

# 基于 EFAB 工艺的可植入 RFID 天线设计

郭东辉<sup>1,2</sup>, 陈华君<sup>1</sup>

(1. 厦门大学物理系, 福建 厦门 361005 2. 厦门大学电子工程系, 福建 厦门 361005)

**摘要:** 可植入 RFID 目前已被广泛应用于动物识别和生物医学应用等领域, 为了保证 RFID 在植入体内后避免引起动物或人的不适, 小尺寸和高灵敏度是可植入 RFID 设计的基本要求. 首先说明可植入 RFID 天线设计的基本参数要求, 然后介绍一种标准的 MEMS 工艺——EFAB 工艺, 并利用该工艺标准的设计规则进行可植入 RFID 天线的结构设计, 最后通过仿真验证该线圈天线符合可植入 RFID 的工作要求.

**关键词:** MEMS 工艺; EFAB 工艺; 可植入 RFID; 微型线圈天线

**中图分类号:** TN 820.12; TN 821.4; TN 61 **文献标识码:** A

## Antenna design of implantable RFID based on EFAB technology

GUO Dong-hui<sup>1,2</sup>, CHEN Hua-jun<sup>1</sup>

(1. Department of Physics, Xiamen University, Xiamen, Fujian 361005, China 2. Department of Electronic Engineering, Xiamen University, Xiamen, Fujian 361005, China)

**Abstract** This paper is to present a new technology for antenna design of implantable RFID. As implantable RFID are normally used as active devices for animal identification, biologic medical sensor and so on, small size and high working efficiency are the basic requirement for their implant without bodily discomfort. Here, we introduce a new MEMS process - EFAB process, and use it to design a micro-coil antenna for implantable RFID. With its design rules and electronic parameters, our simulation results show that the micro-coil antenna meets requirement of implantable RFID.

**Keywords** MEMS process; EFAB process; implantable RFID; micro-coil antenna

随着微电子与无线通讯技术的发展, 近年来射频识别 (RFID, Radio Frequency Identification) 技术已日益成熟并开始在各个领域得到广泛的应用<sup>[1-6]</sup>, 特别是在门禁、物流管理、一卡通消费等系统中 RFID 已成为主流关键的产品. 同样, 由于生物医疗电子器件的特殊性, 特别是那些需要植入人类或动物体内的电子医疗器件 (如神经肌肉刺激器、耳蜗植入助听器<sup>[7-13]</sup>), 它们更需要采用无源 RFID 技术来实现信号和能量的无接触传递. 一方面, 以 RFID 形式产品与传感器集成作为可植入医疗器件能够实现动物体的识别及其生理功能的监测, 另一方面, 如果那些植入式传感器集成 RFID 技术, 就可以实现电源驱动的能量自动补给功能. 因此, 可植入 RFID 技术已成为近年来生物医疗电子领域的研究热点.

不同于目前比较成熟的消费类 RFID 技术, 要实现可植入动物或人体内 RFID 的实际应用, 它需要满足生物医学的要求, 特别是 RFID 的电磁辐射和器件尺寸的要求. 不仅需要考虑到动物体内电磁波传输特性及其吸收电磁波能量影响外, 还要考虑 RFID 植入动物体内后尽可能没有副作用. 因此, 通常是要求可植入 RFID 的体积越小越好<sup>[14]</sup>, 同时要保证它能够实现与外部正常距离的通讯. 可见, 可植入 RFID 技术的关键其实是在于其天线的设计上.

本文将介绍一种基于多层电沉积平面金属的三维微加工工艺 (EFAB 工艺<sup>①</sup>) 的天线设计方法, 并根据可植入 RFID 的天线要求进行结构设计和功能仿真, 说明采用该 EFAB 工艺可以获得满足实际应用需要的可植入 RFID 系统的微型天线.

收稿日期: 2006-01-04

作者简介: 郭东辉 (1967-), 男, 教授, 博士生导师.

基金项目: 福建省自然科学基金资助项目 (A0410007); 国家人事部留学人员创业基金资助项目.

<sup>①</sup> EFAB: fabrica factory <http://www.microfabrica.com>, 2005-09-20

## 1 可植入 RFID 的设计要求

RFID 是利用无线通讯技术来实现系统与 IC 卡之间数据通讯交换的<sup>[1]</sup>, 目前已有 ISO10536、ISO14443、ISO15693、ISO18000 等几类国际标准, 分别工作在 135 kHz、13.56 MHz、433 MHz、915 MHz、2.45 GHz 等几个 ISM 频段. 对于动物体内可植入器件来说, 需要考虑到组织器官对电磁波能量吸收所带来电磁波传输影响和可能对组织活动的健康影响, 因此, 希望尽可能避免电磁波在动物体内的消耗或被吸收. 通常情况下, 电磁波在动物体内传输衰减或被吸收是与频率的平方成比例<sup>[15]</sup>, 因此可植入 RFID 的使用频率应尽量选择较低频段. 135 kHz 频段的 RFID 频率较低, 要求较大电感值的耦合天线, 即需要体积较大的天线, 不适合可植入应用的微型化设计. 为此, 可植入 RFID 可选择 13.56 MHz 的工作频率.

目前国际上有许多公司开发出 13.56 MHz 频段的 RFID 芯片产品, 如 Siemens、Sony、Philips、Atmel 等等, 这类 RFID 芯片的内置电容通常在 100~200 pF 范围, 需要外置天线的电感值大于 689 nH (假设内置电容按 200 pF 计算). 对于一般 RFID 卡, 采用印刷工艺制作的大线圈天线是很容易满足这一电感值要求. 但是对于可植入应用来说, 要求天线体积尽量小, 通常采用如 MEMS 等微加工工艺<sup>[16]</sup>来实现微型天线. 目前有关设计天线线圈的方法有很多成果<sup>[17-21]</sup>, 虽然他们的计算电感值方法具体形式有些差别, 但总体上天线线圈电感值的设计仅与其结构的几个参数有关, 如: 线圈的圈数、半径、线宽及线圈间距等. 因此, 本文将就这几个参数来设计可植入 RFID 天线.

可植入 RFID 在动物体内是通过其收发天线与外部系统天线产生的电磁场进行耦合来实现数据通讯交换的. 它的通讯质量基本上取决于其天线与外部系统天线之间的能量耦合传输效率, 即  $\eta_{12}$  可以表示为<sup>[22]</sup>:

$$\eta_{12} = \frac{1}{1 + \frac{1}{k^2 Q_1 Q_2}} \quad (1)$$

其中:  $Q_1$  和  $Q_2$  分别为发射、接收天线线圈的品质因数;  $k$  为两个天线之间的磁感应耦合系数, 定义为:

$$k = \frac{M_{ab}}{\sqrt{L_a L_b}} \quad (2)$$

其中:  $M_{ab}$  为互感系数;  $L_a$  和  $L_b$  分别为两个天线的电感值.

可见, 天线的品质因素  $Q$  和耦合系数  $k$  越大, 天线的能量传输效率越好, 通讯质量也越高. 在系统的工作频率及芯片的内置电容确定的情况下, 天线线圈的电感值  $L$  也就相应地确定下来. 而互感系数  $M$  主要是与收发天线之间位置有关, 具有一定的方向性, 通常情况下收发天线线圈在同一条轴线上耦合系数大, 两个天线之间的距离越近耦合系数也越大. 因此, 可植入 RFID 天线的设计主要是设计适合天线的电感值  $L$  及提高其品质因数  $Q$ .

当然天线之间能量的耦合系数还与植入体的部位、深度及组织等有关, 它取决于生物体对于电磁波能量的吸收 (SAR, Specific Absorption Rate) 情况<sup>[15, 23-24]</sup>. 对于植入体内后 RFID 的耦合系数问题将在今后的工作中进行深入的分析, 这里暂不考虑.

## 2 基于 EFAB 工艺的天线设计

微型的射频 (RF) 天线线圈目前主要是采用基于 MEMS 的平面工艺在硅衬底基片上加工制作的<sup>[25-27]</sup>. 平面工艺所获得的天线其所占用的面积大且与衬底接触损耗大,  $Q$  值低, 无法满足可植入 RFID 所需的线圈要求. 如果采用多层工艺来制作天线线圈, 天线所占面积可以减小, 且避免与衬底直接接触, 降低损耗, 从而提高天线的  $Q$  值. 因此, 这里引用了一种新 MEMS 工艺即 EFAB 工艺<sup>①</sup>来设计可植入 RFID 天线.

### 2.1 EFAB 工艺

EFAB 工艺是一种基于选择性电镀沉积多层材料, 通过多层金属镀膜和蚀刻来构建金属微结构的 MEMS 工艺. 该工艺的每一层制作过程与表面微加工工艺类似, 都是由结构材料和牺牲材料组成的. 牺牲

① EFAB fabrica factory. <http://www.microfabrica.com>, 2005-09-20

材料作为结构材料的机械支撑, 通过刻蚀牺牲材料就可以制作出三维的复杂结构。

完整的 EFAB 工艺流程<sup>①</sup>如图 1 所示, 主要包括下面几个步骤: ①选择性沉积牺牲材料; ②结构材料沉积填充覆盖牺牲材料; ③对整个双材料层进行平坦化处理; ④将平坦化处理后的层作为新的衬底层, 重复前面 3 个步骤直到所有图层都完成; ⑤对该结构进行选择性腐蚀牺牲材料, 完成最终的器件结构。

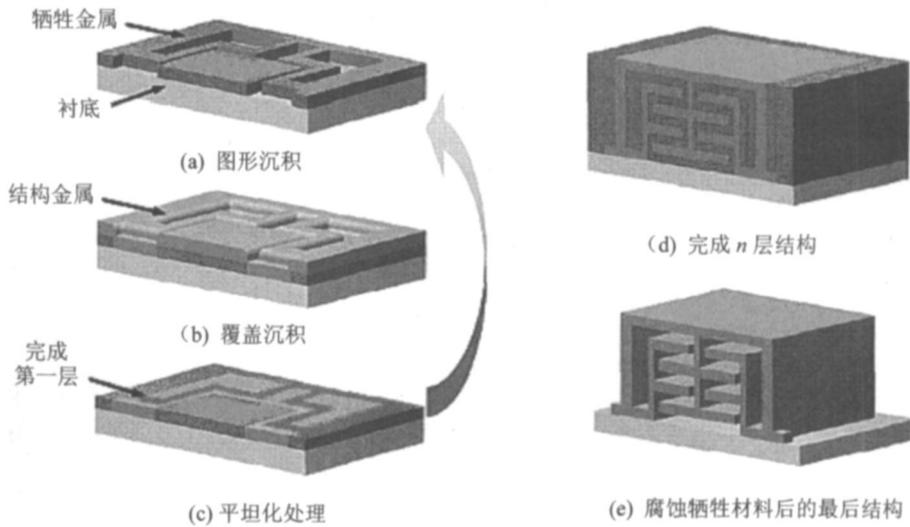


图 1 EFAB 工艺流程

Fig 1 EFAB technology process

EFAB 工艺目前提供制作每层厚度  $2 \sim 10 \mu\text{m}$ , 可以制作 20 层甚至更多。多层结构可以制作出比表面微加工器件更大更坚固的器件。EFAB 工艺可以使用任意可电镀的金属或者合金 (例如镍、铜、银、金或者镍钴合金等) 来构建结构, 但有一个约束条件, 牺牲金属必须在所有图层完成后能够被选择性地腐蚀掉而不影响结构金属。

## 2.2 微型线圈天线设计方法

SolidWorks 是一种具有 3-D 绘图能力的 EDA 工具, 用来生成 EFAB 工艺流程所需的结构数据文件<sup>①</sup>。ANSOFT HFSS 则是一种可以输出与 SolidWorks 格式兼容的设计文件的电磁场分析工具。因此, 采用这两种工具来具体设计微型线圈天线。

对于给定的天线线圈面积, 可以通过增加其线圈层数来获得较大的天线电感值。首先确定单层线圈结构, 单层线圈的俯视图及中心剖视图如图 2 所示, 其中线圈的线宽为  $w$ , 线与线之间的间隔为  $s$ , 线厚为  $h$ 。天线采用 nickel-cobalt (电阻率  $10.5 \mu\Omega \cdot \text{cm}$ ) 材料, 衬底为氧化铝 (电阻率  $10^{14} \Omega \cdot \text{cm}$ , 相对介电常数为 9.9)。其中, 天线和衬底的材料选择是由提供 EFAB 工艺的厂家给定的<sup>①</sup>。图 2 (a) 上的 port1 和 port2 分别为天线的输入、输出端口, 根据双口网络的 S 参数及其导纳 Y 矩阵的计算方法<sup>[28]</sup>, 可以计算天线的电感值  $L$  和  $Q$  值。

$$L = \text{Im}(1/Y_{11}) / (2\pi f) \quad (3)$$

$$Q = \text{Im}(1/Y_{11}) / \text{Re}(1/Y_{11}) \quad (4)$$

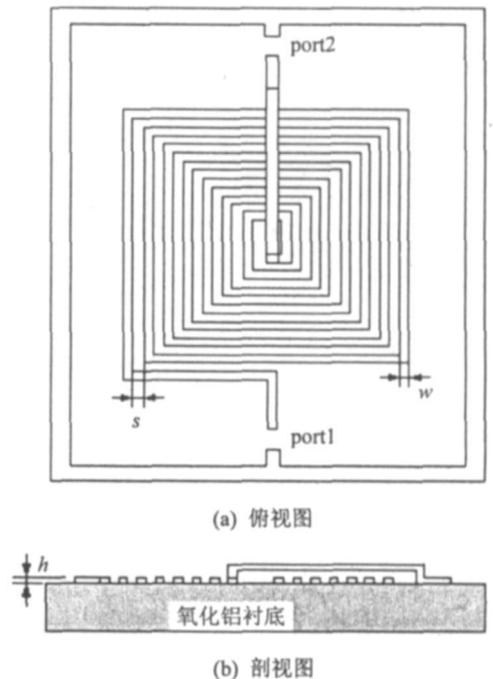


图 2 线圈电感结构图

Fig 2 Configuration of coil inductor antenna

① EFAB access design guide <http://www.microfabrics.com/efabaccess/designtools/EFAB%20Access%20Design%20Guide%20v1.21.pdf>, 2005-09-20.

式中:  $Y_{11}$  为利用双口网络  $S$  参数换算得到的导纳参数;  $f$  为线圈工作的频率.

这样, 根据式 (3)、式 (4), 对给定的天线结构, 就可以进行单层天线线圈仿真分析. 先考察电感值和  $Q$  值的变化, 以确定结构参数(线圈匝数、导线宽度、导线间距); 然后再考察双层线圈之间层与层的间距变化对电感值和  $Q$  值的影响, 以确定出最合适的间距; 最后通过增加线圈层数来确定达到要求的电感值所需要的层数.

### 3 仿真设计

首先对单层线圈的圈数进行分析. 图 3 给出了线圈圈数  $N$  分别为: 4、5、6、7 时,  $Q$  值的最大值及其对应频率点上的电感值  $L$ . 其它参数 ( $w = 50 \mu\text{m}$ ,  $s = 50 \mu\text{m}$ ,  $h = 10 \mu\text{m}$ ) 是根据 EFAB 工艺提供的第一层工艺规则最小尺寸来设定的. 从图 3 中可以看出, 随着线圈圈数的增加, 其电感值  $L$  和  $Q$  值也增加. 即通过增加线圈圈数的方法可以获得所需要的电感值, 但是面积也就随之变大, 并且从图 3 (b) 中可以看到, 线圈从 6 圈增加到 7 圈, 其实  $Q$  值增加不大. 因此, 在面积给定的前提下, 应该尽量增加线圈的圈数, 同时要兼顾  $Q$  值的变化.

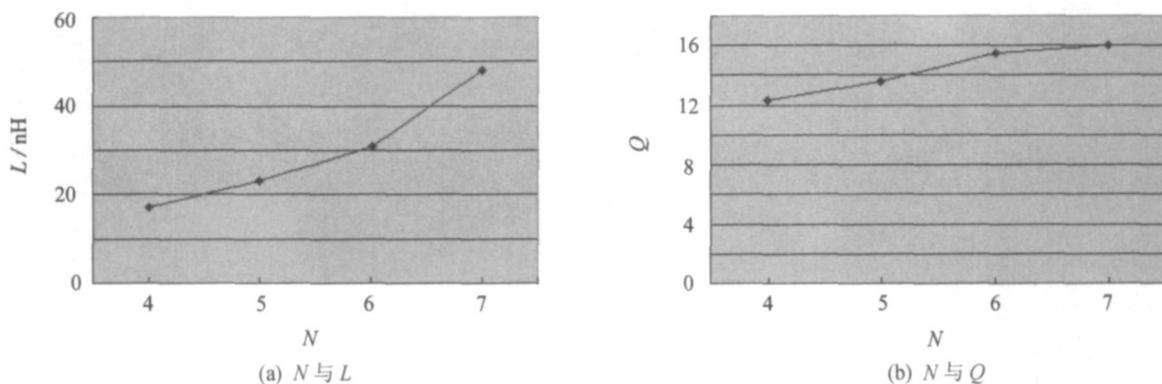


图 3 改变线圈圈数  $N$ 、 $L$  和  $Q$  的变化曲线

Fig 3 Inductance ( $L$ ) and quality factor ( $Q$ ) vs coil turn ( $N$ )

固定线圈的圈数  $N = 7$ , 其它参数  $s = 50 \mu\text{m}$ ,  $h = 10 \mu\text{m}$  线宽  $w$  分别改变为:  $50 \mu\text{m}$ ,  $60 \mu\text{m}$ ,  $70 \mu\text{m}$ , 对结构进行仿真计算, 结果如图 4 所示. 虽然  $Q$  曲线的最大值基本不变, 但随着频率的升高, 线宽越宽,  $Q$  值下降越快. 电感值  $L$  随线宽  $w$  变大而变大, 但在  $Q$  值最大处的变化量却不大, 分别为:  $48 \mu\text{H}$ ,  $50 \mu\text{H}$ ,  $53 \mu\text{H}$ . 为了提高电感值应该尽量地加大线宽, 但如果线圈的面积给定了, 加大线宽也就意味着需要减少线圈圈数. 比较图 3 和图 4 可以知道, 线圈圈数对电感值的影响要比线宽变化的影响来得大, 所以在设计时, 应以减小线宽来增加圈数为主.

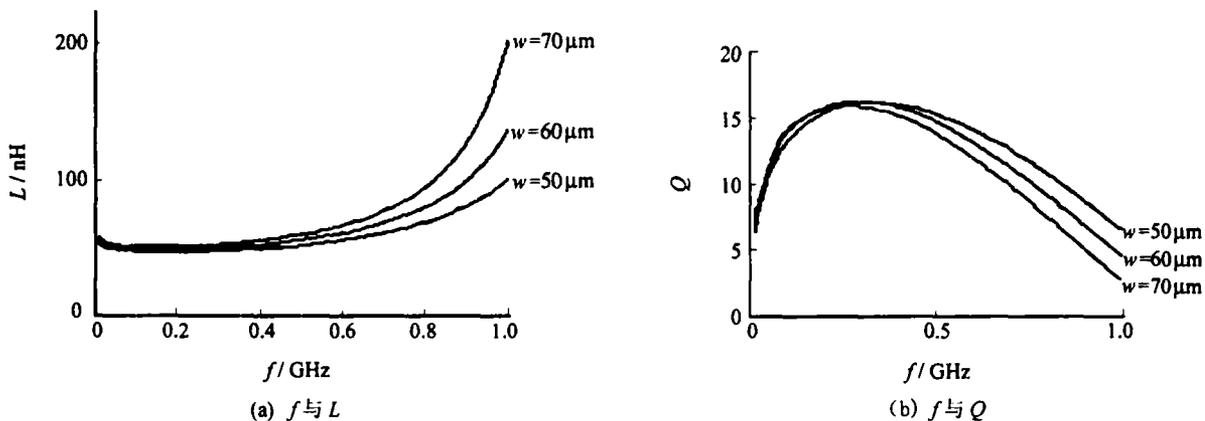


图 4 改变线宽  $w$ 、 $L$  和  $Q$  的变化曲线

Fig 4  $L$  and  $Q$  vs frequency with different line width ( $w$ )

根据前面分析, 要求天线面积在  $1.5\text{mm} \times 1.5\text{mm}$  内的前提下, 则可得第一层的电感线圈参数为:  $N = 7$ ,  $w = 50\mu\text{m}$ ,  $s = 50\mu\text{m}$ ,  $h = 10\mu\text{m}$  在其上面再加一层线圈, 该线圈也用第一层线圈相同的参数. 其结构剖视图如图 5 所示, 两层线圈之间的间距为  $t$  当  $t$  分别为  $10$ 、 $20$ 、 $30\mu\text{m}$  时, 线圈电感值  $L$  和  $Q$  值如图 6 所示. 当  $t$  变大时,  $Q$  值最大值也随之略为变大, 对应频率点的  $L$  则略为减小. 比较图 4 和图 6 即单层线圈和双层线圈, 增加层数能显著地提高电感值  $L$ ,  $Q$  值也有所提高, 其提高量都比单纯地变大  $t$  得到的结果要好. 因此, 设定  $t = 10\mu\text{m}$ , 继续增加线圈的层数来提高电感值  $L$ .

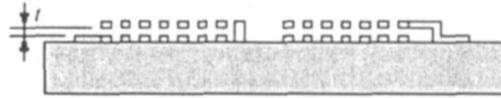


图 5 双层线圈剖视图

Fig 5 Cutaway view of dual layer configuration

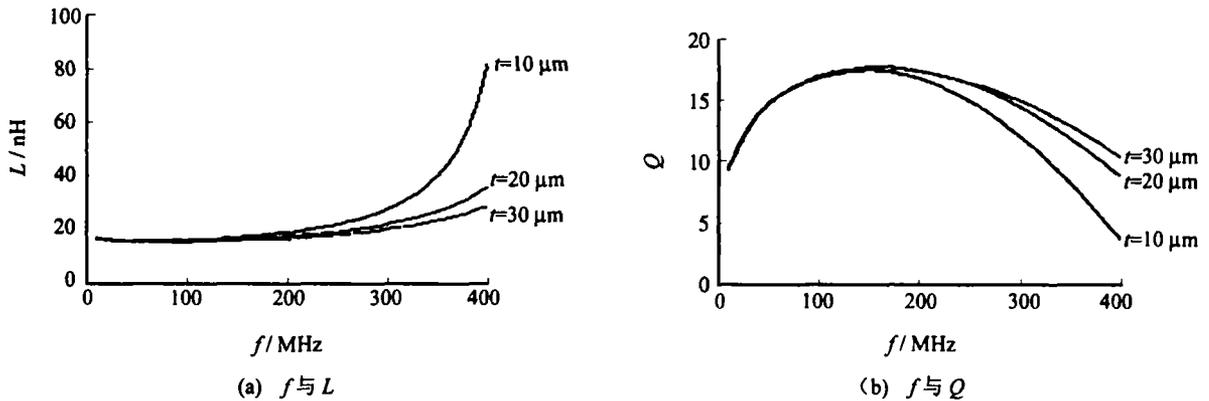


图 6 改变两层线圈之间的间隔,  $L$  与  $Q$  的变化曲线

Fig 6  $L$  and  $Q$  vs frequency with different space between two layer

综合前面的分析, 最后设定线圈的各个参数为:  $N = 7$ ,  $w = 50\mu\text{m}$ ,  $s = 50\mu\text{m}$ ,  $h = 10\mu\text{m}$ ,  $t = 10\mu\text{m}$ , 总共为 4 层线圈结构, 如图 7. 其整体体积为:  $1.5\text{mm} \times 1.5\text{mm} \times 0.07\text{mm}$ . 仿真计算所得天线线圈的电感值  $L = 702\text{ nH}$ ,  $Q = 18$  可以满足 RFID 系统的应用要求.



图 7 四层线圈剖视图

Fig 7 Cutaway view of four layers configuration

### 4 结语

RFID 的可植入应用将成为一个发展趋势, 可以广泛应用于动物体身份识别、无线监测、生理功能辅助等方面. 而可植入 RFID 的实际应用关键在于天线设计上, 特别是对于植入人体内的生物电子医疗器件来说, 要求植入的 RFID 器件体积小, 且还要能够进行高效率的能量传输和无线数据通讯. 用 EFAB 工艺所设计的由 4 层线圈层叠组成的天线线圈整体体积只有  $1.5\text{mm} \times 1.5\text{mm} \times 0.07\text{mm}$ . 其电感值为  $702\text{ nH}$ ,  $Q$  值为  $18$  达到了应用于  $13.56\text{MHz}$  频段 RFID 的要求, 可以与大部分微电子公司生产的 RFID 芯片配合使用. 因此, 该结构设计可以满足可植入器件的需要.

### 参考文献:

[1] 陈华君, 林凡, 郭东辉, 等. RFID 技术原理及其射频天线设计 [J]. 厦门大学学报: 自然科学版, 2005, 44 (增刊): 312-315

[2] Friedman D, Heinrich H, Duan DW. A low-power CMOS integrated circuit for field-powered radio frequency identification tags [C] // Solid-State Circuits Conference, IEEE International 1997, 294-295, 474.

[3] Galbraith D C, Somani M, White R L. A wide-band efficient inductive transducer for power and data link with coupling insensitive

- gain[J]. *IEEE Trans Biomed Eng* 1987, 34: 265–275.
- [4] Troyk P R, Edgington M. Inductive links and drivers for remotely- powered telemetry systems[J]. *Proc Antennas and Propagation Symposium*, 2000, 1: 60–62.
- [5] Abrial A, Bouvier J, Renaudin M, *et al*. A new contactless smart card IC using an on- chip antenna and an asynchronous microcontroller[J]. *IEEE J Solid- State Circuits* 2001, 36: 1101–1107.
- [6] Raker P, Connell L, Collins T, *et al*. Secure contactless smartcard ASIC with DPA protection[J]. *IEEE J Solid- State Circuits* 2001, 36: 559–565.
- [7] Heetderks W J. RF powering of millimeter- and submillimeter- sized neural prosthetic implants[J]. *IEEE Trans Biomed Eng* 1988, 35: 323–327.
- [8] Zierhofer C M, Hochmair E S. High- efficiency coupling- insensitive transcutaneous power and data transmission via an inductive link[J]. *IEEE Trans Biomed Eng* 1990, 37: 716–722.
- [9] Galbraith D G, Soma M, White R L. A wide- band efficient inductive transdermal power and data link with coupling insensitive gain[J]. *IEEE Trans Biomed Eng* 1987, 34: 265–275.
- [10] Zierhofer C M, Hochmair- Desoyer I J, Hochmair E S. Electronic design of a cochlear implant for multichannel high- rate pulsatile stimulation strategies[J]. *IEEE Trans Rehab Eng* 1995, 3: 112–116.
- [11] Liu W, Vaniencrom K, Clements M, *et al*. A neuro- stimulus chip with telemetry unit for retinal prosthetic device[J]. *IEEE J Solid- State Circuits* 2001, 35: 1487–1497.
- [12] Suaning G J, Lovell N H. CMOS neuro- stimulation ASIC with 100 channels, scalable output and bidirectional radio- frequency telemetry[J]. *IEEE Trans Biomed Eng* 2001, 48: 248–260.
- [13] Troyk P R, Brown I E, Moore W H, *et al*. Development of BION technology for functional electrical stimulation bidirectional telemetry[C] // *Proc 23rd IEEE- EMBS Conference*, 2001, 1: 317–320.
- [14] Troyk P R, Edgington M. Inductive links and drivers for remotely- powered telemetry systems[C] // *Antennas and Propagation Society Symposium*, *IEEE International* 2000, 60–62.
- [15] Durney C H, Iskander M F, Massoudi H, *et al*. An empirical formula for broad band SAR calculations of prolate spheroidal models of humans and animals[J]. *IEEE Trans Microwave Theory Tech* 1979, 27: 758–763.
- [16] 梅涛, 伍小平. 微机电系统[M]. 北京: 化学工业出版社, 2003.
- [17] Thomas H L. CMOS 射频集成电路设计[M]. 余志平, 周润德等译. 北京: 电子工业出版社, 2004.
- [18] Burghartz J N. Spiral inductors on silicon- status and trends[J]. *International Journal of RF and Microwave Computer- Aided Engineering* 1998, 8(6): 422–432.
- [19] Ruehli A E. Equivalent circuit models for three- dimensional multiconductor systems[J]. *IEEE Trans Microwave Theory and Techniques* 1974, 22(3): 216–221.
- [20] Nknejd A M, Chappurey R, Meyer R G. Numerically stable Green function for modeling and analysis of substrate coupling in integrated circuits[J]. *IEEE Trans CAD*, 1998, 17(4): 305–315.
- [21] Greenhouse H M. Design of planar rectangular microelectronic inductors[J]. *IEEE Trans Parts, Hybrids, and Packaging* 1974, 10(2): 101–109.
- [22] Hochmair E S. System optimization for improved accuracy in transcutaneous signal and power transmission[J]. *IEEE Trans Biomed Eng* 1984, 31: 177–186.
- [23] Hand J W, Cheatham J L, Hind J A. Absorbed power distributions from coherent microwave arrays for localized hyperthermia[J]. *IEEE Trans Microwave Theory and Techniques* 1986, 34(5): 484–489.
- [24] Chang H C, Mei K K. Penetration of a focused electromagnetic pulse into a biological material and its application to hyperthermia[C] // *Antennas and Propagation Society International Symposium*, 1989, 544–547.
- [25] Kim Y J, Allen M G. Surface micromachined solenoid inductors for high frequency applications[J]. *IEEE Trans Comp, Packag, Manuf Technol C*, 1998, 21: 26–33.
- [26] Yoon J B, Kim B K, Han C H, *et al*. Surface micromachined solenoid on- Si and on- glass inductors for RF applications[J]. *IEEE Lett Electron Devices* 1999, 20: 487–489.
- [27] Chen Y E, Yoon Y K, Laskar J, *et al*. A 2.4 GHz integrated CMOS power amplifier with micromachined inductors[C] // *Microwave Symposium*, *IEEE International* 2001, 523–526.
- [28] Koutsyannopoulos Y K, Papananos Y. Systematic analysis and modeling of integrated inductors and transformers in RF IC design[J]. *IEEE Trans Circuits and Systems II: Analog and Digital Signal Processing* 2000, 47(8): 699–713.

(责任编辑: 郑美莺)