

基于时频分布的盲信号分离方法研究长骨中的多模式导波信号*

宋小军 他得安 王威琪

(复旦大学 电子工程系 上海 200433)

2009 年 11 月 26 日收到

2009 年 12 月 21 日定稿

摘要 由于超声导波对长骨皮质骨的材料特性及厚度变化非常敏感, 因此用导波评价长骨状况的研究已成为近年来一个研究热点。在接收到的导波中, 往往多种模式混叠在一起, 使得进一步求取每种导波模式的群速度等与骨质状况密切相关的参数时遇到困难。本文采用基于时频分布的盲信号分离 (TFBSS) 方法对长骨中混叠的多模式进行分离, 然后对分离后的单一导波模式求取群速度。研究表明 TFBSS 方法能够准确的分离出混叠的多模式导波, 且实验测量的群速度与其理论值吻合。利用导波的群速度就可以得到长骨皮质骨的厚度, 这对诊断其骨质状况具有重要意义。

PACS 数: 43.35, 43.40

Study on the multiple guided waves in long bones using spatial time-frequency based blind source separation method

SONG Xiaojun TA De'an WANG Weiqi

(Department of electronic Engineering, Fudan University Shanghai 200433)

Received Nov. 26, 2009

Revised Dec. 21, 2009

Abstract Ultrasonic guided waves are very sensitive to the material's characteristics and the change of the cortical thickness in long bones. Therefore, it has been a great interest of using guided waves to assess long bones. However, it's a challenge to acquire the group velocity and other parameters from the long bone because of the mixed multiple modes in the received signals. In the study, the spatial time-frequency based blind source separation (TFBSS) method was employed to separate the mixed signals and then calculate the group velocities of each single mode. The result showed that the TFBSS method can separate the mixed signals correctly, and the experimental measured group velocities are agreed with theory values very well. The cortical thickness could be acquired based on the group velocities, which is quite significant to assess the properties of long bones.

引言

随着人口老龄化加剧, 与衰老密切相关的骨质疏松症日益严重, 目前世界上约有 2 亿人患有骨质疏松, 发病率居第七位^[1]。现阶段骨质状况的诊断方法主要有双能 X 线吸收法 (DXA)^[2], 计算机断层扫描 (CT), 第一到达波法 (FAS) 等^[3]。DXA 可以测量骨密度, CT 能够清晰的看到骨质的内部状况, 但

是它们的本质都是利用 X 射线成像, 对人体的辐射伤害不可忽略, 且不能评价骨质的弹性特性。FAS 声速的变化在一定程度上反应了长骨皮质骨厚度的变化, 但其幅度很小, 且对长骨内部结构变化不敏感。而超声导波与 X 射线相比无放射性, 且设备简单、携带方便; 与 FAS 相比, 接收到的导波信号幅度大, 对皮质骨厚度、骨弹性变化都很敏感, 所以利用超声导波诊断骨质状况在临床应用中具有很大的潜能^[4-8]。

* 国家自然科学基金 (10774029, 30870720) 及教育部博士点基金 (20090071110066) 资助项目

长骨中的超声导波是由于超声波在骨内膜和骨外膜之间经过多次的反射以及模式转换形成的。也就是说它不仅仅在骨外膜区域，而是在整个皮质骨层传播。所以超声导波对于长骨皮质骨厚度、弹性和密度变化都比较敏感。但是由于导波的固有特性，在长骨的皮质骨层会同时形成多种导波模式，它们彼此混叠在一起。而这种含有多种导波模式的混合信号很难准确的反映出皮质骨各种参数的变化，所以迫切需要对其进行分离，从而得到单一的导波模式。近年来的研究中，很多研究者把长骨的皮质骨层类比为板状结构，用 Lamb 波（板波）的基本反对称模式 A_0 来研究皮质骨厚度的变化^[9-10]。研究结果表明， A_0 模式的群速度与皮质骨厚度变化具有较好的相关性，但在相同的时间窗中会有其他的导波到达，与 A_0 模式叠加在一起，造成对其难以识别；另一方面， A_0 模式对骨组织的各向异性相对不敏感^[7]。近年来研究者把长骨模拟成管状结构^[3]，这与长骨的结构特性更加吻合，但在管状结构中传播的导波模式也更为复杂，所以对混叠在一起的导波模式进行分离和识别非常重要。2009 年，Sasso 等^[11-12] 采用波形抽取的单一值分解方法对接收到的导波信号分离其主要成分。但往往实际接收到的导波信号中，多种导波模式会在同一个时间窗中同时出现，并且其中几种模式的幅度都很强。也就是说，接收信号的主要成分可能并非只含有一种导波模式。罗春苟等^[13] 希望在某个发射角下只激励出一种导波模式，然后获得其群速度值。但在实验中，往往接收信号是多种导波模式的叠加，使得求得的群速度与理论值有较大的误差。

本文采用基于时频分布的盲信号分离方法^[14] 对混叠的导波模式进行分离。然后用差值法求取每种导波的群速度。通过与理论群速度值的比较来评价 TF-BSS 分离方法和差值法应用在长骨皮质骨测量上的可行性。

1 基于时频分布的盲信号分离算法

TFBSS 利用多路信号有着不同的时频域信息而将它们分离出来。与传统的基于统计信息的盲信号分离方法相比^[15-16]，TFBSS 可以将混叠的高斯信号分离出来，并且 TFBSS 具有较好的抗噪声能力。不同的导波模式具有不同的时频分布，因此 TFBSS 方法可以用于超声导波模式的分离。

在实际的测量中，将得到的多组观察信号，记为矩阵 $\mathbf{X}(t)$ ：

$$\mathbf{X}(t) = \mathbf{Y}(t) + \mathbf{n}(t) = \mathbf{A}\mathbf{S}(t) + \mathbf{n}(t), \quad (1)$$

其中 $\mathbf{Y}(t)$ 为系统未引入噪声的输出， $\mathbf{n}(t)$ 为引入噪声； \mathbf{A} 为信号与传感器之间的转换函数矩阵， $\mathbf{S}(t)$ 为多路源信号。

两组观察信号 x_1, x_2 的 Cohen 族时频分布^[17] 为：

$$D_{x_1 x_2}(t, f) = \sum_{l=-\infty}^{\infty} \sum_{m=-\infty}^{\infty} \phi(m, l) x_1(t+m+l) x_2^*(t+m-l) e^{-j4\pi ft}, \quad (2)$$

其中， t 和 f 分别为时间和频率变量，核函数 $\phi(m, l)$ 决定了 Cohen 族时频分布的形式，在本文中 $\phi(m, l) = 1$ ， m 和 l 为积分变量。

定义观察信号矩阵 $\mathbf{X}(t)$ 的空间时频分布矩阵 (STFD) 为 $\mathbf{D}_{XX}(t, f)$ ，其中：

$$[\mathbf{D}_{XX}(t, f)]_{ij} = D_{x_i x_j}(t, f), \quad i = 1, \dots, n \quad (3)$$

在无噪声的情况下，由式 (1) 可得：

$$\mathbf{D}_{XX}(t, f) = \mathbf{A}\mathbf{D}_{SS}(t, f)\mathbf{A}^H, \quad (4)$$

其中 $\mathbf{D}_{SS}(t, f)$ 为源信号的空间时频分布矩阵。其非对角线上的元素为不同源信号之间的交叉功率谱，那么对于那些对应同一个源信号功率谱的时频 (t, f) 点， $\mathbf{D}_{SS}(t, f)$ 将是对角阵。

定义观察信号 $\mathbf{X}(t)$ 白化后信号为 $\mathbf{Z}(t)$ ：

$$\mathbf{Z}(t) = \mathbf{W}\mathbf{X}(t) = \mathbf{W}(\mathbf{A}\mathbf{S}(t) + \mathbf{n}(t)) = \mathbf{U}\mathbf{S}(t) + \mathbf{W}\mathbf{n}(t), \quad (5)$$

其中 \mathbf{W} 为白化矩阵，可以由输出的自相关函数求得。 $\mathbf{U} = \mathbf{W}\mathbf{A}$ ，是一个规一化矩阵。

$$\mathbf{A} = \mathbf{W}^{\#}\mathbf{U}, \quad (6)$$

$\#$ 代表逆阵，为了求得转换函数矩阵 \mathbf{A} ，只要从空间时频分布矩阵 $\mathbf{D}_{XX}(t, f)$ 中解出 \mathbf{U} 即可。

由式 (4) 和式 (5)，可以得到白化后信号 $\mathbf{Z}(t)$ 的空间时频分布矩阵：

$$\mathbf{D}_{ZZ}(t, f) = \mathbf{U}\mathbf{D}_{SS}(t, f)\mathbf{U}^H. \quad (7)$$

式 (7) 表示对于那些对应自功率谱的 (t, f) 点，当规一化矩阵 \mathbf{U} 的列向量作为 $\mathbf{D}_{ZZ}(t, f)$ 的特征向量，使其对角化后所得到的特征值是 $\mathbf{D}_{SS}(t, f)$ 的对角线元素。也就是说 \mathbf{U} 是一个可以使 $\mathbf{D}_{ZZ}(t, f)$ 成为对角阵的矩阵，即：

$$\mathbf{U}^H \mathbf{D}_{ZZ}(t, f) \mathbf{U} = \text{diag}[d_1, \dots, d_n], \quad (8)$$

其中 $[d_1, \dots, d_n]$ 为 $\mathbf{D}_{SS}(t, f)$ 的对角线元素。采用联合对角化法^[18] 可以求得规一化矩阵 \mathbf{U} 。

因此，分离后的源信号估计值 $\hat{\mathbf{S}}(t)$ 可表示为：

$$\hat{\mathbf{S}}(t) = \mathbf{U}^H \widehat{\mathbf{W}} \mathbf{X}(t), \quad (9)$$

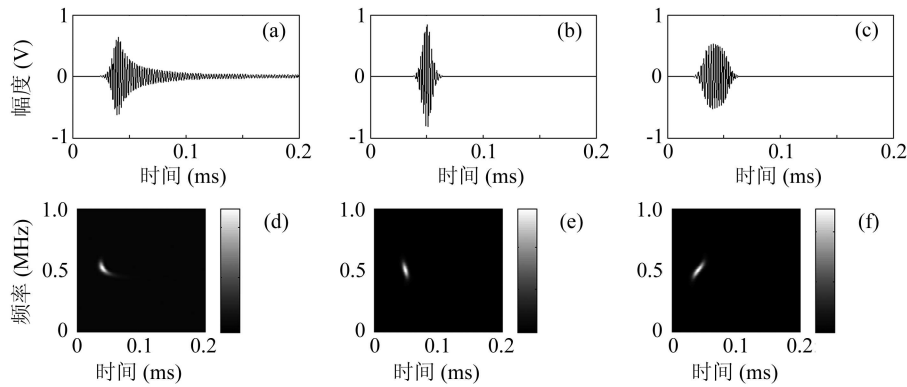


图 1 L(0,3), L(0,4) 和 L(0,6) 三种模式的波形图及其时频分布
(a), (b), (c) 分别为 L(0,6), L(0,3), L(0,4) 三种模式的波形图; (d), (e), (f) 分别为 L(0,6), L(0,3), L(0,4) 三种模式的时频分布

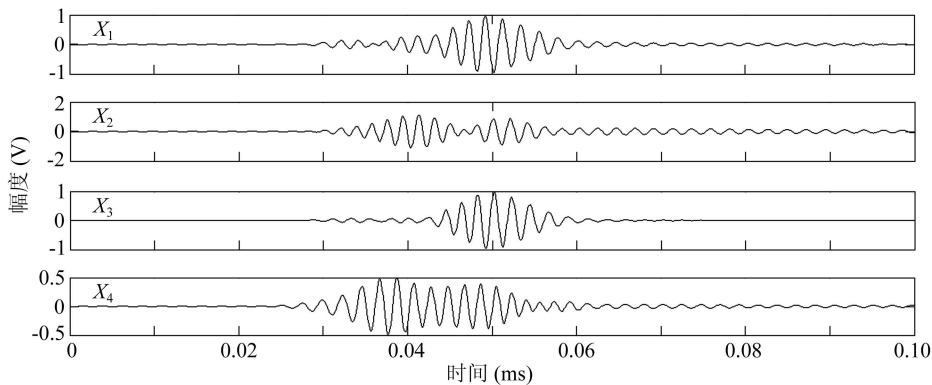


图 2 四路观测信号 X_1, X_2, X_3, X_4 的波形图

转换函数矩阵的估计值 \hat{A} 可表示为:

$$\hat{A} = \hat{W} \# \hat{U}. \tag{10}$$

2 实验

2.1 仿真实验

仿真实验中, 用一个充满弹性液体的圆柱体模型来模仿皮质骨和骨髓。圆柱体的各种参数与皮质骨基本相同, 它们分别为: 密度 1.9 g/cm^3 , 纵波速度为 4 m/ms , 横波速度 1.97 m/ms , 厚度 7 mm , 内半径 9 mm 。当导波的传播距离 $R_1 = 60 \text{ mm}$ 时, 根据导波的波动方程^[4] 激发出的导波模式为 L(0,1) 到 L(0,9) 九种模式, 但是 L(0,7) 到 L(0,9) 后三种模式的幅度非常小, 完全可以忽略。并且在固定的发射角度和 0.5 MHz (牛胫骨离体实验中换能器的中心频率) 的激发频率下, 同时接收到的导波模式一般不会超过三种, 而利用 TFBSS 方法对观察信号进行分离时, 只要保证观察信号的路数大于导波模式的种类数就可以正确分离, 所以选用四路观察信号。在仿真实验中以一个 4 行 3 列的随机矩阵 A 把三种导波模式混合起来, 模拟接收到的观察信号 X , 即 $X = AS$, 这里 S 代表源信号矩阵, 即把三种导波写成了矩阵

形式, 那么观测矩阵 X 将由四路观测信号 X_1, X_2, X_3, X_4 组成。这里选取了 L(0,3), L(0,4) 和 L(0,6) 三种模式, 它们的时域信号和时频分布如图 1 所示。从图 1(d)、图 1(e) 和图 1(f) 可以看出三种导波模式的时频分布不同, 从而可以用 TFBSS 方法将它们分离出来。四路观测信号 X_1, X_2, X_3, X_4 中的每一路都是三种导波模式的叠加, 其波形图如图 2 所示。可以看到每路观测信号彼此间不同, 并且与单一的导波模式也有很大差异。

2.2 离体牛胫骨实验

离体实验装置如图 3 所示, 实验样品为牛胫骨, 实验原理如文献 4 和文献 7 所示。实验中超声换能

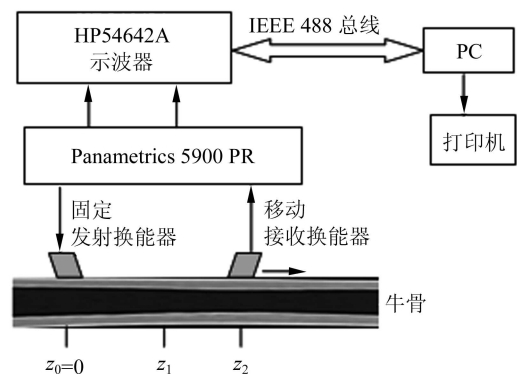


图 3 超声导波信号的实验系统

器的中心频率为 0.5 MHz, 发射换能器的发射角度固定不变为 45° , 接收换能器的角度每改变一次接收一次数据, 其变化范围为 0° 到 75° , 在 Z_1 和 Z_1 位置分别接收 5 组数据。其中发射角度 θ 的选取遵循 Snell 定律:

$$\theta = \sin^{-1}(C_w/C_P). \quad (11)$$

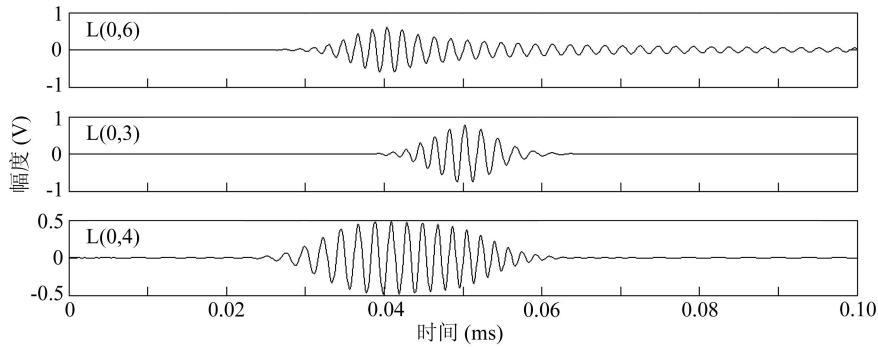
C_w 为入射波的速度, C_P 为所需导波模式的相速度。

3 实验结果及讨论

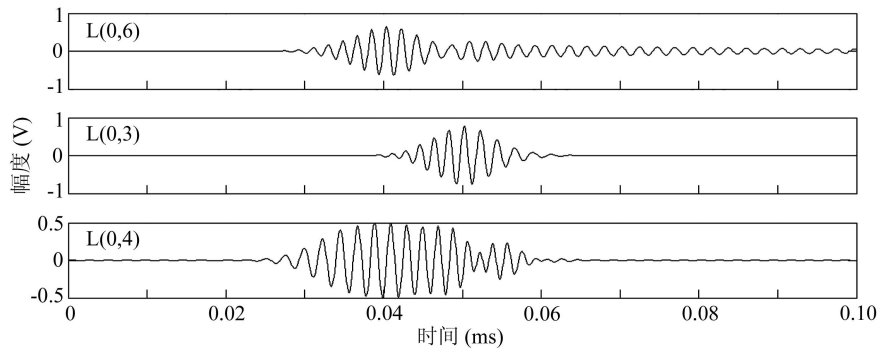
3.1 仿真结果及讨论

利用基于时频分布的盲信号分离算法 (TFBSS) 对如图 2 所示的四路混合信号 X_1, X_2, X_3, X_4 进行分离, 结果如图 4(b) 所示。在混合信号中加入 25 dB 的噪声后, 分离后的效果分别如图 4(c) 所示。与源

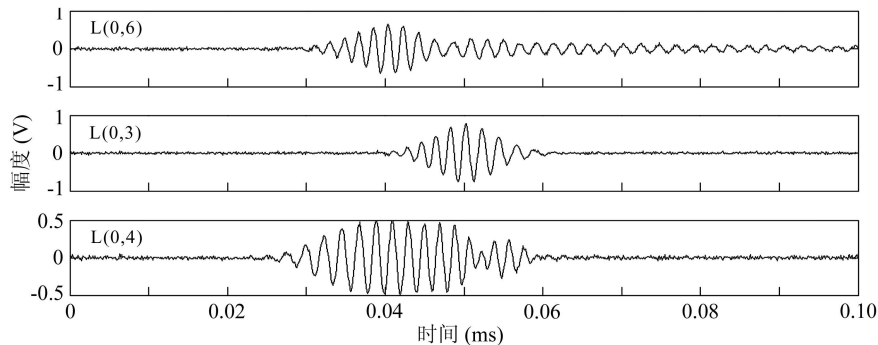
信号 (图 4(a)) 相比, 可以看到在未加入噪声的情况下, 三种模式都被清晰的分离出来, 估计信号与它们的源信号无论在开始时间还是结束时间都保持高度的一致性。在加入 25 dB 的噪声时, 三种模式也能彼此分开, 估计信号与源信号的包络基本一致, 但是因为噪声的引入, 某些模式的开始和结束时间变得有点模糊了, 如 L(0,6) 模式的后半段波形本应是逐渐衰减的过程, 因被噪声干扰已不明显了。经过测试, 在大于 20 dB 的信噪比下, 导波模式都可以分开, 如果信号进一步变差, 由于被强噪声干扰, 分离出的导波模式失真较大, 无法用于下一步群速度的测量。此外, 只要观察信号的路数大于源信号 (不同的导波模式) 的路数, 应用 TFBSS 方法对观察信号的分离结果基本相同, 也就是说, 更多路数的观察信号对分离结果没有太大影响。



(a) 三种模式源信号波形图



(b) 未加入噪声时三种模式的分离结果



(c) 加入 25 dB 噪声时三种模式的分离结果

图 4 三种模式的分离效果, (a) 原信号, (b) 未加入噪声, (c) 加入 25 dB 噪声

传统的求取导波群速度^[13]的方法是：把发射换能器和接收换能器之间的距离 R 当作导波的传播距离，把接收波形的时频功率谱最大值所对应的时间作为导波的传播时间 t ，从而可以求得导波的速度 $c = R/t$ 。但是导波的形成需要一定的时间，并且不同导波模式的形成时间不同，这个时间很难精确的计算出来，因此传统的距离 R 略大于真实的导波传播距离 R_0 ，所以当 R 较小时，这样计算导波的群速度会引入较大的误差。传统方法中的 t 除了导波的传播时间 t_0 外还包括导波的形成时间以及超声波在换能器楔形底座中的传播时间，所以传统的 t 大于真实的 t_0 。为了尽量地减少误差，本文采用差值法来测量导波的群速度。具体方法如下：除了如上面介绍的在 $R_1 = 60 \text{ mm}$ 处得到 4 组观测值外，在 $R_2 = 90 \text{ mm}$ 处再得到 4 组观测值，对它们分别用 TFBSS 方法进行模式分离。同一种模式虽然因传播距离不同会存在频散，但它们之间的互相关系数要远远大于不同模式之间的互相关系数。如 $R_1 = 60 \text{ mm}$ 时 L(0,6) 模式与 $R_2 = 90 \text{ mm}$ 时 L(0,6) 模式的互相关系数要远远大

于它与 L(0,4) 模式的互相关系数，无论此时 L(0,4) 传播距离是 R_1 还是 R_2 。所以利用互相关系数可以找到不同传播距离下的同种导波模式，如 L(0,6) 模式。它的群速度可以用差值法计算：

$$C_R = (R_2 - R_1)/(t_2 - t_1), \quad (12)$$

其中 t_2 是导波传播距离为 R_2 时，L(0,6) 模式时频图中功率谱强度最大值所对应的时间，同理 t_1 是 R_1 时功率谱强度最大值所对应的时间。

在不同的频厚积和不同的发射角度下，能够激发的导波模式不同，如图 5 所示。其发射角度和频厚积的关系如文献 4 所示。当换能器的中心频率为 0.5 MHz，在皮质骨厚度为 7 mm，即频厚积为 3.5 MHz·mm 时，此时可以激发的导波模式为 L(0,4)，L(0,5) 和 L(0,6)。仿真中，首先把同一个频厚积下可能产生的导波模式以随机矩阵 A 混和成观察信号 X ，再利用 TFBSS 方法把混叠在一起的模式分开，然后利用差值法计算导波的群速度，并将此值与其理论值进行比较，结果如表 1 所示。可以看到用差值法计算出的群速度与其

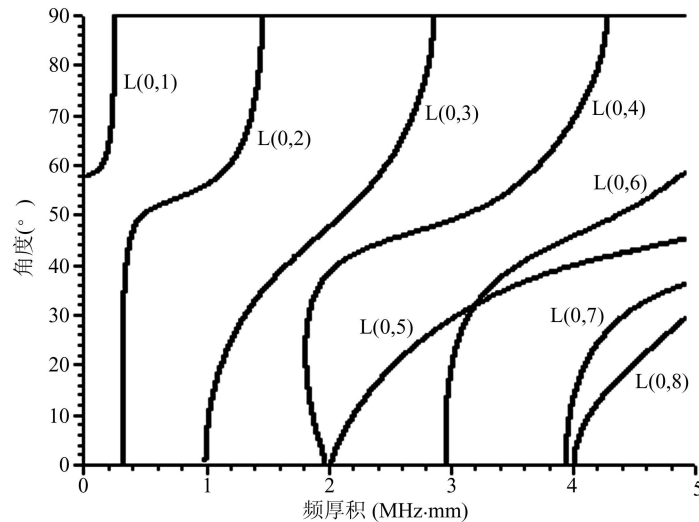


图 5 不同频厚积不同角度下所激发出的导波模式

表 1 仿真计算出的导波群速度与理论值的比较

频厚积 (MHz·mm)	皮质骨厚度 (mm)	导波模式	群速度的理论值 (m/s)	仿真计算出的群速度 (m/s)	误差 (%)
2.5	5	L(0,3)	1617	1500	7.2
		L(0,4)	2854	2885	1.1
3	6	L(0,4)	2553	2679	4.9
		L(0,5)	2304	2343	1.7
3.5	7	L(0,4)	1930	1974	2.3
		L(0,5)	2470	2500	1.2
		L(0,6)	2089	2083	0.3
4	8	L(0,4)	1437	1442	0.3
		L(0,5)	2721	2679	1.5
		L(0,6)	2159	2083	3.5

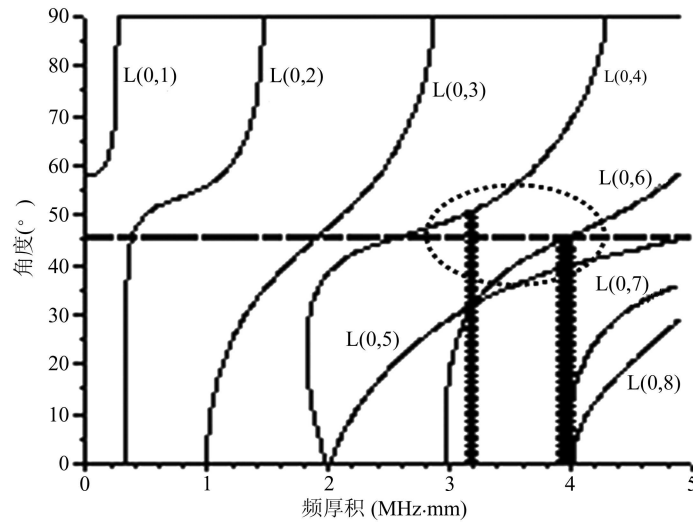
图 6 在 45° 发射角下皮质骨中传播的主要导波模式

表 2 皮质骨中导波群速度的实测值与其理论值的比较

	主要导波模式	群速度理论值 (m/s)	群速度实测值 (m/s)	误差 (%)
牛胫骨 1	L(0,4)	2386	2292	3.9
牛胫骨 2	L(0,5)	2704	2777	2.7
	L(0,6)	2157	2273	5.4

理论值非常接近,最小的误差只有 0.3%,其平均误差为 2.4%,产生原因可能有两方面,一是时频图的分辨率不够高,二是导波在从 60 mm 传到 90 mm 的过程中发生了较大的频散。

3.2 离体牛胫骨实验结果及讨论

在皮质骨厚度为 7 mm 的离体牛胫骨 1 中,发射角与频厚积的关系如图 6 所示。在频厚积为 3.5 MHz·mm 左右,当发射角为 45° 时所激发的主要模式预期为 L(0,4) 和 L(0,5) 两种模式,而 L(0,6) 模式刚刚产生,所以即使出现在接收信号中,其幅度也会因频散而比较小。牛胫骨 2 的皮质骨厚度为 8 mm,其频厚积为 4.0 MHz·mm 左右,所以预期会有 L(0,5), L(0,6) 两种模式。对接收到的数据先用 TF-BSS 方法分离出主要模式,然后利用差值法求取导波的群速度,结果如表 2 所示。可以看到在皮质骨中实测的导波群速度与其理论值都比较接近,证明在仿真实验中所用到的 TF-BSS 分离算法和差值法求取群速度方法也同样适用于离体牛胫骨实验。但是在牛胫骨 1 的实验中并没有能够分离出 L(0,5) 模式,经过研究发现,牛胫骨 1 中的接收信号遭遇了较大的衰减,其中心频率成分降到了 0.46 MHz 左右,即在频厚积 3.2 MHz·mm 时, L(0,5) 模式偏离 45° 太远,如图 6 所示。因此即使接收信号中存在 L(0,5) 模式,也会因其幅度太小而淹没在噪声中。群速度产生误

差的原因,除了在仿真实验中提到的时频图分辨率问题和在传播过程中发生频散外,还可能因为实验中所用的牛胫骨皮质骨的各种参数与理论值计算中所采用的有所不同。

4 结论

本文利用基于时频分布的盲信号分离方法对混叠在一起的各种导波模式进行分离,然后对单一的导波模式求取群速度。从仿真结果可以看出,TFBSS 方法在一定信噪比的条件下能够准确的分离出混叠在一起的各种导波模式,而后用差值法求取的导波群速度与其理论值很好的吻合在一起。把仿真实验中的方法用于离体牛胫骨实验中时也取得了比较理想的效果,分离出主要导波模式后求得的群速度与理论值很接近,进而可以通过群速度频散曲线反映出皮质骨的厚度情况。并且在进一步的研究中,可以对分离后的单一导波模式求取其他的参数,如相速度、弹性系数等,从而可以更全面的反映皮质骨的各种参数情况。而且本文在测量导波的群速度时采用差值法,这样在以后的人体测量时,也不会因为有表皮的存在而引入误差。

在离体牛筋骨实验中遇到的问题要远远多于仿真实验。受噪声以及换能器本身特性等问题的影响使得实际情况与预想出现了一些偏差,虽然并不影

响最终结果,但是考虑到以后在人体的测量中这些问题可能会更加突出,所以在进一步的研究中,对它们将投入更多精力。

参 考 文 献

- 1 Reginster J Y, Burlet N. Osteoporosis: A still increasing prevalence. *Bone*, 2006; **38**: S4—S9
- 2 Blake G M, Fogelman I. Review—DXA scanning and its interpretation in osteoporosis. *Hosp Med*, 2003; **64**: 521—525
- 3 Petro Moilanen. Ultrasonic guided waves in bone. *IEEE Trans. UFFC*, 2008; **55**(6): 1277—1286
- 4 TA De'an, WANG Weiqi, WANG Yuanyuan *et al.* Measurement of the dispersion and attenuation of cylindrical ultrasonic guided waves in long bone. *Ultrasound in Med. & Biol.*, 2009; **35**(4): 641—652
- 5 Yamato Y, Matsukawa M, Yanagitani T. Distribution of hydroxyapatite crystallite orientation and ultrasonic wave velocity in ring-shaped cortical bone of bovine femur. *IEEE Trans. UFFC*, 2008; **55**(6): 1298—1302
- 6 TA De'an, HUANG Kai, WANG Weiqi *et al.* Identification and analysis of multimode guided waves in tibia cortical bone. *Ultrasonics*, 2006; **44**: e279—284
- 7 他得安, 王威琪, 汪源源. 超声轴向传播技术评价长骨的研究. *应用声学*, 2009; **28**(3): 161—165
- 8 许凯亮, 他得安, 王威琪. 骨折长骨中超声导波传播特性的仿真研究. *声学学报*, 2009; **34**(5): 423—429
- 9 Moilanen P, Nicholson P H F, Kilappa V *et al.* Measuring guided waves in long bones- Modeling and experiments in free and immersed plates. *Ultrasound in Med. & Biol.*, 2006; **32**(5): 709—719
- 10 Nicholson P H F, Moilanen P, Karkkainen T *et al.* Guided ultrasonic waves in long bones: modeling, experiment and in vivo application. *Phys measu.*, 2002; **23**: 755—768
- 11 Sasso M, Haiat G, Talmant M *et al.* Analysis of the most energetic late arrival in axially transmitted Signals in Cortical Bone. *IEEE Trans. UFFC*, 2009; **56**(11): 2463—2469
- 12 Sasso M, Haiat G, Talmant M *et al.* Singular value decomposition-based wave extraction in axial transmission: application to cortical bone ultrasonic characterization. *IEEE Trans. UFFC*, 2008; **55**(6): 1328—1332
- 13 罗春苟, 他得安, 李维等. 时频方法分析长骨中的超声导波及皮质骨厚度. *声学学报*, 2009; **34**(5): 416—422
- 14 Belouchrani A, Moeness G A. Blind source separation based on time-frequency signal representations. *IEEE Trans. Signal Processing*, 1998; **46**(11): 2888—2879
- 15 Comon P. Independent component analysis, a new concept? *Signal Process*, 1994; **36**(3): 287—314
- 16 Belouchrani A, Meraim K A, Cardoso J F *et al.* A blind source separation technique using second order statistics. *IEEE Trans. Signal Processing*, 1997; **45**(2): 434—444
- 17 Cohen L. Time-frequency analysis. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1995
- 18 Wax M, Sheinvald J. A least-squares approach to joint diagonalization. *IEEE Signal Processing*, 1997; **4**(2): 52—53