

doi:10.3969/j.issn.1672-5565.2014.01.09

# 经颅磁刺激参数与结构要件的影响分析

杨龙成,陆继庆\*

(成都信息工程学院,四川成都610225)

**摘要:**为了进一步探索经颅磁刺激工作机理并改进或研制出新的经颅磁刺激激励源。本文从经颅磁刺激的原理推导出了磁场、感应电流及激励源原理电路电流的表达式,利用大脑-线圈和大脑-线圈-铁芯两种经颅磁刺激模型分析影响因素与头模型各组织的磁场和感应电流分布。对比分析表明电流的性质,线圈半径,线圈激励特性与铁芯对感应电流分布与电磁场分布有着本质的影响。对经颅磁刺激参数及结构要件的研究与分析可用于指导刺激线圈参数及激励源电路参数的设置,以及探索新的激励源制作。

**关键词:**经颅磁刺激,激励源,感应电流

**中图分类号:**R338.62 **文献标志码:**A **文章编号:**1672-5565(2014)-01-053-07

## Analysis of transcranial magnetic stimulation parameters and the impact of structural elements

YANG Longcheng, LU Jiqing\*

(Chengdu University of Information Technology, Sichuan Chengdu 610225, China)

**Abstract:** In order to further explore the transcranial magnetic stimulation (TMS) working mechanism and improve or develop new TMS drive source. This article is derived from the theory of TMS, the induced current and the circuit current expression of the magnetic field excitation source principle, using two TMS model of the brain-coil and the brain-coil-iron core coil to analyze influence factors and magnetic field and the induced current distribution for the model of all kinds of organizations. The contrast analysis shows that the nature of current, radius of coils, the excitation characteristics of coil and iron core have essential influence to the induced current distribution and electromagnetic field distribution. The research and exploration of TMS parameters and structural elements can be used to guide the stimulating coil parameters and excitation circuit parameters settings, and explore new incentive source production.

**Keywords:** Transcranial magnetic stimulation; Drive source; Induced current

近几十年来,学术界对磁刺激技术在中枢神经系统的作用做了大量的研究和报道,在经颅磁刺激的作用机理、激励系统的研制以及临床应用等各方面都取得了很大的进展,但是仍存在很多未解决的问题。现有的激励系统能量转化率低,所需能量比较大,体积大,不方便携带<sup>[1]</sup>,改进或者研制出新的激励源迫在眉睫。为此对经颅磁刺激的工作机理及作用效果的研究一直是 TMS 技术研究者不断努力

的方向<sup>[2]</sup>。很多研究文献表明,线圈的形状、放置位置及其缠绕导线的参数、激励系统的磁场脉冲强度等都是影响经颅磁刺激 (Transcranial Magnetic Stimulation, TMS) 作用效果的因素<sup>[3-5]</sup>,所以研究和探索经颅磁刺激参数及结构要件的影响是研究 TMS 的重要工作。

针对以上经颅磁刺激发展的不足,本文建立了大脑-线圈和大脑-线圈-铁芯两种 TMS 模型,前者

收稿日期:2013-11-26;修回日期:2014-01-05。

基金项目:国家自然科学基金(60971043);四川省教育厅重点项目(08ZA098)。

作者简介:杨龙成,男,研究生,研究方向:电磁场数值计算,信号处理与生物医学;E-mail:ylc8824@sina.cn。

\*通信作者:陆继庆,男,副教授,研究方向:电磁场数值计算,人工智能及计算机测控技术;E-mail:lujiqing@cuit.edu.cn。

用来讨论线圈中分别注入恒定电流和脉冲电流时 TMS 磁场及感应电流的分布特性,线圈半径及线圈激励电流特性对 TMS 模型头部感应电流分布的影响;后者用来分析线圈中加入铁芯后 TMS 电磁场的分布情况等。用于指导刺激线圈参数及激励源电路参数的设置,甚至探索新的激励源制作。

## 1 经颅磁刺激原理

TMS 是一种基于脉冲磁场的,无电极的,影响脑部活动的外界刺激方式。它利用快速变化的电流在刺激线圈中感应出一次脉冲磁场,无痛的穿透皮肤和头骨,在穿透处附近感应出微小电流(即是二次磁场),使脑部特定区域兴奋<sup>[6]</sup>。经颅磁刺激利用细胞的电位差特性,将线圈放置在头部刺激目标区域外界适当空间位置,给线圈注入有快速变化率的脉冲电流,脉冲电流产生的脉冲磁场进入头部,在头部各组织感应出电流,组织细胞的电位差叠加感应出电场,达到细胞去极化电位,可兴奋组织被激活,磁刺激被实现。如图 1 所示为理想 TMS 单线圈计算模型空间位置示意图。

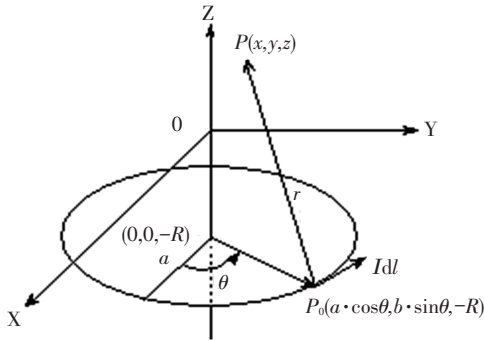


图 1 单线圈磁刺激计算模型

Fig.1 TMS model of single coil for calculation

若人体被刺激组织在坐标轴  $Z > 0$  象限,激励线圈平行放置在  $XOY$  平面下方  $Z = -R$  平面,规定逆时针为注入线圈电流正方向。若注入线圈的电流为  $I(t)$ ,由 Biot-Savart 定律和线圈几何位置可推导出,

理想刺激条件下,受刺激组织内任一点  $P(x, y, z)$ ,磁场如式(1)所示,电磁感应强度可表示为式(2)。

$$\vec{B} = \frac{\mu_r \mu_0}{4\pi} \oint \frac{I(t) d\vec{l} \times \vec{r}}{|\vec{r}|^3} = \frac{\mu_0 I(t)}{4\pi} \oint \frac{d\vec{l} \times \vec{r}}{|\vec{r}|^3} = \nabla \times \vec{A} \quad (1)$$

$$\vec{E} = -\frac{\partial \vec{A}}{\partial t} = -\frac{\partial I(t) u_r u_0}{\partial t} \oint \frac{d\vec{l}}{|\vec{r}|} \quad (2)$$

图 1 中线圈半径为  $a$ ,  $\theta$  为坐标原点向量与向量  $(-a \cdot \cos\theta, -a \cdot \sin\theta, 0)$  之间的夹角。式(1)和(2)中各参数意义如下: $u_r$  表示线圈相对磁导率, $u_0$  表示真空的磁导率, $I(t) d\vec{l}$  表示线圈任一点的电流元, $\vec{r}$  表示线圈电流元指向计算点  $P(x, y, z)$  的矢量。 $\vec{A}$  为  $P$  点的磁矢势。从式(1)可知磁场强度与线圈电流的大小成正比,式(2)显示接受刺激组织相对磁导率和真空磁导率  $u_r, u_0$ , 注入线圈电流的变化率  $\frac{\partial I(t)}{\partial t}$  及线圈矢量  $d\vec{l}$  的积分密切相关。本文在上述理论基础上用 CST 软件建立了真实 TMS 激励线圈,并讨论其电磁场分布与研究其影响因素。

## 2 经颅磁刺激电磁场分析

本文建立三层同心球 TMS 模型,球头模型<sup>[7]</sup> 从外向内依次为头皮,颅骨,大脑皮层。根据表 1 两种模型各参数值及设置的主要计算条件建立图 2 模型。

表 1 TMS 模型参数值和计算条件

Table 1 TMS model of parameter values and calculation condition

	外半径 (cm)	内半径 (cm)	匝数	位置
线圈	9	7	200	头模型正上方 1 cm 处
	磁导率 (h/m)	半径 (cm)	高 (cm)	位置
铁芯	1 000	7	2	线圈中心
求解空间	50 cm×50 cm×50 cm			

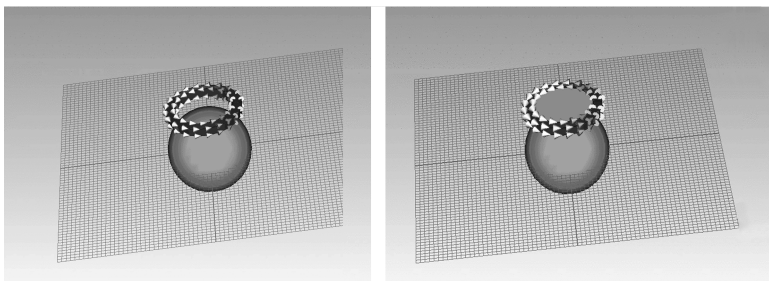


图 2 TMS 模型

Fig.2 TMS model

注:(a) 大脑-线圈模型;(b) 大脑-线圈-铁芯模型。

Notes:(a) model of brain-coil;(b) model of brain-coil-iron core.

### 2.1 模型线圈分别注入恒定电流和脉冲电流时 TMS 磁场分析

恒流信号幅值大小 1 A;脉冲信号脉冲电流幅

值 1 A,脉宽约为 1.0  $\mu\text{s}$ ,上升沿持续时间约为 0.1  $\mu\text{s}$ ,下降沿持续时间约为 1.0  $\mu\text{s}$ 。如图 3(a)和(b)所示。

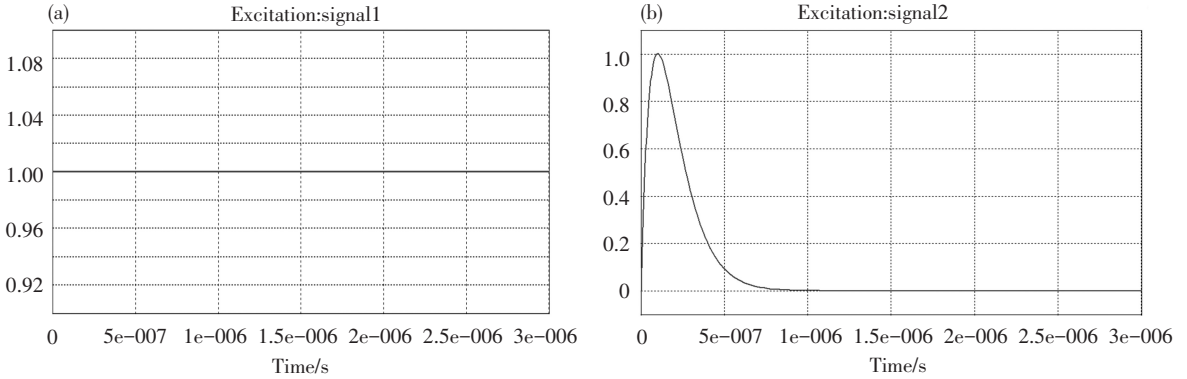


图 3 不同电流信号

Fig.3 Different current signal

注:(a) 恒流信号;(b) 脉冲信号。

Notes:(a) constant current signal;(b) the pulse signal.

线圈注入恒流电流时,选取在  $5\text{e}-8\text{s}$  的时刻模型  $X=0$  剖面观察头部各层 B 场分布如图 4 所示。

仿真开始延时  $0.9\text{e}-6\text{ s}$  后,给线圈注入脉冲电流,总仿真时间为  $4.0\text{e}-6\text{ s}$ ,仿真取样点总数为 500 (包含延时时间)。图 5 选取几个取样点时刻的 B 场分布。

对比图 4 与图 5 可知脉冲信号每一时刻的磁场分布与恒定电流磁场分布大致相同,只是磁场强弱不同。所以仿真过程中我们用恒定电流的磁场分布来分析脉冲电流下 TMS 磁场分布情况。

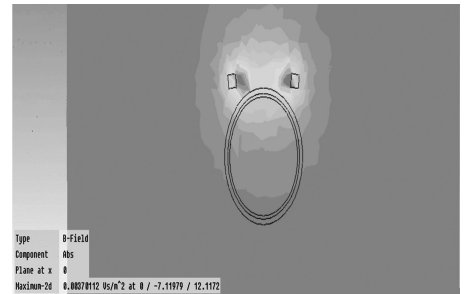


图 4 头部各层 B 场分布

Fig.4 B field distribution in each layer

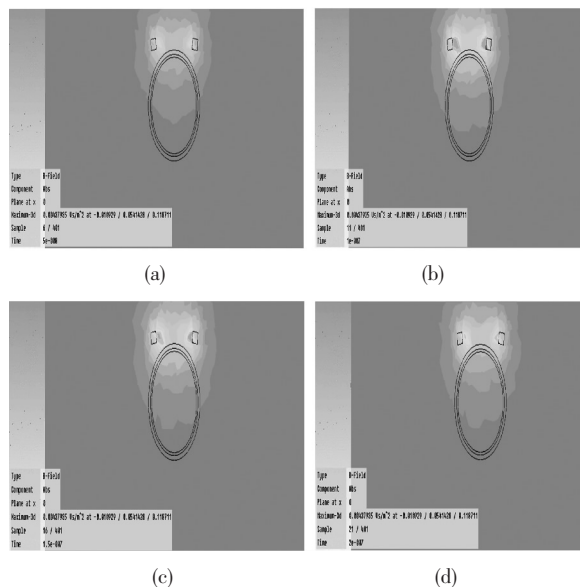


图 5 大脑-线圈模型线圈注入图 3(b) 脉冲电流时  $X=0$  剖面不同时刻 B 场分布

Fig.5 in each layer B field distribution on  $X=0$  plane at different time for model of brain-coil When injection pulse current

注:(a)  $5\text{e}-8$  时刻  $X=0$  平面 B 场分布;(b)  $1.0\text{e}-7$  时刻  $X=0$  平面 B 场分布;(c)  $1.5\text{e}-7$  时刻  $X=0$  平面 B 场分布;(d)  $2.0\text{e}-7$  时刻  $X=0$  平面 B 场分布。

Notes:(a) B field distribution on  $X=0$  plane at  $5\text{e}-8$  seconds;(b) B field distribution on  $X=0$  plane at  $1.0\text{e}-7$  seconds;(c) B field distribution on  $X=0$  plane at  $1.5\text{e}-7$  seconds;(d) B field distribution on  $X=0$  plane at  $2.0\text{e}-7$  seconds.

2.2 线圈半径对 TMS 感应电流分布的影响

线圈的特性是影响 TMS 电磁场分布的主要因素之一,下面主要讨论线圈的半径对 TMS 感应电流分布的影响,从而得出其对刺激的影响。选取表 2 所示的几组参数,图 6 为大脑-线圈模型线圈中注入脉冲电流时的感应电流分布情况,仿真中线圈匝数是 200 匝。

表 2 线圈半径

Table 2 radius of coils

线圈参数	外半径	内半径
第一组 a	4	2
第二组 b	6	4
第三组 c	11	9
第四组 d	16	14

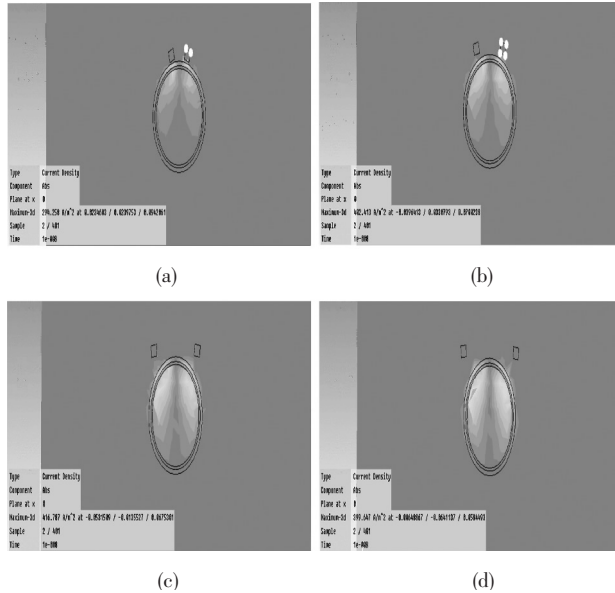


图 6 不同线圈半径时感应电流分布

Fig.6 the induced current distribution for different radius of coil

注:(a) 第一组参数下感应电流分布;(b) 第二组参数下感应电流分布;(c) 第三组参数下感应电流分布;(d) 第四组参数下感应电流分布。  
Notes: (a) The induced current distribution under the first group of parameters, (b) The induced current distribution under the second group of parameters; (c) The induced current distribution under the third group of parameters; (d) The induced current distribution under the fourth group of parameters.

(a), (b), (c), (d) 为四组参数下  $X=0$  剖面感应电流分布。由图可得不同线圈半径下感应电流密度最大值变化不大,但线圈半径越大刺激的深度和相应深度的强度也越大。

2.3 脉冲信号特性对 TMS 感应电流分布的影响

选取如图 7 两个幅值均约为 320 A 但脉宽不同的脉冲信号及图 4(b) 所示的信号作为研究过程中的脉冲对比信号。(a), (b) 上升沿分别约为 100 us, 10 us; 下降沿分别约为 400 us, 40 us。

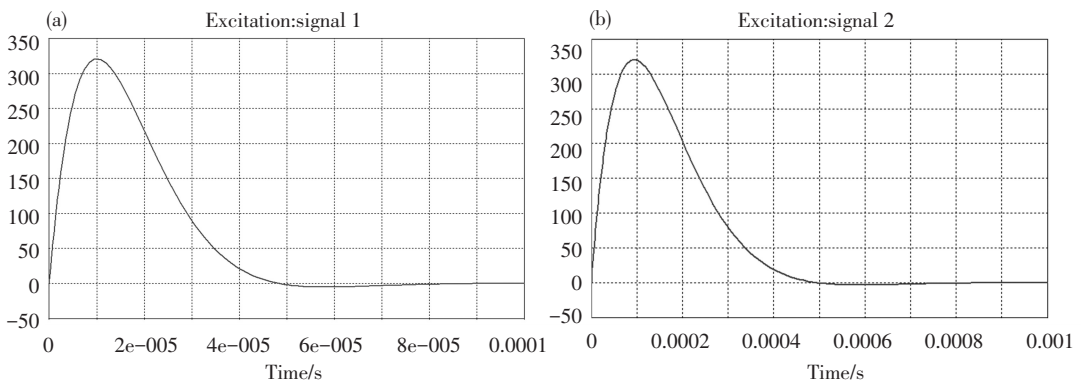


图 7 不同脉冲信号

Fig.7 Different pulse signal

注:(a) 脉冲信号 1;(b) 脉冲信号 2。

Notes:(a) the pulse signal 1 (b) the pulse signal 2.

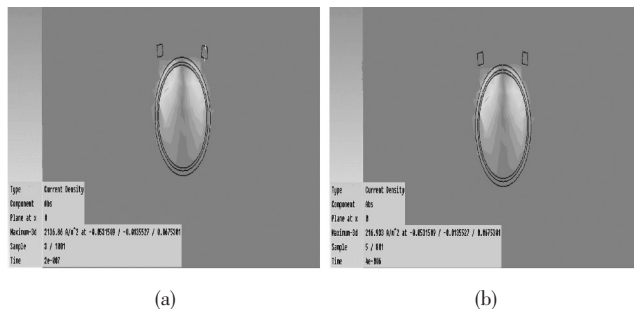


图 8 不同信号下的感应电流分布

Fig.8 The induced current distribution under different signal

注:(a) 大脑-线圈模型通入信号 1 时在  $X=0$  平面感应电流分布;(b) 大脑-线圈模型通入信号 2 时在  $X=0$  平面感应电流分布。

Notes: (a) the induced current distribution on  $X=0$  plane for model of brain-coil when injection the pulse signal 1;(b) the induced current distribution on  $X=0$  plane for model of brain-coil when injection the pulse signal 2.

从图 8 看出,两种脉冲信号均达到刺激效果,但信号 1 最大感应电流值比信号 2 大。对比可得出这样的结论,幅值相同脉宽不同的脉冲信号,窄脉冲无论在电流密度的大小还是能量都比宽脉冲好。同时将图 8 与图 5 比较,线圈注入图 3(b) 所示电流时,感应电流最强时刻电流密度最大值为  $416.787 \text{ A/m}^2$ ,注入图 7(a) 所示电流时,感应电流最强时刻电流密度最大值为  $2146.86 \text{ A/m}^2$ ,注入图 7(b) 所示电流时,感应电流最强时刻电流密度最大值为  $216.933 \text{ A/m}^2$ 。图 7(a) 所示电流脉宽是图 7(b) 所示电流 10 倍,相应的整个仿真过程中,前者产生的感应电流最强时刻,电流密度最大值也是后

者的 10 倍。图 3(b) 所示电流脉宽和幅值都远小于图 7(b) 所示电流,但其感应电流密度最大值约是后者 2 倍。结合上述分析可知,幅值小,脉宽窄的电流与幅值大,脉宽大的电流注入线圈后,适当调整电流特性,在 TMS 模型头部内产生的感应电流能达到相同的分布和数值大小。

#### 2.4 铁芯对 TMS 头部感应电流的影响

研究铁芯对 TMS 电磁场影响使用图 2(b) 所示模型。选图 5(b) 与图 9(b) 有对比性的两种线圈激励源。图 9,图 10 为线圈中分别注入图 3(b),图 7(b) 所示电流时两种模型感应电流分布。

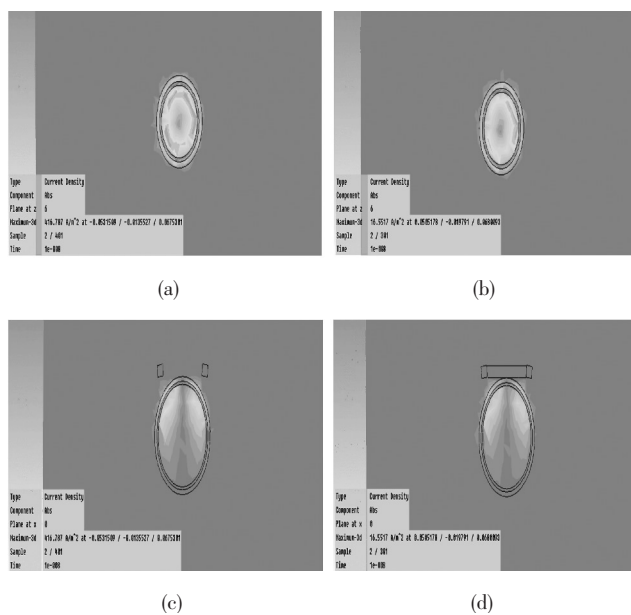


图 9 线圈中注入图 7(b) 所示电流时两种模型感应电流分布

Fig.9 The induced current distribution for two models when coils injected current shown in fig.7(b)

注:(a) 无铁芯模型  $Z=6$  剖面感应电流分布;(b) 有铁芯模型  $Z=6$  剖面感应电流分布;(c) 无铁芯模型  $X=0$  剖面感应电流分布;(d) 有铁芯模型  $X=0$  剖面感应电流分布。

Notes: (a) the induced current distribution on  $Z=6$  plane for no iron core model;(b) the induced current distribution on  $Z=6$  plane for iron core model;(c) the induced current distribution on  $X=0$  plane for no iron core model;(d) the induced current distribution on  $X=0$  plane for iron core model.

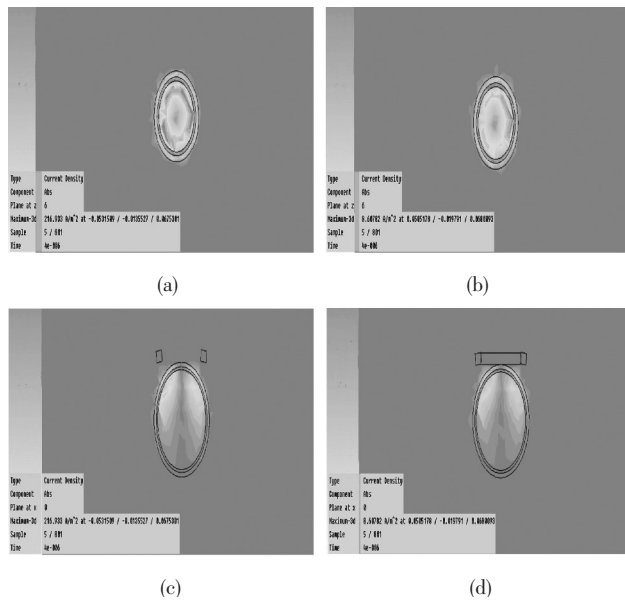


图10 线圈中注入图7(b)所示电流时两种模型感应电流分布

Fig.10 The induced current distribution for two models when coils injected current shown in fig.7(b)

注:(a)无铁芯模型 $Z=6$ 截面感应电流分布;(b)有铁芯模型 $Z=6$ 截面感应电流分布;(c)无铁芯模型 $X=0$ 截面感应电流分布;(d)有铁芯模型 $X=0$ 截面感应电流分布

Notes:(a) the induced current distribution on  $Z=6$  plane for no iron core model;(b) the induced current distribution on  $Z=6$  plane for iron core model;(c) the induced current distribution on  $X=0$  plane for no iron core model;(d) the induced current distribution on  $X=0$  plane for iron core model.

由图9(a),(b)可见,线圈中加入铁芯后,TMS头部三层组织内感应电流的分布规则与线圈中无铁芯时相同;但同平面大脑皮层感应电流分布区域减小。线圈中加入铁芯后,感应电流分布在更集中的区域内。图10(a),(b)线圈注入图7(b)所示电流时, $Z=6$ 平面感应电流分布特性结论相同。

从图9(c),(d)及图10(c),(d)可看出,线圈中加入铁芯后刺激的深度基本无变化,但从感应电流密度最大值看出,铁芯大大的削弱了刺激的强度。且重点对比分析线圈注入图3(b)所示电流,表明利用电流快速变化率的优势可达到与具有幅值大,脉宽大的脉冲电流相同的刺激效果。但铁芯大大减小了小电流窄脉冲的这种优势。从加入铁芯前和加入铁芯后两类电流的感应电流分布可清楚的看出铁芯的这种影响,其原因可能是铁芯的磁滞影响小电流窄脉冲的电流变化率。

### 3 结论

对比分析表明,线圈中注入脉冲电流时,恒定电流下TMS头部内磁场的分布与脉冲电流下TMS头部某时刻的磁场分布规律一致;线圈的半径在与大脑可比尺寸范围内越大,越有利于加强刺激的强度和深度;幅值大,脉冲宽的电流与幅值小,脉宽窄的电流可达到相同的刺激效果,刺激时可考虑用后者

代替前者,这样刺激更安全且线圈激励源硬件电路更易实现;铁芯使TMS头部内感应电流分布在更集中的区域,但减小了刺激的强度,削弱了具有幅值小,脉宽窄性质的脉冲电流利用电流变化率来得到更强的感应电流这一优势。该分析对于指导刺激线圈参数及激励源电路参数的设置,设计新的激励源制作具有理论价值与实际操作的指导意义。

### 参考文献(References)

- [1] 冯亮,姚振东,刘冀成. 经颅磁刺激引导源的设计[J]. 仪器仪表学报,2008,4:674-677.  
FENG Liang, YAO Zhendong, LIU Jicheng. Design of a source guide in the TMS [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2008, 4:674-677.
- [2] THIELSCHER A, OPITZ A, WINDHOFF M. Impact of the gyral geometry on the electric field induced by transcranial magnetic stimulation [J]. NeuroImage, 2011, 54:234-243.
- [3] FERRERI F, PASQUALETTI P, MAATTA S, et al. Human brain connectivity during single and paired pulse transcranial magnetic stimulation [J]. NeuroImage, 2011, 54:90-102.
- [4] PABLO M R, MERA S B, FARANAK F, et al. Optimal Transcranial Magnetic Stimulation Coil Placement for Targeting the Dorsolateral Prefrontal Cortex Using Novel Magnetic [J]. Human Brain Mapping, 2010, 31:1643-1652.

- [5] 刘冀成,黄卡玛,胡雅毅,等. 功能磁刺激线圈阵列设计与场分布计算[J]. 航天医学与医学工程,2004,17(5):365-369.  
LIU Jicheng, HUANG Kama, HU Yayi, et al. Design and Field Calculation of Coil Array for Functional Magnetic Stimulation [J]. Space Medicine & Medical Engineering, 2004,17(5):365-369.
- [6] WEDEGAERTNER F R, GARVEY M A, COHEN L G, et al. Low-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation can reduce action mychonus [J]. Neurology, 1997,48:119-126.
- [7] 于亚婷,杜平安,廖雅琴. 线圈形状及几何参数对电涡流传感器性能的影响[J]. 仪器仪表学报.2007,28(6):1045-1050.  
YU Yating, DU Pingan, LIAO Yaqin. Study on effect of coil shape and geometric parameters on performance of eddy current sensor [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument,2007,28(6):1045-1050.
- [8] 王毅,沈强,蒋大宗. 功能磁刺激中线圈的改进[J]. 航天医学与医学工程,2001,14(4):261-263.  
WANG Yi, SHEN Qiang, JIANG Dazong. Improvement of Coils Used in Functional Magnetic Stimulation [J]. Space Medicine & Medical Engineering, 2001,14(4):261-263.
- [9] 王燕滨. 经颅磁刺激三维头模型感应电场的分析[R]. 北京:中国仪器仪表学会第九届青年学术会议,2007.  
WANG Yanbin. TMS coils' electric field analysis based on the 3D head model [R]. BeiJing; the ninth youth conference for Instrument society of China,2007.
- [10] 胡维平,王修信,杨永栩,等. 经颅磁刺激线圈的磁聚焦优化设计[J]. 生物医学工程学杂志,2007,24(4):910-913.  
HU Weiping, WANG Xiuxin, YANG Yongxu , et al. Design of a Half Solenoid Coil for Optimization of Magnetic Focusing in Transcranial Magnetic Stimulation [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2007,24(4):910-913.