

文章编号: 1001-3806(2011)03-0391-04

多元线性阵列超声换能器的方向特性研究

谭毅

(陕西理工学院 物理系, 汉中 723003)

摘要: 为了进一步提高多元线性阵列超声换能器的方向特性, 采用多元相控聚焦的方法, 研究了多元线性阵列超声换能器的主频、阵元个数和阵元间距对其方向性的影响。结果表明, 当超声换能器的主频较低时, 可以采用较大尺寸的阵元组; 而对于主频较高的超声换能器, 阵元尺寸应该取小一些, 其方向性较好。这将有利于光声信号的探测与成像。

关键词: 激光技术; 成像系统; 光声成像; 多元线性阵列超声换能器; 方向特性

中图分类号: Q-334 **文献标识码:** A **doi:** 10.3969/j.issn.1001-3806.2011.03.027

Study on direction property of a multi-element linear ultrasonic transducer array

TAN Yi

(Department of Physics, Shaanxi University of Technology, Hanzhong 723003, China)

Abstract: In order to develop the direction property of a multi-element linear ultrasonic transducer array, the effect of its dominant frequency, element number and space between the elements on its direction was studied based on the multi-element phase-controlled technique. These results show that for good direction property, a large size array could be used when the main frequency of the transducer is low; on the contrary, for high frequency transducers, a smaller size array should be used. This is beneficial for photoacoustic detection and imaging.

Key words: laser technique; imaging systems; photoacoustic imaging; multi-element linear ultrasonic transducer array; direction characteristics

引言

光声层析成像技术是近年来发展的一种新型的无损伤的医学成像技术, 它是用随时间变化的光束照射吸收体膨胀而产生超声压, 利用超声换能器在各个方向探测从吸收体中传播出来的光声压, 通过相应的图像重建算法, 可以重建出吸收体的光吸收分布。该方法结合了纯光学成像和纯声学成像的优点, 可以得到高分辨率高对比度的重建图像^[1-2]。

为了进一步提高光声重建图像的质量, 或者将光声层析成像推向临床应用研究, 很多研究者提出了各种各样的光声信号采集与光声成像系统^[3-6]以及与之相适用的各种图像重建算法^[7-9], 或者报道了一些模拟生物样品或者活体组织功能的光声成像检测^[10-11]。

基金项目: 陕西省科技厅基础研究资助项目(2009JM1012); 陕西省教育厅基础研究资助项目(2010JK463)

作者简介: 谭毅(1975-), 男, 硕士, 讲师, 主要研究方向为光声层析成像在医学中的应用。

E-mail: tanyi@snut.edu.cn

收稿日期: 2010-07-05; 收到修改稿日期: 2010-09-23

其实光声重建图像的质量及应用, 在很大程度上决定于超声换能器的性能, 比如超声换能器的主频、带宽^[12]、探测灵敏度、探测面积等。

本文中研究了多元线性阵列超声换能器的主频、阵元个数和阵元之间的距离对其方向性的影响。结果表明, 当超声换能器的主频较低时, 可以采用较大尺寸的阵元组, 而对于主频较高的超声换能器, 阵元尺寸应该取小一些, 其方向性较好, 有利于光声信号的探测与成像。

1 理论分析

在利用阵列超声换能器进行快速的2维光声图像重建时, 由于阵列超声换能器的每个阵元都有一定的尺寸, 在接收信号时都有一定的接收范围, 如果超声换能器的方向性越好, 则接收信号的范围越小, 在反投影成像时, 重建图像的伪迹将减少, 从而提高重建图像的质量。

设阵列超声换能器由 N 个矩形压电换能器构成, 单个阵元的物理尺寸为 $a \times b$, 阵元的间距为 d , 阵列超声换能器的整个长度为 L , 那么有 $L = N \times d$, 单个阵元的指向性函数可以表示为^[13-15]:

$$d(\theta) = \frac{\sin\left[\frac{\pi a}{\lambda} \sin\theta\right]}{\frac{\pi a}{\lambda} \sin\theta} \quad (1)$$

式中, θ 为超声波的入射角, λ 为超声波的波长, 整个超声换能器的指向性函数可以表示为:

$$D(\theta) = \frac{\sin\left[\frac{\pi L}{\lambda} \sin\theta\right]}{\sin\left[\frac{\pi a}{\lambda} \sin\theta\right]} \quad (2)$$

2 多元线性阵列超声换能器的方向特性

对于宽频带的光声信号来说, 超声换能器的带宽越宽, 信号失真越少, 但对于有限带宽的超声换能器, 采用多个探测阵元组合, 超声换能器具有一定的方向性, 而主频又是超声换能器的重要参量。下面根据主频讨论阵元之间的距离与阵元个数对超声换能器方向性的影响。图 1 ~ 图 4 是主频 f 分别为 1.5 MHz, 3.5 MHz,

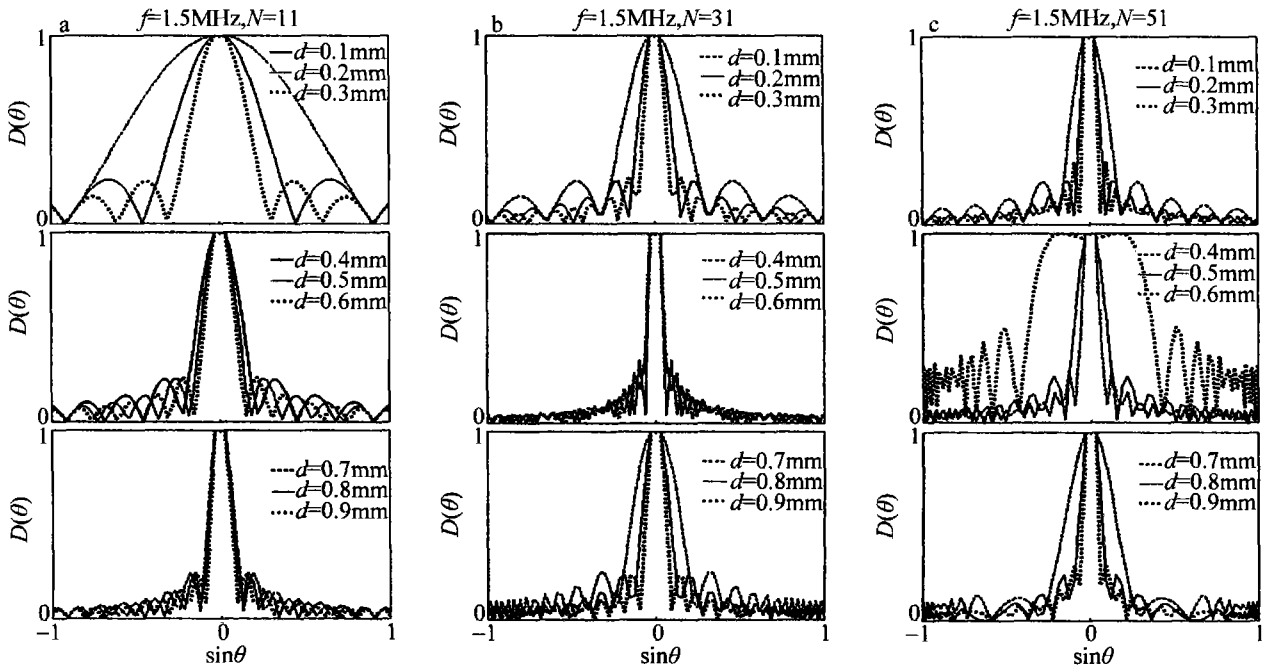


Fig. 1 Direction property of a multi-element linear ultrasonic transducer array with main frequency of 1.5 MHz

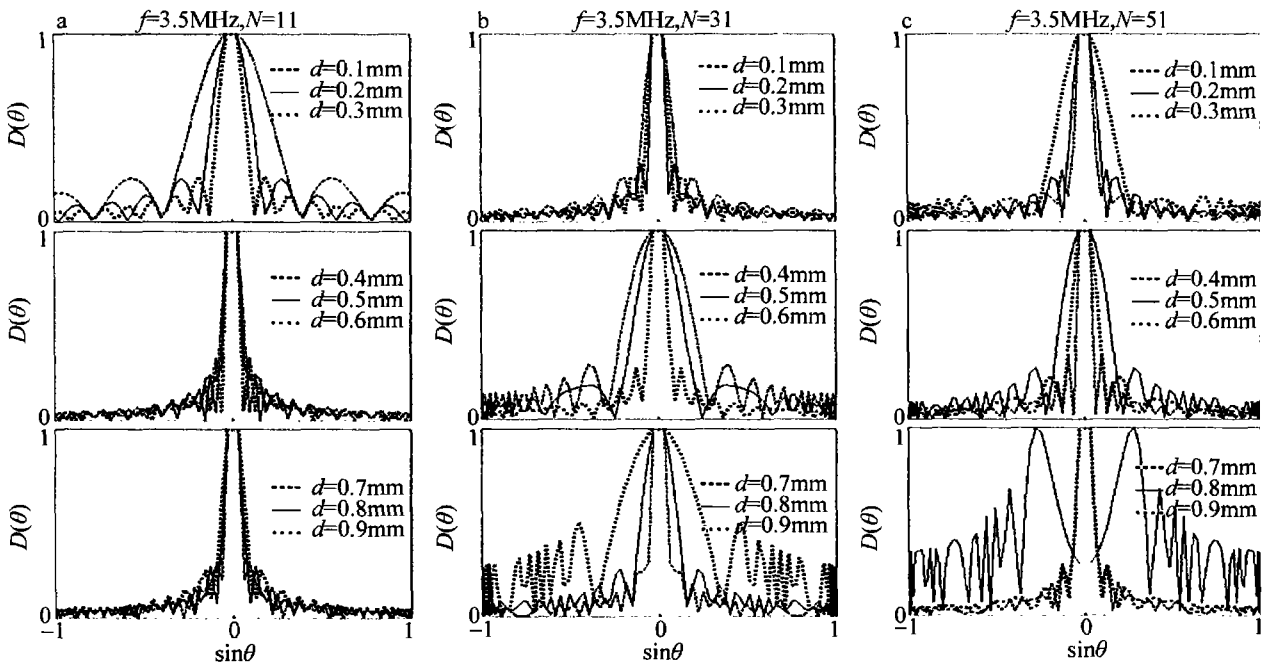


Fig. 2 Direction property of a multi-element linear ultrasonic transducer array with main frequency of 3.5 MHz

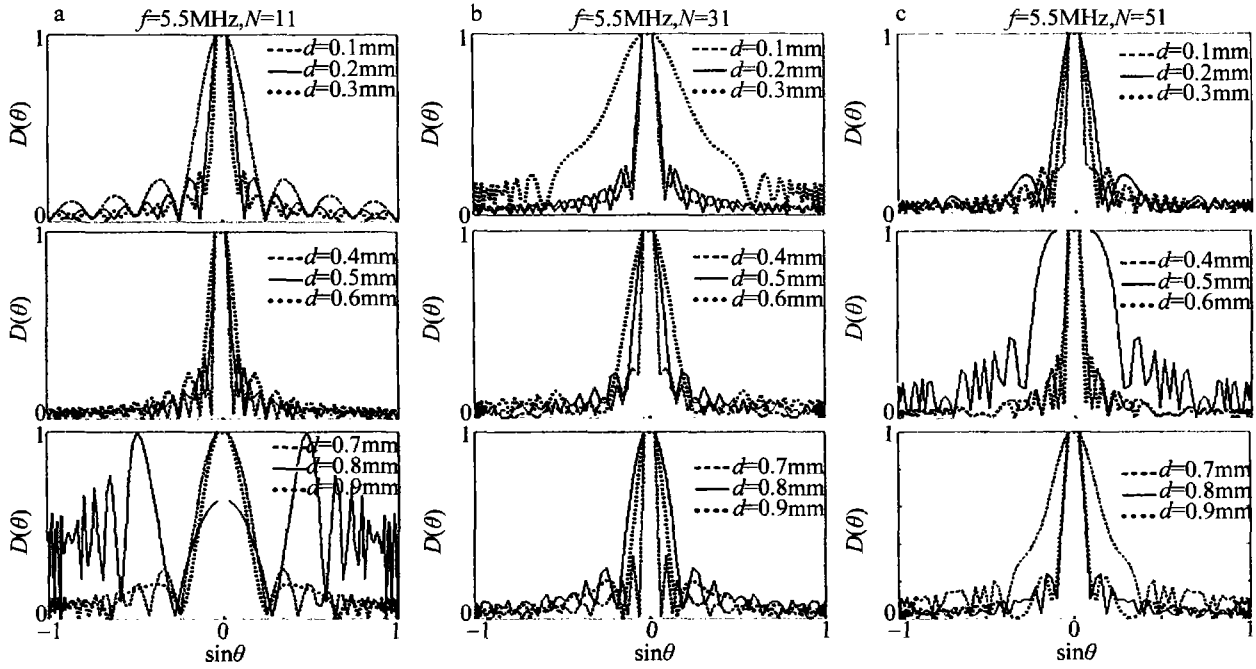


Fig. 3 Direction property of a multi-element linear ultrasonic transducer array with main frequency of 5.5 MHz

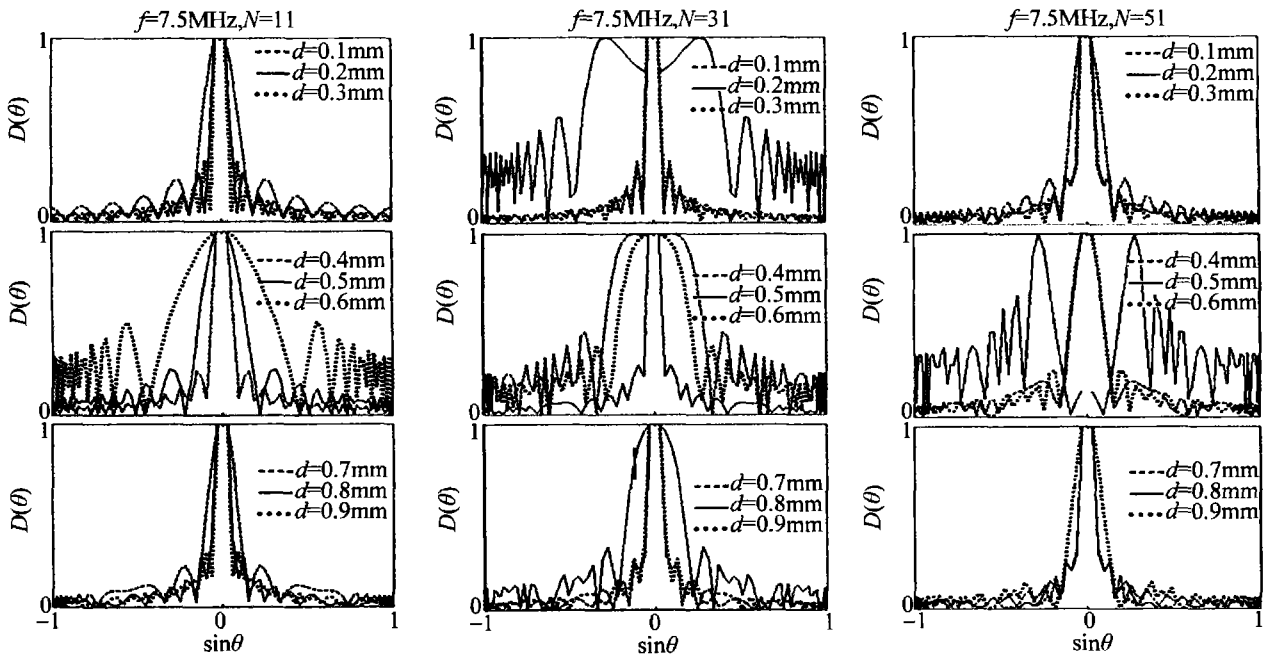


Fig. 4 Direction property of a multi-element linear ultrasonic transducer array with main frequency of 7.5 MHz

5.5 MHz 和 7.5 MHz 的多元线性超声换能器的方向特性,其中图 a ~ 图 c 的阵元数 N 均分别为 11, 31 和 51。考虑到单个阵元的大小、阵元组的大小(设不超过 1.5 cm)及方向特性,图 1a ~ 图 1c 的阵元间距离可以分别考虑取 $d = 0.3 \text{ mm} \sim 0.9 \text{ mm}$, $d = 0.2 \text{ mm} \sim 0.4 \text{ mm}$ 和 $d = 0.1 \text{ mm} \sim 0.2 \text{ mm}$;图 2a ~ 图 2c 的阵元间距离可以分别考虑取 $d = 0.2 \text{ mm} \sim 0.9 \text{ mm}$, $d = 0.1 \text{ mm} \sim 0.3 \text{ mm}$ 和 $d = 0.1 \text{ mm} \sim 0.2 \text{ mm}$;图 3a ~ 图 3c 的阵元间距离可以分别考虑取 $d = 0.2 \text{ mm} \sim 0.6 \text{ mm}$, $d = 0.1 \text{ mm} \sim 0.2 \text{ mm}$, 0.4 mm 和 $d = 0.1 \text{ mm} \sim 0.2 \text{ mm}$;图 4a ~ 图 4c 的

阵元间距离可以分别考虑取 $d = 0.1 \text{ mm} \sim 0.5 \text{ mm}$, $d = 0.7 \text{ mm} \sim 0.9 \text{ mm}$, $d = 0.1 \text{ mm}$, 0.3 mm 和 $d = 0.1 \text{ mm} \sim 0.2 \text{ mm}$ 。从上述及图中可以看出:(1)当超声换能器的主频较低时,阵元组的尺寸小其方向性不好,逐渐增大超声换能器的主频,其方向性变好,如图 1a、图 2a、图 3a 和图 4a 所示;(2)当主频分别为 1.5 MHz, 3.5 MHz, 5.5 MHz 和 7.5 MHz 时,其阵元组的尺寸可以分别取 3.3 mm ~ 15 mm, 2.2 mm ~ 11 mm, 2.2 mm ~ 7.7 mm 和 1.1 mm ~ 5.5 mm,即主频增大时,其阵元组的尺寸应该往小的方向取,其方向性较好。

3 实验结果与讨论

为了说明在线性扫描的条件下,应用滤波反投影算法和多元相控聚焦算法重建图像的差别,图5a中两

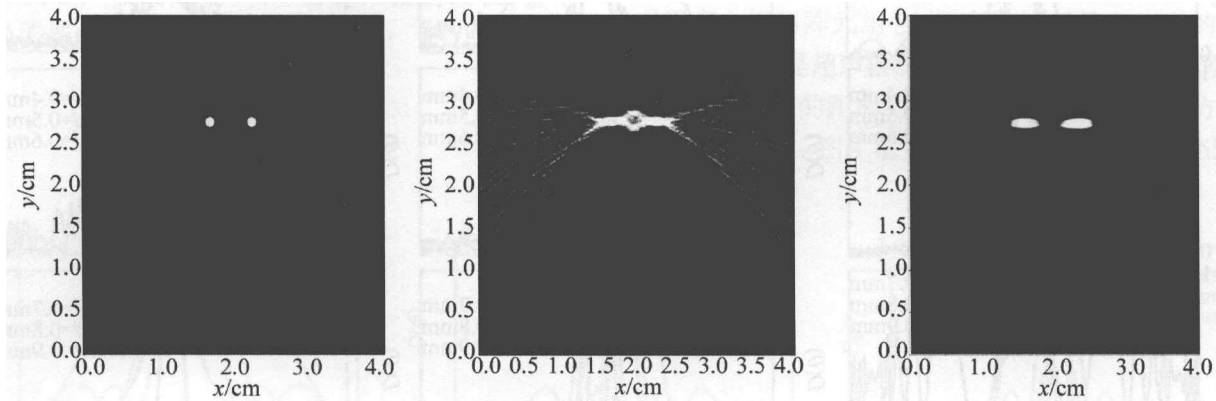


Fig. 5 Comparison among reconstruction images

a—simulation sample b—reconstructed image with filter backprojection algorithm c—reconstructed image with multi-element phase-controlled focusing algorithm

有考虑超声换能器的方向性,很明显,光吸收体在 x 轴的方向上拉长了,尤其是在原本没有信号的地方投影了信号,这就是伪迹,伪迹严重地影响重建的图像的边缘,实际的应用中,光声信号很弱,这种伪迹效应很难确定目标的具体位置。图5c是应用多元相控聚焦的方法成像的结果,这里应用了51个单元组合成一个相干探头,总共采集了350根投影线。从图像的结果来看,重建的图像没有像图5b的伪迹信号,但是重建的图像还是横向拉长了。但相对于滤波反投影来说,多元相控聚焦的方法还是要好一些。对实际的诊断应用来说,线阵列扫描才是一种最符合实际的采集方式,显然多元相控聚焦方法比滤波反投影算法更合适线阵列超声换能器。

4 结论

光声重建图像的质量,在很大程度上取决于超声换能器的性能,比如超声换能器的主频、带宽、探测灵敏度、探测面积等。研究了多元线性阵列超声换能器的主频、阵元个数和阵元之间的距离对其方向性的影响。当超声换能器的主频较低时,可以采用较大尺寸的阵元组,而对于主频较高的超声换能器,阵元尺寸应该取小一些,其方向性较好,有利于光声信号的探测与成像。

参考文献

- [1] KU G, WANG L H. Scanning microwave-induced thermoacoustic tomography: signal, resolution, and contrast[J]. *Medical Physics*, 2001, 28(1):4-10.
- [2] XIANG L Z, XING D, GUO H, *et al.* High resolution fast digital photoacoustic CT for breast cancer diagnosis[J]. *Acta Physica Sinica*, 2009, 58(7):4610-4617 (in Chinese).
- [3] TAN Y, HE J F, REN Y J, *et al.* Fast photoacoustic imaging systems based on rotating multi-element linear transducer array[J]. *Laser Technology*, 2009, 33(5):300-302 (in Chinese).
- [4] CHEN Z X, TANG Z L, WAN W. Photoacoustic tomography imaging based on a $4f$ acoustic lens imaging system[J]. *Optics Express*, 2007, 15(8):4966-4976.
- [5] ZENG L M, LIU G D, REN Z, *et al.* Design of high-resolution photoacoustic imaging system based on LabVIEW station[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2008, 37(7):1436-1440 (in Chinese).
- [6] LU T, WANG R K, SU Y X, *et al.* Time domain photoacoustic tomography system using linear transducer array[J]. *Nanotechnology and Precision Engineering*, 2007, 5(1):15-18 (in Chinese).
- [7] WU D, TAO C, LIU X L, *et al.* Study of the resolution of limited-view photoacoustic tomography[J]. *Acta Physica Sinica*, 2010, 59(8):5845-5850 (in Chinese).
- [8] WEI Y D, TANG Z L, ZHANG H C, *et al.* Photoacoustic tomography imaging using a $4f$ acoustic lens and peak-hold technology[J]. *Optics Express*, 2008, 16(8):5314-5319.
- [9] ZHANG C, WANG Y Y. Reconstruction algorithm of photoacoustic tomography with acoustic speed heterogeneity[J]. *Acta Optica Sinica*, 2008, 28(12):2296-2301 (in Chinese).
- [10] ZHANG H F, MASLOV K, STOICA G, *et al.* Functional photoacoustic microscopy for high-resolution and noninvasive in vivo imaging[J]. *Nature Biotechnology*, 2006, 24(7):848-851.
- [11] SONG K H, STOICA G, WANG L V. In vivo three-dimensional photoacoustic tomography of a whole mouse head[J]. *Optics Letters*, 2006, 31(16):2453-2455.
- [12] TAN Y, XING D, WANG Y, *et al.* Influence of bandwidth of ultrasonic transducer on photoacoustic imaging[J]. *Acta Optica Sinica*, 2005, 25(1):40-45 (in Chinese).
- [13] MA S B, YANG S H, XING D. Photoacoustic imaging velocimetry for flow-field measurement[J]. *Optics Express*, 2010, 18(10):9991-10000.
- [14] YANG D W, XING D, YANG S H, *et al.* Fast full-view photoacoustic imaging by combined scanning with a linear transducer array[J]. *Optics Express*, 2007, 15(23):566-575.
- [15] YANG D W, XING D, TAN Y, *et al.* Integrative prototype B-scan photoacoustic tomography system based on a novel hybridized scanning head[J]. *Applied Physics Letter*, 2006, 88(17):174101-174103.