引用格式：陆晓丹, 曾德平. 提高阿基米德螺旋相控阵换能器焦点声压的仿真研究[J]. 声学技术, 2023, **42**(2): 263-268. [LU Xiaodan, ZENG Deping. Simulation research on increasing the focus sound pressure of Archimedean spiral phased array transducer[J]. Technical Acoustics, 2023, **42**(2): 263-268.] **DOI**: 10.16300/j.cnki.1000-3630.2023.02.021

提高阿基米德螺旋相控阵换能器焦点声压的仿真研究

陆晓丹[1]，曾德平[1,2]

(1. 重庆医科大学生物医学工程学院，超声医学工程国家重点实验室，重庆市生物医学工程重点实验室，重庆 400016；
2. 超声医疗国家工程研究中心，重庆 401121)

摘要：针对阿基米德螺旋相控阵换能器焦点声压不足的问题，通过有限元仿真，分别讨论了换能器阵元形状和频率改变与声场的变化关系，从焦点声压、偏转范围、栅瓣水平、焦域大小等方面进行了研究。结果表明，相同频率下，扇形阵元阿基米德螺旋相控阵换能器的焦点声压比圆形阵元时的焦点声压提高了32.28%，偏转范围为20 mm×20 mm×40 mm；在扇形阵元形状的情况下，频率选择0.9~1.0 MHz，不仅能获得较高的焦点声压，同时还能保证改善聚焦性能。文章的仿真结果为阿基米德螺旋相控阵换能器提高焦点声压，满足深部组织消融治疗需要的高功率要求提供了有用的设计参考。

关键词：阿基米德螺旋；相控阵；焦点声压；偏转范围；有限元仿真

中图分类号：TB552 **文献标志码：**A **文章编号：**1000-3630(2023)-02-0263-06

Simulation research on increasing the focus sound pressure of Archimedean spiral phased array transducer

LU Xiaodan[1], ZENG Deping[1,2]

(1. *College of Biomedical Engineering, Chongqing Medical University, State Key Laboratory of Ultrasound in Medical Engineering, Chongqing Key Laboratory of Biomedical Engineering, Chongqing* 400016, *China*;
2. *National Engineering Research Center of Ultrasound Medicine, Chongqing* 401121, *China*)

Abstract: Aiming at the problem of insufficient sound power at the focal point of the Archimedean spiral phased array transducer, the relationships of the array element shape and frequency with the change of the acoustic field are discussed by finite element simulation separately from the aspects of focal sound pressure, deflection range, grating lobe level, and focal region size. The results show that at the same frequency, the focal point pressure of the Archimedean spiral phased array transducer composed of sector-shaped array element increases by 32.28% compared with the circular array element, and the deflection range is 20 mm×20 mm×40 mm; moreover, at the selected frequency of 0.9-1.0 MHz, the former phased array transducer can not only get a larger focal point pressure but also can guarantee the focusing quality. This article provides a useful design reference for increasing the focal point pressure of the Archimedean spiral phased array transducer and achieving its higher output power required in the deep tissue ablation.

Key words: Archimedean spiral; phased array; focal sound pressure; deflection range; finite element simulation

0 引言

相控阵聚焦技术是把多个相互独立的压电阵元组合成特定阵列，通过控制发射信号的时间延迟，使得每个阵元在焦点处的声波达到相同相位，从而使波束相互叠加，实现聚焦[1]。在治疗超声设备中，相控阵聚焦超声换能器通过机械扫描系统初调与电子扫描精准调控的方式相结合来控制高强度聚焦超声(High Intensity Focused Ultrasound, HIFU)声束[2]，通过调节相位，控制聚焦区域中焦点的位置、大小，还能通过调节时间，补偿由于组织移动或者组织的非均匀性导致的畸变[3]，从而实现高精度、高效率的临床治疗。

然而，大功率的相控阵聚焦技术还未实现真正意义上的临床应用，限制因素主要有：(1) 声波的衰减会导致焦点处声压不足，需通过增加治疗时间来弥补焦点能量，影响治疗效率和安全性；(2) 由于相控阵阵元的离散结构以及辐射出的声波在空间

收稿日期：2021-03-10；**修回日期：**2021-04-15
基金项目：重庆市教委重点项目(KJCXZD2020022)。
作者简介：陆晓丹(1996—)，女，四川成都人，硕士研究生，研究方向为阿基米德螺旋相控阵换能器的研究。
通信作者：曾德平，E-mail: zengdp@haifu.com.cn

位置相互干涉，形成栅瓣，导致皮肤近端区域的热沉积，或引发安全问题[4]，并且栅瓣水平过高会限制焦点的偏转范围。(3) 相控阵控制电路的复杂和高昂的价格。因此，大功率的相控阵聚焦技术研究的重点在于如何提高焦点能量以及增大焦点的偏转范围。

设计相控阵阵元排布和紧密填充来提高焦点声压是推进相控阵聚焦技术的重要手段。目前，经典的阵元排布方式主要有周期阵列、随机阵列以及螺旋阵列。周期阵列由于阵元排布的对称性和周期性会导致高水平的栅瓣，限制其焦点的转向范围[5]。随机阵列填充率低，焦点能量不足，对于深层病变组织的治疗难以进行[6]。2015 年，Gavrilova 等[7]提出的螺旋阵列是一种可以增加焦点能量的排布方式，适用于需要高输出功率的病变组织治疗，并且与焦点能量最紧密相关的因素是阵元填充率，填充率直接影响焦点声压的大小。螺旋结构按螺线表达式的不同可分为费马螺旋、十六臂螺旋及阿基米德螺旋三类[8]，2017 年，Ramaekers 等[9]对费马螺旋结构进行了仿真与实验研究，结果表明，镶嵌阵的焦点声压是圆阵的 6 倍，主要原因是镶嵌阵具有更大的阵元填充率。2020 年，Rosnitskiy 等[10]提出一种不考虑阵元间隙的情况下，填充率能达到 100% 的费马螺旋镶嵌阵列。该结构既能减少焦前区的能量分布，又能降低辐照在肋骨上的能量，同时在焦点处还能提供足够的能量用于消融治疗，但由于镶嵌阵元大小、形状不一，需用多种类型的阵元与驱动电子元件进行电匹配，其制作工艺难度及成本非常高，所以这些工作还处于仿真阶段，暂未进入临床。2020 年，Bawiec 等[11]对一种填充率为 60% 的 256 圆形阵元费马螺旋相控阵换能器进行实验研究，使得对腹部组织治疗有了可能性。以上研究均表明，提高阵元填充率是提高焦点能量的关键技术。而阿基米德螺旋阵列按照阿基米德螺旋线进行排布，具有结构简单、灵活的特点，更利于工程实现。Morrison 等[12]的研究发现，阿基米德螺旋相控阵换能器具有较大的偏转范围，且阵元数目越多，偏转范围越大，这在高强度聚焦超声深部组织的治疗时有巨大的优势。但是目前对阿基米德螺旋阵列的研究，主要是圆形阵元及其焦点偏转，圆形阵元的缺点在于即使紧密排布，圆圆相切，也会产生较大的阵元空隙导致焦点能量不足。因此，选择一种好的阵元形状、阵元排布来提高阵元填充率，并寻找合适的频率是阿基米德螺旋相控阵换能器提高焦点声压最核心的问题。

本文选择 128 阵元阿基米德螺旋相控阵换能器进行仿真研究，以提高换能器焦点声压为目的，从阵元形状、换能器频率参数与焦点声压、偏转范围的变化关系等方面开展研究。本文兼顾换能器制作成本以及控制电路的复杂性，为后续换能器实物制作以及实验测试提供理论依据，使换能器有较好的工程性价比与临床应用价值。

1 有限元仿真

本文采用 Comsol Multiphysics 5.6 软件，利用有限元法，在线性条件下对换能器的声场进行了仿真模拟研究。仿真中介质为水，声速为 1 500 $m\cdot s^{-1}$，密度为 1 000 $kg\cdot m^{-3}$。为了兼顾聚焦超声换能器与相控阵驱动系统的工程经济性以及临床适用性，选择换能器阵元个数为 128。在阵元形状方面，Gavrilova 等[7]提出，由于方形阵元的有效尺寸大于圆形阵元，采用方形阵元来构建阿基米德螺旋阵列可以提高焦点声压，但方形阵元的指向性比圆形更窄，不可避免地限制了焦点偏转范围，而且方形阵元按照阿基米德螺线布阵时，因为阵元需要角度旋转，导致有效尺寸不如扇形大。因此综合两个方面考虑，选择圆形和扇形两种阵元形状进行仿真对比。Khokhlova 等[13]的研究表明，在线性聚焦情况下，当换能器的 F 数(F_{num}=焦距 F/开口直径 D)在 0.8~1.0 之间，换能器的聚焦效果较好，本文选择 F_{num}=0.9。通过课题组前期的仿真研究发现[14]，线圈匝数 m 即阿基米德螺线的圈数，直接影响螺距，而螺距引起的阵元间隙对阵元填充率和栅瓣有明显的影响，线圈匝数 m 越小，产生的栅瓣越大，因此根据开口直径、阵元大小等参数整体考虑，选择线圈匝数 m=7.5。具体换能器的结构参数如表 1 所示。本文所有仿真考虑到影像监控，在换能器球面中心设计直径 60 mm 的孔径用于探头安装，并定义声轴的方向为 z 轴，垂直于声轴的方向为 x 轴，xz 面为声轴面(横向为 x，纵向为 z)。

表 1 换能器仿真结构参数

Table 1 Structural parameters of the simulated transducer

阵元个数	阵元形状	开口直径 D/mm	焦距 F/mm	线圈匝数
128	圆形/扇形	200	180	7.5

1.1 阵元形状对阿基米德螺旋相控阵换能器声场的影响

增加焦点声压的主要方法之一[10]是增加辐射面积，即最大化阵元填充率 Ψ：

$$\Psi=\left(\Sigma_{act}/\Sigma\right)\times 100\% \tag{1}$$

其中：Σ_{act}为所有阵元有效面积之和，Σ为总面积。在课题组前期的仿真研究中，将换能器阵元形状设计为圆形，仿真模型如图1，通过对圆形阵元阿基米德螺旋相控阵换能器进行仿真。研究发现在表1中的结构参数下，频率为1.0 MHz，圆形阵元直径为13 mm，单个圆形阵元投影面积为132.32 mm^{2}时，填充率达到最大，Ψ=53.85%，此时焦点声压最高，偏转范围较大。但是由于圆形阵元的有效尺寸较小，53.85%的填充率表明换能器只有略超一半的面积能产生有效发射功率。该填充率对于大功率治疗来说是偏低的。

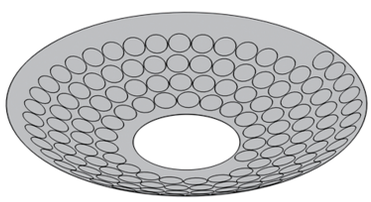


图1　圆形阵元阿基米德螺旋相控阵换能器仿真模型

Fig.1　Simulation model of the Archimedean spiral phased array transducer composed of circular array elements

为了最大化换能器阵元填充率，综合考虑了阵元的有效尺寸和指向性，在换能器结构参数相同的情况下选择扇形阵元进行仿真研究，频率选择1.0 MHz，并与圆形阵元进行对比。扇形阵元仿真模型如图2所示，其中单个扇形阵元投影面积173.35 mm^2，填充率Ψ=70.55%。

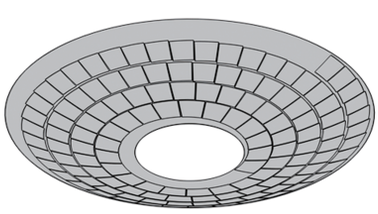
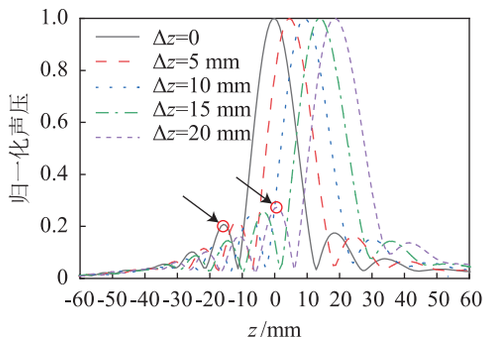


图2　扇形阵元阿基米德螺旋相控阵换能器仿真模型

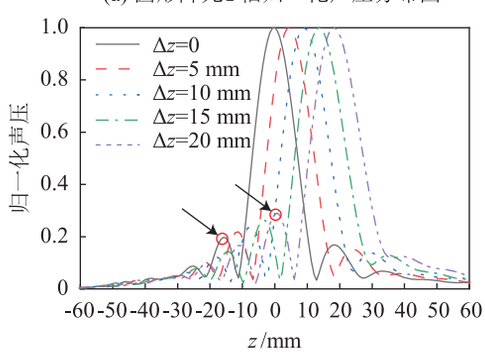
Fig.2　Simulation model of the Archimedean spiral phased array transducer composed of the sector-shaped array elements

通过对圆形、扇形两种阵元形状的128阵元阿基米德螺旋相控阵换能器进行声场仿真，得到如图3所示的z轴一维归一化声压分布图。焦点在z轴偏转距离Δz=0、5、10、15、20 mm。当Δz=0 mm与Δz=20 mm时，如图3(a)，圆形阵元最大旁瓣占比由20%增加至27%；如图3(b)，扇形阵元最大旁瓣占比由19%增加至28%，均小于−10 dB，同时对比两幅图可知，圆形阵元与扇形阵元最大旁瓣占比相差约1个百分点。由此可知，两者在Z轴方向的偏转范围相当，约为40 mm。

图4为两种阵元形状xz平面二维声压分布图，其中图4(a)、4(c)、4(e)、4(g)为圆形阵元，4(b)、4(d)、4(f)、4(h)为扇形阵元，偏转距离为Δx=0、5、10、15 mm的仿真结果。对比图4(a)和4(b)可知，当焦点不偏转时，扇形阵元x轴最大栅瓣占比约为−26 dB，且整体栅瓣水平比圆形阵元更低。对比图4(c)、4(e)、4(g)和图4(d)、4(f)、4(h)可知，随着Δx的增加，栅瓣水平不断增加，当Δx<10 mm时，最大栅瓣占比扇形阵元小于圆形阵元，而Δx>10 mm，最大栅瓣占比扇形阵元大于圆形阵元，在Δx=15 mm处，如图4(g)、4(h)中箭头所指，扇形阵元最大栅瓣占比为38.95%，相较于圆形阵元最大栅瓣占比29.95%，提高了9个百分点，由此看出，扇形阵元的x轴偏转范围比圆形阵元略小。



(a) 圆形阵元z轴归一化声压分布图

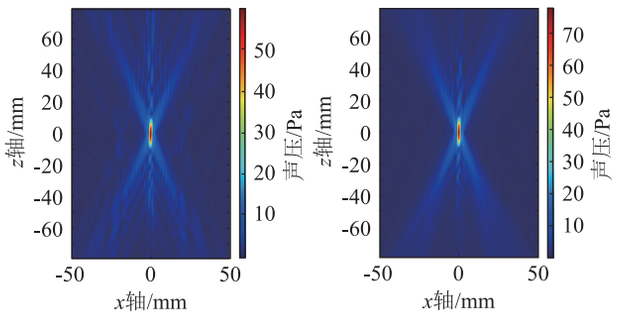


(b) 扇形阵元z轴归一化声压分布图

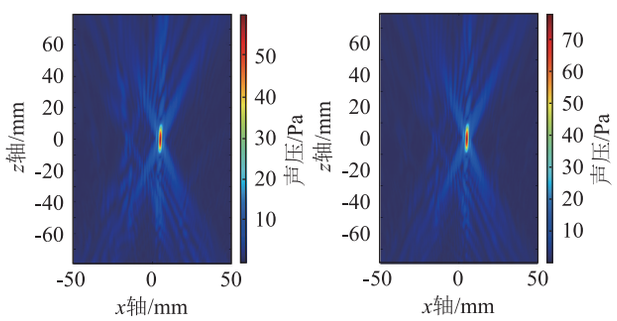
图3　不同阵元形状阿基米德螺旋相控阵换能器的z轴归一化声压分布图

Fig.3　Normalized sound pressure distribution diagrams along z-axis of Archimedean spiral phased array transducer with different array element shapes

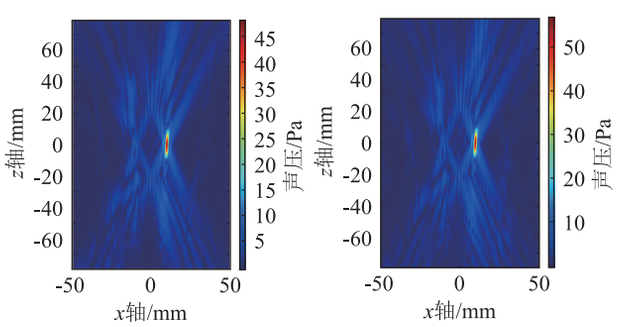
图5为随着焦点偏转距离的增加，z、x轴焦点声压的变化趋势。由图5可知，焦点不发生偏转时，扇形阵元的最大声压增益提高了约32.28%。焦点在z、x轴发生偏转时，声压随偏转距离增加不断下降。如图5(a)，圆形阵元在Δz=20 mm处，焦点声压下降20.98%，扇形阵元焦点声压下降25.19%，但是扇形阵元的声压始终高于圆形阵元。在x轴方向上，如图5(b)，圆形阵元在Δx=15 mm处，焦点声压下降48.38%；而扇形阵元焦点声压下降61.41%。由此看出焦点在z轴方向上的偏转能力大于x轴方向，且填充率越大，焦点最大声压增



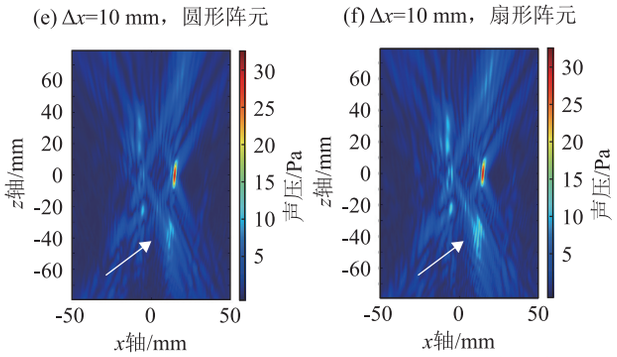
(a) Δx=0 mm，圆形阵元 (b) Δx=0 mm，扇形阵元



(c) Δx=5 mm，圆形阵元 (d) Δx=5 mm，扇形阵元



(e) Δx=10 mm，圆形阵元 (f) Δx=10 mm，扇形阵元



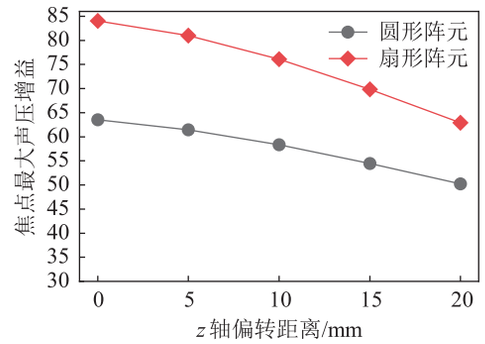
(g) Δx=15 mm，圆形阵元 (h) Δx=15 mm，扇形阵元

图4 不同阵元形状阿基米德螺旋相控阵换能器焦点偏转时x-z平面二维声压分布图

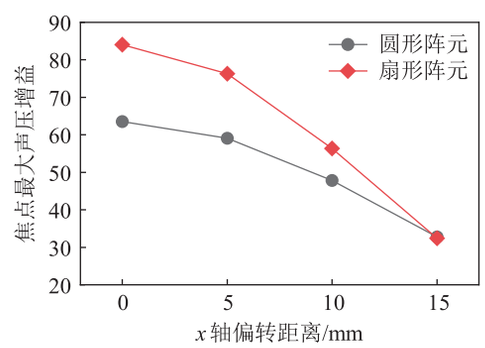
Fig.4 Two-dimensional sound pressure distributions in x-z plane of Archimedes spiral phased array transducer with different array element shapes under different focus deflections

益越高，偏转时焦点声压下降幅度越大，但是在Δx=15 mm处，声压几乎相同。

由上述分析可知：改变阵元形状能显著地提高焦点声压增益，这是由于扇形阵元大大提高了填充率。考虑到焦点偏转时焦点能量的衰减和栅瓣水平增加，按照−10 dB的栅瓣安全标准[15]，扇形阵元在



(a) 圆、扇形阵元z轴焦点偏转最大声压增益变化



(b) 圆、扇形阵元x轴焦点偏转最大声压增益变化

图5 不同阵元形状阿基米德螺旋相控阵换能器在z轴和x轴上的焦点偏转时最大声压增益的变化趋势

Fig.5 Variation trends of maximum sound pressure gain of Archimedes spiral phased array transducer with different array element shapes on z-axis and x-axis under different focus deflections

z轴方向的偏转范围约为40 mm，在x轴方向的偏转范围约为20 mm。

1.2 频率对阿基米德螺旋相控阵换能器声场的影响

换能器在临床上进行深部组织治疗时，频率是影响声场的重要参数之一，频率的选择对进行安全、有效的治疗至关重要。因此，根据上述两种阵元形状的换能器仿真结果，将扇形阵元作为阵元形状，其他结构参数不变，研究频率对阿基米德螺旋相控阵换能器焦域特性的影响。选择频率f_0=0.8、0.9、1.0、1.1、1.2 MHz，仿真分析在5种不同频率时，换能器声场的变化。

表2为频率改变时声聚焦的数据。由表2可知，随着频率的不断增大，最大声压增益呈线性增长趋势，频率越高，焦点最大声压增益越大，频率从0.8 MHz增加到1.2 MHz时，声压提高了46.81%，改变非常明显，与此同时，−6 dB焦域尺寸不断减小，其中频率为1.2 MHz时，z轴−6 dB宽度减小了约6 mm，故频率越高，聚焦特性越好。

由于频率增大所引起的声场变化趋势相似，这里选择频率为f_0=0.8、1.0、1.2 MHz的x-z平面二维声压分布图进行对比分析。如图4(b)、4(d)、4(f)和

表2　频率改变时的声聚焦数据
Table 2　Acoustic focus data when frequency changes

频率/MHz	焦点最大声压/Pa	z轴−6 dB宽度/mm	x轴−6 dB宽度/mm
0.8	67.95	17.71	2.91
0.9	76.06	15.75	2.03
1.0	84.05	14.19	1.83
1.1	91.92	12.91	1.66
1.2	99.76	11.84	1.52

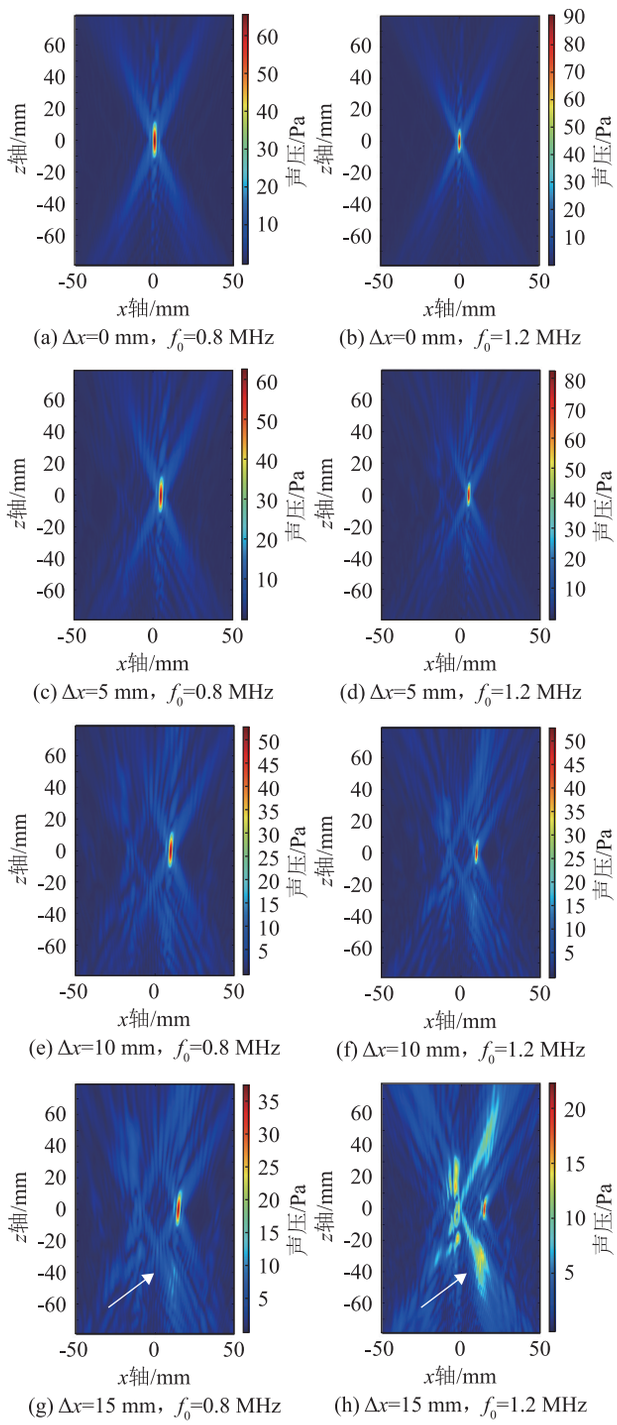
图6所示，其中图4(b)、4(d)、4(f)的频率为1.0 MHz，图6(a)、6(c)、6(e)、6(g)的频率为0.8 MHz，图6(b)、6(d)、6(f)、6(h)的频率为1.2 MHz，偏转距离为Δx=0、5、10、15 mm的仿真结果。结果显示，当焦点不发生偏转时，如图4(b)和图6(a)、6(b)，频率越高，焦点声压越大，栅瓣水平越低，−6 dB焦域尺寸越小。但是，焦点偏转时，栅瓣水平会发生变化，当频率从0.8~1.2 MHz变化时，栅瓣水平呈快速增长趋势，由图4(h)和图6(g)、6(h)对比可知，特别当Δx=15 mm，如箭头所指，频率为1.2 MHz的最大栅瓣占比为74.26%，相较于频率为0.8 MHz的最大栅瓣占比22.33%增长了3.32倍，远超过−10 dB的栅瓣安全标准。以上结果表明频率越高，焦点偏转范围越小。因此，在选择换能器频率时，应当兼顾焦点声压与偏转能力。

图7为5种不同频率时，z、x轴最大声压增益随焦点偏转距离增加的变化趋势。由图7(a)可知，焦点在z轴发生偏转时，频率越高，声压下降越快。偏转至相同位置时，声压增益也越高；如图7(b)，频率越高，最大声压增益下降幅度越大，当Δx=15 mm，频率为1.2 MHz时，最大声压增益下降幅度最大为77.56%，但是当Δx>10 mm时，频率越低时，衰减越小，同时在最大偏转距离，还能保持一定的声压。

综上所述，频率对焦域特性的影响较大，频率越高，焦点声压越高，−6 dB焦域越小。但是频率越高，偏转时焦点能量衰减越大，且焦点在x轴偏转时栅瓣水平也越高，导致焦点偏转受限。所以换能器频率一般选择0.9~1.0 MHz，既能拥有较大的焦点声压以保证聚焦性能，又能在保持最大偏转范围的同时减少焦点的能量衰减。

2　结 论

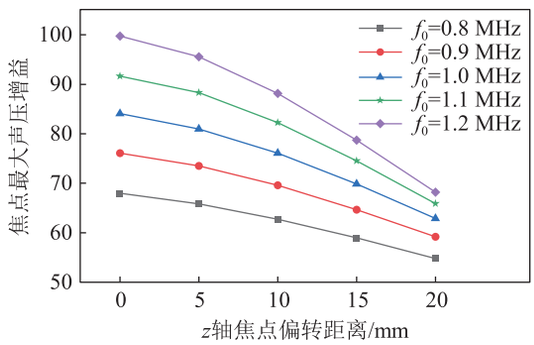
相控阵换能器的性能受到多种参数的相互影响，在临床应用中，需要根据实际需求进行合理选择。本文对128阵元阿基米德螺旋相控阵换能器进行仿真，以提高焦点声压为目的，仔细研究了阵元形状以及频率对换能器声场的影响。结果表明，扇形阵元构建的128阵元阿基米德螺旋相控阵换能器相比圆形阵元，焦点声压提高了32.28%。频率为1.0 MHz时，扇形阵元偏转范围约为20 mm×20 mm×40 mm。频率对换能器性能的影响主要为



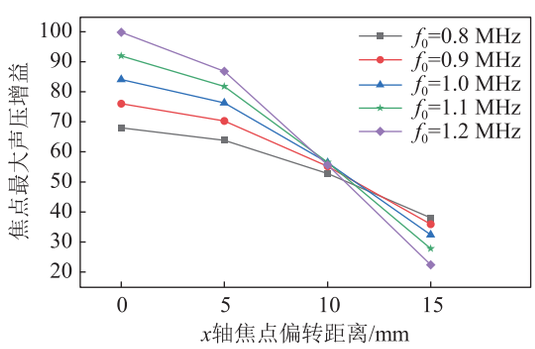
(a) Δx=0 mm，f_0=0.8 MHz　(b) Δx=0 mm，f_0=1.2 MHz
(c) Δx=5 mm，f_0=0.8 MHz　(d) Δx=5 mm，f_0=1.2 MHz
(e) Δx=10 mm，f_0=0.8 MHz　(f) Δx=10 mm，f_0=1.2 MHz
(g) Δx=15 mm，f_0=0.8 MHz　(h) Δx=15 mm，f_0=1.2 MHz

图6　不同频率下扇形阿基米德螺旋相控阵换能器焦点偏转时x-z平面二维声压分布图

Fig.6　Two-dimensional sound pressure distributions of the Archimedes spiral phased array transducer composed of sector-shaped array elements in x-z plane under different focus deflections and different frequencies



(a) 不同频率下z轴焦点偏转最大声压增益变化



(b) 不同频率下x轴焦点偏转最大声压增益变化

图7 不同频率下扇形阵元阿基米德螺旋相控阵换能器焦点偏转最大声压增益的变化趋势

Fig.7 Variation trends of maximum sound pressure gain of the Archimedes spiral phased array transducer composed of sector-shaped array elements under different focus deflections and different frequencies

−6 dB焦域尺寸、焦点声压以及焦点偏转范围。频率越高，焦点声压越高，聚焦性能越好，但偏转时能量衰减也越大，同时，栅瓣水平的增长会限制换能器的焦点偏转。故频率一般选择0.9~1.0 MHz。

本文综合考虑了换能器的工程性价比和临床适用性，采用扇形阵元来构建128阵元阿基米德螺旋相控阵换能器，可以较大程度地提高焦点声压，降低阵元排布的周期性引起的栅瓣水平，保持较大的焦点偏转范围，并且选择合适的换能器频率，对于进行安全、有效的治疗非常重要。本研究为128阵元阿基米德螺旋相控阵换能器的实物制作提供了方案设计依据，为其走向临床实用化提供参考，特别是焦点声压的提高对临床上需要高输出功率进行深部病变组织的治疗具有重要意义。

参 考 文 献

[1] ELHELF I A S, ALBAHAR H, SHAH U, et al. High intensity focused ultrasound: The fundamentals, clinical applications and research trends[J]. Diagnostic and Interventional Imaging, 2018, **99**(6): 349-359.

[2] ZUBAIR M, DICKINSON R J. Simulation of a modified multielement random phased array for image guidance and therapy[C]//2019 IEEE 16th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI 2019). Venice, Italy. IEEE, 2019: 1137-1140.

[3] ROSNITSKIY P B, VYSOKANOV B A, GAVRILOV L R, et al. Method for designing multielement fully populated random phased arrays for ultrasound surgery applications[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2018, **65**(4): 630-637.

[4] HYNYNEN K, JONES R M. Image-guided ultrasound phased arrays are a disruptive technology for non-invasive therapy[J]. Physics in Medicine and Biology, 2016, **61**(17): R206-R248.

[5] RAMAEKERS P, DE GREEF M, BERRIET R, et al. Evaluation of a novel therapeutic focused ultrasound transducer based on Fermat's spiral[J]. Physics in Medicine and Biology, 2017, **62**(12): 5021-5045.

[6] GAVRILOV L R. Evolution of high-intensity focusing systems for different applications in medicine (Review)[J]. Acoustical Physics, 2010, **56**(6): 1097-1111.

[7] GAVRILOV L R, SAPOZHNIKOV O A, KHOKHLOVA V A. Spiral arrangement of elements of two-dimensional ultrasonic therapeutic arrays as a way of increasing the intensity at the focus[J]. Bulletin of the Russian Academy of Sciences: Physics, 2015, **79**(10): 1232-1237.

[8] 曾伟, 杨绍辉, 徐皓胜, 等. 螺旋结构相控聚焦超声换能器的研究进展[J]. 压电与声光, 2021, **43**(1): 149-156.
ZENG Wei, YANG Shaohui, XU Haosheng, et al. Advances in the study of phase-controlled focused ultrasonic transducers with spiral structure[J]. Piezoelectrics & Acoustooptics, 2021, **43**(1): 149-156.

[9] RAMAEKERS P, RIES M, MOONEN C T W, et al. Improved intercostal HIFU ablation using a phased array transducer based on Fermat's spiral and Voronoi tessellation: a numerical evaluation[J]. Medical Physics, 2017, **44**(3): 1071-1088.

[10] ROSNITSKIY P B, SAPOZHNIKOV O A, GAVRILOV L R, et al. Designing fully populated phased arrays for noninvasive ultrasound surgery with controlled degree of irregularity in the arrangement of elements[J]. Acoustical Physics, 2020, **66**(4): 352-361.

[11] BAWIEC C R, KHOKHLOVA T D, SAPOZHNIKOV O A, et al. A prototype therapy system for boiling histotripsy in abdominal targets based on a 256-element spiral array[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2021, **68**(5): 1496-1510.

[12] MORRISON K P, KEILMAN G W, KACZKOWSKI P J. Single Archimedean spiral close packed phased array HIFU[C]// 2014 IEEE International Ultrasonics Symposium. Chicago, IL, USA. IEEE, 2014: 400-404.

[13] KHOKHLOVA V A, YULDASHEV P V, ROSNITSKIY P B, et al. Design of HIFU transducers to generate specific nonlinear ultrasound fields[J]. Physics Procedia, 2016, **87**: 132-138.

[14] 曾伟. 阿基米德螺旋相控阵聚焦换能器声场的优化设计[D]. 重庆: 重庆医科大学, 2021.
ZENG Wei. Optimal design of acoustic field of focusing transducer with spiral phased array of Archimedes[D]. Chongqing: Chongqing Medical University, 2021.

[15] GOSS S A, FRIZZELL L A, KOUZMANOFF J T, et al. Sparse random ultrasound phased array for focal surgery[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 1996, **43**(6): 1111-1121.