

文章编号: 1001-4888(2024)03-0332-13

摩擦纳米传感技术在人体关节 运动角度测量中的应用*

张井水¹, 韩光辉², 杨舟³, 赵世宇², 邓华夏⁴, 马孟超², 钟翔²

(1. 安徽艺术学院 公共教学部, 安徽合肥 230011; 2. 合肥工业大学 仪器科学与光电工程学院, 安徽合肥 230009;
3. 山西北方兴安化学工业有限公司, 山西太原 030023; 4. 中国科学技术大学 近代力学系, 安徽合肥 230026)

摘要: 为了准确测量人体运动过程中关节活动的角度, 本研究基于摩擦纳米发电机的传感特性, 设计了一种旋转圆盘式摩擦纳米发电机(RDTENG)。通过对 RDTENG 进行理论分析, 建立了摩擦纳米发电机的角度传感模型, 推导了开路和闭路状态下 RDTENG 的电信号和转子旋转角度之间的关系。仿真和实验结果表明, RDTENG 处于开环电路时, 其开路电压峰值不受转子转速变化的影响, 开路电压随转子的旋转角度发生周期性变化, 且角度测量范围不受限制; 而 RDTENG 处于闭环电路时, 其输出电压的峰值与转子转速呈现明显的线性相关性, 线性相关系数为 0.9878, 角速度传感灵敏度为 0.0472V/(rad/s)。研究结果证明了 RDTENG 在人体运动监测领域的应用可行性, 为进一步提高人体运动监测的精度和可靠性提供了一种方法和思路。

关键词: 旋转圆盘式摩擦纳米发电机; 角度测量; 传感器

中图分类号: TH703 **文献标识码:** A **DOI:** 10.7520/1001-4888-23-216

0 引言

人体通过骨骼肌牵引骨骼, 以关节为中心进行各种活动。关节的灵活性和稳固性是保证人体正常活动的重要前提。在关节伤病者的运动康复和运动员的训练过程中, 准确测量关节活动角度至关重要。现有的人体关节角度测量装置往往结构复杂, 通常需要外部电源供电, 并且器件成本较高, 在实际操作中给被测人员带来诸多不便。2012 年, 基于摩擦起电和静电感应耦合效应的智能材料摩擦纳米发电机(Triboelectric Nanogenerator, TENG)被提出^[1-2]。基于 TENG 开发的器件具有结构简单、能量转化效率高和不需要外部电源等独特优势, 可被设计成各种传感器和能量收集装置^[3-7]。

人体关节运动的测量方法多种多样, 包括光学和电学等方法。LEBER^[8]利用光学方法设计了一系列装置, 如连续膝关节运动跟踪护膝、控制虚拟手部模型的手套以及定位网球撞击位置的网球拍, 尽管光学方法具有较高的测量精度和时间分辨率, 但这一方法需要复杂的光路系统, 对环境要求较高, 难以在现场实际操作。YAMADA 等^[9]设计了一种可穿戴和可拉伸的设备, 由排列整齐的单壁碳纳米管薄膜制成, 通过检测电阻的变化来测量运动信号, 虽然该设备具有较高的耐久性和响应速度, 但电阻受温度影响较大, 且需要外部电源供电。GE 等^[10]设计了水凝胶生物电子装置, 用于识别签名和检测人体皮肤温度, 但该装置在实际应用中存在拉伸性不佳、灵敏度不高以及低温易碎等问题。WANG 等^[11]利用

* 收稿日期: 2023-10-18; 修回日期: 2023-11-13

基金项目: 国家自然科学基金项目(52275529); 安徽省自然科学基金项目(2208085ME138); 安徽省教育厅人文社科重点项目(2022AH052004); 中央高校基本科研项目(WK2090000039、WK2480000010); 中科院百人计划项目(KY20900000077)

通信作者: 张井水(1980-), 男, 硕士, 副教授。主要研究领域: 传感测量、智能体育。Email: 114049@ahua.edu.cn

邓华夏(1982-), 男, 博士, 教授。主要研究领域: 动态测试与智能减振。Email: hxdeng@ustc.edu.cn

磁性材料的电磁特性,提出了一种将偏振光和地磁场组合的实时定位方法,该方法不受人工信号源的影响,没有误差积累,可以直接获得人员的位置和方向,但是传感器需要主动供能且较为笨重,便携性较差。化学方法^[12]是利用材料的化学特性感知人体的温度、pH值等健康因素的变化通常响应速度较慢,无法实时监测。其他利用电磁感应、静电感应、压电效应等原理制成的传感器虽然能够实现高精度的传感,但传感器输出的信号需要进行复杂的处理,且数据处理装置难以做到小型化。

研究表明,基于 TENG 开发的传感器具有许多独特优势,包括高效率^[13-15]、结构简单^[15-17]、传感精度高^[18]、低成本^[19]、材料选择广泛^[17,20]、重量轻^[21]、耐久性高^[22]、具有拉伸收缩特性^[20]和无需外部电源^[23]等。目前基于 TENG 已实现了触觉^[24]、速度^[25]、压力^[26]、角度^[18]和各种动态运动姿势^[27]的传感测量。在关节和肌肉康复领域,TENG 也展示了良好的应用前景。WANG 等^[28]开发了一种基于 TENG 的柔性传感器,能够在不同形态的弯曲和拉伸下进行有效测量,其开路电压和短路转移电荷量与拉伸位移量以及弯曲角度均具有良好的线性关系,这种柔性传感器可以制作成可穿戴的自供电关节角度传感器,用于实时监测人体手势和膝关节弯曲角度。WANG 等^[18]设计了一种基于 TENG 的角度传感器,具有重量轻、体积小的优点,能够安装在医疗设备中,为骨科康复中的个性化治疗提供数据支撑。GAO 等^[29]开发了一种基于 TENG 的运动传感系统,可帮助运动员监测腿部肌肉活力并进行相应的下肢康复训练。

身体健康监测正朝着智能化方向发展,越来越多的传感器应用于此领域,为人类的身体健康监测提供了重要的辅助手段。尽管 TENG 仍处于研究阶段,但它已经展现出巨大的应用潜力。目前的研究大多集中在探究 TENG 作为各种类型传感器的可行性,缺乏对其传感精度的深入研究。当 TENG 作为位移或角度传感器时,电极和摩擦层的栅状结构可能导致输出的开路电压不完整周期部分无法被计入周期数而被忽略,从而造成测量误差。虽然增加栅格的密度可以提高其作为位移或角度传感器的精度,但是极细的栅状电极的边缘效应将不可忽略,而且增加了加工难度和制造成本。本文根据 TENG 的原理,对旋转圆盘式摩擦纳米发电机(Rotary Disk Triboelectric Nanogenerator, RDTENG)进行了理论分析、结构优化、仿真及实验研究,建立了传感器的角度测量模型,并验证了 TENG 技术在人体关节角度测量中的可行性,并讨论了提高角度测量精度的方法和改进措施。

1 人体关节角度测量面临的主要问题

体育训练和身体素质监测正朝着智能化方向发展,目前该领域中开发了大量测量器件和设备,为人类的身体健康监测提供了良好的辅助。然而在监测过程中还存在一些需要克服的挑战,例如:测量方法的科学性、干扰因素的避免或降低等。以测量人体腰椎关节的可弯曲性和肌肉柔韧性的坐位体前屈测试仪为例,其测量结果受到测试者的手指、臂长和腿长的影响,具有较大的不可靠性。如图 1 所示,在使用坐位体前屈测试仪时,若受试者臂长较长,即使其腰椎关节柔韧性较差,仍能取得和柔韧性较好但是臂长较短的受试者一致的成绩,这种情况可能会对后续的体育训练和考核等带来不利影响。在人体膝关节、肘关节、肩关节等活动角度测量中,通常会采用如图 2 所示的角度尺进行测量,角度尺具有结构简单、使用方便和成本低等特点,但是其测量精度较低、人工读数误差较大、无法随关节角度变化进行实时读数和记录角度变化。

OH 等^[30]使用基于三角测量原理的红外传感器测量关节角度,将传感器附着距离、高度和角度处于最佳条件时的实验结果与商用关节角度计的精度进行了比较,结果表明红外线关节角度传感器可有效地应用于康复和运动科学领域。但是该方法需要对传感器附着距离、高度和角度进行调整,不适用于人体关节运动时的角度测量。BAKSHI 等^[31]将多个弯曲传感器安装在支撑布上,通过多个传感器的数值来估算关节的弯曲度。该方法需要不停地调整输出来减少误差,难以提供准确的角度测量值。

无论是采用机械式的装置进行人体关节角度测量,还是采用电子式的智能传感测量,现阶段都对测量仪器的便携性、响应速度、测量精度和易用性等提出了较高要求。本文基于 TENG 的传感特性,开发了 RDTENG。与角度尺的测量方式相比,RDTENG 可以有效记录关节角度的变化过程并实时读取角度数据。采用 RDTENG 进行人体柔韧性的评估测量更具科学性和有效性,可以避免受试者个体差异

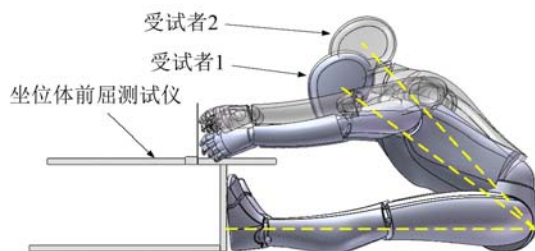


图1 不同臂长测试者进行坐位体前屈测试

Fig. 1 Testers with different arm lengths use a seated trunk flexion testing device to test the flexibility of the lumbar joint

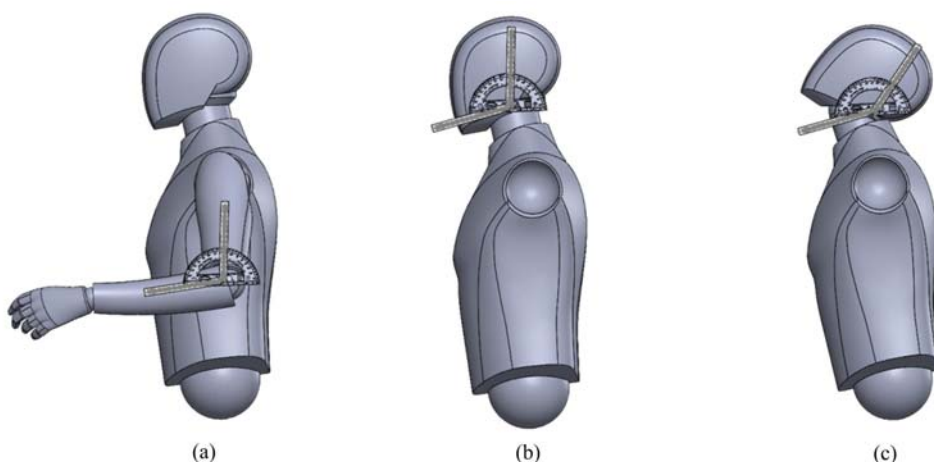


图2 使用角度尺测量人体关节角度

Fig. 2 Measuring human joint angles using an angle ruler

和测试人员主观因素等造成的测量结果误差^[32-33]。

2 RDTENG 的工作原理

在 TENG 的传感特性基础上,本文设计了自供电的 RDTENG 用于测量人体关节的弯曲角度,并可进一步测量关节弯曲速度。

如图 3(a)所示,本文设计的 RDTENG 主要由定子、转子和摩擦层薄膜组成。定子、转子和摩擦层薄膜的圆心均都在同一轴线上,摩擦层薄膜覆于定子表面,转子与摩擦层薄膜接触并可以相对运动。转子和定子均为扇状电极结构,其中转子扇状电极(Rotor Fan Electrode, RFE)为单环结构,而定子扇状电极(Stator Fan Electrode, SFE)分为内环电极(SFE₁)和外环电极(SFE₂),两电极之间通过“几”字形间隙隔开。定子和转子的几何参数如图 3(b)所示。每个 RFE 的角度为 α ,RFE 根部距离圆心的距离为 r ,转子圆盘的半径为 R 。与转子对应,SFE₁的结构与 RFE 相同。SFE₂与 SFE₁互补,每个 SFE 的角度为 α ,相邻 SFE₁和 SFE₂之间空隙的角度为 β 。因此相邻两 RFE 之间的角度为 $\alpha+2\beta$ 。在 RDTENG 工作时,SFE₁和 SFE₂之间会形成电势差,通过检测电势差的变化可以计算出转子的转动角度。

2.1 闭环电路下电荷转移的研究

如图 4 所示,取相邻 2 个扇形电极 SFE₁和 SFE₂的轴向截面区域,以 RFE 依次经过这 2 个电极的过程为例,描述 RDTENG 工作过程中电荷的转移情况。在 SFE₁和 SFE₂之间连接负载时,形成闭环电路。由于摩擦层薄膜和 RFE 表面相互摩擦产生电荷,摩擦层薄膜的摩擦电负性强于金属电极,因此摩擦层薄膜带负电荷,RFE 带正电荷。设初始状态如图 4(a)所示,RFE 与 SFE₁重叠,在摩擦带电产生的电势差的吸引下,SFE₁中感应出负电荷。根据电荷守恒定理,RFE 中的正电荷数量等于摩擦层薄膜中的摩擦负电荷和 SFE₁中的感应负电荷之和。在 RFE 运动到图 4(b)中的位置过程中,RFE 分别与 SFE₁和 SFE₂的部分区域重合,SFE₂中的正电荷将通过闭环电路中的负载流向 SFE₁中,此时闭环电路

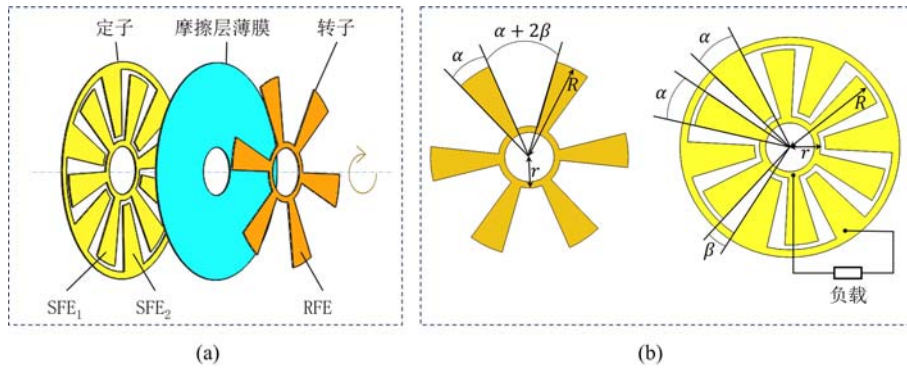


图 3 RDTENG 扇状电极结构示意图

Fig. 3 Schematic diagram of the RDTENG fan electrode structure

中的电流为 I_1 。当 RFE 继续运动到图 4(c) 中的位置时, RFE 与 SFE₂ 重叠, 在电势差的吸引下, SFE₂ 中的正电荷流入到 SFE₁ 中, 使得 SFE₂ 中为感应负电荷。RFE 继续运动, 上一个 RFE 离开 SFE₂, 下一个 RFE 靠近 SFE₁, 如图 4(d) 所示, 与图 4(b) 中的情况类似, 2 个 RFE 分别与 SFE₁ 和 SFE₂ 的部分区域重合, SFE₁ 中的正电荷通过负载流向 SFE₂ 中, 此时闭环电路中的电流为 I_2 。直到 RFE 与 SFE₁ 再次对齐, 电荷分布情况回到图 4(a) 中的初始状态。图 4(a) 中 RFE 经图 4(b)、图 4(c) 和图 4(d) 回到图 4(a), 整个过程中电荷的转移在外闭环电路中形成一个周期的电信号。由于 RFE 的角度为 α , 通过测量闭环电路的电信号周期数, 就可以计算出转盘的旋转角度。RDTENG 兼具角度测量的特性, 结构简单, 不受环境限制, 可以大大提高人体关节角度测量的灵活度。为了支撑保护电极和摩擦层材料, 在转子和定子外侧表面设置圆盘外壳。

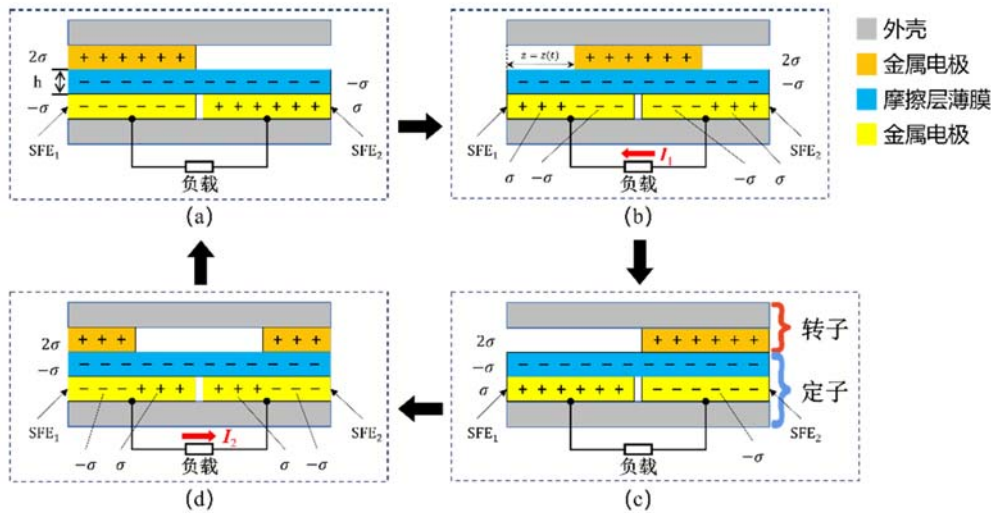


图 4 闭环电路状态下 RDTENG 电荷转移示意图

Fig. 4 The charge transfer of the RDTENG in closed-loop circuit state

在外接负载的闭环电路情况下, 设 RFE 中单位角度对应的扇状区域面积 A 上的电荷密度为 2σ , 摩擦层薄膜中的电荷密度为 $-\sigma$ 。当 RDTENG 处于如图 4(a) 所示的初始状态时, RFE 与 SFE₁ 重叠, 由于 RFE 和摩擦层薄膜中的电荷密度已知, 此时应用静电感应和电荷守恒定理可以推导出 SFE₁ 中电荷密度为 $-\sigma$, SFE₂ 中电荷密度为 σ 。随着 RFE 的运动, RFE 分别与 SFE₁ 和 SFE₂ 的部分区域重合, 由于转子和摩擦层薄膜的电荷密度不变, 与 RFE 重合部分的 SFE 的电荷密度变为 $-\sigma$, 非重叠部分变为 σ 。

当 RFE 转动角度为 $d\theta$ 时, SFE₁ 和 SFE₂ 之间转移的电荷量分别记为 dQ_1 和 dQ_2 。在闭环电路中, SFE₁ 和 SFE₂ 具有相同的电势, 根据基尔霍夫定律和电荷守恒定律, 可以得到下面 2 个等式:

$$\frac{dQ_1}{C_1(\theta)} = \frac{dQ_2}{C_2(\theta)} \tag{1}$$

$$dQ_1 + dQ_2 = -\sigma A d\theta \quad (2)$$

式中: $C_1(\theta)$ 、 $C_2(\theta)$ 分别为 RFE 与 SFE₁、SFE₂之间的电容值,与摩擦层薄膜的介电常数和厚度及相邻 SFE₁和 SFE₂之间空隙的角度有关。由式(1)和式(2)可得

$$dQ_1 = \frac{\sigma A d\theta}{1 + \frac{C_2(\theta)}{C_1(\theta)}} \quad (3)$$

$$dQ_2 = \frac{\sigma A d\theta}{1 + \frac{C_1(\theta)}{C_2(\theta)}} \quad (4)$$

依据静电场的叠加原理,图 4(b)中,当 RFE 转动 $z = z(t)$ 角度时,SFE₁和 SFE₂之间电荷转移量 Q 为

$$Q = \sigma A \int_0^\alpha \left(\frac{C_1(\theta)}{C_1(\theta) + C_2(\theta)} \right)_{z=z(t)} d\theta - \sigma A \int_0^\alpha \left(\frac{C_1(\theta)}{C_1(\theta) + C_2(\theta)} \right)_{z=0} d\theta \quad (5)$$

$C_1(\theta)$ 、 $C_2(\theta)$ 分别可以表示为

$$C_1(\theta) = \begin{cases} \frac{\epsilon \epsilon_0 A (\alpha - z(t))}{h}, & 0 \leq z(t) \leq \alpha \\ 0, & \alpha \leq z(t) \leq \alpha + \beta \end{cases} \quad (6)$$

$$C_2(\theta) = \begin{cases} 0, & 0 \leq z(t) \leq \beta \\ \frac{\epsilon \epsilon_0 A (z(t) - \beta)}{h}, & \beta \leq z(t) \leq \alpha + \beta \end{cases} \quad (7)$$

式中: ϵ 为摩擦层薄膜的介电常数; ϵ_0 为真空介电常数; h 为摩擦层薄膜的厚度,也是 RFE 和 SFE 之间的距离。将式(6)和式(7)代入式(5)中可得

$$Q = \begin{cases} -\sigma A \alpha, & 0 \leq z(t) \leq \beta \\ \frac{z(t) - \alpha}{\alpha - \beta} \sigma A \alpha, & \beta \leq z(t) \leq \alpha \\ \sigma A \alpha, & \alpha \leq z(t) \leq \alpha + \beta \end{cases} \quad (8)$$

当相邻 SFE₁和 SFE₂之间空隙的角度 β 远小于扇形电极的角度 α 时,式(8)可以简化为

$$Q = \frac{z(t) - \alpha}{\alpha} \sigma A \alpha \quad (9)$$

由此可以得到通过闭环电路中负载的电流为

$$I = \frac{dQ}{dt} = \sigma A \omega \quad (10)$$

式中 $\omega = d(z(t))/dt$ 为 RFE 的转动角速度。由式(10)可得,当极板的电荷密度 σ 及单位面积 A 确定时,在闭环电路中,流经负载的电流 I 与 RDTENG 转子的转速 ω 呈线性关系。

设闭环电路的负载为 R_l ,则负载两端的电压 U 为

$$U = I R_l = \sigma A \omega R_l \quad (11)$$

由式(11)可得负载两端的电压 U 与 RDTENG 转子的转速 ω 呈线性关系。将 RDTENG 制备成角速度传感器,其灵敏度 S 可以表示为

$$S = \frac{dU}{d\omega} = \sigma A R_l \quad (12)$$

当极板的电荷密度 σ 、单位面积 A 和闭环电路的负载 R_l 确定时,RDTENG 作为角速度传感器使用时的灵敏度不随转子的转动角度 z 和转速 ω 发生变化。因此,在相同的输入条件下,传感器输出的测量结果也将保持一致,从而提高了测量的准确性,这种特性有助于确保传感器的可靠性和稳定性,在长期使用过程中可以减少误差和漂移的发生。

2.2 开环状态下电荷分布的研究

当 RDTENG 处于开环电路时,RFE 和 SFE 重叠部分可以等效为平行板电容器,由于摩擦层薄膜的厚度 h 远小于极板的宽度,所以电荷分布的边缘效应可以忽略。类似于闭环电路情况,设 RFE 中单

位角度对应的扇状区域 A 上的电荷密度为 2σ ，摩擦层薄膜中的电荷密度为 $-\sigma$ 。开环电路情况下， SFE_1 和 SFE_2 之间没有电荷转移，只需考虑如下 2 种情况的电荷分布情况：(1) RFE 与 SFE_1 或 SFE_2 完全重叠；(2) RFE 与 SFE_1 和 SFE_2 部分重叠。

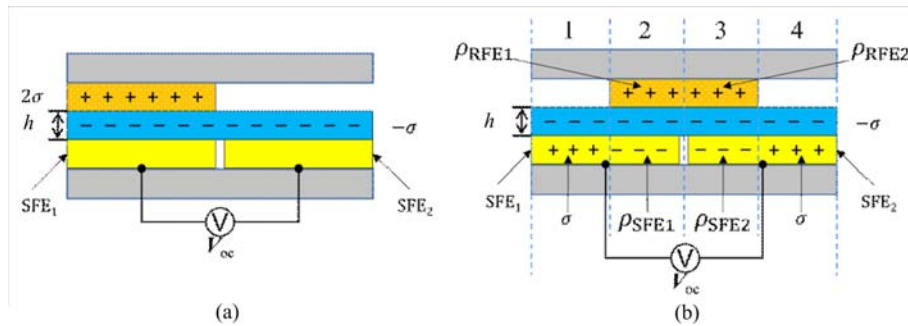


图 5 RDTENG 在开路状态下电荷分布示意图

Fig. 5 The charge distribution of the RDTENG in open-loop circuit state

当 RFE 处于图 5(a)中与 SFE_1 或 SFE_2 完全重叠位置时，由于开环电路无法进行电荷转移，因此电荷分布只在 SFE_1 或 SFE_2 内部发生微小的纵向变化，横向不发生变化，且 SFE 静电荷量为零。当 RFE 与 SFE_1 和 SFE_2 部分重叠时，如图 5(b)所示，SFE 静电荷量为零，但是 RFE 和 SFE 重叠区域横向电荷分布发生了变化。为了分析 RFE 和 SFE 中电荷分布情况，根据 RFE 与 SFE_1 和 SFE_2 的重叠情况及 SFE_1 和 SFE_2 之间的间隙，将图 5(b)中横向区域分为 4 个区域。

当 RFE 转动 $z = z(t)$ 角度时，摩擦层薄膜中的电荷密度为 $-\sigma$ ，根据静电感应原理，RFE 与 SFE_1 和 SFE_2 未重叠区域的电荷密度为 σ ，即图 5(b)中区域 1 和 4。由于 SFE_1 和 SFE_2 之间没有电荷转移，所以它们静电荷量为零，根据电荷守恒原理，图 5(b)区域 2 中 SFE_1 和区域 3 中 SFE_2 的电荷密度分别为

$$\rho_{SFE1} = -\sigma \frac{z(t)}{\alpha - z(t)} \tag{13}$$

$$\rho_{SFE2} = -\sigma \frac{\alpha - z(t)}{z(t)} \tag{14}$$

式中： ρ_{SFE1} 和 ρ_{SFE2} 代表 SFE_1 和 SFE_2 中的电荷密度。

相应地，RFE 中静电荷量不发生变化，但是其在图 5(b)区域 2 和 3 中的横向电荷分布发生了变化。根据静电感应原理和静电场的叠加原理，RFE 的正电荷密度等于摩擦层薄膜和 SFE 负电荷密度之和，因此图 5(b)区域 2 和 3 中 RFE 的电荷密度分别为

$$\rho_{RFE1} = \sigma \frac{\alpha}{\alpha - z(t)} \tag{15}$$

$$\rho_{RFE2} = \sigma \frac{\alpha}{z(t)} \tag{16}$$

根据高斯定理，RFE 与 SFE_1 和 SFE_2 重叠区域的电场强度分别为

$$E_1 = \frac{\rho_{SFE1}}{\epsilon \epsilon_0} = -\frac{\sigma z(t)}{\epsilon \epsilon_0 (\alpha - z(t))} \tag{17}$$

$$E_2 = \frac{\rho_{SFE2}}{\epsilon \epsilon_0} = -\frac{\sigma (\alpha - z(t))}{\epsilon \epsilon_0 z(t)} \tag{18}$$

式中： ϵ 为摩擦层薄膜的介电常数， ϵ_0 为真空环境的介电常数。设 RFE 的电位差为 U_{RFE} ， SFE_1 和 SFE_2 的电位差分别为 U_1 和 U_2 ，由此可以得出 RFE 与 SFE_1 和 SFE_2 之间的电势差分别为

$$U_{RFE} - U_1 = -h E_1 = \frac{h\sigma z(t)}{\epsilon \epsilon_0 (\alpha - z(t))} \tag{19}$$

$$U_{RFE} - U_2 = -h E_2 = \frac{h\sigma (\alpha - z(t))}{\epsilon \epsilon_0 z(t)} \tag{20}$$

SFE_1 和 SFE_2 之间的开路电压为

$$V_{oc} = U_1 - U_2 = \frac{h\sigma}{\epsilon \epsilon_0} \left(\frac{\alpha - z(t)}{z(t)} - \frac{z(t)}{\alpha - z(t)} \right) \quad (21)$$

由于 RDTENG 的定子和转子为周期性结构,在转子旋转过程中,开路电压 V_{oc} 会发生周期性变化。式(21)描述了一个周期内 SFE₁和 SFE₂之间的开路电压 V_{oc} 与转子旋转角度 $z(t)$ 之间的关系,通过测量开路电压 V_{oc} 可以得到转子在该周期内的旋转角度 $z(t)$ 。但是当 $z(t)$ 趋近于0时,即 RFE 与 SFE₁或 SFE₂完全重叠,理论上 V_{oc} 趋近无穷大,式(21)不再适用。实际上,当 RFE 和 SFE₁或 SFE₂只有非常小的重叠区域或完全重叠时,平行板电容器的假设不再成立。因此,对于这种重叠状态,依据静电感应原理和静电场的叠加原理,SFE₁相当于静电荷密度为 σ 的等电位,SFE₂相当于静电荷密度为 $-\sigma$ 的等电位,将其分别代入具有均匀带电的无限大平面模型,可以得到 SFE₁和 SFE₂之间的开路电压为

$$V_{oc} = U_1 - U_2 = \frac{2h\sigma}{\epsilon \epsilon_0} \quad (22)$$

此时开路电压即为 RDTENG 能够输出的最大电压,记为峰值开路电压 V_{oc} ,其大小只与摩擦层薄膜材料参数有关。

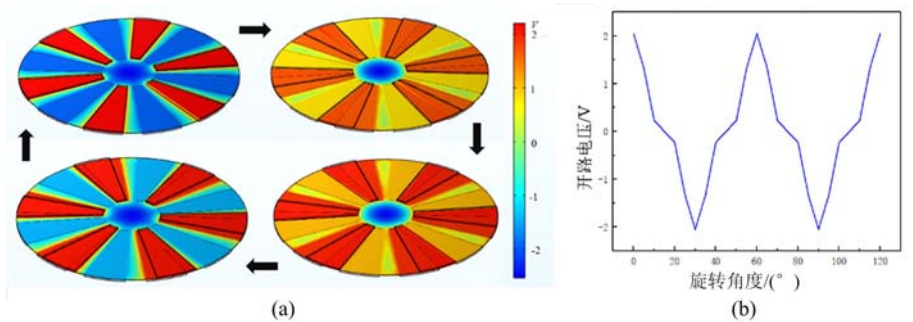


图6 RDTENG 静电场有限元仿真

Fig. 6 Simulation diagram of the RDTENG

2.3 电极电势变化情况的有限元仿真

本文对 RDTENG 进行静电场有限元仿真,获得了其工作时电极的电势变化情况。如图6所示,仿真时设置每个 RFE 的角度 α 为 20° ,相邻 SFE₁和 SFE₂之间空隙的角度 β 为 10° ,转子圆盘的半径 R 为40mm, RFE 根部距离圆心的距离 r 为10mm,转子和定子电极材料为铜,厚度均为0.5mm,相对介电常数为0.001。设置摩擦层薄膜半径为40mm,厚度为0.2mm,表面电荷密度为 $-1.5 \times 10^{-6} \text{C/m}^2$,相对介电常数为3.5,摩擦层薄膜覆盖于 SFE 表面。由于 RFE 与摩擦层薄膜摩擦后带正电荷,根据电荷守恒定理,将 RFE 电荷量设为 $1.1 \times 10^{-9} \text{C}$ 。仿真时 RFE 逆时针旋转,图6(a)为依次按照图4(a)~(d)中 RFE 的位置截取的电极中电势变化情况,图6(b)为仿真得到的 SFE₁和 SFE₂之间的开路电压随转子旋转角度变化情况。开路电压随转子旋转角度周期性变化,一个电压周期的旋转角度为 $\alpha + 2\beta$,在进行 RDTENG 的电极设计时,可以通过减小 α 和 β 的大小提高角度测量的精度。

根据理论推导和有限元仿真,通过开路电压随 RDTENG 转子的旋转周期性变化情况及最后一个不完整周期的开路电压值可以获得转子旋转的总角度 φ 。

$$\varphi = (\alpha + 2\beta)N + z(t) \quad (23)$$

式中: N 为开路电压变化的完整周期数; $z(t)$ 为最后一个不完整电压周期中转盘的旋转角度,可由式(21)计算。

3 RDTENG 设计与实验

3.1 RDTENG 的结构设计

RDTENG 的整体结构主要由转子圆盘、定子圆盘、摩擦层薄膜、轴承、旋转轴和外壳等组成,如图7所示,其中转子圆盘由 RFE 及外壳组成,定子圆盘由 SFE 及外壳组成。转子圆盘和定子圆盘的外壳均采用 3D 打印技术进行制造,材料为聚乳酸(PLA)。定子和转子圆盘外壳半径为90mm,外壳厚度为

4mm, SFE 和 RFE 外半径 R 均为 80mm, 内半径 r 为 25mm, 其余参数与静电场有限元仿真参数相同。摩擦层薄膜材料为聚乙烯醇(PVA), 它具有极强的摩擦电负性, 粘贴在 SFE 表面, 厚度为 0.25mm, 介于转子圆盘和定子圆盘之间。旋转轴穿过定子圆盘、摩擦层薄膜和转子圆盘的轴心, 并通过轴承安装在外壳上, 可保证转子圆盘相对定子圆盘转动。

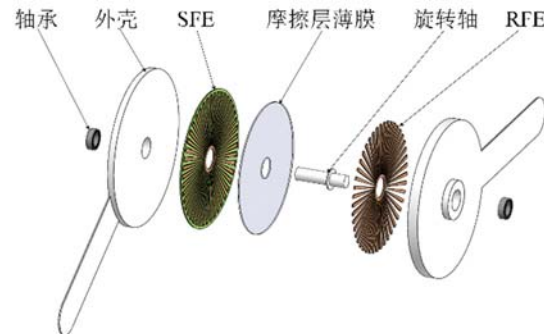


图 7 用于测量关节弯曲角度的 RDTENG 的结构示意图

Fig. 7 Structure diagram of the RDTENG for measuring joint bending angle

3.2 摩擦层薄膜制备

静电纺丝法是一种用于生产直径从几纳米到几微米纤维的技术, 目前被广泛应用于复合材料纤维的生产。与普通聚合物薄膜相比, 由静电纺丝法制备的纳米纤维薄膜具有较大的比表面积, 纳米纤维薄膜表面有一些细小的孔径, 这种特性使其作为摩擦层薄膜能够产生更多的摩擦电荷, 在 TENG 的制备上具有独特的优势。

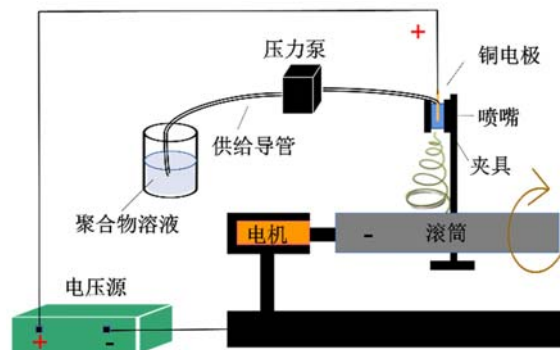


图 8 静电纺丝法制备摩擦层薄膜

Fig. 8 Preparation of friction films by electrostatic spinning method

本文通过静电纺丝法制备了 RDTENG 的摩擦层薄膜, 其制备过程如图 8 所示。首先使用压力泵将预制的聚合物溶液送达喷嘴形成悬滴, 在喷嘴和滚筒采集器之间存在一个强电场, 使得悬滴在喷嘴尖端被高度电气化并形成泰勒锥。随后聚合物液体从泰勒锥尖端喷射出来, 形成喷射流, 喷射流在电场的影响下形成长而细的带电液体丝线。液体丝线经过不断地拉长, 其直径可以迅速从毫米级缩小到微米级或纳米级, 溶剂蒸发, 最终形成固体聚合物丝线, 在通电的滚筒采集器上带电的聚合物丝线被吸引沉积成均匀的纳米纤维薄膜。

通过调整电压源输出电压的大小可以改变纺丝效果, 增加电压会减小聚合物丝线直径, 使得到的纤维薄膜密度变大。使用滚筒采集方式可以使丝线之间的连接更加紧密, 形成的薄膜更加柔韧有弹性, 也更适合作为 RDTENG 的摩擦层薄膜材料。

图 9 为制备的 PVA 摩擦层薄膜粘贴在 SFE 表面后的实物照片, 从图中可以看出, PVA 摩擦层薄膜表面平整。平整的 PVA 摩擦层薄膜表面能够提高其与 RFE 的接触面积, 从而使得 RFE 在 RDTENG 工作过程中产生更多的摩擦电荷。由于 PVA 是一种高分子化合物, 其分子结构中含有大量的碳-氢键和氢键, 形成的分子链结构具有一定的柔软性和可变形能力。这种柔软性使得 PVA 材料在受到

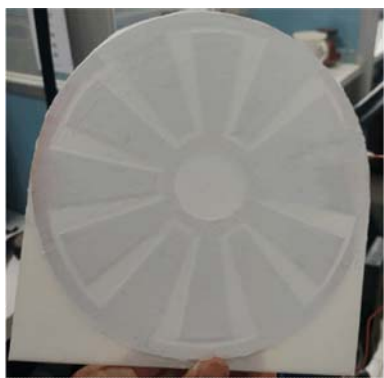


图9 制备的PVA薄膜粘贴于SFE表面
Fig. 9 The prepared PVA friction film is stucked on the SFE surface

外部力量作用时能够发生一定程度的形变而不易破裂。PVA材料的表面通常比较光滑,这有助于减少与外界物体的摩擦,从而提高其耐磨性。因此,该材料的耐磨性较好,能够保证RDTENG具有较长的使用寿命。

3.3 开环电路和闭环电路实验

RDTENG的组件如图10(a)所示,SFE和RFE均粘贴在3D打印机制备的外壳上。图10(b)为RDTENG实验装置,使用该装置可进行开环和闭环电路实验。转子圆盘与可调速86步进电机连接,为转子圆盘提供可调转速。定子圆盘与外界固定,以保证定子圆盘固定不动。

在开环电路实验中,直接测量了SFE₁和SFE₂之间的开路电压随转子圆盘转速的变化情况,调节86步进电机为转子圆盘输出10组不同的转速,从10r/min起每组转速间隔10r/

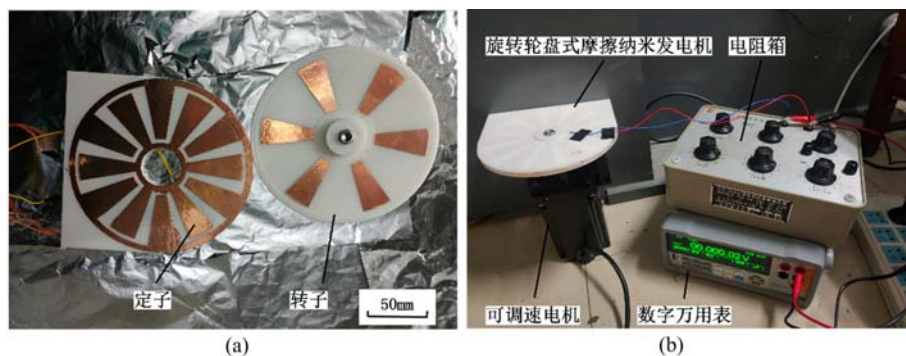


图10 RDTENG的组件和实验装置

Fig. 10 The RDTENG components and experimental equipment

min,直到100r/min。图11为开环电路实验结果,从图11(a)可以看出开路电压曲线随转速增加变化周期越来越小,但是其峰值稳定不变。将不同转速下的开路电压峰值进行统计如图11(b)所示,由图可以看出开路电压峰值不随转速发生变化,由式(22)可知开路电压与转子转速无关,实验结果与理论推导结果一致。开路电压峰值发生波动是由于RDTENG各部件之间存在一定的安装误差,转子圆盘在转动过程中,RFE和摩擦层薄膜之间的接触面积发生了变化,这是无法避免的。通过提高零件的加工精度和优化安装工艺可以减小开路电压峰值的波动。

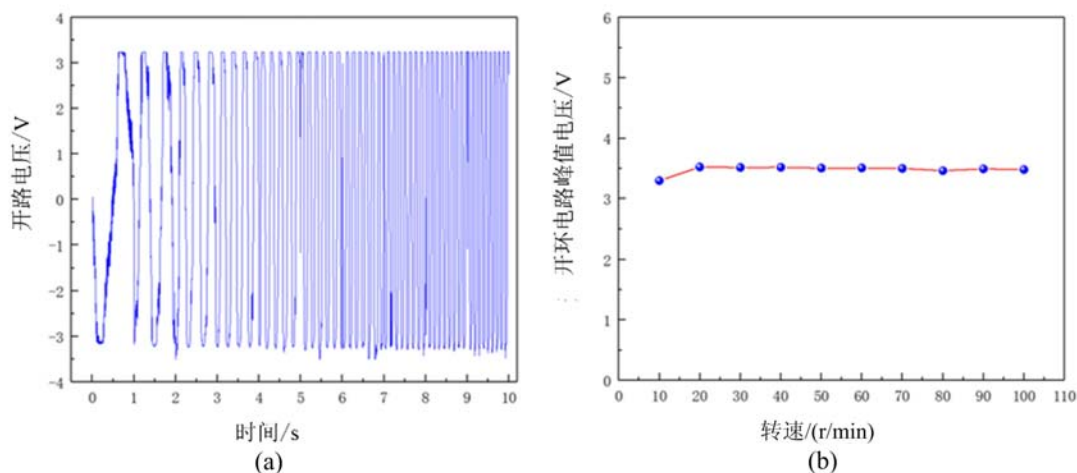


图11 RDTENG开环电路开路电压随转速的变化

Fig. 11 Open-loop circuit output voltage variation with rotation speed of the RDTENG

由于 RDTENG 的开路电压峰值不随转子圆盘转速发生变化,因此可以通过统计开路电压的峰值数准确地得到电压信号变化的周期数 N ,在最后一个不完整电压周期范围内,通过最终开路电压 V_{oc} 可以得到转子在该周期内的旋转角度 $z(t)$,通过式(23)可以得到转子圆盘旋转的总角度。通过记录测量时间,还可以使用总角度除以测量时间得到平均角速度。

在开环电路实验中,RDTENG 的输出电压具有较大的变化范围,这意味着作为角度传感器时,RDTENG 具有更高的分辨率。这使得传感器能够将角度的变化细分成更多的离散值,从而提高传感器测量的灵敏度、准确性和精度。由于传感器的电压变化范围较大,可以输出较大的信号,因此不需要额外的放大器,简化了系统设计和成本。以上的实验结果证明了将 RDTENG 应用于人体关节角度测量是可行的。

在闭环电路实验中,使用电阻箱作为负载,将 SFE_1 和 SFE_2 使用导线连接在电阻箱两端并调节电阻箱阻值为 $100M\Omega$,转速调节同开环电路实验一样。图 12(a)为使用数字万用表测量不同转速下外接电阻箱两端电压的变化情况,由图 12(b)可以看出电阻箱两端电压的峰值随转速呈明显的线性关系,线性相关系数为 0.9878,其线性关系为

$$U = 0.0472\omega - 0.1133 \quad (24)$$

如果将 RDTENG 作为角速度传感器,其灵敏度为

$$S = \frac{dU}{d\omega} = 0.0472V/(rad/s) \quad (25)$$

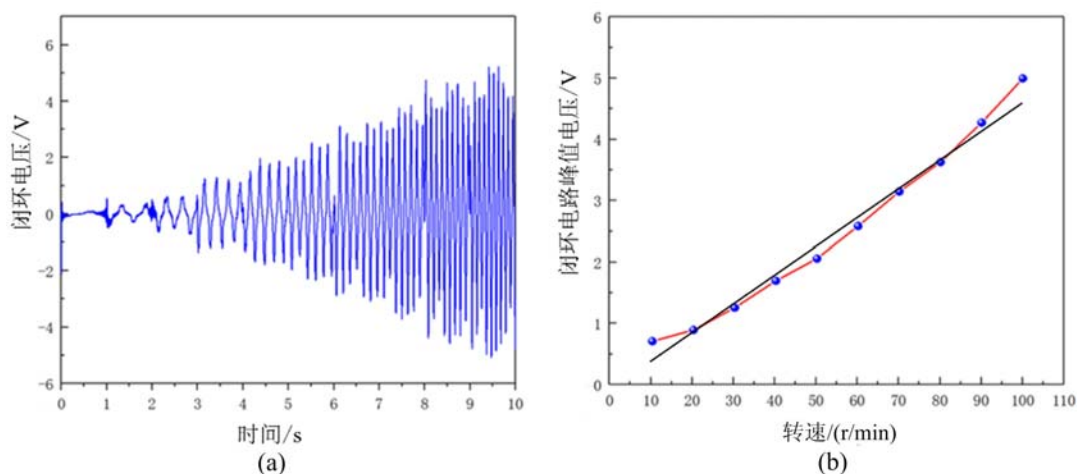


图 12 RDTENG 闭环电路输出电压随转速的变化

Fig. 12 Closed-loop circuit output voltage variation with rotation speed of the RDTENG

在闭环电路实验中,本文还对比了不同负载下的输出电压和电流的变化情况,调节 86 步进电机使其将转盘转速维持在 $100r/min$,外接电阻箱阻值从 $0.01M\Omega$ 逐渐增加到 $1000M\Omega$,使用数字万用表测量输出的电压和电流变化情况。如图 13(a)所示,输出电压随负载电阻的增加而增加,输出电流随负载电阻的增加而减小,当阻值介于 $0.1M\Omega$ 到 $100M\Omega$ 之间时,输出电压和电流分别与阻值近似呈线性关系。图 13(b)为不同负载下的输出功率变化情况,当阻值为 $5M\Omega$ 时,RDTENG 的输出功率最大,可以达到 $1.39\mu W$,此时输出电压为 $2.5V$ 。当电能从 RDTENG 传递到负载电阻时,通过调整负载电阻的值,可以使能量传输达到最佳匹配,从而最大限度地利用可收集的电能。通过有效的能量管理和储存系统,可以实现微弱能量的存储和利用,例如使用超级电容器、锂电池或其他低功耗能量存储器件。

4 结论

本文针对人体关节弯曲角度测量,设计、加工并组装了 RDTENG 原理样机,建立了 RDTENG 的角度传感模型,并对其角度传感进行了仿真分析。开环电路实验表明,RDTENG 的开路电压峰值不随转子转速发生变化,与仿真结果一致。在统计开路电压的整周期数量时,这一特性使得传感器在不同工作

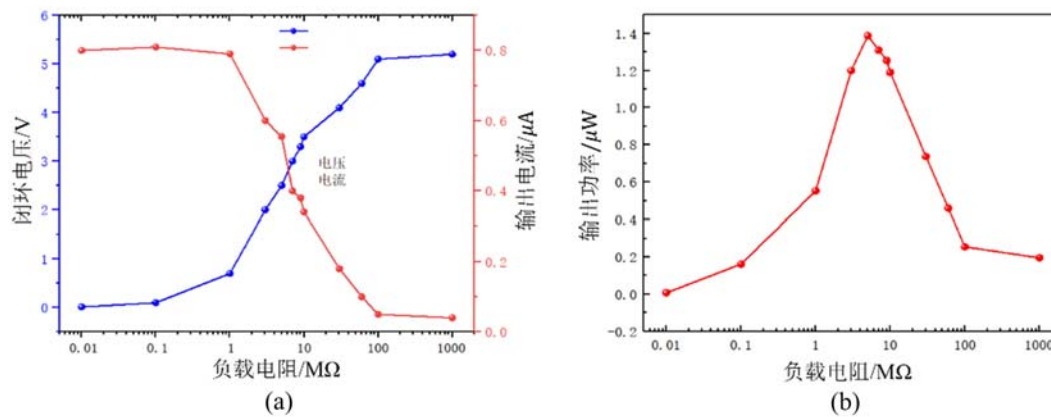


图 13 RDTENG 输出的电信号随外接负载的变化

Fig. 13 Variation of electrical signal output of the RDTENG with external resistance

条件下都能够获得准确的电压周期数,可以确保角度测量的准确性和稳定性,从而增强了其在角度测量应用中的可靠性和适用性。当 RDTENG 外接负载组成闭环电路时,RDTENG 输出电压的峰值随转子转速具有明显的线性相关性,线性相关系数为 0.9878,这一结果与理论推导一致。仿真和实验结果验证了 RDTENG 在人体关节运动监测领域的可行性,也为自供电角度测量提供了一种思路和方法。

参考文献:

- [1] FAN F-R, TIAN Z-Q, WANG Z L. Flexible triboelectric generator[J]. *Nano Energy*, 2012, 1(2):328–334.
- [2] WANG Z L. On Maxwell's displacement current for energy and sensors: the origin of nanogenerators[J]. *Materials Today*, 2017, 20(2):74–82.
- [3] XIE Y, WANG S, NIU S, et al. Grating-structured freestanding triboelectric-layer nanogenerator for harvesting mechanical energy at 85% total conversion efficiency[J]. *Advanced Materials*, 2014, 26(38):6599–6607.
- [4] ZHU G, CHEN J, LIU Y, et al. Linear-grating triboelectric generator based on sliding electrification[J]. *Nano Letters*, 2013, 13(5):2282–2289.
- [5] TANG W, JIANG T, FAN F R, et al. Liquid-metal electrode for high-performance triboelectric nanogenerator at an instantaneous energy conversion efficiency of 70.6%[J]. *Advanced Functional Materials*, 2015, 25(24):3718–3725.
- [6] CHEN J, HUANG Y, ZHANG N, et al. Micro-cable structured textile for simultaneously harvesting solar and mechanical energy[J]. *Nature Energy*, 2016, 1(10):16138.
- [7] WANG Z L. Triboelectric nanogenerators as new energy technology for self-powered systems and as active mechanical and chemical sensors[J]. *ACS Nano*, 2013, 7(11):9533–9557.
- [8] LEBER A, CHOLST B, SANDT J, et al. Stretchable thermoplastic elastomer optical fibers for sensing of extreme deformations[J]. *Advanced Functional Materials*, 2019, 29(5):1802629.
- [9] YAMADA T, HAYAMIZU Y, YAMAMOTO Y, et al. A stretchable carbon nanotube strain sensor for human-motion detection[J]. *Nature Nanotechnology*, 2011, 6(5):296–301.
- [10] GE G, LU Y, QU X, et al. Muscle-inspired self-healing hydrogels for strain and temperature sensor[J]. *ACS Nano*, 2020, 14(1):218–228.
- [11] WANG Y L, CHU J K, ZHANG R, et al. A novel autonomous real-time position method based on polarized light and geomagnetic field[J]. *Scientific Reports*, 2015, 5(1):9725.
- [12] WIOREK A, PARRILLA M, CUARTERO M, et al. Epidermal patch with glucose biosensor: pH and temperature correction toward more accurate sweat analysis during sport practice[J]. *Analytical Chemistry*, 2020, 92(14):10153–10161.
- [13] HINCHET R, YOON H-J, RYU H, et al. Transcutaneous ultrasound energy harvesting using capacitive triboelectric technology[J]. *Science*, 2019, 365(6452):491–494.
- [14] LIU W L, WANG Z, WANG G, et al. Integrated charge excitation triboelectric nanogenerator[J]. *Nature*

- Communications, 2019, 10(1):1426.
- [15] WANG Z L, CHEN J, LIN L. Progress in triboelectric nanogenerators as a new energy technology and self-powered sensors[J]. *Energy & Environmental Science*, 2015, 8(8):2250–2282.
- [16] PARIDA K, THANGAVEL G, CAI G, et al. Extremely stretchable and self-healing conductor based on thermoplastic elastomer for all-three-dimensional printed triboelectric nanogenerator[J]. *Nature Communications*, 2019, 10(1):2158.
- [17] CHANDRASHEKAR B N, DENG B, SMITHA A S, et al. Roll-to-roll green transfer of CVD graphene onto plastic for a transparent and flexible triboelectric nanogenerator[J]. *Advanced Materials*, 2015, 27(35):5210–5216.
- [18] WANG Z M, AN J, NIE J H, et al. A self-powered angle sensor at nanoradian-resolution for robotic arms and personalized medicare[J]. *Advanced Materials*, 2020, 32(32):2001466.
- [19] FAN X, CHEN J, YANG J, et al. Ultrathin, rollable, paper-based triboelectric nanogenerator for acoustic energy harvesting and self-powered sound recording[J]. *ACS Nano*, 2015, 9(4):4236–4243.
- [20] PU X, LIU M M, CHEN X Y, et al. Ultrastretchable, transparent triboelectric nanogenerator as electronic skin for biomechanical energy harvesting and tactile sensing[J]. *Science Advances*, 2017, 3(5):e1700015.
- [21] SEUNG W, GUPTA M K, LEE K Y, et al. Nanopatterned textile-based wearable triboelectric nanogenerator[J]. *ACS Nano*, 2015, 9(4):3501–3509.
- [22] LEE J-H, LEE K Y, GUPTA M K, et al. Highly stretchable piezoelectric-pyroelectric hybrid nanogenerator[J]. *Advanced Materials*, 2014, 26(5):765–769.
- [23] CHENG X L, MIAO L M, SONG Y, et al. High efficiency power management and charge boosting strategy for a triboelectric nanogenerator[J]. *Nano Energy*, 2017, 38:438–446.
- [24] MENG B, TANG W, TOO Z-H, et al. A transparent single-friction-surface triboelectric generator and self-powered touch sensor[J]. *Energy & Environmental Science*, 2013, 6(11):3235–3240.
- [25] TANG Y Z, XUAN W P, ZHANG C, et al. Fully self-powered instantaneous wireless traffic monitoring system based on triboelectric nanogenerator and magnetic resonance coupling[J]. *Nano Energy*, 2021, 89:106429.
- [26] LEE K Y, YOON H-J, JIANG T, et al. Fully packaged self-powered triboelectric pressure sensor using hemispheres-array[J]. *Advanced Energy Materials*, 2016, 6(11):1502566.
- [27] PU X J, GUO H Y, CHEN J, et al. Eye motion triggered self-powered mechnosensational communication system using triboelectric nanogenerator[J]. *Science Advances*, 2017, 3(7):e1700694.
- [28] WANG S T, HE M H, WENG B J, et al. Stretchable and wearable triboelectric nanogenerator based on kinesio tape for self-powered human motion sensing[J]. *Nanomaterials*, 2018, 8(9):657.
- [29] GAO S, HE T Y Y, ZHANG Z X, et al. A motion capturing and energy harvesting hybridized lower-limb system for rehabilitation and sports applications[J]. *Advanced Science*, 2021, 8(20):2101834.
- [30] OH H-B, KIM J-S, KIM A, et al. Design of infrared angular sensor for human joint angle[J]. *Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers*, 2015, 64(5):792–798.
- [31] BAKHSHI S, MAHOOR M H. Development of a wearable sensor system for measuring body joint flexion[C]. 2011 8th International Conference on Body Sensor Networks(BSN), 2011:35–40.
- [32] MAFIANA N O. Electric goniometer for positioning children with cerebral palsy: suggestion from the field[J]. *Physical Therapy*, 1986, 66(10):1540–1541.
- [33] HERRERO P, CARRERA P, GARCÍA E, et al. Reliability of goniometric measurements in children with cerebral palsy: a comparative analysis of universal goniometer and electronic inclinometer. A pilot study[J]. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 2011, 12:155.

Application of triboelectric nanosensing technology in measuring human joint motion angles

ZHANG Jingshui¹, HAN Guanghui², YANG Zhou³, ZHAO Shiyu²,
DENG Huaxia⁴, MA Mengchao², ZHONG Xiang²

(1. Department of Public Education, Anhui University of Arts, Hefei 230011, Anhui, China; 2. School of Instrument Science and Optoelectronics Engineering, Hefei University of Technology, Hefei 230009, Anhui, China; 3. Shanxi North Xing'an Chemical Industrial Co., Ltd., Taiyuan 030023, Shanxi, China; 4. Department of Modern Mechanics, University of Science and Technology of China, Hefei 230026, Anhui, China)

Abstract: A rotary disk triboelectric nanogenerator (RDTENG) was designed to accurately measure the angle of joint activities during human motion, leveraging the sensing capabilities of triboelectric nanogenerator. The RDTENG was analyzed theoretically to establish a model for angle sensing. The relationship between the electrical signals and rotor rotation angles of the RDTENG in both open and closed circuit configurations was derived. Simulation and experimental results indicate that in an open-circuit, the RDTENG's voltage peak remains unaffected by rotor rotational velocity variations. The open-circuit voltage of RDTENG exhibits periodic variations with the rotor rotation angle, and the range of angle measurement is unrestricted. Conversely, in a closed circuit, the RDTENG's peak output voltage shows a significant linear correlation with rotor rotational velocity, with a linear correlation coefficient of 0.9878 and an angle velocity sensing sensitivity of 0.0472V/(rad/s). The findings of this study demonstrate the feasibility of applying RDTENG in the field of human motion monitoring, and offer new methods and perspectives to enhance the accuracy and reliability of human motion monitoring.

Keywords: rotary disk triboelectric nanogenerator; angle measurement; sensors