

中华人民共和国医药行业标准

YY/T 1088—2007/IEC 61220:1993
代替 YY/T 91088—1999

在 0.5 MHz 至 15 MHz 频率范围内 采用水听器测量与表征医用超声 设备声场特性的导则

Guidance for the measurement and
characterization of ultrasonic fields generated by medical ultrasonic equipment
using hydrophones in the frequency range 0.5 MHz to 15 MHz

(IEC 61220:1993, IDT)

2007-01-31 发布

2008-01-01 实施



国家食品药品监督管理局 发布

中华人民共和国医药
行业标准
在 0.5 MHz 至 15 MHz 频率范围内
采用水听器测量与表征医用超声
设备声场特性的导则

YY/T 1088—2007/IEC 61220:1993

*

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 1 字数 27 千字
2007 年 7 月第一版 2007 年 7 月第一次印刷

*

书号: 155066·2-17701 定价 16.00 元

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

前 言

本标准代替 YY/T 91088—1999《医用超声诊断设备脉冲声强测量方法》。

本标准原名称是《医用超声诊断设备脉冲声强测量方法》，由于脉冲声强的测量方法在后来发布的 GB/T 16540—1996《声学 在 0.5 MHz 至 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)里有更全面的规定,为了给医用超声诊断设备的超声场特性测量提供指南,本次修订采用了 IEC 61220:1993《超声——声场——0.5 MHz 至 15 MHz 频率范围内采用水听器测量与表征医用超声设备声场特性的导则》。

本标准与 IEC 61220:1993《超声——声场——0.5 MHz 至 15 MHz 频率范围内采用水听器测量与表征医用超声设备声场特性的导则》的一致程度为等同,主要差异如下:

- 将标准名称按我国标准惯例作了简化。
- 删除了国际标准的前言。
- 将表格的格式按 GB/T 1.1 的规定进行了修改。

本标准的附录 A 是资料性附录。

本标准由国家食品药品监督管理局提出。

本标准由全国医用超声设备标准化分技术委员会归口。

本标准由国家武汉医用超声波仪器质量监督检测中心、中国科学院声学研究所起草。

本标准起草人:白德念、牛凤岐、忙安石、王志俭。

本标准的历次版本为:

- ZB C41 008—1985;
- YY/T 91088—1999。

引 言

GB/T 16540 是一般性地处理超声场的测量与表征问题,而医学超声领域需要表征各种类型的超声场,这就要求在选择最适当和最有科学意义的声学参数组方面提供指导。这种要求之所以产生,是由于脉冲回波诊断换能器、多普勒和理疗换能器所发射的超声波在声压及空间-时间特性方面各不相同。因此,GB/T 16540—1996 中采用的某些参数适用于所有设备,而另一些参数仅适用于某些类型的设备。本标准所提供的,是关于医用超声设备所产生的超声场测量的总体概述。此外,标准中还为选择最适用的水听器和最适当的超声测量参数提供了导则。

GB/T 16540 第 7 和第 8 两章中所述的测量步骤,据信能够提供最准确的测量结果,而其中特别强调的是对水听器或换能器定位系统所要求的精度和自由度。对于某些测量,这些要求可以放宽,使得可以采用比较简单的特性测量系统。本标准在这些方面也提供了指南。

最后,测量中常需采用具有有限带宽或敏感元件尺寸过大的水听器,本标准还就估计带宽和空间平均修正量问题给予了指导。

在 0.5 MHz 至 15 MHz 频率范围内 采用水听器测量与表征医用超声 设备声场特性的导则

1 范围

本标准就 0.5 MHz 至 15 MHz 频率范围内采用水听器法对各类医用超声设备声输出进行的实际测量提供了指南。

本标准给出了医用超声设备声输出测量的简化步骤和指南,以及对因使用有限带宽和有限敏感元件尺寸的水听器所引起的限制进行修正的步骤。

2 规范性引用文件

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

GB/T 16540—1996 声学 在 0.5 MHz 至 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)

IEC 61101:1991 在 0.5 MHz 至 15 MHz 频率范围内采用平面扫描技术对水听器的绝对校准

IEC 61161:1998 在 0.5 MHz 至 25 MHz 频率范围内液体中超声功率的测量

3 符号列表

a_{\max}	水听器敏感元件的最大有效半径
a_1	超声换能器的有效半径
C	空间平均修正因子
I_{spta}	空间峰值时间平均声强
I_{sppa}	空间峰值脉冲平均声强
l	超声换能器与测量水听器之间的距离
p_-	负峰值声压
p_+	正峰值声压
p_i	脉冲声压平方积分
p_{spr}	空间峰值均方根声压
p_{spp}	空间峰值脉冲声压
P	总超声功率
P_{beam}	某一自动扫描仪一条声扫描线发射的总功率
prf	脉冲重复频率
S_s	在参考平面中超声扫描线之间的间隔
t_d	脉冲持续时间
α	-6 dB 波束宽度与有效水听器直径之比
σ	非线性传播参数

4 各类医用超声设备

4.1 脉冲回波和脉冲多普勒设备

脉冲回波诊断设备的声输出通常由声工作频率在 1 MHz 至 12 MHz 之间、脉冲重复频率在 1 kHz 至 5 kHz 之间的单个超声脉冲构成。脉冲多普勒设备采用的通常是包含多个周期的脉冲,其脉冲重复频率与脉冲回波设备相似或更高。在这两类设备中,通常将超声波聚焦于距换能器几厘米到 20 cm 之间的某些位置上,焦点处的峰值声压在 0.2 MPa 至 10 MPa 范围内。在线阵、扇形和相控阵扫描仪沿着不同的超声扫描线相继发射脉冲时,其声脉冲波形几乎保持不变。

参见 5.1,脉冲回波设备的焦点直径通常小于 3 mm,这就需要采用敏感元件直径约 0.5 mm 的水听器且必须将水听器精确对准。对于水听器(或换能器)的三维正交调节,GB/T 16540—1996 中规定超声定位系统的复现性为 ± 0.01 mm。实际上,定位系统在与超声波传播方向垂直的方向上的准确度和复现性最为重要,大多数情况下宜取为 ± 0.05 mm。而在传播方向上,对于大多数测量宜取为 ± 0.1 mm。对于高度聚焦的声场(宽孔径)和在高频条件下(参见 5.4),则需要最高的定位准确度。

测量高声压时,非线性传播参数 σ (参见 GB/T 16540—1996 中 3.19)通常大于 0.5,这就要求水听器具有更大的带宽;而且,由于指向性响应随频率而异,还需增加关于角度对准的要求。在这类情况下,则须将水听器旋转至最佳位置以确保获得最大的接收信号(参见 5.3)。

一般情况下,对诊断设备最关心的是水听器带宽和坐标定位系统,薄膜或探针式的 PVDF(聚偏氟乙烯)水听器是比较理想的(参见 GB/T 16540—1996 的 A1.4)。

当以确定最大输出为目的,在包含有空间峰值时间峰值声压的平面中进行测量时,一般认为这一平面就在换能器焦点附近。在至焦点距离有代表性的几个位置上,为导出声强参数,通常假定声强和声压之间呈平方关系。尽管有可能出现与非线性失真有关的不确定性因素,但仍然可以作此假定。

4.2 连续波多普勒系统

连续波多普勒系统的工作频率通常在 2 MHz 到 10 MHz 之间,并且可利用声透镜将超声波聚焦于距离换能器表面不超过 8 cm 处。其峰值声压通常小于 0.1 MPa,故非线性传播参数一般低于 0.5,不必采用宽带水听器。其焦点直径可能小于 3 mm,故需采用敏感元件直径为 0.5 mm(或者更小)的水听器(参见 5.1)。对于高频设备,在至声轴距离大于换能器半径的位置进行测量时,就需要旋转水听器(参见 5.3)。对于胎儿监护仪,其声束通常是发散的,峰值声压一般出现在超声换能器表面处,关于声强的平面行波近似此时不再适用(参见 GB/T 16540—1996 中 8.2)。因此,如不作折衷处理,就只能规定声压参数。折衷办法是:在这样一个平面中进行测量,该平面不包含整个声场中的空间峰值时间峰值声压点,且所在位置使关于声强的平面行波近似能够成立。这一办法虽不严格适用于聚焦超声场,但这样即可将参考文献[1]*中所给的关于平面活塞换能器的判别原则运用于估计真实声强与由声压平方导出的声强之间的差值。一个适用的折衷办法是:在至超声换能器表面距离为超声换能器元件直径一至两倍处进行测量。对于平面活塞换能器,在这两种情况下会分别产生 4% 和小于 2% 的误差。

PVDF 或压电陶瓷制做的探针式水听器(参见 GB/T 16540—1996 中 A1.4)均适用于连续波多普勒换能器的测量。若采取措施确保来自薄膜水听器的反射不干扰超声换能器的输出,也可使用薄膜式水听器(参见 5.5)。

有些类型的连续波多普勒系统采用的是配有圆柱形敏感元件的超声换能器从而径向地发射超声波。针对这些系统可能进行的测量,GB/T 16540—1996 提供了必要的指南。

4.3 超声理疗系统

在采用连续波或长脉冲群激励的条件下,理疗用超声换能器的工作频率通常在 0.75 MHz 至 3 MHz 之间。在典型情况下,其敏感元件直径为 20 mm,并可采用声透镜进行聚焦。峰值声压低于 0.5 MPa,故换能器近场中常见的声压波形明显非线性失真现象不会发生。虽通常要求在其近场中进行测量,但实际上在任何平面中均可。对于在小于换能器直径两倍距离处进行的测量,由声压换算为声

强时存在着与连续波多普勒设备同样的问题。为此,同样建议在至换能器距离大于或等于一倍换能器直径处进行测量。当空间峰值时间峰值声压出现在轴向声压分布中最后一个最大值附近区域时,测量可在至超声换能器表面为如下距离的平面中进行:

- 一倍换能器直径处;
- 两倍换能器直径处;
- 与包含空间峰值时间峰值声压的平面相对应的距离处。

在以上的测量中,最后一个位置的测量值代表了整个声场中的空间峰值时间峰值声压,而在前两个位置的测量值则代表了在其各自平面内的空间峰值时间峰值声压。对于所采用的其他测量平面,也必须指出其所在位置。

如 5.1 中所见,由于理疗设备的超声波波长较大,故所用水听器敏感元件的尺寸可以比脉冲回波或连续波多普勒换能器所用的更大,一般取在 0.5 mm 至 1 mm 之间。对于这类设备,水听器在这一频段内有平坦的指向性响应意味着:不一定需要采用旋转水听器的办法获得最大的接收信号。

PVDF 或陶瓷材料的探针式水听器均可采用(参见 GB/T 16540—1996 中 A1.4),但应该注意采取措施确保来自探针及其支撑物的反射不会干扰测量,在此前提下,也可采用薄膜式水听器(参见 5.5)。在理疗换能器所能产生的声强条件下,空化效应可能引起水听器的损坏,故必须采用除气水进行测量。

5 测量条件

5.1 水听器敏感元件尺寸的选择

为用以表征不同类型医用超声换能器产生的声场,表 1 给出了选择最适宜水听器敏感元件尺寸的指南。为简便起见,表中假定了几种典型的换能器元件尺寸和频率范围。有关计算是依据 GB/T 16540—1996 中所给出的关系式。

就空间平均效应对测量结果进行修正时,可采用附录 A 中的方法。

表 1 水听器敏感元件尺寸选择指南

设备类型	标称频率/MHz	a_1 /mm	l /mm	a_{max} /mm	
脉冲回波	<2	9.5	175	<1.7	
	2~5	6.5	70	1.0~0.41	
	>5	3	35	<0.44	
多普勒	连续波	<2	8	30	<0.36
		2~6	4	20	0.48~0.16
		>6	3	15	<0.16
	胎心率	2	13	30	0.24
	脉冲波	5	3	20	0.25
理疗	1	13	75	1.1	
	1~3	10	75	1.4~0.47	

注:表中 l 为水听器-换能器间距, a_1 为超声换能器的有效半径,水听器敏感元件的最大有效半径 a_{max} 及其范围是依据 GB/T 16540—1996 中 5.1.5 所给关系式导出。

5.2 水听器电缆长度与放大器

当将水听器连接至示波器等电压测量设备或放大器时,必须考虑组合形成测量系统的电学特性。

除一体化的电缆外,让水听器的电输出阻抗与电缆阻抗匹配通常是不可能的。其原因在于,水听器的输出阻抗一般都大于电缆的相应参数值。所以,如果为了避免信号幅度和波形品质的显著损失而在电缆末端采用一个与电缆阻抗匹配的电负载并不实际。这样,由于缺少了在电学上匹配的电缆和负载,

电缆末端就会发生信号反射从而引起“振铃”现象,当电缆长度等于在其内传播的电信号波长的四分之一时,其谐振将达到最强。在一般情况下,对常规同轴电缆,产生谐振的电缆长度为 $50/f$ (单位为 m),其中 f 为频率(单位为 MHz)。这样,在 50 MHz 时,1 m 的电缆长度即会引起谐振。而谐振的强弱则随电缆/负载接口处和电缆/水听器接口处电阻抗的失配程度而异。此外,还与水听器信号的频率成分有关,而后者又依赖于水听器的带宽(不包括一体化的电缆)。若水听器的厚度振动模式在低于电缆谐振频率的频率下发生,则电缆谐振的影响或许可以忽略。

因此,如果发生电缆谐振的频率处于水听器有用带宽范围内,则应将电缆长度尽可能缩短并将放大器置于水听器附近。为了消除放大器输出端的电缆谐振,该放大器应该具有与任何连接电缆相匹配的输出阻抗,且电缆端接的负载应具有与电缆相同的特性阻抗。为避免超出放大器的动态范围,其增益和带宽的选择至为重要。当用于测量超声诊断设备(其峰值声压可高达 10 MPa)时,对灵敏度为 $0.03 \mu\text{V}/\text{Pa}$ 的水听器(0.5 mm 的典型 PVDF 装置),需配用动态范围为峰—峰值 0.6 V 的单位增益放大器。

选择放大器的另一个重要宗旨是让它频率响应与水听器的频率响应相匹配。特别是,为避免发生谐振,放大器的一 3 dB 带宽不应超过水听器厚度振动模式对应的频率。而在超过水听器厚度振动模式对应的频率时,重要的是确保放大器的频率响应以每倍频程—6 dB 的速率降低。

测量因非线性传播而引起失真的波形时,需采用附录 A 中所述的方法对水听器/放大器有限带宽的影响进行修正。

5.3 水听器的旋转

GB/T 16540—1996 中的 5.2.1 是指水听器的坐标定位系统需要具备旋转自由度。而要顾及这一要求,有两个因素必须考虑。第一个因素是超声波入射方向与水听器最大灵敏度方向(与其指向性响应有关)之间角度差的显著程度。对此最好通过旋转水听器予以确定,但一般说来,若不是水听器敏感元件至声束准直轴的距离大于换能器敏感元件的几何半径,这一点并不重要。第二个因素是水听器最大响应方向与水听器几何基准轴之间的角度差。得知水听器的指向性响应即可确定这两种角度对测量的影响(见 GB/T 16540—1996 中 5.1.3),而是否需要提供旋转自由度,则取决于当将这些影响与所要求的测量准确度相联系时的重要程度。一般情况下,对于敏感元件半径为 0.25 mm 的水听器,就其具有的指向性响应,当频率在 5 MHz 以下时不一定需要旋转。但对于产生高声压从而在声信号中包含有高频谐波的诊断设备或脉冲多普勒系统,未必就真的如此;在这类情况下,由于指向性响应函数的宽度与频率成近似反比关系,必须将角度予以优化。

5.4 水听器的定位

GB/T 16540—1996 中的定位复现性达 $\pm 0.01 \text{ mm}$,是针对该标准的特定要求。在许多测量中,这一要求是可以放宽的,而取值的合理依据是将定位系统的精度与水听器敏感元件的直径联系起来。在与超声波传播方向垂直的方向上,将精度取为与水听器敏感元件直径的 10% 相当一般是适宜的;而在与超声波传播方向平行的方向上,则将精度取为与水听器敏感元件直径相当一般是合适的。

5.5 避免采用薄膜水听器时的反射作用

为了避免从薄膜水听器表面反射的超声波对测量连续波声场的影响,可将水听器作适当旋转。旋转的作用一个是保证反射波不会明显干扰换能器的工作,另一个是不让它再从换能器表面反射回来产生干扰作用。有两种方法可用以确定所需要的旋转量,以及因水听器指向性响应导致信号降低而对测量结果的修正量。

第一种方法是边旋转水听器时,边观察来自水听器的信号,从而确定干扰响应何时降低到可以忽略的程度。为观察干扰作用,可将水听器—换能器间距改变约 $\pm 0.5 \text{ mm}$,如果存在干扰作用,则会引起测量信号的振荡。振荡幅度将随水听器旋转角度的增大而减小。通常,用这种方法求得的角度将比用第二种方法确定的小。

第二种方法是确定一个角度,在这一角度时,来自薄膜的大部分反射波将避开换能器。该角度可由

$\tan^{-1}(a_1/2l)$ 求得,其中 a_1 是换能器敏感元件的几何半径, l 是换能器表面至水听器的距离。例如,采用 0.5 mm 双层结构薄膜水听器(厚度 0.05 mm)对敏感元件直径为 20 mm 的 1.5 MHz 理疗换能器进行测量,相距 20 mm 时需要的旋转角度为 14° 。针对指向性响应导致信号损失而对测量结果所做的修正量,则是依据指向性响应的测量结果予以确定(见 GB/T 16540—1996 中 5.1.3)。就这里所考虑的情况,对声压参数的修正为 +6%,而对导出声强参数的修正为 +12%。

6 简化步骤与指南

6.1 步骤

为了从多个方面表征超声场,GB/T 16540—1996 要求测量的是脉冲声压平方积分。虽然对大多数脉冲回波和脉冲多普勒声场而言,这一点有时是重要的;但更常见的是,在与声束准直轴垂直的任一特定平面内,声脉冲波形并不改变形状。在这种情况下,正如 GB/T 16540—1996 中 8.1.5 所指出的,依据声束面积定义的需要,可以用峰值声压代替脉冲声压平方积分。在诸如连续波多普勒和理疗换能器之类的连续波超声场中,这种情况是常见的。

在确定自动扫描系统中重叠线的影响时,采取特别耗时的一整套测量之前,先行估计修正量的大小通常是有用的。如果修正小于 2 倍因子,则用峰值声压(多用负值)确定修正量比用脉冲声压平方积分往往更为简单。

如假定所有声扫描线的长短和声束形状等同,则得知声束形状和在测量平面内的扫描线间距即可确定修正量。

为了确定具有最大峰值声压的那条扫描线的位置,GB/T 16540—1996 要求对所有声扫描线进行采样。实际上,不同扫描线声输出之间的差异将因扫描仪的类型而异。对于采用旋转式单元换能器、具有恒定耦合声程的扇形扫描仪,一般认为其差异很小。在这种情况下,可对中央扫描线和位于扇形边缘最外边的两条扫描线采样,并就有无必要确定其他扫描线的输出做出评判。若各峰值声压值之间的差异小于 10%,则不必再测量其他扫描线。

6.2 各声学参数间的有用关系式

在能够用于检验声输出测量结果一致性的各个声学参数之间,存在着多个有用的关系式。现将其中部分公式给出如下:

$$p_{spp} = p_{spr} / (t_d prr)^{1/2} \dots\dots\dots (1)$$

式中:

- p_{spp} ——空间峰值脉冲声压;
- p_{spr} ——空间峰值均方根声压;
- t_d ——脉冲持续时间;
- prr ——脉冲重复频率。

$$I_{spta} = I_{sppa} t_d prr \dots\dots\dots (2)$$

式中:

- I_{sppa} ——空间峰值脉冲平均导出声强;
- I_{spta} ——空间峰值时间平均导出声强。

虽然 GB/T 16540—1996 未直接涉及总超声功率的测定问题,但 IEC 61101 和 IEC 61161 中所述的步骤和方法可用于测定医用超声换能器的总超声功率。如果已知总功率 p ,则有可能测定出偏高的空间平均时间平均声强值。若 p_{beam} 是指自动扫描仪一条声扫描线发射的总功率,则下列等式和不等式成立:

$$p = \text{声扫描线总数} \times p_{beam} \dots\dots\dots (3)$$

$$p_{beam}/A_b > \text{声束平均时间平均导出声强} \dots\dots\dots (4)$$

$$p_{\text{beam}} / (t_d \text{ prr } A_b) > \text{声束平均脉冲平均导出声强} \dots\dots\dots (5)$$

对于非自动扫描系统:

$$p / A_b > \text{空间平均时间平均导出声强} \dots\dots\dots (6)$$

对于自动扫描系统:

$$p / (\text{扫描面积}) > \text{空间平均时间平均导出声强} \dots\dots\dots (7)$$

$$\text{扫描宽度} > S_s \times \text{声扫描线总数} \dots\dots\dots (8)$$

式中 S_s 是在扫描平面上离换能器指定距离处所测得的扫描线间隔。这里假设扫描线为等间隔,实际未必如此。对于如线阵之类有些类型的换能器,其扫描宽度是指在与线阵表面平行的直线上扫描的宽度,与至换能器表面的距离无关(直线扫描)。而对如扇形扫描仪之类另外一些类型的换能器,其扫描宽度是指在一个表面上的扫描宽度,而这个表面的中心通常位于换能器内部。在这种情况下,其扫描宽度取决于因 S_s 而指定的距离。

7 声学参数明细表

表 2 列出了可用于为各种类型医用超声设备规定声输出指标的若干声学参数。

表 2 适用于各种类型医用超声设备的声学参数

设备类型		初始声压参数	导出声强参数	其他参数
脉冲回波	静态	1~6,9	20~24	10~15,17,18
	自动扫描	1~9	20~26	10~17,19
多普勒	血管	1 ^a ,3,5	20,21,24	10,11,14,17,18
	胎心率	1 ^a ,3,5	20,21,24	10,11,14,17,18
	脉冲波	1~6,9	20~24	10~15,17,18
理疗 ^b	连续波	1~3,5	20,21,24	10~12,14,17,18
	脉冲群	1~6	20~24	10~12,14,15,17,18

注:参数列中数字所代表的名称如下。

- | | |
|-------------------------|-----------------|
| 1——正峰值声压; | 14——任意参数值的位置; |
| 2——负峰值声压; | 15——脉冲重复频率; |
| 3——空间峰值均方根声压; | 16——扫描重复频率; |
| 4——空间峰值脉冲声压; | 17——声工作频率; |
| 5——空间平均均方根声压; | 18——超声换能器尺寸; |
| 6——空间平均脉冲声压; | 19——超声换能器阵元组尺寸; |
| 7——声束平均均方根声压; | 20——空间峰值时间峰值声强; |
| 8——声束平均脉冲声压; | 21——空间峰值时间平均声强; |
| 9——声峰值因数; | 22——空间峰值脉冲平均声强; |
| 10——-20 dB 声束面积和脉冲声束宽度; | 23——空间平均脉冲平均声强; |
| 11——-6 dB 声束面积和脉冲声束宽度; | 24——空间平均时间平均声强; |
| 12——非线性传播参数; | 25——声束平均脉冲平均声强; |
| 13——声脉冲波形; | 26——声束平均时间平均声强。 |

^a 假定正峰值声压与负峰值声压的大小相等。

^b 假定测量是在近场中进行的。

附录 A

(资料性附录)

带宽和空间平均修正

由于有限带宽和有限敏感元件尺寸的影响,需要对采用水听器法获得的测量结果进行修正。二者的修正量可以以水听器/放大器组合模型为基础予确定[2~4]。下面给出了进行这两项修正的简化步骤。虽然所述这些用以处理带宽修正的步骤是针对由 9 μm 厚 PVDF 薄膜水听器(测量系统的带宽一般为 75 MHz)产生的轻度失真的,但业已证明,这些步骤也适用于由测量系统造成的严重失真波形。而这些步骤的实施,采用探针式和薄膜式宽带 PVDF 水听器均可(见 GB/T 16540—1996)。

注:此处的术语“修正因子”是指,为了求得修正后的结果,参数的实测值必须乘上的因子;而术语“修正量”则是指真值与测量结果之间的分数差异。故修正因子等于 1 加上修正量。

A.1 非线性失真

在采用水听器法测量大多数类型医用超声诊断设备的声输出时,其波形通常都呈现出明显的限幅失真(见[5]和[6])。水听器(或许还包括放大器)的有限带宽可能使被测波形的形状发生改变(见[7])。

对于被测波形的影响主要有两种,二者都与水听器/放大器的频率响应有关。第一种是灵敏度随频率作平滑改变(经常是线性变化)。对于失真的波形,如果将电压转换为声压所用的灵敏度是在基频下获得的,则这种影响将导致实测电平的增大(或减小)。就这种影响进行修正的最适当办法是,采用这样一种放大器,它的增益~频率关系能够补偿水听器响应的变化。对于这种影响,在此不拟作进一步考虑。

第二种影响是发生在测量系统中的谐振,它使被测波形中出现振铃现象。当然,对于这种影响,可以采用让放大器与水听器匹配的办法解决;但在实践中,要求获得最大带宽又将促使测量系统呈现谐振现象。在这种情况下,以正峰值声压附近波形上升沿和下降沿发生的实测波形变动最为严重。图 A.1 中的虚线表示采用 9 μm 薄膜水听器/放大器组合获得的实测波形,其下降沿处呈现有轻微的上扬,系因 15 cm 电缆中发生的电谐振所致(见[8]和[9])。对于带宽大于或等于 75 MHz 的水听器,据料将会观察到类似的情况。当出现上扬时,正峰值声压可能会被高估。

为了就有限带宽的影响进行修正,已经制定了如下的步骤。旨在用来对被测量的声学参数提供一种确定修正量的简捷方法,故在测量失真波形方面取得经验的同时,即已经制定出来。虽然无意使之成为一个精确的方法,但可以方便快捷地应用并给出可靠的结果。

用于确定修正量的方法系基于如下三项假定:

- a) 真实声冲击前沿的上升时间为无穷小;
- b) 冲击前沿起始于过零点位置附近;
- c) 位于冲击前沿之后和下一个最小值之前的真实波形,可用一个长短轴分别与时间(t)轴和电压(U)轴平行的椭圆近似,其定义为:

$$\frac{(t-M)^2}{a^2} + \frac{(U-N)^2}{b^2} = 1 \quad \dots\dots\dots(A.1)$$

式中:

M, N ——椭圆中心的坐标,并假定 $t=M$ 是在冲击前沿之后波形中出现下一个最小值的时间。

在波形上选择三点即可求出椭圆方程。其中,一点取在时间峰值声压(见下文)之后的某个时刻(随波形和测量系统而异);一点取在 $t=M$ 处的最小值与前一过零点之间的中途;第三点取在前两点之间的中途。对第一点,在时间峰值声压之后选取适当时刻的办法如下:

对有限带宽系统(即具有与简易 RC 滤波器相当的平滑高频截止特性的系统),在 T 和 $2T(1/T$ 为

系统的-3 dB带宽)之间试取几种不同时间,直至获得与所测波形的良好拟合。(本步骤要求水听器带宽至少为所测波形基频的四倍)。

对谐振系统(即响应理想阶跃函数输入,其内发生显著振铃的系统),将点选在振铃停止之后(约在 TQ 和 $2TQ$ 之间,其中 Q 是谐振的品质因数, $1/T$ 为谐振频率)。此外,这些点还应选在时间峰值附近以便获得合理的拟合。(本步骤要求系统的谐振频率至少为所测波形基频的 $4Q$ 倍)。

使用者应该对水听器施加一个高冲击声波,以确定所用测量系统的最快(极限)响应时间。这样,既然在其他情况下,关于在声波波形中包含有完美声冲击的假设不可能成立,那么上述修正方法就只能在所测波形上升时间接近其极限值时应用。

这种拟合步骤适用于被测系统的每个换能器或每种工作模式的空间峰值波形。在实践中,几乎所有医用超声扫描仪的焦点处($\sigma > 1.5$)均产生失真波形,需要应用这种修正步骤。检查被修正的波形,并将上述拟合过程应用于包含有正峰值声压的半周。如图 A.1 所示,椭圆与通过过零点的坐标轴的截取点刚好位于时间峰值声压之前。求取该截取点处声压与实测峰值声压之间的差值,将其用作对正峰值声压的修正。选取若干不同点以便与椭圆拟合,并为正峰值声压的修正确定一个平均值。对于第一点,通过选择不同位置所获得的数值之间的差异是这项修正可靠性的标志。脉冲声压平方积分是与脉冲声强积分和能量成正比的(见[10]),计算出理论和实测波形的脉冲声压平方积分之比,即可确定脉冲声压平方积分的修正因子。对于具有一个以上失真半周的波形,将此修正步骤应用于每一个半周,以确定整个波形脉冲声压平方积分的修正因子。

虽然上述拟合步骤适用于大部分失真波形,但如图 A.2 中所示,有时椭圆并不与坐标轴相交。这一问题最近已获解决,其办法是将用于椭圆拟合的同样的三点按指数曲线拟合。图 A.1 和图 A.2 中给出的这两种曲线都表明,在正峰值声压附近采用椭圆可获得更好的拟合,而采用指数拟合则总能够找到稳定的截距。以可能与椭圆拟合的 10 个不同波形为例,对两种曲线所得值之间的均方根截距之差为 $3\% \sim 4\%$ 。一个可行的步骤是与两种曲线拟合并将平均值用于对实测波形的修正。这一步骤的进一步发展是对拟合曲线引入一种约束,这样实测波形和拟合后波形中的声压时间波形积分就应该是相同的。虽然图 A.1 和图 A.2 中所给结果原本是适用于 75 MHz 测量系统的,但一旦将声压时间波形积分的这一新加的约束包括在内,则这些结果也可适用于其他系统。图 A.3 和图 A.4 中对此进行了展示,其中所给的是采用带宽分别为 23 MHz 和 40 MHz 的系统进行测量所得的结果。对于真实的正峰值声压,椭圆拟合与指数拟合结果之间的差异在 7% 之内。

A.2 空间平均

对于在诊断超声场中进行的绝大部分测量,水听器敏感元件直径与超声声束的宽度可以相比,故水听器测量的是其敏感元件整个面积上的平均声压而不是其敏感元件中心处的声压。两者的差异随超声场的空间变化而异。为对这种空间平均效应进行修正,已经制定了一个简单的方法[3],该方法利用的是按照与水听器半径相等的步距测得的声束图。还有另外几种类似的方法亦可采用[4]。

对用于确定修正的步骤做了如下假定:

- a) 水听器的输出正比于整个敏感元件上的平均声压,敏感表面呈圆形且其半径等于几何半径;
- b) 在换能器的焦平面内,从轴上峰值所在位置到距该点等于水听器敏感元件半径的范围内,声场的径向分布通常可用二次函数 $p(r) = 1 - br^2$ 建模,其中 b 为常数。这项修正的准确度范围,取决于一个假定条件,即描述真实声束形状的贝塞尔函数为:

$$p(r) = \frac{2J_1(kar/d)}{(kar/d)} \dots\dots\dots (A.2)$$

式中:

- k ——波数;
- a ——换能器半径;

r ——焦平面中至声束轴的距离；

d ——焦距；

J_1 ——一阶第一类贝塞尔函数。

c) 对锯齿波形(一种由非线性传播引起的失真)的修正步骤则与此不同。

在这些假定条件下,声束轴心处的修正因子 C 为:

$$C = (3 - \beta)/2 \quad \dots\dots\dots (A.3)$$

式中:

$$\beta = \frac{\text{距声束轴一个水听器半径处的信号}}{\text{声束轴上的信号}}$$

该公式是这样得来的:对两个测量位置的水听器响应与假想真实声场剖面图求卷积,并将 β 与轴上的真实声压和实测值之比取相关。确定修正量 $(C-1)$ 的步骤适合于 $\beta > 0.8$ 的情况;这一条件相当于采用了其半径小于 0.6 倍 -6 dB 声束半径的水听器。对于目前所能得到的敏感元件直径为 0.5 mm 的水听器,在 -6 dB 声束半径大于 0.4 mm 的前提下,其修正量小于 10%。

应该注意的是,设计良好的探针式 PVDF 水听器的有效直径容易估计。而对于薄膜式水听器,其响应比较复杂,且在某些情况下以及低频频段,其几何半径或许不等于由指向性响应测量结果求得的有效半径(见[11])。在这种情况下,需对修正步骤加以修改,方法是按照其有效半径而非几何半径移动水听器。

采用敏感元件尺寸不同的多个水听器获得的实验结果[12]表明:对于绝大多数聚焦超声场,上面所给的步骤会将修正量低估。随后的研究[13]已经证明:低估的主要原因是留存在声场中的非线性失真。

研究表明[13]:在 $\sigma < 0.5$ 的前提下,上面给出的修正步骤将为所有不确定度在 10%~15% 内的声压参数提供空间平均修正的合理估计。对于失真更为严重的波形,用参数 α ,即 -6 dB 声束宽度与水听器有效直径之比,可为空间平均修正的估计划分出如下的几个区段。对于正峰值声压 p_+ 、负峰值声压 p_- 和脉冲声压平方积分 p_i ,合理估计修正量大小的导则为[13]:

$$\alpha > 2$$

当 $0.5 < \sigma < 1.5$ 时, p_+ 和 p_- 的最大修正量约为 13%,相应 p_i 的修正量将小于 25%;当 $\sigma > 1.5$ 时,峰值声压的修正量更大,但不会超过 20%。

$$1.5 \leq \alpha \leq 2$$

当 $\sigma < 1.5$ 时, p_+ 和 p_- 的修正量将小于 20%,而 p_i 的修正量则一般不超过 40%。对于更高的 σ 值, p_+ 、 p_- 和 p_i 的修正量可能会分别大于 30%、20%和 50%。

$$\alpha < 1.5$$

在这一区段内,所有参数都会出现大的空间平均效应,特别是 p_+ 和 p_i ,它们在所有 σ 值时均是如此; p_- 的修正量可能达到 50%,但与由上面所给步骤所得的值并无显著差异;与此相反,当 $0.5 < \sigma < 1.5$ 时, p_+ 的修正量约达 100%,而当 $\sigma > 2$ 时,则或许超过 200%,与此对应 p_i 的修正量则可能超过 300%。因此,在 $\alpha < 1.5$ 的区段内,必须采用更小的水听器进行测量。

A.3 不确定度

A.3.1 非线性失真

所用的不确定度值是由第 A.1 章中所述拟合过程求得的修正值的一半。

A.3.2 空间平均

在按照第 A.2 章所给步骤确定的空间平均修正中,系假定其不确定度为修正值的一半。

注:选择上面所用的“一半”这一因子,反映的是第 A.1 章和第 A.2 章所述修正步骤的置信度。

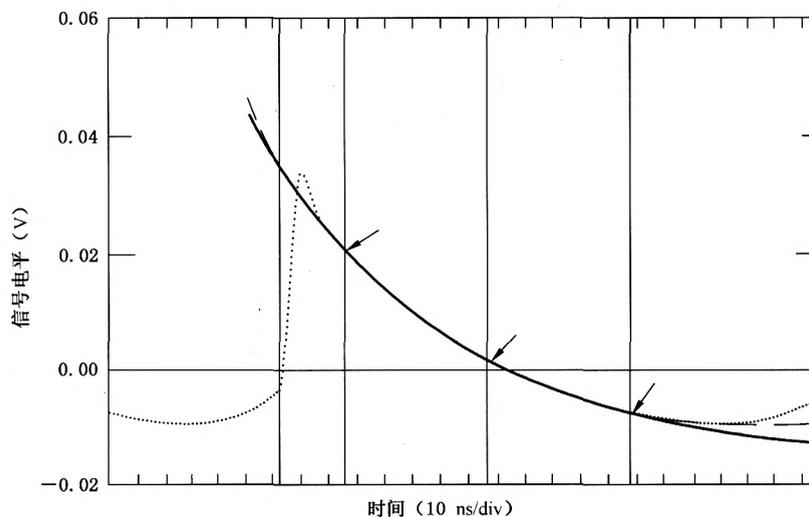


图 A.1 超声诊断扫描仪产生的典型声脉冲波形(虚线表示),用以说明就非线性传播的影响对波形进行修正所用的方法。图中,短划线对应的是椭圆拟合,实线对应的是指数拟合(其右下边落在实测波形之下)。所画的几条垂直线分别通过过零点和实测波形上用于拟合的三个点(用箭头标出)。此处所用水听器和测量系统的带宽约为 75 MHz

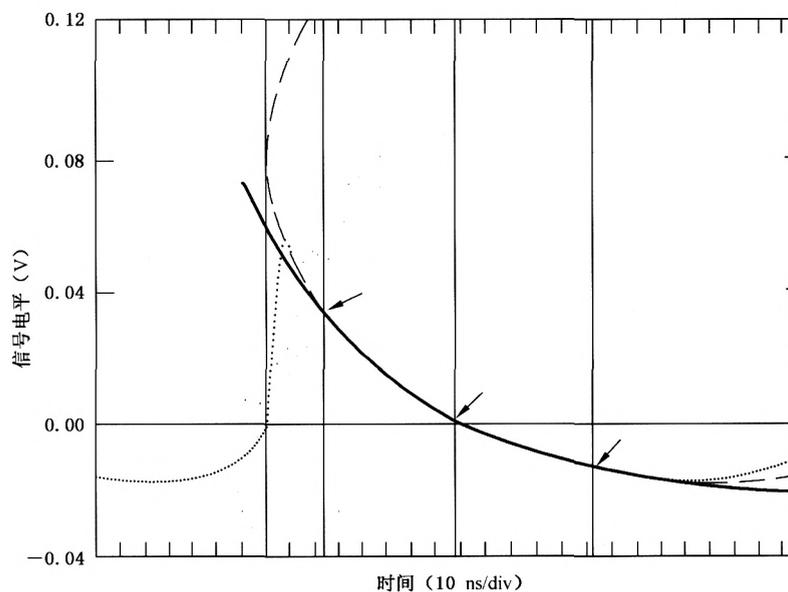


图 A.2 典型的失真声脉冲波形(虚线表示),用以说明椭圆拟合法(以短划线表示)的失败和指数拟合法(以实线表示,其右下边落在实测波形之下)的成功

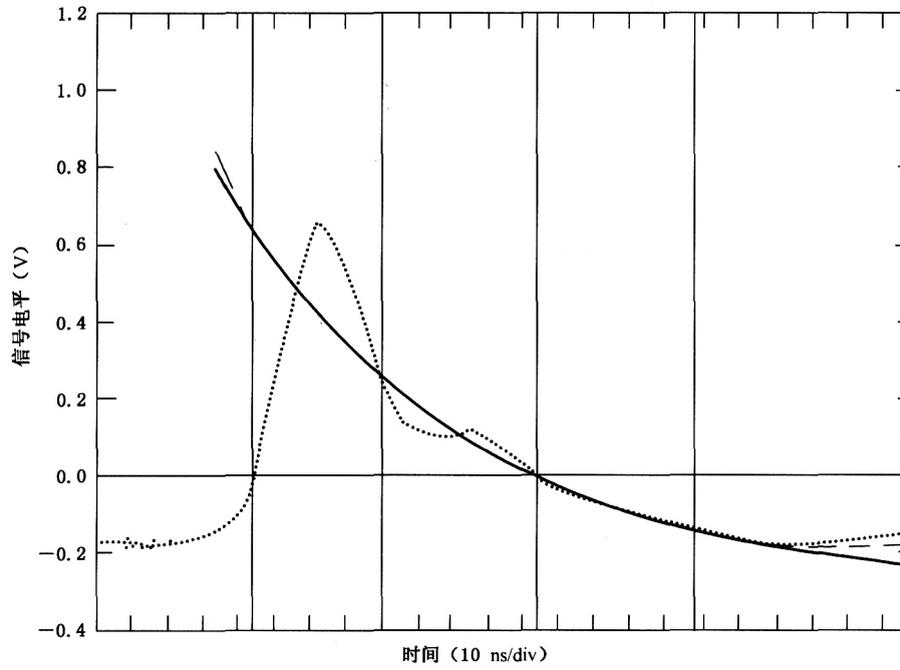


图 A.3 将类似于图 A.1 中所示的拟合过程运用于采用水听器带宽约为 23 MHz 的测量系统测得的声脉冲波形

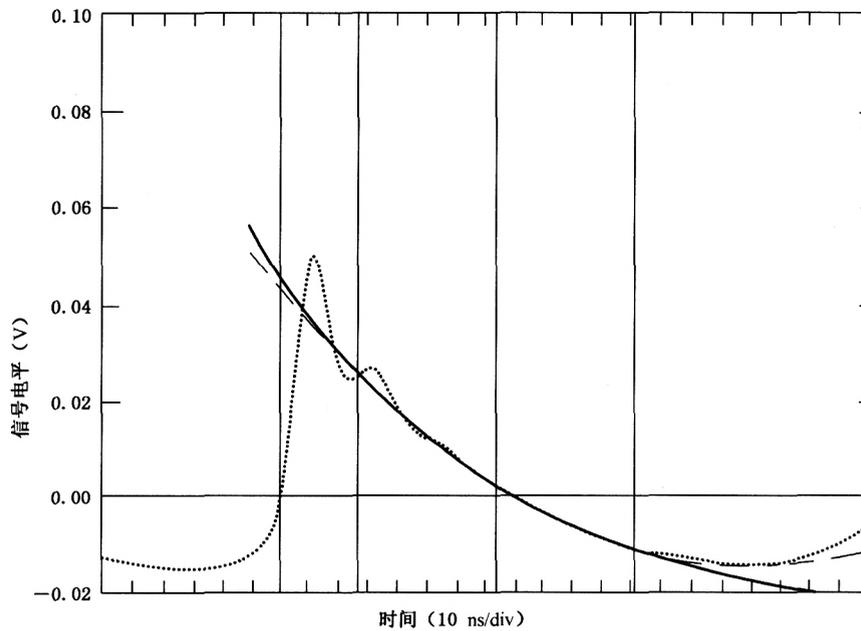
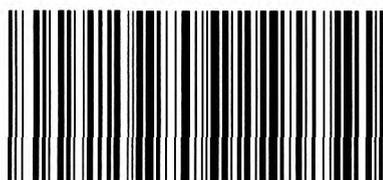


图 A.4 将类似于图 A.1 中所示的拟合过程运用于采用水听器带宽约为 40 MHz 的测量系统测得的声脉冲波形

参 考 文 献

- [1] K. BEISSNER, On the plane-wave approximation of acoustic intensity, *J. Acoust. Soc. Am.* 71, 1406—1411 (1982).
- [2] G. R. HARRIS, A model of the effects of hydrophone and amplifier response on ultrasound exposure measurements, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr.* UFFC-38, 413—417 (1991).
- [3] R. C. PRESTON, D. R. BACON and R. A. SMITH, Calibration of medical ultrasonic equipment—procedures and accuracy assessment, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr.* UFFC-35, 110—121 (1988).
- [4] R. A. SMITH, Are hydrophones of diameter 0.5 mm small enough to characterise diagnostic ultrasound equipment?, *Phys. Med. Biol.* 34, 1593—1607 (1989).
- [5] D. R. BACON, Finite amplitude distortion of the pulsed field used in diagnostic ultrasound, *Ultrasound in Med. Biol.* 10, 189—195 (1984).
- [6] F. A. DUCK and H. A. STARRITT, Acoustic shock generation by ultrasonic imaging equipment, *Brit. J. Radiol.* 57, 231—240 (1984).
- [7] R. A. SMITH, The importance of the frequency response of a hydrophone when characterising medical ultrasonic fields, *Proc. Inst. Acoustics* 8, Part 2, 119—128 (1986).
- [8] D. G. SHOMBERT and G. R. HARRIS, Use of miniature hydrophones to determine intensities typical of medical ultrasound devices, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr.* UFFC-33, 287—294 (1986).
- [9] D. R. BACON, Characteristics of a pvdF membrane hydrophone for use in the range 1-100 MHz, *IEEE Trans. Sonics Ultrason.* SU-29, 18—25 (1982).
- [10] AIUM/NEMA, Safety standard for diagnostic ultrasound equipment, National Electrical Manufacturers Association, Washington, Publication UL 1—1981 (1981).
- [11] D. G. SHOMBERT, S. W. SMITH and G. R. HARRIS, Angular response of miniature ultrasonic hydrophones, *Med. Phys.* 9, 484—492 (1982).
- [12] R. A. SMITH, The evaluation of small area hydrophones, NPL Report RSA(EXT)2, National Physical Laboratory, Teddington, Middlesex, TW11 OLW, UK (1989).
- [13] B. ZEQRIRI, The influence of waveform distortion on hydrophone spatial-averaging corrections—Theory and measurement, *J. Acoust. Soc. Am.* 92, 1809—1821 (1992).



YY/T 1088-2007

版权专有 侵权必究

*

书号:155066·2-17701

定价: 16.00 元