

长骨中振动声激发超声导波的方法

刘珍黎 宋亮华 白亮 许凯亮 他得安

Vibro-acoustic stimulating ultrasonic guided waves in long bone

Liu Zhen-Li Song Liang-Hua Bai Liang Xu Kai-Liang Ta De-An

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, **66**, 154303 (2017) DOI: 10.7498/aps.66.154303

在线阅读 View online: <http://dx.doi.org/10.7498/aps.66.154303>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn/CN/Y2017/V66/I15>

---

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

复合圆管界面特性对周向超声导波二次谐波发生效应的影响分析

Influences of the interfacial properties on second-harmonic generation by primary circumferential ultrasonic guided wave propagation in composite tube

物理学报.2016, 65(19): 194301 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.65.194301>

管间界面特性对周向超声导波传播特性的影响

Influence of the interfacial properties on guided circumferential wave propagation in the circular tube structure

物理学报.2015, 64(22): 224301 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.224301>

基于波传播法的周期复合板振动带隙衰减特性研究

Band gap attenuation characteristics of periodic compound plate with wave propagation approach

物理学报.2014, 63(22): 224302 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.63.224302>

矩形表面波探头声场的高斯声束叠加法

Multi-Gaussian beam model for ultrasonic surface waves with angle beam rectangular transducers

物理学报.2014, 63(1): 014301 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.63.014301>

基于弹性模量检测骨疲劳的超声导波方法研究

Study of bone fatigue evaluation with ultrasonic guide waves based on elastic modulus

物理学报.2012, 61(13): 134304 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.61.134304>

## 长骨中振动声激发超声导波的方法\*

刘珍黎<sup>1)</sup> 宋亮华<sup>1)2)</sup> 白亮<sup>1)</sup> 许凯亮<sup>3)†</sup> 他得安<sup>1)‡</sup>

1)(复旦大学电子工程系, 上海 200433)

2)(复旦大学科技处, 上海 200433)

3)(法国郎之万实验室, 巴黎 75012)

(2017年4月5日收到; 2017年5月4日收到修改稿)

为了实现一定频段内任意低频下在长骨中激励导波信号, 本文提出一种采用聚焦高频(5 MHz)超声换能器在长骨皮质骨中激发低频(150 kHz)超声导波的振动声方法. 首先介绍了板状超声导波理论和双声束共聚焦法与单声束调幅法激发振动声的基本原理; 进而采用三维有限元仿真方法分析振动声激发低频超声导波的基本现象, 然后结合牛胫骨板离体实验, 验证振动声激发低频超声导波的可行性. 结果均表明, 双声束共聚焦与单声束振动超声均可在骨板中激发低频超声导波. 相关研究方法有助于提高空间域长骨中超声导波测量精度, 以及在一定频段内实现任意频率激励等, 对发展低频超声导波在体测量长骨皮质骨的新技术具有一定的指导意义.

**关键词:** 长骨皮质骨, 超声导波, 有限元仿真, 振动声激发

**PACS:** 43.35.Cg, 43.40.Dx

**DOI:** 10.7498/aps.66.154303

## 1 引言

基于超声导波法的长骨状况检测技术, 不仅具备无辐射、费用低、高效率、小体积、可携带等优点<sup>[1]</sup>, 还可以反映长骨皮质骨的材料特性与结构信息<sup>[2-5]</sup>. 因此基于超声导波评价长骨状况已成为当今研究中极具潜力的课题<sup>[6-10]</sup>. 由于在高频时存在多模式超声导波的混叠现象<sup>[11-14]</sup>, 导波的模式分离和信息提取较为困难. 当前, 阵列探头测量以及信号处理技术已取得较好的进展, 能够在人体长骨中实现多模式超声导波频散曲线测定与分离, 代表性的方法有高分辨率的稀疏奇异值分解法<sup>[15]</sup>、盲信号分离法<sup>[16]</sup>、频散补偿<sup>[13]</sup>、时频分析法<sup>[17]</sup>以及Radon变换法<sup>[18]</sup>等; 考虑到基于多模式超声导波反问题求解的难点, 选择性的导波模式激励近年来也得到了研究者的广泛关注, 如超声导波时间反转技术<sup>[19,20]</sup>、超声导波频散反转技术<sup>[21]</sup>、脉冲

压缩激励技术<sup>[22]</sup>以及阵列导波模式选择性激励技术<sup>[23]</sup>等. 近年, 激光阵列也被用于皮质骨仿体中的低频超声导波模式激发, 其主要优点是空间分辨率较好, 但受限在体测量条件, 激光激发超声导波的信噪比较差<sup>[24]</sup>.

Fatemi和Greenleaf<sup>[25]</sup>提出了一种基于双声束共聚焦超声探头在人体软组织中激发声辐射力的方法, 称为超声激发声发射(ultrasound-stimulated acoustic emission, USAE)技术, 又被简称为振动声法. 该方法采用两束具有微小频差 $\Delta f$ 的高频超声束<sup>[25,26]</sup>聚焦于生物组织内部, 使共焦区组织受到一动态辐射力的作用而振动, 从而向外辐射频率为 $\Delta f$ 的声波. 这一原理已被应用于成像领域, 并取得了一定的成果. Chen等<sup>[27]</sup>通过测量不同激励方式下小球体的振动速度, 比较了共聚焦双声束、 $x$ 轴聚焦双声束和幅度调制单声束激励的特点, 结果表明, 三种激励方式均可使小球体

\* 国家自然科学基金(批准号: 11327405, 11525416, 11304043)资助的课题.

† 通信作者. E-mail: xukl.fdu@gmail.com

‡ 通信作者. E-mail: tda@fudan.edu.cn

产生低频振动, 并且共聚焦双声束的聚焦性能最优. 何培忠等<sup>[28]</sup>采用超声激发振动声成像技术, 获得了可反映仿体组织弹性的振动声图像. Mitri和Kinnick<sup>[29]</sup>提出肾结石成像的振动声方法, 并将其应用于植入结石的离体猪肾. Alizad等<sup>[30]</sup>设计了乳房内振动声成像系统, 并定义了良性乳腺肿块振动声特征, 成像结果表明, 振动声方法可以较准确地检测乳房的良性病变. Suarez等<sup>[31]</sup>以老鼠大脑为实验材料进行在体检测, 初步验证了振动声对急性脑损伤的敏感性. Ding等<sup>[32]</sup>提出了一种基于同心环形超声阵列的双模成像系统, 该系统根据环形阵列各个元件之间的信号延迟解得声速, 再利用环形阵列的动态聚焦特性, 实现能够精确定位的长景深成像. 但是, 将振动声应用于激发超声导波的研究仍未见报道.

常规探头中心频率固定, 只能激发特定频率的信号, 限制了激励的灵活性. 振动声方法采用高频探头代替低频探头来激发低频振动. 该方法的优点为: 差频 $\Delta f$ 声辐射力由高频聚焦声场产生, 其分辨率可达 $700\ \mu\text{m}$ , 可提高空间分辨率; 此外, 振动声通过差频激发声辐射力, 从而提供了一定频段内任意低频信号激励的实现方法. 本文采用三维有限元仿真方法, 并结合牛胫骨板的离体实验, 旨在研究振动声应用于激发超声导波的可行性.

## 2 基本原理

### 2.1 板状超声导波理论

板状超声导波又称Lamb波, 是指当超声在质地均匀且各向同性的板状介质中传播时, 由于入射超声在板状材料的上下边界处不断发生反射和折射, 造成横、纵波的模式转换, 最终叠加形成可在厚度方向上共振并稳定传播的振动信号<sup>[13,33]</sup>.

根据波形的振动位移是否中心对称, 可将Lamb波分为两种典型的传播模式<sup>[15]</sup>, 通常将它们表示为对称模式 $S_n$ 和反对称模式 $A_n$ ,  $n = 0, 1, 2, \dots$ ,  $n$ 为模式阶数, 通常依模式截止频率高低排列<sup>[33]</sup>. 为避免激励导波模式混叠, 通常选用低频窄带信号激发超声导波<sup>[33]</sup>. 在一定边界条件下联立波动方程得到频散方程<sup>[33]</sup>, 再用数值方法进行求解, 可以得到相速度或群速度与频率或频率厚度乘积(频厚积)的关系曲线, 即为各导波模式的频散曲线. 其群速度反映了不同导波模式包络的传播速度.

本文设置牛胫骨的材料参数如表1<sup>[34]</sup>所列. 其中 $\rho$ ,  $E$ ,  $V$ 和 $h$ 分别代表牛胫骨的密度、弹性模量、泊松比和厚度.

据表1参数可得牛胫骨板的频散曲线, 如图1所示, 横轴为频率, 纵轴为各模式导波的群速度. 当频率小于A1模式的截止频率时, 将主要获得两个最低阶的导波模式S0和A0.

表1 牛胫骨材料参数

Table 1. Stimulation material parameters of bovine tibia.

$\rho/\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$	$E/\text{GPa}$	$V$	$h/\text{mm}$
1500	14	0.37	3

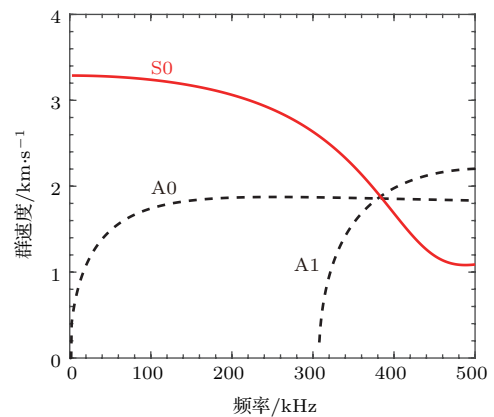


图1 骨板中的Lamb波频散曲线

Fig. 1. Lamb waves dispersion curves of bovine tibia.

### 2.2 振动声的基本原理

振动声具有两种常见的激励方式, 分别为双声束激励方式和单声束激励方式<sup>[35]</sup>. 双声束激励方式采用两束具有微小频差 $\Delta f$ 的高频超声波聚焦于共焦区处, 让该区域受到频率为 $\Delta f$ 的动态辐射力分量的驱动, 从而向外产生低频信号<sup>[26,36]</sup>. 单声束激励方式基于幅度调制的原理对双声束激励方式进行改进, 将双声束在共焦点处的叠加信号作为激励信号输入聚焦换能器, 在波的整个传播路径上产生动态辐射力, 并对外形成频率为 $\Delta f$ 的USAE信号<sup>[37]</sup>.

在聚焦高频超声波声束的激励下, 焦点处组织受到的动态声辐射力 $F$ 可表示为<sup>[26,35]</sup>

$$F = \iint_S \mathbf{d}_r \langle E \rangle dx dy, \quad (1)$$

其中 $\mathbf{d}_r$ 为阻力系数矢量, 与组织对入射声波的散射功率和吸收功率有关;  $\langle E \rangle$ 表示声能密度的时间平均值;  $S$ 为共焦区域的面积.

声束所照射的组织上某点处的平均声能密度可表示为 [36]

$$\begin{aligned} \langle E \rangle &= \frac{1}{\rho c^2} \langle P^2(t) \rangle \\ &= \frac{1}{\rho c^2 T} \int_{-T/2}^{T/2} P^2(t - \tau) d\tau, \end{aligned} \quad (2)$$

其中,  $\rho$  和  $c$  分别是组织的密度和声速,  $T$  为平均周期,  $P$  为该点的总声压.

若采用具有微小频差  $\Delta f$  的双声束高频激励, 根据 (1) 和 (2) 式, 可得共聚焦区产生的低频声辐射力分量 [36],

$$F_L = |F_{\Delta\omega}| \cos(2\pi\Delta f t + \Delta\psi), \quad (3)$$

其中  $|F_{\Delta\omega}|$  和  $\Delta\psi$  分别是辐射力分量的幅度和相位. 由此可见, 双声束激励在焦区激发了频率为  $\Delta f$  的低频分量.

相应地, 单声束激励信号采用

$$\begin{aligned} s &= \cos(2\pi f_1 t) + \cos(2\pi f_2 t) \\ &= 2 \cos\left(\frac{2\pi\Delta f}{2} t\right) \cos\left[2\pi\left(\frac{f_1 + f_2}{2}\right) t\right], \end{aligned} \quad (4)$$

其中,  $f_1$  和  $f_2$  分别为双声束激励时的两个激励信号的中心频率. 由 (2) 式得, 平均声能密度  $\langle E \rangle$  与  $P^2(t)$  的积分相关, 因此调制频率为  $\Delta f/2$  的激励信号可以产生频率为  $\Delta f$  的声场. 由此所产生的低频信号经骨板上下边界的反射和折射与横、纵波耦合, 最终可形成导波.

### 2.3 仿真的基本原理

有限元法是将连续体离散成有限个单元, 通过对每个单元联立方程, 求解满足基本方程和边界条件的解的数值分析方法 [38]. 近年来, 有限元法得到快速发展, 已广泛应用于电磁学、力学、声学等多个领域 [39,40].

本文采用有限元仿真软件 ABAQUS 进行建模和仿真, 仿真模型如图 2 所示. 其中, 图 2(a) 为仿真示意图, 将发射换能器固定在骨板上, 通过移动接收换能器的位置, 可以得到不同传播距离处的接收信号. 在仿真中, 沿骨板长轴  $x$  方向, 在 100—121 mm 距离范围, 以 3 mm 为步长可以获得不同距离处的骨板表面应变. 三维共聚焦换能器模型如图 2(b) 所示, 参数  $a$  为内圆半径,  $b$  为圆环内半径,  $c$  为圆环外半径,  $d$  为共聚焦换能器的焦距.

选取 3 mm 厚度的骨板作为仿真材料, 具体参数见表 1. 设置发射换能器与骨板的上表面为水耦

合, 并定义骨板的上下表面为自由边界, 两端为吸收边界以消除反射回波的干扰.

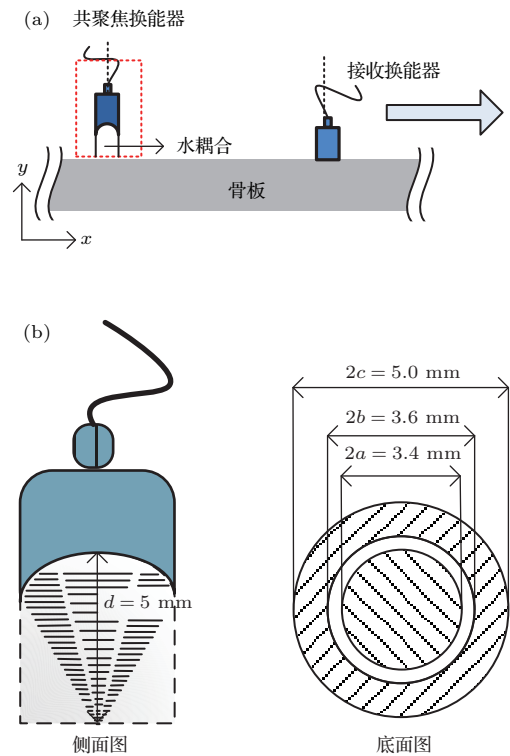


图 2 仿真模型 (a) 仿真示意图; (b) 共聚焦换能器模型  
Fig. 2. Simulation model: (a) Simulation illustration; (b) confocal transducer model.

双声束振动声仿真的两束激励信号采用两个带高斯包络的中心频率分别为 5.0 MHz 和 5.15 MHz 的正弦信号, 两路输入信号的持续时间都为 50  $\mu$ s. 单声束振动声仿真将双声束的两束激励信号的叠加信号作为激励信号.

### 3 实验

本文选用牛胫骨板作为实验材料, 其厚度为 3 mm. 双声束振动声实验的两束激励信号采用两个带高斯包络的正弦信号, 持续时间为 50  $\mu$ s, 频率分别为 5.0 MHz 和 5.15 MHz. 单声束振动声实验采用的激励为上述两束激励信号的叠加信号.

双声束振动声的实验流程如图 3 所示, 其中去掉虚线框中的部分后即单声束振动声的实验装置图. 首先, 激励信号通过计算机送至任意波形发生器 (Agilent 33220a), 经功率放大器 (Agilent USA) 放大后, 用于激励共聚焦超声换能器, 信号经树脂玻璃楔块耦合后聚焦于骨板表面. 超声导波经非聚焦接触式超声探头接收, 接收信号用示波器 (HP54642A) 采样以供后续分析. 其中, 发射换能



器与楔块及骨板上表面与楔块之间均用耦合剂进行耦合. 在三维扫描仪的控制下, 接收换能器可沿骨板轴向移动, 从而得到多个位置上的测量数据. 本文设置两换能器中心的起始距离为 100 mm, 移动步长为 1.25 mm, 终止距离为 108.75 mm.

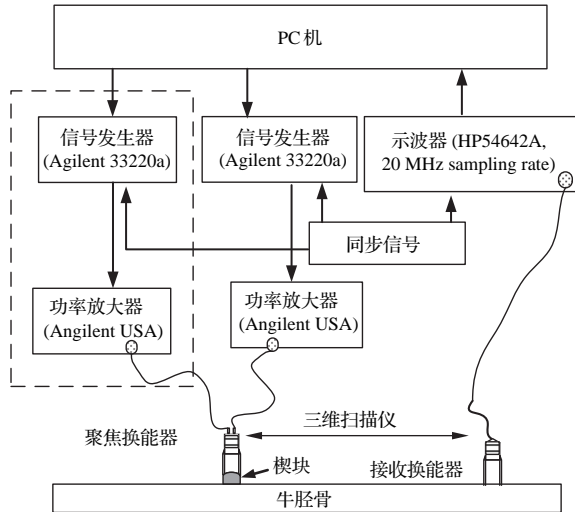


图3 实验装置图

Fig. 3. Experimental setup.

## 4 仿真与实验结果

### 4.1 仿真结果

图4给出了双声束振动声的仿真结果, 黄色代表高能量处, 蓝色代表低能量处. 其中图4(a)所示为传播距离从100—121 mm的距离-时间(RT)图, 箭头指向处斜线对应S0模式和A0模式的大致位置. 由于S0模式和A0模式群速度不同, 接收波形会在时域上出现两个波包, 在RT图上体现为不同的斜率. 图4(b)给出了传播距离为100 mm处接收波形的时频分析结果, 红色实线和黑色虚线分别代表S0模式和A0模式的理论时频曲线. 可以观察到接收信号的能量成分与S0模式和A0模式的理论曲线符合, 该信号是中心频率为150 kHz的超声导波信号.

单声束振动声的仿真结果如图5所示, 其中图5(a)是传播距离从100—121 mm的RT图, 图5(b)为100 mm传播距离处接收波形的时频分析图. 与图4对比可知, 单声束振动声仿真的结果与双声束振动声类似, 采用单声束振动声仿真方法, 也可以在骨板中实现低频超声导波的激发.

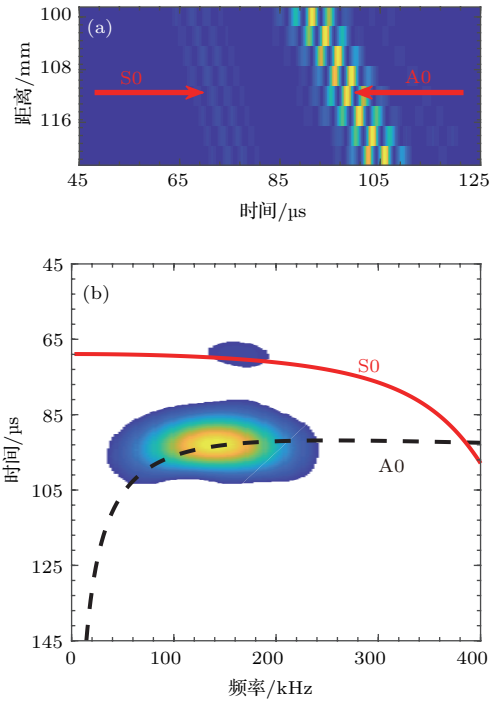


图4 (网刊彩色) 双声束振动声仿真结果 (a) RT图; (b) 时频分析结果

Fig. 4. (color online) Vibro-acoustic simulation results: (a) Distance-time graph; (b) time frequency representation.

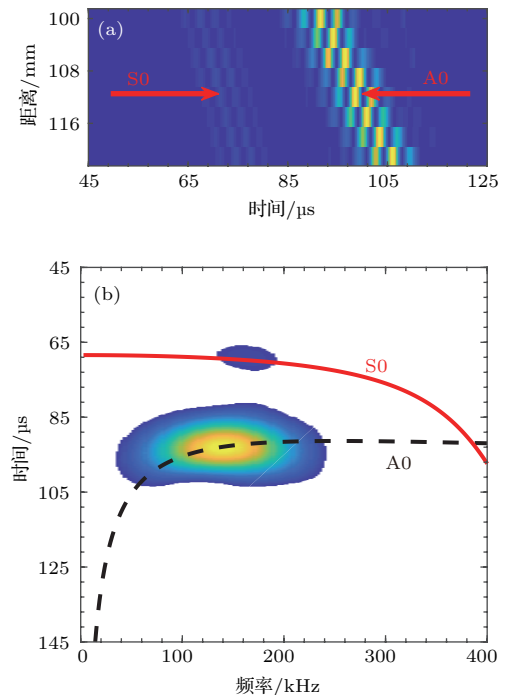


图5 (网刊彩色) 单声束振动声仿真结果 (a) RT图; (b) 时频分析结果

Fig. 5. (color online) Vibro-acoustic simulation results of single beam: (a) Distance-time graph; (b) time frequency representation.

### 4.2 实验结果

图6给出了双声束振动声的实验结果, 其中图6(a)所示为传播距离从100—108.75 mm的RT图, 图6(b)给出了传播距离为100 mm处接收波形的时频分析结果. 可观察到接收波形的中心频率大致在150 kHz, 并且其能量成分在时频域上与S0模式和A0模式的理论曲线符合. 由此表明, 应用双声束振动声方法可在骨板中实现低频超声导波的激发.

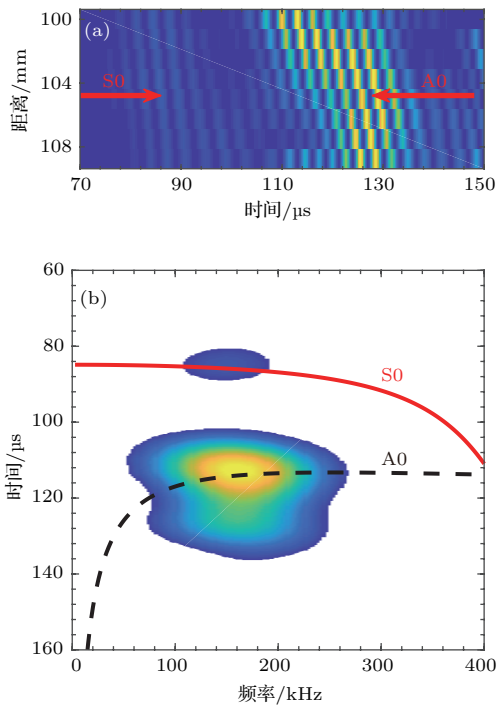


图6 (网刊彩色) 双声束振动声实验结果 (a) RT图; (b) 时频分析结果  
Fig. 6. (color online) Vibro-acoustic experimental results: (a) Distance-time graph; (b) time frequency representation.

单声束振动声的实验结果如图7所示, 其中图7(a)为传播距离从100—108.75 mm的RT图, 图7(b)给出了100 mm传播距离处接收信号的时频分析图. 对比图6发现, 单声束振动声的实验结果与双声束振动声类似, 可以观察到单声束振动声也能激发出中心频率为150 kHz的导波信号.

### 5 讨论及结论

本文基于板状超声导波理论和振动声原理, 采用有限元仿真方法验证了振动声在骨板中激发低

频超声导波的可行性, 并在此基础上进行了牛胫骨板的实验, 探讨实际应用中利用振动声激发低频超声导波的规律.

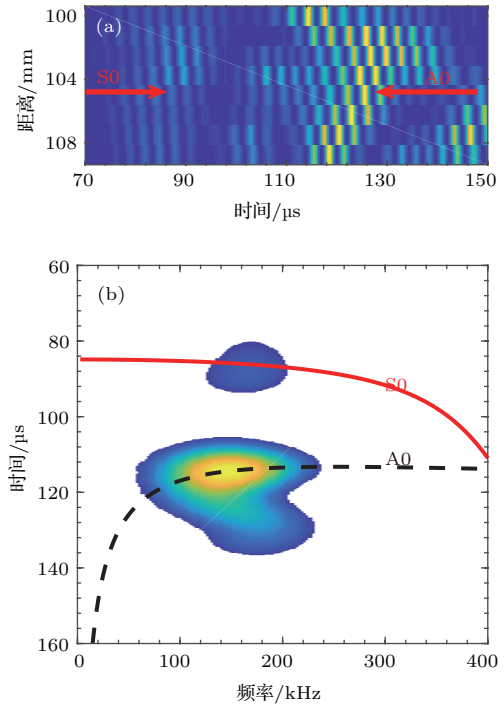


图7 (网刊彩色) 单声束振动声实验结果 (a) RT图; (b) 时频分析结果  
Fig. 7. (color online) Vibro-acoustic experimental results of single beam: (a) Distance-time graph; (b) time frequency representation.

图4和图5表明, 单声束振动声仿真结果与双声束类似. 图4(b)和图5(b)中, 其主要能量成分(A0模式)的波包持续时间均为20 μs.

由图6和图7可知, 单声束激励方式的实验结果与双声束类似. 接收信号中存在两个不同群速度的波包, 同时根据时频分析结果, 说明振动声实验激发出了S0和A0两种模式的导波. 与仿真结果相对比, 图6(a)和图7(a)中, 不同传播距离下, A0模式的波峰的到达时间变化不规律(在RT图像上不能形成稳定斜率的斜线). 这可能是因为在用三维扫描仪控制接收换能器移动的过程中, 骨板和换能器之间的耦合条件发生了变化, 影响了波包的幅度. 仿真和实验信号频谱图如图8所示, 仿真与实验信号频谱的-10 dB带宽分别为160 kHz和100 kHz. 由图6(b)和图7(b)知, 实验结果中主要能量成分(A0模式)的波包持续时间大致在32 μs. 与仿真结果(20 μs)对比, 其时间分辨率较差, 这可能是受到探头本身传递函数的影响.

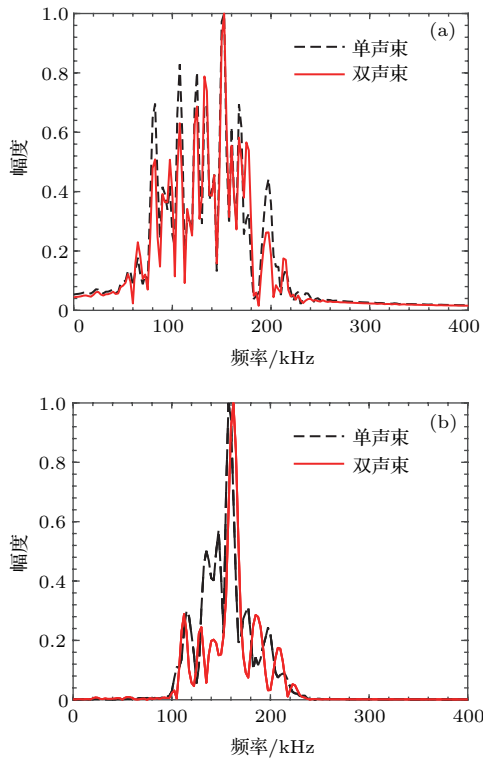


图8 (网刊彩色) 频谱图 (a) 100 mm 传播距离处的仿真结果; (b) 100 mm 传播距离处的实验结果

Fig. 8. (color online) Spectrum: (a) Simulation results at 100 mm propagation distance; (b) experiment results at 100 mm propagation distance.

仿真与实验结果均表明, 在具有微小频差共焦高频信号或相应的单声束信号激励下, 骨板中均能激发出低频导波信号. 从图8所示结果来看, 对3 mm厚度的骨板, 双声束振动声法和单声束振动声法的频谱十分相似. 在实际应用中, 对双声束振动声法而言, 两个激励信号必须能量匹配、时间同步以及聚焦到骨板上同一点, 实验要求较高; 而单声束振动声可用常规聚焦超声探头实现, 但在整个激励信号的传播路径上都会产生动态辐射力, 聚焦性能相对较差.

本文基于振动声原理, 实现了利用高频换能器激发低频超声导波的设想, 打破了低频导波信号只能由低频换能器激发的传统观念, 为高频探头替代低频探头, 从而减小探头尺寸提供了可行性. 同时还可以依据实验需要, 调节频差, 从而达到激励任意频率信号的目的. 考虑到临床应用的实际情况, 之后的工作应当建立包含骨髓与软组织的三维长骨管状模型, 讨论在体振动声激发低频导波信号的可行性.

参考文献

- [1] Li Y, Liu D, Xu K L, Ta D A, Lawrence H, Wang W 2017 *Biomed Res. Int.* **2017** 3083141
- [2] Kang I L, Yoon S W 2016 *Appl. Acoust.* **112** 10
- [3] Ta D A, Wang W Q, Wang Y Y 2009 *Appl. Acoust.* **28** 161 (in Chinese) [他得安, 王威琪, 汪源源 2009 应用声学 **28** 161]
- [4] Moilanen P 2008 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **55** 1277
- [5] Ta D A, Huang K, Wang W Q, Wang Y Y, Le L H 2006 *Ultrasonics* **44** e279
- [6] Liu Y, Guo X S, Zhang D, Gong X F 2011 *Acta Acust.* **36** 179 (in Chinese) [刘洋, 郭霞生, 章东, 龚秀芬 2011 声学学报 **36** 179]
- [7] Ta D A, Wang W Q, Wang Y Y, Le L H, Zhou Y 2009 *Ultrasound Med. Biol.* **35** 641
- [8] Zhang Z G, Ta D A 2012 *Acta Phys. Sin.* **61** 134304 (in Chinese) [张正罡, 他得安 2012 物理学报 **61** 134304]
- [9] Bochud N, Vallet Q, Bala Y, Follet H, Minonzio J G, Laugier P 2016 *Phys. Med. Biol.* **61** 6953
- [10] Siffert R S, Kaufman J J 2007 *Bone* **40** 5
- [11] Xu K L, Tan Z, Ta D A, Wang W Q 2014 *Acta Acust.* **39** 99 (in Chinese) [许凯亮, 谈钊, 他得安, 王威琪 2014 声学学报 **39** 99]
- [12] Wilcox P, Lowe M, Cawley P 2001 *NDT & E Int.* **34** 1
- [13] Xu K L, Ta D A, Moilanen P, Wang W Q 2012 *J. Acoust. Soc. Am.* **131** 2714
- [14] Zhang R 2000 *Acta Phys. Sin.* **49** 1297 (in Chinese) [张锐 2000 物理学报 **49** 1297]
- [15] Xu K L, Minonzio J G, Ta D A, Hu B, Wang W Q, Laugier P 2016 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **63** 1514
- [16] Song X, Ta D A, Wang W Q 2011 *Ultrasound Med. Biol.* **37** 1704
- [17] Xu K L, Ta D A, Wang W Q 2010 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **57** 2480
- [18] Xu K L, Ta D A, Cassereau D, Hu B, Wang W Q, Laugier P, Minonzio J G 2016 *J. Acoust. Soc. Am.* **140** 1758
- [19] Zeng L, Lin J, Huang L 2017 *Sensors* **17** 955
- [20] Zeng L, Lin J, Bao J, Joseph R P, Huang L 2017 *J. Sound Vib.* **394** 130
- [21] Xu K L, Ta D A, Hu B, Laugier P, Wang W Q 2014 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **61** 997
- [22] Lin J, Hua J, Zeng L, Luo Z 2015 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **63** 165
- [23] Bai L, Xu K L, Bochud N, Ta D A, Hu B, Laugier P, Minonzio J G 2016 *International Ultrasonics Symposium* Tours, France, September 18–21, 2016 p1
- [24] Karppinen P, Salmi A, Moilanen P, Karppinen T 2013 *J. Appl. Phys.* **113** 144904
- [25] Fatemi M, Greenleaf J F 1998 *Science* **280** 82
- [26] Zhao G M, Lu M Z, Wan M X, Fang L 2009 *Acta Phys. Sin.* **58** 6596 (in Chinese) [赵贵敏, 陆明珠, 万明习, 方莉 2009 物理学报 **58** 6596]
- [27] Chen S, Fatemi M, Kinnick R, Greenleaf J F 2004 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **51** 313

- [28] He P Z, Cheng H P, Shou W D 2011 *Tech. Acoust.* **30** 78 (in Chinese) [何培忠, 程海凭, 寿文德 2011 声学技术 **30** 78]
- [29] Mitri F G, Kinnick R R 2012 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **59** 248
- [30] Alizad A, Mehrmohammadi M, Ghosh K, Glazebrook K N, Carter R E, Karaberkmez L G, Whaley D H, Fatemi M 2014 *BMC Med. Imaging* **14** 40
- [31] Suarez M W, Dever D D, Gu X, Illian P R, McClintic A M, Mehic E, Mourad P D 2015 *Ultrasonics* **61** 151
- [32] Ding Q N, Tao C, Liu X J 2017 *Opt. Express* **25** 6164
- [33] Rose J L (translated by Wang X Y, He C F, Wu B) 1999 *Ultrasonic Waves in Solid Media* (Beijing: Science Press) pp82–92 (in Chinese) [罗斯 J L 著 (王秀彦, 何存富, 吴斌 译) 1999 固体中的超声波 (北京: 科学出版社) 第 82—92 页]
- [34] Laugier P, Haiat G 2011 *Bone Quantitative Ultrasound* (Berlin: Springer Netherlands) pp5, 6
- [35] Fatemi M, Wold L E, Alizad A, Greenleaf J F 2002 *IEEE Trans. Med. Imaging* **21** 1
- [36] He P Z, Xia R M, Duan S M, Shou W D 2005 *Tech. Acoust.* **24** 34 (in Chinese) [何培忠, 夏荣民, 段世梅, 寿文德 2005 声学技术 **24** 34]
- [37] Ta D A, Wang W Q 2004 *China Medical Equipment* **1** 4 (in Chinese) [他得安, 王威琪 2004 中国医学装备 **1** 4]
- [38] Du P A, Yu Y T, Liu J T 2011 *Finite Element Method: Theory, Modeling and Application* (Beijing: National Defense Industry Press) pp1–12 (in Chinese) [杜平安, 于亚婷, 刘建涛 2011 有限元法: 原理、建模及应用 (北京: 国防工业出版社) 第 1—12 页]
- [39] Gsell D, Leutenegger T, Dual J 2004 *J. Acoust. Soc. Am.* **116** 3284
- [40] Jiang S S, Liu Y, Xing E J 2015 *Acta Phys. Sin.* **64** 064212 (in Chinese) [姜珊珊, 刘艳, 邢尔军 2015 物理学报 **64** 064212]



# Vibro-acoustic stimulating ultrasonic guided waves in long bone\*

Liu Zhen-Li<sup>1)</sup> Song Liang-Hua<sup>1)2)</sup> Bai Liang<sup>1)</sup> Xu Kai-Liang<sup>3)†</sup> Ta De-An<sup>1)‡</sup>

1) (Department of Electronic Engineering, Fudan University, Shanghai 200433, China)

2) (Science and Technology Division, Fudan University, Shanghai 200433, China)

3) (Institut Langevin, ESPCI, Paris 75012, France)

( Received 5 April 2017; revised manuscript received 4 May 2017 )

## Abstract

Ultrasonic guided wave is sensitive to waveguide microstructure and material property, which has great potential applications in long cortical bone evaluation. Due to the multimodal dispersion effect, low-frequency guided wave is usually used to avoid multimode overlapping and simplify the signal processing. However, the traditional low-frequency ultrasound transducer is usually designed on a large-scale (around several millimeters), leading to relatively low-spatial resolution. In response to such a technique limit, an ultrasound-stimulated vibro-acoustic method is introduced to excite low-frequency ultrasonic guided waves. There are two excitation ways of the ultrasound-stimulated vibro-acoustic method, i.e., a single amplitude-modulated (AM) beam and confocal beam excitation. In the case of the single beam excitation, a high-frequency signal is modulated by using a low-frequency amplitude. In addition, low-frequency vibration can also be produced by a confocal transducer, where two beams are close to the center frequency and focus on a small region. In this way, the frequency difference between two beams can be selected to generate the arbitrary low-frequency excitation in a given bandwidth on the focus point. In this paper, we first introduce the theory of ultrasonic guided wave in the plate and the basic principle of ultrasound-stimulated acoustic emission. Second, the three-dimensional finite element method is used to simulate the phenomena of the low-frequency ultrasonic guided waves excited by the ultrasound-stimulated vibro-acoustic method. Two Gaussian-function enveloped tone-burst signals close to the center frequencies of 5 MHz are used to excite 150 kHz low-frequency guided wave in a 3 mm-thick bone plate. An *ex-vivo* bovine bone plate is involved in the experiments to test the feasibility of the proposed method. The axial transmission ultrasonic guided waves are recorded at eight different propagation distances. The time-frequency representation method is used to analyze the dispersive guided waves. The results indicate that both the two confocal beams and the single AM beam are capable of stimulating low-frequency ultrasonic guided waves in the bone plate. The first two fundamental guided wave modes, i.e., symmetrical S<sub>0</sub> and asymmetrical A<sub>0</sub> are observed in the bone plate. Similar spectrum can be obtained in the two different excitation ways. In the simulation and experiment, two wave packets can be separated in the distance-time diagram of the received signals. Good agreement can be found between the results of time-frequency representation and the theoretical group dispersion curves. This study can enhance the spatial resolution of measuring ultrasonic guided wave in long bone, and improve the flexibility of excitation with arbitrary frequency in a given bandwidth. The study can be helpful for developing the new clinical techniques of using low-frequency guided waves for long cortical bone assessment.

**Keywords:** long cortical bone, ultrasonic guided wave, finite element simulation, vibro-acoustic stimulating

**PACS:** 43.35.Cg, 43.40.Dx

**DOI:** 10.7498/aps.66.154303

\* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 11327405, 11525416, 11304043).

† Corresponding author. E-mail: [xukl.fdu@gmail.com](mailto:xukl.fdu@gmail.com)

‡ Corresponding author. E-mail: [tada@fudan.edu.cn](mailto:tada@fudan.edu.cn)