

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2412515

基于环形阵列的肌骨超声高分辨率断层成像*

武小晴^{1,2}, 李玉冰^{1,2}, 苏畅^{1,2}, 蒋乐康^{1,2}, 林伟军^{1,2}

(1. 中国科学院声学研究所 北京 100190; 2. 中国科学院大学 北京 100049)

摘要: 超声断层成像技术因具有非侵入性、成本效益高、无辐射危害和设备便携等优势,正快速成为医学成像领域快速发展的焦点。然而,超声波在肌骨组织等声阻抗对比度较高的介质中传播时往往会产生复杂的散射现象,导致接收信号的波形畸变与幅度衰减,进而限制了超声断层成像的分辨率和精度。为此,采用环形阵列针对肌骨组织(包含数字体模和在体组织)进行了全矩阵数据采集,实现在大孔径条件下采集反射、透射、多次散射等多种模式的超声信号,然后运用多种算法重建目标截面的结构和参数图像。其中,延时叠加被用于对强反射界面的结构成像,渡越时间断层成像则有助于重建目标截面的低分辨率声速分布图像;而全波形反演则可在渡越时间断层成像的基础上,通过求解非线性反演问题生成更高分辨率的声速分布图像。通过仿真与实验测试,验证了结合渡越时间断层成像和多尺度频域全波形反演的方法,能够精确重建目标截面的不同组织成分,如皮肤、脂肪、肌肉和骨骼等,且分辨率达到0.4 mm。本文工作扩展了超声在医学成像领域的应用范围,对肌骨疾病的精确诊断具有重要的临床价值。

关键词: 超声断层扫描仪;医学超声;肌骨成像;全波形反演

中图分类号: TH776 TB553 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.4

High resolution ultrasound computed tomography for the musculoskeletal system using a ring array

Wu Xiaqing^{1,2}, Li Yubing^{1,2}, Su Chang^{1,2}, Jiang Lekang^{1,2}, Lin Weijun^{1,2}

(1. Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China; 2. University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

Abstract: Ultrasound tomography technology is rapidly emerging as a focus of medical imaging due to its advantages of non-invasiveness, cost-effectiveness, lack of radiation harm, and portability. However, when ultrasound waves propagate in media with high acoustic impedance contrast such as the musculoskeletal system, complex scattering often occurs, leading to waveform distortion and amplitude attenuation of the received signals, thus limiting the resolution and accuracy of reconstruction. Therefore, we exploit a circular to collect full matrix data for musculoskeletal tissues (including numerical and *in vivo* examples), enabling collection of ultrasound signals in various modes including reflection, transmission, and multiple scatterings under full-aperture conditions. Subsequently, multiple algorithms are employed to reconstruct the qualitative and quantitative images of the target. Delay-and-sum technique is utilized to achieve structural imaging of strong reflection interfaces, while time-of-flight tomography imaging aids in reconstructing macro sound speed distribution images. Furthermore, full waveform inversion generates higher-resolution images of sound speed distribution by iteratively optimizing on top of time-of-flight tomography imaging results. Through numerical and experimental tests, the method combining time-of-flight tomography and multi-scale frequency-domain full waveform inversion is validated to precisely reconstruct different tissue components, such as skin, fat, muscle, and bones, achieving 0.4 mm resolution. The research expands the application scope of ultrasound in medical imaging holding significant clinical value for accurate diagnosis of musculoskeletal disorders.

Keywords: ultrasound tomography scanner; medical ultrasound; musculoskeletal imaging; full waveform inversion

0 引言

肌骨组织的精准成像对于骨质疏松症^[1]、肌肉损伤^[2]以及关节置换术后并发症^[3]等疾病临床检查与诊断具有重要意义。在临床实践中,肌骨组织的高分辨率成像通常依赖于 X 射线计算机断层扫描 (computed tomography, CT) 或核磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI)^[1]。其中 X-CT 以对骨组织的优异成像能力而著称,而 MRI 则因其对软组织的卓越分辨率而受到青睐^[3]。然而,这两种成像技术也存在不可忽视的局限性。例如,X-CT 涉及放射性物质,可能增加患者接受电离辐射剂量;MRI 虽无电离辐射,但设备成本高昂、体积庞大,并需要专门的操作间。此外,MRI 在成像过程中产生的强磁场对金属具有显著的吸附力和热效应,因此不适用于体内装有金属支架或心脏起搏器的患者。这些限制使得临床医生和患者在选择成像技术时面临一定的挑战。

超声作为一种无辐射、非侵入性、经济高效且便携的成像技术,广泛应用于软组织的临床诊断。然而肌骨组织的独特性质,包括其软硬组织的复合结构以及两者间显著的声阻抗差异,使得声波在肌骨组织中的传播路径变得尤为复杂。此外,观测信号还常伴随着波形畸变和幅度衰减的问题。因此,实现对肌骨组织的有效超声信号采集和高分辨率成像成为了当前研究的核心挑战。

传统的手持 B 型超声一般使用线阵或凸阵,通过捕捉反射回波信号来生成待测区域的结构图像。然而,这种成像方式视野受限且成像质量不稳定^[4]。此外,成像效果还受到操作者手法和临床经验的影响,缺乏统一的标准声像。值得注意的是,换能器的工作频率对成像效果具有显著影响。高频换能器虽然能提供高分辨率的图像,但成像深度较浅;而低频换能器虽然成像深度较深,但分辨率相对较低。因此,在选择合适的换能器频率时,需要根据具体的应用场景和成像需求进行权衡。

与手持 B 超相比,基于旋转^[1,5]或环形阵列^[6-7]的超声断层成像 (ultrasonic computed tomography, USCT) 展现出显著的发展潜力。USCT 通过全方位的观测和数据采集,围绕待测目标构建出宽广的视野,从而摆脱了对操作者手法和临床经验的依赖。这种成像方式不仅能生成被扫描截面的标准声像,而且图像各方向的分辨率均保持一致^[8],为诊断提供了更高的精确度和可靠性。值得注意的是,USCT 环形观测采集的数据量极为庞大,涵盖了透射、反射、衍射和散射等多种声波成分。这种复杂性对数据处理和成像方法提出了前所未有的挑战。然而,正是这些丰富的信息,使得 USCT 在肌骨组织等复杂结构的高分辨率成像中具有巨大的潜力和应用价值^[9]。

在 USCT 成像技术中,基于回波信号的延时叠加 (delay-and-sum, DAS)^[10]和基于射线假设的透射波渡越时间断层成像 (time of flight tomography, TOFT)^[11]是两种经典且被广泛采用的方法。DAS 方法通过精确计算回声强度来重构目标截面的结构图像。它对声阻抗变化的边界具有高度敏感性,成像速度较快,但无法重建目标截面的声学参数。相比之下,TOFT 方法则采用射线理论来描述声波在介质中的传播路径。通过不断迭代优化声速模型,TOFT 能够减少合成渡越时间与观测渡越时间之间的差异,从而得到更准确的成像结果^[12]。这种方法的一个显著优势在于,它能够重建目标截面的低分辨率声速分布,为深入理解和分析组织特性提供了重要信息。尽管射线方法在计算速度上表现优秀,但由于其仅依赖于初至波的渡越时间,因此在分辨率和正确度方面存在一定的局限性。

全波形反演 (full waveform inversion, FWI) 也是一种迭代优化的定量成像方法^[13]。但它并不依赖于射线方法的高频近似假设,而是直接求解波动方程。FWI 能够综合考虑透射波、反射波和散射波等多种声波成分,对目标截面的声学参数进行高分辨率的重建,在软组织成像中其分辨率可达亚毫米级^[6]。尽管波动方程的求解和迭代优化算法带来了比 DAS 和 TOFT 更大的计算量,但随着 GPU 高性能计算^[14]和人工智能技术的不断发展,FWI 的计算时间正在被显著缩短,使其在临床诊断中的应用前景愈发光明。

本文使用环形超声阵列对肌骨组织数字体模和实际在体肌骨组织进行了数据采集。在成像阶段,先使用 DAS 方法对目标截面进行初步的结构成像,随后将 TOFT 和 FWI 结合起来以实现对目标截面声速的精确重建。本研究中将 TOFT 重建的低分辨率声速分布作为 FWI 的初始模型,再进行从低频到高频的多尺度迭代反演,成功获得高分辨率的声速分布图像。

1 理论分析

1.1 环形超声阵列

如图 1 所示,本研究使用环形阵列换能器开展肌骨超声断层扫描成像。待测目标体被置于阵列内部,整个系统均浸没于水中。采用全矩阵采集模式 (full matrix capture, FMC) 进行数据采集。在 FMC 模式下,环形阵列的各个阵元将作为声源依次发射声信号,声波在环形阵列内部的区域传播,经由目标体反射、折射、散射等复杂过程后被所有阵元接收,最终得到一个包含目标体信息的数据集 D 。该数据集的大小为 $N_s \times N_r \times N_t$,其中 N_s 和 N_r 分别为接收换能器和发射换能器的个数(在 FMC 模式下 $N_s = N_r$), N_t 为时间采样点数。

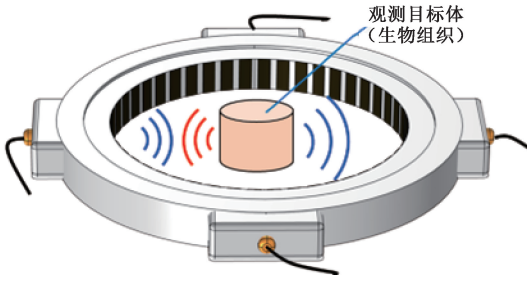


图1 环阵阵列示意图

Fig. 1 Schematic diagram of ring array

1.2 DAS

在超声波经过不同介质的交界面时,由于声阻抗的差异而产生反射回波。DAS 利用反射回波信息来重建目标体的结构信息。其基本原理如下:在均匀声速假设下,对不同接收器记录的反射回波信号进行相应的延时,对目标点在反射波所对应的部分进行叠加,使各目标点超声回波信号聚焦。DAS 是一种数字波束形成器,对环形阵列的观测数据进行动态发射和接收聚焦,逐像素扫描成像区域从而得到最终图像^[10]。

对任一目标点,假设声速均匀且只考虑一次散射,则声波从发射点到目标点再到接收点的传播时间为:

$$\tau(\mathbf{x}, r, s) = (|\mathbf{x}_s - \mathbf{x}| + |\mathbf{x} - \mathbf{x}_r|) / c_0 \quad (1)$$

其中, \mathbf{x} , \mathbf{x}_r 和 \mathbf{x}_s 分别代表目标点、发射换能器和接收换能器的坐标位置, c_0 表示假设的均匀声速。对同一发射换能器,将所有接收换能器的回波信号进行延时叠加。这一过程是动态接收聚焦,可获得子图像:

$$I_s(\mathbf{x}) = \sum_{r=1}^{N_r} D(\tau(\mathbf{x}, r, s), \mathbf{x}_r; \mathbf{x}_s) \quad (2)$$

再将各个发射换能器的子图像相加以实现发射聚焦,从而获得最终图像:

$$I(\mathbf{x}) = \sum_{s=1}^{N_s} I_s(\mathbf{x}) \quad (3)$$

1.3 TOFT

TOFT 利用初至波的渡越时间来重建目标区域声速^[12],是一种定量成像方法。在高频近似下,波的传播路径可以用射线理论来描述,从而得到合成渡越时间。相应的,从接收数据中拾取的初至波渡越时间为观测渡越时间。TOFT 通过更新声速模型,不断减少合成渡越时间和观测渡越时间之间的差异,迭代求解最优声速模型。

本研究中使用 L2 范数来评估观测渡越时间和合成渡越时间之间的差异,因此目标函数可表示为:

$$E_{TOFT} = \frac{1}{2} \sum_{s=1}^{N_s} \sum_{r=1}^{N_r} [t_{syn}(\mathbf{x}_r; \mathbf{x}_s) - t_{obs}(\mathbf{x}_r; \mathbf{x}_s)]^2 \quad (4)$$

其中, t_{syn} 和 t_{obs} 分别表示合成渡越时间和观测渡越时间。

由射线理论,在给定声速模型 c 后,对任一声源,渡越时间满足程函方程:

$$|\nabla t(\mathbf{x}; \mathbf{x}_s)|^2 = \frac{1}{c^2(\mathbf{x})} \quad (5)$$

其中, ∇ 为空间梯度算子,此方程可由快速扫描法^[12]求解,得到声速模型 c 在网格化空间上的走时场 $t(\mathbf{x}; \mathbf{x}_s)$ 。合成渡越时间即为走时场在接收点处的数值:

$$t_{syn}(\mathbf{x}_r; \mathbf{x}_s) = t(\mathbf{x}; \mathbf{x}_s) \delta(\mathbf{x} - \mathbf{x}_r) \quad (6)$$

其中, δ 为狄利克雷函数。

通过梯度下降的方法来更新声速模型直至满足收敛条件,写作:

$$c_{k+1} = c_k + \alpha_k d_k \quad (7)$$

其中, k 为当前迭代次数, α 是通过线搜索方法^[15]获得的步长, d 为模型的更新方向,通常由目标函数关于声速的梯度计算得到。计算更新方向的常用方法有最速下降法,共轭梯度法, L-BFGS 方法等^[15]。本研究采用最速下降法,则更新方向为负梯度方向。

本研究中采用伴随状态法^[16]求解目标函数关于声速的梯度,以避免计算和存储巨大的 Frechet 偏导数矩阵。对目标函数引入伴随状态变量 λ , 可得伴随状态方程:

$$L_{TOFT}(c, t, \lambda) = E_{TOFT} - \frac{1}{2} \sum_{s=1}^{N_s} \int \lambda(\mathbf{x}; \mathbf{x}_s)$$

$$\left[|\nabla t(\mathbf{x}; \mathbf{x}_s)|^2 - \frac{1}{c^2(\mathbf{x})} \right] d\mathbf{x} \quad (8)$$

则目标函数关于声速的梯度为:

$$\frac{\partial E_{TOFT}}{\partial c} = \frac{\partial L_{TOFT}}{\partial c} = - \sum_{s=1}^{N_s} \int \frac{\lambda(\mathbf{x}; \mathbf{x}_s)}{c^3(\mathbf{x})} d\mathbf{x} \quad (9)$$

其中,伴随场 λ 可令 $\partial L_{TOFT} / \partial t = 0$ 求解,则有:

$$\lambda(\mathbf{x}; \mathbf{x}_s) \mathbf{n} \cdot \nabla t(\mathbf{x}_r; \mathbf{x}_s) = t(\mathbf{x}_r; \mathbf{x}_s) - t_{obs}(\mathbf{x}_r; \mathbf{x}_s) \quad (10)$$

$$\nabla \cdot \lambda(\mathbf{x}; \mathbf{x}_s) \nabla t(\mathbf{x}; \mathbf{x}_s) = 0 \quad (11)$$

其中, \mathbf{n} 为接收器位置处的外法向单位矢量, $\nabla \cdot$ 为散度算子。根据式(9),接收点处的伴随场可由接收点处的走时残差进行计算。式(10)则表示整个网格空间的伴随场可由接收点处的走时残差进行反向传播得到。

1.4 FWI

FWI 是一种利用全波信息重建目标区域的声参数的高分辨率成像方法^[13]。和 TOFT 方法类似,FWI 通过迭代更新声参数模型,不断减少实际观测数据波形和合成观测数据波形之间的差异,从而求解最优的声速模型。

本研究在频率域中进行 FWI 的构建,且依然采用 L2 范数衡量观测数据和合成数据之间的差异。对某一单频成分,目标函数可写为:

$$E_{FWI} = \frac{1}{2} \sum_{s=1}^{N_s} \sum_{r=1}^{N_r} [d_{syn}(\mathbf{x}_r, \omega; \mathbf{x}_s) - d_{obs}(\mathbf{x}_r, \omega; \mathbf{x}_s)]^2 \quad (12)$$

其中, d_{syn} 和 d_{obs} 分别表示频率域的合成数据和观测数据, $\omega = 2\pi f$ 表示角频率。频率域的观测数据可由时域观测数据做傅里叶变换求得。

频域声场分布满足二维亥姆霍兹方程:

$$\left(\nabla^2 + \frac{\omega^2}{c^2(\mathbf{x})}\right) u(\mathbf{x}, \omega; \mathbf{x}_s) = s(\omega; \mathbf{x}_s) \quad (13)$$

其中, u 为计算区域的声压场, s 是声源项, ∇^2 为拉普拉斯算子。FWI 求解过程中可由观测数据进行估计。使用九点有限差分法对式 (13) 进行离散化求解, 并在计算区域外围添加完美匹配层^[17]。

离散后 $\left(\nabla^2 + \frac{\omega^2}{c^2(\mathbf{x})}\right)$ 算子可转换为一个稀疏的阻抗矩阵 \mathbf{A} , 则式 (13) 可被写为下面的矩阵 - 向量形式

(u 和 s 均为空间网格上的 N 维向量, \mathbf{A} 为 $N \times N$ 稀疏矩阵, N 为网格点总数):

$$\mathbf{A}(\omega, c) u(\mathbf{x}, \omega; \mathbf{x}_s) = s(\omega; \mathbf{x}_s) \quad (14)$$

不难看出声场 $u = \mathbf{A}^{-1}s$, 其中 \mathbf{A}^{-1} 可由 LU 分解^[18] 进行计算。在同一声参数模型下, 阻抗矩阵是确定的, 即对于不同的声源, 只需要求解一次 \mathbf{A}^{-1} 。

合成数据对应着接收阵元所在位置的波场, 即:

$$d_{syn}(\mathbf{x}_r, \omega; \mathbf{x}_s) = u(\mathbf{x}_r, \omega; \mathbf{x}_s) \delta(\mathbf{x} - \mathbf{x}_r) \quad (15)$$

和 TOFT 的式 (8) 相同, 依然采用最速下降法更新声速模型。同样使用伴随状态法求解目标函数对于声速的梯度, 构建拉格朗日乘子方程:

$$L_{FWI}(c, u, \lambda) = E_{FWI} + \frac{1}{2} \sum_{s=1}^{N_s} \int \chi(\mathbf{x}, \omega; \mathbf{x}_s) \quad (16)$$

$[\mathbf{A}(\omega, c) u(\mathbf{x}, \omega; \mathbf{x}_s) - s(\omega; \mathbf{x}_s)] d\mathbf{x}$
其中, χ 为伴随状态变量。目标函数对声速的梯度等同于拉格朗日乘子函数对声速的梯度。

$$\frac{\partial E_{FWI}}{\partial c} = \frac{\partial L_{FWI}}{\partial c} = - \sum_{s=1}^{N_s} \frac{2\omega^2}{c^3(\mathbf{x})} u(\mathbf{x}, \omega; \mathbf{x}_s) \chi(\mathbf{x}, \omega; \mathbf{x}_s) \quad (17)$$

而伴随状态变量可由 $\partial L_{FWI} / \partial u = 0$ 求解, 有:

$$\chi(\mathbf{x}, \omega; \mathbf{x}_s) = \sum_{r=1}^{N_r} \mathbf{A}^{-1}(\omega, c) [d_{syn}(\mathbf{x}, \omega; \mathbf{x}_s) - d_{obs}(\mathbf{x}, \omega; \mathbf{x}_s)]^* \delta(\mathbf{x} - \mathbf{x}_r) \quad (18)$$

则伴随场可由接收点处的数据残差反传得到, 其中 $*$ 表示共轭。

实际计算时通常采用多尺度反演策略, 即从低频到高频选取多个频点, 低频的反演结果将作为高频的初始模型。

在对含有噪声的实际实验数据进行反演时, 引入全变分 (total variation, TV) 正则化方法^[19], 通过求解全变分约束的非线性最小化问题实现噪声压制, 同时保留图像原本的结构特征^[20]。引入 TV 正则项后的目标函数可写作:

$$E_{FWI-Reg} = E_{FWI} + \beta \sqrt{|\nabla c|^2 + \epsilon} d\mathbf{x} \quad (19)$$

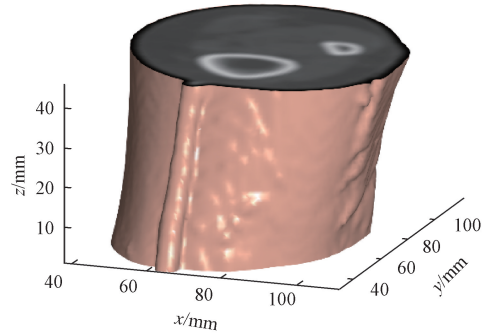
其中, β 为正则化权重, ϵ 为一个极小的正数。正则化权重 β 随频率更新, 在每次改变频率后的第一次迭代中都要调整 β 为 L2 范数目标函数的 50%, 并在后四次迭代中保持不变。此时目标函数关于声速的梯度为:

$$\frac{\partial E_{FWI-Reg}}{\partial c} = \frac{\partial E_{FWI}}{\partial c} + \frac{\beta \nabla^2 c}{\sqrt{|\nabla c|^2 + \epsilon}} \quad (20)$$

2 数值仿真

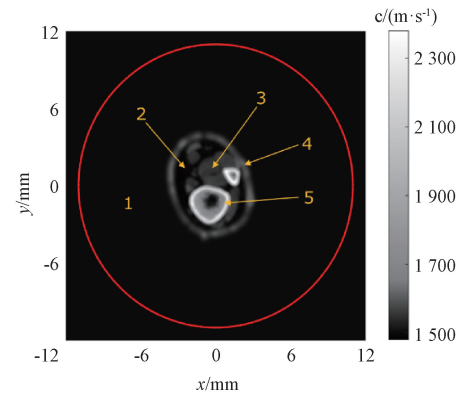
2.1 参数设置

本研究所用的肌骨组织数字体模如图 2(a) 所示, 为女性左侧小腿的一部分, 源自美国国家医学图书馆可视人计划的 CT 数据集。选取该数据集中的二维截面, 根据 CT 的亨氏值为不同的组织分配相应的声学参数^[21], 建立如图 2(b) 所示的二维声学肌骨仿真数字模型。背景介质被设置为水。该模型包含皮肤, 脂肪肌肉, 胫骨和腓骨等组织, 各部分参考声速如表 1 所示。



(a) 肌骨组织数字体模

(a) Numerical phantom of musculoskeletal tissue



(b) 目标横截面和采集阵列

(b) Cross section of the target and acquisition array

图2 肌骨组织数字模型和采集阵列

Fig. 2 Numerical phantom of musculoskeletal tissue and acquisition array

表1 肌骨模型参数值

Table 1 Parameters of musculoskeletal phantom

标号	组织类型	声速/($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)
1	背景介质-水	1 500
2	脂肪	1 480
3	肌肉	1 560
4	皮肤	1 540
5	骨	2 200

采集阵列选取直径 22 cm 的 512 阵元环形阵列 (图 2(b)), 中心频率 0.6 MHz 数据采集采用 FMC 模式, 每个阵元轮流发射如图 3 所示的声脉冲, 所有阵元均接收。使用时域有限差分方法^[22]进行声场仿真计算, 并记录各个接收阵元的数据作为观测数据。空间域网格化后包含 961×961 格点, 空间步长 0.025 cm, 整个计算域大小为 $24\text{ cm}\times 24\text{ cm}$ 。采集持续时间为 168 μs , 时间步长为 0.04 μs 。

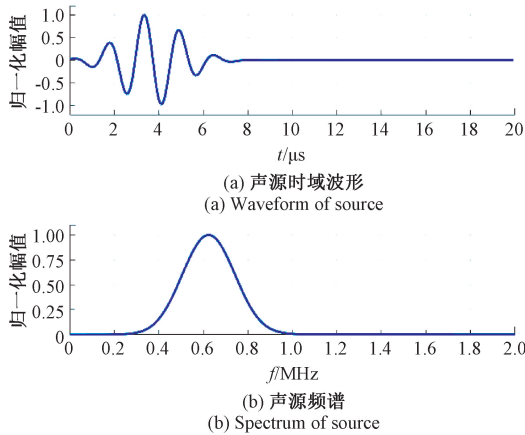


图3 声源时域波形和频谱

Fig. 3 Waveform and spectrum of source

分别使用 DAS, TOFT 和 FWI 三种方法对数值体模的仿真观测数据进行了成像。计算域大小不变, 网格数减少为 601×601 。其中 DAS 的介质声速 c_0 被设置为 1 500 m/s, 利用希尔伯特变换提取包络信息并以灰阶图像的形式展示了 DAS 成像结果。TOFT 的初始模型为均匀背景介质。为了避免周期跳步^[23], TOFT 的声速结果将作为 FWI 的初始模型。在 FWI 求解过程中, 采取从低频到高频的多尺度反演策略, 频点从 0.2~1 MHz, 步长为 50 kHz。每个频点迭代 5 次。

2.2 成像结果

DAS 的成像结果如图 4(b) 所示, 能够反映肌骨组织的一些轮廓信息 (皮肤和骨组织), 分辨率一般且无法反映介质声参数。TOFT 的成像结果如图 4(c) 所示, 能够

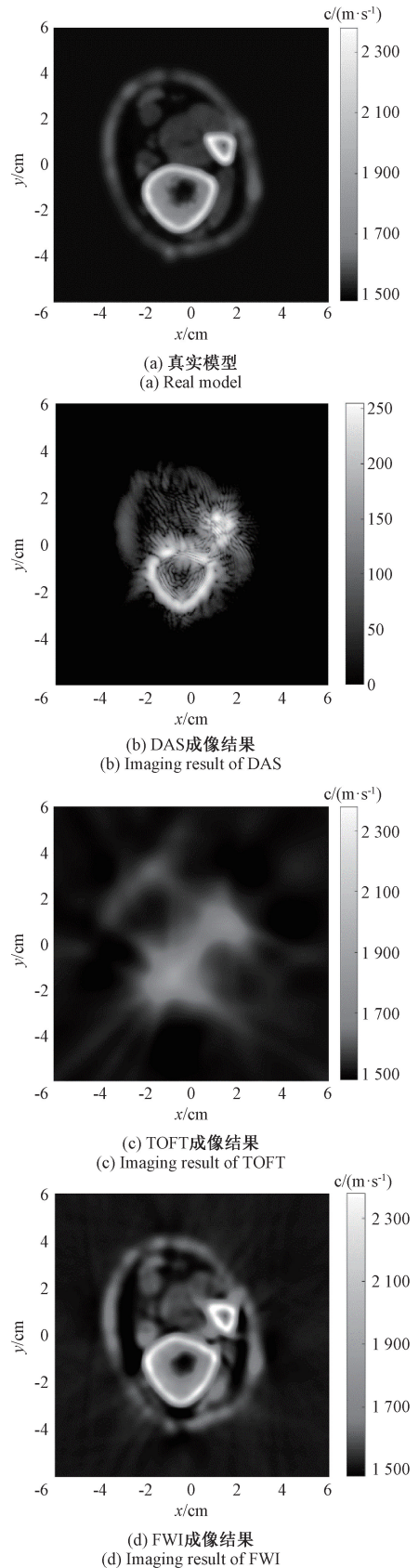


图4 肌骨组织数字模型成像结果

Fig. 4 Imaging Results of for musculoskeletal numerical phantom

重构肌骨模型的低分辨率声速分布,尤其是高声速的骨组织区域,但分辨率较差。FWI在TOFT的基础上继续进行迭代优化,成像结果如图4(d)所示。FWI高分辨率不仅重建了肌骨模型的结构,其声速与图4(a)所示的真实情况也基本一致。

图5绘制了0.2、0.4、0.6和0.8 MHz频率下的目标函数值(百分比形式)关于迭代次数的收敛曲线。由于每个频率对应的观测数据和初始模型都不相同,因此以各频率的初始模型计算得到的目标函数值作为起点(即100%)。由图5可知,每个频点内的目标函数均随着迭代次数的增加而逐渐下降,这意味着反演结果更加接近真实模型,同时也可以看出,随着频率的增加,目标函数值的下降速度逐渐变慢,趋于平缓。比如同样迭代5次,0.2 MHz下目标函数下降约50%,而0.8 MHz只下降约10%。另外,在每一次改变频率时都根据Pratt^[24]提出的声源估计方法更新该频率下的声源。

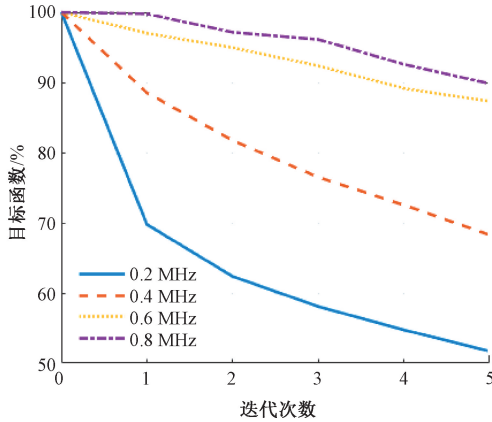


图5 目标函数随迭代次数的收敛曲线

Fig. 5 Convergence curve of the objective function with the number of iterations

为了定量评价TOFT和FWI重建的声速模型与真实模型之间的误差,分别计算了均方根误差(root mean squared error, RMSE)、峰值信噪比(peak signal to noise ratio, PSNR)以及结构相似性(structural similarity, SSIM)。计算公式如式(21)~(23)所示。

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_{img}} (x_i - y_i)^2}{N_{img}}} \quad (21)$$

$$PSNR = 20 \lg \left(\frac{c_{max}}{RMSE} \right) \quad (22)$$

$$SSIM = \frac{(2\mu_x\mu_y + (K_1L)^2)(2\sigma_{xy} + (K_2L)^2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + (K_1L)^2)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + (K_2L)^2)} \quad (23)$$

其中, x_i 和 y_i 分别表示重建模型和真实模型中第 i 个像素点的声速值, N_{img} 表示图像总像素点数, c_{max} 是真实

模型中的声速最大值, μ_x 和 μ_y 表示重建模型和真实模型的声速均值, σ_x 和 σ_y 分别为重建模型和真实模型的方差, σ_{xy} 表示重建模型和真实模型的协方差, L 为真实模型中声速的最大变化范围, K_1 和 K_2 为计算SSIM时的系数, 分别设为0.01和0.03^[25]。

计算结果如表2所示。RMSE和PSNR衡量了对应像素之间的误差, RMSE越低且PSNR越高则说明重建模型越接近真实模型。由表2可知, FWI比TOFT的均方误差下降了54.19%, 峰值信噪比则提高了6.78 dB。SSIM则从亮度、对比度和结构三方面综合评估了重建模型和真实模型之间的相似性, 比RMSE和PSNR更能反映图像整体结构的重建效果。PSNR的取值在[0, 1], 值越大则两张图像的相似性越好, 值为1则完全相同。表2的计算结果中可见, FWI重建结果的与真实模型之间的结构相似相似性达到了0.96, 远大于TOFT, 非常接近真实模型。

表2 图像质量评价

Table 2 Imaging quality evaluation

成像方法	RMSE/(m·s ⁻¹)	PSNR/dB	SSIM
TOFT	81.31	29.33	0.527 9
FWI	37.25	36.11	0.960 6

图6绘制了重建模型与真实模型 $x=0$ 截线上的声速分布, 以便更直观地比较重建结果与真实声速的相似程度。实线为真实模型的声速剖面, 虚线和点划线分别为TOFT和FWI重建模型的声速剖面。观察图6可知, FWI的声速分布和真实值的差异很小, 而TOFT更接近真实模型平滑之后的结果。这和两种模型使用的数据有关, FWI使用了观测数据的全波信息, 而TOFT只提取了初至波的到时。

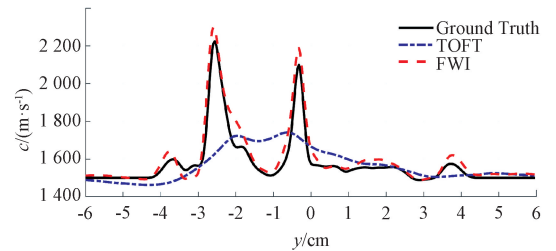


图6 $x=0$ 处声速剖面

Fig. 6 Sound velocity profile at $x=0$

3 实验验证

3.1 实验设置

本研究设计了如图7(a)所示的环形阵列换能器用于肌骨超声断层扫描成像。此阵列包含512阵元, 内直

径为 22 cm, 中心频率 0.9 MHz。待测目标体位于阵列内部, 阵列与目标体均浸没水中。通过如图 7(b) 所示的控制电路来完成 FMC 数据采集与存储, 数据精度为 14 位, 采样率为 12.5 MHz。

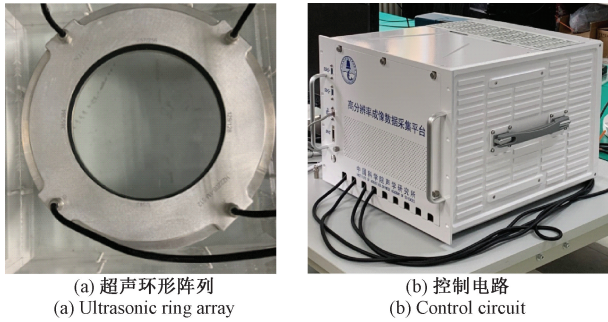


图 7 实验装置

Fig. 7 Experimental setup

为了避免水中气泡的影响和保证采集者的舒适性, 在进行采集实验前将水进行了除气并加热到 35℃。对男性右侧小臂中段的某一截面进行了 FMC 数据采集, 耗时约 20 s。采集截面直径约 7 cm。图 8 给出了男性小臂横截面的解剖照片, 源自美国国家图书馆可视人计划的照片集。如图 8 所示, 小臂截面含有皮肤, 脂肪, 肌肉, 尺骨和桡骨等组织。

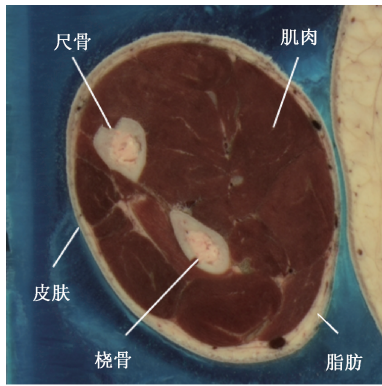


图 8 男性小臂解剖结构照片, 修改自美国国家图书馆可视人计划

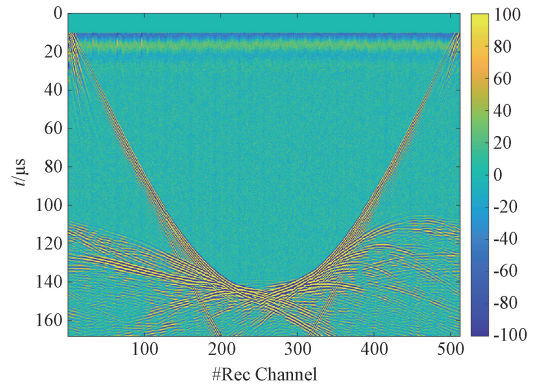
Fig. 8 Photograph of the anatomical structure of male forearm, modified from the National Library Visual People Project

3.2 数据处理与参数设置

1 号阵元发射时的原始数据如图 9(a) 所示, 横坐标为接收阵元的编号, 纵坐标为时间。原始数据中除反射波透射波等有效信息外, 还存在一些的电子串扰(采集刚开始时)和背景噪声。接下来对原始数据进行带通滤波以去除背景噪声, 通带范围从 0.2~1.2 MHz。

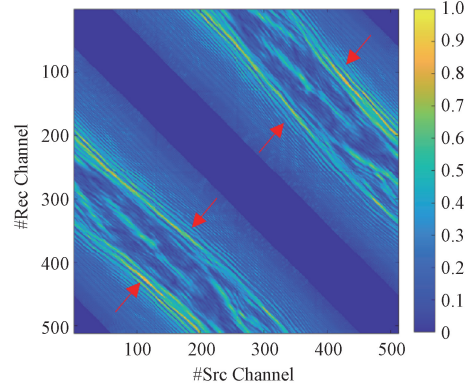
对处理后的时域观测数据集进行离散傅里叶变换, 可以得到频域观测数据集。图 9(b) 绘制了 0.6 MHz 的

归一化频域数据, 横坐标和纵坐标分别为发射阵元编号和接收阵元编号。从频域数据可以看到明显的互易性。箭头指向的内部数据为穿过目标体的透射数据, 外层是皮肤层, 内部是肌骨组织。



(a) 1号阵元发射时的原始时域数据

(a) Raw data in time domain when 1st element emits



(b) 0.6 MHz, 归一化的频域数据

(b) Normalized data in frequency domain of 0.6 MHz

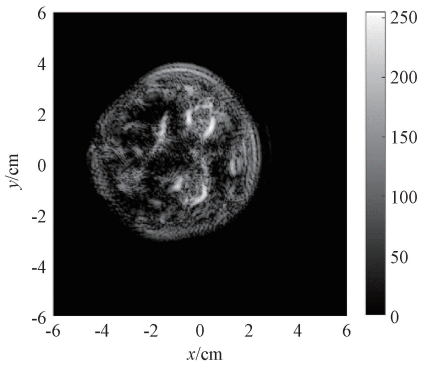
图 9 观测数据波形和预处理

Fig. 9 Waveform and pre-processing of the observed data

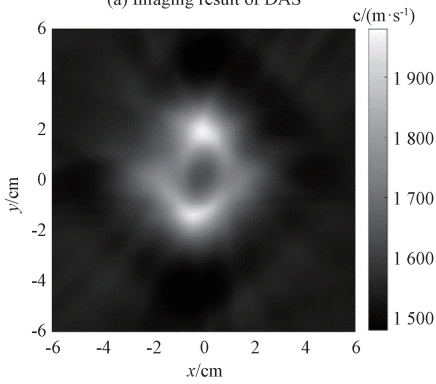
和仿真测试一致, 对处理后的实验数据使用 DAS、TOFT 和 FWI 三种方法进行成像。计算域大小为 24 cm×24 cm, 网格点数 601×601, 空间步长 0.04 cm。DAS 的声速常数设为 1 510 m/s, TOFT 的初始模型为均匀背景介质, FWI 的初始模型为 TOFT 的声速重建结果。FWI 依然采取从低频到高频的多尺度反演策略, 频率选取从 0.2~1.0 MHz, 步长为 50 kHz。每个频点迭代 5 次, 上一频点的声速重建结果将作为下一频点的初始模型。

3.3 成像结果

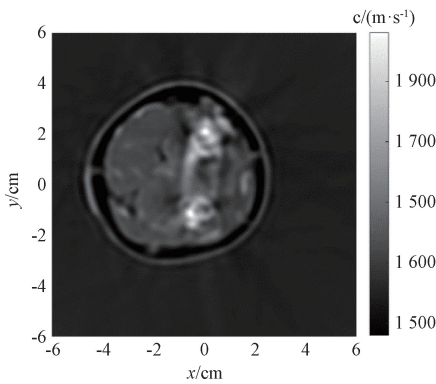
DAS 成像结果的成像如图 10(a) 所示, 重建了小臂截面的一些强反射边界, 如皮肤和两根骨的轮廓, 以及肌肉内部的一些强反射部位。DAS 的成像结果可以提供肌骨组织结构信息上的参考。TOFT 的成像结果如图 10(b) 所示, 主要重建了尺骨和桡骨的高声速区域, 虽然分辨率低, 但可以作为 FWI 的初始模型。



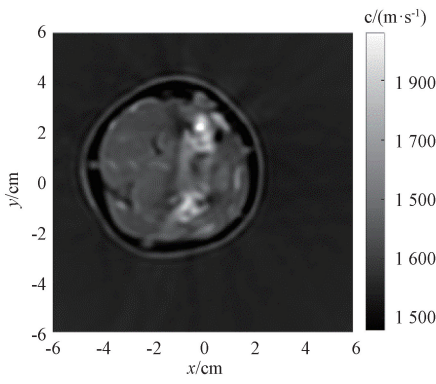
(a) DAS成像结果
(a) Imaging result of DAS



(b) TOFT成像结果
(b) Imaging result of TOFT



(c) FWI成像结果 (无正则化)
(c) Imaging result of FWI without regularization



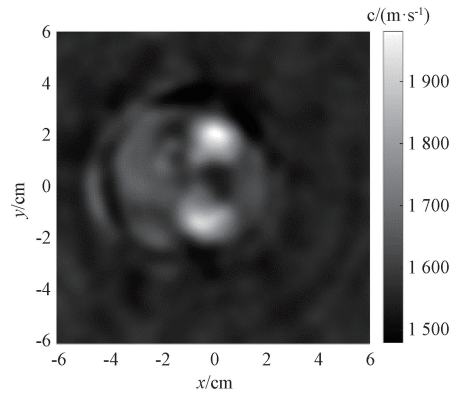
(d) FWI成像结果 (正则化)
(d) Imaging result of FWI with regularization

图 10 小臂实验数据成像结果

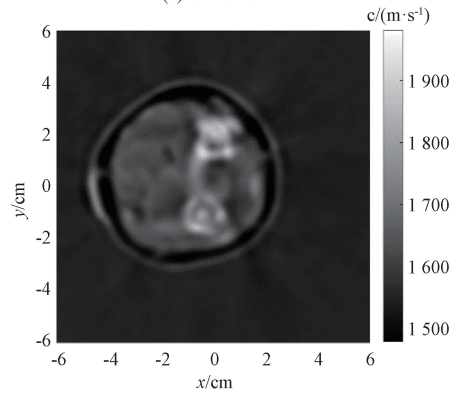
Fig. 10 Imaging results based on experimental data of lower arm

FWI 的成像结果如图 10 (c) 和 (d) 所示,清晰重建了该目标截面的声速分布,在 3 种成像方法中分辨率最高,且声速数值的差异化可以较好地辅助区分肌肉、皮肤、脂肪和骨骼。其中正则化的结果(图 10 (d))可进一步恢复骨组织附近区域的声速分布,提高成像结果的对比度。

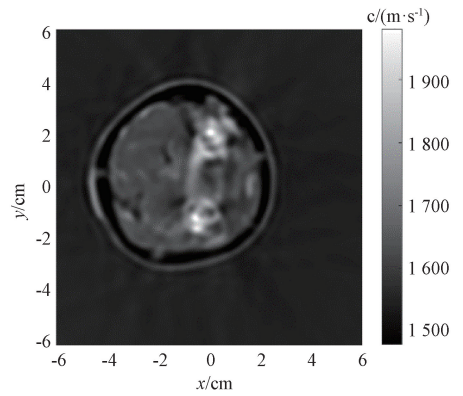
图 11 则给出了 FWI 迭代过程中 0.2、0.4 以及 0.6 MHz 的重建结果。可以看到低频主要刻画目标截面的大尺度成分,随着频率的升高,目标截面的细节将越来越多,分辨率逐渐升高。



(a) 0.2 MHz



(b) 0.4 MHz



(c) 0.6 MHz

图 11 多尺度 FWI 成像结果

Fig. 11 Imaging results of multiscale FWI

4 结 论

本研究在数值仿真和物理实验层面均成功实现了基于环形阵列的肌骨超声高分辨率断层成像。在此过程中,首先利用 DAS 方法快速捕捉目标截面的结构特征,再通过 TOFT 方法构建出初始的声速模型,最后采用频域多尺度 FWI 方法对目标物进行精准的参数成像,清晰地重建了目标截面的声速分布。

从计算效率的角度来看,利用单台工作站,在本文所设定的网格条件下,DAS 因其非迭代性质,计算时间最短,仅需不到半分钟。而 TOFT 和 FWI 虽然均为迭代算法,但 TOFT 的计算时长控制在二十分钟以内,相对较快。虽然 FWI 的计算时间较长,需数个小时,但随着 GPU 计算能力的不断提升和反演策略的持续优化,有望在未来将 FWI 的图像重建时间缩短至半小时内。

在临床应用方面,基于环形阵列的 USCT 技术凭借其独特的优势,为肌骨组织的高分辨率成像提供了新的选择。不同于 CT 对骨骼的高敏感性和 MRI 对软组织的优异表现,USCT 能够同时实现骨组织和软组织的高分辨率成像,为肌骨组织相关疾病的临床检查与诊断提供了有力支持。医生能够更准确地判断肌骨组织情况,便于制定个性化的治疗方案、监测疾病进展和评估治疗效果。因此,肌骨组织成像技术的不断完善和发展,将为医学领域带来更加精准的诊断方法和治疗效果。

参考文献

- [1] WISKIN J, MALIK B, BORUP D, et al. Full wave 3D inverse scattering transmission ultrasound tomography in the presence of high contrast [J]. *Scientific Reports*, 2020, 10(1) : 20166.
- [2] CREMA M D, YAMADA A F, GUERMAZI A, et al. Imaging techniques for muscle injury in sports medicine and clinical relevance [J]. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 2015, 8(2) : 154-161.
- [3] 唐专科,柯宝毅,肖念苏,等. X 线、CT 及 MRI 对髋关节置换术后并发症诊断的临床价值 [J]. *中国 CT 和 MRI 杂志*, 2021, 19(2) : 147-148, 158.
TANG ZH K, KE B Y, XIAO N S, et al, Clinical value of X-ray, CT and MRI in the diagnosis of complications after hip arthroplasty [J]. *Chinese Journal of CT and MRI*, 2021, 19(2) : 147-148, 158.
- [4] HASEGAWA H. Advances in ultrasonography: Image formation and quality assessment [J]. *Journal of Medical Ultrasonics*, 2021, 48(4) : 377-389.
- [5] MALIK B, TERRY R, WISKIN J, et al. Quantitative transmission ultrasound tomography: Imaging and performance characteristics [J]. *Medical Physics*, 2018, 45(7) : 3063-3075.
- [6] WU X Q, LI Y B, SU C, et al. Ultrasound computed tomography based on full waveform inversion with source directivity calibration [J]. *Ultrasonics*, 2023, 132: 107004.
- [7] 李盼盼,李玉冰,苏畅,等. 环形阵列超声断层扫描高分辨率成像方法 [J]. *声学学报*, 2023, 48(1) : 182-192.
LI P P, LI Y B, SU CH, et al. High resolution imaging methods for circular-array based ultrasound computed tomography [J]. *Acta Acoustica*, 2023, 48(1) : 182-192.
- [8] OPIELINSKI K J, PRUCHNICKI P, SZYMANOWSKI P, et al. Multimodal ultrasound computer-assisted tomography: An approach to the recognition of breast lesions [J]. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 2018, 65: 102-114.
- [9] FINCKE J, ZHANG X, SHIN B, et al. Quantitative sound speed imaging of cortical bone and soft tissue: Results from observational data sets [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2022, 41(3) : 502-514.
- [10] PERROT V, POLICHETTI M, VARRAY F, et al. So you think you can DAS? A viewpoint on delay-and-sum beamforming [J]. *Ultrasonics*, 2021, 111: 106309.
- [11] BAO Y, JIA J B. Improved time-of-flight estimation method for acoustic tomography system [J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2020, 69(4) : 974-984.
- [12] HUANG J W, BELLEFLEUR G. Joint transmission and reflection travelttime tomography using the fast sweeping method and the adjoint-state technique [J]. *Geophysical Journal International*, 2012, 188(2) : 570-582.
- [13] ZHOU CH CH, XU K L, TA D AN. Frequency-domain full-waveform inversion-based musculoskeletal ultrasound computed tomography [J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 2023, 154(1) : 279-294.
- [14] FANG J W, CHEN H M, ZHOU H, et al. Elastic full-

- waveform inversion based on GPU accelerated temporal fourth-order finite-difference approximation [J]. *Computers and Geosciences*, 2020, 135: 104381.
- [15] NOCEDAL J, WRIGHT S J. Numerical optimization[M]. New York:Springer, 2006.
- [16] PLESSIX R E. A review of the adjoint-state method for computing the gradient of a functional with geophysical applications [J]. *Geophysical Journal International*, 2006, 167(2): 495-503.
- [17] CHEN Z Y, CHENG D S, FENG W, et al. An optimal 9-point finite difference scheme for the helmholtz equation with pml[J]. *International Journal of Numerical Analysis and Modeling*, 2013, 10(2): 389-410.
- [18] DAVIS T A. Algorithm 832: UMFPACK V4.3—An unsymmetric-pattern multifrontal method [J]. *ACM Transactions on Mathematical Software*, 2004, 30(2): 196-199.
- [19] WANG K, MATTHEWS T, ANIS F, et al. Waveform inversion with source encoding for breast sound speed reconstruction in ultrasound computed tomography [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2015, 62(3): 475-493.
- [20] 李昕洁,王维红,郭雪豹,等. 全波形反演正则化方法对比[J]. *石油地球物理勘探*, 2022, 57(1): 129-139.
- LI X J, WANG W H, GUO X B, et al. Comparison of regularization methods for full-waveform inversion [J]. *Oil Geophysical Prospecting*, 2022, 57(1): 129-139.
- [21] AUBRY J F, TANTER M, PERNOT M, et al. Experimental demonstration of noninvasive transskull adaptive focusing based on prior computed tomography scans [J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 2003, 113(1):84-93.
- [22] VIRIEUX J. P-SV wave propagation in heterogeneous media: Velocity-stress finite-difference method [J]. *Geophysics*, 1986, 51(4): 889-901.
- [23] PLADYS A, BROSSIER R, LI Y B, et al. On cycle-skipping and misfit function modification for full-wave inversion; Comparison of five recent approaches [J]. *Geophysics*, 2021, 86(4): R563-R587.
- [24] PRATT R G. Seismic waveform inversion in the frequency domain, Part 1: Theory and verification in a

physical scale model [J]. *Geophysics*, 1999, 64(3): 888-901.

- [25] 王宇庆,刘维亚,王勇. 一种基于局部方差和结构相似度的图像质量评价方法[J]. *光子. 激光*, 2008, 11: 1546-1553.

WANG Y Q, LIU W Y, WANG Y. Image quality assessment based on local variance and structure similarity[J]. *Journal of Optoelectronics·Laser*, 2008, 11: 1546-1553.

作者简介



武小晴, 2019年于中国海洋大学获得学士学位, 现为中国科学院声学所博士研究生, 主要研究方向为医学超声成像。

E-mail: wuxiaoqing@mail.ioa.ac.cn

Wu Xiaoqing received her B.Sc. degree in 2019 from Ocean University of China. Now she is a Ph.D. candidate in Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences. Her main research interest includes medical ultrasound imaging.



李玉冰, 2011年于同济大学获得学士学位, 2014年于巴黎第七大学获得硕士学位, 2018年于巴黎文理研究大学获得博士学位, 现为中国科学院声学研究所研究员, 主要研究方向为医用和检测声学中的信号处理, 计算成像以及人工智能研究。

E-mail: liyubing@mail.ioa.ac.cn

Li Yubing received his B.Sc. degree in 2011 from Tongji University, received his M.Sc. degree in 2014 from Université Paris Diderot-Paris 7, received his Ph.D. degree in 2018 from Paris Sciences & Lettres-PSL University. He is now a researcher in Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences. His main research interests include signal processing, computational imaging, and artificial intelligence research in medical and detective acoustics.



苏畅, 2006年于清华大学获得学士学位, 2009年于中国科学院声学研究所获得硕士学位, 2013年于中国科学院声学研究所获得博士学位, 现为中国科学院声学研究所研究员, 主要研究方向为医学超声成像和复杂介质声场仿真。

E-mail: suchang@mail.ioa.ac.cn

Su Chang received her B.Sc. degree in 2006 from Tsinghua University, received her M.Sc. degree in 2009 from Institute of

Acoustics, Chinese Academy of Sciences, received her Ph. D. degree in 2013 from Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences. She is now a researcher in Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences. Her main research interests include medical ultrasound imaging and simulation of sound field in complex media.



蒋乐康, 2022 年于华东交通大学获得学士学位, 现为中国科学院声学所硕士研究生, 主要研究方向为医学超声成像。

E-mail: jianglekang@mail.ioa.ac.cn

Jiang Lekang received his B. Sc. degree in 2022 from East China Jiaotong University. He is now a M. Sc. candidate in Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences. His main research interest includes medical ultrasound imaging.



林伟军(通信作者), 1994 年于清华大学获得学士学位, 1997 年于中国科学院声学研究所获得硕士学位, 2003 年于中国科学院声学研究所获得博士学位, 现为中国科学院声学研究所研究员, 主要研究方向为复杂介质中的声场研究、计算声学, 医学超声。

E-mail: linwj@mail.ioa.ac.cn

Lin Weijun (Corresponding author) received his B. Sc. degree in 1994 from Tsinghua University, received his M. Sc. degree in 1997 from Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences, received his Ph. D. degree in 2003 from Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences. He is now a researcher in Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences. His main research interests include sound field research in complex media, computational acoustics, medical ultrasound.