

可植入人体医疗设备的无线能量传输系统仿真分析

冯雪娇¹, 陈小强^{1,2}

1. 兰州交通大学自动化与电气工程学院, 甘肃 兰州 730070; 2. 光电技术与智能控制教育部重点实验室, 甘肃 兰州 730070

【摘要】针对传统可植入人体医疗设备供能方式的不足,运用谐振耦合无线能量传输技术,设计可用于心脏起搏器等医疗设备的电能传输系统。结合植入式医疗设备尺寸小的特点,引入8字形线圈结构,采用有限元仿真软件分析各相关参数对于输出功率的影响,得到系统的最优参数。分析了在人体模型中产生的磁感应强度和电场强度分布,参考国际非电离辐射防护委员会(ICNIRP)制定的限值进行对比分析,评估了该系统电磁暴露的安全性,结果表明系统能够安全实现无线能量传输。

【关键词】可植入人体医疗设备;无线能量传输;8字形线圈;电磁暴露

【中图分类号】R318;TM154.2

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2020)11-1421-07

Simulation analysis on wireless power energy transmission system of implantable human medical devices

FENG Xuejiao¹, CHEN Xiaoqiang^{1,2}

1. School of Engineering and Automation, Lanzhou Jiaotong University, Lanzhou 730070, China; 2. Key Laboratory of Opto-Electronic Technology and Intelligent Control (Ministry of Education), Lanzhou 730070, China

Abstract: In order to solve the problem of energy supply shortage in traditional implantable human medical devices, a wireless power transmission system can be designed for medical devices such as cardiac pacemakers by using resonant coupling wireless power transfer technology. In accordance with the small size of the implantable medical devices, the 8-shaped coil structure is introduced. The finite element simulation software is used to analyze the effects of the relevant parameters on output power, and the optimal solution of the system parameters is obtained. The distribution of magnetic induction and electric field intensity generated in the human body model was analyzed. A comparative analysis was made on the limits established by the International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP) to assess the safety of electromagnetic exposure of the system. The results show that the system can safely implement wireless power transmission.

Keywords: implantable human medical device; wireless power transfer; 8-shaped coil; electromagnetic exposure

前言

自美国麻省理工学院研究团队提出谐振耦合无线能量传输(Wireless Power Transfer via Coupled Magnetic Resonances, CMR-WPT)技术以来^[1],经过10多年的发展,无线能量传输(Wireless Power

Transfer, WPT)技术已有了很大的进步。相对于其他领域的应用,WPT技术在可植入人体医疗设备的优势更加明显^[2-4]。传统的植入式设备多用锂电池提供电能,以心脏起搏器为例,心脏起搏器的电池经过一段时间的使用,需要定期进行手术来更换体内的电池。心脏起搏器的电池和起搏器的脉冲发生器(起搏器)是一体的,无法单独换电池,所以更换时必须做手术更换整个心脏起搏器。虽然有研究利用微型核电池替代传统电池可以大大提高电池的使用寿命,可是随之而来的安全性问题不容忽视,同时由于核电池的成本过高,此技术现阶段难以推广,因此CMR-WPT技术在医疗设备的研究具有很大的意义。该技术的应用可减轻患者痛苦,减少开放性创口,降低反复手术感染风险^[5-7]。

【收稿日期】2019-10-15

【基金项目】中国铁路总公司科技研究开发计划重点课题(2017J012-A);兰州市人才创新创业科技计划(2017-RC-51);国家自然科学基金(51767013)

【作者简介】冯雪娇,硕士研究生,研究方向:无线能量传输,E-mail: fengxuejiao6@126.com

【通信作者】陈小强,博士,教授,研究方向:电磁场与微波技术、计算电磁学,E-mail: xqchen@mail.lzjtu.cn

在CMR-WPT技术的研究中多用圆形线圈,但是圆形线圈构成的谐振器体积大,传输效率低,是制约该技术应用的主要因素。考虑到需要将此线圈应用于植入式医疗设备,因此使用8字形线圈来替代圆形线圈。8字形线圈由Ueno等^[8]于1988年提出,在经颅磁刺激领域已得到了广泛应用。与圆形线圈相比,8字形线圈在相同的结构尺寸上,体积和质量更小。同时,8字形线圈改善了传输聚焦度,使非靶组织受到的电磁辐射减少。

提高传输效率,且要以生物安全性为前提,是目前CMP-WPT应用于医疗领域亟待解决的关键问题之一。利用四阶Cole-Cole方程,提取不同频率下不同人体生物组织介电常数^[9],通过有限元仿真软件^[10],构建人体模型和传输系统,探讨初次级线圈轴向距离、激励电压、补偿方式等对人体辐射、输出功率

率和传输效率的影响。

1 基本原理和系统结构

谐振耦合无线能量传输基于近场谐振强耦合的概念,基本原理是两个具有相同谐振频率的物体之间可以实现高效的能量交换,在相距一定距离时,经磁场耦合产生谐振实现能量传递,能量传递的介质是中高频磁场^[11]。图1为可植入人体的谐振耦合无线能量传输系统结构图,由体内和体外两部分组成。体外部分由高频电源或工频交流电源经过整流逆变模块提供驱动源,经过补偿模块加载到初级线圈,在传输空间内产生交变的磁场,位于体内的接受线圈通过磁感应,将交变的磁场转变为同频的交变电场,通过后续电路模块为体内负载提供电能。

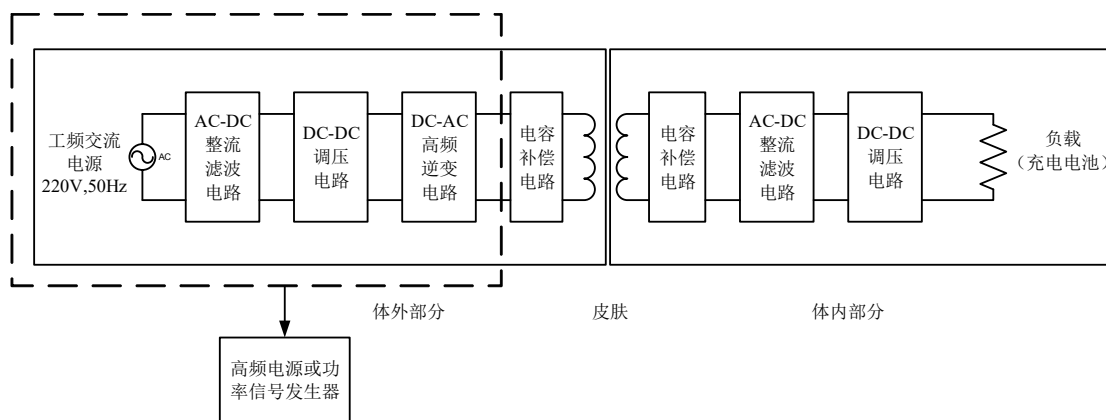


图1 可植入人体的谐振耦合无线能量传输系统结构图

Fig.1 Structure diagram of implantable resonant coupled wireless energy transmission system

2 谐振电容补偿拓扑建模

本研究将电路等效为互感模型^[12],根据电感线圈与补偿电容连接方式的不同,将补偿拓扑结构分为4种类型,即串-串(SS)型、串-并(SP)型、并-串(PS)型、并-并(PP)型,如图2所示。并在COMSOL仿真软件中搭建电路模块,仿真分析4种不同电容补偿拓扑结构对输出功率的影响。

图2中, C_s 、 C_D 为初、次级补偿电容, ω_0 为系统工作频率, L_s 、 L_D 为初、次级线圈自感, R_L 为负载, g 为两线圈轴间距离。仿真时令补偿电容 $C_s=C_D=C$ 。

如图3所示,不同拓扑结构下的输出特性不同,并联电容可以补偿无功功率,串联电容用于补偿线路的等效电感,降低线路中吸收的无功功率。若采用并联补偿,其阻抗幅值比非谐振状态下要大,此时电流值最小,但是各个并联支路电流要比总电流大出许多^[13]。由仿真结果可得SP型补偿拓扑结构为4

种结构中的最优结果。故本文采用SP型电容补偿拓扑结构。由基尔霍夫电压定律计算可得:

$$C_s = \frac{1}{\omega_0^2 L_s} \quad (1)$$

$$C_D = \frac{R_L \pm \sqrt{R_L^2 - 4\omega_0^2 L_D^2}}{2\omega_0^2 R_L L_D} \quad (2)$$

3 线圈结构设计

传统的WPT技术线圈多设计为圆形线圈^[14],本文研究8字形线圈。考虑到实际使用时,植入人体的医疗器械尺寸小,所以设计接收线圈为圆形线圈,发射线圈为8字形线圈,就以上线圈结构进行仿真分析,并对传输线圈的电磁暴露进行研究。谐振器线圈模型如图4所示。由植入式医疗设备的特点为基础,设定初次级线圈轴向距离为5~15 mm,激励电压的研究范围为3~27 V,线圈匝数的研究范围为5~20匝。

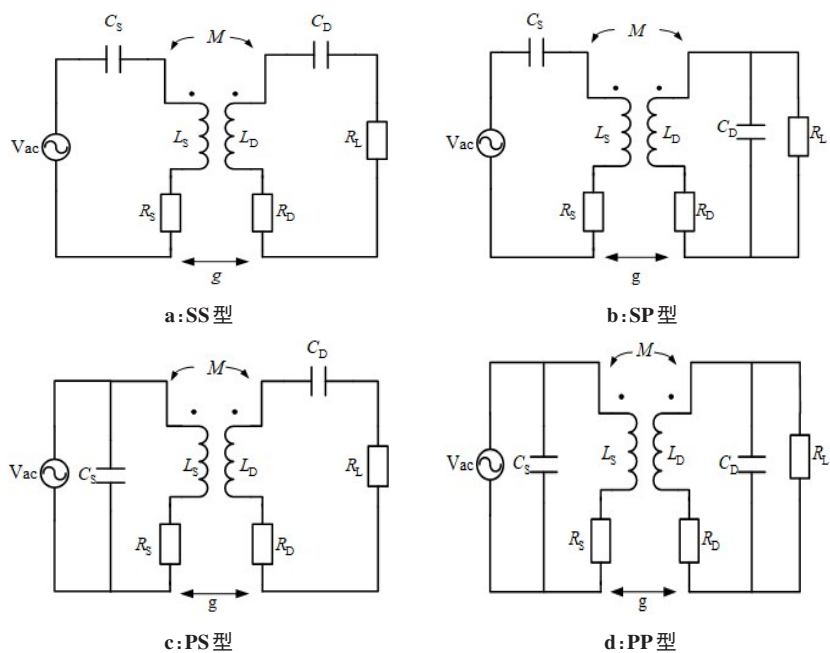


图 2 4 种电容补偿拓扑结构

Fig.2 Four capacitor compensation topologies

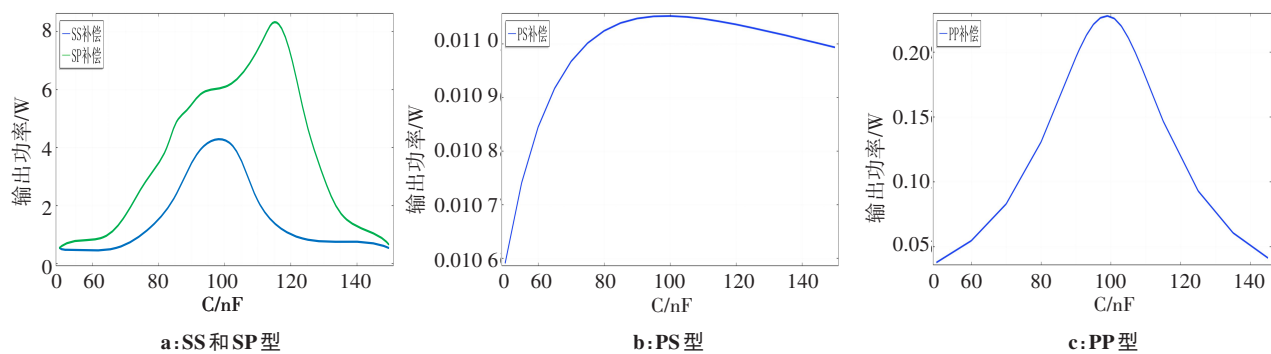


图 3 不同补偿结构仿真结果

Fig.3 Different compensations' structure simulation results

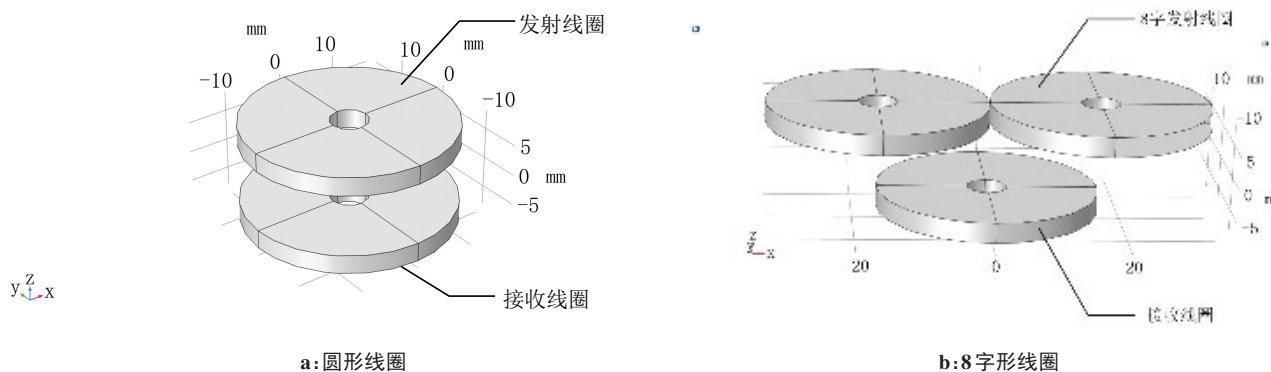


图 4 谐振器线圈模型

Fig.4 Resonator coil model

4 人体模型和各组织介电常数的计算

4.1 人体模型

由于实际中无法对处于电磁暴露中的人体各组

织内感应电磁场做出实地测量,因此构建人体三维模型,利用有限元软件进行数值分析来研究电磁场对人体的生物学效应。参照 GB10000-88 中国成年人

人体尺寸^[15], 18~60 周岁男性, 运用多物理场耦合仿真软件 COMSOL Multiphysics 建立了总身高为 1.678

m 的三维成年人人体站姿模型, 人体模型各部分尺寸如图 5 所示。

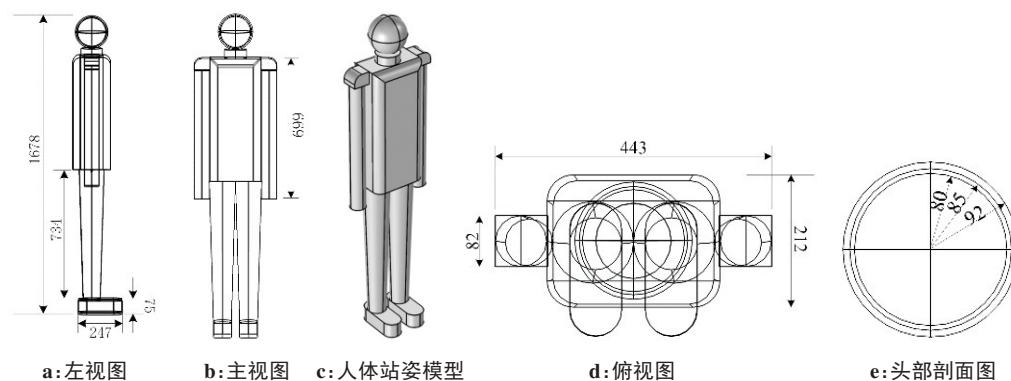


图5 人体模型尺寸示意图(mm)
Fig.5 Human body model's size diagram (mm)

4.2 介电常数计算

在 1996 年, Gabriel^[9]根据 17 种不同人体生物组织在 10 Hz~20 GHz 频段的相对介电常数和电导率, 提出了采用四阶 Cole-Cole 模型来模拟此频率范围内的介电特性, 同时将预测上限提高至 100 GHz。对于不同人体生物组织介电常数的提取, 可以根据四阶 Cole-Cole 模型来进行:

$$\hat{\varepsilon}(\omega) = \varepsilon' - j\varepsilon'' = \varepsilon_{\infty} + \sum_{n=1}^4 \frac{\Delta\varepsilon_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{(1-\alpha_n)}} + \frac{\sigma_i}{j\omega\varepsilon_0} \quad (3)$$

其中, $\hat{\varepsilon}(\omega)$ 为复相对介电常数, ω 为角频率, ε' 为 $\hat{\varepsilon}(\omega)$ 的实部, ε'' 为 $\hat{\varepsilon}(\omega)$ 的虚部, ε_{∞} 为频率无穷大时的介电常数, $\Delta\varepsilon_n$ 为相对介电常数增量, τ_n 为中心弛豫时间, α_n 为弛豫分布时间, σ_i 为离子电导率, ε_0 为真空介电常数。

同时, 复相对介电常数的实部 ε' 与虚部 ε'' 满足:

$$\varepsilon = \varepsilon' \quad (4)$$

$$\omega\varepsilon_0\varepsilon'' = \sigma \quad (5)$$

其中, ε 为人体不同组织的相对介电常数, σ 为人体不同组织的电导率。

联立式(3)、式(4)、式(5), 可得人体不同生物组织的相对介电常数 ε 和电导率 σ 与频率的函数关系式:

$$\varepsilon = \varepsilon_{\infty} + \sum_{n=1}^4 \frac{\Delta\varepsilon_n}{1 + (\omega\tau_n)^{(2-2\alpha_n)}} \quad (6)$$

$$\sigma = \sigma_i + \sum_{n=1}^4 \frac{\varepsilon_0\Delta\varepsilon_n\omega^{(2-\alpha_n)}\tau_n^{(1-\alpha_n)}}{1 + (\omega\tau_n)^{(2-2\alpha_n)}} \quad (7)$$

根据式(6)、式(7)和文献[16]的有关数据, 可求得人体 17 种不同生物组织在对应频率下的相对介电常数和电导率的精确值。

实际中人体各组织的构造非常复杂, 因此, 对人体模型各组织及其介电常数进行合理的近似估算可以简化问题的分析过程。假设所构建的人体单个组织模型中的介质是均匀分布的。大脑由三球头模型构建, 外层为头皮, 以皮肤(干燥)参数设置; 中层为颅骨, 以骨(松质骨)参数设置; 内层为脑组织, 以脑(灰质)参数设置; 其余为躯干, 以肌肉参数设置。参考文献[16-18], 频率设置无具体标准, 大多在 100~250 kHz 取值, 本文为便于计算分析, 设置谐振频率为 210 kHz, 结果如表 1 所示。

表 1 谐振频率为 210 kHz 时人体各组织相对介电常数和电导率

Tab.1 The relative permittivity and conductivity of human tissues at a resonance frequency of 210 kHz

组织名称	相对介电常数 ε	电导率 $\sigma/\text{S}\cdot\text{m}^{-1}$
头皮	1 131.413 4	0.000 83
颅骨	314.488 2	0.073 88
脑组织	539.150 7	0.144 75
躯干	5 664.340 4	0.391 23

5 系统仿真

仿真分析 8 字形线圈结构下激励电压、谐振频率、补偿电容、线圈匝数和初次级线圈轴向距离等参数对系统输出功率的影响。

5.1 工作频率

固定线圈激励电压为 15 V, 线圈匝数为 16 匝, 两线圈轴向传输距离为 10 mm, 系统设计谐振频率为 210 kHz, 工作频率在 140~270 kHz 变化时对输出功率的影响, 如图 6 所示。

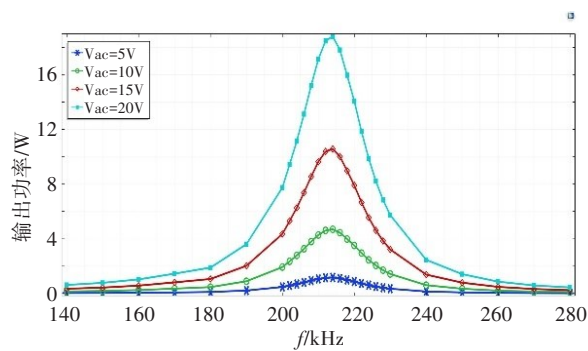


图 6 不同工作频率和激励电压对输出功率的影响曲线
Fig.6 Influence curve of different working frequency and excitation voltage on output power

5.2 激励电压

固定工作频率为 210 kHz,线圈匝数为 16 匝,两线圈轴向传输距离为 10 mm,系统设计谐振频率为 210 kHz,考虑到植入式医疗器械对安全性的要求较高,故激励电压不宜过大,设计系统激励电压在 3~27 V 变化时对输出功率的影响,如图 7 所示。

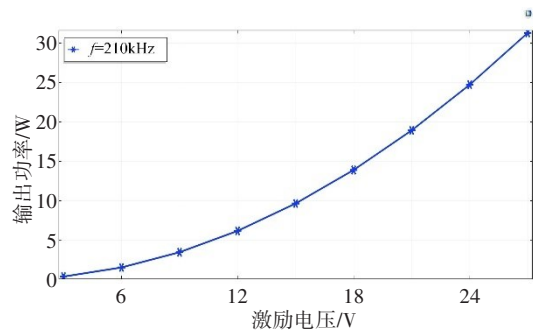


图 7 系统激励电压对输出功率的影响曲线
Fig.7 Influence curve of system excitation voltage on output power

5.3 线圈匝数

固定工作频率为 210 kHz,系统激励电压为 15 V,两线圈轴向传输距离为 10 mm,系统设计谐振频率为 210 kHz,为便于分析设置初次级线圈匝数相同,线圈匝数在 8~25 匝变化时对输出功率的影响,如图 8 所示。

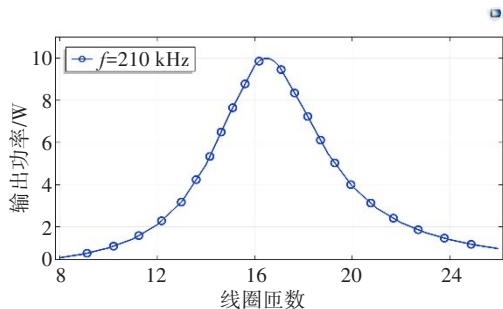


图 8 线圈匝数对输出功率的影响曲线
Fig.8 Influence curve of coil turns on output power

线圈匝数的变化对线圈的自感和互感都会有影响,当线圈初、次级匝数一致,且所用导线,绕制方式均一致时,随着线圈匝数的增加,两线圈间的互感 M 也会逐渐增加^[18],对输出功率造成影响。因此,应该在尺寸允许的范围内尽量增加匝数。且由于线圈在电路与电容负载构成 RLC 振荡电路,故线圈电感大小与电容、电阻相配合。由图 8 可知,在现有设计参数下,线圈匝数为 16 匝时,系统输出功率最大。

5.4 轴向距离

固定工作频率为 210 kHz,系统激励电压为 15 V,线圈匝数为 16 匝,系统设计谐振频率为 210 kHz,传输距离在 5~15 mm 变化时对输出功率的影响,如图 9 所示。

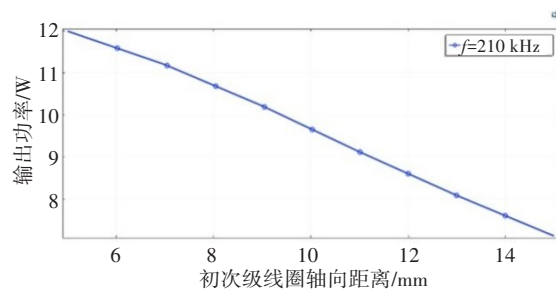


图 9 线圈轴向距离对输出功率的影响曲线
Fig.9 Influence curve of coil axial distance on output power

发射线圈与接收线圈的轴向距离直接影响到两线圈之间的互感。轴向距离越大,耦合越小。由图 9 可见,随着传输距离的增加,输出功率也迅速减小。由实际要求可得,对于可植入人体医疗设备如人工心脏、心脏起搏器等的供电模块,手术植入均在皮下 5~15 mm 进行,故传输距离定为 10 mm 符合实际需求。

6 电磁暴露安全评估

根据上述仿真设计结果,得出各最优参数,在人体仿真模型下利用有限元分析软件 COMSOL,进行数值模拟,结果如图 10、图 11 所示。由于国际非电离防护委员会(ICNIRP)只对公众和职业电、磁场暴露限值规定了相关导则,此导则明确指出不适用于植入式人体医疗设备。我国标准在此方面也属空白。本文将结果与 ICNIRP《限制时变电场、磁场和电磁暴露的导则》^[19] 中的数值做对比,标准如表 2 所示,仅供参考。当频率 $f=210\text{ kHz}$ 时,电场强度限值为 610 V/m。

根据仿真结果,磁通密度最大值为 0.02 μT ,电场强度最大值为 63.7 V/m,远远低于限值,故此系统电场暴露安全。患者在选择医疗设备时可结合病情,酌情考量。

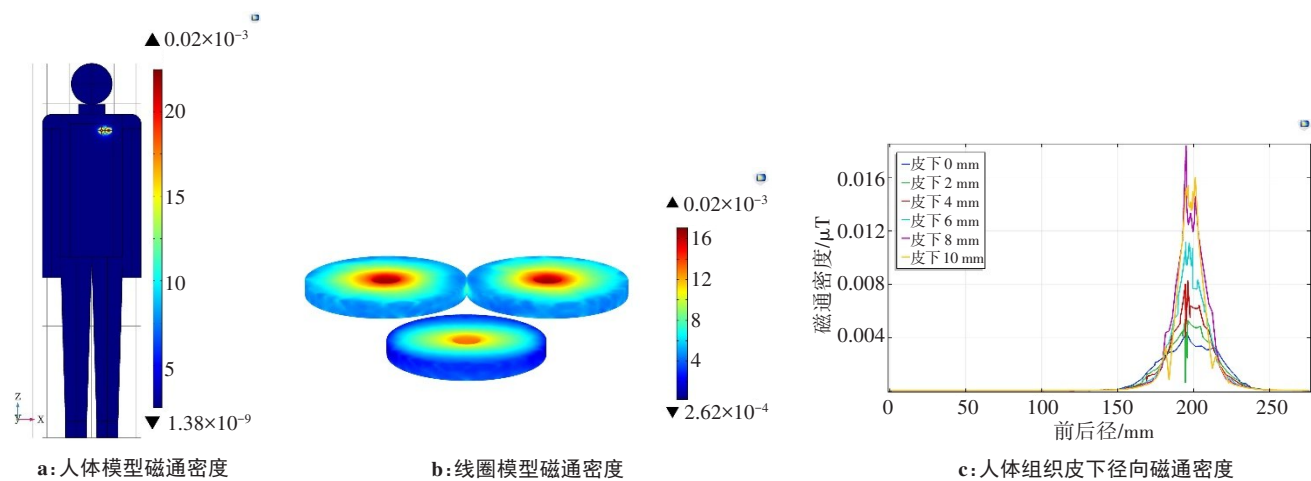


图 10 磁通密度

Fig.10 Flux density

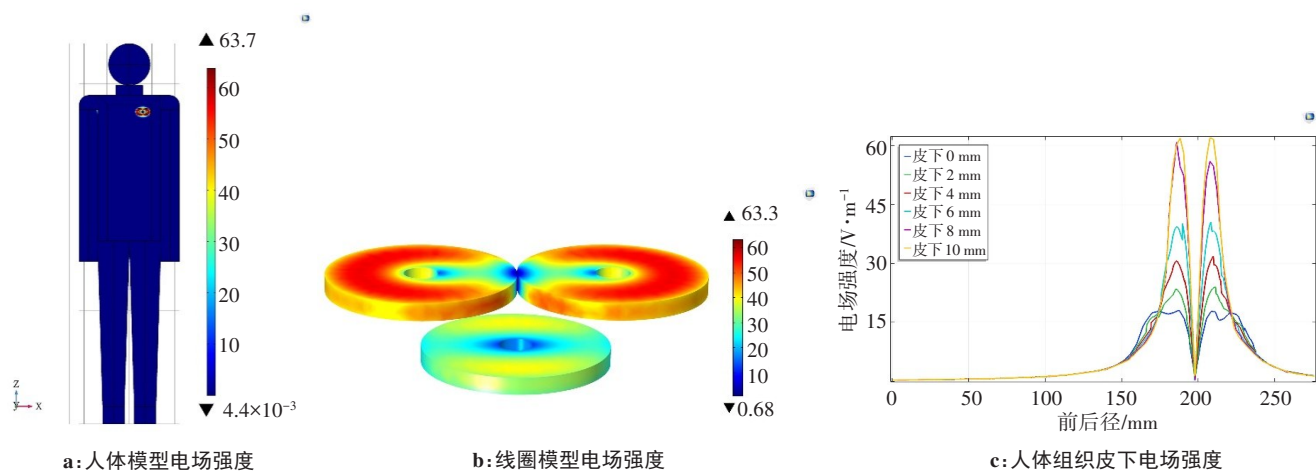


图 11 电场强度

Fig.11 Electric field intensity

表 2 时变电场和磁场职业暴露导出限值

Tab.2 Time-varying electric and magnetic field occupational exposure limits

频率范围	电场强度/ $V \cdot m^{-1}$	磁场强度/ $A \cdot m^{-1}$	磁通密度/ μT
0.82~65 kHz	610	24.4	30.7
0.065~1 MHz	610	1.6/f	2.0/f

7 结 论

针对 WPT 技术在可植入医疗设备中的应用,结合人体环境的特殊性,改进线圈结构,利用 COMSOL 仿真平台分析研究 8 字形线圈结构下不同参数变化对输出功率的影响。结果表明,当系统的工作频率与设计谐振频率一致时,系统达到最大传输功率。激励电压与输出功率成正相关性,线圈轴向距离与输出功率成负相关性,线圈匝数存在最佳数值,使得输出功率最大。电磁暴露安全评估结果表明设计系统安全,且能达到传输电能的目标。

【参考文献】

[1] KURS A, KARALIS A, MOFFATT R, et al. Wireless power transfer via strongly coupled magnetic resonances[J]. Science, 2007, 317 (5834): 83-86.

[2] 黄学良, 王维, 谭林林. 磁耦合谐振式无线电能传输技术研究动态与应用展望[J]. 电力系统自动化, 2017, 41(2): 2-14.

HUANG X L, WANG W, TAN L L. Technical progress and application development of magnetic coupling resonant wireless power transfer[J]. Automation of Electric Power Systems, 2017, 41(2): 2-14.

[3] 程海松, 姚友素, 王懿杰, 等. 基于双边 LCC 补偿的无线能量数据传输系统设计[J]. 电工技术学报, 2018, 33(z2): 295-304.

CHENG H S, YAO Y S, WANG Y J, et al. Design of a wireless power and data transmission system using double-sided LCC compensation topology[J]. Transactions of China Electrotechnical Society, 2018, 33 (z2): 295-304.

[4] 杨庆新, 章鹏程, 祝丽花, 等. 无线电能传输技术的关键基础与技术瓶颈问题[J]. 电工技术学报, 2015, 30(5): 1-8.

YANG Q X, ZHANG P C, ZHU L H, et al. Key fundamental problems and technical bottlenecks of the wireless power transmission technology[J]. Transactions of China Electrotechnical Society, 2015, 30(5): 1-8.

- [5] 唐治德. 植入电子器件的体导电能量传递原理及方法研究[D]. 重庆: 重庆大学, 2007: 15-22.
TANG Z D. Study on energy delivery rationale and method for implantable devices through volume conduction [D]. Chongqing: Chongqing University, 2007: 15-22.
- [6] 赵军. 体内植入器件的 Witricity 系统设计与实验研究[D]. 天津: 河北工业大学, 2013: 3-15.
ZHAO J. The Design and experimental research of witricity system used in implantable device [D]. Tianjin: Hebei University of Technology, 2013: 3-15.
- [7] ZHENG Q, ZOU Y, ZHANG Y, et al. Biodegradable triboelectric nanogenerator as a life -time designed implantable power source[J]. Sci Adv, 2016, 2(3): 1478-1483.
- [8] UENO S, TASHIRO T, HARADA K. Localized stimulation of neural tissues in the brain by means of a paired configuration of time-varying magnetic fields[J]. J Appl Phys, 1988, 64(10): 5862- 5864.
- [9] GABRIEL S, LAU R W, GABRIEL C. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues[J]. Phys Med Biol, 1996, 41(11): 2271-2293.
- [10] KUMAR A, MIRABBASI S, CHIAO M. Resonance-based wireless power delivery for implantable devices[C]. 2009 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference. IEEE, 2009: 25-28.
- [11] 彭康. 植入式心脏起搏器的谐振磁耦合无线能量传输技术研究[D]. 广州: 华南理工大学, 2016.
PENG K. Research on wireless energy transmission technology of resonant magnetic coupling for implantable cardiac pacemaker[D]. Guangzhou: South China University of Technology, 2016.
- [12] KNEUBÜHL F K. Transfer systems [J]. IEEE Trans Industr Inform, 2016, 12(2): 474-482.
- [13] 杨旭. 串并补偿磁耦合谐振式无线电能传输系统的分析与设计[D]. 广州: 华南理工大学, 2018.
YANG X. Analysis and design of the series-parallel compensation magnetic coupled resonance wireless power transfer system [D]. Guangzhou: South China University of Technology, 2018.
- [14] 李素环, 廖承林, 王丽芳, 等. 无线电能传输中线圈设计对效率的影响综述[J]. 电工技术学报, 2015, 30(S1): 270-275.
LI S H, LIAO C L, WANG L F, et al. A review of the impacts of coil design on system efficiency of wireless power transmission [J]. Transactions of China Electrotechnical Society, 2015, 30(S1): 270-275.
- [15] 国家技术监督局. 中国成年人人体尺寸: GB10000-88[S]. 北京: 中国标准出版社, 1988.
The State Bureau of Quality and Technical Supervision. Human dimensions of chinese adults: GB10000-88 [S]. Beijing: China Standard Press, 1988.
- [16] 叶艳峰. 特高压交流输电线路电磁暴露安全评估研究[D]. 兰州: 兰州交通大学, 2018.
YE Y F. Research on safety assessment of electromagnetic exposure of ultra high voltage alternating current transmission lines [D]. Lanzhou: Lanzhou Jiaotong University, 2018.
- [17] 叶艳峰, 逯迈, 陈小强. 典型特高压交流输电线路电磁暴露安全评估的比较[J]. 辐射研究与辐射工艺学报, 2017, 35(6): 41-51.
YE Y F, LU M, CHEN X Q. Comparative study on safety assessment of electromagnetic exposure of typical ultra high voltage AC transmission lines[J]. Journal of Radiation Research and Radiation Processing, 2017, 35(6): 41-51.
- [18] 赵靖英, 周思诺, 崔玉龙, 等. LCL 型磁耦合谐振式无线电能传输系统的设计方法研究与实现[J]. 高电压技术, 2019, 45(1): 228-235.
ZHAO J Y, ZHOU S N, CUI Y L, et al. Research and implementation on design method for LCL type magnetically-coupled resonant wireless power transfer system[J]. High Voltage Engineering, 2019, 45(1): 228-235.
- [19] 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 Phys, 1998, 74 (4): 494-522.

(编辑: 薛泽玲)