

高频医用超声换能器材料声匹配特性研究

刘鹏波^{1,2,3}, 简小华¹, 韩志乐¹, 李章剑¹, 崔峻峒¹

(1. 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所 医用声学室, 江苏苏州 215163;

2. 中国科学院长春光学精密机械与物理研究所 精密机械与仪器, 吉林长春 130033;

3. 中国科学院大学材料科学与光电技术学院, 北京 101408)

摘要:医学超声成像的图像质量很大程度取决于超声换能器的特性。在换能器研制过程中, 一项重要的任务是确定合适的匹配层材料及参数。为了满足高频超声换能器研制的需要, 该文从理论及实验两方面研究了RTV615硅橡胶掺杂不同比例的氧化铝粉末后, 所形成的复合材料的高频(20 MHz)声学特性参数, 包括声速、声阻抗、声衰减系数等。结果表明, RTV615硅橡胶中掺杂氧化铝的体积分数为7.93%时, 所形成的复合材料在20 MHz频率条件下声阻抗提高52.94%, 达到 $1.56 \times 10^6 \text{ Pa} \cdot \text{s/m}$, 具有最佳的声阻抗匹配特性。因此, 通过优化掺杂比例可有效改进硅橡胶材料的高频声学性能。

关键词:硅橡胶; 声阻抗匹配; 声衰减; 声透镜; 匹配层

中图分类号: TN65

文献标识码: A

Study on the Acoustic Matching Properties of High Frequency Medical Ultrasound Transducers Materials

LIU Pengbo^{1, 2, 3}, JIAN Xiaohua¹, HAN Zhile¹, LI Zhangjian¹, CUI Yaoyao¹

(1. Medical Acoustic Dept., Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Sciences, Suzhou 215163, China; 2. Precision Machinery and Instrument, Changchun Institute of Optics, Fine Mechanicals and Physics, Chinese Academy of Sciences, Changchun 130033, China; 3. College of Materials Sciences and Opto-Electronic Technology, University of the Chinese Academy of Sciences, Beijing 101408, China)

Abstract: The quality of medical ultrasound imaging significantly depends on the performance of ultrasound transducer. During transducer fabricating, a key task is to determine appropriate materials and parameters of acoustic matching layers. To meet the requirements of the high frequency ultrasound transducer, in this paper the acoustic parameters of the composite of RTV615 silicone rubber mixed by alumina powder with different densities were investigated by theoretical models and experiments. The acoustic parameters include the sound speed, acoustic impedance and attenuation. The results show that the acoustic impedance of the 7.93% volume fraction of alumina doped composite is increased by 52.94%, up to $1.56 \times 10^6 \text{ Pa} \cdot \text{s/m}$ at 20 MHz, which makes it more efficiently match with human tissue. It is a potential passive material for high frequency acoustic matching layer and transducer lens.

Key words: silicone rubber; acoustic impedance matching; acoustic attenuation; acoustic lens; matching layer

0 引言

医学超声成像是目前最常用的临床影像诊断手段之一, 其图像质量很大程度取决于超声换能器的特性。在换能器研制中, 为了提高换能器与探测目标之间的能量利用率, 往往需要对换能器的匹配层

或声透镜与压电层和负载进行声阻抗匹配^[1-2]。目前对匹配材料的研究主要集中在临床医疗常用的换能器中心频率1.0~7.5 MHz的低频范围内^[2], 材料多为声学特性固定的环氧树脂或塑料等^[2-3]。随着医用高频介入式超声换能器(中心频率 ≥ 20 MHz)

收稿日期: 2015-07-21

基金项目: 国家科技支撑计划基金资助项目(2012BAI13B02); 苏州市技术专项基金资助项目(ZXY2012005); 中科院百人计划基金资助项目(Y223011302); 苏州市基础研究计划基金资助项目(SYG201433)

作者简介: 刘鹏波(1989-), 男, 陕西咸阳人, 硕士生, 主要从事高频聚焦超声换能器设计与制造的研究。崔峻峒(1974-), 女, 研究员, 博士生导师, 主要从事医学超声, 医学影像方面的研究。

的发展^[4-5],现有的声匹配材料因其声阻抗(Z)、声衰减等相对固定,与后端的压电材料($Z \approx 3.5 \times 10^7 \text{ Pa} \cdot \text{s/m}$)及前端的负载(一般为人体软组织, $Z \approx 1.55 \times 10^6 \text{ Pa} \cdot \text{s/m}$)不能进行较为理想的声阻抗特性匹配,极大地降低了超声信号的传输效率和换能器的灵敏度^[2,6-7]。

1998年, Kim Yeonbo 和 Roh Yongrae 利用时域分析法从理论上给出了一种适用于宽带、高能量超声换能器的匹配结构及最佳声阻抗匹配值^[8]。2007年, Yasuharu Hosono 等给 RTV 硅橡胶中掺入细金属和氧化物粉末改变其声学性能,并将其应用于低频超声换能器的声透镜中,较好地解决了透镜和人体组织的声阻抗匹配问题^[9]。2007年, Zhang Rui 等通过纳米粉末掺杂,成功研制了阻抗值在 $(2 \sim 7) \times 10^6 \text{ Pa} \cdot \text{s/m}$ 变化的声匹配复合材料^[10]。2013年,台湾学者 Feng Guohua 及 Liu Weifan 为了获得较为理想的声阻抗匹配,提出了利用聚对二甲苯对一种微型压电超声换能器进行梯度匹配以提高声能的透过率及换能器带宽的想法^[11],但该方法工艺较复杂,不易量化生产。目前对声匹配层的研究,特别是高频超声声匹配材料的研究多处于探索性阶段。在高频超声换能器的研制中,由于声学衰减随频率指数升高,对声匹配材料的声学特性有较高的要求,而现有的声匹配及声透镜材料往往满足不了需求。因此,对材料进行改性及对改性后其高频声学特性的研究显得极为重要。本文从 Devaney-Levinc 理论模型^[12-13]仿真和样品实验两方面研究了硅橡胶材料掺杂不同体积分数的氧化铝颗粒对其声速、声衰减、声阻抗等特性的改变,从而找到适合于 20 MHz 高频换能器声匹配及透镜制作最佳的体积比率,对换能器的研制具有重要的参考价值。

1 理论模型

为了从理论上对颗粒大小均匀一致的球形粉末随机分散在弹性基体中所形成的复合材料的声学参数进行描述, Devaney 和 Levinc 建立了 0-3 型复合材料的力学参数模型^[12]。模型假设掺杂粉末为形状、大小均匀一致的弹性球体,基体材料固化后为力学特性各向同性的弹性体,掺杂物按照质量分数 W_1 随机均匀地在分散在基体当中。掺杂物及基体的体积分数 V_1 和 V_2 分别为

$$V_1 = W_1 / \rho_1 \cdot (W_1 / \rho_1 + W'_1 / \rho_2) \quad (1)$$

$$V_2 = 1 - V_1 \quad (2)$$

$$W'_1 = 1 - W_1 \quad (3)$$

式中 ρ_1, ρ_2 和 W_1, W'_1 分别为掺杂物、基体材料的密度和质量分数。混合后复合材料密度 $\bar{\rho}$ 为

$$\bar{\rho} = V_1 \rho_1 + V_2 \rho_2 \quad (4)$$

复合材料的体积模量 K 和剪切模量 G 满足:

$$K = K_2 + V_1 \frac{(3K + 4G)(K_1 - K_2)}{3K + 4G + 3(K_1 - K_2)} \quad (5)$$

$$G = G_2 + V_1 \frac{5G(3K + 4G)(G_1 - G_2)}{(15K + 20G)G + 6(K + 2G)(G_1 - G_2)} \quad (6)$$

式中 K_1, K_2 和 G_1, G_2 分别为掺杂物、基体材料的体积模量和剪切模量。纵波声速 c_L 为

$$c_L = \sqrt{\frac{K + \frac{4}{3}G}{\bar{\rho}}} \quad (7)$$

根据声阻抗公式可求出其阻抗为

$$Z = \bar{\rho} c_L \quad (8)$$

模型中掺杂物的颗粒大小不能超过声波波长。以本实验选用的 20 MHz 换能器实验为例,其在水中波长约为 $75 \mu\text{m}$,而掺杂粒子(Al_2O_3 颗粒)粒径为 $\varnothing 3 \mu\text{m}$,符合模型的条件,模型可从理论上得到复合材料的声速。考虑到实际掺杂中基体粘度及除气泡等因素的影响, Al_2O_3 的体积分数 $V_1 < 30\%$,以保证 Al_2O_3 在整个体系中均匀分散。

2 实验

为了对制备的不同浓度掺杂的 RTV615 硅橡胶样品的声速、声衰减系数进行测量,我们搭建了声波透射法实验系统,如图 1 所示。实验采用的换能器为本课题组自行研制的中心频率 20 MHz, -6 dB 带宽为 50.6% 的单振元高频超声换能器,其特性如表 1 所示。接收采用的是直径 $\varnothing 0.2 \text{ mm}$, 测量范围 2 kHz \sim 40 MHz 的高精密针式水听器

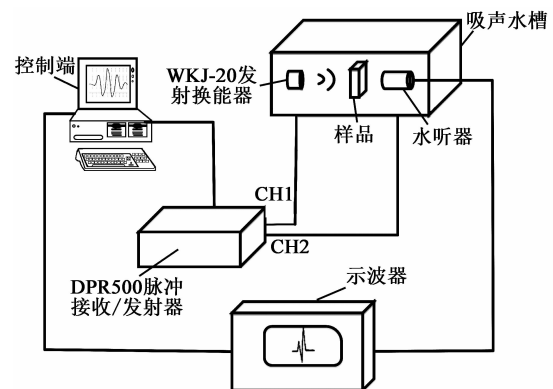


图1 实验系统示意图

(Precision Acoustics LTD UK, DCPS185-1741)。发射端的超声激励信号由高频脉冲发射/接收器 (Imaginant Inc USA, JSR Ultrasonics DPR500 G3447) 产生, 水听器的输出端和示波器相连。

表1 换能器特性

中心频率/MHz	峰-峰值/V	-6 dB 相对带宽/%	脉宽/ns
19.34	1.312	50.6	105.4

在实验过程中, 为了方便数据分析与处理, 需要调节样品和水听器的位置以保证接收到的信号为垂直透射样品的信号。

3 结果与讨论

实验测量的每组数据, 均采用多次测量 (5 次) 取平均的办法, 以减小测量误差。根据插入样品前后水听器接收到信号之间存在的时差, 插入样品的厚度 d 及水中声速 c_w 得出样品中的声速

$$c = \frac{d \times c_w}{d - c_w \times \Delta t} \quad (9)$$

声衰减系数

$$\alpha = \frac{1}{d}(\alpha' - \alpha_r) - \alpha_w \quad (10)$$

式中: α' 为根据样品插入前、后接收到的信号幅值计算的衰减量; α_r 为声波在不连续表面反射产生的衰减量; α_w 为水中的衰减系数。

$$\alpha' = 20 \lg \frac{V'}{V} \quad (11)$$

式中 V 和 V' 分别为插入样品前、后水听器接收到的信号的幅值。由于 α_w 和 α_r 很小, 可忽略。当掺杂 Al_2O_3 的 W_1 在 5%~55% 之间变化时, 根据式 (1)、(3) 可得 Al_2O_3 的 V_1 在 1.34%~25% 变化。由 Devaney-Levinc 模型及实验测量数据分别绘出材料密度、声速、声阻抗及声衰减随掺杂体积分数的变化关系如图 2~5 所示。

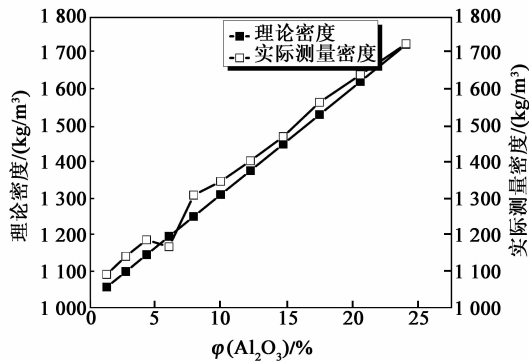


图2 密度随 Al_2O_3 体积分数变化关系

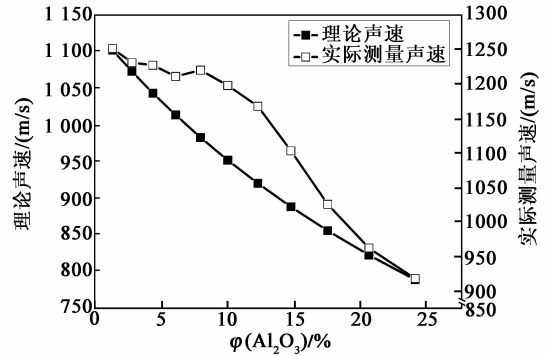


图3 声速随 Al_2O_3 体积分数变化关系

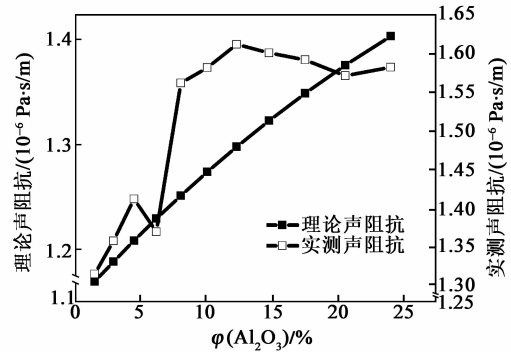


图4 声阻抗 Z 随 Al_2O_3 体积分数之间的关系

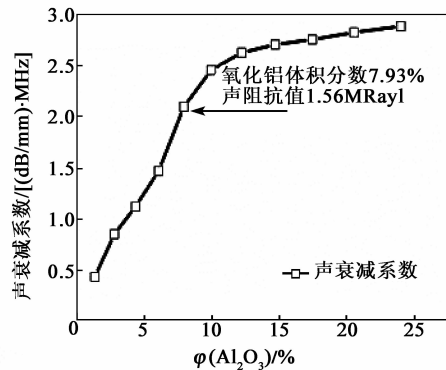


图5 声衰减系数随 Al_2O_3 体积分数之间的关系

由图 2 可看出, 硅橡胶材料密度随着掺杂 Al_2O_3 体积分数的升高而线性增大, 结果与理论仿真曲线基本一致。

由图 3 可以看出, 硅橡胶材料声速随着掺杂 Al_2O_3 体积分数的升高而减小。当 $\varphi(\text{Al}_2\text{O}_3) = 1.34\% \sim 10\%$ 时, 实际测量得到的声速下降较缓; 而当 $\varphi(\text{Al}_2\text{O}_3) > 10\%$, 声速下降较快。实际测量的声速值和理论预计值之间有一定的偏差, 这是由于在 Devaney-Levinc 理论模型中, 理想地假定每个颗粒都是球形且均匀一致; 而实际测量中, 掺杂颗粒的粒径是在一定的尺寸大小范围内进行分布; 此外, 随着

Al_2O_3 体积分数的增大,颗粒间会进行团聚,形成二次凝结团,使得声波在颗粒间发生多次散射,从而降低声速。由式(8)计算得到 Z 值,绘出声阻抗随 Al_2O_3 体积分数的变化曲线,如图4所示。

图4中,声阻抗随着掺杂 Al_2O_3 体积分数的增大而增大。图5中,声衰减系数随着 Al_2O_3 体积分数的增大而增大。当 $\varphi(\text{Al}_2\text{O}_3)=1.34\%\sim 10\%$ 时,衰减系数随 Al_2O_3 体积分数基本呈线性增大;当 $\varphi(\text{Al}_2\text{O}_3)>10\%$ 时,增大趋势减小。这是由于在混合过程中,随着 Al_2O_3 体积分数的增大,搅拌及除气过程变得较难, Al_2O_3 不能均匀地分散在橡胶中,造成掺杂后材料声衰减系数随 Al_2O_3 体积分数的变化并非理想的线性关系。

最后,为了使掺杂后所得到的硅橡胶材料声阻抗值尽量接近人体软组织的 $1.55\times 10^6\text{ Pa}\cdot\text{s/m}$,根据图2~5的实验结果,对掺杂进行了优化。最终得到当声阻抗值为 $1.56\times 10^6\text{ Pa}\cdot\text{s/m}$ 时,所对应的 $\varphi(\text{Al}_2\text{O}_3)=7.93\%$ 。

4 结束语

为了优化有机硅橡胶的声学特性以使其更好地满足高频超声换能器的应用,我们通过掺入一定体积分数的 Al_2O_3 粉并对其声学特性参数进行了理论仿真和实验研究。结果表明,在一定的 Al_2O_3 掺杂体积分数范围内($1.34\%\sim 25\%$),材料密度、声速、声阻抗和声衰减等特性都随着掺杂 Al_2O_3 体积分数的改变而改变。其中,声速随 Al_2O_3 体积分数增大而减小;密度、声阻抗、声衰减系数随 Al_2O_3 体积分数增大而增大。根据研究结果,对掺杂进行优化,得到掺杂 Al_2O_3 的体积分数为 7.93% 时所形成的复合材料在 20 MHz 频率条件下其声阻抗值为 $1.56\times 10^6\text{ Pa}\cdot\text{s/m}$,具有最佳的声阻抗匹配特性,在换能器匹配层及声学透镜方面有较好的应用前景。

参考文献:

- [1] SHUNG K K, CANNATA J M, ZHOU Qifa. Piezoelectric materials for high frequency medical imaging applications: A review[J]. *Electroceram*,2007,19:139-145.
- [2] AHMAD S E, KORAY A. Piezoelectric and acoustic materials for transducer applications[M]. New York: Springer Science Business Media,2008:161-197.
- [3] LOCHAB J, SINGH V R. Acoustic behavior of plastic for medical applications[J]. *India Journal of Pure & Applied Physics*,2004,42:595-599.
- [4] SHUNG K K. Diagnostic ultrasound: past, present, and future[J]. *Journal of Medical and Biological Engineering*,2011,31(6):371-374.
- [5] 李章剑,邵维维,崔峭峒,等. 医用 50 MHz 超声换能器材料厚度影响仿真研究[J]. *压电与声光*,2014,36(2):205-216.
LI Zhangjian, SHAO Weiwei, CUI Yaoyao, et al. Simulation study on the effect of thickness for 50 MHz medical ultrasound transducer [J]. *Piezoelectrics & Acoustooptics* 2014,36(2):205-216.
- [6] ZHOU Qifa, LAM K H, ZHENG Hairong, et al. Piezoelectric single crystal ultrasonic transducers for bio-medical applications[J]. *Progress in Materials Science*,2014,66:87-111.
- [7] 徐晓伟. 压电超声换能器的阻抗匹配分析[J]. *压电与声光*,2014,36(5):745-747.
XU Xiaowei. Analysis on the matching impedance of Piezoelectric ultrasonic transducer[J]. *Piezoelectrics & Acoustooptics*, 2014,36(5):745-747.
- [8] KIM Y B, ROH Y. New design of matching layer for high power and wide band ultrasonic transducers[J]. *Sens Actuators*,1998,71(1/2):116-122.
- [9] HOSONO Y, YAMASHITA Y, ITSUMI K. Effects of fine metal oxide particle dopant on the acoustic properties of silicone rubber lens for medical array probe[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*,2007,54(8):1589-1595.
- [10] ZHANG Rui, CAO Wenwu, ZHOU Qifa, et al. Acoustic properties of alumina colloidal/polymer nanocomposite film on silicon[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2007,54(3):467-469.
- [11] FENG Guohua, LIU Weifan. A spherically-shaped PZT thin film ultrasonic transducer with an acoustic impedance gradient matching layer based on a micro-machined periodically structured flexible substrate [J]. *Sensors*, 2013,13(10):13543-13559.
- [12] DEVANEY A J, LEVINE H. Effective elastic parameters of random composites[J]. *Applied Physics Letter*, 1980,37(4):377-379.
- [13] WANG Haifeng, RITTER TIM, CAO Wenwu, et al. High frequency properties of passive materials for ultrasonic transducers[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2001, 48(1):78-84.