

# 超声背散射骨质评价中的频散衰减测量与补偿\*

东蕊<sup>1)</sup> 刘成成<sup>1)†</sup> 蔡勋兵<sup>1)</sup> 邵留磊<sup>1)</sup> 李博艺<sup>2)</sup> 他得安<sup>2)‡</sup>

1) (同济大学物理科学与工程学院, 声学研究所, 上海 200092)

2) (复旦大学电子工程系, 上海 200433)

(2019年4月23日收到; 2019年6月20日收到修改稿)

超声背散射法已逐渐应用于骨质的评价与诊断. 相比于人体软组织, 致密多孔的骨组织中超声衰减大, 导致接收到的超声信号微弱, 频散失真严重. 骨组织的超声频散衰减通常由超声透射法测量. 然而, 透射法测量的超声衰减为传播路径上组织介质衰减的平均值, 无法区分软组织、皮质骨及松质骨的衰减效应, 无法测量感兴趣区域内松质骨组织的超声衰减. 本文旨在研究松质骨超声频散衰减的背散射测量方法, 分析补偿超声背散射信号频散失真的可行性. 离体测量 16 块松质骨样本的超声背散射与透射信号 (中心频率 1 MHz). 采用四种背散射方法 (谱移法、谱差法、谱对数差法和混合法) 测量松质骨超声频散衰减系数, 与超声透射法测量的频散衰减标准值进行对比. 结果表明, 骨样本超声频散衰减范围为 2.3—6.2 dB/mm/MHz, 透射法测量的超声频散衰减 (均值 ± 方差) 为  $(4.14 \pm 1.14)$  dB/mm/MHz; 谱移法、谱差法、谱对数差法和混合法测量的频散衰减 (均值 ± 方差) 分别为  $(3.88 \pm 1.15)$  dB/mm/MHz,  $(4.00 \pm 0.98)$  dB/mm/MHz,  $(3.77 \pm 0.84)$  dB/mm/MHz,  $(4.05 \pm 0.85)$  dB/mm/MHz. 背散射法测量的频散衰减系数与标准值有较高的相关性 ( $R = 0.78—0.92$ ,  $p < 0.01$ ), 其中, 谱差法 ( $R = 0.91$ ,  $p < 0.01$ ) 和混合法 ( $R = 0.92$ ,  $p < 0.01$ ) 测量结果更准确 (相对误差小于 20%). 以上结果说明背散射法测量松质骨超声频散衰减具有可行性, 基于傅里叶变换-逆变换原理可以补偿背散射信号频散衰减失真, 显著提高信号强度, 有利于后续超声背散射骨质评价及成像研究.

**关键词:** 超声背散射, 骨质评价, 频散衰减, 衰减补偿

**PACS:** 43.20.Jr, 43.35.Cg

**DOI:** 10.7498/aps.68.20190599

## 1 引言

骨质疏松症是以骨量减少、骨密度降低、骨微结构退化为特征的全身性骨骼代谢疾病<sup>[1]</sup>. 严重的骨质疏松会导致椎骨、股骨等处骨折, 成为老年人病残和死亡的主要原因. 骨质疏松症的传统诊断方法有 X 射线、双能 X 射线法和定量 CT 等, 这些放射性骨密度测定技术主要反映骨骼的骨矿密度 (bone mineral density, BMD) 状况, 不能反映骨微结构的变化<sup>[2]</sup>.

定量超声技术因其特有的无损、无电离辐射、价廉、便携及快速等优点, 在骨质评价方面逐渐获得关注<sup>[3–6]</sup>. 理论上, 超声不仅能反映骨量状况, 还能反映骨组织微结构及弹性模量信息. 皮质骨超声评价主要采用超声导波技术<sup>[7–11]</sup>, 松质骨超声评价主要分为超声透射法和背散射法. 超声透射法参数 (超声声速和宽带超声衰减) 仅反映测量骨组织的平均值, 不能提供松质骨复杂的微结构信息. 另外, 透射法测量的超声衰减为传播路径上软组织、皮质骨及松质骨组织介质衰减的平均值, 无法区分

\* 国家自然科学基金 (批准号: 11874289, 11827808, 11804056, 11525416) 和中央高校基本科研业务费 (批准号: 02302150002) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: [chengchengliu@tongji.edu.cn](mailto:chengchengliu@tongji.edu.cn)

‡ 通信作者. E-mail: [tda@fudan.edu.cn](mailto:tda@fudan.edu.cn)

其衰减效应,无法测量感兴趣区域内松质骨组织的超声频散衰减.超声背散射法采用单一探头收发信号,测量过程简便,更适用于检测髌骨、椎骨等骨折多发部位.超声背散射能提供BMD、散射子(骨小梁)大小和数目、弹性模量及骨小梁复杂的微细结构等信息[12-15].超声背散射信号能全面反映松质骨的“骨量状况”(如BMD、弹性模量等)和“微结构信息”,在骨质评价方面极具潜力.

骨组织是一种各向异性、非均匀的流体多孔复合介质,具有复杂的结构和特殊声学性能.超声在骨组织中传播衰减大、穿透性差,且传播过程有严重的频散现象:低频超声衰减小,高频超声衰减大[16],导致骨超声测量接收到的散射回波信号弱,检测信噪比低,成像对比度差.骨组织中严重的频散衰减及失真现象是超声背散射骨质评价及成像研究的关键技术难题.

散射组织的超声衰减可以通过背散射信号测量,相关算法广泛应用于测量生物软组织的超声衰减[17-26].基于超声背散射信号的时域幅度变化可以计算超声衰减[17,18],该时域方法忽略了衰减的频散特性,不适用于具有严重频散衰减的组织介质(如骨组织).生物组织中的超声衰减随频率近似线性增加,频散衰减造成超声传播过程中信号频谱向低频方向偏移.谱移法[19,20]基于信号频谱偏移与传播距离的线性关系,测量组织的超声频散衰减.谱差法[21-23]、谱对数差法[23,24]及混合法[25,26]利用频散衰减与超声传播深度的关系,应用于测量生物软组织(如肝脏、肾脏等)的超声频散衰减系数.以上测量方法多用于超声衰减较小的肝脏、肾脏、肿瘤等软组织中,而用于测量衰减大且频散严重的松质骨超声频散衰减的有效性有待验证.

本文离体测量松质骨的超声背散射信号,分别利用谱移法、谱差法、谱对数差法和混合法测量松质骨的超声频散衰减系数,与透射法测量得到的衰减标准值进行比较,分析四种背散射衰减测量方法的准确性.最后,利用频散衰减补偿的方法对回波信号进行衰减补偿,探讨松质骨超声背散射法测量频散衰减与补偿信号频散失真的可行性.

## 2 基本原理

### 2.1 超声透射法测量频散衰减

超声透射法测量松质骨超声衰减基于插入损

耗法原理[27].将两个超声换能器置于水中相对放置,分别测量无骨样本时的超声透射参考信号以及经骨样本衰减的超声信号.骨样本的超声衰减 $A_{tt}(f)$ 定义为[28]

$$A_{tt}(f) = 10 \log_{10} \frac{S_T(f)}{S_R(f)} \text{ (dB)}, \quad (1)$$

其中, $S_T(f)$ 为经骨样本衰减的超声透射信号功率谱, $S_R(f)$ 为超声透射参考信号的功率谱.超声衰减与频率近似线性相关,将两者的线性斜率除以骨样本的厚度,得到超声频散衰减[1]:

$$\beta = \frac{\Delta A_{tt}(f)}{\Delta f \cdot d} \text{ (dB/mm/MHz)}. \quad (2)$$

### 2.2 超声背散射法测量频散衰减

#### 2.2.1 谱移法

谱移法利用不同深度上信号功率谱的相关性估计功率谱中心频率的偏移,进而估计频散衰减系数.假设回波信号的功率谱为 $S(f, z)$ ,则两个不同深度上回波信号功率谱的互相关函数为[20]

$$S_{cc}(f_0) = \int_{-\infty}^{+\infty} S(f + f_0, z_1) S(f, z_2) df, \quad (3)$$

其中 $f_0$ 为中心频率的频谱偏移, $z_1$ 和 $z_2$ 为两个不同的深度.根据频谱互相关算法[20],两个功率谱之间的谱偏移为

$$f_0 = -\frac{4\sigma^2\beta(z_1 - z_2)}{1 + \frac{n\sigma^2}{f_c^2}}, \quad (4)$$

其中 $\beta$ 为超声频散衰减系数; $\sigma^2$ 为发射脉冲的方差,中心频率 $f_c$ 远大于方差; $n$ 为人体组织参数,介于1和2之间.超声频散衰减系数与中心频率随深度下移曲线斜率的关系为

$$\beta = -\frac{8.686}{4\sigma^2} \cdot \frac{df_c(z)}{dz} \text{ (dB/mm/MHz)}. \quad (5)$$

#### 2.2.2 谱差法

采集松质骨样本的背散射信号,用若干重叠(重叠率大于50%)的矩形时间窗将感兴趣区域的回波信号分成相等区域.计算每个时间窗回波信号的功率谱.窗口区域的功率谱可以表示为[21]

$$S_s(f, z) = P(f) D_s(f, z) A_s(f, z_0) \times B_s(f, z) e^{-4\alpha_s(f)(z-z_0)}, \quad (6)$$

其中下标s代表样本, $z$ 为换能器表面到感兴趣区

域内特定时间窗的距离,  $P(f)$  为发射脉冲和换能器灵敏度的综合影响,  $D_s(f, z)$  为与换能器几何形状相关的衍射函数,  $z_0$  为感兴趣区域的起点,  $A_s(f, z_0)$  为换能器表面到深度  $z_0$  传播路径上的累积衰减,  $\alpha_s(f)$  为感兴趣区域内随频率的衰减系数,  $B_s(f, z)$  为时间窗内组织散射特性函数.

假设参考模型 (频散衰减系数已知的均匀组织) 与样本的声场衍射函数相等, 散射特性在感兴趣区域内不随深度变化, 用样本的功率谱除以参考模型的功率谱, 取自然对数得到<sup>[21]</sup>

$$\ln \left[ \frac{S_s(f, z)}{S_r(f, z)} \right] = 4(z - z_0) [\alpha_r(f) - \alpha_s(f)] + \ln \left[ \frac{A_s(f, z_0) B_s(f)}{A_r(f, z_0) B_r(f)} \right], \quad (7)$$

其中下标 r 代表参考模型,  $\alpha_r(f)$  为参考模型的衰减系数. 通过计算方程 (7) 与深度关系的拟合直线斜率  $\gamma$ , 估计出样本衰减系数<sup>[21]</sup>:

$$\alpha_s(f) = \alpha_r(f) - \frac{\gamma(f)}{4}. \quad (8)$$

假设衰减随频率线性增加, 则衰减系数可以写为<sup>[29]</sup>

$$\alpha_s(f) = \beta f. \quad (9)$$

最后, 通过计算符合方程 (9) 的直线斜率估计频散衰减系数  $\beta$ .

### 2.2.3 谱对数差法

不同于谱差法使用感兴趣区域内的所有时间窗, 谱对数差法只使用感兴趣区域内近端 (图 2 中 W1) 和远端 (图 2 中 W7) 的功率谱. 用近端和远端时间窗的功率谱分别除以参考模型的功率谱, 计算其自然对数比然后相减得到<sup>[24]</sup>:

$$RS(f) = 4(z_p - z_d) [\alpha_r(f) - \alpha_s(f)] + \ln \left[ \frac{A_s(f, z_0) B_s(f, z_p)}{A_r(f, z_0) B_r(f, z_p)} \right] - \ln \left[ \frac{A_s(f, z_0) B_s(f, z_d)}{A_r(f, z_0) B_r(f, z_d)} \right], \quad (10)$$

下标 p 和 d 分别代表近端和远端时间窗. 假设参考模型为均匀且各向同性的, 近端与远端窗口样本的有效散射体尺寸相同但散射体数密度不同, 则方程 (10) 简化为

$$RS(f) = 4[\alpha_r(f) - \beta f] \times (z_p - z_d) + \text{const}, \quad (11)$$

其中 const 为常数, 频散衰减系数  $\beta$  可以通过方程 (11) 关于深度、频率的拟合直线斜率估计.

### 2.2.4 混合法

在混合法中, 假设感兴趣区域内的局部衰减和从换能器表面到感兴趣区域起始位置深度的累积衰减随频率线性增加, 脉冲回波的功率谱为<sup>[26]</sup>

$$S_s(f, z) = P(f) D(f, z) B_s(f, z) \times e^{-4\beta_s f(z-z_0)} e^{-4\beta_{s-\text{tot}} f z_0}, \quad (12)$$

其中  $\beta_s$  为感兴趣区域内样本的局部频散衰减系数,  $\beta_{s-\text{tot}}$  为样本的累积衰减系数.

用样本的功率谱除以参考模型的功率谱, 然后进行高斯滤波, 高斯滤波函数的中心频率为  $f_c$ , 方差为  $\sigma^2$ , 则深度  $z$  处超声信号的中心频率为<sup>[26]</sup>

$$\hat{f}_c(z) = 4\sigma^2(\beta_r - \beta_s)(z - z_0) + [f + 4\sigma^2(\beta_{r-\text{tot}} - \beta_{s-\text{tot}})z_0]. \quad (13)$$

最后, 样本的频散衰减系数可以由方程 (13) 的关于不同深度  $z$  的拟合直线斜率估计:

$$\beta_s = \beta_r - \frac{\gamma}{4\sigma^2}. \quad (14)$$

## 2.3 频散衰减补偿原理

超声成像中常采用的时间增益控制 (time gain compensation, TGC) 只是通过控制时间增益系数来放大超声信号, 没有补偿超声的频散衰减. 基于傅里叶变换-逆变换原理可以补偿超声背散射信号频散衰减失真<sup>[30]</sup>. 该方法如下: 计算超声背散射信号的复数频谱, 利用频散衰减补偿有效频带内每个频率分量的不同超声衰减, 然后对补偿后的信号频谱进行傅里叶逆变换, 补偿频散衰减后的背散射信号  $S(t)$  表示为<sup>[30]</sup>

$$S(t) = \text{Re} \left[ \sum_{f_{\min}}^{f_{\max}} FFT_f \cdot \exp(2\alpha(f)ct) \cdot \exp(-2\pi i ft) \right], \quad (15)$$

其中 Re 表示计算信号复数谱的实部,  $FFT$  为信号的复数谱,  $c$  为骨样本中的声速,  $t$  为时间,  $\alpha(f)$  为随频率的衰减系数,  $f_{\min} - f_{\max}$  为有效频带.

## 3 实验

### 3.1 实验方法

制备 16 块松质骨样本 (长方体, 尺寸约为 15 mm × 20 mm × 20 mm), 用真空泵除尽松质骨样本内的气泡, 放入装有除去气泡的蒸馏水水槽

中. 图 1 所示为超声透射和背散射测量系统示意图. 将两个中心频率为 1 MHz 的聚焦式超声探头 (OLYMPUS, V314, 直径 0.75 in, 焦距 1 in, 1 in = 2.54 cm) 放置于松质骨样本的两侧, 调节探头与松质骨样本之间的距离, 使样本位于探头的焦距区域内. 超声波扫描系统 (Ultrapac scanning, PK268-03B, NJ, USA) 设置空间扫描步长为 0.5 mm, 扫描骨样本中心区域 (10 mm × 10 mm), 每块样本采集 400 组不同位置的信号.

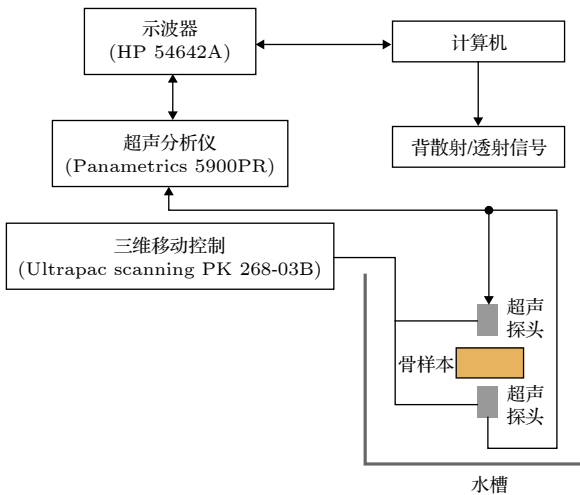


图 1 超声测量实验装置图

Fig. 1. Experimental setup for ultrasonic measurements.

首先, 将超声扫描系统设置为透射法模式, 系统激励超声探头产生脉冲, 由松质骨样本另一侧的超声探头接收透射信号; 用三维移动控制设备控制超声探头的位置, 采集样本不同位置的透射信号. 然后, 其他设置保持不变, 将超声扫描系统设置为脉冲-回波模式, 由发射脉冲的超声探头接收背散射信号, 采集样本扫描区域内的背散射信号, 存储信号, 用于分析.

### 3.2 信号分析

图 2 为一例松质骨超声背散射信号, 背散射信号起始部分为镜面反射回波信号 (RW), 其幅度较大, 这是由骨样本和水界面之间较大的声阻抗差造成的, 镜面反射回波信号的长度为 4  $\mu$ s, 分析超声背散射特性需要避开此镜面回波. 红色矩形框内为选取的有效信号, 起始位置为 6  $\mu$ s, 持续长度为 8  $\mu$ s. W1—W7 为长度 2  $\mu$ s, 重叠率 50% 的矩形时间窗. 分别采用谱移法、谱差法、谱对数差法和混

合法计算松质骨的超声频散衰减系数. 为校正超声换能器声场的衍射效应, 谱差法等方法要求参考模型与待测量样本的声学特性 (声速及衰减等) 接近, 本文选择骨质适中的样本作为参考模型, 用于计算超声频散衰减. 另外, 采用超声透射法测量样本的超声频散衰减系数, 作为松质骨样本的超声衰减标准值.

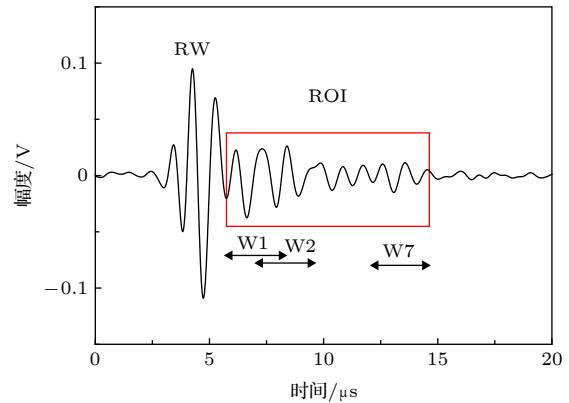


图 2 松质骨样本的超声背散射信号 (ROI, 感兴趣区域)

Fig. 2. Backscatter signal of cancellous bone sample (ROI, region of interest).

## 4 结果与讨论

表 1 所列为利用谱移法、谱差法、谱对数差法和混合法测量松质骨样本的频散衰减系数与超声透射标准值对比结果. 透射法测量的松质骨超声频散衰减系数 (均值  $\pm$  方差) 为 (4.14  $\pm$  1.14) dB/mm/MHz, 谱移法、谱差法、谱对数差法和混合法测量的频散衰减 (均值  $\pm$  方差) 分别为 (3.88  $\pm$  1.15) dB/mm/MHz, (4.00  $\pm$  0.98) dB/mm/MHz, (3.77  $\pm$  0.84) dB/mm/MHz, (4.05  $\pm$  0.85) dB/mm/MHz. 四种背散射测量方法均可以测量松质骨超声频散衰减. 谱移法的准确性主要依赖对背散射信号中心频率偏移的准确估计, 个别样本 (7 号、8 号样本) 的频散衰减估计误差较大 (> 25%) 可能是由于背散射信号叠加导致频偏的不准确估计. 谱对数差法测量结果略差于谱差法和混合法. 在谱差法和混合法中, 当样本超声频散衰减系数适中时 (3—5 dB/mm/MHz), 谱差法和混合法测量频散衰减系数准确性比较高 (相对误差 < 20%). 样本频散衰减值过大或过小会导致谱差法和混合法的测量误差增大, 这主要是因为测量中选用骨质

表 1 频散衰减系数测量结果  
Table 1. Frequency-dependent attenuation coefficient measurement results.

样本编号	透射标准值 /dB·mm <sup>-1</sup> ·MHz <sup>-1</sup>	背散射法测量值(相对误差)/dB·mm <sup>-1</sup> ·MHz <sup>-1</sup> (%)			
		谱移法	谱差法	谱对数差法	混合法
1	2.30	2.74 (19.1)	2.82 (22.4)	2.77 (20.3)	2.67 (16.2)
2	2.63	2.49 (-5.3)	2.85(8.3)	3.13 (19.3)	2.97 (13.1)
3	2.82	2.39 (-15.3)	2.97 (5.2)	2.78 (-1.4)	3.29 (16.6)
4	3.06	3.04 (-0.6)	2.77 (-9.4)	3.02 (-1.4)	3.02 (-1.3)
5	3.10	2.95 (-4.6)	2.84 (-8.3)	3.39 (9.5)	3.12 (0.8)
6	3.30	2.96 (-10.3)	3.38 (2.3)	2.99 (-9.4)	3.35 (1.7)
7	4.14	2.93 (-29.2)	3.94 (-4.9)	4.21 (1.5)	4.32 (4.3)
8	4.30	3.06 (-28.9)	4.75 (10.5)	3.58 (-16.7)	3.61 (-16.0)
9	4.37	4.80 (9.8)	3.89 (-11.0)	3.66 (-16.2)	4.75 (8.7)
10	4.37	5.10 (-16.9)	4.19 (-4.2)	3.36 (-23.1)	4.25 (-2.7)
11	4.52	3.89 (-13.9)	4.35 (-3.7)	3.87 (-14.3)	4.79 (6.0)
12	4.83	5.35 (10.9)	4.19 (-13.2)	4.53 (-6.1)	4.69 (-2.7)
13	5.29	4.42 (-16.5)	5.68 (7.3)	6.08 (14.9)	5.18 (-2.0)
14	5.50	5.18 (-5.8)	4.38 (-20.0)	4.19 (-23.8)	5.00 (-9.0)
15	5.64	4.73 (-16.2)	5.75 (1.9)	3.96 (-29.9)	5.08 (-9.9)
16	6.19	6.02 (-2.8)	5.25 (-15.3)	4.79 (-22.6)	4.76 (-23.1)
平均值 (标准差)	4.14 (1.14)	3.88 (1.15)	4.00 (0.98)	3.77 (0.84)	4.05 (0.85)

适中(即超声衰减适中)的松质骨样本作为参考模型,当待测骨样本超声衰减与参考模型偏差较大时,易导致测量结果较大偏离。

图 3 所示为四种背散射方法测量的频散衰减系数值与透射法频散衰减标准值的关系。结果表明:超声背散射方法测量的频散衰减系数值与标准值具有较高的相关性(相关系数  $R = 0.78-0.92$ ,  $p < 0.01$ ),其中谱差法( $R = 0.91$ ,  $p < 0.01$ )和混合法( $R = 0.92$ ,  $p < 0.01$ )的测量结果与标准值的相关性更高,测量结果更为稳定、准确。

本文四种背散射方法的测量结果与标准值比较接近,但仍存在一定的测量误差。谱移法没有校正由换能器聚焦引起的衍射效应,会增大频散衰减系数的估计误差。谱差法、谱对数差法和混合法利用参考模型校正了超声换能器声场的衍射效应。相比于采用所有时间窗信号的谱差法和混合法,谱对数差法仅采用感兴趣区域中近端和远端部分信号测量超声衰减,测量误差较大,稳定性也较低。

超声背散射衰减测量方法基于感兴趣区域内样本为均匀的、各向同性的,而实际上松质骨样本具有较大的各向异性结构差异,从而导致测量结果的偏差;此外,感兴趣骨组织区域以及参考模型的选择也会对结果产生影响。松质骨组织结构复杂且

具有各向异性统计差异,骨小梁的散射回波干涉叠加复杂,造成超声背散射信号的差异性波动较大,给超声衰减测量引入误差。本文采用的空间扫描与平均能一定程度减小松质骨结构统计性差异带来的测量误差。

松质骨超声频散衰减通常由超声透射法实验测量<sup>[27]</sup>。然而,透射法测量的超声衰减为传播路径上组织介质衰减的平均值,即超声透射法无法测量指定的感兴趣区域内松质骨组织的超声衰减。临床上常用的透射法骨质评价参数“宽带超声衰减”测量的是超声传播路径上的软组织、皮质骨及松质骨的综合衰减效应<sup>[27]</sup>。本文将透射法测量的整块骨样本的平均衰减效应作为频散衰减标准值,而背散射法测量了感兴趣区域内骨组织的超声衰减。松质骨密度分布不均匀,结构差异性较大,或许导致个别骨样本背散射方法与透射法测量衰减偏差较大。

本文所提出的频散衰减测量方法基于超声背散射信号,可以用于测量指定的感兴趣区域内松质骨组织的超声衰减,在体测量具有理论可行性。未来工作将研究人体软组织及皮质骨对骨组织超声衰减测量的影响,推动超声背散射测量方法的在体应用。

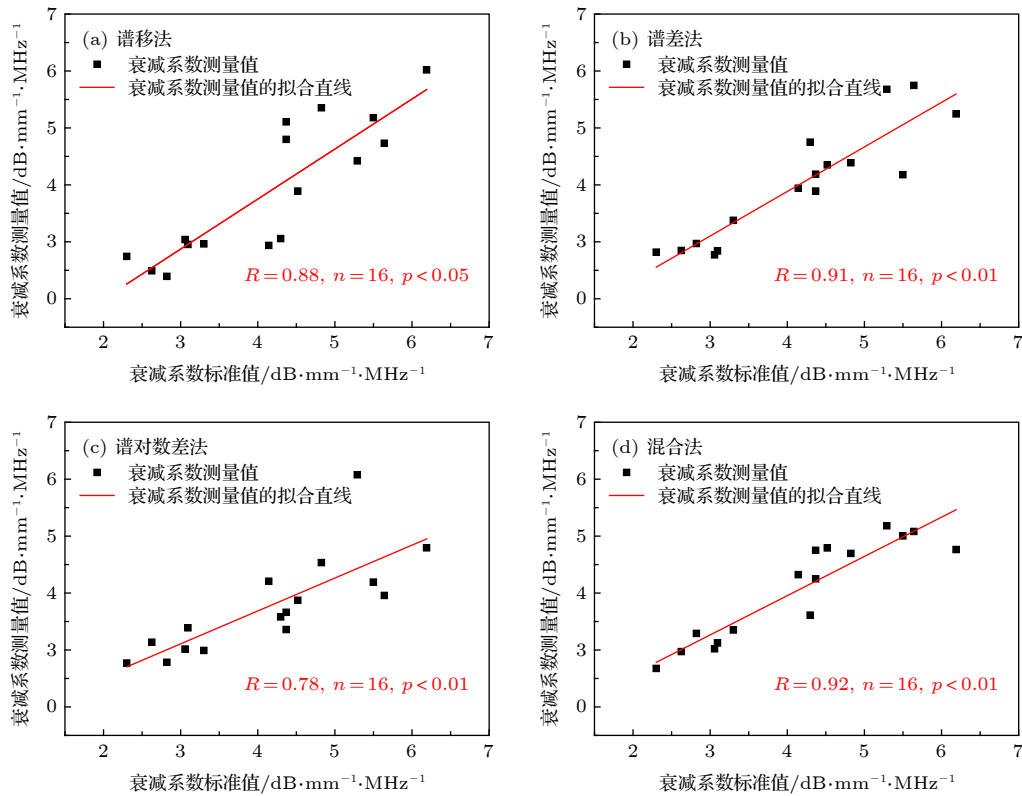


图 3 频散衰减系数测量值与透射法频散衰减标准值的关系 (a) 谱移法; (b) 谱差法; (c) 谱对数差法; (d) 混合法

Fig. 3. Relationship between the measured frequency-dependent attenuation and the standard frequency-dependent attenuation: (a) the spectral shift method; (b) the spectral difference method; (c) the spectral log difference method; (d) the hybrid method.

最后, 采用背散射法测量的超声频散衰减 (以谱差法测量结果为例) 对松质骨超声背散射信号进行衰减补偿, 如图 4 所示. 原始超声背散射信号比较微弱, 信号衰减严重; 经频散衰减补偿后的背散射信号幅度明显大于原始背散射信号幅度. 结果证明, 采用超声背散射法测量松质骨中超声频散衰减, 并用于补偿信号频散失真具有可行性. 原始信号信噪比差, 骨质评价困难, 用于超声成像时对比

度弱, 成像效果较差; 而补偿后的信号幅度增强, 具有较高的信噪比, 便于骨质评价, 也有利于后续超声成像.

## 5 总结

本文采用谱移法、谱差法、谱对数差法和混合法四种方法测量松质骨的超声频散衰减, 并与透射法衰减标准值比较. 结果表明: 利用超声背散射法测量松质骨超声频散具有可行性, 其中谱差法和混合法测量的频散衰减系数更准确、稳定. 基于傅里叶变换-逆变换原理可以补偿超声背散射信号频散衰减失真, 显著提高信号强度, 有利于后续超声背散射骨质评价及成像研究.

## 参考文献

- [1] Wang M 1997 *J. Chin. Clin. Med. Imaging* **8** 87 (in Chinese) [王牧 1997 *临床医学影像杂志* **8** 87]
- [2] Hqrrar K, Hamami L, Lespessailles E, Jennane R 2013 *Biomed. Signal Process.* **8** 657
- [3] Ta D A, Wang W Q 2013 *Appl. Acoust.* **32** 199 (in Chinese) [他得安, 王威琪 2013 *应用声学* **32** 199]

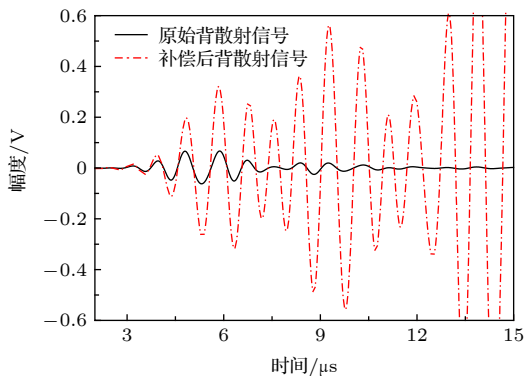


图 4 频散衰减补偿后的松质骨超声背散射信号

Fig. 4. Frequency-dependent attenuation compensated signal from cancellous bone.

- [4] Liu C C, Ta D A, Wang W Q, Fujita F, Hachiken T, Matsukawa M, Mizuno K 2014 *J. Appl. Phys.* **115** 064906
- [5] Zhang R, Ta D A, Liu C C, Chen C 2013 *Ultrasound Med. Biol.* **39** 1751
- [6] Liu C C, Tang T, Xu F, Ta D A, Matsukawa M, Hu B, Wang W Q 2015 *Ultrasound Med. Biol.* **41** 2714
- [7] Liu Z L, Song L H, Bai L, Xu K L, Ta D A 2017 *Acta Phys. Sin.* **66** 154303 (in Chinese) [刘珍黎, 宋亮华, 白亮, 许凯亮, 他得安 2017 物理学报 **66** 154303]
- [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] Xu K L, Liu C C, Ta D A 2013 *35th Annual International Conference of the IEEE EMBC Osaka, Japan July 3–7, 1930* p13812291
- [10] Zhang R 2000 *Acta Phys. Sin.* **49** 1297 (in Chinese) [张锐 2000 物理学报 **49** 1297]
- [11] 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]
- [12] Wear K A 2008 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **55** 1432
- [13] Liu C C, Ta D A, Wang W Q 2014 *Chin. J. Acoust.* **33** 73
- [14] Liu C C, Han H J, Ta D A, Wang W Q 2013 *Sci. China: Phys. Mech. Astron.* **56** 1310
- [15] Liu C C, Ta D A, Hu B, Li H L, Wang W Q 2014 *J. Appl. Phys.* **116** 124903
- [16] Wear K A 2007 *J. Acoust. Soc. Am.* **121** 2431
- [17] He P, Greenleaf J F 1986 *J. Acoust. Soc. Am.* **79** 526
- [18] Goutam G, Michael L O 2012 *J. Acoust. Soc. Am.* **132** 533
- [19] Parker K J, Waag R C 1983 *IEEE Trans. Biomed. Eng. BME* **30** 431
- [20] Kim H, Varghese T 2007 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **54** 510
- [21] Labyed Y, Bigelow T A 2010 *J. Acoust. Soc. Am.* **128** 3232
- [22] Flax S W, Pelc N J, Glover G H, Gutmann F D, McLachlan M 1983 *Ultrason. Imag.* **5** 95
- [23] Kuc R 1984 *IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Process.* **32** 1
- [24] Insana M, Zagzebski J, Madsen E 1983 *Ultrason. Imag.* **5** 331
- [25] Kim H, Varghese T 2008 *Ultrasound Med. Biol.* **34** 1808
- [26] Labyed Y, Bigelow T A 2011 *J. Acoust. Soc. Am.* **129** 2316
- [27] Langton C M, Palmer S B, Porter R W 1984 *Eng. Med.* **13** 89
- [28] Prins S H, Jürgensen H L, Jürgensen L V, Hassager C 1998 *Clin. Physiol.* **18** 3
- [29] Leeman S, Ferrari L, Jones J P, Fink M 1984 *IEEE Trans. Son. Ultrason.* **31** 352
- [30] Liu C C, Dong R, Li B Y, Li Y, Xu F, Ta D A, Wang W Q 2019 *Chin. Phys. B* **28** 024302

# Measurement and compensation of frequency-dependent attenuation in ultrasonic backscatter signal from cancellous bone\*

Dong Rui<sup>1)</sup> Liu Cheng-Cheng<sup>1)†</sup> Cai Xun-Bin<sup>1)</sup> Shao Liu-Lei<sup>1)</sup>  
Li Bo-Yi<sup>2)</sup> Ta De-An<sup>2)‡</sup>

1) (*Institute of Acoustics, School of Physical Science and Engineering, Tongji University, Shanghai 200092, China*)

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

( Received 23 April 2019; revised manuscript received 20 June 2019 )

## Abstract

Ultrasonic backscatter has been gradually applied to the assessment and diagnosis of bone disease. The heavy frequency-dependent attenuation of ultrasound results in weak ultrasonic signals with poor signal-to-noise ratio and serious wave distortions during propagation in cancellous bone. Ultrasonic attenuation measured with the through-transmission method is an averaged result of ultrasonically interrogated tissues (including the soft tissue, cortical bone and cancellous bone). Therefore, the through-transmission measurements can not accurately provide ultrasonic attenuation of cancellous bone of interest. The purpose of this study is to estimate ultrasonic frequency-dependent attenuation with ultrasonic backscatter measurements and to compensate for the frequency-dependent attenuation in an ultrasonic backscatter signal from cancellous bone. *In-vitro* ultrasonic backscatter and through-transmission measurements are performed on 16 cancellous bone specimens by using 1.0-MHz transducers. Spatial scans are performed in a 10 mm × 10 mm scanned region with a spatial interval of 0.5 mm for each bone specimen. The frequency slope of ultrasonic attenuation is measured with the ultrasonic through-transmission signals serving as a standard value. Four different algorithms (the spectral shift method, the spectral difference method, the spectral log difference method, and the hybrid method) are used to estimate the frequency slope of ultrasonic attenuation coefficient from ultrasonic backscatter signal. The results show that the frequency-dependent attenuation coefficient ranges from 2.3 dB/mm/MHz to 6.2 dB/mm/MHz for the bovine bone specimens. The through-transmission measured frequency slope of ultrasonic attenuation coefficient is  $(4.14 \pm 1.14)$  dB/mm/MHz (mean ± standard deviation), and frequency slopes of ultrasonic attenuation coefficient are estimated by four backscattering methods to be  $(3.88 \pm 1.15)$  dB/mm/MHz,  $(4.00 \pm 0.98)$  dB/mm/MHz,  $(3.77 \pm 0.84)$  dB/mm/MHz, and  $(4.05 \pm 0.85)$  dB/mm/MHz, respectively. The estimated frequency-dependent attenuation is significantly correlated with the standard attenuation value ( $R = 0.78-0.92$ ,  $p < 0.01$ ), in which the spectral difference method ( $R = 0.91$ ,  $p < 0.01$ ) and the hybrid method ( $R = 0.92$ ,  $p < 0.01$ ) are more accurate with an estimated error less than 20%. The results prove that it is feasible to measure the frequency-dependent attenuation from ultrasonic backscatter signal of cancellous bone. Based on Fourier transform-inverse Fourier transform, the frequency-dependent attenuation can be compensated. The compensated ultrasonic signals are with significantly improved signal intensity and improved signal-to-noise ratio. This study is conducive to the subsequent ultrasonic backscatter measurement and ultrasonic imaging of cancellous bone.

**Keywords:** ultrasonic backscatter, bone evaluation, frequency-dependent attenuation, attenuation compensation

**PACS:** 43.20.Jr, 43.35.Cg

**DOI:** 10.7498/aps.68.20190599

\* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 11874289, 11827808, 11804056, 11525416) and the Fundamental Research Funds for the Central Universities, China (Grant No. 02302150002).

† Corresponding author. E-mail: [chengchengliu@tongji.edu.cn](mailto:chengchengliu@tongji.edu.cn)

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