

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2021.06.016

医学信号处理与医学仪器

基于目标场法和CST仿真的低场磁共振射频线圈设计

张勋¹, 胡亮亮², 屈正³, 徐进章¹

1. 合肥工业大学电气与自动化工程学院, 安徽 合肥 230000; 2. 合肥工业大学仪器科学与光电工程学院, 安徽 合肥 230000; 3. 兰州大学核科学与技术学院, 甘肃 兰州 730000

【摘要】根据临床对人体肺部磁共振成像的需要,设计一种用于肺部0.06 T低场磁共振成像的³He射频线圈。通过预先设定感兴趣区域(ROI)及其内部的目标磁场,运用目标场法逆向求解ROI内产生目标磁场所需的源电流密度分布,流函数获取射频线圈理想绕组。然后利用CST软件建模简化线圈绕组,场路协同仿真研究负载射频线圈在不同品质因数(Q 值)下的射频场 B_1 和特定吸收率(SAR)分布等性能指标。仿真实验结果表明,通过改变射频电路的电容值可调整线圈的 Q 值,线圈 Q 值越大,单位功率信号激励下产生的 B_1 场强越高,SAR值越高,传输效率越低,而 B_1 场均匀性不受影响,一直保持在近90%。通过射频线圈仿真,验证了目标场法联合CST仿真设计方法的可行性,可推广至高频射频线圈设计。

【关键词】低场磁共振成像;射频线圈;目标场法;CST软件;场路协同仿真;品质因数

【中图分类号】R318;O441.4

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2021)06-0743-06

Design of a radiofrequency coil for low-field magnetic resonance imaging by target-field method combined with CST simulation

ZHANG Xun¹, HU Liangliang², QU Zheng³, XU Jinzhang¹

1. School of Electrical Engineering and Automation, Hefei University of Technology, Hefei 230000, China; 2. School of Instrument Science and Opto-electronics Engineering, Hefei University of Technology, Hefei 230000, China; 3. School of Nuclear Science and Technology, Lanzhou University, Lanzhou 730000, China

Abstract: According to the clinical needs of human lung MRI, a ³He radiofrequency (RF) coil was designed for 0.06 T low-field magnetic resonance imaging of the lung. By predefining the region of interest and its internal target magnetic field, the inverse solution of source current density distribution of the target magnetic field generated in the region of interest is obtained using target-field method; and the ideal winding of the RF coil is determined by stream function. Then, CST software is employed to model and simplify the coil winding, and field-circuit co-simulation is applied to study the performance indicators of load RF coil, such as RF field (B_1) and specific absorption rate distribution under different quality factors (Q factors). The simulation results show that the Q factor of the coil can be adjusted by changing the capacitance value of the RF circuit. As Q factor of the coil get larger, there are higher B_1 field intensity generated under the excitation of the unit power signal, higher specific absorption rate and lower transmission efficiency, while B_1 field uniformity is not affected by Q factor and always keeps at nearly 90%. The feasibility of the design by target-field method combined with CST simulation is verified by RF coil simulation, and the proposed method can be promoted to high-frequency RF coil design.

Keywords: low-field magnetic resonance imaging; radiofrequency coil; target-field method; CST software; field-circuit co-simulation; quality factor

前言

肺结核位列全球十大死因之一,严重危害人类的

生命安全^[1]。磁共振成像(MRI)具有多参数、无电离辐射及出色的软组织对比度等优点,可以为肺部疾病诊断提供可靠有效的医学影像资料,协助医生可视化诊断以避免延误治疗^[2-3]。

射频线圈(RF coil)作为MRI设备的重要组成部分之一,在成像过程中激励原子核,接收核磁信号,直接影响成像质量^[4]。由于人体肺部是乏水组织,需要将惰性无害气体³He引入肺部,利用这种信噪比增强成像技术,在低场MRI设备下进行肺部功能性成像^[5-6]。然而与传

【收稿日期】2020-12-04

【基金项目】国家自然科学基金(81527802)

【作者简介】张勋,在读硕士研究生,研究方向:低场磁共振射频线圈,
E-mail: 2285570858@qq.com

【通信作者】徐进章,教授,博士生导师,研究方向:低场磁共振设备研发,
E-mail: xujz@hfut.edu.cn

统的¹H线圈有所不同,目前还没有人体肺部低场MRI的³He射频线圈的报道。因此需要设计出这种专用线圈,有效获取肺部组织信息用于成像。射频线圈的研究设计方法一般分为传统设计方法和目标场法。目标场法由Turner提出,主要用于设计MRI设备中的匀场线圈和梯度线圈,该方法需假设电流分布于无限大平面,不能预先设定线圈尺寸^[7-8]。Forbes和Crozier^[9]提出了优化方案,使得电流密度在有限区域外消失,确保将线圈约束在有限尺寸范围内。Fujita等^[10]首次将该方法引入高频射频线圈设计,在静态电磁框架下计算源电流分布,电流密度分布非常复杂。While等^[11-13]改进了目标场法,利用准静态近似和光滑惩罚函数,更加适合于低频线圈的设计,得到了工作在非屏蔽、屏蔽和负载情况下的绕线简单的相控阵射频线圈,但屏蔽和负载线圈的求解过程非常复杂。Li等^[14]将目标场法推广至球坐标系,设计得到乳腺专用射频线圈。Xin等^[15]在While方法的基础上设计得到开放式超声手术专用线圈,成像效果较好。Gao等^[16]利用时谐目标场法设计了开放式多角度肌肉骨骼射频线圈,然而和Li一样,设计过程中没有考虑人体组织对磁场分布的影响。这些针对特定器官和需求设计的专用线圈是目前射频线圈的主要发展方向。射频线圈设计过程中,电磁仿真辅助设计必不可少。电磁场数值仿真主要基于有限元法、时域有限差分法和矩量法等算法^[4]。传统仿真均是在仿真环境中搭建线圈模型和射频电路,磁场和电路仿真是同时进行的,每改变一次射频电路都要重新计算整个模型,仿真效率低下,而且低场环境下复杂电路的仿真速度非常慢^[17-18]。Li等^[18]提出的CST场路协同仿真方法极大地缩短了仿真计算时间。同时CST采用PBA和TST薄片技术,使得网格划分逼近真实模型,对于曲面和薄片物体仿真计算误差很小。

本文在While方法基础上将目标场法运用于超低频率射频线圈设计,得到专用于人体肺部0.06 T MRI的³He射频线圈,结合CST场路协同仿真方法讨论射频电路中电容值变化对线圈品质因数(Q 值)的影响,为实际制作调试线圈提供便利,节省时间成本。仿真过程中考虑了人体组织和金属屏蔽层对线圈的影响。最后比较了目标场法和CST电磁仿真的结果,以及 Q 值不同时的 B_1 场分布及人体特定吸收率(SAR)分布等性能指标。

1 理论与方法

1.1 目标场理论推导

首先可根据成年人体肺部结构尺寸确定成像感兴趣区域(ROI)。成年人的肺部平均尺寸(单位:cm)为前胸径×右肺长度×侧胸径=24.97×22.78×16.46^[19],考虑到部分患者肥胖,肺部偏大,将ROI设定为球心

位于坐标原点O,半径 $r=14$ cm的球体,如图1阴影部分所示。假设射频线圈源电流 $J(r)$ 分布于半径为 R 、高为 $2H$ 的圆柱形表面,如图1所示。定义圆柱轴为 z 轴,设 x 轴正向为主磁场方向。要满足 B_1 场垂直于主磁场的要求,需所设计线圈在ROI内产生 y 方向的均匀场 H_y ,构成线性激发模式。

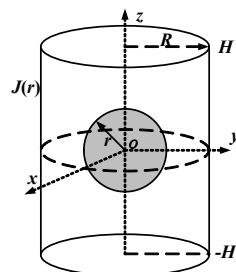


图1 射频线圈模型示意图,球形阴影部分为感兴趣区域
Fig.1 Schematic diagram of radiofrequency (RF) coil model (spherical shadow part is the region of interest)

低场下射频线圈工作波长远远大于线圈尺寸,按照准静态近似简化计算,线圈电流密度的散度近似为零,电流连续性方程^[20-21]为:

$$\nabla \cdot J(r) = \frac{1}{R} \frac{\partial J_\theta(\theta', z')}{\partial \theta'} + \frac{\partial J_z(\theta', z')}{\partial z'} = 0 \quad (1)$$

式中, $J_\theta(\theta', z')$ 和 $J_z(\theta', z')$ 分别为 $J(r)$ 沿着方位角 θ 和轴向 z 的分量。

流函数 $\Psi(\theta', z')$ 是根据源电流密度生成线圈绕组最常用的方法之一^[11],结合式(1)可得到与电流密度分量有关的流函数为:

$$J_\theta(\theta', z') = \frac{\partial \Psi(\theta', z')}{\partial z'} \quad (2)$$

$$J_z(\theta', z') = -\frac{1}{R} \frac{\partial \Psi(\theta', z')}{\partial \theta'} \quad (3)$$

在柱坐标系下,将电流密度函数分量按Fourier级数展开为三角函数的线性组合^[11-13]。线圈沿着方位角 θ 和轴向 z 分别被切分为2块和1块,使得 J_θ 和 J_z 分别在各方向的边界处均等于0,即当 $\theta=0, \pi, 2\pi$ 时, $J_\theta=0$;当 $z=\pm H$ 时, $J_z=0$ 。线圈电流密度函数和流函数展开式为:

$$J_\theta(\theta', z') = \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^M \frac{n\pi}{2H} a_{mn} \cos\left(\frac{n\pi(z'+H)}{2H}\right) \sin(m\theta') \quad (4)$$

$$J_z(\theta', z') = -\sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^M \frac{m}{R} a_{mn} \sin\left(\frac{n\pi(z'+H)}{2H}\right) \cos(m\theta') \quad (5)$$

$$\Psi(\theta', z') = \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^M a_{mn} \sin\left(\frac{n\pi(z'+H)}{2H}\right) \sin(m\theta') \quad (6)$$

式中, M, N 为Fourier级数项数; a_{mn} 为电流密度Fourier系数; $0 < \theta' < 2\pi$; $-H < z' < H$;求解 a_{mn} 可得电流密度 $J(r)$, $J(r)$ 产生均匀分布于ROI内的磁场。

电流密度产生磁场,由Biot-Savart定律知ROI内任意点 $P(r, \theta, z)$ 处磁感应强度为:

$$B(r) = \frac{\mu_0}{2\pi} \iint \exp(-i\alpha|r' - r|) \left(\frac{i\alpha}{|r' - r|^2} + \frac{I}{|r' - r|^3} \right) \times (r' - r) J(r') dS \quad (7)$$

式中, μ_0 为真空磁导率; $\alpha = \omega\sqrt{\mu_0\epsilon_0}$ 为旋磁比; ω 为磁共振频率; ϵ_0 为真空介电常数; r' 为源点矢量; r 为场点矢量; $|r' - r|$ 为场点和源点的距离。

由式(7)得到 $J(r)$ 产生沿着 y 轴磁场强度分量 H_y :

$$H_y(r, \theta, z) = -\frac{R}{2\pi} \int_0^{2\pi} \int_{-H}^H \left[(R \cos\theta' - r \cos\theta) J_z(\theta', z') + (z' - z) \sin\theta' J_\theta(\theta', z') \right] \exp(i\alpha|r' - r|) \times \left(\frac{i\alpha}{|r' - r|^2} + \frac{I}{|r' - r|^3} \right) dz' d\theta' \quad (8)$$

式中, $|r' - r| = \left(R^2 + r^2 - 2Rr \cos(\theta' - \theta) + (z' - z)^2 \right)^{1/2}$ 。

为求解未知Fourier系数 a_{mn} ,最小二乘法构造一个关于ROI内磁场 H_y 和目标磁场的约束方程,在其表面选取NUM个采样点,则约束方程 E 可表达为:

$$E = \sum_{num=1}^{NUM} (H_{y,num} - H_{target})^2 \quad (9)$$

式中, $H_{y,num}$ 为ROI表面第num个点处的磁场强度, H_{target} 为ROI内目标磁场强度。

为解决方程求解过程中出现的高病态问题,一般采用正则化技术进行优化并引入平滑惩罚函数 $P^{[13]}$,这样可以降低方程条件数和线圈绕线的曲率,使得线圈绕线形状更加贴近真实的线圈形状,得到误差函数 E' 为:

$$E' = E + \lambda P \quad (10)$$

式中, λ 为惩罚因子,平滑惩罚函数 $P^{[22]}$ 为:

$$P = \int_0^{2\pi} \int_{-H}^H \left[(\nabla^2 J_\theta)^2 + (\nabla^2 J_z)^2 \right] R dz' d\theta' \quad (11)$$

对误差函数 E' 进行求导,得到线性方程组:

$$(A + \lambda \Gamma) X = T \quad (12)$$

式中, A 由式(4)、(5)代入式(8)后提取系数 a_{mn} 积分得到, X 为包含系数 a_{mn} 的方阵, T 为包含 H_{target} 的矩阵。 Γ 为惩罚函数 P 求导后提取系数 a_{mn} 后的对角矩阵。选择合理的惩罚因子 λ ,求解式(12)得到傅里叶系数 a_{mn} ,可通过画出式(6)流函数 $\Psi(\theta', z')$ 的等高线得到射频线圈的绕线图。

1.2 射频线圈理想绕组形状

设定射频线圈模型的半径 $R=0.28$ m,高度 $2H=0.62$ m,球形ROI的半径 $r=0.14$ m,目标磁场 $H_{target}=1$ A/m,0.06 T时 ^3He 共振频率 $\omega=1.946$ MHz。利用MATLAB编程计算,取电流密度函数Fourier展开阶数 $M=N=10$;采样点数 $NUM=900$;由于惩罚因子 λ 不仅影响磁场

均匀性,而且影响线圈的绕线复杂程度^[11],经反复计算比较,取 $\lambda=10^{-8}$ 。计算发现矩阵 A 的条件数达到 10^{12} ,正则化后 $A + \lambda\Gamma$ 条件数为 10^3 ,矩阵高病态问题得到解决。画出射频线圈的时间均值流函数图,将其投影在圆柱体表面,如图2所示。电流密度沿着 θ 方向分开, $\theta=\pi$ 时电流密度亦为零。前后线圈电流方向均为顺时针方向,场强方向朝向 y 轴正向。

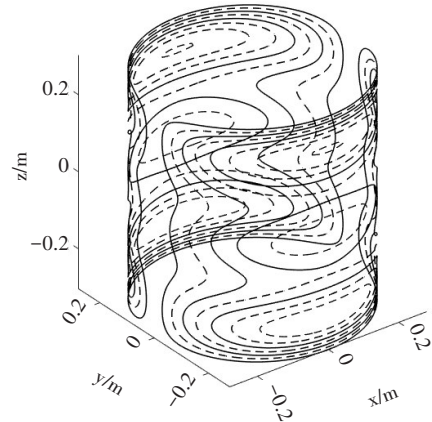


图2 射频线圈理想绕线

Fig.2 Ideal winding of RF coils

2 CST数值仿真

为辅助设计制作和进一步分析评估射频线圈性能,使用商用CST电磁仿真软件进行数值模拟,并采用场路协同仿真方法。

2.1 CST建模

理想线圈绕线是一圈圈闭合的同心圆,而在实际使用时要将每一圈连接起来,在低场情况下将同心线圈螺旋连接通电,避免电流相位延迟效应^[11]。在微波工作室中,进行磁场仿真。为简化模型,只取图2理想绕线的实线部分,并且基于CST自带的人体模型Gustav得到射频线圈如图3所示。导体材料选择铜,线宽6 mm,厚度0.3 mm,铜导电率为 5.96×10^7 S/m,相对磁导率为1。线圈整体外侧包裹有理想导体材料组成的厚度10 mm的屏蔽层(图中未标出),以避免外界电磁干扰。为减小射频损失,在两个线圈中的对称位置各插入3个电容器以减小线圈物理尺寸,同时起调谐作用,采用离散端口代替集总元件,如图3中红色组件所示。

电磁仿真初始参数:利用时域求解器,带宽0.01~50 MHz,六面体网格划分模型, x 、 y 、 z 方向分别划分为162、167、218个单元,剖分网格数为5 799 542,求解精度为-30 dB,边界条件为开放边界条件(open),各边界到模型的距离为50 mm。

在设计工作室中连接射频线圈匹配、调谐、解耦电路网络进行电路仿真,如图4所示。图中黄色端口1、2

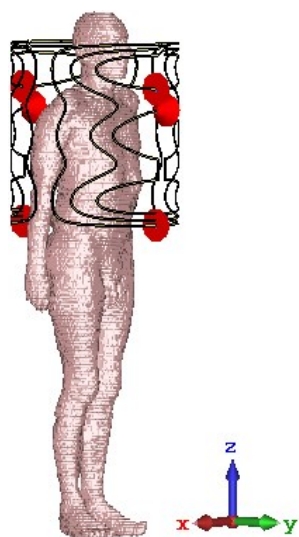


图3 加载人体模型Gustav的射频线圈
Fig.3 RF coils for human model Gustav

分别为线圈1、2的激励输入端口,两个通道的激励源均采用信号源,幅值均为1,相位相同。端口3和5属于线圈1,端口4和6属于线圈2。采用电容耦合匹配机制,串联调谐电容Cts1、Cts2和并联调谐电容Ctp1、Ctp2将线圈谐振频率调至1.946 MHz。Cm1和Cm2为匹配电容,将线圈阻抗匹配至50 Ω。双通道之间的耦合采用电容解耦的方式,去除通道间的耦合。图4中Cd12为解耦电容,连接着离散端口3和4,可提高两通道之间的隔离度,避免谐振峰劈裂而降低线圈性能。

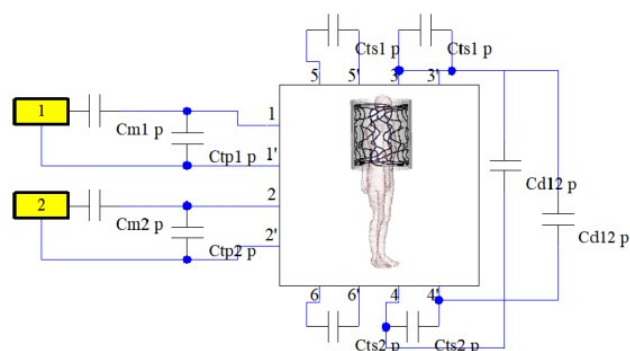


图4 射频线圈匹配、调谐、解耦电路
Fig.4 RF coils matching, tuning and decoupling circuits

2.2 仿真数据处理

(1)品质因数 Q 为电路谐振频率 f 与-3 dB带宽 Δf 的比值^[4]:

$$Q = \frac{\Delta f}{f} \quad (13)$$

(2) B_1 场的均匀性直接影响着MRI图像的质量,均匀度 γ 的一般计算公式为^[18]:

$$\gamma = \left(1 - \frac{B_{1\max} - B_{1\min}}{B_{1\max} + B_{1\min}}\right) \times 100\% \quad (14)$$

式中, $B_{1\max}$ 和 $B_{1\min}$ 分别是ROI内场强的最大值和最小值。 γ 越小, B_1 场越均匀,成像质量越佳。

(3)SAR(Specific Absorption Ratio)是指生物体在单位时间内单位质量的射频能量吸收率。根据IEEE/IEC62704-1标准,按照线圈每接受1 W功率计算每10 g的SAR值,计算公式为^[23]:

$$SAR = \frac{\sigma |E|^2}{2\rho} \quad (15)$$

式中, σ 是电导率, E 是电场, ρ 是样品组织密度。

(4)传输效率计算方式^[18]如下:

$$\text{传输效率} = \frac{B_1 \text{ 均值}}{\text{Total SAR}} \quad (16)$$

3 结果与讨论

3.1 S参数、 Q 值结果与分析

S参数表示端口网络的能量传播特性,一般要求射频线圈反射系数小于-25 dB,多通道间隔度小于-15 dB。利用CST设计工作室,以电容值为优化变量多次仿真调试,负载线圈谐振于1.946 MHz时的S参数如图5所示。结果为: $S_{11}=-39$ dB, $S_{22}=-37$ dB, $S_{12}=S_{21}=-31$ dB。两通道线圈反射系数均远小于-25 dB,线圈与传输线匹配良好,两通道间隔度也较高,满足设计要求。由式(15)计算负载线圈 Q 值=127,负载线圈中的电容值为表1中 $Q=127$ 所对应的数值。

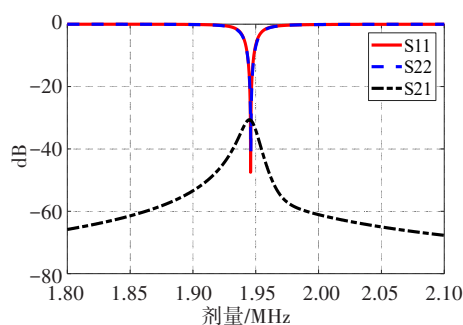


图5 双通道线圈仿真S参数
Fig.5 S-parameter simulation of dual-channel coils

再进行6组仿真实验发现,调整射频电路的电容,线圈的 Q 值也会随之改变。如果要求线圈谐振于1.946 MHz且S参数性能达到最优,调整电容Cts1和Cts2可以唯一确定电容Ctp1、Ctp2、Cm1、Cm2、Cd12的值,同时这些电容值也决定了线圈的品质因数。如表1所示,随着串联调谐电容Cts1和Cts2的值增加,Ctp1、Ctp2、Cm1、Cm2减小,解耦电容Cd12增大,线圈 Q 值也减小并且变化的幅度均逐渐变缓。由于 Q 值影响着线圈的选频特性和灵敏度,其值越大线圈选频特性越好、灵敏度越高,可以通过调整射频电容提高线圈的 Q 值,优化线圈性能。

表 1 射频线圈 CST 仿真数据表
Tab.1 RF coils CST simulation data

实验序号	Cts1/pf	Cts2/pf	Ctp1/pf	Ctp2/pf	Cm1/pf	Cm2/pf	Cd12/pf	Q	B_1 均值/ μT	场均匀度 $\gamma/\%$	Total SAR/ $10^{-4}\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$	传输效率/ $10^{-3}\text{T}\cdot\text{kg}\cdot\text{W}^{-1}$
1	1 900	1 900	6 557	6 170	480	378	65	341	3.73	89.4	6.4	5.8
2	2 000	2 000	4 770	4 570	350	392	73	214	3.12	89.4	4.6	6.8
3	2 200	2 200	3 218	3 135	308	309	90	127	2.59	89.2	3.1	8.4
4	2 500	2 500	2 285	2 252	280	267	120	82	2.16	89.2	2.2	9.8
5	3 000	3 000	1 668	1 660	255	235	180	55	1.82	89.6	1.5	12.1
6	3 500	3 500	1 386	1 386	245	223	250	43	1.63	89.8	1.2	13.6
7	4 000	4 000	1 226	1 228	238	217	330	36	1.52	89.6	1.0	15.2

3.2 磁场分布结果与分析

为了清楚地观测仿真得到的 B_1 场分布,取人体冠状面、矢状面及水平面上的场强数据进行分析。以 ROI(黑色圆形所围区域)中心为坐标原点,各个切面上选取的范围均为 $(-370\text{ mm}, 370\text{ mm})$ 。

由目标场计算得到的理想线圈绕组所产生的各切面上的 B_1 场强度如图 6a 所示,ROI 内 B_1 场强度均保持在 $1.26\times 10^{-6}\text{ T}$ 左右, $B_{1\text{max}}=1.278\times 10^{-6}\text{ T}$, $B_{1\text{min}}=1.233\times 10^{-6}\text{ T}$,场均匀度 $\gamma=98.2\%$,ROI 内场强分布非常均匀,与设计目标相符。当线圈的各端口输入功率为 0.5 W 时,加载人体模型 Gustav 的各切面上的场强分布如图 6b 和图 6c 所示,场强分布较为对称均匀。图 6b 为线圈 $Q=341$ 时的 B_1 场分布,ROI 内 B_1 均值为 $3.73\times 10^{-6}\text{ T}$ 。图 6c 为线圈 $Q=127$ 时的 B_1 场分布,ROI 内 B_1 均值为 $2.59\times 10^{-6}\text{ T}$ 。CST 仿真与目标场计算结果相比,由于仿真线圈外有金属屏蔽层,所以图 6b 和图 6c 中线圈外场强为零。图 6b 和图 6c 中线圈边缘处的场强分布较 ROI 内强很多,与图 6a 有部分差异,这是由于仿真的线圈由理想线圈串联简化而成,更加接近实际情况。

从表 1 中可以看出,随着射频线圈 Q 值减小,线圈所产生的 B_1 场强度也减小,但场均匀性 γ 不随 Q 值而改变,稳定保持在近 90%,而且比较图 6b 和图 6c 可以看出,磁场分布趋势仍然是一致的。

3.3 SAR 分布及线圈传输效率仿真结果与分析

仿真实验发现, Q 值还影响人体 Total SAR,结果如表 1 所示。随着 Q 值减小, Total SAR 不断减小。为利于观测,取人体模型冠状面、矢状面及水平

面上的局部 SAR 值进行分析,利用 MATLAB 截取人体上半部分局部 SAR 值分布,如图 7 所示。整个模型的 SAR 主要分布在颈部、腹腔两侧及手臂,当 $Q=341$ 时, SAR 值最大为 0.055 W/kg ,当 $Q=127$ 时, SAR 值最大为 0.027 W/kg ,均位于接近线圈的手臂处。

从表 1 和图 7 分别可以看出,无论 Q 值如何变化, Total SAR 远小于 2 W/Kg ,局部 SAR 远小于 10 W/kg ,均满足 IEC 标准。另外,根据式 (15) 也可以看出,低场环境下,由于电场很小,所以 SAR 值很小,这也是低场相对高场 MRI 的优势之一。根据式 (16) 计算得到射频线圈传输效率如表 1 中数据所示,可以看出射频线圈 Q 值对传输效率有较大影响, Q 值减小,传输效率反而增大,因此线圈传递的能量利用率越高。

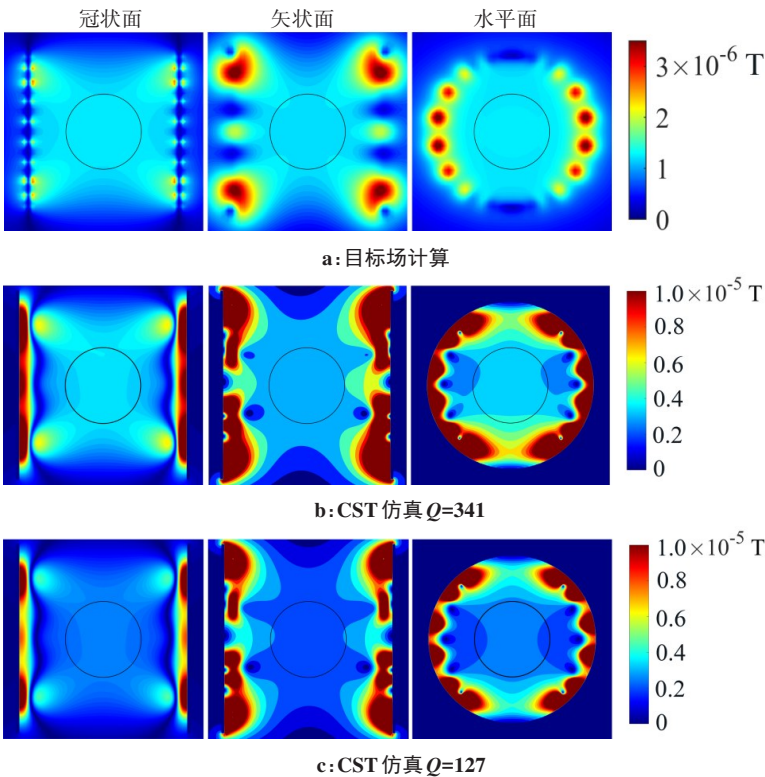


图 6 人体模型冠状面、矢状面及水平面上的 B_1 场分布
Fig.6 B_1 field distribution on the coronal, sagittal and horizontal planes of human model

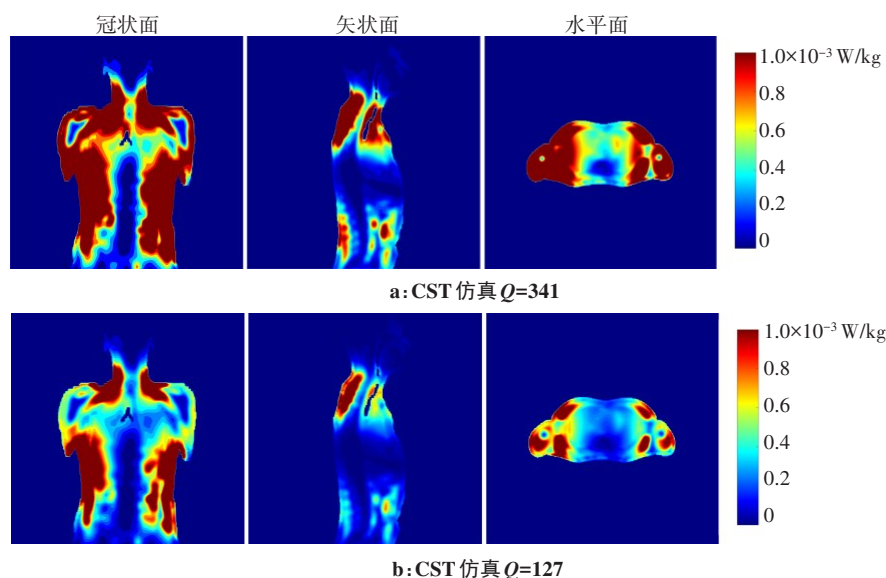


图7 人体模型冠状面、矢状面及水平面上的SAR分布

Fig.7 Specific absorption rate distribution on the coronal, sagittal and horizontal planes of human model

4 结论

本研究运用目标场法联合CST软件仿真的方法,设计得到了用于人体肺部0.06 T低场MRI的 ^3He 射频线圈。研究表明,通过增大串联调谐电容值,线圈的品质因数 Q 随之增大,由此得到一种调整射频线圈 Q 值的方法。 Q 值的变化对线圈的各性能指标有一定影响,不能只是为了提高射频线圈在单位功率信号激励下产生更强的 B_1 场,而去随意增加 Q 值,因为这样会导致传输效率减小。因此在设计过程中需要合理选择 Q 值,综合考虑其对 B_1 场、传输效率等多方面的影响。

本研究为实际手工制作调试射频线圈提供了理论支撑,证明了目标场法联合CST仿真方法具有通用性、计算的有效性和快速性。下一步将根据仿真设计结果手工制作射频线圈,并实际测试其 S 参数,最终用于人体肺部MRI。

【参考文献】

- [1] World Health Organization. Global tuberculosis report 2019 [R]. Global tuberculosis report, 2019.
- [2] HOCHHEGGER B, SOUZA V V, MARCHIORI E, et al. Chest magnetic resonance imaging: a protocol suggestion [J]. Radiol Bras, 2015, 48(6): 373-380.
- [3] ZENG J B, LIU Z, SHEN G L, et al. MRI evaluation of pulmonary lesions and lung tissue changes induced by tuberculosis [J]. Int J Infect Dis, 2019, 82: 138-146.
- [4] VAUGHAN J T, GRIFFITHS J R. RF Coils for MRI [M]. West Sussex: John Wiley & Sons, 2012: 327-436.
- [5] 王晶. 超极化气体肺部磁共振成像[J]. 中国医疗器械信息, 2019(15): 11.
WANG J. Hyperpolarized gas magnetic resonance imaging of the lung [J]. China Medical Device Information, 2019(15): 11.
- [6] COFFEY A M, TRUONG M L, CHEKMENEV E Y. Low-field MRI can be more sensitive than high-field MRI [J]. J Magn Reson, 2013, 237: 169-174.
- [7] 轩倩倩, 夏天, 何培忠. 基于目标场法的永磁微型核磁共振成像系统梯度线圈设计的多参数仿真研究[J]. 中国医学物理学杂志, 2018, 35(6): 687-694.
XUAN Q Q, XIA T, HE P Z. Multi-parameter simulation research on design of gradient coils on mini-type permanent magnetic resonance imaging system based on target field method [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2018, 35(6): 687-694.
- [8] TURNER R. A target field approach to optimal coil design [J]. J Phys D Appl Phys, 1986, 19(8): 147-151.
- [9] FORBES L K, CROZIER S. A novel target-field method for finite-length magnetic resonance shim coils: II. Tesseral shims [J]. J Phys D Appl Phys, 2002, 35(9): 839-849.
- [10] FUJITA H, PETROPOULOS L S, MORICH M A, et al. A hybrid inverse approach applied to the design of lumped-element RF coils [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1999, 46(3): 353-361.
- [11] WHILE P T, FORBES L K, CROZIER S. An inverse method for designing RF phased array coils in MRI-theoretical considerations [J]. Meas Sci Technol, 2006, 18(1): 245-259.
- [12] WHILE P T, FORBES L K, CROZIER S. A time-harmonic target-field method for designing shielded RF coils in MRI [J]. Meas Sci Technol, 2005, 16(6): 1381-1393.
- [13] WHILE P T, FORBES L K, CROZIER S. An inverse method for designing loaded RF coils in MRI [J]. Meas Sci Technol, 2006, 17(9): 2506-2518.
- [14] LI Y, LIU F, WEBER E, et al. Inverse design of a phased-array coil for breast magnetic resonance imaging [J]. Concepts Magn Reson B Magn Reson Eng, 2009, 35B(4): 221-231.
- [15] XIN X G, HAN J J, FENG Y Q, et al. Inverse design of an organ-oriented RF coil for open, vertical-field, MR-guided, focused ultrasound surgery [J]. Magn Reson Imaging, 2012, 30(10): 1519-1526.
- [16] GAO F, ZHANG R, ZHOU D, et al. A target field design of open multi-purpose RF coil for musculoskeletal MR imaging at 3T [J]. Magn Reson Imaging, 2016, 34(8): 1064-1070.
- [17] 何汶静, 许玉霞, 黄正宽. 基于Computer Simulation Technology的磁共振射频线圈模拟与设计[J]. 中国医学物理学杂志, 2017, 34(1): 44-47.
HE W J, XU Y X, HUANG Z K. Simulation and design of MRI radiofrequency coil based on computer simulation technology [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2017, 34(1): 44-47.
- [18] LI N, LIU S, HU X, et al. Electromagnetic field and radio frequency circuit co-simulation for magnetic resonance imaging dual-tuned radio frequency coils [J]. IEEE Trans Magn, 2017, 54(3): 1-4.
- [19] COLLINS D V, CUTILLO A G, ARMSTRONG J D, et al. Large airway size, lung size, and maximal expiratory flow in healthy nonsmokers [J]. Am Rev Respir Dis, 1986, 134(5): 951-955.
- [20] WANG J, ZHOU B, WU W, et al. Uniform field coil design based on the target-field method in miniature atomic sensors [J]. IEEE Sensors J, 2018, 19(8): 2895-2901.
- [21] WANG J, ZHOU B, LIU X, et al. An improved target-field method for the design of uniform magnetic field coils in miniature atomic sensors [J]. IEEE Access, 2019, 7: 74800-74810.
- [22] 曾雁冰, 张战胜, 辛学刚. 反演法在磁共振射频场设计与优化中的应用[J]. 中国医学物理学杂志, 2013, 30(4): 4272-4277.
ZENG Y B, ZHANG Z S, XIN X G. An inverse method used for the design and optimization of radio-frequency field in MRI [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2013, 30(4): 4272-4277.
- [23] XU J, DOU Y, WANG Y, et al. Design and testing of a multi-channel $^1\text{H}/^3\text{He}$ double-nuclear transmit coil array for MRI at an ultra-low field [J]. J Med Imaging Health Inform, 2019, 9(1): 119-125.

(编辑:黄开颜)