

低频振荡电位的能量和相位稳定性与偶极子电流活动相关性的仿真

葛曼玲 魏孟佳 师鹏飞 陈莹 付晓璇 郭宝强 张惠娟

Simulation on relationship between power/phase stability of low frequency oscillatory potentials and activity of dipole current

Ge Man-Ling Wei Meng-Jia Shi Peng-Fei Chen Ying Fu Xiao-Xuan Guo Bao-Qiang Zhang Hui-Juan

引用信息 Citation: [Acta Physica Sinica](#), 64, 148701 (2015) DOI: 10.7498/aps.64.148701

在线阅读 View online: <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.148701>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn/CN/Y2015/V64/I14>

---

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

静息态脑电信号动态功能连接分析

[Dynamic functional connectivity of electroencephalogram in the resting state](#)

物理学报.2015, 64(5): 058701 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.058701>

磁刺激穴位复杂脑功能网络构建与分析

[Construction and analysis of complex brain functional network under acupoint magnetic stimulation](#)

物理学报.2013, 62(11): 118704 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.62.118704>

基于复杂度的针刺脑电信号特征提取

[Features extraction from EEG signals induced by acupuncture based on the complexity analysis](#)

物理学报.2011, 60(11): 118701 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.60.118701>

基于因子分析方法的相位同步脑电源的时-空动力学

[Spatiotemporal dynamic analysis of phase synchronized sources based on factor analysis](#)

物理学报.2011, 60(4): 048703 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.60.048703>

# 低频振荡电位的能量和相位稳定性与偶极子电流活动相关性的仿真\*

葛曼玲<sup>†</sup> 魏孟佳 师鹏飞 陈营 付晓璇 郭宝强 张惠娟

(河北工业大学, 电磁场与磁性材料省部共建国家重点实验室, 电气工程学院, 天津 300130)

(2014年12月29日收到; 2015年3月11日收到修改稿)

能量和相位是分析脑节律的重要物理量, 虽有许多研究, 但其与脑组织电特性和脑节律源的关系尚不完全清楚, 弄清这一问题有助于脑电测量及脑功能和疾病的分析. 为此, 借鉴脑电正问题研究方法, 大脑可看作均匀球, 脑组织电特性用导体各向同性和各向异性电导率来表示, 脑节律源用准静态偶极子电流来模拟, 其活动表达为较低频率的正弦振荡, 在改变该活动的振幅和相位时程时, 用球表面剖分网格的振荡电位仿真脑节律, 提取节律的能量和相位, 计算源和节律的窄带相位稳定性. 结果表明: 仿真节律的能量随电导率增大而减小, 受网格位置、电导率各向异性、偶极子电流幅值和偏心位置影响较大; 但仿真节律的相位稳定性只与自身的相位时程有关. 说明能量与相位稳定性电学意义无交集, 同时用来分析脑节律可提供更多神经信息; 能量的电学意义更复杂, 取决于包括测量条件在内的多种因素; 相位稳定性的优势在于它仅与脑节律相位时程直接相关, 可预测的是脑的非线性导致的相位时程越离散, 则相位稳定性越差.

**关键词:** 脑电正问题, 窄带相位稳定性, 偶极子电流, 各向异性

**PACS:** 87.19.le, 87.19.lm, 87.19.L-

**DOI:** 10.7498/aps.64.148701

## 1 引言

脑节律在脑功能分析和疾病诊断中起着重要的作用<sup>[1]</sup>, 这些节律包括  $\delta$ (0.5—4 Hz),  $\theta$ (4—8 Hz),  $\alpha$ (8—12 Hz),  $\beta$ (12—30 Hz),  $\gamma$ (30—80 Hz) 等. 脑节律可由头皮、脑深度或脑皮质的脑电信号提取, 一些物理量如能量、频率、相位同步性和相位相干性以及相位重排等经常用来评价脑节律的强度、同步和解同步等<sup>[2-10]</sup>. 谱分析和时频分析等宽带信号处理技术为描述这些物理量提供了很好的手段, 见诸于 EEGLAB, MNE 和 SPM8 等脑电/脑磁分析软件<sup>[11-13]</sup>.

尽管如此, 窄带信号处理技术在脑节律分析中的应用是不可忽视的. 它在处理信号时需要在在一个较窄的频率范围内进行, 可进行脑的非线性以及脑节律同步性等研究. 早在 20 世纪 50 年代, 窄带相

位同步就在脑节律的分析中受到了关注<sup>[14,15]</sup>. 研究认为: 脑的非线性会影响脑节律源之间的交互作用, 使得它们趋向于在同一个频率振荡. 最近, 一些研究发现窄带信息流与突触的联合修饰有关<sup>[16,17]</sup>; 我们基于脑深度脑电图 (EEG) 研究海马 CA1 区癫痫尖波对  $\theta$  节律的抑制作用时, 发现窄带  $\theta$  相位稳定性和  $\theta$  能量都能表达癫痫引起的突触重组, 但表达方式却不同<sup>[18,19]</sup>. 尽管有这些工作, 当前对窄带相位稳定性 (以下简称相位稳定性) 在脑节律研究中所表达的电学意义尚不完全清楚.

为此, 我们基于偶极子电流理论并借助有限元法仿真了脑节律, 研究了能量和相位稳定性与脑组织电特性、脑节律源的活动之间的关系, 特别是研究了相位时程对相位稳定性产生的影响, 并通过与能量所表达的电学意义比较, 发现相位稳定性在表达脑节律相位时程离散性上所体现的直观性.

\* 河北省高等学校科学技术研究项目 (批准号: ZD2014026) 资助的课题.

<sup>†</sup> 通信作者. E-mail: [mlgeliliangao@126.com](mailto:mlgeliliangao@126.com)

采用偶极子电流模型模拟脑电活动早已被证明是有效的<sup>[20,21]</sup>, 偶极子电流理论在脑电(其他记录如脑磁、心电图、心磁等)正问题和逆问题的研究中有广泛的应用<sup>[22-28]</sup>, 在海洋、地球物理和通信等方面的应用也十分广泛<sup>[29]</sup>. 在脑电正问题的研究中, 同步神经元群所产生的电活动可用偶极子电流活动来模拟, 大脑组织的电特性可用导体的电特性来表示, 各向异性是采用最多的电导率特性<sup>[28,30-35]</sup>, 并假设偶极子电流为静态的, 设定为常值, 静态场电位分布用来仿真脑电.

借鉴脑电正问题的解法, 脑节律源可用较低频率正弦振荡的准静态偶极子电流来模拟, 用振幅大小描述其强弱, 相位的线性和非线性时程用来比较相位稳定性强弱. 假设大脑为均匀球, 各个时刻的偶极子电流经准静态电场传导, 在球表面上形成的振荡电位用来仿真脑节律.

在仿真脑节律的基础上, 本文采用了以下研究思路: 1) 应用希尔伯特变换提取仿真脑节律的瞬时能量和相位; 2) 分别改变导体的电导率值、各向同性和各向异性、偶极子电流的振幅、相位时程以及偏心位置等仿真条件, 分析每个剖分网格处仿真脑节律的能量和相位稳定性; 3) 分别将所有剖分点的仿真脑节律的能量和相位稳定性组成集合, 仿真条件作为分组依据, 采用统计方法给出组间比较的统计值, 并采用三种描述方法证实和讨论了相位稳定性模型的分析结果, 同时也讨论了能量的分析结果.

## 2 方法

### 2.1 仿真脑节律

球表面电位分布的计算采用COMSOL Multiphysics (FEMLAB) 提供的有限元法 (finite element method, FEM)<sup>[26-28,36]</sup>. 若已知偶极子电流的位置和偶极矩、导体的形状和电导率, 电位可由定义在导体表面的泊松方程和纽曼边界条件来描述<sup>[28]</sup>.

准静态偶极子电流的活动可由较低频率(为降低计算量, 本文采用6 Hz)的正弦振荡来描述, 振幅表示其强弱, 相位表示其步调. 将偶极子电流分别固定在球模型(半径假定为10 cm)的中心、沿 $x$ 轴(也假定为偶极矩的方向)负方向距离中心2, 4, 6, 8 cm处, 其持续时间为350 ms<sup>[18,19]</sup>, 每秒采用128个计算点来表达正弦振荡, 振幅假定为1 nA. 初相

分别设成常值和非线性变化, 其模型为0和 $4t^2$  rad. 这样, 在频率固定时, 正弦振荡的相位时程为线性和非线性.

准静态偶极子电流形成的电场近似为静态场, 球模型被剖分成网格后可逐个时间点计算球表面的电位分布. COMSOL有两种设置剖分网格的方法: 用户自定义剖分和物理控制自动剖分. 出于高精度和高效率计算的考虑, 将剖分设定为后者, 精度为标准, COMSOL自动剖分成3611个网格. 在每个剖分网格处会形成持续时间350 ms的振荡电位, 也就是共有3611个持续时间为350 ms的仿真脑节律(以下简称仿真节律)产生. 此外, 为了研究正弦振荡持续时间对能量和相位稳定性产生的影响, 还将其加长为1050 ms.

### 2.2 电导率

为了强调各向异性电导率的影响, 这里以各向同性电导率作为对照组, 即将导体的电导率设定为数值可变的各向同性和各向异性两种. 正常大脑各向同性电导率<sup>[33]</sup>:  $x, y, z$ 三个方向同为0.1400 S/m, 以此为基准值, 各个方向上每增加1倍设定一组电导率的值, 依次仿真了4组电导率值. 正常大脑各向异性电导率<sup>[33,37]</sup>:  $\sigma_z = 0.4427$  S/m,  $\sigma_x : \sigma_z = 1 : 10$ , 也依次仿真了4组电导率值, 即以 $\sigma_x = \sigma_y = 0.04427$  S/m,  $\sigma_z = 0.4427$  S/m为基准值, 各个方向上每增加1倍设定一组电导率数值.

值得一提的是, 在每次仿真计算时, 电导率都设为常值, 其目的主要是为了用偶极子电流的相位时程来控制仿真节律的相位时程. 即, 当偶极子电流初相为0 rad时, 仿真节律的相位时程为线性; 而当偶极子电流初相为 $4t^2$  rad时, 仿真节律的相位时程为非线性.

网格剖分、记录电极位置、偶极子电流位置、零电位面和等位线等仿真计算如图1所示.

### 2.3 仿真节律的能量和相位稳定性

用希尔伯特变换方法计算仿真节律的瞬时能量和相位, 由此计算相位稳定性, 并采用统计方法分析不同仿真条件下所有剖分网格处仿真节律的能量和相位稳定性的变化.

采用在正弦振荡持续时间内瞬时能量对时间平均的能量值进行仿真节律的能量分析, 配对 $T$ 检验 (ttest, Matlab) 给出组间能量大小的统计 $p$ 值.

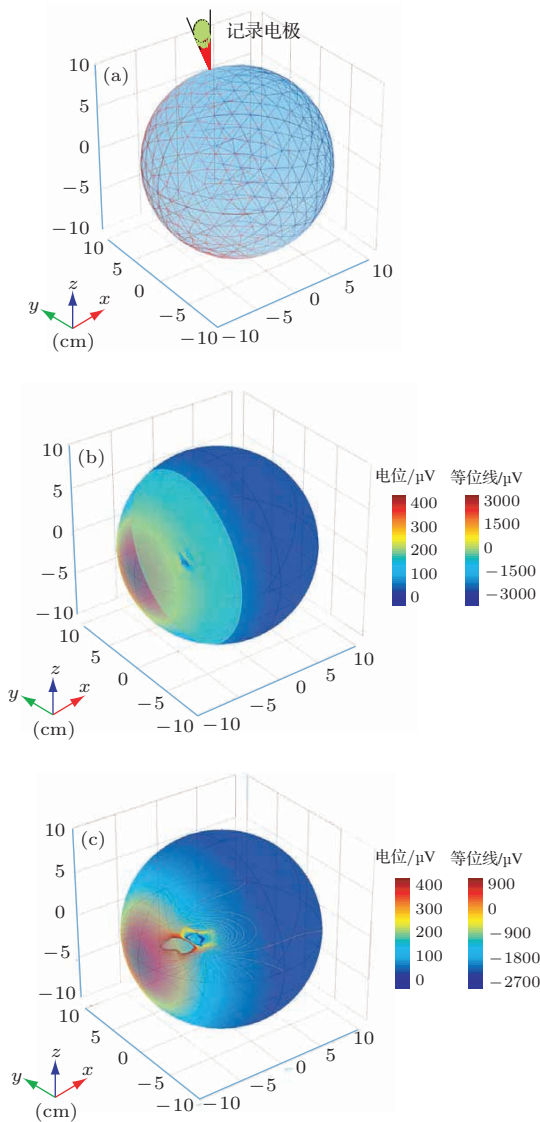


图1 (网刊彩色) 电位分布的计算信息 (a) 网格剖分和球模型表面的记录电极位置的示意图; (b) 零位面; (c) 等位线 (偶极子电流离中心 4 cm, 其值近似为 1 nA)

Fig. 1. (color online) Computational information on the distribution of potentials: (a) meshes and placement of a recording electrode on the spherical surface; (b) zero-potential surface; (c) electric field isosurface (4 cm eccentricity of dipole current, 1 nA).

采用仿真节律的相差来衡量相位稳定性, 定义相差为

$$\varphi_{\text{relative}} = \varphi_t^s - \varphi_t^{\text{ref}}, \quad (1)$$

式中,  $t$  是时间点;  $\varphi_t^s$  为某剖分网格处仿真节律的相位;  $\varphi_t^{\text{ref}}$  为对应频率的参考正弦振荡的相位, 可表达为周期相位与初相之和, 并令它的初相等于仿真节律的初相, 即  $\varphi_0^{\text{ref}} = \varphi_0^s$ .

偶极子电流的相差计算同上. 此外, 该模型针对一个频率进行计算, 为了证实相位稳定性分析结果的可信性, 在同一组数据上采用三种描述相位稳

定性的方法进行分析.

第一种是在圆周空间内统计玫瑰图的方法 (rose, Matlab), 即, 在振荡持续时间内, 对所有剖分网格的仿真节律在所有时间点上的相差 (定义为所有相差) 进行统计. 其中, 最集中部分 (定义为优势相差) 的数目可表达相位稳定性, 其值越大说明仿真节律的相位稳定性越高、相位时程的离散性越小, 反之亦然.

为说明这种方法, 我们做了如下仿真<sup>[19]</sup>. 假设 6 Hz 正弦波为参考信号, 其相位为  $2\pi \times 6 \times t$  ( $t$  为时间点), 仿真信号 1, 2, 3 皆为 6 Hz 正弦波信号, 但初相角不同, 其相位时程分别为  $2\pi \times 6 \times t + 0.5 \times t$ ,  $2\pi \times 6 \times t + 0.25 \times t$ ,  $2\pi \times 6 \times t + 0.2 \times t$ , 即, 三个仿真信号与参考信号间的相差时程依次减小, 每秒采用 256 个计算点来表达正弦波, 共计算 2 s. 图 2 (a) 显示仿真信号与参考信号间相差的时程, 可显示相位随时间离散的程度; 图 2 (b) 给出所有时间点该相差的统计玫瑰图, 可显示优势相差度数和数目大小. 如图 2 (a) 所示, 当相差随时间偏移较大 ( $0.5t$ ) 时, 相位时程的离散性较大; 图 2 (b) 的统计玫瑰图显示几乎无优势相差; 当相差随时间偏移有所减小时 ( $0.25t$ ), 相位时程的离散性减小, 存在明显的优势相差 ( $0^\circ - 30^\circ$  之间); 当相差随时间偏移进一步减小时 ( $0.2t$ ), 相位时程的离散性更小, 优势相差数目更多. 表明优势相差数目可表达信号相位时程的离散程度, 也就是相位稳定性.

将优势相差的数目对相差总数归一化的值定义为相位稳定性 (phase stability, PS), 其值处于 0—1 之间, 1 代表相位绝对稳定, 而 0 代表相位完全离散. 在比较的两组中, 取所有相差作为统计量, Bootstrap 统计方法 (SPSS) 给出统计  $p$  值.

第二种是平均相差的数值表述方法, 定义为相位稳定性指数 (phase preserved index, PPI)<sup>[18,19]</sup>, 如下式:

$$\begin{aligned} \Phi &= \left| \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N e^{j(\varphi_t^s - \varphi_t^{\text{ref}})} \right| \\ &= \frac{1}{N} \left\{ \left[ \sum_{t=1}^N \sin(\varphi_t^s - \varphi_t^{\text{ref}}) \right]^2 \right. \\ &\quad \left. + \left[ \sum_{t=1}^N \cos(\varphi_t^s - \varphi_t^{\text{ref}}) \right]^2 \right\}^{1/2}. \quad (2) \end{aligned}$$

式中所有变量的定义与 (1) 式相同, 该值也处于 0—1 之间, 物理意义同上.

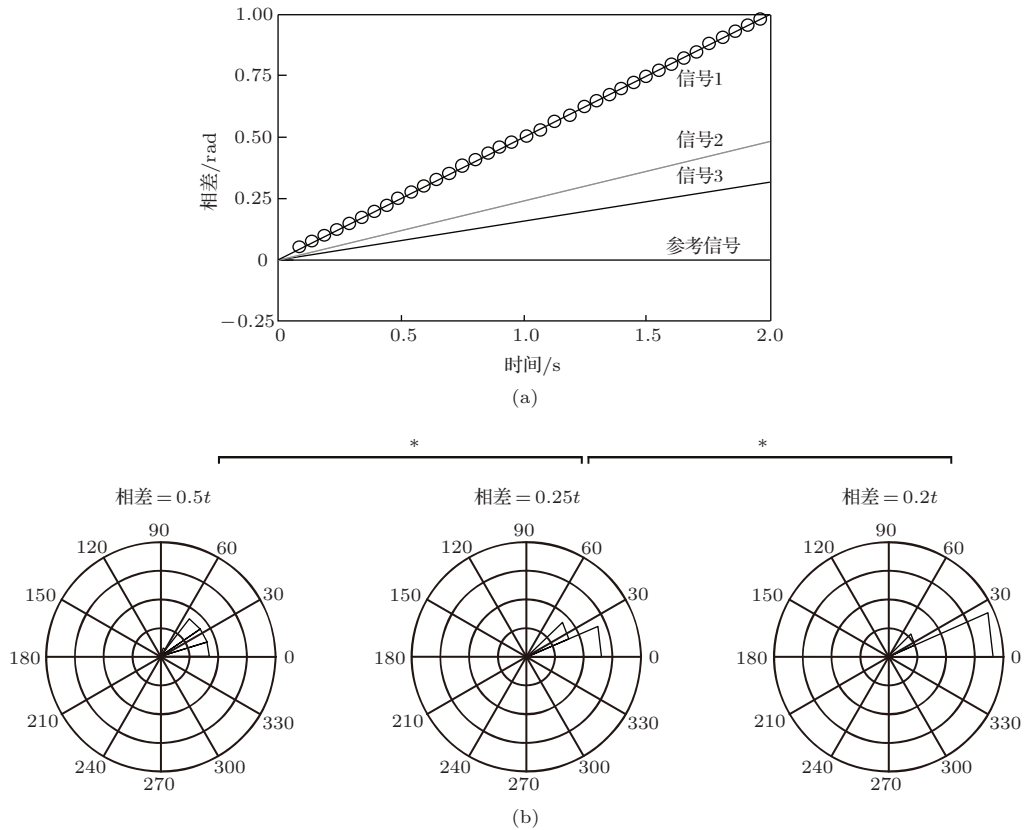


图2 仿真信号与参考信号间的相差 (a) 历程; (b) 统计玫瑰图 (Bootstrap 统计方法, \* 表示  $p < 0.0001$ ) 每一个圆圈代表 120 个点

Fig. 2. Relative phase between simulation signal and reference signal: (a) time courses; (b) rose figures (Bootstrapping technology, \*:  $p < 0.0001$ ) 120 per circle.

第三种是脑电计算软件EEGLAB<sup>[11]</sup>提供的衡量相位同步的条形分类法. 为了与本文的相位稳定性相对应, 在每个网格处利用傅里叶变换和逆变换将仿真节律的相差(如(1)式所示)嵌入到归一化的振荡中, 再利用该软件提供的相位同步成像工具(phase sorting, EEGLAB)来评估相位稳定性, 由colorbar给出的条形相差分类密度值表示密度的大小, 其值越大相位稳定性越高, 反之亦然. 与前两种方法相比, 这种方法可通过相差条形直接观察到相位稳定性变化的历程, 优于前两种相位稳定性表达方法.

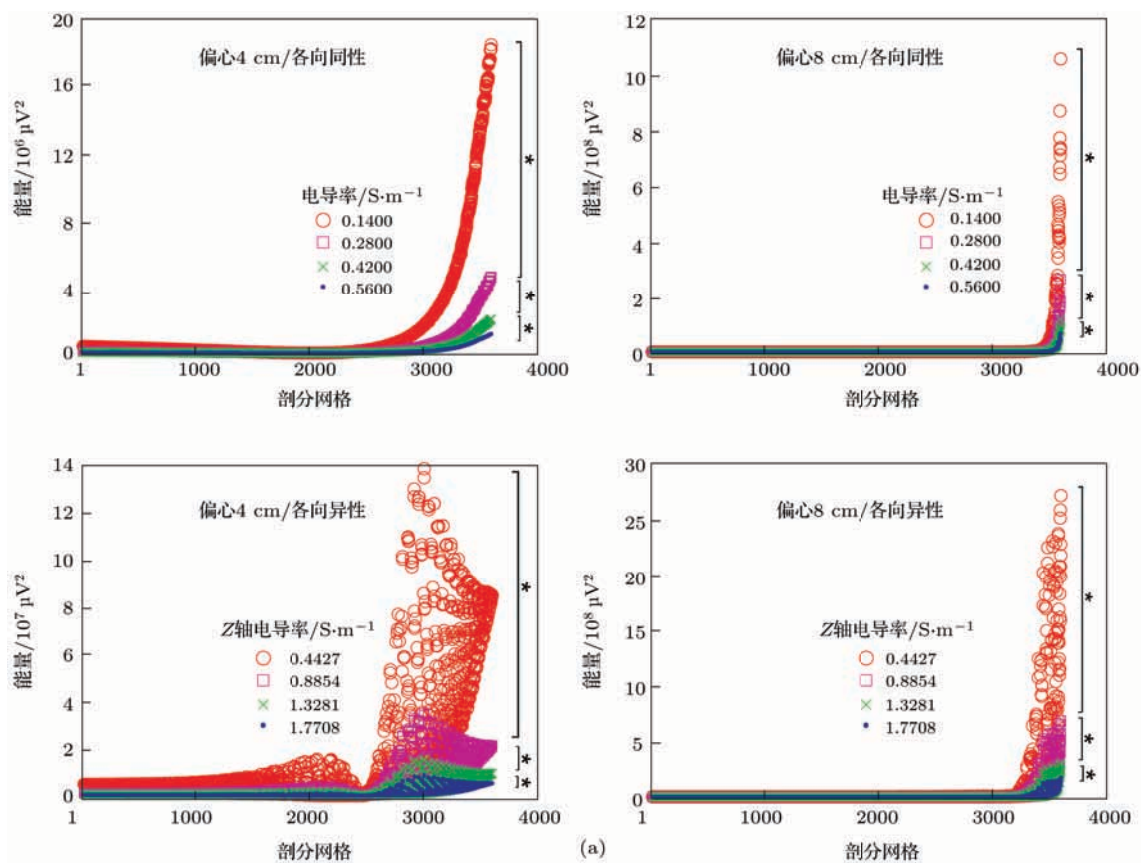
### 3 结果与讨论

#### 3.1 仿真节律的能量

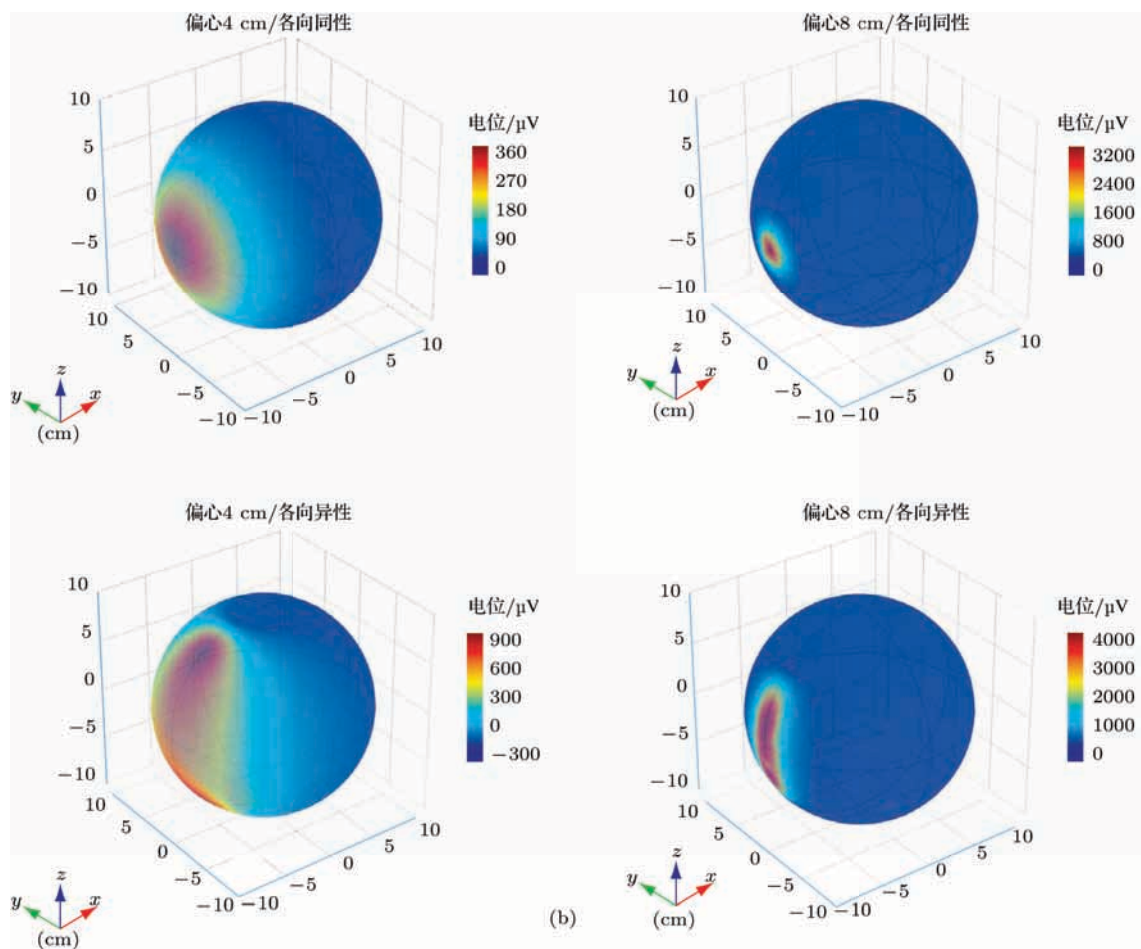
图3给出了球表面的仿真节律的能量随偶极子电流的振幅和偏心位置变化的规律. 图3(a)显示了在改变导体的电导率时仿真节律的能量的分布, 发现: 1) 能量整体上随着电导率的增大而减小 ( $p < 0.05$ ); 2) 能量在球表面的分布不均匀, 跟剖

分网格的位置有很大关系; 3) 较各向同性导体而言, 能量在各向异性的导体球表面的分布更离散; 4) 较大能量值集中分布的范围随着偶极子电流位置的偏心而变窄. 图3(b)显示了在导体的电导率取基准值、而且偶极子电流大小近似为1 nA时仿真节律的电位分布, 发现球表面的电位分布规律与能量的分布规律是一致的, 即较强仿真节律集中在偶极子电流附近, 并且随偶极子电流位置的偏心而变窄. 图3(c)显示了导体的电导率取基准值、只改变偶极子电流(处于球中心)振幅时仿真节律的能量分布, 发现能量与偶极子电流振幅的平方成正比.

总之, 仿真节律的能量大小与剖分网格的位置、导体的电导率、导体的各向同性和各向异性、偶极子电流的偏心位置和幅值有很大关系. 这意味着能量的电学特性与多种因素有关, 可推测在脑节律的分析中, 能量值与记录电极安放的位置、所测的脑区、记录电极到脑节律源位置之间的距离、脑节律源的强度都有关.



(a)



(b)

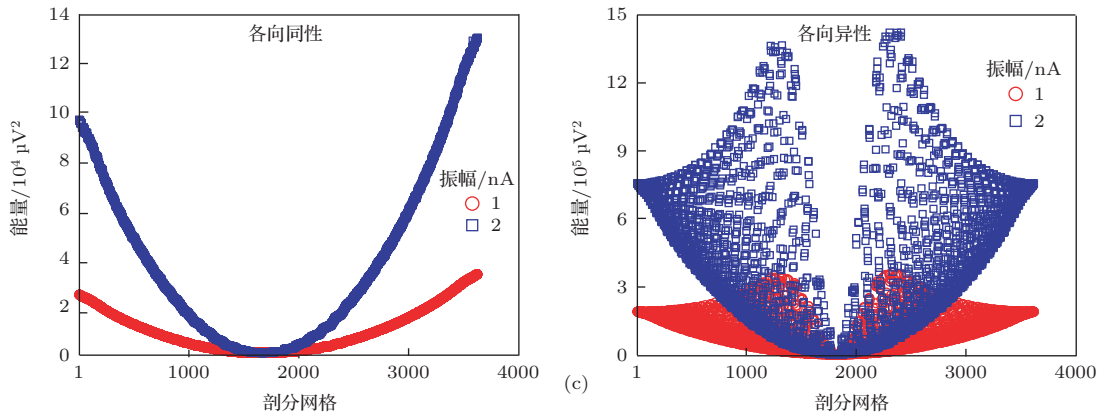


图3 (网刊彩色) 球表面的仿真节律的能量和电位分布 (a) 能量随电导率和偶极子电流位置的变化 (配对  $T$  检验, \*表示  $p < 0.05$ ); (b) 电位随偶极子电流位置的变化 (偶极子电流大小近似为 1 nA); (c) 偶极子电流振幅增大一倍时的能量分布 (偶极子电流处于球中心)

Fig. 3. (color online) Power values of simulated rhythms and spherical distribution of potentials respectively: (a) power values change with the electrical conductivity and the eccentricity of dipole current (Paired  $T$ -test, \*:  $p < 0.05$ ); (b) potentials change with the eccentricity of dipole current (value of dipole current is 1 nA); (c) power values change with the doubling amplitude of dipole current (dipole current is at the central).

首先, 导体电导率反映其导电能力, 电位与电导率值成反比符合欧姆定律, 能量反映的是仿真节律的强弱, 其与电导率成反比的结果是由欧姆定律决定的.

导体的各向同性和各向异性对能量产生的影响符合电场传导的解析解, 即偶极子电流所形成的电位与偶极子电流大小成正比, 而与电位点到偶极子电流位置之间的距离的平方成反比<sup>[21,38-40]</sup>. 当导体是各向同性时, 尽管偶极子电流所形成的电场在导体中沿三维空间的传导能力相同, 但电位大小与剖分网格位置到偶极子电流位置之间距离的平方成反比, 能量随剖分网格位置单调变化的曲线形态与该规律相符合. 当导体是各向异性时, 偶极子电流所形成的电场在导体中沿三维空间传导的能力不同, 所形成的三维电场矢量和就不同, 其大小也就不同, 所以, 能量随剖分网格变化的曲线形态是离散的. 而且, 偶极子电流位置越偏心, 距离它越近的仿真节律就越强、越集中, 从而导致较大能量分布越集中.

其次, 因电位与偶极子电流大小成正比, 而能量与电位幅值的平方成正比, 因此, 不难理解能量与偶极子电流幅值的平方成正比这一结果.

最后, 在神经测量中, 能量可反映脑节律的强弱, 与不同脑区、神经元规模、脑功能和脑的生理、病理等状态都有关<sup>[1,4,6]</sup>, 能量与多种因素的电学特性有关的仿真结果为神经测量实验提供了一定的理论依据.

### 3.2 相位稳定性

#### 3.2.1 与剖分网格、电导率和相位时程的关系

导体的电导率取基准值, 图4为偶极子电流处于中心、振荡持续时间为 1050 ms、初相分别为 0 和  $4t^2$  rad 时相位稳定性的分析结果, 主要给出了球表面的仿真节律的相位稳定性随自身相位的线性和非线性时程、网格位置和电导率变化的规律.

图4(a)给出了改变导体的电导率大小和各向同性和各向异性时仿真节律的PPI. 发现: 1) PPI几乎没有变化(变化率  $< 0.1\%$ ), 意味着相位稳定性与电导率大小 ( $p > 0.95$ ) 与各向同性和各向异性、网格位置无关; 2) 偶极子电流初相为 0 rad 时仿真节律的PPI (平均值接近 1) 远大于偶极子电流初相为  $4t^2$  rad 时的PPI (平均值为 0.3894), 意味着仿真节律的相位稳定性与相位时程有关, 相位的非线性会削弱相位稳定性的值.

图4(b)分别给出了偶极子电流、仿真节律的相差统计玫瑰图(这里只给出各向同性导体的分析结果, 各向异性导体的与此完全相同). 观察由优势相差数目表达的仿真节律的PS, 发现仿真节律相位的非线性时程(对应偶极子电流初相为  $4t^2$  rad)削弱了相位稳定性的值(PS = 0.3724), 进一步证实了图4(a)的结果2).

图4(c)显示的是仿真节律的相差条形分类图. 当偶极子电流初相为  $4t^2$  rad 时, 平行的条形显示

了仿真节律的相位稳定性与剖分网格位置无关, 而 colorbar 给出的相差分类密度显示了相位稳定性与各向同性和各向异性电导率无关 (都为 0.39), 进一步证实了图 4 (a) 的结果 1).

总之, 仿真节律的相位稳定性与导体的各向同性和各向异性以及电导率值的大小关系不大, 也与剖分网格位置无关, 而与自身的相位时程有关, 相位的非线性可削弱其大小.

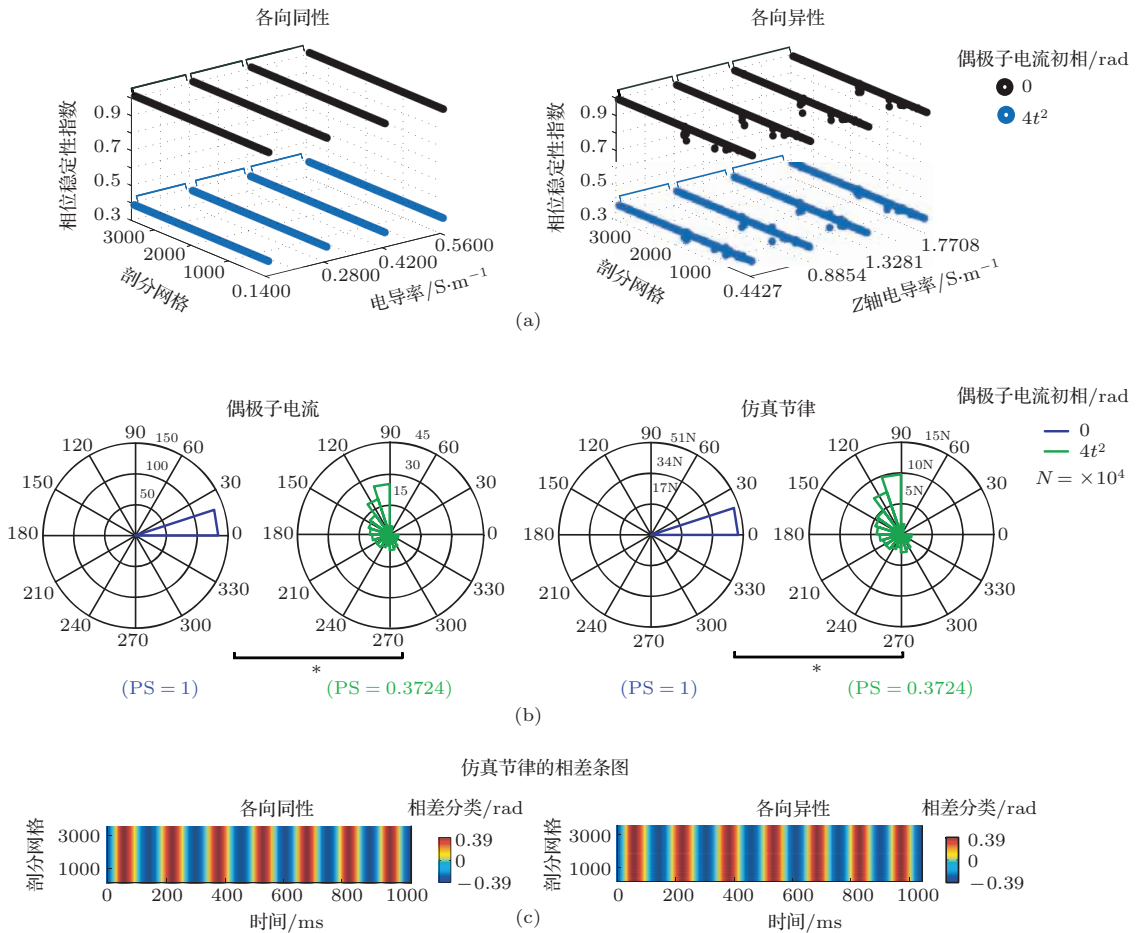


图 4 (网刊彩色) 振荡持续时间为 1050 ms 的仿真节律相位稳定性 (a) PPI 随剖分网格和电导率的变化规律 (Bootstrap 统计,  $p > 0.95$ ); (b) 偶极子电流和仿真节律之间所有相差统计玫瑰图 (Bootstrap 统计, \* 表示  $p < 0.05$ ), 这里只给出各向同性导体的统计结果; (c) 在偶极子电流初相为  $4t^2$  rad 时, 仿真节律的相差条形分类的时程

Fig. 4. (color online) Phase stability values of 1050 ms simulated rhythms: (a) PPI values change with the electrical conductivity (Bootstrapping technique,  $p > 0.95$ ); (b) rose figures of relative phase values respectively derived from dipole current and simulated rhythms (Bootstrapping technique, \*:  $p < 0.05$ ); (c) time courses of relative phase sorting on simulated rhythms, given  $4t^2$  rad initial phase of dipole current.

### 3.2.2 与偶极子电流位置和振荡时长的关系

当导体的电导率取基准值, 并且偶极子电流的振荡持续时间为 350 ms、初相分别为 0 和  $4t^2$  rad 时, 图 5 给出了偶极子电流偏心位置对球表面的仿真节律的相位稳定性产生影响的分析结果, 并与图 4 给出的持续时间为 1050 ms 的结果相比较.

图 5 (a) 显示的是在偶极子电流初相为  $4t^2$  rad 时仿真节律的 PPI, 发现 PPI 几乎不受偶极子电流偏心位置的影响 ( $p > 0.95$ ). 图 5 (b) 显示了由统计玫瑰图中优势相差数目所指示的 PS 也与偶极子电流偏心位置无关, 与图 5 (a) 中由 PPI 表达的结果

是一致的. 在图 5 (c) 中, 仿真节律的相差的条形分类图提供了进一步的证据, 即当偶极子电流初相为  $4t^2$  rad 时, colorbar 给出的相差分类密度显示了相位稳定性大小 (几乎都是 0.89) 与偶极子电流的偏心位置无关. 图 5 (d) 分别给出了偶极子电流 (处于球中心)、仿真节律的相差统计玫瑰图. 这里要说的是振荡持续时间对相位稳定性的影响. 当偶极子电流初相为 0 rad 时, 图 5 (d) 显示的结果与图 4 (b) 显示的 1050 ms 的结果相比较, PS 皆为 1, 表明当仿真节律的相位时程是线性时, 振荡持续时间对

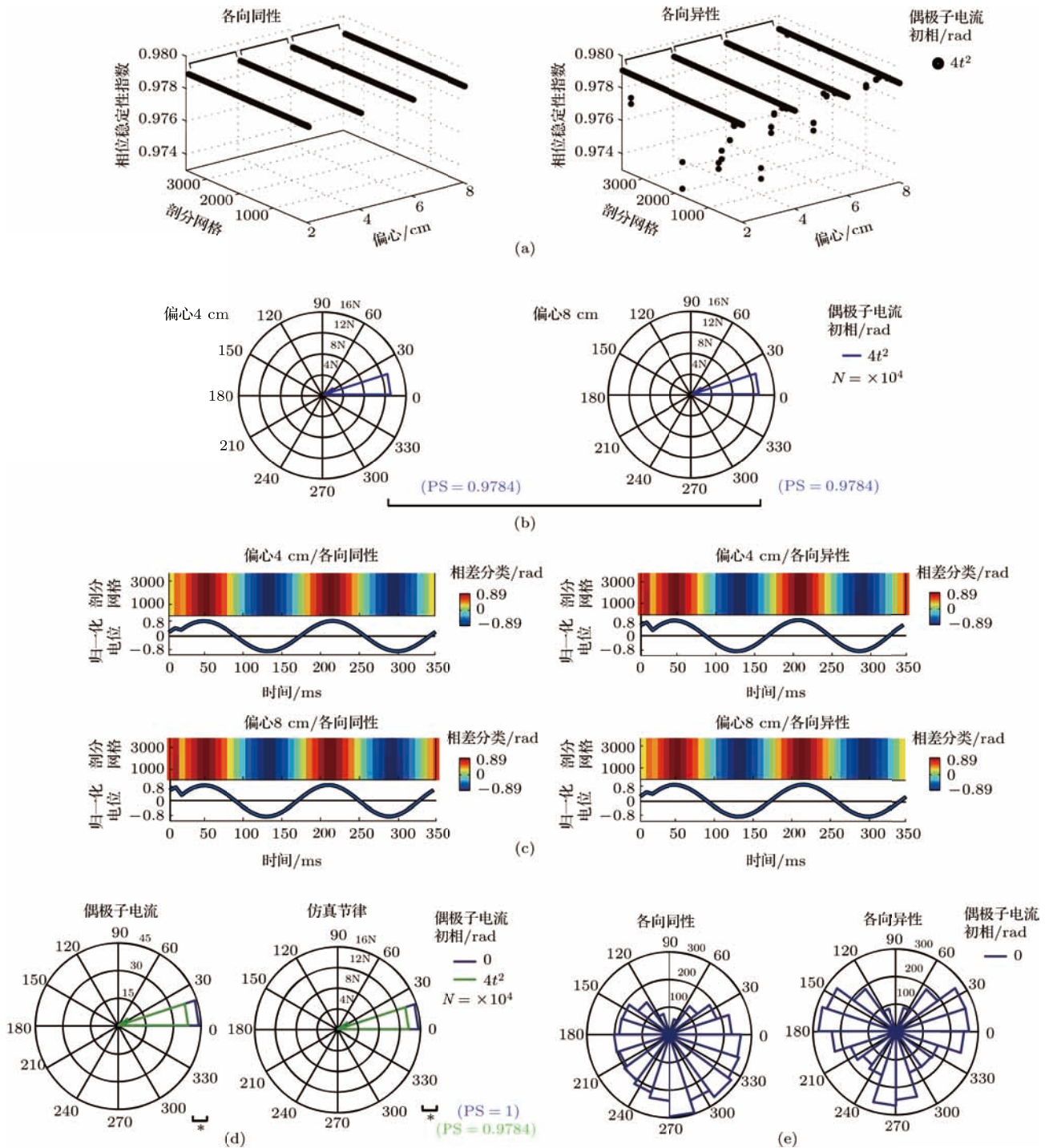


图5 (网刊彩色) 振荡持续时间为350 ms的仿真节律的相位稳定性 (a) PPI随偶极子电流偏心位置的变化规律 (Bootstrap统计,  $p > 0.95$ ); (b) 在偶极子电流初相为 $4t^2$  rad时, 不同偶极子电流位置时, 仿真节律的所有相差统计玫瑰图 (Bootstrap统计,  $p > 0.95$ ), 这里只给出各向同性导体的结果; (c) 在偶极子电流初相为 $4t^2$  rad时, 仿真节律的相差条形分类的时程 (上图) 和所有网格平均的归一化仿真节律的时程 (下图); (d) 偶极子电流和仿真节律的所有相差统计玫瑰图 (Bootstrap统计, \*:  $p < 0.05$ ), 这里只给出各向同性导体的结果; (e) 在偶极子电流初相为0 rad时, 仿真节律初相的统计玫瑰图

Fig. 5. (color online) Phase stability values of 350 ms simulated rhythms: (a) PPI values of simulated rhythms change with the eccentricity of dipole current (Bootstrapping technique,  $p > 0.95$ ); (b) rose figures of relative phase values of simulated rhythms, given  $4t^2$  rad initial phase of dipole current, and respective 4 cm and 8 cm eccentricity of dipole current (Bootstrapping technique,  $p > 0.95$ ); (c) time courses of relative phase sorting of simulated rhythms (above plane) and normalized simulated rhythms average over all meshes (below plane), given  $4t^2$  rad initial phase of dipole current; (d) rose figures of relative phase values respectively derived from dipole current and simulated rhythms (Bootstrapping technique, \*:  $p < 0.05$ ), given respective 0 rad and  $4t^2$  rad initial phase of dipole current; (e) rose figures of initial phase values of simulated rhythms, given 0 rad initial phase of dipole current.

相位稳定性的影响很小. 相反, 当偶极子电流初相为  $4t^2$  rad 时, 图 5(d) 显示的结果 ( $PS = 0.9784$ ) 与图 4(b) 显示的 1050 ms 的结果 ( $PS = 0.3724$ ) 相比较, 1050 ms 的 PS 明显降低, 意味着相位稳定性对相位的非线性较为敏感, 并与振荡持续时间成减函数关系.

实际上, 由图 5(c) 显示的 350 ms 仿真节律的相差的条形分类图也证实了以上结果: 当偶极子电流初相为  $4t^2$  rad 时, colorbar 显示的相差分类密度为 0.89, 而图 4(c) 显示 1050 ms 的 colorbar 降低到 0.39.

在图 5(e) 中, 仿真节律初相的统计玫瑰图显示了初相的随机性, 表明与相位稳定性所表现的规律无关.

总之, 相位稳定性与偶极子电流的位置无关, 但对相位的非线性较为敏感, 并与振荡持续时间成减函数的关系.

理论已经证明: 相位同步可反映非线性系统中振子间的微弱耦合, 而忽略振幅的影响 [41]. 本文采用了简单的相位非线性时程来分析相位稳定性, 结果表明相位稳定性与能量无关, 与这一理论符合.

根据本文的研究, 相位稳定性只与相位时程有关, 尤其对相位的非线性时程更为敏感, 即与相位的线性相比, 相位的非线性会削弱相位稳定性的大小, 这一点与早期在研究脑节律的相位稳定性时给出的预测是一致的 [14,15], 即脑的非线性会影响脑节律源的交互作用, 从而影响相位稳定性. 由本文的工作可以预测脑节律相位的非线性程度越大, 其相位稳定性越差, 反之亦然. 此外, 相位稳定性与振荡持续时间成反比的研究结果与采用平均相差的计算方案有关 [2].

一般地, 脑的非线性是脑节律分析的基础, 大脑功能 (如认知功能)、脑区之间的交互作用以及脑的生理 (如兴奋性和抑制性) 和病理 (如癫痫的同步放电) 等状态都与脑的非线性密切相关 [41,42], 窄带相位稳定性的优势在于它可直接反映相位时程的非线性, 因此, 它有助于研究大脑功能、生理和病理等因素对脑节律所产生的影响.

最后, 许多研究都发现了相位同步结合能量、频率等参量有利于揭示脑节律的神经机制 [8,43,44], 本文的研究也说明了这一点. 若在脑节律的分析中使用相位稳定性和能量, 必将提供更丰富的神经信息.

## 4 结 论

本文在仿真脑节律的基础上研究了能量和相位稳定性的电学特性, 试图深入认识它们的物理意义. 脑节律的相位同步与脑功能、脑区间交互作用和脑的生理、病理等状态密切相关 [2,3,5,7-9,16,45,46], 非线性系统的理论是其分析的重要基础 [41,42,47]. 考虑到这一点, 在研究相位稳定性时采用了简单的相位非线性时程, 并与相位的线性时程的结果相比较, 从而给出了影响相位稳定性的因素. 这种方法也可以延伸到频率的非线性对相位稳定性产生影响的仿真研究上.

脑组织由白质和灰质构成, 它们决定了电导率的特性, 电阻抗成像和扩张张量等技术对生物组织电导率的研究证实了电导率呈现出各向异性的特点 [35,48], 而且随着生理、病理的变化而改变, 显示出较大的变化空间 [30,31,33,37]. 考虑到这一点, 本文基于常用的大脑电导率测量值, 假定了多组电导率仿真数据, 并将各向同性与各向异性电导率的分析结果进行了比较, 从而研究了电导率对能量和相位稳定性的作用. 此外, 如图 4(b) 和图 5(d) 所示, 本文只考虑了偶极子电流相位的非线性对仿真节律相位稳定性的影响, 而没考虑电导率和介电常数的非线性等其他影响相位的因素. 但从本文的研究可预测的是: 只要这些因素使得脑节律相位时程发生离散, 相位稳定性则会改变, 说明相位稳定性也与这些因素有关.

偶极子电流是一个抽象地描述源的物理概念, 本文不仅设计了影响其活动的因素, 诸如幅值和非线性相位时程, 还令其位置可变使它的影响更为直观. 但本文的电位分布计算不适于对高频振荡偶极子电流的分析.

尽管实际大脑模型是较为复杂的, 包括大脑、脑脊液、颅骨和头皮的多层结构, 本文更侧重于研究能量和相位稳定性的电学意义, 因此采用了球模型. 比较本模型与其他同类型的仿真模型的差别是今后主要的工作.

## 参考文献

- [1] Buzsaki G 2006 *Rhythm of the Brain* (New York: Oxford University Press) pp1-464
- [2] Mormann F, Fell J, Axmacher N, Weber B, Lehnertz K, Elger C E, Fernandez G 2005 *Hippocampus* **15** 890

- [3] Lachaux J P, Rodriguez E, Martinerie J, Varela F J 1999 *Human Brain Mapping* **8** 194
- [4] Chauviere L, Raftai N, Thinus-Blanc C, Bartolomei F, Esclapez M, Bernard C 2009 *J. Neurosci.* **29** 5402
- [5] Uhlhaas P J, Singer W 2006 *Neuron* **52** 155
- [6] Winson J 1978 *Science* **201** 160
- [7] Kraskov A, Quiroga R Q, Reddy L, Fried I, Koch C 2007 *J. Cogn. Neurosci.* **19** 479
- [8] Ali M O J 2006 *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* **13** 2948
- [9] Mormann F, Lehnertz K, David P, Elger C E 2000 *Phys. D* **144** 358
- [10] Zhang D D, Luo Y J 2011 *Adv. Psychol. Sci.* **19** 487 (in Chinese) [张丹丹, 罗跃嘉 2011 心理科学进展 **19** 487]
- [11] Delorme A, Makeig S 2004 *J. Neurosci. Methods* **134** 9
- [12] Gramfort A, Luessi M, Larson E, Engemann D A, Strohmeier D, Brodbeck C, Parkkonen L, Hamalainen M S 2013 *Neuroimage* **86** 446
- [13] Litvak V, Mattout J, Kiebel S, Phillips C, Henson R, Kilner J, Barnes G, Oostenveld R, Daunizeau J, Flandin G, Penny W, Friston K 2011 *Comput. Intell. Neurosci.* **2011** 852961
- [14] Wiener N 1956 *J. Phys. Soc. Jpn.* **18** 499
- [15] Wiener N 1957 *Proc. Rudolf Virchow Med. Soc. City NY* **16** 109
- [16] Qiu J H, Li Y T, Xu K H, Yang Z, Zhang T 2008 *Acta Biophys. Sin.* **24** 221 (in Chinese) [裘嘉恒, 李雅堂, 许坤涵, 杨卓, 张涛 2008 生物物理学报 **24** 221]
- [17] Zheng C G, Quan M N, Yang Z, Zhang T 2011 *Neurosci. Lett.* **490** 52
- [18] Ge M L, Wang D H, Dong G Y, Guo B Q, Gao R G, Sun W, Zhang J J, Liu H S 2013 *Experimen. Neurol.* **250** 136
- [19] Ge M L, Guo B Q, Chen X, Sun Y, Chen S H, Zheng Y, Zhang H J, Sun W 2014 *Acta Physiol. Sin.* **66** 118 (in Chinese) [葛曼玲, 郭宝强, 陈雪, 孙英, 陈盛华, 郑颖, 张惠娟, 孙伟 2014 生理学报 **66** 118]
- [20] De Munck J C, van Dijk B W, Spekreijse H 1988 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **35** 960
- [21] da Silva F L, van Rotterdam A 1982 *Biophysical Aspects of EEG, MEG Generation*, 15 In: Niedermeyer E, da Silva F L eds. *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields* (Baltimore MD: Lippincott Williams & Wilkins) pp1–1156
- [22] Yao D Z 1998 *Chin. J. Biomed. Engineer.* **17** 97 (in Chinese) [尧德中 1998 中国生物医学工程学报 **17** 97]
- [23] Zhu H Y, Li J, Luo B 2002 *Acta Phys. Sin.* **51** 2393 (in Chinese) [朱红毅, 李军, 罗斌 2002 物理学报 **51** 2393]
- [24] Wu C Q, Zhao S 2007 *Acta Phys. Sin.* **56** 5180 (in Chinese) [吴重庆, 赵爽 2007 物理学报 **56** 5180]
- [25] Wan B K, Xue Z J, Cheng L L, Zhu X 2006 *Prog. Nat. Sci.* **16** 881 (in Chinese) [万柏坤, 薛召军, 程龙龙, 朱欣 2006 自然科学进展 **16** 881]
- [26] Li J, Wang K, Liu J, Zhu S A, He B 2007 *Chin. J. Sens. Actuat.* **20** 1736 (in Chinese) [李璟, 王琨, 刘君, 朱善安, He Bin 2007 传感技术学报 **20** 1736]
- [27] Kim S, Kim T S, Zhou Y, Singh M 2003 *IEEE Trans. Nucl. Sci.* **50** 133
- [28] Gulrajani R M 1998 *Bioelectricity and Biomagnetism* (New York: John Wiley and Sons Inc) pp1–744
- [29] Chen C, Li D G, Jiang Z G, Liu H B 2012 *Acta Phys. Sin.* **61** 244101 (in Chinese) [陈聪, 李定国, 蒋治国, 刘华波 2012 物理学报 **61** 244101]
- [30] Haueisen J, Tuch D S, Ramon C, Schimpf P H, Wedeen V J, George J S, Belliveau J W 2002 *Neuroimage* **15** 159
- [31] Zhang Y C, Ding L, Drongelen W V, Hecox K, Frim D M, He B 2006 *Neuroimage* **31** 1513
- [32] Nunez P L, Srinivasan R, Westdorp A F, Wijesinghe R S, Tucker D M, Silberstein R B, Cadusch P J 1997 *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* **103** 499
- [33] Wolters C H, Anwander A, Tricoche X, Weinstein D, Koch M A, MacLeod R S 2006 *Neuroimage* **30** 813
- [34] Li J, Yan D D 2009 *J. China Jiliang Univ.* **20** 180 (in Chinese) [李璟, 闫丹丹 2009 中国计量学院学报 **20** 180]
- [35] Tuch D S, Wedeen V J, Dale A M, George J S, Belliveau J W 2001 *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* **98** 11697
- [36] Yan Y, Nunez P L, Hart R T 1991 *Med. Biol. Eng. Comput.* **29** 475
- [37] McAdams E T, Jossinet J 1995 *Physiol. Meas.* **16** A1
- [38] Ma X S, Zhang J S, Wang P 1995 *Fundamentals of Electromagnetic Fields* (Beijing: Tsinghua University Press) pp1–352 (in Chinese) [马信山, 张济世, 王平 1995 电磁场基础 (北京: 清华大学出版社) 第1—352页]
- [39] Brody D A, Terry F H, Ideker R E 1973 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **20** 141
- [40] Yao D Z 2003 *Electricity Theory and Methods of Brain Function Detection* (Beijing: Science Press) pp1–336 (in Chinese) [尧德中 2003 脑功能探测的电学理论与方法 (北京: 科学出版社) 第1—336页]
- [41] Rosenblum M G, Pikovsky A S, Kurths J 1996 *Phys. Rev. Lett.* **76** 1804
- [42] Mormanna F, Kreuz T, Andrzejak R G, David P, Lehnertz K, Elger C E 2003 *Epilepsy Res.* **53** 173
- [43] Krusienski D J 2012 *Brain Res. Bull.* **87** 130
- [44] Sih G C, Tang K K 2012 *Theor. Appl. Fract. Mech.* **62** 1
- [45] Schnitzler A, Gross J 2005 *Nat. Rev. Neurosci.* **6** 285
- [46] Wang X J 2010 *Physiol. Rev.* **90** 1195
- [47] Fujisaka H, Yamada T 1983 *Prog. Theor. Phys.* **69** 32
- [48] Abascal J F, Arridge S R, Atkinson D, Horesh R, Fabrizi L, de Lucia M, Horesh L, Bayford R H, Holder D S 2008 *Neuroimage* **43** 258

# Simulation on relationship between power/phase stability of low frequency oscillatory potentials and activity of dipole current\*

Ge Man-Ling<sup>†</sup> Wei Meng-Jia Shi Peng-Fei Chen Ying Fu Xiao-Xuan  
Guo Bao-Qiang Zhang Hui-Juan

(The Key Laboratory of Electromagnetic Field and Electrical Apparatus Reliability, Department of Electrical Engineering, Hebei University of Technology, Tianjin 300130, China)

( Received 29 December 2014; revised manuscript received 11 March 2015 )

## Abstract

The physical parameters, e.g. power and phase, are usually employed in the neural analysis of brain rhythms, which are important in brain function and disease diagnosis. Though there has been extensive work, how both parameters are related to the electrical properties of brain tissue and the sources of brain rhythms has not been fully understood. To address the issue, a simulation is done based on the theory of dipole current.

When referring to the solution to the forward problem in electroencephalograph, the brain is regarded as a homogenous sphere model, the electrical features of brain tissue are described by an isotropic electrical conductivity. The source of brain rhythms is simulated by the quasi-static dipole current whose activity is described as a sine oscillation at low frequency. The electrical field generated by the dipole current is considered to be quasi-static. By changing the amplitude and the phase time course of oscillatory dipole current, the distribution of potentials produced by the dipole current at a time-point could be calculated by applying the finite element method to the sphere model. Over a time period of sine oscillation, the oscillatory potentials regarded as the brain rhythms could be produced. Instantaneous power and phase of simulated rhythms are estimated by Hilbert transform, and then a method of phase stability in narrow-band is developed for a single oscillator. To highlight this method, three manners are employed to describe it, i.e., mean relative phase value termed phase preserved index, histogram on rose plane, and phase sorting with the help of EEGLAB. Finally the relationship between two physical parameters and the electrical features of brain tissue/the source activity of brain rhythms is investigated under the conditions of (an) isotropy of conductivity, linear or nonlinear phase dynamics and amplitude, eccentricity of dipole current, etc. The statistical methods of *t*-test and bootstrapping technology are performed respectively to show the significance of power and phase stability.

It is obtained that the power of simulated rhythms decreases with the increase of electrical conductivity, and it is not only proportional to the square of the amplitude of dipole current, but also correlated with the anisotropy of conductivity and the locations of dipole current as well as meshes on the sphere model, however no relevance to other factors. On the contrary, the phase stability of simulated rhythms is correlated only with the non-linear time course of their own phase dynamics.

The results imply that the power of brain rhythms is related to many factors such as brain tissue and amplitude of rhythm generator as well as placements of recording electrodes, but the phase stability is related only to the non-linear

---

\* Project supported by the Colleges and Universities of Hebei Province Science and Technology Research Projects, China (Grant No. ZD2014026).

<sup>†</sup> Corresponding author. E-mail: [mlgeliliangao@126.com](mailto:mlgeliliangao@126.com)

phase dynamics of brain rhythms. Thus, the electrical significance of the power is more complicated than that of the phase stability. This work might be helpful for understanding in depth the significance of both physical parameters from the perspective of electricity.

The narrow-band phase stability of simulated rhythms could highlight the non-linear phase dynamics. It is hypothesized that the phase stability could not only map the synchrony in the neural activity as a custom means of phase coherence, but also reflect directly the non-linearity in phase dynamics, and the more divergent the phase dynamics, the lower the phase stability is, and vice versa. Therefore it is suggested that the phase stability of brain rhythms could be related closely to the non-linear factors to affect the phase dynamics of brain rhythms, e.g., the non-linear phase dynamics of rhythm generators. It is also suggested that both parameters of power and phase stability would offer more neural information.

**Keywords:** electroencephalograph forward problem, narrow band phase stability, dipole current, anisotropy

**PACS:** 87.19.le, 87.19.lm, 87.19.L-

**DOI:** [10.7498/aps.64.148701](https://doi.org/10.7498/aps.64.148701)