

文章编号:1000-582X(2011)08-018-06

多道电刺激信号透皮传输的微线圈阵列

牟宗霞¹, 侯文生^{1,2}, 郑小林^{1,2}, 胡 宁¹, 夏 楠¹, 吴小鹰¹,
JIANG Ying-tao³, Biswajit Das³, 彭承琳¹

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

2. 重庆市医疗器械质量与安全控制工程技术中心, 重庆, 400000;

3. Department of Electrical and Computer Engineering, University of Nevada, Las Vegas, NV 89154, USA)

摘 要:微线圈阵列和匹配电容谐振可以实现植入电刺激器多路信息的并行传输。为提高微线圈阵列接收各通道信息的精确性与可靠性,并减小植入系统的体积,实验中利用印刷电路板(printed circuit board, PCB)和柔性电路板(flexible printed circuit, FPC),工艺加工微线圈阵列,将其用于 2×2 阵列的多通道传输装置,并测试 2 种工艺线圈在理想耦合、空间失配以及不同负载下的耦合效率情况。结果表明空间失配对两种线圈都有影响,但若控制横向失配在 3 mm 内、角度失配在 30 度内,并增大负载,目前实验室阶段 2 种线圈均可实现植入电刺激器信号的透皮传输,各通道输出信号能满足神经电刺激的要求。在系统可靠性方面, FPC 线圈更具有优势,且其柔性的特点更适于植入人体。

关键词:微线圈阵列;多通道;PCB 线圈;FPC 线圈;透皮;电磁耦合

中图分类号:R318.04;R318.6

文献标志码:A

Micro-coil array used for signal transcutaneous transmission of multichannel electrical stimulation

MOU Zong-xia¹, HOU Wen-sheng¹, ZHENG Xiao-lin¹, HU Ning¹, XIA Nan¹,
WU Xiao-ying¹, JIANG Ying-tao³, Biswajit Das³, PENG Cheng-lin¹

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

b. College of Bioengineering, Chongqing University, Chongqing 400044, P. R. China;

2. Chongqing Engineering Research Center for Quality & Safety Control
of Medical Device, Chongqing 400000, P. R. China;

3. Department of Electrical and Computer Engineering, University of Nevada, Las Vegas, NV 89154, USA)

Abstract: Micro-coil array and matching capacitors together can realize the parallel transmission of multichannel signal. In order to improve the accuracy and reliability of receiving information from each channel and to reduce the size of implant systems, two kinds of micro-coil arrays fabricated by using PCB (printed circuit board) and FPC (flexible printed circuit) technology respectively are presented. Then the two micro-coil arrays are used in multi-channel transmission device with a 2×2 array. The coupling efficiency of two kinds of process coils under ideal

收稿日期:2011-03-03

基金项目:国家“863”计划资助项目(2007AA04Z324);国家自然科学基金资助项目(31070882);重庆市重点科技攻关项目(2010AB5087);重庆大学研究生创新团队建设项目(200909A1002)

作者简介:牟宗霞(1983-),女,重庆大学博士研究生,主要研究方向为生物 MEMS 及神经电刺激。

侯文生(联系人),男,重庆大学教授,博士生导师,(Tel)023-65111931;(E-mail)hws21cn@yahoo.com.cn。

coupling, spatial mismatch as well as different load conditions are tested. The results show that two kinds of coils are affected by spatial mismatch. However, if the transverse mismatch is restricted less than 3 mm and the angular mismatch is less than 30° , the two kinds of coils can be used for signal transcutaneous transmission for implantable electrical stimulation devices at the laboratory stage, and the channel output signal can meet the requirements of electrical nerve stimulation. As for the reliability of the system, FPC coil shows more advantages, and it is more adapted to implantable system.

Key words: micro-coil array; multichannel; PCB coil; FPC coil; transcutaneous; electromagnetic coupling

植入式医疗仪器在神经功能性疾病的治疗方面有着广泛的应用前景。对于植入式医疗仪器来说,能量的供应以及信号的传输一直都是一个关键性的问题。最初能量和信号的传输是通过经皮导线实现的,这种传输方式虽然效率高,但体内与外界相通,容易引起组织感染,同时长期携带导线,既不方便又容易折断。于是就出现了现在的基于线圈电磁感应耦合的透皮无线传输技术,此技术已经广泛应用于植入式医疗仪器的能量和数据传递,在此类系统的传输装置中初级线圈和次级线圈被皮肤和组织分离开来,次级线圈被植入到体内,2个线圈通过电磁感应链接进行信息的交流。最初的感应耦合是通过手绕铜线圈实现的^[1-5],但手绕铜线圈体积大不适合植入,于是随着微加工工艺的发展很多研究小组采用微加工线圈进行感应耦合给植入系统传送能量和信号^[6-8],然而传统的平面加工工艺生产的薄膜微线圈导线厚不超过 $1\ \mu\text{m}$,因此设计的线圈内阻很大,在传输中需要损耗很大的能量从而减弱了信号。为减少线圈内部的损失,Wu Jie^[9]已经探索出一种镶嵌电镀工艺,这种工艺增加了导线的厚度,但线圈尺寸较大(10 mm),不适于植入体内,于是为了进一步优化线圈设计,实验中尝试采用不同的加工工艺设计微线圈,在保证实验性能的基础上尽量减少线圈的体积。

另一方面,虽然单通道刺激器技术已成熟,但它只能固定刺激某一位置,而人体任意功能的实现都是多个神经共同作用的结果,所以一个完善的刺激器不是对单一神经或局部肌肉进行刺激,而是要对多靶点进行刺激,应当由多个分开的刺激输出,因此需要设计多通道植入神经刺激系统。但目前关于多通道的实现方法大都未实现信号的并行传输以及对靶点的自由刺激^[5,10-11],且系统结构复杂,体积较大给植入带来困难。于是笔者研究出一种新的实现多通道的方法^[1]:采用微线圈阵列进行多路信号的传输,不仅实现了多路信号的并列传输,而且继续保持了单通道刺激器体内电路无源设计的优点。同时体外具有灵活的刺激波形发生和外部控制,比植入式微处理器具有更大的优势。

1 微线圈的设计与加工

减少植入系统体积的首要目标是减小线圈的尺寸,但并不是可以无限量减小下去,一方面受加工工艺限制,另一方面从信号传输角度分析,接收信号的电压正比于 $(L_2/L_1)^{1/2}$ (L_1 是发射线圈电感, L_2 是接收线圈的电感),所以在发射线圈一定的基础上,为增大接收信号的电压,就需增大接收线圈的电感。而线圈的电感与线圈尺寸有关,如公式(1)^[12],

$$L = \frac{\mu D^3}{4\pi p^2} (1 - \alpha^2) (1 - \alpha) \left[\ln\left(\frac{1 + \alpha}{1 - \alpha}\right) + 0.2235 \frac{1 - \alpha}{1 + \alpha} + 0.726 \right]. \quad (1)$$

式(1)是方形平面螺旋线圈的电感计算公式。其中: μ 为空气磁导率; D 为线圈外围直径; α 为内径/外径; p 为线宽+线距。由此可见,线圈尺寸的减小会减小接收线圈的电感值。

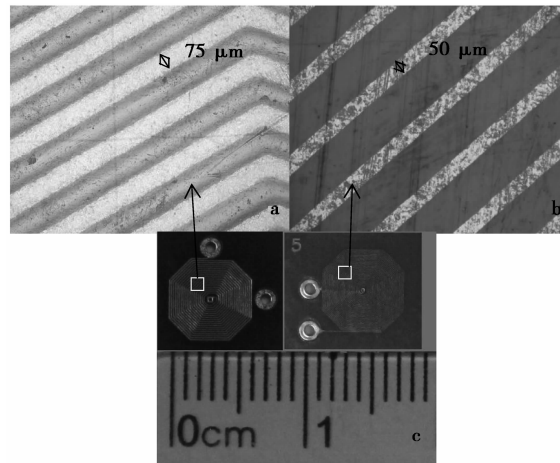
微线圈设计的另一要求就是降低线圈的内阻,因为线圈内阻大,消耗功率就大,会减弱传递到负载的信号。也就是要提高线圈的 Q 值,计算公式如下^[12],

$$Q = \frac{\mu f_0 D h b (1 - \alpha)}{2\rho p} \left[\ln\left(\frac{1 + \alpha}{1 - \alpha}\right) + 0.2235 \frac{1 - \alpha}{1 + \alpha} + 0.726 \right], \quad (2)$$

其中: ρ 为电阻率; h 为线厚; f_0 为工作频率; b 为线宽。 f_0 、 D 、 h 、 b 越大, p 、 ρ 越小, Q 值越大。

从线圈体积、线圈电感与 Q 值 3 个角度考虑,在设计微线圈时应该尽量增大线厚,减小线宽线距。

于是在上述原则基础上设计加工微线圈,先后采用 PCB 和 FPC 工艺加工 2 批线圈,如图 1 所示。左边为 PCB 线圈,线宽 $75\ \mu\text{m}$,线厚 $35\ \mu\text{m}$ 。右边为 FPC,线宽 $50\ \mu\text{m}$,线厚 $17.5\ \mu\text{m}$ 。为了验证上述结论,每种工艺都设计了不同尺寸的线圈,用高频矢量网络分析仪测得各种尺寸线圈的参数如表 1。比较表 1 各线圈的特性,可以看出,对同一工艺下的线圈,尺寸越大, L 、 R 、 Q 越大;而对于相同尺寸的线圈,FPC 要比 PCB 线圈 L 、 R 大,但 Q 小。正好与公式(1)、(2)相符。



注:c为微线圈实物照片,左边的是PCB工艺加工的线圈,右边的是FPC工艺加工的线圈,外围尺寸均为6.2 mm。a、b分别为PCB、FPC加工线圈在显微镜下放大10倍的局部图,图中标志为线圈线宽。

图 1 实际加工出的微线圈

表 1 PCB、FPC 加工线圈的参数

种类	PCB 线圈								FPC 线圈			
	直径/mm	13.00	11.00	8.30	7.70	6.80	6.20	5.00	4.20	6.20	5.00	4.20
$L/\mu\text{H}$	8.28	5.38	2.27	2.00	1.43	1.10	0.62	0.67	2.36	1.48	0.88	0.50
R/Ω	21.23	15.67	8.08	7.60	5.63	4.56	3.13	2.19	11.64	7.85	5.34	3.49
Q	4.50	3.98	3.24	3.00	2.94	2.81	2.37	2.30	2.29	2.12	1.87	1.61

2 实验电路平台的搭建

实验中采用课题组以前设计的植入刺激器发射接收电路^[1]。选用幅度调制的方法,功率放大器为甲丙类,解调电路选用无需体外供电的双倍增二极管峰值包络检波电路,如图 2 所示, C_0 是接收线圈的寄生电容, C_1 是为使接收电路在特定频率谐振的调节电容,实验室中通过 C_4 与 R 串联模拟人体组织负载及其与电极接口电路。

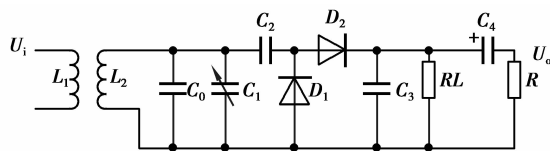


图 2 接收电路原理图

其中,多通道是通过微线圈阵列方式实现的,系统框图如图 3 所示^[1];多通道是多个单通道的组合,即将发射线圈和接收线圈分别按阵列的形式安置在体内外一一对应的位置,且每通道各自的发射线圈和接收线圈保证同轴放置,各通道选用不同频

率的载波信号进行传输,而且可以单独设置各自的脉冲刺激信号。实际中的线圈固定装置与测试平台是在光具座基础上改造成的,如图 4 所示,发射线圈和接收线圈分别固定在 2 个圆形的镜片架上,通过调节两镜架的平行距离、上下高度、左右角度来改变发射与接收线圈的间距、中心轴距离和角度。实验设计的是 2×2 通道的刺激器,进行的是体外环境的测试,故空气介质代替图 3 中的人体组织,同时为了通过选频网络把各通道信号区分开来,将四通道载波频率分别设为:1.8、2、2.457 6、3.276 8 MHz。

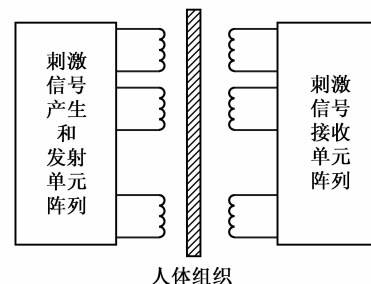


图 3 系统框图

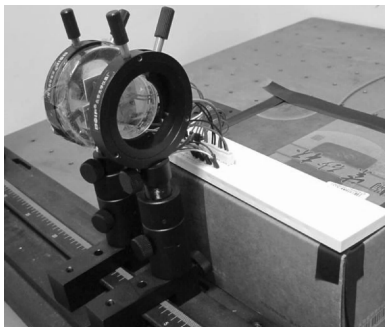


图 4 线圈固定装置与测试平台

3 实验结果与分析

人体皮肤大约厚 2~14 mm,所以发射线圈和接收线圈之间的距离应不超过几毫米。在此范围内测量线圈的传输特性。因为耦合系数与输出电压成正比关系,如公式 3^[9]:

$$V_2 = V_1 k \sqrt{\frac{L_2}{L_1}} \times \frac{\sqrt{L_{\text{leak}} C_2}}{L_{\text{leak}}/R_{\text{equi}} + R_2 C_2} \times \frac{1}{\sqrt{1 + R_2/2R_{\text{equi}} - L_{\text{leak}}/4C_2 R_{\text{equi}}^2 - C_2 R_2^2/4L_{\text{leak}}}}$$

$$\approx V_1 k \sqrt{\frac{L_2}{L_1}} \frac{\sqrt{L_{\text{leak}} C_2}}{L_{\text{leak}}/R_{\text{equi}} + R_2 C_2}, \quad (3)$$

其中: V_1 是初级线圈电压; V_2 是负载电阻 R_{load} 上的输出电压; R_2 是接收线圈的电阻; C_2 是与线圈并联的电容和线圈寄生电容之和; L_{leak} 代表漏电感,当耦合系数很小时, L_{leak} 近似为接收线圈电感 L_2 ; R_{equi} 代表包络检波器的交流等效电阻。所以通过测量负载上输出电压可以反应耦合系数的变化。

在上述植入式刺激系统中,体内外线圈的耦合情况是影响整个系统传输效率的主要因素。耦合系数越大,电路性能越好。电路在其他参数一定时,当发射和接收线圈同轴对称时可达最大的耦合,称之为理想耦合。如图 5(a)所示。然而在经皮应用中基于生理医学的原因,植入生物体内的线圈往往不能置于理想耦合位置,可能出现某种程度的失配。图 5 中(b)、(c)就是中心线不重合时横向失配和角度失配的情况。

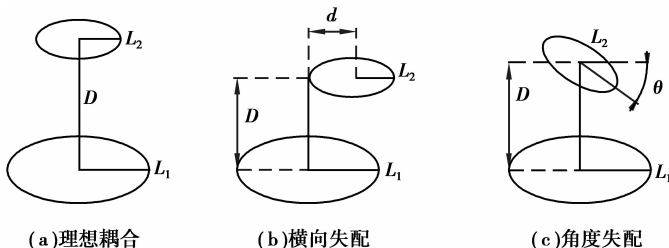
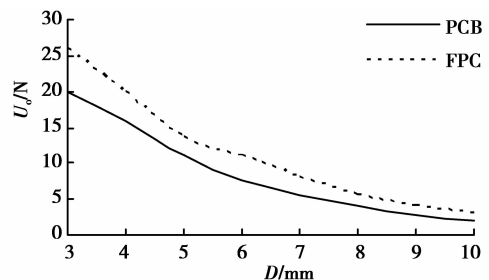
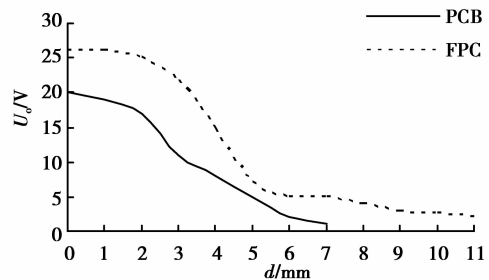


图 5 发射线圈和接收线圈位置示意图

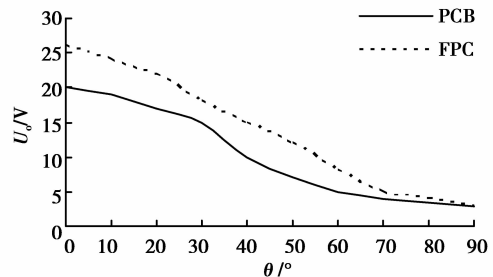
实验中对理想耦合、横向失配和角度失配 3 种情况下对输出电压的影响进行测试,实验数据如图 6 中(a)、(b)、(c)所示。实验中,为了比较,发射线圈统一采用 PCB 线圈, $L_1 = 2.267 \mu\text{H}$, $D = 8.3 \text{ mm}$, $R_1 = 8.10 \Omega$, $Q = 3.24$ 。接收线圈采用尺寸相同的 2 种不同工艺的线圈进行对比,实线为 PCB 线圈做接收线圈的测试结果, $L_2 = 1.10 \mu\text{H}$, $D = 6.2 \text{ mm}$, $R_2 = 4.56 \Omega$, $Q = 2.81$ 。虚线为 FPC 线圈做接收线圈的测试结果, $L_2 = 2.36 \mu\text{H}$, $D =$



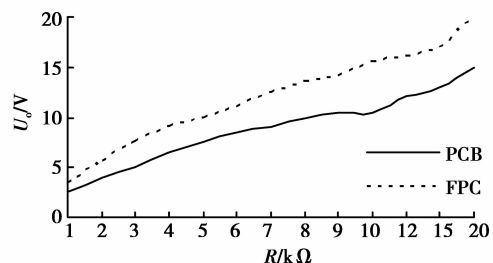
(a)理想耦合下 U_o 随 D 增大下降的趋势图



(b)横向失配下 U_o 随 d 增大下降的趋势图



(c)角度失配下 U_o 随 θ 增大下降的趋势图



(d) U_o 随负载增大而增大趋势图

注:所有实验电源电压相同,a、b、c 实验时负载相同,b、c、d 实验时线圈间距为 3 mm, U_o 为负载输出电压值, D 为两线圈间距, d 为两线圈中心轴之间的距离, θ 为两线圈夹角, R 为模拟人体组织电阻。

图 6 各种情况下负载输出电压的变化曲线

6.2 mm, $R_2 = 11.643 \Omega$, $Q = 2.29$ 。

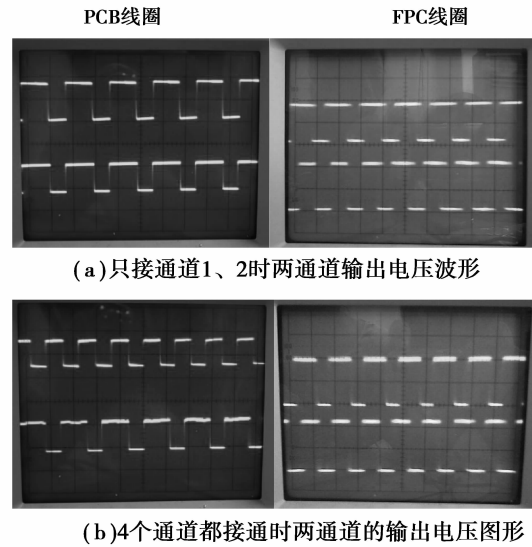
从图 6(a), (b), (c) 可以看出, 无论是 PCB 还是 FPC 做接收线圈, 输出电压 U 。都随着线圈间距 D 、线圈中心轴之间的距离 d 、两线圈夹角 θ 的增大而降低, 尤其当 D 增大时 U 。下降速度最大, 而 d, θ 增大最初对 U 。影响较小(当 $d < 2$ mm 或 $\theta < 30^\circ$, PCB 线圈的 U 。下降 $< 15\%$; 当 $d < 3$ mm 或 $\theta < 20^\circ$, FPC 线圈的 U 。下降 $< 15\%$), 此时系统可靠性较强, 但当角度失配和横向失配再继续增大时, 输出电压 U 。迅速下降。植入实验中能够控制两线圈角度失配在 30° 度, 横向失配在 3 mm 以内, 因此所设计的线圈能够满足植入系统的要求。

同时对比曲线发现 FPC 线圈做接收时比 PCB 线圈做接收时电路的输出电压大, 虽然 FPC 与 PCB 线圈尺寸相同, 但其线宽线距小, 所以其电感值大(见公式 1), 而接收信号的电压正比于 $(L_2/L_1)^{1/2}$ (L_1 是发射线圈电感, L_2 是接收线圈的电感), 在发射线圈相同的情况下, 电感值大的 FPC 线圈接收到的电压大, 从而负载上的输出电压大, 所以实验中如果需要幅值高的刺激信号时可以选择 FPC 加工线圈, 或者选择线宽线距更小的工艺制造线圈。

另外, 负载对输出电压的大小也有影响, 实验中对此也进行了测试, 结果如图 6(d) 所示: 无论是 PCB 线圈还是 FPC 线圈, 输出电压都随着负载的增大而增大, 近似线性关系。

因此, 为了获得足够大的输出电压, 增大电路的耦合效率, 首先要使得两线圈间距最小, 同时控制横向失配在 3 mm 内、角度失配在 30° 内, 并增大负载。

对于多通道电路, 实验中根据图 3 的系统原理设计了 2×2 通道的神经电刺激器, 并测得实际负载输出波形如图 7。左边是采用 PCB 线圈做接收时负载的输出波形, 右边是采用 FPC 线圈做接收时负载的输出波形。图 7(a)、(b) 是 1、2 通道分别在其他两通道关闭与开通时的输出波形图。刺激信号采用的是 NE555 组成占空比可调脉冲振荡电路^[1], 刺激脉冲频率为 300 Hz, D 为 4 mm, 负载 R 为 10 k Ω , 示波器时间档位为 2 ms, 电压档位 5 V。从图中可以看出四通道的输出电压比两通道噪声大, 说明各通道间是存在干扰的, 这可能是因为各线圈之间存在互感, 影响了各通道的选频网络, 使得各通道的接收线圈耦合的不仅是各自对应的载波频率的单一高频信号, 同时会接收一定程度的其他通道的发射信号, 结果就会出现上图所示的噪声现象。但在要求不是很高的情况下这些干扰相对于信号本身可以忽略, 另外可以通过合理分配各通道的载波频率, 并优化设置发射线圈和接收线圈, 来提高选频网络的选频特性, 抑制其他通道的干扰^[13]。



注: 示波器电压幅值档在 5 V, D 为 4 mm, 负载 R 为 10 k Ω

图 7 通道 1、2 实际输出波形

4 结束语

线圈与不同电容组合谐振可实现对不同频率波形的接收放大, 因此采用微线圈阵列来实现多通道的方法是可行的, 设计的装置各通道间信号并行传输、相互独立, 并可在体外设计各自的控制信号, 比体内使用微处理器方便可靠。信号间的传输是并行的, 可以同时对人体内多个部位进行刺激, 并任意设计各自的刺激信号, 适用不同的刺激要求。另一方面, 体内的接收电路简单, 无需体外供电, 减少了能耗以及器件发热对人体组织的损伤, 可以极大的改进植入系统。实验中采用 PCB 与 FPC 工艺加工的线圈不仅尺寸能达到植入水平而且加工周期短, 成本低, 并可以将接收电路集成到一块芯片上, 有着较大的发展空间。由于目前采用的是自己设计的甲丙类功率放大器, 其电路本身的功率放大倍数限制了信号的发射功率, 因此可以通过改善功率放大器来提高发射功率, 以得到更大的输出信号。

参考文献:

- [1] 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.
- [2] WANG G X, LIU W T, SIVAPRAKASAM M, et al. A dual band wireless power and data telemetry for retinal prosthesis [C] // The 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and

- Biology Society, August 30-September 3, 2006, New York, USA: IEEE, [2008-03-05]:4392-4395.
- [3] YANG Z, LIU W T, BASHAM E. Inductor modeling in wireless links for implantable electronics [J]. IEEE Transactions on Magnetics, 2007, 43(10): 3851-3860.
- [4] GHOVANLOO M, ATLURI S. A wide-band power-efficient inductive wireless link for implantable microelectronic devices using multiple carriers[J]. IEEE Transactions on Circuits and Systems, 2007, 54(10): 2211-2221.
- [5] GHOVANLOO M, NAJAFI K. A wireless implantable multichannel microstimulating system-on-a-chip with modular architecture[J]. IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering, 2007, 15(3): 449-457.
- [6] VON ARX J A, NAJAFI K. On-chip coils with integrated cores for remote inductive powering of integrated microsystems [C] // 1997 International Conference on Solid State and Actuators, June 16-19, 1997, Chicago, Illinois, USA. USA: IEEE, [2002-08-06]:999-1002.
- [7] DUDENBOSTEL D, KRIEGER K, CANDLER C, et al. A new passive CMOS telemetry chip to receive power and transmit data for a wide range of sensor applications [C] // 1997 International Conference on Solid State and Actuators, June 16-19, 1997, Chicago, Illinois, USA. USA: IEEE, [2002]:995-998.
- [8] PUERS R, VANDEVOORDE G, DEBRUYKER D. Electrodeposited copper inductors for intraocular pressure telemetry[J]. Journal of Micromechanics and Microengineering, 2000, 10(2): 124-129.
- [9] WU J, DUBHASHI S, BERNSTEIN G H. Inductive generation of arbitrary waveforms for electrical stimulation using implantable microcoils[J]. Journal of Micromechanics and Microengineering, 2004, 14(7): 1012-1021.
- [10] TROYK P R. Multi-Channel transcutaneous cortical stimulation system[J]. Nih Guide, 1996, 25(10).
- [11] ARABI K, SAWAN M A. Electronic design of a multichannel programmable implant for neuromuscular electrical stimulation [J]. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 1999, 7(2): 204-214.
- [12] TAKEUCHI S, SHIMOYAMA I. Selective drive of electrostatic actuators using remote inductive powering[J]. Sensors and Actuators, 2002, 95(2/3): 269-273.
- [13] 赵海涛, 吕晓迎, 王余峰, 等. 透过皮肤的电磁耦合[J]. 东南大学学报: 自然科学版, 2007, 37(33): 68-373. ZHAO HAI-TAO, LV XIAO-YING, WANG YU-FENG. Percutaneous electromagnetic coupling [J]. Journal of Southeast University: Natural Science Edition, 2007, 37(3): 368-373.

(编辑 陈移峰)

(上接第 17 页)

- [9] LI Z P, LIU Y C. A velocity-difference-separation model for car-following theory[J]. Chinese Physics B, 2006, 15(7): 1570-1577.
- [10] GE H X. Two velocity difference model for a car following theory[J]. Physica A: Statistical Mechanics and its Applications, 2008, 387(21): 5239-5245.
- [11] XUE Y. Analysis of the stability and density waves for traffic flow [J]. Chinese Physics B, 2002, 11(11): 1128-1137.
- [12] XIE D F, GAO Z Y, ZHAO X M. Stabilization of traffic flow based on the multiple information of preceding cars [J]. Communications in Computational Physics, 2008, 3(4): 899-912.
- [13] PENG G H, SUN D H. Multiple car-following model of traffic flow and numerical simulation [J]. Chinese Physics B, 2009, 18(12): 5420-5430.
- [14] TREIBER M, HENNECHE A, HELBING D. Derivation, properties and simulation of a gas-kinetic-based, nonlocal traffic model[J]. Physical Review E, 1999, 59(1): 239-253.
- [15] GE H X, CHENG R H, DAI S Q. KdV and kink-antikink solitons in car-following models[J]. Physica A: Statistical Mechanics and its Applications, 2005, 357(3/4): 466-476.
- [16] LI Z P, LIU Y C. Analysis of stability and density waves of traffic flow model in an ITS environment[J]. The European Physical Journal B, 2006, 53(3): 367-374.
- [17] GE H X, ZHU H B, DAI S Q. Effect of looking backward on traffic flow in a cooperative driving car following model[J]. The European Physical Journal B, 2006, 54(4): 503-507.
- [18] LEI Y, SHI Z K. Nonlinear analysis of an extended traffic flow model in ITS environment [J]. Chaos, Solitons and Fractals, 2008, 36(3): 550-558.
- [19] GE H X, DAI S Q, XUE Y, et al. Stabilization analysis and modified Korteweg-de Vries equation in a cooperative driving system [J]. Physical Review E, 2005, 71(6): 66119-66126.
- [20] LI Z P, LIU Y C, LIU F Q. A dynamical model with next-nearest-neighbor Interaction in relative velocity [J]. International Journal of Modern Physics C, 2007, 18(5): 819-832.

(编辑 侯湘)