

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2006175

无 SAR 评估条件下心脏起搏器谐振式无线供能系统研究*

闫孝姮, 黄明鑫, 陈伟华

(辽宁工程技术大学电气与控制工程学院 葫芦岛 125105)

摘要:目前,心脏起搏器谐振式无线充电系统存在比吸收率(SAR)安全问题。为最大限度避免 SAR 损伤,在频率 10~100 kHz 范围内,设计了一种基于 LCC-C 补偿的谐振式无线供能系统。同时考虑到频率、线圈偏移及补偿参数对系统传输性能的影响,建立了考虑等效串联电阻(ESR)的损耗电路模型。通过分析不同频率、LC 参数和耦合系数条件下系统的输出功率和传输效率,综合确定了最佳频率及补偿参数。最后搭建实验系统检验系统供能效率、抗偏移能力、以及相应安全指标;结果表明,在两线圈圆心距横向偏移 0~2/3 条件下系统传输效率可达 43.3%~73.2%,最大温升仅为 0.8℃,且无需进行 SAR 评估,为提高人体植入式设备的安全性设计提供了一种有效的方法。

关键词:心脏起搏器;电磁场安全;无线电能传输;线圈偏移;最佳补偿参数

中图分类号: TN99 TH772 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 470.4031

Research on the resonant wireless energy supply system of pacemaker without SAR evaluation

Yan Xiaoheng, Huang Mingxin, Chen Weihua

(Faculty of Electrical and Control Engineering, Liaoning Technical University, Huludao 125105, China)

Abstract: At present, there is a safety problem of specific absorption rate (SAR) in the resonant wireless charging system of pacemaker. To avoid the damage caused by SAR, a resonant wireless energy supply system based on LCC-C compensation is designed in the frequency range of 10~100 kHz. The influences of frequency, coil offset and compensation parameters on the transmission performance of the system are considered. A loss circuit model is formulated, which considers the equivalent series resistance. By analyzing the output power and transmission efficiency of the system under different frequencies, LC parameters and coupling coefficients, the optimal frequency and compensation parameters are comprehensively determined. Finally, an experimental system is set up to check the system's energy supply efficiency, anti-offset capability, and corresponding safety indicators. Results show that the transmission efficiency of the system can reach 43.3%~73.2% and the maximum temperature rise is only 0.8℃ under the condition of 0~2/3 lateral offset of the center distance of two coils. Meanwhile, SAR evaluation is not necessary. It provides an effective method for improving the safety design of human implantable equipment.

Keywords: pacemaker; electromagnetic field safety; wireless energy transmission; coil offset; best compensation parameters

0 引 言

目前传统心脏起搏器尚未实现无线供能。当电能耗尽时,必须进行二次手术更换电池,极大增加了患者的生命危险^[1-2]。近年来,众多专家学者针对主动植入式医疗器械无线电能传输展开了大量研究^[3-4]。对于该应用场合,磁耦合谐振式是目前较为理想的供能方式之一^[5-6]。

然而目前该种方式存在组织加热和比吸收率(specific absorption rate, SAR)等电磁场安全问题尚待解决,其中系统的安全性主要由工作频率所决定^[7]。Campi 等^[8-10]针对心脏起搏器无线电能传输系统,先后开展了频率为 300 kHz、13.56 MHz 和 20 kHz 的安全性研究,其研究表明较高的频率将导致较强的涡流损耗。当频率处于 100 kHz 以下时,能够增强磁场在人体内的穿透力,从而有效地限制组织加热及 SAR 等电磁安全问题,

收稿日期:2020-03-13 Received Date:2020-03-13

* 基金项目:2019 年辽宁省教育厅科学技术研究创新团队(LT2019007)项目资助

然而系统的传输效率较低。根据 ICNIRP 指南相关规定,在频率低于 100 kHz 时,只需保证人体内部电场强度符合规定,无需对人体进行 SAR 评估^[11]。因此可以进行无 SAR 评估条件下植入式心脏起搏器无线供能系统研究。

此外,在保证系统安全性的前提下,必须考虑系统的植入和效率。对于植入与效率方面,不仅与频率有关,还取决于选用的拓扑。S/S、S/P、P/S 与 P/P 为无线电能传输的基本拓扑结构^[12],这些拓扑由于谐振元件的电路灵敏度过高,导致实际传输效率较低^[13];相较于以上4种传统拓扑结构,LCC-C 补偿拓扑具有谐振稳定、传输效率高的优点^[14-15],且二次结构简单适合植入。Xiao 等^[16]针对心脏起搏器,设计了一种基于 LCC-C 补偿的无线充电系统,该系统设计了一种柔性 PCB 植入线圈,解决了线圈尺寸较大的问题,但其针对 LCC-C 最佳补偿参数的确定并未明确给出设计准则。

综上所述,开展无 SAR 评估条件下心脏起搏器谐振式无线供能系统的研究,可有效提高充电过程中人体的安全性;但需要考虑无 SAR 评估条件下补偿参数与线圈失准对系统传输性能的影响,合理的优化设计补偿参数,以提高系统传输性能。鉴于此,本文在频率范围 10 ~ 100 kHz 内设计了一种 LCC-C 无线供能系统,建立了考虑等效串联电阻 (equivalent series resistance, ESR) 的损耗模型,基于该模型分析了频率、LC 参数、线圈偏移对系统传输性能的影响,给出了最佳频率及补偿参数设计准则;最后建立了相应的二维平面模型,综合实验与多物理场耦合分析方法验证了该种配置的温度和电磁安全性。

1 LCC/C 补偿拓扑理论分析

1.1 LCC/C 补偿拓扑理想无损模型

如图 1 所示为基于 LCC-C 补偿拓扑的理想无损等效电路模型。其中 L_p 和 L_s 为发射线圈与接收线圈的自感, M 为收发线圈之间的互感, L_1 为一次侧串联补偿电感, C_1 为一次侧并联补偿电容, C_2 为一次侧串联补偿电容, C_3 为二次侧串联补偿电容。

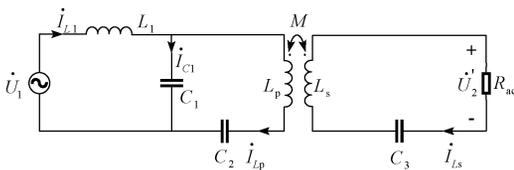


图 1 LCC/C 补偿无损等效电路

Fig.1 Lossless equivalent circuit of LCC-C compensation

当系统处于谐振状态时,系统的输入阻抗为纯阻性,则谐振频率 ω 满足:

$$\begin{cases} \omega^2 L_1 C_1 = 1 \\ \omega^2 C_2 (L_p - L_1) = 1 \\ \omega^2 L_s C_3 = 1 \end{cases} \quad (1)$$

由式(1)可以看出,当系统发生谐振时, $L_1 C_1 = 1/\omega^2$, $L_1 C_1$ 根据谐振公式只满足乘积关系,仅通过谐振公式并不能唯一确定 L_1 与 C_1 的值。实际上一次补偿参数有多种,则令 $L_1 = PL_p$,且由式(1),可知 $0 < P < 1$,则联立式(1)可得:

$$\begin{cases} C_1 = \frac{1}{P\omega^2 L_p} \\ C_2 = \frac{1}{(1-P)\omega^2 L_p} \\ C_3 = \frac{1}{\omega^2 L_s} \end{cases} \quad (2)$$

由式(2)可知,当系统发生谐振且工作频率确定时,二次补偿电容取值唯一。然而一次补偿参数并不唯一,主要取决于 P 的取值。

其中系统二次侧阻抗 Z_2 、反射阻抗 Z_{ref} 和输入阻抗 Z_{in} 为:

$$\begin{cases} Z_2 = R_{ac} \\ Z_{ref} = (\omega M)^2 / R_{ac} \\ Z_{in} = P^2 L_p^2 R_{ac} / M^2 \end{cases} \quad (3)$$

根据欧姆定律可得:

$$\begin{cases} \dot{I}_{L1} = \dot{U}_1 M^2 / P^2 L_p^2 R_{ac} \\ \dot{I}_{Lp} = -\dot{U}_1 j / P\omega L_p \end{cases} \quad (4)$$

在理想情况下,系统被认为没有损耗,因此系统的输入输出功率满足:

$$P_{in} = P_{out} = \dot{U}_1^2 M^2 / P^2 L_p^2 R_{ac} \quad (5)$$

1.2 考虑 ESR 的损耗模型

由于系统的传输性能主要取决于电路损耗,此外本文所考虑使用的频率较低,因此为提高系统传输性能,建立了相应考虑 ESR 的损耗电路模型,如图 2 所示。 Z_{ref} 为二次侧反射阻抗, R_{L1} 为一次补偿电感的 ESR, R_{C1} 与 R_{C2} 为一次侧补偿电容 C_1 的与 C_2 的 ESR, R_{C3} 为二次补偿电容 ESR, R_{Ls} 与 R_{Lp} 为收发线圈交流内阻,其中电感的 ESR 满足式(6),电容的 ESR 满足式(7)。

$$R_L = \omega L / Q \quad (6)$$

$$R_C = D / \omega C \quad (7)$$

对于该损耗模型,系统的总效率等于一次侧电路总效率 η_p 与二次侧电路总效率 η_s 的乘积。一次侧电路总效率 η_p 等于 η_{p1} 、 η_{p2} 、 η_{p3} 三者的乘积,其中 η_{p1} 、 η_{p2} 、 η_{p3} 分别为 block1、block2 和 block3 的效率,二次侧总效率 η_s 等于 block4 的效率。

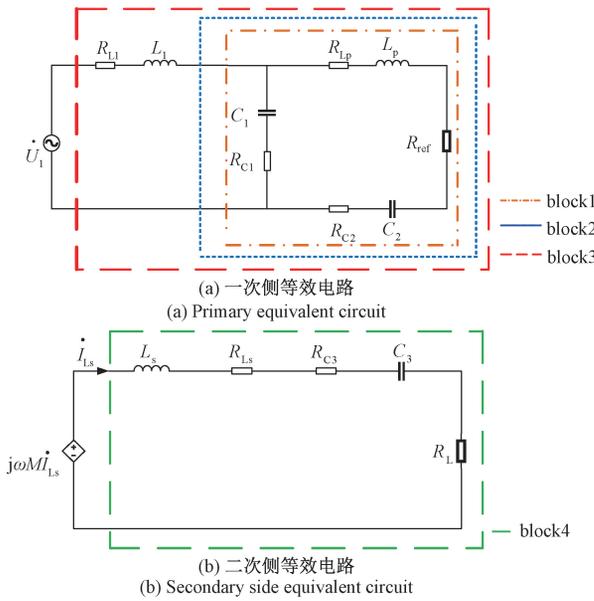


图 2 考虑 ESR 的损耗等效电路

Fig.2 Loss equivalent circuit considering ESR

由上述分析可得, block1~block4 的传输效率为:

$$\eta_{p1} = Re(Z_{ref}) / Re(Z_{ref}) + R_{C2} + R_{Lp} \quad (8)$$

令:

$$a = |R_{C1} + 1/j\omega C_1|^2 \cdot [R_{C2} + R_{Lp} + Re(Z_{ref})] \quad (9)$$

$$b = |R_{Lp} + R_{C2} + j\omega L_p + 1/j\omega C_2 + Z_{ref}|^2 \cdot R_{C1} \quad (10)$$

则有:

$$\eta_{p2} = a / (a + b) \quad (11)$$

$$\eta_{p3} = Re(Z_{block2}) / Re(Z_{block2}) + R_{L1} \quad (12)$$

$$\eta_s = R_L / (R_L + R_{Ls} + R_{C3}) \quad (13)$$

因此,系统的总效率可以通过方程(8)、(11)~(13)的乘积来获得,为最佳植入频率及补偿参数确定方法中的传输效率计算提供了理论依据。

即系统总传输效率为:

$$\eta = \eta_{p1} \cdot \eta_{p2} \cdot \eta_{p3} \cdot \eta_s \quad (14)$$

联立式(5)和(14)可以得出在考虑系统 ESR 时,系统的实际输出功率为:

$$P_{out} = \eta \cdot P_{in} \quad (15)$$

2 最佳频率及补偿参数的确定方法

2.1 补偿参数优化设计

由上述理论分析可知,对于 LCC-C 补偿拓扑,当发射线圈、接收线圈和谐振频率固定时,二次补偿参数唯一。然而仅根据谐振公式,一次补偿参数并不能唯一确定,一次补偿参数主要取决于 P 的取值,不同的 P 值对应不同的一次补偿参数,由式(14)~(15)可知,不同的 P 值会影响系统传输性能。因此有必要研究其变化特性,

从而确定最佳补偿参数。

其中补偿参数变化特性的研究流程如图 3 所示。

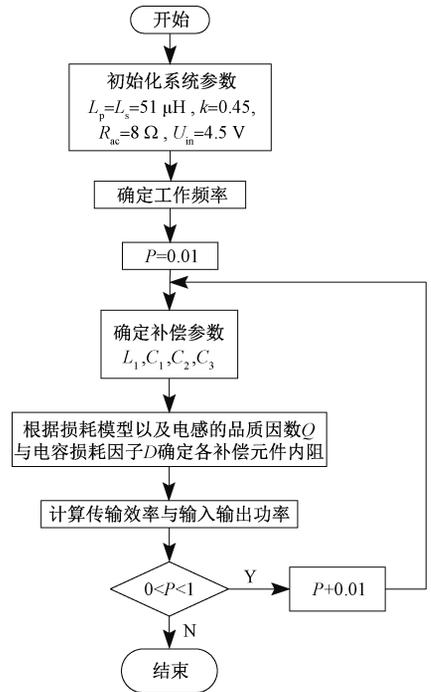


图 3 补偿参数变化特性研究流程

Fig.3 Flow chart of compensation parameter change characteristics

由图 3 可知,对于补偿参数变化特性的研究。首先确定工作频率,将 P 的初值与仿真步长设置为 0.01,根据 P 值确定补偿参数,然后确定各补偿元件 ESR。其中本文使用的电容为箔式聚丙烯薄膜电容,其电容的损耗因数近似为 0.05%^[17]。采用的电感为 SMD 电感,经实际测量,其电感品质因数 Q 近似为 50,当 $0 < P < 1$ 时,根据损耗模型计算传输效率及输出功率。

2.2 最佳工作频率的确定

利用 MATLAB 软件搭建相应的损耗电路模型,将期望传输效率设置为 75%。在频率 10~100 kHz 范围内,根据图 3 分析了补偿参数、频率和传输效率的变化特性,如图 4 所示。

由图 4 可知,随着频率的增大,系统的最大传输效率逐渐增大,且对应的 P 值逐渐增大。当 $80 \text{ kHz} \leq f < 100 \text{ kHz}$ 时,理论最大传输效率为 75%~79.8%,符合所设定的期望标准。此外在设计电路参数时,不仅要考虑传输效率,而且要保证系统的输出功率,因此分析了 P 值、输出功率和频率的变化特性,如图 5 所示。

由图 5 可知,随着 P 值的增加,系统输出功率逐渐降低,因此同一频率下较小的 P 值能取得较为良好的输出功率。当 P 值不变时,在 $10 \text{ kHz} < f \leq 50 \text{ kHz}$ 范围内,随着

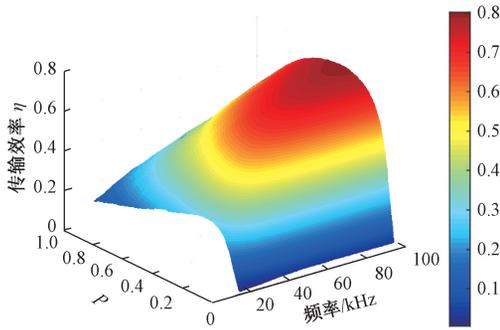
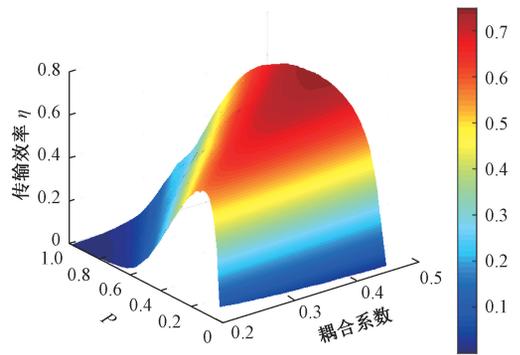
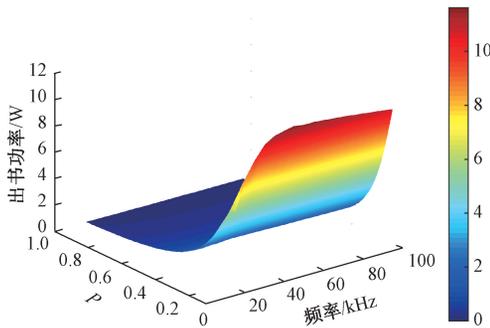
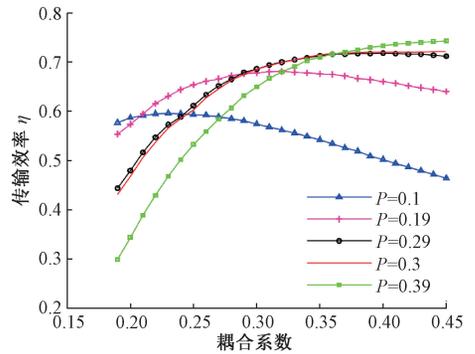
图4 P 值与频率及效率的变化特性Fig.4 Variation characteristics of P -value and frequency and efficiency图6 P 值与互感系数及传输效率的变化特性Fig.6 Variation characteristics of P value and mutual inductance and transmission efficiency图5 P 值与频率及输出功率的变化特性Fig.5 Variation characteristics of P -value and frequency and output power

图7 耦合系数与传输效率的变化特性

Fig.7 Variation characteristics of coupling coefficient and transmission efficiency

频率的增加,输出功率逐渐增加。当 $50 \text{ kHz} < f < 100 \text{ kHz}$ 时,随着频率的增加输出功率逐渐降低,但降低趋势较为平缓,几乎处于稳定状态。因此可以看出当 $50 \text{ kHz} < f < 100 \text{ kHz}$ 时,系统拥有一个相对较高的输出功率。

综合上述分析可知,当频率处于 $80 \sim 100 \text{ kHz}$ 时,系统最大传输效率理论上能够保持在 75% 以上,且输出功率较为良好,符合所设定的期望标准,因此将最低频率确定为 80 kHz 。

2.3 最佳 P 值的确定

由上述分析可知,工作频率被确定为 80 kHz ,考虑到植入线圈位于体内,往往会出现线圈失准的情况,因此有必要对线圈失准的情况进行分析。经实际测量,当线圈间距固定为 8 mm 时,两线圈在圆心距横向偏移 $0 \sim 2/3$ 范围内,其耦合系数的变化范围为 $0.19 \leq k \leq 0.45$ 。利用 MATLAB 分析了耦合系数、 P 值和传输效率的变化特性,如图 6 所示。

由图 6 可知,随着耦合系数的增加,最大传输效率点对应的 P 值逐渐增大。为了便于分析比较,截取了 $P=0.1, 0.19, 0.29, 0.3$ 和 0.39 时的二维曲线如图 7 所示。

由图 7 可知,当 $0.1 \leq P \leq 0.29$ 时,随着耦合系数的增加,传输效率先增加后降低,因此最大传输效率点的位置在实际应用中难以确定。当 $P \geq 0.3$ 时,随着耦合系数的增加,系统传输效率逐渐增加,最大传输效率点在线圈完全对准处,因此考虑到实际应用,在设计参数时应当保证 $P \geq 0.3$ 。然而当系统耦合系数较低时, P 值越大,传输效率越低,因此考虑到可能出现的线圈失准,应当保证在 $P \geq 0.3$ 的前提下使 P 的取值尽可能小,以达到兼容线圈失准和提升输出功率的目的。

3 实验系统

3.1 实验系统的构建

参照美敦力公司生产的双腔心脏起搏器 G70^[18],采用厚度为 1 mm 的钛合金材料 TC4 制作了一个尺寸为 $66 \text{ mm} \times 66 \text{ mm} \times 8 \text{ mm}$ 的金属外壳,用于替代可植入心脏起搏器的外壳。实验系统如图 8 所示,发射线圈与接收线圈间距固定为 8 mm ,其中 8 mm 的空间由 3 mm 猪皮、

2 mm 猪油和 3 mm 猪瘦肉共同组成,以此来模拟人体组织。此外本文所考虑的锂电池容量为 800mAh,额定充电电压为 3.7 V,额定充电电流为 200 mA,考虑到最大充电电压为 4.25 V,因此电池充电所需功率为 $P_{\text{batt}} = 1.7 \text{ W}$,其中在实验中使用负载电阻代替可充电电池。此外使用厚度为 2 mm 的亚克力板搭建了一个尺寸为 60 cm×20 cm×20 cm 的近乎密闭的空间,以模拟密闭人体条件,进行充电测温实验。

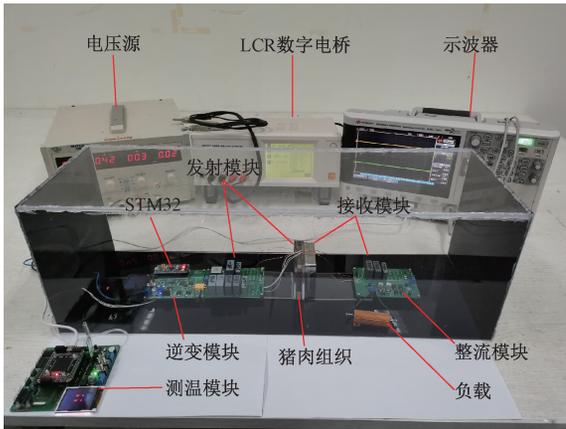


图8 实验系统
Fig.8 Experimental system

3.2 收发线圈的设计

在设计收发线圈时,考虑到钛合金外壳产生的涡流会严重影响接收线圈的感应电压,因此在收发线圈之上增加了一层厚度为 0.15 mm 的铁氧体薄膜,以提供电磁屏蔽。此外由于植入线圈位于体内,因此尺寸不宜过大,参照心脏起搏器 G70 的尺寸^[18],发射线圈与接收线圈设计为尺寸相同,外径为 28.3 mm,内径为 20 mm 的圆形线圈,其匝数为 32 匝,线径为 0.5 mm,发射线圈自感 $L_p = 51.3 \mu\text{H}$,接收线圈自感 $L_s = 50.98 \mu\text{H}$,线圈完全对准时耦合系数 $k = 0.45$ 。

3.3 LCC/C 补偿电路参数设计

对于补偿参数的设计,根据仿真分析可以得出在频率 $f = 80 \text{ kHz}$ 下的最佳补偿参数为 $P = 0.3$ 。此外为了验证仿真结果的正确性,搭建了 $P = 0.19$ 与 $P = 0.39$ 时的实验系统进行线圈偏移实验。根据式(2)可得各元件补偿参数,其理论参数和实际测量参数如表 1 所示。

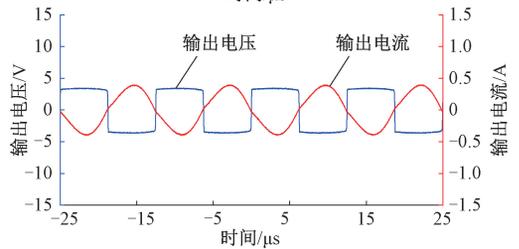
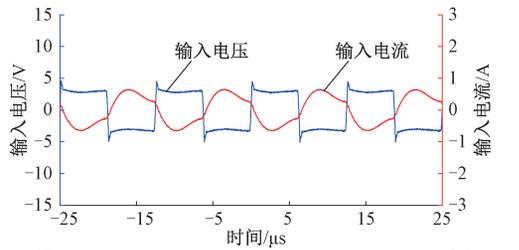
4 实验分析

根据上述分析可知,选取了 3 种补偿参数配置进行相应的线圈偏移实验。3 种配置分别为 $P = 0.19, 0.3$ 和 0.39 ,在实验中选取了耦合系数 $k = 0.25, 0.32, 0.39$ 和 0.45 这 4 种情况进行实验验证,实验结果如图 9~11 所示。

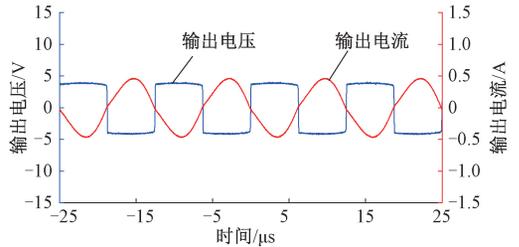
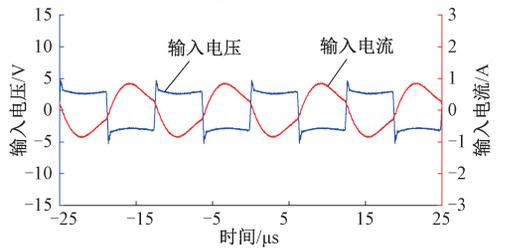
表 1 补偿元件的理论和实测电路参数

Table 1 Theoretical and measured circuit parameters of compensation elements

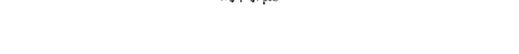
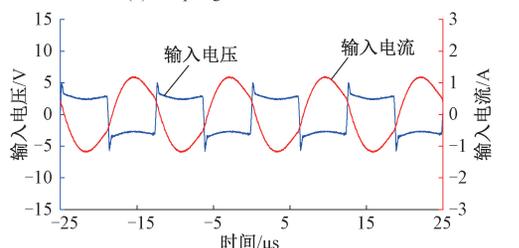
补偿元件	理论值			测量值		
	$P=0.19$	$P=0.3$	$P=0.39$	$P=0.19$	$P=0.3$	$P=0.39$
$L_1/\mu\text{H}$	9.7	15.4	20	9.5	15.5	20.3
C_1/nF	408	257	198	409	260	197
C_2/nF	95	110	126	95.3	109	129
C_3/nF	77.6	77.6	77.6	77.2	77.2	77.2



(a) 耦合系数 $k = 0.25$
(a) Coupling coefficient $k = 0.25$



(b) 耦合系数 $k = 0.32$
(b) Coupling coefficient $k = 0.32$



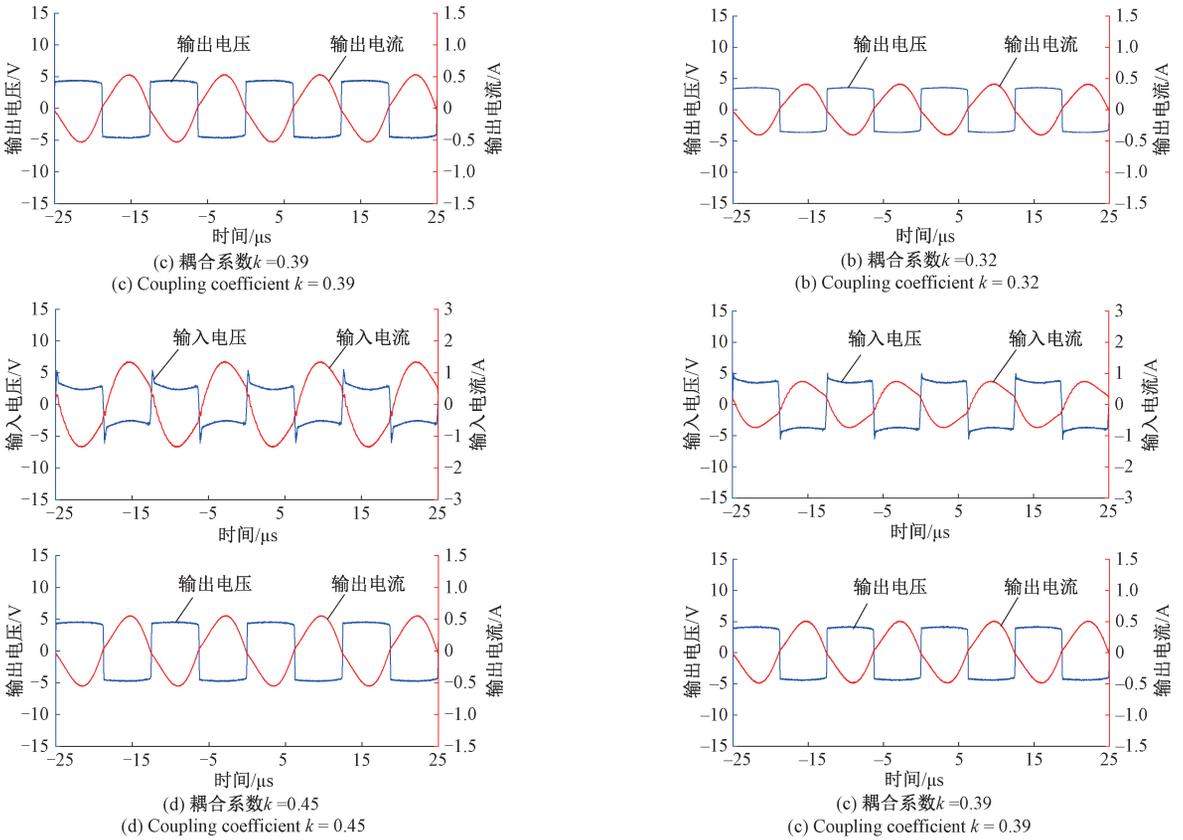


图9 $P=0.19$ 时线圈偏移实验波形

Fig.9 $P=0.19$ coil migration experiment waveform figures

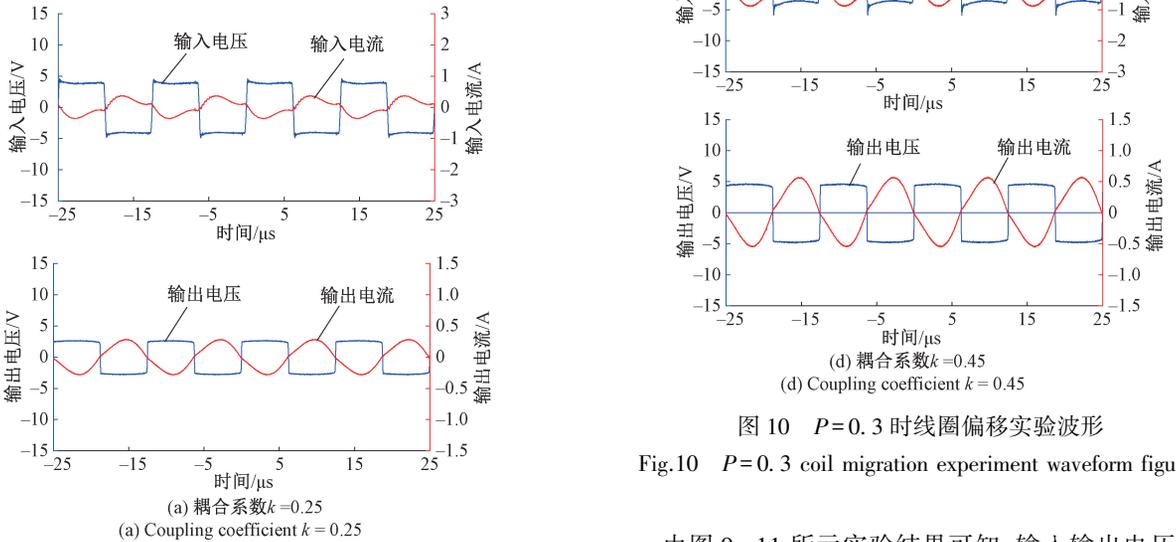


图10 $P=0.3$ 时线圈偏移实验波形

Fig.10 $P=0.3$ coil migration experiment waveform figures

由图9~11所示实验结果可知,输入输出电压近似为方波,输入输出电流近似为正弦波。当线圈完全对准时,系统输出功率约为1.7W,满足充电所需要求。随着耦合系数增加,不同的P值其系统传输性能如表2所示。

根据实验结果可知,较小的P值有着较为良好的输出功率,同时在较低的耦合系数下有着较好的传输效率。

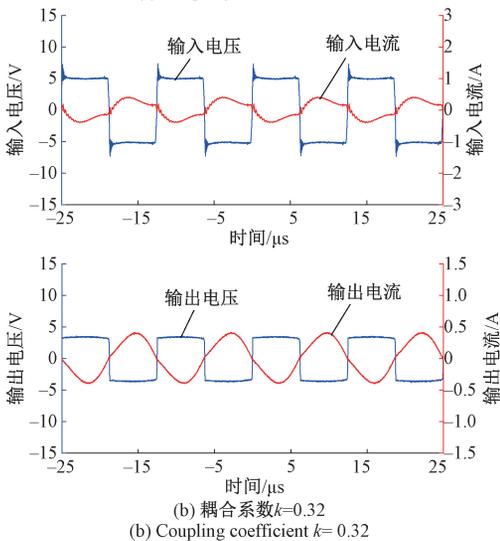
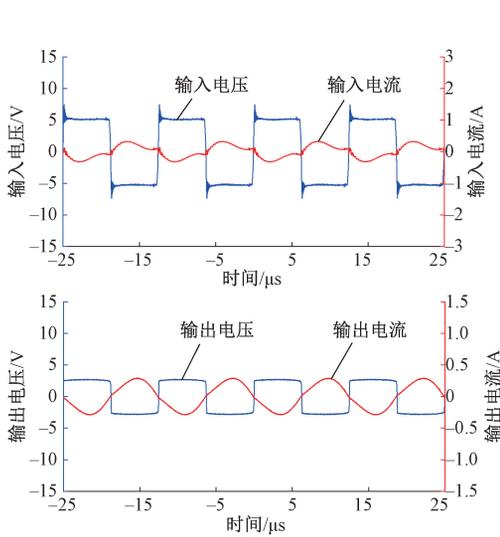


图 11 $P=0.39$ 时线圈偏移实验波形

Fig.11 $P=0.19$ coil migration experiment waveform figures

表 2 线圈偏移实验结果

Table 2 Experimental results of coil migration

耦合系数 k	$P=0.19$		$P=0.3$		$P=0.39$	
	输出功率/W	传输效率/%	输出功率/W	传输效率/%	输出功率/W	传输效率/%
0.25	0.92	65.2	0.55	58.2	0.54	52.4
0.32	1.24	70.1	0.99	66.4	0.96	69.6
0.39	1.62	65.1	1.41	70.9	1.37	74.5
0.45	1.71	61.7	1.72	73.2	1.72	76.1

当 $P \geq 0.3$ 时,系统的传输效率随着耦合系数的增加逐渐增加,最大传输效率处于线圈完全对准处,因此 P 的最佳取值为 0.3。在该种参数配置下,系统传输效率可达 43.3%~73.2%,能够较好的兼容线圈失准情况且输出功率较高,实验与仿真结果基本一致,验证了第 3 节仿真结论的正确性。与目前类似的研究相比,同样采用 LCC-C 补偿拓扑,在频率为 300 kHz 下,系统最大效率为 75%^[18]。本文研究的最大传输效率略低,其主要原因一方面为实现无 SAR 评估,本研究采用了较低的工作频率 ($f=80$ kHz),另一方面在设计时为同时保证系统供能效率与传输稳定性,考虑了线圈失准这一因素,因此系统最大传输效率略低。此外在将该无线充电系统应用于人体之前,必须对其进行电磁场与热场方面的安全评估,以保证其安全性。

5 安全评估

5.1 评估标准

根据 ICNIRP 指南相关准则,当频率低于 100 kHz 时,无需进行 SAR 评估,只需保证系统的内部电场强度符合规定限制,如表 3 所示^[19]。此外欧洲标准规定了有源植入式医疗器械,将其外表面加热限制为不得超过正常体温 2℃ 以上^[20]。

表 3 人体暴露于时变电磁场的基本限制

Table 3 Basic limits of human exposure to time-varying electromagnetic fields

暴露类型	频率范围	内部电场强度/(V·m ⁻¹)
职业暴露	3 kHz~10 MHz	2.7×10 ⁻⁴ f
一般公众暴露	3 kHz~10 MHz	1.35×10 ⁻⁴ f

由表 3 可知,当 $f=80$ kHz 时,根据职业暴露标准,人体内部电场强度峰值限制为 21.6 V/m,根据一般公众暴露标准,人体内部电场强度峰值限制为 10.8 V/m。

5.2 人体组织模型构建

用于安全评估的 2-D 人体组织模型如图 12 所示,该模型被建模为一个具有多层生物组织的圆柱体,该圆柱体外直径 $r_c=200$ mm,高 $h_c=100$ mm,包括皮肤、脂肪和肌肉三部分。其中皮肤层厚度为 $d_{skin}=3$ mm,脂肪层厚度为 $d_{fat}=2$ mm,肌肉层厚度 $d_{muscle}=95$ mm。起搏器壳体参数与实验参数一致,铁氧体薄膜厚度为 0.15 mm,发射线圈与接收线圈间距固定为 $d=8$ mm。

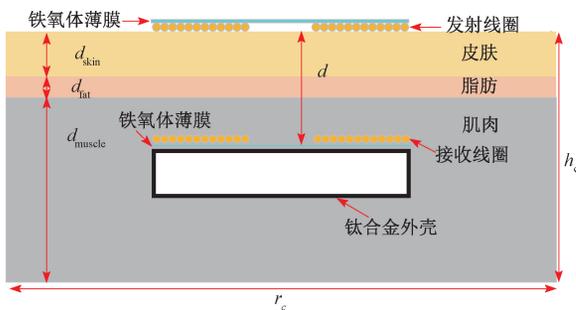


图 12 2-D 人体组织模型

Fig.12 The 2-D schematic diagram of human tissue model

5.3 电磁场与热场有限元模拟

利用 COMSOL 搭建了如图 12 所示模型进行电磁场与热场有限元模拟。其中人体组织在 80 kHz 频率下的复介电常数(频率函数)是根据 Gabriel 等^[21]的计算进行设置的,各组织参数如表 4 所示。

表 4 80 kHz 频率下的组织参数和基本热性能

Table 4 Microstructure parameters and basic thermal properties at 80 kHz frequency

组织	皮肤	脂肪	肌肉
ρ /(kg/m ³)	1 109	911	1 090
ϵ_r	1 120	116	8 650
σ /(S/m)	0.2	0.043 4	0.358
c /(J/kg·℃)	3 391	2 348	3 421
k /(J/kg·℃)	0.37	0.21	0.49
b /(W/℃m ³)	9 100	520	2 700
A_0 /(W/m ³)	1 000	180	690

注: ρ 为组织密度; ϵ_r 为介电常数; σ 为电导率; c 为组织的比热容; k 为导热系数; b 为血液灌注; A_0 为代谢产热。

在该频率下,热源主要由电磁热与代谢产热共同组成,在计算暴露在电磁辐射下组织内的温升,使用了 Pennes 的生物热量方程^[22]。在温度模拟中,将人体的初始温度设置为 37℃,考虑到人体组织可能因热量散失而发热,以及患者的心理状态,充电时间不宜过长,因此将充电时间设置为 30 min。

5.4 数值模拟结果

根据上述人体组织特性参数,利用 COMSOL 进行了相应的电磁安全分析及热分析。通过软件模拟了充电 30 min,人体组织内部电场的变化,其中人体组织中计算的电场分布如图 13 所示。

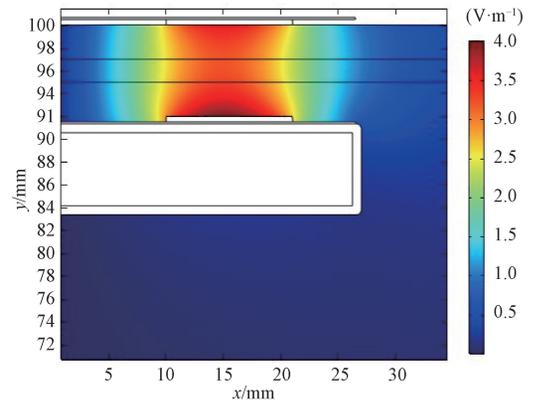


图 13 $f=80$ kHz 时内部电场分布

Fig.13 The internal electric field at 80 kHz

由图 13 可以看出,人体组织内部电场的分布情况,其中在肌肉层,接收线圈表面电场强度较强,其最大电场强度仅为 4 V/m,远低于 ICNIRP 指南规定的限制标准,因此该充电系统在充电过程中的电磁安全性符合规定标准。

对于组织温升的安全研究,上述已经提到最大温升不得超过 2℃,图 14 所示为充电过程中组织温升分布。

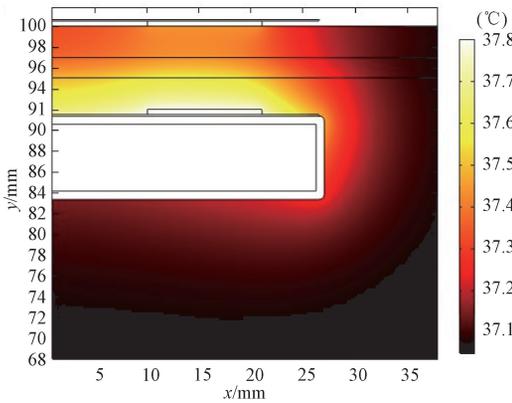


图 14 组织温升分布

Fig.14 Tissue temperature rise distribution diagram

由图 14 可以看出,在充电过程中,人体组织温升分布情况。其中肌肉层植入线圈区域温升较高,在此区域其最高温升仅为 0.8°C ,远低于规定温升限制,在组织加热方面符合人体安全标准,因此在无线充电过程中不会造成热损伤。

5.5 测温实验

为进一步检验系统安全性,在线圈完全对准时进行充电测温实验,此外为降低测温实验的误差,该项实验在近似密封的“恒温箱”中进行。在实验中,将温度传感器置于接收线圈与猪肉瘦肉接口上,采样时间间隔设置为 1 s ,图 15 所示为充电 30 min 温升实验结果。

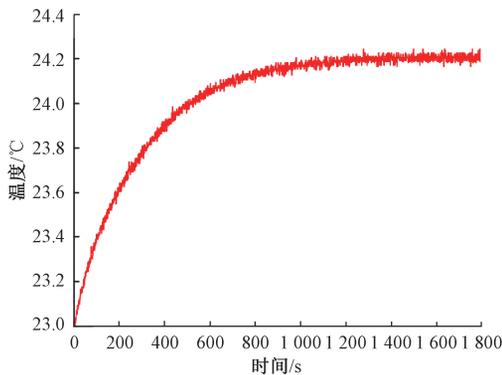


图 15 温升实验结果

Fig.15 Experimental results of temperature rise

由图 15 可知,实验环境初始温度为 23°C ,实验测得最大温升为 1.2°C ,高出仿真温度 0.4°C 。相较于目前的研究^[23],本文通过降低工作频率明显改善了组织加热这一问题,有效地提高了系统安全性。对于测温实验与仿真结果造成的误差,其主要原因为一方面考虑到实验条件与真实人体的差异性,此外一次电路发

热也会导致温度偏高,因此实验所得温度偏高。实验与仿真结果误差较小,验证了该系统的安全性,此外在实际充电过程中可采取一些降温措施来进一步降低组织加热。

6 结 论

为最大限度避免 SAR 损伤,本文在无 SAR 评估条件下设计了一种基于 LCC-C 补偿拓扑的心脏起搏器无线供能系统。同时为提高无 SAR 评估条件下系统的传输性能,在频率范围处于 $10\sim 100\text{ kHz}$ 内,建立了考虑 ESR 的损耗电路模型,分析了频率、补偿参数和耦合系数对系统传输性能的影响,综合确定了最佳工作频率 ($f=80\text{ kHz}$) 及补偿参数。在该工作频率下,系统不需要进行 SAR 评估,有效地提高了系统的安全性。仿真与实验结果表明,该系统各项指标均符合安全标准。本文的具体贡献和主要结论如下:

1) 在工作频率 $10\sim 100\text{ kHz}$ 范围内,分析了不同频率下 LCC-C 补偿参数对系统传输性能的影响,根据所设定的期望标准,符合标准的频率范围为 $80\sim 100\text{ kHz}$,最低植入频率为 80 kHz 。根据确定的工作频率,分析了耦合系数和补偿参数对系统传输性能的影响,确定了最佳补偿参数 $P=0.3$ 。经实验与仿真结果表明,采用该种参数配置能够有效地提高无 SAR 评估条件下系统的传输性能及稳定性。

2) 通过实验与数值模拟对该系统进行了相应的安全评估,在充电 30 min 过程中,最大内部电场强度仅为 4 V/m ,仿真结果显示组织最大温升仅为 0.8°C ,实验与仿真误差为 0.4°C ,皆符合国际安全标准,证明了该项研究的可行性。

本文为心脏起搏器无线充电系统在无 SAR 条件下的研究提供了技术支持,具有一定的使用价值,下一步的研究需要建立人体模型以及采用活体动物实验进行系统的安全评估,以进一步确保该系统的安全性。

参考文献

- [1] SHAW T, MITRA D, Metasurface-based radiative near-field wireless power transfer system for implantable medical devices [J]. IET Microwaves, Antennas & Propagation, 2019, 13(12):1974-1982.
- [2] ZHAO J W, GHANNAM R, YUAN M Y, et al. Design, test and optimization of inductive coupled coils for implantable biomedical devices[J]. Journal of Low Power Electronics, 2019, 15(1):76-86.

- [3] CAMPI T, CRUCIANI S, SANTIS V D, et al. Near field wireless powering of deep medical implants [J]. *Energies*, 2019, 12(14) :2720.
- [4] 邝帅,颜国正,王志武,等.无线胶囊内窥镜新型接收线圈结构设计与分析方 [J]. *仪器仪表学报*, 2019, 40(11) :55-63.
- KUANG SH, YAN G ZH, WANG ZH W, et al. Design of novel structure and analysis method for receiving coil of wireless capsule endoscopy [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2019, 40(11) :55-63.
- [5] XIAO C Y, LIU Y F, CHENG D N, et al. New insight of maximum transferred power by matching capacitance of a wireless power transfer system [J]. *Energies*, 2017, 10(5) :688.
- [6] YELLAPPA P, LEE Y R, CHOI J R, et al. Analysis of coil misalignment issue in resonance-based wireless power transmission system for implantable biomedical applications [C]. *IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*, 2018:1-5.
- [7] LIU C H, JIANG C Q, SONG J J, et al. An effective sandwiched wireless power transfer system for charging implantable cardiac pacemaker [J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2018, 66(5) :4108-4117.
- [8] CAMPI T, CRUCIANI S, SANTILLI G P, et al. Numerical analysis of EMF safety and thermal aspects in a pacemaker with a wireless power transfer system [C]. *IEEE Wireless Power Transfer Conference*, 2015:1-4.
- [9] 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.
- [10] CAMPI T, CRUCIANI S, DE SANTIS V, et al. EMF safety and thermal aspects in a pacemaker equipped with a wireless power transfer system working at low frequency [J]. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 2016, 64(2) : 375-382.
- [11] International Commission on Non - Ionizing Radiation Protection. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (Up to 300 GHz) [J]. *Health Physics*, 1998, 75 (4) : 494-522.
- [12] XIAO C Y, WEI K Z, LIU F, et al. Matching capacitance and transfer efficiency of four wireless power transfer systems via magnetic coupling resonance [J]. *International Journal of Circuit Theory and Applications*, 2017, 45(6) : 811-831.
- [13] JIANG C Q, CHAU K T, LIU C H, et al. An overview of resonant circuits for wireless power transfer [J]. *Energies*, 2017, 10(7) :894.
- [14] LU J H, ZHU G R, SHOU Y T, et al. Coupling-and load-independents output voltage and ZPA operation in LCC-Series compensated IPT system [C]. *2018 IEEE Energy Conversion Congress and Exposition (ECCE)*, 2018:1172-1176.
- [15] GENG Y, LI B, YANG Z, et al. A high efficiency charging strategy for a supercapacitor using a wireless power transfer system based on inductor/capacitor/capacitor (LCC) compensation topology [J]. *Energies*, 2017, 10(1) :135.
- [16] XIAO C Y, CHENG D N, WEI K Z. An LCC-C compensated wireless charging system for implantable cardiac pacemakers: Theory, experiment, and safety evaluation [J]. *IEEE Transactions on Power Electronics*, 2017, 33(6) : 4894-4905.
- [17] LI Y S, WANG M, ZHANG W, et al. A frequency locking method for ICPT system based on LCC/S compensation topology [J]. *Energies*, 2019, 12 (13) : 2626.
- [18] XIAO C Y, WEI K Z, CHENG D N, et al. Wireless charging system considering eddy current in cardiac pacemaker shell: Theoretical modeling, experiments, and safety simulations [J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2016, 64(5) : 3978-3988.
- [19] International Commission on Non - Ionizing Radiation Protection. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic fields (1 Hz to 100 kHz) [J]. *Health Physics*, 2010, 99(6) :818-836.
- [20] 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) :1-4.
- [21] HASGALL P A, NEUFELD E, GOSSELIN M C, et al. IT'IS database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues [J]. *Journal of Cell Biology*, 2012,

93(1):170-170.

- [22] PENNES H H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm[J]. *Journal of Applied Physiology*, 1948, 1(2): 93-122.
- [23] KIM D, JEONG D, KIM J, et al. Design and implementation of a wireless charging-based cardiac monitoring system focused on temperature reduction and robust power transfer efficiency [J]. *Energies*, 2020, 13(4):1008.

作者简介



闫孝姮, 2005 年、2008 年和 2016 年于辽宁工程技术大学分别获得学士学位、硕士学位和博士学位,现为辽宁工程技术大学副教授,主要研究方向为无线电能传输。

E-mail: xiaohengyan@163.com

Yan Xiaoheng received her B. Sc. degree, M. Sc. degree and Ph. D. degree all from Liaoning Technical University in 2005, 2008, and 2016, respectively. She is currently an associate professor at Liaoning Technical University. Her main research interests include radio energy transmission.



黄明鑫, 2017 年于郑州工业应用技术学院获得学士学位,现为辽宁工程技术大学硕士研究生,主要研究方向为无线电能传输。

E-mail: 13183011603@163.com

Huang Mingxin received his B. Sc. degree from Zhengzhou Institute of industrial application technology in 2017. He is currently a M. Sc. candidate at Liaoning Technical University. His main research interest includes radio energy transmission.



陈伟华(通信作者), 2002 年、2006 年和 2016 年于辽宁工程技术大学分别获得学士学位、硕士学位和博士学位,现为辽宁工程技术大学副教授,主要研究方向为无线电能传输技术。

E-mail: fxlgd@163.com

Chen Weihua (Corresponding author) received his B. Sc. degree, M. Sc. degree and Ph. D. degree all from Liaoning Technology University in 2002, 2006 and 2016, respectively. He is currently an associate professor at Liaoning Technology University. His main research interests include the radio energy transmission technology.