

相邻骨科植入物的磁共振射频致热耦合效应作用机理

国然, 汪志超, 王晶, 李铖铃, 李永华, 胡晟

引用本文:

国然, 汪志超, 王晶, 等. 相邻骨科植入物的磁共振射频致热耦合效应作用机理[J]. 中国医疗器械杂志, 2024, 48(5): 478-485.

GUO Ran, WANG Zhichao, WANG Jing, et al. Investigation of Coupling Effect for Adjacent Orthopedic Implants on MRI Radio-Frequency Heating[J]. *Chinese Journal of Medical Instrumentation*, 2024, 48(5): 478-485.

<https://doi.org/10.12455/j.issn.1671-7104.240230>

收稿日期: 2024-04-30

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

不同电导率介质下植入物射频致热表现的研究

Study on RF Heating of Implants in Different Conductivity Medium

中国医疗器械杂志. 2023, 47(5): 497-501 <http://doi.org/10.3969/j.issn.1671-7104.2023.05.006>

植入物磁共振兼容性磁致扭矩试验方法分析

Analysis and Evaluation of Magnetic Resonance Compatibility Magnetic Torque Test Method for Implants

中国医疗器械杂志. 2022, 46(6): 681-685 <http://doi.org/10.3969/j.issn.1671-7104.2022.06.019>

植入物射频热效应评估的测试环境构建研究

Research on Construction of Test Environment for Assessment of RF-Induced Heating Effects of Implants

中国医疗器械杂志. 2024, 48(3): 281-284, 297 <http://doi.org/10.12455/j.issn.1671-7104.240031>

新版外科植入物磁共振兼容性ASTM标准与YY/T 0987—2016系列标准差异的研究

Comparison Study on Differences between the Latest Edition of ASTM Standards and YY/T 0987—2016 Series Standards for Magnetic Resonance Compatibility of Surgical Implants

中国医疗器械杂志. 2022, 46(4): 441-448, 453 <http://doi.org/10.3969/j.issn.1671-7104.2022.04.019>

ISO/TS 10974《患者携带有源植入物接受磁共振成像的安全评估规范》第二版与第一版的比较研究

Comparison Study between the Second and First Editions of ISO/ TS 10974—Assessment of the Safety of Magnetic Resonance Imaging for Patients with an Active Implantable Medical Device

中国医疗器械杂志. 2021, 45(1): 90-95, 104 <http://doi.org/10.3969/j.issn.1671-7104.2021.01.019>

MRI射频场环境下植入物佩戴者的安全性研究

Safety Study of Implant Wearers in MRI RF Field Environment

中国医疗器械杂志. 2020, 44(2): 101-107 <http://doi.org/10.3969/j.issn.1671-7104.2020.02.002>



微信公众号



网站二维码

文章编号: 1671-7104(2024)05-0478-08

相邻骨科植入物的磁共振射频致热耦合效应作用机理

【作者】 国然¹, 汪志超¹, 王晶², 李铨铃^{1,3}, 李永华^{1,3}, 胡晟^{1,3,4}

1 上海市医疗器械检验研究院, 上海市, 201318

2 国家药品监督管理局医疗器械技术审评中心, 北京市, 100081

3 国家药品监督管理局医用电气设备重点实验室, 上海市, 201318

4 国家药品监督管理局呼吸麻醉设备重点实验室, 上海市, 201318

【摘要】 该文研究了1.5 T/3.0 T磁共振 (magnetic resonance imaging, MRI) 环境下2个相邻的骨科植入物的射频场相互耦合对射频致热的作用。当患者佩戴多个相邻的植入物时, 这些植入物之间的相互作用可能会增加射频致热。采用骨板和骨钉作为例子, 通过基于惠更斯原理的数值模拟计算并提取热点位置的入射和散射电场向量的振幅和方向, 以分析其他相邻植入物的影响。结果表明, 不仅入射场的存在会导致强耦合效应, 强散射场也会起作用, 通过惠更斯源可以得到器械之间产生的一阶和二阶散射场, 如果在一定区域内, 一阶和二阶电场项相互叠加, 则双植入物系统的射频致热风险会增加。

【关键词】 时域有限差分法; 惠更斯源; 磁共振成像; 骨科植入物; 射频致热; 耦合作用

【中图分类号】 R318; TP273

【文献标志码】 A

doi: 10.12455/j.issn.1671-7104.240230

Investigation of Coupling Effect for Adjacent Orthopedic Implants on MRI Radio-Frequency Heating

【 Authors 】 GUO Ran¹, WANG Zhichao¹, WANG Jing², LI Chengling^{1,3}, LI Yonghua^{1,3}, HU Sheng^{1,3,4}

1 Shanghai Institute of Medical Device Testing, Shanghai, 201318

2 Center for Medical Device Evaluation, NMPA, Beijing, 100081

3 NMPA Key Laboratory for Medical Electrical Equipment, Shanghai, 201318

4 NMPA Key Laboratory for Respiratory and Anaesthetic Equipment, Shanghai, 201318

【 Abstract 】 This paper investigates the mechanism of radio-frequency (RF) heating that occurs when two adjacent orthopedic implants are present together under magnetic resonance imaging (MRI) at 1.5 Tesla and 3.0 Tesla. When a patient has multiple implants close to each other, interactions between the implants may increase RF heating. Typical generic interlocking plate and antibiotic nail implants are adopted as examples. To analyze the effect of adjacent implants, the amplitude and direction of incident and scattering vector electric fields at the hot spot position are calculated and extracted using numerical simulation based on Huygens principle. It is shown that a strong coupling effect occurs due to the existence of both the incident field and a strong scattering field. Huygens principle can be used to obtain the first and second order scattering fields generated between implants. If the first- and second-order electric field terms are summed within a certain region, the RF-induced heating of this dual-implant system increases.

【Key words】 finite-difference time domain, Huygens source, magnetic resonance imaging, orthopedic implants, radio-frequency heating, coupling effect

收稿日期: 2024-04-30

基金项目: 上海市2021年度“科技创新行动计划”自然科学基金项目申报指南/面上项目 (21ZR1459600); 上海市2022年度“科技创新行动计划”技术标准项目申报指南/共性关键技术标准研究 (22DZ2202800)

作者简介: 国然, E-mail: guoran188@163.com

通信作者: 胡晟, E-mail: shcmtchs@163.com

0 引言

骨科医疗器械广泛用于治疗各种骨折问题。通常, 骨科植入物包括接骨板、接骨螺钉和髓内钉等, 可应用于不同的人体骨骼位置。对于股骨或胫骨骨折, 患者可能需要将髓内钉插入髓内管。板状

器械应平行于骨结构放置,并通过板上插入几颗螺钉固定。有时,仅有一处骨折的患者可能只需要一个骨科器械系统(如一个接骨板和多个接骨螺钉)。然而,对于严重骨折的患者,需要多个植入器械系统进行骨折修复^[1-3]。

因为磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)具有无创伤和对软组织成像效果好等特点,所以它是对患者和植入器械进行评估的重要工具。在植入前, MRI用于手术规划和指导。在植入后, MRI可用于评估植入位置、手术并发症、修复进展以及长期随访。然而,出于安全考虑,目前植入后的MRI受到严格限制。其中射频致热是主要安全隐患之一。因此,对这方面进行研究并减小潜在风险显然非常重要。

最近,许多研究已表明骨科植入物在MRI环境下并不安全^[4-6]。使用数值仿真和实验测试的方法,研究各种单个骨科设备系统(可能由多个组件组成)的射频致热情况^[7-9]。然而,严重骨折的患者可能会植入多个骨科植入器械系统。即使每个单独的设备系统都是磁共振安全的或磁共振条件安全的,但是多个骨科植入器械的射频致热结果与单个植入器械完全不同。

评估植入物在MRI环境下的射频致热的标准方法是进行体模研究。美国材料试验协会(American Society for Testing and Materials, ASTM) F2182-11A描述了美国食品药品监督管理局(Food and Drug Administration, FDA)推荐的方法,即在标准体模中填充凝胶盐水(gelatinous, GEL),模拟人体组织^[10],以测量植入物引起的射频致热。在此之前,在1.5 T(64 MHz)/3.0 T(128 MHz) MRI环境下针对接骨板系统的射频致热已经有了数值仿真研究^[11-13]。这些研究表明,单个骨科植入物的射频致热可能是MRI安全中的重要影响因素。

当佩戴两个或多个骨科植入系统的患者接受MRI检查时,可能面临更高的潜在风险。对于多系统的情况,每个系统的金属部件之间的耦合效应可能会影响射频致热结果。对于多个植入系统的情况,射频致热机制与单个植入系统大不相同。每个设备在末端位置会产生强电场。产生的一阶散射场也可能诱发耦合效应,导致相对较强的二阶散射场产生。

当两个植入物彼此靠近时,对骨板和骨钉的射频致热机制进行了研究。首先,在1.5 T和3.0 T MRI下计算了3种典型植入配置的局部1 g平均特定

吸收率(specific absorption rate, SAR)值。并且在相同相位的情况下提取了入射和散射电场的幅度和方向,得到每个因素对总电场的影响,揭示了植入物之间相互作用的详细机制,进一步解释了在邻近骨科植入物情况下MRI射频致热的耦合效应可能导致的潜在风险。

1 研究方法

1.1 基础理论

对于佩戴植入器械的患者是否能安全地进行MRI扫描,植入器械在MRI下的射频致热评估是重要的限制因素之一。植入器械由射频场引起的发热与该器械的结构和尺寸相关,这部分由植入器械接收的射频能量会在生物组织中以热的形式耗散,由SAR来衡量,表示SAR的变量 S 定义为:

$$S(r) = \frac{\sigma}{2\rho} |\mathbf{E}(r)|^2 = \frac{\sigma}{2\rho} \mathbf{E}(r) \cdot \mathbf{E}^*(r) \quad (1)$$

其中: $\mathbf{E}(r)$ 为电场, σ 、 ρ 分别为生物组织的电导率和密度。在Sim4Life软件中,由耗散的能量引起的温度升高可由Pennes生物热方程计算,即

$$\rho c \frac{\partial T(r,t)}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T(r,t)) + \rho S(r) \quad (2)$$

其中: k 是导热系数(W/(m·K)), c 是比热容(J/(kg·K)), ρ 是介质的密度(kg/m³),作为生物体体外的研究,式(2)可以简化为式(3):

$$\frac{\partial T(r,t)}{\partial t} = \alpha \nabla^2 T(r,t) + \frac{S(r)}{c} \quad (3)$$

其中: $\alpha = k/\rho c$ 是非稳态溶液中的热扩散率。显然:

$$S(r) \propto \frac{\partial T(r,t)}{\partial t} \quad (4)$$

SAR和温度升高变化率成正比。因此,SAR值越大,温升越快。从式(1)可得,SAR值和总 E 场相关,可以分为入射场 \mathbf{E}^{inc} 和折射场 \mathbf{E}^{sca} :

$$\mathbf{E}(r) = \mathbf{E}^{\text{tot}}(r) = \mathbf{E}^{\text{inc}}(r) + \mathbf{E}^{\text{sca}}(r) \quad (5)$$

通常,金属器械端部的电场会较强,因为电荷会聚集在表面尖端处。当植入器械放置在ASTM体模中时,周围的介质是一种电导率为0.47 S/m的有损耗介质。由射频线圈产生的入射场可以穿透体模,与金属植入物耦合。由边界条件可得,在这种耦合作用下,会产生表面电流,进一步产生散射场。金属植入物表面设置为理想电导体材料(perfect electrical conductor, PEC),电流多数会在表面切向流动。因此,在金属器械的尾端,较强的电流会流入介质中,同时局部的SAR值也会较大。

对于相互连接的植入器械状况，如果系统A和系统B并排接触，散射场可以分为由射频线圈影响下的器械的一阶散射场和由一阶散射场影响下的二阶散射场，如图1所示，可以表述为：

$$E^{tot}(r) = E^{inc}(r) + E_{inc}^A(r) + E_{inc}^B(r) + E_B^A(r) + E_A^B(r) + o(E_{high}^{sca}(r)) \quad (6)$$

其中： E_{inc}^A 和 E_{inc}^B 是系统A和系统B由射频线圈入射场引起的一阶散射场。 E_B^A 是系统B产生的一阶散射场在系统A上的二阶散射场。对应的， E_A^B 是系统A产生的一阶散射场在系统B上的二阶散射场。 E_{high}^{sca} 是高阶散射场，远小于一阶散射场和二阶散射场。

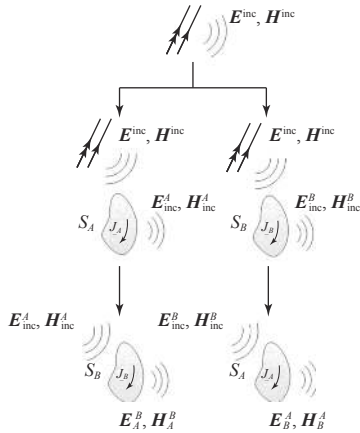


图1 入射和散射的电磁场

Fig.1 Terms of incident and scattering electromagnetic field.

在惠更斯源的帮助下，可以导出计算每一项电场。在最坏情况下，所有的入射场和散射场聚集在发热点，这代表电场的主次项在同一方向和同相位。在这种情况下，引起的局部总电场更强，使得局部SAR也更大。如果在该小区域内有较强的能量耗散，温度就会升高。然而，如果电场之间相互抵消，温升的幅度也会下降。

1.2 通用骨科器械

骨板系统和骨钉系统是常见的矫形器械，用于治疗肱骨、股骨和胫骨等骨折。对于严重骨折，可以使用多个系统。以通用骨板系统和骨钉系统为例进行研究，展示多个器械系统之间的相互作用。在本次研究中，基于临床常用的结构和配置，使用Sim4Life软件对带螺钉和骨钉的骨板进行建模，如图2所示。

将整个器械系统的材料设置为完美导体。钉长度和间距分别为30、50 mm。骨板的厚度和宽度分别为5、15 mm。粗骨钉和细骨钉的直径分别为3、10 mm。临床使用时，应根据患者情况来选择植

入物的长度。根据此前射频致热研究的经验^[7]，选择表1所述的骨板和骨钉的长度作为具有最高射频加热风险的配置。其中器械A与器械B在体模中的位置 and 对应关系，如图3所示。

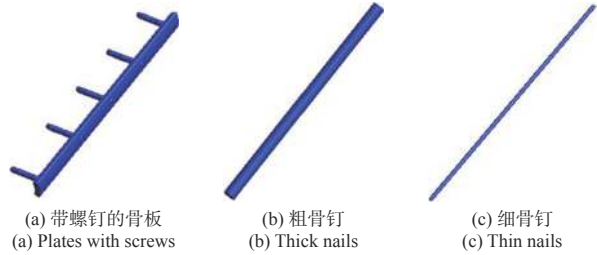


图2 使用Sim4Life软件对带螺钉和骨钉的骨板进行建模
Fig.2 Modeling a bone plate with screws and bone nails using Sim4Life software

表1 骨板和骨钉的长度
Tab.1 Length of plate and nail implants

单位: mm

| 场强 | 骨板 | | 细骨钉 | | 粗骨钉 | |
|-------|------|------|------|------|------|------|
| | 器械 A | 器械 B | 器械 A | 器械 B | 器械 A | 器械 B |
| 1.5 T | 200 | 300 | 190 | 190 | 190 | 190 |
| 3.0 T | 100 | 200 | 110 | 110 | 110 | 110 |

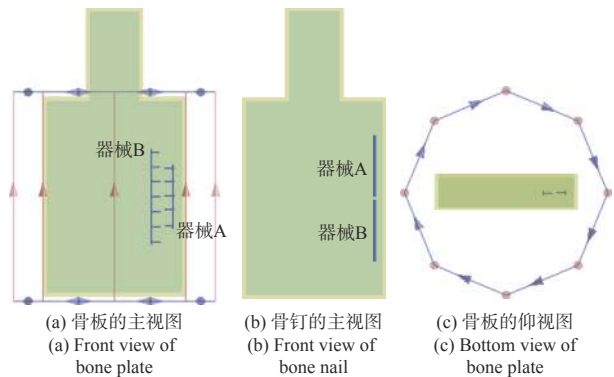


图3 器械A与器械B在ASTM体模中的位置

Fig.3 The position of device A and device B inside the ASTM phantom

1.3 数值计算

使用基于时域有限差分 (finite-difference time-domain, FDTD) 法的全波电磁仿真软件Sim4Life进行数值仿真。考虑了64 MHz和128 MHz两个频率对应1.5 T和3.0 T MRI系统的拉莫尔频率。ASTM体模在鸟笼线圈内的建模如图3所示。线圈的直径为630 mm，高度为650 mm。鸟笼线圈内部产生圆极化电磁场，由8个源在鸟笼线圈腿处激发，这些源是沿顺时针方向具有相同大小和 $\pi/4$ 相位增量的连续正弦信号。这种线圈模型已被广泛使用和验证^[5]。将体模躯干部分的中心与射频线圈的中心对齐。ASTM体模的材料是亚克力，其相对介电常数 $\epsilon_r=3.7$ ，电导率 $\sigma=0$ ，填充有 $\epsilon_r=80.4$ 和 $\sigma=0.47$ S/m的

凝胶。将器械放置在距离垂直体模侧壁约20 mm的中轴平面上,以获得相对强且均匀的电磁场,从而最大限度地减少电磁场分布对射频致热的影响。

本研究的基本思想是惠更斯源方法,求出式(6)对应的由一阶散射场影响下的二阶散射场。惠更斯源是基于惠更斯等效原理,在数值计算方法中创建的辐射源。根据惠更斯原理的定义:波前的每一点可以认为是产生球面次波的点波源,而以后任何时刻的波前均可看作这些次波的包络。因此任何时刻波面上的每一点都可以看作次波的波源,各自发出球面次波,这些次波的波源可以用等效电流源和等效磁流源代替,即惠更斯源。传统的正向仿真计算方法仅能得出式(5)中的 E^{inc} 和 E^{tot} ,通过反向计算也仅能得出 E^{sca} ,无法得到式(6)中的二阶散射场。式(6)中的 E_{inc}^A 和 E_{inc}^B 是系统A和系统B由射频线圈下入射场影响的一阶散射场,可以通过将利用惠更斯源得到的 E^{tot} 和利用反向鸟笼线圈得到的 $-E^{inc}$ 相结合,得到一阶散射场 E_{inc}^A 和 E_{inc}^B ,并作为下一组迭代计算的入射场,进而计算得到二阶散射场 E_B^A 和 E_A^B ,其中 E_B^A 是系统B产生的一阶散射场在系统A上的二阶散射场, E_A^B 是系统A产生的一阶散射场在系统B上的二阶散射场。

2 研究结果和讨论

首先,计算了单个到多个植入系统的射频致热的变化。局部SAR和1 g平均SAR用来衡量植入器械的射频发热表现。然后,使用惠更斯源分析骨钉和骨板系统的耦合效应,即可以从最大的位置即发热点导出总电场、入射场和散射场。为了分析每一项对局部总电场的贡献,分别建立了几组不同的仿真。对于电场中的不同项,将各项的相位置设置为0,以对比各个向量的方向。

2.1 局部最大1 g平均SAR

为了分析射频致热,须计算和导出各个位置的SAR值。SAR值描述了有损介质或者人体组织在射频场下吸收能量的比例。发热点的SAR值可以直接从Sim4Life软件中导出。根据IEC 60601-2-33^[14],全身SAR需要被归一化到2 W/kg。在这种归一化下,分别导出了1.5 T和3.0 T的局部最大1 g平均SAR值,如图4所示。SAR在1 g质量的区域内取平均值计算为:

$$S_{1g} = \frac{1}{M} \int S(r) dm = \frac{1}{2M} \int \sigma |E(r)|^2 dv \quad (7)$$

其中: M 是积分区域的质量,为1 g。蓝色和橘色

柱状图对应了单植入系统和双植入物系统。尽管从图中显示,双植入物系统比单植入物系统有更高的SAR值,但SAR值本身的变化很大程度取决于植入物的结构和位置。双骨钉系统相较于单骨钉系统有较大的SAR值增加,而双骨板系统相对于单骨板系统的SAR值增量较小。为了了解植入系统间的交互作用对射频发热的影响,有必要研究双植入系统的耦合效应对于射频发热影响的机制。

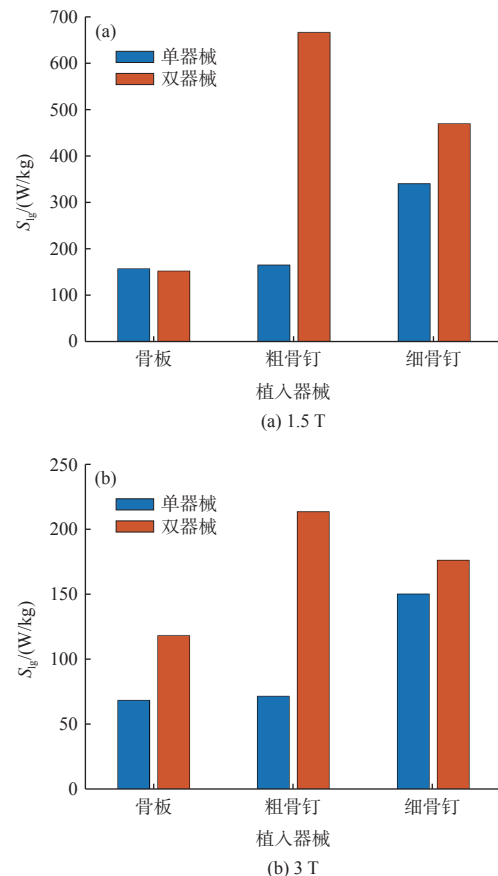


图4 通用植入物的1 g平均SAR
Fig.4 Peak 1 g-average SAR values for generic implants

2.2 入射场和散射场

金属植入物之间的射频耦合是由入射电磁场和散射电磁场造成的,既然SAR值可直接由电场计算,那么可通过导出和分析入射场和散射场得到对SAR的贡献。

首先,从1.5 T和3.0 T线圈的无器械的体模中计算入射场项 E^{inc} 。图5为入射场分布的切面向量图。在器械的位置,即离体模内壁边界20 mm处,入射场主要是垂直项。

为了计算基于原入射场一阶散射场 E_{inc}^A 和 E_{inc}^B ,采用2种方法来验证数值结果的准确性。以系统A的散射场为例,最简单计算 E_{inc}^A 的方法是设置一

个忽略系统B, 只考虑系统A的仿真, 电场结果及传感器设置如图6所示。在这种条件下, 在发热点的电场向量各个方向的均方根 E_{tot1}^A 主要由入射场 E_{inc}^A 和一阶散射场 E_{inc}^A 组成。因此, 散射场可由式(8)计算:

$$E_{inc}^A = E_{tot1}^A - E^{inc} \quad (8)$$

E_{tot1}^A 由数值仿真直接计算得到, 而反向的入射场, $-E^{inc}$ 可以通过将鸟笼线圈的激励设置为相反的状态来得到。将两者相叠加可以得到一阶散射场 E_{inc}^A 。相较于这种方法, 另外一种方法较为复杂。

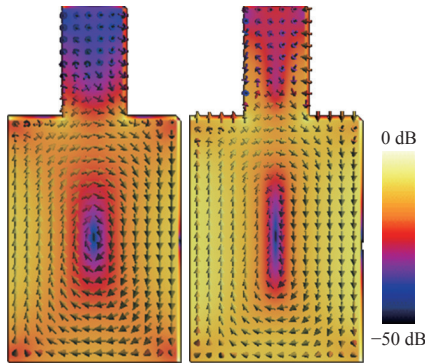


图5 入射场分布图1.5 T (左) 3.0 T (右)
Fig.5 View of incident electric field distribution at 1.5 T (left) and 3.0 T (right)

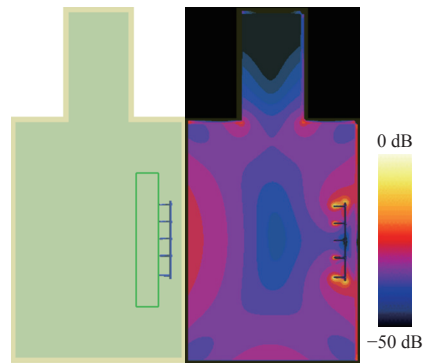


图6 忽略系统B, 只考虑系统A时电场分布
Fig.6 The electric field distribution with device B ignored device A

根据1.3节的描述, 创建惠更斯等效辐射源的前提是需要先通过计算获得波前的结果, 通过使用图6中标记为绿色的场传感器, 得到波前的电场和磁场分布, 基于该传感器记录的波前结果, 可以创建等效的辐射源, 如图7左图所示, 标记为红色的惠更斯源。根据惠更斯等效原理, 惠更斯源产生的电场 E_{tot1}^A 与原始波前的电场等效。我们导出了惠更斯辐射源区域内每个方格的电场值并与原始仿真结果比较, 得到惠更斯源与常规鸟笼线圈的仿真结果

一致, 进一步验证了本研究中惠更斯源方法的正确应用。

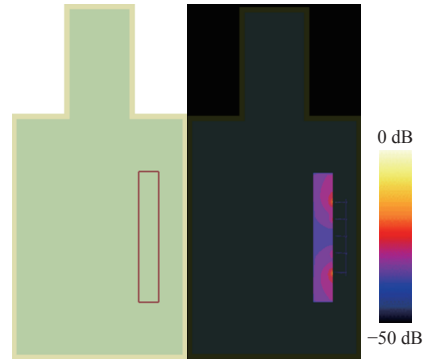


图7 用惠更斯源来产生相同电场分布
Fig.7 Using Huygens source to generate the same electric field distribution

基于以上验证, 使用反向的鸟笼线圈的惠更斯源, 入射场可以被消除, 一阶散射场可以从惠更斯源区域导出。图8为电场向量的均方根分布图。同样地, 在源区域内的电场向量被导出, 利用惠更斯源方法得到的电场结果与之前方法得到的结果一致。因此, 这种方法用于之后的计算和结果导出是验证过和可行的。

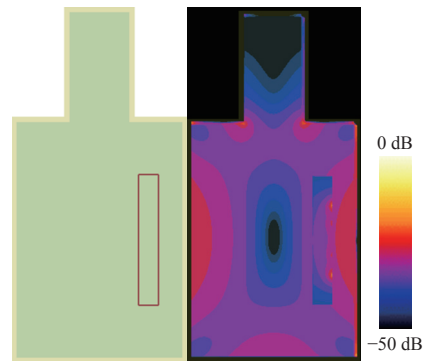


图8 在惠更斯源和相反线圈激励下的电场分布
Fig.8 Electric field distribution under Huygens source and opposite birdcage excitation

最后即计算二阶散射场。同样地, 以系统B的散射场 $E_A^B(r)$ 为例, 该场景下的一阶入射场为 E_{inc}^A 。之前的研究证明, E_{inc}^A 可使用惠更斯源和相反鸟笼线圈激励获取。在惠更斯源和相反线圈激励下系统B的电场分布如图9所示, 系统B放置在惠更斯源区域内。

$$E_A^B(r) = E_{tot2}^A - E_{inc}^A \quad (9)$$

因为 E_{inc}^A 已经从之前的方法中导出, 二阶散射场可以使用数值仿真方法计算得到。更高阶的散射场也可以用该方法得到, 但是幅值远小于一阶散射场和二阶散射场。因此, 仅考虑一阶项和二阶项。

对应的, E_{inc}^B 和 $E_B^A(r)$ 也可以用同样的逻辑得到。

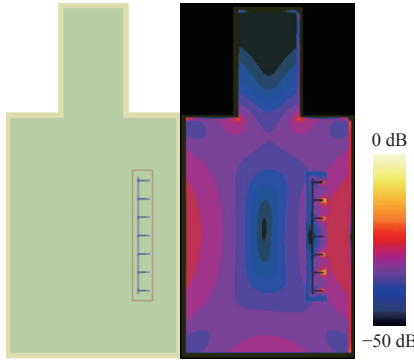


图9 在惠更斯源和相反线圈激励下系统B的电场分布
Fig.9 Electric field distribution with device B existed under Huygens source and opposite birdcage excitation

表2~表7为1.5 T和3.0 T下双骨板和双骨钉电场强度各方向分量。鸟笼线圈的激励输入功率被归一化为1 W。使用Sim4Life软件进行线性插值以导出需要的数值。和前面解释的一样, E^{tot} 是用Sim4Life软件数值计算的总电场。 E^{inc} 是RF鸟笼线圈辐射的原始入射场。 E_{inc}^A 和 E_{inc}^B 是单独系统A和单独系统B在RF线圈下的入射场。 E_B^A 是由系统B的一阶散射场入射到系统A产生的散射场。同样地, E_A^B 是由系统A的一阶散射场产生入射到系统B的散射场。 E^{sum} 是每个电场项的总和。

表2 1.5 T下双骨板电场强度各方向分量
Tab.2 Electric field components for double plates at 1.5 T
单位: V/m

| 电场强度 | E_x | E_y | E_z |
|-------------|-----------------|---------------|----------------|
| E^{tot} | -42.53 + j9.42 | 3.24 - j0.94 | -14.90 - j1.33 |
| E^{inc} | -1.33 - j0.97 | -0.17 - j0.14 | -13.13 - j4.70 |
| E_{inc}^A | -29.57 + j15.63 | 4.88 - j2.16 | -4.54 + j5.58 |
| E_{inc}^B | 1.83 - j14.04 | 0.11 - j1.63 | 5.31 - j3.38 |
| E_A^B | -8.90 + j17.84 | -1.33 + j2.31 | -1.04 + j2.93 |
| E_B^A | -4.99 - j13.83 | 0.66 + j2.39 | -1.22 - j2.16 |
| E^{sum} | -42.97 + j4.63 | 4.15 + j0.77 | -14.62 - j1.74 |

表3 1.5 T下双粗骨钉电场强度各方向分量
Tab.3 Electric field components for double thick nails at 1.5 T
单位: V/m

| 电场强度 | E_x | E_y | E_z |
|-------------|----------------|---------------|------------------|
| E^{tot} | -0.11 + j0.09 | -0 - j0 | -161.50 + j43.69 |
| E^{inc} | -0.05 + j0.01 | -0 - j0 | -15.85 - j8.99 |
| E_{inc}^A | -11.22 + j2.13 | 0.07 - j0.09 | -59.47 + j9.80 |
| E_{inc}^B | 11.14 - j1.98 | -0.07 + j0.09 | -59.06 + j9.00 |
| E_A^B | 3.02 - j2.84 | -0.05 - j0.03 | -10.53 + j12.67 |
| E_B^A | -2.99 + j2.75 | 0.05 + j0.03 | -10.49 + j12.23 |
| E^{sum} | -0.09 + j0.07 | -0 - j0 | -155.40 + j34.71 |

表4 1.5 T下双细骨钉电场强度各方向分量
Tab.4 Electric field components for double thin nails at 1.5 T
单位: V/m

| 电场强度 | E_x | E_y | E_z |
|-------------|----------------|---------------|------------------|
| E^{tot} | -0.16 + j0.13 | -0 - j0 | -133.90 + j29.34 |
| E^{inc} | -0.05 + j0.01 | -0 - j0 | -15.87 - j9.58 |
| E_{inc}^A | -11.81 + j2.51 | -0.05 - j0.07 | -52.74 + j10.43 |
| E_{inc}^B | 11.72 - j2.36 | 0.05 + j0.07 | -52.36 + j9.73 |
| E_A^B | 0.58 - j1.91 | -0.05 - j0.07 | -5.43 + j8.05 |
| E_B^A | -0.56 + j1.85 | 0.05 + j0.07 | -5.33 + j7.72 |
| E^{sum} | -0.12 + j0.11 | -0 - j0 | -131.73 + j26.35 |

表5 3.0 T下双骨板电场强度各方向分量
Tab.5 Electric field components for double plates at 3.0 T
单位: V/m

| 电场强度 | E_x | E_y | E_z |
|-------------|---------------|---------------|---------------|
| E^{tot} | 8.69 + j31.26 | -0.08 - j2.59 | -5.31 + j4.07 |
| E^{inc} | 0.08 - j0.06 | -0.11 + j0.02 | -5.62 + j8.05 |
| E_{inc}^A | 3.51 + j16.66 | -0.40 - j2.97 | 1.94 - j1.05 |
| E_{inc}^B | -3.65 + j5.27 | -0.40 + j0.57 | -1.84 - j2.21 |
| E_A^B | 5.81 + j3.38 | 0.79 + j0.60 | -0.19 - j0.51 |
| E_B^A | 2.31 + j7.68 | -0.26 - j1.42 | 0.39 + j0.07 |
| E^{sum} | 8.07 + j32.97 | -0.37 - j3.21 | -5.32 + j4.36 |

表6 3.0 T下双粗骨钉电场强度各方向分量
Tab.6 Electric field components for double thick nails at 3.0 T
单位: V/m

| 电场强度 | E_x | E_y | E_z |
|-------------|---------------|---------------|-----------------|
| E^{tot} | -0.01 - j0.05 | -0.01 - j0 | -19.38 + j55.75 |
| E^{inc} | -0.01 + j0.01 | -0.01 + j0 | -10.26 + j3.23 |
| E_{inc}^A | -1.33 + j5.63 | 0.05 - j0.02 | -6.88 + j23.40 |
| E_{inc}^B | 1.33 - j5.68 | -0.05 + j0.01 | -6.77 + j23.51 |
| E_A^B | -0.58 - j0.41 | 0.02 + j0.02 | 2.40 + j2.45 |
| E_B^A | 0.56 + j0.43 | -0.02 - j0.01 | 2.42 + j2.43 |
| E^{sum} | -0.03 - j0.03 | -0.01 + j0 | -19.09 + j55.01 |

表7 3.0 T下双细骨钉电场强度各方向分量
Tab.7 Electric field components for double thin nails at 3.0 T
单位: V/m

| 电场强度 | E_x | E_y | E_z |
|-------------|---------------|---------------|-----------------|
| E^{tot} | -0.06 + j0.09 | -0 - j0 | -17.44 + j50.18 |
| E^{inc} | -0.01 + j0.01 | -0 + j0 | -9.23 + j2.97 |
| E_{inc}^A | -1.33 + j5.63 | 0.04 - j0.02 | -6.19 + j21.06 |
| E_{inc}^B | 1.30 - j5.73 | -0.04 + j0.02 | -6.10 + j21.16 |
| E_A^B | -0.12 - j0.08 | 0.02 + j0.01 | 1.44 + j1.47 |
| E_B^A | 0.11 + j0.09 | -0.02 - j0.01 | 1.45 + j1.46 |
| E^{sum} | -0.05 - j0.08 | -0 + j0 | -18.63 + j48.12 |

从结果的比较来看, 计算得到的 E^{sum} 接近于实际结果 E^{tot} , 这进一步验证了理论假设和计算方法的正确性。 E^{sum} 与 E^{tot} 的区别在于高次项和一些数值不确定性。因此, 双植入系统配置的总电场主

要包含入射场，一阶场和二阶场。对于二阶电场， E_B^A 和 E_A^B ，相较于入射场和一阶电场，对于总电场的占比也是主要的。以 1.5 T 的双骨板系统配置为例，如表 2 所示， E_x 比 E_y 和 E_z 对于总电场的占比更多。入射场，一阶散射场和二阶散射场的 E_x 项为 $-1.33 - j0.97$ ， $-27.74 + j1.59$ 和 $-13.99 + j4.04$ 。二阶场的占比表明了植入物之间相对较强的耦合。因此，有必要分析相互作用的机制和它对于射频致热的影响。

有了导出的电场的 x 、 y 、 z 项，分析 2 个相邻植入物之间的耦合效应就变得可行了。发热点的总电场幅值可以计算出来。总电场计算为 E^{sum} ，对于单植入系统配置，总电场主要包含 E^{inc} 和 E_{inc}^A 。图 10 所示为 1.5 T 和 3.0 T MRI 不同植入物电场幅值的平方。对于双骨板植入系统，当螺丝与螺丝相对时，电场幅值不是直接累加的。然而，双骨板的端到端相对的情况的双骨钉配置会大大增加总电场，也可能在发热点产生更多的能量。

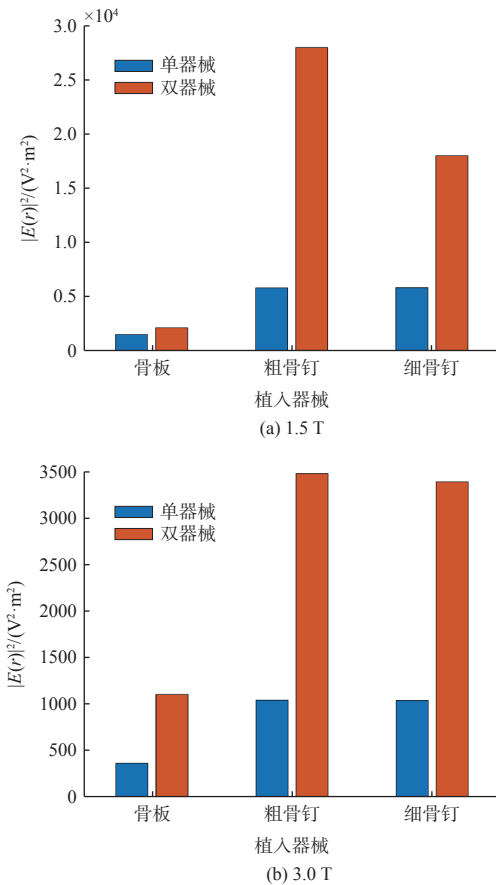


图 10 发热点的电场平方幅值
Fig.10 Square amplitude of electric field at hotspot

参照式(1)的定义，SAR 值是和电场幅值的平方成正比的。因此，图 3 总 SAR 的分布与图 10 总电

场平方的分布类似。由于归一化的规则不一样，绝对值的差别不仅仅是因为受到导电率和密度的影响，也受到总输入功率的影响，如果电场项在同样位置叠加，即会产生较大的局部 SAR 值。

为了进一步验证电场交互的影响，本文也计算了电场幅值平方的积分，取 1 g 质量区域来计算 S_{1g} 。入射场，一阶散射场，和二阶散射场的 x 、 y 、 z 项均被导出用于计算总电场。同样也计算了每个仿真网格的电场幅值平方。1.5 T 和 3.0 T 的 MRI 中发热点的 1 g 区域内电场幅值平方积分如图 11 所示。积分结果显示双植入系统会产生更强的电场，也表明相对于单植入系统而言，会产生更高的能量。如图 4 所示，电场幅值平方和的积分结果与 S_{1g} 成正比。因此，用惠更斯方法来分析接连骨科植入物的射频发热是可行的。这种方法也能解释植入物之间的耦合和引起潜在射频发热风险的原因。

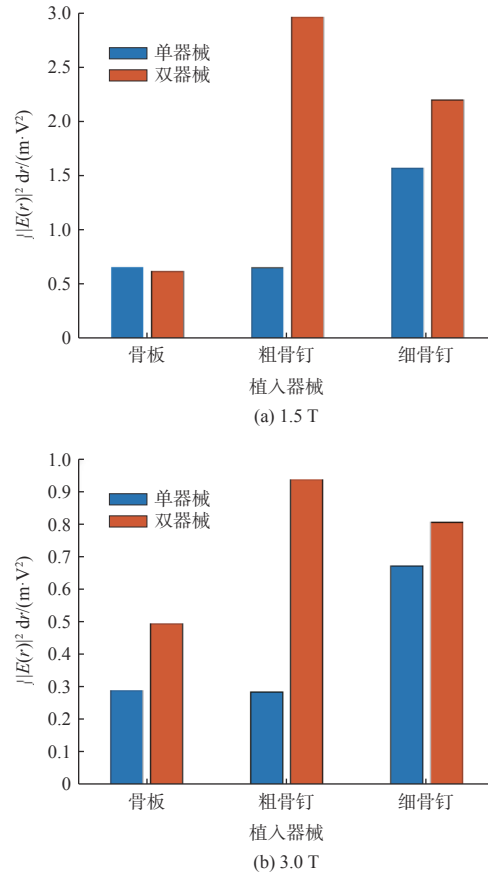


图 11 发热点的 1 g 区域内电场幅值平方积分
Fig.11 Integration of square amplitude of electric field within 1 g mass region around hotspot

3 结论

使用了数值仿真的方法在 ASTM 体模中研究相

邻骨科植入物在MRI中的耦合效应对射频致热的影响。使用惠更斯源的方法,通过计算导出1.5 T和3.0 T中的入射场和散射场,得到相邻骨科植入物之间的耦合作用对植入物的射频致热结果的影响。如果由散射场引起的总电场项在一点或者一定区域内叠加,就会引起很强的耦合效应。这种强的耦合作用会使局部 S_{1g} 变得更大,进而产生更高的能量积累。因此,通过基于惠更斯源的数值仿真计算可以阐明和解释不同类型植入物之间的耦合作用机制,进而降低射频致热的风险。

参考文献

- [1] WALL B, STAMBOUGH J B, CHERNEY S M, et al. Use of the locking attachment plate for internal fixation of periprosthetic femur fractures[J]. *Geriatr Orthop Surg Rehabil*, 2022, 13: 21514593221100417.
- [2] GRBAVAC L, KRESZINGER M, PEĆIN M. Surgical treatment of canine femoral fractures - a review[J]. *J World's Poult Res*, 2020, 10(2): 137-145.
- [3] TOSUN B. Medial approach for the treatment of femur fractures in association with vascular injury[J]. *Injury*, 2020, 51(6): 1367-1372.
- [4] SCHICK F, PIEPER C C, KUPCZYK P, et al. 1.5 vs 3 Tesla magnetic resonance imaging[J]. *Invest Radiol*, 2021, 56(11): 680-691.
- [5] ZHENG J F, XIA M Q, KAINZ W, et al. Wire-based sternal closure: MRI-related heating at 1.5 T/64 MHz and 3 T/128 MHz based on simulation and experimental phantom study[J]. *Magn Reson Med*, 2020, 83(3): 1055-1065.
- [6] AKDOGAN G, BURAK I O. RF-induced heating effects of metallic biomaterial designs at 1.5 T MRI exposure[J]. *Int J Biomed Eng Technol*, 2023, 41(4): 376-376.
- [7] GUO R, ZHENG J F, WANG Y, et al. Computational and experimental investigation of RF-induced heating for multiple orthopedic implants[J]. *Magn Reson Med*, 2019, 82(5): 1848-1858.
- [8] SHELLOCK F G, KNEBEL J, PRAT A D. Evaluation of MRI issues for a new neurological implant, the sensor reservoir[J]. *Magn Reson Imaging*, 2013, 31(7): 1245-1250.
- [9] GILL A, SHELLOCK F G. Assessment of MRI issues at 3-Tesla for metallic surgical implants: findings applied to 61 additional skin closure staples and vessel ligation clips[J]. *J Cardiovasc Magn Reson*, 2012, 14(1): 3.
- [10] Standard test method for measurement of radio frequency induced heating on or near passive implants during magnetic resonance imaging: ASTM F2182-19e2[S/OL]. <https://www.astm.org/f2182-19e02.html>.
- [11] CHANG J, LAN Q, GUO R, et al. MRI RF-induced heating prediction of complex-shaped passive implantable medical devices using mesh-based convolutional neural network[J]. *IEEE Trans Microw Theory Tech*, 2023, 71(5): 2207-2214.
- [12] GUO R, ZHENG J, CHEN J, et al. RF-induced heating comparison between *in-vivo* and in-phantom for 1.5 T MRI[C]//IEEE International Symposium on Electromagnetic Compatibility (EMC). 2016: 121-125.
- [13] XIA M, GUO R, ZHENG J, et al. RF-induced heating evaluation for passive device in tissue-reduced virtual family models at 1.5 T[C]//IEEE International Symposium on Electromagnetic Compatibility & Signal/Power Integrity (EMCSI). 2022: 610-613.
- [14] Medical electrical equipment: part 2-33: Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis: IEC 60601-2-33[S/OL]. <https://webstore.iec.ch/en/publication/67211>.