

中华人民共和国医药行业标准

YY/T 0482-20XX/IEC 62464-1:2018
代替YY/T 0482-2010

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 62464-1:2018, MOD)

20XX-XX-XX发布

20XX-XX-XX实施

国家药品监督管理局 发布

目 次

目 次	I
前 言	II
1 范围	1
2 规范性引用文件	1
3 术语、定义和符号	2
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	8
4.3 均匀性	9
4.4 二维扫描的层厚	100
4.5 二维几何畸变	122
4.6 空间分辨率	17
4.7 鬼影	19
5 稳定性试验	201
5.1 目的和原理	201
5.2 测试模具的要求	211
5.3 扫描特性	211
5.4 测量步骤	211
5.5 数据分析、结果报告和容差	212
附录 A (规范性附录)	223
附录 B (资料性附录)	36
术语索引	532
参考书目	543
图 1 在斜板法中的信号强度剖面	111
图 2 测试模具旋转的校正	122
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	144
图 4 用于球形规范区域体的基准标记测试模具举例	145
图 5 测定半径	16
图 6 周期型样	17
图 7 冠状位扫描的周期型样的图像和感兴趣区域的位置	18
图 8 横断位和矢状位扫描的周期型样的图像和感兴趣区域的位置	18
图 9 测试模具以及对信号、鬼影和噪声测量的感兴趣区域的样图	21

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 62464-1:2018《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 62464-1:2018 的主要差异如下：

对 IEC 62464-1:2018，本标准做了下列编辑性修改：

——删除了 IEC 62464-1:2018 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；

——根据中文版式的要求，页码、字体和字号等做了修改，不影响一致性程度。

——根据中文版式的特点，对 IEC 62464-1:2018 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—2010，同时 YY/T 0482—2010 废止。

本标准与 YY/T 0482—2010 相比主要差异如下：

——对测试进行修改以符合技术进步；

—— B_0 的范围从 4T 增加到 8T。

本标准的附录 A 为规范性附录，附录 B 为资料性附录。

本标准由国家食品药品监督管理局提出。

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（深圳）磁共振有限公司、上海联影医疗科技有限公司、航卫通用电气医疗系统有限公司。

本标准主要起草人：。

本标准所代替标准的历次版本发布情况为：

——YY/T 0482—2004

——YY/T 0482—2010。

医用成像磁共振设备 主要图像质量参数的测定

1 范围

本文件规定了为测定许多主要的**磁共振设备**图像质量参数的测量程序。在文件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。

并非所有测试都提供了验收试验所需的性能级别。

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 **8T** 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。

本文件的范围也仅限于测量对**测试模具**上采集的图像质量特性，而不是对**患者**的图像。

在本文件中规定的测量程序针对：

- a) **制造商**，他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**，他按本文件描述的方法确认**磁共振设备**的性能，
- c) **管理当局**，他能依据本文件，和
- d) **责任机构**，他愿意执行本文件所描述方法的**验收试验**和**稳定性试验**。

本文件定义的主要图像质量参数和测量方法：

- **信噪比**，
- **均匀性**，
- **二维扫描的层厚**，
- **几何畸变**，
- **空间分辨力**，和
- **鬼影**。

这些程序中的每一个能单独执行或与任何其他程序组合执行。

本文件描述首选的测量程序，在附录 **A** 中也描述了可选规范性方法。可选规范性方法可以替代首选试验方法。如有必要，在本文件没描述过的其他方法也能使用，只要这些其他试验方法用本文件描述的方法验证过并归档。其他试验方法的验证，要求通过与原始方法的比较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。所有方法将产出定量结果。

首选和可选方法的原理阐述和它们的缺陷在附录 **B** 中陈述。

本文件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，可在附录 **A** 找到中以试验方法的举例。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。

注：本文件中的所有方法均未在 **3T** 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

下列引用文件为本标准的应用是必不可少的。对注日期的文件，只引用该版本。对未注日期的文件，引用文件最新版（包括修订件）。

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

YY 0319 医用电气设备 第2-33部分：医疗诊断用磁共振设备安全专用要求

GB/T xxxx – 200x 医用电气设备 – 术语定义汇编 (IEC TR 60788:2004, MOD)

3 术语、定义、符号和缩略语

3.1 术语和定义

出于本文件的目的, GB9706.1、YY0319、IEC TR 60788中的术语和定义以及下列术语和定义适用。

ISO和IEC维护的用于标准化的术语数据库, 地址如下:

- IEC 电子开放平台: <http://www.electropedia.org/>
- ISO 在线浏览平台: <http://www.iso.org/obp>

注1: 也可参见IEC专业词典: <http://std.iec.ch/glossary>

注2: 从第xx页开始可以找到已定义术语的索引

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: GB/T 19042.5]

3.1.2

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。

3.1.3

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: GB/T 19042.5]

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

视野 FOV

FOV

操作者需求的成像区域尺寸。

注 1: 如果成像区域是正方形或矩形, 则分别规定分别以 mm 为单位的一个或二个直线度量值表示。

3.1.7

半高宽 FULL WIDTH AT HALF-MAXIMUM

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: GB/T 19042.5]

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1：一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
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。
 注1：磁共振设备是可编程医用电气系统（PEMS）。
 [来源：YY 0319]
- 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]
- 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]
- 3.1.17
患者 patient
 接收内科、外科或者牙科检查的生物（人或动物）。
 注1：患者可能是操作者。
 [来源：GB 9706.1]
- 3.1.18
相位过采样 phase oversampling
 通过相同的因子增加相位编码视野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：相位编码视野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
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。

3.1.20

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

图像中的局部区域，在特定时间里特别感兴趣的图像区域。

[来源：GB/T 19042.5]

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。

[来源：GB 9706.1]

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1：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。

3.1.30

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标准的要求。

[来源: GB 9706.1]

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

B_0 静磁场

B_1 射频磁场

FT 傅立叶变换

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（由例如聚丙烯坛、珀斯佩有机玻璃坛制成），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 ）与患者身体相类似。（典型值： $T_1 < 1200$ ms， $T_2 > 50$ ms，自旋密度 $\rho = \rho_{H_2O}$ （ $1 \pm 30\%$ ））。通过往信号产生物质（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 ） $^{\circ}\text{C}$ 。

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，本标准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大约为50kg~90kg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： $\pm 15\%$
- 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

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50kg~90kg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	
扫描仪供应商/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
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

测试(条款号)		信噪比 (4.2)	均匀性 (4.3)	层厚 (4.4)	几何畸变 (4.5)	空间分辨力 (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
频率编码视野	mm						
相位编码视野	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	不适用	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
视野中心坐标	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	$>3T_1$	$>3T_1$	$>3T_1$	$>3T_1$	$>3T_1$	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
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)	视野因子	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信噪比上有相应变化。此外，信噪比在很大程度上有射频接收线圈定义。

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±30mm（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，
- $TR = \geq$ 信号产生材料的 $3T_1$ ，
- $TE = 30 \text{ ms}$ 或 \leq 信号产生材料的 $(1/3) T_2$ ，取二者小者，
- 像素带宽应设置为临床相关的值，这可能取决于场强（如0.5T时取100 Hz/像素,1.5T时取300 Hz/像素,3T时取600 Hz/像素），
- FOV足够大以覆盖测试模具，
- 矩阵256以覆盖测，
- 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15min）。

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5min。两次扫描期间应不调整或校准。

4.2.5 数据分析和容差

感兴趣区域（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中在感兴趣区域内的平均像素值。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）。

步骤4，计算信噪比：

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

注：在信噪比计算过程中，将用2的平方根值除测量的SD，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 信噪比结果报告

参数	值/单位
扫描剖面方向	
相位编码方向	
感兴趣区域形状	
感兴趣区域尺寸	mm ²

参考位置	
平均信号值S	
噪声标准方差	
信噪比	

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，均匀性典型地由发射和接收使用的线圈同时决定。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，但测量值应来自感兴趣区域，该感兴趣区域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信噪比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±30mm（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3T₁，
- TE = 30 ms或≤信号产生材料的（1/3）T₂，取二者小者，
- 像素带宽应设置为临床相关值，这可能取决于场强（如0.5T时取100 Hz/pixel, 1.5T时取300 Hz/pixel, 3T时取600 Hz/pixel），
- 视野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：使用高信噪比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，为了防止旋涡伪影，在扫描之前等待适当时间（例如，对大的测试模具等待15min）。

4.3.5 数据分析和容差

在感兴趣区域中信号值的归一化绝对误差均值定义为

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

其中：

S_i 为在感兴趣区域中的单个像素值，

S 为在感兴趣区域中的所有像素的平均值，

|S_i - S| 为像素i的绝对误差，和

N 为在感兴趣区域中的像素总数。

对各射频线圈评估，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至少包含规范区域面的85%。

b) 计算感兴趣区域中的NAAD,即均匀性的测量值：

$$U = NAAD$$

c) 另外, 定义非均匀性 NU :

$$NU=100-U \quad (2)$$

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	
感兴趣区域形状	
感兴趣区域尺寸	mm ²
参考位置	
感兴趣区域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, 使用具有良好信噪比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

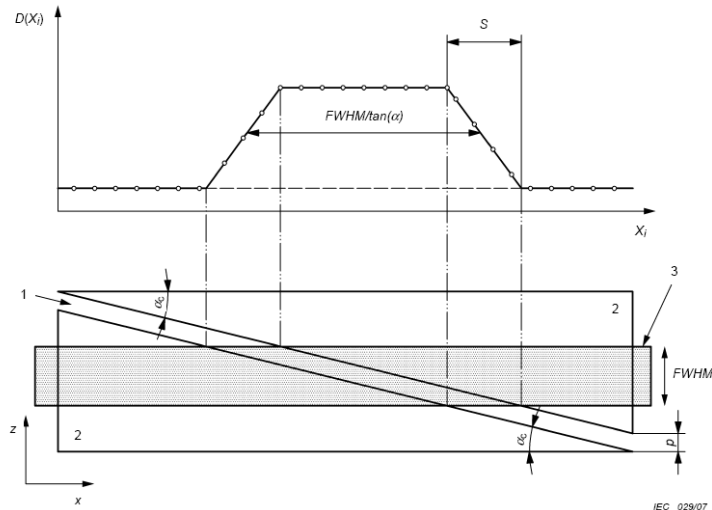
测试模具由二个薄的能产生磁共振信号的材料斜板相面对构成, 斜板用无磁共振激活材料封闭。二个板的斜面与图像的一个轴形成一个角度 α_c (典型范围为 $\alpha_c = 5^\circ - 12^\circ$)。

例如, 当 $\alpha_c = 5.71^\circ$ 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, 对应实测剖面的半高宽(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:

$$p \leq FWHM / 5$$

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 $\pm 30\text{mm}$ ，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，
- $\text{TR} = \text{信号产生材料的} 3T_1$ ，
- $\text{TE} = 30\text{ ms}$ 或 $\leq \text{信号产生材料的} (1/3) T_2$ ，取二者小者，
- 像素带宽应设置为临床相关值，这可能取决于场强（如 0.5T 时取 100 Hz/pixel ， 1.5T 时取 300 Hz/pixel ， 3T 时取 600 Hz/pixel ），
- 应选择视野，使得层厚图像至少覆盖20像素，即视野小于，
$$\text{FOV} < \frac{256\text{FWHM}}{20 \tan \alpha}$$
- 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，片层剖面的信噪比（即平台顶部的平均信号相对于从平台上移除的标准方差-不是图像的信噪比）应大于20。一般情况下，单次平均的信噪比太低。通过使用多次平均（增加测量时间）可以提高信噪比。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位置的像素强度标为 $D(X_i)$ 。 $D(X_i)$ 的半高宽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，可提高片层剖面的信噪比和测量精度。

层厚为延伸剖面 $D(X_i)$ 的半高宽与 $\tan(\alpha_c)$ 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 可以从二个相对的板的层厚测量值 w_1 和 w_2 计算出。按下列等式计算:

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

校正的层厚按下列等式计算:

$$FWHM = w_1 \tan(\alpha_c + \theta)$$

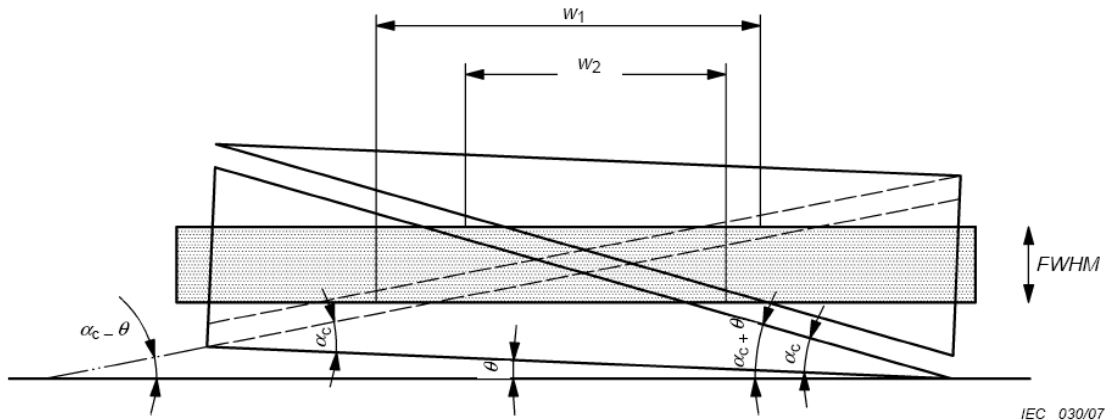


图2 测试模具旋转的校正, 虚线显示的是相对板的位置

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)	
片层剖面平台的信噪比	
参考位置	
标称层厚 (TH_n)	
测得的层厚 (TH_m)	
$100 * TH_m - TH_n / TH_n$	%

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，和
- 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，采用高信噪比和均匀性的均匀射频线圈（例如，接收头线圈和体发射线圈），不需要对其它射频线圈执行此程序。

注：该标准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

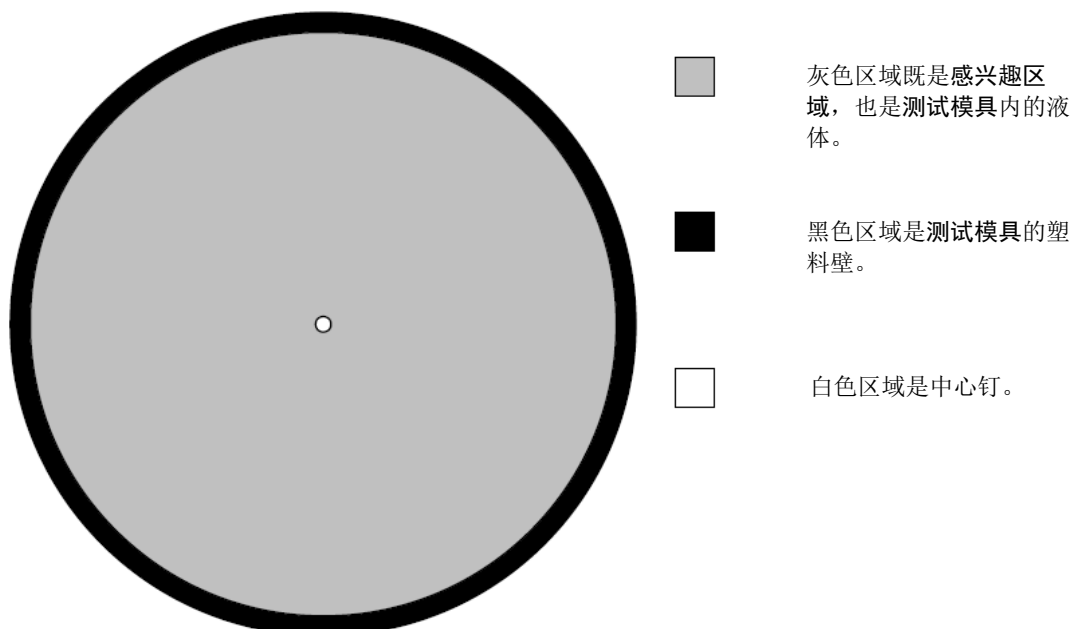
测试模具应设计成测量几何畸变时，其感兴趣区域的区域能覆盖规范区域面的85%以上。

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1mm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。

在图3和图4中，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）。



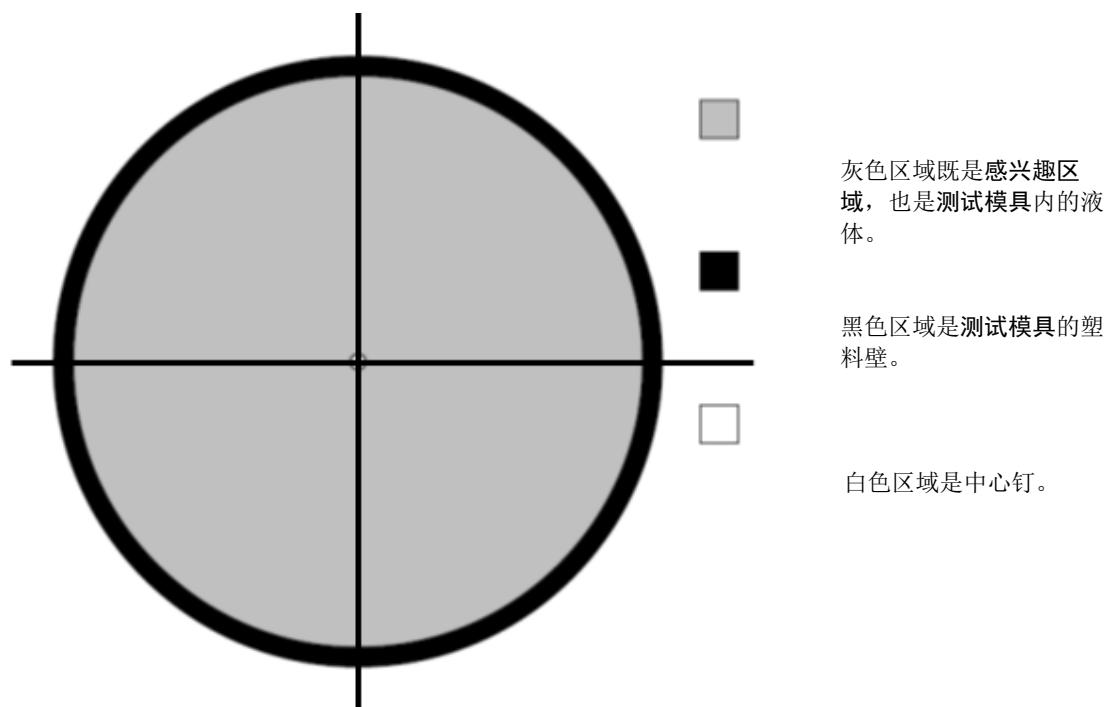


图3 用于球形规范区域体的测试模具的举例，其中两条线穿过中心

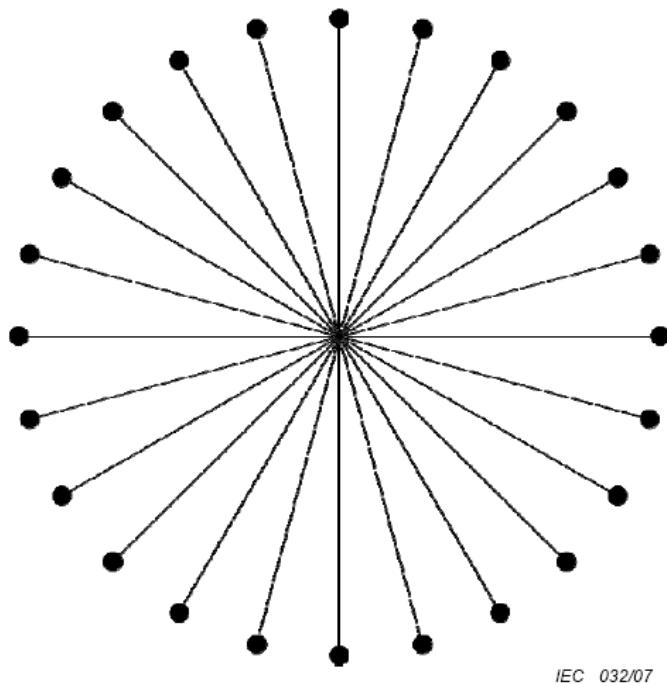


图4 用于球形规范区域体的基准标记测试模具举例

4.5.3 扫描参数

- 二维单自旋回波、单层序列，中心定位在等中心的 $\pm 30\text{mm}$ ，
- 扫描剖面：依次为横断面、矢状面、冠状面，
- $\text{TR} \geq \text{信号产生材料的} 3T_1$ ，取二者大者，
- $\text{TE} = 30 \text{ ms}$ 或 $\leq \text{信号产生材料的} (1/3) T_2$ ，取二者小者，

- 像素带宽应设置为临床相关值，应依赖于场强大小（例如，0.5T时为100Hz/像素，1.5T时为300Hz/像素，3T时为600Hz/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
- 矩阵大小和视野（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，2mm的基准钉采用1mm的像素尺寸），此外，测试模具边界应完全在视野内，
- 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 \bar{S} 的1/2，和
- 设置窗宽值=测试模具内的平均信号值 \bar{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度。

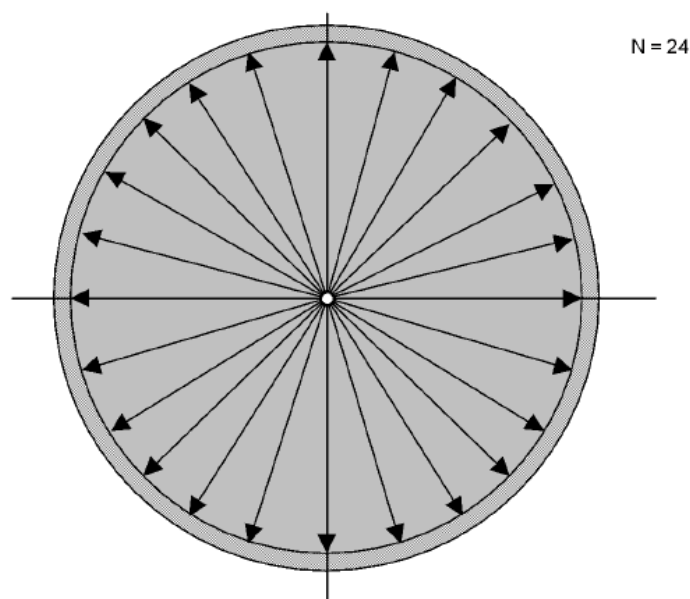


图5 测定半径

4.5.5 数据分析和容差

— 按如下公式计算平均半径：

$$\bar{r} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N r_i$$

— 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，具体如下：

$$\delta = 1 - \frac{\bar{r}}{R}$$

- 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，具体如下：

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

- 计算最大几何畸变，具体如下：

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

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	
感兴趣区域形状	
感兴趣区域大小	
参考位置	
感兴趣区域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 *空间分辨力

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力的方法。

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力。

如果在基本系统配置中可用，则使用具有良好信噪比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个像素感兴趣区域以用于信噪比确定的目的。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个像素感兴趣区域。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。

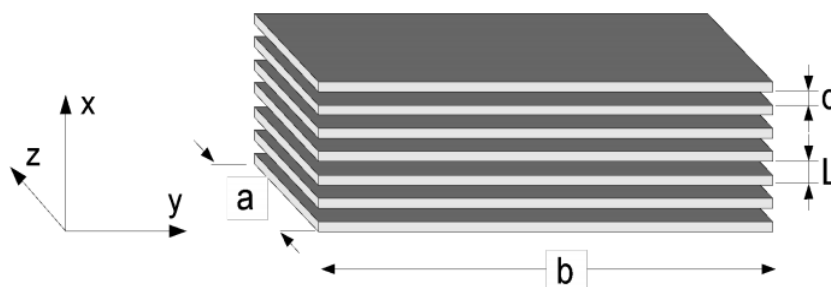


图6 周期型样

射频线圈的加载将不影响空间分辨力的测量。推荐未加载的测试模具以提高信噪比。

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 $\pm 30\text{mm}$ （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）
- $\text{TR} \geq$ 信号产生材料的 $3T_1$ ，
- $\text{TE} = 30\text{ ms}$ 或 \leq 信号产生材料的 $(1/3) T_2$ ，取二者小者，
- 像素带宽应设置为临床相关值，可能取决于场强（例如， 0.5T 时为 100 Hz /像素， 1.5T 时为 300 Hz /像素， 3T 时为 600 Hz /像素），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：

$$4\Delta x > L,$$
- 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 and 梯度方向

扫描#	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感兴趣区域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° 至 15° ，如图7和图8所示。该型样允许确定仅垂直于板的平面分辨率。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。

信噪比应至少是50。可以使用4.7.5中用于鬼影分析的单图像方法来评估信噪比，不包括鬼影感兴趣区域的放置。最小25个像素信号感兴趣区域应放置在板旁边的均匀信号区域中，最小25像素噪声感兴趣区域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达到目标信噪比。增加序列平均的次数直至达到目标信噪比。

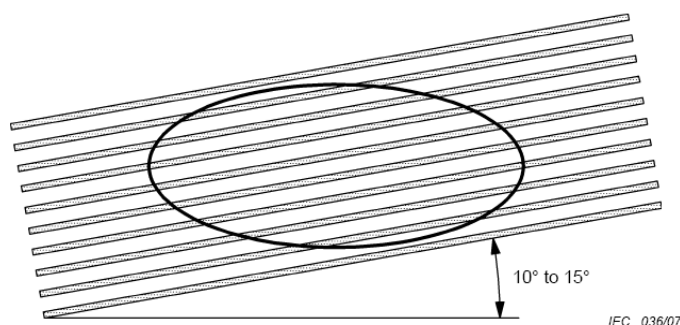


图7 冠状位扫描的周期型样的图像和感兴趣区域的位置

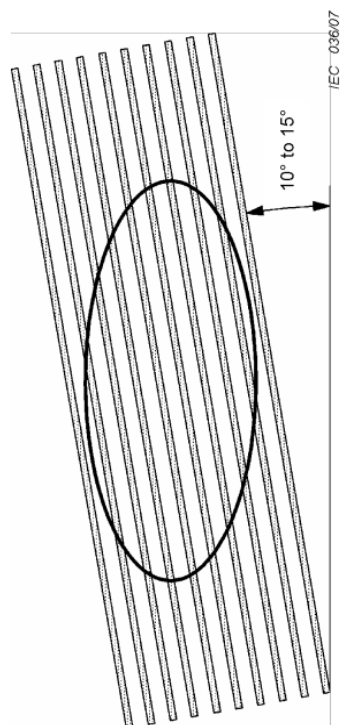


图8 横断位和失状位扫描的周期型样的图像和感兴趣区域的位置

4.6.5 数据分析和容差

应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7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：

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

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
感兴趣区域形状	
感兴趣区域尺寸	
参考位置	
空间频率 ν / 空间频率L	mm ⁻¹
板外面信号的平均水平S	
噪声标准方差	
图像信噪比	
感兴趣区域的平均信号水平S	
感兴趣区域的标准方差SD	
调制值 $m(\nu = 1/L)$	
结构可分辨吗？（即 $m \geq 0.56$ 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，则使用具有良好信噪比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视野的50%。测试模具应足够大，以允许适当的信号感兴趣区域的测量。频率编码方向上的测试模具大小不应超过图像视野的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±30mm（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，
- 像素带宽应设置为临床相关值，可能取决于场强（例如，0.5T时为100 Hz /像素，1.5T时为300 Hz /像素，3 T时为600 Hz /像素），
- 视野应为方形，
- 矩阵大小：192 x 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中确定的最小信噪比应至少为100。如有必要，可以调节以下列出的脉冲序列参数，以达到所需的信噪比水平，按优先顺序排列：

- 层厚，
- 翻转角，
- 视野，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15min）。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旋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个像素的感兴趣区域。确保感兴趣区域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。

测量和记录感兴趣区域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）。确保感兴趣区域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 ：

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

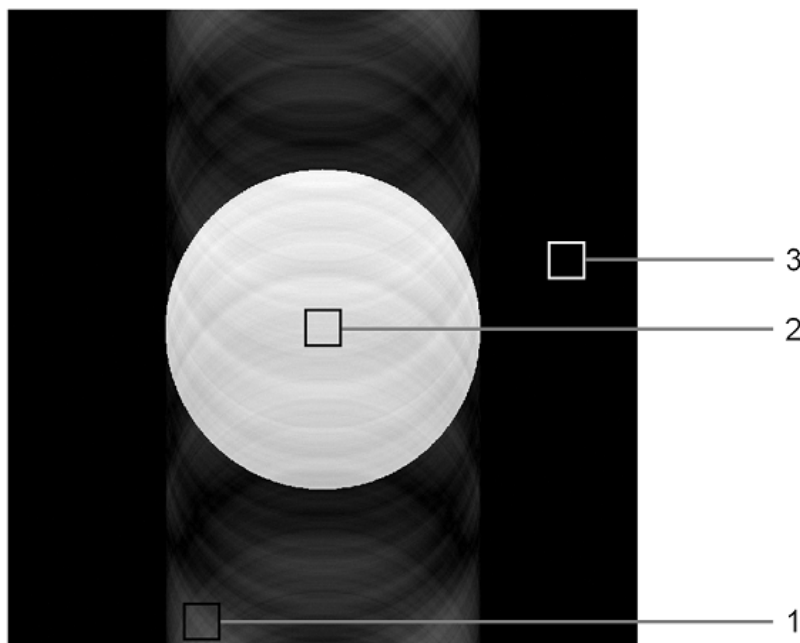
此处的0.655因子是对单通道射频线圈幅度图像重建处理过程的噪声校正。对多通道射频线圈，须使用B.2.1.8中描述的其他相应重建的校正因子。

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 。



关键词

- 1 平均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9 测试模具以及对信号、鬼影和噪声测量的感兴趣区域的样图

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
感兴趣区域形状	
感兴趣区域尺寸	
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3~4次扫描，在约5分钟~10分钟内完成所有要求的测试。强烈建议自动执行整个扫描过程，以便所有测试一致的执行。

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）不同的方法和算法已在可能的地方被普遍使用。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。一套可能的测量程序在条款A.6中给出。

稳定性试验要求以下表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 (1H)
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	最小信噪比, T_R 限制
信噪比 (SNR)	最大信噪比

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被使用两次，就可以在约5分钟的扫描时间内产生足够的测量信噪比两次，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。条款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
(规范性附录)
可选方法

A.1 关于 4.2: 信噪比

A.1.1 概述

条款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。

此可选方法比条款4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到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）的感兴趣区域之内，测量像素值的标准方差，SD。第二幅图像的感兴趣区域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[1]:

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

- 对于实部图像， $I_N = SD$ 。

• 如果使用来自于多通道阵列线圈的幅度图像，必须使用B2.1.8提供的适当的通道数修正因子。

— 步骤5：信噪比为：

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

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[1]和[2]的文献中找到。

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。所以可选方法比子条款4.2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

见条款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[1]:

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

- 对实部图像: $I_N = SD$
- 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2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。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,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

见本标准的4.3.2

A. 2. 2. 3 扫描参数

见本标准的4.3.3

A. 2. 2. 4 测量步骤

见本标准的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。

- 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。
- 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%-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%-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）。

3) 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,而不直接反映射频线圈单元附近的复杂结构。

4) 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被计算为:

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

其中R为百分比, N_g 是一个特定灰度值内的像素个数

此百分比用来确定泛源视野均匀性。

A. 2. 2. 6 结果报告

报告应至少包含表A.1中的信息(附加到条款4.3.6给出的报告)

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

本标准中描述的测试模具,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程序在感兴趣区域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

见本标准的4.3.2

A. 2. 3. 3 扫描参数

见本标准的4.3.3

A. 2. 3. 4 测量步骤

见本标准的4.3.4

A. 2. 3. 5 数据分析和容差

两个子区域,约为4.3.5中描述的感兴趣区域的0.5%,并且全部封闭在感兴趣区域内,应位于感兴趣区域内的最小和最大信号强度位置。

1.将窗宽设置为窄带并调整窗位,以便隔离感兴趣区域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} 。

2.将窗宽设置为窄带并重新调整窗位,以便隔离感兴趣区域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)应按如下方式计算:

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

3. 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。如果这不可行，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

A3.2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到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。

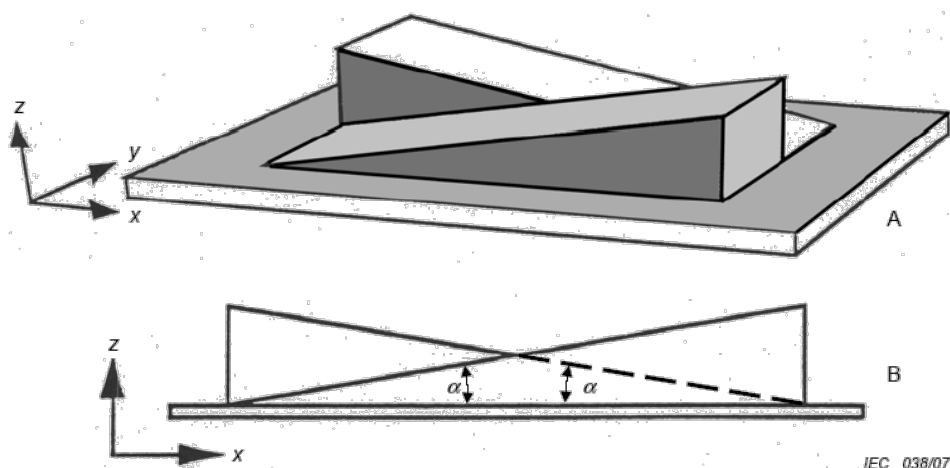


图 A.1 楔形测试模具

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。

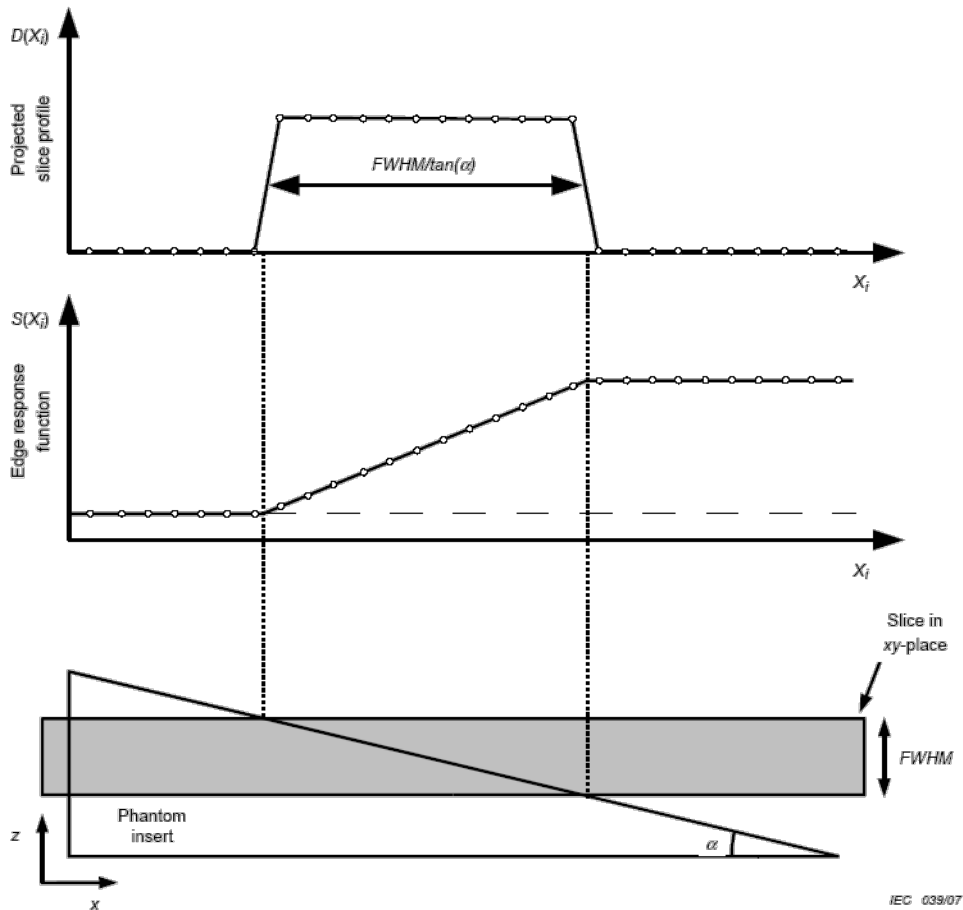


图 A.2 用楔形测试模具测量层厚和片层剖面

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条款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。

A.3.2.6 结果报告

结果的报告应满足4.4.6的要求。

A.4 关于 4.5：二维几何畸变

A.4.1 概述

条款 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

感兴趣区域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它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计算为:

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

见图 A.3。

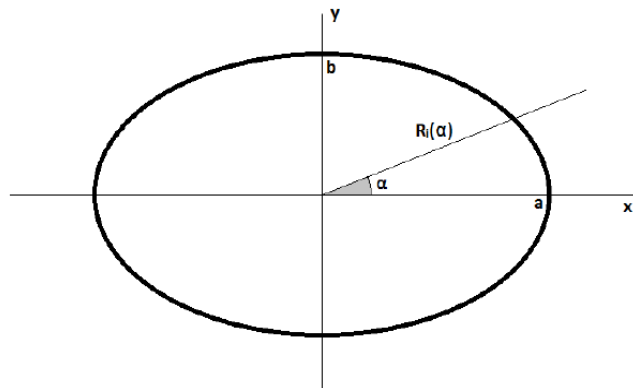


图 A.3 确定半长轴为 a 和 b , 与 x 轴为 α 的椭圆的半径长度

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:

$$\delta = 1 - \frac{\sum_{i=1}^N r_i}{\sum_{i=1}^N R_i}$$

- 方差几何畸变:

$$\sigma_\delta = \frac{N}{\sum_{i=1}^N R_i} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (r_i - (1 - \delta)R_i)^2}{N - 1}}$$

- 最大绝对误差:

$$\Delta r_{\max} = \max(|r_i - R_i|)$$

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

A4.3 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, 该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。该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：

- 1) 在测试模具内，具有已知位置的磁共振可见结构
- 2) 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。

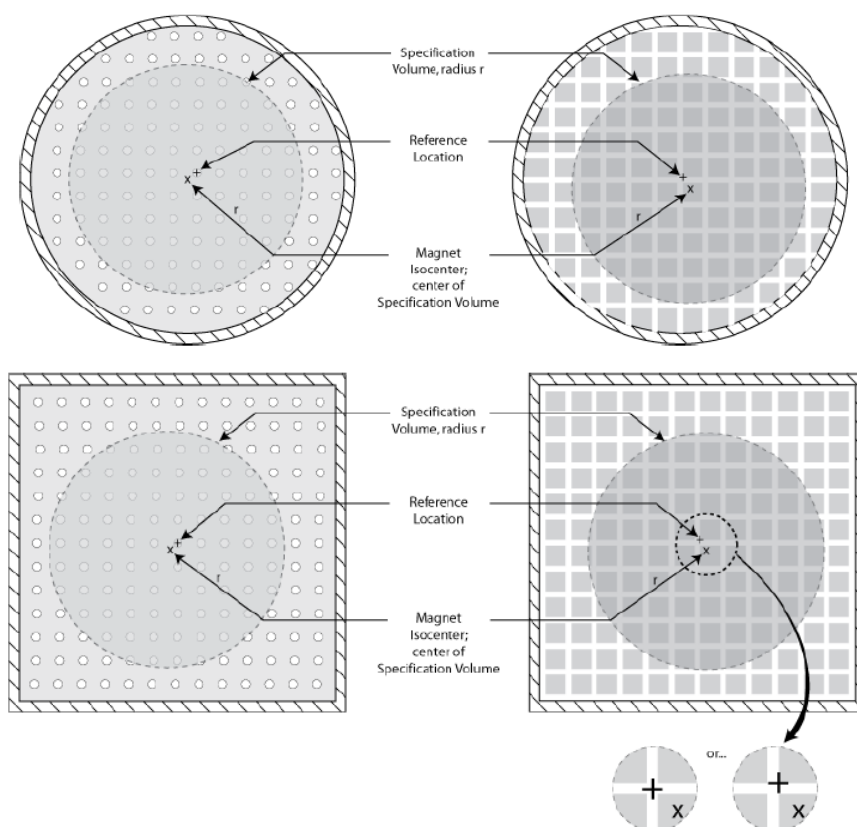


图 A. 4 可能的测量几何畸变的测试模具构造

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 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 x 3 mm x 6 mm		

条款 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，为了显着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，条款 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：10mm），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，这可能超过大视野的层厚。当使用高分辨率立方体素（例如：1mm³）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：3mm）。

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T₁的填充物，例如矿物油（T₁~300 ms）或具有足够T₁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
- 像素带宽应设置为临床相关的值，这可能取决于场强（如0.5T时取100 Hz/像素,1.5T时取300 Hz/像素,3T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。

宜选择三维视野以避免将采集空间外的信号混叠到视野中，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它无关畸变源头，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。

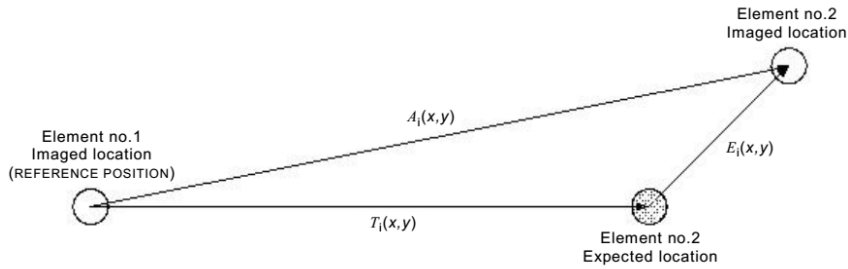
选择像素带宽对几何畸变的程度有直接影响。在低像素带宽（低梯度幅度）下，主磁场不均匀性可能是图像畸变的主要原因。（在非常低的像素带宽下进行成像测试是定量评估主磁场不均匀性的有效方法。）足够高的像素带宽（更高的梯度幅度）产生几何畸变主要来自梯度。然而，在典型的临床成像情况下，通常选择一系列像素带宽，使得主磁场和梯度引起的畸变的相对贡献不断变化，同时，畸变的总程度也将变化。因此，建议使用反映特定应用的扫描仪使用的参数来采集图像。

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 $T_i(x, y)$

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

其中:

- $A_i(x, y, z)$ 是所采集图像参照系中的任意点的位置
- $T_i(x, y, z)$ 是测试模具中相应任意点的实际位置
- $E_i(x, y, z)$ 是实际位置和测量位置之间的误差
- (x, y, z) 是参考位置在 $(x, y, z) = (0, 0, 0)$ 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须的 $A_i(x, y, z)$ ， $T_i(x, y, z)$ 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，所有结果带来的误差必须包含测量维度的声明。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，测试用户必须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。

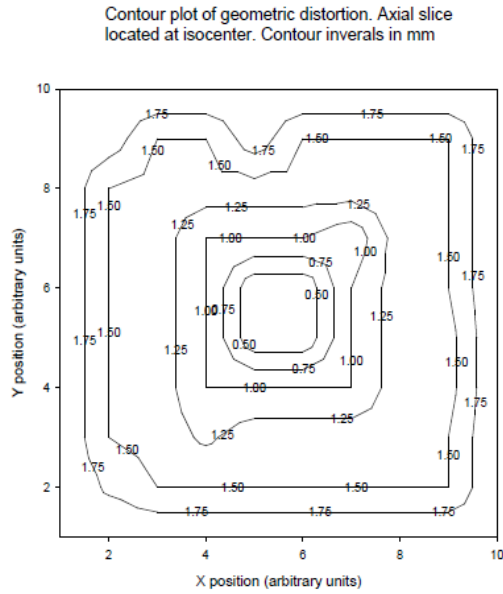
A.4.3.6 结果报告

结果应通过以下方法之一呈现:

- 1) 空间映射 (等值线图)
- 2) 散点图 (误差与远离等中心的径向距离图)
- 3) 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。

1) 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度程度。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。

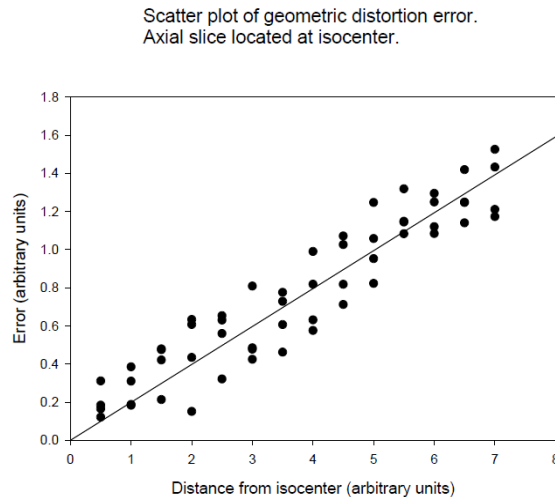
注 2：几何畸变的等值线图。轴向片层位于等中心。等值线间隔（mm）

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 \leq 隔应 \leq 。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。

2) 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

3) 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 厘米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	.4	.2
2	.6	.4
3	.8	.6
4	1.0	.8
5	1.2	1.0
6	1.4	1.2
7	1.6	1.4

A.5 关于 4.6: 空间分辨力

A.5.1 概述

条款 A.5 介绍测试模具中空间分辨力的可选方法。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

条款4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 $MTF(v)$ 可以从一个简单的测试模具所得到的边缘扩散函数 $ESF(v)$ 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.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至12度的角度。

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。

A.5.2.4 测量步骤

线扩散函数 $LSF(v)$ 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:

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

这个调制传递函数是对 LSF 方程的标准傅立叶变换:

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

离散衍生的频率响应被权重因子消除

$$w_d(v) = 1 / \text{sinc}(\pi v / (2v_N)),$$

其中, $v_N = \frac{1}{2\Delta_x}$ 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 $MTF = \text{mean}$ (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个像素以内), 否则 MTF 会显示出反常分辨力降低。

A.5.2.5 结果报告

在 $0 \leq v \leq 1.5 \cdot v_c$ 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 v_c 1.5倍的系统截止频率 v_1 。报告应至少包括表A.4中的信息(附加到条款4.6.6

给出的报告)

表A.4 空间分辨力的结果报告 (MTF方法)

参数	值/单位
截止频率 v_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100mm至300mm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.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°,
- 视野 = 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分钟是可能的, 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 ^1H 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。时域数据经过傅立叶变换之后, 先识别出 ^1H 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
^1H 中心频率	Hz

提供频率分辨率、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激励回波信号的比值[16]。

$$\alpha - 1/2 \text{ TE} - 2\alpha - 1/2 \text{ TE} - \text{'回波'} - \Delta T - \alpha - 1/2 \text{ TE} - \text{'受激回波'}$$

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 $\text{TE}/2$ 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 $2T_{\text{RF}}$ 的矩形脉冲)。在第二个 $\text{TE}/2$ 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 α 的射频脉冲(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。为避免来自于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($TE \ll T_1$; $\Delta T \ll T_1$)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:

$$S_{\text{echo}} = \exp(i\phi) \sin^3 \alpha$$

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

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 α 按下列公式计算:

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

其中

\vec{S}_{echo} 为自旋回波谱中的零频率成分, 而

$\vec{S}_{\text{stim.echo}}$ 为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)需要被记录在文件中。

报告需包含表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 $\alpha = 90^\circ$	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($\int G(t) dt$)⁻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):

$$RD_{x,y,z}^{\text{phase/frequency}} = \frac{d_{x,y,z}^{m,\text{phase/frequency}}}{d_{x,y,z}}$$

报告应包含以下内容:

参数	单位
RD_x^{phase}	
$RD_x^{\text{frequency}}$	
RD_y^{phase}	
$RD_y^{\text{frequency}}$	
RD_z^{phase}	
$RD_z^{\text{frequency}}$	

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衷考虑，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
(资料性附录)
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 4.2: 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 TE ，重复时间为 TR ，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：

$$S = N \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}} \right) e^{-\frac{TE}{T_2}} \quad (B.1)$$

信号随 T_1 和 T_2 变化的灵敏度可以表达为：

$$dS = \left(\frac{\partial S}{\partial T_1} \right) dT_1 + \left(\frac{\partial S}{\partial T_2} \right) dT_2 = \left(\frac{-N TR e^{-\frac{TR}{T_1}} e^{-\frac{TE}{T_2}}}{T_1^2} \right) dT_1 + \left(N \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}} \right) \frac{TE}{T_2^2} e^{-\frac{TE}{T_2}} \right) dT_2 \quad (B.2)$$

用方程式 B.1 去除方程式 B.2，导出以下表达式：

$$\frac{\Delta S}{S} = \frac{\left(\frac{-N TR e^{-\frac{TR}{T_1}} e^{-\frac{TE}{T_2}}}{T_1^2} \right) \Delta T_1 + \left(N \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}} \right) \frac{TE}{T_2^2} e^{-\frac{TE}{T_2}} \right) \Delta T_2}{N \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}} \right) e^{-\frac{TE}{T_2}}} \quad (B.3)$$

对于掺顺磁离子的水溶液，当拉莫尔频率 (Larmor) > 1MHz 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：

$$\frac{1}{T_1} = \frac{1}{T_{10} e^{\left(\frac{Ea}{k T_0} - \frac{1}{k T} \right)}} + \frac{N}{C_1 T} \quad \text{和} \quad (B.4)$$

$$\frac{1}{T_2} = \frac{1}{T_{20} e^{\left(\frac{Ea}{k T_0} - \frac{1}{k T} \right)}} + \frac{N}{C_2 T} \quad (B.5)$$

其中

T_1 为纵向弛豫时间；

T_2 为横向弛豫时间；

T_{10} 为水在 $T_0 = 25^\circ\text{C}$ 时的 T_1 值 (= 3,56 s)；

T_{20} 为水在 $T_0 = 25^\circ\text{C}$ 时的 T_2 值 (= 2,20 s)；

T 为顺磁离子溶液的温度；

$E_a = 3,088 \cdot 10^{-20} \text{J}$;

k 为玻尔兹曼常数 ($= 1,38 \times 10^{-23} \text{J/K}$);

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 离子数除以容积 ($= 6,023 \times 10^{23} \times$ 摩尔数/升).

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 (Cu^{2+}) 离子作为弛豫修正剂[5], 我们可以将 T_2 和 T_1 的温度敏感性表达为:

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

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%。根据公式 (B.3) 和特定的 T_1 , T_2 , TE , TR , 和温度值, 我们可以写出:

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

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, 来自于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

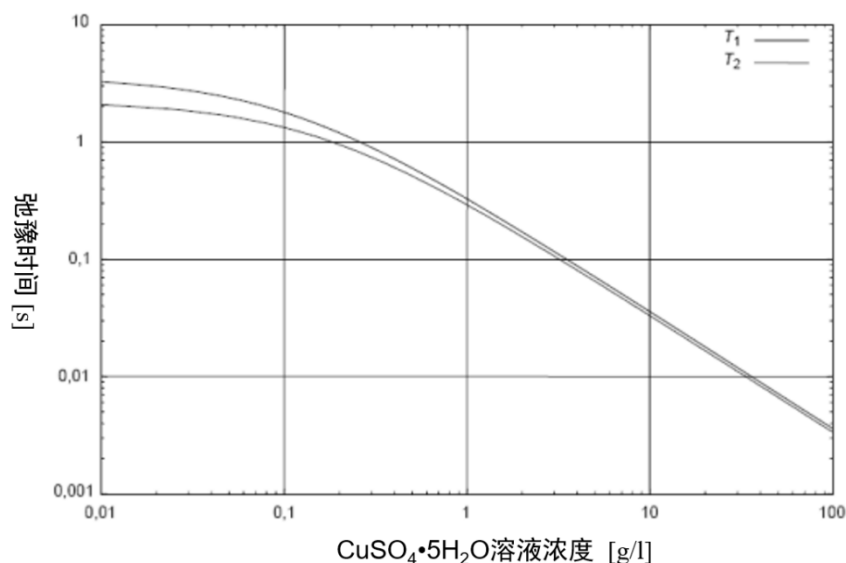
在一种水溶液中, 要获得某一确定的弛豫时间 T_1 和 T_2 , 可以使用顺磁离子作为弛豫修正剂来实现。

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, 按照以下公式给出:

$$\frac{1}{T_1} = \frac{1}{T_{10} e^{\left(E_a \left(\frac{1}{k T_0} - \frac{1}{k T} \right) \right)}} + \frac{N}{C_{1N}} \quad (\text{B.8})$$

$$\frac{1}{T_2} = \frac{1}{T_{20} e^{\left(E_a \left(\frac{1}{k T_0} - \frac{1}{k T} \right) \right)}} + \frac{N}{C_{2N}} \quad (\text{B.9})$$

对于铜离子, 常量 C_{1N} 和 C_{2N} 变为 $C_{1N} = 8.67 \times 10^{20} \text{ s/l}$, $C_{2N} = 8.07 \times 10^{20} \text{ s/l}$ [5]。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 270ms 和 T_2 240ms。

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.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 100ml 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/100ml)	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
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 2T 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 B_{1rms} 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)，可以表达为：

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

平均吸收功率 (在固定的 B_{1rms} 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：

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

大致情况是，在射频发射线圈其体部的半径为 0.2m 或其头部的半径为 0.1m 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 = α 和长度 = βL ($\beta \leq 1$) 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：

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

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 = αa 和长度 = βL ($\beta \leq 1$) 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。

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

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 100gH₂O 中的氯化钠克数)，可以表示为：

$$C_{\%} = \eta \sigma_2^{\psi} \quad (B.14)$$

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

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像素带宽 (BPP) 的规则。

表 B. 2 不同供应商提供的带宽相关数值

供应商*	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	$BPP = \frac{\gamma \sigma B_0}{WFS}$	$\gamma = 42.58 \cdot 10^6 \frac{Hz}{T}$ $\sigma = 3.4 \cdot 10^{-6}$ B_0 为静磁场强度, 单位为Tesla, 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: $WFS(pix)/BW(Hz)$
通用电气	半带宽	HB	Hz	$BPP = \frac{2HB}{\# \text{采样点数}}$	
	全带宽	FB	Hz	$BPP = \frac{FB}{\# \text{采样点数}}$	
百胜	单位长度 带宽	BPL	Hz/m m	$BPP = \frac{BPL \cdot RFOV}{\# \text{采样点数}}$	RFOV是读出视野, 单位为mm
a 此处描述的信息可能已过时和/或不完整。 西门子/联影医疗扫描仪直接报告所需的每像素带宽					

B. 2. 1. 6 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 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 , 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:

$$T_{1 \text{ or } 2} = 1 / (b_0 + b_1 c + b_2 c^2 + b_3 c^3) \tag{B.14}$$

表 B. 3 Gd[TMHD]的弛豫拟合参数浓度 ≤ 比重的千分之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. 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分钟内停止。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分钟。

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
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
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
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
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
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
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
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
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

更多的信息请参考[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。

条款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。

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， $|Y|$ 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。

例如 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~98%。

B. 3.3 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。请参照参考书目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[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：

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

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

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

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

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} 是像素相对于磁场中心的位置

$\Delta B_0(\vec{r})$ 是静磁场在像素位置上的不均匀性

$\Delta G(\vec{r})$ 是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

$\Delta r(\vec{r})$ 是像素的几何偏移

相位编码方向的公式 (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。如方程式 (B.15) 和 (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 ppm 的范围，比如，1.0T 为 43Hz，1.5T 为 64Hz。这意味着，用常用的像素带宽超过 100 赫兹/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 的影响通过下面的方程估算：（见图 B.2）

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

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

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

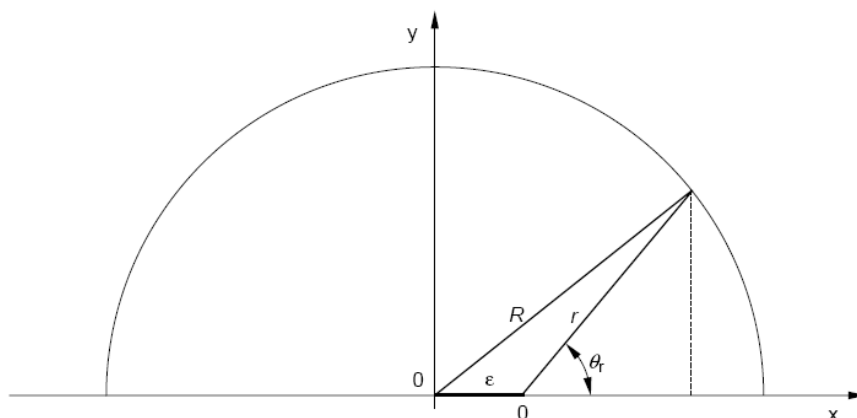


图 B.2 中心误差

$N_d \gg 1$ 时, \bar{r} 的近似值是

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

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

参见4.5.5, 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。

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

B.4.2.3 误差对方差几何畸变的影响

第*i*个测量半径可以用下列的公式来计算

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

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, $\Delta_i(\varepsilon)$ 是中心误差, $\Delta_i(\delta)$ 是几何畸变。

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

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

和

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

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

(B.27)

根据 (B.24) 和 (B.27) 得

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

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

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

合理的假设 $\Delta(P) \leq \varepsilon$, 得

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

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:

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

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

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 2mm 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小五倍 (例如, 1mm 图像像素导致 0.2mm 测试模具结构精度), 并且更好的精度 (10× 或 0.1mm 结构精度) 是优选的。

测试模具边界形状及其结构部分地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[10,11,12,13,14,15]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[参考文献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: 空间分辨力

B.5.1 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 $\Delta x = \text{视野}/\text{矩阵大小}$ ：

$$L < 4\Delta x$$

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：

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

$\frac{d}{L} \geq 0,603$ 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：

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

计算标准差（ SD ）和平均值（ S ）为

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

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

则标准差除以平均值为

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

因此 $d/L=0.61$ 时，调制传递函数与 SD/S 线性相关：

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

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：

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

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。必须在接近 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

条款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性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、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视野可以帮助检测伪影。

B. 6.2 缺陷

如果TR是交流电源周期（60Hz的系统为16.7ms，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 and 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（如256），如果“每次扫描频率”的不稳定性超过它的一半（128，对应于一半视野），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，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个像素感兴趣区域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）中鬼影测试是必须的。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）；
- 放置不当的感兴趣区域（ROIs）（仅测量不被其它因素影响的部分）

为了获得足够的信噪比，以下扫描参数具有影响：

- 视野：更大的视野增加了体素尺寸，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
- 像素带宽：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TR和信号产生材料的T1，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视野，因此引入鬼影被裁剪掉的风险，不再可测。

考虑到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[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他们自己的，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，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。

术语索引

验收试验.....	3.1.1
伪影.....	3.1.2
像素带宽(BPP).....	3.1.3
稳定性试验.....	3.1.4
边缘扩散函数(ESF).....	3.1.5
视野 (FOV)	3.1.6
半高宽 (FWHM)	3.1.7
几何畸变	3.1.8
鬼影	3.1.9
图像噪声	3.1.10
等中心	3.1.11
线扩散函数(LSF).....	3.1.12
磁共振设备(MR 设备).....	3.1.13
制造商.....	3.1.14
医用电气设备 (ME 设备)	GB 9706.1-2020, 3.63
医用电气系统 (ME 系统)	GB 9706.1-2020, 3.64
调制传递函数 (MTF)	3.1.15
操作者.....	3.1.16
患者	3.1.17
相位过采样.....	3.1.18
可编程电气医疗系统(PEMS)	GB 9706.1-2020, 3.90
射频线圈 (RF线圈)	3.1.19
重建参数	3.1.20
参考位置.....	3.1.21
感兴趣区域 (ROI)	3.1.22
责任机构	3.1.23
射频线圈规范区域面.....	3.1.24
射频线圈规范区域体.....	3.1.25
信噪比 (SNR).....	3.1.26
片层剖面	3.1.27
层厚	3.1.28
空间分辨力.....	3.1.29
系统规范区域体.....	3.1.30
供电网.....	GB 9706.1-2020, 3.120
测试模具.....	3.1.31
型式试验.....	3.1.32
均匀性.....	3.1.33

参考书目

- [1] Henkelman, R.M., "Measurement of signal intensities in the presence of noise in MR images", *Med. Phys.* 12, 232–233 (1984).
- [2] Constantinides C.D., Atalar, E., McVeigh E.R., "Signal-to-Noise Measurements in Magnitude Images from NMR Phased Arrays", *Magn. Reson. Med.* 38, 852–857 (1997) 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*, 21 (3), 483–489, 1994
- [4] Gore, J.C., Kennan, R.P., and Zhong, J., "MRI Contrast Agents -Principles and Constraints", in "The Physics of MRI: 1992 AAPM Summer School Proceedings", 48–505 (1992)
- [5] Schenck, J.F., "The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kind", *Med. Phys.* 23(6): 815–850 (1996)
- [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* 15(1), 69–75 (1997)
- [7] Wood, M.L., and Xiang, Q.S., "Motion Artifacts and Remedies", 1993, in the 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, New York, pp 383-411.
- [8] Ludeke, K. M., P. Roschmann, and R. Tischler, "Susceptibility Artifacts in NMR Imaging." *Magn Reson Imaging* 3, no. 4 (1985): 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* 29, no. 11 (2002): 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* 31, no. 8 (2004): 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* 22, no. 4 (2004): 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* 22, no. 9 (2004): 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* Volume 242, May 2014, Pages 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 Fallone, "Characterization, prediction, and correction of geometric distortion in 3T MR images" *Med. Phys.* 34, 388 (2007); <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 MRlgRT", *Med. Phys.* 40, 460-461 (2013); <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*, Vol. 11, pp. 437-441, 1993