

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J1905669

基于热释电传感器的聚焦超声场声功率测量方法研究*

施利明,曹永刚,王月兵,马竞一,马榕

(中国计量大学计量测试工程学院 杭州 310018)

摘要:为实现聚焦声场声功率的快速、精确测量,提出了基于PVDF热释电传感器的声功率测量方法。首先,基于热释电传感器声功率测量的原理建立了有限元模型,并围绕超声功率测量的影响因素开展了仿真分析;其次,搭建测试系统开展了声功率测量的方法研究。研究表明,该测量方法在声场焦区域和非声场焦区域都可以进行测量,且输出信号与辐射声功率呈线性关系,测量误差最大为8.2%,符合声学计量要求。通过实验与仿真对比分析,结果验证了该方法的可靠性和准确性。

关键词: 聚焦声场;热释电传感器;聚偏二氟乙烯;声功率

中图分类号: TH89 TB52+4 文献标识码: A 国家标准学科分类代码: 140.20

Study on acoustic power measurement method of focused ultrasonic field based on pyroelectric sensor

Shi Liming, Cao Yonggang, Wang Yuebing, Ma Jingyi, Ma Rong

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

Abstract: In order to achieve fast and accurate acoustic power measurement of the focused sound field, a novel acoustic power measurement method based on PVDF pyroelectric sensor is proposed in this study. Firstly, a finite element model is established based on the acoustic power measurement principle of pyroelectric sensor. The simulation analysis is conducted on the influencing factors of acoustic power measurement. Then, a test system with PVDF pyroelectric sensor is established to carry out the study of the acoustic power measurement method. The results show that the proposed measurement method could be applied in both the acoustic field focal region and non-acoustic field focal region, and the output signal and radiation acoustic power show a linear relationship. The maximum measurement error is 8.2%, which is in accordance with the acoustic metrological requirement. The comparison analysis results of simulation and experiment verify the reliability and accuracy of the proposed method.

Keywords: focused sound field; pyroelectric sensor; polyvinylidene fluoride; acoustic power

0 引言

聚焦超声换能器作为医疗超声装置的核心设备之一,其辐射声功率的剂量对治疗有着关键性的作用。换能器辐射声功率剂量设置的准确与否将直接影响治疗效果和患者的安全^[1]。因此在设备临床使用前和使用时,都必须对聚焦换能器的辐射声功率进行检测;此外,声功率测量的准确性更是直接关系到设备的可靠性和治疗的有效性。因此,对医疗超声设备进行精准、快速的检测,

具有极其重要的意义。

目前,超声功率的测量方法主要有辐射力天平法、量热法、水听器法等。其中,辐射力天平法是IEC推荐采用的测量方法,国标GB/T 19890-2005中也进行了使用,但辐射力天平法一般只适用于小功率范围的平面波声功率测量,且测量时对换能器和靶子的放置角度、距离都有严格要求^[2]。顾欣等^[3]提出利用温度变化的量热法来测量超声功率,以蓖麻油作为吸收媒质,由于选用热电偶测量其平均温度变化,不能完全反应蓖麻油中的温度分布,且热电偶测温的时间较长,对测量结果产生较大偏

差。水听器法^[4]可以获得声场中多个声学参数,但需要在空间逐点扫描,因此时效性较差。采用水听器法直接测量高声强的聚焦声场,极易对水听器造成难以修复的损坏。综上所述,国标中规定的这些声功率测量方法都需要严格的测量条件,往往适用于实验室和专门检测机构声学测量。然而,医疗超声设备生产商和使用单位通常不具备相应的测量基础,因此这些测量方法很难在医疗机构得到推广使用。针对上述声功率测量方法在时效性、测量条件等方面存在的诸多限制^[5],一种由聚偏二氟乙烯(polyvinylidene fluoride, PVDF)薄膜制成热释电传感器^[6]在声学领域得到了关注。它直接对声功率进行测量,输出信号产生快速,整个测量过程只需要几秒钟,测量效率远远高于水听器扫描法和量热法,且测量时对声波波形要求不高,信号线性输出,抗干扰性较强,测量位置范围大,测量条件宽松,因此可以满足测量医用聚焦换能器声功率的要求。

本文将基于 PVDF 热释电传感器的声功率测量原理的分析和有限元模型的建立,并围绕测量位置、功率变化等测量干扰因素开展了仿真研究;同时,基于研制的 PVDF 热释电传感器,搭建声功率测量系统,通过测量不同位置 and 不同功率条件下传感器输出的热释电信号,获得输出信号与测量位置、功率变化之间的关系;最后,对比实验与仿真结果,表明热释电传感器在声场焦域和非焦域区域都可以进行测量,且输出信号与辐射声功率呈线性关系,测量误差最大为 8.2%,符合声学计量要求;研究结果表明基于热释电传感器测量聚焦声场的声功率是准确可靠的。

1 基本原理

图 1 所示为 PVDF 热释电传感器测量声功率的原理图。热释电传感器的中心与声轴重合,聚焦换能器辐射的声波被背衬材料吸收,并快速转换成热能。经过热传递作用,PVDF 薄膜产生温变,通过 PVDF 的热释电效应产生热释电信号。测量过程中,传感器在声轴上平行移动,对每个测量位置记录输出结果。由于在焦域及其附近位置的波阵面较小,声波传播到传感器前表面时几乎全部被传感器吸收,因此在这个位置范围内输出的热释电信号最大且基本保持不变,与换能器的辐射声功率存在一定的关系。而越靠近或者越远离换能器,波阵面越大,部分声波绕过传感器继续保持传播状态,使得到达传感器前表面的声波减少,吸收的声能量变小,传感器输出的热释电信号也减小。

基于波动方程理论,聚焦声场分布可以通过求解二维轴对称圆柱坐标系下亥姆霍兹方程形式的波动方程得到,具体表示如下^[7,8]:

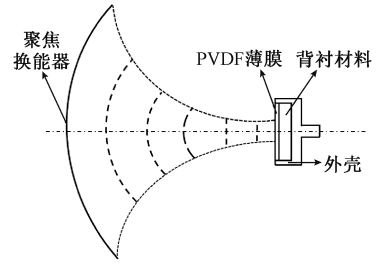


图 1 PVDF 热释电传感器声功率测量原理

Fig.1 Principle of acoustic power measurement of PVDF pyroelectric sensor

$$\frac{\partial}{\partial r} \left[-\frac{r}{\rho_c} \left(\frac{\partial p}{\partial r} \right) \right] + r \frac{\partial}{\partial z} \left[-\frac{1}{\rho_c} \left(\frac{\partial p}{\partial z} \right) \right] - \left(\frac{\omega}{c_c} \right)^2 \frac{rp}{\rho_c} = 0 \quad (1)$$

式中: r 为径向坐标; z 为轴向坐标; p 为声压; ω 为角频率; ρ_c 表示介质的密度, c_c 为介质中的声速,两者都是复数形式以说明材料的阻尼特性。

通常情况下,将声波传播到传感器表面时近似看作是平面波垂直入射过程,同时忽略声波在传感器内部的波形转化过程。图 2 所示为声波进入传感器内部的传播。

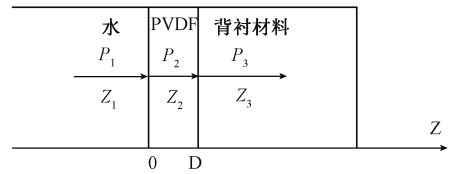


图 2 声波传播

Fig.2 Sound wave propagation

声强透射系数可以表示为:

$$t_I = \frac{4Z_1Z_3}{(Z_1 + Z_3)^2 (\cos k_2 D)^2 + (Z_2 + Z_1Z_3/Z_2)^2 (\sin k_2 D)^2} \quad (2)$$

式中: Z_1 是水的特性阻抗; Z_2 是 PVDF 薄膜的特性阻抗; Z_3 是背衬材料的特性阻抗; k_2 是薄膜中的波数; D 是薄膜的厚度。

入射的声波被高阻尼的背衬材料吸收,机械能转化为热能,导致背衬材料的温度升高。通过传热方程描述背衬材料内部某一点处的温变速率,具体表示如下^[9]:

$$\frac{\partial \Delta T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \frac{q_V}{c_V} \quad (3)$$

式中: k 是热扩散率; c_V 是体积比热; q_V 表示单位体积内产生的热量; ∇ 表示散度算符, $\nabla = (\partial/\partial x)\mathbf{i} + (\partial/\partial y)\mathbf{j} + (\partial/\partial z)\mathbf{k}$,而 $\mathbf{i}, \mathbf{j}, \mathbf{k}$ 分别表示 x, y, z 3个方向的单位向量。

在声学介质中, q_v 可以由声强向量的散度求得。而对于平面声波的垂直入射, 只需要考虑 z 轴方向上的传播, q_v 具体表示如下^[10]:

$$q_v = -\frac{\partial I_z}{\partial z} = 2\alpha(I_i - I_r) \quad (4)$$

式中: α 表示背衬材料的衰减系数; I_i 和 I_r 分别表示入射与反射声强向量。

在产热初期, 式(3)右边的传导项是可以忽略不计的, 只考虑源项, 因此温升的变化率与源项 q_v 成正比。经过热传递作用, 传感器内部 PVDF 薄膜表面也产生温变, 基于 PVDF 的热释电效应, 传感器产生热释电信号。整个传感器可看作一电流源, 电容和电阻的并联, 等效电路如图 3 所示。

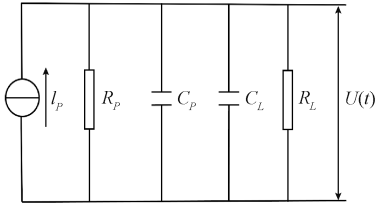


图 3 等效电路

Fig.3 Equivalent circuit diagram

其中 I_p 表示电流源; C_p 是 PVDF 薄膜的电容值; C_L 是外部负载的电容值; R 是 PVDF 薄膜内阻 R_p 与外部电阻 R_L 之间的并联连接; $U(t)$ 是热释电电压值。等效电路可用以下微分方程描述^[11]:

$$\frac{\partial U(t)}{\partial t} + \frac{U(t)}{RC_p} = -\frac{pA}{C_p} \frac{\partial \Delta T}{\partial t} \quad (5)$$

式中: p 是 PVDF 薄膜的热释电系数; A 是传感器的有效面积。 RC_p 的乘积十分小, 可以忽略等式左边的第 1 项^[12]。再联立式(3)和式(4), 得到热释电电压与辐射声功率的关系式。

$$U(t) = \frac{2p\alpha R}{c_v} W \quad (6)$$

式中: W 是换能器的辐射声功率, 说明输出热释电电压与换能器的辐射声功率成正比。

2 有限元仿真分析

2.1 高强度聚焦超声场

在仿真软件下建立直径为 67.6 mm 的凹球壳聚焦换能器。模型采用二维轴对称组件, z 轴方向为声轴方向, 选择压力声学频域模块、固体传热模块和电流模块进行耦合。在水域的计算边界设置完美匹配层, 用以防止回波对声场环境的干扰。采用自由三角形进行网格剖分, 网格尺寸为波长的 $1/6$ ^[13], 设置聚焦换能器的工作频率

为 1.5 MHz, 得到聚焦声场分布情况, 计算结果用声压级表示, 如图 4 所示。

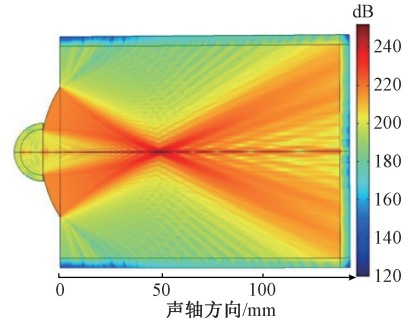


图 4 聚焦声场的声压级分布

Fig.4 Acoustic pressure level distribution of focused acoustic field

图 4 为聚焦声场的聚焦特性和传播形态, 可以看到声波在距离换能器 50 mm 处汇聚叠加, 产生暗红色椭圆形的焦斑区域, 该区域声压值巨大, 能量十分集中。选择研究的焦域范围是 -3 dB 焦域范围^[14]。在声轴方向上, 选择焦点为零点位置, 靠近换能器移动为负方向, 远离换能器移动为正方向。通过对声轴上的声压分布情况进行处理, 确定聚焦换能器的焦域范围为 $-3 \sim 3$ mm, 如图 5 所示。

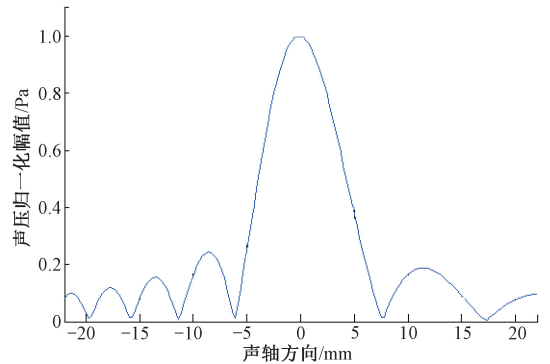


图 5 声轴声压分布

Fig.5 Acoustic pressure distribution along the acoustic axis

2.2 非焦域测量声功率的必要性

在仿真软件中设置换能器的工作条件, 其中设置的声功率值记为 W_s 。在模型中加入热释电传感器, 传感器半径为 10 mm, PVDF 薄膜厚度为 50 μm , 背衬材料厚度为 4 mm, 传感器表面与声轴垂直, 传感器中心与声轴重合。设置换能器辐射时间 1 s, 换能器辐射声功率 W_s 为 9.5 W, 传感器在 -3 mm 处内部温升情况如图 6 所示。

再将传感器移动至 -5 mm 处, 内部温升情况如图 7 所示。

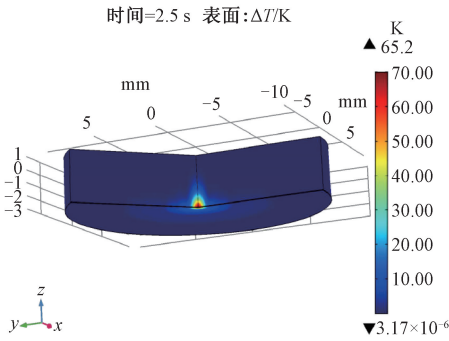


图 6 焦点前 3 mm 处传感器内部温升情况

Fig.6 Internal temperature rise of the sensor at 3 mm in front of the focus point

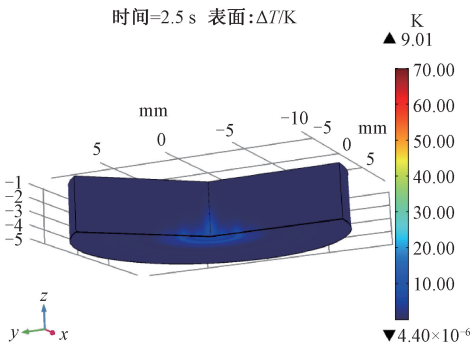


图 7 焦点前 5 mm 处传感器内部温升情况

Fig.7 Internal temperature rise of the sensor at 5 mm in front of the focus point

由图 6 和 7 可知, 声波透过 PVDF 薄膜被背衬材料吸收, 使背衬内部升温。从图 6 可知, 在焦域内能量十分集中, 背衬内部温升范围较小, 而最高温升达到了 65.2 K。从图 7 可以看到在非焦域处, 能量较为发散, 背衬内温升范围扩大, 而最高温升仅有 9.01 K。由此可以推测, 当换能器辐射声功率达到 50 W 甚至更高时, 焦域内传感器内部温升可能远大于 200 K, 这是 PVDF 热释电传感器所不能承受的; 而在非焦域位置, 传感器内部温升为 40 K 左右, 这就不会对传感器造成损坏。因此, 在非焦域位置测量聚焦声场的声功率是很有必要的。

2.3 输出信号与测量位置的关系

保持 W_s 为 9.5 W 恒定, 在声轴方向上平行移动传感器, 移动范围为 -20~16 mm, 对每次移动后的位置进行记录, 并作为声功率测量位置。然后在每个测量位置上采集热释电电压幅值, 得到多组仿真数据, 基于最小二乘法对数据进行拟合处理, 结果如图 8 所示。

由图 8 可知, 传感器在 -13~7 mm 的范围内输出的热释电电压幅值最大且基本一致, 说明在这个范围内

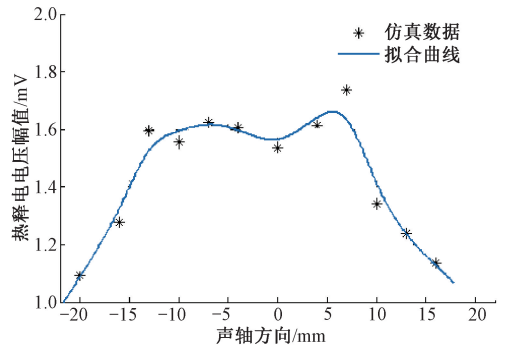


图 8 热释电电压幅值与测量位置的关系

Fig.8 Relationship of the pyroelectric voltage amplitude vs. measurement position

传感器测得的声功率值为换能器的辐射声功率, 其中焦域范围为 -3~3 mm。而超出 -13~7 mm 这个范围, 靠近或者远离换能器, 传感器输出的热释电电压幅值变小, 表明了通过热释电传感器可以在非焦域位置对辐射声功率进行测量, 同时避免了焦域内的高能量对传感器的损坏。

2.4 输出信号与辐射声功率的关系

逐渐增大 W_s 的值进而改变换能器工作状态, 测得对应工作状态下传感器的热释电电压幅值, 并根据式 (6) 和已知的电压幅值反推计算出传感器测得的声功率值, 记为 W , 如表 1 所示, 并基于最小二乘法对声功率数据和热释电电压幅值数据进行拟合处理。

表 1 不同声功率条件下传感器的仿真结果

Table 1 Simulation results of the sensor under different acoustic power conditions

换能器工作状态	辐射声功率设置值 W_s/W	输出热释电信号幅值/mV	传感器测算值 W/W
1	14.10	2.48	14.46
2	14.60	2.56	15.04
3	15.30	2.68	15.86
4	16.50	2.88	17.28
5	18.12	3.12	18.96
6	18.50	3.19	19.44
7	18.66	3.23	19.72
8	18.92	3.25	19.86

定义传感器的测量误差公式为:

$$\xi = \frac{|W_0 - W|}{W_0} \times 100\% \quad (7)$$

式中: W_0 为声功率的标准值; W 为传感器的测算值。

将辐射声功率的设置值 W_s 作为声功率的标准值

W_0 , 代入式(7)得到热释电传感器测量声功率的最大误差为5.7%。图9所示为热释电传感器测算值与声功率标准值的比较结果。从图9可以看出热释电电压与辐射声功率成线性关系,且测算值与标准值两者的拟合曲线吻合效果良好,测量误差在声学计量的规定误差之内,说明该传感器可适用于聚焦声场的声功率测量。

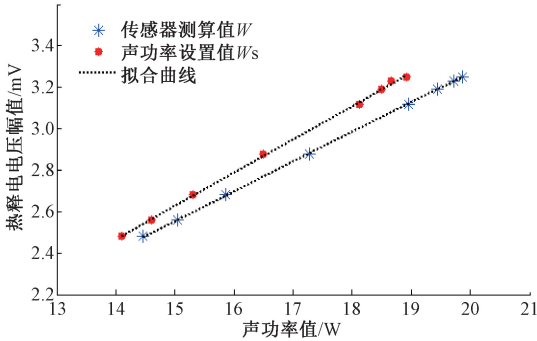


图9 不同工作状态下输出信号的仿真结果

Fig.9 Simulation results of the output signal under different working conditions

3 实验与结果

3.1 实验系统

实验测试系统如图10所示,主要包括PVDF热释电传感器、聚焦换能器、函数信号发生器、功率放大器、高精度三维运动控制机构、固定支架、低通滤波器和计算机等。

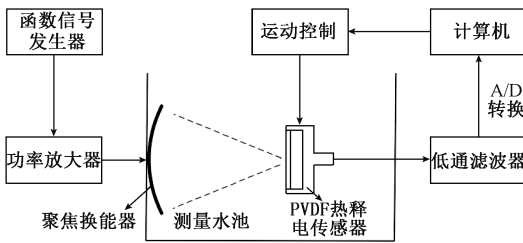


图10 实验测试系统

Fig.10 Experiment test system

实验选用直径为90 mm的球壳聚焦换能器,工作频率为990 kHz,外部电路的电阻值为500 Ω 。热释电传感器的直径为14 mm,内部相关参数如表2所示。

函数信号发生器发送电压响应至功率放大器,从而激励聚焦换能器工作辐射声波。研究表明,PVDF薄膜同时具有压电效应与热释电效应,而热释电效应发生在10 Hz以下。所以在传感器输出端接入一低通滤波器,将高频的压电信号滤除,从而获得低频的热释电信号,最后将实验数据上传并保存在计算机中。

表2 热释电传感器相关参数

Table 2 Related parameters of the pyroelectric sensor

材料	参数	值	单位
PVDF	厚度 d	50	μm
	电容 C_p	2.43	nF
	电阻 R_p	1.6×10^{10}	Ω
	密度 ρ	1780	kg/m^3
	热释电系数 p	0.4×10^{-8}	$\text{C}/\text{cm}^2 \cdot \text{K}$
背衬材料	声速 C	1000	m/s
	衰减系数 α	64	dB/cm
	体积比热 c_V	1910	$\text{kJ}/\text{m}^3 \cdot \text{K}$

3.2 测量结果

1) 水听器扫描法确定声功率

依照 GB/T 1654-1996 中相关规定,本文采用水听器扫描法测量聚焦换能器的声功率值,实验使用的针式水听器直径为1 mm,标定的声压灵敏度为-242 dB (1 MHz)。根据图10所示的实验系统,将热释电传感器换成经标定的针式水听器,并将针式水听器调整至声轴方向上的焦点位置。然后对球壳聚焦换能器声轴上的声压幅值进行逐点扫描,扫描间隔为0.05 mm^[15],得到声轴方向声压分布情况,如图11所示。

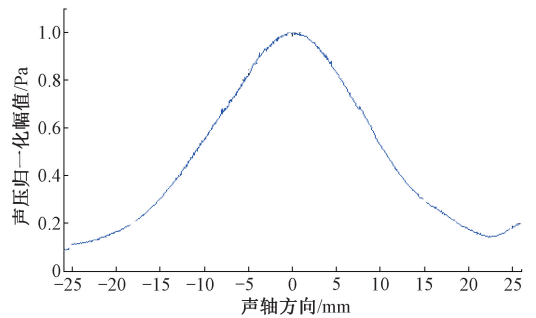


图11 聚焦换能器声轴方向声压分布

Fig.11 Acoustic pressure distribution of the focusing transducer along the acoustic axis direction

从图11可以得到换能器的焦域范围为-7~7.4 mm,聚焦效果良好。再将针式水听器返回至焦点位置,利用水听器扫描法^[16]确定聚焦换能器的辐射声功率值,记为 W_a 。

通过标准水听器测得的声压值,进一步将其转换为声强值,表示为^[17]:

$$I = \frac{P^2}{\rho c} \quad (8)$$

式中: P 是声压; ρ 和 c 分别是水的密度和声速。

辐射声功率是通过声强对面积的积分求得,表示为:

$$W_h = \iint_S I dS \quad (9)$$

式中: S 是垂直于声波传播方向的面积。

根据离散化思想, 在实际测量过程中将面积 S 分割成 N 个面积元 $\Delta S_i (i = 1, 2, 3, \dots, N)$, 将每一个面积元上的声压看作常数, 即可根据式 (9) 得到离散化的声功率近似表达式, 如下^[18]:

$$W_h \approx \sum_{i=1}^N I_i \Delta S_i = \sum_{i=1}^N \frac{P_i^2}{\rho c} \Delta S_i \quad (10)$$

式中: I_i 是第 i 块微元面上的声强值; P_i 是第 i 块微元面上的声压值。

以焦点位置为中心, 在焦平面上选取一个 $8 \text{ mm} \times 8 \text{ mm}$ 的正方形作为扫描截面, 并将边长平均分成 40 等分, 即把这个正方形平均划分成 1 600 个微小面积单元, 对选取截面上的声压幅值进行逐点扫描。设置信号源的输入幅值为 0.5 V , 功率放大器的增益系数为 5 dB , 扫描结果如图 12 所示。

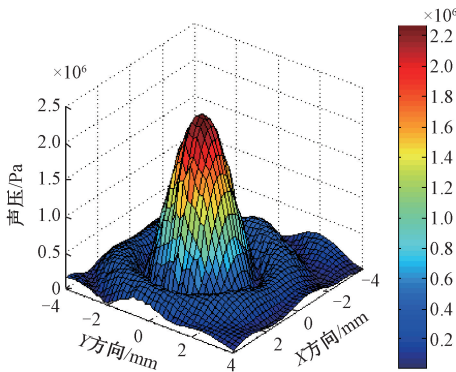


图 12 焦平面声压分布

Fig.12 Acoustic pressure distribution on the focal plane

由图 12 所示水听器扫描法的实验结果可以看到, 声压分布集中在中心区域, 越接近中心点, 声压值越大, 周围区域声压幅值逐渐变小, 边缘区域声压幅值接近于 0。调节信号源的激励电压从而改变换能器的工作状态, 通过水听器扫描法得到每一个工作状态下的声场声压幅值数据, 然后根据式 (10) 将辐射声功率计算结果记录在表 3 中。

2) 定功率状态下非焦域测量声功率

根据图 10 搭建的声功率测量系统和表 3 中换能器的工作状态, 进行 6 组非焦域测量实验。通过控制三维运动机构, 使得热释电传感器的初始位置处于声轴上的焦点处。在声轴方向上选取 $-20 \sim 20 \text{ mm}$ 的测量范围, 测量间隔为 2 mm , 在每一种工作状态下对各个测量点采集输出信号的电压幅值, 再将采集到的数据点采用最小二乘法拟合处理, 结果如图 13 所示:

由图 13 所示定功率状态下热释电传感器在不同测

表 3 水听器扫描法实验结果

Table 3 Experiment results of hydrophone scanning method

换能器 工作状态	信号源 幅值/V	功率放大器 增益/dB	扫描 截面/mm ²	水听器法 确定值 W_h/W
I	0.50	5	8×8	14.31
II	0.55	5	8×8	16.60
III	0.60	5	8×8	17.67
IV	0.65	5	8×8	19.38
V	0.75	5	8×8	20.04
VI	0.85	5	8×8	22.76

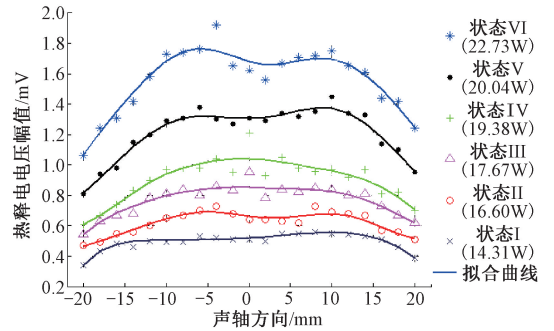


图 13 不同测量位置的实验结果

Fig.13 Experiment results at different measurement locations

量位置的实验结果可知, 6 组测量结果拟合曲线的趋势与图 8 仿真结果基本一致, 在 $-12 \sim 14 \text{ mm}$ 范围内传感器输出的热释电信号幅值最大且基本相同, 其中换能器的焦域范围为 $-7 \sim 7.4 \text{ mm}$, 验证了热释电传感器在非焦域位置测量声功率的有效性。

3) 变化功率状态下线性输出信号

由图 13 还可以看出随着换能器的辐射声功率不断提高, 在同一个测量位置传感器输出的热释电信号幅值也不断变大。在每一种换能器工作状态下, 对 $-12 \sim 14 \text{ mm}$ 采集到的热释电信号幅值数据取平均值, 根据式 (10) 反推计算出传感器测得的声功率值 W , 记录在表 4 中, 并采用最小二乘法对声功率数据和热释电电压幅值数据进行拟合处理如图 14 所示。以水听器扫描法确定的声功率值 W_h 作为辐射声功率的标准值 W_0 , 计算热释电传感器的测量误差。

由图 14 所示热释电传感器测算值与水听器法确定值的比较结果可知, 实验结果与图 9 仿真结果基本一致, 传感器输出信号幅值与换能器的辐射声功率之间基本成线性关系, 且测算值与确定值两者的拟合曲线吻合效果良好, 实验中热释电传感器测量声功率的最大误差为 8.2% , 测量误差较小, 验证了热释电传感器测量聚焦声功率的准确性。

表4 不同声功率条件下传感器的测量结果

Table 4 Measurement results of the sensor under different acoustic power conditions

换能器 工作状态	水听器法 确定值 W_h/W	输出热释电 信号幅值/mV	传感器 测算值 W/W	测量误差 $\xi/\%$
I	14.31	0.52	14.44	0.9
II	16.60	0.67	15.56	6.3
III	17.67	0.83	16.76	5.1
IV	19.38	0.97	17.80	8.2
V	20.04	1.32	20.41	1.8
VI	22.76	1.67	23.03	1.2

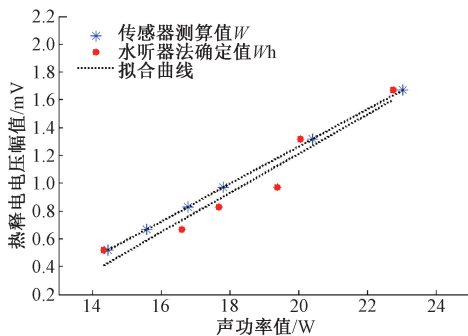


图14 不同工作状态下输出信号的测量结果

Fig.14 Measurement results of the output signal under different working conditions

4 结 论

本文针对聚焦超声场的声功率测量问题,建立了PVDF热释电传感器测量声功率的物理模型,通过有限元分析软件仿真计算和分析了测量过程中的测量位置以及辐射声功率的变化对传感器输出信号的影响,验证了热释电传感器测量聚焦声场声功率的正确性。与此同时,搭建了实验测试系统并进行了多组声功率测量实验,实验表明热释电传感器可以在焦域和非焦域位置对声功率进行测量,且传感器输出信号幅值与辐射声功率成线性关系。通过与水听器扫描法的比较,采用热释电传感器测量声功率的最大误差为8.2%,符合声学计量要求。对比实验结果与仿真结果,证实该物理模型合理可靠,验证了该方法的有效性和准确性。

通过PVDF热释电传感器测量声功率既可以避免聚焦声场焦域内的高能量对传感器的损坏,又具有快速方便、动态测量、线性输出、测量条件宽松等优点。这种新型的测量方法对超声医疗设备声学性能的检测提供了有利建议,为高强度聚焦超声技术在治疗过程中的精确使

用提供了很大的指导作用。

参考文献

- [1] 固宇暘,胡济明,章东. 超声辐射功率测量的实验研究[J]. 声学技术,2013,32(S1):163-164.
GU Y Y, HU J M, ZHANG D. Experimental study of the ultrasound radiation power measurement [J]. Technical Acoustics, 2013, 32(S1):163-164.
- [2] 韩冥生,杨平,祝海江. 浮力变化的量热法与辐射力天平法测量超声功率比较研究[J]. 计量学报,2015,36(01):82-86.
HAN M SH, YANG P, ZHU H J. Experimental Research on the calorimetry method and radiation force balance method for measurement of ultrasound power [J]. Acta Metrologica Sinica, 2015, 36(01):82-86.
- [3] 顾欣,寿文德. 一种基于量热法的平面换能器声功率测量的方法[J]. 声学技术,2007,26(1):56-61.
GU X, SHOU W D. Measurement of acoustic power of piston transducer based on calorimetry [J]. Technical Acoustics, 2007, 26(1):56-61.
- [4] 谢露,白景峰,陈亚珠. 新型相控聚焦超声声场测量实验研究[J]. 中国医学物理学杂志,2009,26(5):1434-1437.
XIE L, BAI J F, CHEN Y ZH. An experimental study on acoustic field measurement of new phased-array focused ultrasound [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2009, 26(5):1434-1437.
- [5] 邢广振. 基于水听器空间平均效应修正的高频声场定征方法研究[D]. 哈尔滨:哈尔滨工业大学,2017.
XING G ZH. Study on the high-frequency ultrasonic field characterization based on the spatial averaging correction of hydrophones [D]. Harbin: Harbin Institute Of Technology, 2017.
- [6] ZEQRIB, GELAT P N, BARRIE J, et al. A novel pyroelectric method of determining ultrasonic transducer output power: device concept, modeling, and preliminary studies [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, 2007, 54(11):2318-2330.
- [7] RUMYANTSEVA O D, SHURUP A S. Equation for wave processes in inhomogeneous moving media and functional solution of the acoustic tomography problem based on it [J]. Acoustical Physics, 2017, 63(1):95-103.
- [8] GUO G P, SU H D, DING H P, et al. Noninvasive temperature monitoring for high intensity focused ultrasound therapy based on electrical impedance tomography [J]. Acta Physica Sinica, 2017, 66(16):164301.
- [9] NYBORG W L. Solutions of the bio-heat transfer equation [J]. Physics in Medicine & Biology, 1988,

- 33(7):785-92.
- [10] BAILEY M R, KHOKHLOVA V A, SAPOZHNIKOV O A, et al. Physical mechanisms of the therapeutic effect of ultrasound [J]. *Acoustical Physics*, 2003, 49 (4): 369-388.
- [11] 卫敏. 直流偏压下热释电材料测量系统的研究[D]. 武汉:华中科技大学,2012.
WEI M. Study on measuring system of pyroelectric material under DC-biased electric field [D]. Wuhan: Huazhong University of Science & Technology, 2012.
- [12] CAO Y, CHEN Q, ZHENG H F, et al. Study on the mechanism of ultrasonic power measurement sensor based on pyroelectric effect [J]. *Acoustical Physics*, 2018, 64 (6):789-795.
- [13] 阮鹏,陈智军,付大丰,等. 基于 COMSOL 的声表面波器件仿真[J]. *测试技术学报*,2012,26(5):422-428.
RUAN P, CHEN ZH J, FU D F, et al. Simulation of surface acoustic wave device based on COMSOL [J]. *Journal of Test and Measurement Technology*, 2012, 26(5):422-428.
- [14] 陆利冬,曹永刚,郑慧峰,等. 基于球壳聚焦阵列的超声成像检测技术研究 [J]. *仪器仪表学报*, 2019, 40(4):61-68.
LU L D, CAO Y G, ZHENG H F, et al. Research on ultrasonic imaging detection technology based on spherical shell focused array [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2019, 40(4):61-68.
- [15] 周广林,陈心昭. 扫描速度对扫描声强法测量声功率精度的影响 [J]. *仪器仪表学报*, 2006, 27 (12): 1614-1618.
ZHOU G L, CHEN X ZH. Influence of scanning speed on sound power measurement precision in sound intensity scanning method [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2006, 27(12):1614-1618.
- [16] 郭成成,姚磊,郑慧峰,等. 基于近场互谱法的医用聚焦超声场多参数检测 [J]. *仪器仪表学报*, 2019, 40(3):39-46.

GUO CH CH, YAO L, ZHENG H F, et al. Multi-parameter detection of medical focused ultrasonic field based on near-field cross-spectrum method [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2019, 40(3):39-46.

- [17] 于群,王月兵,曹文旭,等. 聚焦换能器声强和声功率测量方法研究[J]. *中国测试*,2017,43(1):27-32.
YU Q, WANG Y B, CAO W X, et al. Study on sound intensity and sound power measurement of focused transducer [J]. *China Measurement & Test*, 2017, 43(1):27-32.
- [18] SHAW A. A buoyancy method for the measurement of total ultrasound power generated by HIFU transducers [J]. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2008, 34 (8): 1327-1342.

作者简介



施利明,2018 年于中国计量大学获得学士学位。现为中国计量大学计量测试工程学院硕士研究生,主要研究方向是新型超声换能器设计开发。

E-mail:1125433390@qq.com

Shi Liming received B.Sc. degree from China Jiliang University in 2018. Now, he is a M.Sc. candidate in College of Metrology and Measurement Engineering, China Jiliang University. His main research interests include design and development of novel ultrasound transducers.



曹永刚(通信作者),2010 年于苏州大学获硕士学位,2015 年于韩国釜庆大学获博士学位。现为中国计量大学硕士生导师,主要研究方向为超声换能器的设计开发、以及超声成像与超声治疗研究。

E-mail:15A0202111@cjlu.edu.cn

Cao Yonggang (Corresponding author) received M.Sc. degree from Soochow University in 2010 and Ph.D. degree from Pukyong University, Korea in 2015. Now, he is a master supervisor in China Jiliang University. His main research interests include design and development of novel ultrasound transducers, and ultrasonic imaging ultrasonic therapy.