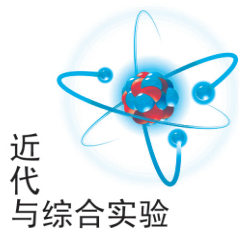


文章编号:1005-4642(2021)07-0017-06



近  
代  
与  
综  
合  
实  
验

## 高声阻层下指纹的高频超声成像实验

吴 迪<sup>1</sup>, 韦小鹤<sup>1</sup>, 毕 超<sup>2</sup>, 张博南<sup>3</sup>, 王亚平<sup>1</sup>, 滕永平<sup>1</sup>

(1. 北京交通大学 理学院 物理系, 北京 100044;

2. 中国铁道科学研究院集团有限公司 金属及化学研究所, 北京 100081;

3. 北京信泰智合科技发展有限公司, 北京 100098)

**摘 要:**分析了高频超声波垂直透过 5 层不同厚度介质的传播特性,利用传递矩阵推导出超声波在此多层结构的零界面处反射系数与各层介质厚度关系的解析表达式,用解析解做数值模拟,并用 COMSOL 有限元仿真验证,得到了超声回波在时域上的声学特征.使用高频超声换能器激发与采集分层介质中的超声宽频信号,得到玻璃层和模拟指纹层间反射回波中带有指纹特征的信息,形成了高精度超声指纹图像.

**关键词:**高频超声;分层介质;超声扫描成像;精细扫描

**中图分类号:**O426

**文献标识码:**A

**DOI:**10.19655/j.cnki.1005-4642.2021.07.002

指纹识别技术广泛应用于生物识别技术领域,超声波指纹成像传感器的穿透力和分辨率优于光学和电容指纹传感器<sup>[1]</sup>.大学物理超声扫描成像实验中,为了获取高精度的超声指纹图像,需要分析超声波在多层介质中的传播特性和超声波指纹传感器的声学成像原理.

中科院声学所李明轩等<sup>[2-3]</sup>以钢层下多层橡胶层的层状均匀粘结结构为检测对象,做理论推导,指出多层介质超声回波是各界面信号的叠加,通过对实验波形的信号处理成功检测出钢层下 4 个界面的空气脱粘缺陷.在超声成像方面,日本本田电子公司 K. Kobayashi 等<sup>[4]</sup>提出了生物组织二维声阻抗成像方法,将超声反射波频谱强度转化为目标组织的局部声阻抗,与参照物(水)进行对比,实现了小鼠的小脑皮层的声阻抗成像.

超声成像中空间分辨率是指图像中能够分辨的 2 个目标点之间的最小距离,体现成像系统区分微小结构的能力,分为横向分辨率和轴向分辨率,根据被测物体不同位置的回波信号和幅值差异,可以对被测样品进行三维成像<sup>[5]</sup>.韩国 Han-yang 大学 W. Y. Choi 等<sup>[6]</sup>利用激光激发超声波,用聚焦超声换能器接收,实现模拟指纹成像,

图像可达到 88  $\mu\text{m}$  轴向分辨率和 120  $\mu\text{m}$  横向分辨率.美国加州大学 B. E. Boser 等<sup>[7]</sup>研制出压电微机械超声换能器,以 150  $\mu\text{m}$  的轴向分辨率在 4.6 mm $\times$ 3.2 mm 区域内的模拟指纹实现成像,图像可达到 75  $\mu\text{m}$  横向分辨率.美国北卡州立大学 C. Peng 等<sup>[8-9]</sup>研制出压电材料为 PZT-5A/H 的高频压电超声换能器,并利用该换能器对 1.0 mm $\times$ 2.0 mm 区域内的模拟指纹成像,获得了轴向分辨率为 80  $\mu\text{m}$ 、横向分辨率为 70  $\mu\text{m}$  的指纹图像.对于超声回波信号的处理可以采用基于希尔伯特变换的数字正交解调算法,将回波信号取包络进行计算,然后应用软件通过 C 扫描方式显示出超声图像<sup>[10]</sup>.

本文针对由水层、玻璃层、模拟皮肤表皮层、模拟皮肤真皮层和水层组成的 5 层介质系统,利用传递矩阵推导出超声波在 5 层介质中界面 0 处的反射系数,并以此作为系统的响应函数,用 Matlab 进行解析解的数值仿真,并与 COMSOL 有限元数值模拟结果进行比对.基于大学物理实验中的水浸超声扫描成像装置,用高频超声换能器对玻璃层下模拟指纹进行 C 扫描实验测量,由所得的时域波形数据可得到较高精度的指纹图

收稿日期:2021-05-08;修改日期:2021-05-21

基金项目:中央高校基本科研业务费专项资金资助(No. 2019JBM067)

作者简介:吴 迪(1979—),男,湖南江华人,北京交通大学理学院物理系讲师,博士,研究方向为超声检测. E-mail:diwu@bjtu.edu.cn



像. 实验数据符合理论结果, 验证了高频超声波穿透高声阻抗玻璃层的传播规律可用阻抗传递矩阵法获取, 为大学物理实验中超声精细扫描指纹成像实验提供声学传播的理论基础.

### 1 理论模型

人体的皮肤由最外面的表皮层、中间的真皮层和深层皮下组织层 3 部分构成, 其中手指皮肤表皮层厚度约 0.2 mm, 真皮层厚度约 1.4 mm. 当玻璃屏下有指纹, 模拟实验时高频超声波换能器向模拟皮肤发射超声波并接收反射的回波信号. 构建如图 1 所示的多层介质模型,  $d_n$  ( $n=0, 1, 2, 3, 4$ ) 表示各层介质的厚度.

水层 $d_0=0.1$ mm
玻璃层 $d_1=0.5$ mm
模拟皮肤表皮层 $d_2=0.2$ mm
模拟皮肤真皮层 $d_3=1.4$ mm
模拟水层 $d_4$ 半无限大

图 1 模拟 5 层介质的二维示意图

5 层介质系统信号传播如图 2 所示. 由上层至下层, 设层 0~4 的纵波声速分别为  $v_0 \sim v_4$ , 各层声阻抗分别为  $Z_0 \sim Z_4$ , 各层的纵波波数分别为  $k_0 \sim k_4$ , 各层衰减系数分别为  $\alpha_0 \sim \alpha_4$ .

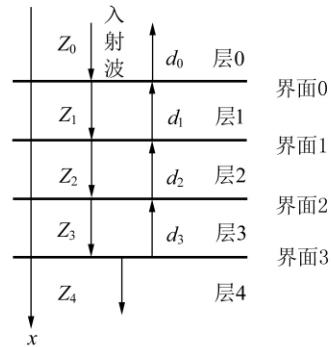


图 2 5 层介质系统的信号传播示意图

层 0 入射声压的表达式可写为

$$p_{i0} = A_{i0} e^{ik_0 x} e^{-i\omega t}, \quad (1)$$

层 0 反射声压的表达式可写为

$$p_{r0} = A_{r0} e^{-ik_0 x} e^{-i\omega t}, \quad (2)$$

层 1 至层 3 的入射声压和反射声压表达式与式 (1) 和式 (2) 类似, 系数分别为  $A_{i1}, A_{r1}, A_{i2}, A_{r2}, A_{i3}, A_{r3}$ . 层 4 入射波的表达式如式 (1) 所示, 系数为  $A_{i4}$ , 由于层 4 设为半无限大介质, 没有反射波.

多层介质界面边界条件为: 界面两侧的声压和法向质点速度相等, 由此可以得到各界面两侧的声压和法向质点速度的关系<sup>[11]</sup>. 根据此边界条件, 由阻抗传递法可得:

$$R_p = \frac{A_{r0}}{A_{i0}} = \exp [i(2k_0 d_0)] \cdot \{R_{01} + R_{12} \exp [i(2k_1 d_1)] + R_{01} R_{12} R_{23} \exp [i(2k_2 d_2)] + R_{23} \exp [i(2k_1 d_1 + 2k_2 d_2)] + R_{01} R_{23} R_{34} \exp [i(2k_3 d_3)] + R_{01} R_{12} R_{34} \exp [i(2k_2 d_2 + 2k_3 d_3)] + R_{12} R_{23} R_{34} \exp [i(2k_1 d_1 + 2k_3 d_3)] + R_{34} \exp [i(2k_1 d_1 + 2k_2 d_2 + 2k_3 d_3)]\} / \{1 + R_{01} R_{12} \exp [i(2k_1 d_1)] + R_{12} R_{23} \exp [i(2k_2 d_2)] + R_{01} R_{23} \exp [i(2k_1 d_1 + 2k_2 d_2)] + R_{23} R_{34} \exp [i(2k_3 d_3)] + R_{12} R_{34} \exp [i(2k_2 d_2 + 2k_3 d_3)] + R_{01} R_{12} R_{23} R_{34} \exp [i(2k_1 d_1 + 2k_3 d_3)] + R_{01} R_{34} \exp [i(2k_1 d_1 + 2k_2 d_2 + 2k_3 d_3)]\}. \quad (3)$$

其中,  $R_{hs}$  表示第  $s$  层相对第  $h$  层的反射系数,  $k_p$  为第  $p$  层介质 ( $p=0, 1, 2, 3$ ) 中的波数, 波数表达式里包含有衰减系数  $\alpha_p$ . 式 (3) 为界面 0 处声波透过多层介质后的总反射系数, 各层界面结构的反射系数表达式, 可以用系统响应函数对各层回波信号进行定量分析.

图 3 为时域信号经过稳定线性时不变系统的

示意图. 图 3 中  $x(t)$  表示输入的时域信号,  $y(t)$  表示输出的时域信号,  $h(t)$  表示稳定系统的响应函数. 三者时在域上的关系可以表示为输出信号等于输入信号与系统响应函数的卷积, 即

$$y(t) = x(t) * h(t). \quad (4)$$

将图 1 所示的分层介质模型视为稳定线性时不变系统, 利用传递矩阵得到的界面 0 总反射系

数式(3)作为系统响应函数  $H(\omega)$ ,将入射信号做傅里叶变换后在频域上与系统响应函数  $H(\omega)$  相乘,再做傅里叶逆变换,可获得时域上的反射回波信号。

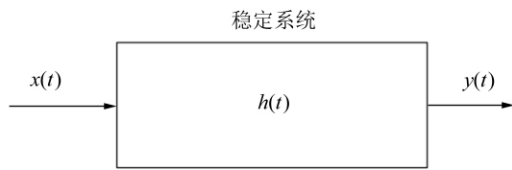


图 3 时域信号经过稳定线性时不变系统示意图

## 2 多层介质模型的仿真

1)利用 Matlab 软件模拟高频窄脉冲超声波,并通过仿真得出声波分别经过无指纹的多层介质系统和有指纹的多层介质系统的反射波波形图。

1)利用 COMSOL 软件的声学模块进行高频超声波在多层介质中传播的有限元仿真。

3)将有限元仿真与 Matlab 解析法的数值仿真结果进行对比,得出超声波在多层介质系统中的总声压场分布图。

### 2.1 多层介质模型的 Matlab 数值仿真

高频换能器激发超声波透过玻璃层入射到组织层。模拟计算反射回波时,将模拟的大平底面反射回波作为输入信号  $x(t)$ ,由式(4)可得到时域响应信号。模拟计算时各层介质参量如表 1 所示,考虑到声波在各层介质中会发生衰减,式(3)中对应  $\exp[i(2k_n d_n)](n=0,1,2,3)$  处都乘以衰减因子  $\exp[-(2\alpha_n d_n)]$ 。基于 Matlab 软件进行数值模拟的结果如图 4 所示。

为了显示指纹组织层对声波的影响,将玻璃上没有组织层和存在组织层 2 种情况进行对比显示。因为指纹存在凸凹不平的纹线(脊和谷),凹纹线(谷)和玻璃接触类似于红色线回波情况,凸纹线(脊)和玻璃接触类似蓝色线回波情况。从图 4 浅蓝色方框标识区域可以看出,指纹组织层的界面反射会引起玻璃底面界面回波的变化,这是因为玻璃层和指纹界面存在声阻抗差异,导致声波进入指纹组织层后产生能量减弱。用 Matlab 软件可以得到图 4 浅蓝色方框中 2 个回波各自的幅度峰值并且相除,入射到指纹组织层后反射的回波幅值下降至无指纹组织层时反射回波幅值的 81.6%。

表 1 各层介质的模拟参量

介质	$v/$ ( $10^3 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ )	$Z/(10^6 \text{ kg} \cdot$ $\text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1})$	$\alpha/$ ( $\text{dB} \cdot \text{mm}^{-1}$ )	$d/\text{mm}$
水	1.50	1.5	0	0.1
玻璃	5.83	14.4	0.95	0.5
表皮	1.01	1.5	0.11	0.2
真皮	2.68	3.0	0.11	1.4
空气	0.34	0	—	—

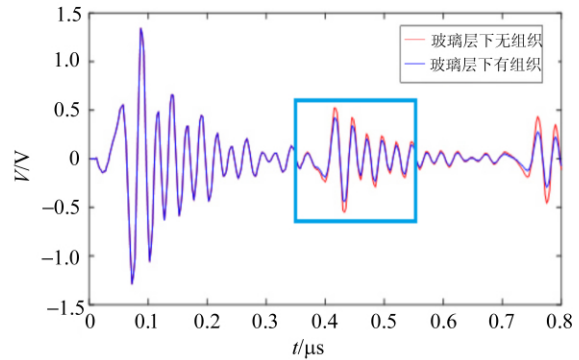


图 4 20 MHz 高频超声波透过玻璃层后有模拟指纹组织和无指纹组织的反射回波信号

### 2.2 多层介质模型的 COMSOL 有限元仿真

为了验证上述解析法数值仿真的可靠性,应用 COMSOL 软件的声学模块对超声波在多层介质中传播过程做有限元仿真。

1)添加物理场,选择压力声学-瞬态求解,根据图 1 的模型,构建多层介质系统的二维模型,如图 5 所示。水层的宽度为 4 mm,厚度为 0.1 mm;玻璃层的宽度为 4 mm,厚度为 0.5 mm;模拟表皮层的宽度为 2 mm,厚度为 0.2 mm;模拟真皮层的宽度为 2 mm,厚度为 1.4 mm;完美匹配层模拟半无限大边界,该处声波被完全吸收,无反射回波;空气层模拟无指纹情况,与有指纹情况进行对比。

2)设置各层介质的材料。其中选择材料库中的皮肤作为表皮层材料。由于材料库中可以选择的材料有限,将与皮肤的真皮层性质最相近的导热硅脂作为真皮层材料。设置完美匹配层材料为水。

3)将整个多层介质的求解设置为压力声学瞬态,并将边界设置为平面波辐射。在平面波辐射中,设置入射压力场,大小为 1 kPa。

4)设置各层介质的声阻抗。网格设置中,网格大小选择极细化,各层介质均采用自由三角形

网格形式,完美匹配层则采用网格层数为 8 的四边形映射网格的形式. 网格设置越小,获得的图像质量越高,但是随着网格的变小,计算量会变得越大.

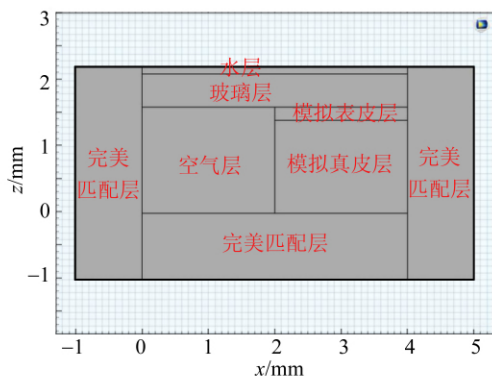


图 5 5 层介质系统 COMSOL 模型示意图

在瞬态求解中,设置时间步长为  $T/60$ ,即超声波振荡周期的  $1/60$ ,以便获得平滑的曲线图. 经过有限元计算,超声波在无指纹和有指纹的多层介质系统传播过程中的总声压场分布如图 6 所示.

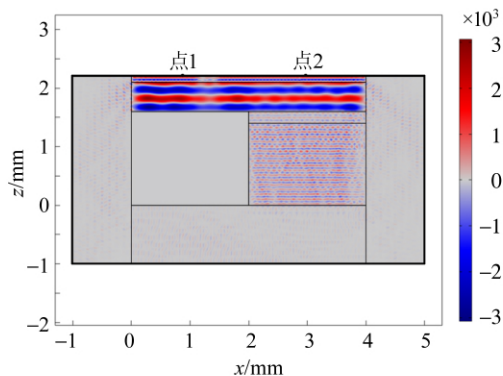


图 6 超声波在无指纹和有指纹多层介质系统传播过程的总声压场分布图

在水层与玻璃层的交界面处设置 2 个观察点,如图 6 中点 1 和点 2 所示,用以求得超声波在 2 种不同情况下的总声压场的变化,2 个观察点的总声压场变化曲线如图 7 所示.

由图 7 可知,在空气层中几乎观察不到超声波的总声压场分布,表明在玻璃层与空气层的交界处,入射的超声波几乎完全被反射. 而在表皮层和真皮层中可以观察到微弱的超声波总声压场分布,表明有部分超声波会透过玻璃层与表皮层、

表皮层与真皮层的交界面,于是在水层与空气层交界面处观察到的总声压场会有所减小. 图 7 中,总声压场经过约  $1 \mu\text{s}$  达到稳定状态后,在水层与玻璃层交界面,有指纹处的超声波总声压场小于无指纹处的总声压场,且该处的总声压场约为无指纹处的 72% (达到稳定状态后绿色线声压值和蓝色线声压值之比). 也就是说,假如换能器在空气层与水层的交界面处接收超声回波信号,在玻璃屏下无指纹与有指纹 2 种情况下,接收到的反射回波信号峰值会有差异,且后者峰值比前者小,这与 Matlab 解析法数值仿真结果吻合. 后续模拟指纹超声扫描实验的成像方法即是基于界面回波幅值变化的数值仿真结果.

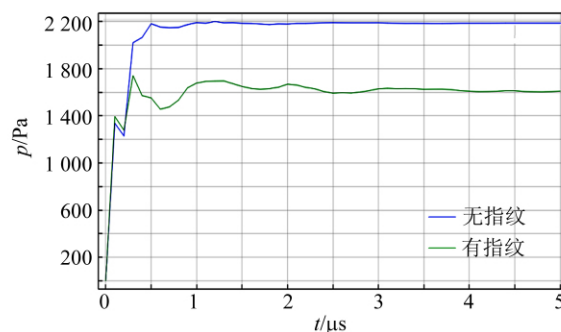


图 7 无指纹和有指纹情况下水层与玻璃层交界面处总声压场变化

### 3 玻璃层下指纹的高频超声成像

为验证上述多层介质理论模型的模拟结果,使用水浸超声波扫描成像实验仪检测玻璃层下指纹的高频超声成像. 实验装置各模块的功能框图如图 8 所示,实验采用 JSR DPR300 脉冲发生器作为激励装置,高频针式换能器的激发中心频率为 20 MHz,压电晶片尺寸为  $0.8 \text{ mm} \times 0.8 \text{ mm}$ ,横向声束分辨率约为  $100 \mu\text{m}$ . 数字示波器(RIGOL DS1074B)接收并且存储信号,脉冲发生器产生的同步信号接入示波器的外同步输入口. 电脑控制 DPR300 脉冲发生器产生激发高电压和同步信号,同时控制水槽扫描电机以步长  $0.05 \text{ mm}$  的步进精度运动. 在每个步进后的扫描位置,示波器通过以太网自动将波形以 csv 文件格式保存到控制电脑.

在测量过程中,高频超声探头按如图 9 所示的运动方式扫描. 超声探头在每个测量点处都会

采集到 1 个超声回波信号  $x_{qr}(t), q=1, 2, \dots, m, r=1, 2, \dots, n$ , 其中  $m$  表示探头沿  $x$  方向进行逐行扫查的点数,  $n$  表示沿着  $y$  方向进行逐列扫查的点数.

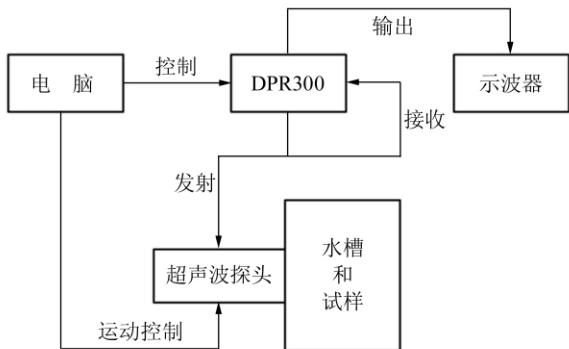


图 8 超声实验系统的各模块

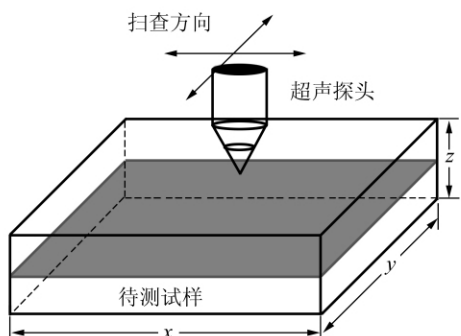


图 9 高频超声探头运动扫查方式

扫查完毕后, 利用希尔伯特变换求取每个扫描点回波信号的频谱包络峰值, 可获得信号矩阵  $P$ , 将矩阵  $P$  中的每个幅值数据映射成彩色图像值, 即可得到 C 扫描成像结果, 如图 10 所示.

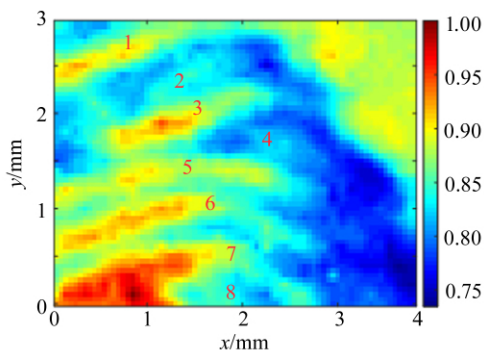


图 10 指纹扫描图像处理效果图

图 11 红色框内为在模拟指纹试样实际扫描区域用光学显微镜观察试样后拍摄的图像. 将图

10 和图 11 中数字(1~8)标注的图像区域进行对比, 图 10 颜色偏红的位置对应图 11 试样中存在空气(即指纹中谷所在位置), 可以看出成像结果和实际扫描区域对应很好, 扫描图能够显示出模拟指纹的走向和形貌. 在实际高频超声扫描过程中, C 扫描图像虽然清晰且目标指纹形态完整, 但仍存在空气边界不锐利以及对比度不高等问题<sup>[12]</sup>. 在大学物理实验教学过程中, 学生可使用不同参量进行扫描, 使峰值测量更准确, 保证较高成像分辨率, 通过对比不同扫描成像结果, 从而得到最佳的扫描参量.

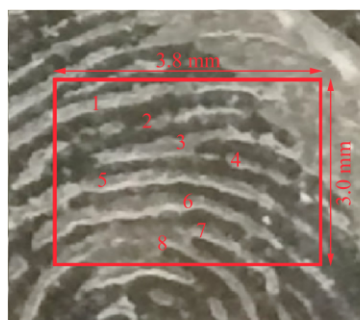


图 11 显微镜下观察的实际样品图

### 4 结 论

利用传递矩阵推导了超声波在 5 层介质系统界面 0 处的反射系数, 并以此作为系统响应函数. 利用 Matlab 数值模拟, 得到了包含不同介质层信息的超声回波波形, 解析法给出了高声阻抗玻璃层入射到指纹组织层中脊和谷的反射回波幅值存在反射幅值差异, 并且与 COMSOL 有限元模拟结果进行比对, 结果一致, 因此可用于模拟指纹试样的 C 扫描成像. 由实验结果可见, 超声精细扫描成像技术应用于大学物理教学实验具有可行性. 利用理论模型数值求解结果, 学生能够较好地理解超声波透过高声阻抗介质层在指纹组织层中传播的全过程. 通过实验学生可以直接观察到超声 C 扫描图像的扫描过程, 完成数据采集和数据处理, 可以实时分析图像的处理结果. 这一过程耗时较短, 实验简单, 容易操作, 可进行多组对比实验. 同时通过超声成像拓展实验, 学生可对时下热门的屏下指纹解锁声学原理及超声精细扫描成像技术有更直观、更清晰的认识, 实验教学效果好.

## 参考文献:

- [1] 应崇福. 超声学[M]. 北京:科学出版社,1993:278-288.
- [2] 李明轩,王小民,安志武. 粘接界面特性的超声检测与评价[J]. 应用声学,2013,32(3):190-198.
- [3] 简晓明,李明轩,张建生,等. 层状介质界面超声检测的理论分析和自适应噪声抵消处理[J]. 声学学报,2000,25(4):351-356.
- [4] Kobayashi K, Yoshida S, Saijo Y, et al. Acoustic impedance microscopy for biological tissue characterization [J]. Ultrasonics, 2014, 54 (7): 1922-1928.
- [5] 束月霞. 超高分辨超声成像方法研究[D]. 上海:上海大学,2019:10-12.
- [6] Choi W Y, Park K K. Fingerprint imaging of dry finger using photoacoustics [J]. Journal of the Acoustical Society of America, 2017,141(3):EL205-EL209.
- [7] Jiang X Y, Lu Y P, Tang H Y, et al. Monolithic ultrasound fingerprint sensor [J]. Microsystems & Nanoengineering, 2017,3:17059-1-8.
- [8] Peng C, Chen M Y, Wang H C, et al. Broadband piezoelectric transducers for under-display ultrasonic fingerprint sensing applications [J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2020,68(5):4426-4434.
- [9] Peng C, Chen M Y, Jiang X N. Under-display ultrasonic fingerprint recognition with finger vessel imaging [J]. IEEE Sensors Journal, 2021,21(6):7412-7419.
- [10] 洪杰韩. 基于高频超声的血管内双模成像方法研究[D]. 深圳:中国科学院大学(中国科学院深圳先进技术研究院),2018:18-20.
- [11] 张海澜. 理论声学[M]. 北京:高等教育出版社,2012:450-452.
- [12] 张秀华. 高频超声检测模型研究[D]. 北京:北京理工大学,2016:51-60.

## High frequency ultrasonic imaging experiment for fingerprint under media with high acoustic impedance

WU Di<sup>1</sup>, WEI Xiao-he<sup>1</sup>, BI Chao<sup>2</sup>, ZHANG Bo-nan<sup>3</sup>,  
WANG Ya-ping<sup>1</sup>, TENG Yong-ping<sup>1</sup>

- (1. Department of Physics, School of Sciences, Beijing Jiaotong University, Beijing 100044, China;  
2. Metals & Chemistry Research Institute, China Academy of Railway Sciences Co., Ltd, Beijing 100081, China;  
3. Beijing Xintai Zhihe Technology Development Co., Ltd, Beijing 100098, China)

**Abstract:** The propagation characteristics of high frequency ultrasonic wave transmitted vertically through five layers of different medium thickness were analyzed, and the analytical expression of the relationship between the reflection coefficient of ultrasonic waves at the zero interface of this multilayer structure and the thickness of each medium layer was derived by using the transfer matrix. The acoustic characteristics of ultrasonic echo in time domain were simulated by numerical simulation with analytical solution and finite element simulation with COMSOL. The acoustic characteristics of ultrasonic echo in time domain were obtained. The wide spectrum ultrasonic reflection signal of fingerprint layer was detected by using high frequency ultrasonic transducer in the multilayer media, and interface echo data of glass interface with fingerprint resin layer were obtained. The information with human body fingerprint feature under high impedance glass layer was extracted, which could produce an ultrasonic fingerprint image with high imaging accuracy.

**Key words:** high frequency ultrasonic; multilayer media; ultrasonic scanning imaging; precision scanning

[责任编辑:任德香]