

基于相位迁移的超声平面波多层皮质骨成像*

张芸芸¹⁾ 李义方^{2)†} 石勤振¹⁾ 许乐修¹⁾戴菲¹⁾ 邢文字¹⁾ 他得安^{1)2)‡}

1) (复旦大学信息科学与工程学院, 生物医学工程中心, 上海 200438)

2) (复旦大学工程与应用技术研究院, 上海 200438)

(2023 年 4 月 11 日收到; 2023 年 5 月 9 日收到修改稿)

皮质骨是一种高衰减、各向异性、高声阻抗的多层生物组织. 其结构和材料特性导致高频超声难以穿透其多层结构, 从而获取高质量图像. 传统超声动态聚焦成像以均匀声速假设为前提, 且受制于发射能量和帧率, 难以实现多层结构的准确、快速重建, 限制其临床应用的推广. 针对以上问题, 本文提出一种基于相位迁移的平面波骨成像方法 (PSM-PW-VI), 实现了皮质骨多层结构的精确和快速重建. 首先利用超声走时反演估计成像区域的声速分布; 然后应用频域相位迁移平面波相干复合方法并行重建上下两个相控阵探头对应的超声图像; 最后将两幅图像融合得到完整的皮质骨超声图像. 仿真、仿体、离体实验共同验证了该方法的有效性. 无论是三层还是五层模型的皮质骨, 其厚度的平均误差均小于 0.2 mm, 相对误差小于 7%. 此外, 与基于相位迁移合成孔径 (PSM-SA) 方法相比, 在相同的工作频率下, 该方法具有更深的成像深度和更快的成像速度. 实验结果表明, 该方法是一种准确高效的皮质骨超声成像方法, 对超声骨成像技术的发展和临床研究具有一定的借鉴意义.

关键词: 平面波成像, 皮质骨, 多层介质, 频域**PACS:** 43.60.-c, 43.60.Fg, 43.60.Lq**DOI:** 10.7498/aps.72.20230581

1 引言

骨质疏松症是一种慢性、全身性的骨代谢疾病, 具体表现为骨量减少, 骨微结构退化, 骨脆性提高, 进而导致骨质疏松性骨折的风险加剧^[1]. 随着人口老龄化的发展, 骨质疏松给全社会带来了沉重的公共卫生负担^[1]. 我国 65 岁及以上人口超过 2 亿, 是目前世界上老年人口绝对数量最多的国家^[2]. 统计显示, 约 32.0% 的老年人患有骨质疏松症, 但是由于缺乏对骨质疏松的认识, 人群的未诊率依然较高, 该疾病的实际发生率可能远高于统计数据^[2].

因此, 及时准确地评估骨骼健康状态具有重要意义. 目前, 临床上骨质检测技术主要有双能 X 射线吸收技术 (dual-energy X-ray absorptiometry, DXA)、计算机断层扫描 (computed tomography, CT) 以及磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 技术. 然而, 以上方法使用的仪器尺寸庞大、费用昂贵、存在电离辐射, 不适用于骨质状况的日常高频检测, 更不适合孕妇和婴幼儿的使用.

作为机械波, 超声天然适合测量组织的结构和弹性特征, 并且具有无电离辐射、操作便捷、价格低廉等优点. 在过去的 30 年里, 定量超声 (quantitative ultrasound, QUS) 骨质诊断技术得到了较快的发展. 根据骨骼的种类, 该技术可以分为两类:

* 国家自然科学基金 (批准号: 11827808, 12034005, 12274094) 和中国博士后科学基金 (批准号: 2022M720814) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: yifangli@fudan.edu.cn

‡ 通信作者. E-mail: tda@fudan.edu.cn

一是基于超声背散射和透射法的松质骨诊断方法^[3,4]；二是基于超声导波轴向测量方式的皮质骨诊断技术^[5,6]。然而，以上方法一般通过测量并估计骨骼材料参数特征来评价骨质状况，难以直接重建骨骼形态。随着骨质疏松病程的进展，患者会出现骨骼结构和几何形状的改变，如孔隙率增大和骨皮质厚度变薄。因此，基于 QUS 的骨形态评价技术对骨质诊断具有重要意义。

在常见的超声成像方法中，线扫描成像是医学超声成像领域早期使用最广泛的成像方法。换能器通过线扫描的方式顺序发射物理焦点垂直变化的超声波束，并接收每个波束的后向散射回波信号，通过在接收阵元中引入不同的延时实现灰度图像重建，不同反射强度的组织在灰度图上以不同亮度显示^[7]。此方法已在软组织的临床检查中广泛使用，如腹部器官^[8]、乳腺^[9]和肿瘤^[10]。由于皮质骨与软组织间声速差异巨大，二者的交界处会发生显著的反射和折射，若以声束的直线传播（即均匀声速）为前提，将导致错误估计骨骼组织的声波延迟时间，进而畸形重建骨骼结构。Nguyen Minh 等^[11]采用传统线扫描方式发射和接收超声，使用折射校正多聚焦成像方法确定皮质骨厚度和声速，并重建了皮质骨超声图像，但多聚焦成像是一个缓慢的过程，需要数量为扫描线数 $\times$ 焦点数的发送和接收序列才能获得一帧图像，成像效率有待提高。

另一种比较常用的超声成像方法是合成孔径成像 (synthetic aperture, SA)，换能器各阵元顺序发射超声波，所有阵元同时接收，从而达到动态聚焦的目的，可有效提升成像质量^[12]。理论上，SA 的横向分辨率只与阵元的水平尺寸有关，与工作波长和成像深度无关^[13]。Renaud 等^[14]应用时域合成孔径，通过逐层迭代估计声速模型，成功实现了单层皮质骨在体成像。李云清等^[15]结合相位迁移 (phase shift migration, PSM) 和压缩感知技术，在频域实现了规则皮质骨的合成孔径成像。Jiang 等提出了时域^[16]和频谱域^[17]合成孔径方法，实现了颅骨仿体成像。然而，以上方法均基于单线阵换能器 SA 成像。该类方法有三点不足：一方面，医用超声探头一般针对软组织设计，其阵元尺寸较小，加之每次发射只使用一个阵元，在骨骼成像场景中，其发射能量相对较低，从而导致接收信号的信噪比有限；另一方面，重建一帧图像需要换能器阵元依次发射超声波，所有阵元同时接收，其数据采集、

存储、处理的开销较大，进而导致成像的时间分辨率（帧率）不能令人满意；再者，受制于超声在骨骼中的高衰减特性，单线阵成像模式已经被证明难以同时重建双层皮质骨^[14,18]。

与以上成像方法相比，平面波成像 (plane wave imaging, PWI) 只需很少的超声波束发射数量即可得到高质量图像，其图像重建的时间分辨率显著提升，可达每秒数千甚至上万帧^[19]。其原理是在感兴趣区域内以不同角度发射平面波，所有阵元同时接收，再进行图像的相干复合重建。PWI 已经广泛应用于软组织成像研究中，包括瞬态弹性成像^[19]、多普勒成像^[20]、造影剂增强成像^[21]、脑功能成像^[22]、超分辨成像^[23]。近年来，平面波也开始在无损伤检测领域使用，例如对金属物件的损伤探测^[24]，然而该技术在骨成像领域的研究尚属空白。当前，绝大多数 PWI 成像基于时域延迟叠加波束形成 (delay and sum, DAS) 方法实现^[18,22]，但 DAS 需要对感兴趣区域内所有像素点进行延迟叠加计算，其计算成本相对较高。频域 PWI 算法利用快速傅里叶变换可进一步提高成像效率。Lu 等^[25,26]提出了傅里叶域平面波成像算法，得到了高帧率和高信噪比的二维和三维超声图像。Garcia 等^[27]将 Stolt f - k 偏移算法改进后应用于平面波成像，获得了良好的成像效果。然而，上述方法依然以均匀声速为前提。如前所述，对于声速分层变化的多层非均匀介质，如具有多层结构的皮质骨，上述方法将不再适用。Le Jeune 等^[28]对换能器阵元施加适当时延，使超声波在被测物体（金属）中实现平面波传播模式，进而完成图像重建，但此方法仅适用于双层介质成像。Rakhmatov^[29]在频域实现了多层介质平面波成像，但此方法基于已知声速模型，无法适用于皮质骨声速模型未知的临床应用场景。

综上，本文提出一种皮质骨频域快速成像方法，将平面波相位迁移与声速反演估计相结合 (phase shift migration based plane-wave imaging via velocity inversion, PSM-PW-VI)，实现皮质骨多层结构的快速重建。该方法考虑了皮质骨多层结构之间的声速变化。首先，利用双线阵换能器采集声场数据，通过走时反演^[18]估计多层皮质骨模型的声速分布。在此基础上，应用平面波相位迁移方法并行重建上下两个超声探头对应的皮质骨图像。最后，将两幅图像融合得到最终成像结果。仿真、仿体、离体实验共同证明了所提方法的有效性。同时，

对平面波发射角度数量对图像重建的影响、成像深度、成像效率进行了分析和讨论. 与全矩阵合成孔径相位迁移 (phase shift migration based synthetic aperture, PSM-SA) 方法^[30]相比, 所提的 PSM-PW-VI 方法在时间分辨率、数据存储和处理开销、成像深度等方面有全面提升.

2 基本原理

相位偏移方法 (PSM) 是 Gazdag^[31]提出的一种经典的地球物理信号处理技术, 它基于爆炸反射模型 (exploding reflector model, ERM), 假设在 $t = 0$ 时刻“爆炸反射”产生垂直向上传播的超声波. 由二维波动方程可得^[29]

$$\left[\frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2} \right] P(t, z, x) = \frac{1}{v^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} P(t, z, x), \quad (1)$$

其中 x 轴为换能器水平放置方向, z 轴为成像深度方向, v 为介质中的等效声速. 对于均匀介质, 单阵元成像场景, 超声波从发射阵元到聚焦点以及聚焦点到接收阵元的路径完全相同. 因此, 反射波也可以视为成像区域的聚焦点在 $t = 0$ 时刻发射的超声波. 此时, 超声的等效速度为 $v = c/2$, c 为介质中的真实声速. PSM 算法的核心思想是由 $z = 0$ 处的声场 $P(t, 0, x)$ 重建出声波在深度 z 处的声场 $P(0, z, x)$. 令 $\psi(f, z, k_x)$ 为 $P(t, z, x)$ 的二维傅里叶变换, 则 $z + \Delta z$ 处的频域声场为^[29]

$$\psi(f, z + \Delta z, k_x) = \psi(f, z, k_x) e^{i2\pi k_z \Delta z}, \quad (2)$$

其中 f 为时间频率, k_x 和 k_z 分别表示 x 方向和 z 方向的波数, $k_z = (f/v) \sqrt{1 - (vk_x/f)^2}$, $f^2 > v^2 k_x^2$. 将 (2) 式进行二维傅里叶反变换, 得到 $z + \Delta z$ 处声场^[29]:

$$P(0, z + \Delta z, x) = \iint \psi(f, z + \Delta z, k_x) e^{i2\pi k_x x} dk_x df. \quad (3)$$

由 (2) 式和 (3) 式可知, 从 $z = 0$ 开始, 重复声场外推可得到成像区域的任何深度处的声场.

Gazdag^[31]的 PSM 方法要求发射阵元和接收阵元均在 $z = 0$ 处, 且符合零偏移条件. 换言之, 对于成像区域内某聚焦点, 发射和接收阵元具有相同的 x 轴坐标. 然而, 平面波的发射接收阵元不满足零偏移条件. 因此, 需要修改传统 PSM 算法以适应平面波的发射和接收模式.

多层结构的 PSM-PW-VI 算法原理如图 1 所

示, 对于第 l 层而言, Z_l 表示该层的开始位置, 在 ERM 设置中, 对于零偏移的 A 和 B 两点, 平面波波前 W 到达 B 点所用时间为 $\Delta z \cos \theta_l / c_l$ (θ_l 为平面波入射到第 l 层介质的角度), 其反射信号到达 A 点所用时间为 $\Delta z / c_l$. 对于 PWI, 由于声波的发射与接收路径不同, 不能直接使用单阵元成像场景的等效声速 $v = c/2$, 需使用每层介质的真实声速 c_l , 并将波前 W 到达 B 点产生的时间 $\Delta z \cos \theta_l / c_l$ 纳入超声发射和接收的总时间. 此时, (2) 式需调整为^[29]

$$\begin{aligned} \psi_{\theta_l}(f, Z_l + \Delta z, k_x) = \\ \psi_{\theta_l}(f, Z_l, k_x) e^{i2\pi \Delta z \left[f \cos \theta_l / c_l + (f/c_l) \sqrt{1 - (c_l k_x / f)^2} \right]}, \end{aligned} \quad (4)$$

等效于一个新的相位迁移因子 $e^{i2\pi k_{zl} \Delta z}$, 其中^[29]

$$k_{zl} = (f/c_l) \left[\cos \theta_l + \sqrt{1 - (c_l k_x / f)^2} \right]. \quad (5)$$

在进行相位迁移之前需要把 $z = Z_l$ 处接收波场水平对齐, 即将 W 与 Z_l 对齐. 将 f 谱 $\psi_{\theta_l}(f, Z_l, x)$ 乘以 $e^{i2\pi f x \sin \theta_l / c_l}$ 对齐接收波场, 由斯涅耳定律可知:

$$\sin \theta_1 / c_1 = \sin \theta_2 / c_2 = \dots = \sin \theta_l / c_l. \quad (6)$$

$\psi_{\theta_l}(f, Z_l, x) e^{i2\pi f x \sin \theta_l / c_l}$ 等价于 $\psi_{\theta_l}(f, Z_l, x) e^{i2\pi f x \sin \theta_1 / c_1}$. 因此, 接收波场的对齐操作只需在第一层上表面进行一次即可. 接着, 沿 x 方向进行一维傅里叶变换^[29]:

$$\psi_{\theta_l}(f, Z_l, k_x) = \int \psi_{\theta_l}(f, Z_l, x) e^{i2\pi x (f \sin \theta_l / c_l + k_x)} dx. \quad (7)$$

由 (7) 式可知, 波场相位沿 k_x 轴多偏移了 $f \sin \theta_l / c_l$. 为了补偿这个偏移, k_{zl} 需最终修改为^[29]

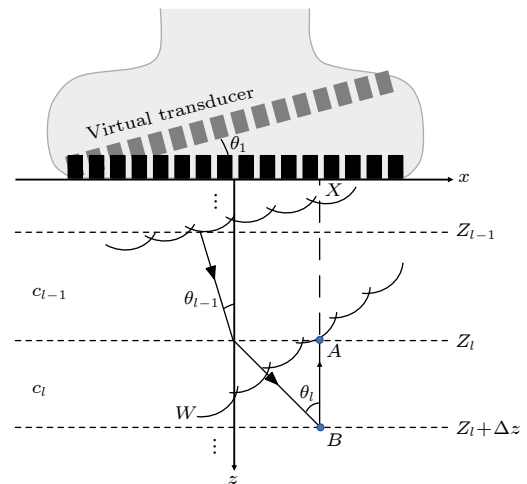


图 1 PSM-PW-VI 成像原理图

Fig. 1. Schematic diagram of PSM-PW-VI.

$$k_{zl} = (f/c_l) \left[\cos \theta_l + \sqrt{1 - (c_l k_x / f - \sin \theta_l)^2} \right]. \quad (8)$$

PSM-PW-VI 算法主要步骤如下:

1) 对 $z = 0$ 处采集到的以角度 α 发射的 PWI 时域声场信号 $P_\alpha(t, 0, x)$ 进行一维傅里叶变换, 得到 f - x 域信号 $\psi_\alpha(f, 0, x)$.

2) 对接收波场进行修剪 $\psi'_\alpha(f, 0, x) = \psi_\alpha(f, 0, x) e^{j2\pi f x \sin \theta_1 / c_1}$, 使得波场在 $t = 0$ 时刻对齐.

3) 对修剪后的波场 $\psi'_\alpha(f, 0, x)$ 沿 x 方向进行傅里叶变换, 得到 f - k_x 域信号 $\psi_\alpha(f, 0, k_x)$, 令 $l = 1$, 且声场在第一层介质的入射角等于平面波发射角 $\theta_1 = \alpha$.

4) 在第 l 层内进行波场外推, $\psi_{\theta_l}(f, Z_l + \Delta z, k_x) = \psi_{\theta_l}(f, Z_l, k_x) e^{j2\pi k_{zl} \Delta z}$. 其中 k_{zl} 如 (8) 式所示.

5) 在爆炸初始时刻 $t = 0$ 对 f 求和, 并且沿着 k_x 方向进行傅里叶反变换, 得到重建的图像线 $P_\alpha(0, Z_l + \Delta z, x)$.

6) 判断是否完成本层外推. 如未完成, 继续本层外推, 令 $Z_l = Z_l + \Delta z$, 重复步骤 4) 和 5). 如完成, 则 $l = l + 1$, c_l , θ_l , Z_l , k_{zl} 相应修改, 重复步骤 4) 和 5).

7) 直至得到全部重建图像线, 将其组合得到完整重建图像 $P_\alpha(0, z, x)$.

8) 对下一个发射角度 α , 重复以上过程 1)—7), 最后将各个发射角的重建声场相加, 得到最终的重建图像数据 $P(0, z, x) = \sum_\alpha P_\alpha(0, z, x)$.

3 仿真及实验设置

3.1 仿真设置

如图 2 所示, 设计软组织和皮质骨组成的三层和五层仿真模型来验证算法. 三层模型的皮质骨厚度为 2 mm, 五层模型皮质骨厚度为 2.5 mm. 软组织声速设置为 1540 m/s, 密度设置为 1000 kg/m³; 皮质骨声速为 2900 m/s, 密度为 1850 kg/m³. 使用 MATLAB 中的开源工具箱 k-wave^[32] 进行波场仿真.

设计两个完全相同的 128 阵元线性超声换能器. 两个换能器平行对齐地放置于皮质骨的上下两侧, 其中心频率为 3.5 MHz, 阵元宽度为 0.2 mm, 相邻阵元中心距为 0.3 mm, 有效孔径长度为

38.4 mm. 发射信号为 2 周期高斯脉冲. 选取 15 个发射角度 (-7° — $+7^\circ$ 均匀间隔) 激励产生平面波. 采样频率为 25 MHz. 网格尺寸设置为 0.02 mm $\times$ 0.02 mm, 时间步长设置为 4×10^{-9} s, 完美匹配层厚度设为 4 mm. 在 PSM 偏移过程中, 深度方向波场外推步长 $\Delta z = 0.044$ mm ($\lambda_0/10$, 其中 λ_0 为平面波波长)^[29].

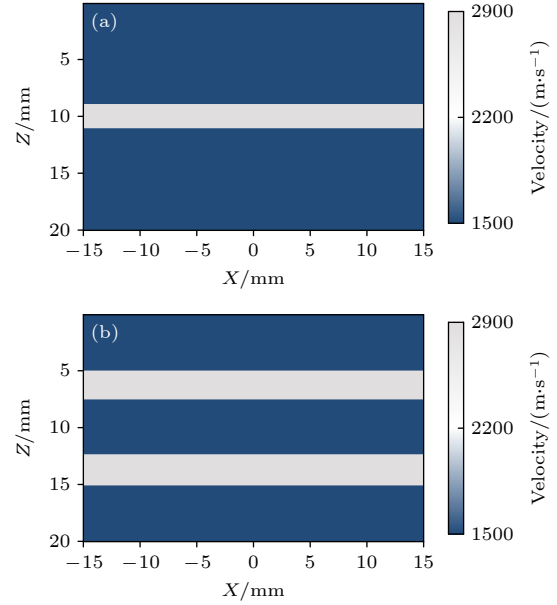


图 2 皮质骨声速模型 (a) 三层模型皮质骨声速模型; (b) 五层模型皮质骨声速模型

Fig. 2. Velocity model of cortical bone: (a) Velocity model of cortical bone with three-layer model; (b) velocity model of cortical bone with five-layer model.

3.2 实验设置

实验在 2.5 mm 厚的 Sawbones 仿体 (横向各向同性复合材料) 和 2.45 mm 厚的牛胫骨骨板上进行. 为了模拟在体成像场景, 利用琼脂粉和水 (质量比为 3%) 混合加热冷却后制成软组织仿体, 并使其包裹在皮质骨周围, 分别制成三层和五层模型的皮质骨仿体. 图 3 为实验装置示意图, 其设置与仿真基本一致. 实验使用可编程多通道超声实验平台 (Vantage 256, Verasonics Inc., Kirkland, WA, USA) 进行信号采集. 两个线阵换能器为骨成像定制设计 (广州多浦乐电子科技有限公司), 其中心频率为 3.5 MHz, 阵元数为 128, -6 dB 带宽为 2.3—4.7 MHz. 探头物理参数与仿真中设置保持一致. 牛胫骨的参考纵波声速 $V_{L\perp}$ (“ $\perp$ ”表示垂直于骨轴方向) 采用文献 [33] 中的方法获得. 其思路为: $v =$

$d/\Delta t$, 其中 d 为被测物体的尺寸, Δt 为超声信号通过被测物和参考物的飞行时间之差, 测得两个骨样本的声速参考值分别为 3037 m/s 和 3159 m/s.

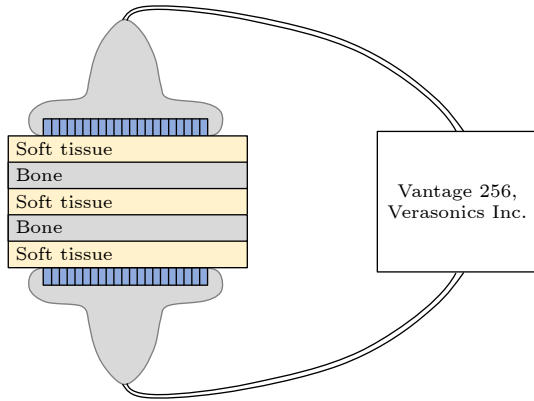


图 3 实验装置示意图

Fig. 3. Schematic diagram of the experimental setup.

仿真、仿体、离体实验中的材料参数设置参见表 1. 仿真和实验设置参见表 2.

表 1 模型参数设置
Table 1. Model parameter setting.

	参数名称	参数值
仿真骨板模型	纵波声速 $V_{L\perp}/(\text{m}\cdot\text{s}^{-1})$	2900
	质量密度 $/(\text{kg}\cdot\text{m}^{-3})$	1850
Sawbones 仿体	纵波声速 $V_{L\perp}/(\text{m}\cdot\text{s}^{-1})$	2910 ^[34]
	质量密度 $/(\text{kg}\cdot\text{m}^{-3})$	1850 ^[34]
	厚度/mm	2.50
	外径/mm	10
牛骨板	#1 纵波声速 $V_{L\perp}/(\text{m}\cdot\text{s}^{-1})$	3037
	#2 纵波声速 $V_{L\perp}/(\text{m}\cdot\text{s}^{-1})$	3159
	质量密度 $/(\text{kg}\cdot\text{m}^{-3})$	1850
	厚度/mm	2.45

表 2 仿真和实验设置
Table 2. Simulation and experiment setup.

设置	仿真研究	实验研究
中心频率/MHz	3.5	3.5
脉冲周期数	2	2
采样率/MHz	25	25
相邻阵元中心/mm	0.3	0.3
外推步长/mm	0.044	0.044
-6 dB 带宽/MHz	2.3—4.7	2.3—4.7
阵元间距/mm	0.1	0.1
有效孔径长度/mm	38.4	38.4
网格尺寸	0.02 mm×0.02 mm	—
时间步长/s	4×10^{-9}	—

4 结果

4.1 仿真结果

利用本课题组近期提出的超声走时反演方法^[18]估计多层皮质骨模型的声速分布. 皮质骨仿真模型设置的声速为 2900 m/s, 声速估计值的平均相对误差为 4.41%. PSM-PW-VI 的重建结果如图 4 所示. 图 4(a) 为三层模型皮质骨成像结果, 在皮质骨水平方向随机选取 50 个点测量厚度, 其平均厚度为 2.05 mm, 平均相对误差为 2.5%. 图 4(b) 为五层模型皮质骨成像结果, 上层皮质骨的平均厚度为 2.58 mm, 相对误差为 3.2%; 下层皮质骨平均厚度为 2.57 mm, 相对误差为 2.8%. 重建的三层和五层模型皮质骨边缘清晰、厚度准确, 表明 PSM-PW-VI 方法可准确重建出多层皮质骨结构.

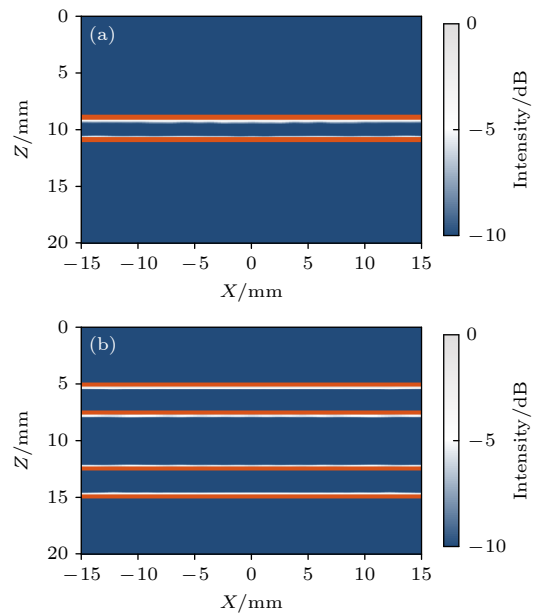


图 4 仿真重建结果 (a) 三层模型皮质骨重建结果; (b) 五层模型皮质骨重建结果. 橙线为从模型提取的结构和边缘

Fig. 4. Simulated reconstructed results: (a) Reconstructed result of cortical bone with three-layer model; (b) reconstructed result of cortical bone with five-layer model. Orange lines are the structure and edge extracted from the model.

4.2 实验结果

应用走时反演法^[18]估计 Sawbones 仿体和皮质骨的声速模型, Sawbones 仿体的真实纵波声速 $V_{L\perp}$ 为 2910 m/s, 声速估计值的平均相对误差为 4.83%; #1 皮质骨样本 (五层模型中的上层皮质

骨、三层模型中的皮质骨) 真实纵波声速 $V_{L\perp}$ 为 3037 m/s, #2 皮质骨样本 (五层模型中的下层皮质骨) 的真实纵波声速 $V_{L\perp}$ 为 3159 m/s, 其声速估计的相对误差分别为 5.17% 和 6.75%.

图 5 为横向各向同性皮质骨仿体实验结果. 上下层仿体结构均能够被准确清晰重建, 其中上层仿体厚度为 2.39 mm, 相对误差为 4.4%; 下层仿体厚度为 2.35 mm, 相对误差为 6%. 结果表明, PSM-PW-VI 算法能够准确重建横向各向同性多层皮质骨.

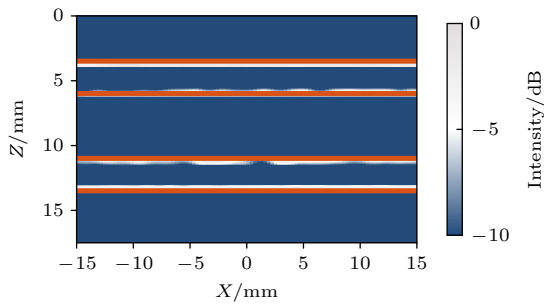


图 5 仿体重建结果, 其中橙线为从真实模型中提取的结构和边缘

Fig. 5. Reconstructed result of phantom experiment. Orange lines are the structure and edge extracted from the true model.

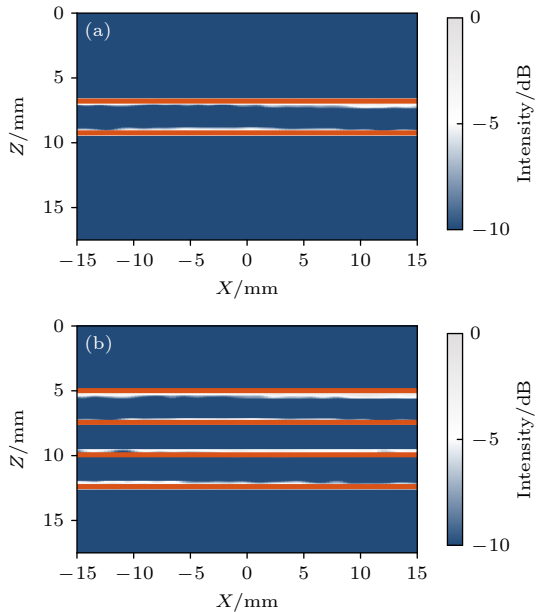


图 6 离体实验结果 (a) 三层模型皮质骨重建结果; (b) 五层模型皮质骨重建结果. 橙线为从真实模型中提取的结构和边缘

Fig. 6. Results of *ex-vivo* experiment: (a) Reconstructed result of three-layer model cortical bone; (b) reconstructed result of five-layer model cortical bone. Orange lines are the structure and edge extracted from the true model.

图 6 为软组织仿体覆盖的三层和五层模型皮质骨的重建图像. 三层模型重建的皮质骨厚度为 2.60 mm, 相对误差为 6.1%; 五层模型的上层皮质骨平均厚度为 2.35 mm, 相对误差为 4.08%, 下层皮质骨平均厚度为 2.28 mm, 相对误差为 6.93%. 由于噪声、衰减、各向异性等因素影响, 离体实验比仿真和仿体实验更为复杂, 其厚度重建的相对误差略高于仿真和仿体实验结果, 总体相对误差低于 7%. 结果表明 PSM-PW-VI 算法能够准确重建具有各向异性特性的多层皮质骨.

5 讨论部分

5.1 发射角度数

平面波超声成像发射非聚焦声束会导致空间分辨率的降低, 可以利用若干角度不同的平面波进行相干复合来改善图像质量. 为了分析平面波发射角度数量对成像质量的影响, 利用单线阵在五层模型皮质骨上进行了多组仿真实验. 角度增量 $\Delta\theta = 1^\circ$, 最大值为 $\theta_{\max}$, 综合参考文献 [27] 的最大发射角度 (10°) 和多角度复合图像质量, $\theta_{\max}$ 取值范围为 0° — 13° . 例如, 当 $\theta_{\max} = 2^\circ$, 即使用 5 个角度 (-2° — $+2^\circ$ 均匀间隔) 的平面波相干复合重建图像. 通过图像中的第一和第二层皮质骨上表面 (5 mm 和 10 mm) 处的对比度噪声比 (contrast-to-noise ratio, CNR) 来评价图像质量优劣. CNR 定义为 [35]

$$\text{CNR} = 20 \lg \left[|\mu_t - \mu_b| / \sqrt{(\sigma_t^2 + \sigma_b^2)/2} \right], \quad (9)$$

其中, μ_t 和 μ_b 分别为骨板和背景处灰度平均值, σ_t 和 σ_b 分别为骨板和背景处灰度方差. 由图 7 可知, 当角度数小于 15 时, 成像质量随角度数的增加而提高. 15 个角度的成像质量达到最佳. 然而, 当角度数超过 17, CNR 逐渐降低. 与软组织平面波成像的研究结果 [27] 略有不同, 其使用 7—11 个复合角度得到的图像质量较好. 对于软组织, 其声速差异和衰减均较小, 然而骨骼是一种高衰减、各向异性多层介质, 其图像质量的改善需要更多的扫描角度来保障. 综上, 为确保图像重建质量, 本文在仿真和实验中均使用 15 个角度的平面波进行相干复合成像.

5.2 声速模型

正确的声速估计是高质量成像的关键, 因为

PSM-PW-VI 需要精确的速度模型沿深度方向进行波场外推. 图 8 为五层模型皮质骨采用均匀声速成像的离体实验结果. 与本文提出的方法获得的准确结果 (图 6(b)) 不同, 在均匀声速假设下, 皮质骨厚度无法被准确重建, 骨骼内表面位置发生了明显的偏移. 因此, 成像区域声速模型的准确估计是皮质骨准确重建的关键基础. 与本课题组近期的工作类似^[18], 本文基于双线阵测量的方法, 利用声波走时信息可以准确估计速度模型, 进而精确重建皮质骨.

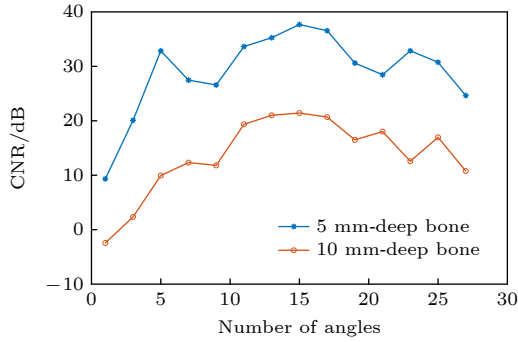


图 7 复合角度数量对 CNR 的影响

Fig. 7. Effect of the number of compounding angles on the contrast-to-noise ratio.

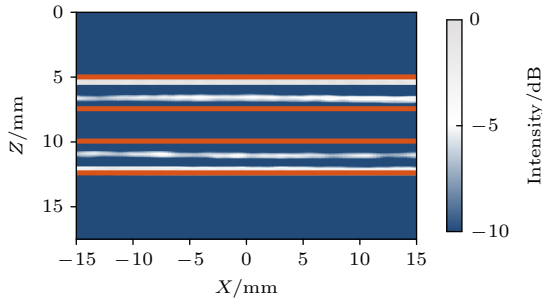


图 8 五层模型皮质骨均匀声速重建结果, 其中橙线为从真实模型中提取的结构和边缘

Fig. 8. Experiment reconstructed result of cortical bone with five-layer model using uniform velocity model; Orange lines are the structure and edge extracted from the true model.

需要说明的是, 皮质骨为一种各向异性材料, 其声速分布与其解剖位置密切相关, 声速模型为一种多值模型. 本文估计的声速模型同样为多值模型, 然而对于每一层而言, PSM-PW-VI 方法取该层声速估计值的均值进行波场外推. 相比于真实声速模型, 该近似操作会引入部分误差. 然而, 仿真和实验结果共同验证了方法的有效性. 此外, 文献^[36]证明, 皮质骨成像需要估计的声速模型接近

真实值, 但并非完美匹配. 本文的成像结果也进一步证明了文献^[36]的结论.

5.3 成像深度

与合成孔径方法相比, 平面波成像得益于全孔径同时发射, 声波的发射能量更强, 受骨骼衰减影响相对较小, 具有更优的成像深度. 为了比较平面波与合成孔径的发射能量差异对成像的影响, 本文应用单线阵探头分别使用 PSM-SA^[30] 和 PSM-PW-VI 对五层模型皮质骨进行实验验证. 其重建结果如图 9 所示. 在相同工作频率及图像动态范围 (-13—0 dB) 条件下, PSM-PW-VI 方法可以完整重建出上层皮质骨以及下层皮质骨的上表面, 而 PSM-SA 方法仅能看到上层皮质骨的上表面. 由此可见, PSM-PW-VI 方法在相同工作条件下, 穿透能力更强, 更适合强衰减环境下的多层皮质骨成像.

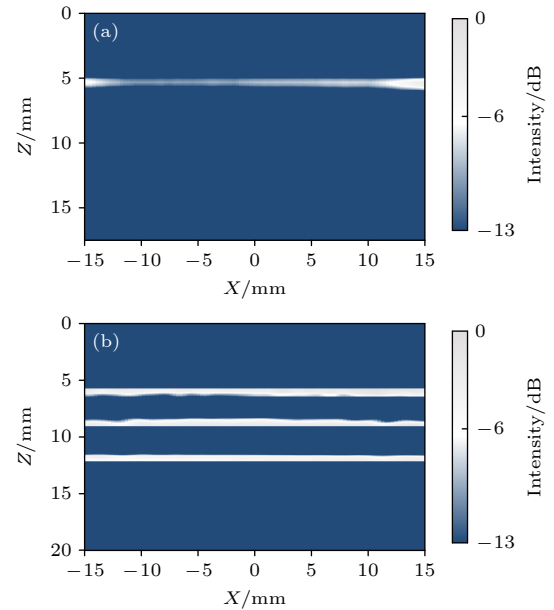


图 9 重建结果对比 (a) 合成孔径重建结果; (b) 平面波重建结果

Fig. 9. Comparison of reconstructed results: (a) Reconstruction result using synthetic aperture method; (b) reconstruction result using plane wave method.

5.4 成像效率

相比 PSM-SA 方法, PSM-PW-VI 方法不仅在成像深度上有优势, 在成像效率上也有显著提升. PSM-SA 算法和 PSM-PW-VI 算法图像重建的理论时间复杂度由二维线性插值、傅里叶变换

和傅里叶逆变换的计算复杂度相加得到. 对于单线阵, 两种方法图像重建的理论复杂度如表 3 所列 [37,38]. 其中 N_e 为阵元数即 128, N_p 为平面波发射个数, N_t 为采样数, $N_x \times N_z$ 为总像素数. 基于 PSM-SA 方法, 其发射和接收阵元 (非同一阵元) 到聚焦点的超声走时不同, 不符合原始相位迁移算法要求的零偏移条件 [31]. 因此, 在相位迁移时需要发射与接收声场进行傅里叶变换与反变换, 并进行声场外推, 最后进行卷积运算得到重建结果, 其傅里叶变换与反变换需对发射和接收波场同时进行. 同时计算复杂度与成像所需发射数有关, PSM-PW-VI 算法比 PSM-SA 算法具有更少的发射数 ($N_p < N_e$).

表 3 PSM-SA 与 PSM-PW-VI 方法计算复杂度
Table 3. Computational complexity of PSM-SA and PSM-PW-VI algorithms.

操作	PSM-SA复杂度	PSM-PW-VI复杂度
2维插值	$N_e N_x N_z$	$N_p N_x N_z$
$\mathcal{F}_{x,t}\{\cdot\}$	$2N_e N_t \log_2(N_e N_t)$	$N_t \log_2(N_t) + N_p N_e \log_2(N_e)$
$\mathcal{F}_x^{-1}\{\cdot\}$	$2N_e N_x N_z \log_2(N_x)$	$N_p N_x N_z \log_2(N_x)$

为了比较两种方法的实际计算效率, 本文在一台普通台式计算机 (8 核 intel i7-10700 CPU+16 GB RAM) 上使用 PSM-SA 和 PSM-PW-VI 重建相同大小的成像区域, 两种算法的实际运行时间如表 4 所列. PSM-PW-VI 方法可在 10 s 内重建一幅 30 mm×25 mm 的图像, 效率较 PSM-SA 算法提高约 20 倍.

表 4 PSM-SA 与 PSM-PW-VI 方法运行时间
Table 4. Running time of PSM-SA and PSM-PW-VI imaging algorithms.

成像深度/mm	PSM-SA时间/s	PSM-PW-VI时间/s
7.5	158.37	8.26
25.0	208.27	9.79

同时, 由于 PSM-PW-VI 具有更少的发射次数, 数据存储和处理开销也更小, 而合成孔径成像需要每个阵元依次发射, 所有阵元同时接收, 其完成一帧图像重建需存储和处理 $N_t \times N_e \times N_e$ 的数据量, 而平面波的数据存储和处理维度仅为 $N_t \times N_e \times N_p$.

综上所述, 基于相位迁移的平面波超声成像 PSM-PW-VI 在数据采集、存储、处理, 图像重建深度及重建复杂度等方面较合成孔径方法 PSM-

SA 均有较大提升, 是一种准确高效的骨超声成像方法. 然而, 本文方法目前只适用于规则多层皮质骨模型的重建. 对于多层不规则皮质骨, 可借鉴文献 [30] 的思路对本文的方法进一步改进完善.

6 结 论

本文提出了一种基于相位迁移的平面波骨成像方法 PSM-PW-VI, 实现了皮质骨多层结构的精确和快速重建. 仿真、仿体、离体实验共同验证了所提方法的有效性. 结果表明, PSM-PW-VI 方法重建的多层皮质骨图像边缘清晰, 形态正确. 经过实验对比, PSM-PW-VI 方法在穿透深度、成像效率等方面均优于传统的 PSM-SA 方法, 对皮质骨超声成像的临床研究和应用具有一定的推动作用. 然而, PSM-PW-VI 方法仍然存在一定的局限性, 如目前只适用于多层规则皮质骨成像. 未来的工作将致力于将 PSM-PW-VI 方法扩展到非规则多层皮质骨重建.

参考文献

- [1] Compston J E, McClung M R, Leslie W D 2019 *Lancet* **393** 364
- [2] Yang H L 2022 *Chin. J. Bone Joint Surg.* **15** 652 (in Chinese) [杨慧林 2022 *中华骨与关节外科杂志* **15** 652]
- [3] Langton C M, Njeh C F 2008 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **55** 1546
- [4] Dong R, Liu C C, Cai X B, Shao L L, Li B Y, Ta D A 2019 *Acta Phys. Sin.* **68** 150 (in Chinese) [东蕊, 刘成成, 蔡勋兵, 邵留磊, 李博艺, 他得安 2019 *物理学报* **68** 150]
- [5] Moilanen P, Nicholson Patrick H F, Kilappa V, Cheng, Timonen 2007 *Ultrasound Med. Biol.* **33** 254
- [6] Minonzio J G, Talmant M, Laugier P 2010 *J. Acoust. Soc. Am.* **127** 2913
- [7] Manes G, Tortoli P, Andreuccetti F, Avitabile G, Atzeni C 1988 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **35** 14
- [8] Adams R B 2022 *Surg. Open Sci.* **10** 182
- [9] Weismann C, Mayr C, Egger H, Auer A 2011 *Breast Care* **6** 98
- [10] Zu Siederdisen C H, Potthoff A 2020 *Internist* **61** 115
- [11] Nguyen Minh H, Du J, Raum K 2020 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **67** 568
- [12] Nowicki A, Gambin B 2014 *Arch. Acoust.* **39** 427
- [13] Sun B S, Shen J Z 1993 *Appl. Acoust.* **3** 43 (in Chinese) [孙宝申, 沈建中 1993 *应用声学* **3** 43]
- [14] Renaud G, Kruizinga P, Cassereau D, Laugier P 2018 *Phys. Med. Biol.* **63** 125010
- [15] Li Y Q, Jiang C, Li Y, Xu F, Xu K L, Ta D A, Li Z X 2019 *Acta Phys. Sin.* **68** 184302 (in Chinese) [李云清, 江晨, 李颖, 徐峰, 许凯亮, 他得安, 黎仲勋 2019 *物理学报* **68** 184302]
- [16] Jiang C, Li Y, Li B, Liu C, Xu F, Xu K, Ta D 2019 *IEEE Access* **7** 163013

- [17] Jiang C, Li Y, Xu K L, Ta D A 2021 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **68** 72
- [18] Li Y F, Shi Q Z, Liu Y, Gu M L, Liu C C, Song X J, Ta D A, Wang W Q 2021 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **68** 2619
- [19] Montaldo G, Tanter M, Bercoff J, Benech N, Fink M 2009 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **56** 489
- [20] Bercoff J, Montaldo G, Loupas T, Savary D, Meziere F, Fink M, Tanter M 2011 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **58** 134
- [21] Tanter M, Fink M 2014 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **61** 102
- [22] Mace E, Montaldo G, Osmanski B F, Cohen I, Fink M, Tanter M 2013 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **60** 492
- [23] Song P F, Trzasko J D, Manduca A, Huang R Q, Kadirvel R, Kallmes D F, Chen S G 2018 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **65** 149
- [24] Rachev R K, Wilcox P D, Velichko A, McAughey K L 2020 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **67** 1303
- [25] Lu J Y 1998 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **45** 84
- [26] Cheng J, Lu J Y 2006 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **53** 880
- [27] Garcia D, Tarnec L L, Muth S, Montagnon E, Poree J, Gloutier G 2013 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **60** 1853
- [28] Le Jeune L, Robert S, Prada C 2016 *AIP Conference Proceedings* **1706** 020010
- [29] Rakhmatov D 2021 *IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)* Daegu, South Korea, May 22–28, 2021 p22
- [30] Lukomski T 2016 *Ultrasonics* **70** 241
- [31] Gazdag J 1978 *Geophysics* **43** 1342
- [32] Treeby B E, Jaros J, Rohrbac D, Cox B T 2014 *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)* Chicago, IL, Sep 03–06, 2014 p146
- [33] Peralta L, Cai X, Laugier P, Grimal Q 2017 *Ultrasonics* **80** 119
- [34] Li Y F, Xu K L, Li Y, Xu F, Ta D A, Wang W Q 2021 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **68** 935
- [35] van Wijk M C, Thijssen J M 2002 *Ultrasonics* **40** 585
- [36] Li H J, Le L H, Sacchi M D, Lou E H M 2013 *Ultrasound Med. Biol.* **39** 1482
- [37] Merabet L, Robert S, Prada C 2019 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **66** 772
- [38] Zhuang Z Y, Zhang J, Lian G X, Drinkwater B W 2020 *Sensors* **20** 4951

Phase shift migration based plane-wave imaging of cortical bone^{*}

Zhang Yun-Yun¹⁾ Li Yi-Fang^{2)†} Shi Qin-Zhen¹⁾ Xu Le-Xiu¹⁾

Dai Fei¹⁾ Xing Wen-Yu¹⁾ Ta De-An^{1)2)‡}

1) (Center for Biomedical Engineering, School of Information Science and Technology, Fudan University, Shanghai 200438, China)

2) (Academy for Engineering and Technology, Fudan University, Shanghai 200438, China)

(Received 11 April 2023; revised manuscript received 9 May 2023)

Abstract

Cortical bone, a highly attenuated, anisotropic, and multilayered biological medium with high acoustic impedance, presents significant challenges for high-frequency ultrasound to penetrate its complex structure and acquire high-quality images. The traditional method of using uniform sound velocity in ultrasonic dynamic focusing imaging is limited by emission energy and frame rate, which hinders the accurate and rapid reconstruction of multi-layer structures and clinical applications. In order to meet these challenges, this study proposes a novel method, called the phase shift migration-based plane-wave bone imaging via velocity inversion (PSM-PW-VI), that can accurately and quickly image the multi-layer structure of cortical bone. In the PSM-PW-VI method, two identical linear array probes are arranged in parallel on both sides of the cortical bone for data acquisition. First, the ultrasound velocity distribution in the imaging region is obtained by using ultrasound travel time inversion. Next, two images corresponding to the upper probe and lower probe are acquired in parallel in the frequency domain by employing a phase shift migration-based coherent plane-wave compounding method. Finally, the two images are merged to generate a complete ultrasound image of the cortical bone. Wave propagation in cortical bone is simulated by using the open source toolbox *k-wave* in MATLAB. *Ex-vivo* experiments are conducted on 2.5-mm-thick sawbones phantom and 2.45-mm-thick bovine bone plates to evaluate the feasibility of the proposed method, by using the Verasonics platform. Simulation, phantom (Sawbones), and *ex-vivo* experiments validate the effectiveness of the method. Notably, the average error of the thickness is less than 0.2 mm, and the relative error is less than 7% for both three-layer and five-layer cortical bone. The influence of the number of plane wave compounding angles on imaging quality is investigated, revealing that only 15 angles are sufficient to produce high-quality images. The influence of the velocity model on imaging accuracy is also examined since accurate sound velocity estimation is crucial for obtaining high-quality images of cortical bone. Finally, the performances of PSM-PW-VI and PSM-SA in imaging depth and efficiency are compared. The results demonstrate that the proposed PSM-PW-VI method offers significant improvements in temporal resolution, data storage and processing quantity, emission energy, and imaging depth. The experimental findings validate the effectiveness of the proposed method as an accurate and efficient ultrasound imaging tool for cortical bone, and its substantial role in promoting ultrasound bone imaging technology and clinical applications.

Keywords: plane wave imaging, cortical bone, multilayered medium, frequency domain

PACS: 43.60.-c, 43.60.Fg, 43.60.Lq

DOI: 10.7498/aps.72.20230581

^{*} Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 11827808, 12034005, 12274094) and the China Postdoctoral Science Foundation Project (Grant No. 2022M720814).

[†] Corresponding author. E-mail: yifangli@fudan.edu.cn

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

基于相位迁移的超声平面波多层皮质骨成像

张芸芸 李义方 石勤振 许乐修 戴菲 邢文字 他得安

Phase shift migration based plane-wave imaging of cortical bone

Zhang Yun-Yun Li Yi-Fang Shi Qin-Zhen Xu Le-Xiu Dai Fei Xing Wen-Yu Ta De-An

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 72, 154303 (2023) DOI: 10.7498/aps.72.20230581

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.72.20230581>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

基于多层声速模型的合成孔径超声皮质骨成像

Multi-layer velocity model based synthetic aperture ultrasound imaging of cortical bone

物理学报. 2019, 68(18): 184302 <https://doi.org/10.7498/aps.68.20190763>

超声背散射骨质评价中的频散衰减测量与补偿

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

物理学报. 2019, 68(18): 184301 <https://doi.org/10.7498/aps.68.20190599>

频域稀疏采样和激光成像方法

Sparse sampling in frequency domain and laser imaging

物理学报. 2022, 71(5): 058705 <https://doi.org/10.7498/aps.71.20211408>

平面波照射下无限大导体板上周期孔阵屏蔽效能的解析研究

Analytical theory on electromagnetic shielding effectiveness of infinite conductor plate with periodic aperture array under plane wave illumination

物理学报. 2019, 68(10): 104101 <https://doi.org/10.7498/aps.68.20182070>

应用太赫兹焦平面成像方法研究氧化镁晶体在太赫兹波段的双折射特性

Birefringence characteristics of magnesium oxide crystal in terahertz frequency region by using terahertz focal plane imaging

物理学报. 2020, 69(20): 208702 <https://doi.org/10.7498/aps.69.20200766>

基于反转路径差信号的兰姆波成像方法

Lamb wave imaging method based on difference signal in reverse path

物理学报. 2019, 68(12): 124301 <https://doi.org/10.7498/aps.68.20190101>