

· 生物电子学 ·

## 不同意识任务中心脑间谱相干分析

于晓琳<sup>1,2</sup>, 张崇<sup>1,2</sup>, 苏龙飞<sup>2</sup>, 饶妮妮<sup>1</sup>

(1. 电子科技大学生命科学与技术学院 成都 610054; 2. 武警警官学院信息工程系 成都 610213)

**【摘要】** 大脑皮层的意识活动, 如精神紧张、情绪激动等, 均能增加器质性心脏病的发生率, 因此高级神经中枢与自主神经的关系越来越为人们所关注。该文设计了数算应激和控制心率两种不同的意识任务实验, 研究了被动调节和主动控制改变自主神经状态对心脏功能的影响。采用谱相干研究脑电信号与心电信号间功能耦合。研究结果表明, 数算任务中央前区和后区都参与了与心脏的信息交换, 而控制心率任务心脑信息耦合的部位主要集中在中央前区位置。数算任务和控制心率任务调节心脏自主神经活动改变心率的机制不同。

**关键词** 自主神经; 脑皮层; 心率变异性; 意识任务; 谱相干

**中图分类号** R318 **文献标志码** A **doi**:10.3969/j.issn.1001-0548.2018.05.021

## Analysis of the Spectral Coherence between Brain and Heart in Different Mental Tasks

YU Xiao-lin<sup>1,2</sup>, ZHANG Chong<sup>1,2</sup>, SU Long-fei<sup>2</sup>, and RAO Ni-ni<sup>1</sup>

(1. School of Life Science and Technology, University of Electronic Science and Technology of China Chengdu 610054;

2. Department of Information Engineering, Officers College of PAP Chengdu 610213)

**Abstract** Mental activities can increase the incidence of malignant arrhythmia. Two different mental task projects, i.e. mathematical task and control of heart rate task, are designed to study the changes of cardiac function. The spectral coherence is used to analyze the coupling of electroencephalogram (EEG) and electrocardiograph (ECG). The results demonstrated that pre-central and post-central areas were participated in the information exchange of the heart during the mathematic task, while the information coupling between heart and brain for controlling heart rate task mainly concentrated in the central and pre-central areas.

**Key words** autonomic nerve; cerebral cortex; heart rate variability; mental task; spectral coherence

脑活动如情感波动和精神压力均能导致心律失常和突然死亡, 这一过程中大脑不同皮层和皮下层区域对心脏功能的影响受到关注。有研究发现刺激脑皮层能引起自主神经系统的改变, 进而导致心率和血压的变化<sup>[1]</sup>。

自主神经的调节与脑区网络间存在着复杂的相互作用机制。对人和动物的大量研究发现, 与自主神经相联系的大脑皮层位于前脑区域或中央后区位置, 如功能性神经图像学和近红外光谱分析显示, 前扣带回皮层和前额皮层与应激引起的交感神经活动有关; 另外, 在低体位负压实验和决策任务实验中, 交感神经皮肤电反应与双侧视觉皮层和顶叶有关, 表明脑对外周自主神经功能的调控包含中央后

区位置<sup>[2-3]</sup>。

虽然解剖学研究已经表明从皮层到脑干和脊髓的直接映射涉及心血管控制, 但是由于大脑和心脏是人体重要又复杂的两大系统, 所以在心脑关系的研究方面还有很多需要解决的问题。脑皮层对心脏活动具有调节作用, 心脏也存在到脑皮层的反馈作用<sup>[4]</sup>。本文采用谱相干方法研究心脑之间的相互影响, 通过两种不同意识任务实验试图阐明主动与被动激活自主神经对心脏功能的影响, 研究结果对更有效地通过自主神经调控心脏策略的制定, 以及区分不同脑活动时心脏功能的变化, 对临床心脑血管病人的康复提供帮助等事项均有较高的指导价值,

收稿日期: 2017-04-21; 修回日期: 2018-03-06

基金项目: 国家自然科学基金(61503411); 中国博士后基金(2014M552348, 2015M572465); 四川省科技厅基金(2015JY0222); 四川省教育厅项目(16ZA0449, 16ZA0452)

作者简介: 于晓琳(1979-), 女, 博士, 副教授, 主要从事脑电和心电信号处理方面的研究。

并为分析其他类似生理系统间的关系提供了新思路。

## 1 心脑间谱相干分析原理

### 1.1 脑电信号小波包分解

对EEG信号进行8层小波包分解, 分别提取第8层从低频到高频256个频率成份的信号。设  $X_{8,j}$  为原始信号  $S$  经小波包分解后的第8层的第  $j$  个节点的小波包分解系数, 其中,  $j = 0, 1, \dots, 255$ 。

然后对小波包分解系数进行重构, 提取各频带范围的信号。以  $S_{8,j}$  表示  $X_{8,j}$  的重构信号, 其他以此类推。这里只对第8层的所有节点进行分析, 则总信号  $S$  可以表示为:

$$S = \sum_{j=0}^{255} S_{8,j} \quad (1)$$

原始EEG信号  $S$  中, 最低频率成分为0, 最高频率成分为125, 按照前面的小波包频带划分方法, 可以得到256个重构信号  $S_{8,j}$  ( $j = 0, 1, \dots, 255$ ) 所代表的频率范围。

最后求各频带信号的总能量。设  $S_{8,j}$  对应的能量为  $E_{4,j}$  ( $j = 0, 1, \dots, 255$ ), 则有:

$$E_{4,j} = \int |S_{4,j}(t)|^2 dt = \sum_{k=1}^n |x_{j,k}|^2 \quad (2)$$

式中,  $x_{j,k}$  ( $j = 0, 1, \dots, 255$ ) 中的  $j$  表示第  $j$  个频段,  $k$  表示第  $k$  个离散点;  $x_{j,k}$  表示重构信号  $S_{8,j}$  离散点的幅值。

由于正常人的EEG波形的频率变化范围主要在0.5~30 Hz, 因而脑电频段范围选在这个频段范围内。根据小波包分解第8层所有节点的频率范围, 确定脑电4个基本节律:  $\delta$ 节律(0.5~4 Hz),  $\theta$ 节律(4~8 Hz),  $\alpha$ 节律(8~13 Hz)和 $\beta$ 节律(13~30 Hz)所包含的节点, 而后按照式(2)求出各个节点所对应的能量, 进而求出脑电4个节律的能量, 记为  $E_l$  ( $l = 1, 2, 3, 4$ ), 分别表示脑电 $\delta$ 节律、 $\theta$ 节律、 $\alpha$ 节律和 $\beta$ 节律的能量。

### 1.2 谱相干系数的定义

为了定量分析不同脑区与心动周期之间的相互联系, 本文采用谱相干系数对不同意识任务的脑电和心电数据进行了分析。谱相干系数已经在EEG中被广泛使用, 它的优势是能在分散的频率段中做相干分析。

归一化的谱相干系数定义为<sup>[5]</sup>:

$$\text{ERCoh} = \frac{|G_{x,y}(f)|}{\sqrt{G_{x,x}(f)G_{y,y}(f)}} \quad (3)$$

式中,  $f$  表示频率;  $G_{x,x}(f)$  和  $G_{y,y}(f)$  分别为要分

析相干性的两个信号  $x$  和  $y$  在频率  $f$  的自功率谱;  $G_{x,y}(f)$  为  $x$  和  $y$  的互功率谱。

ERCoh为谱相干系数, 是指所分析频段中不同频率相干函数的叠加。相干函数是归一化互谱密度函数, 为两导之间的振幅、频率和相角的相似性的度量, 即表示了不同神经元活动的相干性。谱相干系数的取值范围为0~1, 当相干系数取1时, 说明两导联是完全相干的(完全同步的), 即一个导联信号完全由另一个导联决定; 相干系数为0时, 表明两个导联间的信号不相干(不同步), 亦即两导信号完全独立; 当相干系数在(0,1)之间时, 两个导联的信号间存在着部分相干性, 其大小与之值相对应, 其余部分则可能来自两个导联本身的独立活动或人体内外部的扰动<sup>[6]</sup>。谱相干同步分析法的算法简单, 能刻画不同神经元活动在节律上的一致性。

心率变异性(heart rate variability, HRV)或RR间期是反映自主神经活动影响心脏功能的有效指标。RR间期是指两相邻R波波峰之间的时间, 心率由RR间期获得。心脏自主神经活动通过对RR间期序列的功率谱分析即心率变异性进行评价。在前期研究结果的基础上, 考虑到脑电信号节律性活动与心周期以及RR间期的波动有一定的相关性<sup>[7-8]</sup>, 所以用EEG的小波包参数和反映HRV的RR间期来描述心脑之间的功能联系成为可能。

## 2 实验设计及数据采集

97名健康男性在校学生(年龄22~27岁)参加了实验研究。所有受试者均身体健康, 无心血管疾病, 均了解实验过程并同意参加实验。

数算应激任务实验是进行4个1位数字的加减混合运算。受试者首先计算出4个1位数加减混合运算的结果, 而后将结果与另一个给定的确切的数进行比较, 判断小于、等于还是大于这个数。每次数算应激时间限定在10 s内, 要求受试者以尽可能快的速度进行连续5 min的计算, 应激任务与主观困难程度导致的应激有关。作为对照状态, 受试者只需读出屏幕上显示的5个数字(如读数“8 3 2 5 3”), 放松不做任何计算, 同样记录5 min的数据。这个状态涉及了视觉、读数等过程, 但不存在主观难度导致的应激反应, 这里作为数算应激任务的对照。

主动调控心率实验分为两组: 控制心率减慢实验组和控制心率加快实验组。对于减慢实验组, 受试者接收到减慢10%的心电图声音, 集中注意力到自己的心脏位置, 每听到一次声音大脑就发出一次“跳”的命令, 由减慢的心电图声音作为指导通过意

识来改变心跳。对于加快实验组,受试者接收到加快10%的心电图声音,同样每听到一次声音大脑就发出一次“跳”的命令,由加快的心电图声音作为指导通过意识控制来改变心跳。为了确定心跳的改变主要是通过意识的控制,排除声音因素的影响,本文设计了对照任务。要求每组实验中受试者接收到同样减慢或加快10%的心电图声音,但是不需要集中注意力到心脏,而是放松像听音乐一样,每听到一次声音默念一次“1”,不做任何控制,这一实验状态作为意识控制心率任务的对照<sup>[9]</sup>。

实验中选用了64导联的标准电极帽,记录了左右前额(FP1、FP2)、中央前区(FC3、FC4和FCz)、中央区(C3、C4和Cz)、顶区(P3、P4和Pz)、枕区(O1、O2和Oz)和颞叶(FT7、FT8、T7和T8)共18导联的脑电信号,参考电极置于双侧乳突连线。分别采用了两个双极导联的方式记录了水平眼电和垂直眼电,另两个双极导联分别记录心电和呼吸信号。实验中所有电极与头皮接触阻抗均小于5 k $\Omega$ ,采样频率为500 Hz,放大器的通带频带选择为0.01~100 Hz,陷波频率为50 Hz。

心电信号的记录采用一次性银/氯化银电极,正负电极分别放置在右侧锁骨下与左前腋下第10肋骨之间,接地电极为右下低于负电极的位置。呼吸信号的记录采用束带式压力传感器,通过记录胸廓起伏获得,主要作为实验的监测指标。记录的心电呼吸数据作为额外的脑电通道数据,信号的采样率为500 Hz,采样精度为16位。

采用SPSS 13.0软件进行配对 $t$ 检验分析和相关性分析,实验数据分别用Means  $\pm$  SD和相关系数 $r$ 表示。配对 $t$ 检验实际上是两个事件之间的差异的检验。本文分别对数算应激实验中每个受试者在应激状态和对照状态下每个导联的差异性进行了统计分析。主动调控心率实验中比较了受试者在控制状态和对照状态下心脑谱相干系数的差异。

### 3 实验结果与分析

#### 3.1 不同意识任务心脏自主神经传出活动模式

文献[10]的研究表明,情绪的自主神经传出活动模式是交感神经活动增加、副交感神经活动降低的经典拮抗模式,应激刺激可以引起包括经典拮抗模式在内的多种模式。基于小波变换的检测算法用于从心电信号中获得RR间期序列<sup>[11]</sup>。本文通过小波模极大值方法得到RR间期序列如图1所示。采用3次样条插值法对原始5 min的RR间期序列进行间隔为1 s

的插值,得到新的RR间期序列。而后采用AR模型(阶数为16)对新的RR间期序列进行功率谱分析,分别计算低频(LF: 0.04~0.15 Hz)和高频(HF: 0.15~0.4 Hz)段的心率变异性谱功率。对RR间期序列进行功率谱分析得到HRV指标如图2~图4所示。对HRV低频功率和高频功率进行相关分析<sup>[10]</sup>,研究了不同意识任务过程中心脏自主神经的传出活动模式。不同意识任务低频功率和高频功率的相关分析结果如表1所示, $r$ 表示相关系数, $n$ 表示受试者人数, $P$ 表示显著性水平。

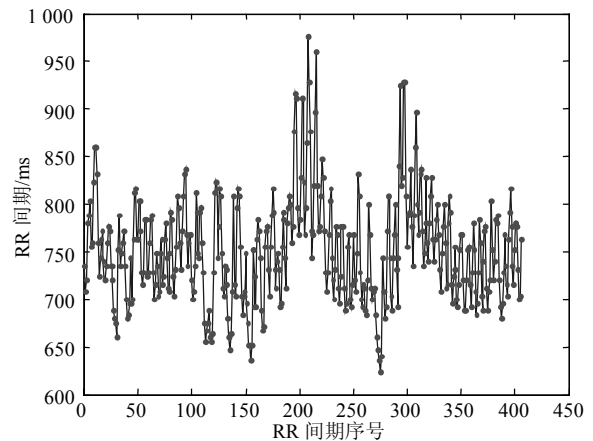


图1 RR间期序列

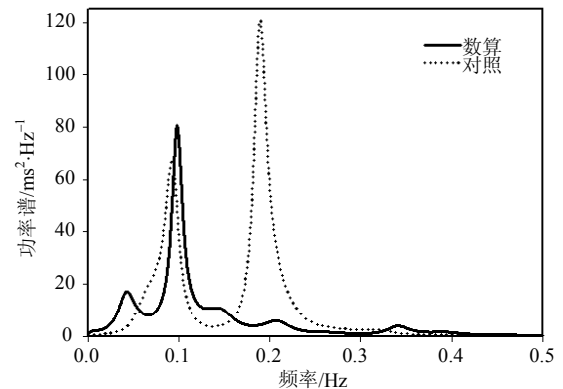


图2 数算应激状态下HRV功率谱变化

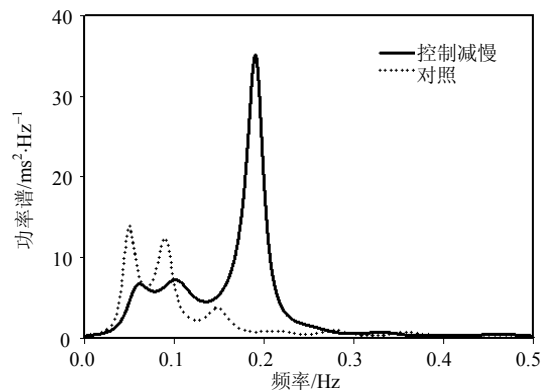


图3 控制心率减慢状态下HRV功率谱变化

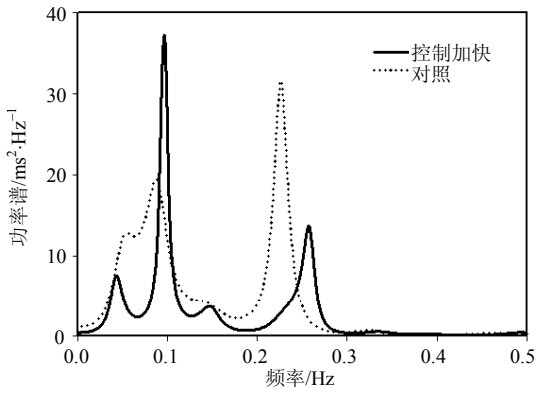


图4 控制心率加快状态下HRV功率谱变化

表1 不同意识任务低频功率和高频功率的相关分析

意识任务	<i>r</i>	<i>n</i>	<i>P</i>	可能的反应模式
数算应激	-0.637	43	<0.01	拮抗模式(交感神经占优势)
控制心率减慢	-0.488	24	<0.05	拮抗模式(副交感神经占优势)
控制心率加快	-0.574	30	<0.01	拮抗模式(交感神经占优势)

从表中可以看出, 数算应激、控制心率减慢和加快任务的低频功率和高频功率呈显著负相关, 反应模式可视为拮抗模式。结合前期RR间期的分析结果, 数算应激和控制心率加快过程RR间期缩短(心率加快), 可视为交感神经占优势的拮抗模式; 控制心率减慢过程RR间期延长(心率减慢), 可视为副交感神经占优势的拮抗模式<sup>[8-9]</sup>。结果表明, 不同的意识任务自主神经的反应模式不同, 主要表现为经典的拮抗模式, 并且自主神经的双重支配使得有机体对刺激的反应是灵活变化的。

### 3.2 数算应激实验脑电和心电的相干分析

首先分别得到心电RR间期序列和每个R峰前2 s的脑电信号数据段的小波包能量参数, 对RR间期序列和相应的脑电小波包能量参数分别采用3次样条插值进行均匀重采样, 重采样频率为1 Hz, 然后计算脑电每个导联的小波包参数序列与心电RR间期序列之间的谱相干系数。结果如图5所示, 图中FC3和FCz表示中央前区, C3、C4和Cz表示中央区, P4表示顶区, O1和O2表示枕区。‘\*’和‘\*\*’分别表示与对照状态相比 $P<0.05$ 和 $P<0.01$ (配对*t*检验)。

从图中可以看出, 数算应激任务使得FC3、FCz、C3、C4、Cz、P4、O1和Oz导联小波包参数和心电RR间期的谱相干系数显著增加( $P<0.05$ )。说明中央前区、中央区、顶区和枕叶脑区的神经元活动与RR间期的相干性显著增强。

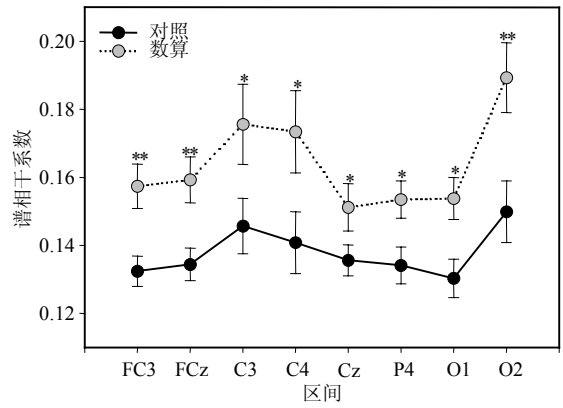
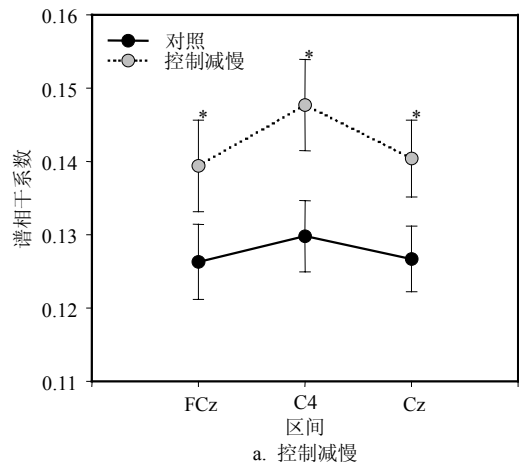
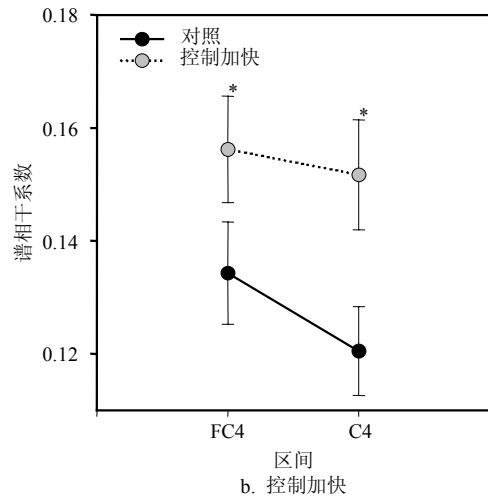


图5 数算应激任务中小波包参数和心电RR间期的谱相干系数变化

### 3.3 控制心率实验脑电和心电的相干分析



a. 控制减慢



b. 控制加快

图6 控制心率任务中β频段小波包参数和心电RR间期的谱相干系数变化

意识控制心率任务中脑电小波包能量和心电RR间期的谱相干系数如图6所示, 图中, FC4和C4表示中央前区和中央区; ‘\*’表示与对照状态相比 $P<0.05$ (配对*t*检验)。从图中可以看出, 控制心率减慢时FCz、C4和Cz导联, 控制心率加快时FC4和C4

导联小波包参数和心电RR间期的谱相干系数均显著增加( $P < 0.05$ ), 说明控制心率实验中中央前区和中央区的神经元活动与RR间期的相干性显著增强。

## 4 结束语

谱相干分析是一种频域不同区域间的功能耦合测量方法。从生理学的角度, 谱相干系数反映了所研究信号间的功能协作程度, 高的谱相干系数表明信号间具有较高的互信息流量。谱相干系数值的增加被认为是神经元联系的增强, 减小的谱相干系数值被认为是功能联系的减少<sup>[12]</sup>。本文的实验结果说明了数算应激任务和控制心率任务对心脏的影响不同, 数算应激任务既有位于脑后区皮层对心脏活动的调控, 也有从脑中央区对心脏的反馈调节, 而控制心率任务中主要是中央前区和中央区位置对心脏的主动调控。数算应激任务和控制心率任务的心脑间信息传递的不同反映了被动调节与主动控制心率对心脏调控机制的不同。

已有研究发现中央区和中央前区电极与躯体感觉的基本区域对应, 具有植物神经皮质中枢的部分功能。心跳感知实验也表明感觉运动区是心跳感知过程中的主要活动脑区, 冥想练习时中央前区的相干性与自主神经活动有关<sup>[13-14]</sup>。本文的实验结果进一步说明感觉运动皮层和心脏间存在信息耦合, 数算应激任务和意识控制心率任务都引起了脑—心间神经元耦合程度的变化, 调节交感和副交感神经活动, 加快或减慢心率。脑皮层信息整合的过程主要是由不同频率段的神经元的形成和分解决定, 所以谱相干方法可以作为测定头皮神经元的耦合及头皮到心脏信息传递的敏感指标。

临床研究显示脑损伤病人的自主神经响应可能被破坏, 进而认为脑皮层功能与心血管健康之间存在着密切联系<sup>[15]</sup>。本文的研究结论提高了对调节交感和副交感神经系统的头皮位置的认识, 为今后研究治疗心血管疾病的新方法提供了思路。

## 参考文献

- [1] CRITCHLEY H D, CORFIELD D R, CHANDLER M P, et al. Cerebral correlates of autonomic cardiovascular arousal: a functional neuroimaging investigation[J]. *Journal of Physiology*, 2000, 523(1): 259-270.
- [2] MARINSFR, IDDINGSJ A, FONTESM A, et al. Evidence that remodeling of insular cortex neurovascular unit contributes to hypertension-related sympatho excitation[J]. *Physiol Rep*, 2017, 5(5): e13156.
- [3] WOOD K N, LUCHYSHYN T A, SHOEMAKER J K. High cardiorespiratory fitness in early to late middle age preserves the cortical circuitry associated with brain-heart integration during volitional exercise[J]. *Journal of Neurophysiology*, 2017, 117(4): jn.00592.2016.
- [4] VALENZA G, GRECO A, GENTILI C, et al. Brain-heart linear and nonlinear dynamics during visual emotional elicitation in healthy subjects[C]//*Engineering in Medicine and Biology Society*. [S.L.]: IEEE, 2016: 5497-5500.
- [5] LEOCANI L, COMI G. EEG coherence in pathological conditions[J]. *Journal of Clinical Neurophysiology Official Publication of the American Electroencephalographic Society*, 1999, 16(6): 548.
- [6] MICHELOYANNIS S, SAKKALIS V, VOIRKAS M, et al. Neural networks involved in mathematical thinking: evidence from linear and non-linear analysis of electroencephalographic activity[J]. *Neuroscience Letters*, 2005, 373(3): 212-217.
- [7] WANG Xiao-ni, LIU Bin-bin, YU Xiao-lin, et al. Cerebral and neural regulation of cardiovascular activity during mental stress[J]. *Biomedical Engineering Online*, 2016, 15(Suppl 2): 335-347.
- [8] YU Xiao-lin, ZHANG Chong, YANG Yong, et al. Volitional control of heartbeat and its dependence on pallium[J]. *Clinical Eeg & Neuroscience*, 2014, 45(2): 137.
- [9] YU Xiao-lin, ZHANG Chong, ZHANG Jian-bao. Causal interactions between the cerebral cortex and the autonomic nervous system[J]. *Science China Life Sciences*, 2014, 57(5): 532-538.
- [10] BERNTSON G, GACIOPPO J, BINKLEY P, et al. Autonomic cardiac control. III. Psychological stress and cardiac response in autonomic space as revealed by pharmacological blockades[J]. *Psychophysiology*, 2010, 31(6): 599-608.
- [11] LI Cui-wei, ZHENG Chong-xun, TAI Chang-feng. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms[J]. *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*, 1995, 42(1): 21.
- [12] FEIN G, RAZ J, BROWN F, et al. Common reference coherence data are confounded by power and phase effects[J]. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 1988, 69(6): 581-584.
- [13] MURATA T, TAKAHASHI T, HAMADA T, et al. Individual trait anxiety levels characterizing the properties of Zen meditation[J]. *Neuropsychobiology*, 2004, 50(2): 189-194.
- [14] TAKAHASHI T, MURATA T, HAMADA T, et al. Changes in EEG and autonomic nervous activity during meditation and their association with personality traits[J]. *International Journal of Psychophysiology*, 2005, 55(2): 199-207.
- [15] CHEUNG R T, HACHINSKI V. The insula and cerebrogenic sudden death[J]. *Archives of Neurology*, 2000, 57(12): 1685.

编辑 刘飞阳