

文章编号: 2095-4980(2025)02-0150-08

应用于蝶腭神经节电刺激的耦合线圈设计

徐楚佳^{1a}, 桂世聪^{1a}, 杨彦彬², 曹之扬^{1b}, 沈子豪^{1b}, 骆季奎^{1a}, 李宇波^{1a}

(1. 浙江大学 a. 信息与电子工程学院; b. 电气工程学院, 浙江 杭州 310027;
2. 四川旅游学院 信息与工程学院, 四川 成都 610100)

摘要: 针对急性缺血性卒中(AIS)的治疗挑战, 设计了一套面向蝶腭神经节电刺激的无线供电系统, 以解决传统救治的局限性。通过采用近场的磁谐振耦合技术和具有恒流特性的S-S拓扑结构, 提供稳定的电流供应; 为保证恒定频率下的稳定传输, 将线圈耦合控制在临界耦合点附近, 以抑制频率分裂效应。系统使用直径10 mm的接收线圈, 在空气和生物组织中达到25%和12%的功率传输效率(PTE), 并在接收线圈与发射线圈中心偏离5 mm内保持对准时效率的90%以上, 展现了良好的未对准容差。这一创新解决方案有望满足蝶腭神经电刺激仪器的供能需求, 为AIS治疗提供了新的可能。

关键词: 无线供电; 植入式医疗仪器; 磁谐振耦合; 线圈; 频率分裂

中图分类号: TN939.12

文献标志码: A

doi: 10.11805/TKYDA2023234

Coupling coil design for electrical stimulation of sphenopalatine nerve

XU Chujia^{1a}, GUI Shicong^{1a}, YANG Yanbin², CAO Zhiyang^{1b}, SHEN Zihao^{1b}, LUO Jikui^{1a}, LI Yubo^{1a}
(1a.College of Information Science and Electronic Engineering; 1b.College of Electrical Engineering, Zhejiang University, Hangzhou Zhejiang 310027, China; 2.School of Information and Engineering, Sichuan Tourism University, Chengdu Sichuan 610100, China)

Abstract: In response to the therapeutic challenges of Acute Ischemic Stroke(AIS), a wireless power supply system for sphenopalatine ganglion electrical stimulation has been designed to address the limitations of traditional treatment. By employing near-field magnetic resonance coupling technology and an S-S topology with constant current characteristics, a stable current supply is provided. To ensure stable transmission at a constant frequency, the coil coupling is controlled near the critical coupling point to suppress the frequency splitting effect. The system uses a receiving coil with a diameter of 10 mm, achieving a Power Transfer Efficiency(PTE) of 25% in air and 12% in biological tissue, and maintaining over 90% of the alignment efficiency when the receiving coil deviates from the center of the transmitting coil by 5 mm, demonstrating good misalignment tolerance. This innovative solution is expected to meet the power supply needs of sphenopalatine ganglion electrical stimulation instruments, offering new possibilities for the treatment of AIS.

Keywords: Wireless Power Transfer(WPT); implanted biomedical device; magnetic resonance coupling; coil; frequency splitting

脑卒中(俗称“中风”)目前已成为我国成年人死亡和残疾的首要原因之一。研究表明, 电刺激蝶腭神经节可能是治疗急性缺血性卒中(AIS)的一种新方法^[1]。目前治疗AIS的主要手段是静脉溶栓, 但这种方法有其局限性, 包括大量的禁忌症、使用标准成像时的治疗时间窗很短、治疗后出血转化的患病率增加等^[1-2], 因此只有少数患者能够得到救治。对于发病后不适合溶栓治疗的AIS患者, 电刺激蝶腭神经节是一种安全可行的治疗方案。

对蝶腭神经节进行电刺激, 需要手术将电刺激仪器植入图1所示的颅外蝶腭窝处。该手术不需要昂贵的基础设施、先进的成像技术或特殊的外科技术, 可广泛用于一线医院^[1]。目前, 用于治疗AIS的蝶腭神经节电刺激设备的研究还处于基本空白的状态, 全球仅有以色列BrainsGate公司研发了一款微型植入式刺激器(Implantable Neurostimulation System, INS)^[3], 如图2所示。

收稿日期: 2023-08-24; 修回日期: 2023-10-04

基金项目: 四川省科技计划基金资助项目(2023YFSY0041)

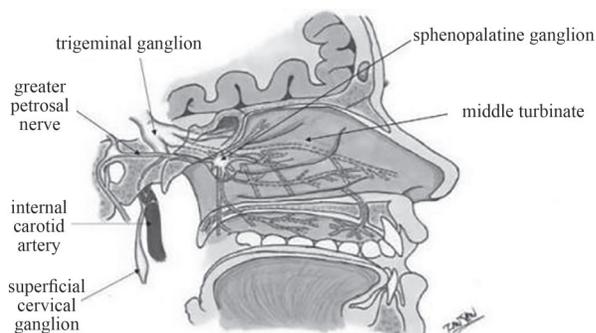


Fig.1 Location of sphenopalatine ganglion
图1 蝶腭神经节位置

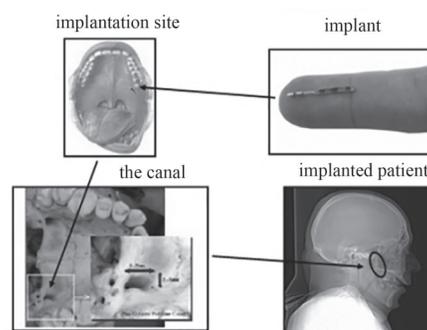


Fig.2 Implant and implantation site
图2 植入仪器及植入位置

在蝶腭神经节电刺激的实际应用中，有一个重要的问题需要解决，即供能。仪器需要植入人体口腔的空腔中，对小型化的要求尤其高。尽管电磁感应线圈可以做得足够小，电路能集成在很小的芯片上，但在如此小的空间内实现仪器的供能却成为一个难题。电池体积太大，难以在仪器中安装，且电池的更换也是问题。问题的解决方案是无线供能，无线供能克服了传统植入式有源医疗器械的诸多缺点，如突破了电池对植入式医疗仪器使用寿命的限制，免去了重复手术更换电池及其引起的伤口感染等麻烦。无线供能技术最早由美国科学家特斯拉提出，1899年，他用50 kHz的交流电成功点亮了一个远处的白炽灯^[4]。此后，无线供能技术不断发展，应用领域也不断拓展。20世纪90年代，奥克兰大学的John T Boys团队首先提出磁耦合感应式无线能量传输(Inductively Coupled Power Transfer, ICPT)，建立了ICPT的理论体系，并在实践中取得了丰硕的成果^[5]。2007年，麻省理工学院(Massachusetts Institute of Technology, MIT)的Marin Soljacic团队用2个直径50 cm的铜线圈在10 MHz产生共振，以无线的方式点亮了2 m外一盏60 W的灯泡，同时首次提出了耦合模理论及磁谐振耦合的概念^[6]。本文的无线供能系统即采用磁谐振耦合技术。

无线供能技术在植入式医疗设备的应用可追溯至20世纪60年代，Shuder等^[7]使用感应耦合为人工心脏提供能量。目前无线供能已广泛用于心脏起搏器、神经刺激器、脑植入物、胶囊内窥镜、人造视网膜、植入天线等医疗器件中^[8-16]。植入式医疗器件普遍对线圈尺寸有严格限制，人体组织也会引起传输损耗以及介质接触界面的阻抗不匹配问题，因此植入式医疗器件的传输效率较低。文献[15]使用直径为30 mm和20 mm的发射(Tx)和接收(Rx)线圈，在大鼠皮内外(约3 mm)，用1 MHz频率实现了65.8%的高传输效率，但其生物组织较薄，接收线圈尺寸更大，且设计时只关注线圈对准时最大效率，没有分析未对准的情况。文献[16]使用直径40 mm的发射线圈与15 mm×3 mm的接收线圈在20 mm距离下实现了6%的传输效率，并提出了线圈未对准时的设计方法，但没有讨论频率分裂带来的影响。本文设计了用于蝶腭神经节电刺激仪器的耦合线圈，使用直径更小(10 mm)的接收线圈在10 MHz下能够穿透10 mm以上生物组织，实现12%的传输效率，在线圈偏移一定范围内具有良好的稳定性。线圈耦合系数设计在临界耦合点附近以抑制频率分裂，能够在恒定频率下稳定工作。

1 无线能量传输理论

1.1 拓扑结构

常见的两线圈无线能量传输系统主要有图3所示的4种拓扑结构：S-S(Serial-Serial)、S-P(Serial-Parallel)、P-S(Parallel-Serial)、P-P(Parallel-Parallel)，S(Serial)代表LC串联，P(Parallel)代表LC并联。

在4种基本结构之中，S-S结构的匹配电容是唯一一个与负载电阻 R_L 无关的，仅与线圈电感与频率有关，且能够实现恒流输出^[17]。考虑到本文负载为神经节附近的人体组织，随个体不同可能会有一定差异，采用S-S拓扑结构能够排除这一影响。此外，恒流输出也便于保持刺激过程中的电荷平衡。因此，本文选用S-S拓扑结构。

1.2 S-S结构理论分析

如图4所示，S-S结构由一个发射回路和一个接收回路组成。发射回路由交流电压源 U_s 及其内阻 R_s 、发射线圈等效电感 L_1 、发射端补偿电容 C_1 和发射端等效电阻 R_1 组成；接收回路由接收线圈等效电感 L_2 、接收端补偿电容 C_2 、接收线圈等效电阻 R_2 和负载 R_L 组成。两线圈之间的互感为 M ，系统工作角频率为 ω 。

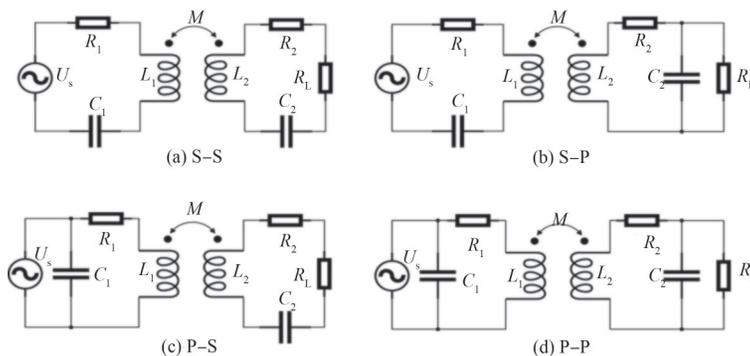


Fig.3 Four basic topologies of WPT
图3 无线供能4种基本拓扑结构

设发射端与接收端的电流分别为 I_1 和 I_2 ，此时发射回路与接收回路的阻抗分别为：

$$R_i = R_1 + R_s + j\left(\omega L_1 - \frac{1}{\omega C_1}\right) \quad (1)$$

$$R_r = R_2 + R_L + j\left(\omega L_2 - \frac{1}{\omega C_2}\right) \quad (2)$$

为获得最大传输效率，需使 2 个回路的阻抗最小，这样回路中损耗的能量最小。在各个元件确定的情况下， R_1 、 R_2

为固定值，而电容、电感的交流阻抗则与频率有关。当交流阻抗为 0 时，回路中总阻抗最小，于是有：

$$\omega L_1 - \frac{1}{\omega C_1} = 0 \quad (3)$$

$$\omega L_2 - \frac{1}{\omega C_2} = 0 \quad (4)$$

由此可计算出一个特定的频率，即谐振频率：

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_1 C_1}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_2 C_2}} \quad (5)$$

令 $R'_1 = R_1 + R_s$ ； $R'_2 = R_2 + R_L$ ，由基尔霍夫定律可得：

$$\left[R'_1 + j\left(\omega L_1 - \frac{1}{\omega C_1}\right) \right] I_1 - j\omega M I_2 = U_s \quad (6)$$

$$\left[R'_2 + j\left(\omega L_2 - \frac{1}{\omega C_2}\right) \right] I_2 - j\omega M I_1 = 0 \quad (7)$$

当系统工作在谐振频率 f_0 时，可计算出两回路中电流：

$$I_1 = \frac{U_s R'_2}{R'_1 R'_2 + (\omega M)^2} \quad (8)$$

$$I_2 = \frac{U_s \omega M}{R'_1 R'_2 + (\omega M)^2} \quad (9)$$

进一步可计算出负载接收功率：

$$P_L = I_2^2 R_L = \left(\frac{U_s \omega M}{R'_1 R'_2 + (\omega M)^2} \right)^2 R_L \quad (10)$$

当 $f \neq f_0$ 时，可得：

$$P_L = \left(\frac{U_s \omega M}{R'_1 R'_2 + (\omega M)^2} \right)^2 R_L = \frac{(\omega M)^2 U_s^2 R_L}{\left[R'_1 R'_2 - \omega^2 L_1 L_2 \left(1 - \frac{\omega_0^2}{\omega^2} \right) + (\omega M)^2 \right]^2 \left[\left(1 - \frac{\omega_0^2}{\omega^2} \right) (\omega L_1 R'_2 + \omega L_2 R'_1) \right]^2} \quad (11)$$

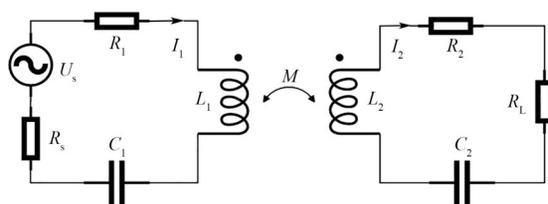


Fig.4 Analysis of S-S topology
图4 S-S拓扑结构分析

1.3 人体组织对无线能量传输的影响

发射与接收线圈之间的人体组织主要有皮肤、肌肉和结缔组织组成，可等效为如图 5 所示的 3 层介质模型^[18]， σ_1 、 σ_2 、 σ_3 为该电介质电导率， ϵ 为传播介质的介电常数， η_1 、 η_2 、 η_3 为该层电介质的波阻抗， η_0 为自由空间波阻抗。该模型又可进一步转换为图 6 所示的传输线模型，即三段特征阻抗不同的传输线，其阻抗不匹配将带来额外的反射，降低系统的传输效率。图 6 中 Z_1 、 Z_2 、 Z_3 为等效传输线模型的特征阻抗； d_1 、 d_2 、 d_3 为等效传输线长度； $k=\omega\sqrt{\epsilon\mu}$ 为电磁波传播常数，其中 ω 为电磁波角频率， μ 为传播介质的磁导率。此外，部分文献也报道了电介质的存在会影响两线圈之间的互感^[19-21]，互感值与周围环境介质的相对磁导率(μ_r)成正比^[19]。但由于人体组织的电磁学特性随个体的不同会有一些的差异^[22]，且结缔组织的形态差异很大，各层的电磁学参数难以准确得到。本文用实验说明人体组织对无线能量传输效率的影响。

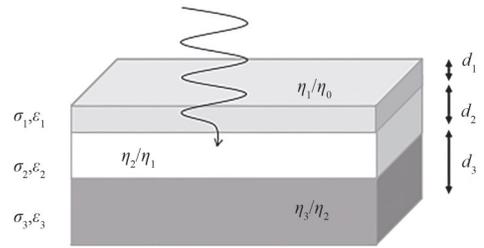


Fig.5 Multilayer dielectric model
图 5 多层电介质模型

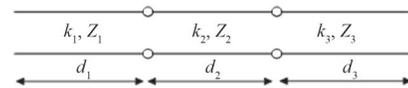


Fig.6 Equivalent transmission line model
图 6 等效传输线模型

2 耦合线圈设计

2.1 线圈计算与设计

根据临床应用的需要，发射线圈贴着人脸，尺寸不超过人脸大小；接收线圈位于口腔内，要求尺寸尽可能小。两线圈之间距离约为 10 mm，中间介质为人体组织。为满足植入要求，接收线圈的直径应不超过 10 mm。在磁谐振耦合式无线能量传输中，能量传输的距离与线圈的直径有关^[23]，因此接收线圈的直径应尽可能大，故将接收线圈的直径确定为 10 mm。

在理想情况下，无线能量传输的最大效率曲线如图 7 所示^[24]，在线圈品质因数 Q 一定的情况下，耦合系数 k 越大，能够达到的最大效率也越高。因此，为实现高效传输，发射线圈与接收线圈之间的耦合系数应尽可能大。但当发射线圈与接收线圈之间的耦合过强时，会发生频率分裂^[25]，谐振曲线由单峰变为双峰，且偏离预设频率，使预设频率上的传输效率大幅下降。解决频率分裂的一种方法是频率跟踪，但频率跟踪需引入复杂的电路及反馈系统，这将使植入端的体积大大增加，不符合临床应用需要。因此，本文采用 10 MHz 的固定频率进行无线能量传输。作为植入式医疗器件，对无线能量传输的稳定性也有较高要求。在过耦合区，传输效率及分裂后的 2 个谐振频率对于互感的变化极其敏感，不能在单一频率下保证稳定的传输。因此将耦合设计在弱耦合区，避免频率分裂的出现。

利用 Matlab 对两线圈之间的频率分裂现象进行仿真计算，计算公式为式(13)。假定谐振频率 $f_0=10$ MHz， $L_1=L_2=10$ μ H， $R_s=R_L=50$ Ω ，线圈电阻数量级远小于 R_s 及 R_L ，忽略不计。根据美国麻省理工学院的 Kurs 等^[6]提出的耦合模理论：使负载功率达到最大的频率即为临界耦合频率^[26](图 8 中 $k=0.08$)。按照与图 8 相同的参数对负载功率进行仿真，频率固定为 10 MHz，改变 k 值，得到如图 9 所示的曲线。在 $k=0.08$ 时达到临界耦合，超过该值即出现频率分裂现象。

根据仿真计算结果，可以设计工作在合适耦合区间的发射线圈， $k=\frac{M}{L_1L_2}$ ， L_1 、 L_2 与 M 均可由数值计算得出。

线圈自感的计算公式为^[27]：

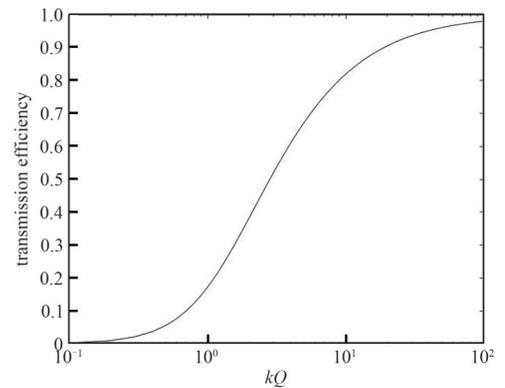


Fig.7 Maximum transmission efficiency under different kQ
图 7 不同 kQ 下的最大传输效率

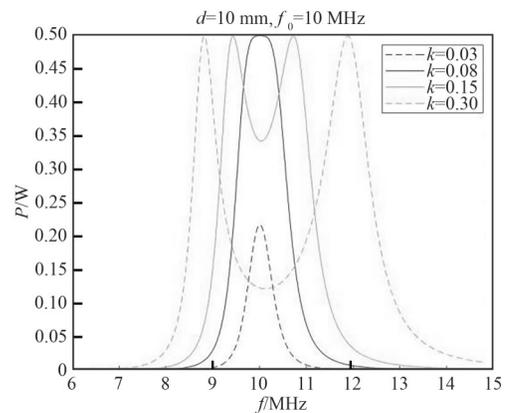


Fig.8 Effect of coupling coefficient k on frequency splitting
图 8 两线圈耦合系数对频率分裂的影响

$$\begin{cases} L = \frac{\mu n d_{avg} c_1}{2} \left(\ln \left(\frac{c_2}{\rho} \right) + c_3 \rho + c_4 \rho^2 \right) \\ \rho = \frac{d_{out} - d_{in}}{d_{out} + d_{in}} \end{cases} \quad (12)$$

式中： μ 为介电常数； n 为线圈匝数； d_{out} 和 d_{in} 分别为线圈的外径和内径； d_{avg} 为线圈平均直径； $c_1 \sim c_4$ 为文献[25]中提供的常数，不同形状的线圈取值不同。

设发射与接收线圈半径分别 l_1 和 l_2 ，两线圈之间距离为 d 且中心对齐。互感 M 的计算公式为^[28]：

$$\begin{cases} M = \mu_0 \frac{\sqrt{l_1 l_2}}{g} (2 - g^2) K(g^2) - 2E(g^2) \\ g^2 = \frac{4l_1 l_2}{d^2 + (l_1 + l_2)^2} \end{cases} \quad (13)$$

式中： μ_0 为真空磁导率； $K(\cdot)$ 和 $E(\cdot)$ 分别为第一类和第二类完全椭圆积分。

本文设计了2种线圈，其外径分别为50 mm和30 mm，内径与外径之比均为0.3。计算得到2种线圈间耦合系数与距离的关系，如图10所示。在10 mm的工作距离，外径30 mm的线圈 k 值都超过临界耦合点0.08，会产生一定的频率分裂；而外径50 mm的线圈 k 值低于临界耦合点，不会产生频率分裂。

2.2 线圈传输实验

对设计的2种尺寸不同的发射线圈进行实验以验证其传输性能。实验使用的线圈与仿真时存在细微的差别，实际测量各参数如表1所示。

表1 实验线圈测量参数

Table1 Measured coil parameters for experiments

side	sample	outer diameter/mm	inner diameter/mm	inductance/ μ H
Rx		10	3	11.3
Tx1		28	10	11.9
Tx2		50	16	9.5

测量不同距离下两线圈中心对齐时的传输效率，结果如图11所示。Tx1传输效率在5~15 mm距离内都要高于Tx2线圈，这与耦合系数的数值计算结果基本相符。在该实验条件下，耦合系数随距离减小低于或略微越过临界耦合点，即便产生频率分裂现象，影响也并不严重，是耦合系数上升带来的传输效率提高起主要作用。

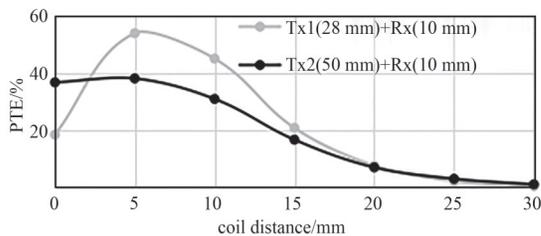


Fig.11 PTE at alignment
图11 中心对齐时传输效率曲线

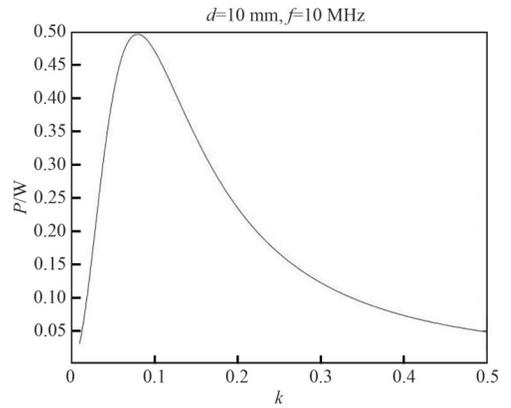


Fig.9 Effect of coupling coefficient k on load power
图9 10 MHz 频率下耦合系数 k 对负载功率的影响

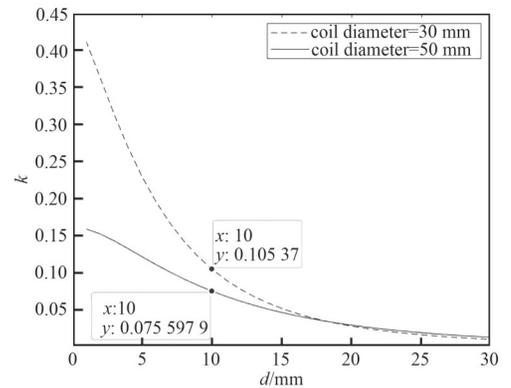


Fig.10 Relationship between coupling coefficient k and d
图10 两线圈间耦合系数与距离的关系

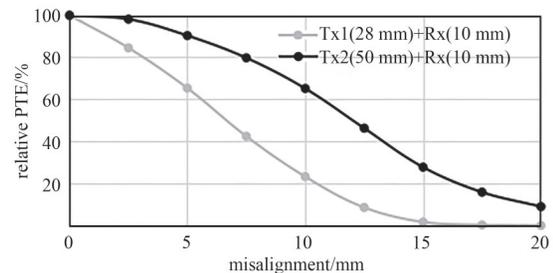


Fig.12 Relative PTE curves at misalignment
图12 线圈偏离时相对传输效率曲线

发射线圈的选择还需考虑传输的稳定性，体现在传输效率随两线圈中心偏离距离变化不能太剧烈。在应用场景中，接收线圈植入后不能移动，且无法观察到其具体位置，如果两线圈之间必须严格对准才能达到较好的传输效率，则在实际使用过程中操作将会异常繁琐，这是不希望看到的。

针对两线圈中心偏离的情况，实验测试了两线圈距离 10 mm，线圈中心偏离 0~20 mm 时，2 种尺寸的发射线圈功率传输效率占中心对准时效率的百分比，如图 12 所示。实验结果显示，Tx1 对于中心对准的要求较高，其偏离 5 mm 的相对传输效率大致与 Tx2 偏离 10 mm 相当，约为对准时的 65%，即便是偏离很小的距离(0~5 mm)，Tx1 的效率也会受到较大影响；而 Tx2 在偏离 5mm 内能保持原传输效率的 90% 以上。因此虽然发射线圈 Tx1 具有更高的传输效率，但仍选择更加稳定的 Tx2，且 Tx2 的传输效率较低的问题可由发射端电路设计进行弥补，如使用高频功放放大输入信号，可传输足够的功率到负载。

3 系统验证

制作了蝶腭神经节电刺激的板级电路，其中包括本文设计的耦合线圈，系统框图及实物图分别如图 13 和图 14 所示。在两线圈间距 10 mm 的情况下，分别测试了介质为空气、猪肉(图 15)的情况下无线供能系统的效率。实验使用信号发生器提供输入信号，10 MHz 正弦载波信号与刺激所用 10 Hz 方波信号经过调制后由高频功放进行放大(10 倍)。经过无线能量传输模块后传输到接收端，经过整流滤波与后续的解调输出电路，能够在负载上得到刺激需要的 10 Hz 方波信号。

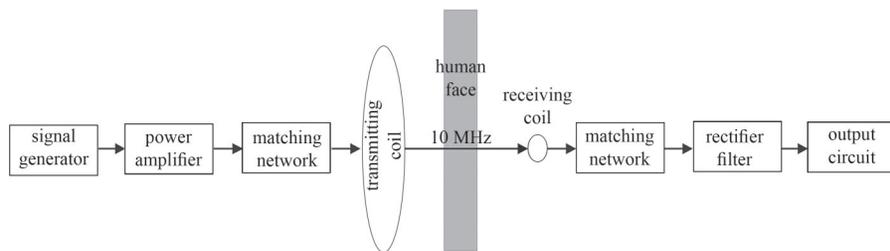


Fig.13 Block diagram of WPT system
图 13 无线能量传输系统框图

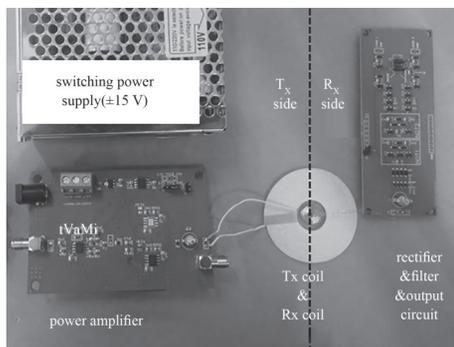


Fig.14 System module diagram
图 14 系统实物模块图

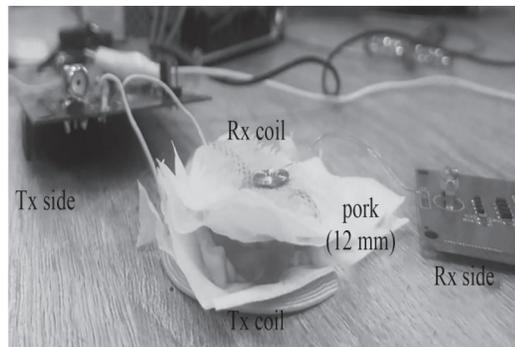


Fig.15 System transmission test in pork medium(12 mm)
图 15 系统隔猪肉(厚 12 mm)传输测试

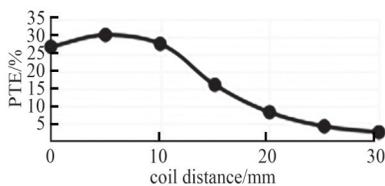


Fig.16 PTE-coil distance curve
图 16 系统传输效率-线圈间距曲线

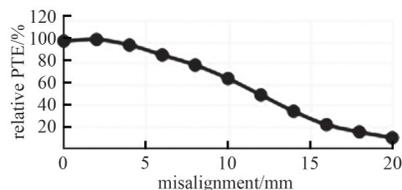


Fig.17 Relative PTE-misalignment curve
图 17 系统相对传输效率-中心偏移曲线

在空气介质中，保持两线圈中心对准，测试能量传输效率与距离的关系，结果如图 16 所示。在线圈间距 5~10 mm 内，系统传输效率在 27% 以上。由于工作时两线圈距离设计指标为 10 mm，在更近的距离下，两线圈

间处于过耦合状态,系统在 10 MHz 下处于失谐状态,降低了发射端输出功率,系统损耗占比增大^[23],因此近距离下传输效率反而降低。当两线圈间介质为 12 mm 猪肉时,测得传输效率为 12%,负载最大接收功率约为 30 mW。

保持两线圈距离为 10 mm,平移两线圈位置使其中心偏离,得到传输效率与中心偏离距离的关系如图 17 所示。在两线圈中心偏离 5 mm 内,传输效率能保持对准时的 90% 以上。实验结果显示两线圈偏移 2 mm 时效率反而略微提高,可能是由于实际线圈与数值计算存在一定差别,两线圈相距 10 mm 时已处于过耦合状态。以上系统测试结果与无线能量传输模块单独测试的结果基本一致。

4 结论

本文设计了面向蝶腭神经节电刺激无线供能的耦合线圈,通过理论计算使设计的两线圈基本处于临界耦合状态附近,具有良好的频率稳定性和未对准容差。制作的系统使用直径仅 10 mm 的接收线圈,在空气中实现了 25% 的功率传输效率,在猪肉模拟的人体组织中为 12%;两线圈中心偏离 5 mm 内时,能够保持线圈对准时效率的 90% 以上。

参考文献:

- [1] BORNSTEIN N M, SAVER J, DIENER H C, et al. An injectable implant to simulate the sphenopalatine ganglion for treatment of acute ischaemic stroke up to 24 h from onset (ImpACT-24B): an international, randomised, double-blind, sham-controlled, pivotal trial[J]. *The Lancet*, 2019(394):219-229. doi:10.1016/S0140-6736(19)31192-4.
- [2] MORETTI A, FERRARI F, VILLA R F. Pharmacological therapy of acute ischaemic stroke: achievements and problems[J]. *Pharmacology & Therapeutics*, 2015(153):79-89. doi:10.1016/j.pharmthera.2015.06.004.
- [3] KHURANA D, KAUL S, BORNSTEIN N M, et al. Implant for augmentation of cerebral blood flow trial 1: a pilot study evaluating the safety and effectiveness of the ischaemic stroke system for treatment of acute ischaemic stroke[J]. *International Journal of Stroke: Official Journal of the International Stroke Society*, 2009,4(6):480-485. doi:10.1111/j.1747-4949.2009.00385.x.
- [4] MARINCIC A, BUDIMIR D. Tesla's contribution to radiowave propagation[C]// *The 5th International Conference on Telecommunications in Modern Satellite, Cable and Broadcasting Service*. Nis, Yugoslavia: IEEE, 2001:327-331.
- [5] BOYS J T, ELLIOTT G A J, COVIC G A. An appropriate magnetic coupling coefficient for the design and comparison of ICPT pickups[J]. *IEEE Transactions on Power Electronics*, 2007,22(1):333-335. doi:10.1109/TPEL.2006.887590.
- [6] KURS A, KARALIS A, MOFFATT R, et al. Wireless power transfer via strongly coupled magnetic resonances[J]. *Science*, 2007,317(5834):83-86. doi:10.1126/science.1143254.
- [7] SCHUDER J, STEPHENSON H, TOWNSEND J. High-level electromagnetic energy transfer through a closed chest wall[J]. *ISA Journal*, 1961,9(8):119-126.
- [8] WANG G X, LIU W T, SIVAPRAKASAM M, et al. A dual band wireless power and data telemetry for retinal prosthesis[C]// *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. New York, NY, USA: IEEE, 2006:4392-4395.
- [9] LENAERTS B, PUERS R. An inductive power link for a wireless endoscope[J]. *Biosensors & Bioelectronics*, 2007,22(7):1390-1395. doi:10.1016/j.bios.2006.06.015.
- [10] KARACOLAK T, COOPER R, TOPSAKAL E. Electrical properties of rat skin and design of implantable antennas for medical wireless telemetry[J]. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 2009,57(9):2806-2812.
- [11] CHEN Q H, WONG S C, TSE C K, et al. Analysis, design, and control of a transcutaneous power regulator for artificial hearts[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 2009,3(1):23-31. doi:10.1109/TBCAS.2008.2006492.
- [12] 马官营, 颜国正, 何秀. 基于电磁感应的消化道内微系统的无线供能[J]. *上海交通大学学报*, 2008,42(5):798-802. (MA Guanying, YAN Guozheng, HE Xiu. The wireless power delivery for gastrointestinal microsystems based on electromagnetic coupling[J]. *Journal of Shanghai Jiaotong University*, 2008,42(5):798-802.) doi:10.3321/j.issn:1006-2467.2008.05.025.
- [13] 辛文辉, 颜国正, 王文兴. 胶囊内窥镜无线能量传输系统的人体安全性研究[J]. *中国生物医学工程学报*, 2009,28(5):719-724. (XIN Wenhui, YAN Guozheng, WANG Wenxing. Study on human safety in wireless power transmission system for capsule endoscopy[J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2009,28(5):719-724.) doi:10.3969/j.issn.0258-8021.2009.05.015.
- [14] 贾智伟, 颜国正, 石煜, 等. 胶囊内窥镜的无线能量传输系统优化设计[J]. *电子测量与仪器学报*, 2011,25(12):1060-1065. (JIA Zhiwei, YAN Guozheng, SHI Yu, et al. Optimal design of wireless power transmission system for capsule endoscopes[J]. *Journal of Electronic Measurement and Instrument*, 2011,25(12):1060-1065.) doi:10.3724/SP.J.1187.2011.01060.
- [15] JEGADEESAN R, NAG S, AGARWAL K, et al. Enabling wireless powering and telemetry for peripheral nerve implants[J]. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 2015,19(3):958-970. doi:10.1109/JBHI.2015.2424985.

- [16] ABIRI P, ABIRI A, PACKARD R R S, et al. Inductively powered wireless pacing via a miniature pacemaker and remote stimulation control system[J]. Scientific Reports, 2017,7(1):6180. doi:10.1038/s41598-017-06493-5.
- [17] ZHANG W, MI C C. Compensation topologies of high-power wireless power transfer systems[J]. IEEE Transactions on Vehicular Technology, 2016,65(6):4768-4778. doi:10.1109/TVT.2015.2454292.
- [18] BOCAN K N, MICKLE M H, SEJDIĆ E. Multi-disciplinary challenges in tissue modeling for wireless electromagnetic powering: a review[J]. IEEE Sensors Journal, 2017,17(20):6498-6509. doi:10.1109/JSEN.2017.2748338.
- [19] LI Feng, LI Yanjie, ZHOU Siqi, et al. Wireless power transfer tuning model of electric vehicles with pavement materials as transmission media for energy conservation[J]. Applied Energy, 2022(323):119631. doi:10.1016/j.apenergy.2022.119631.
- [20] VALLECCHI A, CHU S, SOLYMAR L, et al. Coupling between coils in the presence of conducting medium[J]. IET Microwaves Antennas & Propagation, 2019,13(1):55-62. doi:10.1049/iet-map.2018.5292.
- [21] SUGUMAR S, SANTHANAM S M. Influence of various soil type and its properties on filamentary planar coil based magnetic induction communication system[C]// 2021 National Conference on Communications(NCC). Kanpur, India:IEEE, 2021:1-5.
- [22] BOCAN K N, SEJDIĆ E. Adaptive transcutaneous power transfer to implantable devices: a state of the art review[J]. Sensors, 2016,16(3):393. doi:10.3390/s16030393.
- [23] ZHANG Chi, CHEN Jinkai, XUAN Weipeng, et al. Conjunction of triboelectric nanogenerator with induction coils as wireless power sources and self-powered wireless sensors[J]. Nature Communications, 2020,11(1):58. doi:10.1038/s41467-019-13653-w.
- [24] SHINOHARA N. The wireless power transmission: inductive coupling, radio wave, and resonance coupling[J]. WIREs Energy Environment, 2012,1(3):337-346. doi:10.1002/wene.43.
- [25] 王志远, 胡太平, 杨阳. 基于磁谐振式无线输能系统频率调谐的效率优化[J]. 太赫兹科学与电子信息学报, 2021,19(2):286-290. (WANG Zhiyuan, HU Taiping, YANG Yang. Efficiency improvement of magnetic resonant wireless power transmission system based on frequency tuning[J]. Journal of Terahertz Science and Electronic Information Technology, 2021,19(2):286-290.) doi:10.11805/TKYDA2020602.
- [26] GUAN Zhipeng, ZHANG Bo, QIU Dongyuan. Influence of asymmetric coil parameters on the output power characteristics of wireless power transfer systems and their applications[J]. Energies, 2019,12(7):1212. doi:10.3390/en12071212.
- [27] MOHAN S S, DEL MAR-HERSHENSON M, BOYD S P, et al. Simple accurate expressions for planar spiral inductances[J]. IEEE Journal of Solid-State Circuits, 1999,34(10):1419-1424. doi:10.1109/4.792620.
- [28] LYU Yuelong, MENG Fanyi, YANG Guohui, et al. A method of using nonidentical resonant coils for frequency splitting elimination in wireless power transfer[J]. IEEE Transactions on Power Electronics, 2015,30(11):6097-6107.

作者简介：

徐楚佳(2001-), 男, 在读博士研究生, 主要研究方向为无线能量传输、无线传感. email:12331031@zju.edu.cn.

桂世聪(2000-), 男, 在读博士研究生, 主要研究方向为植入式医疗仪器、无线供能.

杨彦彬(1980-), 男, 博士, 研究员, 主要研究方向为无线能量传输.

曹之扬(2003-), 男, 本科, 主要研究方向为无线能量传输.

沈子豪(2002-), 男, 本科, 主要研究方向为植入式医疗仪器.

骆季奎(1957-), 男, 博士, 教授, 主要研究方向为柔性电子与无线传感.

李宇波(1977-), 男, 博士, 副教授, 主要研究方向为筋膜电学、无线能量传输.