

文章编号:1004-9037(2013)05-0638-05

运动前后心率变异性的高维时间不可逆性分析

侯凤贞¹ 宁新宝² 黄晓林²

(1. 中国药科大学理学院, 南京, 210009; 2. 南京大学电子科学与工程学院生物医学电子研究所, 南京, 210093)

摘要:对心率变异性的分析已经广泛应用于心血管疾病临床实践和基础研究中,并逐渐开始在运动领域中流行起来。本文利用时间序列的高维时间不可逆性(High-dimensional time irreversibility, HDTI)分析方法,研究受试者在跳绳运动前、中、后不同状态下短时心率变异信号的时间不可逆特性。结果表明,高维的时间不可逆性分析特征参量的变化正好反映了运动前、中、后交感-迷走神经之间从平衡态到非平衡态、再从非平衡态逐渐恢复到平衡态的过程;在分析快速变化的心电数据时,该特征参量与心率变化的趋势密切相关。研究结果显示 HDTI 分析方法有望在运动领域中得到进一步的应用。

关键词:心率变异性;时间不可逆性;运动生理学

中图分类号:R318.04

文献标志码:A

High-Dimensional Time Irreversibility Analysis of Human Heart Rate Variability Before and After Exercise

Hou Fengzhen¹, Ning Xinbao², Huang Xiaolin²

(1. Department of Science, China Pharmaceutical University, Nanjing, 210009, China;

2. Institute of Biomedical Electronic Engineering, School of Electronic Science and Engineering, Nanjing University, Nanjing, 210093, China)

Abstract: Heart rate variability (HRV) analysis has been widely used in clinical practice and basic researches of cardiovascular diseases. Moreover, it gradually becomes popular in the field of sports. This paper utilizes the method for high-dimensional time irreversibility (HDTI) analysis to study short-term HRV signals derived from 13 subjects when they are before, during and after skipping exercise. The results show that the HDTI measurement just reflects the changes of cardiac sympatho-vagal modulations from equilibrium before skipping to non-equilibrium during skipping, and then recovering from non-equilibrium to equilibrium gradually after skipping. Furthermore, it is found that the HDTI measurement is linearly correlated with the trend of heart rate when analyzing the data which change quickly. The research suggests that the HDTI method can be further applied in the field of sports.

Key words: heart rate variability; time irreversibility; sports physiology

引 言

心率变异性(Heart rate variability, HRV)是反映心脏自主神经功能状态的一种简便、可靠的无创性技术,它已经广泛应用于心血管疾病临床实践和基础研究中^[1-5]。上世纪90年代以来,对HRV

的研究也逐渐开始在运动领域流行起来,研究主要集中在如下几个方面^[6-7]:分析不同类型的运动对人体的影响并应用HRV对健康个体锻炼的效果进行评价;利用HRV去评定运动后副交感神经张力的恢复能力;研究自主神经与运动表现的关系;尝试应用HRV来评定运动能力,这方面的一个典型例子便是研究利用HRV来测定青少年运动员

基金项目:国家自然科学基金(61271082)资助项目;江苏省自然科学基金(BK2011565)资助项目;江苏省“青蓝工程”资助项目。

收稿日期:2013-07-06;修订日期:2013-08-09

无氧阈。1982年 CONCONI 通过大量的实验证明在功率自行车进行等级递增强度运动时,心率随功率输出递增,某一点上心率的增加率下降,行成拐点,这一心率拐点对应的速度即为无氧阈速度或无氧阈心率。但 CONCONI 法的一个不足是,心率拐点并不是在所有人身上都能出现,即便是训练有素的运动员,也不一定会出现明显的心率拐点^[8]。因此,一些研究者开始尝试提出一些与心率拐点相关的 HRV 指标,如“HRV 第二峰值”^[9]等,作为心率拐点的替代来评估无氧阈并取得了一定的成果。

对 HRV 的分析既可以基于心跳间期(RR 间期)序列,也可以基于瞬时心率(RR 间期的倒数)序列。无论采用哪种序列,归根结底都是对时间序列的分析研究。本文尝试利用时间序列的高维时间不可逆性分析(High-dimensional time irreversibility analysis, HDTI)方法^[10],研究受试者在不同状态下(安静休息状态、5 min 的跳绳状态、跳绳后的休息状态)短时的 RR 间期信号(约 500 点)的时间不可逆性。迄今为止,尚未见将 HDTI 方法应用于运动前后 HRV 分析的报道。这样做的目的有三个:一是探索高维的时间不可逆指标与心电信号何种生理学特性有关;二是研究在短时(1~5 min)的 HRV 分析中,作为一种统计学方法,HDTI 分析方法受哪些因素的影响,有没有其适用的地方;三是看能否将心率变异信号的 HDTI 分析方法应用到运动领域中去。

1 高维的时间不可逆性分析方法

考虑一个 N 点的时间序列

$$\{x_i\} \quad 1 \leq i \leq N$$

将该时间序列嵌入 m 维相空间^[10],即对于每一个 x_i ,取 m 个点组成 m 维矢量

$$\mathbf{X}_m(i) = [x_i, x_{i+L}, \dots, x_{i+(m-1)L}] \quad (1)$$

式中: m 为嵌入维数, L 为延迟时间。取 $L=1$,那么 m 维矢量的个数就是 $N-m+1$ 。

然后分析各 m 维矢量对应的坐标在 m 维相空间的各个互不平行的侧面 (x_i, x_{i+n}) 上的投影,其中 $n=1, 2, \dots, m-1$ 。按式(2,3)定义二维侧面 (x_i, x_{i+n}) 上投影图的不对称性指标 $P\%(n)$, $G\%(n)$ ^[10]

$$P\%(n) = \frac{N(\Delta RR_n^-)}{N(\Delta RR_n \neq 0)} \times 100 \quad (2)$$

$$G\%(n) = \frac{\sum_{i=1}^{N(\Delta RR_n^+)} \Delta RR_n^+(i)^2}{\sum_{i=1}^{N(\Delta RR_n^+)} \Delta RR_n^+(i)^2 + \sum_{i=1}^{N(\Delta RR_n^-)} \Delta RR_n^-(i)^2} \times 100 \quad (3)$$

式中: $\Delta RR_n = x_{i+n} - x_i$, ΔRR_n^- 表示 ΔRR_n 小于 0 的点, ΔRR_n^+ 表示 ΔRR_n 大于 0 的点。

再按式(4,5)重定义指标 P_m, G_m 来表示嵌入空间中 m 维矢量的不对称性^[10]

$$P_m = \frac{1}{m-1} \sum_{n=1}^{m-1} |50 - P\%(n)| \quad (4)$$

$$G_m = \frac{1}{m-1} \sum_{n=1}^{m-1} |50 - G\%(n)| \quad (5)$$

最后,定义指标 D_m 来综合 P_m 和 G_m 的值^[10]

$$D_m = \sqrt{P_m^2 + G_m^2} \quad (6)$$

由上述过程可见, D_m 可以反映 m 维矢量在 m 个投影面上关于主对角线的不对称程度的平均状况,也反映了序列在逆转前后统计上的差异,也就是序列的时间不可逆性。 D_m 越大,代表着序列的时间不可逆性越明显^[10]。

2 实验验证

2.1 实验数据的采集

本文的实验对象是 13 个健康年轻人(平均年龄 25 岁,年龄范围 20~35 岁,仅两人在 30 岁以上),其中 8 位女性,5 位男性,均无心血管病史。受试者从 1~13 连续编号。利用增强型三通道 Holter 记录器来采集体表心电图(Electro cardiogram, ECG)信号,采样率为 128 Hz, A/D 转换精度为 12 位。设备配有动态心电图分析软件,能自动定位 R 波顶点并识别其是正常的窦性起搏点还是异位起搏点。对于异位起搏点,以其前后两点时刻的中间点来估计被抑制的窦性心率,并以此推算其对应的 RR 间期值。

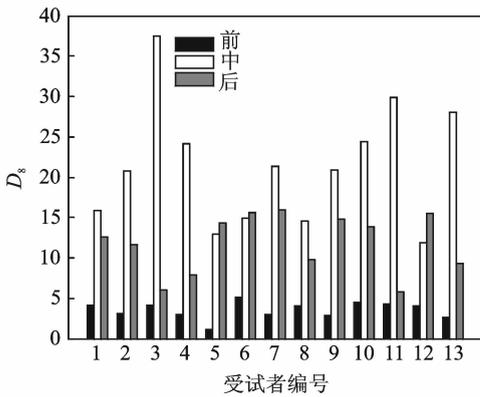
每位受试者连续采集了至少约 1 h 的心电信号。开始采集后先安静 0.5 h,但可进行一些日常活动(后文将该状态表示为“跳绳前”),紧接着跳绳 5 min(后文将该状态表示为“跳绳中”),跳绳结束后每位受试者依个人情况安静散步几分钟至半小时(后文将该状态表示为“跳绳后”)。记录每位受试者开始跳绳和结束跳绳的时间(精确到秒)。

2.2 不同状态下 HRV 的 HDTI 分析结果

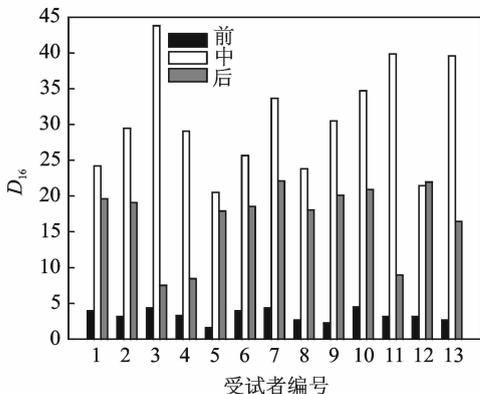
从跳绳前、跳绳中、跳绳后的 RR 间期序列中分别截取了连续的 512 点来进行 HDTI 分析。这里需要说明的是,对于跳绳前,考虑到部分受试者在跳绳开始前 5 min 内有散步活动,因此,跳绳前的数据从开始采样后 10 min 左右为首截取。而跳绳中数据则从跳绳开始即刻为首截取,跳绳后的数据是从跳绳停止即刻为首截取的。

本文考察的嵌入维数 m 为 2~16。当嵌入维为 8 和 16 时,各受试者的 D_m 参数值如图 1(a,b) 所示。从图 1 可见,几乎所有的受试者,其对应 3 种状态下的 D_m 值大小排序都有:跳绳中最大,跳绳后次之,跳绳前最小。这种现象在嵌入维 m 值大的图 1(b)中比嵌入维值稍小的图 1(a)中表现得更加明显。成对样本 T 检验的结果表明,嵌入维为 16 时,跳绳前的 D_{16} 参数值显著小于跳绳中 ($p=10^{-8}$) 和跳绳后 ($p=8 \times 10^{-7}$),另外,跳绳中的 D_{16} 参数值也显著大于跳绳后 ($p=8 \times 10^{-4}$),对于其他嵌入维 m ,上述显著性差异依然存在,只是 p 值稍大而已。

进一步计算了跳绳后的 5 个阶段的 D_m 参数值,结果如图 2 所示。第 1 个阶段对应跳绳后的第 1 个 512 点,在图 2 中编号为状态 3;第 2 个阶段对应跳绳后的第 2 个 512 点,在图 2 中编号为状态 4;……;第 5 个阶段对应跳绳后的第 5 个 512 点,在图 2 中编号为状态 7。为了方便对照比较,将跳绳前(编号为状态 1)和跳绳中(编号为状态 2)的结果也列于图 2 中。



(a) $m=8$



(b) $m=16$

图 1 不同状态下(跳绳前、中、后)RR 间期序列 HDTI 分析结果

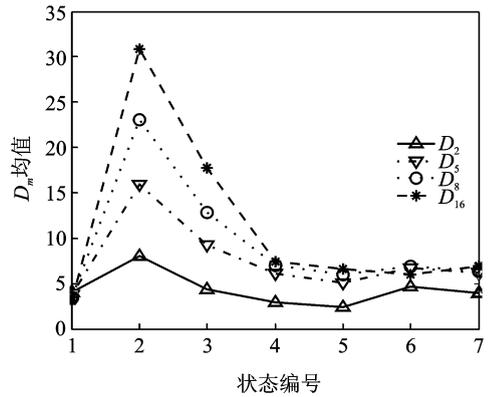


图 2 不同状态下所有受试者 HDTI 分析结果均值

从图 2 可以看出,在进行 HDTI 分析时,嵌入维值取 5,8,16 时, D_m 参数值从静息时的状态 1 到跳绳中的状态 2 显著上升;跳绳结束后,在状态 2~3 和状态 3~4 内, D_m 参数值迅速下降,随后下降趋势趋于缓慢,逐渐收敛于静息时值;状态 4,5,6,7 的 D_m 值之间并无显著性差异。运动中交感神经持续兴奋而迷走神经受抑制,运动后迷走神经张力逐渐恢复而趋向交感迷走平衡的现象在强度较大的体育运动中普遍存在。就每个健康个体而言,如果视安静清醒时的交感迷走活性状态为平衡态,那么在运动中和运动后的短时期内,其交感迷走活性之间应该都是非平衡的,且运动后的非平衡性会随着恢复时间的增加而逐渐减弱直至消失,重新达到平衡态。这里 D_m 值的变化正好反映了跳绳运动前、中、后交感迷走神经之间的这种从平衡态到非平衡态、再从非平衡态逐渐恢复到平衡态的过程。

仔细观察图 2 就可以发现另一个值得深究的现象:在嵌入维 $m=5,8,16$ 时,在跳绳前静息态下,三类 D_m 参数值基本混叠在一起,成对 T 检验结果表明两两之间并无显著性差异;在跳绳后交感迷走调控接近静息平衡态,即状态 4,5,6,7 下,三类 D_m 参数值也基本混叠在一起,成对 T 检验结果表明两两之间仅 D_5 和 D_8 之间在状态 4 下有显著性差异 ($p=0.03$);而在状态 2 下, D_{16} 显著大于 D_8 (单边 T 检验, $p=2 \times 10^{-10}$), D_8 显著大于 D_5 ($p=2 \times 10^{-8}$);状态 3 下也是如此, D_{16} 显著大于 D_8 (单边 T 检验, $p=7 \times 10^{-6}$), D_8 显著大于 D_5 ($p=1 \times 10^{-6}$)。这种现象表明,在某些特定的状态下,随着嵌入维数 m 的增加, D_m 参数值也随之单调递增。为了探究这一点的本质来源,在图 3 中绘出了受试者 11 在状态 1、状态 2、状态 3 和状态 7 下的 RR 间期波形图。

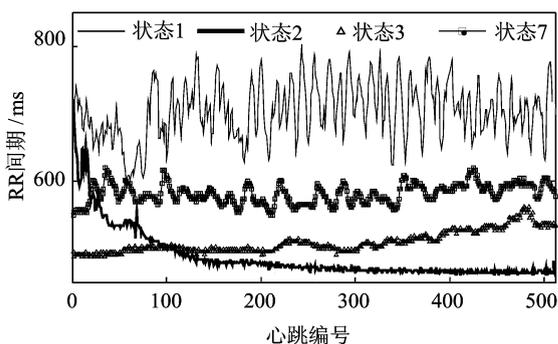
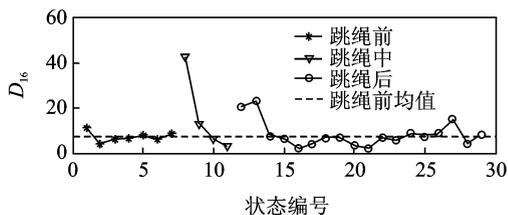
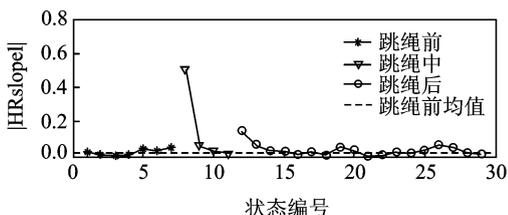


图 3 受试者 11 在不同状态下的 RR 间期波形

从图 3 可以直观地发现:状态 1 下 RR 间期波形最“粗糙”,展示了最大的 HRV,RR 间期均值最大(心率最小)也最平稳;在跳绳中,也就是状态 2 最初的 100 点内,RR 间期呈线性趋势急速下降(心率快速增加),而随后 RR 间期值下降速度(心率增加速度)明显减慢,波形较光滑,HRV 较小,这与现有报导一致;在跳绳结束后的第一个状态(状态 3)初期,RR 间期呈线性趋势增加(心率减慢),随后 RR 间期增加的速度减慢,波形也逐渐变得“粗糙”起来,HRV 逐渐增大,这一点也与现有报导一致;在状态 7 下的波形并未显示出明显的上升或下降趋势,具有一定的心率变异特性,但还未达到静息时的水平。

总体来说,与其他状态不同的是,在状态 2 和状态 3 的 RR 间期变化过程中,都存在着明显的快速、线性变化趋势的部分,尤以状态 2 更为明显,而这两种状态下的 D_m 值也明显高于静息时的值。因此,将数据按如下规则继续划分:跳绳前 2.5 min 一段,共考虑了 7 段;跳绳中 1 min 一段,共考虑了 4 段;跳绳后 1.5 min 一段,共考虑了 18 段。然后对上述 29 段序列(序列点数不相同),分别进行 HDTI 分析。同时将每段 RR 间期序列转换成瞬心率序列,并对其做一阶线性拟合,以 HRslope 表示线性拟合时的斜率。图 4 显示了 29 段序列的 D_{16} 指标值和 HRslope 指标的绝对值(13 位受试者的平均值),图中虚线代表跳绳前 7 段的指标均值。

线性相关性检验表明,13 位受试者的 D_{16} 指标均与 HRslope 指标的绝对值有着显著的正相关性($p < 0.05$)。可以说,运动中和运动后恢复期中的 D_m 指标值更多地受心率变化趋势的影响而不是心率变异性的影响。上述结果表明,在将 HDTI 分析方法应用于极短的时间序列(约 150~200 点)时,该方法极易受数据中单调变化的线性趋势的影

(a) HDTI 分析, 嵌入维 $m = 16$ 

(b) 心率变化趋势分析

图 4 所有受试者不同状态下 29 段短时 RR 间期序列的分析结果均值

响,此时 D_m 指标值并不能准确地反映出 HRV 的大小;但是如果该趋势并非噪声干扰,而是由于内在动力系统发生快速变化所致,而 D_m 反映出来的信息恰好可以很好地捕捉到这种变化,此时认为不应该在进行 HDTI 分析方法前去除该线性趋势。

3 结束语

通过对 13 个健康年轻人在静息时、跳绳运动早、中、晚期及恢复早、中、晚期进行 RR 间期序列的 HDTI 分析,本文认为高维的时间不可逆性分析指标 D_m 值的变化正好反映了跳绳运动前、中、后交感-迷走神经之间从平衡态到非平衡态、再从非平衡态逐渐恢复到平衡态的过程。而事实上,对于不同的受试个体, D_m 值在从静息到运动中的上升程度与从运动中到停止运动后短时内的下降程度是很不相同的,甚至有些受试者如 12 号受试者,其 D_m 值在停止运动后短时内不降反升。有趣的是,12 号受试者主观反映跳绳后有胸闷、心悸不适感,而其他受试者都没有反映有这种主观感觉。因此,有如下设想,能否以从运动中到停止运动后短时内的 D_m 下降水平,与从静息到运动中的 D_m 上升水平的比值来衡量运动后迷走神经的恢复能力,该比值越大代表恢复能力越强。但是这个设想是否可行,需要大量的实验来验证。这将是未来的一个研究方向。

本文的实验结果也表明,在分析运动中心率快速变化的数据时, D_m 与心率变化的趋势,即变化率密切相关,那么能否将它应用于无氧阈的评定问

题,成为心率拐点法的一个补充甚至替代,也有待大量实验来验证。

最后,上述实验结果表明,在应用 HDTI 方法来研究不同病理状态下的 HRV 时,数据长度不宜太短,因为 RR 间期是通过计算体表 ECG 信号中相邻 RR 波顶点之间的时间间隔得到的,对于较长的 RR 间期序列(如 5 000 点,对应 1 h 左右的 ECG 采集时间),一般不会有有一个单调的递增或者递减变化趋势的存在,这样计算出来的 D_m 指标值才能可靠地反映出 HRV 的大小。

参考文献:

- [1] Malik M, Bigger J T, Camm A J, et al. Heart rate variability: Standard of measurement, physiological interpretation, and clinical use [J]. *Europ Heart J*, 1996, 17(3): 354-381.
- [2] Kleiger R E, Stein P K, Bigger J T. Heart rate variability: Measurement and clinical utility [J]. *Ann Noninvasive Electrocardiol*, 2005, 10(1): 88-101.
- [3] Thayer J F, Ahs F, Fredrikson M, et al. A meta-analysis of heart rate variability and neuroimaging studies: Implications for heart rate variability as a marker of stress and health [J]. *Neurosci Biobehav Rev*, 2012, 36: 747-756.
- [4] Norman G J, Karelina K, Berntson G G, et al. Heart rate variability predicts cell death and inflammatory responses to global cerebral ischemia [J]. *Front Physiol*, 2012, 3:131.
- [5] Chandra P, Sands R L, Gillespie B W, et al. Predictors of heart rate variability and its prognostic significance in chronic kidney disease [J]. *Nephrol Dial Transplant*, 2012, 27(2):700-709.
- [6] 宋淑华,刘坚,高春刚. HRV 指标在体育研究领域中的应用(综述)[J]. *山西师大体育学院学报*, 2010, 25(5):125-128.
Song Shuhua, Liu Jian, Gao Chungang. Application on heart rate variability in sports scientific research (review) [J]. *Journal of Physical Education Institute of Shanxi Normal University*, 2010, 25(5): 125-128.
- [7] 杜吟,李京诚. HRV 在运动领域应用研究的现状[J]. *首都体育学院学报*, 2011, 23(1):89-96.
Du Yin, Li Jingcheng. Review on current HRV applied research in sports field [J]. *Journal of Capital Institute of Physical Education*, 2011, 23(1):89-96.
- [8] 张立. CONCONI 测试对足球运动员有氧能力评定的可行性研究[J]. *武汉体育学院学报*, 2001, 35(2):83-87.
Zhang Li. Research on feasibility of using CONCONI test in assessing aerobic capacity of footballer [J]. *Journal of Wuhan Institute of Physical Education*, 2001, 35(2):83-87.
- [9] Buchheit M, Solano R, Millet G P. Heart-rate deflection point and the second heart-rate variability threshold during running exercise in trained boys[J]. *Pediatr Exerc Sci*, 2007, 19(2):192-204.
- [10] Hou Fengzhen, Ning Xinbao, Zhuang Jianjun, et al. High-dimensional time irreversibility analysis of human interbeat intervals [J]. *Med Eng Phys*, 2011, 33:633-637.

作者简介:侯凤贞(1980-),女,博士,讲师,研究方向:生物医学信号处理;宁新宝(1941-),男,教授,研究方向:生物医学电子学及生物医学信号处理;黄晓林(1977-),女,讲师,研究方向:生物医学信号处理,E-mail:xlhuang@nju.edu.cn.