

文章编号:1000-582X(2010)09-056-06

植入医学器件的电能供给及电磁场仿真

唐治德,吴明鹏,余小闯,金 幸,张海波,何志成

(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 400044)

摘 要:利用生物皮肤的电特性,通过皮肤对体内植入式医学电子器件的电池进行充电展开研究。采用有限元法建立体导电能量传递数学模型,通过软件 FEMlab 3.3 建立其场域数值模型,输入信号使用交流电压。在仿真中,进行了模型的频率特性测试,设计了 4 种不同形状的电极,并以圆柱形电极为例,分别改变电极截面面积和电极之间的距离来优化电极的形状与布局。仿真结果表明,在保证人体安全电流的前提下,体导电电流传递效率可达 30% 以上。

关键词:体导电;植入医学电器;电磁场;能量传递;电能供给

中图分类号:TP212.3

文献标志码:A

Power supply and electromagnetic simulation of implantable medical devices

TANG Zhi-de, WU Ming-peng, YU Xiao-chuang, JIN Xing, ZHANG Hai-bo, HE Zhi-cheng

(State Key Laboratory of Power Transmission Equipment & System Security and New Technology, Chongqing University, Chongqing 400044, P. R. China)

Abstract: It is studied how to charge the battery of the implanted medical device through the skin according to its bio-electrical characteristics. Energy delivery model of volume conduction is created by FEMlab 3.3 (Finite Element Model Lab), using AC voltage as the input. In simulation, the frequency characteristic of the model is tested, and then 4 different shapes of electrodes are designed. Taking cylindrical electrode for example, the shape and layout of electrode are optimized by changing the electrodes' cross-section areas and the distance between the electrodes. According to the simulation results, current transmitting efficiency can reach above 30% under the premise of ensuring human security.

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

植入医学电子器件是一种植入在人体或生物体内的电子设备,其主要是用于长期检测人体或生物体内的生理生化参数的变化,以此用来诊断和治疗某些疾病^[1]。由于此种装置是通过手术而植入在人体或生物体内的,而众所周知,电子装备是需要长期电能的供给才能运行的设备,因此能量供给技术便

是限制植入器件使用寿命的关键因素。然而,受人体或生物体内的环境限制,医生和患者都希望植入式医疗电子器件的体积尽可能小。而不管是哪一种植入式医疗电子设备,几乎一半的体积又是被内部电池占用了的。由此可知,电源技术不仅为植入医学电子器件可靠运行提供必要的能量保障,而且是

收稿日期:2010-04-10

基金项目:国家自然科学基金资助项目(50877082);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资助项目(2007DA10512709303)

作者简介:唐治德(1958-),男,重庆大学教授,主要从事生物医学工程、医学图像处理、微电子技术的研究,(E-mail) tangzhide@cqu.edu.cn。

影响其功能、小型化、寿命的主要因素之一。直到现在,见诸各文献刊登报道的植入医学电子器件的供电方法有:1) 电池技术;2) 核能技术;3) 热电技术;4) 磁感应技术;5) 超声换能技术;6) 微电机技术;7) 光电池技术;8) 生物燃料电池技术^[3]。在植入医学电子器件应用中,采用率最高的供能方式主要是电池技术和磁感应技术,其他各种技术不但结构复杂、体积笨重较大。虽然磁感应技术的供电方式可将体外电能通过皮肤传递到体内植入式医学电子器件,且具有广泛的临床应用。但该方式的能量传递效率较低,并且会对附近的医疗设备产生射频干扰^[3-4],而它的体内感应线圈也是妨碍植入器件微型化的一大障碍。然而,同样运用非常广泛的电池供电方式的最大问题就是使用寿命受到限制,即当系统电能耗尽后,必须通过外科手术对电池进行更换。例如心脏起搏器,锂离子电池的理论设计寿命是5~7年,但实际寿命是2~5年。另一方面,植入电池占总体积的比例超过50%,是妨碍植入器件微型化的关键因素^[6]。

在人体皮肤组织中,存在着大量的离子型体液,它可在电场中做定向运动而形成电流,利用这种资源实现能量传递被称做体导电(Volume Conduction)。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式医学电子器件的可充电电池,维持其长期、稳定、可靠地运行就成为一种新型、有效而稳定的能量供给方案^[5]。该方案不但能够避免多次手术更换电池,而且能够很大程度上减小植入器件的体积。目前体导电能量传递技术已经使电路技术及实验得到了有效的论证,并有了国外体导电数据通信的基础。但目前体导电直流传递效率较低,且电极极化效应使电极皮肤的接触阻抗较大,尚未形成一套有效的电极形状的设计及电极皮肤布局的方案。考虑离子型导电的特点和电极极化效应,体导电能量传递系统的电流类型应为交流电流。必须在体外电极上施加交流电压源,同时,在体内电极与植入式医学电子器件之间插入整流器^[6],通过整流器对体内电池充电。出于人体安全考虑,在无限长时间充电下,充电电流在1.7 mA以下,人体基本无知觉^[7]。综合以上考虑,笔者设计了体导电能量传递电磁场模型并使用交流激励电源。分析了激励电源的频率对能量传递的影响并优化了电极的几何形状及其布局,找出电流传递效率与他们的关系,从而为有效提高体导电电流传递效率提供理论依据。

1 体导电能量传递的电势方程

在电磁场数值计算中,最常用的方法之一是有限元法,它是一种根据变分原理来求解数学物理问题的一种数值计算方法。它不是直接求解偏微分方程,而是通过网络剖分和单元插值,将连续媒质中的变分问题离散化为有限个变量的多元函数极值问题,通过求解代数方程组得到该数学物理问题的数值解。

如体导电能量传递原理图1中所示,施加在体外电极上的交流电压信号源在皮肤内引起时变电磁场。根据电磁场的唯一性定理可知,由麦克斯韦方程和给定的边值和初始值,可得出唯一解。因此可以用电磁场原理来分析体导电能量传递的特性。

在无远流的情况下,麦克斯韦方程的微分形式为

$$\begin{cases} \nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J}_c + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t}, \\ \nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t}, \\ \nabla \cdot \mathbf{B} = 0, \\ \nabla \cdot \mathbf{D} = \rho. \end{cases}$$

在体导电能量传递系统中,当体外电极所施加的交流电压频率低于100 kHz时,其在体内引起的时变电磁场的电磁波的波长将大于3 km,其远远超过了人体的三维尺寸。因此皮肤内的时变电磁场可简化为静电场和恒定磁场。于是麦克斯韦方程简化为

$$\begin{cases} \nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J}_c, \\ \nabla \times \mathbf{E} = 0, \\ \nabla \cdot \mathbf{B} = 0, \\ \nabla \cdot \mathbf{D} = \rho. \end{cases}$$

式中: \mathbf{D} 、 \mathbf{H} 、 \mathbf{J}_c 、 \mathbf{E} 、 \mathbf{B} 和 ρ 分别为电位移矢量、磁场强度矢量、导电媒质中的电流密度矢量、电场强度矢量、磁感应强度矢量和自由电荷密度标量。

由此可知,电场强度属于无旋场,可以用电势 φ 的梯度来表示,即 $\mathbf{E} = -\nabla\varphi$ 。如果再假设人体及生物的组织是各向同性的均匀介质,由此便可导出皮肤内的电势 φ 的泊松方程为

$$\nabla^2 \varphi = -\frac{\rho}{\epsilon},$$

该式中 ∇^2 和 ϵ 分别为拉普拉斯算子和介电常数。如果皮肤内没有自由电荷的积累,即 $\rho=0$,此时泊松方程便可以简化为拉普拉斯方程:

$$\nabla^2 \varphi = 0.$$

在处理任意的三维静电场的边值问题时,可以用电位函数 $\varphi = \varphi(x, y, z)$ 来描述场的分布。在对三

维场域进行离散时,剖分单元采用四面体。其中单元的几何形状、节点个数与其节点的配置情况将取决于所选择的插值函数。在本文中,将求解域 V 离散成 e_0 个元素和 N_0 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,即 $F(\varphi) = F(\bar{\varphi}) = \sum_{e=1}^{e_0} F_e(\bar{\varphi})$ 上述中,电位 φ 通常应满足以下边值问题。

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

与此等价的变分问题,以耗散能量形式表示:

$$\begin{cases} F(\omega) = \int_v \frac{\epsilon}{2} [(\nabla^2 \varphi)^2 - \rho\varphi] dx dy dz = \min, \\ \varphi|_{s_1} = \varphi_0. \end{cases}$$

从而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

$$\bar{\varphi} = \sum_{k=1}^n N_k \varphi_k = [N]^T_e [\varphi]_e = [N]^e T [\varphi] = \sum_{k=1}^{N_0} N_k \varphi_k,$$

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

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

对 φ_i 分别求导便可得有限元方程:

$$\left[\frac{\partial F_e}{\partial \varphi_i} \right] = [K]^e [\varphi] - [P]^e = [0] \quad (i = 1, 2, \dots, n_0),$$

其中 n_0 为单元节点数。

如前所述,人体内的时变电磁场可简化为静电场和恒定磁场,因此也简化了电势方程的边界条件设置。为了更进一步的简化计算,可以对体内设置公共参考电位,如图 1 所示,其中由体内材料的体电阻模拟电池内阻 R_2 。

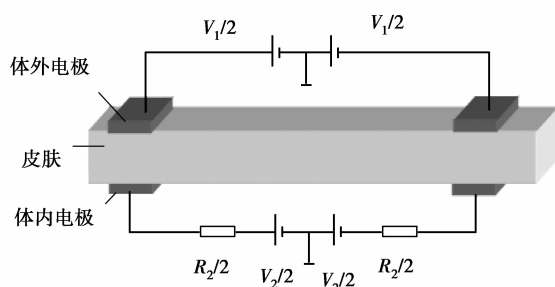


图 1 边界条件设置

计算皮肤的电流传递效率为

$$\eta_i = \frac{I_2}{I_1},$$

其中, I_1 为通过体外电极切面的电流, I_2 为通过体内电极切面上的电流强度,其积分式为: $I_{1,2} = \iint J \cdot dS_{1,2}$ 。

2 体导电能量传递的电磁场模型

2.1 建立体导电能量传递模型

图 2 是使用电磁场有限元软件 FEMlab3.3 建立的体导电能量传递的三维电磁场模型图。其中,上边两块小圆柱体模拟体外电极,与之相接触的最大圆柱体模拟皮肤组织层,接着两块与外电极同样大小的圆柱体为镶在电池两极的体内电极,并与皮肤组织层下层紧密接触,最下边为模拟体内电池内阻的圆柱体。各块均设置以相应的电特性参数模拟。图 3 是该模型图的四面体有限元栅格图。

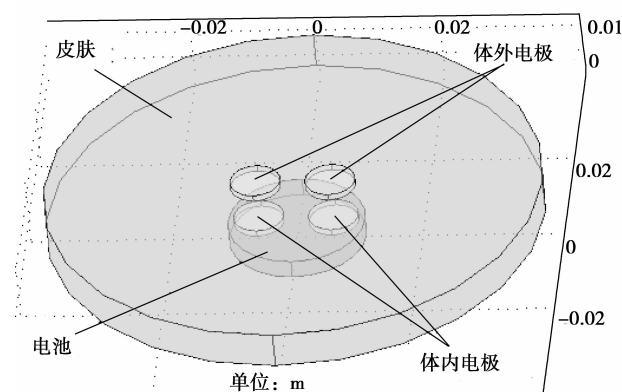


图 2 体导电能量传递三维有限元模型

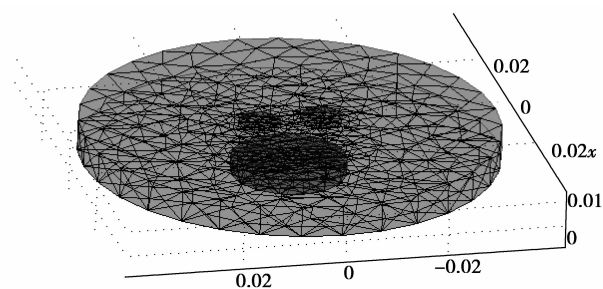


图 3 四面体有限元栅格

系统激励电源施加在体外两个电极上,经过皮肤和体内两个电极,再经过整流器将能量传递到体内电池实现充电^[8-9]。

2.2 电极-皮肤单元的设计

在体导电能量传递模型中,电极皮肤单元是重要的组成部分。通过在外电极上施加交流电压进行仿真计算。电极皮肤单元的设计方案为:1)在外电极上施加的电压一定的条件下,通过测试频率变化对充电电流传递效率的影响,得出最佳充电电压频率。2)在外电极上施加的电压源及其频率一定,同时保证通过皮肤的电流不超过皮肤容许电流的条件下,优化电极皮肤接触阻抗,使系统的充电电流及充电电流传递效率最佳。优化的方法:一是通过选择性能良好的电极材料,减小电极与皮肤的接触阻抗。一种可能的电极材料是(Ag/AgCl),它具有稳定的电极-电解质界面,且成本低,可重复使用。二是通过优化电极的几何形状和电极布局,对皮肤阻抗进行分配优化。为了进行分配优化,笔者设计了 4 种电极形状及其布局,如图 4 及表 2。

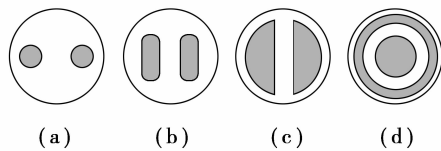


图 4 电极的几何图形

人体皮肤的电特性如图 5,皮肤、电极和电池的电导率及介电常数和几何尺寸参数分别见表 1-2。表 1 中皮肤单元的数据由图 5 所得。通过软件 FEMlab 3.3 仿真确定最佳体导电能量传递原型的电极布局。

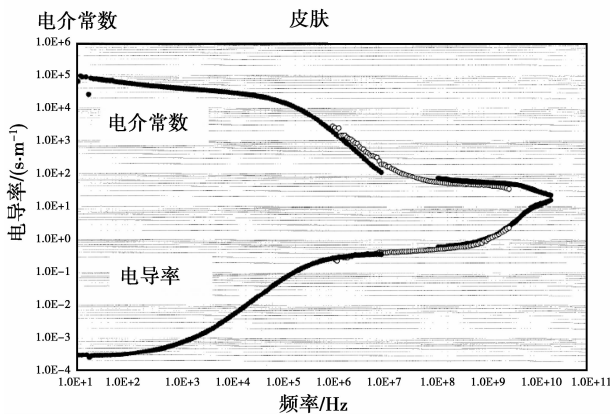


图 5 皮肤的电介常数和电导率特性^[12]

其中,为了便于不同电极形状之间的比较,4 种形状的电极的极边距离均为 4 mm,且扇形的圆心角为 180°。

表 1 有限元模型各单元电导率和介电常数

模型单元名称	频率	电导率 / (S · m ⁻¹)	介电常数
皮 肤	10	0.000 5	100 000
	100	0.000 5	80 000
	500	0.000 7	20 000
	1 000	0.000 8	50 000
	5 000	0.001	45 000
	10 000	0.006	40 000
	100 000	0.08	20 000
电 极	1 000 000	0.3	2 000
		50 000	
电 池		0.9	

表 2 有限元模型尺寸参数

模型单元形状	尺寸:厚度×直径(宽×长)/mm
圆形柱体电极	1×φ 8
矩形柱体电极	1×6×8.4
扇形柱体电极	1×φ 5.7
环形柱体电极	1×φ 4×φ 8×φ 9
圆形柱体皮肤	6×φ 40
圆形柱体电池	3×φ 11

3 仿真结果及分析

笔者使用有限元软件 FEMlab 3.3 构造系统的三维模型。由图 5 中皮肤的电介质特性得各频率点的取值,材料的体电阻模拟体内电池内阻,如表 1 所示。当选取圆柱形做电极形状,并取 $f=5\ 000\ \text{Hz}$, $V_1=5.7\ \text{V}$ 时,软件 FEMlab 3.3 的计算结果如图 6 所示。

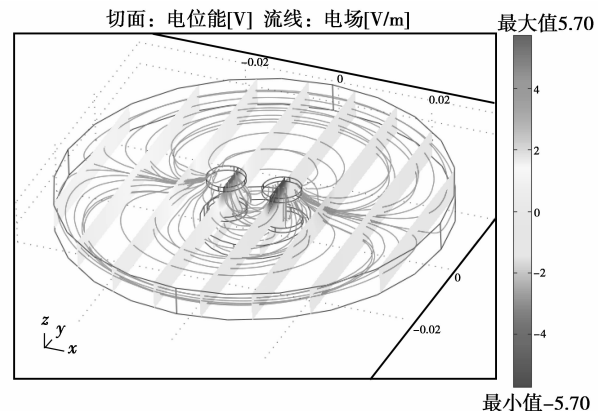


图 6 电势图和电流密度场线

当外加信号源电压 $V_1 = 5.7 \text{ V}$ 不变, 改变信号的频率, 体内外电极电流的大小、电流传递效率如图 7 所示。由图可知: 当电压源信号的频率在 $100 \sim 5\,000 \text{ Hz}$ 之间变化时, 电流传递效率增加很快; 在低于 100 Hz 和高于 $5\,000 \text{ Hz}$ 时, 电流传递效率虽然增加, 但已很缓慢, 这时候的信号频率已经不是改变电流传递效率的主要因数了; 在整个频率段上, 体内外电极上的电流均随频率的增加而增加 (I_1 、 I_2 为有效值)。

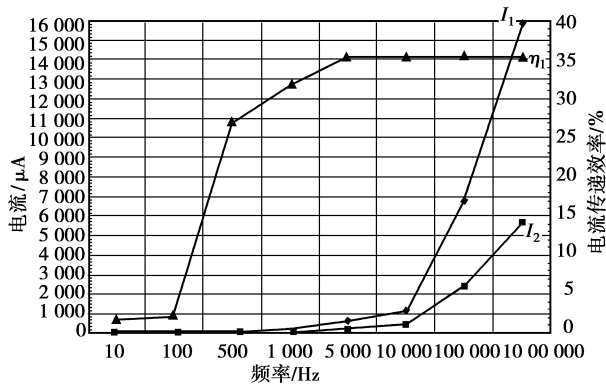


图 7 电流传递效率的频率特性

当外加电压信号 $V_1 = 5.7 \text{ V}$, 信号频率为 $f = 5\,000 \text{ Hz}$ 时, 由 FEMlab3.3 计算出 4 种形状电极的模型的传递电流和传递电流效率如表 3 所示。由表可知, 在电压频率一定时, 圆形电极的电流传递效率较高, 且传递电流也较高。

表 3 不同电极形状能量传递比较

电极形状	$I_1/\mu\text{A}$	$I_2/\mu\text{A}$	$\eta_1/\%$
圆形柱体	624	220	35.2
矩形柱体	613	207	33.7
扇形柱体	596	186	31.2
环形柱体	85	34	4.0

使用圆形电极作为测试电极皮肤接触阻抗模型。保持电极极边距离 $d = 4 \text{ mm}$ 不变, 仅改变电极水平切面半径 r 。得到图 8 的内外电极电流和电流传递效率图。由图可知: 随着电极截面增大, 电极电流和电流传递效率均增加。但是半径 r 过大, 则会导致电极电流过大, 会超过皮肤允许电流, 且当 r 大于 6 mm 时, 电流传递效率变化已经很小了。因此电极截面不宜过大, 但也不能太小, 截面过小则会电极电流太小, 从而降低了能量传递效率。

取电极半径 $r = 5 \text{ mm}$, 电压 $V = 5.7 \text{ V}$, 频率 $f = 5\,000 \text{ Hz}$, 改变电极极边的距离, 得出系列电极电流和相应电流传递效率如图 9 所示。由图可

知: 电极电流传递效率增加, 通过电极的电流也略有所改变, 但都变化不大。

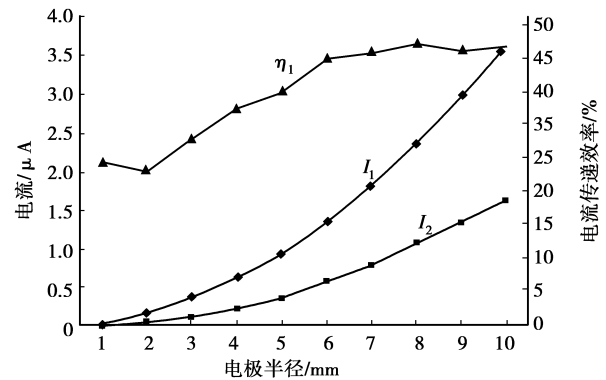


图 8 电极截面对传递电流的影响

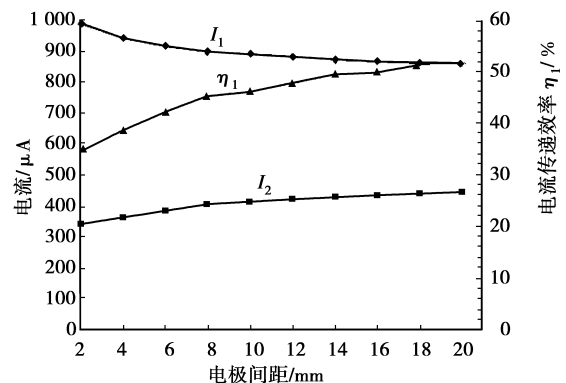


图 9 电极边距对能量传递的影响

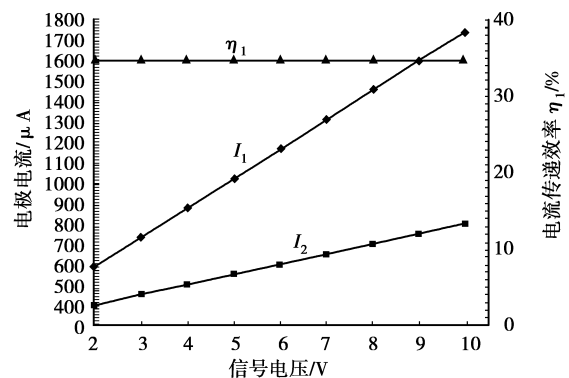


图 10 圆柱形电极模型的能量传递的电压特性

保持电极半径 $r = 5 \text{ mm}$, 电压信号频率 $f = 5\,000 \text{ Hz}$, 电极边距 $d = 4 \text{ mm}$ 不变, 改变电压信号有效值, 测得圆柱形电极模型的体导电能量传递的电压特性如图 10 所示。由图可知: 改变电压幅值对电流传递效率几乎无影响, 但是流过电极的电流随着电压的增加而增大, 因此, 为了防止电流烧伤皮肤, 所加电压不能过大。

4 结 论

通过建立体导电能量传递的电磁场数学模型,使用软件 FEMlab 3.3 构造出体导电能量传递系统的三维模型,并进行了仿真计算分析。分别测试了模型的频率特性,电极的形状选择及电极的布局,模型的电压特性。分析得出以下结论:

1) 采用圆形柱体电极能得到较高的传递电流和电流传递效率。

2) 频率较低时,传递电流及传递电流效率与频率的大小成正比,但当电压频率大于 5 000 Hz 时,传递电流效率增加已经非常缓慢,传递电流依然增加快速,为了避免电流对皮肤的烧伤,频率不宜采用过大。

3) 传递电流和传递电流效率与电极截面积的大小成正比。但当界面半径大于 7 mm 后,电流传递效率增加已平缓,外电极电流增加依然快速。同样,为了保护皮肤,电极截面也不宜过大。

4) 电极间距的改变对电极电流改变甚微;当电极间距很小时,电流传递效率会随电极间距的增加而较快增大,但当电极间距接近 2 cm 时,电流传递效率已趋于平缓。

5) 充电电压的大小对电流传递效率无影响,但体内外电极电流会随着充电电压幅值的增加而增大,为了防止皮肤被电流烧伤,充电电压不能过大。

可以看出,这是一种有效的对植入式医学电子器件电池供电的方式,稳定而可靠,能得到较高的电流传递效率。不仅可以打破常规的用手术的方式更换电池而减轻病人的痛苦,还可进一步实现植入式医学电子器件的电池体积的微型化。

参考文献:

- [1] SUN M G, WESSEL B L, LIANG W, et al. A volume conduction antenna for implantable devices [C] // Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS September 17-21, 2003, Cancun, Mexico. [S. l.]: IEEE, 2003: 3356-3359.
- [2] 韩君. 植入式医疗电子设备的供电电源[J]. 医疗设备信息, 2007, 22(11): 47-49.
HAN JUN. Power supply of implantable medical electronic devices[J]. Information of Medical Equipment, 2007, 22(11): 47-49.
- [3] RUOHONEN J, RAVAZZANI P, NILSSON J, et al. A volume-conduction analysis of magnetic stimulation of peripheral nerves[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1996, 43(7): 669-678.
- [4] WESSEL B L, SCLABASSI R J, ROCHE P, et al. Analytical and numerical optimization of an implantable volume conduction antenna [D]. USA: University of Pittsburgh, 2004.
- [5] SUN M G, MICKLE M, LIANG W, et al. Data communication between brain implants and computer[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2003, 11(2): 189-192.
- [6] 唐治德. 植入电子器件的体导电能量传递原理及方法研究[D]. 重庆: 重庆大学, 2007.
- [7] 韩云科. 关于人体的安全电压与安全电流的探索[J]. 吉林农业大学学报, 1987, 3(9): 79.
HAN YUN-KE. Research on secure voltage and secure current for human body[J]. Journal of Jilin Agricultural University, 1987, 3(9): 79.
- [8] MADELEINE M, STOYKOV N S, JULIUS P S, et al. Volume conduction in an anatomically based surface EMG model[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2004, 51(12): 2147-2138.
- [9] SUN M G, DA L L, ZHA O L J, et al. Biological resources within the human body can be used to operate neural implants[C] // 2005 First International Conference on Neural Interface and Control Proceedings, May 26-28, 2005, Wuhan, China. [S. l.]: IEEE, 2005: 52-35.
- [10] 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 Biomedical Engineering, 1997, 14(4): 342-326.
- [11] 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.
- [12] SHEN Q, JIANG D Z. Nonlinear model of nerve fiber's electrical stimulation[C] // Proceedings of the 22ed Annual EMBS International Conference, July 23-28, 2000, Chicago IL, USA. [S. l.]: IEEE, 2000: 1112-1115.
- [13] VOLDMAN J, GRAY M L, SCHMIDT M A. Microfabrication in biology and medicine[J]. Annual Review of Biomedical Engineering, 1999, 401/425(8): 203-231.

(编辑 王维朗)