

超声针灸相控阵声场及控制模式研究

刘晓晓^{1,2}, 王欢¹, 刘春泽¹, 许小芳¹, 周红生¹

(1. 中国科学院声学研究所东海研究站, 上海 201815; 2. 中国科学院大学, 北京 100049)

摘要: 超声“针灸”是利用二维相控阵实现声能在皮下不同深度的聚焦, 刺激特定穴位, 从而模拟传统针灸手法的治疗技术。对设计的超声针灸相控阵在不同聚焦深度下的垂直聚焦声场和偏转声场进行仿真, 并对焦域进行统计分析, 明确了所设计的相控阵探头延时聚焦声场可以满足超声“针灸”的“针形”声场要求。基于声场仿真, 还对超声“针灸”声场控制模式进行了仿真研究, 研究表明: 控制超声相控阵聚焦声场聚焦位置的上下移动以及偏转聚焦, 可以模拟传统针灸的提、插以及进针角度的变化, 为超声“针灸”进一步模拟传统针灸手法提供了理论依据。

关键词: 超声“针灸”; 相控阵; 声场; 控制模式

中图分类号: TB552

文献标识码: A

文章编号: 1000-3630(2020)-02-0184-06

DOI 编码: 10.16300/j.cnki.1000-3630.2020.02.010

Study on sound field and control mode of ultrasound acupuncture phased array

LIU Xiaoxiao^{1,2}, WANG Huan¹, LIU Chunze¹, XU Xiaofang¹, ZHOU Hongsheng¹

(1. Shanghai Acoustics Laboratory, Chinese Academy of Science, Shanghai 201815, China;

2. University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

Abstract: Ultrasound "acupuncture" uses two-dimensional phased arrays to focus acoustic energy at different depths under the skin and stimulate specific points to mimic the traditional acupuncture techniques. In this article, the focused sound field and deflected sound field of the designed ultrasonic acupuncture phased array at different focusing depths are simulated, and the statistical analysis of focusing areas is made. It is clear that the delayed focusing sound field of the designed phased array probe can meet the requirement of "needle shape" for ultrasonic "acupuncture". Based on sound field simulation, a simulation study of the sound field control mode of ultrasonic "acupuncture" is carried out. The results show that by controlling the up and down movement of focusing position and the deflection of focusing sound field, the change of lifting, insertion and entering angle in traditional acupuncture techniques can be mimicked, which provides a theoretical basis for the ultrasound "acupuncture" to further mimic the traditional acupuncture techniques.

Key words: ultrasound acupuncture; phased array; sound field; control mode

0 引言

频率大于 20 kHz 的超声波, 具有较强的穿透性和指向性, 其独特的机械效应、热效应、生物效应, 使得它可以被广泛应用到医学领域^[1]。在中医医疗领域, 超声技术与针灸疗法相结合产生了一种传统针灸的创新应用——超声“针灸”, 它利用超声波透过皮肤以后在皮下汇聚产生的声能对特定穴位进行刺激, 运用声能、热能作为刺激手段, 使机体产生相应的超声生物效应, 研究表明: 其配合

常规方法治疗冠心病、心绞痛、急性缺血性脑卒中等疾病效果显著^[2-4]。

目前, 单个元件通过物理方式实现声场聚焦的超声“针灸”, 因其聚焦区域小、焦域模式调节单一, 不具备灵活针刺手法的条件; 而超声相控阵可通过电子控制产生不同特性的焦域, 实现对声束形状和声压分布的控制, 为超声“针灸”准确模拟传统针刺手法提供实现的可能。李欣悦等^[5]对超声针灸进行研究探索, 利用凹球壳环形阵列换能器实现了超声针灸的“针形”声场, 并对声场进行优化, 使声压焦域长度增加至 42 mm, 声场分布均匀且集中, 但未对“针”的进针角度及输出声能进行研究。

本文对设计的超声针灸相控阵聚焦声场进行仿真, 对比分析了不同聚焦深度下的聚焦声场, 验证了设计的相控阵产生的聚焦声场可以满足超声针灸的“针形”声场需求, 并对相控阵动态聚焦控

收稿日期: 2019-12-07; 修回日期: 2020-02-18

基金项目: 国家自然科学基金(11604365、11574348、11774382), 中国科学院声学研究所英才计划(QNYC201828)资助项目。

作者简介: 刘晓晓(1995—), 女, 山东莱芜人, 硕士研究生, 研究方向为医学超声。

通讯作者: 周红生, E-mail: zhs999@126.com

制模式进行仿真，理论验证了控制超声相控阵垂直聚焦声场和偏转聚焦声场的位置移动来模拟传统针灸提、插手手法以及进针角度变化的可行性。

1 相控阵声场计算理论

1.1 声场理论

各种换能器的辐射声场均可由亥姆霍兹-基尔霍夫积分原理来计算，因为这一定理能用任意封闭表面上的“边值”，表示曲面内任一点的场值，基尔霍夫积分的一般形式为^[6]

$$\phi_q = \frac{1}{4\pi} \left[\iint_S \left(-\frac{\partial \phi_s}{\partial n} \right) \frac{e^{-jkr}}{r} dS + \iint_S \phi_s \frac{\partial}{\partial n} \left(\frac{e^{-jkr}}{r} \right) dS \right] \quad (1)$$

其中： ϕ_q 为辐射场中任一点 Q 处的速度势； ϕ_s 为换能器辐射面 S 上的速度势； $-\frac{\partial \phi_s}{\partial n}$ 为换能器辐射面上的法向振速分布； \mathbf{n} 为 dS 面元的内法线； \mathbf{r} 为某积分面元 dS 到辐射声场中任一点 Q 的矢径。

对于嵌在无限大障板上作单面辐射的换能器，基尔霍夫积分形式为^[7]

$$\phi_q = \frac{1}{2\pi} \iint_S \left(-\frac{\partial \phi_s}{\partial n} \right) \frac{e^{-jkr}}{r} dS \quad (2)$$

其中，对于辐射面均匀振动的换能器而言，其法向振速 $-\frac{\partial \phi_s}{\partial n} = u_0$ 为常量，则嵌于无限大障板上做匀速振动的单面辐射换能器，其基尔霍夫积分形式为

$$\phi_q = \frac{u_0}{2\pi} \iint_S \frac{e^{-jkr}}{r} dS \quad (3)$$

速度势 ϕ_q 是一个标量函数，与声压 p 的关系满足： $\phi_q = \int \frac{p}{\rho_0} dt$ ，即 $p = \rho_0 \frac{\partial \phi_q}{\partial t}$ 。

因此，嵌于无限大障板上做匀速振动的单面辐射换能器辐射声场中任一点 Q 的声压值为

$$p = \frac{j\omega\rho_0 u_0}{2\pi} \iint_S \frac{e^{-jkr}}{r} dS \quad (4)$$

超声换能器阵由多个换能器阵元按照一定的形状、尺寸、数量排列而成。每个阵元按照预先设计好的方案延迟一定时间发射声波。根据惠更斯原理，各阵元发射的超声子波束在空间叠加合成，从而形成发射聚焦或声束偏转的效果。

对于超声换能器阵列，依据超声换能器声场计算理论^[8-9]，超声换能器阵列在空间所产生的辐射声场，可按照惠更斯原理进行分析，即空间某点处的声压 p_m 为所有阵元在此点处声压的叠加：

$$p_m = jf\rho \sum_{n=1}^N u_n \iint_{S_n} \frac{e^{jkr_{mn}}}{r_{mn}} ds_n \quad (5)$$

其中： f 为换能器发射频率； ρ 为介质密度； k 为波数； r_{mn} 为第 n 个阵元与空间某点 m 的距离。

1.2 相控阵延时聚焦原理

相控阵延时聚焦，是根据各个阵元与聚焦位置的声程差确定各阵元发射声波信号的延时，距离聚焦点远的阵元先发射声波，距聚焦点近的后发射声波，使各阵元发射的声波信号同时到达焦点，在焦点处同相叠加，声场幅值达到最大，形成聚焦声场^[10]。

对于有 N 个阵元的超声相控阵，设第 i 个阵元在 P 点处的声压为 p_i ，则 P 点处的总声压值为各阵元在 P 点处的声压值的叠加^[11]，即

$$p = \sum_{i=1}^N p_i \quad (6)$$

图 1 是一个二维相控面阵。假定面阵由 N 个阵元组成，第 i 个阵元中心坐标为 $(x_i, y_i, 0)$ ，焦点为 $F(x, y, z)$ ，则阵元 i 到焦点 F 的声波传输时间 t_i 为

$$t_i = \frac{\sqrt{(x_i - x)^2 + (y_i - y)^2 + z^2}}{c} \quad i=1, 2, 3, \dots, N \quad (7)$$

由于相控聚焦要求各阵元发射声波的信号同时到达焦点 F ，因此各阵元的相控延迟时间为

$$\Delta t_i = \max(t_i) - t_i, \quad i=1, 2, 3, \dots, N \quad (8)$$

所以，相控阵延时聚焦声场中某一点 m 处的声压为

$$p_m = jf\rho \sum_{n=1}^N u_n e^{-j\omega\Delta t_n} \iint_{S_n} \frac{e^{jkr_{mn}}}{r_{mn}} ds_n \quad (9)$$

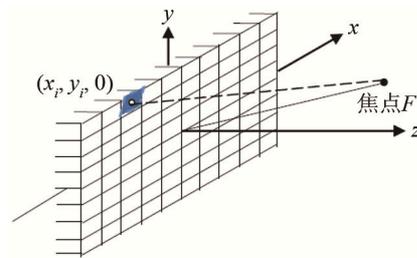


图 1 二维相控面阵示意图
Fig.1 Schematic of two dimensional phased array

2 相控阵声场及控制模式仿真

超声“针灸”模拟传统针刺手法，要求相控阵聚焦声场的焦域形态呈传统毫针的细小“针”形，温度升高不能对人体造成损伤，根据超声治疗的国家标准，输出声强范围应在 $3 \text{ W} \cdot \text{cm}^{-2}$ 之内^[12]，确保足够的安全。因此，还需要对设计的相控阵声场和控制算法进行仿真，以确认聚焦声场是否满足超声针灸声场特性的要求。

2.1 二维相控阵聚焦声场仿真

依据超声换能器声场计算理论，对相控阵的垂

直聚焦声场和偏转聚焦声场进行仿真^[13-14]。相控阵及介质参数如表 1 所示。

表 1 二维面阵及介质参数

Table 1 Parameters of two dimensional array and medium

中心频率 f / MHz	阵元大小 a / mm×mm	阵元中心 间距 d /mm	阵元数量 $N_x \times N_y$
2	1×1	1.2	16×16
声速 c / (m·s ⁻¹)	密度 ρ / (kg·m ⁻³)	衰减系数 α / (dB·cm ⁻¹)	
1 540	1 000	0.22	

垂直聚焦声场仿真结果如图 2 所示，图 2(a)、2(b)、2(c)分别为聚焦深度 15、20、30 mm，即位置分别为(0,0,15 mm)、(0,0,20 mm)、(0,0,30 mm)的聚焦声场，左侧为仿真计算的声场分布，右侧图为 -3 dB 聚焦体，图 2(d)为不同聚焦深度的轴向(深度方向)声强分布，从 2(d)中可以看出，垂直聚焦声场的轴向长度随聚焦深度增加而增大。其中，聚焦体定义为比聚焦区域最大声强低 3 dB 的长方体^[15]。

偏转聚焦声场仿真结果如图 3 所示。图 3(a)、3(b)分别是偏转角度 26.6°、聚焦位置为(5 mm,0,10 mm)，偏转角度 14°、聚焦位置为(5 mm,0,20 mm)的聚焦声场。左侧为仿真计算的声

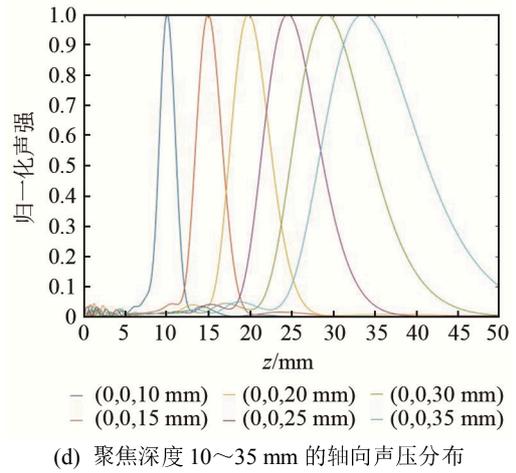
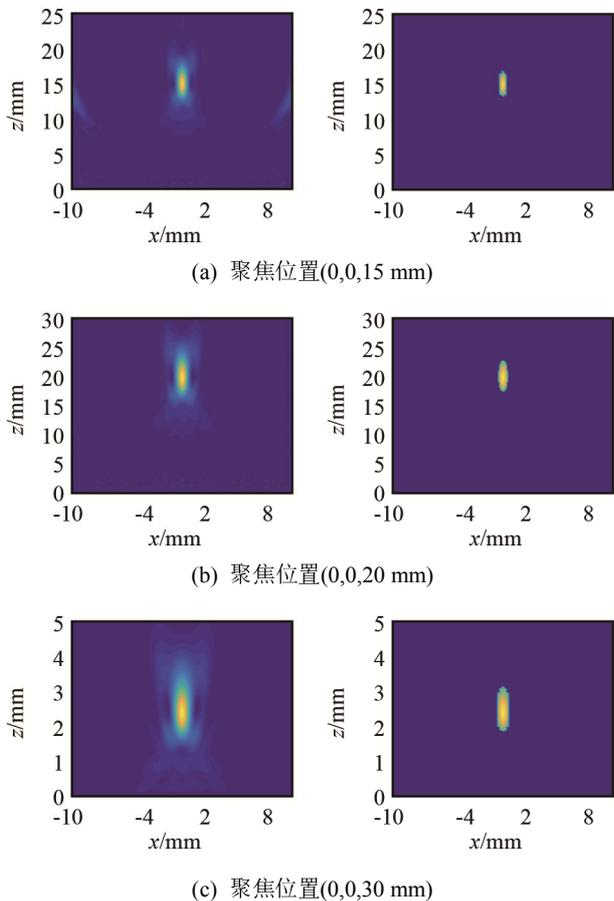


图 2 垂直聚焦声场仿真结果
Fig.2 Simulation results of vertical focusing sound field

场分布，右侧图为 -3 dB 聚焦体，图 3(c)为 14°偏转方向不同聚焦声场在偏转方向的声强分布。

表 2 给出了不同聚焦深度下的聚焦情况。

以上仿真结果可以看出，相控阵延时聚焦声场

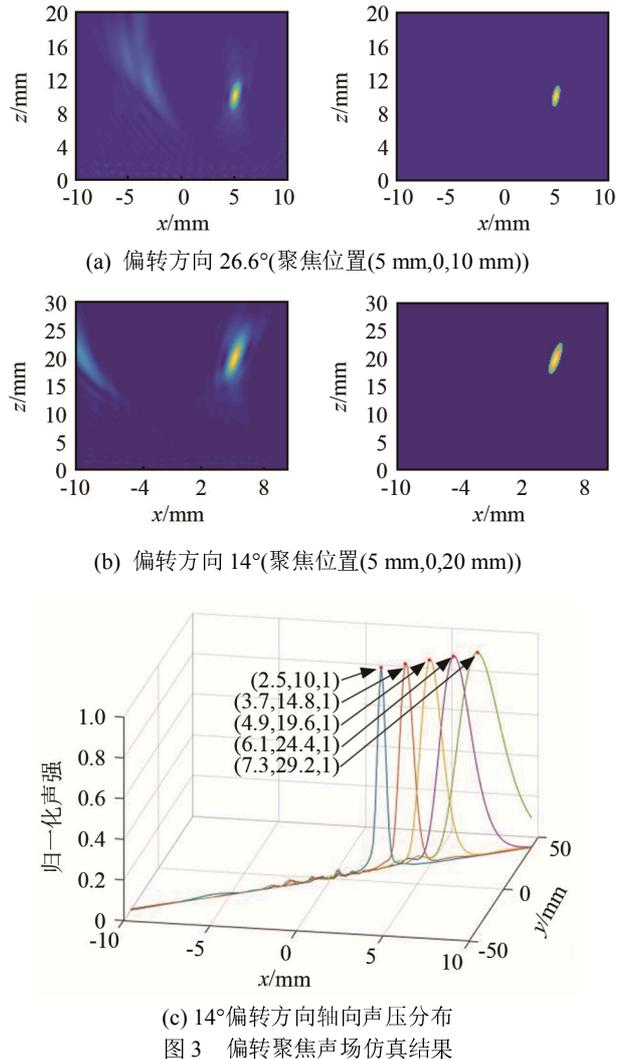


图 3 偏转聚焦声场仿真结果
Fig.3 Simulation results of deflection focusing sound field

表 2 不同聚焦深度的聚焦信息表
Table 2 Focus information table of different focus depths

聚焦深度/ mm	阵元振幅/ (m·s ⁻¹)	最大声强/ (W·cm ⁻²)	3 dB 聚焦体/ (mm×mm×mm)
10	0.019	3	0.4×0.4×2
15	0.017	2.9	0.4×0.4×3.4
20	0.018	3	0.8×0.8×3.4
25	0.019	2.8	0.8×0.8×7.4

呈纺锤体分布，声场的纵向长度随聚焦深度的增加而增加，但仿真聚焦深度与预设聚焦深度有所偏差。图 4 所示为垂直聚焦时，仿真聚焦深度与预设聚焦深度的绝对误差直方图。在聚焦深度为 10~25 mm 范围内绝对误差小于 0.5 mm，且随着聚焦深度增加，绝对误差增大。

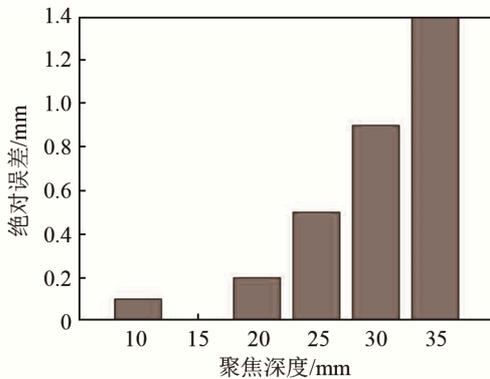


图 4 垂直聚焦的仿真计算深度与预设聚焦深度绝对误差
 Fig.4 The absolute error between the simulated vertical focusing depth and the preset focusing depth

表 3 为 14°偏转的预设聚焦位置与仿真计算聚焦位置的对比结果，从表中可以看出其仿真聚焦位置与预设聚焦位置的 x 坐标绝对误差小于 0.2 mm，z 坐标绝对误差小于 1 mm。

表 3 对 14°偏转的预设聚焦位置与计算聚焦位置对比表
Table 3 Comparison between the preset focusing position and the simulated focusing position for 14° deflection

预设聚焦位置/mm	仿真聚焦位置/mm	预设聚焦位置/mm	仿真聚焦位置/mm
(2.5,0,10)	(2.5,0,10)	(5,0,20)	(4.9,0,19.6)
(3.75,0,15)	(3.7,0,14.8)	(6.25,0,25)	(6.1,0,24.4)

综上所述，相控阵探头延时聚焦的声场分布较为集中，呈“纺锤”状，垂直聚焦和偏转聚焦的仿真计算聚焦位置与预设聚焦位置误差较小，聚焦声场横向直径小于 0.8 mm，基本可以满足超声针灸的“针形”声场要求。

2.2 声场控制模式仿真

在临床治疗中，医者会根据病症的表、里、寒、热等情况和穴位深浅，采用不同的针刺手法，如提、

插、捻、转以及进针角度变化^[16]。通过研究，我们发现：可以控制超声“针灸”相控阵的垂直聚焦声场上下移动来模拟传统针灸的提、插手手法；利用相控阵偏转聚焦，控制偏转聚焦深度来模拟传统针灸的进针角度的变化，从而刺激穴位，达到“针刺”穴位的效果。相控阵聚焦声场模拟传统针刺手法示意图如图 5 所示。

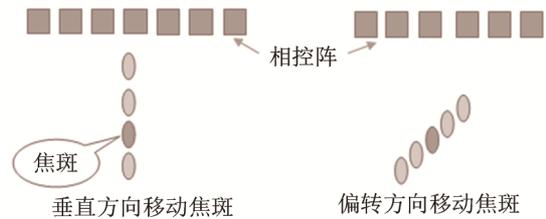
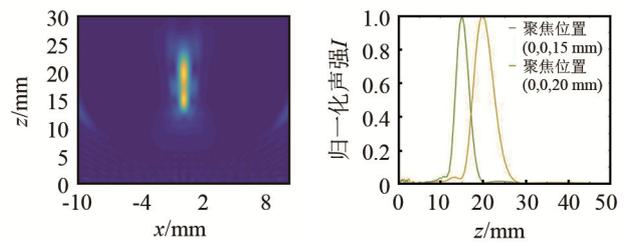


图 5 相控阵聚焦声场模拟传统针刺手法示意图
 Fig.5 Schematic diagram of phased array focusing sound field mimicking traditional acupuncture technique

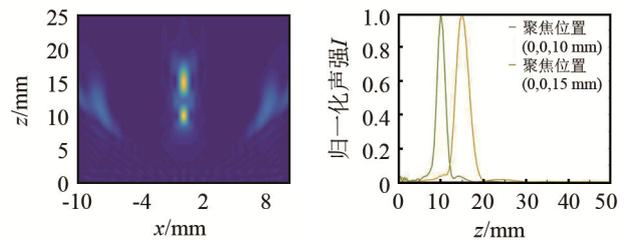
2.2.1 垂直方向控制聚焦移动

通过控制垂直聚焦焦点上下移动，来模拟传统针灸的提、插。

(1) 假定初始焦点位置为(0,0,20 mm)，逐渐上移焦点位置至(0,0,10 mm)，模拟传统针灸的“提”手法。仿真结果如图 6 所示，图 6(a)模拟仿真了聚焦声场由 20 mm 提拉至 15 mm 的过程，左侧图为变化前后两个声场的合成图，右侧曲线图展示了深度方向的声强分布变化，表明移动前后，两个声场只有部分区域重合，声场作用区域未间断，移动步距合理；图 6(b)为聚焦声场由 15 mm 深度提拉至 10 mm 深度的仿真结果。从仿真结果可以看出，前后两个



(a) 聚焦位置由(0,0,20 mm)移至(0,0,15 mm)



(b) 聚焦位置由(0,0,15 mm)移至(0,0,10 mm)

图 6 上移聚焦位置模拟传统针灸手法——“提”
 Fig.6 Moving up the focus position to mimic the traditional acupuncture technique —“lifting”

声场重叠部分较少, 15~10 mm 深度范围内存在声场未作用的区域, 需减小移动步距, 保证声场作用区域的均匀性。

(2) 假定初始焦点位置为(0,0,20 mm), 逐步下移焦点位置至(0,0,30 mm), 模拟传统针灸的“插”手法, 仿真结果如图 7 所示。图 7(a)、7(b)为聚焦声场由 20 mm 深度经过两次移动, 最终下移至 30 mm 深度的过程仿真。从仿真结果可以看出, 移动前、后两个声场的作用区域较大, 重合部分较多, 可以增大移动步距, 减少重复作用区域, 提高声场移动的效率。

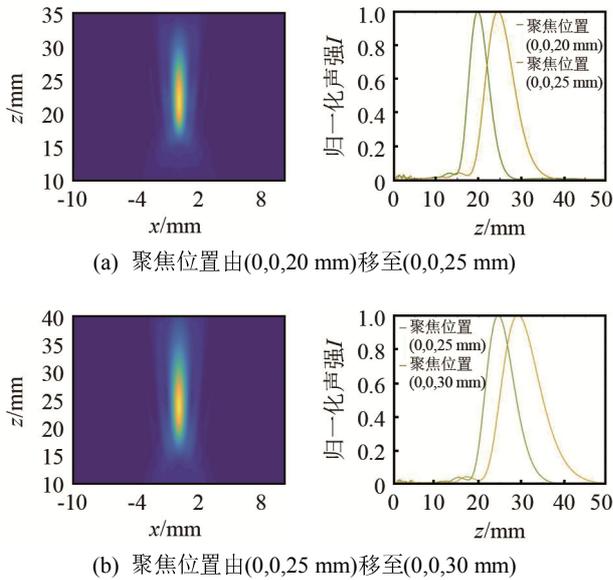


图 7 下移聚焦位置模拟传统针灸手法——“插”
Fig.7 Moving down the focus position to mimic the traditional acupuncture technique —“inserting”

综上所述, 通过快速移动垂直聚焦声场的聚焦深度, 可改变声场在皮下汇聚的作用区域, 以此来模拟传统针刺“提”、“插”手法。由于聚焦声场长度会随聚焦深度的增加而增大, 因此焦斑移动步距要随聚焦深度而进行修改, 聚焦深度较小时, 步距小, 以避免作用区域间断, 增加声场作用的均匀性, 聚焦深度较大时, 聚焦声场作用范围大, 可适当增加步距, 提高移动效率。

2.2.2 偏转方向控制焦斑移动

在偏转方向上, 控制偏转声场快速移动, 可模拟传统针灸行针角度的变化。本文在 14°和 18°偏转方向上, 对控制焦斑移动的过程进行了仿真。图 8 是在 14°偏转方向上, 聚焦位置由(3 mm,0,12 mm)移至(2.5 mm,0,10 mm)以及由(6 mm,0,24 mm)移至(7 mm,0,28 mm)过程的仿真结果, 左侧为声场分布图, 右侧曲线图为偏转声场在偏转方向上的声强分布。图 9 是在 18°偏转方向上, 聚焦位置由

(5 mm,0,15 mm) 移至 (4 mm,0,12 mm) 以及 (7mm,0,21mm)移至(6 mm,0,18 mm)的仿真结果。

从以上仿真可以看出, 偏转声场移动模拟传统针灸进针角度变化, 当偏转聚焦深度较小时, 移动前后两个声场的偏转方向存在误差, 如图 8(a)、图 9(a)所示, 合成声场存在弯折现象。因此, 当聚焦深度较小时, 需改进偏转方向声场控制模式, 减小声场偏转误差。增大偏转声场聚焦深度, 移动聚焦位置, 结果如图 8(b)、图 9(b)所示。合成声场偏转方向一致, 呈纺锤体状分布, 可在偏转方向上形成超声针灸所需的“针形”声场, 以此来模拟传统针灸进针角度的变化, 并在偏转方向实现提、插手手法。

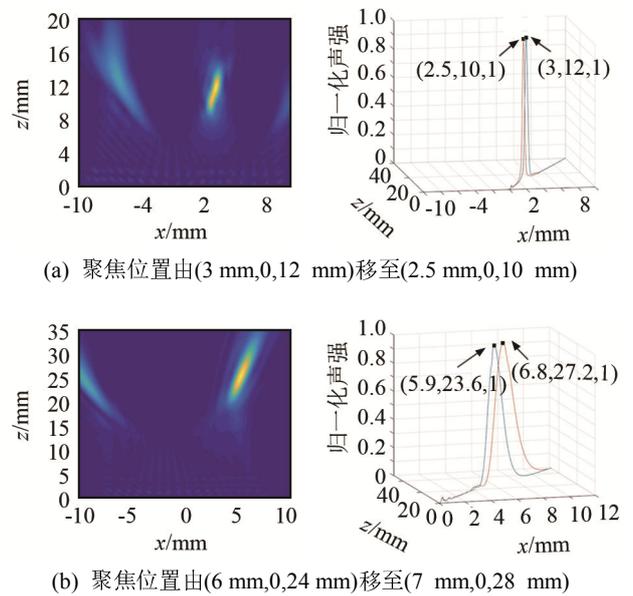


图 8 聚焦声场向 14°方向偏转
Fig.8 Focusing sound field deflected in the direction of 14°

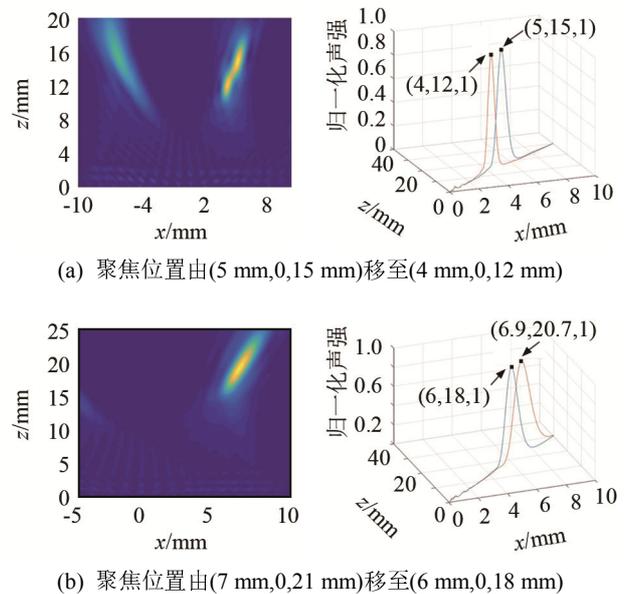


图 9 聚焦声场向 18°方向偏转
Fig.9 Focusing sound field deflected in the direction of 18°

3 结 论

本文利用二维面阵对超声“针灸”相控阵的垂直聚焦声场和偏转聚焦声场进行仿真分析，聚焦声场实际聚焦位置与预设位置误差小，可精准控制超声“针灸”作用的深度，且声场横向直径小于 0.8 mm，可满足超声“针灸”针形声场要求。此外，本文仿真了垂直聚焦声场聚焦位置上下移动以及偏转聚焦声场移动的过程，模拟传统针灸的提、插手手法以及进针角度的变化。结果表明，通过快速移动焦斑位置，改变声场在皮下汇聚的作用区域，可以模拟传统针刺“提”、“插”手法以及进针角度的变化。

本文对超声“针灸”相控阵的聚焦声场及声场控制模式进行了研究，研究结果为准确模拟传统针灸手法提供了理论依据。

参 考 文 献

- [1] 应崇福. 超声学[M]. 北京: 科学出版社, 1993.
- [2] 周传龙, 包洁, 蔡劲, 等. 针灸与超声医学之结合方法探讨[J]. 中华中医药学刊, 2014, 32(4): 794-796.
ZHOU Chuanlong, BAO Jie, CAI Jin, et al. Discussion on the combination of acupuncture and ultrasound medicine[J]. Chinese Journal of Traditional Chinese Medicine, 2014, 32(4): 794-796.
- [3] 杨玉华, 张迪, 萨喆燕, 等. 超声针灸的研究进展及其机制的初步探讨[J]. 针刺研究, 2012, 37(4): 333-337.
YANG Yuhua, ZHANG Di, SA Zheyuan, et al. Research progress and mechanism of ultrasound acupuncture[J]. Acupuncture Research, 2012, 37(4): 333-337.
- [4] 王彩霞, 徐银丽, 钟玉霞. 超声内关穴治疗冠心病心绞痛临床观察与护理[J]. 当代护士(学术版), 2011(5): 114-116.
WANG Caixia, XU Yinli, ZHONG Yuxia. Clinical observation and nursing of treating angina pectoris of coronary heart disease with Neiguan point of ultrasound[J]. Contemporary Nurse (Academic Edition), 2011(5): 114-116.
- [5] 李悦欣, 陈伟, 向军, 等. 超声针灸的“针”形声场实现[J]. 压电与声光, 2011, 33(4): 590-593+653.
LI Xinyue, CHEN Wei, XIANG Jun, et al. The realization of needle shape sound field in ultrasonic acupuncture[J]. Piezoelectric and Acoustooptic, 2011, 33(4): 590-593+653.
- [6] 米露, 张德俊. 几种典型换能器声场特性的微机计算[J]. 声学技术, 1986, 5(3): 7-14, 24.
MI Lu, ZHANG Dejun. Computer calculation of sound field characteristics of several typical transducers[J]. Technical Acoustics, 1986, 5(3): 7-14, 24.
- [7] 冯若. 超声手册[M]. 南京: 南京大学出版社, 1999, 48-52.
- [8] EBBINI E S, CAIN C A. Multiple-focus ultrasound phased-array pattern synthesis: optimal driving-signal distributions for hyperthermia[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 1989, 36(5): 540-548.
- [9] EBBINI E S, IBBINI M S, CAIN C A. An inverse method for hyperthermia phased-array pattern synthesis[J]. IEEE Ultrasonics Symposium, 1988: 947-950.
- [10] 高世凯, 韩冬, 安宏庆, 等. 相控阵超声换能器延时法则可视化分析[J]. 航天制造技术, 2018(5): 52-56.
GAO Shikai, HAN Dong, AN Hongqing, et al. Visual analysis of delay rule of phased array ultrasonic transducer[J]. Aerospace Manufacturing Technology, 2018(5): 52-56.
- [11] 陈彦宏. 超声相控阵动态聚焦技术研究[D]. 成都: 西南交通大学, 2014.
CHEN Yanhong. Research on ultrasonic phased array dynamic focusing technology[D]. Chengdu: Southwest Jiaotong University, 2014.
- [12] 牛金海. 超声原理及生物医学工程应用: 生物医学超声[M]. 上海: 上海交通大学出版社, 2017: 51-55.
- [13] 巩建辉, 蹇龙江, 王晨丰. 超声相控阵辐射声场的仿真研究[J]. 装备制造技术, 2018(10): 40-42.
GONG Jianhui, QIAN Longjiang, WANG Chenfeng. Simulation Research of ultrasonic phased array radiation sound field[J]. Equipment Manufacturing Technology, 2018(10): 40-42.
- [14] 霍彦明, 李国伟, 陈亚珠. 超声阵列换能器设计及声场模拟[J]. 声学技术, 1999, 18(4): 168-172.
HUO Yanming, LI Guowei, CHEN Yazhu. Design of ultrasound phased-array in focused ultrasound and the simulation of its acoustic field[J]. Technical Acoustics, 1999, 18(4): 168-172.
- [15] 周红生, 王欢, 董昌盛, 等. 超声模拟中医针刺手法量化技术研究进展[J]. 声学技术, 2016, 35(1): 33-37.
ZHOU Hongsheng, WANG Huan, DONG Changsheng, et al. The quantification study of acupuncture manipulation by using ultrasonic simulation[J]. Technical Acoustics, 2016, 35(1): 33-37.
- [16] 李靖, GRIERSON L, WU M X, 等. 针刺手法操作行为的定量研究[J]. 中国针灸, 2014, 34(3): 247-251.
LI Jing, GRIERSON L, WU M X, et al. Quantitative study on manipulation behavior of acupuncture[J]. Chinese Acupuncture, 2014, 34(3): 247-251.