

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2020.11.013

医学信号处理与医学仪器

## 磁共振主动式射频开关设计方法研究

黄清明<sup>1,2,3,4</sup>, 李想<sup>1</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. 上海市分子影像学重点实验室, 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:**为避免磁共振成像(MRI)系统射频线圈的发射和接收两种工作模式发生耦合,对于短弛豫时间信号的采集,要求射频开关的切换时间应尽可能短。**方法:**在分析被动式MRI射频开关电路结构的基础上,采用PIN二极管设计了主动式MRI射频开关电路,由直流驱动电路控制PIN二极管的导通和截止实现射频开关的切换,从而达到对射频开关及其状态的主动控制,以缩短射频开关的切换时间。**结果:**采用电子设计自动化软件对射频开关电路的隔离度、插入损耗、电压驻波比等性能指标进行仿真分析,符合设计要求;通过示波器对由直流驱动电路和射频开关电路外接负载的端口波形进行分析,射频开关的切换速度达到预期目标。**结论:**基于PIN二极管的射频开关能够有效地缩短射频开关时间,具有良好的隔离度、插入损耗和噪声系数等性能。

**【关键词】**磁共振成像;射频开关;PIN二极管;驱动电路

**【中图分类号】**R318;O482.53

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2020)11-1408-08

## Research on design method of active radio frequency switch for magnetic resonance

HUANG Qingming<sup>1,2,3,4</sup>, LI Xiang<sup>1</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** In order to avoid coupling between the transmitting and receiving working modes of the radio frequency coil of the magnetic resonance imaging (MRI) system, when collecting short relaxation time signals, the switching time of the radio frequency switch should be as short as possible. **Methods** Based on the analysis of the passive MRI radio frequency switch circuit structure, an active MRI radio frequency switch circuit is designed with a PIN diode. The DC drive circuit controls the on and off of the PIN diode to realize the switching of the radio frequency switch, so as to achieve the active control over radio frequency switch and its situation to shorten the switching time of the RF switch. **Results** Advanced Design System (ADS) is used to simulate and analyze the isolation, insertion loss and voltage standing wave ratio (VSWR) of RF switching circuit, which meets the design requirements. The oscilloscope is used to analyze the port waveform of the external load of the DC drive circuit and the RF switch circuit, and the switching speed of the RF switch achieves the expected target. **Conclusion** The RF switch based on PIN diode can realize the active control of RF switching time, and perform well in isolation, insertion loss and noise figure.

**Keywords:** MRI; RF switch; PIN diode; drive circuit

**【收稿日期】**2020-06-12

**【基金项目】**国家重大科学仪器设备开发专项(2013YQ170463);上海市高校“高峰高原”学科II类高原学科建设项目;上海高校教师专业发展工程青年骨干教师产学践习项目;上海健康医学院医教协同(产教融合)应用型人才培养示范项目

**【作者简介】**黄清明,博士研究生,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

射频线圈电路中电感和电容为储能元器件,磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)信号的采集并不是进入弛豫状态即刻开始的。射频脉冲发射结束后残余在射频线圈中的能量不会瞬间消失,需要一个振荡衰减的过程,振荡频率和即将接收的MRI信号频率一致,振荡幅值比MRI信号的幅值大得多,为避免振荡电流对MRI信号的干扰,必须等待

振荡电流衰减到一定程度后才能开启射频接收通道对MRI信号进行采集<sup>[1]</sup>。从射频脉冲发射结束到开始MRI信号采集之间的时间称为射频线圈的死时间 $\tau$ ，另外，射频开关对射频发射通道和接收通道的切换也需要一定时间 $\tau^*$ ，因此，射频线圈的死时间 $\tau$ 和射频开关的切换时间 $\tau^*$ 共同构成了系统的延时时间 $\Delta t$ ，即 $\Delta t = \tau + \tau^*$ 。根据上述分析可知，当延时时间 $\Delta t$ 小于弛豫时间 $T_2$ ，MRI信号在开始接收前不会衰减为零，系统才能够接收到该信号<sup>[2-4]</sup>。

换言之，对于短弛豫时间信号，要获得其MRI信号，延时时间 $\Delta t$ 必须尽可能小。根据射频系统的特性可知，可以从以下3个方面考虑缩短延时时间 $\Delta t$ ：(1)增加射频线圈谐振电路的等效电阻，使能量在电阻上得以快速的消耗；(2)使射频线圈谐振电路失去谐振状态，振荡电流得以快速衰减；(3)提高射频开关的速度<sup>[5]</sup>。前两种方法是通过对谐振电路进行设计和性能分析以缩短射频线圈死时间 $\tau$ ；而第三种方法主要对射频开关电路进行设计和分析以提高射频开关速度，从而缩短射频开关的切换时间 $\tau^*$ ，为本研究的重点。传统射频开关采用被动开关设计，即由电长度 $\lambda/4$ 传输线和二极管对结合的电路，切换时间 $\tau^*$ 为固定值，无法调整。本研究采用主动射频开关设计，即通过控制PIN二极管的导通和截止实现射频发射和接收切换的主动控制<sup>[6]</sup>。

## 1 MRI射频开关基本理论

射频(发射/接收)开关是射频功率放大器和射频线圈与低噪声前置放大器(Low Noise Amplifier, LNA)之间的连接通道，实现射频线圈在发射和接收两个状态之间的切换，从而达到发射通道和接收通路隔离的目的。MRI信号和射频脉冲信号的功率差异很大，前者功率通常为微瓦量级，而后者功率为瓦量级甚至千瓦量级，因此，在射频开关设计时，射频开关切换速度提高必须以射频开关有尽可能大的隔离度、尽可能小的插入损耗和噪声系数为前提<sup>[7]</sup>。

### 1.1 MRI射频开关的工作原理

图1为MRI射频开关工作原理。射频开关由射频发射通道开关 $S_T$ 和射频接收通道开关 $S_R$ 组成，当MRI系统发射射频信号RF时，发射通道开关 $S_T$ 闭合，处于导通状态，发射线圈处于谐振状态，射频信号RF经发射通道到达发射线圈，产生射频磁场 $B_1$ ，此时接收通道 $S_R$ 断开，处于截止状态，接收线圈处于失谐状态，避免与发射线圈产生耦合。当开始接收MRI信号时，发射通道开关 $S_T$ 即刻断开，发射线圈处于失谐状态，发射线圈电容和电感的残余能量会迅速衰减，缩短了射频线圈的死时间 $\tau$ ，避免与接收线圈产生耦合，同时接收通道 $S_R$ 闭合，接收线圈处于谐振状态<sup>[8-10]</sup>。

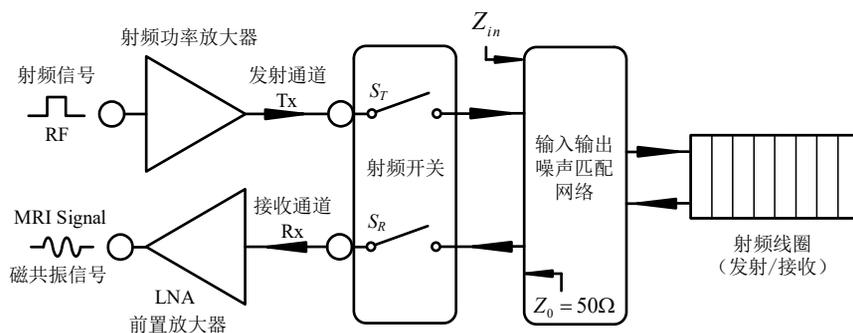


图1 MRI射频开关工作原理

Fig.1 Working principle of RF switch for MRI

图2为被动式MRI射频开关电路结构。射频开关的断开和闭合是通过 $\lambda/4$ 传输线和二极管对 $D_2$ 共同作用间接实现的。射频开关通常位于LNA前端，在射频发射阶段，为防止射频脉冲的耦合，采用电长度 $\lambda/4$ 传输线和限幅二极管 $D_2$ 实现对LNA的保护以及射频线圈与LNA的阻抗匹配。射频脉冲到达射频线圈的输入端同时，通过 $\lambda/4$ 传输线到达LNA输入端，此时 $D_2$ 导通，导通电阻很小，因此，传输线在射频线圈的输入阻抗较高，LNA的电压为射频脉冲在 $D_2$

导通电阻和LNA阻抗的分压值， $D_2$ 起到限制LNA输入端电压的作用，故称为限幅二极管。因MRI信号微弱无法导通 $D_2$ ，故 $D_2$ 和 $\lambda/4$ 传输线的存在不影响MRI信号的接收。通过调整由 $\lambda/4$ 传输线制作的阻抗变换器实现输入阻抗与负载(LNA)阻抗匹配，实现噪声最佳匹配，使射频开关电路的噪声系数最低。同时 $\lambda/4$ 网络是窄频带电路，一定范围内的频率呈现通路，频率范围以外信号将被衰减，对MRI信号采集过程的噪声信号起到抑制作用<sup>[11-13]</sup>。

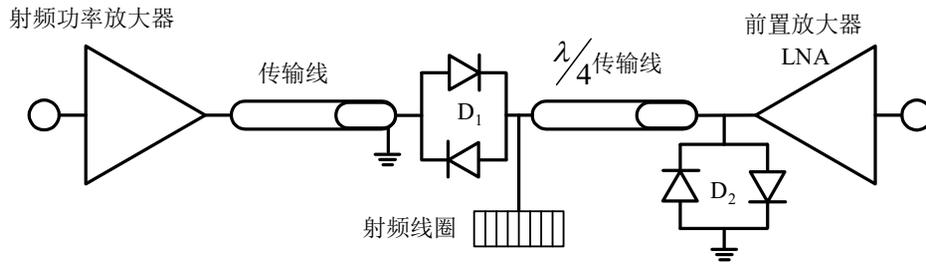


图2 被动式MRI射频开关电路结构  
Fig.2 Passive MRI radio frequency switch circuit structure

### 1.2 MRI射频开关的性能参数

为减少射频开关电路的复杂性和非线性效应，简化电路的输入输出特性关系。通常用二端口网络模型代替射频开关电路，在射频段用散射参量S表征二端口网络(射频开关电路)的输入输出关系。隔离度和插入损耗是射频开关的重要性能指标，在二端口网络模型中分别用射频开关断开和闭合状态下的正向传输系数 $S_{21}$ 表示<sup>[14]</sup>。射频开关电路中的二极管无论处于导通还是截止状态，其阻抗都会对信号造成衰减，射频开关的性能评价指标主要有以下几个方面。

(1)隔离度。隔离度是指射频开关断开时，射频开关对信号的衰减程度，通常要求隔离度尽可能大，理想条件下的隔离度 $I_{so} \rightarrow -\infty$ 。电路串联方式的隔离度<sup>[15]</sup>：

$$I_{so} = 10 \log [1 + (4\pi f C_j Z_0)^2] \quad (1)$$

其中， $C_j$ 为反向偏置等效结电容， $f$ 为工作频率， $Z_0$ 为电路特性阻抗。电路并联方式的隔离度：

$$I_{so} = 20 \log [1 + Z_0 / 2R_s] \quad (2)$$

其中， $R_s$ 为正向偏置等效电阻， $Z_0$ 为电路特性阻抗。

(2)插入损耗。插入损耗是指射频开关闭合时，信号通过射频开关所产生的功率损耗，通常要求插入损耗尽可能小，理想条件下插入损耗 $IL = 0 \text{ dB}$ 。电路串联方式的插入损耗：

$$IL = 20 \log [1 + R_s / 2Z_0] \quad (3)$$

其中， $R_s$ 为正向偏置等效电阻， $Z_0$ 为电路特性阻抗。电路并联方式的插入损耗：

$$IL = 10 \log [1 + (\pi f C_j Z_0)^2] \quad (4)$$

其中， $C_j$ 为反向偏置等效结电容， $f$ 为工作频率， $Z_0$ 为电路特性阻抗。

(3)切换速度。切换速度是指射频开关驱动电源切换到射频开关输出端产生响应的快慢程度，通常由电感电容组成的LC偏置电路和二极管共同决定。电路在状态切换过程中，由于电荷的存储效应导致存在一定的延时量。

(4)电压驻波比。电压驻波比是输出端口与输入端口的特性阻抗之间阻抗匹配程度的评价指标，一般要求电压驻波比 $VSWR < 2$ 。电压驻波比小，不代表插入损耗一定小，但是插入损耗小的射频开关，电压驻波比一定小，因此，电压驻波比只能作为射频开关性能评价的参考指标。

(5)功率容量。功率容量是指在额定条件下，射频开关能够承受的最大输入功率。由二极管自身的功率容量、串联或并联方式、散热条件和工作状态决定。

## 2 MRI射频开关设计

射频开关的主要作用是对射频线圈的发射模式和接收模式进行切换。当射频线圈处于发射状态时，射频发射开关闭合，使激励信号传输到发射线圈上，同时断开射频接收开关，保护前置放大器不受大功率的射频信号影响而损坏；当射频线圈处于接收状态时，射频发射开关断开，射频接收开关闭合，防止射频功放的噪声信号进入接收电路和射频线圈，使微弱的MRI信号以尽可能小的衰减到达前置放大器<sup>[16-18]</sup>。

图3为主动式MRI射频开关设计方案，采用PIN二极管，通过直流驱动电路控制PIN二极管的导通和截止来实现射频开关的切换，从而实现对射频开关和开关状态的主动控制。直流驱动电路提供的直流偏置实现对PIN二极管导通和截止的控制，当驱动电路提供正向直流电流时，PIN二极管处于导通状态，等效于电阻值很小的电阻；当驱动电路提供反向电压时，PIN二极管处于截止状态，阻抗很大。在一定程度上，直流驱动电路的速度决定PIN二极管导通和截止的切换速度，进而决定射频开关的切换时间。因此，快速驱动电路的设计是射频开关切换速度提高的关键<sup>[19]</sup>。MRI射频开关性能设计目标参数见表1。

### 2.1 基于PIN二极管的主动式射频开关设计

图4为基于PIN二极管的可控射频开关设计。射频开关由发射通道开关 $S_T$ 、接收通道开关 $S_R$ 和电

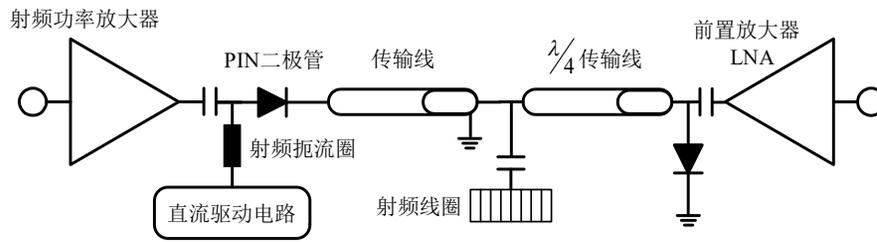


图3 主动式MRI射频开关设计方案

Fig.3 Active MRI radio frequency switch design scheme

表1 MRI射频开关性能设计目标参数

Tab.1 Target parameters for performance design of RF switches for MRI

技术参数	设计指标
工作频率 $f$	23 MHz
传输功率(脉冲功率) $P$	500 W(占空比10%)
插入损耗IL	$\leq 0.3$ dB
隔离度 $I_{iso}$	$\geq 35$ dB
端口电压驻波比VSWR	$\leq 1.5$
开关切换时间 $\tau^*$	$\leq 3$ $\mu$ s
正向直流驱动电源 $U_+$	1 A/-12 V
反向直流驱动电源 $U_-$	12 V/-8 V

感电容组成的LC并联电路偏置网络组成。

对于发射通道开关 $S_T$ ,电路核心元器件PIN二极管 $D_1$ 相当于直流控制开关,当直流驱动电路输出正向恒流时,PIN二极管 $D_1$ 导通,发射通道开关 $S_T$ 开关闭合;当直流驱动电路输出负向恒压时,PIN二极管 $D_1$ 截止,发射通道开关 $S_T$ 断开。对于接收通道开关 $S_R$ ,由二极管 $D_2$ 控制LNA的供电电源,当直流驱动电

路输出正向恒压时,二极管 $D_2$ 导通,接收通道开关 $S_R$ 闭合,对LNA进行供电,进入工作状态;反之,二极管 $D_2$ 截止,接收通道开关 $S_R$ 断开,LNA失电进入非工作状态。LC并联电路偏置网络起到隔离射频电路和直流驱动电路的作用,电容 $C_1$ 使直流驱动电路信号朝射频线圈方向流动,同时根据噪声匹配原则, $C_1$ 电容值的选择应保证输入阻抗 $Z_{in}$ 等于特性阻抗 $Z_0 = 50 \Omega$ ,使发射通道端口的正向传输系数 $S_{21}$ ,即插入损耗最小。MRI射频开关电路中 $D_3$ 由反向并联的二极管对组成,和 $\lambda/4$ 传输线电路共同作用起到限制LNA输入端电压的作用。根据 $\lambda/4$ 传输线阻抗变换原理,当大功率噪声信号由接收线圈进入接收通道开关 $S_R$ 时, $D_3$ 导通出现短路,但是 $\lambda/4$ 传输线电路在输入端的阻抗很高,大功率噪声信号在 $\lambda/4$ 传输线电路处被阻隔而不能进入LNA,保护LNA不受大功率噪声信号冲击而损坏;当MRI信号采集时,因其信号微弱无法导通 $D_3$ ,故 $\lambda/4$ 传输线电路和 $D_3$ 的存在不影响MRI信号的采集<sup>[20-23]</sup>。MRI可控射频开关电路端口接线与功能见表2。

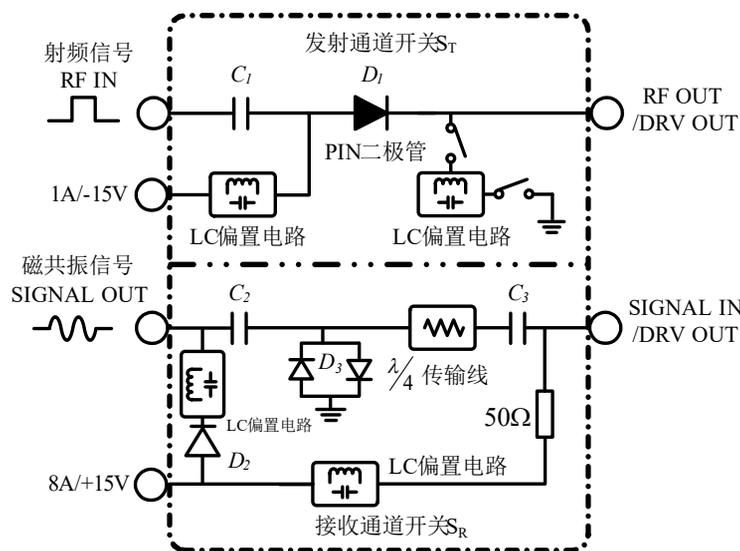


图4 基于PIN二极管的可控射频开关设计

Fig.4 Design of active RF switch based on PIN diode

表2 MRI可控射频开关电路端口接线与功能

Tab.2 Circuit port connection and function of active RF switch on MRI

MRI射频开关	电路端口	主要功能
发射通道开关 $S_T$	RF IN	接射频功率放大器
	RF OUT/DRV OUT	接发射线圈, RF信号激励受检体, 驱动电源1 A/-12 V
接收通道开关 $S_R$	SIG IN/DRV OUT	接收线圈, MRI信号采集入口, 驱动电源+12 V/-8 V
	SIG OUT	接前置放大器LNA

### 2.2 基于场效应管的直流驱动电路设计

PIN二极管的切换速度由自身性能和直流驱动电路的切换速度共同决定,因此,直流驱动电路加快了PIN二极管切换速度,从而提高射频开关速度<sup>[17]</sup>。直流驱动电路主要为PIN二极管提供正向偏置的直流正向恒流、正向恒压和反向偏置的直流负向恒压。直流驱动电路的切换速度是指电路输出的正负电源之间的切换速度。由MRI射频开关性能设计目标参数,射频开关的切换时间 $\tau^* \leq 3 \mu s$ ,则直流驱动电路的切换时间应该更短,发射通道开关 $S_T$ 驱动电路输出电源为+1 A/-12 V,接收通道开关 $S_R$ 驱动电路输出

电源为-8 V/+12 V。

根据上述射频开关电路结构对应的直流驱动电路分为发射通道开关 $S_T$ 驱动电路和接收通道开关 $S_R$ 驱动电路。除控制信号外,两部分完全独立、交替闭合和断开。图5为基于场效应管的直流驱动电路设计,通过门控信号控制MOS场效应管交替闭合和断开,实现发射通道开关 $S_T$ 驱动电路输出+1 A恒流源或-12 V恒压源,接收通道开关 $S_R$ 驱动电路输出-8 V恒压源或+12 V恒流源,达到给射频开关提供直流电压或直流电流的目的<sup>[24]</sup>。

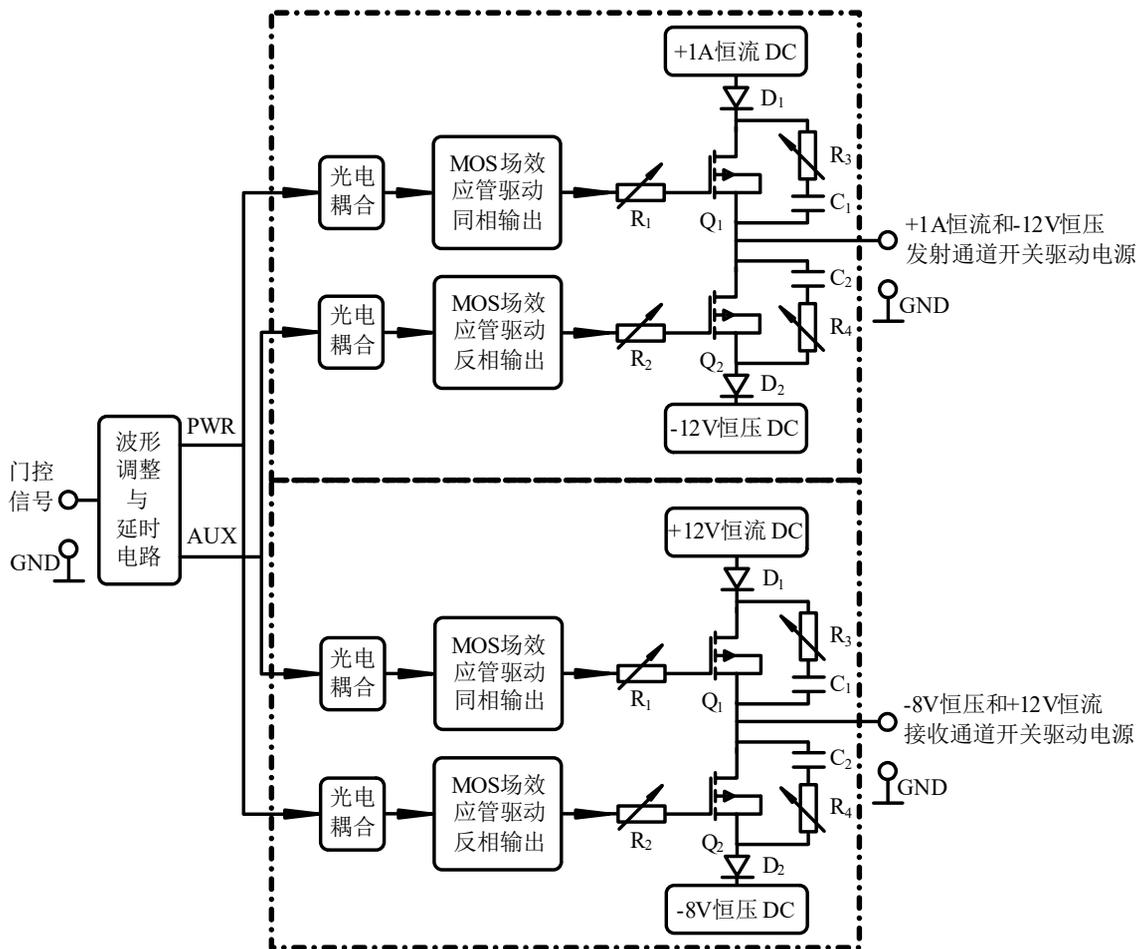


图5 基于场效应管的直流驱动电路设计

Fig.5 Design of DC drive circuit based on Field Effect Transistor (FET)

### 3 MRI主动式射频开关的性能测试

为了计算MRI射频开关电路中LC并联偏置网络电感和电容,采用电子设计自动化软件对MRI射

频开关进行辅助计算和性能仿真测试<sup>[25-26]</sup>。图6为在发射通道开关 $S_T$ 不同状态下,电压驻波比VSWR和插入损耗IL随频率的变化曲线。

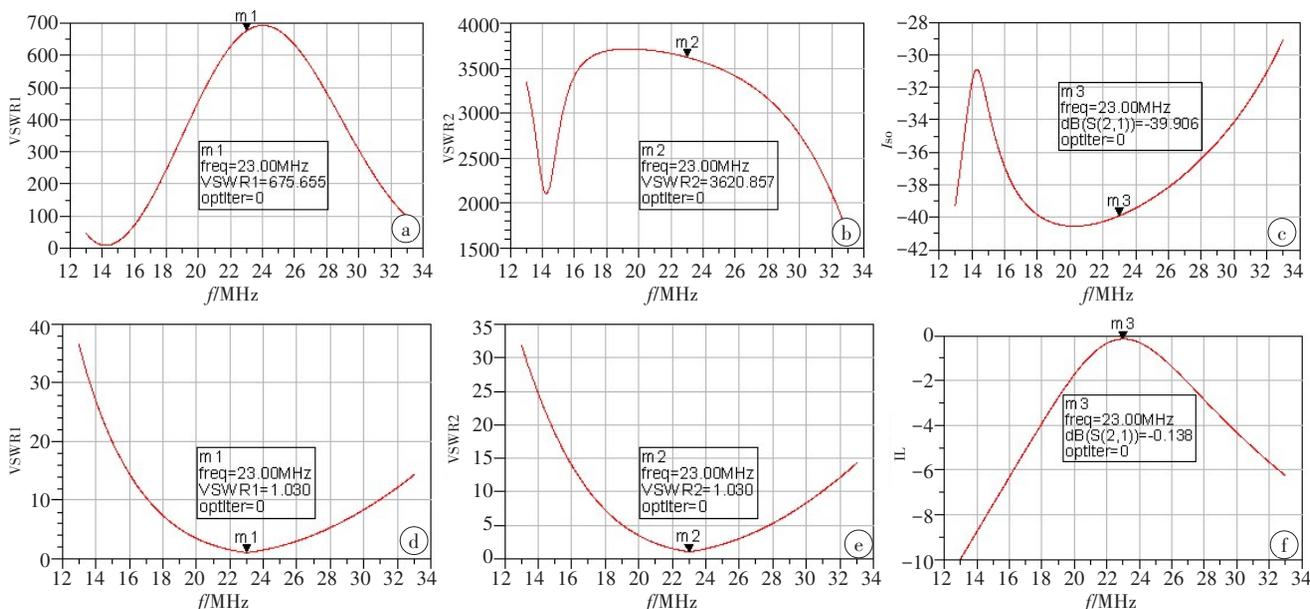


图6 发射通道开关 $S_T$ 不同状态下,电压驻波比VSWR、隔离度和插入损耗IL随频率的变化曲线

Fig.6 VSWR and isolation/insertion loss curve with frequency under different states of transmit channel switch  $S_T$

图6a、图6b、图6c分别为发射通道开关 $S_T$ 断开状态下,电压驻波比VSWR1、VSWR2和隔离度随频率的变化曲线;图6d、图6e、图6f分别为发射通道开关 $S_T$ 闭合状态下,电压驻波比VSWR1、VSWR2和插入损耗随频率的变化曲线

在发射通道开关 $S_T$ 断开状态下,端口RF IN和端口RF/DRV OUT的电压驻波比VSWR1、VSWR2和隔离度随频率的变化曲线如图6a、图6b、图6c所示。工作频率 $f = 23$  MHz时,VSWR1=675.655,VSWR2=3620.857,两个物理量的数值很大,说明此状态下射频开关电路的输入输出阻抗匹配程度很差,符合射频开关断开状态的电路特性;对应的散射参量 $S_{21}$ 代表射频开关的隔离度 $I_{so} = 39.906$  dB,满足隔离度 $I_{so} \geq 35$  dB的设计要求。

当发射通道开关 $S_T$ 闭合状态下,VSWR1、VSWR2和插入损耗随频率的变化曲线如图6d、图6e、图6f所示。工作频率 $f = 23$  MHz时,VSWR1=1.03,VSWR2=1.03,说明射频开关电路的阻抗匹配特性良好,满足端口电压驻波比VSWR < 1.5的设计目标;对应的散射参量 $S_{21}$ 代表射频开关的插入损耗IL=0.138 dB,满足插入损耗IL < 0.3 dB的设计要求。

接收通道开关电路中无PIN二极管,接收通道开关 $S_R$ 本身并不能主动断开和闭合,而是通过 $\lambda/4$ 传输线电路和反向并联的二极管对 $D_3$ 共同作用间接实现的。图7为接收通道开关端口的电压驻波比VSWR和插入损耗IL随频率的变化曲线。工作频率 $f =$

23 MHz,端口SIG IN/DRV OUT和端口SIG OUT的电压驻波比分别为VSWR1=1.057,VSWR2=1.057,说明射频开关电路的阻抗匹配特性良好,满足端口电压驻波比VSWR < 1.5的设计目标。对应的散射参量 $S_{21}$ 代表射频开关的插入损耗IL = 0.257 dB,满足插入损耗IL < 0.3 dB的设计要求。

在门控信号的频率为1 kHz,占空比10%下,采用示波器测试上述设计的直流驱动电路和射频开关电路外接负载电阻 $R_1 = 10 \Omega$ , $R_2 = 50 \Omega$ 两端的波形。在门控信号处于高电平状态下,根据RF OUT/DRV OUT端口的输出波形可知,射频发射通道开关 $S_T$ 闭合至稳定时间约为2.9  $\mu$ s,延迟时间约为1.5  $\mu$ s,由于PIN二极管导通存在延时,射频开关闭合的时间较长,为消除延迟时间的影响,通常使门控信号提前大约1.5  $\mu$ s处于高电平状态,射频发射通道开关 $S_T$ 闭合的时间缩短到1.4  $\mu$ s,符合开关切换时间 $\tau^* \leq 3 \mu$ s的设计要求。

射频发射通道开关 $S_T$ 断开时间相对于其闭合时间对射频系统性能的影响更为关键。断开时间越短,射频发射线圈失谐越快,线圈残余能量衰减越快,死时间 $\tau$ 越短,接收通道开始采集MRI信号时

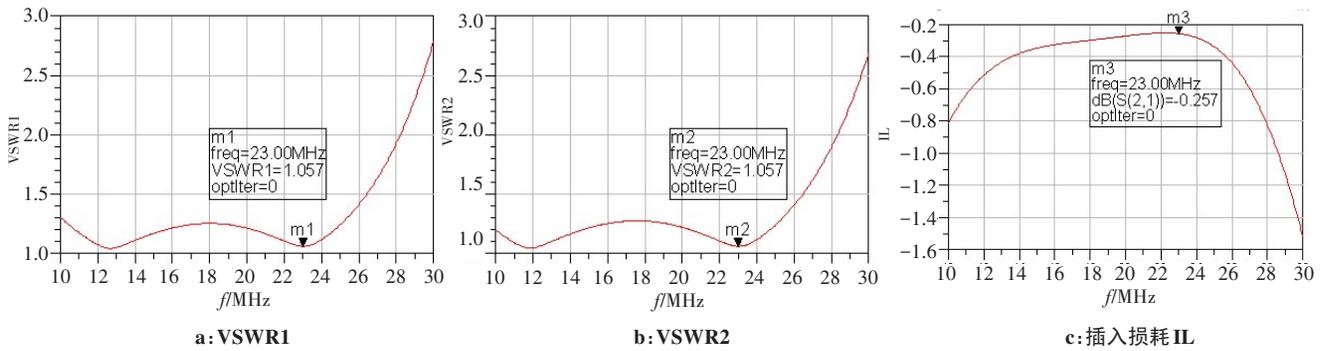


图7 接收通道开关端口的电压驻波比 VSWR 和插入损耗 IL 随频率的变化曲线

Fig.7 VSWR and insertion loss curve with frequency of switching ports in receiving channels

间越早,弛豫信号的衰减越小,MRI信号(图像)的质量越高。图8为射频发射通道开关 $S_T$ 的断开时间,沿波形开始下降到最低点需要的时间约为 $0.72\ \mu\text{s}$ ,此时间即为射频发射通道开关 $S_T$ 的断开时间,符合开关切换时间 $\tau^* \leq 3\ \mu\text{s}$ 的设计目标。同理,通过示波器观察射频接收通道开关 $S_R$ 在SIG IN/DRV OUT端口的输出波形,射频接收通道开关 $S_R$ 闭合至稳定时间约为 $1.1\ \mu\text{s}$ ,接收线圈通道闭合开始接收MRI信号,接收开关的闭合时间约为 $1.1\ \mu\text{s}$ ,符合开关切换时间 $\tau^* \leq 3\ \mu\text{s}$ 的设计要求。沿波形开始下降到最低点需要的时间约为 $0.65\ \mu\text{s}$ ,此时间即为射频接收通道开关 $S_R$ 的断开时间,符合开关切换时间 $\tau^* \leq 3\ \mu\text{s}$ 的设计目标。在接收完MRI信号之后发射线圈发射之前,接收线圈进入失谐状态,避免与发射线圈耦合。

和接收两个状态之间的切换,避免发射线圈和接收线圈发生耦合。对于短弛豫时间的MRI信号,射频开关的切换时间越短,发射线圈失谐越快,线圈残余能量衰减越快,死时间 $\tau$ 越短,接收通道开始采集MRI信号的时间越早,弛豫信号的衰减越小,MRI信号(图像)的质量越高。为缩短射频开关的切换时间,本研究在分析被动式MRI射频开关电路结构的基础上,采用PIN二极管设计主动式MRI射频开关电路。采用电子设计自动化软件对射频开关电路的隔离度、插入损耗、电压驻波比等性能指标进行仿真分析,符合设计要求;采用示波器对由直流驱动电路和射频开关电路外接负载电阻的端口波形进行分析,射频开关的切换速度符合设计目标要求。基于PIN二极管的射频开关能够有效地缩短射频开关时间,具有良好的隔离度、插入损耗和噪声系数等性能。

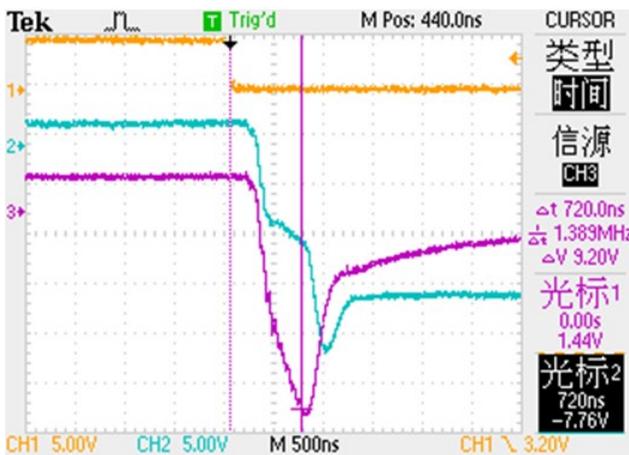


图8 射频发射通道开关 $S_T$ 的断开时间

Fig.8 Disconnection time of switch  $S_T$  for radio frequency transmission channel

### 4 结论

射频(发射/接收)开关是射频功率放大器和射频线圈与LNA之间的连接通道,实现射频线圈在发射

### 【参考文献】

- [1] 薛梓瑗. 低场磁共振FID信号放大电路的分析与研究[D]. 北京: 中国科学院电工研究所, 2002.
- [2] XUE Z Y. Analysis and research of low field magnetic resonance FID signal amplifier circuit [D]. Beijing: Institute of Electrical Engineering, Chinese Academy of Sciences, 2002.
- [3] LEE H L. Reconfigurable multi-channel RF crossbar switch matrix for MRI receiver front-end[J]. Electron Lett, 2017, 53(6): 380-381.
- [4] 傅元, 初振东. 低场磁共振的信号源和功放前级[J]. 仪表技术与传感器, 2014, 2: 102-104.
- [5] FU Y, CHU Z D. Signal source and primary power amplifier of low field NMR system[J]. Instrument Technique and Sensor, 2014, 2: 102-104.
- [6] CHOI C H, HUTCHISON J M, LURIE D J. Design and construction of an actively frequency-switchable RF coil for field-dependent magnetisation transfer contrast MRI with fast field-cycling[J]. J Magn Reson, 2010, 207(1): 134-139.
- [7] 刁玉剑, 谢君尧, 徐俊成, 等. 磁共振快速T/R开关驱动器研制[J]. 波谱学杂志, 2016, 33(1): 37-43.
- [8] DIAO Y J, XIE J Y, XU J C, et al. A high-speed driver for NMR T/R switch[J]. Chinese Journal of Magnetic Resonance, 2016, 33(1): 37-43.

- [6] 徐俊成. 磁共振射频电路设计[D]. 上海: 华东师范大学, 2012.  
XU J C. Magnetic resonance RF circuit design[D]. Shanghai: East China Normal University, 2012.
- [7] 吴家锋, 吴程, 赵夕彬. 8 kW 高功率单刀四掷射频开关[J]. 半导体技术, 2015, 40(7): 516-520.  
WU J F, WU C, ZHAO X B. 8 kW high power SP4T RF switch[J]. Semiconductor Technology, 2015, 40(7): 516-520.
- [8] 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.
- [9] 赵朋斌, 蒲文飞, 陆磊. PIN 二极管在射频电路中的应用[J]. 信息系统工程, 2014, 9: 83-84.  
ZHAO P B, PU W F, LU L. Application of PIN diodes in RF circuits [J]. China CIO News, 2014, 9: 83-84.
- [10] 吴安, 杨洋. PIN 二极管在射频开关电路中的工作原理及应用[J]. 科技风, 2016(10): 133.  
WU A, YANG Y. Working principle and application of PIN diode in RF switching circuit[J]. Technology Wind, 2016(10): 133.
- [11] HA Y, CHOI C H, SHAH N J. Development and implementation of a PIN-Diode controlled, Quadrature-Enhanced, Double-Tuned RF coil for Sodium MRI[J]. IEEE Trans Med Imaging, 2018, 37(7): 1626-1631.
- [12] 杜海霞. 方向图可重构天线系统的设计与实现[D]. 苏州: 苏州大学, 2011.  
DU H X. The design and realization of pattern-reconfigurable antenna system[D]. Suzhou: Soochow University, 2011.
- [13] THAPA B, KAGGIE J, SAPKOTA N, et al. Design and development of a general-purpose transmit/receive (T/R) switch for 3T MRI, compatible for a linear, quadrature and double-tuned RF coil[J]. Concept Magn Res B, 2016, 468(2): 56-65.
- [14] 刁玉剑. 核磁共振射频开关及驱动电路设计[D]. 上海: 华东师范大学, 2014.  
DIAO Y J. Design of NMR RF switch and drive circuit[D]. Shanghai: East China Normal University, 2014.
- [15] 尹帅. 基于 PIN 管的大功率射频开关研制[J]. 计算机与数字工程, 2012, 40(3): 121-123.  
YIN S. Research and design of high-power capacity RF switch based on PIN diode[J]. Computer and Digital Engineering, 2012, 40(3): 121-123.
- [16] 张光辉, 石玉, 何泽涛. 基于 PIN 管的多路大功率宽带高线性射频开关的研制[J]. 电子元件与材料, 2012, 31(11): 63-66.  
ZHANG G H, DAN Y, HE Z T. Development of multi-channel high-power broadband high linearity RF switch based on PIN tube [J]. Electronic Components and Materials, 2012, 31(11): 63-66.
- [17] 唐正, 吕晓蕊. 基于 PIN 管的宽带高隔离度开关的设计与仿真[J]. 舰船电子工程, 2017, 37(1): 158-160.  
TANG Z, LV X R. Design and simulation of wide-band and high-isolation switch based on PIN tube[J]. Ship Electronic Engineering, 2017, 37(1): 158-160.
- [18] CHOI C H, HA Y, VEERAIHAH P, et al. Design and implementation of a simple multinuclear MRI system for ultra high-field imaging of animals[J]. J Magn Reson, 2016, 273: 28-32.
- [19] 吴云飞, 董艳红, 侯宪春, 等. 一种具有低插入损耗 PIN SPDT 开关设计[J]. 佳木斯大学学报(自然科学版), 2016, 34(6): 939-942.  
WU Y F, DONG Y H, HOU X C, et al. Design of a PIN SPDT switch with low insertion loss[J]. Journal of Jiamusi University (Natural Science Edition), 2016, 34(6): 939-942.
- [20] 卢小娜, 李嘉颖, 陈志宏. 一种新颖的实现大小功率切换的技术[J]. 电子科技, 2014, 27(4): 95-97.  
LU X N, LI J Y, CHEN Z H. A novel technique for high/low power switch[J]. Electronic Science and Technology, 2014, 27(4): 95-97.
- [21] 吴爽. 伪随机跳频射频电路设计[D]. 南京: 南京理工大学, 2014.  
WU S. Design of pseudo-random frequency hopping RF circuit[D]. Nanjing: Nanjing University of Science and Technology, 2014.
- [22] 王伟光. 适于共用孔径的可重构天线技术[J]. 微波学报, 2015, 31(5): 89-96.  
WANG W G. Reconfigurable antennas technology being applicative for shared aperture[J]. Journal of Microwaves, 2015, 31(5): 89-96.
- [23] AGHDAMS A. Reconfigurable antenna with a diversity filtering band feature utilizing active devices for communication systems[J]. IEEE Trans Antennas Propag, 2013, 61(10): 5223-5228.
- [24] YANG Z X, YANG H C, HONG J S, et al. Bandwidth enhancement of a Polarization-Reconfigurable patch antenna with stair-slots on the ground[J]. IEEE Antennas Wirel Propag Lett, 2014, 13: 579-582.
- [25] 张巴龙, 彭洋洋, 陈泽岩. 一种射频开关电路和处理射频信号的方法: CN103580658A[P]. 2014-02-12.  
ZHANG S L, PENG Y Y, CHEN Z Y. A RF switching circuit and a method of processing RF signals: CN103580658A[P]. 2014-02-12.
- [26] 朱晓东, 江汉. CMOS 射频开关: CN 103812483A[P]. 2014-05-21.  
ZHU X D, JIANG H. CMOS RF switch: CN 103812483A[P]. 2014-05-21.

(编辑: 薛泽玲)