

基于部分相位同步的中少年脑电分析

王 俊 李勇华 陈龙军

(南京邮电大学图像处理与图像通信重点实验室, 南京, 210003)

摘 要: 应用一种基于部分相位同步的算法, 该算法与双变量相位同步分析方法相比, 在多变量非线性系统中能有效地推断直接耦合关系还是间接耦合关系, 因此, 可以用此方法判定系统之间的耦合程度。首先把该方法应用于 3 个耦合的 Rossler 混沌系统中, 仿真结果表明, 部分相位同步方法能够准确地推断 Rossler 系统之间的耦合关系。然后应用该方法对少年人脑电与中年人脑电进行分析, 实验结果表明, 少年人脑电耦合程度与中年人脑电耦合程度有显著的差异, 说明部分相位同步算法可以作为区分中少年脑电信号的一个依据。

关键词: 脑电图; Rossler 系统; 部分相位同步

中图分类号: TN911.73 **文献标志码:** A

Teenage and Middle-Aged EEG Analysis Based on Partial Phase Synchronization

Wang Jun, Li Yonghua, Chen Longjun

(Key Lab of Image Processing and Image Communications, Nanjing University of Posts & Telecommunications, Nanjing, 210003, China)

Abstract: A method based on partial phase synchronization was employed which can distinguish the direct coupling and indirect coupling effectively in a multivariate nonlinear system compared to the bivariate phase synchronization. Applying this method to three coupled stochastic Rossler oscillators, the result reveals that the analysis of partial phase synchronization can infer the correct interactions among oscillators. Using the method to analyze the teenage EEG and middle-aged EEG, the result shows that the coupling degrees of teenage EEG and middle-aged EEG are significantly different. The method of partial phase synchronization can be a reference to distinguish teenage and middle-age EEGs.

Key words: electroencephalogram (EEG); Rossler system; partial phase synchronization

引 言

分析复杂网络中各个部分之间的耦合关系是物理学中许多领域的研究热点。本文关注的是多变量动力系统耦合关系。国外学者提出了许多不同的分析方法并且应用于动力系统不同领域, 如在耦合方向性的研究方面, Palus 等提出的基于条件互信息算法研究弱耦合下振荡器的耦合方向性^[1], Smirnov 等在含噪声的短时间信号中分析其耦合作用的强弱与方向性^[2]; Wiesenfeldt, Alizad-Rahvar 等

分析了混合态下多变量的动力学系统在弱同步状态下的耦合关系^[3,4];耦合关系的研究在神经网络^[5,6]、癫痫脑电信号(Electroencephalogram, EEG)方面得到了广泛应用^[7,8]。然而,当分析两个以上系统的耦合关系时,必须面对的是它们之间复杂的耦合关系。例如:两个多变量的系统并不是直接耦合,而是通过第3个系统影响而形成间接耦合关系。因此,以前学者提出的双变量分析方法只可以推断出两系统之间的耦合关系,不能区分耦合关系是直接的还是间接的。在多于两个系统的复杂网络中,显然双变量分析方法不适用。

对于线性系统,以前学者提出用部分频谱相干的方法区分直接耦合关系还是间接耦合关系。部分频谱相干的方法判断耦合的方法为:如果两个系统中双变量频谱相干指数权重较大,而部分频谱相干指数权重较小,它们之间的耦合关系就是间接的,反之,它们之间的耦合关系是直接的。对于非线性系统,国外学者也提出了不同的方法,比如双谱分析法^[9,10],近年来,许多学者将关注的焦点放在了相位同步^[11],因为即使在低耦合的混沌系统中,也存在着相位同步。本文应用一种基于部分相位同步的方法,通过与双变量分析方法的比较,可以准确地推断出非线性系统中的耦合关系。同时,应用该方法对少年人脑电与中年人脑电^[12,13]进行对比分析,实验结果表明,中少年人的脑电耦合强度存在显著性差异,同时说明部分相位同步指数可以区分中少年这两类人的脑电信号。

1 部分相位同步算法^[14]

1.1 部分频谱相干算法

要推导部分相位同步算法,首先得先了解部分频谱相干算法。假设一个具有 N 维的线性动力系统为 $X_1, X_2, \dots, X_N, X_k$ 和 X_l 之间的部分互频谱用 S_{X_k, X_l} 表示, X_k 的部分自频谱用 S_{X_k, X_k} 表示,它们的定义如下

$$S_{X_k, X_l}(\omega) = S_{X_k, X_l}(\omega) - S_{X_k, X_l}(\omega) S_{X_k, X_k}^{-1}(\omega) S_{X_k, X_l}(\omega) \quad (1)$$

$$S_{X_k, X_k}(\omega) = S_{X_k, X_k}(\omega) - S_{X_k, X_k}(\omega) S_{X_k, X_k}^{-1}(\omega) S_{X_k, X_k}(\omega) \quad (2)$$

式中: $X_z \{ X_z | Z=1, \dots, N, Z \neq k, l \}$, S_{X_k, X_l} , S_{X_k, X_k} , S_{X_k, X_k} 分别为多变量的互频谱与自频谱,可以通过平滑相应的周期得到,即

$$\text{Per}_{X_k, X_l}(\omega) \propto \sum_t X_k(t) e^{-i\omega t} \sum_t X_l(t) e^{i\omega t} \quad (3)$$

$$\text{Per}_{X_k, X_k}(\omega) \propto \sum_t \left| X_k(t) e^{-i\omega t} \right|^2 \quad (4)$$

通过以上的分析可以得到 N 维线性动力系统的互频谱矩阵,可表示为

$$s(\omega) = \begin{bmatrix} S_{X_1, X_1}(\omega) & S_{X_1, X_2}(\omega) & \cdots & S_{X_1, X_n}(\omega) \\ S_{X_2, X_1}(\omega) & S_{X_2, X_2}(\omega) & \cdots & S_{X_2, X_n}(\omega) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ S_{X_n, X_1}(\omega) & S_{X_n, X_2}(\omega) & \cdots & S_{X_n, X_n}(\omega) \end{bmatrix} \quad (5)$$

对互谱矩阵求逆在进行归一化处理是求出部分自频谱与部分互频谱的有效方法,可表示为

$$(S^{-1})_{i,j} = \text{const} \times S_{X_i, X_j} \quad (6)$$

因此,在其他系统 X_z 存在的情况下,系统 X_k 与 X_l 的部分互频谱指数定义为

$$\text{PCoh}_{X_k, X_l}(\omega) = \frac{|S_{X_k, X_l}(\omega)|}{\sqrt{S_{X_k, X_k}(\omega) S_{X_l, X_l}(\omega)}} \quad (7)$$

1.2 部分相位同步算法

1.1 节讨论的是线性系统,下面将其推广到非线性系统中。假设 $X(t)$ 为一个振荡系统的实信号,利

用 Gabor 信号分析方法,即利用信号的希尔伯特变换求复信号的虚部。 $X_h(t)$ 为 $X(t)$ 的希尔伯特变换,则复信号 $V(t)$ 可以表示为

$$V(t) = X(t) + iX_h(t) = A(t)e^{i\Phi(t)} = A(t)Q(t) \tag{8}$$

利用式(8)可以非常容易地求出相位 $\Phi(t)$ 。下面用类似于线性系统的方法推导部分相位同步的算法。设 $Q_k(t) = \exp[i\Phi_k(t)]$,将其代入式(3,4),得

$$\text{Per}_{Q_k, Q_l}(\omega) \propto \sum_t Q_k(t)e^{-i\omega t} \sum_t Q_l(t)e^{i\omega t} = \sum_{t,\tau} e^{i(\Phi_k(t) - \Phi_l(t-\tau))} e^{-i\omega t} \tag{9}$$

$$\text{Per}_{Q_k, Q_l}(\omega) \propto \sum_t e^{i(\Phi_k(t) - \Phi_l(t-\tau))} e^{-i\omega t} \tag{10}$$

式中: $\Phi_k(t), \Phi_l(t)$ 分别为系统 k 与 l 的相位。为了引出耦合的非线性振荡系统 k 与 l 之间的部分相位同步指数,先对式(10)中的所有频率求和,得

$$R_{k,l} = d \sum_{\omega} \text{Per}_{Q_k, Q_l}(\omega) = \frac{1}{T} \sum_t e^{i(\Phi_k(t) - \Phi_l(t))} \tag{11}$$

式中: d 为一个常数,使得 $R_{k,k} = 1$ 。注意到式(11)中只有振荡系统中的相位差 $\Phi_k(t) - \Phi_l(t)$ 在其中,相位差是部分相位同步算法的重点。

当 $m=n=1$ 时,式(11)与双变量的相位同步指数相同,双变量相位同步指数^[15]定义为

$$|R_{k,l}^{m,n}| = \left| \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T e^{i\Phi_{k,l}^{m,n}(t)} \right| \tag{12}$$

式中: $\Phi_{k,l}^{m,n}(t)$ 表示系统 k 与 l 间 $m:n$ 的锁相频差。双变量同步指数的范围被限定在 $[0,1]$ 之间,双变量同步指数越接近 1,说明两个振荡系统之间的相位差 $\Phi_k(t) - \Phi_l(t)$ 在很小的常数范围内波动,两个系统越接近同步。

对于线性系统,通过对互频谱矩阵式(5)来估计部分频谱相干,类比线性系统,用双变量相位同步指数来估计部分相位同步指数。双变量相位同步指数矩阵为

$$\mathbf{R} = \begin{pmatrix} 1 & R_{1,2} & \cdots & R_{1,N} \\ R_{1,2}^* & 1 & \cdots & R_{2,N} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ R_{1,N}^* & R_{2,N}^* & \cdots & 1 \end{pmatrix} \tag{13}$$

式中: $R_{k,l} = R_{k,l}^{m,n}, R_{k,l}^*$ 为 $R_{k,l}$ 复共轭。与线性系统中的方法类似,先对 \mathbf{R} 矩阵求逆,设 \mathbf{R}^{-1} 为 \mathbf{R} 矩阵的逆矩阵, $\mathbf{R}^{-1} = \mathbf{P}\mathbf{R}$, 则部分相位同步指数表示为

$$R_{k,l,z} = \frac{|PR_{kl}|}{\sqrt{PR_{kl}PR_{kl}}} \tag{14}$$

式中: $X_z \{X_z | Z=1, \dots, n, Z \neq k, l\}$ 。对于非线性系统,耦合关系判断规则为:如果双变量相位同步指数 $R_{k,l}$ 为一个远远大于 0 的数,而多变量的部分相位同步指数 $R_{k,l,z}$ 为一个比较接近于 0 的数,可以判断两个振荡系统之间的关系为间接耦合,否则为直接耦合关系。

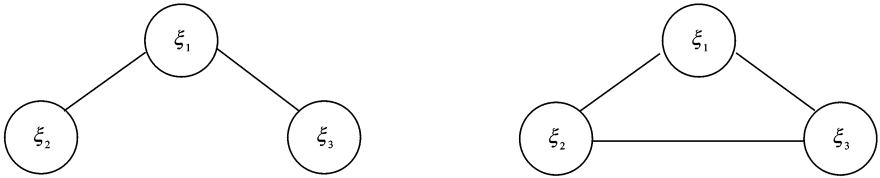
2 部分相位同步算法仿真实验

2.1 耦合 Rossler 振荡系统

3 个随机的耦合 Rossler 振荡系统可表示为

$$\zeta_j = \begin{bmatrix} X_j \\ Y_j \\ Z_j \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\omega_j Y_j - Z_j + \left[\sum_{i \neq j} \epsilon_{i,j} (X_i - X_j) \right] \\ \omega_j X_j + a Y_j \\ b + (X_j - c) Z_j \end{bmatrix} \quad i, j = 1, 2, 3 \tag{15}$$

3个系统之间存在弱耦合关系,参数设置为: $a=0.165, b=0.2, c=100, \omega_1=1.03, \omega_2=1.01, \omega_3=0.99$,使用这些参数设置能够确保3个振荡系统之间可以形成混沌,有利于相位的同步分析。同时,振荡系统 ξ_1 与 ξ_2 之间的耦合指数用 $\epsilon_{1,2}$ 表示, ξ_1 与 ξ_3 之间的耦合指数用 $\epsilon_{1,3}$ 表示,振荡系统 ξ_2 与 ξ_3 之间的耦合指数用 $\epsilon_{2,3}$ 表示,并且 $\epsilon_{1,2}=\epsilon_{2,1}, \epsilon_{1,3}=\epsilon_{3,1}, \epsilon_{2,3}=\epsilon_{3,2}, \epsilon_{1,3}, \epsilon_{1,2} \in [0, 0.3], \epsilon_{2,3}=0$,选取这些耦合参数,可以观察到明显的相位同步现象与相位滞后现象。3个振荡系统及双变量的耦合关系如图1所示。应用部分相位同步算法对3个耦合的Rossler系统进行仿真,得到的结果如图2所示。



(a) 3个耦合的Rossler系统耦合关系 (b) 双变量分析耦合关系图
 (a) Coupling relationship of three coupled Rossler systems (b) Coupling relationship of double variant

图1 3个耦合的 Rossler 系统与双变量的耦合关系

Fig.1 Coupling relationship of three coupled Rossler systems and double variant

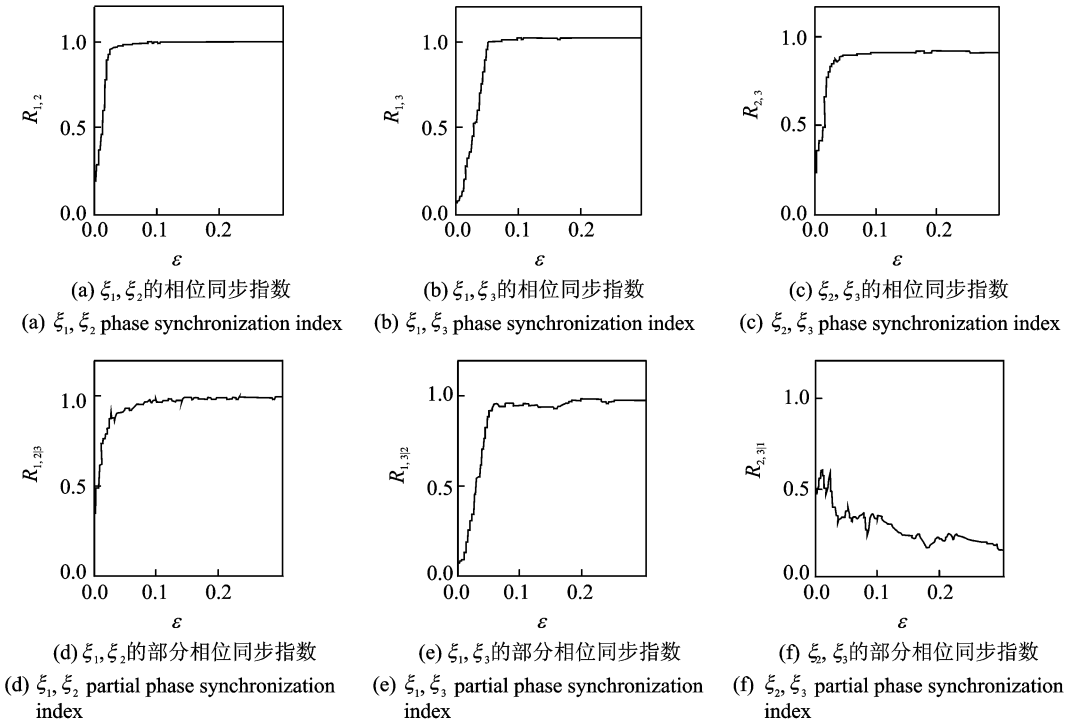


图2 Rossler 系统仿真结果

Fig.2 Simulation results of Rossler system

2.2 仿真结果分析

实验结果表明,双变量相位同步指数 $R_{1,2}$ 与 $R_{1,3}$ 随着耦合指数的增大而增大(见图2(a,b)),这表明

振荡系统之间存在相位同步。当振荡系统 ζ_1 与振荡系统 ζ_2 , 振荡系统 ζ_1 与振荡系统 ζ_3 都存在比较强的耦合指数时, 双变量同步指数 $R_{2,3}$ 与 $R_{1,2}$, $R_{1,3}$ 一样, 随着耦合指数的增大而增大, 用双变量分析法得出的 3 个振荡系统之间的耦合关系如图 1(b) 所示, 3 个振荡系统之间两两耦合。将图 1(a,b) 比较, 振荡系统 ζ_2 与振荡系统 ζ_3 出现了虚假的耦合现象。

分析图 2(d~f) 可知, 部分相位同步指数 $R_{1,2|3}$ 和 $R_{1,3|2}$ 随着耦合指数的增大而增大, 与双变量的 $R_{1,2}$ 和 $R_{1,3}$ 相比, 两者之间的差别非常小。 $R_{2,3|1}$ 与 $R_{2,3}$ 相比, 两者之间具有明显的差异, 这表明振荡系统 ζ_2 与振荡系统 ζ_3 之间没有直接的耦合关系。双变量分析法中 ζ_2 与 ζ_3 的虚假耦合关系是通过 ζ_1 传递的。部分相位同步算法正确地推断出了图 1(a) 所示 3 个振荡系统之间的耦合关系, 同时也反映出了系统之间的真实的耦合程度。仿真实验结果验证了部分相位同步算法的正确性。

3 部分相位同步算法在脑电中的应用

3.1 实验流程

首先对于样本“少年组”及样本“中年组”中的每个个体采用通用平均基准(Common average reference, CAR)空间滤波, 滤出其他通道的弥散噪声。然后对于滤波后得到的数据, 本文采用带通滤波器得到每个脑电导联信号的 α 节律信号, 针对这种节律, 首先选取合适的长度, 然后用部分相位同步的方法分别对中少年的 α 节律进行分析, 为了验证结果的有效性, 对中青年组的部分相位同步指数进行 T 检验进行验证, 实验总体流程如图 3 所示。

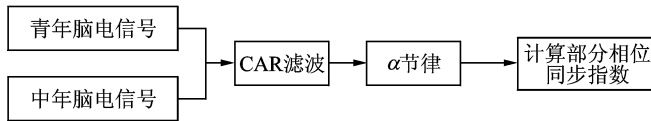


图 3 实验流程图

Fig. 3 Experimental flow chart

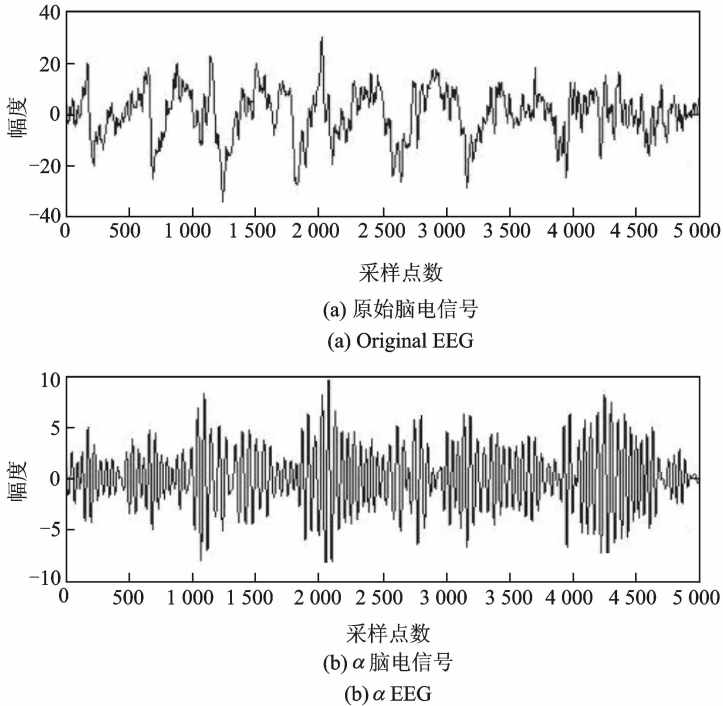
3.2 EEG 实验数据及数据预处理

本文实验数据为某医院, 由少年脑电信号组和中年脑电信号组两组脑电信号构成。其中中少年两组脑电信号分别包括 10 个志愿者, 少年组的平均年龄为 17 岁, 中年组的平均年龄为 40 岁。EEG 记录采用标准 10~20 系统, 使用放置有 16 个电极 (FP1, FP2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, O2, F7, F8, T3, T4, T5, T6) 的电极帽采集数据, 采样频率为 512 Hz。将这两组数据分别记为样本“少年组”及样本“中年组”。

在脑电信号的采集过程中由于各种原因采集到的脑电信号混入了大量的干扰信号, 因此, 为了实验结果的准确性, 本文应用 CAR 空间滤波器对脑电信号进行滤波处理。脑电信号是多时间尺度信号, 直接对脑电信号求相位没有什么实际的物理意义, 因此, 必须用带通滤波器得到一个比较小的频段进行分析, 为了方便, 采用 Matlab 中的 FDATool 工具设计 α 节律 (8~13 Hz) 带通滤波器。 α 节律带通滤波器的设置参数为: $F_s=512$, $F_{stop1}=6$ Hz, $F_{pass1}=8$ Hz, $F_{pass2}=13$ Hz, $F_{stop2}=15$ Hz, $A_{stop}=60$ dB, $A_{pass}=1$ dB, $A_{stop2}=80$ 。利用这个带通滤波器可以提取脑电信号中的 α 节律如图 4 所示。从图 4 中可以看出, 这样的参数设定基本上可以很好地提取出想要的 α 节律。

3.3 应用效果

由于部分相位同步算法能够真实地反映出非线性振荡系统之间的耦合关系, 因此把部分相位同步

图4 原始脑电信号和脑电 α 波信号对比图Fig. 4 Comparison chart of original and α wave EEG signal

指数作为脑电信号耦合程度的指标。两组数据中,考虑到开始采集数据的不稳定因素,取第10 s以后的数据作为实验数据,样本中每个个体取10 s的数据。分别对“少年组”组与“中年组”组中的每个个体应用部分相位同步算法。本实验采用的实验数据具有16个导联的脑电信号,首先计算任意一对导联的相位同步指数从而构成1个 16×16 的双变量相位同步指数矩阵 \mathbf{R} ,其中对角元素为各个导联与自身的相位同步指数,因此都为1。再根据式(14)即可得多变量的部分相位同步指数矩阵。为了能直观地揭示少年人与中年人部分相位同步指数的差异,将少年人和中年人的部分相位同步指数分别绘制成索引图,如图5所示。

从图5可以看出,无论是中年人还是少年人,脑电导联之间的耦合指数都比较低,说明脑电导联之间的耦合程度比较低。但图5(a)的整体颜色比图5(b)深,根据颜色所对应的部分相位同步指数值的大小进行对比可知,中年人的 α 节律部分相位同步指数整体上大于少年人的,这说明中年人比少年人脑电信号的耦合程度高,这与实际生活相符,这可能与实际生活中中年人比少年人在身体上与心智上都更为成熟且承受更大压力有关。

除去对角元素,即各导联与自身间的部分相位同步指数,存在 $16 \times 15 = 120$ 对导联,从中随机挑选3组导联FP2-F4, F4-C4, F7-T3作为实验分析。分别计算了“少年组”和“中年组”组中的这3组导联的均值与方差,为了直观地分析实验结果,3组导联的动态变化范围值如图6所示。

为了验证对比少年组与中年组耦合程度的差异,在120对联中随机选取一对导联用SPSS软件进行统计分析及其显著差异假设检验。结果显示Sig(双侧)概率 $P = 0.001 < 0.05$,这说明少年人脑电部分相位同步指数与中年人脑电部分相位同步指数有明显的差异,即少年人脑电耦合程度与中年人脑电耦合程度差异显著,检验结果表明,部分相位同步指数可以作为一个区分中少年脑电信号的参考。

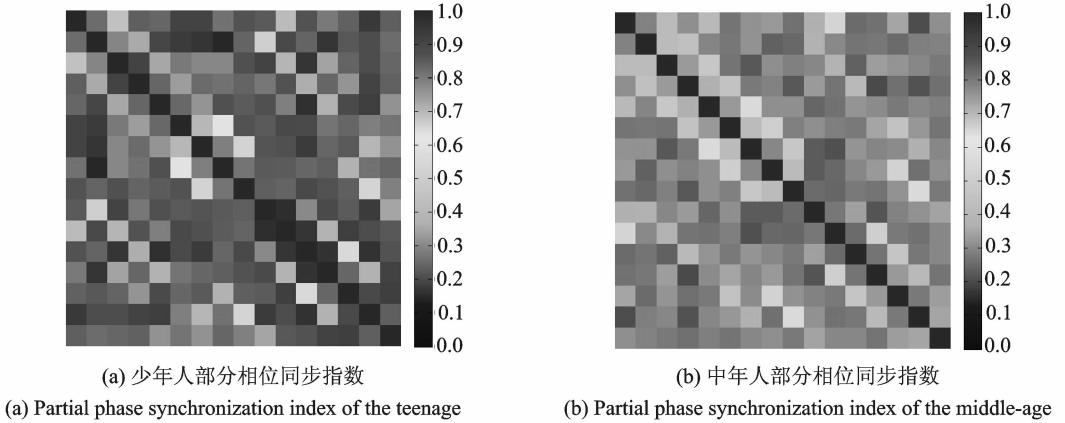


图 5 少年人和中年人 α 节律部分相位同步索引图

Fig. 5 Partial phase synchronization index image of the teenage and middle-age α frequency

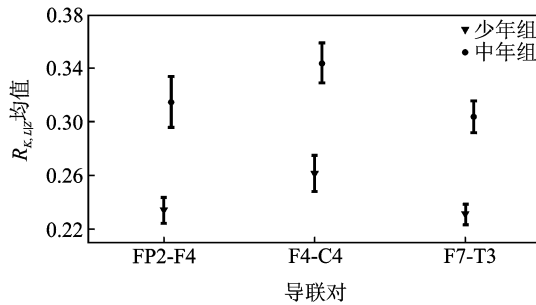


图 6 少年人与中年人部分相位同步指数动态范围对比

Fig. 6 Teenage and middle-age dynamic range of partial phase synchronization index contrast

4 结束语

本文应用部分相位同步算法首先对 3 个耦合的 Rossler 系统进行了仿真验证,仿真结果表明,该算法可以区分多个系统之间的直接耦合关系和间接耦合关系,因此该算法可以应用于多个系统之间真实的耦合程度的判定。接着用该算法对中少年脑电信号进行分析,实验结果表明,中年人脑电耦合程度大于少年人,这也符合人体脑电生理机制的规律,即随着年龄增长,脑发育趋向成熟,脑内细胞聚体单位增多,各个细胞聚体间的活动相互影响力增强,从而导致各个细胞聚体间耦合程度提高。对结果进行假设检验,结果表明,中年人脑电和少年人脑电差异显著,可以明显地区分,因此该算法也可以作一个区分中少年脑电的依据,同时有助于了解不同年龄段脑电耦合关系的特点。

参考文献:

[1] Palus M, Stefanovska A. Direction of coupling from phases of interacting oscillators: An information-theoretic approach[J]. Physical Review E, 2003,67(5):055201.

[2] Smirnov D A, Bezruchko B P. Estimation of interaction strength and direction from short and noisy time series[J]. Physical Review E, 2003,68(4):046209.

[3] Wiesenfeldt M, Parlitz U, Lauterborn W. Mixed state analysis of multivariate time series[J]. International Journal of Bifur-

cation and Chaos, 2001, 11(8):2217-2226.

- [4] Alizad-Rahvar A R, Ardakani M. Finding weak directional coupling in multiscale time series[J]. *Physical Review E*, 2012, 86(1):016215.
- [5] Smirnov D A. Quantification of causal couplings via dynamical effects: A unifying perspective[J]. *Physical Review E*, 2014, 90(6):062921.
- [6] Silchenko A N, Adamchic I, Pawelczyk N, et al. Data-driven approach to the estimation of connectivity and time delays in the coupling of interacting neuronal subsystems[J]. *Journal of Neuroscience Methods*, 2010, 191(1):32-44.
- [7] Gazit T, Doron I, Sagher O, et al. Time-frequency characterization of electrocorticographic recordings of epileptic patients using frequency-entropy similarity: A comparison to other bi-variate measures[J]. *Journal of Neuroscience Methods*, 2011, 194(2):358-373.
- [8] Mormann F, Andrzejak R G, Kreuz T, et al. Automated detection of a preseizure state based on a decrease in synchronization in intracranial electroencephalogram recordings from epilepsy patients[J]. *Physical Review E*, 2003, 67(2):021912.
- [9] Jamsek J, Stefanovska A, McClintock P, et al. Time-phase bispectral analysis[J]. *Physical Review E*, 2003, 68(1):016201.
- [10] Jamsek J, Palus M, Stefanovska A. Detecting couplings between interacting oscillators with time-varying basic frequencies: Instantaneous wavelet bispectrum and information theoretic approach[J]. *Physical Review E*, 2010, 81(3):036207.
- [11] Allefeld C, Kurths J. An approach to multivariate phase synchronization analysis and its application to event-related potentials[J]. *International Journal of Bifurcation and Chaos*, 2004, 14(2):417-426.
- [12] 胡广书, 汪梦蝶. 生物医学信号处理研究综述[J]. *数据采集与处理*, 2015, 30(5):915-932.
Hu Guangshu, Wang Mengdie. Survey on biomedical signal processing[J]. *Journal of Data Acquisition and Processing*, 2015, 30(5):915-932.
- [13] 邱天爽, 戴睿娇, 刘亚洁. 基于静息态 fMRI 低频振幅的首发抑郁症与功能脑区关联研究[J]. *数据采集与处理*, 2015, 30(5):940-947.
Qiu Tianshuang, Dai Ruijiao, Liu Yajie. Amplitude of low-frequency fluctuation in first-episode depressed patients on resting-state functional magnetic resonance imaging[J]. *Journal of Data Acquisition and Processing*, 2015, 30(5):940-947.
- [14] Schelter B, Winterhalder M, Dahlhaus R, et al. Partial phase synchronization for multivariate synchronizing systems[J]. *Physical Review Letters*, 2006, 96(20):208103.
- [15] Mormann F, Lehnertz K, David P, et al. Mean phase coherence as a measure for phase synchronization and its application to the EEG of epilepsy patients[J]. *Physica D*, 2000, 144(3/4):358-369.

作者简介:



王俊 (1973-), 男, 博士, 教授, 博士生导师, 研究方向: 生物医学信息处理, E-mail: wangj @ njupt. edu. cn.



李勇华 (1990-), 男, 硕士研究生, 研究方向: 医学信号处理。



陈龙军 (1988-), 男, 硕士研究生, 研究方向: 医学信号处理。

