

文章编号 1004-924X(2014)01-0132-06

胶囊内窥镜便携式无线能量发射系统

石 煜*, 颜国正, 朱柄全

(上海交通大学 电子信息与电气工程学院, 上海 200240)

摘要:对采用电磁感应无线能量传输(WPT)系统为视频胶囊内窥镜(VCE)提供能量的技术进行优化,主要对无线能量发射系统进行了改进,并搭建了便携式 WPT 平台。通过比较磁场强度和均匀度,选定了合适的发射线圈结构;通过分析谐振原理并测试 Q 值变化,确定了传输频率;在发射电路中加入可调电感提高频率稳定性,并测量了电流的波动情况。实验显示:优化设计的 WPT 系统稳定可靠,VCE 在 WPT 平台上工作正常,可以 30 frame/s 的帧率向接收天线发送分辨率为 320×240 的图像,功率为 78.4 mW。该无线能量发射系统可携带,传输效率和稳定性受人体行动影响较小,可保证 VCE 在高频率和高分辨率状态下持续工作,提高了 VCE 临床应用的可行性。

关键词:无线能量传输;视频胶囊内窥镜;谐振电路;频率稳定性

中图分类号:TH776.1 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20142201.0132

Portable wireless power transmitting system for video capsule endoscopes

SHI Yu*, YAN Guo-zheng, ZHU Bing-quan

(School of Electronic Information and Electrical Engineering, Shanghai JiaoTong University,
Shanghai 200240, China)

* Corresponding author, E-mail: flowers3344@gmail.com

Abstract: An existing Wireless Power Transmission (WPT) system based on electromagnetic inductive coupling for Video Capsule Endoscopes (VCE) was optimized, which focused on improving its energy transmission system. A portable WPT platform was presented with the detailed information about system optimization. The proper structure of transmitting coil was selected through comparing magnetic density and uniformity, then the transmission frequency of the system was chosen in terms of analyzing the resonance principle and testing the quality factors (Q-factor). The frequency stability was improved using an adjustable inductance in series with the transmission circuit, and the transmitting current fluctuation along with the frequency was measured. The experiments show that the optimized WPT system can transmit an output power of 78.4 mW for the VCE, in stable and reliable functions. During experiments, the VCE produces clear images with a resolution of 320×240 at a frame rate of 30 frames per second. The feasibility of VCE for the clinical applications has been improved as the portable energy transmission system has a higher transmission efficiency and stability and can support the VCE to work continuously in a higher resolution and frequency.

Key words: wireless power transmission; video capsule endoscopy; resonant circuit; frequency stability

收稿日期:2013-08-12;修订日期:2013-09-10.

基金项目:国家自然科学基金资助项目(No. 31170968, No. 31271069)

1 引 言

自从 2001 年 Given Image 公司的 PillCam 问世以来,无痛无创胃肠道检测技术开始应用于临床,并引起医学工程界的重视。随后,Olympus 推出了 EndoCapsule,韩国的 IntroMedic 推出了 MiroCam,重庆金山科技集团推出了 OMOM,日本的 RF SYSTEM Lab 推出了 Sayaka,这些产品均在不同程度上获得了成功。由于其系统结构和原理基本相似,被统称为视频胶囊内窥镜(Video Capsule Endoscopy, VCE)^[1-2]。VCE 由发光二极管(LED)、图像传感器、控制电路和纽扣电池等集成后封装在胶囊内,被人体吞咽后进入胃肠道进行检测。由于空间限制,VCE 携带的纽扣电池数量有限,为了节省能量以延长工作时间,降低图像帧率非常重要。除了定点检测类,目前用于肠道检测的 VCE 图像采集速率仅为 2~3 frame/s,分辨率也较低,无法对人体胃肠道做全程诊查^[3-5]。

针对 VCE 供能问题的研究,目前进展最大的是基于电磁耦合原理的无线能量传输(Wireless Power Transmission, WPT)技术。Hongwei Li 等人研究了三维(3D)发射线圈和单维接收线圈驱动的肠道机器人,但需要对机器人定位,且发射线圈容易受环境影响^[6];Carta、Puers 等人研制了单维发射线圈和 3D 接收线圈驱动的推动型胶囊和振动运动型胶囊,但没有加载图像采集模块^[4-5,7];Munho Ryu、Wenhui. X、Jia Z 等人重点探讨了单维发射线圈和 3D 接收线圈的数学模型和接收功率等,虽然取得了一些研究成果,但都对人体限制较多,没考虑到整个系统的实用性^[8-14]。

为得到整个胃肠道的图像,必须全程保持体内 VCE 正常工作,又不能对人体行动有过多约束。本文主要改进了 WPT 的发射系统。首先从磁场强度和均匀度考虑,设计了便携式发射线圈;测试线圈 Q 值,选定效率最高的传输频率,并分析其稳定性;整合控制电路,实现了 WPT 控制系统的小型化;最后,在发射电路中加入可调电感,提高了发射线圈的频率稳定性,并实际测量了工作时电流随频率的波动情况。

本文中设计的无线能量发射系统可携带,传输效率和稳定性受人体行动影响较小,可保证

VCE 在高频率和高分辨率状态下持续工作。

2 WPT 发射系统

2.1 发射系统的小型化研究

发射线圈通常有螺线管、亥姆霍兹线圈、螺线管对 3 种,文献[2,4]对这 3 种线圈的磁场强度和均匀度等特性作了评估和实验,认为螺线管对的性能最佳,本文也采用这种模型。但上述 3 种线圈在应用中都是固定的,限制了人体活动。考虑到便携化要求,这里将螺线管对变形,制成内部空间稍大于人体腹部的类椭圆线圈(见图 1)。

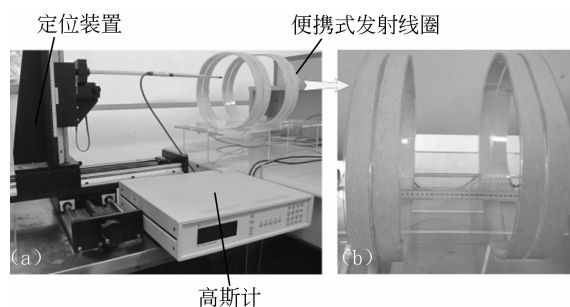


图 1 发射磁场分布测量

Fig. 1 Magnetic field distribution measurement

如图 1 所示,在有机玻璃模具上用纺织纱线封装的利兹线(内含 180 股 AWG38 漆包铜线)绕成 2 个连通的宽度为 55 mm 的螺线管,长轴为 400 mm,短轴为 220 mm,沿同心轴对称放置,相隔半长轴距离,线圈总高度为 270 mm(见图 1(b))。工作时,线圈中的电流大小和相位均一致,可在线圈之间的区域生成比较均匀的磁场,工作频率由发射电路中的激励信号模块产生。

发射磁场的均匀性直接关系到 WPT 位置稳定性,因此,发射线圈绕成后,需要检测其内部磁场的均匀度。给发射线圈通 1 A 直流电,通过定位装置,在有机玻璃平台上用高斯计(LakeShore 460)等距离(10 mm)采样,如图 1(a)所示。测得发射线圈内各处的磁场强度后,归纳可得磁场分布情况。图 2 是与线圈平面平行的中间截面磁场分布,从图中可以看出,在发射线圈主要作用的中间区域,以 1.6 等高线为边界,内部磁场基本均匀。

另外,为了实现能量发射系统在移动中工作,对发射电路进行了优化。将固定电源驱动改为

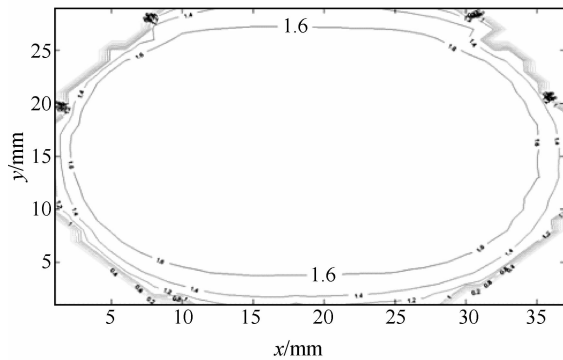


图 2 发射线圈静态磁场分布

Fig. 2 Static magnetic field distribution of transmitting coils

9 V 锂电池组, 利用集成模块替代复杂电路, 屏蔽敏感器件后组合印刷电路板 (PCB), 在保证功能的前提下选取尺寸更小的元器件等措施, 大幅缩小了发射电路体积。发射电路最终被整合到 $140 \text{ mm} \times 100 \text{ mm} \times 60 \text{ mm}$ 的控制盒中, 总重量约为 1 kg (如图 3 所示)。这一改进保证了系统持续工作 8 h 以上而不需要外接电源, 实现了发射系统的整体可移动性。另外, 也可以在锂电池组充电的同时驱动发射电路, 避免了发射系统能量不足的问题。

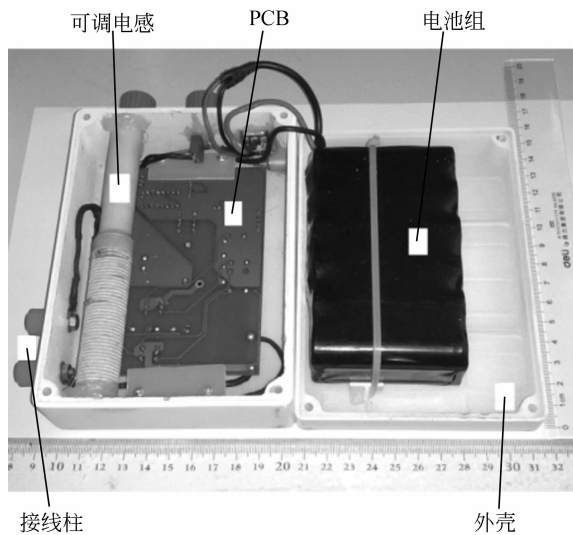


图 3 便携式发射控制盒

Fig. 3 Portable transmitting control box

2.2 WPT 传输效率

已有研究表明, 一维发射、三维接收的无线供能模式各方面性能优于三维发射、一维接收模式, 本文采用前者模式^[3,8,15]。由于尺寸限制, VCE

内的接收线圈不超过 1 cm^3 , 与发射线圈距离为 $20 \sim 100 \text{ mm}$, 这是典型的弱耦合电磁感应, 因此, 能量传输效率作为整个系统重要的参数, 与稳定性、安全性等各项性能密切相关。电路的回路方程为:

$$\begin{bmatrix} V(t) \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_1 + j\omega L_1 + \frac{1}{j\omega C_1} & -j\omega M \\ -j\omega M & R_2 + R_L + j\omega L_2 + \frac{1}{j\omega C_2} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} I_1(t) \\ I_2(t) \end{bmatrix}, \quad (1)$$

其中: R_1, L_1, C_1 和 R_2, L_2, C_2 , 分别表示发射线圈和接收线圈的电阻、电感和调谐电容, R_L 表示接收回路的负载, M 为两线圈之间的互感, $V(t)$ 表示频率为 f 的方波电压源。在公式(1)中引入品质因数, 即 $Q = \omega L / R$, 得到传输效率公式:

$$\eta = \frac{\omega^2 B^2 S^2 \mu^2 R_L Q_1}{\omega^2 L_1 L_2 + \omega L_1 R_L} = K \cdot \frac{Q_1}{L_1}, \quad (2)$$

其中: Q_1, Q_2 分别为发射线圈和接收线圈的品质因数, B 为磁通量密度, S 为接收线圈投影到发射线圈横截面上的总面积, μ 为接收线圈的相对磁导率。由公式(2)可知, 对于发射线圈, 为了使传输效率 η 达到最大, 主要考虑参量 B, L_1 和 Q_1 , 即选择磁场强度大, 品质因数高的线圈。由于磁场强度 B 受人体安全阈值限制, 因此重点讨论发射线圈的特性参数 L_1 和 Q_1 。将公式(2)中与发射线圈基本无关的参数分离并归一为系数 K , 从而得到 η 与 L_1, Q_1 的简单对应关系。

基于最后的简化公式, 用阻抗分析仪直接测量发射线圈在 $100 \sim 400 \text{ kHz}$ 时的参数, 公式(2)中的 K 视为固定系数, 带入 L_1 和 Q_1 的测量值, 得到 η 的变化曲线, 最终结果如图 4 所示。从图中可以看出, 发射线圈的品质因数 Q_1 与传输效率 L_1 的变化曲线基本一致, 这是由于 Q_1 的数量等级是 L_1 的 10^6 倍, 因此 Q_1 成为影响传输效率的主要参数。在 $f = 208 \text{ kHz}$ 时, 得到 η 的最大值, 因此将 208 kHz 作为发射频率 f_0 。

2.3 发射线圈的频率稳定性

在实际应用中, 发射线圈面临的另一个问题是频率稳定性。环境的变化, 使用者的肢体动作, 都可能导致发射线圈的电感改变, 从而使发射线

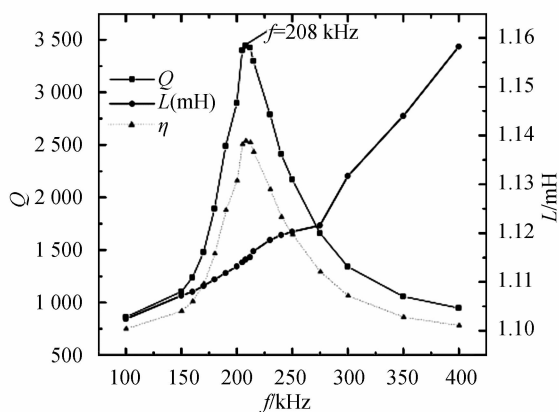


图 4 发射线圈不同频率下的电感和 Q 值

Fig. 4 Inductance and Q factor of transmitting coils

圈的固有频率偏移,降低传输效率。为了保证发射线圈输出稳定,本文从两方面进行了优化和验证:

(1)考虑到在某些情况下(如发射线圈内介质不同),发射线圈固有频率漂移幅度较大,因此在发射回路中串联一个可调电感 L' ,并固定在控制盒内(见图 3)。通过调节 L' 中磁芯的长度,可改变电路的电感值,从而使固有频率保持不变。经测量,在发射频率 $f=208$ kHz,内部介质为空气时,可得到发射线圈电感最小值为 $L_{\min}=1.1146$ mH,当人体携带线圈且紧靠边沿且双手垂下时,得到电感最大值为 $L_{\max}=1.1280$ mH。 L' 最大可调范围为 $\Delta L'=0.0290$ mH,由于 $\Delta L' > |L_{\max} - L_{\min}|$,通过调节 L' 的电感值可以保证固有频率不变。通过实际测量证明此方法可行:空气介质时确定线圈固有频率为 $f=208$ kHz 后,由人体携带,再通过调节 L' 使固有频率回归,确保发射回路保持谐振状态。

(2)当人体携带发射线圈后,随着人体运动,发射线圈电感值会产生轻微波动,这也会使固有频率偏移。发射线圈电感的变化程度,决定了频率偏移的幅度,从而导致发射线圈电流降低。因此,发射电流的变化幅度可作为评价频率稳定性的标准。由于发射系统内部功耗和误差,以及电磁波反射效应等因素影响,发射线圈通电后,电流会在设定的频率 f_0 附近保持相对稳定。为验证这一现象,用信号发生器将驱动频率定为 208 kHz,调整驱动电压,使发射线圈电流为 1 A,保持其他参数不变,改变驱动频率后,得到电流随频

率变化的数据,如图 5 所示。由图可知,小范围内的频率漂移,不会引起发射线圈电流剧烈变化,这是实际应用中,由发射系统本身的特性造成的。

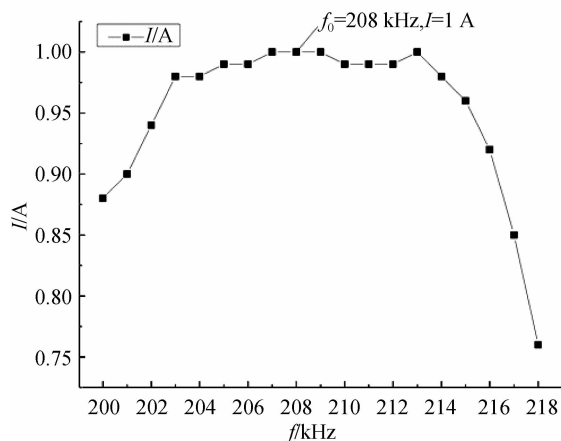


图 5 固有频率附近的电流-频率

Fig. 5 Current - frequency near the natural frequency

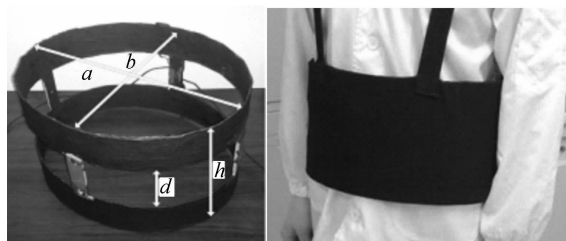


图 6 便携式发射线圈及装备效果

Fig. 6 Portable transmitting coils and equipping effect

3 实验

在有机玻璃模具上用纺织纱线封装的利兹线(内含 180 股 AWG38 漆包铜线)绕成 2 个连通的 28 匝螺线管后,再用邦定胶对其定型。为了减轻重量,制成后的发射线圈只包含利兹线、邦定胶和 4 个支撑块,重量为 2.1 kg。发射线圈的实际效果如图 6 所示,长轴 $a=400$ mm,短轴 $b=220$ mm,两线圈之间距离 $d=200$ mm,总高度 $h=270$ mm,外面用特制的布套包装以便携带。成年男性装备时,线圈涵盖整个腹部,与身体的间距约为 10 mm。

当发射线圈内为空气介质时,在无线供能平台上测试组装好的 VCE 系统。当发射电流为 0.6 A 时,VCE 开始正常工作,此时得到能量最大

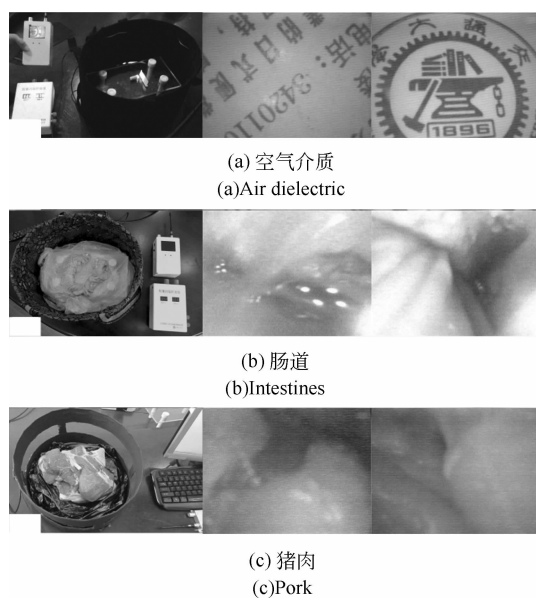


图 7 VCE 在便携式 WPT 平台上的实验以及图像
Fig. 7 Experiments and images of VCE at portable WPT platform

传输效率为 2.2%。通过便携式视频接收盒以及上位机的视频接收天线,都可得到清晰图像,通讯距离小于 2 m。

为了模拟人体肠道环境和生物体对无线能量传输的干扰,将离体猪大肠和离体猪肉(10 kg)放置在发射线圈中,VCE 都能正常工作,最大传输效率分别为 2.2%和 2.0%。其中,放入离体猪肉会使发射频率漂移,电流下降 0.1 A,用可调电感

调整后,电流基本恢复初始值。

以上 3 项实验中,最小发射功率分别为 3.6 W,3.6 W 和 3.9 W,VCE 功率为 78.4 mW,视频输出分辨率为 320×240 ,30 frame/s,如图 7 所示。

4 结 论

本文通过改进发射线圈,整合发射电路,实现了 WPT 系统的可移动功能。线圈重量为 2.1 kg,控制盒重量约为 1 kg,易于携带。在发射电路中串联可调电感,保证了系统的稳定性。在空气、离体猪大肠和离体猪肉介质中,VCE 在 WPT 平台上均可正常稳定工作,实时向接收天线发送视频数据,功率为 78.4 mW,通讯距离小于 2 m。视频帧率为 30 frame/s,图像分辨率为 320×240 。三组实验最小发射功率分别为 3.6 W,3.6 W 和 3.9 W,能量传输效率分别为 2.2%,2.2%和 2.0%。

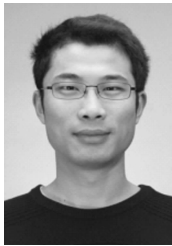
对照同类研究,本文的无线能量传输效率没有得到明显改进。这是由于控制盒内部空间狭小,电磁波对发射电路的干扰导致其内阻升高,功率增加,影响了系统性能。可考虑对控制盒内各电路模块分别屏蔽,以降低电磁干扰,提高效率,这一改进有望在下一代便携式 WPT 系统中实现。

参考文献:

- [1] IDAN G, MERON G, GLUKHOVSKY A, *et al.*. Wireless capsule endoscopy [J]. *Nature*, 2000, 405 (5): 417.
- [2] JIA Z, YAN G, JIANG P, *et al.* Efficiency optimization of wireless power transmission systems for active capsule endoscopes [J]. *Physiological Measurement*, 2011, 32: 1561-1573.
- [3] MOGLIA A, MENCIASSI A, SCHURR M O, *et al.*. Wireless capsule endoscopy: from diagnostic devices to multipurpose robotic systems [J]. *Biomicrodevices*, 2007, 9: 235-243.
- [4] PUERS R, CARTA R, THONE J. Wireless power and data transmission strategies for next-generation capsule endoscopes [J]. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 2011, 21: 1-15.
- [5] LENAERTS B, PUERS R. Inductive powering of a freely moving system [J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2005, 123-124: 522-530.
- [6] LI H, YAN G, GAO P. A method for improving the wireless power transmission efficiency of an endoscopic capsule based on electromagnetic localization and synthesis of magnetic field vector [J]. *Proc. IMechE Part C: J. Mechanical Engineering Science*, 2010, 224: 1463-1471.
- [7] CARTA R, TORTORA G. Wireless powering for a self-propelled and steerable endoscopic capsule for stomach inspection [J]. *Biosensors and Bioelectronics*. 2009, 25: 845-851.
- [8] RYU M, KIM J D, CHIN H U, *et al.*. Three-dimensional power receiver for in vivo robotic capsules

- [J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2007, 45: 997-1002.
- [9] 贾智伟, 颜国正, 石煜, 等. 基于生物安全性的无线能量传输系统发射线圈优化设计[J]. *高技术通讯*, 2012, 22(8): 857-862.
JIA ZH W, YAN G ZH, SHI Y, *et al.*. Optimization design of transmitting coils in a wireless power transmission system based on the human tissue safety [J]. *Chinese High Technology Letters*, 2012, 22(8): 857-862. (in Chinese)
- [10] 石煜, 颜国正, 贾智伟, 等. 结肠机器人无限能量传输系统的设计与实现[J]. *纳米技术与精密工程*, 2013, 11(5): 215-219.
SHI Y, YAN G ZH, JIA ZH W, *et al.*. Design and implementation of wireless power transmitting system for colon robot [J]. *Nanotechnology and Precision Engineering*, 2013, 11(3): 215-219. (in Chinese)
- [11] KENJI S, TOMOHIRO N, TOSHIO T, *et al.*. Energy transmission transformer for a wireless capsule endoscope: analysis of specific absorption rate and current density in biological tissue [J]. *Biomedical Engineering*, 2008, 55-7: 1864-1871.
- [12] WEN H X, GUO ZH Y, WEN X W. Study of a wireless power transmission system for active capsule endoscope [J]. *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2010, 6(1):113-122.
- [13] GUO B P, WEN H X, GUO ZH Y, *et al.*. A video wireless capsule endoscopy system powered wirelessly: design, analysis and experiment [J]. *MEAS SCI TECHNOL*, 2011, 22(6):1-9.
- [14] YUKA K, HIROTSUGU W, ATSUKO Y, *et al.*. Diagnostic yield of capsule endoscopy for gastric diseases [J]. *Abdominal Imaging*, 2012, 37: 29-34.
- [15] 马官营, 颜国正, 何秀. 基于电磁感应的消化道内微系统的无线供能[J]. *上海交通大学学报*, 2008, 42(5): 798-802.
MA G Y, YAN G ZH, HE X. The wireless power delivery for gastrointestinal microsystems based on electromagnetic coupling [J]. *Journal of Shanghai Jiaotong University*, 2008, 42(5): 798-802. (in Chinese)

作者简介:



石 煜(1982—),男,湖南益阳人,博士研究生,2006年于中南大学获得学士学位,2009年于烟台大学获得硕士学位,主要从事无线能量传输、生物医学工程方面的研究。E-mail: flow-ers3344@gmail.com

导师简介:



颜国正(1961—),男,湖南桃江人,教授,博士生导师,1993年于吉林工业大学获得博士学位,主要从事精密工程,微机电系统,医学精密工程方面的研究。E-mail: gzhyan@sjtu.edu.cn

(版权所有 未经许可 不得转载)