



基于摩擦纳米发电机的自驱动植入式电子医疗器械的研究

刘卓¹, 欧阳涵², 邹洋², 郑强², 石波璟², 田静静², 李舟^{2*}

1. 北京航空航天大学生物与医学工程学院, 北京 100191;
2. 中国科学院北京纳米能源与系统研究所, 国家纳米科学中心, 北京 100083

* E-mail: zli@binn.cas.cn

收稿日期: 2016-10-11; 接受日期: 2017-04-25; 网络出版日期: 2017-08-17
国家自然科学基金(批准号: 31571006, 81601629)资助项目

摘要 心脏起搏器、脑起搏器、神经刺激器等植入式电子医疗器械的工作寿命受限于电池容量. 为了解决植入式电子医疗器械的供能问题, 本文设计研制出了一种可将器官运动的机械能(心跳、肺呼吸等)转化为电能的供能器件-植入式摩擦纳米发电机. 此发电机为接触分离的工作模式, 在外力的作用下使具有微纳结构的聚二甲基硅氧烷(PDMS)薄膜和铝片发生摩擦而产生电能. 器件大小 $1.2\text{ cm}\times 1.2\text{ cm}$, 采用生物相容性良好的材料PDMS进行全封装. 实验表明其体外开路电压和短路电流的值分别为 12 V , $0.25\text{ }\mu\text{A}$, 峰值功率密度为 8.44 mW/m^2 . 植入到小鼠左胸皮下位置开路电压和短路电流为 3.73 V , $0.14\text{ }\mu\text{A}$. 将此发电机和电源管理系统集成后用于植入式电子医疗器械的能源供给, 有望实现植入式电子医疗器械的自驱动.

关键词 植入式摩擦纳米发电机, 自驱动, 植入式电子医疗器械

1 引言

随着医疗技术的不断发展, 满足各类疾病诊断与检测的医疗器械日益增多. 心脏起搏器、脑起搏器、神经刺激器等植入式电子医疗器械, 具有应用于疾病监测与针对性治疗的功能. 影响植入式电子医疗器械工作寿命的一个关键因素就是电池, 此类在体电池须具有高稳定性、高安全性、小型化等要求. 针对以上特点, 研究工作者对于植入式电子医疗器械的电池进行了不断的探究.

1960年威尔森·格雷特巴奇发明了植入人体的心

脏起搏器, 工作寿命不到2年. 当时采用的锌-氧化汞电池具有明显的缺点: (1) 电化学反应产生氢气, 密封性差; (2) 漏电流大导致寿命短, 且电池耗尽后指示困难^[1]. 1972年意大利科学家将锂电池运用到植入式电子医疗器械当中^[2], 取代锌-氧化汞电池作为心脏起搏器电源. 随着锂电池的技术不断完善, 到目前为止心脏起搏器的锂电池寿命能够达到10年左右, 得到了医疗行业与患者的认可. 除了锂电池, 生物燃料电池^[3-5]和核电池^[6,7]的研究也在不断深入. 但上述植入式电子医疗器械的电池都有一个共同的缺点——电池寿命有限, 电量不足时患者需重新手术更换电池.

引用格式: 刘卓, 欧阳涵, 邹洋, 等. 基于摩擦纳米发电机的自驱动植入式电子医疗器械的研究. 中国科学: 技术科学, 2017, 47: 1075-1080
Liu Z, Ouyang H, Zou Y, et al. Self-powered implantable electronic medical devices research based on triboelectric nanogenerator (in Chinese). Sci Sin Tech, 2017, 47: 1075-1080, doi: [10.1360/N092016-00364](https://doi.org/10.1360/N092016-00364)

这不仅需要支付昂贵的医疗费用并且需要承担一定的手术风险. 针对电池的寿命问题, 无线充电技术提供了一种无创充电的方案. 但目前无线充电方式的能量传递效率较低, 且需要配置专门的充电设备, 无法满足便携充电的要求.

2012年佐治亚理工学院王中林研究团队, 提出了一种能够将机械能转化为电能的摩擦纳米发电机^[8]. 摩擦纳米发电机的发电原理是基于摩擦电效应与静电感应效应的耦合. 近年来随着对摩擦纳米发电机的研究深入, 研究者研制出了各种不同类型的摩擦纳米发电机来收集机械能, 其中包括人体运动、风能、声波能、雨滴、旋转和海浪等各种形式的机械能^[9-14]. 并且利用机械运动转化为电信号的原理, 摩擦纳米发电机还可以作为自驱动传感器用来探测位移、速度、湿度、心脏搏动状态等参数^[15-19]. 本文基于摩擦纳米发电机的原理, 利用生物相容性良好的柔性高分子材料PDMS进行封装, 研制出了植入式摩擦纳米发电机. 这种柔性封装使植入式纳米发电机能够更好地适应体内环境. 我们对发电机的体外和植入到小鼠体内的输出做了系统研究. 植入式纳米发电机有望解决植入式电子医疗器件电池使用寿命的问题, 不但使患者避免了更换电池带来的二次手术风险, 而且节省医疗费用.

2 植入式摩擦纳米发电机的结构

植入式摩擦纳米发电机采用全封装结构, 如图1(a)

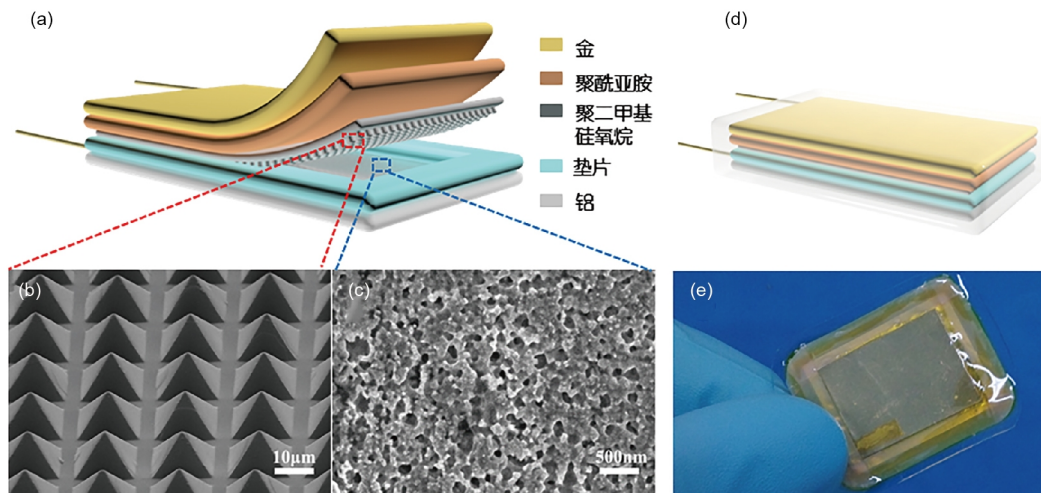


图1 植入式摩擦纳米发电机结构图. (a) 植入式摩擦纳米发电机内部结构图; (b) 具有金字塔微纳结构的PDMS扫描电子显微镜(SEM)图; (c) 铝片微纳结构SEM图; (d) 植入式摩擦纳米发电机整体封装图; (e) 植入式摩擦纳米发电机实物图

所示. 具有微纳结构的摩擦层分别为铝片和PDMS. 铝片的微纳结构通过电化学腐蚀获得; PDMS膜通过旋涂在具有微纳图案的硅片上热固化后获取, 厚度为100 μm . PDMS膜和铝片的扫描电子显微镜照片分别如图1(b)和(c)所示. PDMS膜依附在厚度为30 μm 韧性非常好的聚酰亚胺(kapton)薄膜上, 并且在聚酰亚胺膜上沉积了一层厚度为50 nm的金作为电极层. 摩擦层之间有厚度为400 μm 的聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET)作为间隔层. 其中铝片既是摩擦层也作为电极层, 导线连接上下电极, 并且整个器件用生物相容性非常好的PDMS封装如图1(d). 整个器件的尺寸为1.2 cm \times 1.2 cm, 实物图如图1(e)所示.

3 植入式摩擦纳米发电机电荷转移原理

接触分离式摩擦纳米发电机的电荷转移示意图如图2所示. 摩擦层为具有微纳结构的PDMS和铝片, 当外力作用于器件上, 两片不同材质的摩擦层表面会紧密接触在一起, 由于摩擦电效应, 发生电荷转移, 导致铝带正电PDMS带负电. 外力释放, 摩擦层由于自身的韧性自我回弹到原始状态时, 带电相反的2个薄片就会分开, 在电极之间形成感应电势差, 为了屏蔽这电势差, 电子从外电路被驱动从金电极流向铝电极, 直到2个电极的电势相等. 接着, 两个摩擦层在外力作用下再次被压缩, 诱导电势开始降为零, 转移电荷通过外电路流回, 就会产生一个相反的电流脉冲信号. 当

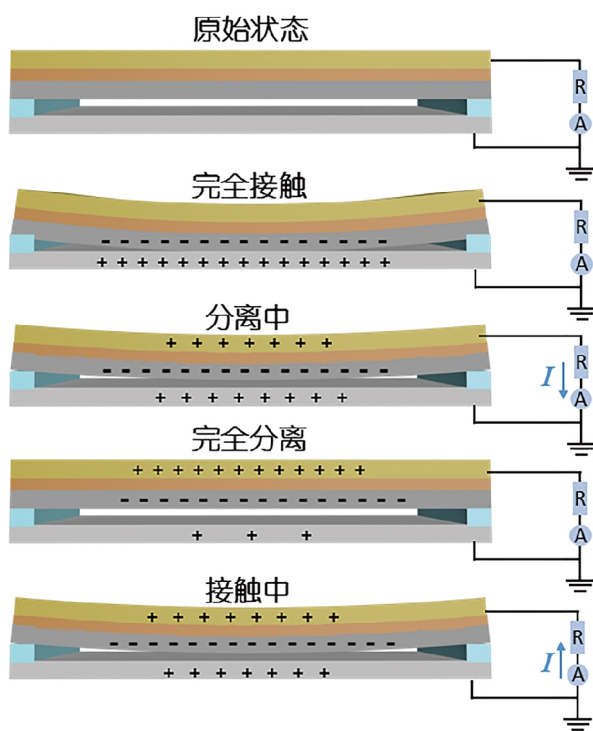


图2 植入式摩擦纳米发电机电荷转移示意图

施加周期性外力使之形变时, 交变电流的信号将会持续产生. 植入式摩擦纳米发电机周期性的外力来源于呼吸肌周期性的运动.

4 植入式摩擦纳米发电机电信号输出

4.1 植入式摩擦纳米发电机体外电信号输出

植入式摩擦纳米发电机在体外电信号的输出如图3所示. 体外在线性马达的作用下, 马达调节到适宜的速度与位移, 使发电机摩擦层有着良好的周期性接触分离. 发电机的尺寸为 $1.2\text{ cm} \times 1.2\text{ cm}$, 有效接触面积为 $0.8\text{ cm} \times 0.8\text{ cm}$, 摩擦层的接触面积影响发电机的输出. 实验表明单个发电机的短路电流与开路电压分别为 $0.25\text{ }\mu\text{A}$, 12 V , 如图3(a)和(b), 并且输出峰值功率密度能够达到 $8.44\text{ mW}/\text{m}^2$, 如图3(c). 由于本次实验是植入到小鼠体内, 这对发电机的尺寸有着较高的要求, 但在今后应用到人体内时, 纳米发电机的尺寸可以在此基础上继续增大. 为此, 我们研究相对面积更大的摩擦纳米发电机电压输出, 实物图如图3(d), 尺寸为 $4\text{ cm} \times 6\text{ cm}$. 实验表明发电机的开路电压是随着发

电机接触面积增大而变大的, $4\text{ cm} \times 6\text{ cm}$ 尺寸的植入式摩擦纳米发电机的开路电压能达到 80 V . 这就证明更大尺寸的植入式摩擦纳米发电机植入到体内时候能够获得相对更高的输出.

4.2 植入式摩擦纳米发电机在大鼠体内电信号输出

实验所用到的SD大鼠购买于中国人民解放军军事医学科学院, 雄性、 300 g 左右. 动物实验步骤严格执行北京市实验动物管理规定和实验动物环境与设施国家标准(GB 14925-2001). 先采用异氟烷对大鼠进行气体诱导麻醉, 接着用腹腔注射浓度为 1% 戊巴比妥钠维持麻醉, 注射量执行 $40\text{ mg}/\text{kg}$ 的标准. 并且整个手术过程当中对大鼠进行气管插管, 连接上呼吸机, 保证大鼠呼吸状态, 维持生命体征. 发电机植入在小鼠左胸皮下位置, 大鼠肺部周期性的收缩与舒张致使植入后的发电机发生形变, 从而导致摩擦层的接触分离将机械能转化为电能. 植入式摩擦纳米发电机在大鼠体内的电信号输出如图4(a)和(b). 发电机植入前后的实物图如图4(c)和(d). 实验结果表明发电机植入到大鼠体内后的开路电压和短路电流分别为 3.73 V , $0.14\text{ }\mu\text{A}$.

5 自驱动植入式电子医疗器械

图5为自驱动植入式电子医疗器械设计图. 其由植入式摩擦纳米发电机、电源管理系统与植入式电子医疗器械组成, 这些植入式电子医疗器械包括心脏起搏器、脑起搏器、神经刺激器等. 植入式摩擦纳米发电机将身体器官运动产生的机械能转化为电能, 经由电源管理系统的处理后向相关植入式电子医疗器械供给能量, 实现自驱动.

摩擦纳米发电机直接对电容和电池充电主要面临两大难题: (1) 摩擦纳米发电机产生的交流电难以直接对电容和电池充电; (2) 摩擦纳米发电机自身有很高的阻抗, 当收集低频的人体生物机械能时会遇到摩擦纳米发电机和能量存储器件之间的阻抗匹配的问题, 导致能量存储效率不高, 所以必须使用电源管理系统. 电源管理系统部件主要包括整流桥、电容器、变压器、能量存储单元. 首先最关键的是通过整流桥可以将摩擦纳米发电机产生的交流电转化为直流电. 其次是通过变压器来调制摩擦纳米发电机和能量存

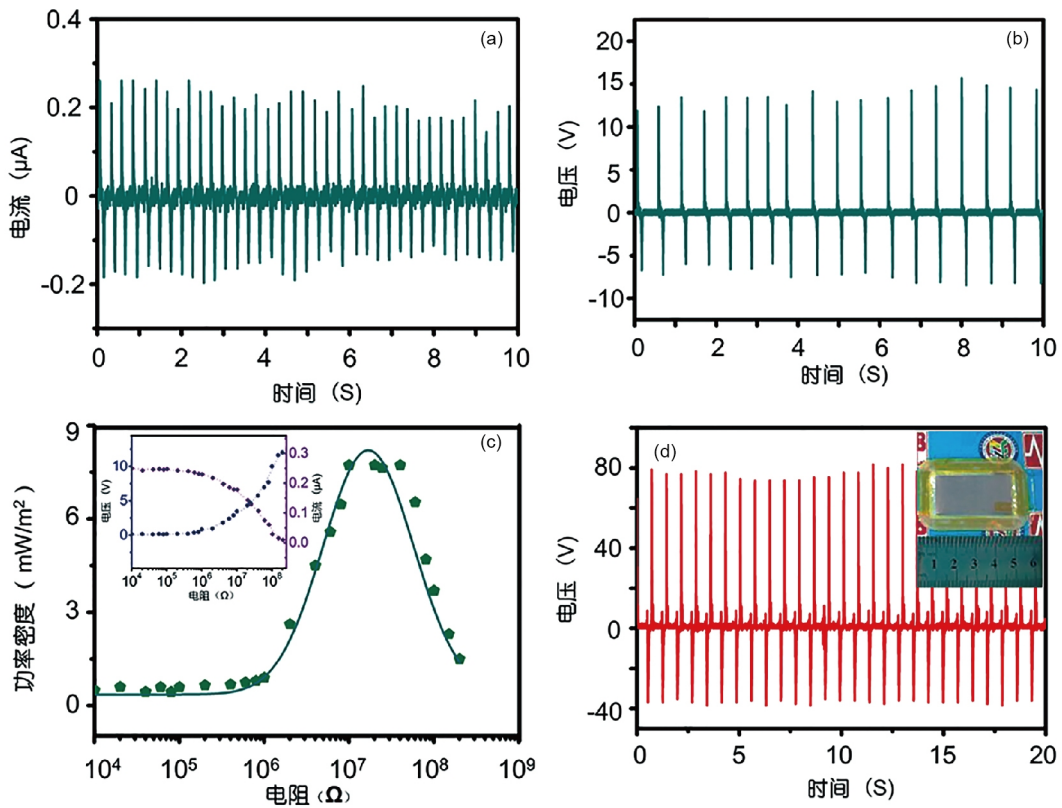


图3 (网络版彩图)植入式摩擦纳米发电机体外输出信号图. (a) 植入式摩擦纳米发电机体外电流输出; (b) 体外电压输出; (c) 单个植入式摩擦纳米发电机体外输出功率密度与负载电阻的关系, 插图为开路电压和短路电流与负载电阻的关系; (d) 提高植入式摩擦纳米发电机的接触面积后其电压输出, 插图为实物图

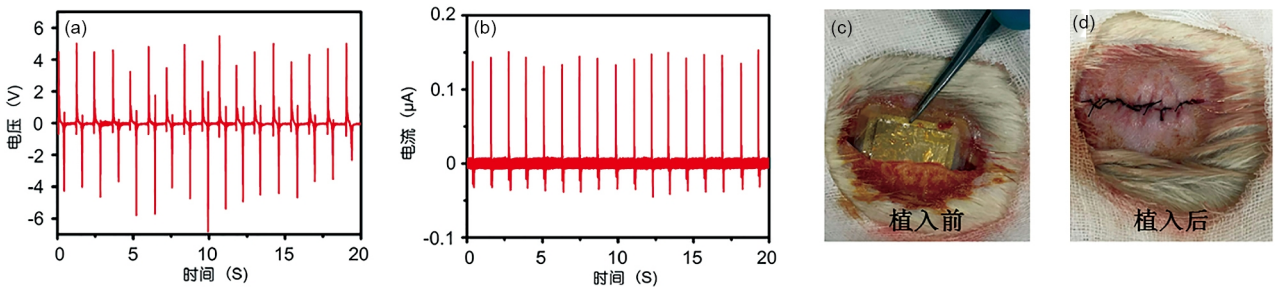


图4 (网络版彩图)植入式摩擦纳米发电机在大鼠体内电信号输出图. (a) 植入式纳米发电机体内电压输出; (b) 体内电流输出; (c), (d) 植入到大鼠体内实物图

储器件之间的阻抗, 使之达到阻抗匹配, 从而很好地提高充电效率.

6 结论

本文基于摩擦纳米发电机的基本原理, 设计研制出了一种生物相容性非常好的全封装植入式摩擦纳米发电机. 并且研究了其在体外和大鼠体内的输出信

号. 实验表明尺寸为 $1.2\text{ cm} \times 1.2\text{ cm}$ 其开路电压和短路电流的值分别为 12 V , $0.25\text{ }\mu\text{A}$, 体外输出峰值功率密度为 8.44 mW/m^2 . 植入到小鼠肺左胸皮下位置开路电压和短路电流为 3.73 V , $0.14\text{ }\mu\text{A}$. 实现了在大鼠肺呼吸的运动下, 收集身体器官运动的机械能并将其转化为电能, 为解决植入式电子医疗器件的电池供能寿命的问题提供了新思路. 随着技术的不断发展, 将植入式

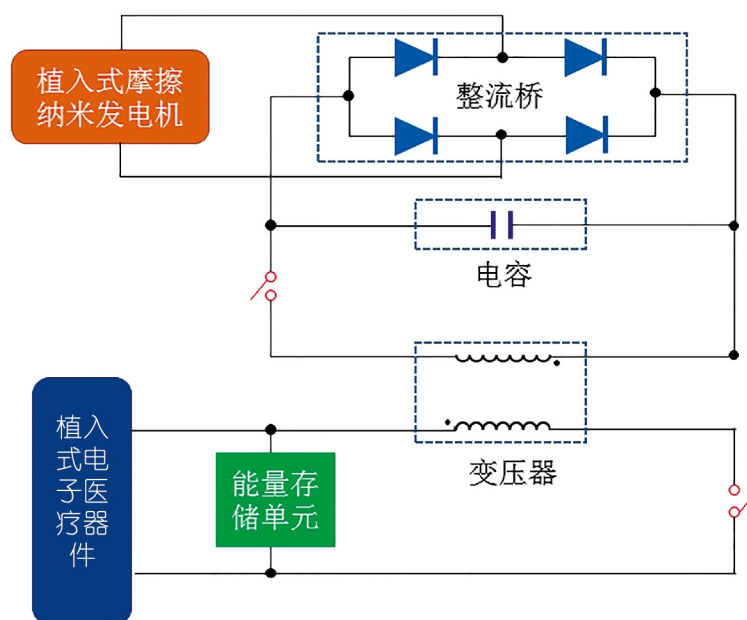


图5 (网络版彩图)自驱动植入式电子医疗器件设计图

摩擦纳米发电机、电源管理系统与植入式电子医疗器件集成后,收集人体器官运动的机械能,通过电源

管理系统对电能储存和释放,就有望实现植入式电子医疗器件的自驱动.

参考文献

- Holmes C F. Electrochemical power sources and the treatment of human illness. *Electrochem Soc Inter*, 2003, 12: 26–29
- Antonoli G, Baggioni F, Consiglio F, et al. Stimulatore cardiaco impiantabile con nuova batteria a stato solido al litio. *Minerva Med*, 1973, 64: 2298–2305
- Potter M C. Electrical effects accompanying the decomposition of organic compounds. *Proc R Soc B-Biol Sci*, 1911, 84: 260–276
- Cohen B. The bacterial culture as an electrical half-cell. *J Bacteriol*, 1931, 21: 18–21
- Yahiro A T, Lee S M, Kimble D O. Bioelectrochemistry I. Enzyme utilizing bio-fuel cell studies. *Biochim Biophys Acta*, 1964, 88: 375–383
- Ko W H, Hyncek J. Implant evaluation of a nuclear power source—Betacel battery. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1974, BME-21: 238–241
- Prutchi D. Nuclear Pacemakers, Pu-238 RTGs, and Betavoltaic Cells.
- Fan F R, Tian Z Q, Wang Z L. Flexible triboelectric generator. *Nano Energy*, 2012, 1: 328–334
- Yang W, Chen J, Zhu G, et al. Harvesting energy from the natural vibration of human walking. *ACS Nano*, 2013, 7: 11317–11324
- Yang W, Chen J, Zhu G, et al. Harvesting vibration energy by a triple-cantilever based triboelectric nanogenerator. *Nano Res*, 2013, 6: 880–886
- Bai P, Zhu G, Liu Y, et al. Cylindrical rotating triboelectric nanogenerator. *ACS Nano*, 2013, 7: 6361–6366
- Meng X S, Zhu G, Wang Z L. Robust thin-film generator based on segmented contact-electrification for harvesting wind energy. *ACS Appl Mater Interf*, 2014, 6: 8011–8016
- Lin Z H, Cheng G, Lin L, et al. Water-solid surface contact electrification and its use for harvesting liquid-wave energy. *Angew Chem Int Ed*, 2013, 52: 12545–12549
- Zhu G, Su Y, Bai P, et al. Harvesting water wave energy by asymmetric screening of electrostatic charges on a nanostructured hydrophobic thin-film surface. *ACS Nano*, 2014, 8: 6031–6037
- Yi F, Lin L, Niu S, et al. Self-powered trajectory, velocity, and acceleration tracking of a moving object/body using a triboelectric sensor. *Adv Funct Mater*, 2014, 24: 7488–7494
- Jing Q, Zhu G, Wu W, et al. Self-powered triboelectric velocity sensor for dual-mode sensing of rectified linear and rotary motions. *Nano Energy*, 2014, 10: 305–312

- 17 Zhang H, Yang Y, Su Y, et al. Triboelectric nanogenerator as self-powered active sensors for detecting liquid/gaseous water/ethanol. *Nano Energy*, 2013, 2: 693–701
- 18 Zheng Q, Zhang H, Shi B, et al. *In vivo* self-powered wireless cardiac monitoring via implantable triboelectric nanogenerator. *ACS Nano*, 2016, 10: 6510–6518
- 19 Ma Y, Zheng Q, Liu Y, et al. Self-powered, one-stop, and multifunctional implantable triboelectric active sensor for real-time biomedical monitoring. *Nano Lett*, 2016, 16: 6042–6051

Self-powered implantable electronic medical devices research based on triboelectric nanogenerator

LIU Zhuo¹, OUYANG Han², ZOU Yang², ZHENG Qiang², SHI BoJing², TIAN JingJing² & LI Zhou²

¹ School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China;

² Beijing Institute of Nanoenergy and Nanosystems, Chinese Academy of Sciences, National Center for Nanoscience and Technology (NCNST), Beijing 100083, China

The working life of implantable electronic medical devices, such as cardiac pacemaker, deep brain stimulator, nerve stimulator and so on, was limited by the capacity of their batteries. To solve this problem, in this paper we have fabricated an implanted triboelectric nanogenerator (iTENG). It can convert biomechanical energy from organ movement into electrical energy through a conjunction of triboelectrification and electrostatic induction, which produced by the contact and separation of a polydimethylsiloxane (PDMS) film and an aluminum sheet with micro/nano structures under the external force. This working mode was defined as the vertical contact-separation working mode. The size of iTENG is 1.2 cm×1.2 cm, and it was packaged by biocompatible PDMS. In the *in vitro* experiment, the iTENG generated an open circuit voltage (V_{oc}) of 12 V, a short circuit current (I_{sc}) of 0.25 μ A, and a peak power density of 8.44 mW/m², respectively. When implanted subdermal at rat's left chest, the *in vivo* V_{oc} and I_{sc} of iTENG were also detected, which were 3.73 V and 0.14 μ A, respectively. By integrated with the power management system, iTENG can be applied to power the implantable electronic medical devices, achieving a self-powered implantable electronic medical devices.

implanted triboelectric nanogenerator, self-powered, implantable electronic medical devices

doi: 10.1360/N092016-00364