



中华人民共和国医药行业标准

YY/T 0865.1-XXXX/IEC 62127-1:2013

代替 YY/T 0865.1-2011

超声水听器 第1部分： 40MHz 以下医用超声场的测量和特征描绘

Ultrasonic-Hydrophone-Part 1:

Measurement and characterization of medical ultrasonic fields up to 40MHz

(IEC 62127-1:2013, IDT)

20** - XX - XX 发布

20** - XX - XX 实施

国家药品监督管理局

发布

目 次

前 言.....	1
引 言.....	2
1 范围.....	3
2 规范性引用文件.....	3
3 术语和定义.....	4
4 符号.....	19
5 测量要求.....	25
6 测量步骤.....	30
7 声束特性描绘.....	31
8 对特殊超声场的要求.....	36
9 符合性声明.....	39
附 录 A.....	41
附 录 B.....	38
附 录 C.....	48
附 录 D.....	49
附 录 E.....	48
附 录 F.....	55
附 录 G.....	60
附 录 H.....	61
附 录 I.....	59
附 录 J.....	65
附 录 K.....	66
参考文献.....	67

前 言

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22

YY/T 0865《超声 水听器》分为 3 个部分：

——第 1 部分：40MHz 以下医用超声场的测量和特征描绘

——第 2 部分：40MHz 以下医疗超声场水听器的校准

——第 3 部分：40MHz 以下医用超声场水听器的特性

本部分为 YY/T 0865 的第 1 部分。

本标准按照 GB/T 1.1-2020 给出的规则起草。

本标准等同采用国际电工委员会标准 IEC 62127-1: 2013。

本标准YY/T 0865.1-2011相比，除结构调整和编辑性改动之外，主要技术变化如下：

——增加了13个术语和定义；

——修改了10个术语和定义,包括注；

——修改了一些对测量的描述，主要涉及将原术语3.38“非线性传播参数”改为现术语3.38“局部畸变参数”；

——更正了一些笔误（表 D.2）

本标准对 IEC 62127-1: 2013 仅作了极少量的编辑性修改，均不影响一致性程度。

本标准的附录 A、附录 B、附录 C、附录 D、附录 E、附录 F、附录 G、附录 H、附录 I、附录 J、和附录 K 是资料性附录。

本标准由国家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超声设备分技术委员会（SAC/TC10/SC2）归口。

本标准起草单位：湖北省医疗器械质量监督检验研究院。

本标准主要起草人：王志俭 蒋时霖。

引 言

23

24 IEC 62127 本部分的主要目的是：定义了能够采用水听器法测量的各种声参数，这些参数用于详细
25 说明和在特征上描绘液体、尤其是水中传播的超声场；描述了可用于确定这些参数的测量步骤。对特定
26 装置的相关测量标准，诸如，IEC 61689、IEC 61157、IEC 61847 或 IEC 62359 适用的声参数可查阅本
27 标准。

28| 本标准的宗旨是基于声压参数的声场技术规范，在采用水听器描绘声场时，声压是基本的测量量。
29 本标准规定的声强参数，应作为导出量值，仅在相对于被测超声场特定假设条件下有实际意义。

30 超声水听器 第1部分：40MHz以下医用超声场的测量和特征描绘

31 1 范围

32 IEC 62127的本部分规定了采用经校准的水听器，测量声场的方法，其声场由工作在40MHz频率范围
33 以下的医用超声设备在液体中产生。

34 本标准的目的是：

- 35 ——基于声学基础定义一组可测量的声参数；
- 36 ——在这些测量的特定假设条件下，定义一组可导出的辅助性声参数，称为导出声强参数；
- 37 ——定义了可用于确定声压参数的测量步骤；
- 38 ——定义了采用经校准的水听器，能够在40MHz频率范围以下进行声参数测量的条件；
- 39 ——定义了对因采用有限带宽和有限敏感元件尺寸的水听器引起的限制进行修正的步骤。

40 注1：在本标准中采用国际单位制，对特定参数，诸如，声束面积和声强，为简便起见也可使用十进制的倍数或约
41 数，例如，声束面积可采用 cm^2 ，声强可采用 W/cm^2 或 mW/cm^2 。

42 注2：按照定义，水听器可以是压电型或光纤型的。

43 2 规范性引用文件

44 下列文件对于本文件的应用是必不可少的。凡是注日期的引用文件，仅注日期的版本适用于本文件。
45 凡是不注日期的引用文件，其最新版本（包括所有的修改单）适用于本文件。

- 46 GB/T 2900.86-2009 电工术语 声学 and 电声学 (IEC 60050-801:1994, IDT)
- 47 GB/T 3359-2009 数据的统计处理和解释 统计容忍区间的确定 (ISO 16269-6:2005, IDT)
- 48 GB/T 16407-2006 声学 医用体外压力脉冲碎石机的声场特性和测量 (IEC 61846, IDT)
- 49 GB/T 20249-2006 声学 聚焦超声换能器发射场特性的定义与测量方法 (IEC 61828, IDT)
- 50 YY/T 0643-2008 超声脉冲回波诊断设备性能测试方法 (IEC/TR 60854:1986, IDT)
- 51 YY/T 0644-2008 超声外科手术系统基本输出特性的测量和公布 (IEC 61847, IDT)
- 52 0750-2009 超声理疗设备 0.5MHz-5MHz频率范围内性能要求和测量方法 (IEC 61689:2007, IDT)
- 53 JJF 1059.1-2012 测量不确定度的评定与表示 (ISO/IEC Guide 98-3, MOD)
- 54 IEC 60565 水声 水听器 0.01Hz-1MHz频率范围内的校准 (Underwater acoustics -Hydrophones
55 -Calibration in the frequency range 0.01 Hz to 1 MHz)

56 YY/T 0865.2 超声水听器 第2部分：40MHz以下超声场的校准 (IEC 62127-2, IDT)

57 YY/T 0865.3 超声水听器 第3部分：40MHz以下超声场的水听器属性 (IEC 62127-3, IDT)

58 注：下列标准取决于对本文件的正确运用：

59 GB/T 16846-2008 医用超声诊断设备声输出公布要求 (IEC 61157, IDT)

60 YY/T 0642-2008 超声声场特性确定医用诊断超声场热和机械指数的试验方法 (IEC 62359, IDT)

61 YY/T 0644-2008 超声外科手术系统基本输出特性的测量和公布 (IEC 61847, IDT)

62 3 术语和定义

63 YY/T 0865.2、YY/T 0865.3, 还包括与本文件中用于特定医疗超声设备标准界定的, 以及下列术语
64 和定义适用于本文件。

65 3.1

66 声脉冲波形 acoustic pulse waveform

67 声场中某指定位置处瞬时声压的时间波形。显示该波形的时间应足够长, 使在一个单脉冲或猝发声、
68 或连续波的一个或多个周期中, 能包括所有有用的声信息。

69 注: 时间波形是瞬时声压的显现(示波器上的图形或公式)。

70 3.2

71 声重复周期 acoustic repetition period

72 非自动扫描系统的脉冲重复周期, 自动扫描系统的扫描重复周期, 在连续波系统中等于相邻两周期
73 对应点之间的时间间隔。

74 符号: arp

75 单位: 秒, s

76 3.3

77 声频率 acoustic frequency

78 声工作频率 acoustic working frequency

79 水听器置于声场中与空间峰值时间峰值声压对应的位置上, 基于其观测输出的声信号频率。

80 单位: 赫兹, Hz

81 注1: 信号采用过零声工作频率法或频谱分析法进行分析, 声工作频率的定义见 3.3.1、3.3.2、3.3.3 和 3.3.4。

82 注2: 在很多情况下, 尤其是对宽带换能器而言, 目前的定义不完善或不方便。在该情况下, 为了确保任何依赖于
83 频率的信号修正, 宜给出频谱的完整描述。

84 3.3.1

85 过零声工作频率 zero-crossing acoustic-working frequency

86 符号: f_{awf}

87 单位: 赫兹, Hz

88 连续半周期(与极性无关)的个数 n 除以第1个半周期开始到第 n 个半周期结束之间的时间的2倍。

89 注1: n 个连续半周期不应有相位的改变。

90 注2: 测量宜在接收器端口, 尽可能靠近接收换能器(水听器), 且必须在检波之前进行。

91 注3: 根据 YY/T 0643-2008 第3章规定的步骤确定该频率。

92 注4: 该频率仅适用于连续波系统。

93 3.3.2

94 算术平均声工作频率 arithmetic-mean acoustic-working frequency

95 在 f_1 的3倍范围之内, 声压频谱幅度低于峰值幅度3dB处、相隔最远的两个频率 f_1 和 f_2 的算术平均值。

96 符号: f_{awf}

97 单位: 赫兹, Hz

98 注1: 该频率仅适用于脉冲波系统。

99 注2: 假定 $f_1 < f_2$ 。

100 注3: 若在 $<3f_1$ 的范围内, 找不到 f_2 , 则在该范围之外, 将幅度低于峰值幅度-3dB处的最低频率认定为 f_2 。

101 3.3.3

102 峰值脉冲声频率 peak pulse acoustic frequency

103 在最大峰值负声压点处所测的峰值负声压脉冲的算术平均声工作频率。

104 符号: f_p

105 单位: 赫兹, Hz

106 3.3.4

107 时间平均声频率 time average acoustic frequency

108 在最大时间平均声强点处所测得的声信号时间平均声压频谱的算术平均声工作频率。

109 符号: f_t

110 单位: 赫兹, Hz

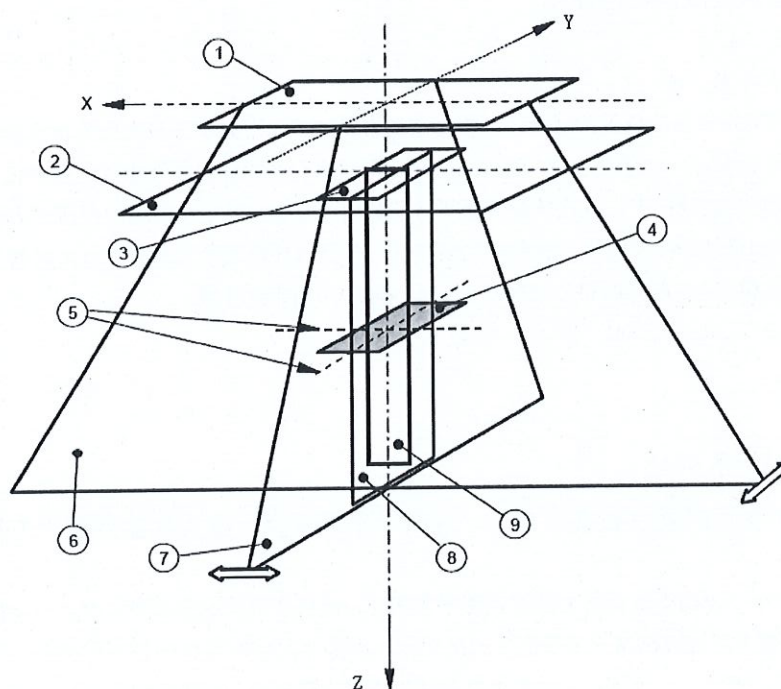
111 3.4

112 方位轴 azimuth axis

113 由方位平面与源孔径平面(依据测量确定)或换能器孔径平面(依据设计确定)相交形成的轴线。

114 注4: 见 GB/T 20249-2006 4.2.7

115 注5: 见图1



说明:

- X—方位轴;
- Y—声束轴;
- Z—俯仰轴;
- 1—换能器孔径平面;
- 2—源孔径平面;
- 3—孔径平面;
- 4—声束横截面面积平面;
- 5—束宽线;
- 6—方位平面, 扫描平面;
- 7—俯仰平面;
- 8—纵平面;
- 9—主纵平面。

图1 超声场中不同平面和线的示意图

117

118 3.5

119 方位平面 azimuth plane

120 扫描型超声换能器的扫描平面，非扫描型超声换能器的主纵平面。

121 注1：见GB/T 20249-2006 4.2.8

122 注2：见图1

123 3.6

124 带宽 bandwidth

125 在声场特定点上，声压频谱幅度低于峰值幅度3dB处的频率 f_1 和 f_2 最宽间隔的差值。

126 符号： BW

127 单位：赫兹，Hz

128 3.7

129 声束面积 beam area

130 在与声束轴垂直的指定平面中，其脉冲声压平方积分大于该平面中脉冲声压平方积分最大值之指
131 定分数的所有点构成区域的面积。

132 符号： $A_{b,6}$ 、 $A_{b,20}$

133 单位：平方米， m^2

134 注1：若未规定平面的位置，则指通过整个声场中脉冲声压平方积分最大值所在点的平面。

135 注2：在许多情况下，上述定义中的术语脉冲声压平方积分用任何线性相关的量替代，例如：

136 a) 在连续波情况下，术语脉冲声压平方积分用IEC 61689定义的脉冲声压平方积分替代；

137 b) 在扫描帧的信号同步无法获得的情况下，术语脉冲声压平方积分可以用时间平均声强替代。

138 注3：-6dB和-20dB声束面积分别对应于0.25和0.01的指定分数。

139 注4：见GB/T 20249-2006 4.2.9，修改

140 3.8

141 声束轴 beam axis

142 通过两个平面声束中心点的直线，这两个平面垂直于最大脉冲声压平方积分点和换能器外孔径中
143 心点的连线。

144 注1：第一个平面位于包含最大脉冲声压平方积分，或包含聚焦夫琅和费区中单一主瓣的平面位置处，第二个平面
145 的位置尽可能远离第一个平面并与之平行，且包含有两条与第一个平面中相同的正交扫描线（x轴和y轴）。

146 注2：在许多情况下，上述定义中的术语脉冲声压平方积分用任何线性相关的量替代，例如：

147 a) 在连续波情况下，术语脉冲声压平方积分用IEC 61689定义的平均声压平方积分替代；

148 b) 在扫描帧的信号同步无法获得的情况下，术语脉冲声压平方积分可以用时间平均声强替代。

149 注3：见图1

150 注4：改自GB/T 20249-2006，4.2.12

151 3.9

152 声束中心点 beam centrepoint

- 153 由通过 xz 和 yz 两个正交平面的声束宽度中点的两条线相交确定的位置。
 154 注：见GB/T 20249-2006 4.2.13
- 155 3.10
- 156 声束宽度中点 beamwidth midpoint
- 157 平面中声束宽度中心位置的线性平均。
 158 注1：根据表 K.1 给出的允许信号级，对许多个声束宽度级进行平均。
 159 注2：见 GB/T 20249-2006 4.2.17。
- 160 3.11
- 161 声束宽度 beamwidth
- 162 与声束轴垂直的指定轴上两点之间的最大横向距离，该两点处的脉冲声压平方积分比该指定轴上的
 163 最大值低某一指定量值。
 164 符号： ω_6 ， ω_{12} ， ω_{20} ；
 165 单位：米，m。
 166 注1：在许多情况下，上述定义中的术语脉冲声压平方积分用任何线性相关的量替代，例如：
 167 a) 在连续波情况下，术语脉冲声压平方积分用 IEC 61689 定义的平均声压平方积分替代；
 168 b) 在扫描帧的信号同步无法获得的情况下，术语脉冲声压平方积分可以用时间平均声强替代。
 169 注2：常用的声束宽度规定为低于最大值：-6dB、-12dB 和 -20dB，分贝计算等于积分比值取对数的 10 倍。
 170 注3：见 GB/T 20249-2006，4.2.14，修改。
- 171 3.12
- 172 宽带换能器 broadband transducer
- 173 所产生的声脉冲带宽大于算术平均声工作频率的换能器。
- 174 3.13
- 175 中心扫描线 central scan line
- 176 自动扫描系统中，最靠近扫描平面对称轴的超声扫描线。
- 177 3.14
- 178 径向声束扫描 diametrical beam scan
- 179 沿着通过声束轴上一点的直线，在垂直于声束轴的方向上，移动水听器，所获得的一组水听器输出
 180 电压的测量值。
 181 注：径向声束扫描可以延伸到声束轴两侧的不同距离。
- 182 3.15
- 183 距离 z_r distance z_r
- 184 沿着声束轴，在包含峰值负声压的平面和换能器外孔径之间的距离。
 185 符号： z_r ，
 186 单位：米，m

187 3.16

188 距离 z_c distance z_c

189 沿着声束轴，在包含峰值正声压的平面和换能器外孔径之间的距离。

190 符号: z_c

191 单位: 米, m

192 3.17

193 距离 z_{ppsi} distance z_{ppsi}

194 沿着声束轴，在包含最大脉冲声压平方积分的平面和换能器外孔径之间的距离。

195 符号: z_{ppsi}

196 单位: 米, m

197 3.18

198 距离 z_{spta} distance z_{spta}

199 沿着声束轴，在包含空间峰值时间平均声强的平面和换能器外孔径之间的距离。

200 符号: z_{spta}

201 单位: 米, m。

202 注: 在实践中, 该距离等于距离 z_{ppsi} 。

203 3.19

204 距离 z_{offset} distance z_{offset}

205 沿着声束轴，在包含超声换能器或超声换能器阵元组的敏感端面的平面和换能器外孔径之间的距
206 离。

207 符号: z_{offset}

208 单位: 米, m。

209 注: 见GB/T 20249-2006 4.2.52, 修改。

210 3.20

211 电负载阻抗 electric load impedance

212 水听器单元输出电缆连接或被连接的复数电输入阻抗 (由实部和虚部组成)。

213 符号: Z_L

214 单位: 欧姆, Ω 。

215 注: 见YY/T 0861.3 3.3

216 3.21

217 有效水听器半径 effective hydrophone radius

218 其预测的指向性响应函数的角宽度等于观测到的角宽度的刚性圆片接收水听器的半径。

219 符号: a_h , a_{h3} , a_{h6}

220 单位: 米, m。

- 221 注1: 角宽度按照比指向性函数峰值低指定级确定。指定级为 3dB 和 6dB, 则半径分别标注为 $a_{3\text{dB}}$ 和 $a_{6\text{dB}}$ 。
- 222 注2: 半径通常是频率的函数, 典型的实验数据见[1]。
- 223 注3: 见 YY/T 0861.3 3.2
- 224 3.22
- 225 非聚焦超声换能器的有效半径 effective radius of a non-focusing ultrasonic transducer
- 226 理想圆形活塞超声换能器的半径, 其预测的轴向声压分布近似等效于所观测的轴向声压分布, 直至
- 227 轴向距离超出最后一个轴向最大值。
- 228 符号: a_t
- 229 单位: 米, m
- 230 3.23
- 231 俯仰轴 elevation axis
- 232 源孔径平面 (依据测量确定) 或换能器孔径平面 (依据设计确定) 内与方位轴垂直的直线
- 233 注1: 见图1。
- 234 注2: 见 GB/T 20249-2006 4.2.25。
- 235 3.24
- 236 俯仰平面 elevation plane
- 237 包含俯仰轴的纵平面
- 238 注1: 见图1。
- 239 注2: 见 GB/T 20249-2006 4.2.26
- 240 3.25
- 241 电缆末端负载灵敏度 end-of-cable loaded sensitivity
- 242 水听器 (或水听器组件) 电缆末端负载灵敏度 end-of-cable loaded sensitivity of a
- 243 hydrophone (or hydrophone-assembly)
- 244 连接到指定的电负载阻抗, 在水听器或水听器组件的任何一体化电缆的末端或输出连接器上, 其
- 245 瞬时电压与水听器移去时, 水听器参考中心位置处未受干扰的平面波自由场瞬时声压的比值。
- 246 符号: $M(f)$
- 247 单位: 伏/帕, V/Pa
- 248 注: 见 YY/T 0861.3 3.5
- 249 3.26
- 250 电缆末端开路灵敏度 end-of-cable open-circuit sensitivity
- 251 水听器 (或水听器组件) 电缆末端开路灵敏度 end-of-cable open-circuit sensitivity of a
- 252 hydrophone (or hydrophone-assembly)
- 253 在水听器或水听器组件的任何一体化电缆的末端或输出连接器, 其瞬时开路电压与水听器移去时,
- 254 水听器参考中心位置处未受干扰的平面波自由场瞬时声压的比值。

255 符号: $M_c(f)$

256 单位: 伏/帕, V/Pa

257 注: 见YY/T 0861.3 3.6

258 3.27

259 换能器外孔径 external transducer aperture

260 超声换能器或超声换能器阵元组部件向传声媒质发射超声辐射的表面部分

261 注1: 该表面直接与患者接触或经由水或液体路径与患者接触。

262 注2: 见图1。

263 注3: 见GB/T 20249-2006 4.2.27

264 3.28

265 远场 far field

266 平面非聚焦换能器中沿声束轴排列的区域, $z > z_f$ 。

267 注1: 在远场中, 声压似乎从辐射面上或附近的一点呈球状发散, 因此, 声源所产生的压力与到声源的距离近似成
268 反比。

269 注2: 在本标准中, “远场”术语仅用于非聚焦传感器。对于聚焦传感器, 适用于被传输场的不同部分的各种术语,
270 (见GB/T 20249-2006)。

271 注3: 如果换能器孔径的形状产生几个过渡距离, 则使用离换能器最远的一个。

272 3.29

273 水听器几何半径 hydrophone geometrical radius

274 由水听器敏感单元尺寸所定义的半径。

275 符号: a_g

276 单位: 米, m

277 注: 见YY/T 0861.3 3.8

278 3.30

279 水听器 hydrophone

280 响应水中的声信号, 产生电信号的换能器。

281 [IEV 801-32-26]

282 3.31

283 水听器组件 hydrophone assembly

284 水听器和水听器前置放大器的组合。

285 注: 见YY/T 0861.3 3.10

286 3.32

287 水听器前置放大器 hydrophone pre-amplifier

288 连接或被连接至特定水听器, 以减小其输出阻抗的有源电装置。

289 注1: 水听器前置放大器要求提供一种或多种供电电压。

290 注2: 水听器前置放大器的正向电压传导系数可能小于1, 即不一定是严格意义上的电压放大器。

291 注3: 见 YY/T 0861.3 3.12

292 3.33

293 瞬时声压 instantaneous acoustic pressure

294 在声场中特定时刻的特定点, 减去环境压力后的声压。

295 [IEV 801-01-19]

296 符号: $p(t)$

297 单位: 帕斯卡, Pa。

298 3.34

299 瞬时声强 instantaneous intensity

300 在声场中特定时刻的特定点, 单位时间内单位面积上所传递的声能量, 其面积所在的平面垂直于声
301 波传播的方向。

302 符号: $I(t)$

303 单位: 瓦每平方米, W/m^2

304 注: 瞬时声强是瞬时声压和质点速度的乘积, 在超声频率范围内, 难于测量声强。针对测量目的, 在本标准中,
305 在与换能器外孔径有足够距离的条件下(至少一倍传感器直径, 或在非圆形换能器情况下的等效换能器尺寸)
306 瞬时声强可以用导出的瞬时声强近似。

307 3.35

308 纵平面 longitudinal plane

309 由声束轴与指定正交轴确定的平面。

310 注1: 见 GB/T 20249-2006 4.2.43。

311 注2: 见图1。

312 3.36

313 平均峰值声压 mean peak acoustic pressure

314 峰值负声压和峰值正声压的算术平均值。

315 符号: p_n

316 单位: 帕斯卡, Pa

317 注: 见 IEC 61949。

318 3.37

319 近场 near field

320 平面非聚焦换能器中沿声束轴排列的区域, $z < z_f$ 。

321 超声换能器声场的区域, 其瞬时声压和质点速度的相对相位, 随声场中位置的不同而连续变化。

322 注1: 对圆形平面换能器, 近场区在距离小于 $A_{ob}/\pi\lambda$ 的区域, 这里, A_{ob} 是输出声束面积, λ 是与超声频率对应的
323 超声波长。

324 | 注2: 如果换能器孔径的形状产生几个过渡距离, 则使用离换能器最近的一个。

325 3.38

326 局部畸变参数 local distortion parameter

327 对指定超声换能器, 可用以预计超声波非线性失真的指数, σ_q 由下式给出:

328
$$\sigma_q = z p_m \frac{2\pi f_{awf} \beta}{\rho c^3} \frac{1}{\sqrt{F_a}} \dots\dots\dots (2)$$

329 式中:

330 Z ——换能器表面感兴趣点的轴向距离

331 p_m ——声场中对应于空间峰值时间峰值声压点的平均峰值声压。

332 β ——非线性参数 (对 20℃ 纯水, $\beta=1+B/2A=3.5[2]$);

333 f_{awf} ——声工作频率

334 F_a ——局部面积系数

335 符号: σ_q

336 注: 见IEC/TS 61949:2007 3.12, 修改。定义实际上已改变, 但公式未变。

337 3.39

338 工作模式 operating mode

339 3.39.1

340 复合作模式 combined-operating mode

341 由一个以上的单一工作模式组合而成的系统工作模式。

342 注: 复合作模式的实例: 实时B模式与M模式组合 (B+M), 实时B模式与脉冲多普勒组合 (B+D), 彩色M模式 (cM),
343 实时B模式、M模式和脉冲多普勒组合 (B+M+D), 实时B模式与实时血流成像多普勒组合 (B+rD), 即利用不同类型
344 声脉冲产生多普勒信息和成像信息的血流成像。

345 3.39.2

346 单一工作模式 discrete-operating mode

347 医用超声诊断设备的工作模式, 超声换能器或超声换能器阵元组的激励目的是仅实现一种诊断方
348 式。

349 注: 单一工作模式的实例: A模式 (A), M模式 (M), 静态B模式 (sB), 实时B模式 (B), 连续波多普勒 (cwD), 脉冲多
350 普勒 (D), 静态血流成像 (sD) 和仅采用一种声脉冲的实时血流多普勒成像 (rD)。

351 3.39.3

352 内含模式 inclusive mode

353 一种复合作模式, 其声输出水平 (P_r 和 I_{spta}) 小于其对应的指定单一工作模式。

354 3.39.4

355 非扫描模式 non-scanning mode

356 系统的一种工作模式，其一组超声脉冲序列沿相同的声学路径激发超声扫描线。

357 3.39.5

358 扫描模式 scanning mode

359 系统的一种工作模式，其一组超声脉冲序列沿不同的声学路径激发超声扫描线。

360 注：脉冲序列不必由相同的脉冲所组成，如认为采用多段序列聚焦是一种扫描模式。

361 3.40

362 输出声束面积 output beam area

363 由换能器外孔径处-12dB 输出声束尺寸所推导出的超声声束面积。

364 符号： A_{ob}

365 单位：平方米， m^2

366 注1：为保证测量准确度，-12dB 输出声束面积可以从尽可能靠近换能器端面距离处的测量结果导出，若可行，与
367 端面的距离在1mm以内。

368 注2：对接触式换能器，可以认为该面积就是超声换能器或超声换能器阵元组的几何面积。

369 3.41

370 输出声束尺寸 output beam dimensions

371 在换能器外孔径处，并垂直于声束准直轴的指定方向上超声声束尺寸(-12dB 声束宽度)。

372 符号： X_{ob} , Y_{ob}

373 单位：米，m

374 注1：为保证测量准确度，-12dB 输出声束尺寸可以从尽可能靠近换能器端面距离上的测量值中导出，若可行，与
375 端面的距离在1mm之内。

376 注2：对接触式换能器，可以认为该尺寸就是超声换能器或超声换能器阵元组的几何尺寸。

377 3.42

378 输出声束声强 output beam intensity

379 时间平均输出功率除以输出声束面积。

380 符号： I_{ob}

381 单位：瓦每平方米， W/m^2

382 3.43

383 峰值声压 peak acoustic pressure

384 峰值负声压或峰值正声压。

385 符号： p_r (或 p_-), p_c (或 p_+)

386 单位：帕斯卡，Pa

387 注：本术语用于相对测定。

388 3.44

389 峰值负声压 peak-rarefactional acoustic pressure

- 390 在声重复周期内, 声场中或指定平面处瞬时声压负值的绝对值的最大值。
391 符号: p_r (或 p_r)
392 单位: 帕斯卡, Pa
393 注 1: 峰值负声压用正数表示。
394 注 2: 在文献中, 峰值负声压和峰值稀疏声压的定义相互通用。
- 395 3.45
- 396 峰值正声压 peak-compressional acoustic pressure
397 在声重复周期内, 声场中或指定平面处正值瞬时声压的最大值。
398 符号: p_c (或 p_c)
399 单位: 帕斯卡, Pa
400 注: 在文献中, 峰值正声压和峰值压缩声压的定义相互通用。
- 401 3.46
- 402 主纵平面 principal longitudinal plane
403 包含声束轴和最小-6dB 声束宽度的平面。
404 注 1: 对矩形超声换能器, 该平面平行于其最长的侧边。
405 注 2: 见 GB/T 20249-2006 4.2.61
406 注 3: 见图 1。
- 407 3.47
- 408 脉冲平均声强 pulse-average intensity
409 在声场中特定点处, 脉冲声强积分与脉冲持续时间的商。
410 符号: I_{pa}
411 单位: 瓦每平方米, W/m^2
412 注: 用于脉冲或突发脉冲。
- 413 3.48
- 414 脉冲持续时间 pulse duration
415 瞬时声压平方的时间积分值分别达到其最终值 10%和 90%时, 所对应时间间隔的 1.25 倍
416 符号: t_d
417 单位: 秒, s
418 注 1: 瞬时声压平方时间积分的终值是脉冲声压平方积分。
419 注 2: 见图 2
- 420 3.49
- 421 脉冲声强积分 pulse-intensity integral
422 在声场中特定点处, 瞬时声强对整个声脉冲波形内的时间积分。
423 符号: pii
424 单位: 焦耳每平方米, J/m^2

425 注：在本标准中，针对测量而言，脉冲声强积分与脉冲声压平方积分成正比。

426 3.50

427 脉冲声压平方积分 pulse-pressure-squared integral

428 在声场中特定点处，瞬时声压的平方对整个声脉冲波形内的时间积分。

429 符号： $ppsi$

430 单位：帕斯卡平方秒， $\text{Pa}^2 \text{s}$

431 3.51

432 脉冲重复周期 pulse repetition period

433 两个连续的脉冲或猝发脉冲之间的时间间隔。

434 符号： prp

435 单位：秒，s

436 注：适用于单阵元的非扫描系统和自动扫描系统。

437 3.52

438 脉冲重复频率 pulse repetition rate

439 脉冲重复周期的倒数。

440 符号： prf

441 单位：赫兹，Hz

442 3.53

443 有效值声压 rms acoustic pressure

444 在声场中特定点处，瞬时声压的均方根值 (rms)。

445 符号： p_{rms}

446 单位：帕斯卡，Pa

447 注：除非另有规定，取整数倍的声重复周期进行平均。

448 3.54

449 扫描面积 scan-area

450 对自动扫描系统，指定平面（或表面）上的面积，由在扫描期间通过该表面的任何声束的声束面积
451 范围内所有的点构成。

452 符号： A_s

453 单位：平方米， m^2

454 注：该指定平面（或表面）与换能器外表孔径形状相同。

455 3.55

456 源孔径平面 source aperture plane

457 垂直于声束轴，最靠近换能器外孔径外部的测量平面

458 注1：见 GB/T 20249-2006 4.2.69

459 注2: 见图1。

460 3.56

461 扫描平面 scan plane

462 对自动扫描系统, 包含所有超声扫描线的平面。

463 注1: 见图1。

464 注2: 某些扫描系统具备在两个方向操控超声声束的能力, 在这种情况下, 没有满足该定义的扫描平面。然而, 考
465 虑将通过超声换能器主对称轴, 并垂直于换能器端面(或其它的合适平面)的平面作为等效扫描平面或许是
466 有用的。

467 3.57

468 扫描重复周期 scan repetition period

469 在两幅相邻的帧面、扇面或扫描上两相同点之间的时间间隔, 仅适用于周期性扫描序列的自动扫描
470 系统。

471 符号: *srp*

472 单位: 秒, s

473 注: 一般说来, 本标准假定: 在多个声脉冲之后, 即有一个单独的扫描线准确重复。但在超声换能器或超声换能
474 器阵元组以无重复序列的形式辐射超声的情况下, 不可能采用本标准所述的方式表征一种扫描模式。在无法
475 实现同步时, 附录F所述的方法是有用的。

476 3.58

477 扫描重复频率 scan repetition rate

478 扫描重复周期的倒数。

479 符号: *srr*

480 单位: 赫兹, Hz

481 3.59

482 空间平均时间平均声强 spatial-average temporal-average intensity

483 时间平均声强在扫描面积或声束面积(视情况)上的平均值。

484 符号: I_{sata}

485 单位: 瓦每平方米, W/m^2

486 3.60

487 空间峰值脉冲平均声强 spatial-peak pulse-average intensity

488 在声场或在指定平面中, 脉冲平均声强的最大值。

489 符号: I_{sppa}

490 单位: 瓦每平方米, W/m^2

491 3.61

492 空间峰值有效值声压 spatial-peak rms acoustic pressure

- 493 在声场或在指定平面中，有效值声压的最大值。
- 494 符号： p_{spr}
- 495 单位：帕斯卡，Pa
- 496 3.62
- 497 空间峰值时间平均声强 spatial-peak temporal-average intensity
- 498 在声场或在指定平面中，时间平均声强的最大值。
- 499 符号： I_{spta}
- 500 单位：瓦每平方米， W/m^2
- 501 注：在复合工作模式下的系统，时间平均的时间间隔要取得足够长，要包含任何可能未进行扫描的周期。
- 502 3.63
- 503 空间峰值时间峰值声压 spatial-peak temporal-peak acoustic pressure
- 504 峰值正声压或峰值负声压中的较大者。
- 505 符号： p_{sptp}
- 506 单位：帕斯卡，Pa
- 507 3.64
- 508 空间峰值时间峰值声强 spatial-peak temporal-peak intensity
- 509 在声场或在指定平面中，时间峰值声强的最大值。
- 510 符号： I_{sptp}
- 511 单位：瓦每平方米， W/m^2
- 512 3.65
- 513 时间平均声强 temporal-average intensity
- 514 在声场中特定点处，瞬时声强的时间平均。
- 515 符号： I_{ta}
- 516 单位：瓦每平方米， W/m^2
- 517 注1：取声重复周期的整数倍进行时间平均。
- 518 注2：(涉及超声医学诊断系统)原则上，时间平均声强是较长时间间隔内的平均值。对于非自动扫描系统，瞬时声
- 519 强应在一个或多个脉冲重复周期上取平均值。对于自动扫描系统，在指定的工作模式下，瞬时声强应在一个
- 520 或多个扫描重复周期内平均。
- 521 3.66
- 522 时间峰值声强 temporal-peak intensity
- 523 在声场中特定点处，在时间上瞬时声强的最大值。
- 524 符号： I_{tp}
- 525 单位：瓦每平方米， W/m^2
- 526 3.67

527 时间峰值声压 temporal-peak acoustic pressure

528 在声场中特定点处，瞬时声压绝对值的最大值。

529 符号： p_{tp}

530 单位：帕斯卡，Pa

531 3.68

532 换能器孔径平面 transducer aperture plane

533 与未偏转的声束轴或自动扫描仪方位平面的对称轴正交的平面，与超声换能器在物理上是邻接的。

534 注1：若超声换能器是平面的，则该平面与超声换能器的辐射表面共面；若换能器是凹面的，则该平面与辐射表面
535 的边缘搭接；若换能器是凸面的，则该平面在接触点与辐射表面的中心相切。

536 注2：见 GB/T 20249-2006 4.2.74。

537 3.69

538 换能器组件 transducer assembly

539 医用诊断超声设备的一部分，由超声换能器和/或超声换能器阵元组，即任何一体化的部件组成，
540 诸如声透镜或一体化的支座。

541 注：换能器组件通常是可以和超声设备主机相分离的。

542 3.70

543 超声仪器主机 ultrasonic instrument console

544 换能器组件与之相连接的电子装置。

545 3.71

546 超声扫描线 ultrasonic scan line

547 扫描系统中，特定超声换能器阵元组的声束轴，或超声换能器或超声换能器阵元组的特定激励的
548 声束轴。

549 注1：在此，超声扫描线指的是声脉冲路径，而不是系统显示器屏幕上图像中的一条线。

550 注2：一般说来，本标准假定：在多个声脉冲之后，即有一单独的扫描线准确重复。但在超声换能器或超声换能器
551 阵元组以无重复序列的形式辐射超声的情况下，不可能采用本标准所述的方式表征一种扫描模式。在无法实
552 现同步时，附录 F 所述的方法是有用的

553 注3：未考虑单次激励产生多个超声声束沿着一根以上的声束轴传播的情况。

554 3.72

555 超声扫描线间隔 ultrasonic scan line separation

556 自动扫描系统中，同一类型的两个连续的超声扫描线与扫描平面中一指定直线交点之间的距离。

557 符号： s_s

558 单位，米，m

559 注：在这里假定连续的超声扫描线在空间上是相邻的，对所有类型的扫描设备，该假定并不一定总是成立。

560 3.73

561 超声换能器 ultrasonic transducer

562 在超声频率范围内, 将电能转换成机械能和/或将机械能转换成电能的装置。

563 3.74

564 超声换能器阵元 ultrasonic transducer element

565 受激励产生一个声信号的超声换能器单元。

566 3.75

567 超声换能器阵元组 ultrasonic transducer element group

568 一同受激励产生一个声信号的一组超声换能器阵元。

569 3.76

570 超声换能器阵元组尺寸 ultrasonic transducer element group dimensions

571 超声换能器阵元组中阵元组的表面尺寸, 包括阵元之间的距离, 是总体尺寸。

572 单位, 米, m

573 3.77

574 不确定度 uncertainty

575 与测量结果相联系的参数, 用来表征合理地赋予被测量值的分散性。

576 注: 参见ISO《测量不确定度表示指南》[3]

577 3.78

578 导出的瞬时声强 derived instantaneous intensity

579 符号: $I(t)$

580 单位: 瓦每平方米, W/m^2

581 声场中某一特定时刻的瞬时声压的平方与介质的特征声阻抗的商

582
$$I(t) = \frac{p(t)^2}{\rho c} \dots\dots\dots (1)$$

583 式中:

584 $p(t)$ —— 瞬时声压;

585 ρ —— 媒质的密度;

586 c —— 媒质的声速。

587 注1: 针对本标准所指测量, 导出的瞬时声强近似于瞬时声强。

588 注2: 对于非常接近传感器的测量, 应考虑增加的不确定度。

589 3.79

590 局部面积系数 local area factor

591 符号: F_a

592 单位: 瓦每平方米, W/m^2

593 在感兴趣点的源孔径面积与声束面积之比的平方根。相关的局部声束面积 A_b 是脉冲声压平方积分大
594 于0.135(即 $1/e^2$)乘以截面上的最大值。

595
$$F_a = \sqrt{\frac{0.69A_{SAeff}}{A_{b,6dB}}} \dots\dots\dots (24)$$

596 注：如果在感兴趣的距离处声束的剖面近似为高斯分布，且-6dB水平的面积 A_{6dB} 已知，则可计算出局部声束面积为：
597 $A_b = A_{6dB} / 0.69$ 。(0.69 = $31 \ln(10) / 10$)。

598 3.80

599 每根超声扫描线的脉冲数 number of pulses per ultrasonic scan line

600 符号： n_{pps}

601 沿着特定超声扫描线行进的声脉冲数量。

602 注1：在这里超声扫描线指的是扫描或非扫描模式中在特定声束轴上声脉冲的路径。

603 注2：该数量值用于水听器测量中，任何超声时间平均参数值的计算。

604 注3：下文是每根超声扫描线的脉冲数和超声扫描线数的实例（显示帧的末端）：

605 1 2 3 4; 1 2 3 4; 1 2 3 4; ... $n_{pps}=1$; $n_{sl}=4$
606 1 1 2 2 3 3 4 4; 1 1 2 2 3 3 4 4; ... $n_{pps}=2$; $n_{sl}=4$
607 1 1 1 1 2 2 2 2 3 3 3 3 4 4 4 4; 1 1 1 1 2 2 2 2 3 3 3 3 4 4 4 4; ... $n_{pps}=4$; $n_{sl}=4$
608 1 1 2 2 3 3 4 4 1 1 1 2 2 2 3 3 3 4 4 4; 1 1 2 2 3 3 4 4 1 1 1 2 2 2 3 3 3 4 4 4; ... $n_{pps}=4$; $n_{sl}=4$

609 （在一帧中每根线中的脉冲可能是不连续的）。

610 在一帧中，所有的扫描线可能有不相同的 n_{pps} 数值。

611 例如：1 2 2 3 3 4; 1 2 2 3 3 4; ...平均 $n_{pps}=1.5$; 最大 $n_{pps}=2$; $n_{sl}=4$ 。

612 注4：见 IEC 61157:2007/AMD1，定义 3.45，改写。

613 3.81

614 超声扫描线数 number of ultrasonic scanlines

615 在一个扫描重复周期中被激发的超声扫描线的数量。

616 符号： n_{sl}

617 注1：这个数量可以用于计算水听器测量的超声时间平均值。

618 注2：见 IEC 61157:2007/AMD1，定义 3.46，改写。

619 3.82

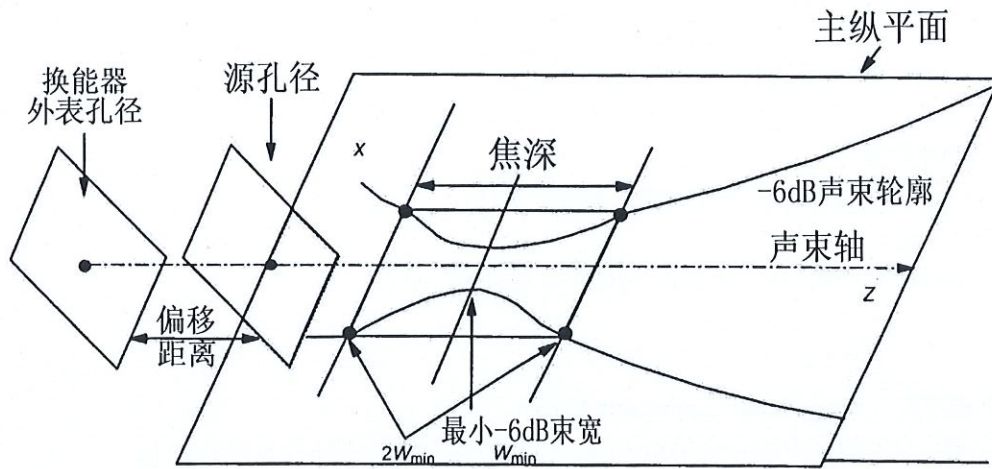
620 源孔径面积 source aperture area

621 未知特性的超声换能器的等效孔径面积。在换能器外表孔径上测量，其区域为-20dB 脉冲声压
622 平方积分面积，尽可能可能接近源孔径平面。

623 符号： A_{SAeff}

624 单位：平方米， m^2

625 注：见图3。



626

627

图3 几何尺寸未知的换能器几个孔径和平面

628 3.83

629 源孔径平面 source aperture plane

630 最靠近换能器外表孔径并与声束轴垂直的测量平面。

631 注：见GB/T 20249-2006 4.2.69。

632 3.84

633 源孔径宽度 source aperture width

634 指定纵平面中与声源孔径平面交线上的最大-20dB束宽。

635 符号： L_{SA}

636 单位：米，m

637 注1：见GB/T 20249-2006图2

638 注2：见GB/T 20249-2006 4.2.70，改写。增加了注。

639 3.85

640 空间平均脉冲平均声强 spatial-average pulse-average intensity

641 在超声换能器或超声换能器组件声束面积上的脉冲平均声强的平均值。

642 符号： I_{sapa} 643 单位：瓦/米²，W/m²

644 3.86

645 时间窗口平均声强 time-window-average

646 符号： $I_{w, \Delta t/s}$ 647 单位：瓦/米²，W/m²648 在一个持续时间的窗口 Δt 上的瞬时声强的平均时变值。由下式给出

649

$$I_{W,\Delta t/s}(t) = \frac{1}{\Delta t} \int_{t-\Delta t/2}^{t+\Delta t/2} I(t') dt' \quad \dots\dots\dots (25)$$

650

式中:

651

$I(t)$ ——瞬时声强;

652

$\Delta t/s$ ——以秒为单位的移动时间窗口宽度的数值;

653

t ——积分变量。

654

注: 例, 20s时间窗口宽度的时变时间窗口平均声强表示为 $I_{w,20}(t)$ 。

655

3.87

656

换能器孔径宽度 transducer aperture width

657

沿着与非偏转声束的声束轴正交的指定轴, 在换能器中心换能器孔径的满宽度。

658

符号: L_{TA}

659

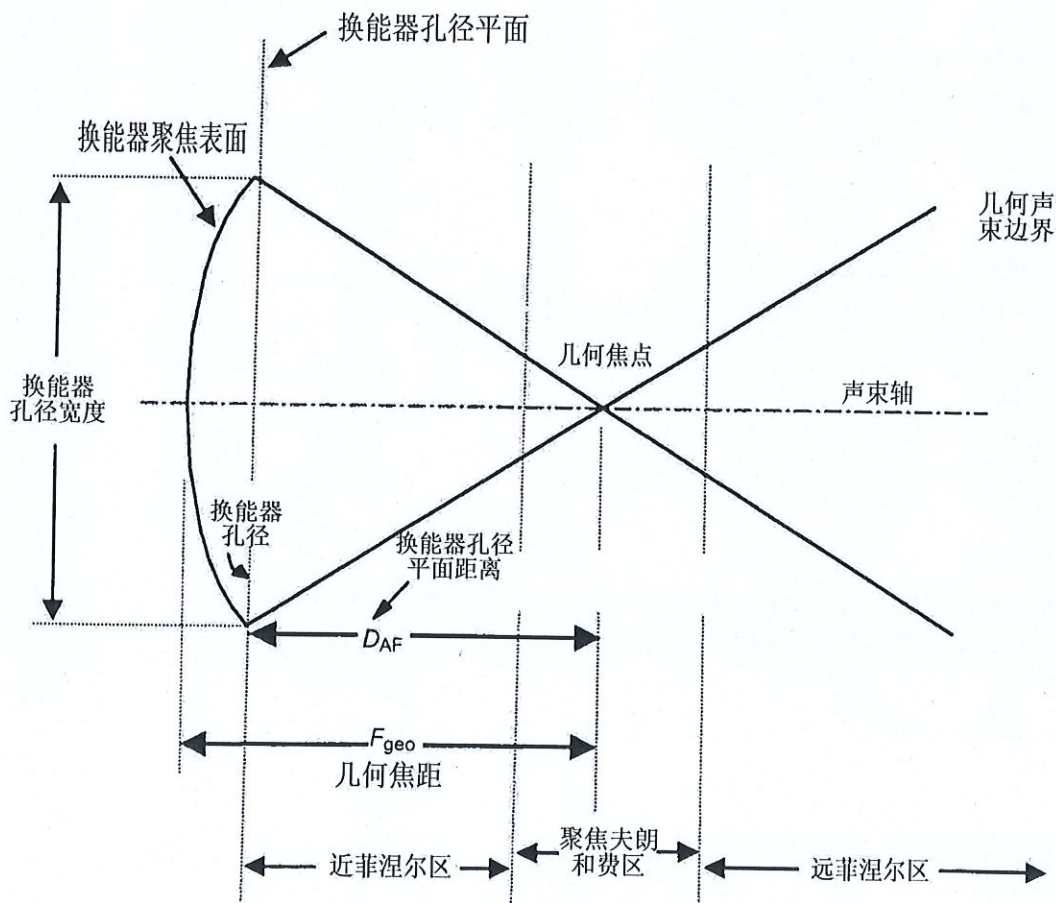
单位: 米, m

660

注 1: 见图 4

661

注 2: 见 GB/T 20249-2006 3.76, 修改。增加了“在换能器中心”。



662

663

图 4 描述几何尺寸已知的聚焦换能器参数的示意图

664

3.88

665 过渡距离 transition distance

666 对于给定的纵平面，过渡距离依据传感器设计(已知时)或测量来定义：

667 a) 依据设计：过渡距离为用超声换能器孔径宽度计算的等效面积除以 $\pi \lambda$ 。 λ 为有效波长。

668 b) 依据测量，过渡距离等于依据源孔径宽度的等效面积除以 $\pi \lambda$ 。 λ 为有效波长。

669 符号： Z_T

670 单位：米，m

671 注1：对方法 a)，对关于声束轴呈圆形对称的非变迹超声换能器，等效面积为 πa^2 ，其中 a 是半径；故过渡距离
672 为 $Z_T = a^2 / \lambda$ 。例如，对正方形超声换能器，等效面积为 $(L_{TA})^2$ ， L_{TA} 为纵平面中的换能器孔径宽度。因此，对
673 二个包含了侧面或换能器孔径宽度的正交纵平面，过渡距离 $Z_T = L_{SA}^2 / (\pi \lambda)$ ；再例，对换能器孔径宽度为 L_{TA1}
674 和 L_{TA2} 矩形超声换能器，为了计算相关纵平面的过渡距离，对第一个换能器孔径宽度，等效面积为 $(L_{TA1})^2$ ，
675 L_{T1} 为这个纵平面的换能器孔径宽度，因此针对该平面，过渡距离为 $Z_{T1} = L_{TA1}^2 / (\pi \lambda)$ 。对包含另一个纵平面的
676 换能器孔径宽度 L_{TA2} ，为了计算相关纵平面的过渡距离，等效面积为 $(L_{TA2})^2$ ， L_{T2} 为这个纵平面的换能器孔径
677 宽度，过渡距离为 $Z_{T2} = L_{TA2}^2 / (\pi \lambda)$ 。

678 注2：采用方法 b) 在纵向平面上测量时，使用同一平面上的源孔径宽度用于计算 $Z_T = (L_{SA}^2) / (\pi \lambda)$ 。

679 注3：见 GB/T 20249-2006 4.77，有较大的不同。

680 3.89

681 治疗头 treatment head

682 由超声换能器和将超声作用于患者的相关部件构成的组件。

683 注：见 GB 9709.205-2020 201.3.214，修改。删除了“注”

684 4 符号

685 下列符号适用于本文件。

686 a_h ——水听器有效半径。

687 a_g ——水听器几何半径。

688 a_t ——非聚焦超声换能器的有效半径。

689 a_{h3}, a_{h6} ——根据指向性响应测量，在-3dB 和-6dB 级确定的水听器敏感单元的有效半径。

690 a_{max} ——指定水听器应用的最大有效半径。

691 arp ——声重复周期。

692 $A_{h,6}, A_{h,20}$ ——对应-6dB 声束面积和-20dB 声束面积的声束面积。

693 A_g ——超声换能器的几何面积。

694 A_{ob} ——输出声束面积。

695 A_s ——扫描面积。

696 BW ——带宽。

697 A_{Sheff} ——源孔径面积。

698 c ——媒质（通常为水）的声速。

699 C ——水听器电缆末端电容。

700 C_{el} ——电负载的并联输入电容。

701 f_{awf} ——声频率，声工作频率。

702 f_p ——峰值脉冲声频率。

703 f_t ——时间平均声频率。

704 F_a ——局部面积系数

705	F_g	—— $0.69 \cdot A_g / (-6\text{dB 声束面积})$ 。
706	I	——瞬时声强。
707	I_{ob}	——输出声束声强。
708	I_{pa}	——脉冲平均声强。
709	I_{sapa}	——空间平均脉冲平均声强。
710	I_{sata}	——空间平均时间平均声强。
711	I_{sppa}	——空间峰值脉冲平均声强。
712	I_{ta}	——时间平均声强。
713	I_{tp}	——时间峰值声强。
714	I_{spta}	——空间峰值时间平均声强。
715	I_{sptp}	——空间峰值时间峰值声强。
716	$I_{w, \Delta t/s}$	——时间窗口平均声强。
717	k	—— $2\pi / \lambda$ 。
718	K_{sa}	——空间平均修正系数。
719	L_{TA}	——换能器孔径宽度。
720	L_{SA}	——源孔径宽度。
721	$M_c(f)$	——电缆末端开路灵敏度。
722	$M_l(f)$	——电缆末端负载灵敏度。
723	n_{pps}	——每根超声扫描线的脉冲数。
724	n_{sl}	——空间分布的每幅图像的超声扫描线数。
725	p	——瞬时声压。
726	pii	——脉冲声强积分。
727	$ppsi$	——脉冲声压平方积分。
728	p_n	——平均峰值声压。
729	p_{tp}	——时间峰值声压。
730	prf	——脉冲重复频率。
731	prp	——脉冲重复周期。
732	p_{spr}	——空间峰值有效值声压。
733	p_{sptp}	——空间峰值时间峰值声压。
734	p_{rms}	——有效值声压。
735	p_c (或 p_c)	——峰值正声压。
736	p_r (或 p_r)	——峰值负声压。
737	P	——总超声功率。
738	P_{beam}	——一根声扫描线发射的总功率。
739	R_{bh}	—— -6dB 声束宽度与水听器有效直径的比值。
740	s_s	——超声扫描线间隔。
741	srp	——扫描重复周期。
742	srr	——扫描重复频率。
743	t_d	——脉冲持续时间。
744	$U_l(f)$	——水听器电缆末端电压。
745	$v(t)$	——瞬时质点速度。
746	X_{ob}, Y_{ob}	——输出声束尺寸。
747	z	——水听器和超声换能器之间的距离。

- 748 Z_c ——距离 Z_c 。
- 749 Z_{offset} ——距离 Z_{offset} 。
- 750 Z_{ppsi} ——距离 Z_{ppsi} 。
- 751 Z_r ——距离 Z_r 。
- 752 Z_{spta} ——距离 Z_{spta} 。
- 753 Z_T ——过渡距离。
- 754 Z_h ——水听器或水听器组件的复数电输出阻抗。
- 755 Z_L ——电负载阻抗。
- 756 β ——非线性参数。
- 757 θ ——超声波相对于水听器轴的入射角度 (θ_3 , θ_6 分别对应 3dB 和 6dB 指向性响应)。
- 758 λ ——液体中的声波波长。
- 759 ρ ——媒质的密度(通常是水)。
- 760 σ_q ——局部畸变参数。
- 761 ω ——($2\pi f_{awf}$)角频率。
- 762 W_6, W_{12}, W_{20} ——声束宽度(分别在 6dB、12dB 和 20dB 级)。

763 5 测量要求

764 5.1 对水听器和放大器的要求

765 5.1.1 引言

766 为了选择与测量类型相适应的水听器和放大器,应确保所选择的装置符合下列要求。本章对水听器
767 性能的要求附加到或替代 YY/T 0861.3 中的水听器要求。

768 5.1.2 概述

769 在本标准中假定:水听器是响应声波的装置,其输出电压与声压成正比。一般而言,该关系取决于
770 频率,因此若水听器电缆末端的负载灵敏度为 $M_L(f)$ (见 3.25 和附录 C),则瞬时声压 $p(t)$ 与所测量的
771 电缆末端电压 $u_L(t)$ 的关系如下:

772
$$p(t) = \mathfrak{F}^{-1}[U_L(f)/M_L(f)] \dots\dots\dots(1)$$

773 式中:

774 \mathfrak{F}^{-1} ——傅立叶逆变换;

775 $U_L(f)$ —— $u_L(t)$ 的傅立叶变换结果;

776 注:实施该方法参见附录D。

777 若水听器或水听器组件满足 5.1.7 规定的窄带近似的要求,则瞬时声压可由下式确定:

778
$$p(t) = u_L(t)/M_L(f_{awf}) \dots\dots\dots(2)$$

779 式中:

780 $M_L(f_{awf})$ ——在声工作频率处的水听器电缆末端负载灵敏度。

781 5.1.3 水听器灵敏度

782 未使用水听器前置放大器时,水听器灵敏度应称为电缆末端负载灵敏度,且应在特定的负载条件

783 下确定。

784 使用水听器前置放大器时，水听器灵敏度应称为与特定水听器组件相关的电缆末端负载灵敏度。

785 注1：假定已知水听器电缆末端开路灵敏度，可采用见 YY/T 0861.3 所述的方法确定电缆末端负载灵敏度。

786 注2：技术规格参数的列表实例见 B.10。

787 5.1.4 水听器指向性响应

788 应已知水听器的指向性响应。

789 指向性响应的对称性应符合见 YY/T 0861.3。

790 注：了解水听器的指向性基于两个理由。首先，可能需要作为附录B所述声场特征描绘步骤的一部分，在这种情况
791 下，要已知适当声工作频率处的指向性响应；其次，指向性响应用来导出有效水听器半径。

792 5.1.5 有效水听器半径

793 应已知有效水听器半径，其确定应遵循 YY/T 0861.3 所述的方法。

794 5.1.6 水听器敏感单元尺寸的选择

795 5.1.6.1 概述

796 针对特定应用时的有效水听器半径的选择，应考虑下列因素。

797 单元的有效半径理论上要相当于或小于四分之一波长，使得相位和幅度的变化对测量不确定度无实
798 质性的影响。

799 由于超声换能器种类繁多，故无法在水听器的最佳敏感单元尺寸和超声换能器尺寸、声波波长和
800 与超声换能器的距离等参数之间建立简单的关系。然而，在远场中放松上述准则是合理的。对圆形超声
801 换能器，下述准则可用于指导水听器最大有效半径 a_{max} 的确定[4]：

802
$$a_{max} = \frac{\lambda}{8a_1} (l^2 + a_1^2)^{1/2} \dots\dots\dots(3)$$

803 式中：

804 a_1 ——超声换能器的有效半径；

805 l ——水听器和超声换能器端面之间的距离；

806 λ ——对应于声工作频率的声波波长。

807 见[4]和[5]。

808 对聚焦超声换能器，上述关系式仍可采用。

809 对非圆形晶片的超声换能器，用最大的超声换能器尺寸或超声换能器晶片组尺寸的一半替代 a_1 ，
810 上述关系式仍可采用。

811 测量理疗系统所产生的超声场时，可放松对水听器敏感单元尺寸的要求（见 8.3.1）。

812 有典型的经验数据见[1]。

813 5.1.6.2 空间平均效应

814 适当的信噪比的实用要求或其他需考虑的因素，可能导致所使用水听器的单元尺寸大于上述推荐值
815 的要求。在这种情况下，由于压电水听器是相位敏感的检测器，在其敏感单元上对复合的声压进行积分，
816 故宜慎重解释其测量结果。

817 当水听器在垂直于声束轴的任何方向上，从最大接收信号的位置平移一个有效水听器半径的距离
818 时，信号的降低要小于 1dB。若不满足该条件，要考虑修正空间平均效应，见附录 E。

819 采用衍射修正法能够改善修正效果，见[4、5、6、7]。

820 5.1.7 带宽

821 5.1.7.1 窄带近似

822 只要主要出现局部畸变参数小于 0.5 的情况，应考虑窄带近似（见 7.2.4）。

823 在这种情况下，声工作频率处的灵敏度值足以代表所用感兴趣频率点处的灵敏度值。

824 注1：测量窄带声信号时，假定信号中的所有有效频率分量的频率均靠近声工作频率。在这种情况下，水听器电缆
825 末端负载灵敏度的变化很小。

826 注2：上面给出的简化假定还能够用于更宽频率的声场测量中，假定在准确表达声信号所需要的频率范围内，水听
827 器电缆末端负载灵敏度仅有有限的变化。

828 若局部畸变参数超过 0.5（见 7.2.4），则在从低于声工作频率 1 倍频程至高于 3 倍频程或 40MHz
829 两者中的较小值的频率范围（ f ）内，水听器或水听器组件电缆末端负载灵敏度的波动应小于 $\pm 3\text{dB}$ 。
830 在这里 0 dB 基准点位于声工作频率 f_{awf} ，即：

831
$$f_{awf} / 2 \leq f \leq \min\{8f_{awf}, 40\text{MHz}\} \dots\dots\dots(4)$$

832
$$M_{L,dB}(f_{awf}) - 3\text{dB} \leq M_{L,dB}(f) \leq M_{L,dB}(f_{awf}) + 3\text{dB} \dots\dots\dots(5)$$

833 式中：

834
$$M_{L,dB}(f) = 20 \log_{10} \frac{M_L(f)}{M_0} \text{dB}$$

835
$$M_0 = 1 \frac{\text{V}}{\text{Pa}}$$

836 注3：上限取 $8f_{awf}$ 基于科学判断，在这里插入 40MHz 是由于现行水听器校准标准 IEC 62127-2 的局限性。若可能，根据
837 参考文献[6]和[7]中的推荐，特定为 $f_{awf}/16 \leq f \leq 8f_{awf}$ （即低于声工作频率 4 倍频程至高于 3 倍频程）。（又见[8]
838 和[9]和附录 A）

839 若不能满足窄带近似，则要按照 5.1.7.2 的宽带测量执行。

840 5.1.7.2 宽带测量

841 在不能满足窄带近似要求，且由于水听器的有限带宽导致测量不确定度大得无法接受的情况下，建
842 议利用随频率而变的水听器灵敏度和超声脉冲波形的频率组成进行修正。如满足反卷积法的要求，则附
843 录 D 给出的方法可能产生更准确的结果。

844 5.1.8 线性度

845 根据 YY/T 0861.3 的定义，线性响应要达到 5MPa 以上。
846 应公布已知动态范围的上限值，尤其是在低于 5MPa 的情况下。

847 5.1.9 水听器信号放大器

848 水听器放大器应满足下列性能要求：
849 对所有放大器：
850 放大器的增益应使水听器组件满足 5.1.7 的要求。

851 在规定的带宽内，每 100 kHz 频率增量的变化不宜超过 0.5 dB。可以使用频率响应的适当描述来
 852 验证，解决了频率依赖性的所有重要细节。

853 输入信号在 50 dB 动态范围内变化时，线性度应在 ±0.3dB 范围内。

854 水听器组件产生的频谱噪声应足够低，在所考虑带宽范围内的任何频率点处均有适当的信噪比，以
 855 确保测量进行。

856 应规定下列性能参数：

857 ——与频率成函数关系的增益值；

858 ——与频率成函数关系的输入阻抗，包括实部和虚部分量 (Z_i) (见 3.20)，或等效的并联电阻和电
 859 容分量；

860 ——输出阻抗。

861 对差分放大器的补充要求：

862 除了在两个有源输入端测量阻抗之外，上述的阻抗要求应适用。

863 在低于 f_{nr} 的 1 倍频程至高于 2 倍频程频率范围内，共模抑制至少应为 40dB (以输入端为基准) 见
 864 [10、11]。

865 5.1.10 水听器电缆长度和放大器

866 连接电缆的长度以及能确保电气谐振的连接电缆的特征阻抗，应不会影响所选定水听器或水听器组
 867 件的带宽，电缆还应适当地端接。

868 为将连接电缆的谐振影响减至最小，水听器电缆长度 (以 m 为单位) 应小于 $50/(f_{\text{nr}}+BW_{-20})$ ，在这
 869 里 f_{nr} 是声工作频率 (以 MHz 为单位)， BW_{-20} 是水听器信号的 -20dB 带宽 (以 MHz 为单位)。在大多数情
 870 况下，电缆长度 ≤ 15cm 是适合的 (见 [12])。

871 注 1：要注意水听器/放大器的输出阻抗与所连接测量装置输入阻抗的匹配性。

872 注 2：关于水听器/放大器有限带宽对非线性传播造成的失真波形的影响的修正方法，见附录 D 所述。

873 5.2 定位系统和水槽的要求

874 5.2.1 概述

875 有各种合适的系统可用来安装超声换能器和水听器，本节规定了对这类系统的总体性能要求，被认
 876 为最适合本标准的目的。只要能证明与本节所述的等效，也可采用其他的定位系统。

877 附录 J 给出了水槽、超声换能器和水听器的布置简图，其中仅图示了涉及本标准的坐标轴和自由度。

878 5.2.2 定位系统

879 5.2.2.1 换能器的定位

880 被测超声换能器应采用定位系统夹持，其端面要完全浸入水中，与邻近的表面，诸如水/空气界面
 881 保持距离，使得这些表面反射的超声不会影响主接收信号。在表面平行于声束轴时，应满足下列准则。

882 若 z 是水听器敏感单元和超声换能器断面之间的距离， t 是水听器直接脉冲到达和测量采样周期结
 883 束之间的时间，声束轴和反射表面之间的最小距离 h 应由下式确定：

884
$$(z^2 + 4h^2)^{1/2} - z > ct \dots\dots\dots(6)$$

885 优选方法是将超声换能器浸入水中，在超声换能器端面和在水槽之间不使用薄膜。若需要使用薄膜，
 886 则薄膜要尽可能薄，且尽可能靠近超声换能器的前端面。采用水基耦合剂，排除气泡，确保紧密的声学
 887 耦合。声参数测量时要修正薄膜的透射损失。

888 5.2.2.2 水听器定位

889 水听器应安装在坐标定位系统上,使得水听器的最大灵敏度方向近似于平行被测超声换能器的声
890 束轴的预期方向。

891 注:为避免连续波测量时,薄膜水听器表面反射超声的影响,可以使水听器倾斜。倾斜的角度要确保反射的超声
892 不会干扰换能器,也不会反射回换能器端面造成干扰效应。在附录B中介绍了用来确定旋转要求的两种方法。

893 5.2.2.3 空间定位

894 水听器和/或超声换能器应安装在坐标定位系统上,在空间区域内具备下列自由度时,在任何所需
895 要的点上两者之间可相对定位:

- 896 a) 沿着三个正交座标轴 (x 、 y 、 z),一个超声换能器敏感单元的声束轴(指定为 z 轴)的空间
897 定位;
898 b) 可重复定位,所有的平移和旋转系统要具备定位指示器;
899 c) 定位的可重复性要达到 0.10λ 或 0.05mm ,取较小值。

900 注1:在调整之后, z 轴要平行于超声换能器的声束轴。

901 注2:对许多测量,可以放松重复性的要求,合理的基准是定位系统精密度的水听器敏感单元直径的关系。在垂直
902 于超声传播的方向上,精密度的等效于水听器敏感单元直径的10%通常是较适合的,在平行于传播的方向上,精
903 密度等效于水听器敏感单元的直径通常是较适合的。

904 5.2.3 水槽

905 5.2.3.1 概述

906 测量容器的尺寸应使得超声换能器和水听器两者能够在相当大的范围内相对移动,水听器的敏感点
907 能够定位在测量所要求的声场中的任何点处。

908 应采取具体手段将水槽或水槽壁对测量的影响的反射减至最小。

909 在平行于非自动扫描系统的声束轴,或自动扫描系统扫描平面对称轴的方向上,水槽壁与超声换
910 能器之间的距离要明显大于超声换能器和水听器之间的最大间距的30%至100%。

911 在垂直于非自动扫描系统的声束轴,或自动扫描系统扫描平面对称轴的方向上,水槽壁与超声换
912 能器之间的距离要明显大于最大距离的30%至100%,对非自动扫描系统,最大距离为声束轴到水听器的
913 距离;对自动扫描系统,最大距离为最外边的扫描线到水听器的距离。

914 注1:还要考虑水听器的尺寸,对薄膜水听器,在垂直于声束轴的方向上可能需要额外的宽度。

915 注2:在脉冲持续时间小于 $10\mu\text{s}$ 时,上述关于水槽尺寸选择的准则是适合的;对更长的脉冲持续时间,参见5.2.2.1
916 和[13]。

917 5.2.3.2 内衬材料

918 测量要在近似声学自由场的条件下进行。在超声换能器为连续波激励条件下,吸声体的布置在要尽
919 可能多地截断超声入射到水槽壁上。对脉冲超声换能器,在水听器信号的检测采用了信号选通技术时,
920 则使用吸声体并不是必需的。但是建议通常在水槽壁的某些位置布置吸声体,以截止超声换能器的主要
921 入射超声场。

922 下列试验可用来确定是否需要布置吸声体:

923 若反射的超声均匀地增加了水听器信号的总体背景噪声水平,或在主接收信号的附近检测到水听器
924 伪信号时,则根据这些判据,确定使用吸声体。

925 判断伪信号存在的简便试验方法是:改变水听器和超声换能器之间的距离,观察示波器的信号。
926 观察到某些伪信号的移动速度是直接接收信号的两倍;其他的接收信号在考虑超声换能器和水听器的距

927 离时，处于不正确的时间窗口位置。本项试验只适用于脉冲系统。

928 在连续波激励下，当移动**超声换能器**时，必然观察到主信号的相位变化和失真，在许多情况下，也
929 可观察到局部的驻波图案。

930 在总回波减小 25dB 以上时，可以轻易地满足自由场条件。可采用各种方法来核查所用水槽内衬材
931 料的符合性。附录 B 给出的实例可用于所用吸收或散射材料的核查。

932 5.2.3.3 水质

933 测量**超声换能器**激励的高声压场或高功率连续波时，空化效应不能忽视，在这种情况下，要使用脱
934 气水（见附录 G 的指导）。

935 要在已知温度下，对水进行脱气或去离子化处理。在使用单层、无电屏蔽薄膜水听器（PVDF）时，
936 水的电传导性要低于 $5 \mu \text{Scm}^{-1}$ 。

937 5.3 对数据采集和分析系统的要求

938 数据采集和分析系统的传输特性，应确保其与水听器、前置放大器和放大器组合使用时，要满足
939 5.1.6 至 5.1.9 的要求。

940 5.4 对被测超声设备的建议

941 若自动扫描系统的扫描能够“冻结”，要确保进行适当的声测量，使得“冻结”声束和扫描声束没
942 有显著的不同。

943 注1：这种实践是有价值的，并取决于扫描系统的类型，而且对“冻结”的声束无法真实地确定时间平均参数。

944 若无法获得**超声换能器**或**超声换能器阵元组**激励的电同步信号，可采用其他方式获得触发信号。

945 注2：其他方式包括：使用外部电磁感应线圈，或在声场中放置辅助声传感器，见[14、15、16]。

946 在**超声换能器**或**超声换能器阵元组**辐射无序超声的情况下，则无法采用本标准的方法来同步测量
947 系统。大多数与安全方面相关的声学测量部分在附录 F 中介绍，对无法获得同步的情况参见该附录。

948 要关闭任何通过改变声阻抗控制**超声换能器**声输出的系统，若无法实现该要求，则要考虑附加的测
949 量不确定度。

950 6 测量步骤

951 6.1 概述

952 本章和第七章所述的步骤特别适用于采用压电水听器法的超声场特性描绘，只要等效于本章所述
953 的方法也可采用基于压电水听器法的其他测试步骤。

954 6.2 准备工作和对准

955 6.2.1 准备工作

956 若整个装置是浸入式结构，为防止进水可能需要密封**超声换能器**的各个部分，尤其是电缆连接点附
957 近，要遵循制造商的使用建议。

958 使用前，要检查**超声换能器**和**水听器**的表面是否有污物，若有，要根据制造商的说明清洗表面。制
959 造商规定的或使用者认为必需的，涉及**水听器**或**超声换能器**可靠使用的任何注意事项，诸如在使用前水
960 听器浸入水中一段特定时间等均要遵守。

961 **超声换能器**和**水听器**置入水中时，要仔细操作确保敏感端面上无气泡，在测量过程中也要进行检查
962 确保无气泡存在。

963 6.2.2 超声换能器和水听器的对准

964 水听器最大灵敏度方向的 z 轴应加以调整,使其平行于超声传播的方向。GB/T 20249 给出了同轴
965 度的调整步骤。

966 6.3 测量

967 采用合适的水听器组件进行测量,对任何点的观测都要持续足够长的时间,使得所取样的声信号有充
968 分的代表性,一般而言,小于 1s。

969 确保采样系统的带宽、采样速率和/或时间分辨率能够足够准确地显现水听器信号。

970 注 1: 目前采用新技术的示波器和数字采样卡能够采样和分析极长的记录信号,一般而言,使用这类装置很可能是
971 确定所有所需参数最灵活的方式。

972 注 2: 由于不再假定声信号的重复性,等时间采样 (equivalent-time sampling) 不再可能,因此单个脉冲的数字
973 带宽要足以能够准确地显现水听器信号。

974 6.4 分析

975 6.4.1 有限带宽和空间分辨率的修正

976 若有限带宽 (见 5.1.7) 或谐振 (见 5.1.10) 影响到测量则应进行修正。若满足反卷积法的要求,
977 附录 D 给出的方法可能会产生更准确的结果。

978 若 5.1.6.2 所述的空间平均效应影响到测量则应进行修正,应遵循附录 E 给出的方法进行修正。

979 6.4.2 不确定度

980 在校准时,不确定度的评估和表述应遵循“ISO 测量不确定度表述导则”[见第二章]的规定。
981 附录 I 给出了不确定度评估的更详细的指导。

982 7 声束特性描绘

983 7.1 概述

984 表 1 提供了用于规定各种医用超声设备声输出的声学参数的导则。

985 表 1 适用于各种医用超声设备声输出的声学参数

设备类型	基本声压参数	导出声强参数	其他参数	
脉冲回波	-静态	1、2	4 至 6	7、8、10 至 16、18 至 20
	-自动扫描	1、2	4 至 6	7、8、10 至 20
多普勒	-外周血管	1 ^a 、2	4 至 6	7、10、11、14、18、19
	-胎儿心率	1 ^a 、2	4 至 6	7、10、11、14、18、19
	-脉冲	1、2	4 至 6	7、8、10 至 16、18 至 20
治疗 (理疗)	-连续波	1 ^a 、2、3	5、6	7、9、12、14、18、19
	-猝发音	1 ^a 、2、3	4 至 6	7、9、12、14 至 16、18、19
注: 表中的数字对应如下:				

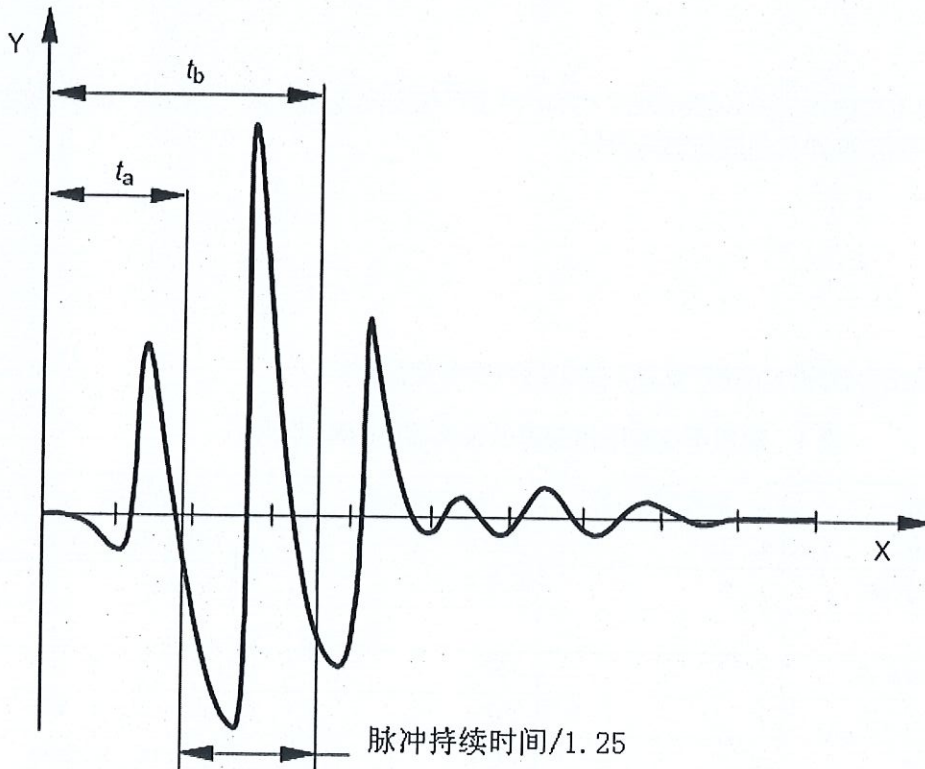
	条款			条款	
1	3.45	峰值正声压	8	3.11	声束宽度
2	3.44	峰值负声压	9	3.7	-20dB 声束面积
3	3.53	有效值声压	10	3.7	-6dB 声束面积
4	3.60	空间峰值脉冲平均声强	11	3.41	-12dB 输出声束尺寸
5	3.62	空间峰值时间平均声强	12	3.38	局部畸变参数
6	3.59	空间平均时间平均声强	13	3.1	声脉冲波形
7	7.2.7	导出声功率 (或源于 IEC 61161)	14	3.15	距离 z_r
			15	3.48	脉冲持续时间
			16	3.52	脉冲重复频率
			17	3.57	扫描重复周期
			18	3.3	声工作频率
			19	3.75	超声换能器阵元组
			20	3.76	超声换能器阵元组尺寸

^a对这种类型的应用, 假定峰值压缩声压的幅度与峰值稀疏声压相等。

986
987
988

条款 7.2.2 及其它, 涉及了基本声压参数的确定

注: 某些脉冲参数的示意图见图2。



说明:

t_a ——表示达到 $ppsi$ 的 10% 时, 所对应的时刻

t_b ——表示达到 $ppsi$ 的 90% 时, 所对应的时刻

X——时间

Y——声压

989
990
991
992
993
994

995 图2 确定脉冲持续时间方法的示意图

996 7.2 基本声压参数

997 7.2.1 概述

998 根据 5.2.2、5.2.3 和 6.2 安装的超声换能器和水听器能够用来确定下列第 3 章定义的声参数。应
999 根据声场特性的不同选择适用的声学参数。

1000 注：当测量是为了符合某个标准(例如 IEC 62359 或 IEC 61157)时，所要求的参数是该标准中规定的参数

1001 在特定平面进行测量时，超声换能器端面距平面的距离应加以规定，应说明所报告的数据仅代表该
1002 平面的特性。

1003 ——6dB 声束宽度；

1004 ——12dB 声束宽度；

1005 ——20dB 声束面积；

1006 ——6dB 声束面积；

1007 ——输出声束尺寸；

1008 ——扫描面积；

1009 ——空间峰值时间平均声压的位置；

1010 ——最大脉冲声压平方积分的位置；

1011 ——空间峰值时间平均声强的位置；

1012 ——超声扫描线间隔；

1013 ——超声换能器阵元组尺寸；

1014 ——脉冲重复频率；

1015 ——扫描重复频率；

1016 ——脉冲持续时间；

1017 ——算术平均声工作频率；

1018 ——声脉冲波形；

1019 ——局部畸变参数；

1020 ——峰值正声压；

1021 ——峰值负声压；

1022 ——空间峰值有效值声压。

1023 注：算术平均声工作频率在 [17] 中等效于中心频率。

1024 7.2.2 峰值正声压和峰值负声压

1025 应采用系统的搜索确定峰值正声压和峰值负声压点的位置。

1026 注：特别感兴趣的区域是声束轴上产生最大或最小声压的位置。

1027 7.2.3 空间峰值有效值声压

1028 应采用系统的搜索确定空间峰值有效值声压点的位置。

1029 注1：特别感兴趣的区域是声束轴上产生最大或最小声压的位置。

1030 超声入射到水听器上，应就声重复周期的整数倍进行测量，还应包括声重复周期的所有部分。

1031 在自动扫描系统的情况下，为了确定扫描重复周期内的有效值声压，测量相邻超声扫描线的接收
1032 信号是必不可少的。在多元超声换能器的情况下，该接收信号对应于相邻超声换能器阵元组的激励；

1033 或在扇形扫描或相控阵的情况下，该接收信号其源于相邻的旋转超声扫描线。

1034 然而在大多数情况下，超声设备采用短脉冲波，更适用的参数是脉冲声压平方积分（见 7.2.5）。
 1035 注2：利用现有的水听器，为了在各种情况下获得最大的接收信号，必须绕着垂直于方位平面的轴旋转水听器。

1036] 7.2.4 局部畸变参数

1037 在医用超声场中经常碰到，水中超声传播的声压和频率是非线性的过程，通常导致声脉冲波形失真。
 1038 在衍射声场，峰值正声压和峰值负声压之间存在更大的差异。为了确定描绘超声场特性的失真含义，可
 1039 以通过计算局部畸变参数 σ_q （见 3.38）来预测非线性传播的程度[2]。

1040 可以规定下列状态：

- 1041 a) $\sigma_q < 0.5$ ：几乎没有发生非线性失真， f_{awf} 处的幅度与非线性失真条件下的数值，其差值小
 1042 于 5%；
- 1043 b) $0.5 \leq \sigma_q \leq 1.5$ ：发生了相当程度的失真，要采用灵敏度波动符合 5.1.7.1 的宽带水听器，在
 1044 以 f_{awf} 为中心的 1.5 倍频程范围内，幅度与非线性失真条件下的数值，其差值介于 5%和 25%
 1045 之间；
- 1046 c) $\sigma_q > 1.5$ ：在 f_{awf} 处发生相当大的非线性失真和衰减，如上述 b) 所述要采用宽带水听器，在
 1047 以 f_{awf} 为中心的 1.5 倍频程范围内，幅度与非线性失真条件下的数值，其差值大于 25%。

1048 注1：在上述b)和c)中，带宽的上限频率通常超过15MHz。

1049 注2：在预期非线性失真的量化程度时，局部畸变参数可认为是一个可靠的参数。

1050 7.2.5 采用瞬时声压的声强参数

1051 由于水听器测量声压，基于水听器测量的量化技术指标以声压的形式给出是恰当的，因此，7.2 和
 1052 定义（第三章）给出的参数应作为优选的技术指标参数。

1053 在假定平面前进波传播合理的条件下，可以将所测的瞬时声压参数转换成真实声强。如果这样做的
 1054 话，应清楚地说明采用了平面前进波近似。

1055 在该条件下，瞬时声强 $I(t)$ 和导出瞬时声强近似，由下式给出：

$$1056 \quad I(t) = p(t)^2 / \rho c \quad \dots\dots\dots (7)$$

1057 式中：

1058 ρ ——水的密度；

1059 c ——水的声速（见附录 B）。

1060 从声压参数可以确定下列声强参数：

1061 ——空间峰值时间峰值声强：

$$1062 \quad I_{sptp} = (p_{sptp})^2 / \rho c \quad \dots\dots\dots (8)$$

1063 ——空间峰值时间平均声强：

$$1064 \quad I_{spta} = (p_{spr})^2 / \rho c \quad \dots\dots\dots (9)$$

1065 ——空间平均脉冲平均声强 (I_{sapa})

1066 ——空间平均时间平均声强 (I_{sata})

1067] ——时间窗口平均声强 ($I_{w, \Delta t/s}$)

1068 用于确定后两个参数的步骤应类似于其等效声压参数的确定。然而在这种情况下，声场中每一点记
 1069 录的参数应是瞬时声压的平方。

1070] 注：若局部畸变参数超过0.5，则将所测声压转换成声强可能不再有效，或没有足够的准确度 [18]。

1071 7.2.6 采用脉冲声压平方积分的声强参数

1072 7.2.6.1 脉冲持续时间

1073 脉冲持续时间等于瞬时声压平方时间积分，从 10%至 90%上升时间的 1.25 倍。该时间积分的时间点
1074 t_a 和 t_b 按照下式分别位于脉冲声压平方积分 10%和 90%位置处：

1075
$$\frac{1}{M^2} \int_{t_1=0}^{t_a} U^2(t) dt = 0.1 ppsi \dots\dots\dots (10)$$

1076
$$\frac{1}{M^2} \int_{t_1=0}^{t_b} U^2(t) dt = 0.9 ppsi \dots\dots\dots (11)$$

1077 式中：

1078 M ——水听器灵敏度的一般表述；

1079 $U(t)$ ——测量的水听器输出电压。

1080 脉冲持续时间应按下式计算：

1081
$$t_d = 1.25(t_b - t_a) \dots\dots\dots (12)$$

1082 7.2.6.2 空间峰值脉冲平均声强

1083 在计算空间峰值脉冲平均声强时，应采用声束轴上测量所得的脉冲声压平方积分的最大值，如下
1084 式：

1085
$$I_{sppa} = \frac{1}{t_d \rho c} ppsi \dots\dots\dots (13)$$

1086 式中：

1087 ρ ——水的密度；

1088 c ——水的声速（见附录 B）；

1089 ρc ——蒸馏水的声特性阻抗（在 20℃时=1.48×10⁶kgm⁻²s⁻¹）；

1090 t_d ——脉冲持续时间。

1091 7.2.6.3 空间峰值时间平均声强

1092 对非自动扫描模式，在计算空间峰值时间平均声强时，应采用单根声束轴上的脉冲声压平方积分
1093 值，如下式：

1094
$$I_{spta} = \frac{ppsi}{\rho c} prr \dots\dots\dots (14)$$

1095 式中：

1096 prr ——非自动扫描模式的**最大脉冲重复频率**。

1097 对自动扫描波束（如，自动 B 模式）， I_{spta} 数值的测量应包括重叠**超声扫描线**的作用。其意味着要
1098 处理更多的脉冲声压平方积分，表示为对脉冲声压平方积分求和：

1099
$$Sppsi = \dots + ppsi_{c-2} + ppsi_{c-1} + ppsi_c + ppsi_{c+1} ppsi_{c+2} \dots \dots\dots (15)$$

1100 式中：

1101 $ppsi_c$ ——中央扫描线的脉冲声压平方积分值；

1102 $ppsi_{c+1}$, $ppsi_{c-1}$, 等 ——各相邻**递减超声扫描线**的脉冲声压平方积分值。

1103 从扫描重复频率和超声扫描线的数目，可以计算最大 I_{spta} 深度处的超声扫描线间距。另外，也可以
 1104 通过在扫描方向用水听器扫查，测量扫描中最大值之间的距离来确定超声扫描线间距。

1105 利用超声扫描线间距，在扫描平面内从横向扫描线间距能够计算获得相邻超声扫描线的作用。对
 1106 $ppsi$ 数值求和，所有起作用的超声扫描线都被包括在一段足够长的时间内所有有用声信息中。

1107 对非自动扫描模式，空间峰值时间平均声强的结果为：

1108
$$I_{spta} = \frac{S_{ppsi}}{\rho c} srr \dots\dots\dots (16)$$

1109 式中：

1110 srr ——自动扫描模式的最大扫描重复频率。

1111 7.2.7 导出的超声功率

1112 应采用根据 YY/T 0861.2 校准的水听器，基于下述公式，通过平面二维扫描确定单根、固定声束的
 1113 总超声功率 (P)：

1114
$$P = \iint_S I_{TA}(x, y) dx dy \dots\dots\dots (17)$$

1115 式中：

1116 $I_{TA}(x, y)$ ——直角坐标 x 和 y 点处的时间平均声强。

1117 在扫描区域内的所有点，对所有起作用的 $ppsi(x, y)$ 求和，能够计算获得声束的能量 (E)。

1118
$$E = \frac{dS}{\rho c} \sum_i ppsi(x_i, y_i) \dots\dots\dots (18)$$

1119 式中：

1120 dS ——单元面积，即在扫描区域内两个相邻测量点之间距离 dx 和 dy 的乘积，假定在扫描期间 dx
 1121 和 dy 均是恒量，扫描区域是矩形形状。

1122 则总超声功率为：

1123
$$P = Eprrr \dots\dots\dots (19)$$

1124 总超声功率也可由下式计算：

1125
$$P = \frac{dS}{\rho c} \sum_i p_{rms}^2(x_i, y_i) \dots\dots\dots (20)$$

1126 在扫描模式，每种操作模式的总超声功率可由下式计算：

1127
$$P = EsrrMn \dots\dots\dots (21)$$

1128 式中：

1129 E ——声束的能量；

1130 M ——空间分布上每幅图像的超声扫描线数目；

1131 n ——每个扫描线激励的次数。

1132 扫描模式期间的总超声功率是所有激活操作模式超声功率的总和。

1133 注：在商用辐射力天平灵敏度不够，或超声换能器的物理尺寸过大无法使用辐射力天平的情况下，上述方法尤其
 1134 有用。通常，采用辐射力法（见 IEC 61161: 2006）进行总超声功率的测量更加准确。

1135 8 对特殊超声场的要求

1136 8.1 概述

1137 本章列出的要求是对第五章适用规定的增补或替代，又见附录 H。

1138 8.2 诊断声场

1139 8.2.1 简化的步骤和导则

1140 对超声场特性描绘的许多方面要求进行脉冲声压平方积分的测量。

1141 在垂直于声束轴的特定测量平面内，声脉冲波形不变化形状的条件下，可用峰值声压代替脉冲声
1142 压平方积分。

1143 注 1：该情形通常在连续波超声场，诸如，连续波多普勒和理疗换能器中遇到。

1144 若假定所有的超声扫描线的幅度和声束形状相同，从已知的声束形状和测量平面上的扫描线间隔可
1145 以确定重叠扫描线的作用。

1146 为了定位最大峰值声压的扫描线，必须采样所有的声扫描线。

1147 注 2：在实践中，不同声扫描线声输出之间的差异取决于扫描仪的类型。对采用旋转单元换能器，具备恒定声耦合
1148 路径的扇形扫描仪，预期差异很小。在这种情况下，对中央扫描线和位于扇形边缘两根最偏扫描线进行采样，
1149 并评估决定是否需测量其它扫描线的输出。若峰值声压的差异小于 10%，则不需测量其它的扫描线。

1150 8.2.2 脉冲波诊断设备

1151 8.2.2.1 诊断声场概述

1152 应使用敏感直径为 0.5mm 或更小的水听器。

1153 水听器（或换能器，若其作为扫描运动件）三维直角坐标调整定位系统，其重复性应在 $\pm 0.01\text{mm}$
1154 之内。

1155 对由于非线性传播效应即局部畸变参数 σ_0 （见 3.38）大于 0.5，造成失真的波形，应选择有适当
1156 带宽的水听器（见 5.1.7），或应进行修正（见附录 D），或应考虑附加的测量不确定度。

1157 相对于陶瓷针状水听器而言，薄膜或针状 PVDF 水听器是必不可少的。

1158 注 1：在实践中，垂直于传播方向上定位系统的准确性和重复性是最重要的，大多数情况下，通常 $\pm 0.05\text{mm}$ 是较适
1159 合的。在传播方向上，对大多数测量情形，通常 $\pm 0.1\text{mm}$ 是较适合的。对高聚焦声场（宽孔径）和高频率（见
1160 5.2.2.3）有最高的准确度要求。

1161 注 2：在失真波形的情况下，由于取决于频率的指向性响应，对角度调整有附加的要求。在这些条件下，水听器旋
1162 转至最佳角度确保最大的接收信号是很重要的（见 5.2.2.2）。

1163 注 3：在典型的焦距处，为了导出声强参数，通常假定声压和声强之间存在平方关系。作出该假定时，未考虑与非
1164 线性失真相关的不确定度。

1165 8.2.2.2 无扫描帧同步的诊断声场

1166 随着技术进步，诊断成像扫描仪产生的超声场越来越复杂，第三章定义参数描述超声场中声压和
1167 声强在空间和时间上的变化，对非扫描声场，诸如用于脉冲多普勒或 M-模式的声场还较适用。但将这
1168 些定义用于产生复杂脉冲序列的扫描模式，诸如用于彩色血流成像，则变得越来越困难。在某些情况下，
1169 对这些序列可能无法确定声重复周期。

1170 附录 F 中提供的一组改进型声参数，可能更加适合现代成像设备。

1171 8.2.3 连续波诊断设备

1172 应使用敏感直径约 0.5mm 或更小的水听器。

1173 水听器（或换能器，若其作为扫描运动件）三维直角坐标调整定位系统，其重复性应在±0.01mm
1174 之内。

1175 对由于非线性传播效应即局部畸变参数 σ_q （见 3.38）小于 0.5，未造成失真的波形，不必使用宽
1176 带水听器（见 5.1.7）。

1177 对峰值声压靠近端面（例如距离小于输出声速尺寸）的超声场，假定考虑了适当的不确定度，可以
1178 采用对超声声强的近似（见 7.2.5）。

1179 PVDF 或陶瓷针状水听器（见附录 B.9）适合于连续波多普勒换能器的测量，也可使用薄膜水听器，
1180 只要小心操作，确保薄膜的反射不干扰超声换能器的输出（见 5.2.2.2）。

1181 8.3 治疗声场

1182 8.3.1 理疗设备

1183 应遵循 IEC 61689 所列出的方法和要求。

1184 对由于非线性传播效应即局部畸变参数 σ_q （见 3.38）小于 0.5，未造成失真的波形，不必使用宽
1185 带水听器。

1186 若需要声压或声强的绝对数值，水听器应根据 YY/T 0861.2 在 f_{nr} 频率处校准。

1187 参见 5.1.8，超声理疗装置所产生声场，在 1MPa 之内，其线性响应一般是适用的。

1188 有效辐射面积（见 IEC 61689 的定义）的测量应采用针状水听器，敏感单元由聚偏氟乙稀（PVDF）
1189 或压电陶瓷材料制造。要小心操作确保针体和其支撑架的反射不干扰测量。

1190 理疗换能器产生的声压造成的空化效应可能会损坏水听器，因此，在峰值声压高于 0.3MPa 时，测
1191 量必需在脱气水中进行。

1192 用于测量的最大有效水听器半径 a_{max} 应满足：

$$1193 \quad a_{max} \leq \lambda / 2.5$$

1194 注 1：在大多数应用于理疗情况下，上述准则表示有效水听器半径大于 5.1.6 的推荐值。其分析导出基于对有效发
1195 射面积效应，而不是对峰值声压，前者对空间平均效应较不敏感。

1196 水听器也用来测量声束不均匀系数，对这些测量，上述准则也可接受。

1197 注 2：对某些治疗头，超声反射回治疗头可能影响输出功率，尤其是从具备平面光滑表面吸声体来的相干反射。在
1198 这种情况下，可以使用具有纹理表面的吸声体，来获得改进的近似自由场条件。

1199 8.3.2 高热

1200 对高强度聚焦超声（HIFU）设备的特殊要求正在考虑中。

1201 8.4 手术声场

1202 8.4.1 用于其它治疗目的碎石机和压力脉冲源

1203 对压力脉冲碎石机所产生声场的特殊测量要求在 IEC 61846 中规定。

1204 碎石机产生的声场，要包括涉及 5.1.8 的线性响应，并介于 80MPa 和 150MPa 之间，在确定声压量
1205 值和不确定度时应考虑声压响应的任何非线性。

1206 注：压力脉冲不仅用于碎石机，还用于疼痛的治疗，例如肩部钙化疼痛、网球肘、踵部骨刺疼痛等，以及其它的
1207 医学应用（心血管冲击波应用）。

1208 8.4.2 低频手术应用

1209 使用水听器对低频手术系统进行特性描绘时，应根据 IEC 60565:2006 对水听器进行校准。

1210 本标准第五章、第六章和第七章列出的要求不适用于该类型设备。
1211 对低频手术系统所产生声场的特殊测量要求在 YY/T 0644 中规定。

1212 8.5 其它医学应用的声场

1213 目前对这类设备无特殊要求。

1214 9 符合性声明

1215 9.1 概述

1216 应从本标准的定义中选择声学参数, 为确保可追溯性, 要记录任何可能影响所产生声场的设备主机
1217 控制端的设置状态。

1218 符合本标准, 应说明下列任何公布的参数:

1219 a) 从一组 n 台 ($n \geq 3$) 标称相同系统的测量结果求出的算术平均值, 每一台的声输出设置状态均
1220 产生最大的输出;

1221 b) 根据 a) 确定总体不确定度:

1222 总的不确定度应采用适当的测量方法进行计算。其统计变异应基于 95% 的人群, 具有 95% 的置
1223 信度; 其测量不确定性的置信度水平为 95%。

1224 测量不确定度包括许多分量 (见附录 I), 应是对所有不确定度作用的评估 (这些涉及到对一个
1225 系统的测量结果)。测量不确定度的计算应在扩展不确定度的置信度水平为 95% 的条件下。
1226 不确定度分量的合成应遵循“测量不确定表述导则”(ISO/IEC Guide 98-3:2008) 的规定。

1227 注: “容忍区间”涉及测量方法所造成的结果分散和“不确定度”。

1228 9.2 最大可能值

1229 “应符合”的要求意味着在与极限值比较时, 应包括测量不确定度和容忍区间。应根据下列步骤确
1230 定最大可能值:

1231 a) 求出相同系统的一组 n ($n \geq 3$) 台测量结果的算术平均值, 每一台的声输出设置状态均产生最
1232 大的输出;

1233 b) 应对单侧容忍区间 (总体 95%, 95% 置信度水平) 的上容忍限与测量不确定度 (95% 置信度水平)
1234 线性求和, 计算最大可能值。

1235 按照 GB/T 3359-2009 理解容忍区间的概念, 关于不确定度评估的更多指南见附录 I。

1236 注 1: “容忍区间”涉及测量方法所造成的结果分散和“不确定度”。

1237 可能存在无法满足本标准所有要求的情况。若测量的目的是不符合任何特定要求的声输
1238 出技术指标和标记, 则在公布结果时, 应清楚地说明符合性的缺失。不符合的声明应包括相
1239 关的章节条款, 并应给出不符合的理由。

1240 注 2: 可选择的不符合实例如下:

1241 a) 除了 5.1.6, 20MHz 处的水听器灵敏度比 5MHz 处的灵敏度低 60% 之外, 符合 YY/T 0865.1;

1242 b) 除了 5.1.8, 5MHz 至 20MHz 放大器增益的变化为 -5dB 之外, 符合 YY/T 0865.1;

1243 c) 除了 5.1.5, 有效水听器半径为 0.5mm 之外, 符合 YY/T 0865.1。

1244 9.3 抽样

1245 根据良好制造实践, 要对特定百分比的产品进行测量, 但也可例外, 仅对每一个制造单元进行测量。
1246 为了确定所公布参数的产品间波动, 在无法对所有参数进行完整的重复测量时, 可以从部分重复测

- 1247 量的结果来估计该波动的数值（对参数子集的重复测量）。
- 1248 应采用 GB/T 3359-2009 给出的概率和置信度的标准统计方法。
- 1249

附 录 A
(资料性附录)
原理说明

1250
1251
1252

1253 本附录给出了标准中重要要求条款的简明原理说明,其目的是为那些熟悉本标准主题,但未参与
1254 标准起草的人员提供背景信息。理解主要要求的理由是有益于本标准的正确使用,而且,随着医用超声
1255 设备的持续发展,对目前要求的原理说明有助于将本标准运用到新型的设备上,并有助于未来对本标准
1256 的增补。

1257 本附录涉及的条款号与标准直接对应。

1258 第三章定义的许多声参数,或是可能给定了单个数值,或是可能给出了对应于特定平面的测量数值。
1259 例如,在用于理疗的换能器,或用于胎儿监护的声束发散的换能器条件下,在包含最大空间峰值时间峰
1260 值声压的平面上确定声参数可能就不适用。本标准采用的定义形式,除了按照标准给定的条件之外,还
1261 允许基于准则来选择测量平面。

1262 3.25 和 3.26 均涉及水听器的灵敏度,前者连接到一个负载,诸如示波器,后者是无限阻抗负载(开
1263 路)时的灵敏度,两者均与水听器的实用相关。

1264 3.38 涉及医用超声诊断设备产生的高声压(峰值正声压的范围是 0.1MPa 至 10MPa),可能存在声脉
1265 冲波形的严重失真,尤其是在焦点区域。本标准的一个重要方面是强调超声在水中传播的非线性失真,
1266 引起该失真的事实是,在声周期中波形压缩部分的传递快于稀疏部分造成而波形传播的失真。总之,声
1267 场中任何点存在失真程度的增大与许多因素相关,包括与超声换能器之间的距离、声频率、换能器端面
1268 上的峰值声压、传播媒质(水)的非线性参数和聚焦程度。而同时超声在各类组织中的吸收和散射,将
1269 导致在许多医用成像条件下峰值声压的降低,对某些应用这种降低的程度不明显,例如,对眼睛、膀胱
1270 和羊水的成像是特例,此时大部分路径是液体。为了妥善处理非线性,本标准包括用于技术要求(见
1271 7.2.1)的与非线性相关的参数列。局部畸变参数是用来预计焦点处非线性失真程度的指数,基于该参
1272 数,可以确定水听器/放大器的带宽和对所测峰值声压的修正量。

1273 3.44 和 3.45 均涉及峰值声压,通常两者之间相差三倍。峰值负声压与声空化(声周期中的减压部
1274 分)密切相关,区分两者是很重要的。

1275 3.72 的定义用来区分声扫描期间,与选定平面的交点逐渐改变位置的超声扫描线,和位置基本不
1276 变的两者之间的差别。例如,后者的类别可以是聚焦在不同深度处的,相同超声换能器或超声换能器阵
1277 元组的多重激励,或多重扫描仪中交错的多普勒线。

1278 5.1.7 宽带水听器的带宽,对采用短脉冲,或存在明显非线性失真的医用超声场的时间特性描绘是
1279 很重要的。非线性失真由于产生高次谐波[8],其后果是需要增加高频响应,在[8]中表明为了保持测量
1280 误差低于 5%, $\pm 3\text{dB}$ 带宽至少要达到声工作频率 f_{awf} 的八倍才是合理的。在确定水听器带宽的下限频率
1281 时,尤其对峰值负声压 p_r [9]的准确测量而言,还要求充分低于 f_{awf} 。增加水听器低频响应要求的一个原
1282 因是,脉冲越短,中心频率的频谱越宽。另外对 p_r ,源衍射和非线性失真的组合效应导致波形的不对称,
1283 引起部分波形的脉动,造成 p_r 中低频分量占主导作用。在[9]中基于单极、高通的水听器组件,模拟并
1284 测量了短脉冲有限带宽响应的效应,发现为了将测量误差降至 5%至 10%以下,确定水听器带宽的下限频
1285 率至少要低于 f_{awf} 一个数量级。因此在本标准中推荐,若可行,用于装置的所有部件,放大器、或记录
1286 的脉冲波形的组合频率响应的下限和上限,设定为 $f_{\text{awf}}/16$ 和 $8f_{\text{awf}}$ 。然而在实践中,确定水听器带宽的
1287 下限和上限分别为 $f_{\text{awf}}/2$, 和 $8f_{\text{awf}}$ 或 40MHz 两者中的较低值。

1288 第七章中给出了许多第三章定义的声参数,尽管着重于医用超声设备,但对更大领域内的超声场的
1289 技术要求提供了基础。然而对特定的设备,可能只选择这些声参数中的一小部分,例如用于声输出标记。

1290 本标准第九章的目的不是规定声输出标记中的声参数，然而，本章对声输出标记中声参数的公布提
1291 供了所需的指导。在测量步骤未满足本标准的所有要求时，制定了结果报告的规定要求。
1292 声学量值测量的准确度的讨论在附录 I 中给出。
1293

1294

附录 B

1295

(资料性附录)

1296

水听器 and 定位系统

1297 B.1 概述

1298 目前使用的水听器有四种基本类型,两种水听器的结构采用压电陶瓷或聚合物(通常是聚偏氟乙稀,
1299 PVDF)制作敏感单元,装配在针状结构的尖端处。第三种类型是薄膜水听器,采用大块的 PVDF,其中
1300 心区域被压电极化。第四种类型是光纤水听器。对四种类型水听器的详细评估见 B.9。

1301 目前,在 50kHz 至 40MHz 频率范围内,这些水听器的设计都不能满足目前标准的所有要求。涉及到
1302 光纤水听器性能的初步报告,表明在将来会满足这些要求,并不再需要对空间平均效应进行修正(见[21、
1303 22、23]),不过,这些要求的相对重要性取决于进行特性描绘的特定声场。例如,在平面活塞超声换能
1304 器的远场,敏感单元的尺寸可以是声波波长的二至三倍,而且对低于 0.1MPa 的声压,在通常的传播距
1305 离内非线性失真不明显,故对水听器带宽的要求也不严格。同样,在脉冲声场进行测量,薄膜水听器反
1306 射的影响也远不如连续波声场中重要。

1307 B.2 电负载的考虑

1308 采用 YY/T 0865.2 所述的方法,用水听器电缆末端开路灵敏度来确定其电缆末端负载灵敏度(见
1309 5.1.3),而且,YY/T 0865.2 中描述了负载条件改变的效应。

1310 B.3 水听器信号放大器

1311 水听器信号放大器的目的是在水听器和测量系统之间起到缓冲器的作用,这种缓冲作用克服高频时
1312 的电缆共振效应,为水听器提供额外的增益和恒定的电负载条件。放大器可以组合在水听器中构成一体
1313 化的放大器,在这种情况下,这两个装置无法分离。另外,也可采用独立的装置,直接插入水听器或使
1314 用连接器连接到水听器的电缆末端。任何水听器放大器的缺点是限制了动态范围,需要供电电源,增加
1315 了复杂性。一体化水听器的另一个缺点是,在水听器的连线中需要增加额外的电源线,见[10]。

1316 B.4 水听器电缆长度和放大器

1317 在水听器连接到电压测量装置,诸如,示波器或放大器时,考虑测量系统的电特性是重要的。

1318 通常水听器的电输出阻抗,包括任何一体化的电缆,不可能与电缆的阻抗匹配,这是因为水听器的
1319 输出阻抗通常超过电缆,为了避免信号幅度和波形质量的明显损失,在电缆末端使用电负载匹配电缆阻
1320 抗是不可行的。因此,不匹配的电缆和负载,在电缆末端会形成信号的反射,引起“振铃”。当这些电
1321 缆的长度等于电缆电传播信号波长的四分之一时,电缆的共振将达到最大。典型而言,通常的同轴电缆,
1322 产生共振的电缆长度(以 m 为单位)由公式 $50/f$ 给定,在这里, f 是以 MHz 为单位的频率。50MHz 时,
1323 长度 1m 的电缆将产生共振,共振的程度将取决于电缆/负载和电缆/水听器接口之间电阻抗的失配程度。
1324 另外,还依赖于水听器信号的频率分量,其又取决于水听器(包括任何一体化的电缆)的带宽。假定,
1325 水听器厚度共振模式的频率低于电缆共振的频率,则可以忽略电缆共振的影响。

若电缆共振的频率位于水听器带宽频率的上下限范围之内，则将电缆长度减至最小，放大器尽可能靠近水听器。为了克服放大器输出端的电缆共振，该放大器的输出阻抗要与任何连接电缆匹配，用等于电缆特性阻抗的负载端接电缆。为了避免超出动态范围，放大器增益和带宽的选择是很重要的。用于峰值声压可能达到 10MPa 的诊断超声设备的测量，对具有 $0.03 \mu\text{V}/\text{Pa}$ （典型的 0.5mmPVDF 装置）灵敏度的水听器，其放大器的整体增益需要有 0.6V 峰峰值的动态范围，又见[10]。

选择放大器另一个重要的方面是，放大器的频率响应要与水听器的相匹配，尤其是避免共振，放大器的-3dB 带宽不要超出水听器厚度共振模式对应的频率。在水听器厚度共振模式对应的频率之外，确保放大器频率响应下降的速率为典型的-6dB 倍频程是重要的。

B.5 换能器定位系统

超声换能器要具备下列自由度：

在三个直角坐标上的合理调整，其中一个要近似平行于声束轴。

尽管不需要提供连续可变的移动自由度，可能需要提供某种运动形式以便超声换能器能够定位在水槽中的不同位置。

在坐标定位系统上固定超声换能器，其敏感单元的对称轴平行于水听器定位系统的 z 轴。在这里，圆柱形敏感单元超声换能器的对称轴应是圆柱体的轴；球形敏感单元超声换能器的对称轴，应是通过球体几何中心，近似于二等分超声换能器可用外表面的那根轴线。

超声换能器的装配要使之能够绕着对称轴作 360° 的旋转。

注：由部分球体组成的球状超声换能器，其对称轴是通过球体几何中心，和部分球体所对应圆形的圆心；对某些由完整（或几乎完整）球体组成的，由细管或细杆支撑的球状超声换能器，其对称轴是通过球体中心，和支撑区域的中心。

B.6 水听器的调整

本节提供了在垂直于声束准直轴的平面上，空间峰值时间峰值声压点处，水听器调整的有用步骤。在薄膜水听器情况下，监测脉冲声场时，通过将水听器绕着敏感单元平面的轴旋转 180° ，并注意观察接收信号的变化，可以判断调整是否正确。激励和接收之间时间延迟的改变表明，在垂直于敏感单元的方向上存在失调。在连续波激励超声换能器情况下，可以使用某些与幅度相关的步骤，而且，若水听器已调整到水中声波波长的四分之一范围内，微调能够观察到相位随着旋转的变化。

在针状水听器情况下，通过将水听器绕着敏感单元平面的轴旋转小于 180° 的角度，可以判断调整是否正确。

对这两种类型的水听器，能够采用移动显微镜或小直径激光束光学法。当使用微定位系统旋转水听器时，该方式可用来观察敏感单元的位置和位置的改变。

注：连续波声场测量时，为了避免薄膜水听器表面超声反射效应的影响，可以倾斜水听器，倾斜的程度要确保反射的超声不会明显干扰换能器，也不会再从换能器端面反射产生干扰效应。由于水听器指向性响应造成的信号减小，可以采用两种方法来确定所需旋转的角度和对测量结果的修正量。第一种方法是观察水听器信号，并在水听器旋转时，确定干扰效应何时减小到可忽略的水平。观察干扰效应时，水听器/换能器间隔改变约 $\pm 0.5\text{mm}$ ，若该效应存在，会引起测量信号的振荡。通常，采用该方法确定的角度小于第二种方法的结果，第二种方法确定的是，薄膜的绝大多数超声反射不会反回换能器时的角度。该角度根据 $\tan(\alpha/2l)$ 确定，在这里 α 是换能器敏感单元的几何半径， l 是换能器端面和水听器之间的距离。实例如下：测量采用 0.5mm 双层片状结构的薄膜水听器（厚度 0.05mm），被测装置是敏感单元为 20mm 直径，1.5MHz 的理疗换能器，在 20cm 距离处测量，需要的旋转角度是 14° 。由于指向性响应造成信号损失，根据指向性响应的测量（见 5.1.4）确定对结果

1365 的修正量。在本例中，对声压参数的修正量是+6%，对声强参数的修正量是+12%。

1366 B.7 水槽的内衬材料

1367 可以采用下列方法核查吸声体的总回波减少量是否符合 5.2.3.2 的要求，采用猝发超声，将吸声体
1368 置于单独激励超声换能器的远场中，在声工作频率处测量回波减少量。测量水听器信号（峰峰值或有
1369 效值）比较吸声体前表面反射的信号 U_{absorber} ，和理想平面反射体的信号 $U_{\text{reflector}}$ ，调整吸声体和理想反射
1370 体使其基本垂直于声束轴，但存在一个角度使得水听器能够接收到反射信号。回波减少量由下式计算：

$$1371 \quad \text{回波减少量} = -20 \log_{10} \left[\frac{U_{\text{absorber}}}{U_{\text{reflector}}} \right] \quad \dots\dots\dots (B.1)$$

1372 最小厚度 25mm 的不锈钢反射体可以用作理想平面反射体。

1373 B.8 对被测超声设备的建议

1374 为了触发测量系统，应提供一个同步于超声换能器或每个超声换能器阵元组激励的电信号。

1375 对自动扫描系统，要提供同步于每个超声重复周期的附加触发信号，这些触发信号用于在水听器上
1376 观测任何选定超声扫描线的接收信号。

1377 另外，若自动扫描系统的扫描能够“冻结”，要提供选定超声扫描线的触发信号。然而在这种情况下
1378 下，应进行试验，证实“冻结”的声束和扫描的声束没有明显的差异，这种试验是有价值的，并取决于
1379 扫描系统的类型，而且，真实确定“冻结”声束的时间平均参数是不可能的。

1380 注：双重自动扫描系统的某些类型中交错多普勒和扫描线的间隔，在具有延迟时间基准和延迟时间基准输出能力
1381 的示波器上，显示触发信号是有益的，该输出可用来触发测量系统。

1382 B.9 水听器类型

1383 B.9.1 陶瓷针状水听器

1384 陶瓷针状水听器通常由装配在针状或笔状支撑架上的小圆形压电陶瓷构成，水听器敏感单元采用声
1385 吸收材料作为背衬，其尺寸接近支撑架的直径，直径通常在 0.5mm 至 1.5mm，信号电缆不可避免地会通
1386 过超声场，这将引起静电效应的问题。

1387 对 1mm 直径敏感单元的陶瓷针状水听器，这些装置的电缆末端开路灵敏度典型为 $0.7 \mu\text{V}/\text{Pa}$ ，在仔
1388 细设计后，其相对平坦的频率响应可达到 6MHz。然而，一般而言径向共振模式和背衬材料的回响通常
1389 导致 0.5MHz 至 15MHz 范围内，频率响应的波动为 $\pm 10\text{dB}$ 。另外，大多数陶瓷针状水听器可达到的指向
1390 性响应通常是无法预期的，可能与理论预期存在明显差异，见 [24] 和 [25]。

1391 B.9.2 PVDF 针状水听器

1392 PVDF 针状水听器的外部结构类似于 B.9.1 所述的陶瓷针状水听器，然而，敏感单元是聚合物 PVDF。
1393 对 1mm 直径敏感单元的 PVDF 针状水听器，其电缆末端（1m）开路灵敏度典型为 $0.12 \mu\text{V}/\text{Pa}$ ，共振频率
1394 在 25MHz 以上。仔细设计的 PVDF 针状水听器具有平滑的频率特性（ $\pm 1.5\text{dB}$ ）和可预期的指向性响应，
1395 这些水听器 [26] 的有效直径非常接近敏感单元的物理直径，见 [10、25、26、27]。

1396 B.9.3 PVDF 薄膜水听器

1397 PVDF 薄膜水听器由绷紧在圆环框架上的 PVDF 薄膜制成, 电极蒸镀在两个表面上, 在极化之后其重
 1398 叠的区域形成敏感单元, 采用各种不同的设计, 可对敏感单元提供不同的电屏蔽程度。基本上当薄膜的
 1399 直径足够大, 能确保超声声束穿越时, 薄膜传递了绝大部分超声。采用这种水听器的设计, 消除了兆
 1400 赫兹频率范围内的径向共振模式, 展示了光滑的频率响应。典型而言, 对 1mm 直径的敏感单元, 薄膜水
 1401 听器电缆末端开路灵敏度约为 $0.10 \mu\text{V}/\text{Pa}$, 对 0.025mm 厚的 PVDF 薄膜其共振频率约为 40MHz, 所有频
 1402 率点, 包括低兆赫兹范围中指向性响应有大旁瓣的情况下, 指向性响应都是可预测的。这类水听器的有
 1403 效直径不同于敏感单元的物理直径, 并取决于接收信号的频率。

1404 见[11、25、28、29]。

1405 B.9.4 光纤水听器

1406 在医用超声场的测量中已经研发了光纤水听器, 与压电针状水听器单元的情况一样, 调整光纤使其
 1407 末端面垂直于声传播的方向。在这种配置下利用光纤非固有的而不是固有的传感作用, 此时其基本作用
 1408 是在换能过程起始的尖端简单地传送连贯的光信号。研制了三种基本的设计, 在反射的光信号和声场之
 1409 间建立联系, 在最简单的处理中, 劈开一根裸光纤形成正圆柱体。在另外两种设计中, 通过处理光纤的
 1410 尖端, 改进后的灵敏度能够达到压电聚合体水听器的水平, 但其牺牲了设计简单替换容易的优点。在选
 1411 择光纤水听器时要考虑下列因素:

1412 a) 折射指数改变型的水听器, 例如光纤尖端[21]。

1413 在最简单的处理中, 源于激光二极管的光线在裸露的末端面上耦合到多模式光纤, 为了更好地
 1414 近似, 光的反射计算根据菲涅耳光强反射系数, $R = [(n_c - n_w) / (n_c + n_w)]^2$, 式中, n_c 和 n_w 分别是
 1415 纤芯和水的反射率。声波中声压的波动引起了密度的变化, 依次改变了折射率, 结果表现为反
 1416 射光强度的改变。能达到的最小可检测声压是 0.5MPa, 但通过采用高强度光源或非常敏感的
 1417 光电探测器可以检测到更低的声压。光纤有高损坏阈值, 但会被空化损坏, 重新切割光纤不会
 1418 影响灵敏度。另外一种折射指数改变型的水听器, 采用厚的玻璃块而不是光纤尖端[30、31]。

1419 b) 双光束干涉计[32、33、34]。

1420 为增加测量灵敏度, 光纤尖端使之镜面, 并与双光束干涉计的测量臂一体化, 尖端运动信号导
 1421 致的光学相位改变正比于声的位移, 或在采用外差法时, 与质点振速成正比, 这两种方式都能
 1422 够计算出声压。

1423 c) 法布里-珀罗干涉计[35、36、37、38、39、40]。

1424 作为替代光学上更加复杂的双光束干涉计法, 其灵敏度仍然优于裸光纤法, 在光纤末端附加一
 1425 个 FP 腔就能构成法布里-珀罗 (FP) 干涉计。当光线向下发送到光纤, 在光纤和腔体, 腔体和
 1426 负载 (水) 之间的界面发生光反射, 光反射系数对无涂层的腔体表面, 根据菲涅耳公式计算,
 1427 或根据这些端面上金属涂层的类型和厚度确定。

1428 目前已注意到光纤水听器法中存在的几种失真源, 已经研究了儿种分析和补偿这些效应的方
 1429 法[41、42、43、44]。

1430 另外在光纤方式中, 已研制成了有感光底层的法布里-珀罗干涉计, 这种传感器设计的优点是
 1431 可以使用阵列传感器[45]、[46], 从频率响应[47]中排除了光纤本体的声共振效应。

1432 B.9.5 不同类型的相对性能

1433 对特定任务选择特定的水听器类型取决于许多因素, 所有基本结构类型的水听器有许多种设计, 故
 1434 无法简单给出选择最实用类型的指南, 下列几点值得关注:

1435 a) 薄膜水听器的频率响应比针状水听器更加平坦。

1436 b) 陶瓷敏感单元的水听器灵敏度通常高于相同直径 PVDF 敏感单元的水听器。

1437 c) 在薄膜水听器情况下，在超声场中薄膜形成了一个具有有限反射率的大平面障碍物，超声波
 1438 反射的部分可能以连续的方式回到超声换能器，以声干涉的形式相互作用[48]，在超声换能器
 1439 连续波激励时尤其重要，尽管该效应对测量的影响通常能够忽略，但仍应牢记该误差源。所有
 1440 类型的针状水听器，反射效应均存在但其程度更低。

1441 B.10 水听器的典型技术数据

1442 表 B.1 给出了某些类型的水听器性质的典型数据。

1443 表 B.1 1MHz 频率下，水听器的典型技术数据[49]

水听器类型	电缆末端负载 灵敏度(规定负 载 Z_L) $M_L(f)$ $\mu V/Pa$	电负载电阻及 并联电容 (规定负载)	电缆长度 m	电缆末端电 容 C 或电缆 末端电阻和 并联电容	电缆末端开路灵 敏度 $M_c(f)$ $\mu V/Pa$
PVDF 针状 1mm 直径	0.100	1M Ω 30pF	1	130pF	0.123
PVDF 针状 0.6mm 直径	0.032	1M Ω 30pF	1	130pF	0.039
PVDF 薄膜 1mm 直径	0.098	50k Ω 5pF	0.7	8.9 Ω 128pF	0.102
PVDF 薄膜 0.5mm 直径	0.033	50k Ω 5pF	0.7	12k Ω 97pF	0.035
陶瓷针状 1mm 直径	0.56	1M Ω 30pF	1	150pF	0.67

1444

附录 C
(资料性附录)
声压和声强

1448 传统上超声场用声强参数进行特性描绘，而且这是适用的并与许多应用领域直接相关。
1449 然而，瞬时声强 $I(t)$ 可以由下式给定：

1450
$$I(t) = p(t)v(t) \dots\dots\dots (C. 1)$$

1451 式中：

1452 $p(t)$ ——瞬时声压；

1453 $v(t)$ ——微粒的速度。

1454 在平面前进波的条件下，瞬时声强给定为：

1455
$$I(t) = p(t)^2 / \rho c \dots\dots\dots (C. 2)$$

1456 或
$$I(t) = \rho c v(t)^2 \dots\dots\dots (C. 3)$$

1457 这些公式只是有条件地成立，一般不能在整个声场中使用。然而公式 (C. 2) 几乎是个例外，用于
1458 从水听器的瞬时声压的测量值中导出瞬时声强。

1459 为了表明该公式的意义，例如，(见[50]) 在连续波条件下工作时，直径 30mm 的圆形平面活塞型超
1460 声换能器，在距其端面 5mm 的距离处，真实声强与平面波近似值的比值是 0.66；在等于超声换能器直
1461 径的距离处，该比值是 0.94。

1462 由于上述原因，本标准推荐声压参数的技术要求作为适合声场的测量参数。

1463 从声压导出声强的确定，可能要用到表 C.1 给出的，与温度成函数关系的蒸馏水或去离子水的 ρ 、
1464 c 和 ρc 的数值。

1465 表 C.1 与温度成函数关系的蒸馏水或去离子水的特性[51]

温度 T °C	水的密度 ρ 10^3kg/m^3	水的声速 c m/s	特性声阻抗 ρc $10^6 \text{kg/m}^2/\text{s}$
16	0.9989	1469.4	1.4678
18	0.9986	1476.0	1.4739
20	0.9982	1482.3	1.4796
22	0.9978	1488.3	1.4850
24	0.9973	1494.0	1.4900
26	0.9968	1499.3	1.4945
28	0.9962	1504.4	1.4987

附录 D
(资料性附录)
电压至声压的转换

1467
1468
1469

1470 D.1 概述

1471 水听器所承受的声压与其输出端所产生电压之间的关系，通过水听器电缆末端负载灵敏度将两者
1472 联系在一起，通常在很宽的频率范围内，确定水听器电缆末端负载灵敏度指标。根据下列公式，本标准
1473 提供了将测得的水听器所产生的电缆末端电压 $u_L(t)$ 转换至瞬时声压 $p(t)$ 的方法。

1474
$$p(t) = u_L(t) / M_L(f_{awf}) \dots\dots\dots (D.1)$$

1475 若水听器的频率响应满足 5.1.7 的要求且：

1476
$$p(t) = \mathcal{F}^{-1}[U_L(f) / M_L(f)] \dots\dots\dots (D.2)$$

1477 否则见 5.1.2。

1478 本方法的合理性基于公式 D.1 的有效性，若：

1479 ——超声换能器产生的声场有非常窄的频率带宽，或；

1480 ——在水听器带宽范围内的水听器电缆末端负载灵敏度与声工作频率下的电缆末端负载灵敏度无
1481 显著差别。

1482 在所有其它情况下，采用公式 D.2，对电缆末端电压和水听器的频率响应反卷积，这些要求要增补
1483 到 5.1.7 的带宽指标中。

1484 电缆末端负载灵敏度 $M_L(f)$ 是复数量值，历史上把它作为一个幅度量值，然而，目前几个国家的标
1485 准实验室已具备测量水听器相位响应的能力，按照公式 D.2 进行反卷积，也可使用该附加数据，见 [22、
1486 52]。

1487 D.2 水听器反卷积流程

1488 根据公式 D.2，水听器全频率响应反卷积的完整流程，如图 D.1 的流程图所示。

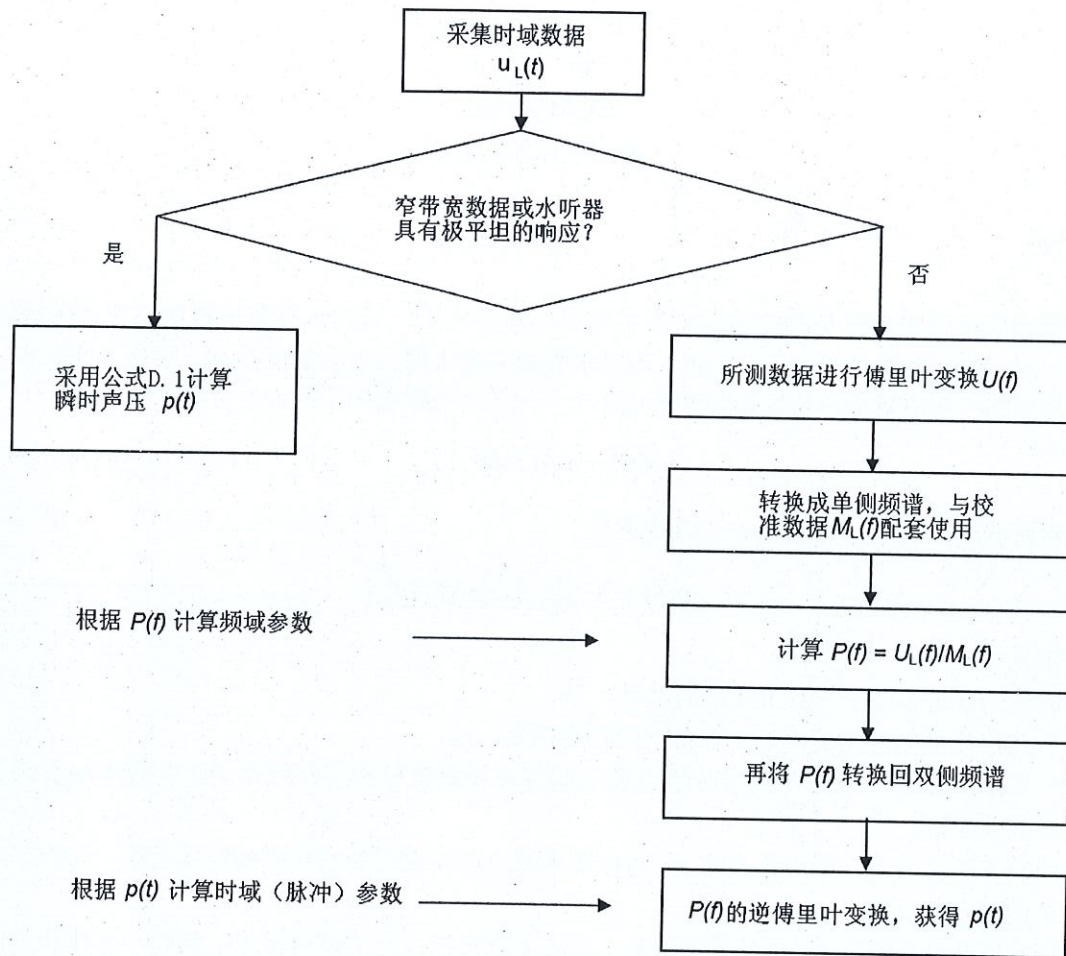


图 D.1 水听器反卷积流程

D.3 在双侧和单侧频谱之间转换数据

典型提供的水听器校准数据在正频率值下, 而常规快速傅里叶变换程序输出零中心频率以及正和负频率分量的数据, 由于频率频谱的对称性, 用于水听器反卷积流程的单侧频谱转换 (只包括正频率值) 是不重要的。事实上, 通常使用者只采用单侧频谱, 而未意识到原始频谱的双侧自然属性。很遗憾, 几个商用的傅里叶变换程序不能准确地完成该流程, 在下文中简要地说明其问题和补救的方法。

考虑在频率 f_s 下采样的一组数据, 其奈奎斯特频率为 $f_N = f_s/2$ 。典型的快速傅里叶变换 (FFT) 算法返回点的次序如下: 第一个点是频率 f_0 , 随后是 f_1, f_2, \dots 直至到 f_N , 下一个点是 $-f_{N-1}$, 随后是 $-f_{N-2}, -f_{N-3}$, 除了频率 f_0 (也就是直流) 的所有分量, 正和负频率点的幅度相等, 能够简单地将所有非直流分量加倍而获得单侧频谱, 与傅里叶变换相关的完整的计算机领域内的研讨参见[53]。

某些商业程序暴露的问题是, 在双侧到单侧的转换过程中简单地将数据阵列分成一半, 对除了第一个分量之外的所有幅度加倍。该方法是不正确的, 由于 N 个数据点的轨迹, 直流信号是第一个数据点, 正频率占据了阵列中随后的 $N/2$ 个位置。因此, 奈奎斯特频率处的数据 (非常重要) 位于 $N/2+1$ 的位置处, 然而, 上述简单地提取前半数据列的方法丢弃了该点。未包括奈奎斯特频率点将引入误差, 且妨碍傅里叶逆变换的正常进行, 同时引入显著的相位误差。表 D.1 展示了该变换的正确方法。

1505

表 D.1 从双侧到单侧频谱转换的方法

双侧频谱 点数= N 数据阵列= $DS[1\cdots M]$	单侧频谱 点数= $N/2+1$ 数据阵列= $SS[1\cdots N/2+1]$
DS[1]	SS[1]= DS[1]
DS[2]	SS[2]= 2DS[2]
DS[3]	SS[3]= 2DS[3]
...	...
DS[N/2]	SS[N/2]= 2DS[N/2]
DS[N/2+1] 奈奎斯特频率点	SS[N/2+1]= DS[N/2+1]
DS[N/2+2]	丢弃
...	...
DS[M]	丢弃

1506 在傅里叶逆变换操作时，由于频率 0（直流）和频率 $N/2+1$ （奈奎斯特频率）在双侧频谱中只出现
 1507 一次，而同时所有其它分量出现两次（包括正和负分量），故将单侧频谱转换回双侧频谱也要仔细。表
 1508 D.2 展示了将单侧频谱转换回双侧频谱的正确方法。

1509

表 D.2 从单侧到双侧频谱转换的方法

单侧频谱 点数= $N/2+1$ 数据阵列= $SS[1\cdots N/2+1]$	双侧频谱 点数= N 数据阵列= $DS[1\cdots M]$
SS[1]	DS[1]= SS[1]
SS[2]	DS[2]= SS[2]/2
SS[3]	DS[3]= SS[3]/2
...	...
SS[N/2]	DS[N/2]= SS[N/2]/2
SS[N/2+1]	DS[N/2+1]= SS[N/2+1]
	DS[N/2+2]= SS[N/2]/2
	DS[N/2+3]= SS[N/2-1]/2
	...
	DS[M]= SS[2]/2

1510 D.4 水听器校准数据的使用

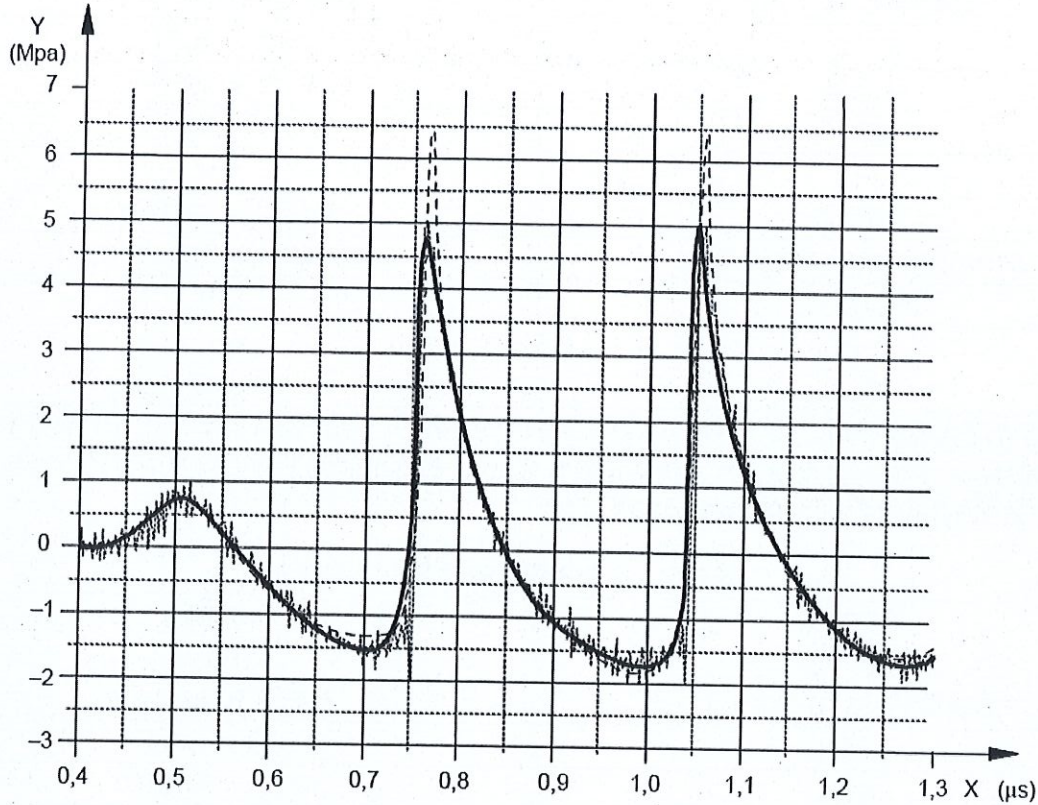
1511 根据下式，采样间隔和采集的点数组合决定了所测信号频谱的频率间隔：

1512
$$\text{频率步幅} = 1.0 / (\text{时间步幅} \times \text{点数})$$

1513 经常发现所测数据的该频率步幅不同于水听器校准数据相邻点之间的间隔，为确保校准数据在适合
 1514 的频率点上可用，可能需要对校准数据以所需要的间隔进行插值。三次方或贝塞尔曲线插值程序是获得
 1515 这种插值数据的有效工具。这种方法的一个优点是，插值函数只需要预先完成一次，对任何所需要的频
 1516 率步幅都能用插值函数产生校准的数据。因此，可以预先计算每一个水听器的精确频率响应曲线，并保
 1517 留以备将来使用。

1518 另外，水听器校准数据需要向高频外推，一个适当的采样速率，例如500MS/s，导致奈奎斯特频率
 1519 为250MHz，对反卷积计算，需要将水听器的校准数据扩展到该频率（见D.3）。校准数据外推所采用的方

1520 法, 要避免在反卷积波形中附加进高频噪声, 这种噪声可能源于较低的水听器灵敏度(在高频处)和吉
 1521 布斯现象(Gibbs phenomenon)。在变换回时域之前对声压频谱进行低通滤波可以起到适当的抑制作用,
 1522 通过比较卷积和未卷积波形的高频噪声来加以控制。



1523 X轴: 时间

1524 Y轴: 声压

1525 注: 例中部分地显示了用针状水听器测量多普勒脉冲, 针对声压转换的电压用 (\dots) $M_i(f_{ant})$ 表示, (\dots) 表示反
 1526 卷积 $M_i(t)$, (\dots) 表示附加低通滤波器 (-6dB, 80MHz) 的反卷积。

1527
 1528 图 D. 2 波形卷积的实例

1529 D. 5 水听器卷积步骤对测量持续时间的影响

1530 许多公布的声参数要求水听器对声场进行扫描, 这些测量可能很耗时, 图 D. 2 的趋势意味着测量时
 1531 间的显著增加。然而, 若正确贯彻, 该步骤不会显著增加测量持续时间。

1532 绝大多数自动扫描水听器采样系统都基于 PC 控制, 而且尽管数字示波器具有很强的本机处理能力,
 1533 但许多数据后处理仍由 PC 完成。确保反卷积的关键是, 在水听器移动到声场内的下一个位置时, 确保
 1534 传输到 PC 的数据处理完成。数据一旦进入 PC, 卷积程序(两次傅里叶变换和一次除法)的部分能够快
 1535 速完成。事实上, 采用高效的方式, 处理程序能够实时给出卷积波形, 反馈给使用者, 使其能够更好地
 1536 在声场内调整获得空间峰值。

附录 E
(资料性附录)
空间平均效应的修正

1538
1539
1540

1541 对诊断超声场的大多数测量，水听器敏感单元的直径与超声声束的直径是可比拟的，水听器测量的
1542 是其敏感单元面积上的平均声压，而不是敏感单元中心点上的声压，该差值取决于超声场的空间波动。
1543 为了修正空间平均效应，研发了简单的方法[54、55]，即利用步幅大小等于水听器的半径的声束平面图，
1544 也能采用许多其它的类似方法[56、57、58、59、60、61]。

1545 基于下列假定确定修正的程序：

- 1546 a) 水听器输出与其敏感单元上的平均声压成正比，假定其为圆形面积，半径等于其几何半径；
- 1547 b) 通常位于换能器聚焦平面的径向声场分布，从轴向峰值到等于水听器敏感单元半径的距离区域
1548 内，能够用二次函数表示： $p(r)=1-br^2$ ，在这里 b 是常量，假定真实的声束形状分布是贝塞尔
1549 函数，该假定决定了本修正准确度的极限：

1550
$$p(r) = \frac{2J_1(kar/d)}{(kar/d)} \dots\dots\dots (E. 1)$$

1551 式中：

- 1552 k ——圆周波数；
- 1553 a ——换能器半径；
- 1554 r ——在焦点平面上偏离轴的距离；
- 1555 d ——焦点距离；
- 1556 J_1 ——一阶贝塞尔函数。

1557 c) 对锯齿波（非线性传播造成的一种失真）的修正程序不同。
1558 在这些假定下，声束中心的修正因子 K_{sa} 为：

1559
$$K_{sa} = (3 - \beta) / 2 \dots\dots\dots (E. 2)$$

1560 式中：

1561
$$\beta = \frac{\text{偏离轴向一个水听器半径处的信号}}{\text{轴上的信号}} \dots\dots\dots (E. 3)$$

1562 修正应基于两个垂直方向上确定的 δ 的平均值。

1563 注 1：信号即 p 、 p 或 $ppsi^{1/2}$ 。对于这些量，可以期望有不同的 K_{sa} 。由 $ppsi$ 导出的强度相关值的校正因子由 K_{sa} 的
1564 平方给出。

1565 注 2：在许多情况下， $ppsi^{1/2}$ 被线性相关的量代替，例如：在连续波信号的情况下， $ppsi^{1/2}$ 被声压有效值代替。

1566 通过假定两个测量位置处真实声场的截面，其水听器响应的卷积，与相关的 β ，获得该公式， β 等
1567 于轴上所测得的真实的声压比值。对 $\beta > 0.8$ ，确定修正量 $\delta = (K_{sa} - 1)$ 的程序是有效的，其对应于所
1568 使用的水听器半径小于 -6dB 声束半径的 0.6 倍。对目前可用的 0.5mm 直径敏感单元的水听器，假定 -6dB
1569 声束半径大于 0.4mm，修正量小于 10%。

1570 由于对锯齿波（非线性传播造成的一种失真）上述修正方法可能无效，另一个公式可能更加有效
1571 [55]。

1572 声束中心的修正因子 K'_{sa} 为：

1573
$$K'_{sa} = (3 - 2\beta') \dots\dots\dots (E. 4)$$

1574 式中:

1575
$$\beta' = \frac{\text{偏离轴向半个水听器半径处的信号}}{\text{轴上的信号}} \dots\dots\dots (E. 5)$$

1576 式中信号指**峰值压缩声压**

1577 注1: 信号即 p_c 、 p_r 或 $ppsi^{1/2}$ 。对于这些量, 可以期望有不同的 K_{sa} 。由 $ppsi$ 导出的强度相关值的校正因子由 K_{sa} 的

1578 平方给出。

1579 注2: 在许多情况下, $ppsi^{1/2}$ 被线性相关的量代替, 例如: 在连续波信号的情况下, $ppsi^{1/2}$ 被声压有效值代替。

1580 对 $\beta' > 0.92$, 修正量 $\delta = (K'_{sa} - 1)$ 的不确定度估计为 10%。

1581 要注意到设计良好的 PVDF 针状水听器的有效半径易于确定。对薄膜水听器, 响应更加复杂, 在某

1582 些情况和低频时, 薄膜水听器的几何半径可能不等于根据指向性响应测量所确定的水听器有效半径(见

1583 [25])。在这种情况下, 对程序加以修改, 移动水听器的有效半径而不是其几何半径。

1584 使用许多不同敏感单元尺寸水听器的经验数据表明, 对绝大多数聚焦超声场, 上文给出的程序低估

1585 了修正量。其它的研究[62]表明, 低估的主要原因是声场中存在非线性失真。

1586 [62]中的研究表明, 假定 $\sigma_n < 0.5$, 在 10%至 15%的不确定度范围内, 对所有的声参数, 上文给出

1587 的程序将给出空间平均修正的合理评估。对更加失真的波形, 根据参数 R_{bh} , -6dB 声束宽度与水听器有

1588 效直径的比值, 按照下述不同情况, 可以得到空间平均修正的评估。**峰值正声压 p_c 、峰值负声压 p_r 、脉**

1589 **冲声压平方积分 $ppsi$** , 修正量幅度的说明如下[62]。

1590
$$R_{bh} > 2$$

1591 对 $0.5 < \sigma_n < 1.5$, 最大的 p_c 和 p_r 修正量大约为 13%, $ppsi$ 的修正量在 25%以下; 对 $\sigma_n > 1.5$, 峰值

1592 声压的修正量更高, 但一般不超过 20%。

1593
$$1.5 \leq R_{bh} \leq 2$$

1594 对 $\sigma_n < 1.5$, p_c 和 p_r 的修正量在 20%以下, 而 $ppsi$ 的修正量一般不超过 40%; 对更高的 σ_n 值, p_c 、

1595 p_r 和 $ppsi$ 的修正量分别可能大于 30%、20%和 50%。

1596
$$R_{bh} < 1.5$$

1597 在这种情况下, 对所有的参数造成更加严重的空间平均效应, 不管 σ_n 值的大小, 对 p_c 和 p_r 尤其严

1598 重, 对 p_r 的修正量可能达到 50%, 但根据上述程序获得的数值却没有显著的差异。相反, 对 $0.5 < \sigma_n < 1.5$,

1599 p_c 的修正量可能达到 100%的量级, 对 $\sigma_n > 2$, 可能达到 200%; 相对应 $ppsi$ 的修正量为 300%。因此, 当

1600 $R_{bh} < 1.5$ 时, 重要的一点是, 测量要使用更小的水听器。

1601

1602

附录 F

(资料性附录)

缺乏扫描帧同步条件下，多模式医用超声场的声输出参数

1603
1604
1605

1606 F.1 概述

1607 最早的诊断超声扫描仪采用固定焦点、单元换能器来产生超声场，该换能器或采用手持固定（A 模
1608 式或 M 模式工作），或采用从一侧至另一侧的机械运动（B 模式工作）。相控阵和线阵的发明实现了电子
1609 聚焦控制，在 B 模式下实现了电子扫描。静态多普勒（D 模式或 PWD）和彩色血流成像（CF 模式）的引
1610 入和使用也有十五年以上的历史，在最近数年，谐波成像、计算机断层成像和三维成像也已实现。日益
1611 复杂的各种输出配置能够用其它模式或模式组合来构成，在原则上通常也是现实的，而且，由于测量方
1612 法没有进步，与声输出测量相关的的所有的主要国家和国际标准均在 1993 年之前发布，其主要公式也是
1613 在此之前的数年确定的。该方法在当时似乎适用于大多数应用，但现在其特别耗时，且通常无法实现，
1614 现在需要重新考虑现有参数的定义和测量方法，可能需要研发更加适用于现代成像设备的新型装置。在
1615 被将来标准采用之前，本附录有意支持新的方法，该方法能够在无扫描帧同步的条件下运用。

1616 F.2 目前的体系

1617 目前测量标准背后的方法或体系可以追溯到诊断超声的起源，当时的超声场由固定几何形状的单元
1618 晶体产生。起始点是所产生的单一超声脉冲类型，由声频率、持续时间和聚焦特性定义。产生的每个脉
1619 冲是完全相同的类型，沿着单一的，有明确定义的声束轴（对非扫描的 A 模式、M 模式或 D 模式而言），
1620 或沿着一系列不同的，有明确定义的轴（对扫描的 B 模式或 CF 模式而言）传播。这些模式中的每一个
1621 都是独特的“单一操作模式”；对扫描模式，假定脉冲的重复序列将构成一幅“扫描帧”，每一幅扫描帧
1622 中，都包含完全相同的脉冲数目。

1623 对简单的单一模式，该方法切实有效。对非扫描模式，水听器可以沿着声束轴定位在焦点上进行测
1624 量，确定各类声参数。IEC 标准定义的主要参数见表 F.1。

1625 对单一扫描模式，扫描帧由 N 条扫描线组成，则可以简单地每隔 N 条扫描线进行检查，除了导出的
1626 I_{sp1a} 需要考虑扫描线之间“重叠”的作用，导出的 P 需要包括所有扫描线的声功率之外，其特性描绘的
1627 方法与非扫描声束相同。由于扫描线之间的重叠随着距离而改变，最大 I_{sp1a} 的位置一般与任何单根扫描
1628 线最大 $ppsi$ 位置，距换能器的距离不同，使得问题复杂化。故假定，伴随着声场复杂程度的加大，仍
1629 然可以维持有序重复性周期的独立单一模式。

1630

1631

表 F.1 IEC 标准定义的主要参数

p_c	峰值正声压
p_r	峰值负声压
f_{awf}	声工作频率
t_d	脉冲持续时间
$ppsi$	脉冲声压平方积分
I_{sppa}	空间峰值脉冲平均声强
I_{spta}	空间峰值时间平均声强
W_6	-6dB 声束宽度
I_{sata}	空间平均时间平均声强
P	总超声功率
z_{ppsi}	换能器孔径外壳到最大脉冲声压平方积分点位置的距离
z_{spta}	换能器孔径外壳到空间峰值时间平均声强点位置的距离
prf	脉冲重复频率
srf	扫描重复频率

1632 F.3 改变的需要

1633 然而,除非调整扫描仪的控制端,上述方法仅在扫描帧的扫描线数保持恒定时才能成立。对许多现
 1634 代化的扫描仪,扫描线数持续不断地改变,在测量过程中,不可能同步到特定的超声脉冲,这意味着对
 1635 强制性参数的测量,只能由制造商使设备工作在指定的工程模式下才能实现。而且这些测量极端耗时,
 1636 用这些数值来确定成像设备的性能或安全也存在疑义。

1637 F.4 所建议的改变

1638 F.4.1 新的体系

1639 这里所提议的新方法不需要对扫描帧进行同步,至少包括了与超声成像连续安全使用相关的参数。
 1640 目前,这意味着可能影响加热或空化(或其它的气泡活动)的因素。对扫描仪没有特定了解时(尽管可
 1641 以预期,这种了解将有助于快速完成测量),对任何声场需要能够测量这些参数。而且,还要可以使用
 1642 现有的测量方法和测量设施,对单独的脉冲通过适当的量值组合计算来获得声场的数值。

1643 使制造商和其他实验室能够继续使用现有的测量设施,是一个很重要的考虑因素。

1644 所需要的声参数,尽可能采用 IEC 定义的现有参数,但要加以变动使之适应于体系的改变,即意味
 1645 着声场不再由每个中心频率明确的单一脉冲的重复性模式组成。

1646 F.4.2 新的参数

1647 对不满足窄带要求的系统,在要求时间波形记录的同时,由于有限的带宽或有限的传感器尺寸,本
 1648 标准其它部分所要求或建议的修正也适用。然而所选择的绝大多数新的参数,对不满足窄带要求的系统,
 1649 能够仅仅用测量峰值和有效值电压的测量系统来确定这些参数。唯一的例外是声工作频率,与目前一样,
 1650 要求具备频谱分析的能力。表 F.2 列出了要采用或删除的参数列表:

1651

1652

表 F.2 要采用或删除的参数列表

p_e	与目前定义一样。 对单元、固定声束的模式，其数值结果与现有的定义一致。
p_r	与目前定义一样。 对单元、固定声束的模式，其数值结果与现有的定义一致。
f_{awf}	从 1s 以上所测的声压频谱或从包含峰值负声压脉冲的傅立叶分析中计算获得（细节见下文）。 对单元、固定声束的模式，其数值结果与现有的定义一致。
t_d	无要求。 现有脉冲持续时间的定义，使测量受制于测量系统的本身不确定度和误差，不确定度和误差取决于测量系统的频率响应。而且如果所有声脉冲是相同的，脉冲持续时间只是一个相关的数值。
$ppsi$	无要求， 目前采用脉冲声强积分来确定单个脉冲的轴线和焦点，并计算空间峰值脉冲平均声强。
I_{sppa}	无要求。 由于脉冲持续时间的定义，空间峰值脉冲平均声强存在很大的不确定度。其与安全无直接的关系，可以删除该参数。美国食品药品监督管理局在 FDA510 (K) 中对 I_{sppa} 限制值建议完全删除，用机械指数 (MI) 或 p_r 的限制值来替代。
I_{spta}	与目前定义一样。 对单元、固定声束的模式，其数值结果与现有的定义一致。
W_6	计算获得，从 I_{spta} 和 p_r 的分布，而不是从 $ppsi$ 。 单根超声声束的直径可能与性能的某些方面相关，但与安全无关。然而，空间平均声强和峰值负声压分布的直径与安全相关。 声束面积（在 I_{spta} 的定义中采用）能够基于相同的基础来定义。 对单元、固定声束的模式，其数值结果与现有的定义一致。
I_{sata}	与目前定义一样。 对单元、固定声束的模式，其数值结果与现有的定义一致。
P	与目前定义一样。 对单元、固定声束的模式，其数值结果与现有的定义一致。
Z_{ppsi}	与目前定义一样。 对单元、固定声束的模式，其数值结果与现有的定义一致。
Z_{spta}	与目前定义一样。 对单元、固定声束的模式，其数值结果与现有的定义一致。
prf	无要求。
srf	无要求。

1653 F.5 新的测量方法

1654 F.5.1 概述

1655 采用适合的水听器组件进行测量，在任何点上的观测要持续足够长的时间，采样要包括完整的声信

1656 号部分, 典型而言, 时间要不少于 1s。

1657 采用新技术的示波器和采样卡能够采样和分析极长的信号记录, 总之, 采用这种装置是确定所有所
1658 需参数最灵活的方式。由于不再假定声信号是重复性的, 不可能进行等时间间隔的采样, 要求单个脉冲
1659 的数字带宽要足够宽, 能准确地显现水听器信号。

1660 F.5.2 对峰值声压

1661 能够采样到许多声脉冲, 搜寻获得峰值的正值和负值, 也可以有选择地采样特定阈值上的脉冲, 作
1662 为更简单的替代方式, 也可使用适合的“包络”模式或峰值检测电路。

1663 F.5.3 对时间平均声强

1664 最常用的方法是将每一个声脉冲数字化, 从这些数据中计算时间平均声强。显然如果电触发信号与
1665 声激励信号有一对一的对应关系, 这将很容易实现。在缺乏触发信号的情况下, 可以采用在波形上触发
1666 采样开始, 或简单地采用连续序列采样。对后两种情况, 可能需要对波形数据进行预处理, 将电噪声减
1667 至最小, 并剔除非声学信号。

1668 注: 在许多情况下, 由于第N次非线性谐波的能量小于或等于基频能量的 $1/N$ 倍, 可以不要有很高的采样速率。

1669 原则上, 用配接适当电压传感器的有效值电压表(或有效值功率计)能够更加简单地测量 I_{rms} 。在
1670 实践中, 传感器的电噪声和时间响应可能对较低水平 I_{rms} 的测量造成某些困难。然而, 对大多数诊断声
1671 场, $I_{\text{sp,1a}}$ 逼近目前 FDA510 (K) 的极限值 720mWcm^{-2} (降额值), 可以采用该方法定位并测量峰值数值和
1672 -6dB 声束宽度。

1673 F.5.4 对频率

1674 从安全标准的发展远景考虑, 想要了解声频率基于两个不同的理由。首先, 与空化的发生相关, 其
1675 相关的量值近似等于最大负声压脉冲的中心频率。第二个理由是与热效应相关, 其相关的量值近似等于
1676 声压频谱的中值。在单一模式下工作, 这两个量值很类似, 然而在复合模式下, 这两个量值可能有明显
1677 差异。例如, 在 B+CF 成像中, 扫描帧通常由少量用于灰度成像的短促、高幅度的脉冲, 和大量时间更
1678 长、幅度更低的多普勒脉冲组成, 每种脉冲类型的中心频率可能位于换能器带宽范围内的任何位置。

1679 因此, 对这两种要求建议给出两种截然不同的频率参数:

1680 ——机械声频率: 在全域最大数值的负声压点确定, 该频率定义为峰值脉冲声频率 (f_p);

1681 ——热声频率: 在全域最大数值的时间平均声强位置处确定, 该频率定义为时间平均声频率 (f_t)。

1682 注1: 为了正确地测量时间平均声压频谱, 尤其是在幅度类似, 有两个或更宽间隔的频谱峰值情况下, 可能需要修
1683 正与频率相关的水听器和放大器的灵敏度。

1684 注2: 获得适用的声功率谱的详细步骤目前正在考虑中。

1685 F.5.5 对功率

1686 功率测量采用辐射力天平, 或采用适用的水听器平面扫描法。

1687 F.6 讨论

1688 F.6.1 与现有标准的关系

1689 F.6.1.1 IEC 61157

1690 变化如下, 对单脉冲类型, 在最大峰值负声压 p_c 的位置进行测量, 其它的定位在最大空间峰值时
1691 间平均声强 $I_{\text{sp,1a}}$, 而不是最大脉冲声压平方积分的位置。

1692 对低输出设备的豁免条款仍保留，且基于与目前规定的相同参数，除了涉及到 I_{sp1a} 的输出声束面积
 1693 的定义需要变动之外。对某些扫描系统，这可能影响到 I_{ob} 的数值，对一般满足豁免条件的非扫描系统
 1694 则无影响。

1695 F. 6.1.2 IEC 62359和IEC 60601-2-37

1696 原则上没有大的变化，主要的差异是在热指数 (TI) 公式的计算中，声强沿着轴向距离变化。目前，
 1697 独立计算每种类型脉冲的 TI，以几乎不能令人满意的方式组合，得到扫描方式下的数值。采用新的方
 1698 法，测量（或计算）整个扫描方式下的时间平均声强，该量值的轴向波动决定了距离和 TI 的数值。这
 1699 种变化在计算等效声束直径与距离函数的关系时也存在。更小的变化是用于声工作频率数值，其影响到
 1700 降额计算，也用于软组织 TI 的计算中。实际上，新的方法更加真实地贯彻了 TI 的概念，对非扫描声场，
 1701 结果是一样的。

1702 对机械指数 (MI)，在某些情况下，公式中所使用的频率数值可能会有差异。

1703 F. 6.2 优点

1704 主要的益处是实质性的：

1705 ——所要求的测量次数和所公布参数的数目大大减少，对每个探头只要求进行两组测量，而不是对
 1706 每个超声换能器每种操作模式进行两组测量；

1707 ——新参数的定义能够适用于新型成像技术中，更加复杂的输出方式和序列；

1708 ——对更加复杂操作模式的测量能够用相对更加直接了当的测量设备来完成。

1709 现有的测量方法仍能使用，且要能够获得一致性的结果。对简单的、非扫描系统（也可能对许多其
 1710 它的）声学量值的数值与源于现有定义的量值而言没有变化。

1711 F. 6.3 缺点

1712 技术缺点包括：

1713 ——辅助频率量值的引入；

1714 ——该方法可能易受电噪声的影响；

1715 ——对现有的测量方法和设备可能要进行很小的改动；

1716 ——对长时间（1s 以上）序列有效波形存储的要求。

1717

附录 G
(资料性附录)
传播媒质和脱气

1718
1719
1720
1721 很明确，声空化能够对测量造成显著的影响，在媒质中先前存在气体或蒸汽微气泡中，空穴成长、
1722 振荡和崩溃。在超声测量期间，这些气泡会散射被测换能器发射的超声，造成被测数值的不稳定和低估。
1723 因此需要已知测量期间何时发生空化，还需要确定能够将空化效应减至最小的适合媒质。

1724 在[63、64]中描述了检测空化发作的测量方法，尤其是工作频率基频的多次谐波存在时，常常发生
1725 的惯性空化。在[63、64]中给出了使用针状水听器获得声谱的实例。

1726 研究脱气水可能采用的方法见[65]，在 IEC/TS 62871 中列出。
1727

1728 附 录 H
1729 (资料性附录)
1730 特殊超声场

1731 H.1 诊断声场

1732 H.1.1 声参数之间有用的关系

1733 在各种声参数之间存在许多有用的关系, 可用来核查声输出测量的一致性, 下面给出一些实例。

1734 空间峰值脉冲平均声强 I_{sppa} 与空间峰值时间平均声强 I_{spta} 的关系:

$$1735 \quad I_{sppa} = prp \cdot I_{spta} / t_d \quad \dots\dots\dots (H. 1)$$

1736 总超声功率的确定, 可以采用 7.2.7 或 IEC 61161 所述的步骤和方法。若总超声功率 P 已知, 则可以确定空间平均时间平均声强 I_{sata} 的数值, 该值一般被高估。对自动扫描仪, 若 P_{beam} 是一根声扫描线发射的总功率, 则下列等式和不等式成立:

$$1739 \quad P = \text{声扫描线的总数} \times P_{beam} \quad \dots\dots\dots (H. 2)$$

1740 对非自动扫描系统:

$$1741 \quad P / A_b > \text{空间平均时间平均声强}$$

1742 对自动扫描系统:

$$1743 \quad P / (\text{扫描面积}) > \text{空间平均时间平均声强}$$

$$1744 \quad \text{扫描宽度} > s_s \times \text{声扫描线的总数}$$

1745 式中:

1746 s_s ——超声扫描线间距 (见 3.72)。

1747 在此假定, 扫描线是等间隔的, 但不是必要条件。对某些类型的换能器, 诸如线阵, “扫描宽度”
1748 表示平行于线阵表面, 与距端面 (矩形扫描几何形状) 距离无关的直线方向的扫描宽度。对其它换能器,
1749 诸如扇形扫描仪, “扫描宽度”表示通常位于换能器壳体上表面中心点的扫描宽度, 在这种情形下, “扫
1750 描宽度”取决于特定距离处的 s_s 值。

1751 H.1.2 脉冲波诊断设备

1752 对所有的脉冲波诊断设备, 发射脉冲波形, 分析回波或传输信号。

1753 脉冲回波诊断设备的声输出通常由声工作频率在 1MHz 至 12MHz 范围内, 脉冲重复频率介于 1kHz
1754 和 5kHz 之间的超声单脉冲组成。脉冲多普勒设备通常由许多个周期的声脉冲组成, 其脉冲重复频率类
1755 似或可能高于脉冲回波设备。对这两种类型的设备, 超声通常聚焦在距换能器数厘米至 20 厘米的距离
1756 处, 在焦点处的峰值声压通常介于 0.2MPa 和 10MPa 之间。对沿着不同超声扫描线发射连续脉冲的线阵、
1757 扇扫和相控阵扫描仪, 声脉冲波形大致维持不变。

1758 对脉冲回波设备, 焦点直径通常小于 3mm, 如 5.1.6 所述, 需要水听器的有效单元直径大致为 0.5mm,
1759 还要相对精确地调整水听器。

1760 由于声压较高, 局部畸变参数 σ_q (见 3.38) 通常大于 0.5, 在这种情况下, 对水听器的带宽要求
1761 加大, 而且由于取决于频率的指向性响应, 对水听器的角度调整提出了附加要求。在这些条件下, 将水
1762 听器旋转至最佳位置确保获得最大接收信号是很重要的 (见 5.2.2)。

1763 总之, 诊断设备对水听器带宽和直角坐标定位系统有最高的要求, 薄膜或针状 PVDF 水听器是最基

1764 本的要求（见 B.9），一些研究显示需要使用宽带水听器[12、66、67、68]。

1765 在包含空间峰值时间峰值声压的平面上进行确定最大声输出的测量时，预期该平面靠近换能器的焦
1766 点。在典型的焦点距离上，为了导出声强，通常假定声压和声强之间的平方法则关系成立，尽管可能发
1767 生与非线性失真相关的不确定度，仍然做出该假设。

1768 H.1.3 连续波诊断设备

1769 连续波多普勒系统的频率通常介于 2MHz 和 10MHz 之间，声学透镜用来将超声聚焦在换能器端面至
1770 8cm 的区域内。有时换能器阵元采用 D 形晶片，使得在任何平面组合中其最大值相同。峰值声压通常低
1771 于 0.1MPa，局部畸变参数一般低于 0.5，不需要使用宽带水听器。

1772 焦点直径可能小于 3mm，如 5.1.6 所述，需要水听器的有效单元直径大致为 0.5mm 或更小。对更高
1773 频率的装置，在偏离声轴的距离大于换能器半径的位置处进行测量时，可能需要旋转水听器。

1774 对胎儿监护仪，声束通常是发散的，峰值声压通常位于超声换能器的端面上。在这种情况下，常用
1775 的对超声声强的平面波传播近似不成立（见 7.2.5）。因此，除非折中考虑，否则只能详细说明声压参
1776 数。这种折中考虑是进行这样的测量，即在整个声场中，可以假定声强是平面前进波，这个距离不包含
1777 空间峰值时间峰值声压的平面。对发散声束，尽管不是严格地适用，参考文献[1]给出的准则，对平面
1778 活塞换能器而言，可用来评估真实声强和声压平方导出声强两者之间的差异。适当的折中方案是在距换
1779 能器端面一个和两个超声换能器阵元直径的距离之间进行测量。对平面活塞换能器，这两种情况产生的
1780 误差是 4% 和 <2%。

1781 H.2 治疗声场

1782 H.2.1 理疗设备

1783 用于理疗的超声换能器通常工作在连续波或长猝发激励状态，频率在 0.75 MHz 和 3 MHz 之间，IEC
1784 61689 是相关的测量标准。典型的换能器有效单元直径为 20mm，还可能配有声透镜用来改变超声场。峰
1785 值声压低于 0.5MPa，在换能器的近场无明显的声压波形非线性失真产生。

1786 尽管通常要求在近场进行测量，一般而言可以在任何平面上进行，在小于两个换能器直径的距离上
1787 测量时，与连续波多普勒装置（见 H.1.3）的情况相同，存在相同的将声压转化成声强的问题。故为获
1788 得声强的绝对数值，建议在大于或等于一个换能器直径的距离上进行测量。

1789 H.2.2 高热

1790 本章保留对高强度聚焦超声（HIFU）设备的特殊意见，正在考虑中。

1791 H.3 手术声场

1792 H.3.1 碎石机

1793 对压力脉冲碎石机所产生声场测量的特殊意见参见 IEC 61846 的规定。

1794 H.3.2 低频手术应用

1795 对低频手术系统所产生声场测量的特殊意见参见 IEC 61847 的规定。

1796

附录 I

(资料性附录)

水听器测量声学量值的不确定度评估

1797
1798
1799

1800 1.1 概述

1801 为了真实有效, 测量结果要附有 6.4.2 所规定的相关不确定度, 在评估和表述校准的不确定度时,
1802 应遵循“ISO 测量不确定度表述导则 (ISO GUM)”所提供的指导。

1803 通常, 根据数值评估的方式将不确定度分量分组:

1804 A 类: 按照统计方式评估;

1805 B 类: 按照其它方式评估。

1806 1.2 总(扩展)不确定度

1807 按照 ISO GUM 所述的方式, 根据所有的不确定度分量获得总不确定度。

1808 在合成不确定度分量时, 当分量值用分贝为单位时, 要仔细考虑。在合成之前, 理想的是将数值以
1809 线性的形式表示(例如用百分数或用量值的单位), 不要采用分贝单位。扩展不确定度的最终数值可以
1810 用量值的单位或百分数表示, 或根据要求转化成用分贝表示。

1811 注 1: 要意识到采用分贝单位表示不确定度可能导致非对称分布(例如, +1.5dB 等于+19%, -1.5dB 等于-16%);

1812 注 2: 当每个不确定度分量都很小, 例如, 小于 1dB, 则能够采用分贝, 来计算总不确定度。

1813 1.3 不确定度的共同来源

1814 下文列出了采用水听器法时, 不确定度的共同来源。这个列举可能并不完整, 但在进行特定参数的
1815 评估时可作为一个导则。取决于所测的参数, 这些来源中的某些(尽管可能不是全部)需要进行评估。
1816 例如, 对所用信号使用相同的测量通道(放大器、滤波器、电压表等), 仅测量幅度比, 可以将测量仪
1817 器的误差减至最小。然而由于无法在所有情况下均采用该方式, 故在列举表中还是包括这些来源分量。

1818 各种潜在的不确定来源如下。

1819 源于调整和水径:

1820 ——相对于最大信号的水听器定位;

1821 ——失调, 尤其是在高频下水听器的响应可能远不同于其全指向性; 声发射的干扰, 导致不满足自
1822 由场条件;

1823 ——水听器装配件的声散射(或装配件感应或传导的振动);

1824 ——换能器和/或水听器的气泡或空气附着, 通过对换能器和水听器的适当润湿和浸泡可以将其减
1825 至最小;

1826 ——水中空化的气泡或尘埃微粒;

1827 ——测量期间环境条件的波动(例如, 温度、深度、装配件/传动装置等);

1828 ——距离测量的误差。

1829 与信号处理相关的误差:

1830 ——包括射频感应在内的水听器信号的电噪声;

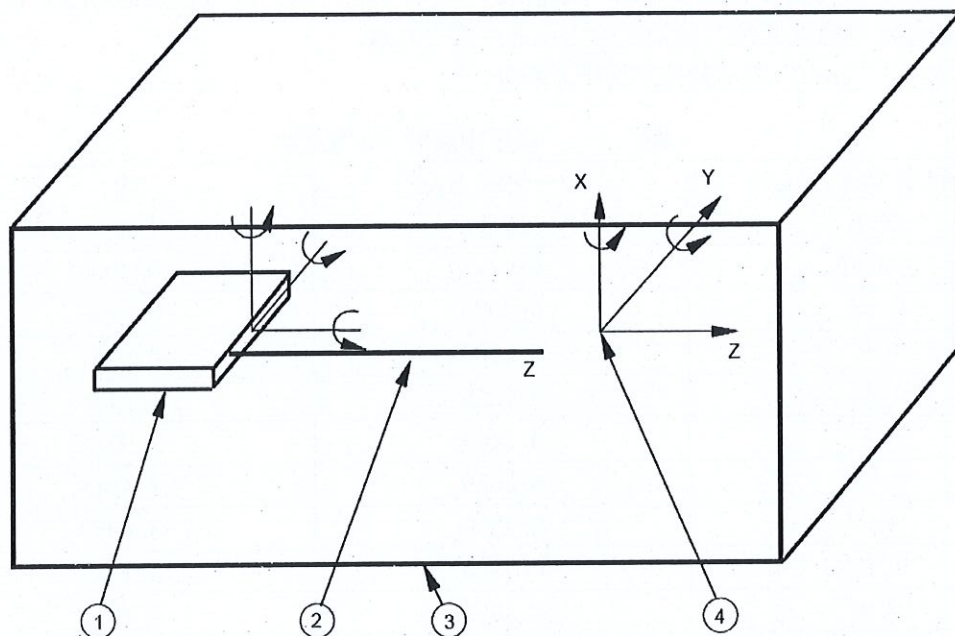
1831 ——对延长电缆和前置放大器负载, 进行电负载修正的不准确性;

- 1832 ——所用电信号衰减器的不准确性;
- 1833 ——由于测量系统非线性造成的误差(采用等于所测量信号大小的校准衰减器可以明显减小该影响);
- 1834 ——所用放大器、滤波器和数字化仪增益的不准确性;
- 1835 ——接收电压测量的误差(包括测量仪器,电压表、数字化仪等的准确性);
- 1836 ——数字化仪分辨率的准确性;
- 1837 ——时间基准的误差。
- 1838 与超声场相关的误差:
- 1839 ——声扫描线的重叠;
- 1840 ——扫描线间的波动;
- 1841 ——不变条件的不满足;
- 1842 ——声频率数值的误差;
- 1843 ——水密度数值的误差;
- 1844 ——重复测量期间局部温度的波动;
- 1845 ——超声换能器的不稳定(例如,输出或电激励条件的不稳定);
- 1846 ——水听器校准;
- 1847 ——水听器的不稳定;
- 1848 ——水听器的温度敏感性;
- 1849 ——非线性失真;
- 1850 ——由于水听器有限尺寸引起的空间平均效应。
- 1851
- 1852

附录 J
 (资料性附录)
 换能器和水听器定位系统

1853
 1854
 1855

1856 能够满足 5.2 规定要求的超声换能器和水听器的装配方法有很多种。图 J.1 所示是一种可能的系统
 1857 形式。



1858
 1859

说明:

- 1860 1——超声换能器 (线阵) (可任意移动)
- 1861 2——声束轴
- 1862 3——水槽
- 1863 4——水听器敏感单元
- 1864 X、Y 和 Z 表示水听器和超声换能器轴线的方向

1865
 1866
 1867

图 J.1 换能器和水听器自由度的示意图

1868
1869
1870

附 录 K
(资料性附录)
声束宽度中点法

1871 在声束宽度中点法中,采用正交直线扫描法,脉冲声压平方积分的平方根值分割成 20 个间隔,分
1872 别对应-0.1dB 至-26dB,见表 K.1。

1873 允许在表中许多信号的分贝级处计算声束宽度,平均其中心位置获得声束宽度中点的 x 和 y 值,垂
1874 直于扫描线,并通过中点的直线与扫描线的交点是声束中心点。

1875 在下表 K.1 中,“ $ppsi$ ”表示脉冲声压平方积分。

1876

表 K.1 确定中点的-dB 宽度级

归一化的 $\text{SQRT}(ppsi)$ 线性	归一化的 $ppsi$ 线性	级 dB
0.9885	0.9771	-0.1006
0.95	0.9025	-0.4455
0.9	0.8100	-0.9151
0.85	0.7225	-1.4116
0.8	0.6400	-1.9382
0.75	0.5625	-2.4988
0.7	0.4900	-3.0980
0.65	0.4225	-3.7417
0.6	0.3600	-4.4370
0.55	0.3025	-5.1927
0.5	0.2500	-6.0206
0.45	0.2025	-6.9357
0.4	0.1600	-7.9588
0.35	0.1225	-9.1186
0.3	0.0900	-10.4576
0.25	0.0625	-12.0412
0.2	0.0400	-13.9794
0.15	0.0225	-16.4782
0.1	0.0100	-20.0000
0.05	0.0025	-26.0206

1877

参考文献

- 1878 [1] RADULESCU, EG., LEWIN, PA., NOWICKI, A. and BERGER, WA. Hydrophones' effective diameter
1879 measurements as a quasi-continuous function of frequency. *Ultrasonics*, 2003, vol. 41, iss.
1880 8, p. 635-641.
- 1881 [3] ISO Guide to the expression of uncertainty in measurement. Geneva, Switzerland, 1995.
- 1882 [4] BEISSNER, K. Maximum hydrophone size in ultrasonic field measurements. *Acustica*, 1985,
1883 vol. 59,
1884 p. 61-66.
- 1885 [5] HARRIS, GR. Transient field of a baffled planar piston having an arbitrary vibration
1886 amplitude distribution. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1981, vol. 70, p. 186-204.
- 1887 [6] FAY, B. Numerische Berechnung der Beugungsverluste im Schallfeld von Ultraschallwandlern.
1888 *Acustica*, 1976, vol. 36, p. 209-213.
- 1889 [7] KHIMUNIN, AS. On the ultrasound diffraction losses for circular transducers of different
1890 radii. *Acustica*, 1983, vol. 54, p. 13-22.
- 1891 [8] HARRIS, GR. A model of the effects of hydrophone and amplifier frequency response on
1892 ultrasound exposure measurements. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, September
1893 1991, vol. 38, iss 5, p. 413-417.
- 1894 [9] HARRIS, GR. Are current hydrophone low frequency response standards acceptable for
1895 measuring mechanical/cavitation indices? *Ultrasonics*, 1996, vol. 34, iss. 6, p. 649-654.
- 1896 [10] LEWIN, PA., SCHAFFER, ME. and CHIVERS, RC. Factors affecting the choice of preamplification
1897 for ultrasonic hydrophone probes. *Ultrasound Med. Biol.*, March 1987, vol. 13, no. 3, p. 141-148.
- 1898 [11] PRESTON, RC., BACON, DR., LIVETT, AJ. and RAJENDRAN, K. PVDF membrane hydrophone
1899 performance properties and their relevance to the measurement of the acoustic output of medical
1900 ultrasonic equipment. *J. Phys. E: Sci. Instrum.*, 1983, vol. 16, p. 786-796.
- 1901 [12] SMITH, RA. The importance of the frequency response of a hydrophone when characterising
1902 medical ultrasonic fields. *Proc. Inst. Acoustics*, 1986, vol. 8, Part 2, p. 119-128.
- 1903 [13] LEWIN, PA. Calibration of Hydrophones. Technical Review, Brüel and Kjær, 1973, vol. 1,
1904 p. 3-17.
- 1905 [14] PRESTON, RC., BACON, DR. and SMITH, RA. Calibration of medical ultrasonic equipment -
1906 procedures and accuracy assessment. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, March
1907 1988, vol. 35 iss. 2, p. 110-121.
- 1908 [15] HARRIS, GR. Hydrophone measurements in diagnostic ultrasound fields. *IEEE Trans. Ultrason.*
1909 *Ferroelectr. Freq. Contr.*, March 1988, vol. 35, iss. 2, p. 87-101.
- 1910 [16] SHOMBERT, DG. and HARRIS, GR. Use of miniature hydrophones to determine peak intensities
1911 typical of medical ultrasound devices. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, May
1912 1986, vol. 33, iss. 3, p. 287-294.
- 1913 [17] AIUM/NEMA. Acoustic output measurement standard for diagnostic ultrasound equipment.
1914 (NEMA Standards Publication UD 2-2004, Revision 3). Laurel, MD: American Institute of
1915 Ultrasound in Medicine (AIUM); Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association
1916 (NEMA), 2004.

- 1917 [18] ZEQRIRI, B. and BOND, AD. The influence of waveform distortion on hydrophone
1918 spatial-averaging corrections - Theory and measurement. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1992, vol. 92,
1919 p. 1809-1821.
- 1920 [19] EC COMMUNITY BUREAU OF REFERENCE (BCR). Development of standard measurement methods for
1921 essential properties of ultrasound therapy equipment (TNO Report CMT/92.031). Leiden, the
1922 Netherlands: Centre for Medical Technology, 1992.
- 1923 [20] HEKKENBERG, RT., REIBOLD, R. and ZEQRIRI, B. Development of standard measurement methods
1924 for essential properties of ultrasound therapy equipment. *UltrasoundMed. Biol.*, 1994, vol. 20,
1925 no. 1, p. 83-98.
- 1926 [21] STAUDENRAUS, J. and EISENMENGER, W. Fiber-optic hydrophone for ultrasonic and shockwave
1927 measurements in water. *Ultrasonics*, 1993, vol. 31, iss. 4, p. 267-273.
- 1928 [22] WILKENS, V. and KOCH, C. Amplitude and phase calibration of hydrophones up to 70 MHz using
1929 broadband pulse excitation and an optical reference hydrophone. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2004,
1930 vol. 115,
1931 p. 2892-2903.
- 1932 [23] LEWIN, PA., UMCHID, S., SUTIN, A. and SARVAZYAN, A. Beyond 40 MHz frontier: the future
1933 technologies for calibration and sensing of acoustic fields. *J. Phys. : Conf. Ser.*, 2004, vol.
1934 1, p. 38-43.
- 1935 [24] LEWIN, PA. and CHIVERS, RC. Two miniature ceramic ultrasonic probes. *J. Phys. E: Sci.*
1936 *Instrum.*, 1981, vol. 14, p. 1420-1424.
- 1937 [25] SHOMBERT, DG., SMITH, SW. and HARRIS, GR. Angular response of miniature ultrasonic
1938 hydrophones. *Med. Physics*, July-August 1982, vol. 9, no. 4, p. 484-492.
- 1939 [26] LEWIN, PA. Miniature piezoelectric polymer ultrasonic hydrophone probes. *Ultrasonics*,
1940 September 1981, vol. 19, iss. 5, p. 213-216.
- 1941 [27] WILSON, DT., TANCRELL, RH. and CALLERAME, J. PVF2 polymer microprobe. *Proceedings of the*
1942 *IEEE Ultrasonics Symposium*, 1979, p. 506-510.
- 1943 [28] BACON, DR. Characteristics of a PVDF membrane hydrophone for use in the range 1-100 MHz.
1944 *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, January 1982, vol. SU-29, no. 1, p. 18-25.
- 1945 [29] DEREGGI, AS., ROTH, SC., KENNEY, JM., EDELMAN, S. and HARRIS, GR. Piezoelectric polymer
1946 probe for ultrasonic applications. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1981, vol. 69, p. 853-859.
- 1947 [30] UEBERLE, F. Shockwave Measurements Using an Optical Light Spot Hydrophone. *BMT Conference*
1948 *Proceedings*, Zürich, September 2006.
- 1949 [31] GRANZ, B., NANKE, R., FEHRE, J., PFISTER, T. and ENGELBRECHT, R. Light Spot Hydrophone,
1950 *Innovation in Lithotripsy. Medical Solutions*, June 2004, p. 86-87.
- 1951 [32] KOCH, C. and REIBOLD, R. Interferometric fiber-optic sensor for measurement of
1952 lithotripter shock waves. *Proceedings of the 1995 World Congress on Ultrasonics*, 1995, p.
1953 931-934. ISBN 3-9805013-0-2.
- 1954 [33] KOCH, C. Measurement of ultrasonic pressure by heterodyne interferometry with a fiber-tip
1955 sensor. *Appl. Optics*, May 1999, vol. 38, iss. 13, p. 2812-2819.
- 1956 [34] KOCH, C., MOLKENSTRUCK, W. and REIBOLD, R. Shock-wave measurement using a calibrated
1957 interferometric fiber-tip sensor. *Ultrasound Med. Biol.*, 1997, vol. 23, iss. 8, p. 1259-1266.
- 1958 [35] BEARD, PC. and MILLS, TN. Extrinsic optical-fiber ultrasound sensor using a thin polymer
1959 film as a low-finesse Fabry-Perot interferometer. *Appl. Optics*, February 1996, vol. 35, iss.

- 1960 4, p. 663-675.
- 1961 [36] KOCH, Ch. Coated fiber-optic hydrophone for ultrasonic measurement. *Ultrasonics*, August
- 1962 1996, vol. 34, iss. 6, p. 687-689.
- 1963 [37] COLEMAN, A.J., DRAGUIOTI, E., TIPTAF, R., SHOTRI, N. and SAUNDERS, JE. Acoustic performance
- 1964 and clinical use of a fibreoptic hydrophone. *Ultrasound Med. Biol.*, January 1998, vol. 24,
- 1965 iss. 1, p. 143-151.
- 1966 [38] UNO, Y. and NAKAMURA, K. Pressure sensitivity of a fibre-optic microprobe for high
- 1967 frequency ultrasonic field. *Jpn. J. Appl. Phys.*, 1999, vol. 38, p. 3120-3123.
- 1968 [39] BEARD, PC., PERENNES, F. and MILLS, TN. Transduction mechanisms of the Fabry-Perot polymer
- 1969 film sensing concept for wideband ultrasound detection. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr.*
- 1970 *Freq. Contr.*, November 1999, vol. 46, iss. 6, p. 1575-1582.
- 1971 [40] BEARD, PC., HURRELL, AM. and MILLS, TN. Characterization of a polymer film optical fiber
- 1972 hydrophone for use in the range 1 to 20 MHz: A comparison with PVDF needle and membrane
- 1973 hydrophones. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, January 2000, vol. 47, iss. 1,
- 1974 p. 256-264.
- 1975 [41] WURSTER, C., KÖHLER, M., PECHA, R., EISENMENGER, W., SUHR, D., IRMER, U., BRUMMER, F.
- 1976 and HÜLSER, D. Negative pressure measurements of water using the glass fiber optic hydrophone.
- 1977 *Proceedings of the 1995 World Congress on Ultrasonics*, 1995, p. 635-638. ISBN 3-9805013-0-2.
- 1978 [42] WANG, ZQ., LAUXMANN, P., WURSTER, C., KÖHLER, M., GOMPF, B. and EISENMENGER, W. Impulse
- 1979 response of a fiber optic probe hydrophone determined with shock waves in water. *J. Appl. Phys.*,
- 1980 1 March 1999, vol. 85, iss. 5, p. 2514-2516.
- 1981 [43] KRÜCKER, JF., EISENBERG, A., KRIX, M., LÖTSCH, R., PESSEL, M. and TRIER, H. Rigid piston
- 1982 approximation for computing the transfer function and angular response of a fiber-optic
- 1983 hydrophone. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2000, vol. 107, p. 1994-2003.
- 1984 [44] WEISE, W., WILKENS, V. and KOCH, C. Frequency response of fiber-optic multilayer
- 1985 hydrophones: experimental investigation and finite element simulation. *IEEE Trans. Ultrason.*
- 1986 *Ferroelectr. Freq. Contr.*, July 2002, vol. 49, iss. 7, p. 937-945.
- 1987 [45] WILKENS, V., KOCH, C. Optical multilayer detection array for fast ultrasonic field mapping.
- 1988 *Opt. Lett.*, 1999, vol. 24, 1026-28.
- 1989 [46] BEARD, P. C. Two-dimensional ultrasound receive array using an angle-tuned Fabry-Perot
- 1990 Polymer film sensor for transducer field characterization and transmission ultrasound imaging.
- 1991 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr.*, 2005, vol. 52, pp. 1002-12.
- 1992 [47] WILKENS, V. Characterization of an optical multilayer hydrophone with constant frequency
- 1993 response in the range from 1 to 75 MHz. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2003, vol. 113, 1431-38.
- 1994 [48] BEISSNER, K. The influence of membrane reflections on ultrasonic power measurements.
- 1995 *Acustica*, 1982, vol. 50, p. 194-200.
- 1996 [49] LEWIN, PA. and SCHAFFER, ME. Ultrasonic probes in measurement practice. *Medical Device*
- 1997 *and Diagnostic Industry*, 1986, vol. 8, no. 5, p. 40-45.
- 1998 [50] BEISSNER, K. On the plane-wave approximation of acoustic intensity. *J. Acoust. Soc. Am.*,
- 1999 1982, vol. 71, p. 1406-1411.
- 2000 [51] KAYE, GWC. and LABY, TH. *Tables of Physical and Chemical Constants and Some Mathematical*
- 2001 *Functions*. 14th edition. Longman Group Ltd., 1973.
- 2002 [52] KOCH, C. Amplitude and phase calibration of hydrophones by heterodyne and timegated

- 2003 time-delay spectrometry. IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr., March 2003, vol.
 2004 50, iss. 3, p. 344-348.
- 2005 [53] ORAN BRIGHAM, E. The Fast Fourier Transform and its Applications. Prentice Hall, 1988.
 2006 ISBN 0-13-307547-8
- 2007 [54] PRESTON, RC., BACON, DR. and SMITH, RA. Calibration of medical ultrasonic
 2008 equipment-procedures and accuracy assessment. IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.,
 2009 March 1988, vol. 35, iss. 2,
 2010 p. 110-121.
- 2011 [55] SMITH, RA. Are hydrophones of diameter 0.5 mm small enough to characterize diagnostic
 2012 ultrasound equipment? Phys. Med. Biol., 1989, vol. 34, p. 1593-1607.
- 2013 [56] SELFRIDGE, A. and LEWIN, PA. Wideband Spherically Focused PVDF Acoustic Sources for
 2014 Calibration of Ultrasound Hydrophone Probes. IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.,
 2015 November 2000, vol. 47, iss. 6, p. 1372-1376.
- 2016 [57] RADULESCU, EG., LEWIN, PA., GOLDSTEIN, A. and NOWICKI, A. Hydrophone spatial averaging
 2017 corrections from 1-40 MHz. IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr., November 2001,
 2018 vol. 48, iss. 6,
 2019 p. 1575-1580.
- 2020 [58] RADULESCU, EG., WÓJCIK, J., LEWIN, PA. and NOWICKI, A. Nonlinear propagation model for
 2021 ultrasound hydrophones calibration in the frequency range up to 100 MHz. Ultrasonics, June
 2022 2003, vol. 41, iss. 4, p. 239-245.
- 2023 [59] RADULESCU, EG., LEWIN, PA. and NOWICKI, A. 1-60 MHz Measurements in Focused Acoustic Fields
 2024 using Spatial Averaging Corrections. Ultrasonics, May 2002, vol. 40, iss. 1-8, p. 497-501.
- 2025 [60] LEWIN, PA., BARRIE-SMITH, N., HYNYNEN, K., IDE, M. and MACDONALD, M. Interlaboratory
 2026 Acoustic Power Measurement. J. Ultrasound in Medicine, 2003, vol. 22, p. 207-213.
- 2027 [61] RADULESCU, EG., LEWIN, PA., WÓJCIK, J. and NOWICKI, A. Calibration of ultrasonic
 2028 hydrophone probes up to 100 MHz using time gating frequency analysis and finite amplitude waves.
 2029 Ultrasonics, June 2003, vol. 41, iss. 4, p. 247-254.
- 2030 [62] SMITH, RA. The evaluation of small area hydrophones [NPL Report RSA(EXT)2]. Teddington,
 2031 Middlesex, UK: National Physical Laboratory, 1989.
- 2032 [63] HEKKENBERG, RT., BEISSNER, K., ZEQRIRI, B., BEZEMER, RA. and HODNETT, M. Validated
 2033 ultrasonic power measurements up to 20 W. Ultrasound Med. Biol., 2001, vol. 27, no. 3, p.
 2034 427-438.
- 2035 [64] HEKKENBERG, RT., BEISSNER, K. and ZEQRIRI, B. Therapy-level ultrasonic power measurement.
 2036 Final Technical Report, EC project SMT4-CT96-2139, European Commission report EUR 19510, 2000.
 2037 ISBN 92-828-9027-9
- 2038 [65] HEKKENBERG, RT., BEISSNER, K. and ZEQRIRI, B. Guidance on propagation medium and degassing
 2039 for ultrasonic power measurements in the range of physiotherapy-level ultrasonic power. EC
 2040 project SMT4-CT96-2139, European Commission report EUR 19511, 2000. ISBN 92-828-9838-5
- 2041 [66] RADULESCU, EG., WÓJCIK, J., LEWIN, PA. and NOWICKI, A. Probing acoustic fields of
 2042 clinically relevant transducers: the effect of hydrophone probes' finite apertures and
 2043 bandwidths. IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr., October 2004, vol. 51, iss. 10,
 2044 p. 1262-1270.
- 2045 [67] DUCK, FA and STARRITT, HC. Acoustic shock generation by ultrasonic imaging equipment.

- 2046 Brit. J. Radiol., 1984, vol. 57, p. 231-240.
2047 [68] HEKKENBERG, RT., OOSTERBAAN, WA., MCCARTY, K. and MEAD, D. Acoustic output and related
2048 performance of 5 duplex scanners: ATL UM-9, ESAOTE SIM 5000, HITACHI EUB-450, QUANTUM QAD-PV,
2049 VINGMED CFM-700. report: MTD/90.033, June 1990.
2050
2051 其他论文
2052 IEC 60050-802, International Electrotechnical Vocabulary - Chapter 802: Ultrasonics
2053
2054 IEC 60469-1:1987, Pulse techniques and apparatus - Part 1: Pulse terms and definitions
2055
2056 IEC 60601-2-5:2009, Medical electrical equipment -Part 2-5: Particular requirements for the
2057 safety of ultrasonic physiotherapy equipment
2058
2059 IEC 60601-2-37, Medical electrical equipment - Part 2-37: Particular requirements for the
2060 safety of ultrasonic medical diagnostic and monitoring equipment
2061
2062 IEC 61157:2007, Standard means for the reporting of the acoustic output of medical diagnostic
2063 ultrasonic equipment Amendment 1 (To be published)
2064
2065 IEC 61161:2006, Ultrasonics -Power measurement-Radiation force balances and performance
2066 requirements.
2067
2068 IEC/TS 61949:2007, Ultrasonics - Field characterisation - In situ exposure estimation in
2069 finite-amplitude ultrasonic beams
2070
2071 IEC 62359, Ultrasonics - Field characterization - Test methods for the determination of
2072 indices related to medical diagnostic ultrasonic fields
2073
2074 IEC/TS 62781 Ultrasonics - Conditioning of water for ultrasonic measurements
2075
-

