



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111053537 A

(43)申请公布日 2020.04.24

(21)申请号 201911372463.X

(22)申请日 2019.12.27

(71)申请人 电子科技大学

地址 611731 四川省成都市高新区(西区)
西源大道2006号

(72)发明人 姚文坡 吴敏 王俊 尧德中

(74)专利代理机构 成都虹盛汇泉专利代理有限公司 51268

代理人 王伟

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

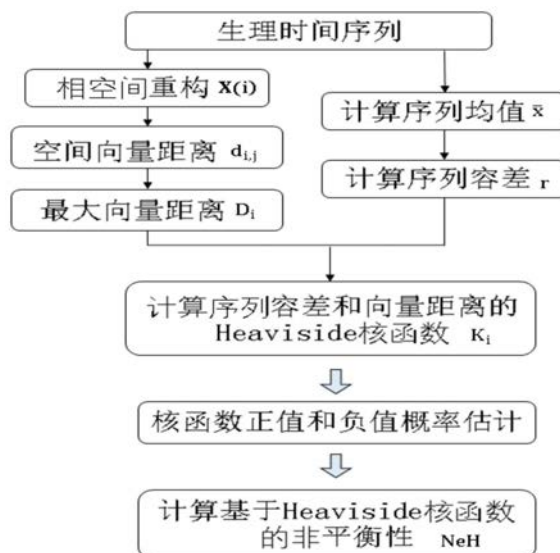
权利要求书2页 说明书3页 附图2页

(54)发明名称

基于Heaviside核函数的生理信号非平衡性
分析方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于Heaviside核函数的生理信号非平衡性分析方法,本发明的方法通过生理序列重构空间中向量大小关系的差异性衡量生理系统的非平衡性特征,首先计算所有空间向量的最大距离,然后对这些距离和序列容差的关系进行比较,利用不同对应关系之间的概率分布差异性量化生理信号的非平衡性,有效地避免了核函数转化过程中无法实现时间序列对应向量比较的难题。在Heaviside核函数的概率估计中采用统一模板法,并且避免了自匹配的计算,有较高的鲁棒性,并且对参数的选择并不敏感,表征了模型数据的特征,可以有效地提取以及识别健康年轻和老年心率的非平衡性特征。



1. 一种基于Heaviside核函数的生理信号非平衡性分析方法,具体包含以下步骤:

S1. 对生理时间序列进行m维相量重构,得到多维向量 $X(i)$;

S2. 计算每个空间向量之间的距离及生理时间序列的容差;

S3. 计算向量距离和容差之间的Heaviside核函数,作为距离-容差关系;

S4. 对距离-容差关系进行分类比较;

S5. 计算对应关系之间的概率分布差异性。

2. 根据权利要求1所述的一种基于Heaviside核函数的生理信号非平衡性分析方法,其特征在于,所述步骤S1中,给定长度为L的生理时间序列:

$y(i) = \{x(1), x(2), \dots, x(i), \dots, x(L)\}$, 对其进行相空间重构得到多维向量 $X(i)$, $X(i) = \{x(i), x(i+\tau), \dots, x(i+(m-1)\tau)\}$, 其中, $x(i)$ 表示序列中的第i个元素,m为向量维度, τ 为时间延迟。

3. 根据权利要求2所述的一种基于Heaviside核函数的生理信号非平衡性分析方法,其特征在于,步骤S2具体包括如下分步骤:

S21、计算所有空间向量之间的距离 $d_{i,j}$, $d_{i,j} = d[X(i), X(j)] = x(i+k) - x(j+k)$, 其中, $0 \leq k \leq m$;

S22、计算每个空间向量的最大距离 D_i , $D_i = \max[d_{i,j}]$, D_i 表示第i个向量和其它向量之间的最大距离,其中, $\max[\cdot]$ 表示所有差值中大最大值;

S23、计算生理序列 $y(i)$ 的均值 $\bar{x} = \sum_i x(i) / L$, 其中,L为序列 $y(i)$ 的长度;

S24、计算生理序列 $y(i)$ 的容差 $r = k * \sqrt{\sum (x(i) - \bar{x})^2 / L}$, 其中, $\bar{x}$ 为步骤S23中的均值,L为序列 $y(i)$ 的长度,k为可调的参数。

4. 根据权利要求3所述的一种基于Heaviside核函数的生理信号非平衡性分析方法,其特征在于,在步骤S3中,计算空间向量差值 D_i 和容差r的Heaviside核函数 $\Theta(\cdot)$,作为距离-容差关系 K_i :

$$K_i = \Theta(D_i - r) = \begin{cases} 1, & D_i > r \\ 0, & D_i \leq r \end{cases}$$

5. 根据权利要求4所述的一种基于Heaviside核函数的生理信号非平衡性分析方法,其特征在于,步骤S4具体包括如下分步骤:

S41、统计并计算向量差值和容差Heaviside核函数正值和负值的数量分布,

$$N_z = \text{mun}\{K_i = 1\}$$

$$N_f = \text{mun}\{K_i = 0\}$$

其中, $\text{mun}\{*\}$ 表示条件为*的数量。

S42、统计并计算向量差值和容差Heaviside核函数正值和负值的概率分布

$$p_z = N_z / (L - m + 1)$$

$$p_f = N_f / (L - m + 1)$$

其中,除数‘ $L - m + 1$ ’表示空间向量的个数。

6. 根据权利要求5所述的一种基于Heaviside核函数的生理信号非平衡性分析方法,其特征在于,在步骤S5中,计算距离-容差Heaviside核函数概率分布的差异性用于表征生理序列的非平衡性 NeH , NeH 表示为 $Ys(p_f, p_z)$:

$$\text{NeH} = \text{Ys}\langle p_z, p_f \rangle = p_z \frac{p_z - p_f}{p_z + p_f}$$

其中, $p_z \geq p_f$, 否则将 p_z 和 p_f 互换,
即, 若 $p_z < p_f$,

$$\text{NeH} = \text{Ys}\langle p_f, p_z \rangle = p_f \frac{p_f - p_z}{p_z + p_f} \quad \circ$$

基于Heaviside核函数的生理信号非平衡性分析方法

技术领域

[0001] 本发明属于生物医学技术领域,涉及生理信号分析域,具体涉及生理信号的非平衡性分析和基于核函数的联合概率估计技术。

背景技术

[0002] 现实中很多现象都是由复杂系统生成,如典型的复杂生理现象,其产生的复杂信号表现出多种特征,其中非平衡性是其本质特征之一。时间不可逆是描述非平衡性的一种方法,可通过正反序列或是对称向量的联合概率差异性对时间不可逆进行量化分析。

[0003] 当前对生理时间不可逆的量化分析多采用粗粒化的时间序列简化方法,如符号时间序列分析,将序列转化为仅有个别取值的符号序列,从而实现时间不可逆分析中对应向量联合概率的估计。然而时间序列粗粒化过程中,系统的动力学特征虽然有所保存,大量的细节的统计信息都被丢弃,并且会受到信号特征的影响,因而会带来偏差。在概率估计方法中,一些经典的核方法(如模糊核函数等),对参数选择不敏感,并且通过相空间的转换能够有效地对序列的联合概率进行估计。然而核方法在序列转化的过程中,无法将对称向量和转换序列进行对应,因而无法有效地应用于生理系统的时间不可逆的量化分析。

发明内容

[0004] 为了解决利用基于核方法概率估计衡量生理系统非平衡性的问题,本发明提出一种基于Heaviside核函数的生理信号非平衡性分析方法。

[0005] 为达到上述目的,本发明的技术方案为:一种基于Heaviside核函数的生理信号非平衡性分析方法,具体包含以下步骤:

[0006] S1.对生理时间序列进行m维相量重构,得到多维向量 $X(i)$;

[0007] S2.计算每个空间向量之间的距离及生理时间序列的容差;

[0008] S3.计算向量距离和容差之间的Heaviside核函数,作为距离-容差关系;

[0009] S4.对距离-容差关系进行分类比较;

[0010] S5.计算对应关系之间的概率分布差异性。

[0011] 本发明的有益效果:本发明的方法通过生理序列重构空间中向量大小关系的差异性衡量生理系统的非平衡性特征,首先计算所有空间向量的最大距离,然后对这些距离和序列容差的关系进行比较,利用不同对应关系之间的概率分布差异性量化生理信号的非平衡性,有效地避免了核函数转化过程中无法实现时间序列对应向量比较的难题。在Heaviside核函数的概率估计中采用统一模板法,并且避免了自匹配的计算,有较高的鲁棒性,并且对参数的选择并不敏感,表征了模型数据的特征,可以有效地提取以及识别健康年轻和老年心率的非平衡性特征。

附图说明

[0012] 图1为本发明的方法流程图;

[0013] 图2为本发明实施例提供的Logistic和高斯序列的NeH示意图；

[0014] 图3为本发明实施例提供的健康年轻和老年心率的NeH示意图。

具体实施方式

[0015] 为便于本领域技术人员理解本发明的技术内容,下面结合附图对本发明内容进一步阐释。

[0016] 基于核估计方法的联合概率在统计物理中发挥了重要的作用,然而由于其序列的转化方法不适用于生理信号的时间不可逆分析。时间不可逆是复杂系统非平衡性的有效衡量指标,然而却并非唯一指标,还可从其他角度(如幅度不可逆、网络角度)对生理系统非平衡性进行分析,因此将核方法用于生理系统非平衡性的分析具有重要的研究和应用价值。

[0017] 具体的,本发明实施例提出的一种基于Heaviside核函数的生理信号非平衡性分析方法,如图1所示,包括以下步骤:

[0018] S1.对生理时间序列进行m维相量重构,得到多维向量 $X(i)$;

[0019] S2.计算每个空间向量之间的距离及生理时间序列的容差;

[0020] S3.计算向量距离和容差之间的Heaviside核函数,作为距离-容差关系;

[0021] S4.对距离-容差关系进行分类比较;

[0022] S5.计算对应关系之间的概率分布差异性。

[0023] 在步骤S1中,给定长度为L的生理时间序列 $y(i) = \{x(1), x(2), \dots, x(i), \dots, x(L)\}$,对其进行相空间重构得到多维向量 $X(i), X(i) = \{x(i), x(i+\tau), \dots, x(i+(m-1)\tau)\}$,其中, $x(i)$ 表示序列中的第i个元素,m为向量维度, τ 为时间延迟。

[0024] 步骤S2具体包括如下分步骤:

[0025] S21、计算所有空间向量之间的距离 $d_{i,j}, d_{i,j} = d[X(i), X(j)] = x(i+k) - x(j+k)$,其中, $0 \leq k \leq m$;

[0026] S22、计算每个空间向量的最大距离 $D_i, D_i = \max[d_{i,j}]$, D_i 表示第i个向量和其它向量之间的最大距离,其中, $\max[\cdot]$ 表示所有差值中大最大值;

[0027] S23、计算生理序列 $y(i)$ 的均值 $\bar{x} = \sum_i x(i) / L$,其中,L为序列 $y(i)$ 的长度;

[0028] S24、计算生理序列 $y(i)$ 的容差 $r = k * \sqrt{\sum (x(i) - \bar{x})^2 / L}$,其中, $\bar{x}$ 为步骤S23中的均值,L为序列 $y(i)$ 的长度,k为可调的参数。

[0029] 在步骤S3中,计算空间向量差值 D_i 和容差r的Heaviside核函数 $\Theta(\cdot)$,作为距离-容差关系 K_i ;

$$[0030] \quad K_i = \Theta(D_i - r) = \begin{cases} 1, D_i > r \\ 0, D_i \leq r \end{cases}.$$

[0031] 步骤S4具体包括如下分步骤:

[0032] S41、统计并计算向量差值和容差Heaviside核函数正值和负值的数量分布,

[0033] $N_z = \text{mun}\{K_i = 1\}$

[0034] $N_f = \text{mun}\{K_i = 0\}$

[0035] 其中, $\text{mun}\{*\}$ 表示条件为*的数量。

[0036] S42、统计并计算向量差值和容差Heaviside核函数正值和负值的概率分布

[0037] $p_z = N_z / (L - m + 1)$

[0038] $p_f = N_f / (L - m + 1)$

[0039] 其中,除数‘ $L - m + 1$ ’表示空间向量的个数。

[0040] 在步骤S5中,计算距离-容差Heaviside核函数概率分布的差异性用于表征生理序列的非平衡性NeH,NeH表示为 $Y_s \langle p_f, p_z \rangle$:

[0041]
$$NeH = Y_s \langle p_z, p_f \rangle = p_z \frac{p_z - p_f}{p_z + p_f}$$

[0042] 其中, $p_z \geq p_f$,否则将 p_z 和 p_f 互换,

[0043] 即,若 $p_z < p_f$,

[0044]
$$NeH = Y_s \langle p_f, p_z \rangle = p_f \frac{p_f - p_z}{p_z + p_f}$$

[0045] 为了验证本发明提出方法的有效性,首先采用两组模型数据进行测试,然后用于提取和分析两组心率信号的非平衡性。本发明的仿真实验在Windows操作系统下的matlab2017a软件(本发明分析结果并不会受到操作系统以及matlab软件版本的影响)。

[0046] 模型数据分别采用Logistic模型和零均值的高斯白噪声,并且为每组数据构建300组线性的代替数据,通过模型数据核代替数据的非平衡性对本发明提出的方法的有效性进行验证。从图2中可以看出,相空间重构参数的选择对结果并没有影响,Logistic混沌序列的NeH值始终低于代替数据的2.5%分位数,而高斯白噪声的NeH值在2.5%和97.5%分位数之间。根据代替数据的原理,证明Henon序列是非线性,而高斯白噪声是线性的,和这两组序列的特征相同,证明本发明提出的基于Heaviside核函数的非平衡性分析方法是有效的。

[0047] 下面利用NeH对两组公共数据库PhysioNet中的心率信号非平衡性特征进行提取分析,结果如图3所示。两组心率分别采集自20名健康年轻(25.8 ± 4.3 岁,年龄范围21至34岁)和20名健康老年(74.5 ± 4.4 岁,年龄范围68至85岁)的心电信号,每组信号男女数量相同。心电信号采集时长120分钟,信号采样频率为250Hz,受试者在信号采集过程中处于仰卧静息状态。从图3可以看出,相空间重构参数的选择对分析结果并没有影响,健康年轻心率的非平衡性高于健康老年心率,并且两者之间的统计差异非常显著(当 $m=2,3$ 和4时,p值分别为 $9.8E-5, 1.2E-5$ 和 $7.0E-6$)。

[0048] 可以看出,本发明提出的基于Heaviside核函数的非平衡性分析方法能够正确有效地提取生理信号中的非平衡特征。

[0049] 本领域的普通技术人员将会意识到,这里所述的实施例是为了帮助读者理解本发明的原理,应被理解为本发明的保护范围并不局限于这样的特别陈述和实施例。本领域的普通技术人员可以根据本发明公开的这些技术启示做出各种不脱离本发明实质的其它各种具体变形和组合,这些变形和组合仍然在本发明的保护范围内。

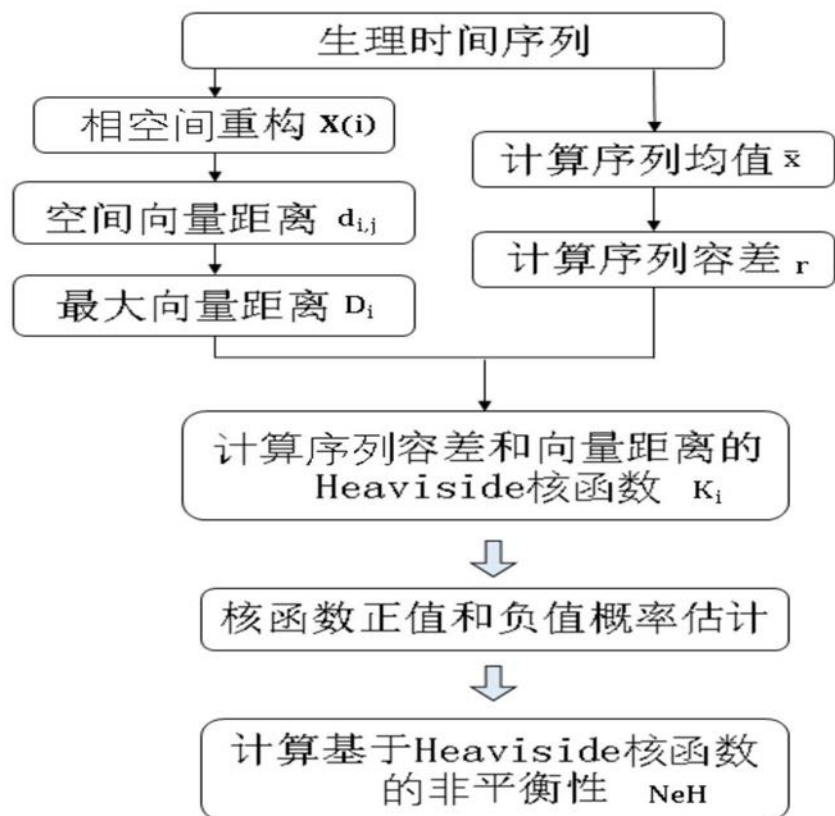


图1

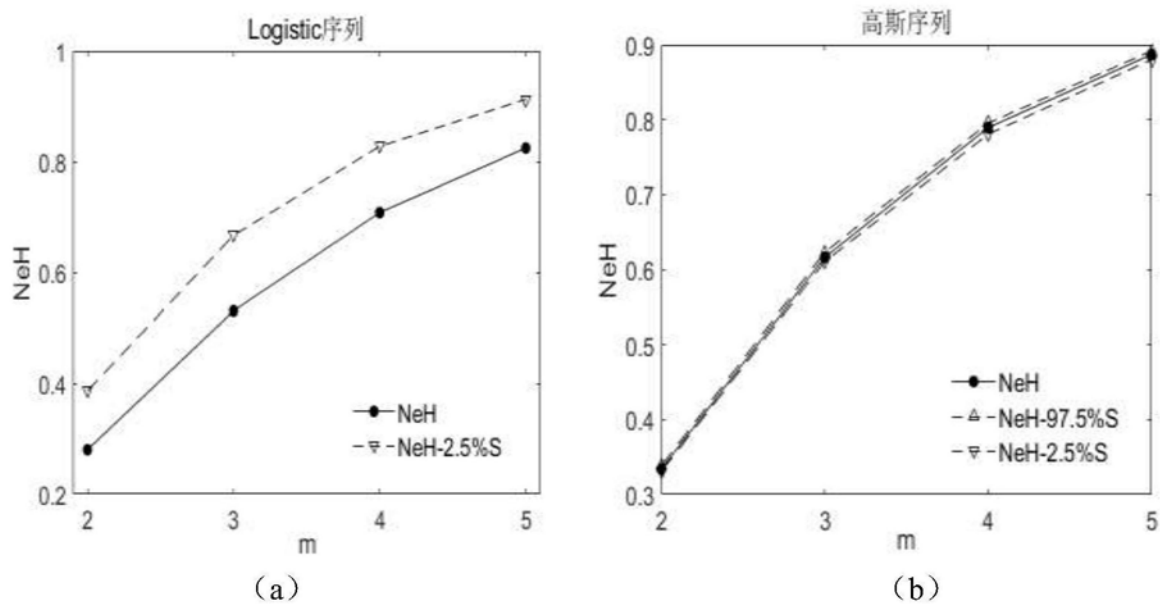


图2

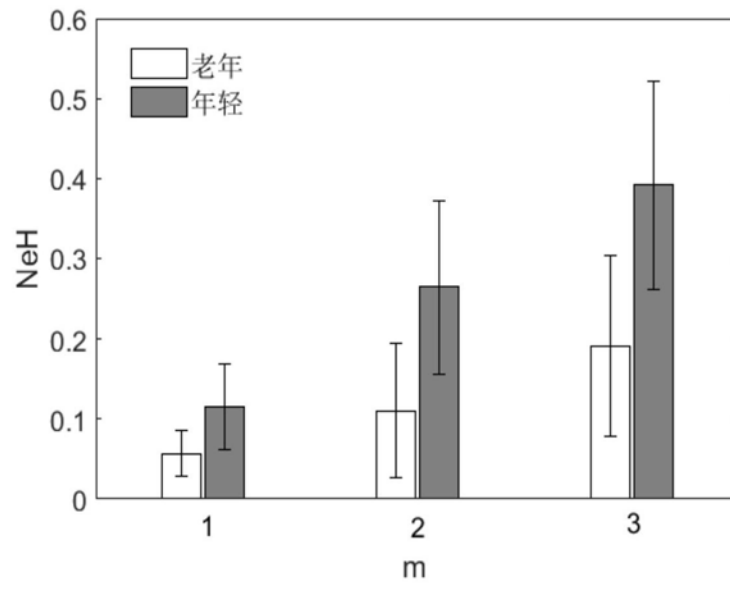


图3

专利名称(译)	基于Heaviside核函数的生理信号非平衡性分析方法		
公开(公告)号	CN111053537A	公开(公告)日	2020-04-24
申请号	CN201911372463.X	申请日	2019-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
[标]发明人	吴敏 王俊 尧德中		
发明人	姚文坡 吴敏 王俊 尧德中		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/7271		
代理人(译)	王伟		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于Heaviside核函数的生理信号非平衡性分析方法，本发明的方法通过生理序列重构空间中向量大小关系的差异性衡量生理系统的非平衡性特征，首先计算所有空间向量的最大距离，然后对这些距离和序列容差的关系进行比较，利用不同对应关系之间的概率分布差异性量化生理信号的非平衡性，有效地避免了核函数转化过程中无法实现时间序列对应向量比较的难题。在Heaviside核函数的概率估计中采用统一模板法，并且避免了自匹配的计算，有较高的鲁棒性，并且对参数的选择并不敏感，表征了模型数据的特征，可以有效地提取以及识别健康年轻和老年心率的非平衡性特征。

