

基于256阵元环形阵列的乳腺反射成像系统设计

胡淑敏, 杨玉华, 吴菲, 裴毓, 张国军

(中北大学 省部共建动态测试技术国家重点实验室, 山西 太原 030051)

摘要: 超声断层成像作为一种新兴的乳腺癌影像学检测手段, 具有无辐射、低成本的优点。现有的乳腺超声成像系统所用阵列多为线型阵列, 获取完整被测切片图像需要依靠机械移动或旋转, 在实际操作中存在一定的困难和误差。本文设计了一种基于256阵元环形阵列的反射式超声成像系统, 将常见的B模式成像应用于环形阵列成像的同时, 给出了环形阵列背景下时间反转成像算法的实现方法。通过仿真实验和乳房体模实测, 初步验证了该基于环形阵列的反射超声断层成像系统的可行性。实验结果表明, 与B模式成像相比, 时间反转成像结果中尺寸重建偏差最大可降低24.4%。另外, 通过人体手臂测试实验证明了该方法在人体多部位测试的可行性。本文研究成果为基于环形阵列的超声成像系统的搭建提供了理论依据和技术支持。

关键词: 超声反射断层成像; k-Wave; 环形阵列; 时间反转

中图分类号: TB552

文献标识码: A

doi: 10.62756/jnuc.issn.1673-3193.2023.03.0002

引用格式: 胡淑敏, 杨玉华, 吴菲, 等. 基于256阵元环形阵列的乳腺反射成像系统设计[J]. 中北大学学报(自然科学版), 2025, 46(2): 230-236.

HU Shumin, YANG Yuhua, WU Fei, et al. Design of breast reflection imaging system based on 256 elements ring array[J]. Journal of North University of China(Natural Science Edition), 2025, 46(2): 230-236.

Design of Breast Reflection Imaging System Based on 256 Elements Ring Array

HU Shumin, YANG Yuhua, WU Fei, PEI Yu, ZHANG Guojun

(State Key Laboratory of Dynamic Measurement Technology, North University of China, Taiyuan 030051, China)

Abstract: As a new imaging detection method for breast cancer, ultrasonic computed tomography has the advantages of non-radiation and low cost. Most of the existing breast ultrasound imaging systems use linear arrays, which require mechanical movement or rotation to obtain a complete slice image. There are certain difficulties and errors in practical operation. In this paper, a reflective ultrasound imaging system based on 256 elements ring array was designed. The common B-mode imaging was applied to the ring array imaging, and the implementation method of the time reversal imaging algorithm in the ring array background was derived. The feasibility of the reflective ultrasound tomography system based on circular array was preliminarily verified through simulation experiments and breast phantom measurements. Compared with B-mode imaging, the dimensional reconstruction deviation in time reversal imaging results can be reduced by a maximum of 24.4%. In addition, a human arm test was conducted to prove the feasibility of this method in multiple parts of the human body. The research results of this study provide theoretical basis and technical support for the construction of an ultrasonic imaging system based on ring array.

Key words: ultrasonic reflection tomography; k-Wave; ring array; time reversal

收稿日期: 2023-03-01

基金项目: 国家自然科学基金国家重大科学仪器研制项目(61927807)

作者简介: 胡淑敏(1998-), 女, 硕士, 主要从事超声反射成像方面的研究。

通信作者: 杨玉华(1977-), 女, 副教授, 博士, 主要从事微纳传感器器件方面的研究。E-mail: yangyuhua@nuc.edu.cn.

张国军(1977-), 男, 教授, 博士, 主要从事微型机电系统(MEMS)、声学换能器及系统的研究。E-mail: Zhangguojun1977@nuc.edu.cn.

0 引言

乳腺癌已经成为危害女性身心健康的常见癌症,准确有效的早期筛查可以有效提高患者的治愈率及生活质量^[1]。与常用的钼靶、X 射线摄影技术、核磁共振成像等乳腺癌成像技术^[2]相比,超声成像具有无电离辐射、非介入式、成本较低、定量成像的优点^[3-4]。

在超声成像方面,国外较早利用了超声成像系统进行成像测试,美国 Karmanos 癌症研究所的 Duric 等^[5]利用 256 个中心频率为 1.5 MHz 的换能器形成直径为 20 cm 的环形阵列,搭建了临床超声成像系统对乳腺模型进行了成像,德国 Karlsruhe 研究所的 Jifk 等^[6]搭建了三维超声断层成像系统,美国 Delphunus 公司开发的 Softvue 超声断层成像系统能够有效降低活检率^[7]。国内对于超声成像方面的研究虽然起步较晚,但也取得了较多的成果。华中科技大学丁明跃教授团队的宋俊杰等^[8]设计搭建了基于 2048 阵元环形压电超声换能器阵列的乳腺超声断层成像系统样机,中北大学张文栋教授团队的刘畅等研制

了基于线阵柱形运动的乳腺超声断层成像系统,该系统的核心部件由四个 1×128 阵元的线阵组成,可实现乳腺模型的多视角反射超声断层图像^[9-10]。针对乳腺超声成像的需求,本文以中心频率为 3 MHz 的 256 阵元环形阵列为主体搭建超声反射成像系统,实现了对被测体模的切片成像。通过 MATLAB 仿真及实际测试验证了该成像系统的可行性以及算法的正确性。

1 基于 256 阵元环形阵列的乳腺超声反射成像系统

由于乳腺切片形状为圆形或椭圆形,若想通过线性阵列获取完整的被测乳腺数据,通常需要进行机械旋转或移动^[11],这会引入机械误差,降低实验的准确性。因此,本文选用 256 阵元的环形超声换能器对被测乳腺进行非接触式测量,一次性获取来自被测乳腺的多角度信息,在减少工作量的同时,提高了成像质量。

本文设计的基于环形阵列的乳腺超声反射成像系统的原理如图 1 所示。

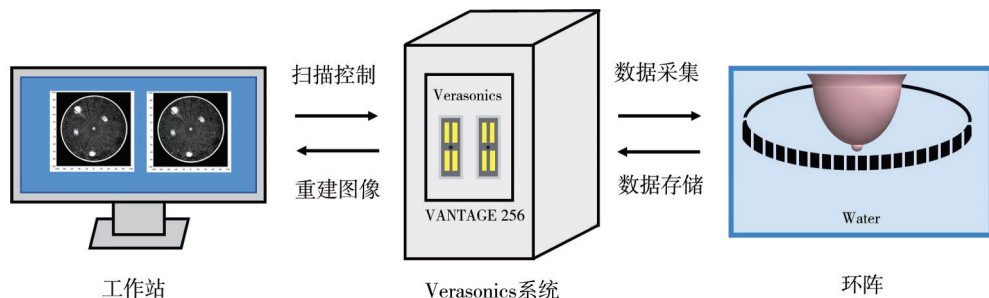


图 1 基于 256 阵元环形阵列的乳腺超声反射成像系统

Fig. 1 Breast ultrasound reflection imaging system based on 256 array elements ring array

该系统由 256 阵元环形阵列、Verasonics 超声研究平台、计算机工作站、固定装置和水箱组成。256 阵元环形阵列的直径为 20 cm,中心频率为 3 MHz,由固定装置固定后置于水中,用于发送和接收超声波信号。Verasonics 超声波研究平台拥有 256 个高速超声波信号采集通道和可编程上位机控制软件,用于信号采集模式控制和信号存储。水箱中充满水,进行超声波信号传输介质的阻抗匹配,最后完成非接触测量。计算机工作站用于信号存储处理、图像重建和显示。

数据采集过程和扫描方式如图 2 所示,指定环形阵列中的某一阵元为发射阵元,接收到来自被测物的信号后,更换发射阵元,直至所有阵元均完成发射,获取所有反射数据。

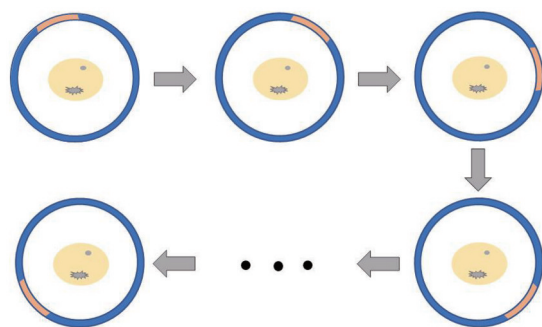


图 2 环形阵列数据采集模式

Fig. 2 Ring array data acquisition mode

2 超声反射断层成像算法

作为常见的反射成像算法,B 模式成像具有成像速度快、质量高的特点。通过时间增益补

偿、滤波处理、包络检测、对数压缩、插值变换等步骤,最终获得被测物的相关信息^[12]。在确定测试所用换能器后,在设计后续的重建算法时,不仅研究了环形阵列背景下的B模式成像算法,还推导了基于时间反转的反射重建算法。该算法已广泛应用于雷达目标定位及成像^[13-14],但尚未应用于环形阵列的反射超声成像上。时间反转信号处理是将接收到的来自被测物目标的反射回波时域信号在时序上进行反转,再发射到目标所在的计算区域中,即信号“先入后出”。

声波在传播过程中的波动方程反映了声学变量之间的基本关系,弹性介质中的波动方程在小振幅振动的情况下可以表示为

$$\nabla \cdot \left(\frac{\nabla \vec{p}}{\rho} \right) - \frac{1}{\rho c^2} \frac{\partial^2 \vec{p}}{\partial t^2} = 0, \quad (1)$$

式中: $\nabla \cdot$ 表示散度; ∇ 表示梯度; $\vec{p} = p(\vec{r}, t)$ 表示位置 \vec{r} 与时间 t 的声压函数; $\rho = \rho(\vec{r})$ 表示位置处 \vec{r} 的密度; $c = c(\vec{r})$ 表示位置 \vec{r} 处的波速。

由式(1)可知^[15],波动方程中并未包含时变系数,且方程中还存在对时间 t 的二次偏微分,因此,波动方程满足时间反转不变性。

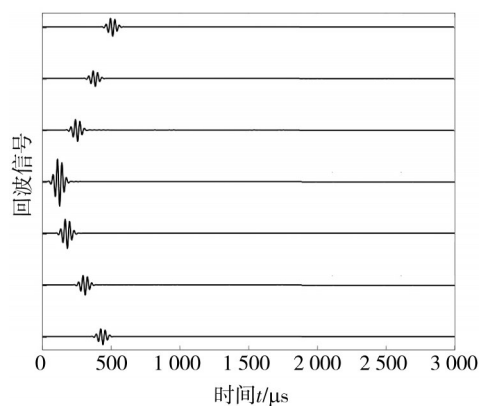
当空间中的某一声源产生声场时,声场分布随位置的不同而产生变化。声场中,某一位置接收到的声场信息只与接收点与声源之间的传播距离有关,所以把声源与接收点的位置进行对调,并不影响结果,这就是声场的空间互易性原理。由此可知,根据线性系统的特性,声场的所有情况都满足其互易性原理,即声场中任意不同两点之间的声波在传播过程中都满足可逆性。声场的空间互易性原理可以表示为

$$H(\omega, \vec{r}_0, \vec{r}) = H(\omega, \vec{r}, \vec{r}_0) = H(\omega, |\vec{r} - \vec{r}_0|), \quad (2)$$

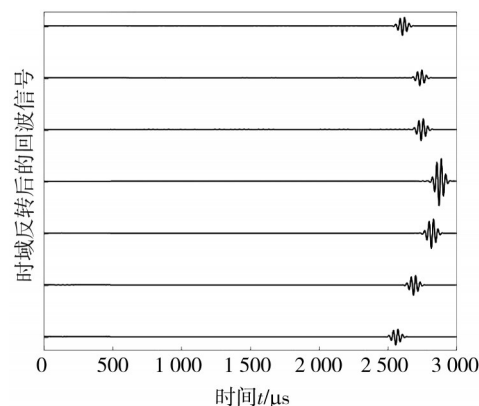
式中: $H(\omega, \vec{r}_0, \vec{r})$ 表示频率为 ω 的声波从位置 \vec{r}_0 到位置 \vec{r} 的传递函数; $|\vec{r} - \vec{r}_0|$ 表示位置 \vec{r} 与位置 \vec{r}_0 之间的距离^[15]。

时间反转声学的原理是基于介质中声学波动方程的时间反转不变性^[16-17],其最大特点是在传播介质和传感器阵列等先验知识未知的情况下实现自适应聚焦^[18]。本文共使用256个阵元获取来自被测物的回波信号,图3(a)依次为随机选取的7个相邻阵元接收的回波信号,因为阵元与被测物的相对位置不同,不同阵元接收的回波信号的强度不同,且在时域上的到达时间也存在差异。图3(b)是对图3(a)中的回波信号在时域上

进行时间反转处理。由于图3(a)中各阵元接收的回波信号存在差异,因此将反转后的信号在相应的接收阵元上重新发射回去时,先到后发,后到先发,就可以使不同阵元发射的时间反转信号通过相同的介质、不同的路径传播后,实现在病变处的聚焦,从而完成对乳腺内部病变的识别与定位。



(a) 原始回波信号



(b) 时域反转后的回波信号

图3 时间反转处理

Fig. 3 Time reversal processing

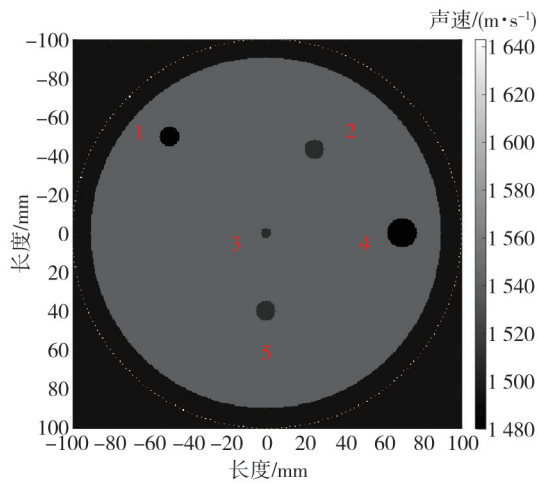
3 反射成像系统实验

3.1 仿真实验及结果

为了验证基于环形阵列的乳腺超声反射成像系统的可行性,首先利用k-Wave声光工具箱进行仿真成像验证。模拟实验中使用了图4所示的二维几何模型。乳房模型包括模拟脂肪组织的背景材料和模拟不同程度病变的5个靶标,各参数如表1所示。256个等效于阵元的点声源以相等间隔布置在直径为200 mm的圆周上,用于发送和接收超声信号。整个测量区域的尺寸为200 mm×200 mm,背景介质为水。为了保证计算的准确度及效率,仿真网格边

长设为 0.5 mm。将中心频率为 3 MHz、周期为 5 次的正弦脉冲波作为激励信号激发阵元。

相比,时间反转成像结果中的内部伪影水平更低。为了进一步定量分析乳腺模型重建的质量,计算了两种算法 5 个内部靶标尺寸的重建偏差,并得到如表 2 所示的结果。



(a) 仿真体模



(b) 实物图

图 4 被测乳腺体模

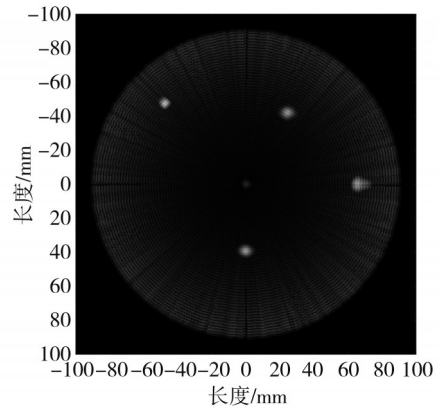
Fig. 4 Measured breast phantom

表 1 乳腺体模参数

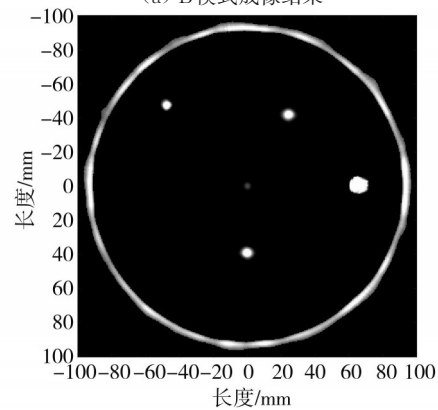
Tab. 1 Breast phantom parameters

组织类型	直径/mm	声速/(m·s ⁻¹)
背景材料	180	1 540
靶标 1	10	1 479
靶标 2	10	1 518
靶标 3	5	1 518
靶标 4	15	1 479
靶标 5	10	1 518

从重建结果图 5 来看,两种算法成像结果中的乳腺组织模型轮廓清晰,内部肿瘤的数量、大小和位置与设定理论值基本一致。同 B 模式结果



(a) B 模式成像结果



(b) 时间反转成像结果

图 5 体模仿真反射结果

Fig. 5 Simulation reflection result of phantom

由表 2 可知,相同尺寸的靶标,越靠近乳腺模型内部,尺寸重建偏差越大;同时,重建偏差同样与靶标尺寸大小有关,相同距离下肿瘤大小越小尺寸重建偏差越大。靶标相同时,时间反转成像结果的尺寸重建误差小于 B 模式成像,尺寸重建偏差最大可减小 12%。仿真结果基本验证了基于环形阵列的乳腺反射超声成像系统的可行性和时间反转算法的适用性。

表 2 仿真成像的尺寸重建偏差

Tab. 2 Reconstruction deviation of simulated imaging size

组织类型	仿真直径/mm	B 模式成像重建直径/mm	重建偏差/%	时间反转成像重建直径/mm	重建偏差/%
背景材料	180	181.46	0.81	180.50	0.27
靶标 1	10	9.30	7.00	10.10	1.00
靶标 2	10	11.00	10.00	9.50	5.00
靶标 3	5	5.80	16.00	5.30	6.00
靶标 4	15	15.50	3.30	14.52	3.20
靶标 5	10	11.20	12.00	10.52	5.20

3.2 实验平台搭建及测试结果

为了进一步验证本文方法的实际适用性,搭建了如图6所示的实验平台。被测体模是由中国声学所研制的超声成像体模。被测体模的形状、内部靶标的分布及参数与仿真一致。环形阵列直径为20 cm,中心频率为3 MHz。整个超声反射成像系统由Verasonics系统、工作站以及环形阵列组成,将环形阵列由固定装置固定后置于水箱中,保证环形阵列上表面完全被水覆盖。利用升降台调整体模高度,以获取合适切片的超声数据,并通过加热棒使水箱内温度保持在23°左右。通过工作站中的MATLAB脚本控制Verasonics系统对换能器元件施加相应的电压发射超声波,并接收来自体模的反射信号,采集一帧数据所需时间为0.14 s,一帧数据大小为256×256×3 200个采样点。

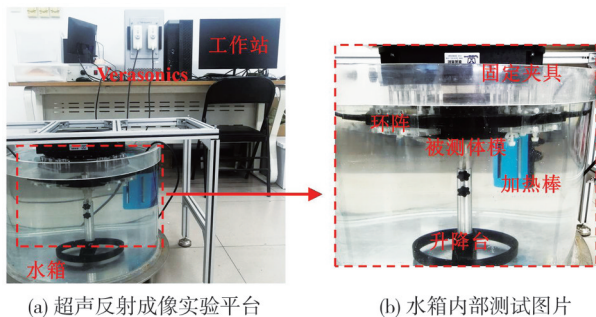
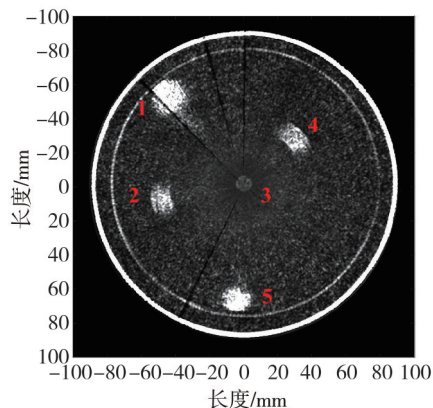


图6 实验测试图

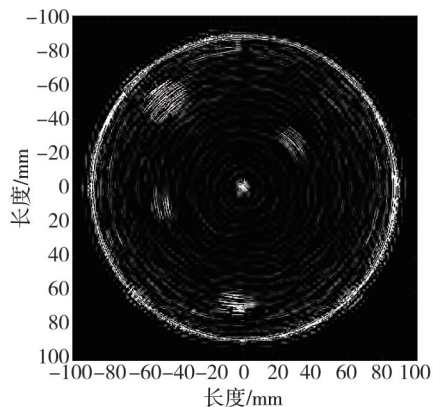
Fig. 6 Test diagram of experimental

从图7的两幅乳腺体模实测图像中均可以清晰地分辨出体模的轮廓及分布在内部不同位置的5个靶标,靶标尺寸越小、位置越靠近内部所对应图像的强度越低。与B模式成像结果相比,时间反转成像结果中的伪影水平有所下降,更容易辨

认内部靶标的位置。两种情况下的尺寸重建偏差如表3所示,靶标位置及尺寸大小均会影响尺寸重建偏差,靶标越靠近体模内部、大小越小,尺寸重建偏差越大。时间反转成像结果的尺寸重建偏差最大可减少24.4%。与仿真结果相比,实际测试中靶标的尺寸重建偏差稍大。



(a) B模式成像结果



(b) 时间反转成像结果

图7 体模测试反射结果

Fig. 7 Test reflection result of phantom

表3 实测成像尺寸重建偏差

Tab. 3 Reconstruction deviation of measured imaging size

组织类型	组织直径/mm	B模式成像重建直径/mm	重建偏差/%	时间反转成像重建直径/mm	重建偏差/%
背景材料	180	177.90	1.17	179.00	0.5
靶标1	15	16.70	11.30	16.10	7.3
靶标2	10	11.20	12.00	10.92	9.2
靶标3	5	7.02	40.40	5.80	16.0
靶标4	10	11.55	15.50	11.10	11.1
靶标5	10	10.90	9.00	10.59	5.9

在对仿真体模实际测试的基础上,对人体手臂进行了相关测试。图8为手臂的反射成像结果。时间反转成像结果中外围的一圈白点代表测试所用的256阵元环形阵列,这有利于确定环形

阵列与被测物之间的相对位置,两种成像方法获取的结果中手肘小臂及手腕的轮廓清晰,能够清晰地分辨出脂肪区域,证明了算法的可行性及该成像系统对人体其余部位成像的可行性。

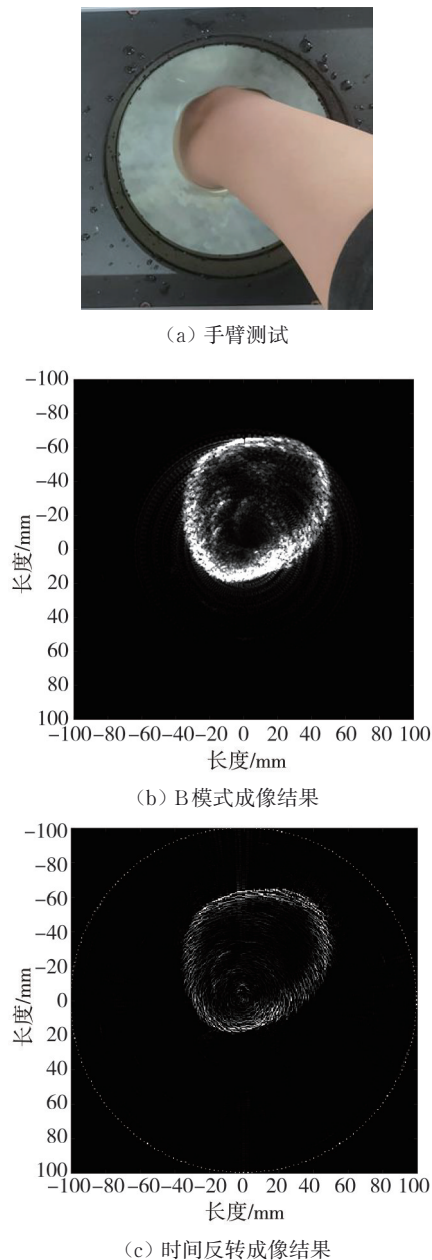


图8 手臂反射结果

Fig.8 Arm reflection result

4 结 论

本文设计了一种基于环形阵列的新型乳腺超声反射成像系统,以降低超声成像的复杂度及误差。通过模拟实验和乳腺体模实试验证,能够实现被测物的反射成像,初步证明了基于环形阵列的乳腺超声反射成像系统的可行性。另外,在算法方面推导了基于环形阵列的时间反转重建算法,与传统的B模式成像相比,尺寸重建偏差最大可以降低24.4%。

对小臂等其余部位的反射结果也验证了该反

射成像系统的测试对象可以延伸到多部位。然而,基于环形阵列的超声反射成像系统的性能仍需进一步提高,并进一步优化重建算法以提高模拟肿瘤形状的重建精度。后续还可以与之前的环形阵列声速及声衰减的图像进行融合,获取更高精度的成像结果。总之,本文介绍了基于环形阵列的乳腺超声反射成像技术的初步结果,为新一代超声系统的开发提供一定的理论和实践参考。

参 考 文 献:

- [1] SUNG H, FERLAY J, SIEGEL R L, et al. Global cancer statistics 2020: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries[J]. CA, 2021, 71(3): 209-249.
- [2] FAJARDO L L. Book review: Diagnosis of diseases of the breast[J]. American Journal of Roentgenology, 2012, 186(4): 1.
- [3] OPIELIŃSKI K J, PRUCHNICKI P, GUDRA T, et al. Ultrasound transmission tomography imaging of structure of breast elastography phantom compared to US, CT and MRI[J]. Archives of Acoustics, 2013, 38(3): 321-334.
- [4] WISKIN J, BORUP D, ANDRE M, et al. Three-dimensional nonlinear inverse scattering: Quantitative transmission algorithms, refraction corrected reflection, scanner design and clinical results[J]. Journal of the Acoustical Society of America, 2013, 133(5): 3229.
- [5] DURIC N, LITTRUP P, POULO L, et al. Detection of breast cancer with ultrasound tomography: First results with the Computed Ultrasound Risk Evaluation (CURE) prototype [J]. Medical Physics, 2007, 34(2): 773-785.
- [6] JIŘÍK R, PETERLÍK I, RUITER N, et al. Sound-speed image reconstruction in sparse-aperture 3-D ultrasound transmission tomography[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control, 2012, 59(2): 254-264.
- [7] DURIC N, LITTRUP P, LI C, et al. Breast imaging with SoftVue: initial clinical evaluation[C]//Medical Imaging 2014: Ultrasonic Imaging and Tomography, 2014: 382-385.
- [8] SONG J J, ZHANG Q, ZHOU L, et al. Design and Implementation of a modular and scalable research platform for ultrasound computed tomography[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2022, 69(1): 62-72.

- [9] LIU C, XUE C, ZHANG B, et al. The application of an ultrasound tomography algorithm in a novel ring 3D ultrasound imaging system [J]. *Sensors*, 2018, 18(5): 1332-1341.
- [10] LIU C, ZHANG B, XUE C, et al. Multi-perspective ultrasound imaging technology of the breast with cylindrical motion of linear arrays [J]. *Applied Sciences*, 2019, 9(3): 419.
- [11] PEI Y, ZHANG Y, HU S M, et al. Breast transmission ultrasound tomography based on capacitive micro-machined ultrasonic transducer linear arrays [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2022, 22(2): 1209-1217.
- [12] ENTREKIN R R, PORTER B A, Sillesen H H, et al. Real-time spatial compound imaging: application to breast, vascular, and musculoskeletal ultrasound. [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2001, 22(1): 50-64.
- [13] 刘梦波, 胡国平, 师俊朋, 等. 基于时间反转的MIMO雷达实值MUSIC算法[J]. *现代雷达*, 2018, 40(11): 21-26.
LIU Mengbo, HU Guoping, SHI Junpeng, et al. Time reversal MIMO radar based real-valued MUSIC algorithm [J]. *Modern Radar*, 2018, 40(11): 21-26. (in Chinese)
- [14] 李元奇. 基于时间反转的雷达目标成像方法研究 [D]. 成都: 电子科技大学, 2017.
- [15] 马锋. 基于时间反转理论的混凝土损伤成像研究 [D]. 济南: 济南大学, 2019.
- [16] HODGKISS W S, SONG H C, KUPERMAN W A, et al. A long-range and variable focus phase-conjugation experiment in shallow water [J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1999, 105(3): 1597-1604.
- [17] TOURIN A, DERODE A, FINK M. Sensitivity to perturbations of a time-reversed acoustic wave in a multiple scattering medium [J]. *Physical Review Letters*, 2001, 87(27): 274301.
- [18] FU Y, LIU W, BAI R, et al. A novel virtual time reversal method for passive direction of arrival estimation [J]. *Mathematical Problems in Engineering*, 2015, 2015: 613692.