

DOI:10.3969/j.issn.1001-4551.2014.04.005

经颅磁刺激线圈结构设计分析综述*

陈福谦¹, 周 军^{1,2*}, 王永波¹, 李丽红¹

(1. 山东大学 机械工程学院, 山东 济南 250061;

2. 山东大学 高效洁净机械制造教育部重点实验室, 山东 济南 250061)

摘要: 为了优化磁刺激线圈设计,解决磁场聚焦性不足的问题,并为以后经颅磁刺激(TMS)线圈结构的进一步改进提供设计依据,将经颅磁刺激技术更好的应用到临床治疗和科学研究中,在深入查阅研究相关文献的基础上,介绍了现有的几种典型线圈结构,并对经颅磁刺激中使用的不同线圈以及其在空间中产生的电场和磁场的强度和分布进行了分析、对比,研究了不同线圈结构的聚焦性和应用场合。研究表明:现有的改进型线圈结构虽然都具有自身的优点,并且在聚焦性或刺激深度方面大大超越了传统线圈,但结构过于复杂,能耗过高,实用性不足,在需要精确刺激靶点区域的情况下仍然不能提供令人满意的空间分辨率,因此经颅磁刺激线圈结构的进一步优化设计仍然具有很大的提升空间。

关键词: 经颅磁刺激; 线圈; 脑深部刺激

中图分类号: TH77 **文献标志码:** A

文章编号: 1001-4551(2014)04-0431-06

Review of transcranial magnetic stimulation coils

CHEN Fu-qian¹, ZHOU Jun^{1,2}, WANG Yong-bo¹, LI Li-hong¹

(1. Department of Mechanical Engineering, Shandong University, Jinan 250061, China;

2. Key Laboratory of High Efficiency and Clean Mechanical Manufacture, Ministry of Education, Shandong University, Jinan 250061, China)

Abstract: In order to optimize the coil design, improve the deficient focality of induced magnetic field, provide further support for the development of coil design and apply the transcranial magnetic stimulation (TMS) to clinical and scientific applications effectively, analysis and comparisons of different types of coil designs as well as their induced magnetic and electric filed were made on the basis of reviewing the current literature. Their focality and applications were also discussed. The research results indicate that, even though scientists proposed different kinds of coil designs, complicated configuration and high energy consumption make these new designs possess poor practicability. Most of them fail to supply satisfied spatial resolution when precise stimulation is needed. There is still a long way to optimize the coil design.

Key words: transcranial magnetic stimulation(TMS); coil; deep brain stimulation

0 引 言

早在1980年, Merton等人^[1]通过表面电极,利用瞬时高压脉冲电流刺激人体大脑运动皮层,并在相应的部位几乎同步的检测到了运动诱发电位(motor

evoked potential, MEP)。这种方法叫做经颅电刺激(transcranial electrical stimulation, TES),它存在一个很大的问题,就是这种瞬时大脉冲电流会让人体产生较强的不适感。1985年, Barker和他的同事们^[2]首次成功地利用瞬时大脉冲的外部磁场刺激人体大脑运动皮层和外围神经。这种非侵入性、无痛的磁场刺激

收稿日期: 2013-11-18

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(51375268); 山东大学自主创新基金资助项目(2012ZD009)

作者简介: 陈福谦(1989-), 男, 山东潍坊人, 主要从事机械制造及其自动化和生物医学方面的研究. E-mail: zhoujunpl@qq.com

通信联系人: 周 军, 男, 副教授, 硕士生导师. E-mail: zhoujun@sdu.edu.cn

方法叫做经颅磁刺激(transcranial magnetic stimulation, TMS)。相对于电刺激,经颅磁刺激更容易实现脑深部刺激,人体不适感很小且与人体无接触^[3]。这种技术一经问世,便引起了强烈的反响,并迅速发展成为一种非侵入性的研究人体神经系统的强有力工具。经过三十余年的发展,经颅磁刺激已经被广泛地应用到科学研究和临床治疗领域,特别是重复经颅磁刺激(repetitive transcranial magnetic stimulation, rTMS)在研究和治疗抑郁症、帕金森病、癫痫、神经性疼痛、脊髓损伤和脑卒中等临床疾病中发挥着重要的作用^[4]。Rosini 等人^[5]总结了经颅磁刺激技术在未来临床应用中的3个关键领域:在神经疾病的治疗中人为地改变大脑皮层的兴奋度,研究在认知任务中皮层区域的功能映射,治疗精神疾病。

经颅磁刺激仪有两个重要组成部分:提供大脉冲电流的能量发生装置和产生大脉冲磁场的刺激线圈。目前临床和科研中广泛使用的线圈有两种:圆形线圈和8字型线圈。尽管这两种线圈具备很多的优点,但在需要精确刺激靶点神经区域的情况下,这两种线圈并不能提供良好的空间分辨率^[5-6]。线圈产生的磁场在空间散布范围很大,这会刺激到目标区域以外的神经组织,产生无法预料的后果。而且线圈产生的磁场随着离开线圈表面距离的增加迅速衰减,所以无法对脑深部神经区域进行有效的刺激。为了提高磁场的聚焦性,并实现深部脑刺激,科学家们设计了多种线圈的结构。

本研究对不同的线圈结构进行分析研究,为以后磁刺激线圈的设计提供参照和依据。

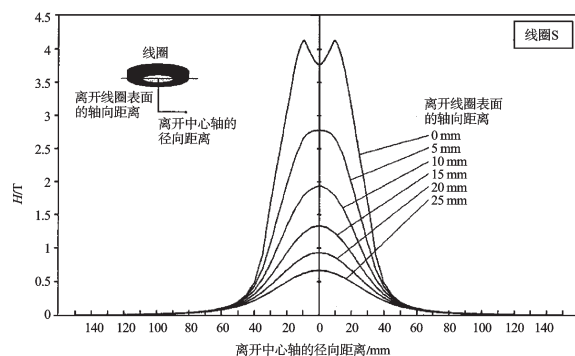
1 经颅磁刺激线圈

1.1 圆形线圈

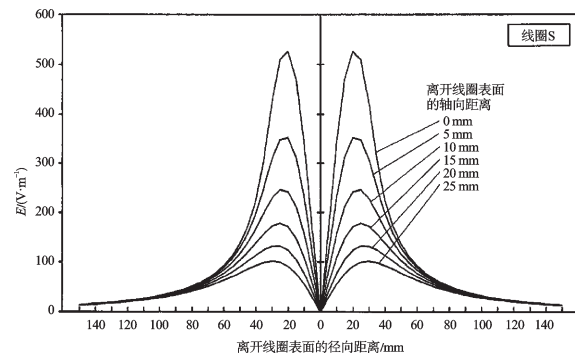
圆形线圈如图1所示,它是临床和实验中最常用的并已经实现商业化的线圈之一。它产生的磁场如图2(a)所示,围绕线圈的中心轴呈对称分布。线圈中心处电场强度为零,圆形线圈电场分布如图2(b)所示。电场强度的最大值出现在线圈的平均半径处。实验数据表明,随着线圈尺寸的增加,线圈的刺激深度增加,但磁场



图1 圆形线圈(Magstim)



(a) 圆形线圈磁场分布



(b) 圆形线圈电场分布

(线圈S结构:内径20 mm,外径62 mm,21匝)

图2 圆形线圈产生的磁场和电场分布

的聚焦性下降^[7]。因此在线圈的设计中,应根据所需要的刺激深度和聚焦性要求,选择最优的线圈尺寸。

1.2 “8”字形线圈

8字形线圈如图3所示,由两个共面的通有相反方向电流的圆形线圈组成。它产生的磁场强度在空间的分布如图4所示。它产生的电场分布如图5所示。由图5可知,8字形线圈产生的电场有两类峰值:位于两线圈交界处的主峰和位于两侧的侧峰。主峰的幅值约为侧峰幅值的两倍。这一特性使得8字形线圈的聚焦性远优于圆形线圈。所以8字形线圈在实验和临床中的到了更广泛的应用^[8-9]。陈勇等人^[10]对8字形线圈的一些变形结构所产生的磁场进行了有限元分析,得到了适用于刺激平面区域和适用于精确刺激目标点的线圈结构。

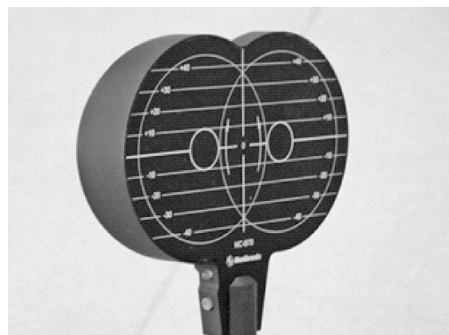
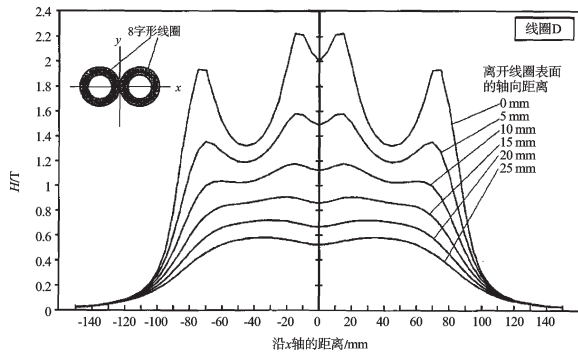
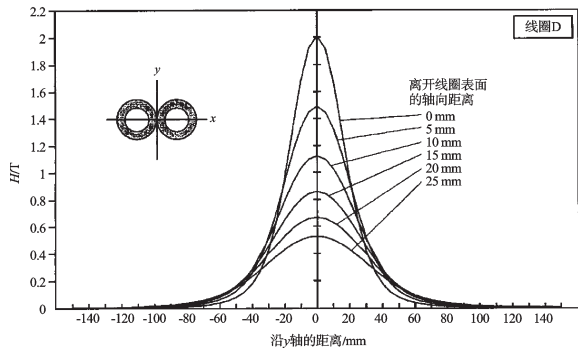


图3 8字形线圈(Magstim)



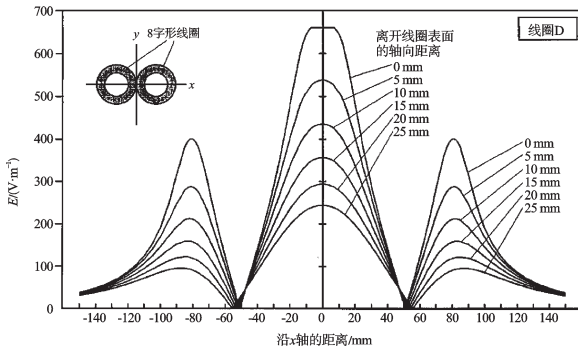
(a) 8字形线圈磁场强度沿 X 轴的分布



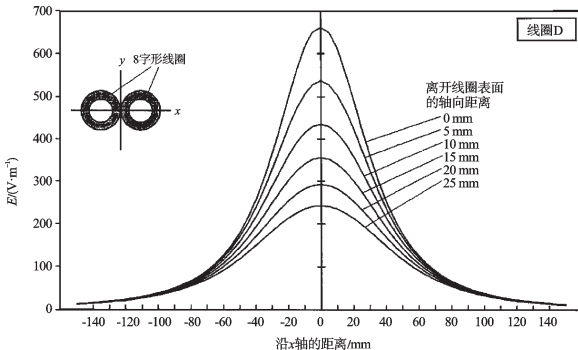
(b) 8字形线圈磁场强度沿 Y 轴的分布

(线圈D结构:内径56 mm(每环),外径87 mm,匝数9(×2))

图4 8字形线圈产生的磁场分布



(a) 8字形线圈电场强度沿 X 轴的分布



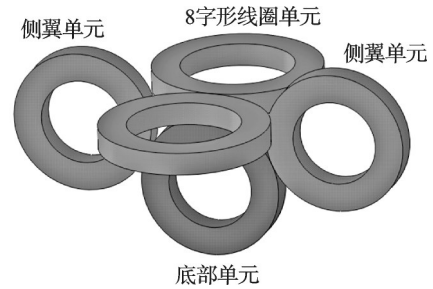
(b) 8字形线圈电场强度沿 Y 轴的分布

图5 8字形线圈产生的电场分布

1.3 3D微分线圈

3D微分线圈如图6所示,由三部分组成:8字形线圈单元、2个侧翼单元、1个底部单元。底部单元位于8

字形线圈单元中心处,两个侧翼单元分别位于8字形线圈单元的两侧,且与底部单元共面。8字形线圈单元和底部单元产生用于磁刺激的磁场。两个侧翼单元中通有方向相反的电流,产生的磁场相互叠加,用于阻止磁场在空间的散布,提高聚焦性。与圆形线圈和8字形线圈相比,3D微分线圈产生的磁场的空间分辨率得到了很大的提高^[11]。

图6 3D微分单元^[1]

1.4 Slinky线圈

Slinky线圈结构的设计灵感来源于Richard James发明的机灵鬼(Slinky)螺旋弹簧玩具。Ren等人^[12]的研究结果表明,这种特殊的线圈结构所产生的磁场与传统的线圈相比,具有更好的聚焦性。并且这种线圈的电感很小,这使得磁刺激中线圈消耗的能量大大减小^[13]。Ren及其同事对不同环数的Slinky线圈(如图7所示)进行建模计算,结果发现随着环数的增加,线圈产生的电场(如图8所示)主峰值不断增加,侧峰值相对减小,这使得线圈的聚焦性得到了加强。

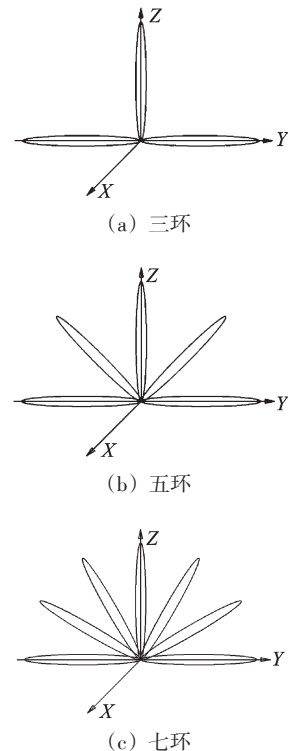


图7 不同环数Slinky线圈结构

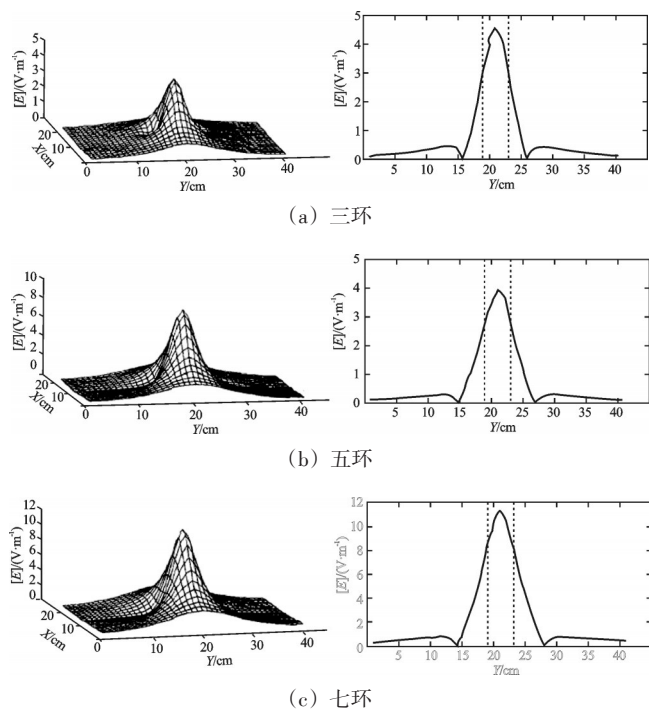


图8 不同环数Slinky线圈产生的电场分布

1.5 多信道磁刺激线圈

多信道磁刺激线圈由多个小线圈组合而成,每个线圈产生的磁场相互叠加,产生用于磁刺激的磁场。通过调节每个线圈中电流的强度和方向,多信道线圈使得磁刺激操作人员可以人为地调制磁场在空间的三维分布形态,并且在不动线圈的情况下改变刺激位置。通过这种方法,操作人员可以借助计算机辅助设备得到期望的磁场分布形态,并且同时刺激多个目标区域。小线圈磁场的相互矢量叠加能够极大的提高磁场的聚焦性。但是多信道线圈存在的一个严重缺陷,就是能量的高消耗率和低利用率。大部分的能量或者转化成了热量或者储存在了放电电容中,只有很小一部分传递到了所要刺激的目标区域中^[14-16]。

1.6 带有屏蔽板的8字形线圈

为了提高磁场聚焦性,研究人员设计的带有屏蔽板的8字形线圈^[17]如图9(a)所示。该屏蔽板如图9(b)所示,由中央带有矩形窗口的铜板制作而成。该屏蔽板能阻止在在空间散布的磁场刺激到非目标区域的神经组织,只允许磁场从矩形窗口通过(带有屏蔽板的线圈磁场分布如图10所示),刺激靶区神经组织。通过改变矩形窗口的尺寸,便可以得到不同的磁场空间分辨率。屏蔽板的引入极大地提高了磁场的聚焦性。

2 深脑刺激线圈

大量的研究表明,大脑的深部区域对于研究治疗抑郁、运动障碍和强迫症等疾病有至关重要的作

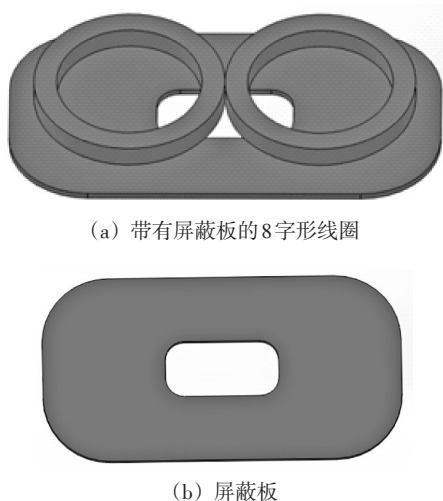


图9 带有屏蔽板的8字形线圈结构

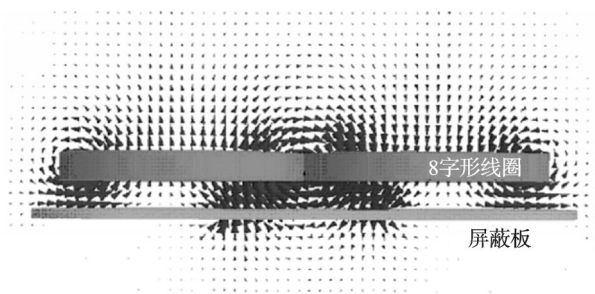


图10 带有屏蔽板的线圈磁场分布

用^[18-21]。普通的线圈产生的电场是距离的函数,随着距离的增加,电场强度迅速衰减^[22-25]。这使得传统的经颅磁刺激只能局限于大脑皮层表层。虽然通过增加电流的强度能够提高刺激深度,但目前商业化的磁刺激器还无法提供如此高强度的电流。而且太高强度的电流会产生难以预料的副作用。因此非常有必要设计专门应用于深脑刺激的线圈结构。

Roth等人^[26-28]设计了H型线圈,并通过理论计算和体模测量来评估其性能。他们的研究结果显示,H型线圈能够在不增加电场强度的前提下有效地刺激深脑区域。特殊的线圈结构和较大的线圈尺寸使得H型线圈产生的电场衰减比较慢,所以它能够刺激到大脑内部5 cm~7 cm的区域,而且不会产生不适感和其他的不良反应。

一些设计人员提出在线圈中加入高磁导率的铁芯,这样可以大大增加磁场的强度,有限元分析结果证实了这种方法的可行性^[29]。

另一种深脑刺激线圈:双锥型线圈如图11所示。在8字形线圈中两个圆形线圈共面,而在双锥型线圈中两个圆形线圈呈95°。这种特殊的角度设计和较大的线圈尺寸使得双锥型线圈产生的电场在大脑3 cm~4 cm处仍然能够保持足够的刺激强度^[30-31]。

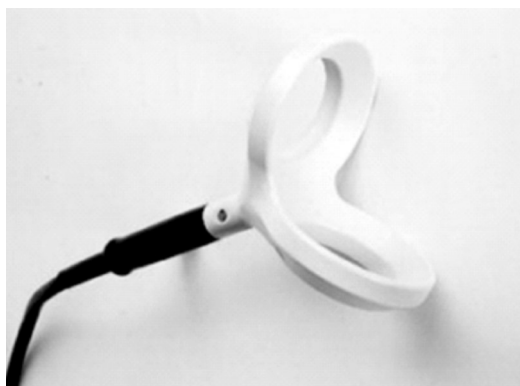


图11 双锥型线圈(Magstim)

在深脑磁刺激中,神经组织中磁场的强度和磁场强度的衰减率与线圈各部分相对于大脑目标区域表面的方向有很大关系。研究人员使用容积导体研究这种关系的时候,发现线圈结构中垂直目标组织表面的那部分结构会在组织表面产生电荷,这些电荷的积累反过来又会减弱线圈产生的电场^[32-34]。因此在设计深脑刺激线圈的时候要尽量使线圈的各部分结构平行于组织表面,减少线圈中与组织垂直的结构。另外,研究人员在刺激外围神经系统的时候发现,当磁场沿着神经纤维的方向施加刺激时,刺激效果比其他方向要好。

3 结束语

过去的30余年见证了经颅磁刺激技术的飞速发展。今天,经颅磁刺激已经被广泛地应用到科学研究和临床治疗领域。目前,磁刺激的研究和应用大多局限于大脑浅层区域,对深脑区域以及脊髓的研究相对不足。尽管研究人员已经设计出了很多改进型的线圈来弥补传统线圈的不足,但这些线圈在某些场合中仍然不能提供足够高的空间分辨率。磁刺激设备仪器的设计改进和优化仍然任重而道远。

参考文献(References):

- [1] MERTON P A, MORTON H B. Stimulation of the cerebral cortex in the intact human subject[J]. **Nature**, 1980(285): 227.
- [2] BARKER A T, JALINOUS R, FREESTON I L. Non-invasive magnetic stimulation of human motor cortex[J]. **Lancet**, 1985(325): 1106-1107.
- [3] 吕浩,唐劲天. 经颅磁刺激技术的研究和进展[J]. 中国医疗器械信息, 2006, 12(5): 28-32.
- [4] 张新,李建军. 经颅磁刺激研究经应用进展[J]. 中国康复理论与实践, 2006, 12(10): 879-882.
- [5] ROSSINI P M, ROSSINI L, FERRERI F. Brain-behavior relations: transcranial magnetic stimulation: a review [J]. **IEEE Eng. Med. Biol.**, 2010, 29(1): 84-96.
- [6] NOLLET H, HAM L V, DEPREZ P, et al. Transcranial magnetic stimulation: review of the technique, basic principles and applications[J]. **Vet. J.**, 2003, 166(1): 28-42.
- [7] JALINOUS R. Technical and practical aspect of magnetic nerve stimulation[J]. **Journal of Clinical Neurophysiology**, 1991, 8(1): 10-25.
- [8] UENO S, TASHIRO T, HARADA K. Localized stimulation of neuraltissue in the brain by means of a paired configuration of time-varyingmagnetic fields [J]. **J. Appl. Phys.**, 1988, 64(10): 5862-5864.
- [9] COHEN L G, ROTH B J, NILSSON J, et al. Effect of coil design on delivery of focal magnetic stimulation: Technical considerations [J]. **Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.**, 1990, 75(4): 350-357.
- [10] 陈勇,徐桂芝,杨硕,等. 经颅磁刺激线圈设计及分析[J]. 华北电力大学学报, 2005, 32(Z1): 98-101.
- [11] HSU K H, DURAND D M. A 3D differential coil design for localized magnetic stimulation [C]//Engineering in Medical and Biology Society, Proceedings of the 22nd Annual International Conference, Chicago, 2000: 645-648.
- [12] REN C, TARJAN P P, POPOVIC D B. A novel electric design for electromagnetic stimulation- the slinky coil [J]. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, 1995, 42(9): 918-925.
- [13] ZIMMERMANN K P, SIMPSON R K. "Slinky" coils for neuromagneticstimulation [J]. **Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.**, 1996, 101(2): 145-152.
- [14] RUOHONEN J, ILMONIEMI R. Focusing and targeting of magneticbrain stimulation using multiple coils [J]. **Med. Bio. Eng. Comput.**, 1998, 36(3): 297-301.
- [15] RUOHONEN J, RAVAZZANI P, GRANDORI F, et al. Theory of multichannel magnetic stimulation: Toward functional neuromuscular rehabilitation[J]. **IEEE Trans. on Biomed. Eng.**, 1999, 46(6): 646-651.
- [16] JING R, JANSEN B H, SHETH B R, et al. Dynamic multi-channel TMS with reconfigurable coil [J]. **IEEE T. Neur. Sys. Reh.**, 2012, 21(3): 370-375.
- [17] KIM D H, GEORGHIOU G E, WON C. Improved field localization in transcranial magnetic stimulation of the brain with the utilization of a conductive shield plate in the stimulator[J]. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, 2006, 53(4): 720-725.
- [18] SEMINOWICZ D A, MAYBERG H S, MCINTOSH A R, et al. Limbic frontal circuitry in major depression: a path modeling metanalysis[J]. **NeuroImage**, 2004, 22(1): 409-418.
- [19] MAYBERG H S, LOZANO A M, VOON V, et al. Deep brain stimulation for treatment-resistant depression [J]. **Neuron**, 2005, 45(5): 651-660.
- [20] HARDESTY D E, SACKEIM H A. Deep brain stimulation in movement and psychiatric disorders [J]. **Biological Psychiatry**, 2007, 61(7): 831-835.
- [21] SARTORIUS A, HENN F A. Deep brain stimulation of the lateralhabenula in treatment resistant major depression [J]. **Med. Hypotheses**, 2007, 69(6): 1305-1308.

- [22] MACCABEE P J, EBERLE L, AMASSIAN V E, et al. Spatial distribution of the electric field induced involume by round and figure '8' magnetic coils: Relevance toactivation of sensory nerve fibers[J]. **Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.**, 1990, 76(2): 131-141.
- [23] TOFTS P S. The distribution of induced currents in magnetic stimulationof the nervous system[J]. **Phys. Med. Biol.**, 1990, 35(8): 1119-1128.
- [24] TOFTS P S, BRANSTON N M. The measurement of electric field, and theinfluence of surface charge, in magnetic stimulation[J]. **Electro. encephalogr. Clin. Neurophysiol.**, 1991, 81(3): 238-239.
- [25] EATON H. Electric field induced in a spherical volume conductor fromarbitrary coils: application to magnetic stimulation and MEG[J]. **Med. Biol. Eng. Comput.**, 1992, 30(4): 433-440.
- [26] ROTH Y, ZANGEN A, MARK H. A coil design for transcranialmagnetic stimulation of deep brain regions[J]. **J. Clin. Neurophysiol.**, 2002, 19(4): 361-370.
- [27] ZANGEN A, ROTHY, VOLLER B, et al. Transcranial magneticstimulation of deep brain regions: Evidence for efficacy of the H coil[J]. **Clin. Neurophysiol.**, 2005, 116(4): 775-779.
- [28] ROTH Y, AMIR A, LEVKOVITZ Y, et al. Three dimension-aldistribution of the electric field induced in the brain by transcranialmagnetic stimulation using figure 8 and deep H coils[J]. **J. Clin. Neurophysiol.**, 2007, 24(1): 31-38.
- [29] SALVADOR R, MIRANDA PC, ROTH Y, et al. Highpermeability core coils for transcranial magnetic stimulation of deepbrain regions[C]//Engineering in Medical and Biology Society, 29th Annual International Conference of the IEEE, Lyon, 2007: 6652-6655.
- [30] TERA0 Y, UGAWA Y, SAKAI K, et al. Transcranialstimulation of the leg area of motor cortex in humans[J]. **Acta. Neurol. Scand.**, 1994, 89(5): 378-383.
- [31] STOKIC D S, MCKAY W B, SCOTT L, et al. Intracortical inhibition of lower limb motor-evoked potentialsafter paired transcranial magnetic stimulation[J]. **Exp. Brain. Res.**, 1997, 117(3): 437-443.
- [32] BRANSTON N M, TOFTS P S. Magnetic stimulation of a volume conductorproduces a negligible component of induced current perpendicularto the surface[J]. **J. Physiol-London**, 1990(423): 67.
- [33] BRANSTON N M, TOFTS P S. Analysis of the distribution of currentsinduced by a changing magnetic field in a volume conductor[J]. **Phys. Med. Biol.**, 1991, 36(2): 161-168.
- [34] COHEN D, CUFFIN B N. Developing a more focal magnetic stimulator. Part I: Some basic principles[J]. **J. Clin. Neurophysiol.**, 1991, 8(1): 102-111.

[编辑:张翔]

本文引用格式:

陈福谦,周军,王永波,等. 经颅磁刺激线圈结构设计分析综述[J]. 机电工程, 2014, 31(4): 431-436.

CHEN Fu-qian, ZHOU Jun, WANG Yong-bo, et al. Review of transcranial magnetic stimulation coils[J]. Journal of Mechanical & Electrical Engineering, 2014, 31(4): 431-436.

《机电工程》杂志: <http://www.meem.com.cn>

(上接第424页)

参考文献(References):

- [1] ALTAN T, NGAILE G, SHEN Gang-shu. Cold and Hot Forging: Fundamentals and Applications[M]. ASM International, 2005.
- [2] 梁瑜轩, 黎向锋, 左敦稳, 等. 内螺纹低频振动冷挤压试验研究[J]. 航空学报, 2012, 34(2): 442-450.
- [3] 周贤宾. 塑性加工技术的发展—更精、更省、更净[A]. 第八届全国塑性加工学术年会论文集[C]. 北京, 2002: 1-4.
- [4] 杨谨华, 寇淑清. 直齿圆柱齿轮冷精锻实用化工艺研究[J]. 中国机械工程, 1999, 10(4): 401-402.
- [5] 江雄心, 万平荣, 林治平. 直齿圆柱齿轮精锻工艺[J]. 锻压技术, 2002(5): 1-4.
- [6] 夏世升, 王广春, 赵国群, 等. 直齿圆柱齿轮冷精锻新工艺数值模拟研究[J]. 热加工工艺, 2003(2): 22-23.
- [7] 董明飞, 王志恒, 胡新华, 等. 高频电液激振冷挤压数值模拟及其减载实验研究[J]. 机电工程, 2014, 31(1): 63-67.
- [8] 杨庆华, 陈鑫, 孟彬, 等. 汽车活塞销振动挤压数值模拟分析[J]. 浙江工业大学学报, 2013, 41(3): 317-320.
- [9] 何勃, 闻邦椿. 振动塑性加工的进展及若干问题[J]. 辽宁工学院学报, 1999(4): 5-9.
- [10] 韩清凯, 郝建山, 闻邦椿. 金属材料加工中的振动利用问题[J]. 中国机械工程, 2001, 12(5): 594-597.
- [11] SIEGERT K, MOCK A. Wire drawing with ultrasonically oscillating dies[J]. **Materials Processing Technology**, 1996(60): 657-660.
- [12] MAKAROV P V, ROMANOVA V A, BALOKHONOV R R. Plastic deformation behavior of mild steel subjected to ultrasonic treatment[J]. **Theoretical and Applied Fracture Mechanics**, 1997(28): 141-146.
- [13] 梁瑜轩, 黎向锋, 左敦稳, 等. 内螺纹低频振动冷挤压振动加工装置动力学仿真分析[J]. 振动与冲击, 2012, 31(22): 143-146.
- [14] 阮雪榆, 萧文斌. 冷挤压技术[M]. 上海: 科学技术出版社, 1963.

[编辑:罗向阳]