



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101558994 B

(45) 授权公告日 2010.09.01

(21) 申请号 200910098011.7

(22) 申请日 2009.04.23

(73) 专利权人 浙江大学

地址 310027 浙江省杭州市浙大路 38 号

专利权人 浙江医院

(72) 发明人 宁钢民 潘清 龚月仙 严静

胡其军 杨桂秋 龚仕金 蔡国龙

张召才

(74) 专利代理机构 杭州求是专利事务有限公

司 33200

代理人 张法高

(51) Int. Cl.

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

审查员 李澍歆

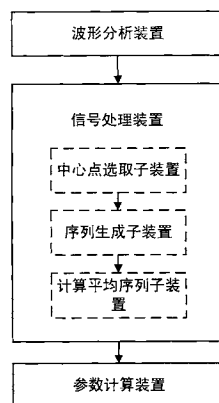
权利要求书 1 页 说明书 3 页 附图 4 页

(54) 发明名称

一种心率减速能力的检测方法及设备

(57) 摘要

本发明公开了一种心率减速能力的检测方法及设备。该方法和设备从记录的心电图中计算得到 RR 间期,绘制 RR 间期的发生次数为横坐标,RR 间期为纵坐标的 RR 间期图。在 RR 间期图中选取中心点,取中心点前后各 L 点,构成长度为 $2L+1$ 的 RR 间期序列,对所有序列中具有相同下标的点的值取平均值,将该平均值作为平均序列中该下标对应的点的值;从所得到的平均序列计算心率减速能力。本发明可用于检测心率减速能力这一自副交感神经活动性评价指标,为临床研究自主神经系统提供可靠工具。



1. 一种用于心率减速能力检测的方法,其特征在于包括以下步骤:

1) 计算 ECG 信号的 R 波位置,得到 RR 间期;

2) 以 RR 间期的发生次数为横坐标,RR 间期为纵坐标,绘制 RR 间期图,在 RR 间期图中选取比前一点和后一点都大,但增大幅度不超过 5% 的 RR 间期作为中心点;取中心点前后各 L 点,构成长度为 $2L+1$ 的 RR 间期序列,L 为大于 2 的自然数;中心点的下标记为 0,中心点前 L 点的下标依次记为 $-1, -2, \dots, -L$,中心点后 L 点的下标依次记为 $1, 2, \dots, L$;对所有序列中具有相同下标的点的值取平均值,将该平均值作为平均序列中该下标对应的点的值;

3) 将平均序列的下标为 0、1 的点的值的和减去序列下标为 $-1, -2$ 的点的值的和,最后除以 4,得到心率减速能力参数。

2. 一种用于心率减速能力检测的设备,其特征在于包括以下装置:

1) 波形分析装置:计算 R 波位置,得到 RR 间期;

2) 信号处理装置,包括以下子装置:

中心点选取子装置:以 RR 间期的发生次数为横坐标,RR 间期为纵坐标,绘制 RR 间期图,在 RR 间期图中选取比前一点和后一点都大,但增大幅度不超过 5% 的 RR 间期作为中心点;

序列生成子装置:取中心点前后各 L 点,构成长度为 $2L+1$ 的 RR 间期序列,L 为大于 2 的自然数;中心点的下标记为 0,中心点前 L 点的下标依次记为 $-1, -2, \dots, -L$,中心点后 L 点的下标依次记为 $1, 2, \dots, L$;

计算平均序列子装置:对所有序列中具有相同下标的点的值取平均值,将该平均值作为平均序列中该下标对应的点的值;

3) 参数计算装置:将平均序列的下标为 0、1 的点的值的和减去序列下标为 $-1, -2$ 的点的值的和,最后除以 4,得到心率减速能力参数。

一种心率减速能力的检测方法及设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种心率减速能力的检测方法及设备,属于医学检测技术领域。

背景技术

[0002] 心肌梗塞、心力衰竭等是给人类健康带来极大威胁的心脏疾病,这类病人的自主神经系统常常受到破坏。目前可通过测量心率变异性评价病人的自主神经系统活动情况,对心血管疾病进行预测。但此传统方法不能很好地区分交感神经与副交感神经的作用。

[0003] 每搏心动周期在自主神经等机制的调节下存在细小的变化,称为心率的波动性。典型的 RR 间期变化如图 1 所示。心率的波动性可以简单地分为心率加快和减慢两种情况。在生理上,交感神经活动性增强会使心率加快,副交感神经活动性增强会使心率减慢。因此,检测心率减速能力有助于评价副交感神经的活动情况,进而预测疾病危险程度。

[0004] 经过欧美国家多中心的临床对比跟踪研究,证实心率减速能力在反映副交感神经调控方面具有比传统检测参数更好的效果。

发明内容

[0005] 本发明的目的是克服现有技术的不足,提供一种心率减速能力的检测方法及设备。

[0006] 用于心率减速能力检测的方法包括以下步骤:

[0007] 1) 计算 ECG 信号的 R 波位置,得到 RR 间期;

[0008] 2) 以 RR 间期的发生次数为横坐标,RR 间期为纵坐标,绘制 RR 间期图,在 RR 间期图中选取比前一点和后一点都大,但增大幅度不超过 5% 的 RR 间期作为中心点;取中心点前后各 L 点,构成长度为 $2L+1$ 的 RR 间期序列,L 为大于 2 的自然数;中心点的下标记为 0,中心点前 L 点的下标依次记为 $-1, -2, \dots, -L$,中心点后 L 点的下标依次记为 $1, 2, \dots, L$;对所有序列中具有相同下标的点的值取平均值,将该平均值作为平均序列中该下标对应的点的值;

[0009] 3) 将平均序列的下标为 0、1 的点的值的和减去序列下标为 $-1, -2$ 的点的值的和,最后除以 4,得到心率减速能力参数。

[0010] 根据上述方法的用于心率减速能力检测的设备包括以下装置:

[0011] 1) 波形分析装置:计算 R 波位置,得到 RR 间期;

[0012] 2) 信号处理装置,包括以下子装置:

[0013] 中心点选取子装置:以 RR 间期的发生次数为横坐标,RR 间期为纵坐标,绘制 RR 间期图,在 RR 间期图中选取比前一点和后一点都大,但增大幅度不超过 5% 的 RR 间期作为中心点;

[0014] 序列生成子装置:取中心点前后各 L 点,构成长度为 $2L+1$ 的 RR 间期序列,L 为大于 2 的自然数;中心点的下标记为 0,中心点前 L 点的下标依次记为 $-1, -2, \dots, -L$,中心点后 L 点的下标依次记为 $1, 2, \dots, L$;

[0015] 计算平均序列子装置 : 对所有序列中具有相同下标的点的值取平均值, 将该平均值作为平均序列中该下标对应的点的值 ;

[0016] 3) 参数计算装置 : 将平均序列的下标为 0、1 的点的值的和减去序列下标为 -1, -2 的点的值的和, 最后除以 4, 得到心率减速能力参数。

[0017] 本发明针对心率减速能力设计了一套检测设备, 可以有效地对心率的减速能力进行评估, 为正确地评价自主神经系统活动情况提供了可靠的工具。

附图说明

[0018] 图 1 是一个典型的 RR 间期示意图。

[0019] 图 2 是根据本发明的心率减速能力检测算法的过程框图。

[0020] 图 3 是根据本发明的心率减速能力检测设备功能框图。

[0021] 图 4 是根据本发明的一种具体实现的系统框图。

[0022] 图 5 是根据本发明的一种具体实现的心电信号采集系统框图。

[0023] 图 6 是根据本发明的一种具体实现的微处理器系统框图。

具体实施方式

[0024] 如图 2 所示, 用于心率减速能力检测的方法包括以下步骤 :

[0025] 1) 获取 ECG 信号, 计算 ECG 信号的 R 波位置, 得到 RR 间期。本发明不要求获得心搏的搏动类型, 如正常搏动, 室性早搏等, 对异常搏动的处理由中心点选取子步骤完成。本发明所需的心电信号采样率与采样精度与常规心电图采集要求一致, 普遍采用的采样率为 250Hz, 采样精度为 12 位。

[0026] 2) 以 RR 间期的发生次数为横坐标, RR 间期为纵坐标, 绘制 RR 间期图, 在 RR 间期图中选取比前一点和后一点都大, 但增大幅度不超过 5% 的 RR 间期作为中心点 ; 取中心点前后各 L 点, 构成长度为 $2L+1$ 的 RR 间期序列, L 为大于 2 的自然数 ; 中心点的下标记为 0, 中心点前 L 点的下标依次记为 -1, -2, ……,-L, 中心点后 L 点的下标依次记为 1, 2, …… , L ; 对所有序列中具有相同下标的点的值取平均值, 将该平均值作为平均序列中该下标对应的点的值 ; 本发明中选取的序列长度 L 大于 2 时, 其取值对计算心率减速能力不产生影响。但较长的平均序列可以反映病患自主神经系统的调控能力等信息, 具有一定的参考价值。L 的典型值为 60。

[0027] 3) 将平均序列的下标为 0、1 的点的值的和减去序列下标为 -1, -2 的点的值的和, 最后除以 4, 得到心率减速能力参数。

[0028] 参考图 3, 与图 2 所示的方法对应, 其揭示了本发明用于心率减速能力检测的设备包括以下装置 :

[0029] 1) 波形分析装置 : 计算 R 波位置, 得到 RR 间期 ;

[0030] 2) 信号处理装置, 包括以下子装置 :

[0031] 中心点选取子装置 : 以 RR 间期的发生次数为横坐标, RR 间期为纵坐标, 绘制 RR 间期图, 在 RR 间期图中选取比前一点和后一点都大, 但增大幅度不超过 5% 的 RR 间期作为中心点 ;

[0032] 序列生成子装置 : 取中心点前后各 L 点, 构成长度为 $2L+1$ 的 RR 间期序列, L 为大

于 2 的自然数 ; 中心点的下标记为 0, 中心点前 L 点的下标依次记为 -1, -2, ……,-L, 中心点后 L 点的下标依次记为 1, 2, ……., L ;

[0033] 计算平均序列子装置 : 对所有序列中具有相同下标的点的值取平均值, 将该平均值作为平均序列中该下标对应的点的值 ;

[0034] 3) 参数计算装置 : 将平均序列的下标为 0、1 的点的值的和减去序列下标为 -1, -2 的点的值的和, 最后除以 4, 得到心率减速能力参数。

[0035] 前述实施例所描述的各装置可以通过计算机硬件软件两者结合来实现。可能的硬件选择有 : 通用处理器、数字信号处理器 (DSP)、专用集成电路 (ASIC)、现场可编程门阵列 (FPGA), 也可以是上述硬件设备的组合。可能的软件选择为可应用于上述硬件平台的所有软件。其具体实现取决于使用该发明的技术人员, 但这种实现仍应解释为隶属本发明范围。

[0036] 尽管以上描述了本发明的较佳实施方案, 但本领域的技术人员可在上述描述的基础上进行各种变化和改变, 不脱离发明精神的各种变化和改变应落在本发明的保护范围之内, 本发明的保护范围由所附权利要求书来限定。

[0037] 如图 4、5 所示, 本实施例给出了用于心率减速能力的检测设备的一种具体实施方式。该具体实施方式中的直流稳压电源与 DC-DC 隔离模块、心电采集模块、光电耦合模块、微处理器模块依次连接 : 所述心电采集模块的内部模块连接关系为 : 输入保护电路与前置放大电路、高通滤波电路、低通滤波电路、工频陷波电路、后级放大电路、电平调整电路依次连接。其工作原理详细说明如下 : 将肢体导联接于人体上, 获得心电信号, 该信号经过前置放大电路放大后, 通过高通滤波电路滤除基线漂移, 通过低通滤波电路滤除高频噪声, 通过工频陷波电路滤除 50Hz 工频噪声, 然后经过后级放大电路放大, 最后使用电平调整电路将信号调整到合适的电压水平, 送入 A/D 转换器。

[0038] 如图 6 所示, 微处理器模块包括微处理器、A/D 转换器、键盘、液晶显示器、存储器、通讯电路 ; 微处理器分别与 A/D 转换器、键盘、液晶显示器、存储器、通讯电路连接。其工作原理详细说明如下 : A/D 转换器在微处理器的控制下对信号进行采样。将采样得到的信号显示在液晶显示器上, 并通过通讯电路传输至 PC 机进行进一步处理。

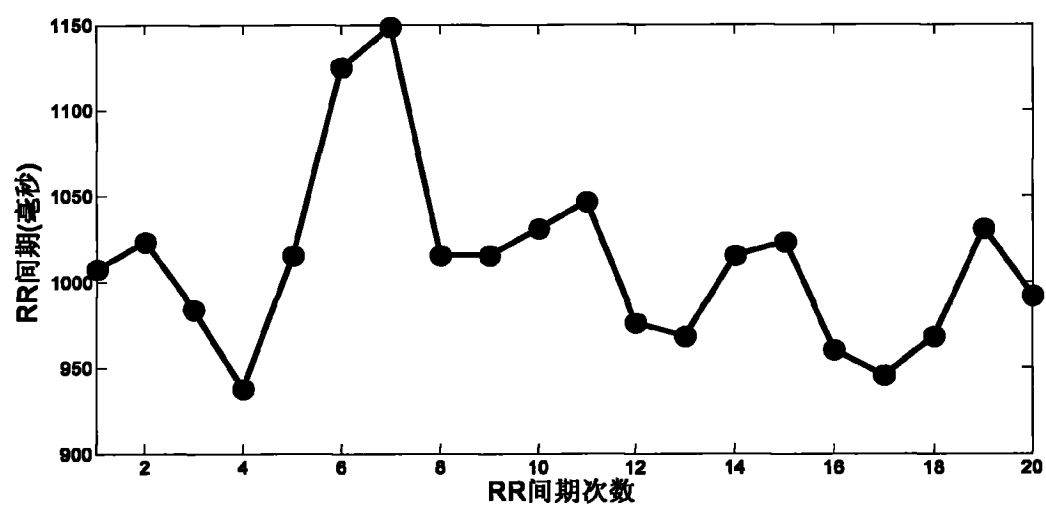


图 1

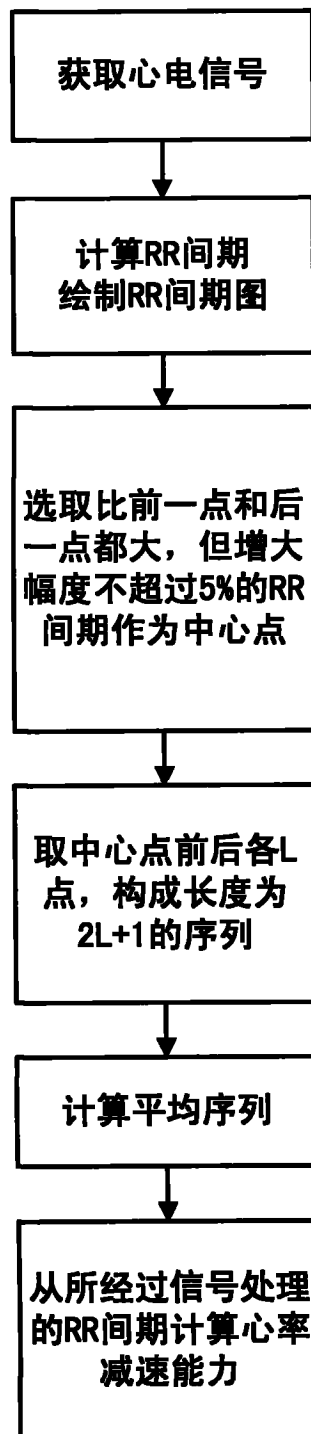


图 2

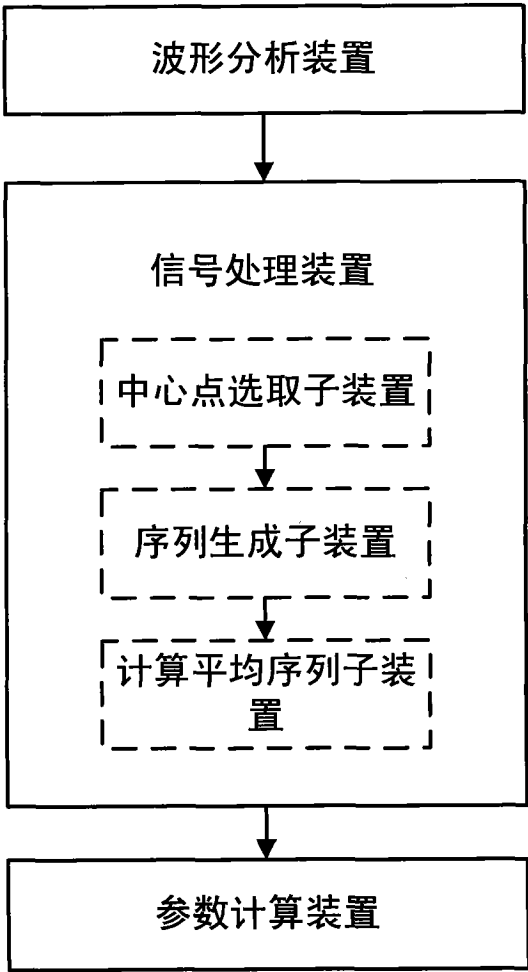


图 3

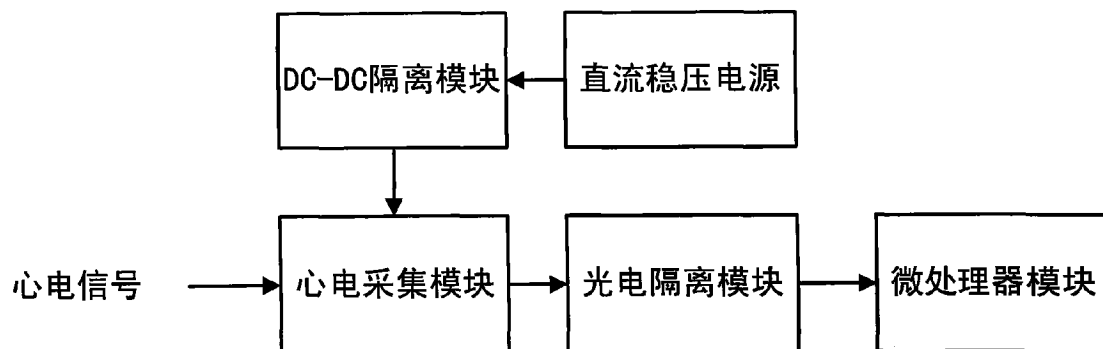


图 4

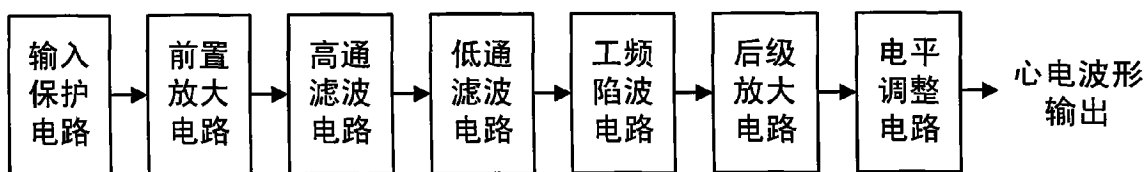


图 5

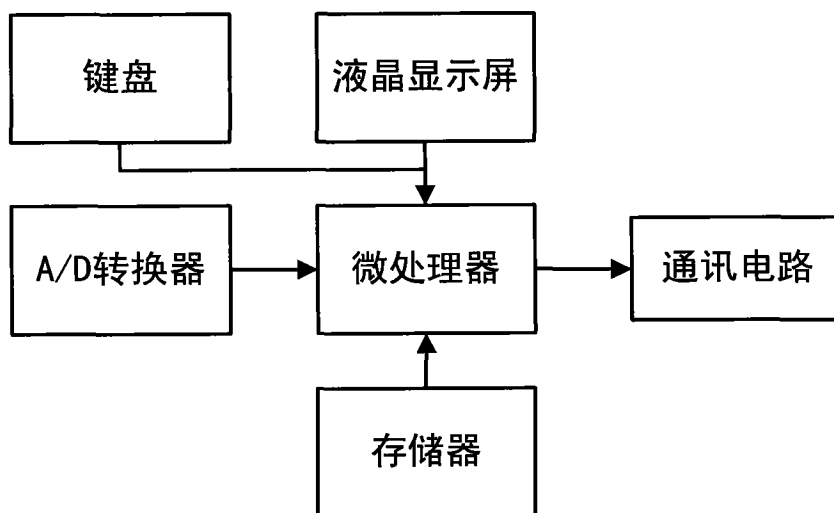


图 6

专利名称(译)	一种心率减速能力的检测方法及设备		
公开(公告)号	CN101558994B	公开(公告)日	2010-09-01
申请号	CN200910098011.7	申请日	2009-04-23
[标]申请(专利权)人(译)	浙江大学 浙江医院		
申请(专利权)人(译)	浙江大学 浙江医院		
当前申请(专利权)人(译)	浙江大学 浙江医院		
[标]发明人	宁钢民 潘清 龚月仙 严静 胡其军 杨桂秋 龚仕金 蔡国龙 张召才		
发明人	宁钢民 潘清 龚月仙 严静 胡其军 杨桂秋 龚仕金 蔡国龙 张召才		
IPC分类号	A61B5/0452 A61B5/00		
其他公开文献	CN101558994A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种心率减速能力的检测方法及设备。该方法和设备从记录的心电图中计算得到RR间期，绘制RR间期的发生次数为横坐标，RR间期为纵坐标的RR间期图。在RR间期图中选取中心点，取中心点前后各L点，构成长度为2L+1的RR间期序列，对所有序列中具有相同下标的点的值取平均值，将该平均值作为平均序列中该下标对应的点的值；从所得到的平均序列计算心率减速能力。本发明可用于检测心率减速能力这一副交感神经活动性评价指标，为临床研究自主神经系统提供可靠工具。

