

适用于植入式医疗的三线圈经皮能量传输

吴朝晖,陈晓武,黄穗彪,李 斌

(华南理工大学电子与信息学院,广东广州 510640)

摘 要: 经皮能量传输方式是目前植入式医疗设备系统供电方式的研究热点,研究如何提高其传输效率和传输有效距离具有重大的应用价值.本文在分析互感耦合理论的基础上,结合互感耦合和强磁耦合的特点,提出了一种适用于经皮能量传输的三线圈耦合结构,并对其进行了相关的理论推导.结果表明:当耦合系数小于0.25时,三线圈耦合结构对耦合效率具有增强作用;在耦合系数为0.04时可提高将近一倍的效率.实验结果也很好地验证了理论分析结果.

关键词: 三线圈耦合;经皮能量传输;植入式医疗设备

中图分类号: TN86 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2014) 06-1090-05

电子学报 URL: <http://www.ejournal.org.cn> **DOI:** 10.3969/j.issn.0372-2112.2014.06.009

Three-Coil Transcutaneous Power Transmission for Implantable Medical Applications

WU Zhao-hui, CHEN Xiao-wu, HUANG Sui-biao, LI Bin

(School of Electronic and Information Engineering, South China University of Technology, Guangzhou, Guangdong 510640, China)

Abstract: Transcutaneous energy transmission has been widely used for the power supply of the implantable medical devices. The most important study on the transcutaneous energy transmission is about how to improve its transfer efficiency and distance. Based on the analysis of the mutual inductance coupling theory, and combining with the characteristics of the strongly coupled magnetic resonances, this paper proposed a three-coil coupling structure which is more suitable for transcutaneous energy transmission. The theoretical analysis indicates that the proposed three-coil coupling structure strengthens the coupling efficiency when the coupling coefficient is less than 0.25 and nearly doubles the efficiency when the coefficient is 0.04. The experimental results verified the theoretical analysis.

Key words: three-coil coupling; transcutaneous energy transmission; implantable medical device

1 引言

随着生物医疗技术的发展,植入式医疗设备为医学研究和治疗提供了强而有力的工具^[1].心脏起搏器、人工耳蜗等成熟的植入式医疗系统已经成功应用于临床医疗中,而更微小更复杂的植入式医疗系统正被研究,如电子胶囊^[2]、人工视网膜^[3]、神经信号探测^[4,5]等.但这些系统都共同面临如何在微小的空间内供应能量的问题.

目前供电的方式包括:(1)使用高能量密度电池;(2)生物燃料电池的方式,即利用人体内部的生化反应吸收能量;(3)经皮能量传输^[6,7]方式,即透过皮肤给体

内的植入设备提供能量.上述方式各有优缺点:高能量密度电池因其高能量密度,相对比铅、锰等电池的安全性和成熟的技术,被广泛采用,而其最大的缺点是需要更换电池,这为患者带来手术风险;生物燃料电池的技术目前尚不成熟,能量收集效率只有15%,输出功率不超过1mW,无法满足大部分植入设备的需要;经皮能量传输方式是目前植入式医疗设备系统供电方式的研究热点,它能够源源不断地从体外向植入的设备提供能量,在0.7~1.5cm距离上的输出功率可达100mW级别^[8],能很好地解决植入设备能量受限的问题,而其缺点主要包括:(1)安全性,电磁辐射对人体有一定的伤害;(2)传输效率随距离的增大而迅速下降,在3cm以上

的传输效率低于 10%, 这限制了其在中远距离上的应用。

经皮能量传输系统的理论基础是线圈耦合, 分为互感耦合^[9]方式和强磁耦合^[10]方式。互感耦合的传输效率随距离的增大而迅速下降; 强磁耦合利用电磁共振原理, 实现传输效率的增加, 但在集成电路上实现具有很大难度。因此, 本文在互感耦合的基础上, 提出一种三线圈耦合结构, 针对互感耦合传输效率随距离增大而迅速下降的缺点, 结合强磁耦合理论中利用高 Q 值共振器减少损耗从而提高传输效率的思路, 通过在发射端增加一级耦合结构, 减少电源输出电阻对发射线圈 Q 值的影响, 提高了整个耦合结构的传输效率和有效距离。实验结果表明, 三线圈耦合结构在中远距离上可以增强传输的输出功率, 同时减少发射电路的输入功率, 比传统互感耦合结构有更高的效率。

2 互感耦合理论

互感耦合的经皮能量传输方式, 是利用电磁感应基本原理, 通过磁场耦合的方式透过皮肤传递能量。

图 1 为互感耦合回路示意图, 发射部分包括发射线圈 L_1 , 线圈电阻 R_1 , 构成串联谐振的电容 C_1 , 交流信号 \dot{V}_1 以及其输出电阻 R_s 。接收部分包括接收线圈 L_2 , 线圈电阻 R_2 , 构成谐振的电容 C_2 。体内负载用 R_L 表示。

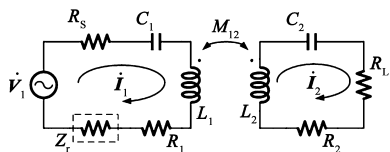


图1 互感耦合回路示意图

定义发射线圈和接收线圈的互感系数为 M_{12} , 回路中的电流如图所示定义方向, ω 为交流信号 \dot{V}_1 的频率, 并设 $Z_1 = R_1 + R_s + \frac{1}{j\omega C_1}$, $Z_2 = R_2 + R_L + \frac{1}{j\omega C_2}$ 。

根据基尔霍夫电流定律对两回路列方程:

$$\begin{cases} \dot{V}_1 = \dot{I}_1(Z_1 + j\omega L_1) - \dot{I}_2(j\omega M_{12}) \\ 0 = \dot{I}_2(Z_2 + j\omega L_2) - \dot{I}_1(j\omega M_{12}) \end{cases} \quad (1)$$

则我们可以得到:

$$\begin{cases} \dot{I}_1 = \frac{\dot{V}_1}{(Z_1 + j\omega L_1) + \frac{(\omega M_{12})^2}{Z_2 + j\omega L_2}} \\ \dot{I}_2 = \frac{j\omega M_{12} \dot{V}_1 / Z_{11}}{(Z_2 + j\omega L_2) + \frac{(\omega M_{12})^2}{Z_1 + j\omega L_1}} \end{cases} \quad (2)$$

由式(2)我们可等效为发射回路上存在反射阻抗 Z_r , 如图 1 中虚线框中所示。

当反射阻抗一定时, 发射电路在环路阻抗最小时,

电流最大, 此时发射功率最大, 所以发射使用谐振补偿, 抵消环路阻抗的虚部, 提高发射功率。而当发射电路一定, 接收电路在接收环路阻抗最小时, 电流最大, 接收的有功功率最大, 所以在接收端使用谐振补偿, 提高接收的功率。

则系统在谐振情况下, 其输入和输出功率为:

$$P_{in} = \frac{V_{1eff}^2}{(R_1 + R_s) + \frac{(\omega M_{12})^2}{R_2 + R_L}} \quad (3)$$

$$P_{out} = - \frac{(\omega M_{12} \frac{V_{1eff}}{R_1 + R_s})^2 (R_2 + R_L)}{[(R_2 + R_L) + \frac{(\omega M_{12})^2}{R_1 + R_s}]} \quad (4)$$

其中 P_{out} 中的负号表示接收能量, V_{1eff} 表示交流信号 \dot{V}_1 的有效值。

设线圈 L_1 和 L_2 的耦合系数为 k_{12} , 则 $k_{12} = \frac{M_{12}}{\sqrt{L_1 L_2}}$ 。

线圈 L_1 和 L_2 的品质因数分别为 $Q_1 = \frac{\omega L_1}{R_1 + R_s}$, $Q_2 = \frac{\omega L_2}{R_2 + R_L}$, 则互感耦合的传输效率 η 为:

$$\eta = \frac{k_{12}^2 Q_1 Q_2}{1 + k_{12}^2 Q_1 Q_2} \quad (5)$$

从式(5)可见, 互感耦合的传输效率只与耦合系数和两回路的品质因数, 即 Q 值有关。在经皮能量传输方式中, 不使用磁性材料增加耦合系数的前提下, 距离 0cm ~ 3cm 的两线圈耦合系数在 0.1 数量级别上。要增强传输效率, 只能提高回路的 Q 值。

而从整个系统考虑, Q_2 是与用电负载相关的, 过高的 Q 值意味着对驱动力的限制, 并且接收线圈的电压过高。所以, 要提高传输效率, 只能通过提高 Q_1 来实现。 Q_1 的提高需要提高发射线圈的空载 Q 值和减少功率电路的输出电阻。所以系统的传输效率随距离的增大而下降。

3 三线圈耦合结构

传统的互感耦合方式因为耦合系数随距离增大迅速减少, 导致中远距离的能量传输效率低。虽然新近提出的强磁耦合可以解决这方面的问题^[10], 但其在集成电路上实现具有很大难度。

强磁耦合方式中的关键部件是共振器, 它们构成一条“无形”的通道, 实现能量的有效传输。而从电路分析的角度考虑, 是因为加入的共振结构能实现高 Q 值, 从式(5)可见高 Q 值对传输效率的增强作用。

基于上述思路, 以及上文对互感耦合电路的分析, 要提高传输的效率关键是要在发射端实现一个高 Q 值

的线圈结构. 所以如果在发射端增加一级耦合结构, 减少电源输出电阻对发射线圈 Q 值的影响, 有可能提高传输的效率.

为此, 本文提出一种三线圈耦合结构, 如图 2 所示.

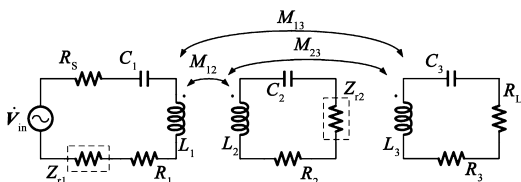


图2 三线圈耦合结构原理图

三个线圈都处于谐振的条件下, Z_{r1} 和 Z_{r2} 为反射阻抗, M_{12} 、 M_{23} 和 M_{13} 分别为线圈 1 和 2、线圈 2 和 3 以及线圈 1 和 3 之间的互感系数. 由于两线圈之间的互感系数与两线圈中心距离的三次方成反比, 耦合系数则与其中心距离的六次方成反比, 线圈 1 和 3 之间的能量耦合相对于线圈 1 和 2、2 和 3 之间的能量耦合可以忽略, 因此系统的能量耦合效率近似为:

$$\eta = \eta_1 \eta_2 \quad (6)$$

其中 η_1 和 η_2 分别为线圈 1 和线圈 2、线圈 2 和线圈 3 之间的能量传输效率:

$$\eta_1 = \frac{1}{1 + \frac{1}{k_{12}^2 Q_1 Q_2} + \frac{k_{23}^2 Q_3}{k_{12}^2 Q_1}} \quad (7)$$

$$\eta_2 = \frac{k_{23}^2 Q_2 Q_3}{1 + k_{23}^2 Q_2 Q_3} \quad (8)$$

相比式(5), 三线圈耦合结构的传输效率多了一个乘积项 η_1 , 但是在三线圈耦合结构中, 中间线圈的 Q_2 值并没有发射电路的输出电阻影响, 所以 Q_2 值接近最高的线圈空载 Q 值, 提高原来互感耦合中相应的 η_2 项, 同时由于将发射线圈与其紧密耦合以提高 k_{12} , 可以使 η_1 接近 1, 从而整体上提高了系统的传输效率.

总结来说, 系统的发射部分由发射线圈和共振线圈组成, 令他们紧密耦合, 使得其耦合系数接近 1, 同时让悬浮的共振线圈实现高 Q 值, 从而提高整个耦合结构的传输效率.

该系统的输入功率为:

$$\begin{aligned} P_{in} &= \frac{V_{in}^2}{R_s + R_1 + Z_{r1}} \\ &= \frac{V_{in}^2}{R_s + R_1 + \frac{(\omega M_{12})^2}{R_2 + Z_{r2}}} \\ &= \frac{V_{in}^2}{R_s + R_1} \times \frac{1 + k_{23}^2 Q_2 Q_3}{1 + k_{23}^2 Q_2 Q_3 + k_{12}^2 Q_1 Q_2} \end{aligned} \quad (9)$$

输出功率为:

$$P_{out} = P_{in} \times \eta$$

$$= \frac{V_{in}^2}{R_s + R_1} \times \frac{k_{12}^2 k_{23}^2 Q_1 Q_2^2 Q_3}{(1 + k_{23}^2 Q_2 Q_3 + k_{12}^2 Q_1 Q_2)^2} \quad (10)$$

从式(9)和(10)可知, 当 k_{23} 为 0 时, 发射功率和接收功率最小, 而随着植入电路的耦合, 令 k_{23} 增加, 输入功率和输出功率逐渐上升. 这与互感耦合的输入功率在没有耦合时最大, 随耦合增加而减少的变化相反. 所以, 三耦合结构在空载时比互感耦合结构节省功耗.

图 3 为对互感耦合和三线圈耦合结构中能量从输入信号到负载的传输效率随耦合系数变化仿真所得到的曲线图. 考虑到发射线圈和接收线圈的 Q 值分别受到电源输出电阻和负载电阻的限制, 结合实验经验, 设定发射线圈 Q 值为 30, 加入的共振线圈 Q 值为 100, 接收线圈 Q 值为 10, 即在式(7)与(8)中, Q_1 、 Q_2 及 Q_3 分别为 30、100 和 10, 发射线圈和共振线圈耦合系数为 0.9. 图中带星号的曲线为本文提出的三线圈耦合结构的能量传输效率变化曲线, 带圆圈的曲线为互感耦合结构的能量传输效率变化曲线. 图中的耦合系数, 对互感耦合结构指发射线圈与接收线圈的耦合系数, 对三线圈耦合结构指共振线圈与接收线圈之间的耦合系数.

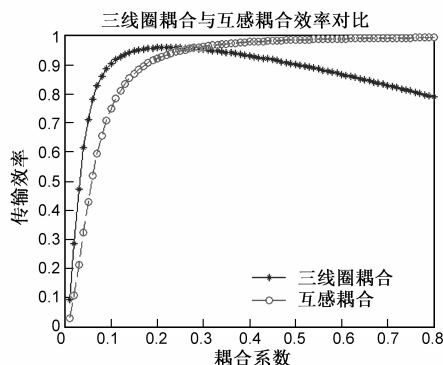


图3 三线圈耦合与互感耦合效率仿真对比

可见, 在耦合系数小于 0.25 以后, 三线圈耦合结构的效率高于互感耦合结构; 在耦合系数低于 0.1 的弱耦合下其增强作用尤为明显, 当耦合系数为 0.04 时, 三线圈耦合结构的能量传输效率比互感耦合结构的效率高将近一倍. 由于耦合系数随距离以指数的规律衰减, 在中远距离其衰减的速度变慢, 大概在 0.1 数量级上. 所以三线圈耦合结构在中远距离上对耦合效率具有增强作用.

4 三线圈耦合实验

图 4 为搭建的三线圈耦合结构的验证实验平台. 具体实验条件如下: 使用的信号源载频为 2MHz, 两个线圈间的距离为 3.2cm. 接收实验板上有红色、蓝色和黄绿色三个指示灯指示不同的电压供电情况, 其中红色指示灯由输出 5V 的升压电荷泵供电, 其最小工作电压为 2.7V; 蓝色指示灯由输出 3.3V 的低压差线性稳压源芯

片供电,其最小工作电压为 3.5V;黄绿色指示灯由输出 1.8V 的低压差线性稳压源芯片供电,最小工作电压为 2.0V.

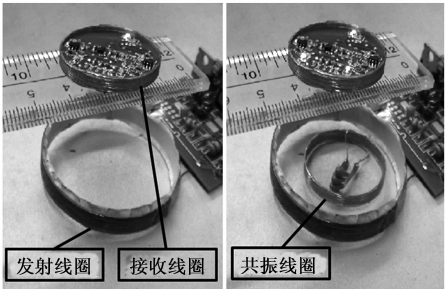


图4 三线圈耦合结构验证实验

两种结构在相同的输入功率下,驱动相同的电阻负载.互感耦合如图 4 左所示,接收线圈只令黄绿色指示灯亮,可见其在负载上建立的电压大于 2.0V 但小于 2.7V.而三线圈耦合结构如图 4 右所示,在靠近发射线圈的位置增加共振器,该共振器的线圈电感为 $4.5\mu\text{H}$,在线圈的两端连接谐振电容构成共振器.由图可见,三盏指示灯都亮,表明其在负载上建立的电压大于 3.5V.上述实验初步证明了本文提出的结构在中远距离上比互感耦合结构有更高的传输效率.

表 1 及图 5 为不同距离下三线圈耦合结构与互感耦合结构的效率对比实验结果.从表 1 可以看出,三线圈结构在超过 3cm 后,可以增强传输的输出功率,同时减少发射电路的输入功率.此外,在没有接收电路进入耦合范围的空载情况下,三线圈结构可以减少发射功率.

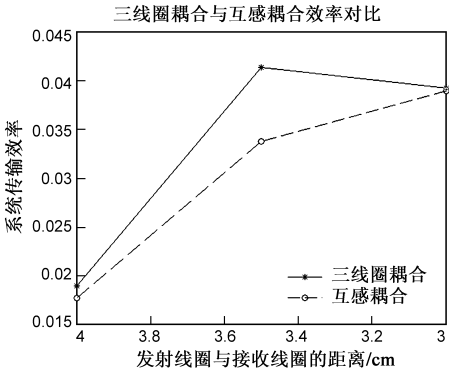


图5 三线圈耦合与互感耦合效率实验对比

由于耦合系数随发射线圈及接收线圈的距离指数衰减,图 5 所示的实验结果和图 3 所示的仿真结果趋势一致,都显示三线圈结构在中远距离上比互感耦合结构的耦合效率高.值得注意的是,图 5 所示实际测试的传输效率较图 3 所示的仿真效率要低许多,这主要是因为仿真中的能量传输效率是指发射线圈的输入到接收端负载的直接能量传输效率,而实际测试时的传输效

率还包含了 PCB 板电路中驱动电路的损耗、接收端整流器的损耗、稳压器的损耗以及发射及接收线圈的交流损耗等.

表 1 三线圈结构与互感耦合结构对比

距离	互感耦合结构		三线圈结构	
	输入功率	输出功率	输入功率	输出功率
3.0cm	1410mW	55mW	1350mW	53mW
3.5cm	1390mW	47mW	1330mW	55mW
4.0cm	1520mW	27mW	1420mW	27mW
空载	1570mW	—	1350mW	—

5 结论

本文在分析互感耦合和强磁耦合理论的基础上,提出了一种三线圈耦合结构.通过在发射部分加一级耦合结构,减弱了电源输出电阻对发射线圈 Q 值的影响,实现一个高 Q 值的发射线圈,从而提高了传输的效率.理论分析结果表明,在耦合系数小于 0.25 时,三线圈耦合结构的传输效率高于互感耦合,此外,在系统空载情况下,三线圈耦合结构可以降低系统的发射功率.实验结果也很好地验证了理论分析结果.

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 Zhihua. A review of the implantable electronic devices in biology and medicine[J]. Acta Electronica Sinica, 2004, 32(3): 462–467. (in Chinese)
[2] 俞航,等.电子胶囊中基于非对称的无源双向通信芯片设计[J].电子学报,2012,40(10):2107–2111.
Yu Hang, et al. A passive, asymmetric bi-directional communication IC designed for electronic capsules[J]. Acta Electronica Sinica, 2012, 40(10): 2107–2111. (in Chinese)
[3] Kendir G A, Liu Wentai, Wang Guoxing, et al. An optimal design methodology for inductive power link with Class-E amplifier[J]. IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers, 2005, 52(5): 857–866.
[4] Sodagar A M, Perlin G E, Yao Y, et al. An implantable 64-channel wireless microsystem for single-unit neural recording [J]. IEEE Journal of Solid-State Circuits, 2009, 44(9): 2591–2604.
[5] Rush Alexander, Troyk Philip R. Power and data for a wireless implanted neural recording system[A]. Proceedings of the 5th international IEEE EMBS Conference on Neural Engineering [C]. Chicago, IL: IEEE, 2011. 507–510.
[6] Chen P, Saati S, Varma R, et al. Wireless intraocular pressure sensing using microfabricated minimally invasive flexible-coil-

ed LC sensor implant[J]. Journal of Microelectromechanical Systems, 2010, 19(4): 721 – 734.

- [7] Zhang Fei, Liu X Y, Hackworth, S A. In Vitro and in Vivo Studies on Wireless Powering of Medical Sensors and Implantable Devices[R]. Bethesda, MD: IEEE/NIH Life Science Systems and Applications Workshop, 2009.
- [8] Wang G X, Liu W T, Sivaprakasam M, et al. Design and analysis of an adaptive transcutaneous power telemetry for biomedical implants[J]. IEEE Transactions on Circuits and Systems, 2005, 52(10): 2109 – 2117.
- [9] Cheon Sanghoon, Kim Yong-Hae, Kang Seung-young, et al. Circuit-model-based analysis of a wireless energy-transfer system via coupled magnetic resonances[J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2011, 58(7): 2906 – 2914.
- [10] Kur Andre, Karalis Aristeidis, Moffatt Robert, et al. Wireless power transfer via strongly coupled magnetic resonances[J]. Science, 2007, 317(5834): 83 – 86.



陈晓武 男, 1990 年生于广东汕头, 现为华南理工大学电子与信息学院硕士研究生, 主要研究方向为集成电路设计与无线能量传输技术.

E-mail: xwu1990.chen@gmail.com



黄穗彪 男, 1986 年生于广东广州, 在 2009 年和 2012 年分别取得华南理工大学电子与信息学院学士、硕士学位. 主要研究方向为集成电路设计、无线能量传输技术和电源管理方面.

E-mail: huangsuibiao@163.com

作者简介



吴朝晖 男, 1971 年 9 月生于江西东乡, 华南理工大学电子与信息学院副教授, 主要研究方向包括模拟/射频集成电路、植入式无线数据与能量传输.

E-mail: phzhwu@scut.edu.cn



李 斌 女, 1967 年生于北京, 华南理工大学电子与信息学院教授, 博士生导师, 主要研究方向包括模拟/射频集成电路、植入式无线数据与能量传输的研究.

E-mail: phlibin@scut.edu.cn