



中华人民共和国国家标准

GB/T 19890—2005

声学 高强度聚焦超声(HIFU)声功率 和声场特性的测量

Acoustics—High intensity focused ultrasound (HIFU) measurements of acoustic
power and field characteristics

2005-09-09 发布

2006-04-01 实施



中华人民共和国国家质量监督检验检疫总局
中国国家标准化管理委员会

发布

中 华 人 民 共 和 国
国 家 标 准
声学 高强度聚焦超声(HIFU)声功率
和声场特性的测量
GB/T 19890—2005

*

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.bzcbs.com

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

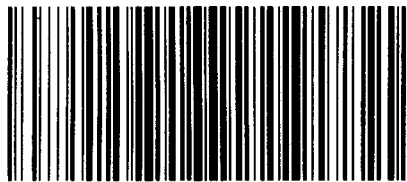
*

开本 880×1230 1/16 印张 1.25 字数 28 千字
2006年2月第一版 2006年2月第一次印刷

*

书号: 155066·1-26918 定价 13.00 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



GB/T 19890—2005

前 言

本标准由中国科学院提出。

本标准由全国声学标准化技术委员会(SAC/TC 17)归口。

本标准起草单位:上海交通大学、中国科学院声学研究所、同济大学声学研究所、中国船舶重工集团公司第七一五研究所、国家武汉医用超声波仪器质量监督检测中心、无锡海鹰电子医疗系统有限公司科研所、重庆医科大学医学超声工程研究所、北京源德生物医学工程有限公司。

本标准主要起草人:寿文德、夏荣民、黄小唯、朱厚卿、牛凤岐、钱梦騄、王月兵、忙安石、耿晓鸣、李发琪、于晋生。

引 言

近十几年来,高强度聚焦超声(HIFU)治疗技术在国内外都取得了显著的进步。我国在 HIFU 的医学应用和产品制造方面发展很快。有多家企业的相关产品获准进入市场,并已正式用于医学临床。基础医学、临床医学和产品制造的快速发展,对高强度聚焦超声的基本声学特性测量标准化提出了迫切的要求。为促进 HIFU 技术的更好的发展,解决制定产品行业标准的急需,在起草单位多年研究工作的基础上,制定了本标准。

目 次

前言	Ⅲ
引言	Ⅳ
1 范围	1
2 规范性引用文件	1
3 术语和定义	1
4 总则	3
5 测量系统的要求	4
5.1 辐射力天平系统的要求	4
5.2 水听器测量系统的要求	4
5.3 测量水槽的要求	5
5.4 对水和除气的要求	7
5.5 对被测高强度聚焦系统的要求	7
5.6 对测量仪器的要求	7
6 声功率测量方法	8
6.1 辐射力的测量	8
6.2 声功率的计算	8
7 声场特性的测量	9
7.1 测量准备工作	9
7.2 水听器的对准	9
7.3 测量步骤	10
参考文献	12

声学 高强度聚焦超声(HIFU)声功率 和声场特性的测量

1 范围

本标准规定了 0.5 MHz~5 MHz 频率范围内在水中的高强度聚焦超声(HIFU)声功率和声场特性参数的测量条件和方法。

本标准适用于高强度聚焦超声系统。

注 1: 本标准使用 SI 单位。在某些参数说明中,例如声束面积参数和声强参数,使用其他单位可能更方便。例如:
声束面积单位可用 cm^2 , 声强单位可用 W/cm^2 或 kW/cm^2 。

注 2: 本标准规定的测量范围:功率不大于 500 W;声强不大于 $5000 \text{ W}/\text{cm}^2$ 。

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 3947—1996 声学名词术语

3 术语和定义

GB/T 3947—1996 确定的以及下列术语和定义适用于本标准。

3.1

高强度聚焦超声 high intensity focused ultrasound (HIFU)

用声学、电子学等方法,将超声束会聚到媒质中的狭小区域,形成声强高到足以引起剧烈的物理、化学、生物等效应的超声波。

3.2

声强[度] sound intensity, acoustic intensity

I

某一时刻,在声场中某点上,与质点速度方向垂直的单位面积上在单位时间内通过的声能称为瞬时声强。在稳态声场中,声强为瞬时声强在一定时间内的平均值。

注:单位为 W/cm^2 。

3.3

声压焦点 pressure focus

整个声场中脉冲声压平方积分最大值所在的位置。在连续波条件下,为声场中声压最大有效值所在的位置。

3.4

声压焦平面 pressure focal plane

包含声压焦点并垂直于声束轴的平面。

3.5

时间平均声强 temporal average intensity

I_{ta}

声场中特定点瞬时声强的时间平均值。除非有特殊规定,取平均的时间为声重复周期的整数倍。

注:单位为 W/cm^2 。

3.6

焦域 focal region

聚焦声场中包含焦点并具有下列性质的所有点构成的连续空间:在这些点处,时间平均声强(或声压有效值平方)大于或等于时间平均声强(或声压有效值平方)最大值的一个指定的百分数。对-3分贝或-6分贝焦域,指定的百分数分别是50%或25%。

3.7

-6 dB 声束面积内时间平均声强的空间平均值 temporal average intensity spatially averaged over the -6 dB beam area

I_{sal}

在自由场条件下,声压焦平面上-6 dB 声束面积内声功率的空间平均值,即 $I_{\text{sal}} = W_{-6 \text{ dB}} / A_{-6 \text{ dB}}$, $W_{-6 \text{ dB}}$ 为-6 dB 声束面积内通过的声功率, $A_{-6 \text{ dB}}$ 为声压焦平面内-6 dB 声束面积。

注:单位为 W/cm^2 。

3.8

脉冲平均声强 pulse average intensity

I_{pa}

声场中特定点上瞬时脉冲声强积分与脉冲持续时间的比值。

注:单位为 W/cm^2 。

3.9

空间峰值声强 spatial peak intensity

$I_{\text{sp}}, I_{\text{spta}}$

声场中或某一指定平面上时间平均声强的最大值。

注:对 HIFU 脉冲波,则是指声场中脉冲平均声强的最大值(I_{spta})。

单位为 W/cm^2 。

3.10

峰值负压 peak-negative acoustic pressure

p_-

峰值舒张声压 peak-rarefactional acoustic pressure

p_r

声场中或指定平面上,在声重复周期内负瞬时声压绝对值的最大值。

注:单位为 Pa。

3.11

-6 dB 焦域尺寸 full width at half (pressure) maximum FWHM

-6 dB 焦域在垂直于声束轴方向上和声束轴方向上的最大尺寸,即声压焦平面内的最大-6 dB 声束宽度和声束轴上的声压-6 dB 最大长度。

注:单位为 mm。

3.12

最大旁瓣级 maximum side lobe level

L_{sm}

声压焦平面内声压的第二极大值(次极大)与主瓣(主极大)声压极大值之比值,用分贝表示。

注:单位为 dB。

3.13

轴向次极大级 axial secondary maximum level

L_{asm}

在声束轴上声压第二最大值与(声轴)声压最大值的比值,用分贝表示。

注:单位为 dB。

3.14

声焦距 pressure focal length

 F_{pres}

换能器有效辐射面至声压焦点的距离。一般可用声压焦点处水听器接收到的声压信号与聚焦换能器的发射信号之间的声程差来表示。

注:单位为 mm。

3.15

超声聚焦换能器的有效面积 A effective area of an ultrasonic focusing transducer

预测的理想球面聚焦换能器焦平面上声压分布与实际球面聚焦超声换能器焦平面上观察到的声压分布近似等效时,该理想球面聚焦超声换能器的辐射表面积。

注:单位为 mm^2 。

3.16

声压聚焦增益 pressure focal gain

 G_{pfocal}

声焦点处的脉冲声压平方积分的平方根除以有效辐射面积内空间平均脉冲声压平方积分的平方根。

3.17

声工作频率 arithmetic-mean acoustic-working frequency

 f_{awf}

声压幅度频谱中,比峰值幅度低 3 dB 处的两个频率 f_1 和 f_2 的算术平均值。

对连续波或准连续波,即声压幅度频谱的基频。

注:单位为 Hz。

3.18

谐波畸变系数 harmonic distortion coefficient

 D

由于超声传播的非线性效应,高强度声场声压中除基频(一次谐波)分量外,随着超声的传播还产生了各阶谐波分量。声压中除基频以外的谐波分量声压幅值的总均方根值与包含基频在内的所有谐波分量声压幅值的总均方根值的比值。用百分数表示。

$$D = \frac{\sqrt{\sum_{i=2}^n p_i^2}}{\sqrt{\sum_{i=1}^n p_i^2}} = \frac{\sqrt{\sum_{i=2}^n H_i^2}}{\sqrt{1 + \sum_{i=2}^n H_i^2}} \times 100\% \quad \dots\dots\dots (1)$$

式中:

p_i ——第 i 次谐波声压分量幅值,单位为伏(V);

H_i ——第 i 次谐波声压分量与基波声压的幅度比值, $H_i = \frac{p_i}{p_1}$;

n ——谐波声压分量的最高次数。

4 总则

本标准规定采用辐射力法测量 HIFU 声源的声功率。鉴于声源形式的多样性,本标准给出了若干典型声源的声功率与吸收靶所受法向辐射力的关系式,以供估计测量不确定度时使用。

本标准规定 HIFU 声场参数测量采用水听器法,测定声场中的声压波形及其空间分布,再导出相应的声强和相关参数。依据测得的声场中声压分布,确定声场的声聚焦的几何参数。

5 测量系统的要求

5.1 辐射力天平系统的要求

5.1.1 靶的要求

本标准推荐采用吸收靶,要求其声压反射系数 $\leq 5\%$;声压透射系数小于 10% 。靶的面积足够大,其直径或最小尺度大于所截取平面内 -26 dB 声束宽度的 1.5 倍。

5.1.2 靶的支撑(或悬吊)系统要求

靶的支撑要有足够的稳定性,在测量中靶体的水平位移应足够小,不影响测量结果。保持靶面垂直于声束轴。

5.1.3 测力系统

测力系统可采用电子天平或测力传感器系统。要求其测量精密度优于 10^{-3} N。

5.2 水听器测量系统的要求

5.2.1 水听器的要求

5.2.1.1 水听器灵敏度的要求

水听器电缆末端的自由场电压灵敏度不低于 10 nV/Pa。

5.2.1.2 水听器频带宽度要求

在声工作频率的 2 倍频程范围内变化时,水听器灵敏度的起伏应处于 ± 6 dB 范围内。

5.2.1.3 水听器指向性要求

在声工作频率下,在声轴方向上声压 -6 dB 主波束宽 $\geq 70^\circ$

5.2.1.4 水听器有效半径的确定

测量 $\theta_{-3\text{ dB}}$ 和 $\theta_{-6\text{ dB}}$,用式(2)、(3)计算出 $a_{-3\text{ dB}}$ 和 $a_{-6\text{ dB}}$;用式(4)算出二者的算术平均值即水听器的有效半径 a

$$a_{-3\text{ dB}} = \frac{1.62}{k \sin \theta_{-3\text{ dB}}} \dots\dots\dots (2)$$

$$a_{-6\text{ dB}} = \frac{2.22}{k \sin \theta_{-6\text{ dB}}} \dots\dots\dots (3)$$

$$a = \frac{1}{2}(a_{-3\text{ dB}} + a_{-6\text{ dB}}) \dots\dots\dots (4)$$

式中:

k ——水中的声波数,单位为毫米分之一(mm^{-1});

$\theta_{-3\text{ dB}}, \theta_{-6\text{ dB}}$ ——分别为测量水听器指向性主瓣的 -3 dB 和 -6 dB 波束宽度角的一半。

5.2.1.5 水听器敏感元件的尺寸要求

理论上,水听器敏感元件的有效半径应当与四分之一波长可比拟或小于四分之一波长。或其最大有效半径满足下式:

$$a_{\max} = \frac{\lambda_{\text{awf}}}{8a_1}(l^2 + a_1^2)^{1/2} \dots\dots\dots (5)$$

式中:

λ_{awf} ——与声工作频率相对应的声波长,单位为毫米(mm);

a_1 ——超声换能器或换能器阵的有效半径,或其最大尺寸的一半,单位为毫米(mm);

l ——水听器与超声换能器表面间的距离,单位为毫米(mm)。

5.2.1.6 水听器的线性度

水听器的线性动态范围:至少在 10 MPa 瞬态声压作用下保持线性的电压输出,非线性度失真小于 10% 。

5.2.2 水听器安装调节夹具的要求

水听器安装调节夹具应能牢固夹持水听器,能绕通过水听器接收面中心并垂直于水听器主声轴的两个正交轴线旋转,作方位角和俯仰角的调节,并保证调节中水听器的接收面的中心不发生位移。

5.2.3 水听器夹具和支架的扫描和吸声要求

保证水听器能定位在声压焦点附近,并可在垂直于被测换能器或换能器阵的声束轴的平面上 $\pm 15\text{ mm}$ 范围内作直线步进扫描,步距 $\leq 0.1\lambda_{\text{awf}}$ 。在声束轴方向上 $\pm 25\text{ mm}$ 范围内作直线步进扫描,步距 $\leq 0.2\lambda_{\text{awf}}$ 。 λ_{awf} 为声工作频率下的波长。步距准确度优于 $10\text{ }\mu\text{m}$ 。

要求在水听器接收面周围的所有构件及水面采取充分的吸声措施,保证在测量过程中不产生影响测量结果的反射声信号。

5.3 测量水槽的要求

5.3.1 辐射力天平系统的测量水槽

对于聚焦声束向上传播的换能器系统,应将换能器或换能器阵固定在水槽下方,调节其声束方向使其垂直向上。宜采用悬吊式吸收靶,靶的吊丝应尽量细,直接挂在电子天平底板孔内的测力挂钩上,测定吸收靶所受的垂直向上的辐射力。如图1所示。

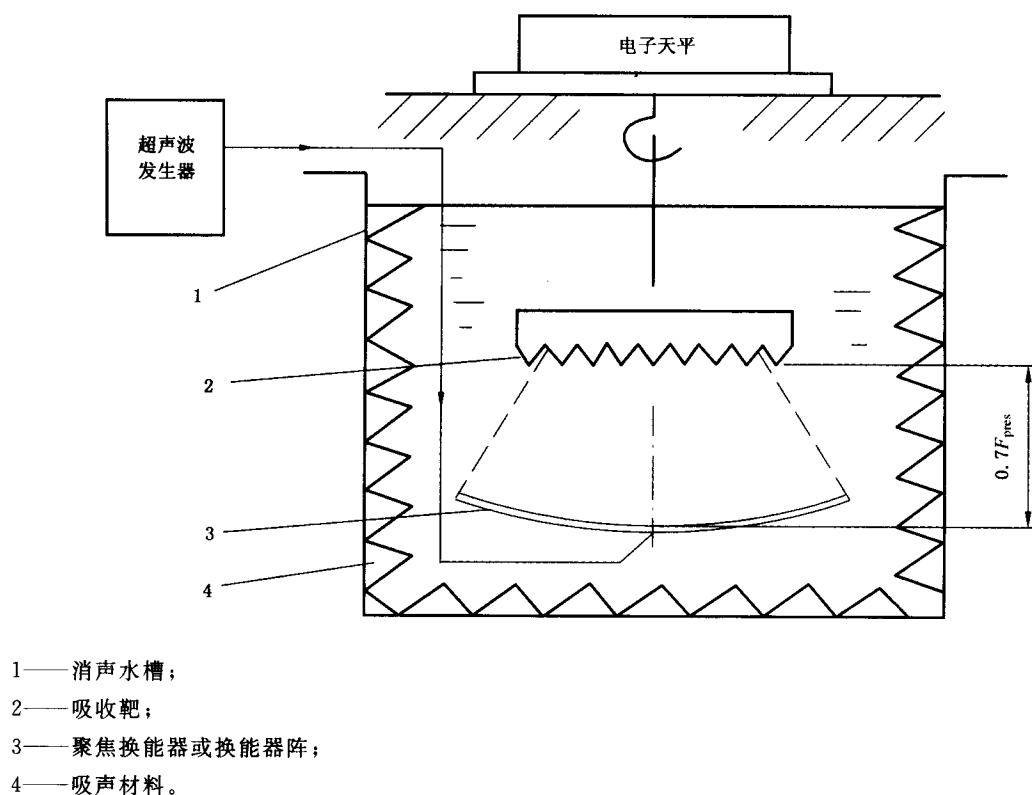


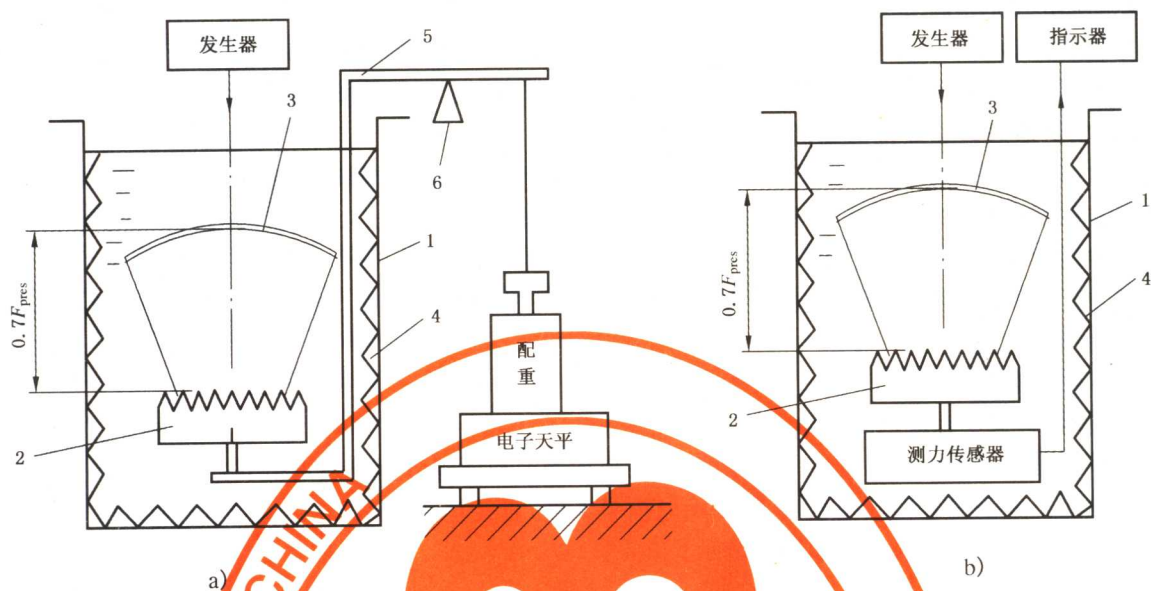
图1 采用吸收靶的辐射力天平系统(声束向上)

对于聚焦声束向下的换能器系统,应采用适当的水中测力机构,如杠杆天平机构和力传感器,测定靶面向上的吸收靶所受的垂直向下的辐射力。如图2所示。

无论哪种被测系统,都要求水槽尺寸足够大,采取足够的消声措施,防止边界反射的影响。保证整个换能器或换能器阵的辐射面完全浸没在水中,并可调整其声束对准吸收靶的几何中心。

5.3.2 水听器测量系统的水槽

与5.3.1规定的水槽要求相同,还须有足够大的水浴空间,以保证水听器及其安装支架能在规定的空间范围对声场进行三维立体扫描,采集完整的声压波形分布数据。并采取良好的消声措施,以防止水槽内壁、底面与水面的边界反射波的干扰。水听器测量系统的基本配置图如图3和图4所示。

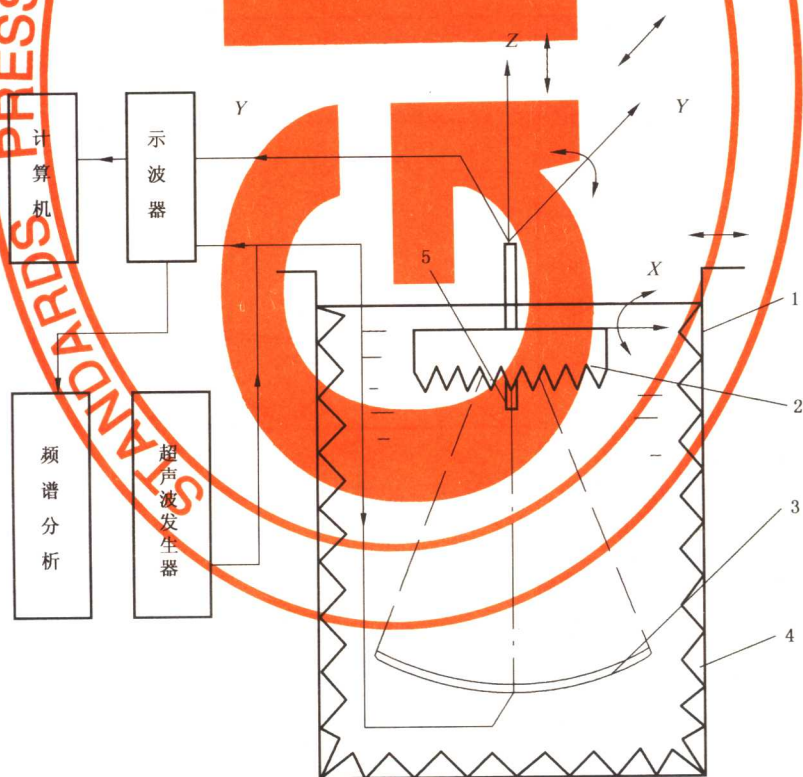


1——消声水槽；
2——吸收靶；

3——聚焦换能器或换能器阵；
4——吸声材料；

5——杠杆机构；
6——支架。

图2 使用不同测力机构的辐射力天平系统(声束向下)



1——消声水槽；
2——吸收靶；

3——聚焦换能器或换能器阵；
4——吸声材料；

5——水听器。

图3 水听器法测量声束向上的HIFU声场的配置

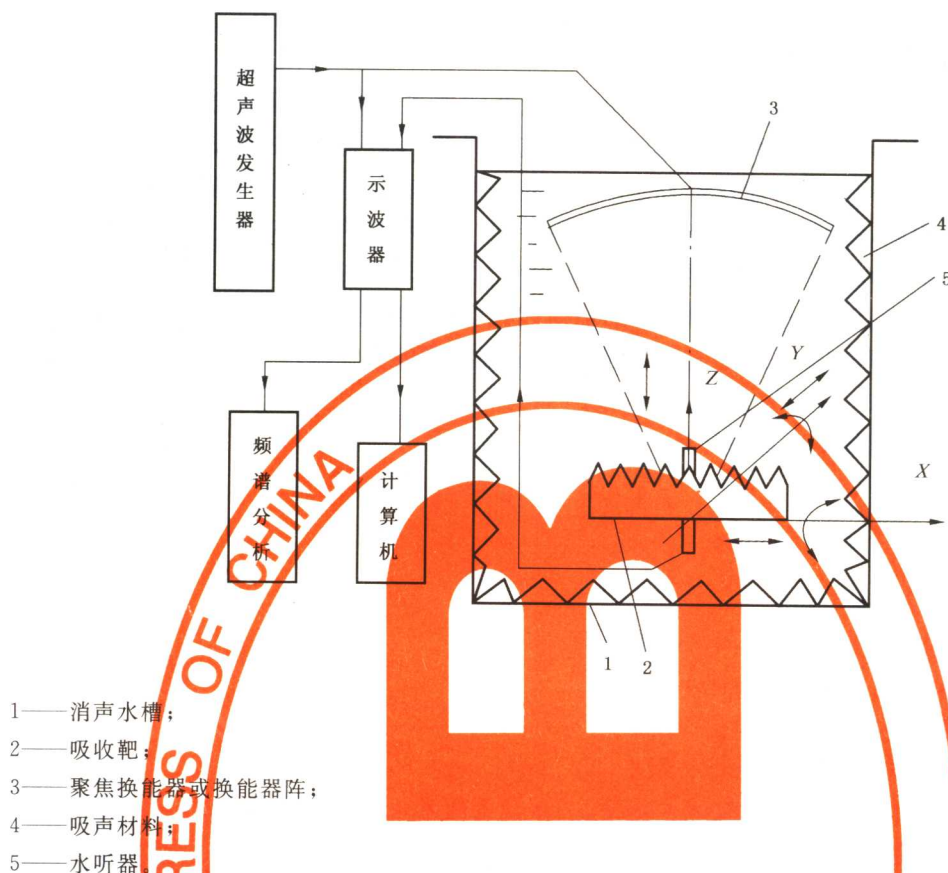


图4 水听器法测量声束向下的HIFU声场的配置

5.4 对水和除气的要求

5.4.1 水质要求

要求采用纯净水或经过净水处理的自来水。

5.4.2 除气要求

水槽中的水必须经过除气处理,达到含氧量 $\leq 4 \text{ mg/L}$ 的要求。

注意:除气处理后的水在灌注中应严防振荡、搅拌、喷射等操作,避免空气重新溶入引起含氧量超标。

5.4.3 水温要求

水槽中的水保持在 $(23 \pm 3)^\circ\text{C}$ 。

5.5 对被测高强度聚焦系统的要求

5.5.1 对被测高强度聚焦系统的频率稳定度的要求

在预热 15 min 后,频率稳定度达到 $10^{-4}/4\text{h}$ 。

5.5.2 对被测高强度聚焦系统的电功率稳定度的要求

在预热 15 min 后,电功率稳定度达到 $10\%/4\text{h}$ 。

5.5.3 水听器法对被测高强度聚焦系统的测量工作状态的要求

为了保证测量水听器的安全性和使用寿命,要求被测设备具有一个专用的脉冲测量工作状态。该状态要求:脉冲持续时间小于或等于 $100 \mu\text{s}$,脉冲重复频率低于 1 kHz 。

5.6 对测量仪器的要求

示波器的频率范围应高于 10 倍声工作频率,DC 垂直增益精度为 $\pm 2\%$ 满度。具有存储和频谱分析功能。

6 声功率测量方法

6.1 辐射力的测量

采用图 1 和图 2 所示的装置测量辐射力。为了避免非线性和声流等对辐射力测量的影响,吸收靶的轴向位置应设置在偏离声焦点靠近声源处。吸收靶应垂直于声轴,靶心对准声轴,与换能器或换能器的表面中心的距离不大于 0.7 倍声压焦距为宜。测量前吸收靶应浸泡 30 min,仪器预热 15 min。

为减少热漂移的影响,应测量施加超声时与中断超声时天平示值的短时(2 s~3 s 内)稳定值,二者之差即为吸收靶所受的轴向辐射力 F 与重力加速度 g 的比值 m 。单位:kg。

注意:当采用杠杆机构时,电子天平测得的力应通过校准力臂比,换算成实际的吸收靶所受的力。

测量中应随时观察吸收靶和换能器表面,及时清除上面出现的小气泡。

6.2 声功率的计算

6.2.1 球面聚焦单元换能器的声功率计算

$$P = \frac{2Fc}{1 + \cos\beta} e^{2\alpha \cdot d} \quad \dots\dots\dots (6)$$

式中:

P ——声功率,单位为瓦(W);

F ——吸收靶所受的轴向辐射力,单位为牛(N);

c ——水的声速,单位为米每秒(m/s);

β ——聚焦换能器的半会聚角,单位为度(°);

α ——水的声衰减系数,单位为奈培每厘米(Np/cm);

d ——换能器表面中心与靶的距离, $d=0.7F_{\text{pres}}$,单位为厘米(cm)。

6.2.2 声源为中心开圆孔的球面聚焦单元换能器的声功率计算

$$P = \frac{2Fc}{\cos\beta_1 + \cos\beta_2} e^{2\alpha \cdot d} \quad \dots\dots\dots (7)$$

式中:

β_1 ——聚焦换能器的外孔径半会聚角,单位为度(°);

β_2 ——聚焦换能器的中心内孔径半会聚角,单位为度(°);

d ——换能器的等效曲面中心至吸收靶的距离,单位为厘米(cm)。

6.2.3 由活塞换能器阵元构成的聚焦阵的声功率计算

N 个相同的活塞换能器离散分布在一个公共球面上,且每个换能器的声束轴相交于球面中心构成的聚焦阵。当每个换能器的发射声功率相同时,用下式计算声功率:

$$P = NFc(\text{corr})e^{2\alpha \cdot d} / \sum_{i=1}^n \cos\theta_i \quad \dots\dots\dots (8)$$

式中:

F ——所有活塞换能器作用于吸收靶面上总法向辐射力,单位为牛(N);

θ_i ——第 i 个单元活塞换能器的声束轴与阵的主声轴的夹角,亦即该单元活塞换能器的声束对吸收靶面的入射角,单位为度(°);

corr ——因单个活塞换能器声场发散引入的平面波修正因数,即单个活塞换能器的 P_1/cF_1 。

$$\text{corr} = \frac{P}{cF} = \frac{1 - J_1(2ka)/ka}{1 - J_0^2(ka) - J_1^2(ka)} \quad \dots\dots\dots (9)$$

式中:

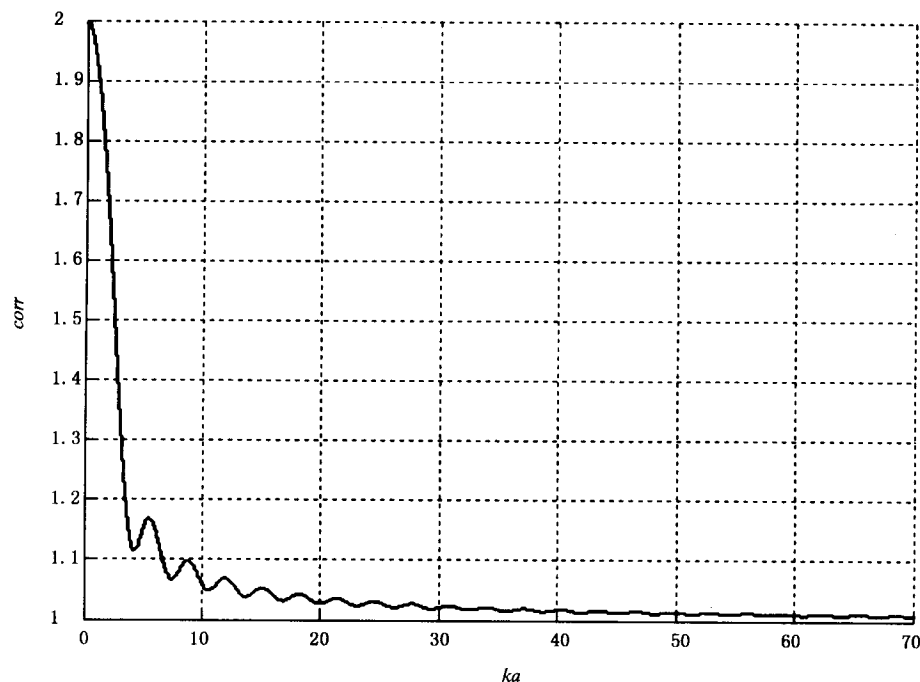
k ——圆波数, $k = \frac{2\pi f_{\text{awf}}}{c}$,单位为米分之一(m^{-1});

a ——单元活塞换能器的敏感元件半径,单位为米(m);

$J_0()$ ——零阶 Bessel 函数;

$J_1()$ ——一阶 Bessel 函数。

$corr(ka)$ 曲线参见图 5。



$corr$ ——平面波修正因子;

k ——圆波数;

a ——单元活塞换能器敏感元件半径。

图 5 活塞换能器声场的平面波修正因数

6.2.4 由自聚焦换能器构成的聚焦阵的声功率计算

N 个相同的自聚焦换能器离散分布在一个公共球面上, 每个换能器焦点与该球面的球心相重合, 即共焦点同焦距。当每个换能器的发射声功率相同时, 用下式计算声功率:

$$P = \frac{2NF_c}{1 + \cos\beta} e^{2\alpha \cdot d} / \sum_{i=1}^n \cos\theta_i \quad \dots\dots\dots (10)$$

式中:

F ——所有聚焦换能器作用于吸收靶面上总法向辐射力, 单位为牛(N);

β ——单个聚焦换能器的半会聚角, 单位为度($^\circ$);

θ_i ——第 i 个单元活塞换能器的声束轴与阵的主声轴的夹角, 亦即该单元活塞换能器的声束对吸收靶面的入射角, 单位为度($^\circ$);

7 声场特性的测量

7.1 测量准备工作

按图 3 或图 4 所安排仪器配置。测量前应清除换能器和水听器表面的污物, 并在清水中浸泡 30 min, 仪器预热 15 min, 确保测量过程中其表面无气泡。被测设备预设工作状态可取小功率输出状态。

7.2 水听器的对准

反复调节水听器扫描机构和水听器的方位俯仰角, 同时调节聚焦换能器的两个方向角, 可令水听器的声轴与聚焦换能器或换能器阵的主声轴处于声学共轴状态, 还要求该共同声轴与水听器移动的某一

坐标轴(如 Z 轴)平行。将水听器沿共同声轴移动,可以找到被测系统的声压焦点位置。

7.3 测量步骤

7.3.1 声压参数和导出声强测量

7.3.1.1 声压最大值(p_+ , p_-)测量

将水听器定位到声焦点处,可测得最大正声压 p_+ 和最大负声压 p_-

$$p_+ = |U_{+\max}| / M_L$$

$$p_- = |U_{-\max}| / M_L$$

式中:

$U_{+\max}$ ——声焦点处水听器输出声压信号电压正峰值,单位为伏(V);

$U_{-\max}$ ——声焦点处水听器输出声压信号电压负峰值,单位为伏(V);

M_L ——水听器在 f_{awf} 处的自由场电缆端有载灵敏度,单位为伏每帕(V/Pa)。

7.3.1.2 声工作频率(f_{awf})测量

将水听器测得的瞬时声压波形信号输入示波器,用示波器或其他频谱分析仪测得声工作频率。

7.3.1.3 空间峰值声强(I_{sp})测量

由声焦点处测得的在脉冲持续时间内的声压均方根值,计算导出声强 I_{sp}

$$I_{\text{sp}} = \frac{U_{\text{rms,max}}^2}{\rho c M_L^2} \quad \dots\dots\dots (11)$$

式中:

$U_{\text{rms,max}}$ ——声焦点处在脉冲持续时间内水听器输出电压的均方根值,单位为伏(V);

ρ ——水的密度,单位为千克每立方米(kg/m^3);

c ——水中的声速,单位为米每秒(m/s)。

7.3.1.4 -6 dB 波束面积内时间平均声强的空间平均值(I_{sal})测量

令水听器在声压焦平面内进行二维线性步距式扫描,步距 $\Delta x = \Delta y \leq 0.1 \lambda_{\text{awf}}$ 。测得平面内声压有效值大于或等于最大声压有效值 $p_{\text{rms,max}}$ 之半的所有点的声压有效值 $P_{\text{rms}i}$,应用下式计算 I_{sal} :

$$I_{\text{sal}} = \frac{\sum_{i=1}^N p_{\text{rms}i}^2(x_i, y_i, F_{\text{pres}})}{\rho c N} = \frac{\sum_{i=1}^N U_{\text{rms}i}^2(x_i, y_i, F_{\text{pres}})}{\rho c N M_L^2} \quad \dots\dots\dots (12)$$

式中:

$U_{\text{rms}i}$ ——在声压焦平面内水听器测得的第 i 个声压信号电压有效值大于或等于最大声压信号电压有效值之半的空间点处的输出电压有效值,单位为伏(V);

N ——在声压焦平面内水听器测得的声压有效值大于或等于最大声压有效值之半的全部点的数目。

7.3.2 聚焦参数测量

7.3.2.1 -6 dB 焦域尺寸(FWHM)测量

在测量 I_{sal} 过程中,通过水听器扫描的方法,用坐标定位系统测定声压焦平面内的 $U_{\text{rms}}(x_i, y_i, F_{\text{pres}})$ 分布,取 -6 dB 焦域的最大尺寸 Δd_r 。

令水听器在主声轴(z 轴)上扫描,测定位于声压焦点前后其声压有效值等于最大声压有效值之半的两点之间的距离 Δd_z 。

7.3.2.2 最大旁瓣级(L_{sm})测量

用测定 Δd_r 类似的方法,在声压焦平面内的 $U_{\text{rms}}(x_i, y_i, F_{\text{pres}})$ 的分布中找出声压有效值的第二最大值(次极大) $P_{\text{rms,sm}}$,用下式计算最大旁瓣级 L_{sm}

$$L_{\text{sm}} = 20 \lg \frac{p_{\text{rms,sm}}}{p_{\text{rms,max}}} \quad \dots\dots\dots (13)$$

7.3.2.3 轴向次极大级(L_{asm})测量

用测定 Δd_z 类似的方法,用水听器沿 z 轴扫描,测定在 z 轴上的第二个最大声压有效值 $p_{rms,asm}$,用下式计算轴向次极大级:

$$L_{asm} = 20 \lg \frac{p_{rms,asm}}{p_{rms,max}} \quad \dots\dots\dots (14)$$

7.3.2.4 声焦距(F_{pres})

水听器置于声压焦点处,用示波器测定发射电脉冲前沿与水听器输出的直达声脉冲信号前沿间的时间间隔 Δt ,用下式计算声焦距

$$F_{pres} = c \Delta t \quad \dots\dots\dots (15)$$

式中:

c ——水中的声速,单位为米每秒(m/s)。

7.3.2.5 声压聚焦增益(G_{pfocal})

对球冠形球面聚焦超声换能器,在 $U_{rms}(x_i, y_i, F_{pres})$ 的分布图中测得主声束(主瓣) -3 dB, -6 dB 声束宽度 W_{pb3}, W_{pb6} ,将 $\sin \theta_{-3dB} = 0.5 W_{pb3} / F_{pres}$, $\sin \theta_{-6dB} = 0.5 W_{pb6} / F_{pres}$,代入式(2)~(4),可求得换能器的有效半径

$$a = \frac{F_{pres}}{k} \left(\frac{1.62}{W_{pb3}} + \frac{2.22}{W_{pb6}} \right) \quad \dots\dots\dots (16)$$

式中:

k ——水中的声波数,单位为米分之一(m^{-1})。

则换能器的有效发射面积为:

$$A = 2\pi F_{pres}^2 (1 - \cos \psi) \quad \dots\dots\dots (17)$$

式中:

ψ ——聚焦换能器孔径角之半。 $\psi = \arcsin(a / F_{pres})$

声压聚焦增益为:

$$G_{pfocal} = p_{rms,max} \sqrt{\frac{A}{\rho c P}} \quad \dots\dots\dots (18)$$

式中:

P ——声功率,单位为瓦(W);

ρ ——水的密度,单位为千克每立方米(kg/m^3);

c ——水中的声速,单位为米每秒(m/s)。

对于由 N 个换能器组成的共焦球面阵列,在每个换能器的辐射表面声强相等的条件下,总有效辐射面积 A 可用 $\sum_{i=1}^N A_i$ 来估算, A_i 为第 i 个换能器的有效发射面积。

7.3.3 谐波畸变系数 D 的测量

将水听器输出声压波形信号采集存储,进行快速 Fourier 分析(FFT),测得各次谐波声压分量的幅度 P_i 或幅度比 H_i ,代入公式(1)计算 D 。采集谐波数 n 的上限由 P_i 的信噪比(S/N)决定,要求 $S/N > 1.5$ 。

$P_i = U_i / M_{Li}$,式中 U_i 为基波和各谐波的水听器接收电压, M_{Li} 为对应于基波频率与各谐波频率的水听器灵敏度值。

7.3.4 线性动态范围的确定

将被测水听器置于高强度聚焦超声的声压焦点处,在声工作频率下逐步加大换能器的激励电压,测量激励电压 U_T 和水听器输出电压 U_H 的关系。

用最小二乘法作出 $U_H - U_T$ 关系的拟合直线,求解其线性度,可知水听器的线性动态范围。

参 考 文 献

- [1] Gerald R Harris, Medical ultrasound exposure measurement: update on devices, methods, and problems, proc. 1999 IEEE Ultrasonics symposium, pp. 1341-1352.
- [2] C. R. Hill, I. Rivens, M. G. Vaughan, and G. R. ter Haar, "Lesion development in focused ultrasound surgery: A general model," *Ultrasound in Med. & Biol.*, vol. 20, pp. 259-269, 1994.
- [3] L. Chen, G. R. ter Haar, D. Robertson, J. P. M. Bensted, and C. R. Hill, "Histological study of normal and tumor-bearing liver treated with focused ultrasound", *Ultrasound in Med. & Biol.*, vol. 25, pp. 847-856, 1999.
- [4] R. C. Preston, Ed. *Output Measurement for Medical Ultrasound*. London: Springer-Verlag, 1991.
- [5] Shou Wende, Sun Junxia and Qian Dechu, A new estimation method of spatial peak temporal average intensity and spatial peak pulse average intensity in HIFU field, *Journal of Shanghai Jiaotong University*, Vol. E-7, No. 1, 2002, pp. 115-118.
- [6] IEC 61161: Ultrasonic power measurement (Draft revision) 87 WG8 (Beissner) 16 Jan 2002.
- [7] IEC 61102: 1991 Acoustics-Measurement and characterization of ultrasonic field using hydrophone in the frequency range 0.5 MHz to 15 MHz.
- [8] IEC 61161: 1992, Ultrasonic power measurement in liquid in the frequency range 0.5 MHz to 25 MHz.
- [9] IEC 61220: 1993 Guidance for measurement and characterization of ultrasonic fields generated by medical ultrasonic equipment using hydrophones in the frequency range 0.5 MHz to 15 MHz.
- [10] IEC 61101: 1991, The absolute calibration of hydrophones using the planar scanning technique in the frequency range 0.5 MHz to 15 MHz.
- [11] IEC 60866: 1987 Characteristics and calibration of hydrophones for operation in the frequency range 0.5 MHz to 15 MHz.
- [12] IEC 61689: 1996 Ultrasonics-Physiotherapy system-performance requirement and methods of measurement in the frequency range 0.5 MHz to 5 MHz.
- [13] IEC 61828: 2001 Ultrasonics-Focusing transducers-Definitions and measurement methods for the transmitted fields.
- [14] GB/T 7966—1987 声学 0.5~10 MHz 频率范围内超声功率的测量。
- [15] GB/T 16540—1996 声学在 0.5~15 MHz 频率范围内的超声场特性及其测量水听器法 (eqv IEC 61102: 1991)。
- [16] 寿文德, 王一抗, 钱德初等, 聚焦超声的辐射力计算与高强度聚焦超声功率测量实验, *声学技术*, 1998, 17(4): 145-147。