

心脏能量采集与发电的研究进展

杨 帆 邹良建 徐志云 张 浩

【摘要】 植入式电子设备能量耗竭的问题备受关注,心脏能量采集可能是解决这一问题的理想方法。对心脏能量采集方面的研究思路主要分为采集心脏搏动的能量以及采集心腔压差的能量,使用的能量传感器主要分为电磁、静电、压电,但限于材料和工艺水平、能量转换效率、生物相容性等问题,将心脏能量采集技术投入实际应用仍需进一步的研究。该文介绍了当前国际上对心脏能量采集与发电的最新研究成果,并对未来应用前景进行了展望。

【关键词】 起搏器;心脏搏动;能量采集

doi:10.3969/j.issn.1673-6583.2015.03.008

近年来,植入式医疗电子设备的应用日益广泛,其供能耗竭问题备受关注。现有的体内植入式医疗电子设备需要使用电池作为电源,一旦电池能量耗竭,就需要通过手术置换新的电池,既增加了患者生理、心理上的痛苦,又增加了患者的经济负担。心脏作为一种肌肉型的搏动泵可以持续地将体内生物能转化为机械能,如果对这些能量进行有效收集、利用,那么植入装置的供电问题则可能得到彻底解决。越来越多的材料学家、物理学家、生物医学工程师和医生致力于如何采集心脏能量的研究,并取得了初步的理论及实验成果。

1 心脏蕴含的能量

心脏是一种肌肉性的搏动泵,可将体内化学能转化为心肌和血流的动能。可以用平均主动脉压(Pmean)和心输出量(CO)估计心脏的平均输出功率。健康成年受试者(Pmean 约为 100 mmHg,CO 约为 6.3 L/min)心脏的平均输出功率约为 1.4 W,而最新研制出的心脏电子起搏器的功耗仅有 8 μ W,远远低于心脏本身的平均输出功率^[1-3]。以平均寿命 70 岁,平均心率 70 次/min 来计算,在人的一生中心脏要搏动 26 亿次,心脏收缩始终保持厘米范围内的位移。由此可以看出,心脏本身具有巨

大且稳定的能量输出。

2 心脏能量的采集

心脏能量采集方面的研究可分为两类:一类为采集心脏搏动的能量,以 Goto^[2]、Zurbuchen^[4]、Tashiro^[5]、Karami^[6-7]等的研究为代表;另一类为采集心腔压差的能量,以 Ramsay^[8]、Roberts^[9]、Mo^[10]、Sohn^[11]和 Deterre^[12]等的研究为代表。

2.1 心脏搏动能量的采集与发电

采集心脏搏动能量的想法源自全自动机械表的启发。全自动机械表通过采集手腕的能量,将机械能转化为电能。手臂运动使偏心摆锤旋转,旋转带动齿轮使弹簧卷曲,不断积累机械能,当达到某个阈值时,弹簧能量被释放来驱动电磁发生器,触发电脉冲,产生的电能被储存。1969 年,Auphan 提出可利用心脏搏动替代手臂运动驱动偏心摆锤。1999 年,Goto 等^[2]首次设计了类似全自动机械表的装置,并经过体内实验证实了心脏搏动能量可被采集。当实验犬起搏频率为 200 次/min 时,可采集到 44 μ W 的输出功率。2013 年,Zurbuchen 等^[4]设计了偏心振动发电机,通过动物实验测算其实际能量采集效率。将此偏心振动发电机缝合到羊左心室中侧壁(见图 1),在心率为 90 次/min 时可获得约 17 μ W 的输出功率。然而,实验过程中羊一直处于开胸状态,并不能完全反映生理状态下心脏搏动的真实情况;此外还存在装置体积、质量偏大等问题,需进一步改进发电机的结构。

2002 年,Tashiro 等^[5]构建了一种基于运动驱动的可变电容式静电发电机。该装置可以直接将

基金项目:国家自然科学基金(81271707、81371692);第二军医大学优秀青年学者项目及第二军医大学博士创新基金项目(研字 0713)

作者单位:200433 上海,第二军医大学长海医院胸心外科

通信作者:张 浩,Email:dr.zhghao@gmail.com

每个心动周期左心室壁与胸壁间的相对运动转化为电能储存。其能量密度可以通过增大电极的面积和缩短电极间隙来提高,利用微电子机械系统可以将其进一步优化及微型化。然而,Tashiro 等设计的装置原型当时未能充分微型化,不能置入胸腔中,研究人员仅利用振动台模拟心脏搏动,采集到平均 36 μW 的输出功率。

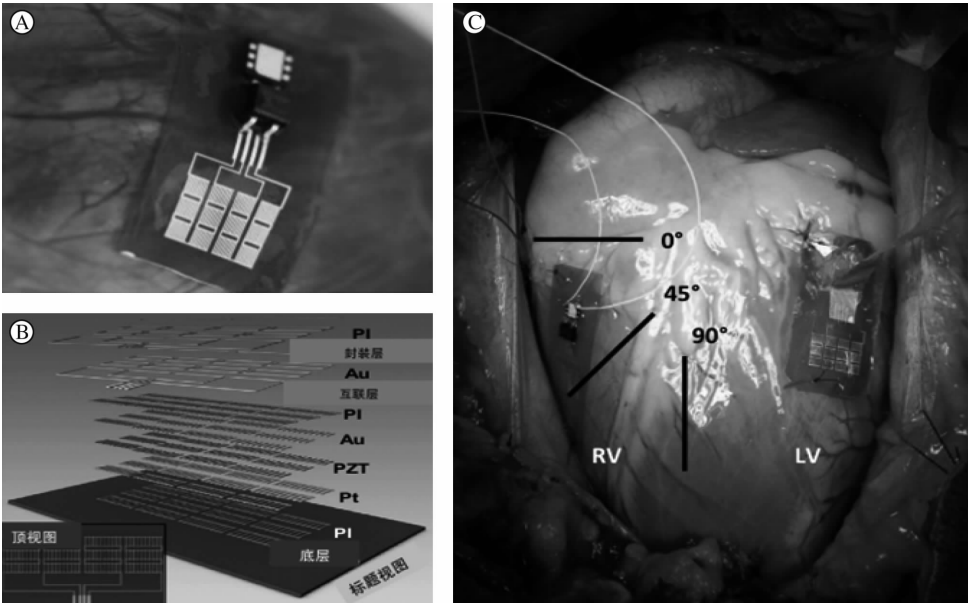


(引自 Ann Biomed Eng, 2013,41(1):131-141^[4])
图 1 缝合到羊心脏表面的偏心振动发电机原型

Deterre 等^[13]提出了基于惯性系能量收集器来采集心脏搏动能量的理论。惯性系能量收集器在振动环境中被广泛应用,研究者假设在心脏各腔室中置入加速计可调试出与该能量采集器适宜的共振频率以采集心脏搏动能量。然而,研究者并未构建相关模型来验证其假说。

2012 年,Karami 等^[6-7]设计了线性和非线性两种压电式能量采集器模型。该模型由可利用自身形变产生电能的压电材料构成。将线性的能量采集器设计为“曲折”几何状使其具有较低的谐振频率,但该采集器只能采集固定频率的能量源,变化的心脏搏动频率会削弱换能效率。随后,研究者又设计了对心率变化不敏感的非线性能量收集器,可采集心率为 40~250 次/min 时产生的能量。在体外模拟实验中,搏动频率为 52 次/min 时可得到的最大输出功率为 17 μW 。尽管研究人员并未进行体内实验,但非线性能量收集器可适应变化的心脏节律,这使 Karami 等的研究似乎更有可应用的价值。

Dagdeviren 等^[14]在 2014 年设计了柔性压电式机械能量采集器,其原型由多层压电材料集成(见图 2A、2B)。研究人员在不同种属的动物中进行体内实验,将装置与心脏横轴呈 45°置入动物的心室外膜,可获得最高平均功率密度 0.18 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ (见图 2C)。研究人员还通过数学模型定量分析了装置机械变形与压电效能的关系,通过变更设计参数及材料结构以提高能量转换效率。尽管该装置收集的功率密度并不高,但压电式发电机结构简单,质量较轻,对心脏搏动的影响较小,而且生物相容性尚可,缩小装置尺寸及增加功率密度将使该装置有较好的应用前景。



(引自 P Natl Acad Sci, 2014,111(5):1927-1932^[14])

注:A 为压片式发电机原型整体观;B 为压片式发电机微观结构示意图;C 为压片式发电机置于牛心脏不同位置的示意图

图 2 Dagdeviren 等设计的压电式能量采集装置

综合比较,Zurbuchen 等^[4]设计的能量采集器适用于心率缓慢和心律失常的患者,供能效率较高,但其尺寸较大、较重,可能对心肌造成损伤,影响心脏正常功能;Karami 等^[6-7]设计的非线性压电式能量采集器有较宽的心率适应范围,但供能效率较低,且尚无体内实验数据支持;Dagdeviren 等^[14]设计的压片式发电机较柔软且微型化,对心肌损伤较轻,但其供能效率较低。目前,基于心脏搏动能量采集的原型机距离临床应用还有较多不足,但上述研究结果表明置入式医疗设备的永久性能源可以实现。

2.2 心腔压差能量的采集与发电

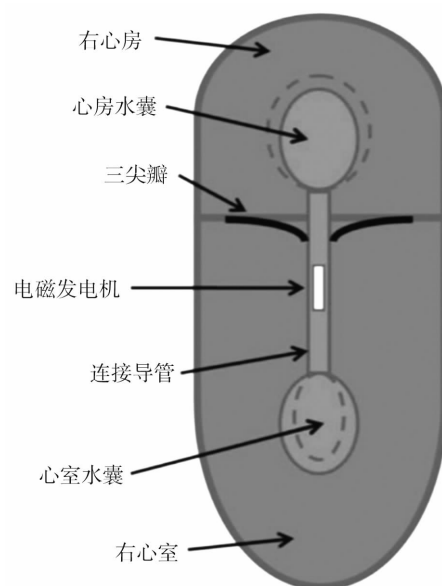
对心腔压差能量的采集,多数研究利用了压电薄膜。Ramsay 和 Clark^[8]于 2001 年率先提出利用方形压电薄膜来采集压力变化能量的理论,使压电方膜的一侧暴露在血流中,另一侧是可感知血压变化的恒压腔。理论上获得的输出功率与膜面积成正比而与膜厚度成反比。2005 年 Choi 等^[11]按照 Ramsay 及 Clark 的能量理论公式,比较了方形和圆形压电薄膜获得的输出功率,并在体外进行了验证,结果发现圆形膜的输出功率比正方形高 30%。然而,Choi 等获得的压电方膜的功率密度比 Ramsay 和 Clark 获得的数值几乎小 1 个数量级(见表 2),这可能是由于他们采用的压电材料不同(聚偏二氟乙烯对锆钛酸铅)和隔膜厚度不同(28 μm 对 9 μm)导致。

Mo 等^[12]提出,在已知压力变化、基板及压电层厚度等参数后,可以在基板半径和压电层覆盖范围半径间找到最优比,并用模型验证了提出的理论,在每个负载循环中可采集到 128 μJ 能量(压差 40 mmHg)。由于进行开路测量,有效功率因耦合效应可能高估了 80%。另外,较薄的基板可以增加压电层的形变能力,提高换能器的性能。

2012 年 Deterre 等^[10]提出可以为压电层提供矩形波电压来改善其电力采集能力。将 50 mmHg、频率 2 Hz 的循环压力施加在压电膜上,与无矩形波电压控制相比,强制 ± 10 V 矩形波电压控制可以得到 9 倍的输出功率,但压电材料机械损伤和电损伤的风险限制了其产生电压大小的数量级。

除了压电薄膜法,2008 年 Roberts 等^[9]设计了自体供能置入医疗微系统(self-energizing implantable medical microsystem, SIMM)装置(见图 3)。该装置同轴安装了两个可感知压力变化的液囊,两个液囊分别被置入右心房和右心室并通过填充流体的导管连

接在一起,电磁发电机在导管中与流体运动耦合,通过心脏压力驱动电磁发电机。将该装置经颈内静脉置入麻醉猪的右心系统,利用数据采集系统持续监测不同血流动力学状态下该装置输出的能量。在平静状态下(心率 80 次/min、血压 100/60 mmHg),每个心动周期可采集到 $(4.3 \pm 0.8) \mu\text{J}$ 的能量。心率加快至 104~128 次/min 时,每个心动周期可采集约 10 μJ 的能量。



(引自 Circulation, 2008(18):S679-S680^[9])

图 3 Roberts 等设计的 SIMM 装置工作原理示意图

SIMM 装置可以很容易地与现有起搏器线集成,但是该装置可能会引起右心系统的血流动力学改变,而且 SIMM 装置置入后可能造成三尖瓣关闭不全,显然并不适用于先天性房间隔缺损、室间隔缺损、Ebstein 畸形患者。

目前,在采集心腔压差能量方面尚缺乏体内研究。根据压电薄膜采集心脏搏动能量的实验数据(见表 1、表 2),一个合理尺寸的压电薄膜($< 5 \text{ cm}^2$)通过转化生理上心脏各腔室间的压差而产生的能量尚不能用来驱动心脏起搏器,在能量转换效率上需要进一步优化。此外,上述研究中压力负载隔膜与血液或心脏直接接触,易发生血栓、心肌损伤等并发症。但它们几何结构简单,质量轻,体积小,材质柔软,有多种提高换能效率的方式,并且可利用组织工程学的方法在隔膜表面种植内皮细胞,既能防止血栓形成,又解决了生物相容性的问题。因此,利用压电式发电机采集心脏能量具有较长远的应用前景。

表 1 心脏搏动能量的采集

数据来源	输出功率	心率/次·min ⁻¹	置入位置	传感器	研究类型
Goto 等 ^[2]	44 μW	200	杂交狗的右心室壁	电磁	体内实验
Zurbuchen 等 ^[4]	17 μW	90	羊的左心室中侧壁	电磁	理论研究、体内实验
Tashiro 等 ^[5]	36 μW	180	振动台	静电	理论研究、体外实验
Karami 等 ^[6-7]	17 μW	52	机械摇动器	压电	理论研究、体外实验
Dagdeviren 等 ^[14]	0.18 μW/cm ²	80	牛、羊的左右心室壁	压电	理论研究、体内实验

表 2 心脏压差能量的采集

数据来源	输出功率	压力差/mmHg	心率/次·min ⁻¹	换能器	研究类型
Ramsay 等 ^[8]	2.3 μW/cm ²	40	60	压电	理论研究
Roberts 等 ^[9]	4.3 μJ/搏	-	80	电磁	体内实验
Deterre 等 ^[10]	8 μJ/(15.9 cm ² ·负载)	50	120	压电	理论研究、体外实验
Choi 等 ^[11]	0.33 μW/cm ²	40	60	压电	理论研究、体外实验
Mo 等 ^[12]	128 μJ/(14.1 cm ² ·负载)	40	-	压电	理论研究、体外实验

3 总结与展望

通过对当前心脏能量采集与发电相关研究的梳理与归纳,可以初步得出以下结论:

(1)心脏蕴含的能量巨大,远高于置入式电子医疗设备所需的能量。新型置入式电子医疗装置的能耗也不断降低,这使利用心脏能量为其供能成为可能^[15]。如今面临的问题已不再是能否通过采集心脏能量为置入式医疗电子设备供电,而是如何实现这一目标。

(2)心脏能量采集存在困难。心脏活动的剧烈性、心脏解剖结构的复杂性、心肌组织的脆弱性、出血和感染等并发症的危险性等,使心脏能量采集技术存在较大挑战。

(3)心脏能量采集与发电的研究涉及物理学、材料学、生物医学以及心脏病学等多个学科,因此需要跨学科联合攻关。

置入式医疗电子设备的种类和置入数量逐年增加,寻找置入式医疗电子设备的新型可持续能源的需求也愈加紧迫。这一领域的现有研究均由国外学者完成,亟待我国学者的积极加入,并作出原创性的研究和贡献。

参 考 文 献

[1] Pfenniger A, Jonsson M, Zurbuchen A, et al. Energy harvesting from the cardiovascular system, or how to get a little help from yourself[J]. Ann Biomed Eng, 2013, 11(41): 2248-2263.

[2] Goto H, Sugiura T, Harada Y, et al. Feasibility of using the automatic generating system for quartz watches as a leadless pacemaker power source[J]. Med & Biol Eng & Comput, 1999, 37(3):377-380.

[3] 向仕钊,唐其柱. 缺血性心脏病干细胞治疗进展[J]. 国际心

血管病杂志, 2014, 41(5):321-323.

[4] Zurbuchen A, Pfenniger A, Stahel A, et al. Energy harvesting from the beating heart by a mass imbalance oscillation generator. [J]. Ann Biomed Eng, 2013, 41(1):131-141.

[5] Tashiro R, Kabei N, Katayama K, et al. Development of an electrostatic generator for a cardiac pacemaker that harnesses the ventricular wall motion[J]. J Artif Organs, 2002, 5(4): 239-245.

[6] Karami MA, Bradley DJ, Inman DJ. Vibration Powered Cardiac Rhythm Devices [J]. Circulation, 2012, (21):A15551.

[7] Karami MA, Inman DJ. Powering pacemakers from heartbeat vibrations using linear and nonlinear energy harvesters[J]. Appl Phys Lett, 2012, 100(4):42901-42904.

[8] Ramsay MJ, Clark WW. Piezoelectric energy harvesting for bio-MEMS applications[J]. Proc SPIE, 2001, 4332:429-438.

[9] Roberts P, Stanley G, Morgan JM. Harvesting the energy of cardiac motion to power a pacemaker[J]. Circulation, 2008, (18):S679-S680.

[10] Deterre M, Lefevre E, Dufour-Gergam E. An active piezoelectric energy extraction method for pressure energy harvesting[J]. Smart Mater Struct, 2012, 21(8):85-93.

[11] Choi SB, Sohn JW, Lee DY. An investigation on piezoelectric energy harvesting for MEMS power sources[J]. P I Mech Eng C-J Mec, 2005, 219(4):429-436.

[12] Mo C, Radziemski LJ, Clark WW. Experimental validation of energy harvesting performance for pressure-loaded piezoelectric circular diaphragms[J]. Smart Mater Struct, 2010, 19(7):137-144.

[13] Deterre M, Boutaud B, Dalmolin R, et al. Energy harvesting system for cardiac implant applications[C]//Symposium on Design, Test, Integration & Packaging of Mems/moems. Los Alamitos, CA, United States:IEEE, 2011:387-391.

[14] Dagdeviren C. Conformal piezoelectric energy harvesting and storage from motions of the heart, lung, and diaphragm[J]. P Natl Acad Sci, 2014, 111(5):1927-1932.

[15] 曹佳齐,崔克俭,丁跃有,等. 右心室起搏与双心腔起搏术对Ⅲ度房室传导阻滞老年患者的临床疗效比较[J]. 国际心血管病杂志, 2010, 37(5):306-308.

(收稿:2014-11-06 修回:2015-04-10)
(本文编辑:梁英超)