

文章编号:1000-582X(2009)11-1291-05

## 植入器件体导电信道分析与仿真

唐治德,冯骊骁,谢迪,孙才新

(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:**针对植入器件闭环通信系统设计和实现中面临的通信难题,提出了一种基于体导电的数据通信模型;分析了体导电信道的基本特征,即体导电信道工作频率在千赫兹级时,生物背景信号干扰微不足道,体导电信道可近似为加性高斯白噪声信道(additive white gaussian noise, AWGN);推导出了二维调制下的信道容量公式;并得出:在极低信噪比时采用两电平调制就能有效地利用信道容量,在高信噪比时,可采用多电平调制。利用 SystemView 对信道进行仿真,仿真结果表明体导电数据通信的可行性,证实了两电平调制在体导电通信系统中优越于多电平调制,得出了信道误码率与信噪比之间的关系。

**关键词:**体导电;植入器件;电平调制;信道仿真;信噪比

**中图分类号:**TN919

**文献标志码:**A

## Analysis and simulation of volume conduction channel for implantable devices

TANG Zhi-de, FENG Li-xiao, XIE Di, SUN Cai-xin

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

**Abstract:** According to closed-loop communication system design of implantable devices and the communication problems, a data communication model based on volume conduction is proposed; volume conduction channel's basic characteristic is analyzed, namely, when working frequency of volume conduction channel runs in kHz grade, biological background signal interference is insignificant. volume conduction channel can be approximated as additive white gaussian noise channel (AWGN); derived under two-dimensional modulation channel capacity formula. Thus, two-level modulation of channel capacity could be effective at very low signal to noise ratio (SNR), while multi-level modulation should be used at high SNR. Finally, using SystemView of channel simulation, the results show that the two-level modulation is better than multi-level modulation and verify the effectiveness of the proposed method.

**Key words:** volume conduction; implantable devices; level modulation; channel simulation; SNR

植入式电子器件是目前生物医学领域和通信领域研究的热点之一。目前关于植入式电子器件的研究中开环系统<sup>[1-3]</sup>比较多,但开环系统无法形成有效

的反馈作用,因而其检测到的信号无法持续改进系统的后续运行:1)要么单向地通过植入式系统作用于人体,而没有利用系统作用于生命体后的反馈效

收稿日期:2009-06-20

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,(Tel)13896194352;  
(E-mail)tangzhide@cqu.edu.cn。

果;2)要么单向地从人体中提取生物信号进行处理,而不能自动把处理后的结果反馈回来作用于人体。

要实现植入式电子器件的闭环控制,主要依赖体内外通信。通信的任务则是实现向植入器件传送控制信号和必要的生物信号,同时能接收来自植入器件发出的生物信号,再由外部信号处理单元对其进行复杂度更高(相对体内部分)的信号处理,最后用处理的结果来实现对植入器件的控制。

因此,系统的通信成为影响植入式电子器件的闭环控制成败的决定性因素之一。按信号的变换方式可以分为模拟通信和数字通信<sup>[4-5]</sup>,模拟式是将被测的生理参数转换成模拟(连续)信号进行传输的遥控体制,数字式是将被测的参数最终转换成数字(离散)信号进行传输的遥控体制。由于后者有较强的抗干扰能力,传输精度高,容量大而且可直接与计算机接口。所以,植入式电子系统中常采用数字式的通信方法。

目前,植入器件通信的主要方法有:

1)射频遥测<sup>[6-7]</sup>。射频技术已成功地用于传递生物信号。然而,生物体内的离子型体液是良导体,对射频信号有较强的屏蔽作用。通过发射较强的、频率较低的射频信号才能建立起穿过生物组织的、有效的射频通信链路。这对植入电子器件功率设计提出了较高的要求。

2)透射皮肤的光遥测。利用光透射皮肤传递信号。这种方法也有局限性,只有在通信距离短和皮肤是半透明状态下,才能表现出良好的效果。

3)基于超声波和磁场的传递。超声波信号在通过骨骼和空气时迅速衰减,磁场通过重症组织会被吸收,这种情况与射频遥测类似。

4)体导电通信<sup>[8-10]</sup>。生物体(包括人体)中存在大量的离子型体液,当其处在电场中时,带电离子做定向运动形成电流。这种方式可以实现低频小电流通信,是一种极具潜力的通信方法。与传统的数据通信方法相比,体导电通信具有如下优点:①人体内的离子溶液被用作信息的载体,肌肉组织等对无线电波的屏蔽作用不再成为信息通信的障碍;②与通信系统有关的电路比较简单,无需大规格元件,有利于实现装置的微型化;③系统不需要信号转换,有利于减小能量消耗。

笔者以体导电通信为基础,建立了体导电数据通信系统模型,推导出了二维调制下的信道容量公

式,为了解决信号的调制问题,也对植入式电子器件通信的电平调制方法进行了分析;最后,利用 SystemView 对信道进行仿真验证。

## 1 体导电数据通信系统模型

如图 1 所示的体导电数据通信系统结构。植入器件的一对天线元对应于皮肤表面的一对外部电极,外部电极与电流发射和检测电路相连。通信信息以体电流作为载体建立通信链路。植入器件通过其发射电极对在体内产生定向电流场,体外电流检测电路通过体外电极检测电流获得植入器件的发射数据,通过接口电路将数据送便携式计算机。体外信息以前述相反路径传递到植入器件。在这个系统中,信息载体不是自由空间的电磁波,而是人体内离子型体液形成的电流,其幅值只需大于体内的扰动电流即可进行信号传输,并且可进行多植入器件与外部计算机的通信,即生物体可作为数据总线,实现数字基带传输。

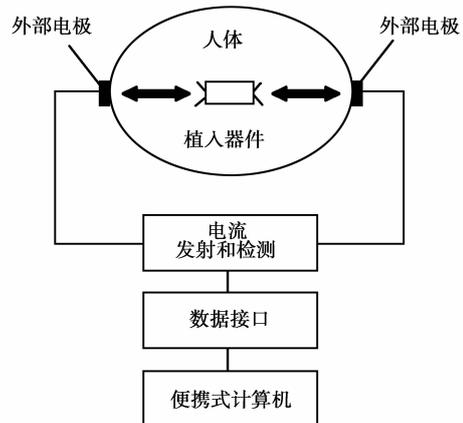


图 1 体导电数据通信系统结构示意图

如果该通信系统设计为高功率消耗系统,人体内部的电池电量就会很快耗尽,并且无线通信的射线和植入器件散发的热量可能影响或者伤害到周围的组织。因此,在生物医学领域还是通信领域,研究低功耗的人体天然信道及发展相关方法具有重要研究价值和挑战。

## 2 体导电信道的特性

对诸如心电图和脑电图等生物信号的研究表明,生物信号的频谱范围普遍低于 1 kHz(大部分生物干扰在 100 Hz 以下)<sup>[11-12]</sup>。这样,对于该数据通信系统来说,背景生物信号表现为干扰信号,会降低

通信的质量。为了提高通信的可靠性, 体导电数据通信系统应避免采用这些频率范围的信号。

当频率超过 1 kHz 时, 背景生物信号所造成的噪声环境就会得到较大改善。首先, 在这些频率内, 可以确定该生物信号噪声的功率谱密度是低于加性高斯白噪声(AWGN)的。其次, 人体的体导电特性有效地屏蔽了体外的电磁辐射, 创造一个较理想的通信环境, 使设计一个低功耗、可靠的通信信道成为可能。

在猪的躯干上传递正弦信号<sup>[13-14]</sup>, 实验信号选择了 0.15, 1, 2.5, 5 kHz 频率的正弦信号和一个扫描速度为 10 kHz/s 的线性信号。研究发现, 当频率低于 10 kHz 时: 1) 被传输信号的衰减与调制频率无关(信道增益是频率非选择性的); 2) 大部分被记录的噪声是频率低 1 kHz 的; 3) 被传输信号的衰减与信号传输端和接收端之间距离的平方成正比。

由上述实验结果可得出: 当频率为 1~10 kHz 时, 体导电信道是频率非选择性和线性相位的, 生物信号的干扰也是微不足道的<sup>[15-16]</sup>。

### 3 体导电信道的容量

根据前一部分对体导电信道特性的描述, 该信道可作为 AWGN 信道。这里采取移相键控(phase shift keying, PSK)调制, 图 2 所示为这些调制的星座图。

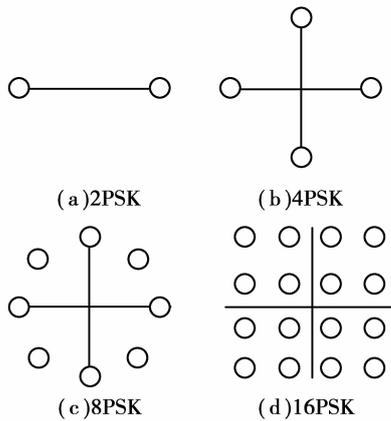


图 2 二维星座

设输入信号集  $\{c_j\} (j = 1, 2, \dots, 2^m)$ , 为复数集, 且复高斯白噪声的实部和虚部为独立同分布的高斯白噪声, 所以信道容量就可以表示为两实信道容量之和。在此条件下, 输出符号的条件概率密度函数为

$$Q(y | c_j) = \frac{1}{2\pi\sigma} e^{-|y-c_j|^2/2\sigma^2} \quad (1)$$

此时, 输入信号为离散符号集

其中,  $y = u + iv$ 。

$$I(P, Q) = \sum_{j=1}^J p_j \int_{-\infty-\infty}^{\infty} \int_{-\infty-\infty}^{\infty} Q(y | c_j) \cdot \log_2 \frac{Q(y | c_j)}{\sum_i p_i Q(y | c_i)} du dv, \quad (2)$$

其中  $\log_2(\cdot)$ 。此时, 费用为输入信号的平均能量  $E_s$ , 所以, 信道容量为在  $E_s$  满足约束时对输入分布函数  $P$  的最大互信息, 有

$$C = \sup_{P(X)} \{I(P, Q); E_s = \sum_{j=1}^J p_j c_j^2 \leq E\} \quad (3)$$

式中:  $p_j$  为输入符号的概率,  $j = 1, 2, \dots, 2^m$ ;  $E$  为许用能量。对一般的通信系统而言, 输入符号是等概率使用的, 即  $p_j = 1/J$ 。另外为了得到在不同信号发射能量下的信道容量, 略去式(3)中的费用约束, 有

$$C = \sum_{j=1}^J \frac{1}{J} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{|y-c_j|^2}{2\sigma^2}} \cdot \log_2 \frac{e^{-|y-c_j|^2/2\sigma^2}}{\sum_i J^{-1} e^{-|y-c_i|^2/2\sigma^2}} du dv. \quad (4)$$

其中,  $y = u + iv$ , 有

$$C = - \sum_{j=1}^J \frac{1}{J} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{2\pi} e^{-\frac{|z|^2}{2}} \cdot \log_2 \sum_i e^{-|c_j-c_i|^2/2} e^{-\text{Re}[z^*(c_j-c_i)]} du dv. \quad (5)$$

其中,  $z = r + is$ 。

$$\text{信噪比为 } \frac{E_s}{2\sigma^2} = \frac{1}{2} \sum_j \frac{1}{J} c_j^2 = R \frac{E_b}{N_0}$$

式中:  $E_b$  为平均比特能量;  $N_0$  为白噪声的功率谱密度。

常用的二维调制的信道容量曲线如图 3。从中可以看出用 BPSK 传输 1bit/symbol 时, 需要最低信噪比为 6 dB, 而采用相同频谱利用率的编码

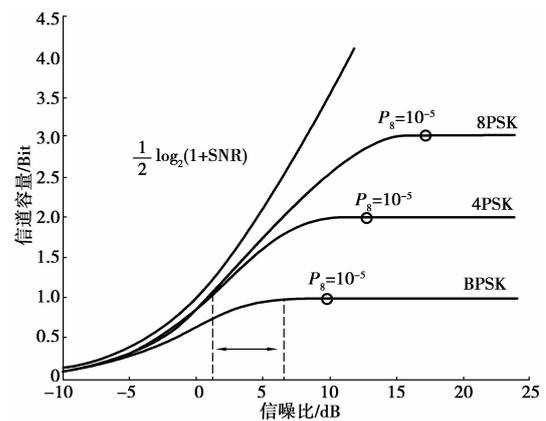


图 3 二维调制信道容量曲线

4PSK 调制仅为不到 2 dB,这正是编码调制系统能获得增益的本质所在。对其他调制方式有更一般的结果,在给定信噪比时,如果未编码调制系统的误码率不能满足要求,那么可以扩张信号集,采用编码调制系统解决。

由图 3 可得出如下结论:

1)在极低信噪比时采用两电平调制就能相当有效地利用信道容量,如 BPSK 就足够了。

2)在高信噪比时,为了充分利用信道容量必须采用多电平调制,如 4PSK、8PSK 等。

### 4 仿真分析

为了验证上述结论的正确性,使用 System View 对体导电通信系统进行仿真,输入信号为 PN 码。由第 3 部分所述的体导电信道特性,将体导电信道模拟为 AWGN 信道,使用 BPSK 调制。系统运行时间为 0~0.3 s,采样频率为 8 kHz,PN 码速率为 100 Hz,载波频率为 1 kHz,收、发正弦载波源的相位均为 0。

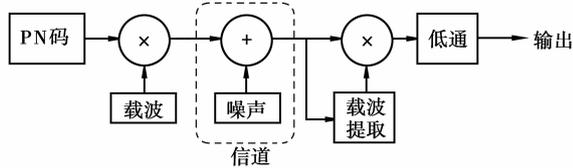


图 4 体导电通信仿真系统组成

利用 SystemView 建立的仿真模型如图 5 所示,图 6-8 为仿真分析结果。

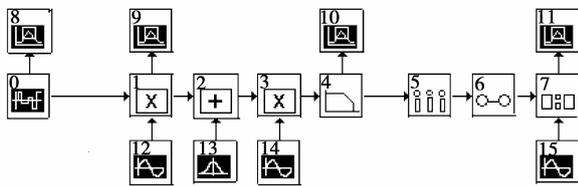


图 5 BPSK+AWGN 仿真图

由信道输入(图 6(a))、输出(图 6(b))的波形,可以看出两个波形之间由于信道噪声的干扰产生了轻微失真,但总体波形保持,表明体导电数字通信的可行性。由图 7 和图 8 所示眼图可以看出,经 BPSK 调制后的基带信号远比未调制的信号平滑,信号能量主要集中于 10 倍码率以内,经调制后信号能量损失相对小一些,因此在体导电通信系统中,加入适合的调制方式是必要的。由图 9 所示误码率和信噪比的曲线图可得信噪比在增大的同时误码率在

减小。

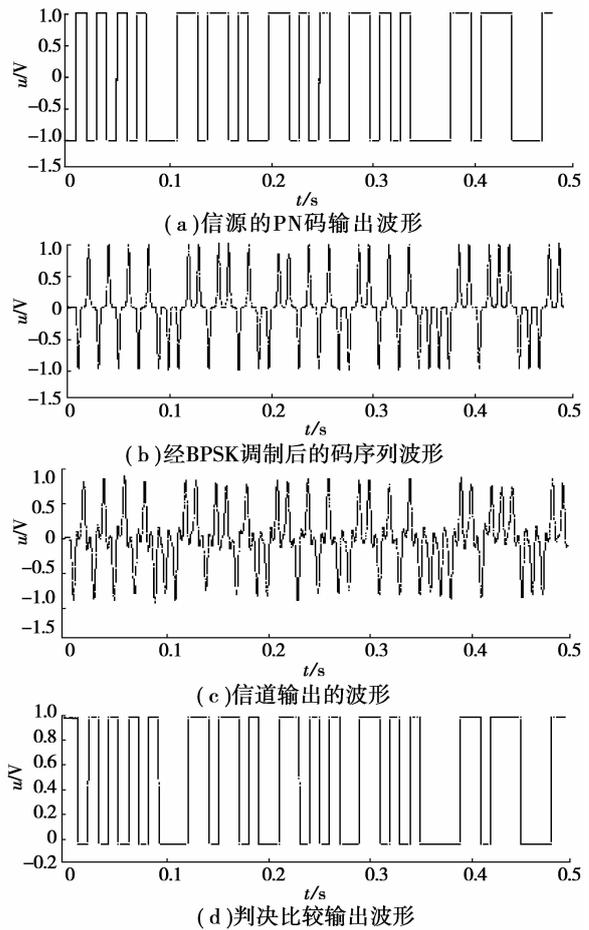


图 6 仿真波形图

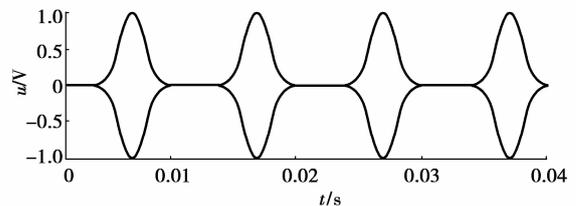


图 7 经 AWGN 的输出眼图

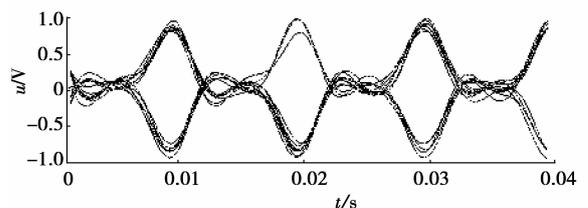


图 8 经 AWGN+BPSK 的输出眼图

### 5 结论

1)在分析利用体导电将体外设备和植入器件通信方法的基础上,提出了一种低功耗数字通信模型

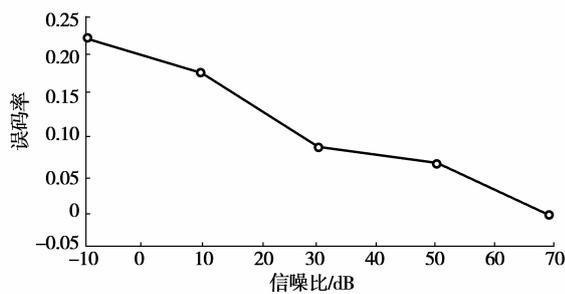


图 9 误码率和信噪比的曲线图

方法,并对其进行了仿真分析。结果表明该方法是一种行之有效的通信方法。不仅可以降低电池能量的消耗,而且能实现对植入器件的精确控制和反馈。

2)提出体导电通信系统采用适合调制方式的必要性,并进一步说明调制方式的选择:在极低信噪比时采用两电平调制就能相当有效地利用信道容量,在高信噪比时,为了充分利用信道容量必须采用多电平调制。

#### 参考文献:

- [1] 谢翔,张春,王志华. 生物医学中的植入式电子系统的现状与发展[J]. 电子学报,2004,32(3):462-467.  
XIE XIANG, ZHANG CHUN, WANG ZHI-HUA. A review of the implantable electronic devices in biology and medicine[J]. Acta Electronic Sinica, 2004, 32(3): 462-467.
- [2] LIU W, SIVAPRAKASAM M, WANG G, et al. Implantable biomimetic microelectronic systems design[J]. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 2005, 24(5):66-74.
- [3] HU Y M, SAWAN M. A fully integrated low-power BPSK demodulator for implantable medical devices[J]. IEEE Transactions on Circuit and System, 2005, 52(12): 2552-2560.
- [4] SCLABASSI R J, LIU Q, HACKWORTH S A, et al. Platform technologies to support brain-computer interfaces[J]. Neurosurgery Focus, 2006, 20(5): 1-13.
- [5] SUN M G, LIANG W. A volume conduction antenna for implantable devices[C]// Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE, September 17-21, 2003, Cancun, Mexico. Cancun, Mexico; IEEE EMB, 2003(4):3356-3359.
- [6] LEE S Y. VLSI implementation of implantable wireless power and data transmission micro-stimulator for neuromuscular stimulation [J]. IEICE Transactions on Electronics, 2004, 87(6):1062-1068.
- [7] SCANLON W G, BURNS J B AND 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.
- [8] VALDDSTRIP, MENCIASSI A, AND DARIO P. An implantable telemetry platform system for in vivo monitoring of physiological parameters [J]. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2004, 18(3):271-278.
- [9] TANGZ D, J. SCLABASSI R, SUN C X, et al. Transcutaneous battery recharging by volume conduction and its circuit modeling[C]// Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference, 30-3, 2006, New York city, United states. [S. l.]: IEEE, 2006: 644-647.
- [10] TANGZ D, J. SCLABASSI R, SUN C X, et al. Circuit model of battery recharging by volume conduction[C]// Proceedings of the IEEE 32nd Annual Northeast Bioengineering Conference 2006, April 1-2, 2006, Easton, PA United states. [S. l.]: IEEE, 2006: 125-126.
- [11] CHAIMANONART N, OLSZENS K R, ZIMMERMAN M D, et al. Implantable RF power converter for small animal in vivo biological monitoring[C]// Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual International Conference, Sept 1-4, Shanghai, China. [S. l.]: IEEE-EMBS, 2005: 5194-5197.
- [12] 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, 2004, 11(2): 189-192.
- [13] KIM J, RAHMAT-SAMII Y. Implanted antennas inside a human body: simulations, designs, and characterizations[J]. IEEE Transactions on Microwave Theory and Technique, 2004, 52(2):1934-1943.
- [14] ADAMIAK K. Numerical simulation of charge relaxation in low-conductivity fluids stored in cylindrical tanks[J]. IEEE Transactions on Magnetics, 2004, 40(2):710-713.
- [15] LOWERY M, S. STOYKOV N, P. A. DEWALD J. Volume conduction in an anatomically based surface EMG model [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2004, 51(12): 2138-2147.
- [16] WOLTERS C H, ANWANDER A, MAESS B, et al. The influence of volume conduction effects on the EEG/MEG reconstruction of the sources of the Early Left Anterior Negativity[C]// Conference Proceedings-26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Sep 1-5, 2004, San Francisco CA United states; IEEE, 2004: 3569-3572.

(编辑 王维朗)