

## 经颅直流电刺激中阴极参数对电场分布的影响

逯娅雯<sup>1</sup>, 逯迈<sup>2</sup>

1. 兰州大学第一临床医学院, 甘肃 兰州 730000; 2. 兰州交通大学光电技术与智能控制教育部重点实验室, 甘肃 兰州 730070

**【摘要】**经颅直流电刺激是一种非介入式的刺激方法。为了解电刺激中阴极电极数与位置对头脑模型中空间电场分布的影响,基于人体头部解剖结构,通过COMSOL仿真软件,建立3层同心球体有限元头模型,通过数值计算方法,研究不同偏转角度下阴极电极数对头脑组织电场分布的影响,并得到头脑模型中不同偏转角度下电极个数与电场强度的关系曲线。结果表明:阴极个数及偏转角度对头脑组织中电场分布的影响趋势不同;阴极偏转角度的增加,使电场更易分布在较深的脑组织中;放置2个或3个阴极可使大脑皮层获得更为良好的刺激效果。在实际应用中,需根据刺激靶点的位置及刺激强度的要求,综合选择合理的电极数及阴极偏转角度。

**【关键词】**经颅直流电刺激;COMSOL;球头模型;电极数;电场强度

**【中图分类号】**R318

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2019)06-0727-05

## Effects of cathode parameters on electric field distribution in transcranial direct current stimulation

LU Yawen<sup>1</sup>, LU Mai<sup>2</sup>

1. The First Clinical Medical College, Lanzhou University, Lanzhou 730000, China; 2. Key Laboratory of Optoelectronic Technology and Intelligent Control, Ministry of Education, Lanzhou Jiaotong University, Lanzhou 730070, China

**Abstract:** Transcranial direct current stimulation is a non-interventional stimulation method. A 3-layer concentric sphere finite element model is established based on human head anatomical structure *via* COMSOL simulation software, so as to explore the effects of the number and location of cathode electrodes on spatial electric field distribution in head and brain model. The effects of the number of cathode electrodes on electric field distribution at different deflection angles are studied with numerical method, and the relationships between the electric field strength and the number of cathode electrodes at different deflection angles are obtained. The results show that the number of cathode electrodes and deflection angle have different effects on the electric field distribution in head and brain tissues. The increase of cathode deflection angle makes the electric field more easily distribute in the deeper brain tissues. Placing 2-3 cathode electrodes gives the cortex a better stimulation. In practical application, an optimal cathode deflection angle and a reasonable number of cathode electrodes should be selected according to the location and stimulation strength of the stimulation targets.

**Keywords:** transcranial direct current stimulation; COMSOL; spherical head model; number of electrodes; electric field strength

### 前言

近年来,抑郁症、精神分裂、癫痫、慢性疼痛等各类精神神经性疾病受到广泛关注。传统的激素、药物及心理治疗等方法,不仅有局限性且给病人带来诸多痛苦。经颅直流电刺激技术凭借其无创伤、应用方便等优点应运而生<sup>[1]</sup>。

经颅直流电刺激是一种非侵入性的,通过对放

置在头皮特定位置上的电极施加恒定、低强度直流电(0~2 mA),刺激大脑皮层,调节大脑皮层神经元活动的技术<sup>[2]</sup>。经典的经颅直流电刺激通过向头皮表面特定区域的电极注入电流,提高或降低神经元细胞的兴奋性以刺激大脑皮层局部功能区。经颅直流电刺激在抑郁症<sup>[3-4]</sup>、失语症<sup>[5-6]</sup>、脑卒中的康复<sup>[7-8]</sup>、阿尔兹海默病<sup>[9-10]</sup>、毒品成瘾<sup>[11-12]</sup>等神经与精神疾病的治疗方面取得了重要进展。

为了定量研究经颅直流电刺激作用下,人脑中电场分布的规律,Johnson<sup>[13]</sup>利用生物电场中有限元计算方法,为经颅直流电刺激技术的数值计算奠定基础;Bikson等<sup>[14]</sup>发现决定刺激计量的关键因素是电流参数和电极参数;Bastani等<sup>[15]</sup>指出,将传统电极面积

**【收稿日期】**2018-12-15

**【基金项目】**国家自然科学基金(51567015)

**【作者简介】**逯娅雯,研究方向:临床医学,E-mail: ywlu18@163.com

**【通信作者】**逯迈,博士,教授,博士生导师,研究方向:生物医学电磁学、电磁暴露安全评估,E-mail: mai.lu@hotmail.com

减小2/3,会获得更好的聚焦性;王婕等<sup>[16]</sup>进一步建立4层球头模型,研究不同刺激电流和电极面积对球头模型中大脑内部电场强度的影响。上述结果表明,通过改变不同的电极参数可满足不同颅脑靶点下的场及需求。

1968年,Rush和Driscoll<sup>[17]</sup>建立基于人体解剖结构的3层同心球模型。本研究利用该球头模型,通过改变影响电刺激的电极参数,利用COMSOL有限元软件,详细计算了球头模型中电场分布与阴极电极个数及电极位置的关系。结果表明,阴极电极个数及电极位置对脑组织中电场分布有显著影响。研究结论为设计刺激深度与刺激聚焦度均佳的经颅直流电刺激阴极电极组优化提供了有意义的参考。

## 1 方法

### 1.1 数值计算模型

电场强度  $\vec{E}$  和电流密度  $\vec{J}$  是恒定电场的主要场量,恒定电场中电流连续性方程和电场强度的环路积分方程分别如式(1)和式(2)所示:

$$\oint \vec{J} \cdot d\vec{S} = 0 \tag{1}$$

$$\oint \vec{E} \cdot d\vec{l} = 0 \tag{2}$$

其中,  $\vec{J}$  为电流密度(A/m<sup>2</sup>);  $\vec{E}$  为电场强度(V/m)。

根据高斯散度定理和斯托克斯定理,以上两式可以写成微分形式,即:

$$\nabla \times \vec{J} = 0 \tag{3}$$

$$\nabla \times \vec{E} = 0 \tag{4}$$

恒定电场中,微分形式的欧姆定律为式(5),即:

$$\vec{J} = \sigma \cdot \vec{E} \tag{5}$$

其中,  $\sigma$  为电导率(S/m)。

在恒定电场中,分界面上的衔接条件为式(6)和式(7),即:

$$E_{1r} = E_{2r} \tag{6}$$

$$J_{1n} = J_{2n} \tag{7}$$

将电场强度定义式(8)代入式(3),再结合式(5),经过整理可以得到恒定电场中的拉普拉斯方程,如式(9)所示:

$$\vec{E} = -\nabla\phi \tag{8}$$

$$\nabla^2\phi = 0 \tag{9}$$

其中,  $\phi$  为电势(V);  $\nabla$  为哈密顿算子。

在电极面上加上需要的电流或电压作为边界条件,就可计算出模型中各点的  $\phi$ ,再分别代入式(8)和式(5),就可以得到模型中各点的电场强度  $\vec{E}$  和电流密度  $\vec{J}$ <sup>[18]</sup>。

### 1.2 COMSOL 模型建立

基于人体头部解剖结构及实际需求,利用COMSOL 3.4建立经典的人体头部3层同心球模型<sup>[17]</sup>,从外到内依次为头皮,颅骨和大脑。各层组织尺寸及电参数如表1所示。

表1 3层球头模型参数

Tab.1 Parameters of 3-layer spherical head model

组织	半径/mm	电导率/S·m <sup>-1</sup>
头皮	92	0.450
颅骨	85	0.006
大脑	80	0.450

采用圆柱形电极,底面圆半径5 mm,电极高度5 mm。保证各电极与球体接触处为球冠,使电极紧贴球头模型头皮表面。阳极置于头顶位置O(0, 0, 0.092 m)。分别采用1、2、3、4个阴极。每个阴极分别围绕阳极旋转15°、30°和60°。图1为阴极旋转30°时阴极与阳极相对位置情况。

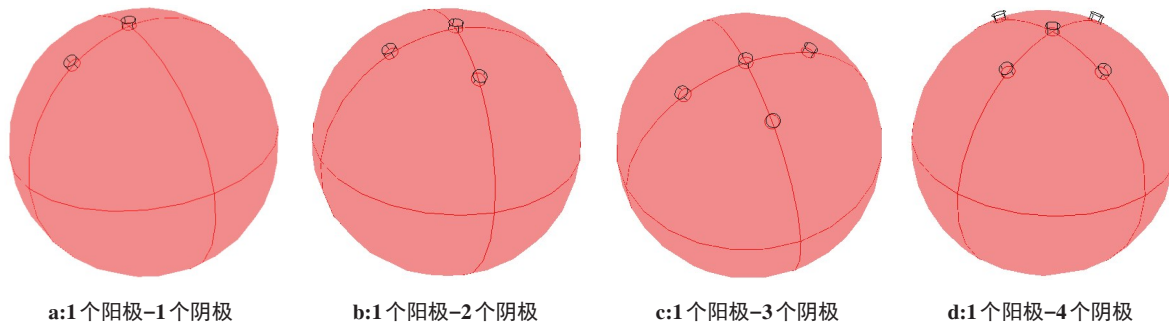


图1 阴极与阳极分布

Fig.1 Distribution of cathode and anode

应用COMSOL中自动剖分功能,对球头模型进行有限元离散,图2为阴极旋转30°时球头模型网格

剖分情况。

在求解有限元模型之前,首先定义模型的边界条

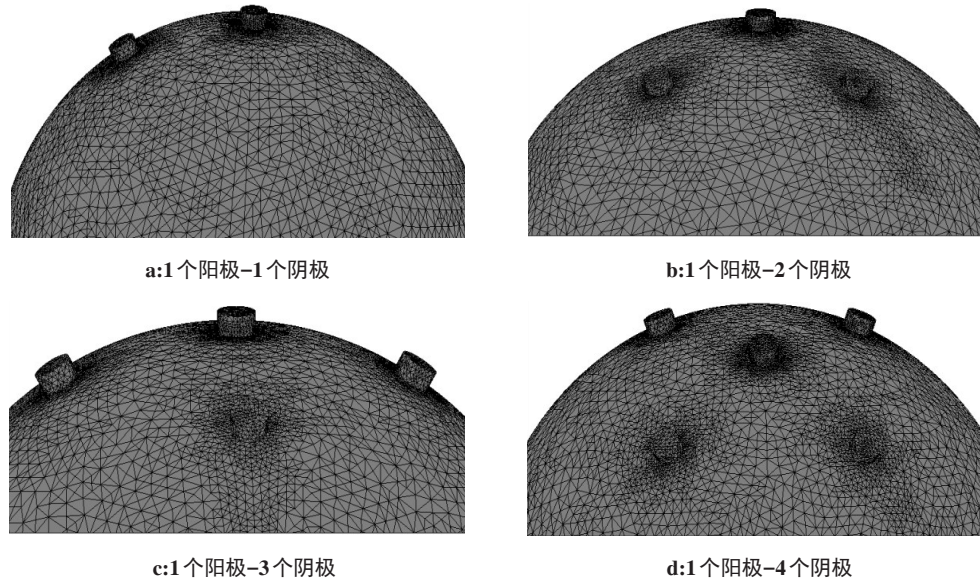


图2 球头模型与电极的有限元离散模型  
Fig.2 Spherical head model and finite element discrete model of electrodes

件。球头模型头皮表面为电绝缘性;阴极接地,电势为0;阳极注入电流1 mA,电流方向向内,阴极取出电流1 mA,多阴极情况时,每个阴极取出电流代数和为1 mA。

## 2 结果

### 2.1 阴极个数及偏转角度对头组织中电场分布的影响

进一步考虑固定偏转角度下,阴极个数分别为1、2、3、4时,不同组织中电场强度的分布(图3~5)。4条曲线分别代表不同阴极个数下头组织中电场分布情况。其曲线形状基本相同,电场强度均呈现先增大后迅速减小的趋势,并在近颅骨处最大,头皮次之。比较4条曲线可看出,在偏转角度为15°(图3)、30°(图4)时,放置3个阴极可在头组织内产生最大电场,电场强度依照从3个阴极→4个阴极→2个阴极→1个阴极的顺序递减;偏转角度为60°(图5)时,放置2个阴极可使脑内电场强度最大,电场强度依照从2个阴极→3个阴极→4个阴极→1个阴极的顺序递减。

图6为不同阴极数目作用下,在阳极正下方,头皮,颅骨和大脑中电场强度分布图。从图6可以看出,对于一定的偏转角度,颅骨中电场强度均高于头皮,且远远高于大脑中电场强度。根据笔者的计算结果,以阴极数为2时为例,颅骨的电场强度是大脑的83.8倍,原因在于颅骨电导率远远大于大脑,大约是大脑的75倍,说明颅骨对电流有分流作用且生物组织的电导率对电场的分布有重要的影响。

### 2.2 阴极电极数及偏转角度对脑组织中电场分布的影响

进一步考虑固定偏转角度下,阴极个数分别为

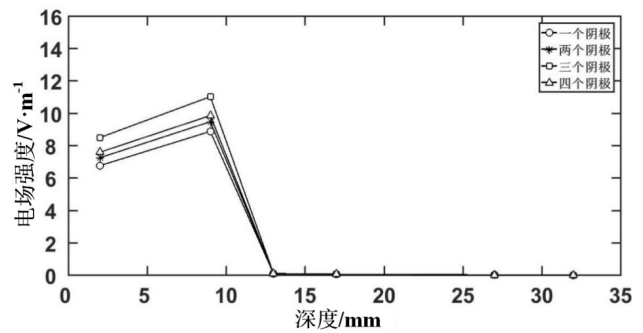


图3 阴极偏转15°不同阴极个数下,头组织中电场强度的分布  
Fig.3 Distribution of electric field strength in head tissues, with a cathode deflection angle of 15° and different number of cathode electrodes

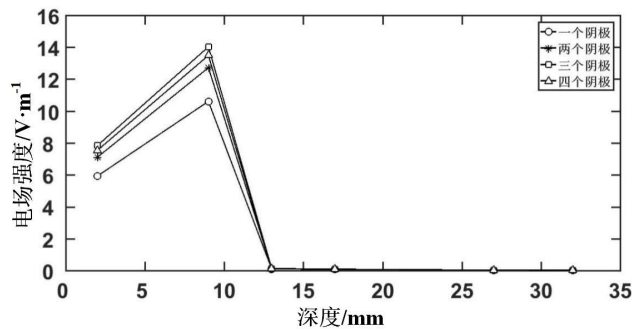


图4 阴极偏转30°不同阴极个数下,头组织中电场强度的分布  
Fig.4 Distribution of electric field strength in head tissues, with a cathode deflection angle of 30° and different number of cathode electrodes

1、2、3、4时,脑组织中电场强度的分布(图7~9)。4条曲线分别代表不同阴极个数下脑组织中的电场分布情况。其曲线形状基本相同,电场强度均呈现随着

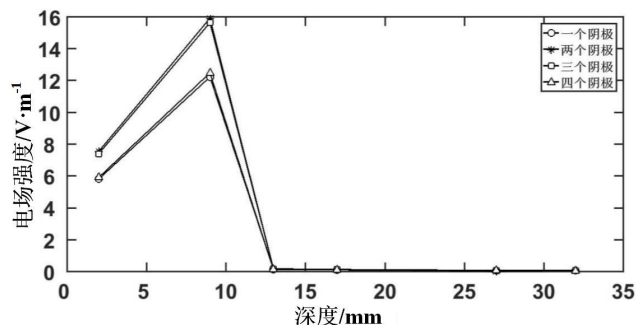


图5 阴极偏转60°不同阴极个数下,头组织中电场强度的分布  
Fig.5 Distribution of electric field strength in head tissues, with a cathode deflection angle of 60° and different number of cathode electrodes

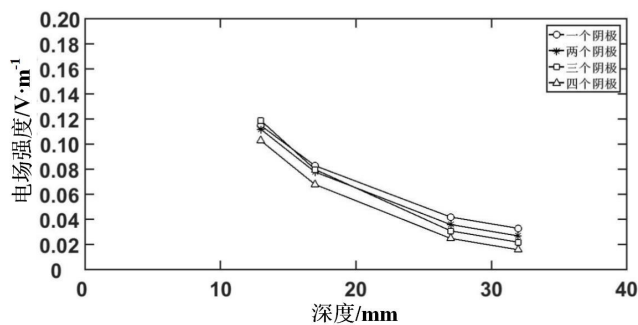


图7 阴极偏转15°不同阴极个数下,脑组织中电场强度的分布  
Fig.7 Distribution of electric field strength in brain tissues, with a cathode deflection angle of 15° and different number of cathode electrodes

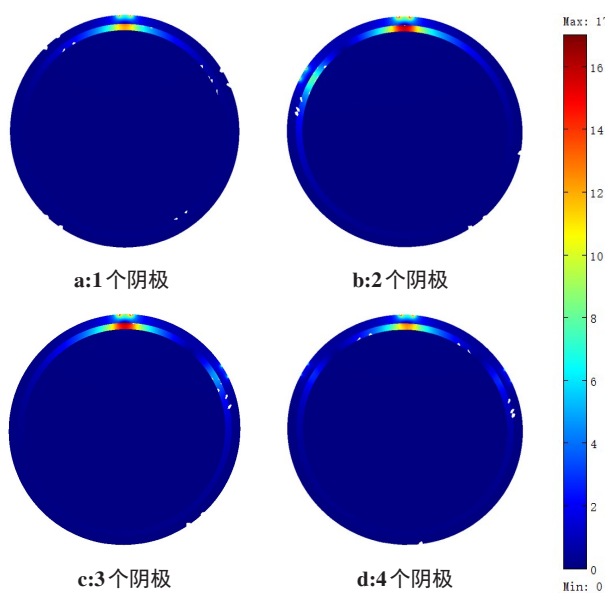


图6 头部正中冠状位,阴极偏转60°时不同阴极数下头组织电场分布图  
Fig.6 Electric field distribution in the central coronal section of head, with a cathode deflection angle of 15° and different number of cathode electrodes

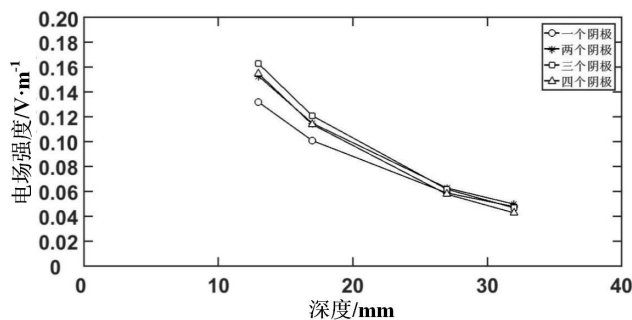


图8 阴极偏转30°不同阴极个数下,脑组织中电场强度的分布  
Fig.8 Distribution of electric field strength in brain tissues, with a cathode deflection angle of 30° and different number of cathode electrodes

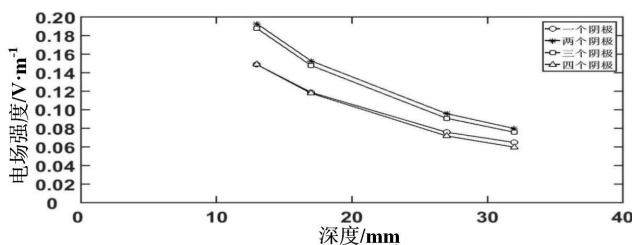


图9 阴极偏转60°不同阴极个数下,脑组织中电场强度的分布  
Fig.9 Distribution of electric field strength in brain tissues, with a cathode deflection angle of 60° and different number of cathode electrodes

深度增加而逐步减小的趋势。但是对于阴极的不同偏转角度,脑组织表面的电场强度随偏转角度的增大而增加。例如,在放置2个阴极的情况下,阴极偏转15°时,脑组织表面的电场强度为0.112 V/m;偏转30°时,脑组织表面的电场强度为0.132 V/m;偏转60°时,脑组织表面的电场强度为0.149 V/m。说明,随着阴极偏转角度的增加,电场更容易分布在较深的脑组织中,相当于增加了刺激深度。

为了直观表示阴极个数对脑组织中电场分布的影响,笔者取阳极位于头顶,分别有1、2、3、4个阴极旋转60°时脑组织中电场分布的情况,见图10。结果表明,随着阴极数量增多,阳极下脑组织中电场呈先增强后减小的趋势。2个或3个阴极时,大脑皮层刺激强度明显高于1个阴极或4个阴极的情况。根据计算结果,距

离皮下1 mm处,放置1个或4个阴极时,其电场强度为0.15 V/m,放置2个或3个阴极时,其电场强度均为0.19 V/m,相当于刺激深度增加了1.27倍。

### 3 讨论

由于人们对电刺激机制的相对缺乏了解,且头脑解剖结构复杂,故单纯通过实验方法研究经颅直流电刺激是不现实的<sup>[19]</sup>。本文通过仿真建模和数值计算方法,讨论经颅直流电刺激中阴极相关参数对脑组织中电场分布的影响。

(1)阴极个数及偏转角度对头组织中电场分布的

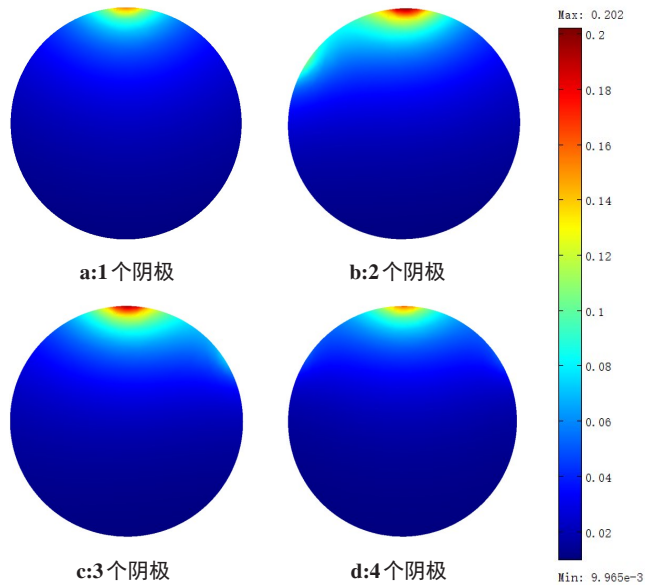


图10 阴极偏转 $60^\circ$ 时不同阴极数下脑组织电场分布图

Fig.10 Electric field distribution in brain tissues, with a cathode deflection angle of  $60^\circ$  and different number of cathode electrodes

影响。在固定的阴极偏转角度下,头组织中电场强度呈现先增大后迅速减小的趋势,颅骨中电场均高于头皮,且远远高于大脑中电场。说明颅骨对电流有分流作用且生物组织的电导率对电场的分布有重要影响。随着阴极偏转角度的变化,不同阴极个数下头组织内电场强度分布也相应改变。阴极偏转角度为 $15^\circ$ 和 $30^\circ$ 时,放置3个阴极可在头组织中产生最大电场;偏转角度为 $60^\circ$ 时,放置2个阴极可使头组织电场强度最大。

(2)阴极个数及偏转角度对脑组织中电场分布的影响。与头组织电场分布情况不同的是,在固定的阴极偏转角度下,脑组织中电场强度分布呈现随深度增加而逐步减小的趋势。阴极偏转角度不同而阴极个数固定时,脑组织表面的电场强度随偏转角度的增大而增加。且随着阴极偏转角度的增加,电场更容易分布在较深的脑组织中。当偏转角度固定时,随着阴极数量增多,阳极下脑组织中电场强度呈先增大后减小的趋势。进一步表现为,放置2个或3个阴极时,大脑皮层刺激强度明显高于1个阴极或4个阴极的情况。

在实际临床应用中,需根据刺激靶点的位置及刺激强度的要求,综合选择合理的阴极偏转角度及数量,减少对非靶组织的刺激。

本文的研究对象为球头模型,这一理想模型与真实人体头脑结构差异较大,下一步将建立真实头模型,进一步研究更多阴极个数变化情况及更加精确的偏转角度,进一步研究电极间的距离,电极面积和电极形状对经颅直流电刺激的影响,期待实现刺激深度提高的同时,提高刺激聚焦度。

## 【参考文献】

- [1] NITSCHKE M A, PAULUS W. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation [J]. *J Physiol*, 2000, 527: 633-639.
- [2] BRUNONI A R, NITSCHKE M A, BOLOGNINI N, et al. Clinical research with transcranial direct current stimulation (tDCS): challenges and future directions[J]. *Brain Stimul*, 2012, 5(3): 175-195.
- [3] KALU U G, SEXTON C E, LOO C K, et al. Transcranial direct current stimulation in the treatment of major depression: a meta-analysis[J]. *Psychol Med*, 2012, 42(9): 1791-1800.
- [4] THOMAS T A, HERNANDEZ E I, et al. Transcranial direct current stimulation for the treatment of major depression [J]. *Psychopharm Rev*, 2013, 48(12): 89-96.
- [5] 朱苏琼,顾介鑫. 经颅直流电刺激在失语症康复中的应用研究进展[J]. *中国康复理论与实践*, 2018, 24(1): 84-89.
- [6] ZHU S Q, GU J X. Advance in transcranial direct current stimulation for aphasic rehabilitation[J]. *Chinese Journal of Rehabilitation Theory and Practice*, 2018, 24(1): 84-89.
- [7] BAKER J M, RORDEN C, FRIDRIKSSON J. Using transcranial direct-current stimulation to treat stroke patients with aphasia[J]. *Stroke*, 2010, 41(6): 1229-1236.
- [8] KUMAR S, WAGNER C W, FRAYNE C, et al. Noninvasive brain stimulation may improve stroke-related dysphagia: a pilot study[J]. *Stroke*, 2011, 42(4): 1035.
- [9] 穆思雨,许敏鹏,何峰,等. 经颅电刺激在卒中后运动康复领域的研究进展[J]. *中国生物医学工程学报*, 2018, 37(1): 106-111.
- [10] MU S Y, XU M P, HE F, et al. Research advancements of transcranial electrical stimulation on motor function recovery after stroke [J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2018, 37(1): 106-111.
- [11] PENOLAZZI B, BERGAMASCHI S, PASTORE M, et al. Transcranial direct current stimulation and cognitive training in the rehabilitation of Alzheimer disease: a case study[J]. *Neuropsychol Rehabil*, 2015, 25(6): 799-817.
- [12] FERRUCCI R, MAMELI F, GUIDI I, et al. Transcranial direct current stimulation improves recognition memory in Alzheimer disease[J]. *Neurology*, 2008, 71(7): 493-498.
- [13] AHMED M A, DARWISH E S, KHEDR E M, et al. Effects of low versus high frequencies of repetitive transcranial magnetic stimulation on cognitive function and cortical excitability in Alzheimer's dementia [J]. *J Neurol*, 2012, 259(1): 83-92.
- [14] YOU D S, KIM D Y, MIN H C, et al. Cathodal transcranial direct current stimulation of the right Wernicke's area improves comprehension in subacute stroke patients[J]. *Brain Lang*, 2011, 119 (1): 1-5.
- [15] JOHNSON C R. Computational and numerical methods for bioelectric field problems[J]. *Crit Rev Biomed Eng*, 1997, 25(1): 1-81.
- [16] BIKSON M, BULOW P, STILLER J W, et al. Transcranial direct current stimulation for major depression: a general system for quantifying transcranial electrotherapy dosage[J]. *Curr Treat Options Neurol*, 2008, 10(5): 377-385.
- [17] BASTANI A, JABERZADEH S. a-tDCS differential modulation of corticospinal excitability: the effects of electrode size [J]. *Brain Stimul*, 2013, 6(6): 932-937.
- [18] 王婕,刘津津,吴祖河,等. 不同刺激条件下经颅直流电刺激的仿真[J]. *清华大学学报(自然科学版)*, 2014, 54(9): 1225-1229.
- [19] WANG J, LIU J J, WU Z H, et al. Numerical simulations of electrode and current conditions during transcranial direct current stimulation [J]. *Journal of Tsinghua University (Science and Technology)*, 2014, 54(9): 1225-1229.
- [20] RUSH S, DRISCOLL D A. EEG electrode sensitivity-an application of reciprocity[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1969, 16(1): 15-22.
- [21] 王月清. 工程电磁场导论[M]. 北京: 电子工业出版社, 2005.
- [22] WANG Y Q. Introduction to engineering electromagnetic field[M]. Beijing: Publishing House of Electronics Industry, 2005.
- [23] BRUNONI A R, FERRUCCI R, FREGNI F, et al. Transcranial direct current stimulation for the treatment of major depressive disorder: a summary of preclinical, clinical and translational findings[J]. *Prog Neuropsychopharmacol Biol Psychiatry*, 2012, 39(1): 9-16.

(编辑:薛泽玲)