我国超声测量技术和标准化发展的三十年

寿文德
(上海交通大学附属第六人民医院上海超声医学研究所，上海 200233)

摘要：结合作者的研究经历回顾了 30 年来我国超声测量技术发展历程和标准化的进展，展望了未来的发展趋势。这些进展包括对辐射力天平(RFB)法测量超声功率的主要改进(例如一系列辐射力计算新公式的导出和应用并得到 IEC 同行的验证认同，还使 RFB 的适用范围由平面波束拓展到各种聚焦波束，量程从 30W 提高到 500W)、测量水听器的研发和互易校准技术的改进和发展、高强度聚焦超声(HIFU)声功率和声场特性测量技术创新和先进的 HIFU 国家标准制订以及对 IEC 标准化工作的推动作用等。

关键词：超声测量；辐射力天平；水听器；校准；高强度聚焦超声；标准化；
中图分类号：TB393 **文献标识码**：A **文章编号**：1000-3630(2011)-01-0021-06
DOI 编码：10.3969/j.issn1000-3630.2011.01.004

Thirty years of ultrasonic measurement and standardization in China

SHOU Wen-de
(*Shanghai Institute of Ultrasound in Medicine, Shanghai Jiaotong University affiliated 6th People's Hospital, Shanghai* 200233, *China*)

Abstract: The progression of measurement techniques and standardization for basic ultrasonic parameters in China in the last thirty years is expressed by combining author's research. The further development is looked up. These progresses include the improvement of the method of radiation force balance (RFB), such as a number of new derived formulas of radiation force and their application, which were tested and approved by colleagues of IEC, the expended application area of RFB to various focused beams from unfocused beam and the range up to 500W from 30W, and the developments of measuring hydrophones and of their calibration methods based on reciprocity principle, and the innovation on measurement techniques of acoustic power and field characteristics of high intensity focused ultrasound (HIFU) as well as working out the first national standard of HIFU measurement in the world, promoting the standardization works on HIFU in IEC etc.

Key words: ultrasonic measurement; radiation force balance; hydrophone; calibration; high intensity focused ultrasound; standardization

1 引 言

我国的声学(包括超声学)标准化技术委员会成立和相应的标准化工作开展至今已 30 周年了。这 30 年也是我国参与国际电工委员会(IEC)的相关标准化工作的 30 年。1981 年笔者有幸被委派担任 IEC 电声学标准化技术委员会(TC29)超声学分技术委员会(STC29D)第八(超声功率测量)工作组(WG8)通讯成员。1987 年成立独立的超声学标准化技术委员会 TC87，本人担任第八(超声场测量)工作组(WG8)成员至今。参与了有关的国际标准草案的讨论、审查和修订工作。这样就与超声测量和标准化结下不解之缘。1985 年始就讲授了十几年《声学测量》课程，对这一领域进行了较系统的研究。现结合自身的经历，介绍有关超声基本量的测量的发展概况。

在超声量的测量中，被测的基本量是声功率和声压及其时间、空间分布。声功率测量的标准方法是辐射力天平(RFB)法和量热法。上世纪 80 年代日本人曾计划起草一个量热法的 IEC 标准，但未成功。故 RFB 法是目前唯一的标准方法。国际公认的权威的 RFB 装置，为英国国家物理实验室(NPL)、德国技术物理研究院(PTB)和美国食品药品管理局(FDA)所拥有。然而 RFB 法存在严重依赖于声束的几何结构的局限性。当时规定只能测量平面波声束的声功率，直到 1987 年才有所改变。1991 年 IEC 发布了 IEC 601102：1991《0.5~15MHz 频率范围内使用水听器的超声场测量和特性描述》标准。规定

收稿日期：2010-01-07；**修回日期**：2010-03-22
作者简介：寿文德(1941-)，男，浙江诸暨人，研究方向为生物医学超声电子学、生物医学传感器与信息检测。
通讯作者：寿文德，E-mail:wdshou@163.com

了测量声场声压的时-空分布的国际标准方法是水听器法。对不同频率和模式的超声场，需要不同类型的水听器来满足特定的测量要求。鉴于对声压值的定量要求，水听器的校准技术特别是宽频带绝对校准成为测量的关键，也得到良好的发展。目前 IEC 已标准化的水听器校准方法是：在远近场间的过渡区的互易法和远场平面扫描校准法。目前国际公认的最高等级的水听器校准(激光干涉法)装置，为 NPL 和 PTB 所拥有。

下面就超声功率测量、声压测量、水听器及其校准、声场测量系统和标准化的发展概况作一介绍。

2 声功率测量

上世纪 80 年代初，国际上只有一个超声治疗仪的国际标准。采用一个机械(力矩)扭称或力平衡机构来测量反射靶上所受的辐射力，换算成声功率。1984 年广东省计量科学研究所的方森礼和中国计量院的熊大莲领导的课题组建立了我国第一套 RFB 标准装置(包括 mW 级和 W 级两种 RFB)和稳定超声源(包括超声发生器和标准石英发射换能器)。建立了我国超声功率测量的基准。随后 1987 年熊大莲、寿文德起草了我国第一个超声测量的基础性国家标准 GB7966-87《声学 0.5~10MHz 频率范围内超声功率的测量》。该国家标准的起草中，曾由浙江大学、上海交通大学等研制了悬链浮子声辐射计、应变仪声辐射计和声光衍射声功率计，实施了比对验证实验和不确定性分析，历时 3 年多。金树武、寿文德、徐勇江、王琳等都对此作出了贡献。这个标准的局限性在于只限用于测量平面活塞换能器的连续波声功率，规定使用全反射靶，未提及全吸收靶。而后来的发展表明，全吸收靶有着更广泛的应用范围，在测量聚焦声束的声功率时有明显的优势。

1987 年，K. Beissner 推导了圆孔径球面聚焦超声换能器声场中全吸收靶上所受的轴向辐射力 F 的公式为[1]：

$$P=2Fc/(1+\cos\theta) \tag{1}$$

式中：P 为声功率；θ 为聚焦角(半孔径会聚角)；c 为水的声速。

由此把 RFB 法推广到球面聚焦的声束的测量中。但他未能给出使用反射靶时的辐射力公式，也未解决圆孔径凹球台形聚焦超声换能器声场中全吸收靶上所受的轴向辐射力计算问题。而且直到 2005 年，IEC 标准规定的 RFB 测量声功率的量程仅为 20W。

2000~2001 年，R. Hekkenberg 等给出了平面活塞换能器声场作用于吸收靶的辐射力计算中的衍射修正因子公式，对于提高 RFB 法的测量精度作出贡献[2,3]。

为了适应蓬勃发展的高强度聚焦超声(HHIFU)治疗技术发展和应用的迫切需要，1997 年起本人研究了圆孔径凹形球台形(凹球冠中心开圆孔)聚焦超声换能器声场中部分反射(幅度反射系数 r 介于 0 和 1 之间)靶上所受的轴向辐射力 F 计算问题，用射线声学方法推导出一个通用的声功率公式[4]：

$$P=4Fc(\cos\alpha_1-\cos\alpha_2)/[(1+\cos2\theta)(\cos2\alpha_1-\cos2\alpha_2)+r^2(2\alpha_1-\sin2\alpha_1-2\alpha_2+\sin2\alpha_2)\sin2\theta] \tag{2}$$

式中：α_1、α_2 分别为凹球台的内孔的和外孔的聚焦角(半孔径角)；θ 为部分反射靶的圆锥面的倾斜角(底角)。对于凹锥形靶，θ 取正值；对于凸锥形靶，θ 取负值。r 为幅度反射系数。对全吸收靶，r=0；对全反射靶，r=1。对凹球冠形换能器，α_1 为零。

式(2)几乎适用于迄今所使用的各种球面聚焦换能器声场对各种靶的轴向辐射力的计算，解决了聚焦换能器在反射靶上的辐射力和凹球台换能器在各种靶上的辐射力的计算问题，应用面很广。应用这一公式得到了一系列的很有实用意义的声功率的计算公式，大大拓展了 RFB 的适用范围。公式推导过程巧妙，遭到某些学术不端的人的变相剽窃。为帮助医生们理解，本人还用 Beissner 的公式简捷地推导出凹球台聚焦换能器在全吸收靶上的辐射力计算公式，与式(2)在 r=0 时的公式相同[5]。2005 年夏我把推导公式的文章的英译稿发给了 NPL 的 Adam Shaw，PTB 的 Beissner, TNO 的 R. Hekkenberg 和 Boston 大学的 T Szabo 教授，以期引起讨论。同年 11 月 Shaw 发来了他对此的研究结果[6]。他用声场积分法求出辐射压的流线场，由此计算出在 θ=45°的凸圆锥形反射靶和全吸收靶上的辐射力。再用实验测量了不同靶距处的两种靶上的辐射力，将实测结果与流线计算法、射线声学法的计算结果比较。发现三者相当一致，而且他的结果都是以我们的射线声学法计算结果为平均值的上下起伏，参见图 1，从而证实了我们推导的公式的有效性，他的工作为此公式的推广应用奠定了牢固的基础。Beissner 在他起草的 IEC61161：2006《超声学-功率测量-辐射力天平和性能要求》(修正版)中引用了式(2)的全反射靶的形式(r =1)。该标准对 RFB 及其性能做出详尽的描述和规范，具有较高的理论和应用价值。

2004 年黄小唯使用射线声学方法和 Rayliegh

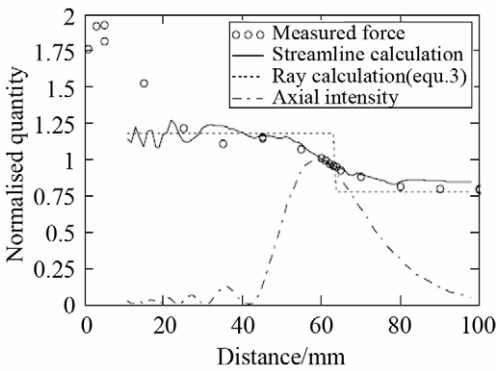

图 1　Adam Shaw 对公式(2)所做的理论的和实验的研究和验证结果示意图(本图经 A Shaw 同意转载)

Fig.1　Comperisin of the theoretical and experimental results of Shaw with that from Equetion (2) (Source: Courtesy of A Shaw)

积分法[7]，分别计算了聚焦换能器离散发射阵列的声场在吸收靶上的辐射力，结果表明两者的差别很小，进一步验证了射线声学法在大孔径或高频率发射阵列的辐射力计算中的可行性。同年她还研制了一台毫瓦级 RFB 超声功率测量系统[8]，装备于上海市医疗器械检验所。

2005 年，由寿文德、夏荣明、黄小唯、朱厚卿、牛风岐、钱梦绿、王月兵、忙安石、耿晓鸣、于晋生组成的工作组，起草了 GB/T 19890-2005《声学高强度聚焦超声(HIFU)声功率和声场特性测量》，其中应用式(2)的结果，并结合辐射力叠加原理，给出了各种球面聚焦换能器和阵列的声功率公式。实验验证中规范了标准吸收靶距，避免了大功率声源在焦域附近的极端条件造成的 RFB 法测量失效。还推荐了几种典型的 RFB 模型，并把 RFB 的量程提高到 500W。由本人翻译的这个国标，2006 年被 A. Shaw 和英国癌疹研究所(ICR)的 Gail terHaar 起草的 NPL RREPORT DQL AC 015 技术报告全文引用[9]。随后一份 IEC 技术报告也引用了国标全文[10]；目前起草中的两项 IEC 标准草案分别采纳或引用国标中的大部分公式，产生了较大的国际影响，在国际 HIFU 测量领域起到了引领和带动作用，获得 2007 年中国标准创新贡献奖一等奖。

1995 年，作者创立了一种基于互易原理的平面波超声换能器的声功率测量新方法[11]。

2004 年段世梅随后应用自易校准方法，测定了球面聚焦换能器的声功率，结果与用 RFB 测得的结果很接近[12]。

目前作者基于射线声学方法已经推导了凹圆柱面聚焦换能器的轴向辐射力计算的通用公式和凹圆柱面聚焦阵列声场作用于全吸收靶上的辐射力公式，所写文章即将发表。

1985~2005 年间，作者与同事们合作先后研制了应变仪 RFB[13]、力平衡式 RFB[14]、声光衍射超声功率计[15]、700W 大功率 RFB[16]和高强度聚焦超声功率计[17]，把 RFB 的声功率量程提高了一个数量级。图 2 示出一台用于测量 HIFU 治疗设备的 RFB 实验装置的照片。

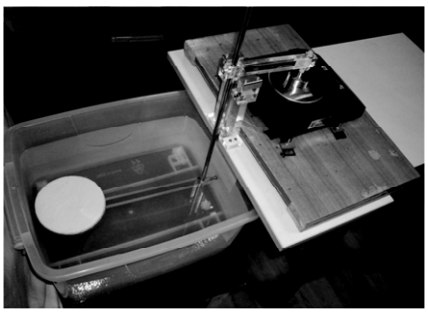

图 2　用于测量 HIFU 治疗设备的 RFB 实验装置的照片

Fig. 2　Picture of the radiation force balance for measuring HIFU power of therapeutic equipment

3　超声测量水听器

采用水听器做超声场声压测量在上世纪 70 年代末已成国际潮流。80 年代英国 Maconi 公司推出点极化式聚偏氟乙烯(PVDF)压电薄膜圆膜式水听器，其频响提高到 20MHz 以上，动态范围可达 70MPa，显示出独特的优点。目前美国 Onda 和英国 Precision Acoustics Ltd. (PAL)两家公司的水听器产品比较出名。

1985 年，作者和钱德初与中国科学院上海有机化学研究所的沈寿彭、时炳文合作，研发了点极化的 PVDF 圆膜水听器原型。1991 年又开发出一种新型 ϕ1mm 灵敏元件的 PVDF 圆膜水听器，1995 年与中国计量院合作开发出两种针型高频水听器 JJ1000(ϕ1mm)和 JJ600(ϕ0.6mm)[18]，主要技术指标达到 80 年代末国外同类产品水平，填补了国内空白。同时研究开发了水听器校准技术与装备，满足标定了水听器的需要。

1997~2004 年，研发出采用 PVDF 元件的 HIFU 场测量水听器，在我国 HIFU 国家标准的实验验证中，现场测量了 7 家公司的 HIFU 肿瘤治疗设备，证实有较大的声压量程和较长的寿命，获得了预期的结果。并提供给用户应用。图 3 示出上海交通大学生物医学工程系的寿文德和钱德初历年来研发的各种类型的超声测量用水听器的照片。中科院声学所和中船重工 715 所也陆续开发了一些超声测量用水听器产品。

作者应用 PVDF 压电元件研制了若干种特种水听器，用于超声生物效应的研究中。例如 1996 年

用此种水听器测定的 A 型超声诊断仪的计量后，用于人胚绒毛细胞的生物效应研究[19]。将 PVDF 压电元件安装于子宫内膜吸头内，测量超声诊断时宫内的声压和声强[20]和人体腹壁的声衰减[21]。

图 3 上海交通大学生物医学工程系历年开发的各种水听器
Fig.3 A series of the hydrophones developed in Department of Biomedical Engineering of Shanghai Jiaotong University

4 超声测量水听器校准

测量超声场的声压的真实数值，需要使用已校准的适用水听器。故水听器灵敏度校准的精确度就成为声场测量的关键因素。

1975~1979 年，作者在主持研制“水下超声电视试验装置”[22,23]过程中，为了验证此种新系统的声纳方程，求得装置的作用距离。发展了一种采用 RFB 测定平面活塞换能器的声功率，再测量此声源的指向性以求得指向性指数 R_θ 从而获得远场轴上声压值，用来校准小水听器的方法[24]。

1967 年，K. Brendel 和 G. Ludwig 首创了采用平面活塞超声换能器的自易校准法获得已知声轴上的声压，用以校准置于声轴上的水听器的方法[25]。1980 年，Beissner 系统地总结完善了这一方法[26]，并于 1987 年完成起草 IEC 60866：1987《工作于 0.5MHz 至 15MHz 范围内的水听器的特性和校准》。

1991 年 IEC 发布了 IEC 601101:1991《0.5MHz 至 15MHz 频率范围内使用平面扫描技术的水听器的绝对校准》。可能是此法操作繁琐，使用不便，除美国以外，采用的国家甚少。

1991 年开始作者就对 Brandel 和 IEC60866 的自易校准法及其装置做了细致的跟踪研究，重新核算了 Fay[27]所计算的衍射修正系数，检验其给出的数值和曲线的有效性。研究发现所采用的水槽中的转动的反射器装置，在校准过程中使用了两次。第二次反射时不是正入射，引入了最大可达 0.5dB 的系统误差。其空间配置无法校准圆膜式水听器(入射角太大)，而且准直操作很不方便。提出了采取令辅助换能器与水听器在声学上共轴的配置，在做声源自易校准时在两者中间插入反射器。在校准水听器时，取走反射器，声束直接射向水听器。避免了斜入射引入的误差，简化了操作。据此修改了灵敏度公式。此法经过修正改进，写入 1993 年发布的由我起草的国家医药行业标准 YY/T 0163-1994[28]和补充写入相应的水听器的国家标准中，使改进后的自易校准法成为我国医用超声水听器校准的标准方法。

在深入研究和思考互易校准技术的发展历史和现状后，作者预见到应该存在聚焦球面波和聚焦柱面波换能器的互易校准法。2002 年终于找到了答案，作者和严加勇、王鸿樟创立了球面聚焦超声换能器的自易校准法。首次阐明了球面聚焦换能器的互易定理，定义、推导和计算了会聚球面波互易常数，实现了球面聚焦超声换能器的自易校准实验[29]。李丽平研究了衍射修正系数的计算方法[30]。作者和段世梅还提出了利用互易校准法测量球面聚焦和非聚焦换能器的声功率的新方法[31]。2006 年我们应用已校准的聚焦换能器的已知焦点声压，成功地校准了微小型水听器[33]。这一方法在校准微型的和高频水听器是有显著提高信噪比的优点，在改变校准频率时无需移动水听器和换能器，使校准的操作大为简化。

2005 年，段世梅把互易校准推广到凹柱面聚焦换能器的校准中去，获得成功[32]。用实验证实其测量精度与常规的 RFB 的十分接近。

5 超声场特性测量设备

上世纪 80 年代以来，超声诊断技术和设备得到迅速发展，多功能 B 超、彩色 Doppler、三维 B 超、造影剂-谐波成像、弹性成像等新技术层出不穷。超声诊断的声输出的测量和安全性控制是研究的重点，要求测量的声参数可达二十余个。测量步骤十分复杂，难以用人工完成。在此情况下，国内医疗器械质量监督检验机构和企业迫切需要装备能按 IEC 61157：1992/GB16846-1997 标准，高效地在线检测运行中的多功能和各种复合模式的超声诊断设备声输出的设备，然而在国内外市场上均无这种设备产品可供应用。

2002 年作者主持研发了“SJTU-1 型医用超声设备声输出测量系统”[33]。系统具有 11 个自由度的被测探头和测量水听器的机械调控系统、参考水听器触发信号提取技术、高速采样计算和控制软件，功能全面，设计新颖，制造精密，操作方便。系统

的技术指标达到同类系统的国际先进水平。某些功能，例如凸阵、机扫等扇形扫描探头的波束输出声强 I_{ob} 参数的测量方面，优于国外同类系统。为贯彻超声诊断仪的声输出国家标准和国际标准，提供了具有先进性和实用性的关键设备，对解决国家急需的超声诊断设备的质量检验及安全性评价，具有重要意义。该装备已在上海市医疗器械检验所使用多年。图 4 示出了 SJTU-1 型医用超声设备声输出测量系统的照片。

图 4　SJTU-1 型医用超声设备声输出测量系统的照片
Fig.4　Picture of SJTU-1 measurement system of acoustic output for ultrasonic equipment in medicine

与此同时武汉和北京医疗器械检验所都已先后进口了美国 NTR 公司的产品-AIMS 声强测量系统。由于市场上没有适用的设备，而该系统又不具备测量运行中的超声诊断仪的扫描波束的功能，没有可旋转的适用的探头夹具和相应的驱动和控制装置，无法满足在线检测送检的各种超声诊断设备的需要。2003 年作者为此负责承担了两项“NTR 产品 AIMS 声强测量系统的技术性能改造”项目，对其部分关键硬件和控制(计算软件)做了重新设计改造，加入了参考水听器技术，全面提升其测量性能。克服了固有的缺点，满足了在线测量各种超声诊断设备的声输出的要求。为这两个检验所排除了难关，保证了检验业务的正常开展。

1999~2002 年，本人主持研发了“计算机辅助体外高强度聚焦超声(HIFU)外科治疗设备”样机，经海鹰医疗电子系统公司开发成为 HY2900 HIFU 肿瘤治疗系统。在研发中发展和完善了用于 HIFU 测量的 RFB 和水听器技术。图 5 示出了 HY2900 高强度聚焦超声(HIFU)肿瘤治疗系统的照片。

2004 年，研制了 HIFU 肿瘤治疗设备现场测量用的 RFB、HIFU 水听器和焦点声压测量装置。巡回各地测量了海扶、源德、索尼克、海鹰、仁德盛、爱申等公司的不同类型的产品，完成了制定 GB/T 19890-2005 国家标准所需的试验验证工作，积累了大量实验数据，取得了满意的结果。这些实验对 HIFU 测量水听器和 RFB 的改进，发挥了很好的作用。图 6 示出了聚焦超声场测量系统测的焦平面内声压的两维分布图(z 轴表示声压)及其操作界面。

图 5　HY2900 高强度聚焦超声(HIFU)肿瘤治疗系统的照片
Fig.5　Picture of HY2900 HIFU tumor therapeutic system

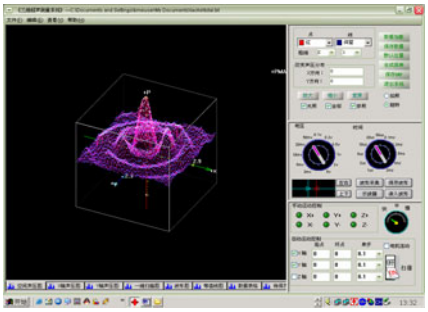

图 6　聚焦超声场测量系统测的的焦平面内声压的两维分布图(z 轴表示声压)及其操作界面
Fig.6　Distribution of pressure on the focal plane of a focused field by the measurement system of ultrasonic field and its operation interface

6　超声测量的标准化

1986 年以来作者执笔并主持起草的有关超声测量的基础性的国家标准和医药行业标准有：

(1) ZB C 41008-86　医用超声诊断仪的脉冲声强测量方法(我国独立制订)；

(2) GB 7966-87 声学 0.5MHz~10MHz 频率范围内超声功率测量(我国独立制订)；

(3) YY/T 0163-1994-2005 医学超声水听器特性和校准(参考 IEC 60866：1987，并作重要改进)；

(4) GB/T 16541:1996 声学 0.5MHz~15MHz 频率范围率内的超声场特性及其测量-水听器法(等效采用 IEC 1102:1991)；

(5) 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(我国首创，被 NPL Report DQL AC 015 和 IEC /RP 62649 ed1 全文引用；被 IEC 62265 草案采纳和 IEC 62555 采用了主要公式)。

完成这一标准的科学探索和技术准备始于1997 年，历时 9 年。先后攻克了辐射力-声功率计算、耐高强度声强吸声材料、耐高声压微型水听器等技术难关，完成了高强度聚焦声场中在不同靶距上吸收靶受力规律的实验与水听器的实测试验，取得了许多创新成果。并对其主要技术贡献(除水听器技术外)做了总结，并已发表[34]。

7 展 望

医学超声是超声学中发展最迅速而且前景也最为广阔的学科领域。上世纪 80 年代以来诊断超声已取得长足的进展，发展势头仍旺。但相对发展迟缓的治疗超声在上世纪末开始了空前的蓬勃发展。HIFU、超声给药、空化治疗……不断推陈出新，其使用的超声频率范围从 MHz 向下延伸到 20kHz。许多超声治疗新技术和新设备正在研发中，无疑会对医学超声测量技术和标准化提出更宽更高的要求。可以预见在这股洪流中，超声测量和标准化将会获得更大更快的发展。以我之管见，具体趋势可能是：为适应各种类型的、频率多样性的(尤其是低频超声)、非典型的超声波束的声功率测量要求，需要发展快速、简便、准确的量热计；开发低频测量的 RFB。开发适合测量高频和高强度聚焦超声场特性的灵敏的、方便而价格较低的光纤水听器系统及其校准技术；发展聚焦的和非聚焦的超声换能器的电声特性的规范和测量技术；研究简便快速的换能器和水听器宽频带校准技术；适用于 3 维超声诊断仪和各种新型超声诊疗设备的声输出特性和测量方法的标准的制订等。

参 考 文 献

[1] Beissner K. Radiation force calculations[J]. Acustica, 1987, **62**(4): 255-263.

[2] Hekkeberg R T, Beissner K, Zeqiri B. Therapy-level ultrasonic power measurement[R]. Final Technical Report, 2000, SMT4-CT96-2139.

[3] Hekkeberg R T, Beissner K, Zeqiri B, Bezemer R A, Hodnett M. Validated ultrasonic power measurements up to 20W[J]. Ultrasound Med. Bio, 2001, **27**(3): 427-438.

[4] SHOU Wende, WANG Yikang, QIAN dechu, et al. Radiation force calculation of focused ultrasound and its experiment in high intensity focused ultrasound[J]. Technical Acoustics, 2006, **25**(6): 665-668.
寿文德, 王一抗, 钱德初, 等. 聚焦超声的辐射力计算和高强度聚焦超声(HIFU)实验[J]. 声学技术, 1998, **17**(4): 145-147.

[5] 寿文德, 王一抗, 钱德初, 等. 高强度聚焦超声終止早孕机声场的辐射力计算与声功率测量[J]. 中国超声医学杂志, 2000, **16**(8): 561-563.

[6] Shaw A, How to measure HIFU output power properly?[C]. Program & Abstracts of 5th International Symposium on Therapeutic Ultrasound, 2005, T113.

[7] 黄小唯, 寿文德. 聚焦换能器离散发射阵列的辐射力计算研究[J]. 声学技术, 2004, **23**(3): 189-192.
HUANG Xiaowei, SHOU Wende. Radiation of dispersed array using focused transducers[J]. Technical Acoustics, 2004, **23**(3): 189-192.

[8] 黄小唯, 寿文德. 毫瓦级超声功率测量系统的研制[J]. 应用声学, 2004, **23**(1): 29-34.
HUANG Xiaowei, SHOU Wende. Development of milliwatt ultrasound power measurement system[J]. Applied Acoustics, 2004, **23**(1): 29-34.

[9] Shaw A, terHaar G. Requirements for Measurement Standards in High Intensity Focused Ultrasound(HIFU) Fields[R]. NPL REPORT DQL AC 015, 2006.

[10] IEC/RP 62649 ed1. Requirements for Measurement Standards in High Intensity Therapeutic Ultrasound (HITU) Equipments[R]. 2009.

[11] 寿文德. 一种基于互易原理的超声功率新测量方法[J]. 应用声学, 1996, **15**(4): 6-9.

[12] DUAN S, SHOU W, HE P, et al. A novel method to measure acoustic power of focusing transducer with spherical surface based on self-reciprocity theorem[J]. Chinese Physics Letters, 2005, **22**(1): 146-149.

[13] 寿文德, 陈刚. 应变式超声功率计的研制[J]. 医疗器械, 1984, **8**(4): 16-19.

[14] 胡炜, 寿文德, 王一抗, 寿圣德. 超声功率计力平衡系统的理论分析[J]. 声学技术, 1996, **15**(1): 23.

[15] XU Yongjiang(徐勇江), SHOU Wende(寿文德). Measurement of radiation sound power of ultrasonic therapeutic transducer by using acousto-optic method[J]. Selected Scientific Papers, Book Two, 1986, Shanghai Jiaotong University, 82-87. (译自：应用声学, 3(4): 41-43, 1984)

[16] 寿文德, 陶海东, 王一抗, 等. 热疗治癌用大功率超声功率测量装置[J]. 上海生物医学工程, 1992, **13**(3): 38-29.

[17] 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[S].

[18] 寿文德, 钱德初. 医用超声测量用 PVDF 探针形高频微型水听器的研制[J]. 应用声学, 1996, **15**(5): 24-26, 40.
SHOU Wende, QIAN Dechu. PVDF probe hydrophones in the high frequency range for ultrasonic measurement in medicine[J]. Applied Acoustics, 1996, **15**(5): 24-26, 40.

[19] 寿文德, 江以萍, 曾学军, 钱德初, 韩金兰, 严敬明, 曹英, 陆朱娣. 诊断超声剂量对人胚绒毛细胞作用的实验研究[J]. 声学技术, 1996, **15**(11): 39-40.

[20] 寿文德, 钱德初, 江以萍, 俞仁康, 张钰华, 王成, 周毓青. 超声诊断中宫内声压和声强的测量研究[J]. 上海医科大学学报, 1994, **21**(5): 399-400.

[21] 寿文德, 等. 使用 PVDF 压电传感器的诊断超声宫内辐照量和腹部软组织声衰减的测量方法[J]. 中国生物医学工程学报, 1995, **14**(1): 80-87.

[22] 寿文德. 非球面大孔径固体-液体复合声透镜及其水下成像应用研究[J]. 声学技术, 1982, **1**(1): 8-15.

[23] 上海交通大学八三〇水下超声电视课题组. 水下超声电视试验装置[J]. 海洋仪器, 1981, **19**(1): 1-12.

[24] 寿文德. 聚偏氟乙烯薄膜水听器的绝对校准方法[J]. 上海交通大学学报, 1989, **23**(1): 35-39.

[25] Brendel K, Ludweg G, Calibration of ultrasonic standard probe transducer[J]. Acustica, 1976, **36**: 203.

[26] Beissner K. Free-field reciprocity calibration in the transition range between near field and far field[J]. Acustica, 1980, **46**(2): 162.

(下转第 45 页)

大频宽的信号作为发射信号。以上理论可用于分析垂直时反阵主动、被动两种工作方式下的时反聚焦性能，可对垂直时反阵实际应用中如何取得好的聚焦性能提供一定的参考。

在实际应用中，垂直阵有不宜安装、不能运动且易遭破坏等缺点。下一步工作将是对水平线阵的时反聚焦性能仿真，并将进行光纤水听器水平阵被动时反实验，完成实验数据处理与结果分析工作，以完善水平阵时反聚焦理论。

参　考　文　献

[1] 惠俊英. 水下声信道(第 2 版)[M]. 北京: 国防工业出版社, 2007: 67-69.
HUI Junying. The underwater acoustic channel[M]. BeiJing: Industry Press of National Defense, 2007, 67-69.

[2] 生雪莉, 惠俊英, 梁国龙. 时间反转镜用于被动检测技术的研究[J]. 应用声学学报, 2005, **24**(6): 351-358.
SHENG Xueli, HUI Junying, LIANG Guolong. Study on passive detecting technology based on an acoustic time-reversal mirror[J]. Journal of Applied Acoustics, 2005, **24**(6): 351-358.

[3] Dowling D R. Acoustic pulse compression using passive phase-conjugate processing[J]. J. Acoustic. Soc. Am, 1994, **95**(3): 1450-1458.

[4] Kuperman W A, Hodgkiss W S. J. Acoust. Soc. Am, 1998, **103**(1):25-40.

[5] 张同伟, 杨坤德, 雷波, 张鹏. 浅海波导中水平时反线阵聚焦研究[J]. 声学技术, 2008, **27**(5): 104-105.
ZHANG Tongwei, YANG Kunde, LEI Bo, ZHANG Peng. Studies on horizon linear time-reversing array retrofocusing in shallow water[J]. Technical Acoustics, 2008, **27**(5): 104-105.

[6] 张歆, 李斌. 基于 Kraken 简正波模型的浅海声场分析[J]. 西北工业大学学报, 2000, **18**(3): 405-408.
ZHANG Xin, LI Bin. The analysis of the sound field in shallow water based on kraken normal mode[J]. Journal of Northwestern Polytechnical University, 2000, **18**(3): 405-408.

(上接第 26 页)

[27] Fay B. Numerische berechnung der beugungsverluste im schallfeld von ultraschallwandlern[J]. Acustica, 1976, **36**(3): 209.

[28] YY/T 0163-1994. 医用超声水听器特性和校准[S].

[29] W Shou, J Yan, H Wang, D Qian, Free field reciprocity calibration in a convergent spherical acoustic wave of a focusing transducer[J]. Chinese Physics Letters, 2002, **19**(8): 1131-1134.

[30] 李丽平, 寿文德, 谢志行, 夏荣民. 聚焦换能器的自由场会聚波互易校准的衍射系数计算[J]. 应用声学, 2003, **22**(1): 15-20.
LI Liping, SHOU Wende, XIE Zhixing, XIA Rongmin. Computation of diffraction loss coefficient of free field reciprocity calibration for focusing transducers by use of impulse response integral method[J]. Applied Acoustics, 2003, **22**(1): 15-20.

[31] W Shou, S Duan, P He, R Xia,and D Qian. Calibration of a focusing transducer and miniature hydrophone as well as acoustic power measurement based on free-field reciprocity in a spherically focused field[J]. IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., 2006, **53**(3): 564-570.

[32] M Duan, W Shou, P He, et al. Calibration in a convergent cylindrical acoustic wave of a cylindrical focusing transducer based on free field reciprocity theorem[C]. Proc. World Congress on Ultrasonics-Ultrasonics International, 2005, 164.

[33] 寿文德, 周刚, 夏荣民, 等. SJTU-1 型医用超声设备声输出测量系统的研制[J]. 应用声学, 2004, **23**(2): 1-6.
SHOU Wende, ZHOU Gang, XIA Rongmin, et al. Development of SJTU-1 acoustic output measurement system for the ultrasonic medical diagnostic equipment[J]. Applied Acoustics, 2004, **23**(2): 1-6.

[34] SHOU W, HUANG X, DUAN S, Acoustic power measurement of High intensity focused ultrasound in medicine based on radiation force balance, Ultrasonics[J]. 2006, 44(Supplement 1), e17-e20.