

文章编号:1000-582X(2012)04-040-06

外层型人工视网膜中 CMOS 感应无线电能接收电路

王 星¹, 彭承琳¹, 刘 涛², 王 锐³, 李儒章², 郑小林¹, 侯文生¹

(1. 重庆大学 a. 生物工程学院; b. 生物流变科学与技术教育部重点实验室, 重庆 400044;

2. 中国电子科技集团第 24 所, 重庆 400060;

3. 山西路安矿业(集团)公司 测试中心, 山西 长治 046204)

摘 要:针对外层型人工视网膜电路对感应无线电能的需求特性,提出了一种适用于外层型人工视网膜的 CMOS 感应无线电能接收电路。主要实现方法是用 CMOS 整流器输出作为稳压电路和自偏置电路的电源,而自偏置电路为输出稳压电路提供与电源无关的偏置。采用 Cadence 工具和 Chartered 0.35 μm CMOS 工艺器件模型进行设计,用外层型人工视网膜中的振荡电路阵列作负载,仿真结果表明该外层型人工视网膜中的 CMOS 感应无线电能接收电路能提供稳定的 3.3 V 电压输出和大于 1 mA 的电流负载能力,其版图面积为 $62 \mu\text{m} \times 195 \mu\text{m}$ 。

关键词:外层型人工视网膜;感应无线电能接收;整流电路;稳压电路;自偏置电路

中图分类号:R318.18

文献标志码:A

Design of wireless inductive power receiver circuit in artificial subretinal chip

WANG Xing¹, PENG Cheng-Lin¹, LIU Tao², WANG Rui³,

LI Ru-Zhang², ZHENG Xiao-Lin¹, HOU Wen-sheng¹

(1a. Key Laboratory of Biorheological Science and Technology, Ministry of Education;

b. College of Bioengineering, Chongqing University, Chongqing 400044, P. R. China; 2. No. 24 Research institute of China Electronics Technology Corporation, Chongqing 400060, P. R. China, 3. Center of Testing, Lu'an Mining Industry Group Co. Ltd., Changzhi 046204, Shanxi, P. R. China)

Abstract: A scheme of inductive wireless receiver circuit is put forward, according to special requirement of inductive wireless power supply in artificial subretinal prosthesis circuit. The proposed receiver circuit can be divided into CMOS rectifier, regulator and self-biasing circuit. The CMOS rectifier is used to provide power supply for regulator and self-biasing circuit. The self-biasing circuit furnishes the regulator with bias voltage and bias current which is independent from power supply. The proposed receiver circuit is designed by Cadence tool and Chartered 0.35 μm CMOS device model, and oscillator in artificial subretinal chip is used as the proposed receiver circuit's load. The results show that the proposed receiver circuit can provide load capacity of 3.3 V and >1 mA, with a layout size of $62 \mu\text{m} \times 195 \mu\text{m}$.

Key words: prosthetic retinal chip; inductive powering receiving; rectifier; regulator; self-biasing circuit

收稿日期:2011-12-01

基金项目:中央高校基本科研业务费资助项目(CDJZR11230008)

作者简介:王星(1979-),女,重庆大学博士,主要从事无间隔神经工程与康复方向研究,(E-mail)ceibawx@gmail.com。

感应无线电能传输技术具有微创、安全的特点,广泛应用于植入式医疗微系统研究,诸如电子耳蜗、视觉假体、人工起搏器、肠道诊疗胶囊、人工关节等。外层型人工视网膜因自然光引起的光电流强度不足以激活视网膜神经元,因此研究者倾向于采用感应无线能量传输技术为植入芯片供电^[1-4]。美国 Optobionics 公司 Chow 等^[2]采用 3 500 个硅微光电池研制的外层型视网膜已植入 3 名视盲患者。德国 Tubingen university 的 Zrenner 等^[1]采用外置的红外线能源为植入芯片供电,已植入 7 名视盲患者的单眼。中国科学院半导体研究所裴为华等 2005 年采用无源微光电二极管阵列设计的外层型视网膜芯片已进入动物实验阶段^[3]。重庆大学饶程等^[4]2006 年设计初步的感应无线电能接收电路,但未见与振荡电路联调实验相关报道。美国刘文泰等^[5]采用闭环能量传输系统对表层型视网膜假体提供稳定、可靠的工作电压,其产品已成功植入 30 名视盲患者。美国 Rizzo^[6]等、日本 Osaka University 的 Yasuo Tano 等^[7]、比利时的 Veraart 等^[8]均开展表层型视网膜假体及视皮层假体的无线电能传输研究。

陈虹等^[9]2007 年采用压电陶瓷间歇供电和射频电路供电 2 种方式为低功耗数字人工关节无线监测系统供电。马官营等^[10]2008 年设计了浮动式接收线圈来研究肠道诊查微型机器人的无线供电模块,该方案能提供 200 mW 功率。Chai X. Y 等^[11]2008 年设计无线电能传输模块为视神经假体供电。韩鹏等^[12]2008 年采用华润上华 0.5 μm CMOS 工艺研制无片外电容的 CMOS 低压差稳压器。傅文珍^[13]2009 年研究谐振耦合电能无线传输装置及线圈实验。郑小林等^[14]2009 年研究体内多通道信号耦合的微线圈阵列和 2×2 阵列无线电能传输装置并完成实验测试。

国内报道外层型人工视网膜无线能量供应电路研究处于 0.6 μm 工艺水平,因制造工艺决定芯片尺寸和像素密度,所以文中采用 0.35 μm 工艺对外层型人工视网膜芯片的感应无线电能接收电路进行研究。

1 感应无线电能接收电路结构

外层型人工视网膜植入电路主要由感应无线电能接收电路和振荡电路 2 部分组成。振荡电路将入射光转换为光电流输出,以刺激视网膜神经元。感应无线电能传输电路分为眼外和眼内 2 部分,通过眼外发射线圈和眼内接收线圈实现电磁连接。感应无线电能发射电路位于眼外,由射频振荡器、E 类功

率放大器和眼外发射线圈等组成。射频振荡器主要完成射频振荡信号的产生,为能量传输提供发射频率,其输出端连接 E 类功率放大器。感应无线电能接收电路位于眼内,其主要功能是将眼外发射线圈输出交变电压信号转换成一个直流输出电压 V_o ,并为振荡电路阵列提供足够的电流。文中提出的感应无线电能接收电路结构如图 1 所示。交流电压信号输入到整流电路中,整流电路输出纹波电压 V_{o1} ,输出 V_{o1} 为自偏置产生电路和稳压电路提供电源电压,自偏置产生电路为稳压电路提供偏置电压,自偏置产生电路产生的偏置电压和电流与电路的工作电源电压无关,稳压电路输出稳定的电压并为负载提供足够的电流。

2 电路实现

由于感应无线电能发射电路位于眼外,体积不受限制,因此文中主要对感应无线电能接收电路进行 Cadence 设计,并与之前刺激信号振荡电路^[16]进行联调,所有电路调试均采用 Chrt_dg 0.35 μm CMOS 工艺,利用 Spectre 对电路进行仿真设计。考虑到视觉假体会扩展接口信息的无线监测模块,所以选用 4 MHz 载波频率。初步调试中设定感应无线电能接收电路输出端连接电阻负载,并输出 3.3 V 和大于 1 mA 的带载能力,其输入端连接变压器为该电路提供双相稳定的电压输入。该感应无线电能接收电路包括 3 个子电路:全波整流电路、基准电压电路及稳压电路。整流电路将接收线圈两端的双相电压转换为单相电压,且需考虑最低输入电压幅值来保证最后输出 3.3 V 的电压。基准电压电路主要是从整流电路输出电压中获取到稳压电路所需的基准电压,确保稳压电路中的运放(OTA)在正常的工作状态。稳压电路是利用运放实现与基准电压成比例的稳定的电压输出,关键是其中 PMOS 管需保证工作在饱和状态。该电路选用 Chrt35dg 工艺库的高 K 电阻 r1k_res 及多晶一多晶电容 CPIP035,这主要是因为其电容模型长、宽均可调,易于绘制更紧凑的电路版图。



图 1 感应无线电能接收电路框图

2.1 整流电路

全波整流电路输出直流电压是半波整流电路输

出直流电压 2 倍,全波整流电路脉动系数是半波整流电路脉动系数的 1/2,因此该感应无线电能传输电路选择全波整流电路。如图 1 所示,一方面,整流电路输入是交流电压信号,输入电压可为负;另一方面,该感应无线电能传输电路用 N 阱 P 衬底 CMOS 工艺实现,考虑这 2 个因素,整流电路开关用 PMOS 管实现,整流电路实现如图 2 所示。整流电路由 4 个 PMOS 管和 1 个滤波电容 C_L 组成。MOS 管的衬底与输出端 V_{O1} 连接,目的是能保证所有 PMOS 管的寄生 PN 结能截止。当输入信号 V_{in} ($V_{in} = V_{in+} - V_{in-}$) 大于 PM_1 阈值电压的绝对值时, PM_1 管导通, PM_2 关断,输入电压信号存在到电容 C_L 上,当输入信号 V_{in} ($V_{in} = V_{in+} - V_{in-}$) 小于 PM_1 阈值电压时, PM_1 截止, PM_2 关断,输入电压信号对电容充电,其它情况下, PM_1 和 PM_2 都关断,电容 C_L 放电,对后续电路提供电流。滤波电容 C_L 起到提高输出电压和降低输出信号脉动系数的目的。电容 C_L 的典型值为数十皮法,电容 C_L 可以用多晶-多晶电容,也可用 MOS 电容实现。整流电路输出电压 V_{O1} 均方值大约是输入信号幅度的 2 倍。

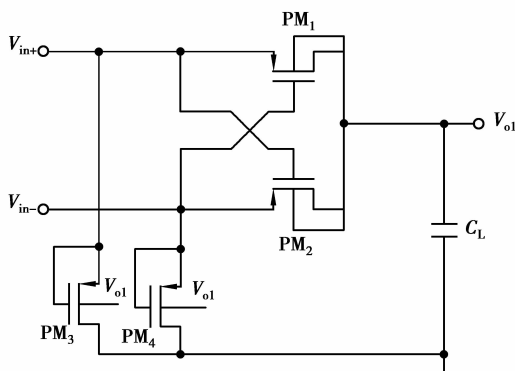


图 2 全波整流电路

2.2 自偏置产生电路

偏置产生电路产生独立于接收能量信号的偏置电压,且不受环境温度的影响^[15]。应用于设计感应无线电能传输的自偏置电路如图 3 所示。PMOS 管 PM_4 和 PM_5 ,电容 C_1 和 C_2 是启动电路,确保加电以后整个电路能够正常工作。如果加电时, NMOS 管 NM_2 的栅极电压较低以至于不能使 NM_2 和 NM_4 导通,则 PM_5 导通, NM_2 的栅极节点电压开始上升,当 NM_2 栅极节点电压大于 NM_2 和 NM_4 的阈值电压之和时, $NM_1 \sim NM_4$ 导通, PMOS 管的栅极节点电压开始下降, PM_4 开始导通,对电容 C_2 充电, PM_5 的栅极电压开始上升,最终达到稳态时,

PM_5 的栅极电压等于电源电压,整个启动电路关闭。

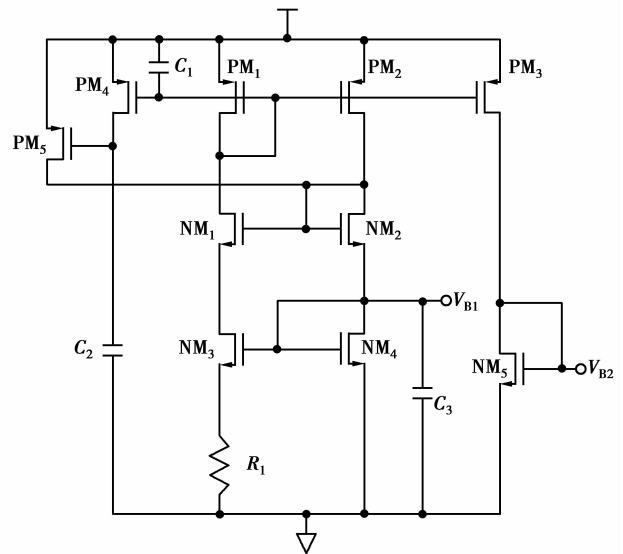


图 3 自偏置产生电路

根据 MOS 管 I-V 特性,得到自偏置电路输出电压 V_{B1} 为

$$V_{B1} = \frac{2L_4}{\mu_n C_{ox} W_4 R_1} (\sqrt{N} - 1) + V_{th4}, \quad (1)$$

式中: N 是 NM_4 管栅宽度与 NM_3 栅宽度之比; μ_n 是 NMOS 管沟道电子迁移率; C_{ox} 是 MOS 电容大小; W_4 和 L_4 是 MOS 管 NM_4 的宽度和沟道长度; V_{th4} 是 NM_4 的阈值电压。输出电压 V_{B1} 与电路的工作电源电压无关,只由电路中 MOS 管几何参数、电阻和工艺参数决定。

自偏置电路产生的电流通过 PMOS 电流镜传输到 NMOS 管 NM_5 , NM_5 将电流转化为电压,给稳压电路中的跨导放大器电流源提供偏置。自偏置电路输出 V_{B2} 为

$$V_{B2} = \frac{2 \sqrt{L_4} \sqrt{L_5}}{\mu_n C_{ox} \sqrt{W_4} \sqrt{W_5} R_1} (\sqrt{N} - 1) + V_{th5}, \quad (2)$$

式中 W_5 和 L_5 是 MOS 管 NM_5 的宽度和沟道长度。输出电压 V_{B2} 与电路的工作电源电压无关,只由电路中 MOS 管几何参数、电阻和工艺参数决定。

2.3 稳压电路

感应无线电能接收电路中稳压电路要实现稳定的 3.3 V 电压输出,大于 1 mA 驱动电流输出,供给外层型人工视网膜植入振荡电路。

稳压电路如图 4 所示,该稳压电路包括跨导放大器、PMOS 管 $PM_1 \sim PM_5$ 和并联电容 C 组成。跨

导放大器 $PM_5 \sim PM_1$ 构成负反馈环路,输出经过 $PM_2 \sim PM_5$ 分压后反馈到跨导放大器的同相端,根据负反馈原理,稳压电路输出等于跨导放大器反相端电压的4倍,跨导放大器负端输入来自于自偏置电路输出端 V_{BI} , V_{BI} 与电路工作电源电压无关,这也是稳压电路能够输出稳定电压的条件。电容 C 是 miller 补偿电容,目的是保证跨导放大器和反馈环路工作稳定。

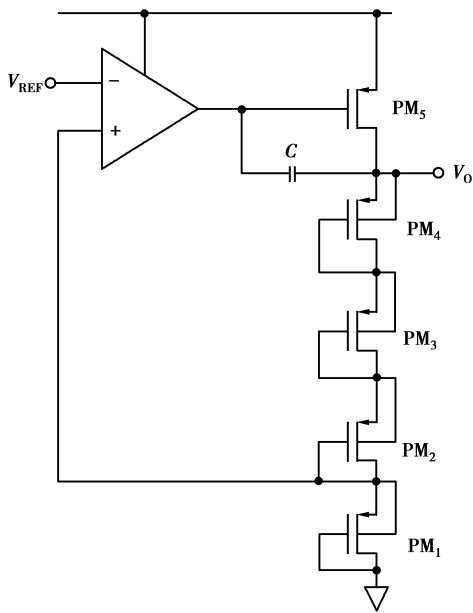


图 4 稳压电路示意图

3 版图设计

文中设计的 CMOS 感应无线电能接收电路的版图如图 5 所示。CMOS 整流电路和稳压电路的运算放大器采用对称版图设计,尤其是运算放大器的输入差分对管,采用共质心版图布局,以提高运算放大器的匹配性能。NMOS 管周围使用大量的 p+ 环且 p+ 环接地,PMOS 管周围使用 n+ 且 n+ 环接 V_{DD} ,目的是防止 CMOS 电路中固有的闭锁效应。

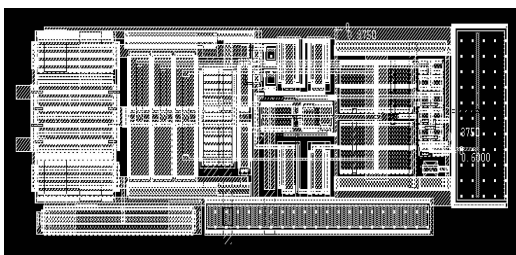


图 5 感应无线电能接收电路版图

整个版图用 1 层多晶和 3 层金属层实现,版图面积为 $62 \mu\text{m} \times 195 \mu\text{m}$,电路版图面积减小了将近 $1/2$ ^[16]。

4 仿真结果

采用 Cadence 工具和 Chartered $0.35 \mu\text{m}$ CMOS 工艺器件模型,将外层型人工视网膜的植入振荡电路作为负载来对感应无线电能接收电路进行设计、仿真和功能验证。

振荡电路的负载直流电流很小,由于考虑到后续会扩展无线监测电路模块,因此将该感应无线电能接收电路的负载能力设计为电压 3.3 V ,电流大于 1 mA 。用输入频率 4 MHz 的交流信号进行仿真,对交流电压信号输入幅度和整流器负载电容 C_L 进行扫描,输入交流电压信号幅度分别为 6.6 V 、 6.7 V 、 6.8 V 和 7 V ,负载电容扫描范围为 $10 \sim 100 \text{ pF}$,当输入交流信号电压幅度一定时,整流电路输出电压均值随负载电容的增大而增大,当负载电容达到一定值时,整流器输出均值随负载电容的变化率越来越小,当负载电容达到 100 pF 后,整流器输出均值趋向稳定,而且整流器输出电压均值大约为输入交流电压幅度的 $1/2$ 。根据仿真结果,综合考虑此片上实现电容的面积等因素,设计整流电路负载电容设计值为 50 pF 。在输入信号幅度为 7 V 的情况下,对输入交流电压信号的频率进行了扫描,结果如图 6 所示,当输入信号频率低于 10 MHz 左右时,整流电路输出幅度均值随信号频率增加而增加,当输入信号频率较高时,整流电路输出幅度均值随信号频率增加而有所减小。

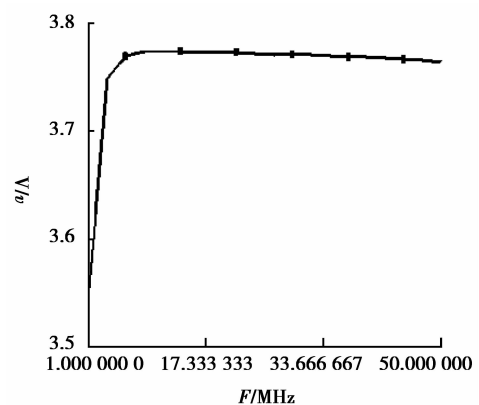


图 6 整流器—输出均值 VS 输入信号频率

图 3 自偏置产生电路设计输出 800 mV 参考电压,纹波低于 1% 。如图 7(a)所示,对电阻 R_1 进行参数扫描,可以得到当 $R_1 = 4 \text{ k}\Omega$ 时, $V_{ref} = 820 \text{ mV}$ 。

在调试的过程中, NM_4 的栅极电压为 0.9 V, 致使后续放大器没有工作在正常区域, 需将 NM_4 的栅极电压调低到大约 0.7 V。分析 NM_4 是二极管连接方式, 漏极电流被上方的启动电路固定, 根据饱和状态下的电流计算公式:

$$I_D = \frac{1}{2} \cdot \mu_0 C_{ox} \frac{W}{L} (V_G - V_{TH})^2, \quad (3)$$

为减小 NM_4 的 V_G , 由于 I_D 不变, 可提高 W 。仿真中提高 W , 最终使 V_G 下降为 0.7 V, 如图 7(b) 所示。

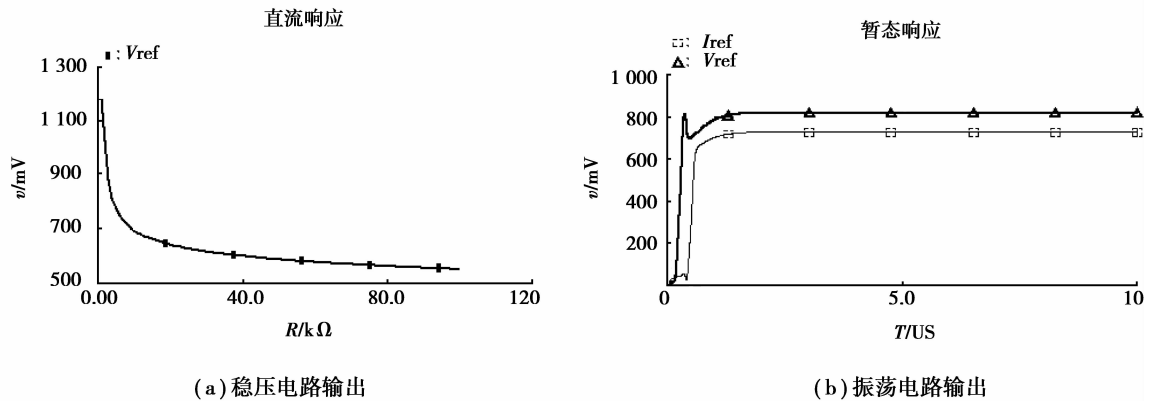


图 7 自偏置产生电路

当采用感应无线电能接收电路为外层型人工视网膜 16×16 阵列刺激信号振荡电路提供电源时, 如图 8(a) 所示, 当整流器输入交流电压信号幅值为 7 V 时, 负载电容为 50 pF 时, 稳压器输出幅值大约在 3.3 V。如图 8(b) 所示, 单元振荡电路输出方波

脉冲宽度应维持在 0.2 ms 左右并保持恒定。当振荡电路的输入电流在 87~500 pA 范围里波动时, 振荡电路的输出方波频率随着输入电流的增加而增加。然而振荡电路的线性度只限于在 100~500 pA 范围内, 还需深入研究。

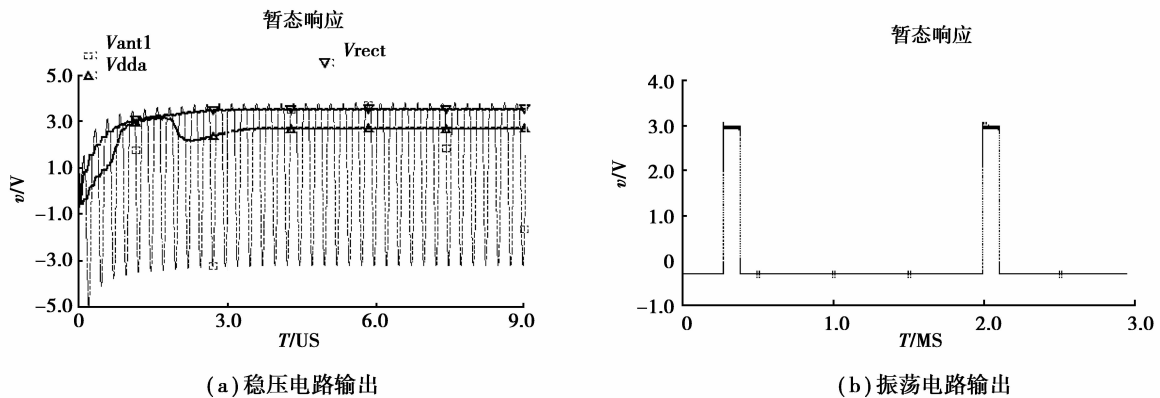


图 8 整体电路联调

5 结论

感应无线电能传输技术安全、微创, 广泛应用于体内医疗微系统研究。鉴于外层型人工视网膜电路的感应无线电能需求, 文中提出了一种外层型人工视网膜感应无线电能接收电路。采用 Cadence 工具和 Chartered 0.35 μm CMOS 工艺器件模型, 将外层型人工视网膜振荡电路阵列作负载进行设计, 仿

真结果表明该 CMOS 感应无线电能接收电路能提供稳定的 3.3 V 电压输出和大于 1 mA 的电流负载能力。该感应无线电能接收电路简单、稳定, 不仅适用于外层型人工视网膜研究, 亦可用于其它神经假体植入电路芯片供能。该感应无线电能接收电路已在进行后续的流片, 有关芯片的测试, 待后续的研究。

参考文献:

- [1] SACHS H G, SCHANZE T, WILMS M, et al. Subretinal implantation and testing of polyimide film electrodes in cats[J]. Graefes Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology, 2005, 243 (5): 464-468.
- [2] CHOW A Y, PARDUE M T, PERLMAN J I, et al. Subretinal implantation of semiconductor-based photodiodes; durability of novel implant designs[J]. Journal of Rehabilitation Research and Development, 2002, 39(3): 313-322.
- [3] 裴为华, 陈弘达, 唐君, 等. 用于视觉修复的视网膜下植入微芯片[J]. 高技术通讯, 2005, 15(8): 39-43.
PEI WEI-HUA, CHEN HONG-DA, TANG JUN, et al. Subretinal implanting micro-chips for vision prosthesis [J]. Chinese High Technology Letters, 2005, 15(8): 39-43.
- [4] 饶程. 外层型 CMOS 人工视网膜芯片的研究[D]. 重庆: 重庆大学光电工程学院, 2006: 100-105.
- [5] LIU W, SIVAPRAKASAM M, WANG G, et al. Microelectronics design for an implantable high density retinal prosthesis [J]. Investigative Ophthalmology & Visual Science, 2005, 46:1526-1530.
- [6] RIZZO III J F, GOLDBAUM S, SHAHIN M, et al. In vivo electrical stimulation of rabbit retina with a microfabricated array; strategies to maximize responses for prospective assessment of stimulus efficacy and biocompatibility [J]. Restorative Neurology Neuroscience, 2004, 22(6):429-443.
- [7] TAKESHI M, TAKASHI F, JUN-SUB C, et al. Transcorneal electrical stimulation promotes the survival of photoreceptors and preserves retinal function in royal college of surgeons rats [J]. Investigative Ophthalmology and Visual Science, 2007, 48(10): 4725-4732.
- [8] DELBEKE J, OOZEER M, VERAART C. Position, size and luminosity of phosphenes generated by direct optic nerve stimulation[J]. Vision Research, 2003, 43 (9):1091-1102.
- [9] 陈虹, 贾晨, 刘鸣, 等. 人工关节内锆钛酸铅压电陶瓷供能与电路设计[J]. 清华大学学报: 自然科学版, 2008, 48(1): 128-131.
CHEN HONG, JIA CHEN, LIU MING, et al. Power harvesting and circuit design using PZT piezoelectric ceramics in orthopaedic implants [J]. Journal of Tsinghua University: Science and Technology, 2008, 48(1):128-131.
- [10] 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): 789-802.
MA GUAN-YING, YAN GUO-ZHENG, HE XIU. The wireless power delivery for gastrointestinal microsystems based on electromagnetic coupling [J]. Journal of Shanghai Jiaotong University, 2008, 42(5): 789-802.
- [11] CHAI X Y, LI L M, WU K J, et al. C-sight visual prostheses for the blind: optic nerve stimulation with penetrating electrode array [J]. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 2008, 27(5): 20-28.
- [12] 韩鹏, 王志功, 徐勇, 等. 面向片上系统的无片外电容 CMOS 低压差稳压器[J]. 半导体学报, 2008, 29(8): 1507-1510.
HAN PENG, WANG ZHI-GONG, XU YONG, et al. A capacitor-free CMOS low-dropout regulator for system-on-chip application [J]. Chinese Journal of Semiconductors, 2008, 29(8):1507-1510.
- [13] 傅文珍, 张波, 丘东元, 等. 自谐振线圈耦合式电能无线传输的最大效率分析与设计[J]. 中国电机工程学报, 2009, 29(18): 21-26.
FU WEN-ZHEN, ZHANG BO, QIU DONG-YUAN, et al. Maximum efficiency analysis and design of self-resonance coupling coils for wireless power transmission system [J]. Proceedings of the CSEE, 2009, 29(18):21-26.
- [14] 郑小林, 牟宗霞, 侯文生, 等. 基于微线圈阵列的多道神经电刺激信号透皮传输的初步实验研究[J]. 仪器仪表学报, 2009, 30(5): 1110-1116.
ZHENG XIAO-LIN, MOU ZONG-XIA, HOU WEN-SHENG, et al. Pilot study on microcoil-array-based multichannel transcutaneous transmission of neural electrical stimulation[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2009, 30(5):1110-1116.
- [15] SAUER C, STANACEVIC M, CAUWENBERGHS G, et al. Power harvesting and telemetry in CMOS for implanted devices [J]. IEEE Transactions on Circuits and Systems, 2005, 52(12): 2605- 2613.
- [16] 彭承琳, 夏露, 侯文生, 等. 基于标准 CMOS 工艺的外层型人工视网膜芯片设计[J]. 重庆大学学报, 2009, 32(8): 859-863.
PENG CHENG-LIN, XIA LU, HOU WEN-SHENG, et al. Design of subretinal artificial chip based on standard CMOS technology[J]. Journal of Chongqing University, 2009, 32(8): 859-863.

(编辑 陈移峰)