

核磁共振成像技术虚拟软件开发

汪红志^{1,2,4}, 施群雁^{3,4}, 苗志英⁴, 陈珊珊¹

1.上海健康医学院医学影像学院,上海 200093;2.华东师范大学物理与材料科学学院,上海市磁共振重点实验室,上海 200062;
3.上海纽迈电子科技有限公司,上海 200333;4.上海理工大学医疗器械与食品学院,上海 200093

【摘要】目的:开发一款能在摆脱硬件设备的情况下运行的核磁共振成像(MRI)虚拟培训软件,该软件可避免高级序列对硬件的高要求,避免实验数据采集时间过长及仪器台数不足等问题。**方法:**首先建立本征组织模型,为后序扫描工作提供虚拟受检样品;其次通过虚拟数据的动态采集,获得MRI数据;最后,通过傅里叶变换获得图像或频谱信息,供实践者培训实践MRI技术操作。**结果:**设计了一套MRI虚拟数据采集与图像重建软件,该软件避免了对硬件的高要求、部分实验数据采集时间过长以及台数不足等问题,在脱离硬件设备的运行环境下,获得与硬件成像教学仪相仿的实验效果。应用该软件可实现的教学实验有:莫尔频率测定、射频脉冲角度确定、电子匀场、自由感应衰减信号的频谱测量、7种常用序列的成像实验、各种序列的权重成像、采样参数对MRI图像形状影响、IR序列的脂肪抑制成像、IR序列的水抑制成像、反弹点成像、半傅里叶扫描技术、化学位移显示、一维编码成像、截断伪影、卷褶伪影等。**结论:**在实际MRI实践培训过程中,与硬件仪器相比,该MRI虚拟教学软件为学习者提供了一个更快速、高效的实验实训平台。

【关键词】虚拟软件;核磁共振成像;数据采集;图像重建

【中图分类号】TP317.4

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2016)10-1030-08

Development of virtual software of MRI technology

WANG Hong-zhi^{1,2,4}, SHI Qun-yan^{3,4}, MIAO Zhi-ying⁴, CHEN Shan-shan¹

1. School of Medical Imaging, Shanghai University of Medicine and Health Sciences, Shanghai 200093, China; 2. School of Physics and Materials Science, East China Normal University, Nuclear Magnetic Resonance Key Laboratory of Shanghai, Shanghai 200062, China; 3. Shanghai Niumag Electronic Technology Corporation, Shanghai 200333, China; 4. School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China

Abstract: Objective To avoid the high requirement of advanced sequences on hardware, the problem of taking too much time on experimental data acquisition, and inadequate numbers of equipment by developing a kind of magnetic resonance imaging (MRI) virtual training software which can get rid of hardware equipment. **Methods** An intrinsic organization model was firstly established to provide a virtual sample for scanning. Secondly, the MRI data were obtained by the dynamic acquisition of virtual data. Finally, MRI images or spectrum information were obtained by Fourier transform to help trainer observe and practice the MRI operation. **Results** A set of MRI virtual data acquisition and image reconstruction software was designed to avoid the high requirement on hardware, the problem of taking too much time on experimental data acquisition, and inadequate numbers of equipment. Under the operation environment without hardware, the designed software achieved the same experimental effect with the hardware educational instrument. Many experimental items could be carried out by using the virtual software, such as Larmor frequency measurement, radio frequency flip angle adjusting, active shimming, free induction decay signal simulation and spectrum measurement, imaging experiment of seven imaging sequences, weighted imaging of different sequences, affection to imaging with different acquisition parameters, fat or water depression imaging with IR sequence, rebound point imaging, half Fourier acquisition imaging, chemical shift of small molecule, one-dimensional encoding imaging, truncation artifact, aliasing artifacts and so on. **Conclusion** Compared with hardware educational instrument, MRI virtual software provides a more rapid and efficient training platform for learners.

Key words: virtual software; magnetic resonance imaging; data acquisition; image reconstruction

【收稿日期】2016-05-27

【基金项目】科技部重大科学仪器专项(2013YQ170463)

【作者简介】汪红志,博士,副教授,研究方向:核磁共振(成像)技术与核磁共振分析技术,E-mail: wanghzh2000@sina.com

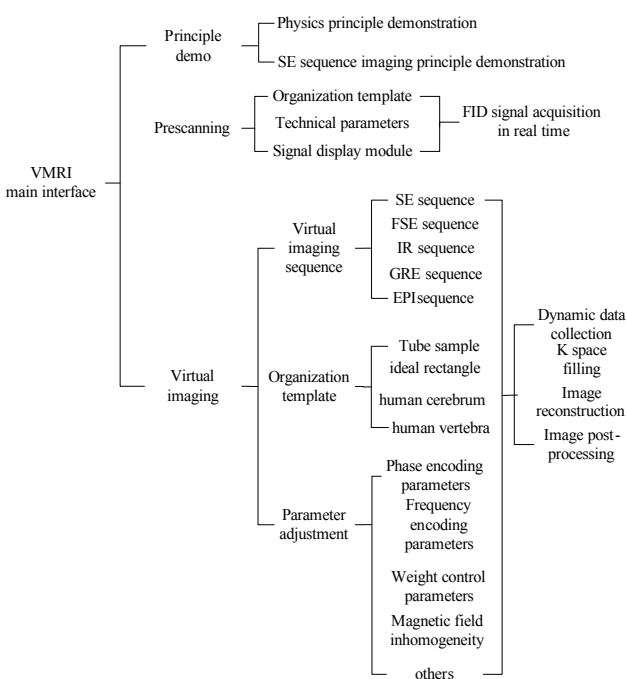
前言

近年来,核磁共振成像(MRI)技术已成为科研和医学诊断的重要检测手段之一,大受应用实践从业人员和学习者的青睐。然而,MRI 是一门由量子物理学、电子信息学和数学等诸多学科交叉的技术,理论知识十分抽象,通过理论学习不易掌握该应用技术^[1]。学习者一般利用硬件成像教学仪进行实验、实践,从而更好地理解 MRI 技术。但是,硬件成像教学仪对硬件的依赖性较强,给实验教学带来了诸多影响。譬如,其主磁场与射频场的不均匀性、梯度涡流和电子学噪声等都会影响到成像效果^[2]。其次,由于成像需要与硬件相配合,使得某些权重实验所需的采集时间较长,导致实验课时使用率较低;并且,由于受到实验仪器台数的限制,无法开展个体式实验教学,只能进行小组式教学。因此,如何摆脱教学仪的硬件部分,实现其实验教学功能,这对 MRI 技术学习者而言是极其重要的^[3-4]。本研究设计了一套 MRI 虚拟数据采集与图像重建(VMRI)软件,该软件可避免对硬件的高要求,避免实际仪器对部分实验数据的采集时间过长以及台数的不足,可在脱离硬件设备的运行环境下,获得与硬件成像教学仪相仿的实验效果。

1 VMRI 软件仿真系统的整体功能框架

VMRI 软件由 MRI 原理演示、预扫描界面及虚拟成像功能模块组成(图 1)。原理演示模块采用动画形式,分别展示了 MRI 信号的产生过程、成像数据的采集和图像重建的过程;在预扫描功能模块中,学习者可通过对参数的设置,结合软件仿真的自由感应衰减(FID)信号来实践拉莫尔频率测定、射频脉冲角度确定和电子匀场等工作的实现过程,深度理解 MRI 仪器在成像之前所做的前期工作;虚拟成像功能模块可虚拟实现序列选择(SE 序列、FSE 序列、GRE 序列、IR 序列、EPI 序列等)、参数调整、数据采集、K 空间填充、图像重建等功能。

通过选择不同的样品模板或人体颅部等常见模板,获得多种成像技术:各种权重像、脂肪抑制成像、水抑制成像、反弹点成像技术、半傅里叶扫描技术等。并在成像过程中模拟磁场不均匀性、电子学噪声等影响。VMRI 虚拟成像界面可帮助学习者了解 MRI 的整个过程,并可以快速观察到不同序列、不同组织及不同技术参数设置对 MRI 信号、K 空间、MRI 图像的影响,通过实践经验更好地掌握 MRI 技术。



FID: Free induction decay; VMRI: Virtual magnetic resonance imaging

图 1 VMRI 软件功能结构设计框图

Fig.1 Function structure design diagram of VMRI software

2 MRI 虚拟数据采集与图像重建方法

2.1 建立本征组织模型

MRI 技术是通过检测各种生物组织的本征特性,并利用脉冲序列获得具有一定对比度的软组织灰度图像。因此,应先在 VMRI 软件中建立本征组织模型,为后序扫描工作提供虚拟受检样品。

为了确保虚拟受检样品结构的真实性及可靠性,首先,选用高空间分辨率的 MRI 图像作为模板的原始结构层,根据其灰度分布特性确定多种组织的阈值并进行图像分割,初步获得同一层面不同组织的结构形态。其次,考虑到高分辨率数据矩阵对计算机而言计算量过大,运行速度过慢,因此,采用等比例压缩算法对阈值分割后的图像进行压缩处理。然后,根据感兴趣区域进行多组织特征提取,并抑制未被截取区域,将其转换为背景^[5]。最后,将组织本征值代替其所属组织的灰度值,恢复其本征特性,构建磁共振扫描原始图层。

在硬件成像教学仪中,把受检样品分别注入两根镶嵌试管内,形成两种组织差异效果。由于 VMRI 软件可以作为该教学仪的配套虚拟实验实训平台,因而在虚拟本征组织模块中也同样提供了试管样品模板(图 2a)。在试管样品模板中,学习者可选择水、油、肌肉、脂肪、脑脊液等多种常见检测样品。图 2b

为理想矩形模板。人体颅部与脊椎模板专为临床核磁领域学习者提供(图 2c 和图 2d)。在颅部模板中包

括 6 种颅内组织:脂肪、颅骨、脑被膜、灰质、白质及脑脊液;在脊椎模板中包括椎体、椎间盘及脊髓。

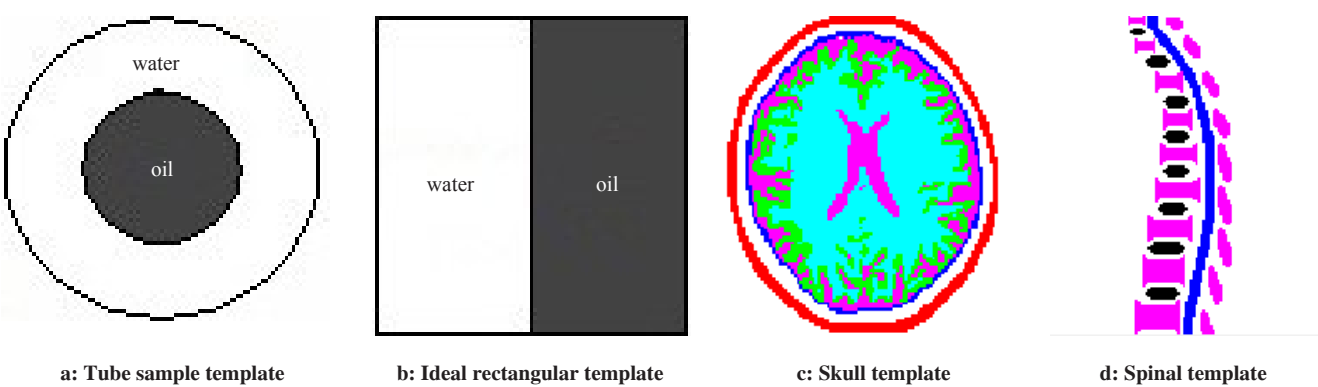


图2 本征组织模型
Fig.2 Intrinsic organization model

2.2 虚拟数据动态采集

图像由有限像素组成,每个像素都携带着组织位置及本征信息。因此,在获取MRI信号前,需利用序列控制对检测样品进行空间定位^[6]。所选层面在射频脉冲激励下,每个像素的相位及进动频率都相同,此时,并不能区分每个像素的空间位置(图 3a)。需在原始图层上沿着 y 轴的负半轴向正半轴方向施

加相位编码梯度 G_y ,使各行像素的初始相位发生变化(图 3b),并在接收MRI信号期间,沿 x 轴方向施加频率编码梯度 G_x (图 3c),最终每个像素都可以用自身独有的相位与进动频率来标记^[7]。根据最终相位与频率的独一性,所有单体素信号的累加相当于硬件教学仪中线圈探头检测到的磁共振信号^[8]。

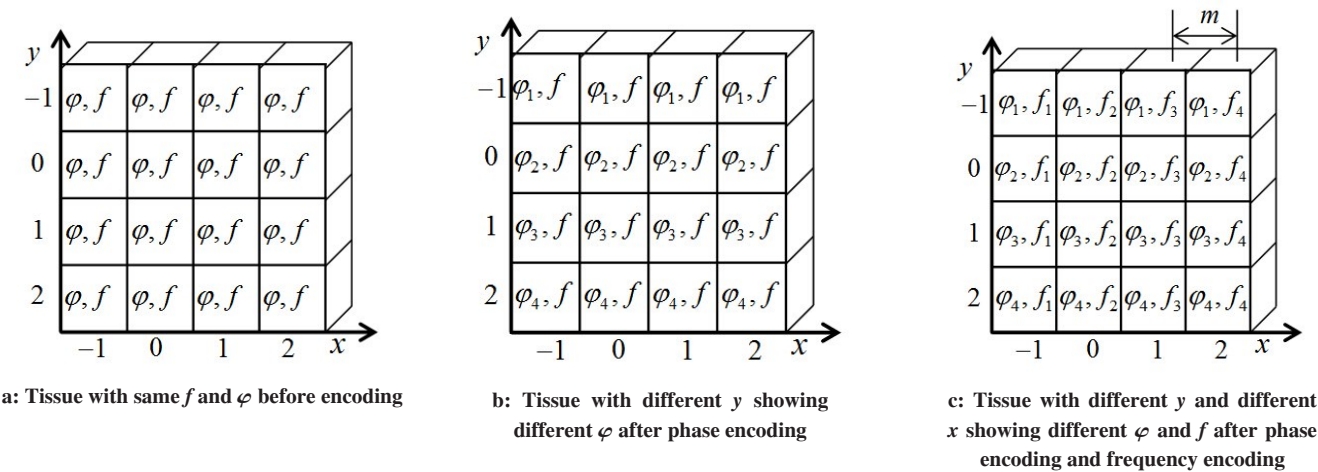


图3 本征组织空间定位原理
Fig.3 Intrinsic organization space positioning principle

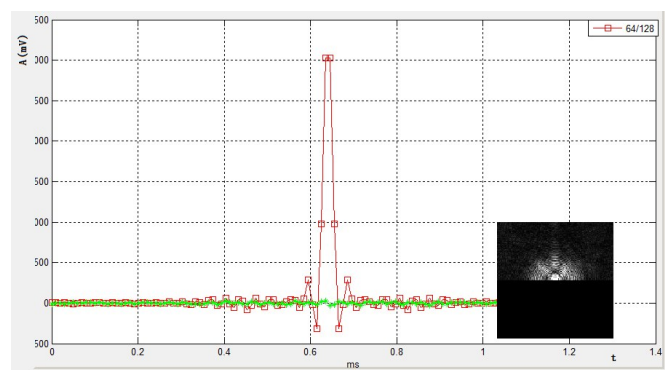
在MRI接收单元中,线圈获得的信号需通过混频及低通滤波处理,将信号固有的拉莫尔进动频率消除,并经混频后通过相位检波处理,分别得到实部和虚部信号。

根据上述理论建立的MRI信号数学模型,在VMRI软件中,进行信号采集。以人体颅部扫描模板

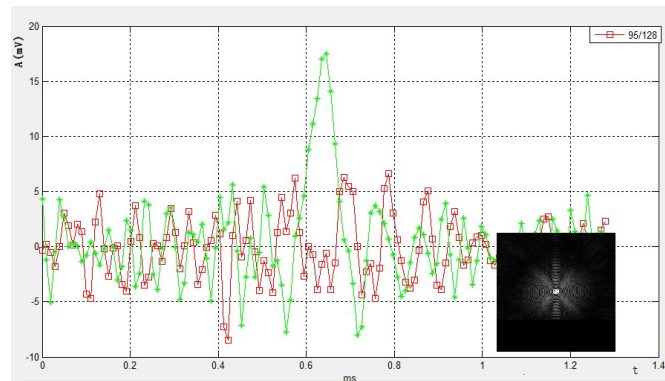
为例,相位编码步数设置为128次,进行128次磁共振信号动态采集,如图4所示,为第64次及95次扫描时获得的MRI信号,其中两条曲线分别代表实部及虚部磁共振信号。

2.3 MRI 图像重建

在MRI技术中,K空间作为暂存MRI信号的原



a: MRI signal in the 64th acquisition



b: MRI signal in the 95th acquisition

The red line is the real part of MRI signal, while the green line is the imaginary part of MRI signal. The black zone is the K space.

图4 磁共振信号的采集过程

Fig.4 Process of magnetic resonance signal acquisition

始数据来使用,即将含有全层信息的实部与虚部信号之和按一定轨迹填充到K空间矩阵中^[9]。以水、油样品试管模板为例,获得其K空间数据矩阵(图5a)。将水、油样品试管的K空间进行傅里叶变换后获得相应的MRI图像(图5b)。

3 VMRI 软件设计开发

3.1 VMRI 软件界面

整个VMRI软件系统的软件界面包括主界面,以及3个子界面,分别为原理演示界面、预扫描界面和成像界面。界面上方为菜单栏和工具栏。工具栏下方左侧区域为参数区,右侧为绘图区。参数区的左列给出不同实验序列所涉及到的参数以及单位,右边为设置值,可由操作者在一定范围内设定。参数区下边为实验样品模板选择区,可以选择不同形状的模板和样品种类。绘图区可显示采集的MRI信号、频谱、K空间数据以及重建的图像。

在原理演示界面中选择所需视频,包括物理原理演示、SE序列成像原理演示;在预扫描界面中,选

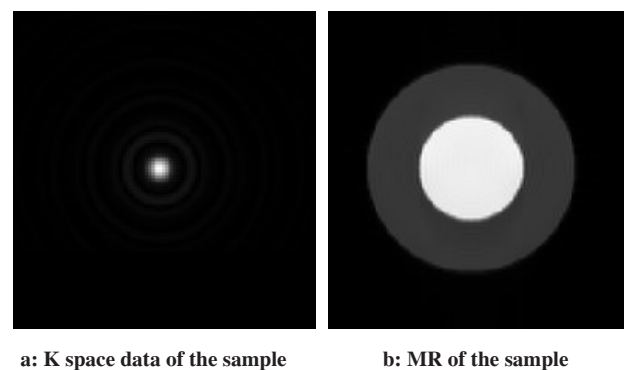


图5 水、油样品的K空间数据及图像
Fig.5 K space data and image of the sample of water and oil

择扫描模板、组织特征值以及参数调整后,获得FID信号,并同时获得对应信号的积分面积、主磁场相对不均匀程度ppm值;在虚拟成像界面中,通过选择基本成像序列、扫描参数调整、组织模板及组织本征值后,点击扫描键,获得动态扫描数据,并将该数据依次填入K空间中,点击快速傅氏变换(FFT)键后,获得MRI图像,并对该图像进行后处理;软件系统的信号处理流程如图6所示。

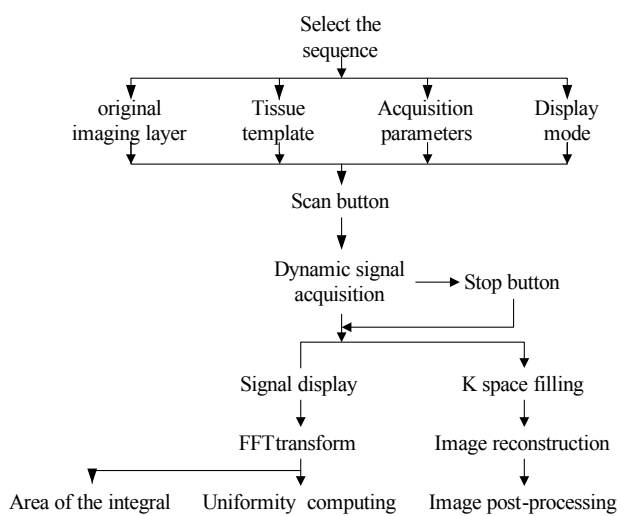


图6 软件系统的仿真流程图
Fig.6 Simulation flow chart of software system

3.2 数据结构与程序流程图

软件中需要输入的参数包括射频脉冲施加时间、采样谱宽、采样点数、混频频率、回波时间、重复时间、主磁场强度、射频场强度、匀场线圈电流、相位编码梯度、频率编码梯度、相位编码梯度施加时间、重建矩阵、扫描速度、噪声、ppm值、回波个数、翻转角度 α 、组织本征值、反转时间(TI)、成像视野(FOV)直径、螺旋EPI序列、K空间填充圈数及每圈采样点数等。

上述参数可在预扫描界面和成像界面中通过修改参数的值来进行调节,系统也预置有默认参数。因此启动界面后,直接单击采集按钮,即可开始实验。预扫描界面和成像界面的数据结构和程序流程图分别如图7和图8所示。

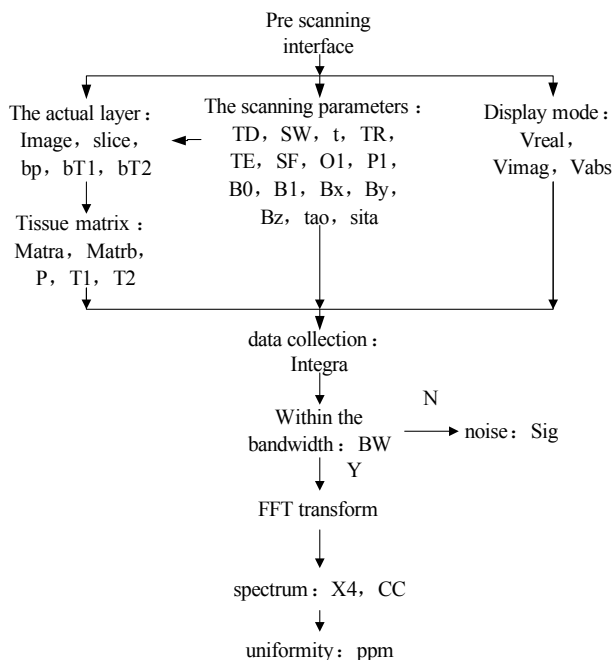


图7 预扫描界面数据结构与程序关系

Fig.7 Relationship between pre-scan data structure and program

4 部分软件功能实例及实验

应用VMRI软件可实现的教学实验有:莫尔频率测定、射频脉冲角度确定、电子匀场、FID信号的频谱测量、7种常用序列的成像实验、各种序列的权重成像、采样参数对MRI图像形状影响、IR序列的脂肪抑制成像、IR序列的水抑制成像、反弹点成像、半傅里叶扫描技术、化学位移显示、一维编码成像、截断伪影、卷褶伪影等。

4.1 预扫描实验

在MRI仪器中,为了获得优质的MRI图像,需采用预扫描对所需参数的数值进行优化处理,这些参数主要包括:射频中心频率($SF + O_1$)、射频脉冲施加时间(P_1)及电子匀场电流。在MRI仪器操作界面中,按下预扫描按键,后台就可自动完成这些参数的选定,使用者无法看到整个调试过程,但对于MRI技术开发及维修学习者而言,了解预扫描过程是必不可少的。因此,在VMRI软件中添加了预扫描实训界面,在该界面中,学习者可通过手动调整偏移量 O_1 ,

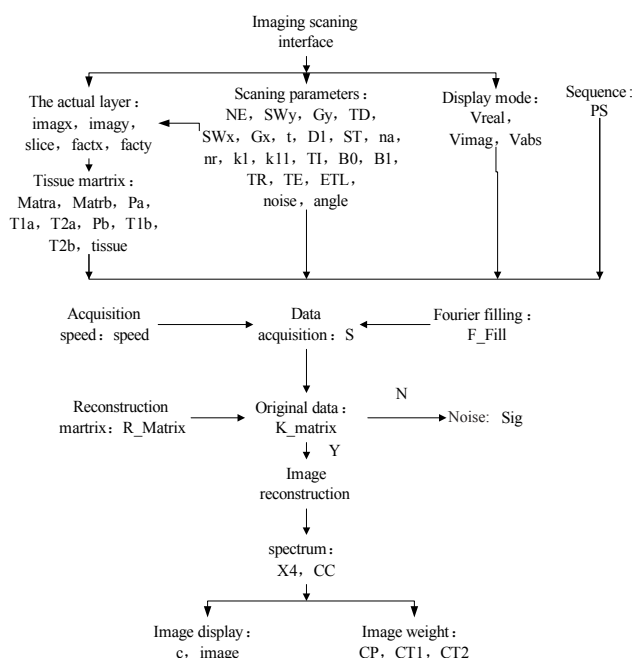


图8 成像界面数据结构与程序流程图

Fig.8 Imaging interface data structure and program flow chart

测量拉莫尔频率;通过调整射频脉宽 P_1 ,确定射频脉冲冲角度;通过调整匀场线圈电流,进行电子匀场操作。

例如,在FID信号测定拉莫尔频率的实验中,学习者可通过手动微调偏移量 O_1 ,改变射频场中心频率。当射频场中心频率与拉莫尔频率相差较大时,会发生偏置共振,信号震荡频率较高;当二者频率差较小时,会接近共振状态,信号震荡频率也较低;当二者频率完全相等时,FID信号中的拉莫尔频率完全被滤除后,信号呈现出一条按指数规律衰减的曲线,此时为核磁共振状态。

4.2 成像实验

4.2.1 采样参数对MRI图像形状的影响实验 在MRI之前,医学影像工作者应预先调节好FOV,准确反映受检部位大小的同时获得较高空间分辨力的图像。但在实际操作中,FOV的大小受到多种扫描参数的影响,主要包括相位编码梯度 G_y 、频率编码梯度 G_x 、相位编码梯度施加时间 D_y 及采样谱宽 SW_x 的影响。因此,为了让学习者更好地了解采样参数对MRI图像形状的影响,在VMRI虚拟成像界面中预设了这些参数的对话框,供学习者自行设置参数值,并观察图像效果。

在SE序列下,扫描参数为默认状态时,即 $G_x = G_y = 1.9 \text{ G/cm}$ 、 $D_y = 1.28 \text{ ms}$ 、 $SW_x = 100 \text{ kHz}$ 时,对颅部模板进行扫描,可获得正常形状脑图像,此

时,改变单个参数值,观察实验效果,当 G_y 增加到 $2.3\text{ G}_y/\text{cm}$ 时,获得相位编码方向略长的脑图像,纵向FOV变小,MRI图像显示拉长效果,这说明随着 G_y 的增大,纵向FOV反而减小,但纵向空间分辨力提高,当 SW_x 减小到 50 kHz 时,获得频率编码方向略长的脑图像,图像横向FOV变小,说明减小 SW_x 可提高横

向空间分辨力,当 G_x 增大到 $5\text{ G}_x/\text{cm}$ 时,获得频率编码方向出现卷褶伪影的脑图像,图像出现了折叠现象,这说明虽然增大 G_x 可以减少图像横向FOV大小,提高横向空间分辨力,但FOV过小,使得FOV外的组织信号折叠到了图像的另一侧,出现卷褶伪影(图9)。

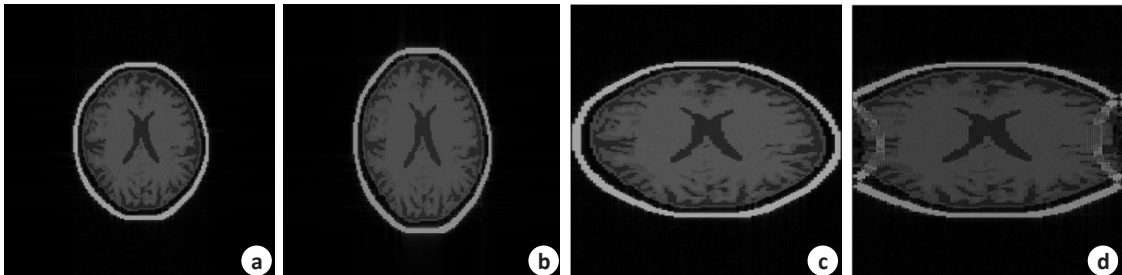


图9 各扫描参数对MRI图像形状影响

Fig.9 Influence of scanning parameters on the MRI image shape

a: Shape of normal brain images; b: Brain images of phase encoding direction which was slightly long; c: Brain images of frequency encoding direction which was slightly long; d: Brain images roll fold on frequency encoding direction

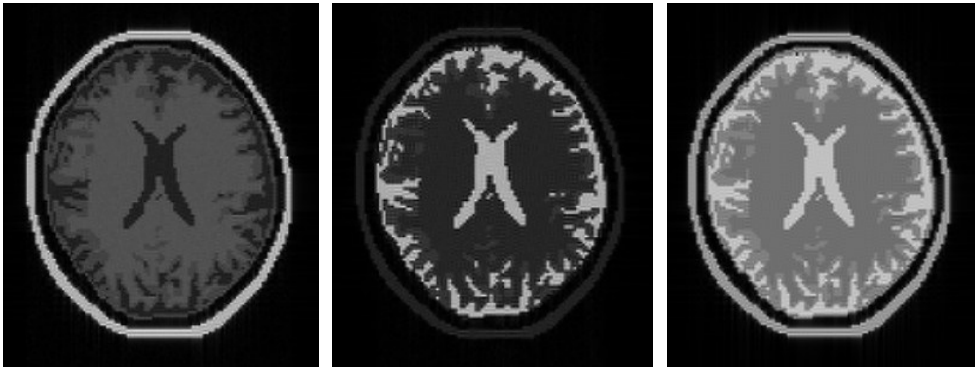
因此,学习者可以通过VMRI软件设置任意扫描参数值,快速直观地观察到这些参数对MRI图像形状及分辨力的影响,为将来影像工作平台打下更扎实的基础。

4.2.2 基于SE序列下MRI图像权重实验应用 在SE序列中,通过对重复时间(TR)及回波时间(TE)的控制,可获得反映软组织中质子密度(ρ)、 T_1 及 T_2 特性差异的对比度图像,选择性观察某种特定组织结构^[10]。在理论教学中,短TR短TE可获得 T_1 权重像;长TR长TE可获得 T_2 权重像;长TR短TE可获得 ρ 权重像。但对于学习者而言,抽象的理论知识并不能很好

地反映到MRI图像上,因此,建立实际操作经验及图像视觉效果可很好地加深学习者对SE权重像的概念。

在虚拟成像界面中,设置 $TR=200\text{ ms}$, $TE=100\text{ ms}$,图10a为 T_1 权重像,颅内白质呈亮信号;当 $TR=6\,000\text{ ms}$, $TE=100\text{ ms}$ 时,图10b为 T_2 权重像,脑脊液呈亮信号;当 $TR=6\,000\text{ ms}$, $TE=15\text{ ms}$ 时,图10c为 ρ 权重像,除颅骨外,都呈亮信号,说明头颅内组织质子密度差异较小。

由上述实验可以看出, ρ 权重像及 T_2 权重像的TR时间较长^[11]。在实际硬件教学中,采样时间较长,导致实验课时使用率低,但在VMRI软件中,由于时



a: T_1 weight image b: T_2 weight image c: Proton density image

图10 SE序列下不同权重像

Fig.10 Different weights images under SE sequence

间为虚拟参量,故在任何权重像下,其成像速度并无差异。故 VMRI 软件的快速成像效果可有效地提高实验课程的课时使用率。

4.2.3 IR 序列下的 MRI 成像特点 IR 序列与 SE 序列相比,其主要区别在于 90° 射频脉冲施加之前,首先施加射频脉冲 180°,使原沿 z 轴方向的纵向磁化矢量翻转至-z 方向,使组织的纵向磁化矢量的动态范围增加一倍($-M_0 \sim M_0$)。在 90° 到 180° 射频脉冲之间的时间间隔为 TI,用户可通过控制 TI 的长短获得 IR 序列下不同权重图像。

IR 序列虽然可以通过控制 TI 参数获得不同权重图像,但由于序列特点,其采集时间较长,导致许多应用受到限制,目前该序列在临床中常作为脂肪和水信号的抑制序列来用。在临床上,为了区分不同组织结构的边界信息,也常用 IR 序列进行反弹点成像,获得不同组织间的交界信息。

在硬件 MRI 实训课堂上,由于 IR 序列的成像速度非常慢,导致课时使用率降低,故在 VMRI 软件中增加 IR 序列,利用计算机虚拟时间,快速获得 IR 序列下各种成像技术:脂肪抑制技术(又称压脂技术)、水抑制技术(又称黑水技术)及反弹点成像技术。当 $TR = 8\,000\text{ ms}$, $TE = 10\text{ ms}$ 时,通过改变 TI,对水油试管模板进行扫描实验(图 11)。TI 在默认设置下 15 ms 时,其水油对比度虽然明显,但未呈现单一的水信号或油信号(图 11a);当 $TI = \ln 2 \cdot T_{1\text{fat}}$ 时,油信号完全被饱和,呈背景色,获取压脂成像(图 11b);当 $TI = \ln 2 \cdot T_{1\text{water}}$ 时,水的信号完全被抑制,获取黑水成像(图 11c)。当 $TI = 550\text{ ms}$ 时,油样品的磁化矢量弛豫过零,水组织的磁化矢量弛豫尚未过零,但两者矢量强度相同,方向相反,故在 MRI 图像上表现为两种等亮度组织的交界处出现边界线,获得反弹点成像(图 11d)。

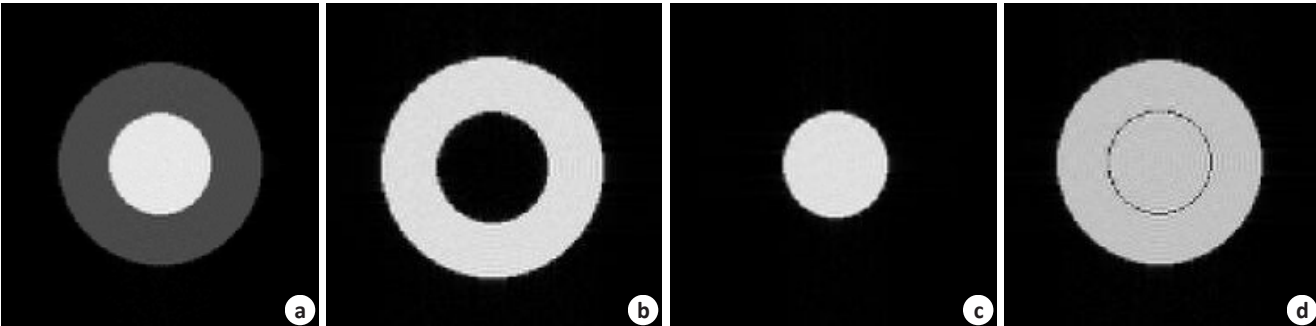


图 11 IR 序列下不同 TI 参数获得的图像
Fig.11 Image with different TI parameters under IR sequence

a: Normal T_1 weights image; b: Fat suppression image; c: Water suppression image; d: Black circle appearing at the junction of water and fat (artifacts rally point)

4.2.4 改进型 EPI 与螺旋型 EPI 序列的比较 EPI 序列是目前速度最快的成像方法。在临床上常用于消除运动器官对成像造成的影响,例如心脏、呼吸器官等。根据 K 空间填充方式的不同将 EPI 序列分为改进型 EPI 序列和螺旋扫描 EPI 序列。

改进型 EPI 序列利用快速切换的读出梯度连续获得回波信号,并将其以“S”型方式存放到 K 空间中(图 12)。在实际应用中,改进型 EPI 序列读出梯度的快速切换导致梯度功放的要求增加及梯度涡流的影响加重,为了克服该问题,提出了螺旋型 EPI 序列,螺旋型 EPI 序列采用渐变式的梯度增加方式,获得 MRI 信号,并从 K 空间的中心位置开始以螺旋型方式填充(图 13)。两种扫描方式所采用的样品模板是一样

的,但是采集到的信号波形和 K 空间数据则是截然不同的,但其图像结果是一样的。

5 结 论

本研究开发设计了一款适用于 MRI 实验教学的 VMRI 软件,该软件能很好地避免硬件教学仪中的场强不均匀、成像速度慢及实验台数不足等问题,在摆脱硬件设备的情况下,实现与硬件教学仪相仿的实验效果,为 MRI 技术从业者和学习者提供了一个更快速、高效的实践操作培训平台。另外,该软件完善后可在临床机构中从事 MRI 操作医生进行组织对比度控制的参数和序列选择时提供一个预判标准,也可以为 MRI 诊断医师提供辅助诊断的工具。

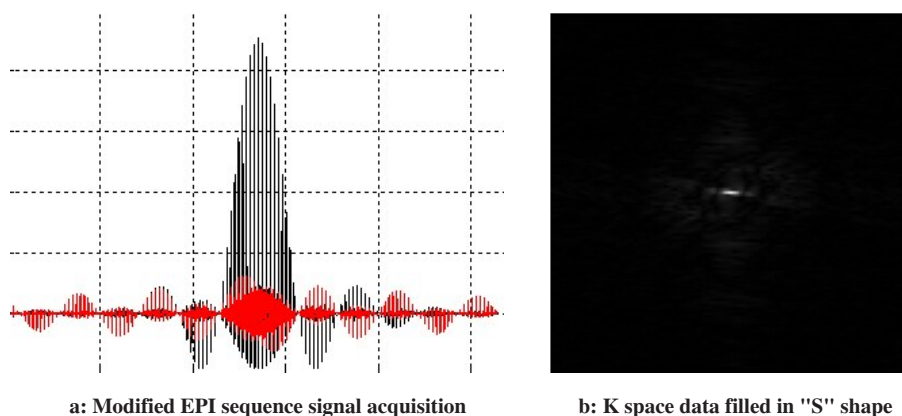


图12 改进型EPI序列信号采集及其K空间数据图

Fig.12 Modified EPI sequence signal acquisition and K space data diagram

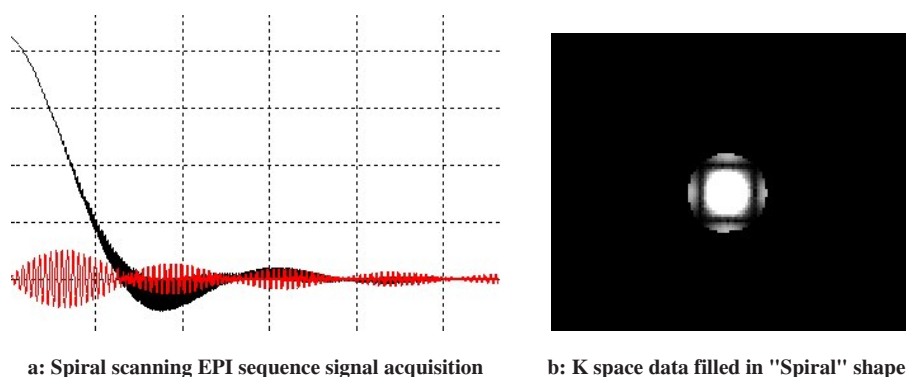


图13 螺旋扫描EPI序列信号采集及K空间数据图

Fig.13 Spiral scanning EPI sequence signal acquisition and K space data diagram

【参考文献】

- [1] 钮栋林, 高家红. 核磁共振成像物理原理和方法[M]. 北京: 北京大学出版社, 2014.
ZU D L, GAO J H. Nuclear magnetic resonance (NMR) imaging physics principle and method [M]. Beijing: Peking University Press, 2014.
- [2] STOCKER T, VAHEDIPOUR K, PFLUGFELDER D, et al. A high performance computing MRI simulations [J]. Magn Reson Med, 2010, 64(1): 186-193.
- [3] 匡斌, 何超明. 磁共振成像虚拟扫描技术的发展及趋势浅谈[J]. 磁共振成像, 2011, 2(3): 218-224.
KUANG B, HE C M. A perception on the development of the virtual scan technology for the magnetic resonance imaging [J]. Magnetic Resonance Imaging, 2011, 2(3): 218-224
- [4] 钮栋林. 核磁共振成像学[M]. 北京: 高等教育出版社, 2004.
ZU D L. Magnetic resonance imaging [M]. Beijing: Higher Education Press, 2004.
- [5] 郑倩. 医学图像分割方法研究及其应用[D]. 广州: 南方医科大学, 2014.
ZHENG Q. Research and application of medical image segmentation method [D]. Guangzhou: Southern Medical University, 2014.
- [6] NICHOLAS P, FUSHMAN D, RUCHINSKY V, et al. The virtual NMR spectrometer: a computer program for efficient simulation of NMR experiments involving pulsed field gradients [J]. J Magn Reson, 2000, 145(2): 262-275.
- [7] 陈武凡, 康立丽. MRI原理与技术[M]. 北京: 科学出版社, 2012.
CHEN W F, KANG L L. MRI theory and technology [M]. Beijing: Science Press, 2012.
- [8] 张学龙, 汪红志, 黄勇, 等. 医学影像物理学教程[M]. 北京: 科学出版社, 2013.
ZHANG X L, WANG H Z, HUANG Y, et al. Medical imaging physics tutorial [M]. Beijing: Science Press, 2013.
- [9] 王军, 王昕. 一种基于MATLAB的快速MRI图像三维重建方法[J]. 泰山医学院学报, 2012, 3(7): 515-517.
WANG J, WANG X. The MATLAB-based rapid method of three-dimensional reconstruction of MRI images [J]. Journal of Taishan Medical College, 2012, 3(7): 515-517.
- [10] BERNSTEIN M A, KING K F, ZHOU X J. Handbook of MRI pulse sequences [M]. Burlington: Elsevier Academic Press, 2004.
- [11] 汪红志, 施群雁, 苗志英, 等. 基于SE序列的MR图像权重计算方法[J]. 中国医学物理学杂志, 2014, 31(3): 4893-4896.
WANG H Z, SHI Q Y, MIAO Z Y, et al. A method of MR imaging weighted calculation based on SE sequence [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2014, 31(3): 4893-4896.

(编辑: 谭斯允)