



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110477905 A

(43)申请公布日 2019. 11. 22

(21)申请号 201910603358.6

(22)申请日 2019.07.05

(71)申请人 深圳邦健生物医疗设备股份有限公司

地址 518000 广东省深圳市坪山新区坑梓街道金沙社区金辉路16-1号

(72)发明人 于小林 吴治怡 李广勋

(74)专利代理机构 深圳中细软知识产权代理有限公司 44528

代理人 孙凯乐

(51)Int.Cl.

A61B 5/0472(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

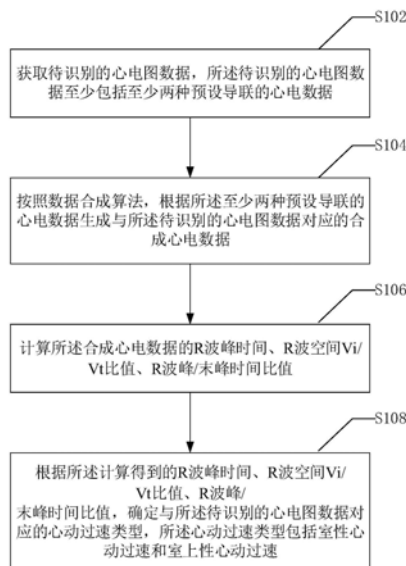
权利要求书2页 说明书11页 附图7页

(54)发明名称

宽QRS波群心动过速的识别方法、装置、设备及可读介质

(57)摘要

本发明实施例公开了一种宽QRS波群心动过速的识别方法、装置、设备及计算机可读介质,其中,所述方法包括:获取待识别的心电图数据,待识别的心电图数据至少包括至少两种预设导联的心电数据;按照数据合成算法,根据至少两种预设导联的心电数据生成与待识别的心电图数据对应的合成心电数据;计算合成心电数据的R波峰时间、R波空间Vi/Vt比值、R波峰/末峰时间比值;根据计算得到的R波峰时间、R波空间Vi/Vt比值、R波峰/末峰时间比值,确定与待识别的心电图数据对应的心动过速类型,心动过速类型包括室性心动过速和室上性心动过速。采用本发明,可提高根据心电图数据识别宽QRS波群心动过速种类和形式的识别准确率。



1. 一种宽QRS波群心动过速的识别方法,其特征在于,包括:

获取待识别的心电图数据,所述待识别的心电图数据至少包括至少两种预设导联的心电数据;

按照数据合成算法,根据所述至少两种预设导联的心电数据生成与所述待识别的心电图数据对应的合成心电数据;

计算所述合成心电数据的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值;

根据所述计算得到的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值,确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型,所述心动过速类型包括室性心动过速和室上性心动过速。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述至少两种预设导联的心电数据包括I导联心电数据、II导联心电数据、V1导联心电数据、V2导联心电数据、V3导联心电数据、V4导联心电数据、V4导联心电数据、V5导联心电数据和/或V6导联心电数据。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,所述按照数据合成算法,根据所述至少两种预设导联的心电数据生成与所述待识别的心电图数据对应的合成心电数据的步骤,还包括:

通过计算公式

合成心电数据 = 至少两种预设导联的心电数据  $\times$  预设系数矩阵

计算所述合成心电数据,其中,所述预设系数矩阵为Kors矩阵。

4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述合成心电数据包括X轴心电向量、Y轴心电向量、Z轴心电向量;

所述计算所述合成心电数据的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值的步骤,还包括:

根据所述X轴心电向量、Y轴心电向量、Z轴心电向量计算与所述合成心电数据对应的合成心电向量幅度数据;

根据所述合成心电向量幅度数据计算所述合成心电数据的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值;

所述根据所述X轴心电向量、Y轴心电向量、Z轴心电向量计算与所述合成心电数据对应的合成心电向量幅度数据的步骤,还包括:

计算所述X轴心电向量、Y轴心电向量、Z轴心电向量的平方和的平方根,将计算结果作为所述合成心电向量幅度数据。

5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述计算所述合成心电数据的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值的步骤,还包括:

获取所述合成心电数据的R波;

确定所述R波的R波峰时间,所述R波峰时间还包括起点和终点;

获取所述起点与离起点向后40ms的数据点之间的心电数据作为第一空间数据,获取所述终点与离终点向前40ms之间的心电数据作为第二空间数据;分别计算与所述第一空间数据和第二空间数据对应的第一向量幅度值和第二向量幅度值;将所述第一向量幅度值与第二向量幅度值的比值作为所述R波空间 $V_i/V_t$ 比值;

获取所述R波的波峰顶点,计算所述波峰顶点与所述起点之间的第一波峰时间、波峰顶

点与所述终点之间的第二末峰时间,将所述第一波峰时间与所述第二末峰时间的比值作为所述R波峰/末峰时间比值。

6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述获取待识别的心电图数据的步骤之后,还包括:

获取与所述待识别的心电图数据对应的计算心电速率点密度图;

根据所述心电速率点密度图,确定初段心室除极速率和终末心室除极速率;

所述确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型的步骤,还包括:

根据所述初段心室除极速率和终末心室除极速率确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型。

7. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,所述确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型的步骤,还包括:

确定所述R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值与预设的阈值之间的匹配关系;

确定所述初段心室除极速率和终末心室除极速率之间的大小关系;

根据所述R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值与预设的阈值之间的匹配关系、和所述初段心室除极速率和终末心室除极速率之间的大小关系,确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型为室性心动过速或室上性心动过速。

8. 一种宽QRS波群心动过速的识别装置,其特征在于,包括:

心电数据获取模块,用于获取待识别的心电图数据,所述待识别的心电图数据至少包括至少两种预设导联的心电数据;

数据合成模块,用于按照数据合成算法,根据所述至少两种预设导联的心电数据生成与所述待识别的心电图数据对应的合成心电数据;

参数计算模块,用于计算所述合成心电数据的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值;

心室除极速率计算模块,用于获取与所述待识别的心电图数据对应的计算心电速率点密度图;根据所述心电速率点密度图,确定初段心室除极速率和终末心室除极速率;

识别模块,用于根据所述计算得到的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值、所述初段心室除极速率和终末心室除极速率,确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型,所述心动过速类型包括室性心动过速和室上性心动过速。

9. 一种计算机可读介质,存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时,使得所述处理器执行如权利要求1至7中任一项所述方法的步骤。

10. 一种计算机设备,包括存储器和处理器,所述存储器存储有计算机程序,所述计算机程序被所述处理器执行时,使得所述处理器执行如权利要求1至7中任一项所述方法的步骤。

## 宽QRS波群心动过速的识别方法、装置、设备及可读介质

### 技术领域

[0001] 本发明涉及计算机技术领域和医学技术领域,尤其涉及一种宽QRS波群心动过速的识别方法、装置、设备及可读介质。

### 背景技术

[0002] 宽QRS波心动过速(wide QRS complex tachycardia,WCT)是急诊较为常见的、疑难的快速心律失常,包括室性心动过速(ventricular tachycardia,VT)和室上性心动过速(super ventricular tachycardia,SVT),其鉴别针对一直是心电图诊断上的重点和难点。快速识别WCT的种类和性质,有利于及时选择正确的处理措施,也利于对心律失常的长期治疗。

[0003] 在相关技术方案中,可以通过VT和SVT在心电图上表征的不同来进行区分。例如,可以通过如下指标的值来进行鉴别和判断:II型导联QRS波群的R波峰时间、aVR导联QRS波群的R波峰时间、QRS波群的 $V_i/V_t$ 比值、QRS波谷时间等相关指标的值。

[0004] 但是,上述指标的计算过程中,因为心电图的波形小,在计算时存在较大的测量误差;并且,因为心电图的12个导联的QRS波群数据之间存在较大区别,测算结果之间也存在较大的变异性,导致了通过某一个导联的QRS波群数据(例如aVR导联的QRS波群)来进行计算时,存在较大的误差,也即WCT的种类和性质鉴别的准确度不足。

### 发明内容

[0005] 基于此,有必要针对上述问题,提出了一种宽QRS波群心动过速的识别方法、装置、设备及可读介质。

[0006] 一种宽QRS波群心动过速的识别方法,所述方法包括:

[0007] 获取待识别的心电图数据,所述待识别的心电图数据至少包括至少两种预设导联的心电数据;

[0008] 按照数据合成算法,根据所述至少两种预设导联的心电数据生成与所述待识别的心电图数据对应的合成心电数据;

[0009] 计算所述合成心电数据的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值;

[0010] 根据所述计算得到的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值,确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型,所述心动过速类型包括室性心动过速和室上性心动过速。

[0011] 可选的,所述至少两种预设导联的心电数据包括I导联心电数据、II导联心电数据、V1导联心电数据、V2导联心电数据、V3导联心电数据、V4导联心电数据、V4导联心电数据、V5导联心电数据和/或V6导联心电数据。

[0012] 可选的,所述按照数据合成算法,根据所述至少两种预设导联的心电数据生成与所述待识别的心电图数据对应的合成心电数据的步骤,还包括:

[0013] 通过计算公式

- [0014] 合成心电数据=至少两种预设导联的心电数据×预设系数矩阵
- [0015] 计算所述合成心电数据,其中,所述预设系数矩阵为Kors矩阵。
- [0016] 可选的,所述合成心电数据包括X轴心电向量、Y轴心电向量、Z轴心电向量;
- [0017] 所述计算所述合成心电数据的R波峰时间、R波空间Vi/Vt比值、R波峰/末峰时间比值的步骤,还包括:
- [0018] 根据所述X轴心电向量、Y轴心电向量、Z轴心电向量计算与所述合成心电数据对应的合成心电向量幅度数据;
- [0019] 根据所述合成心电向量幅度数据计算所述合成心电数据的R波峰时间、R波空间Vi/Vt比值、R波峰/末峰时间比值。
- [0020] 可选的,所述根据所述X轴心电向量、Y轴心电向量、Z轴心电向量计算与所述合成心电数据对应的合成心电向量幅度数据的步骤,还包括:
- [0021] 计算所述X轴心电向量、Y轴心电向量、Z轴心电向量的平方和的平方根,将计算结果作为所述合成心电向量幅度数据。
- [0022] 可选的,所述计算所述合成心电数据的R波峰时间、R波空间Vi/Vt比值、R波峰/末峰时间比值的步骤,还包括:
- [0023] 获取所述合成心电数据的R波;
- [0024] 确定所述R波的R波峰时间,所述R波峰时间还包括起点和终点;
- [0025] 获取所述起点与离起点向后40ms的数据点之间的心电数据作为第一空间数据,获取所述终点与离终点向前40ms之间的心电数据作为第二空间数据;分别计算与所述第一空间数据和第二空间数据对应的第一向量幅度值和第二向量幅度值;将所述第一向量幅度值与第二向量幅度值的比值作为所述R波空间Vi/Vt比值;
- [0026] 获取所述R波的波峰顶点,计算所述波峰顶点与所述起点之间的第一波峰时间、波峰顶点与所述终点之间的第二末峰时间,将所述第一波峰时间与所述第二末峰时间的比值作为所述R波峰/末峰时间比值。
- [0027] 可选的,所述获取待识别的心电图数据的步骤之后,还包括:
- [0028] 获取与所述待识别的心电图数据对应的计算心电速率点密度图;
- [0029] 根据所述心电速率点密度图,确定初段心室除极速率和终末心室除极速率;
- [0030] 所述确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型的步骤,还包括:
- [0031] 根据所述初段心室除极速率和终末心室除极速率确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型。
- [0032] 可选的,所述确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型的步骤,还包括:
- [0033] 确定所述R波峰时间、R波空间Vi/Vt比值、R波峰/末峰时间比值与预设的阈值之间的匹配关系;
- [0034] 确定所述初段心室除极速率和终末心室除极速率之间的大小关系;
- [0035] 根据所述R波峰时间、R波空间Vi/Vt比值、R波峰/末峰时间比值与预设的阈值之间的匹配关系、和所述初段心室除极速率和终末心室除极速率之间的大小关系,确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型为室性心动过速或室上性心动过速。
- [0036] 一种宽QRS波群心动过速的识别装置,所述装置包括:

[0037] 心电数据获取模块,用于获取待识别的心电图数据,所述待识别的心电图数据至少包括至少两种预设导联的心电数据;

[0038] 数据合成模块,用于按照数据合成算法,根据所述至少两种预设导联的心电数据生成与所述待识别的心电图数据对应的合成心电数据;

[0039] 参数计算模块,用于计算所述合成心电数据的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值;

[0040] 识别模块,用于根据所述计算得到的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值,确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型,所述心动过速类型包括室性心动过速和室上性心动过速。

[0041] 可选的,所述装置还包括心室除极速率计算模块,用于获取与所述待识别的心电图数据对应的计算心电速率点密度图;根据所述心电速率点密度图,确定初段心室除极速率和终末心室除极速率;

[0042] 所述识别模块还用于根据所述初段心室除极速率和终末心室除极速率确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型。

[0043] 一种计算机设备,包括存储器和处理器,所述存储器存储有计算机程序,所述计算机程序被所述处理器执行时,使得所述处理器执行以下步骤:

[0044] 获取待识别的心电图数据,所述待识别的心电图数据至少包括至少两种预设导联的心电数据;

[0045] 按照数据合成算法,根据所述至少两种预设导联的心电数据生成与所述待识别的心电图数据对应的合成心电数据;

[0046] 计算所述合成心电数据的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值;

[0047] 根据所述计算得到的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值,确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型,所述心动过速类型包括室性心动过速和室上性心动过速。

[0048] 一种计算机可读存储介质,存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时,使得所述处理器执行以下步骤:

[0049] 获取待识别的心电图数据,所述待识别的心电图数据至少包括至少两种预设导联的心电数据;

[0050] 按照数据合成算法,根据所述至少两种预设导联的心电数据生成与所述待识别的心电图数据对应的合成心电数据;

[0051] 计算所述合成心电数据的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值;

[0052] 根据所述计算得到的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值,确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型,所述心动过速类型包括室性心动过速和室上性心动过速。

[0053] 采用本发明实施例,具有如下有益效果:

[0054] 采用上述宽QRS波群心动过速的识别方法、装置、设备及可读介质之后,在根据心电图数据判断待检者是否存在宽QRS波群心动过速以及存在的宽QRS波群心动过速的类型为室性心动过速还是室上性心动过速时,对心电图数据中的多种预设的导联下的心电数据进行合并,然后计算合并之后的心电数据的R波对应的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波

峰/末峰时间比值等指标的值,并根据计算得到的指标的值与室性心动过速以及室上性心动过速之间的对应关系,来确定是否存在宽QRS波群心动过速,并且确定存在的宽QRS波群心动过速为室性心动过速还是室上性心动过速。

[0055] 相较于相关技术方案中使用单导联数据来鉴别宽QRS波群心动过速的方案来讲,采用多导联的合并数据来鉴别宽QRS波群心动过速,避免了单导联下的心电图的向量投影误差,提高了宽QRS波群心动过速识别的准确性,从而提高了宽QRS波群心动过速治疗的有效性。

### 附图说明

[0056] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0057] 其中:

[0058] 图1为一个实施例中一种宽QRS波群心动过速的识别方法的流程示意图;

[0059] 图2为一个实施例中合成心电数据示意图;

[0060] 图3为一个实施例中RWPT计算示意图;

[0061] 图4为一个实施例中R波空间 $V_i/V_t$ 比值计算示意图;

[0062] 图5为一个实施例中R波峰/末峰时间比值计算示意图;

[0063] 图6为一个实施例中2D心电速率点密度图示意图;

[0064] 图7为一个实施例中3D心电速率点密度图示意图;

[0065] 图8为一个实施例中初段心室除极速率 $V_i$ 明显小于末段心室除极速率 $V_t$ 对比示意图;

[0066] 图9为一个实施例中一种宽QRS波群心动过速的识别装置的结构框图;

[0067] 图10为一个实施例中计算机设备的结构框图。

### 具体实施方式

[0068] 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。

[0069] 为解决传统技术对于WCT(宽QRS波心动过速,wide QRS complex tachycardia)的种类和性质判断的准确率低的技术问题,在本实施例中,特提出了一种宽QRS波群心动过速的识别方法,该方法的实现可依赖于计算机程序,该计算机程序可运行于基于冯诺依曼体系的计算机系统之上,该计算机程序可以是根据心电图对WCT的种类和形式进行判断和识别的应用程序。该计算机系统可以是运行上述计算机程序的例如智能手机、平板电脑、个人电脑、服务器等计算机设备。

[0070] 需要说明的是,在本实施例中,上述方法的执行是基于心电图数据的分析,也就是说,需要先通过心电图检查,获取待检者对应的心电图数据,然后对该心电图数据进行进一

步的分析,以确定其是否存在心动过速以及相应的心动过速为室性心动过速还是室上性心动过速。

[0071] 进一步的,在本实施例中,对宽QRS波心动过速的识别所基于的心电图数据为常规的十二导联所获取的数据或者指定的导联类型下所获取的数据。例如,采用国际通用导联体系的十二导联,即I、II、III、aVL、aVF、aVR、V1、V2、V3、V4、V5、V6对应的心电图数据,或者,采用指定的I、II、V1、V2、V3、V4、V5、V6对应的心电图数据,具体可以根据需要进行确定和数据的采集。

[0072] 如图1所示,在一个实施例中,提供了一种宽QRS波群心动过速的识别方法。该方法既可以应用于终端,也可以应用于服务器,该终端或服务器为对待检者的心电图数据进行分析的计算机设备。

[0073] 具体的,如图1所述,上述宽QRS波群心动过速的识别方法包括如图1所述的步骤S102-S108:

[0074] 步骤S102:获取待识别的心电图数据,所述待识别的心电图数据至少包括至少两种预设导联的心电数据。

[0075] 在需要对待检者进行WCT的识别时,通过心电数据采集设备获取待检者的心电图数据、或者获取其他心电数据采集设备获取的心电图数据,以用于进一步的分析。

[0076] 如前所述,心电图数据为常规的十二导联所获取的数据或者指定的导联类型下所获取的数据,并且,在本实施例中,后续进行分析的心电图数据不止一个导联下的数据,至少包括2种预设导联的心电数据。

[0077] 在一个具体的实施例中,待识别的心电图数据至少包括I导联心电数据、II导联心电数据、V1导联心电数据、V2导联心电数据、V3导联心电数据、V4导联心电数据、V4导联心电数据、V5导联心电数据和/或V6导联心电数据,后续处理的时候,是通过前述这8种导联的心电数据进行计算和分析的。这是因为III型、aVL、aVF、aVR导联的数据可以通过前述8种导联的心电数据进行计算(通过三角函数等方式),且认为采用前述8种导联的心电数据足以保证相应想WCT识别的准确性。

[0078] 步骤S104:按照数据合成算法,根据所述至少两种预设导联的心电数据生成与所述待识别的心电图数据对应的合成心电数据。

[0079] 不同于相关技术方案中,对某一个导联对应的心电数据进行分析和处理,以对WCT进行鉴别;在本实施例中,对WCT的种类和形式的鉴别,需要综合考虑多个导联的数据,因此,需要将多个导联对应的心电数据进行合并处理。

[0080] 因为WCT的鉴别主要是考虑QRS波的一些指标数据,但是可能在不同的导联下,其对应的数据之间存在较大的测算差异,导致相应的WCT鉴别存在较大的误差;并且,对于完左或完右的情况,WCT鉴别过程中考虑的QRS波的特征存在更大的差异。

[0081] 在本实施例中,需要将相应的心电图数据进行合并,以消除不同导联下的投影误差。

[0082] 在一个具体的实施例中,可以通过计算公式

[0083] 合成心电数据=至少两种预设导联的心电数据×预设系数矩阵来计算所述合成心电数据,其中,所述预设系数矩阵为Kors矩阵。

[0084] 具体的,获取I导联心电数据、II导联心电数据、V1导联心电数据、V2导联心电数

据、V3导联心电数据、V4导联心电数据、V4导联心电数据、V5导联心电数据和/或V6导联心电数据等8个导联的心电数据,其中包括每个导联下的数据组,即X、Y、Z轴的值,记为ECG:

$$[0085] \quad ECG = \begin{bmatrix} x_1 x_2 \cdots x_8 \\ y_1 y_2 \cdots y_8 \\ z_1 z_2 \cdots z_8 \end{bmatrix},$$

[0086] 其中,  $(x_1, y_1, z_1)$  为一个导联下的心电数据组。另外,合成心电数据记为  $VCG = (x_0, y_0, z_0)^T$ , 其中,  $x_0, y_0, z_0$  分别为其X轴心电向量、Y轴心电向量、Z轴心电向量;预设的系统矩阵可以为Kors矩阵,Kors矩阵的系数可以参见表1:

[0087] 表1 Kors矩阵系数表

[0088]

系数	X	Y	Z
I	0.38	-0.07	0.11
II	-0.07	0.93	-0.23
V1	-0.13	0.06	-0.43
V2	0.05	-0.02	-0.06
V3	-0.01	-0.05	-0.14
V4	0.14	0.06	-0.20
V5	0.06	-0.17	-0.11
V6	0.54	0.13	0.31

[0089] 从而,可以通过公式

$$[0090] \quad VCG = ECG \times M_{Kors}$$

[0091] 计算合成心电数据,其中,  $M_{Kors}$  为Kors矩阵。

[0092] 也就是说,

$$[0093] \quad x_0 = 0.38x_1 - 0.17x_2 - 0.13x_3 + 0.15x_4 - 0.01x_5 + 0.14x_6 + 0.16x_7 + 0.56x_8,$$

$$[0094] \quad y_0 = -0.07y_1 + 0.93y_2 + 0.06y_3 - 0.02y_4 - 0.05y_5 + 0.06y_6 - 0.17y_7 + 0.13y_8,$$

$$[0095] \quad z_0 = 0.11z_1 - 0.23z_2 - 0.43z_3 - 0.06z_4 - 0.14z_5 - 0.20z_6 - 0.11z_7 + 0.31z_8.$$

[0096] 为了便于计算待识别的心电图数据,在本实施例中,还需要将前述合成心电数据转换成幅度数据。即,计算X轴心电向量、Y轴心电向量、Z轴心电向量的平方和的平方根,将计算结果作为所述合成心电向量幅度数据。

[0097] 具体的,通过公式

$$[0098] \quad VM = \sqrt{x_0^2 + y_0^2 + z_0^2}$$

[0099] 计算所述合成心电向量幅度数据。

[0100] 也就是说,相当于将合成心电数据转化成了其QRS波对应的幅度图,具体可参见图2,其中标识了合成心电数据在X轴、Y轴、Z轴的心电向量,并且给出了通过幅度值计算得到的合成心电向量幅度数据VM。

[0101] 步骤S106:计算所述合成心电数据的R波峰时间、R波空间  $V_i/V_t$  比值、R波峰/末峰时间比值。

[0102] 具体的,对于合成心电数据,首先获取其R波,然后根据R波计算其对应的R波峰时间、R波空间  $V_i/V_t$  比值、R波峰/末峰时间比值。

[0103] 在一个具体的实施例中,计算R波峰时间的具体过程为:确定所述R波的R波峰时间(R-wave peak time,RWPT,指QRS起始至第1个可见的极性发生改变的间期),所述R波峰时间还包括对应的起点和终点,起点与终点之间的时间差即为RWPT。

[0104] 在一个具体的实施例中,计算R波空间 $V_i/V_t$ 比值的的过程为:获取R波峰时间中起点与离起点向后40ms的数据点之间的心电数据作为第一空间数据,获取终点与离终点向前40ms之间的心电数据作为第二空间数据;分别计算与第一空间数据和第二空间数据对应的第一向量幅度值和第二向量幅度值;将第一向量幅度值与第二向量幅度值的比值作为R波空间 $V_i/V_t$ 比值。需要说明的是,其中40ms还可以采用其他时间,例如50ms。

[0105] 在一个具体的实施例中,计算R波峰/末峰时间比值的的过程为:获取R波的波峰顶点,计算波峰顶点与起点之间的第一波峰时间、波峰顶点与终点之间的第二末峰时间,将第一波峰时间与第二末峰时间的比值作为R波峰/末峰时间比值。

[0106] 如前所述,为了方面计算,将合成心电数据转换成其对应的合成心电向量幅度数据VM,因此,在计算前述R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值的的过程,可以根据该计算得到的合成心电向量幅度数据计算合成心电数据的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值。

[0107] 在一个具体的实施例中,如图3所示,图3所示的合成心电向量幅度数据VM中对应的RWPT可如图所示,QRS起始至第1个可见的极性发生改变的间期可如图t所示的时间区间。

[0108] 如图4所示,获取起点与离起点向后40ms的数据点A1之间的心电数据,即t1段所对应的心电数据,作为第一空间数据,获取所述终点与离终点向前40ms的数据点A2之间的心电数据,即t2段所对应的心电数据,作为第二空间数据。然后计算与所述第一空间数据和第二空间数据对应的第一向量幅度值和第二向量幅度值;将所述第一向量幅度值与第二向量幅度值的比值作为所述R波空间 $V_i/V_t$ 比值。

[0109] 其中,第一向量幅度值的计算可以是t1段对应的心电向量幅度数据的平均值、中位数、积分、或者积分与t1对应的时间长度的比值等。第二向量幅度值用相同方法进行计算。

[0110] 在另一个可选的实施例中,如图5所示,在R波中,编号B对应的位置为波峰的位置,起点与波峰之间的时间即为起点与编号B之间的时间段,为第一波峰时间,编号B与终点之间的时间段,即为第二末峰时间,第一波峰时间与第二末峰时间的比值即为R波峰/末峰时间比值。

[0111] 步骤S108:根据所述计算得到的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值,确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型,所述心动过速类型包括室性心动过速和室上性心动过速。

[0112] 在实际WCT鉴别过程中,室性心动过速与室上性心动过速的区别主要体现在前述R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值上。例如,对于R波峰/末峰时间比值这个指标来讲,室性心动过速的R波峰/末峰时间比值 $<1$ ,而室上性心动过速的R波峰/末峰时间比值 $\geq 1$ ,正常情况下,R波峰/末峰时间比值 $\geq 1$ 。再例如,R波空间 $V_i/V_t$ 比值这个指标,室性心动过速的R波空间 $V_i/V_t$ 比值 $<1$ ,室上性心动过速的R波空间 $V_i/V_t$ 比值 $\geq 1$ ,正常情况下 $\geq 1$ 。也就是说,根据前述R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值等指标参数的计算,可以确定是否存在WCT,并且识别心动过速为室性心动过速还是室上性心动过速。

[0113] 在本实施例中,R波峰时间、R波空间Vi/Vt比值、R波峰/末峰时间比值在正常、室性心动过速、室上性心动过速的情况下,均有对应的指标取值范围,也存在相应的阈值范围,因此,通过比对R波峰时间、R波空间Vi/Vt比值、R波峰/末峰时间比值与预设的阈值之间的匹配关系即可确定是否存在WCT,并且识别心动过速为室性心动过速还是室上性心动过速。

[0114] 进一步的,在确定了是否存在WCT、以及存在的WCT为室性心动过速还是室上性心动过速之后,即可输出相应的判断结果,并且通过相应的设备进行展示,例如,直接在心电图分析设备的显示界面进行展示。

[0115] 需要说明的是,在本实施例中,在识别WCT的过程中,除了前述,R波峰时间、R波空间Vi/Vt比值、R波峰/末峰时间比值这3个定量治疗之外,还可以考虑定性指标,以进一步提高WCT识别的准确性。

[0116] 具体的,上述步骤S102之后,还包括:获取与所述待识别的心电图数据对应的计算心电速率点密度图;根据所述心电速率点密度图,确定初段心室除极速率和终末心室除极速率;所述确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型的步骤,还包括:根据所述初段心室除极速率和终末心室除极速率确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型。

[0117] 具体实施中,获取待识别的心电图数据、或者合成心电数据对应的心电速率点密度图,可以是3D的,也可以是2D的,其表示了心室波动的QRS初段除极速率情况,点密度大时,除极速率慢,点密度小时,除极速率快。

[0118] 如图6-7所示,图6和图7给出了一个3D心电速率点密度图以及2D心电速率点密度图的示例。

[0119] 在具体实施例中,如图8所示,给出了初段心室除极速率Vi与末段心室除极速率Vt之间的比对图,在图8中,初段心室除极速率Vi明显小于末段心室除极速率Vt。

[0120] 在实际应用场景中,在室性心动过速时,初段心室除极速率Vi明显小于末段心室除极速率Vt;在室上性心动过速时,初段心室除极速率Vi明显大于末段心室除极速率Vt。因此,可以根据段心室除极速率Vi与末段心室除极速率Vt的对比情况来判断为心动过速为室性心动过速还是室上性心动过速。

[0121] 在一个具体的实施例中,在考虑WCT的识别时,可以仅考虑初段心室除极速率和终末心室除极速率之间的大小关系,或者仅考虑R波峰时间、R波空间Vi/Vt比值、R波峰/末峰时间比值与预设的阈值之间的匹配关系,也可以为了提高WCT识别的准确性,同时考虑初段心室除极速率和终末心室除极速率之间的大小关系以及R波峰时间、R波空间Vi/Vt比值、R波峰/末峰时间比值与预设的阈值之间的匹配关系。即,上述确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型的步骤,还包括:确定所述R波峰时间、R波空间Vi/Vt比值、R波峰/末峰时间比值与预设的阈值之间的匹配关系;确定所述初段心室除极速率和终末心室除极速率之间的大小关系;根据所述R波峰时间、R波空间Vi/Vt比值、R波峰/末峰时间比值与预设的阈值之间的匹配关系、和所述初段心室除极速率和终末心室除极速率之间的大小关系,确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型为室性心动过速或室上性心动过速。

[0122] 在一个实施例中,如图9所示,还提出了一种宽QRS波群心动过速的识别装置,包括:

[0123] 心电数据获取模块102,用于获取待识别的心电图数据,所述待识别的心电图数据

至少包括至少两种预设导联的心电数据；

[0124] 数据合成模块104,用于按照数据合成算法,根据所述至少两种预设导联的心电数据生成与所述待识别的心电图数据对应的合成心电数据；

[0125] 参数计算模块106,用于计算所述合成心电数据的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值；

[0126] 识别模块108,用于根据所述计算得到的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值,确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型,所述心动过速类型包括室性心动过速和室上性心动过速。

[0127] 可选的,所述至少两种预设导联的心电数据包括I导联心电数据、II导联心电数据、V1导联心电数据、V2导联心电数据、V3导联心电数据、V4导联心电数据、V4导联心电数据、V5导联心电数据和/或V6导联心电数据。

[0128] 可选的,数据合成模块104还用于通过计算公式

[0129] 合成心电数据=至少两种预设导联的心电数据 $\times$ 预设系数矩阵

[0130] 计算所述合成心电数据,其中,所述预设系数矩阵为 $K_{ors}$ 矩阵。

[0131] 可选的,所述合成心电数据包括X轴心电向量、Y轴心电向量、Z轴心电向量;参数计算模块106还用于根据所述X轴心电向量、Y轴心电向量、Z轴心电向量计算与所述合成心电数据对应的合成心电向量幅度数据;根据所述合成心电向量幅度数据计算所述合成心电数据的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值。

[0132] 可选的,参数计算模块106还用于计算所述X轴心电向量、Y轴心电向量、Z轴心电向量的平方和的平方根,将计算结果作为所述合成心电向量幅度数据。

[0133] 可选的,参数计算模块106还用于获取所述合成心电数据的R波;确定所述R波的R波峰时间,所述R波峰时间还包括起点和终点;获取所述起点与离起点向后40ms的数据点之间的心电数据作为第一空间数据,获取所述终点与离终点向前40ms之间的心电数据作为第二空间数据;分别计算与所述第一空间数据和第二空间数据对应的第一向量幅度值和第二向量幅度值;将所述第一向量幅度值与第二向量幅度值的比值作为所述R波空间 $V_i/V_t$ 比值;获取所述R波的波峰顶点,计算所述波峰顶点与所述起点之间的第一波峰时间、波峰顶点与所述终点之间的第二末峰时间,将所述第一波峰时间与所述第二末峰时间的比值作为所述R波峰/末峰时间比值。

[0134] 可选的,如图9所示,上述装置还包括心室除极速率计算模块110,用于获取与所述待识别的心电图数据对应的计算心电速率点密度图;根据所述心电速率点密度图,确定初段心室除极速率和终末心室除极速率;

[0135] 所述识别模块108还用于根据所述初段心室除极速率和终末心室除极速率确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型。

[0136] 可选的,识别模块108还用于确定所述R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值与预设的阈值之间的匹配关系;确定所述初段心室除极速率和终末心室除极速率之间的大小关系;根据所述R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值与预设的阈值之间的匹配关系、和所述初段心室除极速率和终末心室除极速率之间的大小关系,确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型为室性心动过速或室上性心动过速。

[0137] 图10示出了一个实施例中计算机设备的内部结构图。该计算机设备具体可以是终

端,也可以是服务器。如图10所示,该计算机设备包括通过系统总线连接的处理器、存储器和网络接口。其中,存储器包括非易失性存储介质和内存存储器。该计算机设备的非易失性存储介质存储有操作系统,还可存储有计算机程序,该计算机程序被处理器执行时,可使得处理器实现年龄识别方法。该内存存储器中也可储存有计算机程序,该计算机程序被处理器执行时,可使得处理器执行年龄识别方法。本领域技术人员可以理解,图10中示出的结构,仅仅是与本申请方案相关的部分结构的框图,并不构成对本申请方案所应用于其上的计算机设备的限定,具体的计算机设备可以包括比图中所示更多或更少的部件,或者组合某些部件,或者具有不同的部件布置。

[0138] 在一个实施例中,提出了一种计算机设备,包括存储器和处理器,所述存储器存储有计算机程序,所述计算机程序被所述处理器执行时,使得所述处理器执行以下步骤:

[0139] 获取待识别的心电图数据,所述待识别的心电图数据至少包括至少两种预设导联的心电数据;

[0140] 按照数据合成算法,根据所述至少两种预设导联的心电数据生成与所述待识别的心电图数据对应的合成心电数据;

[0141] 计算所述合成心电数据的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值;

[0142] 根据所述计算得到的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值,确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型,所述心动过速类型包括室性心动过速和室上性心动过速。

[0143] 在一个实施例中,提出了一种计算机可读存储介质,存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时,使得所述处理器执行以下步骤:

[0144] 获取待识别的心电图数据,所述待识别的心电图数据至少包括至少两种预设导联的心电数据;

[0145] 按照数据合成算法,根据所述至少两种预设导联的心电数据生成与所述待识别的心电图数据对应的合成心电数据;

[0146] 计算所述合成心电数据的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值;

[0147] 根据所述计算得到的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值,确定与所述待识别的心电图数据对应的心动过速类型,所述心动过速类型包括室性心动过速和室上性心动过速。

[0148] 采用本发明实施例,具有如下有益效果:

[0149] 采用上述宽QRS波群心动过速的识别方法、装置、设备及可读介质之后,在根据心电图数据判断待检者是否存在宽QRS波群心动过速以及存在的宽QRS波群心动过速的类型为室性心动过速还是室上性心动过速时,对心电图数据中的多种预设的导联下的心电数据进行合并,然后计算合并之后的心电数据的R波对应的R波峰时间、R波空间 $V_i/V_t$ 比值、R波峰/末峰时间比值等指标的值,并根据计算得到的指标的值与室性心动过速以及室上性心动过速之间的对应关系,来确定是否存在宽QRS波群心动过速,并且确定存在的宽QRS波群心动过速为室性心动过速还是室上性心动过速。

[0150] 相较于相关技术方案中使用单导联数据来鉴别宽QRS波群心动过速的方案来讲,采用多导联的合并数据来鉴别宽QRS波群心动过速,避免了单导联下的心电图的向量投影误差,提高了宽QRS波群心动过速识别的准确性,从而提高了宽QRS波群心动过速治疗的有

效性。

[0151] 本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分流程,是可以  
通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的程序可存储于一非易失性计算机可读取  
存储介质中,该程序在执行时,可包括如上述各方法的实施例的流程。其中,本申请所提供  
的各实施例中所使用的对存储器、存储、数据库或其它介质的任何引用,均可包括非易失性  
和/或易失性存储器。非易失性存储器可包括只读存储器 (ROM)、可编程ROM (PROM)、电可编  
程ROM (EPROM)、电可擦除可编程ROM (EEPROM) 或闪存。易失性存储器可包括随机存取存储器  
(RAM) 或者外部高速缓冲存储器。作为说明而非局限,RAM以多种形式可得,诸如静态RAM  
(SRAM)、动态RAM (DRAM)、同步DRAM (SDRAM)、双数据率SDRAM (DDRSDRAM)、增强型SDRAM  
(ESDRAM)、同步链路 (Synchlink) DRAM (SLDRAM)、存储器总线 (Rambus) 直接RAM (RDRAM)、直  
接存储器总线动态RAM (DRDRAM)、以及存储器总线动态RAM (RDRAM) 等。

[0152] 以上实施例的各技术特征可以进行任意的组合,为使描述简洁,未对上述实施例  
中的各个技术特征所有可能的组合都进行描述,然而,只要这些技术特征的组合不存在矛  
盾,都应当认为是本说明书记载的范围。

[0153] 以上所述实施例仅表达了本申请的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但并  
不能因此而理解为对本申请专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员  
来说,在不脱离本申请构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本申请的保  
护范围。因此,本申请专利的保护范围应以所附权利要求为准。请输入具体实施内容部分。

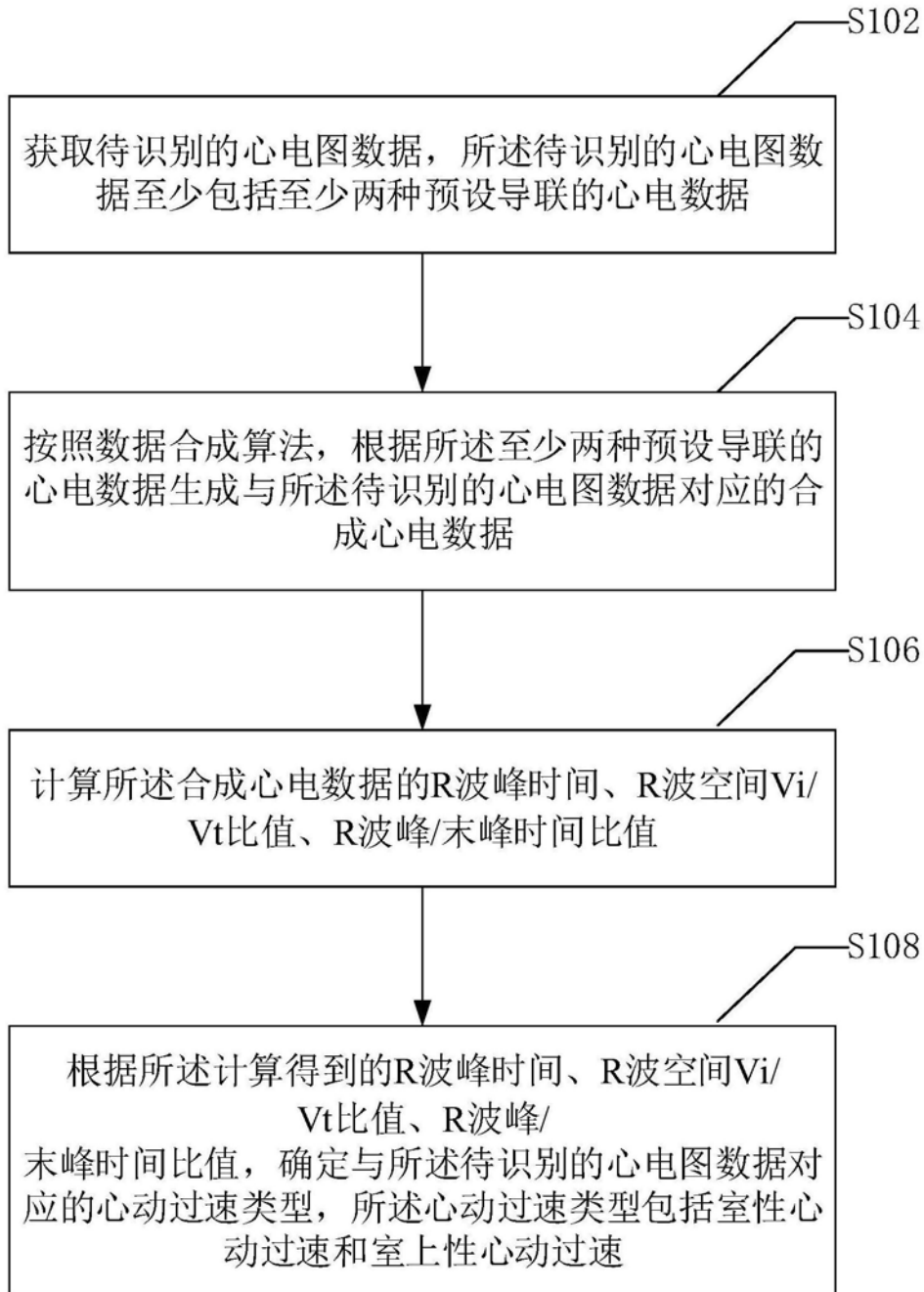


图1

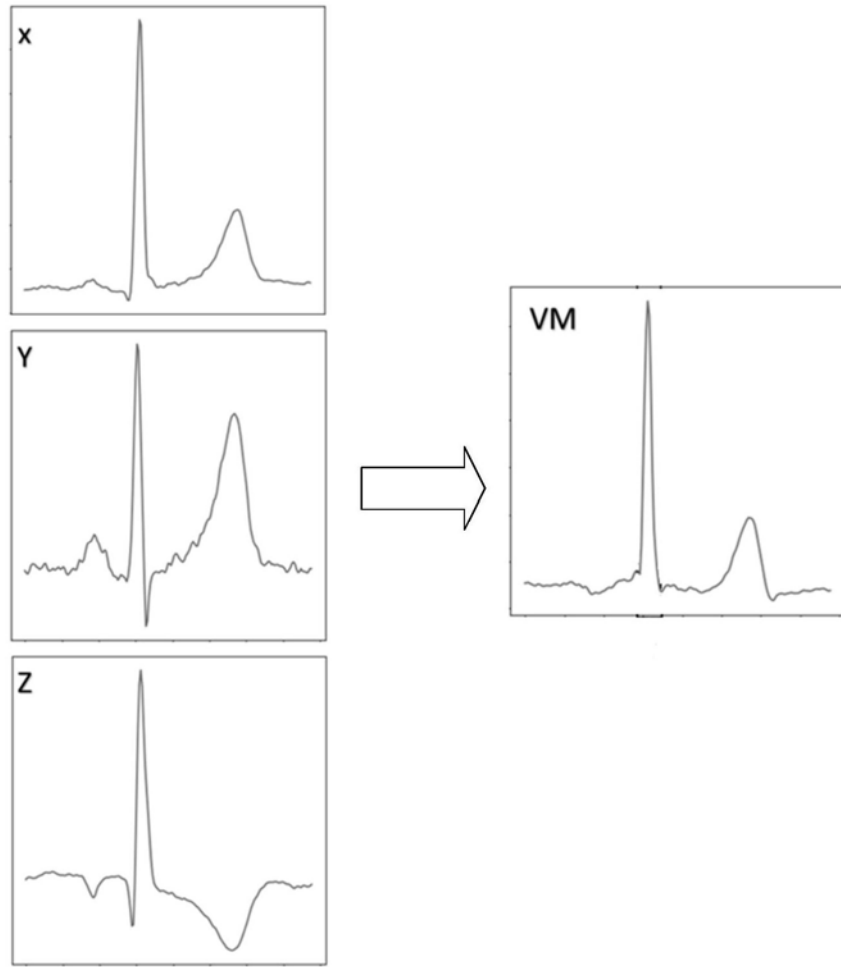


图2

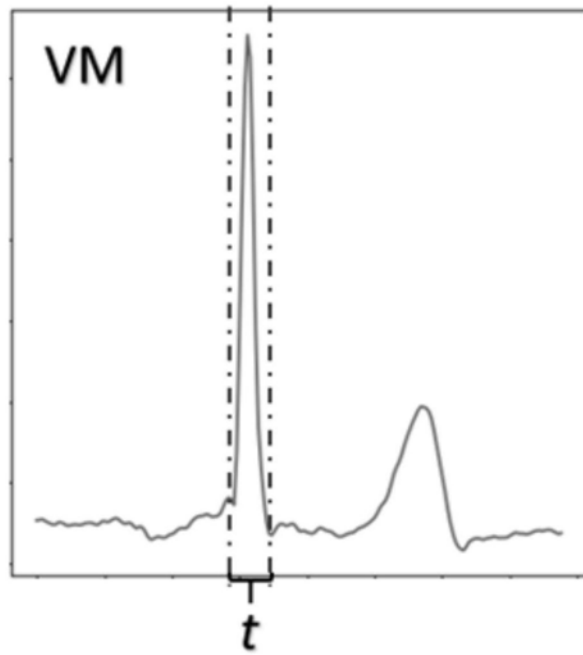


图3

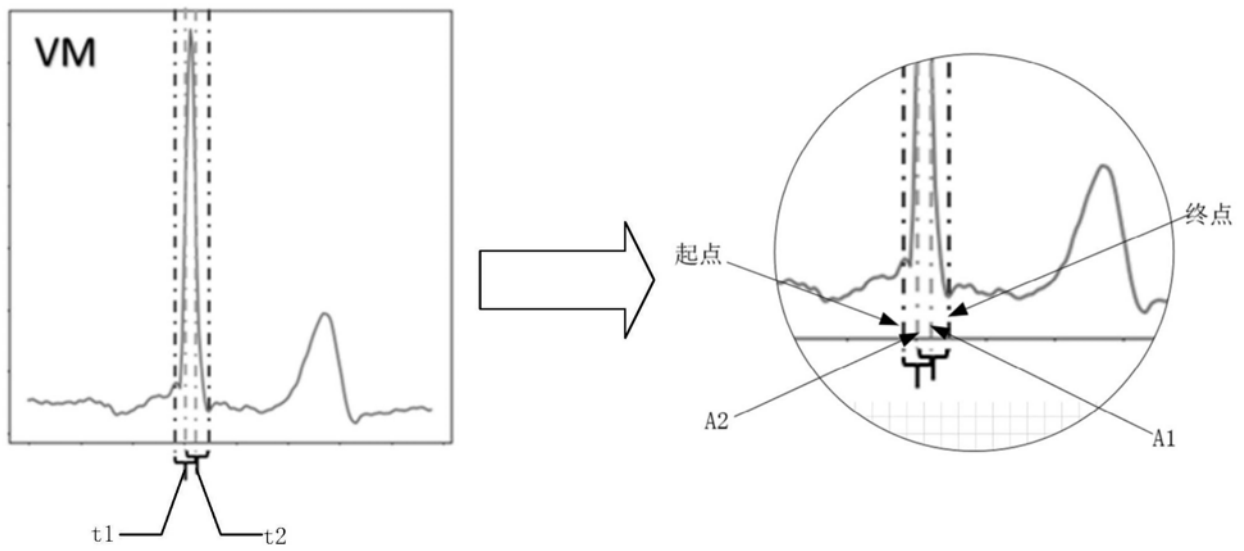


图4

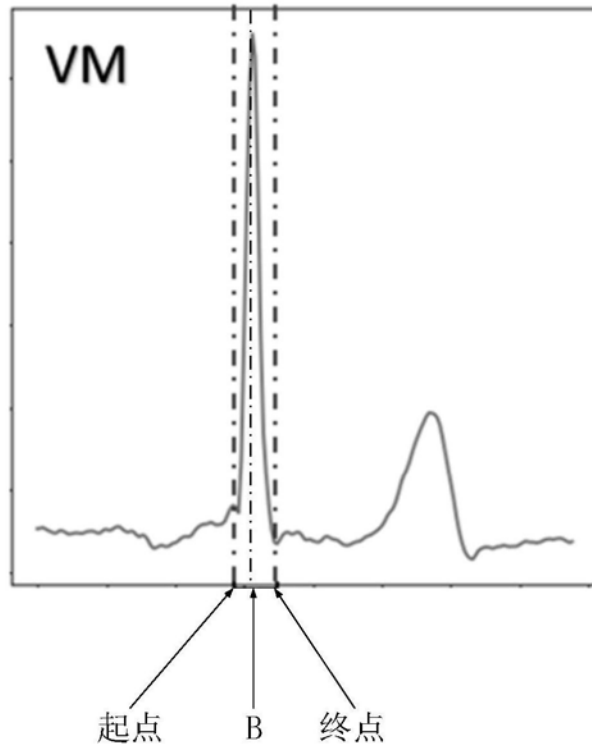


图5

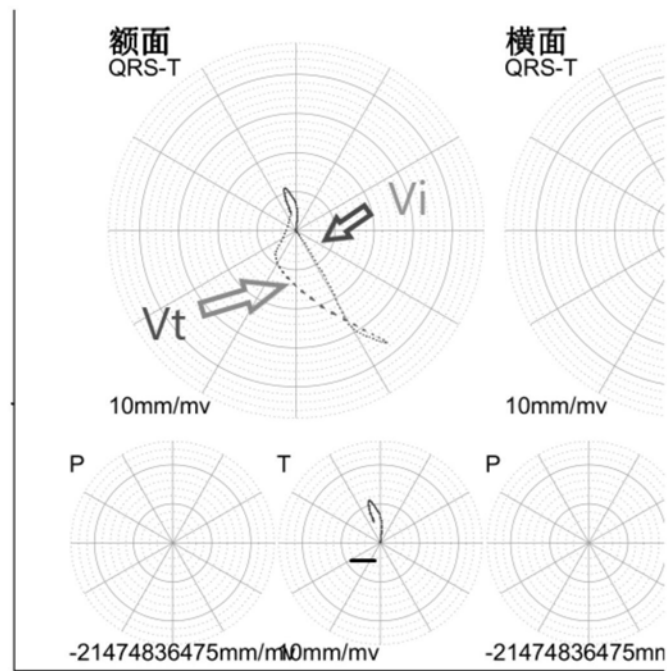


图6

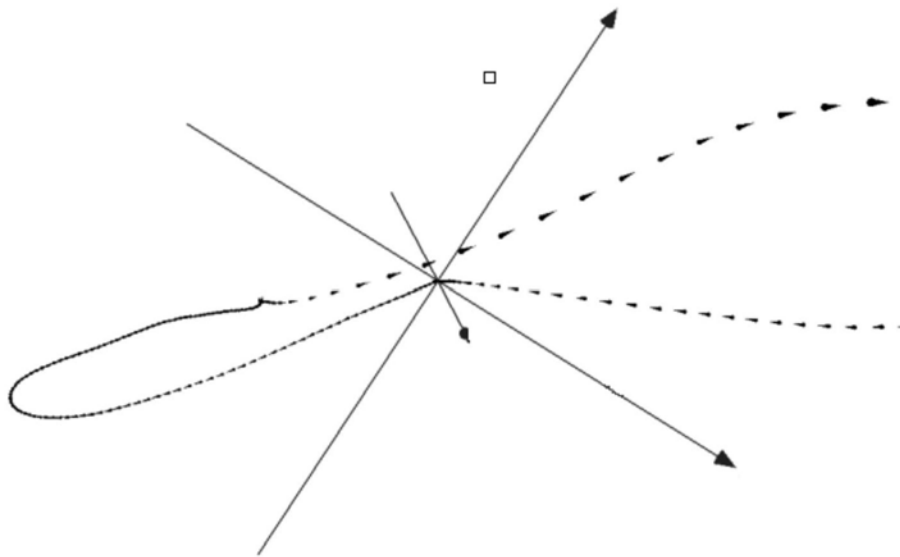


图7

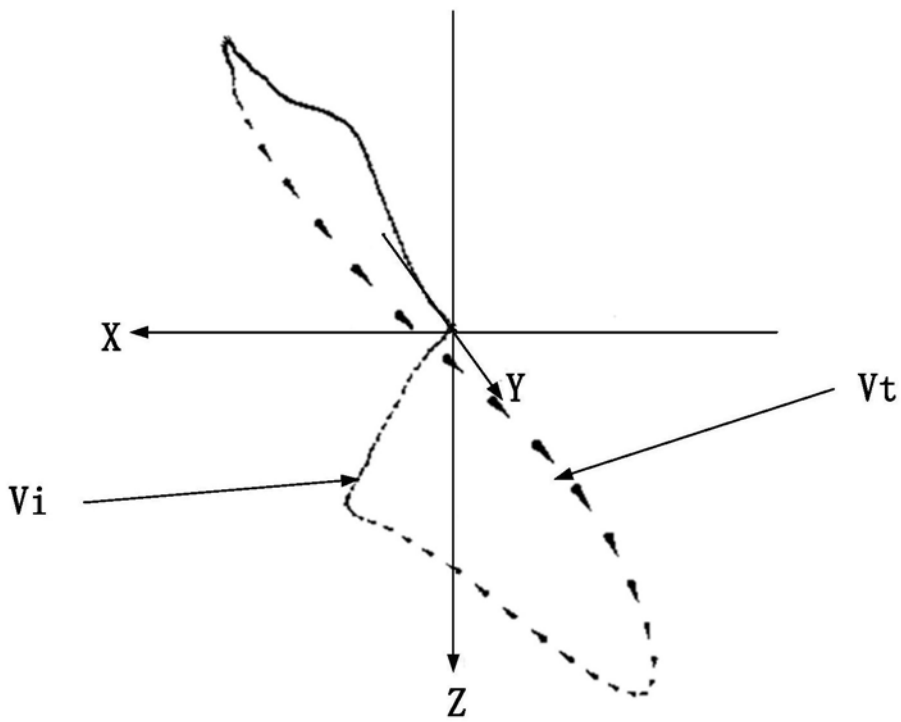


图8

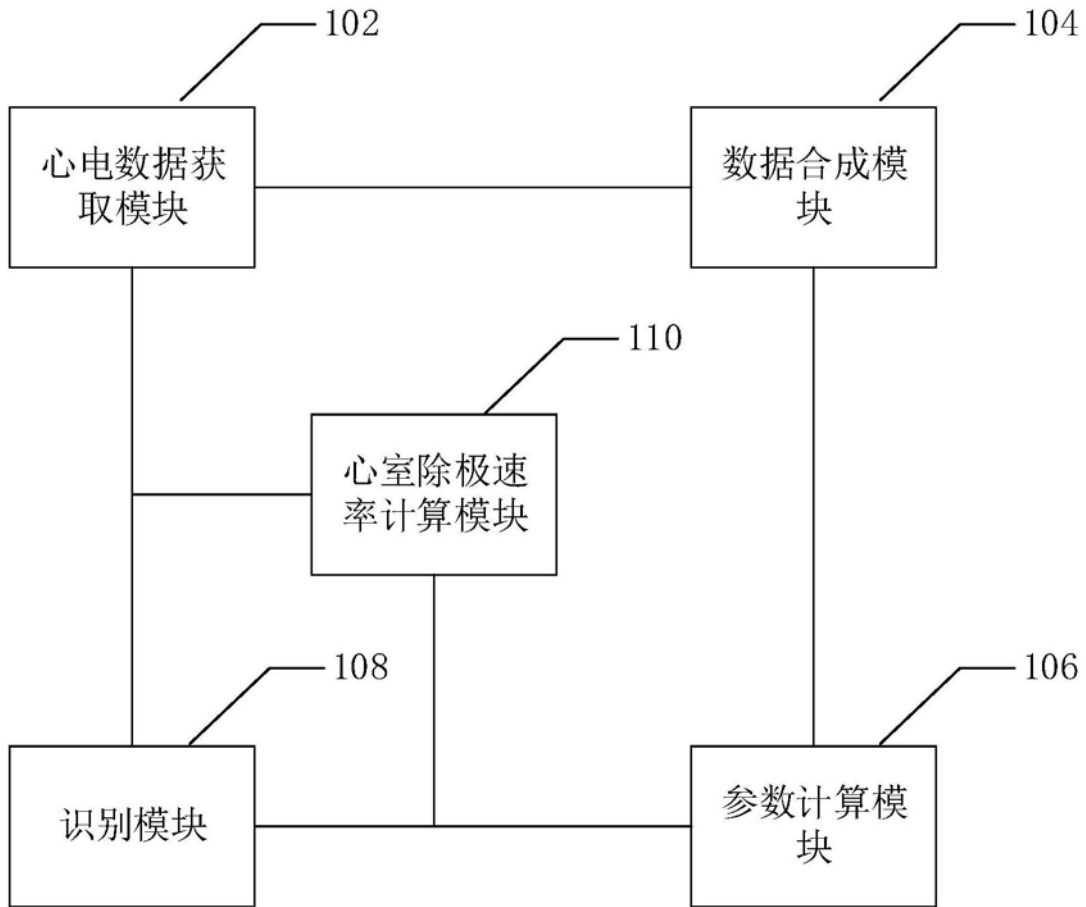


图9

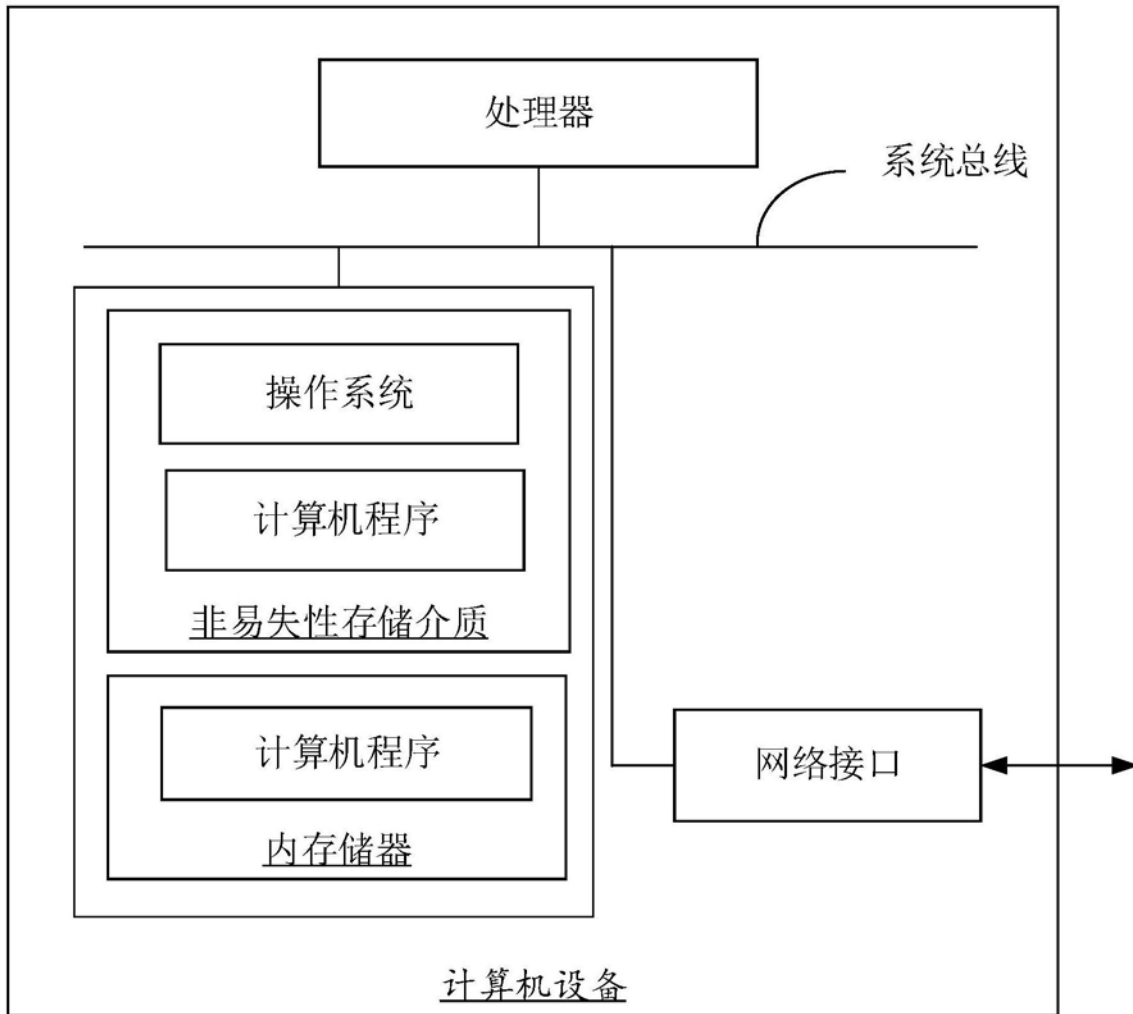


图10

专利名称(译)	宽QRS波群心动过速的识别方法、装置、设备及可读介质		
公开(公告)号	<a href="#">CN110477905A</a>	公开(公告)日	2019-11-22
申请号	CN201910603358.6	申请日	2019-07-05
[标]申请(专利权)人(译)	深圳邦健生物医疗设备股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳邦健生物医疗设备股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳邦健生物医疗设备股份有限公司		
[标]发明人	于小林 李广勋		
发明人	于小林 吴治怡 李广勋		
IPC分类号	A61B5/0472 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0472 A61B5/7271		
代理人(译)	孙凯乐		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明实施例公开了一种宽QRS波群心动过速的识别方法、装置、设备及计算机可读介质，其中，所述方法包括：获取待识别的心电图数据，待识别的心电图数据至少包括至少两种预设导联的心电数据；按照数据合成算法，根据至少两种预设导联的心电数据生成与待识别的心电图数据对应的合成心电数据；计算合成心电数据的R波峰时间、R波空间Vi/Vt比值、R波峰/末峰时间比值；根据计算得到的R波峰时间、R波空间Vi/Vt比值、R波峰/末峰时间比值，确定与待识别的心电图数据对应的心动过速类型，心动过速类型包括室性心动过速和室上性心动过速。采用本发明，可提高根据心电图数据识别宽QRS波群心动过速种类和形式的识别准确率。

