ICS 11.040.50
CCS C 39

YY

中华人民共和国医药行业标准

YY/T 0482—2022
代替 YY/T 0482—2010

医用磁共振成像设备
主要图像质量参数的测定

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

(IEC 62464-1:2018, Magnetic resonance equipment for medical imaging—
Part 1:Determination of essential image quality parameters,MOD)

2022-07-01 发布　　2023-05-01 实施

国家药品监督管理局　发布

目　次

前言 …… Ⅰ
引言 …… Ⅱ
1　范围 …… 1
2　规范性引用文件 …… 1
3　术语、定义、符号和缩略语 …… 1
4　*测定主要图像参数的程序 …… 5
4.1　测量程序的通用要求 …… 5
4.2　*信噪比 …… 9
4.3　*均匀性 …… 11
4.4　二维扫描的层厚 …… 12
4.5　二维几何畸变 …… 16
4.6　*空间分辨率 …… 20
4.7　*鬼影 …… 23
5　*稳定性试验 …… 26
5.1　目的和原理 …… 26
5.2　测试模具的要求 …… 26
5.3　扫描特性 …… 26
5.4　测量步骤 …… 27
5.5　数据分析、结果报告和容差 …… 27
附录A（规范性）　可选方法 …… 28
附录B（资料性）　基本原理 …… 47
参考文献 …… 70

图1　在斜板法中的信号强度剖面 …… 13
图2　测试模具旋转的校正（虚线显示的是相对板的位置） …… 15
图3　用于球形规范区域体的测试模具的举例（其中两条线穿过中心） …… 17
图4　用于球形规范区域体的基准标记测试模具举例 …… 18
图5　测定半径 …… 19
图6　周期型样 …… 21
图7　冠状位扫描的周期型样的图像和ROI的位置 …… 22
图8　横断位和失状位扫描的周期型样的图像和ROI的位置 …… 22
图9　测试模具以及对信号、鬼影和噪声测量的ROI的样图 …… 25

前　言

本文件按照 GB/T 1.1—2020《标准化工作导则　第 1 部分：标准化文件的结构和起草规则》的规定起草。

本文件代替 YY/T 0482—2010《医疗成像磁共振设备 主要图像质量参数的测定》，本文件与 YY/T 0482—2010 相比，除结构调整和编辑性改动外，主要技术变化如下：

——更改了 B0 的范围，从 4T 增加到 8T（见第 1 章，2010 年版的第 1 章）；

——更改了部分测试方法（见 4.2～4.7，2010 年版的 4.2～4.7）。

本文件修改采用 IEC 62464-1：2018《医用成像磁共振设备　第 1 部分：主要图像质量参数的测定》。

本文件与 IEC 62464-1：2018 的主要技术差异如下：

——关于规范性引用文件，本文件做了具有技术性差异的调整，以适应我国的技术条件，调整的情况集中反映在第 2 章“规范性引用文件”中，具体调整如下：

- 用修改采用国际标准的 GB 9706.1 代替了 IEC60601-1：2005＋AMD1：2013；
- 用修改采用国际标准的 YY 9706.233 代替了 IEC60601-2-33：2010。

本文件做了下列编辑性改动：

——更改了文件的名称；

——删除了范围中部分资料性内容；

——增加了引言，内容源自范围；

——更改了图 1 横坐标的符号，将“X_1”改为“X_i”，与纵坐标相对应；

——修正了 45.5 中“最大几何畸变”公式中的编辑性错误；

——删除了 IEC 62464-1：2018 的术语索引。

请注意本文件的某些内容可能涉及专利。本文件的发布机构不承担识别专利的责任。

本文件由国家药品监督管理局提出。

本文件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（SAC/TC 10/SC 5）归口。

本文件起草单位：上海市医疗器械检测所、西门子（深圳）磁共振有限公司、上海联影医疗科技股份有限公司、航卫通用电气医疗系统有限公司。

本文件主要起草人：胡晟、王俊、邢晓聪、贺强、王坤、杨煜。

本文件及其所代替文件的历次版本发布情况为：

——2004 年首次发布为 YY/T 0482—2004，2010 年第一次修订；

——本次为第二次修订。

引　言

本文件的使用者涉及以下几种情况：

a) **制造商**，声明能符合按本文件所描述方法进行验收试验和稳定性试验；

b) 试验室，按本文件描述的方法确认**磁共振设备**的性能；

c) 监管机构，能依据本文件；和

d) **责任机构**，愿意执行本文件所描述方法的**验收试验**和**稳定性试验**。

本文件规定的首选测量程序，附录 A 中也提供了可选择的规范性方法。可选规范性方法可以替代首选试验方法。如有必要，本文件未说明的其他方法也能使用，只要其他试验方法已被记录过，并根据本文件的方法进行了验证。这意味着，通过与原始方法的比较来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，并且宜指明类似的或更优的对同一感兴趣参数的敏感度，以及指明类似的或更优的，抗无关参数的鲁棒性水平。所有方法将产生定量结果。

在附录 B 中阐述了首选和可选方法的原理和它们的缺陷。

本文件也提出了适用于**磁共振设备**质量保证程序的有关主要图像质量参数的**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。但附录 A 列出了建议的测试方法。本文件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。

医用磁共振成像设备
主要图像质量参数的测定

1 范围

本文件规定了用于测定**磁共振设备**的一些主要的图像质量参数的测量程序。本文件适用于：

——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。

注 1：并非所有测试都提供了验收试验所需的性能等级。

本文件不适用于：

——在**验收试验**和**稳定性试验**时进行性能等级的确定；

——大于 8 T 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。

注 2：本文件的范围也仅限于对测试模具上采集的图像质量特性进行测量，而不是对患者的图像。

注 3：本文件中的所有方法均未在 3 T 以上的静磁场强度下进行广泛测试。初始测试表明，在使用适当的测试模具填充物时，这些方法可正常工作。

2 规范性引用文件

下列文件中的内容通过文中的规范性引用而构成本文件必不可少的条款。其中，注日期的引用文件，仅该日期对应的版本适用于本文件；不注日期的引用文件，其最新版本（包括所有的修改单）适用于本文件。

GB 9706.1 医用电气设备 第 1 部分：基本安全和基本性能的通用要求（GB 9706.1—2020，IEC 60601-1：2012，MOD）

YY 9706.233 医用电气设备 第 2-33 部分：医疗诊断用磁共振设备的基本安全和基本性能专用要求（YY 9706.233—2021，IEC 60601-2-33：2015，MOD）

IEC TR 60788：2004 医用电气设备 术语定义汇编（Medical electrical equipment—Glossary of defined terms）

3 术语、定义、符号和缩略语

3.1 术语和定义

GB 9706.1、YY 9706.233 和 IEC TR 60788：2004 界定的以及下列术语和定义适用于本文件。

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。

[来源：IEC 61223-3-5:2004,3.1]

3.1.2

伪影　artefact

在图像中可视的，既不反映物体内相应位置的结构，也不是噪声能解释的影像。

3.1.3

像素带宽　bandwidth per pixel;BPP

采样窗口的采样时间的倒数。

注1：在控制台上可用以制造商特定格式的等效值替代**像素带宽**显示。有关如何将制造商特定信息转换为每像素所需带宽的基本原理，请参阅B.2.1.5。

注2：该定义仅适用于使用标准恒定梯度读数的情况。

3.1.4

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。

[来源:IEC 61223-3-5:2004,3.2]

3.1.5

边缘扩散函数　edge spread function;ESF

图像数据的离散曲线，跨越锐利的边缘。

3.1.6

视野　field of view;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，则分别以毫米(mm)为单位的一个或两个直线度量值规定。

3.1.7

半高宽　full width at half-maxium;FWHM

平行于横坐标的曲线上值为最大值一半的点的间隔。

[来源:IEC 61223-3-5:2004,3.9]

3.1.8

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。

3.1.9

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**。

3.1.10

图像噪声　image noise

图像中在正常信号上的随机波动的幅度。

3.1.11

等中心　isocentre

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。

3.1.12

线扩散函数　line spread function;LSF

边缘扩散函数的复数导数。

3.1.13

磁共振设备　magnetic resonance equipment

MR 设备　MR equipment

预期用于活体**磁共振检查**的**医用电气设备**。**磁共振设备**包括从主电源到显示监视器的所有硬件和软件部分。

注：磁共振设备是可编程医用电气系统(PEMS)。

[来源:YY 9706.233—2021,201.3.218]

3.1.14

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。

[来源:GB 9706.1—2020,3.55,有修改]

3.1.15

调制传递函数　modulation transfer function;MTF

线扩散函数傅里叶变换的归一化幅度。

3.1.16

操作者　operator

操作**设备**的人。

[来源:GB 9706.1—2020,3.73]

3.1.17

患者　patient

接受内科、外科或牙科检查的生物(人或动物)。

注：患者可能是操作者。

[来源:GB 9706.1—2020,3.76]

3.1.18

相位过采样　phase oversampling

通过相同的因子增加相位编码 FOV 和相位编码的数量的采集技术以避免在相位编码方向混叠伪影。

注 1：相位编码 FOV 的额外采集部分被裁剪掉。

注 2：该技术有各种商业名称,如“过采样”“无相位混叠”“防缠绕”“折叠抑制”“相位过采样”“相位换行抑制”。

3.1.19

射频线圈　radio frequency coil

RF 线圈　RF coil

用来发射和/或接收射频电磁场的线圈或探头。

3.1.20

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。

3.1.21

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。

3.1.22

感兴趣区域　region of interest；ROI

某一时刻在图像上划出的特别感兴趣的图像的局部部分。

[来源：GB/T 19042.5—2006，3.15]

3.1.23

责任机构　responsible organisation

对医用电气设备或医用电气系统的使用和维护负有责任的实体。

注 1：举例来说，负有责任的实体可以是一家医院、个体临床医师或一个业外人士。对家用设备来说，患者、操作者和责任方可能是同一个人。

注 2："使用"包含了教育和培训。

[来源：GB 9706.1—2020，3.101，有修改]

3.1.24

射频线圈规范区域面　RF coil specification area

射频线圈规范区域体和成像平面的相交部分。

3.1.25

射频线圈规范区域体　RF coil specification volume

对于特定射频线圈定义的成像区域体，制造商在其中表征图像性能。

注：每个射频线圈都有自己适当形状的规范区域体。

3.1.26

信噪比　signal to noise ratio；SNR

信号值除以噪声值的商。

3.1.27

片层剖面　slice profile

在一个方向上垂直于扫描层绘制的信号强度曲线。

3.1.28

层厚　slice thickness

磁共振设备中片层剖面的半高宽。

3.1.29

空间分辨率　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。

3.1.30

系统规范区域体　specification volume

制造商表征图像质量性能指标的成像区域体。

注 1：在这区域体外的图像或图像部分，将不必满足性能指标，但对诊断目的仍是有帮助的。

注 2：每个图像质量参数的系统规范区域体可以不同。

3.1.31

测试模具　test device

为测试目的的成像物体。

3.1.32

型式试验　type test

对设备中有代表性的样品所进行试验，其目的是为了确定所设计和制造的设备是否能满足本文件的要求。

[来源：GB 9706.1—2020，3.135]

3.1.33

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　符号和缩略语

下列符号和缩略语适用于本文件。

B_0　静磁场

B_1　射频磁场

FT　傅里叶变换

T_1　纵向弛豫时间

T_2　横向弛豫时间

TE　回波时间

TR　重复时间

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　系统要求

执行任何程序的前提是恰当校准系统。

4.1.2　测试模具的要求

测试模具应包括一个容器（例如由聚丙烯制成），其形状和大小适合于特定的测试并放置在接收线圈中。它应充满合适的磁共振测试模具填充物质（例如：水或硅油）以满足特定的测试以及测试条件下的 B_0 静态磁场强度。

某些，但不是全部的测试需要测试模具填充物质特性（自旋密度 ρ，T_1，T_2）与**患者**身体。[典型值：T_1<1 200 ms，T_2>50 ms，自旋密度 $\rho=\rho_{H20}(1\pm30\%)$]相类似。通过往信号产生物质（例如：水、矿物油、凝胶等）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±4)℃。

接收线圈的加载可以根据应用、患者体型/组成和线圈放置而显著变化。由于这些变化，本文件中不包括通用线圈加载方案，并且为每个测试指定了在加载或未加载条件下测试的选项。每个测试条款

根据需要提供单独的建议。在选择加载与未加载方案时，以下注意事项适用：

——加载更能代表特定的临床情况，

——实际的加载条件可能难以评估，特别是在多单元线圈的情况下，和

——测量结果的可重复性。

如果加载对于特定测试是需要的，为了接近临床上典型情形下的**图像噪声**性能，感兴趣的接收射频线圈应电子加载体重为 50 kg～90 kg 人的负载。加载可以用**测试模具**或其他可再用装置实现。

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：±15%；

——线圈阻抗：±20%幅度，±20°相位；

——线圈中心频率偏差：±1%中心频率；

或其他方法（例如：对于发射/接收线圈特定的翻转角需要的射频总功率等）可以用来证明与体重为 50 kg～90 kg 人的加载等同。

必要时指定这些要求的例外情况。

4.1.3 扫描参数

所有图像都应使用 MR 设备的标准临床重建算法（例如：几何畸变校正打开或关闭）进行处理。应报告由操作者改变的所有滤波器和其他重建参数的状态（例如：ON、OFF、标准设置等）（例如：平滑/边缘增强、图像均匀性校正等）。要分析的图像应基本上没有伪影。

所有图像采集都应在标准临床预扫描校准之后进行。

图像平面和方向将参考头先进仰卧的患者，在采集之前应相应地进行患者设置。

必要时指定这些要求的例外情况。

不应使用减小 k 空间，加速成像采集的方法（例如：非对称 k 空间采集、并行成像等）。应使用笛卡尔 k 空间采样方法。

4.1.4 结果报告

结果报告的部分对于所有测试都是通用的，除了稳定性测试，并且与系统配置，规范区域体/区域面和测试模具细节有关。所有报告应包含表 1 中的信息，以及确保可重复性所需的任何其他信息。

表 1 通用参数

参数	值/单位
概要	
磁共振设备供应商/型号	
软件版本	
协议 ID（可选）	
场强	T
规范区域体	
形状	球形，椭球形，立方体，其他（指定）
尺寸	$d(x,y,z)$，mm

表 1　通用参数（续）

参数	值/单位
中心(相对于等中心)	(x,y,z)，mm
规范区域面	
形状	圆，椭圆，矩形，其他(指定)
尺寸	$d(x,y,z)$，mm
中心(相对于等中心)	(x,y,z)，mm
发射线圈	
类型	
名称	
发射通道数	
尺寸	$d(x,y,z)$，mm
发射模式	线性，圆极化，其他(指定)
接收线圈	
类型	
名称	
接收通道数	
尺寸	$d(x,y,z)$，mm
测试模具	
填充物材料描述	
填充物 T_1	ms
填充物 T_2	ms
填充物盐类型	化学物名称
填充物盐浓度	g/L
截面形状	圆，椭圆，矩形，其他(指定)
截面面积	mm^2
板厚	mm
加载类型	加载/未加载
尺寸，公差	
相对于等中心的相对位置	(x,y,z)，mm（上下，左右，前后），倾斜

所有报告还应包含对表 1 中列出的预定义采集参数的确认，以及剩余采集参数(见表 2)的完成。

表 2　采集参数

参数(条款号)		SNR (4.2)	均匀性 (4.3)	层厚 (4.4)	几何畸变 (4.5)	空间分辨率(4.6)	鬼影 (4.7)
患者进入方式	头或脚先进	头先进	头先进	头先进	头先进	头先进	头先进
患者体位	仰卧,俯卧等	仰卧	仰卧	仰卧	仰卧	仰卧	仰卧
患者体重							
成像模式	2D 或者 3D	2D	2D	2D	2D	2D	2D
脉冲序列	SE 或者 GRE	SE	SE	SE	SE	SE	GRE
层面	横断面/轴向,矢状面,冠状面	所有三个层面	所有三个层面	所有三个层面	所有三个层面	所有三个层面	所有三个层面
频率编码 FOV	mm						
相位编码 FOV	mm						
片层数	片层	1	1	3	1	1	1
层厚	mm	5	5	5	5	5	参见 4.7.3
层间距(中心到中心)	mm	不适用	不适用	10	不适用	不适用	不适用
中心片层位置	mm(上下,左右或前后)相对于等中心或者参考位置	参考点±30	参考点±30	等中心±30	等中心±30	等中心±30	等中心±30
FOV 中心坐标	mm(上下,左右或前后)						
相位编码方向	上下,左右,前后					对于每个层面参见 4.6.3	横断面:左/右 矢状面:前/后 冠状面:上/下
TR	ms	$>3*T_1$	$>3*T_1$	$>3*T_1$	$>3*T_1$	$>3*T_1$	603
TE	ms	30 或者 $<T_2/3$	30 或者 $<T_2/3$	30 或者 $<T_2/3$	30 或者 $<T_2/3$	30 或者 $<T_2/3$	25
回波数	回波	1	1	1	1	1	1
翻转角(如果是 GRE)	度	不适用	不适用	不适用	不适用	不适用	
采集矩阵(频率编码)	采样	256	256	256			
采集矩阵(相位编码)	采样	256	256	256			
平均次数	平均	1	≥1	≥1	≥1	≥1	1

表 2　采集参数（续）

参数(条款号)		SNR (4.2)	均匀性 (4.3)	层厚 (4.4)	几何畸变 (4.5)	空间分辨率(4.6)	鬼影 (4.7)
像素带宽	Hz/像素	临床典型	临床典型	临床典型	临床典型	临床典型	临床典型
相位过采样因子(1=无过采样)	FOV 因子	1	≥1	≥1	≥1	≥1	
几何畸变校正	On/off，类型(2D,3D)						
平滑/边缘增强	标识：on，off						
均匀性/阴影校正	标识：on，off						
附加滤波	标识：on，off						

测试结果的报告在单独的测试条款讨论。

4.2　* 信噪比

4.2.1　目的和原理

图像信噪比(SNR)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、发射和接收增益、射频线圈调谐、射频屏蔽、射频线圈加载或其他类似参数变化时可能在图像SNR上有相应变化。此外，SNR在很大程度上取决于射频接收线圈。

4.2.2　测试模具的要求

对于接收线圈，可以选择加载或未加载的条件用于该测量程序。

测试模具应填充射频线圈规范区域体或射频线圈规范区域面。

4.2.3　扫描参数

应采用下列序列：

- 二维单自旋回波，
- 单层，中心定位在等中心的±30 mm(片层选择方向的位移)，
- 扫描层面：依次为横断面、矢状面、冠状面，
- TR≥信号产生材料的 $3T_1$，
- TE=30 ms 或≤(信号产生材料的(1/3)T_2，取二者小者，
- BPP 应设置为临床相关的值，这可能取决于场强(如 0.5 T 时取 100 Hz/像素，1.5 T 时取 300 Hz/像素，3 T 时取 600 Hz/像素)，
- FOV 足够大以覆盖测试模具，
- 矩阵 256×256，
- 层厚 5 mm，和
- 不允许信号平均或者相位过采样。

任何与上述参数的偏差都应明确说明并证明其合理性。

4.2.4 测量步骤

测试模具和射频线圈的放置，应模拟典型诊断位置。

测试模具定位后，为了防止漩涡**伪影**，在扫描之前等待适当时间（例如：对大的**测试模具**等待 15 min）。

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。

4.2.5 数据分析和容差

ROI 应当至少包含射频线圈规范区域面的 85%。

步骤 1：确定图像 1 中在 ROI 内的平均像素值。其结果（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 ROI 到图像 3 的相同位置，并计算 ROI 标准方差（σ）。

步骤 4，计算 SNR：

$$\mathrm{SNR}=\frac{S}{\frac{\sigma}{\sqrt{2}}}$$

注：在 SNR 计算过程中，将用 2 的平方根值除测量的 σ，来消除图像减法处理后造成的噪声放大，得到**图像噪声**。

4.2.6 结果报告

报告应包含表 3 中的信息，以及任何保证重复性的必要的附加信息。

表 3 SNR 结果报告

参数	值/单位
扫描剖面方向	
相位编码方向	
ROI 形状	
ROI 尺寸	mm^2
参考位置	
平均信号值 S	
噪声标准方差	
SNR	

4.3 * 均匀性

4.3.1 目的和原理

本条款表述的测量程序是为了测定均匀性。其结果以从所有来源的低空间频率的非均匀性来表征磁共振图像。然而，均匀性通常由发射和接收使用的线圈主导决定。所做的测量覆盖典型临床研究的具有代表性的常用区域。

由于图像伪影问题(例如吉布斯振铃伪影)，测试模具尺寸应至少等于射频线圈规范区域面，但测量值应来自 ROI，该 ROI 至少为规范区域面的 85%。

4.3.2 测试模具的要求

应采用同质测试模具。测试模具的大小和形状应至少覆盖射频线圈的规范区域体或射频线圈的规范区域面。射频线圈的加载不是测试模具的要求。

均匀性对线圈加载敏感，未加载条件是可重复性最高的测试配置。与未加载测试条件相关的改善的 SNR 也将改善均匀性测量精度。

4.3.3 扫描参数

应采用下列序列：

——二维单自旋回波，

——单层，中心定位在等中心的±30 mm(片层选择方向的位移)，

——扫描层面：依次为横断面、矢状面、冠状面，

——TR≥信号产生材料的 $3T_1$，

——TE=30 ms 或≤信号产生材料的$(1/3)T_2$，取二者小者，

——BPP 应设置为临床相关值，这可能取决于场强(如 0.5 T 时取 100 Hz/像素，1.5 T 时取 300 Hz/像素，3 T 时取 600 Hz/像素)，

——FOV 足够大以覆盖测试模具，

——矩阵 256×256，

——层厚 5 mm，和

——允许信号平均或者相位过采样。

注：使用高 SNR 图像降低均匀性测量对噪声的敏感度。

任何与上述参数的偏差都应明确说明并证明其合理性。

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，为了防止漩涡伪影，在扫描之前等待适当时间(例如：对大的测试模具等待 15 min)。

4.3.5 数据分析和容差

在 ROI 中信号值的归一化绝对误差均值(NAAD)定义为

$$\mathrm{NAAD}=100\left[1-\frac{1}{NS}\sum_{i=1}^{N}(|S_i-S|)\right]$$

式中：

S_i ——在 ROI 中的单个像素值；

S ——在 ROI 中的所有像素的平均值；

$|S_i - S|$ ——像素 i 的绝对误差；

N ——在 ROI 中的像素总数。

对各射频线圈评估，**均匀性**应按把一个 ROI 置于图像中的**测试模具**区域中进行计算。

a) 绘出的 ROI 要至少包含**规范区域面**的 85%。

b) 计算 ROI 中的 NAAD，即均匀性(U)的测量值使用公式(1)：

$$U = \mathrm{NAAD} \qquad \cdots\cdots(1)$$

c) 另外，用公式(2)定义非**均匀性** NU：

$$\mathrm{NU} = 100 - U \qquad \cdots\cdots(2)$$

4.3.6 结果报告

报告应包含表 4 中的信息，以及任何保证重复性的必要的附加信息。

表 4 均匀性的结果报告

参数	值/单位
扫描剖面方向	
相位编码方向	
ROI 形状	
ROI 尺寸	mm^2
参考位置	
ROI 占规范区域面百分比	
均匀性 U 或者非均匀性 NU	

4.4 二维扫描的层厚

4.4.1 目的和原理

本条款表述的方法是为了测量多层二维图像的**层厚**。所有三个方向都在一个交叉位置进行评估，并被认为是系统规范区域体的表征。**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。

因为**层厚**取决于射频脉冲的形状、发射增益、射频场均匀性和其他参数，**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。

如果在基本系统配置中可用，使用具有良好 SNR 和均匀性的均匀射频线圈，例如带有体发射线圈的接收头线圈。单个测试装置被认为是使用接收，发射线圈的任何组合系统运行的代表。

该测试配置有验收标准。

4.4.2 测试模具的要求

测试模具由两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。

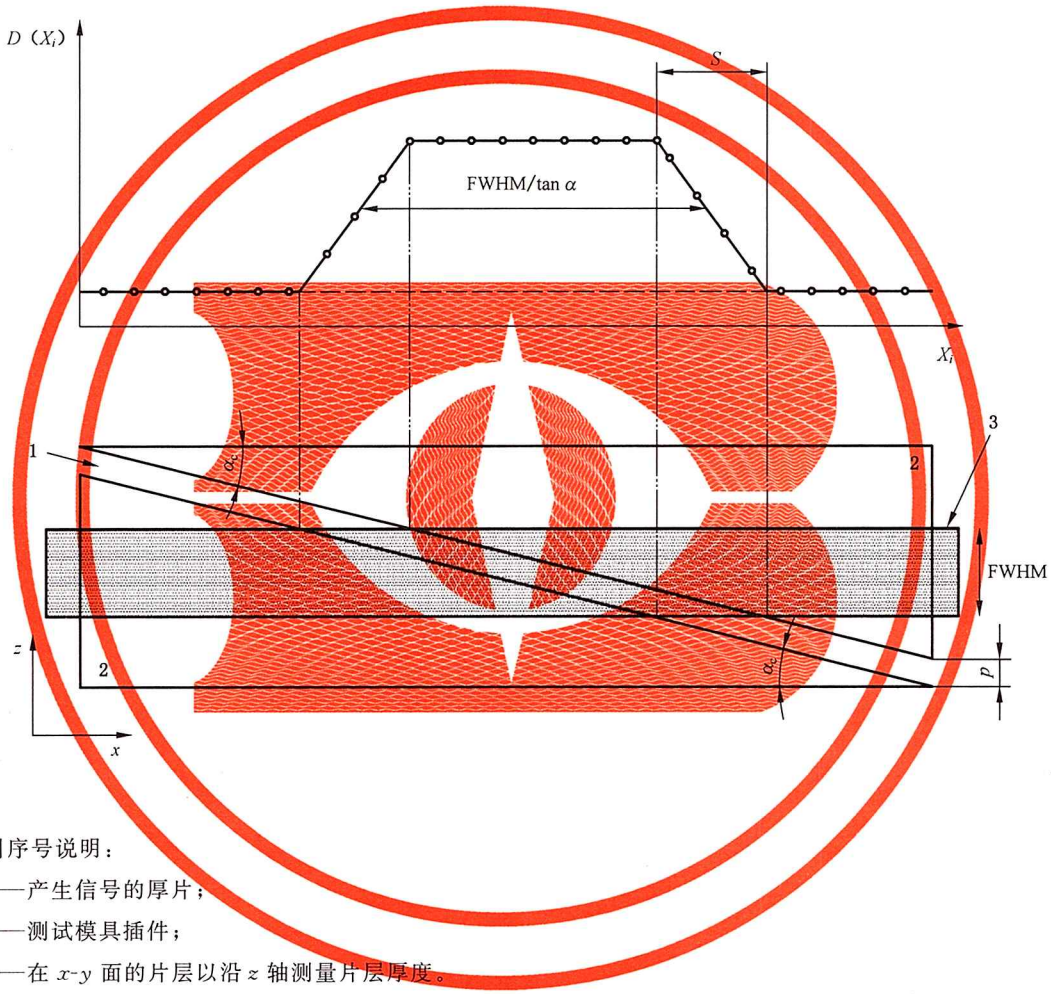
两个板的斜面与图像的一个轴形成一个角度 α_c(典型范围为 $\alpha_c=5°\sim12°$)。

例如,当 $\alpha_c=5.71°$时,创建一个 10∶1 的斜坡,将所有切片厚度特征扩展 10 倍($1/\tan\alpha_c$)。

斜板产生一个梯形信号强度剖面(见图 1,注意仅示意一个对立的斜板)。垂直于片层的方向用 z 表示,楔形倾斜的方向用 x 表示,y 垂直于 x 和 z。因厚片 p 越大,对应实测剖面的 FWHM 的梯形的腰 s 也越大。为确保在 4.4.3 中扫描参数条件下片层曲线的完整高度(顶部平台),厚片 p 要满足:

$$p\leqslant \mathrm{FWHM}/5$$

为了得到可靠结果,**片层剖面**的 SNR 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 SNR)。一般地,单次获取的 SNR 将太低。使用多次获取(增加测量时间)的能改善 SNR,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 SNR。



标引序号说明:

1 ——产生信号的厚片;

2 ——测试模具插件;

3 ——在 x-y 面的片层以沿 z 轴测量片层厚度。

注:为了示意清楚,相对的第二厚片已从图像中移去。

图 1　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

应采用下列序列:

——二维单自旋回波;

——三个片层，中间片层中心定位在**等中心**的±30 mm，片层中心间隔为标称片层厚度的两倍；

——扫描剖面：依次为横断面、矢状面、冠状面；

——TR≥信号产生材料的 $3T_1$；

——TE=30 ms 或≤信号产生材料的(1/3)T_2，取二者小者；

——BPP 应设置为临床相关值，这可能取决于场强（如 0.5 T 时取 100 Hz/像素，1.5 T 时取 300 Hz/像素，3 T 时取 600 Hz/像素）；

——应选择 FOV，使得层厚图像至少覆盖 20 像素，即，$FOV<\frac{256\text{FWHM}}{20\tan\alpha}$

——矩阵 256×256 ；

——**标称层厚** 5 mm；

——允许信号平均和相位过采样；

——为了获得可靠的结果，片层剖面的 SNR（即平台顶部的平均信号相对于从平台上移除的标准方差——不是图像的 SNR）应大于 20。一般情况下，单次平均的 SNR 太低。通过使用多次平均（增加测量时间）可以提高 SNR。

任何与上述参数的偏差都应明确说明并证明其合理性。

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。

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中心片层像素强度。在 X_i 位置的像素强度标为 $D(X_i)$。$D(X_i)$的 FWHM 的**精度**用线性插值提高。如果测试模具未旋转，则在垂直于表面倾斜方向的相邻行中平均片层剖面，可提高片层剖面的 SNR 和测量精度。

层厚为延伸剖面 $D(X_i)$的 FWHM 与 $\tan(\alpha_c)$的积。

测量误差的潜在来源包括：

——不足的 SNR；

——测定 FWHM 的插值不够；

——最大信号水平一半的确定；

——由于像素尺寸的截断误差；

——板角 α_c 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 2）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 轴方向旋转引起的，因为这导致板的倾斜角变化。

例如，一个 1∶5 板的 α_c 是 11.3°，仅 1°的旋转，就在**层厚**中产生 9%的误差。

测试模具绕 y 轴的旋转角 θ 可以从两个相对的板的层厚测量值 w_1 和 w_2 计算出。按公式(3)计算：

$$\theta=\frac{1}{2}\sin^{-1}\left[\frac{w_2-w_1}{w_2+w_1}\sin(2\alpha_c)\right] \qquad \cdots\cdots(3)$$

校正的层厚按公式(4)计算：

$$\mathrm{FWHM}=w_1\tan(\alpha_c+\theta) \qquad \cdots\cdots(4)$$

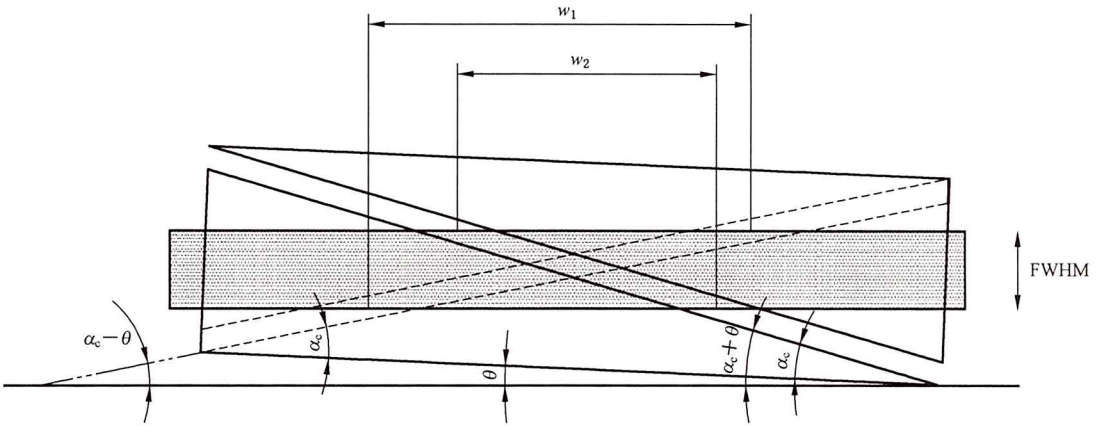


图 2　测试模具旋转的校正(虚线显示的是相对板的位置)

4.4.6　结果报告

报告应包含表 5 中的信息，以及任何保证重复性的必要的附加信息。

表 5　层厚的结果报告

参数	值/单位
扫描剖面方向	
相位编码方向	
热板倾角(α_c)	
热板厚度(p)	
片层剖面平台的 SNR	
参考位置	
标称层厚(TH_n)	
测得的层厚(TH_M)	
$100\times\lvert TH_M-TH_n\rvert/TH_n$	%

此外，提供所有方向标记的片层剖面图。

4.4.7　验收结果报告

当测得的层厚在标称层厚的 15%以内时，层厚测试通过。

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** δ：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**半径之间的比值；

——方差**几何畸变** σ_δ：N 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。

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。

本试验可以在梯度失真校正滤波器打开或关闭下进行。

如果在基本系统配置可用，采用高 SNR 和均匀性的均匀射频线圈（例如：接收头线圈和体发射线圈），不需要对其他射频线圈执行此程序。

注：本文件中提出的方法不区分由体模（例如：磁化率问题）和系统（B_0，梯度非线性等）引起的畸变。区分引起畸变因素的方法超出了本文件的范围。

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 ROI 的区域能覆盖**规范区域面**的 85%以上。

ROI 的周界应该与测试模具形状匹配，球体或者圆柱体规范区域体的周界可以是一个圆。**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 3 和图 4）。**测试模具**也可用一串等空间的基准点，例如洞、钉、小瓶或其他能很好地在周界上给出规则物体或者结构，其最大角度间隔为 22.5°（见图 4）。一个钉或其他结构也宜安置在**测试模具**的几何中心，以帮助准确确定测试模具中心。一个直径大约是 1 mm 的钉有助于减小识别径向测量参考中心的误差。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。

考虑到规范区域体内的层内畸变，测试模具应足够厚，以降低切片曲率和部分容积效应的影响，同时，保证模具具有足够刚性来防止模具变形。

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。

图 3 和图 4 示例了一个球形**规范区域体**的**测试模具**。它们由**丙烯酸纤维**圆柱体（图 3）组成，瓶内壁作为 ROI 周界或在 ROI 周界上分布一些数量的基准点（图 4）。

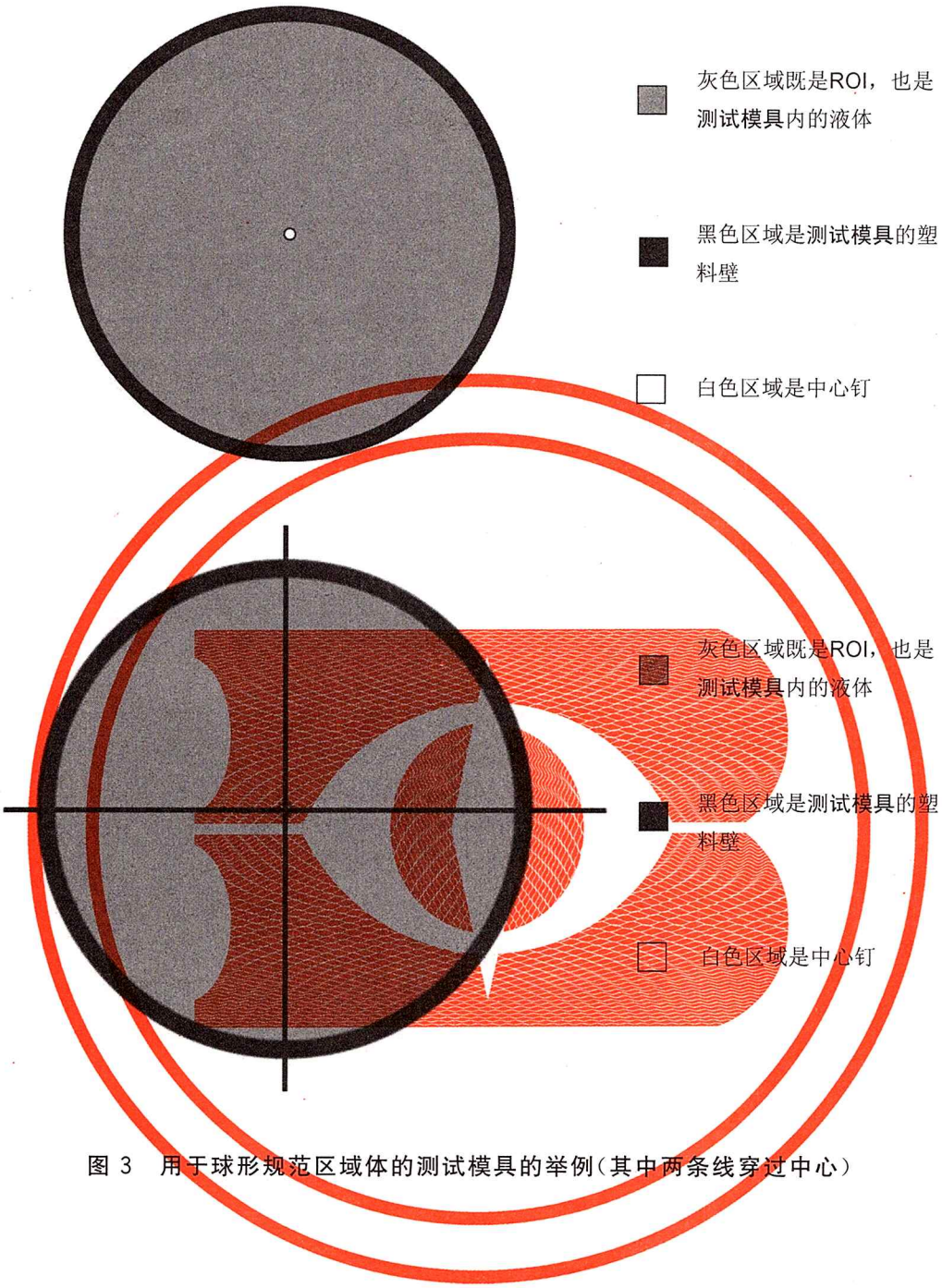


图 3　用于球形规范区域体的测试模具的举例（其中两条线穿过中心）

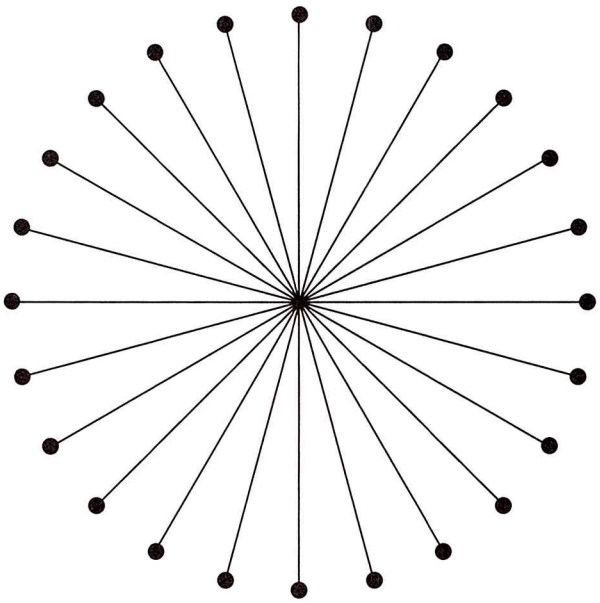


图 4　用于球形规范区域体的基准标记测试模具举例

4.5.3　扫描参数

应采用下列序列：

——二维单自旋回波、单层序列，中心定位在**等中心**的±30 mm；

——扫描剖面：依次为横断面、矢状面、冠状面；

——TR≥信号产生材料的 $3T_1$；

——TE=30 ms 或≤信号产生材料的(1/3)T_2，取二者小者；

——BPP 应设置为临床相关值，应依赖于场强大小(例如：0.5 T 时为 100 Hz/像素，1.5 T 时为 300 Hz/像素，3 T 时为 600 Hz/像素)；

注：这样保证代表了读出方向的 B_0 畸变的临床典型情况。

——矩阵大小和 FOV 应保证像素尺寸相等，同时，像素尺寸应足够小以精准分辨边界和/或基准点(例如：2 mm 的基准钉采用 1 mm 的像素尺寸)，此外，测试模具边界应完全在 FOV 内；

——层厚 5 mm；和

——允许信号平均和相位过采样。

任何与上述参数的偏差都应明确说明并证明其合理性。

4.5.4　*测量步骤

测试模具应通过**等中心**在三个正交方向上定位，依次为横断面、矢状面、冠状面。

由于显示窗口窗宽和窗位设置决定了边界边缘或基准质心的视觉位置，进而影响长度测量结果。窗宽窗位设置应通过使用合适的方法消除任意设置来保持一致性，获得清晰的边界以确定一致的位置，因此，消除了扫描之间可避免的长度测量误差。

由于基于像素值确定边界边缘或基准中心的自动方法消除了观察者间和观察者自身的变化，并且与窗宽窗位设置无关，因此推荐使用它们。如果使用自动方法，则应标明。

也可以使用以下手动方法：

——设置窗位值＝测试模具内的平均信号值$\overline{S}$的 1/2；和

——设置窗宽值＝测试模具内的平均信号值$\overline{S}$。

为了保证可重复性，应记录窗宽和窗位设置。

几何中心与感兴趣区周界上的点之间的距离应按图 5 所示进行测量。对于均匀位于感兴趣区周界的 N 个点，应重复测量，给出 N 个测量值 r_i，成对的相邻径向测量距离之间的角度应小于或等于 22.5°。

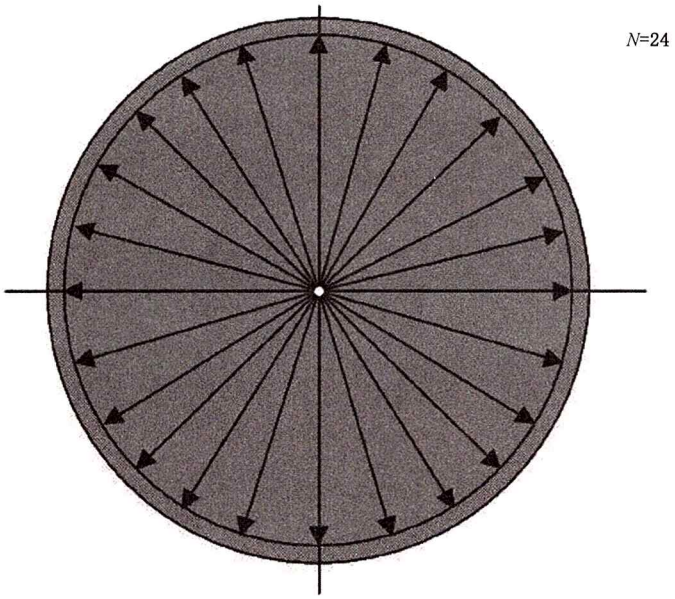


图 5　测定半径

4.5.5　数据分析和容差

按公式(5)计算平均半径：

$$\bar{r}=\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}r_i \qquad \cdots\cdots(5)$$

计算比例**几何畸变**，它是在所取一幅图像中 N 个半径测量距离的平均值$\bar{r}$和实际**测试模具**的半径 R 之间的相对差异，如公式(6)所示：

$$\delta=\frac{\bar{r}}{R}-1 \qquad \cdots\cdots(6)$$

计算方差**几何畸变**，它是由归一化到标称半径的 N 个径向测量距离分布得到的标准方差，如公式(7)所示：

$$\sigma_\delta=\frac{1}{R}\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N}(r_i-\bar{r})^2}{N-1}} \qquad \cdots\cdots(7)$$

计算最大**几何畸变**，如公式(8)所示：

$$\delta_{\max}=\max\mid r_i-R\mid \qquad \cdots\cdots(8)$$

4.5.6　结果报告

报告应包含表 6 中的信息，以及确保可重复性所需的任何其他信息。

表 6　几何畸变的结果报告

参数	值/单位
扫描剖面方向	
相位编码方向	
ROI 形状	
ROI 大小	
参考位置	
ROI 与规范区域面百分比	
N 个测量值(r_i)	
比例几何畸变(δ)	
方差几何畸变(σ_δ)	
最大几何畸变	
自动或手动方法寻找窗宽窗位?	
手动方法使用的窗宽窗位值(如适用)	
使用的窗宽窗位设置	

4.6　* 空间分辨率

4.6.1　目的和原理

本条款描述一个用特制的**测试模具**来测量**空间分辨率**的方法。

本测试通过测量周期型样产生的调制来确定是否达到了一个特定的**空间分辨率**。

如果在基本系统配置中可用，则使用具有良好 SNR 和均匀性的均匀射频线圈(例如：有体发射线圈的头部接收线圈)。

由于不同分辨率下的梯度呈现线性，测试一个特定的空间分辨率就足够了。

4.6.2　测试模具的要求

测试模具应包含一个周期型样，如图 6 所示。该结构由 n 个并列的周期为 L 的板组成，且 n 应至少为 10。相邻板之间的间隙为 d，板的厚度为($L-d$)，以及 d/L 应在 0.61～0.70 之间。板不能产生任何磁共振信号，用能产生磁共振信号的材料将其包围。该材料具有足够的尺寸能达到最小 25 个像素 ROI 以用于 SNR 确定的目的。周边磁共振信号产生区域的形状也应能评估测试模具外的背景区域的最小 25 个像素 ROI。板的宽度应至少是层厚的两倍，板的长度应至少 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。

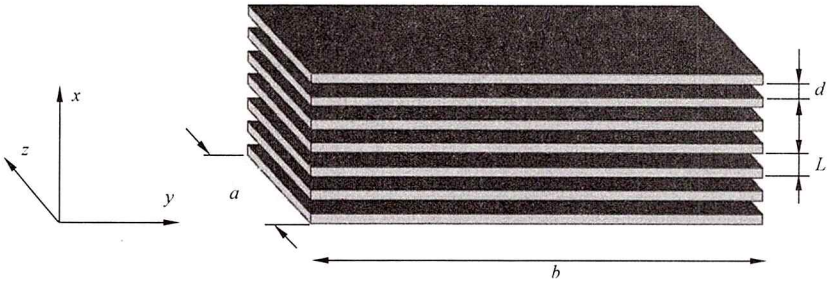


图 6　周期型样

射频线圈的加载将不影响空间分辨率的测量。推荐未加载的测试模具以提高 SNR。

4.6.3　扫描参数

应采用下列序列：

——二维单自旋回波；

——单层序列，中心定位在等中心的±30 mm(片层选择方向的位移)；

——扫描剖面：依次为横断面、矢状面、冠状面；

——相位编码方向：对每个面都有两个(见表 7)；

——TR≥信号产生材料的 $3T_1$；

——TE=30 ms 或≤信号产生材料的(1/3)T_2，取二者小者；

——BPP 应设置为临床相关值，可能取决于场强(例如：0.5 T 时为 100 Hz/像素，1.5 T 时为 300 Hz/像素，3 T 时为 600 Hz/像素)；

——像素尺寸和 FOV(像素尺寸 Δx=FOV/矩阵大小)由下列要求制约：

$$4\Delta x > L$$

——各向同性的平面内分辨率；

——层厚 5 mm；

注：层厚能在 4.6.2 确定的限制范围内调整。

——允许信号平均和相位过采样。

应禁用所有平滑或分辨率增强滤波器。任何与上述参数的偏差都应明确说明并证明其合理性。

表 7　用于分辨力评估的体模、剖面和梯度方向

扫描编号	扫描剖面	测量的患者轴	患者轴上的梯度编码	体模方向
1	横断面	左/右	读出	图像如图 8 所示
2	横断面	左/右	相位	图像如图 8 所示
3	矢状面	前/后	读出	图像如图 8 所示
4	矢状面	前/后	相位	图像如图 8 所示
5	冠状面	上/下	读出	图像如图 7 所示
6	冠状面	上/下	相位	图像如图 7 所示

4.6.4 测量步骤

应使用在该测试模具的 ROI 内最均匀的射频线圈。

总共应进行六次测试以评估所有三个轴的分辨率，在每个轴上交替使用频率和相位编码方向。每个物理轴应只测试一次，如表 7 所示。测试模具的长轴应旋转 10°～15°，如图 7 和图 8 所示。该型样允许确定仅垂直于板的空间分辨率。应交换相位编码的方向，以评估单个梯度轴作为频率和相位编码方向的空间分辨率。为了评估剩余轴的空间分辨率，应旋转测试模具和扫描平面。

SNR 应至少是 50。可以使用 4.7.5 中用于鬼影分析的单图像方法来评估 SNR，不包括鬼影 ROI 的放置。最小 25 像素信号 ROI 应放置在板旁边的均匀信号区域中，最小 25 像素噪声 ROI 应放置在没有伪影的背景区域中。增加序列的平均数，直到 SNR 达到目标 SNR。增加序列平均的次数直至达到目标 SNR。

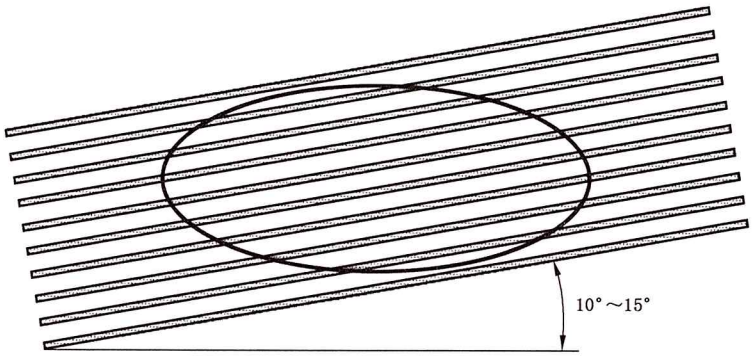


图 7　冠状位扫描的周期型样的图像和 ROI 的位置

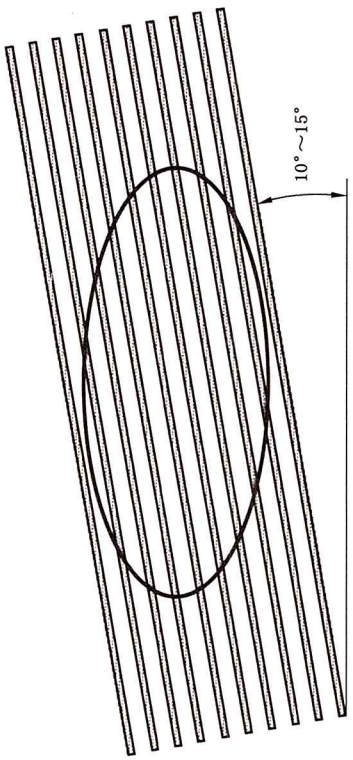


图 8　横断位和失状位扫描的周期型样的图像和 ROI 的位置

4.6.5 数据分析和容差

应在周期型样上选择一个椭圆的 ROI。如果椭圆的 ROI 不可能，则使用一个圆角的矩形或正方形 ROI。ROI 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 7 所示。测定在 ROI 中的所有像素的平均值(S)和标准方差(σ)。以空间频率 $\nu=1/L$ 为调制的函数 $m(\nu)$通过用标准方差(σ)和平均值计算得到公式(9)所示的函数：

$$m(\nu=1/L)=\frac{\sigma}{S} \qquad \cdots\cdots(9)$$

4.6.6 结果报告

报告应包含表 8 中的信息，以及确保可重复性所需的任何其他信息。

表 8 空间分辨率的结果报告

参数	值/单位
ROI 形状	
ROI 尺寸	
参考位置	
空间频率 $\nu=1/L$	mm^{-1}
板外面信号的平均水平 S	
噪声标准方差	
图像 SNR	
ROI 的平均信号水平 S	
ROI 的标准方差 σ	
调制值 $m(\nu=1/L)$	
结构可分辨吗？(即 $m\geqslant0.56$ 可分辨)	是/否

4.6.7 验收结果报告

当测量的调制值高于 0.56 时，通过空间分辨率测试。

4.7 * 鬼影

4.7.1 目的和原理

本测试测量鬼影的信号幅度，并将其与平均信号幅度和本底噪声进行比较。

如果在基本系统配置中可用，则使用具有良好 SNR 和均匀性的均匀射频线圈(例如：有体发射线圈的头部接收线圈)。不需要对其他射频线圈执行此过程。

4.7.2 测试模具的要求

测试模具在相位编码方向的尺寸应不超过图像 **FOV** 的 50%。测试模具应足够大，以允许适当的

信号 ROI 的测量。频率编码方向上的测试模具大小不应超过图像 FOV 的 80%。由于加载和未加载的测量都对磁共振系统其余部分的变化敏感(尽管加载条件可能是更具代表性的临床条件),任何一种在本测量程序中都允许使用,并且所选择的选项应在结果表格中报告。

4.7.3 扫描参数

应采用下列序列:

——二维单梯度回波;

——单层序列,中心定位在**等中心**的±30 mm(片层选择方向的位移);

——扫描剖面:横断面(相位编码方向:左/右)、矢状面(相位编码方向:前/后)、冠状面(相位编码方向:上/下);

——TR=603 ms;

——TE=25 ms;

——BPP 应设置为临床相关值,可能取决于场强(例如,0.5 T 时为 100 Hz/像素,1.5 T 时为 300 Hz/像素,3 T 时为 600 Hz/像素);

——FOV 应为方形;

——矩阵大小:192×192 或更高;

——不允许信号平均;

——关闭所有平滑或分辨率增强滤波器;和

——不允许相位过采样;为了检查这个假设,应检查扫描时间大约等于相位编码的数量乘以 TR。

为确保准确的结果,按 4.7.5 中确定的最小 SNR 应至少为 100。如有必要,可以调节以下列出的脉冲序列参数,以达到所需的 SNR 水平,按优先顺序排列:

——层厚,

——翻转角,

——FOV,或

——相位编码的数量。

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,为了防止漩涡**伪影**,在扫描之前等待适当时间(例如:对大的**测试模具**等待 15 min)。为了检查测试模具填充液的稳定性,可以重复采集,直到流体没有显示出由于漩涡导致的信号不均匀性。

4.7.5 数据分析和容差

要求用图像上的三个测量来标定鬼影值:

——平均鬼影水平 I_G;

——平均信号水平 S;

——噪声水平 I_N。

设置窗宽为 1,改变窗位直到最亮鬼影刚刚出现在相位编码方向上**测试模具**以外的区域。在鬼影上放置 25 个像素的 ROI。确保 ROI 不包含梯度失真校正滤波器(如果适用)生成的可能“数字零”像素的任何部分。

测量和记录 ROI 均值作为平均鬼影信号值，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 9)。确保 ROI 不包含梯度失真校正滤波器(如果适用)生成的可能“数字零”像素的任何部分。在一个至少 25 个像素的 ROI 内测量标准方差(σ)，按公式(10)计算 I_N：

$$I_N = \sigma / 0.655 \qquad \cdots\cdots(10)$$

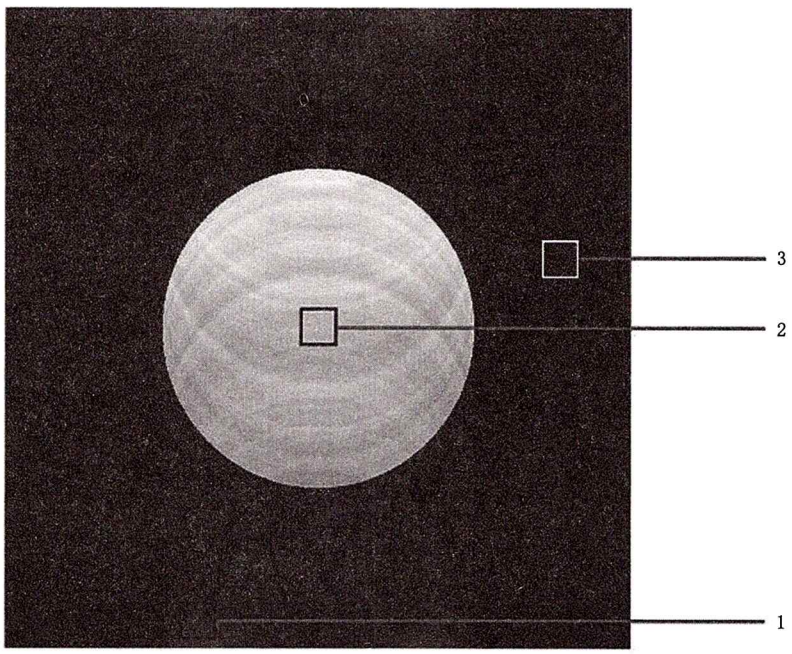
此处的 0.655 因子是对单通道射频线圈幅度图像重建处理过程的噪声校正。对多通道射频线圈，需使用 B.2.1.8 中描述的其他相应重建的校正因子。

同样，测量信号平均值(S)是在**测试模具**内用至少是 25 像素的 ROI 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 SNR $= S/I_N$。



标引序号说明：

1——平均鬼影测量的 ROI；

2——平均信号测量的 ROI；

3——噪声测量的 ROI。

图 9　测试模具以及对信号、鬼影和噪声测量的 ROI 的样图

4.7.6　结果报告

报告应包含表 9 中的信息，以及确保可重复性所需的任何其他信息。

表 9 鬼影的结果报告

参数	值/单位
ROI 形状	
ROI 尺寸	
参考位置	
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	

5 * 稳定性试验

5.1 目的和原理

本条款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**。该测试提供了评估随时间变化的图像质量的程序。

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，而是识别某问题或检验机器是否工作正常。一旦在这些测试中发现性能退化，客服工程师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：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。

下述呈现的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。

5.3 扫描特性

没有特定的序列设定，但是宜用 3 次～4 次扫描，在 5 min～10 min 内完成所有要求的测试。强烈建议自动执行整个扫描过程，以便所有测试一致执行。

5.4 测量步骤

现在，针对各种标准的**稳定性试验**(甚至包括在本文件中)，不同的方法和算法已普遍使用。建议使用能稳定重复地分析质量保证图像的快速自动化算法。A.6 中给出了一套可能的测量程序。

稳定性试验要求见表 10 中列出的程序。

表 10 要求的稳定性测试——参数设置

要求的稳定性测试——参数设置	测试模具，扫描特性
中心频率	射频系统频率(^{1}H)
射频校准	射频功率或参考脉冲的电压
几何准确度	测试模具的尺寸
鬼影值	最小 SNR，T_R限制
SNR	最大 SNR

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。

示例：如果 4.7.3 中定义的鬼影测试序列在正交方向上被使用两次，就可以在约 5 min 的扫描时间内产生足够的数据来测量**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，但可基于本文件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 5.4 中。A.6.1 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**，首次测试结果宜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。报告应包含支持稳定性测试所需的数据，以及确保可重复性所需的任何其他信息，例如基本软件和自动协议版本。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）
可选方法

A.1 关于 4.2：信噪比

A.1.1 概述

A.1 提供在**测试模具**中测量**信噪比**的两种可选方法。结果报告应遵循主要方法，并根据需要进行修改，以便能够重复可选方法产生的结果。

A.1.2 可选方法：用可选的噪声测定方法测量信噪比

A.1.2.1 目的和原理

本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 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 TR 噪声扫描图像。TR 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，因而可能会对在“图像差异”图中产生很大信号斑点的系统漂移较不敏感。然而，本可选方法对也许不可见的微小的背景**伪影**更加敏感。

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（例如：仅噪声区域掩模方法），不能使用此方法。几何畸变校正算法潜在地违反此要求，但如果测量位于等中心附近，其中校正被假定为最小，则可免除。

A.1.2.2 测试模具的要求

测试模具的要求与 4.1.1 中所述的常规要求以及 4.2.2 中所述的规定要求一样。

A.1.2.3 扫描参数

用于噪声扫描的扫描参数与 4.2.3 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，TR 可以减到最小。

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.1.2.4 测量步骤

测量步骤应与 4.2.4 所述步骤相同。

A.1.2.5 数据分析和容差

应使用与 4.2.5 所述相同的分析方法，但是步骤 2)～4)将被下列步骤替代：

——步骤 2)：不适用。

——步骤 3)：在图像背景无鬼影的幅度噪声图像（第二次扫描）的 ROI 之内，测量像素值的标准方

差 σ。第二幅图像的 ROI 能被扩大以提高精度。

——步骤 4)：估计图像噪声。

- 对于单通道幅度图像，使用参考文献[1]：

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

- 对于实部图像，$I_N=\sigma$。
- 如果使用来自多通道阵列线圈的幅度图像，应使用 B.2.1.8 提供的适当的通道数修正因子。

——步骤 5)：信噪比为：

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

A.1.2.6 结果报告

结果报告应符合 4.2.6 的要求。

A.1.2.7 参考文献

信噪比测量和噪声测试的信息可以在参考文献[1]和[2]中找到。

A.1.3 可选方法："单个图像"信噪比

A.1.3.1 目的和原理

在测试模具处于初始位置时，采集一个图像。此方法的优点在于只需要执行一个图像采集过程。所以可选方法比 4.2 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任何噪声污染更加敏感。

A.1.3.2 测试模具的要求

见 4.2.2。

A.1.3.3 扫描参数

见 4.2.3。

A.1.3.4 测量步骤

见 4.2.4，不同的是只执行一次扫描。

A.1.3.5 数据分析和容差

见 A.1.2.5，但是将步骤 3)和 4)替代为：

步骤 3)估计图像噪声。

- 对单通道幅度图像，用参考文献[1]：

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

- 对实部图像：$I_N=\sigma$
- 如果使用来自多通道相位阵列线圈的幅度图像，应采用适当的通道数校正因子。参见 B.2.1.8.

A.2 关于 4.3：均匀性

A.2.1 概述

均匀性可以用很多方法测量。这里给出两个**均匀性**测量的可选方法。结果报告应遵循主要方法，并根据需要进行修改，以便能够重复可选方法产生的结果。

A.2.2 可选方法“灰度等级图”

A.2.2.1 目的和原理

本文件中所述的对**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。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，以将一个射频线圈的检测性能与另一个射频线圈的进行比较。

A.2.2.2 测试模具的要求

见 4.3.2。

A.2.2.3 扫描参数

见 4.3.3。

A.2.2.4 测量步骤

见 4.3.4。

A.2.2.5 数据分析和容差

为使噪声对测量的影响最小化，可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 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 ROI 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 ROI(S)内的平均值。

b) 检查来自整个图像的每个像素的信号，并依照信号偏离 ROI 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 ROI 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 ROI 中心区域平均值大，差值大于 V%但不大于 $2V$%的像素指定为更亮的下一级灰度等级，信号比 ROI 中心区域平均值小，且差值大于 V%但不大于 $2V$%的像素指定为更暗的下一级灰度等级。信号比 ROI 中心区域平均值大 $2V$%以上的像素指定为白色，信号比 ROI 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～$-2V\%$；
- $-2V\%$～$-V\%$；
- $-V\%$～$+V\%$；
- $+V\%$～$+2V\%$；
- $+2V\%$～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，而不直接反映射频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野均匀性。直方图计算过程如下：

- 用于直方图计算的 ROI 被定义为：
  依赖于线圈类型的大小和形状。
- 直方图 ROI 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被计算为：

$$R = N_g / N_{tot}$$

  其中，R 为百分比，N_g 为一个特定灰度值内的像素个数。

此百分比用来确定泛源野均匀性。

A.2.2.6 结果报告

报告应至少包含表 A.1 中的信息(附加到 4.3.6 给出的报告)

表 A.1 参数信息

参数	值/单位
T 至 $C-2V$ 的像素总数	%
$C-2V$ 至 $C-V$ 的像素总数	%
$C-V$ 至 $C+V$ 的像素总数	%
$C+V$ 至 $C+2V$ 的像素总数	%
$C+2V$ 至 MAX 的像素总数	%

A.2.3 可选方法“ACR 方法”

A.2.3.1 目的和原理

本文件中描述的测试模具，扫描参数和测量程序的要求可用于以特定和可选方式分析数据，也称为 ACR-MRAP(ACR MR 鉴定程序)方法。ACR-MRAP 程序在 ROI 内找到最高和最低信号小的子区域(SROI)。

A.2.3.2 测试模具的要求

见 4.3.2。

A.2.3.3 扫描参数

见 4.3.3。

A.2.3.4 测量步骤

见 4.3.4。

A.2.3.5 数据分析和容差

两个子区域，约为 4.3.5 中描述的 ROI 的 0.5%，并且全部封闭在 ROI 内，应位于 ROI 内的最小和最大信号强度位置。

a) 将窗宽设置为窄带并调整窗位，以便隔离 ROI 内信号强度最高的小区域。将子区域置于高强度区域，子区域内的平均值为 S_{max}。

b) 将窗宽设置为窄带并重新调整窗位，以便隔离 ROI 内信号强度最低的小区域。将子区域定位在低强度区域，并且该子区域内的平均值为 S_{min}。

百分比图像均匀度(PIU)应按公式(A.1)计算：

$$PIU = 100\left(1 - \frac{S_{max} - S_{min}}{S_{max} + S_{min}}\right) \quad \cdots\cdots (A.1)$$

c) 在 4.3.6 中报告 PIU 而不是 NU。

鼓励自动实现此算法。

A.3 关于 4.4：二维扫描的层厚

A.3.1 概述

本条款介绍了测量测试模具中层厚的可选方法。结果报告应遵循主要方法，并根据需要进行修改，以便能够重复可选方法产生的结果。

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 A.1)。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效应的作用会变弱，噪声降低测量精度。可以基于待测的**层厚**，选择一个适当的板块厚度。如果不可行，可能需要多次平均以增加差噪比。

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

A.3.2 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**片层剖面测量层厚**的方法。

楔形方法比斜板法更灵活，因为对能被测量的**层厚**没有限制。然而，**楔形方法**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，α，典型为 5°～15°。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 和 z。

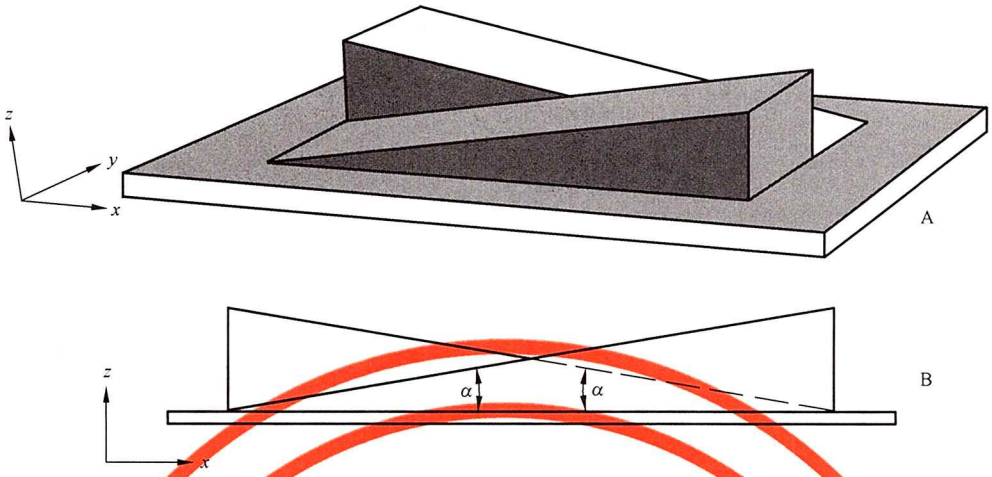


图 A.1　楔形测试模具

A.3.2.3　扫描参数

扫描参数应符合 4.4.3 的要求。

A.3.2.4　测量程序

测量程序应与 4.4.4 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 FWHM 用线性插补确定。于是，层厚由伸展剖面 $D(X_i)$ 的 FWHM 和 $\tan\alpha$ 计算得出。

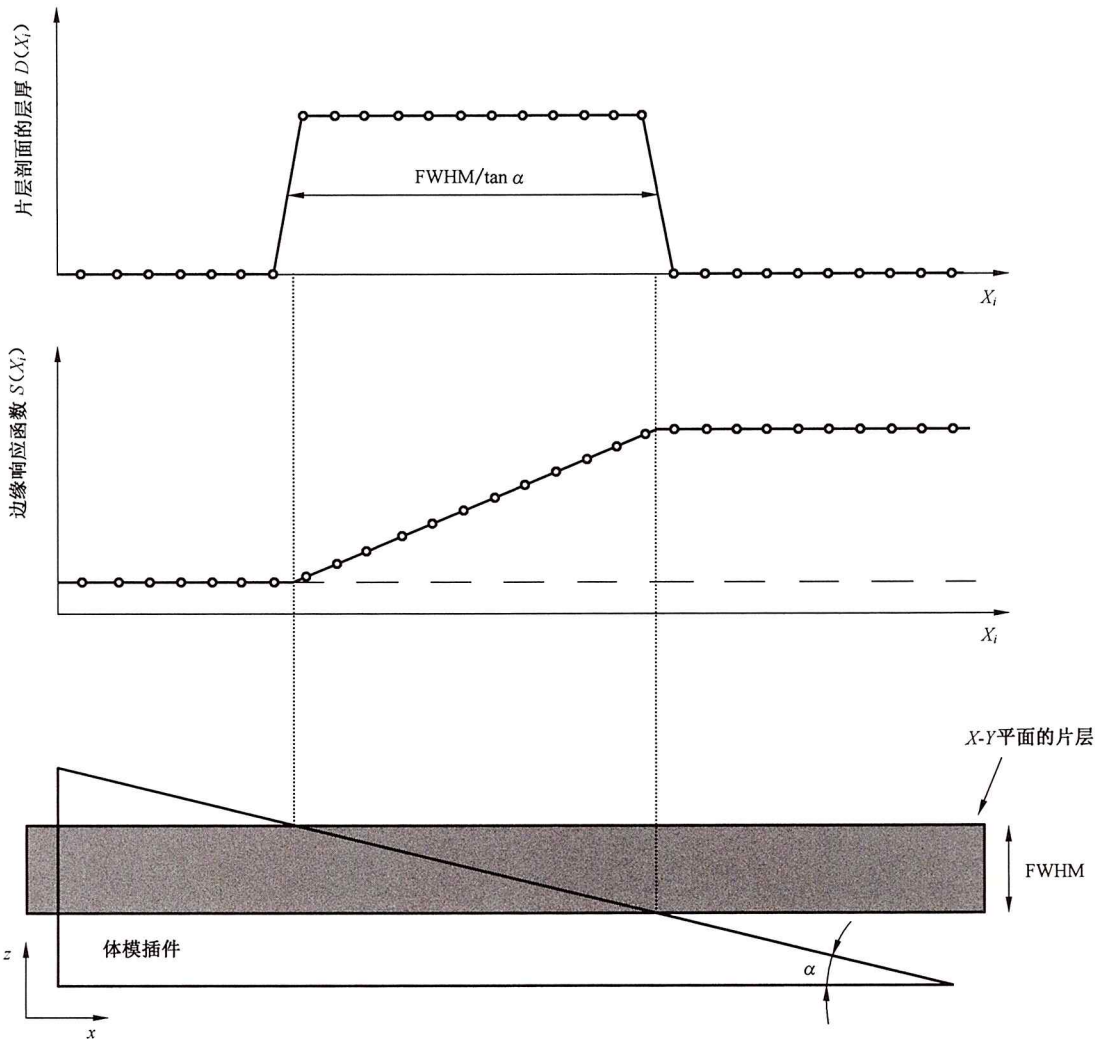


图 A.2　用楔形测试模具测量层厚和片层剖面

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 FWHM 的测量中引入误差。

A.3.2.6　结果报告

结果报告应满足 4.4.6 的要求。

A.4 关于 4.5:二维几何畸变

A.4.1 概述

A.4 介绍了测量测试模具几何畸变的可选方法,包括一个三维方法。结果报告应遵循主要方法,并且根据需要进行修改,以便能够通过可选方法重复结果。

A.4.2 可选方法:通过椭圆边界测试模具测量几何畸变

A.4.2.1 目的和原理

本条款介绍了测量具有椭圆边界测试模具几何畸变的可选方法。

A.4.2.2 测试模具的要求

ROI 的周界应与测试模具形状匹配,对于椭球或者椭圆柱规范区域体来说,可以是椭圆。也可在测试模具中心放置钉或其他结构来帮助准确确定测试模具的几何中心。直径约 1 mm 的钉有助于降低所有径向测量的参考中心的误差。如果没有中心钉,则可以通过图像内的几何方法来确定测试模具的中心。

A.4.2.3 扫描参数

扫描参数应与 4.5.3 的要求相一致。

A.4.2.4 测量步骤

测量步骤应与 4.5.4 提供的方法相一致。

A.4.2.5 数据分析和容差

本条款提出了一种基于椭圆边界来测量和报告二维几何畸变的方法。对于产生椭圆截面的扫描,径向测量距离应在圆形情况基础上进行修改。不同标称半径长度由 R_i 表示在 A.4.2.5 中。

对于半长轴为 a 和 b(分别在 X 和 Y 轴上),与 X 轴形成 α 角的椭圆半径长度可用公式(A.2)计算:

$$R_i(\alpha)=b\sqrt{\frac{(\tan\alpha)^2+1}{(\tan\alpha)^2+\frac{b^2}{a^2}}} \qquad \cdots\cdots(A.2)$$

见图 A.3。

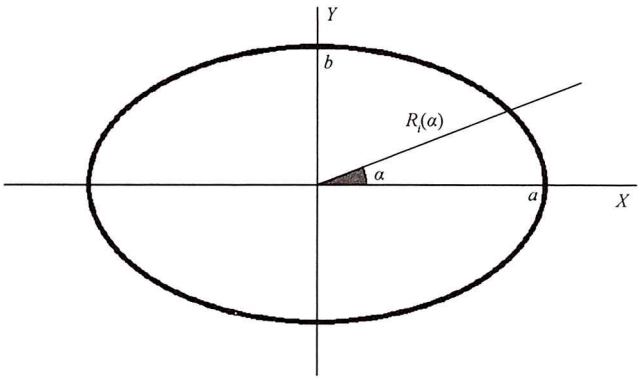


图 A.3 确定半长轴为 a 和 b,与 X 轴形成 α 角的椭圆的半径长度

延伸到椭圆情况的新的定义(即考虑到变化的半径长度)为:

- 比例几何畸变:

$$\delta = 1 - \frac{\sum_{i=1}^{N} r_i}{\sum_{i=1}^{N} R_i} \qquad \cdots\cdots (A.3)$$

- 方差几何畸变:

$$\sigma_\delta = \frac{N}{\sum_{i=1}^{N} R_i} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N} [r_i - (1-\delta) R_i]^2}{N-1}} \qquad \cdots\cdots (A.4)$$

- 最大绝对误差:

$$\Delta r_{\max} = \max(|r_i - R_i|) \qquad \cdots\cdots (A.5)$$

A.4.2.6 结果报告

结果报告应满足 4.5.6 的要求,此外,报告中应加入最大绝对误差。

A.4.3 可选方法:三维几何畸变分量测量方法

A.4.3.1 目的和原理

A.4.3 介绍了一种三维几何畸变矢量测量方法。虽然先前描述的二维畸变测量方法可以通过三个二维平面采集粗略地估计三维畸变,但是在选层方向上存在大的误差,方法为三维几何畸变矢量评估提供精确的全三维各向同性体素评估。方法还可以用于二维几何畸变矢量评估。

A.4.3.2 测试模具的要求

测试模具信号产生区域应至少填满整个规范区域体。测试模具的尺寸和设计由下面描述的测量精度要求决定,即适用于用户要求。

三维体模应具有以下属性:

a) 在测试模具内,具有已知位置的磁共振可见结构;

b) 磁共振可见结构位于三维阵列中。

第一属性可以是规则阵列或离散的小的磁共振可见基准结构的晶格,例如小球、圆柱、钉,或者可以使用连续的交叉线性磁共振结构的网格。结构可以是正对比或负对比,与连续交叉线性磁共振结构相比,离散结构更容易被检测。基准间距要求由空间精度决定,间距密度越高,定义的从一个水平过渡到下一个水平的畸变轮廓的位置越精确。如果需要提高畸变测量的分辨率和精度,则需要更多数据点。

三维测试模具的第二属性可以是二维结构的堆叠或连续三维结构。图 A.4 展示了两种不同可能的二维结构,这些结构可以扩展到三维。

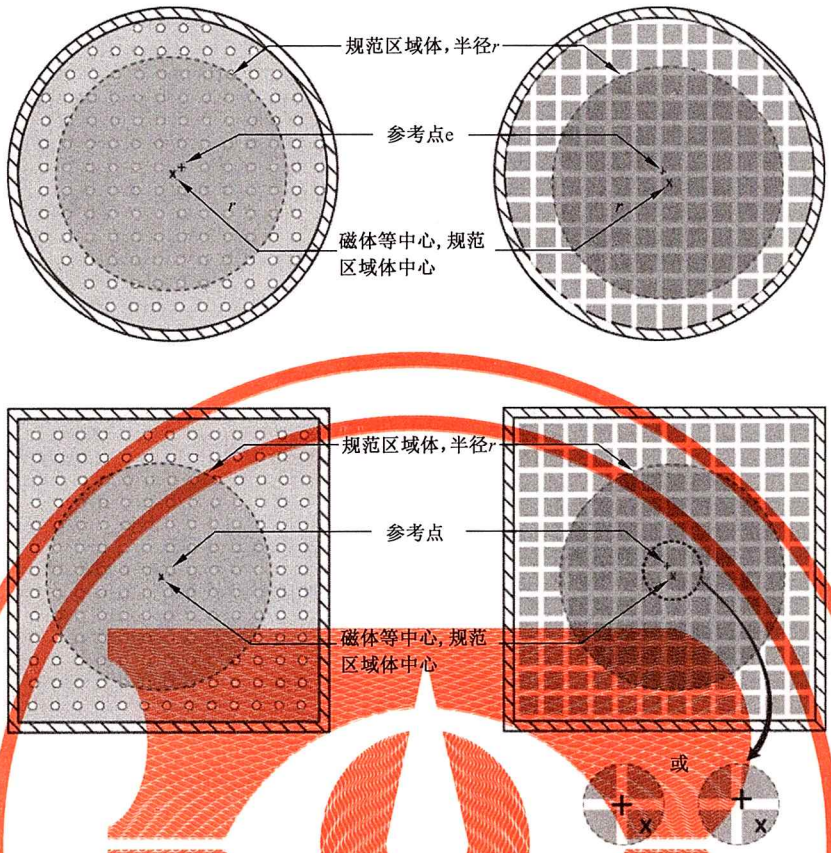


图 A.4　可能的测量几何畸变的测试模具构造

测试模具可以是内部具有离散单元或网格的圆柱形、方形（图中示出）或椭圆形（图中未示出）。等中心位置用“×”表示，最近的单元成为参考位置。注意，在网格模具时，参考位置可以是网格四个角中的任何一个或网格单元的中心。测试模具参考位置的物理位置可以由基准结构指示，以便于图像配准。

对于三维测试模具，测试模具的基准单元体积应该与成像体素尺寸一样大或者更大，同时，应满足在不同磁场强度能获得足够的对比度，如表 A.2 中建议。

表 A.2　建议基准体积

场强	控制点尺寸[a]	成像体素尺寸（各向同性）
低于 0.5T	最小（5×5×5）mm^3	最小 1.5 mm^3
高于 0.5T	最大（3×3×3）mm^3	1.0 mm^3（建议）至最大 1.5 mm^3
[a] 可以接受为利用自动软件检测算法而变化某一基准尺寸，例如 3 mm×3 mm×6 mm。		

A.4 认为这些测量可以通过三维采集和大体积测试模具来理想执行，但是在某些情况下，所需测试模具的成本、重量和尺寸是难以接受的。或者，为了显著减少重量和制造费用，可以使用具有内部参考点、基准点限制在外层的空心三维测试模具，通过自动方式进行谐波分析[15]。

三维测试模具是在规范区域体内测量所有点几何畸变特征的最佳选择，但是，由于上面提到的重量和制造费用考虑，使用二维测试模具进行测量可能是更好的选择。因此，A.4 允许通过二维测试模具在

不同方向上采集的一系列二维图像进行结合。同时，使用二维测试模具也能够从基本上对三维空间误差图进行欠采样。

注：二维和三维几何畸变测量方法可能对测试对象要求具有本质差异。二维方法可能使用相对厚的体模基准（例如：10 mm），以确保体模结构在层厚方向上潜存很大畸变情况下产生平面内信号，这可能超过大 FOV 的层厚。当使用高分辨率立方体素（例如：1 mm^3）时，无论在采集方向还是层方向的图像平面，三维方法使用了更小的能够表征任意方向上几何畸变的基准结构（例如：3 mm）。

A.4.3.3 扫描参数

建议采用以下扫描条件：

——三维各向同性梯度回波序列（如果允许扫描时间很长，则可以使用基于三维自旋回波序列）；

——以等中心±30 mm 为中心（在片层选择方向上的位移）的单层（带有二维测试模具）或体积（用于三维测试模具）；

——二维测试模具的扫描剖面：横断面、矢状面（可选）、冠状面（可选）；

——如果测试设备中填充了相对较短 T_1 的填充物，例如矿物油（T_1～300 ms）或具有足够 T_1 修饰剂的水溶液，则当需要短时间扫描大三维体积时，建议使用非常短的 TE 和 TR；

——BPP 应设置为临床相关的值，这可能取决于场强（如 0.5 T 时取 100 Hz/像素，1.5 T 时取 300 Hz/像素，3 T 时取 600 Hz/像素）；

——各向同性的平面内扫描分辨率：为了准确，建议为 1 mm×1 mm；为了扫描时间更短，建议为 1.5 mm×1.5 mm；

——二维采集时，最大层厚为 5 mm；三维采集时，层厚等于平面内分辨率；

——信噪比（SNR）> 50（例如：使用 A.1.2.5 中描述的方法）；

——不允许信号平均或者相位过采样。

任何与上述参数的偏差都应明确说明并证明其合理性。

宜选择三维 FOV 以避免将采集空间外的信号混叠到 FOV 中，同时，宜大于信号产生体积。当厂商的几何畸变校正关闭时，需要足够的信噪比，以确保自动软件检测基准边界和中心时，不会在高畸变区域产生混淆。建议使用具有高带宽的三维梯度回波序列或三维自旋回波序列，以最大限度地减少其他无关畸变源头，用于产生或检查图像指标。在临床质量保证情况下，最好使用具有合适带宽的临床序列。

选择像素宽度（BPP）对几何畸变的程度有直接影响。在低 BPP 下，主磁场不均匀性可能是图像畸变的主要原因（在非常低的 BPP 下进行成像测试是定量评估主磁场不均匀性的有效方法）。足够高的 BPP 产生几何畸变主要来自梯度。然而，在典型的临床成像情况下，通常选择一系列 BPP，使得主磁场和梯度引起的畸变的相对贡献不断变化，同时，畸变的总程度也将变化。因此，建议使用反映特定应用的磁共振设备使用的参数来采集图像。

使用三维测试模具时，由用户决定采用容积还是多层二维采集，但三维容积采集具有信噪比优势，同时，在层厚方向上具有更高精度，建议采用容积采集。

A.4.3.4 测量步骤

首先，选择最接近参考位置的结构或单元来分析图像。所有后续位置测量都是相对于该单元进行的。来自二维测试模具的测量由（x，y）表示，来自三维测试模具的测量由（x，y，z）表示。记录第 i 个单元位置 $A_i(x, y)$ 或 $A_i(x, y, z)$，同时，与已知实际位置 $T_i(x, y)$ 或 $T_i(x, y, z)$ 进行比较，计算第

i 个单元的误差项 $E_i(x, y)$或 $E_i(x, y, z)$。当单元之间的测量间距大于预期间距时，$E_i(x, y)$的符号为正。给定初始参考磁共振可见单元，所有 $T_i(x, y)$或 $T_i(x, y, z)$值被计算为已知磁共振单元间距的整数倍。对于简单的一维情况，这三个值关系如图 A.5 所示：

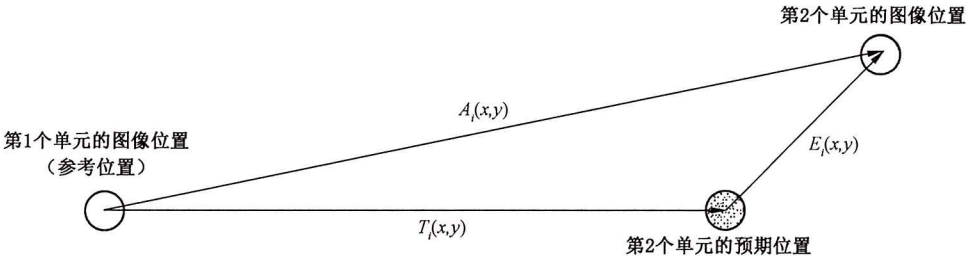


图 A.5　两个单元的视间距为 $A_i(x,y)$，但实际间距为 $T_i(x,y)$

$$T_i(x,y,z)+E_i(x,y,z)=A_i(x,y,z)$$

式中：

$A_i(x, y, z)$——所采集图像参照系中的任意点的位置；

$T_i(x, y, z)$——测试模具中相应任意点的实际位置；

$E_i(x, y, z)$——实际位置和测量位置之间的误差；

(x, y, z)　——参考位置在$(x, y, z)=(0, 0, 0)$或$(x, y)=(0, 0)$的坐标系。

理想情况下，图像测量将通过自动结构/单元检测算法执行，但是，也可以手动执行这些测量。

或者，如果标记放置在有助于谐波降低和分析的边界结构中，那么可以推导出所有必需的 $A_i(x, y, z)$、$T_i(x, y, z)$和相应的 $E_i(x, y, z)$。

A.4.3.5　数据分析和容差

应理解和报告误差的来源及其与结果的临床使用关系。此外，应清楚基于测试模具的结果描述设备误差，没有考虑由测试模具引入的额外几何畸变或由临床受试者引起的可变误差。

最大的误差源是使用平面二维测试模具来测量基本的三维畸变引入的误差。由于该误差始终低估几何畸变，该误差很重要。因此，所有结果都将附有关于测量误差的难度的声明。对于使用的特定测试模具设计，应该估计测试模具设计流体填充材料和塑料结构之间的磁化率差异引起的图像畸变的误差。虽然本条款的目的是仅仅量化设备引起的几何误差，但测试模具也会引入一些几何误差，在本文件的范围内无法消除测试模具引起的误差，本文件假定测量的误差仅为设备误差。因此，测试用户有必要能够区分由磁共振成像系统引起的几何误差和测试模具几何畸变引起的误差。用户应该尝试估计针对特定测试条件由测试模具引入的误差。

A.4.3.6　结果报告

结果应通过以下方法之一呈现：

a)　空间映射（等值线图）；

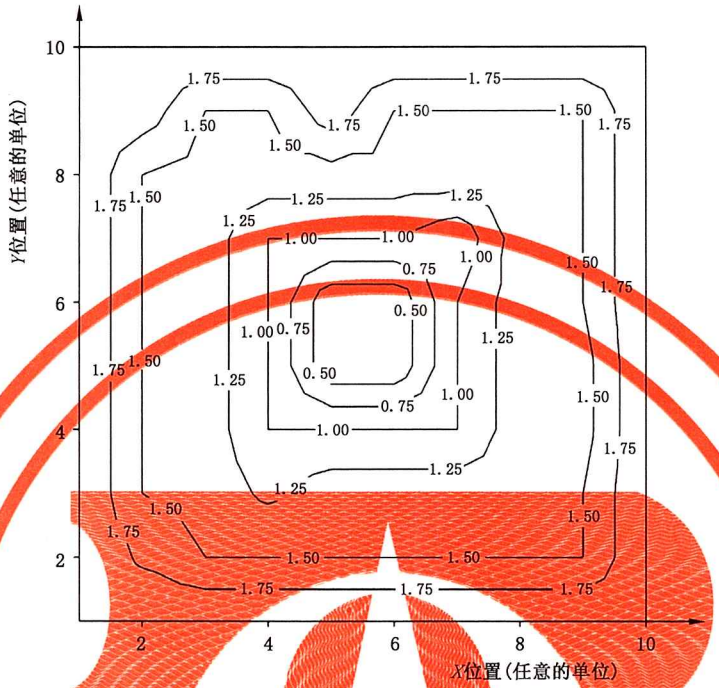
b)　散点图（误差与远离等中心的径向距离图）；

c)　误差表（5 cm 径向增量的最大和平均误差表）。

这些方法在下面描述。

a)　空间映射方法呈现幅度误差项[sqrt(x^2+y^2)]或[sqrt($x^2+y^2+z^2$)]的等值线图。该映射反

应不同位置几何精密程度。一个例子如图 A.6 所示，其余展示方法也同样有用，例如，带符号误差分量的灰度级或彩色等值图、等值线，来确定主要误差的方向和轴。然而，对于所有临床工作，假定只有误差的大小是重要的，而不是误差的方向。



注 1：绝对偏差用等值线映射。

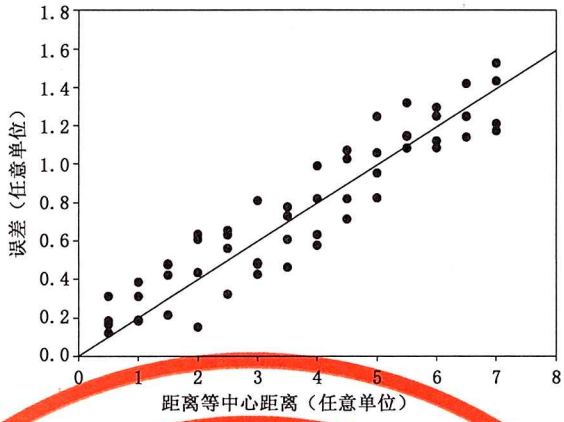
注 2：几何畸变的等值线图，轴向片层位于等中心，等值线间隔单位为毫米(mm)。

图 A.6　空间映射几何畸变示意图(绝对偏差用等值线图表示)

所有空间映射图显示测量技术是否获取几何误差的二维或三维分布。等值线间隔应≤2 mm。高精度和高分辨率将需要密集的磁共振可见结构阵列，如果使用谐波分析，则需要更精细的采样。

b)　散点图呈现误差大小与远离等中心的径向距离的函数。每个数据点的径向距离应为真实的径向距离，而不是测量的径向距离。收集所有数据点并画图，一个例子如图 A.7 所示。与空间映射图一样，误差项可以作为有符号值给出，或者误差项可以分解为组成分量。

所有散点图显示测量技术是否获取几何误差的二维或三维分布以及二维结果来自一个片层还是所有片层。



注：轴向片层位于等中心。

图 A.7　几何畸变误差散点图(轴向片层位于等中心位置)

c)　误差表将散点图浓缩成一个简单的表，该表给出给定球体内的以半径 5 cm 为增量的球面的最大和平均绝对几何误差。平均值应是绝对几何误差；否则，平均值趋近零。

所有误差表显示测量技术是否获取几何误差的二维或三维分布。误差表在表 A.3 中示例。

表 A.3　误差表示例

距离等中心距离（任意单位）	最大，平均误差（任意单位）	
1	0.4	0.2
2	0.6	0.4
3	0.8	0.6
4	1.0	0.8
5	1.2	1.0
6	1.4	1.2
7	1.6	1.4

A.5　关于 4.6：空间分辨率

A.5.1　概述

A.5 介绍测试模具中空间分辨率的可选方法。结果报告应遵循主要方法，并根据需要进行修改，以便能够重复可选方法的结果。

A.5.2　可选方法：全调制传递函数的测定

A.5.2.1　目的和原理

第 4 章中所述的分辨力分析方法使用标准的 ROI 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 (v)可以从一个简单的**测试模具**所得到的

边缘扩散函数 ESF(x)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 MTF 应被按照参考文献[3]来确定。

A.5.2.2 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。边缘应与图像的一个轴形成 0°～12°的角度。

A.5.2.3 扫描参数

扫描参数应与 4.6.3 的要求相一致,但是像素大小 Δx 应当被选择以验证 4.6 中所选的**空间分辨率**。

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。

A.5.2.4 测量步骤

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

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

这个 MTF 是对 LSF 方程的标准傅里叶变换:

$$\mathrm{MTF}\ (\nu)=W_d(\nu)/W_d(0)\ \frac{|\ FT\{\mathrm{LSF}(X)\}\ |}{|FT\ \{\mathrm{LSF}(X)\}_{V=0}\ |}$$

离散衍生的频率响应被权重因子消除:

$$w_d(\nu)=1/\mathrm{sinc}\ \left[\pi\nu/(2\nu_{\mathrm{N}})\right]$$

式中,$\nu_{\mathrm{N}}=\frac{1}{2\Delta_X}$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=mean(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 像素以内),否则 MTF 会显示出反常分辨力降低。

A.5.2.5 结果报告

在 $0\leqslant\nu\leqslant1.5\cdot\nu_{\mathrm{C}}$ 范围内的 MTF 应以图表示,并且应确定单边 MTF 接近 0.8 时的低于奈奎斯特临界频率 ν_{C}1.5 倍的系统截止频率 ν_1。报告应至少包括表 A.4 中的信息(附加到 4.6.6 给出的报告)

表 A.4 空间分辨率的结果报告(MTF 方法)

参数	值/单位
截止频率 ν_1	mm^{-1}

A.6 关于5:稳定性试验

A.6.1 可选的稳定性试验方法

A.6.1.1 测试模具的要求

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。所有的测量用同一**测试模具**完成。

A.6.1.2 扫描参数

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。用户应为优化鬼影灵敏度而选择的TR。与其他**稳定性试验**中TR的冲突应该是最小的。对所有的成像序列均可使用**等中心**为中心的笛卡尔二维梯度回波序列:

——TR=603 ms;

——TE=25 ms;

——翻转角=30°;

——**FOV**=400 mm;

——矩阵256×256;

——标称**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。所呈现的图像宜是幅度图像。

测试模具(可选的包括负载)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**。

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。

A.6.1.3 测量步骤

A.6.1.3.1 概述

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。

A.6.1.3.2 中心频率

本测试的目的是确定系统中^{1}H核的共振频率。任何无空间编码梯度时采集的自由感应衰减或自旋回波信号是可以接受的。时域数据经过傅里叶变换之后,先识别出^{1}H共振峰的位置,然后确定共振频率。

数据分析的标称频率分辨率(由测量时间的倒数给出)应小于20 Hz。

报告应包含表A.5中的信息。

表 A.5　中心频率的结果报告

参数	单位
^{1}H 中心频率	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.6.1.3.3　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。例如：一种通常的方法是计算下述序列产生的自旋回波与受激回波信号的比值[16]。

$$\alpha-\frac{1}{2}\mathrm{TE}-2\alpha-\frac{1}{2}\mathrm{TE}-\text{‘回波’}-\Delta T-\alpha-\frac{1}{2}\mathrm{TE}-\text{‘受激回波’}$$

这里，首先使用一个（未知的）翻转角 α 的射频脉冲，其在时域中为持续时间 T_{RF} 的矩形。经过 TE/2 延迟之后，发射下一个翻转角为 2α 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 TE/2 延迟之后得到回波（或常规回波）。在另外一个 ΔT 延迟之后，施加一个翻转角为 α 射频脉冲（在时域中亦为持续时间为 T_{RF} 的矩形），在 TE/2 之后产生一个受激回波。为避免来自第二个和第三个射频脉冲所产生的自旋回波的干涉，ΔT 应足够大以使第三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（$\mathrm{TE}<<T_1$，$\Delta T<<T_1$）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：

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

$$S_{\mathrm{stim.echo}}=\exp(i\phi)\sin^{3}\alpha\cdot\cos\alpha$$

ϕ 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里叶变换的。受激发片层中心（两个谱中的零频率成分）的翻转角 α 按下列公式计算：

$$\cos\alpha=\frac{\vec{S}_{\mathrm{echo}}\cdot\vec{S}_{\mathrm{stim.echo}}}{|\vec{S}_{\mathrm{echo}}|^{2}}$$

式中：

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

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

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

报告应包含表 A.6 中的信息。

表 A.6　射频校准的结果报告

参数	单位
射频能量/翻转角 $\alpha=90°$	任意单位

列出所选序列参数（TE，ΔT）并提供保证可重复性的其他相关信息。

A.6.1.3.4　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

$[(\int G(t)\mathrm{d}t)^{-1}]$。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：在前/后方向；

——扫描平面：矢状面；相位编码方向：在上/下方向；

——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)：

$$\mathrm{RD}_{x,y,z}^{\mathrm{phase/frequency}} = \frac{d_{x,y,z}^{\mathrm{m,phase/frequency}}}{d_{x,y,z}}$$

报告应包含表 A.7 中的内容。

表 A.7　几何准确度的结果报告

参数	单位
$\mathrm{RD}_x^{\mathrm{phase}}$	
$\mathrm{RD}_x^{\mathrm{frequence}}$	
$\mathrm{RD}_y^{\mathrm{phase}}$	
$\mathrm{RD}_y^{\mathrm{frequence}}$	
$\mathrm{RD}_z^{\mathrm{phase}}$	
$\mathrm{RD}_z^{\mathrm{frequence}}$	

A.6.1.3.5　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：

$$(I_G - I_N)/S$$

A.6.1.3.6　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 A.1 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中考虑，如下所述。

A.6.2　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，改变测试顺序以减小漩涡的影响（例如：首先是几何畸变测试）或使用胶凝剂来稳定测试模具的液体。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）
基本原理

B.1　关于 4：* 确定基本图像参数的程序

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，文件对每种参数只限制于一种测量方法。在附录 A 中讨论了一些规范的可选方法。

尽管文件规定了基本的测试模具的液体和几何要求，但是，使用来自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 4.2：信噪比

B.2.1　基本原理

B.2.1.1　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：

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

信号随 T_1 和 T_2 变化的灵敏度可以表达为：

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

用公式(B.1)去除公式(B.2)，导出公式(B.3)：

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

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公式(B.4)和公式(B.5)估算：

$$\frac{1}{T_1} = \frac{1}{T_{10} e^{\left[E_a\left(\frac{1}{kT_0} - \frac{1}{kT}\right)\right]}} + \frac{N}{C_1 T} \qquad \text{(B.4)}$$

$$\frac{1}{T_2} = \frac{1}{T_{20} e^{\left[E_a\left(\frac{1}{kT_0} - \frac{1}{kT}\right)\right]}} + \frac{N}{C_2 T} \qquad \text{(B.5)}$$

式中：

T_1　——纵向弛豫时间；

T_2　——横向弛豫时间；

T_{10} ——水在 $T_0=25$ ℃时的 T_1 值(=3.56 s);

T_{20} ——水在 $T_0=25$ ℃时的 T_2 值(=2.20 s);

T ——顺磁离子溶液的温度;

E_a ——值为 3.088×10^{-20} J;

k ——玻耳兹曼常数 (=1.38×10^{-23} J/K);

C_1 ——给定离子种类的常量;

C_2 ——另一个给定离子种类的常量;

N ——离子数除以容积 (=6.023×10^{23}摩尔数/L)。

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,使用铜离子(Cu^{2+})作为弛豫修正剂[5],可以将 T_2 和 T_1 的温度敏感性用公式(B.6)表示:

$$\frac{\Delta T_1}{T_1}\approx\frac{\Delta T_2}{T_2}\approx\frac{\Delta T}{T} \qquad \cdots\cdots(\text{B.6})$$

假设 $\Delta T=8$ K 和 $T=295$ K,那么 T_1 和 T_2 在特定的温度范围上,变化不超过 2.7%。根据公式(B.3)和特定的 T_1、T_2、TE、TR 和温度值,可以写出公式(B.7):

$$\frac{\Delta S}{S}\approx 0.002\ 29 \qquad \cdots\cdots(\text{B.7})$$

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**测试模具信噪比**中的信号相对来说与温度无关。

B.2.1.2 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,按照公式(B.8)和公式(B.9)给出:

$$\frac{1}{T_1}=\frac{1}{T_{10}\mathrm{e}^{\left[E_a\left(\frac{1}{kT_0}-\frac{1}{kT}\right)\right]}}+\frac{N}{C_1N} \qquad \cdots\cdots(\text{B.8})$$

$$\frac{1}{T_2}=\frac{1}{T_{20}\mathrm{e}^{\left[E_a\left(\frac{1}{kT_0}-\frac{1}{kT}\right)\right]}}+\frac{N}{C_2N} \qquad \cdots\cdots(\text{B.9})$$

对于铜离子,常量 C_{1N} 和 C_{2N} 变为 $C_{1N}=8.67\times10^{20}$ s/L,$C_{2N}=8.07\times10^{20}$ s/L[5]。对溶解在纯水中的 $CuSO_4\cdot5H_2O$ 的浓度的依赖性在图 B.1 中进行了表示。使用一个 1.25 g/L 的 $CuSO_4\cdot5H_2O$ 浓度将得出弛豫时间大约为 $T_1=270$ ms 和 $T_2=240$ ms。

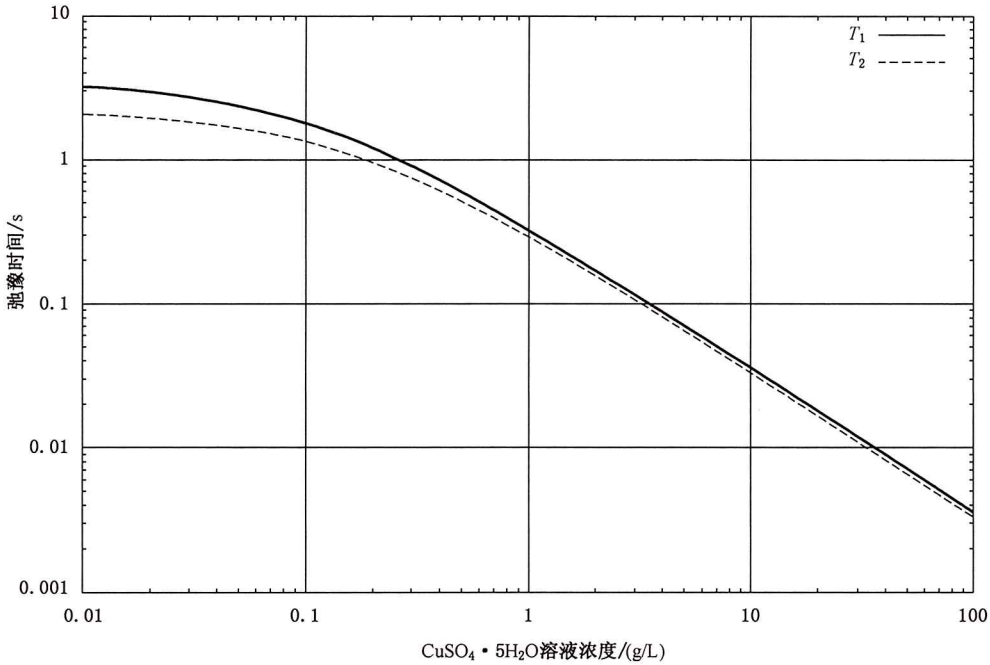


图 B.1　弛豫时间 T_1 和 T_2 与 $CuSO_4 \cdot 5H_2O$ 溶液浓度的关系

B.2.1.3　测试模具:电导率和介电特性

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　测试模具的电导率和介电特性

B_0 T	频率 MHz	肌肉介电 常数(ε_r)	肌肉和盐溶 液电导率 S/m	%NaCl g/100 mL	盐溶液介电 常数(ε_r)	盐溶液 λ 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
1.0	42.57	83.44	0.67	0.325	78.26	0.80

表 B.1 测试模具的电导率和介电特性（续）

B_0 T	频率 MHz	肌肉介电常数(ε_r)	肌肉和盐溶液电导率 S/m	%NaCl g/100 mL	盐溶液介电常数(ε_r)	盐溶液 λ m
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
2.0	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
3.0	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
4.0	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
5.0	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
6.0	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
7.0	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
8.0	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2 T场强下，具有代表人体尺寸的**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.2.1.4 测试模具：加载作为长度、半径和环状厚度的函数

考虑一个加载于鸟笼线圈的圆柱**测试模具**的半径 r（最大 $r=a$）、长度 L、电导率 σ 和密度 ρ。在均方根磁感应强度为 $B1_{rms}$ 和鸟笼射频发射线圈角频率为 ω，以及在一阶近似下，在该鸟笼线圈中的平均特定吸收率（SAR），可以使用公式（B.10）：

$$\mathrm{SAR}_{\mathrm{ave}}=\frac{\int_0^a \frac{\sigma\omega^2 B1_{\mathrm{rms}}^2 r^2}{2\rho}(2\pi rL)dr}{\pi a^2 L}=\frac{\sigma\omega^2 B1_{\mathrm{rms}}^2 a^2}{4\rho} \quad \cdots\cdots (\mathrm{B.10})$$

平均吸收功率(在固定的 $B1_{\mathrm{rms}}$ 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$=\rho(2\pi r^2 L)$],可以使用公式(B.11):

$$P_{\mathrm{ave}}=\mathrm{SAR}_{\mathrm{ave}}\rho\pi a^2 L=\frac{\sigma\omega^2 B1_{\mathrm{rms}}^2 a^4 \pi L}{4} \quad \cdots\cdots (\mathrm{B.11})$$

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 σ_2、半径$=\alpha$ 和长度$=\beta L$($\beta\leqslant 1$)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,可以使用公式(B.12):

$$R=\frac{\sigma_2\alpha^4\beta}{\sigma} \quad \cdots\cdots (\mathrm{B.12})$$

当 $\sigma_2=\sigma/(\alpha^4\beta)$ 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$=\beta L$($\beta\leqslant 1$)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,可以使用公式(B.13):

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

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 100g H_2O 中的氯化钠克数),可以使用公式(B.14):

$$C\%=\eta\sigma^{\psi} \quad \cdots\cdots (\mathrm{B.14})$$

式中:

η——0.493% m/S;

ψ——1.015。

B.2.1.5 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 弛豫时间少很多。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_2 弛豫,增加的带宽将导致更多的信号丢失(和更低的**信噪比**)。

为了允许比较不同厂商的协议,表 B.2 提供了将供应商的特定信息转换为所需的 BPP 的规则。

表 B.2 不同供应商提供的带宽相关数值

供应商[a]	数值	符号	单位	与像素带宽关系	注释
飞利浦	水-脂偏移	WFS	像素	$\mathrm{BPP}=\frac{\gamma\sigma B_0}{\mathrm{WFS}}$	$\gamma=42.58\times10^6$ Hz/T $\sigma=3.4\times10^{-6}$ B_0 为静磁场强度,单位为特斯拉(T);WFS 是根据扫描分辨率的像素定义的,重建分辨率没有考虑在内。扫描协议的 WFS 和 BPP 都显示在协议的"信息页面"上: WFS(像素)/BW(Hz)

表 B.2 不同供应商提供的带宽相关数值（续）

供应商[a]	数值	符号	单位	与像素带宽关系	注释
通用电气	半带宽	HB	Hz	$BPP=\frac{2HB}{采样点数}$	
—	全带宽	FB	Hz	$BPP=\frac{FB}{采样点数}$	
百胜	单位长度带宽	BPL	Hz/mm	$BPP=\frac{BPL \cdot RFOV}{采样点数}$	RFOV 是读出视野，单位为毫米(mm)
[a] 此处描述的信息可能已过时和/或不完整。西门子/联影医疗磁共振设备直接报告所需的 BPP。					

B.2.1.6 高场强(≥1.5 T)测试模具

高场强(≥1.5 T)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≥3 T 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 等于 Gd(TMHD)浓度(按重量的千分之一为计数值)。弛豫性(T_1 或 T_2，单位为毫秒)取决于曲线拟合常数(见表 B.3)b_0、b_1、b_2 和 b_3，可以表示为：

$$T_{1或2}=1/(b_0+b_1c+b_2c^2+b_3c^3)$$

表 B.3 Gd(TMHD)的弛豫拟合参数浓度≤比重的千分之四

常数	1.5 T		3 T	
	对 T_1	对 T_2	对 T_1	对 T_2
b_0	1.143×10^{-3}	2.023×10^{-3}	9.658×10^{-4}	2.013×10^{-3}
b_1	3.530×10^{-3}	6.960×10^{-3}	1.033×10^{-3}	1.231×10^{-2}
b_2	-2.209×10^{-3}	-3.625×10^{-3}	-4.816×10^{-4}	-5.599×10^{-3}
b_3	6.789×10^{-4}	1.061×10^{-3}	1.866×10^{-4}	1.381×10^{-3}

B.2.1.7 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**在磁共振设备中静置 15 min。

B.2.1.8 依赖于通道的背景噪声校正因子

当计算多通道幅度重建图像的背景噪声标准方差时，需要校正因子来产生合适的等效高斯噪声统

计量。可以从噪声感兴趣区的平均值或从噪声感兴趣区的标准方差计算多通道噪声统计，但是需要应用不同的校正因子。适当的校正因子也可以根据合并的图像通道的数量而变化。在使用根方和的根通道合并算法的情况下，使用表 B.4 确定适当的校正因子。

表 B.4　复合通道数量决定的噪声校正因子

复合通道数量	平均校正因子[a]	标准方差校正因子[b]	校正因子比例 （平均值/标准方差）[c]
1	1.25	0.66	1.91
2	1.88	0.68	2.75
3	2.35	0.69	3.40
4	2.74	0.70	3.94
5	3.08	0.70	4.42
6	3.39	0.70	4.85
7	3.68	0.70	5.25
8	3.94	0.70	5.61
9	4.18	0.70	5.96
10	4.42	0.70	6.29
11	4.64	0.70	6.60
12	4.85	0.70	6.89
13	5.05	0.70	7.18
14	5.24	0.70	7.45
15	5.43	0.70	7.71
16	5.61	0.70	7.97
17	5.79	0.70	8.22
18	5.96	0.70	8.46
19	6.12	0.70	8.69
20	6.29	0.70	8.92
21	6.44	0.71	9.14
22	6.60	0.71	9.35
23	6.75	0.71	9.57
24	6.89	0.71	9.77
25	7.04	0.71	9.98
26	7.18	0.71	10.17
27	7.31	0.71	10.37

表 B.4　复合通道数量决定的噪声校正因子（续）

复合通道数量	平均校正因子[a]	标准方差校正因子[b]	校正因子比例（平均值/标准方差）[c]
28	7.45	0.71	10.56
29	7.58	0.71	10.75
30	7.71	0.71	10.93
31	7.84	0.71	11.11
32	7.97	0.71	11.29
33	8.09	0.71	11.47
34	8.22	0.71	11.64
35	8.34	0.71	11.81
36	8.46	0.71	11.98
37	8.57	0.71	12.15
38	8.69	0.71	12.31
39	8.80	0.71	12.47
40	8.92	0.71	12.63
41	9.03	0.71	12.79
42	9.14	0.71	12.94
43	9.25	0.71	13.10
44	9.35	0.71	13.25
45	9.46	0.71	13.40
46	9.57	0.71	13.55
47	9.67	0.71	13.69
48	9.77	0.71	13.84
49	9.87	0.71	13.98
50	9.98	0.71	14.12
51	10.07	0.71	14.27
52	10.17	0.71	14.41
53	10.27	0.71	14.54
54	10.37	0.71	14.68
55	10.46	0.71	14.82
56	10.56	0.71	14.95
57	10.65	0.71	15.08

表 B.4 复合通道数量决定的噪声校正因子（续）

复合通道数量	平均校正因子[a]	标准方差校正因子[b]	校正因子比例（平均值/标准方差）[c]
58	10.75	0.71	15.22
59	10.84	0.71	15.35
60	10.93	0.71	15.48
61	11.02	0.71	15.60
62	11.11	0.71	15.73
63	11.20	0.71	15.86
64	11.29	0.71	15.98
65	11.38	0.71	16.11
66	11.47	0.71	16.23
67	11.55	0.71	16.36
68	11.64	0.71	16.48
69	11.73	0.71	16.60
70	11.81	0.71	16.72
71	11.90	0.71	16.84
72	11.98	0.71	16.96
73	12.06	0.71	17.07
74	12.15	0.71	17.19
75	12.23	0.71	17.31
76	12.31	0.71	17.42
77	12.39	0.71	17.54
78	12.47	0.71	17.65
79	12.55	0.71	17.76
80	12.63	0.71	17.87
81	12.71	0.71	17.99
82	12.79	0.71	18.10
83	12.86	0.71	18.21
84	12.94	0.71	18.32
85	13.02	0.71	18.43
86	13.10	0.71	18.53
87	13.17	0.71	18.64

表 B.4　复合通道数量决定的噪声校正因子（续）

复合通道数量	平均校正因子[a]	标准方差校正因子[b]	校正因子比例（平均值/标准方差）[c]
88	13.25	0.71	18.75
89	13.32	0.71	18.85
90	13.40	0.71	18.96
91	13.47	0.71	19.07
92	13.55	0.71	19.17
93	13.62	0.71	19.27
94	13.69	0.71	19.38
95	13.77	0.71	19.48
96	13.84	0.71	19.58
97	13.91	0.71	19.69
98	13.98	0.71	19.79
99	14.05	0.71	19.89
100	14.12	0.71	19.99
101	14.20	0.71	20.09
102	14.27	0.71	20.19
103	14.34	0.71	20.29
104	14.40	0.71	20.38
105	14.47	0.71	20.48
106	14.54	0.71	20.58
107	14.61	0.71	20.68
108	14.68	0.71	20.77
109	14.75	0.71	20.87
110	14.82	0.71	20.96
111	14.88	0.71	21.06
112	14.95	0.71	21.15
113	15.02	0.71	21.25
114	15.08	0.71	21.34
115	15.15	0.71	21.44
116	15.22	0.71	21.53
117	15.28	0.71	21.62

表 B.4 复合通道数量决定的噪声校正因子（续）

复合通道数量	平均校正因子[a]	标准方差校正因子[b]	校正因子比例（平均值/标准方差）[c]
118	15.35	0.71	21.71
119	15.41	0.71	21.81
120	15.48	0.71	21.90
121	15.54	0.71	21.99
122	15.60	0.71	22.08
123	15.67	0.71	22.17
124	15.73	0.71	22.26
125	15.80	0.71	22.35
126	15.86	0.71	22.44
127	15.92	0.71	22.53
128	15.98	0.71	22.62
129	16.05	0.71	22.70
130	16.11	0.71	22.79
131	16.17	0.71	22.88
132	16.23	0.71	22.97
133	16.29	0.71	23.05
134	16.36	0.71	23.14
135	16.42	0.71	23.23
136	16.48	0.71	23.31
137	16.54	0.71	23.40
138	16.60	0.71	23.48
139	16.66	0.71	23.57
140	16.72	0.71	23.65
141	16.78	0.71	23.74
142	16.84	0.71	23.82
143	16.90	0.71	23.91
144	16.96	0.71	23.99
145	17.01	0.71	24.07
146	17.07	0.71	24.16
147	17.13	0.71	24.24

表 B.4 复合通道数量决定的噪声校正因子（续）

复合通道数量	平均校正因子[a]	标准方差校正因子[b]	校正因子比例（平均值/标准方差）[c]
148	17.19	0.71	24.32
149	17.25	0.71	24.40
150	17.31	0.71	24.48
151	17.36	0.71	24.57
152	17.42	0.71	24.65
153	17.48	0.71	24.73
154	17.54	0.71	24.81
155	17.59	0.71	24.89
156	17.65	0.71	24.97
157	17.71	0.71	25.05
158	17.76	0.71	25.13
159	17.82	0.71	25.21
160	17.87	0.71	25.29
161	17.93	0.71	25.37
162	17.99	0.71	25.45
163	18.04	0.71	25.52
164	18.10	0.71	25.60
165	18.15	0.71	25.68
166	18.21	0.71	25.76
167	18.26	0.71	25.84
168	18.32	0.71	25.91
169	18.37	0.71	25.99
170	18.43	0.71	26.07
171	18.48	0.71	26.14
172	18.53	0.71	26.22
173	18.59	0.71	26.30
174	18.64	0.71	26.37
175	18.69	0.71	26.45
176	18.75	0.71	26.52
177	18.80	0.71	26.60

表 B.4 复合通道数量决定的噪声校正因子（续）

复合通道数量	平均校正因子[a]	标准方差校正因子[b]	校正因子比例（平均值/标准方差）[c]
178	18.85	0.71	26.67
179	18.91	0.71	26.75
180	18.96	0.71	26.82
181	19.01	0.71	26.90
182	19.07	0.71	26.97
183	19.12	0.71	27.05
184	19.17	0.71	27.12
185	19.22	0.71	27.19
186	19.27	0.71	27.27
187	19.33	0.71	27.34
188	19.38	0.71	27.41
189	19.43	0.71	27.49
190	19.48	0.71	27.56
191	19.53	0.71	27.63
192	19.58	0.71	27.70
193	19.63	0.71	27.78
194	19.69	0.71	27.85
195	19.74	0.71	27.92
196	19.79	0.71	27.99
197	19.84	0.71	28.06
198	19.89	0.71	28.13
199	19.94	0.71	28.20
200	19.99	0.71	28.28
201	20.04	0.71	28.35
202	20.09	0.71	28.42
203	20.14	0.71	28.49
204	20.19	0.71	28.56
205	20.24	0.71	28.63
206	20.29	0.71	28.70
207	20.33	0.71	28.77

表 B.4　复合通道数量决定的噪声校正因子（续）

复合通道数量	平均校正因子[a]	标准方差校正因子[b]	校正因子比例（平均值/标准方差）[c]
208	20.38	0.71	28.84
209	20.43	0.71	28.91
210	20.48	0.71	28.97
211	20.53	0.71	29.04
212	20.58	0.71	29.11
213	20.63	0.71	29.18
214	20.68	0.71	29.25
215	20.72	0.71	29.32
216	20.77	0.71	29.39
217	20.82	0.71	29.45
218	20.87	0.71	29.52
219	20.92	0.71	29.59
220	20.96	0.71	29.66
221	21.01	0.71	29.72
222	21.06	0.71	29.79
223	21.11	0.71	29.86
224	21.15	0.71	29.92
225	21.20	0.71	29.99
226	21.25	0.71	30.06
227	21.30	0.71	30.12
228	21.34	0.71	30.19
229	21.39	0.71	30.26
230	21.44	0.71	30.32
231	21.48	0.71	30.39
232	21.53	0.71	30.45
233	21.58	0.71	30.52
234	21.62	0.71	30.59
235	21.67	0.71	30.65
236	21.71	0.71	30.72
237	21.76	0.71	30.78

表 B.4　复合通道数量决定的噪声校正因子（续）

复合通道数量	平均校正因子[a]	标准方差校正因子[b]	校正因子比例（平均值/标准方差）[c]
238	21.81	0.71	30.85
239	21.85	0.71	30.91
240	21.90	0.71	30.98
241	21.94	0.71	31.04
242	21.99	0.71	31.10
243	22.03	0.71	31.17
244	22.08	0.71	31.23
245	22.12	0.71	31.30
246	22.17	0.71	31.36
247	22.21	0.71	31.42
248	22.26	0.71	31.49
249	22.30	0.71	31.55
250	22.35	0.71	31.61
251	22.39	0.71	31.68
252	22.44	0.71	31.74
253	22.48	0.71	31.80
254	22.53	0.71	31.87
255	22.57	0.71	31.93
256	22.62	0.71	31.99

[a] 将测得的整流噪声平均值除以该因子，得出校正后的噪声标准偏差。
[b] 将测得的整流噪声标准偏差除以该因子，得出校正后的噪声标准偏差。
[c] 这可能是测得噪声统计有用的质量测试。

B.2.2　参考书目

更多的信息请查阅参考文献[1]、[2]、[4]和[5]。

B.3　关于 4.3：均匀性

B.3.1　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。射频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。

B.3 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，指示射频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。

吉布斯振铃伪影可能会使均匀性测量失真。因此，允许将测量感兴趣区面积减少到不低于规范区域面的 85%。

B.3.2 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。

平均绝对偏差(AAD)定义为：

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

式中，$\overline{Y}$是数据Y的平均数，$|Y|$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。所以它与方差和标准差相比受极限值的影响较小。

示例：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.3.3 驻波

场强为 1.5 T 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 1.5 T 的时候使用含油的**测试模具**[6]。

B.4 关于 4.5：二维几何畸变

B.4.1 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，这些场值和它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，如公式(B.15)～公式(B.18)：

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

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

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

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

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。

式中：

$\vec{r}$ ——像素相对于磁场中心的位置；

$\Delta B_0(\vec{r})$ ——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}, G_{ph}, G_{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。

相位编码方向公式(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。如公式(B.15)和公式(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，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 ppm 的范围，比如，1.0 T 为 43 Hz，1.5 T 为 64 Hz。这意味着，用常用的 BPP 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，一次数据采集获取所有数据的 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或缩小要分别承受信号强度减小或增大的代价。

注：一些系统能允许**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**图片能提供有用的额外信息。

B.4.2 缺陷

B.4.2.1 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 δ 和 σ_s 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 δ 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.4.2.2 误差对几何畸变尺度的影响

中心误差对 δ 的影响通过公式(B.19)估算(见图 B.2)：

$$R^2 = (r \cdot \cos\theta + \varepsilon)^2 + (r \cdot \sin\theta_r)^2 \qquad \text{(B.19)}$$

当 $r > 0$ 和 $\frac{\varepsilon}{R} << 1$

$$r \cong R \cdot \left[1 - \frac{\varepsilon}{R} \cdot \cos\theta_r - \frac{1}{2}\left(\frac{\varepsilon}{R}\right)^2 \cdot \sin^2\theta_r\right] \qquad \text{(B.20)}$$

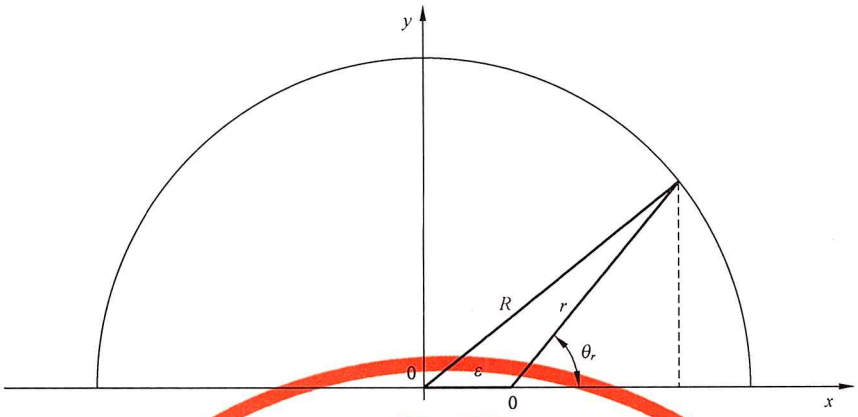


图 B.2　中心误差

$N_d >> 1$ 时，$\bar{r}$ 的近似值是

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

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

参见 4.5.5，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。

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

B.4.2.3　误差对方差几何畸变的影响

第 i 个测量半径可以用公式(B.24)来计算：

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

式中，$\Delta_i(P)$ 为所选测量点不在 ROI 边界上造成的误差，$\Delta_i(\varepsilon)$ 为中心误差，$\Delta_i(\delta)$ 为几何畸变。

将公式(B.24)代入公式(B.20)，$N_d >> 1$ 忽略混合项，因为 $\Delta_i(P)$、$\Delta_i(\varepsilon)$ 和 $\Delta_i(\delta)$ 是不相关的变量，得到公式(B.25)～公式(B.27)：

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

和

$$\sigma_\delta \leqslant \frac{1}{R}\left[\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_d}\Delta_i(\delta)^2}{N_d - 1}} + \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_d}\Delta_i(\varepsilon)^2 + \Delta_i(P)^2}{N_d - 1}}\right] \quad \cdots\cdots (B.26)$$

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

根据公式(B.24)和公式(B.27)得

$$\Delta_i(\varepsilon)=r_i-\bar{r}\cong R\cdot\left[\frac{\varepsilon}{R}\cdot\cos\theta_{r,i}+\frac{1}{4}\left(\frac{\varepsilon}{R}\right)^2\cdot\cos2\theta_{r,i}\right] \quad \cdots\cdots(\text{B.28})$$

将公式(B.28)代入公式(B.27)，$N_d>>1$ 时用角度定积分近似，忽略 ε 非线性性质，得到：

$$\sigma_{\delta'}\leqslant\sigma_\delta+\frac{1}{R}[\Delta(P)+\varepsilon] \quad \cdots\cdots(\text{B.29})$$

合理的假设公式(B.29)中 $\Delta(P)\leqslant\varepsilon$，得

$$\sigma_\delta'\cong\sigma_\delta+\frac{\varepsilon}{R} \quad \cdots\cdots(\text{B.30})$$

B.4.2.4 比例和方差几何畸变总结

有效比例几何畸变与 $\frac{\varepsilon}{R}$ 的平方相关，而有效方差几何畸变与其线性相关。

测量到的几何畸变，例如：

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

或

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

对实际图像有显著的几何畸变。

注：在有或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.4.2.5 三维几何畸变测试模具设计建议

三维畸变测量对于图像引导程序非常重要，其中，要求 2 mm 或更小误差的图像位置精度。磁共振成像中空间信息的准确性对于图像引导程序，肿瘤位置和体积的量化，来自不同模态的图像的共同配准以及神经外科计划变得更加重要。因为适当地调整辐射束的尺寸并准确地引导辐射是很重要的，因此，如果磁共振图像被用于指导外部自适应光束辐射治疗和计划，空间几何精度也很重要。此外，如果通过容积测量来量化治疗进展，理解几何畸变如何改变感知的容积，以及随着磁共振图像中几何畸变减小，其他模态图像与磁共振图像配准的改善是很重要的。此外，结果可用于对图像使用畸变校正，或用于量化梯度非线性及其对各种定量测量的影响。例如表观扩散系数(ADC)测量，其中梯度非线性可能引入 ADC 图像中不想要的空间不均匀性；例如在相位对比磁共振成像中，其中梯度非线性引入流速误差。由于这些原因，需要仔细关注测试模具设计，如下所述。

测试模具结构的准确性和刚性是关键特性。确保测试模具中没有残留金属加工碎屑。作为选择，新的三维制造方法对于测试模具结构可能是足够精确的。测试模具结构精度应至少比最小像素尺寸减少了 4/5(例如：1 mm 图像像素导致 0.2 mm 测试模具结构精度)，并且更好的精度(10×或0.1 mm 结构精度)是优选的。

测试模具边界形状及其结构部分决定测试模具自身引入的场畸变的程度。应尽可能避免尖锐的外

角，或使其尽可能远离测量区域。球形形状是理想的，因为其与磁场的相互作用最小，但从制造角度来看可能不实际。圆柱形状对于减小测试模具引起的场畸变是有用的[8,9]。各种测试模具设计也在参考文献[10]～[15]中示出。

测试模具壁厚是另一个重要的设计考虑因素。空气/壁界面引入磁场的局部磁化率畸变。通过增加壁厚从而增加空气/壁界面与磁共振信号产生体积之间的距离可以使磁化率引起的误差最小。确保测试模具始终完全填满，否则气隙将在气泡周围引入磁化率伪影。

塑料具有一系列磁化率值。最小化测试模具流体填充材料和塑料外壳之间的磁化率差异可以减少样品引起的磁化率畸变[14,15]。对于所使用的特定测试模具设计，应估计由这些磁化率差异引入的图像畸变误差。

还应考虑测试模具外壳材料和流体填充材料的兼容性。例如，丙烯酸纤维会吸收水分并改变尺寸，如果不加以考虑，可能会导致测量误差。考虑尺寸变化的制造方法可以解决这个问题。

对于具有显著流体体积的大型三维测试模具，随着温度变化，流体和壳体材料之间的体积热膨胀系数(CTE_V)差异可导致密封的测试模具容器内明显内部压力或真空，导致结构变形和可能的误差来源。例如，水和矿物油都具有 3 倍和 10 倍丙烯酸纤维的热膨胀系数。通过确保其在一致的室温下使用和/或集成补偿技术，例如，可膨胀/可收缩的二级流体储存器以允许流体的膨胀和收缩，可以确保测试模具随温度变化的几何稳定性。如果测试模具预装了液体，膨胀储存器还可以降低运输过程中泄漏的风险。

B.5 关于 4.6：空间分辨率

B.5.1 基本原理

空间分辨率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 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：

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

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

$$L<4\Delta x$$

那么成像系统不传输高空间频率($2/L$，$3/L$，…)。对于该方法，小 L 值是优选的。在高分辨率图像的情况下，建议只有高于 $2\Delta x$ 的值才能获得合理的板厚。因此，在上述条件下，幅度图像$|b(x)|$只包括基本模态：

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

$\frac{d}{L}\geqslant 0.603$ 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，可以去除取模操作符：

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

计算标准差(σ)和平均值(S)为：

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

$$\sigma=\left\{\frac{1}{L}\int_0^1(b(x)-S)^2\mathrm{d}x\right\}^{1/2}=\frac{\sqrt{2}}{\pi}\sin\left(\frac{d}{L}\pi\right)\mathrm{MHF}\left(\frac{1}{L}\right)$$

则标准差除以平均值为：

$$\frac{\sigma}{S}=\frac{\sqrt{2}\sin\left(\frac{d}{L}\pi\right)}{\pi\frac{d}{L}}\mathrm{MTF}\left(\frac{1}{L}\right)$$

因此 $d/L=0.61$ 时，MTF 与 σ/S 线性相关：

$$\mathrm{MTF}\left(\frac{1}{L}\right)=\frac{\pi\frac{d}{L}}{\sqrt{2}\sin\left(\frac{d}{L}\pi\right)}\frac{\sigma}{S}=1.44\frac{\sigma}{S}$$

采用$\frac{d}{L}\geqslant0.603$ 的线型保证了测量的 σ/S 比值和 MTF 之间线性相关。

因为平面数量有限，物体含有除 0 和$\pm1/L$ 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 MTF，而是区间的 $1/L(1-1/n)$到 $1/L(1+1/n)$ 的“平均值”。定义此频率区间内的平均调制 $m(1/L)$为：

$$m\left(\frac{1}{L}\right)=\frac{\sigma}{S}$$

用不同形状的 MTF 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 MTF 为 1）。需要 MTF≥0.8 以识别从 1 到 0 急剧下降，并且足以描述标准笛卡傅里叶 MR 成像的分辨率。这大约相当于应调制的最低限度：

$$m(1/L)\geqslant\frac{\sqrt{2}\sin\left(\frac{d}{L}\pi\right)}{\pi\frac{d}{L}}\cdot0.8=0.56$$

B.5.2 缺陷

椭圆形的滤波无法用该文件中描述的方法测试。需要在接近 45°的角度进行额外测量是来验证矩形 k 空间已被填满。

B.6 关于 4.7：鬼影

B.6.1 基本原理

B.6 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 FOV，它们会卷叠到图像中。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、电磁干扰和漂移。

某些类型的鬼影（通常称为“线性相位”鬼影）具有依赖于频率编码方向位置的幅度；允许测试模具

在该方向上覆盖大部分 FOV 可以帮助检测伪影。

B.6.2 缺陷

如果 TR 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,由电力线的电磁干扰造成的不稳定性和鬼影将消失。选择该周期的非整数倍(例如:TR=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 TR。

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(通常它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(如 256),如果"每次扫描频率"的不稳定性超过它的一半(128,对应于一半 FOV),那么鬼影将卷叠到那些超出的像素数对应位置。

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,有必要在较高的**信噪比**(SNR≥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 FOV,减小 BPP,或者改变翻转角,来增加**信噪比**。不允许改变 TE,因为探测到的不稳定随着 TE 的减小而降低。同样,不允许进行平均,因为假设鬼影不稳定性与扫描参数不一致,这样取平均值会降低鬼影值。

最小矩阵大小固定为 192,以确保最终重建图像具有足够的大小,因此 25 像素 ROI 足够大以允许统计评估,但小到足以提供良好局部的信息。

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

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 ROIS(仅测量不被其他因素影响的部分)。

为了获得足够的信噪比,以下扫描参数具有影响:

——FOV:更大的 FOV 增加了体素尺寸,按比例增加信噪比;

——层厚:更大的层厚增加了体素尺寸,按比例增加信噪比;

——BPP:较低的值会降低接收的噪声功率,因此会增加信噪比;

——相位编码的数量:较低的值会增加体素的尺寸,从而增加信噪比;

——翻转角度:对于梯度回波扫描,存在最佳翻转角度 称为"恩斯特角",它取决于重复时间 T_R 和信号产生材料的 T_1,如下所示:

$$\alpha_E = \arccos(e^{-T_R/T_1})$$

因此,应选择此最佳值附近的翻转角以优化信噪比。

在此测试中,使用相位过采样不是增加信噪比的选项,因为它通常意味着在最终图像呈现之前裁剪扩展 FOV,因此引入鬼影被裁剪掉的风险,不再可测。

考虑几何畸变校正通常在临床设置中启用的事实,并且在某些情况下甚至不能被用户禁用,如果在此处强制执行几何畸变校正以定义一致的测试环境,对于稳定性试验也是有用的。

B.6.3 参考书目

在参考文献[7]中可以找到更多的信息。

B.7 关于5:稳定性试验

B.7.1 基本原理

每个场地都可以开发它们自己的,独立于本文件,涵盖所有方面的最小的质量保证程序,类似本文件概述的质量政策。有效的质量保证测试是快速、简单、灵敏、鲁棒并且有效的。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。

本文件未明确**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, R. M. Measurement of signal intensities in the presence of noise in MR images. Med. Phys,1984(12):232-233.

[2] Constantinides C. D., Atalar, E., McVeigh E. R. Signal-to-Noise Measurements in Magnitude Images from NMR Phased Arrays, Magn. Reson. Med, 1997 (38): 852-857. DOI: http://dx.doi.org/10.1002/mrm.1910380524 (together with erratum, DOI: http://dx.doi.org/10.1002/mrm.20130).

[3] M. Steckner, D. Drost, F. Prato.Computing the modulation transfer function of a magnetic resonance imager.Medical Physics,1994,21 (3):483-489.

[4] Gore, J. C., Kennan, R. P., and Zhong, J. MRI Contrast Agents -Principles and Constraints.The Physics of MRI: 1992 AAPM Summer School Proceedings,1992:48-505.

[5] Schenck, J.F.The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kind.Med. Phys, 1996,23(6): 815-850.

[6] P.S. Tofts, G.J. Barker, T.L. Dean H. Gallagher, A.P. Gregory, and R.N. Clarke.A low dielectric constant customized phantom design to measure RF coil nonuniformity.Magnetic Resonance Imaging,1997,15(1):69-75.

[7] Wood, M.L., and Xiang, Q.S.Motion Artifacts and Remedies. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Monograph No. 21: The Physics of MRI, P. Sprawls and M. Bronskill, eds.American Institute of Physics, New York, 1993:383-411.

[8] Ludeke, K. M., P. Roschmann, and R. Tischler. Susceptibility Artifacts in NMR Imaging. Magn Reson Imaging,1985,3(4): 329-43.

[9] Mah, D., M. Steckner, E. Palacio, R. Mitra, T. Richardson, and G. E. Hanks.Characteristics and Quality Assurance of a Dedicated Open 0.23T MRI for Radiation Therapy Simulation.Medical Physics ,2002,29(11):2541-47.

[10] Wang, D. and D. M. Doddrell.A Proposed Scheme for Comprehensive Characterization of the Measured Geometric Distortion in Magnetic Resonance Imaging Using a Three-Dimensional Phantom.Medical Physics, 2004,31(8)2212-18.

[11] Wang, D., D. M. Doddrell, and G. Cowin.A Novel Phantom and Method for Comprehensive 3-Dimensional Measurement and Correction of Geometric Distortion in Magnetic Resonance Imaging. Magn Reson Imaging ,2004,22(4): 529-42.

[12] Wang, D., W. Strugnell, G. Cowin, D. M. Doddrell, and R. Slaughter.Geometric Distortion in Clinical MRI Systems: Part I: Evaluation Using a 3D Phantom.Magn Reson Imaging ,2004,22(9): 1211-21.

[13] Matthias C. Wapler, Jochen Leupold, Iulius Dragonu, Dominik von Elverfeld, Maxim Zaitsev, Ulrike Wallrabe, Magnetic properties of materials for MR engineering, micro-MR and beyond.Journal of Magnetic Resonance 2014, 242: 233-242. http://dx.doi.org/10.1016/j.jmr.2014.02.005.

[14] Lesley N. Baldwin, Keith Wachowicz, Steven D. Thomas, Ryan Rivest and B. Gino Fal-

lone. Characterization, prediction, and correction of geometric distortion in 3T MR images. Med. Phys., 2007, 34: 388. http://dx.doi.org/10.1118/1.2402331.

[15] T. Tadic, D. Jaffray, and T. Stanescu. TU-G-134-02: A Harmonic Field Approach to Quantifying MRI Spatial Accuracy for MRIgRT. Med. Phys., 2013, 40: 460-461. http://dx.doi.org/10.1118/1.4815480.

[16] S. Akoka, F. Franconi, F. Seguin, A. Le Pape. Radiofrequency Map Of An NMR Coil By Imaging. Magnetic Resonance Imaging, 1993, 11. 437-441.

YY/T 0482—2022

中华人民共和国医药
行业标准
医用磁共振成像设备
主要图像质量参数的测定
YY/T 0482—2022
*
中国标准出版社出版发行
北京市朝阳区和平里西街甲2号(100029)
北京市西城区三里河北街16号(100045)
网址 www.spc.net.cn
总编室:(010)68533533 发行中心:(010)51780238
读者服务部:(010)68523946
中国标准出版社秦皇岛印刷厂印刷
各地新华书店经销
*
开本 880×1230 1/16 印张 4.75 字数 148 千字
2022年7月第一版 2022年7月第一次印刷
*
书号:155066·2-36668 定价 79.00 元

YY/T 0482-2022

码上扫一扫 正版服务到