

DOI: 10.13234/j.issn.2095-2805.2025.1.188

中图分类号: TM724

文献标志码: A

植入式医疗设备无线供电技术综述

陈 浩, 丘东元(中国电源学会高级会员), 张 波(中国电源学会会士),
肖文勋(中国电源学会高级会员), 陈艳峰(中国电源学会高级会员)
(华南理工大学电力学院, 广州 510641)

摘要: 随着医疗技术的不断进步, 植入式医疗设备 IMD(implantable medical devices)在临床上的应用越来越多。由于传统的电池供电方式会给患者带来额外的组织损伤和手术成本, 采用无线电能传输 WPT(wireless power transfer)技术对 IMD 供电将成为今后的趋势。然而, 如何在有限的空间内设计出高效率的 IMD-WPT 系统具有较大的挑战性。为此, 对比了5种适用于 IMD 的 WPT 技术的性能特点; 然后以磁谐振式 WPT 技术为例, 具体介绍了磁谐振式 IMD-WPT 系统设计中的关键问题; 最后结合部分磁谐振式 WPT 技术在一些典型 IMD 中的应用现状, 讨论了 IMD-WPT 技术未来的研究方向。

关键词: 无线电能传输; 植入式医疗设备; 磁谐振; 电磁兼容

Overview of Wireless Power Transfer Technology for Implantable Medical Devices

CHEN Hao, QIU Dongyuan, *Senior Member, CPSS*, ZHANG Bo, *Fellow, CPSS*, XIAO Wenxun,
Senior Member, CPSS, CHEN Yanfeng, *Senior Member, CPSS*
(School of Electric Power Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 510641, China)

Abstract: With the continuous advancement of medical technology, implantable medical devices (IMD) are increasingly applied in clinical practice. Since the traditional battery-powered method will bring additional tissue damage and surgical costs to patients, the use of wireless power transfer (WPT) technology to power IMD will become a trend in the future. However, how to design a high-efficiency IMD-WPT system in a limited space is very challenging. To this end, the performance characteristics of five WPT technologies suitable for IMD are compared. Then, the magnetic resonance WPT technology is taken as an example to introduce the key issues in the design of a magnetic resonance IMD-WPT system. Finally, the application status of part of the magnetic resonance WPT technologies in some typical IMD is combined, and the research direction of IMD-WPT technology in the future is discussed.

Keywords: Wireless power transfer(WPT); implantable medical devices(IMD); magnetic resonance; electromagnetic compatibility

植入式医疗设备 IMD(implantable medical devices)是1种植入在人体内并长期发挥医疗作用的电子设备, 主要用于替代或辅助人体某些器官发挥功能。目前绝大多数 IMD 采用电池供电, 而体

内电池通常会占用过多体积, 阻碍了 IMD 的小型化。此外, 由于电池的容量有限, 患者不得不定期进行手术更换电池, 给患者带来一定的手术风险和经济损失^[1-2]。无线电能传输 WPT(wireless power transfer)技术是1种无需通过导线, 直接将电能传输至负载的技术。相比于传统供电方式, WPT 技术能够从体外为 IMD 长期供电, 可以延长 IMD 的使用寿命, 同时减小植入物的体积, 有着独特的应用优势。

收稿日期: 2022-01-19; 修回日期: 2022-03-16, 2022-04-07;

录用日期: 2022-04-22; 网络首发日期: 2022-06-17

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(51677074)

This work is supported by National Natural Science Foundation of China under the grant 51677074

设计 IMD-WPT 系统时, 需要综合考虑诸多方面的因素。首先是安全性, 由于 WPT 技术可能会给患者带来额外的组织振动或电磁辐射, 故需要对其安全性进行完整的评估; 其次是稳定性, 由于 IMD 工况的变化或人体的运动可能会影响 WPT 系统的输出性能, 故要求 WPT 系统的输出具有恒压或恒流特性; 此外, 传输效率、传输功率及植入物体积等均为 IMD-WPT 系统设计需要考虑的因素。因此, 需要根据不同 WPT 技术的性能特点, 选择合适的 WPT 技术。

目前适用于 IMD 的 WPT 技术按工作原理可以分为以下 5 种: ①磁感应式 WPT, 该技术基于变压器原理, 依靠发射线圈和接收线圈之间的电磁感应传递能量^[3]; ②磁谐振式 WPT, 该技术的能量传递媒介和感应式相同, 均是通过磁场进行能量传递, 但工作原理和感应式不同, 其基于能量耦合原理, 能够实现中等距离的无线电能传输^[4]; ③电场耦合式 WPT, 该技术使用 2 个可分离的电容极板,

通过极板间的位移电流实现跨组织层的电能传输^[5]; ④超声波式 WPT, 该技术利用压电材料的压电效应与逆压电效应, 使用 1 对压电换能器完成电能-声能-电能的转换, 从而实现电能的无线传输^[6]; ⑤光学耦合式 WPT, 该技术利用激光或红外光发射器发射激光或红外光, 被植入体内的 CMOS 阵列接收并转换为电能^[7]。

上述 5 种 WPT 技术在 IMD 中的应用总结见表 1。从表 1 可以看出, 相比于其他 WPT 技术, 磁谐振式 WPT 技术的传输功率较大, 可以满足绝大多数 IMD 的需求, 且传输效率较高、技术较成熟, 已经形成了较完整的组织安全评估标准, 符合 IMD-WPT 系统应用的实际需要。因此, 本文将以磁谐振式 WPT 技术为例, 详细论述植入式医疗设备无线电能传输(IMD-WPT)系统设计中的关键技术, 并介绍部分 IMD-WPT 系统的研究与应用现状, 指出 IMD-WPT 技术的未来研究方向, 为今后 IMD-WPT 系统的推广应用提供参考。

表 1 常用的 IMD-WPT 技术对比

Tab. 1 Comparison among commonly used IMD-WPT technologies

WPT 技术类型	传输距离	传输功率	传输效率	接收线圈尺寸	组织安全性
磁感应式	数 mm 内	数百 mW 到数 W	高	大, 线圈半径通常在 10~20 mm 之间	安全性高, 且有完整的安全性评估标准
磁谐振式	通常在数 cm 内	数十 mW 到数百 mW	高	大, 线圈半径通常在 10~20 mm 之间	安全性高, 且有完整的安全性评估标准
电场耦合式	通常在 10 mm 内	通常在数十 mW 内	中等	较大, 极板尺寸通常小于 20 mm×20 mm	安全性较高, 但未得到完整评估
超声波式	通常在数 cm 内	通常在数 mW 内	低	很小, 但线圈不对准 敏感度很高	安全性低, 超声波在人体组织内传播引起的组织振动带来的生物效应未知
光学耦合式	数 mm 内	μW 级别	很低	很小, 但线圈不对准 敏感度很高	研究较少, 安全性未得到有效评估

1 磁谐振式 IMD-WPT 系统设计

磁谐振式 IMD-WPT 系统基本结构如图 1 所示, 主要包括高频逆变器、补偿网络、耦合线圈和整流器等。因此, 设计 1 个磁谐振式 IMD-WPT 系统关键在于选择谐振频率、高频逆变器和高频整流器拓扑、补偿网络型式及耦合线圈结构, 此外还需考虑电磁安全标准等。

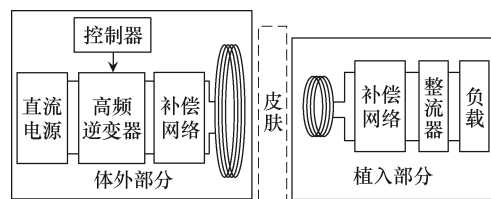


图 1 磁谐振式 IMD-WPT 系统结构

Fig. 1 Structure of magnetic resonant IMD-WPT system

1.1 谐振频率

对于 IMD-WPT 系统, 其工作频率通常使用国际电信联盟无线通信部门规定的工业科学医疗

ISM(industrial scientific medical)频段^[8], 故使用时无需授权许可。尽管提高谐振频率有利于 IMD 的小型化及提高传输效率, 但是谐振频率过高会导致人体吸收电磁能量过多并且增大趋肤效应^[9], 因此通常情况下 IMD-WPT 系统采用的谐振频率不超过 20 MHz。此外, 为了和射频识别 RFID(radio frequency identification)系统相兼容, 多数 IMD-WPT 系统选择的工作频率为 13.56 MHz^[10]。

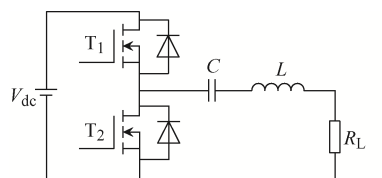
1.2 高频逆变器

表 2 列出了一些常见 IMD 所需的功率, 可以看出 IMD-WPT 系统对工作功率要求较低, 属于小功率的应用场合, 因此, IMD-WPT 的高频逆变器可采用电压型 D 类逆变器、E 类逆变器等, 其拓扑分别如图 2(a)和(b)所示。

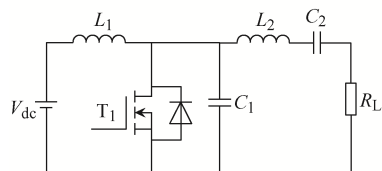
表 2 常见植入式医疗设备功率要求^[11]

Tab. 2 Power requirements of common IMD^[11]

植入式医疗设备	功率要求/mW
植入式周围神经刺激器	35~100
人造耳蜗	10~100
胶囊内窥镜	30~570
视网膜植入物	40~250
植入式注射泵	0.1~1.0
心脏起搏器、除颤器	0.03~0.10



(a) 电压型 D 类逆变器



(b) E 类逆变器

图 2 IMD-WPT 系统中常用高频逆变器

Fig. 2 High-frequency inverters commonly used in IMD-WPT system

D 类逆变器可以利用 LC 谐振网络实现零电压开关, 开关损耗低, 通常应用于 100 kHz~10 MHz 的中小功率场合, 且其软开关条件受负载影响不

大, 对负载的适应能力较强。E 类逆变器中仅有 1 个开关管, 能够同时实现零电压开关和零电压导数开关, 具有体积小、控制简单、开关损耗低等优点, 通常应用于 1~20 MHz 的小功率场合。当负载或耦合系数变化时, D 类逆变器可以通过闭环控制来实现 WPT 系统输出电压的稳定, 而 E 类逆变器的软开关条件会随着负载和耦合系数的变化而变化, 导致传输效率降低。为了降低 E 类逆变器软开关条件对线圈偏移和负载变化的敏感度, 可以采用改进参数设计^[12]、改进电路拓扑^[13-14]等方法。

1.3 耦合线圈

传输效率和传输功率是 WPT 系统的 2 个关键性能指标, 而系统的传输效率与线圈的品质因数和耦合系数密切相关, 因此尽可能地提高线圈的品质因数和耦合系数是 IMD-WPT 系统线圈设计的一般目标^[15]。

1.3.1 线圈类型

目前在 IMD-WPT 系统中线圈类型如图 3 所示, 常用的有平面螺旋线圈和空间螺旋线圈 2 种, 其形状如图 3(a)~(c)所示。在平面螺旋线圈中, 当导线长度和外径相同时, 圆形线圈能够产生更加均匀的磁通分布, 由于绕制的匝数更多, 其等效电感也更大, 但方形线圈的制作更为简便。与空间螺旋线圈相比, 当电感相同时, 平面螺旋线圈对空间的要求更大, 但是在导线长度和外径相同的情况下, 平面螺旋线圈能提供更大的耦合系数^[16]。由于 2 种



图 3 IMD-WPT 系统的线圈类型

Fig. 3 Coil types used in IMD-WPT system

线圈类型各有特点, 文献[17]提出了1种将平面螺旋线圈多层堆叠后得到的堆叠螺旋线圈, 如图3(d)所示, 该线圈的空间利用率高, 可以在体积相同的情况下产生更大的电感, 有利于IMD的小型化。此外, 这种多层堆叠的结构显著增大了线圈的寄生电容, 有利于降低系统的工作频率。总的来说, 线圈类型的选择不仅要考虑线圈本身的特性, 还需要结合具体的IMD形状, 例如在扁平型IMD中采用平面螺旋型线圈可以使结构更加紧凑。

1.3.2 线圈结构

在IMD-WPT系统中常用的线圈结构如图4所示。其中两线圈、三线圈和四线圈的典型结构分别如图4(a)~(c)所示。

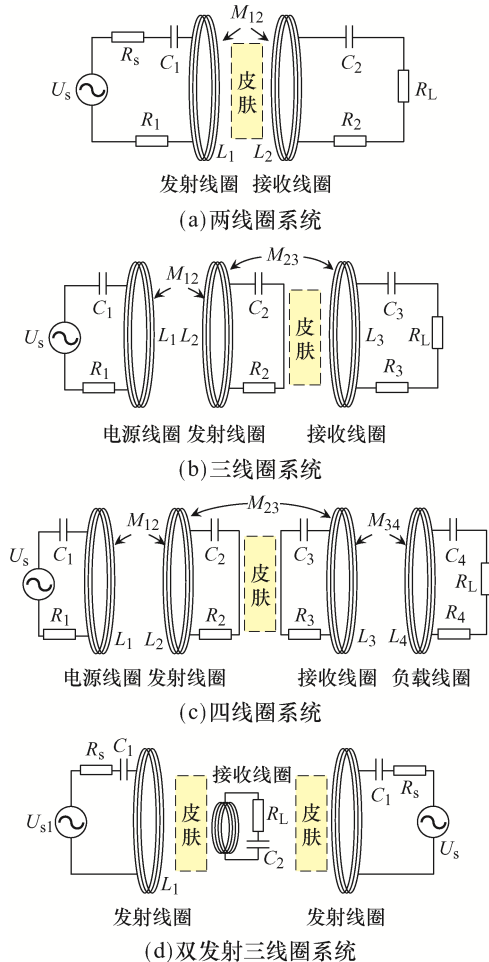


图4 IMD-WPT系统常见线圈结构

Fig. 4 Common coil structures used in IMD-WPT system

在图4(a)所示的两线圈结构中, R_1 和 R_2 分别为发射线圈和接收线圈的等效电阻, C_1 和 C_2 分别

为发射线圈和接收线圈的补偿电容, L_1 和 L_2 分别为发射线圈和接收线圈的等效电感, M_{12} 为发射线圈和接收线圈之间的互感, ω 为系统的工作角频率, ω_0 为系统固有谐振频率。当系统处于谐振状态时, 有 $\omega = \omega_0 = \omega_1 = \omega_2 = \frac{1}{\sqrt{L_1 C_1}} = \frac{1}{\sqrt{L_2 C_2}}$, 此时接收线圈可以在发射线圈中等效为1个反射电阻 R_{ref} , 其表达式为

$$R_{\text{ref}} = k_{12}^2 \omega_0 L_1 Q_{2L} = k_{12}^2 R_1 Q_1 Q_{2L} \quad (1)$$

$$\text{式中: } k_{12} = \frac{M_{12}}{\sqrt{L_1 L_2}}; \quad Q_{2L} = \frac{Q_2 Q_L}{Q_2 + Q_L}, \quad Q_2 = \frac{\omega_2 L_2}{R_2}, \\ Q_L = \frac{\omega_2 L_2}{R_L}; \quad Q_1 = \frac{\omega_1 L_1}{R_1}.$$

此时系统的传输效率及传输功率可分别表示为

$$\left\{ \begin{aligned} \eta_2 &= \frac{R_{\text{ref}}}{R_1 + R_{\text{ref}}} \cdot \frac{Q_{2L}}{Q_L} = \frac{k_{12}^2 Q_1 Q_{2L}}{1 + k_{12}^2 Q_1 Q_{2L}} \cdot \frac{Q_{2L}}{Q_L} \\ P_2 &= \frac{U_s^2}{2R_1} \cdot \frac{1}{1 + k_{12}^2 Q_1 Q_{2L}} \cdot \eta_2 = \\ &= \frac{U_s^2}{2R_1} \cdot \frac{k_{12}^2 Q_1 Q_{2L}}{(1 + k_{12}^2 Q_1 Q_{2L})^2} \cdot \frac{Q_{2L}}{Q_L} \end{aligned} \right. \quad (2)$$

式中, U_s 为交流输入电压有效值。

同理可得, 对于1个 m 线圈系统, 第 $j+1$ 线圈反射到第 j 线圈上的反射电阻可以表示为

$$R_{\text{ref},j,j+1} = k_{j,j+1}^2 \omega_0 L_j Q_{(j+1)L} \quad j=1,2,\dots,m-1 \quad (3)$$

此时系统的传输功率和传输效率分别为

$$\left\{ \begin{aligned} \eta_m &= \left(\prod_{j=1}^{m-1} \frac{k_{j,j+1}^2 Q_j Q_{(j+1)L}}{1 + k_{j,j+1}^2 Q_j Q_{(j+1)L}} \right) \cdot \frac{Q_{mL}}{Q_L} \\ P_m &= \frac{U_s^2}{2R_1} \cdot \frac{1}{1 + k_{12}^2 Q_1 Q_{2L}} \cdot \eta_m \end{aligned} \right. \quad (4)$$

由上述分析可知, 系统的传输效率和传输功率与反射电阻密切相关, 而反射电阻的大小又由线圈品质因数和耦合系数共同决定。由式(2)可知, 两线圈系统仅能在传输距离较近(或耦合系数较大)时保持较大的传输功率和传输效率, 但具有结构简单、占用体积小等优点, 因此两线圈结构在IMD-WPT系统中应用最为广泛。对于三、四线圈系统, 其附加的电源线圈或负载线圈可以降低电源内阻

或负载电阻对线圈品质因数的影响^[18],增大传输距离,因而能在传输距离较远时保持较高的传输效率和传输功率。与三线圈结构相比,四线圈结构的传输距离更远,但是占用体积更大,因此在 IMD 中应用相对较少。此外,图 4(d)给出了另一种三线圈结构^[19],包括 2 个发射线圈和 1 个接收线圈,其中接收线圈位于体内,2 个发射线圈分别位于身体的两侧,从而形成 1 个均匀对称的磁场,降低了系统对线圈偏移的敏感度。

总体来说,对于一些传输距离短的 IMD,例如人工耳蜗、植入式注射泵等,通常采用两线圈结构^[20],而对于一些传输距离较远且线圈容易发生位置偏移的 IMD,例如视网膜假体、心脏起搏器、胶囊内窥镜等,采用三线圈或四线圈结构都可以在较远传输距离下获得较高的传输效率和较好的抗偏移能力^[10,21-22]。

1.3.3 线圈尺寸

在 IMD-WPT 系统线圈设计中,接收线圈尺寸过大会增加组织炎症、细胞损伤等风险。因此需要根据植入深度和部位的不同,合理选择接收线圈的尺寸和类型,同时尽量保证接收线圈的小型化。在确定接收线圈的尺寸和形状后,通常需要分析线圈的磁场分布,再以传输效率等性能为目标函数进行优化,得到发射线圈的最佳参数。文献[23]基于两线圈系统,提出优化发射线圈外径的 4 种方法,前 3 种方法分别从最大化磁场强度、最大化互感和最大化耦合系数方面对发射线圈外径进行优化,在传输距离不变的情况下,得出最佳外径分别为 $\sqrt{2}x$ 、 $\sqrt{2}x$ 和 x (x 为两线圈之间的间距);第 4 种方法通过求解在一定传输范围(x_1, x_2)内磁场强度的积分最大值,得到最佳的线圈外径 R_0 。对于平面螺旋线圈,还需要对发射线圈的内径进行优化,文献[24]指出,当内径 R_i 和外径 R_o 满足 $R_i/R_o \approx 0.34$ 时,耦合系数最大。

1.4 补偿网络

目前在磁谐振式 WPT 系统中使用的补偿拓扑可以分为基本拓扑和复合拓扑 2 类。

1.4.1 基本拓扑

根据补偿电容串、并联方式的不同,基本拓扑

可以分为 4 种:SS(串联-串联)型、SP(串联-并联)型、PS(并联-串联)型、PP(并联-并联)型,其电路形式分别如图 5(a)~(d)所示。通常情况下,由于接收线圈的内阻 R_2 很小,故在分析时忽略不计,4 种基本补偿拓扑的补偿电容及系统传输效率见表 3。由表 3 可以看出,在相同的电路参数下,SS 型拓扑的传输效率与 PS 型相同,SP 型拓扑的传输效率与 PP 型相同。由于 IMD 的负载大小和耦合系数容易发生变化,在 4 种基本补偿中仅有 SS 型拓扑的发射侧补偿电容与负载和耦合系数均无关,有利于在负载和耦合系数变化时保持系统的谐振状态。在谐振频率较高时,采用 SS 型拓扑可以获得比 SP 型拓扑更高的传输效率^[25]。而对于 SP 型拓扑,其输出电压与负载无关,具有一定的恒压特性。此外,在给定的谐振频率、负载、耦合系数下,SP 型拓扑实现最大传输效率需要的接收线圈电感比 SS 型拓扑更小,有利于减小接收线圈的体积^[26]。

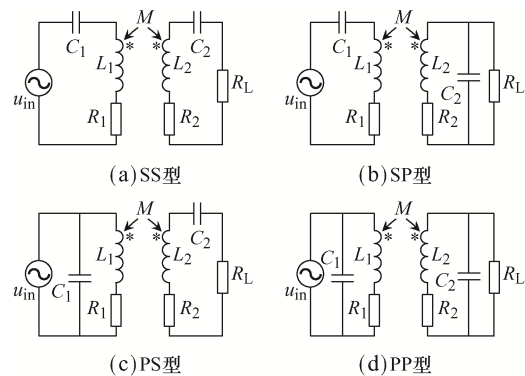


图 5 基本补偿拓扑

Fig. 5 Basic compensation topologies

1.4.2 复合拓扑

为了得到更好的输出特性,在基本补偿网络的基础上,S-PS、LCC-S 和 LC-S 等复合拓扑相继被提出,其电路结构分别如图 6(a)~(c)所示。当电路处于谐振状态且忽略接收线圈内阻 R_2 时,各拓扑的补偿参数关系和电压增益见表 4,可以看出,对于同一补偿拓扑,补偿电容的选择并不唯一,因此可以在满足表 4 的前提下,选择不同的补偿参数,对传输效率、输出电压等特性进行优化。

表 3 基本补偿拓扑对比^[4]
Tab. 3 Comparison among basic compensation topologies^[4]

补偿拓扑	发射侧补偿电容 C_1	接收侧补偿电容 C_2	输出电压增益 G_v	传输效率 η
SS	$\frac{1}{\omega^2 L_1}$	$\frac{1}{\omega^2 L_2}$	$\frac{R_L}{\omega M}$	$\frac{\omega^2 M^2}{R_L R_L + \omega^2 M^2}$
SP	$\frac{1}{\omega^2 (L_1 - M^2 / L_2)}$	$\frac{1}{\omega^2 L_2}$	$\frac{L_2}{M}$	$\frac{M^2 R_L}{R_L L_1^2 + M^2 R_L}$
PP	$\frac{L_1 - M^2 / L_2}{(R_L + M^2 R_L / L_2)^2 + \omega^2 (L_1 - M^2 / L_2)^2}$	$\frac{1}{\omega^2 L_2}$	$L_2 / \sqrt{\frac{\omega^2 L_2^2 (L_1 - M^2)^2}{M^2 R_L^2} + M^2}$	$\frac{M^2 R_L}{R_L L_1^2 + M^2 R_L}$
PS	$\frac{L_1}{(R_L + \omega^2 M^2 / R_L)^2 + \omega^2 L_1^2}$	$\frac{1}{\omega^2 L_2}$	$\frac{M R_L}{\sqrt{\omega^2 M^4 + L_1^2 R_L^2}}$	$\frac{\omega^2 M^2}{R_L R_L + \omega^2 M^2}$

表 4 S-SP、LCC-S 和 LC-S 补偿网络对比^[27,29,31]
Tab. 4 Comparison among S-SP, LCC-S and LC-S compensation networks^[27,29,31]

补偿拓扑	补偿参数关系	电压增益
S-SP	$C_2 + C_3 = \frac{1}{\omega_0^2 L_2}, C_1 = \frac{1}{\omega_0^2 [L_1 + C_3 (\omega_0 M)^2 / (1 - \omega_0^2 C_3 L_2)]}$	$G_v = \frac{R_L (1 - \omega_0^2 C_3 L_2)}{\omega_0 M}$
LCC-S	$C_n = \frac{1}{\omega_0^2 L_{n1}}, C_1 = \frac{1}{\omega_0^2 (L_1 - L_{n1})}, C_2 = \frac{1}{\omega_0^2 L_2}$	$G_v = \frac{M}{L_{n1}}$
LC-S	$C_1 = \frac{1}{\omega_0^2 L_{n1}} + \frac{1}{(1-k)\omega_0^2 L_1}, C_2 = \frac{1}{(1-k)\omega_0^2 L_2}$	$G_v = \frac{(1-k)\sqrt{L_1 L_2}}{L_{n1}}$

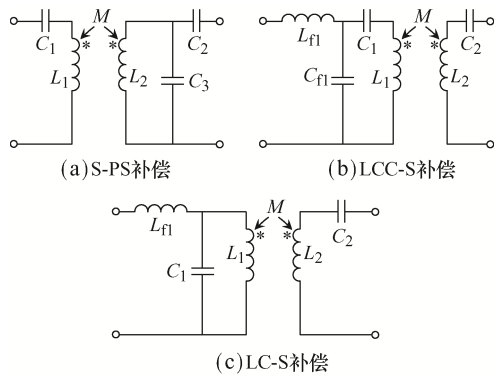


图 6 复合补偿拓扑

Fig. 6 Compound compensation topologies

虽然 S-PS 结构能够获得与负载无关的电压增益, 但其对负载变化不敏感的能力依赖于耦合系数的恒定, 不能较好地满足 IMD-WPT 系统的实际需求^[27]。LCC-S 拓扑具有发射侧恒流特性和接收侧恒压特性^[28], 然而其接收侧的恒压特性也取决于耦合系数的恒定。与 LCC-S 拓扑相比, LC-S 拓扑在发射侧减少了 1 个补偿电容, 但仍能够在负载变化时保持恒压输出^[29], 若采用另一种补偿参数设计方

法, LC-S 能够在负载变化时实现恒流输出, 并且可以通过调节补偿电容改变输入阻抗角, 容易实现 ZVS^[30]。

根据上述分析可知, 相比于基本补偿拓扑, S-PS、LCC-S 及 LC-S 等复合补偿拓扑降低了系统对于负载变化的敏感度, 但仍不能满足 IMD-WPT 系统对于抗耦合偏移的需要, 此外, 为了最大程度地保持 IMD-WPT 系统的小型化, 现有绝大多数 IMD-WPT 系统仍然采用基本补偿拓扑。

1.5 高频整流器

高频整流器的功能是将接收线圈上的高频交流电转化为直流电供负载使用, 由于桥式整流电路的工作稳定、结构简单, 故在 IMD-WPT 系统中得到了广泛应用。图 7(a)所示为带滤波电容的桥式二极管整流电路, 其结构简单、体积较小, 使用时无需任何控制。一方面由于现代 IMD 内的芯片工艺均采用标准 CMOS 工艺, 而二极管与标准 CMOS 工艺不兼容, 造成了额外的体积浪费^[32]; 另一方面,

由于二极管本身存在导通压降,在 IMD-WPT 系统的低电压输出环境中不能完全忽视,这很大程度上影响了系统的传输效率和输出电压。为此,具有较低导通压降且能与标准 CMOS 工艺相兼容的 CMOS 有源整流电路被提出^[33],其拓扑如图 7(b)所示。但是 CMOS 整流电路中的比较器延迟会影响传输效率和传输功率,且其控制电路较为复杂^[34],因此目前在 IMD-WPT 系统中应用较少。文献[35]使用具有偏移补偿模块来补偿比较器的延迟,但该延迟补偿为固定补偿,没有考虑到因负载和耦合系数变化导致的延迟变化;文献[36]提出了 1 种能够自适应延迟补偿的 CMOS 整流电路,可以减少负载和耦合系数变化对延迟的影响,但增加了 2 个反馈回路,增加了电路体积。

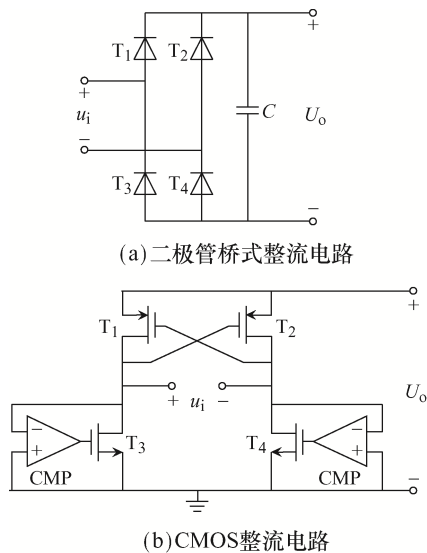


图 7 IMD-WPT 系统中常用高频整流器

Fig. 7 High-frequency rectifiers commonly used in IMD-WPT system

1.6 安全标准

由于 IMD-WPT 系统的接收部分位于人体内部,线圈产生的电磁场会使人体组织受到一定的电磁辐射,对患者的人身安全产生一定威胁,因此有必要对 IMD-WPT 系统的电磁辐射制定相应的限制和标准。目前常用比吸收率 SAR (specific absorption rate) 作为组织安全性的重要衡量标准, SAR 表示当生物组织暴露于电磁辐射时,在 6 min 内吸收的电磁辐射能量。根据国际非电离辐射防护委员会的规

定,在 10 GHz 频率范围内,人体全身平均 SAR 值不得超过 0.08 W/kg,头部和躯干局部 SAR 值不得超过 2 W/kg,肢体局部 SAR 值不得超过 4 W/kg^[4]。除了 SAR 限值之外,IMD-WPT 系统的设计还需要满足相应的产品 EMC 标准,部分 IMD 的 EMC 标准见表 5。

表 5 常见 IMD 的 EMC 标准

Tab. 5 EMC standards for common IMDs

IMD	相关 EMC 标准
心脏起搏器	ISO 14708-2:2005, ISO 14117:2019, EN45502-2-1:2003, ANSI/AAMI PC69:2007, GB 16174.2—2015
植入式心律转复除颤器	ISO 14708-6:2019, ISO 14117:2019
人工耳蜗	ISO 14708-7:2019
植入式神经刺激器	ISO 14708-3:2017, ISO/TS 10974:2018
植入式注射泵	ISO 14708-4:2008

2 应用实例

目前在临床上应用比较广泛的 IMD 主要有人工耳蜗 CI (cochlear implant)、视网膜假体、植入式脊髓刺激器、心脏起搏器等,本文分别介绍磁谐振式 WPT 技术在上述几种设备中的应用情况及面临的主要挑战。

2.1 人工耳蜗

人工耳蜗是 1 种绕过受损的耳蜗毛细胞,直接刺激听觉神经的仿生装置,广泛用于重度、极重度及全聋患者。如图 8 所示,CI-WPT 系统在传输能量的同时还需要传输音频信息,因此 CI-WPT 系统的设计需要兼顾高传输效率和高数据传输速率,然而在单一耦合路径同时实现数据和能量传输是困难的,给 CI-WPT 系统的设计带来了一定挑战,因此近年来 CI-WPT 系统的研究主要集中于提高传输功率的同时增大数据传输速率。文献[37]利用 CI-WPT 系统中的频率分裂现象,使用分频特性曲线中平坦区的 2 个频率作为载波频率,实现了传输功率 115 mW 的同时数据传输速率达到 2.5 Mb/s,但传输距离仅有

5 mm, 尚不能满足CI-WPT系统的实际需求; 文献[38]将幅移键控调制技术与 E 类逆变器相结合, 能够在 2 种调制状态下满足 E 类逆变器的软开关条件, 在 10 mm 的传输距离下, 传输功率达到 35 mW, 同时数据传输速率达到 2 Mb/s, 但是没有考虑负载和线圈偏移对 E 类逆变器软开关条件的影响; 此外, 由于 CI 位于人体头部, 所带来的电磁辐射问题也是近年来研究的重点, 文献[39]在发射侧增加了 1 个屏蔽线圈以减少电磁泄漏, 但同时也会影响了发射线圈和接收线圈之间的耦合系数, 造成传输效率的下降。

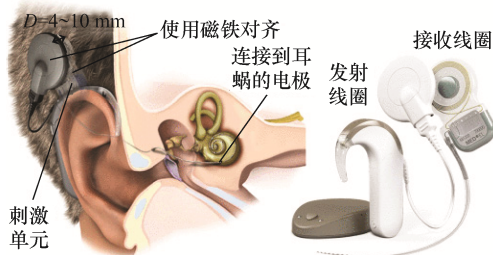


图 8 CI-WPT 系统示意^[11]

Fig. 8 Schematic of CI-WPT system^[11]

2.2 视网膜假体

Argus II 视网膜假体 WPT 系统^[40]如图 9 所示, 视网膜假体能够将外界接收到的光信号转化为电信号, 通过刺激视觉系统中完整的神经细胞来帮助视网膜色素变性和老年性黄斑变性患者产生视觉感。由于视网膜假体 WPT 系统的传输距离较远, 且眼球的运动使得耦合系数变化大, 负载的大小也会随着系统工作状态的不同而发生改变, 因此现有的视网膜假体 WPT 系统的传输效率和功率均比较低。目前视网膜假体的 WPT 技术主要研究如何提高系统的抗偏移能力。文献[41]设计了 1 种四线圈结构的视网膜假体 WPT 系统, 具有良好的抗线圈偏移特性, 能够在线圈偏移角 60° 以内保持 50% 以上的传输效率, 但植入线圈过大且忽略了负载变化的影响; 文献[13]对传统 E 类逆变器进行了改进, 使其软开关条件对负载和耦合系数变化的敏感度低, 且不需要额外的 DC-DC 变换器来调节输出功率, 非常适合用于视网膜假体 WPT 系统; 文献[42]提出了 1 种 3D 正交线圈结构, 降低了耦合系数对线圈的空间位置变化的敏感

度, 在纵向偏移 90° 时, 传输效率变化仅为 18%, 在横向偏移 15 mm 时, 传输效率变化为 23.4%, 但是该线圈为立体线圈, 需要占用较大体积。

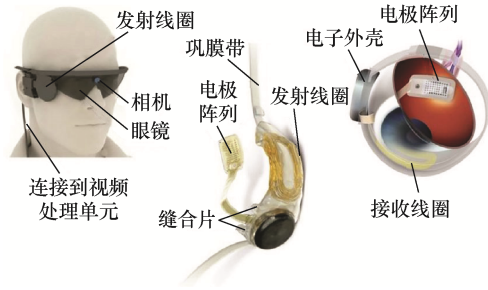


图 9 Argus II 视网膜假体 WPT 系统^[40]

Fig. 9 WPT system designed for Argus II retinal prosthesis^[40]

2.3 植入式脊髓刺激器

如图 10 所示, 脊髓刺激器 SCS(spinal cord stimulator)通过刺激电极阵列向患处输出一定的电压或电流脉冲, 能够激活脊髓中病患处的神经, 广泛用于治疗躯干和四肢的慢性疼痛。SCS-WPT 系统的传输距离远、耦合系数随着人体运动变化大, 且需要根据不同的工作模式输出 10~100 mW 的功率。此外, 为了避免刺激电极的电压波动造成的脊髓损伤, SCS-WPT 系统需要在负载和耦合系数变化时保持输出电压稳定, 因此近年来 SCS-WPT 系统的研究热点主要集中在提升系统的输出稳定性。文献[27]设计了 1 种基于 S-SP 复合补偿网络的 SCS-WPT 系统, 能够在耦合系数变化时输出稳定的电压, 但没有考虑负载变化的影响; 文献[43]设计了 1 种基于 PT 对称的 SCS-WPT 系统, 该系统能够在耦合系数变化及负载宽范围变化下实现 2 V 的恒压输出, 并且传输效率达到了 86.4%, 但是当耦合系数小于 0.03 时输出电压将急剧升高, 仍有一定的安全风险。

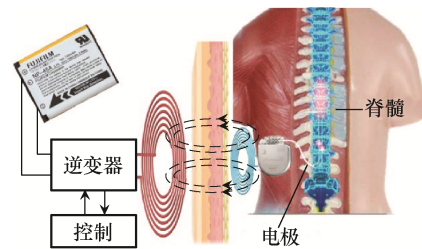
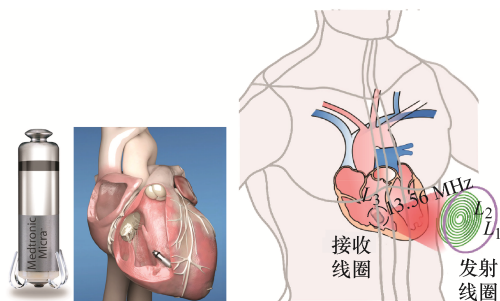


图 10 SCS-WPT 系统^[43]

Fig. 10 SCS-WPT system^[43]

2.4 心脏起搏器

心脏起搏器是 1 种植入人体内用于治疗心跳不规则、心动过缓等心脏病的小型电子医疗设备。由于 WPT 系统会给心脏起搏器的运行带来电磁干扰, 强烈的电磁干扰可能会导致心脏起搏器误操作, 危及患者生命, 因此心脏起搏器 WPT 系统的 EMC 问题是近年来的研究重点。文献[44]提出了 1 种预测 WPT 系统工作时起搏器导线上可能产生的感应电压、电流的方法, 能够有效评估 WPT 系统对起搏器的 EMI 效应, 但是该方法仅针对单极型起搏器, 对双极型起搏器的 EMI 效应还需要进一步研究; 文献[45]考虑了心脏起搏器接收线圈发生故障时的情况, 设计了 1 种具有冗余并联接收线圈的 WPT 系统, 能够在接收线圈发生故障时正常工作, 同时也减少了漏磁, 降低了 WPT 系统的电磁辐射, 但是该结构在接收端并联了另一个线圈, 增大了植入物的体积, 容易造成人体组织损伤。1 种新的胶囊型无引线起搏器如图 11(a)所示, 其外形与传统起搏器相比有了较大改变, 因此需要进一步研究新型无引线起搏器的 WPT 系统。文献[10]针对新型无引线起搏器设计了 1 种三线圈 WPT 系统, 其结构如图 11(b)所示, 该系统的谐振频率为 13.56 MHz, 传输距离达到了 50 mm, 但是输出功率仅有 0.7 mW, 不足以为心脏起搏器供电。



(a) 胶囊型无引线心脏起搏器 (b) 三线圈 WPT 系统^[10]

图 11 植入式心脏起搏器 WPT 系统

Fig. 11 WPT system designed for implantable pacemaker

3 植入式医疗设备无线供电系统的研究方向

从以上分析可以看出, 目前 IMD-WPT 技术仍

然面临着诸多问题, 如传输效率低、对负载和耦合系数变化敏感、植入部分体积大及数据传输速率低等, 大多数文献仅针对其中一方面或几方面进行优化设计, 却忽略了其他方面的影响。为了加快 IMD-WPT 技术的实际应用, IMD-WPT 系统未来的研究方向可以集中在以下几个方面。

(1) 输出稳定性。现有的 IMD-WPT 系统对于耦合线圈的空间位置变化仍然比较敏感, 在耦合线圈的位置变化时对系统输出的影响比较大, 因此可以从多维线圈设计、频率跟踪及反馈控制等方面改进系统的抗耦合偏移特性, 提高 IMD-WPT 系统的灵活性。

(2) 电磁环境安全。随着电子产品的不断普及, IMD-WPT 系统面临的磁场环境将越加复杂, 一方面, 由于 WPT 系统会对人体组织产生电磁辐射, 因此需要不断优化完善现有的人体组织 SAR 评估模型, 以准确评估 WPT 所发出的电磁辐射对人体各部位组织的影响, 与此同时, 需要通过对 WPT 系统的耦合线圈进行优化设计、增加屏蔽线圈等方法减少漏磁, 从根源上降低 WPT 系统的电磁辐射。另一方面, 由于大部分 IMD 的外壳采用钛合金制成, 在面对高频磁场时会起到电磁屏蔽的效果, 影响 WPT 系统的功率传输, 因此对于如何降低电磁屏蔽效应对 WPT 功率传输的影响也是未来值得研究的一部分。

(3) 信息交互功能。信息交互是 IMD 的重要功能之一, 为了缩小 IMD 的体积, IMD 系统往往需要将能量传输和数据传输相结合, 而如何在同一电路上实现数据传输与功率传输的相互独立是未来值得研究的重点。

4 结语

实现安全便捷、高效可靠的电能供给是目前植入式医疗设备急需解决的关键问题之一, 而 WPT 技术的提出为该问题的解决提供了合适的方案。本文详细介绍了磁谐振式 IMD-WPT 系统的关键技术, 分析了磁谐振式 WPT 技术在典型 IMD 中的应

用情况和存在问题, 并指出了未来的研究方向。尽管目前 WPT 技术在 IMD 中的应用仍面临着诸多挑战, 但随着 WPT 技术的发展和成熟, 小型化、灵活化及功能多样化的 IMD-WPT 系统将会成为一种趋势, 为患者带来更好的植入体验。

参考文献:

- [1] Aditya K, Bobba P B, Satyavani Y. Design and development of wireless power transfer system for implantable cardioverter defibrillator [J]. *International Journal of Applied Electromagnetics and Mechanics*, 2021, 65(4): 703-714.
- [2] Hauser R G, Casey S A, Gitter C B, et al. Reliability and longevity of implantable defibrillators [J]. *Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology: An International Journal of Arrhythmias and Pacing*, 2021, 62(3): 507-518.
- [3] 高键鑫, 吴旭升, 高崑, 等. 电磁感应式非接触电能传输技术研究综述[J]. *电源学报*, 2017, 15(2): 166-178.
Gao Jianxin, Wu Xusheng, Gao Wei, et al. Review on inductive contactless power transfer technology [J]. *Journal of Power Supply*, 2017, 15(2): 166-178. (in Chinese)
- [4] 张波, 黄润鸿, 疏许健. 无线电能传输原理[M]. 北京: 科学出版社, 2018.
Zhang Bo, Huang Runhong, Shu Xujian. *Principle of Wireless Power Transmission* [M]. Beijing: Science Press, 2018. (in Chinese)
- [5] Sedehi R, Budgett D, Jiang Jincheng, et al. A wireless power method for deeply implanted biomedical devices via capacitively coupled conductive power transfer [J]. *IEEE Transactions on Power Electronics*, 2021, 36(2): 1870-1882.
- [6] Lee H S, Go G, Choi E, et al. Medical microrobot-wireless manipulation of a drug delivery carrier through an external ultrasonic actuation: Preliminary results [J]. *International Journal of Control, Automation and Systems*, 2020, 18(1): 175-185.
- [7] Mujeeb-U-Rahman M, Adalian D, Chang C F, et al. Optical power transfer and communication methods for wireless implantable sensing platforms [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2015, 20(9): 095012.
- [8] Joshi G P, Nam S Y, Kim S W. Cognitive radio wireless sensor networks: Applications, challenges and research trends [J]. *Sensors*, 2013, 13(9): 11196-11228.
- [9] 韩冲, 张波. 谐振式无线电能传输系统中高频逆变器的特性分析和参数设计[J]. *电工技术学报*, 2018, 33(21): 5036-5050.
Han Chong, Zhang Bo. Characteristics analysis and parameters design of high frequency inverters in magnetic coupling resonance wireless power transfer system [J]. *Transactions of China Electrotechnical Society*, 2018, 33(21): 5036-5050. (in Chinese)
- [10] Mohanarangam K, Palagani Y, Cho K, et al. Inductive power transfer link at 13.56 MHz for leadless cardiac pacemakers [J]. *Energies*, 2021, 14(17): 5436.
- [11] Agarwal K, Jegadeesan R, Guo Yongxin, et al. Wireless power transfer strategies for implantable bioelectronics [J]. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 2017, 10: 136-161.
- [12] Ayachit A, Corti F, Reatti A, et al. Zero-voltage switching operation of transformer class-E inverter at any coupling coefficient [J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2019, 66(3): 1809-1819.
- [13] Mashhadi I A, Pahlevani M, Hor S, et al. A new wireless power-transfer circuit for retinal prosthesis [J]. *IEEE Transactions on Power Electronics*, 2019, 34(7): 6425-6439.
- [14] Sensui T, Koizumi H. Load-independent class E zero-voltage-switching parallel resonant inverter [J]. *IEEE Transactions on Power Electronics*, 2021, 36(11): 12805-12818.
- [15] 韩成建, 陈为. 无线电能传输的平面螺旋线圈优化[J]. *电源学报*, 2020, 18(5): 173-179.
Han Chengjian, Chen Wei. Optimization of planar spiral coil for wireless power transmission [J]. *Journal of Power Supply*, 2020, 18(5): 173-179. (in Chinese)
- [16] Zierhofer C M, Hochmair E S. Geometric approach for coupling enhancement of magnetically coupled coils [J]. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 1996, 43(7): 708-714.
- [17] Laskovski A N, Yuce M R, Dissanayake T. Stacked spirals for biosensor telemetry [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2011, 11(6): 1484-1490.
- [18] Kiani M, Jow U M, Ghovanloo M. Design and optima-

- zation of a 3-coil inductive link for efficient wireless power transmission [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 2011, 99: 1.
- [19] Zhang Xiu, Lu Xiaohui, Zhang Xin, et al. A novel three-coil wireless power transfer system and its optimization for implantable biomedical applications [J]. *Neural Computing and Applications*, 2020, 32(11): 7069-7078.
- [20] Lotfi Navaii M, Sadjedi H, Sarrafzadeh A. Efficient ASK data and power transmission by the class-E with a switchable tuned network [J]. *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers*, 2018, 65(10): 3255-3266.
- [21] Basar M R, Ahmad M Y, Cho J, et al. An improved wearable resonant wireless power transfer system for biomedical capsule endoscope [J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2018, 65(10): 7772-7781.
- [22] Meng Yicun, Wang Zhiwu, Jiang Pingping, et al. Optimization and analysis of Helmholtz-like three-coil wireless power transfer system applied in gastrointestinal robots [J]. *Journal of Power Electronics*, 2020, 20(4): 1088-1098.
- [23] Sun Tianjia, Xie Xiang, Wang Zhihua. *Wireless Power Transfer for Medical Microsystems* [M]. New York, NY: Springer New York, 2013.
- [24] Ghovanloo M, Atluri S. A wide-band power-efficient inductive wireless link for implantable microelectronic devices using multiple carriers [J]. *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers*, 2007, 54(10): 2211-2221.
- [25] Campi T, Cruciani S, Palandrani F, et al. Wireless power transfer charging system for AIMDs and pacemakers [J]. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 2016, 64(2): 633-642.
- [26] Shevchenko V, Husev O, Strzelecki R, et al. Compensation topologies in IPT systems: Standards, requirements, classification, analysis, comparison and application [J]. *IEEE Access*, 2019, 7: 120559-120580.
- [27] Lu Yuehai, Qiu Dongyuan, Meng Xiantian, et al. S-PS resonant topology of WPT system for implantable spinal cord stimulator [J]. *IET Power Electronics*, 2018, 11(15): 2499-2506.
- [28] Xiao Chunyan, Cheng Dingning, Wei Kangzheng. An LCC-C compensated wireless charging system for implantable cardiac pacemakers: Theory, experiment, and safety evaluation [J]. *IEEE Transactions on Power Electronics*, 2018, 33(6): 4894-4905.
- [29] Yao Yousu, Wang Yijie, Liu Xiaosheng, et al. Analysis, design, and optimization of LC/S compensation topology with excellent load-independent voltage output for inductive power transfer [J]. *IEEE Transactions on Transportation Electrification*, 2018, 4(3): 767-777.
- [30] Wang Yijie, Yao Yousu, Liu Xiaosheng, et al. An LC/S compensation topology and coil design technique for wireless power transfer [J]. *IEEE Transactions on Power Electronics*, 2018, 33(3): 2007-2025.
- [31] 闫孝姮, 黄明鑫, 陈伟华. 无 SAR 评估条件下心脏起搏器谐振式无线供能系统研究[J]. *仪器仪表学报*, 2020, 41(5): 185-195.
- Yan Xiaoheng, Huang Mingxin, Chen Weihua. Research on the resonant wireless energy supply system of pacemaker without SAR evaluation [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2020, 41(5): 185-195. (in Chinese)
- [32] 金云颀, 张国俊. 一种基于隔离电源的 CMOS 整流电路的设计[J]. *电子产品世界*, 2020, 27(3): 50-54.
- Jin Yunyi, Zhang Guojun. A CMOS rectifier circuit design based on isolated power supply [J]. *Electronic Engineering & Product World*, 2020, 27(3): 50-54. (in Chinese)
- [33] Ma Yanzhao, Cui Kai, Ye Zhengjie, et al. A 13.56-MHz active rectifier with SAR-assisted coarse-fine adaptive digital delay compensation for biomedical implantable devices [J]. *IEEE Solid-State Circuits Letters*, 2020, 3: 122-125.
- [34] Pal S, Ki W H. 40.68 MHz digital on-off delay-compensated active rectifier for WPT of biomedical applications [J]. *IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Express Briefs*, 2020, 67(12): 3307-3311.
- [35] Wu C Y, Qian Xinhong, Cheng Mingseng, et al. A 13.56 MHz 40 mW CMOS high-efficiency inductive link power supply utilizing on-chip delay-compensated voltage doubler rectifier and multiple LDOs for implantable medical devices [J]. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 2014, 49(11): 2397-2407.

- [36] Noh K, Amanor-Boadu J, Zhang Minglei, et al. A 13.56 MHz CMOS active rectifier with a voltage mode switched-offset comparator for implantable medical devices [J]. IEEE Transactions on Very Large Scale Integration (VLSI) Systems, 2018, 26(10): 2050-2060.
- [37] Park Y, Koh S T, Lee J, et al. A wireless power and data transfer IC for neural prostheses using a single inductive link with frequency-splitting characteristic [J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2021, 15(6): 1306-1319.
- [38] Ahmadi M M, Pezeshkpour S, Kabirkhoo Z. A high-efficiency ASK-modulated class-E power and data transmitter for medical implants [J]. IEEE Transactions on Power Electronics, 2022, 37(1): 1090-1101.
- [39] Hong S, Jeong S, Lee S, et al. Low EMF design of cochlear implant wireless power transfer system using A shielding coil [C]// 2020 IEEE International Symposium on Electromagnetic Compatibility & Signal/Power Integrity (EMCSI). Reno, NV, USA, 2020: 623-625.
- [40] Bloch E, Luo Y, da Cruz L. Advances in retinal prosthesis systems [J]. Therapeutic Advances in Ophthalmology, 2019, 11: 2515841418817501.
- [41] Jegadeesan R, Guo Yongxin. Modeling of wireless power transfer link for retinal implant [C]// 2016 IEEE/ACES International Conference on Wireless Information Technology and Systems (ICWITS) and Applied Computational Electromagnetics (ACES). Honolulu, HI, USA, 2016: 1-2.
- [42] Qian Libo, Qian Kefang, Shi Yong, et al. TSV based orthogonal coils with high misalignment tolerance for inductive power transfer in biomedical implants [J]. IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Express Briefs, 2021, 68(6): 1832-1836.
- [43] Rong Chao, Zhang Bo, Wei Zhihao, et al. A wireless power transfer system for spinal cord stimulation based on generalized parity-time symmetry condition [J]. IEEE Transactions on Industry Applications, 2022, 58(1): 1330-1339.
- [44] Campi T, Cruciani S, De Santis V, et al. Induced effects in a pacemaker equipped with a wireless power transfer charging system [J]. IEEE Transactions on Magnetics, 2017, 53(6): 9401704.
- [45] Lü Shuangqing, Chen Wenjie, Hu Xiufang, et al. Wireless power transmission equipment used for implantable cardiac pacemakers [C]// 2019 10th International Conference on Power Electronics and ECCE Asia (ICPE 2019-ECCE Asia). Busan, Korea (South), 2019: 2185- 2190.



陈浩

作者简介:

陈浩(1999—), 男, 硕士研究生。研究方向: 无线电能传输技术。E-mail: 202121016397@mail.scut.edu.cn。

丘东元(1972—), 女, 中国电源学会高级会员, 通信作者, 博士, 教授。研究方向: 电力电子装置与系统。E-mail: epdyqiu@scut.edu.cn。

张波(1962—), 男, 中国电源学会会士, 博士, 教授。研究方向: 电力电子与电力传动。E-mail: epbzhang@scut.edu.cn。

肖文勋(1979—), 男, 中国电源学会高级会员, 博士, 副教授。研究方向: 无线电能传输技术。E-mail: xiaowx@scut.edu.cn。

陈艳峰(1970—), 女, 中国电源学会高级会员, 博士(后), 教授。研究方向: 非线性系统与电力电子建模与控制。E-mail: eeyfchen@scut.edu.cn。

(责任编辑: 耿越)