

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2025.01.014

医学信号处理与医学仪器

新型经颅磁刺激线圈的设计与优化

梁杰, 师素双, 姚爽, 师占群

河北工业大学机械工程学院, 天津 300401

【摘要】目的:设计一种新型线圈,并使用屏蔽板优化聚焦面积,以便于线圈能最大程度满足使用要求。**方法:**以3层头球模型为基础,使用COMSOL仿真软件,建立真实人体头部模型,进行有效性验证后将传统8字形线圈、新型线圈与头部模型进行联合仿真,探究新型线圈最优性能参数。通过增加屏蔽板进一步提高线圈聚焦性,并分析不同屏蔽板窗口尺寸对聚焦性的影响。**结果:**将新型线圈与传统8字形线圈进行数据对比,新型线圈大脑中磁场强度提高32%、刺激深度提高152%、聚焦面积略有扩大,聚焦性降低7.2%,综合性能优于传统8字形线圈。使用600 mm²窗口尺寸的屏蔽板进行优化后,新型线圈的聚焦性提高30%,验证了屏蔽板对线圈性能的影响。**结论:**证明了新型线圈在性能参数方面的可行性,探究了不同的线圈尺寸和屏蔽板尺寸对评价指标的影响,为经颅磁刺激后续研究奠定基础。

【关键词】经颅磁刺激线圈;屏蔽板;聚焦面积;刺激深度

【中图分类号】R318.6;TH772

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2025)01-0103-09

Design and optimization of a novel transcranial magnetic stimulation coil

LIANG Jie, SHI Sushuang, YAO Shuang, SHI Zhanqun

School of Mechanical Engineering, Hebei University of Technology, Tianjin 300401, China

Abstract: Objective To design a new type of coil and use a shield plate to optimize the focusing area, so that the coil can meet the usage requirements to the greatest extent possible. **Methods** Based on a 3-layer head model, COMSOL simulation software was used to establish a real human head model. After effectiveness verification, the traditional 8-shaped coil, new coil, and head model were jointly simulated to explore the optimal performance parameters of the new coil. The focusing performance was further improved by adding a shield plate, and the effects of different shield plate window sizes on focusing performance were analyzed. **Results** Compared with the traditional 8-shaped coil, the new coil improved the magnetic field intensity in the brain by 32%, increased the stimulation depth by 152%, but slightly expanded the focusing area, decreasing the focusing performance by 7.2%, which demonstrated the superior performance of the new coil than the traditional 8-shaped coil. After optimization using a shield plate with a window size of 600 mm², the focusing performance of the new coil was improved by 30%, verifying the effectiveness of the shield plate on the coil performance. **Conclusion** The feasibility of the new coil is proved in terms of performance parameters, and the effects of different coil sizes and shield plate sizes on evaluation indicators are explored, laying a foundation for subsequent research on transcranial magnetic stimulation.

Keywords: transcranial magnetic stimulation coil; shield plate; focusing area; stimulation depth

前言

当前社会人们的生活条件不断提高,来自家庭和社会的压力也逐渐增大,导致越来越多的人患上不同程度的精神疾病,如抑郁障碍、帕金森、癫痫、精

神分裂症等^[1-4]。目前对于精神疾病的治疗方法主要有4种,其中心理干预治疗只能简单缓解一些症状较轻的疾病,对于一些由重大脑部疾病引起的精神病效果并不明显;药物和电刺激治疗虽然也有一定效果,但都会对患者产生不同程度的副作用^[5-7],并伴随着很大的医疗风险,在真正临床治疗中并不可靠;经颅磁刺激(Transcranial Magnetic Stimulation, TMS)作为一种无创、无痛、安全且稳定的脑刺激技术,通过线圈产生的磁场引起大脑神经元去极化,从而达到治疗的效果,拥有较好的安全性和有效性,目前也已得到广泛的认可和应用^[8-9]。

【收稿日期】2024-10-22

【基金项目】河北省高等学校科学技术研究项目(QN2024276)

【作者简介】梁杰,硕士研究生,研究方向:电子医疗器械, E-mail: 17734062484@163.com

【通信作者】师占群,博士,教授,研究方向:机械状态监控和故障诊断, E-mail: z_shi@hebut.edu.cn

继法拉第发现电磁感应原理后,便开始有关磁场对于大脑疾病治疗的研究^[10]。1985年,Barker等^[11]成功制造出第一台TMS仪,之后TMS技术开始迅速发展。对于TMS设备来说,起到关键作用的就是磁刺激线圈,它决定着TMS设备治疗的效果。1988年,Ueno等^[12]提出现在商用线圈中使用最广泛的8字形线圈,使得磁场强度和聚焦性相比于圆形线圈有较大的提升。之后研发出的新型线圈,如偏心线圈^[13]、双锥形线圈^[14]、三层—8字形线圈^[15]、双8字形线圈^[16]等都使聚焦性和刺激深度有明显的改善。有研究在线圈的基础上增加屏蔽板^[17]和不同材料的铁芯^[18],屏蔽板能提高TMS线圈的聚焦性,加入铁芯具有磁场成型和节能的优点。对于不同的线圈,屏蔽板的屏蔽效果也会有所不同,也有研究针对各自提出的线圈加上屏蔽板后的效果进行分析^[19-21]。有研究使用小动物作为实验对象,通过研究软磁材料^[22]并改变其形状来探究磁芯对线圈性能的影响。另外,为使聚焦性和刺激深度能达到最优,可以通过优化算法^[23]对两种指标之间的关系进行寻优筛选,最终达到满足治疗效果的需要。Membrilla等^[24]提出新的框架,通过使用算法改进线圈形状使线圈适应不同的头部模型,为复杂线圈的解决提供极大的可能性。虽然有一些线圈性能相对来说比较好,但是也存在设计过于复杂、体积较大等缺点,因此还需进一步完善。

针对TMS线圈的设计与优化主要集中在增强聚焦性和提高刺激深度上,本研究在8字形线圈的基础上,依据磁场叠加原理增加方形线圈,设计一种新型的双层TMS线圈,并将设计的新型TMS线圈和目前应用最广泛的商用8字形线圈进行仿真结果对比,分析新型TMS线圈的刺激性能,最大程度地弥补传统8字形线圈聚焦性和刺激深度性能较差的缺点,对目前TMS线圈的发展起到一个积极的促进作用,对于TMS线圈后续的改进和发展有着重要的意义。

1 方法

1.1 理论基础

TMS线圈产生磁场是通过通入强脉冲电流来实现的,因此,对于电磁场的研究主要以麦克斯韦方程组为理论基础的。麦克斯韦方程组由4个方程组成,以下是其微分形式:

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad (1)$$

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (2)$$

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho \quad (3)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (4)$$

其中, \vec{H} 为磁场强度,单位是A/m; \vec{J} 为电流密度,单位是A/m²; \vec{D} 为电通量密度,单位是C/m; \vec{E} 为电场强度,单位是V/m; \vec{B} 为磁感应强度,单位是T; ρ 为自由电荷密度,单位是C/m³。

通过麦克斯韦对电磁学的进一步研究总结出麦克斯韦方程组,得出推广后的毕奥-萨伐尔定律不仅适用于静态电磁场,在时变磁场中也同样适用。由推广后的毕奥-萨伐尔定律可知,磁感应强度的表达式可以写成:

$$\vec{B} = \frac{\mu N}{4\pi} \oint_l \frac{I(t) d\vec{l} \times \vec{R}}{R^3} \quad (5)$$

其中, μ 为刺激部位的磁导率, N 为线圈匝数, $I(t)$ 为线圈内通入的电流, \vec{R} 为电流的相对位置矢量, R 为线圈距离刺激部位的距离, $d\vec{l}$ 为源电流中进行积分计算时的微小电流元素。毕奥-萨伐尔定律也表明电流激发的磁感应强度满足线性叠加原理,本研究对于新型线圈的设计也是基于此原理,产生的磁感应强度相对于传统线圈有较大提升。

由于磁荷不存在,为方便计算引入磁矢势 \vec{A} ,即将磁感应强度 \vec{B} 看成磁矢势 \vec{A} 的旋度,表达式如下:

$$\vec{B} = \nabla \times \vec{A} \quad (6)$$

将式(2)、(5)、(6)联立可得出电场强度公式:

$$\vec{E} = \frac{\mu}{4\pi} \frac{\partial I(t)}{\partial t} \oint_l \frac{1}{R} d\vec{l} \quad (7)$$

由式(5)、(7)可以得知,电流的变化影响电场和磁场强度的大小,在TMS过程中可以通过改变线圈中通入电流的大小和频率来满足线圈使用时的要求。

在TMS线圈性能评价指标中,通常使用刺激深度、聚焦性、刺激强度来衡量线圈的性能。本研究使用Koponen等^[25]的研究方法,使用 $1/\sqrt{2}$ 边界代替Deng等^[26]的 $1/2$ 边界,对线圈性能评价指标进行定义,即将刺激深度 $d_{1/\sqrt{2}}$ 定义为大脑皮层处最大感应电场 E_{\max} 的 $1/\sqrt{2}$ 处与大脑表面最大电场处的距离。聚焦性使用Deng等^[26]对于聚焦面积的计算:

$$S_{1/\sqrt{2}} = \frac{V_{1/\sqrt{2}}}{d_{1/\sqrt{2}}} \quad (8)$$

其中, $V_{1/\sqrt{2}}$ 为大脑皮层中 \geq 最大感应电场的 $1/\sqrt{2}$ 的体积,也可称为聚焦体积; $d_{1/\sqrt{2}}$ 为刺激深度,大脑主要由白质和灰质组成,灰质主要构成了大脑皮层,厚度约为4 mm,这就要求线圈满足一定的刺激深度,否则无法产生良好的治疗效果; $S_{1/\sqrt{2}}$ 为聚焦面积,这里用来定义TMS线圈的聚焦性,聚焦面积越小代表线圈

聚焦性越好。刺激强度可以通过电场强度 E_{\max} 来体现, 电场强度越强, 代表线圈的穿透性越好, 一般要求电场强度为 100~450 V/m, 保证既能达到最小刺激阈值又不对人体造成伤害。根据 COMSOL 用户手册, 在 COMSOL 软件中磁场和电场强度计算公式如下:

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

(9)

$$\nabla \times \vec{H} = J$$

(10)

$$\vec{E} = -\nabla \vec{V} - j\omega \vec{A}$$

(11)

$$\vec{J} = \sigma \vec{E} + j\omega \vec{D} + \sigma \vec{v} \times \vec{B} + J_e$$

(12)

其中, \vec{J} 仍为电流密度, \vec{H} 为磁场强度, \vec{E} 为电场强度, σ 为电导率, \vec{D} 为电通量密度, ω 为电流简谐运动中的角速度, J_e 为单位电流密度。

1.2 人体头部模型建模

在对线圈性能进行测试前, 首先要建立一个可以模拟人体头部的简化模型来进行仿真结果的验证, 目前常用的简化模型是球模型, 层数分为 3、4 和 5 层。为简便运算并且使仿真结果更接近人体头部受到磁场作用时产生的效果, 在 3 层头球模型的基础上, 根据中国成年人人体尺寸中关于人头模型的尺寸对头部模型进行设计, 3 层头部模型长、宽、高分别为 23.0、17.5 和 28.0 cm, 第一层为头皮、第二层为颅骨、第三层为大脑。真实人体大脑分为白质和灰质, 为简化模型便于计算和处理, 将大脑白质和灰质看

成一个整体, 后续计算中使用的大脑组织参数为白质和灰质的平均值。3 层头球模型如图 1 所示。

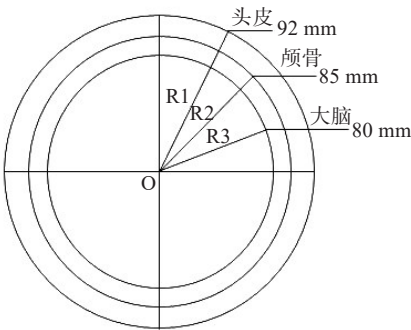


图1 3层头球模型
Figure 1 Three-layer head ball model

为保证实验的有效性, 本研究在相同的实验条件下使用传统 8 字形线圈分别与本研究建立的人体头部模型、3 层头球模型进行联合仿真。8 字形线圈在本文头部模型和头球模型头皮表面产生的电场强度分别为 192 V/m 和 190 V/m, 误差为 1.05% (图 2); 在头皮处产生的磁场强度分别为 0.84 T 和 0.82 T, 误差为 2.0% (图 3); 在大脑处产生的磁场强度分别为 0.304 T 和 0.311 T, 误差为 2.2% (图 4)。通过自建头部模型与传统头球模型仿真实验相比, 自建头部模型在仿真误差方面能满足后续实验的使用要求。

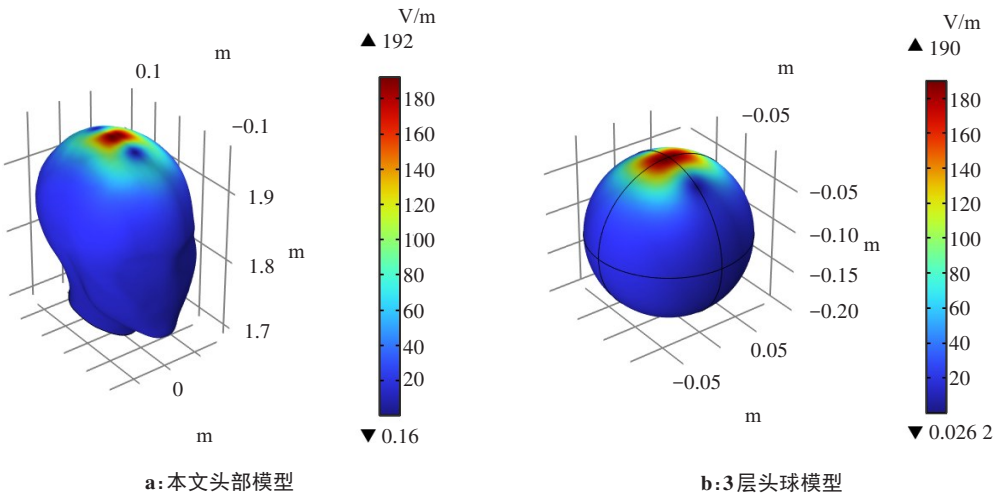


图2 头皮表面产生的电场强度
Figure 2 Electric field intensity generated on the scalp surface

本研究使用的仿真软件 Comsol Multiphysics 支持多物理场耦合模拟, 可以对外部导入的模型定义材料属性, 设置所需表达式, 以有限元方法为基础, 通过求解偏微分方程实现仿真模拟。由于该软件的

特殊性, 本次设计对大脑表面进行光滑处理, 尽可能地减少沟壑, 避免产生自相交曲线影响网格划分。本研究的人体头部三维模型如图 5 所示。

建立好的 3 层头部模型在 COMSOL 软件中将头

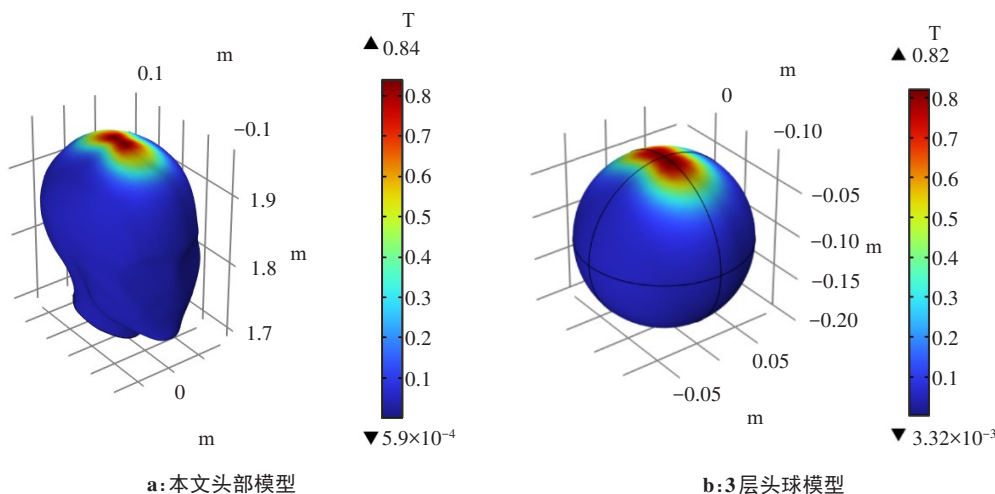


图3 头皮表面产生的磁场强度

Figure 3 Magnetic field intensity generated on the scalp surface

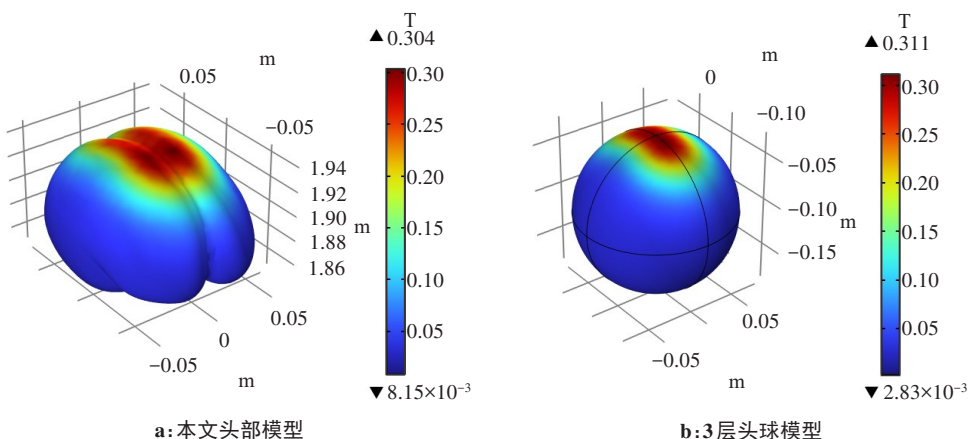
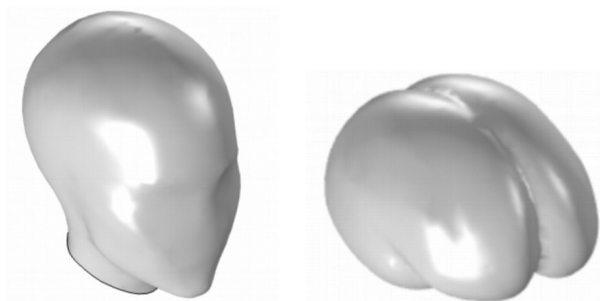


图4 大脑中产生的磁场强度

Figure 4 Magnetic field intensity generated in the brain



a: 本文头部模型 b: 本文头部大脑模型

图5 人体头部三维模型图

Figure 5 Three-dimensional models of human head

皮、颅骨、大脑的材料设置为Skin、Bone、Cortex。不同的人体组织在电磁场作用下会体现出不同的介电常数及电导率,准确的参数设置能对仿真结果起到关键作用。目前研究人员常用的生物组织参数为

1996年 Gabriel 等^[27]提出的4阶 Cole-Cole 模型计算得出的,表达式如下:

$$\hat{\epsilon}(\omega) = \epsilon_{\infty} + \sum_{n=1}^4 \frac{\Delta \epsilon_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{(1-\alpha_n)}} + \frac{\sigma_i}{j\omega\epsilon_0} \quad (13)$$

其中, $\hat{\epsilon}(\omega)$ 为复介电常数; ϵ_{∞} 表示场频率下的相对介电常数; $\Delta \epsilon_n$ 表示相对介电常数的增量; τ_n 代表中心弛豫时间; ω 为角频率; α 为弛豫分布时间; σ_i 为离子电导率; ϵ_0 为真空中的介电常数。

不同频率下各个组织的参数也会发生变化,本研究选取 Gabriel 等^[27]建立的数据库中关于人体头部组织在 2 500 Hz 时的参数设置材料属性,具体参数如表 1 所示。

2 新型线圈设计与仿真

2.1 新型线圈磁场强度仿真

本研究设计的 TMS 线圈分为上下两部分,上层

表 1 人体头部组织在 2 500 Hz 时生物组织参数

Table 1 Biological tissue parameters of human head tissues at 2 500 Hz

生物组织	相对介电常数	电导率/ $\text{S}\cdot\text{m}^{-1}$	磁导率
头皮	0.000 2	1 135.2	1
颅骨	0.020 0	1 435.2	1
大脑	0.084 4	5 6193	1

部分为标准 8 字形线圈,由两个标准圆形线圈组成。圆形线圈尺寸与 Magstim 公司的商用 8 字形线圈相同,材料为铜,每个线圈外径为 87 mm,内径为 56 mm,匝数 $N=10$,线圈高度为 6 mm;下层部分为正方形线圈,正方形线圈内外圈边长每次增加 2 mm,外圈边长从 52 mm 到 66 mm 变化,内圈边长从 21 mm 到 35 mm 变化,匝数 $N=10$ 。线圈材料为铜,电导率为 $5.998\times 10^7\text{ S/m}$,相对介电常数和磁导率均为 1,考虑到实际情况中线圈需要散热的问题,本研究中两个圆形线圈和正方形线圈在同一平面均间隔 1 mm 放置,上下两层线圈间隔 1 mm 放置。两层线圈均通入 5 000 A 电流,频率 $f=2\,500\text{ Hz}$,左侧上下层线圈电流方向为逆时针,右侧为顺时针。

将本研究设计的新型线圈和人体头部模型导入 COMSOL 软件中进行联合仿真,在仿真前需要在联合体周围建立一个空气域来模拟真实环境,使仿真结果与实际情况更接近,本研究设置的空气域为一个圆形球壳,外半径 0.3 m,内半径 0.2 m。新型线圈磁场分布如图 6 所示。线圈放置于头部模型正上方 20 mm 处,新型线圈在头皮、颅骨、大脑产生的磁场强度如图 7 所示。可以看出,随着下层正方形线圈边长增加,头部模型上的磁感应强度整体呈现出先减小再增大的趋势,并且不同尺寸产生的磁场依次穿过 3 层头部组织后均发生一定程度的衰减。当正方形线圈边长为 52 mm 时,头部模型上磁感应强度最大;当正方形线圈边长为 56 mm,即与圆形线圈内径相等时,磁感应强度最小。从图 7 中可以看出,磁感应强度在头部 3 层组织中的变化趋势大致相同,从外到内逐渐衰减,由此可知线圈的磁场强度大小与 TMS 线圈作用的距离也有关。

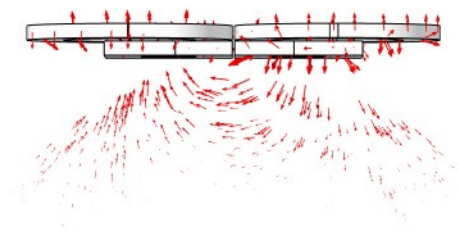


图 6 新型线圈磁场分布正视图

Figure 6 Front view of the magnetic field distribution of the new coil

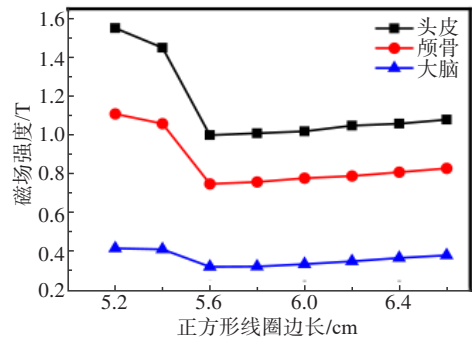


图 7 头部各层组织磁场强度

Figure 7 Magnetic field intensities of various layers of tissues in the head

2.2 新型线圈刺激性能仿真及结果对比

在评价线圈的性能参数时,要同时考虑线圈的聚焦性和刺激深度,还需要对聚焦体积是否合适进行判断,大的聚焦体积虽然能有效治疗患病区域,但也会对人体头部的健康组织造成伤害,产生不可逆转的副作用。因此,在进行线圈设计选型的时候要综合考虑 3 个性能评价指标,从而达到最优的选择。本研究基于 COMSOL 软件对不同尺寸的正方形线圈进行建模仿真,通过对新型线圈性能参数的分析探究线圈的最优综合性能。图 8 为新型 TMS 线圈聚焦体积 $V_{1/\sqrt{2}}$ 和刺激深度 $d_{1/\sqrt{2}}$ 之间的关系。

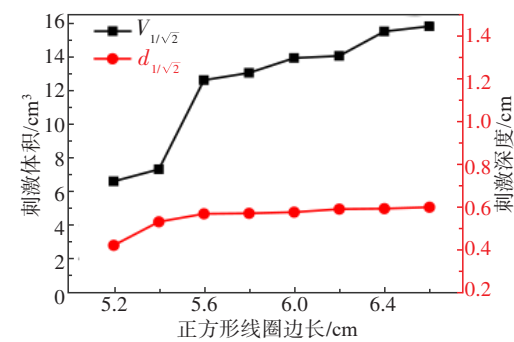


图 8 聚焦体积与刺激深度关系图

Figure 8 Relationship between focusing volume and stimulation depth

随着正方形线圈边长增加,在大脑中的聚焦体积和刺激深度都呈现出上升的趋势,并且聚焦体积的上升速率明显高于刺激深度的上升速率,这说明随着正方形线圈边长不断增加,聚焦面积会越来越大,即聚焦性会越来越差,这也证明了对于线圈刺激性能中聚焦性和刺激深度不能同时兼顾的结论。图 8 表明正方形线圈边长为 52 mm 时的聚焦体积相对于边长为 54 mm 时减小了 1.1 cm³,但是也牺牲了部分刺激深度。大脑表面的聚焦面积和刺激深度关系如图 9 所示。随着正方形线圈边长的增加,聚焦面积和

刺激深度都呈现出上升的趋势,这也反映了图8中得出的结论。从图9中可以看出当正方形线圈边长为52 mm时的聚焦面积相对于边长为54 mm时更小,聚焦面积减小了0.34 cm²,说明52 mm的边长产生的聚焦性更好,但是刺激深度相对于54 mm的边长减小了11 mm。

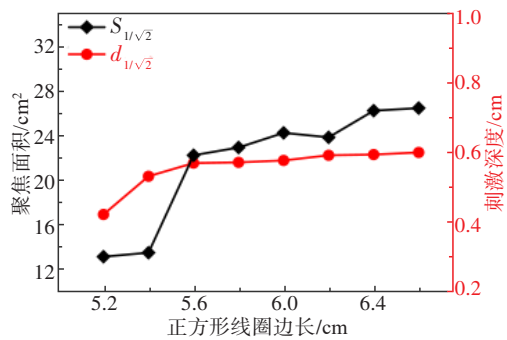


图9 聚焦面积与刺激深度关系图

Figure 9 Relationship between focusing area and stimulation depth

从线圈刺激体积、聚焦性、刺激深度这3个性能评价指标来看,新型线圈在正方形线圈边长为52 mm和54 mm时产生的效果较好,两种尺寸线圈的性能参数如表2所示。虽然52 mm线圈相对于54 mm时在大脑组织中的聚焦性提高了2.2%,但磁场强度和

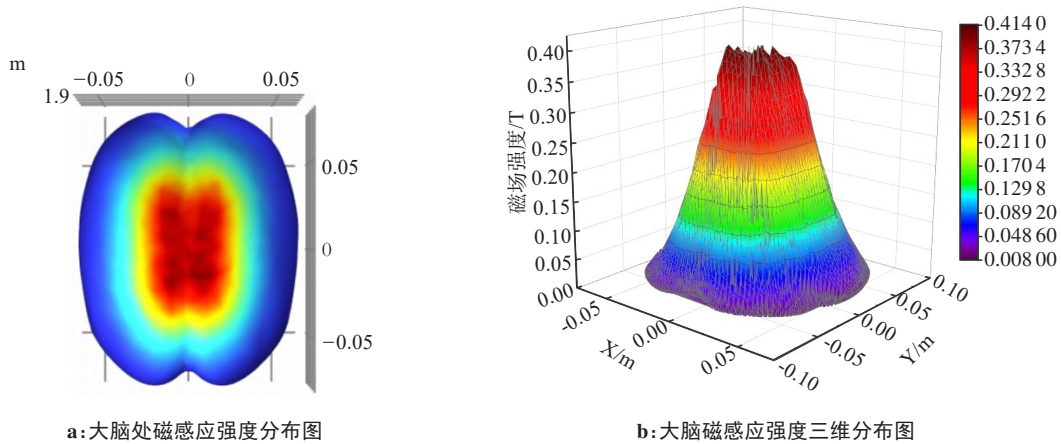
刺激深度分别减少了2.4%和45%。因此,从线圈整体性能参数上来看,正方形线圈边长为54 mm时新型线圈的整体性能更优,在对线圈进行选择时,适当牺牲小部分聚焦性提高刺激深度也是可取的。

表2 两种尺寸的线圈仿真结果对比

Table 2 Comparison of simulation results for two different sizes of coils

正方形线圈边长/mm	B/T	$d_{1/\sqrt{2}}$ /cm	$S_{1/\sqrt{2}}$ /cm ²
52	0.41	0.42	13.1
54	0.42	0.76	13.4

为验证新型线圈的有效性,本研究将正方形边长为54 mm时的新型线圈与目前使用较为广泛的传统8字形线圈仿真结果进行对比,两种线圈仍然通入5 000 A电流,频率均为2 500 Hz,材料选择为铜,匝数为9。新型线圈在大脑中的磁感应强度和三维分布图如图10所示;8字形线圈在大脑中的磁感应强度分布如图11所示。根据表3的数据可知,在此头部模型下的新型线圈相较于传统8字线圈来说大脑中磁场强度提高37%、刺激深度提高262%、聚焦面积略有扩大,聚焦性降低7.2%,但是从整体来看,新型线圈的性能参数更优异。



a: 大脑处磁感应强度分布图

b: 大脑磁感应强度三维分布图

图10 新型线圈磁感应强度分布图

Figure 10 Distribution map of magnetic induction intensity in the new coil

图12为新型线圈和8字形线圈头皮处电场强度仿真结果。在相同实验条件下,新型线圈和传统8字形线圈在头皮处产生的最大电场强度分别为278 V/m和192 V/m。相较于传统8字线圈,新型线圈在头皮处产生的电场强度整体提高44.8%,刺激强度更大,且仍在安全范围内。结合表3和图12可以看出,

如果对线圈聚焦性有较高要求,还需进一步对线圈进行优化或改进。

2.3 新型线圈参数优化与仿真

通过对新型线圈各个尺寸性能的仿真研究发现与传统8字形线圈相比,新型线圈在聚焦性方面略有不足。因此,为进一步优化线圈聚焦面积,使新型线

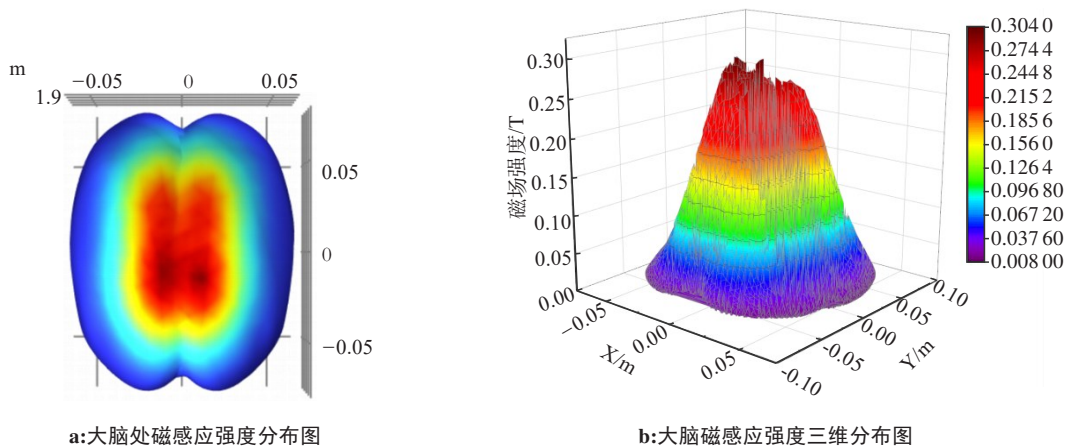


图 11 8 字形线圈磁感应强度分布图
Figure 11 Distribution map of magnetic induction intensity in an 8-shaped coil

表 3 两种线圈仿真结果对比

线圈类型	B/T	$d_{1/\sqrt{2}}/cm$	$S_{1/\sqrt{2}}/cm^2$
传统 8 字形线圈	0.30	0.21	12.5
本文新型线圈	0.41	0.76	13.4

圈在聚焦性指标方面更满足需求,接下来的研究中,在线圈下方放置一块屏蔽板,通过调节窗口大小对新型线圈的聚焦性进行改善。考虑到散热问题,屏蔽板放置在新型线圈下方 1 mm 处,厚度选择为 1 mm,材料为铜。图 13 为带屏蔽板的线圈磁场分布正视图。

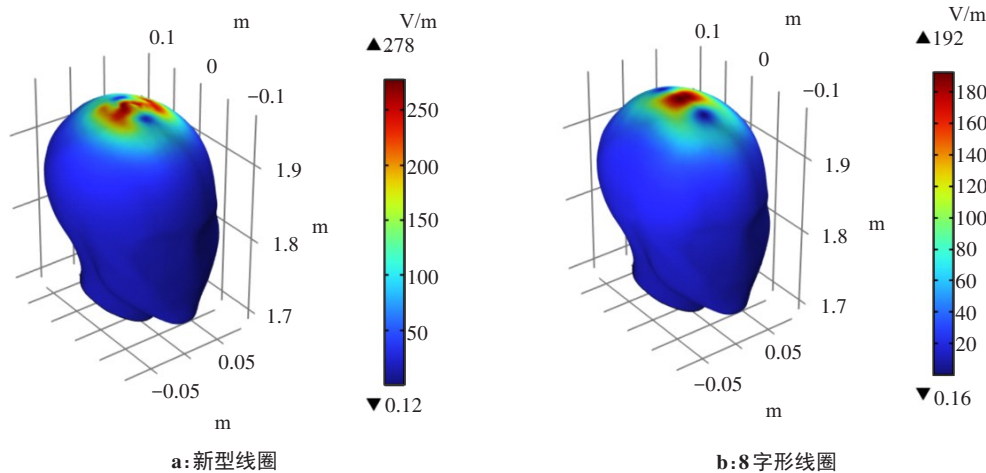


图 12 电场强度分布
Figure 12 Electric field intensity distribution

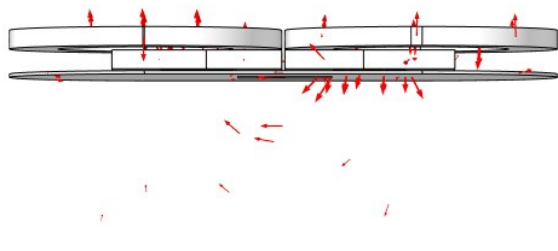


图 13 带屏蔽板的线圈磁场分布正视图
Figure 13 Front view of magnetic field distribution of the coil with shield plate

屏蔽板提高聚焦性的原理是当线圈产生的磁场穿过屏蔽板时,在屏蔽板内部会产生较强的涡流,根据法拉第电磁感应定律可知,屏蔽板内部的涡流会产生一个相反方向磁场抵消线圈产生的磁场。此时,在屏蔽板上打开一个窗口,没有被抵消掉的磁场将会聚焦在头部位置,使线圈聚焦性得到增强。本研究屏蔽板窗口面积为 600~4 000 mm²,每次增加 850 mm²,共进行 5 次实验仿真。图 14 反映了头皮处

电场强度与大脑处聚焦面积和屏蔽板窗口尺寸变化之间的关系。随着屏蔽板窗口尺寸逐渐增大,头皮处电场强度和大脑处聚焦面积均呈现出上升的趋势,说明线圈在增加了屏蔽板后,窗口面积逐渐减小能有效改善聚焦性不足的缺点,但是也会使头皮处电场强度减小,降低刺激强度。

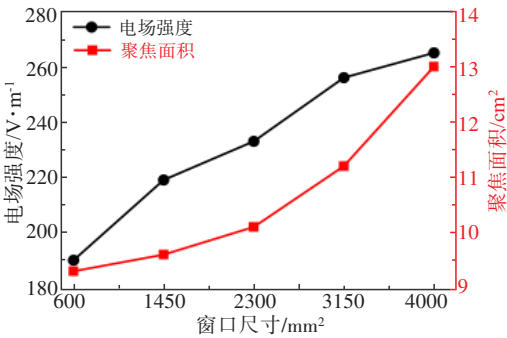


图 14 窗口尺寸与电场强度关系图

Figure 14 Relationship between window size and electric field intensity

使用窗口面积为 600 mm² 的屏蔽板与不带屏蔽板的新型线圈对大脑处的磁场强度、头皮处的电场强度以及聚焦性进行数据对比。表 4 表明增加屏蔽板之后,线圈的磁场强度降低 32%,电场强度降低 32%,但聚焦性提高 30%,带有窗口面积为 600 mm² 屏蔽板的新型线圈在头皮处的电场强度如图 15 所示。由表 3 和表 4 可知,增加屏蔽板后的新型线圈相对于传统 8 字形线圈,聚焦性提高 25%。因此,通过两次数据对比可以看出增加屏蔽板后能有效提高线圈的聚焦性,但是会降低磁场和电场强度。若对磁场和电场强度有一定要求,可以适当增加窗口面积,综合考虑 3 种性能评价指标,达到最优的使用要求。

表 4 有无屏蔽板的新型线圈数据对比

Table 4 Comparison of new coils with and without shield plate

是否带有屏蔽板	B/T	E/V·m ⁻¹	S _{1/√2} /cm ²
无屏蔽板	0.41	278	13.4
600 mm ² 窗口屏蔽板	0.28	190	9.4

3 结论与展望

本研究基于 COMSOL 软件对人体头部模型和线圈进行建模仿真。首先,在 3 层头球模型的基础上建立更为真实的 3 层人体头部模型,并验证其有效性,减少计算过程的同时使结果更接近真实情况。其

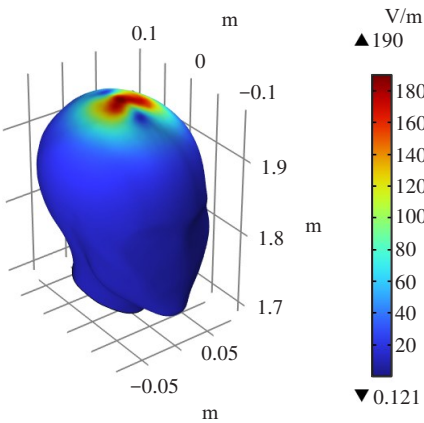


图 15 窗口面积 600 mm² 屏蔽板的新型线圈在头皮处电场强度
Figure 15 Electric field intensity of a new coil with a shield plate window size of 600 mm² at the scalp

次,对线圈仿真后的性能参数进行对比,发现下层正方形线圈边长为 54 mm 时,新型线圈产生的综合效果最好。相对于目前广泛使用的传统 8 字形线圈,本研究的新线圈在大脑组织中产生的磁场强度、刺激深度都有效提升,在头皮处产生的 278 V/m 电场强度也能满足使用要求。虽然新型线圈失去小部分聚焦性,但也验证了聚焦面积和刺激深度无法同时达到最优的结论。最后,针对新型线圈聚焦性不足的缺点,通过增加屏蔽板减小聚焦面积,并研究了不同窗口尺寸对线圈性能的影响。

本研究主要是在理论上对新型线圈的性能参数及优化方法进行分析。在之后的工作中将会进一步优化头部模型,使仿真结果更准确,在线圈中增加不同材料的铁芯,弥补由屏蔽板造成的刺激强度降低等问题。在线圈通电的过程中,会产生洛伦兹力,温度也会上升,因此,还需要制作线圈实物,在实验中研究验证理论的有效性和可行性。

【参考文献】

[1] 杨丽,任若佳,卢文婷,等. 深部经颅磁刺激治疗抑郁症疗效及安全性的探索性随机对照研究[J]. 中华精神科杂志, 2023, 56(3): 161-166. Yang L, Ren RJ, Lu WT, et al. An exploratory randomised controlled study on the efficacy and safety of deep transcranial magnetic stimulation in the treatment of depression[J]. Chinese Journal of Psychiatry, 2023, 56(3): 161-166.

[2] 韩昱,白抚生,张顺,等. 高频重复经颅磁刺激治疗帕金森病非运动症状的疗效观察[J]. 中国实用内科杂志, 2023, 43(4): 318-321. Han Y, Bai FS, Zhang S, et al. Therapeutic effect of high-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation on non-motor symptoms of Parkinson's disease[J]. Chinese Journal of Practical Internal Medicine, 2023, 43(4): 318-321.

[3] 吴倩倩,周晓光. 重复经颅磁刺激治疗小儿癫痫的基础与临床研究进展[J]. 中华实用儿科临床杂志, 2023, 38(9): 713-716. Wu QQ, Zhou XG. The basis and clinical research progress of repetitive transcranial magnetic stimulation in the treatment of pediatric epilepsy[J]. Chinese Journal of Applied Clinical Pediatrics, 2023, 38(9): 713-716.

[4] 赵雪,袁锐,禹顺英. 精神分裂症多药治疗现状[J]. 中国神经精神

- 疾病杂志, 2022, 48(1): 55-59.
- Zhao X, Yuan K, Yu SY. Current status of polypharmacy therapy for schizophrenia[J]. Chinese Journal of Nervous and Mental Diseases, 2022, 48(1): 55-59.
- [5] 韦石凤, 马登磊, 李林, 等. 精神分裂症药物治疗研究进展[J]. 中国新药与临床杂志, 2023, 42(4): 209-215.
- Wei SF, Ma DL, Li L, et al. Advances in drug therapy for schizophrenia[J]. Chinese Journal of New Drugs and Clinical Remedies, 2023, 42(4): 209-215.
- [6] Mitsutake T, Nakazono H, Taniguchi T, et al. Effects of transcranial electrical stimulation of the right posterior parietal cortex on physical control responses[J]. Neurosci Lett, 2024, 818: 137565.
- [7] 李珠, 叶青, 曾华文. 重复经颅磁刺激联合心理干预对抑郁患者的治疗效果评价[J]. 中外医疗, 2023, 42(20): 169-171.
- Li Z, Ye Q, Zeng HW. Evaluation of the therapeutic effect of repetitive transcranial magnetic stimulation combined with psychological intervention on depression patients[J]. China & Foreign Medical Treatment, 2023, 42(20): 169-171.
- [8] 杨惠兰, 徐桂芝, 王宏斌. 经颅磁刺激的多尺度建模仿真研究[J]. 中国医学物理学杂志, 2022, 39(10): 1293-1297.
- Yang HL, Xu GZ, Wang HB. Review of multi-scale modeling and simulation of transcranial magnetic stimulation[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2022, 39(10): 1293-1297.
- [9] 刘畅. 经颅磁刺激系统优化理论及方法研究[D]. 武汉: 华中科技大学, 2021.
- Liu C. Research on optimization theory and methods of transcranial magnetic stimulation system[D]. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology, 2021.
- [10] 熊慧, 景昭, 刘近贞. 经颅磁刺激系统的研究进展[J]. 航天医学与医学工程, 2020, 33(6): 556-564.
- Xiong H, Jing Z, Liu JZ. Research progress of transcranial magnetic stimulation system[J]. Space Medicine & Medical Engineering, 2020, 33(6): 556-564.
- [11] Barker AT, Jalinous R, Freeston IL. Non-invasive magnetic stimulation of human motor cortex[J]. Lancet, 1985, 325(8437): 1106-1107.
- [12] Ueno S, Tashiro T, Harada K. Localized stimulation of neural tissues in the brain by means of a paired configuration of time-varying magnetic fields[J]. J Appl Phys, 1988, 64(10): 5862-5864.
- [13] 唐晋北. 基于偏心线圈和脉冲电源的重复经颅磁刺激系统设计研究[D]. 秦皇岛: 燕山大学, 2023.
- Tang JB. Repetitive transcranial magnetic stimulation system design based on eccentric coils and pulsed power sources[D]. Qinhuangdao: Yanshan University, 2023.
- [14] Lontis ER, Voigt M, Struijk JJ. Focality assessment in transcranial magnetic stimulation with double and cone coils[J]. J Clin Neurophysiol, 2006, 23(5): 462-471.
- [15] 熊慧, 景昭, 刘近贞. 新型经颅磁刺激三层-8字形线圈的结构设计[J]. 浙江大学学报(工学版), 2021, 55(4): 793-800.
- Xiong H, Jing Z, Liu JZ. Structural design of novel three-layer figure-of-8 coil for transcranial magnetic stimulation[J]. Journal of Zhejiang University (Engineering Science), 2021, 55(4): 793-800.
- [16] 陈海雷, 冉雪红. 应用于经颅磁刺激的双8字形线圈设计与优化[J]. 电子器件, 2022, 45(1): 59-65.
- Chen HL, Ran XH. Design and optimization of double-8 shaped coil for transcranial magnetic stimulation[J]. Chinese Journal of Electron Devices, 2022, 45(1): 59-65.
- [17] 李甲笠, 任萌, 汪文静, 等. 经颅磁刺激8字形线圈聚焦性增强技术仿真研究[J]. 航天医学与医学工程, 2019, 32(2): 173-177.
- Li JL, Ren M, Wang WJ, et al. Simulation research on focusing enhancement of 8-shaped coils in transcranial magnetic stimulation[J]. Space Medicine & Medical Engineering, 2019, 32(2): 173-177.
- [18] 杜百川. 基于真实小鼠头模型的经颅磁刺激线圈仿真分析与设计[D]. 天津: 河北工业大学, 2022.
- Du BC. Simulation analysis and design of transcranial magnetic stimulation coil based on real mouse head model[D]. Tianjin: Hebei University of Technology, 2022.
- [19] Abu Yosef R, Sultan K, Mobashsher AT, et al. Shielded cone coil array for non-invasive deep brain magnetic stimulation[J]. Biosensors (Basel), 2024, 14(1): 32.
- [20] Sathi KA, Hosain MK, Hossain MA. Analysis of induced field in the brain tissue by transcranial magnetic stimulation using Halo-V assembly coil[J]. Neurol Res Int, 2022, 2022: 7424564.
- [21] 夏思萍, 徐雅洁, 顾卫国, 等. 经颅磁刺激铁芯线圈的优化设计研究[J]. 航天医学与医学工程, 2021, 34(4): 304-313.
- Xia SP, Xu YJ, Gu WG, et al. Research on optimal design of transcranial magnetic stimulation coil with iron core[J]. Space Medicine & Medical Engineering, 2021, 34(4): 304-313.
- [22] Tashli M, Weistroffer G, Mhaskar A, et al. Investigation of soft magnetic material cores in transcranial magnetic stimulation coils and the effect of changing core shapes on the induced electric field in small animals[J]. AIP Adv, 2023, 13(2): 025319.
- [23] 景昭. 基于经颅磁刺激的新型线圈设计和优化算法研究[D]. 天津: 天津工业大学, 2021.
- Jing Z. Research on a novel coil design and optimization algorithm based on transcranial magnetic stimulation[D]. Tianjin: Tianjin University of Technology, 2021.
- [24] Membrilla JA, Pantoja MF, Puerta AP, et al. Design of transcranial magnetic stimulation coils with optimized stimulation depth[J]. IEEE Access, 2024, 12: 1330-1340.
- [25] Koponen LM, Nieminen JO, Ilmoniemi RJ. Minimum-energy coils for transcranial magnetic stimulation: application to focal stimulation[J]. Brain Stimul, 2015, 8(1): 124-134.
- [26] Deng ZD, Lisanby SH, Peterchev AV. Electric field depth-focality tradeoff in transcranial magnetic stimulation: simulation comparison of 50 coil designs[J]. Brain Stimul, 2013, 6(1): 1-13.
- [27] Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues[J]. Phys Med Biol, 1996, 41(11): 2271-2293.

(编辑: 谭斯允)