

基于压电陶瓷的人体能量收集系统的研制

吴建远¹,姚永刚¹,丁琴华²

(1. 河南机电高等专科学校自动控制系统,河南 新乡 453002;2. 苏州中材非金属矿工业设计研究院有限公司,江苏 苏州 215004)

摘 要:为利用压电材料收集人体能量,设计了一种人体能量收集系统,它可在人行走过程中产生电能,该机构被安装在人腿的膝盖部位,选择性地在腿部摆动结束阶段连续地按压电陶瓷片参与发电,另外还设计了压电发电装置的能量存储与控制电路,并实验了其发电特性,该装置适合给假肢或其他便携式医学设备充电。

关键词:能量收集;压电发电装置;能量储存;便携式

中图分类号:TM22;TH132;TN384 **文献标识码:**A

Development of An Human-body Energy Conversion System Based on Piezoelectric Ceramic

WU Jianyuan¹, YAO Yonggang¹, DING Qinhu²

(1. Dept. of Automatic Control, Henan Electrical and Mechanical Academy, Xinxiang 453002, China;

2. Suzhou SINOMA Design and Research Institute of Non-metallic Minerals Industry Co., Ltd., Suzhou 215004, China)

Abstract: An energy conversion system was developed to convert the human-body energy into electrical energy by means of the piezoelectric ceramic to substitute or charge automatically the battery under special conditions. This mechanism, which was fixed at the knees of people, was designed to press piezoelectric ceramics (PZT) in order to collect the energy created by walking people. The energy harvester selectively engaged power generation at the end of the swing phase. A piezoelectric generator was designed. The electrical energy generation performance was investigated experimentally. This method well-suited for charging powered prosthetic limbs and other portable medical devices.

Key words: collecting energy; piezoelectric generator; energy storage; portable

0 引言

人体具有充沛的能量,通常人们可将其转换成机械能,或利用设备把机械能转换成电能,如手摇发电机等。但这些常规方法有很多的缺陷,如发电过程中不能做任何其他工作,且发电过程不能持续。人们希望能开发一种能长时间内持续发电并在日常行走中实现的设备,但从行走中获得较充沛的电能不容易。国外,利用人在行走时挤压鞋底产生电能,但这种发电方式效率较低,其中最好的设备的发电功率仅 0.8 W;另外还有一个方案是弹力负载背包,它是人在行走过程中,利用背包垂直振荡所产生的能量,可发出约 7.4 W 的电功率,这台设备的成本低,但质量达 38 kg,人背负如此重物以产生能量,显然不能持续^[1-2]。

本项目通过研究人类行走的特点,设计了一个安装在人体膝部的杆件凸轮旋转机构,通过人行走

时的膝部运动,使该凸轮旋转机构连续地按压压电陶瓷片从而产生电能。

1 方案设计

通过研究人类行走的主要特点发现,在每一个步幅循环中,主要分为站立期和摆动期,在此期间肌肉都会循环完成机械正功和机械负功,即使在整个步幅内人体完成的平均机械功为 0,行走还需消耗人体能量。图 1 为一个步幅循环内白色腿膝关节的角度 θ (即大腿与小腿所在直线的夹角)变化,图中白色腿对应的标识即如前所述。若设计一个机构将腿部运动与压电陶瓷相连,故压电陶瓷会在每个步幅循环周期中产生电能,且在加速过程中增加肌肉负荷,在减速过程中辅助减速。虽然在加速阶段产生电能需消耗较多的人体能量,但在减速阶段(即腿部摆动期的后半段)却不需更多的能耗,这类类似于混合动力汽车在减速过程中的再生制动发电过程。

收稿日期:2011-08-22

作者简介:吴建远(1970-),男,工程师,主要从事电气自动化、检测技术等方面的教学与研究。已发表论文 10 余篇。E-mail: wjy700628@163.com。

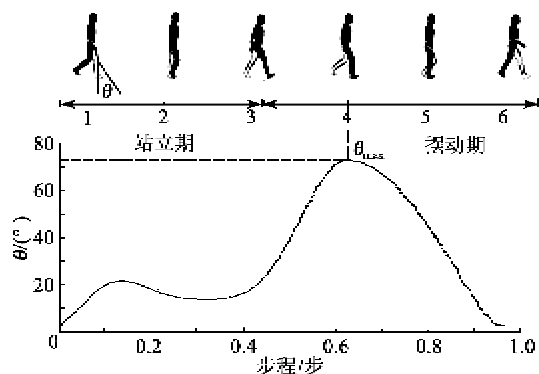


图1 一个步幅循环内白色膝关节的角度 θ 变化(取锐角)

因此,若控制压电陶瓷只在减速过程中参与发电,即只在腿部的摆动期的后半段按压压电片,则将会获得一个较高效率的能量。关键是要准确判断从何时开始是腿部摆动期的后半段。由图1可知, θ 角度最高点对应的是步骤4,自此开始恰好对应腿部摆动期的后半段。我设计一个抛物线型的凸轮结构,将该机构安装在人体的膝关节部位,通过该机构判断角度 θ 是否达到最高点 $\theta_{\max}$,到达此点后机构按压压电片开始收集能量^[3]。

该凸轮设计为抛物线型(见图2),具体参数设计如下:

$$\text{当 } 0 < \theta < \beta/2 \text{ 时, } s = \frac{2L}{\beta^2} \theta^2 \quad (1)$$

$$\text{当 } \beta/2 < \theta < \beta \text{ 时, } s = -L + \frac{4L}{\beta} \theta - \frac{2L}{\beta^2} \theta^2 \quad (2)$$

式中: $\beta=60^\circ$; L 为升程,即2个滚轮的间距; s 为滚轮位移。当凸轮 360° 转动时,2个滚轮按抛物线型运动依次上升或下降,图3为 $\beta=60^\circ$, $L=14\text{ mm}$,凸轮基圆半径 $B=10\text{ mm}$,当凸轮 360° 转动时,2个滚轮按抛物线型运动的曲线。可以证明,当 $\theta \in [0, 30^\circ]$, $s(\theta) + s(60^\circ - \theta) = L$,即凸轮可正好卡在2个固定距离的滚轮之间(见图2)^[4]。

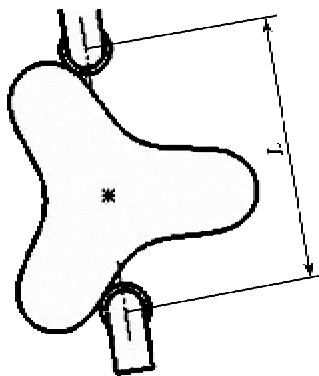
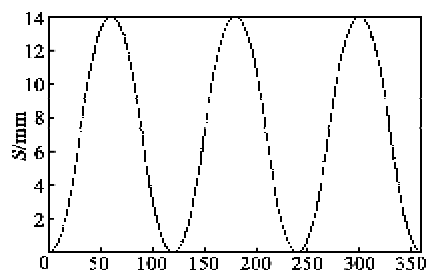
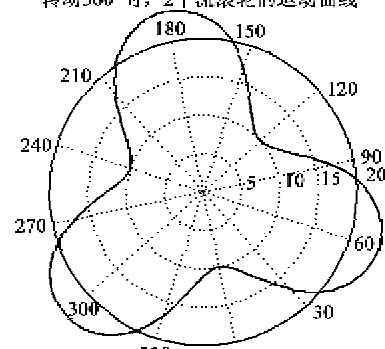


图2 卡在2个固定距离的滚轮中间的凸轮



(a) 当 $\beta=60^\circ$, $L=14\text{ mm}$, $B=10\text{ mm}$ 且凸轮转动 360° 时,2个滚轮的运动曲线



(b) 凸轮结构示意图

图3 滚轮的运动曲线

当腿部运动处于站立期时,膝关节所对应的锐角角度较小,凸轮上面的滚轮只会在凸轮半径较小的区域内运动,无法越过凸轮半径较大的最高点,这时不会按压压电片。而在腿部进入摆动期,当 $\theta > \theta_{\max}$ 时,上面的滚轮相对于凸轮转过最高点(见图1),即在这后 60° 的范围内,凸轮按压压电片发电,这样就可满足当初的设计目标,即只在腿部摆动期的后半程按压压电片。

据此,我们设计了一款可安装在膝部的压电能量收集器样品模型(见图4),收集器由一个整形外科用膝形拉条固定。人体在走动时,膝部运动通过卡在2个固定距离的滚轮之间的凸轮周期性动作按压压电陶瓷产生电能,该凸轮与滚轮的运动机构如图5所示,其中长杆件上端铰链于大腿的支撑架上,



图4 压电能量收集器安装示意图

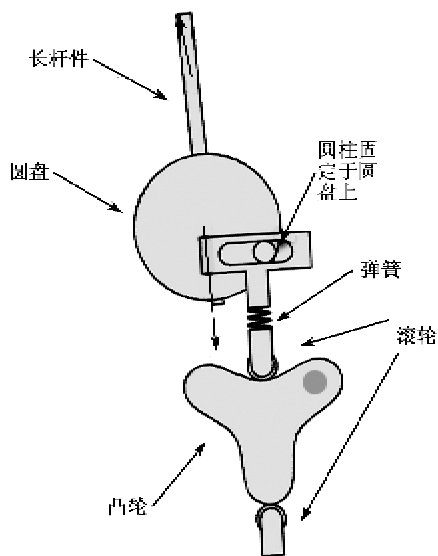


图5 凸轮与滚轮的运动机构

圆盘圆心铰链于小腿的支撑架上,滚子所在杆件与小腿的支撑架处于平行位置,黄色部位为按压压电片部位^[6]。

2 运动机构分析及凸轮优化设计

不同于一般凸轮带动滚轮运动,这里采用的是滚子带动凸轮运动。首先,膝关节的运动带动长杆件运动,长杆件将运动角度的变化传递给圆盘,再通过圆盘将位移传递给滚轮,从而带动凸轮旋转^[6]。

为了避免死区的出现,即当 s 在竖直方向上处于最大或最小位移时,保证凸轮向期望方向转动,这里加入一个辅助装置,产生一个推动力使凸轮向顺时针方向运动,从而解决死区的问题^[7],如图6所示。

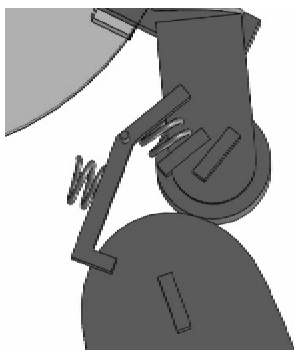


图6 滚子辅助运动装置

凸轮形状的优化设计。为了人走动时最省力,凸轮形状设计的目标受力最小。由于凸轮形状对称,因此不管凸轮旋转到任何位置按压压电片,凸轮所受的力矩(M)相同,由于 $M = F \times r = F_y \times L \times \sin \varphi / \cos \varphi = F_y \times (L \times \tan \varphi)$ (F_y 为压电片上的压力;

φ 为 F 与 F_y 之间的夹角),当 $L \times \tan \varphi$ 最大时, F_y 最小。图7为压电片摆放位置的优化示意图。由图可知,无论升程及基圆半径如何变化, $L \times \tan \varphi$ 的最大值均出现在 30° 的位置,即滚子在凸轮顺时针旋转 30° 的位置时,按压压电片力最小。凸轮的基圆半径的改变对 $L \times \tan \varphi$ 无影响,而升程越大, $L \times \tan \varphi$ 越大。但升程太大,机构体积会增加,且凸轮的底部会受到过大的力矩作用,所以,最后决定选择 $B=10\text{ mm}$, $L=14\text{ mm}$ 的凸轮。

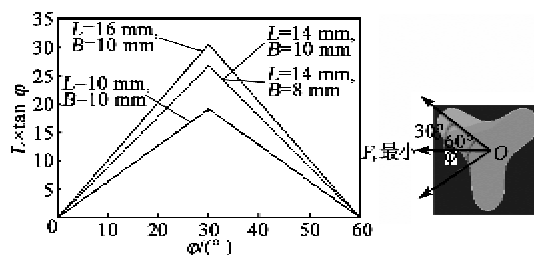


图7 压电片摆放位置的优化示意图

3 能量转换系统控制电路设计及发电特性

3.1 存储与控制电路设计及工作原理

由于压电发电装置产生的电能功率有限,无法满足大部分电子器件的供电要求,因此本文通过设计存储与控制电路(见图8)解决了这个难题^[8]。与直接利用电容存储电能的传统方法相比,本文设计的存储与控制电路具有电压输出持续时间长、电压值稳定等特点。存储与控制电路由整流存储电路、能量检测电路和恒压电路3部分组成,其工作原理是整流存储电路将压电发电装置产生的电荷进行全波整流并存储到电容 EC_1 里,能量检测电路始终检测电容 EC_1 两端的电压是否达到预设要求。当 EC_1 两端电压达到 ZD_1 门限电压时,恒压电路开始工作;当电压值达到 ZD_2 门限值时,从输出端输出稳定的电压为外部设备供电,同时 EC_1 迅速放电;当其两端电压值低于能量检测电路的门限值时,恒压电路停止工作,一个循环周期结束,等待 EC_1 再一次充电,进行下一个工作循环。

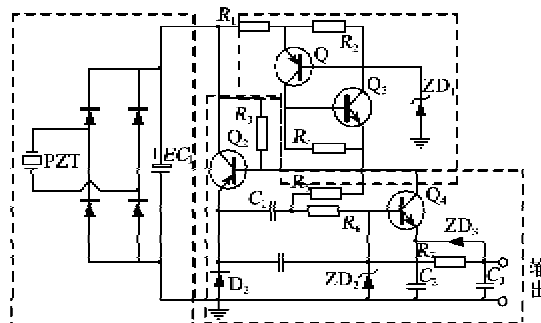


图8 存储与控制电路

3.2 压电发电装置发电特性

为了解压电发电装置的发电性能,我们对其进行了试验测试,压电发电装置中选用基板直径为 $\varnothing 40$ mm、压电陶瓷晶片直径为 $\varnothing 30$ mm的压电振子。利用示波器在电容 C_3 两端可测得该装置的电压输出波形,根据下式可计算出压电发电装置外接 $100\text{ k}\Omega$ 电阻时的输出功率 P ,即

$$P = U_2^2 / R \quad (3)$$

式中 U 为电阻 R 两端的电压^[9-10]。图9为该压电装置的电压及功率输出曲线,由图可知,输出电压 $|U|$ 的最大值为 80 V , P 的最大值为 58.2 mW 。计算可得压电发电装置在人每步行走中可产生约 $27.5 \times 10^{-3}\text{ J}$ 的能量。另外从图9发电装置电压和功率输出波形上可看出,其持续的稳定性较好,有良好的应用价值。

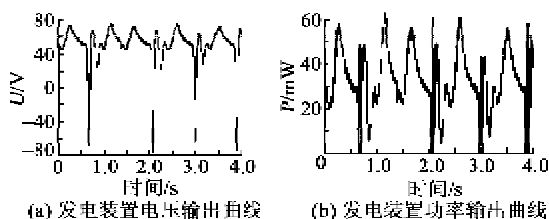


图9 发电装置电压输出曲线和功率输出曲线

4 结束语

我们设计的利用压电材料收集人体能量系统,可充分利用人在行走时腿部摆动的能量,并将其转换为电能。该机构被安装在人腿的膝盖部位,利用一套凸轮机构,选择性地在腿部摆动结束阶段参与发电,使用者不需更多的额外体力支出,且还能帮助关节完成减速动作。还开发了一种由压电发电装置和存储与控制电路组成的能量转换系统,并对影响压电振子发电能力的因素进行了试验分析,同时测试了压电发电装置的发电性能。研究表明,压电发电装置在外接 $100\text{ k}\Omega$ 负载时,最大输出电压为 80 V ,最大输出功率为 58.2 mW ,可给手机及其他便携式医学设备充电,如人造机械关节等。

我们设计的试验样品产生的功率较低,还有许多改善的空间,如其配套的传动机构再紧凑轻巧一点,将具有更高的效率;将压电设备组件重新定位在腿部的更高位置,可减少人体的能耗;若将膝形拉条制作材料改为碳素纤维,可进一步减轻质量。改进

后的产品将具备良好的商业应用前景。

参考文献:

- [1] 张福学,王丽坤. 现代压电学[M]. 北京:科学出版社,2001.
- [2] 张兢,徐霞,王玉茜,等. 基于压电陶瓷动态信息的结构损伤检测技术[J]. 重庆工学院学报:自然科学版,2007(5):11-14.
- [3] STARNER T. Human-powered wearable computing [J]. IBM Systems Journal,1996,35(3/4):618-629.
- [4] 白新桂. 数据分析与理论优化设计[M]. 北京:清华大学出版社,1986.
- [5] 汪德潢. 压电陶瓷片式选针装置结构与工作原理[J]. 纺织学报,2003,24(6):52-53.
WANG Dehuang. The design of a needle selection controlled by a piezoelectricity ceramic-piece[J]. Journal of Textile Research,2003,24(6):52-53.
- [6] 康东. 关于用在振动料斗的压电陶瓷块的研究[J]. 四川工业学院学报,2001,46(6):32-34.
KANG Dong. Study of piezoelectric ceramic used in vibrating material bucket[J]. Sichuan University of Science and Technology,2001,46(6):32-34.
- [7] LU F,LEE H P,LIM S P. Modeling and analysis of micro piezoelectric power generators for micro-electromechanical-systems applications [J]. Smart Mater Struct,2004,13(1):57-63.
- [8] DONELAN J M. Biomechanical energy harvesting: Generating electricity during walking with minimal user effort[J]. Science,2008,319(5864):807-810.
- [9] 程光明,庞建志,唐可洪,等. 压电陶瓷发电能力测试系统的研制[J]. 吉林大学学报:工学版,2007,37(2):367-371.
CHENG Guangming, PANG Jianzhi, TANG Kehong, et al. Development of measuring system for electricity generating capacity of piezoelectric ceramics[J]. Journal of Jilin University: Engineering and Technology Edition,2007,37(2):367-371.
- [10] 李勇. 蠕动式压电/电致伸缩微进给定位机构的研究进展[J]. 中国机械工程,1999,10(12):1410-1412.
LI Yong. An overview of research on inchworm type of micro feed and positioning mechanisms[J]. China Mechanical Engineering,1999,10(12):1410-1412.
- [11] 邹慧君,傅祥志,张春林,等. 机械原理[M]. 北京:高等教育出版社,2004.