

用于乳腺超声透射断层成像的飞行时间精确计算方法

高鹏^{1,2}, 刘仰川², 杨智³, 高欣²

1. 南京理工大学电子工程与光电技术学院, 江苏 南京 210094; 2. 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所医学影像技术研究室, 江苏 苏州 215163; 3. 首都医科大学生物医学工程学院, 北京 100069

【摘要】目的:针对乳腺超声透射断层成像,提出一种精确计算超声波飞行时间(TOF)的方法,用于乳腺声速图像的高质量重建。**方法:**利用k-wave平台设置超声透射断层扫描环境,获取两种不同复杂度的数字乳腺体模的扫描数据,分别使用提出的极值点法及常用的阈值法、过零点法和峰值法计算出TOF,并借助滤波反投影算法重建声速图像。**结果:**简单体模的成像实验表明,利用峰值法计算的TOF难以重建出完整的声速图像。复杂体模的成像实验表明,利用极值点法计算的TOF重建出的声速图像在均方根误差和结构相似度指数上均最优,与阈值法和过零点法相比,极值点法对应均方根误差分别减少了6.32%、1.26%,结构相似度指数分别增加了3.31%、6.63%。**结论:**本研究提出的极值点法能够精确计算出TOF,有助于乳腺超声透射断层成像进行高质量的声速图像重建。

【关键词】乳腺超声透射断层成像;飞行时间;声速图像;极值点法;k-wave;滤波反投影

【中图分类号】R318;TB551

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2020)05-0552-09

An accurate calculation method of time-of-flight for breast ultrasound transmission computed tomography

GAO Peng^{1,2}, LIU Yangchuan², YANG Zhi³, GAO Xin²

1. School of Electronic and Optical Engineering, Nanjing University of Science and Technology, Nanjing 210094, China; 2. Medical Imaging Department, Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Sciences, Suzhou 215163, China; 3. School of Biomedical Engineering, Capital Medical University, Beijing 100069, China

Abstract: Objective To achieve the high-quality reconstruction of breast sound-speed image, an accurate calculation method of time-of-flight (TOF) for breast ultrasound transmission computed tomography (UTCT) is proposed. **Methods** The k-wave platform was used to set up the UTCT environment to obtain the scanning data of two numerical breast phantoms with different complexities. The proposed extreme-point method and commonly-used methods (threshold method, zero-crossing method and peak method) were used to calculate TOF, and the sound-speed images were reconstructed by the filtered back-projection algorithm. **Results** The imaging experiments of the low complexity phantom showed that it was difficult to reconstruct a complete sound-speed image with the TOF calculated by peak method. The imaging experiments of the high complexity phantom showed that the sound-speed image reconstructed using the TOF calculated by extreme-point method had the smallest root-mean-square error and the largest structural similarity index, and that compared with those of threshold method and zero-crossing method, the root-mean-square error of extreme-point method was reduced by 6.32% and 1.26%, and the structural similarity index was increased by 3.31% and 6.63%. **Conclusion** The proposed extreme-point method can be used to accurately calculate TOF, which is helpful for the high-quality reconstruction of sound-speed images for UTCT.

Keywords: ultrasound transmission computed tomography; time-of-flight; sound-speed image; extreme-point method; k-wave; filtered back-projection

【收稿日期】2019-12-20

【基金项目】国家自然科学基金(61801475);中国博士后科学基金(2018M642320);江苏省博士后科研资助计划(2018K180C)

【作者简介】高鹏,在读硕士,研究方向:医学影像处理与分析,E-mail:595309864@qq.com

【通信作者】高欣,研究员,博士生导师,研究方向:介入诊疗,E-mail:xingaosam@yahoo.com

前言

超声透射断层成像(Ultrasound Transmission Computed Tomography, UTCT)是一种快速、无辐射的乳腺癌诊断方法^[1-3],根据乳腺正常组织与癌变组织的声学特性差异,如癌变组织的声速和衰减系数均高于正常组织和良性肿瘤的特性,来鉴别良恶性

肿瘤^[4-5]。国内外均对 UTCT 进行了研究,如美国 Karmanos 肿瘤研究所利用超声波在组织中的声学特性研究出超声波风险评估仪(Computed Ultrasound Risk Evaluation, CURE),用于鉴别良、恶性肿瘤^[6];我国华中科技大学研制了乳腺超声 CT 成像系统^[7-8],该系统提供声速图像和衰减系数图像作为诊断依据,相比衰减系数图像,声速图像中的伪影较少,成像更清晰,且对组织的定量分析具有重要意义。

精确测量超声波在介质中的飞行时间(Time-of-Flight, TOF)是实现声速图像重建的前提^[9-11],而测量的关键在于准确定位探测器接收到声波的时刻。目前,常用的定位方法有阈值法、过零点法及峰值法^[12]。阈值法是指根据接收信号的幅度来设定阈值,当接收到的信号幅值达到阈值时,当前时刻即为声波的到达时刻。由于阈值的选取缺乏准确依据,该方法容易给重建图像带来较大误差。过零点法是指把接收到的声波与幅值为零的线相交的横坐标值作为声波的到达时刻,该方法的精度受采样频率影响较大。峰值法的选取比较简单,将信号波形中幅值最大的点作为终点,对应的时刻即为声波的到达时刻,但影响超声波的最大幅值的因素很多(如接收的角度、传播介质、散射等),这些都会对测量超声波的传播时间造成影响,进而影响重建的声速图像的质量。

针对超声波 TOF 测量精度不高的问题,本研究提出一种极值点法,精确计算超声波的到达时刻。该方法利用超声波首次到达探测器的波形,取它的一阶偏导数为零的首个极大值点的时间作为声波到达时刻。为了验证该方法的有效性,本研究利用 k-wave 工具箱^[13]对两种复杂度的数字乳腺模型进行透射超声成像仿真,采用多种方法来计算 TOF,并利用滤波反投影算法(Filtered Back-Projection, FBP)进行声速图像重建,最后计算图像的均方根误差(Root-Mean-Square Error, RMSE)和结构相似度指数(Structural Similarity Index, SSIM),进行对比分析。

1 UTCT 成像原理

1.1 超声透射传播过程

为了描述超声透射传播过程,采用基于 MATLAB 的 k-wave 工具箱对超声波场进行时域仿真^[14]。k-wave 工具箱通过求解超声传播耦合一阶波动方程来计算声音传播路径^[13],并通过探测器接收透射体模的声波,得到声波的传播时间和幅值衰减。

将超声波发射源设为:

$$S(t) = G_0 [\sin(2\pi f_0 t)] \quad (1)$$

其中, t 为时间; f_0 为发射源的信号频率; G_0 为一个高斯函数。若 f_0 取值为 1 MHz,发射源的波形如图 1 所示。

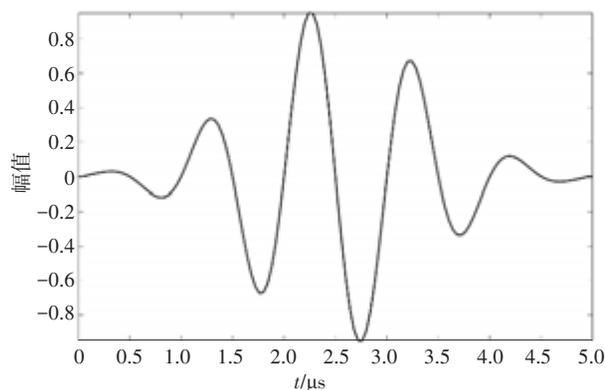


图1 发射源的波形图

Fig.1 Waveform of the emission source

超声波以柱面波的形式向外传播,当遇到介质分界面时,会发生散射,如图 2 所示。

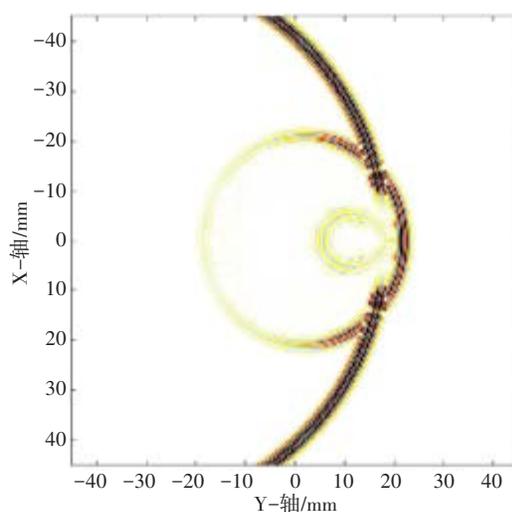


图2 超声传播示意图

Fig.2 Diagram of ultrasound propagation

从图 2 可知,声波在水中传播,遇到处于中心位置的高密度介质时会发生散射。两种介质的声阻抗差异越大,散射越明显。在超声透射成像中,声波的 TOF 用于重建声速图像,声波的衰减系数用于重建衰减系数图像。

TOF 是声波穿过组织所需的时间,可以认为是声波在组织中的传播时间沿着传播路径的积分,表示为:

$$\Delta T = \int_a^b dl/v \quad (2)$$

其中, l 为声波在组织中的传播路径; v 为组织的声速参数。

超声波的衰减与传播路径上衰减系数的积分呈负指数关系,表示为:

$$I = I_0 \cdot \exp\left(-\int_a^b \alpha(x,y) dl\right) \quad (3)$$

其中, $\alpha(x,y)$ 是声波穿过区域的衰减系数; I_0 为发射声波的强度; I 为透射声波的强度。

借助 k-wave 工具箱,可以从接收到的信号中计算出每条路径下的 TOF 和衰减系数,如图3所示。

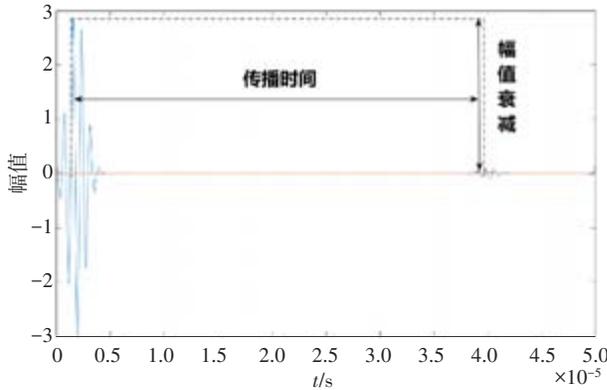


图3 超声传播参数提取示意图

Fig.3 Diagram of ultrasound propagation parameter extraction

利用 TOF 和传播系数,可以重建出声速图像和衰减系数图像。一般情况下,相比声速图像,衰减系数图像质量较差。因此,本研究仅对声速图像进行重建研究。

1.2 等距扇束扫描模型

在进行声速图像重建前,需要先对扫描过程进行建模,其中扇束扫描是最常用的扫描方式。假设声波沿直线传播,看作射线,当使用线形探测器时,采用等距扇束对扫描过程进行建模,如图4所示。

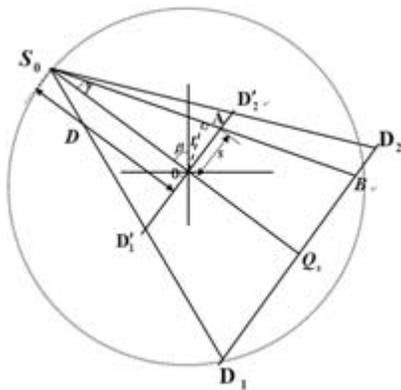


图4 等距扇束扫描示意图

Fig.4 Diagram of isometric fan beam scanning

图4中, S_0 为发射源, D_1D_2 为探测器阵列所在的位置, S_0B 为其中一条射线路径。待测物放置在源与

探测器之间且能被射线穿过的位置,声波从发射源发射穿过待测物到达探测器,最后被探测器接收,从中提取幅值衰减和传播时间这两个投影参数。为了简化过程,可以设想将 D_1D_2 平移到正好穿过坐标原点的位置 $D'_1D'_2$ 。二者关系可以由扇束的几何尺寸确定,故射线的相对位置也可以由 OA 定出,线段 OA 的长度是探测器 $D'_1D'_2$ 上的距离 s ,射线的旋转角度为 β 。因此,射线的投影函数可记为 $p'(s, \beta)$ 。

源和探测器绕着原点 O 同步旋转,探测器在某个角度上接收声波可以看作射线投影,用等距扇束投影函数公式表示为^[15]:

$$p'(s, \beta) = \rho \frac{2AB\sqrt{r^2 - d^2}}{r^2} \quad (4)$$

其中,

$$r^2 = A^2 \cos\left(\beta + \arctan \frac{s}{D} - \alpha\right) + B^2 \sin^2\left(\beta + \arctan \frac{s}{D} - \alpha\right) \quad (5)$$

$$d = \frac{sD}{\sqrt{D^2 + s^2}} - x_0 \cos\left(\beta + \arctan \frac{s}{D}\right) -$$

$$y_0 \sin\left(\beta + \arctan \frac{s}{D}\right) \quad (6)$$

已知投影数据,借助重建算法,可重建断层图像。常用的断层图像重建算法有 FBP 和代数重建法 (Algebraic Reconstruction Technique, ART)。FBP 属于解析重建算法,重建速度快,在采样数足够时,重建图像质量较好,在临床中应用广泛。ART 属于迭代重建算法,在采样完备性低的情况下,仍可重建图像,但计算量较大、重建速度慢。

2 TOF 计算方法

准确计算 TOF 是实现声速图像重建的前提。TOF 的精确度将决定重建的声速图像的质量,计算 TOF 关键在于精确定位声波传播的到达时刻。目前,常用的定位传播到达时刻的方法有峰值法、阈值法、过零点法。

2.1 峰值法

峰值法是指确定信号的最大幅值,通过计算获得接收信号峰值的时间,再与发射信号峰值的时间做差,差值即为传播时间。

峰值的选取较为简单,选取接收信号波形中幅值最大的点,但选取的精度与探测器的采样频率有很大关系。若采样频率越小,那么采样间隔就越大,误差就越大,很难在声波中得到精确的峰值点。所以可以取接收到的最大值点 $P_1(T_1, V_1)$ 以及两个相邻点 $P_2(T_2, V_2)$ 、 $P_3(T_3, V_3)$,共3个点,计算出声波到达

峰值点(V_{\max})的时刻,如图3所示。探测器接收的声波波形为一个正弦图,这里只取波峰的部分进行研究,将它视为一个抛物线,方程为:

$$y = ax^2 + bx + c \quad (7)$$

将 P_1 、 P_2 、 P_3 的坐标带入式(5),再联立方程,即可求出上式中的 a 、 b 、 c ,进而可求出峰值点对应时刻:

$$T_{\max} = -\frac{b}{2a} \quad (8)$$

探测器接收的超声信号幅值容易受到很多因素影响,如接收角度、传播介质等,导致峰值不固定。因此,通过峰值点计算出的TOF往往存在较大误差。

2.2 阈值法

阈值法指对超声信号设定一个阈值,当接收到的信号的幅值达到该值时,将这一时刻定义为传播时间的到达时刻,同理,选取发射声波中相应位置定义为起点时刻,声波传播消耗的时间即为传播时间。

如图5所示,阈值(V_{th})的选取通常是基于峰值的大小来设置的。当得到峰值为 V_{\max} 时,选取峰值的 V_{\max}/N 来设置阈值。这样设置阈值具有很大的局限性,依赖峰值的准确选取,而且并不能得到精确的到达时刻。在此基础上,陈洁等^[16]提出双阈值法,该方法相比单阈值法能得到更准确的超声波到达时刻,但还是存在因接收信号变化较大,用固定阈值去检测超声信号的到达时刻而带来较大误差的问题。

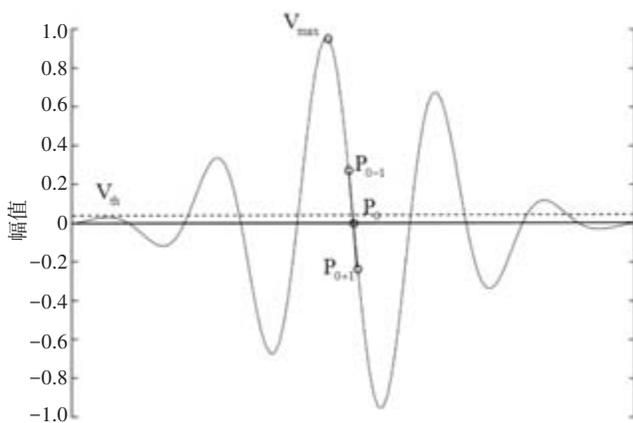


图5 到达时刻选取示意图

Fig.5 Diagram of arrival time determination

2.3 过零点法

过零点法指将接收到的声波信号幅值过零点的对应时刻定义为到达时刻,再与发射信号相应位置的起点时刻做差,差值即为传播时间。零点的选取,通常是先通过峰值确定接收到的声波信号,然后确定超声波到达时刻,即对应的过零点 $P_0(T_0, V_0)$ 。如

图5所示,在 P_0 的前后分别记录一个采样点 $P_{0+1}(T_{0+1}, V_{0+1})$ 和 $P_{0-1}(T_{0-1}, V_{0-1})$,以采样点 $P_{0-1}P_{0+1}$ 对应的时刻为基准,用细分插补法计算出过零点 P_0 所对应的时刻 T_{zero} ^[17]。

利用直线方程

$$\frac{T_{\text{zero}} - T_{0-1}}{T_{0+1} - T_{0-1}} = \frac{V_{0-1}}{V_{0-1} - V_{0+1}} \quad (9)$$

求得:

$$T_{\text{zero}} = T_{0-1} + \frac{T_{0+1} - T_{0-1}}{V_{0-1} - V_{0+1}} * V_{0-1} \quad (10)$$

该方法是根据超声波最大幅值来确定超声波到达时刻,由于超声波传播受到噪声干扰,最大幅值不固定。为此,陈建等^[18]利用在超声波形数据中找到超声波形的上升阶段的稳定点,从而确定超声波的到达时刻,减少噪声的干扰。

2.4 极值点法

本研究总结前几种方法的优点,提出极值点法。在声波信号中,极值点的特征明显,并且易于求解。探测器接收到的超声波一般具有多个极值,其中最大极值为峰值。跟峰值点不同,极值点不容易受到诸多因素的影响,因此,本研究选用首个极大值点作为特征点确定声波到达时刻。

选取首个极大值点时,首先要确定超声波的到达时刻,可以设置一个阈值来大致判断探测器接收到超声波的时间,然后根据公式(11)找出声波中极值点。

$$\begin{cases} f'(t_{\text{key}}) = 0 \\ f''(t_{\text{key}}) \neq 0 \end{cases} \quad t_{\text{key}} \in (a, b) \quad (11)$$

式(11)是对一元可微函数 f 求极值,若 $f''(t_0) < 0$,则 f 在 t_0 取的极大值, t_0 为极大值点;若 $f''(t_0) > 0$,则 f 在 t_0 取的极小值, t_0 为极小值点。在一系列极值点中选取首个极大值 $f(t)$,其对应时刻即为到达时刻。

超声扫描高声速的待测物时,存在3种传播情况:远离待测物、沿待测物边缘穿过、穿过待测物,利用k-wave设置一个声速场模型,模型中包含一个声速为1550 m/s的圆形体模,四周充满着水,如图6所示。由于体模的声速参数与四周水的声速差别不大,所以对于该模型,超声波在传播的过程中散射的能量较弱。

对于这3种传播情况,利用k-wave可以提取出探测器接收到的声波波形,如图7所示。图7a、b、c分别对应图4中的3种传播情况,以颜色作为标记。图7中的蓝色虚线表示在无体模时,声波在水介质中沿这3种路径传播后的声波波形,作为参考波形。从图

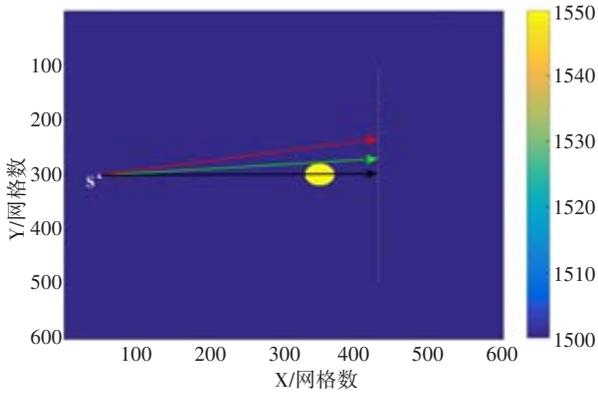
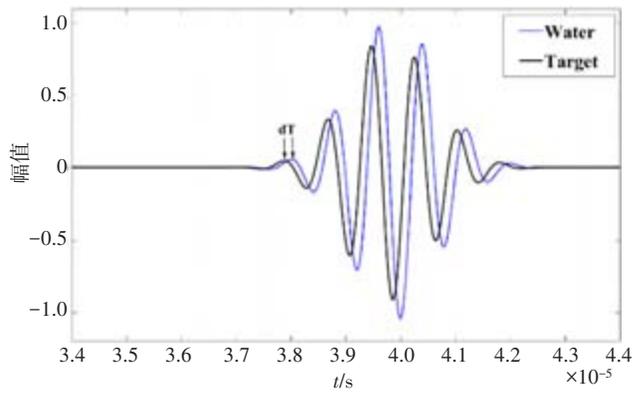
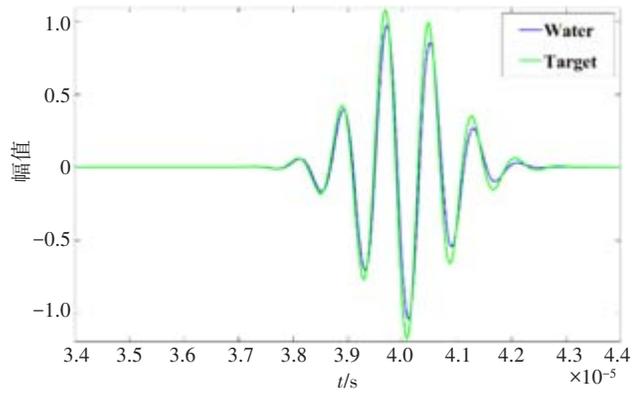


图6 体模扫描示意图

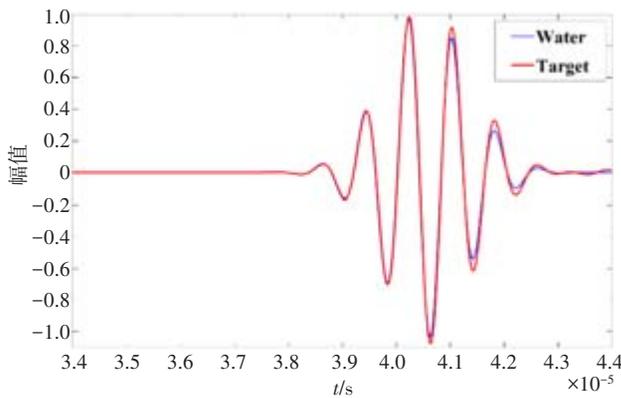
Fig.6 Diagram of phantom scanning



a: 声波穿过体模



b: 声波穿过体模边缘



c: 声波不穿过体模

图7 超声扫描体模的三种波形

Fig.7 Three waveforms of scanning the phantom with ultrasound

$$T = T' + dT = L_i / C_{\text{water}} + dT \quad (12)$$

其中, L_i 表示源离探测器像元的距离; i 表示探测器单元的编号; C_{water} 表示声波在水中的传播速度。

根据式(12), 可以计算出各个探测器单元对应的声波传播时间, 如图8所示, 图8中, 橘色曲线表示相对时间 T' , 蓝色曲线表示绝对时间 T , 3个不同颜色的箭头对应图6中的3种不同的传播情况。声波在体模中的传播路径越长, 传播时间差 dT 就越大, 两条曲线的纵向间隙就越大。

7a可知, 当声波穿过体模时, 声波的强度下降, 并且被探测器接收到的时间提前; 从图7b可知, 当声波穿过体模边缘时, 声波的强度有少量加强, 到达探测器的时间与体模时基本一致; 从图7c可知, 当远离体模时, 声波到达探测器的波形与无体模时的波形一致。

利用式(11)计算声波的极值点, 选取其中的首个极大值, 可将它作为特征点来表示声波到达探测器的到达时刻。首先, 计算出含体模时, 声波到达探测器的相对时间 (T'); 然后, 确定含体模和不含体模时声波的传播时间差 (dT); 最后, 得出超声波在含有体模时的传播绝对时间 (T), 见式(12)。

3 实验与结果

为了验证所提极值点法的有效性, 采用k-wave工具箱搭建二维UTCT环境, 采集两种数字体模的超声扫描数据, 进行声速图像重建。

3.1 精度评价指标

为了评价重建图像的质量, 采用RMSE和SSIM作为精度评价指标^[19]。RMSE定义为:

$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{1}{J} \sum_{j=1}^J (f_j^* - f_j)^2} \quad (13)$$

其中, f 是重建图像; f^* 是参考图像; J 是图像的像素个

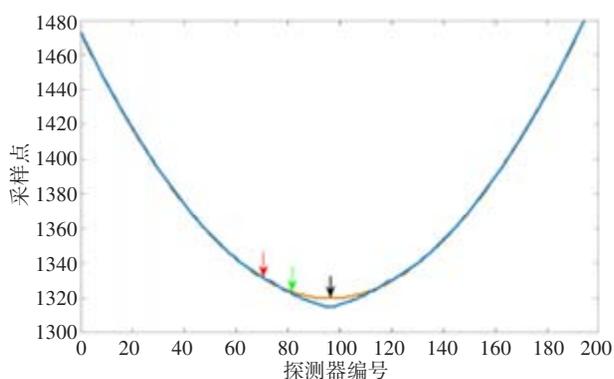


图8 极值点法绘制的到达时刻曲线

Fig.8 Arrival time curves drawn by extreme-point method

数。RMSE可以衡量重建图像与参考图像之间的偏离程度,值越小表示偏离程度越小。

SSIM定义为:

$$SSIM(f, f^*) = \frac{(2\bar{f} \times \bar{f}^* + c_1)(2\sigma_{ff^*} + c_2)}{(\bar{f}^2 + \bar{f}^{*2} + c_1)(\sigma_f^2 + \sigma_{f^*}^2 + c_2)} \quad (14)$$

其中, \bar{f} 和 \bar{f}^* 分别表示 f 和 f^* 的均值; σ_f 和 σ_{f^*} 分别是 f 和 f^* 的标准差; σ_{ff^*} 是它们的协方差; c_1 和 c_2 常数,根据文献[17]取值。SSIM衡量重建图像与参考图像之间在结构和视觉上的相似度,值越高表示相似度越高。

3.2 简单数字乳腺体模的成像实验

简单数字乳腺体模由圆和椭圆组成,如图9所示。图中,大圆表示乳腺腺体,直径为32 mm;黑色椭圆代表脂肪,长轴为4.5 mm,短轴为3.9 mm;浅灰色椭圆代表肿瘤,长轴为16.8 mm,短轴为6.75 mm;体模外围是水。各部分的参数设置如表1所示^[20]。



图9 简单数字乳腺体模的声速图像

Fig.9 Sound-speed image of the low complexity numerical breast phantom

在k-wave中,依据表2设置超声扫描参数。对体模进行3次扫描,扫描范围均为360°,角度间隔分别为1°、2°、3°,共获得3组信号序列。

表1 乳腺组织的密度、声速参数

Tab.1 Density and sound-speed parameters of the breast tissues

| 组织 | 密度(kg/m ³) | 声速(m/s) |
|----|------------------------|---------|
| 水 | 1 000 | 1 500 |
| 脂肪 | 950 | 1 470 |
| 肿瘤 | 1 070 | 1 560 |
| 腺体 | 1 040 | 1 515 |

表2 k-wave中,简单体模的超声扫描参数

Tab.2 Ultrasound scanning parameters for the low complexity phantom in k-wave

| 参数 | 取值 |
|------------|---------|
| 中心频率 | 1 MHz |
| 采样频率 | 25 MHz |
| 时间步长 | 0.02 μs |
| 网格尺寸 | 0.15 mm |
| 网格数 | 601×601 |
| 探测器尺寸 | 191 |
| 相邻探测器之间的间隔 | 0.3 mm |
| 源到中心的距离 | 40.5 mm |
| 源到探测器中心的距离 | 64.5 mm |

利用第2节给出的4种方法,在信号序列中选取特征点,确定超声波到达时刻,计算TOF,并利用FBP进行断层图像重建,结果如图10所示。

从图10可以看出,随着采样间隔的增大,重建图像的质量变差,这是因为投影数量减少,投影数据的傅里叶变换域不完备,导致FBP重建存在欠采样伪影。峰值点法对应的重建图像出现了严重的条形伪影,边界模糊、内部结构不清晰,这是由于声波传播过程中发生了波的叠加,使得峰值点对应的时刻发生偏移,导致TOF计算不准确;阈值法、过零点法和极值点法对应的重建图像均可以显示内部结构,但后两者的图像边界更清晰。

为了进一步比较阈值法、过零点法和极值点法对应重建图像的优劣,分别计算RMSE和SSIM,结果如表3所示。

从表3可知,随着采样间隔的增大,阈值法、过零点法和极值点法对应的RMSE整体呈递增趋势、SSIM整体呈递减趋势。这说明,当采样间隔增大时,3种方法对应的重建图像质量均下降。此外,在同一采样间隔下,相比过零点法和阈值法,极值点法对应的RMSE最小、SSIM最大,这说明极值点法对应的重建图像与参考图像偏差最小且结构相似度最高。

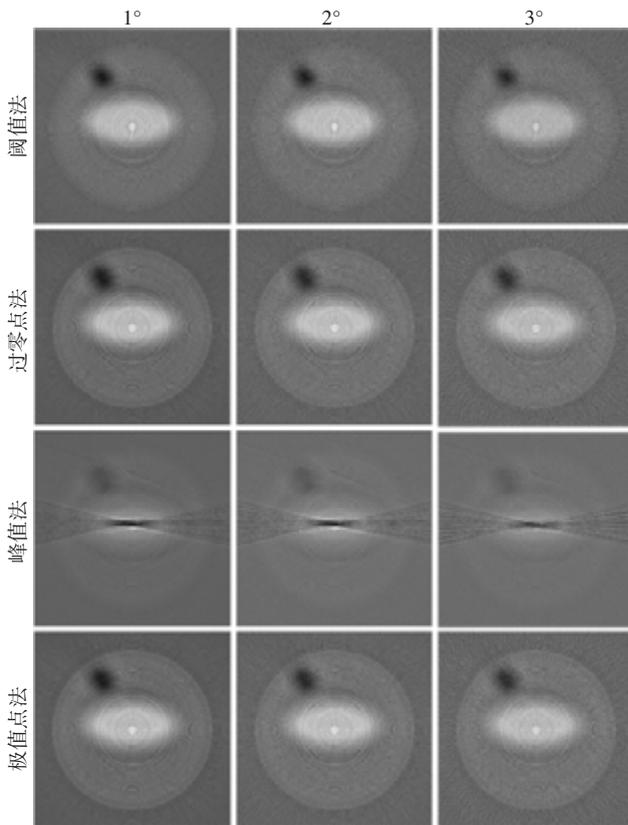


图10 简单数字乳腺体模的重建结果

Fig.10 Reconstructed results of the low complexity numerical breast phantom

表3 在不同采样间隔下,简单数字乳腺体模的重建图像对应的RMSE和SSIM

Tab.3 RMSE and SSIM of reconstructed images of the low complexity breast numerical phantom at different sampling intervals

| 采样间隔 | 评价指标 | 阈值法 | 过零点法 | 极值点法 |
|------|------|----------|---------|---------|
| 1° | RMSE | 8.813 3 | 8.306 1 | 8.087 6 |
| | SSIM | 0.886 5 | 0.892 3 | 0.892 3 |
| 2° | RMSE | 9.342 4 | 8.793 1 | 8.695 5 |
| | SSIM | 0.880 0 | 0.891 8 | 0.892 2 |
| 3° | RMSE | 10.285 3 | 9.357 6 | 9.192 0 |
| | SSIM | 0.876 2 | 0.888 7 | 0.889 2 |

3.3 复杂体模的超声成像实验

为了验证极值点法在微小结构重建方面的性能,利用复杂数字体模开展超声成像实验。根据文献[1]设计体模结构,依据表1设置体模的密度、声速参数,结构如图11所示。图11中,大圆内的黑色、白色和灰色部分分别是乳腺的脂肪、肿瘤和腺体,外围是水。脂肪壁的是厚度10 mm,脂肪和肿瘤的数量共6个,尺寸不同,其中最小尺寸约为1 mm、最大尺寸约6 mm。



图11 复杂数字乳腺体模的声速图像
Fig.11 Sound-speed image of the high complexity numerical breast phantom

在k-wave中,依据表4设置超声扫描参数。对体模仅进行一次扫描,扫描范围为360°,角度间隔是1°,得到3组信号序列。

表4 k-wave中针对复杂体模的超声扫描参数
Tab.4 Ultrasound scanning parameters for the high complexity phantom in k-wave

| 参数 | 取值 |
|------------|-------------|
| 中心频率 | 1 MHz |
| 采样频率 | 25 MHz |
| 时间步长 | 0.02 μs |
| 网格尺寸 | 0.25 mm |
| 网格数 | 1 001×1 001 |
| 探测器尺寸 | 401 |
| 相邻探测器之间的间隔 | 0.5 mm |
| 源到中心的距离 | 112 mm |
| 源到探测器中心的距离 | 170 mm |

利用第2节给出的4种方法,在信号序列中选取特征点,确定超声波到达时刻,计算TOF,并进行FBP重建,结果如图12所示。

从图12中可以看出,峰值法对应的重建图像伪影严重,无法显示内部结构。这是由于在复杂结构乳腺体模中,声波折射较复杂,大量声波发生叠加,使得以峰值为特征点确定声波的到达时刻出现偏移,导致TOF计算不准确。其他3种方法对应的重建图像均可以显示内部结构,但阈值法对应的图像边界已无法识别,过零点法和极值点法对应的图像的较明亮(灰度值较大),边界也较清晰。

为了进一步比较阈值法、过零点法和极值点法对应重建图像的优异,分别计算RMSE和SSIM,结果如表5所示。

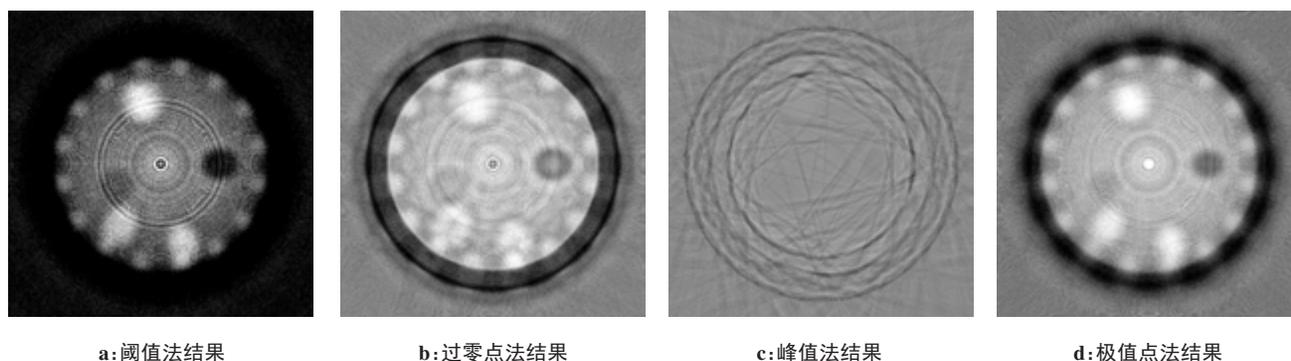


图12 复杂数字乳腺体模的重建结果

Fig.12 Reconstructed results of the high complexity numerical breast phantom

表5 在1°采样间隔下,复杂数字乳腺体模重建图像的RMSE和SSIM

Tab.5 RMSE and SSIM of reconstructed images of the high complexity numerical breast phantom at 1° sampling interval

| 评价指标 | 阈值法 | 过零点法 | 极值点法 |
|------|----------|----------|----------|
| RMSE | 24.431 7 | 23.181 0 | 22.888 5 |
| SSIM | 0.568 0 | 0.550 3 | 0.586 8 |

从表5可知,极值点法对应的RMSE最小,与阈值法、过零点法相比,分别减少了6.32%、1.26%,这说明极值点法对应的重建图像与参考图像的偏差最小;极值点法对应的SSIM最大,与阈值法、过零点法相比,分别增加了3.31%、6.63%,这说明极值点法对应的重建图像与参考图像的结构相似度最高。

对比表3与表5可知,在相同的采样间隔(1°)时,与阈值法、过零点法相比,极值点法对应的SSIM在简单体模实验中的提升可忽略不计,而在复杂体模实验中提升明显。这说明,极值点法用于重建复杂体模的声速图像时更能体现出优势。

4 结论

本研究针对UTCT,提出了一种精确计算TOF的极值点法,将对应接收端和发射端的超声波首个极大值作为计算传播时间的依据。通过两种不同复杂度的数字乳腺体模成像实验可知,利用峰值法计算出的TOF难以重建出完整的声速图像;与阈值法和过零点法相比,极值点法对应的重建图像与参考图像的偏差最小、结构相似度最高。这表明极值点法可精确计算TOF,有助于UTCT进行高质量的声速图像重建。

【参考文献】

[1] LI C, DURIC N, LITTRUP P, et al. *In vivo* breast sound-speed imaging with ultrasound tomography [J]. *Ultrasound Med Biol*,

2009, 35(10): 1615-1628.

- [2] LI C, DURIC N, HUANG L. Clinical breast imaging using sound-speed reconstructions of ultrasound tomography data [C]//*Medical Imaging 2008: Ultrasonic Imaging and Signal Processing*. International Society for Optics and Photonics, 2008, 6920: 692009.
- [3] OPIELIŃSKI K J, PRUCHNICKI P, SZYMANOWSKI P, et al. Multimodal ultrasound computer-assisted tomography: an approach to the recognition of breast lesions [J]. *Comput Med Imag Grap*, 2018, 65: 102-114.
- [4] PÉREZ-LIVA M, HERRAIZ J L, UDÍAS J M, et al. Time domain reconstruction of sound speed and attenuation in ultrasound computed tomography using full wave inversion [J]. *J Acoust Soc Am*, 2017, 141 (3): 1595-1604.
- [5] CHANG C H, HUANG S W, YANG H C, et al. Reconstruction of ultrasonic sound velocity and attenuation coefficient using linear arrays: clinical assessment [J]. *Ultrasound Med Biol*, 2007, 33(11): 1681-1687.
- [6] DURIC N, LITTRUP P, POULOU L, et al. Detection of breast cancer with ultrasound tomography: first results with the computed ultrasound risk evaluation (CURE) prototype [J]. *Med Phys*, 2007, 34(2): 773-785.
- [7] 奥玛尔. 乳腺超声断层图像重建: 计算与性能分析 [D]. 武汉: 华中科技大学, 2012.
- OMER M A. Image reconstruction in breast ultrasound tomography: computational analysis and performance [D]. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology, 2012.
- [8] 陶超, 项四平. 基于光声-超声协同的多模成像系统 [J]. *中国医学物理学杂志*, 2016, 33(12): 1240-1244.
- TAO C, XIANG S P. Multi-modal imaging system based on photoacoustic-ultrasound cooperation [J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2016, 33(12): 1240-1244.
- [9] VIDALE J E. Finite-difference calculation of traveltimes in three dimensions [J]. *Geophysics*, 1990, 55(5): 521-526.
- [10] QUAN Y, HUANG L. Sound-speed tomography using first-arrival transmission ultrasound for a ring array [C]//*Medical Imaging 2007: Ultrasonic Imaging and Signal Processing*. International Society for Optics and Photonics, 2007, 6513: 651306.
- [11] 姚文苇. 基于超声医学应用的声传播的研究 [J]. *中国医学物理学杂志*, 2014, 31(4): 5077-5080.
- YAO W W. Propagation of acoustic wave based on ultrasonic medical applications [J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2014, 31(4): 5077-5080.
- [12] 张值豪. 基于反向传播算法的超声断层成像重建方法研究 [D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2016.
- ZHANG Z H. Research on ultrasonic tomography reconstruction

- method based on back propagation algorithm [D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2016.
- [13] TREEBY B E, COX B T. k-Wave: MATLAB toolbox for the simulation and reconstruction of photoacoustic wave fields [J]. *J Biomed Opt*, 2010, 15(2): 021314.
- [14] TREEBY B, COX B, JAROS J. K-Wave, a MATLAB toolbox for the time-domain simulation of acoustic wave fields [OL]. <http://www.k-wave.org/cookiepolicy.php>.
- [15] 黄力宇, 朱守平, 匡涛. 医学断层图像重建仿真实验 [M]. 西安: 西安电子科技大学出版社, 2015.
HUANG L Y, ZHU S P, KUANG T. Simulation experiment of medical image reconstruction [M]. Xi'an: Xidian University Press, 2015.
- [16] 陈洁, 余诗诗, 李斌, 等. 基于双阈值比较法超声波流量计信号处理 [J]. *电子测量与仪器学*, 2013, 27(11): 1024-1033.
CHEN J, YU S S, LI B, et al. Signal processing based on dual-threshold of ultrasonic flow meter [J]. *Journal of Electronic Measurement and Instrument*, 2013, 27(11): 1024-1033.
- [17] 张兴红, 张慧, 陈锡侯, 等. 一种精密测量超声波传输时间的方法 [J]. *北京理工大学学报*, 2011, 31(6): 717-721.
ZHANG X H, ZHANG H, CHEN X H, et al. A method to precisely measure ultrasonic transmissin time [J]. *Transactions of Beijing Institute of Technology*, 2011, 31(6): 717-721.
- [18] 陈建, 孙晓颖, 林琳, 等. 一种高精度超声波到达时刻的检测方法 [J]. *仪器仪表学报*, 2012, 33(11): 2422-2428.
CHEN J, SUN X Y, LIN L, et al. Method to precisely measure arrival time of ultrasonic [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2012, 33(11): 2422-2428.
- [19] WANG Z, BOVIK A C, SHEIKH H R, et al. Image quality assessment: from error visibility to structural similarity [J]. *IEEE Trans Image Process*, 2004, 13(4): 600-612.
- [20] FRANCESCHINI E, MENSAH S, AMY D, et al. A 2-D anatomic breast ductal computer phantom for ultrasonic imaging [J]. *IEEE Trans Ultrason Ferr*, 2006, 53(7): 1281-1288.

(编辑:谭斯允)