

JJG(粤)

广东省地方计量检定规程

JJG(粤)XXX—XXXX

医用磁共振成像系统

Medical Magnetic Resonance Imaging System

(报批稿)

20xx—xx—xx 发布

20xx—xx—xx 实施

广东省市场监督管理局 发布

医用磁共振成像系统 计量检定规程

Verification Regulation of Medical
Magnetic Resonance Imaging System

JJG(粤)XXX—XXXX
代替 JJG(粤)009—2008

本规程经广东省市场监督管理局于 20xx 年 xx 月 xx 日批准，并自 20xx 年 xx 月 xx 日起施行。

归口单位：广东省市场监督管理局

起草单位：深圳市计量质量检测研究院

参加单位：北京大学深圳医院

本规程委托深圳市计量质量检测研究院负责解释

本规程主要起草人：

周迎春 (深圳市计量质量检测研究院)

王思利 (深圳市计量质量检测研究院)

陈成新 (深圳市计量质量检测研究院)

李名兆 (深圳市计量质量检测研究院)

参加起草人：

王克亮 (深圳市计量质量检测研究院)

岑宏飞 (北京大学深圳医院)

麦秀萍 (深圳市计量质量检测研究院)

目 录

引言.....	III
1 范围.....	1
2 引用文件.....	1
3 术语和计量单位.....	1
3.1 术语.....	1
3.2 计量名称单位和符号.....	2
4 概述.....	2
5 计量性能要求.....	3
5.1 信噪比 (SNR)	3
5.2 图像均匀性.....	3
5.3 几何畸变.....	3
5.4 空间分辨力.....	3
5.5 低对比分辨力.....	3
5.6 层厚误差.....	4
5.7 主磁场强度误差.....	4
6 通用技术要求.....	4
7 计量器具的控制.....	4
7.1 检定条件.....	4
7.1.2 检定设备.....	4
7.1.3 扫描条件.....	4
7.2 检定项目.....	5
7.3 检定方法.....	6
7.3.1 信噪比 (SNR)	6
7.3.2 图像均匀性.....	6
7.3.3 几何畸变.....	6
7.3.4 空间分辨力.....	7
7.3.5 低对比分辨力.....	7

7.3.6 层厚误差.....	7
7.3.7 主磁场强度误差.....	8
7.4 检定结果.....	9
7.5 检定周期.....	9
附录 A 医用磁共振成像系统检定原始记录（推荐）格式样式.....	10
附录 B 检定证书内页格式.....	11
附录 C 检定结果通知书内页信息和推荐格式.....	12
附录 D 磁共振计量模体.....	13

引言

本规程按照 JJF1002—2010《国家计量检定规程编写规则》、JJF1001—2011《通用计量术语及定义》的规定编写。

本规程主要参考了 YY/T 0482—2022《医用成像磁共振设备主要图像质量参数的测定》、AAPM Report No.28,1990《磁共振成像的质量保证方法和模体》(Quality assurance methods and phantom for Magnetic Resonance Imaging)、NEMA MS 1—2008 (R2014, R2020)《磁共振诊断成像中信噪比(SNR)的测定》(Determination of signal-to-noise ratio (SNR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging)、NEMA MS 2—2008 (R2014, R2020)《磁共振诊断成像中二维几何畸变的测定》(Determination of two-dimensional geometric distortion in Diagnostic Magnetic Resonance Images)、NEMA MS 3—2008 (R2014, R2020)《磁共振诊断成像中图像均匀性的测定》(Determination of Image uniformity in Diagnostic Magnetic Resonance Images)、NEMA MS 5—2018《磁共振诊断成像中层厚的测定》(Determination of Slice Thickness in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging)对 JJG (粤) 009—2008《医用磁共振成像系统 (MRI)》进行修订。

与 JJG (粤) 009—2008 相比,除编辑性修改外,本规程主要技术变化如下:

- 更新并增加了引用文件(见第2章);
- 增加了“图像信号”、“图像噪音”的定义(见3.1.3和3.1.4);
- 以“几何畸变”项目名称代替“空间线性”项目名称(见3.1.7);
- 删除0.9 T~1.0 T(含1.0 T)的MRI系统的信噪比和均匀性的技术要求,将其归纳至0.5 T~1.0 T(含1.0 T)的MRI系统的要求中(见5.1表1);
- 删除了“纵横比”检定项目及检定方法;
- 增加了磁共振计量模体内部溶液的要求,并推荐了溶液的配制(见7.1.2.2);
- 修改了“图像均匀性”的检定方法及技术要求(见5.2和7.3.2);
- 补充了“概述”的内容(见第4章)。

被替代检定规程的历次版本发布情况:

- JJG (粤) 009—2008。

医用磁共振成像系统计量检定规程

1 范围

本规程适用于医用磁共振成像系统（以下简称 MRI 系统）的首次检定、后续检定和使用中检查。

2 引用文件

本规程引用下列文件：

YY/T 0482—2022 医用成像磁共振设备 主要图像质量参数的测定

AAPM Report No.28,1990 磁共振成像的质量保证方法和模体（Quality assurance methods and phantom for Magnetic Resonance Imaging）

NEMA MS1—2008 (R2014, R2020) 磁共振诊断成像中信噪比（SNR）的测定（Determination of signal-to-noise ratio(SNR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging）

NEMA MS2—2008 (R2014, R2020) 磁共振诊断成像中二维几何畸变的测定（Determination of two-dimensional geometric distortion in Diagnostic Magnetic Resonance Images）

NEMA MS3—2008 (R2014, R2020) 磁共振诊断成像中图像均匀性的测定（Determination of Image uniformity in Diagnostic Magnetic Resonance Images）

NEMA MS 5—2018 磁共振诊断成像中层厚的测定（Determination of Slice Thickness in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging）

在使用本规范时，应注意使用上述引用文件的现行有效版本。

3 术语和计量单位

3.1 术语

3.1.1 感兴趣区（ROI） region of interest

在给定时间内对图像中特别感兴趣的局部区域。

3.1.2 测量兴趣区（MROI） measurement region of interest

一个居中的规则形状的几何区域，包含至少由模体产生影像的 75% 的区域。

3.1.3 图像信号 image signal

图像信号是指原始、未减影图像的测量兴趣区（MROI）内的像素平均值（减去像素基线偏移量，如果有）。

3.1.4 图像噪声 imagenoise

图像噪声是指测量兴趣区（MROI）内像素强度的随机变化量。

3.1.5 图像信噪比 image signal-to-noise, SNR

图像信噪比是图像信号除以图像噪声得到的比值。

3.1.6 图像均匀性 image uniformity

当成像物体具有均匀的磁共振 (MR) 特性时, 磁共振成像系统在扫描整个物体过程中产生一个均匀信号响应的能力。

3.1.7 几何畸变 geometric distortion

又称空间线性, 指任何图像系统的图像中出现的几何变形程度。几何变形可以是图像中所显示的点相对于已知位置的偏移或图像中任意两点之间距离测量值相对于实际值的偏差。

3.1.8 空间分辨力 spatial resolution

在低背景噪声时, 测量成像系统对两个相邻高对比度物体的成像分辨能力。

3.1.9 低对比分辨力 low contrast resolution

当物体产生的信号强度与背景信号强度相近时, 成像系统对物体的分辨能力。

3.1.10 层厚 slice thickness

成像层的厚度。由于成像层的剖面没有锐化 (勾边) 处理, 所以用断层分布的半高宽 (d_{FWHM}) 来定义层厚。断层分布是指磁共振成像系统对于垂直穿过成像层的运动点源的响应。十分之一高度的全宽值 (d_{FWTM}) 是断层分布的另一个描述。

3.1.11 伪影 artifact

是一种与被扫描物体的结构或化学成分无关的影像异常, 但不包括随机噪声, 或者是源于被扫描物体的结构或化学成分在非期望的扫描区域出现的影像异常。

3.1.12 有效视野 (FOV) field of view

又叫检查野, 是 MRI 等成像设备的重要性能参数之一, 用于衡量成像设备能够进行有效成像的空间尺寸。

3.2 计量名称单位和符号

3.2.1 长度单位名称: 毫米; 单位符号: mm。

3.2.2 分辨力单位名称: 线对每厘米; 单位符号: Lp/cm。

3.2.3 磁场强度的单位名称: 特斯拉; 单位符号: T。

4 概述

医用磁共振成像系统是核磁共振原理的影像诊断系统, 利用原子核自旋运动的特点, 在外加磁场内, 经过射频脉冲后产生信号, 通过识别水分子中氢原子产生的信号,

经探测器输入至计算机，再经数据处理转换得到水分子在人体内的分布，进而得到人体内部结构影像，然后依据形成的影像进行临床诊断。

医用磁共振成像系统在结构上主要由磁体系统、线圈、射频系统、计算机成像系统和诊断床等组成。

5 计量性能要求

除 5.7 外，MRI 系统的其他计量性能要求均是在相位或频率编码正、反两个方向分别进行横断面、冠状面、矢状面扫描下的要求。

5.1 信噪比 (SNR)

信噪比 (SNR) 不低于表 1 要求。

表 1 各主磁场强度 MRI 系统的信噪比和图像均匀性要求

标称主磁场强度	信噪比	图像均匀性
高于 1.5 T	150	85%
1.0 T~1.5 T (含 1.5 T)	120	80%
0.5 T~1.0 T (含 1.0 T)	100	75%
低于 0.5 T (含 0.5 T)	50	75%

5.2 图像均匀性

头部扫描的有效视野 (FOV) 为 250 mm 时，其图像均匀性不低于表 1 要求。

5.3 几何畸变

有效视野 (FOV) 不小于 250 mm。

1.0T 以上 (含 1.0 T) 的 MRI 系统的几何畸变应小于 2.0% ；

1.0T 以下的 MRI 的几何畸变应小于 4.0% ；

当距离不超过 20 mm 时，几何畸变不超过 ±1 mm。

5.4 空间分辨力

有效视野 (FOV) 为 250 mm。

5.4.1 新安装的磁共振成像系统，要达到厂家的出厂技术要求并满足 5.4.2 的要求。

5.4.2 运行中的磁共振成像系统，1.0 T 以上 (含 1.0 T) MRI 系统，其最高分辨力不小于 5 Lp/cm；1.0 T 以下的 MRI 系统，最高分辨率不小于 4 Lp/cm。

5.5 低对比分辨力

在有效视野 (FOV) 为 250 mm 时，用 256×256 采集矩阵，首次检定时低对比分

辨力应能分辨直径 4 mm 深为 0.5 mm 的圆孔；后续检定时低对比分辨力应能分辨直径 6 mm 深为 0.5 mm 的圆孔。

5.6 层厚误差

标称层厚 ≥ 5.0 mm 时，标称值与实际值之差不超过 ± 1.0 mm。

当 2.0 mm \leq 标称层厚 < 5.0 mm 时，标称值与实际值之差不超过 ± 0.5 mm。

5.7 主磁场强度误差

标称磁场强度不小于 1.0 T 的 MRI 系统，在线圈内中心区域的磁场强度最大误差不超过 $\pm 1.5\%$ ；

标称磁场强度小于 1.0 T 的 MRI 系统，在线圈内中心区域的磁场强度最大误差不超过 $\pm 3.0\%$ 。

6 通用技术要求

6.1 MRI 系统上必须清晰地标有制造厂、型号、编号和出厂日期等信息。

6.2 MRI 系统应结构完整，无影响正常工作和妨碍读数的缺陷和机械损伤。

6.3 MRI 系统开机后应能正常工作，扫描定位像中不能有明显的伪影。

7 计量器具的控制

7.1 检定条件

7.1.1 检定环境条件

温度：（18~26） $^{\circ}\text{C}$ ；相对湿度：40%~75%。

7.1.2 检定设备

7.1.2.1 磁共振计量模体，见附录 B；

7.1.2.2 磁共振计量模体内部溶液，使用纯水配制顺磁离子试剂的溶液填充，无气泡，以使其产生的 MRI 信号与受诊者身体产生的相类似，典型值：纵向弛豫时间 $T_1 < 1200$ ms，横向弛豫时间 $T_2 > 50$ ms，自旋密度 $\rho = \rho_{\text{水}} \times (1 \pm 20\%)$ ，其中水的密度为 4°C 下的标准密度值 $1.000\text{g}/\text{cm}^3$ 。推荐的方法：将 1.25 克 CuSO_4 或 1.96 克 $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ 溶解于 1 L 纯水中，纯水可以用二次蒸馏水。

7.1.2.3 磁场强度计，可全向测量，MPE： $\pm 0.5\%$ ，测量范围：（0~3）T。

7.1.3 扫描条件

7.1.3.1 检定时，磁共振计量模体应在射频（RF）接收线圈中心，射频接收线圈中心定位应在等中心。一般中心定位在等中心 ± 30 mm（片层选择方向位移）。模体温度须与检定环境温度达到平衡。

MRI 系统一般采用相位或频率编码正方向、反方向分别进行横断面、冠状面、矢

状面扫描，除非特别说明。

7.1.3.2 其他扫描条件见表 2。

表 2 MRI 系统检定时其他扫描条件

线圈 (coil)	头部 (Head)	扫描矩阵 (Scan matrix)	256×256 或 512×512
脉冲序列 (Pulse sequence)	自旋回波 (SE)	重建矩阵 (Reconstruction matrix)	256×256
重复时间 (T_R)	$\geq 3T_1$ ^①	视野 (FOV)	250 mm
回波时间 (T_E)	30 ms 或 $\leq T_2/3$ ^② , 取较小者	层厚 (Slice thickness)	5.0 mm
平均次数 (N_{EX})	2	层间距 (Slice gap)	/

注：① T_1 是指磁共振计量模体内部溶液的纵向弛豫时间；
② T_2 是指磁共振计量模体内部溶液的横向弛豫时间。

7.2 检定项目

检定项目一览表见表 3。

表 3 检定项目一览表

检定项目	首次检定	后续检定	使用中检查
信噪比	+	+	+
图像均匀性	+	+	+
几何畸变	+	+	-
空间分辨力	+	+	+
低对比分辨力	+	+	-
层厚误差	+	+	+
主磁场强度误差	+	-	-

注：1.“+”为必检项目，“-”为选做项目。
2.后续检定可选做一个断面项目的检定。
3.使用中检查，仅做 MRI 系统的相位和频率编码正方向条件下的检查。
4.凡是新安装、更换或调试修理影响成像性能部件的 MRI 系统，须按首次检定的项目进行检定。

7.3 检定方法

7.3.1 信噪比 (SNR)

1) 依据 MRI 生产厂商推荐的预扫描校准程序, 对充满均匀液体的模体进行预扫描校准。

2) 对充满均匀液体的模体进行扫描, 得到图像 1。所测量的感兴趣区是图像信号所产生面积的 75% 的矩形 (MROI), 其位置在图像的中心。读取感兴趣区内信号强度平均值 S 。若有基线像素失调, 则 S 应减去基线像素失调值。

3) 扫描结束后, 至少间隔 5 min。不做任何系统调整或校准, 在与上一次扫描条件完全相同的条件下, 进行第二次扫描, 得到图像 2。

4) 再将两幅图像相减, 得到点对点相减的图像 3, 即减影图像, 图像 3=图像 1—图像 2。

在相同的感兴趣区内, 得到减影图像信号强度的标准偏差 SD 。

5) 按式 (1) 计算信噪比。

$$SNR = \frac{\sqrt{2}S}{SD} \quad (1)$$

式中: S ——图像 1 的感兴趣区内信号强度平均值 (若有的话, 则 S 应减去基线像素失调值);

SD ——图像 3 中相同感兴趣区内信号强度的标准偏差。

7.3.2 图像均匀性

7.3.2.1 对充满均匀溶液的模体进行各断面扫描。在各个断面图像的测量兴趣区 MROI 里选取一个约为 100 个像素点的子兴趣区 (SROI, subregion of interest)。

7.3.2.2 将窗宽调小, 并调高窗位, 以便于 MROI 内分离出一个最高信号强度的小区域。将 SROI 定位在该高强度区域, 测量其内信号强度平均值, 记为 S_{max} ;

7.3.2.3 将窗宽调小, 并调低窗位, 以便于 MROI 内分离出一个最低信号强度的小区域。将 SROI 定位在该低强度区域, 测量其内信号强度平均值, 记为 S_{min} ;

则各断面的图像均匀性 U 按式 (2) 计算:

$$U = \left(1 - \frac{S_{max} - S_{min}}{S_{max} + S_{min}}\right) \times 100\% \quad (2)$$

7.3.3 几何畸变

7.3.3.1 在有效视野 (FOV) 为 250 mm 时, 测量模体各断面图像标称 20 mm、80 mm、120 mm 的所有孔位间的距离。

7.3.3.2 对于断面图像标称 80 mm、120 mm 的孔位间距离的测量结果，按式 (3) 计算几何畸变 ΔL ：

$$\Delta L = \frac{|L_m - L_a|}{L_a} \times 100\% \quad (3)$$

式中： ΔL — 图像的几何畸变，%；

L_a —模体的标准值，mm；

L_m — 图像的测量值，mm。

取 ΔL 值最大者，为 MRI 系统的几何畸变。

7.3.3.3 对于断面图像标称 20 mm 孔位间距离的测量结果，按式 (4) 计算几何畸变：

$$\Delta L = L_m - L_a \quad (4)$$

式中： ΔL — 图像的几何畸变，mm；

L_a 、 L_m 同上。

7.3.4 空间分辨力

7.3.4.1 对模体空间分辨力组件扫描成像。分别观测模体中各断面的高对比分辨力组件成像。

7.3.4.2 将窗宽调至最小，窗位调至能分辨出最小一组线对，为 MRI 系统各断面的空间分辨力。

7.3.5 低对比分辨力

7.3.5.1 对模体低对比分辨力组件扫描成像。分别观测模体中各断面的低对比分辨力组件的成像。

7.3.5.2 将窗宽和窗位调至合适的位置，分辨出直径最小、深度最浅的圆孔，即为 MRI 系统各断面的低对比度分辨力。

7.3.6 层厚误差

7.3.6.1 用倾斜板法测量。将模体沿横断面法线方向水平放置，将窗宽调至最小，窗位至倾斜板信号强度与背景信号强度之和的一半，测量图像中倾斜板成像的尺寸 X_1 、 X_2 和 Y_1 、 Y_2 ，如图 1 所示。

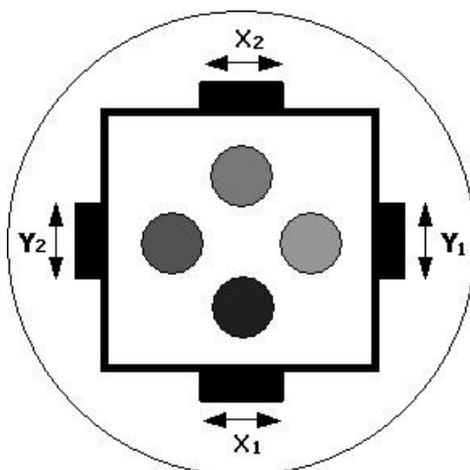


图1 倾斜板测量示意图

取 X_1 、 X_2 和 Y_1 、 Y_2 四个测量尺寸的平均值，即为断层分布的半高宽 d_{FWHM} 。倾斜板的倾角为 α （附录 B 规定的模体中， $\alpha = 14^\circ$ ），则测得横断面的扫描层厚 d (mm) 为：

$$d = d_{\text{FWHM}} \cdot \text{tg}\alpha \quad (5)$$

7.3.6.2 按式 (6) 计算层厚误差。

$$\Delta d = d_0 - d \quad (6)$$

式中： Δd — 层厚误差，mm；

d_0 — MRI 系统扫描的标称层厚，mm；

d — 实测的扫描层厚，mm。

7.3.6.3 将模体垂直或沿矢状面法线放置，扫描即可测得冠状面或矢状面的扫描层厚，方法同 7.3.6.1（参见附录 D 的 D.4）。

7.3.7 主磁场强度误差

将磁场强度计的探头置于线圈中心区域，读取磁场强度计示值，重复测量三次。按式 (7) 计算磁场强度误差。测量时，MRI 系统无需扫描。

$$\Delta B = \frac{(B_0 - \bar{B})}{\bar{B}} \times 100\% \quad (7)$$

式中： ΔB — 磁场强度误差，%；

B_0 — MRI 系统标称磁场强度，T；

\bar{B} — 磁场强度计三次测量值的平均值，T。

7.4 检定结果

按 7.2 规定检定合格的，出具检定证书，并在 MRI 系统的操作台或机架明显处加贴检定合格证；检定不合格者，出具检定结果通知书，注明不合格项目。不合格的 MRI 系统修理后，必须经重新检定合格后，方可使用。

7.5 检定周期

医用磁共振成像系统检定周期一般不超过一年。在此期间仪器经修理或对测量结果有疑问时，应及时检定。

附录 A

医用磁共振成像系统检定原始记录（推荐）格式样式

证书编号:		器具名称:			型号规格:					
出厂编号:		生产厂商:			温度:	%	湿度:	%RH		
检定依据:				标准器信息:						
扫描条件:										
信噪比	相位和频率编码 正方向	S=			SD=			SNR=		
	相位和频率编码 反方向	S=			SD=			SNR=		
图像均匀 性	相位和频率编码 正方向	$S_{max} =$			$S_{min} =$			U=		
	相位和频率编码 反方向	$S_{max} =$			$S_{min} =$			U=		
几何畸变	相位和频率编码 正方向	20 mm		80 mm		120 mm		L:		
	相位和频率编码 反方向								L:	
层厚误差	相位和频率编码 正方向	10 mm		d (mm)		Δ (mm)	5 mm		d (mm)	Δ (mm)
	相位和频率编码 反方向									
空间分辨力	相位和频率编码 正方向	Lp/cm								
	相位和频率编码 反方向	Lp/cm								
低对比分辨 力	相位和频率编码 正方向	可见孔直径: mm, 孔深: mm								
	相位和频率编码 反方向	可见孔直径: mm, 孔深: mm								
主磁场强度误差		标称值 (T)		实际测量值 (T)			实测平均值 (T)		误差 (%)	

附录 B

检定证书内页格式

A.1 检定条件

A.1.1 检定环境条件：温度：_____ 湿度：_____；

A.1.2 检定设备磁强计型号：_____，计量模体为_____；

A.1.3 扫描条件采用相位或频率编码正方向、反方向分别进行□横断面、□冠状面、□矢状面扫描。

线圈 (coil)		扫描矩阵 (Scan matrix)	
脉冲序列 (Pulse sequence)		重建矩阵 (Reconstruction matrix)	
重复时间 (T_R)		视野 (FOV)	
回波时间 (T_E)		层厚 (Slice thickness)	
平均次数 (N_{EX})		层间距 (Slice gap)	

A.2 检定项目和结果

检定项目		横断面 (Trs)	矢状面 (Sag)	冠状面 (Cor)
信噪比 (SNR)	相位和频率编码正方向			
	相位和频率编码反方向			
图像均匀性 (%)	相位和频率编码正方向			
	相位和频率编码反方向			
几何畸变 (%)	相位和频率编码正方向			
	相位和频率编码反方向			
空间分辨力 (Lp/cm)	相位和频率编码正方向			
	相位和频率编码反方向			
低对比分辨力 (孔直径mm/孔深mm)	相位和频率编码正方向			
	相位和频率编码反方向			
层厚误差 (mm)	相位和频率编码正方向			
	相位和频率编码反方向			
主磁场强度误差		标称值 (T)	实际测量值 (T)	误差 (%)

A.3 测量不确定度

主磁场强度测量扩展不确定度为：_____。

A.4 其他说明

附录 C

检定结果通知书内页信息和推荐格式

检定结果通知书内页至少应包含以下信息：

- (1) 检定结果通知书编号；
- (2) 检定所用计量标准的名称、证书编号和检定证书有效期；
- (3) 检定时的环境条件和检定地点；
- (4) 被检项目及检定结果；
- (5) 检定不合格说明；
- (6) 页码。

附录 D

磁共振计量模体

D.1 计量模体结构示意图

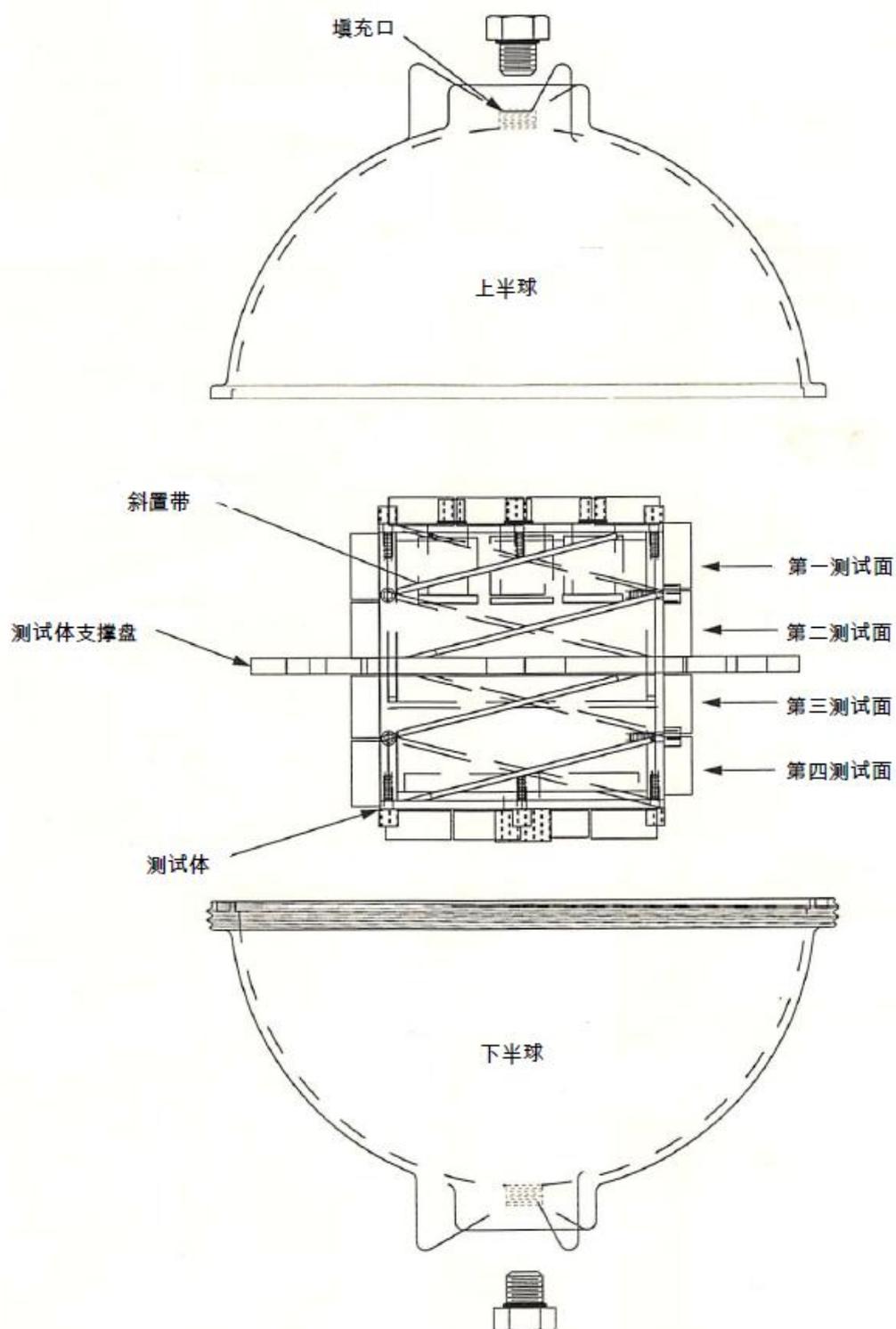


图 D.1 结构示意图 (球形模体)

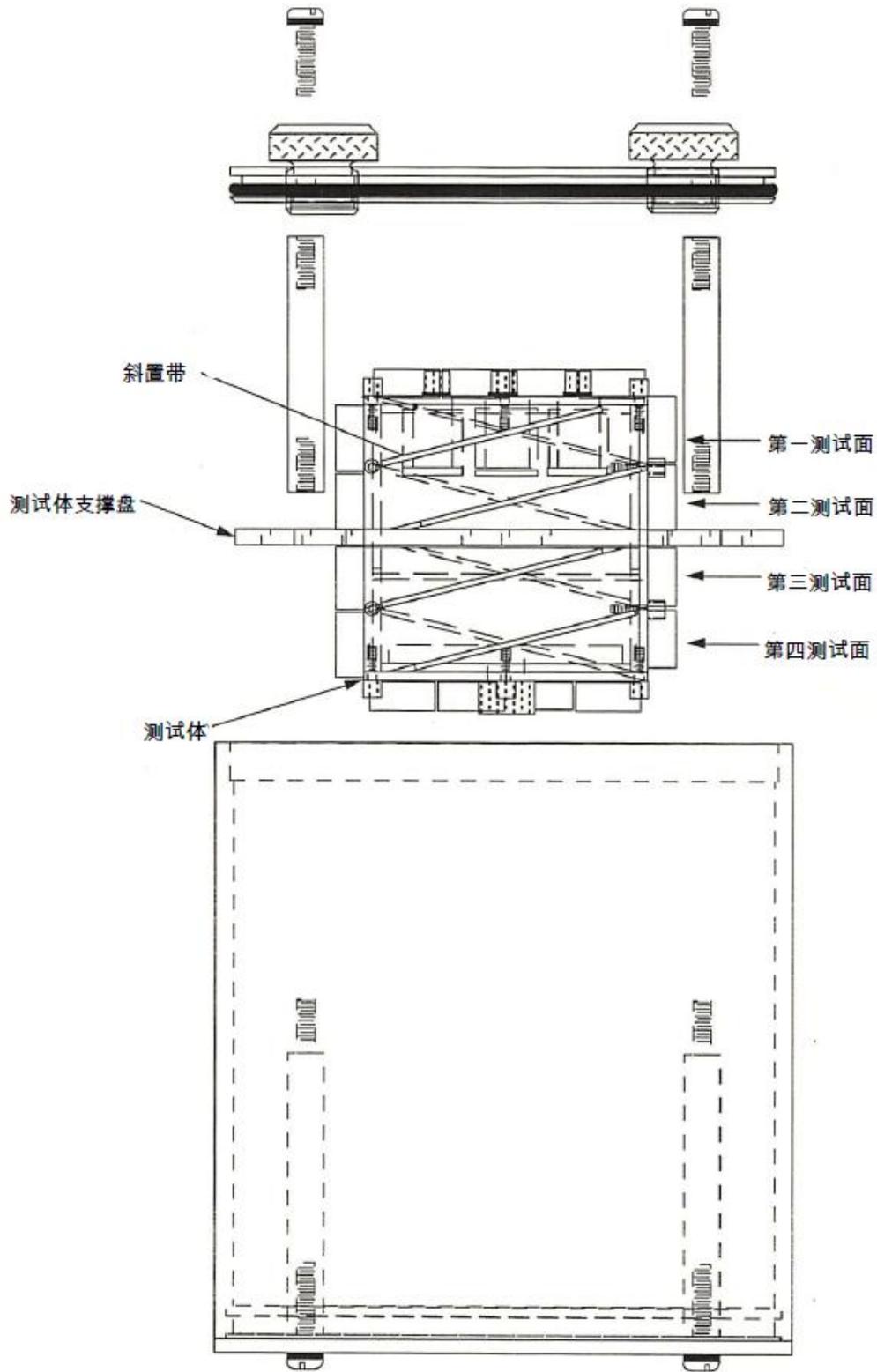


图 D.2 结构示意图 (圆柱形模体)

D.2 计量模体扫描定位示意图

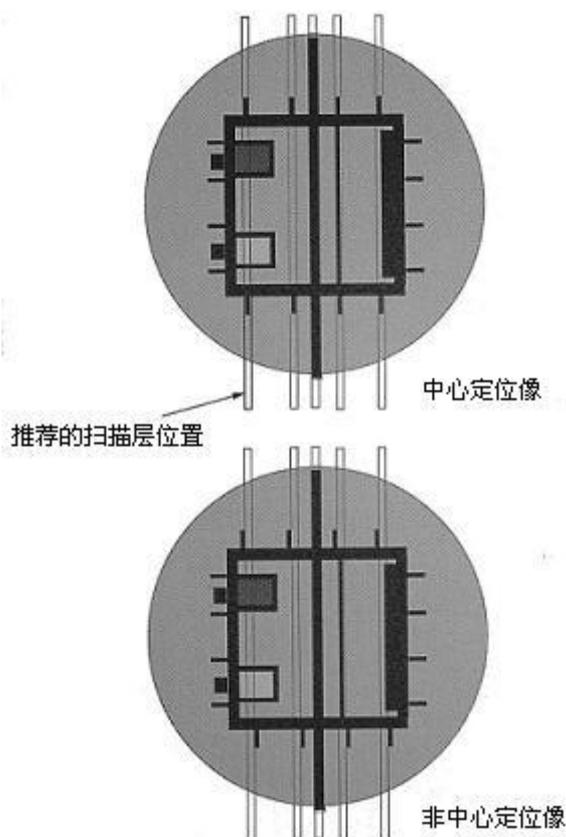


图 D.3 扫描定位示意图 (一)

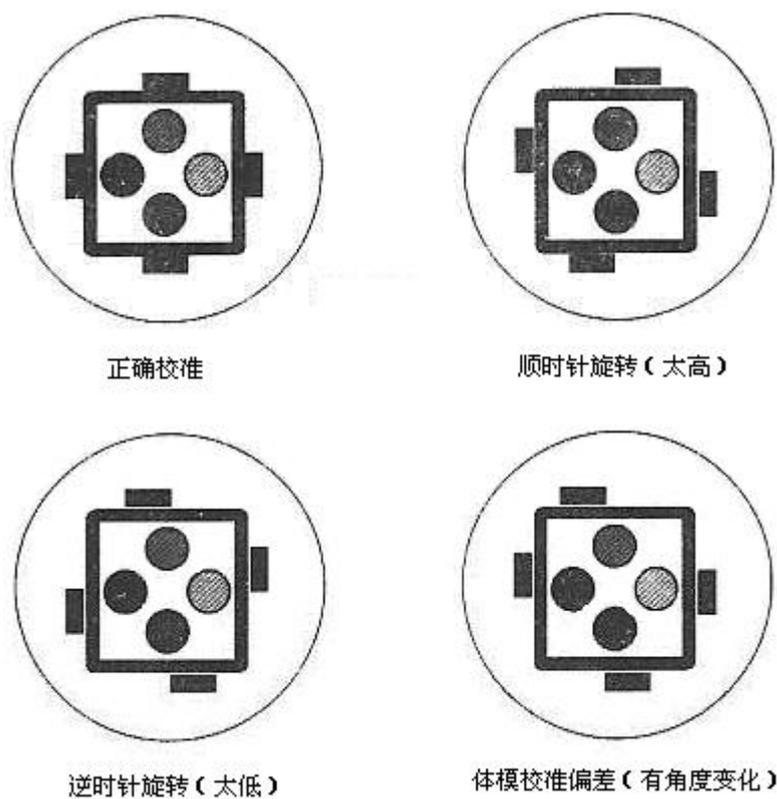


图 D.4 扫描定位示意图 (二)

D.3 几何定位示意图

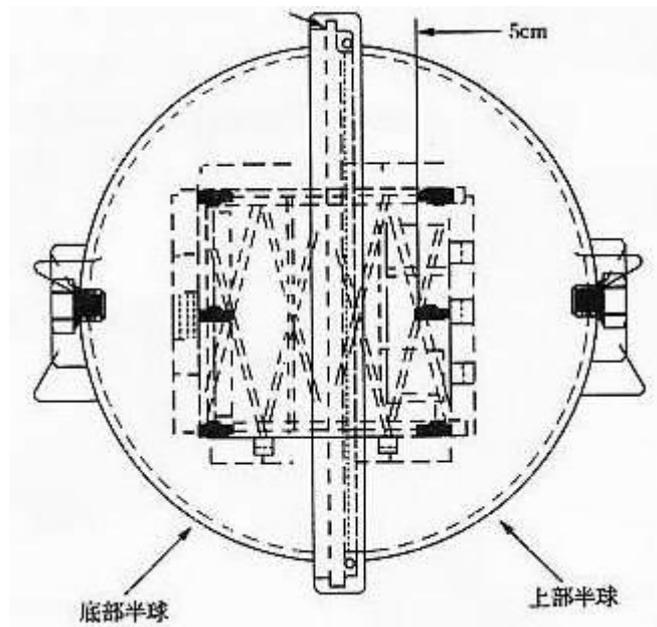


图 D.5 几何定位示意图（球形模体）

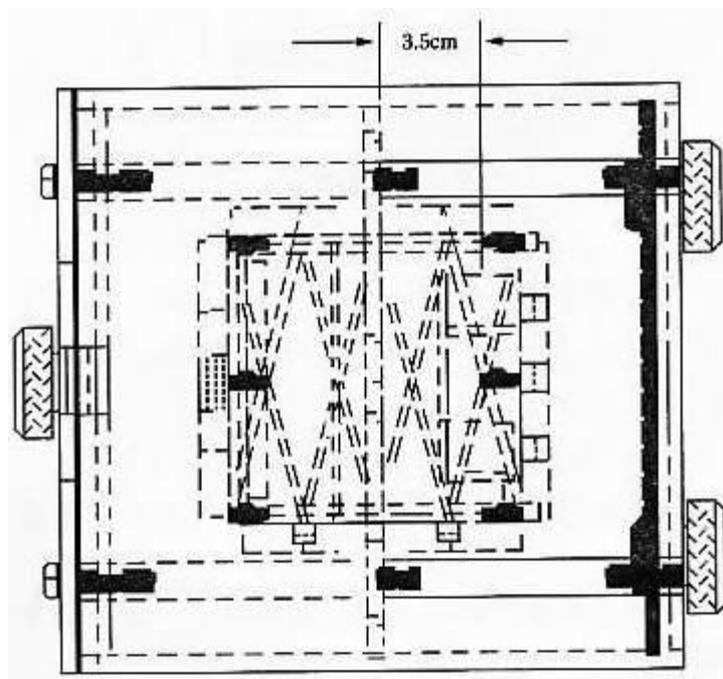


图 D.6 几何定位示意图（圆柱形模体）

D.4 层厚测量示意图

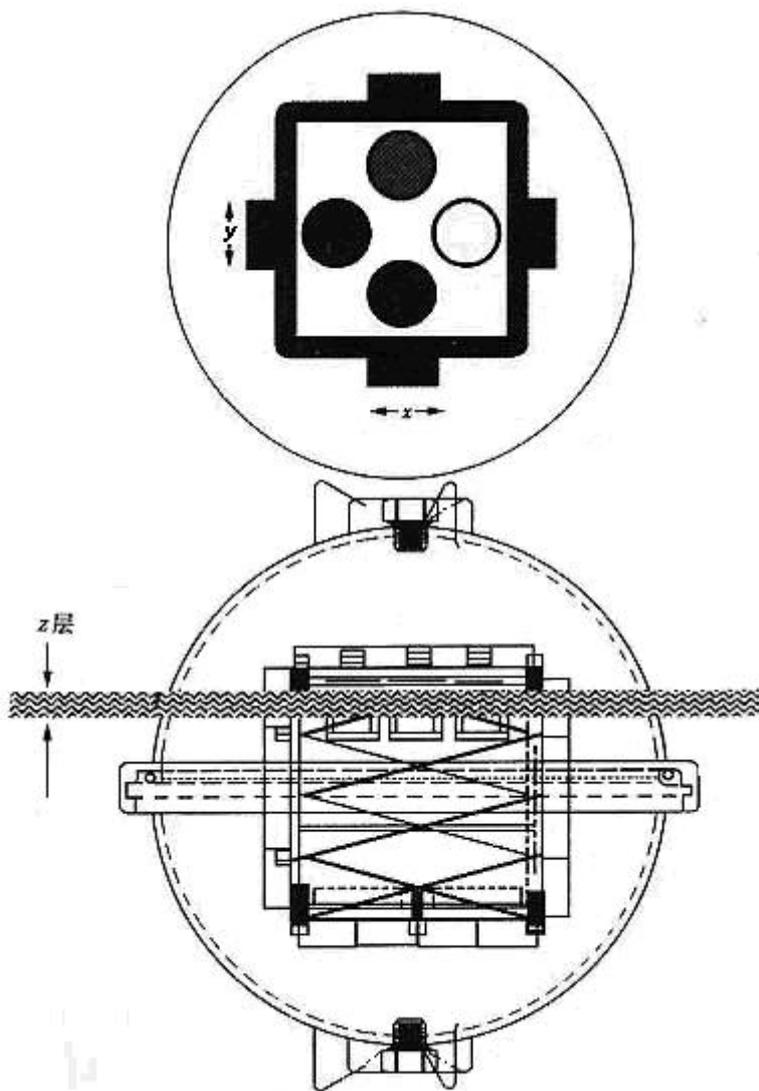


图 D.7 层厚测量示意图

成像断层的厚度 d (mm) 是由 4 个成像倾斜板 (倾斜角为 14°) 中的作任一方向的半高宽 (d_{FWHM}) 乘以 $0.25 (\text{tg}14^\circ)$ 得到的, 即

$$d = d_{FWHM,x} \times 0.25 \quad \text{或} \quad d = d_{FWHM,y} \times 0.25$$

若想获得图像中倾斜板的半值宽度, 首先测量结果图像中倾斜板图像的最大像素值和结果图像的背景像素值。

测量最大值的方法是减小显示图像的窗宽, 移动窗位, 直至倾斜板图像消失, 这时的窗位值就是倾斜板图像的最大像素值。

测量背景值的方法是在倾斜板图像的附近选择一个感兴趣区, 该区灰阶的平均值就是背景像素值。

在获取上述测量结果的基础上计算倾斜板图像的像素峰值:

像素峰值 = 倾斜板图像的最大像素值 - 背景像素值

像素峰值的半值:

$$\text{像素峰值的半值} = \text{像素峰值} / 2$$

最大像素值的半值:

$$\text{最大像素值的半值} = \text{背景像素值} + \text{像素峰值的半值}$$

然后在显示窗宽很小的情况下, 使显示窗位等于最大像素值的半值, 测量倾斜板图像的宽度, 这个宽度就是要测量的半高宽 (d_{FWHM})。

D.5 均匀性测量示意图

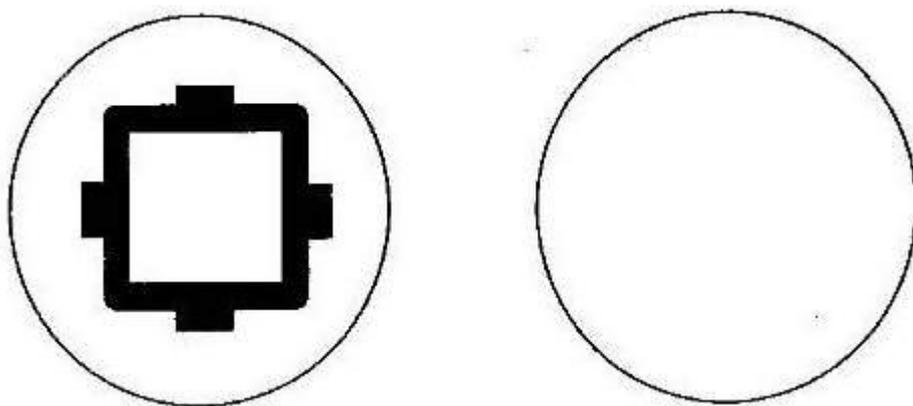


图 D.8 均匀性测量示意图

D.6 空间分辨力测量示意图

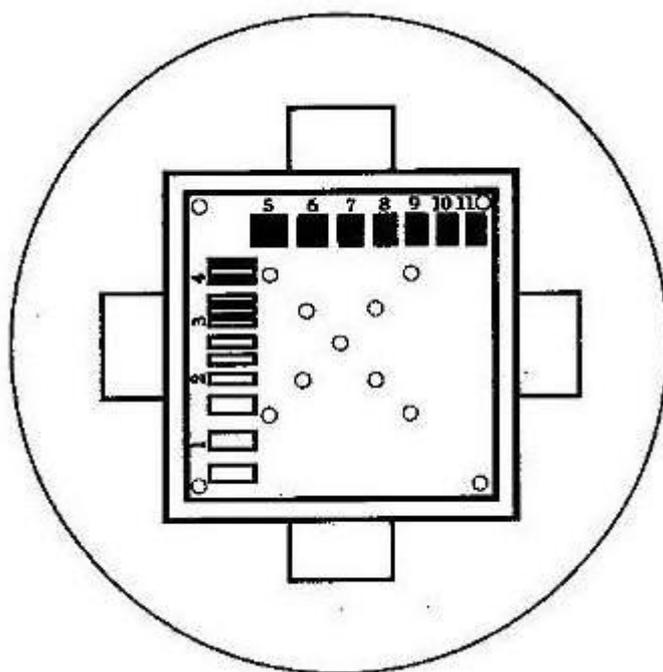


图 D.9 空间分辨力测量示意图

模体具有 11 组高分辨力测试卡, 测试卡分别是 (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11) Lp/cm。

D.7 几何畸变测量示意图

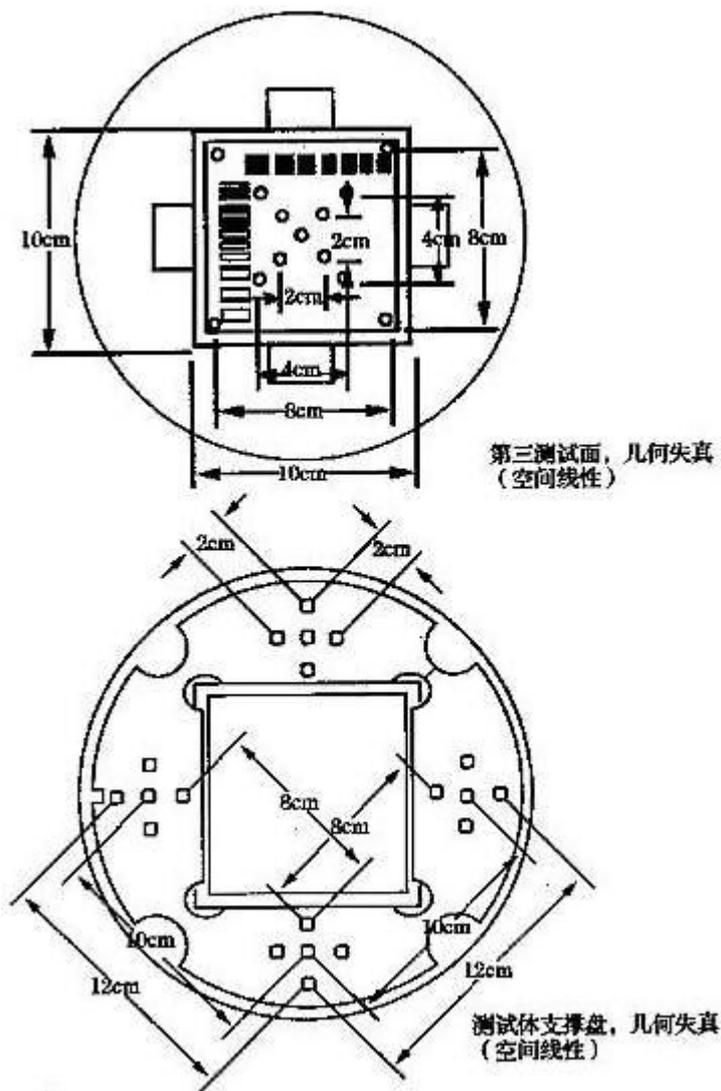


图 D.10 几何畸变测量断面示意图

D.8 低对比分辨力测量示意图

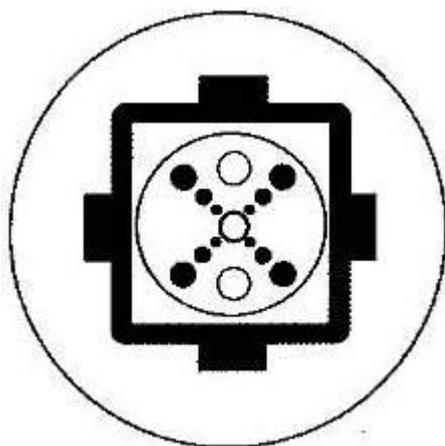


图 D.11 低对比分辨力测量示意图

上述测试孔的直径为：4.0 mm，6.0 mm，10.0 mm。

标称对比度由磁共振在成像像素中的平均效应得到。上述孔的深度分别为：0.5 mm，0.75 mm，1.0 mm，2.0 mm。

D.9 计量模体外型示意图

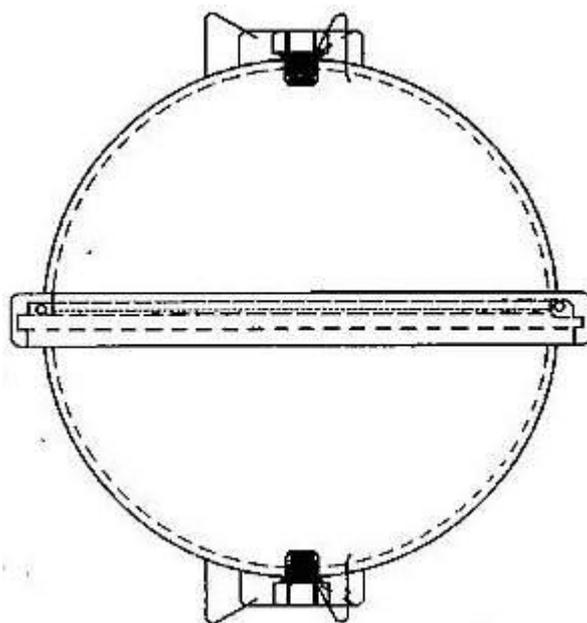


图 D.12 计量模体外型示意图

该计量模体具有 FH3-4mm/min 的阻燃率。

(以下空白)

