



中华人民共和国医药行业标准

YY/T 0748.1—2009/IEC 61391-1:2006

超声脉冲回波扫描仪 第 1 部分：校准空间测量系统和 系统点扩展函数响应测量的技术方法

Ultrasonics—Pulse-echo scanner—
Part 1: Techniques for calibrating spatial measurement systems and
measurement of system point-spread function response

(IEC 61391-1:2006, IDT)

2009-11-15 发布

2010-12-01 实施



国家食品药品监督管理局 发布

前 言

本部分与 IEC 61391-1:2006《超声脉冲回波扫描仪 第1部分:校准空间测量系统和系统点扩展函数响应测量的技术方法》一致性程度为等同。

本部分的附录 A、附录 B 和附录 C 是规范性附录。

本部分第 3 章中所定义的术语,在标准文本中出现时用黑体表示。

本部分预期以两个或更多部分的形式出版:

——第 1 部分涉及校准空间测量系统和系统点扩展函数响应测量的技术方法;

——第 2 部分将涉及系统灵敏度、动态范围和低对比度分辨力的测量。

本部分为 YY/T 0748 的第 1 部分。

本部分由全国医用电器标准化技术委员会医用超声设备标准化分技术委员会(SAC/TC 10/SC 2)归口。

本部分起草单位:国家食品药品监督管理局湖北医疗器械质量监督检验中心。

本部分主要起草人:王志俭、忙安石。

引 言

超声脉冲回波扫描仪以一细窄的脉冲超声波束扫查人体中感兴趣部位,并接收来自组织界面的回波,从而产生超声扫描平面内的组织图像。所用各种类型的超声换能器均工作于超声信号的发射(接收)模式。在医学实践中,广泛使用超声扫描仪对人体内的许多软组织器官进行成像。

本部分所描述的测试方法已获得广泛的认可并适用于各种类型的设备。制造商可采用本部分的方法来制订其产品的技术性能规范,用户可采用本标准的方法来检验这些技术性能,这些测量均可在不影响仪器正常工作的条件下进行,在附录中介绍了典型的体模。对体模的结构未作详细的规定,而是描述了适用类型的总体和内部结构,测试结果和测试所用体模的特定结构要一起公布。这些体模已有类似的商品。

选择所规定的性能参数和对应的测量方法,针对制造商的技术要求和预期相同的诊断应用,在不同制造商生产的相似类型的设备之间的比较提供了一个基础。由本标准的试验所获得的结果允许用来比较制造商的技术指标,而且预期采用推荐方法获得的整套结果和数据,在判断设备的性能是否适用于诊断应用领域时,将提供有用的判定准则。本部分专注于通过数字技术的图像测量,同时也包括适用于通过视觉进行检查的方法。其他可视法检查方式的讨论可参阅 YY/T 0703—2008(IEC 61390:1996, IDT)¹⁾。

诊断系统有多于一个选配的特定系统部件,例如超声换能器时,认定每一个选配件均构成一个单独的系统。然而,如果对大多数有意义的机器控制设置和附件进行了试验,就认为已充分评价了机器的性能。当然可以对设备做进一步的评价,但宜将其作为个案而不是常规的要求。

1) 方括号内的数字为参考文献序号。

超声脉冲回波扫描仪

第 1 部分:校准空间测量系统和 系统点扩展函数响应测量的技术方法

1 范围

YY/T 0748 的本部分规定了 0.5 MHz~15 MHz 超声频率范围内,校准空间测量工具和超声成像设备点扩展函数的方法,本部分涉及下列基于超声回波原理类型的超声扫描仪:

- 机械扇形扫描仪;
- 电子相控阵扇形扫描仪;
- 电子线阵扫描仪;
- 电子凸阵扇形扫描仪;
- 基于上述四种扫描机理的水囊式扫描仪;
- 三维重建系统。

2 规范性引用文件

下列文件中的条款通过 YY/T 0748 本部分的引用而成为本部分的条款。凡是注日期的引用文件,其随后所有的修改单(不包括勘误的内容)或修订版均不适用于本部分,然而,鼓励根据本部分达成协议的各方研究是否可使用这些文件的最新版本。凡是不注日期的引用文件,其最新版本适用于本部分。

GB/T 16540—1996 声学 在 0.5 MHz~15 MHz 的频率范围内的超声场特性及其测量 水听器法(eqv IEC 61102:1991)

YY/T 0458—2003 超声多普勒仿血流体模的技术要求(IEC 61685:2001,MOD)

3 术语和定义

下列术语和定义适用于 YY/T 0748 的本部分。

3.1

A 型扫描 A-scan

一维方式下的数据采集类型,从位于单一的超声波束轴上的点中采集回波信息。回波信息以幅度相对于传播时间或距离的形式显示。

3.2

声耦合剂 acoustic coupling agent

耦合剂 coupling agent

一种材料,通常是凝胶或其他液体,用来确保换能器和患者皮肤之间,或换能器和密封的体模表面之间的声学接触。

3.3

声工作频率 acoustic working frequency

f_1 与 f_2 的算术平均值, f_1 、 f_2 为声压谱中幅度从最高点下降 3 dB 所对应的频率。

[GB/T 16540—1996,定义 3.4]

3.4

自动时间增益补偿(ATGC) automatic time-gain compensation

自动的工作时间增益补偿,基于超声脉冲幅度伴随着深度衰减所观测到的回波幅度降低为基础。

3.5

轴向分辨力 axial resolution

在特定深度处,沿着波束轴两个相同的散射体或靶,能够显示为两个清楚的回波信号时的最小间隔。

3.6

背向散射系数 backscatter coefficient

与入射波束成在 180° 角的方向上,每单位立体角每单位体积中,由指定物体散射的平均声功率除以入射波束声强所得之商。在充满许多散射体的体积内,散射体被认为是随机分布的,从不同的散射体积分空间构造获得平均功率。

注:背向散射系数通常称为 180° 方向上每单位体积的微分散射截面。

3.7

背向散射对比度(归一化) backscatter contrast (normalized)

两个定义的区域中背向散射系数的差值,除以两个背向散射系数乘积的平方根。

3.8

波束轴 beam axis

给定的 **B 模式** 扫描线中,脉冲回波响应波形图案的纵向轴,脉冲回波等价于 GB/T 20249 (IEC 61828[2]) 的发射波束轴。

3.9

B 型扫描 B-scan

几何方位上数据采集的类型,在包括探查超声波束的超声扫描平面内,采样各点的回波信息。见 **B 模式**。

注:B 型扫描是 **B 模式** 扫描或图像的口语化术语(见 3.10)。

3.10

亮度调制显示 Brightness-modulated display

B 模式 B-mode

B 型 扫描信息呈现的方法,显示器的扫描平面以映射方式呈现成像物体的特定截面,回波幅度用显示器局部亮度或光密度表示。

[IEC 60854:1986 定义 3.18,修改]

3.11

显示动态范围 displayed dynamic range

在扫描仪的试验设置条件下,显示器未饱和时最大回波幅度,与显示器能够区分的最小回波幅度的比值,以分贝表示。

3.12

俯仰分辨力 elevational resolution

在特定深度处,在垂直于超声扫描平面的方向上,两个相同的散射靶能够显示为两个清楚回波信号时的最小间隔。通常在这里对三维扫描而言非正式地称为切片厚度。

3.13

视野 field-of-view

在采集回波构成一帧图像期间,由超声波束发射,所形成的超声扫描平面区域。

3.14

帧率 frame rate

超声波束每秒扫描视野,完成全帧刷新的次数。

3.15

增益 gain

系统,一般指放大系统部分,输出与输入的比值,通常以分贝表示。

3.16

灰度 grey scale

图像亮度值的范围,对连续型其值在两个极限值之间,若对非连续型则至少包括三个离散的数值。

[IEC 60854:1986 定义 3.14]

3.17

侧向分辨力 lateral resolution

在仿组织材料试验靶中的特定深度处,两个线靶能够清楚地显示为两个回波信号时的最小间隔,线靶垂直于扫描平面,靶之间的间隔垂直于波束准直轴。

3.18

线扩展函数(LSF) line-spread function

成像系统对高对比度线靶,在三维空间的特征响应。

3.19

线靶 line target

直径很小的圆柱形反射体,除了信号幅度之外,成像系统不能识别比圆柱形反射体直径数量级更小的目标。在所研究的频率范围内,标准线靶的背向散射宜与频率成简单函数关系。

3.20

M 模式 M-mode**时间-运动模式 time-motion mode**

M 型扫描信息呈现的方法,通过横跨显示器移动的线段呈现其位置,来显示回波随着时间的变化,描述沿着固定波束轴上结构的运动。

3.21

M 型扫描 M-scan**时间-运动扫描 time-motion scan**

从位于单一波束轴上的点采集运动结构回波信息的数据采集类型。回波强度信息采用 M 模式显示来展示。

3.22

(换能器的)标称频率 nominal frequency (of a transducer)

由设计者或制造商标称的换能器的预期声工作频率。

[IEC 60854:1986 定义 3.7,修改]

3.23

像素 pixel**图片元素 picture element**

图像数字化二维阵列中最小的空间单位或单元尺寸,每个像素有一个地址(对应其在阵列中的 x 和 y 的坐标)和特定的亮度值。

3.24

点靶 point target

散射表面尺寸很小的反射体,成像系统无法识别(除了信号幅度之外)比散射表面尺寸数量级更小的类似靶目标。在所研究的频率范围内,标准点靶的背向散射横截面宜与频率成简单函数关系。

3.25

点扩展函数(PSF) point-spread function

成像系统对高对比度点靶,在三维空间的特征响应。

注:对大多数超声系统,由于 PSF 随着宽度、使用区域中的其他位置、系统聚焦和频率设置而改变,单个的超声 PSF 不能代表整个系统的脉冲响应。

3.26

扫描线 scan line

在超声监视器上构成 B 模式图像成像线中的一根,每一根成像线是包络检波的 A 型扫描线,其回波幅度转化成了亮度值。

3.27

扫描平面 scan plane

包含超声扫描线的平面。

[GB/T 16540—1996 定义 3.32,修改]

3.28

旁瓣 side lobe

超声换能器产生的偏离于主波束的次波束,通常旁瓣的强度远小于中央轴波束的强度。

注:旁瓣的存在可能造成在超声图像中引入膈像回波。

3.29

切片厚度 slice thickness

在体模指定深度处,垂直于超声扫描平面方向、显示声信息的那部分体模区域的厚度。

3.30

斑纹式样 speckle pattern

组织或仿组织材料中散射体回波干涉形成的图像式样或纹理。

3.31

斑点尺寸 spot size

PSF 或 LSF 的 -6 dB 或其他规定的宽度。

3.32

靶 target

超声波束探查的目标。

注:靶的实例有:

- a) 特定设计的装置插入超声声场,用作辐射力测量的目标;
- b) 在有效超声波束范围内,用来产生信号的散射体或散射体组合;
- c) 体模中的线或丝段。

3.33

体模 test object

在仿组织材料或其他媒质中,内嵌有一组或多组目标结构的装置。

3.34

体模扫描表面 test object scanning surface

在测试期间,仿组织体模上与换能器耦合的表面。

3.35

时间增益补偿(TGC) time-gain compensation

随时间而引入的放大器增益改变,用来补偿由于组织衰减随着深度增加而引起的回波幅度减小。

3.36

仿组织材料 tissue-mimicking material

在 0.5 MHz~15 MHz 频率范围内,传播速度(声速)、反射、散射和衰减特性类似于软组织超声特性的材料。

[YY/T 0458—2003 6.4 和附录 D]

3.37

发射超声场 transmitted ultrasound field

超声换能器所发出超声能量的三维分布。

3.38

超声扫描线 ultrasonic scan line

自动扫描系统中,特定超声换能器阵元的波束准直轴,或超声换能器或超声换能器阵元组单次或多次激励的波束准直轴。

[GB 16846—1996 定义 3.27,修改]

3.39

超声换能器 ultrasonic transducer

在超声频率范围内,具备将电能转换成机械能和(或)将机械能转换成电能的装置。

[IEC 61102—1991 定义 3.58]

注:在本标准中,所称的超声换能器是一个完整的组件,包括换能器阵元或阵元组、机械和电阻尼层、匹配层。

3.40

超声换能器阵元组 ultrasonic transducer element group

用来产生单个声脉冲而一起受激励的超声换能器的一组阵元。

[GB/T 16540—1996 定义 3.50]

3.41

超声 ultrasound

频率高于可听声频率上限(惯常为 20 kHz)的声振荡。

[IEV 801 21-04,修改]

3.42

超声波束(脉冲回波响应式样) ultrasound beam (pulse-echo response pattern)

对工作于非扫描模式的扫描仪,在邻接换能器表面的区域内,于检测设置条件下能够检出特定靶产生的回波信号的区域。该术语不同于发射超声场概念。

3.43

体像素 voxel

图像数字化三维阵列中最小的空间单位或单元尺寸。每个体像素有一个地址(对应其在阵列中的 x 、 y 和 z 的坐标)和特定的亮度和(或)颜色值。

3.44

工作液体 working liquid

用以将声速调至 1 540 m/s 的水和其他溶剂的混合物。

[YY/T 0458—2003 6.4 和附录 D]

4 符号

A 表面面积。

A_c 横截面面积。

a_i 卵形体指定($i=1$ 或 2)半椭圆的半长轴长度。

- b 卵形体的椭圆短轴长度的平均值。
- f 声工作频率。
- κ 圆周波数; ($=2\pi/\lambda$, 在这里 λ 是波长)。
- P 卵形体横截面的周长。
- R 所测间距的平均值与已知值的比值(见 7.3.1)。
- R_x 侧向尺寸校准系数(见 7.4.2)。
- 水平方向上, 平均丝线间距与已知间距的比值。
- R_y 垂直方向上, 平均丝线间距与已知间距的比值。
- r 线或丝靶的半径。
- V 卵形体的体积。
- Z_m 线或丝材料的特征声阻抗。
- Z_w 周围媒质(工作液体或仿组织材料)的特征声阻抗。
- ϵ 椭圆或卵形体的离心率 $1-[b/(2a)]^2$ 。
- σ 点状靶背向散射横截面。

5 通用条件

试验宜在下列环境条件下进行:

- 温度: $23\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 3\text{ }^{\circ}\text{C}$;
- 相对湿度: $45\% \sim 75\%$;
- 大气压力: $86\text{ kPa} \sim 106\text{ kPa}$ 。

本部分允许使用各种结构的体模, 因此公布体模的下列数据是必不可少的, 推荐选择下列标准值:

- a) 媒质: 工作液体或仿组织材料[6];
- b) 耦合剂的使用: 具有适当声速的薄耦合层或凝胶;
- c) 几何形状(在附录 A、附录 B 或附录 C 中给出了实例, 按照需要靶之间有不同的间距)。

对媒质工作液体, 要求具备下列特性:

- 声速为 $1\,540\text{ m/s} \pm 15\text{ m/s}$;
- 低衰减($<0.1f\text{ dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$);
- 可忽略的散射(见 YY/T 0458)。

调整工作液体的声速见[7、8]。

注: f 的单位为 MHz。

对媒质仿组织材料, 要求具备下列特性:

- 声速为 $1\,540\text{ m/s} \pm 15\text{ m/s}$;
- 低衰减($0.5 \pm 0.05)f\text{ dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$ (在试验的频率范围内);
- 可忽略的散射(适度, 无强制的数值规定)。

注: 若超声系统设计用于平均声速不同于 $1\,540\text{ m/s}$ 的特殊应用领域时, 宜采用该设计声速的媒质, 并与结果一起公布相关的修改。

对仿组织特性又见 YY/T 0458—2003 的 6.4 和附录 D。

仿组织材料通常用薄的外壳加以保护, 如果对测量有影响, 宜公布其厚度和声学特性(衰减和声速)。

换能器通常经由声耦合剂(超声凝胶)与仿组织材料的外壳耦合, 如果耦合层薄(与波长比较而言), 其影响可忽略不计。若耦合层厚, 例如为了满足凸阵的需要, 则耦合剂的声速应等于 $1\,540\text{ m/s} \pm 15\text{ m/s}$ 。

媒质的声速有两种不同的作用: 若其大于 $1\,540\text{ m/s}$, 媒质里的轴向距离成正比例缩短, 换能器的焦

点远离换能器；若声速降低，发生相反的情况。对具备高数字孔径的换能器而言，其对焦点的作用变得更加重要，因此在第 6 章和第 7 章涉及几何失真时，采用正确的声速 $1540 \text{ m/s} \pm 15 \text{ m/s}$ 标定超声系统是必不可少的。在第 8 章涉及 PSF 时，对不是太高的数字孔径而言，能够宽限一定的偏离。

用“水平”和“垂直”描述扫描步骤时，假定声波作用来自体模的上方，扫描仪上的图像方位与其相对应。

6 校准二维测量系统的技术方法

6.1 试验方法

进行试验步骤时，要求有下列装置：

- a) 仿组织体模，靶结构内嵌在精确的指定位置处；
- b) 内嵌有精确特定尺寸的三维目标的仿组织体模；
- c) 盛有脱气工作液体的水槽。

在附录中给出了这些装置的技术要求。

6.2 仪器

6.2.1 概述

本条中所选择的指定设备允许在临床使用条件下对超声扫描仪进行测试，所描述的装置将确保数据采集和分析的客观性和复现性。

6.2.2 数字化仪

某些空间测量能够采用已长期使用的数字测径仪完成，为获得更加客观和复现性的数据，从试验中获得的超声图像宜数字化编码。许多现代化的超声成像装置从扫描转换器产生的数字图像，能够用于这些测量中，且最接近所显示的图像，对具备一定数字测量经验的医院用户能够令人满意地完成这类测量。就空间测量而言，直接采用该步骤；然而，对 PSF 和 LSF 测量，需要获得换能器上的线性回波幅度和数字化图像数值之间函数关系的特征曲线，或按照[19]的 7.2.1.2 所述，采用校准的反射体，建立该曲线的离散图表。在某些系统中，可获得射频扫描线数据，在线性信号幅度重要的精密测量中这些数据更加精确。用射频数据完成的测量宜清楚地加以注明，并说明其源于系统中的层次。对无法产生数字图像的那类机器，可以采用帧抓捕器采集并数字化超声图像。数字化仪要求具备适当的空间分辨力（至少 512×512 像素）和足够的灰度（至少 256 灰度级），而且宜采用适合的图像分析软件，对体模的数字化超声图像进行下文所述的简单测量。数字化仪应满足在所测量图像的 75% 以上范围内，线性度空间不确定度 $< 1\%$ ，在全量程范围内信号电平（灰度）线性度 $< 3\%$ ，在全量程范围内一年的信号电平稳定度 $< 5\%$ 。

数字化成像软件宜准许用户能够将光标定位在屏幕上的任何位置，并获取像素的地址（也就是行列坐标）。这将允许用户将数字图像校准至所记录超声图像的实际距离处，数字化仪一旦校准，数字化超声图像与在超声显示器上可能直接进行的处理而言，能够进行更加复杂的软件分析，数字化成像软件宜准许在任何像素地址上读取灰度数值。

数字图像像素距离的校准（也就是，相对于超声成像系统校准数字化仪）：

- a) 扫描一幅内含适当工作液体的体模的图像，注明该图像的放大倍数，随后所有的测量和比较均在相同的放大倍数下进行；
- b) 用电子测径器测量两根线或丝靶之间的已知距离，该距离达到屏幕尺寸的 75% 以上，来核实测径器测量的距离与实际距离的符合性。宜测量一对由垂直线连接的线或丝靶和一对由水平线连接的线或丝靶。若发现偏离，在进行下个步骤之前调整扫描仪，若无法调整，则在 d) 中应采用实际距离；
- c) 数字化所扫描的图像，使用成像软件通过获得每一个线或丝靶位置的像素地址，测量成对的线或丝靶像素之间的距离，相减获得像素的距离。重复几个不同的位置，核查垂直和水平距离；

- d) 在相对于垂直方向的各种方位的连接线上,对各种不同的位置的线靶测量像素距离,将每一个距离值除以 mm 为单位的实际距离,平均所有的比值,该平均值就是所用数字化仪每毫米像素的校准值。一旦完成该校准,对特定的扫描仪和所采用的放大倍数,在所有随后的数字化图像中,能够用该比值来计算相对距离,见[10]。

6.2.3 仿组织体模

仿组织体模应内嵌特定结构,满足下列测量类型的需要:

- a) 直线;
- b) 曲线;
- c) 圆周;
- d) 面积;
- e) 体积;
- f) 图像失真;
- g) M 模式校准。

在附录 B 中给出了仿组织体模的实例。

6.3 试验设置

6.3.1 概述

对所有的扫描仪设置和换能器的许多种组合进行试验是不现实的,因此对每个换能器在两种设置条件下进行试验:一是提供体模的完整图像;二是提供最高的分辨力。超声波束的聚焦宜尽可能扩展到更大的范围,使所有可视的靶目标达到最佳的分辨力。

内嵌图 A.1 所示线靶阵列结构的体模,用于下述的试验步骤。

6.3.2 显示器设置(聚焦、亮度、对比度)

聚焦清晰,亮度和对比度设置在最低位置,逐步增加亮度直至图像边缘的无图像区域呈现最小可察觉的灰度,然后增加对比度,使图像包括可能的最大灰度范围,再检查聚焦的锐利,若需要进一步调整,则重复整个步骤。

6.3.3 灵敏度设置(频率、抑制、输出功率、增益、TGC、ATGC)

- a) 注明超声换能器的标称频率。
- b) 如果有抑制控制端,调节为能够显示最小的可能信号。
- c) 调节输出功率和增益,使显示器上线靶的图像呈现为最小的可视点。
- d) 调节时间增益补偿(TGC)控制端,使整个图像上呈现的靶图像亮度相同,在工作液体中的扫描,TGC 的斜率宜接近于零。

6.3.4 最终的最佳化

图像的最终最佳化可以通过微调抑制电平、增益或输出功率来完成。

当自动时间增益补偿(ATGC)是扫描仪的选配件时,宜在该工作模式下进行试验,在 ATGC 启动状态下对体模进行成像,使用仍然手动有效的任何控制端,诸如总增益或输出功率使图像最佳。

6.3.5 记录系统

超声图像的数字采集准许进行客观的测量,也准许存储图像用于今后的比较。数字化记录的主要优点是:图像不再遭受照相或视频记录系统所造成的质量劣化。

6.4 试验参数

6.4.1 概述

本部分描述了下列测量类型的技术方法:

- 直线;
- 曲线;
- 圆周;

- 面积；
- 体积；
- 显示和记录失真；
- M** 模式校准。

发射声强宜足够低,避免由于非线性传播造成的脉冲失真(见 GB/T 16540)。应列出所有影响扫描仪工作的因素:诸如换能器、频率、灵敏度控制端设置、聚焦、图像处理选配等,这些资料的记录要足够详细,其应附在测量结果中,使得以后其他的操作者能准确地重复该试验。

6.4.2 测量准确度(直线、曲线、圆周、面积)

为了评估扫描仪测量系统的准确度,调节灵敏度使得所显示的回波尽可能地清晰,对图 A.1 或图 A.2 所示的体模中的线或丝靶成像。如果体模是密封的,则应使用耦合剂,对所用的超声换能器组件,在其典型工作区域的中间部位获取并数字化一组线靶的超声图像。也可以注明其他影响分辨力数值的因素,例如扫描转换仪的图像处理选配件或聚焦。对扫描仪的其他超声换能器重复该步骤。

在屏幕上以近似等于所显示范围 75% 的长度进行直线测量,使用图像分析软件,沿着每一个方向获得直线亮度剖面。从线或丝靶的“峰值到峰值”亮度剖面测量距离(在测量结果噪声过多的情况下,峰值的位置用-3 dB 点和所作用点的中位值来代替)。至少沿着图 A.1 和图 A.2 的垂直和水平线,及可能时,沿着视野中近似垂直的方向进行测量,对每个方向的每个长度列表表示其平均百分比误差。对有效的显示倍数重复该处理步骤。

评估曲线和横截面积的测量准确度,是在显示器的中央描绘出视野近似 75% 面积的封闭图形,测量周长和面积并计算百分比误差。点到点进行绘制,描绘出多边形的区域,测量多边形的周长和面积。在显示器的顶部和底部用两个较小的图形(视野面积的 0.1 和 0.25)进行辅助测量。对有效的显示倍数重复该处理步骤。

更严格的测试,宜评估源的变化性,在测量和分析程序中对短期和长期的变化保持可信。短期测试(同一天)从设置到最终分析宜重复多次,在手控测试时,一个操作者在较短的一段时间内重复试验,然后由其他几个操作者重复试验。

6.4.3 图像显示和记录的失真

如图 A.2 所示,扫描二维体模中有规律的线靶阵列,在视野内使其回波有相同的亮度。选择位于视野中央水平和垂直的线或丝靶,在数字化图像上测量每一个线或丝靶到近似位于视野中央的基准线或丝靶的距离,计算并列表表示百分比误差。

直接观测线靶阵列的图像,检查核实显示器任何尺寸的失真(即,正交状态偏差)是否小于 3%。

6.4.4 **M** 模式校准

6.4.4.1 概述

大多数实时扫描仪中具备 **M** 模式功能,其部分性能的评估能够采用附录 A 所述的体模来完成。

6.4.4.2 空间测量(滚动的 A 型扫描线)

如先前对 **B** 模式所述,超声波束对准分辨力体模中的线或丝靶进行 **M** 模式扫描,能够用来进行系统测量误差的检测。

与针对 **B** 模式图像一样,利用体模中的线或丝靶阵列来检查并记录显示器和记录仪的失真。

采用已知准确时间间隔,例如 200 ms 间隔的 1 ms 脉冲串的外部脉冲发生器和换能器,将超声的脉冲串注入超声换能器,能够用来检查核实 **M** 模式轨迹时间轴校准的准确性。

宜对显示器屏幕上 **M** 模式轨迹的数字化图像进行测量检查,测量误差宜小于 3%。

6.4.4.3 组织厚度 **M** 模式

对组织厚度 **M** 模式,系统测量运动组织相对厚度的变化,因此对这些测量的准确度评估要求采用类似组织的体模,其在预定的位置处能够被压缩和拉伸,使用 **M** 模式的读数功能来比较压缩和拉伸的厚度。而且其宜具备以不同的比率进行压缩和拉伸的可能性,针对这类测量可以采用可变形的海绵体

模。具备在各种不同的深度,测试综合 M 模式功能的能力是重要的,故体模宜具备在不同的靶至换能器距离处,重新定位换能器的能力,而且要在每一种 M 模式扫描速度下重复测试。

7 校准三维测量系统的方法

7.1 概述

现有的三维成像系统虽然也包括测量能力,但主要用于视觉呈现,由于可以采用不同的方法完成体积的三维重建,检查体积重建的方式和其相关的问题,评估三维重建的准确性是重要的。本标准的讨论仅局限于重建尺寸准确性的测量,三维系统分辨力的讨论将包括在涉及分辨力和灵敏度的 IEC 61391-2 标准中。

7.2 三维重建方法的类型

7.2.1 概述

真实的三维成像要求成像系统以三维体像素矩阵的形式构建数据,矩阵通常由包含靶体积的超声扫描平面组的数据组成,三维成像系统以三维矩阵的形式存储信息。数据矩阵点的空间密度取决于每一个超声扫描平面内超声扫描线的数量、脉冲长度和构成方位(深度)维的超声扫描平面的数量和间距。由于重建准确性将取决于所保存的物理距离,故对特定体积扫描的方式是很重要的,连续的超声扫描平面之间的距离宜采用恒量,其宜小于超声换能器的俯仰分辨力(切片厚度)。否则在重建的体积中相邻的超声扫描平面间将包括插补值,这能够导致重建体积的尺寸误差。

一旦构建了三维矩阵,可以在体积范围内沿任何方向获取数据,例如,若采集多幅 xy 超声扫描平面图像的数据来构成三维体积,形成的三维矩阵能够在垂直于 y 轴的 xz 平面内“切片”,从结果数据产生 C 型扫描切面。而且形成的三维重建能够在空间旋转,从原始的超声扫描平面无法实现的角度进行观察和测量。三维扫描技术的回顾见[11、12]。

以下列两种基本的方法采集和重建三维体积矩阵:

- a) 通过外部定位法重建;
- b) 顺序重建。

每种方法都具有自己的特征、优点和问题。

7.2.2 三维体积重建方法

7.2.2.1 外部定位法

外部定位的三维体积重建方法,使用了基准点和正交坐标基准框架,三维体积矩阵范围内的所有元和位置均相对于基准坐标加以记录。这种类型的系统通常有一个扫描框架,扫描的体积插入其中,换能器通常由马达控制在轨道上以恒定的速度移动。也可以采用其他的刚性支撑来限定超声换能器,维持其三维坐标的准确性。这种类型的重建方法是最准确和可靠的,但由于超声换能器的支撑框架、马达速度偏差或数据采集期间定位系统的改变等因素,其还存在某些问题。外部定位系统现有的一种变化形式是,换能器由手动方式控制并相对于基准坐标系感知其位置和方向参数。(见[13])。

7.2.2.2 顺序定位法

顺序定位和重建方法采用了不同的技术手段,但通常是基于顺序的扫描平面,在先前平面的位置上组建成三维矩阵。这类方法的一种是至少在一个方向上利用图像斑纹改变的速率[14、15],这种编码涉及的几项假定并不是总是有效的,一个假定运动是纯粹的直线扫描或是纯粹的角度扫描,在某些商品化的应用中,假定为简单、均匀、直线扫描。因此,在实验室条件下展示其能力和局限性的试验是重要的。如果换能器不是以均匀的速度移动,或换能器相对于先前的方位发生了偏移,则问题产生了。在大多数情况下,重建方案不能够补偿这些相对于基准平面方位的偏差,故重建的体积中包括了不准确的内容。

7.3 与重建问题相关的试验参数

7.3.1 外部定位的重建

对外部定位系统重建的试验,基于水或仿组织的体模均可采用。

试验参数:在重建的体积中,从所有三个笛卡儿坐标的方向测量重建的长度,并沿着同样的坐标方向与实际的目标尺寸进行比较,核查相对于基准框架和点的超声换能器方位、马达的速度、超声扫描平面之间的距离,和重建体积的笛卡尔尺寸。下列参数的测量步骤如下:

- a) 线性尺寸;
- b) 面积;
- c) 区域的周长;
- d) 体积。

7.3.2 顺序平面的重建系统

基于图像斑纹的三维空间编码系统,要求体模具备相对均匀的斑纹散射体和靶结构,用来进行定位准确性和精确性的试验。超声系统不仅要求在被测的长距离上测量的准确性,还要求距离刻度的均匀性,由于不精确的位置编码,许多顺序编码系统要进行附加的试验,当这类不精确因素存在时,由于扫描方向上记录位置的局部跳跃或延迟,在图像的方向能够造成失真。

试验参数:在重建的体积中,从所有三个笛卡儿坐标的方向测量重建的长度,并沿着同样的坐标方向与实际的目标尺寸进行比对。下列参数的测量步骤如下:

- a) 线性尺寸(轴);
- b) 面积;
- c) 区域的周长;
- d) 体积。

7.3.3 评估三维重建准确性的试验仪器(体模)

7.3.3.1 丝靶体模(注水形式)

针对外部定位的重建方法,可以采用附录 A 的图 A.1、图 A.2 所描述的注入工作液体的丝靶体模。由于系统不依赖于斑纹修正将超声扫描平面构建成三维矩阵,丝靶阵列对测试重建准确性而言是种有用的结构。对每行丝靶,测量图像上丝靶位置到基准丝靶之间的距离 r ,并相对于体模中的已知距离 r' 绘制各点。从 r 的线性回归直线测量所测的丝靶位置与相对于 r' 的最大和有效值偏差,及拟合直线的斜率。

若被测系统的体积测量算法能够在尖锐的边角和平坦的表面下均有效,边界清晰体积的测量准确性试验最好采用图 A.1 或图 A.2 的丝靶体模。

7.3.3.2 仿组织体模

附录 B 所示的第二种体模能够用于这两种类型的系统,图 B.1~图 B.4 显示了具有极小镜像边界效应的卵形体仿组织材料的结构,安置在仿组织材料的矩阵中。这种体模的体积是经测定的,背向散射对比度的差异使图像中的靶清晰,仅用灰度纹理和平均信号电平确定轮廓。针对经测定体积的背向散射体,而不是镜像反射体或线靶,使得超声系统对体内体积测定靶成像的重构,在图像构成、显示和测量方面的评估更加可靠。

7.4 三维重建准确度测量的试验方法

7.4.1 概述

这些方法用于传统二维扫描仪的三维测量,也用于三维扫描仪。对高质量的三维成像和测试,所记录图像平面之间的间隔宜小于其焦点处的超声扫描平面厚度,理想情况下,小于俯仰聚焦宽度(超声扫描平面)的一半。若具备扫描平面间隔的控制端,宜使用这些设置条件。

7.4.2 采用丝靶体模的测量方法和准确性

从两幅正交的二维图像对已知的体积进行测量:三维测量通常用简单的二维成像系统对粗糙的球形目标采集两幅正交的二维图像,从目标的三根主轴进行测量,采用适当的公式或使用超声系统计算球

体或椭球体的体积。测定体积的计算方法能够从先前获得的连续图像中进行试验,测量跨越体模中四根或更多根丝靶的假定球体直径,随后在同一幅或相邻的图像中重复测量,假定采集的两幅图像相互成 90° 角。在随后计算中,球体横截面的计算等于所测量的圆,与假定球体的体积进行比较,并计算误差。

在俯仰方向扫描角度的修正试验,和从平行于丝靶的三维扫描对测量算法的验证:在中央采集图像平面垂直于丝靶,扫描方向平行于丝靶,也就是图 A.1 的方向 B 的换能器条件下进行三维扫描。如果系统允许以弧形方式在俯仰方向下旋转换能器,则在该方式下进行扫描。若可能用所有垂直于丝靶的重建图像来显示重建的体积。如果在扇形扫描仪中,不具备重新格式化的选项,则从已知的观察角度修正丝靶间的间隔。如果还没有进行 6.4.2 相同的试验,三维图像组中的首幅、中间幅和末幅图像进行 6.4.2 的测量,并记录其误差和变化。在水平和垂直方向上的平均线靶间距与已知线靶的比值分别称为侧向和纵向尺寸校准系数 R_x 和 R_y ,检查丝靶群的平均间隔,在每一个图像平面中宜具有相同的间隔且在 1% 的范围内,见[16]。

校准三维成像中超声扫描平面的间隔,及评估一根轴在超声扫描平面厚度方向上,重建图像(从体积数据组)的失真时,要在垂直于丝靶的俯仰(超声扫描平面的厚度)方向中缓慢地移动或旋转换能器。如图 A.1 所示,换能器从左至右移动(换能器方向 A),根据超声系统制造商所声称的三维扫描的类型执行该种运动,通常只进行直线平移或扇形扫描,但为了观察所产生的误差,偏离指令的要求也是有益的。

从第二种扫描(方向 A)的每一行丝靶,显示垂直于丝靶的重建图像,计算并报告最大和有效的偏差:

- a) 源于其已知的数值,所测量丝靶的间距;
- b) 相对于拟合直线,所测量丝靶的位置;
- c) 源于所期望的数值,拟合直线的曲率。

为了评估曲线和横截面积的准确性,在大约覆盖 0.75 视野范围的区域中,在显示器的中央描绘封闭的曲线,测量长度、周长和面积,并计算测量值与已知数值的百分比。用扫描方向与丝靶成直角方向的数据进行体积测量,在垂直于丝靶的重建图像中,标注已知的面积 A 。沿着丝靶,在丝靶封闭所围成三维体积的第三个方向上,标注由系统指明的长度 L' 。在图 A.1 中该体积是圆柱形的体积,将测量值 $A' \times L'$ 与已知值 $A' \times L' / R_x$ 比较,在这里 R_x 是本条第二段所述的侧向尺寸校准系数。采用丝靶体模法进行测量的详细实例见[16]。

7.4.3 用二维扫描仪,利用背向散射的目标体模中(图 B.1)标定体积靶测量的准确性

7.4.3.1 概述

在这些测量中旋转并调整换能器,找到能够从一个方向,对三维体模中的每个靶完整成像为圆形横截面的位置。对每一个靶,移动和调整图像平面,在目标仍然显示为圆形时,找到最短的轴和最大的直径。测径器放置在最大垂直(轴向)方向的末端,经由圆形横截面,从测径器读取数值,可获得直径 b_y ,采用类似的方法测量水平(横向)直径 b_x ,这两个直径测量值的平均值标记为 b 。

旋转换能器 90° 查找并测量称为 a 的椭圆体最大尺寸,在这里 a 是每个半卵形长度 $a_1 + a_2$ 之和。对另一个较小的三维目标重复上述步骤,若可行,将所获得结果以表 2 的形式列表,将测量数据与表 1 给出的直径已知数值进行比较。

7.4.3.2 周长

采用卵形体靶横截面的图像,在被测靶周长上的期望点处开始测量,测径器游标沿着所选定的三维目标图像描绘,直至回到起始点。除非当椭圆,或至少是曲线由超声系统自动进行拟合,否则一般而言,测径器游标相互之间的间隔宜不超过所测周长的 $1/20$ 。两个半椭圆中的每个周长公式近似为:

$$P = \frac{\pi}{\sqrt{2}} \left[a_i^2 + \left(\frac{b}{2} \right)^2 \right]^{1/2} \dots\dots\dots (1)$$

式中:

a_i —— a_1 或 a_2 , 给定半椭圆体的半长轴长度;

b ——椭圆体短轴的平均值。

整个卵形目标的周长等于两个半周长之和, 圆形横截面的周长是 $2\pi b$, 图 B. 1 和图 B. 2 中两个目标的预期数值见表 1。

7.4.3.3 面积

事实上所有的机器, 对封闭(横截面)面积的计算均源于周长中所确定的相同的测量点(见 7.4.3.2)。所测量的面积值与三维目标横截面的已知面积值进行比较, 最大的椭圆和圆形横截面积分别为:

$$A_c = 0.79b(a_1 + a_2) = \pi b(a_1 + a_2)/4 \text{ 和 } A_c = 0.79b^2 = \pi b^2/4$$

椭圆体的表面积为:

$$A = 2\pi\left(\frac{b}{2}\right)^2 + \pi a_1\left(\frac{b}{2\epsilon_1}\right)\arcsin\epsilon_1 + \pi a_2\left(\frac{b}{2\epsilon_2}\right)\arcsin\epsilon_2 \quad \dots\dots\dots(2)$$

式中:

ϵ_1 ——离心率 $[1 - (b/2a_1)]^2$;

ϵ_2 ——离心率 $[1 - (b/2a_2)]^2$ 。

图 B. 1 中两个目标的预期数值见表 1。

7.4.3.4 体积

一致形状的目标体积测量或相对测量, 能够通过测量三根成直角相交轴上的最大线性尺寸来完成, 在三维椭圆体目标[17]的情况下, 实际体积为:

$$V = 0.52(a_1 + a_2)b^2 = \frac{4}{3}\pi\frac{(a_1 + a_2)}{2}\left(\frac{b}{2}\right)^2 \quad \dots\dots\dots(3)$$

通过分别测量两个长度 a 和 b , 在这里 $a = a_1 + a_2$, 适合 b 的数值是两个垂直方向上测量值的平均, 就能够确定体积。能够从两个图像平面, 在这两者之间换能器旋转 90° , 完成这些测量。注意这些计算方法本质上仅对体积近似由两个具有圆形截面的半椭圆体, 所构成的形状才正确。(对任何类似椭圆体, 三根正交轴为 a 、 b 和 c 的物体体积, 式(3)将成为 $V = 0.52abc$)。图 B. 3 中两个目标的预期数值见表 1。

表 1 图 B. 3 中两个椭圆体目标的预期数值

	半周长 ^a cm	周长 cm	面积 cm ²	表面积 cm ²	体积 cm ³
小目标					
长半轴	3.01	6.02	3.82	14.51	4.58
短半轴	1.65	3.31	1.70	9.94	2.04
总体	4.66	9.32	5.51	24.45	6.61
横截面	2.83	5.65	2.54		
大目标					
长半轴	5.35	10.7	16.5	63.6	55.0
短半轴	4.16	8.3	11.0	69.9	36.6
总体	9.5	19.0	27.5	133.6	91.6
横截面	7.9	15.7	19.6		
在这里周长和半周长的计算源于精确的积分, 而不是源于式(1)。					
^a 半周长是曲线路径长度的试验。					

表 2 报告试验数据的推荐表格

	半周长		周长		面积		表面积		体 积	
	cm	%	cm	%	cm ²	%	cm ²	%	cm ³	%
小目标										
长半轴										
短半轴										
总体										
横截面										
大目标										
长半轴										
短半轴										
总体										
横截面										
输入测量值,然后计算该测量值相对于表 1 所示期望数值的百分数,针对所研究的每一种测量算法填满本表。将采用式(1)、式(2)和式(3)从直线尺寸 a_1 、 a_2 和 b 计算获得,及从成像系统提供的其他测量方法获得的相关数据,全部或部分填入表格是很有益处的。在三维胎儿预测中也进行类似的测量[18],用丝靶体模所进行的曲线、面积和体积测量时,也可采用该表。										

从相等间距的超声扫描平面获取一系列图像进行计算,可适用到其他的形状并很可能提高准确性。为了更高的准确性,超声扫描平面之间的间距宜小于超声扫描平面在其焦点处的宽度,更理想的条件是小于焦点宽度的一半。概念上最简单的计算是:所估算的体积由许多底面积等于超声扫描平面中的测量值,高等于平面间距的圆柱体所组成。也就是在每个平面上三维目标的横截面积乘上扫描间距,再叠加每个切面上的体积数值。该计算能够通过繁杂的手工完成,在绝大多数三维截面成像系统中采用更复杂的体积测量算法,宜对其进行试验。

8 点扩展和线扩展函数(高对比度斑点尺寸)的测量

8.1 概述

大多数成像系统的高对比度分辨力特性能够通过点扩展函数(PSF),该函数是成像系统对高对比度点靶的特性响应,或类似的线扩展函数(LSF)的测量来表现。对大多数光学系统,PSF 是单一的、对称的和等方性的,因此 PSF 的测量通常足够表示系统脉冲响应的特征。

不同于光学成像系统,超声产生的 PSF 和 LSF,既不是单一的也不是等方性的,而且超声 PSF 和 LSF 是非对称的,具有不同的轴向和侧向尺寸,而且其还随着距换能器的距离(即图像的深度)而改变。因此必须不同的位置和深度进行 PSF 和 LSF 的许多不同测量,获取沿着波束轴特定位置处,系统成像性能的典型数据。

由于 PSF 和 LSF 随着深度而改变,取决于其在超声扫描内的位置,有不同的分辨力水平,故单个的 PSF 和 LSF 不能用作系统的脉冲响应。

超声在高对比度靶中,相对于低对比度靶中的特性不同,引发了另外一个复杂因素。在高对比度下,超声能够对非常小的结构,诸如细线、细丝或针状物的尖端,或气泡成像,这些都将产生与 PSF 和 LSF 相关的特征点图案。然而对低对比度靶,诸如组织,超声图像不会产生单个点的图像,而是形成灰度斑纹图案,显示为粒状背景,这种特性源于超声波束的内在属性。在给定深度处,对超声系统 PSF 尺寸的测量描述了在该深度下系统的高对比度分辨力。对低对比度分辨力的测量使用仿组织体模,有时也测量对比度细节性能。在本标准中,将只涉及测量超声 PSF 或 LSF 的高对比度特性,低对比度测

量将在其他标准中描述(见未来的 IEC 61391-2)。

在本标准中在两种级别上测量 **PSF** 和 **LSF**:FWHM(半最大值处的全宽度),即最大值的一6 dB 处和-20 dB 处,这要求已知灰度级和信号强度之间的关系(见 8.4.5)。

注:通过叠加两个作为距离函数的 PSF 或 LSF 曲线,并在组合曲线的下沉处识别出在-6 dB 间隔,能够从 PSF 或 LSF 近似获得双靶体模(轴向、侧向或俯仰)的分辨力。严格地讲,对每个假定靶,PSF 或 LSF 中每一点的有效信号必须求和,来更加准确地模拟双靶响应。

8.2 试验方法

进行试验步骤,要求有下列仪器:

- a) 体模,如附录 A 和附录 C 所述,在准确的规定位置布置靶群;
- b) 含有脱气液体的水槽;
- c) 数字化图像,如 6.2.2 和 6.3.5 所述。

在附录 A 和附录 C 中给出这些装置的技术要求。

8.3 仪器

8.3.1 概述

本条规定的仪器选定用来进行实时超声扫描仪的试验,不要求对扫描仪有电信号的输出或输入。

8.3.2 体模和水槽

体模所包含的结构要允许进行下列机器特点的测量:

- a) 轴向分辨力;
- b) 侧向分辨力;
- c) 扫描切片厚度;

这些体模的实例在附录 A 和附录 C 中给出。

在水槽内准备脱气工作液体,在声速偏差允许的条件下,为便于操作能够用水替代工作液体。

8.3.3 图像数字化仪

要求如 6.2.2 所述的图像数字化仪。

8.4 试验设置

8.4.1 概述

扫描仪设置和换能器的许多种组合使得不可能对所有情况进行试验,因此仅对特定的设置和每个换能器进行试验。设定扫描仪的步骤如下,超声波束的聚焦宜尽可能扩展到更大的范围,使所有可视的目标靶,达到最佳的分辨力。

8.4.2 显示器设置(聚焦、亮度、对比度)

聚焦清晰,亮度和对比度设置在最低位置,通过观察显示器的灰度条,逐步增加亮度直至图像边缘的无图像区域呈现最小可察觉的灰度。然后增加对比度,使图像包括可能的最大灰度范围,再检查聚焦的锐利。若需要进一步调整,则重复整个步骤。如果系统具有多段聚焦区域,则在所需要的测量范围内使其有效。

8.4.3 灵敏度设置(频率、抑制、输出功率、增益、TGC、ATGC)

- a) 注明超声换能器的标称频率。
- b) 如果有抑制控制端,调节到能够显示最小的可能信号。
- c) 输出功率和增益设置为显示适合图像的最低水平。
- d) ATGC 控制端调节至使 ATGC 功能失效。
- e) 增大总增益控制,直至显示器上清晰可见靶的信号。

8.4.4 记录系统

如 6.2.2 和 6.3.5 所述,使用数字化的图像。

8.4.5 系统特性曲线的校准

采用具有梯度反射率的平坦边界来校准系统特性曲线(输出信号相对于换能器声压信号的函数)是

一种合理的方法。在仿组织材料中距离换能器位置的不同深度处,镜面反射体之间相互平行并垂直于换能器波束的预期路径,构成了简单的校准体模。在每个深度处,至少有两个不同反射率的反射体。

其最简单的形式是:一个平板的反射系数比另一个低 10 dB,一个平板采用 342 不锈钢,另一个采用树脂玻璃就能满足要求。不锈钢在梯级(A)的每一个台阶上,树脂玻璃在相邻的梯级(B)的每一个台阶上。在通常的诊断频率下,第一个台阶位于表面 1 cm 的下方处,紧跟着另外两个台阶位于 2 cm 和 5 cm 深度处,再后面是 10 cm 和 18 cm 深度处的两个台阶。上述台阶之间的空间用声速 c ,密度 ρ 和衰减系数斜率 α/f (在这里 α 是仿组织材料在工作频率 f 下的衰减系数)的仿组织材料填充,其应满足下列要求: $c = 1\,540\text{ m/s} \pm 6\text{ m/s}$, $\rho = 1.05\text{ g/cm}^3 \pm 0.05\text{ g/cm}^3$, $\alpha/f = 0.5\text{ dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1} \pm 0.05\text{ dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$ 。

在试验波形的所有频率范围内,源于仿组织材料中背向散射的回波信号,至少宜低于最弱的反射界面回波信号 20 dB。

在校准系统灵敏度控制端、增益或输出时,在换能器聚焦区域中或之外对体模成像,对弱反射体的梯级 B 的增益大约高于电噪声水平 6 dB。如果信号电平太高,则选择更深处的台阶,并尽可能减小 TGC。分别记录梯级 A 和梯级 B 范围内各个台阶的信号电平,然后增大系统的灵敏度控制端,直至源于梯级 B(平板 B)台阶的信号,等于先前控制端设置条件下梯级 A(平板 A)台阶的信号水平。所以在第一个设置条件下,源于平板 A 的信号高于平板 B 的 10 dB,重复该过程,能够以 10 dB 为大小校准整个信号的动态范围。通过记录系统灵敏度控制端的设置,也间接校准了该控制端,逐步添加其他的控制端设置条件,能在更加精细的范围内对信号的变化进行校准。

另一种方法是在绝大多数诊断超声系统的线性范围内,使用产生更弱信号的自制体模,本方法宜于第一种方法进行准确性比较。第二种方法是用高密度的聚乙烯(LB-861)制作梯级的台阶,用低密度的聚乙烯(NA-113)²⁾制作另一梯级的台阶。高密度材料的阻抗是 $2.33 \times 10^6\text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$,低密度材料的阻抗是 $1.79 \times 10^6\text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$,在仿组织凝胶中,这些界面的反射系数差异宜在 10 dB 范围内。能够采用其他的反射系数制作更多种梯级的台阶,来产生更弱的回波和更加精细的梯度,见[22],这些也应相对于第一种方法进行校准。对低回声材料,媒质的温度更加关键,应足够精确地控制维持相对回波在 $\pm 0.5\text{ dB}$ 范围内。

在可行时,更方便的方式是:使用经校准的发射器和接收器向被测换能器直接注入电信号,或通过其他换能器的声耦合[23]。直接注入的插口价格昂贵且要根据系统定制,采用声耦合方法必须仔细操作。然而参照比对上述的第一种方法,在实践中能够采用信号注入法。

用于 PSF 测量的点靶:第二种声学方法基于不同大小的靶,也宜参照比对上述的第一种方法,由于散射横截面随着频率增大,这种靶的类型改善了扫描仪信号的高频部分。然而对源于小散射体分布的信号造成了相同的改善,故使用这种方式试验扫描仪是现实的。

理论表明:靶对于波长而言要足够小,所有直径的靶具有相同的频率依赖性,因此有可能制作一系列具有明确散射比率的反射体。一系列球体的直径以 26% 的增量递增,诸如以微米为单位,10—12.6—15.87—20—25.2—31.75—40—50.4—63.5 和 80,给出的反射率以 6 dB 为增量,生成的范围达 54 dB。采用小散射微粒的密度分布来实施这种方法,对单一的微粒其实用性不佳。

注:这两种材料及其他均能从 USI Corporation, Marlboro, MA 购得,它们是商品化的适当产品的实例,给出该信息是为了便于该标准的使用者,并不构成 IEC 对这些产品的担保。

类似地,一系列末端平坦的线靶,能够提供校准的反射率,在这里直径的比率宜取为 $\sqrt{2} = 1.41$,以获得 6 dB 的增量。对 5 MHz 频率,在 $200\text{ }\mu\text{m} \sim 1\,600\text{ }\mu\text{m}$ 的直径范围内能够生成 36 dB 的范围,其精度约为 1 dB。

2) 这两种材料可从 USI 公司、万宝路公司、MA 公司和其他公司获得。他们可以提供合适的商业化产品。给出以上资料仅为方便使用本文件的用户,并不表示对这些产品的认可。

8.5 试验参数

8.5.1 概述

在测试水槽中扫描适当的靶,进行点扩展函数或线扩展函数的测量。从末端观察标准的点靶是扁平的金属线尖端,标准的线靶是丝线或金属线,典型的安置方式是垂直于超声传播的方向。通常在研发、制造、或研究的设置状态下,进行全面、详细的系统性能评估,测量三个方向上每个方向的点扩展函数(PSF)的尺度。线扩展函数(LSF)用于现场测试,宜在现场测试的技术要求中采用。因为需要较少的靶数目,而且空间扩展函数测量要求在视野中的许多位置进行,并取决于系统的聚焦-和频率-设置,故在用多个靶测量的方式下,推荐 LSF 优于分辨力。在可能采用非线性信号处理,诸如信号微分时,对可视的测量有时优选一对靶的实际分辨力。在垂直并穿越超声波束轴直线上的 PSF 和 LSF 测量,与成像系统的高对比度分辨力,和体模中相同深度处沿着相同的线的方向进行扫描时的相互关系密切相关。若校准了超声系统的特征曲线,PSF、LSF 和分辨力相互之间能够从其他的一组完整测量中导出。对不熟悉扩展函数术语的人士,见本部分所采用的斑点尺寸的定义,相对于 PSF 或 LSF 宽度,更容易让人理解。

目前 PSF 和 LSF 用于相对性测量,表示成像系统的灵敏度的定量测量能够通过特定或标准点靶或点声压源的测量来获得[24~28]。但在目前阶段,对这类技术的经验太有限无法进行标准化。这些测量与成像系统沿着波束轴在特定位置(即体模的深度)的高对比度轴向分辨力和轴向 LSF 密切相关。

对所有这类测量,调节扫描仪的灵敏度和角度,使得在每次试验时源于靶的最大信号清晰可见。

若采用线靶,其俯仰与超声扫描平面垂直,在超声扫描平面内,线的横截面构成了侧向线扩展函数,但这种构造有两个局限:

- 只能在超声扫描平面内测量线扩展函数;
- 其强度对垂直于线靶的超声波束的俯仰敏感。

为克服上述局限性采用球靶,然而,在球体内部超声路径之间的干扰导致角度散射图案的复杂化[24],除非球体极小且是相对较弱的反射体。

另一种测量分辨力的体模,是单根的丝线(或金属线)靶,垂直(超声波束的方向)装配在微型操纵器上,使丝线靶能够在整个视野(图 C.3)范围内移动,能在视野内的任何点处测量斑点尺寸。该方案排除了靶的阵列所面临的问题,即在同一时刻调整所有的丝线靶垂直于波束,来记录每一个的最大信号。

当点远小于波长时(或大 f 数目的被测换能器在靶位置处超声波束的直径),点扩展函数的测量与靶的特性无关。注意源于 PSF(源于点靶)的响应宽度和 LSF(源于线靶)的近似相等。散射的强度与角度和频率成平稳的关系,[25]提出了制作靶的方法,图 C.4 给出了两个更简单的办法。

从平面波的散射理论[25]的式(3),背向散射的横截面为 σ :

$$\sigma = \left[\frac{\kappa r^2}{2} \left(\frac{Z_m - Z_w}{Z_m + Z_w} \right) \right]^2 \quad \dots\dots\dots (4)$$

式中:

κ ——圆周波数($=2\pi/\lambda$,在这里 λ 是媒质中的波长);

r ——线靶的直径;

Z_m ——线靶材料的特征声阻抗;

Z_w ——周围材料(水)的特征声阻抗。

散射与频率的平方和直径的四次方成正比(只要靶的直径足够小,靶的各个部分之间就不会产生相位差)。在小角度下,平面波和波束方向之间的角度影响是较小的[25];在大角度下,所观测的散射减小,减小靶的尺寸降低了角度的影响。

超声以非直角入射到线靶的前端降低了散射的强度,在比较声场中各个部分反射强度的定量测量情况下,对扇形扫描仪,需要重新定位换能器或靶。波束宽度的定量测量可能不需要重新定位。

图 C.4 所示是由牙线(直径 0.24 mm)构成的两点靶的概略图,左侧的靶用于脉冲超声,线靶尖端

和支撑架的回波的接收时刻不同,支撑架(外直径 1.0 mm)提供了机械稳定性。右侧的靶用于连续波超声,线靶尖端的唯一特点是在超声波束的范围内(灰色区域)提供背向散射。

8.5.2 轴向 PSF 和 LSF 尺寸和轴向分辨率

8.5.2.1 概述

宜在不同的深度处,在轴向上测量 PSF 或 LSF 的尺寸,用于 PSF 测量的适合体模如图 C.3 或图 C.4 所示,当支撑架的反射回波过强时,要求使用后者。LSF 的测量使用图 A.1、图 A.2 或图 C.1 所示的体模,轴向分辨率使用图 C.2 的体模。取决于换能器成像的范围,在整个深度内以小于 1/3 轴向视野的步距进行测量,如 6.4.2 所述,宜识别并记录可变的因素。给定深度处的轴向分辨率,是

- 1) 在两根丝靶图像首次融合在一起之前,图 C.2 中,可分辨的两根丝靶的最小间隔;和
- 2) 定量而言,两根丝靶之间的信号至少有一 6 dB 的下降。

8.5.2.2 步骤——轴向尺寸

调节换能器获得靶的最大信号,尤其关键的是调整波束垂直于任何丝靶,设定系统灵敏度控制端,使所有的靶清晰可见,但不要饱和,采集几幅靶或体模的 B 模式图像或图像组,并数字化最佳的图像。对某些体模,有一个平行于内嵌丝靶的扫描窗口,确信超声换能器与该表面良好接触,当换能器端面是曲面时,中心扫描线宜垂直于扫描窗口,且超声波束宜垂直于丝靶。

对 PSF 测量,要求在每个测量位置对点靶进行二维扫描,除非已经在伴随着中心轴或波束的中心平面或图像平面的调整中完成了该步骤。获得体模的 LSF 或 PSF 图像,其中包括超声换能器在整个深度范围内所成像的靶。使用图像处理软件在垂直方向上绘制一幅亮度轮廓图,对覆盖所成像靶的一组连续的扫描线,横向从左向右移动,直至获得靶的最大幅度轮廓。在靶的最大幅度轮廓中,至少在丝靶的给定深度处,测量并记录半最大值的全宽度(FWHM)和 -20 dB 宽度。在体模的图像中在所有成像的靶位置(深度)处,测量轴向响应的宽度,在获得所有的轴向响应宽度后,绘制 FWHM 或 -20 dB 与体模图像深度的函数图。该图像展示了成像系统的轴向 PSF 或 LSF 与深度的变量关系,对大多数系统而言,轴向 PSF 或 LSF 随着深度改变只有很小的变化。

如果体模中的人造结构允许进行测量,则在相对信号电平接近所预期的轴向混乱电平,或特定波长数的混乱电平处,轮廓长度(PSF 或 LSF)也是最亮的。

8.5.3 侧向 PSF 和 LSF 尺寸和侧向分辨率

8.5.3.1 概述

在侧向上的(PSF)或 LSF 尺寸对应于沿着波束特定位置处(即,体模中几个不同的深度),成像系统的高对比度侧向分辨率。用于 PSF 测量的适合体模如图 C.3 或图 C.4 所示,当支撑架的反射回波过强时,要求使用后者。LSF 的测量使用图 A.1、图 A.2 或图 C.1 所示的体模,很少要求对侧向分辨率进行多靶测量,故在此不作介绍。能够在超声换能器的整个轴向成像范围内,沿着通常的中心轴以小于 1/7 轴向视野的步距,1/8 图像宽度的侧向步距进行测量。对体积成像系统,PSF 可能取决于体积方位位置(就封闭机架的线阵扫描而言),在距图像方位边缘的距离为体积厚度的 1/8,及在体积的一角,分别距图像的横向边缘和方位边缘的距离为体积宽度和厚度的 1/8 处进行测量。如 6.4.2 所述,宜识别并记录可变的因素。

8.5.3.2 步骤——侧向尺寸

调节换能器获得靶的最大信号,尤其关键的是调整波束垂直于任何丝靶,设定系统灵敏度控制端如 8.5.2.2 所述,采集几幅靶或体模的 B 模式图像或图像组,并数字化最佳的图像。确信超声换能器与体模的扫描表面良好接触,使换能器端面垂直于体模的表面。

对 PSF 测量,要求在每个测量位置对点靶进行二维扫描,除非已经在伴随着中心轴或波束的中心平面或图像平面的调整中完成了该步骤。对 LSF 或 PSF,获得体模的图像,其中包括超声换能器在整个深度范围内所成像的靶。使用图像处理软件在水平方向上描绘一幅亮度轮廓图,对覆盖所成像靶的一组连续的扫描线,从顶部向底部垂直移动(在丝靶横截面图像的上方和下方),直至获得靶的最大幅度轮

廓。在靶的最大幅度轮廓中,至少在丝靶给定的深度处,测量并记录半最大值的全宽度(FWHM)和-20 dB 宽度。如果体模中的人造结构允许进行测量,则在相对信号电平接近所预期的换能器混乱电平,或特定直线或斜线波束宽度的混乱电平处,轮廓宽度也是最亮的。

在体模的图像中所有成像的 PSF 位置(深度)处,相对于深度测量最大侧向响应的宽度,在获得所有的侧向响应宽度后,绘制 FWHM 或-20 dB 与体模图像深度的函数图。该图像展示了成像系统的侧向 PSF 或 LSF 与深度的变量关系,对大多数系统而言,侧向分辨力随着深度的改变要远大于轴向分辨力。

注:采用图 A.2 所述的体模,对某些产生较大旁瓣,干扰邻近丝靶图像的超声换能器可能是不适用的。在这种情况下,可以采用图 A.1 所述的体模,对那种体模,靶线成角度布置,使得单个的靶极少会沿着同一水平线定位。更佳的体模如图 C.1,所有的丝靶都单独定位,使其没有横向邻近的靶。最后,也可采用微形操纵器上的单根丝靶(或线靶),其类似于图 C.3 所示,但垂直于超声波束。

8.5.4 扫描切片厚度(俯仰 PSF 和 LSF)或俯仰分辨力

针对现场的简单测量,通过扫描图 C.5 所示的散射靶薄层来确定切片厚度,灵敏度和显示器控制端设置在校准的状态下,宜测量每个深度下的切片厚度(与俯仰斑点尺寸分辨力相同)。考虑到最大的显示范围被分为五个连续的相等大小的部分,设定扫描平面沿着平行于体模表面的直线横切靶薄层,超声扫描平面也宜垂直于体模扫描表面。使超声扫描平面和靶薄层的相交线位于那个深度处,测量第一部分中段的切片厚度,采用直接的视觉测量或图像分析软件,测量靶薄层图像的垂直厚度,如图 C.5 所示,计算第一部分中央部位的切片厚度。对其他四个部分重复该步骤,用图像分析软件能够在任何所要求的深度处测量图像的宽度,即 FWHM、FWTH(-6 dB、-20 dB)或低于薄层信号峰值的混乱值。

如图 C.3 或 C.4 所述,采用点靶法的俯仰 PSF 测量,或类似于图 C.3 采用水平线靶,或图 A.1、图 A.2 或图 C.3 中的丝靶体模的 LSF 测量。先获取一幅 B 模式图像,将靶垂直移动到超声扫描平面(或相反)直至获得靶的最大幅度。随后继续在两个相反的方向沿着垂直于超声扫描平面的直线运动,直至重复两次,在两个方向获得下降特定强度后的数值。例如,可以获得 FWHM 和 FWTH(-6 dB 或-20 dB)混乱电平和其他所需要的电平值。超声扫描平面两侧这些点之间的距离就是所测电平,诸如-6 dB 或-20 dB 时的俯仰分辨力。

能够在超声换能器的整个轴向成像范围内,沿着通常的中心轴以小于 1/7 轴向视野的步距,1/8 图像宽度的横向步距进行测量。对体积成像系统,PSF 可能取决于体积方位位置(就封闭机架的线阵扫描而言),在距图像方位边缘的距离为体积厚度的 1/8,及在体积的一角,分别距图像的横向边缘和方位边缘的距离为体积宽度和厚度的 1/8 处进行测量。如 6.4.2 所述,宜识别并记录可变性的因素。

采用等点靶阵列,选取与扫描平面成非直角的直线,能够使俯仰分辨力的简化测量更加快捷,靶设置的距离宜使得其图像的间距大于该深度下扫描仪的侧向分辨力。当位于中心的靶在所要求水平上的背向散射横截面低于其他的靶,就能通过获取相等强度的图像来完成测量。

附录 A

(规范性附录)

体模——二维空间测量系统的校准

注：本附录所述的体模和材料源于数份国家委员会的报告和标准草案的内容，体模限定为已在实践中获得认可的种类。

A.1 体模结构

图 A.1 和图 A.2 内嵌的成套平行丝线用作近似的线靶，丝线也平行于通常作为扫描窗口的顶部表面，图中展示了垂直于丝线的横截面的两种布置方式，图 A.2 更加规则的结构优于图 A.1，但靶被其上方的靶遮挡的风险也越高。

体模的使用范围是 2 MHz~5 MHz 中心频率下的通用腹部成像，在行方向丝线之间的距离是 2 cm，丝线固定的准确度宜在 ± 0.4 mm。对更高频率的成像，更加精细、1 cm 丝线间距，总体尺寸等于图 A.1 和图 A.2 尺寸 1/3，要求固定的准确度在 ± 0.2 mm。

本标准中每个体模(图 A.1 和 A.2)设计成在工作液体中直接进行扫描，体模中使用尼龙丝线用来减少阴影效应，其典型的直径是 0.078 mm(8 飞钩线)，水槽宜足够大使得换能器能在所有要求的方位探查内部结构。

作为一种选择，图 A.1 和图 A.2 的结构也可以安置在仿组织材料中，经由适合材料，诸如聚乙烯的声学窗口进行扫描，适合的声窗材料能够防止仿组织材料中水分的损失。与典型背向散射的仿组织材料相配，宜使用金属线而不是尼龙丝线，用作结构来给出更强的回波，适合体模的金属线是直径 0.15 mm 的不锈钢线(316 型)。这些线足够细，除了最高的诊断频率外，使得回波根本无法被内部回响扩展，其在每个体模内的定位精度在 ± 0.4 mm。

大多数最初设计用于校准二维成像仪的商用体模，这些结构用平行的丝线设计而成，这些体模也能用于三维成像系统的校准，在一个时刻完成二维，沿着垂直于丝线并位于体模中央的轴旋转 90°，成像体积图像，最近发表了更加通用的体模运动方式[29]。1990 年以来，在三维成像和图像引导治疗系统的单一校准领域已出版了许多论文[30]。

体模的校准取决于媒质的声速(工作液体或仿组织材料)，声速取决于温度，使用非封闭的液体，由于蒸发(例如酒精)作用对成分的改变也宜加以考虑，所标明的声速 $1540\text{ m/s} \pm 15\text{ m/s}$ 极限对测量结果的不确定度贡献为 $\pm 1\%$ ，从体内声速的变化而言，该不确定度是可接受的。

A.2 体模示意图

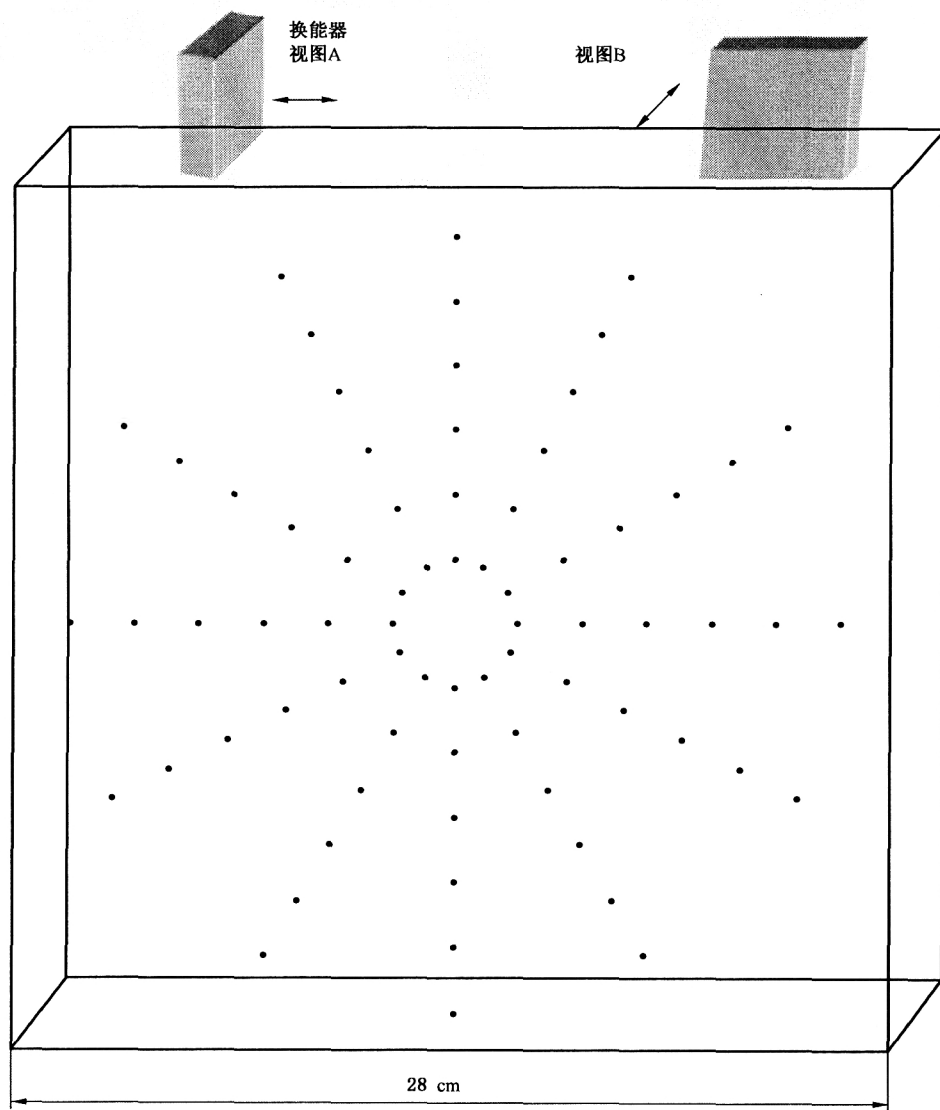
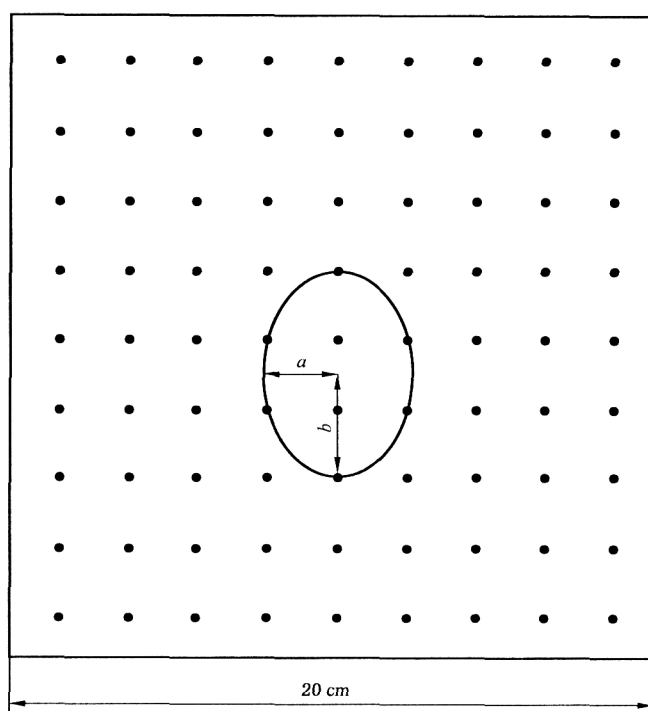


图 A.1 尼龙丝线的同心圆阵



对曲线长度测量,诸如周长,展示了一个虚拟的椭圆

图 A.2 尼龙丝线的有规则二维阵

附录 B (规范性附录)

体模——三维图像重建准确性的测量和校准

B.1 充满工作液体的丝线体模

附录 A(图 A.1 和图 A.2)所介绍的体模适用于三维测量同时也适用于二维测量。

B.2 仿组织的丝线体模

用于二维和三维距离测量及图像失真评估的适合体模如图所示(图 A.1),是填满背向散射背景的丝线体模。对三维成像,扫描头在图示的俯仰(超声扫描平面厚度)方向上,从左向右移动评估切片厚度方向内定位的精度。在所有区域中所有丝线的相对位置保持在 $\pm 0.3\text{ mm}$ 的范围内,对弧长、周长、面积和体积测量而言,在图 A.2 中显示了 $a=\pm 2.7\text{ cm}$, $b=\pm 3\text{ cm}$ 的虚构椭圆,椭圆的面积和周长分别是 $\pi ab=25.4\text{ cm}^2$ 和近似为 $\sqrt{2\pi(a^2+b^2)}^{1/2}=17.9\text{ cm}$ 。可以简便地在图 A.1 上进行圆的周长和面积测量、圆柱体的体积和表面积测量,在图 A.2 上进行矩形的相应测量。体积和表面积分别等于横截面积乘以长度,及两倍的横截面积加上周长乘以长度。

B.3 仿组织卵形目标的体模

对三维、斑纹清晰(卵形轮廓)目标的技术要求:

- 衰减系数斜率等于背景材料的衰减系数斜率 $\pm 0.2\text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot\text{MHz}^{-1}$ [9,31];
- 声速等于背景材料的声速 $\pm 6\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$;
- 卵形目标的背向散射系数相对于标准的背景材料为 $-10\text{ dB}\pm 0.2\text{ dB}$,背景材料的背向散射系数在 3 MHz 时是 $3\times 10^{-4}\text{ cm}^{-1}\cdot\text{sr}^{-1}\pm 6\text{ dB}$ (从 $1\text{ MHz}\sim 15\text{ MHz}$,近似有 f^4 的依赖关系)。

B.4 源于明确背向散射目标的空间测量

用于空间测量的明确背向散射目标的适合体模如图 B.1~图 B.4 所示,由于被测量的几何体由两个半椭圆体首尾相连旋转而成,故体模称为三维卵形体模。

侧视图(图 B.1)显示了两个椭圆体的长轴,图 B.2 显示了组合而成的两幅横截面,图 B.3 和图 B.4 所示是投影图。

注:在无法获得标准体模的医院实际情况下,三维目标的轮廓可以采用低衰减的材料,诸如有小孔的网状泡沫材料[6,32],浸入盐水或其他液体中,三维目标和液体满足上述声速的要求,两者有 $0.5\text{ dBcm}^{-1}\text{MHz}^{-1}$ 的衰减差异,三维目标(卵形)的背向散射系数在 3 MHz 时是 $3\times 10^{-5}\text{ cm}^{-1}\text{sr}^{-1}\pm 6\text{ dB}$ (从 $1\text{ MHz}\sim 7\text{ MHz}$,近似有 $f^2\sim f^4$ 的依赖关系)。

B.5 体模示意图

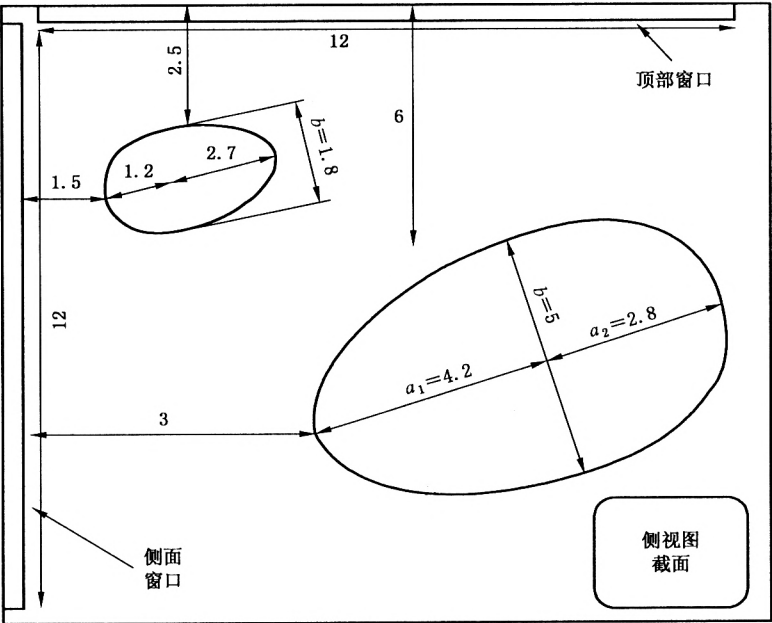
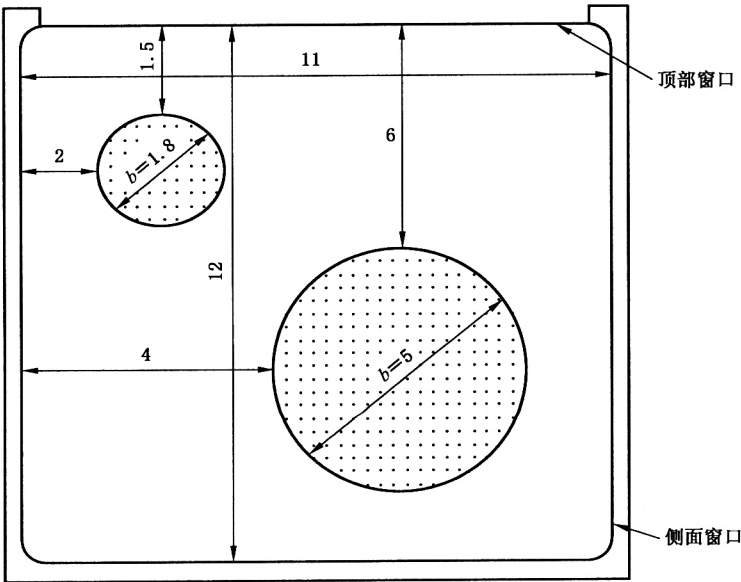


图 B.1 仿组织卵形靶体模



从顶部窗口通过超声图像观察到的视图,是倾斜的圆形横截面(假定能够同时观察两个卵形体的中心)

图 B.2 展示图 B.1 体模中的两幅横截图形

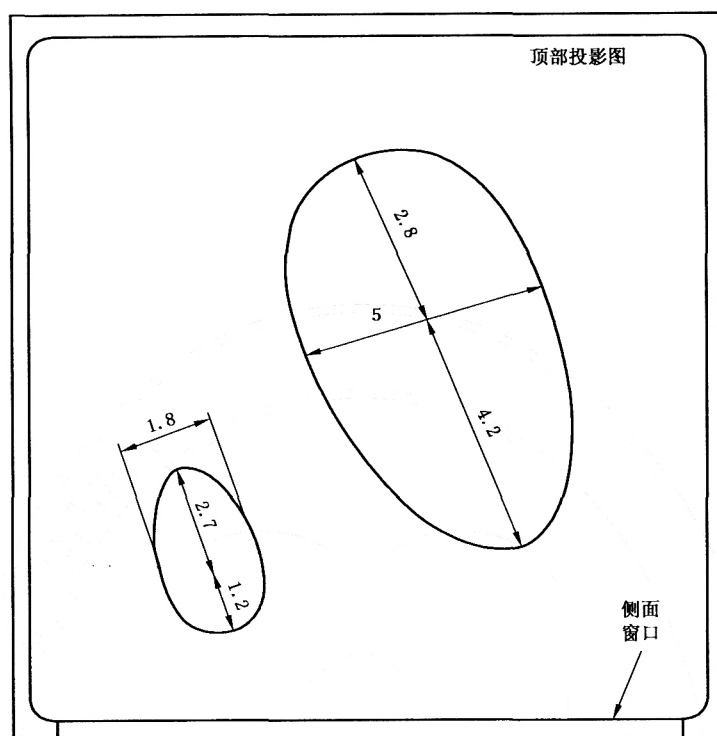


图 B.3 展示图 B.1 体模的顶部投影图

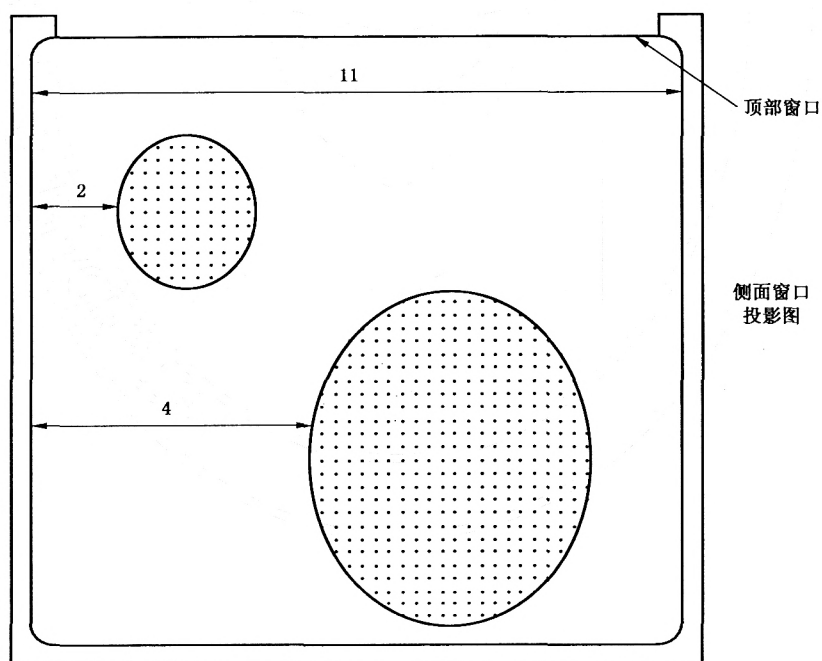


图 B.4 展示图 B.1 体模的侧面窗口投影图

附录 C

(规范性附录)

体模——点扩展函数响应的测量

注：本附录所述的体模和材料源于数份国家委员会的报告和标准草案的内容，体模限定为已在实践中获得认可的种类。

C.1 体模结构

本标准中每个体模(图 A.1、图 A.2 和图 C.1~图 C.5)设计成在工作液体中直接进行扫描，体模中使用尼龙丝线用来减少阴影效应，其典型的直径是 0.1 mm。水槽宜足够大使得换能器能在所有要求的方位探查内部结构。在满足某些条件下(见第 5 章)可以用水代替工作液体。

作为一种选择，上述的任何结构也可以安置在仿组织材料中，经由适合材料，诸如聚乙烯的声学窗口进行扫描，适合的声窗材料宜能防止仿组织材料中水分的损失。与典型背向散射的仿组织材料相配，宜使用金属线而不是尼龙丝线，用作结构来给出更强的回波，适合体模的金属线是直径 0.15 mm 的不锈钢线(316 型)。这些线足够细，使得回波根本无法被内部回响扩展，其在每个体模内的定位精度在 ± 0.3 mm。

C.2 水中的丝线阵列(图 C.1)

丝线的二维阵列固定在框架上，金属线或丝线的规格按 A.1 的规定。

C.3 轴向分辨力体模(图 C.2)

在同一个垂直平面中(图 C.2)，横向安置两根典型直径为 0.1 mm 的尼龙丝线，两者之间形成一个角度，丝线能够维持在不同的深度范围内，典型地注满液体的水槽，其体积宜是边长等于 20 cm 的立方体。

C.4 水中可移动的单根丝线或金属线(图 C.3、图 C.4)

丝线装配在显微操纵器上(见 C.3)，使其在扫描仪的视野中移动，丝线的规格按 A.1 的规定。另一种方法是使用精细的金属线，如图 C.4 所示进行装配，金属线的直径应小于被测换能器的波束宽度，对低 f 数的换能器小于 $\lambda/2$ 。

C.5 扫描仪切片厚度体模(图 C.5)

- a) 散射体薄层与顶部表面成 75° 角[33]，适合用作散射体薄层材料的背向散射系数要比背景材料高 50 dB 以上，薄层厚度小于 0.4 mm。
- b) 在 8.5.4 中讨论了从图像中计算扫描切片厚度的方法。

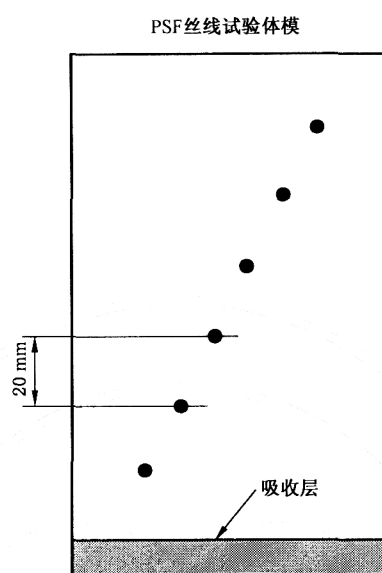


图 C.1 测量 LSF 的丝线体模

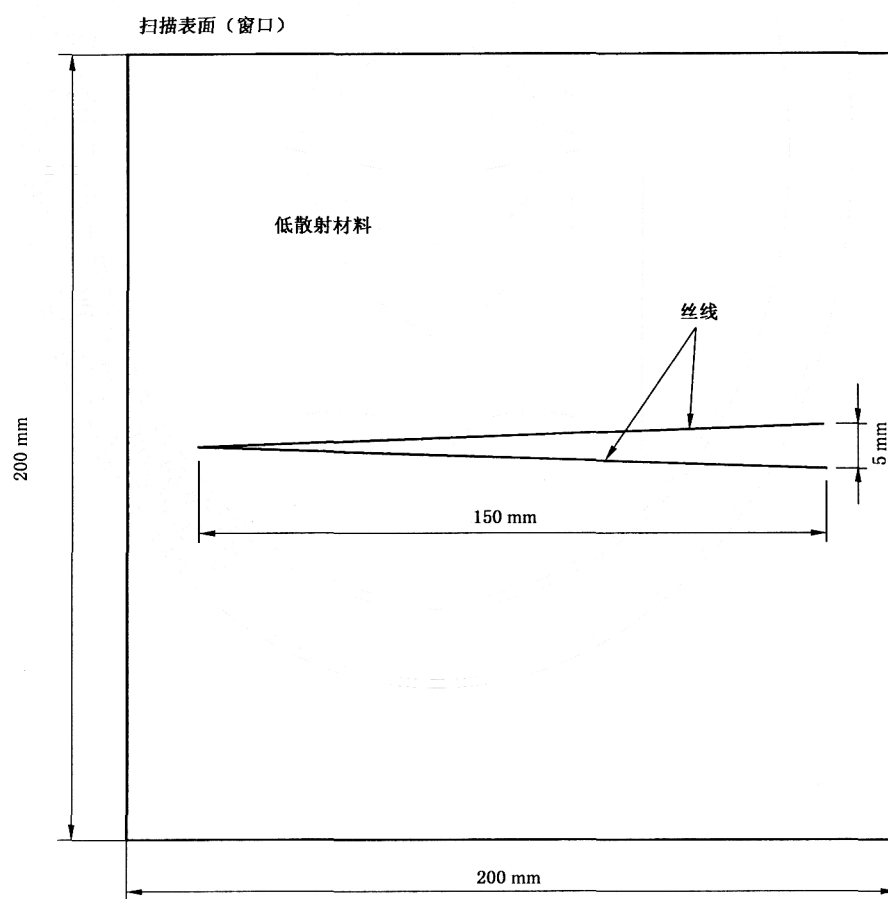


图 C.2 轴向分辨力体模

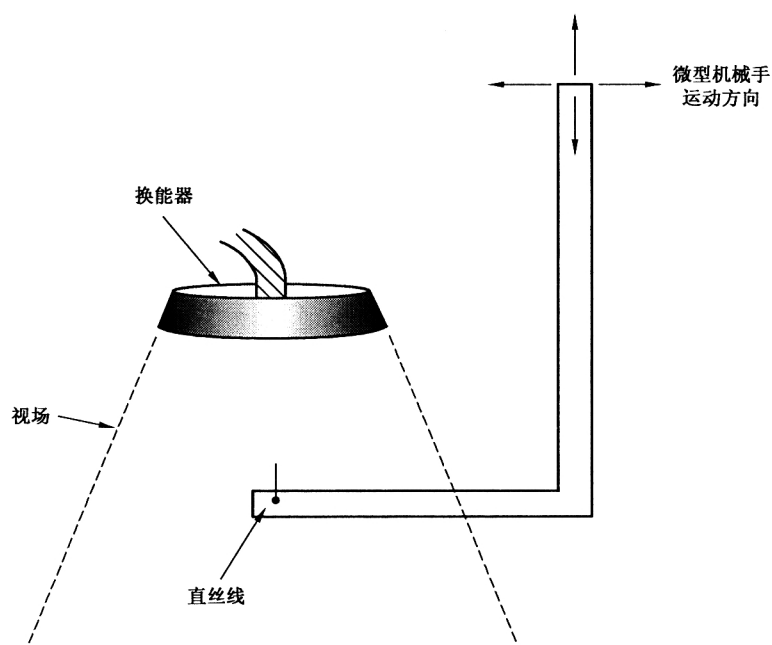
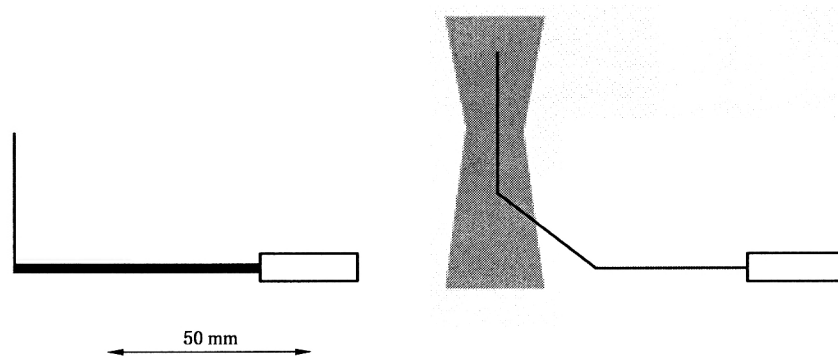
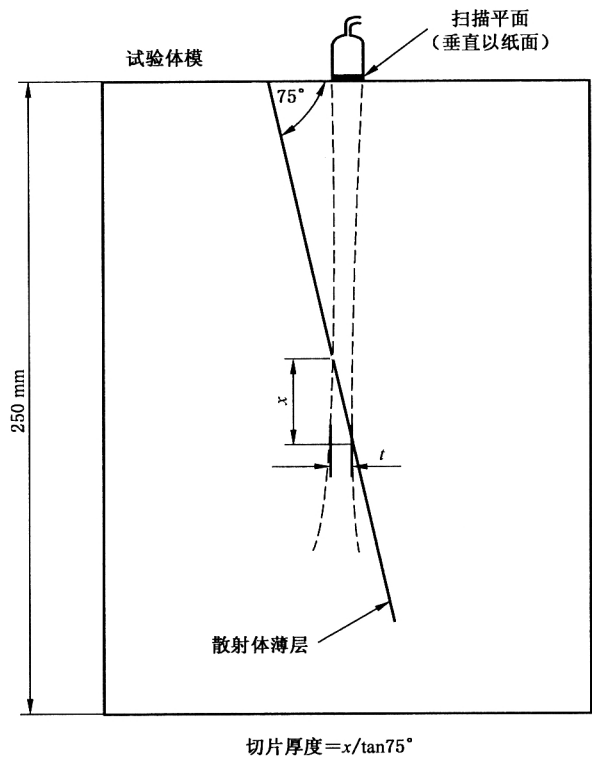


图 C.3 水中可移动的单根丝线



在右侧靶能够连接到扫描平台

图 C.4 由牙线(直径 0.24)制作的点靶概要图



图像

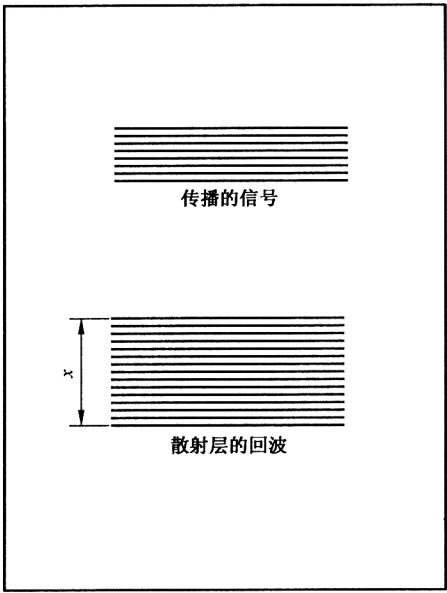


图 C.5 切片厚度的测量和计算

参 考 文 献

- [1] IEC 61390:1996, *Ultrasonics—Real time pulse echo systems—Test procedures to determine performance specifications*
- [2] IEC 61828:2001, *Ultrasonics—Focusing transducers—Definitions and measurement methods for the transmitted fields*
- [3] IEC 60854:1986, *Methods of measuring the performance of ultrasonic pulse echo diagnostic equipment*
- [4] IEC 61157:1992, *Requirements for the declaration of the acoustic output of medical diagnostic ultrasound equipment*
- [5] IEC 60050-801:1994, *International Electrotechnical Vocabulary (IEV)—Chapter 801: Acoustics and electroacoustics*
IEC 60050-802, *International Electrotechnical Vocabulary (IEV)—Chapter 802: Ultrasonics*
- [6] MADSEN, EL. , ZAGZEBSKI, JA. , BANJAVIC, RA. and JUTILA, RE. Tissue mimicking materials for ultrasound phantoms. *Med. Phys.*, 1978. 5: p. 391-394.
- [7] USDHHS, *Quality Assurance in Diagnostic Ultrasound*. Ed. A. Goldstein, Rockville, Maryland: U. S. Department of Health and Human Services, 1980.
- [8] GOLDSTEIN, A and LANGRILL, LN. Ethylene glycol-water mixtures for use in ultrasound test objects. *J. Clin. Ultrasound*, 1979, 7: p. 465-470.
- [9] AIUM, *Methods for specifying acoustic properties of tissue mimicking phantoms and objects; stage 1*. Laurel, Maryland: American Institute of Ultrasound in Medicine, 1995.
- [10] AIUM, *Methods for measuring performance of pulse-echo ultrasound imaging equipment, Part II : digital methods, stage 1*. 1995, Laurel, Maryland: American Institute of Ultrasound in Medicine.
- [11] FENSTER, A. and DOWNEY, DB. 3-D Ultrasound imaging: A review. *IEEE Trans. Engineering in Medicine and Biology*, 1996, 15: p. 41-51.
- [12] NELSON, TR. and PRETORIUS, DH. Three-dimensional ultrasound imaging. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 1998, 24: p. 1248-70.
- [13] MURATORE, DM et GALLOWAY, RL. Beam calibration without a phantom for creating a 3-D freehand ultrasound system. *Ultrasound in Med. & Biol.*, 2001, 27: p. 1557-1566.
- [14] CHEN, J-F. , FOWLKES, JB. , CARSON. PL. and RUBIN, JM. Determination of Scan-Plane Motion Using Speckle Decorrelation: Theoretical Considerations and Initial Test. *Internat. J. Imaging Systems and Technology*, 1997, 8: p. 38-44.
- [15] TUTHILL, TA. , KRUCKER, JF. , FOWLKES, JB. and CARSON, PL. Automated three-dimensional US frame positioning computed from elevational speckle decorrelation. *Radiology*, 1998, 209(2): p. 575-82.
- [16] AIUM, *Standard methods for calibration of 2D and 3D spatial measurement capabilities and measurement of point spread response function of pulse echo ultrasound imaging systems*., AIUM Technical Report, eds. P. L. Carson, T. DuBose, R. Hileman, H. Lopez, N. McDicken, M. Stone, K. Wear and J. A. Zagzebski, Laurel, Maryland: American Institute of Ultrasound in Medicine. 2004.
- [17] *Handbook of Mathematical Tables*. 2nd edn. Eds. : R. C. Weast, S. M. Selby, and C. D.

Hodgman. Cleveland, Ohio; Chemical Rubber Co. ,1964, p558-559.

- [18] DUBOSE, T. "Cranial Biometry", in *Fetal sonography*. W. B. Saunders, 1995, Chapter 8.
 - [19] AIP, *Pulse echo ultrasound imaging systems; Performance tests and criteria*. AAPM report #8. Eds. P. L. Carson and J. A. Zagzebski, New York, New York; American Institute of Physics, 1981.
 - [20] AIUM, *Standard methods for measuring performance of ultrasound imaging equipment*. Laurel, Maryland; American Institute of Ultrasound in Medicine, 1991.
 - [21] SELFRIDGE, A. Approximate Material Properties in Isotropic Materials. *IEEE Trans. Sonics Ultrasonics*, 1985, SU-32; p. 381-384.
 - [22] HAIGIS, W. and BUSCHMANN, W. Echo reference standards in ophthalmic ultrasonography. *Ultrasound in Med. Biol.*, 1985, 11; p. 149-155.
 - [23] CARSON, PL. , Rapid evaluation of many pulse echo system characteristics by use of a triggered pulse burst generator with exponential decay. *J. Clin. Ultrasound*, 1976, 4; p. 259-263.
 - [24] FARAN, J. Sound scattering by solid cylinders and spheres. *J Acoust Soc Amer*, 1951, 23 (4); p. 405-418.
 - [25] PRESTON, RC. and BOND, AD. An experimental study of the reflection from spherical and flat ended cylindrical targets suitable for fetal Doppler performance assessment. *Ultrasound in Med. & Biol.*, 1997, 23; p. 117-128.
 - [26] PSYCHOUDAKIS, D. , FOWLKES, JB. , VOLAKIS, JL. and CARSON, PL. Potential of microbubbles for use as point targets in phase aberration correction. *IEEE Trans. UFFC*, 2004, 51; p. 1639-1648.
 - [27] SBOROS, V. et. al. Absolute measurement of ultrasonic backscatter from single microbubbles. *Ultrasound in Med. Biol.*, 2005, 31; p. 1063-1072.
 - [28] HEFNER. L. V. and GOLDSTEIN, A. Resonance by rod-shaped reflectors in ultrasound test objects. *Radiology*, 1981, 139; p. 189-193.
 - [29] DANDEKAR, S. , YINBO, L. , MOLLOY, J. and HOSSACK, J. A phantom with reduced complexity for spatial 3-D ultrasound calibration. *Ultrasound in Med. Biol.*, 2005. 31; p. 1083-1093.
 - [30] POON TC. and ROHLING, RN. Comparison of calibration methods for spatial tracking of a 3-D ultrasound probe. *Ultrasound in Med. Biol.*, 2005. 31; p. 1095-1108.
 - [31] DAVROS, WJ. , ZAGZEBSKI. JA. and MADSEN, EL. Frequency-dependent angular scattering of ultrasound by tissue- mimicking materials and excised tissue. *J. Acoust Soc, Amer.* , 1986, 80; p. 229-237.
 - [32] SATRAPA, J. , SCHULTZ, H-J. and DOBLHOFF, G. Latest advances in quality control for ultrasonic pulse echo imagers. In *Euroson*. 2001s. Edinburgh.
 - [33] GOLDSTEIN, A. Slice thickness measurement. *Ultrasound Med*, 1988, 7; p. 487-498.
-

中 华 人 民 共 和 国 医 药
行 业 标 准
超声脉冲回波扫描仪
第 1 部分:校准空间测量系统和
系统点扩展函数响应测量的技术方法
YY/T 0748.1—2009/IEC 61391-1:2006

*

中国标准出版社出版发行
北京复兴门外三里河北街 16 号
邮政编码:100045

网址 www.spc.net.cn

电话:68523946 68517548

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 2.25 字数 61 千字
2010 年 4 月第一版 2010 年 4 月第一次印刷

*

书号: 155066 • 2-20608 定价 33.00 元



YY/T 0748.1—2009

如有印装差错 由本社发行中心调换
版权专有 侵权必究
举报电话:(010)68533533