

## 基于 S 变换的长骨超声导波特征速度参数研究

邵星明<sup>1</sup>, 郑驰超<sup>1</sup>, 赵巍<sup>1,2</sup>, 彭虎<sup>1</sup>

(1.合肥工业大学, 医学工程学院, 安徽合肥 230009; 2.皖南医学院弋矶山医院, 安徽芜湖 241001)

**摘要:** 超声导波可以反映长骨的材料特性, 为此提出采用 S 变换高分辨率, 提取长骨中超声导波特征速度参数来反映骨骼的力学特性. 该方法首先对长骨导波作 S 变换, 在时频域用最大值法确定不同模式导波信号最大能量极值点对应的传播时刻, 根据传播距离, 计算超声不同模式导波的特征速度. 仿真结果表明, 特征速度与骨骼泊松比呈线性相关, 对皮质骨厚度不敏感, 可用于评估骨骼的泊松比. 该方法不依赖于导波的先验知识, 因此具有一定的实用价值.

**关键词:** 超声导波; 泊松比; 特征速度; S 变换

**中图分类号:** TP391

**文献标识码:** A

doi:10.3969/j.issn.0253-2778.2017.07.010

**引用格式:** 邵星明, 郑驰超, 赵巍, 等. 基于 S 变换的长骨超声导波特征速度参数研究[J]. 中国科学技术大学学报, 2017, 47(7): 323-330.

SHAO Xingming, ZHENG Chichao, ZHAO Wei, et al. Study on the feature velocity in ultrasonic guided wave of long bone based on the S transforms[J]. Journal of University of Science and Technology of China, 2017, 47(7): 323-330.

### Study on the feature velocity in ultrasonic guided wave of long bone based on the S transforms

SHAO Xingming<sup>1</sup>, ZHENG Chichao<sup>1</sup>, ZHAO Wei<sup>1,2</sup>, PENG Hu<sup>1</sup>

(1.School of Medical Engineering, Hefei University of Technology, Hefei 230009, China;

2.Yijishan hospital of Wangan Medical College, Wuhu 241001, China)

**Abstract:** Ultrasonic guided wave can reflect the material properties of the long bone. The S transform with high-resolution features was proposed to extract the feature velocity in ultrasonic guided wave, and then to reflect the mechanical properties of long bone. Firstly, S transform was performed on the long bone guided wave. Then the maximum method was used to determine the propagation time corresponding to maximum energy extreme point in time-frequency domain. According to the propagation distance, the feature velocities of different modes in ultrasonic guided wave were calculated. The simulation results show that the feature velocities are linearly correlated to bone Poisson's ratio, and is insensitive to the thickness of cortical bones. Therefore, it can be used to evaluate the bone Poisson's ratio. In addition, the method does not rely on the prior knowledge of the guided wave so that it has a certain practical value.

**Key words:** Ultrasonic guide wave; Poisson's ratio; feature velocity; S transform

收稿日期: 2015-12-07; 修回日期: 2016-05-24

基金项目: 国家自然科学基金(61201060, 61172037)资助.

作者简介: 邵星明, 女, 1990年生, 硕士生. 研究方向: 医学超声工程. E-mail: 1269527494@qq.com

通讯作者: 彭虎, 博士/教授. E-mail: hpeng@hfut.edu.cn

## 0 引言

超声在医学中有广泛的应用,如组织成像、超声造影、骨骼检测等<sup>[1-5]</sup>.长骨作为一种良好的波导,能支持超声导波在其中传播<sup>[3]</sup>.长骨导波是超声波在长骨中传播时经过多次往复反射并产生复杂的叠加干涉以及几何弥散形成的,其频散特性反映了长骨的多种几何结构性能(如硬度、孔隙度、皮质骨厚度等)和材料特性(如骨密度、微孔率和杨氏模量等)<sup>[4]</sup>,因此超声导波在评价长骨状况和诊断骨质疏松症方面具有很大的临床价值.

采用超声导波技术评价长骨健康状况已经成为近年来兴起的研究方向<sup>[5]</sup>.导波信号模式较为复杂,目前探索反映长骨性能的超声参数是研究的热点,其中又以长骨厚度参数和导波群速度频散曲线为常见研究目标.Fateri 等采用频率扫描检查(FSE)技术提取导波传播时间(TOF)和群速度,绘制群速度频散曲线,从而实现部分超声导波模式的识别<sup>[6]</sup>.罗春苟等提出了采用希尔伯特黄变换法获得长骨仿体中超声导波模式的群速度,并结合群速度频散曲线得到长骨仿体的厚度<sup>[7]</sup>.Tatarinov 等提出一种模型研究不同的皮质骨厚度对导波模式频散曲线的影响,通过从导波中提取皮质骨厚度信息反映骨骼的健康状况<sup>[8]</sup>.Moilanen 等提出了具体的检测厚度敏感性的基本弯曲导波,将 A0 模式作为皮质骨厚度的临床指标<sup>[9]</sup>.

上述研究在不同方面完善了超声导波测量长骨的技术,长骨的健康状况不仅取决于长骨的皮质骨厚度和群速度等传统参数,还受到很多材料特性、力学特性参数的影响.单个超声参数不能独立地反映长骨性能,全面的长骨状态评估需要结合多个参数,研究与骨骼健康相关的新的超声参数是十分必要的.由于导波多模式混叠特性使得有效参数的获取十分困难,这需要对导波信号有足够的了解,通常采用合适的时频分析方法来处理导波信号,分离导波各模式信号,但是从现有的结果研究来看,并没有行之有效的方法真正分离出导波各模式信号,目前使用较为广泛的时频方法有二维傅里叶变换、短时傅里叶变换、希尔伯特黄变换等.

本文提出了一种基于 S 变换的长骨参数提取方法,不需要进行导波模式分离,即可得到特征速度参数,并且该参数可以有效地反映骨骼的泊松比弹性参数的变化.利用 S 变换高分辨率的特点,得到不同模式信号中能量最强的频率点对应的信号,再根据

图像处理方法,获取不同模式上的这些极大值点及其对应时间,并分别计算各模式信号的特征速度.仿真结果表明,该参数与被测长骨的泊松比高度相关,且对其厚度的变化不敏感,这就为全面评估长骨的状态提供了新的参考依据.此外,该方法主要研究的是特征速度的计算,而导波回波信号经 S 变换后的特征速度传播时刻位置明显,不需要依靠被测物体的先验知识,避免了以往计算群速度时难以确定传播时间的情况<sup>[10]</sup>,在超声检测长骨方面具有一定的实用价值.

## 1 原理和方法

### 1.1 超声导波频散系统<sup>[11]</sup>

超声导波模式的频散曲线可表示为模式速度随频率变化的函数.频散函数作为系统的传递函数,可以得到不同激励信号经过该系统后的导波频散信号<sup>[12-13]</sup>.

设测量所用的激励信号为  $F(\omega)$ , 导波的频散系统为  $H(\omega)$ , 接收信号频谱为  $G(\omega)$ , 则有

$$G(\omega) = H(\omega)F(\omega) \quad (1)$$

若不考虑衰减,则可假设  $H(\omega)$  的模为常数 1, 则有

$$H(\omega) = e^{j\varphi_{H(\omega)}} \quad (2)$$

式中,  $\varphi_{H(\omega)}$  为  $H(\omega)$  的相频特性.若不考虑模式转换,多模式的导波频散系统可等效为若干个单一模式导波频散系统的线性组合.单一模式导波的情况,其传递函数式(2)可改为

$$H(\omega) = e^{-j \int_0^{\omega} (T_{g(\omega)} - t_0) d\omega + \varphi_{H(\omega_0)}} \quad (3)$$

式中,信号  $\varphi_{H(\omega_0)}$  为积分初值.假设频散信号在激励产生的瞬间出现,导波的传播距离为  $d$ ,那么发射换能器和接收换能器间的群延迟可以表示为

$$T_{g(\omega)} = \frac{d}{v_{g(\omega)}} + t_0 \quad (4)$$

基于导波理论,可由相应的频散方程求解各模式的群速度频散曲线,进而得到群延迟,代入式(3)得传递函数,在已知激励的条件下即可求得系统输出.

### 1.2 S 变换

S 变换是美国地球物理学家 Stockwell 在 1996 年提出的<sup>[14]</sup>,是近年来研究非平稳信号的时频分布的一个重要工具.目前,S 变换已被用于地震信号、医学信号处理以及电力技术等领域.

设离散信号的离散 S 变换表达式为

$$S(m, n) = \begin{cases} \sum_{k=0}^{N-1} H[n+k] e^{-\frac{2\pi^2 k^2}{n^2} \cdot \frac{i2\pi km}{N}}, & n \neq 0 \\ \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} h[k], & n = 0 \end{cases} \quad (5)$$

$h[k]$  经 S 变换后的结果是一个二维复数时频矩阵, 记为矩阵  $S(m, n)$ , 其行  $m$  对应频率, 列  $n$  对应采样时刻. 对  $S$  矩阵中各元素求模后得到的矩阵记为  $S$  模矩阵,  $S$  模矩阵中各元素反映了信号在其对应时刻及频率下的时频特征. 相对于短时傅里叶变换和连续小波变换, S 变换采用窗宽度可变的高斯函数, 具有多种分辨率和抑制噪声的优点, 同时增加了小波变换所不具备的相位因子, 并且窗函数可变, 具有很好的自适应性.

### 1.3 特征速度

通过 S 变换获得导波信号的时频域, 再沿其频率方向取最大值, 得到每个时刻下能量最强的频率成分的信号强度, 进而得到了信号强度的时域分布曲线  $s(n)$ .

$$s(n) = \max_{m=0}^{N-1} |S(m, n)| \quad (6)$$

计算出  $s(n)$  的极大值点  $p(n)$  及对应的时间  $t_n$ . 特征速度对应的各模式极值点的选取, 采用二次筛选法, 先根据信号变化率, 筛选变化率较快的极值点, 再取幅值较大的三个极值点确定导波传播时间, 则对应的时间记为  $t_T, T=1, 2, 3$ .

假设导波信号传播的距离  $d$  可知,  $A_0, A_1, S_0$  模式特征速度可表示为

$$v_T = \frac{d}{t_T} \quad (7)$$

整个信号处理的流程如图 1 所示.

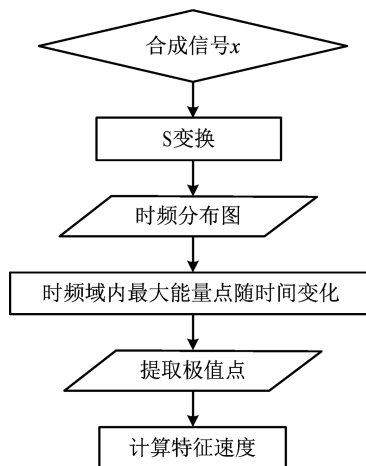


图 1 信号处理流程图

Fig.1 Flow chart of signal processing

## 2 多模式信号合成

为验证上述算法, 对均匀厚度的长骨模型进行仿真实验. 长骨导波的仿真信号采用多模式导波频散信号合成法得到, 依据超声导波频散系统理论<sup>[6, 10-12]</sup>, 根据骨骼的横波速度、纵波速度、泊松比及厚度等参数确定导波信号的频散曲线, 生成多模式的超声导波信号作为仿真信号. 在低应变率下做拉伸实验, 得到人股骨的泊松比范围为 0.08-0.45<sup>[15]</sup>, 孙家驹等在人体密质骨力学性能研究中测得的股骨泊松比为 0.32-0.35<sup>[15]</sup>. 研究中一般采用的骨骼参数是横波速度 1800 m/s 左右、纵波速度 4000 m/s 左右, 对应的泊松比为 0.373. 中国老年男性和女性的股骨皮质骨厚度为 1.5 mm 左右<sup>[16]</sup>, 以此为参数, 计算导波信号的频散曲线如图 2 所示.

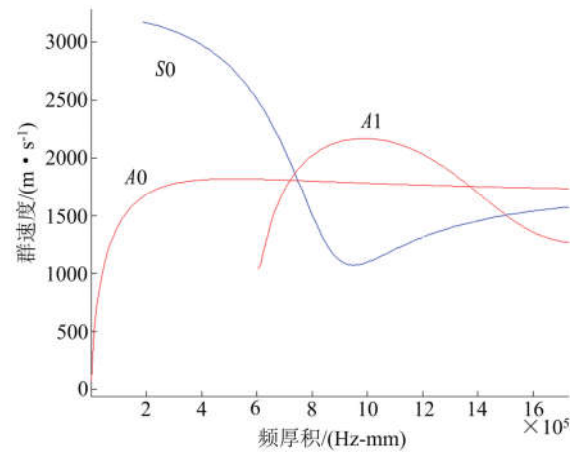


图 2 1.5mm 均匀厚度长骨的频散曲线图

Fig.2 The dispersion curve of long bone with uniform thickness of 1.5 mm

仿真中所用激励信号的中心频率为 1 MHz, -3dB 带宽约为 0.56 MHz, 其时域波形和频谱如图 3 所示. 由此激励信号根据频散曲线进行导波多模式信号合成, 仿真得到与人体骨骼参数相近的超声导波信号.

由图 3 可知, 在激励信号带宽内包含有  $A_0, A_1$  和  $S_0$  三种导波模式. 运用前述频散传递函数可由信号源合成  $A_0, A_1, S_0$  模式混合频散信号, 结果如图 4(a) 所示. 采用短时傅氏变换可求得合成信号的时频分布<sup>[17]</sup>, 结果如图 4(b) 所示, 其中曲线表示理论频散曲线, 对比理论频散曲线和时频分布图可知,  $A_0, A_1, S_0$  模式能量分布在理论频散曲线周围, 与理论频散曲线有较好的相关性.

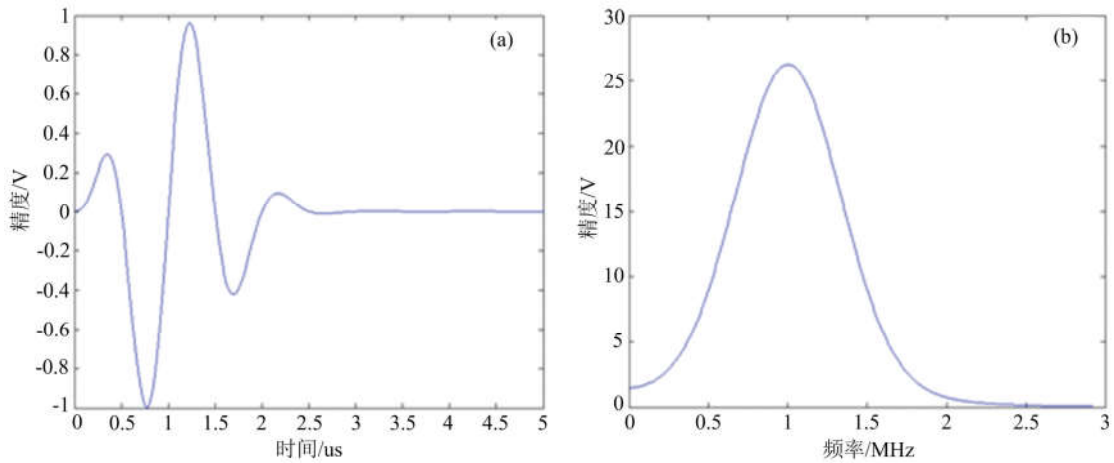


图 3 激励信号 (a) 时域波形;(b) 频谱

Fig.3 Excitation signal: (a) waveform in time domain; (b) spectrum

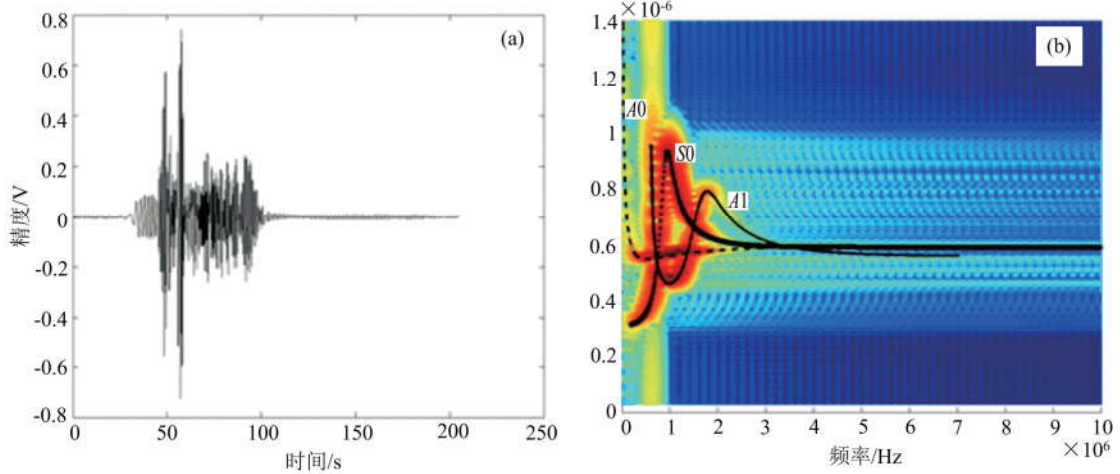


图 4 合成的 A0、A1、S0 模式混合信号 (a) 时域波形;(b) 短时傅氏变换的时频分布图

Fig.4 The mixed signal of A0、A1 and S0 modes: (a) waveform in time domain; (b) time-frequency distribution of short time Fourier transform

### 3 S 变换仿真实验

#### 3.1 泊松比变化的影响

泊松比是反映材料横向形变性能的弹性参数,也是反映材料力学特性的重要参数之一.该参数与骨骼的弹性模量和骨骼的强度密切相关,松质骨的泊松比约为 0.25,而人体胫骨的泊松比较高一般大于 0.4,股骨的泊松比约为 0.33.泊松比与横、纵波速度变化直接相关,因此测量与横、纵波速度相关的参数可以反映骨骼的力学特性,从而可用其评估骨骼健康状况.泊松比计算公式为

$$\mu = \frac{cp^2 - 2}{2(cp^2 - 1)} \quad (8)$$

式中,  $cp$  是纵波速度与横波速度之比,  $cp = \frac{v_p}{v_s}$ ,  $v_s$

代表横波速度,  $v_p$  代表纵波速度.

仿真实验设置流程如图 5 所示.该实验主要研究特征速度与横、纵波速度和泊松比之间的关系.实验时,设定骨骼的厚度为 1.5 mm 不变,导波传播距离

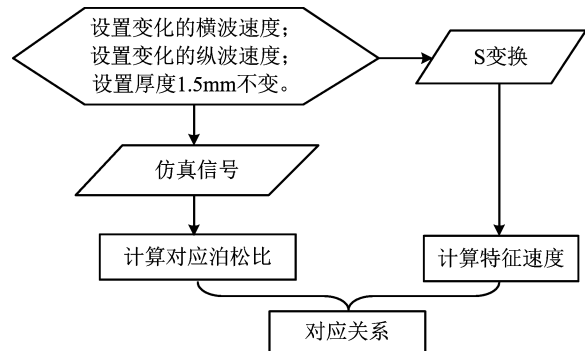


图 5 实验流程图

Fig.5 Experimental flow chart

设定为 10 cm, 初始的横波速度为 1640 m/s、纵波速度为 3680 m/s, 此后, 横波速度逐次增加 20 m/s, 纵波速度逐次增加 40 m/s, 最大横波速度为 1920 m/s,

最大纵波速度为 4240 m/s, 共 15 组信号, 对这些仿真信号作 S 变换得到时频分布图, 选取其中 6 个如下图所示。

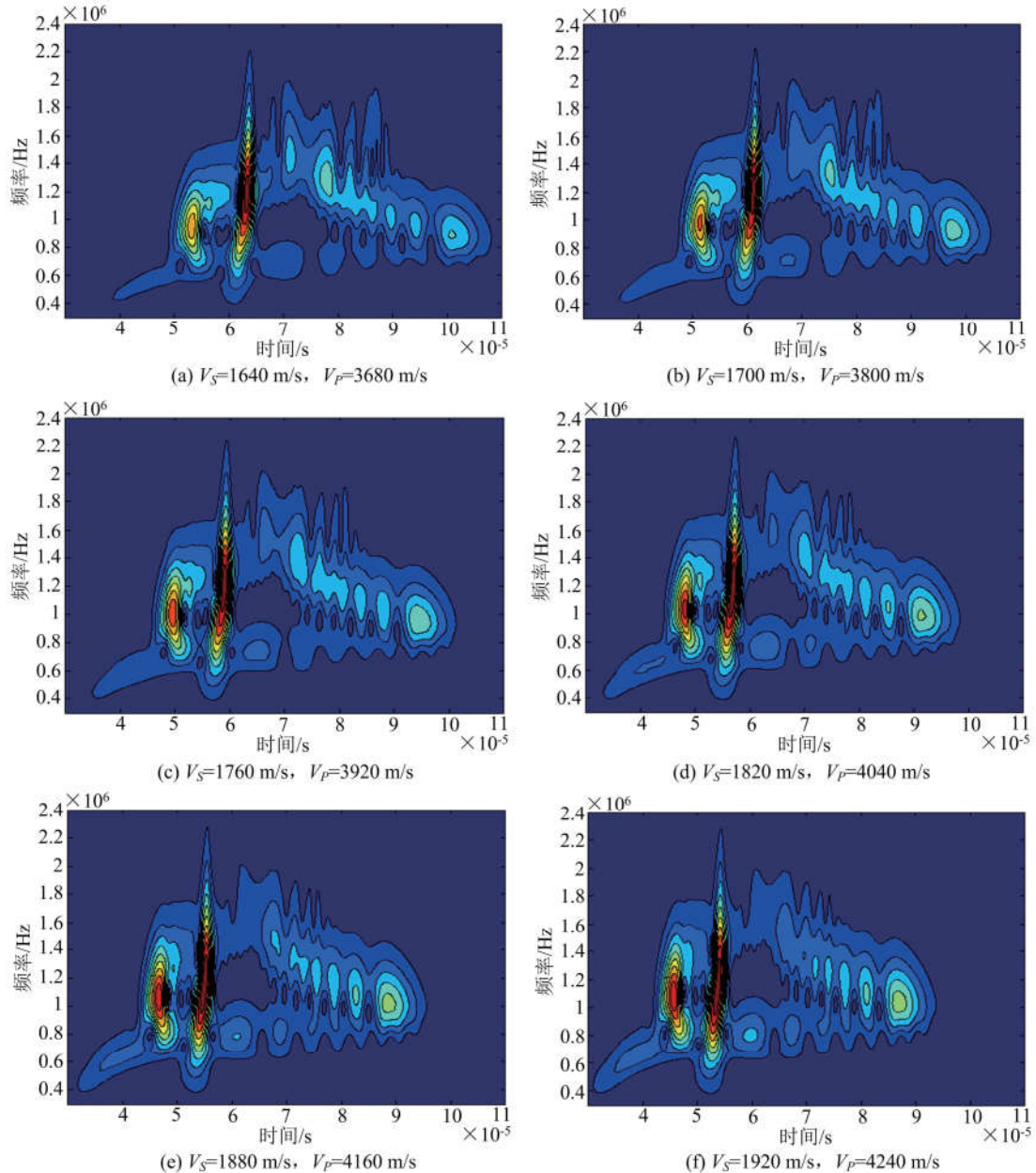


图 6 不同横、纵波速度下 S 变换时频分布图

Fig.6 Time-frequency distribution of the S transform with different transverse and longitudinal wave velocity

由 S 变换时频分布图可以看出: ①长骨导波信号经 S 变换后  $A_0$ 、 $A_1$ 、 $S_0$  模式信号各自分离, 且随着导波在长骨中传播的横、纵波速度的增加, 三种模式信号分离的愈加明显. ②在 S 变换后的时频域, 各模式信号特征明显.

下面以第 9 个信号为例, 其横波速度为 1800 m/s, 纵波速度为 4000 m/s, 经 S 变换后的时频分布图如

图 7(a) 所示. 图 7(b) 显示了该信号在整个频域内最大能量随时间变化的关系经平滑处理后的曲线, 该曲线图中标记的三个极大值点基本对应了图 7(a) 中 S 变换时频图上代表三种模式中能量较强的部分.  $A_0$ 、 $A_1$ 、 $S_0$  模式的极值点对应的的时间坐标分别为  $57.1 \mu\text{s}$ 、 $48.5 \mu\text{s}$ 、 $92.7 \mu\text{s}$ , 求得相应的模式特征速度分别为 1751 m/s、2062 m/s、1079 m/s.

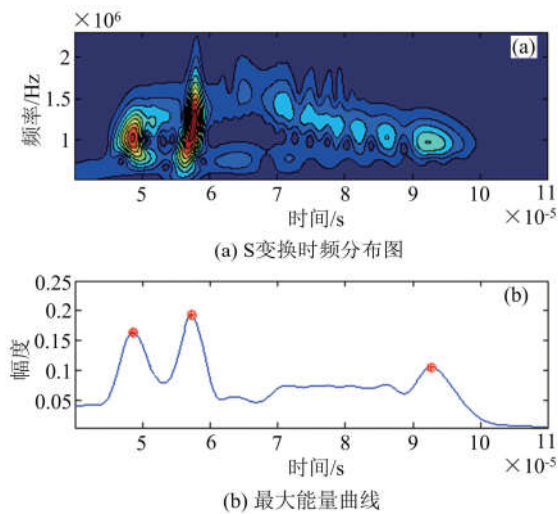


图 7 A0、A1、S0 模式极大值点

Fig.7 The feature points of A0, A1, S0 modes

采用上述方法分别计算 15 个仿真信号各模式的特征速度,其中,A0 模式特征速度最小为 1589 m/s,最大为 1874 m/s,平均每次增加 20.4 m/s;A1 模式特征速度最小为 1884 m/s,最大为 2187 m/s,平均每次增加 21.6 m/s 左右;S0 模式特征速度最小为 987 m/s,最大为 1147 m/s,平均每次会增加 11.4 m/s左右.全部 15 个信号的各模式特征速度随横、纵波速度变化的曲线如图 8 所示.

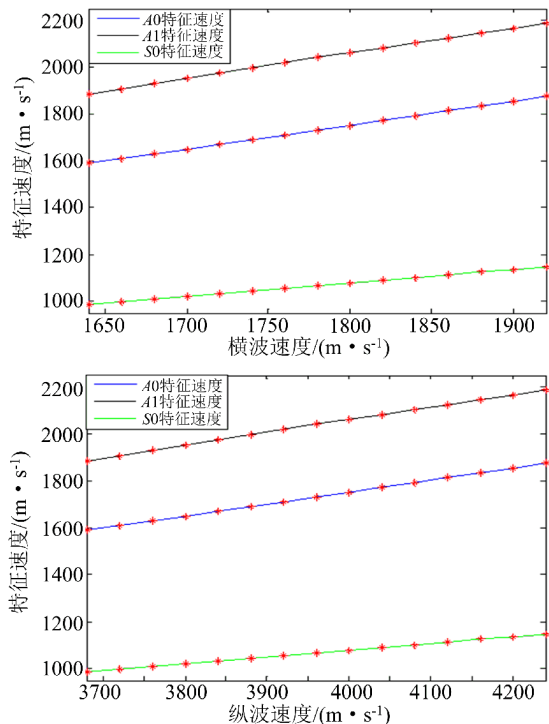


图 8 A0、A1、S0 模式特征速度随横、纵波速度变化的曲线  
 Fig.8 The curve of the feature point speed in A0, A1, S0 modes changed with transverse wave velocity and longitudinal wave velocity

从图 8 可以看出,A0、A1、S0 模式特征速度与横、纵波速度之间呈现很好的线性关系.通过横、纵波速度可以很容易计算出骨骼泊松比,这样就可以将特征速度与横、纵波速度之间的相关性转化成与泊松比之间的相关性,图 9 反映了它们之间的这种相互关系.

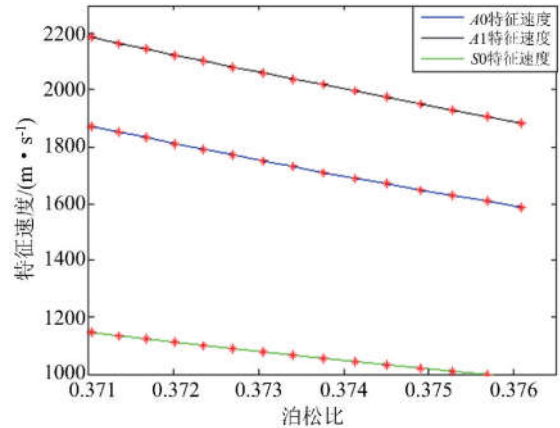


图 9 A0、A1、S0 模式特征速度随泊松比变化的曲线  
 Fig.9 The curve of the feature points velocity in A0, A1, S0 modes changed with the poisson's ratio

图 9 表明,A0、A1、S0 模式特征速度分别与骨骼泊松比高度相关,因此可通过检测长骨导波信号的特征速度,来获取骨骼泊松比,进而评估骨质健康.

### 3.2 厚度变化的影响

该仿真实验主要探讨皮质骨厚度变化与三种模式的特征速度之间的关系.10 个仿真信号采用的长骨相关参数是:横波速度为 1850 m/s、纵波速度为 4000 m/s,导波传播的距离为 10 cm,初始皮质骨厚度为 1.3 mm,此后,厚度逐次加 0.1 mm,最大厚度为 2.2 mm.对这 10 个仿真信号分别作 S 变换,以第 1 个和第 10 个信号为例,其时频分布如图 10 所示.

计算得到厚度变化的情况下 A0、A1、S0 模式的特征速度,10 个仿真信号的 A0 模式特征速度最小为 1752 m/s,最大为 1808 m/s,平均每次会减小 6.2 m/s;A1 模式特征速度最小为 2093 m/s,最大为 2116 m/s,平均每次会减小 2.3 m/s;S0 模式特征速度最小为 1101 m/s,最大为 1119 m/s,平均每次会增加 1.8 m/s.全部 10 个仿真信号的特征速度随厚度变化的曲线如图 11 所示.

实验表明,随着皮质骨厚度的增加,导波信号 S0 模式特征速度整体是少量增加的,所以厚度与横、纵波速度对特征速度的影响相同,且都是正相关

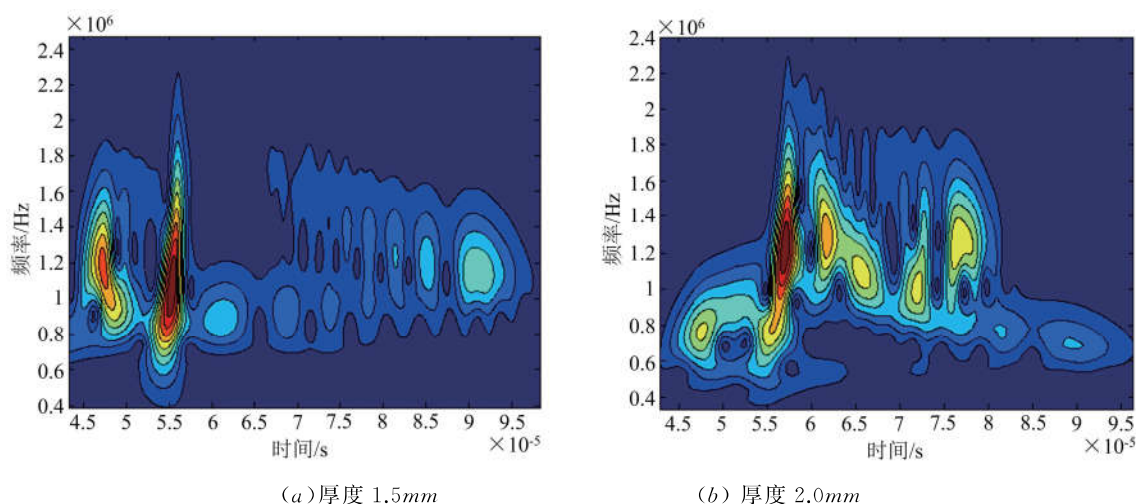


图 10 不同厚度下 S 变换时频分布图

Fig.10 Time-frequency distribution of S transform under different thickness

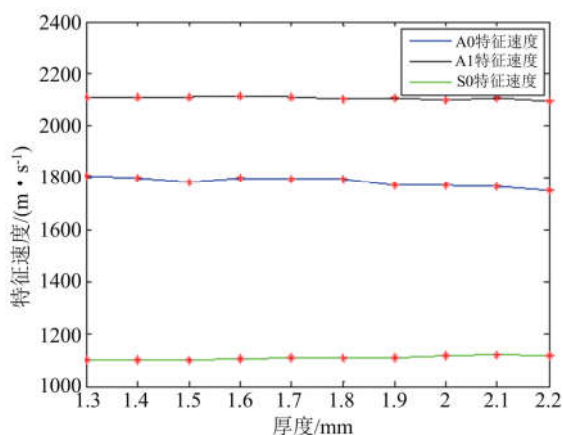


图 11 A0、A1、S0 模式特征速度随厚度变化的曲线

Fig.11 The curve of the feature points velocity in A0, A1, S0 modes changed with different thickness

的;A1 模式特征速度局部会有一定波动,整体呈减小趋势,且整体减小幅度只有 20 m/s,相对横、纵波速度对特征速度的影响可以忽略;A0 模式特征速度局部波动较大,整体减小 56 m/s,相对横、纵波速度对特征速度的影响略大.这说明本文在 S 变换时频图上选取的特征速度与横、纵波速度、长骨厚度均相关,建议选择 A1 和 S0 模式的特征速度作为评价长骨的标准.

## 4 结论

本文采用 S 变换对仿真的超声导波信号作时频域分析,在时频图上获取 A0、A1、S0 模式的特征速度,再用特征速度评价长骨的泊松比,实现长骨检测.与以往的导波研究相比,该方法不需要进行导波模式分离,既简化了信号处理过程,又避免了模式分

离,且无需先验知识.

仿真结果表明,特征速度与长骨导波的横、纵波速度有较高的相关性.长骨的骨密度、弹性模量、泊松比等参数与长骨横波、纵波速度均有直接关系,本文主要研究泊松比与超声导波特征速度之间的关系,发现该特征速度与泊松比具有良好的相关性,并有较高的敏感度.我们同时研究了特征速度与厚度的关系,结果表明,A1 和 S0 模式的特征速度对厚度变化不敏感,因此,可以选择 A1 和 S0 模式的特征速度对长骨的泊松比参数进行测量.由此可见,特征速度可以作为一种新的评估长骨材料特性的参数,有助于骨质疏松症的诊断和骨折康复状况的监护,具有一定的临床价值.

由于长骨曲面在导波测量中对传感器频率响应及入射角度等有特殊要求,传感器需要定做,因此有关这方面的实验测量结果,我们将在后续工作中进行报道.

## 参考文献(References)

- [1] WEI Y M, PENG H. Study on the transmission system of high frame rate ultrasonic imaging based on the non-diffraction wave[J]. Acta Physica Sinica, 2014, 63(19): 198702-198707.
- [2] 彭虎,陆建宇,冯焕清,等. Fourier 变换重建超声图像的研究[J]. 中国科学技术大学学报, 2003, 33(5): 619-624.  
PENG Hu, LU Jianyu, FENG Huanqing, et al. A study on ultrasonic image construction with Fourier transform[J]. Journal of University of Science and Technology of China, 2003, 33(5): 619-624.

- [3] NGUYEN K C, LE L H, TRAN T N, et al. Excitation of ultrasonic Lamb waves using a phased array system with two array probes: phantom and in vitro bone studies [J]. *Ultrasonics*, 2014, 54(5): 1178-1185.
- [4] 许凯亮. 超声导波评价长骨状况的研究[D]. 上海: 复旦大学, 2012.
- [5] 王东亚, 于成龙, 彭虎. 基于FPGA的合成孔径超声成像波束合成设计[J]. *中国科学技术大学学报*, 2014, 02:147-152.  
WANG Dongya, YU Chenglong, PENG Hu. A synthetic aperture beam-former for ultrasound imaging based on FPGA[J]. *Journal of University of Science and Technology of China*, 2014, 44(2):147-152.
- [6] FATERI S, BOULGOURIS N V, WILKINSON A, et al. Frequency-sweep examination for wave mode identification in multimodal ultrasonic guided wave signal [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control*, 2014, 61(9): 1515-1524.
- [7] 罗春苟, 他得安, 王威琪. 基于希尔伯特-黄变换测量超声导波的群速度及材料厚度[J]. *声学技术*, 2008, 27(5): 674-679.
- [8] TATARINOV A, EGOROV V, SARVAZYAN N, et al. Multi-frequency axial transmission bone ultrasonometer [J]. *Ultrasonics*, 2014, 54(5): 1162-1169.
- [9] KILAPPA V, XU K L, 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.
- [10] MOILANEN P. Ultrasonic guided waves in bone [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control*, 2008, 55(6):1277-1286.
- [11] 许凯亮, 谈钊, 他得安, 等. 超声导波的频散补偿与模式分离算法研究[J]. *声学学报*, 2014, 39(1): 99-103.
- [12] 郑祥明, 顾向华, 史立丰, 等. 超声兰姆波的时频分析[J]. *声学学报*, 2003, 28(4): 368-374.
- [13] ZHANG Z G, XU K L, TA D A, et al. Joint spectrogram segmentation and ridge-extraction method for separating multimodal guided waves in long bones [J]. *Science China Physics, Mechanics & Astronomy*, 2013, 56(7):1317-1323.
- [14] STOCKWELL R G, MANSINHA L, LOWE R P. Localization of the complex spectrum: The S transform [J]. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 2002, 44(4): 998-1001.
- [15] 孙家驹, 耿介. 人的密质骨的力学性能[J]. *力学进展*, 1987, 17(2): 58-73.
- [16] 弓健. DXA技术测量股骨颈骨强度的临床研究[D]. 广州: 暨南大学, 2013.
- [17] XU K L, TA D A, WANG W Q. Multiridge-based analysis for separating individual modes from multimodal guided wave signals in long bones [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics, Freq Control*, 2010, 57(11):2480-2490.