



# 中华人民共和国医药行业标准

YY/T 0482—2010  
代替 YY/T 0482--2004

## 医用成像磁共振设备 主要图像质量参数的测定

Magnetic resonance equipment for medical imaging—  
Part 1: Determination of essential image quality parameters

(IEC 62464-1:2007, MOD)

2010-12-27 发布

2012-06-01 实施



国家食品药品监督管理局 发布



## 目 次

前言 .....	III
1 范围 .....	1
2 规范性引用文件 .....	2
3 术语、定义和符号 .....	2
4 测定主要图像参数的程序 .....	11
4.1 测量程序的通用要求 .....	11
4.2 信噪比 .....	11
4.3 均匀性 .....	13
4.4 二维扫描的层厚 .....	16
4.5 二维几何畸变 .....	19
4.6 空间分辨力 .....	23
4.7 鬼影 .....	25
5 稳定性试验 .....	28
5.1 目的和原理 .....	28
5.2 测试模具的要求 .....	28
5.3 扫描特性 .....	28
5.4 测量步骤 .....	28
5.5 数据分析、结果报告和容差 .....	29
附录 A (规范性附录) 可选方法 .....	30
附录 B (资料性附录) 基本原理 .....	39
参考文献 .....	51
索引 .....	52
图 1 同质测试模具放入射频线圈 .....	14
图 2 在表面线圈上测试模具位置 .....	14
图 3 在斜板法中的信号强度剖面 .....	16
图 4 测试模具旋转的校正 .....	18
图 5 用于球形规范区域体的测试模具的举例,由聚丙烯大瓶(珀斯佩有机玻璃)的圆柱体构成, 其内壁作为感兴趣区域周界 .....	20
图 6 用于球形规范区域体的测试模具的举例,由一些分布在感兴趣区域周界上的小瓶组成 .....	20
图 7 两条通过测试模具中心的线 .....	21
图 8 测定半径 .....	21
图 9 周期型样 .....	23
图 10 周期型样的图像和感兴趣区域的位置 .....	24
图 11 测试模具以及对信号、鬼影和噪声测量的感兴趣区域 .....	26
图 A.1 楔形测试模具 .....	33
图 A.2 用楔形测试模具测量层厚和片层剖面 .....	34
图 B.1 弛豫时间 $T_1$ 和 $T_2$ 与 $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ 溶液浓度的关系 .....	40

图 B.2 中心误差 .....	46
表 B.1 测试模具的导电和介电特性 .....	41
表 B.2 公司间带宽比较 .....	43
表 B.3 Gd[TMHD]的弛豫拟合参数浓度≤比重的 0.4% .....	44

## 前 言

本标准的全部技术内容为推荐性。

本标准修改采用国际电工委员会 IEC 62464-1:2007《医用成像磁共振设备 主要图像质量参数的测定》。

本标准与 IEC 62464-1:2007 的主要差异如下：

——扫描参数的规定中本标准为“体线圈视野 440 mm(或设备允许的最大视野)”，IEC 62464-1:2007 标准为“体线圈视野 440 mm”。

对 IEC 62464-1:2007, 本标准做了下列编辑性修改：

——删除了 IEC 62464-1:2007 标准中的封面、前言和引言；

——对于标准中引用的国际标准，若我国有已转换成国内的标准，则改为引用我国标准；

——根据中文版式的特点，对 IEC 62464-1:2007 标准中大写字母表示的术语，中文用黑体字体表示。

本标准自实施之日起代替 YY/T 0482--2004, 同时 YY/T 0482—2004 废止。

本标准与 YY/T 0482—2004 相比主要差异如下：

——删除了静磁场强度(共振频率)偏差的要求；

——删除了磁场的稳定性的要求；

——删除了磁场均匀性的要求。

本标准的附录 A 为规范性附录，附录 B 为资料性附录。

本标准由全国医用电器标准化技术委员会医用电子仪器标准化分技术委员会归口。

本标准起草单位：上海市医疗器械检测所、西门子迈迪特磁共振(深圳)有限公司、航卫通用电气医疗系统有限公司。

本标准主要起草人：俞及、倪成、朱红毅。

本标准所代替标准的历次版本发布情况为：

——YY/T 0482—2004。



# 医用成像磁共振设备 主要图像质量参数的测定

## 1 范围

本标准规定了为测定许多主要的医用**磁共振设备**图像质量参数的测量程序。在本标准中陈述的测量程序适用于：

- 在**验收试验**时进行质量评价；
- 在**稳定性试验**时进行质量保证。

另外，在本标准中所规定的测量程序对型式试验也是有帮助的，尽管这不是本标准的目的。

本标准不适用于：

- 在**验收试验**和**稳定性试验**时进行性能等级的确定；
- 大于 4T 的高场**磁共振设备**的图像质量评价，除非另有说明；
- 受**磁共振兼容性**问题影响的图像质量；
- 特殊诊断流程，如血流成像、灌注、扩散、放疗和图像引导治疗的应用；
- 型式试验。

本标准的范围也仅限于测量对**测试模具**的图像质量特性，而不是对**患者**的图像。

在本标准中规定的测量程序针对：

- a) **制造商**，声明能符合按本标准所描述方法进行**验收试验**和**稳定性试验**；
- b) **试验室**，按本标准描述的方法确认**磁共振设备**的性能；
- c) **管理当局**，能依据本标准，和
- d) **责任机构**，愿意执行本标准所描述方法的**验收试验**和**稳定性试验**。

本标准定义的主要图像质量参数和测量方法：

- 信噪比**，
- 均匀性**，
- 层厚和片层剖面**，
- 几何畸变**，
- 空间分辨力**，和
- 鬼影**。

本标准描述首选的测量程序，在附录 A 中也描述了备选方法。备选方法可以替代首选试验方法。如有必要，在本标准没描述过的其他方法也可使用，只要这些其他试验方法用本标准描述的方法验证过并归档。其他试验方法的验证，要求分析对同一感兴趣参数的试验敏感性以及分析对其他无关参数的试验不敏感性，并且宜声明类似的、或更优的对同一感兴趣参数的敏感度，以及声明类似的、或更优的，抗无关参数的鲁棒性水平。所有方法应有定量结果。

首选和备选方法的原理阐述和它们的缺陷在附录 B 中陈述。

本标准也提出了涉及主要图像质量参数的适用于**磁共振设备**质量保证程序的**稳定性试验**方面的要求。在现行有效使用的自动程序中，在提供的适用性方面没有最佳的**稳定性试验**方法。目前没有优先的方法，只有在附录 A 中以举例方式给出的作为建议的试验方法。如有必要，可以使用本标准中没有陈述的其他**稳定性试验**方法。质量保证程序因**责任机构**的需要会发生变化，所以鼓励**责任机构**确定必要的试验范围、试验的质量和数据分析的敏感性等。本标准重点放在可不断重复的、便于趋势分析的自

动测量工具和对磁共振设备整个工作特性敏感的一小组重要参数以及对其可进行频繁快速测试的方法。

## 2 规范性引用文件

下列文件中的条款通过本标准的引用而成为本标准的条款。凡是注日期的引用文件,其随后所有的修改单(不包括勘误的内容)或修订版均不适用于本标准,然而,鼓励根据本标准达成协议的各方研究是否可使用这些文件的最新版本。凡是不注日期的引用文件,其最新版本适用于本标准。

IEC TR 60788:2004 医用电气设备 术语定义汇编

## 3 术语、定义和符号

### 3.1 术语和定义

下列术语和定义适用于本标准。

#### 3.1.1

**验收试验 acceptance test**

新设备安装后,或现有设备重大改型后,为验证符合合同规定所进行的试验。

[GB/T 17006.1—2000,定义 3.2.4]

#### 3.1.2

**随机文件 accompanying document**

随附于医用电气设备、医用电气系统、设备或附件的文件和为责任机构或操作者提供的信息,特别是指有关基本安全和基本性能的文件。

[IEC 60601-1:2005,定义 3.4]

#### 3.1.3

**伪影 artefact**

在图像中可视的,既不反映物体内的相应结构,也不是噪声能解释的影像。

#### 3.1.4

**像素带宽 bandwidth per pixel**

采样窗口的采样时间的倒数。

注:在控制台上可用等效值替代像素带宽显示。

#### 3.1.5

**体测试模具 body test device**

测试模具代表患者的身体。

#### 3.1.6

**稳定性试验 constancy test**

进行系列试验:

——确保设备的性能满足既定准则的要求;或

——尽早地发现设备的部件特性的变化。

[GB/T 17006.1—2000,定义 3.2.6]

#### 3.1.7

**肢体测试模具 extremity test device**

测试模具代表患者的四肢。

#### 3.1.8

**视野 field of view**

**视野 FOV**

操作者需求的成像区域尺寸。

注:如果成像区域是正方形或矩形,则规定分别以 mm 为单位的一个或二个直线度量值表示。

## 3.1.9

**几何畸变 geometric distortion**

实际物体的影像位置与预期位置在空间上的偏差。

## 3.1.10

**鬼影 ghosting artefact**

在错误位置上显示实际物体的完整或部分结构的一种伪影。

## 3.1.11

**头测试模具 head test device**

测试模具代表患者的头部。

## 3.1.12

**图像数据 image data**

重建后的采集数据。

## 3.1.13

**图像噪声 image noise**

图像中在正常信号上的随机波动。

## 3.1.14

**预期用途/预期目的 intended use/intended purpose**

遵循制造商提供的规范、说明书和信息,对产品、过程或服务的使用。

[IEC 60601-1:2005,定义 3.44]

## 3.1.15

**等中心 isocentre**

在磁共振设备中,空间梯度编码的零点。

注:一般这也对应于磁体最均匀的区域。

## 3.1.16

**磁共振设备 magnetic resonance equipment****磁共振设备 MR equipment**

预期用于患者活体磁共振检查的医用电气设备。磁共振设备包括从供电网到显示监视器的所有硬件和软件部分。磁共振设备是可编程医用电气系统(PEMS)。

[YY 0319—2008,定义 2.2.101]

## 3.1.17

**磁共振系统 magnetic resonance system****磁共振系统 MR system**

磁共振设备、附件(包括显示、控制和能源供应装置)和受控进入区(如提供)的组合。

[YY 0319—2008,定义 2.2.102]

## 3.1.18

**制造商 manufacturer**

对医用电气设备的设计、制造、包装、或标记,对医用电气系统的装配,或对医用电气设备或医用电气系统的改装,为其负责的自然人或法人,不管这些运作由他本人履行还是由第三方代他完成。

[IEC 60601-1:2005,定义 3.55]

## 3.1.19

**操作者 operator**

操作设备的人。

[IEC 60601-1:2005,定义 3.73]

3.1.20

**射频线圈 radio frequency coil**

**射频线圈 RF coil**

用来发射和(或)接收射频电磁场的线圈或探头。

3.1.21

**重建参数 reconstruction parameters**

在磁共振设备中,那些确定能把数字信号转换成唯一图像的所有参数的集合。

3.1.22

**参考位置 reference position**

规范区域体内的预定义的点。

注:通常,参考位置在线圈的对称轴上并对应于规范区域体的重心。

3.1.23

**感兴趣区域 region of interest**

**感兴趣区域 ROI**

图像中的局部区域,在特定时间里特别感兴趣的图像区域。

[IEC 61223-2-6,定义 3.3.9]

3.1.24

**责任机构 responsible organisation**

对医用电气设备或医用电气系统的使用或维护应负责任的实体机构。

注1:负责的实体可能是,举例,医院、个体临床医生或一个外行人。在家里使用,患者、操作者和责任机构可能是同一人。

注2:使用包含教育和培训。

[IEC 60601-1:2005,定义 3.101]

3.1.25

**信噪比 signal to noise ratio**

**信噪比 SNR**

信号电平除以噪声电平的商。

3.1.26

**片层剖面 slice profile**

磁共振设备中垂直于扫描层绘制的磁共振信号强度曲线。

3.1.27

**层厚 slice thickness**

磁共振设备中片层剖面的半高宽(FWHM)。

3.1.28

**空间分辨力 spatial resolution**

磁共振设备中当调制传递函数(MTF)的幅度超过所需阈值时的最高空间频率的倒数的一半值。

3.1.29

**规范区域面 specification area**

磁共振设备中规范区域体与图像平面的相交面。

3.1.30

**规范区域体 specification volume**

磁共振设备中制造商保证图像质量满足性能指标的成像区域体。

注:在这区域体外的图像或图像部分,将不必满足性能指标,但对诊断仍是有帮助的。

## 3.1.31

**测试模具 test device**

为测试目的的成像物体。

## 3.1.32

**均匀性 uniformity**

在一幅排除了噪声或有限位获取数据(截尾伪影)影响的均匀测试模具图像中,信号强度在空间上的恒定性。

## 3.2 符号

本标准使用下列符号。

## 3.2.1

**$a$**

板宽度。

## 3.2.2

**AAD**

像素信号值的绝对误差均值。

## 3.2.3

**$b$**

板长度。

## 3.2.4

**$|b(y)|$**

一个周期性箱形函数的幅度图像。

## 3.2.5

**$b_0$ 、 $b_1$ 、 $b_2$  和  $b_3$**

曲线拟合常数。

## 3.2.6

**$B_0$**

静磁场。

## 3.2.7

**$B_1$**

射频磁场。

## 3.2.8

**BW**

带宽。

## 3.2.9

**$BW_{pix}$**

像素带宽。

## 3.2.10

**$BW_{im}$**

图像带宽。

## 3.2.11

**BWGE**

GE 定义的带宽。

3.2.12

**BWSiemens**

Siemens 定义的带宽。

3.2.13

**C**

图像中心的感兴趣区域的像素信号均值。

3.2.14

**$d_p$**

相邻板的距离。

3.2.15

**$d$**

测试模具的直径。

3.2.16

**$d^m$**

图像中球形测试模具的直径。

3.2.17

**$D(X_i)$**

伸展的片层剖面。

3.2.18

**ESF(x)**

边缘扩散函数。

3.2.19

**$F(v)$**

箱形函数傅立叶变换。

3.2.20

**FT{}**

傅立叶变换。

3.2.21

**FWHM**

半高宽。

3.2.22

**$g(x)$**

时间门函数。

3.2.23

**$G(t)$**

$B_0$ -场梯度。

3.2.24

**$G_{rd,ph,sel}$**

在读方向、相位编码方向和片选方向的  $B_0$ -场梯度。

3.2.25

**$I_G$**

鬼影信号强度。



3.2.26

 $I_N$ 

噪声电平。

3.2.27

 $L$ 

板周期。

3.2.28

 $LSF(x)$ 

线扩散函数。

3.2.29

 $m(\nu)$ 在空间频率  $\nu$  处调制。

3.2.30

 $MTF(\nu)$ 

调制传递函数。

3.2.31

 $n$ 

板数。

3.2.32

 $N$ 

感兴趣区域中的像素总数。

3.2.33

 $N_d$ 

半径测量距离的个数。

3.2.34

 $N_{tot}$ 在直方图感兴趣区域中像素值大于  $T$  的像素总数。

3.2.35

 $NU$ 

非均匀性。

3.2.36

 $P$ 

平行于片层的板层厚度。

3.2.37

 $R$ 

测试模具半径。

3.2.38

 $RD$ 

相对几何畸变。

3.2.39

 $r_{max}$ 

最大几何畸变。



3.2.40

$\bar{r}$

$N$  个半径测量距离的平均值。

3.2.41

$\vec{r}$

从磁体中心到像素的距离。

3.2.42

$s$

梯形的腰。

3.2.43

$S$

像素信号平均值。

3.2.44

$S_i$

像素信号单个值。

3.2.45

$S(X_i)$

在  $X_i$  位置的像素信号值。

3.2.46

$S_{\text{echo}}$

“常规回波”的信号强度。

3.2.47

$S_{\text{stim. echo}}$

“受激回波”的信号强度。

3.2.48

$SD$

像素信号值的标准偏差。

3.2.49

$T$

阈值。

3.2.50

$T_1$

纵向弛豫时间。

3.2.51

$T_2$

横向弛豫时间。

3.2.52

$T_E$

回波时间。

3.2.53

$T_R$

重复时间。

## 3.2.54

 $T_{RF}$ 

RF-脉冲持续时间。

## 3.2.55

 $U$ 

均匀性。

## 3.2.56

 $V$ 

用于颜色编码的阈值。

## 3.2.57

 $w(x, y, z)$ 位置 $(x, y, z)$ 处的信号强度的相对权重函数。

## 3.2.58

 $w_i$ 第 $i$ 次的测量层厚。

## 3.2.59

 $w_d$ 

消除离散效应的加权因数。

## 3.2.60

**WFS**

水-脂频偏。

## 3.2.61

 $X_i$ 

位置。

## 3.2.62

 $\alpha$ 

翻转角。

## 3.2.63

 $\alpha_s$ 

板倾斜角。

## 3.2.64

 $\gamma$ 

旋磁比。

## 3.2.65

 $\delta$ 

比例几何畸变。

## 3.2.66

 $\delta'$ 

实际比例几何畸变。

## 3.2.67

 $\Delta i(P)$ 

由于选择的测量点没精确对准感兴趣区域边缘,引起的几何误差。

3.2.68

$\Delta i(\epsilon)$

中心误差引起的几何误差。

3.2.69

$\Delta i(\delta)$

几何畸变中的几何误差成份。

3.2.70

$\Delta B_0(\vec{r})$

在像素位置上静磁场不均匀性。

3.2.71

$\Delta f$

频率差。

3.2.72

$\Delta G(\vec{r})$

在像素位置上  $B_0$  场梯度线性误差。

3.2.73

$\Delta r(\vec{r})$

像素的几何偏移。

3.2.74

$\Delta T$

时间延迟。

3.2.75

$\Delta x$

在  $x$  维度上的像素尺寸。

3.2.76

$\Delta y$

在  $y$  维度上的像素尺寸。

3.2.77

$\epsilon$

中心误差。

3.2.78

$\theta$

测试模具绕  $Y$  轴的旋转角。

3.2.79

$\theta_r$

在  $r$  和  $X$  轴之间夹角。

3.2.80

$\sigma_\delta$

方差几何畸变。

3.2.81

$\nu$

空间频率。

## 3.2.82

 $v_c$ 

截止频率。

## 3.2.83

 $v_N$ 

奈奎斯特频率。

## 3.2.84

 $\phi$ 

信号相位常数。

## 4 测定主要图像参数的程序

## 4.1 测量程序的通用要求

## 4.1.1 测试模具的要求

测试模具构成的容积(例如,聚丙烯坛、珀斯佩有机玻璃坛),其形状和大小应适宜放置于测试用的接收线圈中。它应充满产生磁共振信号的物质(例如:水或硅油),这种物质具有足够小的介电常数和电导率从而减少驻波现象。

产生磁共振信号的材料特性(自旋密度  $\rho$ ,  $T_1$ ,  $T_2$ )应与患者身体相类似。(典型值:  $T_1 < 1\ 200\ \text{ms}$ ,  $T_2 > 50\ \text{ms}$ , 自旋密度  $\rho = \rho_{\text{H}_2\text{O}} \pm 20\%$ )。通过往纯水中掺杂适量弛豫修正剂(顺磁离子)能配成这种特性的材料。建议使用类似患者身体的参数是为了避免极端的数值。测试模具的温度应是  $22\ \text{°C} \pm 4\ \text{°C}$ 。

不按这些要求的地方,必要时做出详细说明。

## 4.1.2 对图像重建的要求

所有图像应按磁共振设备的典型临床重建算法处理。所有能由操作者选择的滤波器,除了规定外,应关闭,比如,包括失真矫正、光滑和边缘增强的滤波器。如果这不可能,则在结果中指明所有未关闭的滤波器。用来分析的图像应充分清除图像伪影。

不按这些要求的地方,必要时做出详细说明。

## 4.1.3 对扫描的要求

除非另行规定,所有获取的图像应先进行典型临床的预扫描校准。

## 4.2 信噪比

## 4.2.1 目的和原理

图像信噪比是关系到磁共振成像的临床有效性,也对硬件性能敏感的参数。经验证明,当系统校准、增益、线圈调谐、射频屏蔽或其他类似参数变化时通常在图像信噪比上有相应变化。

用同样的序列和参数,但不包括平均次数,对信噪比、层厚和空间分辨力进行测试是为了进一步控制这些测试结果之间的紧密关系。

## 4.2.2 测试模具的要求

为了接近临床上典型情形下的图像噪声性能,感兴趣的接收线圈应电子加载大约为  $50\ \text{kg} \sim 90\ \text{kg}$  人的负载。加载可以用测试模具或其他可再用装置实现。实验方法证实加载类似  $50\ \text{kg} \sim 90\ \text{kg}$  人对临床扫描是合适的。如果下列电参数在陈述的误差内,则负载被看作等价的。

- 线圈 3 dB 带宽:  $\pm 15\%$
- 线圈阻抗:  $\pm 20\%$  幅度,  $\pm 20^\circ$  相位
- 线圈中心频率偏差:  $\pm 1\%$  中心频率

可选的或另外的其他方法(特定的翻转角需要的射频总功率等)可以用来证明符合  $50\ \text{kg} \sim 90\ \text{kg}$  人的加载。

体测试模具含有信号产生材料可以是圆柱体的、球体的或椭圆体的。最小的横截面是  $200\ \text{mm}$  直

径的圆。

头测试模具含有信号产生材料可以是圆柱体的、球体的或椭圆体的。最小的横截面是 150 mm 直径的圆。

肢体测试模具含有信号产生材料可以是任意形状的。最小的横截面是规范区域面的 85%。

#### 4.2.3 扫描参数

宜采用下列序列：

- 二维单自旋回波、单层序列，中心定位在等中心的±30 mm；
- 扫描层面：依次为横断面、矢状面、冠状面；
- $T_R=1\ 000\ ms$  或≥信号产生材料的  $3T_1$ ，取二者大者；
- $T_E=30\ ms$  或≤信号产生材料的  $(1/3)T_2$ ，取二者小者；
- 像素带宽  $(100\pm 3)\ Hz$ ；
- 头线圈视野 250 mm；
- 体线圈视野 440 mm(或设备允许的最大视野)；
- 头线圈视野 250 mm、体线圈视野 440 mm(或设备允许的最大视野)、其他线圈的视野在成像平面内应不超过最大射频线圈尺寸的 110%；
- 矩阵  $256\times 256$ ；
- 层厚 5 mm，和
- 不允许信号平均。

对层厚和空间分辨力的测量，使用同样的序列和重建参数，允许信号平均。

#### 4.2.4 测量步骤

在射频线圈中测试模具的放置，应模拟典型诊断位置。

测试模具定位后，为了防止旋涡伪影，在扫描之前等待适当时间(举例，对大的测试模具等待 15 min)。扫描的层应通过参考位置设置成能给出最大的规范区域面，最好是沿着或垂直线圈的对称轴。

对同一层面连续扫描两次(图像 1 和图像 2)，第一次扫描结束到第二次扫描开始之间的时间小于 5 min。两次扫描期间应不调整或校准。用测定信噪比的序列，验证空间分辨力和层厚。使用本标准 4.4 和 4.6 中描述的方法。

注：本试验仅确认标称的空间分辨力和层厚。

#### 4.2.5 数据分析和容差

感兴趣区域(ROI)应当是对中的、规则的几何区域。其围成的区域至少是测试模具的信号产生体的图像区域的 85%。

步骤 1：图像 1 中在感兴趣区域内测得平均像素值。其结果数(减去任何基线像素偏离值)应称作图像信号 S。

步骤 2：计算像素对像素的差得图像 3，如下：图像 3=图像 1-图像 2。

减法处理应避免错误结果。即像素值越出磁共振设备所允许的最小(或最大)的像素值(例如，负值)。

步骤 3：引用在步骤 1 中测量 S 所用的感兴趣区域到图像 3 的相同位置，并计算感兴趣区域标准方差(SD)。用 2 的平方根值除 SD，来消除图像减法处理后造成的噪声放大，得出图像噪声。

步骤 4，计算信噪比：

$$SNR = \frac{S}{\left(\frac{SD}{\sqrt{2}}\right)} \dots\dots\dots(1)$$

#### 4.2.6 结果报告

报告应包含下列内容：

参 数	单 位
信噪比	
层厚(按 4.4 测得的结果)	mm
空间分辨力(按 4.6 测得的结果)	mm
扫描剖面方向	
频率/相位编码方向	
规范区域面——大小和形状	mm <sup>2</sup>
线圈尺寸	mm
线圈名称和类型	
测试模具的横截面——大小和形状	mm <sup>2</sup>
感兴趣区域——大小和形状	mm <sup>2</sup>
参考位置	
数据获取的矩阵大小	
视野	mm <sup>2</sup>
标称体素尺寸( $\Delta x, \Delta y$ , 选择的层厚)	mm
层厚(测得的)	mm
空间分辨力(测得的)	mm
测试模具填充材料的描述	
测试模具填充物 $T_1$	ms
测试模具填充物 $T_2$	ms
测试模具盐类型和浓度	g/L
像素带宽	Hz/pixel
序列重复时间( $T_R$ )	ms
回波时间( $T_E$ )	ms
平均次数	
脉冲序列自旋回波或梯度回波	
所用滤波器(如有的)	
报告结果应附有测量误差的评价	

列出所有选择的**重建参数**,并提供其他相关信息,确保可重复检测。

#### 4.3 均匀性

##### 4.3.1 目的和原理

本条表述的测量程序是为了测定**均匀性**,其指标适用于所有磁共振线圈。其结果以低空间频率的非均匀性来表征磁共振图像,所做的测量覆盖典型临床研究的具有代表性的常用区域。

##### 4.3.2 测试模具的要求

为了表征线圈**均匀性**应采用**同质测试模具**。各线圈类型可以不同。

**测试模具**的大小和形状应至少覆盖线圈的**规范区域面**。

**测试模具**设计时,**射频线圈**的加载不必考虑,因为**射频线圈**的加载将不影响**均匀性**的测量。

##### 4.3.3 扫描参数

宜采用下列序列:

- 二维单自旋回波、单层序列,中心定位在**等中心**的 $\pm 30$  mm;

- 扫描层面:依次为横断面、矢状面、冠状面;
- $T_R=1\ 000\ \text{ms}$  或  $\geq$  信号产生材料的  $3T_1$ , 取二者大者;
- $T_E=30\ \text{ms}$  或  $\leq$  信号产生材料的  $(1/3)T_2$ , 取二者小者;
- 像素带宽  $(100 \pm 3)\ \text{Hz}$ ;
- 头线圈视野  $250\ \text{mm}$ ;
- 体线圈视野  $440\ \text{mm}$  (或设备允许的最大视野);
- 头线圈视野  $250\ \text{mm}$ 、体线圈视野  $440\ \text{mm}$  (或设备允许的最大视野)、其他线圈的视野在成像平面内应不超过最大射频线圈尺寸的  $110\%$ ;
- 矩阵  $256 \times 256$ ;
- 层厚  $5\ \text{mm}$ ; 和
- 允许信号平均。

4.3.4 测量步骤

测试模具在合适的射频线圈中的放置应模拟典型的诊断步骤。

测试模具定位后,为了防止旋涡伪影,在扫描之前等待适当时间(举例,对大的测试模具等待  $15\ \text{min}$ )。影像平面应通过参考位置设置成能给出最大的规范区域面,最好是沿着或垂直线圈的对称轴。

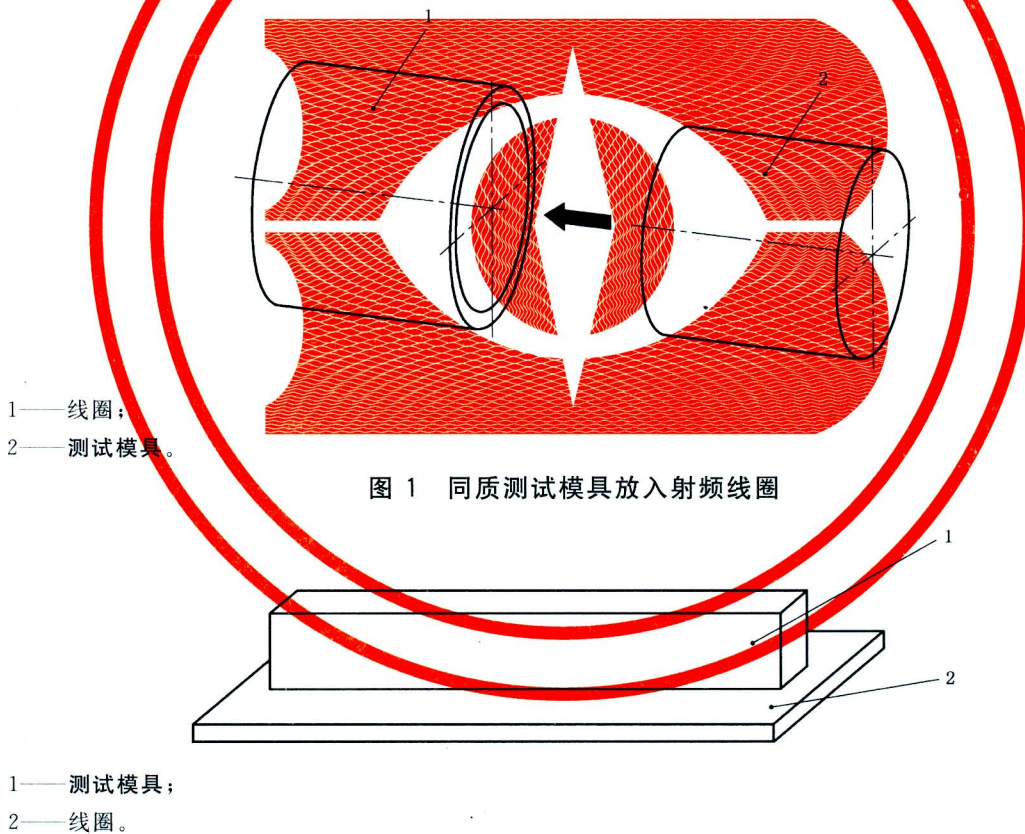


图 1 同质测试模具放入射频线圈

图 2 在表面线圈上测试模具位置

对容积线圈,从各面得到一幅图像,即,横断面、冠状面和矢状面,这样每个线圈记录三个图像。

4.3.5 数据分析和容差

在感兴趣区域中信号值的绝对误差均值定义为:

$$AAD = \sum_{i=1}^N (|S_i - S|) / N \quad \dots\dots\dots (2)$$

式中:

$S_i$ ——在感兴趣区域中的单个像素值;

$S$ ——在感兴趣区域中的所有像素的平均值；  
 $|S_i - S|$ ——像素  $i$  的绝对误差；  
 $N$ ——在感兴趣区域中的像素总数。

对各线圈评估，均匀性应按把一个感兴趣区域置于图像中的测试模具区域中进行计算。

- a) 绘出的感兴趣区域要包含规范区域面中信号产生体积的 85%。信号产生区域应覆盖规范区域面以避免伪影。
- b) 计算感兴趣区域中的平均信号和 AAD。
- c) 计算均匀性  $U$ ：

$$U = 1 - \frac{AAD}{S} \dots\dots\dots (3)$$

式中：

$U$ ——均匀性的测量值。

除以测试模具信号区域的平均值  $S$  可对每个线圈的输出归一化，记录每个评估层面的  $U$ 。也可选择非均匀性 ( $NU$ )，其定义如下：

$$NU = 1 - U \dots\dots\dots (4)$$

4.3.6 报告结果

报告应包含下列内容：

参 数	单 位
均匀性 $U$ 或非均匀性 $NU$	
扫描剖面方向	
频率/相位编码方向	
规范区域面——大小和形状	mm <sup>2</sup>
线圈尺寸	mm
线圈名称和类型	
测试模具的横截面——大小和形状	mm <sup>2</sup>
感兴趣区域——大小和形状	mm <sup>2</sup>
参考位置	
数据获取的矩阵大小	
视野	mm <sup>2</sup>
标称体素尺寸 ( $\Delta x, \Delta y$ , 选择的层厚)	mm
层厚 (测得的)	mm
空间分辨率 (测得的)	mm
测试模具填充材料的描述	
测试模具填充物 $T_1$	ms
测试模具填充物 $T_2$	ms
测试模具盐类型和浓度	g/L
像素带宽	Hz/pixel
序列重复时间 ( $T_R$ )	ms
回波时间 ( $T_E$ )	ms
平均次数	
脉冲序列自旋回波或梯度回波	
所用滤波器 (如有的)	
报告结果应附有测量误差的评价	

列出所有选择的重建参数，并提供其他相关信息，确保可重复检测。

4.4 二维扫描的层厚

4.4.1 目的和原理

本条表述的方法是为了测量二维图像的层厚和片层剖面,层厚通过对信号产生材料薄斜板的信号强度曲线的测量得到确定(所谓的“热面”法),有一个方法用来修正由于测试模具的倾斜引起的旋转误差。

该方法也需要在最终结果中绘制伸展的片层剖面。

用同样的序列和参数,但不包括一些规定的平均次数,对信噪比、层厚和空间分辨力进行测试是为了进一步控制这三项测试结果之间的紧密关系。

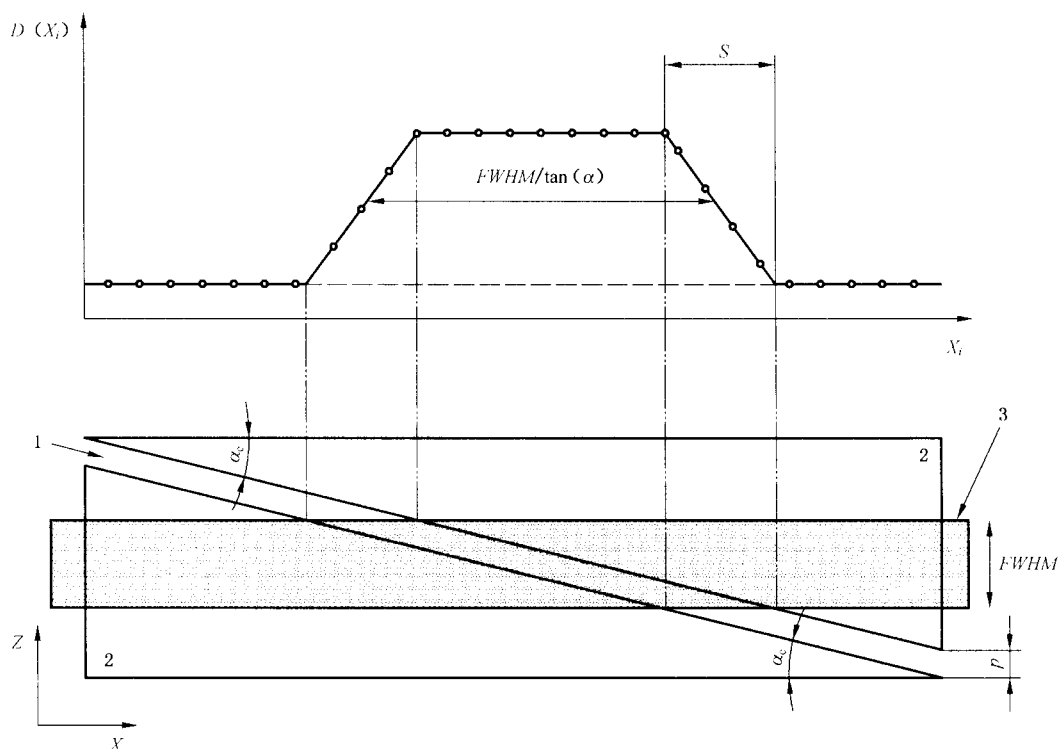
因为层厚取决于射频脉冲的形状、时序和发射增益,以及射频场均匀性、梯度选择和其他参数,层厚是磁共振成像系统和其图像品质是否正确调整的重要测量指标。

4.4.2 测试模具的要求

测试模具由二个薄的能产生磁共振信号的材料斜板相面对构成,斜板用无磁共振激活材料封闭。二个板的斜面与图像的一个轴形成一个角度  $\alpha_s$  (范围为  $\alpha_s = 8^\circ - 12^\circ$ )。斜板产生一个梯形信号强度剖面(见图 3,注意仅示意一个对立的斜板)。因板厚  $p$  越大,对应实测剖面的半高宽的梯形的腰  $s$  也越大,为了确保  $FWHM/\tan\alpha_s$  对  $s$  的比值至少是 5,板厚  $p$  要满足:

$$p \leq FWHM/5$$

为了得到可靠结果,片层剖面的信噪比应大于 20(例如,用平台顶部的平均信号除以远离平台顶部的标准偏差,这不是图像信噪比)。一般地,单次获取的信噪比将太低。使用多次获取(增加测量时间)的能改善信噪比,或如果测试模具不旋转,平均片层剖面的垂直于表面倾斜方向的相邻列也会改善信噪比。



- 1 产生信号的板;
- 2 体模插件;
- 3 在 X-Y 面的片层。

注:为了示意清楚,相对的第二板已从图像中移去。

图 3 在斜板法中的信号强度剖面

测试模具设计时,射频线圈的加载不必考虑,因为射频线圈的加载将不影响片层剖面和层厚的测量。

#### 4.4.3 扫描参数

测量的片层剖面和层厚依赖于脉冲序列类型、射频脉冲形状和测试模具填充物的弛豫时间  $T_1$ 。

宜采用下列序列:

- 二维单自旋回波、单层序列,中心定位在等中心的  $\pm 30$  mm;
- 扫描剖面:依次为横断面、矢状面、冠状面;
- $T_R = 1\ 000$  ms 或  $\geq$  信号产生材料的  $3T_1$ ,取二者大者;
- $T_E = 30$  ms 或  $\leq$  信号产生材料的  $(1/3)T_2$ ,取二者小者;
- 像素带宽  $(100 \pm 3)$  Hz;
- 矩阵  $256 \times 256$ ;
- 层厚 5 mm;
- 应选择视野和矩阵,使得层厚图像至少覆盖 20 像素,例如像素大小应是小于  $FWHM / (20 \tan \alpha_s)$ ;
- 允许信号平均。

只要选择的视野和矩阵能使成像的层厚覆盖 20 个像素以上的区域,就可选择 3 mm 层厚。例如,像素大小应是  $< FWHM / 20 \tan(\alpha_s)$ 。

采用  $\alpha_s = 11.3^\circ$  的测试模具和选用  $256 \times 256$  像素矩阵,这意味着最大视野对 5 mm 片层是 320 mm,对 3 mm 片层是 190 mm。

应采用同一序列(不使用平均)和重建参数测定信噪比和空间分辨力。

#### 4.4.4 测量步骤

扫描应有横断面、矢状面和冠状面。采取的措施应确保测试模具与图像片层对齐。通过比较对两相对斜板的层厚测量验证是否对齐。获得的两相对板的层厚差异应小于 10%。

#### 4.4.5 数据分析和容差

对斜板方法,按板  $x$  的倾斜表面方向绘制像素强度。在  $X_i$  位置的像素强度标为  $S(X_i)$ 。 $S(X_i)$  的半高宽用线性插补确定。然后,层厚为延伸剖面  $S(X_i)$  的半高宽与  $\tan(\alpha_s)$  的积。

测量误差的潜在来源包括:

- 不足的信噪比;
- 测定半高宽的插补;
- 像素尺寸;
- 板角误差;
- 测试模具绕 X 轴和 Z 轴的旋转;
- 图像非均匀性。

测试模具的一点旋转将引入误差:测试模具绕 Z 轴(见图 4)的旋转引起板图像的旋转。这使得沿 Y 方向的相邻列的信号平均有困难。测试模具绕 X 轴的旋转会引起类似问题。然而,较大的误差是由测试模具绕 Y 轴旋转引起的,因为这导致板的倾斜角  $\alpha_s$  变化。例如,一个 1:5 板的  $\alpha_s$  是  $11.3^\circ$ ,仅  $1^\circ$  的旋转,就在  $\alpha$  和层厚中产生 9% 的误差。

测试模具绕 Y 轴的旋转角  $\theta$  能从二个相对的板的层厚测量值  $w_1$  和  $w_2$  计算出。按式(5)计算:

$$\theta = \sin^{-1}[(w_2 - w_1)/(w_2 + w_1) \sin(2\alpha_s)]/2 \dots\dots\dots(5)$$

校正的层厚按式(6)计算:

$$FWHM = w_1 \tan(\alpha + \theta) \dots\dots\dots(6)$$

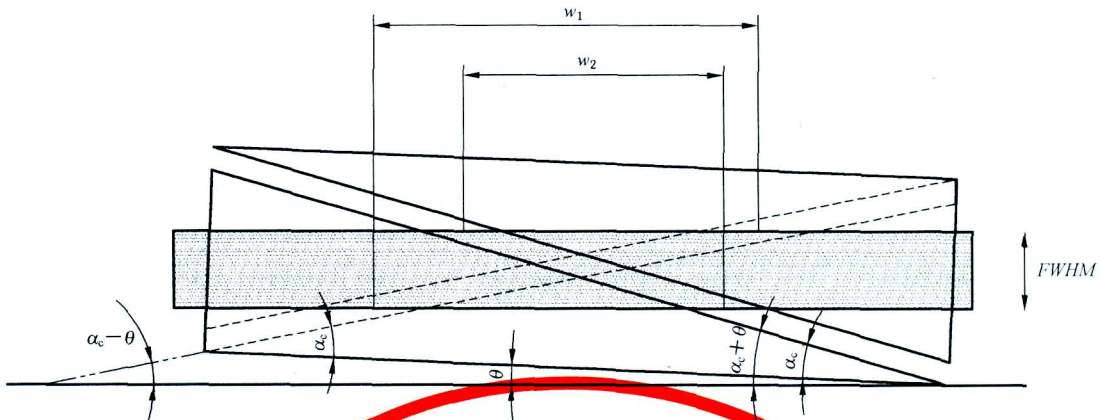


图 4 测试模具旋转的校正

虚线显示的是相对板的位置

通过取几何平均也能得到近似的校正结果：

$$FWHM = [w_1 w_2]^{1/2} \tan(\alpha_s) \dots\dots\dots (7)$$

在  $\alpha_s = 11.3^\circ$  和  $\theta = 2^\circ$  及 3 mm 层厚时,几何平均值为 3.05 mm 以及平均值为 3.10 mm。如果取  $\theta = 4^\circ$  则几何平均值给出 3.20 mm 层厚以及平均值为 3.44 mm。

4.4.6 结果报告

报告应包含下列内容：

参 数	单 位
测量的层厚(半高宽)	mm
在 25%最大值的满宽度	mm
测试模具的板厚	mm
$\alpha$	( $^\circ$ )
绘制这些测量的信号强度剖面	
用于发射的射频线圈	
扫描剖面方向	
频率/相位编码方向	
规范区域面——大小和形状	mm <sup>2</sup>
线圈尺寸	mm <sup>2</sup>
线圈名称和类型	
测试模具的横截面——大小和形状	mm <sup>2</sup>
感兴趣区域——大小和形状	mm <sup>2</sup>
参考位置	
数据获取的矩阵大小	
视野	mm <sup>2</sup>

表 (续)

参 数	单 位
标称体素尺寸( $\Delta x, \Delta y$ , 选择的层厚)	mm
层厚(测得的)	mm
空间分辨力(测得的)	mm
测试模具填充材料的描述	
测试模具填充物 $T_1$	ms
测试模具填充物 $T_2$	ms
测试模具盐类型和浓度	g/L
像素带宽	Hz/pixel
序列重复时间( $T_R$ )	ms
回波时间( $T_E$ )	ms
平均次数	
脉冲序列自旋回波或梯度回波	
所用滤波器(如有的)	
报告结果应附有测量误差的评价	

列出所有选择的**重建参数**,并提供其他相关信息,确保可重复检测。

#### 4.5 二维几何畸变

##### 4.5.1 目的和原理

本条款描述的方法用来**测量和报告二维几何畸变**。二维几何畸变按下列方法测量:

- 比例几何畸变:在一幅图像中  $N$  个半径测量距离的平均值和实际的**测试模具**半径之间的差值;
- 方差几何畸变:  $N_d$  个半径测量距离的标准偏差;
- 最大几何畸变:在一幅图像中的半径测量距离值和**测试模具**的实际半径之间的最大差值。

本试验可以在梯度失真校正滤波器打开或关闭下进行。

##### 4.5.2 测试模具的要求

**测试模具**应设计成测量几何畸变时,其**感兴趣区域**的区域能覆盖规范区域面的 85% 以上。

**感兴趣区域**的周界对一个球形规范区域体应是一个圆,对一个椭圆形规范区域体是一个椭圆。**测试模具**可以是圆柱体,也可以是球体,其液体/壁的边界作为测量点的位置(图 5 和图 6)。**测试模具**也可用一串等空间洞、钉、小瓶或其他能很好地在周界上给出规则图案的物体,其最大角度间隔为  $22.5^\circ$  (见图 6)。一个钉或其他结构也宜安置在**测试模具**的几何中心。钉的直径宜是 1 mm~2 mm,这是为了使得确定所有半径测量的参考中心误差降到最小。如果没有安置中心钉,**测试模具**的中心可以用图像内的几何中心替代。对一个椭圆规范区域体,二个钉是必须的,它们各自定位在椭圆的焦点上。

为了最低限度减少片层弯曲的影响,**测试模具**的厚度应至少是用作测量层厚的两倍。

**测试模具**设计时,射频线圈的加载不必考虑,因为射频线圈的加载将不影响几何畸变的测量。

在图 5 和图 6 中,示例了一个球形规范区域体的**测试模具**。它们由聚丙烯大瓶(珀斯佩有机玻璃)圆柱体(图 5)组成,瓶内壁作为**感兴趣区域**周界或在**感兴趣区域**周界上分布的一些数量的小瓶(图 6)。



- 灰色区域既是感兴趣区域,也是测试模具内的液体
- 黑色区域是测试模具的塑料壁
- 白色区域是中心钉

图5 用于球形规范区域体的测试模具的举例,由聚丙烯大瓶(珀斯佩有机玻璃)的圆柱体构成,其内壁作为感兴趣区域周界

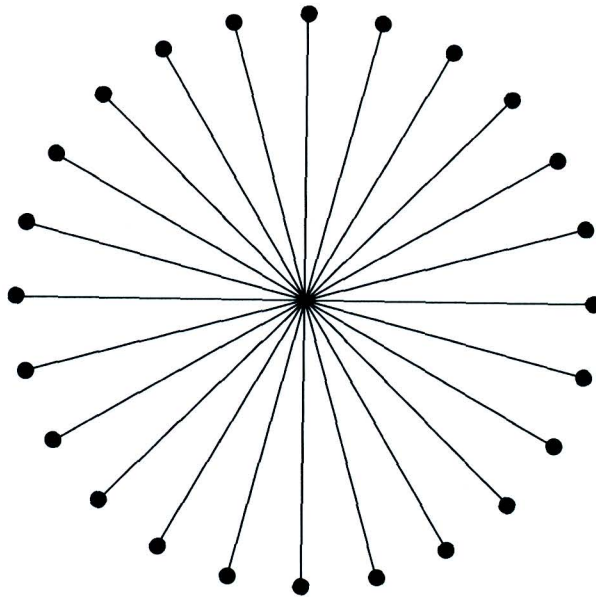


图6 用于球形规范区域体的测试模具的举例,由一些分布在感兴趣区域周界上的小瓶组成

#### 4.5.3 扫描参数

宜采用下列序列:

- 二维单自旋回波、单层序列,中心定位在等中心的 $\pm 30$  mm;
- 扫描剖面:依次为横断面、矢状面、冠状面;
- $T_R = 1\ 000$  ms 或 $\geq$ 信号产生材料的 $3T_1$ ,取二者大者;
- $T_E = 30$  ms 或 $\leq$ 信号产生材料的 $(1/3)T_2$ ,取二者小者;
- 像素带宽 $(100 \pm 3)$  Hz;
- 矩阵大小和视野(FOV)应如此选择,使得像素二维尺寸都等于和小于 1 mm,这是为了最低限

度减少由于大像素尺寸引起的误差；

- 层厚 5 mm；
- 允许信号平均；
- 本测试允许几何畸变滤波器打开。

允许几何畸变滤波器打开仅仅为了本次试验。所有其他操作者可选的滤波器应关闭。如果这不可能,则在结果中指明所有未关闭的滤波器。

#### 4.5.4 测量步骤

测试模具应通过磁体等中心在三个正交方向(图 7)上定位:依次为横断面、矢状面、冠状面。

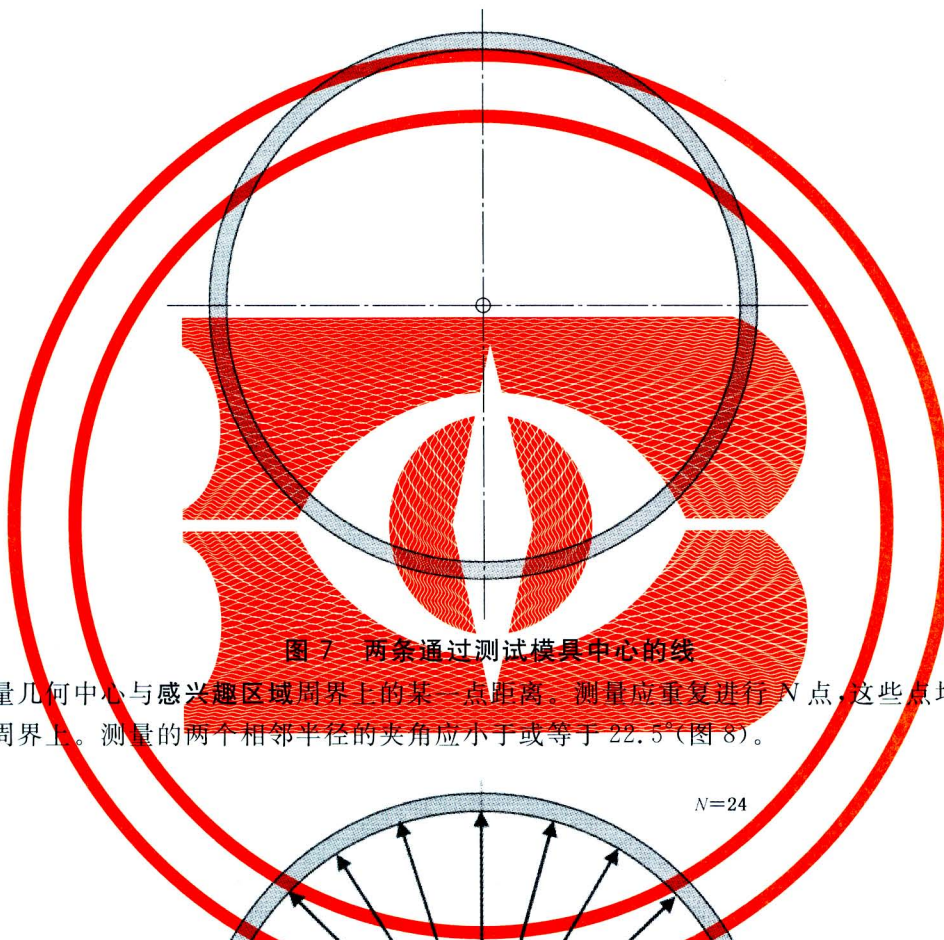


图 7 两条通过测试模具中心的线

应测量几何中心与感兴趣区域周界上的某一点距离。测量应重复进行  $N$  点,这些点均匀位于感兴趣区域的周界上。测量的两个相邻半径的夹角应小于或等于  $22.5^\circ$ (图 8)。

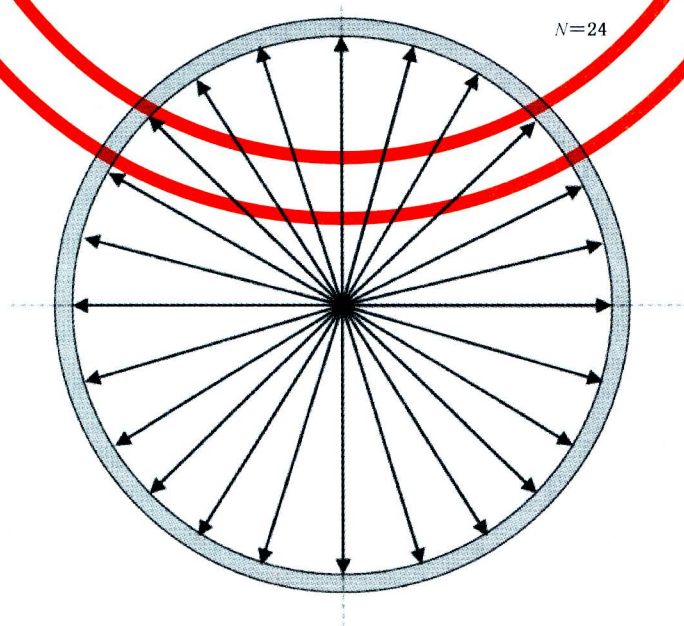


图 8 测定半径

4.5.5 数据分析和容差

计算比例几何畸变,它是在所取一幅图像中  $N_d$  个半径测量距离的平均值  $\bar{r}$  和实际测试模具的半径  $R$  之间的差异,具体如下:

$$\delta = 1 - \frac{\bar{r}}{R} \dots\dots\dots(8)$$

计算方差几何畸变,它是  $N_d$  个半径测量距离所体现的标准方差,具体如下:

$$\sigma_\delta = \frac{1}{R} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_d} (r_i - \bar{r})^2}{N_d - 1}} \dots\dots\dots(9)$$

计算最大几何畸变,具体如下:

$$r_{\max} = \max(r_i) \dots\dots\dots(10)$$

比例几何畸变和方差几何畸变给出了相互补充的信息。当  $\delta=0$  和  $\sigma_\delta \neq 0$ ,说明半径有调制或几何畸变,当  $\delta \neq 0$  和  $\sigma_\delta = 0$ ,说明尺度有变化。

4.5.6 结果报告

报告应包含下列内容:

参 数	单 位
比例几何畸变	
方差几何畸变	
最大几何畸变	
测试模具尺寸(图纸)和容差	
扫描剖面方向	
梯度非线性校正(畸变校正)	是/否
频率/相位编码方向	
规范区域面 大小和形状	mm <sup>2</sup>
线圈尺寸	mm
线圈名称和类型	
测试模具的横截面 大小和形状	mm <sup>2</sup>
感兴趣区域 大小和形状	mm <sup>2</sup>
参考位置	
数据获取的矩阵大小	
视野	mm <sup>2</sup>
标称体素尺寸( $\Delta x, \Delta y$ ,选择的层厚)	mm
层厚(测得的)	mm
空间分辨力(测得的)	mm
测试模具填充材料的描述	
测试模具填充物 $T_1$	ms
测试模具填充物 $T_2$	ms
测试模具盐类型和浓度	g/L
像素带宽	Hz/pixel

表 (续)

参 数	单 位
序列重复时间( $T_R$ )	ms
回波时间( $T_E$ )	ms
平均次数	
脉冲序列自旋回波或梯度回波	
所用滤波器(如有的)	
报告结果应附有测量误差的评价	

列出所有选择的**重建参数**,并提供其他相关信息,确保可重复检测。

#### 4.6 空间分辨力

##### 4.6.1 目的和原理

本条描述一个用特制的**测试模具**来测量空间分辨力的方法。

本标准通过测量周期型样产生的调制来确定是否测出了一个特定的空间分辨力。

用同样的序列和参数,但不包括一些规定的平均次数,对**信噪比**、**层厚**和**空间分辨力**进行测试是为了进一步控制这些测试结果之间的紧密关系。

##### 4.6.2 测试模具的要求

**测试模具**包含一个周期型样,如图9所示。该结构由 $n \geq 10$ 个并列的周期为 $L$ 的板组成。相邻板之间的间隙为 $d_p$ ,板的厚度为 $(L - d_p)$ ,以及 $d_p/L$ 的比值在 $0.61 \sim 0.70$ 之间。板不能产生任何磁共振信号,用能产生磁共振信号材料将其包围。板的宽度应至少是层厚的两倍,板的长度应至少是10倍于 $L$ 。这样的**测试模具**将产生 $n$ 个线对,每个线对宽度为 $L$ 。

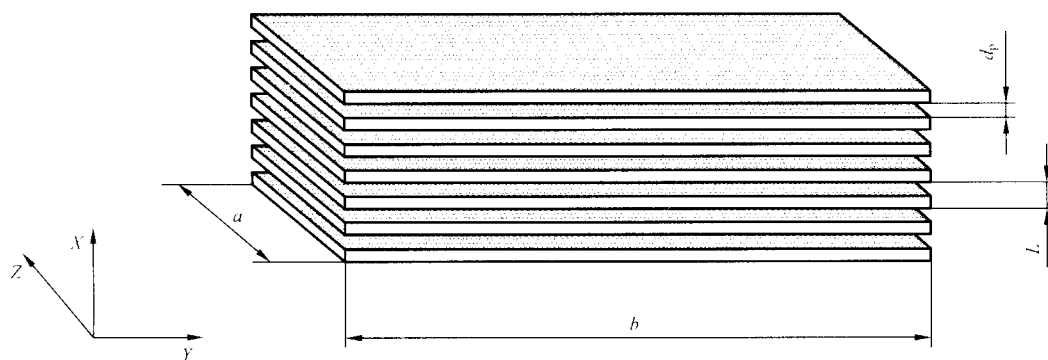


图9 周期型样

**测试模具**设计时,射频线圈的加载不必考虑,因为射频线圈的加载将不影响空间分辨力的测量。

##### 4.6.3 扫描参数

应采用最均匀的**射频线圈**。

宜采用下列序列:

- 二维单自旋回波、单层序列,中心定位在**等中心**的 $\pm 30$  mm;
- 扫描层面:依次为横断面、矢状面、冠状面;
- $T_R = 1\ 000$  ms 或 $\geq$ 信号产生材料的 $3T_1$ ,取二者大者;
- $T_E = 30$  ms 或 $\leq$ 信号产生材料的 $(1/3)T_2$ ,取二者小者;
- 像素尺寸和视野(像素尺寸 $\Delta x =$ 视野/矩阵大小)是由下列要求制约的: $4\Delta x > L$ ;
- 像素带宽 $(100 \pm 3)$  Hz;
- 层厚 5 mm;

- 允许信号平均。

应采用同样的序列和重建参数测定信噪比(不允许信号平均)和层厚。

4.6.4 测量步骤

扫描剖面应设置成与测试模具的 XY 面平行。扫描剖面宜定位在 Z 方向的板中间。测试模具的长轴应与图像的 Y 轴形成 10°~15° 的角度,如图 10 显示。该结构使得我们只能沿图像的 X 轴测得分辨力。因此,二个正交的周期性结构的成像可以用来按二维方向测量空间分辨力。

信噪比至少宜是 50。增加序列平均的次数直至按 4.2 信噪比测量程序测定的信噪比达到目标信噪比。

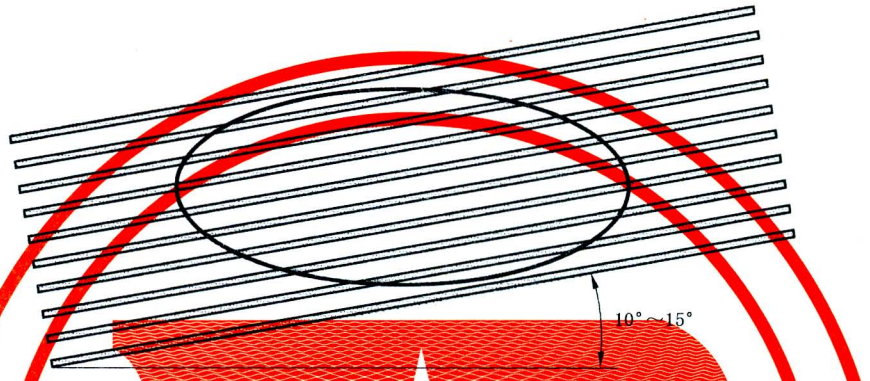


图 10 周期型样的图像和感兴趣区域的位置

4.6.5 数据分析和容差

在周期型样上选择一个椭圆的感兴趣区域。如果椭圆的感兴趣区域不可能,则使用一个圆角的矩形或正方形感兴趣区域。感兴趣区域宜尽可能地大,但应在 Y 方向上不接触到测试模具的两个边缘板,覆盖的长度不超过测试模具长度的 90%,如图 10 所示。测定在感兴趣区域中的所有像素的平均值(S)和标准方差(SD)。以空间频率  $\nu=1/L$  为调制的函数  $m(\nu)$  通过用标准方差(SD)和平均值计算得到:

$$m(\nu=1/L) = \frac{SD}{S} \dots\dots\dots (11)$$

如果调制因数  $m \geq 0.56$ ,那么则达到了所要测的分辨力。

4.6.6 结果报告

报告应包含下列内容:

参 数	单 位
$m(\nu=1/L)$	
结构可分辨吗? (例如, $m \geq 0.56$ )	是/否
空间频率 $\nu=1/L$	$\text{mm}^{-1}$
扫描剖面方向	
频率/相位编码方向	
规范区域面——大小和形状	$\text{mm}^2$
线圈尺寸	mm
线圈名称和类型	
测试模具的横截面——大小和形状	$\text{mm}^2$
感兴趣区域——大小和形状	$\text{mm}^2$
参考位置	

表 (续)

参 数	单 位
数据获取的矩阵大小	
视野	mm <sup>2</sup>
标称体素尺寸( $\Delta x, \Delta y$ , 选择的层厚)	mm
层厚(测得的)	mm
空间分辨力(测得的)	mm
测试模具填充材料的描述	
测试模具填充物 $T_1$	ms
测试模具填充物 $T_2$	ms
测试模具盐类型和浓度	g/L
像素带宽	Hz/pixel
序列重复时间( $T_R$ )	ms
回波时间( $T_E$ )	ms
平均次数	
脉冲序列自旋回波或梯度回波	
所用滤波器(如有的)	
报告结果应附有测量误差的评价	

列出所有选择的**重建参数**,并提供其他相关信息,确保可重复检测。

#### 4.7 鬼影

##### 4.7.1 目的和原理

本标准测量信号鬼影的幅度,并将其与平均信号幅度和系统本底噪声进行比较。

##### 4.7.2 测试模具的要求

测试模具的尺寸应不超过图像视野的 50%。

##### 4.7.3 扫描参数

宜采用下列序列:

- 二维单梯度回波、单层序列,中心定位在等中心的 $\pm 30$  mm;
- 扫描剖面:依次扫描为横断面(频率编码方向:前/后)、矢状面(频率编码方向:上/下)、冠状面(频率编码方向:左/右);
- $T_R = 603$  ms;
- $T_E = 25$  ms;
- 翻转角 =  $30^\circ$ ;
- 头线圈视野 250 mm;
- 体线圈视野 440 mm(或设备允许的最大视野);
- 头线圈视野 250 mm、体线圈视野 440 mm(或设备允许的最大视野)、其他线圈的视野在成像平面内应不超过最大射频线圈尺寸的 110%;
- 像数带宽  $(100 \pm 3)$  Hz;
- 层厚 10 mm;
- 允许信号平均。

为确保结果正确,按 4.2 方法测定的信噪比最小值必须是 $\geq 100$ 。如有必要,调节层厚和其他脉冲序列参数,但不包括平均次数,使得信噪比值 $\geq 100$ 。

4.7.4 测量步骤

在射频线圈中测试模具的放置,应模拟典型诊断位置。

测试模具定位后,为了防止旋涡伪影,在扫描之前等待适当时间(举例,对大的测试模具等待15 min)。影像平面应通过参考位置设置成能给出最大的规范区域面,最好是沿着或垂直于线圈的对称轴。

按 4.2(信噪比)中规定的方法加载。

4.7.5 数据分析和容差

要求用三个测量来标定鬼影值:

- 在最大鬼影处,在一个方的 25 个像素的感兴趣区域中(5×5 像素)的鬼影值;
- 在测试模具内,在至少 25 个像素的感兴趣区域中的平均信号值;
- 在至少 25 个像素的背景区域中的噪声标准方差,远离测试模具和所有读方向的鬼影。

为找出最大鬼影,设置窗宽为 1,改变窗位直到最亮鬼影刚刚出现。该最大鬼影会出现在相位编码方向上测试模具以外的区域。测量和记录最强的 25 个像素鬼影信号值,  $I_G$ 。

噪声标准方差在频率编码方向上,在测试模具以外的区域中测定。(图 11)。在一个至少 25 个像素的感兴趣区域内测量标准方差,并计算  $I_N$ :

$$I_N = \text{标准方差} / 0.655 \quad \dots\dots\dots(12)$$

此处的 0.655 因数是对单通道线圈幅度图像重建处理过程的噪声校正。对多通道线圈,须使用其他相应重建的校正因数[3]<sup>1)</sup>。

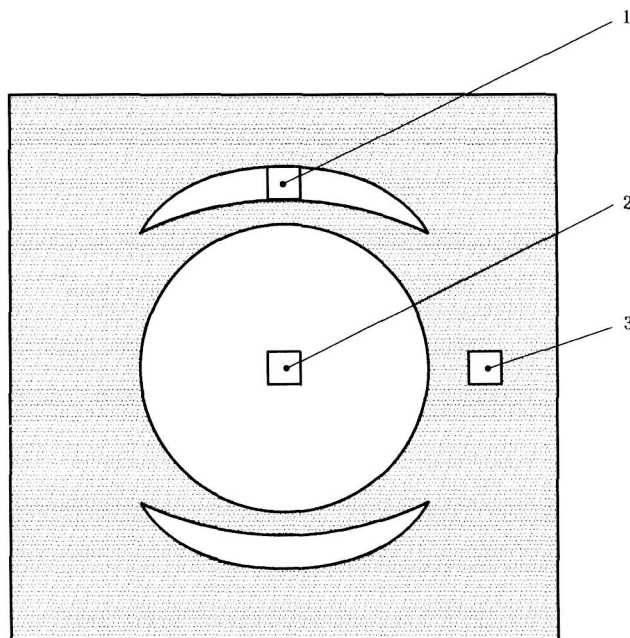
同样,测量信号平均值(S)是在测试模具内用至少是 25 个像素的感兴趣区域进行的。

计算鬼影对信号的比值 =  $I_G/S$ 。

计算鬼影对噪声的比值 =  $I_G/I_N$ 。

计算信噪比 =  $S/I_N$ 。

因为本试验最小信噪比是 100,对鬼影信号值不要求噪声校正。



- 1——鬼影测量的感兴趣区域;
- 2——平均信号测量的感兴趣区域;
- 3——噪声测量的感兴趣区域。

图 11 测试模具以及对信号、鬼影和噪声测量的感兴趣区域

1) 方括号内的数字参见参考文献。

## 4.7.6 结果报告

报告应包含下列内容：

参 数	单 位
平均信号值 $S$	
平均鬼影值 $I_G$	
噪声值 $I_N$	
$I_G/S$	
$I_G/I_N$	
$S/I_N$	
扫描剖面方向	
频率/相位编码方向	
规范区域面 大小和形状	$\text{mm}^2$
线圈尺寸	$\text{mm}$
线圈名称和类型	
测试模具的横截面——大小和形状	$\text{mm}^2$
感兴趣区域——大小和形状	$\text{mm}^2$
参考位置	
数据获取的矩阵大小	
视野	$\text{mm}^2$
标称体素尺寸( $\Delta x, \Delta y$ , 选择的层厚)	$\text{mm}$
层厚(测得的)	$\text{mm}$
空间分辨力(测得的)	$\text{mm}$
测试模具填充材料的描述	
测试模具填充物 $T_1$	$\text{ms}$
测试模具填充物 $T_2$	$\text{ms}$
测试模具盐类型和浓度	$\text{g/L}$
像素带宽	$\text{Hz/pixel}$
序列重复时间( $T_R$ )	$\text{ms}$
回波时间( $T_E$ )	$\text{ms}$
平均次数	
脉冲序列自旋回波或梯度回波	
所用滤波器(如有的)	
报告结果应附有测量误差的评价	

列出所有选择的**重建参数**,并提供其他相关信息,确保可重复检测。

## 5 稳定性试验

### 5.1 目的和原理

本条描述用于有关基本图像质量参数的质量保证程序中**稳定性试验**的测量程序的最低要求,适用于**磁共振设备**。

**稳定性试验**用一系列快速、简便、灵敏、稳定和有效的测试检验**磁共振设备**的常规状态。这些测试的目的不一定是诊断问题所在,而是检验机器是否工作正常。一旦在这些测试中发现性能退化,客服人员可以执行额外的诊断测试以确定和纠正问题。这些测试的目的并不是为了进行**验收试验**,重新授权**磁共振设备**,也不一定是诊断问题。其目的是**确保磁共振设备**持续运行在与其被接受时相近的水平。定期并一贯地进行这种测试是非常重要的,从而可以监控(设备性能变化的)趋势。

注意,没有针对磁场均匀性的特定测试(例如,检查在**磁共振设备**中是否存在铁磁性物体)。忽略它的唯一原因是没有满足限制条件(有用的**稳定性试验**是快速、简便、灵敏、稳定和有效的)的简单快速的序列或者相位场映射技术可以被定义。

(本条的)目的是为**稳定性试验**提出一套最简化的测量程序,以建立一个适用于**磁共振设备**的定期质量保证程序(质量保证程序)。为此,本文阐述了一套满足本标准要求的全面而快速的**磁共振设备**质量保证程序的例子。下述测量程序允许使用能重复稳定地分析图像的快速自动化算法。

### 5.2 测试模具的要求

由于只描述了**稳定性检测**的概念和要求,不给出特定的**测试模具**定义。因此制造商提供的**测试模具**或者任何其他**测试模具**,只要适合所要求的测试和相关的协议都可以使用。如果使用**制造商**提供的**测试模具**,**制造商**提供的自动化功能就可以被使用,从而简化操作和数据报告。**制造商**的自动化功能通常针对**磁共振设备**进行了优化,使得测试更加灵敏。

对其他大小的**测试模具**,测试可以被适当地应用。

### 5.3 扫描特性

没有特定的序列设定,但是宜用 3~4 次扫描,在约 5 min~10 min 内完成所有要求的测试。

### 5.4 测量步骤

现在,针对各种标准的**稳定性试验**(甚至包括在本标准中)不同的方法和算法已被普遍使用。例如,很多测试方法都是其他标准的增强版。在可能的情况下使用快速、自动化、能稳定重复地分析质量保证图像的算法是非常重要的。一套可能的测量程序在附录 A 中给出。

适用时,**稳定性试验**要求以下几组测试:

- |            |                 |
|------------|-----------------|
| ● 参数       | 推荐测试要求          |
| ● 中心频率     |                 |
| ● 射频校准     |                 |
| ● 几何准确度    | 测试模具的尺寸         |
| ● 信噪比(SNR) | 最大信噪比           |
| ● 鬼影值      | 最小信噪比, $T_R$ 限制 |

某些磁体单元不要求中心频率测试,因为在扫描前的校准中,磁场总是被调整到一个特定的工作频率。所以,对于这类系统,记录中心频率是不必要的。很多测试可以在一次扫描中完成。比如,信噪比测试可以和鬼影测试以及一部分几何精度测试合并在一起。例如,如果 4.7.3 中定义的鬼影测试序列在正交方向上使用两次,就可以在约 5 min 的扫描时间内产生足够的测量数据来测量信噪比两次,鬼影两次和沿每个轴的几何精度至少一次。

对所列参数的测量程序可能因**磁共振设备**的种类不同而不同,但可基于本标准中所描述的步骤进行。在任何可能的时候使用快速、自动化,可以一致且可重复的方式分析图像的算法都是非常重要的。

所以没有定义特定的一套测试方法,从而没有推荐的方法列在这一条中。第 A.5 章提供了可选的适用于稳定性试验的测量程序。

#### 5.5 数据分析、结果报告和容差

一般在**磁共振设备**安装后不久,宜做**稳定性试验**,其结果可以用作后续的趋势分析的基本参考值。

测量结果应被自动记录到日志以便进行更有效的数据分析。本测试的输出宜以数字方式表达,而不是用是否可接受的(“通过/失败”)标准。数字的结果允许使用者在质量保证测试失败之前观察趋势,并对**磁共振设备**进行前瞻性的诊断。

附 录 A  
(规范性附录)  
可 选 方 法

### A.1 关于 4.2: 信噪比

本条提供在测试模具中测量信噪比的两种可选方法。

#### A.1.1 可选方法: 用可选的噪声测定方法测量信噪比

##### A.1.1.1 目的和原理

本子条款提供一个用于在测试模具中测量信噪比的方法, 在这里噪声的测试方法不同于 4.2 所描述的方法。在测试模具处于初始位置, 没有射频激励的情况下, 获取一个最小  $T_R$  噪声扫描图像。  $T_R$  可以减小到最小值而不影响噪声测试结果。

此可选方法比第 4 章中描述的方法快, 因而可能对会在“图像差异”图中产生很大信号斑点的系统漂移问题较不敏感。然而, 本可选方法对也许不可见的微小的背景噪声伪影更加敏感。

使用者最好将信噪比测量与分辨力和层厚测量安排在一起, 如第 4 章中所述。

如果标准的临床图像重建软件抑制或者改变图像背景噪声区域的特征, 不能使用此方法。通常, 此方法只适用于产生的噪声水平只是图像内容的函数而不直接是图像位置的函数的扫描和重建方案。

##### A.1.1.2 测试模具的要求

测试模具的要求与第 4 章中所述的常规要求以及 4.2.2 中所述的规定要求一样。

##### A.1.1.3 扫描参数

用于噪声扫描的扫描参数与 4.2 规定的要求一致, 例外的是在与所有其他要求(例如带宽, 矩阵大小等)相容的条件下,  $T_R$  可以减到最小。用于噪声扫描的扫描参数, 不包括  $T_R$ , 也必须符合按第 4 章中规定的层厚和分辨力测量的要求。

在获取噪声图像时, 关闭或者禁止射频放大器的输出。保证接收机衰减(或者增益控制)和图像重建的所有定标与信号图像(第一次扫描)的相一致。

图像重建还应遵循 4.2 规定的常规要求。

##### A.1.1.4 测量步骤

测量步骤与 4.2 所述步骤相同。

##### A.1.1.5 数据分析和容差

应使用与 4.2 所述相同的分析方法, 但是步骤 2 到 5 将被下列步骤替代:

- 步骤 2: 不适用。
- 步骤 3: 在幅度噪声图像(第二次扫描)的感兴趣区域之内, 测量像素值的标准方差,  $SD$ 。
- 步骤 4: 评估图像噪声。

- 对于单通道幅度图像, 使用[1]:

$$I_N = \frac{SD}{\sqrt{(4 - \pi)/2}} \approx \frac{SD}{0.655}$$

- 对于实部图像,  $I_N = SD$ 。
- 如果使用来自于  $n$  通道阵列线圈的幅度图像, 必须使用适当的  $n$  通道修正因子[2]。

——步骤 5: 信噪比为:

$$SNR = \frac{S}{I_N}$$

##### A.1.1.6 结果报告

结果报告应符合 4.2.6 的要求。

### A. 1. 1. 7 参考文献

信噪比测量和噪声测试的信息可以在 Henkelman[1]和 Constantinides 等[2]的文献中找到。

### A. 1. 2 可选方法:‘单个图像’信噪比

#### A. 1. 2. 1 目的和原理

在测试模具处于初始位置时,获取一个图像。此方法的优点在于只有一个图像获取过程是必须被执行的。所以可选方法比第 4 章中描述的方法快,因而可能会对会在“图像差异”图中产生很大信号斑点的任何系统漂移问题较不敏感。然而,本可选方法对图像背景中噪声测定的准确性更加敏感。

#### A. 1. 2. 2 测试模具的要求

见 4. 2. 2。

#### A. 1. 2. 3 扫描参数

见 4. 2. 3。

#### A. 1. 2. 4 测量步骤

见 4. 2. 4,不同的是只执行一次扫描。

#### A. 1. 2. 5 数据分析和容差

见条款 A. 1. 1. 5,但是将步骤 3 替代为:

步骤 3 在图像背景中没有鬼影的区域确定图像感兴趣区域内的像素值的标准方差  $SD$ 。如果所评估的是单个线圈的幅度图像,图像噪声为:

$$I_N = \frac{SD}{\sqrt{(4 - \pi)/2}} \approx \frac{SD}{0.655}$$

否则,如果所评估的是实部图像, $I_N = SD$ 。

读者需要注意,上述可选方法只适用于单通道线圈。在相位阵列系统中使用多通道接收线圈同时获取 NMR 信号时,这个简单的公式不再适用。此可选方法对于单通道线圈和多通道线圈已信号线性组合后才有效。使用其他更加精细的信号组合方法(例如根-和-平方方法)时,本方法不适用于多通道线圈。

每次测量的结果依赖于环境条件,体模参数,系统校准。

### A. 2 关于 4. 3: 均匀性

均匀性可以用很多方法测量。这里给出一个均匀性测量的可选方法。

#### A. 2. 1 目的和原理

本标准中所述的对测试模具、扫描参数和测量步骤的要求可以用于以特定方式分析数据,可参考等高线法。由于在信号检测中使用很多不同种类的射频线圈:线性线圈,容积线圈和组合线圈(例如相位阵列线圈)。所有线圈种类对于在磁共振临床应用的不同领域内优化成像是很有用的。然而射频线圈在其覆盖的区域或体积内检测到的信号并不都是一样的。这种信号强度的变化可以用术语描述为“信号均匀性”。本测量程序提供一个实用的均匀性的表征,以将一个线圈的检测性能与另一个线圈的进行比较。

#### A. 2. 2 测试模具的要求

见本标准的 4. 3. 2。

#### A. 2. 3 扫描参数

见本标准的 4. 3. 3。

#### A. 2. 4 测量步骤

见本标准的 4. 3. 4。

#### A. 2. 5 数据分析和容差

为使噪声对测量的影响最小化,应允许使用九点低通滤波函数对图像进行卷积。

通过以下步骤建立灰度等级编码图。

- a) 在图像中心选择一个包含产生足够多像素的**感兴趣区域(ROI)**以产生所要求的统计精度(例如 400 像素以提供 5%的精确度),并确定其平均值。如果**感兴趣区域**处于具有反常信号特征的区域(例如由电介质共振导致的高信号强度的中心),则使用**感兴趣区域(S)**内的平均值。
- b) 检查来自于整个图像的每个像素的信号,并依照信号偏离**感兴趣区域**中心区域平均值的大小为每个像素指定一个灰度等级。信号偏离**感兴趣区域**中心区域平均值不足  $V\%$  的像素指定为中性灰度等级。信号比**感兴趣区域**中心区域平均值大  $V\% \sim 2V\%$  的像素指定为更亮的下一级灰度等级,信号比**感兴趣区域**中心区域平均值小  $V\% \sim 2V\%$  的像素指定为更暗的下一级灰度等级。信号比**感兴趣区域**中心区域平均值大  $2V\%$  以上的像素指定为白色,信号比**感兴趣区域**中心区域平均值小  $2V\%$  以上的像素指定为黑色。 $V$  的经验值为 10(用于体积线圈)或 20(用于特殊用途线圈)。
- c) 显示过程中用以下相对于平均值的范围产生五个灰度等级表征图像的非均匀性:

- 最低的信号值至  $-2V\%$ ;
- $-2V\%$  至  $-V\%$ ;
- $-V\%$  至  $+V\%$ ;
- $+V\%$  至  $+2V\%$ ;
- $+2V\%$  至最大信号值。

这五个不等大小的带显现出非均匀性的位置和结构,而不直接反映线圈单元附近的复杂结构。

- d) 在显示器上显示灰度等级编码的图像。由于等高线形状很难确定,进行直方图计算以确定泛源视野均匀性。直方图计算过程如下:
  - 用于直方图计算的**感兴趣区域**被定义为:  
依赖于线圈类型的大小和形状。
  - 直方图**感兴趣区域**内像素值大于  $T$  的像素的数量,比如非黑色的像素,被定义为:  $N_{tot}$ 。阈值  $T$  大约为背景噪声水平的 10 倍。
  - 每个灰度值的百分比按下式计算:  
百分比 = (一个特定灰度值内的像素个数) /  $N_{tot}$ 。
  - 此百分比用来确定泛源视野均匀性。

### A. 2.6 结果报告

报告应至少包含以下数据(附加到 4.2.6 给出的报告)

参 数	单 位
T~C-2V 的像素总数	%
C-2V~C-V 的像素总数	%
C-V~C+V 的像素总数	%
C+V~C+2V 的像素总数	%
C+2V~MAX 的像素总数	%

### A. 3 关于 4.4: 二维扫描的层厚

#### A. 3.1 概要

斜板方法比斜楔方法简单,因为它可以在大部分**磁共振设备**上进行,使用一个可以提供沿一条特定线的信号强度图的属性。然而,一个理想的矩形片层会产生梯形的而不是矩形的信号强度剖面(见图 3)。板块相对于片层越厚,梯形的腰相对于上底越长。当板块厚度接近层厚时,测量到的片层强度剖面接近三角形。如果使板块更薄以减小这种效应,这种靠板块产生的信号强度来减小小效应的作用会变弱,噪声

变成更加重要的因素。可以基于待测的层厚,选择一个适当的板块厚度。如果这不可行,可能需要多次采集以增加差噪比。

### A. 3. 2 可选方法:二维扫描的层厚和片层剖面:楔形方法

#### A. 3. 2. 1 目的和原理

本条描述一种使用非磁共振活性材料制成的楔形测量二维图像的层厚和片层剖面的方法。

此可选方法更简单,因为它可以在大部分磁共振设备上使用一个可以提供沿一条特定线的信号强度图的属性来完成;也更灵活,因为对能被测量的层厚没有限制。然而,此可选方法需要软件对信号强度剖面进行数字微分,而临床的磁共振设备上没有这种软件。并且,这种数字微分会放大噪声且信号非均匀性会引起基线变异。

#### A. 3. 2. 2 测试模具的要求

测试模具包含磁共振活性材料,其中安装了两个反向的楔形的不产生磁共振信号的材料(见图 A. 1)。两个楔形的斜面与被扫描的平板形成一个角度, $\alpha$  为  $5^\circ \sim 15^\circ$ 。垂直于片层的方向表示为  $Z$ ,沿楔形底边的方向以  $X$  表示, $Y$  垂直于  $X$ 。

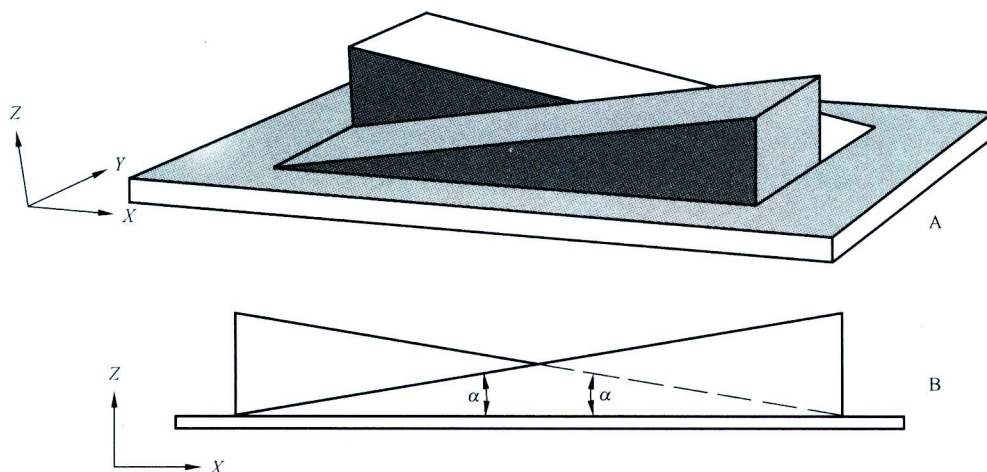


图 A. 1 楔形测试模具

#### A. 3. 2. 3 扫描参数

扫描参数应符合 4. 4 的要求。

#### A. 3. 2. 4 测量程序

测量程序应与 4. 4 提供的方法一致。

#### A. 3. 2. 5 数据分析和容差

对于楔形方法,绘出沿楔形底边方向  $X$  的像素强度曲线(见图 A. 2)。在位置  $X_i$  的像素强度表示为  $S(X_i)$ 。可以平均几行像素以改善信噪比。延长的片层剖面  $D(X_i)$  由信号强度曲线对距离的数字微分算得。此步骤通过用相邻像素信号强度的差并除以两者之间的距离实现,例如:

$$D(X_i) = [S(X_i) - S(X_{i-1})] / (X_i - X_{i-1})$$

$D(X_i)$  的半高宽用线性插补确定。于是,层厚由伸展剖面  $D(X_i)$  的半高宽和  $\tan(\alpha)$  计算得出。

由于此方法采用剖面的导数,而这个求导操作增加了剖面内的噪声水平,对图像信噪比的要求需要比 4. 4 中规定的更高。增加获得信号的平均次数是一种比较耗费时间的解决方法。如果不旋转测试模具,也可通过将垂直于表面斜面方向的临近行的几个片层剖面取平均以改善信噪比。在进行平均之前,要确保各个剖面精确地排列在一个共同点。否则,4. 4 中所描述的误差来源对此可选方法也会存在。

另外,求导操作会导致图像的非均匀性以基线抖动的形式被引入到剖面中来,从而在片层的半高宽的测量中引入误差。

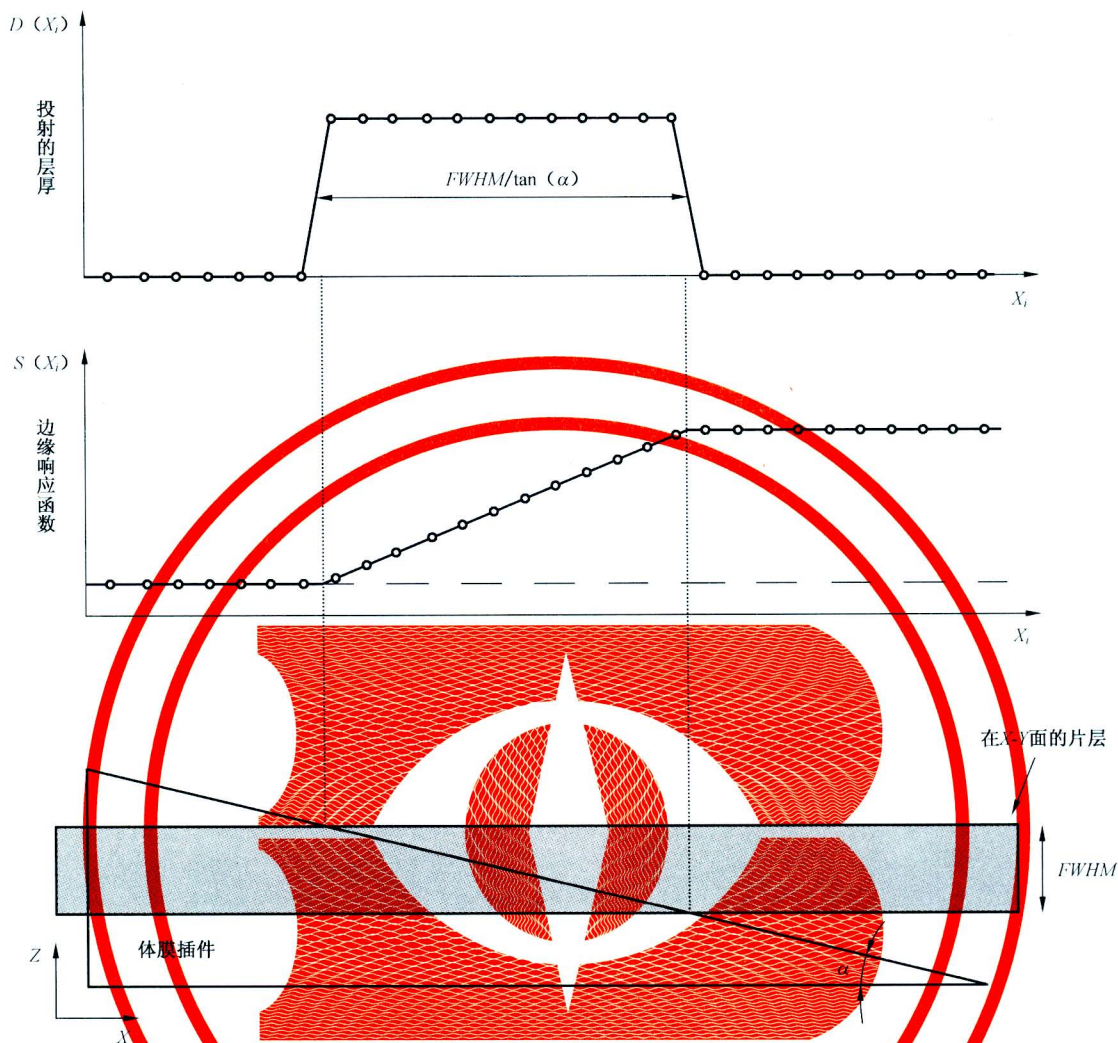


图 A.2 用楔形测试模具测量层厚和片层剖面

A.3.2.6 结果报告

结果的报告应满足 4.4 的要求。

A.4 关于 4.6:空间分辨力

A.4.1 可选方法:全调制传递函数的测定

A.4.1.1 目标和原理

第 4 章中所述的分辨力分析方法使用标准的感兴趣区域统计方法和简单的公式来提供有用的结果,但是需要一个特定的测试模具。作为备选,全调制传递函数  $MTF(\nu)$  可以从一个简单的测试模具所得到的边缘扩散函数  $ESF(\nu)$  测得。然而,计算全  $MTF$  是一个棘手的过程,需要复数域图像以避免非线性幅度图像运算。

全调制传递函数应被按照[3]来确定。

A.4.1.2 测试模具的要求

测试模具应包含两个具有不同对比度的区域。此要求可以通过由磁共振活性材料包围着非磁共振活性块来达到,或者反之亦可。非磁共振活性块的边缘及其相对于扫描平面的取向应保证由磁共振活性到非磁共振活性区域的明显的转变。这个边缘应摆放成平行于图像的一个轴。

### A. 4. 1. 3 扫描参数

扫描参数应与 4. 6 的要求相一致,但是像素大小  $\Delta x$  应当被选择以验证 4. 6 中所选的空间分辨力。被分析的图像应充分地消除图像伪影且应包含实部和虚部。

应用相同的序列和重建参数对信噪比(不允许对信号进行平均)和层厚进行测定。

### A. 4. 1. 4 测量步骤

线扩散函数  $LSF(\nu)$  由所获得的平均不连续剖面[边缘扩散函数,  $ESF(\nu)$ ]的复变(离散)微分得到:

$$LSF(x) = \frac{d}{dx} ESF(x) \rightarrow \frac{ESF(x_j) - ESF(x_{j-1})}{x_j - x_{j-1}}$$

这个调制传递函数是对 LSF 方程的标准傅立叶变换:

$$MTF(\nu) = \frac{w_d(\nu)/w_d(0)}{|FT\{LSF(x)\}_{\nu=0}|} |FT\{LSF(x)\}|$$

离散衍生的频率响应被权重因子消除

$$w_d(\nu) = 1/\text{sinc}(\pi\nu/(2\nu_N))$$

其中,  $\nu_N = \frac{1}{2\Delta x}$  是取样系统的奈奎斯特频率。

这个步骤的结果是双边 MTF。从这个双边 MTF 可以计算出一个单边 MTF = 平均(正 MTF, 负 MTF)。

由于微分过程会放大噪声,将多个相邻的剖面平均在一起以得到适当的信噪比是必要的。这种平均在微分之前或者之后进行均可。剖面的对齐是至关重要的(至少在 1/10 个像素以内),否则 MTF 会显示出反常分辨力降低。

### A. 4. 1. 5 结果报告

在  $0 \leq \nu \leq 1.5 \cdot \nu_c$  范围内的 MTF 应以图表示,并且须确定单边 MTF 接近 0. 8 时的截止频率  $\nu_1$ 。

在计算 MTF 之前确保梯度被正确的校准。在计算 MTF 时,标称视野和实际的视野要匹配,这样实际像素大小就可以精确的知道,否则 MTF 的空间频率轴会被错误地标度。报告应至少包括以下内容(附加到 4. 6. 6 给出的报告)。

参 数	单 位
截止频率 $\nu_1$	$\text{mm}^{-1}$

## A. 5 关于 5: 稳定性试验

### A. 5. 1 可选的稳定性试验方法

#### A. 5. 1. 1 测试模具

如稳定性试验所描述,测试模具应为直径 100 mm ~ 300 mm 的球体,满足 4. 1. 1 中给出的规范。所有的测量须用同一测试模具完成。

#### A. 5. 1. 2 扫描特性

由于稳定性试验要以最小数量的扫描完成,推荐使用适用于所有测试的扫描参数。例如,为优化鬼影灵敏度而选择的  $T_R$ 。与其他稳定性试验中  $T_R$  的冲突应该是最小的。对所有的成像序列均应使用等中心为中心的梯度回波序列:

- $T_R = 603 \text{ ms}$ ;
- $T_E = 25 \text{ ms}$ ;
- 翻转角 =  $30^\circ$ ;
- 视野 = 400 mm;
- 矩阵  $256 \times 256$ ;
- 层厚 10 mm;

——没有平均:平均数为 1。

图像应使用**磁共振设备**的标准临床重建算法进行处理,而不能有任何进一步的为显示目的而作的可选修正(比如插补,滤波)。所有这些可被**操作者**选择的滤波器应关掉。如果不可能关掉,应在结果中指明所有这些滤波器。所呈现的图像宜是幅度图像。

**测试模具**(包括负载)应放在**等中心**且在适合的**射频线圈**内。应保证**测试模具**对于**射频线圈**和**等中心**的位置有足够的可重复性。在扫描开始前,让**测试模具**静止足够的时间以防止液体漩涡伪影。

**规范区域体**应至少能涵盖一个中心位于射频头线圈中的 100 mm 直径的球体(DSV)。对于躯干扫描,**规范区域体**应至少能涵盖一个中心位于射频体线圈中的 200 mm 直径的球体。

要求测试的磁共振图像可以合并,且可以从一次扫描只得到一个方向的输出结果。这样将设备上的全部质量保证测试的持续时间限制到大约 10 min 是可能的,且测试结果将以数字形式而不是接受标准的形式输出。

通常来说,在磁共振设备安装后不久,在接受测试完成之后,QA 测试应该被执行,且首次测试结果可以用作之后趋势分析的基础参考值。

### A. 5. 1. 3 测量步骤

对于**稳定性试验**,建议使用所要求的扫描特征测量步骤。也可使用其他方法学如果其至少等价于——考虑有效性和可靠性——以下所给出的步骤。在可能的地方使用快速,自动化,可以一致且可重复的方式分析图像的算法是非常重要的。

重要的是,所用的方法被持续和一贯的使用,从而可以对趋势进行监控。对特定配置的测试之间也许会有差别。

#### A. 5. 1. 3. 1 中心频率

本测试的目的是确定系统中<sup>1</sup>H 核的共振频率。可采用两种不同的测量方法或者等价流程:

非体积选择性的射频激发和自由感应衰减信号的检测。时域数据经过傅立叶变换之后,先识别出<sup>1</sup>H 共振峰的位置,然后确定共振频率。

带有三个片层选择的射频脉冲和正交梯度的体积选择性激发产生受激回波(STEAM,VOSY)。时域数据经过傅立叶变换之后,先识别出<sup>1</sup>H 共振峰的位置,然后确定共振频率。

分别由自由衰减和回波信号的测量时间给出的标称频率分辨力应小于 20 Hz。

报告应包含以下内容:

参 数	单 位
<sup>1</sup> H 中心频率	1/s = Hz

提供频率分辨力、激发体积大小和位置以及其他确保试验可重复性的相关信息。

#### A. 5. 1. 3. 2 射频校准

射频校准的测量基于获得特定的翻转角所需的射频能量的测定。计算下述序列产生的自旋回波与激励回波信号的比值。

$$\alpha - 1/2T_E - 2\alpha - 1/2T_E - \text{“回波”} - \Delta T - \alpha - 1/2T_E - \text{“受激回波”}$$

这里,首先使用一个(未知的)翻转角  $\alpha$  的射频脉冲,其在时域中为持续时间  $T_{RF}$  的矩形。经过  $T_E/2$  延迟之后,发射下一个翻转角为  $2\alpha$  的射频脉冲(在时域中持续时间为  $2T_{RF}$  的矩形脉冲)。在第二个  $T_E/2$  延迟之后得到回波(或常规回波)。在另外一个  $\Delta T$  延迟之后,施加一个翻转角  $\alpha$  的射频脉冲(在时域中亦为持续时间为  $T_{RF}$  的矩形),在  $T_E/2$  之后产生一个受激回波。为避免来自于第二个和第三个射频脉冲所产生的自旋回波的干涉, $\Delta T$  应足够大以使第二个自旋回波形成于受激回波之后。在射频脉冲和数据获取时期,使用恒定的梯度,从而执行片层选择激发。忽略弛豫项( $T_E \ll T_1; \Delta T \ll T_1$ )对于每个等色线的“常规回波”和“受激回波”的信号强度可以得到:

$$S_{回波} = \exp(i\phi) \sin^2 \alpha$$

$$S_{\text{受激回波}} = \exp(i\phi) \sin^3 \alpha \cdot \cos \alpha$$

$\phi$  表示磁共振设备产生的信号的一个恒定相位。

时域自旋回波和受激回波是经过傅立叶变换的。受激发片层中心(两个谱中的零频率成分)的翻转角  $\alpha$  按下列公式计算:

$$\cos \alpha = \frac{\vec{S}_{\text{回波}} \cdot \vec{S}_{\text{受激回波}}}{|\vec{S}_{\text{回波}}|^2}$$

式中:

$\vec{S}_{\text{回波}}$  —— 自旋回波谱中的零频率成分;

$\vec{S}_{\text{受激回波}}$  —— 受激回波谱中的零频率成分。

为得到翻转角  $\alpha=90^\circ$  所必需的射频能量(任意单位)需要被记录在文档中。

报告需包含以下内容:

参 数	单 位
射频能量/翻转角 $\alpha=90^\circ$	任意单位

列出所选序列参数( $T_E, \Delta T$ )并提供保证可重复性的其他相关信息。

#### A. 5. 1. 3. 3 几何准确度

物体在所得图像中的尺寸正比于在读出编码和相位编码期间梯度的时间积分(零阶矩)的倒数  $(\int G(t) dt)^{-1}$ 。物体尺寸还受到梯度线性在频率和相位编码方向的空间变化的影响。由于梯度线性由梯度线圈设计决定,因而不能通过简单的系统校准改变,但能用图像后处理算法进行校正。 $B_0$ -场的不均匀性只在读出方向改变物体尺寸,因为在每一个相位编码步中  $B_0$ -场的不均匀性是一个常数项。进行两次扫描,在 X, Y 和 Z 方向一次用相位编码,另一次则用频率编码,这可将梯度导致的空间位移从  $B_0$ -场的不均匀性中分离。

应获得三个二维图像:

——扫描平面:横断面;相位编码方向:在上/下方向;

——扫描平面:矢状面;相位编码方向:在头/脚方向;

——扫描平面:冠状面;相位编码方向:在左/右方向。

在图像中测量球形测试模具的直径  $d^m$  并与该测试模具的实际直径  $d$  比较。对全部三个空间坐标计算所考虑方向的频率编码和相位编码的相对偏差(RD):

$$RD_{X,Y,Z}^{\text{phase/frequency}} = \frac{d_{X,Y,Z}^{\text{m, phase/frequency}}}{d_{X,Y,Z}}$$

报告应包含以下内容:

参 数	单 位
$d_x^{\text{m, phase}}$	mm
$d_x^{\text{m, frequency}}$	mm
$d_x$	mm
$RD_x^{\text{phase}}$	
$RD_x^{\text{frequency}}$	
$RD_x^{\text{phase}} - RD_x^{\text{frequency}}$	
$d_y^{\text{m, phase}}$	mm
$d_y^{\text{m, frequency}}$	mm
$d_y$	mm

表 (续)

参 数	单 位
$RD_y^{phase}$	
$RD_y^{frequency}$	
$RD_y^{phase} - RD_y^{frequency}$	
$d_z^{m, phase}$	mm
$d_z^{m, frequency}$	mm
$d_z$	mm
$RD_z^{phase}$	
$RD_z^{frequency}$	
$RD_z^{phase} - RD_z^{frequency}$	

**A. 5. 1. 3. 4 鬼影值**

这里给出一个计算鬼影值的可选方法。此可选方法对那些鬼影值图像的信噪比低于 100 且噪声级别成为测得鬼影强度中的重要组成部分的情况下是非常有用的。此外,序列、采集、测量和报告过程的所有方面都应 与 4.7 中所描述的方法一致。

鬼影值被定义为:

$$(I_2 - I_1) / S$$

**A. 5. 1. 3. 5 信噪比**

此可选方法用于以稳定性试验为目的的信噪比计算,等同于第 6.1 章中描述的备选的信噪比测量方法,只是做了一个重要的进一步简化。由于稳定性试验是非常快的,测试模具的液体稳定下来所要求的时间可能需要折衷考虑,如下所述。

**A. 5. 2 缺陷**

由于稳定性试验很快,测试模具液体的稳定性可能会有一些问题(比如“液体漩涡”),这些问题会降低质量保证图像的质量。要采取所有必要措施,将这个问题最大限度地减到最小。例如,执行一个减少液体漩涡影响的测试顺序(例如,首先进行几何畸变测试)。并且,测试结果对测试模具相对等中心的位置可能是敏感的。所以要保证测试模具的位置在连续的稳定性试验中保持一致。记录测试模具的位置会很有益处。

**附录 B**  
**(资料性附录)**  
**基本原理**

**B.1 关于 1.2: 目标和合理性**

每次测量的结果取决于环境条件:测试模具的参数、系统校准、操作者培训、设置时间等。为了减少结果的可变性,控制这些参数是很重要的。

为了最小化不确定性和最大化敏感性,标准对每种参数只限制于一种测量方法。在附录 A 中讨论了一些其他的可选方法。

尽管标准规定了测试模具的液体和几何参数,使用来自于不同制造商的测试模具还是会导致结果发生变化。

**B.2 关于 4: 测定主要图像参数的程序**

本标准中规定的一些测量更直接地是子系统分析(例如,射频功率要求校准翻转角),而其他测量是分析整体系统性能(例如,信噪比)。因此,从子系统测试开始,以信噪比测试结束,对于测量来讲更省时。如果磁共振设备有问题,信噪比测试不一定可以找出问题原因。如果通过了所有的子系统测试,系统级的测试就也很可能通过。但是,如果先完成了系统级测试,但没有通过,一旦其子系统被修复之后,将需要重复系统级测试。

**B.3 关于 4.2: 信噪比**

**B.3.1 基本原理**

**B.3.1.1 测试模具: 顺磁离子溶液的温度依赖性**

一个理想的自旋回波脉冲序列,回波时间为  $T_E$ , 重复时间为  $T_R$ , 用在一个自旋密度为  $N$ , 磁共振弛豫时间为  $T_1$  和  $T_2$  的测试模具上,会产生一个信号  $S$ , 可以表达为:

$$S = N(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}) e^{-\frac{T_E}{T_2}} \dots\dots\dots (B.1)$$

信号随  $T_1$  和  $T_2$  变化的灵敏度可以表达为:

$$dS = \left(\frac{\partial S}{\partial T_1}\right) dT_1 + \left(\frac{\partial S}{\partial T_2}\right) dT_2 = \left(\frac{-NT_R e^{-\frac{T_R}{T_1}} e^{-\frac{T_E}{T_2}}}{T_1^2}\right) dT_1 + \left(N(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}) \frac{T_E}{T_2^2} e^{-\frac{T_E}{T_2}}\right) dT_2 \dots\dots\dots (B.2)$$

用式(B.1)去除式(B.2), 导出以下表达式:

$$\frac{\Delta S}{S} = \frac{\left(\frac{-NT_R e^{-\frac{T_R}{T_1}} e^{-\frac{T_E}{T_2}}}{T_1^2}\right) \Delta T_1 + \left(N(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}) \frac{T_E}{T_2^2} e^{-\frac{T_E}{T_2}}\right) \Delta T_2}{N(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}) e^{-\frac{T_E}{T_2}}} \dots\dots\dots (B.3)$$

对于掺顺磁离子的水溶液,当拉莫尔频率(Larmor) $>1$  MHz 时,  $T_2$  看上去几乎独立于频率。这时顺磁离子溶液的弛豫可以用下面的表达式估算,其中  $T_1$  为纵向弛豫时间,  $T_2$  为自旋-自旋弛豫时间,  $T_{10}$  ( $=3.56$  s) 是温度为  $T_0 = 25$  °C 时水的  $T_1$ ,  $T_{20}$  ( $=2.20$  s) 是温度为  $T_0 = 25$  °C 时水的  $T_2$ ,  $T$  是顺磁离子溶液的温度,  $E_a = 3.088 \times 10^{-20}$  J,  $K$  = 玻尔兹曼常数 ( $=1.38 \times 10^{-23}$  J/K),  $C_1$  为给定离子种类的常量,  $C_2$  为另一个给定离子种类的常量,  $N$  ( $=6.022 \times 10^{23}$  mol/L) 是离子数除以容积[1,2]:

$$\frac{1}{T_1} = \frac{1}{T_{10} e^{(E_a(\frac{1}{kT_0} - \frac{1}{kT})})} + \frac{N}{C_1 T} \dots\dots\dots (B.4)$$

$$\frac{1}{T_2} = \frac{1}{T_{20} e^{(E_a (\frac{1}{kT_0} - \frac{1}{kT}))}} + \frac{N}{C_2 T} \quad \dots\dots\dots (B.5)$$

对于  $T_1/T_{10} < 10$  和  $T_2/T_{20} < 10$  的顺磁离子水溶液,水的温度依赖性相对弛豫的贡献可以忽略不计。例如,使用铜( $\text{Cu}^{2+}$ )离子作为弛豫修正剂[Schenck/9],我们可以将  $T_2$  和  $T_1$  的温度敏感性表达为:

$$\frac{\Delta T_1}{T_1} \approx \frac{\Delta T_2}{T_2} \approx \frac{\Delta T}{T} \quad \dots\dots\dots (B.6)$$

假设  $\Delta T = 8 \text{ K}$  和  $T = 295 \text{ K}$ ,那么  $T_1$  和  $T_2$  在特定的温度范围上,变化不超过 2.7%。根据式(B.3)和特定的  $T_1, T_2, T_E, T_R$ ,和温度值,我们可以写出:

$$\frac{\Delta S}{S} \approx 0.00229 \quad \dots\dots\dots (B.7)$$

那么,在特定的温度范围内,信号强度的变化仅为 0.2%,如果遵循这些规定的话,来自于测试模具信噪比中的信号相对来说与温度无关。

**B.3.1.2 测试模具:水溶液弛豫时间的修正**

在一种水溶液中,要获得某一确定的弛豫时间  $T_1$  和  $T_2$ ,可以使用顺磁离子作为弛豫修正剂来实现。

对于一个特定顺磁离子种类,  $T_1$  和  $T_2$  对离子浓度的依赖,按照以下公式给出:

$$\frac{1}{T_1} = \frac{1}{T_{10} e^{(E_a (\frac{1}{kT_0} - \frac{1}{kT}))}} + \frac{N}{C_{1N}} \quad \dots\dots\dots (B.8)$$

$$\frac{1}{T_2} = \frac{1}{T_{20} e^{(E_a (\frac{1}{kT_0} - \frac{1}{kT}))}} + \frac{N}{C_{2N}} \quad \dots\dots\dots (B.9)$$

对于铜离子,常量  $C_{1N}$  和  $C_{2N}$  变为  $C_{1N} = 8.67 \times 10^{20} \text{ s/L}$ ,  $C_{2N} = 8.07 \times 10^{20} \text{ s/L}$ [Schenck/9]。对溶解在纯水中的  $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$  的浓度的依赖性在图 B.1 进行了表示。使用一个 1.25 g/L 的  $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$  浓度将得出弛豫时间大约为  $T_1 \approx 270 \text{ ms}$  和  $T_2 \approx 240 \text{ ms}$ 。

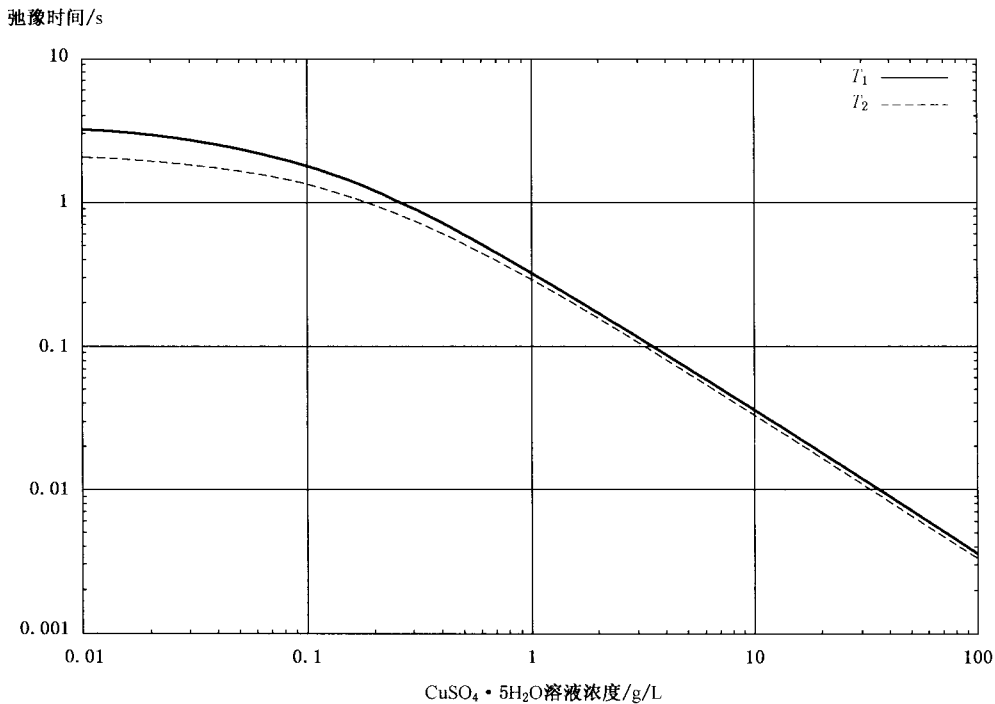


图 B.1 弛豫时间  $T_1$  和  $T_2$  与  $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$  溶液浓度的关系

**B.3.1.3 测试仪器:传导率和介电常数**

表 B.1 总结了在期望的频率和指定测试模具情况下的场强、肌肉介电常数和传导率、为获得正确传导率所需的每 100 mL 水中所含氯化钠的克数,以及波长。注意,当测试模具尺寸超过半个波长,驻波可能导致不均匀性。

**表 B.1 测试模具的导电和介电特性**

$B_0$ T	频率 MHz	肌肉介电 常数 ( $\epsilon_r$ )	肌肉和盐溶液 传导率 S/m	氯化钠 g/100 mL	盐溶液介 电常数 ( $\epsilon_r$ )	盐溶液 $\lambda$ m
0.1	4.26	631.33	0.58	0.283	78.40	7.96
0.2	8.51	249.35	0.63	0.309	78.31	3.98
0.3	12.77	156.95	0.65	0.316	78.29	2.65
0.4	17.03	122.44	0.65	0.319	78.28	1.99
0.5	21.29	106.03	0.66	0.320	78.28	1.59
0.6	25.54	96.98	0.66	0.321	78.27	1.33
0.7	29.80	91.45	0.66	0.322	78.27	1.14
0.8	34.06	87.82	0.66	0.323	78.27	1.00
0.9	38.32	85.29	0.66	0.324	78.26	0.89
1	42.57	83.44	0.67	0.325	78.26	0.80
1.1	46.83	82.04	0.67	0.326	78.26	0.72
1.2	51.09	80.95	0.67	0.327	78.25	0.66
1.3	55.35	80.06	0.67	0.328	78.25	0.61
1.4	59.60	79.32	0.67	0.330	78.25	0.57
1.5	63.86	78.70	0.68	0.331	78.24	0.53
1.6	68.12	78.15	0.68	0.332	78.24	0.50
1.7	72.37	77.67	0.68	0.334	78.23	0.47
1.8	76.63	77.24	0.69	0.335	78.23	0.44
1.9	80.89	76.84	0.69	0.337	78.22	0.42
2	85.15	76.47	0.69	0.338	78.22	0.40
2.5	106.43	74.86	0.71	0.348	78.19	0.32
3	127.72	73.43	0.73	0.358	78.15	0.27
3.1	131.98	73.15	0.74	0.360	78.14	0.26
3.5	149.01	72.05	0.75	0.369	78.11	0.23
4	170.29	70.69	0.78	0.381	78.07	0.20
4.5	191.58	69.35	0.80	0.393	78.03	0.18
5	212.87	68.03	0.83	0.405	77.99	0.16
5.5	234.15	66.74	0.85	0.417	77.95	0.15
6	255.44	65.49	0.87	0.429	77.91	0.13
6.5	276.73	64.30	0.90	0.441	77.87	0.12
7	298.01	63.17	0.92	0.452	77.83	0.11
7.5	319.30	62.09	0.94	0.463	77.80	0.11
8	340.59	61.08	0.96	0.473	77.76	0.10

可见在大部分商用磁共振频率范围内,0.3%的氯化钠溶液接近病人的传导率。注意:在大约 2T 场强下,体测试模具接近一个波长。在这种情况下,可能要求使用低电介常数材料,例如硅油,去避免这些高场强下驻波引起的不均匀性。

**B.3.1.4 测试模具:加载作为长度、半径和环状厚度的函数**

考虑一个圆柱测试模具的半径  $r$ (最大  $r=a$ )、长度  $L$ 、传导率  $\sigma$  和密度  $\rho$ 。在均方根磁感应强度为  $B_{1\text{rms}}$  和鸟笼射频发射线圈角频率为  $\omega$ ,以及在一阶近似下,在该鸟笼线圈中的平均特定吸收率(SAR),可以表达为:

$$SAR_{\text{ave}} = \frac{\int_0^a \frac{\sigma \omega^2 B_{1\text{rms}}^2 r^2}{2\rho} (2\pi r L) dr}{\pi a^2 L} = \frac{\sigma \omega^2 B_{1\text{rms}}^2 a^2}{4\rho} \dots\dots\dots (B.10)$$

平均吸收功率(在固定的  $B_{1\text{rms}}$  下,与测试模具损耗成正比)等于平均特定吸收率乘以质量(质量 =  $\rho(2\pi r^2 L)$ ),可以表达为:

$$P_{\text{ave}} = SAR_{\text{ave}} \rho \pi a^2 L = \frac{\sigma \omega^2 B_{1\text{rms}}^2 a^4 \pi L}{4} \dots\dots\dots (B.11)$$

大致情况是,在射频发射线圈其体部的半径为 0.2 m 或其头部的半径为 0.1 m 条件下,把一个圆柱体测试模具当作患者负载,则放入传导率为  $\sigma_2$ 、半径 =  $\alpha$  和长度 =  $\beta L$  ( $\beta \leq 1$ ) 的圆柱体的平均功率与放入类似于患者的圆柱体的平均功率的比值  $R$ ,可以表示为:

$$R = \frac{\sigma_2 \alpha^2 \beta}{\sigma} \dots\dots\dots (B.12)$$

当  $\sigma_2 = \sigma/(\alpha^2 \beta)$  时,则该测试模具也宜作为患者负载(例如,  $R=1$ )

对于内径 =  $\alpha a$  和长度 =  $\beta L$  ( $\beta \leq 1$ ) 的环状测试模具的吸收功率与模拟患者的测试模具的吸收功率的比值  $R_2$ ,可以表示为:

$$R_2 = \frac{\sigma_2 (1 - \alpha^4) \beta}{\sigma} \dots\dots\dots (B.13)$$

当  $\sigma_2 = \sigma/(1 - \alpha^4) \beta$ ,则该环状测试模具也宜作为患者负载(例如,  $R_2 = 1$ )。

典型测试模具需要的浓度百分比  $c(\%)$  (每 100 gH<sub>2</sub>O 中的氯化钠克数),可以表示为:

$$c(\%) = \eta \sigma_2^{\phi}$$

其中,  $\eta = 0.493\% \text{ m/Siemens}$  和  $\phi = 1.015$ 。

**B.3.1.5 扫描参数:滤波**

本章条和其他同等描述图像质量参数和测量方法的子章节中的扫描参数说明,不允许使用特殊的滤波方法来重建图像。要求磁共振设备处理图像时,不能有任何进一步的以显示为目的的的可选修饰(例如,插补、滤波、非线性滤波)。所有这些可以被操作者选择的滤波都应关闭。

不能关闭的滤波的例子是用来处理  $k$ -空间边缘的时域变迹滤波。有些滤波用来稍稍减少吉布斯振荡的视觉反应,而一些制造商使用强力的滤波器的来改变  $k$ -空间的形状,从方形或矩形变为圆形或椭圆形。这些强力的滤波器同时也能通过对原始区域和滤过区域的比开方根运算提高信噪比。

并行成像方法也可以引入图像空间域滤波,它弥补了线圈的空间敏感特性。这些图像均匀性校正滤波可能引起图像信噪比的空间变化。既然最新一代的并行成像线圈依赖于这些空间变化,那么空间滤波过程应被认为是并行成像方法的一部分,它们将改变信噪比结果。所以,要求所有该标准中的图像测试不使用并行成像方法来做。但是,这些空间滤波被定期应用于标准的非并行成像方法,继而改变了图像信噪比和均匀性。因此在本标准中我们要求在采集中关掉所有的这些滤波器。

只有在一种情形下,该标准允许使用一个图像滤波器。一些磁共振设备制造商已经在他们的图像重建过程中融合了梯度失真矫正滤波。将该滤波考虑进图像重建过程的一部分是合理的,因此该滤波的使用是合理的。

**B. 3. 1. 6 扫描参数:带宽**

如果采样点数保持不变,噪声线性依赖于接收器带宽的平方根。采集信号的采集时间大小上通常比  $T_1$  弛豫时间少两个数量级。所以,在采集中的弛豫通常可以忽略。信噪比随着带宽的降低而提高。但是,降低带宽意味着更长的采集时间。最终,由于采集过程中的  $T_1$  弛豫,增加的带宽将导致更多的信号丢失(和更低的信噪比)。

要允许比较不同厂商之间的协议,噪声作为带宽的函数需要纠正以下信息:

**B. 3. 1. 6. 1 Philips**

使用水-脂频偏(WFS)定义带宽。

水和脂肪间的频率差异是  $3.4 \times 10^{-6}$  :

$$\Delta f = \gamma \cdot B_0 \cdot 3.4 \cdot 10^{-6}$$

像素带宽:  $BW_{pix} = \frac{\Delta f}{WFS}$  [Hz/pixel]

图像的带宽:  $BW_{im} = \frac{Scan\_matrix \cdot \Delta f}{WFS}$  [Hz/matrix]

Philips 水-脂频偏没有考虑重建矩阵(例如,如果扫描矩阵是 256,重建矩阵为 512,水-脂频偏仍指 256 矩阵)。

**B. 3. 1. 6. 2 GE**

定义带宽为半个图像带宽(“正和负”频率);该带宽通常显示在它们的图像上:

$$BW_{GE} = BW_{im}/2 (\pm \text{带宽})$$

**B. 3. 1. 6. 3 Siemens**

定义带宽为像素带宽(通常在协议名称中提到,例如,FLASH3D\_6B195 有一个 195Hz/pixel 的带宽):

$$BW_{Siemens} = BW_{pix} \text{ [Hz/pixel]}$$

**B. 3. 1. 6. 4 如何比较**

要比较带宽和水-脂频偏需要了解磁场强度和扫描矩阵大小(见表 B. 2)。

注:  $\pm BW$  为 GE 带宽( $\pm BW = BW_{image}/2$ )

$\pm BW$  和 WFS 关系取决于矩阵大小。

$BW_{pixel}$  为像素带宽( $BW_{pixel}$  与 WFS 之间的关系不由矩阵大小决定)。

**表 B. 2 公司间带宽比较**

西门子	飞利浦				通用电气		
	3T WPS [像素]	1.5T WPS [像素]	1.0T WPS [像素]	0.5T WPS [像素]	128 $\pm BW$ [kHz]	256 $\pm BW$ [kHz]	512 $\pm BW$ [kHz]
60	7.5	3.8	2.5	1.3	3.8	7.7	15.4
70	6.4	3.2	2.1	1.1	4.5	9.0	17.9
80	5.6	2.8	1.9	0.9	5.1	10.2	20.5
90	5.0	2.5	1.7	0.8	5.8	11.5	23.0
100	4.5	2.3	1.5	0.8	6.4	12.8	25.6
110	4.1	2.0	1.4	0.7	7.0	14.1	28.2
120	3.8	1.9	1.3	0.6	7.7	15.4	30.7
130	3.5	1.7	1.2	0.6	8.3	16.6	33.3
140	3.2	1.6	1.1	0.5	9.0	17.9	35.8
150	3.0	1.5	1.0	0.5	9.6	19.2	38.4
160	2.8	1.4	0.9	0.5	10.2	20.5	41.0
170	2.6	1.3	0.9	0.4	10.9	21.8	43.5

表 B.2 (续)

西门子 像素带宽 [Hz/pixel]	飞利浦				通用电气		
	3T	1.5T	1.0T	0.5T	128	256	512
	WPS [像素]	WPS [像素]	WPS [像素]	WPS [像素]	±BW [kHz]	±BW [kHz]	±BW [kHz]
180	2.5	1.3	0.8	0.4	11.5	23.0	46.1
190	2.4	1.2	0.8	0.4	12.2	24.3	48.6
200	2.3	1.1	0.8	0.4	12.8	25.6	51.2
210	2.1	1.1	0.7	0.4	13.4	26.9	53.8
220	2.0	1.0	0.7	0.3	14.1	28.2	56.3
230	2.0	1.0	0.7	0.3	14.7	29.4	58.9
240	1.9	0.9	0.6	0.3	15.4	30.7	61.4
250	1.8	0.9	0.6	0.3	16.0	32.0	64.0

**B.3.1.7 高场强(≥1.5T)测试模具**

高场强(≥1.5T)下,填充了高介电常数物质(例如水)的测试模具将支持驻波(介电现象)。这些驻波可能干扰一些图像质量测试,例如信噪比或均匀性测试,特别是当场强≥3T时。硅油的低介电常数可以减轻驻波的问题。但是,硅油是具有弛豫特性的,因而在“纯”形式下使用时不适合作为测试模具。某些硅油的磁共振弛豫特性(聚二甲基矽氧烷,例如:GE Silicones SF96-50)可以通过添加不同浓度的Gd[TMHD](Tris(2,2,6,6-四甲基-3,5-heptanedionato)钆(Ⅲ))。可得到曲线拟合公式,在重量浓度达到千分之四时,可以精确预测实验的弛豫值。在上述描述的油中,令  $c = \text{Gd[TMHD]}$  浓度(按重量的千分之一为计数值)。弛豫性( $T_1$  或  $T_2$ ,毫秒为单位)取决于曲线拟和常数(见表 B.3), $b_0, b_1, b_2$  和  $b_3$ , 可以表示为:

$$T_1 \text{ 或 } T_2 = 1/(b_0 + b_1c + b_2c^2 + b_3c^3) \dots\dots\dots (B.14)$$

表 B.3 Gd[TMHD]的弛豫拟合参数浓度≤比重的0.4%

常数	1.5T		3T	
	对 $T_1$	对 $T_2$	对 $T_1$	对 $T_2$
$b_0$	1.143E-03	2.023E-03	9.658E-04	2.013E-03
$b_1$	3.530E-03	6.960E-03	1.033E-03	1.231E-02
$b_2$	-2.209E-03	-3.625E-03	-4.816E-04	-5.599E-03
$b_3$	6.789E-04	1.061E-03	1.866E-04	1.381E-03

**B.3.2 缺陷:测试模具漩涡**

在测试中,测试模具或者磁共振设备的任何不稳定性,均可能造成伪影增加和信号丢失(或增加),这取决于序列参数。例如,将测试模具放入磁共振设备的过程中测试模具里的水会形成漩涡,这类漩涡通常在 15 min 内停止。为得到最高的测量准确性,在开始扫描之前让测试模具在扫描仪中静置 15 min。

**B.3.3 参考文献**

更多的信息请参考[4],[5],[1]和[2]。

**B.4 关于 4.3:均匀性**

**B.4.1 基本原理**

磁共振设备中,相同灵敏度的射频线圈在不同的位置可能会探测到不同的磁共振信号。线圈灵敏度分布取决于特定的线圈设计。这个分布决定了在位置( $x, y, z$ )的信号强度与线圈总信号强度相比的

空间权重函数  $w(x, y, z)$ 。为了测量空间权重函数,需要使用均质的**测试模具**和(理论上)能均匀激发整个空间的射频发射线圈。

这一章节介绍确定发射-接收线圈的发射接收特性和纯接收线圈的接收特性的测量程序。这些特性概括为“线圈分布”。它描述了在一定的条件下,指示线圈内部是否适合特定图像要求的一个实用参数。

磁共振扫描中,会采用大量不同的线圈。例如,在临床上由不同的专用线圈组合成的线圈阵列已经非常实用。为充分定性这样的线圈系统,阵列中每个线圈都需要按照下面的描述单独测试。

#### B. 4.2 理论平均绝对偏差(AAD)法

二维**图像数据**的分析应采用 AAD(平均绝对偏差)均匀性测量法。这个方法对容积线圈和表面线圈同样可行,包括阵列构造的线圈。

AAD(平均绝对偏差)定义为

$$AAD = \sum_{i=1}^N (|Y_i - \bar{Y}|) / N$$

其中  $\bar{Y}$  是数据  $Y$  的平均数,  $|Y_i|$  是  $Y$  的绝对值。这个测量不计算数据  $Y$  到平均值的差的平方。所以它和方差和标准差相比受极限值的影响较小。

对于 1.5T 或者更高的场强的**磁共振设备**,最好使用装油的**测试模具**以避免有限波长的影响。见[1]。

将这个测量方法应用在良好的头部线圈上,均匀性可以达到约 98%。

#### B. 4.3 驻波

场强为 1.5T 或更大的时候,驻波可能在圆柱形含水溶液体的**测试模具**中产生。在这样的条件下,均匀性测试可能产生较差的均匀性结果。请参照参考文献中有关这个内容的文章。建议在场强超过 1.5T 的时候使用含油的**测试模具**。

### B. 5 关于 4.5:二维几何畸变

#### B. 5.1 基本原理

临床图像的空间关系应该和所研究的物体的实际空间关系相关联。这是**磁共振设备**的一个基本特性。但是,一些技术因素可能影响图像中的空间关系。

几何畸变是由在像素的位置上磁场偏离理论值造成的。局部磁场由静磁场  $B_0$  和梯度系统产生的磁场叠加而成。对于自旋回波和单一梯度回波成像技术,这些场值和他们的理论值的差值决定了在二维**影像平面**中这个像素的位置的失真,如下面的关系式:

$$\Delta x(\vec{r}) = \frac{\Delta B_0(\vec{r})}{G_{rd}} + \frac{\Delta G_{rd}(\vec{r}) \cdot x}{G_{rd}} \dots\dots\dots (B. 15)$$

$$\Delta y(\vec{r}) = \frac{\Delta G_{ph}(\vec{r}) \cdot y}{G_{ph}} \dots\dots\dots (B. 16)$$

$$\Delta z(\vec{r}) = \frac{\Delta B_0(\vec{r})}{G_{sel}} + \frac{\Delta G_{sel}(\vec{r}) \cdot z}{G_{sel}} \dots\dots\dots (B. 17)$$

$$\Delta r(\vec{r}) = \sqrt{\Delta x(\vec{r})^2 + \Delta y(\vec{r})^2 + \Delta z(\vec{r})^2} \dots\dots\dots (B. 18)$$

笛卡尔坐标:读方向为 X 方向,相位编码在 Y 方向,选层在 Z 方向,其中:

$\vec{r}$ ——像素到磁场中心的距离;

$\Delta B_0(\vec{r})$ ——静磁场在像素位置上的不均匀性;

$\Delta G(\vec{r})$ ——在像素位置上的梯度线性误差;

$G_{rd, ph, sel}$ ——分别表示读方向、相位编码方向和选层方向的梯度;

$\Delta r(\vec{r})$ ——像素的几何偏移。

相位编码方向的式(B. 16)不包括任何静磁场  $B_0$  不均匀性。静磁场不均匀性只影响读梯度和选层

梯度方向表现。如式(B.15)和式(B.17)所示,静磁场不均匀性的作用取决于相关联的梯度场的相对强度。梯度线性误差影响所有的方向,但是梯度造成的失真程度和梯度自身大小无关。

主磁场不均匀性和梯度造成的图像失真在等中心附近非常小,同时随着像素与等中心的距离增大而不均匀性也增大,这是由线圈设计的性质决定的。

除了磁共振设备造成的几何畸变,患者或者测试模具的磁化率也可能造成失真。局部场变化通常在  $1 \times 10^{-6}$  的范围,比如,1.0T 为 43 Hz,1.5T 为 64 Hz。这意味着,用常用的像素带宽超过 100 Hz/像素的图像序列,磁化率改变造成的失真量在读方向可以忽略不计。对于特殊的图像技术,例如,一次数据收集获取所有数据的 EPI,相位编码方向的有效带宽非常低,因此可能发生严重的磁化率伪影。

空间上几何畸变的变化引起信号强度的变化。物体在几何上被放大/缩小要承受信号强度减小/增大的代价。

注:一些系统可能允许操作者启用/禁用几何畸变滤波器。收集滤波器两种状态下的几何畸变图片可能提供有用的额外信息。

**B.5.2 缺陷**

**B.5.2.1 误差来源**

即使是在没有几何畸变的情况下,只有测量半径选取的参照中心刚好与测试模具几何中心完全重合时  $\delta$  和  $\sigma_\delta$  都等于 0。这个中心选取误差不会因测量数  $N$  增大而降低。

选取不是刚好在圆周边界上的测量点可以造成第二种误差。增加测量数  $N$  可以降低  $\delta$  误差,因为选取的点在圆周边界以内或者以外的可能性相等。

**B.5.2.2 误差对几何畸变尺度的影响**

中心误差对  $\delta$  的影响通过下面的方程估算。(见图 B.2)

$$R^2 = (r \cdot \cos\theta_r + \epsilon)^2 + (r \cdot \sin\theta_r)^2 \quad \dots\dots\dots (B.19)$$

当  $r > 0$  和  $\frac{\epsilon}{R} \ll 1$

$$r \approx R \cdot \left[ 1 - \frac{\epsilon}{R} \cdot \cos\theta_r - \frac{1}{2} \left( \frac{\epsilon}{R} \right)^2 \cdot \sin^2\theta_r \right] \quad \dots\dots\dots (B.20)$$

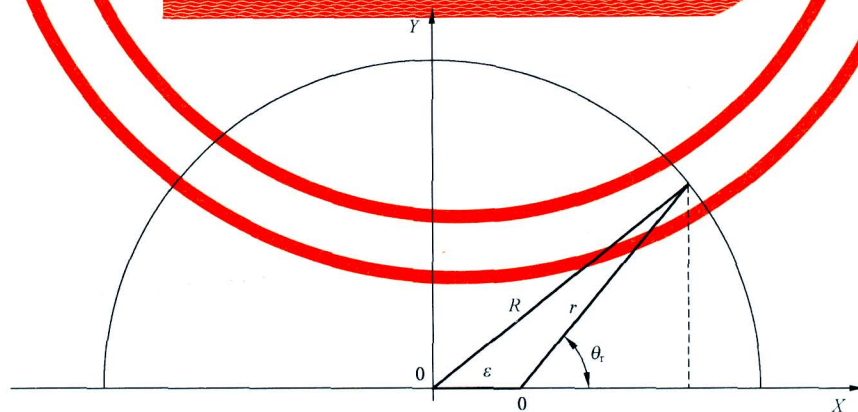


图 B.2 中心误差

$N_d \gg 1$  时,  $\bar{r}$  的近似值是

$$\bar{r} = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} R \cdot \left[ 1 - \frac{\epsilon}{R} \cdot \cos\theta_r - \frac{1}{2} \left( \frac{\epsilon}{R} \right)^2 \cdot \sin^2\theta_r \right] \cdot d\theta_r \quad \dots\dots\dots (B.21)$$

$$\Rightarrow \bar{r} = R \cdot \left[ 1 - \frac{1}{4} \left( \frac{\epsilon}{R} \right)^2 \right] \quad \dots\dots\dots (B.22)$$

参见 4.55 里面的式(8),我们得到一个几何畸变有效比例,包括图像实际几何畸变比例和中心误差的影响。

$$\delta' = \frac{1}{4} \left( \frac{\epsilon}{R} \right)^2 + \delta \quad \dots\dots\dots ( B. 23 )$$

**B. 5. 2. 3 误差对方差几何畸变的影响**

对于(B. 20), 第*i*个测量半径可以用下列的公式来计算

$$r_i = \bar{r} + \Delta_i(P) + \Delta_i(\epsilon) + \Delta_i(\delta) \quad \dots\dots\dots ( B. 24 )$$

其中  $\Delta_i(P)$  是所选测量点不在感兴趣区域边界上造成的误差,  $\Delta_i(\epsilon)$  是中心误差,  $\Delta_i(\delta)$  是几何畸变。

将式(B. 24)代入式(B. 20),  $N_d \gg 1$  忽略混和项, 因为  $\Delta_i(P)$ ,  $\Delta_i(\epsilon)$  和  $\Delta_i(\delta)$  是不相关的变量, 我们得到,

$$\sigma_{\delta'} = \frac{1}{R} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_d} \Delta_i(P)^2 + \Delta_i(\epsilon)^2 + \Delta_i(\delta)^2}{N_d - 1}} \quad \dots\dots\dots ( B. 25 )$$

和

$$\sigma_{\delta'} \leq \frac{1}{R} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_d} \Delta_i(\delta)^2}{N_d - 1} + \frac{\sum_{i=1}^{N_d} \Delta_i(\epsilon)^2 + \Delta_i(P)^2}{N_d - 1}} \quad \dots\dots\dots ( B. 26 )$$

$$\sigma_{\delta'} \leq \sigma_{\delta} + \frac{1}{R} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_d} \Delta_i(\epsilon)^2 + \Delta_i(P)^2}{N_d - 1}} \quad \dots\dots\dots ( B. 27 )$$

根据式(B. 24)和式(B. 27)得

$$\Delta_i(\epsilon) = r_i - \bar{r} \cong R \cdot \left[ \frac{\epsilon}{R} \cdot \cos\theta_{r,i} + \frac{1}{4} \left( \frac{\epsilon}{R} \right)^2 \cdot \cos 2\theta_{r,i} \right] \quad \dots\dots\dots ( B. 28 )$$

将式(B. 28)代入式(B. 27),  $N_d \gg 1$  时用角度定积分近似, 忽略  $\epsilon$  非线性性质, 我们得到:

$$\sigma_{\delta'} \leq \sigma_{\delta} + \frac{1}{R} [\Delta(P) + \epsilon] \quad \dots\dots\dots ( B. 29 )$$

合理的假设  $\Delta(P) \leq \epsilon$ , 得

$$\sigma_{\delta'} \cong \sigma_{\delta} + \frac{\epsilon}{R} \quad \dots\dots\dots ( B. 30 )$$

**B. 5. 2. 4 结论**

几何畸变有效比例与  $\frac{\epsilon}{R}$  的平方相关, 但是几何畸变与其线形相关。

测量到的几何畸变例如:

$$|\delta'| > \left( \frac{\epsilon}{R} \right)^2$$

或

$$\sigma_{\delta'} > \frac{\epsilon}{R}$$

对实际图像有显著的几何畸变。

注: 在有/无软件梯度失真校正的情况下, 该测量将提供完全不同的信息。

如果使用梯度失真校正, 在临床图片中可能可见残余失真。

如果关闭梯度失真校正, 产生场的线圈的物理失真可见。这个信息对于失真不能被校正的情况是非常重要的, 例如, 选层。

**B. 6 关于 4. 6: 空间分辨力**

**B. 6. 1 基本原理**

空间分辨力可能因为脉冲序列和弛豫时间而和理论分辨力不同。

一个线性的移位不变的成像系统可以按它的调制传递函数(MTF)表征。  
窗宽为  $d$ , 周期为  $L$  的无限周期窗函数可以被描述为:

$$g(x) = \frac{d}{L} + \frac{2}{\pi} \sum_{n=1,2,3,\dots} \frac{(-1)^n}{n} \sin(n\pi \frac{d}{L}) \cos(\frac{2n\pi x}{L})$$

如果周期  $L$  满足以下要求并且像素大小  $\Delta x = \text{视野}/\text{矩阵大小}$ :

$$L < \Delta 4x$$

那么成像系统不传输高空间频率( $2/L, 3/L, \dots$ )。因此, 幅度图像  $|b(x)|$  只包括基本模态:

$$|b(x)| = \left| \frac{d}{L} - \frac{2}{\pi} MTF(\frac{1}{L}) \sin(\pi \frac{d}{L}) \cos(\frac{2\pi x}{L}) \right|$$

$\frac{d}{L} \geq 0.603$  的情况下, 负值的  $b(x)$  是不可能出现的, 因此如果  $b(x)$  是一个实数方程, 可以去掉取模操作符:

$$|b(x)| = b(x) = \frac{d}{L} - \frac{2}{\pi} MTF(\frac{1}{L}) \sin(\pi \frac{d}{L}) \cos(\frac{2\pi x}{L})$$

计算标准差(SD)和平均值(S)为

$$S = \frac{1}{L} \int_0^L b(x) dx = \frac{d}{L}$$

$$SD = \left( \frac{1}{L} \int_0^L (b(x) - S)^2 dx \right)^{1/2} = \frac{\sqrt{2}}{\pi} \sin(\frac{d}{L}\pi) \cdot MTF(\frac{1}{L})$$

则标准差除以平均值为

$$\frac{SD}{S} = \frac{\sqrt{2} \sin(\frac{d}{L}\pi)}{\pi \frac{d}{L}} MTF(\frac{1}{L})$$

因此  $d/L = 0.61$  时, 调制传递函数与  $SD/S$  线性相关:

$$MTF(\frac{1}{L}) = \frac{\pi \frac{d}{L}}{\sqrt{2} \sin(\frac{d}{L}\pi)} \frac{SD}{S} = 1.44 \frac{SD}{S}$$

采用  $\frac{d}{L} \geq 0.603$  的线型保证了测量的  $SD/S$  比值和调制传递函数之间线性相关。

因为平面数量有限, 物体含有除 0 和  $\pm 1/L$  之外的频率: 无限周期直线图像的频谱与宽度为  $nL$  的窗函数卷积后的傅里叶变换函数  $F(\nu)$  为:

$$F(\nu) = \frac{\sin(nL\pi\nu)}{2\pi\nu}$$

那么该测量并不确定频率  $1/L$  的调制传递函数的, 而是区间的  $1/L(1-1/n)$  到  $1/L(1+1/n)$  的“平均值”。我们定义此频率区间内的平均调制  $m(1/L)$  为:

$$m(1/L) \equiv \frac{SD}{S}$$

用不同形状的调制传递函数比较成像系统的难度众所周知。因此, 需要使用一个标准的傅里叶变换的序列( $k$ -空间矩形中心的调制传递函数为 1)。需要  $MTF \geq 0.8$  以识别从 1 到 0 急剧下降的调制传递函数, 这同时足以形容标准笛卡傅里叶尔磁共振成像。这大约相当于必要调制的最低限度:

$$m(1/L) \geq \frac{\sqrt{2} \sin(\frac{d}{L}\pi)}{\pi \frac{d}{L}} \cdot 0.8 = 0.56$$

### B. 6. 2 缺陷

椭圆形的滤波无法用该标准中描述的方法测试。必须在接近  $45^\circ$  的角度进行额外测量是来验证矩

形  $k$ -空间已被填满。

## B.7 关于 4.7: 鬼影

### B.7.1 基本原理

这一条描述测量磁共振成像的鬼影值的方法。影响“理想的”原始数据的任何不稳定都可能在重建图像时造成鬼影。

鬼影的幅度和位置依赖于调制的傅里叶变换。当鬼影幅度超过背景噪声时,它可能在图像中可见。当鬼影幅度超过背景噪声并且它们的位置超过了所选的视野(FOV),他们会卷叠到图像中。可能的不稳定性的来源包括运动、未补偿的涡流、不完整的散相梯度、射频干扰和漂移。

### B.7.2 缺陷

如果  $T_R$  是交流电源周期(60 Hz 的系统为 16.7 ms, 50 Hz 的系统为 20 ms)的整数倍时,部分不稳定性和鬼影将消失。选择该周期的非整数倍(例如,  $T_R = 603$  ms)可以避免这个问题。如果不能做到,任何其他的交流电源频率的非整数倍都可以用于  $T_R$ 。

低温冷却器可能造成图像的振动和鬼影。因此打开这样的装置(通常他们在成像时是打开的)对于评测鬼影是很重要的。

鬼影位置对应“每次扫描频率”频谱的不稳定性。对于指定的相位编码矩阵(= 256),如果“每次扫描频率”的不稳定性超过 128(一半视野),那么鬼影将在那些像素数量超过“每次扫描频率”/(128 的整数倍)相对应位置上卷叠,其中 128 的整数倍  $\leq$  “每次扫描频率”。

设定窗宽为 1 后改变窗位直到最亮的鬼影点刚刚出现时再测量此像素,对于寻找鬼影是非常重要的。

当鬼影和背景噪声在同一水平时,要探测鬼影是十分困难的。所以,有必要的在较高的信噪比(SNR  $\geq 100$ )时测量,否则一些鬼影可能探测不到。如果指定的脉冲序列的信噪比不够高,那么可以增加层厚,增加视野,减小像素带宽,减少矩阵大小或者增大反转角,来增加信噪比。不允许改变  $T_E$ , 因为探测到的不稳定随着  $T_E$  的减小而降低。同样,平均多次取值也是不允许的,因为假设鬼影不稳定性与扫描参数无关,这样取平均值会降低鬼影值。

在均匀的容积线圈(例如鸟笼线圈)中鬼影测试是必须的。不均匀的激发和探测可能混淆鬼影测量。

射频线圈的实际加载尽可能接近患者负载也是重要的。否则,不稳定性可能造成和临床观测相比更大的鬼影(以及可能的信号降低)。

该测试中没有处理层面折叠,因为平面内的层面已经足够验证鬼影。

测量中潜在的误差来源包括:

——信噪比不足(信噪比下限 = 100);

——放置不当的感兴趣区域(ROIs)(仅测量不被其他因素影响的部分)。

### B.7.3 参考文献

在 Wood et al. [13] 中可以找到更多的信息。

## B.8 关于 5: 稳定性试验

### B.8.1 基本原理

每个场地都可以开发他们自己的,独立于本标准,涵盖所有方面的最小的质量保证程序,类似本标准概述的质量政策。有效的质量保证测试是快速、简单、灵敏并且有效的。如果这些测试不快速,将会减少用于患者的有价值的临床扫描时间。如果测试不够简单(例如,易于设置),那么有可能测试不能被正确的执行,可能得到错误的结果。无疑,只有灵敏的测试才能提供有用的信息。这些测试应对预期目的足够灵敏,又对不相关的因素鲁棒和不灵敏。当只有执行的测试频次足够捕捉时间上的变化趋势,则

这些测试就是有效的。如果一个测试运行的频率不够,或者太高,都是浪费时间而贡献无多。

本标准未明确**稳定性试验**的周期性。制造商可以在**稳定性试验**中引入特定的测试,这些测试宜例行执行。

可以采用例如 Levey-Jennings 图表,Westgard Rules(例如:在 2 倍标准差之外的点是坏点,同一方向的三个点定义一个趋势,任意两个点之间的差大于 3 倍标准差是坏值,等)的经典质量控制图法进行数据分析。

**稳定性试验**中每个单独的测试基本原理如下。

- **中心频率:**  
——用来监控长期稳定性,确保**磁共振设备**在规定的接收带宽内。
- **射频校准:**  
——用来监控射频发射子系统,确保恒定的图像对比度。
- **几何准确度:**  
——用来监控梯度场和主磁场的一贯行为。
- **信噪比(SNR):**  
——用来监控整个系统尤其是接收子系统的一贯行为。
- **鬼影值**  
——用来监控短期系统稳定性。



## 参 考 文 献

- [1] HENKELMAN, RM. Measurement of signal intensities in the presence of noise in MR images. *Med. Phys.*, 1985, 12, p. 232-233.
- [2] CONSTANTINIDES CD., ATALAR, E., MCVEIGH, ER. Signal-to-Noise Measurements in Magnitude Images from NMR Phased Arrays. *Magn. Reson. Med.*, 1997, 38, p. 852-857.
- [3] STECKNER, M., DROST, D. and PRATO, F. Computing the modulation transfer function of a magnetic resonance imager. *Medical Physics*, 1994, 21(3), p. 483-489.
- [4] GORE, JC., KENNAN, RP. and ZHONG, J. MRI Contrast Agents—Principles and Constraints. In *The Physics of MRI: 1992 AAPM Summer School Proceedings*, 1992, p. 48-505.
- [5] SCHENCK, JF. The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging; MRI magnetic compatibility of the first and second kind. *Med. Phys.*, 1996, 23(6), p. 815-850.
- [6] TOFTS, PS., BARKER, GJ., DEAN, TL., GALLAGHER, H., GREGORY, AP. and CLARKE, RN. A low dielectric constant customized phantom design to measure RF coil nonuniformity. *Magnetic Resonance Imaging*, 1997, Volume 15, No 1, p. 69-75.
- [7] NEMA MS-3:2003, *Determination of Image Uniformity in diagnostic Magnetic Resonance Imaging*. National Electrical Manufacturers Association, 1300 North 17th Street, Suite 1847, Rosslyn, VA 22209.
- [8] SIMMONS, A., TOFTS, PS., BARKER, GJ., ARRIDGE, SR. Sources of Non-uniformity at 1.5 T. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1994, 32(1), p. 121-8.
- [9] MAGNUSSON P., OLSSON IE. Image Analysis methods for assessing levels of IMAGE PLANE non-uniformity and stochastic noise in magnetic resonance imaging of a homogenous phantom. *Medical Physics*, Aug 2000, Volume 27(8), p. 1980-1994.
- [10] BARKER, GJ., SIMMONS, A., ARRIDGE, SR., TOFTS, PS. A simple method for investigating the effects of non-uniformity of radio frequency transmission and reception in MRI. *British Journal of Radiology*, Jan 1998, 71(841), p. 59-67.
- [11] TOFTS, PS. Standing wave in uniform water phantoms. *Journal of Magnetic Resonance*, 1994, 104, p. 143-147.
- [12] WICKS, DA., BARKER, GJ., TOFTS, PS. Correction of intensity non-uniformity in MR images of any orientation. *Magnetic Resonance Imaging*, 1993, 11(2), p. 183-196.
- [13] WOOD, ML. and XIANG, QS. Motion Artifacts and Remedies. In *The Physics of MRI*, the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Monograph No. 21; P. Sprawls and M. Bronskill, eds., American Institute of Physics, New York, New York, 1993, p 383-411.
- [14] IEC 60601-1:2005, *Medical electrical equipment—Part 1: General requirements for basic safety and essential performance*
- [15] IEC 60601-1-2:2001, *Medical electrical equipment—Part 1-2: General requirements for safety—Collateral standard: Electromagnetic compatibility—Requirements and tests*
- [16] IEC 60601-2-33:2002, *Medical electrical equipment—Part 2-33: Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis*
- [17] IEC 61223-1:1993, *Evaluation and routine testing in medical imaging departments—Part 1: General aspects*
- [18] IEC 61223-2-6:1994, *Evaluation and routine testing in medical imaging departments—Part 2-6: Constancy tests—X-ray equipment for computed tomography*

## 索 引

IEC TR 60788:2004 .....	rm-7-1
本标准第 3 章 .....	3. x
验收试验 .....	rm-70
随机文件 .....	rm-82
附件 .....	IEC 60601-1:2005
伪影 .....	rm-32-67
像素带宽 .....	3.1.4
基本安全 .....	IEC 60601-1:2005
体测试模具 .....	3.1.5
稳定性试验 .....	rm-70-03
受控进入区 .....	IEC 60601-2-33:2002
设备 .....	rm
主要性能 .....	IEC 60601-1:2005
确定准则 .....	rm-70-04
肢体测试模具 .....	3.1.7
视野(FOV) .....	3.1.8
半高宽(FWHM) .....	3.2.21
几何畸变 .....	3.1.9
鬼影 .....	3.1.10
头测试模具 .....	3.1.11
图像数据 .....	3.1.12
图像噪声 .....	3.1.13
预期用途/预期目的 .....	3.1.14
影像平面 .....	rm-37
等中心 .....	3.15
磁共振设备(MR 设备) .....	IEC 60601-2-33:2002
磁共振检查 .....	IEC 60601-2-33:2002
磁共振系统(MR 系统) .....	IEC 60601-2-33:2002
制造商 .....	IEC 60601-1:2005
医用电气设备(ME 设备) .....	IEC 60601-1:2005
医用电气系统(ME 系统) .....	IEC 60601-1:2005
调制传递函数(MTF) .....	rm-73-05
操作者 .....	3.1.19
患者 .....	IEC 60601-1:2005
射频线圈(RF 线圈) .....	3.1.20
重建参数 .....	3.1.21
参考位置 .....	3.2.22
感兴趣区域(ROI) .....	rm-32-63
责任机构 .....	3.1.24
信噪比(SNR) .....	3.1.25

片层剖面 .....	3.1.26
层厚 .....	3.1.27
空间分辨力 .....	3.1.28
规范区域面 .....	3.1.29
规范区域体 .....	3.1.30
供电网 .....	IEC 60601-1:2005
测试模具 .....	3.1.31
均匀性 .....	3.1.32

---