



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108024751 A

(43)申请公布日 2018.05.11

(21)申请号 201680052837.8

(22)申请日 2016.08.29

(30)优先权数据

2015-178764 2015.09.10 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.03.12

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/003928 2016.08.29

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/043045 EN 2017.03.16

(71)申请人 日本光电工业株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 斧嘉伸 高柳恒夫 贝阿弥隆

(74)专利代理机构 北京奉思知识产权代理有限公司 11464

代理人 吴立 邹轶蛟

(51)Int.Cl.

A61B 5/0468(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

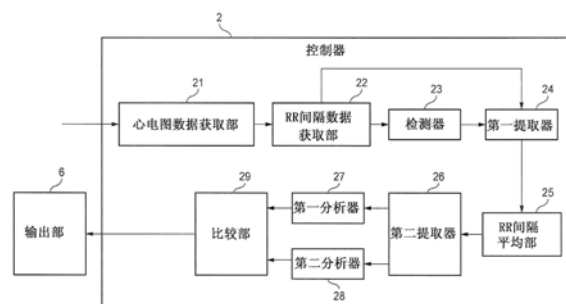
权利要求书3页 说明书7页 附图9页

(54)发明名称

心电图分析方法、心电图分析设备、心电图分析程序以及存储有心电图分析程序的计算机可读介质

(57)摘要

一种心电图分析方法,包括:(a)获取心电图数据,该心电图数据代表具有心跳波形的心电图波形;(b)从心电图数据获取RR间隔数据;(c)检测引起代偿间歇的至少一个室性早搏;(d)从RR间隔数据提取在检测到的室性早搏的产生期间以及在检测到的室性早搏的产生前后的RR间隔;(e)从RR间隔分别提取第一RR间隔群和第二RR间隔群,其中,第一RR间隔群包括在室性早搏的产生之前的RR间隔,并且第二RR间隔群包括在室性早搏的产生之后的RR间隔;(f)对第一RR间隔群进行预定的频率分析;(g)对第二RR间隔群进行所述预定的频率分析;以及(h)在由步骤(f)获得的第一分析结果与由步骤(g)获得的第二分析结果之间进行比较。



1. 一种心电图分析方法,包括:

(a) 获取心电图数据,该心电图数据代表具有在时间轴上连续产生的心跳波形的心电图波形;

(b) 从所述心电图数据获取RR间隔数据,其中,所述RR间隔数据包括RR间隔,并且每个所述RR间隔代表相邻的所述心跳波形之间的时间间隔;

(c) 检测引起代偿间歇的至少一个室性早搏;

(d) 从所述RR间隔数据提取在检测到的所述室性早搏的产生期间以及在检测到的所述室性早搏的产生前后的RR间隔;

(e) 从所述RR间隔分别提取第一RR间隔群和第二间隔群,其中,所述第一RR间隔群包括在所述室性早搏的产生之前的所述RR间隔,并且所述第二RR间隔群包括在所述室性早搏的产生之后的所述RR间隔;

(f) 对所述第一RR间隔群进行预定的频率分析;

(g) 对所述第二RR间隔群进行所述预定的频率分析;以及

(h) 在由所述步骤(f)获得的第一分析结果与由所述步骤(g)获得的第二分析结果之间进行比较。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,

所述步骤(c)包括检测多个室性早搏,每个所述室性早搏均引起所述代偿间歇;并且

所述步骤(d)包括从所述RR间隔数据提取在每个检测到的所述室性早搏的产生期间以及在每个检测到的所述室性早搏的产生前后的RR间隔,

其中,所述心电图分析方法还包括:

(i) 对于为每个所述室性早搏提取的所述RR间隔求平均值,并且

其中,所述步骤(e)包括从平均后的所述RR间隔分别提取所述第一RR间隔群和所述第二间隔群。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,所述预定的频率分析是使用快速傅里叶变换(FFT)的频率分析。

4. 根据权利要求2或3所述的方法,其中,

在所述步骤(i)中,为每个所述室性早搏提取的所述RR间隔分别与心跳波形的顺序相关联,所述心跳波形的顺序参考由于所述室性早搏而产生的异常心跳波形而设定,并且

针对各个所述心跳波形的顺序,对所述RR间隔求平均值。

5. 根据权利要求1至4的任意一项所述的方法,其中,所述步骤(h)包括计算由所述步骤(f)获得的各个频带的功率的总值与由所述步骤(g)获得的各个频带的功率的总值之间的比率。

6. 根据权利要求1至4的任意一项所述的方法,其中,所述步骤(h)包括计算由所述步骤(f)获得的各个频带的功率的峰值与由所述步骤(g)获得的各个频带的功率的峰值之间的比率或者差值。

7. 一种心电图分析设备,包括:

心电图数据获取部,该心电图数据获取部被配置为获取心电图数据,该心电图数据代表具有在时间轴上连续产生的心跳波形的心电图波形;

RR间隔数据获取部,该RR间隔数据获取部被配置为从所述心电图数据获取RR间隔数

据,其中,所述RR间隔数据包括RR间隔,并且每个所述RR间隔代表相邻的所述心跳波形之间的时间间隔;

检测器,该检测器被配置为检测引起代偿间歇的至少一个室性早搏;

第一提取器,该第一提取器被配置为从所述RR间隔数据提取在检测到的所述室性早搏的产生期间以及在检测到的所述室性早搏的产生前后的RR间隔;

第二提取器,该第二提取器被配置为从所述RR间隔分别提取第一RR间隔群和第二间隔群,其中,所述第一RR间隔群包括在所述室性早搏的产生之前的所述RR间隔,并且所述第二RR间隔群包括在所述室性早搏的产生之后的所述RR间隔;

第一分析器,该第一分析器被配置为对所述第一RR间隔群进行预定的频率分析;

第二分析器,该第二分析器被配置为对所述第二RR间隔群进行所述预定的频率分析;
以及

比较部,该比较部被配置为在由所述第一分析器获得的第一分析结果与由所述第二分析器获得的第二分析结果之间进行比较。

8. 根据权利要求7所述的设备,其中,

所述检测器被配置为检测多个室性早搏,每个室性早搏均引起所述代偿间歇;并且

所述第一提取器被配置为从所述RR间隔数据提取在每个检测到的所述室性早搏的产生期间以及在每个检测到的所述室性早搏的产生前后的RR间隔,

其中,所述心电图分析设备还包括:

RR间隔平均部,该RR间隔平均部被配置为对于为每个所述室性早搏提取的所述RR间隔求平均值,并且

其中,所述第二提取器被配置为从平均后的RR间隔分别提取所述第一RR间隔群和所述第二间隔群。

9. 根据权利要求7或8所述的设备,其中,所述预定的频率分析是使用快速傅里叶变换(FFT)的频率分析。

10. 根据权利要求8或9所述的设备,其中

为每个所述室性早搏提取的所述RR间隔分别与心跳波形的顺序相关联,所述心跳波形的顺序参考由于所述室性早搏而产生的异常心跳波形而设定,并且

所述RR间隔平均部被配置为针对各个所述心跳波形的顺序,对所述RR间隔求平均值。

11. 根据权利要求7至10的任意一项所述的设备,其中,所述比较部被配置为计算由所述第一分析器获得的各个频带的功率的总值与由所述第二分析器获得的各个频带的功率的总值之间的比率。

12. 根据权利要求7至10的任意一项所述的设备,其中,所述比较部被配置为计算由所述第一分析器获得的各个频带的功率的峰值与由所述第二分析器获得的各个频带的功率的峰值之间的比率或差值。

13. 一种使计算机执行操作的心电图分析程序,所述操作包括:

(a) 获取心电图数据,该心电图数据代表具有在时间轴上连续产生的心跳波形的心电图波形;

(b) 从所述心电图数据获取RR间隔数据,其中,所述RR间隔数据包括RR间隔,并且每个所述RR间隔代表相邻的所述心跳波形之间的时间间隔;

(c) 检测引起代偿间歇的至少一个室性早搏；

(d) 从所述RR间隔数据提取在检测到的所述室性早搏的产生期间以及在检测到的所述室性早搏的产生前后的RR间隔；

(e) 从所述RR间隔分别提取第一RR间隔群和第二间隔群,其中,所述第一RR间隔群包括在所述室性早搏的产生之前的所述RR间隔,并且所述第二RR间隔群包括在所述室性早搏的产生之后的所述RR间隔；

(f) 对所述第一RR间隔群进行预定的频率分析；

(g) 对所述第二RR间隔群进行所述预定的频率分析；以及

(h) 在由所述步骤(f)获得的第一分析结果与由所述步骤(g)获得的第二分析结果之间进行比较。

14. 一种计算机可读介质,该计算机可读介质存储根据权利要求13所述的心电图分析程序。

心电图分析方法、心电图分析设备、心电图分析程序以及存储 有心电图分析程序的计算机可读介质

技术领域

[0001] 本公开涉及一种心电图分析方法。另外，本公开还涉及一种心电图分析设备、一种心电图分析程序、以及一种存储有该心电图分析程序的计算机可读介质。

背景技术

[0002] USP6,496,722公开了如下方法：其利用由心电图波形获得的HRT（心率震荡）而检查患者的诸如压力反射这样的自主神经功能，从而预测在心肌梗塞之后的突然死亡或者由于心力衰竭导致的突然死亡。此处，HRT是指在出现引起代偿间歇的室性早搏（后文中，称为PVC）之后立即产生的窦性心律的变化。

[0003] USP6,496,722还公开了：从心电图波形获取表示紧随PVC之后的心跳数与对应于相邻心跳之间的时间间隔的RR间隔之间的关系的曲线图，并且通过使用T0（振荡初始）和TS（振荡斜率）等的HRT分析方法在时间区域中分析该曲线图。此处，T0表示在PVC之后的各个RR间隔的缩短量，并且TS表示RR间隔的延长速度。

[0004] 然而，在USP6,496,722中公开的HRT分析方法中，T0和TS被用作两个评估参数。因此，例如当一个评估参数表示正常值而另一个评估参数表示异常值时，存在可能在诊断结果中产生疑惑的可能性。另外，基于对在PVC之前和之后的RR间隔的变化的分析，而评估了压力反射等。使用T0的HRT分析方法不直接评估RR间隔的变化，而是简单地评估各个RR间隔的缩短量。

发明内容

[0005] 本公开的一个方面提供了一种心电图分析方法，利用该方法，能够相对容易地检查患者的诸如压力反射这样的自主神经功能。另外，本公开的其它方面提供了一种用于实施该心电图分析方法的心电图分析设备、一种心电图分析程序、以及一种存储有该心电图分析程序的计算机可读介质。

[0006] 根据本公开的第一方面，所述心电图分析方法包括：

[0007] (a) 获取心电图数据，该心电图数据代表具有在时间轴上连续产生的心跳波形的心电图波形；

[0008] (b) 从所述心电图数据获取RR间隔数据，其中，所述RR间隔数据包括RR间隔，并且各个所述RR间隔代表相邻的所述心跳波形之间的时间间隔；

[0009] (c) 检测引起代偿间歇的至少一个室性早搏；

[0010] (d) 从所述RR间隔数据提取在检测到的所述室性早搏的产生期间以及在检测到的所述室性早搏的产生前后的RR间隔；

[0011] (e) 从所述RR间隔分别提取第一RR间隔群和第二RR间隔群，其中，所述第一RR间隔群包括在所述室性早搏的产生之前的所述RR间隔，并且所述第二RR间隔群包括在所述室性早搏的产生之后的所述RR间隔；

- [0012] (f) 对所述第一RR间隔群进行预定的频率分析；
- [0013] (g) 对所述第二RR间隔群进行所述预定的频率分析；以及
- [0014] (h) 在由所述步骤(f)获得的第一分析结果与由所述步骤(g)获得的第二分析结果之间进行比较。
- [0015] 根据本公开的第二方面，所述心电图分析设备。
- [0016] 所述设备包括：
- [0017] 心电图数据获取部，该心电图数据获取部被配置为获取心电图数据，该心电图数据代表具有在时间轴上连续产生的心跳波形的心电图波形；
- [0018] RR间隔数据获取部，该RR间隔数据获取部被配置为从所述心电图数据获取RR间隔数据，其中，所述RR间隔数据包括RR间隔，并且各个所述RR间隔代表相邻的所述心跳波形之间的时间间隔；
- [0019] 检测器，该检测器被配置为检测引起代偿间歇的至少一个室性早搏；
- [0020] 第一提取器，该第一提取器被配置为从所述RR间隔数据提取在检测到的所述室性早搏的产生期间以及在检测到的所述室性早搏的产生前后的RR间隔；
- [0021] 第二提取器，该第二提取器被配置为从所述RR间隔分别提取第一RR间隔群和第二RR间隔群，其中，所述第一RR间隔群包括在所述室性早搏的产生之前的所述RR间隔，并且所述第二RR间隔群包括在所述室性早搏的产生之后的所述RR间隔；
- [0022] 第一分析器，该第一分析器被配置为对所述第一RR间隔群进行预定的频率分析；
- [0023] 第二分析器，该第二分析器被配置为对所述第二RR间隔群进行所述预定的频率分析；以及
- [0024] 比较部，该比较部被配置为在由所述第一分析器获得的第一分析结果与由所述第二分析器获得的第二分析结果之间进行比较。
- [0025] 根据本公开的第三方面，使得计算机执行操作的所述心电图分析程序，所述操作包括：
- [0026] (a) 获取心电图数据，该心电图数据代表具有在时间轴上连续产生的心跳波形的心电图波形；
- [0027] (b) 从所述心电图数据获取RR间隔数据，其中，所述RR间隔数据包括RR间隔，并且各个所述RR间隔代表相邻的所述心跳波形之间的时间间隔；
- [0028] (c) 检测引起代偿间歇的至少一个室性早搏；
- [0029] (d) 从所述RR间隔数据提取在检测到的所述室性早搏的产生期间以及在检测到的所述室性早搏的产生前后的RR间隔；
- [0030] (e) 从所述RR间隔分别提取第一RR间隔群和第二RR间隔群，其中，所述第一RR间隔群包括在所述室性早搏的产生之前的所述RR间隔，并且所述第二RR间隔群包括在所述室性早搏的产生之后的所述RR间隔；
- [0031] (f) 对所述第一RR间隔群进行预定的频率分析；
- [0032] (g) 对所述第二RR间隔群进行所述预定的频率分析；以及
- [0033] (h) 在由所述步骤(f)获得的第一分析结果与由所述步骤(g)获得的第二分析结果之间进行比较。

附图说明

- [0034] 图1是图示出根据本公开的实施例的心电图分析设备的硬件构造图。
- [0035] 图2是图示出控制器的功能块的图。
- [0036] 图3是图示出根据本公开的实施例的心电图分析方法的流程图。
- [0037] 图4A图示出在多个室性早搏的各自的附近的多个RR间隔与心跳波形的顺序(后文中,称为跳动数)之间的关系。
- [0038] 图4B图示了对各个跳动数平均后的RR间隔与跳动数之间的关系。
- [0039] 图5图示了第一RR间隔群和第二RR间隔群。
- [0040] 图6图示了第一RR间隔群的功率谱和第二RR间隔群的功率谱。
- [0041] 图7A是图示出在各个室性早搏的附近的多个RR间隔与跳动数之间的关系的参考曲线图。
- [0042] 图7B是图示出对各个跳动数平均后的RR间隔与跳动数之间的关系的参考曲线图。
- [0043] 图8是图示出第一RR间隔群和第二RR间隔群的参考曲线图。
- [0044] 图9是图示出第一RR间隔群的功率谱和第二RR间隔群的功率谱的参考曲线图。

具体实施方式

- [0045] 下文将参考附图描述本公开的实施例。顺便提及,为了便于说明,在实施例的描述中,将省略具有与已经描述的元件的参考标号相同的参考标号的元件的说明。
- [0046] 图1图示了根据本公开的实施例的心电图分析设备1的硬件构造图。如图1所示,心电图分析设备1能够包括控制器2、存储部3、传感器接口4、网络接口5、输出部6和输入部7。这些元件通过汇流条8而可通信地互相连接。
- [0047] 虽然心电图分析设备1是用于分析心电图波形的专用设备,但是其可以为例如个人计算机、智能手机、平板电脑、或者诸如苹果手表这样的穿戴式装置。
- [0048] 控制器2能够包括内存部和处理器。例如,内存部能够包括:ROM(只读存储器),其中已经存储了各种程序等;RAM(随机存取存储器),其具有能够存储由处理器执行的各种程序等的多个工作区域。例如,处理器是CPU(中央处理单元),其被配置为从ROM中内置的各种程序加载指定程序到RAM上,并且与RAM协同执行各种处理。
- [0049] 控制器2可以控制心电图分析设备1的各种操作,特别是当处理器将后文描述的心电图分析程序加载到RAM上并且与RAM协同执行心电图分析程序时。下文将详细描述控制器2和心电图分析程序。
- [0050] 例如,存储部3是被配置为存储程序的诸如HDD(硬盘驱动器)、SSD(固态驱动器)或者闪存存储器这样的存储装置。心电图分析程序可以内置于存储部3中。另外,由未示出的心电图传感器获取的心电图数据可以存储在存储部3中。心电图传感器被配置为为了生成心电图数据而获取由患者的心脏产生的弱电信号。此处,心电图数据代表具有在时间轴上连续出现的心跳波形(QRS波形等)的心电图波形。
- [0051] 传感器接口4能够被配置为将心电图分析设备1可通信地连接到心电图传感器。例如,由心电图传感器获取的心电图数据通过传感器接口4而传送到控制器2或者存储部3。传感器接口4可以具有模数(A/D)转换功能。

[0052] 网络接口5能够被配置为将心电图分析设备1连接到未示出的通信网络。此处,通信网络能够包括LAN(局域网)、WAN(广域网)或者因特网等。例如,从控制器2输出的分析结果可以通过网络接口5而传送到布设在通信网络上的另一台计算机。

[0053] 输出部6能够包括显示装置,例如,液晶显示器或者有机EL显示器,或者诸如喷墨式打印机或激光打印机这样的打印机设备。例如,从控制器2输出的分析结果可以显示在显示装置的显示屏幕上,或者由打印机打印。

[0054] 输入部7能够被配置为接收来自操作心电图分析设备1的操作者的输入操作,并且输出与输入操作相对应的操作信号。例如,输入部是叠置并设置在输出部6的显示装置上的触摸面板、装接到壳体的操作按钮、鼠标、键盘等。

[0055] 图2是图示出在图1所示的心电图分析设备1中的控制器2的功能块的图。如图2所示,控制器2能够包括:心电图数据获取部21、RR间隔数据获取部22、检测器23、第一提取器24、RR间隔平均部25、第二提取器26、第一分析器27、第二分析器28和比较部29。

[0056] 下文将参考图3描述图2所示的控制器2的各功能。图3是图示出由根据实施例的心电图分析设备1执行的心电图分析方法的流程图。

[0057] 在开始时,在图3所示的步骤S10中,心电图数据获取部21获取存储部3中存储的心电图数据(或者通过传感器接口4获取的心电图数据)。接着,在步骤S11中,RR间隔数据获取部22从由心电图数据获取部21获取的心电图数据获取包括多个RR间隔的RR间隔数据。此处,RR间隔表示两个相邻的心跳波形中的一个心跳波形的R波与另一个心跳波形的R波之间的间隔,即,相邻的心跳波形之间的时间间隔。例如,RR间隔数据可以包括数据对,在该数据对中,对于所有的RR间隔分别分配数字(后文中称为跳动数N),并且各个跳动数N与RR间隔中对应的一个配对。跳动数N可以以它们的心跳波形在时间轴上出现的顺序(order)而被分配至RR间隔。

[0058] 接着,在步骤S12中,检测器23基于由RR间隔数据获取部22所获取的RR间隔数据而检测各个引起代偿间歇的多个室性早搏(后文中,简称为PVC)。例如,检测器23能够基于与跳动数相对应的RR间隔的变化而检测PVC。当各个PVC产生时,RR间隔在V跳动(异常心跳波形)的出现前后大幅变化(参见图4A)。因此,当检测到RR间隔的大的变化时,检测器23能够检测到PVC。顺便提及,检测器23可以基于心电图数据(心电图波形的形状)而检测PVC。在该情况下,检测器23可以读取预先存储在存储部3中的V跳动的参考波形(后文中,称为PVC参考波形),并且将心电图波形的形状与PVC参考波形的形状比较,以从而检测PVC。另外,由于存在具有不同形状的V跳动,所以具有不同形状的V跳动可以作为PVC参考波形而存储在存储部3中。

[0059] 接着,在步骤S13中,第一提取器24从RR间隔数据提取在由检测器23检测到的各个PVC的出现期间以及PVC的出现前后的RR间隔。例如,如图4A所示,由于PVC所产生的V跳动与紧随V跳动之前出现的N跳动(正常心跳波形)之间的RR间隔被设定为跳动数N=0的RR间隔。另外,V跳动与紧随V跳动之后出现的N跳动之间的RR间隔被设定为跳动数N=1的RR间隔。此外,紧随V跳动之后出现的N跳动与紧随该N跳动之后出现的N跳动之间的RR间隔被设定为跳动数N=2的RR间隔。以这种方式,参考V跳动而设定跳动数N。在该情况下,第一提取器24总共提取出跳动数N=-25到+25的RR间隔。另外,如图4A所示,第一提取器24对各个检测到的PVC提取51个RR间隔(跳动数N=-25到+25)。顺便提及,在本实施例,作为实例,跳动数N被设

定在从-25到+25的范围内。跳动数N的范围或者提取的RR间隔的数量可以适当地改变。另外,为各个PVC提取的各个RR间隔可以与参考V跳动而设定的跳动数N相关联,如图4A和4B所示。

[0060] 接着,在步骤S14中,RR间隔平均部25获得各个跳动数N的为PVC提取的RR间隔的平均值。例如,假定在第一时间中出现的PVC的跳动数 $N=1$ 的RR间隔是 R^1_1 ,在第二时间中出现的PVC的跳动数 $N=1$ 的RR间隔是 R^2_1 ,并且在第m(最后)时间中出现的PVC的跳动数 $N=1$ 的RR间隔是 R^m_1 。从而,跳动数 $N=1$ 的RR间隔的平均值 R_{av-1} 能够从以下表达式(1)中获得。顺便提及,这里,检测到的PVC的数量可以视作m。

$$[0061] \quad R_{av-1} = (R^1_1 + R^2_1 + \dots + R^m_1) / m \dots (1)$$

[0062] 类似地,跳动数 $N=n$ 的RR间隔的平均值 R_{av-n} 能够从以下表达式(2)中获得。

$$[0063] \quad R_{av-n} = (R^1_n + R^2_n + \dots + R^m_n) / m \dots (2)$$

[0064] 以前述的方式,RR间隔平均部25获得各个跳动数的RR间隔的平均值。因此,能够获得分别与跳动数相关联的RR间隔的平均值,如图4B所示。顺便提及,已经在假设在步骤S12中检测到多个PVC的情况下描述了实施例。然而,当仅检测到一个PVC时,不进行获得多个RR间隔的平均值的前述步骤S14。

[0065] 接着,在步骤S15中,第二提取器26从图4B所示的RR间隔的平均值分别提取由在PVC出现之前的多个RR间隔构成的第一RR间隔群和由在PVC出现之后的多个RR间隔构成的第二RR间隔群。例如,如图5所示,第二提取器26提取由在PVC出现之前的跳动数 $N=-1$ 至 -16 的RR间隔构成的第一RR间隔群(由虚线所示的曲线图),以及由在PVC出现之后的跳动数 $N=+1$ 至 $+16$ 的RR间隔构成的第二RR间隔群(由实线所示的曲线图)。顺便提及,能够根据期望确定在该步骤中提取的跳动数N的范围。另外,当仅检测到一个PVC时,第二提取器26分别提取由在该PVC出现之前的多个RR间隔构成的第一RR间隔群以及由在该PVC出现之后的多个RR间隔构成的第二RR间隔群。顺便提及,图5所示的曲线图的横坐标仅表示第二RR间隔群的跳动数。

[0066] 然后,在步骤S16中,第二提取器26从第一RR间隔群和第二RR间隔群的每一者中去除直流分量。此处,已经去除直流分量的第一RR间隔群和第二RR间隔群在图5中示出。

[0067] 然后,在步骤S17中,第一分析器27利用快速傅里叶变换(FFT)对第一RR间隔群进行频率分析,并且第二分析器28利用快速傅里叶变换对第二RR间隔群进行频率分析。图6图式了由第一分析器27获得的第一RR间隔群的功率谱(由虚线所示的曲线图)以及由第二分析器28获得的第二RR间隔群的功率谱(由实线所示的曲线图)。顺便提及,图6所示的曲线图的横坐标代表频率(RR间隔/周期),并且曲线图的纵坐标代表功率。

[0068] 根据实施例,使用FFT对第一RR间隔群和第二RR间隔群进行频率分析。从而,能够快速获得频率分析的结果。另外,虽然已经在实施例中描述了利用FFT的频率分析,但是可以进行利用诸如最大熵法(MEM)等的其它方法的频率分析。

[0069] 最后,在步骤S18中,比较部29在由第一分析器27获得的第一分析结果与由第二分析器28获得的第二分析结果之间进行比较。具体地,比较部29计算由第一分析器27获得的第一RR间隔群的功率谱的各个频带的功率的总值(积分值) $P1_{total}$ 与由第二分析器28获得的第二RR间隔群的功率谱的各个频带的功率的总值(积分值) $P2_{total}$ 之间的比率。例如,在图6所示的实例中, $P2_{total}/P1_{total}$ 为大约2.5。

[0070] 另外,比较部29可以计算由第一分析器27获得的第一RR间隔群的功率谱的各个频带的功率的峰值 $P1_{max}$ 与由第二分析器28获得的第二RR间隔群的功率谱的各个频带的功率的峰值 $P2_{max}$ 之间的比率($P1_{max}/P2_{max}$)或者差值($P2_{max}-P1_{max}$)。

[0071] 由比较部29获得的比较结果被输入到输出部6中。例如,比较结果可以显示在显示装置的显示屏幕上或者由打印机打印。此外,图4A和4B以及图5和6中所示的各个曲线图可以显示在显示装置上或者可以由打印机打印。

[0072] 在图6所示的实例中, $P2_{total}$ 与 $P1_{total}$ 的比率($P2_{total}/P1_{total}$)为大约2.5。另外, $P2_{max}$ 与 $P1_{max}$ 的比率($P2_{max}/P1_{max}$)为大约2.9。此外, $P2_{max}$ 与 $P1_{max}$ 之间的差值($P2_{max}-P1_{max}$)为大约94。所有的这些值均充分大。基于这样的比较结果,医护人员能够判断已经提供该心电图数据的患者的诸如压力反射这样的自主神经功能正常。

[0073] 图4A和4B以及图5和图6图示了自主神经功能正常的患者的曲线图。另一方面,将在图7A和7B以及图8和9中示出自主神经功能异常的患者的曲线图的实例作为参考实例。图7A是图示出在各个PVC附近的多个RR间隔与跳动数之间的关系的参考曲线图。图7B是图示出对各个跳动数平均后的多个RR间隔与跳动数之间的关系的参考曲线图。图8是分别图示出第一RR间隔群和第二RR间隔群的曲线的参考曲线图。图9是分别图示出第一RR间隔群和第二RR间隔群的功率谱的曲线的参考曲线图。图7A和7B对应于图4A和4B。图8对应于图5。图9对应于图6。

[0074] 在图9所示的曲线图中,与图6所示的曲线图相反,低频带中的第一RR间隔群的功率谱比处于相同的低频带中的第二RR间隔群的功率谱大。从而,在图9所示的实例中, $P2_{total}$ 与 $P1_{total}$ 的比率($P2_{total}/P1_{total}$)为大约0.5,并且 $P2_{max}$ 与 $P1_{max}$ 的比率($P2_{max}/P1_{max}$)小。此外, $P2_{max}$ 与 $P1_{max}$ 之间的差值($P2_{max}-P1_{max}$)是负值。从而能够理解,在自主神经功能正常的患者的频率分析结果与自主神经功能异常的患者的频率分析结果之间能够观察到显著的差别。

[0075] 根据实施例,能够对由在PVC产生之前的多个RR间隔组成的第一RR间隔群进行频率分析,并且能够对由在PVC产生之后的多个RR间隔组成的第二RR间隔群进行频率分析。然后,由第一分析器27获得的第一分析结果与由第二分析器28获得的第二分析结果互相比。以这种方式,能够提供一种心电图分析设备1或者心电图分析方法,其能够对各个PVC产生之前的多个RR间隔和PVC产生之后的多个RR间隔进行频率分析,从而使得相对容易地检查患者的诸如压力反射这样的自主神经功能。

[0076] 根据实施例,对于为PVC提取的多个RR间隔求平均值。然后,从平均后的多个RR间隔分别提取第一RR间隔群和第二RR间隔群,并且对其进行频率分析。当如此设置平均步骤时,不必须对为PVC提取的RR间隔各自地进行频率分析,而可以对平均后的RR间隔进行频率分析。因此,能够减少心电图分析设备1(或者心电图分析方法)的计算的次数。

[0077] 根据实施例,计算第一RR间隔群的功率谱的各个频带的功率的总值 $P1_{total}$ 与第二RR间隔群的功率谱的各个频带的功率的总值 $P2_{total}$ 之间的比率。从而,由第一分析器27获得的第一分析结果与由第二分析器28获得的第二分析结果能够互相比。

[0078] 另外,可以计算第一RR间隔群的功率谱的各个频带的功率的峰值 $P1_{max}$ 与第二RR间隔群的功率谱的各个频带的功率的峰值 $P2_{max}$ 之间的比率或差值。从而,由第一分析器27获得的第一分析结果与由第二分析器28获得的第二分析结果能够互相比。

[0079] 以这种方式,能够提供一种心电图分析设备1,其能够容易地检查患者的诸如压力反射这样的自主神经功能。此外,根据依照实施例的心电图分析设备1,直接计算HRT。从而,能够以高的精度评估诸如压力反射这样的自主神经功能。

[0080] 为了利用软件实施根据实施例的心电图分析设备1,心电图分析程序可以预先内置于存储部3中或者ROM中。另外,心电图分析程序可以存储在计算机可读介质中,例如,磁盘(HDD或者软(商标)盘)、光盘(CD-ROM、DVD-ROM、蓝光(商标)光盘等)、磁光盘(MO等)、闪存存储器(SD卡、USB存储器、SSD等)等。在该情况下,当计算机可读介质连接到心电图分析设备1时,存储在存储介质中的心电图分析程序能够被内置于存储部3中。当内置于存储部3中的程序被上传到RAM上,并且处理器执行该上传程序时,控制器2能够执行图2所示的各种处理。换言之,当由处理器执行程序时,控制器2分别用作心电图数据获取部21、RR间隔数据获取部22、检测器23、第一提取器24、RR间隔平均部25、第二提取器26、第一分析器27、第二分析器28和比较部29。

[0081] 心电图分析程序可以通过网络接口5而在通信网络上从计算机下载。而且在该情况下,下载的程序能够类似地内置于存储部3中。

[0082] 虽然以上已经描述了本公开的实施例,但是不应当基于实施例的描述而受限地解读本发明的技术范围。实施例仅为实例。本领域的技术人员应当理解,能够在要求权利的本发明的范围内对实施例进行各种改变。应当基于要求权利的本发明的范围及其任意等同物的范围而限定本发明的技术范围。

[0083] 本申请基于2015年9月10日提交的日本专利申请No.2015-178764,该专利申请的全部内容通过引用而并入本文。

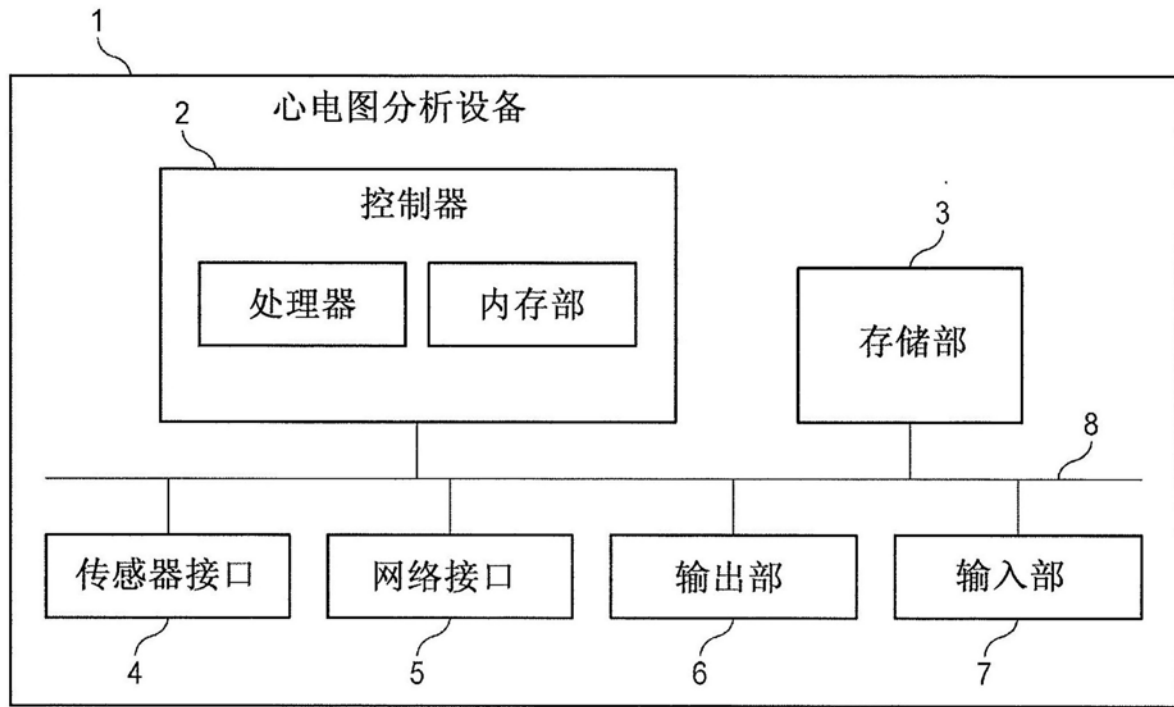


图1

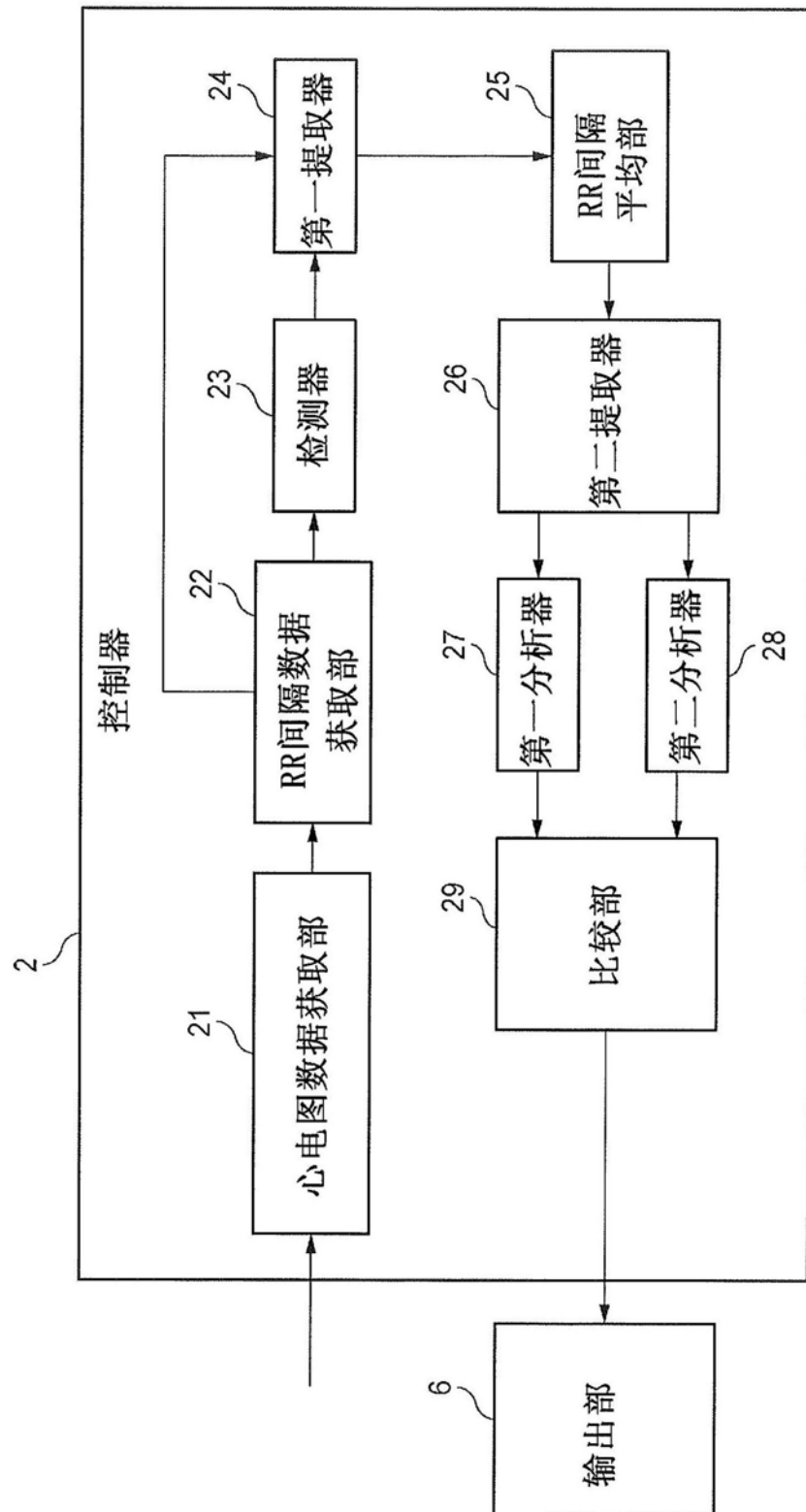


图2

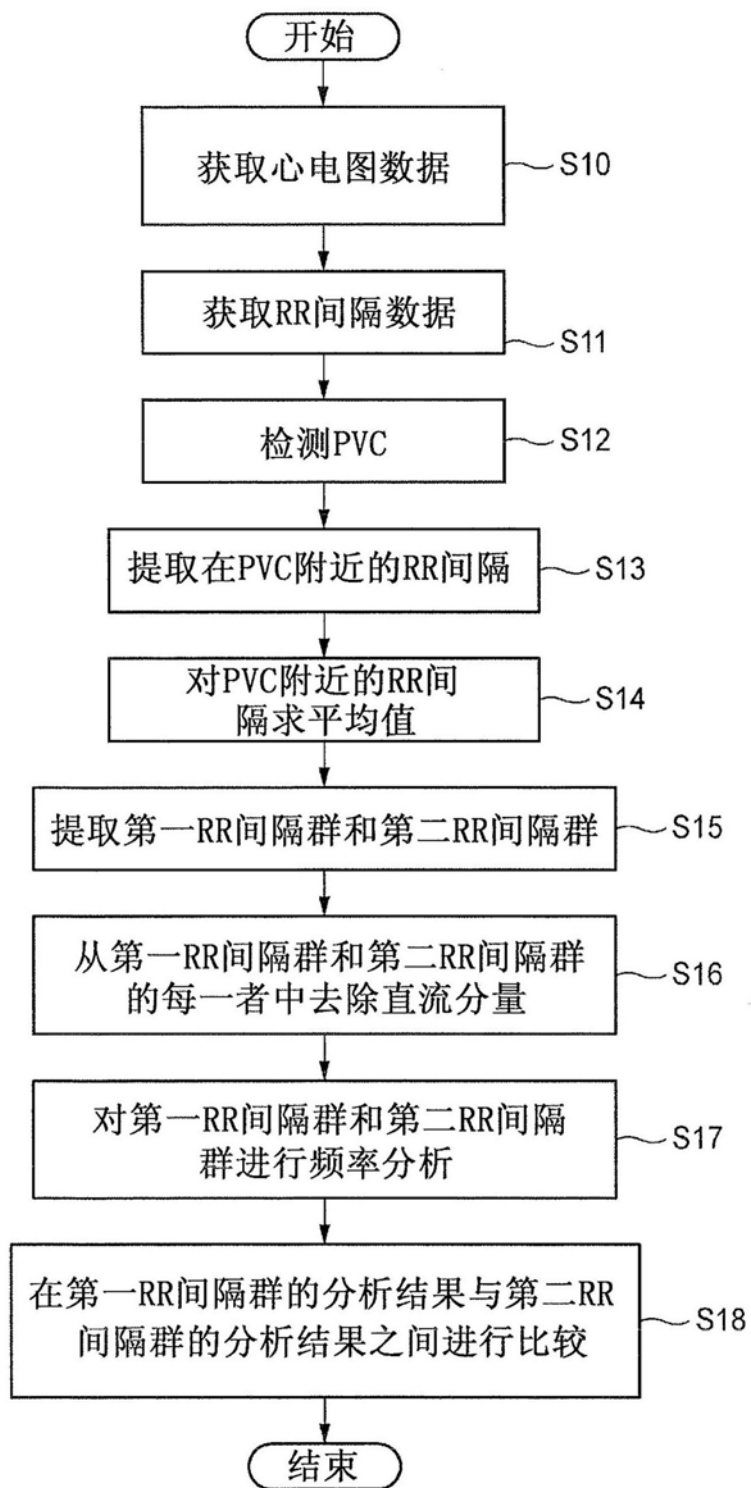


图3

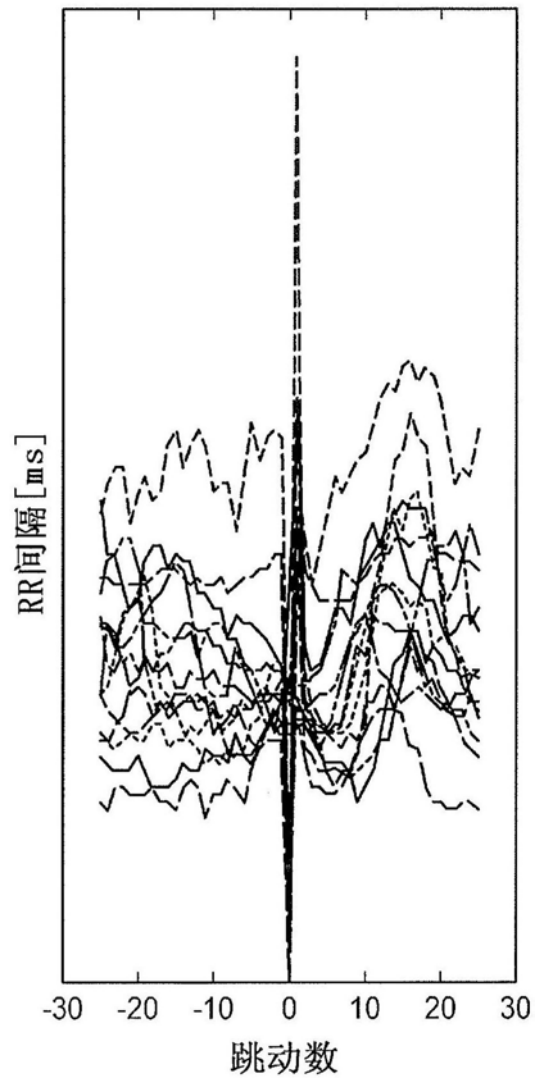


图4A

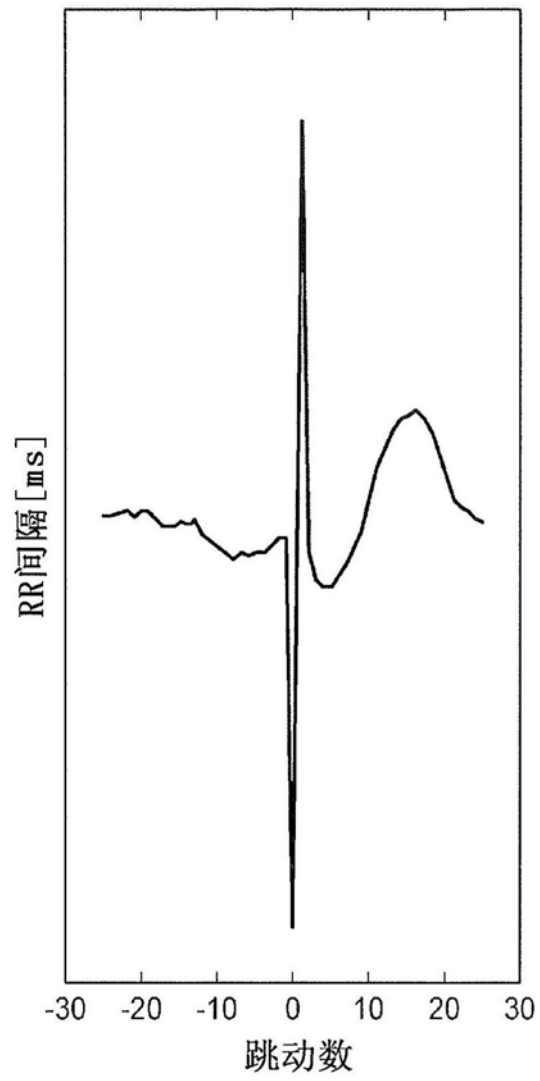


图4B

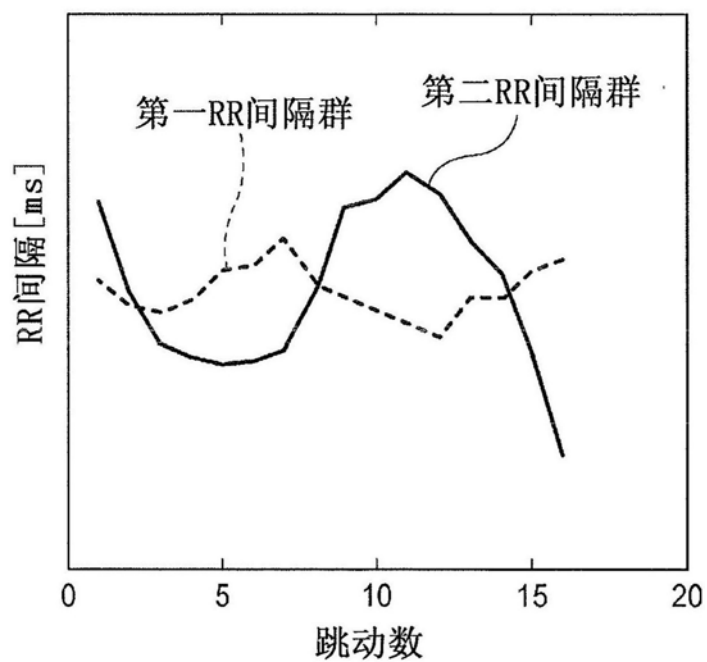


图5

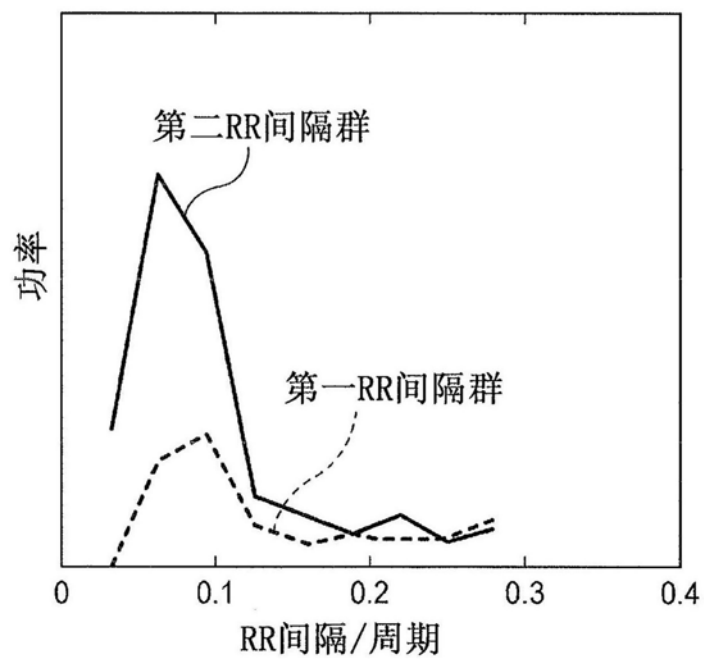


图6

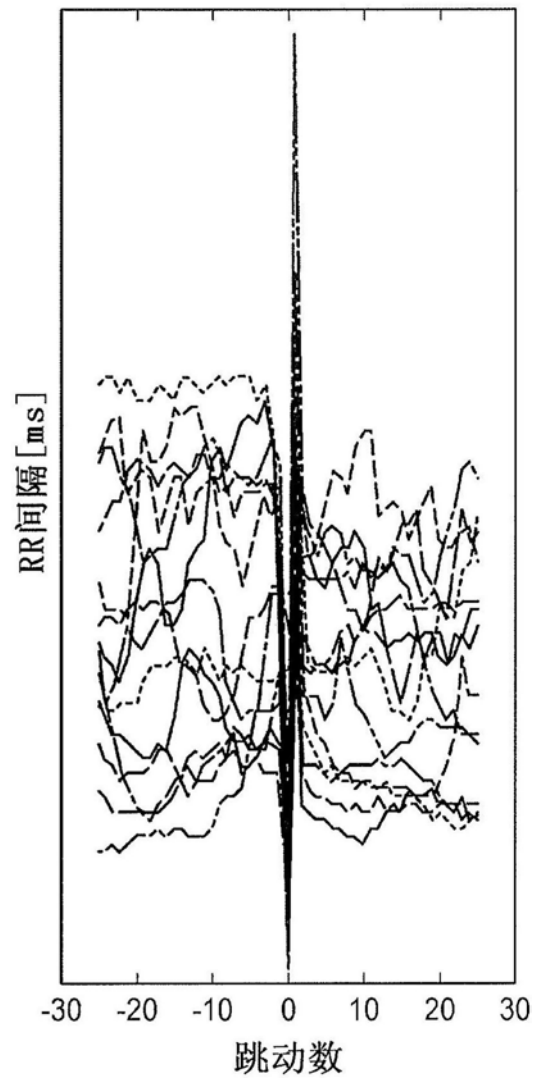


图7A

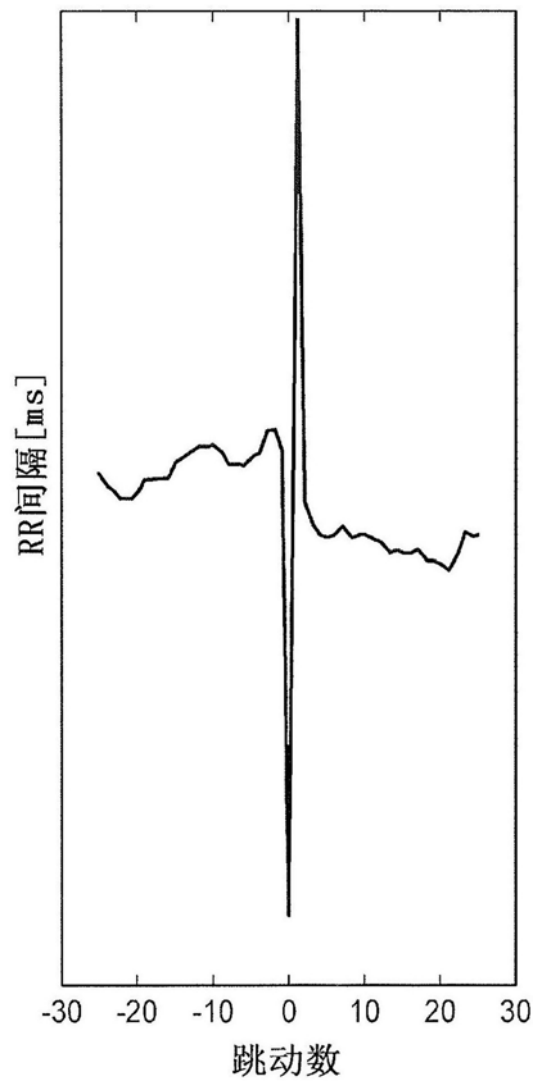


图7B

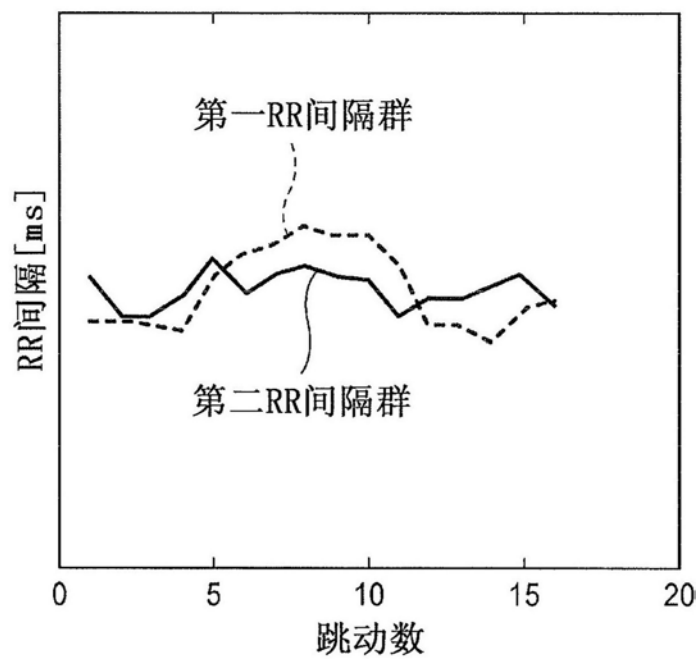


图8

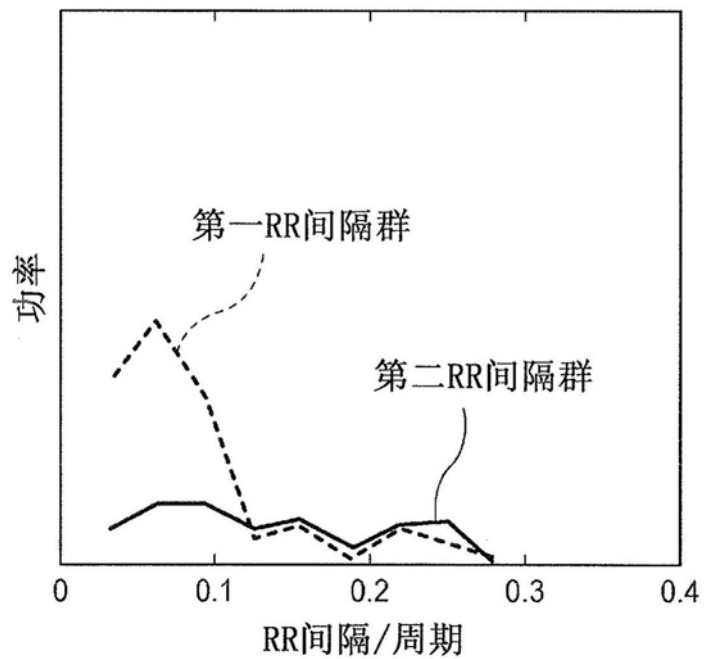


图9

专利名称(译)	心电图分析方法、心电图分析设备、心电图分析程序以及存储有心电图分析程序的计算机可读介质		
公开(公告)号	CN108024751A	公开(公告)日	2018-05-11
申请号	CN201680052837.8	申请日	2016-08-29
[标]申请(专利权)人(译)	日本光电工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	日本光电工业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日本光电工业株式会社		
[标]发明人	斧嘉伸 高柳恒夫 贝阿弥隆		
发明人	斧嘉伸 高柳恒夫 贝阿弥隆		
IPC分类号	A61B5/0468 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0468 A61B5/4035 A61B5/7257 A61B5/02028 A61B5/04014 A61B5/0456		
代理人(译)	吴立		
优先权	2015178764 2015-09-10 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种心电图分析方法，包括：(a)获取心电图数据，该心电图数据代表具有心跳波形的心电图波形；(b)从心电图数据获取RR间隔数据；(c)检测引起代偿间歇的至少一个室性早搏；(d)从RR间隔数据提取在检测到的室性早搏的产生期间以及在检测到的室性早搏的产生前后的RR间隔；(e)从RR间隔分别提取第一RR间隔群和第二RR间隔群，其中，第一RR间隔群包括在室性早搏的产生之前的RR间隔，并且第二RR间隔群包括在室性早搏的产生之后的RR间隔；(f)对第一RR间隔群进行预定的频率分析；(g)对第二RR间隔群进行所述预定的频率分析；以及(h)在由步骤(f)获得的第一分析结果与由步骤(g)获得的第二分析结果之间进行比较。

