

# 振动声激发超声导波评估皮质骨厚度的研究

刘珍黎, 徐 峰, 他得安

(复旦大学电子工程系, 上海 200433)

**摘要:** 利用振动声激发超声导波来评价长骨是一种较新的思路。基于超声轴向传播方法, 首先通过三维有限元法对导波在长骨中的传播进行建模仿真, 再根据接收波形求解  $A_0$  导波模式的相速度, 最后依据理论相速度频散曲线得出皮质骨厚度。对不同厚度(2~6 mm)的骨板仿真的结果表明, 皮质骨厚度估计的平均误差仅为 2.61%。所提出的方法能够有效评估皮质骨厚度, 对发展超声导波反演长骨的新技术具有一定意义, 同时为临床超声导波长骨诊断的研究提供了新的思路。

**关键词:** 长骨皮质骨; 超声导波; 振动声激发; 厚度估计

中图分类号: TB559

文献标识码: A

文章编号: 1000-3630(2018)-05-0442-04

DOI 编码: 10.16300/j.cnki.1000-3630.2018.05.007

## Estimation of cortical bone thickness by vibro-acoustic excited ultrasonic guided waves

LIU Zhen-li, XU Feng, TA De-an

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

**Abstract:** Using vibro-acoustic excited ultrasonic guided waves to evaluate long bone is a new attempt. Based on ultrasonic axial transmission technique and three-dimension finite element method, simulations are performed to analyze the transmission characteristics of vibro-acoustic excited ultrasonic guided waves. Then the phase velocity of  $A_0$  mode is calculated according to the simulated signals. Finally the bone thickness is obtained by comparing the measured velocity with the theoretical dispersion curve of phase velocity. Bone plates with different thickness (2~6 mm) are used in simulations. Results show that the average error of thickness estimation is only 2.61%. This method can effectively estimate cortical bone thickness and provide a new idea for the clinical application of ultrasonic guided waves in disease diagnosis of long bone.

**Key words:** long cortical bone; ultrasonic guided wave; vibro-acoustic stimulating; thickness estimation

## 0 引言

超声导波方法因其效率高、无辐射、可反映骨质状况和结构信息等优点<sup>[1]</sup>, 在长骨疾病诊断方面引起了学者的广泛关注<sup>[2]</sup>。然而在高频下, 导波信号中常常存在多个相互混叠的导波模式, 信息提取较为困难。为了攻克该难点, 学界已提出基于阵列探头技术的超声导波测量方法。Killapa 等<sup>[3]</sup>设计了基于超声轴向阵列探头的导波测量系统, 并将其应用于桡骨样本及其仿体的测量, 最终实现了长骨中弯曲导波模式的群速度估计。Moilanen 等<sup>[4]</sup>通过相控激光二极管阵列激励超声导波, 在管状骨模型中实现了超声导波的选择性激励。但是, 这些方法对

超声发射及接收设备的要求较高, 不利于日常测量。与高频情况相比, 在低频下, 常规探头尺寸较大, 从而限制了低频超声导波在空间域长骨中的测量精度。振动声方法利用两个具有微小频差( $\Delta f$ )的高频共聚焦超声束, 使共聚焦区组织在动态辐射力的作用下产生频差为  $\Delta f$  的振动<sup>[5]</sup>, 从而可以实现一定频段内任意频率的信号激励。近年来, 振动声技术已广泛应用于成像领域。Alizad 等<sup>[6]</sup>利用振动声技术在体乳房组织进行成像, 并探讨了将振动声应用于乳房成像的发展前景。Mitri 等<sup>[7]</sup>以新鲜切除的猪肾为实验材料进行成像, 验证了振动声成像检测肾结石的可行性。Alizad 等<sup>[8]</sup>通过对甲状腺样本进行成像实验, 对比了 X 射线、B 超和振动声三种成像方法的优劣。实验结果表明, 振动声成像可以有效地评估甲状腺组织的钙化情况。Maccabi 等<sup>[9]</sup>联合肌肉运动系统和振动声成像系统, 实现了组织在运动状态下的弹性测量。但将振动声应用于评价长骨皮质骨厚度的研究尚未见报道。

收稿日期: 2017-09-30; 修回日期: 2017-11-15

基金项目: 国家自然科学基金项目(11525416、11604054)

作者简介: 刘珍黎(1993-), 女, 重庆人, 硕士, 研究方向为医学超声及超声信号处理。

通讯作者: 他得安, E-mail: tda@fudan.edu.cn

在长骨疾病诊断中，皮质骨厚度的变化通常可以反映骨质的健康状况<sup>[10]</sup>，因而有必要研究皮质骨厚度的评估方法。本文首先在长骨仿真模型中利用振动声激发超声导波，然后根据接收波形求解  $A_0$  导波模式的相速度，再通过与理论曲线相对比，最终得到长骨的皮质骨厚度。该方法对发展超声导波评价皮质骨厚度的新技术具有借鉴意义，为超声导波评价长骨状况的临床应用提供了新的方法和思路。

## 1 基本原理

### 1.1 板状超声导波理论

超声在板状材料中传播时，遇到板材的上下表面时会发生反射、折射以及横、纵波的模式转换，最终叠加形成板状超声导波<sup>[11]</sup>，又可称为超声 Lamb 波<sup>[12]</sup>。Lamb 波可以分为对称模式  $S_n$  和反对称模式  $A_n$ ，其中  $n$  为整数，代表导波的模式阶数，通常模式阶数越高，对应的导波截止频率越高。在边界条件的限制下，根据波动方程可以得到频散方程，再对频散方程进行求解，可以获得相速度与频率厚度乘积(频厚积)的关系曲线，即频散曲线<sup>[13]</sup>。

本文以牛胫骨为仿真材料，具体材料参数如表 1 所示，其中  $\rho$  为密度、 $E$  为弹性模量、 $V$  表示泊松比。

表 1 牛胫骨的材料参数<sup>[14]</sup>

Table 1 The material parameters of bovine tibia

$\rho/(\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$	$E/\text{GPa}$	$V$
1 500	14	0.37

图 1 给出了牛胫骨板的相速度频散曲线，当激励信号所对应的频厚积小于  $A_1$  模式的截止频厚积时，接收波形中将只含有  $S_0$  和  $A_0$  两种导波模式。

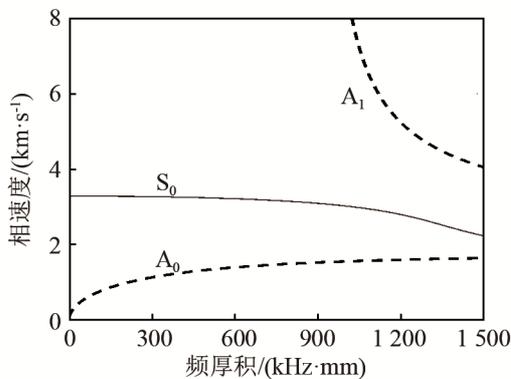


图 1 牛胫骨板的相速度频散曲线图

Fig.1 Phase velocity dispersion curves of bovine tibia

### 1.2 振动声原理

在超声波的激励下，组织受到的声辐射力可表

示为<sup>[15]</sup>

$$F = \iint_S d_r \langle E \rangle dx dy \quad (1)$$

其中， $S$  代表共焦区域， $d_r$  代表阻力系数矢量， $\langle E \rangle$  代表声能密度的时间平均值。

振动声方法通过将两束具有微小频差 ( $\Delta f$ ) 的高频超声信号共聚焦于组织某处，使共焦区域组织在动态辐射力的驱动下向外辐射频差为  $\Delta f$  的低频声波。对应的低频声辐射力分量可表示为<sup>[15]</sup>

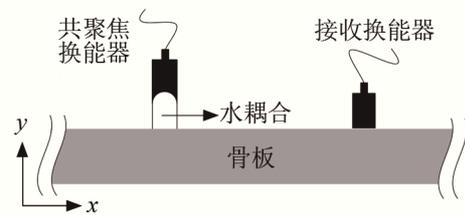
$$F_L = |F \Delta f| \cos(2\pi \Delta f + \Delta \phi) \quad (2)$$

其中， $|F \Delta f|$  和  $\Delta \phi$  分别代表辐射力分量的幅度和相位。

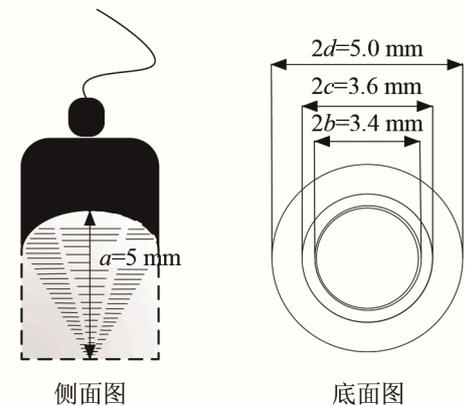
低频声波经骨板上下表面的反射、折射以及横纵波耦合后，最终形成可稳定传播的导波信号。

## 2 方法

本文采用 ABAQUS 软件进行有限元建模和仿真，具体仿真模型如图 2 所示<sup>[15]</sup>。在图 2(a)中，共聚焦换能器固定在骨板的上表面并发射超声信号，声波经过水耦合共聚焦于骨板上，沿长轴  $x$  方向移动接收换能器，最终可以得到多个位置处的接收波形。根据时域波形结果可以进一步计算  $A_0$  导波模式的相速度，再通过对理论相速度频散曲线，最终可以实现长骨皮质骨的厚度估计。



(a) 仿真示意图



(b) 共聚焦换能器示意图<sup>[15]</sup>

图 2 骨板厚度评估的仿真实验模型

Fig.2 Simulation model for bone plate thickness estimation

本文以 3 mm 为步长，记录传播距离为 100~121 mm 范围内的接收信号。仿真材料选用牛胫骨

板, 具体的材料参数如表 1 所示, 骨板厚度设置为 2~6 mm。共聚焦换能器的示意图如图 2(b)所示, 其中  $a$ 、 $b$ 、 $c$ 、 $d$  分别代表换能器的焦距、内圆半径、圆环内半径和圆环外半径。

两路高频超声激励信号可表达为

$$s(t) = \sin(2\pi f_i t) \times G(t - \frac{t_{\max}}{2}) \quad (3)$$

其中,  $t$  代表时间,  $t_{\max}$  为激励信号的持续时间,  $f_i$  为激励信号的中心频率,  $G$  代表高斯函数。本文设置  $t_{\max} = 50 \mu\text{s}$ ,  $f_1 = 2 \text{ MHz}$ ,  $f_2 = (2 + \Delta f) \text{ MHz}$ , 其中,  $\Delta f$  代表差频, 以 10 kHz 为步长在 50~100 kHz 范围内变化。

### 3 结果与讨论

图 3 给出了骨板厚度为 6 mm 时, 接收波形在不同差频激励下的时间-距离图, 其中黄色表征高能量处, 蓝色表征低能量处。由于采用的差频均小于  $A_1$  模式的截止频率, 在接收信号中只存在  $S_0$  模式和  $A_0$  模式。可以观察到在接收波形中, 主要能量成分为  $A_0$  模式。由于  $S_0$  和  $A_0$  模式的频散特性不同, 接收信号在时域上存在两个速度不同的波包, 在时

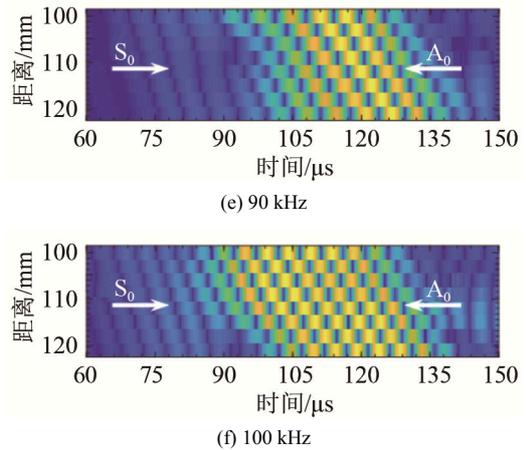
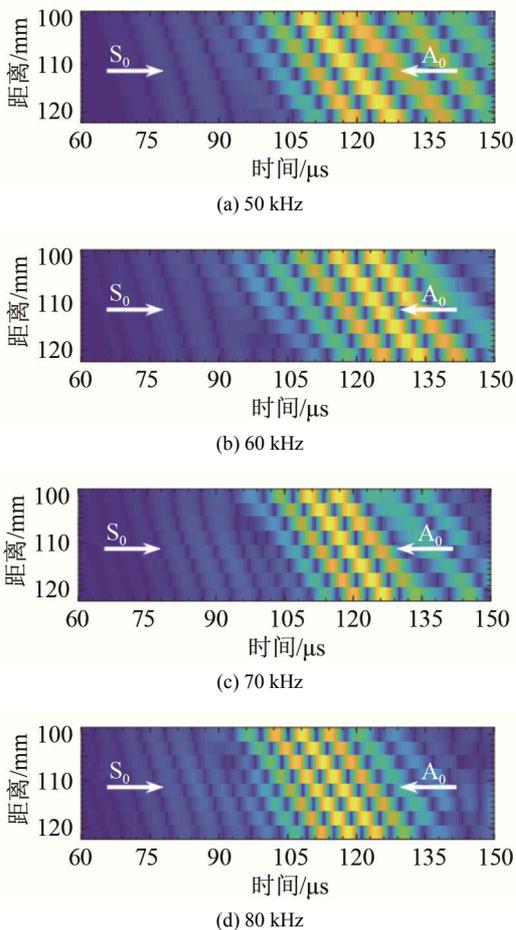


图 3 在 6 mm 骨板上不同差频激励下的时间-距离仿真结果  
Fig.3 Simulation results of the 6 mm thick bone plate under the excitation of difference frequencies

间-距离图中表现为两个不同的斜率。

图 4 给出了在不同厚度骨板上,  $A_0$  模式的相速度随频厚积变化的仿真结果。其中黑色实线代表  $A_0$  模式的理论相速度频散曲线, 不同颜色和形状的点标记不同厚度下的相速度测量结果。由图 4 可以看到, 随着频厚积的增加, 测量所得的相速度呈上升趋势, 且与理论曲线吻合。通过理论频散曲线可以得到每个测量点对应的频厚积, 再根据激励信号的差频值, 最终可以得到皮质骨的厚度。

图 5 为  $A_0$  模式导波的波数随频厚积变化的测量结果, 其中红色、黑色、蓝色、绿色和紫色实线依次对应 2、3、4、5 mm 和 6 mm 厚度下的理论波数频散曲线, 不同颜色和形状的点代表不同厚度下的波数测量结果。由图 5 可知, 测量得到的波数与理论曲线吻合。在相同频厚积下, 随着骨板厚度的增加, 测量得到的波数变小。进一步计算表明, 在其他参数(密度、弹性模量和泊松比)相同的情况下, 波数与骨板厚度成反比关系。

最终的厚度估计结果如图 6 所示, 其中黑色实

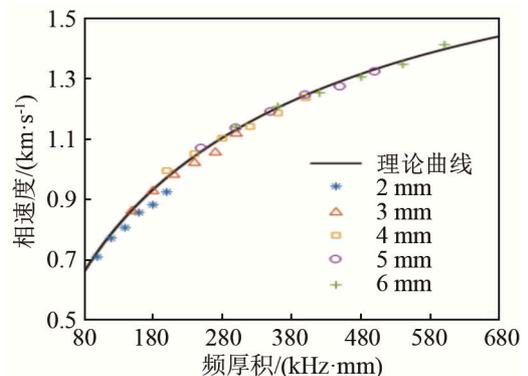


图 4  $A_0$  模式的相速度随频率与骨板厚度乘积的变化  
Fig.4 Variation of the phase velocities of  $A_0$  mode with the product of bone plate thickness and frequency

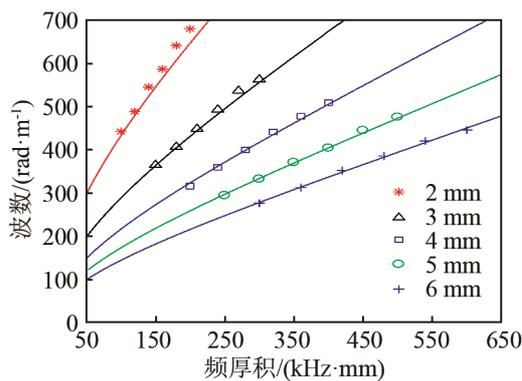


图5  $A_0$ 模式的波数随频率与骨板厚度乘积的变化  
Fig.5 Variation of the wave number of  $A_0$  mode with the product of bone plate thickness and frequency

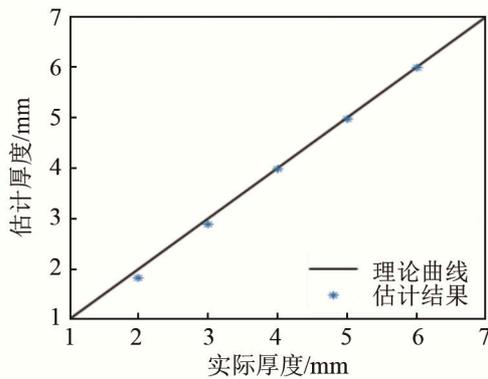


图6 厚度估计结果  
Fig.6 The results of thickness estimation

线为理论曲线，红色星形点代表估计所得的厚度。可以观察到估计结果与理论曲线非常接近，进一步的计算表明，估计结果的平均误差仅为 2.61%，最大误差为 8.45%。因此采用振动声激发超声导波的方法可以对骨板的厚度进行有效的评估。

## 4 结论

本文采用三维有限元仿真的方法，探讨在骨板中基于振动声激发的超声导波的传播特性，并将其应用于骨板的厚度估计。本文提出的方法通过采用高频共聚焦换能器，实现了在一定低频范围内任意频率超声导波的激发，提高了激励的灵活性。仿真结果表明，采用振动声激发超声导波的方法可以有效地评估骨板的厚度。该方法对长骨皮质骨的厚度估计具有一定的应用价值。下一步的工作将建立长

骨的三维管状模型，并探讨将该方法应用于在体测量的可行性。

## 参 考 文 献

- [1] LI Y, LIU D, XU K, et al. Transverse and oblique long bone fracture evaluation by low order ultrasonic guided waves: a simulation study[J]. *BioMed Res Int*, 2017, **2017**(4): 3083141.
- [2] TA D, WANG W, WANG Y Y, et al. Measurement of the dispersion and attenuation of cylindrical ultrasonic guided waves in long bone[J]. *Ultrasound med biol*, 2009, **35**(4): 641-652.
- [3] KILAPPA V, XU K, MOILANEN P, et al. Assessment of the fundamental flexural guided wave in cortical bone by an ultrasonic axial-transmission array transducer[J]. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2013, **39**(7): 1223-1232.
- [4] MOILANEN P, SALMI A, KILAPPA V, et al. Phased laser diode array permits selective excitation of ultrasonic guided waves in coated bone-mimicking tubes[J]. *Journal of Applied Physics*, 2017, **122**(14): 144901.
- [5] FATEMI M, GREENLEAF J F. Ultrasound-stimulated vibro-acoustic spectrography[J]. *Science*, 1998, **280**(5360): 82-85.
- [6] ALIZAD A, WHALEY D H, GREENLEAF J F, et al. Potential applications of vibro-acoustography in breast imaging[J]. *Technology in Cancer Research & Treatment*, 2005, **4**(2): 151-158.
- [7] MITRI F G, KINNICK R R. Vibroacoustography imaging of kidney stones in vitro[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2012, **59**(1): 248-54.
- [8] ALIZAD A, URBAN M W, MORRIS J C, et al. In vivo, thyroid vibro-acoustography: a pilot study[J]. *Bmc Medical Imaging*, 2013, **13**(1): 12.
- [9] MACCABI A, TAYLOR Z, BAJWA N, et al. An examination of the elastic properties of tissue-mimicking phantoms using vibro-acoustography and a muscle motor system[J]. *Review of Scientific Instruments*, 2016, **87**(2): 341-350.
- [10] MOILANEN P. Ultrasonic guided waves in bone[J]. *IEEE trans on UFFC*, 2008, **55**(6): 1277-1286.
- [11] XU K, TA D, MOILANEN P, WANG W. Mode separation of Lamb waves based on dispersion compensation method[J]. *J Acoust Soc Am*, 2012, **131**(4): 2714-2722.
- [12] SU Z, YE L, LU Y. Guided Lamb waves for identification of damage in composite structures: a review[J]. *Journal of Sound & Vibration*, 2006, **295**(3-5): 753-780.
- [13] VIKTOROV I A. Rayleigh and Lamb waves: physical theory and applications[M]. New York: Plenum Press, 1967.
- [14] LAUGIER P, HAÏAT G. Bone quantitative ultrasound[M]. Dordrecht: Springer, 2011.
- [15] 刘珍黎, 宋亮华, 白亮, 等. 长骨中振动声激发超声导波的方法[J]. *物理学报*, 2017, **66**(15): 169-176.  
LIU Zhenli, SONG Lianghua, BAI Liang, et al. Vibro-acoustic stimulating ultrasonic guided waves in long bone[J]. *Acta Phys Sin*, 2017, **66**(15): 169-176.