

## 磁共振射频发射与接收线圈谐振电路特性仿真分析

黄清明<sup>1,2,3,4</sup>, 郑刚<sup>2,4</sup>

1. 上海健康医学院医学影像学院, 上海 201318; 2. 上海理工大学光电信息与计算机工程学院, 上海 200093; 3. 上海市分子影像重点实验室, 上海 201318; 4. 上海理工大学医学影像工程研究所, 上海 200093

**【摘要】目的:**使射频线圈的工作频率接近于磁共振成像(MRI)的共振频率,即射频线圈处于谐振状态,从而提高MRI系统射频功率的转化效率、改善MRI图像质量。**方法:**在介绍MRI射频线圈谐振电路原理的基础上,对射频线圈串联谐振电路和并联谐振电路进行理论推导。采用电子电路设计软件MULTISIM搭建串联谐振电路和并联谐振电路,从射频脉冲作用瞬间、正弦稳态和射频脉冲撤除后3个阶段,分别对其谐振电路波形、幅频特性、相频特性、线圈两端的瞬时压降和稳态电路参数等进行仿真模拟分析。**结果:**电子线路仿真的结果能够直观地反映串联谐振电路和并联谐振电路的特性。通过电子线路参数的优化调整能使射频线圈处于最佳谐振状态,从而提高射频功率的转化效率和改善MRI图像质量。**结论:**谐振电路特性的仿真分析为射频线圈的设计提供了技术依据,提高了工作效率,节约了射频线圈谐振电路的设计制造成本。

**【关键词】**磁共振成像; 射频线圈; 串联谐振电路; 并联谐振电路

**【中图分类号】**R318;R443.8

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2020)10-1272-09

## Resonant circuit characteristics of magnetic resonance radiofrequency transmitter and receiver coils: a simulation analysis

HUANG Qingming<sup>1,2,3,4</sup>, ZHENG Gang<sup>2,4</sup>

1. School of Medical Imaging, Shanghai University of Medicine & Health Sciences, Shanghai 201318, China; 2. School of Optical-Electrical and Computer Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 3. Shanghai Key Laboratory of Molecular Imaging, Shanghai 201318, China; 4. Institute of Medical Imaging Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China

**Abstract: Objective** To improve the conversion efficiency of radio frequency (RF) power and the quality of magnetic resonance imaging (MRI) by making the working frequency of RF coil close to the resonance frequency of MRI, ensuring RF coil in resonance state. **Methods** On the basis of introducing the principle of resonant circuit of RF coil in MRI, the series resonance circuit and parallel resonance circuit of RF coil were deduced theoretically. The series resonant circuit and parallel resonant circuit were constructed by the electronic circuit design software MULTISIM. The waveform, amplitude-frequency characteristics, phase-frequency characteristics, instantaneous voltage drop and steady-state circuit parameters of the resonant circuits were simulated and analyzed in 3 phases, namely instantaneous action of RF pulse, sinusoidal steady-state and after the removal of RF pulse. **Results** The electronic circuit simulation results directly reflected the characteristics of series resonant circuit and parallel resonant circuit. The RF coil was in the optimal resonant state by optimizing and adjusting the parameters of electronic circuit, thus improving the conversion efficiency of RF power and improving the quality of MRI image. **Conclusion** The simulation analysis of the characteristics of resonant circuit provides a technical basis for the design of RF coil, improves the working efficiency and saves the cost of the design and manufacture of the resonant circuit of RF coil.

**Keywords:** magnetic resonance imaging; radiofrequency coil; series resonance circuit; parallel resonance circuit

**【收稿日期】**2020-04-17

**【基金项目】**国家重大科学仪器设备开发专项资助项目(2013YQ170463); 上海市高校“高峰高原”学科II类高原学科建设项目; 上海健康医学院教师教学能力专项“培优计划”项目[PY(19)06-G1-01]; “教师专业发展工程”上海高校教师培养计划产学研践习项目

**【作者简介】**黄清明, 博士, 讲师, 研究方向: 生物医学工程、医学影像工程, E-mail: hqm041@163.com

**【通信作者】**郑刚, E-mail: qmhuang-paper@163.com

### 前言

磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)系统的射频线圈需要具有激励受检体和MRI信号检测两大功能<sup>[1]</sup>: (1)当射频线圈激励受检体时,由前一级射频功率放大器提供射频能量,在时序控制下产生各种序列的射频脉冲,激励射频线圈内的受检体,将电信号转化为高频磁场,受检体的原子核产生

MRI现象,宏观磁化矢量翻转一定角度,射频线圈起到射频发射的作用,为发射线圈;(2)当射频线圈检测MRI信号时,射频激励停止,原子核进入弛豫状态,切割射频线圈形成感应磁场,产生微弱MRI信号,射频线圈为MRI信号接收的第一级,经下一级前置放大器、混频器、相位检波器和显示器等的放大、相位检波和信号显示等处理<sup>[2-3]</sup>,此时射频线圈起到射频接收的作用,为接收线圈。因此,射频线圈是射频发射电路与MRI信号接收电路的接口电路,射频线圈性能的好坏直接影响MRI图像的质量<sup>[4]</sup>。发射线圈和接收线圈通常采用一体化设计,在时序控制下分别执行发射和接收任务,由射频开关来实现状态的切换,形成既能发射又能接收的两用线圈。发射线圈产生射频场 $B_1$ 激励受检体时,接收线圈处于失谐状态;射频激励结束,发射线圈失谐,接收线圈处于调谐状态,负责接收MRI信号。MRI的射频线圈相当于能量存储器,评判其性能的主要标准是能量存储的效率,通常电感电容组成的LC谐振电路能够有效地存储磁能,所以射频线圈选择LC谐振电路进行设计,即射频线圈电路的实质是谐振角频率 $\omega_0$ 为质子共振频率 $f_0$ 的谐振电路<sup>[5-7]</sup>:

$$\omega_0 = f_0, \quad \gamma B_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}} \quad (1)$$

其中, $L$ 为电感, $C$ 为电容, $\gamma$ 为质子的磁旋比, $B_0$ 为主磁场强度。射频线圈的谐振频率位于拉莫尔频率附近时,即谐振状态下,射频发射和射频接收效率较高。由此可见,射频线圈谐振电路的性能影响着射频发射电信号转化的射频场 $B_1$ 对受检体激励的效果以及射频接收线圈对MRI信号的检测质量<sup>[8]</sup>。

本研究在介绍MRI射频线圈谐振电路原理的基础上,对射频线圈串联谐振电路和并联谐振电路进行了理论推导,并利用电子电路设计软件MULTISIM搭建串联谐振电路和并联谐振电路,对其谐振电路波形、幅频特性、相频特性、稳态电路参数和瞬时压降等进行分析。电子线路仿真的结果直观地反映了串联谐振电路和并联谐振电路的特性,并进行电子线路参数的优化调整,使射频线圈处于最佳谐振状态,以提高射频功率的转化效率和改善MRI图像质量。

## 1 射频线圈谐振电路原理

由电感和电容等组成的电路中,能够通过调节阻容元件的参数或电源的频率使电路两端的电压和电流同相位的电路称为谐振电路。射频线圈电路属于谐振电路,由电阻、电感和电容等元器件组成,

谐振状态下,电感的感抗 $X_L = j\omega_0 L$ 与电容的容抗 $X_C = 1/j\omega_0 C$ 幅值相同,相位相反,即电路的总电抗为零,呈纯阻性状态。电源提供的能量全部被电阻消耗,由电能转化为热能;而电感和电容为储能元件,实现电能和磁能相互转换,不消耗电源的能量<sup>[9]</sup>。

串联谐振电路和并联谐振电路是射频线圈设计的基本电路模块。串联谐振时,电感和电容相当于短路,等效电阻最小,电路为电压振荡,常用于接收线圈;并联谐振时,电感和电容相当于断路,等效电阻无穷大,电路为电流振荡,常用于发射线圈<sup>[10-12]</sup>。

### 1.1 串联谐振电路

如图1所示,射频线圈串联谐振电路,其电路总阻抗为 $Z = R + (X_L - X_C)j$ ,调节电感 $L$ 、电容 $C$ 或电源频率 $f$ 可使电路产生谐振。即当 $X_L = X_C$ 或者 $f = f_0 = 1/(2\pi\sqrt{LC})$ 时,发生谐振现象,谐振频率为 $f_0 = 1/(2\pi\sqrt{LC})$ ,此时电路总阻抗 $Z_0 = R$ ,为纯电阻性电路,串联谐振电路的品质因数为:

$$Q = \frac{\rho}{R} = \frac{\omega_0 L}{R} = \frac{1}{\omega_0 C R} = \frac{1}{R} \sqrt{\frac{L}{C}} \quad (2)$$

串联谐振时,电容和电感的电压分别为: $U_C = X_C I = X_C \frac{U}{R} = QU$ ,  $U_L = X_L I = X_L \frac{U}{R} = QU$ ,电容或电感的电压为电源电压的 $Q$ 倍,称为电压谐振。MRI信号(线圈感应的微弱电压信号 $U$ )通常非常微弱,若采用串联谐振回路,电容两端获取的输出电压信号为 $QU$ ,MRI信号放大了 $Q$ 倍。电路中电阻 $R$ 为电感的等效电阻,其值一般不足 $1\Omega$ ,根据式(2)可知,较小的 $R$ 值使得品质因数 $Q$ 很大,因此,作为信号检测的接收线圈,通常选用具有高品质因数 $Q$ 的串联谐振电路<sup>[13]</sup>。

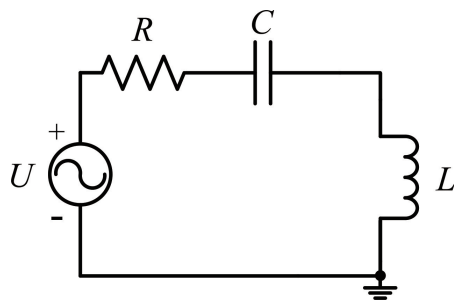


图1 射频线圈串联谐振电路

Fig.1 Series resonant circuit of radiofrequency (RF) coil

### 1.2 并联谐振电路

如图2所示,射频线圈并联谐振电路,假设并联电路的等效电阻 $R$ 很小,其电路总阻抗为 $Z =$

$$\frac{-X_C j(R+X_L j)}{R+(X_L-X_C)j} = \frac{X_L X_C - R X_C j}{R+(X_L-X_C)j} \approx \frac{X_L X_C}{R+(X_L-X_C)j},$$

调节电感  $L$ 、电容  $C$  或电源频率  $f$  使电路产生谐振。即当  $X_L = X_C$  或  $f = f_0 = 1/(2\pi\sqrt{LC})$  时, 电路发生谐振现象, 谐振频率为  $f_0 = 1/(2\pi\sqrt{LC})$ , 此时电路总阻抗  $Z_0 = \frac{X_L X_C}{R} = \frac{L}{RC}$ , 为纯电阻性电路, 该阻抗比非谐振状态时大。当电源电压一定时, 并联谐振电路谐振状态下的总电流达到最小值。并联谐振电路的品质因数为<sup>[14]</sup>:

$$Q = \frac{\rho}{R} = \frac{\omega_0 L}{R} \quad (3)$$

并联谐振时, 电容和电感的电流分别为:  $I_C = \frac{U}{X_C} = Q \frac{U}{Z_0} = QI$ ,  $I_L = \frac{U}{X_L} = \frac{U}{\sqrt{R^2 + X_L^2}} \approx \frac{U}{X_L} = Q \frac{U}{Z_0} = QI$ , 电容或电感支路电流  $I_C$  或  $I_L$  是总电流的  $Q$  倍, 称为电流谐振<sup>[15-17]</sup>。电容或电感的电流幅值很高, 极性相反。在发射线圈电路中, 常采用并联谐振来获得较大的电流, 提高射频发射效率, 使射频功率尽可能地转化为射频场  $B_1$ 。并联谐振电路也可作为接收线圈电路, 通常用来选择频率。谐振峰值越尖锐, 接收带宽越窄, 噪音越容易过滤, 信噪比越高。

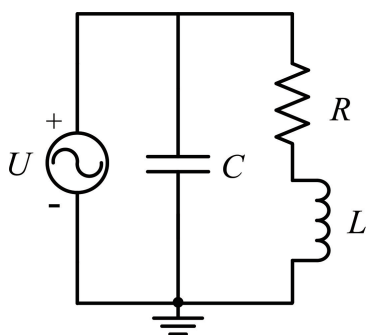


图2 射频线圈并联谐振电路

Fig.2 Parallel resonant circuit of RF coil

## 2 射频线圈谐振电路仿真分析

谐振是正弦稳态电路的一种特定工作状态, 根据上述 MRI 射频线圈串联谐振电路和并联谐振电路的理论分析, 本研究采用电子电路设计软件 MULTISIM 搭建串联谐振电路和并联谐振电路, 从射频脉冲作用瞬间、正弦稳定态和射频脉冲撤除后这 3 个阶段, 分别对其谐振电路波形、幅频特性、相频特性、线圈两端的瞬时压降和稳态电路参数等进行仿真模拟分析<sup>[18-19]</sup>。

### 2.1 串联谐振电路仿真分析

**2.1.1 串联谐振电路的波形和谐振** 图 3 为串联谐振电路原理图。通过 MULTISIM 虚拟仿真软件的示波器测量谐振状态下, 输入端和射频线圈两端的波形 (图 4a), 可发现串联谐振电路电容上的电压相位滞后于电流。然后, 通过 MULTISIM 虚拟仿真软件的波特图仪测试其频率特性, 包括串联谐振电路幅频特性 (图 4b) 和串联谐振电路相频特性 (图 4c)。

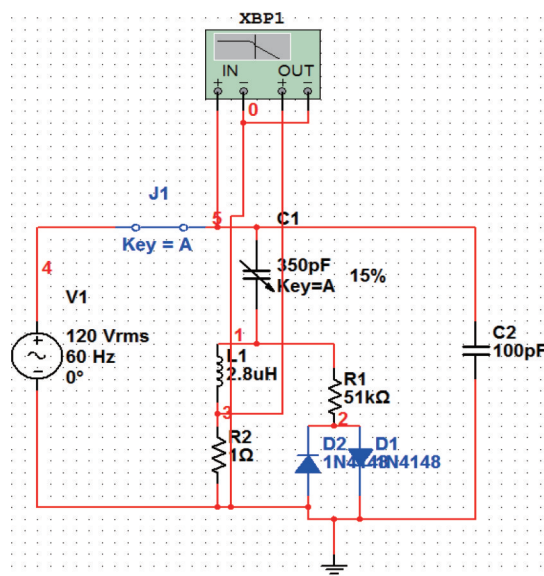


图3 串联谐振电路原理图

Fig.3 Schematic diagram of series resonant circuit

**2.1.2 正弦稳态电路分析** 图 5 为串联谐振电路的正弦稳态电路分析。在电路中采用交流电流探针和电压探针进行测量, 测试结果见图 5。串联谐振属于电压谐振, 则电感  $L$  和电容  $C$  的电压与输出电压具有以下关系:

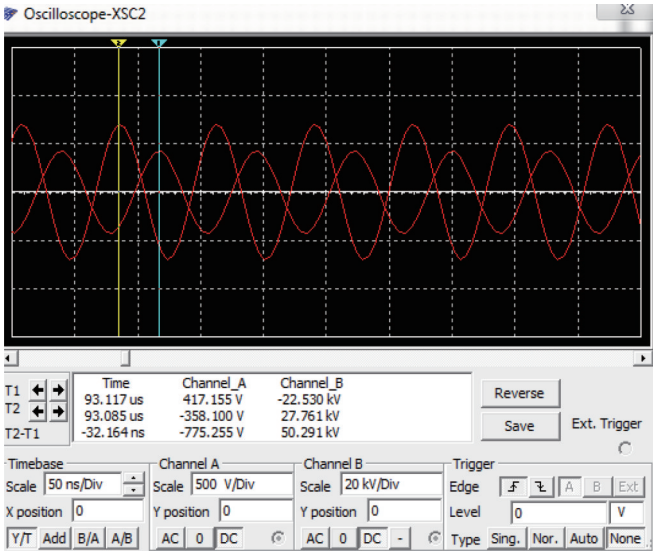
$$Q = \frac{U_L}{U_i} \approx \frac{U_C}{U_i} = \frac{19.8 \text{ kV}}{300 \text{ V}} = 66 \quad (4)$$

串联谐振电路为电压谐振, 射频电路中的功率是无功功率, 则电阻上功率消耗为:

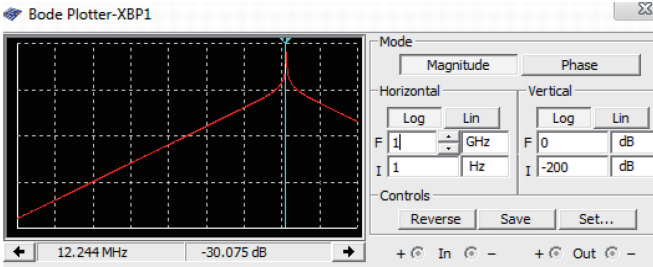
$$P_r = \frac{U_r^2}{R} = \frac{(19.8)^2}{51 \ 000} = 7 \ 687 \text{ W} \quad (5)$$

**2.1.3 线圈两端的瞬时压降** 由图 6 可知, 断开开关前通道 A 检测出输入端的电压降 (峰峰值) 为  $U_{\text{before}} = 412.679 \text{ V} \times 2 = 825.358 \text{ V}$ ; 断开开关后, 电容充放电, 通道 A 检测出瞬时压降 (峰峰值) 为  $U_{\text{after}} = 13.557 \text{ kV}$ , 约为断开开关前的  $\frac{U_{\text{after}}}{U_{\text{before}}} = \frac{13.557 \text{ kV}}{825.358 \text{ V}} = 16.425$  倍。

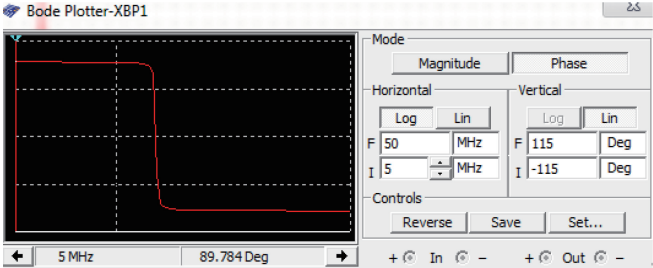
以上仿真实验表明串联谐振电路的电源只向电阻提供能量, 电容和电感之间存在着电量和磁能相互转换的周期性振荡过程, 电路呈纯阻性, 电路的等



a: 串联谐振电路的波形



b: 串联谐振电路幅频特性曲线



c: 串联谐振电路相频特性曲线

图 4 串联谐振电路波形及特性曲线

Fig.4 Waveform and characteristic curves of series resonant circuit

效电阻越小,电路消耗的能量越小,品质因数 $Q$ 越高。线圈电感 $L$ 越大,储存的能量越多,品质因数 $Q$ 也越高。从图 4b 的串联谐振电路幅频特性曲线可以看出,在谐振频率及附近,串联谐振电路的电流较大,偏离谐振频率越远,电路电流越小,说明串联谐振电路的频率选择性好,利于抑制干扰等噪声信号,提高信噪比。品质因数 $Q$ 越高,串联谐振电路幅频特性曲线越尖锐,频率的选择性越好<sup>[20-22]</sup>。

2.2 并联谐振电路仿真分析

2.2.1 并联谐振电路的波形和谐振 图 7 为并联谐振电路原理图。通过 MULTISIM 虚拟仿真软件的示波器测量谐振状态下,输入端和射频线圈两端的波形,即并联谐振电路波形(图 8a)。然后,通过

MULTISIM 虚拟仿真软件的波特图仪测试其频率特性,包括并联谐振电路幅频特性(图 8b)和并联谐振电路相频特性(图 8c)。

2.2.2 正弦稳态电路分析 确认谐振电路的调谐匹配和输出波形正确后,在谐振电路通过交流电流探针和电压探针时,分别测量电感和电容支路电流和各节点电压。正弦稳态工作状态下,检测各支路的瞬态交流电流及其有效值和各节点对地的电压,检测结果见图 9。

根据基尔霍夫电流定律可知,在交流稳态电路中电流使用相量相加。流过电感的电流 $I_L$ 的相位落后于其两端电压 $90^\circ$ ,流过电容的电流 $I_C$ 超前其两端电压 $90^\circ$ ,故电感电流 $I_L$ 和电容电流 $I_C$ 有 $180^\circ$ 相位差。流过电感、

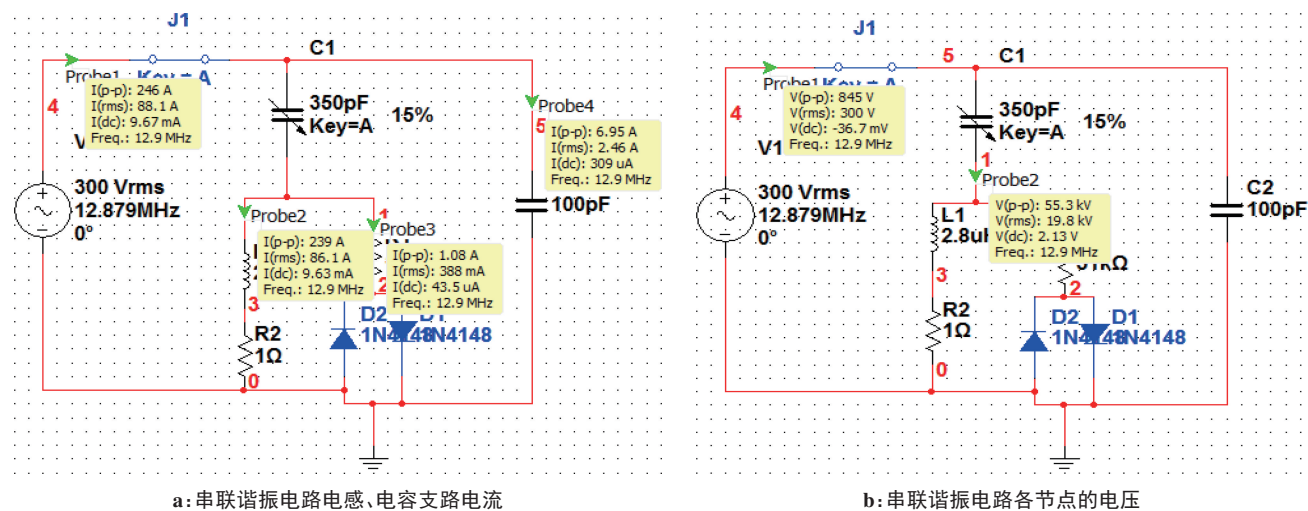


图5 串联谐振电路的正弦稳态电路分析

Fig.5 Analysis of sinusoidal steady-state circuit of series resonant circuit

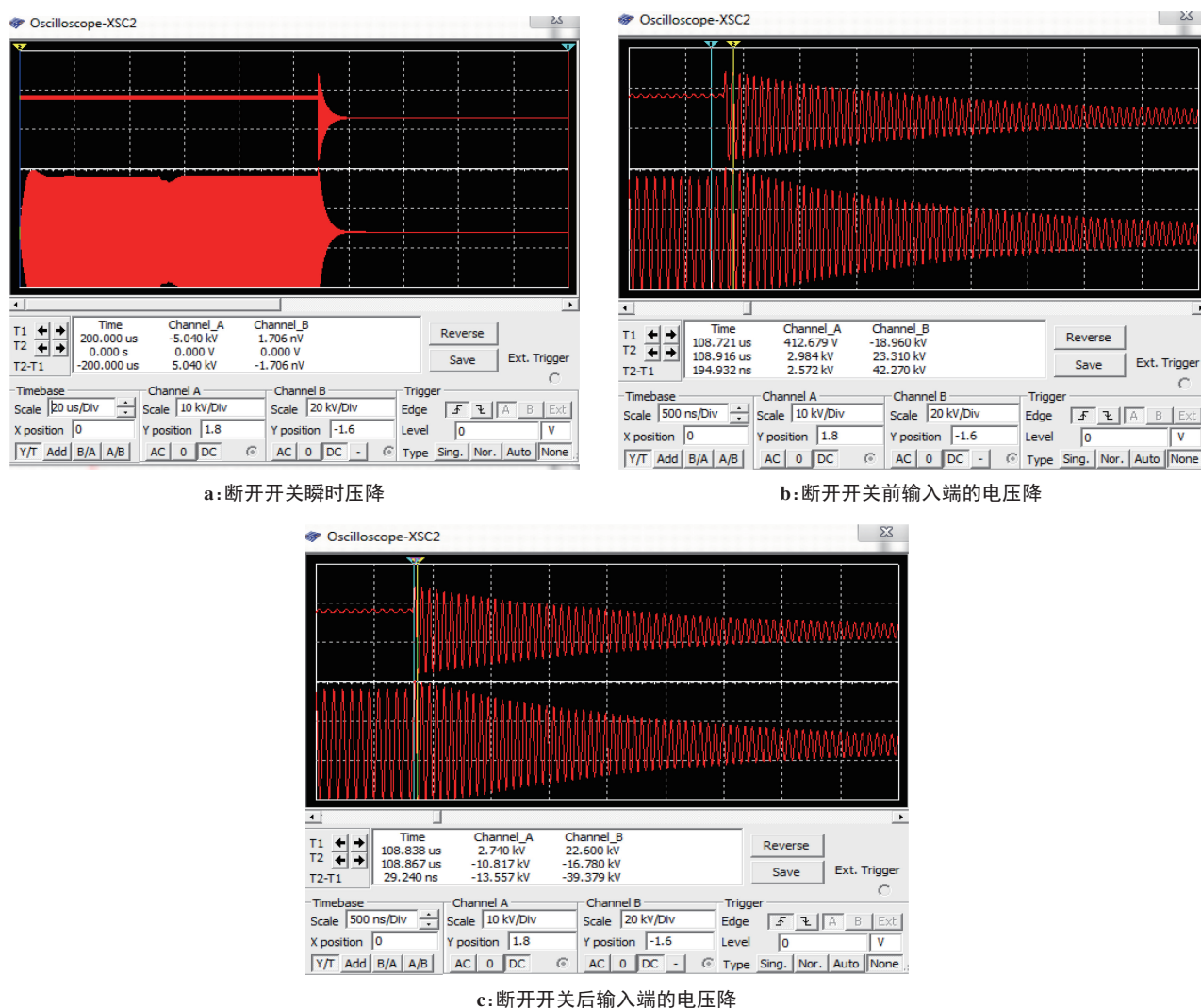


图6 串联谐振电路瞬时压降的测量

Fig.6 Measurement of instantaneous voltage drop of series resonant circuit

电容支路的总电流为电感电流和电容电流的向量差：

并联谐振属于电流谐振,电感*L*和电容*C*的测试结果见图9a,满足如下关系：

$$I = \sqrt{I_R^2 + I_X^2} = \sqrt{I_R^2 + (I_L - I_C)^2}$$
 (6)

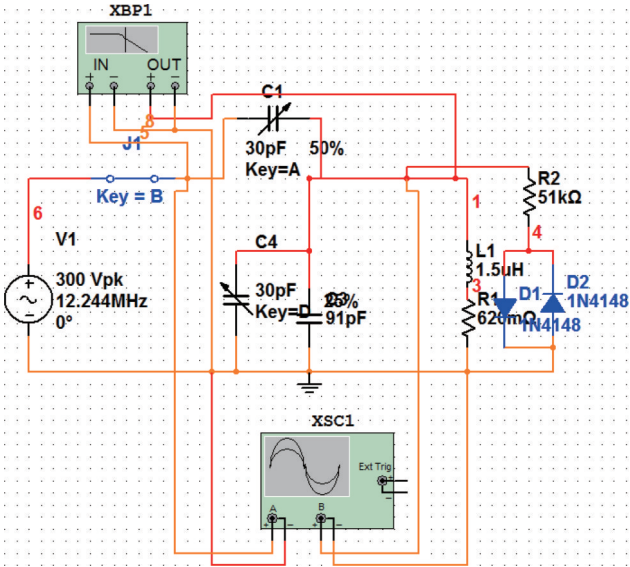


图7 并联谐振电路原理图  
Fig.7 Schematic diagram of parallel resonant circuit

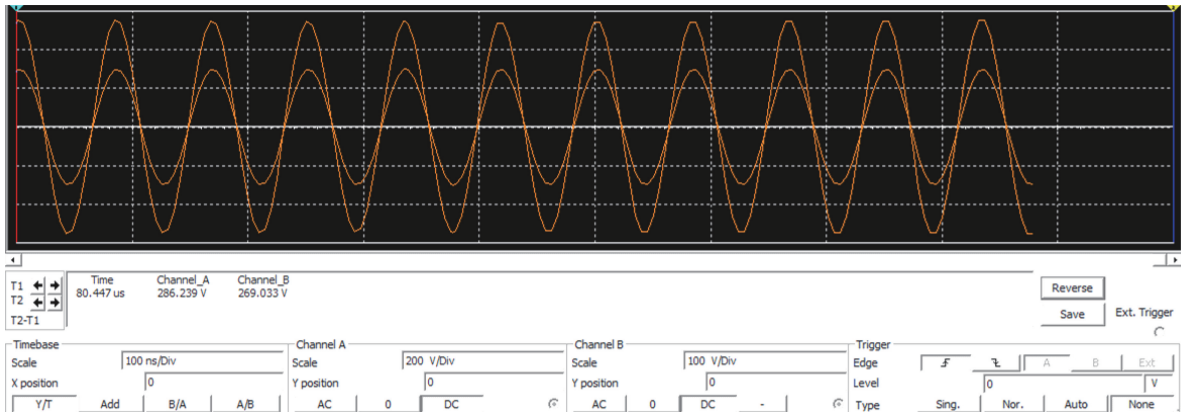
$$Q = \frac{I_L}{I_C} = \frac{2.41 \text{ A}}{86 \text{ mA}} = 28 \tag{7}$$

并联谐振电路为电流谐振, 射频电路中的功率是无功功率, 则电阻上功率消耗为:

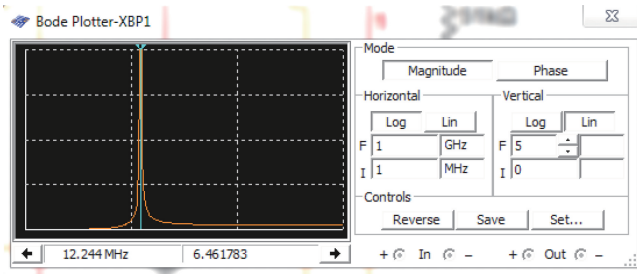
$$P_r = I_R^2 R = (5.52 \times 10^{-3})^2 \times 51\,000 = 1.556\,6 \text{ W} \tag{8}$$

2.2.3 线圈两端的瞬时压降 断开开关的瞬间, 通过示波器得到相关波形(图10)。断开开关前, 通道A检测出输入端的电压降(峰峰值)为  $U_{\text{before}} = 289.988 \text{ V} \times 2 = 579.976 \text{ V}$ ; 断开开关后, 电容充放电, 通道A检测出瞬时压降(峰峰值)为  $U_{\text{after}} = 8.761 \text{ kV}$ , 约为断开开关前的  $\frac{U_{\text{after}}}{U_{\text{before}}} = \frac{8.761 \text{ kV}}{579.976 \text{ V}} = 15.105$  倍。

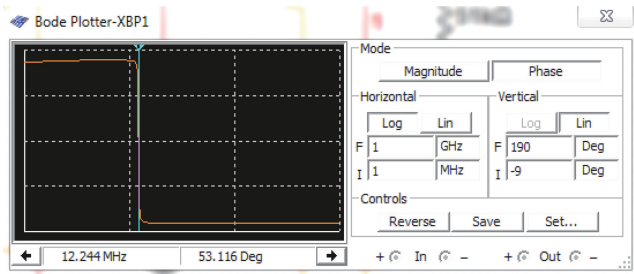
以上仿真实验表明并联谐振电路的电源只向电阻提供能量, 电容和电感之间存在着电量和磁能相互转换的周期性振荡过程, 电路呈纯阻性。在谐振



a: 并联谐振电路波形



b: 并联谐振电路幅频特性曲线



c: 并联谐振电路相频特性曲线

图8 并联谐振电路波形及特性曲线  
Fig.8 Waveform and characteristic curves of parallel resonant circuit

状态时, 电容、电感的支路电流最小, 接近于零。电路总阻抗越小, 品质因数  $Q$  越高, 串联谐振电路幅频特性曲线越尖锐, 频率的选择性越好, 有利于抑制干扰等噪声信号, 提高信噪比<sup>[23]</sup>。

3 射频线圈谐振电路应用分析

上述实验表明射频线圈的接收带宽(通频带) $\Delta\omega$

与品质因数  $Q$  成反比例关系。品质因数  $Q$  越大, 线圈对信号的放大能力越强, 线圈的接收带宽随之变窄, 线圈对某一频率信号的选择性越好, 接收线圈受噪声和干扰信号的影响就减少, 从而改善 MRI 信号(图像)的信噪比。射频线圈的品质因数  $Q$  与通频带  $\Delta\omega$ 、谐振角频率  $\omega_0$ 、接收带宽  $\Delta f$  和共振频率  $f_0$  之间满足如下关系:

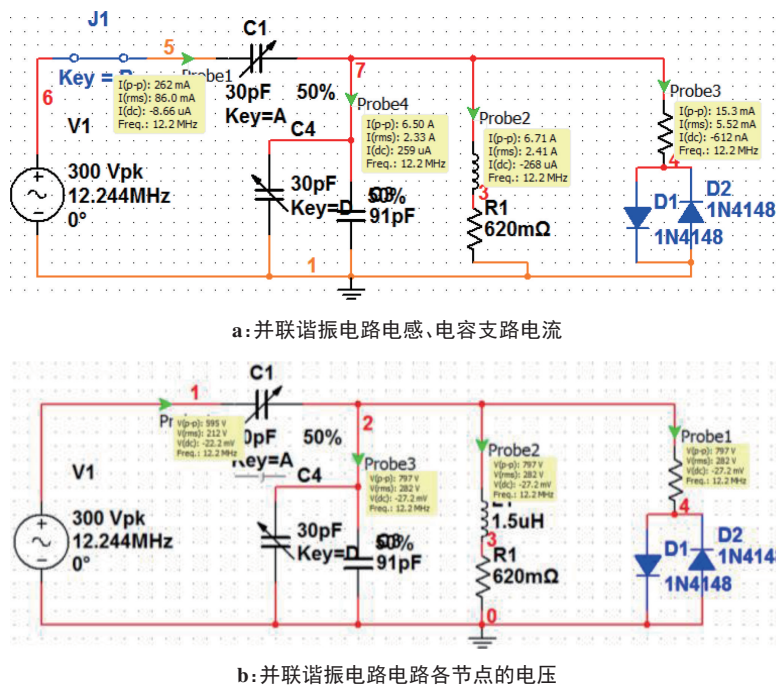


图9 并联谐振电路的正弦稳态电路分析

Fig.9 Analysis of sinusoidal steady-state circuit of parallel resonant circuit

$$Q = \frac{f_0}{\Delta f} = \frac{\omega_0}{\Delta \omega} \quad (8)$$

品质因数  $Q$  与线圈的损耗能量(等效电阻  $R$ )成反比。品质因数  $Q$  越高,射频线圈能量损耗就越小,能量存储的效率越高。

理论上,串联谐振电路,电容的电能和电感的磁能相互转化,电感电压  $U_L$  和电容电压  $U_C$  相位相差  $180^\circ$ ,电路电流  $I = I_R$ ,采用恒压源激励时,  $U_L = U_C = QU$ ,而作为接收线圈的谐振电路时,电容两端获取的输出电压信号为  $QU$ ,MRI 信号放大了  $Q$  倍;并联谐振时,电感电流  $I_L$  和电容电流  $I_C$  相位相差  $180^\circ$ ,采用恒流源激励时,  $I_L \approx QI$ ,  $I_C \approx QI$ ,而作为发射线圈的谐振电路时,线圈的电流放大  $Q$  倍,提高了射频发射效率,使射频功率高效率的转化为射频场  $B_1$ 。

理想的恒压源、恒流源激励是很难实现,也是不存在的。通过调谐、匹配和去耦可能实现恒功率  $P = UI$  激励。实际上,串联谐振电路,阻抗  $Z = R \approx 0$ ,功率  $P = I^2 R \approx 0$ ,表明串联谐振电路不吸收功率;并联谐振电路,阻抗  $Z = R \approx \infty$ ,功率  $P = U^2 / R \approx 0$ ,说明并联谐振电路也不吸收功率。对于射频线圈高功率谐振工作状态,一般不采用纯粹的串联谐振电路和并联谐振电路,而是采用串并联谐振电路,即电压谐振和电流谐振都存在,谐振电流和谐振电压都有可能放大,从而提升射频线圈的功率,因此,串并联谐振电路多用于发射线圈<sup>[24]</sup>。

## 4 结论

MRI 射频线圈处于谐振工作状态下,射频发射和接收效率相对较高,线圈谐振电路的性能影响着射频发射电信号转化的射频场  $B_1$  对受检体激励的效果以及射频接收线圈对 MRI 信号的检测质量。本研究在射频线圈谐振电路原理的基础上分析推导得出串联谐振电路通常用于作发射线圈,因为 MRI 信号(线圈感应的微弱电压信号  $U$ )通常非常微弱,电容两端获取的输出电压信号为  $QU$ ,MRI 信号放大了  $Q$  倍;并联谐振电路通常用于作发射线圈,因为电容或电感支路电流  $I_C$  或  $I_L$  是总电流的  $Q$  倍,能够获得较大的电流,提高射频发射效率,使射频功率尽可能大地转化为射频场  $B_1$ ,从而充分激励受检体。本研究也采用电子电路设计软件 MULTISIM 搭建串联谐振电路和并联谐振电路,从射频脉冲作用瞬间、射频脉冲撤除后以及正弦稳定态这 3 个阶段,分别对其谐振电路波形、幅频特性、相频特性、线圈两端的瞬时压降和稳态电路参数等进行分析 and 实验验证,结果表明通过电子线路仿真的结果能够直观地反映串联谐振电路和并联谐振电路的特性,可通过电子线路参数的优化调整使射频线圈处于最佳谐振状态,从而提高射频功率的转化效率和改善 MRI 图像质量。最后,对实际应用中射频线圈高功率谐振状态下,采用串并联谐振电路的原因和方法进行了分析,为射频线圈的设计提供了技术依据,具有设计指导意义和工程实用价值。

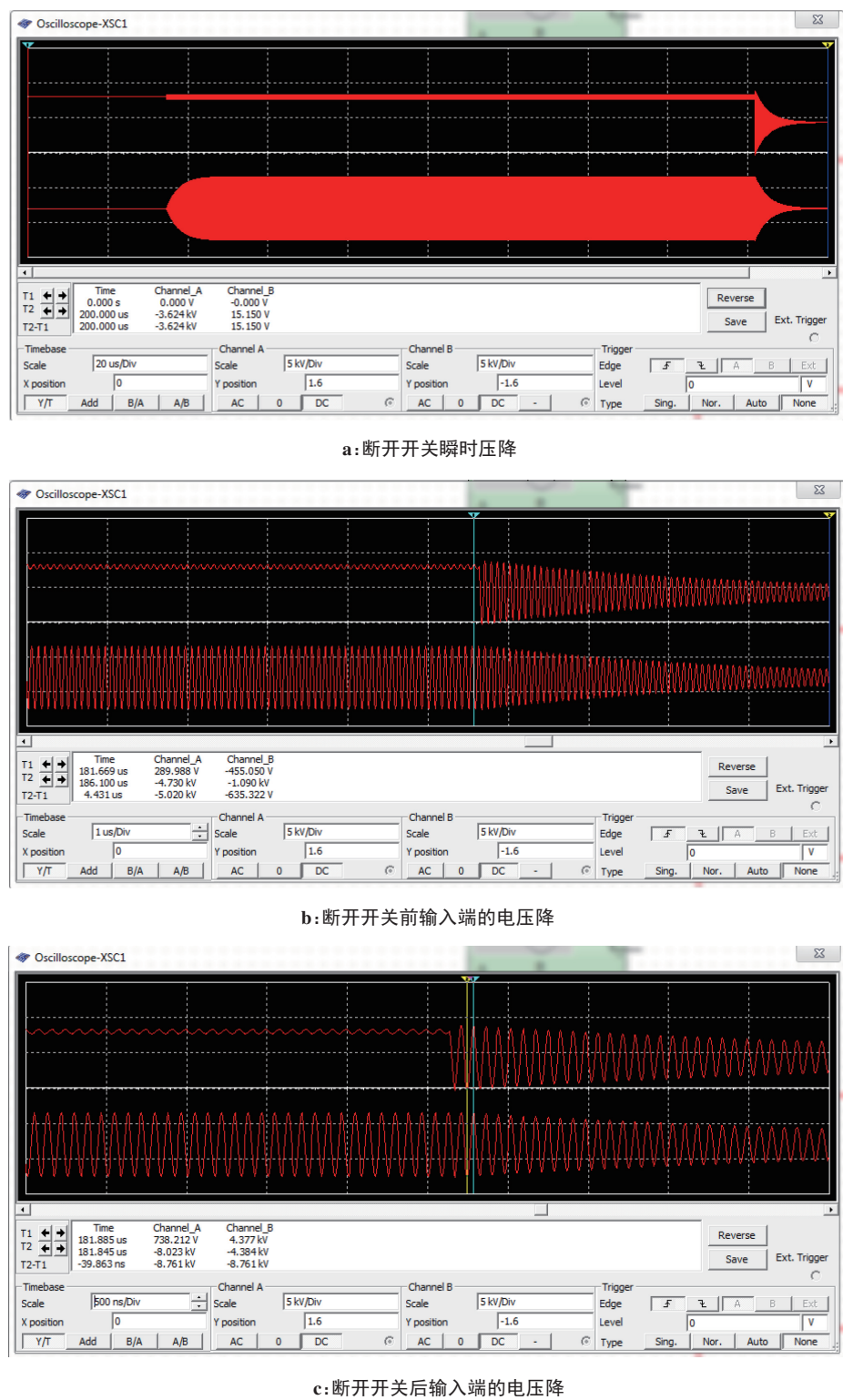


图 10 并联谐振电路的瞬时压降的测量

Fig.10 Measurement of instantaneous voltage drop of parallel resonant circuit

【参考文献】

[1] 张宏杰, 宋泉禹, 包尚联, 等. 磁共振成像射频线圈技术[J]. 中国医学影像技术, 2005, 21(9): 1440-1441.  
ZHANG H J, SONG X Y, BAO S L, et al. MRI radiofrequency coil technology [J]. Chinese Journal of Medical Imaging Technology, 2005, 21(9): 1440-1441.

[2] 辛修巍. 同步 EEG-fMRI 专用射频接收线圈的设计及应用[D]. 成都: 电子科技大学, 2018.

[3] SCHICK F. Whole-body MRI at high field: technical limits and clinical potential[J]. Eur Radiol, 2005, 15(5): 946-959.

[4] GUARNASCHELLI J N, VAGAL A, BRENNEMAN J, et al. Prospective trial evaluating difference in radiation target volume on 3T versus 1.5T Mr for patients with malignant gliomas[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2012, 84(3): S274.

XIN X W. Design and application of synchronous EEG-fMRI special receiving coil [D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology of China, 2018.

- [5] HA S, HAMAMURA M J, NALCIOGLU O, et al. A PIN diode controlled dual-tuned MRI RF coil and phased array for multi nuclear imaging[J]. *Phys Med Biol*, 2010, 55(9): 2589-2600.
- [6] IBRAHIM T S, LEE R, BAERTLEIN B A, et al. Application of finite difference time domain method for the design of birdcage RF head coils using multi-port excitations[J]. *Magn Reson Imaging*, 2000, 18(6): 733-742.
- [7] SHELBY A R. Experimental verification of a negative index of refraction[J]. *Science*, 2001, 292(5514): 77-79.
- [8] DOTY F D, ENTZMINGER G, KULKARNI J, et al. Radio frequency coil technology for small-animal MRI [J]. *NMR Biomed*, 2010, 20(3): 304-325.
- [9] PENDRY J B, SCHURIG D, SMITH D R. Controlling electromagnetic fields[J]. *Science*, 2006, 312(5781): 1780-1782.
- [10] ROEMER P B, EDELSTEIN W A, HAYES C E, et al. The NMR phased array[J]. *Magn Reson Med*, 2010, 16(2): 192-225.
- [11] 陈继忠, 张一鸣, 肖继军. 低场核磁共振螺线管线圈的设计[J]. *分析仪器*, 2007, 2: 21-25.
- CHEN J Z, ZHANG Y M, XIAO J J. Design of solenoid coil for low field NMR[J]. *Analytical Instruments*, 2007, 2: 21-25.
- [12] 汪红志, 谭智广, 任朝晖, 等. 台式核磁共振成像仪高灵敏微型射频线圈的研制[J]. *中国医疗器械杂志*, 2008, 32(1): 35-39.
- WANG H Z, TAN Z G, REN C H, et al. Development of sensitive-micro RF coils in desktop MRI systems[J]. *Chinese Journal of Medical Instrumentation*, 2008, 32(1): 35-39.
- [13] 朱高杰, 李斌, 王杰. 3.0T磁共振颈部成像中表面线圈和容积线圈性能研究[J]. *中国医疗设备*, 2009, 24(5): 18-21.
- ZHU G J, LI B, WANG J. A contrast study of the performance of carotid surface coil and volume coil in 3.0T neurovascular MRI [J]. *China Medical Devices*, 2009, 24(5): 18-21.
- [14] WIGGINS G C, POLIMENI J R, POTTHAST A, et al. 96-channel receive-only head coil for 3 Tesla: design optimization and evaluation[J]. *Magn Reson Med*, 2009, 62(3): 754-762.
- [15] WRIGHT A C, LEMDIASOV R, CONNICK T J, et al. Helmholtz-pair transmit coil with integrated receive array for high-resolution MRI of trabecular bone in the distal tibia at 7T[J]. *J Magn Reson*, 2011, 210(1): 113-122.
- [16] 梅立雪. 低场磁共振成像系统中相控阵线圈的研制[D]. 上海: 华东师范大学, 2007.
- MEI L X. Development of phased array coils in low field magnetic resonance imaging systems [D]. Shanghai: East China Normal University, 2007.
- [17] YANG Q X, MAO W, WANG J, et al. Manipulation of image intensity distribution at 7.0T: passive RF shimming and focusing with dielectric materials[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2006, 24(1): 197-202.
- [18] 汪红志, 杨培强, 张英力, 等. 台式核磁共振仪变温探头系统的研制[J]. *波谱学杂志*, 2009, 26(1): 75-82.
- WANG H Z, YANG P Q, ZHANG Y L, et al. A variable-temperature probe system for desktop nuclear magnetic resonance analytic instrument [J]. *Chinese Journal of Magnetic Resonance*, 2009, 26(1): 75-82.
- [19] AKAKI M, KIHARA T, TOKUNAGA M, et al. High magnetic field dependence of magnetodielectric properties in SrCoSiO crystal[J]. *J Low Temp Phys*, 2013, 170(5-6): 291-295.
- [20] YANG Q X, RUPPRECHT S, LUO W, et al. Radiofrequency field enhancement with high dielectric constant (HDC) pads in a receive array coil at 3.0T[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2013, 38(2): 435-440.
- [21] 骆逸锋, 张一鸣. 低场脉冲NMR中静磁场不均匀性的射频场补偿[J]. *波谱学杂志*, 2005, 22(2): 217-221.
- LUO Y F, ZHANG Y M. RF compensation for static field inhomogeneity in low field pulsed NMR [J]. *Chinese Journal of Magnetic Resonance*, 2005, 22(2): 217-221.
- [22] BARNES W L, DEREUX A, EBBESEN T W. Surface plasmon subwavelength optics[J]. *Nature*, 2003, 424(6950): 824-830.
- [23] QING X, CHEN Z N, YEAP S B, et al. MRI coils using metamaterials[C]. *IEEE APS*, 2015.
- [24] SLOBOZHANYUK A P, PODDUBNY A N, RAAIJMAKERS A E, et al. Enhancement of magnetic resonance imaging with metasurfaces[J]. *Adv Mater*, 2016, 28(9): 1832-1838.

(编辑:谭斯允)