

【文章编号】 1004-1540(2005)03-0195-04

MRI 梯度磁场下人体心脏感应涡流 仿真研究

徐文龙¹, 陶贵生¹, 夏 灵²

(1. 中国计量学院 信息工程学院, 浙江 杭州 310018;

2. 浙江大学 生物医学工程与仪器科学学院, 浙江 杭州 310027)

【摘要】 通过 MRI 中梯度磁场对人体心脏影响的模型仿真, 运用 FDTD 方法计算出心脏部分感应涡流, 并与心脏刺激阈值进行比较. 结果表明, 心脏感应涡流的峰值离推荐阈值尚有一定距离, 因此不会诱发心室颤动, 但是提高梯度场的切换频率可能会引发心室颤动.

【关键词】 时域有限差分法; 吸收边界条件; 磁共振成像(MRI); 感应涡流; 梯度磁场

【中图分类号】 R540.4; Q64

【文献标识码】 A

Simulations study on MRI gradient field induced eddy current effect at the heart

XU Wen-long¹, TAO Gui-sheng¹, Xia Ling²

(1. College of Information Engineering, China Jiliang University, Hangzhou 310018, China;

2. College of Biomedical Engineering and Instrument Science, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China)

Abstract: The induced eddy current is computed by simulating the effect of gradient electromagnetic field in MRI at the heart of human body with the method of FDTD. Comparing with the threshold, peak value of the induced eddy current is lower. So it cannot result in the ventricular fibrillation. We draw a conclusion on the induced eddy current under the general gradient field with switching frequency about several thousand Hz will not induce the ventricular fibrillation. But with a higher gradient field switching frequency the ventricular fibrillation will occur probably.

Key words: FDTD method; absorbing boundary condition; MRI; induced eddy current; gradient field

MRI 梯度磁场是一种时变场. 根据法拉第电磁感应定律, 变化的磁场在导体中将感应出电流. 人体组织作为导体, 当穿过它的磁通量发生变化时同样会产生电流. 梯度场导致的这种感应电流

是其生物效应的主要原因.

目前, MRI 时变梯度场引发外周神经刺激已经被证实^[1], 不少病人在作 MRI 检查时感到明显的不适和疼痛, 而对于心脏刺激至今尚未见报道.

【收稿日期】 2005-04-08

【基金项目】 国家自然科学基金资助项目(No. 30370400); 浙江省自然科学基金资助项目(No. Y204324)

【作者简介】 徐文龙(1972—), 男, 浙江丽水人, 博士. 主要研究方向为生物系统建模、嵌入式系统开发.

但是,心脏刺激是一个更值得密切关注的问题:第一,只要有一个心肌细胞受刺激,它就能将兴奋传向其它未兴奋心肌细胞;第二,感应涡流完全有可能引发室颤,从而导致病人死亡.因此,MRI时变梯度场对外周神经刺激^[2]和心脏刺激^[3]的研究成为国际上生物电磁学研究热点之一.

通过对MRI中时变梯度场感应的涡流进行仿真研究,分析感应涡流对心脏电活动的影响,而对时变梯度磁场在人体心脏电活动中的影响进行研究,并对能否诱发心室颤动进行评估.

1 梯度磁场的作用及产生

所谓梯度磁场,就是指沿直角坐标系某坐标方向呈线性变化的磁场.也就是说,对于梯度磁场,每单位长度上的磁场是线性递增的.衡量梯度系统的最重要的指标是梯度强度和梯度切换率,前者表征磁场随空间的变化,后者反映磁场随时间的变化率,因此梯度磁场性能的好坏、技术指标的高低,直接反映MRI的成像质量和速度.梯度磁场的高梯度强度和高切换率,缩短了回波间隙、加快了信号的采集速度,同时也有利于提高信噪比.

为了得到任意层面上的空间信息,MRI系统在 x, y, z 三个坐标方向均使用梯度磁场,它们分别被称为 G_x 梯度、 G_y 梯度、 G_z 梯度. G_x, G_y 和 G_z 分别由互相垂直的三个梯度线圈产生.目前,在0.2~0.35T永磁低场强开放式MRI中,一般梯度强度在12~22 mT/m之间,梯度切换率均在24 mT·m⁻¹·ms⁻¹以上.

2 时域有限差分法(FDTD)

人体是一个非均匀介质、具有复杂结构的生命体.电磁波与人体的作用是个非常复杂的电磁场问题.电磁场计算的方法很多,主要有矩量法、有限元法、时域有限差分法(FDTD)、阻抗法等.由于FDTD算法概念简单且有系统性、精度高,使用不需要线性的要求,容易实现多个物理参数的仿真,时域有限差分方法已逐渐成为解决电磁散射和电磁波传输等问题的有力工具.FDTD方法在生物医学工程中,已经用于人体电磁场模型仿真研究.

FDTD基本方法^[4]是,将研究空间沿三个坐

标轴向上分成很多网格单元,用 $\Delta x, \Delta y$ 和 Δz 表示空间增量, Δt 表示时间增量,直接求解依赖时间变量的麦克斯韦旋度方程,利用二阶精度的中心差分近似把旋度方程中的微分算符直接转换为差分形式.这些关系构成FDTD法的基本算式,通过逐个时间步对模拟区域各网格点的计算,在执行到适当的时间步数后,即可获得所需要的结果.

E 和 H 的关系由Maxwell方程得出:

$$\nabla \times \bar{H} = \frac{\partial \bar{D}}{\partial t} + \sigma \bar{E}, \quad (1)$$

$$\nabla \times \bar{E} = -\frac{\partial \bar{B}}{\partial t} - \sigma^* \bar{H}. \quad (2)$$

σ^* 是等效磁阻率,单位为欧姆/米. σ 是电导率,单位为西门子.

3 人体电磁场仿真模型

在生物电磁学研究中,高分辨率的人体模型很重要.应用FDTD方法计算电磁波对人体的作用问题的关键是建立一个人体电磁模型^[5].它需要建立两级模型:第一级是人体的结构模型,主要任务是表示人体的形态、组织成分及其所在人体中的位置;第二级是电磁模型,它是由赋予结构模型中每一单元以相应组织的电学参数 ϵ_r 和 σ 而形成的.

这里,为了计算电磁场下的人体感应涡流,采用了美国空军研究实验室的真实人体数据^[6].整个人体高度为1.87 m,原始数据分辨率为2 mm,包含人体的长方体空间被划分为 $x \times y \times z = 583 \ 3187 = 357 \ 918$ 个网格.本文采用这种模型,适合于运用时域有限差分法在网格空间中对人体电磁模型进行计算.

4 心脏体段电磁模型的感应涡流的仿真计算

在整个人体电磁模型建立以后,要考察电磁场对人体各组织、器官的影响就比较方便,主要工作是把每一种组织的电学参数赋予代表该组的网格.人体的电磁性质用宏观参量磁导率 μ 、介电常数 ϵ 和电导率 σ 来表示,具体工作由计算机运算完成.

在临床MRI诊断中,病人置于高强度快速切换的磁共振梯度场中(图1),往往出现神经刺激和心脏刺激,这就需研究在扫描过程中人体电磁

交互作用问题^[6,7].

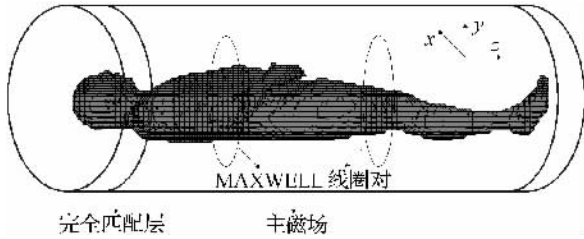


图 1 Maxwell 线圈激励作用于全人体模型

4.1 心脏体段电磁模型

研究重点是梯度场下心脏感应电流及其潜在危害,对心脏体段作截断,然后把该心脏体段模型用到简化的 MRI 系统中,为了便于研究,只考虑 z 线圈.对于 MRI 设备的扫描空间墙体,可用分布于四个立方空间的正交面上的 PEC 或 STW-ABC 来模拟边界,通常的磁共振系统在两端是开放的,所以由发射线圈产生的电磁场直接进入系统外部空间.但是,数值计算只能在有限空间中进行,因此用导体盒来截断空间以封闭求解空间,并在其内侧铺以 PML 以作吸收边界.整个模型如图 2.

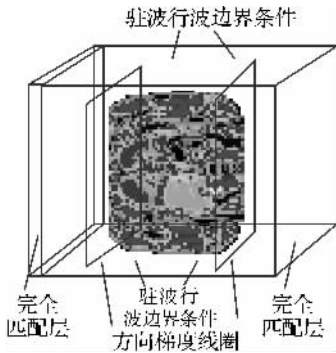


图 2 Maxwell 线圈激励作用于心脏体段模型

4.2 感应涡流计算

为求解梯度场中的涡流,先得计算人体内的电场分布.方法即采用上述边界条件下的 FDTD 算法.在实现时,模型空间因物理特性不同被分成各种类型,如线圈、空气、PEC、PML、人体,其中人体的数据最为复杂,由前文所述的电磁参数随单元格变化的人体模型决定.在更新六个常量分量时,根据区域类型的不同分别计算出系数.例如,人体具有复杂的几何形状和结构,故其单元的系数随组织而变化,而在处理不连续面的边界条

件时也要考虑这一点.结合以上心脏体段模型,由公式(3)、(4)可得电场和磁场的大小.

在完成电磁场计算后,涡流密度为:

$$\bar{J} = \sigma \bar{E} \quad (3)$$

式(1)中, \bar{J} 是电流密度矢量, \bar{E} 是电场矢量, σ 是媒质电导率.

电流密度的幅值计算公式为:

$$J = \sqrt{\sum_{j=1}^m c_j^2 (J_{xj}^2 + J_{yj}^2 + J_{zj}^2)}. \quad (4)$$

式(2)中, c_j 是正弦波源函数的傅立叶系数, m 是傅立叶谐波的数目.

4.3 仿真结果

采用矩形 z 梯度线圈作为激励源,在线圈内通以电流. Maxwell 线圈是单匝线圈,半径 330 mm,轴心位置分别在 $d = \pm 606.2$ mm 处,分别通以等值反向的电流在轴心位置处产生 $dB/dT = 22T/s$ 的磁场,基本计算可由毕奥-萨伐定律得出.

与线圈轴向平行的四个边界用 STW-ABC 实现,在线圈轴向两端的边界用 PML 实现吸收边界条件的设定.利用 FDTD 算法计算内部电场,最后只输出三个电场分量 E_x, E_y 和 E_z .结合(3)和(4),利用现有的人体数据,即可以计算出感应电流的分布.

仿真结果(图 3)表明在靠近线圈处尤其在胸腔部位感应涡流密度可以很大.图 3 显示了在激励源 $T = 800 \mu s$ 正弦波下心脏中部所在截面的电流密度分布.结果表明在靠近线圈处尤其室胸腔部位感应涡流密度可以很大.尽管峰值通常出现在手臂和手掌处,但平均来说,在富含血或肌肉的器官如心脏部位能够产生相当高的局部电流.

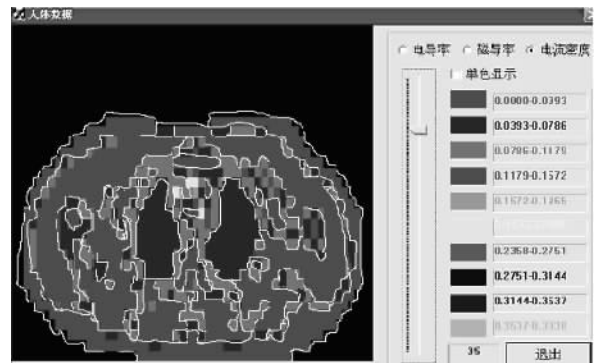


图 3 胸腔(中部)所在截面的电流密度分布($z = 35$)

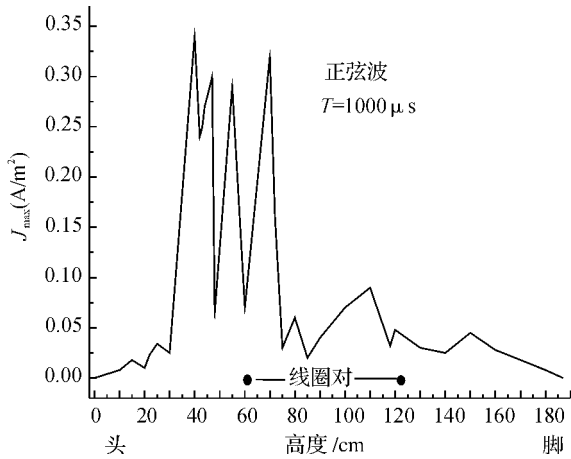


图4 $T=1000 \mu\text{s}$ 模型截面上的电流分布(线圈靠近颈部)

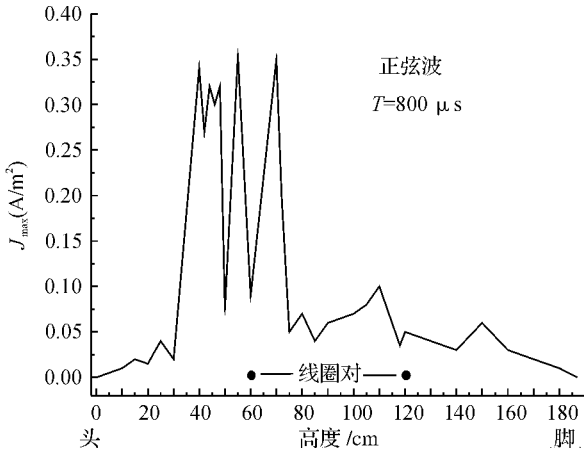


图5 $T=800 \mu\text{s}$ 模型截面上的电流分布

图4、图5表示的是对于激励源不同的频率 $T=1000, 800 \mu\text{s}$ 下, 梯度线圈的切换频率越大, 其感应涡流越大. 这个也从电磁感应定律理论上可以得到解释. 但它不是单调线性的增大.

如果采用 Reilly^[8] 的 0.1 mA/cm 的电流密度作为阈值, 再考虑到药物会使异常心肌单元的阈值降低到 80% , 而电离浓度的改变会导致正常阈值下降到 85% , 所以最小阈值降低到 0.068 mA/cm^2 . 为了避免 MRI 中出现致命的心室颤动, 这些阈值的降低措施都是合理的. 而在图2中, 我们看到峰值电流密度在 0.33 A/m^2 附近,

也就是 0.033 mA/cm^2 左右, 离 0.068 mA/cm^2 尚有一定距离, 因此不会激发心室单元; 但是, 它已经很接近心肌激发阈值.

5 结论

仿真结果表明, 常用梯度场和几千赫兹切换频率条件下的感应电流不足以引发人体心室颤动, 然而, 高切换率的梯度场会引发外周神经刺激, 如果不加限制地发展, 可能会产生心脏刺激. 目前的 MRI 采用的技术指标引发的感应电流还不能引发心室颤动^[8]. 但是, 若提高梯度场的切换频率可能会引发心室颤动. 充分意识到这一点有助于更好对梯度场作用于病人的潜在危险进行评估, 对进一步研究 MRI 系统切换梯度场的生物效应, 指导新线圈设计, 减少感应电流可能引发的神经及心脏刺激都有重要意义.

【参 考 文 献】

- [1] 夏 灵, 何超明. MRI 中电磁场对神经及心脏刺激的研究进展[J]. 生物物理学报, 2002, 18: 383—387.
- [2] REILLY J P. Maximum pulsed electromagnetic field limits based on peripheral nerve stimulation; application to IEEE/ANSI C95. 1 electromagnetic field standards [J]. IEEE Trans on Biomed Eng, 1998, 45(1): 137—141.
- [3] WANG W P, HONG V, ROHAN M, et al. Electric fields induced in a human heart by MRI gradient coils; a finite element study [A]. In Proc Montreal, Canada; IEEE EMC'95, 1995.
- [4] 高本庆. 时域有限差分法[M]. 北京: 国防工业出版社, 1995.
- [5] 王长清, 祝西里. 电磁场计算中的时域有限差分法[M]. 北京: 北京大学出版社, 1994.
- [6] NAHRENDORF M, HILLER K H, HU K, et al. Cardiac magnetic resonance imaging in small animal models of human heart failure[J]. Medical Image Analysis, 2003, 7: 369—375.
- [7] IBRAHIM T S, LEE R, BAERTLEIN B A. Computational analysis of the high pass birdcage resonator; finite difference time domain simulations for high-field MRI [J]. Magnetic Resonance Imaging, 2000, 18: 835—843.
- [8] REILLY J P. Magnetic field excitation of peripheral nerves and the heart; a comparison of thresholds [J]. Med Biol Eng Comput, 1991, 29(6): 571—579.