

文章编号:1671-6833(2025)01-0119-07

高聚焦性双梯形双层经颅磁线圈的设计

靳贵平, 杨思思, 涂治红, 徐向民, 邢晓芬

(华南理工大学 电子与信息学院, 广东 广州 510641)

摘要:基于聚焦性能对经颅磁线圈的影响,针对聚焦型线圈商用不足的问题,设计一种具有高聚焦性的单通道双梯形双层线圈。首先使用球头模型分析不同尺寸、相同结构的线圈性能,得到较优的线圈尺寸;为进一步提升聚焦度,再以中尺寸线圈为研究目标,探讨五种不同结构的双层线圈与两种商用 8 字形线圈的性能差异,得到最优线圈的结构;最后使用 50 组存在个体差异性的真实脑模型进行仿真验证,分析球头模型结果的可靠性。仿真结果表明:使用球头模型时,优化后的新型线圈对比 70 mm figure-8 coil 的聚焦度提升了 69.48%,刺激深度减少了 27.18%;对比 25 mm figure-8 coil 的聚焦度提升了 44.78%,刺激深度减少了 8.5%;使用 50 组真实脑模型时,优化后的新型线圈对比 70 mm figure-8 coil 的聚焦度提升了 62.07%,刺激深度减少了 25.71%;对比 25 mm figure-8 coil 的聚焦度提升了 39.49%,刺激深度减少了 9.5%。两种模型仿真数据结果趋于一致,证实了仿真可靠性的同时也证明了新型线圈具有更强的刺激强度和聚焦度,能大大提升 TMS 治疗的安全性,减少不适感,同时单通道设计易于实现,具有较高的性能优势。

关键词:电磁感应;聚焦度;经颅磁刺激;Sim4Life;真实脑模型

中图分类号:R318;Q64;TM55

文献标志码:A

doi: 10.13705/j.issn.1671-6833.2025.01.005

经颅磁刺激(transcranial magnetic stimulation, TMS)技术在 20 世纪 80 年代开始发展,已被证明对多种脑部疾病具有临床疗效^[1]。通过脉冲电路向刺激线圈中输入脉冲电流,变化的电流使得线圈周围产生磁场,磁场作用于脑内神经组织会改变细胞膜内外的电位产生感应电流,从而引起一系列生理活动,达到治疗疾病的效果。刺激线圈的结构会直接影响到周围磁场分布进而影响脑内感应电流大小。大部分脑部疾病的病灶位于大脑深处且需要刺激集中于靶区^[2],希望线圈兼顾较深的刺激深度和较高的聚焦度,而由于磁场的衰减特性和脑部组织电导率特性决定了两指标不能同时得到较大提升;刺激深度增加势必会牺牲掉一部分聚焦度;反过来,聚焦度的提升也会伴随着一部分刺激深度的损失。

研究人员针对刺激深度和聚焦度对线圈进行了许多设计。Ren 等^[3]提出的 Slinky 线圈增强了中心电场并减小了周围电场强度,牺牲刺激深度使得聚焦性得到提升;Panizza 等^[4]设计的四叶形线圈可以增强圆形连接方向上的聚焦性。上述高聚焦性能的

线圈由于结构难以固定、绕组方式复杂,至今仍停留在理论阶段。已用于商用的线圈如 8 字形线圈、双锥线圈、Hesed 线圈等都是以提升刺激深度为主的线圈,称为深度刺激线圈^[5],但其缺乏足够的聚焦度容易刺激到靶区周围健康区域进而让治疗过程的安全性得不到保障,所以有必要设计结构较为简单、易于实现且聚焦性能较好的线圈。针对已有高聚焦度线圈结构复杂难以实现商用,而商用的线圈多以深度刺激线圈为主的问题,本文提出长底边平行的双梯形结构,能很大程度增加两线圈的中心接触面使得磁场更易集中于中心区域,而为提升中心刺激强度以提高刺激深度,考虑在上方中心处再加一层线圈。刺激线圈的本质是基于交流电路的电感线圈,线圈材料、线圈结构及匝数、导线截面积是主要的影响因素^[6]。在材料、匝数和截面积一定的情况下,本文一是探讨不同尺寸、相同结构的单层线圈对脑部激发的刺激区域有何区别;二是探讨具有双层结构的上层线圈位置如何影响脑内感应电场的变化。从仿真结果上分析结构相同的线圈在改变尺寸

收稿日期:2024-05-30;修订日期:2024-07-16

基金项目:广东省自然科学基金资助项目(2023A1515010860)

作者简介:靳贵平(1977—),女,陕西凤翔人,华南理工大学教授,博士,博士生导师,主要从事经颅磁刺激技术、可重构天线、毫米波通信技术、多功能天线理论与技术的研究,E-mail:gpjin@scut.edu.cn。

引用本文:靳贵平,杨思思,涂治红,等.高聚焦性双梯形双层经颅磁线圈的设计[J].郑州大学学报(工学版),2025,46(1):119-125.(JIN G P, YANG S S, TU Z H, et al. Design of double-trapezoidal and double-layer transcranial magnetic coil with high focality[J]. Journal of Zhengzhou University (Engineering Science), 2025, 46(1): 119-125.)

的情况下性能的变化,然后比较改变外侧边长后的性能变化以得到最优性能的线圈参数。将优化后的双梯形双层结构线圈与已用于商用的 Magstim 公司的两款 8 字形线圈进行对比并在真实脑模型中验证所设计线圈的优越性。

1 材料和方法

1.1 理论依据

TMS 的理论基础为法拉第电磁感应定律,变化的电场可以产生磁场,变化的磁场可以产生电场。感应电场的大小、方向与磁场空间分布、强度、方向等参数相关^[7]。在计算空间任一点处的电场强度的理论依据是麦克斯韦方程组和 Biot-Savart 定律,但由于 TMS 作用的区域为人脑,需要考虑电导率和介电常数这两个参数^[8]。Gabriel 等^[9]提出了四阶 Cole-Cole 模型,可用来计算不同频段内的生物组织介电参数,模型可表示为

$$\varepsilon(\omega)\varepsilon'-j\varepsilon''=\varepsilon_{\infty}+\sum_{n=1}^4\frac{\Delta\varepsilon_n}{1+(j\omega\tau_n)^{1-a_n}}+\frac{\sigma_i}{j\omega\varepsilon_0}。 \quad (1)$$

式中: ε 为复介电常数; ε' 为实部; ε'' 为虚部; $\Delta\varepsilon_n$ 为增量; a^n 为分布参数; σ_i 为离子的电导率; ε_0 为真空时的介电常数。

1.2 模型的建立

本文使用 Sim4Life 和 Ansys Maxwell 两种有限元电磁仿真软件。Sim4Life 在进行 TMS 仿真时,使用的环境是低频磁准静态场,当模型的尺寸比电磁波辐射波长小得多时,满足准静态电磁场方程^[10],能基于麦克斯韦方程求解近似解析值。需建立的模型有球头模型、空气域模型和线圈模型。本文使用具有 5 层结构的球头模型进行仿真,脑内各组织对磁场的导通效果与空气几乎相似,相对磁导率的设置与空气保持一致均为 1。虽然球头模型结构简单,但可以给不同线圈提供性能标准化条件,加快仿真速度。在频率为 2 500 Hz 时^[11],根据四阶 Cole-Cole 模型,球头模型电磁特性见表 1。

表 1 各层半径及电导率

Table 1 Radius and conductivity of each layer		
分层名称	层半径/mm	电导率/(S·m ⁻¹)
头皮	92.0	0.320
头骨	87.1	0.170
脑脊液	79.7	1.776
脑灰质	77.2	0.239
脑白质	70.0	0.265

使用有限元法进行分析时,设置网格最大边长为 1 mm,得到的体素总数为 8 412 000。为了模拟

真实环境,在球头模型周围还需要设置空气域^[12]。在计算时,需要将空气域的范围设置得足够大才能认为电磁场的边界衰减近似为 0,空气域形状为正方体,设置边长为 300 mm。

本文所用于对比分析的标准线圈是 Magstim 公司的尺寸分别为 70 mm 和 25 mm 的两款商用八字形线圈^[13],70 mm figure-8 coil 更注重深部刺激,其外直径为 87 mm,内直径为 56 mm,匝数为 9;25 mm figure-8 coil 更注重聚焦性能,其外直径为 42 mm,内直径为 18 mm,匝数为 14。为探究刺激线圈的尺寸特性对感应电场空间分布的影响,建立 3 种不同尺寸的线圈模型,小尺寸线圈是 25 mm figure-8 coil 的一半,中尺寸线圈是 70 mm figure-8 coil 的一半,大尺寸线圈与 70 mm figure-8 coil 一致。它们的匝数都为 9,距离球头模型 3 mm。通过建立 3 种不同尺寸、相同结构的线圈,分析尺寸对性能的影响。所有线圈内脉冲电流的频率设置为 2.5 kHz,通入的电流峰值为 5 kA。

每组线圈底层绕组方式如图 1 所示,箭头表示电流方向,中间的阴影区域部分表示目标靶区。实际的病灶区域位于脑内 3~4 cm 处,但球头模型与实际有所差异,参考对照组的深度,本文将目标靶区设置为距离头皮正下方 7 mm 处。

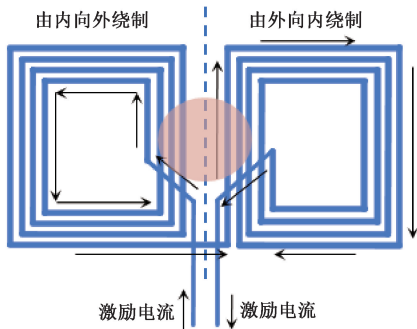


图 1 底层绕制方法及电流方向

Figure 1 Bottom winding and current direction

使用中尺寸线圈进一步分析,减小线圈靠外侧的边长,形成长底边对齐的等腰梯形结构,如图 2(a)的 I 类所示,它相比矩形结构能够使磁场更加聚焦于中心区域^[14]。为不减少中心处的电场强度,在所设计的双梯形线圈上方 5 mm 处再加 1 层线圈。按上层线圈的位置及结构分为 5 类,如图 2 所示。成对线圈中心平行部分的电流保持一致。对于每类对称等腰梯形线圈结构,改变梯形外侧边长,使两侧长短边长度差分别为 8、12、16、20、24 mm,具体尺寸如表 2 所示,其中,长 L 和宽 W 是最外层线圈的数据;下标 1 代表离头皮较近的下层线圈;下标 2 代表上层线圈。

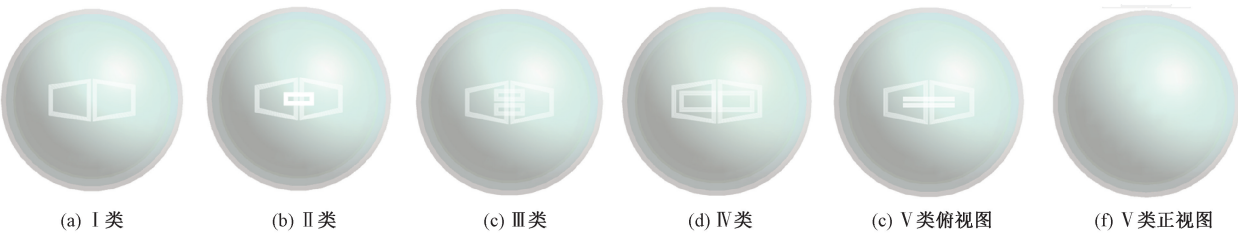


图 2 5 类线圈结构示意图

Figure 2 Schematic of five types of coil structures

表 2 5 类线圈参数

Table 2 Five categories of coil parameters

线圈类型	参数
I 类	$L_1 = 42.5\text{ mm}, W_1 = 42.5\text{ mm}$
II 类	$L_1 = 42.5\text{ mm}, W_1 = 42.5\text{ mm}$
	$L_2 = 30\text{ mm}, W_2 = 13\text{ mm}$
III 类	$L_1 = 42.5\text{ mm}, W_1 = 42.5\text{ mm}$
	$L_2 = 30\text{ mm}, W_2 = 13\text{ mm}$
IV 类	$L_1 = 42.5\text{ mm}, W_1 = 42.5\text{ mm}$
	$L_2 = 35\text{ mm}, W_2 = 20\text{ mm}$
V 类	$L_1 = 42.5\text{ mm}, W_1 = 42.5\text{ mm}$
	$L_2 = 50\text{ mm}, W_2 = 7\text{ mm}$

在进行上层绕组时,整体线圈采用单通道设计,以 II 类为例,当两侧长度差为 0 mm 时,图 3 为线圈示意图。上下层的高度差为 5 mm,上层的绕组来源于下层的导线牵引上去绕制而成。当上层线圈数量为 2 时,绕组方式与底层一致。

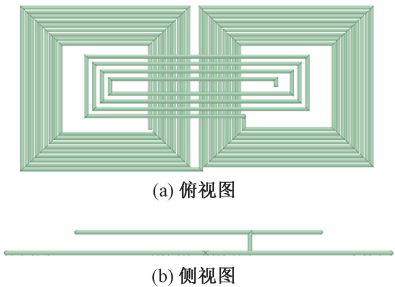


图 3 双层单通道线圈绕组结构图

Figure 3 Structure of double layer single channel coil

1.3 线圈性能评价指标

线圈有 3 个评价指标^[15]:刺激强度、刺激深度、聚焦度。这 3 个指标之间相互制约,相互影响。刺激强度的定义^[16]为头皮层处的最大感应电场,记作 E_{\max} ,越往大脑深处走,感应电场衰减越快。只有当 $E_{\max} > 100\text{ V/m}$ 时,才能引起细胞膜内外电位变化,达到有效刺激。同时也不宜超过 400 V/m ,否则会对周围其他组织造成破坏,给患者带来严重不适感。刺激深度是表征线圈激发的磁场在大脑内的穿透能力,其定义是头皮表面 E_{\max} 所在位置与脑内感应电场强度为 E_{\max} 的一半处的最远距离 $d_{1/2}$ 。聚焦度是

为了表示所产生的感应电场集中于某一区域的能力,通常使用聚焦面积 $S_{1/2}$ 来量化比较, $S_{1/2}$ 表示头皮处大于 $E_{\max}/2$ 的面积, $S_{1/2}$ 的值越小说明聚焦性越好。由于感应电场的不规则分布和模型的球面形状, $S_{1/2}$ 不易直接进行计算得到^[17],一般使用式(2)进行估算:

$$S_{1/2} = V_{1/2}/d_{1/2} \circ \tag{2}$$

式中: $V_{1/2}$ 为脑内大于 $E_{\max}/2$ 的体积,软件可以直接计算得到。

2 仿真实验与分析

2.1 3 种不同尺寸线圈分析

使用 sim4life 软件建模并分析,对两个标准 8 字形线圈和 3 种不同尺寸的矩形线圈进行仿真的数据如表 3 所示。

表 3 不同尺寸线圈的 3 指标数据

Table 3 Three-index data of coils of different sizes

线圈	$E_{\max}/(\text{V} \cdot \text{m}^{-1})$	$d_{1/2}/\text{mm}$	$S_{1/2}/\text{cm}^2$
70 mm	227	10.3	27.79
25 mm	259	8.2	15.36
小尺寸矩形	196	5.7	3.28
中尺寸矩形	285	7.1	11.17
大尺寸矩形	421	9.9	19.42

表 3 中小尺寸的线圈在聚焦度方面表现较好,但刺激深度远达不到目标靶区位置,而大尺寸线圈的最大电场强度为 421 V/m ,超过了安全范围上限。中尺寸表现最佳,保持了较高的电场强度,聚焦度相比 70 mm 和 25 mm 的标准线圈,分别提升了 59.8% 和 27.28%,刺激深度对比分别损失了 31.07% 和 13.41%。综上可知两矩形线圈并排结构能够较大程度提升中心电场强度并提高聚焦度,在设计线圈的尺寸时,不宜过大和过小,以 40~50 mm 为较佳尺寸。

2.2 不同结构双梯形双层线圈

第 1 节中阐述的 5 类线圈的结构除 I 类都具有双层结构。通过特殊的绕制方式,可以实现单通道的设计,降低对脉冲电路控制模块的要求,易于实

现。5 类线圈具有不同的参数,当底层线圈为标准矩形线圈时,5 类结构关于 3 个评价指标的数据如表 4 所示,其中 I 类为对照组。

表 4 底层为矩形线圈时 5 类线圈的 3 指标数据

Table 4 Three-index data of five types of coils when the bottom layer is rectangular coil

类别	$E_{\max}/(\text{V}\cdot\text{m}^{-1})$	$d_{1/2}/\text{mm}$	$S_{1/2}/\text{cm}^2$
I 类	285	7.1	11.17
II 类	315	7.6	9.70
III 类	315	7.6	9.27
IV 类	390	7.7	9.98
V 类	290	8.0	11.36

由表 4 可知,IV 类线圈对于电场强度的提升最大,V 类线圈对刺激深度的提升最大,III 类线圈对聚焦度的提升最明显。不论是哪一类,与 I 类只有一层矩形线圈相比都具有性能上的提升,证明两层结构的线圈叠加可以同时提高刺激深度和聚焦度。改变下层矩形线圈两侧长度差,上层线圈不变,不同评价指标与其关系如图 4 所示。

从图 4 可以看出,I 类和 V 类的折线走势相似,说明 I 类和 V 类的性能相似。除图 4(a)中 IV 类线圈两侧长度差为 0 mm 时的电场强度超过阈值 400 V/m,其他类别均在刺激阈值范围内,且 IV 类电场强度远高于其他类别,说明此类线圈能够较大大程

度提高电场强度。刺激深度变化最明显的是 V 类。5 类线圈都是随着两侧长度差的增大而聚焦面积变小,说明聚焦性能变好,梯形结构相比矩形能够提高中心聚焦度。

I 类与 V 类在性能上大部分情况下差别不大,但 V 类比 I 类结构更复杂,多出的一层线圈既增加了功率损耗,也可能使线圈发热情况更为严重^[18]。IV 类的最大电场强度远高于其他类别,但没有在刺激深度和聚焦度上有非常优越的表现,说明此类线圈结构的能量转化效率较低^[19]。II 类和 III 类线圈性能十分类似,但 III 类比 II 类多一个线圈,同样会增加能量损耗。综上所述,II 类为 5 类线圈中的最优类别。当选择 II 类两侧长度差为 12 mm 时,对比 70 mm figure-8 coil 在聚焦性能上提升了 69.48%,刺激深度上减少了 27.18%,使用较少的深度损失换来了聚焦度上的较大提升;对比 25 mm figure-8coil 在聚焦性能上提升了 44.78%,刺激深度上减少了 8.5%;对比中尺寸矩形线圈,聚焦性能提升了 24.08%,刺激深度提升了 5.6%,说明使用双梯形双层结构,不论是相比商用线圈还是矩形结构线圈,都有聚焦性能上的较大提升。所以选择 II 类中两侧长度差为 12 mm 的线圈作为最终的优化线圈,与 70 mm figure-8 coil 的表面感应电场强度分布如图 5 所示。

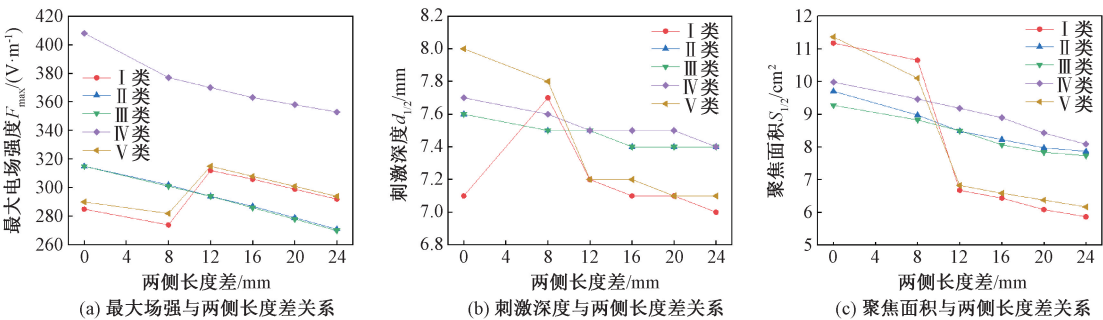


图 4 不同线圈结构性能与两侧长度差的关系

Figure 4 Relationship between different coil structures performance and the distance of the two sides

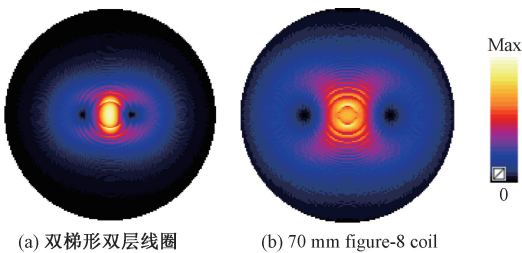


图 5 优化线圈与 70 mm 线圈电场分布图

Figure 5 Electric field of optimized coil and 70 mm coil

图 5 的电场强度已经进行了归一化,可以看出,优化后的新型线圈比传统商用线圈在聚焦度和刺激

强度上都有了非常明显的提升。

2.3 真实脑模型仿真验证

为使本文所建立的新型线圈更具说服力,使用真实脑模型进一步仿真验证。真实脑模型来自人类连接组项目(human connectome project)数据库^[20],此数据库是由 50 名 22~35 岁的健康志愿者的脑部 MRI 扫描图片组成,共包括 6 个解剖层:头皮、头骨,脑脊液、脑灰质、脑白质、小脑^[21],结构示意图如图 6 所示。

小脑位于大脑深处难以抵达,而且与为球头模型层数保持一致,本文只采用前 5 个部分进行仿真

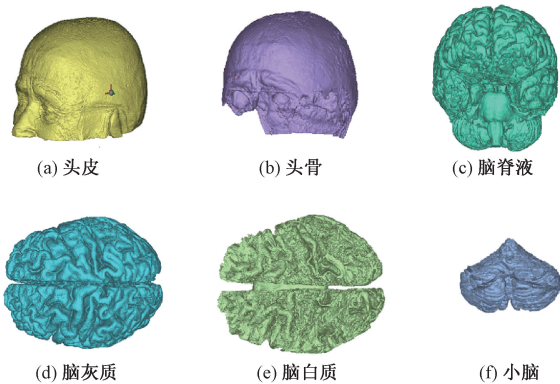


图 6 大脑六大组成部分
Figure 6 Six parts of the brain

分析。由于个体脑部差异性,使用 50 组脑模型分别对两个标准 8 字形线圈和最终的优化线圈进行仿真分析。图 7 的箱线图展示了不同线圈的脑模型仿真数据结果,可以看出,优化后的新型线圈的平均最大场强远高于其他两款商用线圈,虽然刺激深度与

70 mm figure-8 coil 相比有所下降,但聚焦度指标得到明显提升。通过剔除掉部分偏离程度非常大的数据后,取平均值计算得到如下结果:新型线圈的最大场强相比 70 mm figure-8 coil 提升了 22.8%,相比 25 mm figure-8 coil 提升了 22.57%,且都在阈值范围内;新型线圈的刺激深度相比 70 mm figure-8 coil 减少了 25.71%,相比 25 mm figure-8 coil 减少了 9.5%;新型线圈的聚焦度相比 70 mm figure-8 coil 提升了 62.07%,相比 25 mm figure-8 coil 提升了 39.49%。与球头模型的数据相比虽然有些差别,但是结论一致,都是以牺牲较少的刺激深度获得聚焦度的较大提升。

最后选取一组脑模型查看经过归一化后的表面电场分布图,如图 8 所示,可直观看到所设计的双梯形双层新型线圈相比其他两类线圈具有更高的聚焦度和刺激强度,从侧面验证了仿真结果的可靠性。

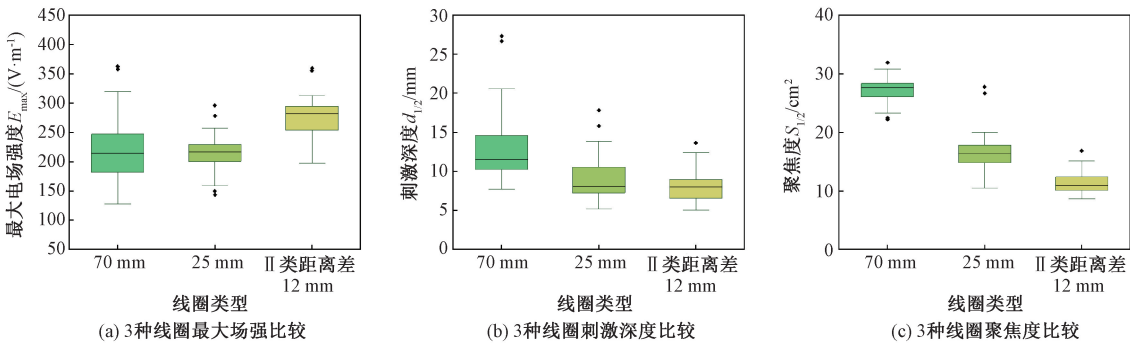


图 7 3 种线圈的性能比较
Figure 7 Performance comparison of the three coils

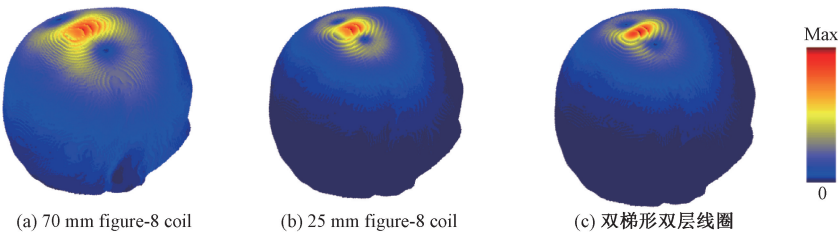


图 8 基于真实头部模型的 3 种线圈表面电场分布图
Figure 8 Surface electric field profiles of the three coils based on a real head model

3 结论

本文设计的双梯形双层线圈与传统线圈相比,牺牲了较少的刺激深度,得到了聚焦方面的巨大提升,可以最大程度减弱对非靶区组织的影响,减缓患者的疼痛感和副作用,有利于 TMS 的治疗。单通道的特殊绕组方式对脉冲放电电路的控制模块要求不高,结构较为简单,也为后续扩充为阵列线圈提供了单元原型。在球头模型和 50 组脑模型中分别进行

仿真,得到趋于一致的结果,使得数据更具说服力。

参考文献:

[1] ZHANG Z, AI W J, DENG B, et al. Improved figure-of-eight coil for transcranial magnetic stimulation using magnetic resonant coupling[J]. IEEE Transactions on Magnetics, 2017, 53(11): 9100605.

[2] EIBL T, SCHREY M, LIEBERT A, et al. Influence of clinical and tumor-specific factors on the resting motor threshold in navigated transcranial magnetic stimulation

- [J]. *Neurophysiologie Clinique*, 2023, 53(6): 102920.
- [3] REN C, TARJAN P P, POPOVIĆ D B. A novel electric design for electromagnetic stimulation: the Slinky coil [J]. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 1995, 42(9): 918-925.
- [4] PANIZZA M, NILSSON J, ROTH B J, et al. Relevance of stimulus duration for activation of motor and sensory fibers: implications for the study of H-reflexes and magnetic stimulation [J]. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1992, 85(1): 22-29.
- [5] WEI X L, LI Y, LU M L, et al. Comprehensive survey on improved focality and penetration depth of transcranial magnetic stimulation employing multi-coil arrays [J]. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 2017, 14(11): 1388.
- [6] 杨龙成, 陆继庆. 经颅磁刺激参数与结构要件的影响分析 [J]. *生物信息学*, 2014, 12(1): 53-59.
- YANG L C, LU J Q. Analysis of transcranial magnetic stimulation parameters and the impact of structural elements [J]. *Chinese Journal of Bioinformatics*, 2014, 12(1): 53-59.
- [7] SPAMPINATO D, IBÁÑEZ J, SPANOUDAKIS M, et al. Cerebellar transcranial magnetic stimulation: the role of coil type from distinct manufacturers [J]. *Brain Stimulation*, 2020, 13(1): 153-156.
- [8] 牛瑞奇, 张丞, 吴昌哲, 等. 组织电导率对经颅磁刺激头模型内电场计算的影响 [J]. *生物医学工程学杂志*, 2023, 40(3): 401-408.
- NIU R Q, ZHANG C, WU C Z, et al. The influence of tissue conductivity on the calculation of electric field in the transcranial magnetic stimulation head model [J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2023, 40(3): 401-408.
- [9] GABRIEL S, LAU R W, GABRIEL C. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 1996, 41(11): 2271-2293.
- [10] 方晓. 经颅磁刺激系统关键技术研究 [D]. 武汉: 华中科技大学, 2020.
- FANG X. Research on the key technologies of transcranial magnetic stimulation system [D]. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology, 2020.
- [11] ZHENG W, YU H L, DING W G, et al. Changes in brain functional networks of insomniacs induced by magnetic stimulation at acupoints [J]. *IEEE Transactions on Applied Superconductivity*, 2019, 29(2): 0500104.
- [12] MURPHY D, GOMEZ L, HAMDAN R, et al. Experimental demonstration of transcranial magnetic stimulation coils with optimized focality [J]. *Brain Stimulation*, 2023, 16(1): 223.
- [13] YOUNG I M, OSIPOWICZ K, MACKENZIE A, et al. Comparison of consistency between image guided and craniometric transcranial magnetic stimulation coil placement [J]. *Brain Stimulation*, 2022, 15(6): 1465-1466.
- [14] CORLIER J, WILSON A, HUNTER A M, et al. Changes in functional connectivity predict outcome of repetitive transcranial magnetic stimulation treatment of major depressive disorder [J]. *Cerebral Cortex*, 2019, 29(12): 4958-4967.
- [15] ZANGEN A, ROTH Y, VOLLER B, et al. Transcranial magnetic stimulation of deep brain regions: evidence for efficacy of the H-coil [J]. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 2005, 116(4): 775-779.
- [16] GOMEZ L J, GOETZ S M, PETERCHEV A V. Design of transcranial magnetic stimulation coils with optimal trade-off between depth, focality, and energy [J]. *Journal of Neural Engineering*, 2018, 15(4): 046033.
- [17] BOONZAIR J, PETROV P I, OTTE W M, et al. Design and evaluation of a rodent-specific transcranial magnetic stimulation coil: an *in silico* and *in vivo* validation study [J]. *Neuromodulation: Journal of the International Neuromodulation Society*, 2020, 23(3): 324-334.
- [18] WANG B S, ZHANG J S, LI Z X, et al. Optimized monophasic pulses with equivalent electric field for rapid-rate transcranial magnetic stimulation [J]. *Journal of Neural Engineering*, 2023, 20(3): 036027.
- [19] 熊慧, 王玉领, 付浩, 等. 一种应用于经颅磁刺激脉冲宽度可调的节能型激励源 [J]. *电工技术学报*, 2020, 35(4): 679-686.
- XIONG H, WANG Y L, FU H, et al. An energy efficient excitation source for transcranial magnetic stimulation with controllable pulse width [J]. *Transactions of China Electrotechnical Society*, 2020, 35(4): 679-686.
- [20] 段以哈. 基于经颅磁刺激技术的不同语言关键脑功能区研究 [D]. 深圳: 深圳大学, 2018.
- DUAN Y H. Research on key language functional areas of different languages based on transcranial magnetic stimulation [D]. Shenzhen: Shenzhen University, 2018.
- [21] LIU Y H, LIU S Y, SEFATI S, et al. Inside-out tracking and projection mapping for robot-assisted transcranial magnetic stimulation [C] // *Optical Architectures for Displays and Sensing in Augmented, Virtual, and Mixed Reality (AR, VR, MR)*. Washington DC: SPIE, 2022: 57-70.

Design of Double-trapezoidal and Double-layer Transcranial Magnetic Coil with High Focality

JIN Guiping, YANG Sisi, TU Zhihong, XU Xiangmin, XING Xiaofen

(School of Electronic and Information Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 510641, China)

Abstract: Based on the influence of focality on transcranial magnetic coil, a single-channel double-trapezoidal and double-layer coil with high focality was designed to address the insufficient commercial use. Firstly, the ball-head model was used to analyze the coils with same structure but different sizes, and the better coil size was obtained. In order to further improve the focality, the differences of medium-size coil between five different structures of double-layer coils and two commercial figure-8 coils were analyzed, and the optimal coil structure was obtained. Finally, 50 groups of real brain models with individual differences were used for simulation verification. The simulation results indicated that when using the ball-head model, the optimized coil improved the focality by 69.48% and reduced the depth by 27.18% compared with the 70 mm figure-8 coil, the focality was improved by 44.78%, and the depth was reduced by 8.5% compared with 25 mm figure-8 coil. When using 50 groups of real brain models, the focality of the optimized coil was improved by 62.07% and the depth was reduced by 25.71% compared with the 70 mm figure-8 coil, the focality was improved by 39.49%, and the depth was reduced by 9.5% compared with 25 mm figure-8 coil. Experiment results of two models tended to be consistent, which confirmed the reliability of the simulation and also proved that the optimized coil had stronger stimulation intensity and focality, which could greatly improve the safety of TMS treatment and reduce discomfort. At the same time, the single-channel design was easy to implement and had high performance.

Keywords: electromagnetic induction; focality; transcranial magnetic stimulation; Sim4Life; brain model

(上接第 118 页)

Influence of Turbulence Models on the Flow Field Simulation of Annular Jet Pump

XIANG Weining, CHEN Yunliang, XIONG Shun, ZHANG Yan

(College of Water Resources and Hydropower, Sichuan University, Chengdu 610065, China)

Abstract: To reflect the influence of intense momentum exchange of the fluid in the annular jet pump suction chamber accurately, a comparison calculation using different turbulence models and wall functions was conducted, and hydraulic experiments were carried out to verify the results. The results showed that different wall functions had little effect on the performance and wall pressure coefficient calculation of the annular jet pump. Compared to the RNG $k-\varepsilon$ (RNG), Standard $k-\omega$ (SKW), SST $k-\omega$ (SST) models, the results calculated using the Realizable $k-\varepsilon$ (RKE) model or Reynolds stress model (RSM) combined with the scalable wall function (ScWF) was more consistent with the measurements. By comparing the simulated flow field, it was found that the performance prediction results of different turbulence models with low flow ratio conditions were related to the distribution range of the recirculation zone simulated. The larger the range of the recirculation zone simulated, the lower the predicted performance of the annular jet pump had. Based on the analysis of entropy production theory, it was believed that the energy loss of the annular jet pump was mainly caused by the turbulent entropy production distributed in the wall and the mixed shear layer. With high flow rate conditions, the high turbulent entropy production rate calculated by the RSM model was the main reason for its lower prediction performance compared to the RKE model.

Keywords: annular jet pump; turbulence model; performance; recirculation zone; entropy production theory