

DOI:10.19651/j.cnki.emt.2107218

基于相控阵聚焦的经颅磁声电刺激仿真与实验分析*

张 帅^{1,2} 李梦迪^{1,2} 王艺潇^{1,2} 焦立鹏^{1,2} 徐桂芝^{1,2}

(1. 河北工业大学 省部共建电工装备可靠性与智能化国家重点实验室 天津 300130;

2. 河北工业大学 河北省生物电磁与神经工程重点实验室(筹)天津 300130)

摘要: 经颅磁声电刺激方法在颅内产生的感应电场分布是决定神经调控精度的关键因素。相控阵可产生高聚焦度声场,但其结构参数与颅内感应电场之间关系尚不明确。本文建立了包含相控阵的三维有限元模型,计算了声场分布并采用焦区横截面积、焦区深度、声强和电场强度为评价指标。设计仿体实验测量了焦点处实际电场强度。以 Wistar 大鼠为实验对象,考察了相控阵在 0.8 MHz 中心频率,不同阵元数下与 0.3 T 静磁场耦合作用对大鼠局部场电位的作用规律。结果表明,增加阵元数目可提高焦区电场强度,进而降低局部场电位低频段(4~30 Hz)振荡频率,增加高频段(30~80 Hz)能量,揭示了基于相控阵聚焦的经颅磁声电刺激对神经元兴奋性的调节机制,为经颅磁声电刺激系统设计与相控阵结构参数选择提供参考。

关键词: 经颅磁声电刺激;相控阵;时频分析;放电节律

中图分类号: TM12 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 416.60

Simulation and experimental analysis of transcranial magneto-acoustic electrical stimulation based on phased-array focusing

Zhang Shuai^{1,2} Li Mengdi^{1,2} Wang Yixiao^{1,2} Jiao Lipeng^{1,2} Xu Guizhi^{1,2}

(1. State Key Laboratory of Reliability and Intelligence of Electrical Equipment, Hebei University of Technology, Tianjin 300130, China;

2. Hebei Key Laboratory of Bioelectromagnetic and Neural Engineering, Hebei University of Technology, Tianjin 300130, China)

Abstract: The distribution of the induced electric field generated intracranially by transcranial magneto-acoustic electrical stimulation is a key factor in determining the accuracy of neuromodulation. Phased arrays can generate highly focused acoustic fields, but the relationship between their structural parameters and intracranial induced electric fields is unclear. A three-dimensional finite element model containing the phased array was developed, and the acoustic field distribution was calculated and evaluated by using the cross-sectional area of the focal zone, the depth of the focal zone, the acoustic intensity and the electric field strength. The actual electric field intensity at the focal area was measured by designing a mimic experiment. The effect of the phased array on the local field potential of rats at 0.8 MHz center frequency with different number of array elements coupled with 0.3 T static magnetic field was investigated using Wistar rats as the experimental object. The results showed that increasing the number of array elements could increase the electric field intensity in the focal area, and then decrease the oscillation frequency in the low frequency band (4~30 Hz) and increase the energy in the high frequency band (30~80 Hz), which revealed the mechanism of neuronal excitability regulation by phased array-based focused transcranial magnetoacoustic stimulation, and provided a reference for the design of transcranial magnetoacoustic stimulation system and the selection of phased array structure parameters.

Keywords: transcranial magneto-acoustic electrical stimulation; phased array; time and frequency analysis; discharge rhythm

0 引 言

近年来,通过导入神经回路内电、磁、声等物理场改变

神经系统功能活性,进而改善神经精神类疾病症状的无创神经调控技术在生物医学领域的应用越来越广泛^[1-3]。其中已被人熟知的主要有经颅磁刺激与经颅超声刺激^[4-7]。

收稿日期:2021-07-09

* 基金项目:国家自然科学基金面上项目(51877069)资助

神经调控技术的两个重要评价指标为调控分辨率与调控深度。经颅磁刺激只能对大脑皮层附近细胞进行放电干预，且空间分辨率较低，无法有效刺激深层靶区^[8]。经颅超声刺激产生的声场可达到较高的空间分辨率与较大的深度，实现深部脑区调节^[9-10]。现有的研究表明，经颅超声刺激可对运动皮层、视觉皮层进行有效调控且热效应较弱，不会引起热损伤^[11-13]。在声压小于 0.3 MPa 时，生物组织内呈现出脂类包膜微泡典型的“仅压缩”行为，微泡非线性动力学行为较弱，便于分析超声在组织中传播特性^[14]。随后一系列实验揭示了超声通过其在神经组织中的机械效应与空化效应影响细胞离子通道进而干预神经细胞的放电活动^[15-18]，脉冲式聚焦超声可无损地抑制低频神经元放电活动^[19]。经颅磁声电刺激是一种利用聚焦声场与静磁场的耦合作用，对特定靶区进行神经调控的新型无创脑调控技术^[20]。该方法最早由 Norton 提出，随后的研究实验验证了该方法的可行性及声场、电场一致性^[21-23]，基于不同神经元模型模拟放电活动并以动物实验验证了该方法可改善小鼠行为、认知能力^[24-26]。

现阶段经颅磁声电刺激多采用单阵元换能器与声准直器结合发射超声，产生的聚焦声场受声准直器影响空间分布范围较大(聚焦区域长 25.5 mm)^[27]，在大鼠实验中难以精确聚焦。运用相控阵可在探头固定的情况下，实现不同位置聚焦且改变工作阵元数目、中心频率等结构参数可有效提高声场聚焦度^[28-31]。但相控阵结构参数与感应电场分布之前的关系尚不明确，本文通过建立相控阵有限元模型，数值计算了阵元数目、中心频率等阵列参数对颅内感应电场分布的影响。经仿体实验测量了聚焦点处实际电场值，之后根据仿真与仿体实验所采用的阵列参数进行了多通道实验并通过采集、分析大鼠局部场电位信号验证了电场刺激的有效性。

1 原理与模型

1.1 经颅磁声电刺激原理

经颅磁声电刺激是一种利用声场与磁场耦合作用，对特定目标区神经放电活动进行干预的无创神经调控方法。神经组织中无序自由粒子主要有钾离子、钠离子、氯离子等，这些带电粒子在脉冲超声的作用下获得方向可控的初始振动速度，定向移动的带电粒子在静磁场中受洛仑兹力作用产生可用于神经调控的感应电场，假设目标区域中神经组织密度为 ρ ，该介质中超声的传播速度为 c_0 ，神经组织中带电量粒子在聚焦区域中受超声影响以速度 v 发生振动，则振动速度 v 与目标区域内声压关系为：

$$v = \frac{p}{\rho c_0} \tag{1}$$

目标区域附近设置与超声传播方向正交的静磁场，磁感应强度为 B ，则组织中由磁声耦合作用产生的感应电场可由下式进行计算：

$$E = v \times B = \frac{\rho B}{\rho c_0} \tag{2}$$

对于目标区神经组织，其组织密度、组织中超声传播速度、外部静磁场都是定值。感应电场强度仅受该区域分布声压影响，其分布也取决于声压场的分布。

1.2 三维有限元模型的构建

本文采用有限元仿真软件 COMSOL Multiphysics 进行建模仿真，相控阵、磁铁和大鼠颅脑模型相对位置如图 1 所示，换能器中阵列是由多个宽 0.295 mm，长 3 mm 的矩形阵元间隔 0.32 mm 均匀排列形成的，静磁场为 0.3 T，换能器平面距离大鼠颅骨 5 mm，换能器与颅骨中介质为水，其中大鼠颅脑模型来源于 Wistar 大鼠头部 CT 扫描数据，数据共 300 层为 DICOM 格式，使用 MINICS 完成影像数据的三维重建。大鼠颅骨厚 1 mm，颅骨内介质为脑组织。模型中组织参数如表 1 所示。

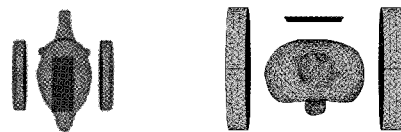


图 1 经颅磁声电刺激三维模型

表 1 介质参数

介质	$\rho / (\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$	$c / (\text{m} \cdot \text{s}^{-1})$
水	1 000	1 497
颅骨	1 912	2 300
脑组织	1 030	1 550

对于用于神经调控的低强度聚焦超声，其在神经组织中的传播可近似看成线性传播^[32-33]，因此仿真过程中忽略非线性效应。矩形阵元线阵经多层介质声场分布计算坐标系如图 2 所示。

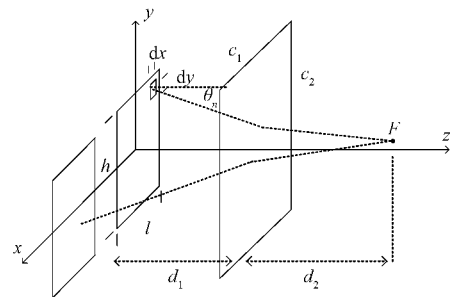


图 2 超声经多层介质传播偏转图

求解声压的方程与阵元形状有关，本文一维线阵由宽 l ，长 h 的矩形阵元以均匀间隔排列组成。通过改变各阵元时间延时 Δt_n ($n=1, 2, \dots, N$) 实现聚焦，简谐信号在空间的复数声压可描述为：

$$p = j\rho flh \sum_{n=1}^N \frac{u_n}{R} e^{-j\omega\Delta t_n} \text{sinc} \frac{kx_n l}{2R} \text{sinc} \frac{ky_n h}{2R} \tag{3}$$

$$R = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2} \tag{4}$$

其中, $j^2 = -1$, ρ 为阵元所处介质密度, f 为换能器中心频率, u 为垂直于声源表面的质点速度, R 代表阵元中心位置与目标点三维坐标差, 以 z 方向为例:

$$\Delta z = d_1 \tan \theta_n + d_2 \frac{c_2}{c_1} \frac{\sin \theta_n}{\sqrt{1 - \frac{c_2^2}{c_1^2} \sin^2 \theta_n}} \quad (5)$$

其中, d_1 为第 n 个矩形阵元中心点与介质交界面沿 z 方向的距离; d_2 为聚焦点 F 与介质交界面沿 z 方向的距离; c_1 、 c_2 分别为超声在水和脑组织中沿 z 方向的传播速度; θ_n 为第 n 个矩形阵元发射波方向与声轴之间的夹角。

神经调控所用超声频率一般为 0.5~5 MHz^[34], 其中 1 MHz 以下的超声受颅骨衰减作用较小(-0.5 dB), 为减小颅骨对超声衰减的影响, 本文仿真采用中心频率分别为 0.6、0.7、0.8 MHz。针对超声有限元仿真, 将剖分的网格最大尺寸缩至超声波长的 1/10 以提高计算精度。其中超声信号为超声脉冲群, 脉冲重复频率为 1 kHz, 声脉冲重复个数 100, 刺激波形示意图如图 3 所示。空间峰值时间峰值声强 $I_{SPTA} \leq 2 \text{ W/cm}^2$, 该强度以下的超声不会造成组织损伤且对神经元兴奋性影响较小。

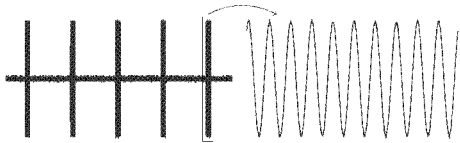
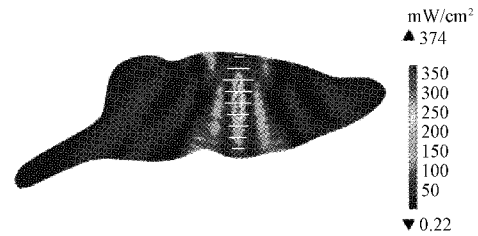


图 3 超声波形示意图

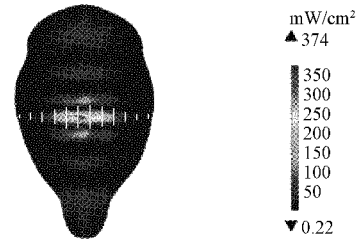
2 仿真结果及分析

颅内感应电场分布源于声场分布, 聚焦区域近似球形。为客观准确描述经颅磁声电刺激的神经调控精准性, 本文将焦点处垂直于超声传播方向的焦区横截面积、沿传播方向的焦区深度、焦点处声强、焦点处电场强度作为评价指标, 定量描述经颅磁声电刺激神经调控精度。

首先仿真了 48 个阵元线阵在 0.8 MHz 中心频率下产生的聚焦声场分布以及与 0.3 T 磁场耦合产生的感应电场分布。焦点距阵列 10 mm 处大鼠颅内矢状面声场、电场分布如图 4(a) 所示, 横切面声场、电场分布如图 4(b) 所示, 其中箭头代表磁声耦合作用下产生的感应电场, 箭头方向指向电场方向, 线条粗细与电场强度正相关。表 2 中定量描述了阵元数目对各评价指标的影响, 通过增加阵元数目可有效提高焦点处电场强度、焦区空间分辨率, 进而提高神经调控精准性。考虑到实际探头尺寸限制, 无法无限制增加阵元数目。根据表 2 数据选取 64 阵元探头, 改变阵元中心频率进一步探索经颅磁声电刺激系统结构参数与电场的关系, 表 3 中定量描述不同频率对各指标的影响, 频率的增加在提升焦区空间分辨率的同时会削弱焦点处电场强度。



(a) 大鼠颅内矢状面声场、电场分布图



(b) 大鼠颅内横切面声场、电场分布图

图 4 大鼠颅内声场、电场分布图

表 2 阵元数目变化对各指标的影响

刺激参数	横截面积/ mm ²	焦区 深度/mm	声强/ (mW·cm ⁻²)	感应电场 强度/(V·m ⁻¹)
48 阵元	1.016	3.692	373.68	0.021
56 阵元	0.846	3.285	493.15	0.024
64 阵元	0.589	2.619	592.42	0.028

表 3 中心频率变化对各指标的影响

刺激参数/ MHz	横截 面积/mm ²	焦区 深度/mm	声强/ (mW·cm ⁻²)	感应电场强 度/(V·m ⁻¹)
0.6	1.708	3.923	1 625.96	0.045
0.7	1.084	3.123	981.44	0.034
0.8	0.589	2.619	592.42	0.028

3 实验验证与分析

为验证相控阵聚焦有效性并为实际刺激提供参考与数据支撑, 本文设计了两部分验证实验: 1) 仿体参数测量实验, 测量实际电场数值大小; 2) 16 通道微电极阵列局部场电位采集实验, 通过对多通道采集的局部场电位信号进行短时傅里叶变换, 分析经颅磁声电刺激的神经调控效果。其中实验参数针对仿真结果中较小电场对应的结构参数组(0.8 MHz, 48、56、64 阵元)进行验证。声波发射源使用 Verasonics 超声平台, 该平台包括 Vantage 硬件部分和软件部分。Verasonics 硬件部分由 Vantage64 和电脑主机组成, Vantage64 包含一个采集板用于连接超声探头, 探头使用 P4-2v(线性阵列, 64 发射阵元, 0.295 mm 阵元宽度, 0.32 mm 阵元间隔)。永磁体为高 20 mm, 半径 55 mm 的圆柱, 预设焦点处磁感应强度约为 0.3 T。离体电场测量样本采用凝胶与铜线结合的方式, 凝胶用以模拟脑组织并传递超声, 铜线用以检测聚焦区产生的电位变化。局部场电位

测量实验采用的植入式微电极尺寸为 0.2 mm×0.8 mm,植入位置在大鼠脑冠状缝右侧 0.2 mm、矢状面前侧 2.4 mm 处,共 15 个可用通道。

3.1 仿体参数测量实验

首先利用氯化钠与琼脂粉制作与脑组织声场参数相近的仿体模型,用树脂材料模拟颅骨。将长度约为 1 mm 的铜线置于预设焦点处测量电位变化,导线与声传播方向、磁场方向均垂直,实验平台如图 5 所示。将样品两端经差分放大器放大后输入示波器,降噪处理后电场强度波形如图 6 所示。

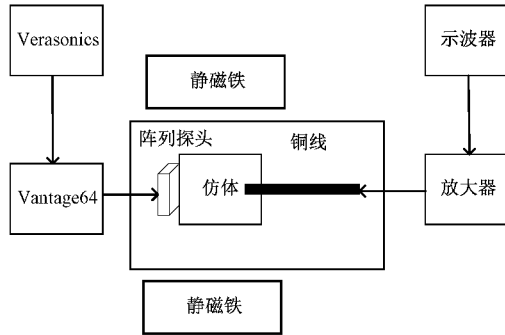


图 5 仿体实验平台示意图

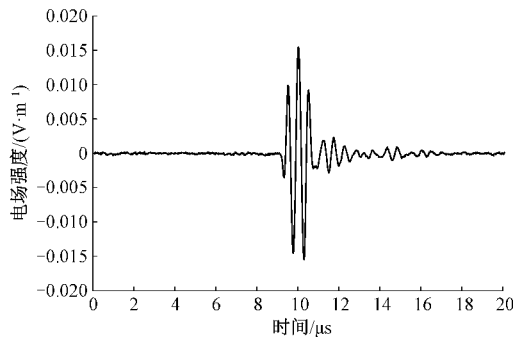


图 6 焦点处电场信号

实验所用导线两端皆连入示波器,并无外接电源。根据磁声偶和效应可以确定测得波形为磁场与声场耦合产生的电场。实验与仿真条件大致相同,根据仿真结果,48 阵元相控阵列在 0.8 MHz 下产生的超声与磁场耦合产生电场理论值为 0.021 V/m,实际测得焦点处电场强度为 0.0156 V/m,与仿真结果相近。二者之间差距可能是由仿真声场分布与实际声场分布之间的差异导致的。

3.2 局部场电位采集实验

为进一步验证磁声耦合产生的电场对神经放电活动作用的有效性,将九只 Wistar 大鼠(雄性,体重 300±50 g,均购于北京维通利华实验动物技术有限公司)均分成 3 组利用本课题组已搭建的经颅磁声电刺激平台进行不同电场强度的刺激并通过植入的微电极阵列进行局部场电位的采集。实验过程均按照国际实验动物委员会和河北省实验动物管理办法的规定进行。刺激、局部场电位信号采集实验在大鼠植入电极恢复一周后进行。

对每只实验对象采集 30 s 静息信号,刺激 1 min 后采集刺激后 30 s 信号,每次刺激实验进行 2 min。对采集的信号放大、滤波后进行极限漂移处理并去除工频干扰,再利用自适应滤波提取 theta(4~8 Hz)、alpha(8~13 Hz)、beta(13~30 Hz)、gamma(30~80 Hz)节律,以短时傅里叶变换计算并对比刺激前 4 s 能量密度与刺激后 4 s 内的能量密度,探究经颅磁声电刺激对大鼠神经放电活动的兴奋或抑制作用。刺激前后 4~30 Hz 神经节律时频能量分布变化如图 7 所示。刺激前后 30~80 Hz 神经节律时频能量分布变化如图 8 所示。图中数值越大神经兴奋性越高。其中,施加 0.021 V/m 的电场强度即可有效降低 theta(4~8 Hz)、alpha(8~13 Hz)、beta(13~30 Hz)3 个低频段节律分布的能量,且随着感应电场强度增加,能量降低效果更加显著。而反应大脑皮层信息处理和认知功能的 gamma(30~80 Hz)频段的活动在接受同样刺激后显现出截然相反的变化规律。具体调控效果以时频能量平均值定性描述如表 4 所示。这也揭示了外加的感应电场对局部场电位不同节律的调节作用。

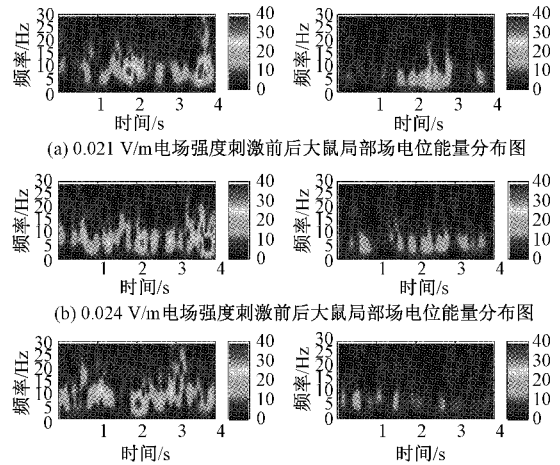


图 7 不同刺激参数下低频段节律时频图

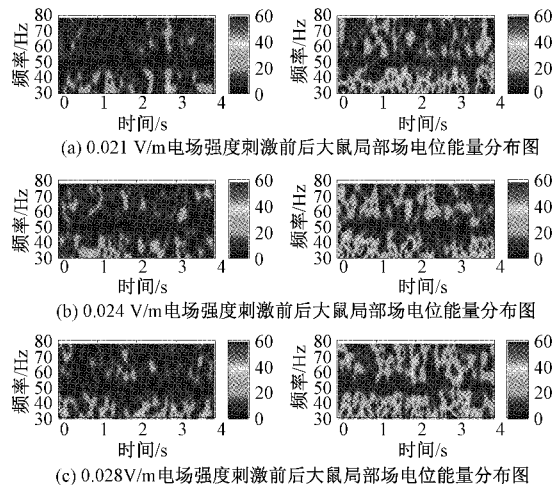


图 8 不同刺激参数下高频段节律时频图

表 4 电场强度对平均能量密度的影响

刺激参数	0.021(V/m)	0.021(V/m)	0.024(V/m)	0.024(V/m)	0.028(V/m)	0.028(V/m)
	刺激前	刺激后	刺激前	刺激后	刺激前	刺激后
4~30 Hz 平均能量密度($\mu\text{V}^2/\text{Hz}$)	7.11±0.64	4.12±0.45	7.33±0.72	4.05±0.39	7.42±0.55	3.98±0.27
30~80 Hz 平均能量密度($\mu\text{V}^2/\text{Hz}$)	9.94±0.51	14.89±0.93	9.65±0.39	15.74±1.23	8.56±0.38	16.06±0.76

4 结 论

本文仿真求解了经颅磁声电刺激在大鼠颅内产生的声场、电场分布,建立了电场相关评价指标,数值分析了阵元数目、中心频率等相控阵结构参数对感应电场强度、分布的影响并通过动物实验验证了刺激的有效性。

仿真结果显示阵元数目、提高阵元中心频率等相控阵结构参数的增加均可提高聚焦区域的空间分辨率。不同的是,增加阵元数目可同步提升聚焦区域电场强度和聚焦区域空间分辨率,而提升阵元中心频率在提高聚焦区域空间分辨率的同时会降低焦点处电场强度。原因是声场在组织中的衰减与超声频率负相关。因此在实验中应综合考虑感应电场数值与其空间分布以选取最佳刺激阵列参数。进一步的仿体实验、局部场电位采集实验采用了仿真结果中的相控阵结构参数,对组织中产生的感应电场进行了有效性验证与作用效果探究,结果显示,组织中诱发的感应电场可降低 4~30 Hz 局部场电位的放电频率并抑制该频段的放电活动。随着感应电场强度增大,抑制效应更加显著。而在大脑皮层信息处理和认知功能中发挥重要作用的 gamma(30~80 Hz)频段的能量受电场刺激后有所增加,表明神经兴奋性提高,这验证了基于相控阵聚焦的经颅磁声电刺激方法有效性并揭示了外加电场在调节认知功能中起到的作用。

经颅磁声电刺激作为一种新型神经调控手段,具有无创、安全、有效等优点。本文从相控阵建模仿真到动物实验局部场电位分析,从声场分布到电场作用效果,逐步探究了相控阵结构参数改变对电场分布的影响及经颅磁声电刺激对神经组织不同频段的作用效果,为经颅磁声电刺激系统方案设计提供了参考,为经颅磁声电刺激实验提供了数据支撑。

参考文献

- [1] YANG M Y, YANG Z, WANG P, et al. Current application and future directions of photobiomodulation in central nervous diseases[J]. *Neural Regeneration Research*, 2021, 16(6): 1177-1185.
- [2] 杨雪宁, 杨佳佳, 万柏坤, 等. 低强度聚焦超声对中枢神经调控作用研究进展[J]. *生物化学与生物物理进展*, 2018, 45(4): 422-431.
- [3] 杨佳佳, 巨荣芳, 王发顺, 等. 超声技术在抑郁症诊疗中的作用研究及应用进展[J]. *生物化学与生物物理进展*, 2020, 47(1): 24-32.
- [4] 伊国胜, 王江, 魏熙乐, 等. 无创式脑调制的神经效应研究进展[J]. *科学通报*, 2016, 61(8): 819-834.
- [5] 银珊, 李颖洁. 经颅磁刺激同步干预的头皮脑电信号伪迹离线去除方法综述[J]. *生物医学工程学杂志*, 2019, 36(1): 146-150.
- [6] 田福英, 郑政, 随力. 大鼠经颅超声刺激响应信号处理算法设计与实现[J]. *电子测量技术*, 2020, 43(22): 121-125.
- [7] 宫琴. 刺激频率耳声发射的研究进展[J]. *仪器仪表学报*, 2020, 41(1): 1-10.
- [8] WANG H Q, ZHOU X Q, CUI D, et al. Comparative study of transcranial magneto-acoustic stimulation and transcranial ultrasound stimulation of motor cortex[J]. *Frontiers in Behavioral Neuroscience*, 2019: 13-241.
- [9] ZHENG T, DU J, YUAN Y, et al. Neuroprotective effect of low-intensity transcranial ultrasound stimulation in moderate traumatic brain injury rats[J]. *Frontiers in Neuroscience*, 2020: 14-172.
- [10] 敬博通, 聂鹏飞, 党凯强. 基于 COMSOL 对超声相控阵特性对比分析[J]. *国外电子测量技术*, 2021, 40(1): 53-57.
- [11] WYNN L, SARAH A, PRIYA B, et al. A retrospective qualitative report of symptoms and safety from transcranial focused ultrasound for neuromodulation in humans [J]. *Scientific Reports*, 2020, 10(1): 681-694.
- [12] WONHYE L, HYUN C K, YUJIN J, et al. Transcranial focused ultrasound stimulation of human primary visual cortex[J]. *Scientific Reports*, 2016, 6(1): 383-393.
- [13] KRISHNA V, SAMMARTINO F, REZAI A. A review of the current therapies, challenges, and future directions of transcranial focused ultrasound technology: Advances in diagnosis and treatment[J]. *JAMA Neurology*, 2018, 75(2): 246-254.
- [14] 秦对, 邹青钦, 李章勇, 等. 组织内包膜微泡声空化动力学及其力学效应分析[J/OL]. *物理学报*, 2021: 1-25 [2021-06-17]. <http://kns.cnki.net/kcms/detail/11.1958.O4.20210401.1450.014.html>.
- [15] 王卫宁, 梁思捷, 朱玉连. 经颅超声在脑部疾病中的应用研究进展[J]. *中国康复医学杂志*, 2021, 36(1): 109-113.
- [16] BULNER S, PRODEUS A, GARIEPY J, et al. Enhancing checkpoint inhibitor therapy with ultrasound

- stimulated microbubbles[J]. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2019, 45(2): 500-512.
- [17] KARTHIKESH M S, YANG X, DENG J, et al. The effect of ultrasound cavitation on endothelial cells[J]. *Experimental Biology and Medicine* (Maywood, N. J.), 2021, 246(7): 758-770.
- [18] HEIKO D, EBERHARD M. How safe is the use of ultrasound in prenatal medicine? Facts and contradictions. Part 1-ultrasound-induced bioeffects[J]. *Ultraschall in der Medizin-European Journal of Ultrasound*, 2020, 41(5): 476-498.
- [19] CHEN S G, TSAI C H, LIN C J, et al. Transcranial focused ultrasound pulsation suppresses pentylcnetetrazol induced epilepsy in vivo[J]. *Brain Stimulation*, 2020, 13(1): 35-46.
- [20] 张帅, 崔琨, 史勋, 等. 经颅磁声电刺激参数对神经元放电模式的影响分析[J]. *电工技术学报*, 2019, 34(18): 3741-3749.
- [21] ZHANG S, CUI K, ZHANG X, et al. Effect of transcranial ultrasonic-magnetic stimulation on two types of neural firing behaviors in modified izhikevich model[J]. *IEEE Transactions on Magnetics*, 2018, 54(3): 1-4.
- [22] 李慧雨, 周晓青, 张顺起, 等. 基于磁声耦合效应的聚焦电刺激方法的初探[J]. *生物医学工程研究*, 2015, 34(4): 201-206.
- [23] 王会琴. 基于磁声耦合效应的经颅神经刺激作用实验研究[D]. 北京: 北京协和医学院, 2020.
- [24] 袁毅, 庞娜, 陈玉东, 等. 经颅磁声刺激作用下神经元放电频率适应性的研究[J]. *生物医学工程杂志*, 2017, 34(6): 934-941.
- [25] 张帅, 史勋, 尹宁, 等. 基于 H-H 神经元模型的经颅磁声刺激对神经元放电活动的影响[J]. *高电压技术*, 2019, 45(4): 1124-1130.
- [26] 王会琴, 周晓青, 刘世坤, 等. 经颅磁声刺激与经颅超声刺激诱发肌电运动阈值的对比研究[J]. *医疗卫生装备*, 2019, 40(1): 14-19.
- [27] 翟国富, 梁宝, 贾文斌, 等. 横波电磁超声相控阵换能器设计[J]. *电工技术学报*, 2019, 34(7): 1441-1448.
- [28] 陈振华, 许倩, 王婵, 等. 相控阵自定义聚焦的有限元模拟及其应用[J]. *电子测量与仪器学报*, 2018, 32(12): 142-148.
- [29] 李修坤, 孙磊, 于大群, 等. 超材料加载的宽带宽角扫描相控阵设计[J]. *电子测量技术*, 2020, 43(24): 43-47.
- [30] 陈振华, 黄智刚, 王婵, 等. 超声相控阵检测声场的有限元仿真建模及其试验验证[J]. *电子测量与仪器学报*, 2018, 32(2): 48-55.
- [31] 朱凯. 超声相控阵聚焦系统的设计及实现[D]. 天津: 天津大学, 2018.
- [32] WANG P, ZHANG J Q, YU J D, et al. Brain modulatory effects by low-intensity transcranial ultrasound stimulation(TUS): A systematic review on both animal and human studies [J]. *Frontiers in Neuroscience*, 2019: 13-696.
- [33] 黄林冰. 用于经颅神经刺激的超声环型相控阵探头的设计和研制[D]. 深圳: 深圳大学, 2017.
- [34] 高孟娣. 基于凹型多阵元超声换能器的多点聚焦仿真研究[D]. 沈阳: 东北大学, 2017.

作者简介

张帅, 博士, 教授, 主要研究方向为生物电磁技术、智能医学技术。

E-mail: zs@hebut.edu.cn

李梦迪, 硕士研究生, 主要研究方向为生物电磁技术。

E-mail: 13820823484@163.com