

今还远未在严格的科学基础上建立,已提出的各种标准之间也有较大差异.对于超声诊断在产科的推广应用也持有不同见解.那么我们应该采取什么态度呢?我们行动的指导原则又是什么呢?

笔者以为,我们应取的态度是:积极谨慎!既然超声诊断在产科的应用功效日见增多,又无证明超声诊断明显有害于胎儿,我们为何不积极推广使用,以改善孕妇的妊娠护理和预后呢?另一方面,既然超声辐照安全阈值剂量尚未得到严格的科学证明,我们就理应小心谨慎.为此,强调如下行动指导原则或许是明智可取的.

1. 只有在具有明确诊断目的的情况下,才可对孕妇进行超声检查.

2. 对孕妇进行超声诊断时,必须严守最小剂量原则,即在获取必要的诊断信息情况下,尽量使超声辐照剂量降低、辐照时间缩短,

3. 以教学演示,商业广告为目的的胎儿超声成象应严加杜绝.为满足父母好奇心,识别胎儿性别或摄影留念而进行的胎儿超声显象的做法也应劝阻.

4. 对所有从事超声诊断的医务人员应进行必要的培训.培训内容应包括有关超声生物效应和辐照剂量的知识.

此外,有关部门还应积极支持发展和推广便于应用的医学超声功率计量设备,对现行超

声诊断设备进行必要的检查,以加强管理.从长远观点看,还应制定规则,从临床与基础两方面开展研究,为早日制定出科学的、可为国际上广为接受的超声诊断安全剂量标准做出我们应有的贡献.

## 参 考 文 献

- [1] 冯若,声学进展,4-1(1985),1-6.
- [2] 冯若,中华物理医学杂志,5-3(1983),166-170.
- [3] 冯若,中国医学影像技术,2-2(1986),3-5.
- [4] 冯若,自然杂志,6-2(1983),119-123.
- [5] 金树武、冯若、燕山,上海第二医学院学报,1(1985),63-66.
- [6] M. Ide, *Ultrasound in Med. and Biol.*, 10-4 (1984), 556-571.
- [7] *Ultrasound in Med. and Biol.*, 10-4 (1984), 547-556.
- [8] R. G. Mayev, *Ultrasound in Med. and Biol.*, 11-1 (1985), 1-11.
- [9] W. L. Nyborg, *Ultrasound in Med. and Biol.*, 11-2 (1985), 245-260.
- [10] 冯若,自然杂志,7-10(1984),773-776.
- [11] W. L. Nyborg et al., *Biological Effects of Ultrasound: Mechanisms and Clinical Implications*, NCRP Report No. 74, 1983.
- [12] H. D. Stewart et al., *J. Clin. Ultrasound* 13(1985), 167-186.
- [13] M. Dyson, *Br. J. Cancer*, 45, *Suppl.*, V, (1982), 165-171.
- [14] D. L. Miller et al., *Science* 205 (1979), 505-507.
- [15] D. L. Miller et al., *Ultrasound in Med. and Biol.*, 9(1983), 207-307.
- [16] G. ter Haar et al., *Br. J. Cancer* 45, *Suppl.* V, (1982), 151-155.

# 医用超声功率和脉冲超声场特性的测量

寿文德

(上海交通大学)

1986年6月2日收到

本文叙述了医用超声功率的常规测量方法的原理和已达到的水平之后,讨论了医用超声场的声强的使用范围和安全性问题,着重阐明了使用 PVDF 压电薄膜水听器扫描超声场,记录脉冲超声场的声压波形分布并计算  $I_{SPTP}$ 、 $I_{SPTA}$ 、 $I_{SATA}$  和  $I_{SAPA}$  的方法.给出了计算公式和实验结果,并对 A 型和 B 型超声诊断仪的典型测量数据和声强分布特征进行了讨论与比较.

# 一、引言

超声技术已广泛应用于医学领域,发展迅速.因此对超声场和声功率的定量测定要求日益迫切.在诊断和治疗应用上,超声功率、强度和剂量都是关系到人体安全健康应予严格控制的医学参数,也是评价超声医学仪器性能的重要指标.在研究超声生物效应、组织特性的超声测定和换能器研究时,都需要对声功率和声强进行测定.由于脉冲超声场比连续波超声复杂得多,因此须对脉冲超声场作出一系列的定义,以便在进行超声诊断时根据明确的概念来限制其相应的声强,防止有害的生物效应的发生.为此本文对医学有关的超声功率和脉冲声场的特性的主要测定方法进行阐述比较,并介绍我们所进行的一些工作,以期达到促进医用超声计量和标准化工作的目的.

## 二、超声功率的测量

辐射力法是测量超声平面波的声功率的基本方法<sup>[1]</sup>.在小振幅波条件下,出现在两种媒质的界面之间的辐射压等于界面两边的声能密度之差.在超声场内设置一个全反射平面(或圆锥面)靶,就可测得总辐射力  $F$ ,用下式计算总超声功率

$$W = \frac{FC}{2\cos^2\theta} \quad (1)$$

式中  $F$ ——测得的全反射面上的总辐射力,  $N$ ;

$C$ ——水中的超声传播速度,  $m/s$ ;

$\theta$ ——超声束对全反射面的入射角,  $rad$ .

自从 Oberst 等人 1952 年首先研制了超声理疗设备的辐射力装置以来<sup>[2]</sup>, Wells 等于 1963 年<sup>[3]</sup>、1964 年<sup>[4]</sup>, Newell 等人于 1963 年<sup>[5]</sup>, Rooney 于 1973 年<sup>[6]</sup>和 Carson 等人于 1978 年<sup>[7]</sup>陆续研制了一系列的声辐射计,此外 Kossoff 也做了许多工作<sup>[8-9]</sup>,其中以 Rooney 的自动微量天平的灵敏度为最高,达到  $30\mu W \pm 5\mu W$  的水平.因此,使用伺服补偿天平测量超声功率已成

应用声学

为国际电工委员会 (IEC) 推荐的标准方法<sup>[10]</sup>.也为我国的国标所采用.

图 1 示出典型的辐射压力天平装置简图.为防止冲流和气流的影响,在换能器与反射靶之间要隔一层透声薄膜并在整个装置周围设置隔离气流的罩子.作为声场介质的蒸馏水应除气.因使用电子微量天平,其测量精度达  $0.1\mu g$ .故声功率量程达  $0.1mW$  至  $20W$ ,精度优于  $\pm 5\%$ .辐射力法的优点是装置简单,测量准确,容易实现,量程范围大.由此原理发展的较实用的装置有标杆浮子<sup>[11]</sup>、悬链浮子<sup>[12]</sup>、磁性浮子<sup>[13]</sup>和应变式声辐射计<sup>[14-15]</sup>等可应用于超声治疗机的声功率测量.它们的区别仅在于测力机构的不同.

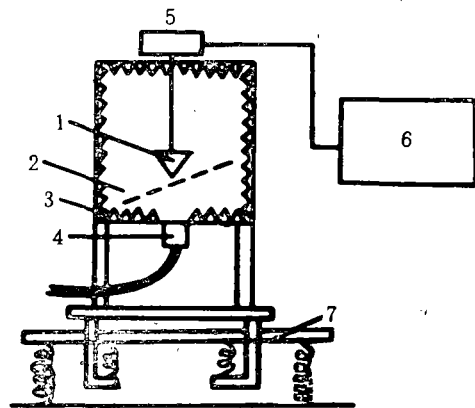


图 1 辐射压力天平装置

- 1.反射靶; 2.薄膜; 3.消声水槽; 4.超声换能器;
- 5.电子天平的机械横梁装置; 6.电子微量天平; 7.隔振平台

1982 年 R. Reibold 使用激光干涉度量技术测定由辐射力引起的天平的倾斜制成了微瓦超声功率测量装置<sup>[16]</sup>,其最小感度达到  $3.5\mu W$ ,标准差为  $11\%$ ;声功率  $100\mu W$  时标准偏差小于  $1\%$ ,达到了辐射力装置的最新水平.装置工作原理如图 2 所示.遗憾的是辐射力法只适用于连续波和长脉冲超声平面波的时间平均功率的测量,不能测量聚焦声场.对脉冲反射式超声诊断仪的平均声功率的测量是否适用,尚有争议.

声光衍射法是我国国标推荐的二级标准方

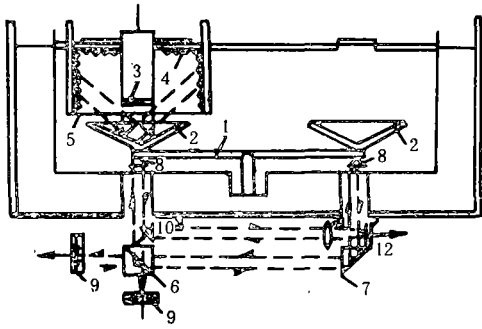


图2 使用激光干涉度量技术的水浸辐射力天平

1.天平的臂; 2.锥角为120°的中空的薄壁反射靶; 3.换能器; 4.吸声材料; 5.聚乙烯薄膜; 6.分光立体; 7.反射稜镜; 8.直角稜镜; 9.差分光电二极管; 10.反射稜镜; 11.透镜; 12.平面镜

法。其原理是 Raman-Nath 衍射。小振幅超声平面波束在透明液体中产生的相位光栅，调制与其垂直相交的单色光束后引起的  $m$  级衍射光的光强  $I_{lm}$  与 Raman-Nath 参量的  $m$  阶贝塞尔函数平方  $J_m^2(\nu)$  成正比<sup>[17]</sup>。即

$$I_{lm} = I_{l0} J_m^2(\nu) \quad (2)$$

$$\nu = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta n L \quad (3)$$

式中  $I_{l0}$ ——液体中未施加超声时，直达光的强度； $\nu$ ——Raman-Nath 参量，表征光波通过液体后产生的相位调制幅度； $\lambda$ ——真空中单色光的光波长， $m$ ； $\Delta n$ ——因超声引起的液体中光折射率  $n$  的最大变化量； $L$ ——声光干涉长度或声场深度， $m$ 。

通过测量  $m$  级衍射光强的相对值  $I_{lm}/I_{l0}$ ，用其平方根查贝塞尔函数表得到相应的  $\nu$  值。用下式计算圆形平面活塞换能器的声功率<sup>[18]</sup>

$$W = \frac{\rho c^3 \lambda^3 \nu^2}{32\pi(n-1)^2} \quad (4)$$

上述公式(2)的限制条件为<sup>[19]</sup>

$$Q = k^2 L / (nk) \leq 0.5 \quad (5-a)$$

$$\nu \leq 6 \quad (5-b)$$

$$Q\nu \leq 2 \quad (5-c)$$

式中  $\rho$ ——液体的密度， $\text{kg}/\text{m}^3$ ； $k_s$ ——液体中的超声波数， $\text{rad}/\text{m}$ ； $k$ ——液体中的光波数， $\text{rad}/\text{m}$ ； $n$ ——液体中的光折射率。

若(5)式不能满足，则各级衍射光的相对

光强由下式表示。

$$I_{lm}/I_{l0} = J_m^2(\nu) - \frac{Q_2}{720} \left[ (7n^2 - 9\nu^2) J_m^2(\nu) + \nu(16n^2 - 3) J_m(\nu) \frac{dJ_m(\nu)}{d\nu} - 5\nu^2 \left( \frac{dJ_m(\nu)}{d\nu} \right)^2 \right] \quad (6)$$

(6)式可计算得到作为  $\nu$  的函数的相对光强曲线，由此确定  $\nu$  值。

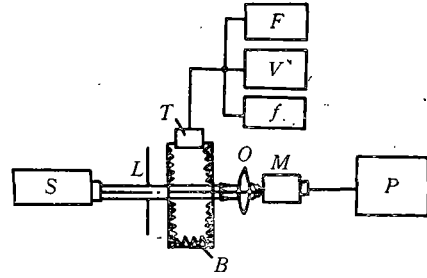


图3 声光衍射超声功率计的原理图

S——He-Ne 激光器；L——小孔光阑；B——透光消声水槽；O——透镜；M——读数显微镜；P——光电指示器；T——超声换能器；V——电压表；F——超声发射机；f——频率计

图3示出声光衍射超声功率计的原理。

1985年 S. Nagai 提出了一种用光学外差法测量超声的 Raman-Nath 参量后计算声功率的新方法<sup>[20]</sup>。使声光衍射法的最小检测功率达到  $0.5\text{mW}$ ，且不受空气流和热漂移的影响，还能测量线阵换能器的聚焦声场，具有发展前途。

声光衍射法测量精度高，不扰动声场，能测出距换能器辐射表面很近处的声功率。但局限在透明液体中进行测量。

量热法也是测量超声功率的基本方法之一。其基础是测定工作液体吸收超声能量转化为热能引起的温升或体积膨胀，再换算成声功率的一种方法。前者称量热计，后者称热胀法。图4示出一种量热计的简图。量热器呈锥形，作竖直安装。工作物质是蓖麻油，由上下进出口在量热计内流过。流入与流出液体体积相等，其温度差用热敏电阻测得。换能器的超声束经过顶端的塑料薄膜进入量热计。当系统达到热平衡状态时，声辐射功率为

$$W = 4.18\text{mS}(\Delta T) \quad (7)$$

### 三、脉冲超声场的测量

人们最初注意的是超声功率对人体安全的影响，但随着脉冲反射式超声诊断仪的巨大发展，聚焦换能器的普遍采用，脉冲超声场中的声强分布，尤其是时间峰值和空间峰值声强愈益为人们所重视。前面所述的超声平均功率（连续波或长脉冲）的测量方法，多数已不适应需要。国际上曾召开过专门会议讨论脉冲超声的剂量问题<sup>[25]</sup>。使用空间峰值时间峰值声强（ $I_{SPTP}$ ）、空间峰值时间平均声强（ $I_{SPTA}$ ）、空间平均时间平均声强（ $I_{SATA}$ ）和空间平均脉冲平均声强（ $I_{SAPA}$ ）等参量描述脉冲超声场的方法已为国际生物医学超声界所接受。图5示出这些声强值的图解意义。C. R. Hill 和 P. L. Carson 等人曾对医学超声应用中的上述声强的范围作了研究<sup>[26-27]</sup>。图6示出了他们研究结果的图表。由图可见，外周血管诊断的多普勒装置的声强已达到了超声治疗的声强范围。而脉冲反射式超声诊断仪的  $I_{SPTP}$  甚至超过  $100\text{W}/\text{cm}^2$ 。

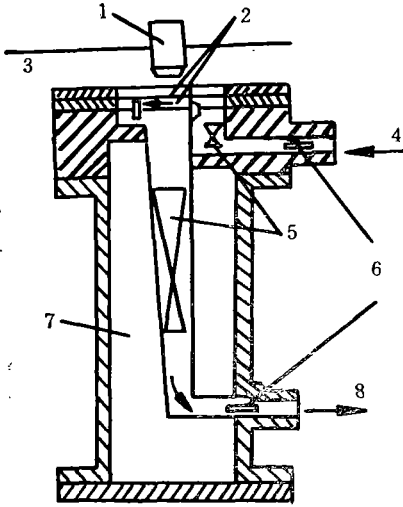


图4 测量超声功率的量热计装置

1—换能器；2—塑料薄膜；3—水浴；4—进油；5—加热器；6—热敏电阻；7—空气；8—出油

式中  $S$ ——工作液体的比热,  $\text{KCal}/(\text{kg} \cdot ^\circ\text{C})$ ;  
 $m$ ——工作液体质量流的速率,  $\text{kg}/\text{s}$ ; ( $\Delta T$ )——热平衡时输出液体与输入液体的温度差,  $^\circ\text{C}$ 。

图4所示的装置是由 Zapf 在1976年制成的<sup>[21]</sup>，可以工作于1—15MHz，估计的不确定度为  $\pm 7\% + 0.2\text{mW}$ ，灵敏度相当高。

量热法的优点是可以测量聚焦换能器的功率，量程和频率范围宽。缺点是装置较复杂，测量较费时间。

轴向声压法也称声场空间积分法，是空气声和水声工程中测量声源功率的基本方法<sup>[22]</sup>。也可推广到兆赫频段。该法使用一个已校准的高频微型水听器测量在被测换能器远场声轴上与换能器的距离为  $r$  处的声压有效值  $p_r$ ，则被测换能器的声功率可用下式计算

$$W = \frac{4\pi r^2 p_r^2}{R_\theta \rho C} e^{2\alpha' r} \quad (8)$$

式中  $R_\theta$ ——被测换能器在测量频率下的指向性因数； $\rho$ ——水的密度,  $\text{kg}/\text{m}^3$ ； $\alpha'$ ——测量频率下水的衰减系数,  $\text{Np}/\text{m}$ 。

除了上述方法外，还有电测法<sup>[23]</sup>、二次曝光全息法<sup>[24]</sup>等可测量总声功率，限于篇幅不再赘述。

应用声学

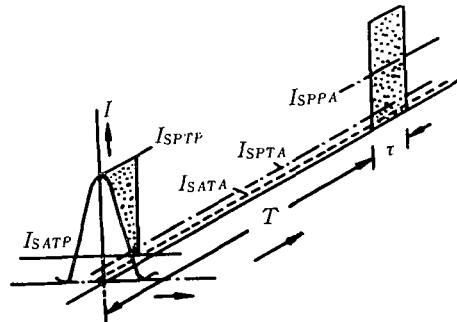


图5 已使用的声强参量的示意图

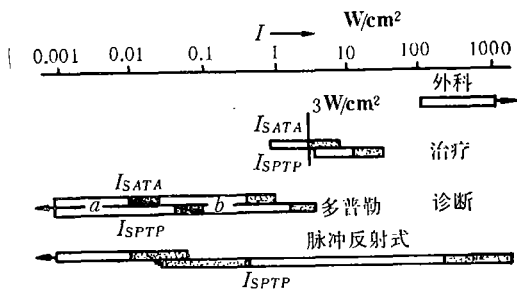


图6 医用超声设备的声强范围

(a) 产科的 (b) 外周血管 □ 可用范围

除末梢血管诊断的多普装置外, 通常的诊断仪的  $I_{SATA}$  低于  $25\text{mW}/\text{cm}^2$ . Brendel 指出  $I_{SPTP}$ 、 $I_{SPTA}$  和  $I_{SATA}$  是主要感兴趣的声强值, 且  $I_{SPTP}$  和  $I_{SPTA}$  直接与不希望发生的人体生物效应有关. 对于给定的弹性性质,  $I_{SPTA}$  决定了在组织中单位时间间隔内局部热的产生, 与热效应有关. 而  $I_{SPTP}$  决定组织中的峰值压力和所产生的力, 与机械损伤有关<sup>[28]</sup>. 因此许多学者对超声的人体生物效应进行研究, 美国已制订了超声诊断设备的安全标准, 医学界也纷纷要求在产科诊断中对超声应用进行严格限制<sup>[29-30]</sup>. 国际电工委员会的专门工作组正在进行超声诊断中的脉冲超声强度测量方法标准的起草工作<sup>[31]</sup>. 虽然浮子法、天平法和量热法可以测量  $I_{SATA}$ , 反射刚球法、二次曝光全息法、热电偶可以测量  $I_{SPTA}$ , 干涉度量法、光衍射法和光偏转法可测量  $I_{SPTP}$ <sup>[28]</sup>. 但不能全面测量脉冲超声场的全部参数. 而水听器法则能较全面地测量脉冲超声场的基本参数.

作者与其同事们曾开展了超声诊断仪的脉冲超声强度的测量方法的研究, 并制订了相应的国家专业标准<sup>[32]</sup>. 图 7 示出测量系统的安排. 系统由已校准的兆赫频率范围的 PVDF 薄膜水听器、具有三维六个自由度的坐标系统的消声水槽、示波器和照相机等组成. 用水听器扫描脉冲超声场, 测量并记录医用超声诊断仪的发射声脉冲波形的空间分布及其重复频率, 再通过计算得到该仪器的  $I_{SPTP}$ 、 $I_{SPTA}$ 、 $I_{SATA}$  和  $I_{SAPA}$ .

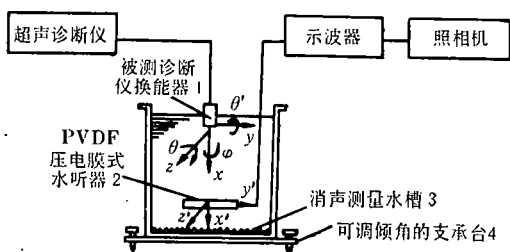


图7 垂直安装的测量装置示意图

1. 被测诊断仪换能器; 2. PVDF 压电膜式水听器; 3. 消声测量水槽; 4. 可调倾角的支承台

测量系统的三维直角坐标系  $(x, y, z)$  的

$x$  轴为声束中心轴, 坐标原点在发射换能器表面声中心处.  $U_L(x, y, z, t)$  为场点  $(x, y, z)$  处水听器测得的输出电压波形函数. 脉冲声强计算公式如下:

$$I_{SPTP} = U_L^2(l_p, 0, 0, t_p) / (M_L^2 \rho C) \quad (9)$$

式中  $l_p$ ——声场中声压幅值最大处与发射换能器表面的距离, m;  $t_p$ ——声压脉冲波形中最大瞬时值出现的时刻, s;  $M_L$ ——在诊断仪工作频率的电缆端水听器灵敏度, V/Pa;  $\rho$ ——纯水的密度,  $\text{kg}/\text{m}^3$ ;  $C$ ——纯水的声速, m/s.

$$I_{SPTA} = \frac{F}{M_L^2 \rho C} \int_{t_1}^{t_2} U_L^2(l_p, 0, 0, t) dt \quad (10)$$

式中  $F$ ——声脉冲的重复频率, Hz;  $t_1$ ——单个脉冲的起始时刻, s;  $t_2$ ——单个脉冲的终止时刻, s.

$$I_{SATA} = \frac{F}{M_L^2 \rho C A} \int_A \left[ \int_{t_1}^{t_2} U_L^2(l_p, y, z, t) dt \right] dy dz \quad (11)$$

式中  $A$ ——在  $x = l_p$  平面内超声束横截面积,  $\text{m}^2$ .

$$I_{SAPA} = I_{SATA} / D \quad (12)$$

式中  $D$ ——超声脉冲的占空因数.

图 8 示出我们专门研制的 PVDF 膜式水听器<sup>[33-34]</sup>. 由于膜厚仅  $38\mu\text{m}$ , 点活化区灵敏元件直径小于  $1\text{mm}$  所以频响很宽, 透声性能极好, 基本上不扰动自由声场, 能高度保真地再现脉冲声压波形, 是测量脉冲声场的最合适的水听器, 也是 IEC 推荐的测量水听器. 图 9 表示对同一超声脉冲, PVDF 膜式水听器与压电陶瓷珠状水听器的接收输出波形的比较. 压电陶瓷内部声脉冲的来回反射引起一系列余振信号, 是

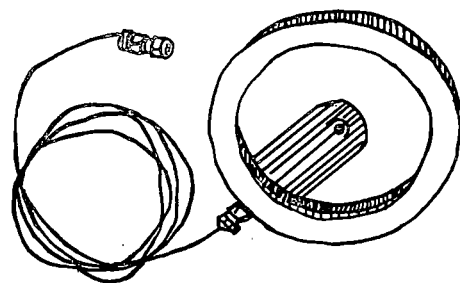


图8 聚偏氟乙烯 (PVDF) 膜式水听器

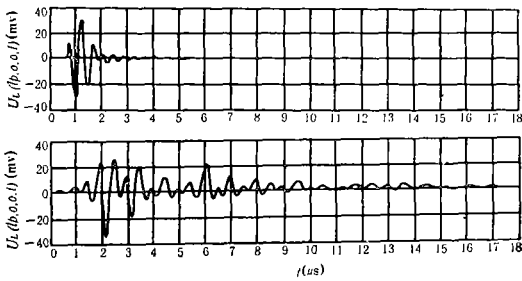


图9 PVDF膜式水听器(a)与压电陶瓷珠状水听器(b)的输出电压波形的比较

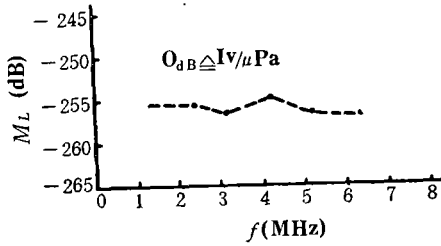


图10 PVDF膜式水听器的电缆端电压灵敏度的频率响应曲线

实际声场中所没有的,其脉冲宽度约为PVDF膜式水听器的6倍以上. 信号的巨大畸变,使它不能测量脉冲超声场. 图10示出PVDF膜式水听器的频响曲线. 图11示出一个典型的脉冲超声信号激励下PVDF膜式水听器的输出电压波形及其电压平方函数的波形.

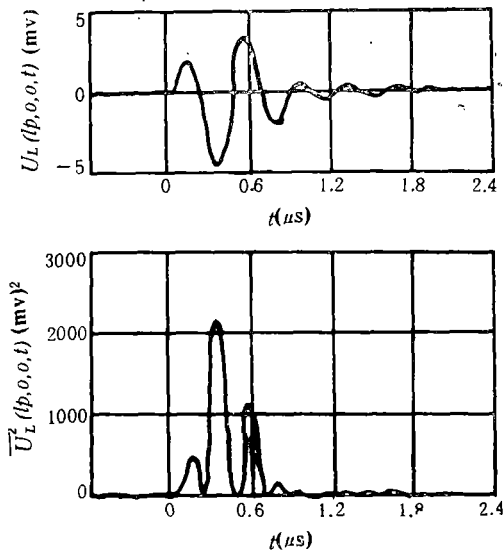


图11 一个典型的脉冲超声信号激励下PVDF膜式水听器的输出电压波形及其平方函数的计算波形

应用声学

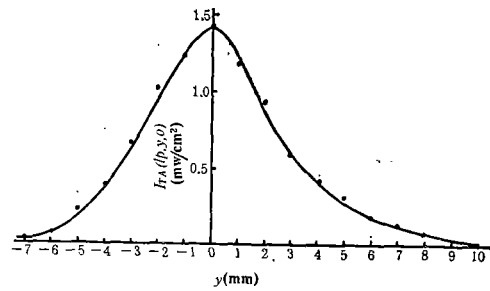


图12 一个直径为12mm的圆形平面活塞式超声换能器的波束横截面上测的一条直径方向的时间平均声强分布

图12示出一个圆形平面活塞式超声诊断仪换能器的波束横截面上测量的一条直径方向上的平均声强分布. 由图可见在直径方向的时间平均声强分布是单峰分布的,不存在旁瓣,这也许是圆形活塞超声换能器脉冲声场的特点.

图13示出一个B型超声诊断仪的线阵换能器的发射阵元组的超声束横截面上半个波束横截面上的声强时间积分的空间分布. 由图可见,由阵元组合的发射换能器声场中声强时间积分的空间分布呈现出双峰分布结构,这种分布与圆形平面活塞换能器的脉冲声场中声强时间积分的单峰分布是很不相同的.

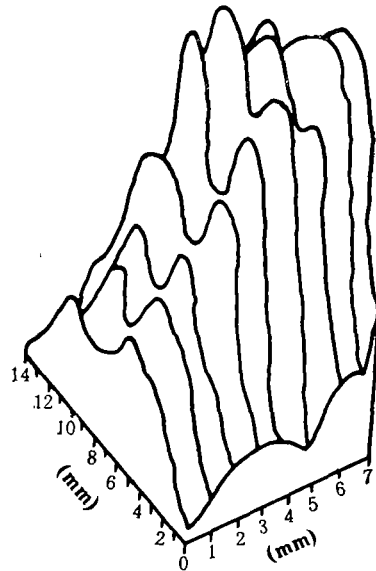


图13 B型超声诊断仪的线阵换能器的一个发射阵元组的超声束横截面的半个波束面积上的声强时间积分的分布

作者曾对 CS-1 型超声诊断仪在除气蒸馏水中的脉冲声强作了测量。对该机的直径为 12 mm 的平面圆活塞换能器的脉冲超声束横截面作了四次直径方向的声场扫描,用照相机拍摄了所有步距测量点的输出电压波形,并按(9)~(12)式计算  $I_{SPTP}$ 、 $I_{SPTA}$ 、 $I_{SATA}$  和  $I_{SAPA}$ , 其值分别为  $6.15W/cm^2$ 、 $1.43mW/cm^2$ 、 $0.605mW/cm^2$  和  $0.763W/cm^2$ 。此外还测定了 Aloka SSD-202 型超声照相机(B型)的线阵换能器的空间峰值时间峰值声强为  $3.5W/cm^2$ 。

作者与他的同事们对所研制的压电薄膜水听器进行了自由场电压灵敏度的绝对校准。校准方法将另文介绍。估计校准误差小于  $\pm 20\%$ ,  $I_{SPTP}$ 、 $I_{SPTA}$ 、 $I_{SATA}$  和  $I_{SAPA}$  的测量误差分别小于  $\pm 30\%$ 、 $\pm 32\%$ 、 $\pm 37\%$  和  $\pm 38\%$ 。

## 致 谢

中科院有机化学研究所沈寿彭和时炳文同志在与我们合作研制 PVDF 膜式水听器中,在点活化区 PVDF 薄膜的研究工作上作出很大贡献。上海市第六人民医院王雨初技师、上海医用电子仪器厂卜书中助理工程师和上海医疗器械研究所王义镛同志,以及钱德初、徐勇江等同志都参加了测量工作。钱德初还制作了 PVDF 膜式水听器,参加了水听器校准,做了大量工作,在此表示感谢。

## 参 考 文 献

[1] IEC-Publication, 150, 1963.  
 [2] H. Oberst and P. Richmann, Das Massverfahren der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt (PTB) bei der Bauartprüfung Medizinischer Ultrachallgeräte, Amtsblatt der PTB 1952, S. 106, u. 143.  
 [3] P. N. T. Wells et al., *Ultrasonics*, 1(1963), 106—110.

[4] P. N. T. Wells et al., *Ultrasonics*, 2(1964), 124—128.  
 [5] J. A. Newlls, *Phys. Med. Biol.*, 8(1963), 215—221.  
 [6] J. A. Rooney, *Ultrasound Med. Biol.*, 1(1973), 13—16.  
 [7] P. L. Carson et al., *Ultrasound Med. Biol.*, 3(1978), 341—350.  
 [8] G. Kossoff, *Acustica*, 12(1962), 84—90.  
 [9] G. Kossoff, *J. Acoust. Soc. Am.* 38(1965), 800—801.  
 [10] IEC 29D/WG8 (Brendel), Feb., 1984.  
 [11] H. Oberst et al., *Amtsblatt der PTB Nr. 3*, 1952, 106.  
 [12] K. C. Shotton, *Ultrasound Med. Biol.*, 6(1980), 131.  
 [13] C. V. Cornhill, *Ultrasonics*, 20(1982), 282.  
 [14] V. N. Bindal et al., *Ultrasonics*, 18-1 (1980), 28—31.  
 [15] 寿文德、陈刚, *医疗器械*, 4(1984).  
 [16] R. Reibold, *Ultrasound Med. Biol.*, 8(1982), 191—197.  
 [17] C. V. Raman and N. S. N. Nath, *Proc. Indian Acad. Soc.*, 2(1935), 406—420.  
 [18] 徐勇江、寿文德, *应用声学*, 3-4(1984) 41.  
 [19] W. R. Klein and D. Cook, *IEEE Trans. on Sonics & Ultrasonics*, SU-14 (1967), 3, 123.  
 [20] S. Nagai, *Ultrasonics*, March (1985), 77—82.  
 [21] T. L. Zapf et al., 1976 Ultrasonics Symposium Proceedings, IEEE Cat. No. 76, CH1120-5SU, 573—576.  
 [22] R. J. 鲍伯著、郑士杰译, *水下电声测量*, 国防工业出版社, 1977, 113.  
 [23] T. L. Zapf, IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings, Cat. 74, CH0896, ISU, 1974, 45—59.  
 [24] R. Reibold, *Acustica*, 46(1980), 149.  
 [25] P. N. T. Wells et al., *European Congress on Ultrasonics in Medicine 4th*, 23, 1981, 23—29.  
 [26] C. R. Hill, Chapter on Ultrasonics, WHO 1977.  
 [27] P. L. Carson et al., *Ultrasound Med. Biol.*, 4(1978), 341.  
 [28] K. Brendel, *European Congress on Ultrasonics in Medicine 4th*, 23, 1981, 76—80.  
 [29] *Journal of Ultrasound in Medicine*, 12-4 (1983).  
 [30] 徐智章, *超声图象诊断学*, 第 1 卷, 1985, 17.  
 [31] IEC 29D/WG8 (Preston) 6, Aug., 1985.  
 [32] 中华人民共和国专业标准草案《医用超声诊断仪的脉冲声强测量方法》(报批稿), 1985.  
 [33] K. C. Shotton, *Ultrasonics*, 18(1980), 3, 123.  
 [34] 钱德初、寿文德、时炳文、吴报铤, “PVDF 压电薄膜水听器的研制(待发表)。”