

利用复合换能器测量反射的二次谐波及 介质的非线性参量*

陆荣荣 章 东 龚秀芬 刘晓宙

(南京大学声学研究所 近代声学国家重点实验室 南京 210093)

2000 年 4 月 17 日收到

2000 年 7 月 10 日定稿

摘要 计算了有限振幅声波在层状媒质中的传播和反射,研究了用二次谐波反射模式的非线性声参量测量方法,设计制作了用于反射法测量非线性声参量的复合结构超声换能器,利用该换能器及有限振幅插入取代法建立了脉冲反射式测量非线性声参量 B/A 的实验系统,对若干流体和生物样品进行了非线性声参量的测量,其结果与现有文献上的值吻合的很好。

PACS 数: 43.25

The measurement of reflected second harmonics and nonlinearity parameter of media using a transducer with complex structure

LU Rongrong ZHANG Dong GONG Xiufen LIU Xiaozhou

(The State Key Lab. of Modern Acoustics, Institute of Acoustics, Nanjing University Nanjing 210093)

Received Apr. 17, 2000

Revised Jul. 10, 2000

Abstract The sound transmission and reflection of finite amplitude acoustic wave in layered media is calculated in this article. The measurement of nonlinear parameter using the second-harmonic reflective model is studied and a new kind of complex ultrasound transducer is designed and fabricated for this purpose. With this transducer and the finite amplitude insert-substitution method an experimental system to measure the nonlinear parameter using reflective model is developed. The nonlinear parameter B/A values of some liquids and biological tissues are obtained and the results coincide well with the B/A values presented in the literatures.

引言

非线性参量 B/A 是非线性声学中的基本参量,描述了超声波通过媒质时产生的非线性效应的大小,其定义为媒质物态方程的泰勒展开式中二阶项系数与线性项系数之比。 B/A 反映了弹性参量对应力的依赖性,具有动力学特性。由于非线性参量 B/A 能够提供比声速、声阻抗、密度等线性参量更多的信息,且不同的媒质或同一媒质处于不同状态(相变/病变)下时会具有不同的 B/A 值,特别的,对于超声医学研究的生物组织,当其发生病变时将会导致

结构或成分的变化,也将引起 B/A 值明显的变化,因而非线性参量可作为医学超声诊断中组织定征的一种新参量^[1]。

对于液体媒质非线性参量的测量和研究早在本世纪 50 年代中期就已开始,许多研究人员用了各种不同的方法测量了一系列液体媒质的非线性参量,迄今为止已有比较完整的数据可供参考。而对于生物媒质的 B/A 测量则是从 80 年代初才开始的,至今已经发展出多种用于测量流体和生物组织 B/A 的实验方法。传统的方法有基于热力学方程出发的热力学方法和基于声波非线性传播理论的有限振幅法。

* 国家自然科学基金(19834040)和江苏省自然科学基金(BK99024)资助项目。

近十几年来,在生物媒质非线性声参量 B/A 测量和成像上都取得了较快的进展。Ichida 等人用泵波相移法对人臂进行了非线性参量成像^[2], Nakagawa 等人提出了用和差频声波及二次谐波进行非线性声参量成像的方法^[3], 龚秀芬等提出了二次谐波的插入取代法测量流体和生物组织的 B/A 值^[4], 在此基础上结合计算机层析成像技术(即 CT 技术)进行了非线性声参量的计算机模拟成像和实验成像^[5], 成功的获得了正常和病变肝脏组织的非线性参量层析图像^[6], 根据 B/A 值的差异所显示的图像灰度较线性参量更易辨认其病变情况。

上述的关于非线性声参量的测量方法和成像方法都是采用声波透射的方式, 而目前在医学超声诊断中广泛使用的都是基于反射方式的, 因此对于反射方式非线性声参量测量的研究势在必行。

本文计算了有限振幅声波在层状介质中的传播和反射, 并建立了一套利用反射二次谐波测量非线性声参量的系统。在该系统中, 设计了一个 PZT/PVDF 复合结构压电换能器, 它既能够发射基波信号又能接收反射回来的二次谐波信号, 将其应用到流体和生物组织的非线性声参量测量系统中, 取得了较好的结果。

1 理论与方法

1.1 无损媒质和有损媒质中的二次谐波

众所周知, 有限振幅声波在媒质中传播时, 由于声波波形的畸变会滋生出了二次谐波。

在无损媒质中, 设在 $x = 0$ 处有一圆频率为 ω 的正弦声波, 则由 Fubini 解的二阶近似可得到距声源 x 处的二次谐波声压:

$$p_2(x) = \frac{\omega x p_1^2(0)}{4\rho_0 c_0^3} \left(2 + \frac{B}{A}\right), \quad (1)$$

其中, ω 为基波的圆频率, ρ_0 和 c_0 分别为媒质的密度和声速, $p_1(0)$ 为在 $x = 0$ 处基波的声压幅值。

考虑到媒质对声波的衰减后的二次谐波为:

$$p_2(x) = K p_1^2(0) \frac{[\exp(-\alpha_2 x) - \exp(-2\alpha_1 x)]}{2\alpha_1 - \alpha_2}, \quad (2)$$

式中 α_1 和 α_2 分别为基波和二次谐波的衰减系数, $K = \omega(2 + B/A)/4\rho_0 c_0^3$ 。

考虑到生物媒质中声衰减与频率之间有近似的线性关系, 即 $2\alpha_1 \approx \alpha_2$, 所以上式可以简化为:

$$p_2(x) = K x p_1^2(0) \exp\left[-\left(\alpha_1 + \frac{\alpha_2}{2}\right)x\right]. \quad (3)$$

1.2 反射方式二次谐波插入取代法

在测量反射的二次谐波时将应用图 1 所示的原理, 将复合换能器, 样品和反射板都置于比较液体(其 B/A 值为已知, 例如, 对除气蒸馏水其 $B/A = 5.2$) 中, 为了增强反射信号, 在样品的后界面加了一块反射板。其中 h 和 L 分别为换能器至样品前表面和反射板的距离, d 为样品厚度。此时复合换能器接收到的反射二次谐波应该为发射声波经过 h 段, d 段以及声波经过反射后再次经过 d 段和 h 段所积累的二次谐波声压幅值 $p_{2h}^{(1)}$ 、 $p_{2d}^{(1)}$ 以及 $p_{2d}^{(2)}$ 、 $p_{2h}^{(2)}$ 的总和。同时还必须计及声波通过待测介质前界面的透声系数和后界面的反射系数。

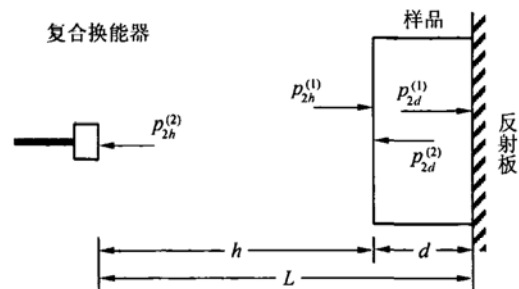


图 1 反射方式测量非线性参量 B/A 的原理图

如果待测介质和比较液体的吸收较小, 根据 (1) 式容易得到复合换能器接收到的二次谐波声压幅值为:

$$\begin{aligned} P_{2x} = & D_{ox} R_{xx} D_{xo} P_{2h}^{(1)} + \\ & R_{xx} D_{xo} p_{2d}^{(1)} + D_{xo} p_{2d}^{(2)} + p_{2h}^{(2)} = \\ & D_{ox} R_{xx} D_{xo} \frac{(B/A)_o + 2\omega[p_1(0)]^2}{4(\rho c^3)_o} h + \\ & R_{xx} D_{xo} \frac{(B/A)_x + 2\omega[D_{ox} R_{xx} p_1(0)]^2}{4(\rho c^3)_x} d + \\ & D_{xo} \frac{(B/A)_x + 2\omega[D_{ox} R_{xx} p_1(0)]^2}{4(\rho c^3)_x} d + \\ & \frac{(B/A)_o + 2\omega[D_{ox} R_{xx} D_{xo} p_1(0)]^2}{4(\rho c^3)_o} h, \end{aligned} \quad (4)$$

其中比较液体的物理量用“o”为下标, 待测介质用“x”为下标, 反射板用“r”为下标。 D_{ox} 和 D_{xo} 分别为比较液体到待测介质和待测介质到比较液体的透声系数, R_{xx} 为反射板和待测介质之间的反射系数, 且:

$$\begin{aligned} D_{ox} &= \frac{2(\rho c)_x}{(\rho c)_o + (\rho c)_x}, \\ D_{xo} &= \frac{2(\rho c)_o}{(\rho c)_o + (\rho c)_x}, \\ R_{xx} &= \frac{(\rho c)_r - (\rho c)_x}{(\rho c)_r + (\rho c)_x}. \end{aligned}$$

当从图 1 中取走样品, 即在换能器与反射板之间全为比较液体时, 有:

$$p_{2o} = R_{oo} \frac{(B/A)_o + 2 \frac{\omega [p_1(0)]^2}{(\rho c^3)_o} L + \frac{(B/A)_o + 2 \frac{\omega [R_{oo} p_1(0)]^2}{(\rho c^3)_o} L}{4} \quad (5)$$

其中 R_{oo} 为反射板与比较液体之间的反射系数, 且:

$$R_{oo} = \frac{(\rho c)_r - (\rho c)_o}{(\rho c)_r + (\rho c)_o}$$

由式 (4) 和 (5) 相除后可以导出待测液体的非线性参量 $(B/A)_x$ 的表达式为:

$$(B/A)_x = \frac{(B/A)_o + 2 \frac{h (\rho c^3)_x}{D_{ox}(R_{xx} + 1) d (\rho c^3)_o} \left[\frac{p_{2x} L R_{oo}(R_{oo} + 1)}{p_{2o} h D_{ox} R_{xx} D_{xo}} - (D_{ox} R_{xx} D_{xo} + 1) \right] - 2}{\quad} \quad (6)$$

如果待测媒质具有声衰减, 则在加入衰减修正后, (4) 式应为:

$$p_{2x} = P_{2h}^{(1)} D_{ox} e^{-\alpha_2 d} R_{xx} e^{-\alpha_2 d} D_{xo} + p_{2d}^{(1)} R_{xx} e^{-\alpha_2 d} D_{xo} + P_{2d}^{(2)} D_{xo} + p_{2h}^{(2)}, \quad (7)$$

其中:

$$\begin{aligned} p_{2h}^{(1)} &= \frac{(B/A)_o + 2 \frac{\omega [p_1(0)]^2}{(\rho c^3)_o} h}{4}, \\ p_{2d}^{(1)} &= \frac{(B/A)_x + 2 \frac{\omega [p_1(0) D_{ox}]^2}{(\rho c^3)_x} d e^{-(\alpha_1 + \alpha_2/2)d}}{4}, \\ p_{2d}^{(2)} &= \frac{(B/A)_x + 2 \frac{\omega [p_1(0) D_{ox} e^{-\alpha_1 d} R_{xx}]^2}{(\rho c^3)_x} d e^{-(\alpha_1 + \alpha_2/2)d}}{4}, \\ p_{2h}^{(2)} &= \frac{(B/A)_o + 2 \frac{\omega [p_1(0) D_{ox} e^{-\alpha_1 d} R_{xx} e^{-\alpha_1 d} D_{xo}]^2}{(\rho c^3)_o} h}{4}, \end{aligned}$$

通过 (7) 式和 (5) 式可以得到待测介质的 B/A 的衰减修正公式:

$$(B/A)_x = \frac{(B/A)_o + 2 \frac{(\rho c^3)_x h}{(\rho c^3)_o d} \left[\frac{p_{2x} L R_{oo}(R_{oo} + 1)}{p_{2o} h D_{ox} R_{xx} D_{xo}} - (e^{-2\alpha_2 d} + D_{ox} R_{xx} D_{xo} e^{-4\alpha_1 d}) \right] - 2}{\quad} \quad (8)$$

其中 α_1 和 α_2 分别为待测样品中基波和二次谐波的衰减系数。

2 结果与讨论

2.1 实验系统

本文建立了一套利用反射二次谐波测量非线性声参量 B/A 的实验系统如图 2 所示。由可编程信号源 (Philips PM5193) 和脉冲发生器 (南通电子仪器厂 XC13A 型) 产生 2MHz 的具有一定宽度的脉冲调制正弦波的 Burst 信号, 经过宽带功率放大器 (ENI, Model A150; 50 dB, 10 kHz ~ 12 MHz) 放大后加到复合换能器上。经过样品滋生了二次谐波 4 MHz 的信号, 它经反射板反射回来的声信号仍由同一个复合换能器接收。接收到的信号先通过中心频率 4 MHz 的选放提取接收信号中的二次谐波信号成分, 再送入数字存储示波器 (HP 54502A)。

在该系统中, 要求换能器具有能同时发射基波信号和接收二次谐波信号的能力。为实现这一功能, 并考虑现有实验材料和条件, 本文设计并制作了一种复合结构压电换能器, 它在一块换能器中使用了两种压电材料——共振频率为 2 MHz 的 PZT 压电陶瓷片和 PVDF 压电薄膜, 前者用于发射, 后者用于接收, 其结构如图 3 所示。

在该复合换能器的分析中, 使用了带损耗的 KLM 模型。该模型的特点是引入了声学传输线, 传输线的长度对应于换能器多层结构的各个厚度, 更

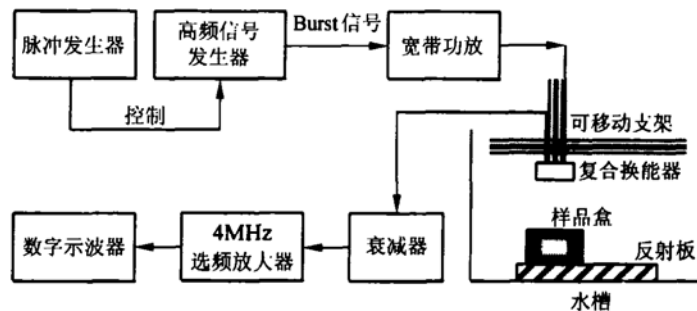


图 2 反射二次谐波法测量非线性参量 B/A 实验系统框图

接近物理实体, 更适合于配置有前后匹配层的薄片厚度振动模式振子的分析, 同时它又区分了换能器的集中参数的电特性和分布参数的声特性。

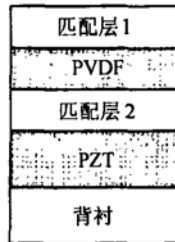


图3 复合换能器的结构

根据带损耗的 KLM 模型原理, 结合电路分析的方法和传输线理论, 可以得到换能器的输入插入损耗为:

$$I_w = 10 \log_{10} \left[\frac{4R_m R_g}{(R_g + R_m)^2 + X_m^2} \right],$$

其中 R_g 为信号源的内阻, R_m 和 X_m 分别为辐射阻抗的实部和虚部。 R_g 、 R_m 和 X_m 均为压电材料各个参数的函数, 且都与发射频率有关。(关于该换能器的详细分析和计算参见文献 7 和文献 8)。

图 4 分别给出了复合换能器、单一 PZT 材料换能器以及单一 PVDF 材料换能器的输入功率损耗曲线。由图可知本文所研制的复合换能器在 2 MHz 附近的输入功率损耗较小, 因而从发射效率出发, 选取 2 MHz 为换能器的中心频率更符合原来的设计要求。

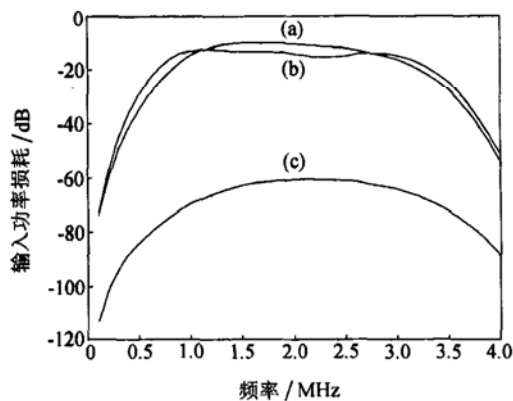


图4 3种不同换能器的输入功率损耗随频率变化曲线

(a) PZT 换能器 (b) 复合换能器 (c) PVDF 换能器

图 5 为 3 种不同的换能器的回波波形图。从图中可以看出, 与单一 PZT 材料换能器和单一材料的 PVDF 换能器相比, 这种复合换能器的回波比 PZT 换能器要短, 而幅度则比 PVDF 换能器要大得多。

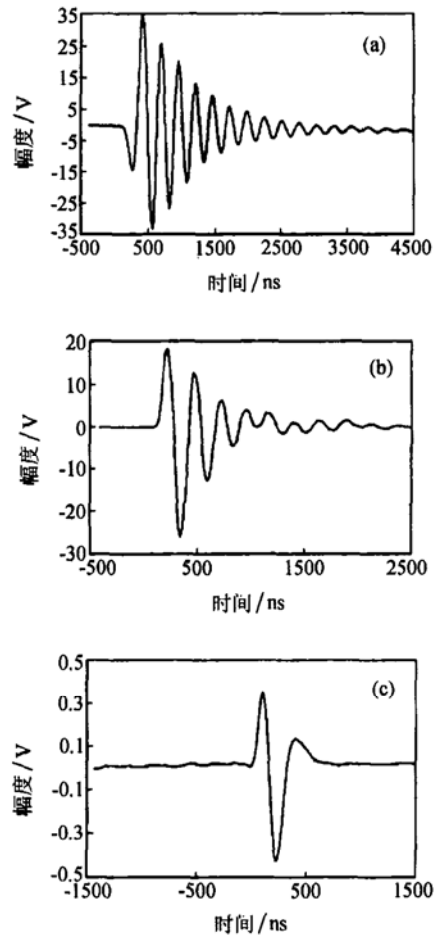


图5 实验中 3 种换能器的回波波形

(a) PZT 换能器 (b) 复合换能器 (c) PVDF 换能器

2.2 实验结果和讨论

本文用反射式二次谐波插入取代法对若干流体和生物组织样品进行了测量。

实验中复合换能器置于一个二维可移动支架上; 反射板上一半放样品盒, 另一半裸露在水中, 如图 2 所示。实验时先将换能器置于样品盒上方, 测出声波经过样品后的反射二次谐波大小 p_{2a} , 然后移动换能器到另一半上方, 测出此时的反射二次谐波大小 p_{2o} 。通过式 (5) 和式 (7) 即可求出液体样品或组织样品的非线性参量 B/A 。

本文的测量样品包括流体 (乙醇, 乙二醇) 和生物软组织样品 (猪脂肪, 猪肝)。动物软组织取自屠宰场并且在动物被宰杀后一小时内割取完毕。离体的组织保存在生理盐水中, 以维持生物组织的生理状态。样品盒为中空圆柱状有机玻璃筒, 实验中将其一端用胶粘在一块厚度 1 cm 的铜板上, 另一端在填放样品后用透声薄膜拉紧封闭。在填放组织样品时, 先用手术刀和医用剪将组织切割成为适合于装

表1 部分流体和生物组织样品的非线性参量 B/A 值

	密度 ($\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$)	声速 ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	声衰减系数 ($\text{dB}\cdot\text{cm}^{-1}$)		(B/A)	(B/A) 参考文献值
			基波	二次谐波		
乙醇	0.789	1416	—	—	9.88 ± 0.5	9.5, 10.5
乙二醇	1.114	1670	—	—	9.15 ± 0.8	9.6, 9.93
猪脂肪	0.95	1446	1.60	2.43	11.21 ± 0.4	10.9, 11.0
猪肝	1.05	1588	2.04	4.04	7.31 ± 0.5	6.9, 7.1

满样品盒的圆柱体后装入样品盒, 并使样品与反射板直接密切接触。样品制备过程中采用刀刃宽且刀面薄的医用刀剪, 有助于样品切割面的平整光滑。在填放样品时, 应尽量排除样品盒中夹附的气泡以保证测量精度。

实验中假定已知水的 $(B/A)_0 = 5.2$, $\rho_0 = 0.997 \text{ g/cm}^3$, $c_0 = 1497 \text{ m/s}$; 反射板材料为铜, $\rho_r = 8.9 \text{ g/cm}^3$, $c_r = 4700 \text{ m/s}$ 。样品的密度、声速和衰减系数直接取自现有文献⁴。

本文对两种流体样品和两种生物组织样品测量了非线性声参量 B/A , 对每一样品均测量5组数据, 取其平均值。上表列出了不同样品的密度、声速、基波和二次谐波的声衰减系数, 以及实验测量的 B/A 值和现有文献中的 B/A 值。可以看出, 测量结果和文献中用二次谐波透射法测得的值符合较好。

3 结论

本文研究了反射式非线性声参量的测量, 讨论了反射式二次谐波插入取代法的原理并得出了无衰减情况下的非线性参量 B/A 测量公式和考虑衰减修正后的非线性参量 B/A 测量公式; 本文利用自行设计和制作的一种新型的收发两用的复合结构换能器, 并利用有限振幅插入取代法建立了一套测量非线性声参量 B/A 的实验系统; 利用该系统对部分流体和生物组织样品进行了 B/A 的测量, 其结果与现有文

献中的结果吻合的很好。以上研究为实现反射式非线性参量成像提供了理论和实验基础。

参 考 文 献

- 1 GONG Xiufen, LIU Xiaozhou, ZHANG Dong. Influence of tissue composition and structural features of biological media in the ultrasonic nonlinearity parameter. *Chinese J. of Acoustics*, 1993; **12**(3): 265—270
- 2 Ichida N, Sato T. Nonlinear parameter tomography. *J. Acoust. Soc. Jap*, 1983; **39**(7-9): 521—530
- 3 Nakagawa Y, W Hou, A Cai *et al.* Nonlinear parameter imaging with finite-amplitude sound waves. *Ultrasonics Symp.*, 1986: 901—904
- 4 X F Gong, Z M Zhu, T Shi, J H Huang. Determination of acoustic nonlinearity parameter in biological media using FAIS and ITD methods. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1989; **86**(1): 1—5
- 5 章 东, 龚秀芬. 非线性声参量计算机模拟成像. *声学学报*, 1994; **19**(2): 140—146
- 6 ZHANG Dong, GONG Xiufen, YE Shigong. Acoustic nonlinearity parameter tomography for biological specimens via measurements of the second harmonics. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1996; **99**(4): 2397—2402
- 7 X Z Liu, S G Ye, X F Gong, W Y Zhang, R R Lu. Study of polymer ultrasound transducer and complex ultrasonic transducer with PZT/PVDF multi-layer structure. *Acustica*, 1999; **85**(3): 420—426
- 8 LU Rongrong, LIU Xiaozhou, GONG Xiufen, YE Shigong. Study of complex ultrasonic transducer with PZT/PVDF multi-layer structure. *南京大学学报 (Letters)*, 1999; **35**(5): 636—638