



(21)申请号 201710587538.0

(22)申请日 2017.07.18

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107260161 A

(43)申请公布日 2017.10.20

(73)专利权人 上海图灵医疗科技有限公司

地址 201100 上海市闵行区东川路555号紫竹信息港3号楼202B

(72)发明人 王聪 吴伟明 邓木清 徐赤坤

(74)专利代理机构 上海申新律师事务所 31272

代理人 俞涤炯

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件

US 2002/0082510 A1,2002.06.27,说明书第[0041],[0042],[0076],[0080],[0081],[0090]段、图1,4,11,14,18,19.

US 2002/0082510 A1,2002.06.27,说明书第[0041],[0042],[0076],[0080],[0081],[0090]段、图1,4,11,14,18,19.

CN 103549949 A,2014.02.05,说明书第[0048],[0052],[0053]段.

CN 102389302 A,2012.03.28,全文.

CN 102793539 A,2012.11.28,全文.

CN 1887223 A,2007.01.03,全文.

US 2015/0216432 A1,2015.08.06,全文.

审查员 陈飞

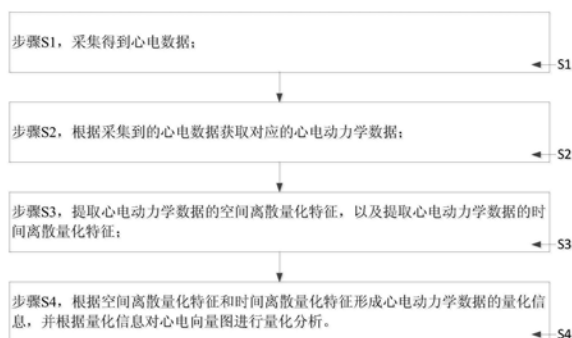
权利要求书3页 说明书9页 附图3页

(54)发明名称

一种心电动力学数据量化分析方法

(57)摘要

本发明公开了一种心电动力学数据图量化分析方法,属于心电检测技术领域;方法包括:步骤S1,采集得到心电数据;步骤S2,根据采集到的所述心电数据获取对应的心电动力学数据;步骤S3,提取所述心电动力学数据的空间离散量化特征,以及提取所述心电动力学数据的时间离散量化特征;步骤S4,根据所述空间离散量化特征和所述时间离散量化特征形成所述心电动力学数据的量化信息,并根据所述量化信息对所述心电动力学数据图进行量化分析。上述技术方案的有益效果是:能够对心电动力学数据进行定量描述,提供有效的量化指标,为医生采用心电动力学数据图进行病情诊断提供了便利。



1. 一种心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,包括:

步骤S1,采集得到心电数据;

步骤S2,根据采集到的所述心电数据获取对应的心电动力学数据;

步骤S3,提取所述心电动力学数据的空间离散量化特征,以及提取所述心电动力学数据的时间离散量化特征;

步骤S4,根据所述空间离散量化特征和所述时间离散量化特征形成所述心电动力学数据的量化信息,并根据所述量化信息对心电向量图进行量化分析;

所述步骤S4中,

于一XOY坐标平面中,采用所述时间离散量化特征和所述空间离散量化特征中的一个作为对应的所述心电动力学数据的X轴坐标,以及采用所述时间离散量化特征和所述空间离散量化特征中的另一个作为对应的所述心电动力学数据的Y轴坐标,以形成所述心电动力学数据的坐标信息;

将所述坐标信息作为所述心电动力学数据的所述量化信息。

2. 如权利要求1所述的心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,所述步骤S2中,获取所述心电动力学数据的步骤具体包括:

步骤S21,采用确定学习方法,对所述心电数据进行动力学建模,以形成关联于所述心电数据的动力学模型;

步骤S22,根据所述心电数据以及所述动力学模型获得关联于所述心电数据的所述心电动力学数据。

3. 如权利要求1所述的心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,所述心电动力学数据中包括以三维空间形式排布的多个数据点;

则所述步骤S3中,获取所述心电动力学数据的所述空间离散量化特征的步骤具体包括:

步骤S31a,将所述心电动力学数据按照时间顺序处理得到各个所述数据点的指数变化率;

步骤S32a,将所有所述数据点的所述指数变化率整合成所述空间离散量化特征。

4. 如权利要求3所述的心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,所述步骤S31a具体包括:

步骤S311a,处理得到所述心电动力学数据中所述数据点的初始距离集合;

步骤S312a,处理得到所述数据点的对应的结束距离集合;

步骤S313a,根据所述初始距离集合以及所述结束距离集合分别处理得到每个所述数据点的所述指数变化率。

5. 如权利要求4所述的心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,所述步骤S311a中,依照下述公式处理得到所述初始距离集合:

$$d1_{k_i} = \|x_k - x_{k_i}\|;$$

其中,

$i=1,2,\cdots,I_k$;

x_k 用于表示当前第k个所述数据点;

X_{k_i} 为 X_k 的一临近点集,用于表示与 X_k 在空间距离上最近的 a_1 个点的点集;

I_k 用于表示第 k 步所述临近点集的元素总数,并且 $I_k \leq a_1$;

$d1_{k_i}$ 为所述初始距离集合,用于表示 X_{k_i} 与 X_k 之间的距离集合。

6.如权利要求4所述的心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,所述步骤S312a中,依照下述公式处理得到所述结束距离集合:

$$d2_{k_i} = \|X_{k+\Delta} - X_{k_i+\Delta}\|;$$

其中,

$i=1,2,\dots,I_k, \Delta \in \mathbb{N}$;

X_k 用于表示当前第 k 个所述数据点;

$X_{k+\Delta}$ 用于表示将 X_k 的时间往前增加 Δ 步得到的所述数据点;

X_{k_i} 为 X_k 的一临近点集,用于表示与 X_k 在空间距离上最近的 a_1 个点的点集;

$X_{k_i+\Delta}$ 用于表示将 X_{k_i} 的时间往前增加 Δ 步得到的点集;

I_k 用于表示第 k 步所述临近点集的元素总数,并且 $I_k \leq a_1$;

$d2_{k_i}$ 为所述结束距离集合,用于表示 X_{k_i} 与 X_k 分别往前增加 Δ 步后的距离集合。

7.如权利要求4所述的心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,所述步骤S313a中,将所述初始距离集合和所述结束距离集合中的每一对应项进行对数计算,以得到每个所述数据点的所述指数变化率。

8.如权利要求3所述的心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,所述步骤S32a中,采用非负平均的方法将所有所述数据点的所述指数变化率整合成所述空间离散量化特征。

9.如权利要求1所述的心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,所述心电动力学数据为多维度数据;

则所述步骤S3中,获取所述心电动力学数据的所述时间离散量化特征的步骤具体包括:

步骤S31b,分别将每一维度的所述心电动力学数据转换为对应的频域数据;

步骤S32b,采用一预设的指数特征函数组分别与每一维度的所述频域数据进行拟合,以得到每一维度的时间离散度特征分量;

步骤S33b,综合所有维度的所述时间离散度特征分量形成所述心电动力学数据的所述时间离散量化特征。

10.如权利要求9所述的心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,所述步骤S31b中,采用快速傅里叶变化方法分别将每一维度的所述心电动力学数据转换为对应的频域数据。

11.如权利要求9所述的心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,所述步骤S33b中,采用几何平均的方法综合所有维度的所述时间离散度特征分量形成所述心电动力学数据的所述时间离散量化特征。

12.如权利要求1所述的心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,预先将所述XOY坐标平面划分为第一区域、第二区域以及第三区域;

当所述量化信息表示所述心电动力学数据落入所述第一区域中时,表示对应的所述心电图向量图表示的心脏体征正常;

当所述量化信息表示所述心电动力学数据落入所述第二区域中时,表示对应的所述心电图向量图表示的心脏体征异常;

当所述量化信息表示所述心电动力学数据落入所述第三区域中时,表示对应的所述心电图向量图表示的心脏体征疑似异常。

一种心电动力学数据量化分析方法

技术领域

[0001] 本发明涉及心电检测技术领域,尤其涉及一种心电动力学数据量化分析方法。

背景技术

[0002] 长期以来,心血管疾病已被公认为是危害人类生命健康最严重的疾病之一,其中,由于心肌缺血导致的心肌梗塞的发病率和死亡率更是高居各类疾病之首。由于部分心肌缺血的患者在发病早期并没有明显的临床症状或者病症比较轻微,因此使得病情十分容易被忽视。

[0003] 现有技术中,对于心肌缺血,在理论上有一定的检测手段,即采用体表心电图(electrocardiogram,ECG)在临床上对心脏特征进行持续地观察和诊断。但是现有技术中对于心电图中的心电数据通常只做较为粗糙的图像化检测,并没有定量描述和检测的手段,因此使得心电检测结果的准确性不高,进而难以把握心电数据中的细微变化,从而有可能在检测过程中遗漏患者的一些心脏异常情况例如心肌缺血病症等。医生在观察心电图等心电数据的过程中,通常也只能做主观的定性判断,从而在一定程度上影响了最终结果的准确性。

发明内容

[0004] 根据现有技术中存在的上述问题,现提供一种心电动力学数据量化分析方法的技术方案,旨在对心电动力学数据进行定量描述,提供了有效的量化指标,为医生采用心电向量图进行病情诊断提供了便利。

[0005] 上述技术方案具体包括:

[0006] 一种心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,包括:

[0007] 步骤S1,采集得到心电数据;

[0008] 步骤S2,根据采集到的所述心电数据获取对应的心电动力学数据;

[0009] 步骤S3,提取所述心电动力学数据的空间离散量化特征,以及提取所述心电动力学数据的时间离散量化特征;

[0010] 步骤S4,根据所述空间离散量化特征和所述时间离散量化特征形成所述心电动力学数据的量化信息,并根据所述量化信息对所述心电向量图进行量化分析。

[0011] 优选的,该心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,所述步骤S2中,获取所述心电动力学数据的步骤具体包括:

[0012] 步骤S21,采用确定学习方法,对所述心电数据进行动力学建模,以形成关联于所述心电数据的动力学模型;

[0013] 步骤S22,根据所述心电数据以及所述动力学模型获得关联于所述心电数据的所述心电动力学数据。

[0014] 优选的,该心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,所述心电动力学数据中包括以三维空间形式排布的多个数据点;

[0015] 则所述步骤S3中,获取所述心电动力学数据的所述空间离散量化特征的步骤具体包括:

[0016] 步骤S31a,将所述心电动力学数据按照时间顺序处理得到各个所述数据点的指数变化率;

[0017] 步骤S32a,将所有所述数据点的所述指数变化率整合成所述空间离散量化特征。

[0018] 优选的,该心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,所述步骤S31a具体包括:

[0019] 步骤S311a,处理得到所述心电动力学数据中所述数据点的初始距离集合;

[0020] 步骤S312a,处理得到所述数据点的对应的结束距离集合;

[0021] 步骤S313a,根据所述初始距离集合以及所述结束距离集合分别处理得到每个所述数据点的所述指数变化率。

[0022] 优选的,该心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,所述步骤S311a中,依照下述公式处理得到所述初始距离集合:

$$[0023] \quad d1_{k_i} = \|X_k - X_{k_i}\|;$$

[0024] 其中,

[0025] $i=1,2,\dots,I_k$;

[0026] x_k 用于表示当前第k个所述数据点;

[0027] X_{k_i} 为 x_k 的一临近点集,用于表示与 x_k 在空间距离上最近的 a_1 个点的点集;

[0028] I_k 用于表示第k步所述临近点集的元素总数,并且 $I_k \leq a_1$;

[0029] $d1_{k_i}$ 为所述初始距离集合,用于表示 X_{k_i} 与 x_k 之间的距离集合。

[0030] 优选的,该心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,所述步骤S312a中,依照下述公式处理得到所述结束距离集合:

$$[0031] \quad d2_{k_i} = \|X_{k+\Delta} - X_{k_i+\Delta}\|;$$

[0032] 其中,

[0033] $i=1,2,\dots,I_k, \Delta \in \mathbb{N}$;

[0034] x_k 用于表示当前第k个所述数据点;

[0035] $x_{k+\Delta}$ 用于表示将 x_k 的时间往前增加 Δ 步得到的所述数据点;

[0036] X_{k_i} 为 x_k 的一临近点集,用于表示与 x_k 在空间距离上最近的 a_1 个点的点集;

[0037] $X_{k_i+\Delta}$ 用于表示将 X_{k_i} 的时间往前增加 Δ 步得到的点集;

[0038] I_k 用于表示第k步所述临近点集的元素总数,并且 $I_k \leq a_1$;

[0039] $d2_{k_i}$ 为所述结束距离集合,用于表示 X_{k_i} 与 x_k 分别往前增加 Δ 步后的距离集合。

[0040] 优选的,该心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,所述步骤S313a中,将所述初始距离集合和所述结束距离集合中的每一对应项进行对数计算,以得到每个所述数据点的所述指数变化率。

[0041] 优选的,该心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,所述步骤S32a中,采用非

负平均的方法将所有所述数据点的所述指数变化率整合成所述空间离散量化特征。

[0042] 优选的,该心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,所述心电动力学数据为多维度数据;

[0043] 则所述步骤S3中,获取所述心电动力学数据的所述时间离散量化特征的步骤具体包括:

[0044] 步骤S31b,分别将每一维度的所述心电动力学数据转换为对应的频域数据;

[0045] 步骤S32b,采用一预设的特征函数组分别与每一维度的所述频域数据进行拟合,以得到每一维度的时间离散度特征分量;

[0046] 步骤S33b,综合所有维度的所述时间离散度特征分量形成所述心电动力学数据的所述时间离散量化特征。

[0047] 优选的,该心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,所述步骤S31b中,采用快速傅里叶变化方法分别将每一维度的所述心电动力学数据转换为对应的频域数据。

[0048] 优选的,该心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,所述步骤S33b中,采用几何平均的方法综合所有维度的所述时间离散度特征分量形成所述心电动力学数据的所述时间离散量化特征。

[0049] 优选的,该心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,所述步骤S4中,

[0050] 于一XOY坐标平面中,采用所述时间离散量化特征和所述空间离散量化特征中的一个作为对应的所述心电动力学数据的X轴坐标,以及采用所述时间离散量化特征和所述空间离散量化特征中的另一个作为对应的所述心电动力学数据的Y轴坐标,以形成所述心电动力学数据的坐标信息;

[0051] 将所述坐标信息作为所述心电动力学数据的所述量化信息。

[0052] 优选的,该心电动力学数据量化分析方法,其特征在于,预先将所述XOY坐标平面划分为第一区域、第二区域以及第三区域;

[0053] 当所述量化信息表示所述心电动力学数据落入所述第一区域中时,表示对应的所述心电向量图表示的心脏体征正常;

[0054] 当所述量化信息表示所述心电动力学数据落入所述第二区域中时,表示对应的所述心电向量图表示的心脏体征异常;

[0055] 当所述量化信息表示所述心电动力学数据落入所述第三区域中时,表示对应的所述心电向量图表示的心脏体征疑似异常。

[0056] 上述技术方案的有益效果是:提供一种心电动力学数据量化分析方法,能够对心电数据进行定量描述,提供有效的量化指标,为医生采用心电向量图进行病情诊断提供了便利。

附图说明

[0057] 图1是本发明的较佳的实施例中,一种心电动力学数据量化分析方法的总体流程示意图;

[0058] 图2是本发明的较佳的实施例中,获取心电动力学数据的流程示意图;

[0059] 图3-4是本发明的较佳的实施例中,获取心电动力学数据中的空间离散量化特征的流程示意图;

[0060] 图5是本发明的较佳的实施例中,获取心电动力学数据中的时间离散量化特征的流程示意图;

[0061] 图6是本发明的一个具体的实施例中,心肌梗塞数据的心电动力学数据示意图;

[0062] 图7是本发明的一个具体的实施例中,对心肌梗塞的心电动力学数据进行分析的示意图。

具体实施方式

[0063] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动的前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0064] 需要说明的是,在不冲突的情况下,本发明中的实施例及实施例中的特征可以相互组合。

[0065] 下面结合附图和具体实施例对本发明作进一步说明,但不作为本发明的限定。

[0066] 根据现有技术中存在的上述问题,现提供一种心电动力学数据量化分析方法,该方法具体如图1所示,包括:

[0067] 步骤S1,采集得到心电数据;

[0068] 步骤S2,根据采集到的心电数据获取对应的心电动力学数据;

[0069] 步骤S3,提取心电动力学数据的空间离散量化特征,以及提取心电动力学数据的时间离散量化特征;

[0070] 步骤S4,根据空间离散量化特征和时间离散量化特征形成心电动力学数据的量化信息,并根据量化信息对心电向量图进行量化分析。

[0071] 具体地,上述心电数据可以由心电向量图(Vectorcardiogram,VCG)中获得。所谓心电向量图,是指主要依据心脏电激动的方向与大小在每一个瞬间是不同的的原理,记录心脏各瞬间产生的电激动在立体的方向及大小的一种立体图像。心电向量图能够较真实地记录出心脏动作电流,可用来阐明心电图产生的原理解释心电图波形,从而提高临床的诊断效果。心电向量图和心电图都是心电活动的反映,仅仅记录的方法不同。上述步骤S1中,采集得到心电数据的过程为现有技术,在此不再赘述。

[0072] 本实施例中,随后根据心电数据进行确定学习动力学建模,从而获得心电动力学(CDVG)数据。

[0073] 本实施例中,上述步骤S3中,根据上述心电动力学数据分别提取其中的时间离散量化特征和空间离散量化特征,随后根据时间离散量化特征和空间离散量化特征形成上述心电动力学数据的量化信息,该量化信息可用于对心电动力学数据进行定量描述,因此可以根据该量化信息对心电向量图进行量化分析,以根据分析结果判断患者是否有异常的心脏体征。

[0074] 本发明的较佳的实施例中,上述步骤S2中,获取心电动力学数据的步骤如图2所示,具体包括:

[0075] 步骤S21,采用确定学习方法,对心电数据进行动力学建模,以形成关联于心电数据的动力学模型;

[0076] 步骤S22,根据心电数据以及动力学模型获得关联于心电数据的心电动力学数据。

[0077] 具体地,本实施例中,首先对采集得到的心电数据进行确定学习动力学建模,从而获得对应的心电动力学数据。具体地,把原始的心电数据 $e(t)$, $e \in \mathbb{R}$, $t=1,2,\dots,T$ 转化成心电动力学数据 $x(t)$, $x \in \mathbb{R}^3$, $t=1,2,\dots,T$ 。

[0078] 本发明的较佳的实施例中,心电动力学数据中包括以三维空间形式排布的多个数据点;

[0079] 则上述步骤S3中,获取心电动力学数据的空间离散量化特征的步骤具体如图3所示,包括:

[0080] 步骤S31a,将心电动力学数据按照时间顺序处理得到各个数据点的指数变化率;

[0081] 步骤S32a,将所有数据点的指数变化率整合成空间离散量化特征。

[0082] 具体地,本实施例中,上述心电动力学数据包括以三维空间形式排布的多个数据点,首先对心电动力学数据三维空间数据按照时间顺序求得各数据点上的指数变化率,处理该指数变化率的方式(即上述步骤S31a)具体如图4所示,包括:

[0083] 步骤S311a,处理得到心电动力学数据中数据点的初始距离集合;

[0084] 步骤S312a,处理得到数据点的对应的结束距离集合;

[0085] 步骤S313a,根据初始距离集合以及结束距离集合分别处理得到每个数据点的指数变化率。

[0086] 具体地,本发明的较佳的实施例中,上述步骤S311a中,依照下述公式处理得到初始距离集合:

[0087]

$$d1_{k_i} = \|x_k - x_{k_i}\|; \quad (1)$$

[0088] 其中,

[0089] $i=1,2,\dots,I_k$;

[0090] x_k 用于表示当前第 k 个数据点;

[0091] X_{k_i} 为 x_k 的一临近点集,用于表示与 x_k 在空间距离上最近的 a_1 个点的点集;

[0092] I_k 用于表示第 k 步临近点集的元素总数,并且 $I_k \leq a_1$;

[0093] $d1_{k_i}$ 为初始距离集合,用于表示 X_{k_i} 与 x_k 之间的距离集合。

[0094] 即上述步骤S311a中,首先标记与心电动力学数据中当前第 k 个数据点 x_k 空间距离最近的 a_1 个点,并该 a_1 个点的点集计为临近点集 X_{k_i} , $i=1,2,\dots,I_k$,其中 I_k 为第 k 步临近点集的元素总数,并且 $I_k \leq a_1$ 。随后,将该临近点集与当前轨迹点(即当前数据点 x_k)的距离集为初始距离集合,即如上述公式(1)所示。

[0095] 本发明的较佳的实施例中,上述步骤S312a中,依照下述公式处理得到结束距离集合:

[0096]

$$d2_{k_i} = \|x_{k+\Delta} - x_{k_i+\Delta}\|; \quad (2)$$

[0097] 其中,

[0098] $i=1,2,\dots,I_k, \Delta \in \mathbb{N}$;

[0099] x_k 用于表示当前第 k 个所述数据点;

[0100] $x_{k+\Delta}$ 用于表示将 x_k 的时间往前增加 Δ 步得到的所述数据点;

[0101] X_{k_i} 为 x_k 的一临近点集,用于表示与 x_k 在空间距离上最近的 a_1 个点的点集;

[0102] $X_{k_i+\Delta}$ 用于表示将 X_{k_i} 的时间往前增加 Δ 步得到的点集;

[0103] I_k 用于表示第 k 步所述临近点集的元素总数,并且 $I_k \leq a_1$;

[0104] $d2_{k_i}$ 为所述结束距离集合,用于表示 X_{k_i} 与 x_k 分别往前增加 Δ 步后的距离集合。

[0105] 即上述步骤S312a中,把当前轨迹点 x_k 和临近点集的时间分别往前增加 Δ 步,从而根据上述公式(2)计算结束距离集合。

[0106] 本发明的较佳的实施例中,上述步骤S313a中,将初始距离集合和结束距离集合中的每一对应项进行对数计算,以得到每个数据点的指数变化率。上述经过对数运算得到的指数变化率计为 $\delta_{k_i}, i=1,2,\dots,I_k$ 。经过上述过程得到的指数变化率 δ_{k_i} 即为指数增长系数集。

[0107] 本发明的较佳的实施例中,上述步骤S32a中,可以采用非负平均的方法将所有数据点的指数变化率整合成空间离散量化特征。

[0108] 具体地,首先,取出当前第 k 步的非负的指数变化率并记为 δ_{k_j} ,其中,

$j \in \{i \mid \delta_{k_i} > 0, i = 1, 2, \dots, I_k\}$,并且,把 j 的最大值记为 J_k 。

[0109] 然后,依照下述公式计算当前的空间离散度系数:

[0110]

$$\phi_k = \frac{\sum_{j=1}^{J_k} \delta_{k_j}}{J_k}; \quad (3)$$

[0111] 其中, ϕ_k 用于表示上述空间离散度系数。

[0112] 最后,进行所有步的平均运算以作为上述空间离散量化特征。该特征依照下述公式计算:

[0113]

$$SD = \frac{\sum_{t=1}^T \phi_t}{T}; \quad (4)$$

[0114] 本发明的较佳的实施例中,上述心电动力学数据为多维度的数据;

[0115] 则步骤S3中,获取心电动力学数据的时间离散量化特征的步骤具体如图5所示,包括:

[0116] 步骤S31b,分别将每一维度的心电动力学数据转换为对应的频域数据;

[0117] 步骤S32b,采用一预设的指数特征函数组分别与每一维度的频域数据进行拟合,

以得到每一维度的时间离散度特征分量；

[0118] 步骤S33b,综合所有维度的时间离散度特征分量形成心电动力学数据的时间离散量化特征。

[0119] 具体地,本发明的较佳的实施例中,上述步骤S31b中,采用快速傅里叶变化的方法将每一维度的CDVG数据转换成频域数据。

[0120] 具体地,每一维度的CDVG数据可以被表示为:

[0121] $x_i(t), x_i \in R^1, t=1, 2, \dots, T, i=1, 2, 3;$

[0122] 经过快速傅里叶变换将上述CDVG数据转换成频域信息,可以被表示为:

[0123] $f_i(n), f \in R^3, n=1, 2, \dots, N, i=1, 2, 3。$

[0124] 上述N为采样频率。

[0125] 上述过程中,还包含零频率点的置零操作,即 $f_i(1)=0, i=1, 2, 3。$

[0126] 在转换得到频域数据之后,采用一预设的指数特征函数组对每一维度的频域数据进行拟合,以得到每一维度的时间离散特征分量。

[0127] 具体地,上述预设的指数特征函数组为一类具有特定特征的指数函数,具体可以为以 λ 为指数的指数函数,具体可以被表示为 $f_{i,\lambda}(n), i=1, 2, 3。$ 通过指数特征函数组 $f_{i,\lambda}(n)$ 与频域数据 $f_i(n)$ 进行拟合,并将拟合所用的最优特征 λ_i 参数作为每一维度的时间离散特征分量。

[0128] 最后,通过几何平均的方法把每一维度的时间离散特征分量 $\lambda_i, i=1, 2,$ 综合形成CDVG数据的时间离散量化特征,以下述公式计算得到:

[0129]

$$TD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^3 \lambda_i^2}{3}} ; \quad (5)$$

[0130] 本发明的较佳的实施例中,上述步骤S4中,

[0131] 于一XOY坐标平面中,采用时间离散量化特征和空间离散量化特征中的一个作为对应的心电动力学数据的X轴坐标,以及采用时间离散量化特征和空间离散量化特征中的另一个作为对应的心电动力学数据的Y轴坐标,以形成心电动力学数据的坐标信息;

[0132] 并且,将坐标信息作为心电动力学数据的量化信息。

[0133] 具体地,本发明的一个实施例中,于一个XOY坐标平面中,在xy坐标系上,把x坐标定义为上述时间离散量化特征(即TD指标),同时把y坐标定义为空间离散量化特征(即SD指标),因此一个CDVG数据具有一个以TD指标为x坐标和以SD指标为y坐标的坐标信息(即该CDVG数据的量化信息),则该CDVG数据会对应一个二维空间的分布点来对心电动力学的时空特征进行表示。

[0134] 在该情况下,TD指标(x坐标)越大则表明CDVG数据的时间周期性越强,即心电动力学数据的时间特征更趋于周期规整。SD指标(y坐标)越大则表明CDVG数据的空间混沌性越强,即心电动力学数据的空间特征更趋向于发散混沌。

[0135] 为了医生在进行判断时更加直观,可以通过作分界线对以XOY坐标平面表示的心电动力学时空特征分布图划分成三个区域(第一区域、第二区域、第三区域)。具体地:

[0136] 当量化信息表示心电动力学数据落入第一区域中时,表示对应的心电向量图表示的心脏体征正常,即该第一区域为阴性区域。

[0137] 当量化信息表示心电动力学数据落入第二区域中时,表示对应的心电向量图表示的心脏体征异常,即该第二区域为阳性区域。

[0138] 当量化信息表示心电动力学数据落入第三区域中时,表示对应的心电向量图表示的心脏体征疑似异常,即该第三区域为可疑阳性区域。

[0139] 则根据上述TD指标和SD指标的特性,若CDVG数据的动态特性越优(即其为规整的环状结构),那么TD指标就越大并且SD指标越小;若CDVG数据的动态特性越差(即为散乱的空间结构),那么TD指标就越小并且SD指标越大。因此,上述第二区域可以分布在XOY坐标平面的左上方,第一区域可以分布在XOY坐标平面的右下方,其间分布有第三区域。

[0140] 本发明的另一个实施例中,于一个XOY坐标平面中,在xy坐标系上,把x坐标定义为上述空间离散量化特征(即SD指标),同时把y坐标定义为时间离散量化特征(即TD指标),因此一个CDVG数据具有一个以SD指标为x坐标和以TD指标为y坐标的坐标信息(即该CDVG数据的量化信息),则该CDVG数据会对应一个二维空间的分布点来对心电动力学的时空特征进行表示。针对上述CDVG数据的量化信息的分析以及相应判断区域的划分可以比照上文中所述进行处理,在此不再赘述。

[0141] 下文中所述为本发明的一个较佳的实施例中对CDVG数据做量化分析以验证本发明技术方案的具体过程:

[0142] 本实施例中选取PTB数据中提供的心肌梗塞数据P065为例。

[0143] 本实施例中,首先根据P065心肌梗塞的心电数据采用确定学习动力学建模生成CDVG数据 x_t (如图6中所示),随后对该CDVG数据提取时间离散量化特征和空间离散量化特征。

[0144] 在提取空间离散量化特征时,首先在第一个点 $x_k, k=1$ 处执行寻找当前轨迹点的临近点集的步骤。本实施例中,上述 a_1 可以取值30,即上述临近点集中包括30个数据点,随后根据上述公式(1)计算得到初始距离集合。随后根据上述公式(2)计算得到结束距离集合。本实施例中,在应用上述公式(2)时,可以取值 $\Delta=10$ 。本实施例中,随后,采用以2为底的对数函数找到非负的指数增长系数集(即指数变化率)并根据上文中所述的方法计算得到空间离散度系数。最后进行CDVG数据长度为T的循环运算,以求得所有时间点的空间离散度系数,并且通过平均运算作为CDVG数据的空间离散量化特征(即SD指标)。例如,采用上述心肌梗塞数据P065经过计算后可以求得其SD指标 $SD=3.0691$ 。

[0145] 在提取时间离散量化特征之前,需要进行数据预处理的,即通过快速傅里叶变换方法分别将每一维度的CDVG数据转化成频域数据。由于在转化过程中,部分数据的零频率点会发生较大的偏移,因此进行零频率点的置零操作以解决该偏移问题。随后,采用预设的特征函数组与频域数据进行拟合,并将拟合所用的最优特征参数作为分别对应每一维度的数据的时间离散特征分量。最后,通过几何平均的方法将每一维度的时间离散特征分量综合形成CDVG数据的时间离散量化特征(即TD指标)。例如上述心肌梗塞数据P065,其经过计算后可得到TD指标 $TD=42.4774$ 。

[0146] 得到了CDVG数据的SD指标和TD指标后,就可以以XOY坐标信息的方式形成该CDVG数据的量化信息。例如将SD指标作为x轴坐标,将TD指标作为y轴坐标,则上述量化信息可以

被表示为(3.0691, 42.4774), 即表示CDVG数据在XOY坐标平面表示的二维平面中的分布点位置。又例如将SD指标作为y轴坐标, 将TD指标作为x轴坐标, 则上述量化信息可以被表示为(42.4774, 3.0691)。

[0147] 最后, 根据该量化信息可以对CDVG数据进行判断。具体地, 如图7所示, 以TD指标作为x轴坐标, SD指标作为y轴坐标为例, 在XOY坐标平面中划分了第一区域A, 第二区域B以及第三区域C。其中第一区域A为阴性区域, 第二区域B为阳性区域, 第三区域C为可疑阳性区域。而上述心肌梗塞数据P065的量化信息(a点)显示其落在第二区域B内, 且距离分界线较远, 因此认为该CDVG数据显示患者具有心肌缺血的危险。

[0148] 最后根据心肌梗塞数据P065在PTB数据库中的病历信息显示, 患者死于心肌梗死, 并且其CDVG图如图6所示, 显示为略显散乱的环状。这与最终量化信息的分析结果均相符合, 因此完成对本发明技术方案的验证。

[0149] 以上所述仅为本发明较佳的实施例, 并非因此限制本发明的实施方式及保护范围, 对于本领域技术人员而言, 应当能够意识到凡运用本发明说明书及图示内容所作出的等同替换和显而易见的变化所得到的方案, 均应当包含在本发明的保护范围内。

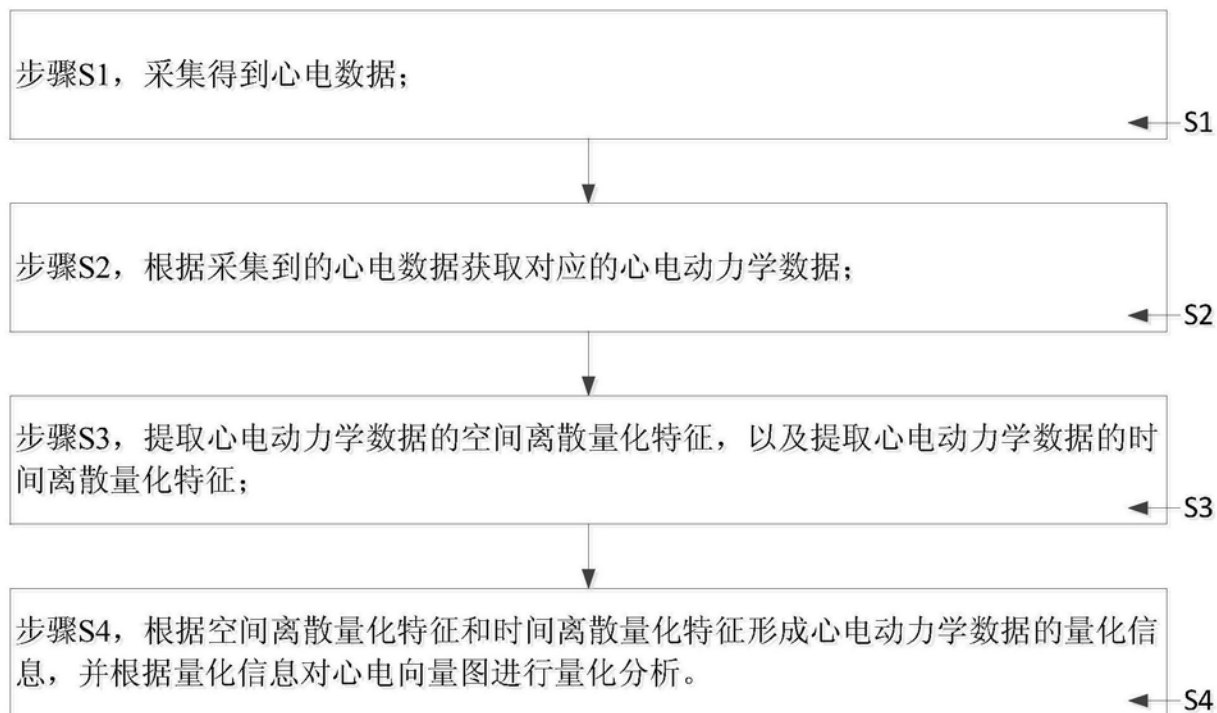


图1

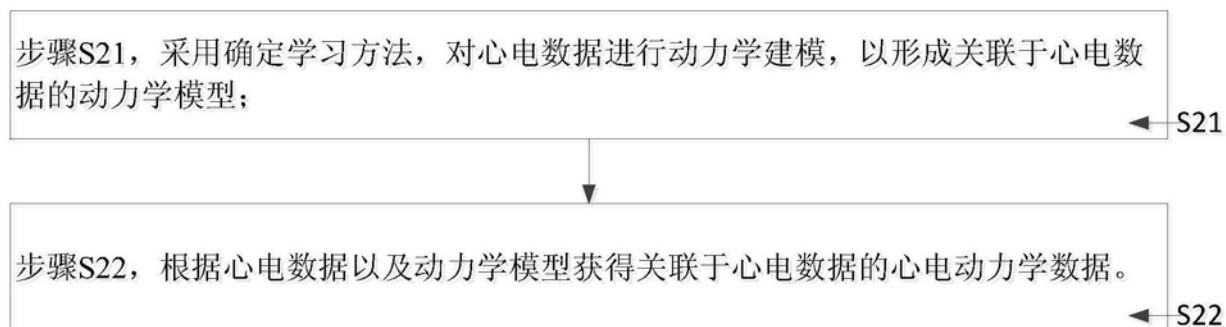


图2

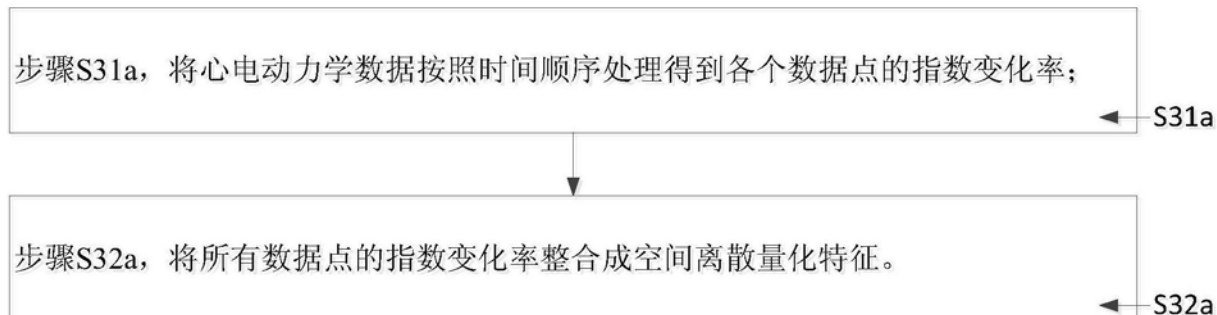


图3

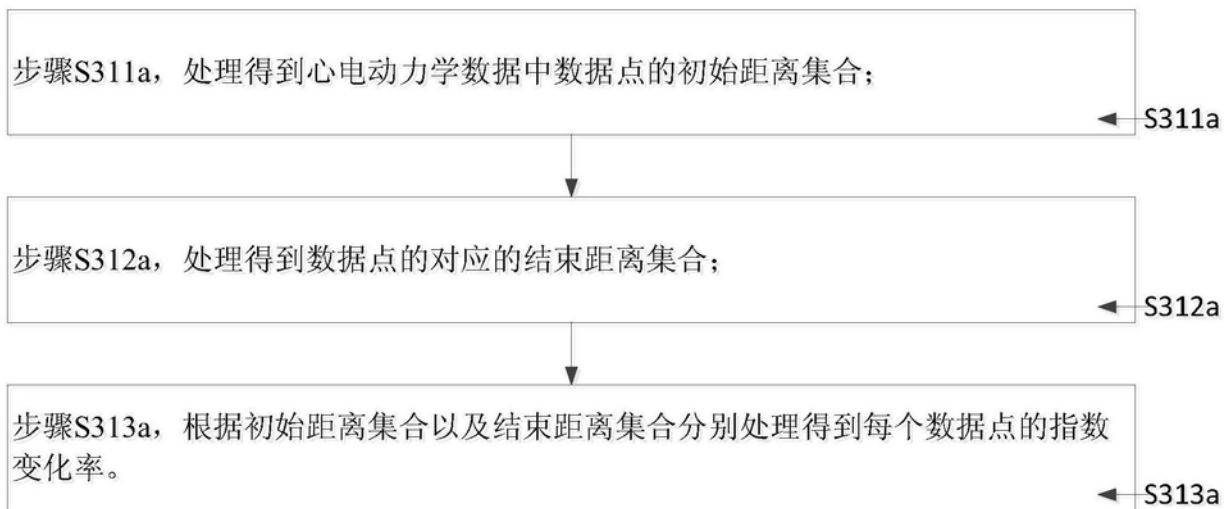


图4

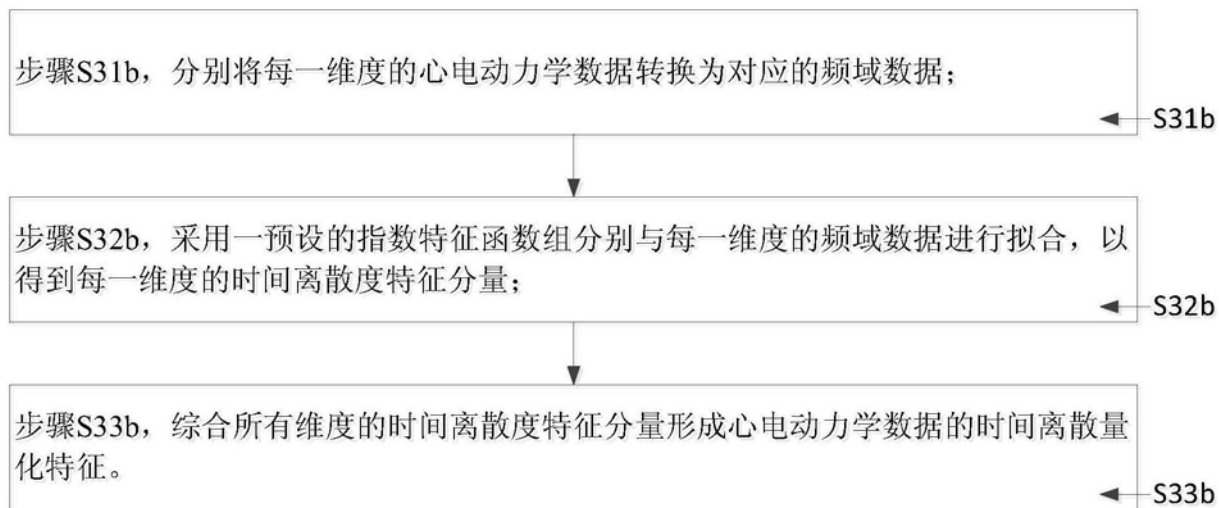


图5

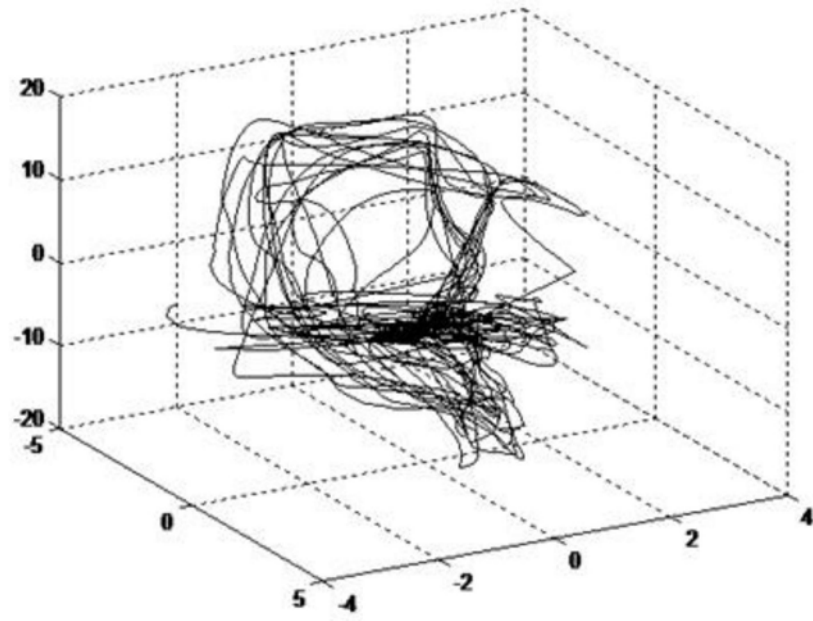


图6

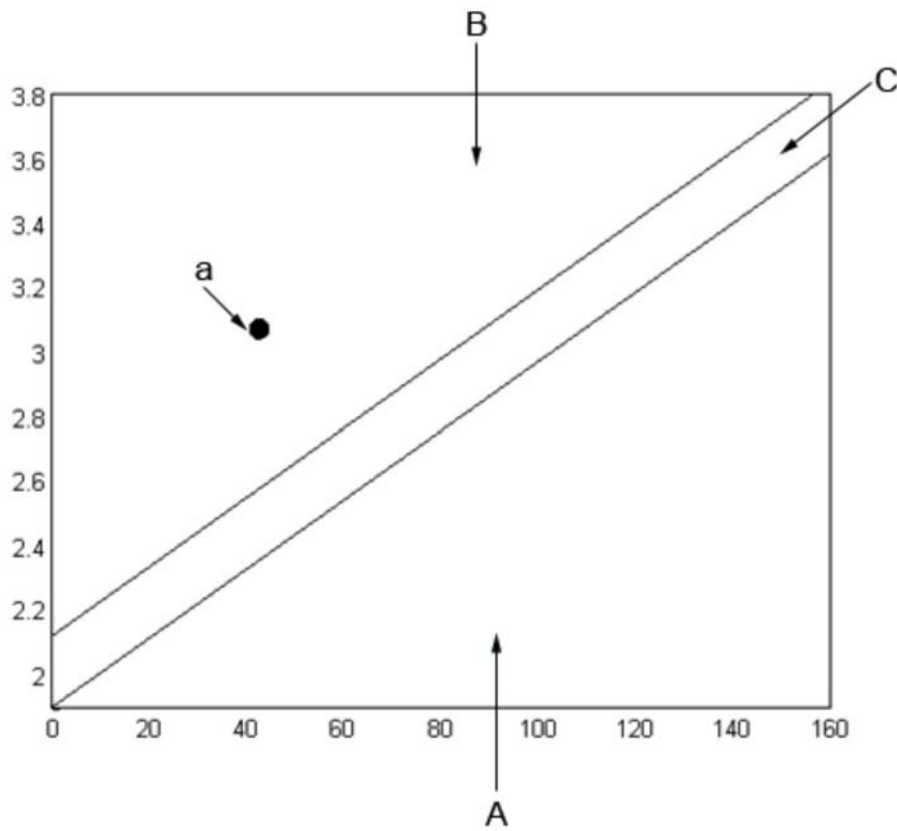


图7

专利名称(译)	一种心电动力学数据量化分析方法		
公开(公告)号	CN107260161B	公开(公告)日	2019-02-19
申请号	CN2017110587538.0	申请日	2017-07-18
[标]发明人	王聪 吴伟明 邓木清 徐赤坤		
发明人	王聪 吴伟明 邓木清 徐赤坤		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/7235 A61B5/7257		
审查员(译)	陈飞		
其他公开文献	CN107260161A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种心电动力学数据图量化分析方法，属于心电检测技术领域；方法包括：步骤S1，采集得到心电数据；步骤S2，根据采集到的所述心电数据获取对应的心电动力学数据；步骤S3，提取所述心电动力学数据的空间离散量化特征，以及提取所述心电动力学数据的时间离散量化特征；步骤S4，根据所述空间离散量化特征和所述时间离散量化特征形成所述心电动力学数据的量化信息，并根据所述量化信息对所述心电动力学数据图进行量化分析。上述技术方案的有益效果是：能够对心电动力学数据进行定量描述，提供有效的量化指标，为医生采用心电动力学数据图进行病情诊断提供了便利。

