

doi: 10.3969/j.issn.1674-1242.2025.01.001

# 医用磁共振典型临床成像序列的梯度磁场致振动研究

李贤万<sup>1</sup>, 刘勋<sup>2,3</sup>, 刘沿<sup>1</sup>, 陈雅<sup>2,3</sup>, 李永华<sup>2,3</sup>, 杨煜<sup>2,3,4</sup>, 程云章<sup>1,5</sup>, 张培茗<sup>1</sup>

(1. 上海理工大学健康科学与工程学院, 上海 200093;

2. 上海市医疗器械检验研究院, 上海 201318;

3. 国家药品监督管理局医用电气设备重点实验室, 上海 201318;

4. 上海交通大学生物医学工程学院, 上海 200240;

5. 上海介入医疗器械工程技术研究中心, 上海 200093)

**【摘要】**梯度磁场线圈是磁共振成像(MRI)系统的重要组成部分,其性能不仅决定MRI的速度,也影响MRI的振动特性。了解典型临床成像序列中的梯度时序对分析MRI设备的振动特性起源具有重要意义。该文通过搜索线圈测量典型临床成像序列中梯度场的磁场变化率( $dB/dt$ )信号,并利用激光测振仪对MRI设备的振动特性进行评估,分析典型临床成像序列所诱导的设备振动频谱与梯度切换率水平变化模式。结果表明,梯度时序与MRI设备振动之间具有较强的相关性。

**【关键词】**磁共振成像; 梯度磁场; 梯度切换率; 振动

**【中图分类号】**R318.6、R318.5、R445.2

**【文献标志码】**A

文章编号: 1674-1242(2025)01-0001-08

## A Study on Gradient Magnetic Field-Induced Vibration in Typical Clinical Imaging Sequences of Medical Magnetic Resonance Imaging

LI Xianwan<sup>1</sup>, LIU Xun<sup>2,3</sup>, LIU Yan<sup>1</sup>, CHEN Ya<sup>2,3</sup>, LI Yonghua<sup>2,3</sup>, YANG Yu<sup>2,3,4</sup>, CHENG Yunzhang<sup>1,5</sup>, ZHANG Peiming<sup>1</sup>

(1. School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China;

2. Shanghai Institute of Medical Device Testing, Shanghai 201318, China;

3. NMPA Key Laboratory for Medical Electrical Equipment, Shanghai 201318, China;

4. School of Biomedical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China;

5. Shanghai Engineering Research Center of Interventional Medical Device, Shanghai 200093, China)

**【Abstract】**The gradient magnetic field coil is an important component of magnetic resonance imaging system (MRI). Its performance can not only determine the MRI imaging speed but also affect the vibration characteristics of MRI. It is important to understand the gradient timing in typical clinical sequences to analyze the origin of vibration characteristics of MRI equipment. In this paper, the magnetic field rate of change ( $dB/dt$ ) signal of gradient field in typical clinical

收稿日期: 2024-04-06。

基金项目: 植入式心脏再同步治疗起搏器研发项目(2022YFC2404904)。

作者简介: 李贤万(2000—),男,海南省儋州市人,硕士研究生,从事有源植入物磁共振兼容性研究。

通信作者: 刘勋,男,硕士生导师,高级工程师,从事医疗器械检验检测研究;邮箱(E-mail): liuxun\_hust@126.com。

imaging sequences is measured by searching coils, and the vibration characteristics of MRI equipment are evaluated by laser vitometer. The horizontal change patterns of device vibration spectrum and gradient slew rate induced by typical clinical imaging sequences were analyzed. The results show that there is a strong correlation between the gradient timing and the vibration of MRI equipment.

**【Key words】** Magnetic Resonance Imaging; Gradient Magnetic Field; Gradient Slew Rate; Vibration

### 0 引言

磁共振技术作为组织成像的重要手段之一，广泛应用于医学成像领域，它具有优异的空间分辨率和软组织对比度，现已发展成为医疗诊断的重要工具<sup>[1]</sup>。梯度线圈是磁共振成像（Magnetic Resonance Imaging, MRI）系统的重要组成部分（见图 1）。为了在扫描过程中产生梯度磁场，需要在梯度线圈绕组上施加时变电流。在强静态磁场的作用下，线圈上会产生洛伦兹力分布。这种随时间变化的力分布导致梯度线圈在扫描过程中产生振动<sup>[2]</sup>。磁共振检查中的机械振动可诱发部件失效从而影响整机可靠性。机械振动可能会导致薄层样本图像模糊<sup>[3]</sup>，并产生声学噪声，对受检查者的生理和心理产生负面影响<sup>[4,5]</sup>。除此之外，脉冲磁场梯度可以在有源植入式医疗器械的导电面产生涡流。涡流产生时变磁矩，与静磁场（ $B_0$ ）相互作用，导致导电面乃至器械发生振动。此振动可能会导致器械失效，对植入物佩戴者的安全产生威胁<sup>[6]</sup>。因此，探究典型临床成像序列引起的 MRI 振动具有重要的工程意义。

涉及 MRI 梯度性能及其影响的标准（YY/T 0482 和 ISO 10974）对极限情况做了要求，即有源植入式医疗器械暴露于其中的梯度场磁场变化率（ $dB/dt$ ）和  $B_0$  的矢量积应不超过器械制造商 MR

安全条件标签允许的最大暴露量，且测试序列波形非临床使用序列。目前对典型临床成像序列引起的梯度场  $dB/dt$  与梯度振动变化之间的关联尚缺乏研究。

本研究利用激光测振技术和梯度磁场搜索装置研究了典型临床磁共振序列的振动特性，发现两者在频域存在显著相关性。

### 1 实验方法及材料

#### 1.1 梯度振动机理

磁共振设备中的梯度系统由 3 个梯度线圈组成，产生 3 个用于扫描对象的空间编码正交的线性场。在扫描过程中通过梯度线圈产生磁场梯度，在强静磁场环境下流经梯度线圈的导体的电流因快速切换而产生较大的洛伦兹力。该时变力的分布导致梯度线圈表面产生运动，进而引发振动。特别是在梯度线圈的结构共振频率下，显著的机械脉冲会引起设备扫描区域产生高水平振动，也会诱导插入 MRI 设备的被测样品产生振动<sup>[7]</sup>。

#### 1.2 激光测振原理及激光测振实验方法

激光的多普勒效应是激光多普勒测速技术的重要理论基础。运用激光干涉技术，将指向物体并反射回来的激光光束同参考的激光光束一同发生干涉，最终使用光电探测器得到多普勒频移信号，进

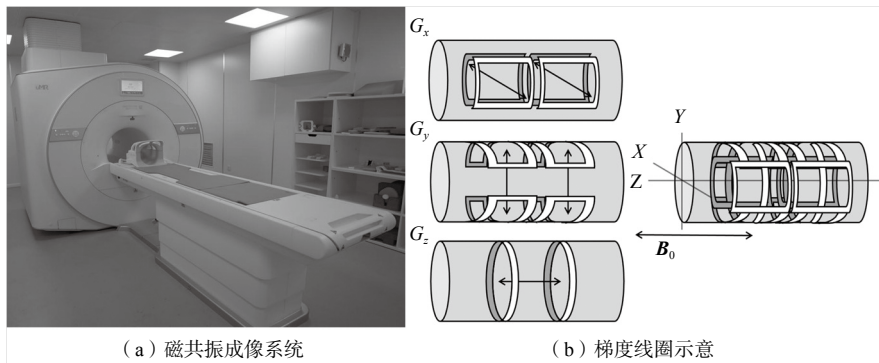


图 1 磁共振成像系统与梯度线圈示意  
Fig.1 MRI and gradient magnetic field coil diagram

而通过解调方法获得振动物体的物理参数<sup>[8]</sup>。频移量的大小受被测物体的振动速度、入射激光和被测物体夹角的影响。磁共振设备在执行成像序列时，为了防止直接接触式测量传感器在记录振动信号过程中与静态磁场相互作用，测试设备采用基于干涉测量非接触式多普勒光纤激光测振仪 LV-FS01（内置速度传感器），测得的速度以 mm/ms 为单位。测量时激光头尽可能远离磁场范围（位于五高斯线处），以减弱高静磁场强度对激光头中电子元件的影响。实验原理如图 2 所示。

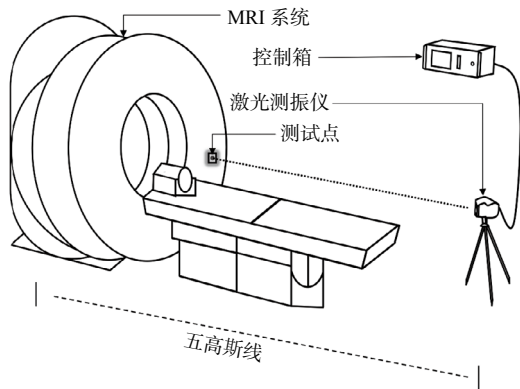


图 2 激光测振仪对 MRI 系统振动测试示意  
Fig.2 Schematic diagram of vibration test of MRI system by laser vibrometer

为了对临床上常用的磁共振设备进行振动的测量与分析，本实验建立于一台 1.5T uMR580（最高梯度强度为 33mT/m，最高爬升率为 125mT/m/ms）医用 MRI 系统上。在扫描序列的执行过程中，不同的扫描方向会激活不同的梯度线圈，这将影响振动的幅度大小。扫描方向是通过激活相应的梯度线圈选择的。流经线圈的电流和扫描序列执行过程中产生的振动取决于选择何种扫描方向。尽管引起振动最大强度的切片方向为矢状面方向<sup>[4]</sup>，但本研究为模拟颅脑扫描，因此序列扫描方向为横切面方向。选取的脉冲序列与磁场变化率测定的脉冲序列保持一致。

为了使所获取的数据更加精准，在 MRI 设备外壳处粘贴反光膜。将激光束引导到梯度线圈外表面的反光膜中心并调整激光束焦距，使控制箱上所获取的信号强度达到最强。通过对磁共振软件施加脉冲序列，对振动信号进行记录，同时将振动信号

输出到测试系统中进行记录和分析。对振动信号进行感兴趣区域的划分处理（EPI 序列为 8s，非 EPI 序列为 3.5s），以确保每段振动信号都具有是一致的长度，以便后续对数据进行快速傅里叶变换（Fast Fourier Transform, FFT）从而获取振动信号频域信息<sup>[9]</sup>。

### 1.3 搜索线圈设计及 dB/dt 实验方法

本实验采用 YY/T 0319 中的标准方法测量梯度时变磁场。利用毕奥-萨瓦尔定律<sup>[10]</sup>，根据梯度线圈电流绕组的几何形状计算 dB/dt。实验采用的搜索线圈的构造应使梯度输出的 3 个正交分量的测量均可进行。这样的搜索线圈在整个测试过程中测量梯度输出的各个独立分量时无须重新定位。搜索线圈通过外联导线连接示波器，记录其电压变化情况。

根据 YY/T 0319 标准，当产生 200mV 的感应电压 ( $U_{coil}$ ) 时，该搜索线圈的转换系数为 6.79T/s/V。因此，理想搜索线圈的 dB/dt 与感应电压的转换公式为<sup>[11]</sup>

$$dB/dt = 33.95U_{coil} \quad (1)$$

由于实际搜索线圈的电阻值和示波器与采集卡之间的连接线的电阻值接近，故需考虑连接线导致的分压压降问题（见图 3），理想电压与实际电压之间的关系为

$$\frac{U_{coil}}{R_{coil}} = \frac{U_{measure}}{R_{coil} + 2R_{wire}} \quad (2)$$

式中， $U_{coil}$  为线圈感应电压； $U_{measure}$  为线圈实际测量电压； $R_{coil}$  为线圈电阻； $R_{wire}$  为导线电阻，结合式 (1) 与式 (2) 可得

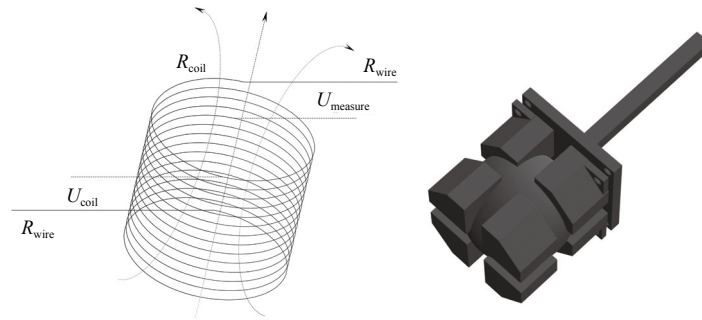
$$dB/dt = 33.95U_{measure} \frac{R_{coil}}{R_{coil} + 2R_{wire}} \quad (3)$$

如表 1 所示，搜索线圈阻值与连接线阻值几乎相当，因此无法忽略，故选取连接线和搜索线圈的阻值平均值与式 (3) 相结合，得

$$dB/dt = 33.95 \times 0.3085U_{measure} \approx 10.5U_{measure} \quad (4)$$

计算 dB/dt 后，还需要利用梯度场的有效长度（本研究为 20cm）与其相结合，进一步获取磁场梯度切换率（Slew Rate, SR），即

$$SR = \frac{dB/dt}{L_{effective}} = \frac{dB/dt}{0.2} \quad (5)$$



(a) 线圈感应电压与实际测量电压阻值之间的关系 (b) 搜索线圈

图 3 线圈感应电压与实际测量电压阻值关系示意与搜索线圈

Fig.3 Schematic diagram of the relationship between the induced voltage of the coil and the actual measured voltage resistance and the search coil

式中，SR 为梯度切换率， $L_{effective}$  为梯度场有效长度。

表 1 搜索线圈与连接线的阻值  
Tab.1 The resistance value between the search coil and the connecting wire

	搜索线圈阻值 /mΩ	连接线阻值 /mΩ
X(CH1)	174.45	196.20
		197.60
Y(CH2)	180.00	207.40
		188.90
Z(CH3)	169.00	198.10
		185.30
平均	174.5	195.60

注：CH1、CH2、CH3 分别代表搜索线圈的三通道。

本实验设备采用与上述振动测试相同的 MRI 系统对磁共振设备进行  $dB/dt$  的测量与分析，以确保实验的准确性。体模被放置于扫描床中心点，使搜索线圈中心与体模中心位于同一条线上且距离中心点 20cm（见图 4）。固定搜索线圈的电导线（连

接线接通至磁共振室外的示波器），防止其在测试时产生位移。随后施加选定的临床常用脉冲序列，同时在设备运行时采用示波器记录波形，以便后续进行分析处理。选取的脉冲序列与磁场梯度切换率测定的脉冲序列保持一致。

### 1.4 成像序列参数

本实验选取的序列包括快速自旋回波（Fast Spin Echo, FSE）序列、梯度回波（Gradient Recalled Echo, GRE）序列及能加快成像速度的平面回波成像（Echo Planar Imaging, EPI）的弥散加权成像（Diffusion Weighted Imaging, DWI）序列，其中 DWI 序列中采用双  $b$  值： $b=0$ ，平均次数为 2； $b=1000s/mm^2$ ，平均次数为 4。所用弥散方向为四方向。具体脉冲序列及对应的参数如表 2 所示。

### 1.5 FFT 原理

基于 FFT 的频谱图计算是在输入信号的重叠帧中进行的<sup>[12]</sup>。频谱图广泛应用于观察和分析信号的

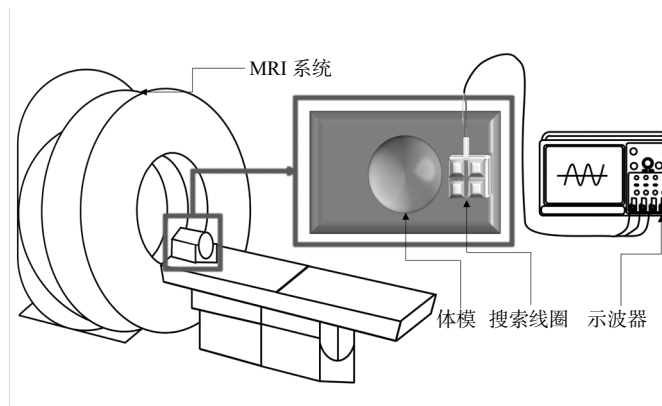


图 4 搜索线圈对 MRI 系统  $dB/dt$  测试示意

Fig.4 Schematic diagram of search coil for MRI system  $dB/dt$  test signal

表2 磁共振检查中脉冲序列及对应的参数

Tab.2 Pulse sequence and corresponding parameters in magnetic resonance examination

脉冲序列	层厚 /mm	体素大小 / (mm × mm × mm)	FOV / (mm × mm)	TR /ms	TE /ms	带宽 / (Hz/pixel)	相位方向
GRESP	8	1.02 × 1.02 × 8.00	260 × 260	10.4	4	320	频率编码
T2FSE	5	0.64 × 0.51 × 5.00	230 × 200	5000	96.8	190	相位编码
T1FSE	4	1.33 × 1.00 × 4.00	320 × 320	537	12.48	110	相位编码
EPIDWI	5	1.80 × 1.80 × 5.00	230 × 230	4307	116.6	1480	频率编码

注：实际脉冲序列以制造商的命名规则为准。表中，FOV表示视野，TR表示重复时间，TE表示回波时间。

频谱特性<sup>[13]</sup>。为了获得更精确的匹配结果，选择信号典型区域固定信号长度，固定选取信号正部分。采样序列  $[x_1, x_2, \dots, x_n]$  输入信号的时域信号  $x(n)$  的均方根 (Root Mean Square, RMS) 时域能量定义为

$$\text{RMS}_{\text{time}} = \sqrt{\sum_{n=1}^{N_{\text{FFT}}} |x(n)|^2 / N_{\text{FFT}}} \quad (6)$$

式中， $\text{RMS}_{\text{time}}$  为信号时域能量； $N_{\text{FFT}}$  为根据采样频率选择正确的 FFT 的点数； $x(n)$  为采集信号。

对上述得到的时域梯度时序与振动时域信号进行 FFT，获取两种信号的频域，其中将 FFT 的振幅

$S(k)$  定义为

$$S(k) = \sum_{n=1}^{N_{\text{FFT}}} x(n) e^{-j \frac{2\pi}{N_{\text{FFT}}} nk} \quad (7)$$

式中， $N_{\text{FFT}}$  为快速傅里叶变换的点数。

## 2 实验结果

根据上述方法与实验，通过搜索线圈与示波器的连接，在 MRI 设备中施加临床中常用的脉冲序列标准模式并记录搜索线圈中的电压值，如表 3 所示。利用式 (4) 将测试得到的电压值换算为磁场变化率，如表 4 所示。利用式 (5) 计算出序列的梯度切换率，如表 5 所示。表中的 CH1、CH2、

表3 搜索线圈中的电压值 (V)

Tab.3 The voltage values in the search coil (V)

脉冲序列	CH1-R	CH1-L	CH2-R	CH2-L	CH3-R	CH3-L	
标准工作模式	GRESP	0.58	0.58	0.26	0.26	0.16	0.08
	T2FSE	0.50	0.30	0.30	0.30	0.50	0.10
	T1FSE	0.50	0.30	0.30	0.30	0.50	0.10
	EPIDWI	0.56	0.40	0.30	0.30	0.50	0.10
一级受控 dB/dr 模式	GRESP	0.60	0.60	0.50	0.30	0.50	0.30
	T2FSE	0.60	0.20	0.40	0.20	0.40	0.20
	T1FSE	0.60	0.20	0.40	0.20	0.40	0.20
	EPIDWI	0.80	0.60	0.40	0.20	0.40	0.20

表4 临床脉冲序列 dB/dr 值 (T/s)

Tab.4 Clinical pulse sequences dB/dr value (T/s)

脉冲序列	CH1-R	CH1-L	CH2-R	CH2-L	CH3-R	CH3-L	
标准工作模式	GRESP	6.09	6.09	2.73	2.73	1.68	0.84
	T2FSE	5.25	3.15	3.15	3.15	5.25	1.05
	T1FSE	5.25	3.15	3.15	3.15	5.25	1.05
	EPIDWI	5.88	4.20	3.15	3.15	5.25	1.05
一级受控 dB/dr 模式	GRESP	6.30	6.30	5.25	3.15	5.25	3.15
	T2FSE	6.30	2.10	4.20	2.10	4.20	2.10
	T1FSE	6.30	2.10	4.20	2.10	4.20	2.10
	EPIDWI	8.40	6.30	4.20	2.10	4.20	2.10

表 5 临床脉冲序列梯度切换率 (T/m/s)  
Tab.5 Clinical pulse sequence slew rate (T/m/s)

脉冲序列	CH1-R	CH1-L	CH2-R	CH2-L	CH3-R	CH3-L
标准工作模式	GRESP	30.45	30.45	13.65	13.65	8.40
	T2FSE	26.25	15.75	15.75	15.75	26.25
	T1FSE	26.25	15.75	15.75	15.75	26.25
	EPIDWI	29.40	21.00	15.75	15.75	26.25
一级受控 dB/dt 模式	GRESP	31.50	31.50	26.25	15.75	26.25
	T2FSE	31.50	10.50	21.00	10.50	21.00
	T1FSE	31.50	10.50	21.00	10.50	21.00
	EPIDWI	42.00	31.50	21.00	10.50	21.00

CH3 分别代表搜索线圈的三通道 (3 个正交分量), 而 R 与 L 分别代表梯度上升与峰值梯度下降峰值。

从搜索线圈中电压时域信号与常规序列结构图的对比 (见图 5) 和振动时域信号 (见图 6) 可知, 在采用搜索线圈测定梯度回波序列 (频率编码方向) 的电压变化过程中, 射频脉冲回波之后的选层梯度 (Gs)、频率编码 (Gf) 与相位编码 (Gp) 的梯度波形时序的上升和下降分别对应搜索线圈中的 Z、X、Y 三轴 (当序列相位方向为相位编码方向时,

则分别对应搜索线圈中的 Z、Y、X 三轴)。与之对应的激光测振仪所获取的振动速度信号表现为梯度切换所产生的 MR 信号中的整体幅值随时序变化。

### 3 讨论

通过对比 dB/dt 值与振动信号时域能量值 (见表 6), 观察到振动信号时域能量中 EPIDWI 序列产生的能量最高, 其次为 GRESP 序列, T1FSE 序列产生的能量最低。而 dB/dt 与振动能量对比所得的结果也是如此, 表明两者之间存在较强的相关性。

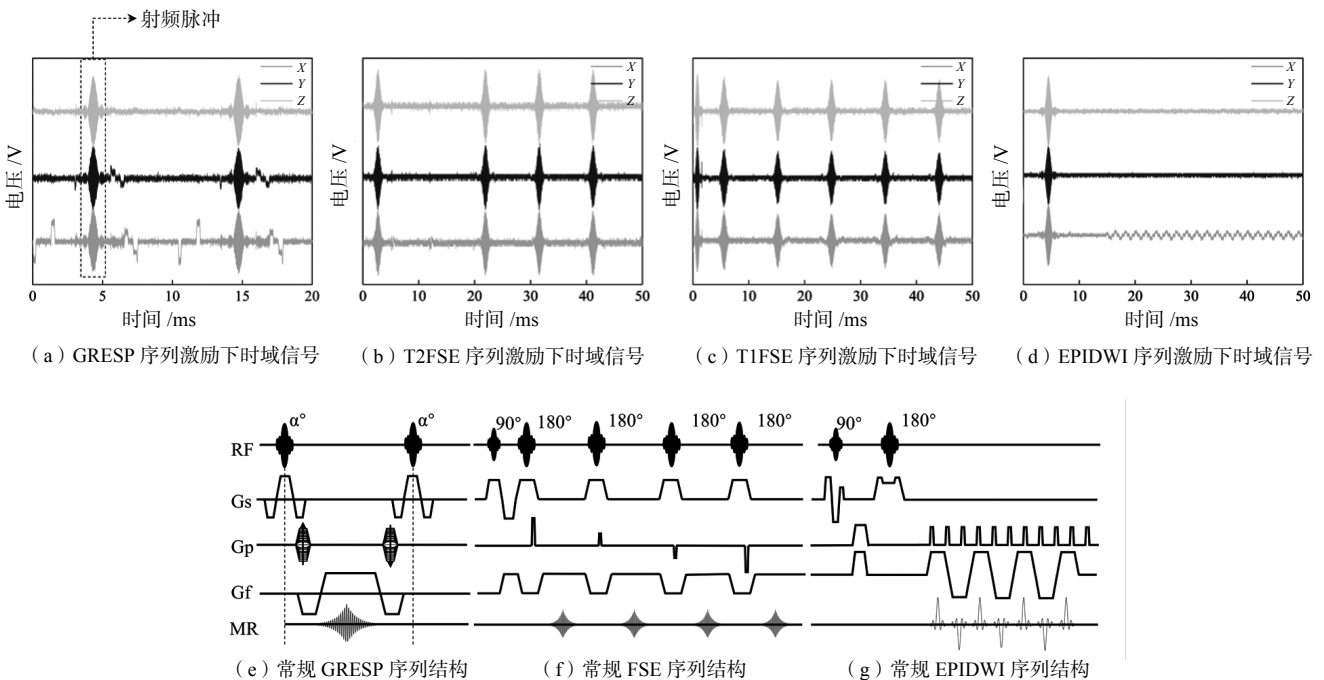


图 5 不同脉冲序列激励下线圈感应电压时域信号与序列结构图对比

Fig.5 Comparison of time domain signal and sequence structure diagram of coil induced voltage under different pulse sequences

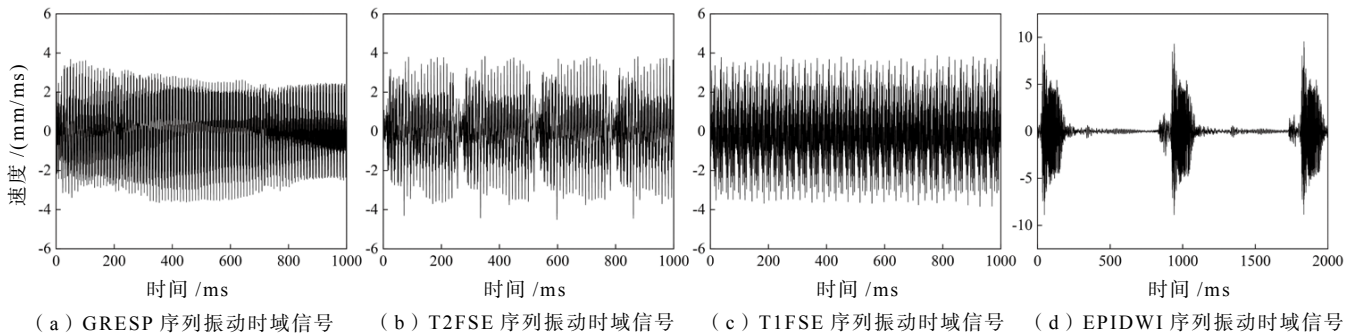


图 6 不同脉冲序列激励下扫描仪振动时域信号

Fig.6 Time domain signal of MRI imager vibration velocity under different pulse sequences

表 6 各脉冲序列时域能量值 (mm/s)

Tab.6 Time domain energy value of each pulse sequence (mm/s)

脉冲序列	RMS <sub>dB/dt</sub>	RMS <sub>Vibration</sub>
GRESP	1.90	1.50
T2FSE	1.86	1.48
T1FSE	1.62	1.48
EPIDWI	4.17	1.79

将  $dB/dt$  频谱与振动频谱进行比较 (见图 7),  $dB/dt$  信号通过 FFT 的最强峰在振动频域都能找到与之对应的部分, 即分别采用搜索线圈中  $dB/dt$  的变化与采用激光测振仪测定的振动信号变化评估 MRI 设备的梯度性能, 两种方法所得结果具有相似性。MRI 结构复杂, 实际振动模式复杂。主要的振

动模式来源是读出梯度的不断切换, 其他振动模式来源可能为冷头的活塞运动、地面与背景的振动(受空调与其外机等影响)。

由图 7 可知, 图 7 (a) 与图 7 (e) 的波形相似; 图 7 (d) 与图 7 (h) 的波形相似, 即在 GRESP 序列与 EPIDWI 序列中, 频谱的振动信号波形与  $dB/dt$  信号波形相似, 而  $dB/dt$  信号中存在的频谱特征在振动信号中都有与之对应的成分, 造成这一现象的原因可能是两种信号的采样频率不一致。再次对比 T1FSE 序列和 T2FSE 序列的波形, 结果与上述结论一致, 即可确定梯度时序与扫描仪振动这两种实验方法所得结果的相似度较为接近, 说明梯度时序

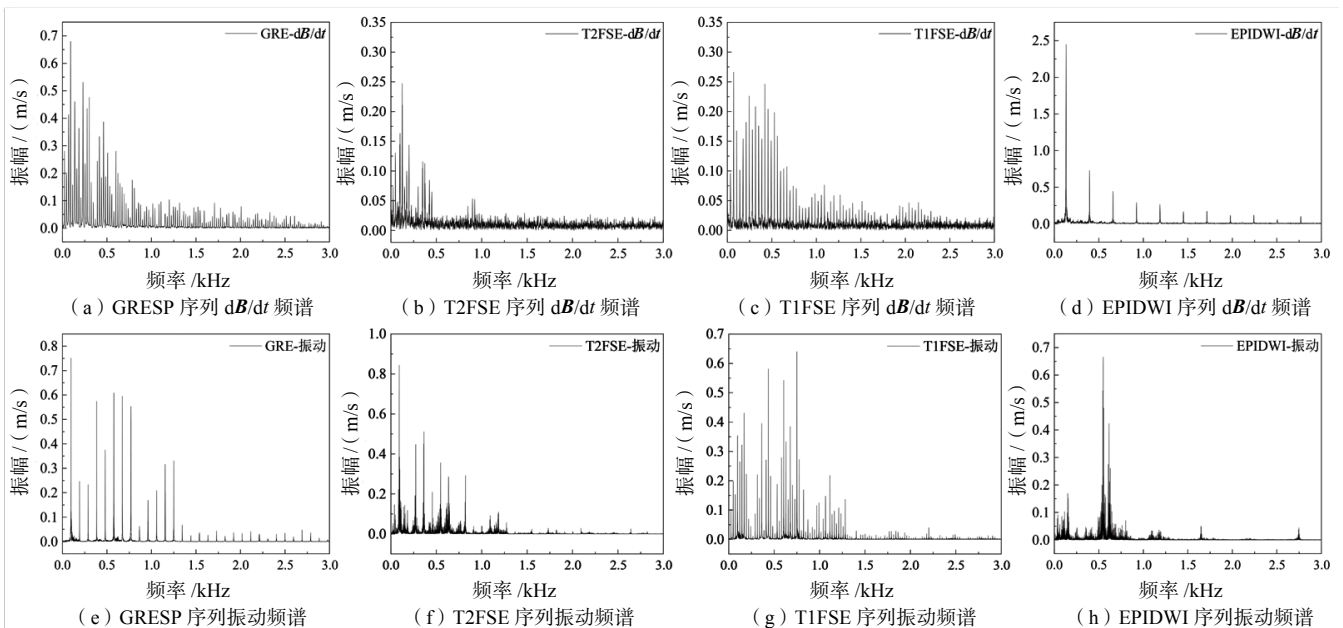


图 7 不同脉冲序列  $dB/dt$  频谱与振动频谱的对比

Fig.7 Comparison of  $dB/dt$  and vibration spectrum of different pulse sequences

与 MRI 设备振动的时域特性和频谱特性之间具有强相关性。

#### 4 结论与展望

本研究采用梯度时序与扫描仪振动实验测定的方法,使用搜索线圈测量磁场变化率( $\text{dB}/\text{dt}$ ),使用激光测振仪对 MRI 设备的振动特性进行评估。结果表明,典型临床序列在植入式医疗器械位置(距离磁体中心位置 20cm 处)产生的  $\text{dB}/\text{dt}$  值在 5.0 ~ 6.1T/s 附近。此外,典型临床成像序列引起的振动主要集中于低频段的 100Hz 附近与中频段的 500Hz 附近。FFT 分析表明两者在频域存在显著的相关性。

根据上述结论,分析 MRT 系统的  $\text{dB}/\text{dt}$  与振动水平,确定典型临床成像序列的梯度强度,有助于进一步提升 MRT 系统的可靠性。本研究为植入式医疗器械的 MRI 兼容中梯度系统的振动安全性测试提供了一定的支持。磁共振设备的振动水平可以反映出植入式医疗器械在磁共振环境下的振动幅度与频率。了解植入式医疗器械的振动特性有助于避免器械在进行磁共振扫描检查时导致植入物共振失效。因此,植入式医疗器械的内部结构设计需考虑磁共振扫描仪的振动频率,以防止器械产生意料之外的共振从而影响磁共振检查,使有源植入式医疗器械免于受振动的影响。

同时,在临床儿科磁共振检查中,儿童患者一般对于设备运行中的机体振动较为敏感<sup>[14]</sup>。对临床序列的振动测试有助于临床医生选择振动较低的脉冲序列,减少儿童患者在接受磁共振检查的过程中受到的不必要震颤,并可以进一步优化儿童患者磁共振检查序列,减少扫描过程中产生的振动,提升儿童患者磁共振检查的依从性。

#### 参考文献

- [1] 张树林. 磁共振优化脉冲的设计与应用 [D]. 北京: 中国科学院大学, 2014.  
ZHANG Shulin. Design and application of optimal pulse in magnetic resonance[D]. Beijing: University of Chinese Academy of Sciences, 2014.
- [2] YAO G Z, MECHEFSKE C K, RUTT B K. Vibration analysis and measurement of a gradient coil insert in a 4 T MRI[J]. *Journal of Sound and Vibration*, 2005, 285(3): 743-758.
- [3] LIU X, YANG Y, HU S. Multiple regions of interest method reveals an asynchronous regression of MRI image quality[C]//2023 5th International Conference on Intelligent Medicine and Image Processing (IMIP). New York: IEEE, 2023: 45-50.
- [4] PŘIBIL J, PŘIBILOVÁ A, FROLLO I. Analysis of energy relations between noise and vibration signals in the scanning area of an open-air MRI device[C]. Proceedings of the 5th International Electronic Conference on Sensors and Applications. Basel: MDPI, 2018: 29.
- [5] TOMASI D, ERNST T. A simple theory for vibration of MRI gradient coils[J]. *Brazilian Journal of Physics*, 2006 (36): 34-39.
- [6] Assessment of the safety of magnetic resonance imaging for patients with an active implantable medical device. ISO/TS 10974:2018[S]. Switzerland: ISO Copyright Office, 2018.
- [7] YAO G, MECHEFSKE C, RUTT B. Characterization of vibration and acoustic noise in a gradient-coil insert[J]. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 2004 (17): 12-27.
- [8] 沈熊. 激光多普勒测速技术及应用 [M]. 北京: 清华大学出版社, 2004.  
SHEN Xiong. Laser Doppler velocimetry and applications[M]. Beijing: Tsinghua University Press, 2004.
- [9] ZHANG Z, SEGNER A, FRYDMAN L. Single-scan MRI with exceptional resilience to field heterogeneities[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2017, 77(2): 623-634.
- [10] 赵凯华, 陈熙谋. 电磁学 [M]. 4 版. 北京: 高等教育出版社, 2018.  
ZHAO Kaihua, CHEN Ximou. Electromagnetics[M]. 4th edition. Beijing: Higher Education Press, 2018.
- [11] 国家药品监督管理局. 医用电气设备第 2-33 部分: 医疗诊断用磁共振设备安全专用要求: YY/T 0319—2008[S]. 北京: 中国标准出版社, 2008.  
National Medical Products Administration. Medical electrical equipment-part 2-33: particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis: YY 0319—2008[S]. Beijing: Standards Press of China, 2008.
- [12] ZHANG Z, FRYDMAN L. Partial Fourier techniques in single-shot cross-term spatiotemporal encoded MRI[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2018, 79(3): 1506-1514.
- [13] PŘIBIL J, PŘIBILOVÁ A, FROLLO I. Analysis of spectral properties of acoustic noise produced during magnetic resonance imaging[J]. *Applied Acoustics*, 2012, 73(8): 687-697.
- [14] 李惠琳, 孙锦华, 杜亚松. 儿童抽动障碍脑磁共振成像研究进展 [J]. *中华实用儿科临床杂志*, 2011, 26 (6): 457-459.  
LI Huilin, SUN Jinhua, DU Yasong. Study progress of brain magnetic resonance imaging in children with tic disorders[J]. *Chinese Journal of Applied Clinical Pediatrics*, 2011, 26(6): 457-459.