

长骨裂纹宽度和角度对低阶超声导波的影响^{*}

刘 丹 许凯亮 他得安[†]

(复旦大学电子工程系 上海 20043)

2013 年 12 月 28 日收到

2014 年 4 月 14 日定稿

摘要 超声导波检测长骨骨折和监测骨折愈合已成为一种极具前景的课题,但高频厚积下导波多模式混叠带来的模式识别和分离问题一直是一个难点。为避免上述问题,在低频下仅激励两个低阶兰姆波 S0 和 A0 模式,采用二维时域有限差分 (2D-FDTD) 法定量分析裂纹宽度和骨折角度对 S0 和 A0 幅度的影响。结果表明, S0 与 A0 模式的幅度均随裂纹宽度的增加而下降; A0 的幅度随骨折角度增大而上升, S0 幅度随骨折角度增大先下降后上升,转折点约为 45°。S0 与 A0 的幅度比值在不同骨折角度下均能较好地表征裂纹宽度的变化,可为横断型和斜切型长骨骨折状况的超声评价及骨折愈合监测提供依据。
PACS 数: 43.35, 43.40, 43.38

Impact of long bone fracture width and angle on low-order ultrasonic guided waves

LIU Dan XU Kailiang TA De'an

(Department of Electronic Engineering, Fudan University Shanghai 200433)

Received Dec. 28, 2013

Revised Apr. 14, 2014

Abstract Using ultrasonic guided wave to assess long bone fractures and fracture healing has become a promising diagnostic issue. But the multiple guided wave modes alias has always been a big challenge. To solve this problem, a low frequency signal is used in the two-dimension finite-difference time-domain (2D-FDTD) simulation and only S0 and A0 modes are excited. The amplitudes of guided waves S0 and A0 in long bone with different fracture width and angle are analyzed. The results show that both S0 and A0 amplitudes decrease with the increasing of fracture width in different oblique fracture angles. A0 amplitude increases with the increasing of oblique fracture angle while S0 amplitude decreases with the increasing of fracture angle then increases with the further increasing of fracture angle with a turning point at around 45°. The ratio parameter between the amplitude of S0 and A0 can evaluate the change of fracture width in different fracture angle cases. Thus, it can provide basis for evaluating fractured long bone with vertical and oblique angle and monitoring the healing of fractured long bone.

引言

骨质疏松已成为影响中老年人健康的重要疾病之一,在中国大陆平均患病率约为 13%^[1]。骨质疏松大大增加了患骨折的几率,而骨质疏松性骨折需要相当大的门诊医疗费用、间接医疗费用,带来严重的家庭负担^[2]。此外,疲劳性骨折已成为运动训练和

军事训练中一个较为突出的问题,疲劳性骨折的发生将严重影响训练人员的正常训练和日常生活^[3]。骨折的早期预防和及时诊断,以及骨折愈合的监测已成为一个重要的问题。虽然传统的 X 光、CT、MRI 仍然是最常用的形态评估骨折和骨折后愈合的方法,但超声由于具有费用低、便携、无辐射以及能检测传统形态估计法不能检测的骨生物力学如骨弹性等优点,已成为一个极具前景的方法^[4]。

^{*} 国家自然科学基金 (11174060, 11327405, 11304043)、上海市科技支撑计划 (13441901900)、教育部博士点基金 (20110071130004, 20130071110020) 及中国博士后基金 (2012M520826) 资助

[†] 通讯作者: 他得安, Email: tda@fudan.edu.cn

前超声评价骨折状况的方法可分为三类：基于反射回波的超声成像法^[5-6]，基于轴向传播的第一到达波法(FAS)^[4,7-8]，基于轴向传播的超声导波法^[9-11]。基于反射回波的超声成像法已被用于皮质骨和软组织均较薄的儿童骨折前臂的诊断^[5]。Li等^[6]提出了一种分步傅里叶回波成像法对离体骨板的斜切型裂纹进行成像，该过程需要多次扫描以采集回波信号进行成像。反射回波对长骨骨折成像方法的主要弊端在于皮质骨对信号反射较强，在裂纹处仅能成像其表面的裂纹形状，较难检测裂纹内部宽度等信息。

轴向传播法的原理为将一对超声换能器沿长骨同一侧放置，获得超声沿长骨轴向传播的信号^[4,7]。其中发展较早的为FAS法，FAS为时域上第一个到达的信号^[4]。Dodd等^[7]二维长骨模型仿真和牛胫骨实验结果表明横断型和斜切型裂纹均会引起FAS的幅度和速度的降低，但速度在横断裂纹宽度4 mm下和完好下的速度差异不超过9%，在较小的裂纹(1 mm)和完好情况的速度差异不超过3%，且随着骨折角度的增加FAS速度对裂纹的检测效果会进一步降低；FAS幅度在横断型裂纹宽4 mm和完好下的差异为8.8 dB，但对裂纹宽度变化的敏感性较低。Machado等^[12]和Potsika等^[13]在二维长骨模型中用时域有限差分法仿真愈合的长骨，结果均表明FAS的速度可鉴别骨折后的愈合。Barbieri等^[14]在离体羊胫骨上进一步证实了FAS的速度能反映骨折愈合的不同阶段。

FAS幅度相对于后续到达波幅度低，随传播距离衰减较快^[4]，并且Machado等^[15]的研究发现FAS仅对传播路径上长骨外膜区域的变化较为敏感。而超声导波是在介质整个区域中传播能充分反映介质内部的信息，已被广泛应用于工业无损检测等领域^[16-17]，近年来将超声导波应用于长骨骨折评价吸引了研究者的极大兴趣。Protopapps等^[18]采用有限元仿真分析了超声导波在骨折后不同愈合阶段长骨中的传播，结果表明裂纹处的结构显著影响超声导波信号的传播。然而高阶导波模式往往是复杂的，现已提出的模式识别和分离算法如：时频分析法^[19]、基于频散补偿的兰姆波模式分离^[20]、时频脊提取^[21]、联合频谱分割脊提取^[22]、基于时频分布的盲信号分离方法^[23]、时间反演法^[24]等仍未完全解决高阶导波的模式识别和分离问题。

为了克服导波信号多模式混叠的问题，Xu等^[25]采用低频激励仅激励出较少的导波模式，其结果表明低阶导波模式对横断型裂纹宽度和深度具有较好

的检测效果，但其仅考虑横断型裂纹，实际长骨骨折的裂纹形状往往是不规则的，如斜切型^[6-7]、蝶型^[26]、螺旋型^[27]。本文采用2D-FDTD方法，建立横断型和斜切型的二维长骨骨折模型，在低频激励条件下，针对两个基本的导波模式S0和A0，研究裂纹宽度和骨折角度对超声导波传播的影响。

1 仿真计算

当超声体波在有具体边界的媒质中传播时，会在各界面间发生多次反射，并伴随着纵波、横波之间的模式转换，最终相同相位的横波和纵波叠加而形成超声导波^[28]。关于超声导波在长骨中的传播理论参见文献^[29]。

时域有限差分方法利用泰勒展开把波动微分方程转化为差分方程来求解波场分量，得到波场分量关于时间和空间的数值解，已被广泛的应用于长骨中超声传播的仿真^[3,7-8,11,25,29]。本文采用2D-FDTD方法对骨折长骨中导波的传播进行仿真研究，考虑了横断型和斜切型骨折的长骨，并考虑了正向斜切型骨折和负向斜切型骨折两种情况。其模型分别如图1(a)和图1(b)所示。

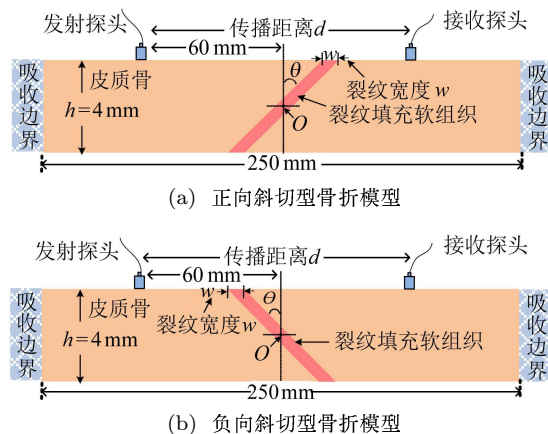


图1 长骨骨折仿真模型

如图1所示皮质骨厚度(h)为4 mm，裂纹宽度为 w ，在正向和负向断裂模型中均固定裂纹中心点 O ，通过改变裂纹与中轴线的角度 θ 和裂纹宽度 w 来模拟不同骨折角度下不同裂纹宽度的情况，裂纹处填充物为软组织。模型通过改变横向和轴向移动点数比例来建模不同的骨折角度(如1:2建模为约 63°)，仿真中骨折角度 θ 选取了 0° (横断型)以及斜切型下 26° ， 37° ， 45° ， 63° ， 76° ，裂纹宽度 w 以0.25 mm的步长在0~1 mm变动。固定发射探头到裂纹中轴线的距离为60 mm，接收探头的位置可移动，传播距离为 d ，采用垂直发射和接收。皮质骨上下表面设置为自由边界，超声在实际长骨中传播时，传播距离较远且两端

一般不规则,从两端反射回来的信号较弱,因此将长骨模型两端设置为完全匹配层(PML)吸收边界^[25]。仿真所用的皮质骨和裂纹处填充物软组织的参数参考文献4、文献25、文献29,模型的空间分辨率为0.025 mm,仿真的时间步长为0.0113 μs 。在较高频率厚积下,长骨中的导波模式较多且相互混叠难于识别和分离^[23],在仿真中选择了150 kHz频率下5周期的高斯包络正弦信号作为激励,仅激发出两个基本的导波S0和A0。

2 仿真结果与讨论

图2为裂纹宽度0.5 mm,传播距离为120 mm,不同骨折角度下正向断裂(红色)和负向断裂(蓝色)导波信号对比图。本文通过对S0和A0波包取矩形窗并取幅度最大值分别为S0和A0的幅度。如图2所示,在较小的骨折角度下($26^\circ, 37^\circ, 45^\circ$)正向和负向断裂的导波信号仅在S0和A0模式之间($60\sim 80\mu\text{s}$)及较晚到达的区域($115\sim 150\mu\text{s}$)有较小的差异,但对S0和A0的幅度均影响较小,在较大的骨折角度下($63^\circ, 76^\circ$)仅在较晚到达的区域($115\sim 150\mu\text{s}$)有较小的差异。正向裂纹和负向裂纹波形的相关性在 26° 下为 $r=0.48$;在 37° 下 $r=0.79$;在 45° 下 $r=0.91$;在 63° 下 $r=0.99$;在 76° 下 $r=0.99$,显著性 p 值均小于 10^{-5} 。在 26° 和 37° 下相似性相对小而在较大的骨折角度下相关性均达91%以上,可能是由于导波在裂纹处入射角度不同引起的,如图2所示在同一裂纹宽度下较小的入射角度下的S0和A0幅度相对较小,相应的导波信号在S0和A0模式之间($60\sim 80\mu\text{s}$)及较晚到达的区域($115\sim 150\mu\text{s}$)的差异比较大角度下更加明显,但不同角度下S0和A0幅度在正向和负向裂纹的差异均小于3%。此外Dodd等人^[7]在正向和负向裂纹仿真及牛胫骨中FAS的结果表明FAS速度差异小于10%,幅度差异小于5%。因此下文的

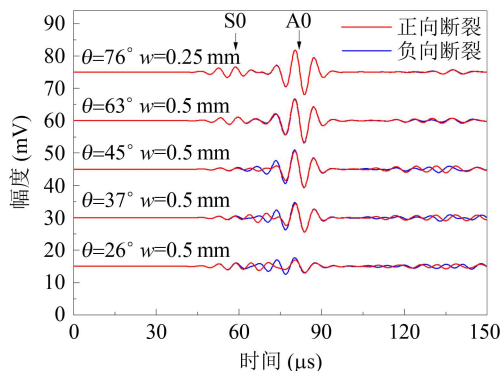


图2 在150 kHz 5周期高斯包络正弦信号激励下,裂纹宽度传播距离120 mm,不同骨折角度下正向断裂(红色)和负向断裂(蓝色)导波信号对比图

分析均在正向裂纹下进行。

以5 mm的步长向右移动接收探头与裂纹中轴线的距离(30~100 mm),得到不同传播距离(90~160 mm)下的导波信号。不同长骨模型下的距离-时间图($r-t$ 图^[29])如图3所示,所有的信号幅度均按照相应传播距离下完好模型信号的最大幅度归一化。图3(a)为完好长骨模型归一化后的 $r-t$ 图,S0相对于A0较弱,图3(b)和图3(c)分别为垂直断裂下裂纹宽度0.5 mm和1 mm长骨模型归一化后的 $r-t$ 图,从图3(a)、图3(b)、图3(c)可见随着裂纹宽度的增加S0的幅度相对A0逐渐增大。图3(d)和图3(e)分别为正向 26° 断裂下裂纹宽度0.5 mm和1 mm长骨模型归一化后的 $r-t$ 图,从图3(a)、图3(d)、图3(e)可见随着裂纹宽度的增加S0的幅度相对A0逐渐增大,但相对于垂直裂纹的增大幅度有所下降。图3(f)和图3(g)分别为正向 45° 断裂下裂纹宽度0.5 mm和1 mm长骨模型归一化后的 $r-t$ 图,从图3(a)、图3(f)、图3(g)可见随着裂纹宽度的增加S0的幅度相对A0减小。从图3(b)、图3(d)、图3(f)可见在裂纹宽度0.5 mm下随着骨折角度增大S0幅度呈下降趋势而A0幅度呈上升趋势,类似的现象可在图3(c)、图3(e)、图3(g)裂纹宽度为1 mm下发现。 $r-t$ 图直观地显示了裂纹宽度和骨折角度对S0和A0的幅度有较大的影响。为了定量分析裂纹宽度和骨折角度与S0和A0的幅度之间的关系,下文将在传播距离为120 mm情况下讨论S0和A0幅度随裂纹宽度和骨折角度变化的情况。

2.1 裂纹宽度和骨折角度对A0幅度的影响

图4(a)为不同骨折角度下A0幅度随裂纹宽度增加的关系。可见当骨折角度小于 45° 时A0幅度均随裂纹宽度的增加而下降,且随着骨折角度增大最终衰减程度减小,在 0° 和 45° 时裂纹宽度为1 mm时相对于完好下分别衰减了24.5 dB和3.3 dB,在各个裂纹宽度下平均衰减12.4 dB。在较大的骨折角度($63^\circ, 76^\circ$)下A0幅度随裂纹宽度在0.3 dB范围内变动,几乎不受裂纹宽度影响。图4(b)为不同裂纹宽度下A0幅度随骨折角度的关系,其中黑色线为完好模型用做参考。可见不同裂纹宽度下A0幅度均随着骨折角度的增加而增大,平均增幅19.8 dB。在 25° 以下和 45° 以上A0幅度增速均较为缓慢,在 $25\sim 45^\circ$ 之间增长最为迅速。由图4(a)和图4(b)可见在较小的骨折角度下A0幅度随裂纹宽度的变化较为敏感,而较大的骨折角度下A0幅度对裂纹宽度较不敏感。 $25\sim 45^\circ$ 之间骨折角度的变化对A0幅度影响较大。

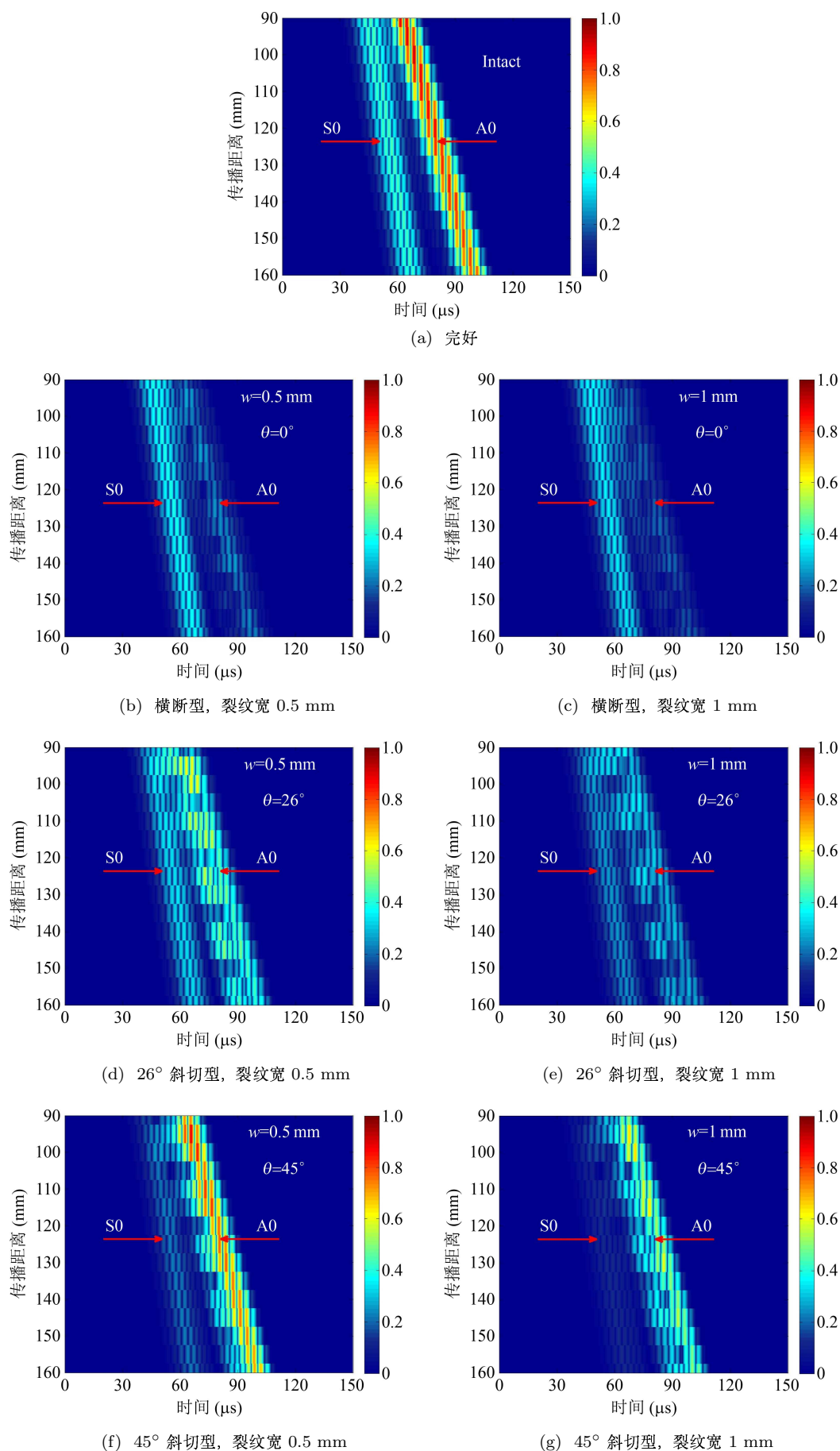


图 3 在 150 kHz 5 周期高斯包络正弦信号激励下, 不同骨折角度的长骨模型中的 $r-t$ 图仿真结果

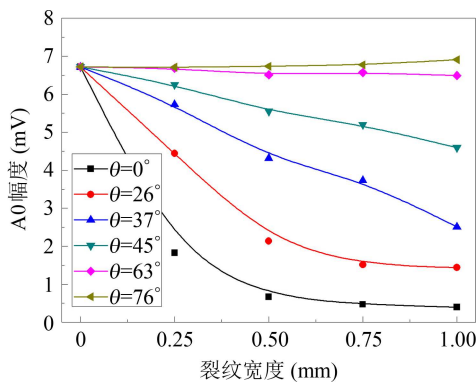


图 4(a) 不同骨折角度下 A0 模式幅度随裂纹宽度的关系

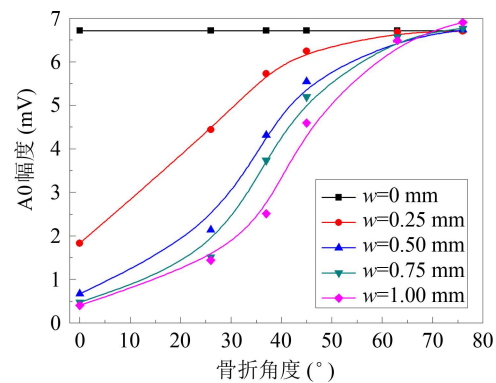


图 4(b) 不同裂纹宽度下 A0 模式幅度随骨折角度的关系

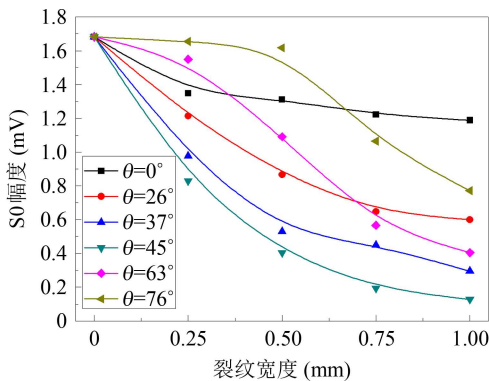


图 5(a) 不同骨折角度下 S0 幅度随裂纹宽度的关系

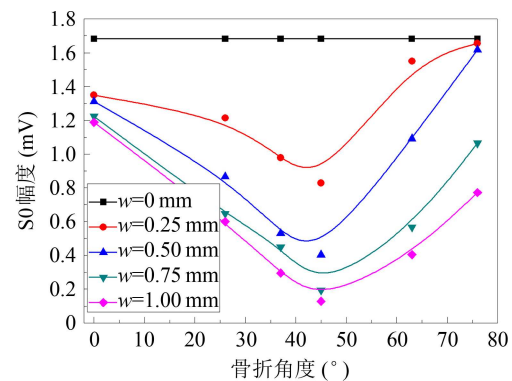


图 5(b) 不同裂纹宽度下 S0 幅度随骨折角度的关系

2.2 裂纹宽度和骨折角度对 S0 幅度的影响

图 5(a) 为不同骨折角度下 S0 幅度随裂纹宽度增加的关系。可见在所有骨折角度下 S0 幅度均随着裂纹宽度的增加而下降, S0 幅度在较小的骨折角度 ($0 \sim 45^\circ$) 下随骨折角度的增加最终衰减增大, 在 0° 下裂纹宽度为 1 mm 时相对于完好衰减 3.02 dB, 相应地在 45° 下衰减 22.38 dB。在较大的骨折角度下 S0 幅度对较小的裂纹宽度 (< 0.25 mm) 相对不敏感, 对较大的裂纹宽度 (> 0.5 mm) 比较敏感。不同骨折角度下最终平均衰减 11.44 dB。图 5(b) 为不同裂纹宽度下 S0 幅度随骨折角度的关系, 可见不同裂纹宽度下 S0 幅度均随骨折角度先减小后增大, 在 45° 下达到最小值, 不同裂纹宽度下 S0 幅度在 45° 下的平均衰减为 12.45 dB。而当骨折角度进一步增大, S0 幅度转而上升, 最终各个裂纹宽度的 S0 幅度在 76° 时相对于 45° 下平均增幅为 12.11 dB。由图 5(a) 和图 5(b) 可见随着角度增大 S0 幅度对裂纹宽度的敏感性先增强后减弱, 约 45° 时敏感性最强; 同一裂纹宽度下 S0 的幅度随角度增加先减小后增大, 约 45° 时幅度最小。

2.3 裂纹宽度和骨折角度对 S0 和 A0 的幅度比值的影响

上述分析表明, 在小的骨折角度下 A0 对裂纹宽度更加敏感, S0 幅度对裂纹宽度的敏感性随骨折角

度呈先增强后减弱的趋势, 可见 S0 和 A0 幅度在一定条件下可用于评价裂纹宽度的变化。然而实际应用中信号的幅度容易受耦合条件、激励信号幅度以及长骨的结构如软组织等因素影响, 而 S0 和 A0 的相对幅度不易受上述因素影响, 采用 S0 和 A0 幅度的比值对表征不同骨折角度下裂纹宽度具有重要意义。图 6(a) 为不同骨折角度下 S0 和 A0 幅度比值随裂纹宽度的变化关系。可见在 0° 和 26° 下, S0 和 A0 幅度比值随裂纹宽度增加而增大, 最终分别增加 21.49 dB 和 4.43 dB, 平均增加 12.96 dB。当骨折角度大于 26° 后, S0 和 A0 的幅度比值随裂纹增大而下降, 在 37° , 45° , 63° , 76° 下平均下降 11.18 dB。图 6(a) 中可见在 0° 和 45° 下, S0 和 A0 的幅度与裂纹宽度之间有较强的线性度, 对裂纹宽度的检测性较好, 分别增加 21.49 dB 和下降 19.08 dB。

图 6(b) 为不同裂纹宽度下 S0 和 A0 幅度比值随骨折角度的关系。可见当骨折角度小于 45° , S0 和 A0 幅度随骨折角度增加而减小, 且裂纹宽度越大, S0 和 A0 幅度比值随骨折角度降低越迅速且最终减小幅度越大, 在裂纹宽 0.25 mm 下 45° 相对于 0° 减小 14.91 dB, 在裂纹宽度 1 mm 下减小 40.57 dB, 不同裂纹宽度下平均减小 30.24 dB。当骨折角度大于 45° 后, S0 和 A0 幅度比值随骨折角度增加而增加, 最终相对于 45° 平均增加 10.08 dB。如图 6(b) 所示,

25~35° 之间各条曲线几乎重叠, 可见 S0 和 A0 幅度比值对裂纹宽度的检测均较差; 在 45~60° 之间 S0 和 A0 幅度比值对不同裂纹宽度的检测性均较好; 当骨折角度小于 25° 或在 35~45° 之间, S0 和 A0 幅度比值对较小的裂纹宽度 (0~0.5 mm) 具有较好的检测性, 对较大的裂纹 (0.5~1 mm) 检测性较差; 当骨折角度大于 60°, S0 和 A0 幅度比值对较大的裂纹 (0.5~1 mm) 检测性较好, 对较小的裂纹 (0~0.5 mm) 检测性较差。

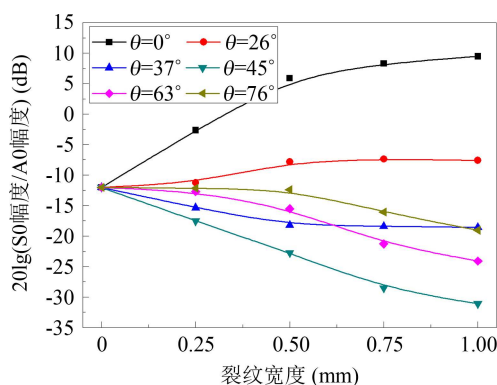


图 6(a) 不同骨折角度下 S0 幅度与 A0 幅度比值 (dB) 随裂纹宽度的关系

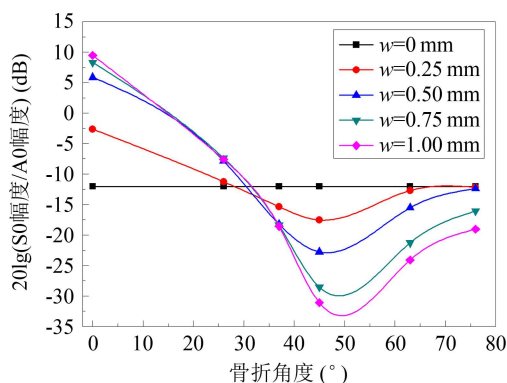


图 6(b) 不同裂纹宽度下 S0 幅度与 A0 幅度比值 (dB) 随骨折角度的关系

2.4 仿真分析

本文用时域有限差分方法仿真分析裂纹宽度和骨折角度对低阶导波 S0 和 A0 幅度的影响。结果表明裂纹宽度的增加使 S0 和 A0 幅度均下降 (如图 4(a) 和图 5(a)), 但不同的骨折角度下 S0 和 A0 幅度随裂纹宽度的变化情况并不相同。裂纹宽度不变, 骨折角度的增加导致 A0 幅度增大 (如图 4(b)), S0 幅度先减小后增大 (如图 5(b))。

超声导波是超声体波在具有一定边界的媒质中传播形成^[30], 其传播需要媒质的厚度等结构特性以及边界条件的支撑。在本文激励频率和厚度的骨板模型中形成了 S0 和 A0 两个低阶导波模式, 随着裂纹

宽度的增加导致结构的改变对 S0 和 A0 传播的支撑减弱, 因而随着裂纹宽度的增加 S0 和 A0 幅度下降 (如图 4(a) 和图 5(a))。无损检测领域研究^[16]表明当 S0 模式导波以一定角度入射到裂纹时将会在裂纹处进行模式转换和散射, 其声场的分布并不均匀呈现明显的波束指向性, 且这种指向性并不符合弹性波入射到界面时的 Snell 定理, 与角度的关系是非线性的。Wilcox 等^[31]研究不同斜入射角度下铝板兰姆波的散射特性, 其仿真和实验结果均得到 S0 的透射系数随入射角度先减小后增大, 转折点约在 45 度左右。本文在裂纹处不同角度入射下 S0 幅度变化规律一定程度上和 Wilcox 等^[31]的结果吻合, 如图 5(b) 所示, S0 幅度随骨折角度先下降后上升, 转折点约在 45° 左右。

单独采用 S0 或 A0 的幅度来评价骨折角度和裂纹宽度在实际测量中容易受耦合条件、激励信号幅度以及长骨软组织等因素影响, 本文还探讨了 S0 和 A0 幅度的比值与裂纹宽度和骨折角度的关系。如图 6(b) 所示, S0 和 A0 幅度比值对骨折角度也较为敏感, 在 0~45° 区间各个裂纹宽度下平均下降约为 7 dB/10°, 在 45~76° 之间各个裂纹宽度下平均上升约为 3 dB/10°。如图 6(a) 所示, 不同骨折角度下 S0 和 A0 幅度比值对裂纹宽度有较好检测效果, 45° 下 S0 和 A0 幅度比值与裂纹宽度的线性度最好约为 -20 dB/mm。垂直裂纹情况下 S0 和 A0 幅度比值对裂纹宽度的检测度达 21 dB/mm。Bossy 等^[32]研究表明当皮质骨厚度 (h) $\gg$ 纵波波长 (λ) 时 FAS 速度远大于 S0 的速度, 当 $h < 0.25\lambda$, FAS 速度和导波的 S0 模式几乎一致。Dodd 等^[7]在 200 kHz ($\lambda \approx 20$ mm) 激励下仿真和实验的结果表明 FAS 幅度对横向型和斜切型骨折下裂纹宽度的检测精度最大约为 2 dB/mm, 其仿真和实验所用皮质骨厚度为 6 mm ($h \approx 0.3\lambda$), FAS 速度大于 S0 速度并非导波 S0 模式。本文所用皮质骨厚度 $h = 4$ mm, 在 150 kHz 频率激励下 $\lambda \approx 27$ mm ($h \approx 0.15\lambda$), FAS 几乎和 S0 速度一致, 本文采用 S0 和 A0 幅度比值在不同骨折形状下对裂纹的检测精度均远高于 Dodd 等^[7]采用的 FAS 法。本文垂直断裂下 S0 与 A0 的幅度比值相对于裂纹宽度变化为 21 dB/mm 与刘丹等^[29]在有软组织的情况 24 dB/mm 接近。此外本文得到的 S0 和 A0 幅度随骨折角度的关系还可指导实际测量中换能器入射角度和频率的选取, 例如在 45° 斜切型骨折下, S0 幅度较小 (如图 3(f), 图 3(g), 图 5(b)) 且随着裂纹宽度增加而下降, 若激励出的 S0 幅度太弱将不利于 S0 模式的识别和提取, 可采取增强 S0 模式的激励方式

如适当增大换能器入射角度。

本文通过 2D-FDTD 方法在低频下获得了长骨模型裂纹宽度和骨折角度与低阶超声导波模式 S0 和 A0 幅度的关系。本文正向裂纹下的结果同理也能用于负向裂纹的情况, Dodd 等^[16]的结果也证实了负向裂纹与正向裂纹规律一致, 但由于传播路径不同可能会导致一定的幅度误差。他得安等^[33]的结果表明在本文仿真采用的频率下板状长骨模型与管状模型频散曲线中 S0 和 A0 曲线几乎重叠, 但导波在管中和板中传播仍存在一定差异。软组织骨髓等的存在会影响到导波的传播^[4,25], 对 S0 和 A0 的幅度和速度均有一定影响。另外长骨骨折裂纹的形状往往是不规则的^[6,26-27], 本文仅对其中常见的横断和斜切型裂纹进行了研究, 裂纹表面的不规则也将会对导波的传播产生一定的影响。本文所建模型裂纹处填充物为软组织, 实际上长骨骨折愈合的不同阶段裂纹处组织特性会变化^[18,34], 亦会影响 S0 和 A0 的幅度和速度。下一步工作将考虑软组织和骨髓以及裂纹处组织特性等因素仿真长骨骨折的愈合, 同时在离体的羊胫骨和牛胫骨上验证本文的结果。

3 结论

本文采用 2D-FDTD 方法探究长骨裂纹宽度和骨折角度对低阶超声导波幅度的影响。S0 和 A0 幅度均随裂纹宽度增加而下降, A0 幅度随骨折角度增加上升, S0 幅度随骨折角度增加先下降后上升。进而采用不易受耦合等因素影响的 S0 和 A0 的幅度比值来评价不同骨折角度下的裂纹宽度。结果表明 S0 和 A0 的幅度比值在不同骨折角度下对裂纹宽度均具有较好的检测性, 其中横向型和 45° 斜切型骨折下线性度较好分别为 21 dB/mm 和 -20 dB/mm。可见低阶导波模式 S0 和 A0 幅度比值可用来表征不同骨折角度下长骨骨折状况, S0 和 A0 幅度与骨折角度之间的关系亦可指导不同骨折角度下激励频率和换能器角度的选取。由于长骨骨折愈合中裂纹宽度也会发生变化, 因此本文的结果对长骨骨折愈合的研究也具有一定意义。

参 考 文 献

- 1 Wang Y, Tao Y, Hyman M E *et al.* Osteoporosis in China. *Osteoporosis International*, 2009; **20**(10): 1651—1662
- 2 Yang Y, Du F, Lu T *et al.* Outpatient medical costs, indirect costs, and family burden of osteoporosis fracture in China. *Value in Health*, 2013; **16**(7): A561
- 3 张正罡, 他得安. 基于弹性模量检测骨疲劳的超声导波方法研究. *物理学报*, 2012; **61**(13): 134304
- 4 Laugier P. Bone quantitative ultrasound. Springer Verlag, 2011
- 5 Hübner U, Schlicht W, Outzen S *et al.* Ultrasound in the diagnosis of fractures in children. *J Bone & Joint Surg*, 2000; **82**(8): 1170—1173
- 6 Li H, Le L H, Sacchi M D *et al.* Ultrasound imaging of long bone fractures and healing with the split-step fourier imaging method. *Ultrasound in Med. & Bio.*, 2013; **39**(8): 1482—1490
- 7 Dodd S P, Cunningham J L, Miles A W *et al.* Ultrasound transmission loss across transverse and oblique bone fractures: an in vitro study. *Ultrasound in Med. & Bio.*, 2008; **34**(3): 454—462
- 8 Gheduzzi S, Dodd S P, Miles A W *et al.* Numerical and experimental simulation of the effect of long bone fracture healing stages on ultrasound transmission across an idealized fracture. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2009; **126**(2): 887—894
- 9 Song X, Ta D, Wang W. Analysis of superimposed ultrasonic guided waves in long bones by the joint approximate diagonalization of Eigen-matrices algorithm. *Ultrasound in Med. & Bio.*, 2011; **37**(10): 1704—1713
- 10 Minonzio J G, Talmant M, Laugier P. Guided wave phase velocity measurement using multi-emitter and multi-receiver arrays in the axial transmission configuration. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2010; **127**(5): 2913—2919
- 11 许凯亮, 他得安, 王威琪. 骨折长骨中超声导波传播特性的仿真研究. *声学学报*, 2009; **34**(5): 423—429
- 12 Machado C B, Pereira W C D A, Granke M *et al.* Experimental and simulation results on the effect of cortical bone mineralization in ultrasound axial transmission measurements: A model for fracture healing ultrasound monitoring. *Bone*, 2011; **48**(5): 1202—1209
- 13 Potsika V T, Protopappas V C, Vavva M G *et al.* Two-dimensional simulations of wave propagation in healing long bones based on scanning acoustic microscopy images. *IEEE Ultrasonics Symp.*, 2012; 2599—2602
- 14 Barbieri G, Barbieri C H, Mazzer N *et al.* Ultrasound propagation velocity and broadband attenuation can help evaluate the healing process of an experimental fracture. *J. Orth. Res.*, 2011; **29**(3): 444—451
- 15 Machado C B, Pereira W C D A, Talmant M *et al.* Computational evaluation of the compositional factors in fracture healing affecting ultrasound axial transmission measurements. *Ultrasound in Med. & Bio.*, 2010; **36**(8): 1314—1326
- 16 郑阳, 周进节. Lamb 波在裂纹处的模态转换及散射特性研究. *工程力学*, 2014; **31**(6): 21—29
- 17 Kundu T. Guided waves for nondestructive testing—experiment and analysis. *Nondestructive Testing of Materials and Structures*, Springer, 2013: 567—576
- 18 Potsika V T, Grivas K N, Protopappas V C *et al.* Application of an effective medium theory for modeling ultrasound wave propagation in healing long bones. *Ultrasonics*, 2014; **54**(5): 1219—1230
- 19 罗春苟, 他得安, 李维等. 时频方法分析长骨中的超声导波及皮质骨厚度. *声学学报*, 2009; **34**(5): 416—422

- 20 Xu K, Ta D, Moilanen P *et al.* Mode separation of Lamb waves based on dispersion compensation method. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2012; **131**(4): 2714—2722
- 21 Xu K, Ta D, Wang W. Multiridge-based analysis for separating individual modes from multimodal guided wave signals in long bones. *IEEE Trans. UFFC*, 2010; **57**(11): 2480—2490.
- 22 Zhang Z, Xu K, Ta D *et al.* Joint spectrogram segmentation and ridge-extraction method for separating multimodal guided waves in long bones. *Sci. China Phys. Mech. & Astr.*, 2013: 1—7
- 23 宋小军, 他得安, 王威琪. 基于时频分布的盲信号分离方法研究长骨中的多模式导波信号. *声学学报*, 2011; **36**(3): 318—324
- 24 Gangadharan R, Murthy C, Gopalakrishnan S *et al.* Time reversal technique for health monitoring of metallic structure using Lamb waves. *Ultrasonics*, 2009; **49**(8): 696—705
- 25 Xu K, Liu D, Ta D *et al.* Quantification of guided mode propagation in fractured long bones. *Ultrasonics*, 2014; **54**(5): 1210—1218
- 26 Kim H, Shin Y H, Kim Y W. Comminuted fracture with butterfly fragment of the humerus sustained during arm wrestling. *Bio. Res.*, 2013; **24**(3): 320—323
- 27 Malik S S, Malik S S, Jones M D *et al.* Spiral fracture of long bones in an infant: clinical and biomechanical challenges. *J. Trauma. Treat.*, 2013; **2**: e113
- 28 他得安, 刘镇清. 充粘液管材中超声纵向轴对称导波的频散特性分析. *声学学报*, 2005; **30**(3): 193—200
- 29 刘丹, 许凯亮, 他得安等. 超声导波定量评价长骨骨折状况. *中国科学: 物理学 力学 天文学*, 2014; **44**: 1—9
- 30 Rose J L. Ultrasonic waves in solid media. Cambridge University Press, 2004
- 31 Wilcox P D, Velichko A, Drinkwater B W *et al.* Scattering of plane guided waves obliquely incident on a straight feature with uniform cross-section. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2010; **128**(5): 2715—2725
- 32 Bossy E, Talmant M, Laugier P. Effect of bone cortical thickness on velocity measurements using ultrasonic axial transmission: A 2D simulation study. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2002; **112**(1): 297—307
- 33 Ta D, Wang W, Wang Y *et al.* Dispersion of guided waves in viscous liquid-filled pipes. *Insight*, 2008; **50**(1): 14—18
- 34 Fung C, Cheung W, Pounder N M *et al.* Investigation of rat bone fracture healing using pulsed 1.5 MHz, 30 mW/cm² burst ultrasound—Axial distance dependency. *Ultrasonics*, 2014; **54**(3): 850—859