

基于 Poincaré 差值散点图的心率变异性分析方法研究*

霍铨宇¹⁾²⁾ 庄建军^{1)†} 黄晓林¹⁾ 侯凤贞¹⁾ 宁新宝^{1)‡}

1) (南京大学电子科学与工程学院, 生物医学电子工程研究所, 近代声学教育部重点实验室, 南京 210093)

2) (常熟理工学院物理与电子工程学院, 常熟 215500)

(2012 年 2 月 16 日收到; 2012 年 5 月 14 日收到修改稿)

在心率变异性的非线性分析中, Poincaré 散点图分析是一种重要手段. 本文基于 Poincaré 差值散点图 (modified Poincaré plot) 提出了两个参数——区域分布熵和区域分布系数, 用于定量描述所考察区域内散点的分布趋势, 并提出对散点在 4 个象限中的分布进行分别计算. 通过对 MIT-BIH 数据库中健康年轻人、健康老年人和充血性心力衰竭患者样本数据的分析, 发现两参数值均呈现显著的组间差异; 同时, 不同象限的分析结果显示了四个象限具有不同的区分敏感性, 而其中尤以第一象限的区分度为最高, 反映出充血性心力衰竭患者相对健康人迷走神经调控功能的改变最为显著, 与以往的生理学研究结论相符. 经验证, 该方法可用于短时数据, 更易于扩展至临床应用.

关键词: 心率变异性, Poincaré 差值散点图, 象限

PACS: 05.45.Tp, 87.19.Hh

1 引言

健康人的心跳是一个典型的多输入的非线性系统, 它在自发窦性节律的基础上同时受自主神经系统, 即交感神经和副交感神经等多种因素的协调控制, 因而呈现复杂的变异性, 即心率变异性 (heart rate variability, HRV). 大量研究结果表明, 心率变异是判断自主神经活动最好的定量指标^[1-3]. 近年来, 众多非线性动力学的概念和研究方法被应用于 HRV 序列的分析中, 并取得了一定的进展, 这些研究对揭示心率变异和心血管调节的潜在规律和生理本质起到了促进作用^[4-9].

Poincaré 散点图是定性和定量研究混沌现象的经典方法之一, 也是心电检测领域应用最多的混沌研究方法之一. 该方法基于混沌时间序列的延迟嵌入重构相空间理论, 即利用时间序列中一

定延时的相关点构造时间序列的状态空间, 以期还原相空间中的吸引子. 而二维嵌入下绘出的 Poincaré 散点图则被认为是吸引子的二维截面图. 心率变异性的 Poincaré 散点图以 RR 间期序列 $\{RR_i\}$ ($i = 1, 2, \dots, N$) 中的相邻两点 (RR_i, RR_{i+1}) 为坐标在图中用散点标记出逐拍心跳. 大量的散点形成一个相对密集的散点区域, 其不同形态, 反映了不同的心率变异信息^[1]. 目前, 应用标准 Poincaré 散点图对心率变异性进行研究的方法已有较多相关文献报道, 并取得了一定的成果^[10,11]. 研究表明, Poincaré 图方法可反映 HRV 的非线性特征, 更能体现自主神经活动的非线性本质, 因此是有价值的分析技术. 但是, 以往的研究所提出的多数指标仍不能很好地反映 Poincaré 散点图的非线性特征, 因此尚需进一步的研究和探索^[12,13].

在标准 Poincaré 散点图的基础上, 衍生出另一类散点图, 称为 Poincaré 差值散点图或修正

* 国家自然科学基金 (批准号: 60701002)、江苏省自然科学基金 (批准号: BK2011565) 和江苏省“六大人才高峰”高层次人才项目 (批准号: 2011-DZXX-035) 资助的课题.

† E-mail: zhuangjeff@163.com

‡ E-mail: xbning@nju.edu.cn

的 Poincaré 散点图 (modified Poincaré plot), 该方法首先对序列 $\{RR_i\}$ 做一阶差分, 得到序列 $\{d_j\}$ ($j = 1, 2, \dots, N - 1$), 然后在二维平面中以 (d_j, d_{j+1}) 为坐标标记出散点. Poincaré 差值散点图反映了 RR 间期差值的离散度, 对连续 RR 间期的变化十分敏感. 该类散点图的定量分析, 以文献 [14] 提出的中心趋势测度 (measure of central tendency, CTM) 为代表, 其中 CTM 被定义为以原点为基准的半径 r 范围内的散点数占总散点数的比例. 该参数在一定程度上可以反映散点的分布规律, 对健康人和充血性心力衰竭 (congestive heart failure, CHF) 患者具有一定的区分能力. 但是, CTM 计算过程中采用的半径 r 没有一定的标准, 取不同半径时结果有较大差异; 其次, 采用统计半径内点数的方法, 忽视了散点的整体分布规律, 尤其是统计半径之外的部分, 其分布形式完全不能体现在该参数中; 另外, CTM 方法以圆形统计, 完全丧失了分布的细节信息, 例如各象限间的差异, 以及圆内不同半径圆环的相互差异, 从而不利于更细致更深刻地揭示自主神经的调控规律.

此外, 美国 DMS 公司的 Holter 系统分析软件将 Poincaré 差值散点图的四个象限称为 A, B, C, D, 并通过计算各象限散点数占散点总数的百分率来实现 HRV 的定量评估 [15]. 分布在 A, D 象限越多, 说明其离散度越大, 则心率变异大. 正常成年人的计算结果应为 $A + D > B + C$. 该方法计算简单, 并考虑了不同象限的比较, 但完全忽视了同一象限内散点与原点的距离差异, 反映的信息也不够全面.

为了全面而细致地反映 Poincaré 差值散点图的特性, 我们引入两个定量参数——区域分布熵和区域分布系数, 用于综合描述散点的区域分布特性, 并且对散点图的 4 个象限分别进行计算. 通过对 MIT-BIH 样本数据库中的数据分析, 发现对健康年轻人、健康老年人和充血性心力衰竭患者有较为显著的区分效果, 且不同象限结果的敏感性有所差异, 其中最敏感的象限可以更好的体现不同生理病理状态下自主神经系统的调控特性的变化.

2 方法

2.1 Poincaré 差值散点图的区域分布熵

如图 1 所示 Poincaré 差值散点图, 其散点差值围绕坐标原点分散在四个象限. 在图中, 以原点为

中心, 作 N 个同心圆, 其半径为

$$r_k = r_{\max} / N \times k, \quad (1 \leq k \leq N), \quad (1)$$

式中 r_{\max} 为分析区域的最大半径, k, N 均为整数. 这些同心圆将散点图区域划分为 N 个子区域. 对于每个象限来说, 相当于划分了 N 个扇环形子区域. 统计落在每个子区域的散点数, 并计算其占分析区域内总散点数的比例作为近似的分布概率 p_1, p_2, \dots, p_N . 最后由 Shannon 信息熵的定义计算散点图的区域分布熵

$$DE = - \sum_{i=1}^N p_i \log p_i, \quad (2)$$

式中, 当 $p_i = 1/N$ 时, DE 取得最大值 $\log(N)$. 可以认为, DE 反映了心跳间隔一阶差分序列在散点图中的分布特性, DE 越大, 表明散点在区域中的分布越均匀, DE 越小, 则越趋向于特定的分布.

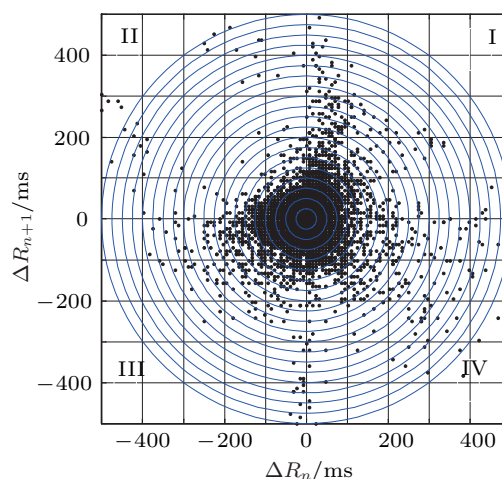


图 1 散点图区域分布熵计算方法示意图

2.2 Poincaré 差值散点图的区域分布系数

同样如图 1 所示散点图, 以原点为中心, 作半径为 r 的圆, 随着半径 r 的增加, 位于圆内的散点数也将逐渐增加, 于是可以得到归一化的散点数随半径 r 的增加而变化的曲线. 曲线的上升速率、弯曲程度等特性可以在一定程度上反映该区域内散点的分布趋势. 实际处理中, 半径 r 不可能连续变化, 而是用一系列离散值来代替. 按照 2.1 节的处理方法, 以原点为中心, 作 N 个同心圆, 其半径 r_k 逐级增大, 如 (1) 式所示. 统计落在半径 r_k 内的散点数 n_k , 对 r_k 和 n_k 作归一化后得到 r_k - n_k 的关系曲线. 其中 N 的取值与散点图中的点数有关, 若点数

较多, 则 N 的取值可相应增大, 以获得较高的分辨率; 若点数不多, 则 N 的取值也相应减小, 以减少曲线中的阶跃现象, 提高曲线的连续性. 为便于定量比较分析, 最终对所得曲线采用非线性函数拟合, 如图 2 所示. 可以发现, 曲线的上升趋势为先快后慢, 并存在较明显的转折点, 因此, 本文采用的拟合函数为复合的指数模型:

$$y = ae^{bx} + ce^{dx}, \quad (3)$$

式中前后两部分实际是对称的, 本文采用 Matlab 中的曲线拟合工具箱进行具体实现, 其拟合结果中, 指数函数 ae^{bx} 主要描述相对较平缓的后半部分, 而 ce^{dx} 则主要描述上升速率较快的前半部分. 将拟合得到的系数 a, b, c, d 定义为该散点图的区域分布系数.

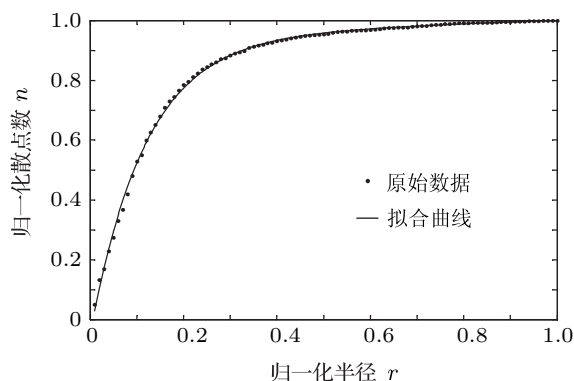


图 2 散点图区域分布系数计算方法示意图

2.3 分象限计算区域分布熵和分布系数

考虑到 Poincaré 差值散点图的四个象限, 相应地表征了 4 大类的模式: $+/+$ (第 I 象限; 代表 RR 间期的连续增长, 反映了心率的下降, 与迷走神经兴奋相关), $+/-$ 或 $-/+$ (第 II/IV 象限; RR 间期呈现增长和减小的交替, 基本保持平衡); $-/-$ (第 III 象限; RR 间期的连续减小, 反映了心率上升, 与交感神经活动相关). 各模式对应着不同的自主神经活动水平, 因此, 在计算区域分布熵和区域分布系数时, 主要采用单独计算四个象限各自的参数值的方法.

3 实验分析

3.1 实验数据

我们研究的数据来自于 MIT-BIH Normal Sinus

Rhythm Database(nsrdb), Normal Sinus Rhythm RR Interval Database (nsr2db), BIDMC Congestive Heart Failure Database(chfdb) 和 Congestive Heart Failure RR Interval Database (chf2db) 四个数据库. 其中包括 26 例健康年轻人 (平均年龄为 34.67 ± 7.37 岁), 46 例健康老年人 (平均年龄为 65.87 ± 3.97 岁), 44 例 CHF 患者 (平均年龄为 55.59 ± 11.31 岁). 由上述数据库中抽取的某健康人和某 CHF 患者的 Poincaré 差值散点图分别如图 3(a), (b) 所示.

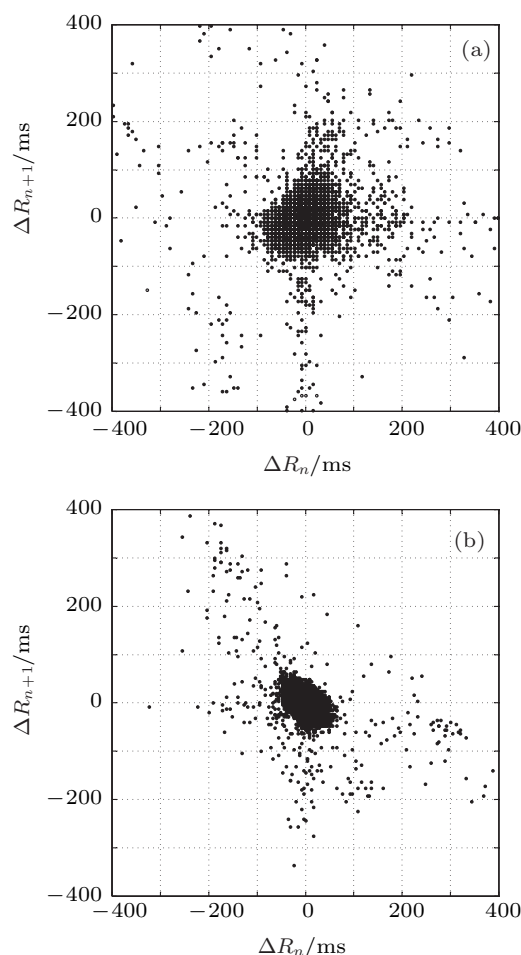


图 3 健康人和 CHF 患者的 Poincaré 差值散点图示例 (a) 某健康人散点图; (b) 某 CHF 患者散点图

图 3 中, 散点围绕坐标原点分散在四个象限, 反映了自主神经系统调节下窦性心率的变异特性. 直观看来, 健康人的散点图分布区域较广, 而 CHF 患者的散点图区域相对集中, 为了较细致地量化这种差异, 我们对第 2 节中定义参数进行了计算.

3.2 区域分布熵的分析

对上述健康年轻人、健康老年人及 CHF 患者

三类数据分别绘制 Poincaré 差值散点图, 并对各象限进行区域分布熵 DE 的分析计算. 采用的数据长度为 $N = 5000$, 为便于比较, 分析区域的最大半径 r_{\max} 取相同值. 四个象限的分布熵误差棒图如图 4 所示.

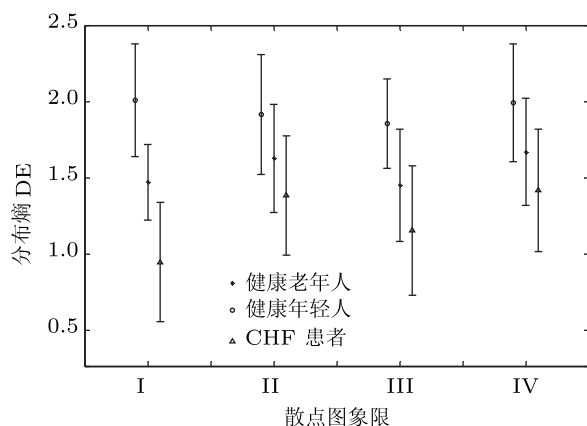


图 4 区域分布熵计算结果图

从图中可以直观地看到, 各象限区域分布熵的均值大小关系为: 健康年轻人 > 健康老年人 > CHF 患者. 健康年轻人的 DE 最大, 表明其 RR 间期的一阶差分序列的分布更分散, 心率变异数据在散点图中呈现更丰富的分布模式, 由此才能对外界环境的各种变化作出尽可能精确的反应; “健康”老年人的 DE 均值明显下降, 反映了其心率变异性的降低. 一般认为成年后随着年龄的增长, 心脏自主神经调节功能逐渐下降, 表现为心率变异性随年龄增加而降低的趋势; 充血性心力衰竭患者的 DE 均值

最低, 反映其心率变异散点数据更集中于某些特定模式, 调控复杂度降低, 即自主神经对心脏调节能力明显减弱.

为便于定量分析和比较各象限的计算结果, 表 1 列出了上述分布熵计算结果的均值和标准差. 对三类人群的计算结果采用双尾 t 检验进行统计分析, 结果如表 2 所示.

由表 1、表 2 可见, 对三类人群的区域分布熵分析结果差异最显著的是第 I 象限 (t 检验结果 $p \ll 0.05$), 其次为第 III 象限. 而第 II, IV 象限的区分度则明显降低. 如前所述, 分布在第 I 象限内的点代表 RR 间期的连续增长, 反映了瞬时心率的减慢, 与迷走神经兴奋相关联. 在该区域内, CHF 患者、健康老年人和健康年轻人的区域分布熵所体现的差异最大, 意味着迷走神经调控张力上存在较显著差异. 这与目前被普遍接受的结论——CHF 患者迷走神经受损, 导致心脏迷走神经张力明显下降相符合. 另外, 若不分象限直接对整个圆环形区域进行计算, 可以发现总体的区分效果明显下降, 这可能是由于数量较多的非主要差异区域的散点对最终结果形成了较大的干扰. 由此也说明, 分象限计算以突出主要矛盾的方法是较为有效的.

为研究采用的数据长度 N 对分析结果的影响, 分别从长时数据文件中的相同时间起点截取长度 $N = 500, 1000, 5000, 10000$ 共 4 种不同长度的 RR 间期数据并绘制 Poincaré 差值散点图, 然后计算各象限的分布熵 DE_1 — DE_4 , 结果如图 5(a)—(d) 所示.

表 1 三类人群 5000 点区域分布熵计算结果 (均值 \pm 标准差)

类别	第 I 象限	第 II 象限	第 III 象限	第 IV 象限	不分象限
健康年轻人	2.01 ± 0.37	1.92 ± 0.39	1.86 ± 0.29	1.99 ± 0.39	2.17 ± 0.46
健康老年人	1.47 ± 0.25	1.63 ± 0.35	1.45 ± 0.37	1.67 ± 0.35	1.92 ± 0.39
CHF 患者	0.95 ± 0.39	1.38 ± 0.39	1.15 ± 0.42	1.42 ± 0.40	1.66 ± 0.62

表 2 三类人群区域分布熵的 t 检验分析结果

象限	$P_{\text{young,old}}$	$P_{\text{old,chf}}$	$P_{\text{young,chf}}$
I	7.8305×10^{-10}	1.6370×10^{-9}	1.8990×10^{-14}
II	2.6102×10^{-3}	7.6231×10^{-3}	5.2545×10^{-6}
III	1.1969×10^{-5}	2.4103×10^{-3}	3.1811×10^{-9}
IV	7.1716×10^{-4}	6.3376×10^{-3}	1.3531×10^{-6}
不分象限	1.7321×10^{-2}	2.5322×10^{-2}	8.8005×10^{-4}

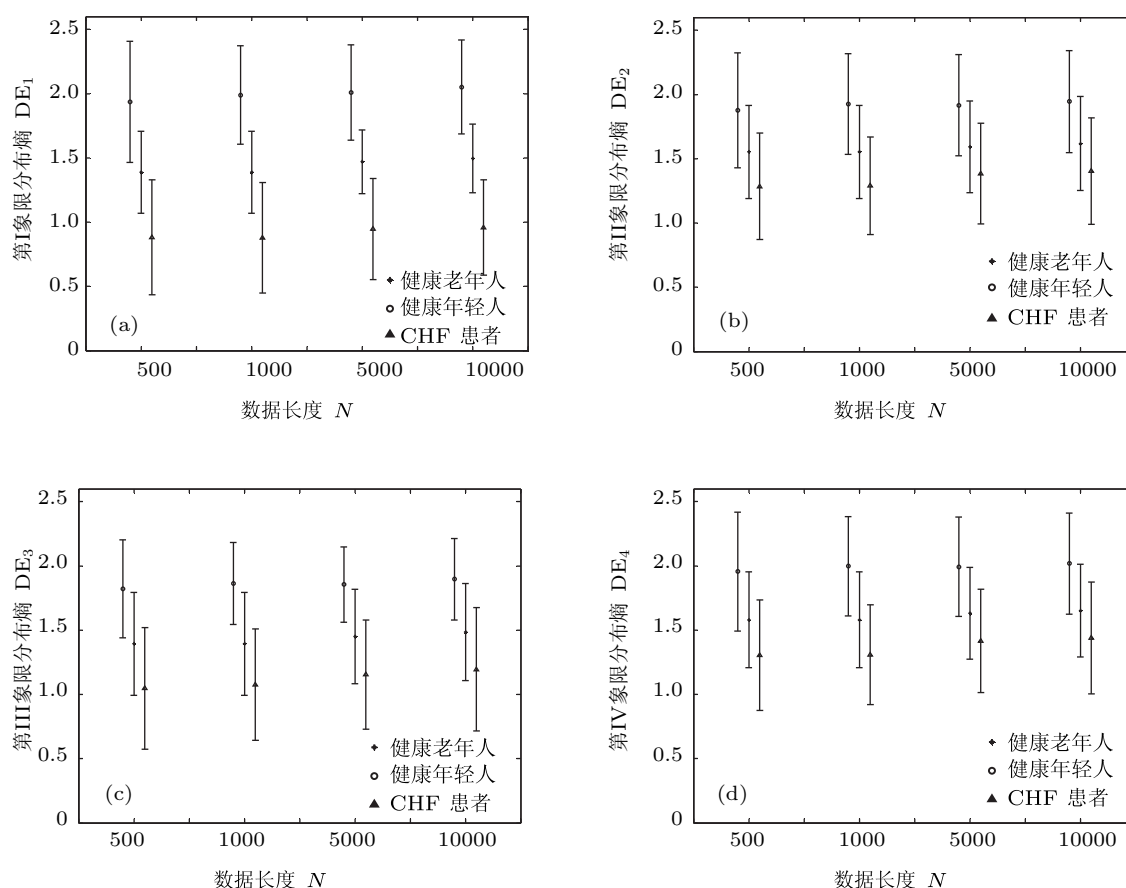


图5 不同数据长度下三类人群的 Poincaré 差值散点图区域分布熵计算结果 (a) 第 I 象限计算结果; (b) 第 II 象限计算结果; (c) 第 III 象限计算结果; (d) 第 IV 象限计算结果

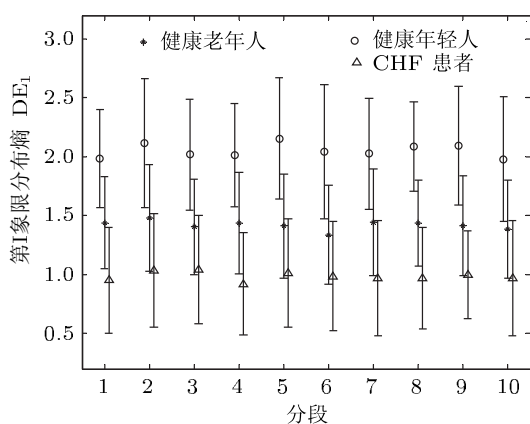


图6 随机抽取短时数据分段的第 I 象限分布熵计算结果

我们发现,在上述的不同数据长度下,基本呈现相似的分析结果.当然,在数据长度较短的情况下,对各组数据得到分析结果标准差有所增加,使组间区分效果略有下降.

临床上进行 HRV 短时分析常采用 5 min 左右的数据长度,因此,我们采用较接近该时长的 500 点数据,进一步观察该方法进行短时数据分析时结

果的稳定性和一致性.采用的方法为:对前述的每个长时数据样本均进行 10 次随机抽取,得到 10 个长度为 500 点的数据分段,然后分析计算第 I 象限的区域分布熵,并绘制误差棒图,结果如图 6 所示.由图可见,各段分析结果的均值和标准差有一定的波动,可能与数据的非平稳性及不同时间段内心脏动力系统自身固有节律的变化有关.但总体而言,三类数据分析结果的大小关系、区分程度无明显变化,具有较好的稳定性和一致性.

3.3 区域分布系数的分析

采用 2.2 节所述的方法,对三类样本数据的 Poincaré 差值散点图进行计算并绘制分布曲线.为便于比较,对半径进行归一化时采用相同的标准.典型结果如图 7 所示.

由图及实际计算结果发现,三类样本的数据拟合曲线差异更明显地体现在相对上升较快的前半部分,与之相关的指数系数 d 反映了曲线主要的弯曲上升趋势.因此,下文中对分布系数的比较分析

将主要以系数 d 为标准.

数据长度为 $N = 5000$ 时, 四个象限的分布系数 d 误差棒图如图 8 所示.

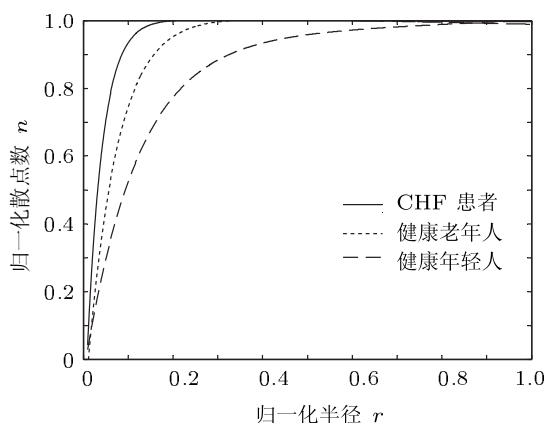


图 7 健康年轻人、老年人、CHF 患者的 Poincaré 差值散点图典型分布曲线示意图

结合图 7、图 8 可见, 分布系数 d 为负值, 且在各个象限中, 健康年轻人的均值皆为最大 (绝对值最小), 说明其散点分布曲线的上升速率相对较慢, 反映了散点在该区域内的分布较为均匀, 即心率变异的分布模式最为丰富, 自主神经系统的调控复杂性最高; 反之, CHF 患者的系数均值最小 (绝对值最

大), 说明其散点曲线的上升速率较快, 即散点分布更趋向于集中, 反映了心率变异性的降低及自主神经调控能力的明显下降. 健康老年人的系数均值位于健康年轻人和 CHF 患者之间, 反映其自主神经调控能力相对健康年轻人有所下降, 但是总体情况仍好于处于严重病理状态的 CHF 患者.

为定量分析和比较各象限的计算结果, 表 3 列出了上述分布系数 d 计算结果的均值和标准差. 表 4 则列出对三类人群的散点图分布系数 d 采用双尾 t 检验进行统计分析的结果.

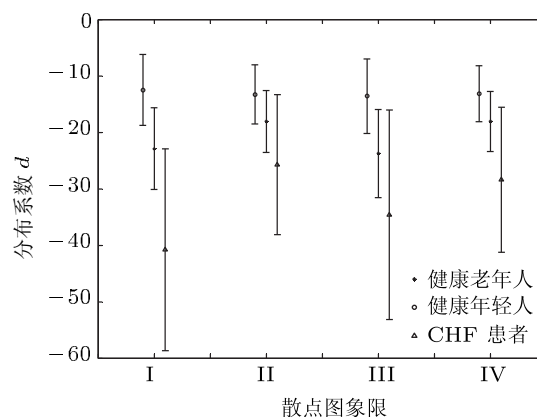


图 8 区域分布系数计算结果图

表 3 三类人群 5000 点区域分布系数 d 计算结果 (均值 \pm 标准差)

类别	第 I 象限	第 II 象限	第 III 象限	第 IV 象限	不分象限
健康年轻人	-12.51 ± 6.27	-13.28 ± 5.20	-13.60 ± 6.59	-13.16 ± 5.00	-10.18 ± 6.40
健康老年人	-22.89 ± 7.22	-18.08 ± 5.45	-23.75 ± 7.82	-18.07 ± 5.35	-13.15 ± 4.27
CHF 患者	-40.79 ± 17.87	-25.69 ± 12.40	-34.58 ± 18.58	-28.39 ± 12.83	-29.99 ± 14.97

表 4 三类人群区域分布系数 d 计算结果的 t 检验分析结果

象限	$P_{\text{young,old}}$	$P_{\text{old,chf}}$	$P_{\text{young,chf}}$
I	4.5283×10^{-8}	4.6093×10^{-8}	3.4690×10^{-10}
II	5.1002×10^{-4}	4.5954×10^{-4}	1.5510×10^{-5}
III	4.0432×10^{-7}	7.5797×10^{-4}	1.2157×10^{-6}
IV	2.7854×10^{-4}	6.3567×10^{-6}	5.4046×10^{-7}
不分象限	2.9501×10^{-2}	5.8166×10^{-8}	7.2699×10^{-9}

与 3.2 中对分布熵的分析结果相类似, 三类人群的散点图分布系数的分析结果差异最显著的也是第 I 象限, 这与前文中所分析的原因和得到的结论是一致的. 另外, 若采用不分象限的计算方法, 与单独计算第 I 象限的结果相比较, 效果有所下降, 尤其是健康年轻人和老年人的区分效果显著下降.

为研究采用的数据长度 N 对分析结果的影响, 我们也对不同的数据长度 $N = 500, 1000, 5000, 10000$ 分别进行了计算, 得到的结论与 3.2 节是相类似的, 即分析结果受数据长度影响不大. 当数据长度较短时, 组内计算结果的标准差有所增大, 但仍能有效区分三组数据.

4 结论和讨论

本文对用于心率变异性分析的 Poincaré 差值散点图的特点进行了研究, 并提出了用于分析该类散点图的两个定量参数, 可对散点图的四个象限进行独立分析. 通过对健康年轻人、健康老年人和 CHF 患者三组样本数据的分析计算, 结果表明, 本文提出的 2 个参数对三组数据具有一定的区分效果, 尤其在散点图的第 I 象限, 分析结果的差异最为显著. 根据前文的分析, 可以认为, 第 I 象限的显著差异突出体现了老年人和 CHF 患者迷走神经功能减退或受损的状况. 因此, 本文提出的方法更好地凸显了散点图差异中的本质区别. 此外, 经实验验证, 该方法对 HRV 数据长度的要求并不严格, 在较短的数据长度下即可获得与长数据相类似的分析效果. 因此, 该方法可应用于 HRV 数据的短时分析, 更易于

被临床应用所接受, 从而具有一定的实用潜力.

由于数据有限, 目前我们分析的疾病数据主要来自于 CHF 患者. 对于其他典型心脏疾病而言, 采用本文的分析方法所得结果与健康人相比, 其差异是否会主要体现在其他的象限, 进而是否可利用其研究疾病对自主神经调控系统功能的影响, 从而促进对疾病本质的认识, 尚有待于进一步的研究.

另外, 有文献指出, 人类心跳具有时间不可逆性, 而且时间不可逆性会随着心脏疾病或者年龄的增大而缺失. 各类文献已提出了多种量化系统时间不可逆性的方法, 并应用于心跳间隔序列和心电信号的分析中, 并取得了一定的效果^[16-20]. 采用本文提出的方法对不同象限区域的参数指标差异进行分析, 并作为不可逆性分析的指标之一, 为临床有效评价心脏状况提供新的手段, 也是我们今后工作的方向.

-
- [1] Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing Electrophysiology 1996 *Circulation* **93** 1043
- [2] Rajendra Acharya U, Paul Joseph K, Kannathal N, Lim C, Suri J 2006 *Med. Biol. Eng. Comput.* **44** 1031
- [3] Ning X B, Bian C H, Wang J, Chen Y 2006 *Chinese Sci. Bull.* **51** 385
- [4] Huang X L, Ning X B, Wang X L 2009 *Chinese Sci. Bull.* **54** 3784
- [5] Huang X L, Cui S Z, Ning X B, Bian C H 2009 *Acta Phys. Sin.* **58** 8160 (in Chinese) [黄晓林, 崔胜忠, 卞春华 2009 物理学报 **58** 8160]
- [6] Ivanov P C, Amaral L A N, Goldberger A L, Havlin S, Rosenblum M G, Struzik Z R, Stanley H E 1999 *Nature* **399** 461
- [7] Bogaert C, Beckers F, Ramaekers D, Aubert A E 2001 *Auton. Neurosci.* **90** 142
- [8] Bian C H, Ning X B 2004 *Physica A* **337** 149
- [9] Song A L, Huang X L, Si J F, Ning X B 2011 *Acta Phys. Sin.* **60** 020509 (in Chinese) [宋爱玲, 黄晓林, 司峻峰, 宁新宝 2011 物理学报 **60** 020509]
- [10] Claudia L, Oscar I, Héctor P, Marco V J 2003 *Clin. Physiol. Funct.* **1** 23 72
- [11] Mourot L, Bouhaddi M, Perrey S, Rouillon J D, Regnard J 2004 *Eur. J. Appl. Physiol.* **91** 79
- [12] Brennan M, Palaniswami M, Kamen P 2001 *Ieee T. Bio. Med Eng.* **48** 1342
- [13] Li F J, Zhang P, Liu Y, Chen Y Q 2004 *Journal of Clinical Electrocardiology* **13** 58 (in Chinese) [李方洁, 张平, 刘艳, 程英茜 2004 临床心电学杂志 **13** 58]
- [14] Cohen M E, Hudson D L, Deedwania P C 1996 *Ieee Eng. Med. Biol.* **15** 97
- [15] Liu J S, Bai Y, Li Y C 2004 *Chinese Journal of Medical Physics* **21** 223 (in Chinese) [刘家寿, 白云, 李迎春 2004 中国医学物理学杂志 **21** 223]
- [16] Costa M, Goldberger A L, Peng C K 2005 *Phys. Rev. Lett.* **95** 198102
- [17] Porta A, Guzzetti S, Montano N, Gneccchi-Ruscione T, Furlan R, Malliani A 2006 *Computers in Cardiology* **33** 77
- [18] Cammarota C, Rogora E 2007 *Chaos Soliton. Frac.* **32** 1649
- [19] Porta A, Casali K R, Casali A G, Gneccchi-Ruscione T, Tobaldini E, Montano N, Lange S, Geue D, Cysarz D, Leeuwen P V 2008 *Am. J. Physiol-Reg.* **1** 295 550
- [20] Hou F Z, Ning X B, Zhuang J J, Huang X L, Fu M J, Bian C H 2011 *Med. Eng. Phys.* **33** 633

Heart rate variability analysis based on modified Poincaré plot*

Huo Cheng-Yu¹⁾²⁾ Zhuang Jian-Jun^{1)†} Huang Xiao-Lin¹⁾
Hou Feng-Zhen¹⁾ Ning Xin-Bao^{1)‡}

1) (*Key Laboratory of Modern Acoustics of Ministry of Education, Institute of Biomedical Electronic Engineering, School of Electronic Science and Engineering, Nanjing University, Nanjing 210093, China*)

2) (*School of Physics and Electronic Engineering, Changshu Institute of Technology, Changshu 215500, China*)

(Received 16 February 2012; revised manuscript received 14 May 2012)

Abstract

Poincaré plot is an important method in nonlinear analysis of heart rate variability(HRV). Based on the modified Poincaré plot, two arguments—the regional distribution entropy and regional distribution coefficient are put forward for the quantitative description of the scatter distribution trends in the studied area. And the distributions of the Poincaré plot in the four quadrants are calculated separately. Through the analysis of the HRV sample data from healthy young people, older people and congestive heart failure(CHF) sufferers in MIT-BIH database, we find that the two parameters show a significant difference between the groups. Meanwhile, the analysis results in different quadrants show that the sensitivities of the four quadrants are different, and especially in the first quadrant, the sensitivity is best. This phenomenon shows that the changes of vagal control function are most significant between healthy people and CHF sufferers, which is consistent with previous physiological research conclusion. Experimental results also show that the method can be used for short-term data, and thus is easier to extend to clinical applications.

Keywords: heart rate variability, modified Poincaré plot, quadrant

PACS: 05.45.Tp, 87.19.Hh

* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 60701002), the Natural Science Foundation of Jiangsu Province, China (Grant No. BK2011565), and the “Six Talents Peak” High-Level Personnel Project of Jiangsu Province (Grant No. 2011-DZXX-035).

† E-mail: zhuangjeff@163.com

‡ E-mail: xbning@nju.edu.cn