

## 磁共振序列同步执行的研究与实现

吴林<sup>1,2</sup>, 胡霞飞<sup>1,2,3</sup>, 解玺洁<sup>1,2,4</sup>, 张双<sup>1,2,5</sup>, 张涛<sup>1,2</sup>

1. 电子科技大学生命科学与技术学院, 四川 成都 611731; 2. 电子科技大学高场磁共振脑成像四川省重点实验室, 四川 成都 611731; 3. 贵州省安顺市紫云苗族布依族自治县组织部, 贵州 安顺 550800; 4. 重庆市武隆区医疗保障局, 重庆 408500; 5. 内江师范学院人工智能学院, 四川 内江 641112

**【摘要】目的:**提出一种保持磁共振谱仪射频发射单元和谱仪射频接收单元之间相位相干的实现方案。**方法:**基于美国 National Instruments 公司的高性能工控机平台, 通过 LabVIEW 软件的图形化界面完成软件对硬件的控制。**结果:**除了评估成像图像的信噪比之外, 还评估了扫描图像的对比度, 这两项指标都满足磁共振成像需求。**结论:**从成像图像信噪比和对比度两方面验证了本研究设计的功能满足成像要求。

**【关键词】**磁共振; 相位相干; LabVIEW

**【中图分类号】**R318

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2022)11-1355-05

## Synchronous execution of magnetic resonance sequences and its implementation

WU Lin<sup>1,2</sup>, HU Xiafei<sup>1,2,3</sup>, XIE Xijie<sup>1,2,4</sup>, ZHANG Shuang<sup>1,2,5</sup>, ZHANG Tao<sup>1,2</sup>

1. School of Life Science and Technology, University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu 611731, China; 2. Sichuan Key Laboratory of High-Field Magnetic Resonance Brain Imaging, University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu 611731, China; 3. Organization Department of Ziyun Autonomous County Committee, Anshun 550800, China; 4. Healthcare Security Administration of Wulong District of Chongqing, Chongqing 408500, China; 5. School of Artificial Intelligence, Neijiang Normal University, Neijiang 641112, China

**Abstract: Objective** To propose an implementation scheme for maintaining the phase coherence between radiofrequency transmitter and radiofrequency receiver of magnetic resonance spectrometer. **Methods** Based on the high-performance industrial control computer platform of National Instruments, the hardware was controlled by software through the graphical interface of LabVIEW software. **Results** Both signal-to-noise ratio and contrast-to-noise ratio of the obtained image met the requirements for magnetic resonance imaging. **Conclusion** The function designed in the study is verified to satisfy the imaging requirements from the aspects of image signal-to-noise ratio and contrast-to-noise ratio.

**Keywords:** magnetic resonance; phase coherence; LabVIEW

### 前言

磁敏感加权成像 (Susceptibility Weighted Imaging, SWI) 是一种热门的磁共振成像技术<sup>[1-2]</sup>,

SWI 基于梯度回波数据中的幅度和相位, 利用人体组织之间的敏感性差异以增强图像对比度。顺磁性和抗磁性物质在 MRI 数据中产生不同的相移, SWI 对这两者都敏感, 从而能够提供高分辨率的脑静脉成像, 为颅内出血、创伤性脑损伤、中风和脑部肿瘤等脑疾病诊断提供有力支撑<sup>[3]</sup>。SWI 所用的梯度回波序列, 最明显的伪影是由回波数据的相位缠绕引起的<sup>[3]</sup>, 因此保持磁共振相位相干是非常必要的。

磁共振设备的接收信号包括两类, 分别为自由感应衰减信号 (Free Induction Decay, FID) 和 Echo 回波信号<sup>[4-6]</sup>, 这两类信号经过数字化处理被分解为包含实部数据和虚部数据的复数信号, 由实部数据和虚部数据可求解得到磁共振采集信号的相位信息和幅值信息。在磁共振重建所得图像数据的频域中,

**【收稿日期】**2022-08-15

**【基金项目】**国家重点研发计划 (2016YFC0100800, 2016YFC0100802); 四川省科技创新创业苗子工程重点项目 (2022JDRC0134); 四川省重点研发计划 (重大专项) 项目 (2021YFSC0040); 中国博士后科学基金面上项目 (2020M683294); 成都医学院四川应用心理学研究中心资助项目 (CSXL-21103); 乐山市科技局重点研究项目 (22GZD058); 内江师范学院科研团队项目 (17TD03, 2021TD02); 内江市科技支撑计划 (NJFH20-003)

**【作者简介】**吴林, 博士研究生, 研究方向: 磁共振技术及应用、医学图像处理, E-mail: neuwulin@163.com

相位表示磁共振图像的空间位置信号,若相位异常将导致重建图像产生伪影<sup>[7-9]</sup>。磁共振重建图像包含的相位信息是由磁共振发射单元的相位和接收单元的相位综合决定的,因此,为确保重建图像包含的相位信息正确,磁共振射频发射单元和射频接收单元的相位要保持相位相干,即磁共振射频发射单元和射频接收单元的相位差要维持相对固定<sup>[10]</sup>。

在做磁共振多层成像时,维持相位相干性的方法主要有相位回绕技术和相位同步切换-恢复技术<sup>[10-11]</sup>。相位回绕技术的实现过程为:磁共振谱仪射频接收单元数字本振频率保持不变,只对磁共振射频发射单元进行频率切换,致使磁共振谱仪射频发射单元跟谱仪射频接收单元的本振频率值不同,随着时间的累计,在磁共振谱仪射频发射单元和谱仪射频接收单元之间存在变化的相位差,导致磁共振发射单元和接收单元之间的相位不相干,相位回绕技术在射频发射单元增加一段“回绕延迟”时间,使射频发射单元的频率产生偏移,以消除前面切换射频接收单元的本振频率导致的变化相位差,之后再将发射模块的本振切换回跟射频接收模块相同的频率。由于相位回绕技术引入了额外的相位差消除时间,将增加磁共振序列的扫描时间,而且包含相位回绕技术的磁共振序列设计过程也更繁琐<sup>[12]</sup>。同步切换-恢复技术解决了磁共振射频发射单元和射频接收单元本振频率难以同步更新的问题<sup>[12]</sup>,在磁共振每个扫描周期启动时,先后对射频发射单元和射频接收单元的本振频率进行切换,在序列扫描临近结束时,再将射频发射单元和射频接收单元的本振频率切回到初始频率值。该方法实现过程虽然比相位回绕技术简单,但是切换射频发射单元和射频接收单元本振频率值的时间节点不好把控,其实现过程较为复杂。

本研究基于美国 National Instruments 公司的高性能工控机平台,提出一种保持磁共振射频发射单元与射频接收单元之间相位差值保持相位相干性的方案,其实现方案如下:(1)使用同源时钟,利用 PXIe 工控机的全局同步和定时板卡的 10 MHz 时钟源,衍生出工控机其他各板卡的时钟信号,从而确保所有板卡的参考时钟都是同源的。(2)用序列扫描的同步触发信号启动射频发射单元和射频接收单元的本振频率的同步切换,由高性能工控机的射频发射单元产生的同步信号不仅是磁共振序列周期扫描开始的触发信号<sup>[12]</sup>,也是射频发生单元和射频接收单元本振频率切换的触发信号<sup>[12]</sup>,由于同步信号达到射频发射单元和射频接收单元的传输延迟不一致,本研究对同步信号进行了延迟补偿,使得同步信号能够同时到达射频发射单元的本振和射频接收单元的本

振模块,即可以同时触发磁共振射频发射单元和射频接收单元的本振频率进行切换。同时,磁共振序列通过工控机的触发信号对射频发射单元和射频接收单元的本振模块进行复位,以保持固定时间周期对本振进行复位操作。

## 1 实验设计

本研究的功能实现都是基于 National instruments 公司的高性能工控机硬件平台<sup>[12-13]</sup>,通过 LabVIEW 软件的图像化界面完成软件对硬件的控制<sup>[14-16]</sup>,相对于磁共振领域现有的两种主流的相位相干实现方式,本研究所提出的实现方案在灵活性和控制精度方面更优,且更易于实现(图1)。

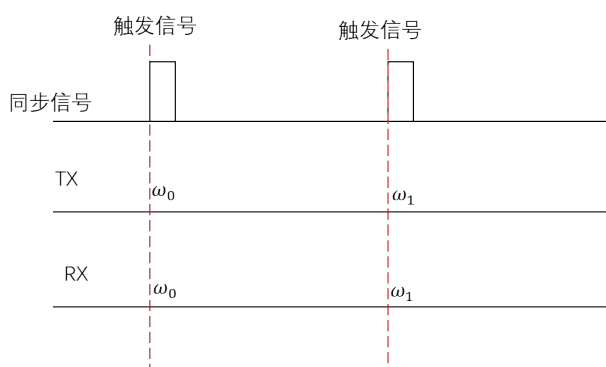


图1 同步切换射频发射和射频接收的本振频率示意图

Figure 1 Schematic diagram of local oscillator frequency for synchronous switching of radiofrequency transmitter and radiofrequency receiver

本研究设计的谱仪射频发射单元除了产生射频脉冲波形和射频使能门控信号之外,还要生成一个同步信号。如图2所示,图2a为序列扫描期间两个同步触发信号的示意图<sup>[12]</sup>,同步信号周期长度为序列参数卡所设置的重复时间(Time of Repetition, TR)<sup>[17]</sup>,该同步信号可以确保对工控机3个单元(射频发射单元、射频接收单元和梯度产生单元)进行周期性的触发;图2b为同步信号路由的配置实现方式<sup>[12]</sup>。

同步信号在射频发射单元产生,经工控机的背板PXI总线通道,分别发送至谱仪梯度发生单元和谱仪射频接收单元,并启动谱仪梯度发生单元和谱仪射频接收单元同时开始扫描动作。由于工控机的背板信号在各板卡间存在传输时延差异,本研究对这3个板卡收到的同步信号分别进行延时补偿,以确保同步信号到达这3个板卡的触发时刻完全一致,即这3个单元同时开始工作。同步信号除了能触发工控机平台的各板卡同步工作外,还能确保谱仪射频发射单元跟谱仪射频接收单元的相位维持相干。

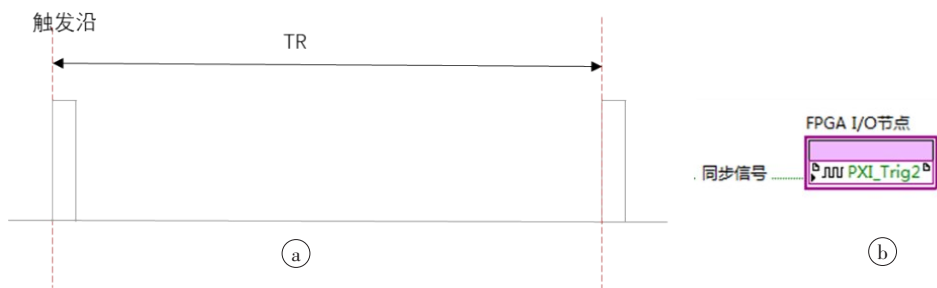


图2 同步信号示意图(a)和同步信号传输的实现方式(b)

Figure 2 Schematic diagram of synchronization signal (a) and implementation of synchronization signal (b)

以PXI Express协议进行板卡间通信的高性能工控机,搭载了升级后的同步和定时功能,具备两方面的优点:一是保留原来的定时及同步功能;二是在工控机的背板上添加了差分形式走线的100 MHz同步时钟和差分星型触发信号,因此工控机拥有更强的抗噪声干扰能力以及更好的延迟和同步性能<sup>[12, 18]</sup>。适配器NI 5783允许在FPGA软件模块中设置数模转换器(Digital to Analog Converter, DAC)速率、时钟等选项<sup>[12, 19]</sup>。根据时钟模式的选择可以配置不同的参考时钟和数模转换率。表1是NI 5783的4种模式的时

钟源<sup>[12]</sup>,第一种模式是内部锁相环(Phase Locked Loop, PLL)关闭,锁相环芯片跟板上晶振VCXO配合输出数模转换所需的转换时钟;第二种模式是开启内部PLL,将背板10 MHz时钟源作为参考时钟的输入;第三种模式是开启内部PLL,外部时钟源信号通过CLK/REF IN端口输入;第四种模式是在关闭外部时钟PLL情况下,60~100 MHz外部时钟通过CLK/REF IN输入并作为ADC/DAC转换时钟。本研究采用第二种模式,将PXIe机箱背板的时钟作为射频发射单元的DAC频率参考源。

表1 NI 5783参考时钟的选择模式

Table 1 Selection modes of NI 5783 reference clock

时钟配置	外部时钟类型	外部时钟频率	描述
Internal Clock PLL Off	-	-	内部时钟
Internal Clock PLL On (TbRef)	-	-	内部时钟参考(背板时钟)
Internal Clock PLL On (CLK/REF IN)	Reference Clock	10 MHz	内部时钟参考(外部输入时钟)
External Clock PLL Off (CLK/REF IN)	Sample Clock	60~100 MHz	直接使用外部时钟作为采样时钟

如图3所示,为了验证同步信号周期性的触发作用是否正确生效,本研究设计了一个实验,首先在谱仪射频发射单元生成重复周期为18 ms、重复64次的同步信号,然后再通过工控机的触发信号使得谱仪射频发射单元、梯度产生单元、射频接收单元分别产生门控信号1、门控信号2和门控信号3,在触发8 ms后产生的这3路门控信号,跟同步信号一起经同步模块的PFI口输出<sup>[12]</sup>,PFI口输出的这4路信号分别通过外部连线连接到谱仪射频发射单元的4个直流信号输入端口。谱仪射频发射单元的NI 5783 ADC采样率为100 MHz,其采样产生的数据量较大,门控信号的高低状态切换较快,若对门控信号降采样可能会产生较大采样误差,为了减少采样后的门控信号失真且减少传输数据量,本研究每检测到门控信号或者同步信号的一次上升沿就将计数器值递增1,并

传输到上位机,上位机根据收到的计数器值,可获取到每路信号已运行的时间,同时还可以获取到同步信号与每路门控信号的时间间隔。

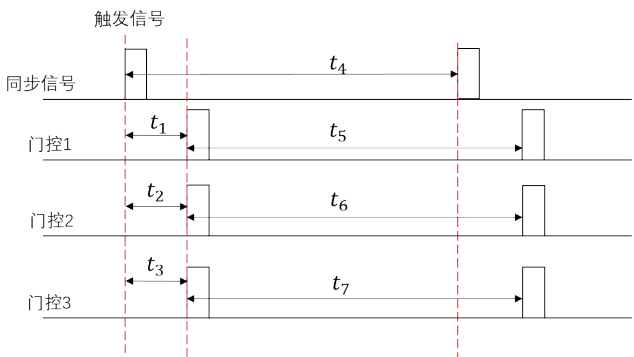


图3 同步信号触发3路门控信号的示意图

Figure 3 Schematic diagram of 3-channel gate control signals triggered by synchronization signal



图 4 显示了 4 路信号的周期间隔,从图 4 可看出,每路信号的周期间隔折合成 1 800 000 个时钟 tick,由于每个时钟 tick 的时间长度为 10 ns,则每路信号的周期间隔时间为 18 ms,符合实验的期望值,另外 3 路门控信号和同步信号的循环周期数都为 64,说明同步信号能正确触发同模块或跨模块的门控信号的生成<sup>[12]</sup>。图 5 是门控信号相对于同步信号的周期间隔,门控信号 1 跟同步信号的周期间隔比期望时间 8 ms 多出 1 个 tick,虽然这两个信号是在同一块模块产生的,没有信号传输的延时问题,但是同步信号出现后,要延后 1 个 tick 才能被门控信号 1 生成模块接收到,因此要把门控信号 1 与同步信号相对时间差值精准控制为 8 ms,只需要将预设置的时间差值减去 1 个 tick 就可以实现;由于触发总线传输存在的传输路径延时,使得门控信号 2 和门控信号 3 跟同步信号的周期间隔比期望值都多出了 3 个 tick,要将这两个门控信号与同步信号相对时间间隔精准控制为 8 ms,则需要将预设时间减去 3 个 tick<sup>[12]</sup>。

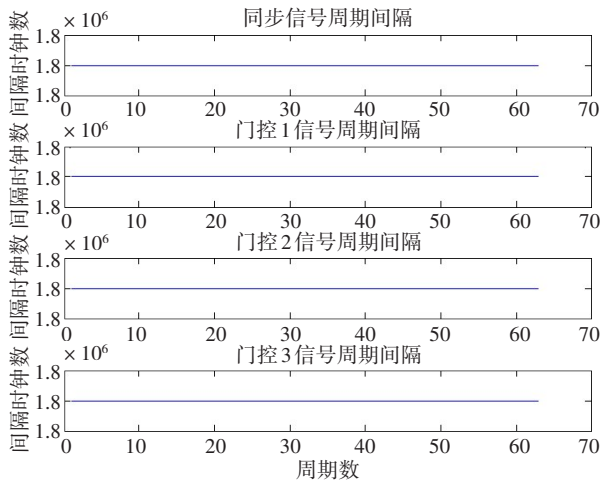


图 4 门控信号的周期间隔  
Figure 4 Cycle interval of gate control signal

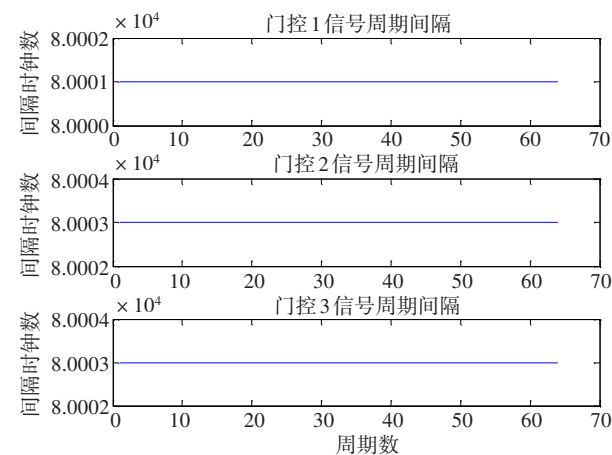


图 5 门控信号相对时间间隔  
Figure 5 Relative time interval of gate control signal

## 2 成像验证

本研究比较了奥泰医疗公司的谱仪和本研究所设计的谱仪的扫描图像信噪比 (Signal-to-Noise Ratio, SNR),如表 2 所示。由于本研究所设计谱仪的一阶匀场功能还未完全实现,因此本研究设计的谱仪在 3 个截面扫描获得的重建图像 SNR 平均值略低于奥泰医疗公司的谱仪 SNR 平均值。

表 2 信噪比平均值和信噪比最大值的比较  
Table 2 Comparison of average SNR and maximum SNR

指标		横断面	冠状面	矢状面
奥泰谱仪	平均 SNR	8.79	7.75	7.11
	最大 SNR	29.68	26.50	29.77
本研究设计的谱仪	平均 SNR	8.11	7.18	6.24
	最大 SNR	36.15	41.01	29.29

除了对比重建图像的 SNR 指标之外,还比较了重建图像的对比度 (Contrast-to-Noise Ratio, CNR) 指标。按照表 3 所设置的梯度回波序列参数,如图 6 所示,分别用奥泰医疗公司的谱仪和本研究所设计的谱仪获得油 (对应图 6 中较暗的圆形组织) 和水 (对应图 6 中较亮的圆形组织) 的重建图像,根据以上数据获取水和油的成像图像 CNR<sup>[12, 20]</sup>。分别提取重建图像相同位置区域的像素数据 (图 6 的黄色框),根据式 (1) 推算得到水和油的成像图像 CNR:

$$\text{CNR} = \frac{S_A - S_B}{\text{noise}} \quad (1)$$

其中,基于奥泰医疗公司的谱仪扫描实验所获得水和油图像 CNR 为 13.76,基于本研究所设计谱仪扫描实验所获得水和油图像 CNR 为 10.33,由于本研究所设计的谱仪暂时不具备系统校准功能和匀场功能,因此基于本研究所设计谱仪扫描实验获得的重建图像 CNR 不如商用的奥泰医疗公司的谱仪,但基于本研究所设计谱仪所做的扫描成像图像没有明显的相位伪影,同时也能较清晰地获得扫描成像图像的细节,因此证实了本研究所提出的相位相干实现方案是可行的。

## 3 讨论

为了保护患者在序列扫描过程中不被灼伤,磁共振设备一般会配置射频功率沉积监测模块来实时监测患者扫描部位的射频沉积能量是否超标<sup>[21-23]</sup>。目前磁共振实验平台的射频功率沉积监测功能还处在开发阶段,暂时还不能以人体为扫描对象开展成像试验,因此本研究只对水模进行了成像验证。待实时射频功率沉积监测功能开发完成后,将进一步开展以人体特定部位为扫描对象的成像试验。

表 3 梯度回波序列的主要参数  
Table 3 Main parameters of gradient echo sequence

序列参数	序列参数值
重复时间(TR)	25 ms
回波时间(TE)	8 ms
视野(FOV)	(256×256) mm <sup>2</sup>
翻转角	36°
层厚	8 mm
层间隔	3 mm

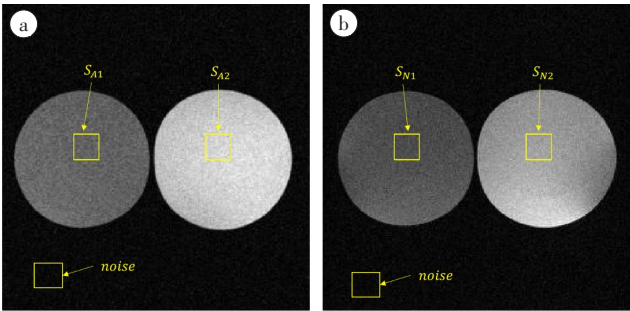


图 6 水和油成像对比度

Figure 6 Imaging CNR of water and oil

a: 奥泰医疗公司的谱仪成像对比度; b: 本研究设计的谱仪的成像对比度

4 结 论

本研究基于美国 National Instruments 公司的高性能工控机平台,提出一种保持磁共振射频发射和接收单元之间相位相干的实现方案。本研究的功能实现都是基于 National Instruments 公司的高性能工控机硬件平台,通过 LabVIEW 软件的图形化界面完成软件对硬件的控制,相对于磁共振领域已有的相位相干实现方式,本研究所提出的相位相干实现方案在灵活性和控制精度方面更优,且更易于实现。

除了对比成像图像的 SNR 之外,还比较了扫描图像的 CNR,综上两个维度的实验结论可以看出,本研究所提出的相位相干方案没有给扫描图像带来明显的相位伪影,进而证明了本研究所提出的相位相干方案是可行的。

【参考文献】

[1] Ceballos-Ceballos J. Recognition of brain metastases using gadolinium-enhanced SWI MRI: proof-of-concept study[J]. Front Neurol, 2020, 11(5): 435-472.

[2] Campbell BA, Lasocki A, Oon SF, et al. Evaluation of the impact of magnetic resonance imaging with susceptibility-weighted imaging for screening and surveillance of radiation-induced cavernomas in long-term survivors of malignancy[J]. Clin Oncol, 2021, 33(10): e425-e432.

[3] Liu CL, Li W, Tong KA, et al. Susceptibility-weighted imaging and quantitative susceptibility mapping in the brain[J]. J Magn Reson Imaging, 2015, 42(1): 23-41.

[4] Kupče Ě, Mote KR, Webb A, et al. Multiplexing experiments in NMR and multi-nuclear MRI [J]. Prog Nucl Magn Reson Spectrosc, 2021, 124: 1-56.

[5] Liu RB, Zhang HX, Qian Y, et al. Frequency-stabilized chemical exchange saturation transfer imaging with real-time free-induction-decay readout[J]. Magn Reson Med, 2021, 85(3): 1322-1334.

[6] Fischer A, Martirosian P, Benkert T, et al. Spatially resolved free-induction decay spectroscopy using a 3D ultra-short echo time multi-echo imaging sequence with systematic echo shifting and compensation of B0 field drifts[J]. Magn Reson Med, 2022, 87(5): 2099-2110.

[7] Jeong K. Generating motion and distortion-free local field map using 3D ultrashort TE MRI: comparison with T2\* mapping[J]. Magn Reson Imaging, 2019, 23(4): 328-340.

[8] Chen ZK, Zhai XL, Chen ZY. Proof of linear MRI phase imaging from an internal fieldmap[J]. NMR Biomed, 2022, 35(9): e4741.

[9] Wang XK, Hernando D, Reeder SB, et al. Phase-based T2 mapping with gradient echo imaging [J]. Magn Reson Med, 2019, 84(2): 609-619.

[10] 宁瑞鹏, 刘燕, 任洁静, 等. 磁共振成像数字谱仪的射频发射/接收通道相位相干性的研究[J]. 波谱学杂志, 2007, 24(4): 439-445.

[11] Ning RP, Liu Y, Ren JJ, et al. Phase coherence between RF transmitter and receiver in digital MRI spectrometer [J]. Chinese Journal of Magnetic Resonance, 2007, 24(4): 439-445.

[12] DRX programming user manual[Z]. Resonance instruments Ltd, 2002.

[13] 胡霞飞. 基于 PXIe 架构数字谱仪关键技术的设计与实现[D]. 成都: 电子科技大学, 2021.

[14] Hu XF. Design and implementation of key technology of digital spectrometer based on PXIe architecture [D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology of China, 2021.

[15] 解玺洁. 基于 NI 平台的磁共振谱仪界面设计与定位像的实现[D]. 成都: 电子科技大学, 2021.

[16] Xie XJ. User interface design and locational imaging implement of magnetic resonance spectrometer based on NI platform[D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology of China, 2021.

[17] 张爱平. LabVIEW 入门与虚拟仪器[M]. 北京: 电子工业出版社, 2004.

[18] Zhang AP. Introduction to LabVIEW and virtual instrument [M]. Beijing: Electronic Industry Press, 2004.

[19] Whitley AF, Blackwell AF. Visual programming in the wild: a survey of labview programmers [J]. J Visual Lang Comput, 2001, 12(4): 435-472.

[20] Wei XJ, Zhang ZY. The management system for data acquisition based on LabVIEW and LabSQL [C]. 2013 International Conference on Information Science and Technology, 2013: 369-372.

[21] Mc Robbie DW, Moore EA, Graves MJ, et al. MRI from picture to proton[M]. Cambridge University Press, 2007.

[22] Golovostov A. PXI Express: a substitute or a new member in PXI team? [J]. Modern Automation Technologies, 2013, (1): 26-32.

[23] Instruments N. Ni 5783 getting started guide[EB/OL]. <https://www.ni.com/pdf/manuals/375444a.pdf>.

[24] Schlunk S, Brett B. On model space damping in ADMIRE for image quality and computational efficiency [C]. IEEE International Ultrasonics Symposium(IUS). IEEE, 2021.

[25] Shrivastava, D. On the choice of RF safety metric in MRI: temperature, SAR, or thermal dose[J]. Emagres, 2020, 9(2): 189-194.

[26] Chen HW, Guo L, Li MY, et al. Metamaterial-inspired radiofrequency (RF) shield with reduced specific absorption rate (SAR) and improved transmit efficiency for UHF MRI[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2021, 68(4): 1178-1189.

[27] Elabyad IA, Terekhov M, Lohr D, et al. A novel antisymmetric 16-element transceiver dipole antenna array for parallel transmit cardiac MRI in pigs at 7T[J]. NMR Biomed, 2022, 35(8): e4726.

(编辑: 薛泽玲)