



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110859615 A

(43)申请公布日 2020.03.06

(21)申请号 201911240856.5

(22)申请日 2019.12.06

(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 李俊俊 徐达军 郭大庆
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 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G06K 9/62(2006.01)

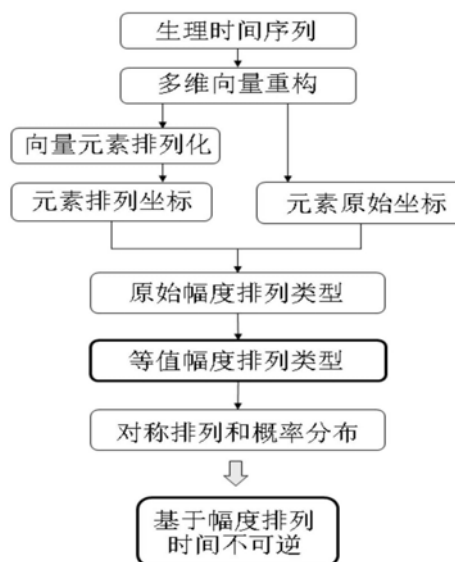
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

一种基于幅度排列的生理信号时间不可逆分析方法

(57)摘要

本发明公开一种基于幅度排列的生理信号时间不可逆分析方法,应用于脑电信号处理领域,针对现有排列方法在时间不可逆分析中不能有效提取脑电信号非线性特征的问题,本发明利用排列类型和元素幅度关系有效地反映了生理信号向量的幅度变化形式,特别是在时间不可逆分析中,有效地避免了由于对称向量和对称排列之间差异性造成的概念性错误,因而在生理信号的时间不可逆量化分析中有更好的稳定性。



1. 一种基于幅度排列的生理信号时间不可逆分析方法,其特征在于,包括:
 - S1、对生理序列进行相空间重构得到多维向量;
 - S2、将多维向量映射至幅度排列;
 - S3、对幅度排列后的向量进行等值化处理,得到幅度等值排列类型;
 - S4、统计步骤S3得到的幅度等值排列类型的概率分布和对称排列组合;
 - S5、根据概率分布于对称排列组合,计算生理信号的基于幅度排列的时间不可逆。
2. 根据权利要求1所述的一种基于幅度排列的生理信号时间不可逆分析方法,其特征在于,步骤S1所述生理序列为采集的脑电信号序列。
3. 根据权利要求2所述的一种基于幅度排列的生理信号时间不可逆分析方法,其特征在于,步骤S2具体为:
 - S21、将多维向量中的元素原始排列序号作为各元素的第一坐标,所述第一坐标用于标记各元素在多维向量中的原始排列顺序;
 - S22、将多维向量中的元素按照幅度从小到大的顺序进行排序,得到第一向量,将第一向量中各元素对应的排列序号作为元素的第二坐标,所述第二坐标用于标记各元素按照幅度从小到大的排列顺序。
4. 根据权利要求3所述的一种基于幅度排列的生理信号时间不可逆分析方法,其特征在于,步骤S3具体为:
 - S31、对经步骤S2处理后的向量中的元素进行等值处理,将等值元素的第二坐标修改为该等值对应的最小的第二坐标值;得到第二向量;
 - S32、将第二向量中的元素按照各元素第一坐标的顺序重新排序,得到第三向量,根据第三向量中各元素的第二坐标生成等值幅度排列类型。
5. 根据权利要求4所述的一种基于幅度排列的生理信号时间不可逆分析方法,其特征在于,步骤S4具体为:
 - S41、确定步骤S3得到的等值幅度排列类型的对称排列类型;根据该等值幅度排列类型及其对称排列类型构建排列组合;
 - S42、统计该排列组合的概率分布。
6. 根据权利要求5所述的一种基于幅度排列的生理信号时间不可逆分析方法,其特征在于,步骤S41中若等值幅度排列类型不存在对称排列类型,则根据该等值幅度排列类型构建排列组合。
7. 根据权利要求6所述的一种基于幅度排列的生理信号时间不可逆分析方法,其特征在于,步骤S42中所述排列组合的概率分布为该排列组合中具体类型的概率。

一种基于幅度排列的生理信号时间不可逆分析方法

技术领域

[0001] 本发明属于生理信号处理领域,特别涉及一种生理信号的符号时间序列分析和时间不可逆分析技术。

背景技术

[0002] 人体生理系统存在不同层次、不同尺度的相互作用,并受到多种内部(体液、激素等)和外部(温度、湿度等)因素的影响,因此生理系统是典型的复杂系统。非平衡性是复杂生理信号的特征之一,可以通过时间不可逆进行衡量。当前生理信号时间不可逆的量化分析多采用简化序列的方法,其中排列法由于和多维向量之间的密切关系,其在时间不可逆分析中发挥了重要的作用。

[0003] 当前的排列法是基于元素坐标方法的,即按照元素排列后,利用元素的坐标生成排列类型。这种方法在熵值分析中,然而在时间不可逆分析中却会引起一定的误差。一个非常重要的影响在于排列类型不能有效地反映序列的幅度变化趋势,而是根据元素的原始坐标进行排列的。在生理复杂系统的时间不可逆分析中,为了实现快速、实时的特征提取,常常采用对称向量的概率分布差异性,然而利用原始的排列法中,对称向量的排列并非对称形式,现有的不少文献利用对称排列衡量时间不可逆分析,因而造成现有一些研究工作出现了不少概念性的错误。

[0004] 排列法在生理系统的时间不可逆分析中非常重要,但是原始排列法的缺陷导致其在生理信号的时间不可逆分析中出现一些误差,因此如何依照序列中的元素大小关系并且和序列的原始形式实现排列化对于时间不可逆分析至关重要并且有非常重要的意义。

发明内容

[0005] 为解决上述技术问题,本发明提出一种基于幅度排列的生理信号时间不可逆分析方法,幅度排列利用排列类型和元素幅度关系有效地反映了生理信号向量的幅度变化形式,特别是在时间不可逆分析中,有效地避免了由于对称向量和对称排列之间差异性造成的概念性错误。

[0006] 本发明采用的技术方案为:一种基于幅度排列的生理信号时间不可逆分析方法,包括:

[0007] S1、对生理序列进行相空间重构得到多维向量;

[0008] S2、将多维向量映射至幅度排列;

[0009] S3、对幅度排列后的向量进行等值化处理,得到幅度等值排列类型;

[0010] S4、统计步骤S3得到的幅度等值排列类型的概率分布和对称排列组合;

[0011] S5、根据概率分布于对称排列组合,计算生理信号的基于幅度排列的时间不可逆。

[0012] 进一步地,步骤S1所述生理序列为采集的脑电信号序列。

[0013] 进一步地,步骤S2具体为:

[0014] S21、将多维向量中的元素原始排列序号作为各元素的第一坐标,所述第一坐标用

于标记各元素在多维向量中的原始排列顺序；

[0015] S22、将多维向量中的元素按照幅度从小到大的顺序进行排序，得到第一向量，将第一向量中各元素对应的排列序号作为元素的第二坐标，所述第二坐标用于标记各元素按照幅度从小到大的排列顺序。

[0016] 进一步地，步骤S3具体为：

[0017] S31、对经步骤S2处理后的向量中的元素进行等值处理，将等值元素的第二坐标修改为该等值对应的最小的第二坐标值；得到第二向量；

[0018] S32、将第二向量中的元素按照各元素第一坐标的顺序重新排序，得到第三向量，根据第三向量中各元素的第二坐标生成等值幅度排列类型。

[0019] 进一步地，步骤S4具体为：

[0020] S41、确定步骤S3得到的等值幅度排列类型的对称排列类型；根据该等值幅度排列类型及其对称排列类型构建排列组合；

[0021] S42、统计该排列组合的概率分布。

[0022] 更进一步地，步骤S41中若等值幅度排列类型不存在对称排列类型，则根据该等值幅度排列类型构建排列组合。

[0023] 进一步地，步骤S42中所述排列组合的概率分布为该排列组合中具体类型的概率。

[0024] 本发明的有益效果：本发明的基于幅度的排列法利用排列后元素的幅度信息而非原始排列法中的坐标信息，因而能够更加有效表征序列中幅度波动情况。幅度排列法在基于单独排列的信号分析(如熵值分析)中和原始排列法的效果相同，但是在基于向量关系的分析中却是更加合适。在生理信号的时间不可逆分析中，对称向量的排列类型也是对称的，因而避免了原始排列法出现的概念性错误；在脑电信号的时间不可逆分析中，本发明的基于幅度排列的概率差异性能够有效地表征脑电信号中的非线性特征。

附图说明

[0025] 图1为本发明的方法流程图；

[0026] 图2为实施例提供的对称向量的原始排列和幅度排列类型；

[0027] 图3为本发明实施例提供的包含等值元素的对称向量的幅度排列类型；

[0028] 图4为本发明实施例提供的癫痫脑电信号的基于幅度排列的时间不可逆；

[0029] 其中，图4(a)为 $\tau=1$ 时脑电的时间不可逆，图4(b)为 $\tau=2$ 时脑电的时间不可逆。

具体实施方式

[0030] 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1-4对本发明内容进一步阐释。

[0031] 如图1所示，本发明的一种基于幅度排列的生理信号时间不可逆分析方法，包括以下步骤：

[0032] S1、假定长度为L的生理序列 $X(t) = \{x(1), x(2), \dots, x(L)\}$ ，对序列 $X(t)$ 进行相空间重构得多维向量 X_t^m ，其中m为向量维度， τ 为时间延迟，

[0033] $X_t^m = \{x(t), x(t + \tau), \dots, x(t + (m - 1)\tau)\}$

[0034] S2、将生理序列的多维向量映射至幅度等值排列,得幅度排列序列 $\pi(n) = \{\pi(1), \pi(2), \dots, \pi(L - (m-1)\tau)\}$ 。

[0035] S21、假设 X_t^m 中的向量为 $\{x_1, \dots, x_{i-1}, x_i, x_{i+1}, \dots, x_m\}$,将其中的元素按照从小至大的顺序进行排序 $x_{i,1} < \dots < x_{i,j-1} < x_{i,j} < x_{i,j+1} < \dots < x_{i,m}$,其中 i 从1至 m 表示为元素在原始多维向量中的坐标, j 从1至 m 表示为元素按幅值升序排列的顺序。

[0036] S22、将元素原始坐标 i 按照从1至 m 排列,以各元素的幅值升序排列序号生成的排列类型为幅度排列类型 $\pi_i = (j_1, \dots, j_i, \dots, j_m)$ 。

[0037] 这里需要注意和原始排列法的区别,步骤S21的原始排列法是将 j 按照从1至 m 排列,步骤S22的升序排列中元素对应的原始坐标为原始排列类型 $\pi_j = (i_1, \dots, i_j, \dots, i_m)$ 。步骤S21的原始排列法中将排列后元素在原始向量中的坐标作为排列类型,而步骤S22的升序排列法是指向量元素在排序后的排列顺序。图2展示了有5个元素的对称向量 $\{3, 1, 9, 5, 7\}$ 和 $\{7, 5, 9, 1, 3\}$ 的原始排列和升序排列,如图2所示,采用步骤S21的原始排列法得到的排列类型为 $\{2, 1, 4, 5, 3\}$ 和 $\{4, 5, 2, 1, 3\}$,显然采用步骤S21的原始排列法得到的对称向量的排列类型不再对称;如图2所示,采用步骤S22的升序排列法得到的排列类型为 $\{2, 1, 5, 3, 4\}$ 和 $\{4, 3, 5, 1, 2\}$,显然采用步骤S21的原始排列法得到的对称向量的排列类型对称。

[0038] S3、将幅度排列类型进行等值化处理,

[0039] S31、按照步骤S21对向量元素进行排列,若存在等值元素,例如 $\dots < x_{i,j-1} = x_{i,j} = x_{i,j+1} < \dots < x_{i,m}$,将对应等值元素的 j 坐标修改为相同组的最小值,即 $\dots < x_{i,j} = x_{i,j} = x_{i,j} < \dots < x_{i,m}$,若向量中没有等值元素,排列类型不变;即步骤S31为对步骤S21的原始排列法的等值处理;

[0040] S32、按照步骤S22,按照 i 从1至 m 的顺序,由S31中升序排列元素的 j 生成等值幅度排列类型 $\pi_i = (j_1, \dots, j_i, \dots, j_m)$ 。

[0041] 这里需要注意原始排列和幅度排列对等值元素的处理方法,步骤S31的原始排列法等值处理后每组等值元素的排列坐标是相邻的,然而步骤S32幅度排列法等值处理后等值元素的排列并没有必然的相邻关系。图3展示了包含等值元素的对称向量 $\{3, 1, 7, 1, 5\}$ 和 $\{5, 1, 7, 1, 3\}$ 的原始排列和幅度排列,如图3所示采用步骤S31原始排列法等值处理后的排列类型为 $\{2, 2, 1, 5, 3\}$ 与 $\{2, 2, 5, 1, 3\}$,即采用原始排列的方式得到的原对称向量的排列类型不对称;如图3所示采用步骤S32幅度排列法等值处理后的排列类型为 $\{3, 1, 5, 1, 4\}$ 与 $\{4, 1, 5, 1, 3\}$,即采用步骤S32幅度排列法等值处理后得到的原对称向量的排列类型对称。

[0042] S4、统计排列类型的概率分布和对称排列组合

[0043] S41、假定排列类型为 $\pi_o = (j_1, j_2, \dots, j_m)$,其对称排列为 $\pi_s = (j_1, j_2, \dots, j_m)$,该对称组标记为 $\pi_g = \{\pi_o, \pi_s\}$,若排列 π_o 没有对称排列,则 π_o 为单独组 $\pi_d = \{\pi_o\}$ 。

[0044] S42、统计该排列组合的概率分布 $p_g = \{p_o, p_s\}$,单独组的概率为 $p_d = \{p_o\}$ 。

[0045] 具体到本实施例,即先求得步骤S3中得到的等值幅度排列类型 $\pi_i = (j_1, \dots, j_i, \dots, j_m)$ 的对称排列类型,将 $\pi_i = (j_1, \dots, j_i, \dots, j_m)$ 与其对称排列类型组成排列组合,若 $\pi_i = (j_1, \dots, j_i, \dots, j_m)$ 没有对称排列,则 π_i 为单独组 $\pi_d = \{\pi_i\}$ 。

[0046] 统计所有排列类型的数量为 $N = L - (m-1)\tau$,排列类型 π_i 的数量为 N_o ,其对称形式的数量为 N_s ,则对称排列组合的概率分布分别为 $p_o = N_o/N$ 和 $p_s = N_s/N$;其中, τ 为延迟。

[0047] S5、计算生理信号的基于幅度排列的时间不可逆,式中 $p_o \geq p_s$:

[0048]
$$Y_s = Y_s(p_o, p_s) = p_o \frac{p_o - p_s}{p_o - p_s}$$

[0049] 如果 $p_o < p_s$, 则将式中 p_o 和 p_s 互换, 单独组的时间不可逆 Y_s 为 p_o 。

[0050] 以下结合具体数据对本发明的效果进行说明:

[0051] 本发明采用对称幅度排列的概率分布差异性衡量生理信号的时间不可逆, 其主要的优势在于避免了原始排列法中对称向量的排列和对称排列的不一致所造成的概念性误差。

[0052] 本发明利用Bonn公共数据库中的癫痫脑电信号对对称幅度排列进行分析, 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)。Bonn数据库共包含5组脑电, 分别采集自健康人睁眼(A组)和闭眼状态(B组)、癫痫患者发作间期的反向大脑半球的海马结构区域(C组)和颅内(D组)以及发作期的颅内(E组), 采集时长23.6秒, 采样频率173.61Hz。幅度排列构造的向量选择的长度 m 从2至5, τ 为1和2, Bonn数据库中的5组脑电信号的时间不可逆结果如图4所示。癫痫发作期的脑电信号有最高的时间不可逆特征, 反映了癫痫发作时大脑异常的放电行为, 具有高度的非线性特征, 并且E组和其他四组信号之间的统计差异性都非常显著($p < 1.0E-11$)。另外, 发作间期脑电的时间不可逆特征也高于健康人($p < 0.05$), 说明癫痫发作引起的脑电非线性特征的升高在发作间期也高于健康人。本发明中提出的幅度排列法在简化的时间不可逆量化分析中由于直接和向量元素大小关系相对应, 因而更加适合脑电信号的非线性特征提取。

[0053] 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。

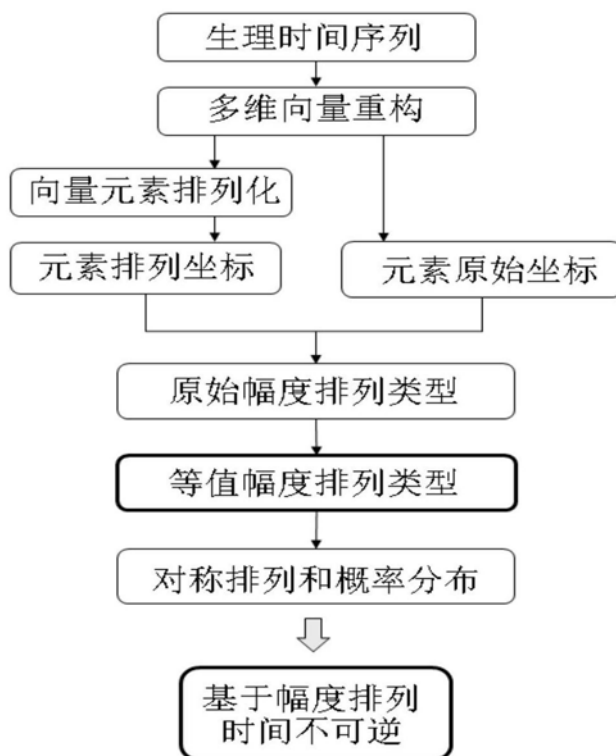


图1

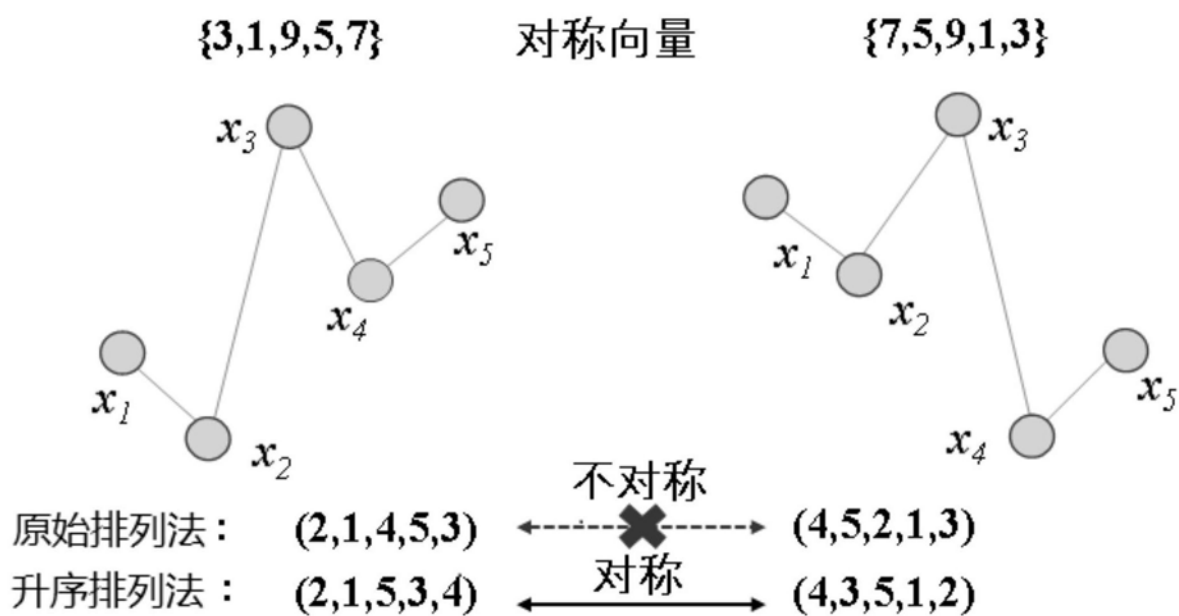


图2

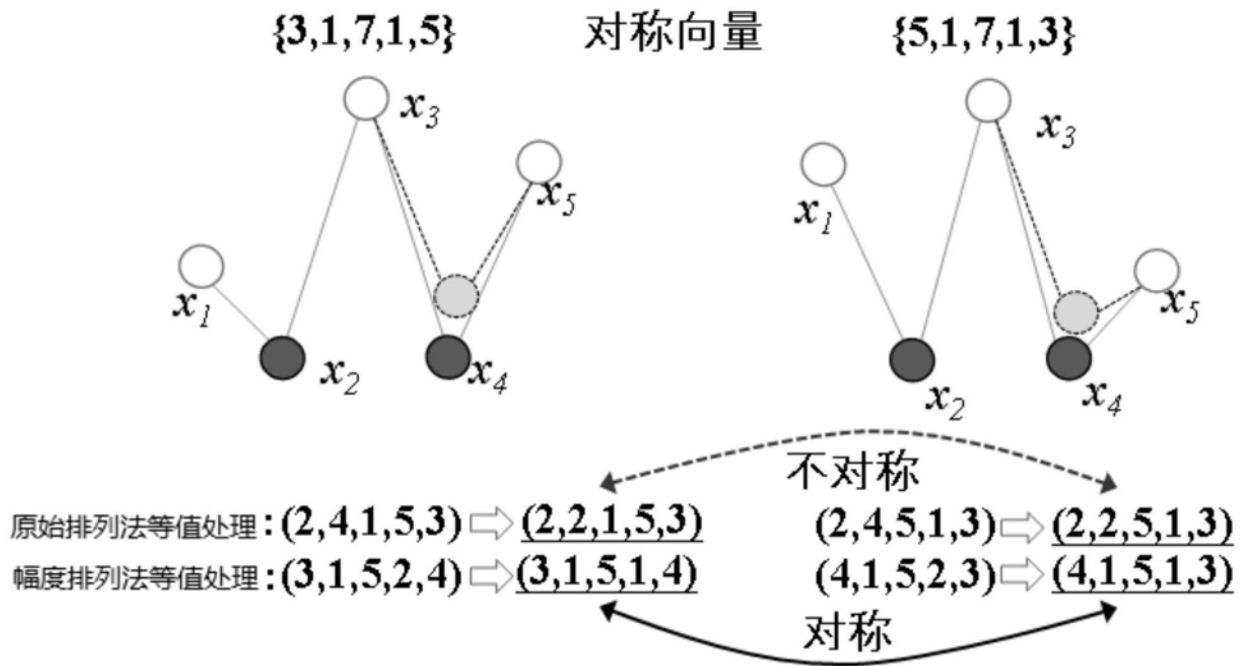


图3

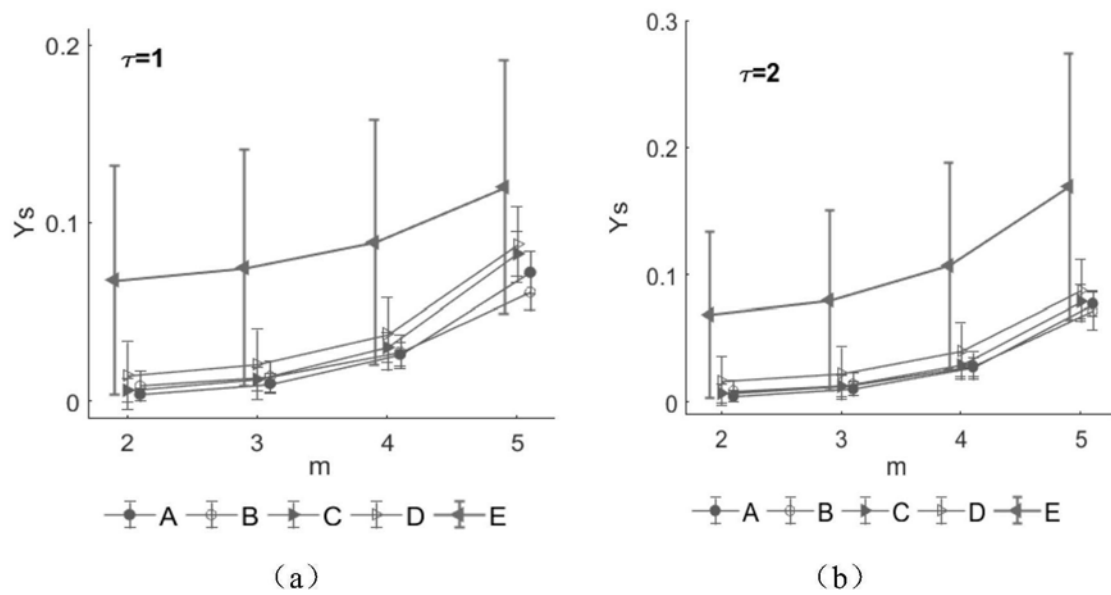


图4

专利名称(译)	一种基于幅度排列的生理信号时间不可逆分析方法		
公开(公告)号	CN110859615A	公开(公告)日	2020-03-06
申请号	CN201911240856.5	申请日	2019-12-06
[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	李俊俊 徐达军 郭大庆 王俊 尧德中		
发明人	姚文坡 李俊俊 徐达军 郭大庆 王俊 尧德中		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00 G06K9/62		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/4094 A61B5/7235 G06K9/623		
代理人(译)	王伟		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种基于幅度排列的生理信号时间不可逆分析方法，应用于脑电信号处理领域，针对现有排列方法在时间不可逆分析中不能有效提取脑电信号非线性特征的问题，本发明利用排列类型和元素幅度关系有效地反映了生理信号向量的幅度变化形式，特别是在时间不可逆分析中，有效地避免了由于对称向量和对称排列之间差异性造成的概念性错误，因而在生理信号的时间不可逆量化分析中有更好的稳定性。

