



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 110634574 B

(45)授权公告日 2020.05.08

(21)申请号 201911034787.2

G16H 50/20(2018.01)

(22)申请日 2019.10.29

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 110634574 A

(56)对比文件

CN 209059202 U, 2019.07.05, 全文.

CN 109124760 A, 2019.01.04, 全文.

CN 110236517 A, 2019.09.17, 全文.

(43)申请公布日 2019.12.31

(73)专利权人 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

审查员 赵苗苗

(72)发明人 姚文坡 王毓芳 李杰奇 郭大庆

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.

G16H 50/50(2018.01)

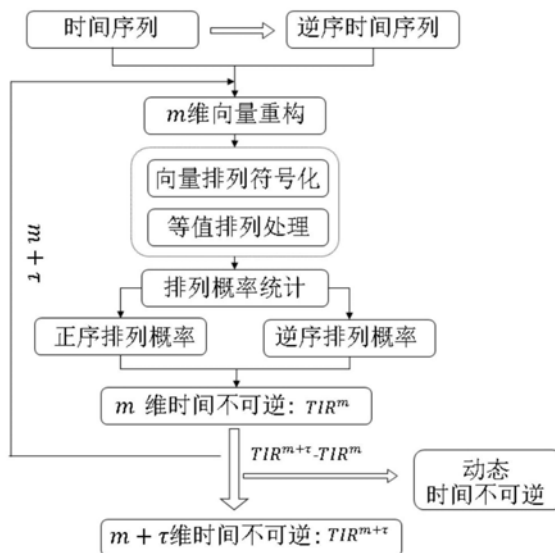
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种基于等值排列的心率动态时间不可逆性分析方法

(57)摘要

本发明公开一种基于等值排列的心率动态时间不可逆性分析方法,应用于生理信号分析技术领域,针对现有技术缺乏动态非平衡性特征的有效提取的问题;本发明创新性地提出了动态时间不可逆概念,将当前获取的心率信号作为正序心率序列,对正序心率序列进行时间逆序,得到逆序心率序列;然后将正序心率序列、逆序心率序列进行多维相空间重构;对重构后的正反心率序列的空间向量进行等值排列符号化,通过计算过去与当前状态正反心率序列基于等值排列时间不可逆的差异性,从而提取并识别心率的动态时间不可逆;本发明的方法能有效地提取并识别健康年轻和老年心率的动态时间不可逆特征。



1. 一种基于等值排列的心率动态时间不可逆性分析方法,其特征在于,包括:

S1、以当前获取的心率信号作为正序心率序列,对正序心率序列进行时间逆序,得到逆序心率序列;

S2、对正序心率序列进行m维相空间重构,得到第一m维向量;对逆序心率序列进行m维相空间重构,得到第二m维向量;

S3、将第一m维向量与第二m维向量进行等值排列符号化处理;所述步骤S3具体为:对第一m维向量与第二m维向量分别进行以下等值排列符号化处理过程,得到第一m维向量对应的第一等值排列,以及第二m维向量对应的第二等值排列:

S31、根据向量中的元素按照从小到大的顺序进行排序后的向量中元素坐标构建初始的排列类型,即初始的排列类型中一个坐标对应一个类型;

S32、若向量中存在等值元素,则将排列类型中等值元素对应的所有坐标修正为对应等值中最小的坐标,得到修正后的排列类型;否则排列类型不变;

S33、将经步骤S32得到的排列类型作为向量对应的等值排列;

S4、统计正序心率序列与逆序心率序列对应的等值排列的概率分布;

S5、根据正序心率序列与逆序心率序列对应的等值排列的概率分布,计算m维状态下的时间不可逆;

S6、将维度m增加至 $m+\tau$,重复步骤S2-S5计算 $m+\tau$ 维状态下的时间不可逆;

S7、根据步骤S5得到的m维状态下的时间不可逆与步骤S6得到的 $m+\tau$ 维状态下的时间不可逆,计算心率动态时间不可逆。

2. 根据权利要求1所述的一种基于等值排列的心率动态时间不可逆性分析方法,其特征在于,步骤S4具体为:分别统计第一等值排列、第二等值排列中各类型概率。

3. 根据权利要求2所述的一种基于等值排列的心率动态时间不可逆性分析方法,其特征在于,步骤S5计算过程为:

S51、计算第一等值排列、第二等值排列中对应类型的概率差异性:

$$Ys(p_i, p_{-i}) = p_i \frac{p_i - p_{-i}}{p_i + p_{-i}}$$

其中, p_i 表示第一等值排列中的第i个类型概率, p_{-i} 表示第二等值排列中的第i个类型概率;

S52、根据步骤S51得到的第一等值排列、第二等值排列中各类型的概率差异性,计算m维状态下的时间不可逆:

$$TIR^m = \sum_i Ys(p_i, p_{-i})$$

4. 根据权利要求3所述的一种基于等值排列的心率动态时间不可逆性分析方法,其特征在于,步骤S51还包括: $p_i \geq p_{-i}$ 。

5. 根据权利要求4所述的一种基于等值排列的心率动态时间不可逆性分析方法,其特征在于,若 $p_i < p_{-i}$,则

$$Ys(p_{-i}, p_i) = p_{-i} \frac{p_{-i} - p_i}{p_i + p_{-i}}$$

6. 根据权利要求1-5任一项权利要求所述的一种基于等值排列的心率动态时间不可逆性分析方法,其特征在于,步骤S7所述的心率动态时间不可逆具体为: $m+\tau$ 维状态下的时间

不可逆与m维状态下的时间不可逆的差值。

7.根据权利要求6所述的一种基于等值排列的心率动态时间不可逆性分析方法,其特征在于, τ 取值为1。

一种基于等值排列的心率动态时间不可逆性分析方法

技术领域

[0001] 本发明属于生理信号分析技术领域,特别涉及生理信号的动态非平衡性分析和符号时间序列分析技术。

背景技术

[0002] 心率调节主要受到交感和副交感神经以及体液的调控,并且受到各种内部(如精神状态、激素、睡眠等)和外部(如温度、湿度、声音等)因素的影响,因此心率调节系统是典型的复杂动态系统。非平衡性是复杂心率系统的特征之一,而时间不可逆是衡量非平衡性的有效指标。时间不可逆主要是衡量正反序列统计特性的差异性,主要采用衡量联合概率的差异性。当前存在的多种时间不可逆分析方法有效地提取了复杂心率系统的非平衡特征,例如采用排列类型简化高维向量、利用可视图网络出度和入度的差异性等方法。然而,当前对心率动态系统非平衡性的时间不可逆分析虽然也涉及到时间的延迟以及多维向量等,但是向量的联合概率之间彼此独立,因而主要是侧重提取心率信号的静态非平衡性,即当前状态和过去状态无关,过去状态不会对当前以及后续状态产生影响。

[0003] 现实心率调节系统包含动态复杂特征,即过去的状态可能会影响到当前甚至未来状态,因而对心率系统动态的非平衡性的量化分析也是重要的研究内容。条件熵、信息存储等从信息论的角度对复杂系统的不可预测性、复杂度等特征进行了有效的衡量,然而当前却没有有效的参数对心率信号的动态非平衡特征进行量化分析。由于非平衡性是复杂心率系统的重要特征,因此动态非平衡性特征的有效提取对于分析复杂心率系统的特征有重要意义。

发明内容

[0004] 为解决上述技术问题,本发明提出一种基于等值排列的心率动态时间不可逆性分析方法,利用等值排列对动态时间不可逆进行了有效的量化分析。

[0005] 本发明采用的技术方案为:一种基于等值排列的心率动态时间不可逆性分析方法,包括:

[0006] S1、以当前获取的心率信号作为正序心率序列,对正序心率序列进行时间逆序,得到逆序心率序列;

[0007] S2、对正序心率序列进行 m 维相空间重构,得到第一 m 维向量;对逆序心率序列进行 m 维相空间重构,得到第二 m 维向量;

[0008] S3、将第一 m 维向量与第二 m 维向量进行等值排列符号化处理;

[0009] S4、统计正序心率序列与逆序心率序列等值排列的概率分布;

[0010] S5、根据正序心率序列与逆序心率序列等值排列的概率分布,计算 m 维状态下的时间不可逆;

[0011] S6、将维度 m 增加至 $m+\tau$,重复步骤S2-S5计算 $m+\tau$ 维状态下的时间不可逆;

[0012] S7、根据步骤S5得到的 m 维状态下的时间不可逆与步骤S6得到的 $m+\tau$ 维状态下的时

间不可逆,计算心率动态时间不可逆。

[0013] 进一步地,所述步骤S3具体为:对第一m维向量与第二m维向量分别进行以下等值排列符号化处理过程,得到第一m维向量对应的第一等值排列,以及第二m维向量对应的第二等值排列:

[0014] S31、根据向量中的元素按照从小到大的顺序进行排序后的元素坐标构建初始的排列类型,即初始的排列类型中一个坐标对应一个类型;

[0015] S32、若向量中存在等值元素,则将排列类型中等值元素对应的所有坐标修正为对应等值中最小的坐标,得到修正后的排列类型;否则排列类型不变;

[0016] S33、将经步骤S32得到的排列类型作为向量对应的等值排列。

[0017] 更进一步地,步骤S4具体为:分别统计第一等值排列、第二等值排列中各类型概率。

[0018] 进一步地,步骤S5计算过程为:

[0019] S51、计算第一等值排列、第二等值排列中对应类型的概率差异性:

$$[0020] \quad Ys\langle p_i, p_{-i} \rangle = p_i \frac{p_i - p_{-i}}{p_i + p_{-i}}$$

[0021] 其中, p_i 表示第一等值排列中的第*i*个类型概率, p_{-i} 表示第二等值排列中的第*i*个类型概率;

[0022] S52、根据步骤S51得到的第一等值排列、第二等值排列中各类型的概率差异性,计算m维状态下的时间不可逆:

$$[0023] \quad TIR^m = \sum_i Ys\langle p_i, p_{-i} \rangle。$$

[0024] 更进一步地,步骤S51还包括: $p_i \geq p_{-i}$ 。

[0025] 进一步地,若 $p_i < p_{-i}$,则

$$[0026] \quad Ys\langle p_{-i}, p_i \rangle = p_{-i} \frac{p_{-i} - p_i}{p_{-i} + p_i}。$$

[0027] 进一步地,步骤S7所述的心率动态时间不可逆具体为: $m+\tau$ 维状态下的时间不可逆与m维状态下的时间不可逆的差值。

[0028] 进一步地, τ 取值为1。

[0029] 本发明的有益效果:本发明首次提出了动态时间不可逆概念,并结合多维相空间和等值排列符号化有效地量化了心率系统的动态非平衡特征;鉴于时间不可逆分析中多维向量的特点,采用排列类型代替原始向量,从而有效简化时间不可逆的量化分析。由于对称向量意味着时间可逆性,本发明采用了等值排列类型,更加可靠地表征了向量的分布,而考虑到空排列的存在,有些向量的排列不存在对应的形式,为了有效地量化动态时间不可逆,采用了基于减法的参数 Ys 。动态时间不可逆参数dTIR在混沌模型和线性可逆的高斯序列中能够正确地提取序列中的动态特征,并且有效地提取并识别了健康年轻和老年心率的动态时间不可逆特征。

附图说明

[0030] 图1为本发明的方案流程图;

[0031] 图2为本发明实施例提供的Lorenz和高斯序列及其代替数据的dTIR;

[0032] 其中,图2 (a) 为Lorenz混沌模型构造的非平衡序列与其代替数据的dTIR;图2 (b) 为高斯序列构造的非平衡序列与其代替数据的dTIR;

[0033] 图3为本发明实施例提供的健康年轻和老年心率的dTIR;

[0034] 其中,图3 (a) 为健康年轻心率的dTIR,图3 (b) 为健康老年心率的dTIR。

具体实施方式

[0035] 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。

[0036] 为了便于理解本发明的技术内容,现对以下技术术语进行解释:

[0037] 动态时间不可逆dTIR

[0038] 时间可逆是指时间序列的特征不随着时间逆序而发生改变的性质,时间不可逆的量化是对正反序列 $\{X(t_1), X(t_2), \dots, X(t_m)\}$ 联合概率分布的差异性进行衡量。本发明定义动态时间不可逆性(dTIR, dynamical time irreversibility)为过去和当前状态下序列 $\{X(t_1), X(t_2), \dots, X(t_m), X(t_{m+1}), \dots, X(t_{m+\tau})\}$ 的概率分布差异性与当前状态序列 $\{X(t_1), X(t_2), \dots, X(t_m)\}$ 概率差异性的差值。

[0039] 考虑到现实动态系统过去状态的影响, τ 通常取1。由于动态时间不可逆分析涉及联合概率的计算,可以通过时间序列的符号对序列进行简化从而简化联合向量的概率估计。

[0040] 如图1所示为本发明的方案流程图,本发明的一种基于等值排列的心率动态时间不可逆性分析方法,包括以下步骤:

[0041] S1、给定长度为L的心率序列 $y(t) = \{x(1), x(2), \dots, x(L)\}$,对其进行时间逆序得到逆序心率信号 $y(-t) = \{x(L), \dots, x(2), x(1)\}$ 。

[0042] S2、对正序心率 $y(t)$ 进行相空间重构得多维向量 X_d^m ,其中m为向量维度,d为延迟,

[0043] $X_d^m = \{x(t), x(t+d), \dots, x(t+(m-1)d)\}$

[0044] 与此同时,对步骤S1中的逆序心率序列 $y(-t)$ 也进行相空间重构得逆序多维向量 X_{-d}^m 。

[0045] S3、将正序和逆序的多维向量映射至等值排列类型。

[0046] 上述步骤S3具体包括以下分步骤

[0047] S31、将心率多维向量 X_d^m 中的元素按照从小至大的顺序进行排序, $x(j_1) \leq x(j_2) \leq \dots \leq x(j_m)$,利用排序后元素坐标构建初始的排列类型,得 $\pi' = \{j_1, j_2, \dots, j_m\}$,心率逆序多维向量的排列类型记为 π'_- 。

[0048] S32、将心率排列类型进行等值化处理,按照步骤S31,向量中若存在等值元素,按照其出现的次序进行排列,假设 $x(j_i) = x(j_{i+1})$ 以及 $x(j_1) = x(j_{1+1}) = x(j_{1+2})$,其排列类型则为相邻的 $\{j_i, j_{i+1}, \dots, j_1, j_{1+1}, j_{1+2}\}$,将排列类型中等值元素对应的坐标改为相应等值中坐标的最小值,即 $\{j_i, j_i, \dots, j_1, j_1, j_1\}$,若向量中没有等值元素,排列类型不变。

[0049] S33、正序心率信号的等值排列修正为 π ,逆序的等值排列修正为 π_- 。

[0050] S4、对正序和逆序心率的排列类型进行统计,并计算正序和逆序心率信号排列的概率分布,分别为 p_i 和 p_{-i} ; p_i 表示正序等值排列中第i个类型概率, p_{-i} 表示逆序等值排列中

第*i*个类型概率。

[0051] S5、计算正序和逆序心率排列的概率差异性,得*m*维时间不可逆TIR^{*m*},式中*i*为排列类型概率的序号,初始时假定 $p_i \geq p_{-i}$,则*m*维时间不可逆TIR^{*m*}计算式如下:

$$[0052] \quad TIR^m = \sum_i Y_S(p_i, p_{-i}) = \sum_i p_i \frac{p_i - p_{-i}}{p_i + p_{-i}}$$

[0053] 若 $p_i < p_{-i}$,则将本步骤公式中 p_i 和 p_{-i} 互换。

[0054] S6、将维度增加至 $m+\tau$,重复步骤S2至S5中的内容,得 $m+\tau$ 维时间不可逆结果TIR ^{$m+\tau$} 。式中*i*为排列类型概率的序号,而且对式中的‘ $p(s_i) - p(s_{-i})$ ’按照步骤S5中的方式处理; $m+\tau$ 维时间不可逆结果TIR ^{$m+\tau$} 计算式为:

$$[0055] \quad TIR^{m+\tau} = \sum_i Y_S(p(s_i), p(s_{-i})) = \sum_i p(s_i) \frac{p(s_i) - p(s_{-i})}{p(s_i) + p(s_{-i})}$$

[0056] S7、计算心率序列*m*维的动态时间不可逆。

$$[0057] \quad dTIR_t^m = TIR^{m+\tau} - TIR^m$$

[0058] 以下结合具体数据对本发明的效果进行说明:

[0059] 为了验证基于等值排列动态时间不可逆的有效性,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)中首先使用特性已知的模型数据对其进行验证,然后再用于心率的动态时间不可逆分析。

[0060] 首先利用模型数据对dTIR进行验证。非平衡的序列使用Lorenz混沌模型($dx/dt = \sigma(y-x)$, $dy/dt = x(r-z) - y$ 和 $dz/dt = xy - bz$,其中初始值分别设为 $x_1=0$, $y_1=0$ 和 $z_1=1 \times 10^{-10}$,控制参数分别设为 $\sigma=10$, $b=8/3$ 和 $r=28$)进行构造,线性随机序列则采用零均值单位方差的高斯序列。同时利用幅相随机扰乱的方法为两组序列构建300组线性的代替数据,通过比较模型序列和其代替数据的dTIR,对本发明提出的方法进行验证。代替数据的理论的验证依据是:如果数据的dTIR在其代替数据的2.5%和97.5%分位数之间,则序列是线性的,否则是非线性的。Lorenz和高斯序列及其代替数据的dTIR如图2所示,从图2(a)中可以看出,Lorenz的dTIR高于其代替数据的97.5%分位数,而如图2(b)所示的高斯序列(Gaussian)则始终在2.5%和97.5%分位数之间。由于Lorenz序列是非线性的,而高斯过程是线性的,dTIR有效地表征了两组序列的性质,可知本发明的基于等值排列动态时间不可逆方法是有效的。

[0061] 接下来利用dTIR对心率信号的动态时间不可逆进行分析。本发明分析公共数据库PhysioNet中Fantasia数据集的两组心率,分别包括20名健康年轻和健康老年心率,其中年轻人年龄范围为21至34岁,平均 25.8 ± 4.3 岁,老年人年龄范围68至85岁,平均 74.5 ± 4.4 岁。心电信号的采集时长120分钟,采样频率250Hz。在心率的排列符号化过程中,*m*和*d*的长度决定了排列所包含的序列的动力学特征,然而在实际应用中多采用枚举以及试错的方法判断该参数的选择,在心率信号的分析中选取 $m=2$ 和3、 $d=1$ 至5。健康年轻和老年心率的dTIR如图3所示,从中可以看出老年心率的动态时间不可逆低于健康年轻心率。通过对两组心率dTIR的独立样本*t*检验,如图3(a)所示为 $m=2$ 时健康年轻和老年心率的dTIR,如图3(b)所示为 $m=3$ 时健康年轻和老年心率的dTIR,可知当相空间维度*m*为2时dTIR能够更好且显著地区分两组心率($p < 0.05$),其中当 $m=2$ 、 $d=2$ 时,健康年轻和老年人心率的动态时间不可逆

有最佳的区分效果 ($p=9.0E-5$)。健康年轻心率调节系统处于最佳的状态,心率信号具有高度的动态特征,而随着年龄的增加,老年心率系统的调节能力有所下降,进而导致其动态特征也有所下降。本发明的dTIR正确有效地提取并区分了健康年轻和老年心率的动态时间不可逆,而且dTIR在模型和心率信号中对m和d的选择并不敏感,因而具有较高的鲁棒性。

[0062] 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。对于本领域的技术人员来说,本发明可以有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的权利要求范围之内。

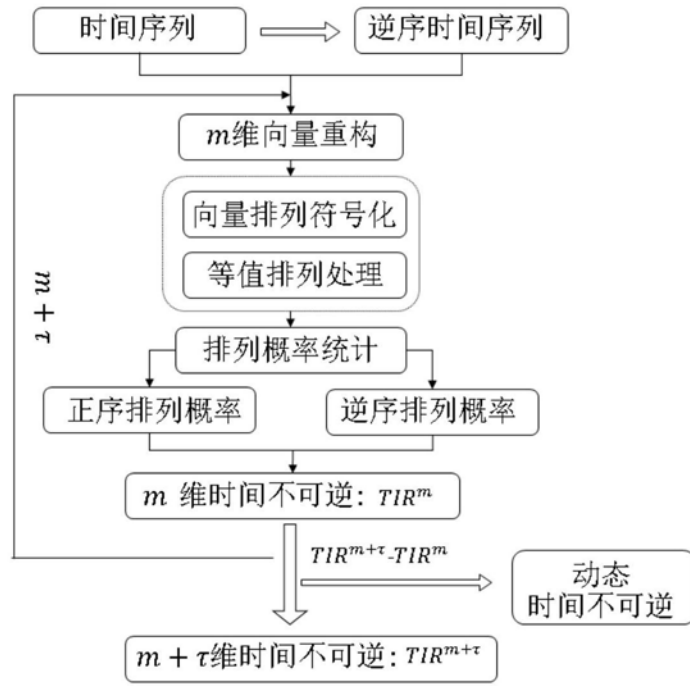


图1

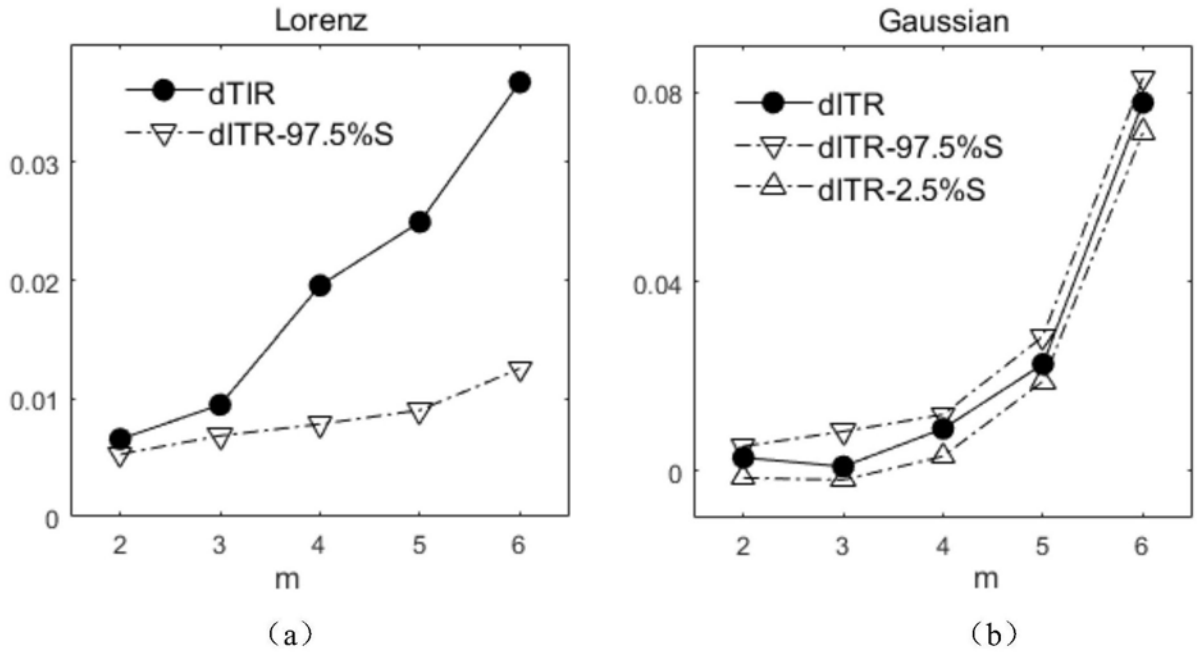
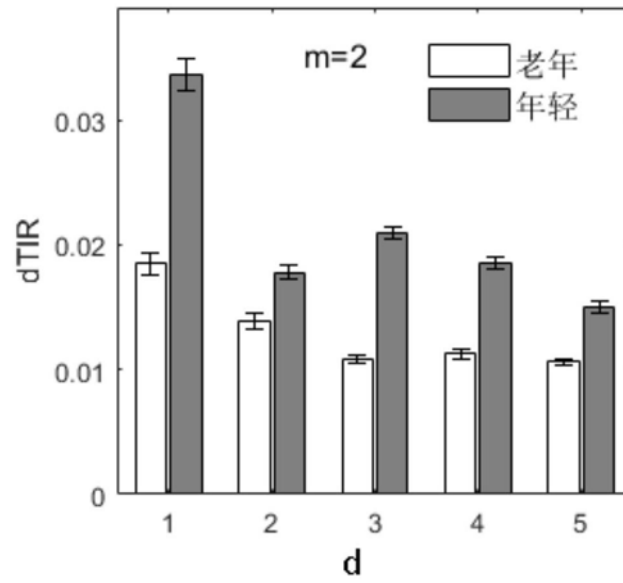
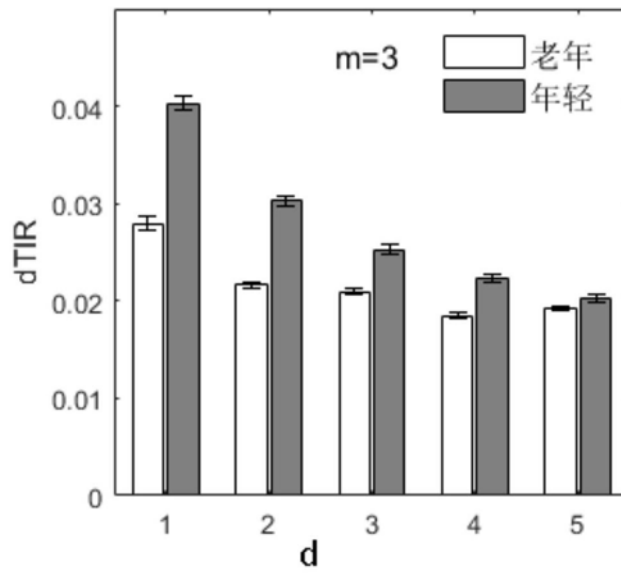


图2



(a)



(b)

图3

专利名称(译)	一种基于等值排列的心率动态时间不可逆性分析方法		
公开(公告)号	CN110634574B	公开(公告)日	2020-05-08
申请号	CN201911034787.2	申请日	2019-10-29
[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	王毓芳 李杰奇 郭大庆 尧德中		
发明人	姚文坡 王毓芳 李杰奇 郭大庆 尧德中		
IPC分类号	G16H50/50 G16H50/20 A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/024 A61B5/7271 G16H50/20 G16H50/50		
代理人(译)	王伟		
审查员(译)	赵苗苗		
其他公开文献	CN110634574A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种基于等值排列的心率动态时间不可逆性分析方法，应用于生理信号分析技术领域，针对现有技术缺乏动态非平衡性特征的有效提取的问题；本发明创新性地提出了动态时间不可逆概念，将当前获取的心率信号作为正序心率序列，对正序心率序列进行时间逆序，得到逆序心率序列；然后将正序心率序列、逆序心率序列进行多维相空间重构；对重构后的正反心率序列的空间向量进行等值排列符号化，通过计算过去与当前状态正反心率序列基于等值排列时间不可逆的差异性，从而提取并识别心率的动态时间不可逆；本发明的方法能有效地提取并识别健康年轻和老年心率的动态时间不可逆特征。

