

基于宽波束激励的高帧频超声成像方法研究

刘 晶^{1,2} 刘 荣² 夏静静² 赵丽红³ 邱维宝²

¹(东北大学中荷生物医学与信息工程学院 沈阳 110819)

²(中国科学院深圳先进技术研究院保罗·C·劳特伯生物医学成像研究中心 深圳 518055)

³(东北大学信息科学与工程学院 沈阳 110819)

摘 要 超声成像的帧频是影响超声成像应用的一个关键因素, 成像系统的帧频决定了系统捕捉运动组织的能力, 如 3D 成像、心脏成像、彩色多普勒等。传统超声成像采用延迟聚焦方法可获得较好的图像, 但成像帧频较低。目前提高超声成像帧频主要有平面波成像和宽波束激励成像两种方法。平面波成像是通过激励所有阵元同时发射并同时接收超声波, 虽在帧频上获得了显著提高, 但由于它使用非聚焦技术, 分辨率的提高仍然比较有限, 特别是当要维持较高帧率而使用较少的扫描角度时, 得到的图像质量仍然不高。宽波束成像技术利用多阵元同时发射超声波、远点聚焦、动态实现孔径变迹等方法可极大地提高图像的帧频、均匀性和空间分辨率。文章通过美国 Verasonics 公司 V-1 数据采集系统采集宽波束数据, 进行波束合成建立宽波束超声图像, 并与平面波成像和传统聚焦成像技术进行了对比和分析。实验结果表明, 相较于平面波成像和传统聚焦成像方法, 宽波束成像具有更好的横向分辨率和轴向分辨率, 且可获得比传统聚焦方法更高的帧频。

关键词 超声成像; 宽波束; 高分辨率; 高帧频

中图分类号 R 445.1; TN 911.7 文献标志码 A

Study on Wide-Beam-Excitation-Based High-Frame-Rate Ultrasound Imaging

LIU Jing^{1,2} LIU Rong² XIA Jingjing² ZHAO Lihong³ QIU Weibao²

¹(Sino-Dutch Biomedical and Information Engineering School of Northeastern University, Shenyang 110819, China)

²(Paul C. Lauterbur Research Center for Biomedical Imaging, Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

³(Information Science and Engineering School of Northeastern University, Shenyang 110819, China)

Abstract The frame rate of ultrasound imaging, which determines the ability of the system to capture moving objects, is a key factor affecting ultrasound imaging applications, such as 3D imaging, cardiac imaging, color Doppler and so on. Traditional ultrasonic imaging method uses delayed focusing to obtain better image, but has low frame rate. At present, both plane wave imaging method and wide beam imaging method can improve the

收稿日期: 2016-05-30 修回日期: 2016-07-13

基金项目: 深圳市基础研究项目(JCYJ20140610151856707); 深圳市国际合作研究项目(GJHZ20140417113430615); 广东省自然科学基金项目(2014A030313686、2015A030306018); 中国科学院前沿科学重点研究项目(QYZDB-SSW-JSC018)

作者简介: 刘晶, 硕士研究生, 研究方向为超声成像、信号处理; 刘荣, 硕士, 研究方向为超声成像、信号处理; 夏静静, 博士后研究员, 研究方向为超快超声成像技术; 赵丽红, 副教授, 研究方向为智能信息处理; 邱维宝(通讯作者), 博士, 副研究员, 研究方向为高频超声、超声电子, E-mail: wb.qiu@sia.ac.cn.

frame rate. Plane wave imaging is a method that simultaneously transmits or receives ultrasonic waves for all the elements. Although the frame rate was significantly increased with plane wave imaging, the improvement of the resolution is still limited, since it is a non-focusing technology. The image quality is moderate especially when less scan angles were employed to maintain a high frame rate. Wide-beam imaging technology could significantly improve the frame rate, uniformity and spatial resolution of the image by using multi-element simultaneous transmit, far point focusing, dynamic aperture apodization and other methods. This paper acquired data using a research ultrasound system (V1, Verasonics, USA), and reconstructed wide beam image with beamforming. Besides, the paper compared wide beam images with plane-wave image and conventional focused image. Results show that the wide beam method has better axial resolution and lateral resolution compared to plane wave imaging and conventional focused imaging. It also can obtain higher frame rate than the focused imaging.

Keywords ultrasound imaging; wide beam; high resolution imaging; high frame rate

1 引 言

超声成像可检测生物体组织内部结构信息, 由于它的无创性、低成本、实时成像等优点, 已成为临床医学诊断不可或缺的常规诊断技术^[1]。帧频是影响超声成像应用的一个重要因素, 它是指单位时间内超声成像系统重建的图像帧数, 帧频越高, 系统的时间分辨率就越强, 系统也就具有更好的动态特性^[2]。高帧频超声成像技术凭借成像快、帧频高等特点, 具有广泛的应用前景。传统的超声成像技术基于聚焦线性扫描理论, 仅在聚焦深度处具有较好的图像对比度和空间分辨率, 同时逐线扫描方式降低了组成一幅图像的帧频, 也降低了成像数据的可使用率。平面波成像技术虽在帧频上获得了显著提高, 但由于它使用非聚焦技术, 分辨率的提高仍然比较有限, 特别是当要维持较高帧率而使用较少的扫描角度时, 得到的图像质量仍然不高^[3]。随着医学疑难杂症的不断出现, 迫切地需要高性能的诊断设备来满足这些需求。宽波束成像技术以一定步长沿线性孔径轨迹移动, 在轨迹上的孔径位置向成像区域发射远点聚焦波。与传统模式逐条扫描不同, 宽波束是多条扫描线同时发射和接收^[4],

减少了发射接收循环周期, 从而增加了成像的帧频并且减少了产生一幅图像所需的超声能量, 宽波束成像技术因其分辨率较高且较均匀等特点成为近年来的研究热点。

通过实现多波束的发射从而提高分辨率的概念最早应用于声纳管道的检查^[5], 借鉴于此, 超声波的宽波束发射亦可用于提高超声成像帧频。目前国内外对于超声宽波束成像技术的研究主要以专利形式发表, 研究重点在技术方案层面, 尚未在图像质量上进行对比和分析, 也缺少实验结果的展示。从发明专利来看, 国外实现宽波束成像技术的是美国 Zonare 公司的 Mclaughlin 团队^[6]。他们考虑到宽波束在线阵传感器和凸阵传感器上的应用、较高利用率坐标轴的选取, 如直角坐标系、角坐标系, 并且着重于宽波束成像方法过程的概述等。然而, 他们并没有给出一个明确的方案: 波束发射接收及其波束合成及选择哪个区域的数据、如何来确定哪个区域的数据被选中, 对宽波束中细节的说明比较少。后来国内迈瑞公司购买了此项技术, 申请了几项关于宽波束成像的发明专利^[7,8], 并开发为产品 Resona7。

在本研究中, 宽波束成像利用探头的多个阵元发射远点聚焦波, 孔径轨迹线性移动来进行

超声扫描。扫描结束后,将每次扫描生成的射频数据波束合成,再将其中强度较强的部分相干叠加。借鉴了传统聚焦超声成像方法中 F 数^[9]的概念,对近场信号进行选择抑制,即舍弃深度孔径比以外的射频信号,可以获得更高对比度的近场图像,这也有利于充分利用近场信息,获得更高的成像帧频^[10]。在现阶段的研究中,对宽波束成像方式未做过细化。本文通过美国 Verasonics 公司 V-1 数据采集系统采集宽波束数据,进行波束合成后建立的宽波束超声图像与平面波成像和传统聚焦成像技术进行了对比和分析。实验结果表明,该成像方法较平面波成像方法和传统聚焦均具有较好的成像效果和优势。

2 宽波束成像方法原理及过程

我们所实现的宽波束成像(Wide Beam Imaging)方法利用宽波束扫描检测区域,多个超声换能器阵元发射远点聚焦声波信号,换能器扫描轨迹沿孔径以一定步长线性移动,在轨迹位置的孔径向成像区域发射超声波束,同时聚焦点进行线性平移,并接收和储存回波信号,然后下一孔径位置进行发射、接收和储存^[6],直到扫描完成。

图 1(a)中给出了宽波束成像的前三次发射示意图。将线阵换能器直接放置在检测区域上方,1~128 为线阵换能器所有阵元,激励部分阵元发射信号,超声换能器阵列通过调整不同阵元的延时发射远点聚焦宽波束,扫描截止深度在 1/3 处,聚焦点为扫描截止深度的 3 倍。每次发射均来自不同的传输孔径,即不同的传输阵元和不同传输阵元的组合。每次宽波束传输覆盖了一个扫描区域二维平面的大部分面积。一幅图像花费的时间低于传统聚焦逐线扫描。在 Verasonics 平台上,系统驱动换能器发射一次超声脉冲,接收并行处理,生成一帧图像。实验中传感器发射 48

次超声波束,其中发射一次,分两次接收,接收孔径随着传输波束的变化而变化,即不同的接收孔径用于接收不同的感兴趣区域^[11]。理论上,对于每次超声扫描所得到的数据,我们需要进行有效数据的提取。因此,必须首先确定如何选择某一个特定的区域数据来进行波束合成,本研究提出了提取每帧图像中强度较强的部分进行相干叠加。

在宽波束复合成像过程中,波束合成采用传统的延时叠加算法,即对不同通道接收到的数据根据焦点位置进行不同的延时,然后将其相加,得到期望聚焦点的幅值。超声回波信号按传统延时叠加法经波束形成后,可有效削弱单一波束近场旁瓣的影响。为了减小远点信号对图像对比度和分辨率的影响,采用幅度变迹方法,给不同的阵元施加不同的加权值。幅度变迹法可使边缘通道信号幅度变小,而中间通道信号保持不变。沿孔径方向对波束进行幅度加权可有效地减少旁瓣伪影,本文使用在接收阶段,对不同通道的回波信号进行不同的加权^[12]。幅度变迹通过汉明窗实现,其数学表达式为:

$$w(n)=0.5\left[1-\cos\left(2\pi\frac{n}{N-1}\right)\right] \quad n=0,1,\dots,N-1 \quad (1)$$

此外,借鉴传统聚焦超声成像中 F 数的概念,在宽波束延时叠加计算时舍弃深度孔径比以外的近场点,可减少近场伪影。

图 1(b)中给出了宽波束的传播路径延时示意图。其中, x 为换能器阵元排列方向; z 为超声波检测区域的深度方向;点 (x,z) 为检测区域内任一散射点。超声换能器 x_1 阵元检测到散射信号,则总传播时间为:

$$t(x_1,x,z)=z/c+\sqrt{z^2+(x-x_1)^2}/c+d^{[13]} \quad (2)$$

其中, d 为 x 点处阵元的发射延时。由此可得,宽波束辐射检测区域内每点的信号值如下:

$$y(x,z)=\sum_{i=1}^N w_i RF[x_i,t(x_i,x,z)] \quad (3)$$

其中, i 为换能器阵元序列号; w_i 为各阵元施加的幅度变迹值。再提取每次发射过程中强度较强的信号, 最后得到宽波束复合图像各像素点的数值如公式(4)所示:

$$RG(x, z) = F \sum_{j=1}^n y_j(x, z) \quad (4)$$

其中, j 为生成一帧图像时传感器的发射次数^[13]; F 表示对得到的宽波束复合图像进行了滤波。

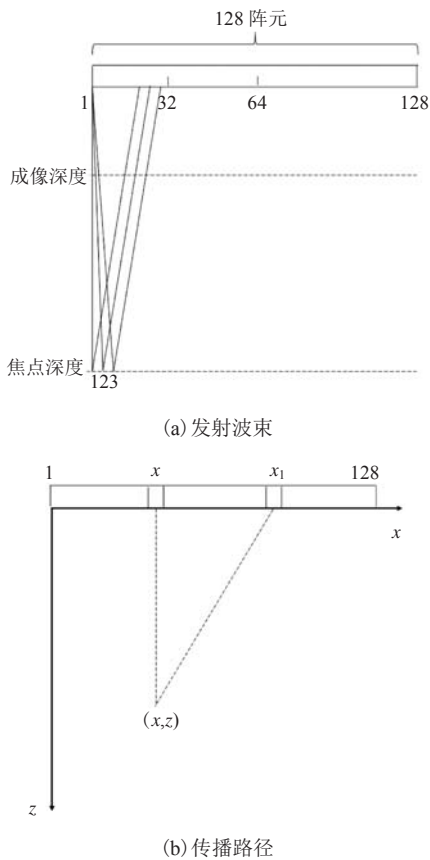


图1 宽波束发射过程和传播路径延时示意图

Fig. 1 Schematic of wide beam transmission and transmit delays

3 实验与结果

本文实验均在美国 Verasonics (V1, Verasonics, USA) 公司的数据采集系统上实现: 二选一复用 64 通道并行接收, 12 位 ADC 采样,

4 倍中心频率采样。该系统提供 64 位 MATLAB 2014a 开放可编程平台, 可控制发射和接收超声脉冲, 保存原始射频信号, 可进行离线处理波束形成。本实验采用上海爱培克电子科技有限公司 LA0909 型号定制换能器, 换能器为 128 阵元阵列, 中心频率 10 MHz, -6 dB 带宽为 88%, 阵元间距为 0.2 mm^[14]。发射阵元数为 24~48, 并以一定步长沿线性孔径轨迹移动, 在轨迹上的孔径位置向成像区域发射远点聚焦波, 一帧超声图像发射 48 次宽波束。实验中采用 64 阵元接收数据, 其中发射一次, 分两次接收, 接收孔径随着传输波束原点的变化而变化, 即当原点位置在阵元 1~32 时, 第一次接收孔径为 1~64 阵元, 第二次接收孔径为 65~128 阵元; 原点位置在阵元 32~96 时, 第一次接收孔径为 33~96 阵元, 第二次接收孔径为 1~32、97~128 阵元; 原点位置在阵元 96~128 时, 第一次接收孔径为 65~128 阵元, 第二次接收孔径为 1~64 阵元; 不同的接收孔径用于接收不同的感兴趣区域。实验中采用 64 阵元接收数据, 发射一次分两次接收。采用离线处理方式, 即先采集射频数据, 将每次扫描生成的射频数据波束合成, 再将其中强度较强的部分相干叠加。

为了验证本方法的有效性和可靠性, 采用超声靶点仿体进行实验验证。其中靶点之间的距离从小到大依次为 0.5 mm、1 mm、2 mm、3 mm、4 mm, 靶点直径为 0.1 mm。成像范围为 8.6~21.6 mm。通过 Verasonics V-1 数据采集系统, 保存宽波束原始射频信号, 离线处理波束形成, 并与该系统中的平面波成像技术、传统聚焦成像和以及各深度焦点聚焦成像进行了对比和分析。

图 2 所示为平面波成像和宽波束成像对比图。从图中可以看出, 宽波束图像 (b) 可清晰分辨出左上角两个靶点之间的最小距离, 即 0.5 mm; 而平面波图像 (a) 基本分辨不出相邻的两个靶点, 因此从图中左下角两个靶点之间可以看出

(b)图中的效果优于(a)图。整体来看,(b)图的靶点较小且对比度较高,故(b)图的对比度与分辨率均好于(a)图。由以上分析可知,基于宽波束的方法较平面波成像具有较好的成像效果和优势。为了更加直观地对比两种成像方法,对不同深度处的靶点进行了分辨率对比。

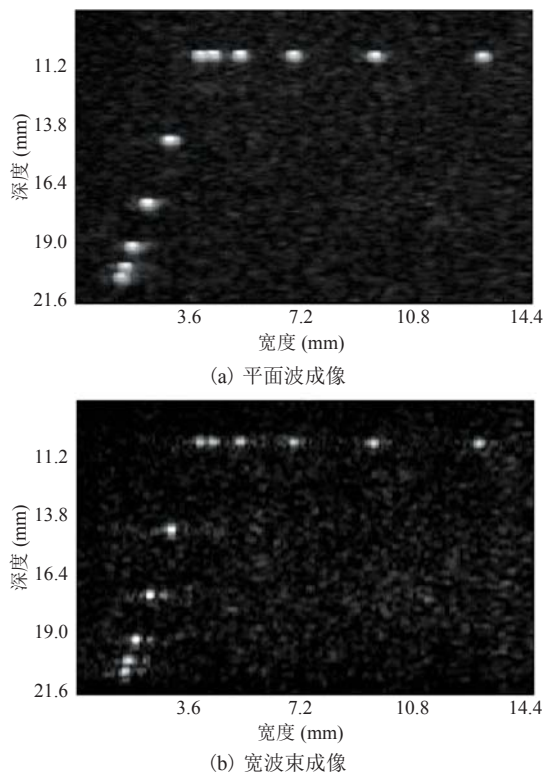


图2 平面波成像和宽波束成像

Fig. 2 Plane wave imaging and wide beam imaging

分辨率计算方法为先测量已知间距(4 mm)的两靶点所占像素个数 n ,求出每个像素的大小,

即 $\frac{4}{n}$ mm。找到图像中亮度最强的像素点,以最

强的像素点为基准向下取到靶点所占据的点数。查看横向、轴向所占据的像素个数 a 、 b ,最后得

出横向、轴向分辨率分别为 $\frac{4}{n} \times a$ mm, $\frac{4}{n} \times b$ mm。

图3为两种成像方式关于不同深度处靶点的分辨率对比,分辨率的计算均在相同条件下进行。如图3所示,对不同深度处的靶点,宽波束

图像的横向分辨率和轴向分辨率都小于平面波图像,表明宽波束成像技术能分辨的最小靶点距离小于平面波成像技术,因此宽波束成像的效果优于平面波成像。此外,宽波束成像的横向和轴向分辨率在深度方向比较稳定,而平面波成像的各分辨率随靶点深度的增加也在逐渐增大,即平面波成像仅适用于较浅处的靶点成像,而宽波束成像所能探测的靶点深度较为广泛。

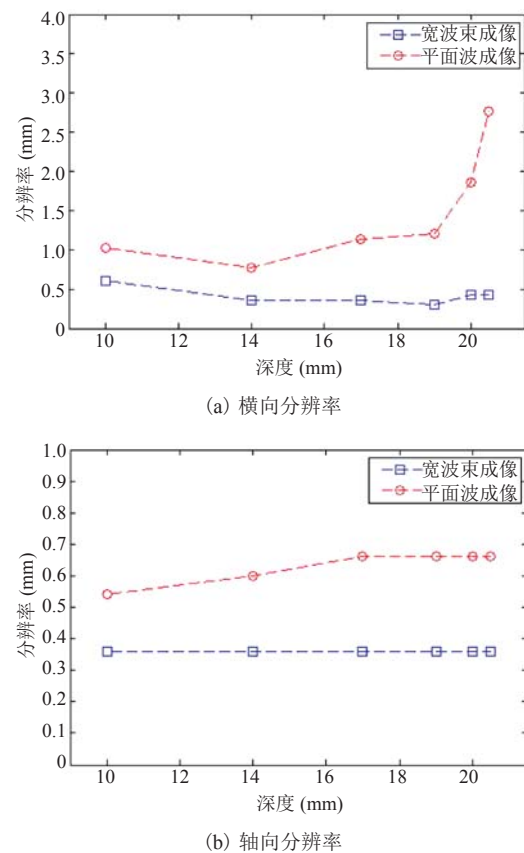


图3 两种成像方式分辨率对比

Fig. 3 Resolution comparison of two methods

图4所示为聚焦点深度分别在11 mm、13.7 mm、16.4 mm、17.8 mm、20.6 mm处的聚焦波图像与宽波束图像的对比。从图中可以看到,聚焦成像方法仅在各焦点深度处靶点图像最为清晰,而其他深度处的靶点图像分辨率较差;宽波束的图像质量有大幅改善,各深度处靶点图像分布均一旦均较清晰。可见,宽波束成像方法

可以得到较好的图像。

如图 5 所示, 将聚焦成像设置为多点聚焦方式, 焦点个数为 3, 焦点位置分别在 6.8 mm、9.6 mm、13.7 mm 处。聚焦成像方法仍在各焦点深度处靶点图像最好, 而其他深度处的靶点图像分辨率较差; 而宽波束的图像在各深度处靶点图像分布均一且均较清晰。此次实验过程中聚焦波发射 384 次超声波束形成一帧图像, 宽波束只发

射 48 次就得到了更好的图像, 同时帧频提高了 7 倍。再次证明了宽波束成像方法可以得到比较理想的图像。

图 6 为聚焦成像单点聚焦 (9.6 mm)、聚焦成像三点聚焦 (6.8 mm、9.6 mm、13.7 mm) 和宽波束成像在不同深度处靶点的分辨率对比, 图中分辨率的计算均在同一条件下进行。由图可以看出, 多焦点成像分辨率好于单焦点成像, 而宽

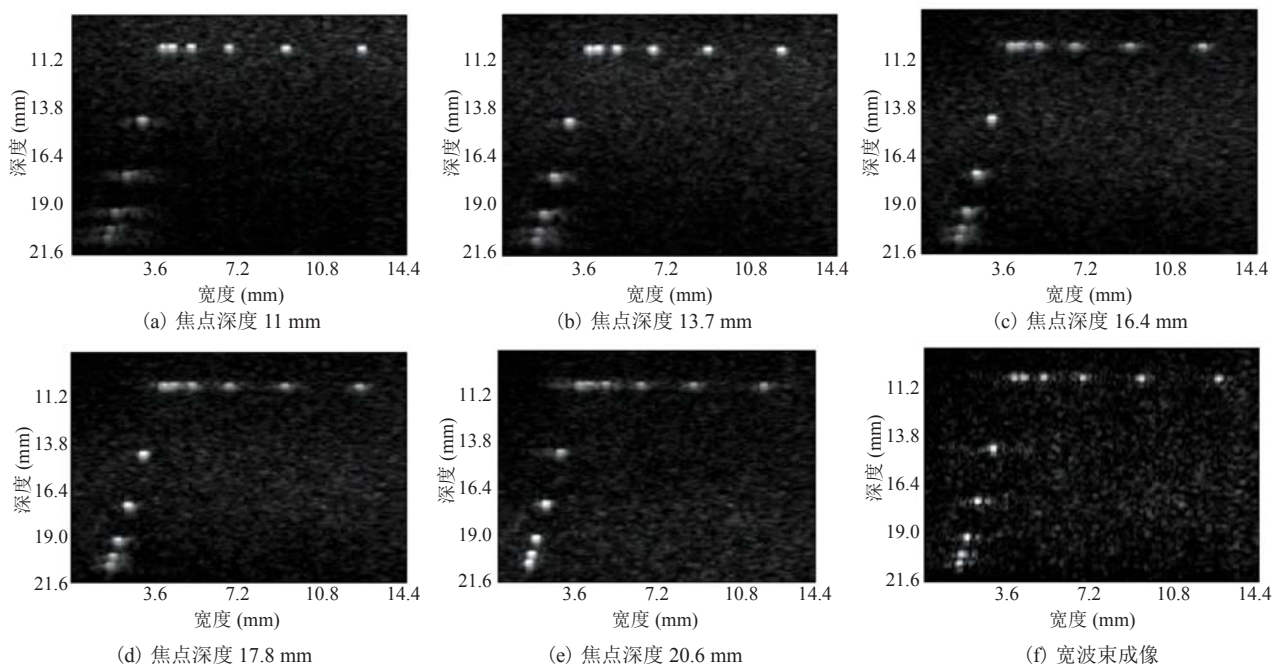


图 4 不同焦点处的聚焦波成像和宽波束成像

Fig. 4 Focused imaging at different focal points and wide beam imaging

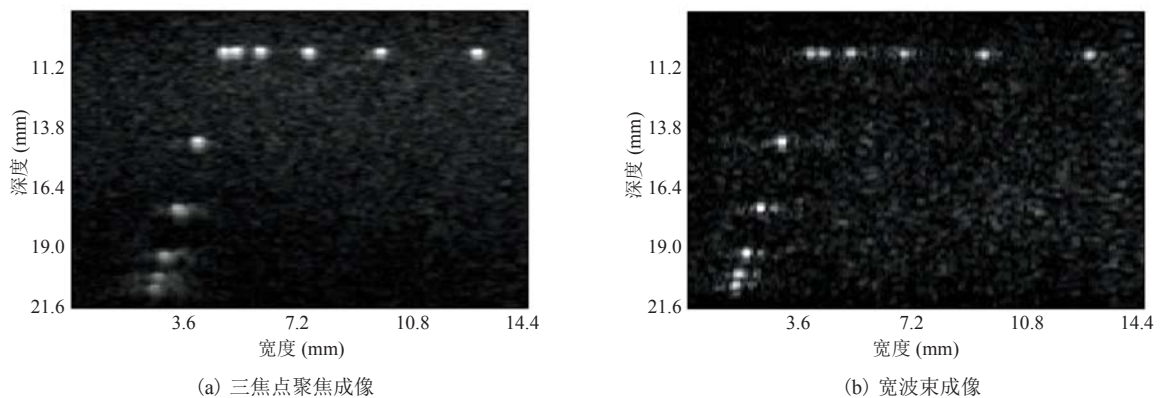
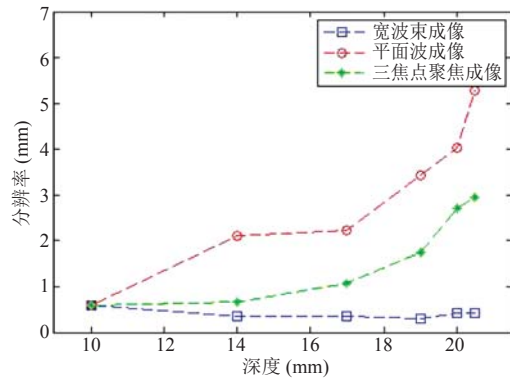


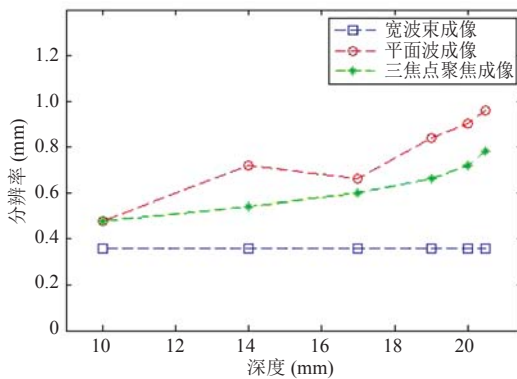
图 5 三个焦点的聚焦波成像和宽波束成像

Fig. 5 Focused imaging at three focal points and wide beam imaging

波束成像好于多焦点成像。单焦点和多焦点成像的横向和轴向分辨率都随着扫描深度的增加而增大, 而宽波束成像的分辨率都比较稳定, 且它的各分辨率都较小于聚焦波成像。同样验证了宽波束成像的效果优于聚焦波成像。



(a) 横向分辨率



(b) 轴向分辨率

图 6 三种成像方式分辨率对比

Fig. 6 Resolution comparison of three imaging methods

4 结 论

宽波束成像技术利用多阵元同时发射超声波、远点聚焦、动态实现孔径变迹等方法极大地提高了图像的对对比度、空间分辨率和可探测深度。实验结果也验证了该成像方法较平面波成像和传统聚焦方法均具有较好的成像效果和优势。这种成像方式移植到实时平台中也将对临床做出重大贡献, 可为临床诊断提供更有价值的信息。

参 考 文 献

- [1] 王录涛. 相控诊断超声成像波束控制技术研究 [D]. 成都: 电子科技大学, 2012.
- [2] 彭虎, 杜宏伟, 韩雪梅, 等. 提高高帧率超声成像系统算法效率的研究 [J]. 中国科学技术大学学报, 2004, 34(2): 253-257.
- [3] 赵金鑫, 汪源源, 郭威, 等. 基于广义相干系数的超声平面波复合成像 [J]. 仪器仪表学报, 2014, 35(12): 186-190.
- [4] Wan MX, Wang DY, Yang X, et al. Method for extracting perfusion time intensity curve based on wide beam contrast imaging: WO2015131453 [P]. 2015-09-11[2016-5-30].
- [5] Lovik A, Oybedal J, Hammerstad E. High resolution multi-beam sonar for pipeline inspection [C] // IEEE 1984 Ultrasonics Symposium, 1984: 798-803.
- [6] McLauhlin G, Ji TL. Broad-beam imaging: US6685645 [P]. 2014-03-25.
- [7] 姚斌, 胡勤军, 杨波. 超声波诊断系统中宽波束的发射方法和装置: 中国, 200610157173 [P]. 2006-11-28.
- [8] 姚斌, 胡勤军, 杨鹏飞. 用于超声成像的圆弧宽波束发射方法与装置: 中国, 200710181051 [P]. 2007-09-29.
- [9] Szabo TL. Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out [M]. Elsevier Academic Press, 2004.
- [10] 叶为镗, 郭宁, 王丛知, 等. 基于超声平面波的功率多普勒成像方法研究 [J]. 集成技术, 2015, 4(3): 79-85.
- [11] Kutay F, Ustuner, Nichoal Bottenus. Coherence ultrasound imaging with broad transmit beams: US20150342567 [P]. 2015-03-12.
- [12] 张琼. 高分辨率平面波发射超声成像方法研究 [D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2012.
- [13] Montaldo G, Tanter M, Bercoff J, et al. Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2009, 56(3): 489-506.
- [14] 叶为镗. 基于超声平面波技术的血流成像方法研究 [D]. 深圳: 中国科学院深圳先进技术研究院, 2015.