

聚焦区域高声强声场分布的测量方法研究

霍彦明^{1†} 李争¹ 李永伟¹ 王智彪²

(1 河北科技大学电气信息学院 石家庄 050018)
(2 重庆医科大学超声医学工程研究所 重庆 400041)

摘要 常用的声场分布测量是采用水听器扫描声场的方法,该方法对于声能量密度较大的声场难以测量,因为在这种情况下声振幅比较大,水听器在这种声场中呈现非线性或遭到破坏。设计了一种用辐射压力测量高声强声场分布的方法,该方法利用一根微细管,直接测量声场的冲流压力,通过对声场进行扫描测量可以得到高声强声场压力分布。从理论上分析了这种测量方法的可行性,对测量基本要求及实验装置做了阐述。实验结果证实:该方法可以用来测量高声能密度声场压力分布;测量结果与水听器测量结果基本吻合;测量方法存在测量盲区。

关键词 声场,辐射压力法,微细管

中图分类号: Q62

文献标识码: A

文章编号: 1000-310X(2012)04-0303-05

Measurements of high pressure focused acoustic field

HUO Yanming¹ LI Zheng¹ LI Yongwei¹ WANG Zhibiao²

(1 College of Electrical Engineering and Information Science, Hebei University of Science and Technology, Shijiazhuang 050018)
(2 Institute of Ultrasonic Engineering in Medicine, Chongqing University of Medical Science, Chongqing 400041)

Abstract The traditional method for measuring the ultrasound field distributions is to scan the field by hydrophone. However, hydrophone can not be used because it will be nonlinear working or be destroyed in a high acoustic energy density field. A ultrasound field measurement method to measure the acoustic radiation pressure is developed, which can be used to measure the high pressure acoustic field. It uses a micro-tube to measure and to scan the radiation pressure of acoustic field. The feasibility of this method is analyzed theoretically and the experiment settings are described. Experiment results show that it can be used to measure high pressure acoustic field. Experiments results are similar with that measured by hydrophone. Blind area appears in the measuring area.

Key words Acoustic field, Radiation pressure method, Micro-tube

1 引言

在超声应用中,超声场的测量是一项重要测量

内容^[1-3],传统的声场分布测量是采用水听器扫描声场的方法,该方法对于声能量密度较大的声场难以测量,因为在这种情况下,声压振幅比较大,传统

2011-09-22 收稿;2012-05-04 定稿

作者简介:霍彦明(1971-),男,河北石家庄人,硕士生导师,研究方向:超声医学仪器、新型光源技术。

李争(1980-),男,副教授,硕士生导师。

李永伟(1958-),男,教授,硕士生导师。

王智彪(1962-),男,教授,博士生导师。

[†]通讯作者:霍彦明, E-mail: hym1661@163.com

的水听器在这种声场中呈现非线性或遭到破坏。其它的测量方法,例如 Raman-Nath 测量方法或 Schlieren System 系统都是对于小振幅情况下的测量。在高声强声场中,因为声压振幅比较大,声场的非线性效应比较明显,所以对其测量比较困难。目前尚没有直接在大功率驱动下的声场测量方法。

高强度聚焦超声以及大功率超声的应用越来越广^[3-6],在超声应用研究上越来越重要,因此对这类声场分布的测量,尤其是在高功率驱动下的测量就显得非常重要,如何能够测量高功率驱动下的声场分布是一项重要的研究课题。本文设计了一种用测量辐射压力的方法来测量高声强声场分布,该方法利用一根微细管,将辐射压力测量与压力传感器结合起来对声场进行扫描测量。测量结果显示该方法确实能够对大功率、高声强声场的压力分布进行测量。

2 理论分析与测量方法

对于聚焦声场,声辐射压力可以表示为

$$p_r = \delta \frac{I}{c_0}, \quad (1)$$

式中的 p_r 为声辐射压力,它是由声波和媒质的非线性造成的, δ 为聚焦声场修正系数。 I 为声强, c_0 为声速。声压为时变量,而声强具有时间叠加效应,下面采用微细管测量压强的方法来对声场区域进行测量,进而间接反映声场分布。为讨论方便,下面讨论中用 P 表示声辐射压力。

直接测量声场中的声辐射压力比较困难,因为这一辐射压力比较小,对于压力传感器的分辨力要求较高,可以采用下面方法进行转换测量。

如图 1 所示,将一根微细管放入媒质声场中,微细管的两端假定为 A 端和 B 端,假定当媒质中没有声波时,管内有静态压强 P_0 , P_0 等于管外媒质中的静态压强,包括大气压强和静态水压。

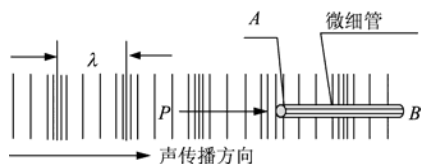


图 1 用微细管测辐射压力方法示意图

若 A 、 B 两端均开口,则在声场中 A 点处存在声辐射压力 p ,声场中的媒质会被声辐射压力 p 不

断推动进入管内,然后从 B 端流出,只要声场存在,这一过程就循环往复。

若将 B 端口用一软管与压力传感器连接,则有下列几种情况出现,如图 2 所示。

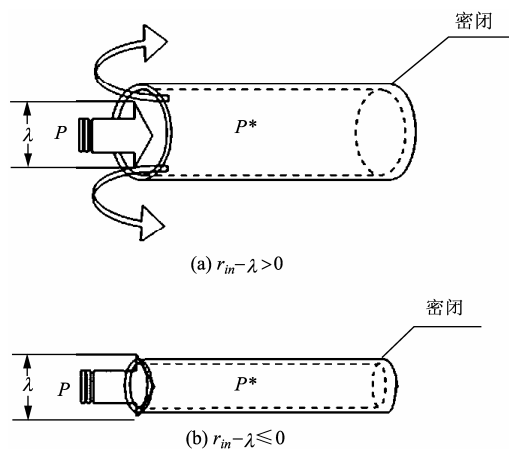


图 2 压力测量示意图

(1) $r_{in} - \lambda > 0$, r_{in} 为细微管内半径, λ 为声波波长。

如图 2(a)所示,在这种情况下,由于 B 端用软管与压力传感器连接,因此 A 端的媒质在声辐射压力 p 的作用下进入细管后,管内媒质密度增加,其静态压强 P_0 增大,记为 P^* ,该压力推动媒质从管 A 端的周围流出,最后达到动态平衡状态,此时管内静态压力 P^* 小于 A 端辐射压力 P ,但是大于原来静态压力 P_0 ,即 $P_0 < P^* < P$ 。

(2) $r_{in} - \lambda \leq 0$

如图 2(b)所示,在这种情况下,由于 B 端通过软管与压力传感器连接,因此声波不会发生直接反射, A 端的媒质在压力 P 的作用下进入细管后,管内媒质密度增加,其静态压力 P_0 增大,随着越来越多的媒质进入管内,管内压强 P^* 逐渐增大,直到 $P^* \propto p$,此时管内外压力达到平衡状态,因此通过测量管内压强就可以推算管外声辐射压力。

通过上面分析可以看出,如果要测量大振幅超声辐射声场,所用微细管的内径应小于等于超声波长,这样测得的辐射压强可以间接显示该区域的声场分布和对声场进行测量。

压力测量传感器为我们自行设计,采用压力导引法将声强压力导引到水槽外进行测量。敏感面尺寸 $\Phi 0.3\text{mm}$,压力测量范围为 $0 \sim 200\text{kPa}$ (该范围由液压传感器测量范围决定)。

3 实验装置

如图 3 所示，实验装置由 6 部分组成：吸声水槽、超声换能器、功率源、微细管、三维移动装置和压力显示器组成。测量时，吸声水槽内注入脱气水，将超声换能器、微细管以及部分连接管浸没。超声换能器和功率源之间用同轴电缆连接；微细管的上端安装在三维移动装置上，通过调节三维移动装置可以对声场进行扫描；微细管的末端通过软连接管与压力显示器相连，压力显示器中含有压力传感器和数据显示处理装置，从其上可以直接读取压力数值。

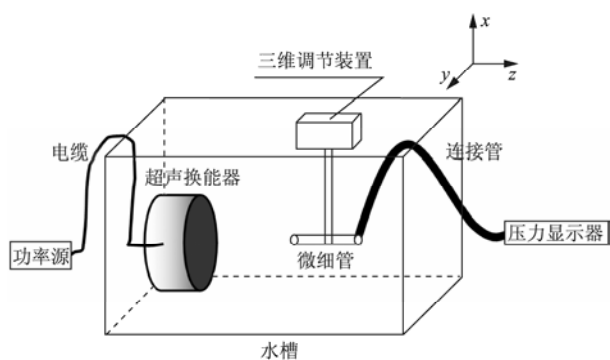


图 3 实验装置示意图

(1) 基本测量设备

三维手动坐标仪：移动精度为：0.05 mm。

压力传感器：该传感器为我们自行设计，采用测量声辐射压力的方法设计，敏感面尺寸 $\Phi 0.3\text{ mm}$ ，压力测量范围为 0~200 kPa。

数据采集处理器：为我们自行设计，作用是将压力传感器的输出信号采集处理后直接输出压力值。

吸声水槽，水槽尺寸为 560 mm (宽)×890 mm (长)× 660 mm (高)，水槽四周贴满吸声材料，吸声材料由天津橡胶材料研究所提供。

(2) HIFU 聚焦换能器及功率源

HIFU 聚焦换能器和可调功率源均由重庆海扶技术有限公司设计制造，与临床使用完全一致。HIFU 聚焦换能器工作频率 0.839 MHz，采用透镜聚焦方式，空气背衬，辐射面有效半径为 6 cm，焦距是 10 cm，HIFU 聚焦换能器中央有一直径为 4.5 cm 的孔，临床治疗时该孔用来放置 B 超探头，以便对

病灶进行观察和治疗过程监控。可调功率源：通过调节输入电压可以控制换能器功率输出。

(3) 工作环境

环境温度约 23℃；水温约 17℃。

(4) 测量方法

将压力传感器的端面和 HIFU 聚焦换能器分别固定在三维移动坐标仪和固定支架上，调节压力传感器探测端位置，使压力传感器的探测端和 HIFU 治疗头同轴放置在水槽中。测量时水槽中充满脱气水，且将 HIFU 换能器和压力传感器浸没于水中。因为 HIFU 治疗头是轴对称，所以其声场分布也是轴对称的，只要测得轴向和径向声场分布，就可以确定聚焦区域的声场分布。

4 测量结果

测量中所用超声换能器和功率源由重庆海扶技术有限公司提供，该超声换能器和功率源是 HIFU 治疗设备的出厂治疗头和功率源。换能器采用透镜聚焦方式，其中心有一孔，临床应用时，该孔用来放置 B 超探头以对病灶显示和对治疗进行监控。该换能器可以产生超过 200 W 的超声输出功率。微细管、压力显示器是我们自行研制，微细管的内径小于 0.3 mm，且外径小于 0.5 mm。表 1 是测量时换能器和功率源的主要参数。测量结果为：焦点中心最大值为：71.7 kPa，数据采用归一化处理如图 4 所示。由于换能器是轴对称的，所以其测量结果只有 z 方向和 r 方向，r 方向代表 x 或 y 方向。

表 1 换能器参数和功率源参数

频率(<i>f</i>)	焦距(<i>FL</i>)	换能器直径	换能器孔直径	功率源驱动电压	超声功率
0.8 MHz	96 mm	120 mm	45 mm	1.8 kV	150 W
				1.4 kV	90 W
				1.0 kV	40 W

为了进行比较，用水听器对同样换能器在小功率驱动下的声场分布进行测量，测量结果如图 5 所示。测量中功率源驱动电压是 0.2 kV，超声输出功率小于 8 W。

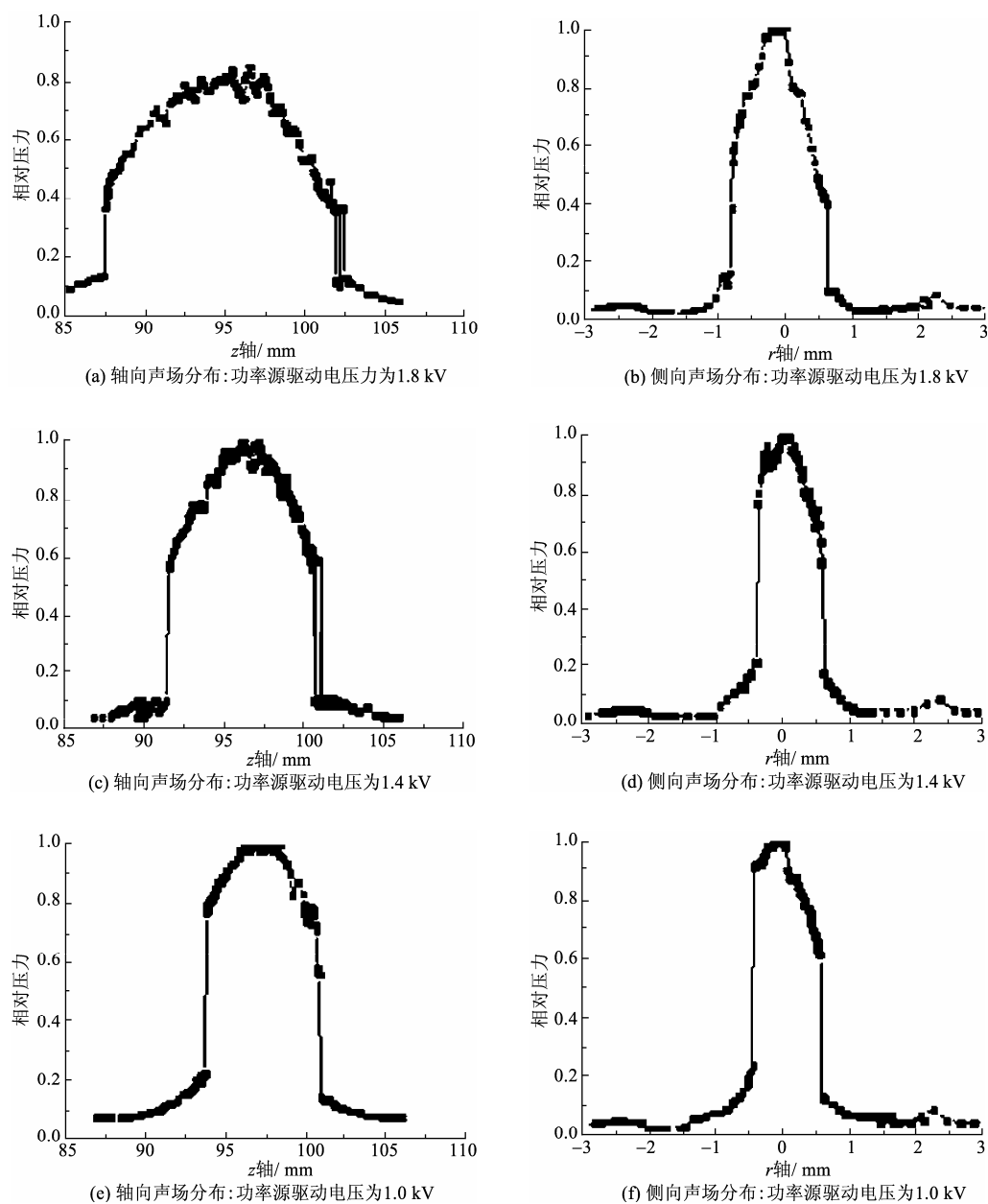


图 4 采用微细管法测量 HIFU 治疗头声场分布结果

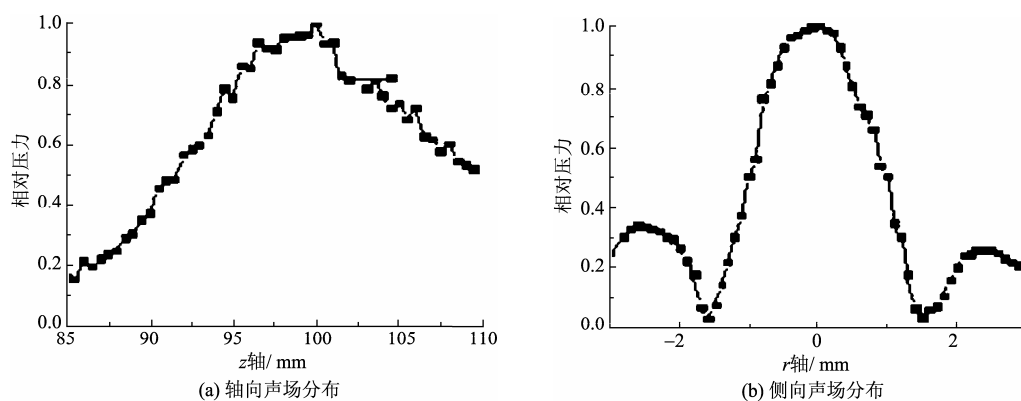


图 5 采用水听器测量 HIFU 治疗头声场分布结果 (功率源驱动电压为 150 V)

5 讨论

本文用动态静压力测量方法对聚焦换能器在高功率驱动下的声场分布进行测量。测量中所用超声功率都是实际使用时可能用到的超声功率, 这样的超声功率在水中的超声波可以看到明显的声流现象, 这实际上是超声的非线性引起的, 在这样功率驱动下, 用水听器难以测量^[7]。本文所用测量方法实验结果证实: (1)所述方法用来测量高声强声场分布确实可行; (2)测量结果与水听器测量结果基本吻合; (3)该种测量方法存在测量盲区, 测量结果显示, 当辐射压力低于 20kPa 时, 测量结果迅速下降, 形成这一测量盲区的原因尚不清楚, 据分析可能是由于毛细管的表面粘附力产生。形成盲区具体原因及如何减小盲区尚待进一步研究和分析。

参 考 文 献

[1] MARK H and BAJRAM Z. A strategy for the development and

standardization of measurement methods for high power cavitating ultrasonics fields: review of high power field measurement techniques [J]. Ultrasonics Sonochemistry. 1997, 4: 273-288.

[2] 许坚毅, 霍彦明, 冯若, 等. 水柱法测量 HIFU 的声场[J]. 声学技术, 2001, 20(1): 302-304.

[3] 钱祖文. 高强聚焦超声(HIFU)加热活体组织中的温度分布[J]. 应用声学, 2010, 29(4): 269-271.

[4] 林书玉. 功率超声振动系统的研究进展[J]. 应用声学, 2009, 28(1): 10-19.

[5] WELLS P N T. Biomedical ultrasonics [M]. London: Academic Press, 1977: 80-108.

[6] Hill C R. Optimum acoustic frequency for focused ultrasound surgery [J]. Ultrasound in Med. & Bio. 1994, 20(3): 271-277.

[7] WANG Y, JOHN W, HUNT F, et al. Tissue ultrasound absorption measurement with MRI calorimetry [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control. 1999, 46(5): 1192-1199.

[8] 时胜国, 杨德森, 陈志刚. 薄壁球形导流罩对矢量水听器接收性能的影响 [J]. 应用声学, 2009, 28(5): 342-349.

[9] WU F, CHEN W Z, BAI J, et al. Tumor vessel destruction from high-intensity focused ultrasound in patients with solid malignancies [J]. Ultrasound in Med. & Bio. 2002, 28(4): 535-542.

[10] WU F, CHEN W Z, BAI J, et al. Pathological changes in human malignant carcinoma treated with high-intensity focused ultrasound [J]. Ultrasound in Med. & Bio. 2001, 28(4): 1099-1106.

声频工程分会举办“相约 2012”技术交流活动

中国电子学会声频工程分会和中国声学学会声频工程分会与广州 WWW.CA001.COM/中国音响第一网合作, 于 2012 年 5 月 25 日在北京市朝阳区党校静源培训中心主办“相约 2012”技术交流会, 电声行业的专家、学者、工程技术人员及音响爱好者 300 多人参加了这个活动。

在“相约 2012”技术交流活动中, 首先由声频工程分会的秘书长, 代表主办单位致欢迎辞, 然后宣读了因故不能到会的分会主任委员李兆利的讲话, 接着由特邀的专家分别做了学术报告:

叶超(中国科学院声学研究所通信声学实验室博士后):“扬声器系统均衡与房间声场修正技术”。报告主要对数字信号处理技术在扬声器系统和房间声场控制中的应用进行了介绍。

祁家堃(高级工程师, 原武汉无线电厂总工):“功率放大器设计中的两个难点---兼谈功放现况和发展趋势”。报告从电路仿真角度, 分析处理稳定性判断等两个‘难点问题’, 并在实际产品中加以实施, 得到验证。

张利滨(高级工程师, 北京奥特维科技开发总公司副总经理):“会议电视会场系统与多媒体会议室系统的设计体会”。

钟恭良(教授, 迪士普音响科技公司首席研究员):“国家将在 3 年内基本完成国家应急广播体系建设”。报告着重阐述了什么是国家应急广播系统和国家应急广播系统的三要素, 以及可供参考的国家应急广播系统模型。详细阐述了其技术关键, 即应急广播的主体应是声音广播, 应急广播系统必须非常可靠, 应经得起突发的公共事件的考验。同时要求应急广播系统应具有合理的强行插入机制, 应能强行打开, 处于休眠/离线状态的有关终端等等。

王齐祥(广州市迪士普音响科技有限公司研发总监):“声音的‘高清’”。探讨了在建声条件差的环境中做好扩声的主要对策, 如何做到声音的‘高清’, 并重点对基于高清要求下, 如何设计扬声器及其设计要点, 提出报告者的建议。

韩捷(国家广播电视产品质量监督检验中心声学检验室高级工程师):“扬声器检测技术”。主要阐述了:(1)扬声器测量的标准;(2)测量环境;(3)测量设备要求;(4)扬声器测量项目;(5)扬声器测量方法的新版标准;(6)测量仪器等。

会上还有三位企业界的老师做了报告, 他们主讲的题目分别是: 张志宏(广州市宏志音响实业公司技术总工):“浅谈渐变角度的影院系统”。黄英哲(台湾日升电子研发总监):“抗干扰只看屏蔽? 浅谈线缆与接插件”。竺士亮, 王一民(浙江春宇舞台设备有限公司):“剧场建筑与舞台机械工艺设计的几点建议”。

专家们理论联系实际的设计思路和优秀的设计效果, 让到会的代表很受启发。赢得参会代表的热烈掌声。

最后, 专家和代表们还进行了互动现场答疑。通过举办国内外专家学者与技术人员相互交流的活动, 大家探讨了专业灯光与音响的技术发展趋势和专业音响设计技术的进展, 了解了专业音响用途的声学测量技术的新进展, 开阔了专业音响从业人员的视野, 促进了行业内的信息交流与技术进步。

中国电子学会
(中国声学学会 声频工程分会)