

文章编号:1000-582X(2009)07-0793-05

植入器件经皮能量传递模型分析

唐治德, 谢迪, 冯骊骁, 吴明鹏

(重庆大学输配电装备及系统安全与新技术国家重点实验室, 重庆 400030)

摘要:通过电磁场有限元分析软件 FEMlab3.3 建立了体导电能量传递模型, 设计了 3 种不同形状的电极以优化电极皮肤接触阻抗来提高充电电流传递效率, 所采用的 Ag 电极具有稳定的电极-电解质界面, 成本低, 可重复使用。通过在体外电极上施加不同等级电压以得到最终结果。根据仿真结果, 在保证人体安全电流情况下, 体导电电流传递效率可达 20% 以上, 能量传递效率在 4%~9% 之间, 不仅远大于无铁芯电磁感应能量传递效率, 而且可以进一步实现体内电池体积小、小型化。

关键词:体导电; 植入电子装置; 电磁场; 能量传递

中图分类号: TM153

文献标志码: A

Energy delivery model for implanted devices

TANG Zhi-de, XIE Di, FENG Li-xiao, WU Ming-peng

(State Key Laboratory of Power Transmission Equipment & System Security and New Technology, Chongqing University, Chongqing 400030, P. R. China)

Abstract: FEMlab3.3 (Finite Element Model Lab) is used to develop an energy delivery model for implanted devices. We designed three different shape electrodes made of Ag to enhance current transmitting efficiency. Several voltages were used for pursuing perfect goal. With the body safety current, we can get the results with a current transmitting efficiency of 20% and the energy delivery efficiency of 4%~9%. It is clear that the high energy delivery efficiency can be obtained and the results provide references for further study of energy delivery through body conduction.

Key words: volume conduction; implantable device; electromagnetic field; energy delivery

对于实用的植入式电子装置来说是一种埋置在生物体或人体内的电子设备, 主要用来测量生命体内生理生化参数的长期变化, 诊断、治疗某些疾病^[1]。由于是“植入式”装置, 所以希望该系统能够长期在体内稳定地工作, 能量的供给单元是系统的核心部分, 它是确保系统长期稳定工作的必要前提条件, 因此能量供给部分是体内系统的一个关键部分。

目前主要有以下几种可采用的能量供给方式:

1) 电池技术; 2) 磁感应技术; 3) 核能技术; 4) 光电池

技术; 5) 热电技术; 6) 生物燃料电池技术; 7) 微发电机技术; 8) 超声换能技术。在植入式电子系统应用中大量采用的供能方式主要是前两种。然而, 电池供电方式最大的缺点就是使用寿命的限制, 电能耗尽后必须通过外科手术进行更换; 经皮肤能量传输方式中的磁感应技术可将丰富的体外电能传递到植入电子器件, 具有广泛的临床应用, 但能量传递效率较低, 并且对附近的医疗设备产生射频干扰^[2-3]。

在人体内存在一种可利用的资源, 皮肤组织中大量的离子型体液 (Ionic Fluid), 当其处在电场中

收稿日期: 2009-03-16

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (50877082)

作者简介: 唐治德 (1958-), 男, 重庆大学教授, 主要从事电工理论与新技术研究, (E-mail) tangzhide@cqu.edu.cn。
欢迎访问重庆大学期刊社 <http://qks.cqu.edu.cn>

时,带电离子做定向运动形成电流这种传递被叫做体导电(Volume Condition)。利用生物组织的体导电特性将丰富的体外电能跨皮肤地传递到植入电子器件的可充电电池,维持植入电子器件长期、稳定、可靠地运行就成为一种新的、有效的能量供给方案^[4-6]。因此,基于以上考虑,笔者设计了体导电能量传递电磁场模型。并分析了基于不同形状的充电电极的能量传递效率。

1 体导电能量传递的电磁场模型

1.1 体导电能量传递模型

用电磁场有限元分析软件 FEMlab3.3 构造的体导电能量传递系统的三维模型如图 1 所示。图 2 是 FEMlab3.3 的四面体有限元网格。

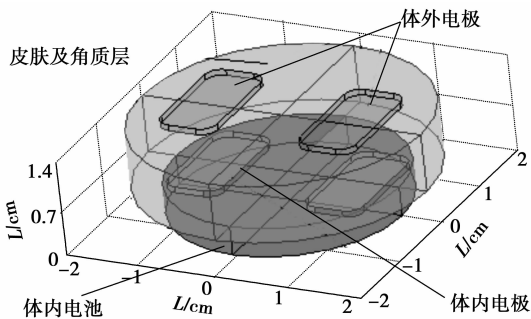


图 1 体导电能量传递三维有限元模型

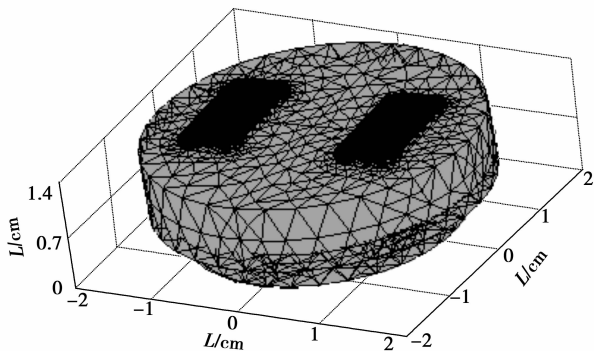


图 2 四面体有限元网格

其中,图 1 上方为 2 块体外电极,中间层为皮肤及角质层,下方为 2 块体内电极和体内电池。首先将外电源施加在体外 2 个电极上,通过皮肤把能量传递到体内 2 个电极,再经过整流器整流后对充电电池充电^[7-8]。

1.2 电极皮肤单元的设计与制作

电极皮肤单元是体导电能量传递模型的重要组成部分^[9-10]。电极皮肤单元的设计目标是在电压比和频率一定的条件下,优化电极皮肤接触阻

抗,在保证流入电流不超过皮肤容许电流的条件下使充电电流及能量传递效率最佳。可提高效率的方法:1)为了减小电极与皮肤的接触阻抗,选择性能良好的电极材料,使电极与皮肤的接触阻抗小。2)皮肤阻抗优化分配,优化电极的几何形状和电极布局。

一种可能的电极是 Ag/AgCl 参比电极,这种电极具有稳定的电极-电解质界面、成本低、可重复使用。在笔者设计和制作的体导电能量传递原型中采用的材料是 Ag/AgCl 电极。

对于皮肤阻抗优化分配,则采用以下 3 种电极几何形状和布局见图 3。

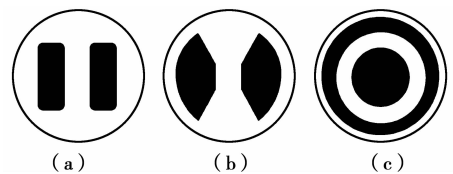


图 3 电极的几何图形

电极的电导率和几何尺寸参数分别见表 1、2。其中,矩形和扇形两电极间中心距为 14 mm,扇形电极扇角为 120°。通过仿真确定体导电能量传递原型的最优电极。

表 1 有限元模型电导率参数 S/m

皮肤及角质层	电极	电池
0.9	61 000	0.3

表 2 有限元模型尺寸参数

名称	尺寸/mm
矩形	1×20×10
扇形	1×φ18
环形	1×φ10×φ18×φ22
水凝胶	10×φ50
电池	4×φ40

2 体导电能量传递的电位方程

在体导电能量传递原理图 1 中,作用在体外电极的交流电压源在皮肤内引起时变电磁场。由电磁场的唯一性定理可知,根据麦克斯韦方程和给定的边值和初始值,可得出唯一解。因此,可用电磁场原理分析体导电能量传递的特性。

有限元法是电磁场数值计算中最常用的方法之一,有限元法是根据变分原理和离散化取得近似解的方法^[11-12]。有限元法不是直接对电磁场的偏微分方程去求解,而是先从偏微分方程边值问题出发,找出一个能量泛函的积分式,并令其在满足第一类边界条件的前提下取极值,即构成条件变分问题。这个条件变分问题是和偏微分方程边值问题等价的。有限元法便是以条件变分问题为对象来求解电磁场问题。

当体导电能量传递系统的交流电压源频率低于 100 kHz 时,电磁波的波长大于 3 000 m,远大于人体的三维尺寸。所以,在皮肤内的时变电磁场简化为静电场和恒定磁场。麦克斯韦方程简化为:

$$\nabla \times \mathbf{E} = 0, \quad (1)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{D} = \rho, \quad (2)$$

式中 \mathbf{D} 、 \mathbf{E} 和 ρ 分别为电位移矢量、电场强度矢量和自由电荷密度标量。

电场强度是无旋场,可表示为电位 φ 的梯度,即

$$\mathbf{E} = -\nabla \varphi. \quad (3)$$

假设生物组织是各向同性的均匀介质,可导出皮肤内的电位 φ 的泊松方程^[13]

$$\nabla^2 \varphi = -\frac{\rho}{\epsilon}, \quad (4)$$

式中: ∇^2 为拉普拉斯算子; ϵ 为介电常数。

如果皮肤内无自由电荷积累 ($\rho = 0$),泊松方程简化为拉普拉斯方程:

$$\nabla^2 \varphi = 0. \quad (5)$$

对于任意三维静电场边值问题,如用电位函数 $\varphi = \varphi(x, y, z)$ 来描述场的分布,则电位 φ 通常应满足以下边值问题。

$$\left. \begin{aligned} \nabla^2 \varphi &= -\frac{\rho(x, y, z)}{\epsilon} \in V, \\ \varphi|_{s_1} &= \varphi_0, \\ \frac{\partial \varphi}{\partial n} \Big|_{s_2} &= 0 \end{aligned} \right\} \quad (6)$$

与此等价的变分问题,以耗散能量形式表示:

$$\left. \begin{aligned} F(\varphi) &= \int_V \frac{\epsilon}{2} [(\nabla \varphi)^2 - \rho \varphi] dx dy dz = \min, \\ \varphi|_{s_1} &= \varphi_0. \end{aligned} \right\} \quad (7)$$

三维场域离散时,剖分单元采用四面体,所采用单元的几何形状,节点个数与其节点的配置情况将取决于插值函数的选择。文中求解域 V 离散成 e 个元素 N 个节点,其能量泛函数 $F(\varphi)$ 可表示为各元素 e 的能量泛函数 $F_e(\varphi)$ 的总和:

$$F(\varphi) = F(\tilde{\varphi}) = \sum_{e=1}^e F_e(\tilde{\varphi}), \quad (8)$$

由此变分问题即被离散化为一个多元二次函数极值问题。在 e 号单元上的插值函数为

$$\tilde{\varphi} = \sum_{k=1}^n N_k \varphi_k =$$

$$[\mathbf{N}]_e^T [\boldsymbol{\varphi}]_e = [\mathbf{N}]^T [\boldsymbol{\varphi}] = \sum_{k=1}^N N_k \varphi_k, \quad (9)$$

式中 N_k 为形状函数, $[\boldsymbol{\varphi}] = [\varphi_1 \quad \varphi_2 \quad \cdots \quad \varphi_{N_0}]^T$ 。其中 $\tilde{\varphi} = [\mathbf{N}]^T [\boldsymbol{\varphi}]$ 为矩阵表达式。将插值函数代入能量泛函:

$$F_e(\varphi) = F(\tilde{\varphi}) = \int_{\omega} \frac{\epsilon}{2} \left[\left(\frac{\partial \tilde{\varphi}}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial \tilde{\varphi}}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial \tilde{\varphi}}{\partial z} \right)^2 - \rho \tilde{\varphi} \right] dx dy dz. \quad (10)$$

对 φ_i 分别求导可得有限元方程:

$$\left[\frac{\partial F_e}{\partial \varphi_i} \right] = [\mathbf{K}]^e [\boldsymbol{\varphi}] - [\mathbf{P}]^e = [0] \quad (i = 1, 2, \dots, n), \quad (11)$$

n 为单元节点数。

对于边界条件设置来说,虽然产生电场、磁场的场源-电荷、电流-时间变化,但是在每个瞬间,场量服从静电场和恒定磁场的规律。这样可简化电势方程的边界条件设置。为了使体外和体内具有公共参考电位,简化计算,边界条件设置如图 4 所示,图中电池内阻 R_2 由电池的材料体电阻模拟。

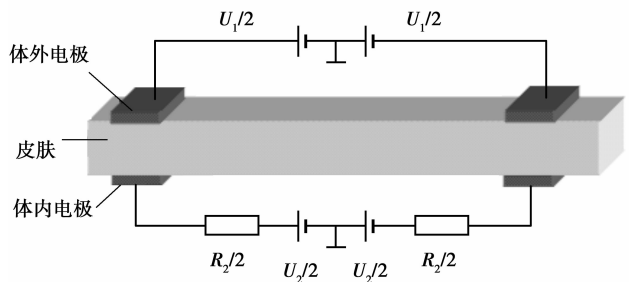


图 4 边界条件设置

所以,问题归结为解给定边值条件的泊松方程或拉普拉斯方程确定电位 φ ; 根据 $\mathbf{E} = -\nabla \varphi$ 和 $\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E}$ 求电流密度 \mathbf{J} ; 最后计算皮肤的电流传递效率及其他特性:

$$\eta_l = \frac{I_2}{I_1}, \quad (12)$$

其中 I_1 和 I_2 分别为体外和体内电极表面上的电流强度

$$I_{1,2} = \iint \mathbf{J} \cdot d\mathbf{S}_{1,2}. \quad (13)$$

3 电磁场模型仿真结果及分析

笔者用 FEMlab3.3 软件构造的体导电能量传递系统的三维模型。其中,皮肤用水凝胶模拟,皮肤阻抗会随着频率的增大而减小。当频率 $f=1$ kHz 时,电极皮肤接触阻抗取值为 1 k Ω (取值在 $200\sim 2\ 000\ \Omega$ 之间) [14-15]。体内电池用材料的体电阻和开路电压 (取定值 $U_2 = 1.5$ V) 模拟。当选取矩形电极并取 $U_1=4$ V 时, FEMlab3.3 的计算结果如图 5 所示。

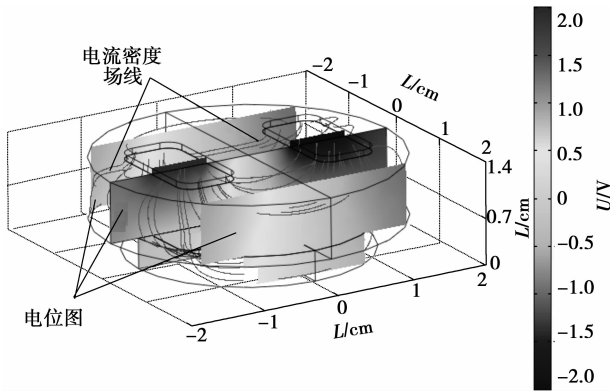


图 5 电位图和电流密度场线

图 6-11 是 3 种不同形状的电极在外加信号源频率为 1 kHz, 电压在 $2\sim 10$ V 时体内外电极电流大小、电流及能量传递效率图。其中 η_1 和 η_2 分别为电流和能量传递效率。

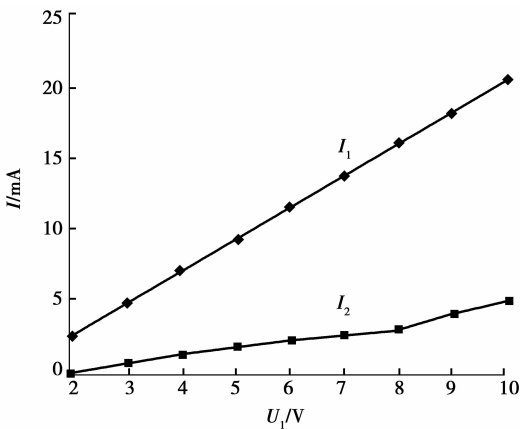


图 6 体内外电极电流大小(矩形)

由以上几组图可以看出,对 3 种不同形状的电极,当外加电压在 $4\sim 9$ V 时,在体外电极电流小于 20 mA 的人体安全电流下,电流传递效率可达 20% 以上,能量传递效率在 $4\%\sim 9\%$ 之间。并且,当取外加电压为 4 V 时不仅可以获得较高的电流传递效率,同时也能获得最大的能量传递效率。文献 [16] 指出:当植入电子器件采用无铁芯耦合线圈,

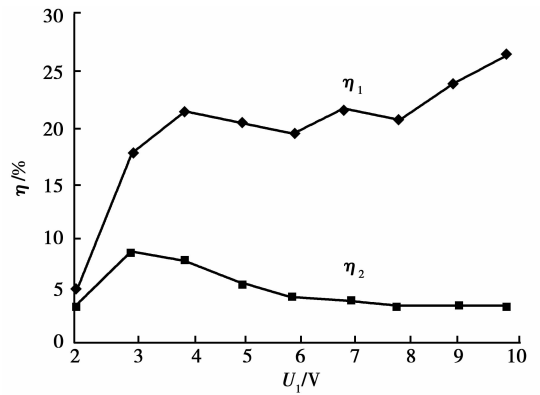


图 7 电流及能量传递效率(矩形)

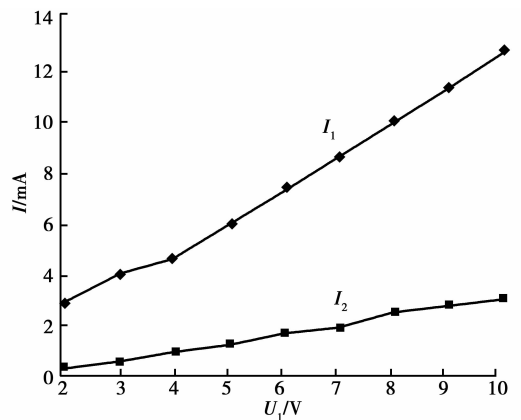


图 8 体内外电极电流大小(扇形)

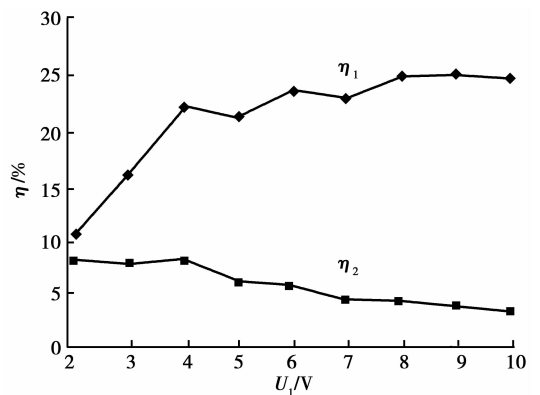


图 9 电流及能量传递效率(扇形)

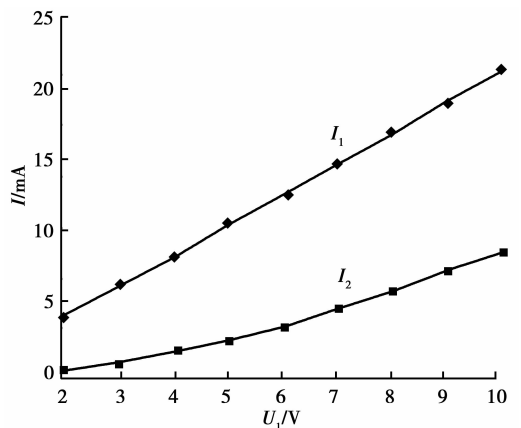


图 10 体内外电极电流大小(环形)

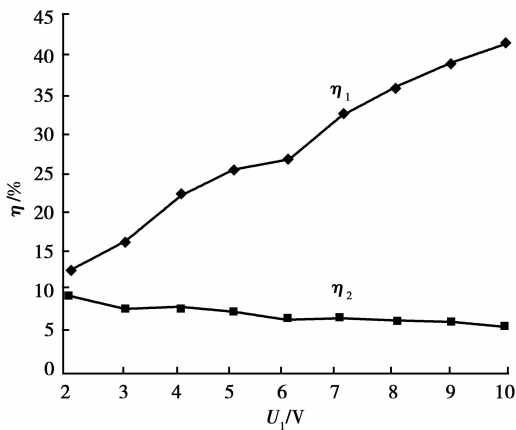


图 11 电流及能量传递效率(环形)

通信频率为 418 MHz 时,通过磁感应耦合将电能从体外传递到体内的能量变换效率仅为 0.006%。

4 结 语

阐述了利用体导电将体外电能传递到体内充电电池的方法,并进一步提出了建立电磁场模型对其进行仿真与分析,以及设计了不同形状的电极研究其能量传递效率。使其看到这是一种有效的充电方法。由于能量传递效率的提高,对于植入式电子器件来说,不仅可以为病人减轻在充电过程中的痛苦,也可以进一步实现体内电池体积小型化。

对于电极的选择上,可以看到矩形和扇形电极在保证人体安全电流的前提下,都有稳定的电流传递效率和较高的能量传递效率,因此可以确保体内植入系统长期稳定的工作。

参考文献:

- [1] STIEQLITZ T, SCHUETTER M, KOCH K P. Implantable biomedical microsystems for neural prostheses[J]. *Engineering in Biology Magazine*, 2005, 24(5): 58-65.
- [2] JUSTIN G A, ZHANG Y Z, SCLABASSI R J, et al. Biofuel cells as a possible power source for implantable electronic devices[C]// *Proceedings of the IEEE 30th Annual Northeast Bioengineering Conference*, April 17-18, 2004, Springfield, MA, USA. Springfield: [s. n.], 2004:45-46.
- [3] LEE S Y. VLSI implementation of wireless power and data transmission circuits for micro-stimulator[C]// *2003 International Symposium on VLSI Technology, Systems, and Applications*, Oct 6-8, 2003, Miami, Florida, USA. Miami: [s. n.], 2003:164-167.
- [4] YAO N, LEE H N, SCLABASSI R J, et al. Low power digital communication in implantable devices

using volume conduction of biological tissues[C]// *International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Aug 30-Sept 3, 2006, New York, USA. New York: IEEE, 2006:6249-6252.

- [5] YAO N, LEE H N, CHANG C C, et al. A power-efficient communication system between brain-implantable devices and external computers[C]// *29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, August 23-26, 2007, Lyon, France. [S. l.]: IEEE, 2007: 6588-6591.
- [6] SUN M, GILBERT G R, LI D L, et al. Transmitting information and delivering power to implantable devices by volume conduction[C]// *Proceedings of the 11th Annual Conference of the American Telemedicine Association*, May 7-10, 2006, San Diego, CA. [S. l.]: IEEE, 2006:522-527.
- [7] TANG Z D, SUN C X, SCLABASSI R J, et al. Circuit model of battery recharging by volume conduction[C]// *Proceedings of 32nd Annual Northeast Bioengineering Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, April 1-2, 2006, Easton, PA. [S. l.]: IEEE, 2006:123-124.
- [8] TANG Z D, SUN C X, SCLABASSI R J, et al. Transcutaneous battery recharging by volume conduction and its circuit modeling[C]// *International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Aug 30-Sept 3, 2006, New York, USA. New York: IEEE, 2006:644-647.
- [9] GABRIELY S, LAU R W, GABRIEL C. The dielectric properties of biological tissues: II. measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 1996, 41(11):2251-2269.
- [10] COSTON A F, JOHN K J. Transdermal drug delivery: a comparative analysis of skin impedance models and parameters[C]// *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Sep 17-21, 2003, Cancun, Mexico. [S. l.]: IEEE, 2003: 2982-2985.
- [11] 顾嗣扬. 三维心电场的有限元仿真方法: 心电场仿真三维模型的理论基础[J]. *生物医学工程学杂志*, 1997, 14(4):324-326.

GU SI-YANG. Three-dimensional cardiac simulation model of finite element: theoretical basis of cardiac simulation of 3D model[J]. *Journal of Biomed Engineering*, 1997, 14(4):324-326.

(下转第 808 页)

- MEI SONG-HUA, SHENG QIAN, LI WEN-XIU, et al. Research advances in surface and rock-mass movement [J]. Chinese Journal of Rock Mechanics and Engineering, 2004, 23(sup1): 4536-4538.
- [5] SINGH R O, YADAV R N. Prediction of subsidence due to coal mining in Raniganj coalfield, West Bengal, India [J]. Engineering Geology, 1995, 39 (1/2): 103-111.
- [6] AMBROZIC T, TURK G. Prediction of subsidence due to underground mining by artificial neural networks [J]. Computers & Geosciences, 2003, 29 (5): 627-637.
- [7] 郝延锦, 吴立新, 戴华阳, 等. 用弹性板理论建立地表沉降预计模型[J]. 岩石力学与工程学报, 2006, 25(增1): 2958-2961.
- HAO YAN-JIN, WU LI-XIN, DAI HUANG-YANG, et al. Establishing a ground settlement prediction model with elastic slab theory [J]. Chinese Journal of Rock Mechanics and Engineering, 2006, 25 (sup1): 2958-2961.
- [8] 薛守义. 弹性力学[M]. 北京: 中国建材工业出版社, 2005.
- [9] 郝延锦, 戴华阳, 周文国, 等. 大采深全断面地表沉降预测模型[J]. 采矿与安全工程学报, 2006, 25(4): 494-497.
- HAOYAN-JIN, DAI HUANG-YANG, ZHOU WEN-GUO, et al. Study ground subsidence prediction model for full section and deep mining [J]. Journal of Mining & Safety Engineering, 2006, 25(4), 494-497.
- [10] 徐阳, 杨兴云. 空间解析几何及其应用[M]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学出版社, 2006
- [11] 谢飞鸿, 王锦山, 尹伯悦, 等. 开挖沉陷地表变形可视化计算分析系统研究[J]. 岩石力学与工程学报, 2005, 24(7): 1202-1206.
- XIE FEI-HONG, WANG JIN-SHAN, YIN BO-YUE, et al. A visual calculation analysis and evaluation system for mining induced surface subsidence [J]. Chinese Journal of Rock Mechanics and Engineering, 2005, 24(7): 1202-1206.
- [12] 陈大才, 王容生, 邓学举, 等. 喻家碛矿区地表移动规律分析[J]. 煤矿开采, 1999, 37(4): 62-64.
- CHEN DA-CAI, WANG RONG-SHENG, DENG XUE-JU, et al. The law of the ground movement of Yujiabian coal mine [J]. Journal of coal mining, 1999, 37(4): 62-64
- [13] 曹树刚, 刘延保, 黄昌文, 等. 近水平煤层开采地表移动规律研究[J]. 采矿与安全工程学报, 2006, 23(1), 74-77.
- CAO SHU-GANG, LIU YAN-BAO, HUANG CHANG-WEN, et al. Study into the rule of surface movement in flat seam exploitation [J]. Journal of Mining & Safety Engineering, 2006, 23(1), 74-77.
- [14] 刘玉成, 曹树刚, 刘延保. 缓倾斜煤层矩形采空区地表沉陷盆地模型[J]. 中国矿业, 2008, 17(6) 73-76.
- LIU YU-CHENG, CAOSHU-GANG, LIU YAN-BAO. The subsidence basin model under rectangular goaf due to mining gentle-inclined coal seam [J]. Journal of China Mining Magazine, 2008, 17(6) 73-76.
- [15] 杨守国. 矿山地表移动预计系统及其在铁山南煤矿中的应用研究[D]. 重庆: 重庆大学, 2003.

(编辑 赵 静)

(上接第 797 页)

- [12] 宋燎原, 王平, 张海峰, 等. 静态电磁场边值问题计算方法[J]. 大学物理, 2007, 16(8): 23-26.
- SONG LIAO-YUAN, WANG PING, ZHANG HAI-FENG, et al. Analysis methods of static electromagnetic field problems [J]. College Physics, 2007, 16(8): 23-26.
- [13] SUN M, WESSEL B L, ROCHE P A, et al. Computer simulation of volume conduction based data communication channel for neuroprosthetic devices [C] // 2nd International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering, March 16-19, 2005, New York, USA. [S. l.]: IEEE, 2005: 426-429.
- [14] ROSELL J, COLOMINAS J, PERERI U, et al. Skin impedance from 1 Hz to 1 MHz [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1998, 35(8): 649-652.
- [15] ISRAEL Z C, AGUST M E, CARLOS A S. Measurement of skin-electrode impedance for a 12-lead electrocardiogram [C] // 2005 2nd International Conference on Electrical and Electronics Engineering, Sep 7-9, 2005, Mexico City, Mexico. [S. l.]: IEEE, 2005: 193-195.
- [16] SCANLON W G, BURNS J B, EVANS N E. Radiowave propagation from a tissue-implanted source at 418 MHz and 916.5 MHz [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2000, 47(4): 527-534.

(编辑 李胜春)