

基于希氏变换的超声基频算法估计骨小梁间距

他得安^{1,2} 李颖¹ 刘成成¹

(1. 复旦大学电子工程系, 上海, 200433; 2. 上海市医学图像处理与计算机辅助手术重点实验室, 上海, 200032)

摘要: 超声背散射信号对松质骨的微观结构极其敏感。骨小梁间距(Trabecular bone spacing, TbSp)是用于表征松质骨微结构的一个重要参数。为了能从松质骨超声背散射信号中准确获得松质骨 TbSp, 本文提出了一种希尔伯特变换和基频估计法相结合的 TbSp 估计算法。将该算法应用于离体松质骨的超声背散射信号, 获得相应的 TbSp 值, 并与显微 CT 测得的 TbSp 进行比较。结果表明, HFE 算法在信号频率较高时(5 MHz 和 10 MHz), 估计结果更准确(误差 $<3\%$)且稳定(标准偏差 $<4\%$); TbSp 较大时, 估计结果更为准确; TbSp 的估计值与标准值在不同频率下均有显著的相关性($r^2=0.75\sim 0.99$, $p<0.01$, $n=16$)。HFE 算法估计 TbSp 具有准确性和稳定性, 可用于表征松质骨 TbSp。

关键词: 骨小梁间距; 松质骨; 超声背散射; 希尔伯特变换; 基频估计

中图分类号: R445.1 **文献标志码:** A

Trabecular Bone Spacing Estimation Based on Hilbert Transform and Fundamental Frequency Estimation Method

Ta Dean^{1,2}, Li Ying¹, Liu Chengcheng¹

(1. Department of Electronic Engineering, Fudan University, Shanghai, 200433, China; 2. Key Laboratory of Medical Imaging Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI) of Shanghai, Shanghai, 200032, China)

Abstract: Ultrasonic backscatter signal is quite sensitive to the microstructure of cancellous bone. Trabecular bone spacing (TbSp) is an important parameter for characterizing bone microstructures. In order to acquire TbSp accurately from the ultrasonic backscatter signal of the cancellous bone, a TbSp estimation method is proposed using a combination of the Hilbert transform and fundamental frequency estimation (HFE) method. The HFE results from the cancellous bone in vitro are compared with the TbSp obtained from μ -CT. The HFE results are accurate (estimation error $<3\%$) and stable (standard variation $<4\%$) at higher frequencies (5 MHz and 10 MHz), and more accurate when standard TbSp is large, and have a high correlation ($r^2=0.75\sim 0.99$, $p<0.01$, $n=16$) with the standard TbSp at different frequencies. It shows that the HFE method is accurate and stable for TbSp estimation. The HFE method is verified to characterize the cancellous bone TbSp.

Key words: trabecular bone spacing; cancellous bone; ultrasonic backscatter; Hilbert transform; fundamental frequency estimation

引言

骨质疏松是一种导致骨量流失和骨组织结构退化的疾病^[1]。据估计全球已有 2 亿多人受骨质疏松的影响,在美国、欧洲和亚洲约有 20%~30% 的女性受到骨质疏松的困扰^[2],现代社会的老龄化使骨质疏松症得到越来越多的重视。

双能 X 射线吸收法测得的骨矿物质密度(Bone mineral density, BMD)是现临床上评价骨质疏松的金标准,与之相比,超声具有便携、无损、无电离辐射及价廉等优势^[3-4]而用来作为生物医学信号表征生命体征^[5]。近年来,超声波背散射法因其能潜在的表征骨小梁微观结构信息而受到广泛关注^[6]。

松质骨微结构可以认为是由弥漫(随机)散射子和规则散射子(骨小梁)的集合组成的准周期性组织^[3]。骨小梁间距(Trabecular bone spacing, TbSp)是规则骨小梁之间的距离,当发生骨质疏松时 TbSp 会变大,从超声背散射信号估计的 TbSp 可以反应骨微观结构的改变^[7-8],简易反向滤波器跟踪(Simplified inverse filter tracking, SIFT)^[9-10]算法已应用于离体的人松质骨背散射信号来估计平均骨小梁间距。然而 SIFT 估计的精度不是很高^[11]。已发现当 TbSp 小于 1.0 mm 或大于 2.2 mm 的时候 SIFT 的估计方差偏大^[3]。基频估计法^[12]也应用于离体的人松质骨背散射信号来估计平均骨小梁间距,本文采用基于希尔伯特变换和基频估计相结合的算法(Hilbert transform and fundamental frequency estimation, HFE)来估计 TbSp。HFE 算法对基频估计法的改进在于使用了希尔伯特变换提取包络,能很有效地消除测量系统和传播介质的影响,同时希尔伯特变换提取包络能自适应处理不同的超声背散射信号,对噪声的抑制作用要强于基频估计法所使用反向滤波器。另外 HFE 算法也采用了基于事件的瞬时基频估计(Event-based instantaneous fundamental frequency estimation, EB)^[13]算法和 YIN 算法(取名来自中国哲学思想“阴”和“阳”)^[14]。本文通过离体牛松质骨实验来评价 HFE 算法的性能。

1 理论基础和估计算法

因为骨微结构具有准周期性,所以背散射信号的基频满足^[3]

$$\text{TbSp} = c / (2 \times f_0) \quad (1)$$

式中: c 为松质骨中的超声传播速度(1 540 m/s)^[3]; f_0 为超声信号的基频。图 1 为 HFE 算法的流程图,其中 X_n 为超声背散射信号。图 2 为加窗后牛松质骨中的超声背散射信号。由于换能器脉冲响应的干扰,不能直接估计出超声背散射信号的基频,先用希尔伯特变换提取背散射信号包络以消除高频干扰并抑制噪声。

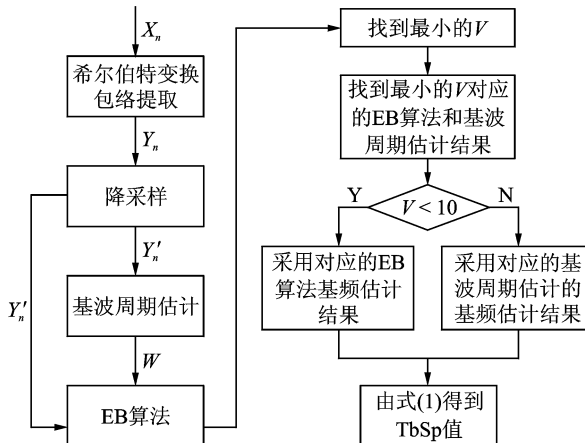


图 1 HFE 算法流程图

Fig. 1 Flowchart of HFE algorithm

希尔伯特变换得到的包络 Y_n 可表示为

$$Y_n = \text{abs}[X_n + i \cdot \text{Hilbert}(X_n)] \quad (2)$$

式中: X_n 为超声背散射信号, Y_n 为 X_n 经希尔伯特变换得到的包络, 如图 3 所示。

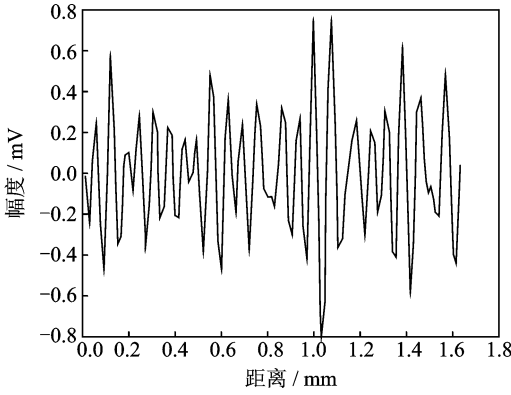


图 2 加窗后的牛松质骨样本超声背散射信号

Fig. 2 Selected ultrasonic backscatter signal from bovine tibiae

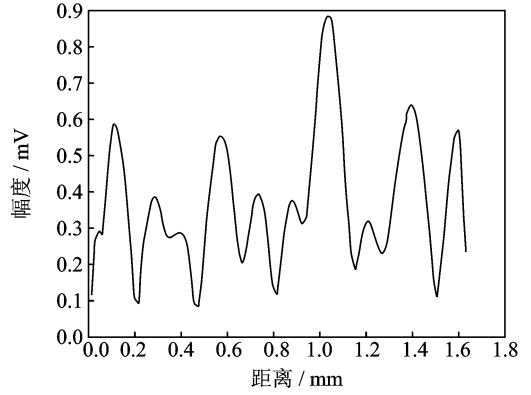


图 3 希尔伯特变换得到的包络

Fig. 3 Envelope obtained by Hilbert transform

基频估计法通常用于最高频率不超过 100 kHz 的语音信号^[13-14], 而本实验的所用的采样频率为 50 MHz。由于 TbSp 在 0.5~3 mm 的范围内^[3], 由式(1)可得, f_0 的变化范围从 257 kHz~1.54 MHz, 所以先对包络信号进行降采样得到 Y' , 再用基频估计法来估计基波频率。

EB 算法和 YIN 算法用于估计基频 f_0 , 经过判决后再决定所估计的 f_0 , 最终估计的 TbSp 由式(1)计算得到。

YIN 算法基于自相关算法^[14], 为了估计基波周期, 定义差值表达式如下

$$d(\tau) = \sum_{j=1}^w (Y'_j - Y'_{j+\tau})^2 \quad (3)$$

降采样后的背散射信号基波周期可通过在一定的窗口宽度 w 内搜索式(3)差值表达式 $d(\tau)$ 的第一个最小值所对应的 τ 值来估计得出。式(3)中 w 是搜索的窗口宽度, τ 是采样点数, Y' 是对包络信号进行降采样得到的。

为了减少来自谐波和初值 $d(0)$ 的干扰, 式(3)替换为累积平均归一化的函数

$$d'(\tau) = \begin{cases} 1 & \tau = 0 \\ \frac{d(\tau)}{\frac{1}{\tau} \sum_{k=1}^{\tau} d(k)} & \text{其他} \end{cases} \quad (4)$$

式中: 当 τ 较小时, $d'(\tau)$ 值大于 1, 当 $d(\tau)$ 小于平均值时, $d'(\tau)$ 才小于 1; 当 $\tau = nT$ 时, $d'(\tau)$ 随着 n 的增大而逐渐增大, 从而消除了谐波成份的影响。图 4 为 YIN 算法估计周期示意图, 选择小于某一阈值的第 1 个局部最小值所对应的 τ 值作为所估计的基波周期。

YIN 算法的优点是易于实现, 然而该算法鲁棒性相对较差, 在低信噪比时会得到错误的 τ 值。此外, 由于该算法的估计值直接由 τ 给出, 当采样率不高时估计精度会降低, 从而导致估计误差增大, 如果采样率过高, 可能会出现毛刺干扰影响 τ 值的估计。尽管如此, YIN 算法仍然是用于估计降采样信号 Y'_n 基波周期的合适算法。第 1 个局部最小值点对应的 τ 值可能是由于干扰所引起的, 与真正的基波周期并不相同, 因此选取满足要求的前 3 个 τ 值, 并作为 EB 算法的窗口长度 W , 最终通过判决选择最终估计

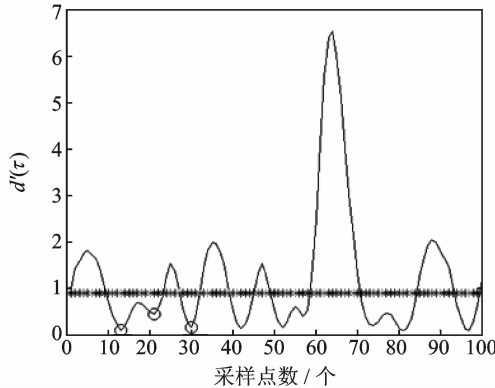


图4 YIN算法估计的大概周期

Fig. 4 Approximate fundamental period estimated by YIN algorithm

的 f_0 。

EB算法也是一种从语音信号估计瞬时 f_0 的算法^[13], 超声背散射信号中规则散射回波也有类似语音信号基波的性质, 所以EB算法可以用来估计超声背散射信号频率 f_0 。

首先, 通过对 Y' 进行一次差值运算去除直流以及低频成份得到差值信号

$$S_n = Y'_n - Y'_{n-1} \quad (5)$$

然后, 由于基频 f_0 的信息散布在整个频率域内, 通过零频率滤波器可以在保留基波的同时滤除其他噪声干扰^[13], 所以 S_n 两次通过理想的零频率滤波器, 输出分为

$$R1_n = - \sum_{k=1}^2 a_k R1_{n-k} + S_n \quad (6)$$

$$R2_n = - \sum_{k=1}^2 a_k R2_{n-k} + R1_n \quad (7)$$

式中: $a_1 = -2$ 和 $a_2 = 1$ 。

最后, 通过减去均值以消除 $R2_n$ 直流上升或下降的趋势, 所得结果

$$R_n = R2_n - \frac{1}{W} \sum_{m=-N}^N R2_{n+m} \quad (8)$$

式中: $W = 2N + 1$ 是计算均值的窗口宽度所对应的离散采样点数。式(5)初始化为 $S_1 = Y'_1$; 式(6)初始化为 $R1_1 = S_1, R1_2 = -2R1_1 + S_2$; 式(7)初始化为 $R2_1 = R1_1, R2_2 = -2R2_1 + R1_2$ 。

理想的零频率滤波器的作用是保持基频并消除了噪声的影响。经过一个理想的零频率滤波器效果相当于对信号做两次积分, 所以 $R1_n$ 相当于对 S_n 连续做了 4 次积分, 基波信息会被快速增长或衰减的 S_n 所掩盖, 为了能检测到基波周期, 必须消除这种趋势。

当处理超声背散射信号时, $R2_n$ 只持续很短的时间, 其值增长得很快, 所以需要两次式(8)以除去这种趋势。 R_n 的正过零点(一阶导数是正的零点)对应于基波的正过零点, 因此, 正过零点之间平均间隔的倒数就是 f_0 的估计值。图 5 为 EB 算法估计的基波周期示意图。式(8)中的窗口长度 W 是一个关键的参数, 虽然 Yegnanarayana 等^[13] 提到 W 是基波周期的 1 至 2 倍范围内都是合适的, 但是实验表明, 只有当 W 接近基波周期时才能获得较为准确的估计。因此, 为了获得准确的估计, 有必要先来估计近似的基波周期, 这也是使用 YIN 算法的原因。

通过实验发现当 R_n 的波形越规律(接近正弦或余弦曲线的单一频率)时估计结果更准确, 因此, 正过零点之间的间距方差 V 可以作为判决正确估计 f_0 的判据, 判定模块的流程图如图 1 所示。实验结果

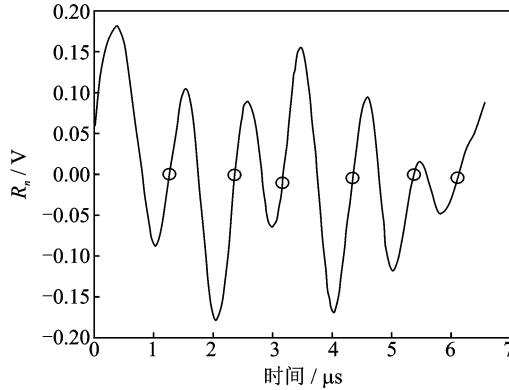


图 5 EB 算法估计的基波周期

Fig. 5 Fundamental wave estimated by EB algorithm

还发现,当 V 的门限高(大于 10)时,其对应的 EB 估计误差很大。因此,如图 1 所示,当方差大于 10 时选用 YIN 算法估计结果,最终通过式(1)计算出 $TbSp$ 。

2 超声背散射离体实验估计骨小梁间距

从新鲜的牛股骨末端取得 16 块松质骨样本,样本尺寸约为 $3.0\text{ cm} \times 3.0\text{ cm} \times 1.0\text{ cm}$,松质骨样本表面平行于骨小梁的主受力方向,用高压水柱冲洗骨样本,将其内部的骨髓冲洗出来。在实验之前,将骨样本存放在生理盐水溶液中保存。

本文所用的实验装置如图 6 所示。实验前,将骨样本浸泡于蒸馏水中,并置于真空泵中,通过真空脱气以除尽松质骨中的气泡。将骨样本放置于装满脱气纯水的水槽($50\text{ cm} \times 40\text{ cm} \times 30\text{ cm}$),水槽的内表面覆盖了吸声材料,以避免水槽壁的反射回波对松质骨背散射信号产生干扰。使用中心频率分别为 0.5 MHz, 1 MHz, 2.25 MHz, 3.5 MHz, 5 MHz 和 10 MHz 的非聚焦超声换能器,具体参数如表 1 所示。

超声分析仪(Panametrics 5900) 作为超声发射和接收单元,用于激励超声换能器,并接收松质骨的超声背散射信号。超声探头固定于自动的步进电机装置(UltraPACC-scan)上。调整骨样本使得骨样

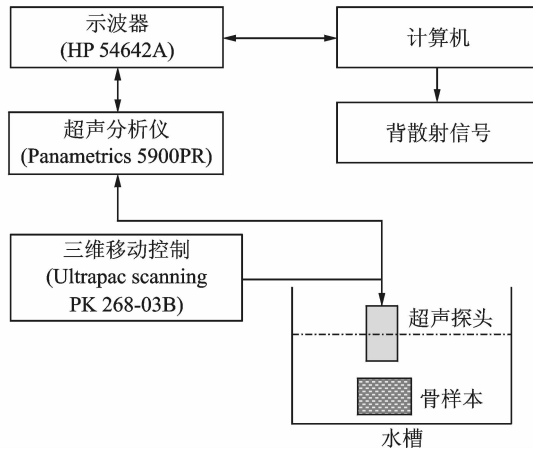


图 6 实验装置图

Fig. 6 Block diagram of experiment

表 1 实验使用的超声换能器参数

Table 1 Information of transducers used in experiment

探头编号	型号	中心频率/MHz	探头直径/cm	有效频带/MHz
1	V301	0.50	2.54	0.31~0.60
2	V302	1.00	2.54	0.59~1.18
3	V304	2.25	2.54	1.48~2.96
4	V380	3.50	2.54	2.55~4.75
5	V307	5.00	2.54	3.07~6.17
6	V327	10.00	0.95	6.58~12.64

本的上表面平行于超声探头的下表面,使超声垂直于骨小梁主要排列方向入射。超声背散射信号由同一换能器接收并由 50 MHz 采样率的示波器转换为数字信号。为了降低噪声,背散射信号先由示波器进行 128 次平均,然后通过 IEEE488 总线发送到计算机。用显微 CT(μ -CT 80)扫描松质骨样本,并重建松质骨结构,获得松质骨样本的 TbSp 作为标准值。

3 结果与讨论

HFE 算法应用于 6 个不同频率下 16 块牛松质骨样本的背散射信号,获得 TbSp 的估计结果如表 2 所示。图 7 为 HFE 算法的估计误差随 TbSp 的变化图。

总体来说,估计误差随着 TbSp 的增大而减小。在 TbSp 较低(<0.5 mm)时 HFE 算法估计的 TbSp 误差较大且不稳定;在 TbSp 较大时(>1.0 mm)估计误差小(平均 $<10\%$)且稳定。图 8 为 HFE 算法的估计误差随频率变化的关系。

当采用的超声频率不同时,TbSp 的估计效果不同。随着超声频率的增加,估计误差均值降低,估计方差也随之降低。当频率较低时,估计误差较大;当频率较高时(5 MHz 和 10 MHz),估计结果更准确(误差小于 3%)且稳定(方差小于 4%)。图 9 显示了在不同频率下 HFE 算法的 TbSp 估计值和显微 CT

表 2 不同频率下 HFE 算法估计的 TbSp 结果

Table 2 HFE-estimated TbSp results at different frequencies

样本 编号	标准值/ mm	估计值(估计误差)/mm(%)					
		0.5 MHz	1 MHz	2.25 MHz	3.5 MHz	5 MHz	10 MHz
1	0.43	0.06(85.7)	0.40(7.0)	0.54(25.3)	0.51(18.1)	0.43(0.2)	0.43(0.2)
2	0.47	0.49(3.9)	0.49(3.9)	0.34(28.6)	0.46(2.6)	0.46(2.6)	0.48(0.6)
3	0.40	0.46(15.7)	0.31(22.8)	0.45(13.9)	0.25(38.3)	0.40(0.3)	0.42(4.2)
4	0.50	0.51(2.2)	0.23(53.5)	0.17(65.9)	0.49(0.9)	0.45(10.2)	0.49(0.9)
5	0.66	0.66(0.4)	0.60(9.7)	0.66(0.4)	0.66(0.4)	0.66(0.4)	0.66(0.4)
6	1.05	0.94(10.9)	0.94(10.9)	0.93(11.9)	1.12(6.6)	1.05(0.7)	1.05(0.7)
7	0.43	0.57(32.5)	0.55(28.9)	0.43(0.2)	0.39(10.5)	0.45(3.8)	0.43(0.2)
8	0.47	0.45(5.1)	0.48(1.4)	0.42(11.7)	0.48(1.4)	0.49(4.7)	0.46(1.9)
9	0.75	0.77(2.7)	0.75(0.7)	0.75(0.7)	0.75(0.7)	0.75(0.7)	0.75(0.7)
10	0.72	0.72(0.4)	0.74(2.5)	0.68(6.0)	0.72(0.4)	0.75(4.7)	0.72(0.4)
11	0.69	0.69(0.8)	0.57(17.1)	0.69(0.8)	0.69(0.8)	0.68(1.4)	0.69(0.8)
12	0.70	0.45(36.6)	0.66(6.0)	0.71(0.6)	0.68(3.8)	0.71(0.6)	0.71(0.6)
13	0.72	0.75(4.2)	0.77(6.3)	0.72(0.1)	0.71(2.2)	0.72(0.1)	0.72(0.1)
14	0.62	0.72(16.3)	0.62(1.0)	0.69(11.3)	0.63(1.4)	0.63(1.4)	0.62(1.0)
15	1.02	1.08(5.2)	1.02(0.8)	1.03(0.7)	0.92(9.8)	1.06(3.7)	1.03(0.7)
16	1.18	1.14(3.2)	1.05(11.1)	1.17(0.6)	1.16(1.9)	1.02(13.7)	1.16(1.9)

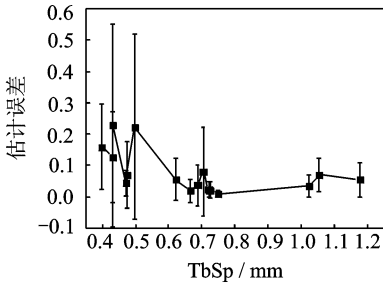


图 7 HFE 算法估计误差随 TbSp 的变化图

Fig. 7 HFE estimation percentage errors versus TbSp

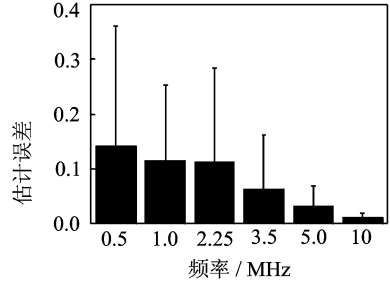
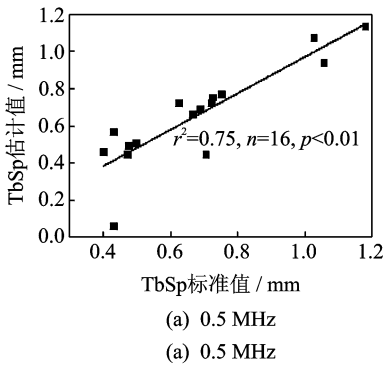
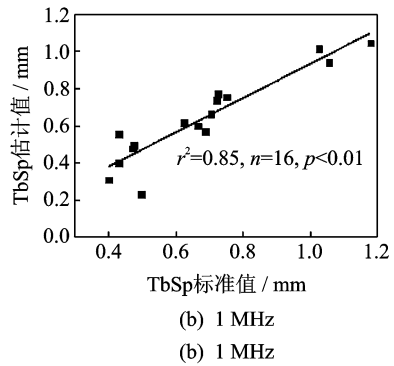


图 8 HFE 估计误差随频率的关系

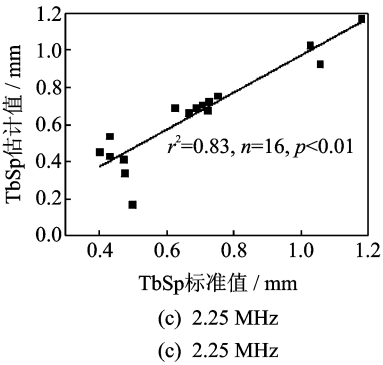
Fig. 8 Relationship between HFE estimation percentage errors and frequencies



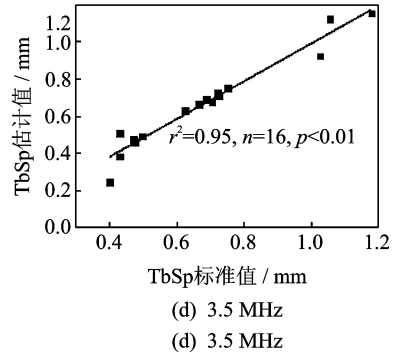
(a) 0.5 MHz
(a) 0.5 MHz



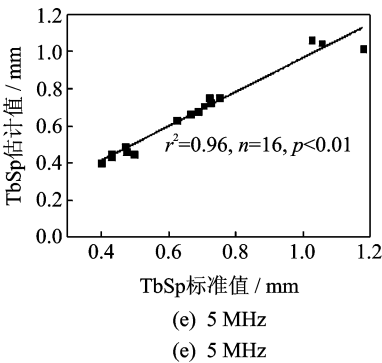
(b) 1 MHz
(b) 1 MHz



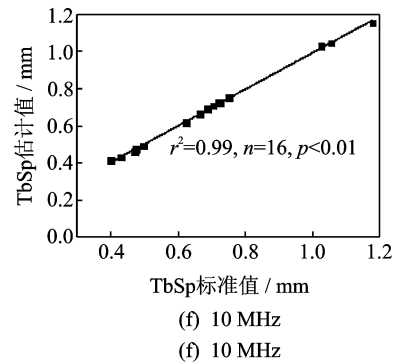
(c) 2.25 MHz
(c) 2.25 MHz



(d) 3.5 MHz
(d) 3.5 MHz



(e) 5 MHz
(e) 5 MHz



(f) 10 MHz
(f) 10 MHz

图 9 不同频率下 HFE 估计值与标准值的相关性

Fig. 9 Correlation between HFE-estimated results and standard TbSp at different frequencies

测得的 TbSp 标准值之间的相关性。结果显示在不同的频率下, TbSp 的估计值与标准值均有显著的相关性($r^2=0.75\sim 0.99$, $p<0.01$, $n=16$), 且频率越高, 相关性也越高。

当 TbSp 较小时, 骨小梁的尺寸较小, 在相同的超声频率下, 更难准确获得 TbSp 的估计结果; 反之, 当 TbSp 较大时, 在相同的超声分辨力下, 更容易获得 TbSp 的准确估计值。因此, HFE 算法在 TbSp 较大时, 有更令人满意的估计效果。同时, 超声频率也会对估计结果有直接影响。当超声频率较高时, 超声的空间分辨力较高, 因此能获得更准确且稳定的估计效果; 反之, 超声频率较低时, 估计误差较大且不稳定。因此, 当采用 HFE 算法来估计松质骨微结构信息时, 易选用较高频率的超声探头(10 MHz)来测量背散射信号, 以便获得准确且稳定的估计效果。当然, 考虑到超声在松质骨中较强的衰减, 超声频率也不宜过高。然而, HFE 算法获得的估计值与标准值在不同的频率下均有较高的显著相关性($r^2=0.75\sim 0.99$, $p<0.01$, $n=16$), 说明即便在较低的超声频率下, HFE 算法也有显著的适用性。

离体实验结果表明, HFE 算法在精度和稳定性上表现很好。尽管如此, HFE 算法对一些样品的估计误差也很大, 比如 1 号、4 号骨样本, 许多因素可能引起这种情况, 如松质骨微结构的各向异性^[15], 骨小梁背散射信号干涉叠加^[16], 测量系统的误差等。此外, 超声在骨小梁中的多次散射也会对本文估计结果有一定干扰^[17], 选取的背散射信号长度也会对背散射诊断产生一定的影响^[18]。

4 结束语

本文提出了一种基于 HFE 算法的 TbSp 估计算法, HFE 算法的性能通过离体实验进行了验证。实验证明, 当超声频率越高时, HFE 算法估计的 TbSp 结果更加精确和稳定。另外, 当实际的 TbSp 越大时, HFE 算法估计的结果更准确。本文研究表明, HFE 算法在估计精度和稳定性上都是有效的 TbSp 估计算法, 可用于表征松质骨微结构的结构。

参考文献:

- [1] Le L H, Zhang C, Ta D, et al. Measurement of tortuosity in aluminum foams using airborne ultrasound[J]. *Ultrasonics*, 2010, 50(1): 1-5.
- [2] Reginster J Y, Burlet N. Osteoporosis: A still increasing prevalence [J]. *Bone*, 2006, 38(2): 4-9.
- [3] Huang K, Ta D, Wang W, et al. Simplified inverse filter tracking algorithm for estimating the mean trabecular bone spacing [J]. *IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Contr*, 2008, 55(7): 1453-1464.
- [4] Ta D, Wang W, Huang K, et al. Analysis of frequency dependence of ultrasonic backscatter coefficient in cancellous bone [J]. *J Acoust Soc Am*, 2008, 124(6): 4083-4090.
- [5] 宁新宝. 生物医学信号时间属性及其分析研究的进展[J]. *数据采集与处理*, 2013, 28(5): 529-538.
Ning Xinbao. Time property and its research progress on biomedical signal time series[J]. *Journal of Data Acquisition and Processing*, 2013, 28(5): 529-538.
- [6] Ta D, Huang K, Wang W, et al. Predict ultrasonic backscatter coefficient in cancellous bone by theory and experiment[C] // *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27 th Annual Conference*. Shanghai: IEEE, 2005: 1131-1134.
- [7] Liu C, Ta D, Fujita F, et al. The relationship between ultrasonic backscatter and trabecular anisotropic microstructure in cancellous bone [J]. *J Appl Phys*, 2014, 115(6): 064906.
- [8] Jiang Y, Liu C, Li R, et al. Analysis of apparent integrated backscatter coefficient and backscattered spectral centroid shift in calcaneus in vivo for the ultrasonic evaluation of osteoporosis[J]. *Ultrasound Med Biol*, 2014, 40(6): 1307-1317.
- [9] 黄凯, 他得安, 王威琪. 估计骨小梁间距的信号处理方法[J]. *国际生物医学工程杂志*, 2007, 30(1): 10-14.
Huang Kai, Ta Dean, Wang Weiqi. Techniques for estimating the mean trabecular spacing [J]. *International Journal of Biomedical Engineering*, 2007, 30(1): 10-14.
- [10] 他得安, 王威琪. 超声背散射法评价松质骨状况的研究[J]. *应用声学*, 2013, 32(3): 199-204.
Ta Dean, Wang Weiqi. Assessment of cancellous bone based on ultrasonic backscatter method [J]. *Applied Acoustics*, 2013, 32(3): 199-204.
- [11] 黄凯, 他得安, 王威琪, 等. 基于简易反向滤波跟踪算法分析松质骨的微结构特征[J]. *中国生物医学工程学报*, 2008, 27(2): 218-223.

Huang Kai, Ta Dean, Wang Weiqi, et al. Analysis of cancellous bone microstructure based on simplified inverse filter tracking algorithm[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2008, 27(2): 218-223.

- [12] 杨白丁, 他得安, 王威琪. 基频估计算法研究平均骨小梁间距[J]. 声学学报, 2011, 36(2): 172-178.
Yang Baiding, Ta Dean, Wang Weiqi. Study on the mean trabecular bone spacing based on fundamental frequency estimation method [J]. ACTA ACUSTICA, 2011, 36(2): 172-178.
- [13] Yegnanarayana B, Sri Rama Murty K. Event-based instantaneous fundamental frequency estimation from speech signals [J]. IEEE Trans Audio, Speech, Lang Process, 2009, 17(4): 614-624.
- [14] De Cheveigné A, Kawahara H. YIN, a fundamental frequency estimator for speech and music [J]. J Acoust Soc Am, 2002, 111(4): 1917-1930.
- [15] 刘成成, 他得安, 王威琪. 超声背散射信号与骨小梁主要排列方向的关系[J]. 声学技术, 2013, 32(6): 42-45.
Liu Chengcheng, Ta Dean, Wang Weiqi. The relationship between ultrasonic backscatter and main trabecular alignment in cancellous bone [J]. Technical Acoustics, 2013, 32(6): 42-45.
- [16] 刘成成, 他得安, 王威琪. 骨小梁材料特性对超声背散射信号的影响[J]. 声学学报, 2013, 38(3): 382-388.
Liu Chengcheng, Ta Dean, Wang Weiqi. Effect of trabecular bone material properties on ultrasonic backscattering signals [J]. ACTA ACUSTICA, 2013, 38(3): 382-388.
- [17] Haiat G, Lhemery A, Renaud F, et al. Velocity dispersion in trabecular bone: Influence of multiple scattering and of absorption [J]. J Acoust Soc Am, 2008, 124(6): 4047-4058.
- [18] Liu C C, Han H J, Ta D A, et al. Effect of selected signals of interest on ultrasonic backscattering measurement in cancellous bones [J]. Sci China Phys Mech Astron, 2013, 56(7): 1310-1316.

作者简介:他得安(1972-),男,教授,博士生导师,研究方向:医学超声、医学信号处理和生物医学工程,E-mail: tda@fudan.edu.cn;李颖(1989-),男,博士研究生,研究方向:医学信号处理;刘成成(1986-),男,博士后,研究方向:医学超声。

