



## Fabrication of Wearable Flexible Triboelectric Nanogenerators Using E-Glass as a Skin Substitute in Skin-Contact Devices

Erfan Karimmirza<sup>1</sup>, Negin Manavizadeh<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Ph.D. Candidate, Department of Electronics, Faculty of Electrical Engineering, K.N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran.

<sup>2</sup> Associate Professor, Department of Electronics, Faculty of Electrical Engineering K.N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran.

\*Corresponding Author's Email: [manavizadeh@kntu.ac.ir](mailto:manavizadeh@kntu.ac.ir) (Negin Manavizadeh)

### Paper History:

Received: 2024-08-15

Revised: 2024-10-02

Accepted: 2024-12-08

### Keywords:

Flexible Triboelectric Nanogenerator,  
Single Electrode Mode,  
Sanitary Silicone Rubber,  
E-Glass

**Abstract:** Harvesting biomechanical energy and converting it into electrical energy in wearable electronic devices, particularly through skin-contact triboelectric nanogenerators, has garnered significant attention due to their flexibility and broad applications. However, several challenges such as material biocompatibility, minimal friction to prevent skin inflammation, and sensitivity to humidity and temperature hinder the technology's effectiveness. This study investigates the design, simulation, and fabrication of flexible single-electrode triboelectric nanogenerators using sanitary silicone rubber as the triboelectric negative material and E-glass as the triboelectric positive material, replacing skin. Simulation results indicate that the open-circuit voltage varies depending on the positive material, ranging from 96V for skin to 211V for E-glass, while the short-circuit charge ranges from 18pC for skin to 54pC for E-glass. Fabrication results validate these findings, achieving an open-circuit voltage of 200V, short-circuit current of 13.5 $\mu$ A, and maximum output power of 1.85mW at a load resistance of 30M $\Omega$  with E-glass. In contrast, skin-based nanogenerators produced an open-circuit voltage of 92V, a short-circuit current of 11.6 $\mu$ A, and maximum output power of 0.69mW at the load resistance of 20M $\Omega$ . The E-glass-based nanogenerators exhibit superior performance, stability, and user comfort, making them a promising alternative for energy harvesting in wearable electronics.



<https://doi.org/10.30501/jamt.2024.468941.1303>

URL: [https://www.jamt.ir/article\\_210928.html](https://www.jamt.ir/article_210928.html)

## 1. INTRODUCTION

In recent years, advancements in wearable electronics for health monitoring, non-invasive disease diagnosis, and chronic disease management have increased the demand for devices that are lightweight, flexible, waterproof, and durable. These attributes are essential for wearable applications such as portable electronic devices, biosensors, and health monitoring systems (Ahmadi et al., 2024; He et al., 2017; Li et al., 2018; Paydari et al., 2024; Pu et al., 2018; Su et al., 2018; Wu et al., 2019; Zhao et al., 2020; Zhu et al., 2023; Zou et al., 2018). Despite significant progress in developing flexible and durable power sources, such as wearable lithium batteries and supercapacitors, conventional energy sources remain limited by their need for frequent recharging or replacement, hindering practical applications (Byun et al., 2019; Rodrigues et al., 2019). Additionally, the toxic chemicals in many batteries pose environmental risks. To address these challenges, there is a pressing need for sustainable energy harvesting technologies capable of powering wearable electronics

more efficiently. Triboelectric Nanogenerators (TENGs) have emerged as a promising solution (da Silva et al., 2015).

Invented in 2012 by Wang and colleagues, TENGs generate electricity through the triboelectric effect and electrostatic induction by harnessing mechanical movement between two different frictional layers (Fan et al., 2012). These nanogenerators can be fabricated using various materials including natural, synthetic, metallic, and semiconductive substances, many of which are biocompatible, biodegradable, or even bio-absorbable (Khandelwal et al., 2020). By converting passive biomechanical movements into electrical energy, TENGs revolutionized self-powered medical devices and wearable healthcare technologies (Chen et al., 2018; Kwak et al., 2017; Qian et al., 2020; Weng et al., 2016; Ghafouri & Manavizadeh, 2023).

TENGs operate by facilitating electron transfer through the physical contact between two materials with different electron affinities. This generates an electric current when the materials are connected to an external

Please cite this article as: Karimmirza, E. & Manavizadeh, N. (2024) Fabrication of Wearable Flexible Triboelectric Nanogenerators Using E-Glass as a Skin Substitute in Skin-Contact Devices. *Journal of Advanced Materials and Technologies*, Vol. 13, No. 3, 40-62. <https://doi.org/10.30501/jamt.2024.468941.1303>.

2783-0829/© 2024 The Author(s). Published by MERC.

This is an open access article under the CC BY license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/legalcode>)



circuit ([da Silva et al., 2015](#); [Niu & Wang, 2015](#); [Rodrigues-Marinho et al., 2020](#)). The technology supports four working modes—vertical contact, lateral sliding, single electrode, and independent electrodes—each designed to optimize energy output depending on the type of mechanical movement. Among these, the single-electrode mode is particularly suited for wearable devices due to its simplicity and compatibility with human skin, which often serves as the positive triboelectric material ([Akram et al., 2022](#); [Hakimi Raad et al., 2023](#); [Mathew & Vivekanandan, 2022](#)).

Wearable TENGs can be integrated into clothing or accessories to harvest energy from movements such as walking, running, and even breathing. These devices require materials that are soft, lightweight, and biocompatible ([Gogurla et al., 2019](#)). The design must also account for specific biomechanical movements of different body parts to maximize energy capture. Among the various configurations, single-electrode TENGs have gained prominence for their efficient integration with human skin, offering a power density of 2 mW/cm<sup>2</sup>, open-circuit voltage of 115 volts, and short-circuit current of 3 microamps on a 9 cm<sup>2</sup> surface ([Zou et al., 2020](#)).

Despite their potential, wearable TENGs face significant challenges, including skin irritation, sensitivity, and variable performance due to variations in humidity and temperature. To address these issues, this study explores the development of a flexible, single-electrode TENG using glass fibers as a skin substitute, sanitary silicone as the negative triboelectric material, and other biocompatible components. The investigation includes structural and morphological analysis of these materials, along with the effects of dielectric plate distance, load resistance, and environmental conditions on the TENG's output. The ultimate goal is to develop a sustainable, biocompatible energy source for wearable sensors and other electronic devices used in health monitoring and treatment.

## 2. STRUCTURES, MATERIALS, AND METHODS

This research explores the development and evaluation of a single-electrode Triboelectric Nanogenerator (TENG) for wearable applications. Skin is employed as the triboelectric positive material, eliminating the need for a second electrode beneath the skin and simplifying the device usability. Recognizing the importance of biocompatibility for skin-contact devices, sanitary silicone is selected as the triboelectric negative material due to its biocompatibility, flexibility, and FDA approval for use in medical applications.

To mitigate potential damage caused by skin contact, E-glass is investigated as a substitute for the skin as the positive triboelectric material. This replacement not only prevents skin irritation but also enhances the device durability and output performance. The study begins with a simulation of the TENG using COMSOL Multiphysics software, focusing on a two-dimensional model to reduce computational complexity. The simulation models two dielectric plates and a metal electrode, with parameters such as charge density and capacitance analyzed to predict the device performance.

The results reveal a linear relationship between dielectric distance, contact electrode, and output voltage and charge. Key equations governing the TENG's output characteristics, including open circuit voltage ( $V_{OC}$ ) and short circuit charges ( $Q_{SC}$ ), are derived. These relationships are further explored using Ohm's law to predict the device's output current and voltage.

In the material selection phase, sanitary silicone is confirmed as a suitable negative triboelectric material due to its smooth surface, biocompatibility, and mechanical properties. Aluminum is proposed in this study for the electrode due to its flexibility and cost-effectiveness. The proposed TENG design comprises a three-layer structure: body skin (positive material), sanitary silicone (negative material), and aluminum foil (electrode).

Given limitations of skin contact, particularly in hot weather, E-glass is proposed as an alternative positive triboelectric material. E-glass, woven from glass fibers, retains the electron affinity of glass while providing the necessary flexibility for wearable devices. This substitution improves user comfort by eliminating direct skin contact, thereby reducing the risk of irritation.

The paper concludes with a detailed examination of the TENG's output performance using both skin and E-glass as positive materials, highlighting their potential for practical wearable energy-harvesting applications.

## 3. RESULTS AND DISCUSSION

The study compares the performance of two triboelectric nanogenerators (TENGs) using different positive triboelectric materials: human skin and E-glass. The simulation results reveal that the electric potential at the contact electrode is higher than that at the reference electrode, driving electron flow through the external load. As the distance between the two dielectric materials increases, the electric potential also rises. E-glass, being more electronegative than human skin, generates a higher electric potential and open-circuit voltage. Specifically, the TENG with E-glass reaches 211 V at a 2 cm distance, compared to 96 V for the TENG with human skin, indicating E-glass as a superior choice for flexible, wearable nanogenerators.

Under short-circuit condition, the TENG with E-glass demonstrates a higher charge accumulation, resulting in better performance than the skin-based TENG. The study highlights that substituting the positive triboelectric material with one higher in the triboelectric series, like E-glass, increases both the open-circuit voltage and the short-circuit charge, enhancing overall power output. The experimental results confirm the simulations, showing that the TENG with E-glass produces a maximum power of 1.85 mW at 30 M $\Omega$ , significantly higher than the 0.69 mW at 20 M $\Omega$  for the skin-based TENG. This performance difference is attributed to the higher resistance and superior charge transfer properties of E-glass, along with the absence of charge leakage issues, which are more pronounced in skin-based TENGs due to the conductive nature of sweat and the human body.

The study concludes that the E-glass-based TENG offers superior power generation, stability, and user comfort for wearable applications. Its flexibility and lack

of dependence on the user's metabolic conditions make it a promising candidate for integration into clothing, enabling self-powered operation and battery recharging for wearable devices. The E-glass TENG, with its higher resistance and stable power output, is better suited for applications requiring consistent energy harvesting from biomechanical movements without direct skin contact.

#### 4. CONCLUSION

This study explores the potential of flexible Triboelectric Nanogenerators (TENGs) for efficient biomechanical energy harvesting in wearable electronics. The research primarily investigates the impact of replacing human skin with E-glass as the positive triboelectric material in single-electrode TENGs. This substitution aims to enhance output power, reduce negative effects associated with skin contact, and improve the device suitability for powering wearable electronics.

The study involved the design, simulation, and fabrication of TENGs using sanitary silicone as the negative material, comparing the performance of devices incorporating either skin or E-glass as the positive material. Simulation results indicated a significant increase in open circuit-voltage—from 96 V with skin to 211 V with E-glass—when the dielectric separation reached 2 cm. The short-circuit load also increased markedly, from 18 picocoulombs with skin to 54 picocoulombs with E-glass, highlighting the superior efficiency of E-glass.

Fabricated TENGs confirmed these findings, with the E-glass-based device achieving an open-circuit voltage of 200 V, short-circuit current of 13.5  $\mu$ A, and maximum output power of 1.85 mW at the load resistance of 30 M $\Omega$ . In contrast, the skin-based TENG produced an open-circuit voltage of 92 V, short-circuit current of 11.6  $\mu$ A, and maximum output power of 0.69 mW at 20 M $\Omega$ .

The application of E-glass offers several advantages, including higher energy output, absence of leakage current, and reduced sensitivity to environmental and metabolic factors such as perspiration, making the TENG's performance more stable and reliable. Additionally, E-glass eliminates the need for direct skin contact, addressing potential issues related to skin irritation and long-term effects of use.

A comparative analysis revealed that using E-glass instead of skin increased the open-circuit voltage up to 119.79% and the short-circuit load up to 200% in simulations. The fabricated devices showed an increase of 117.39% in open-circuit voltage, 16.38% in short-circuit current, and 116.12% in maximum power, despite a 50% increase in the device resistance.

These results underscore the potential of material innovation in optimizing the energy-harvesting capabilities of TENGs. The strong correlation between the simulated and experimental data validates this approach, offering a pathway to more efficient and user-friendly TENGs for powering wearable electronics, particularly in health monitoring and disease treatment applications.

#### 5. ACKNOWLEDGEMENT

The authors express their sincere gratitude to the authorities at K.N. Toosi University of Technology for their invaluable support in granting access to laboratory facilities and equipment, which were essential to the successful completion of this research.

#### REFERENCES

- Ahmadi, H., Yousefzad, M., & Manavizadeh, N. (2024). Smartifying Martial Arts: Lightweight Triboelectric Nanogenerator as a Self-Powered Sensor for Accurate Judging and AI-Driven Performance Analysis. *IEEE Sensors Journal*. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2024.3443229>
- Akram, W., Chen, Q., Xia, G., & Fang, J. (2022). A review of single electrode triboelectric nanogenerators. *Nano Energy*, 108043. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2022.108043>
- Byun, S.-H., Sim, J. Y., Zhou, Z., Lee, J., Qazi, R., Walicki, M. C., Parker, K. E., Haney, M. P., Choi, S. H., & Shon, A. (2019). Mechanically transformative electronics, sensors, and implantable devices. *Science advances*, 5(11), eaay0418. <https://doi.org/10.1126/sciadv.aay0418>
- da Silva, E. T., Santhiago, M., de Souza, F. R., Coltro, W. K., & Kubota, L. T. (2015). Triboelectric effect as a new strategy for sealing and controlling the flow in paper-based devices. *Lab on a Chip*, 15(7), 1651-1655. <https://doi.org/10.1039/C5LC00022J>
- Fan, F.-R., Tian, Z.-Q., & Wang, Z. L. (2012). Flexible triboelectric generator. *Nano Energy*, 1(2), 328-334. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2012.01.004>
- Gogurla, N., Roy, B., Park, J.-Y., & Kim, S. (2019). Skin-contact actuated single-electrode protein triboelectric nanogenerator and strain sensor for biomechanical energy harvesting and motion sensing. *Nano Energy*, 62, 674-681. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2019.05.082>
- Ghafouri, T., & Manavizadeh, N. (2023). A 3D-printed millifluidic device for triboelectricity-driven pH sensing based on ZnO nanosheets with super-Nernstian response. *Analytica Chimica Acta*, 1267, 341342. <https://doi.org/10.1016/j.aca.2023.341342>
- Hakimi Raad, N., Karimmirza, E., Yousefzad, M., Nouri, N., Sharifpour, H., Nadimi, E., Ahmadi Zeidabadi, M., & Manavizadeh, N. (2023). Improving the electronic and optical properties of chalcogenide Cu<sub>2</sub>ZnSnS<sub>4</sub> compound with transition metal dopants: A first-principles investigation. *Thin Solid Films*, 766, 139653. <https://doi.org/10.1016/j.tsf.2022.139653>
- He, W., Van Ngoc, H., Qian, Y. T., Hwang, J. S., Yan, Y. P., Choi, H., & Kang, D. J. (2017). Synthesis of ultra-thin tellurium nanoflakes on textiles for high-performance flexible and wearable nanogenerators. *Applied Surface Science*, 392, 1055-1061. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2016.09.157>
- Khandelwal, G., Raj, N. P. M. J., & Kim, S.-J. (2020). Triboelectric nanogenerator for healthcare and biomedical applications. *Nano Today*, 33, 100882. <https://doi.org/10.1016/j.nantod.2020.100882>
- Kwak, S. S., Kim, H., Seung, W., Kim, J., Hinchet, R., & Kim, S.-W. (2017). Fully stretchable textile triboelectric nanogenerator with knitted fabric structures. *ACS nano*, 11(11), 10733-10741. <https://doi.org/10.1021/acsnano.7b05203>
- Li, H., Zhao, S., Du, X., Wang, J., Cao, R., Xing, Y., & Li, C. (2018). A Compound Yarn Based Wearable Triboelectric Nanogenerator for Self-Powered Wearable Electronics. *Advanced Materials Technologies*, 3(6), 1800065. <https://doi.org/10.1002/admt.201800065>
- Mathew, A. A., & Vivekanandan, S. (2022). Design and Simulation of Single-Electrode Mode Triboelectric Nanogenerator-Based Pulse Sensor for Healthcare Applications Using COMSOL Multiphysics. *Energy Technology*, 10(5), 2101130. <https://doi.org/10.1002/ente.202101130>
- Niu, S., & Wang, Z. L. (2015). Theoretical systems of triboelectric nanogenerators. *Nano Energy*, 14, 161-192. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2014.11.034>
- Paydari, P., Manavizadeh, N., Hadi, A., & Karamdel, J. (2024). Performance Evaluation of Piezo/Triboelectric Hybrid Nanogenerator based on Zinc Oxide Composite: The Effect of Copper and Aluminum Electrodes. *Journal of Advanced Materials*

- and Technologies*, 12(3), 15-30. [in Persian].  
<https://doi.org/10.30501/jamt.2023.392805.1273>
16. Pu, X., Guo, H., Tang, Q., Chen, J., Feng, L., Liu, G., Wang, X., Xi, Y., Hu, C., & Wang, Z. L. (2018). Rotation sensing and gesture control of a robot joint via triboelectric quantization sensor. *Nano Energy*, 54, 453-460. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2018.10.044>
  17. Qian, Y., Sohn, M., He, W., Park, H., Subramanian, K., & Kang, D. J. (2020). A high-output flexible triboelectric nanogenerator based on polydimethylsiloxane/three-dimensional bilayer graphene/carbon cloth composites. *Journal of Materials Chemistry A*, 8(33), 17150-17155. <https://doi.org/10.1039/D0TA04341A>
  18. Rodrigues-Marinho, T., Castro, N., Correia, V., Costa, P., & Lanceros-Méndez, S. (2020). Triboelectric energy harvesting response of different polymer-based materials. *Materials*, 13(21), 4980. <https://doi.org/10.3390/ma13214980>
  19. Rodrigues, C., Gomes, A., Ghosh, A., Pereira, A., & Ventura, J. (2019). Power-generating footwear based on a triboelectric-electromagnetic-piezoelectric hybrid nanogenerator. *Nano Energy*, 62, 660-666. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2019.05.063>
  20. Su, Y., Xie, G., Tai, H., Li, S., Yang, B., Wang, S., Zhang, Q., Du, H., Zhang, H., & Du, X. (2018). Self-powered room temperature NO<sub>2</sub> detection driven by triboelectric nanogenerator under UV illumination. *Nano Energy*, 47, 316-324. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2018.02.031>
  21. Weng, W., Chen, P., He, S., Sun, X., & Peng, H. (2016). Smart electronic textiles. *Angewandte Chemie International Edition*, 55(21), 6140-6169. <https://doi.org/10.1002/anie.201507333>
  22. Wu, F., Li, C., Yin, Y., Cao, R., Li, H., Zhang, X., Zhao, S., Wang, J., Wang, B., & Xing, Y. (2019). A Flexible, Lightweight, and Wearable Triboelectric Nanogenerator for Energy Harvesting and Self-Powered Sensing. *Advanced Materials Technologies*, 4(1), 1800216. <https://doi.org/10.1002/admt.201800216>
  23. Zhao, X., Zhang, D., Xu, S., Qian, W., Han, W., Wang, Z. L., & Yang, Y. (2020). Stretching-enhanced triboelectric nanogenerator for efficient wind energy scavenging and ultrasensitive strain sensing. *Nano Energy*, 75, 104920. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2020.104920>
  24. Zhu, C., Wu, J., Yan, J., & Liu, X. (2023). Advanced fiber materials for wearable electronics. *Advanced Fiber Materials*, 5(1), 12-35. <https://doi.org/10.1007/s42765-022-00212-0>
  25. Zou, J., Zhang, M., Huang, J., Bian, J., Jie, Y., Willander, M., Cao, X., Wang, N., & Wang, Z. L. (2018). Coupled supercapacitor and triboelectric nanogenerator boost biomimetic pressure sensor. *Advanced Energy Materials*, 8(10), 1702671. <https://doi.org/10.1002/aenm.201702671>
  26. Zou, Y., Raveendran, V., & Chen, J. (2020). Wearable triboelectric nanogenerators for biomechanical energy harvesting. *Nano Energy*, 77, 105303. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2020.105303>



مقاله‌ی کامل پژوهشی

## ساخت نانوژنراتورهای تریوالکتریک منعطف پوشیدنی با جایگزینی پارچه‌ی شیشه‌ای به جای پوست در نانوژنراتورهای تماس پوستی

عرفان کریم میرزا<sup>۱</sup>، نگین معنوی زاده<sup>۲\*</sup>

<sup>۱</sup> دانشجوی دکتری تخصصی، گروه الکترونیک، دانشکده‌ی مهندسی برق، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، ایران

<sup>۲</sup> دانشیار، گروه الکترونیک، دانشکده‌ی مهندسی برق، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، ایران

**چکیده** امروزه به برداشت انرژی بیومکانیکی و تبدیل آن به انرژی الکتریکی در ادوات الکترونیک پوشیدنی، به‌ویژه نانوژنراتورهای تریوالکتریک تماس پوستی، به‌دلیل انعطاف‌پذیری و کاربردهای گسترده بسیار توجه شده است. با این حال، محدودیت‌هایی نظیر زیست‌سازگاری مواد، حداقل اصطکاک برای جلوگیری از التهاب پوستی و تأثیرپذیری از رطوبت و دما استفاده از این فناوری را پیچیده می‌کند. در این مقاله، با طراحی، شبیه‌سازی و ساخت نانوژنراتورهای تریوالکتریک منعطف تک‌الکترودی با ماده‌ی منفی سیلیکون بهداشتی، تأثیر پارچه‌ی شیشه‌ای به جای پوست به‌عنوان ماده‌ی مثبت تریوالکتریک بر عملکرد نانوژنراتور بررسی شده است. نتایج شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهند که ولتاژ مدار باز به ماده‌ی مثبت انتخابی وابسته است و از ۹۶ ولت برای پوست به ۲۱۱ ولت برای پارچه‌ی شیشه‌ای و بار اتصال کوتاه از ۱۸pC برای پوست به ۵۴pC برای پارچه‌ی شیشه‌ای می‌رسند. نتایج حاصل از ساخت نشان می‌دهند که خروجی نانوژنراتور پیشنهادی با پارچه‌ی شیشه‌ای با دستیابی نتیجه‌ی مشابه شبیه‌سازی، ولتاژ مدار باز ۲۰۰ ولت، جریان اتصال کوتاه ۱۳/۵ میکروآمپر و توان خروجی حداکثر ۱/۸۵ مگاوات در مقاومت بار ۳۰ مگا اهم و با پوست ولتاژ مدار باز ۹۲ ولت، جریان اتصال کوتاه ۱۱/۶ میکروآمپر و توان خروجی حداکثر ۰/۶۹ مگاوات در مقاومت بار ۲۰ مگا اهم است. نانوژنراتورهای تریوالکتریک ساخته‌شده در این مقاله با ماده‌ی مثبت پارچه‌ی شیشه‌ای، علاوه بر توان تولیدی بالاتر، به‌دلیل نبود جریان نشتی و تأثیرپذیری از شرایط محیطی و متابولیسمی، پایداری بیشتری به‌واسطه‌ی ثبات در عوامل تأثیرگذار دارد و، به‌دلیل عدم‌الزام به ارتباط مستقیم با پوست، راحتی بیشتری در محل قرارگیری و استفاده از نانوژنراتورهای تریوالکتریک تماس پوستی برای کاربر در کاربردهای تأمین انرژی ادوات الکترونیک پوشیدنی دارد.

تاریخچه‌ی مقاله:

ثبت اولیه: ۱۴۰۳/۰۵/۲۵

بازنگری: ۱۴۰۳/۰۷/۱۱

پذیرش قطعی: ۱۴۰۳/۰۹/۱۸

کلیدواژه‌ها:

نانوژنراتور تریوالکتریک منعطف،

حالت تک‌الکترودی،

سیلیکون بهداشتی،

پارچه‌ی شیشه‌ای



<https://doi.org/10.30501/jamt.2024.468941.1303>

URL: [https://www.jamt.ir/article\\_210928.html](https://www.jamt.ir/article_210928.html)

### ۱- مقدمه

و بادوام بودن برای دستگاه‌های پوشیدنی در انواع وسیعی از کاربردها از جمله ادوات الکترونیکی همراه و قابل حمل، حسگرهای زیستی و نظارت بر سلامت توجه شده است (Ahmadi et al., 2024; He et al., 2017; Li et al., 2018; Pu et al., 2018; Su et al., 2018; Wu et al., 2019; Zhao et al., 2020; Zhu et al., 2023; Zou et al., 2018). تلاش بسیاری نیز برای توسعه‌ی منابع تغذیه‌ی مربوطه (مانند باتری‌های لیتیومی پوشیدنی و ابرخازن‌ها) با انعطاف‌پذیری و دوام بالا انجام شده

با پیشرفت علم و فناوری به‌ویژه در زمینه‌ی الکترونیک پوشیدنی برای پیش سلامت بدن انسان، تشخیص غیرتهاجمی بیماری‌ها، کنترل پیوسته‌ی بیماری‌های مزمن و تسریع در روند درمان بسیاری از مشکلات و امراض، در طول چند دهه‌ی گذشته، الزامات و نیازهای این ادوات افزایش و گسترش یافته است. در حال حاضر، به وزن سبک، انعطاف‌پذیری، ضدآب بودن

عهده‌دار مکاتبات: نگین معنوی زاده

نشانی: ایران، تهران، خیابان شریعتی، ضلع جنوب شرقی پل سیدخندان، دانشکده‌ی مهندسی برق دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی

پیام‌نگار: ۰۲۱-۸۴۰۶۲۲۰۷

است (Zhang, 2019). برای استفاده از نانوذرات تریبوالکترونیک در شرایطی که این دستگاه پوشیدنی تحت فشارهای بیومکانیکی قرار می‌گیرد، حرکتی مانند حرکات گردن، لغزش اندام‌ها، حرکت قفسه‌ی سینه، چسباندن دست‌ها و قدم زدن بررسی می‌شوند. در این شرایط، ابر الکترونی دو اتم از سطوح مختلف مواد تریبوالکترونیک، که با هم در تماس هستند، به‌طور قابل توجهی همپوشانی می‌یابد (شکل ۱ الف)). این همپوشانی به کاهش سد پتانسیل و تسهیل انتقال الکترون منجر می‌شود. اتصال این دو ماده‌ی تریبوالکترونیک به مدارهای خارجی جریان خروجی را از طریق اختلاف پتانسیل ناشی از انتقال الکترون ایجاد می‌کند. هنگامی که یک نانوذرات تریبوالکترونیک در حالت اولیه خود قرار دارد (شکل ۱ ب))، بارهای مخالف دو ماده‌ی الکترونیکی تریبوالکترونیک روی سطح خنثی می‌شوند و جریانی تولید نمی‌شود. هنگامی که این دو ماده‌ی تریبوالکترونیک از هم جدا می‌شوند، بار منفی یا مثبت به خود می‌گیرند و پتانسیل الکترونیکی الکترودهای فلزی مربوطه را تغییر می‌دهند که این امر به ایجاد اختلاف پتانسیل منجر می‌شود. با متصل شدن الکترودها به مدارهای خارجی، جریانی تولید می‌شود که به‌عنوان جریان الکترون‌ها عمل می‌کند تا اختلاف پتانسیل ایجادشده را متعادل کند. در نهایت، هنگامی که دو ماده‌ی تریبوالکترونیک مجدداً با هم تماس پیدا کردند، انتقال الکترون در سطح اختلاف پتانسیل الکترونیکی الکترودها را کاهش می‌دهد و جریان معکوس القا می‌شود. این فرایند، با برگرداندن سیستم به حالت خنثای الکترونیکی، چرخه‌ی عملکرد نانوذرات تریبوالکترونیک را کامل می‌کند (Paydari et al., 2023; Paydari et al., 2024; Xiao et al., 2021).

یکی از ویژگی‌های جذاب در بین نانوذرات پوشیدنی انعطاف‌پذیری آن‌ها است. نانوذرات تریبوالکترونیک انعطاف‌پذیر به‌دلیل سبک بودن، قابلیت پوشیدن و تغییر شکل، به‌کاندیدای بسیار امیدوارکننده‌ای برای برآورده کردن الزامات الکترونیک قابل حمل تبدیل شده‌اند (Chen et al., 2018; Kwak et al., 2017; Qian et al., 2020; Seung et al., 2015; Weng et al., 2016; Wu et al., 2024).

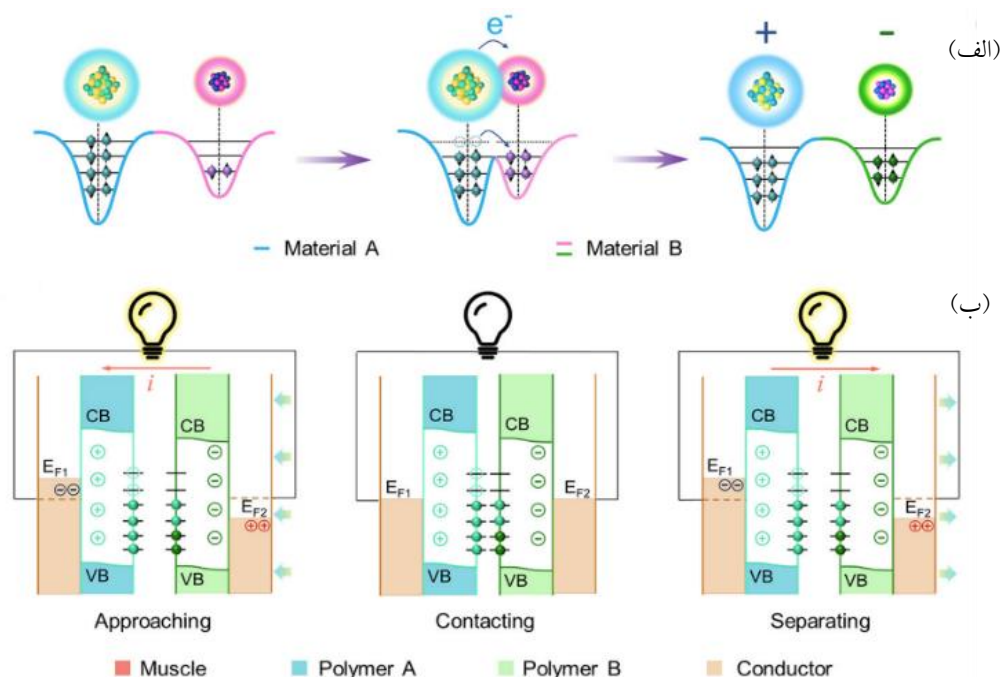
از زمان ظهور فناوری نانوذرات تریبوالکترونیک، تمرکز تحقیقات بر افزایش انرژی خروجی این فناوری قرار گرفته است. به همین دلیل، ترکیب‌های مختلفی از الکترودها و لایه‌های

است (Feng et al., 2024; He et al., 2020; Leijonmarck et al., 2013; Li et al., 2017; Ma et al., 2015; Qian & Kang, 2018; Vezvaei et al., 2024). با این حال، منابع انرژی الکترونیکی فعلی معمولاً به شارژ مکرر نیاز دارند یا باید پس از استفاده جایگزین شوند که این مسائل کاربردهای عملی بالقوه‌ی آن‌ها را بسیار محدود می‌کنند. این مشکل، به‌ویژه درباره‌ی وسایل پوشیدنی پرمصرف به نارضایتی و هزینه‌ی زیاد برای تعمیر و نگهداری این تجهیزات منجر می‌شود. علاوه‌برآن، بسیاری از انواع باتری‌های به‌کاررفته در این ادوات از مواد شیمیایی سمی ساخته شده‌اند که می‌توانند به محیط زیست آسیب برسانند (Byun et al., 2019; Liu et al., 2024; Rodrigues et al., 2019). بنابراین، توسعه‌ی یک فناوری جدید برداشت انرژی، که بتواند این مشکل را حل کند تا منبع انرژی پایدار برای وسایل الکترونیکی پوشیدنی فراهم کند، ضروری است (Babu et al., 2024; Wang et al., 2016a; Wu et al., 2022). یکی از ادواتی که می‌تواند کاندیدای مناسبی برای این حل این چالش باشد نانوذرات تریبوالکترونیک است (da Silva et al., 2015; Dassanayaka et al., 2022).

در ۲۰۱۲، وانگ و همکاران نانوذرات تریبوالکترونیک جدید را اختراع کردند که می‌توانست از طریق اثر تریبوالکترونیک و القای الکترواستاتیکی از حرکت مکانیکی محیط بین دو لایه‌ی اصطکاکی مختلف الکترونیکی تولید کند (Fan et al., 2012). خاصیت تریبوالکترونیک از تماس فیزیکی بین دو ماده‌ی غیرمشابه با میل ترکیبی الکترونی متفاوت حاصل می‌شود (Khandelwal et al., 2020). نانوذرات تریبوالکترونیک از انواع گسترده‌ای از مواد، از مواد طبیعی گرفته تا مواد مصنوعی و از فلزات رایج تا نیمه‌هادی‌ها و عایق‌ها، ساخته می‌شوند (Liu et al., 2021; Rani et al., 2024). بسیاری از آن‌ها زیست‌سازگار، زیست‌تخریب‌پذیر و حتی قابل جذب زیستی هستند (Feng et al., 2019; Paosangthong et al., 2024). نانوذرات تریبوالکترونیک فناوری نسبتاً جدیدی هستند که می‌توانند به‌طور مؤثری حرکت‌های بیومکانیکی غیرفعال را از طریق ترکیب الکترونیکی تماسی و القای الکترواستاتیکی در سراسر لایه‌های نازک تریبوالکترونیک به الکترونیکی تبدیل کنند. این فرایندها توانسته‌اند تحولی عظیم در ابزار و وسایل درمانی خودتوان در زمینه‌ی مراقبت‌های بهداشتی پوشیدنی پدید آورند (Pan &

2015; Ghafouri & Manavizadeh, 2023; Niu & Wang, 2015; Rodrigues-Marinho et al., 2020.

دی‌الکترونیک در نانوژنراتور تریبوالکتریک برای به دست آوردن بیشترین توان خروجی آزمایش شده است (da Silva et al., 2015).



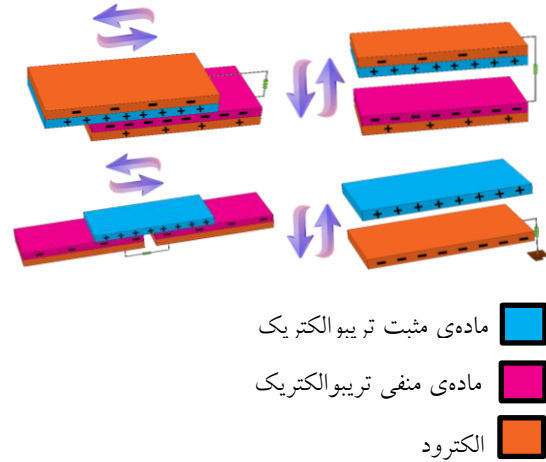
شکل ۱. اساس کار نانوژنراتور تریبوالکتریک پوشیدنی. تصویر چرخه‌ی تولید میدان الکتریکی از طریق تبدیل حرکات بیومکانیکی به انرژی الکتریکی. (الف) مدل چاه پتانسیل ابر الکترون در مقیاس اتمی و (ب) نمودار بانندی فرایند القای الکترواستاتیکی (Xiao et al., 2021)

در شکل ۲(پ) مشاهده می‌شود، در حالت تک‌الکترودی نانوژنراتور تریبوالکتریک فقط یک الکتروود در پایین وجود دارد که به زمین متصل است. پس از تماس با ماده‌ی بالایی، دو سطح به دلیل اثر تریبوالکتریک شارژ می‌شوند. در طول فرایند نزدیک و دور شدن مواد دی‌الکترونیک، توزیع میدان الکتریکی محلی ناشی از سطوح باردار تغییر خواهد کرد. سپس، تفاوت پتانسیل بین الکتروود و زمین تغییر می‌کند و الکترون‌ها بین آن‌ها مبادله می‌شوند تا تغییر پتانسیل را حفظ کنند (Akram et al., 2022; Hakimi Raad et al., 2023; Mathew & Vivekanandan, 2022; Shen et al., 2024). این حالت به‌عنوان منبع تأمین انرژی برای حرکات انسانی استفاده می‌شود، زیرا انسان نمی‌تواند به‌طور مداوم در مدار باشد (Prutvi et al., 2022; Yu et al., 2023). حالت الکترودهای مستقل هم برای تأمین انرژی از حرکاتی که نمی‌توانند به مدار خارجی وصل شوند طراحی شده‌اند (Azodi et al., 2023; Wang et al., 2023). اما در این حالت دو الکتروود مجزا زیر دی‌الکترونیک قرار دارند و حرکت نزدیک و دور شدن دی‌الکترونیک به تولید انرژی منجر می‌شود (شکل ۲(ت)) (Li et al., 2023; Tang et al., 2022).

این تحقیقات به شکل‌گیری چهار حالت کاری برای نانوژنراتور تریبوالکتریک منجر می‌شود: حالت تماس عمودی (شکل ۲(الف))، حالت لغزش جانبی (شکل ۲(ب))، حالت تک‌الکتروود (شکل ۲(پ)) و حالت الکترودهای مستقل (شکل ۲(ت)) (Wajahat et al., 2023; Zou et al., 2020). اولین حالت کاری نانوژنراتور تریبوالکتریک حالت تماس عمودی و جداسازی است (شکل ۲(الف)). در این حالت، دو ماده‌ی دی‌الکترونیک با میل ترکیبی الکترونی متفاوت بین دو الکتروود قرار می‌گیرند. در این حالت کاری، لایه‌های دی‌الکترونیک بر اثر حرکت عمودی با هم تماس پیدا می‌کنند و الکتروسیته‌ی تماسی با بارهای استاتیکی مخالف و با چگالی مساوی روی دو لایه قرار می‌گیرد (Shahriyari et al., 2024; Wang, 2013; Wang et al., 2016b). حالت کاری دوم، حالت لغزش جانبی است (شکل ۲(ب)) که دارای ترتیب الکترودها و دی‌الکترونیک‌های مشابه با حالت تماس عمودی و جداسازی است و تفاوت در جهت حرکت است. همان‌طور که نام آن نشان می‌دهد، بارها به دلیل حرکت اصطکاکی دو لایه‌ی دی‌الکترونیک با قطبیت مخالف تولید می‌شوند (An et al., 2023; Chen et al., 2022). همان‌طور که

اخیراً تلاش‌های بسیاری برای توسعه‌ی نانوزنراتورهای تریبووالکتریک پوشیدنی انجام شده است که می‌توانند روی بدن انسان قرار داده شوند یا در لباس‌ها و لوازم جانبی برای برداشت انرژی از حرکاتی مانند راه رفتن، دویدن، پریدن، خم شدن، تنفس، چشمک زدن و حتی امواج نبض به کار روند. حرکات بیومکانیکی قسمت‌های مختلف بدن دارای ویژگی‌های خاص خود هستند و حاوی انرژی قابل‌دسترسی تا ده‌ها وات هستند. برای ایجاد یک نانوزنراتور تریبووالکتریک پوشیدنی، مواد نرم، سبک و زیست‌سازگار ترجیح داده می‌شوند. یکی دیگر از موارد مهم که باید در نظر گرفته شود طراحی افزاره است. طراحی نانوزنراتورهای تریبووالکتریک باید با ویژگی‌ها و حالت حرکت قسمت خاصی از بدن انسان مطابقت داشته باشد. در جدول ۱، با توجه به ساختار بدن انسان از سر تا پا برای برداشت انرژی بیومکانیکی پوشیدنی، نمونه‌هایی بیان شده است (Saqib et al., 2024; Xiao et al., 2021; Zou et al., 2020).

مزیت استفاده از حالت الکتروود مستقل نانوزنراتور تریبووالکتریک در این است که می‌توان انرژی را از اشیای به‌طور مداوم در حال حرکت، بدون نیاز به وصل کردن به زمین، تأمین کرد (Liu et al., 2021; Xuan et al., 2024).



شکل ۲. حالت‌های کاری نانوزنراتور تریبووالکتریک: (الف) حالت جدایی عمودی، (ب) حالت لغزش جانبی، (پ) حالت تک‌الکتروود و (ت) حالت الکتروود مستقل

جدول ۱. ویژگی‌های انرژی بیومکانیکی در هر قسمت از بدن و استفاده از آن از طریق نانوزنراتورهای تریبووالکتریک (Zou et al., 2020)

عضو بدن به‌عنوان برداشت‌کننده انرژی	پارامترهای حرکت	ویژگی‌های حرکتی	طراحی نانوزنراتور تریبووالکتریک	توان (mW)
چشم	پلک زدن	فرکانس پایین، دامنه‌ی کم	سبک، نازک، نرم و سازگار با پوست	-
گردن	ضربان نبض، حرکات گردن	فرکانس پایین، دامنه‌ی کم	نرم، قابل تنفس، انعطاف‌پذیر و سازگار با پوست	-
سینه	تنفس و ضربان قلب	فرکانس بالا، دامنه‌ی کم	راحت، انعطاف‌پذیر و قابل تنفس	-
آرنج	خم شدن	فرکانس بالا، گشتاور خمشی زیاد	نرم، کشش‌پذیر، انعطاف‌پذیر و قابل تنفس	۲/۱
مچ دست	خم شدن	فرکانس بالا، گشتاور خمشی کم	انعطاف‌پذیر، قابل کشش، خم شدن و ضدآب	-
انگشت دست	خم شدن	فرکانس بالا، گشتاور خمشی کم	نرم، انعطاف‌پذیر، کشش‌پذیر و قابل تنفس	۴۰۶-۲۲۶
کمر	خم شدن و تنفس	فرکانس بالا، گشتاور خمشی کم	استحکام مکانیکی راحت، انعطاف‌پذیر و قوی	۳۸
زانو	خم شدن	فرکانس بالا، گشتاور خمشی کم	نرم، کشش‌پذیر، انعطاف‌پذیر و قابل تنفس	۳۶/۴
مچ پا	خم شدن	فرکانس بالا، گشتاور خمشی کم	نرم، کشش‌پذیر، انعطاف‌پذیر و قابل تنفس	۶۶/۸
پا	راه رفتن	فرکانس بالا، دامنه‌ی کم	ضدعرق، ضدسایش و استحکام مکانیکی زیاد	۲۰-۲

همراه PDMS این امکان را به وجود می‌آورد که به‌طور مؤثر انرژی بیومکانیکی را از طریق تماس با پوست انسان جمع‌آوری می‌کند و از اثر تریبولکتریک برای خروجی الکتریکی برتر استفاده می‌کند. این دستگاه نوآورانه، که به‌دلیل زیست‌سازگاری، انعطاف‌پذیری و شفافیت آن مورد توجه قرار گرفته است، نویدبخش یکپارچه شدن با وسایل الکترونیکی پوشیدنی و دستگاه‌های قابل حمل برای برداشت و سنجش انرژی با چگالی توان  $2 \text{ mW/cm}^2$  است (Gogurla et al., 2019).

نانوژنراتورهای تریبولکتریک الاستیک نیز با پوست عمل می‌کنند و قادر به برداشت انرژی از حرکت انسان هستند. این نانوژنراتور تریبولکتریک بسیار نازک و بسیار کششی روی پوست قرار می‌گیرد و از حرکات مکانیکی برای تولید انرژی الکتریکی استفاده می‌کند و به ولتاژ مدار باز ۱۱۵ ولت و جریان اتصال کوتاه ۳ میکروآمپر در سطح تماس ۹ سانتی‌متر مربع دست می‌یابد که پتانسیل قابل‌توجهی را برای ادوات الکترونیک پوشیدنی نشان می‌دهد (Chen et al., 2017).

نانوژنراتورهای تریبولکتریک مطرح‌شده و هزاران نانوژنراتور تریبولکتریک تماس پوستی دیگر با وجود تمام مزایای خود از جمله وزن کم و کاهش تعداد لایه‌های به‌کاررفته به‌واسطه استفاده از پوست اما معایب و مشکلات مهمی دارند که می‌تواند نارضایتی و حتی حساسیت پوستی برای کاربر را ایجاد کند. استفاده از مواد زیست‌سازگار، با توجه به تماس مستقیم این نانوژنراتورهای تریبولکتریک به پوست، بسیار اهمیت دارد. حتی در صورت استفاده از مواد زیست‌سازگار نیز اطمینان قطعی از نبودن مشکل به‌واسطه امکان بروز حساسیت‌های پوستی حاصل نمی‌شود. علاوه‌برآن، حرکت و اصطکاک نانوژنراتور تریبولکتریک بر روی پوست مشکل مهم دیگری است که می‌تواند باعث ایجاد التهاب و حتی زخم بر روی پوست شود. علاوه‌برآن، با توجه به تعریق بدن و متغیر بودن میزان آن در شرایط مختلف، میزان رطوبت محیط نیز ثابت نبوده که می‌تواند بر عملکرد نانوژنراتور تریبولکتریک تأثیر بگذارد. درنهایت، این ارتباط مستقیم با پوست باعث تغییر دمای نانوژنراتور تریبولکتریک می‌شود که مجدداً به‌دلیل عدم ثبات دما بر خروجی حاصل از نانوژنراتور تریبولکتریک تأثیر مستقیم می‌گذارد. بنابراین، یافتن جایگزین‌های مناسب، که بتوانند این محدودیت‌ها را برطرف کنند، ضروری به نظر می‌رسد. در این

کاربرد زیستی و پوشیدنی نانوژنراتور تریبولکتریک و اهمیت سادگی در ساخت و استفاده از آن و همچنین نیاز به الکتروود کمتر در اجرای آن نانوژنراتور تریبولکتریک در حالت تک‌الکتروود را به یکی از بهترین انتخاب‌ها برای لوازم الکترونیکی پوشیدنی تبدیل می‌کند. با توجه به جایگاه مناسب پوست انسان در فهرست مواد تریبولکتریک به‌عنوان ماده‌ی مثبت نانوژنراتور، طراحی نانوژنراتورهای پوشیدنی با لایه‌ی مثبت بدن انسان رایج شده است که دسته‌ی نانوژنراتورهای تریبولکتریک تماس پوستی را به خود اختصاص داده‌اند. البته، این نکته اهمیت دارد که قرارگیری این نانوژنراتورهای تریبولکتریک روی بدن به‌گونه‌ای باشد که بیشترین حرکت بیومکانیکی را دریافت و به انرژی الکتریکی تبدیل کند که نمونه‌هایی از این نواحی در شکل ۳ قابل مشاهده است.



شکل ۳. محل جمع‌آوری انرژی‌های بیومکانیکی مختلف به‌عنوان منابع انرژی پایدار توسط نانوژنراتورهای تریبولکتریک پوشیدنی تماس پوستی

با توجه به انتخاب پوست بدن به‌عنوان ماده‌ی مثبت تریبولکتریک، الکتروودها تنها می‌توانند در یک جهت قرار بگیرند و در نتیجه تنها امکان ساخت نانوژنراتور تریبولکتریک از نوع تک‌الکتروودی و الکتروود مستقل وجود دارد. با توجه به اهمیت بیشترین سازگاری با بدن، از آنجایی که نانوژنراتور تریبولکتریک از نوع الکتروود مستقل بیشتر از نوع اصطکاکی است، این اصطکاک باعث تحریک پوست و حتی ایجاد خراش و زخم می‌شود. به همین دلیل، اغلب نانوژنراتور تریبولکتریک از نوع تک‌الکتروودی برای ساخت انتخاب می‌شود. استفاده از یک نانوژنراتور تریبولکتریک مبتنی بر الیاف ابریشم و نانوسیم نقره‌ی

را نیز فراهم می‌کند. به منظور بررسی موارد بیان شده، این مقاله ابتدا به شبیه‌سازی نانوژنراتورهای تریبوالکتریک می‌پردازد و، با بررسی نتایج آن، نانوژنراتورهای تریبوالکتریک ساخته می‌شوند. در این مقاله، نانوژنراتور تریبوالکتریک در ابتدا با استفاده از نرم‌افزار COMSOL Multiphysics شبیه‌سازی شده است. این نرم‌افزار امکان استفاده از یک رابط کاربری مبتنی بر علم فیزیک همراه با یک سیستم معادلات دیفرانسیل جزئی را امکان‌پذیر می‌سازد (Salim et al., 2016). به دلیل عدم تغییرات در هندسه، مواد، نیروهای اعمالی، جابه‌جایی و بارهای انتقال یافته در عرض اجسام، شبیه‌سازی‌ها در محیطی دوبعدی انجام شده است تا، به دلیل ساده‌سازی محاسباتی عددی و پیچیدگی کمتر در مش‌بندی در محیط دوبعدی، محاسبات در زمان کمتری انجام شود و تأثیر بُعد سوم از طریق تعیین عرض کار و گسترش آن حاصل شود. در این شبیه‌سازی، فیزیک الکترواستاتیک، به دلیل توانایی ذاتی آن در شبیه‌سازی، تعامل پویایی بین تغییرات ضریب تراوایی و چگالی بار سطحی مواد تریبوالکتریک به‌عنوان فیزیک نانوژنراتور تریبوالکتریک انتخاب شده است (Mathew & Vivekanandan, 2022; Roopa et al., 2022).

مطابق شکل ۴ (الف) که نمای سه‌رخ و شکل ۴ (ب) که نمای جانبی را نشان می‌دهند، فرایند شبیه‌سازی شامل دو صفحه‌ی دی‌الکتریک و یک الکتروود فلزی (الکتروود تماسی) است که روبه‌روی هم قرار می‌گیرند تا لایه‌های نانوژنراتور تریبوالکتریک را با طول  $l$  و عرض  $w$  تشکیل دهند. ضخامت برای دی‌الکتریک  $d_0$  و برای الکتروود تماسی  $d_m$  است. به‌عنوان یک پیکربندی رایج، الکتروود مرجع با همان اندازه‌ی هندسی در زیر الکتروود تماسی با فاصله‌ی  $g$  قرار می‌گیرد. دو الکتروود ثابت هستند و دی‌الکتریک می‌تواند در جهت عمودی تحت نیروی مکانیکی خارجی حرکت کند که فاصله‌ی بین دو لایه‌ی تریبوالکتریک به‌صورت  $x$  تعریف می‌شود.

در نتیجه، الکتروسیسته‌ی تماسی با الکتروود دی‌الکتریک بارهای منفی خالص را با چگالی  $-\sigma$  روی سطح زیرین خود حمل می‌کند. با توجه به خاصیت مناسب در عایق بودن سیلیکون و ماهیت الکتروسیسته‌ی تماسی می‌توان فرض کرد که بارها به‌طور یکنواخت روی سطح با هدردرفت ناچیز توزیع می‌شوند (Niu et al., 2014). هم‌زمان مقدار مساوی بارهای مثبت ( $\sigma_w$ ) از طریق الکتروسیسته‌ی تماسی به الکتروود تماسی تزریق می‌شود.

پژوهش، از الیاف شیشه‌ای به‌عنوان جایگزینی برای پوست انسان استفاده شده است که، علاوه بر پایداری بیشتر، خواص الکتریکی مطلوبی نیز ارائه می‌دهد. به همین منظور، در مقاله‌ی حاضر، به ساخت نانوژنراتور تریبوالکتریک تک‌الکتروودی انعطاف‌پذیر پرداخته شده و به‌منظور بررسی دقیق روند تغییرات افزاری مورد نظر شبیه‌سازی شده است. در این فرایند، به بررسی تعاملات الکترواستاتیکی بین مواد تریبوالکتریک مثبت با تمرکز بر پوست و الیاف شیشه‌ای به‌عنوان جایگزین پوست با ویژگی‌های بالقوه‌ی مناسب‌تر و سیلیکون بهداشتی به‌عنوان ماده‌ی تریبوالکتریک منفی پرداخته می‌شود. این بررسی شامل تحلیل ویژگی‌های ساختاری و ریخت‌شناختی مواد استفاده‌شده و همچنین اهمیت فاصله‌ی بین صفحات دی‌الکتریک در خروجی نانوژنراتورهای تریبوالکتریک، ولتاژ مدار باز، جریان و بار اتصال کوتاه است. همچنین، توان نانوژنراتورهای تریبوالکتریک در مقاومت‌های بار مختلف و تأثیر آن‌ها بر مشخصات خروجی به‌منظور دستیابی به یک منبع تأمین انرژی الکتریکی پایدار و زیست‌سازگار برای حسگرها و دیگر ادوات الکترونیکی پوشیدنی به‌منظور پایش سلامت و درمان افراد بررسی می‌شود.

## ۲- ساختار، مواد و روش‌ها

در این مقاله، با توجه به کاربرد پوشیدنی نانوژنراتور تریبوالکتریک و استفاده از پوست به‌عنوان ماده‌ی مثبت تریبوالکتریک، همان‌طور که پیش‌تر نیز بیان شد، مناسب‌ترین انتخاب نوع تک‌الکتروودی نانوژنراتور تریبوالکتریک است که نیاز به الکتروود دوم در زیر پوست را کاملاً برطرف کند و سهولت در استفاده از این نوع نانوژنراتور تریبوالکتریک را برای کاربر فراهم آورد. از آنجاکه این نانوژنراتور تریبوالکتریک در دسته‌ی تماس پوستی قرار می‌گیرد، استفاده از مواد زیست‌سازگار در آن اهمیت ویژه‌ای دارد که بدین منظور از سیلیکون بهداشتی به‌عنوان ماده‌ی منفی تریبوالکتریک استفاده می‌شود. با توجه به بروز آسیب‌های احتمالی در نانوژنراتورهای تریبوالکتریک تماس پوستی، استفاده از پارچه‌ی شیشه‌ای به‌عنوان جایگزین پوست در ماده‌ی مثبت تریبوالکتریک در این مقاله بررسی می‌شود که، علاوه بر جلوگیری از بروز آسیب به پوست، محدودیت محل قرارگیری نانوژنراتور تریبوالکتریک را ندارد و امکان افزایش خروجی آن

جدول ۲. پارامترهای استفاده‌شده در محاسبه‌ی ویژگی‌های خروجی نانوژنراتور تریبولکتریک تک‌الکترودی

$\epsilon_r = 3/2$ $d_0 = 5\text{mm}$	دی‌الکتریک پوست
$\epsilon_r = 6$ $d_0 = 5\text{mm}$	دی‌الکتریک سیلیکون بهداشتی
$\epsilon_r = 4$ $d_0 = 5\text{mm}$	دی‌الکتریک پارچه‌ی شیشه‌ای
$0.5\text{mm}$	ضخامت الکتروود (dm)
$5\text{cm}$	عرض سازه (w)
$5\text{cm}$	طول دی‌الکتریک (l)
$1\text{cm}$	فاصله‌ی بین الکتروودها (g)
$1\ \mu\text{C m}^{-2}$ $2\ \mu\text{C m}^{-2}$	چگالی سطحی بار تریبولکتریک ( $\sigma$ )
$2\text{cm}$	حداکثر فاصله‌ی جدایی ( $X_{\text{max}}$ )

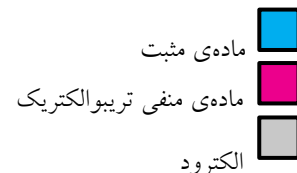
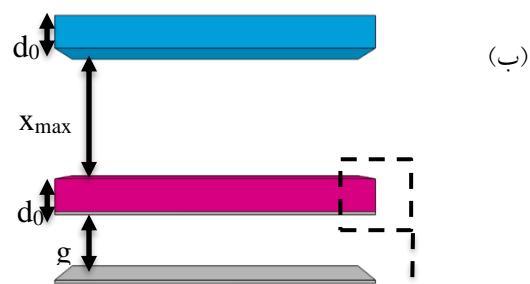
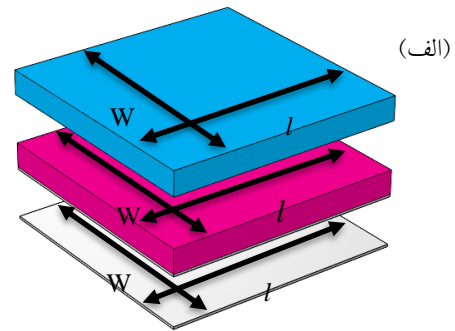
برای درک بیشتر ویژگی‌های خروجی نانوژنراتور تریبولکتریک تک‌الکترودی، رابطه‌ی فاصله‌ی دی‌الکتریک و الکتروود تماسی در ولتاژ و بار خروجی بررسی می‌شود (Liu et al., 2013). مشابه سایر انواع نانوژنراتورهای تریبولکتریک، در فاصله‌ی دی‌الکتریک و الکتروود تماسی ثابت، ولتاژ و بار خروجی رابطه‌ی خطی دقیقی را نشان می‌دهد که به دلیل خازن ایجادشده بین الکتروودها است (Liu et al., 2013a; Niu et al., 2013b). شیب منحنی ولتاژ و بار خروجی ( $V - Q$ ) متقابل ظرفیت خازنی (C) بین دو الکتروود و محل برخورد با محور ولتاژ، ولتاژ مدار باز ( $V_{oc}$ ) است (Niu et al., 2014; Niu et al., 2013b). بنابراین، رابطه‌ی فاصله‌ی دی‌الکتریک و الکتروود تماسی در ولتاژ و بار خروجی آن را می‌توان به صورت رابطه‌ی (۱) ارائه کرد.

$$V = -\frac{1}{C} \times Q + V_{oc} \quad (1)$$

در شرایط اتصال کوتاه، ولتاژ خروجی برابر با صفر و بار خروجی برابر با بارهای انتقال‌یافته‌ی اتصال کوتاه ( $Q_{sc}$ ) است. اگر این شرط در رابطه‌ی (۱) اعمال شود، رابطه‌ی بین بارهای انتقال‌یافته‌ی اتصال کوتاه ( $Q_{sc}$ )، ظرفیت خازنی (C) بین دو الکتروود و ولتاژ مدار باز ( $V_{oc}$ ) را می‌توان به صورت رابطه‌ی (۲) به دست آورد.

$$Q_{sc} = V_{oc}C \quad (2)$$

به‌عنوان بارهای منتقل‌شده از الکتروود تماسی به الکتروود مرجع تعریف شده است و مقدار کل بارها در الکتروود تماسی و الکتروود مرجع به ترتیب  $Q$  و  $\sigma Wl - Q$  هستند.



شکل ۴. (الف) نمای سه‌رخ و (ب) نمای جانبی و بخش بزرگ‌شده‌ی نانوژنراتور تریبولکتریک شبیه‌سازی‌شده در نرم‌افزار COMSOL Multiphysics به همراه ابعاد به‌کاررفته

مطابق معمول در آزمایش‌ها، کل ساختار با هوا احاطه شده است و پتانسیل در بی‌نهایت به‌عنوان نقطه‌ی مرجع انتخاب شده و پارامترهای مورد استفاده در این شبیه‌سازی در جدول ۲ آمده است. به دلیل القای الکترواستاتیک، پتانسیل الکتریکی در الکتروود تماسی بیشتر از الکتروود مرجع است که نیروی محرکه‌ی الکترون‌ها را برای جریان از الکتروود مرجع به الکتروود تماسی از طریق بار خارجی فراهم می‌کند.

[et al., 2023](#); [manavizadeh et al., 2024](#); [Rodrigues-Marinho et al., 2023](#)). با توجه به یکنواختی ویژگی‌های ابعادی این مواد، تنها با دستیابی به مقادیر مخالف علامت برای چگالی بار سطحی آن‌ها، شرایط مورد نظر تحقق می‌یابد. در نهایت، نیاز به فضایی از جنس هوا با ابعاد بسیار بزرگ‌تر از لایه‌های تریبولکتریک با مرزهایی نامحدود و زمین شده برای انجام محاسبات ضروری است ([Venugopal & Shanmugasundaram, 2022](#)).

با توجه به اهمیت تأمین انرژی مورد نیاز ادوات پوشیدنی الکترونیکی به ساخت نانوذرات تریبولکتریک منعطف زیست‌سازگار با بدن پرداخته می‌شود. در انتخاب مواد برای ساخت نانوذرات تریبولکتریک نیز استفاده از پوست بدن با توجه به جایگاه مناسب در جدول مواد تریبولکتریک به‌عنوان ماده‌ی مثبت انتخاب مناسبی است. برای ماده‌ی منفی نیز، با توجه به اهمیت زیست‌سازگاری و انعطاف‌پذیری، دامنه‌ی انتخاب‌ها اندکی محدود شده که یکی از انتخاب‌های مناسب برای آن استفاده از سیلیکون بهداشتی است. این ماده که به‌صورت تخصصی برای ساخت اندام مصنوعی استفاده می‌شود ماده‌ای کاملاً منعطف، بی‌بو، زیست‌سازگار و دارای تأییدیه‌های خوراکی از سازمان غذا و داروی ایالات متحده‌ی امریکا است و استفاده و تماس آن در ادوات پوشیدنی خطری برای انسان به وجود نمی‌آورد. سیلیکون بهداشتی مقاومت خوبی در برابر حرارت دارد و تحمل دمایی آن بین ۲۲۰ درجه‌ی سلسیوس تا ۲۵۰ درجه‌ی سلسیوس است و می‌تواند حتی در دماهای بالا استفاده شود و از خود مواد سمی آزاد نمی‌کند، نرم و انعطاف‌پذیر است که امکان تطبیق بهتر با شکل بدن فرد و راحتی بیشتر را به وجود می‌آورد. این ماده مقاومت مناسبی در برابر آب دارد، بنابراین محصولاتی که از آن تهیه می‌شوند می‌توانند به‌مدت طولانی در تماس با آب باقی بمانند و حتی قابل شست‌وشو باشند. بسیاری از افراد حساسیت بسیاری به مواد پلیمری و لاستیکی دارند، درحالی‌که سیلیکون بهداشتی حساسیت کمتری به همراه دارد و از این نظر مناسب‌تر است و برای افراد حساس نیز قابل استفاده است. مشخصات فنی سیلیکون بهداشتی به‌کاررفته در جدول ۳ قابل مشاهده است. به‌منظور استفاده از این ماده ابتدا باید نسبت جرمی برابر از دو قسمت A و B با هم ترکیب شوند و، با مخلوط کردن این دو ماده، ترکیب حاصل یکنواخت شود.

در روابط (۱) و (۲)، C ظرفیت خازنی بین دو الکترونده کاررفته است و مطابق رابطه‌ی محاسبه‌ی ظرفیت خازن کاملاً مشخص است که، با افزایش فاصله‌ی بین الکتروندها (g)، ظرفیت خازنی آن کاهش می‌یابد و این مقدار به‌صورت مستقیم بر خروجی اثرگذار است. علاوه بر ویژگی خروجی حالت‌های مدار باز و اتصال کوتاه، ویژگی بار نانوذرات تریبولکتریک تک‌الکترودی را می‌توان با ترکیب رابطه‌ی (۱) با قانون اهم محاسبه کرد. بر این اساس، رابطه‌ی (۳) حاصل می‌شود.

$$R \frac{dQ}{dt} = -\frac{1}{C} \times Q + V_{oc} \quad (3)$$

برای حل رابطه‌ی (۳)، شرط مرزی باید مشخص شود. با فرض اینکه  $t = 0s$ ، دی‌الکتریک در موقعیت  $x = 0$  برای مدت طولانی متوقف شده است و شروع به جدا شدن از الکترونده تماسی می‌کند. در این صورت، شرایط مرزی مربوطه را می‌توان به‌صورت  $Q(t=0) = 0$  ارائه کرد. سپس، رابطه‌ی (۳) را می‌توان به‌صورت تحلیلی حل کرد.

$$Q(t) = \frac{1}{R} e^{-\frac{t}{RC}} \int_0^t V_{oc}(x(t)) e^{\frac{t}{RC}} dt \quad (4)$$

سپس، خروجی جریان و ولتاژ خروجی را می‌توان به‌صورت روابط (۵) و (۶) به دست آورد.

$$I(t) = \frac{dQ}{dt} = \frac{V_{oc}(x(t))}{R} - \frac{1}{RC} e^{-\frac{t}{RC}} \int_0^t V_{oc}(x(t)) e^{\frac{t}{RC}} dt \quad (5)$$

$$V(t) = V_{oc}(x(t)) - \frac{1}{RC} e^{-\frac{t}{RC}} \int_0^t V_{oc}(x(t)) e^{\frac{t}{RC}} dt \quad (6)$$

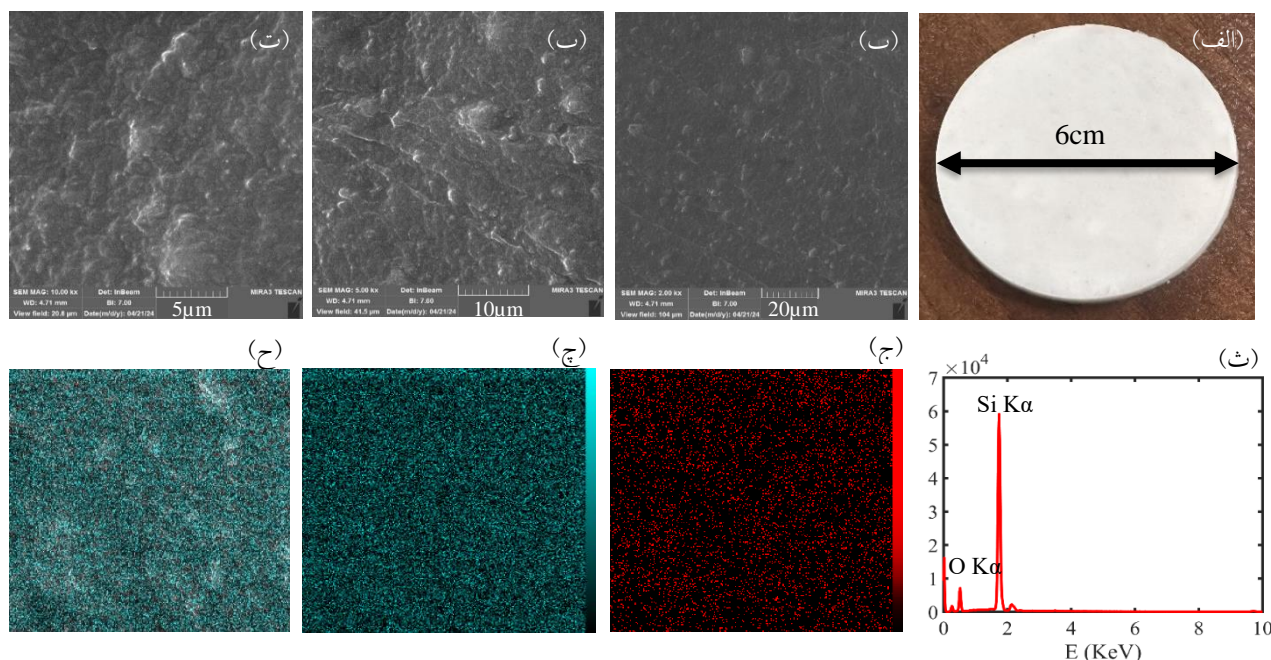
با بررسی نحوه‌ی محاسبه‌ی خروجی نانوذرات تریبولکتریک نوبت انتخاب و بررسی مواد برای شبیه‌سازی می‌رسد. در این شبیه‌سازی از ماده‌ی سیلیکون لاستیکی بهداشتی به‌عنوان ماده‌ی منفی و از پارچه‌ی شیشه‌ای و پوست انسان به‌عنوان ماده‌ی مثبت در دو شبیه‌سازی جداگانه استفاده شده است. شایان ذکر است که شکافی بسیار کوچک بین دو ماده‌ی مورد نظر با هدف تخمین دقیق چگالی بار سطحی هر ماده‌ی ایجاد شده است و ضروری است از هرگونه تماس فیزیکی بین مواد در طول فرایند شبیه‌سازی جلوگیری شود، زیرا چنین تماسی باعث خطاهای محاسباتی ناشی از عدم جدایی این مواد می‌شد. علاوه‌براین، برای اطمینان از صحت نتایج شبیه‌سازی، ضروری است که مقادیر چگالی بار سطحی دو ماده از لحاظ مقداری مساوی باشند، اما قطبیت‌های مخالف داشته باشند ([He](#)

جدول ۳. مشخصات فنی سیلیکون بهداشتی به‌کاررفته

۲۰-۱۸	سختی (ماده‌ی A)
۱:۱	نسبت اختلاط A و B (برحسب وزن)
۳۰۰۰-۲۰۰۰	ویسکوزیته‌ی قسمت A (mPa.s)
۳۰۰۰-۲۰۰۰	ویسکوزیته‌ی قسمت B (mPa.s)
۳۰۰۰-۲۰۰۰	ویسکوزیته‌ی مخلوط (mPa.s)
۶۰-۳۰ دقیقه	زمان کار (۲۵°C)
۲۴-۱۸ ساعت	زمان پخت (۲۵°C)
۲۵-۱۸	قدرت پارگی خشک‌شده (KN/m)
۷-۵	استحکام کششی خشک‌شده (MPa)
۷۸۰-۵۸۰ درصد	ازدیاد طول
≤ ۰/۱ %	انقباض

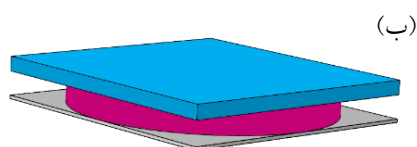
آماده‌ی استفاده شود. در این مقاله، از قالب دایره‌ای به قطر ۶ سانتی‌متر استفاده شده است که نتیجه‌ی نهایی این سیلیکون بهداشتی در شکل ۵ (الف) قابل مشاهده است. تصاویر SEM سیلیکون بهداشتی در شکل ۵ (ب)، (پ) و (ت) با بزرگ‌نمایی‌های مختلف قابل مشاهده است که دارای سطحی نسبتاً صاف و یکنواخت است. سطح صاف و یکنواخت سیلیکون از این جنبه حائز اهمیت است که الگوهای بخش‌های مختلف سطح آن اثری در خروجی نانوژنراتور تریبوالکترونیک ندارد. شکل ۵ (ث) آنالیز EDS به‌منظور تعیین عناصر سازنده‌ی آن را نشان می‌دهد. مطابق آنالیز EDS، این ماده تنها از عناصر اکسیژن و سیلیسیم به‌ترتیب با درصد وزنی ۲۵/۵۷ و ۷۴/۴۳ تشکیل شده است و، در تصاویر نقشه‌ی شکل ۵ (ج)، (چ) و (ح)، پراکندگی این عناصر به‌صورت جداگانه و تجمعی در بخشی از این ماده به تصویر درآمده است. همان‌طور که در تصاویر نقشه‌ی شکل ۵ (ج)، (چ) و (ح) مشخص است، پراکندگی اکسیژن و سیلیسیم یکنواخت است. این یکنواختی نشان‌دهنده‌ی قابلیت بازتولید نتایج نانوژنراتور تریبوالکترونیک ساخته‌شده با سیلیکون بهداشتی در نمونه‌های متعدد است.

پس از آن، باید ترکیب حاصل به‌صورت آبخاری با فاصله‌ی حدود ۱۵ سانتی‌متر به داخل قالب ریخته شود تا حبابی شکل نگیرد. درنهایت، برای از بین رفتن حباب‌های احتمالی باقی‌مانده نیاز است تا قالب به همراه سیلیکون بهداشتی به‌مدت ۱۵ دقیقه در خلأ قرار گیرد و پس از آن طی مدت ۲۴ ساعت در دمای محیط و به دور از نور مستقیم آفتاب قرار گیرد تا ترکیب حاصل



شکل ۵. (الف) سیلیکون بهداشتی خشک‌شده پس از ۲۴ ساعت. تصویر SEM سطح سیلیکون بهداشتی با بزرگ‌نمایی، (ب) ۲ هزار برابر، (پ) ۵ هزار برابر، (ت) ۱۰ هزار برابر و عدم وجود الگوی ریز و درشت محسوس و اثرگذار در خروجی نانوژنراتور تریبوالکترونیک، (ث) آنالیز EDS سیلیکون بهداشتی به‌منظور تعیین عناصر سازنده‌ی آن، (ج) نقشه‌ی محل قرارگیری عناصر سیلیسیم موجود در بخشی از سیلیکون بهداشتی، (چ) نقشه‌ی محل قرارگیری عناصر اکسیژن موجود در بخشی از سیلیکون بهداشتی و (ح) نقشه‌ی تجمعی محل قرارگیری عناصر سازنده در بخشی از سیلیکون بهداشتی به‌منظور تشخیص یکنواختی ماده و نتایج خروجی مشابه در ساخت نمونه‌های متعدد

سیلیکون بهداشتی به‌عنوان ماده‌ی منفی تریبوالکتریک و فویل آلومینیمی به‌عنوان الکتروود است که در شکل ۶ (الف) اجزای آن و در شکل ۶ (ب) و ۶ (پ) تصاویر مونتاژشده‌ی نانوژنراتور به‌ترتیب به‌صورت شماتیک و واقعی قابل‌ملاحظه است.

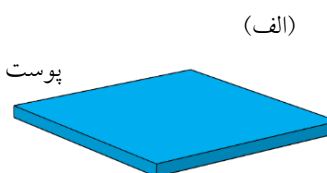


(ب)



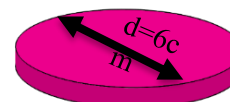
(پ)

پوست دست (ماده‌های مثبت تریبوالکتریک)

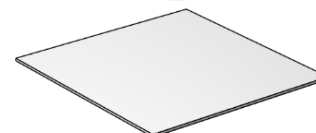


(الف)

سیلیکون بهداشتی (ماده‌ی منفی تریبوالکتریک)



آلومینیم (الکتروود)



شکل ۶. (الف) تصویر شماتیک اجزای نانوژنراتور تریبوالکتریک شامل پوست دست، سیلیکون بهداشتی و الکتروود آلومینیم و تصویر، (ب) شماتیک و (پ) واقعی نانوژنراتور تریبوالکتریک مونتاژشده در حالت کاری تک‌الکتروودی

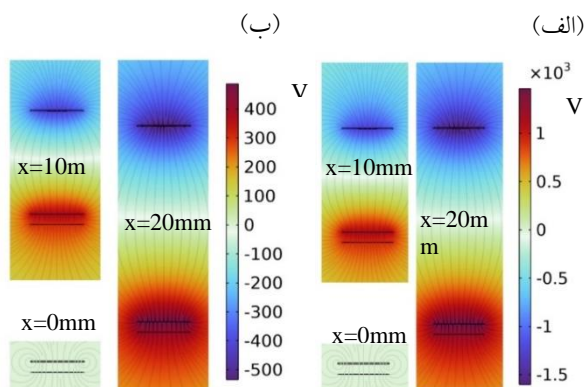
قابل مشاهده است. مطابق تصویر شکل ۷ (ب)، الیاف از جنس شیشه به‌صورت تاروپود در هم تنیده شده‌اند و، علاوه بر ایجاد ساختاری منعطف با توجه به بافت تاروپودی خود، الگویی منظم و برجسته را تشکیل می‌دهند که در بهبود عملکرد نانوژنراتور تریبوالکتریک نیز اثرگذار است. علاوه بر آن، دیگر برای تماس مستقیم نانوژنراتور تریبوالکتریک با پوست نیاز نیست که آزادی عمل در محل استفاده افزایش یابد و امکان بروز حساسیت و التهاب‌های پوستی را به حداقل می‌رساند. برای الکتروود نیز مطابق آزمایش قبل، از آلومینیم استفاده شده است که در نهایت تصویر شماتیک نانوژنراتور تریبوالکتریک ساخته شده و بخش‌های آن در شکل ۷ (پ) قابل مشاهده است.

انتخاب ابعاد، اندازه‌ها و میزان جرم مواد به دلایل متعددی اهمیت بسیاری دارد. افزایش این مقادیر می‌تواند به طولانی شدن زمان شبیه‌سازی‌ها منجر شود و نیاز به توان محاسباتی و پردازشی فراتر از ظرفیت سیستم‌های موجود را ایجاد کند. در آزمایش‌های عملی نیز، افزایش ابعاد موجب کاهش سطح تماس مؤثر می‌شود و در نتیجه توان بر واحد سطح به میزان قابل توجهی کاهش می‌یابد؛ افزون‌براین، هزینه‌ها نیز به‌شکل چشمگیری

برای الکتروود استفاده از صفحات و فویل‌های آلومینیمی با توجه به انعطاف‌پذیری و قیمت مناسب پیشنهاد می‌شود. با توجه به تعیین مواد به‌کاررفته و انتخاب نوع نانوژنراتور تریبوالکتریک، ساختاری سه‌لایه برای ساخت پیشنهاد می‌شود. این ساختار سه‌لایه شامل پوست بدن به‌عنوان ماده‌ی مثبت تریبوالکتریک،

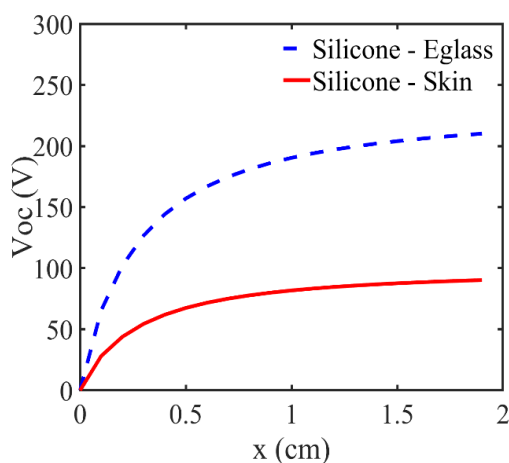
با وجود تمام مزایای مطرح‌شده درباره‌ی نانوژنراتور تریبوالکتریک ساخته‌شده از جمله جایگاه مناسب مواد به‌کاررفته در جدول خاصیت تریبوالکتریک، انعطاف‌پذیری مناسب و کاهش یک ماده با توجه به استفاده از پوست به‌عنوان ماده‌ی مثبت تریبوالکتریک، این تماس با پوست برای همه‌ی کاربران مناسب نیست و می‌تواند موجب نارضایتی افراد به‌ویژه در فصول گرم سال شود. به همین منظور، در آزمایش دوم از پارچه‌ی شیشه‌ای به‌عنوان ماده‌ی مثبت تریبوالکتریک جایگزین پوست استفاده می‌شود. درباره‌ی شیشه این نکته حائز اهمیت است که، با توجه به نیاز به یک نانوژنراتور تریبوالکتریک منعطف، استفاده از شیشه با وجود جایگاه مناسب در فهرست مواد تریبوالکتریک، اما به‌لحاظ انعطاف‌پذیری محدودیت‌های فراوانی دارد که استفاده از آن ممکن نیست.

برای حل این مشکل، استفاده از پارچه‌ی شیشه‌ای که منسوجی از الیاف شیشه است پیشنهاد می‌شود که، علاوه بر داشتن خواص میل ترکیبی الکترونی شیشه، مانند یک پارچه معمولی کاملاً منعطف است و امکان استفاده در ادوات الکترونیکی پوشیدنی را دارد که در تصویر شکل ۷ (الف)



شکل ۸. محاسبه‌ی توزیع پتانسیل الکتریکی در فواصل متحرک مختلف X (الف) با ماده‌ی مثبت پارچه‌ی شیشه‌ای و (ب) با ماده‌ی مثبت پوست انسان

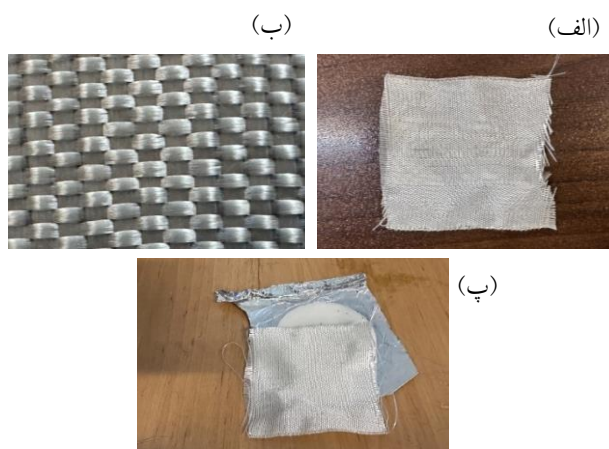
پس از آن، نوبت به بررسی حالت مدار باز مدار و به‌طور دقیق‌تر ولتاژ مدار باز نانوذراتورهای تریبوالکتریک می‌رسد. با توجه به اینکه توانایی پارچه‌ی شیشه‌ای از پوست در انتقال بار الکتریکی بیشتر است و در فهرست مواد تریبوالکتریک نیز بالاتر قرار می‌گیرد، انتظار می‌رود که ولتاژ مدار باز بیشتری نیز داشته باشد که در نمودار شکل ۹ این نتایج قابل مشاهده است.



شکل ۹. نمودار ولتاژ مدار باز نانوذراتورهای تریبوالکتریک شبیه‌سازی شده با دو ماده‌ی مثبت تریبوالکتریک پوست و پارچه‌ی شیشه‌ای

همان‌طور که در نمودار شکل ۹ نیز مشخص است، ولتاژ مدار باز برای نانوذراتور شبیه‌سازی شده با ماده‌ی مثبت پوست انسان و ماده‌ی منفی سیلیکون بهداشتی با افزایش فاصله‌ی دو لایه‌ی تریبوالکتریک افزایش می‌یابد و در حداکثر فاصله‌ی ۲ سانتی‌متر که برای این شبیه‌سازی تعیین شده، این ولتاژ به ۹۶ ولت می‌رسد، درحالی‌که ولتاژ مدار باز برای نانوذراتور شبیه‌سازی شده با ماده‌ی مثبت پارچه‌ی شیشه‌ای و ماده‌ی منفی

افزایش می‌یابد. از سوی دیگر، کاهش بیش از حد ابعاد و جرم می‌تواند مشکلات بسیاری در انجام آزمایش‌های عملی ایجاد کند و نتایج را تحت تأثیر قرار دهد.



شکل ۷. پارچه‌ی شیشه‌ای به‌کاررفته، (ب) بافت تاروپود پارچه‌ی شیشه‌ای به‌کاررفته و (پ) نانوذراتور تریبوالکتریک تک‌الکترودی ساخته‌شده با پارچه‌ی شیشه‌ای، سیلیکون بهداشتی و فویل آلومینیم

پس از آماده‌سازی نمونه‌ها، نوبت بررسی نتایج خروجی این نانوذراتورهای تریبوالکتریک می‌رسد که در ادامه نتایج خروجی حاصل از شبیه‌سازی و با نمونه‌های ساخته‌شده بررسی و تحلیل می‌شود.

### ۳- بحث و نتایج

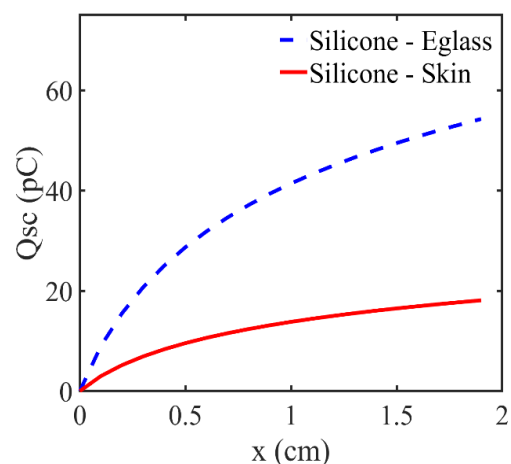
پس از آماده‌سازی نمونه‌ها نوبت به بررسی نتایج شبیه‌سازی و نمونه‌های ساخته‌شده می‌رسد. همان‌طور که در شکل ۸ (الف) و (ب) نشان داده شده است، برای هر دو نوع ماده‌ی مثبت تریبوالکتریک در نانوذراتورهای شبیه‌سازی شده، به دلیل القای الکترواستاتیک، پتانسیل الکتریکی در الکتروود تماسی بیشتر از الکتروود مرجع است که نیروی محرکه‌ی الکترون‌ها را برای جریان از الکتروود مرجع به الکتروود تماسی از طریق بار خارجی فراهم می‌کند. علاوه‌برآن، با افزایش فاصله‌ی بین دو دی‌الکتریک، پتانسیل الکتریکی روی صفحات افزایش می‌یابد و توزیع پتانسیل الکتریکی در فواصل مختلف دی‌الکتریک متحرک به‌خوبی دیده می‌شود. با توجه به اینکه تنها تغییر حاصل در این دو آزمایش، تغییر ماده‌ی مثبت تریبوالکتریک است، افزایش پتانسیل الکتریکی در فواصل مساوی در دو آزمایش را می‌توان به تغییر ماده‌ی مثبت تریبوالکتریک و خاصیت بیشتر الکترونگاتیوی پارچه‌ی شیشه‌ای در مقابل پوست بدن نسبت داد.

با نتایج حاصل شده از شبیه‌سازی نانوذراتورهای تریبوالکترونیک، با توجه به اینکه در هر دو آزمایش در حالت‌های مدار باز و اتصال کوتاه میزان حداکثر فاصله س جابه‌جایی دی‌الکترونیک‌ها از هم مشابه است، با فرض یکسان بودن نوع و سرعت حرکت آن‌ها می‌توان انتظار داشت که جریان اتصال کوتاه نانوذراتور شبیه‌سازی شده با ماده‌ی مثبت پارچه‌ی شیشه‌ای بیشتر از نانوذراتور شبیه‌سازی شده با ماده‌ی مثبت پوست باشد. با توجه به نمودارهای ولتاژ مدار باز و بار اتصال کوتاه شکل ۹ و شکل ۱۰ و بالاتر قرار گرفتن شیشه از پوست در فهرست مواد تریبوالکترونیک، تغییر ماده‌ی مثبت تریبوالکترونیک به ماده‌ی با تمایل بیشتر به از دست دادن الکترون باعث افزایش تمایل به انتقال بار می‌شود. این افزایش انتقال بار به تولید ولتاژ بالاتر در حالت مدار باز و بار بالاتر در حالت اتصال کوتاه منجر می‌شود. علاوه بر آن، با تغییر ماده‌ی مثبت تریبوالکترونیک به ماده‌ی با پتانسیل الکترونیکی بالاتر در سری تریبوالکترونیک، تفاوت پتانسیل الکترونیکی بین دو ماده افزایش می‌یابد. این تفاوت پتانسیل بیشتر ولتاژ بیشتری را در حالت مدار باز ایجاد می‌کند. در نهایت، مواد مختلف دارای خواص سطحی و میزان چسبندگی مختلفی هستند. تغییر ماده‌ی مثبت تریبوالکترونیک به ماده‌ی با سطح تماس بیشتر یا خواص سطحی بهتر برای انتقال بار می‌تواند به افزایش ولتاژ و بار تولیدی منجر شود. با توجه به دلایل بیان شده، میزان جریان و ولتاژ نانوذراتور شبیه‌سازی شده با ماده‌ی مثبت پارچه‌ی شیشه‌ای در مقاومت‌های مختلف و مقاومت برابر با نانوذراتور بیشتر از نانوذراتور شبیه‌سازی شده با ماده‌ی مثبت پوست است و در نتیجه توان بالاتری نیز دارد. به منظور حصول اطمینان از این نتیجه‌گیری، نتایج حاصل از این نانوذراتورهای ساخته شده بررسی و با شبیه‌سازی مقایسه می‌شوند.

در بخش بررسی نتایج حاصل از نانوذراتورهای ساخته شده، به منظور ثبت خروجی نانوذراتورها نیز در همه‌ی آزمایش‌ها، از اسیلوسکوپ دیجیتال برند MEGATECH و مدل DSO2100 با قابلیت ذخیره‌سازی داده‌ها استفاده شده است. در این بخش، ابتدا نانوذراتور تریبوالکترونیک با ماده‌ی مثبت پوست دست بررسی می‌شود. در این نانوذراتور تریبوالکترونیک، به دلیل وجود تفاوت در میل ترکیبی الکترون بین پوست و سیلیکون بهداشتی، براساس قانون القای الکترواستاتیک باری سطحی بر روی دو ماده‌ی تریبوالکترونیک قرار می‌گیرد که به وسیله‌ی الکتروود آلومینیم

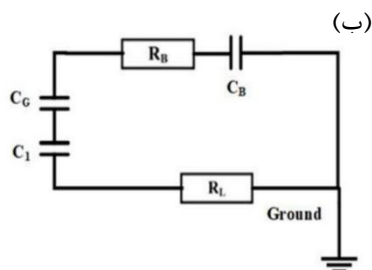
سیلیکون بهداشتی در همین فاصله به ۲۱۱ ولت می‌رسد که انتخاب مناسب پارچه‌ی شیشه‌ای به جای پوست را در نانوذراتورهای منعطف پوشیدنی نوید می‌دهد. همان‌طور که از نمودار شکل ۹ نیز مشخص است، افزایش فاصله‌ی بین دو صفحه‌ی دی‌الکترونیک به مقدار بیش از ۲ سانتی‌متر تغییر زیادی در مقدار ولتاژ مدار باز محاسبه شده ایجاد نمی‌کند و به همین دلیل فاصله‌ی جابه‌جایی محاسبه شده از مقدار صفر تا ۲ سانتی‌متر محاسبه شده است.

آزمون مهم دیگر در ارزیابی عملکرد نانوذراتورهای تریبوالکترونیک بررسی مدار در حالت اتصال کوتاه است. با توجه به اینکه شبیه‌سازی در حالت ایستا انجام شده و تغییرات زمان در پارامترهای آن در نظر گرفته نشده است، محاسبه‌ی جریان اتصال کوتاه امکان‌پذیر نیست و تنها به بررسی بار اتصال کوتاه پرداخته می‌شود. نتایج حاصل از بررسی بار اتصال کوتاه این دو نانوذراتور در نمودار شکل ۱۰ قابل مشاهده است و همان‌طور که انتظار می‌رود، با توجه به اختلاف بیشتر دو ماده‌ی سیلیکون بهداشتی و پارچه‌ی شیشه‌ای در فهرست مواد تریبوالکترونیک و همچنین توانایی بالاتر پارچه‌ی شیشه‌ای در انتقال و انباشت بار الکترونیکی، بار الکترونیکی اتصال کوتاه آن بیشتر است و بار اتصال کوتاه برای این نانوذراتورهای تریبوالکترونیک شبیه‌سازی شده به بیش از  $5\text{pC}$  می‌رسد، در حالی که این مقدار برای نانوذراتورهای تریبوالکترونیک شبیه‌سازی با پوست انسان حدود  $18\text{pC}$  است.

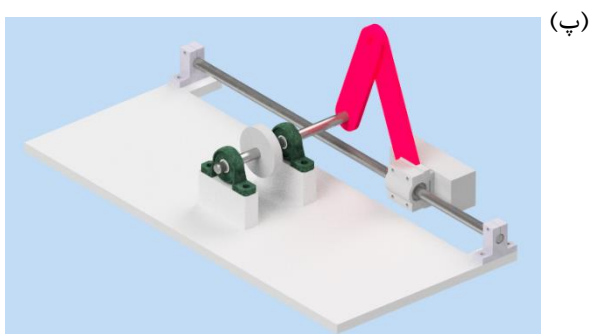
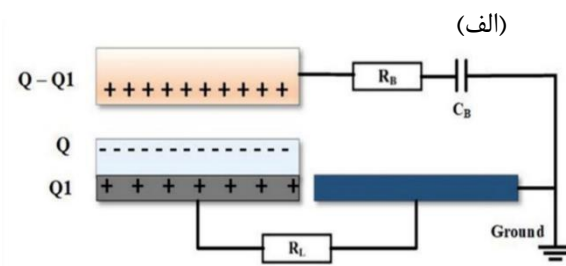


شکل ۱۰. نمودار بار اتصال کوتاه نانوذراتورهای تریبوالکترونیک شبیه‌سازی شده با دو ماده‌ی مثبت تریبوالکترونیک پوست و پارچه‌ی شیشه‌ای

هنگام تماس دی‌الکتریک با پوست، بدن انسان در حال هدایت الکتریکی است (Masugi, 2003). مدار معادل RC این حالت نیز در شکل ۱۱ (ب) نشان داده شده است



می‌توان خروجی تولیدشده به‌واسطه‌ی تماس و جدا شدن سیلیکون بهداشتی و پوست را به‌کمک اسیلوسکوپ اندازه‌گیری کرد. البته، باید این واقعیت باید در نظر گرفته شود که مطابق شماتیک شکل ۱۱ (الف) که مدل بدن انسان را نشان می‌دهد، به



شکل ۱۱. (الف) نمودار شماتیک مدل بدن انسان ساده‌شده‌ی طرح پیشنهادی، (ب) مدار معادل نانورباتور تریوالکتریک تک الکترودی و (پ) تصویر شماتیک ستاپ تست نانورباتور تریوالکتریک

مثبت پارچه‌ی شیشه‌ای داشته باشد. البته، باید به این نکته نیز توجه کرد که، در هنگام استفاده از پوست به‌عنوان ماده‌ی مثبت تریوالکتریک، امکان تعریق نیز وجود دارد که، با توجه به ماهیت رسانای آن، بار جمع‌شده روی پوست نیز کاهش می‌یابد که بررسی دقیق آن در شبیه‌سازی امکان‌پذیر نیست. علاوه‌برآن، میزان تعرق نیز در شرایط مختلف آب‌وهوایی و در ساعات مختلف شبانه‌روز، بسته به میزان فعالیت و شرایط متابولیکی افراد، متفاوت است و نتایج پایداری را نیز از این نظر به همراه دارد. برای بررسی عملکرد و ثابت بودن روند ارزیابی خروجی‌های نانورباتور تریوالکتریک از ستاپ تستی استفاده شده است که تصویر شماتیک آن در شکل ۱۱ (پ) قابل مشاهده است.

همان‌طور که در نمودار شکل ۱۲ (الف) قابل مشاهده است، خروجی حاصل از نانورباتور تریوالکتریک با پوست بدن به‌عنوان ماده‌ی مثبت تریوالکتریک به‌صورت نامتقارن است، به‌صورتی که در هنگام تماس دو ماده به ولتاژ حدود ۱۰۰ ولت و در هنگام جدا شدن به ولتاژ حدود ۳۰- ولت می‌رسد. تفاوت

مقاومت و ظرفیت خازنی بدن انسان به‌ترتیب به‌صورت  $C_B$  و  $R_B$  در مدار و  $C_G$  نشان‌دهنده‌ی ظرفیت خازنی بین پوست و سیلیکون است.  $C_1$  ظرفیت بین سیلیکون و الکترود تماسی و  $R_L$  مقاومت بار است. معادله‌ی حالت پایدار برای این مدار با توجه به رسانا بودن بدن انسان به‌صورت رابطه‌ی (۷) به دست می‌آید:

$$\frac{Q-Q_1}{C_G} = \frac{Q_1-\Delta Q}{C_B} + \frac{Q_1}{C_1} \quad (7)$$

که در آن  $Q$  بار الکتریکی در سیلیکون،  $Q_1$  بار الکتریکی الکترود و  $\Delta Q$  بار نشت‌شده است. تا زمانی که حرکتی بین پوست و سیلیکون وجود داشته باشد، حرکت جریان بار بین دی‌الکتریک و الکترود از طریق بار خارجی انجام می‌شود و در نتیجه انرژی مکانیکی اعمال‌شده به انرژی الکتریکی تبدیل می‌شود. افت جزئی در عملکرد خروجی به‌دلیل نشت بار از بدنه است (Maharjan et al., 2020; Mathew & Vivekanandan, 2022). بنابراین، انتظار می‌رود خروجی این نانورباتور، علاوه بر ویژگی‌های ذاتی مواد سازنده آن، به‌دلیل این نشت بار وضعیت نامطلوب‌تری از نانورباتور تریوالکتریک ساخته‌شده با ماده‌ی

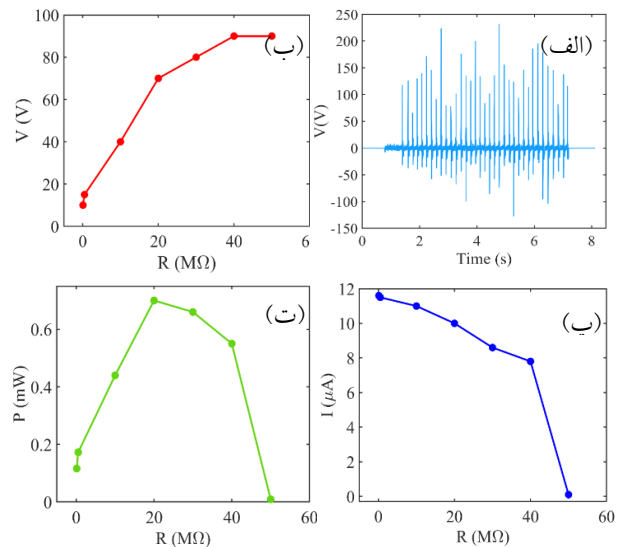
ولتاژ خروجی ارزیابی می‌شود. مطابق نمودار شکل ۱۲ (ب)، بررسی ولتاژ خروجی برای دستیابی به ولتاژ مدار باز نانوذراتور تریبوالکترونیک از مقاومت بار ۱۰۰ کیلو اهم تا میزان ۵۰ میکرو آمپر انجام شد که نتایج حاصل پس از مقاومت بار ۴۰ میکرو آمپر به دلیل مقاومت بسیار بالا تقریباً ثابت می‌ماند و حدود ۹۰ ولت است.

مشابه همین آزمایش نیز با مقاومت‌های بار مختلف برای جریان اتصال کوتاه تکرار شد که نتایج جریان برای مقاومت‌های بار کمتر از ۸۰ کیلو اهم تقریباً ثابت و مقدار ۱۱/۶ میکرو آمپر حاصل شده است (شکل ۱۲ (پ)). در نهایت، نیاز است تا، با توجه به نتایج حاصل از دو آزمایش قبل، مقدار بیشینه توان و مقاومتی که در این بیشینه توان در آن روی می‌دهد مشخص شود. بدین منظور، حاصل ضرب جریان و ولتاژ در مقاومت‌های مختلف بررسی می‌شود. همان‌طور که در نمودار شکل ۱۲ (ت) مشاهده می‌شود، بیشینه توان ۰/۶۹ مگاوات در مقاومت بار ۲۰ میکرو آمپر است.

در آزمایش دوم، همان‌طور که پیش‌تر نیز بیان شد، از پارچه‌ی شیشه‌ای به‌عنوان ماده‌ی مثبت تریبوالکترونیک استفاده شد. همان‌طور که در نمودارهای شکل ۱۳ مشخص است، این تغییر باعث افزایش بارهای انتقال یافته و ولتاژ حاصل از اتصال دو ماده و جدا شدن آن‌ها می‌شود (شکل ۱۳ (الف)) و در هنگام اتصال دو ماده‌ی خروجی به حدود ۲۰۰ ولت می‌رسد، درحالی‌که مجدداً در حالت جدا شدن خروجی کماکان همان حدود ۳۰- ولت است. ولتاژ مدار باز نیز حدود ۲۰۰ ولت است که شروع ثبات ولتاژ خروجی به‌ازای افزایش مقاومت بار از مقدار ۷۰ مگا اهم است (شکل ۱۳ (ب)). جریان اتصال کوتاه نیز به میزان ۱۳/۵ میکرو آمپر است که شروع این جریان در مقایسه با حالت قبل در مقاومت‌های بار بزرگ‌تری روی داد (شکل ۱۳ (پ)). در نهایت، بیشینه توان نیز مقدار ۱/۸۵ مگاوات در مقاومت بار ۳۰ مگا اهم است (شکل ۱۳ (ت)).

همان‌طور که از نتایج حاصل از خروجی‌های دو نانوذراتور تریبوالکترونیک ساخته شده مشخص است، بیشینه توان نانوذراتور تریبوالکترونیک با ماده‌ی مثبت پارچه‌ی شیشه‌ای در مقاومت بار بالاتری روی می‌دهد. با توجه به ثبات هم‌پارامترها، این نتیجه استنباط می‌شود که مقاومت بالاتر پارچه‌ی شیشه‌ای و وجود امکان هدایت الکتریکی در پوست در شرایط

در تمایل بار و انتقال الکترون بین این دو ماده می‌تواند باعث عدم تقارن در پیک‌های ولتاژ و جریان تولیدی شود (Cheng et al., 2020).



شکل ۱۲. نمودار خروجی حاصل از نانوذراتور تریبوالکترونیک با پوست بدن به‌عنوان ماده‌ی مثبت تریبوالکترونیک (الف) بارهای انتقال یافته و ولتاژ حاصل از اتصال دو ماده و جدا شدن آن‌ها، (ب) نمودار ولتاژ خروجی در مقاومت‌های بار مختلف و دستیابی به ولتاژ مدار باز و (پ) نمودار جریان خروجی در مقاومت‌های بار مختلف و دستیابی جریان اتصال کوتاه

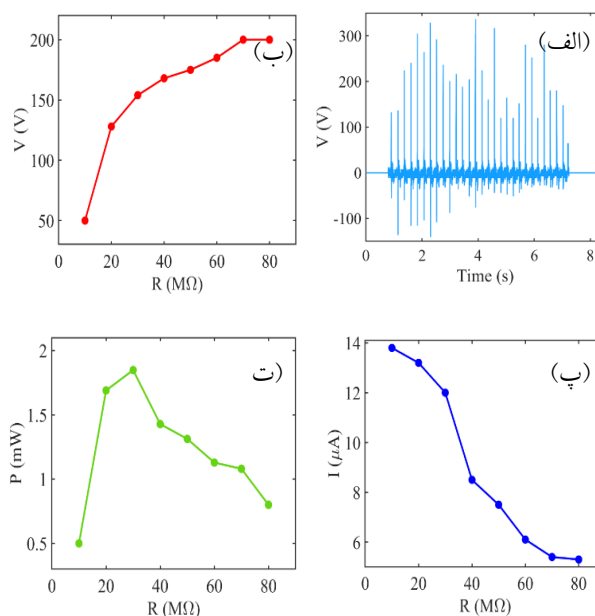
علاوه‌برآن، بارها می‌توانند در مواد دی‌الکتریک نانوذراتورهای تریبوالکترونیک به دام بیفتند و، از آنجاکه دینامیک به دام افتادن بار و تله اغلب نامتقارن است، به تفاوت در بزرگی و قله‌های خروجی مثبت و منفی منجر می‌شود. خواص دی‌الکتریک مواد مورد استفاده در نانوذراتورهای تریبوالکترونیک نیز می‌تواند بر نحوه‌ی ذخیره و آزاد شدن بارها تأثیر بگذارد (Gao et al., 2023). علاوه‌برآن، تفاوت در ثابت دی‌الکتریک و تلفات دی‌الکتریک می‌تواند بر راندمان جداسازی و بازترکیب بار تأثیر بگذارد و به عدم تقارن خروجی منجر شود (Yang et al., 2021). در نهایت، تغییرات در خواص مکانیکی و عوامل ساختاری نیز می‌توانند بر تقارن خروجی تأثیر بگذارند (Dharmasena, 2020). هرگونه عدم تعادل در این ویژگی‌ها می‌تواند به تولید بار نابرابر در طول چرخه‌های مثبت و منفی منجر شود (Cheng et al., 2023). از ویژگی‌های مهم نانوذراتورهای تریبوالکترونیک، خروجی آن در دو حالت اتصال کوتاه و مدار باز است که به ترتیب در این دو حالت جریان و

بالقوه‌ای هنگام استفاده در تجهیزات پوشیدنی به منظور عملکرد خود توان آن‌ها و کمک به تأمین انرژی و شارژ مجدد باتری‌ها فراهم می‌کند که می‌تواند گام مهمی در این زمینه باشد. علاوه بر آن، استفاده از نانوذرات تریبوالکترونیک با ماده‌ی مثبت پارچه‌ی شیشه‌ای، علاوه بر آنکه از خاصیت انعطاف‌پذیری آن به واسطه‌ی بافت تارپودی حاصل از الیاف شیشه، با توجه به جایگاه مناسب‌تر در فهرست مواد تریبوالکترونیک امکان تولید توان بیشتری را فراهم می‌کند. همچنین، این نانوذرات تریبوالکترونیک، به دلیل عدم ارتباط مستقیم با پوست، راحتی و آسایش بیشتری را برای کاربر به همراه دارد و امکان تعبیه‌ی آن در لباس بدون نیاز به تماس مستقیم بدن و تنها بهره بردن از حرکات بیومکانیکی بدن برای تولید انرژی را فراهم می‌سازد. در پایان، این نانوذرات تریبوالکترونیک، به دلیل عدم وابستگی به شرایط متابولسمی افراد، شرایط پایدارتری برای تولید توان دارد.

#### ۴- نتیجه‌گیری

این مقاله پتانسیل نانوذرات تریبوالکترونیک انعطاف‌پذیر برای برداشت انرژی بیومکانیکی به‌ویژه در ادوات الکترونیک پوشیدنی را نشان می‌دهد. با انتخاب موادی که زیست‌سازگاری را تضمین می‌کنند و تحریک پوستی را به حداقل می‌رسانند و بهینه‌سازی طراحی برای در نظر گرفتن عوامل محیطی مانند رطوبت و دما، نانوذرات تریبوالکترونیک می‌توانند به‌طور کارآمد حرکات روزمره‌ی بدن را به انرژی الکتریکی قابل استفاده تبدیل کنند. در این مقاله، هدف اصلی بررسی تأثیر استفاده از پارچه‌ی شیشه‌ای به‌جای پوست به‌عنوان ماده‌ی مثبت تریبوالکترونیک بر عملکرد نانوذرات تریبوالکترونیک منعطف تک‌الکترودی و کاهش آثار منفی نانوذرات تریبوالکترونیک تماس پوستی و افزایش توان خروجی آن به‌منظور کاربرد در تأمین انرژی الکتریکی ادوات الکترونیک پوشیدنی است. در این فرایند به طراحی، شبیه‌سازی و ساخت نانوذرات تریبوالکترونیک با استفاده از سیلیکون بهداشتی به‌عنوان ماده‌ی منفی و مقایسه‌ی نتایج عملکردی این دستگاه‌ها با استفاده از پوست و پارچه‌ی شیشه‌ای به‌عنوان ماده‌ی مثبت تریبوالکترونیک پرداخته شده است. شبیه‌سازی‌های انجام‌شده نشان دادند که ولتاژ مدار باز نانوذرات تریبوالکترونیک به ماده‌ی مثبت انتخابی وابسته است. مشخصاً، در فاصله‌ی حداکثر ۲ سانتی‌متر دی‌الکترونیک‌ها از هم،

مختلف باعث شده مقاومت الکتریکی کلی نانوذرات تریبوالکترونیک با ماده‌ی مثبت پارچه‌ی شیشه‌ای بیشتر شود و، مطابق قانون بیشینه‌ی توان، این حالت در مقاومت الکتریکی بزرگ‌تری رخ دهد.



شکل ۱۳. نمودار خروجی حاصل از نانوذرات تریبوالکترونیک با پارچه‌ی شیشه‌ای به‌عنوان ماده‌ی مثبت تریبوالکترونیک (الف) بارهای انتقال‌یافته و ولتاژ حاصل از اتصال دو ماده و جدا شدن آن‌ها، (ب) نمودار ولتاژ خروجی در مقاومت‌های بار مختلف و دستیابی به ولتاژ مدار باز و (پ) نمودار جریان خروجی در مقاومت‌های بار مختلف و دستیابی جریان اتصال کوتاه

البته، باید توجه داشت که، به علت توانایی بیشتر پارچه‌ی شیشه‌ای از پوست برای انتقال و انباشت الکترون‌ها و نبود جریان نشستی، این توان بالاتر رفته است. مطابق قانون اهم، هرچه مقاومت بیشتر باشد، جریان عبوری از آن کمتر می‌شود. حال، اگر به این نانوذرات توجه شود، در صورتی که مقاومت الکتریکی نانوذرات تریبوالکترونیک با ماده‌ی مثبت پارچه‌ی شیشه‌ای کاهش می‌یافت و به مقدار مقاومت الکتریکی برابر با نانوذرات تریبوالکترونیک دیگر می‌رسید، با توجه به ولتاژ مدار باز، جریان الکتریکی آن بیشتر از مقدار کنونی می‌شد و تفاوت بیشینه‌ی توان بسیار بیشتر از شرایط کنونی می‌شد و این تفاوت بیشتر قابل ارزیابی بود.

در نهایت، مطابق بررسی نتایج حاصل از شبیه‌سازی و ساخت نانوذرات تریبوالکترونیک مطرح‌شده، با توجه به انعطاف‌پذیری و استفاده از حالت کاری تک‌الکترودی، امکان

بار اتصال کوتاه شده است. نتایج خروجی حاصل از نانوژنراتورهای تریبوالکتریک ساخته‌شده نیز به افزایش ۱۱۷/۳۹ درصد ولتاژ مدار باز، ۱۶/۳۸ درصد جریان اتصال کوتاه و ۱۱۶/۱۲ درصد توان بیشینه با وجود افزایش ۵۰ درصد مقاومت نانوژنراتور اشاره می‌کند و عملکرد آن در مقایسه با دیگر نانوژنراتورهای تریبوالکتریک منعطف در جدول ۴ قابل مشاهده است.

جدول ۴. مقایسه‌ی نانوژنراتورهای تریبوالکتریک مختلف با کار

حاضر

منبع	توان تولیدی	جنس لایه‌ها
(Maamoun et al., 2024)	۲۵۰ mW/m <sup>2</sup>	فوم پلی‌اورتان انعطاف‌پذیر
(Zhang et al., 2023a)	۲۵۰ mW/m <sup>2</sup>	Cellulose - Ti <sub>3</sub> C <sub>2</sub> T <sub>x</sub> + FEP
(Rehman et al., 2023)	۳۰ mW/m <sup>2</sup>	Cellulose- enriched edible rice paper + PET
(Behera et al., 2024)	۳۶۰ mW/m <sup>2</sup>	EVA: BFO composite
(Zhang et al., 2023b)	۳۶۰ mW/m <sup>2</sup>	m- BN/PVT + PTFE
کار حاضر	۶۵۴/۳ mW/m <sup>2</sup>	سیلیکون بهداشتی - پارچه‌ی شیشه‌ای

این یافته‌ها بر پتانسیل نوآوری ساختاری در استفاده از مواد نوین برای بهینه‌سازی قابلیت‌های برداشت انرژی تأکید دارند. تطابق نتایج شبیه‌سازی شده و تجربی اعتبار رویکرد حاضر را تقویت می‌کند. در نهایت، بهبود عملکرد خروجی و کاربرپسند نانوژنراتور تریبوالکتریک طراحی شده در این مقاله با جایگزینی پارچه‌ی شیشه‌ای با پوست در نانوژنراتور تریبوالکتریک تماس پوستی، امکان استفاده‌ی گسترده‌ی این ادوات را به‌عنوان منبع تأمین انرژی الکتریکی پایدار ادوات الکترونیک پوشیدنی با هدف پایش سلامت و درمان بیماری‌ها برای افراد فراهم می‌آورد.

## ۵- سپاسگزاری

نویسندگان از مقامات دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی به‌دلیل حمایت‌های ارزنده‌شان در اعطای دسترسی به امکانات و تجهیزات آزمایشگاهی برای پیشبرد موفقیت‌آمیز این پژوهش صمیمانه سپاسگزاری می‌کنند.

ولتاژ مدار باز از ۹۶ ولت برای پوست به ۲۱۱ ولت برای پارچه‌ی شیشه‌ای افزایش یافته است. همچنین، بار اتصال کوتاه نیز از ۱۸pC برای پوست به ۵۴pC برای پارچه‌ی شیشه‌ای رسیده است. این نتایج نشان‌دهنده‌ی کارایی بالاتر پارچه‌ی شیشه‌ای به‌عنوان ماده‌ی مثبت در نانوژنراتورهای تریبوالکتریک است. نانوژنراتورهای ساخته‌شده با پارچه‌ی شیشه‌ای نتایجی مشابه با شبیه‌سازی‌ها ارائه دادند، به‌طوری که ولتاژ مدار باز ۲۰۰ ولت، جریان اتصال کوتاه ۱۳/۵ میکروآمپر و توان خروجی حداکثر ۱/۸۵ مگاوات در مقاومت بار ۳۰ مگا اهم برای این نانوژنراتور ثبت شد. در مقابل، نانوژنراتورهایی که از پوست به‌عنوان ماده‌ی مثبت استفاده کردند ولتاژ مدار باز ۹۲ ولت جریان اتصال کوتاه ۱۱/۶ میکروآمپر و توان خروجی حداکثر ۰/۶۹ مگاوات در مقاومت بار ۲۰ مگا اهم داشتند. استفاده از الیاف کاملاً منعطف شیشه و سپس منسوج آن و تبدیل شدن به پارچه‌ی شیشه‌ای باعث شده، علاوه بر آنکه امکان استفاده از خواص عالی شیشه به‌عنوان ماده‌ی مثبت تریبوالکتریک فراهم باشد، انعطاف‌پذیری کاملاً مناسبی برای کاربرد در ادوات پوشیدنی داشته باشد و انعطاف‌پذیری آن باعث سهولت در استفاده شود. مزایای استفاده از پارچه‌ی شیشه‌ای به‌جای پوست به‌عنوان ماده‌ی مثبت تریبوالکتریک شامل توان تولیدی بالاتر، نبود جریان نشتی و تأثیرپذیری کمتر از شرایط محیطی و متابولیسمی به‌واسطه‌ی میزان تعرق پوست است. این عوامل باعث پایداری بیشتر عملکرد نانوژنراتور و راحتی بیشتر برای کاربر می‌شوند. عدم‌الزام به تماس مستقیم با پوست نیز یکی دیگر از مزایای مهم استفاده از پارچه‌ی شیشه‌ای است که می‌تواند مشکلات احتمالی مربوط به حساسیت‌های پوستی یا تأثیرات منفی طولانی‌مدت بر پوست را برطرف کند. با تغییر ماده‌ی مثبت تریبوالکتریک از پوست به پارچه‌ی شیشه‌ای، علاوه بر حذف کامل جراحات و التهابات احتمالی به‌واسطه‌ی تماس مستقیم لایه‌های نانوژنراتور تریبوالکتریک با پوست، امکان اجرای آن در محل‌های مختلف بر روی بدن امکان‌پذیر می‌شود و آثار نامطلوب حاصل از تعرق و دمای بدن، که باعث تغییر در رطوبت و دمای نانوژنراتورهای تریبوالکتریک و در نتیجه ناپایداری در خروجی آن می‌شود، از بین می‌رود. در مقام مقایسه‌ی خروجی‌های حاصل نیز، در شبیه‌سازی‌های انجام‌شده، استفاده از پارچه‌ی شیشه‌ای به‌جای پوست باعث افزایش ۱۱۹/۷۹ درصد ولتاژ مدار باز و ۲۰۰ درصد

16. Fan, F.-R., Tian, Z.-Q., & Wang, Z. L. (2012). Flexible triboelectric generator. *Nano Energy*, 1(2), 328-334. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2012.01.004>
17. Feng, Q., Wen, Y., Sun, F., Xie, Z., Zhang, M., Wang, Y., Liu, D., Cheng, Z., Mao, Y., & Zhao, C. (2024). Recent Advances in Self-Powered Electronic Skin Based on Triboelectric Nanogenerators. *Energies*, 17(3), 638. <https://doi.org/10.3390/en17030638>
18. Gao, Y., Xu, B., Tan, D., Li, M., Wang, Y., & Yang, Y. (2023). Asymmetric-elastic-structure fabric-based triboelectric nanogenerators for wearable energy harvesting and human motion sensing. *Chemical Engineering Journal*, 466, 143079. <https://doi.org/10.1016/j.cej.2023.143079>
19. Ghafouri, T., & Manavizadeh, N. (2023). A 3D-printed millifluidic device for triboelectricity-driven pH sensing based on ZnO nanosheets with super-Nernstian response. *Analytica Chimica Acta*, 1267, 341342. <https://doi.org/10.1016/j.aca.2023.341342>
20. Gogurla, N., Roy, B., Park, J. Y., & Kim, S. (2019). Skin-contact actuated single-electrode protein triboelectric nanogenerator and strain sensor for biomechanical energy harvesting and motion sensing. *Nano Energy*, 62, 674-681. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2019.05.082>
21. Hakimi Raad, N., Karimmirza, E., Yousefzad, M., Nouri, N., Sharifpour, H., Nadimi, E., Ahmadi Zeidabadi, M., & Manavizadeh, N. (2023). Improving the electronic and optical properties of chalcogenide Cu<sub>2</sub>ZnSnS<sub>4</sub> compound with transition metal dopants: A first-principles investigation. *Thin Solid Films*, 766, 139653. <https://doi.org/10.1016/j.tsf.2022.139653>
22. He, J., Huang, S., Chen, H., Zhu, L., Guo, C., He, X., & Yang, B. (2023). Recent advances in the intensification of triboelectric separation and its application in resource recovery: A review. *Chemical Engineering and Processing-Process Intensification*, 185, 109308. <https://doi.org/10.1016/j.cep.2023.109308>
23. He, W., Ma, R., & Kang, D. J. (2020). High-performance, flexible planar microsupercapacitors based on crosslinked polyaniline using laser printing lithography. *Carbon*, 161, 117-122. <https://doi.org/10.1016/j.carbon.2020.01.047>
24. He, W., Van Ngoc, H., Qian, Y. T., Hwang, J. S., Yan, Y. P., Choi, H., & Kang, D. J. (2017). Synthesis of ultra-thin tellurium nanoflakes on textiles for high-performance flexible and wearable nanogenerators. *Applied Surface Science*, 392, 1055-1061. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2016.09.157>
25. Khandelwal, G., Raj, N. P. M. J., & Kim, S. J. (2020). Triboelectric nanogenerator for healthcare and biomedical applications. *Nano Today*, 33, 100882. <https://doi.org/10.1016/j.nantod.2020.100882>
26. Kwak, S. S., Kim, H., Seung, W., Kim, J., Hinchet, R., & Kim, S. W. (2017). Fully stretchable textile triboelectric nanogenerator with knitted fabric structures. *ACS nano*, 11(11), 10733-10741. <https://doi.org/10.1021/acsnano.7b05203>
27. Leijonmarck, S., Cornell, A., Lindbergh, G., & Wågberg, L. (2013). Single-paper flexible Li-ion battery cells through a paper-making process based on nano-fibrillated cellulose. *Journal of Materials Chemistry A*, 1(15), 4671-4677. <https://doi.org/10.1039/C3TA01532G>
28. Li, H., Zhao, S., Du, X., Wang, J., Cao, R., Xing, Y., & Li, C. (2018). A Compound Yarn Based Wearable Triboelectric Nanogenerator for Self-Powered Wearable Electronics. *Advanced Materials Technologies*, 3(6), 1800065. <https://doi.org/10.1002/admt.201800065>
29. Li, J., Lu, W., Yan, Y., & Chou, T. W. (2017). High performance solid-state flexible supercapacitor based on Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>/carbon nanotube/polyaniline ternary films. *Journal of Materials Chemistry A*, 5(22), 11271-11277. <https://doi.org/10.1039/C7TA02008B>
30. Li, Z., Zhang, S., Guo, H., Wang, B., Gong, Y., Zhong, S., Peng, Y., Zheng, J., & Xiao, X. (2023). On the performance of freestanding rolling mode triboelectric nanogenerators from rotational excitations for smart tires. *Nano Energy*, 113, 108595. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2023.108595>
31. Liu, D., Zhou, L., Wang, Z. L., & Wang, J. (2021). Triboelectric nanogenerator: from alternating current to direct current. *Iscience*, 24(1), 102018. <https://doi.org/10.1016/j.isci.2020.102018>
1. Ahmadi, H., Yousefzad, M., & Manavizadeh, N. (2024). Smartifying Martial Arts: Lightweight Triboelectric Nanogenerator as a Self-Powered Sensor for Accurate Judging and AI-Driven Performance Analysis. *IEEE Sensors Journal*. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2024.3443229>
2. Akram, W., Chen, Q., Xia, G., & Fang, J. (2022). A review of single electrode triboelectric nanogenerators. *Nano Energy*, 106, 108043. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2022.108043>
3. An, S., Fu, S., He, W., Li, G., Xing, P., Du, Y., Wang, J., Zhou, S., Pu, X., & Hu, C. (2023). Boosting Output Performance of Sliding Mode Triboelectric Nanogenerator by Shielding Layer and Shrouded-Tribo-Area Optimized Ternary Electrification Layered Architecture. *Small*, 19(45), 2303277. <https://doi.org/10.1002/sml.202303277>
4. Azodi, A., Manavizadeh, N., & Karimmirza, E. (2023). *Solar cells* The 9th International Conference on Knowledge and Technology of Mechanical, Electrical and Computer Engineering of Iran. <https://www.en.symposia.ir/UTCONF09>
5. Babu, M., Lautman, Z., Lin, X., Sobota, M. H., & Snyder, M. P. (2024). Wearable devices: implications for precision medicine and the future of health care. *Annual Review of Medicine*, 75(1), 401-415. <https://doi.org/10.1146/annurev-med-052422-020437>
6. Behera, S. A., Hajra, S., Panda, S., Sahu, A. K., Alagarsamy, P., Mishra, Y. K., Kim, H. J., & Achary, P. G. R. (2024). Synergistic energy harvesting and humidity sensing with single electrode triboelectric nanogenerator. *Ceramics International*, 50(19, Part B), 37193-37200. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2024.07.110>
7. Byun, S.-H., Sim, J. Y., Zhou, Z., Lee, J., Qazi, R., Walicki, M. C., Parker, K. E., Haney, M. P., Choi, S. H., & Shon, A. (2019). Mechanically transformative electronics, sensors, and implantable devices. *Science advances*, 5(11), eaay0418. <https://doi.org/10.1126/sciadv.aay0418>
8. Chen, J., Guo, H., Pu, X., Wang, X., Xi, Y., & Hu, C. (2018). Traditional weaving craft for one-piece self-charging power textile for wearable electronics. *Nano Energy*, 50, 536-543. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2018.06.009>
9. Chen, P., Luo, Y., Cheng, R., Shu, S., An, J., Berbillé, A., Jiang, T., & Wang, Z. L. (2022). Achieving high power density and durability of sliding mode triboelectric nanogenerator by double charge supplement strategy. *Advanced Energy Materials*, 12(33), 2201813. <https://doi.org/10.1002/aenm.202201813>
10. Chen, X., Wu, Y., Shao, J., Jiang, T., Yu, A., Xu, L., & Wang, Z. L. (2017). On-skin triboelectric nanogenerator and self-powered sensor with ultrathin thickness and high stretchability. *Small*, 13(47), 1702929. <https://doi.org/10.1002/sml.201702929>
11. Cheng, B., Ma, J., Li, G., Bai, S., Xu, Q., Cui, X., Cheng, L., Qin, Y., & Wang, Z. L. (2020). Mechanically asymmetrical triboelectric nanogenerator for self-powered monitoring of in vivo microscale weak movement. *Advanced Energy Materials*, 10(27), 2000827. <https://doi.org/10.1002/aenm.202000827>
12. Cheng, T., Shao, J., & Wang, Z. L. (2023). Triboelectric nanogenerators. *Nature Reviews Methods Primers*, 3(1), 39. <https://doi.org/10.1038/s43586-023-00220-3>
13. da Silva, E. T., Santhiago, M., de Souza, F. R., Coltro, W. K., & Kubota, L. T. (2015). Triboelectric effect as a new strategy for sealing and controlling the flow in paper-based devices. *Lab on a Chip*, 15(7), 1651-1655. <https://doi.org/10.1039/C5LC00022J>
14. Dassanayaka, D. G., Alves, T. M., Wanasekara, N. D., Dharmasena, I. G., & Ventura, J. (2022). Recent progresses in wearable triboelectric nanogenerators. *Advanced Functional Materials*, 32(44), 2205438. <https://doi.org/10.1002/adfm.202205438>
15. Dharmasena, R. (2020). Inherent asymmetry of the current output in a triboelectric nanogenerator. *Nano Energy*, 76, 105045. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2020.105045>

32. Liu, J., Xu, J., Wang, Y., Li, Z., Li, M., Cui, N., Zhao, F., Meng, L., & Gu, L. (2024). A human-skin inspired self-healing, anti-bacterial and high performance triboelectric nanogenerator for self-powered multifunctional electronic skin. *Chemical Engineering Journal*, 495, 153601. <https://doi.org/10.1016/j.cej.2024.153601>
33. Ma, Y., Wang, M., Kim, N., Suhr, J., & Chae, H. (2015). A flexible supercapacitor based on vertically oriented 'Graphene Forest' electrodes. *Journal of Materials Chemistry A*, 3(43), 21875-21881. <https://doi.org/10.1039/C5TA05687J>
34. Maamoun, A. A., Mahmoud, A. A., Naeim, D. M., Arafa, M., & Esawi, A. M. (2024). Effect of density and thickness of flexible polyurethane foam on the performance of triboelectric nanogenerators. *Materials Advances*, 5(15), 6132-6144. <https://doi.org/10.1039/d4ma00304g>
35. Maharjan, P., Bhatta, T., Salaudin, M., Rasel, M., Rahman, M., Rana, S., & Park, J. Y. (2020). A human skin-inspired self-powered flex sensor with thermally embossed microstructured triboelectric layers for sign language interpretation. *Nano Energy*, 76, 105071. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2020.105071>
36. Manavizadeh, N., Atashbari, S., Karimmirza, E., Khodayari, A., & Bidgoli, A. M. (2024). Designing and implementing an infrared control-sensing system to detect air bubbles in the tubes of the peritoneal dialysis machine. *Iranian Journal of Mechanical Engineering Transactions of ISME*, 26(1), 88-96. <https://doi.org/10.30506/ijmep.2023.2000277.1932>
37. Masugi, M. (2003). Multiresolution analysis of electrostatic discharge current from electromagnetic interference aspects. *IEEE transactions on electromagnetic compatibility*, 45(2), 393-403. <https://doi.org/10.1109/TEMC.2003.811299>
38. Mathew, A. A., & Vivekanandan, S. (2022). Design and Simulation of Single-Electrode Mode Triboelectric Nanogenerator-Based Pulse Sensor for Healthcare Applications Using COMSOL Multiphysics. *Energy Technology*, 10(5), 2101130. <https://doi.org/10.1002/ente.202101130>
39. Niu, S., Liu, Y., Wang, S., Lin, L., Zhou, Y. S., Hu, Y., & Wang, Z. L. (2013a). Theory of sliding-mode triboelectric nanogenerators. *Advanced materials*, 25(43), 6184-6193. <https://doi.org/10.1002/adma.201302808>
40. Niu, S., Liu, Y., Wang, S., Lin, L., Zhou, Y. S., Hu, Y., & Wang, Z. L. (2014). Theoretical investigation and structural optimization of single-electrode triboelectric nanogenerators. *Advanced Functional Materials*, 24(22), 3332-3340. <https://doi.org/10.1002/adfm.201303799>
41. Niu, S., Wang, S., Lin, L., Liu, Y., Zhou, Y. S., Hu, Y., & Wang, Z. L. (2013b). Theoretical study of contact-mode triboelectric nanogenerators as an effective power source. *Energy & Environmental Science*, 6(12), 3576-3583. <https://doi.org/10.1039/C3EE42571A>
42. Niu, S., & Wang, Z. L. (2015). Theoretical systems of triboelectric nanogenerators. *Nano Energy*, 14, 161-192. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2014.11.034>
43. Pan, S., & Zhang, Z. (2019). Fundamental theories and basic principles of triboelectric effect: A review. *Friction*, 7(1), 7. <https://doi.org/10.1007/s40544-018-0217-7>
44. Paosangthong, W., Torah, R., & Beeby, S. (2019). Recent progress on textile-based triboelectric nanogenerators. *Nano Energy*, 55, 401-423. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2018.10.036>
45. Paydari, P., Manavizadeh, N., Hadi, A., & Karamdel, J. (2023). The morphology effect of embedded ZnO particles-based composite on flexible hybrid piezoelectric triboelectric nanogenerators for harvesting biomechanical energy. *Journal of Sol-Gel Science and Technology*, 105(2), 337-347. <https://doi.org/10.1007/s10971-022-06019-0>
46. Paydari, P., Manavizadeh, N., Hadi, A., & Karamdel, J. (2024). Performance Evaluation of Piezo/Triboelectric Hybrid Nanogenerator based on Zinc Oxide Composite: The Effect of Copper and Aluminum Electrodes. *Journal of Advanced Materials and Technologies*, 12(3), 15-30. [in Persian]. <https://doi.org/10.30501/jamt.2023.392805.1273>
47. Prutvi, S. H., Korrapati, M., & Gupta, D. (2022). Self-powering vibration sensor based on a cantilever system with a single-electrode mode triboelectric nanogenerator. *Measurement Science and Technology*, 33(7), 075115. <https://doi.org/10.1088/1361-6501/ac5b2b>
48. Pu, X., Guo, H., Tang, Q., Chen, J., Feng, L., Liu, G., Wang, X., Xi, Y., Hu, C., & Wang, Z. L. (2018). Rotation sensing and gesture control of a robot joint via triboelectric quantization sensor. *Nano Energy*, 54, 453-460. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2018.10.044>
49. Qian, Y., & Kang, D. J. (2018). Poly (dimethylsiloxane)/ZnO nanoflakes/three-dimensional graphene heterostructures for high-performance flexible energy harvesters with simultaneous piezoelectric and triboelectric generation. *ACS applied materials & interfaces*, 10(38), 32281-32288. <https://doi.org/10.1021/acsami.8b05636>
50. Qian, Y., Sohn, M., He, W., Park, H., Subramanian, K., & Kang, D. J. (2020). A high-output flexible triboelectric nanogenerator based on polydimethylsiloxane/three-dimensional bilayer graphene/carbon cloth composites. *Journal of Materials Chemistry A*, 8(33), 17150-17155. <https://doi.org/10.1039/D0TA04341A>
51. Rani, G. M., Ghoreishian, S. M., Umaphathi, R., Vivekananthan, V., & Huh, Y. S. (2024). A biocompatible triboelectric nanogenerator-based edible electronic skin for Morse code transmitters and smart healthcare applications. *Nano Energy*, 128, 109899. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2024.109899>
52. Rehman, H. M. M. U., Prasanna, A. P. S., Rehman, M. M., Khan, M., Kim, S. J., & Kim, W. Y. (2023). Edible rice paper-based multifunctional humidity sensor powered by triboelectricity. *Sustainable Materials and Technologies*, 36, e00596. <https://doi.org/10.1016/j.susmat.2023.e00596>
53. Rodrigues-Marinho, T., Castro, N., Correia, V., Costa, P., & Lanceros-Méndez, S. (2020). Triboelectric energy harvesting response of different polymer-based materials. *Materials*, 13(21), 4980. <https://doi.org/10.3390/ma13214980>
54. Rodrigues-Marinho, T., Perinka, N., Costa, P., & Lanceros-Mendez, S. (2023). Printable lightweight polymer-based energy harvesting systems: materials, processes, and applications. *Materials Today Sustainability*, 21, 100292. <https://doi.org/10.1016/j.mtsust.2022.100292>
55. Rodrigues, C., Gomes, A., Ghosh, A., Pereira, A., & Ventura, J. (2019). Power-generating footwear based on a triboelectric-electromagnetic-piezoelectric hybrid nanogenerator. *Nano Energy*, 62, 660-666. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2019.05.063>
56. Roopa, J., Swathi, H., Geetha, K., & Satyanaryana, B. (2022). Modeling and simulation of triboelectric nanogenerator for energy harvesting using COMSOL Multiphysics® and optimization on thickness of flexible polymer. *Materials Today: Proceedings*, 48, 702-705. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.10.128>
57. Salim, Z. T., Hashim, U., Arshad, M. M., & Fakhri, M. A. (2016). Simulation, fabrication and validation of surface acoustic wave layered sensor based on ZnO/IDT/128 YX LiNbO3. *Int. J. Appl. Eng. Res*, 11(15), 8785-8790. [https://www.researchgate.net/publication/306324202\\_Simulation\\_Fabrication\\_and\\_Validation\\_of\\_Surface\\_Acoustic\\_Wave\\_Layered\\_Sensor\\_Based\\_on\\_ZnO/IDT/128\\_YX\\_LiNbO3](https://www.researchgate.net/publication/306324202_Simulation_Fabrication_and_Validation_of_Surface_Acoustic_Wave_Layered_Sensor_Based_on_ZnO/IDT/128_YX_LiNbO3)
58. Saqib, M., Khan, S. A., Khan, M., Iqbal, S., Rehman, M. M., & Kim, W. Y. (2024). Self-powered humidity sensor driven by triboelectric nanogenerator composed of bio-wasted peanut skin powder. *Polymers*, 16(6), 790. <https://doi.org/10.3390/polym16060790>
59. Seung, W., Gupta, M. K., Lee, K. Y., Shin, K. S., Lee, J. H., Kim, T. Y., Kim, S., Lin, J., Kim, J. H., & Kim, S. W. (2015). Nanopatterned textile-based wearable triboelectric nanogenerator. *ACS nano*, 9(4), 3501-3509. <https://doi.org/10.1021/nn507221f>
60. Shahriyari, A., GolshanBafghi, Z., Yousefzad, M., Manavizadeh, N., Pourfarzad, H., Ahaninpajoo, F., & Samoodi, S. (2024). Enhancing energy harvesting for low-power electronics: A study on the impact of electrode number and freestanding layer in rotary triboelectric nanogenerator. *Current Applied Physics*, 66, 49-59. <https://doi.org/10.1016/j.cap.2024.06.015>

61. Shen, J., Yang, Y., Zhang, J., Lin, W., & Gu, H. (2024). Carbon Quantum Dot-Functionalized Dermis-Derived Transparent Electronic Skin for Multimodal Human Motion Signal Monitoring and Construction of Self-Powered Triboelectric Nanogenerator. *ACS applied materials & interfaces*, 16(35), 46771-46788. <https://doi.org/10.1021/acsami.4c09618>
62. Su, Y., Xie, G., Tai, H., Li, S., Yang, B., Wang, S., Zhang, Q., Du, H., Zhang, H., & Du, X. (2018). Self-powered room temperature NO<sub>2</sub> detection driven by triboelectric nanogenerator under UV illumination. *Nano Energy*, 47, 316-324. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2018.02.031>
63. Tang, Q., Wang, Z., Chang, W., Sun, J., He, W., Zeng, Q., Guo, H., & Hu, C. (2022). Interface Static Friction Enabled Ultra-Durable and High Output Sliding Mode Triboelectric Nanogenerator. *Advanced Functional Materials*, 32(26), 2202055. <https://doi.org/10.1002/adfm.202202055>
64. Venugopal, K., & Shanmugasundaram, V. (2022). Effective Modeling and Numerical Simulation of Triboelectric Nanogenerator for Blood Pressure Measurement Based on Wrist Pulse Signal Using Comsol Multiphysics Software. *ACS omega*, 7(30), 26863-26870. <https://doi.org/10.1021/acsoomega.2c03281>
65. Vezvaei, P., Karimmirza, E., Salehikhah, M., Paydari, P., & Izadi, M. (2024). Fabrication and Evaluation of Nanobiomechanical Ozone Sensor Using Zinc Oxide Nanorods: Effect of Temperature on Sensor Performance and Improved Selectivity to Other Gases. *Iranian Journal of Mechanical Engineering Transactions of ISME*. <https://doi.org/10.30506/ijmep.2024.2022256.1968>
66. Wajahat, M., Kouzani, A. Z., Khoo, S. Y., & Mahmud, M. P. (2023). Comparative Study and Multi-Parameter Analysis to Optimize Device Structure of Triboelectric Nanogenerators. *Nanotechnology*. <https://doi.org/10.1088/1361-6528/acd789>
67. Wang, X., Gong, L., Li, Z., Yin, Y., & Zhang, D. (2023). A room temperature ammonia gas sensor based on cerium oxide/MXene and self-powered by a freestanding-mode triboelectric nanogenerator and its multifunctional monitoring application. *Journal of Materials Chemistry A*, 11(14), 7690-7701. <https://doi.org/10.1039/D2TA07917H>
68. Wang, Z. L. (2013). Triboelectric nanogenerators as new energy technology for self-powered systems and as active mechanical and chemical sensors. *ACS nano*, 7(11), 9533-9557. <https://doi.org/10.1021/nn404614z>
69. Wang, Z. L., Lin, L., Chen, J., Niu, S., Zi, Y., Wang, Z. L., Lin, L., Chen, J., Niu, S., & Zi, Y. (2016a). Harvesting body motion energy. *Triboelectric Nanogenerators*, 207-236. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-40039-6\\_8](https://doi.org/10.1007/978-3-319-40039-6_8)
70. Wang, Z. L., Lin, L., Chen, J., Niu, S., Zi, Y., Wang, Z. L., Lin, L., Chen, J., Niu, S., & Zi, Y. (2016b). Triboelectric nanogenerator: Vertical contact-separation mode. *Triboelectric Nanogenerators*, 23-47. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-40039-6\\_2](https://doi.org/10.1007/978-3-319-40039-6_2)
71. Weng, W., Chen, P., He, S., Sun, X., & Peng, H. (2016). Smart electronic textiles. *Angewandte Chemie International Edition*, 55(21), 6140-6169. <https://doi.org/10.1002/anie.201507333>
72. Wu, F., Li, C., Yin, Y., Cao, R., Li, H., Zhang, X., Zhao, S., Wang, J., Wang, B., & Xing, Y. (2019). A Flexible, Lightweight, and Wearable Triboelectric Nanogenerator for Energy Harvesting and Self-Powered Sensing. *Advanced Materials Technologies*, 4(1), 1800216. <https://doi.org/10.1002/admt.201800216>
73. Wu, X., Yang, Z., Dong, Y., Teng, L., Li, D., Han, H., Zhu, S., Sun, X., Zeng, Z., & Zeng, X. (2024). A Self-Powered, Skin Adhesive, and Flexible Human-Machine Interface Based on Triboelectric Nanogenerator. *Nanomaterials*, 14(16), 1365. <https://doi.org/10.3390/nano14161365>
74. Wu, Y., Luo, Y., Cuthbert, T. J., Shokurov, A. V., Chu, P. K., Feng, S. P., & Menon, C. (2022). Hydrogels as soft ionic conductors in flexible and wearable triboelectric nanogenerators. *Advanced Science*, 9(11), 2106008. <https://doi.org/10.1002/advs.202106008>
75. Xiao, X., Chen, G., Libanori, A., & Chen, J. (2021). Wearable triboelectric nanogenerators for therapeutics. *Trends in Chemistry*, 3(4), 279-290. <https://doi.org/10.1016/j.trechm.2021.01.001>
76. Xuan, N., Song, C., Cheng, G., & Du, Z. (2024). Advanced triboelectric nanogenerator based self-powered electrochemical system. *Chemical Engineering Journal*, 481, 148640. <https://doi.org/10.1016/j.ccej.2024.148640>
77. Yang, D., Feng, Y., Wang, B., Liu, Y., Zheng, Y., Sun, X., Peng, J., Feng, M., & Wang, D. (2021). An asymmetric AC electric field of triboelectric nanogenerator for efficient water/oil emulsion separation. *Nano Energy*, 90, 106641. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2021.106641>
78. Yu, Z., Zhu, Z., Wang, Y., Wang, J., Zhao, Y., Zhang, J., Qin, Y., Jiang, Q., & He, H. (2023). Wearable cotton fabric-based single-electrode-mode triboelectric nanogenerator for self-powered human motion monitoring. *Cellulose*, 30(8), 5355-5371. <https://doi.org/10.1007/s10570-023-05194-9>
79. Zhang, W., Chen, X., Zhao, J., Wang, X., Li, X., Liu, T., Luo, B., Qin, Y., Zhang, S., & Chi, M. (2023a). Cellulose template-based triboelectric nanogenerators for self-powered sensing at high humidity. *Nano Energy*, 108, 108196. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2023.108196>
80. Zhang, Z., Zhang, Q., Xia, Z., Wang, J., Yao, H., Shen, Q., & Yang, H. (2023b). A humidity- and environment-resisted high-performance triboelectric nanogenerator with superhydrophobic interface for energy harvesting and sensing. *Nano Energy*, 109, 108300. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2023.108300>
81. Zhao, X., Zhang, D., Xu, S., Qian, W., Han, W., Wang, Z. L., & Yang, Y. (2020). Stretching-enhanced triboelectric nanogenerator for efficient wind energy scavenging and ultrasensitive strain sensing. *Nano Energy*, 75, 104920. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2020.104920>
82. Zhu, C., Wu, J., Yan, J., & Liu, X. (2023). Advanced fiber materials for wearable electronics. *Advanced Fiber Materials*, 5(1), 12-35. <https://doi.org/10.1007/s42765-022-00212-0>
83. Zou, J., Zhang, M., Huang, J., Bian, J., Jie, Y., Willander, M., Cao, X., Wang, N., & Wang, Z. L. (2018). Coupled supercapacitor and triboelectric nanogenerator boost biomimetic pressure sensor. *Advanced Energy Materials*, 8(10), 1702671. <https://doi.org/10.1002/aenm.201702671>
84. Zou, Y., Raveendran, V., & Chen, J. (2020). Wearable triboelectric nanogenerators for biomechanical energy harvesting. *Nano Energy*, 77, 105303.