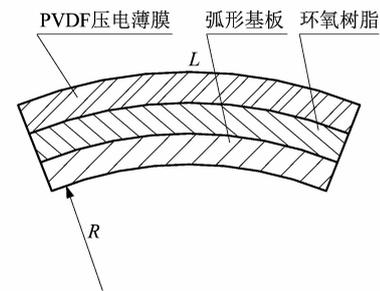


图 3 弧形压电俘能器的横截面示意图

Figure 3 Cross-sectional schematic diagram of arc-shaped piezoelectric energy harvester

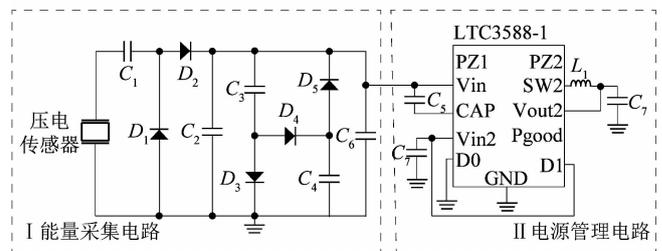


图 4 压电能量收集电路

Figure 4 Piezoelectric energy harvesting circuit

压电式俘能系统工作原理是通过电机的转动带动腿部模型进行弯曲,进而使压电俘能器弯曲变形,将腿部能量转化为交流电,然后利用采集电路对产生的交

流电进行整流,通过电源管理电路进行调压、稳压处理,最后利用储能元件进行能量存储。

2 压电俘能器电学性能影响因素

为了明确设计的弧形压电俘能器在弯曲变形下的发电性能,分别对基板结构、基板厚度、弯曲角度和弯曲方式等因素对输出电学性能的影响规律进行研究。

2.1 基板结构对压电俘能器电学性能的影响

课题组通过实验比较了弧形基板、平板基板和无基板 3 种不同情况下压电俘能器的发电能力。实验装置参数:弯曲角度 68° ,运动频率 2 Hz。在反弧度的弯曲方式下,开路测试了俘能器在 3 种不同基板结构下的输出峰峰值电压,具体结果如图 5 所示。

通过实验测得弧形基板的输出峰峰值电压为 19.20 V,平板基板的输出峰峰值电压为 6.40 V,无基板时的输出峰峰值电压为 2.12 V。由图 5 可以看出,弧形基板的压电俘能器,在开路条件下的输出峰峰值电压要远高于无基板和平板基板的压电俘能器。

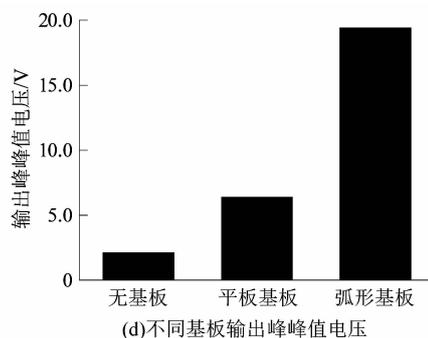
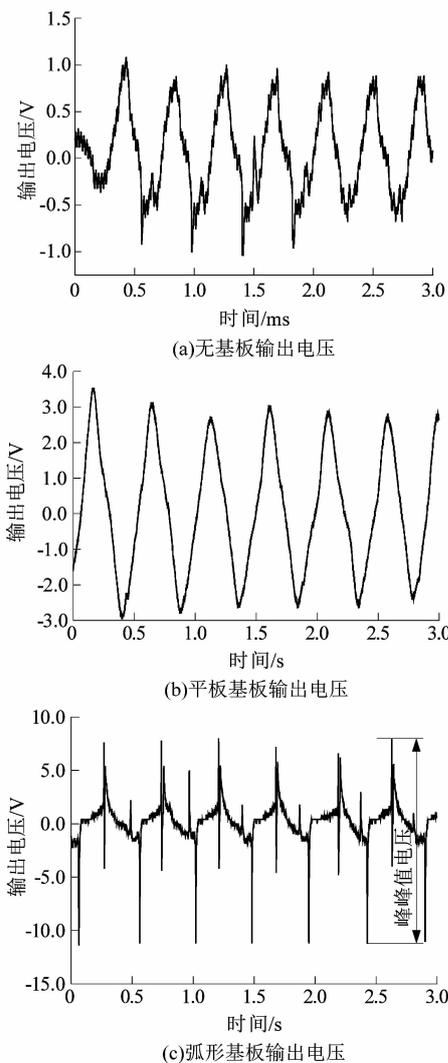


图 5 不同基板俘能器的输出电压和输出峰峰值电压

Figure 5 Output voltage and peak voltage of output peak of different substrate energy collectors

2.2 基板厚度对俘能器电学性能的影响

课题组通过实验研究了基板厚度的不同对压电俘能器的发电能力的影响。实验时装置的参数:弯曲角度 68° ,运动频率 2 Hz。俘能器的实验条件为弧形基板、反弧度的弯曲方式,测试了压电俘能器基板厚度为 0.1 ~ 0.4 mm 时的开路输出电压与短路电流。压电俘能器的基板厚度与其输出峰峰值电压和电流的关系分别如图 6(a)和(b)所示。图 6 数据取自压电俘能器在各个基板厚度数据的平均值和标准差。

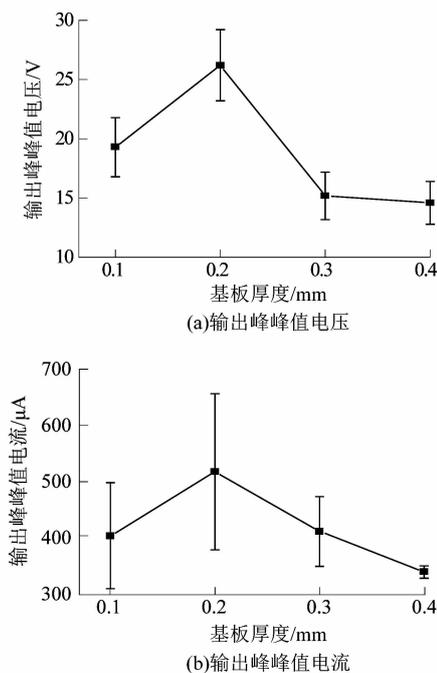


图 6 俘能器基板厚度与其输出峰值电压和电流关系

Figure 6 Relationships between energy collector substrate thickness and peak voltage of output peak and output electric current

从图6中可以看出,随着基板厚度的增加,腿部压电俘能器的开路输出峰峰值电压和电流均呈现先增大后减小的趋势,其中当压电俘能器的基板厚度为0.2 mm时,出现最大输出峰峰值电压为25.8 V、最大的输出峰峰值电流为518 μ A。当基板厚度超过0.2 mm之后,压电俘能器的输出峰峰值电压和电流的标准差减小,输出的电压和电流趋于稳定。但考虑到压电俘能器的基板厚度越厚,压电换能器的柔性就越差,其等效刚度就越大,需要的驱动也随之变大,同时基板厚度为0.1 mm时的电学输出与0.2 mm的相差不大,因此选择人体腿部压电俘能器的基板厚度为0.1 mm,从而尽可能减小对人体腿部正常运动姿态的影响。

2.3 弯曲方式对俘能器电学性能的影响

不同的弯曲方式决定了腿部压电俘能器的放置位置,因此通过实验测试比较了正弧度和反弧度弯曲2种不同的弯曲方式对压电俘能器电学性能的影响。实验时装置的参数为弯曲角度68°、运动频率2 Hz,俘能器的实验条件为0.1 mm厚的弧形基板,测试了压电俘能器在不同弯曲方式下的开路输出电压与短路电流。压电俘能器在不同弯曲方式下的电压输出波形和短路电流输出波形分别如图7和8所示。

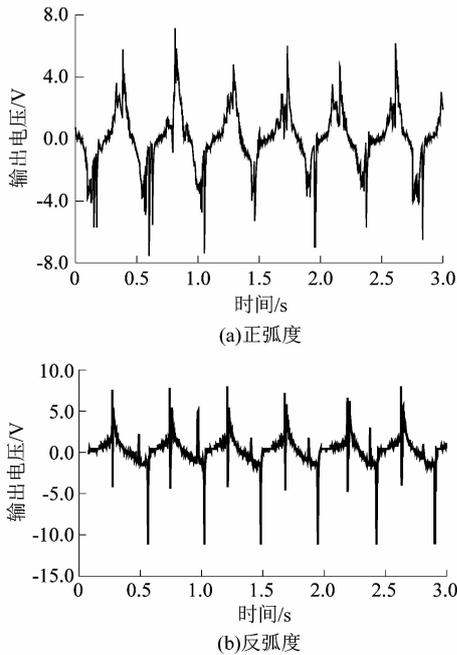


图7 不同弯曲方式下俘能器的输出电压波形

Figure 7 Output voltage waveform of energy collector under different bending modes

从图7可以看出,在反弧度弯曲方式下,腿部压电俘能器的输出峰峰值电压明显优于正弧度弯曲的方式。

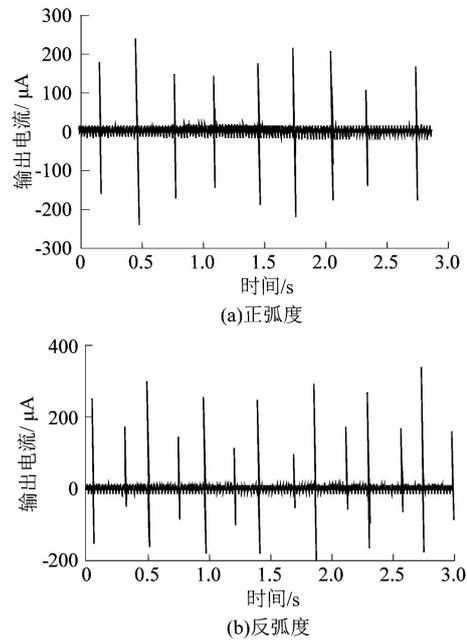


图8 不同弯曲方式下俘能器的输出电流波形

Figure 8 Output current waveform of energy collector under different bending modes

式。从图8可以看出,对俘能器输出峰的峰值电流取3 s内的平均值,计算出反弧度和正弧度弯曲方式下输出的平均峰值电流分别为475.2 μ A和404.0 μ A。这是由于反弧度弯曲时基板的形变大于沿弧度弯曲时的形变,因此腿部压电俘能器在反弧度弯曲方式下的输出峰峰值电流高于正弧度弯曲方式。

2.4 弯曲角度对俘能器输出电压的影响

人体在步行和跑步时腿部的弯曲角度不同,在此通过实验测试了不同弯曲角度对压电俘能器输出电压的影响。实验时装置运动频率保持为2 Hz,俘能器的弧形基板厚度为0.1 mm、正弧度的弯曲方式,开路测试了压电俘能器在不同弯曲角度下的输出电压。弯曲角度与压电俘能器的输出峰峰值电压的关系如图9所示,该组图的数据取自压电俘能器在不同弯曲角度下10 s内输出峰峰值电压的平均值。

从图9可以看出,腿部的弯曲夹角与压电俘能器输出峰峰值电压成负相关,随着腿部俘能器弯曲夹角的减小,腿部压电俘能器的开路输出电压逐渐增大。这是由于弯曲夹角逐渐减小时,压电俘能器受到的应变逐渐增大,所对应的开路输出峰值电压也逐渐增大。

综上,通过实验分析影响压电俘能器电学性能的因素,得出最优实验条件为压电俘能器选取0.1 mm厚的弧形基板、反弧度的弯曲方式。

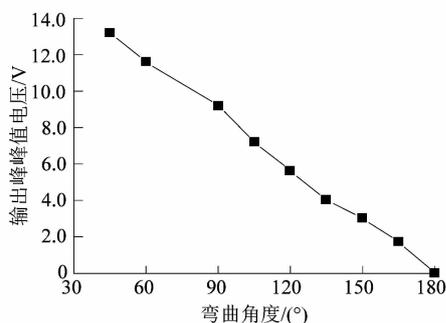


图9 不同弯曲角度下压电俘能器的开路输出峰峰值电压

Figure 9 Open circuit output voltage of piezoelectric energy harvester under different bending angles

3 实验验证

为了验证最优实验条件下压电俘能器的电学性能,课题组对压电俘能器的输出功率、电容充电和人体穿戴性能进行了测试。

3.1 输出功率性能

为了匹配压电俘能器的阻抗,通过改变外接电阻的大小,研究了其负载与输出功率的关系。实验时装置参数:弯曲角度 68° ,运动频率 2 Hz 。俘能器的实验条件为 0.1 mm 厚的弧形基板、反弧度弯曲方式,带载测试了不同阻值条件下弧形压电俘能器的输出功率,输出功率与负载电阻的关系如图10所示。

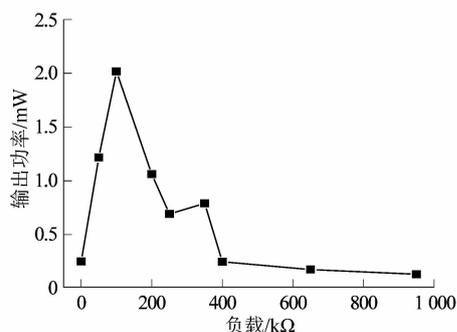


图10 输出功率与负载的关系

Figure 10 Relationship between output power and load

从图10可以看出,随着负载的增加,负载电压随之上升,负载功率先增大后减小。当负载为 $100\text{ k}\Omega$,计算得到俘能器最大瞬时输出功率为 2.0164 mW 。

3.2 电容充电性能

实验时装置的参数为弯曲角度 68° 、运动频率 2 Hz ,俘能器的实验条件为 0.1 mm 厚的弧形基板、反弧度弯曲方式,利用能量采集电路对 $47\text{ }\mu\text{F}$ 的储能电容进行充电实验,储能电容两端电压的变化如图11所示。

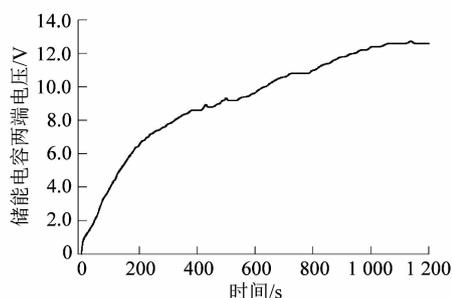


图11 储能电容两端电压的变化

Figure 11 Variation of voltage at both ends of energy storage capacitor

从图11可以看出,在 1200 s 后(大约 2400 步),储能电容两端电压从 0 V 上升到了 12.6 V ,在 300 s 附近,充电速率开始下降。电容能量

$$E_{\text{storage}} = \frac{1}{2}CV^2. \quad (2)$$

式中: C 为储能电容; V 为储能电容两端电压。

计算可得电容存储的能量为 $3.7309 \times 10^{-3}\text{ J}$,即平均每一步可以收集 $1.4132 \times 10^{-6}\text{ J}$ 的能量。正常步频约为 2 Hz ,所以平均每一步对电容的充电功率为 $2.8264 \times 10^{-6}\text{ W}$ 。最后,将LED灯接入电路中,将收集存储的能量用以驱动LED灯,实验结果如图12所示。实验中观察到LED灯瞬间被点亮,大约在 0.5 s 后慢慢熄灭。由此可以得出,本研究所设计的压电式人体腿部运动能量收集系统可以实现为一些低功耗的电子器件供电。



图12 电容放电实验

Figure 12 Capacitor discharge experiment

3.3 人体穿戴性能

将压电俘能器利用运动护膝绑于人体腿部膝盖处的内侧,使压电俘能器的弧形结构紧密贴合人体腿部,然后测试腿部压电俘能器在步行和跑步时的开路电压和短路电流,其步行和跑步产生的电压波形分别如图13(a)和(b)所示。

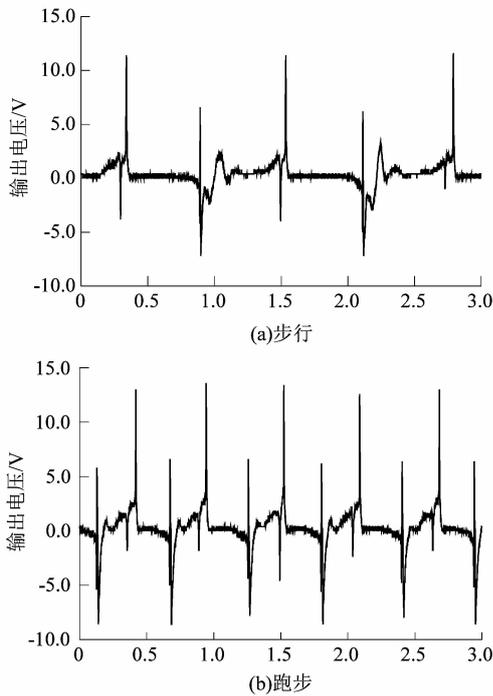


图 13 人体腿部运动输出电压波形
Figure 13 Motion output voltage waveform of human leg

实验结果表明,在进行人体步行穿戴时,腿部压电俘能器开路平均输出峰峰值电压为 18.8 V;采用人体跑步穿戴方式时,腿部压电俘能器开路平均输出峰峰值电压为 22.2 V。

通过对压电俘能器的输出功率、电容充电、人体穿戴性能进行测试,研究结果表明:本研究的压电式人体腿部运动俘能装置输出功率较高,可以实现为一些低功耗的电子器件供电,在可穿戴智能纺织品方面具有实际推广应用的潜力。

4 结语

课题组采用压电式人体俘能技术,搭建了一种输出功率较高、能量损耗小、制造成本低的压电式人体腿部俘能装置。研究表明,该压电俘能器的最优实验条件为采用 0.1 mm 厚的弧形基板、反弧度的弯曲方式;

步行和跑步的开路输出峰峰值电压分别为 18.8 V 和 22.2 V;当外部负载为 100 kΩ 时,压电俘能器出现最大瞬时输出功率为 2.016 4 mW;在能量收集实验中,经 1 200 s 后,电解电容存储的能量为 $3.730 9 \times 10^{-3}$ J,可以成功点亮 LED 灯。本研究成果可为开发新型技术、实现智能纺织品自供电以及电源能量的收集与存储提供借鉴。

参考文献:

- [1] GONG Zidan, XIANG Ziyang, OUYANG Xia, et al. Wearable fiber optic technology based on smart textile: areview[J]. *Materials*,2019, 12(20):3311.
- [2] XI Fengben, PANG Yaokun, LI Wei, et al. Universal power management strategy for triboelectric nanogenerator [J]. *Nano Energy*,2017,37:168 - 176.
- [3] MCGARRY S, KNIGHT C. The potential for harvesting energy from the movement of trees[J]. *Sensors*,2011,11(12):9275 - 9299.
- [4] 张智勇.基于人体能量收集与自供能的 LoRa 无线定位系统研究[D].南昌:华东交通大学,2018:14 - 25.
- [5] ZHAO Jingjing, YOU Zheng. A shoe-embedded piezoelectric energy harvester for wearable sensors[J]. *Sensors*,2014,14(7):12497 - 12510.
- [6] MHETRE M R, ABHYANKAR H K. Human exhaled air energy harvesting with specific reference to PVDF film [J]. *Engineering Science and Technology*,2017,20(1):332 - 339.
- [7] PALNEEDI H, YEO H G, HWANG G T, et al. A flexible, high-performance magnetoelectric heterostructure of (001) oriented Pb (Zr_{0.52}Ti_{0.48})O₃ film grown on ni foil[J]. *APL Materials*,2017,5(9):096111.
- [8] GRANSTROM J, FEENSTRA J, SODANO H A, et al. Energy harvesting from a backpack instrumented with piezoelectric shoulder straps[J]. *Smart Materials and Structures*,2007,16(5):1810 - 1820.
- [9] POZZI M, ZHU M. Plucked piezoelectric bimorphs for knee-joint energy harvesting: modelling and experimental validation[J]. *Smart Materials and Structures*,2011,20(5):055007.
- [10] WEI Sheng, HU Hong, HESiyuan. Modeling and experimental investigation of an impact-driven piezoelectric energy harvester from human motion[J]. *Smart Materials and Structures*,2013,22(10):105020.