

◇ 研究报告 ◇

# 球壳换能器电声效率测量方法及声场特性分析

陈锦灵<sup>1</sup> 王月兵<sup>1†</sup> 赵 鹏<sup>1</sup> 邢广振<sup>2</sup> 李荣基<sup>1</sup>

(1 中国计量大学计量测试工程学院 杭州 310018)

(2 中国计量科学研究院 北京 102200)

**摘要:** 在高强度聚焦超声治疗系统中,换能器的电声效率是治疗剂量控制中的重要参数,其在焦域附近的声场分布同样重要。该研究以球壳聚焦换能器为研究对象,基于辐射力天平法与平面扫描法进行输出声功率的测量,同时测量其激励电功率后计算得到电声效率,并就其声场特性分布以及存在的非线性传播现象进行了简单阐述。两种测量方法测得的电声效率在声学计量的误差允许范围内,实验结果表明两种方法在测量球壳聚焦换能器输出声功率时具备较好的一致性。

**关键词:** 球壳聚焦换能器;电声效率;辐射力天平法;平面扫描法;声场特性

**中图分类号:** TB95 **文献标识码:** A **文章编号:** 1000-310X(2023)01-0138-07

**DOI:** 10.11684/j.issn.1000-310X.2023.01.018

## The measurement method of electroacoustic efficiency of spherical shell transducer and character analysis for acoustic field

CHEN Jinling<sup>1</sup> WANG Yuebing<sup>1</sup> ZHAO Peng<sup>1</sup> XING Guangzhen<sup>2</sup> LI Rongji<sup>1</sup>

(1 College of Metrology & Measurement Engineering, China Jiliang University, Hangzhou 310018, China)

(2 National Institute of Metrology, Beijing 102200, China)

**Abstract:** In the high intensity focused ultrasound treatment system, the electroacoustic efficiency of the transducer is an important parameter in the treatment dose control, and its sound field distribution near the focal region is also important. In this study, the 1.12 MHz spherical shell focused transducer is taken as the research object. The output acoustic power is measured based on the radiation force balance method and the plane scanning method. At the same time, the electroacoustic efficiency is calculated after measuring the excitation electric power, and its sound field characteristic distribution and nonlinear propagation phenomenon are briefly described. The electroacoustic efficiency measured by the two methods is within the allowable error range of acoustic measurement. The experimental results show that the two methods have good consistency in measuring the output acoustic power of spherical shell focusing transducer.

**Keywords:** Spherical shell focused transducer; Electroacoustic efficiency; Radiation force balance; Planar scanning technique; Sound field characteristic

2021-11-30 收稿; 2022-01-18 定稿

作者简介: 陈锦灵 (1998-), 男, 浙江宁波人, 硕士研究生, 研究方向: HIFU 辐照下生物组织声参数测量及声场参数测量。

† 通信作者 E-mail: wyb\_1963@163.com

## 0 引言

高强度聚焦超声 (High intensity focused ultrasound, HIFU) 作为新兴肿瘤治疗方式已受到临床的广泛关注。HIFU 治疗是将换能器发射的超声波在人体组织内聚焦, 利用超声的热效应、空化效应等, 短时间内使焦域范围肿瘤产生蛋白凝固。在治疗中, 超声剂量的控制对于临床治疗的安全性和有效性有着重要影响, 能够使得治疗安全有效的进行<sup>[1]</sup>, 而换能器电声效率是剂量把控的关键。换能器电声效率与其工作状态下的声功率和电功率相关。此外, HIFU 换能器性能优劣与治疗效果与聚焦声场分布紧密相关<sup>[2]</sup>。

对于球壳换能器声功率的测量, 目前国际公认的是辐射力天平 (Radiation force balance, RFB) 法, 其相关的国际标准为 IEC61161<sup>[3]</sup>, 国家标准为 GB/T 7966<sup>[4]</sup>。寿文德等<sup>[5-7]</sup>对 RFB 法测量声功率系统进行了理论研究并总结了不同结构聚焦换能器的声功率计算公式。Shaw 等<sup>[8]</sup>利用瑞利积分和实验验证了该通用公式的有效性, 使该方法广泛地应用于超声功率的测量。

平面扫描法又称为水听器法, 其广泛应用于水听器校准。20 世纪 90 年代末出台的国际标准 IEC61101<sup>[9]</sup>阐述了利用水听器扫描声场包络面进行总功率测量的基本原理。我国在 21 世纪初制定的国家标准 GB/T 19890-2005<sup>[10]</sup>中阐述了利用水听器法测量声场特性, 这是水听器法测量声功率的基础。

对于 HIFU 声功率的测量, 经过改进的 RFB 系统和水听器已成功应用于 HIFU 场的测量, 其可测声强达到 5 kW/cm<sup>2</sup>, 可测声功率达到 500 W<sup>[11]</sup>。因此无论是平面扫描法还是 RFB 法, 在进行 HIFU 声功率测量中都具有坚实的理论基础以及科学验证。

本文基于 RFB 法、平面扫描法测量球壳聚焦换能器的声功率, 同时测量其电功率, 得到电声转换效率, 并对两种测量方法的结果进行比较以及对两种测量方法进行了总结, 同时对 HIFU 声场分布以及存在的非线性传播现象进行了分析。

## 1 测量原理

### 1.1 RFB 法

RFB 法工作的基本原理是 Langevin 辐射压力原理<sup>[6-7]</sup>, 通过测定声传播方向上的目标靶所受辐

射压力, 并将其换算为换能器输出声功率, 而辐射压力产生于超声波束到拦截超声波束目标物之间的动量转换<sup>[12]</sup>。

RFB 中靶的选择分为吸收靶和反射靶两类。由于反射靶进行测量时存在中心对准困难、靶距要求较等问题<sup>[13-14]</sup>, 而吸收靶的实测条件易于实现, 故 RFB 中往往采用吸收靶。为避免声冲流对测量带来干扰, 吸收靶的位置应靠近换能器辐射面, 规定与换能器辐射面中心的距离为 0.7 倍焦距, 同时目标靶与声轴相对垂直且靶心位于声轴之上<sup>[10]</sup>。

规定靶距为 0.7 倍的声焦距  $F_{\text{press}}$ , 则球面聚焦换能器声功率  $P$  为<sup>[5]</sup>

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

式 (1) 中,  $c$  为水中的声速,  $F$  为吸收靶上测得的辐射力,  $\alpha$  为水中的吸收系数,  $d = 0.7F_{\text{press}}$ ,  $\beta$  是聚焦换能器的聚焦半角,  $\beta = \arcsin(a/F_{\text{press}})$ ,  $a$  为聚焦换能器有效半径, 其计算公式如下<sup>[5]</sup>:

$$a = \frac{0.5F_{\text{press}}\lambda}{\pi} \left( \frac{1.62}{W_{pb3}} + \frac{2.22}{W_{pb6}} \right), \quad (2)$$

其中,  $W_{pb3}$  和  $W_{pb6}$  分别为焦平面上声压分布 -3 dB 以及 -6 dB 波束宽度,  $\lambda$  是换能器发射声信号波长。

### 1.2 平面扫描法

平面扫描法通过使水听器在聚焦换能器焦平面处进行平面网格扫描, 通过相关公式进行声强空间积分后得到声功率, 若  $M_L$  是水听器灵敏度, 则位于声场某点处的瞬时声压  $p(x, y, z, t)$  与水听器电缆末端的输出电压  $u(x, y, z, t)$  的关系如下<sup>[15]</sup>:

$$p(x, y, z, t) = \frac{u(x, y, z, t)}{M_L}. \quad (3)$$

而任一点瞬时声强  $I(x, y, z, t)$  和瞬时声压存在以下关系<sup>[13]</sup>:

$$I(x, y, z, t) = \frac{[p(x, y, z, t)]^2}{\rho c}, \quad (4)$$

其中,  $c$  为水的声速,  $\rho$  为水的密度。由此得到的声强是平面波近似下的导出声强, 此时认为波阵面为理想条件下的平面波, 使用该式导出的声强与真实声强差异大小取决于换能器的有效半径  $a$  和扫描面距换能器之间的距离  $x$ , 根据 Beissner 给出的公式可知真实声强  $I$  和计算导出声强  $I_p$  之间的比值为<sup>[16]</sup>

$$\frac{I_p}{I} = \frac{2}{1 + \sqrt{(x/a)^2 / [1 + (x/a)^2]}}. \quad (5)$$

声功率定义为在单位时间内通过单位面积上的声能,考虑衰减因素,声功率计算公式为

$$P = \iint_s I(x, y, z, t) dx dy \cdot e^{2\alpha F_{\text{press}}}, \quad (6)$$

其中,  $dx dy$  是扫描面内的面积微元。测量得到的是扫描面中各个离散点的数据,故式(6)离散化为

$$P = \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N I(x, y, z, t) \cdot \Delta x \Delta y \cdot e^{2\alpha F_{\text{press}}}. \quad (7)$$

### 1.3 电声转换效率

在声功率测量时,测量换能器的端电压  $U_{Tm}$  和电流  $I_{Tm}$ ,并记录处于同一周期内电压和电流的时间差  $\Delta\tau$ ,由此计算换能器的电输入阻抗角为<sup>[17]</sup>

$$\theta = 2\pi\Delta\tau/T. \quad (8)$$

则换能器的输入电功率为<sup>[7]</sup>

$$P_E = (1/2)U_{Tm}I_{Tm}\cos\theta, \quad (9)$$

其电声转换效率  $\eta$  为输出声功率与输入电功率之比<sup>[7]</sup> 为

$$\eta = (P/P_E) \times 100\%. \quad (10)$$

## 2 实验测量

### 2.1 RFB 法

RFB法的实验装置如图1所示,换能器垂直向下置于RFB水槽中,水池侧壁与底部附有吸声材料,注入含氧量小于0.4 mg/L的除气水,吸收靶的声能吸收大于99%<sup>[4]</sup>。测量时声束轴方向与靶面垂直且换能器不与刚性结构接触,RFB与计算机间通过RS232串口连接进行数据的读取计算。

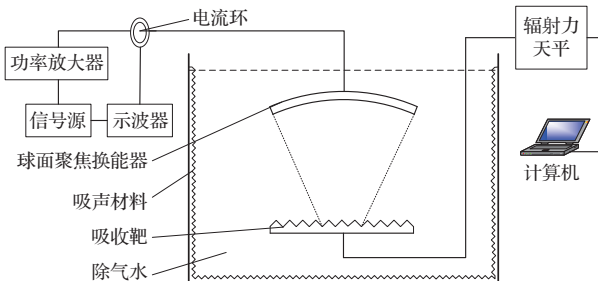


图1 RFB法装置示意图

Fig. 1 Device diagram of RFB

实验所用的换能器如图2所示,其谐振频率为1.12 MHz,几何焦距为150 mm。测量前先打开上位机辐射力超声功率测量软件,对未发射信号时的

数据进行读取记录,测量时信号源设置连续正弦波,实时记录辐射力的变化,发射5 s后停止,待读数再次回到稳定后对上位机记录数据进行选取计算并得到声功率。

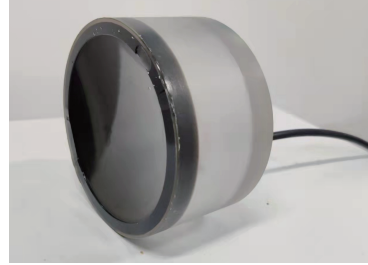


图2 球面聚焦换能器

Fig. 2 Spherical focusing transducer

### 2.2 平面扫描法

平面扫描法实验装置如图3所示,探针和光纤水听器紧固在三维行走机构上,换能器固定在另一侧,确保换能器声束轴和探针以及光纤水听器平行,行走机构0.01 mm的最小步进满足在声束轴方向小于0.2λ的精度要求。

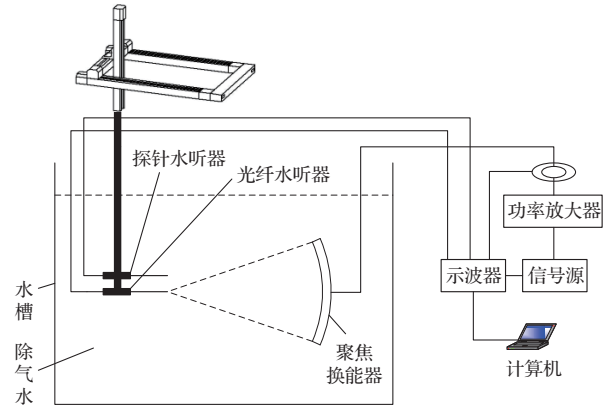


图3 平面扫描法的装置示意图

Fig. 3 Device diagram of planar scanning technique

扫描时利用高灵敏度的探针水听器寻找焦点:信号源发射正弦脉冲信号,水听器的空间坐标位置和输出电压信号被实时监控,利用示波器显示探针或光纤水听器的输出信号,通过行走机构控制水听器的空间运动,当示波器上的波形信号在  $x$ 、 $y$ 、 $z$  三轴上均为最大时便找到焦点,将光纤水听器移动一定距离后再微调光纤水听器位置即可快速找到焦点位置。

以焦点为几何中心,利用行走机构控制光纤水听器进行“弓”字型扫描或轴线扫描,扫描范围

至少包括最大声压信号  $-26$  dB 区域, 扫描步进取  $0.1$  mm, 控制换能器的工作状态与 RFB 法相同。

在实验过程中同步测量电功率, 测量中使用 Pearson2877 电流互感器监视电流, 记录电压、电流幅值, 计算换能器的输入电功率。

### 3 球面聚焦换能器声场测量

#### 3.1 球面聚焦换能器声压分布仿真

平面扫描法进行扫描时, 焦平面上声压分布的主瓣和一个旁瓣包含在范围内, 在对声强进行空间积分时, 计算主瓣与一个旁瓣范围内积分占比。根据换能器结构参数进行仿真计算, 得到焦平面径向归一化声压分布如图4所示, 三维声压分布如图5所示, 仿真计算得到主瓣与一个旁瓣范围内空间积分, 利用仿真结果可对平面扫描法计算得到的声功率值进行适当修正。

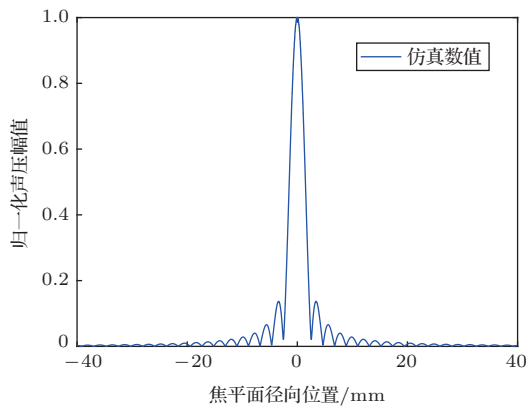


图4 聚焦换能器声压分布仿真

Fig. 4 Simulation of sound pressure distribution of focused transducer

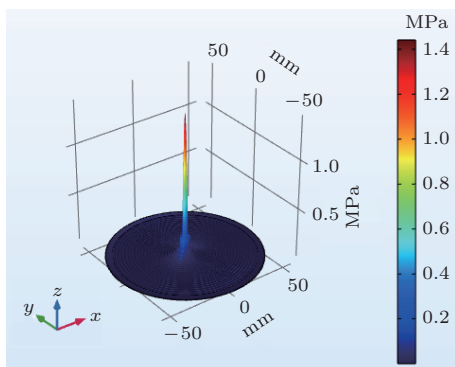


图5 聚焦换能器三维声压分布仿真

Fig. 5 Simulation of three dimensional sound pressure distribution of focused transducer

#### 3.2 声场扫描结果及 HIFU 场的非线性效应

利用聚焦超声进行治疗时, 当在媒介中传播的声波能量较大时, 此时声波波形会发生畸变, 并且伴有高次谐波、产生冲击波、声空化以及声饱和等非线性传播现象<sup>[18]</sup>。在平面扫描时, 固定功率放大器增益  $50$  dB, 测量了聚焦换能器在 5 种不同加载电压下产生的压力波形。在焦点处, 随着换能器输出功率增加, 观察到图6所示的由于非线性传播导致的从正弦波转变到锯齿波的波形失真, 其中一个重要特征是正负声压的变化。在低功率下, 焦点处接收波形接近正弦波且正负压的大小接近。当换能器输出功率增大, 在畸变的声压波形中发现正声压幅值显著大于负声压幅值。在持续时间上, 正声压的持续时间缩短而负声压的持续时间增加, 由此呈现出来的是正压相对窄而尖, 负压则相对缓而平<sup>[19]</sup>。在实验中发现声压波形的畸变现象与 Zhou 等<sup>[17]</sup> 的研究结果相似。

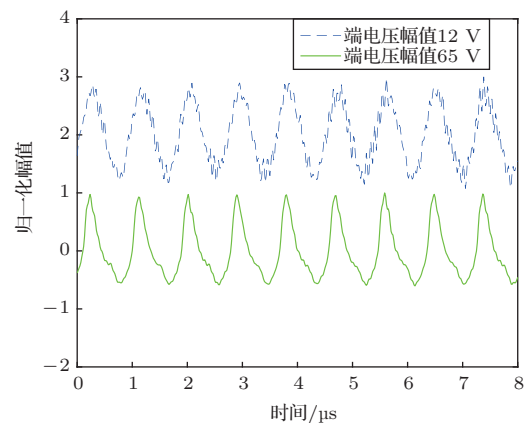


图6 聚焦换能器端电压幅值分别为  $12$  V 和  $65$  V 时焦点处波形

Fig. 6 Wave forms measured when the terminal voltage amplitude of the of the focusing transducer is  $12$  V and  $65$  V respectively

非线性传播还表现为高次谐波的产生, 如图7所示, 在换能器端电压仅为  $12$  V 时, 基频在整个频谱中占比达到  $90.37\%$ , 因此, 大部分声能存储在基频当中; 当换能器端电压增加到  $37$  V 时, 其基频在整个频谱占比为  $76.17\%$ , 二次谐波占比达到  $17.68\%$ ; 当端电压再加大到  $65$  V 时, 基频的占比减小到  $63.28\%$ , 而二次谐波与三次谐波的占比达到  $30.95\%$ 。这表明当换能器的输出功率增加, 大部分的能量从基频转移到高次谐波。聚焦换能器焦平面径向正负声压分布如图8所示, 峰值压力随着

输出功率的增加而增加,但主瓣的尺寸几乎不变。由于存在较强的非线性传播以及相关谐波的产生,发现峰值正声压( $p^+$ )的-6 dB波束宽度随着输出功率的增加显著减小,而对应的峰值负声压( $p^-$ )的-6 dB波束宽度略有增加,Zhou等<sup>[17]</sup>指出这可能是由在较高的输出水平下稀疏波的基频下移造成的。

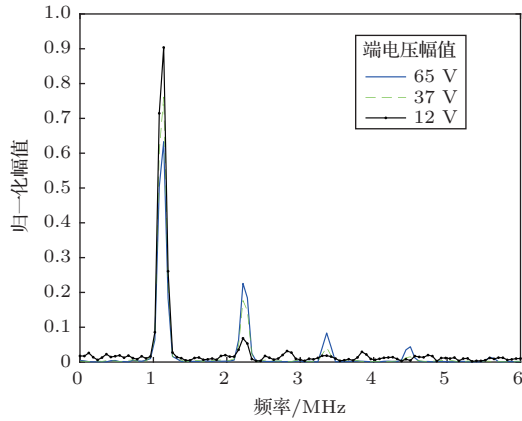


图7 聚焦换能器端电压幅值为12 V、37 V以及75 V时焦点处波形的归一化幅频特性

Fig. 7 Normalized amplitude frequency characteristics of wave forms when the terminal voltage amplitude of the focusing transducer is 12 V, 37 V and 75 V

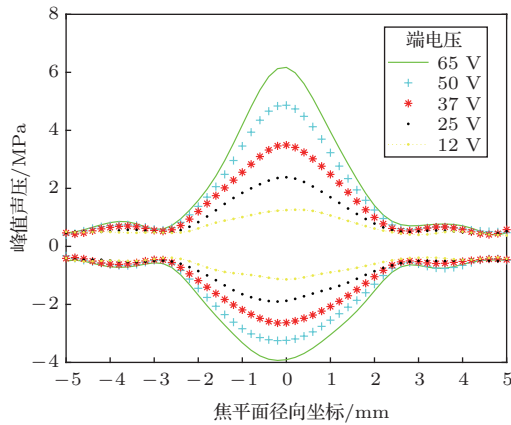


图8 不同端电压作用下焦平面径向正负声压分布  
Fig. 8 Pressure distribution transverse to the HIFU transducer axis at the different terminal voltages of the focusing transducer

非线性效应的存在对于HIFU声功率的测量存在一定的影响。HIFU声场中非线性效应增强时,总是会伴随着高次谐波的产生,这会增加温升对流发生的可能性,产生的冲流对RFB法的测量会产生影响;同时由于非线性产生的波形畸变的特征利于诱

导空化效应的产生,空化一旦产生,空化带来的极端物理条件甚至会损坏测量设备;再是显著的非线性,将导致很大一部分声能转移到更高的谐波,少部分能量在水介质中传播衰减损失,这也会影响换能器输出声功率的测量。

### 3.3 HIFU声功率测量

当在媒介中传播的角频率为 $\omega$ 的周期性有限振幅波发生波形畸变时,根据傅里叶变化,任意非正弦的时域波形都可展开为频率为 $\omega, 2\omega, \dots, n\omega$ 的一系列简谐函数,故畸变的波形就是多个谐波成分叠加形成的结果。平面扫描法是测量包络面上的声强与扫描面面积求积分得到<sup>[20-21]</sup>。在计算HIFU声场焦平面的声功率时,得到的波形是产生畸变的非正弦周期波,对任意周期信号 $i$ ,其均方根值定义为

$$I = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T i^2 dt}. \quad (11)$$

非正弦周期性信号 $i$ 可分解为傅里叶级数:

$$i(t) = I_0 + \sum_{k=1}^{\infty} I_{km} \cos(k\omega_1 t + \psi_k). \quad (12)$$

将式(12)的周期信号代入式(11)并将其平方项展开后即可得到有效值 $I$ 与各次谐波的有效值之间应有如下关系式:

$$\begin{aligned} I &= \sqrt{I_0^2 + I_1^2 + I_2^2 + I_3^2 + \dots} \\ &= \sqrt{I_0^2 + \sum_{k=1}^{\infty} I_k^2}. \end{aligned} \quad (13)$$

表明非正弦周期信号的有效值等于恒定分量 $I_0$ 平方与各次谐波有效值 $I_k$ 平方之和的平方根。

在平面扫描法计算声功率时,基于压力波形数据,计算聚焦换能器焦点附近的平面峰值脉冲平均强度 $I_{SPPA}$ ,计算公式如下:

$$I_{SPPA} = \frac{1}{nT} \int_{t_0}^{t_0+nT} \frac{p^2(t)}{\rho_0 c_0} dt, \quad (14)$$

其中, $\rho_0$ 是水的密度, $c_0$ 是水中的声速, $p(t)$ 是时变压力波形, $T$ 是波形的周期, $n$ 是所选压力波形中整数个周期数, $t_0$ 是第一个波的起振时间。

HIFU换能器的声功率 $P$ 是通过在大面积上(包括换能器的主瓣和旁瓣)积分 $I_{SPPA}$ 来计算得到的:

$$P = \int_S I_{SPPA} dS, \quad (15)$$

其中, $S$ 是积分面积。

## 4 实验结果

### 4.1 测量结果

通过两种方法进行电声效率测量的结果如表1与表2所示。使用RFB法测量的平均电声转换效率在70.83%,使用平面扫描法测量的平均电声转换效率在67.47%,从测量结果来看,两种方法的偏差在5%以内,具有较好的一致性。

**表1 RFB法测量不同电功率作用下HIFU换能器的声功率**

**Table 1 Measurement of acoustic power of HIFU transducer under different electric power by RFB**

| 聚焦换能器端<br>电压幅值/V | 换能器输入<br>电功率/W | 声功率/W  | 电声效率/% |
|------------------|----------------|--------|--------|
| 12.30            | 2.70           | 1.967  | 72.85  |
| 24.91            | 10.82          | 7.754  | 71.66  |
| 37.34            | 24.42          | 16.697 | 68.37  |
| 50.10            | 44.51          | 31.877 | 71.62  |
| 65.17            | 74.16          | 51.649 | 69.65  |

**表2 平面扫描法测量不同电功率作用下HIFU换能器的声功率**

**Table 2 Measurement of acoustic power of HIFU transducer under different electric power by planar scanning technique**

| 聚焦换能器端<br>电压幅值/V | 换能器输入<br>电功率/W | 声功率/W | 电声效率/% |
|------------------|----------------|-------|--------|
| 12.28            | 2.77           | 1.88  | 67.87  |
| 24.92            | 10.79          | 7.34  | 68.06  |
| 37.30            | 24.41          | 16.19 | 66.34  |
| 50.09            | 41.95          | 28.17 | 67.15  |
| 64.51            | 70.11          | 47.64 | 67.95  |

当然,没有一种测量方法是称得上完美的,这两种方法都存在一定的限制条件。对于RFB法而言,其对测量环境的要求很高,一般要求在隔振台上进行测量操作,以免外界环境对其测量结果造成影响;其次,为了避免非线性、声流以及热漂移带来的影响,对于靶距的控制以及超声作用时间及方式有着严格要求。对于平面扫描法,其对系统的移动精度以及水听器的选择要求很高,为减小空间平均效应的影响,水听器敏感元件有效直径要足够小,同时

还要考虑到水听器能够承受的声压范围等。HIFU声场的复杂性会影响测量装置的稳定性和精确性,在测量时要考虑到测量装置对HIFU声场的承受能力的问题。

### 4.2 不确定度分析

对于RFB法,A类不确定度主要由RFB的重复性测量引起,A类不确定度的评定使用贝塞尔法:

$$\mu = \sqrt{\frac{1}{n(n-1)} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}. \quad (16)$$

对RFB法在每个端电压下进行4次重复性测量,最终由RFB重复测量引起的A类相对标准不确定度为0.51%。

方法中的B类标准不确定度主要包括了:(1)吸收靶并非完全吸收声能,其2%的反射系数则对声功率的测量将产生2%的影响;(2)声衰减引起的相对标准不确定度为1.8%;(3)实验声功率较小,声冲流的影响可以忽略。

合成标准不确定度为

$$u_c = \sqrt{u_a^2 + u_b^2}, \quad (17)$$

由此RFB法的合成不确定度为2.74%。

平面扫描法中的A类不确定度主要由水听器重复性测量引起,对换能器每个端电压下进行4次重复性测量,最终的A类相对标准不确定度为3.64%。

方法中的B类标准不确定度主要是:(1)水听器声压灵敏度对整个测试有重大影响,通过查询水听器声压灵敏度校准实验中的不确定度分析可知由此引起的声功率测量标准不确定度为3.5%;(2)声衰减的影响,根据声压衰减系数得出衰减误差小于1.7%。由此计算合成标准不确定度为5.33%。

## 5 结论

本文针对球壳聚焦换能器电声效率测量问题,阐明利用RFB法和平面扫描法测量声功率的原理,介绍了两种声功率测量方法的系统装置,说明了两种方法的测量操作,得到两种方法下的换能器输出声功率并比较了两种测量方法的测量误差大小以及误差来源,同时就HIFU声场中存在的非线性传播现象以及此时声功率的计算进行了简单阐述。实验数据表明两种方法测得的电声效率具有较好的一致性,满足声学计量的误差要求。

对于两种声功率测量方法,其都存在一定的限制性,不论是RFB法还是平面扫描都必须考虑装置对HIFU声场的承受能力以及测量的不确定度等问题,在测量装置所能承受的范围内进行HIFU换能器电声效率测量得出的结果更具备说服力。

## 参考文献

- [1] Wu F, Wang Z B, Chen W Z, et al. Extracorporeal focused ultrasound surgery for treatment of human solid carcinomas: early Chinese clinical experience[J]. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2004, 30(2): 245–260.
- [2] 谢露. 相控聚焦超声声场分析及测量实验研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2008: 5–6.
- [3] Ultrasonics-power measurement-radiation force balances and performance requirements: IEC 61161–2013[S].
- [4] 声学超声功率测量辐射力天平法及性能要求: GB/T 7966–2009[S].
- [5] 寿文德, 余立立, 段世梅, 等. 球面聚焦超声换能器的电声特性和测量方法的研究[J]. *声学技术*, 2013, 32(5): 379–389. Shou Wende, Yu Lili, Duan Shimei, et al. Research on electroacoustic characteristics and measurements of spherically focusing transducer[J]. *Technical Acoustics*, 2013, 32(5): 379–389.
- [6] 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[J]. *声学技术*, 1998, 17(4): 665–668. Shou Wende, Wang Yikang, Qian Dechu, et al. Calculation for radiation force of focused ultrasound and experiment measuring HIFU power[J]. *Technical Acoustics*, 1998, 17(4): 665–668.
- [7] 寿文德, 余立立, 胡济民, 等. 使用辐射力天平的超声治疗换能器的电声特性测量方法研究[J]. *声学技术*, 2012, 31(2): 107–116. Shou Wende, Yu Lili, Hu Jimin, et al. Study on electroacoustic characteristics and measurements of therapeutic ultrasonic transducer using radiation force balance[J]. *Technical Acoustics*, 2012, 31(2): 107–116.
- [8] Shaw A. How to measure HIFU output power properly[J]. *Aip Conference Proceedings*, 2006.
- [9] The absolute of hydrophones using the planar scanning technique in the frequency range 0.5 MHz to 15 MHz: IEC61101–1991[S].
- [10] 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[S].
- [11] 李全义, 李发琪, 寿文德. 高强度聚焦超声(HIFU)的声场检测[J]. *世界科技研究与发展*, 2007(6): 56–60. Li Quanyi, Li Faqi, Shou Wende. Characterization of the sound field of high intensity focused ultrasound[J]. *World SCI-TECH&D*, 2007, 29(6): 56–60.
- [12] Preston R C. Output measurements for medical ultrasound[M]. London: Springer-Verlag, 1991: 41–42.
- [13] 于群. 高强度聚焦超声声强和声功率测量方法的研究[D]. 杭州: 中国计量大学, 2017: 3–4.
- [14] 戴敏达. 高强度聚焦超声换能器声功率测量方法研究[D]. 杭州: 中国计量大学, 2019: 3–4.
- [15] 杜江齐. 基于水听器的超声声场分布测量研究[D]. 杭州: 中国计量学院, 2012: 24–25.
- [16] Beissner K. On the plane-wave approximation of acoustic intensity[J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1982, 71(6): 1406–1411.
- [17] Zhou Y F, Zhai L, Simmons R, et al. Measurement of high intensity focused ultrasound fields by a fiber optic probe hydrophone[J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 2006, 120(2): 676–685.
- [18] 张喆. 球形腔聚焦换能器的非线性声场及组织损伤形成研究[D]. 南京: 南京大学, 2014: 9–10.
- [19] 万明习, 冯怡, 路舒宽, 等. 计算生物医学超声学[M]. 北京: 科学出版社, 2019: 14–21.
- [20] 章东, 郭霞生. 医学超声基础[M]. 北京: 科学出版社, 2014: 418–419.
- [21] 陈思伟. 基于扫描声强法的声功率测量技术研究[D]. 长沙: 湖南大学, 2019: 13–14.