

基于复杂度的针刺脑电信号特征提取*

边洪瑞¹⁾ 王江^{1)†} 韩春晓²⁾ 邓斌¹⁾ 魏熙乐¹⁾ 车艳秋²⁾

1)(天津大学电气与自动化工程学院,天津 300072)

2)(天津职业技术师范大学,天津 300222)

(2011年1月10日收到;2011年1月21日收到修改稿)

为探究针灸刺激对大脑活动产生的影响,文章设计了4种针刺频率针刺右腿足三里穴获取脑电的实验.首次采用排序递归图和关联维数方法提取针刺脑电信号的复杂度参数来反映针刺大脑的功能状态,并基于这些方法研究了针刺作用对大脑功能区域的影响以及不同针刺频率与脑电复杂度的相关性.发现针刺时脑电的复杂度高于针刺前,尤以频率为100次/min的针刺影响最为明显;从FP2, F7, T3导联脑电中提取的确定性指标(DET)可作为区分针刺状态与针刺前状态的一种特征参数.

关键词: 针灸, 脑电, 排序递归图, 关联维数

PACS: 87.19.1e, 87.85.Ng, 87.85.Wc

1. 引言

针灸是中国特有的一种治疗疾病的手段,已逐渐被国际公认.针灸治疗的基本手段有手针,电针和磁刺激等.其中手针以其刺激强度不大,手法变化灵活及安全等优点一直备受人们的推崇^[1-3].

近年来,国内外研究人员从实验和理论的角度对针灸的作用机理进行了大量研究,提出众多假说,其中比较公认的是针灸作用是通过中枢神经系统介导调控神经、内分泌、体液网络,继而影响靶器官^[4-6],因此从探究针刺对中枢神经系统调控的角度来研究针刺作用具有深刻的意义.许多学者曾借助单光子发射计算机断层扫描(emission computed tomography, ECT)、功能性磁共振成像(functional magnetic resonance imaging, FMRI)、脑电(electroencephalogram, EEG)等先进技术,研究手针、电针、磁刺激等作用于穴位所引起大脑活动的相应变化,已得到一些研究成果^[7-12].尹岭等^[11]利用FMRI方法研究电针刺刺激足三里穴对脑内葡萄糖代谢和脑血流变化的影响,发现针刺足三里穴可引起植物神经中枢和颞叶功能变化.Paraskeva等人^[12]通过EEG的双频指数(BIS)值来研究针刺印

堂穴对大脑的作用效果,发现针刺时的BIS值会有显著降低.但是,目前还没有关于通过EEG手段来研究手针针刺足三里穴对大脑影响的报道.

相对于FMRI,EEG虽然空间分辨率较低且网络节点较少,但却是具有高时间分辨率、低实验成本、易于操作、可以反映时间上信息传递和处理等特性的优异研究手段^[13],多种方法已成功应用于各类脑电信号的研究^[14-19].EEG是脑神经细胞的电生理活动在大脑皮层或头皮表面的总体反映,包含了丰富的生理信息,具有强烈的非线性及非平稳特性^[20].因此与传统方法相比,采用非线性动力学分析方法更能深度刻画脑电的特性.大量实验研究表明,从脑电中提取的复杂度参数能够反映大脑的功能状态^[21, 22],因此本文提出采用关联维数及排序递归图等非线性分析方法对针刺实验结果进行剖析,提取脑电信号的复杂度特征参数,研究针刺作用对脑电复杂度的影响.关联维数能够反映状态空间中点与点之间的关联程度,是对系统复杂性的一种度量^[23].基于排序递归图的递归量能够描述递归状态点的分布特性,其中确定性递归量也是对系统复杂性的一种度量^[24],且具有计算简单、速度快、抗噪能力强等优点.

为探究针灸刺激对大脑活动产生的影响,本文设计了4种针刺频率针刺位于右腿足阳明胃经上足

* 国家自然科学基金重点项目(批准号:50537030)、国家自然科学基金(批准号:61072012)和国家自然科学基金青年科学基金(批准号:50907044,60901035)资助的课题.

† 通讯联系人. E-mail: jiangwang@tju.edu.cn

三里穴的实验,提取 5 种状态(针刺前,针刺 50 次/min,针刺 100 次/min,针刺 150 次/min 以及针刺 200 次/min)的脑电信号作为研究对象,利用集总参数模型来验证排序递归图及关联维数两种方法提取脑电复杂度参数的有效性,首次从确定性和复杂性的角度对针刺脑电信号进行分析,研究针刺作用对大脑不同功能区域的影响,并进一步研究针刺的不同频率与脑电复杂度的相关性以及针刺对 FP2, F7, T3 导联的作用规律.

2. 实验设计

2.1. 实验对象及方法

8 名健康实验者,其中 5 位男性,3 位女性,年龄在 23—27 岁. 在实验之前未服用任何会影响 EEG 信号记录的药物,且都被明确告知此次实验的目的及意义. 实验者均是某大学针灸系的学生,有针灸

经验,故对针灸无恐惧感.

实验的电极位置按照国际标准导联 10-20 系统安放,如图 1 所示,其中,参考电极放在 A₁ 和 A₂ 之间,耳垂作为电极的参考地. 实验设备的采样频率为 256 Hz,硬件滤波器的通带为 0.5—100 Hz.

2.2. 实验数据获取

实验对象在昏暗、安静的屋子内且在清醒、安静、闭目、无明显肌电扰动的配合状态下由针灸医师开始施针. 对于每个实验对象,整个实验过程持续约 90 min,如图 2 所示.

首先实验对象安静闭目 30 min;然后在实验对象的右侧足三里穴位(如图 1)处开始施针,行针 2 min 后停止,留针 10 min,如此再重复 3 次;最后取针. 4 次的施针手法均为捻转补法,针刺针下得气后,将针捻转,以大拇指向前用力为主,捻转角度为 180°. 4 次的捻转频率依次为 50 次/min, 100 次/min, 150 次/min 和 200 次/min.

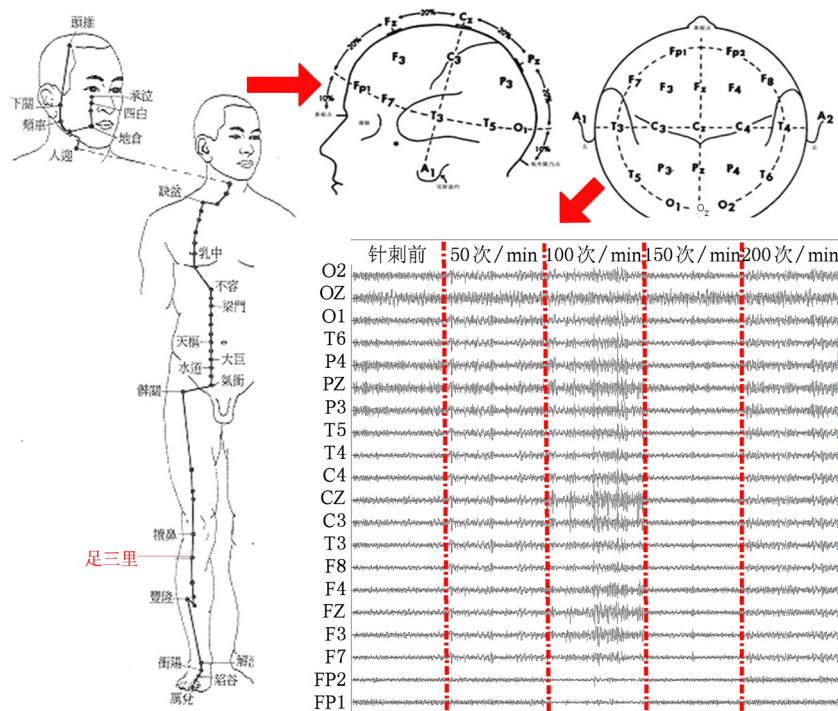


图 1 实验设计流程图

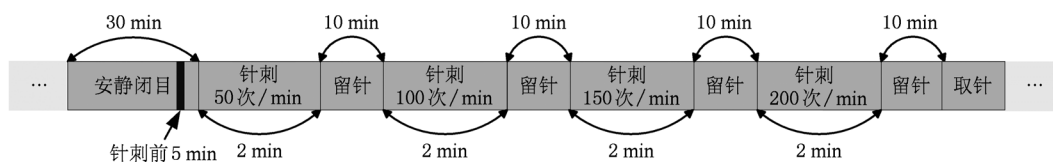


图 2 针刺实验过程

从每位实验对象的每导 EEG 信号中同步提取 5 段长度为 80 s 的数据(针刺前,针刺 50 次/min,针刺 100 次/min,针刺 150 次/min 及针刺 200 次/min)进行研究(如图 1). 对实验数据使用 0.5—48 Hz 的带通滤波,提取有效 EEG,并通过阈值法消除肌肉运动引起的伪迹.

3. 分析方法

3.1. 相空间重构

相空间重构是基于 Takens 提出的嵌入定理^[25],对于任意的给定时间序列 $\{x(it)\}_{i=1,n}$ (t 为采样时间间隔, n 为采样点总数)选取嵌入维数为 m , 延迟时间为 τ , 则相空间中的点可表示为 $X_k(t) = (x(kt), x(kt + \tau), \dots, x(kt + (m - 1)\tau))$, (1)

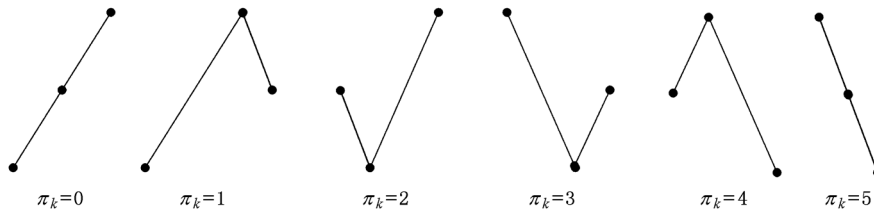


图 3 嵌入维数为 3 时的排序模式示意图

$$R_{i,j} = \begin{cases} 0, & \pi_i \neq \pi_j, \\ 1, & \pi_i = \pi_j. \end{cases} \quad i, j = 1, 2, \dots, N. \quad (3)$$

第 i 时刻在第 j 时刻的递归状态可以通过一个二维方阵用黑点或者白点表示即构成一幅排序递归图. 为了分析排序递归图中递归状态点的分布特性即对角线长度的分布, 本文采用确定性 (determinism, DET) 递归特征量, 定义为对角线结构的递归状态点占有递归状态点的比值即

$$R_{DET} = \sum_{l=l_{min}}^N P(l) / \sum_{i,j=1}^N R_{i,j}. \quad (4)$$

其中, $P(l)$ 为排序递归图中对角线长度的分布概率, l_{min} 为对角线长度阈值.

3.3. 关联维数

关联维数反映了系统的几何自相似特性, 是混沌系统的重要特征, EEG 的关联维数 D_2 被认为是对大脑复杂度的度量^[27]. 计算 D_2 最常用的是 Grassberger 和 Procaccia 提出的利用关联积分计算关联维数的方法, 在相空间重构的基础上计算关联

式中 $k = 1, 2, \dots, N, N = n - (m - 1) * \tau/t$, 最后得到 N 个 m 维向量.

3.2. 排序递归定量分析

排序递归图 (order recurrence plot, ORP) 是根据相空间中状态变量的排序模式来确定向量间的递归状态. 以二维状态空间为例, 忽略 $x(kt)$ 和 $x(kt + \tau)$ 相等的情况, 定义排序模式为 π , 如下式所示:

$$\pi_k(t) = \begin{cases} 0, & x(kt) < x(kt + \tau), \\ 1, & x(kt) > x(kt + \tau). \end{cases} \quad (2)$$

可知维数 $m = 2$ 时有上升和下降两种排序模式, 对于 $m = 3$ 时有 $m! = 6$ 种排序模式, $x(kt)$, $x(kt + \tau)$ 和 $x(kt + 2\tau)$ 的关系如图 3 所示.

如果第 i 时刻和第 j 时刻状态向量的排序模式相同即 $\pi_i = \pi_j$, 则称为排序递归状态^[26], 定义为

积分

$$C(\varepsilon) = \frac{2}{N(N-1)} \sum_{i=1}^N \sum_{j=i+1}^N \Theta(\varepsilon - |X_i - X_j|). \quad (5)$$

其中, $|\cdot|$ 可以是欧氏范数或最大范数, 其中 $\Theta(\cdot)$ 为 Heaviside 函数. 凡是距离小于给定距离 ε 的矢量, 称为关联矢量. 则关联维数定义为

$$D_2 = \lim_{\varepsilon \rightarrow \infty} \frac{\log C(\varepsilon)}{\log \varepsilon}. \quad (6)$$

3.4. 验证算法的有效性

集总参数模型 (lumped parameter model) 是对特定细胞组成的神经元群的整体特性建模, 在宏观的水平上仿真相互作用较大的神经元群, 可以用于生成模拟脑电信号^[28, 29]. 故可利用此模型产生不同的脑电信号来测试递归特征量 R_{DET} 及关联维数 D_2 对大脑不同状态的区分.

下面 6 个微分方程可以描述集总参数模型的动力学特性

$$\begin{aligned} \dot{y}_0(t) &= y_3(t), \\ \dot{y}_3(t) &= AaS[y_1(t) - y_2(t)] - 2ay_3(t) - a^2y_0(t), \\ \dot{y}_1(t) &= y_4(t), \\ \dot{y}_4(t) &= Aa\{p(t) + C_2S[C_1y_0(t)]\} - 2ay_4(t) \\ &\quad - a^2y_1(t), \\ \dot{y}_2(t) &= y_5(t), \\ \dot{y}_5(t) &= Bb\{C_4S[C_3y_0(t)]\} - 2by_5(t) - b^2y_2(t). \end{aligned} \quad (7)$$

其中 $S(v) = 2e_0 / (1 + e^{v_0 - v})$, 其他参数的生理学意义和标准值依据见文献[28]. 通过调节模型参数平均兴奋性突触增益 A 和平均抑制性突触增益 B 能够模拟生成不同类型的脑电信号. 我们分别产生 ($A = 12$ 正常, $A = 16$ 癫痫发作前, $A = 20$ 癫痫发作时) 3 种类型的模拟脑电信号, 每类模拟脑电信号的长度为 100 s, 步长为 5 ms, 即 20000 个点, 同时舍掉前 200 个暂态点, 其波形如图 4 所示.

对 3 类模拟脑电信号进行相空间重构, 选取参数 $m = 5, \tau = 1$, 通过计算得到排序递归图, 如图 5 所示. 从图中可以看出集总参数模型在兴奋突触增益 A 改变时, 其输出信号的动力学特性发生明显的改变, 递归点从杂乱转化为规则分布. 利用滑动窗的方法计算每个窗口数据的 R_{DET} 及 D_2 值, 其中窗长为 4 s, 重叠长度为 3 s, l_{min} 为 2. 为了便于比较在 A 改变时 R_{DET} 和 D_2 随时间的变化关系, 分别将 3 段信号的 R_{DET} 值连接到一起, 如图 6 所示, 将 D_2 值连接

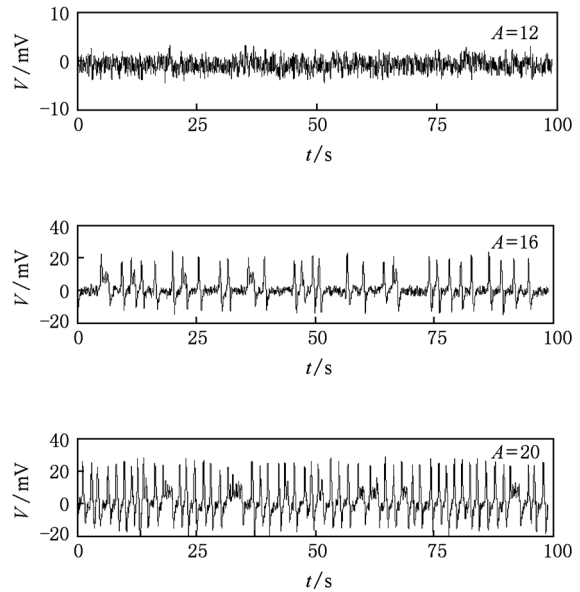


图 4 三类模拟脑电信号的波形

到一起, 如图 7 所示, 其中点线为每类脑电信号的平均 R_{DET} 值及平均 D_2 值. 很明显, 正常脑电信号 ($A = 12$) 的 R_{DET} 值低于病态脑电信号 ($A = 16, A = 20$) 的 R_{DET} 值, D_2 值高于病态脑电信号的 D_2 值. 同时, 癫痫发作前脑电信号的 R_{DET} 值低于癫痫发作时的 R_{DET} 值, D_2 值变化不太明显, 即验证了两种方法的性能. 因此通过上述仿真分析可以得出, 采用 R_{DET} 及 D_2 两种方法来分析不同状态下的脑电信号具有可行性, 同时 R_{DET} 的区分效果比 D_2 更好.

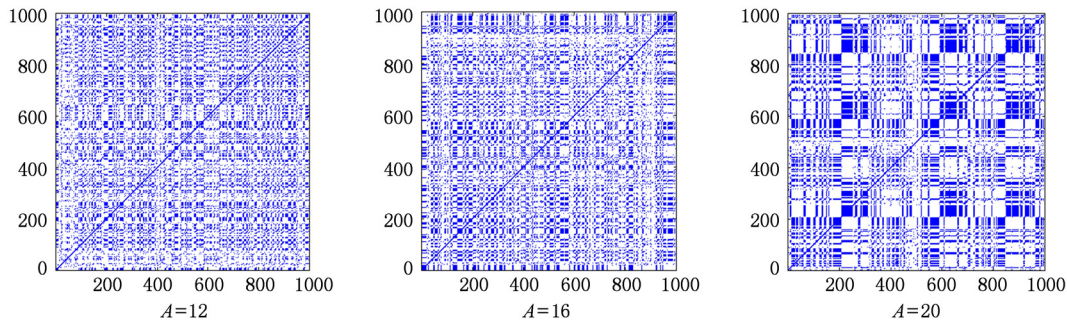


图 5 三类模拟脑电信号的排序递归图

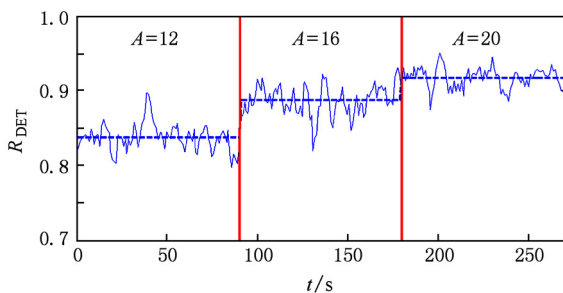


图 6 R_{DET} 变化曲线图

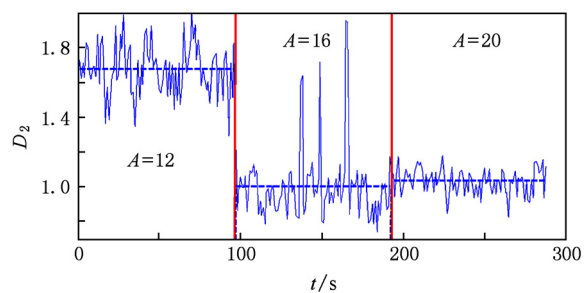


图 7 D_2 变化曲线图

4. 针刺脑电信号的复杂度分析

首先,对8位实验者在5种状态下20个导联的脑电数据进行相空间重构.选择FNN算法^[30]来确定嵌入维数 m ,Fraser提出的自相关方法^[31]来确定延迟时间 τ ,经计算得到参数 $m = 5, \tau = 5$.然后使用滑动窗口技术将每导的EEG信号分割成长度为4s的窗口,窗口叠加为3s,计算每个窗口数据的 R_{DET} 和 D_2 值,并对该导的所有滑动窗结果取均值.为了不同实验者之间的结果进行比较,对计算结果进行归一化处理.

4.1. 针刺脑电信号的全脑域分析

对归一化后的结果取8名实验者的平均值,得到所有实验者在5种状态下各导的平均 R_{DET} 及 D_2 统计变化趋势,其地形图如图8和图9所示.图8中,从全脑域看针刺中的 R_{DET} 明显低于针刺前,可见针刺能够明显降低大脑的确定性,也就是说针刺促使大脑活动的随机成分相对增加,即复杂度提

高,尤以针刺频率为100次/min的影响最为明显.同时,可见针刺对大脑不同功能区的影响程度也具有一定的差异性.从图9可以看出针刺中的 D_2 明显高于针刺前,即针刺能够提高大脑的复杂度,尤以针刺频率为100次/min的影响最为明显.同时可以看出针刺对大脑不同功能区的影响程度也具有一定的差异性.结论均与用 R_{DET} 分析得到的结论相一致.

为了进一步验证上述结果,对于每个实验者,求20导脑电 R_{DET} 及 D_2 的平均值来观测针刺对整个脑域复杂性的平均影响程度.如图10和图11通过单因素方差分析法分别统计了8名实验者5种状态下的平均 R_{DET} 及 D_2 ,图上标有的数字为针刺时各个状态的 R_{DET} 及 D_2 相对于针刺前的 P 值.很明显,针刺时的各个状态的 R_{DET} 值均低于针刺前(P 值均小于0.05),尤以频率为100次/min的针刺影响最为明显.如图11,虽然针刺时的 D_2 相对于针刺前的 P 值较大,但依然能看出针刺时的复杂度较针刺前有所升高,同时频率为100次/min的针刺影响也更加明显.这与集总参数模型验证时得到的区分效果不如 R_{DET} 的结论相符合.

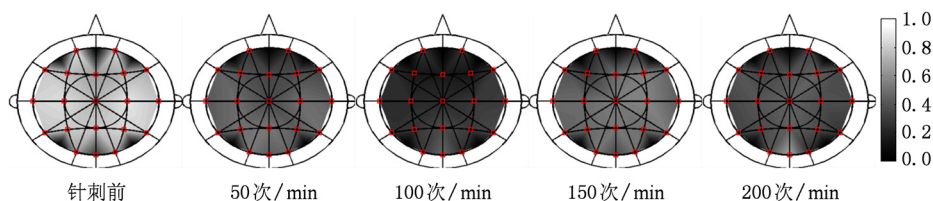


图8 8名实验者平均确定性的脑地形图

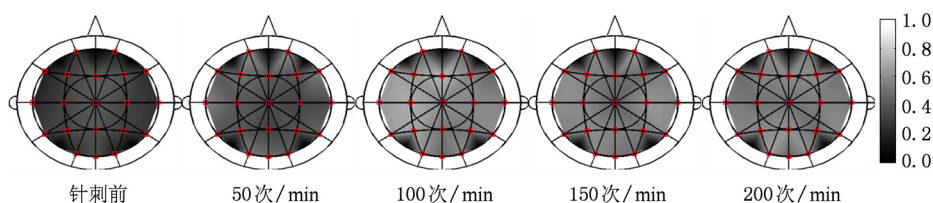


图9 8名实验者平均关联维数的脑地形图

4.2. 针刺脑电信号的单导分析

为了探究针刺对各导脑电的作用规律,利用单因素方差分析法统计了8名实验者针刺时每导的 R_{DET} 相对于针刺前的 P 值,如表1所示,每导受到针刺的影响程度差别很大,在额区及颞区影响最为明显,该结论与文献[9]研究相一致.选择额颞区内的FP2, F7, T3导联作为我们的研究对象,以3个导联

为坐标,画出其随滑动窗口移动的曲线图,列举一名实验者为例,如图12.其中每个数据点代表3个导联在每个窗口内的 R_{DET} 值,每幅子图代表针刺各个状态与针刺前的比较.很明显,针刺中各个状态与针刺前的 R_{DET} 值分布在不同的区域,对于所有实验者均有此现象.因此,通过提取FP2, F7, T3导联的 R_{DET} 值可以作为区分出针刺状态与针刺前状态的一种特征参数.

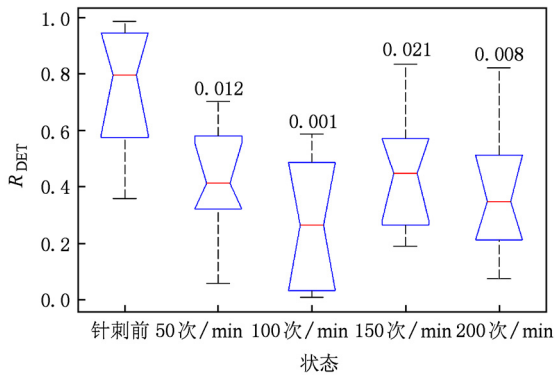


图 10 8 名实验者全脑域平均确定性指标统计图. 图上标有的数字为针刺时各个状态的 R_{DET} 相对于针刺前的显著性指标 P 值($P < 0.05$ 有差别, $P < 0.001$ 有显著差别)

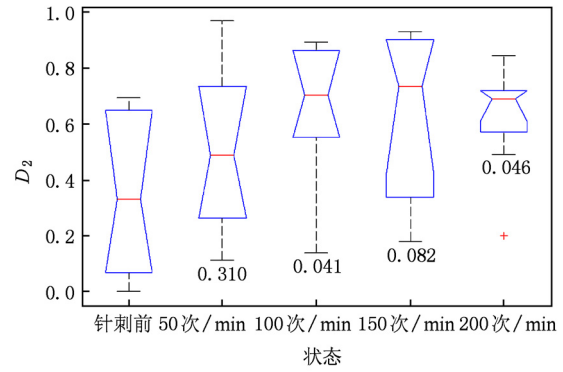


图 11 8 名实验者全脑域平均关联维数统计图. 图上标有的数字为针刺时各个状态的 D_2 相对于针刺前的显著性指标 P 值($P < 0.05$ 有差别, $P < 0.001$ 有显著差别)

表 1 单因素方差分析的显著性指标 P 值统计

电极	50 次/min 相对于针刺前	100 次/min 相对于针刺前	150 次/min 相对于针刺前	200 次/min 相对于针刺前
FP1	0.0057	0.0076	0.0006	0.0007
FP2	0.0055	0.0054	0.0012	0.0029
F7	0.0415	0.0032	0.0235	0.0645
F3	0.0512	0.0012	0.0093	0.3555
FZ	0.1369	0.0107	0.4267	0.2274
F4	0.0329	0.0005	0.3363	0.1104
F8	0.0424	0.0186	0.2001	0.0727
T3	0.0115	0.0015	0.0145	0.0026
C3	0.0233	0.0007	0.0354	0.0069
CZ	0.0443	0.0065	0.2397	0.1100
C4	0.0221	0.0002	0.0166	0.0003
T4	0.0805	0.0150	0.0364	0.0202
T5	0.0376	0.0030	0.0452	0.0127
P3	0.0774	0.0029	0.0306	0.0092
PZ	0.1272	0.0384	0.1156	0.0654
P4	0.0206	0.0056	0.0491	0.0149
T6	0.0956	0.0164	0.1099	0.0022
O1	0.4915	0.1025	0.5091	0.2508
OZ	0.5201	0.4186	0.7080	0.0718
O2	0.2494	0.0490	0.3831	0.0339

提取 FP2, F7, T3 导联的 D_2 值并画出其随滑动窗口移动的曲线图, 如图 13 所示. 每幅子图中的两种状态均没有很明显地区分开, 故通过提取 FP2, F7, T3 导联脑电的 D_2 值不可以作为区分出针刺状态与针刺前状态的一种特征参数.

5. 结 论

脑电中提取的复杂度参数能够反映大脑的功能状态, 本文设计了 4 种针刺频率针刺足三里穴测

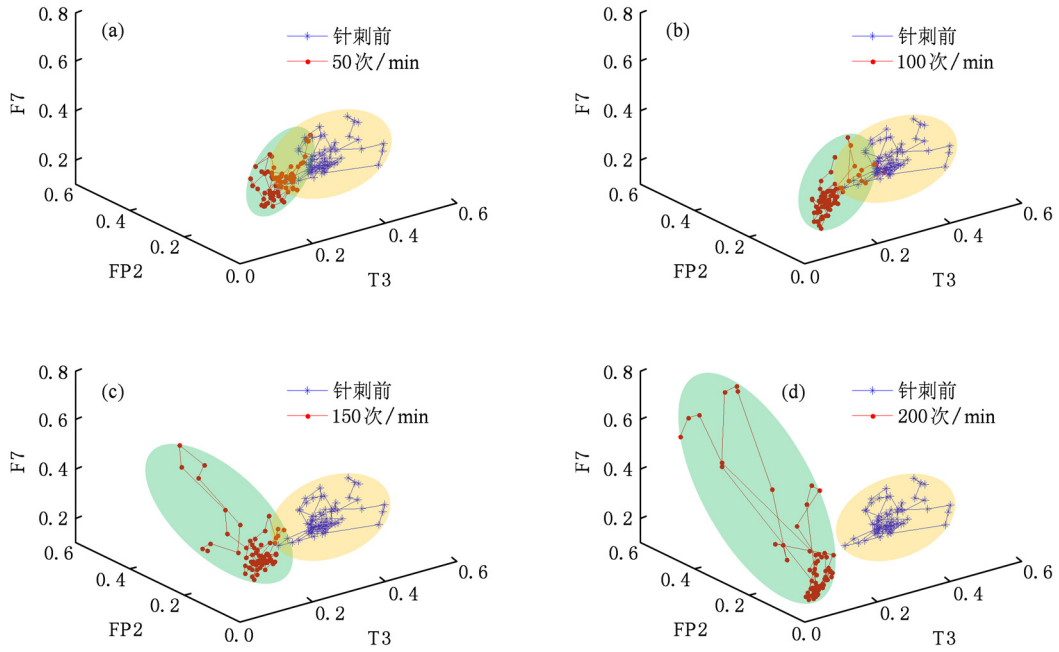


图 12 FP2, F7, T3 导联 R_{DET} 值随滑动窗口移动的曲线图

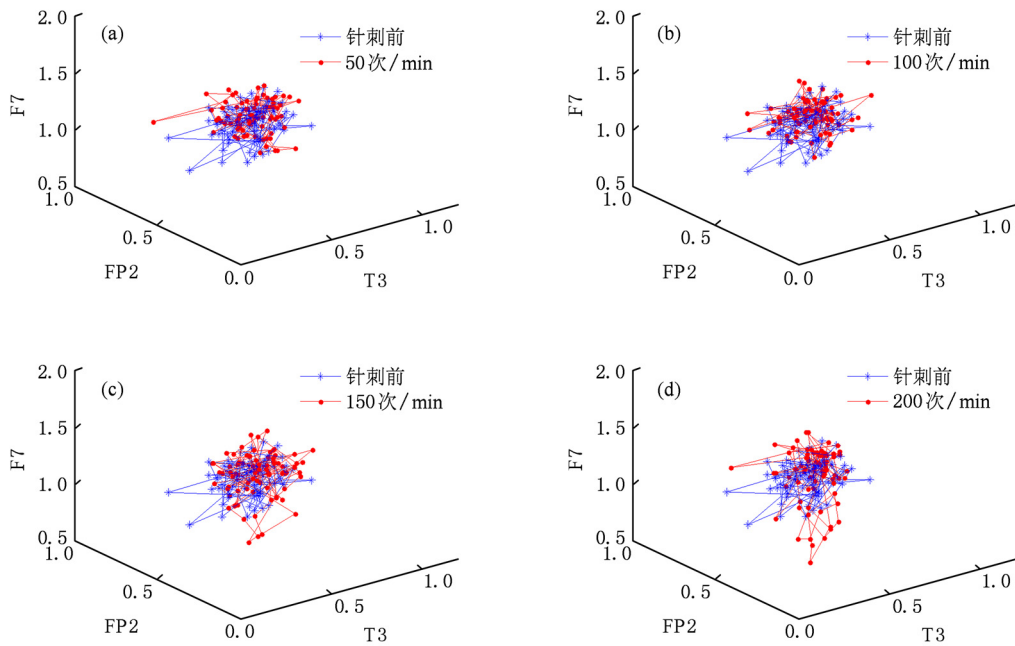


图 13 FP2, F7, T3 导联 D_2 值随滑动窗口移动的曲线图

取 8 个实验者 5 种状态下 (针刺前, 针刺 50 次/min, 针刺 100 次/min, 针刺 150 次/min 以及针刺 200 次/min) 的脑电信号, 旨在通过复杂度来研究针刺对大脑的作用规律. 在利用相空间重构方法对测得脑电信号进行重构的基础上, 采取非线性动力学方法中的排序递归量及关联维数提取脑电

信号的特征参数, 从确定性和复杂性角度分析针刺对脑电信号的影响. 研究结果表明, 两种方法均得出 4 种针刺频率针刺足三里能够提高大脑复杂程度的结论, 因此提取针刺脑电信号的复杂度特征参数可以作为针刺足三里穴对大脑影响的一种辨识方法; 提取 FP2, F7, T3 导联的 R_{DET} 值可以作

为区分针刺状态与针刺前状态的一种特征参数; 频率为 100 次/min 的针刺对大脑的影响最为明

显,这也为临床上给病人提供合适的针刺频率提供了理论依据.

- [1] Yuan H, Yuan L R, Ma H F, Zhang L 2002 *Acupuncture Research* **27** 211 (in Chinese) [袁红、袁丽荣、马惠芳、张丽 2002 针刺研究 **27** 211]
- [2] Li W M, Chen Y B, Wang X Y 2008 *Acupuncture Research* **33** 65 (in Chinese) [李为民、陈颖波、王晓艳 2008 针刺研究 **33** 65]
- [3] Han C X, Wang J, Che Y Q, Deng B, Guo Y, Guo Y M, Liu Y Y 2010 *Acta Phys. Sin.* **59** 5880 (in Chinese) [韩春晓、王江、车艳秋、邓斌、郭义、郭永明、刘阳阳 2010 物理学报 **59** 5880]
- [4] Shen J 2001 *J. Altern. Complement Med.* **7** S121
- [5] Hawkins D R 1995 *Power vs. Force: The Hidden Determinants of Human Behavior* (Sedona: Veritas Publishing) p83
- [6] Gollub R L, Hui K K S, Stefano G B 1999 *Acta Pharmacologica Sinica* **20** 769
- [7] Cho Z H, Oleson T D, Alimi D, Niemtow R C 2002 *J. Altern. Complement Med.* **8** 399
- [8] Wu M T, Sheen J M, Chuang K H, Yang P, Chin S L, Tsai C Y, Chen C J, Liao J R, Lai P H, Chu K A, Pan H B, Yang C F 2002 *Neuroimage* **16** 1028
- [9] Zhang W T, Jin Z, Luo F, Zhang L, Zeng Y W, Han J S 2004 *Neurosci Lett.* **354** 50
- [10] Shen H, Wang B J, Tang X W 2006 *Chin. J. Med. Phys.* **23** 216 (in Chinese) [沈花、王宝俊、唐孝威 2006 中国医学物理杂志 **23** 216]
- [11] Yin L, Jin X L, Shi X, Tian J H, Ma L, Yi D Y, Zeng H N 2002 *Chin. J. Rehabilitation Theory and Practice* **8** 523 (in Chinese) [尹岭、金香兰、石现、田嘉禾、马林、尹大一、曾海宁 2002 中国康复理论与实践 **8** 523]
- [12] Paraskeva A, Melemeni A, Petropoulos G, Sifaka I, Fassoulaki A 2004 *Am. J. Chin. Med.* **32** 789
- [13] Li L, Jin Z L, Li B 2011 *Acta Phys. Sin.* **60** 048703 (in Chinese) [李凌、金贞兰、李斌 2011 物理学报 **60** 048703]
- [14] Ma Q L, Bian C H, Wang J 2010 *Acta Phys. Sin.* **59** 4480 (in Chinese) [马千里、卞春华、王俊 2010 物理学报 **59** 4480]
- [15] Meng Q F, Zhou W D, Chen Y H, Peng Y H 2010 *Acta Phys. Sin.* **59** 123 (in Chinese) [孟庆芳、周卫东、陈月辉、彭玉华 2010 物理学报 **59** 123]
- [16] Fang X L, Jiang Z L 2007 *Acta Phys. Sin.* **56** 7330 (in Chinese) [方小玲、姜宗来 2007 物理学报 **56** 7330]
- [17] Ye M Y, Wang X D, Zhang H R 2005 *Acta Phys. Sin.* **54** 2568 (in Chinese) [叶美盈、汪晓东、张浩然 2005 物理学报 **54** 2568]
- [18] Xie Y, Xu J X, Yang H J, Hu S J 2002 *Acta Phys. Sin.* **51** 205 (in Chinese) [谢勇、徐健学、杨红军、胡三觉 2002 物理学报 **51** 205]
- [19] Hwa R C, Ferree T C 2002 *Phys. Rev. E* **66** 021901
- [20] He T, Zhou Z O 2007 *Acta Phys. Sin.* **56** 0693 (in Chinese) [贺涛、周正欧 2007 物理学报 **56** 0693]
- [21] Stam C J, van Woerkom T C, Pritchard W S 1996 *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* **99** 214
- [22] Lee Y J, Zhu Y S, Xu Y H, Shen M F, Zhang H X, Thakor N V 2001 *Clin Neurophysiol* **112** 1288
- [23] Liu H F, Dai Z H, Chen F, Gong X, Yu Z H 2002 *Acta Phys. Sin.* **51** 1186 (in Chinese) [刘海峰、代正华、陈峰、龚欣、于尊宏 2002 物理学报 **51** 1186]
- [24] Dong F, Jin N D, Zong Y B, Wang Z Y 2008 *Acta Phys. Sin.* **57** 6145 (in Chinese) [董芳、金宁德、宗艳波、王振亚 2008 物理学报 **57** 6145]
- [25] Takens F 1981 *Dynamical Systems and Turbulence* (Springer Berlin, Heidelberg) p366
- [26] Groth A 2005 *Phys. Rev. E* **72** 046220
- [27] Li C S, Wang H, Zhao H B, Liu C 2009 *Chin. J. Biomedical Engineering* **28** 846 (in Chinese) [李春胜、王宏、赵海滨、刘冲 2009 中国生物医学工程学报 **28** 846]
- [28] Lopes da Silva F H, Hoek A, Smits H, Zetterberg L H 1974 *Kybernetik* **15** 27
- [29] Wendling F, Bellanger J J, Bartolomei F, Chauvel P 2000 *Biol. Cybern* **83** 367
- [30] Abarbanel H D I, Kennel M B 1993 *Phys. Rev. E* **47** 3057
- [31] Fraser A M, Swinney H L 1986 *Phys. Rev. A* **33** 1134

Features extraction from EEG signals induced by acupuncture based on the complexity analysis *

Bian Hong-Rui¹⁾ Wang Jiang^{1)†} Han Chun-Xiao²⁾ Deng Bin¹⁾ Wei Xi-Le¹⁾ Che Yan-Qiu²⁾

1) (*School of Electrical Engineering and Automation, Tianjin University, Tianjin 300072, China*)

2) (*Tianjin University of Technology and Education, Tianjin 300222, China*)

(Received 10 January 2011; revised manuscript received 21 January 2011)

Abstract

To explore the effects of acupuncture stimulation on brain activities, an experiment is designed that acupunctures at Zusanli point of the right leg are performed at four different frequencies to obtain electroencephalograph (EEG) signals. For the first time the complexity parameter of EEG is extracted by order recurrence plot and correlation dimension method, which reflects the functional state of the brain under acupuncture. The effects of acupuncture on the functional region of brain and correlation among different acupuncture frequencies and the complexity of EEG are investigated. The results show that the complexity of EEG during acupuncture is higher than that before acupuncture and especially during acupuncture at a frequency of 100 times/min. Furthermore, the determinism (DET) extracted from EEG signals of electrodes FP2, F7 and T3 can be used as a characteristic parameter of distinction between the state during acupuncture and the state before acupuncture.

Keywords: acupuncture, electroencephalograph, order recurrence plot, correlation dimension

PACS: 87.19.Le, 87.85.Ng, 87.85.Wc

* Project supported by the Key Program of the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 50537030), the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 61072012) and the Young Scientists Fund of the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 50907044, 60901035).

† Corresponding author. E-mail: jiangwang@tju.edu.cn