

## ◆ 专论

# Investigation and practice of magnetic field homogeneity evaluation methods for MRI equipment

YANG Pingping<sup>1,2</sup>, YIN Hongxia<sup>1</sup>, LIU Yawen<sup>2</sup>, ZHU Jianming<sup>2</sup>,YANG Zhenghan<sup>1</sup>, WANG Zhenchang<sup>1\*</sup>

(1. Department of Radiology, Beijing Friendship Hospital, Capital Medical University,

Beijing 100050, China; 2. College of Information Engineering,

China Jiliang University, Hangzhou 310018, China)

**[Abstract]** **Objective** To explore the evaluation methods of magnetic field uniformity and the practical operations, in order to provide references for clinical quality control. **Methods** Based on MRS phantom and 32 cm uniform spherical phantom, the evaluation methods of magnetic field uniformity were used to detect MRI equipment in department of radiology, including spectral peak and the bandwidth difference. **Results** The full width at half maximum (FWHM) of MRS phantom was 0.08 ppm, the inhomogeneity values on coronal, sagittal and axial detected by the bandwidth difference method was 0.15 ppm, 0.08 ppm and 0.18 ppm, respectively. **Conclusion** The magnetic field homogeneity of the above mentioned MRI equipment is favorable, which accords with magnetic field uniformity detection standard.

**[Key words]** Magnetic field homogeneity; Magnetic resonance spectroscopy; Bandwidth difference

**DOI:**10.13929/j.1003-3289.201706073

## MRI 设备磁场均匀性评估方法探讨及实践

杨娉娉<sup>1,2</sup>, 尹红霞<sup>1</sup>, 刘雅文<sup>2</sup>, 朱建明<sup>2</sup>, 杨正汉<sup>1</sup>, 王振常<sup>1\*</sup>

(1. 首都医科大学附属北京友谊医院放射科, 北京 100050; 2. 中国计量大学信息工程学院, 浙江 杭州 310018)

**[摘要]** **目的** 探讨 MRI 设备磁场均匀性评估方法与实践操作步骤, 为临床质量控制提供技术参考。 **方法** 基于 MRS 模体和 32 cm 的匀场球模, 分别采用波谱峰值法和带宽差值法两种磁场均匀性检测方法检测本单位放射科的 MRI 设备。 **结果** MRS 模体的半高宽值为 0.08 ppm, 32 cm 匀场球模在带宽差值法下单层冠状位, 矢状位和轴位的磁场不均匀值分别为 0.15 ppm、0.08 ppm 和 0.18 ppm。 **结论** 所检测 MRI 设备磁场均匀性良好, 符合磁场均匀性检测标准。

**[关键词]** 磁场均匀性; 磁共振波谱; 带宽差值法

**[中图分类号]** R445.2; O482.53 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2017)11-1611-04

随着 MRI 设备的广泛应用和深入发展, 其临床质

量控制(quality control, QC)工作逐渐受到重视<sup>[1-4]</sup>。磁场均匀性评估不仅是临床质量控制工作的重要项目之一<sup>[5]</sup>, 也是验收检测(设备安装完毕或重大维修情况后)的重要内容<sup>[6-9]</sup>。磁场均匀性指一定半径的球形容积(diameter of spherical volume, DSV)内磁场强度的均一性, 也指单位面积内通过磁力线数目的一致性, 通常以主磁场强度的百万分数(ppm)作为度量单位<sup>[5-10]</sup>。磁场均匀性受多种因素影响, 包括主磁体制造时不可避免的技术因素、外部铁磁性物质干扰等。一旦磁场均匀性下降, 其将对 MR 图像质量产生不良

**[基金项目]** 国家重点研发计划数字诊疗装备研发重点专项(2016YFC0106901)、科技北京百名领军人才培养工程(Z141107001514002)、北京市医管局“使命”人才计划(SML20150101)、北京学者(京人社专家发[2015]160号)。

**[第一作者]** 杨娉娉(1993—), 女, 江苏盐城人, 在读硕士。研究方向: 磁共振质量控制和图像处理研究。E-mail: pingpyzy@163.com

**[通信作者]** 王振常, 首都医科大学附属北京友谊医院放射科, 100050。E-mail: cjr\_wzhch@vip.163.com

**[收稿日期]** 2017-06-12 **[修回日期]** 2017-09-11

影响;对高场强 MRI 设备,最常见现象是压脂序列的脂肪抑制不均匀、图像信号不均匀或加重卷褶伪影等;对低场 MRI 设备,还可以导致图像的几何扭曲;在超快速成像序列(如 EPI 序列),这些影响将会表现得更为严重。目前,对磁场均匀性进行评估方法主要有波谱峰值法、带宽差值法、相位地图法和相位差地图法等<sup>[5-9,13]</sup>。波谱峰值法主要测量自由感应衰减(free induction decay, FID)信号经傅里叶变换后的波形半高宽(full width at half maximum, FWHM)。相位地图法和相位差地图法都基于梯度回波序列时产生的相位图,相位图各点的相位值可以反映磁场强度变化;相位差地图法同时可以去除引起相位变化的非磁场强度因素。带宽差值法主要利用最小和最大接收带宽引起的几何畸变差值来计算磁场强度变化。本文将应用波谱峰值法和带宽差值法对本单位 MRI 设备进行磁场均匀性评估。

## 1 材料与方法

### 1.1 磁场均匀性评估方法

1.1.1 波谱峰值法 在均匀磁场内,氢质子是以相同的频率进动,其进动频率与磁场强度成正比<sup>[11]</sup>。此时,给一个与进动频率相同的射频激励脉冲,使宏观纵向磁化矢量发生偏转产生宏观横向磁化矢量;射频脉冲终止后,宏观横向磁化矢量将呈指数衰减直至消失,这个衰减过程被称为 T2\* 弛豫。在此过程中,接收线圈可以接收到自由感应衰减信号,该信号的傅立叶变换在中心频率处呈现一个强而窄的波峰。当主磁场均匀性下降后,质子群的失相位速度将加快,相应的 FID 信号衰减加快,经傅立叶变换后波峰加宽,甚至可以为矩形<sup>[11-12]</sup>。因此,FID 信号傅里叶变换后的波峰宽度可以反映主磁场的均匀性<sup>[5,9]</sup>。该方法主要是应用均匀球形模体,扫描波谱序列,测量 FID 信号傅里叶变换后波形半高宽值。根据公式(1)实现 FWHM 从 Hz 到 ppm 的转化<sup>[5]</sup>。

$$FWHM(ppm) = \frac{FWHM(Hz)}{42.576 \times B_0(T)} \quad (1)$$

1.1.2 带宽差值法 带宽差值法是通过计算在较大和较小接收带宽情况下获得的空间几何变形差值来评估磁场均匀性<sup>[5,9]</sup>。在一个有效磁场内,假设空间内某一点的磁场 B 为等中心处的主磁场 B<sub>0</sub>和局部不均匀磁场 ΔB 的叠加,在成像过程中分别施加频率、相位和层选编码的线性梯度磁场,分别为 G<sub>x</sub>, G<sub>y</sub>, G<sub>z</sub>,沿频率编码方向上的线性梯度场与带宽存在以下关系<sup>[5,7,9]</sup>:

$$G_x = (2\pi/\gamma) \times (BW_x/FOV_x) \quad (2)$$

其中,γ指的是磁旋比,FOV<sub>x</sub>代表沿频率编码方向的 FOV,由于局部磁场不均匀产生的图像变形量用如下公式表示  $x' = x + \Delta B/G_x$ 。以低带宽 BW<sub>1</sub>(通常范围低于 5 kHz)扫描,频率编码方向的线性梯度场为:G<sub>1</sub> ≈ ΔB(x,y), x<sub>1</sub>' ≠ x;以高带宽 BW<sub>2</sub>(通常范围不超过 100 kHz)扫描模体,频率编码方向的线性梯度场为:G<sub>2</sub> ≫ ΔB,所以 x<sub>2</sub>' ≈ x;对于特定的球模,用以下公式计算磁场均匀性<sup>[5,7,9]</sup>:

$$\Delta B_0(ppm) = \frac{(BW_1 * BW_2) * (x_2' - x_1')}{42.576 MHz/T \times B_0(T) \times FOV_x \times (BW_2 - BW_1)} \quad (3)$$

其中,x<sub>2</sub>' - x<sub>1</sub>'指高带宽、低带宽 2 次扫描在频率编码方向上的变形位移差值,单位 mm,FOV<sub>x</sub>单位为 mm。

1.2 实验设备与材料 采用 GE 750W 3.0T MRI 设备及正交鸟笼头线圈;GE MRS 模体(直径 180mm);GE 匀场球模(320 mm)。

### 1.3 实验方法

1.3.1 波谱峰值法 ①将 MRS 模体(图 1A)放入正交鸟笼头线圈的中心处,进行三平面定位。②选中 Probe 3D CSI 序列,进行参数设置,采用 auto prescan 模式进行自动扫描。扫描参数:TR 2 000 ms,TE 144 ms, NEX 1,FOV=15 cm,体素厚度 15 mm,CSI 层厚 15 mm,CSI 层数 1。③扫描完成后,选择 spectroscopy prescan 模式,调节参数(梯度匀场的 x,y,z 和 delta 频率等),直到形成一个强而窄的波峰,测量 FWHM 值,单位是 Hz(图 1B)。④用公式(1)计算 FWHM(单位 ppm)。

1.3.2 带宽差值法 ①放置 GE 的 32 cm 匀场球模在体线圈中心位置处。带宽差值法评估磁场均匀性只在频率编码方向上。扫描参数:SPGR 序列,TR 200 ms,TE 20 ms,FA 40°,FOV 40 cm,矩阵 512(频率编码) × 256(相位编码),层数 1, NEX 1,层厚 5 mm,BW<sub>1</sub> 2 kHz,BW<sub>2</sub> 31.25 kHz。②实施 3 平面定位,扫描球模使用一个简单的 2D-SPGR 序列,其中 FOV 最小值为 40 cm,矩阵尺寸尽量大(通过缩小像素尺寸来减少距离测量的不确定性,理想情况下频率编码方向使用大的矩阵值如 512)<sup>[5]</sup>,序列参数设置如上。③参数设置完毕后使用低带宽 BW<sub>1</sub>(单位 Hz)进行冠状位模体扫描,扫描后的图像在图像频率编码方向上设置 2 个参考点(参考点选取模体的直径)。测量 BW<sub>1</sub>中两个参考点之间的距离(d<sub>1</sub>,图像上加网格可以

减小测量误差)(图 2A);窗宽设置到很窄(0 或 1),记下窗位值,重新调整窗宽为该值,窗位为窗宽值的一半。④相同的参数设置,使用高带宽  $BW_2$  (单位 Hz) 再进行一次冠状位扫描,(注: $BW_1$  和  $BW_2$  带宽扫描过程中球模不能发生移动),同样扫描后在图像频率编码方向上测量两个参考点之间的距离( $d_2$ ,在  $BW_1$  和  $BW_2$  下的参考点应为同一参考点), $d_2$  的测量方法与  $d_1$  测量方法相同(图 2B)。⑤计算  $d_1 - d_2$  的值。⑥重复上述 1~5 步记录矢状位和轴位  $d_1 - d_2$  的值。⑦把每个方向的  $d_1 - d_2$  值带入公式 3 计算磁场不均匀值。

(为了精确计算可以在每个方向内设置多个层位置,记录每个层位置的  $d_1 - d_2$  值,取每个方向内  $d_1 - d_2$  的最大值带入公式计算)。1.4 处置标准 根据 ACR MRI 质量控制手册,对于超导主磁体,主磁场均匀性一般要求直径 30~40 cm 的球形容积内,磁场均匀度应在 2 ppm 左右。

2 结果

波谱峰值法(图 1B)测得的结果:FWHM 值(Hz)为  $x_2 - x_1 = 10.025$  Hz( $x_2$  与  $x_1$  代表半峰值时所对应的  $x$  的范围);FWHM (ppm) = 0.08 ppm。18 cm DSV 的磁场均匀性结果符合处置标准。

带宽差值法测量磁场不均匀值结果见表 1。32 cm 匀场球模单层轴位、矢状位和冠状位的磁场不均匀值分别为 0.18 ppm、0.08 ppm 和 0.15 ppm,结果符合处置标准。

3 讨论

波谱峰值法操作和计算比较简单,适用于可以进行波谱序列扫描的设备;不能进行任意平面和方向的测量,同时该方法精确度不高,对 DSV 的选取有一定的限制<sup>[1,7]</sup>。单体素或多体素的线宽值一旦超过范围,可调节参数重复测量,如果仍超过范围,则说明磁场均匀性较差,需及时与工

程师联系。带宽差值法对系统不提供相位图和详细的频率曲线时具有一定的价值<sup>[5]</sup>,应用范围面向所有临床 MRI 系统,但测量和计算过程乏味,只有梯度场被正确校准时,该方法评估磁场均匀性才真实可靠。相位差法可进行任意平面和方向上的测量,不足之处在于仅针对具备专门图像重建技术(包括相位重建,相位展开和图像差异的计算)的 MR 系统<sup>[5,7]</sup>。

带宽差法测量磁场均匀性由于人为测量过程中视觉误差会引起测量结果的偏差(如同一带宽下同一参考点多次测量值可能会不同,视觉上偏差造成参考点

表 1 带宽差值法测量的磁场不均匀值

| 位置  | 参考点距离                                              | $ d_1 - d_2 $ | $\Delta B(\text{ppm})$ |
|-----|----------------------------------------------------|---------------|------------------------|
| 轴位  | $BW_1 = 2 \text{ kHz}, d_1 = 319.6 \text{ mm}$     | 4.3           | 0.18                   |
|     | $BW_2 = 31.25 \text{ kHz}, d_2 = 315.3 \text{ mm}$ |               |                        |
| 矢状位 | $BW_1 = 2 \text{ kHz}, d_1 = 314.1 \text{ mm}$     | 1.9           | 0.08                   |
|     | $BW_2 = 31.25 \text{ kHz}, d_2 = 316.0 \text{ mm}$ |               |                        |
| 冠状位 | $BW_1 = 2 \text{ kHz}, d_1 = 320.3 \text{ mm}$     | 3.5           | 0.15                   |
|     | $BW_2 = 31.25 \text{ kHz}, d_2 = 316.8 \text{ mm}$ |               |                        |

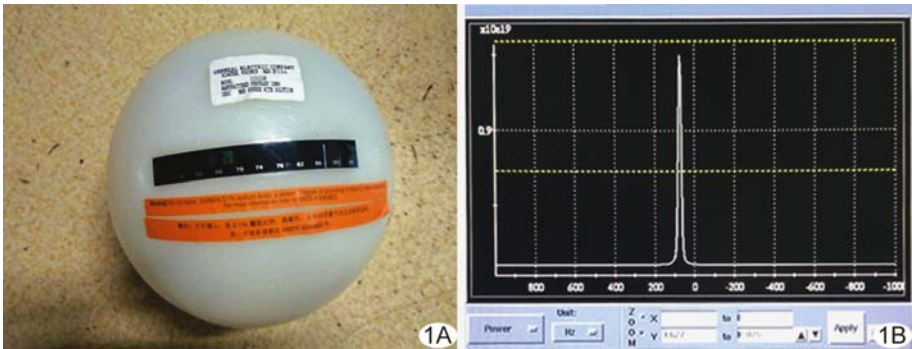


图 1 波谱峰值法评估磁场均匀性 A. MRS 模体; B. FID 信号傅里叶变换波形

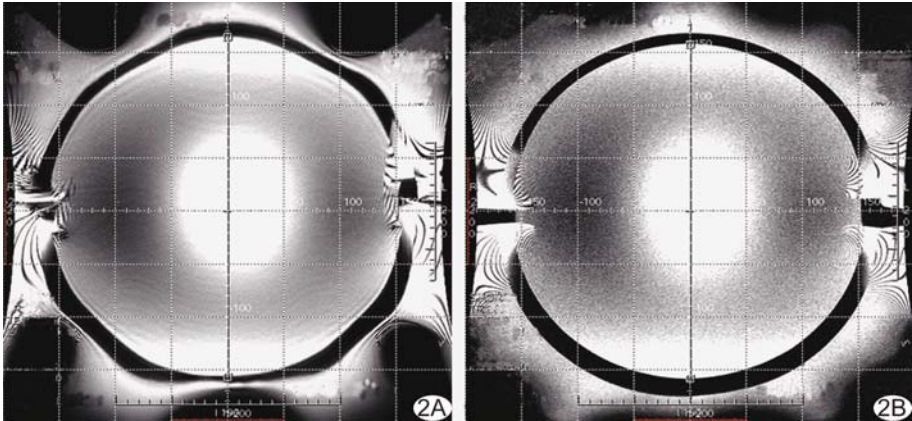


图 2 带宽差值法磁场均匀性评估 A. 低带宽下参考点之间的距离  $d_1$ ; B. 高带宽下参考点之间的距离  $d_2$

发生变化等),为了避免其发生,使测量结果更为精确,需进行三个方向上的多层测量,测量过程中加入网格,有助于借助网格线选取参考点,在一定程度上保证不同带宽下选取同一参考点。

当系统用于超快速成像、脂肪抑制或波谱时,磁场均匀性设置标准应更为严格<sup>[7,9]</sup>。磁场均匀性数据应记录在临床质量控制报告中。一旦检测的磁场均匀性超过指定标准,需及时与设备工程师联系,查找和解决问题。磁场均匀性较差的原因:①铁磁物体污染磁体孔径(或间隙)内的场;②磁铁外部环境下铁磁物体位置或排列发生变化。磁场均匀性问题通常可以通过调整梯度偏移量来改善,如果均匀性非常差,设备工程师可使用特定工具测量,并将测量数据与安装时数据进行比较。在某些特殊情况下,超导匀场电流将会有所调整<sup>[5]</sup>。除了用以上 3 种方法检测磁场均匀性外,各设备工程师应定时通过自动匀场改善设备磁场均匀性,频率至少为每季度 1 次。

#### [参考文献]

- [1] 邓洁.核磁共振成像系统的质量保证与质量控制.中国医疗设备, 2011,26(7):13-20,26.
- [2] 白玫.磁共振成像设备磁场均匀性的计算.中国医疗器械信息, 2004,10(4):38-38.
- [3] 韵宏.临床核磁共振成像的质量保证.中国医疗设备, 2013, 28(2):1-4.
- [4] 袁子龙,张照喜,陈迢,等.Siemens 3.0T Verio MR 日常质量控制与质量保证.中国医学影像技术,2015,31(8):1285-1287.
- [5] Price R, Allison J, Clarke G, et al. 2015 American College of Radiology MRI Quality Control Manual 2015. [https://www.researchgate.net/publication/280924150\\_2015\\_American\\_College\\_of\\_Radiology\\_MRI\\_Quality\\_Control\\_Manual](https://www.researchgate.net/publication/280924150_2015_American_College_of_Radiology_MRI_Quality_Control_Manual)
- [6] Och J, Clarke G, Sobol W, et al. Acceptance testing of magnetic resonance imaging system: Report of AAPM Nuclear Magnetic Resonance Committee Task Group No. 6 (AAPM Report No. 34). Med Phys, 1992,19(1):217-229.
- [7] Jackson EF, Bronskill MJ, Drost DJ, et al. Acceptance testing and quality assurance procedures for magnetic resonance imaging facilities: Report of AAPM MR Subcommittee Task Group I (AAPM Report No. 100). Maryland: College Park, 2010:9-13.
- [8] 中华人民共和国卫生行业标准.医用磁共振成像(磁共振成像)设备影像质量检测与评价规范.卫生部,WS/T263-2006.
- [9] Chen HH, Boykin RD, Clarke GD, et al. Routine testing of magnetic field homogeneity on clinical MRI systems. Med Phys, 2006,33(11):4299-4306.
- [10] 杨正汉,冯逢,王霄英.磁共振成像技术指南-检查规范,临床策略及新技术应用.北京:人民军医出版社,2007:2-36.
- [11] Hashemi RH, Bradley WG Jr, Lisanti CJ. MRI: the basics. 3 edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins Inc, 2010: 16-30,40-47.
- [12] 曾晓庄,包尚联.核磁共振成像物理原理和脉冲序列设计.北京:中国医药科技出版社,2007:70-72.
- [13] Di NA, Ortenzia O, D'ariento M, et al. MRI quality control tools for procedures and analyses. J Exp Clin Cancer Res, 2006, 25(1):121-127.

## 2017 版中国科技期刊引证报告相关数据 ——《中国医学影像技术》

由中国科学技术信息研究所主持的“2016 中国科技论文统计结果发布会”于 2017 年 10 月 31 日在北京国际会议中心举行。《中国医学影像技术》杂志在《2017 版中国科技期刊引证报告》(核心版)的相关数据为:

- 1 文献来源量:442 篇;
- 2 基金论文比:0.41;
- 3 总被引频次:3582;
- 4 影响因子:0.709;
- 5 学科扩散指标:20.57;
- 6 学科影响指标:0.90;
- 7 综合评价总分:65.70。