引用格式：宋小军, 张璠, 黄琼, 等. 基于全聚焦算法的骨折超声成像研究[J]. 声学技术, 2021, **40**(4): 475-481. [SONG Xiaojun, ZHANG Fan, HUANG Qiong, et al. Study on ultrasonic fracture detection based on total focusing method[J]. Technical Acoustics, 2021, **40**(4): 475-481.] **DOI**: 10.16300/j.cnki.1000-3630.2021.04.006

基于全聚焦算法的骨折超声成像研究

宋小军[1,2]，张 璠[1]，黄 琼[1]，曾俊冬[1,3]
(1. 上海电力大学电子与信息工程学院，上海 200090；
2. 复旦大学电子工程系，上海 200433；
3. 上海大学机电工程与自动化学院，上海 200444)

摘要：为研究便捷、安全、无电离辐射的骨折检测方法，提出了超声双层折射修正全聚焦算法。首先从信号处理入手，通过回波信号与标准发射信号进行互相关计算，得出噪声含量极低的回波信号。继而利用 Filed-II裂纹仿真实验验证全聚焦成像对均匀介质检测的可行性，仿真结果显示裂纹宽度平均相对误差为 5.60%；最后对离体牛胫骨进行全矩阵数据采集，并分别使用传统全聚焦算法和双层折射修正全聚焦算法对贯通骨折裂纹成像，前者的裂纹平均相对误差为 8.33%，但不能显示骨板厚度，而后者不仅可以清晰地显示出裂纹的宽度(相对误差为 6.98%)，并且可以准确地显示出骨板下底面的位置，从而可以对骨板厚度进行准确评估(骨板厚度相对误差为 5.75%)。因此，基于全聚焦成像的超声检测方法在骨折检测上具有较好的发展潜力。

关键词：骨折；超声检测；双层介质；全聚焦成像
中图分类号：TB559 **文献标志码**：A **文章编号**：1000-3630(2021)-04-0475-07

Study on ultrasonic fracture detection based on total focusing method

SONG Xiaojun[1,2], ZHANG Fan[1], HUANG Qiong[1], ZENG Jundong[1,3]
(1. *College of Electronics and Information Engineering, Shanghai University of Electric Power, Shanghai* 200090, *China*;
2. *Department of Electronic Engineering, Fudan University, Shanghai* 200433, *China*;
3. *School of Mechatronic Engineering and Automation, Shanghai University, Shanghai* 200444, *China*)

Abstract: To study a convenient, safe and non-ionizing method for fracture detection, a total focusing method for ultrasonic double-layer refraction correction is proposed. Starting from the signal processing and imaging algorithm, the cross-correlation calculation between echo signal and standard emission signal is performed to obtain echo signal with very low noise. Then, the feasibility of total focusing method in homogeneous medium is verified by using the Field II crack simulation experiment, and the simulation result shows that the average relative error of crack width is 5.60%. Finally, the full matrix data collection is carried out for the in-vitro bovine tibial plate, and the traditional total focusing method and the double-layer refraction modified total focusing method are used to image the bone fracture. The former method is able to image the fracture with the average relative error 8.33%, however, fails to image the bottom surface of the bone. The latter method not only shows the fracture (relative error is 6.98%) clearly, but also shows the bottom surface of the bone, by which the thickness of the bone is accurately measured (relative error is 5.75%). Therefore, the ultrasonic total focusing method has application potential in the detection of bone fracture.

Key words: bone fracture; ultrasound; double-layer media; total-focusing method (TFM)

0 引 言

临床经验表明，长骨骨折主要发生在股骨、肱骨、胫骨和腓骨处。根据骨折状况可分为横断、斜切、螺旋、蝶形四类[1]。本文主要研究类型为长骨的简单横断性骨折。长骨骨折的诊断常使用磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)和电子计算机断层扫描(Computed Tomography, CT)等技术[2]。MRI 利用磁共振现象从骨骼中获取电磁信号，重建出长骨骨折信息，有分辨率高、对比度大等优势，但是有扫描速度慢、设备操作复杂、适用人群受限等缺点；医院常见的 CT 扫描在人体胫骨质量评价方面有着长足发展和应用，但是 CT 设备昂贵，检测过程有电离辐射，对患者健康有一定负面影响。超声无损检测发明早期就应用于医学领域，有着设

收稿日期：2020-06-04；**修回日期**：2020-07-24
基金项目：中国博士后科学基金面上项目(2019M661334)。
作者简介：宋小军(1985－)，女，上海人，副教授，研究方向为超声无损检测及信号处理。
通信作者：曾俊冬，E-mail: 13371896049@189.cn

备简单易操作、无辐射、扫描速度快等优点，但是由于人体骨骼系统各向异性复杂，回波信号质量差，传统超声检测(如 B 超检测)在骨折诊断方面应用受限。

超声检测在骨折检测方面应用近年来成为热点。Chen 等[3]分别用 X 射线和超声扫查兔下颌骨，用斯皮尔曼等级相关分析(Spearman's correlation coefficient for ranked data)对比了两种方法成像结果，得出超声检查可以代替 X 射线检查的结论，为超声诊断与传统医学检查之间的对比、评价分析提供新方法。马振兴[4]使用超声波检测离体牛股骨，验证了超声波评价骨愈合状况的可行性。Li 等[5]、Liu 等[6]使用二维时域有限差分法(Two Dimensional Finite Difference Time Domain, 2D-FDTD)研究 A_0、S_0 导波在不同宽度和角度的骨折裂缝中振幅变化规律，为定量评价骨折状况提供理论依据。Zhang 等[7]使用 BC 和 OBC 编码激励提高超声回波信号的幅值，改善了成像信噪比，结果表明被优化的超声有评价长骨骨折深度的潜力。许凯亮等[8]采用混合边界元方法(Hybrid Boundary Element Method, HBEM)对超声导波在骨裂长骨中的传播情况以及各导波模式的反射系数和透射系数进行了数值分析，为选择最优入射导波模式和频率，更好地定量评价骨质以及骨裂状况提供依据。

骨超声成像方面，罗春苟等[9]介绍了宽带超声衰减(Broadband Ultrasonic Attenuation, BUA)成像和超声传导速度(Speed Of Sound, SOS)成像两种松质骨超声参量成像方法的基本原理和应用情况，提出了发展超声背散射系数成像，以简化骨超声成像的实验过程、提高成像精度；黄凯[10]分析出了超声背散射信号中的三种参数，分别将参数值映射为像素值成像，对松质骨进行诊断；文献[11-12]为重建皮质骨骨折图像，使用多静态合成孔径超声(Multistatic Synthetic Aperture Ultrasound, MSAU)抑制图像伪影，提高了超声成像对比度噪声比，清楚地显示了皮质骨骨折情况；Renaud 等[13]假设胫骨由群速度不同的多层均匀质层组成，利用射线追踪法计算不同介质间的超声传播路径，从而完成皮质骨超声成像。Dixon 等[14]为研究快速临床骨折诊断方法，提出 3D 超声成像法，超声成像结果与常规 2D-X 射线图像对比后，得出 3D 超声成像可以对长骨骨折有效检测的结论；Tang 等[15]使用超声弹性成像法，对兔股骨骨折成像，结论表明超声弹性成像技术可用于准确识别长骨中骨折的存在和位置。

本文提出利用全聚焦算法(Total Focusing Method, TFM)对骨折进行超声成像，从而为骨折的临床检查提供其他的方法。全聚焦算法是基于全矩阵数据后处理的一种虚拟聚焦超声成像算法，可以实现成像区域任意点虚拟聚焦[16]，具有解决长骨超声成像分辨率低、缺陷精度差等问题的潜力。

本文建立软组织-牛胫骨板离体双层介质超声检测模型。在 Field II 仿真验证单层介质全聚焦成像的可行性基础上，分别利用传统单层介质全聚焦和双层介质折射点修正全聚焦算法对牛胫骨进行成像，对比分析两种算法在缺陷宽度、软组织和骨板厚度三种实验参数的相对误差，验证双层介质全聚焦成像在骨折超声检测中的可行性。

1 全聚焦成像算法原理

1.1 全矩阵数据采集

全矩阵数据是指将超声相控阵换能器内所有阵元依次作为发射-接收阵元组合，所采集到的超声回波时域信号，是发射阵元序列、接收阵元序列和时间采样点数的三维数据[17]。

N 个阵元的超声相控阵采集全矩阵数据采集示意图方法如图 1 所示。首先激发第一个阵元，所有阵元同时接收回波，由第一个发射阵元和接收阵元组成的发射/接收对记录的回波数据记为 S_{1j}，其中 $j=1,2,\cdots,N$；然后依次激发剩余阵元，重复上述接收过程，回波数据记为 S_{ij}，$i=1,2,\cdots,N$，i 表示发射阵元，j 表示接收阵元，采集结束后 S_{ij} 组成全矩阵数据集如图 2 所示，共 $N\times N$ 组数据。

整个数据采集过程收集成像区域的所有信息，其中包括缺陷信号。TFM 是基于全矩阵数据的时域后处理的成像算法，因此全矩阵数据采集(Full Matrix Capture, FMC)是 TFM 能够对全部成像区域虚拟聚焦的基础。

回波信号和标准发射信号互相关计算可以在一定程度上减少噪声含量[18]，因此进行全聚焦成像之前对回波信号进行互相关计算处理。

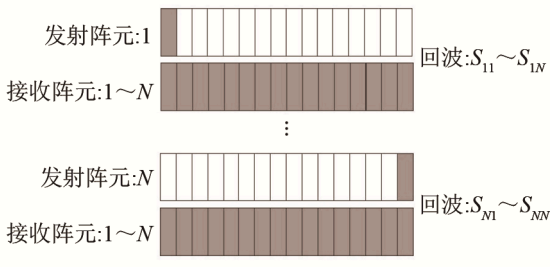


图 1 全矩阵采集示意图
Fig.1 Schematic diagram of full matrix capture

S_{11}	…	S_{1J}	…	…	S_{1N}
⋮					⋮
S_{i1}		S_{ij}			⋮
⋮					⋮
⋮					⋮
S_{N1}	…	…	…	…	S_{NN}

图 2　全矩阵数据集
Fig.2　Full matrix capture data

1.2　传统单层介质全聚焦成像算法

在对全矩阵数据集处理之前，要对探测区域进行像素点划分。这里的像素点即为全聚焦虚拟聚焦点，焦点的数量决定了成像结果的分辨率高低。

如图 3 所示，相控阵探头放置于探测区域表面。建立 xOz 坐标系，以超声相控阵中心为坐标系原点，x 轴沿阵元排列方向，z 轴垂直阵元排列方向并指向探测物内部，再对被检测区域进行像素点划分，某个像素点的坐标为 (x_p, z_p)。计算相控阵的发射-接收探头到像素点 (x_p, z_p) 的距离：

$$d_1=\sqrt{(x_m-x_p)^2+(z_m-z_p)^2} \tag{1}$$

$$d_2=\sqrt{(x_n-x_p)^2+(z_n-z_p)^2} \tag{2}$$

其中，(x_m, z_m) 为发射阵元 m 的坐标；d_1 是 m 阵元到像素点 $p(x_p, z_p)$ 的距离；(x_n, z_n) 为接收阵元 n 的坐标；d_2 是像素点 (x_p, z_p) 到阵元 n 的距离。阵元 m 激励超声信号，阵元 n 接收回波信号。由图 3 可知，超声信号以速度 v 由 m 阵元发射传播到像素点 $p(x_p, z_p)$，再被阵元 n 接收的传播时间为

$$t_{mn}(x_p, z_p)=\frac{d_1+d_2}{v} \tag{3}$$

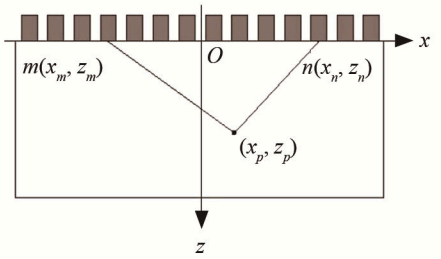


图 3　传统全聚焦成像模型
Fig.3　Imaging model of traditional total focusing method

首先，根据传播时间 $t_{mn}(x_p, z_p)$ 索引出数据 S_{mn} 对应时间处的幅值。然后，按照同样的传播时间方法计算延时时间，根据延时叠加法则将其余发射-接收信号对应传播时间处的幅值累加，即可得到探测区域在像素点 (x_p, z_p) 处的图像幅值 $I(x_p, z_p)$：

$$I(x_p, z_p)=\sum_{m=1}^{N}\sum_{n=1}^{N} S_{mn}\left[t_{mn}(x_p, z_p)\right] \tag{4}$$

式中：$S_{mn}\left[t_{mn}(x_p, z_p)\right]$ 为阵元 m 激励、阵元 n 接收的超声回波信号，表示目标像素点 (x_p, z_p) 的幅值。

对探测区域中所有像素点处的图像幅值 $I(x,z)$ 进行归一化成像显示，就可得到探测区域的图像。

1.3　折射点修正后的双层介质全聚焦成像算法

人体长骨骨折可被简化为由软组织和骨板构成的双层介质模型。建立如图 4 所示的坐标系，坐标原点 O 位于软组织与相控阵交界面中点，x 轴沿相控阵向右，z 轴垂直阵列方向指向探测区域。超声相控阵阵元数为 N，阵元宽度为 a，阵元间距为 d，超声波在软组织和骨板中的传播速度分别为 c_1、c_2。表皮厚度为 h，发射阵元 i 坐标为 $A(x_i, z_i)$，发射超声波入射角为 θ_i，折射角为 θ_R，接收阵元 j 坐标为 $A'(x_j, z_j)$，入射折射点为 $B(x_b, z_b)$，出射折射点为 $B'(x_b', z_b')$，成像聚焦点为 $F(x_s, z_s)$。根据坐标系设置可得 $z_i=z_j=0$，$z_b=z_b'=h$。

折射点 B，B' 可以根据 Snell 定律求解。Snell 定律的公式为

$$\frac{\sin\theta_i}{c_1}=\frac{\sin\theta_R}{c_2} \tag{5}$$

根据三角函数关系和已知量即可分别求出 B、B'的横坐标[19]。

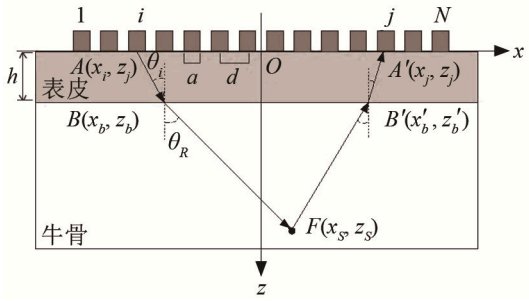


图 4　折射点修正后的双层介质全聚焦成像模型
Fig.4　Imaging model of the total focusing method of double-layer media after refraction point modification

根据费马定理[20]可知，超声波总是沿最短路径传播，所以声波从 A 点发射传播到折射点 B 再折射传播到焦点 F 的传播时间 t_i 为

$$t_i=\frac{\sqrt{(x_b-x_i)^2+(z_b-z_i)^2}}{c_1}+\frac{\sqrt{(x_s-x_b)^2+(z_s-z_b)^2}}{c_2} \tag{6}$$

同样可以求得声波从焦点 F 反射回接收阵元 j 的传播时间 t_j。声波从发射阵元 i 经焦点 F 到接收阵元 j 的总传播时间 $t_{ij}(x_s, z_s)$ 为

$$t_{ij}(x_s,z_s)=\frac{\sqrt{(x_b-x_i)^2+h^2}+\sqrt{(x'_b-x_j)^2+h^2}}{c_1}+\frac{\sqrt{(x_s-x_b)^2+(z_s-h)^2}+\sqrt{(x_s-x'_b)^2+(z_s-h)^2}}{c_2} \quad (7)$$

与单层全聚焦成像类似，根据延时叠加法则，将经过聚焦点 F 的所有回波信号进行延时累加，即可获得该点的图像幅值 $I(x_s,z_s)$：

$$I(x_s,z_s)=\sum_{i=1}^{N}\sum_{j=1}^{N}S_{ij}\left[t_{ij}(x_s,z_s)\right] \quad (8)$$

对探测区域中所有焦点处的图像幅值 $I(x,z)$ 进行归一化成像显示，就可得到折射修正后的双层介质全聚焦探测图像。

2 仿真及离体骨板实验

2.1 Field II仿真实验

使用 Field II 建立仿真模型。如图 5 所示，阵列排列方向为 x 轴，垂直阵列方向为 z 轴，均匀固体材料中有一处贯通横向裂纹，裂纹深度 h_1=4 mm，宽度设置 w=2.50～5.00 mm，声速 c=3 000 m·s^{-1}。仿真设置采用 32 探头线性相控阵，位于材料表面上方。

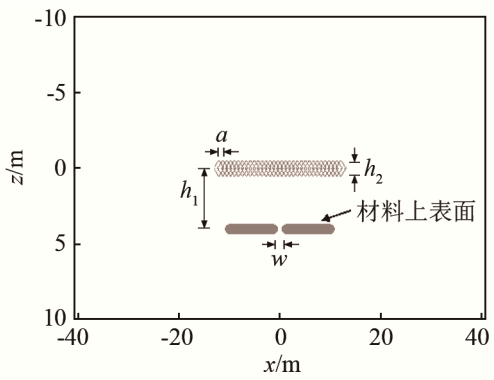


图 5 Field Ⅱ仿真固体材料裂纹模型

Fig.5 The Field Ⅱ simulated crack model of solid materials

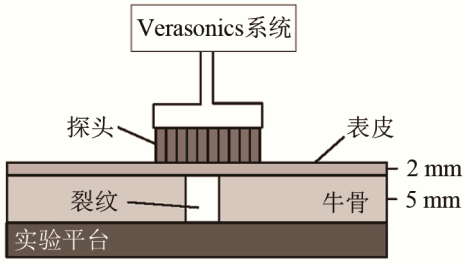
仿真采用的超声相控阵参数如下：换能器中心频率 f_0=6.25 MHz，采样频率 f_s=25 MHz，阵元间距 a=0.30 mm，阵元宽度等于波长(c/f_0)，阵元高度 h_2=5.00 mm。正弦激励脉冲参数如下：振幅 A=1，角频率 $\omega=2\pi f_0$，初相 φ_0=0 。

2.2 离体骨板实验

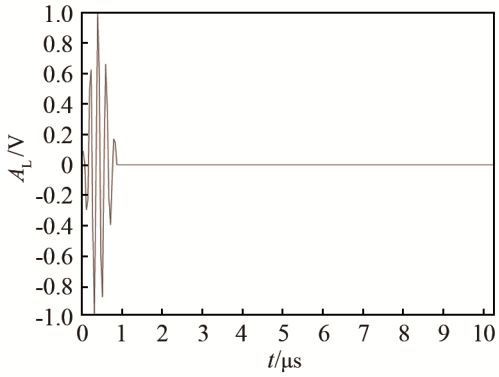
实验采用离体牛胫骨骨板作为实验材料，实验装置示意图如图 6(a)所示，采用 Verasonics 系统(Vantage 128 or 256, Verasonics Inc, WA, USA)进行测量，探头型号为 L11-4V，128 通道，阵元间距为 0.30 mm，中心频率为 6.25 MHz，采样频率为 25 MHz。骨板长为 90.00 mm，宽为 30.00 mm，厚为 5.00 mm，分别在四组骨板样本中间制作宽度为 1.00～4.00 mm 的贯通间隙模拟骨折状况。

为了更好地模拟在体实验，用厚度为 2.00 mm 的动物表皮软组织贴合在骨板上面。在骨板和软组织中的声速分别为 3 000 m·s^{-1} 和 1 540 m·s^{-1}。

如图 6(b)所示，发射信号为脉冲信号，A_L 为脉冲信号的幅值。Verasonics 系统控制阵元依次发射脉冲，每次发射时所有 128 阵元都进行接收，数据经总线传输到计算机储存。



(a) 离体牛胫骨板实验模型



(b) 发射信号

图 6 实验设置和检测用的发射信号

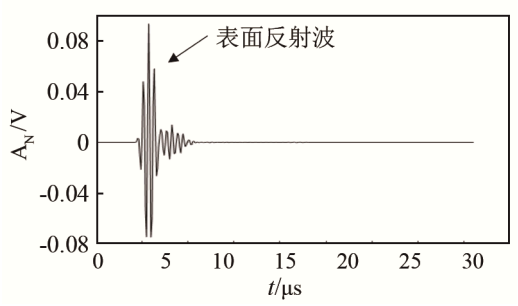
Fig.6 Experimental setup and the emitting signal for detection

3 实验结果与讨论

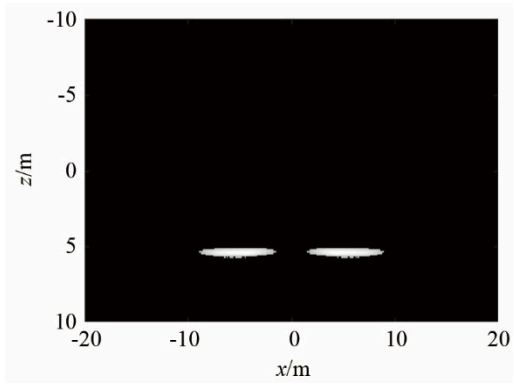
3.1 Filed II 仿真结果与分析

将全矩阵数据进行全聚焦成像处理，图 7 为仿真成像结果，A_N 为归一化幅度。图 7(a)为一组发射-接收对的回波信号，在 5 μs 附近可观察到一次反射回波，对应固体材料表面的反射波。图 7(b)为全聚焦算法处理后的成像结果。固体材料仿真模型中的裂纹宽度为 4.00 mm，成像结果中裂纹宽度为 4.30 mm，相对误差为 7.50%。

为验证全聚焦成像的准确性，对不同宽度裂纹的固体材料进行仿真。Field II仿真实验裂纹宽度成像结果如表 1 所示，裂纹成像结果的平均相对误差为 5.60%。



(a) 一组发射-接收回波信号



(b) 固体材料裂纹成像结果

图 7　固体材料裂纹仿真结果

Fig.7　Simulated result of cracks in solid materials

表 1　Filed Ⅱ仿真裂纹宽度及相对误差

Table 1　Filed Ⅱ simulated crack width and relative error

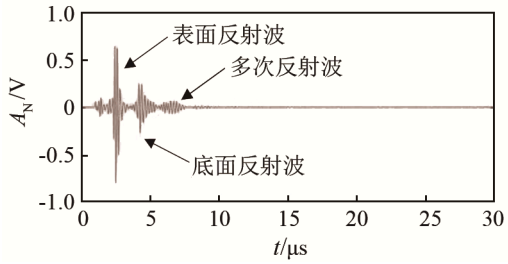
裂纹宽度/mm	成像宽度/mm	相对误差/%
5.00	5.32	6.40
4.50	4.80	6.67
4.00	4.30	7.50
3.50	3.74	6.86
3.00	2.94	2.00
2.50	2.40	4.00

3.2　离体牛胫骨板实验结果与分析

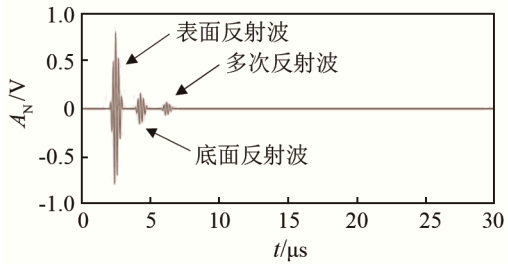
图 8 为采用 TFM 算法对一组牛胫骨板样本全矩阵数据集进行成像的结果。图 8(a)为 5 发 1 收的回波信号。在 2.5 μs 和 5 μs 附近可观察到两次反射回波，分别对应软组织和牛骨板上表面的交界面以及骨板下表面。由于超声在骨板中的衰减，第二次回波的幅度比第一次回波小很多。第三次回波为多次反射波，是超声波在骨板里多次反射形成的。

图 8(b)为 5 发 1 收的回波信号与标准发射信号互相关结果。从图 8(b)可见，通过互相关计算可以显著地提高信噪比。

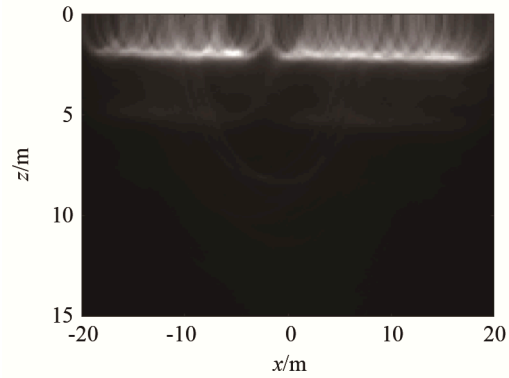
图 8(c)为传统单层介质 TFM 算法处理后的成像结果。从图 8(c)可以清晰地看出软组织与骨板交界面和骨板下底面。交界面位于 z=1.90 mm 附近，即软组织厚度为 1.90 mm，与实验设置厚度基本一致，相对误差为 5.00%；骨板底面在 z=5.00 mm 处，骨板厚度为 3.00 mm，相对误差为 40.00%，与实验骨板厚度相比误差较大，这是没有考虑声波在软组织与骨板交界面的折射，声波传播路径分析存在偏差和传播时间计算错误导致的结果；骨折间隙宽度为 2.75 mm，相对误差为 8.33%。从成像误差来看，



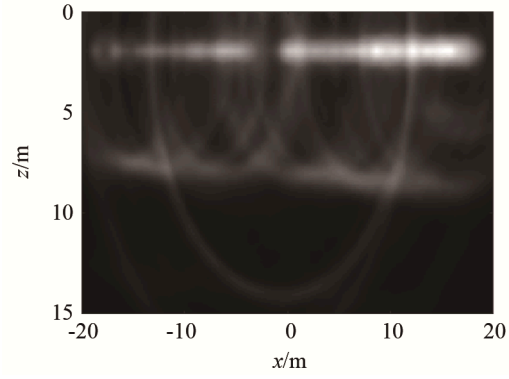
(a) 一组发射-接收的回波信号



(b) 互相关后信号



(c) 传统 TFM 成像结果



(d) 折射点修正后的双层介质 TFM 成像结果

图 8　传统 TFM 成像和双层介质 TFM 成像的实验结果

Fig.8　Experimental results of traditional TFM imaging and double-layer media TFM imaging

单层介质全聚焦成像具有较好的骨折间隙宽度估计和软组织厚度估计能力。考虑到在体实验很难直接测量软组织厚度，单层全聚焦成像结果可以为双层介质 TFM 提供必需的软组织厚度先验信息。

图 8(d)为经过折射点修正的双层介质 TFM 算法处理后的成像结果。从图 8(d)可以看出，软组织与骨板的交界面位于 2.15 mm 附近，即软组织厚度为 2.15 mm，相对误差为 7.50%；骨板底面在 z=7.10 mm 附近，即骨板厚度为 5.10 mm，相对误差为 2.00%；骨折间隙宽度为 2.80 mm，相对误差为 6.67%。骨折间隙宽度结果表明折射点修正后的双层介质 TFM 算法，对牛胫骨骨折状况有较为准确的成像结果。

四组牛胫骨实验骨折间隙宽度成像结果如表 2 所示，间隙宽度平均相对误差为 6.98%。测得的骨板平均厚度为 4.96 mm，平均相对误差为 5.75%，方差为 0.345 mm^2。此外，测得的软组织平均厚度为 2.04 mm。由此可见，本文提出的方法能实现骨板间隙成像，也可以对软组织厚度、骨板厚度进行较为准确的评估。

表 2 多组骨板实验中双层介质 TFM 成像的骨板间隙宽度及相对误差

Table 2 The crack widths and relative errors of bone plates imaged by double-layer media TFM in four groups of experiments

样本	实际裂纹宽度/mm	测量裂纹宽度/mm	测量相对误差/%
牛胫骨板一	1.00	1.10	10.00
牛胫骨板二	2.00	2.10	5.00
牛胫骨板三	3.00	2.80	6.67
牛胫骨板四	4.00	4.25	6.25

从图 8(d)可以明显看出伪像、伪影，一方面原因是软组织厚度较薄，使得被检骨板处于换能器近场范围内，声波信号受到近场干扰；另一方面，为提高骨板下底面的信号强度和成像效果，在信号处理过程中使用算法缩小了第一次回波与第二次回波的幅值差异，同时也相对放大了噪声的幅值。以上两种原因都会导致伪像、伪影出现。为消除近场干扰，可以在探头与实验对象间添加人工表皮垫。人工表皮垫厚度为 5.00 cm，密度为 1.016 g·cm^{-3}，声速为 1 540m·s^{-1}，声阻抗为 1.59×10^5 g·cm^{-2}·s^{-1}，其主要声学属性与软组织一致，不会影响声波传播。后续计算中计入表皮垫厚度的影响，可得出正确的成像结果。对于噪声干扰，作者在后续研究中，将从信号滤波预处理和图像优化两个方向继续探究消除伪像、伪影的方法，以改善成像效果。

4 结 论

为了探索新型、安全、便携的骨折诊断方法，本文分别采用传统单层介质全聚焦成像和折射点修正后的双层介质全聚焦成像算法，对 Filed-II仿真和牛胫骨板离体实验的全矩阵数据集进行成像显示。仿真实验的裂纹宽度平均相对误差为 5.60%，表明全聚焦成像可以有效检出单一介质的裂纹缺陷；离体牛胫骨板实验中，通过传统全聚焦算法成像，能将骨折间隙宽度和软组织-骨板交界面准确呈现，相对误差分别为 8.33%、5.00%；骨板厚度相对误差为 40.00%，即传统全聚焦算法很难准确呈现骨板下底面；利用修正折射点后的双层介质全聚焦成像，改变了声波传播路径和延时法则，不仅能将骨折间隙宽度和分界面显示，平均相对误差至 6.98%；还能把骨板下底面较为准确地成像，骨板厚度平均相对误差降低为 5.75%。因此基于全聚焦成像的骨折超声检测在临床应用上有较好的发展潜力。

参 考 文 献

[1] 顾冬云, 戴尅戎. 骨折分类三维图典[M]. 北京: 人民军医出版社, 2012.

[2] 刘飞, 刘曦明, 聂宇. 不同诊断技术在胫骨平台骨折分型中的应用价值[J]. 创伤外科杂志, 2014, **16**(2): 180-182.
LIU Fei, LIU Ximing, NIE Yu. Value of different diagnostic techniques in the classification of tibial plateau fracture[J]. Journal of Traumatic Surgery, 2014, **16**(2): 180-182.

[3] CHEN T, LAI R F, ZHOU Z Y, et al. Application of ultrasonic inspection in monitoring dynamic healing of mandibular fracture in rabbit model[J]. Asian Pacific Journal of Tropical Medicine, 2012, **5**(5): 406-409.

[4] 马振兴. 胫骨骨折智能支具及愈合程度测量的研究[D]. 东南大学, 2016.

[5] LI Y, LIU D, XU K L, et al. Transverse and oblique long bone fracture evaluation by low or-der ultrasonic guided waves: a simulation study[J]. BioMed Research International, 2017, **2017**: 3083141.

[6] LIU D, XU K, TA D. Impact of long bone frac-ture width and angle on low-order ultrasonic guided waves[EB/OL]. 2015. https://www. researchgate.net/publication/311795495.

[7] ZHANG H L, WU S J, TA D A, et al. Coded ex-citation of ultrasonic guided waves in long bone fracture assessment[J]. Ultrasonics, 2014, **54**(5): 1203-1209.

[8] 许凯亮, 刘得安, 王威琪. 骨折长骨中超声导波传播特性的仿真研究[J]. 声学学报, 2009, **34**(5): 423-429.
XU Kailiang, LIU De'an, WANG Weiqi. Simulation of propagation characteristics of ultrasonic guided waves in fracture long bone[J]. Acta Acustica, 2009, **34**(5): 423-429.

[9] 罗春苟, 他得安, 黄凯, 等. 松质骨组织的若干超声参量成像方法[J]. 声学技术, 2008, **27**(2): 197-200.
LUO Chungou, TA De'an, HUANG Kai, et al. Review on the ul-

trasonic parametric imaging of cancellous bones[J]. Technical Acoustics, 2008, **27**(2): 197-200.

[10] 黄凯. 超声背散射法评价松质骨状况的参数估计及其成像研究[D]. 上海: 复旦大学, 2009.

[11] 李云清, 江晨, 李颖, 等. 基于多层声速模型的合成孔径超声皮质骨成像[J]. 物理学报, 2019, **68**(18): 184302.
LI Yunqing, JIANG Chen, LI Ying, et al. Multi-layer velocity model based synthetic aperture ultrasound imaging of cortical bone[J]. Acta Physica Sinica, 2019, **68**(18): 184302.

[12] LI Y Q, XU K L, JIANG C, et al. Cortical bone fracture imaging using velocity model based mul-tistatic synthetic aperture ultrasound[C]//2019 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS). Glasgow, UK. IEEE, 2019: 2348-2350.

[13] RENAUD G, KRUIZINGA P, CASSEREAU D, et al. In vivo ultrasound imaging of the bone cor-tex[J]. Physics in Medicine and Biology, 2018, **63**(12): 125010.

[14] DIXON A J, BOTTECHER V F, THOM C D, et al. Detection of distal forearm fractures using bone-enhanced 3D ultrasound imaging[C]//2018 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS). Kobe, Japan. IEEE, 2018: 1-3.

[15] TANG S Y, SABONGHY E P, CHAUDHRY A, et al. A model-based approach to investigate the effect of a long bone fracture on ultrasound strain elastography[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2018, **37**(12): 2704-2717.

[16] WESTON M, MUDGE P, DAVIS C, et al. Time efficient auto-focussing algorithms for ultrasonic inspection of dual-layered media using Full Ma-trix Capture[J]. NDT & E International, 2012, **47**: 43-50.

[17] 周正干, 彭地, 李洋, 等. 相控阵超声检测技术中的全聚焦成像算法及其校准研究[J]. 机械工程学报, 2015, 51(10): 1-7.
ZHOU Zhenggan, PENG Di, LI Yang, et al. Research on phased array ultrasonic total focusing method and its calibration[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2015, **51**(10): 1-7.

[18] 颜华, 彭珍. 基于互相关和插值运算的声波飞行时间测量[J]. 沈阳工业大学学报, 2008, **30**(6): 662-666.
YAN Hua, PENG Zhen. Acoustic travel-time measurement based on cross-correlation and interpolation[J]. Journal of Shenyang University of Technology, 2008, **30**(6): 662-666.

[19] SHIN H C, PRAGER R, GOMERSALL H, et al. Estimation of speed of sound in dual-layered me-dia using medical ultrasound image deconvolu-tion[J]. Ultrasonics, 2010, **50**(7): 716-725.

[20] BHATTACHARJEE P R. Fermat's principle leading to the generalized vectorial laws of reflec-tion and refraction[J]. Optik, 2016, **127**(24): 11911-11917.