

磁悬浮式电磁-摩擦复合生物机械能量采集器

温涛 何剑 张增星 田竹梅 穆继亮 韩建强 丑修建 薛晨阳

Electromagnetic-triboelectric hybridized generator based on magnetic levitation for scavenging biomechanical energy

Wen Tao He Jian Zhang Zeng-Xing Tian Zhu-Mei Mu Ji-Liang Han Jian-Qiang Chou Xiu-Jian Xue Chen-Yang

引用信息 Citation: [Acta Physica Sinica](#), 66, 228401 (2017) DOI: 10.7498/aps.66.228401

在线阅读 View online: <http://dx.doi.org/10.7498/aps.66.228401>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn/CN/Y2017/V66/I22>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

欠匹配型磁绝缘感应电压叠加器次级阻抗优化方法

Method of optimizing secondary impedances for magnetically-insulated induction voltage adders with impedance under-matched loads

物理学报.2017, 66(20): 208401 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.66.208401>

一种非轴对称磁绝缘电子鞘层边界的计算方法

A method to calculate the electron sheath profile of the nonaxisymmetrical magnetic insulation

物理学报.2017, 66(3): 038402 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.66.038402>

考虑模型不确定性和时延的静止无功补偿器自适应滑膜控制器设计

Design of the static var compensator adaptive sliding mode controller considering model uncertainty and time-delay

物理学报.2014, 63(23): 238407 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.63.238407>

基于多尺度熵的电力能量流复杂性分析

Complexity analysis of power system energy flow based on multi-scale entropy

物理学报.2014, 63(20): 208402 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.63.208402>

"荧光-1"实验装置物理设计

Physical design of the "Ying-Guang 1" device

物理学报.2013, 62(7): 078407 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.62.078407>

磁悬浮式电磁-摩擦复合生物机械能量采集器*

温涛¹⁾ 何剑¹⁾ 张增星¹⁾ 田竹梅¹⁾²⁾ 穆继亮¹⁾ 韩建强¹⁾ 丑修建^{1)†}
薛晨阳^{1)‡}

1)(中北大学, 电子测试技术重点实验室, 太原 030051)

2)(忻州师范学院电子系, 忻州 034000)

(2017年4月11日收到; 2017年7月31日收到修改稿)

能量采集技术已经成为智能终端领域的一项关键技术, 关于人体机械能采集方式也有大量的研究. 针对人体机械能采集的应用需求, 本文提出一种基于磁悬浮结构的电磁-摩擦复合式能量采集器. 该能量采集器以磁悬浮结构作为核心部件, 具有结构简单、感应灵敏、输出功率高的优点. 在 $10\text{ M}\Omega$ 的外接负载时, 两组摩擦发电单元输出功率分别为 0.12 mW 和 0.13 mW ; 在 $1\text{ k}\Omega$ 外接负载时, 两组电磁发电单元的输出功率分别为 36 mW 和 38 mW . 复合能量采集器通过电容储能后, 电容器可以输出 8 V 电压, 且输出信号为持续的直流信号, 可以为计步器提供持续的能量供给, 支撑计步器正常工作. 设计的复合能量采集器对于可穿戴电子设备自供电工作模式的实现具有重要意义.

关键词: 磁悬浮, 复合发电机, 摩擦发电机, 自供电计步器

PACS: 84.70.+p, 41.20.-q, 41.20.Cv, 77.84.-s

DOI: 10.7498/aps.66.228401

1 引言

在最近十几年, 移动智能终端和可穿戴式电子技术发展迅速, 因为其便捷的操作和强大的功能而越来越普及, 成为人类生活中不可缺少的一部分^[1]. 目前, 锂离子电池是智能移动电子设备的主要供电方式, 存在供电寿命短、环境污染等问题, 严重限制了智能移动终端和可穿戴式电子技术的进一步发展. 得益于低功耗技术的发展, 微电子器件的耗电量已经从毫瓦 (mW) 量级减小到微瓦 (μW) 级. 而且可以预测, 将来电子设备耗电量可能仅为纳瓦 (nW) 级. 因此, 采集环境能量为其供电是一种理想且有效的解决方案^[2].

在所有的环境能量中, 机械能具有分布广泛、能量密度高等明显优势, 电磁感应、压电效应和

磁致伸缩等物理原理被广泛地用作相应器件的换能机理. 除此以外, 2012年佐治亚理工学院 Wang 等^[3-7] 利用摩擦起电和静电感应的耦合作用发明了能将机械能转化为电能的摩擦纳米发电机. 摩擦纳米发电机因为其输出电压高、成本低、可选材料多等优点在机械能采集中有巨大的应用价值^[8-11]. 然而, 在已经报道的利用各种原理的机械能采集装置中, 存在较明显的缺点: 1) 基于单一物理原理的装置在能量转换过程中换能效率低, 大量能量以形变、热量等形式耗散掉了; 2) 弹簧或悬梁结构通常用作机械能采集的俘能结构, 在长时间的振动过程中容易造成机械疲劳和损坏, 缩短器件的使用寿命; 3) 各种形式的机械能采集器件响应频域窄, 灵敏度低, 需要较大的机械能输入, 对于低频的微弱振动响应效果差. 而且, 在生物机械能采集领域发

* 国家高技术研究发展计划 (批准号: 2015AA042601) 和国家自然科学基金 (批准号: 61525107, 51605449, 51422510, 51675493) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: chouxijian@nuc.edu.cn

‡ 通信作者. E-mail: xuechenyang@nuc.edu.cn

表的文章电磁感应原理、压电效应和摩擦发电机有较多应用,但是其中电磁式的能量采集器灵敏度低,结构笨重(38 kg负载)^[12];压电式的能量采集器转化效率低(最大功率500 μW)^[13],转化的电能无法满足智能终端的耗电需求;基于摩擦纳米发电机的生物机械能采集器可以点亮大约十盏发光二极管(LED)灯,采集到的电能不足以支撑可穿戴智能设备稳定工作^[14,15].

综合以上分析,结合电磁感应发电机和摩擦纳米发电机的特点,本文提出了一种基于磁悬浮结构电磁-摩擦复合能量采集器用于采集生物机械能.采用磁悬浮结构设计,使器件具有较高的灵敏性和更宽的响应频域;复合式采集方式的设计降低了能量耗散,提高了器件输出功率,可为智能移动终端和可穿戴式电子设备提供稳定持续的能量供给.本文提出的用于采集人体机械能的电磁-摩擦复合能量采集器,在有限的体积内集成了四组能量采集单元,结构轻便、灵敏性高、响应频域宽、输出功率高,总重量为80 g,体积为 $\phi 4.8 \text{ cm} \times 2.4 \text{ cm}$.电磁发电单元的输出功率分别为36 mW和38 mW;摩擦发电单元的输出功率密度分别为171 mW/m²和186 mW/m².通过采集人体运动的机械能,器件可以为计步器提供正常工作所需的电能.

2 设计与原理

本文中提出的电磁-摩擦复合式能量采集器以磁悬浮结构为基础,集成了摩擦发电机(triboelectric nanogenerator, TENG)和电磁发电机(electromagnetic generator, EMG).能量采集器核心部件是磁悬浮结构:结构中心是一块圆形磁铁(厚度5 mm,直径30 mm);在圆形磁铁四周均匀分布三个磁柱(长度10 mm,直径2 mm),磁柱的磁极和圆形磁铁的磁极方向相反放置.由于磁场异性相吸的原理,圆形磁铁磁场与其他三个磁柱磁场的相互吸引,圆形磁铁呈现悬浮状态.磁柱通过环形结构固定,由于受到重力影响,圆形磁铁静止位置略低于三个磁柱的几何中心,设计过程中将圆环形支架底部增加一定厚度,使中心磁铁悬浮于结构的几何中心位置,如图1(b)所示.在圆形磁铁结构的上下位置各有一组铜线圈,为了在有限体积内获得足够大的感应电动势,在结构上下位置各安放一组使用70 μm漆包铜线绕制的螺旋线圈组.在圆形磁铁上下表面各自黏贴有铜片作为电极,在空腔结构的内侧各自黏贴有一组复合硅胶薄膜(hybridized silica gel thin film HSTF),构成两组TENG.摩擦薄膜直

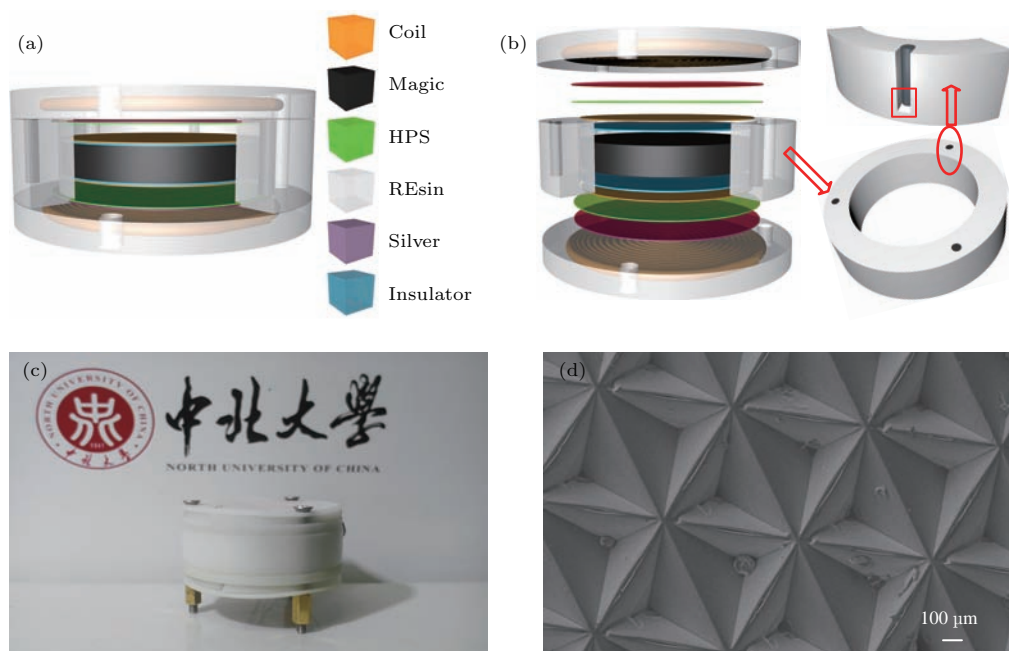


图1 (网刊彩色) (a) 复合能量采集器示意图; (b) 复合能量采集器分解示意图; (c) 装配完成复合能量采集器照片; (d) 复合硅胶薄膜表面形貌电镜照片

Fig. 1. (color online) (a) Schematic diagram of the hybridized generator; (b) exploded view of the hybridized generator; (c) photograph of a fabricated hybridized generator; (d) SEM image of the prepared silica gel thin film.

径设计为32 mm (略大于悬浮腔体直径), 厚度 320 μm . HSTF使用一种通用的复合室温硫化型硅胶材料 (hybridized silica gel, HSG), 通过厚膜工艺在固定有金字塔砂碟片 (厚度200 μm) 的平板表面均匀涂布一层300 μm 的硅胶层, 加热成型; 然后在硅胶膜表面刮涂导电银浆, 待导电银浆干燥后继续涂布一层20 μm 厚硅胶作为保护层, 固化成型后将一体式薄膜从平板上剥离后即获得复合硅胶薄膜, 其表面具有倒金字塔结构, 如图1(d)所示^[16]. 将复合能量采集器组装完成后, 使用KEITHLEY6514静电计对器件中的TENG和EMG在模拟振动环境下的开路电压、短路电流、输出功率进行测试.

复合式能量采集器以磁悬浮结构作为器件敏感单元, 感受外部振动激励. 在外部振动激励作用下, 圆形磁铁产生位移, 并获得一定的运动速度, 同时TENG和EMG都会有电能输出. 在磁悬浮结构中, 圆形磁铁与周围表面无接触, 没有滑动摩擦力

的影响, 仅受到重力和磁场力作用. 其中磁场力在水平方向上合力为零; 圆形磁铁的重力和磁场力在垂直方向上的分力相互平衡, 圆形磁铁处于静止悬浮状态 (详细分析见补充材料1(online)). 基于牛顿运动定律分析, 能量采集器受到的外部激励可以等效为作用于圆形磁铁的振动激励. 能量采集器受到外部激励作用时, 圆形磁铁运动状态发生改变, 由于电磁阻尼作用, 发生阻尼振动, 其位移和速度随时间衰减. 如图2所示, 设计过程中使用Maxwell仿真软件对磁悬浮结构磁感应强度分布和运动特征进行了模拟分析: 模拟了静态下圆形磁铁在三个不同位置的磁场感应强度分布, 模拟了圆形磁铁在衰减运动过程在速度和位移变化曲线. 在磁悬浮系统的振动过程中, 由于电磁阻尼作用, 实现了一次振动多次发电过程; 基于对称结构设计, 实现四组换能单元共同发电, 通过多组多次能量转换实现能量采集器的性能提升.

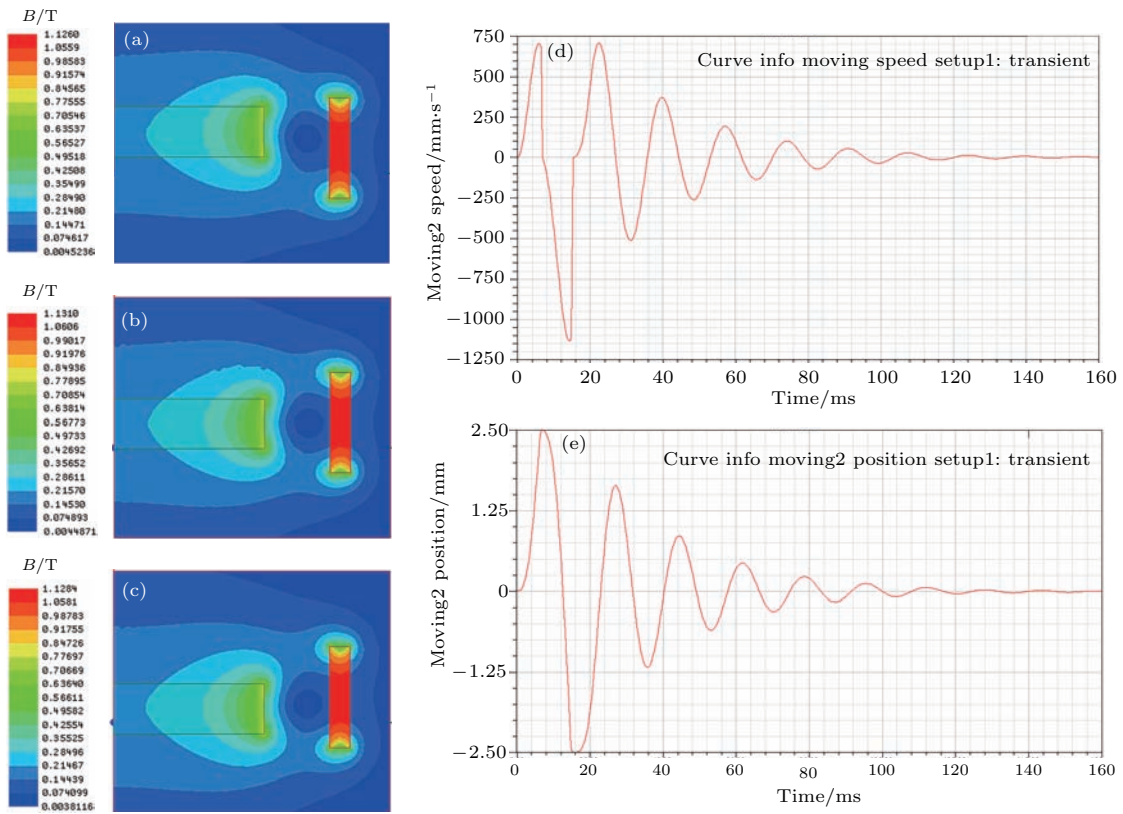


图2 (网刊彩色) Maxwell 仿真结果 (a), (b), (c) 磁铁处于最高、中间和最低位置时的磁场强度分布图; (d), (e) 磁铁阻尼振动过程中位移、速度变化曲线

Fig. 2. (color online) Simulation results with Maxwell's software: (a), (b), (c) The magnetic field intensity distribution when the magnets is in the highest position, the middle position and the lowest position; (d), (e) the displacement and velocity curves in the process of magnetic damping vibration

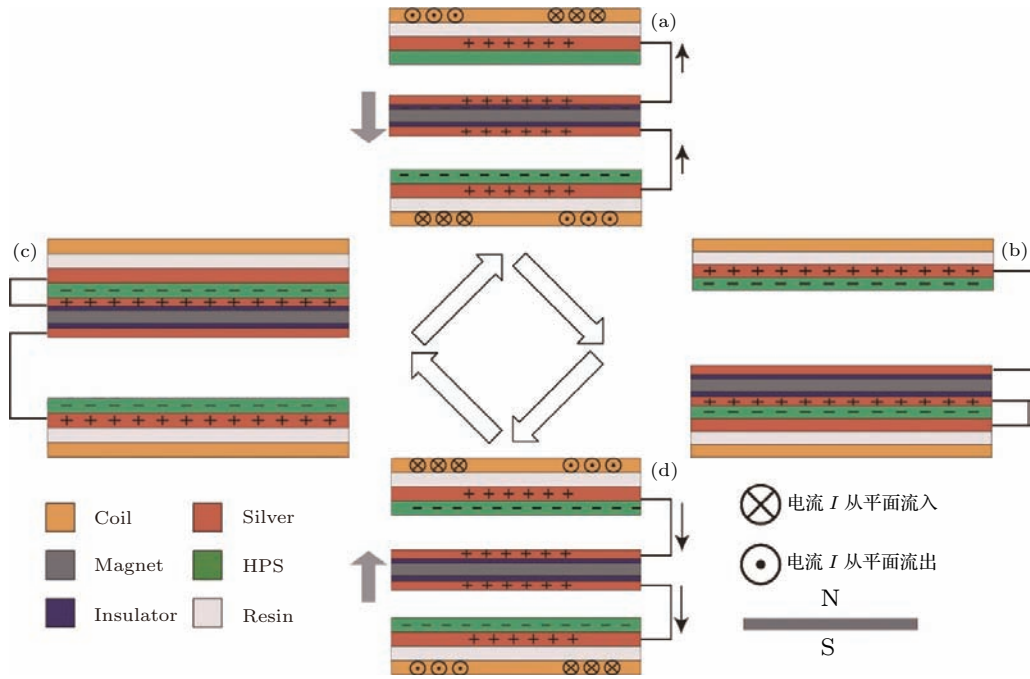


图3 (网刊彩色) 复合能量采集器采集过程中磁通量变化与电磁发电单元电流关系以及磁铁上下移动过程中摩擦发电单元电流方向变化关系

Fig. 3. (color online) Schematic diagrams of the generation process of electricity, indicating the relationship between the direction of current flow, the change of magic flux, and the distance of separation.

当圆形磁铁受到外部振动激励时, 磁铁上下运动过程中通过两组感应线圈内的磁通量会交替增大和减小. 电磁感应定律基本公式给出了感应电压与磁通量变化关系为

$$\mathbf{E} = -n \frac{d\phi}{dt}, \quad (1)$$

式中 n 为感应线圈匝数, \mathbf{E} 为感应电压, ϕ 为磁通量. 磁通量 $\phi = \mathbf{B}S$, 磁感应强度 \mathbf{B} 是与感应线圈到磁铁表面距离 χ 相关的量, 随着距离的增加, 磁感应强度减小, 在较短距离内 ($|\chi| < 5 \text{ mm}$) 这种相互关系可以近似为 $\mathbf{B} = \mu\chi$. 由以上分析可以推出:

$$\mathbf{E} = -n\mu S \frac{d\chi}{dt} = -n\mu S \mathbf{V}, \quad (2)$$

\mathbf{V} 表示在器件轴线方向上磁铁相对于感应线圈的速度. 当磁铁在能量采集器悬浮腔内运动时, 上下两组感应线圈 (EMG1 和 EMG2) 产生方向相反的感应电动势, (2) 式表明了感应电动势方向与圆形磁铁运动方向之间的关系, 如图 3(a) 和图 3(d) 所示 (补充材料 1 (online)).

在磁铁受到较大外部振动激励后, 圆形磁铁与结构内部上下表面 HSTF 发生接触/分离. 摩擦发电机是基于静电感应和摩擦起电原理的新型电能采集方式, 由于摩擦起电原理, 在摩擦薄膜 HSTF 与金属电极接触/分离后, 部分电子转移到 HSTF

表面, 在圆形磁铁运动过程中, 由于静电感应, 造成 HSTF 背部电极和金属电极之间电荷的转移. 摩擦发电机可以等效为一个电容, 其本征输出性能 (V_{OC} , Q_{SC} 和 C) 可以通过电动力学推导得到, 其中开路电压 V_{OC} 表达式为

$$V_{OC} = \frac{\sigma\chi(t)}{\epsilon_0}, \quad (3)$$

式中 $\chi(t)$ 为铜电极到 HSTF 表面的距离, σ 为电荷量密度, ϵ_0 为空气间隙相对介电常数 [17]. 当磁铁离开 HSTF 时, 随着位移的增大, 开路电压逐渐增大, 当磁铁向 HSTF 移动时, 开路电压逐渐减小; 当磁铁受到外部激励往复运动时, 两组摩擦发电机交替输出最大电压和电流, 如图 3(b) 和图 3(c) 所示 (补充材料 1 (online)).

3 结果与分析

为研究复合能量采集器输出性能, 实验中使用 JZK-10 模态激振器对器件进行模拟振动测试. 首先测试器件在不同频率下的开路电压和短路电流输出特性, 实验中设置五个不同频率 (2, 6, 10, 14, 20 Hz). 如图 4 所示, 随着频率的升高, 能量采集器四个换能单元的开路电压和短路电流均有明显的升高; 该复合式能量采集器具有较大的频率响应范

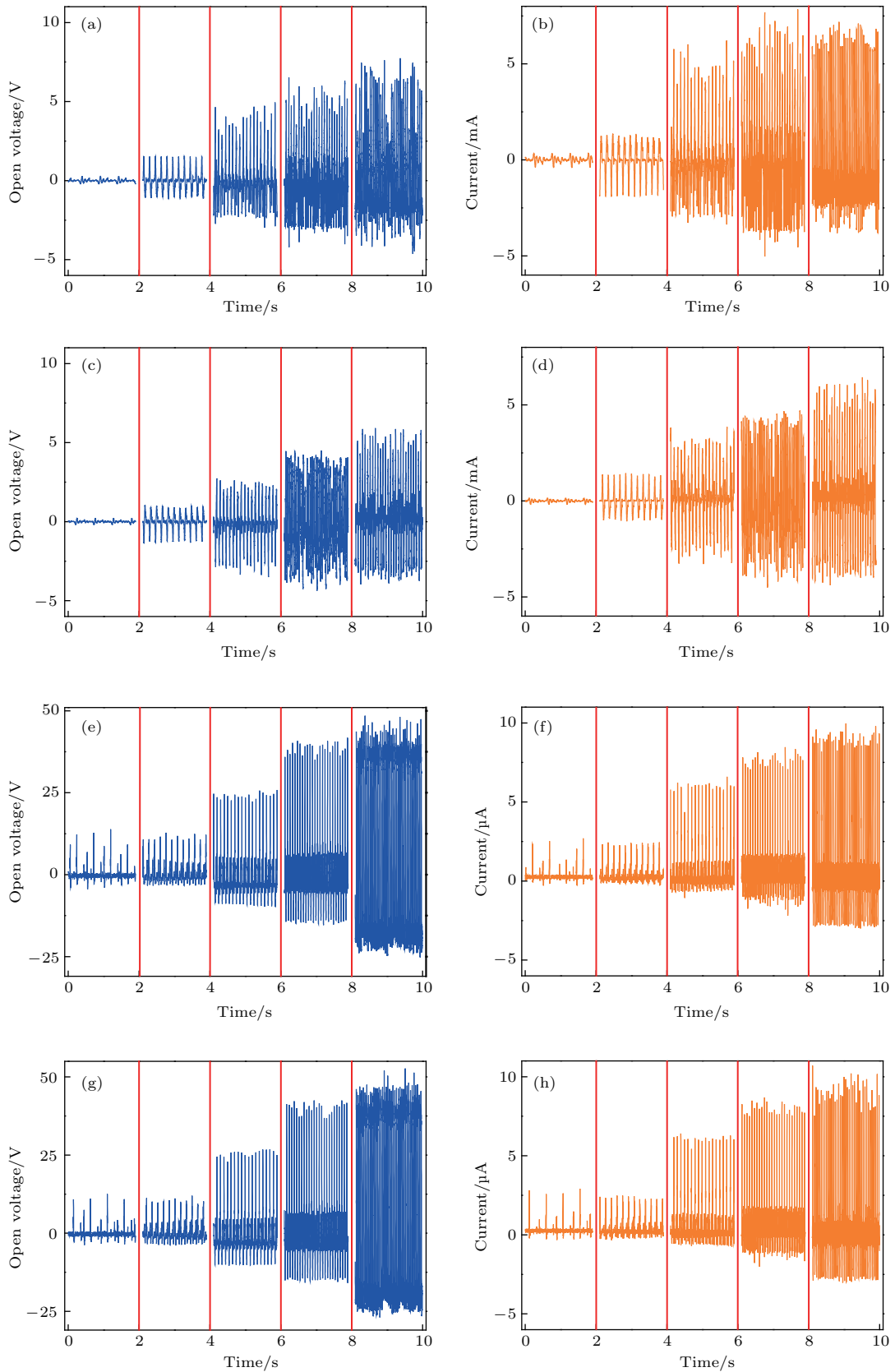


图4 (网刊彩色) 在 2, 6, 10, 14, 20 Hz 频率下 EMG 和 TENG 的输出性能 (a) EMG1 开路电压; (b) EMG1 短路电流; (c) EMG2 开路电压; (d) EMG2 短路电流; (e) TENG1 开路电压; (f) TENG1 短路电流; (g) TENG2 开路电压; (h) TENG2 短路电流
 Fig. 4. (color online) Under the 2, 6, 10, 14 and 20 Hz frequency, EMG output performance: (a) Open voltage of the EMG1; (b) short-circuit current of the EMG1; (c) open voltage of the EMG2; (d) short-circuit current of the EMG2; (e) open voltage of the TENG1; (f) short-circuit current of the TENG1; (g) open voltage of the TENG2; (h) short-circuit current of the TENG2.

围, 从 2 Hz 到 20 Hz 都可以实现有效的能量转换. 在 2 Hz 频率时, 能量采集器外部激励很微弱, 作用在悬浮磁铁上的等效作用力最大为 0.025 N, 在此条件下, TENG 和 EMG 依然有电信号输出, 可以将很微弱的机械能转换为电能, 说明器件具有较高

的灵敏度. 而且在 2 Hz 频率下各个换能单元输出波形图中可以发现, 波形图中出现多个波峰, 在 4 个最高的波峰之间出现了明显的几个较小的波峰, 这进一步验证了磁悬浮结构运动特点, 即一次外部振动激励后可实现多次换能过程.

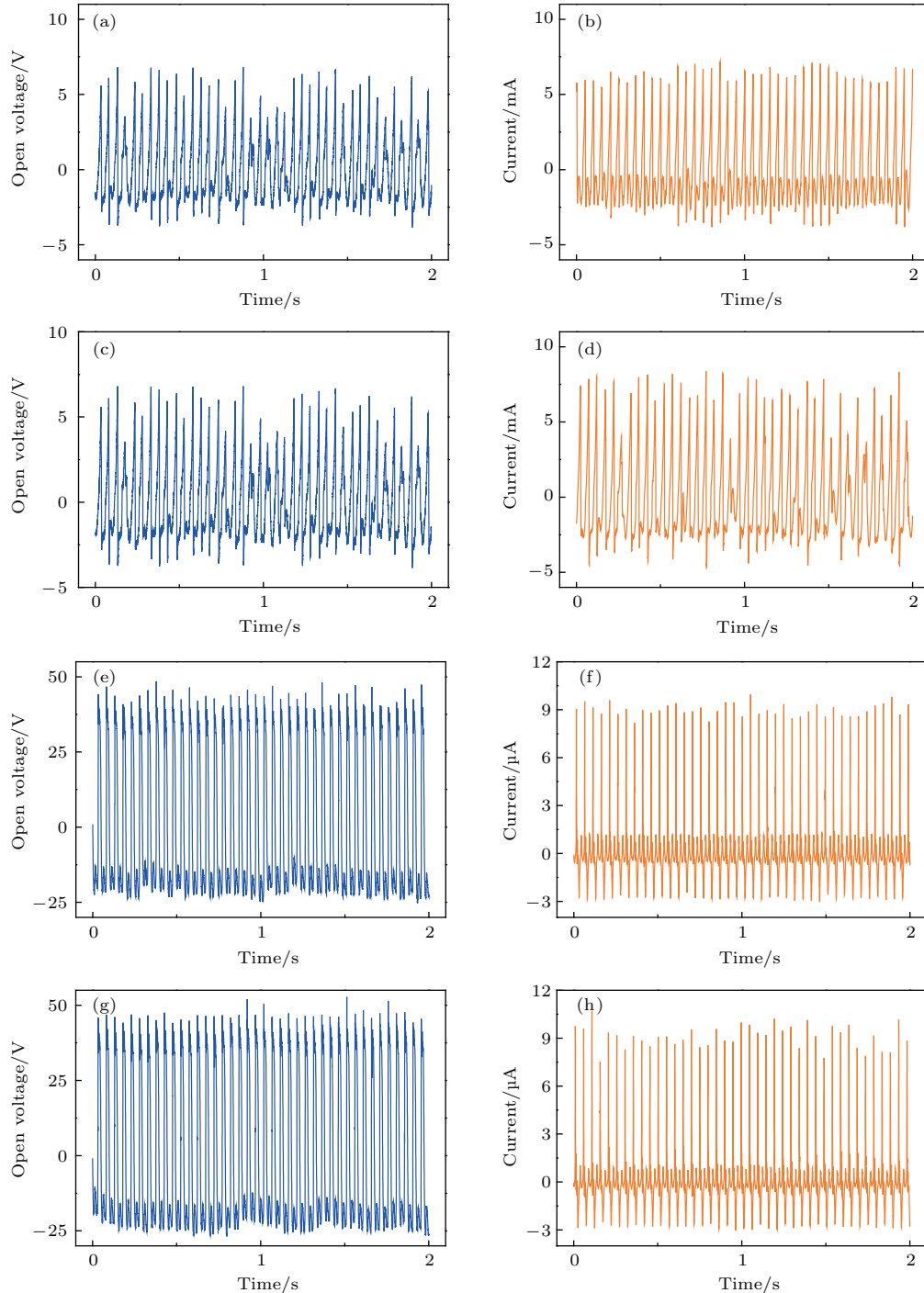


图 5 (网刊彩色) 在 20 Hz 频率、50 m/s² 加速度下, EMG 和 TENG 输出性能 (a) EMG1 开路电压; (b) EMG1 短路电流; (c) EMG2 开路电压; (d) EMG2 短路电流; (e) TENG1 开路电压; (f) TENG1 短路电流; (g) TENG2 开路电压; (h) TENG2 短路电流
 Fig. 5. (color online) Under the 20 Hz frequency and acceleration of 50 m/s², EMG and TENG output performance: (a) Open voltage of the EMG1; (b) short-circuit current of the EMG1; (c) open voltage of the EMG2; (d) short-circuit current of the EMG2; (e) open voltage of the TENG1; (f) short-circuit current of the TENG1; (g) open voltage of the TENG2; (h) short-circuit current of the TENG2.

本文中介绍的能量采集器拟固定于人体小腿部位, 根据人体运动力学的特点, 我们将测试加速度设定为 50 m/s^2 [18]. 从以上测试结果中可以发现复合式能量采集器在 20 Hz 时其输出性能最优. 为测试复合式能量采集器的最佳输出性能, 实验中使用 JZK-10 模态激振器在 20 Hz , 50 m/s^2 条件下进行振动测试. 从图 5 中显示的输出波形可以看出: TENG1 的开路电压峰的峰值达到了 70 V , 短路电流峰的峰值为 $12 \text{ }\mu\text{A}$, TENG2 的开路电压峰的峰值达到了 71 V , 短路电流峰的峰值为 $12 \text{ }\mu\text{A}$; EMG1 的开路电压峰的峰值为 10 V , 短路电流峰的峰值为 10 mA , EMG2 的开路电压峰的峰值为 10 V , 短路电流峰的峰值为 8 mA .

为了获得器件的最优输出功率, 实验中测试了各个发电单元在 50 m/s^2 加速度下不同负载时对应的输出电压, 并通过负载电阻值和输出电压计算能量采集器四组采集单元各自的输出功

率. 从图 6 中可以看出, 在外接负载为 $1000 \text{ }\Omega$ 时, EMG 的输出功率达到最大值, EMG1 输出功率为 36 mW , EMG2 输出功率为 38 mW ; 在外接负载为 $10 \text{ M}\Omega$ 时, TENG 输出功率达到最大值, TENG1 和 TENG2 的输出功率分别为 0.12 mW 和 0.13 mW .

在接入最优负载的条件下, 根据 (4) 式可以计算出复合能量采集器 4 个换能单元输出的电能, 如图 7 所示. 相比于同类型的复合式生物机械能收集器输出功率有显著提升 [19].

$$\text{Energy} = \int_{t_1}^{t_2} \frac{U^2}{R} \cdot dt, \quad (4)$$

(4) 式中 U 为在接入负载电阻时换能单元输出的电压; t_1 到 t_2 的时间间隔表示圆形磁铁从最高点运动到最低点所需的时间, 同时四个换能单元完成了一次换能过程. 从图 7 中可以看出在单个振动周期内复合式能量采集器输出的能量总和为 $750.89 \text{ }\mu\text{J}$.

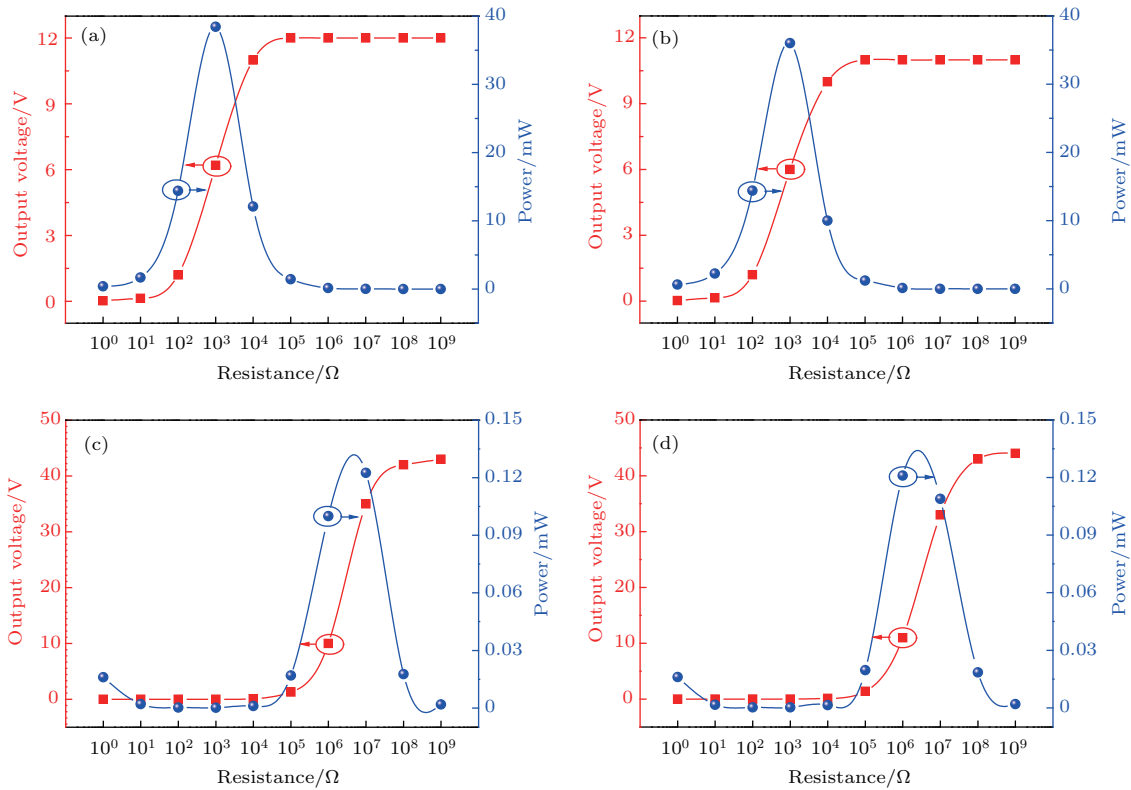


图 6 (网刊彩色) EMG 和 TENG 的输出电压与输出功率的关系 (a) EMG1 在不同外部负载下的输出电压和输出功率的变化; (b) EMG2 在不同外部负载下的输出电压和输出功率的变化; (c) TENG1 在不同外部负载下的输出电压和输出功率的变化; (d) TENG2 在不同外部负载下的输出电压和输出功率的变化

Fig. 6. (color online) Dependence of output voltage and output power of EMG and TENG: (a) Dependence of output voltage and output power of the EMG1 on the external loading resistance; (b) dependence of output voltage and output power of the EMG2 on the external loading resistance; (c) dependence of output voltage and output power of the TENG1 on the external loading resistance; (d) dependence of output voltage and output power of the TENG2 on the external loading resistance.

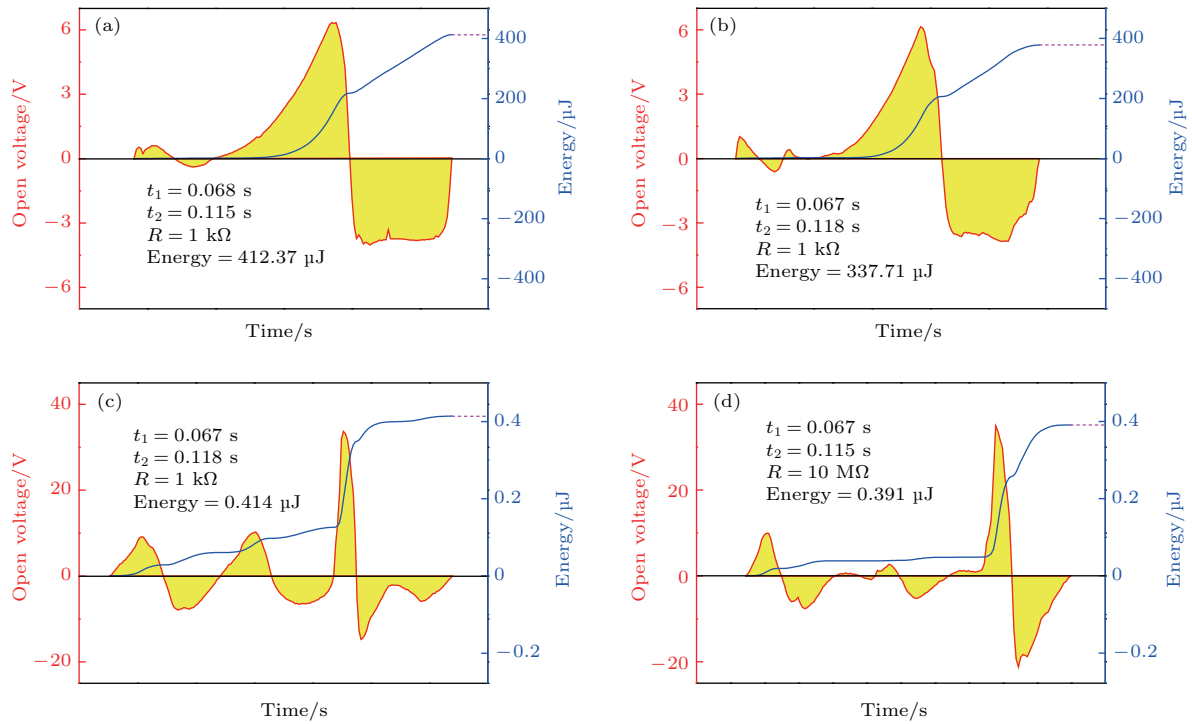


图7 (网刊彩色) EMG和TENG在一次振动激励下的输出能量 (a) EMG1在负载电阻为 $1\text{ k}\Omega$ 时输出的电能; (b) EMG2在负载电阻为 $1\text{ k}\Omega$ 时输出的电能; (c) TENG1在负载电阻为 $1\text{ M}\Omega$ 时输出的电能; (d) TENG2在负载电阻为 $1\text{ M}\Omega$ 时输出的电能

Fig. 7. (color online) Energy of the EMG and TENG under a single vibration excitation: (a) Energy of the EMG1 on the external loading resistance; (b) energy of the EMG2 on the external loading resistance; (c) energy of the TENG1 on the external loading resistance; (d) energy of the TENG2 on the external loading resistance.

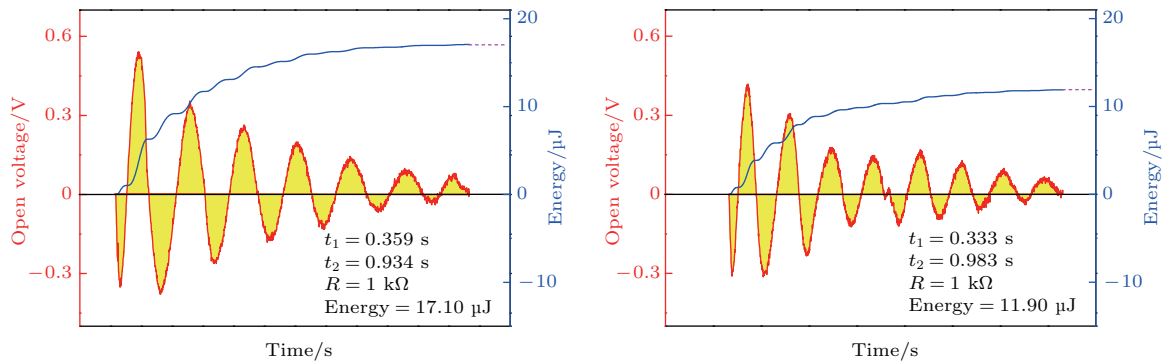


图8 (网刊彩色) EMG在微弱振动激励下的输出能量 (a) EMG1在负载电阻为 $1\text{ k}\Omega$ 时输出的电能; (b) EMG2在负载电阻为 $1\text{ k}\Omega$ 时输出的电能

Fig. 8. (color online) Energy of EMG under weak vibration excitation: (a) Energy of the EMG1 on the external loading resistance; (b) energy of the EMG2 on the external loading resistance.

本文提出的复合式能量采集器设计固定于人体小腿部位,但是人体运动是一个相对复杂的过程,随着体能的消耗,肢体动作会变得平缓.所以实验中测试了在微弱振动条件下复合式能量采集器的电能输出及换能效率,设置激振台振动频率 $f = 0.5\text{ Hz}$, 加速度 $a = 4\text{ m/s}^2$, 振动台振动位移 $S = 0.5\text{ mm}$. 经典力学理论表述力做功的意义为

一个力使得一个物体沿力的方向上移动,其计算公式如(5)式.由此可以计算出一次振动激励对能量采集器输入的振动能量 $W = 160\text{ }\mu\text{J}$.

$$W = F \cdot S = ma \cdot S, \quad (5)$$

式中 W 表示物体移动做的功即能量, F 表示作用力, S 表示力方向上的作用距离, m 表示物体质量, a 表示物体加速度值.

测试中发现,在上述测试条件下, TENG 输出信号极其微弱,可以忽略不计;电磁换能单元由于圆形磁铁的阻尼振动出现衰减波形.如图7所示,由(4)式计算得出EMG1和EMG2在负载电阻为1 kΩ时输出能量分别为17.10, 11.90 μJ,能量采集器换能效率 $\eta = (17.10 + 11.90)/160 = 18\%$.

从以上测试数据中可以看出,各个发电单元输出信号都是交流信号,而且TENG和EMG输出性能也有较大的区别. TENG的开路电压较高,短路电流较低,EMG的开路电压相对TENG较小,短路电流是TENG短路电流的近1000倍.对于小型电子设备而言,需要直流信号来供电,且太高的电压对其有损害作用,因此需要一种器件可以将能量采集器输出的高电压转换成可供设备使用的低电压,交流信号整流为直流信号[20].而且复合能量采集器的输出信号是不稳定的信号,直接接入电路则无法提供持续的电量供给.基于以上分析,利用一种储能装置可以将输出信号变为连续的直流低压

信号,这种储能装置有电容或者锂电池[21,22].实验中使用整流桥和电容接入复合式能量采集器和电路系统之间,实验电路如图9所示,复合能量采集器输出电能经过整流后对电容充电,经过电容存储后可以为智能设备提供持续的电能,而且可以避免输出电压的不持续[23].

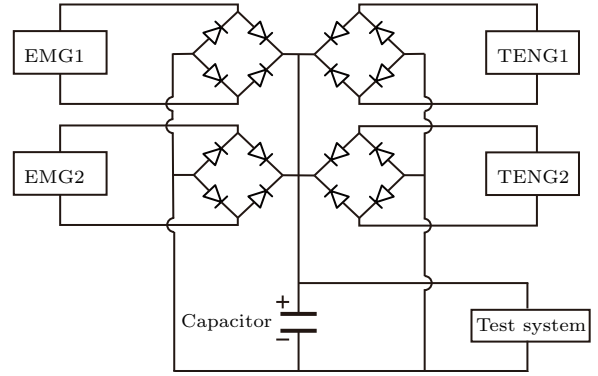


图9 整流充电测试电路

Fig. 9. Charging capacitance test circuit after rectifier.

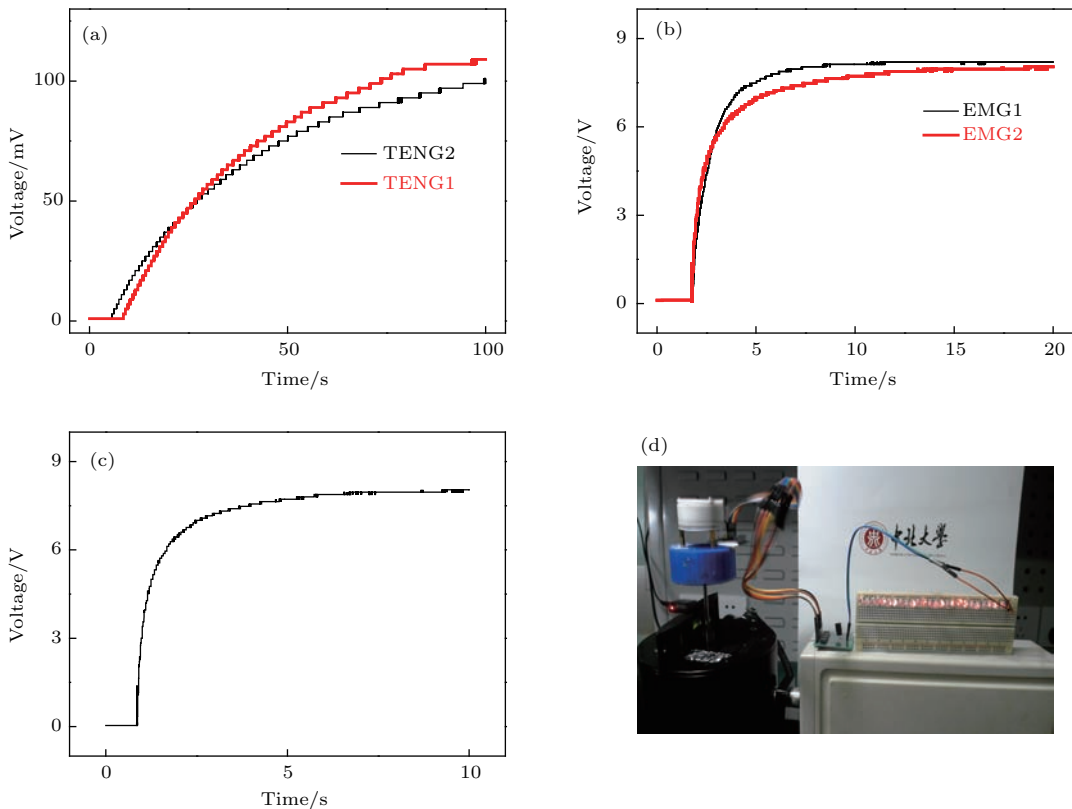


图10 (网刊彩色) (a) TENG1和TENG2对33 μF电容充电时电容输出电压的变化; (b) EMG1和EMG2对33 μF电容充电时电容输出电压的变化; (c) TENG1, TENG2, EMG1和EMG2同时对33 μF电容充电时电容输出电压的变化; (d) 复合能量采集器对电容充电后点亮25盏LED灯

Fig. 10. (color online) (a) Measured voltage of a 33 μF capacitor charged by the TENG1 and TENG2 respectively; (b) measured voltage of a 33 μF capacitor charged by the EMG1 and EMG2 respectively; (c) measured voltage of a 33 μF capacitor charged by the TENG1 TENG2 EMG1 and EMG2 simultaneously; (d) hybridized generator drive 25 LEDs after charged capacitor.



图 11 复合能量采集器为计步器供电

Fig. 11. Hybridized generator drive a pedometer.

经过整流以后, TENG 和 EMG 并联接入电容器对其进行充电, 电容器的输出电压是连续稳定的信号, 这样就将原来的能量采集器的脉冲信号源转换为持续稳定的电源, 如图 10 所示. 为了证明复合发电机输出能量在经过转换后依然可以提供足够的能量供给, 实验中使用 LED 灯模拟一般负载, 在图中可以看出复合发电机可以点亮 30 盏 LED 灯, 在持续供电过程中, LED 灯没有出现闪烁, 在复合发电机停止工作后, 电容器内存储的电能依然可以为 LED 灯供给能量 (视频 1 (online)).

图 11 所示为一个自供电的计步器系统, 实验中将能量采集器绑到模特小腿上, 四组能量采集单元经过整流后并联到电容两端, 电容输出端接入计步器. 在人腿部运动过程中, 复合能量采集器可以驱动计步器工作. 在模特运动 5 s 后, 计步器开始工作, 计步器可以记录并显示步数、距离、速度、持续时间、消耗卡路里等运动信息. 在复合能量采集器停止工作后, 电容器储存的电能依然可以支撑计步器工作 1—2 s (视频 2 (online)).

4 结 论

本文实验证明了复合能量采集器可以有效地将机械能转化为电能, 支持可穿戴智能设备连续稳定工作. 该器件设计轻便, 体积为 $\phi 4.8 \text{ cm} \times 2.4 \text{ cm}$, 重量为 80 g, 适用于人体机械能采集. 此复合能量采集器采用对称设计, 在有限空间内集成了更多的能量采集单元, 采用磁悬浮结构, 避免了摩擦对换能过程中能量的消耗; 悬浮单元的阻尼振动使得更多的能量被有效地转换为电能. 一次激励作用实现多组多次能量转换的结构特性, 使能量采集器具有良好的输出性能. 复合式能量采集器中 EMG 在 1 k Ω 负载下其输出功率分别为 35 mW 和 38 mW; TENG 在 10 M Ω 负载下输出功率分别为

0.12 mW 和 0.13 mW, 功率密度达到 171 mW/m² 和 186 mW/m², 一次激励输出总能量为 750.89 μJ . 通过整流和电容储能转换后, 将复合发电机脉冲输出转变为连续直流电源型号, 复合发电机可以持续点亮 LED 灯, 而且可以支持计步器稳定工作. 本文中设计的复合生物能量采集器是人体机械能采集的一种新型结构, 对于可穿戴电子设备自供电工作模式的实现具有重要意义.

参考文献

- [1] Liu S Y 2014 *World Telecommunications* **12** 38 (in Chinese) [刘思言 2014 世界电信 **12** 38]
- [2] Wang Z L 2008 *Adv. Funct. Mater.* **18** 3553
- [3] Ron P, Roy K, Joe E, Phil J, Oh S, Pei Q B, Scott S 2001 *Proceeding of SPIE* **4329** 148
- [4] Fan F R, Tian Z Q, Wang Z L 2012 *Nano Energy* **1** 328
- [5] Zhu G, Pan C, Guo W, Chen C Y, Zhou Y, Yu R, Wang Z L 2012 *Nano Lett.* **12** 4960
- [6] Zhang K, Wang X, Yang Y, Wang Z L 2016 *ACS. Nano* **521** 3529
- [7] Han M, Zhang X S, Sun X M, Meng B, Liu W, Zhang H X 2014 *Sci. Rep.* **4** 4811
- [8] Wang X, Wang S, Yang Y, Wang Z L 2015 *ACS Nano* **9** 4553
- [9] Hu Y, Yang J, Niu S, Wu W, Wang Z L 2014 *ACS Nano* **8** 7442
- [10] Wu Y, Wang X, Yang Y, Wang Z L 2015 *Nano Energy* **11** 162
- [11] Fan F R, Tang W, Yao Y, Luo J, Zhang C, Wang Z L 2014 *Nanotechnology* **25** 135402
- [12] Rome L C, Flynn L, Goldman E M, Yoo T D 2005 *Science* **309** 1725
- [13] Khaligh A, Zeng P, Zheng C 2010 *IEEE Trans. Ind. Electron* **57** 850
- [14] Zhu G, Bai P, Chen J, Wang Z L 2013 *Nano Energy* **2** 688
- [15] Bai P, Zhu G, Lin Z H, Jing Q S, Chen J, Gong Z, Ma J S, Wang Z L 2013 *ACS Nano* **7** 3713
- [16] Zhang Z X, He J, Wen T, Zhai C, Han J Q, Mu J L, Jia W, Zhang B Z, Zhang W D, Chou X J, Xue C Y 2017 *Nano Energy* **33** 88
- [17] Niu S M, Wang Z L 2015 *Nano Energy* **14** 161

- [18] Peng L 2009 *M. S. Dissertation* (Hefei: University of Science and Technology of China) (in Chinese) [彭雷 2009 硕士学位论文 (合肥: 中国科学技术大学)]
- [19] Zhang K W, Wang X, Yang Y, Wang Z L 2015 *ACS Nano* **9** 3521
- [20] Leng Q 2015 *M. S. Dissertation* (Chongqing: Chongqing University) (in Chinese) [冷强 2015 硕士学位论文 (重庆: 重庆大学)]
- [21] Guo H Y, He X M, Zhong J W, Zhong Q Z, Leng Q, Hu C G, Chen J, Li T, Xi Y, Zhou J 2014 *J. Mater. Chem.* **2** 2079
- [22] Zhong Q Z, Zhong J W, Hu B, Hu Q Y, Zhou J, Wang Z L 2013 *Energ. Environ. Sci.* **6** 1779
- [23] Niu S M, Liu Y, Zhou Y S, Wang S H, Lin L, Wang Z L 2015 *IEEE Trans. Electron Dev.* **62** 641

Electromagnetic-triboelectric hybridized generator based on magnetic levitation for scavenging biomechanical energy*

Wen Tao¹⁾ He Jian¹⁾ Zhang Zeng-Xing¹⁾ Tian Zhu-Mei¹⁾²⁾ Mu Ji-Liang¹⁾
Han Jian-Qiang¹⁾ Chou Xiu-Jian^{1)†} Xue Chen-Yang^{1)‡}

1) (North University of China, Science and Technology on Electronic Test and Measurement Laboratory, Taiyuan 030051, China)

2) (Department of Electronics, Xinzhou Teachers University, Xinzhou 034000, China)

(Received 11 April 2017; revised manuscript received 31 July 2017)

Abstract

The popularity of various portable electronics and biological health monitoring devices, such as pedometers, pulse oximeters, mobile telephones, wearable watches, has greatly changed our lifestyles and brought significant convenience to us. Energy harvesting has been a key technology for the self-powered mobile terminals, because there are many defects such as limited lifetime, large size, low energy density and environmentally unfriendly feature for the traditional chemical batteries. Lots of devices used for the energy harvesting of the human movement have been reported. However, some problems such as poor efficiency, low output power and low sensitivity need further studying.

In this work, we demonstrate a novel magnetically levitated electromagnetic-triboelectric generator. The device size is $\phi 4.8 \text{ cm} \times 2.4 \text{ cm}$, and its weight is 80 g. The device uses the magnetically levitation structure as the core components, and the structure contains four magnets to form a magnetic array, in which three cylindrical magnets are placed around a bigger magnet. And two coils with polyvinyl-acetal enameled copper wires of 70 μm are placed at the top and bottom of the device, respectively. Then two silica gel thin films with inverted tetrahedron patterned on the surface are integrated inside the structure. Then, we analyze the motion feature with the Maxwell simulation software, and discuss output characteristics of the two energy harvest units theoretically.

The device possesses a high sensitivity, wide frequency response and high output performance. The dynamic response characteristics are analyzed in this paper. The frequency response range of the device is from 2 Hz to 20 Hz. The wider frequency response means that it can harvest more energy from complicated external environment. Furthermore, we analyze the output signal at low frequency, which has more than one wave crest after an environment perturbation. The triboelectric units can deliver peak output voltages of 70 V and 71 V, respectively, and the electromagnetic units each can deliver a peak output voltage of 10 V. In addition, the triboelectric units can produce peak output powers of 0.12 mW and 0.13 mW, respectively, under a loading resistance of 10 M Ω , while the electromagnetic units produce peak output powers of 36 mW and 38 mW, respectively, under a loading resistance of 1 k Ω . We discuss the energy output and energy conversion efficiency of the device, which are 750.89 μJ and 18%, respectively. Then we use the hybridized generator to charge a capacitor of 33 μF , the output voltage of which can reach 8 V in 2 seconds. Furthermore, the hybridized generator can power a pedometer continuously, which can work steadily and display movement data. This work has a significant step toward human mechanical energy harvesting and potential application in self-powered wearable devices.

Keywords: magnetic levitation, hybridized generator, triboelectric generator, self-power pedometer

PACS: 84.70.+p, 41.20.-q, 41.20.Cv, 77.84.-s

DOI: 10.7498/aps.66.228401

* Project supported by National High Technology Research and Development Program of China (Grant No. 2015AA042601) and the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 61525107, 51605449, 51422510, 51675493).

† Corresponding author. E-mail: chouxiujian@nuc.edu.cn

‡ Corresponding author. E-mail: xuechenyang@nuc.edu.cn

磁悬浮式电磁-摩擦复合生物机械能量采集器*

温涛¹⁾ 何剑¹⁾ 张增星¹⁾ 田竹梅¹⁾²⁾ 穆继亮¹⁾ 韩建强¹⁾
丑修建^{1)†} 薛晨阳^{1)‡}

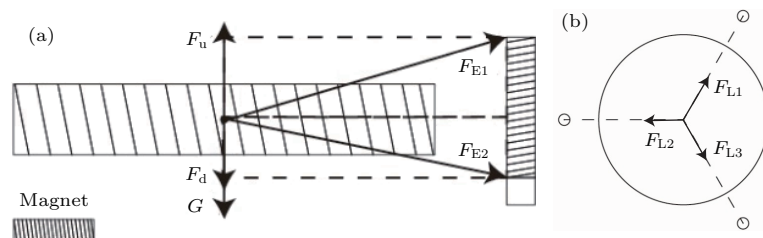
1)(中北大学, 电子测试技术重点实验室, 太原 030051)

2)(忻州师范学院电子系, 忻州 034000)

S1 磁悬浮系统运动特征分析

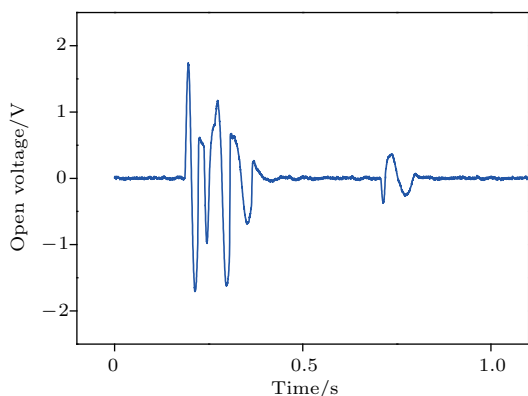
如图S1所示为磁悬浮磁铁分布及受力图分析图, 处于悬浮状态的圆形磁铁受到重力 G 和磁场力 F_{E1} 、 F_{E2} 共同作用。 F_{E1} 、 F_{E2} 在水平方向上的分量 F_{L1} 、 F_{L2} 、 F_{L3} 夹角 120° 且大小相等, 故其合力为零, 如图S1(b)。 F_{E1} 、 F_{E2} 垂直方向上的分量的和为 F_u 和 F_d , 在圆形磁铁处于平衡

位置时, $F_u - F_d = G (G = mg)$, 当能量采集器受到外部激励作用时, 可等效为作用于圆形磁铁的振动激励, 此时 $G = mg$ 变为 $F_g = m(g + a)$, $F_g > G = F_u - F_d$, 圆形磁铁沿着加速度方向运动, 当外部激励消失后, 圆形磁铁在磁场力作用下回复到平衡位置. 在此过程中, 由于电磁阻尼作用, 圆形磁铁会发生阻尼振动, 换能单元同时完成了多次能量转换. 实际测试结果也证明了以上分析的正确性, 如图S2所示。



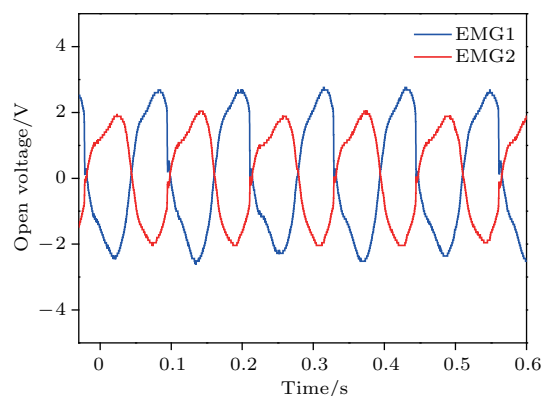
图S1 (a) 圆形磁铁受力图, (b) 圆形磁铁水平受力图

Fig. S1. (a) Force analysis chart of the circular magnet; (b) force analysis chart of the circular magnet on horizontal direction.



图S2 在单次脉冲激励下电磁单元开路电压

Fig. S2 Electromagnetic unit open voltage of electromagnetic generator under single pulse excitation.



图S3 EMG1 和 EMG2 在一个周期内的信号

Fig. S3. The signal by EMG1 and EMG2 in one cycle.

* 国家高技术研究发展计划 (批准号: 2015AA042601) 和国家自然科学基金 (批准号: 61525107, 51605449, 51422510, 51675493) 资助的课题。

† 通信作者. E-mail: xuechenyang@nuc.edu.cn

‡ 通信作者. E-mail: chouxijian@nuc.edu.cn

图 S3 表明 EMG1 和 EMG2 产生的感应电压方向相反.

图 S4 表明 TENG1 和 TENG2 在分离时输出最大电压, 随着位移的增加, 空气间隙被击穿, 开路电压达到最大值, 所以两个摩擦单元输出信号是独立间隔的.

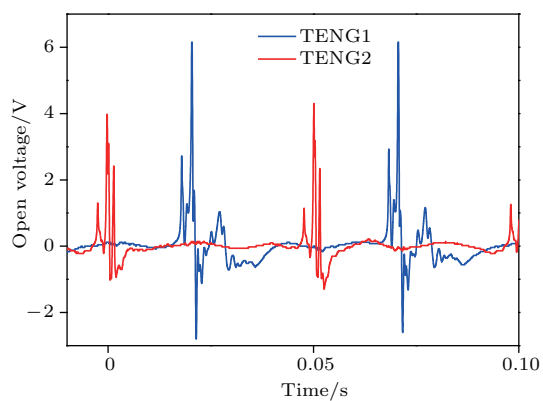


图 S4 TENG1 和 TENG2 在一个周期内信号

Fig. S4. The signal by TENG1 and TENG2 in one cycle.