

微弱电流耦合信号在人体上臂传输的建模与分析*****☆◆△

高跃明^{1,2,3}, 潘少恒^{2,3}△, 麦炳源^{2,3}△, 韦孟宇^{2,3}△, 杜民^{1,2}

Model establishment and analysis of feeble current coupling signal transmitting through human limb

Gao Yue-ming^{1,2,3}, Pan Sio-hang^{2,3}△, Mak Peng-un^{2,3}△, Vai Mang-i^{2,3}△, Du Min^{1,2}

Abstract

BACKGROUND: Research the features of feeble coupling current signal transmitting through the human body based on the conductive character of the human tissues is important for the charging and communicating of the implantable medical devices. **OBJECTIVE:** To analyze the distribution and attenuation when the feeble current coupling signal transmitting within the human limb. **METHODS:** The human limb was abstracted to a four layers cylinder, including the skin, fat, muscle and bone. The quasi-static model was formed and analyzed via the finite element method. The simulation and the *in vivo* experiment were carried out to insight the distribution of the current density and compare decay rate of potential on body surface with the simulation results. **RESULTS AND CONCLUSION:** The simulation results indicated that the muscle was the major path of the coupling current, the part of current in the skin was increasing with the frequency and the conductive current was much more than the displace current. However, the displace current increased while the frequency increasing, yet the conductive current decreased. Moreover, the current density in the wet skin was greater than the dry skin case. The attenuation of the body surface had a high pass filter character with the frequency. And the capacity effect of the tissues had obvious influence on the attenuation. Finally, the *in vivo* experiment matched well with the simulation results.

Gao YM, Pan SH, Mak PU, Vai MI, Du M. Model and analysis of feeble current coupling signal transmitting through human limb. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu*. 2011;15(52):9738-9741. [http://www.crter.cn http://en.zgckf.com]

摘要

背景: 基于人体组织的导电特性, 研究微弱电流耦合信号在人体内的传输特性, 对实现植入式医疗仪器的人体充电和通信具有重要意义。

目的: 分析微弱电流耦合信号在人体上臂的分布及衰减情况。

方法: 将人体上臂抽象成由皮肤、脂肪、肌肉、骨骼 4 层组织构成的同心圆柱体, 采用有限元方法建立微弱电流耦合信号在上臂传输的准静态场模型, 分析了多种情况下模型中电流密度的分布, 并将体表电位的衰减率与仿真结果进行比较。

结果与结论: 仿真结果表明肌肉层是人体内耦合电流传导的主要路径, 皮肤层中的电流随频率提高而增大; 人体内的传导电流远大于位移电流, 但随频率的提高, 位移电流逐步增大, 传导电流减小; 皮肤干湿程度对肌肉层中总电流密度大小有一定影响, 湿皮肤时肌肉层中总的电流密度大于干皮肤时的情况; 耦合电流的体表电位具有较大衰减, 随频率提高成一定的高通特性, 且是否考虑人体组织电容效应对建模的准确性具有显著影响; 人体实验与仿真实验结果具有较好的一致性。

关键词: 电流耦合信号; 人体传输; 建模; 电容效应; 人体实验

doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2011.52.011

高跃明, 潘少恒, 麦炳源, 韦孟宇, 杜民. 微弱电流耦合信号在人体上臂传输的建模与分析[J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2011, 15(52):9738-9741. [http://www.crter.org http://cn.zgckf.com]

0 引言

凭借人体组织本身的导电特性, 脑电图、心电图、肌电图等电生理信号得以从体内向体外传导, 并由体表电极检测, 展开后续分析^[1-2]。同理, 从体表向人体注入微弱交变激励电信号, 可以实现电流耦合信号/能量的体内外传输。研究微弱电流耦合信号的人体传输特性, 了解电信号在人体内的传输路径、传输效率、衰减程度及分布情况, 对于实现植入式传感器/执行器的人体通信和充电具有理论指导作用^[3-6]。

Wegmueller等^[7-11]提出电流信号人体等效电路模型, 采用凑试法确定电路参数, 设计出实验装置测量人体表面传输电位。输入人体电

信号有效值为1 mA。Song等^[12]采用等效电路法得到Wegmueller等^[7-11]中模型的电位传输方程, 依据人体组织介电特性确定电路元件参数, 开展人体实验, 验证传输方程的有效性。人体实验的信号由信号发生器输出, 电压峰峰值为5 V。唐治德等^[6, 13-14]采用人体电磁场仿真与等效电路的方法研究了植入式医学传感器的经皮充电方法。输入人体的恒压信号有效值5.7 V。模型仅考虑了皮肤层对电信号的影响效果。作者既往研究抽象人体信道几何模型, 建立了准静态场中电流耦合型人体通信的电磁场模型, 从理论和实验角度验证了模型中各参数对人体电流传输效果的影响^[15-25]。人体实验信号为有效值1 mA正弦电流信号。但模型未考虑组织电容效应影响, 适用频率仅限于100 kHz以下。

Gao Yue-ming☆, Doctor, Assistant researcher, College of Physics and Telecommunication Engineering, Fuzhou University, Fuzhou 350002, Fujian Province, China; Key Laboratory of Medical Instrumentation and Pharmaceutical Technology of Fujian Province (Fuzhou University), Fuzhou 350002, Fujian Province, China; Department of Electrical and Computer Engineering, Faculty of Science and Technology, University of Macau, Macao Special Administrative Region 999078, China
fzugym@yahoo.com.cn

上述研究多以电路模型和原理实验为主, 并已有相关实验验证, 但在分析人体传输特性方面存在局限。本文从电磁场的角度, 采用有限元方法构建微弱电流信号在人体内传输的电磁场模型, 分析电流在体内的分布与传输特性, 最后开展人体实验, 验证建模结果的正确性。

1 理论与建模

以人体上臂为例, 抽象等效几何模型。按照解剖学特性, 将上臂等效成由骨骼、肌肉、脂肪、皮肤构成的四层同心圆柱体。如图 1 所示。柱体长 $h=30\text{ cm}$, 半径 $r_1=0.8\text{ cm}$, $r_2=3\text{ cm}$, $r_3=3.15\text{ cm}$, $r_4=3.25\text{ cm}$ 。一对输入电极贴附在皮肤表面, 向人体注入电流信号, 由此产生的电流耦合信号沿人体传输。红色“+”号电极表示电流流入, 蓝色“-”号电极表示电流流出。

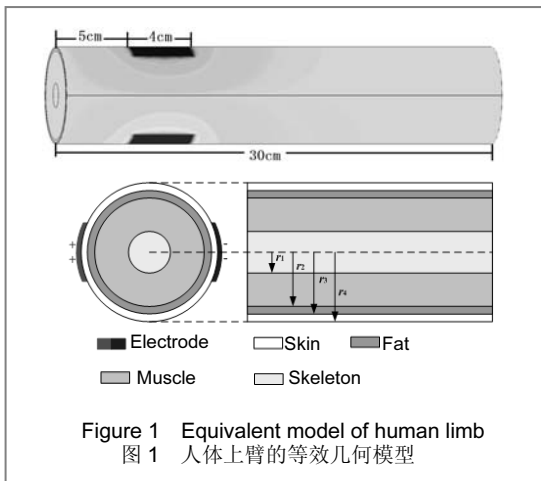


Figure 1 Equivalent model of human limb
图 1 人体上臂的等效几何模型

从图 2 可知, 由于人体不同组织的介电特性差异, 且随频率变化而变化^[26-28], 导致了电流耦合信号在人体传输的特殊性和复杂性。

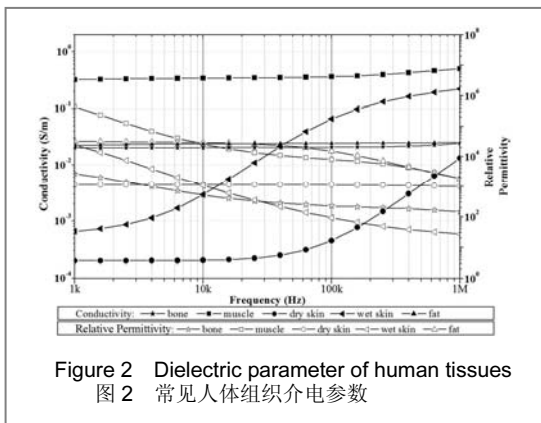


Figure 2 Dielectric parameter of human tissues
图 2 常见人体组织介电参数

考虑到 1 MHz 范围内, 电磁场在人体组织中的波长远大于组织自身尺寸, 准静态近似条件成立, 忽略组织的电感效应、传播效应和外

界边界条件^[29]。于是, 在上臂的等效几何模型中, 麦克斯韦方程可简化为:

$$-\nabla[(\sigma + i\omega\epsilon_0\epsilon_r)\nabla V] = 0 \quad (1)$$

其中, ω 为角频率, ϵ_0 是真空介电常数。上下底面边界条件设定为:

$$\frac{\partial V}{\partial z}(r, \theta, z=0) = \frac{\partial V}{\partial z}(r, \theta, z=h) = 0 \quad (2)$$

输入电极向人体注入电流激励信号, 有:

$$(\sigma + i\omega\epsilon_0\epsilon_r) \frac{\partial V}{\partial n} = -J \quad (3)$$

其中, J 为电极输入的电流密度, n 为输入电流的法向方向。 $|J| = I/S$, I 为输入电流有效值, S 为电极面积。

此外, 相邻各层组织之间满足电位连续和电流密度连续的条件:

$$\begin{cases} V_{l-1}(r^-, \varphi, z) = V_l(r^+, \varphi, z) \\ J_{l-1}(r^-, \varphi, z) = J_l(r^+, \varphi, z) \end{cases} \quad (4)$$

其中, l 为层数, $l = 2, 3, 4$ 。

采用有限元方法对电耦合型人体通信展开建模与解析。在有限元分析软件 COMSOL Multiphysics 3.5a(美国 COMSOL 公司)中构建仿真模型, 并设定边界条件。输入电极尺寸为 $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$, 径向对称放置。输入电流由式(4)定义。

$$I = \begin{cases} 1\text{ mA} & 5\text{ cm} \leq z \leq 9\text{ cm}, -4/r_4 \leq \phi \leq 4/r_4 \\ 0 & \text{else} \\ -1\text{ mA} & 5\text{ cm} \leq z \leq 9\text{ cm}, (\pi - 4/r_4) \leq \phi \leq (\pi + 4/r_4) \end{cases} \quad (5)$$

对柱体模型采用四面体网格划分, 对边界采用三角形划分。在电极周围对网格进行细化。模型自由度数目为 379 848。采用几何多网格法预处理, 应用线性求解 FGMRES 求解。

2 结果和讨论

由后处理数据观察耦合电流在人体内的分布与传导情况。

2.1 截面电流分布 凭借良好的导电特性和较大的体积, 肌肉中流过了上臂的大部分耦合电流, 是电流信号在体内传输的主要通道。电流最大值产生在延输入电极 z 方向的肌肉外侧。

Supported by: the National Natural Science Foundation of China, No. 51047001*; the Natural Science Foundation of Fujian Province, No. 2011J05077*; Educational Department Foundation of Fujian, No. JK2010006*; Science Development Foundation of Macao, No. 014/2007/A1*, 063/2009/A*, 024/2009/A1*

Received: 2011-10-12
Accepted: 2011-11-13

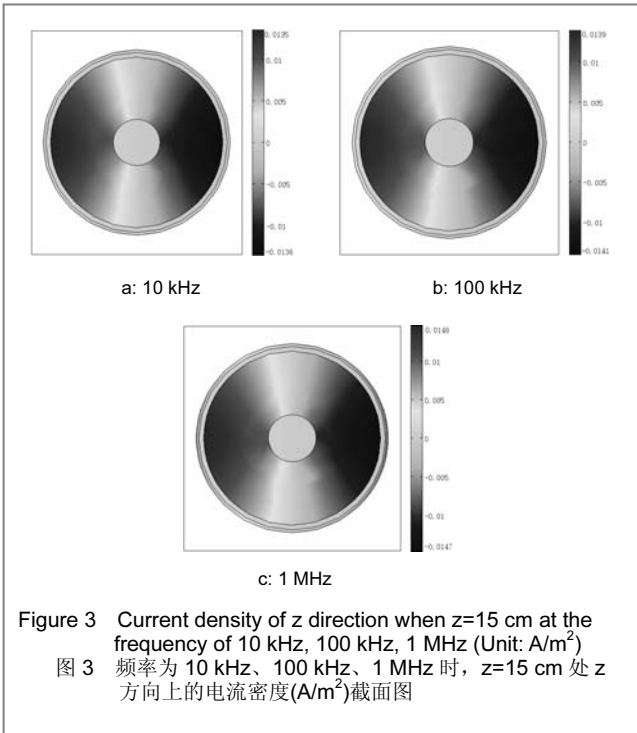
¹ 福州大学物理与信息工程学院, 福建省福州市 350002; ² 福建省医疗器械和医药技术重点实验室(福州大学), 福建省福州市 350002; ³ 澳门大学科技学院电机及电脑工程系, 澳门特别行政区 999078

高跃明^{*}, 男, 1982 年生, 安徽省芜湖市人, 汉族, 2010 年福州大学毕业, 博士, 助理研究员, 主要从事生物电磁学方面的研究。
fzuygm@yahoo.com.cn

中图分类号: R318
文献标识码: A
文章编号: 1673-8225 (2011)52-09738-04

收稿日期: 2011-10-12
修回日期: 2011-11-13
(20111012014/YJ-G)

由于采用恒流源输入, 且肌肉电导率随频率增大变化不大, 因此各频率下的电流密度最大值变化不大, 见图3。



由于皮肤电导率随频率增加而增大明显, 其中流过的电流随频率增加也增大较快。骨骼层和脂肪层中电流很小, 其影响可以忽略, 模型可据此简化。

2.2 传导电流与位移电流 见图4。

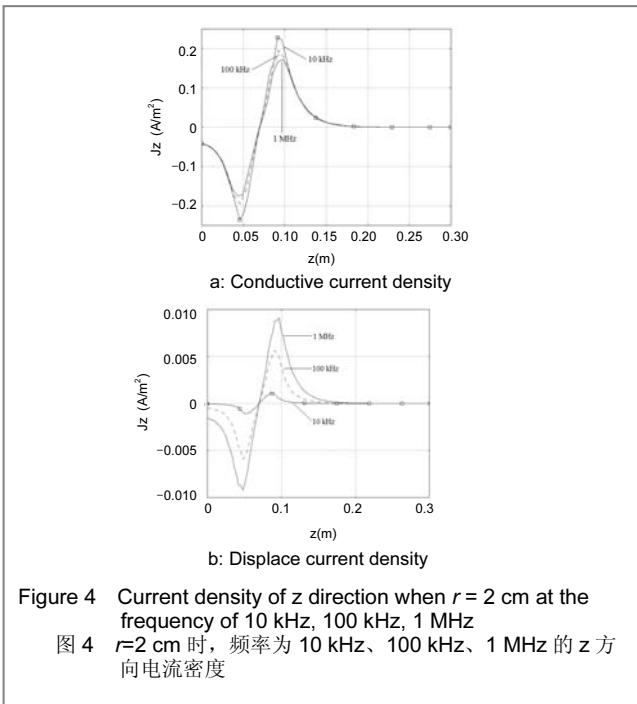
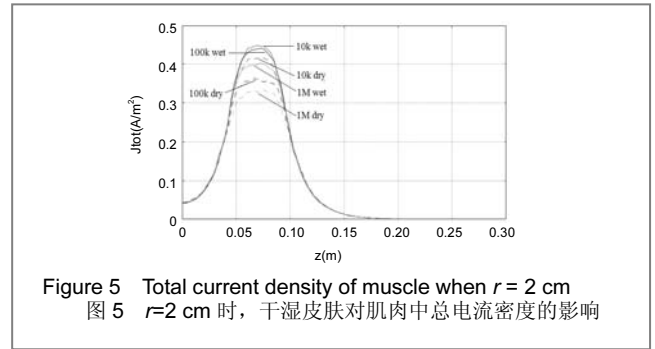


图4显示为半径 $r=2$ cm时, 肌肉层传导电流与位移电流随频率变化而变化的情况。传导电流随频率增大而减小。位移电流随频率增大而增大。与图2中所示的肌肉电容效应逐渐增大有关。由于传导电流在频率较低时

远大于位移电流, 故将二者分开绘图。

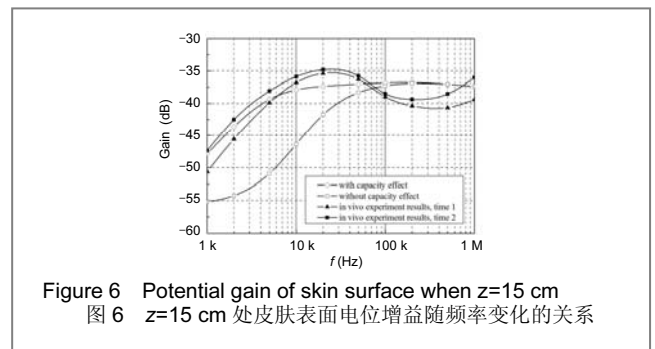
2.3 皮肤干湿程度的影响 从图2可知, 干湿皮肤介电特性随频率变化而变化, 且差异明显。将干湿皮肤的电导率和介电常数放入模型计算, 比较肌肉中电流密度变化情况。从图5中可见, 每个频率下湿皮肤时肌肉中的电流均大于干皮肤的情况。此外, 由于采用恒流源输入, 皮肤电导率随频率的提高而增大, 且导致皮肤层分得电流增多, 肌肉层中电流逐渐减小, 与图3吻合。



2.4 电位增益 人体信道的衰减特性可由皮肤表面发送电极和接收电极之间的电位增益来体现。图6为 $z=15$ cm处皮肤表面电位增益随频率的变化情况。增益由公式(6)计算得到。

$$Gain = 20 \cdot \log \left(\frac{V_{receiver}}{V_{transmitter}} \right) \quad (6)$$

由图6可见, 人体对于电流耦合信号具有较大的衰减, 且呈现一定的高通特性。在 $z=15$ cm处, 1 kHz~10 kHz 范围内电压增益随频率增大而变大; 而在 10 kHz~1 MHz 范围内电压增益变化较小, 维持在 -37 dB左右。其中不考虑电容效应的曲线为文献[15]的模型计算结果。两者在50 kHz以下相差较大。



选取一名25岁年轻健康男性志愿者, 实验部位为右上臂。电极采用上海励图医疗器材有限公司生产的理疗粘贴电极(型号: LT-1; 尺寸: 4 cm×4 cm)。发送电极与接收电极中心点间距10 cm。输入信号为1 mA正弦恒定电流, 符合人体安全电流阈值限定^[30]。测量发送电极与接收电极上的电位大小, 并由公式(6)计算电位增益。

测量计算结果如图6所示。可见人体实验结果与模型计算结果较为贴近。尤其在10 kHz以下符合较好, 10 kHz以上的最大相差小于5 dB。引起偏差的原因有以下几种可能: 首先, 模型的组织介电参数参考Gabriel等^[27]数据得到, 与志愿者必然存在一定差异; 其次, 模型中各层组织厚度依据Wegmueller等^[11]参数, 结合志愿者上臂实际情况按比例选取, 难以得到真实尺寸; 此外, 每次实验时收发电极贴附位置存在偏差, 对结果也存在影响。

3 结论

本文通过准静态近似, 建立了电流耦合信号的电磁场有限元模型。据此对人体内的电流密度分布、电位衰减情况展开分析。得出如下结论: ①肌肉层是人体内耦合电流传导的主要路径, 皮肤层中的电流随频率提高而增大。②人体内的传导电流远大于位移电流, 但随频率的提高, 位移电流逐步增大, 传导电流逐步减小。③皮肤干湿程度对肌肉层中总电流密度大小有一定影响, 湿皮肤时肌肉层中总电流密度大于干皮肤时的情况。④耦合电流的体表电位具有较大衰减, 随频率提高成一定的高通特性, 且人体组织电容效应对建模的准确性具有明显影响。今后的工作重点是考虑将局部人体电磁场模型拓展到整体电磁场模型, 提高模型的适用性; 同时讨论频率进一步提高后, 准静态近似不成立的建模问题。

4 参考文献

- [1] Malmivuo J, Plonsey R. Volume Source and Volume Conductor, Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields. Oxford: Oxford University Press. 1995.
- [2] Plonsey R. Volume Conductor Theory, The Biomedical Engineering Handbook. Boca Raton: CRC Press. 2000.
- [3] Zeljka L, Igor K, Mario C. Intra-body Communication in Biotelemetry. In: Ekuakille AL. Wearable and Autonomous Biomedical Devices and Systems for Smart Environment. Berlin: Springer Press. 2011.
- [4] Zimmerman TG. Personal Area Networks (PAN): Near-Field Intra-Body Communication, in Media Art and Science. Cambridge: Massachusetts Institute of Technology. 1995.
- [5] Zimmerman TG. Personal Area Networks: Near-field intrabody communication. IBM Systems Journals. 1996, 35(3-4): 609-617.
- [6] Tang ZD, Wu MP, Yu XC, et al. Chongqin Daxue Xuebao. 2010; 33(9):56-61.
唐治德, 吴明鹏, 余小闯, 等. 植入医学器件的电能供给及电磁场仿真[J]. 重庆大学学报, 2010, 33(9):56-61.
- [7] Wegmueller MS, Oberle M, Kuster N, et al. From Dielectrical Properties of Human Tissue to Intra-Body Communications. Springer Berlin Heidelberg. 2007;2(6):613-617.
- [8] Wegmuller MS. Intra-Body Communication for Biomedical Sensor Networks. Zurich: Swiss Federral Institute of Technology Zurich. 2007.
- [9] Wegmueller MS, Hediger M, Kaufmann T, et al. Investigation on Coupling Strategies for Wireless Implant Communications Instrumentation and Measurement Technology Conference. 2007: 1-4.
- [10] Wegmueller MS, Kuhn A, Froehlich J, et al. An attempt to model the human body as a communication channel. IEEE Trans Biomed Eng. 2007;54(10):1851-1857.
- [11] Wegmueller M S, Kuhn A, Froehlich J, et al. Signal transmission by galvanic coupling through the human body. IEEE Trans Instrum Meas. 2010;59 (4): 963-969.
- [12] Yong S, Qun H, Kai Z, et al. The simulation method of the galvanic coupling intrabody communication with different signal transmission paths. IEEE Trans Instrum Meas. 2011;60(4): 1257-1266.

- [13] Tang ZD, Xie D, Feng LX, et al. Chongqin Daxue Xuebao. 2009; 32(7):793-797,808.
唐治德, 谢迪, 冯骊骁, 等. 植入器件经皮能量传递模型分析[J]. 重庆大学学报, 2009;32(7):793-797,808.
- [14] Tang ZD, Zhao Y, Zhang Y, et al. Chongqin Daxue Xuebao. 2008; 31(10):1139-1142, 1159.
唐治德, 赵毅, 张艳, 等. 植入电子器件体导电能量传递模型[J]. 重庆大学学报, 2008, 31(10):1139-1142, 1159.
- [15] Gao YM. Fuzhou: Fuzhou University. 2010.
高跃明. 电流耦合型人体通信电磁模型的建立与实验研究[D]. 福州: 福州大学. 2010.
- [16] Pun SH, Gao YM, Mak PU, et al. Investigation and comparison of two models in Galvanic coupling Intra-body communications. Zhongguo Tongxin. 2010;7(10):34-39.
- [17] Pun SH, Gao YM, Mak PU, et al. Quasi-static multilayer electrical modeling of human limb for IBC. The 4th International Symposium on Bio- and Medical Informatics and Cybernetics (BMIC 2010), Orlando, Florida, USA, 2010.
- [18] Gao YM, Pun SH, Du M, et al. Hangtian Yixue yu Yixue Gongcheng. 2009;22(6):427-432.
高跃明, 潘少恒, 杜民, 等. 准静态近似条件下电流耦合型人体通信模型的建立与验证[J]. 航天医学与医学工程, 2009, 22(6):427-432.
- [19] Gao YM, Pun SH, Du M, et al. Simple electrical model and initial experiments for intra body communications. Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE-EMBS. Minneapolis, USA. 2009.
- [20] Gao YM, Pun SH, Du M, et al. A multilayer cylindrical volume conductor model for galvanic coupling intra-body communication. The 7th International Conference on Information, Communications and Signal Processing (ICICS 2009). Macao. 2009.
- [21] Gao YM, Pun SH, Du M, et al. Quasi-static field modeling and validation for intra-body communication. Proceedings of the 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. Beijing. 2009.
- [22] Gao YM, Pun SH, Du M, et al. A Preliminary two dimensional model for intra-body communication of body sensor networks. Proceedings of the International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information. Sydney. 2008.
- [23] Pun SH, Gao YM, Mak PU, et al. Modeling for intra-body communication with bone effect. Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE-EMBS. Minneapolis. 2009: 701-704.
- [24] Hang PS, Ming GY, Un MP, et al. Quasi-static field modeling of human limb for intra-body communication. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Munich, Germany. WC2009, IFMBE Proceedings, 2009: 122-125.
- [25] Gao YM, Pun SH, Mak PU, et al. Preliminary modeling for intra-body communication. IFMBE Proceedings of the 13th International Conference on Biomedical Engineering, Singapore. 2008:1044-1048.
- [26] Lu YJ, Yu Y, Yang WX. Guowai Yixue: Shengwu Yixue Gongcheng Fence. 1992;15(3):125-131.
鲁勇军, 余珏, 杨文修. 生物组织介电谱[J]. 国外医学: 生物医学工程分册, 1992, 15(3):125-131.
- [27] Gabriel C, Gabriel S. Compilation of the dielectric properties of body tissues at rf and microwave frequencies. Occupational and environmental health directorate, Radiofrequency Radiation Division, Brooks Air Force Base, Texas (USA), 1996.
- [28] Ren CS. Zhongguo Yiliao Qixie Xinx. 2004;10(1):21-25.
任超世. 生物电阻抗测量技术[J]. 中国医疗器械信息, 2004, 10(1): 21-25.
- [29] Plonsey R, Heppner DB. Considerations of quasi-stationarity in electrophysiological systems. Bull Math Biophys. 1967;29(4): 657-664.
- [30] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP). Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields. (up to 300GHz) . 1997: 511-513.

来自本文课题的更多信息——

基金资助: 国家自然科学基金(51047001); 福建省自然科学基金(2011J05077); 福建省教育厅项目(JK2010006); 澳门科学发展基金(014/2007/A1, 063/2009/A, 024/2009/A1)。

作者贡献: 第一、二作者进行模型设计、仿真与人体实验, 第一作者成文, 第三、四、五作者提供建模思路、审核、评估。

利益冲突: 课题未涉及任何厂家及相关雇主或其它经济组织直接或间接的经济或利益的赞助。