



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104027110 A

(43) 申请公布日 2014. 09. 10

(21) 申请号 201310739868. 9

(22) 申请日 2013. 12. 26

(30) 优先权数据

2013-046648 2013. 03. 08 JP

(71) 申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 渡边晋一郎

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限

责任公司 11240

代理人 余刚 吴孟秋

(51) Int. Cl.

A61B 5/046 (2006. 01)

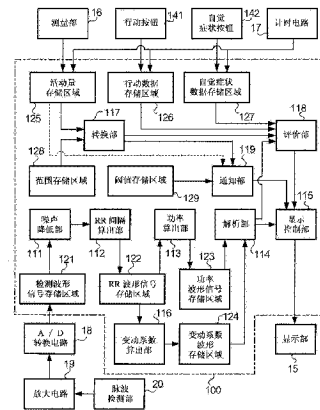
权利要求书2页 说明书15页 附图14页

(54) 发明名称

心房颤动解析装置、心房颤动解析系统及解析方法

(57) 摘要

本发明涉及心房颤动解析装置、心房颤动解析系统以及心房颤动解析方法。其中，心房颤动解析装置，其特征在于，具备：取得部，取得表示心电或者脉波的检测结果的时间变化的检测波形信号；RR间隔算出部，根据通过所述取得的检测波形信号的频率解析得到的各帧的频谱，对应于每帧算出相当于平均RR间隔的参数，并算出表示该参数的时间变化的RR波形信号；功率算出部，算出表示所述RR波形信号的频谱中预先确定的频带的功率的时间变化；变动系数算出部，算出所述平均RR间隔的变动系数；解析部，根据所述算出的功率和变动系数的组合，对应于每一个时刻解析有无心房颤动；以及测量部，测量用户的活动量。



1. 一种心房颤动解析装置,其特征在于,
具有:
取得部,取得表示心电或者脉波的检测结果的时间变化的检测波形信号;
波形存储部,存储所述取得的检测波形信号;
RR 间隔算出部,根据通过所述取得的检测波形信号的频率解析得到的各单位时间的频谱,对应于每一个所述单位时间算出相当于平均 RR 间隔的参数;
功率算出部,算出表示由所述 RR 间隔算出部算出的平均 RR 间隔的时间变化的 RR 波形信号的频谱中预先确定的频带的功率;
变动系数算出部,算出所述 RR 波形信号中的所述平均 RR 间隔的变动系数;
解析部,根据所述功率和所述变动系数的组合,对应于每一个时刻判定有无心房颤动;
测量部,测量用户的活动量;以及
第一存储部,使所述测量部测量的活动量和测量所述活动量的时刻各自相对应地进行存储。
2. 根据权利要求 1 所述的心房颤动解析装置,其特征在于,
具有第二存储部,所述第二存储部对应于所述用户的行动的每一个时刻,存储表示所述行动的行动数据。
3. 根据权利要求 1 或 2 所述的心房颤动解析装置,其特征在于,
具有:
范围存储部,存储表示所述用户的活动量能够变动的范围的范围信息;以及
转换部,根据由所述范围存储部存储的范围信息,将由所述测量部测量的活动量转换为表示该用户的负荷的负荷量。
4. 根据权利要求 1 至 3 中任一项所述的心房颤动解析装置,其特征在于,
具有第三存储部,所述第三存储部对应于所述用户自觉所述心房颤动的每一个时刻,存储表示所述用户自觉的所述心房颤动的自觉症状数据。
5. 根据权利要求 2 所述的心房颤动解析装置,其特征在于,
具有:
操作部,被所述用户操作;以及
通知部,当由所述测量部测量的活动量超过预先确定的阈值时,将所述活动量超过所述阈值的内容通知所述用户,以便所述用户对所述操作部进行操作,
所述第二存储部在所述用户操作了所述操作部时存储所述行动数据。
6. 根据权利要求 2 所述的心房颤动解析装置,其特征在于,
具有:
接受部,接受来自输入装置的所述行动数据的输入;以及
通知部,当由所述测量部测量的活动量超过预先确定的阈值时,将所述活动量超过所述阈值的内容通知所述用户,以便所述用户从所述输入装置进行所述行动数据的输入,
所述第二存储部在所述接受部接受了所述行动数据的输入时存储所述行动数据。
7. 根据权利要求 1 至 6 中任一项所述的心房颤动解析装置,其特征在于,
具有评价部,所述评价部在由所述解析部解析为存在的所述心房颤动的发病期间,评

价由所述测量部测量的活动量。

8. 一种心房颤动解析系统,其特征在于,

具有:

权利要求 1 至 7 中任一项所述的心房颤动解析装置;

加工装置,取得所述测量部测量的活动量,并根据由所述解析部进行解析的结果加工表示所述活动量的数据;以及

提示装置,提示由所述加工装置加工后的数据。

9. 一种心房颤动解析方法,其特征在于,

具有:

取得表示心电或者脉波的检测结果的时间变化的检测波形信号的步骤;

存储所述取得的检测波形信号的步骤;

根据通过所述取得的检测波形信号的频率解析得到的各单位时间的频谱,对应于每一个所述单位时间算出相当于平均 RR 间隔的参数的步骤;

算出表示所述算出的平均 RR 间隔的时间变化的 RR 波形信号的频谱中预先确定的频带的功率的步骤;

算出所述 RR 波形信号中的所述平均 RR 间隔的变动系数的步骤;

根据所述功率和所述变动系数的组合,对应于每一个时刻解析有无心房颤动的步骤;

测量用户的活动量的步骤;以及

使所述被测量的活动量和测量所述活动量的时刻各自相对应地进行存储的步骤。

心房颤动解析装置、心房颤动解析系统及解析方法

技术领域

[0001] 本发明涉及解析心房颤动的技术。

背景技术

[0002] 在有关心脏疾病的医疗领域中具有解析心房颤动的技术。在专利文献 1 中,公开了一种测量由每一拍的心电图得到的 RR 间隔,根据其标准偏差和度数分布解析心房颤动的技术。在非专利文献 1 中,记载有 RR 间隔不规则,如果进行心房颤动的心拍的频率解析则存在 $1/f\beta$ 成分,由于其波动而成为白色杂音状的情况。

[0003] 在先技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献 1 :日本专利特开 2009-89883 号公报

[0006] 非专利文献

[0007] 非专利文献 1 :Hayano J, Yamasaki F, Sakata S, Okada A, Mukai S, Fujinami T "Spectral characteristics of ventricular response to atrial fibrillation." Am. J. Physiol. 1997;273:H2811-H2816

[0008] 在上述专利文献 1 和非专利文献 1 中,为了进行准确的心房颤动的解析,需要准确地测量每一拍的 RR 间隔。在测量该 RR 间隔时,虽然也可以根据测定心电得到的心电图的波形信号进行测量,但也可以根据测定脉波得到的脉波信号进行测量。

[0009] 可是,在测定脉波时,由于在测定中多数情况下受验者能够自由移动,因而脉波信号中也容易包含人体运动噪声的影响。在测定心电的情况下,虽然与测定脉波的情况相比具有程度的差异,但是心电图的波形信号中有时也包含人体运动噪声的影响。这样在受到人体运动噪声的影响时,准确地测量每一拍的 RR 间隔是非常困难的。

[0010] 因此,在如专利文献 1 以及非专利文献 1 中公开的技术那样,将测量每一拍的准确的 RR 间隔作为前提时,不能够使用含有人体运动噪声的影响的信号进行心房颤动解析。另外,已知心房颤动的病症有时也受到患者的活动量的影响,但活动量与心房颤动的关系也存在个体差异而无法充分掌握。

发明内容

[0011] 鉴于上述情况,本发明的目的之一在于,即使在脉波信号和心电图的波形信号等可测量 RR 间隔的信号中含有人体运动噪声的影响,也根据该信号解析心房颤动。另外,本发明的目的之一在于,对这样解析后的心房颤动和患者的活动量进行比较。

[0012] 为解决上述课题,本发明提供一种心房颤动解析装置,具有:取得部,取得表示心电或者脉波的检测结果的时间变化的检测波形信号;波形存储部,存储所述取得的检测波形信号;RR 间隔算出部,根据通过所述取得的检测波形信号的频率解析得到的各单位时间的频谱,对应于每一个该单位时间算出相当于平均 RR 间隔的参数;功率算出部,算出表示由所述 RR 间隔算出部算出的平均 RR 间隔的时间变化的 RR 波形信号的频谱中预先确定的

频带的功率；变动系数算出部，算出所述 RR 波形信号中的所述平均 RR 间隔的变动系数；解析部，根据所述功率和所述变动系数的组合，对应于每一个时刻解析有无心房颤动；测量部，测量用户的活动量；以及第一存储部，使所述测量部测量的活动量和测量该活动量的时刻各自相对应地进行存储。

[0013] 根据该心房颤动解析装置，即使在脉波信号和心电图的波形信号等可测量 RR 间隔的信号中含有人体运动噪声的影响，也能够根据该信号解析心房颤动，并能够对心房颤动和用户的活动量进行比较。

[0014] 在优选的方式中，可以具有第二存储部，所述第二存储部对应于所述用户的行动的每一个时刻，存储表示该行动的行动数据。

[0015] 根据该心房颤动解析装置，能够对心房颤动的发病时刻和用户的行动的时刻进行比较。

[0016] 另外，在优选的方式中，也可以具有：范围存储部，存储表示所述用户的活动量能够变动的范围的范围信息；以及转换部，根据由所述范围存储部存储的范围信息，将由所述测量部测量的活动量转换为表示该用户的负荷的负荷量。

[0017] 根据该心房颤动解析装置，当对心房颤动和用户的活动量进行比较时，能够反映用户的个体差异。

[0018] 另外，在优选的方式中，可以具有第三存储部，所述第三存储部对应于所述用户自觉的所述心房颤动的每一个自觉的时刻，存储表示所述心房颤动的自觉症状数据。

[0019] 根据该心房颤动解析装置，能够对心房颤动的发病时刻和用户自觉症状的时刻进行比较。

[0020] 另外，在优选的方式中，可以具有：被所述用户操作的操作部；以及通知部，当所述测量部测量的活动量超过预先确定的阈值时，将该活动量超过该阈值的内容通知给用户，以便所述用户对所述操作部进行操作，所述第二存储部在所述用户操作所述操作部时存储所述行动数据。

[0021] 根据该心房颤动解析装置，能够根据用户的活动量，促使该用户进行用于存储行动数据的操作。

[0022] 另外，在优选的方式中，可以具有评价部，所述评价部在由所述解析部解析为存在的所述心房颤动的发病期间，评价由所述测量部测量的活动量。

[0023] 根据该心房颤动解析装置，能够进行对应于有无心房颤动的用户的活动量的评价。

[0024] 另外，本发明提供一种心房颤动解析系统，具有上述心房颤动解析装置；加工装置，取得所述测量部测量的活动量，并根据由所述解析部进行解析的结果对表示该活动量的数据进行加工；以及提示装置，提示由所述加工装置加工的数据。

[0025] 根据该心房颤动解析系统，即使在脉波信号和心电图的波形信号等可测量平均 RR 间隔的信号中含有人体运动噪声的影响，也能够根据该信号解析心房颤动，并能够对心房颤动和用户的活动量进行比较。

[0026] 另外，本发明提供一种心房颤动解析方法，具有：取得表示心电或者脉波的检测结果的时间变化的检测波形信号的步骤；存储所述取得的检测波形信号的步骤；根据通过所述取得的检测波形信号的频率解析得到的各单位时间的频谱，对应于每一个该单位时间算

出相当于平均 RR 间隔的参数的步骤 ;算出表示所述算出的平均 RR 间隔的时间变化的 RR 波形信号的频谱中预先确定的频带的功率的步骤 ;算出所述 RR 波形信号中的所述平均 RR 间隔的变动系数的步骤 ;根据所述功率和所述变动系数的组合,对应于每一个时刻解析有无心房颤动的步骤 ;测量用户的活动量的步骤 ;以及使所述测量的活动量和测量该活动量的时刻各自相对应地进行存储的步骤。

[0027] 根据该心房颤动解析方法,即使在脉波信号和心电图的波形信号等可测量平均 RR 间隔的信号中含有运动噪声的影响,也能够根据该信号解析心房颤动,并能够对心房颤动和用户的活动量进行比较。

[0028] 另外,本发明提供一种程序,用于使计算机执行以下步骤:取得表示心电或者脉波的检测结果的时间变化的检测波形信号的步骤;存储所述被取得的检测波形信号的步骤;根据通过所述被取得的检测波形信号的频率解析得到的各单位时间的频谱,对应于每一个该单位时间算出相当于平均 RR 间隔的参数的步骤;算出表示所述算出的平均 RR 间隔的时间变化的 RR 波形信号的频谱中预先确定的频带的功率的步骤;算出所述 RR 波形信号中的所述平均 RR 间隔的变动系数的步骤;根据所述功率和所述变动系数的组合,对应于每一个时刻解析有无心房颤动的步骤;测量用户的活动量的步骤;以及使所述测量的活动量和测量该活动量的时刻各自相对应地进行存储的步骤。

[0029] 根据该程序,即使在脉波信号和心电图的波形信号等可测量平均 RR 间隔的信号中含有运动噪声的影响,也能够根据该信号解析心房颤动,并能够对心房颤动和用户的活动量进行比较。

附图说明

- [0030] 图 1 是用于说明实施方式中的心房颤动解析系统的结构的图。
- [0031] 图 2 是说明实施方式中的脉波测定装置的外观的图。
- [0032] 图 3 是说明实施方式中的脉波测定装置的结构图。
- [0033] 图 4 是说明实施方式中的心房颤动解析装置的功能结构的图。
- [0034] 图 5 是说明进行检测波形信号的频率解析时的帧的图。
- [0035] 图 6 是说明 RR 间隔算出部的频率特性的图。
- [0036] 图 7 是说明进行 RR 波形信号的频率解析时的帧的图。
- [0037] 图 8 是表示由本实施方式进行的判定结果的图。
- [0038] 图 9 是心房颤动解析处理的流程图。
- [0039] 图 10 是说明采用了心电 RR 间隔的心房颤动的解析方法的图。
- [0040] 图 11 是说明采用了平均脉波 RR 间隔的心房颤动的解析方法的问题点的图。
- [0041] 图 12 是表示步骤 A410 中的心房颤动解析处理的细节的图。
- [0042] 图 13 是例示功率波形信号和变动系数信号的图。
- [0043] 图 14 是例示移动平均处理后的功率和变动系数的图。
- [0044] 图 15 是例示功率和变动系数的关系的图。
- [0045] 图 16 是例示图 15 的数据的聚类后的结果的图。
- [0046] 图 17 是表示变形例的心房颤动解析系统的结构的图。
- [0047] 图 18 是表示在可对比的形态下表现了数据的曲线图的一个示例的图。

[0048] 符号说明

[0049] 1, 1a... 脉波测定装置、10... 装置主体、11... CPU、12... RAM、13... ROM、14... 操作部、140... 操作按钮、141... 行动按钮、142... 自觉症状数据、15... 显示部、16... 测量部、17... 计时电路、171... 振荡电路、18... A / D 转换电路、19... 放大电路、20... 脉波检测部、30... 电缆、40... 固定垫、50... 手腕套、100... 心房颤动解析装置、101... 通信部、111... 噪声降低部、112... RR 间隔算出部、113... 功率算出部、114... 解析部、115... 显示控制部、116... 变动系数算出部、117... 转换部、118... 评价部、119... 通知部、121... 检测波形信号存储区域、122... RR 波形信号存储区域、123... 功率波形信号存储区域、6... 加工装置、7... 提示装置、9, 9a... 心房颤动解析系统、A... 患者、B... 医生、C... 加工中心、1000... 手。

具体实施方式

[0050] 实施方式

[0051] 概要

[0052] 现有技术中, 根据心电图解析心房颤动时, 采用了每一拍的 RR 间隔 (称为“心电 RR 间隔”)。与此相对, 在本实施方式中, 根据脉波来解析心房颤动。与心电图不同, 采用脉波时有时难以准确地确定每一拍的 RR 间隔。因此, 在本实施方式中, 采用表示在某一单位时间 (以下, 称为帧) 内的 RR 间隔的平均的值 (称为“平均脉波 RR 间隔”)。在此, 首先, 说明有关采用了心电 RR 间隔的心房颤动的解析方法, 接着, 说明采用平均脉波 RR 间隔时的问题点, 最后, 说明本实施方式中的解析方法的概要。

[0053] 图 10 是说明采用了心电 RR 间隔的心房颤动的解析方法的图。图 10 是对表示心电 RR 间隔的变动的波形信号, 将 480 秒作为 1 帧, 在该帧中, 在 0.01Hz ~ 0.2Hz 的波段进行频率解析, 对峰值频率和功率进行对数转换后表示的曲线图。功率是指谱密度。图 10 (a) 表示心房颤动未发病时采用心电 RR 间隔的情况, 图 10 (b) 表示心房颤动发病时采用心电 RR 间隔的情况。图中的直线表示由绘制的数据得到的线性回归线。如果根据这些曲线图算出线性回归线的斜率 β 和相关系数 γ , 则得到如下所示结果。

[0054] 在图 10 (a) 所示的心房颤动未发病的情况下, $\gamma = -0.72$, $\beta = -1.29$ 。另外, 在图 10 (b) 所示的心房颤动发病的情况下, $\gamma = -0.07$, $\beta = -0.13$ 。由此可知, 心房颤动发病的情况下, 相关消失而出现白色杂音状, 而且斜率 β 接近于“0”。这样, 在采用心电 RR 间隔时, 能够根据峰值频率和功率的绘图中的线性回归线的斜率 β 和相关系数 γ 来判定有无心房颤动。

[0055] 图 11 是说明采用了平均脉波 RR 间隔的心房颤动的解析方法的问题点的图。图 11 是对表示平均脉波 RR 间隔的变动的波形信号, 将 480 秒作为 1 帧, 在该帧中, 在 0.01Hz ~ 0.2Hz 的波段进行频率解析, 对峰值频率和功率进行对数转换后表示的曲线图。图 11 (a) 表示心房颤动未发病的示例, 图 11 (b) 表示心房颤动发病的示例。图中的直线表示由绘制的数据得到的线性回归线。

[0056] 在图 11 (a) 所示的心房颤动未发病的情况下, $\gamma = -0.68$, $\beta = -1.40$ 。另外, 在图 11 (b) 所示的心房颤动发病的情况下, $\gamma = -0.41$, $\beta = -1.02$ 。这样, 在采用平均脉波 RR 间隔时, 如图 11 所示, 不存在由有无心房颤动的发病引起的 γ 、 β 的显著性差异, 通过与采用心电 RR 间隔的情况相同的方法难以判定有无心房颤动。

[0057] 在此,再次比较图 10 (a)和(b)则可知,心房颤动发病的情况下,在高频带一侧功率增大。例如图 10 中,如果对 0.2Hz 附近的频带比较功率,则心房颤动未发病时的功率为“1.59”,心房颤动发病时的功率为“4.97”。心房颤动发病时,与未发病时相比,该频带的功率增加至数倍而出现显著性差异。

[0058] 在采用平均脉波 RR 间隔时也观测到该功率的增加。在图 11 中,如果对 0.2Hz 附近的频带比较功率,则心房颤动未发病时的功率为“0.05”,心房颤动发病时的功率为“0.30”。这样,即使采用平均脉波 RR 间隔,心房颤动发病时,与未发病时相比,该频带的功率也增加至数倍而出现显著性差异。在本实施方式中,将该功率的增大用作一个指标来判定有无心房颤动。

[0059] 在本实施方式中,采用变动系数作为有无心房颤动的另一个指标。变动系数是表示相对于平均脉波 RR 间隔的的平均的偏差程度的参数。如果心房颤动发病,则引起 RR 间隔的不整齐。即,每一拍的时间间隔变得不规则。对于平均脉波 RR 间隔也是同样的,能够将不整齐状态(相对于平均的偏差)作为心房颤动的指标。在本实施方式中,将功率和变动系数作为指标来判定有无心房颤动。下面,将详细地说明本实施方式的装置结构以及动作。

[0060] 心房颤动解析系统 9 的结构

[0061] 图 1 是用于说明实施方式中的心房颤动解析系统 9 的结构的图。患者 A 是接受心房颤动的诊断的人。医生 B 是患者 A 的主治医生,为了诊断心房颤动将脉波测定装置 1 出借给患者 A。患者 A 是佩戴有出借的脉波测定装置 1,利用该脉波测定装置 1 的用户。加工中心 C 是接收从患者 A 佩戴的脉波测定装置 1 得到的数据的输出,按照规定的程序加工该数据的设备。医生 B 接受在加工中心 C 中被加工的数据的提示而进行有关患者 A 的心房颤动的诊断。

[0062] 以下说明的实施方式是脉波测定装置 1 具有加工中心 C 中的加工功能的情况。

[0063] 脉波测定装置 1 的结构

[0064] 图 2 是说明实施方式中的脉波测定装置 1 的外观的图。如图 2 (a)所示,本发明的实施方式中的脉波测定装置 1 具有如手表那样被佩戴于作为用户的检测对象的手 1000 中的手腕部分(腕)上的装置主体 10,以及安装于检测部位而检测脉波的脉波检测部 20。装置主体 10 和脉波检测部 20 由电缆 30 连接。电缆 30 将从脉波检测部 20 输出的脉波信号(以下,称为检测波形信号 L)供给装置主体 10,另一方面,将来自装置主体 10 的电能供给脉波检测部 20。

[0065] 在装置主体 10 上安装有腕套 50。装置主体 10 通过将腕套 50 缠绕在用户的手腕上而被安装在手腕上。在装置主体 10 上设有操作部 14 和显示部 15。操作部 14 具有用户用于向脉波测定装置 1 输入功能选择的指示等的按钮开关等操作件,通过这些操作件接受用户的操作。操作部 14 在装置主体 10 的侧面左右分别各具有两个按钮开关。在这些按钮中,通过腕套 50 将装置主体 10 安装于用户的手腕部分时,设于小指侧的按钮开关是行动按钮 141,设于拇指侧的按钮开关是自觉症状按钮 142。另外,在这些按钮中,设于用户的胳膊肘(未图示)侧的两个按钮是具有其他功能的操作按钮 140。操作部 14 也可以含有设于显示部 15 上的触摸传感器等。显示部 15 是液晶显示器、有机 EL 显示器等显示设备。

[0066] 如图 2 (b)所示,在该示例中,安装有脉波检测部 20 的检测部位是手 1000 中的从食指的指根到第二指关节之间的一部分,但只要是能够检测脉波的部位则可以是任何部

位。脉波检测部 20 通过由固定带 40 固定而安装于检测部位。此时,固定带 40 是覆盖脉波检测部 20 的状态,并且是以来自固定带 40 的外侧的光不会到达脉波检测部 20 的光接收部的方式进行遮光的结构。

[0067] 脉波检测部 20 如下所示检测脉波,并输出表示检测结果的检测波形信号 L。脉波检测部 20 具有发光部(例如绿色 LED (Light Emitting Diode :发光二极管))和光接收部。脉波检测部 20 中由发光部照射对应于经由电缆 30 而从装置主体 10 供给的电能的的光。脉波检测部 20 通过光接收部接收从发光部发出的光中被毛细血管中的血红蛋白反射的光,将对应于光接收电平的信号作为检测波形信号 L 后经由电缆 30 供给装置主体 10。

[0068] 图 3 是说明实施方式中的脉波测定装置 1 的结构的图。脉波测定装置 1 具有装置主体 10 和脉波检测部 20,其中装置主体 10 具有:CPU (Central Processing Unit :中央处理器) 11、RAM (Random Access Memory :随机存储器) 12、ROM (Read Only Memory :只读存储器)13、操作部 14、显示部 15、测量部 16、计时电路 17、A/D 转换电路 18、放大电路 19。除放大电路 19 和脉波检测部 20 以外的各结构都经由总线连接。

[0069] CPU11 按照存储于 ROM13 的控制程序,进行各部控制以及数据传送。RAM12 临时存储检测波形信号 L 等生物体信息以及 CPU11 中的控制程序在执行中产生的各种数据。CPU11 通过执行控制程序,实现心房颤动解析功能,使脉波测定装置 1 作为心房颤动解析装置而起作用。此外,CPU11 也可以通过执行控制程序实现心房颤动解析功能以外的各种功能。这些功能例如可以通过用户操作操作部 14 而实现。

[0070] 如上所述,操作部 14 具有用于将用户的指示输入脉波测定装置 1 的按钮开关等。如果用户操作操作部 14,则向 CPU11 输出表示操作内容的操作信号。操作部 14 具有的按钮开关中,行动按钮 141 是用户进行预先决定的行动时按压的操作件。另外,自觉症状按钮 142 是用户感觉到心房颤动的自觉症状时按压的操作件。

[0071] 如上所述,显示部 15 具有液晶显示器、有机 EL 显示器等显示设备,显示内容由 CPU11 控制。该显示内容例如为表示时刻显示、各种菜单画面、脉波测定结果、心房颤动的解析结果等的各种图像。

[0072] 测量部 16 是安装于装置主体 10 的壳体内部、检测作为该安装部位(本实施方式中为手腕)的动作的人体运动、并输出对应于检测结果的信号的传感器。该信号由于表示人体运动的程度,因而根据该信号可以求出用户的活动量。即,测量部 16 相当于测量用户的活动量的测量部。此外,活动量是指表示生物体活动程度的量,例如,随着该生物体的活动而消耗的热量等。

[0073] 具体而言,测量部 16 具备静电电容式加速度传感器或者压电电阻式加速度传感器等,分别检测 3 轴方向的加速度。然后,测量部 16 根据例如检测出的上述 3 轴方向的加速度而算出上述安装部位的加速度的绝对值和用户的活动量,并输出至 CPU11。

[0074] 计时电路 17 具备振荡电路 171。振荡电路 171 将作为控制基础的时钟信号供给 CPU11。计时电路 17 通过 CPU11 的控制测量时间。

[0075] 在行动按钮 141 或者自觉症状按钮 142 被按压时,CPU11 参照由计时电路 17 测量的时间,将这些定时(timing)分别存储于 RAM12。

[0076] 放大电路 19 将经由电缆 30 从脉波检测部 20 供给的检测波形信号 L 放大。放大时的增益通过 CPU11 的控制来设定。

[0077] A/D 转换电路 18 将在放大电路 19 中放大的模拟信号的检测波形信号 L 转换为数字信号。在该示例中,采样频率为 100Hz,是与根据脉波得到的 RR 间隔相比十分高的频率。另外,在该例中,量子化以 10 比特进行。此外,关于采样频率、量子化比特,也可以根据需要的精度确定为不同的值。

[0078] 接着,说明由 CPU11 实现的心房颤动解析装置的功能结构(心房颤动解析功能以及存储功能)。

[0079] 功能结构

[0080] 图 4 是说明实施方式中的心房颤动解析装置 100 的功能结构的图。心房颤动解析装置 100 具有噪声降低部 111、RR 间隔算出部 112、功率算出部 113、解析部 114、显示控制部 115、变动系数算出部 116、转换部 117、评价部 118、通知部 119,并通过作为各种数据的存储区域的检测波形信号存储区域 121、RR 波形信号存储区域 122、功率波形信号存储区域 123、变动系数波形存储区域 124、活动量存储区域 125、行动数据存储区域 126、自觉症状数据存储区域 127、范围存储区域 128 以及阈值存储区域 129 的各功能结构来实现。

[0081] 检测波形信号存储区域 121 是设于存储有由 A/D 转换电路 18 转换为数字信号的检测波形信号 L 的 RAM12 上的区域。

[0082] 噪声降低部 111 进行从存储于检测波形信号存储区域 121 的检测波形信号 L 中降低相当于 RR 间隔的频带以外的人体运动噪声成分的滤波器处理并输出。作为滤波处理,是由例如高通滤波器、带通滤波器、自适应滤波器等进行的处理。在噪声降低部 111 中降低人体运动噪声成分后的检测波形信号 L,也可以暂且存储在 RAM12 中。检测波形信号存储区域 121 以及噪声降低部 111 作为取得在 RR 间隔算出部 112 中用于频率解析的检测波形信号 L 的取得部而起作用。

[0083] 此外,在该处理中,虽然人体运动噪声成分被降低,其影响从检测波形信号 L 降低,但是在作为背景技术示出的技术(专利文献 1、非专利文献 1)中,越能够进行精密的心房颤动的解析,越不能够测量准确的 RR 间隔。

[0084] RR 间隔算出部 112 对在噪声降低部 111 中降低人体运动噪声成分后的检测波形信号 L,按照每次采样切出帧,通过短时间内的频率解析(STFT (Short-Time Fourier transform;短时傅里叶变换)解析)算出频谱。然后,RR 间隔算出部 112 根据算出的频谱,按照每帧算出相当于 RR 间隔的参数,并将表示该参数的时间变化的 RR 波形信号 FRR 存储于设于 RAM12 上的区域 RR 波形信号存储区域 122。此外,RR 波形信号 FRR 是表示该参数随时间变化的数据的集合。

[0085] 算出的参数在该例中是表示帧内的 RR 间隔的平均的值(平均脉波 RR 间隔),例如是成为频谱的最大峰值的频率。因此,RR 波形信号 FRR 表示平均脉波 RR 间隔的时间变化。通过在 RR 间隔算出部 112 中的处理,即使在噪声降低部 111 中人体运动噪声未被完全除去,也能够大幅度地降低 RR 波形信号 FRR 中含有的对人体运动噪声的影响。

[0086] 图 5 是说明进行检测波形信号 L 的频率解析时的帧的图。图 5 所示的波形是检测波形信号 L 的波形的示例。如图 5 所示,各帧的时间在该示例中是 4 秒,按照每一秒采样并进行频率解析。即,各帧逐秒错开设定,与下一帧重叠 3 秒钟。这样,由于采样定时、帧被设定,因而平均脉波 RR 间隔是 RR 间隔在 4 秒内的平均值,RR 波形信号 FRR 表示每一秒的平均脉波 RR 间隔的变化。

[0087] 图 6 是说明 RR 间隔算出部 112 中的频率特性的图。在 RR 间隔算出部 112 中,以如上所述设定的帧进行频率解析与移动平均处理中的频率特性重叠是等同的。图 6 所示的频率特性成为如下所示的频率特性:在相当于帧的时间 4 秒的 0.25Hz 及其整数倍的频率处产生波谷,作为连结波峰的顶点那样的整体的倾向,频率越高则电平越低,即具有负的斜率。帧的时间越长则该斜率越陡。反之,帧的时间越短则斜率越接近于“0”,但是导致检测波形信号 L 中的人体运动噪声成分的残留增多。因此,帧时间最好为 1 秒以上 5 秒以下,优选为 2 秒以上 4 秒以下。

[0088] 功率算出部 113 对存储于 RR 波形信号存储区域 122 的 RR 波形信号 FRR 进行短时间内的频率解析(STFT 解析),根据所得到的频谱算出一部分频带(以下,称为算出频带)的功率(以下,称为波段功率)。功率算出部 113 将表示算出的波段功率的时间变化的功率波形信号 Pa 存储于设于 RAM12 的区域的功率波形信号存储区域 123。此外,功率波形信号 Pa 是表示波段功率随时间变化的数据的集合。

[0089] 图 7 是说明进行 RR 波形信号 FRR 的频率解析时的帧的图。图 7 所示的波形是 RR 波形信号 FRR 的波形的示例。如图 7 所示,各帧的时间在该示例中是 120 秒,每 60 秒进行采样并进行频率解析。即,各帧各错开 60 秒设定,与下一个帧重叠 60 秒。

[0090] 另外,在功率算出部 113 中波段功率被算出的上述算出频带预先被确定,在该示例中,是 0.25Hz 至 0.5Hz 的波段。这被确定为图 6 所示的频率特性的 2 个波谷(0.25Hz、0.5Hz 的波谷)之间。这由于波谷部分的功率受到抑制而对于有无心房颤动的判定几乎没有帮助,因此以有助于判定有无心房颤动的部分为中心而确定算出频带。即,如 0.3Hz 至 0.45Hz 的波段这样,可以进一步除去频率特性的波谷的部分,仅包括波峰的部分而将其范围变窄的方式设定算出频带。

[0091] 在此,在该例中,算出频带的最低频率(下限)和最高频率(上限)根据 RR 间隔算出部 112 中的频率特性、即在 RR 间隔算出部 112 的频率解析中所使用的帧的时间而决定。另一方面,上下限频率中的任意一方或者双方的频率也可以不必一定根据帧的时间而决定。

[0092] 如图 10、图 11 所示,算出频带的最低频率最好为功率的变化明确的 0.1Hz 以上,优选为 0.2Hz 以上。此时,如上所述,最低频率进一步优选为 RR 间隔算出部 112 的频率解析中所使用的帧的时间的倒数以上。

[0093] 另外,考虑到由奈奎斯特频率所产生的影响,算出频带的最高频率优选为 RR 间隔算出部 112 中的频率解析的采样频率的 1/2 以下。此时,如上所述,最高频率进一步优选为 RR 间隔算出部 112 的频率解析中所使用的帧的时间的倒数的两倍以下。

[0094] 返回图 4 继续进行说明。变动系数算出部 116 根据存储于 RR 波形信号存储区域 122 的 RR 波形信号 FRR (平均脉波 RR 间隔),按照下式(1)算出变动系数 CVRR。

$$[0095] \quad CVRR = \sigma_{RR} / \text{ave}_{RR} \cdots (1)$$

[0096] 此外, σ_{RR} 和 ave_{RR} 分别表示每帧期间中的平均脉波 RR 间隔的标准偏差和平均值。即,变动系数 CVRR 是表示相对于平均的偏差程度的参数。变动系数算出部 116 将算出的变动系数 CVRR 存储于变动系数波形存储区域 124。由于按照每帧算出变动系数 CVRR,因而在变动系数波形存储区域 124 存储有表示变动系数 CVRR 的时间变化的信号(称为“变动系数信号 Sc”)。此外,变动系数信号 Sc 是表示变动系数 CVRR 随时间变化的数据的集合。

[0097] 解析部 114 根据存储于功率波形信号存储区域 123 的功率波形信号 Pa 以及存储

于变动系数波形存储区域 124 的变动系数信号 Sc ，按照每一时刻解析有无心房颤动。具体而言，对这些信号判定是否满足特定的判定条件，并输出对应于判定结果的信息。有关特定的判定条件在后面说明。

[0098] 如果判定为是心房颤动，则解析部 114 将表示该判定结果的信息输出至显示控制部 115。从解析部 114 输出的信息只要是例如表示是心房颤动的判定的信息等关于有无心房颤动的信息即可。显示控制部 115 根据从解析部 114 输出的信息，控制显示部 15 的显示内容，使表示判定为是心房颤动的图像显示。用户通过观看该显示内容，就能够确认是否是心房颤动。此外，该显示内容既可以是实时地表示心房颤动的判定结果的显示，也可以是表示判定为是心房颤动的期间的显示。

[0099] 以上是心房颤动解析装置 100 的功能结构的说明。接下来，使用图 9 来说明有关心房颤动解析装置 100 的解析动作(心房颤动解析处理)。

[0100] 心房颤动解析处理

[0101] 图 9 是说明实施方式中的心房颤动解析处理的流程图。首先，如果用户操作操作部 14 输入开始心房颤动的解析处理的指示，则 CPU11 开始图 9 所示的流程。CPU11 判定是否用户操作操作部 14 输入结束解析处理的指示(步骤 S110)。在结束解析处理的指示被输入时(步骤 S110：“是”)，CPU11 结束心房颤动的解析处理。

[0102] 在结束解析处理的指示未被输入时(步骤 S110：“否”)，CPU11 在脉波检测部 20 中检测脉波并测定检测波形信号 L(步骤 S120)，由噪声降低部 111 进行人体运动噪声降低处理(步骤 S130)。此时，CPU11 虽然将检测波形信号 L 存储于 RAM12 的检测波形信号存储区域 121，但也可以存储已进行人体运动噪声降低处理的检测波形信号 L。

[0103] CPU11 判定已进行人体运动噪声降低处理的波形信号是否已在 RAM12 中积蓄一帧(步骤 S140)。在尚未积蓄一帧时(步骤 S140：“否”)，CPU11 返回步骤 S110 继续进行处理。反之，在已经积蓄一帧时(步骤 S140：“是”)，CPU11 通过 RR 间隔算出部 112 算出平均脉波 RR 间隔(步骤 S210)。

[0104] CPU11 将通过 RR 间隔算出部 112 算出的平均脉波 RR 间隔存储于 RR 波形信号存储区域 122(步骤 S220)。存储于该存储区域的平均脉波 RR 间隔的时间变化成为 RR 波形信号 FRR。

[0105] CPU11 判定存储于 RR 波形信号存储区域 122 的 RR 波形信号 FRR 是否已积蓄一帧(步骤 S230)。在尚未积蓄一帧时(步骤 S230：“否”)，CPU11 返回步骤 S110 继续进行处理。反之，在已经积蓄一帧时(步骤 S230：“是”)，CPU11 通过功率算出部 113 算出波段功率(步骤 S310)。

[0106] CPU11 将通过功率算出部 113 算出的波段功率存储于功率波形信号存储区域 123(步骤 S320)。存储于该存储区域的波段功率的时间变化成为功率波形信号 Pa 。

[0107] CPU11 通过变动系数算出部 116 算出变动系数(步骤 S330)。CPU11 将通过变动系数算出部 116 算出的变动系数存储于变动系数波形存储区域 124(步骤 S340)。

[0108] CPU11 参照存储的功率波形信号 Pa 和变动系数信号 Sc ，通过解析部 114 判定功率波形信号 Pa 和变动系数信号 Sc 是否满足规定的判定条件(步骤 S410)。

[0109] 图 12 是表示步骤 S410 中的心房颤动解析处理的细节的图。在步骤 S500 中，CPU11 从 RAM12 读取功率波形信号 Pa 和变动系数信号 Sc 。

[0110] 图 13 是例示功率波形信号 Pa 和变动系数信号 Sc 的图。图 13 示出从对某位患者历时 24 小时测量的脉波信号中得到的功率波形信号 Pa[msec²] 和变动系数信号 Sc[%]。此外,该患者在测定期间中心房颤动发病。

[0111] 再次参照图 12。在步骤 S501 中,CPU11 对功率波形信号 Pa 和变动系数信号 Sc 进行移动平均处理。为了将微细的变动(短时间内的变动)平均而分别对功率以及变动系数 CVRR 进行移动平均处理。在该示例中,使用 20 点的数据(即,从 20 分钟的脉波测定得到的数据)进行移动平均处理。

[0112] 图 14 是例示移动平均处理后的功率波形信号 Pa 和变动系数信号 Sc 的图。通过移动平均处理,微细的变动被平均。以下,移动平均处理后的数据作为表示某一时刻的功率和变动系数的数据来处理。由于每 60 秒进行测定,因而在 24 小时的测定中可以得到 1440 点的数据。

[0113] 再次参照图 12。在步骤 S502 中,CPU11 通过规定的算法(例如,作为聚类的方法而被广为人知的 k-means 法),将这些数据聚类为两个簇群。

[0114] 图 15 是例示功率和变动系数的关系的图。纵轴表示功率 [msec¹],横轴表示变动系数 CVRR[%]。如已经说明的,心房颤动发病时与平时相比,功率以及变动系数都显示出相对高的值。因此,可以认为图 15 的右上附近的绘图对应于心房颤动发病时测定的数据。在本实施方式中,通过聚类方法将数据划分为两个簇群,根据这两个簇群在变动系数 - 功率空间中的位置关系,解析有无心房颤动。

[0115] 图 16 是例示图 15 的数据聚类后的结果的图。这样,通过聚类方法(在该例中为 k-means 法),数据被分割为两个簇群。将这两个簇群分别称为簇群 C0 和簇群 C1。簇群 C0 是相对高变动系数且高功率的数据群,簇群 C1 是低变动系数且低功率的数据群。簇群 C0 的数据用圆圈(○)表示,簇群 C1 用三角(△)表示。另外,根据 k-means 法计算各簇群在变动系数 - 功率空间中的重心的坐标。图 16 同时图示出簇群 C0 以及 C1 的重心位置。

[0116] 再次参照图 12。在步骤 S503 中,CPU11 判定簇群 C0 的重心位置是否以簇群 C1 的重心位置为基准而在规定的范围例如 $\pm 30\%$ 的范围内。当判定为簇群 C0 的重心位置在距离簇群 C1 的重心位置的 $\pm 30\%$ 的范围以外时(S503:“否”),CPU11 将处理转移至步骤 S504。当判定为簇群 C0 的重心位置在距离簇群 C1 的重心位置的 $\pm 30\%$ 的范围内时(S503:“是”),CPU11 将处理转移至步骤 S505。

[0117] 在步骤 S504 中,CPU11 判定为簇群 C0 是心房颤动发病时的数据。

[0118] 当簇群 C0 的重心位置在距离簇群 C1 的重心位置的 $\pm 30\%$ 的范围内时,判定为数据不能够分离为两个簇群。此时作为可能性,可以考虑在整个测定期间心房颤动一直未发病的情况,以及在整个测定期间心房颤动持续发病的情况。此时,通过功率和变动系数的值解析有无心房颤动。在步骤 S505 以后,进行用于该解析的处理。

[0119] 在步骤 S505 中,CPU11 计算簇群 C0 的重心与簇群 C1 的重心的平均位置(以下称为“平均重心”)的坐标(以下称为“平均重心坐标”)。平均重心例如是簇群 C0 的重心与簇群 C1 的重心的简单平均(即簇群 C0 的重心与簇群 C1 的重心的中点)。或者,平均重心也可以是由簇群 C0 的重心与簇群 C1 的重心的数据点数得到的加权重心(即,所有测定点的重心)。

[0120] 在步骤 S506 中,CPU11 判定平均重心坐标是否在规定的范围内(例如,变动系数 10.0 以上且功率 0.5 以上)。当判定为平均重心坐标在规定的范围内时(S506:“是”),CPU11

判定为在整个测定期间心房颤动一直在发病(步骤 S507)。当判定为平均重心坐标不在规定的范围内时(S506:“否”),CPU11 判定为在整个测定期间心房颤动一直未发病(步骤 S508)。

[0121] 再次参照图 9。当判定为心房颤动一直未发病时(步骤 S410:“否”),CPU11 返回至步骤 S110 继续进行处理。反之,当判定为心房颤动发病时(步骤 S410:“是”),CPU11 通过显示控制部 115 使是心房颤动的判定结果显示在显示部 15 上(步骤 S420),然后返回步骤 S110 继续进行处理。

[0122] 此外,CPU11 也可以不管步骤 S140 的判定如何,都反复执行步骤 S110 至步骤 S140 的处理。此时,CPU11 也可以每次在步骤 S140 中为“是”时,与步骤 S110 至步骤 S140 的处理并行地执行步骤 S210 以后的处理。此时,在步骤 S230 中“否”的情况或者步骤 S410 中“否”的情况下,可以结束并行执行的步骤 S210 以后的处理。

[0123] 以上是心房颤动解析处理的说明。

[0124] 图 8 是表示基于本实施方式的解析结果的图。为了便于比较,同时图示出通过利用霍尔特式心电仪进行心电图解析而解析为心房颤动在发病的期间。图中粗线表示的部分是通过本实施方式解析为心房颤动在发病的期间,阴影部分是通过利用霍尔特式电仪进行心电图解析而解析为心房颤动在发病的期间。对于利用霍尔特式心电仪解析为心房颤动在发病的期间,在本实施方式中几乎没有被遗漏,也被解析为心房颤动在发病。在本实施方式中,虽然作为心房颤动而检测出一部分噪声,但在例如比规定的阈值短的期间被解析为心房颤动时,也可以将该解析结果放弃(即,在比阈值长的时间,连续地解析为心房持续颤动的情况下,采用是心房颤动这样的解析结果)。

[0125] 这样,在本实施方式的脉波测定装置 1 中,通过测量平均脉波 RR 间隔取代测量每一拍的脉波 RR 间隔,能够减少人体运动噪声的影响,并进行心房颤动的解析。

[0126] 存储处理

[0127] 接下来,对基于心房颤动解析装置 100 的各种数据的存储处理进行说明。

[0128] 如图 4 所示,测量部 16 向心房颤动解析装置 100 输出表示用户的活动量的信息。该输出既可以周期性地,也可以根据心房颤动解析装置 100 的要求进行。另外,该输出也可以在测量部 16 测量的活动量超过例如预先确定的阈值时等满足规定的条件时进行。由测量部 16 输出的活动量通过参照计时电路 17 测量的时间,与测量该活动量的时刻一起被存储于活动量存储区域 125。

[0129] 范围存储区域 128 存储有表示用户的活动量能够变动的范围的范围信息。用户的活动量由于该用户的年龄、体质和生活习惯等各种因素而存在个体差异。范围存储区域 128 存储的范围信息是表示佩戴有脉波测定装置 1 的用户的活动量的上限和下限的信息。活动量的下限是例如用户安静时的活动量,活动量的上限是例如用户通过使身体运动而感到难以承受的负荷时的活动量。

[0130] 如果用户操作操作部 14 的操作按钮 140 等,则 CPU11 根据该操作而使用户的范围信息存储于范围存储区域 128。此外,范围存储区域 128 可以事先使多个用户的范围信息与各用户的识别信息的每一个建立对应而存储。这种情况下,例如 CPU11 可以通过操作部 14 受理用户的操作并进行认证处理,识别该用户,从范围存储区域 128 提取出对应于该用户的范围信息。

[0131] 转换部 117 根据存储于范围存储区域 128 的范围信息,将存储于活动量存储区域

125 的活动量转换为表示用户的负荷的负荷量。负荷量既可以例如用以多阶段划分由范围信息表示的活动量的范围的数值表示,也可以用由该活动消耗的消耗热量表示。消耗热量可以根据例如由范围信息表示的活动量的范围和对每个用户设定的基础代谢等的值来推算。

[0132] 阈值存储区域 129 存储有与用户的活动量或者负荷量进行比较的阈值。在此,阈值存储区域 129 存储与用户的负荷量进行比较的阈值。在将转换部 117 转换而得到的用户的负荷量与存储于阈值存储区域 129 的该用户的阈值进行比较,用户的负荷量超过阈值时,通知部 119 将该内容通知给用户,以使用户进行对操作部 14 的操作。具体而言,通知部 119 如果判定为用户的负荷量超过上述的阈值,则向显示控制部 115 输出确定的信号。显示控制部 115 如果接受到该信号,则使例如催促用户按压行动按钮 141 的画面显示在显示部 15 上。

[0133] 操作部 14 具有的行动按钮 141 如果被用户按压,则将分配给行动按钮 141 的固有信号输出至心房颤动解析装置 100。心房颤动解析装置 100 如果接受到该信号,则将该信号作为“行动数据”存储于行动数据存储区域 126。心房颤动解析装置 100 参照由计时电路 17 测量的时间,按照每一个行动按钮 141 被按压的时刻将行动数据存储于行动数据存储区域 126。

[0134] 操作部 14 具有的行动按钮 142 如果被用户按压,则将分配给行动按钮 142 的固有信号输出至心房颤动解析装置 100。心房颤动解析装置 100 如果接受到该信号,则将该信号作为“自觉症状数据”存储于自觉症状数据存储区域 127。心房颤动解析装置 100 参照由计时电路 17 测量的时间,按照每一个自觉症状按钮 142 被按压的时刻将自觉症状数据存储于自觉症状数据存储区域 127。

[0135] 评价部 118 按照每一个通过测量部 16 测量对应于由转换部 117 转换的负荷量的活动量的时刻,取得该负荷量。另外,评价部 118 按照每一个心房颤动产生的时刻或者消失的时刻,取得表示由解析部 114 解析的有无心房颤动的信息。然后,评价部 118 在由解析部 114 解析为有心房颤动(发病)的期间(发病期间)内,评价由测量部 16 测量的活动量或者由该活动量转换而来的负荷量。该评价例如根据对整个期间的负荷量的平均值和由在解析为有心房颤动的期间内测量的活动量转换而来的负荷量的平均值进行比较等,通过算出并提示被解析为有心房颤动的期间中的负荷量相比于所有的负荷量增加了百分之几等而进行。另外,该评价也可以通过将被解析为有心房颤动的期间中的负荷量的曲线图用与其以外的期间中的负荷量的曲线图的颜色不同的颜色来表示而进行。也就是说,只要通过该评价部 118 进行的评价,以根据心房有无颤动区别被测量的活动量或者对应于该活动量的负荷量的方式加工信息即可。

[0136] 此外,评价部 118 既可以从行动数据存储区域 126 读取行动数据,也可以从自觉症状数据存储区域 127 读取自觉症状数据。而且,评价部 118 可以按照时间序列排列由测量部 16 测量的活动量或者对应于该活动量的负荷量,以与行动按钮 141 被按压的时刻或者自觉症状按钮 142 被按压的时刻等可对比的方式来表现。

[0137] 这样,本发明的实施方式中的脉波测定装置 1 由于能够表示心房颤动的发病与活动量的关系,因而例如看到该显示的医生 B 能够将被借给脉波测定装置 1 的患者 A 的症状与活动量建立关系而进行诊断。

[0138] 变形例

[0139] 以上,虽然说明了本发明的实施方式,但是本发明如下所示能够以各种各样的方式来实施。

[0140] 变型例 1

[0141] 在上述实施方式中,检测波形信号 L 是表示在脉波检测部 20 中检测脉波的结果的信号,但也可以是作为检测心电的结果而得到的波形信号。即,只要是取得相当于 RR 间隔的参数的波形信号即可。

[0142] 变形例 2

[0143] 在上述实施方式中,虽然作为心房颤动解析装置 100 的功能结构而设有噪声降低部 111,但也可以不一定设置。在该情况下,RR 间隔算出部 112 可以从检测波形信号存储区域 121 取得进行频率解析的检测波形信号 L。

[0144] 变形例 3

[0145] 在上述实施方式中,虽然心房颤动解析装置 100 在脉波测定装置 1 中被实现,但也可以使其在个人电脑等信息处理装置中被实现。在该情况下,信息处理装置可以从外部装置取得预先测定的检测波形信号 L,并将其存储于检测波形信号存储区域 121。然后,信息处理装置可以通过心房颤动解析处理来解析该检测波形信号 L,进而解析有无心房颤动。

[0146] 变形例 4

[0147] 在上述实施方式中,装置主体 10 和脉波检测部 20 虽然通过电缆 30 有线连接,但也可以通过无线连接。在该情况下,装置主体 10 和脉波检测部 20 可以通过无线通信交换脉波检测部 20 的控制所需要的控制信号以及在脉波检测部 20 中生成的检测波形信号 L 等各种信号。另外,只要在装置主体 10 和脉波检测部 20 中分别具有可供电的电池等结构即可。

[0148] 变形例 5

[0149] 在上述实施方式中,虽然心房颤动的解析结果显示于显示部 15 而被通知给用户,但也可以通过声音、振动等进行通知。例如,在通过声音通知用户时,只要设置扬声器以及根据来自解析部 114 的信息控制扬声器的放送内容的声音控制部即可。另外,在通过振动通知用户时,只要设置振动致动器以及根据来自解析部 114 的信息控制振动致动器的振动内容的振动控制部即可。这样,实施方式中的显示控制部 115 和显示部 15 也能够定义为根据心房颤动的解析结果通知用户的通知部。

[0150] 变形例 6

[0151] 在实施方式中说明的各种参数例如簇群分离的阈值($\pm 30\%$)、相对于平均重心坐标的规定的范围(变动系数 10.0 以上且功率 0.5 以上)、移动平均处理的数据点数(20 点)以及帧期间(120 秒)是一个示例,这些参数的值并不局限于此。另外,聚类的算法并不局限于 k-means 法。也可以通过 k-means 法以外的算法,使数据群分离为两个簇群。另外,有无心房颤动的具体的解析方法不限于图 12 中说明过的。也可以通过例如将功率和变动系数中的至少一方与阈值比较等在图 12 中说明的方法以外的方法来解析有无心房颤动。

[0152] 变形例 7

[0153] 上述实施方式中的控制程序能够在存储于磁记录介质(磁带、磁盘等)、光记录介质(光盘等)、光磁记录介质、半导体存储器等计算机可读的记录介质的状态下提供。另

外,脉波测定装置 1 也可以经过网络下载各程序。

[0154] 变形例 8

[0155] 在上述实施方式中,心房颤动解析系统 9 的加工中心 C 中的加工功能虽然被包含在脉波测定装置 1 中,但心房颤动解析系统也可以与脉波测定装置 1 分离而利用加工中心 C。图 17 是表示变形例中的心房颤动解析系统 9a 的结构图。心房颤动解析系统 9a 具有脉波测定装置 1a、加工装置 6 以及提示装置 7。加工装置 6 以及提示装置 7 都由个人电脑等构成。

[0156] 医院 D 拥有脉波测定装置 1a,在例如 10 天等确定的期间内将该脉波测定装置 1a 出借给患者 A。被借给脉波测定装置 1a 的患者 A 如图 2 所示将该脉波测定装置 1a 佩戴于自身的手腕而进行脉波的测定以及心房颤动的解析。在经过了上述的期间之后,脉波测定装置 1a 存储的各种数据向加工中心 C 所有的加工装置 6 发送数据。数据的发送可以通过专用线路和通过公共线路进行,并且也可以通过有线和无线进行。在该情况下,脉波测定装置 1a 具备图 3 虚线所示的通信部 101,经由该通信部 101 进行数据的发送。通信部 101 是在脉波测定装置 1a 和加工装置 6 之间进行信息通信的接口,例如为各种调制解调器或者无线通信线路,或者串行接口等。另外,加工中心 C 的职员可以将由患者 A 邮寄的脉波测定装置 1a 连接于加工装置 6 而使上述数据读入至该加工装置 6。

[0157] 加工装置 6 具有与上述实施方式中的脉波测定装置 1 的评价部 118 同样的功能,加工从脉波测定装置 1a 取得的数据。此外,在该情况下,脉波测定装置 1a 也可以不具有脉波测定装置 1 的评价部 118。脉波测定装置 1a 将由转换部 117 转换的负荷量的时间序列数据和由解析部 114 解析的表示有无心房颤动的信息的时间序列数据向加工装置 6 发送。加工装置 6 评价接收到的负荷量中的、在由解析部 114 解析为有心房颤动的期间中由测量部 16 测量的活动量转换后的负荷量。然后,加工装置 6 根据负荷量的评价结果,以根据有无心房颤动区别每一时刻的负荷量(或者对应于该负荷量的活动量)的方式加工数据。

[0158] 由加工装置 6 加工的数据被发送至提示装置 7。提示装置 7 具有液晶等显示画面,例如通过将对应于加工装置 6 发送的数据的图像显示在显示画面上,从而向医生 B 提示该被加工的数据。

[0159] 这样,由于心房颤动解析系统 9a 能够提示心房颤动的发病与活动量的关系,因而利用该系统的医生 B 能够使患者 A 的心房颤动的发病与活动量建立关系而进行诊断。具体而言,医生 B 通过利用心房颤动解析系统 9a,能够诊断患者 A 的症状是在夜间等活动量低时心房颤容易发病的类型,还是在进行剧烈的运动等活动量高时心房颤容易发病的类型。

[0160] 此外,加工装置 6 从脉波测定装置 1a 既可以取得行动数据,也可以取得自觉症状数据。而且,加工装置 6 可以按照时间序列排列由测量部 16 测量的活动量或者对应于该活动量的负荷量,进而以与行动按钮 141 被按压的时刻或者自觉症状按钮 142 被按压的时刻等可对比的方式来表现。图 18 是表示以可对比的方式表现这些数据的曲线图的一个示例的图。该图所示的曲线图通过横轴表示经过时间,心房颤动的解析结果、活动量、行动数据以及自觉症状数据按照时间序列以可对比的方式排列。被提示如此加工的数据的医生 B 确认例如活动量的上升期间与被解析为心房颤动发病的期间一致的程度,进而诊断患者 A 的症状的类型。另外,医生 B 通过比较行动按钮 141 被按压的时刻或者自觉症状按钮 142 被

按压的时刻和被解析为心房颤动发病的时刻,能够诊断患者 A 在进行哪一种行动时应该注意发病,或者诊断患者 A 对症状的自觉的灵敏度。

[0161] 变形例 9

[0162] 在上述实施方式或者变形例中,脉波测定装置 1 的评价部 118 或者加工装置 6 虽然取得由转换部 117 转换的负荷量的数据并评价了该负荷量,但也可以取得转换前的活动量的数据而评价活动量。在该情况下,脉波测定装置 1 可以不具有转换部 17。

[0163] 另外,在上述实施方式或者变形例中,脉波测定装置 1 的操作部 14 虽然具有在被操作时向心房颤动解析系统 100 输出用于使其存储“行动数据”的信号的行动按钮 141,但也可以不具有行动按钮 141。在该情况下,用户可以操作设于外部的输入装置向脉波测定装置 1 进行行动数据的输入,脉波测定装置 1 可以通过上述通信部 101 从用户操作的该输入装置接受行动数据的输入。该通信部 101 作为从输入装置接受行动数据的输入的接受部而起作用。此外,即使是该情况,通知部 119 也比较转换部 117 转换而得到的用户的负荷量与被存储于阈值存储区域 129 的该用户的阈值,在用户的负荷量超过阈值时,将该内容通知用户,以使用户对输入装置进行操作。

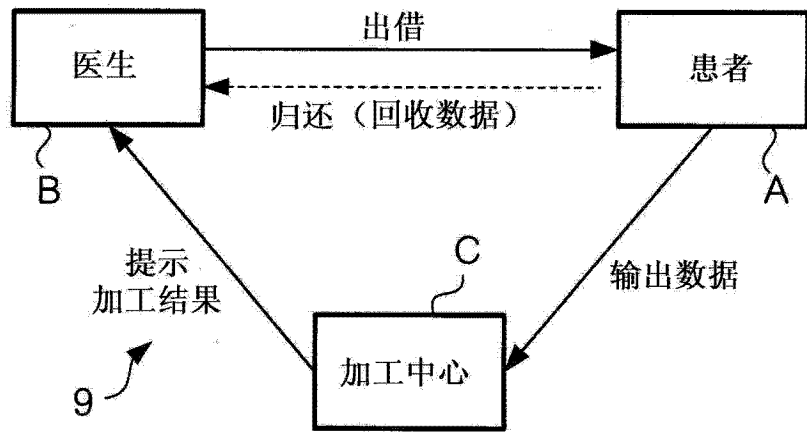


图 1

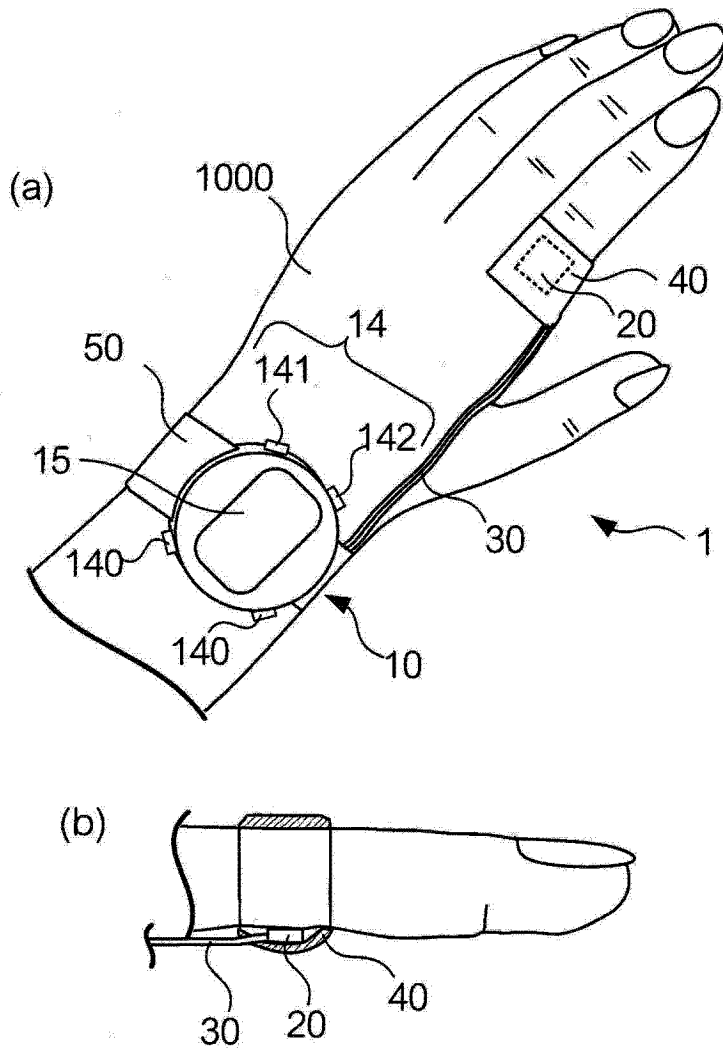


图 2

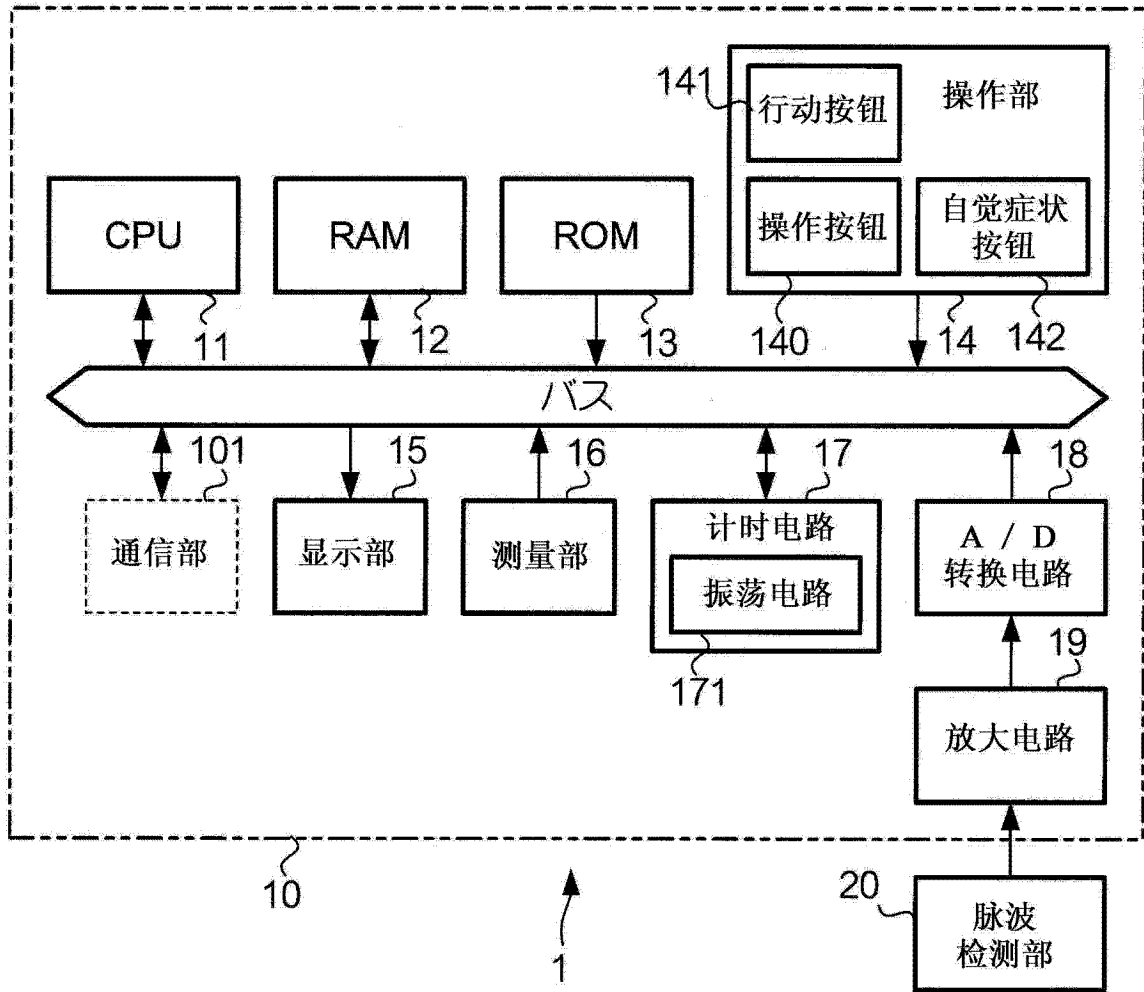


图 3

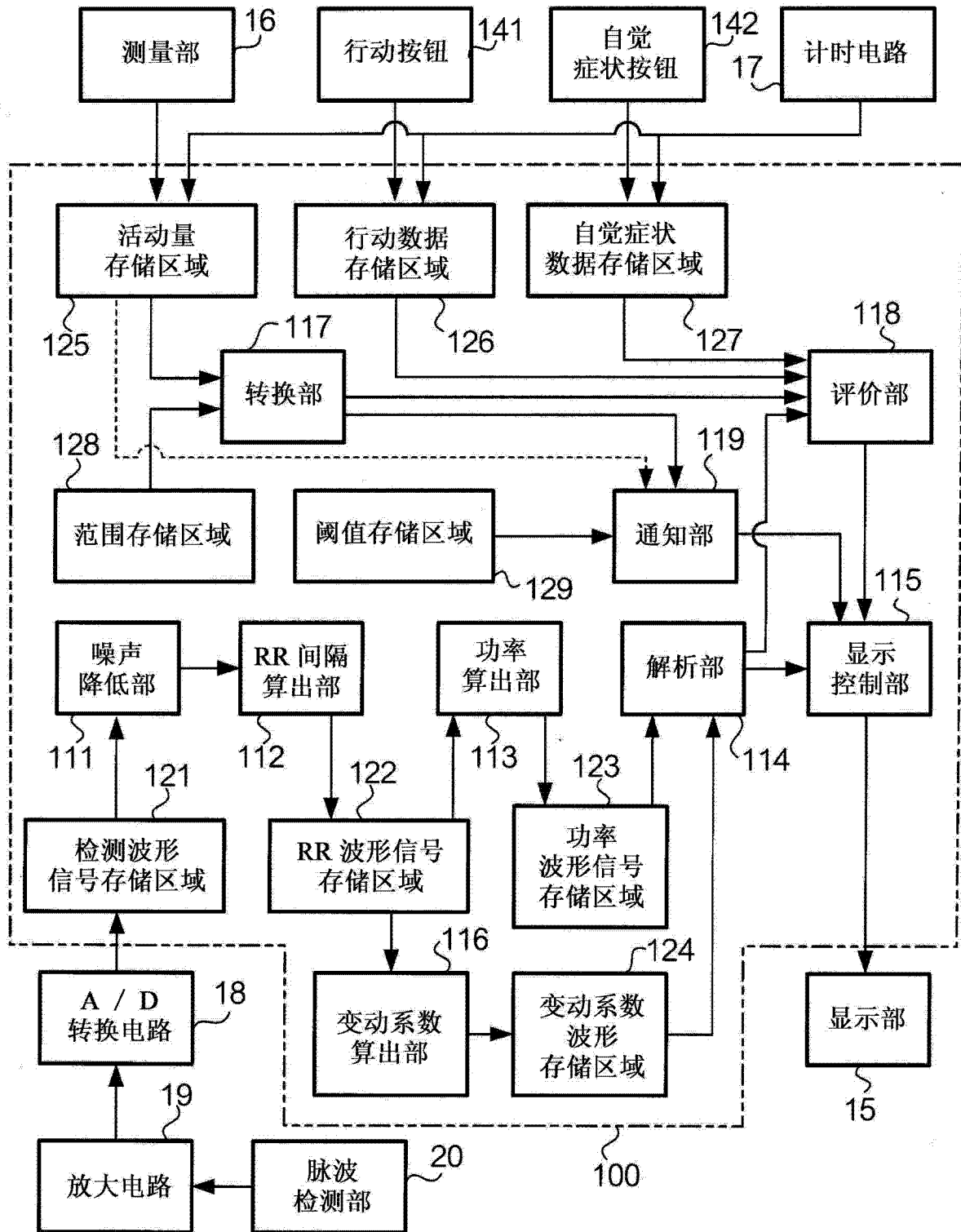


图 4

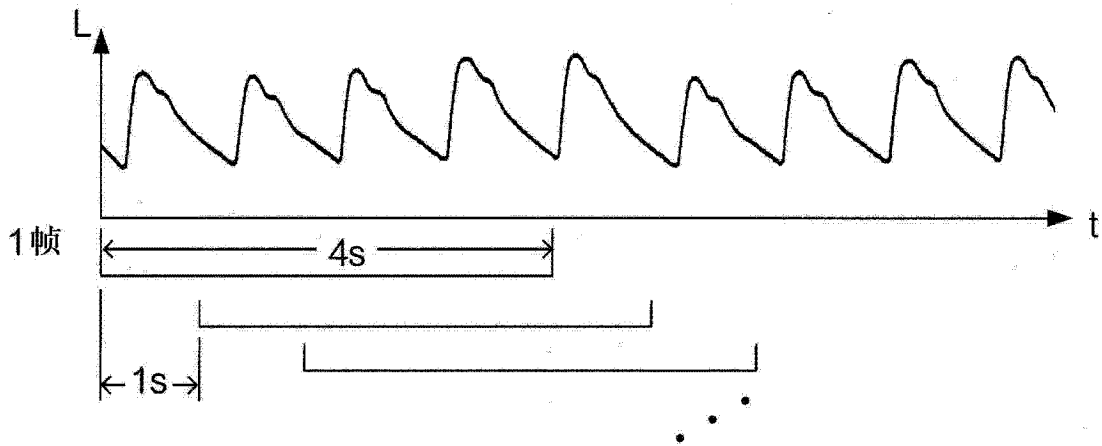


图 5

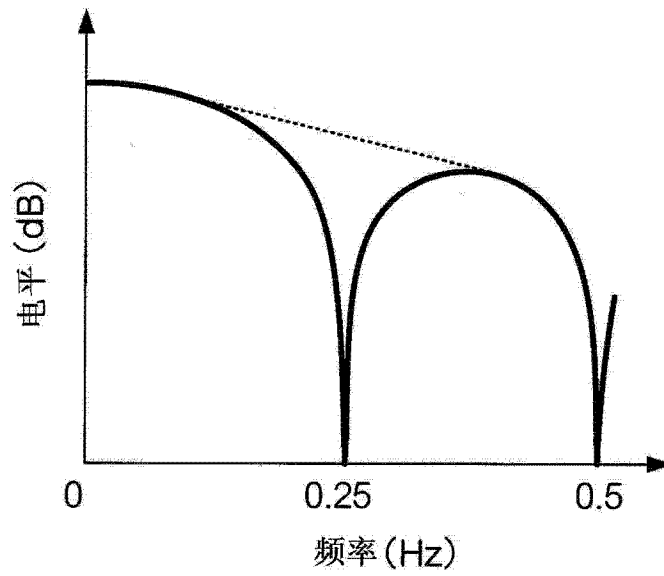


图 6

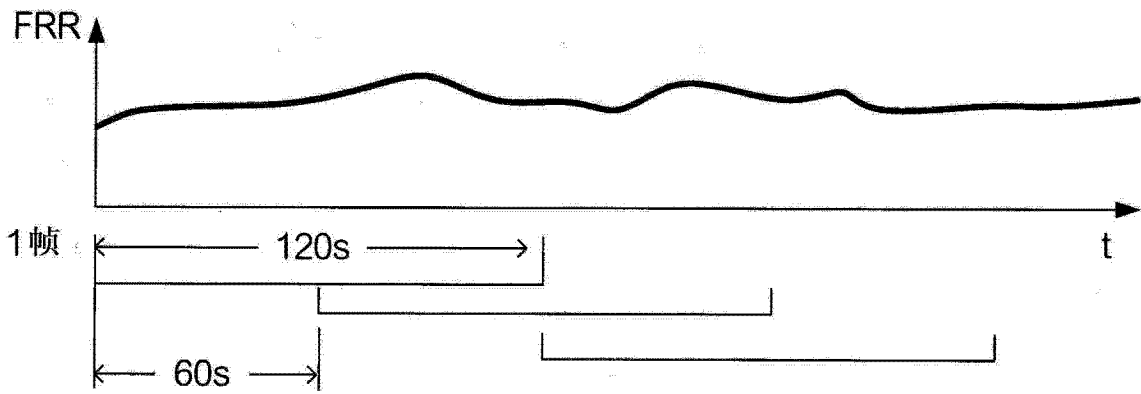


图 7

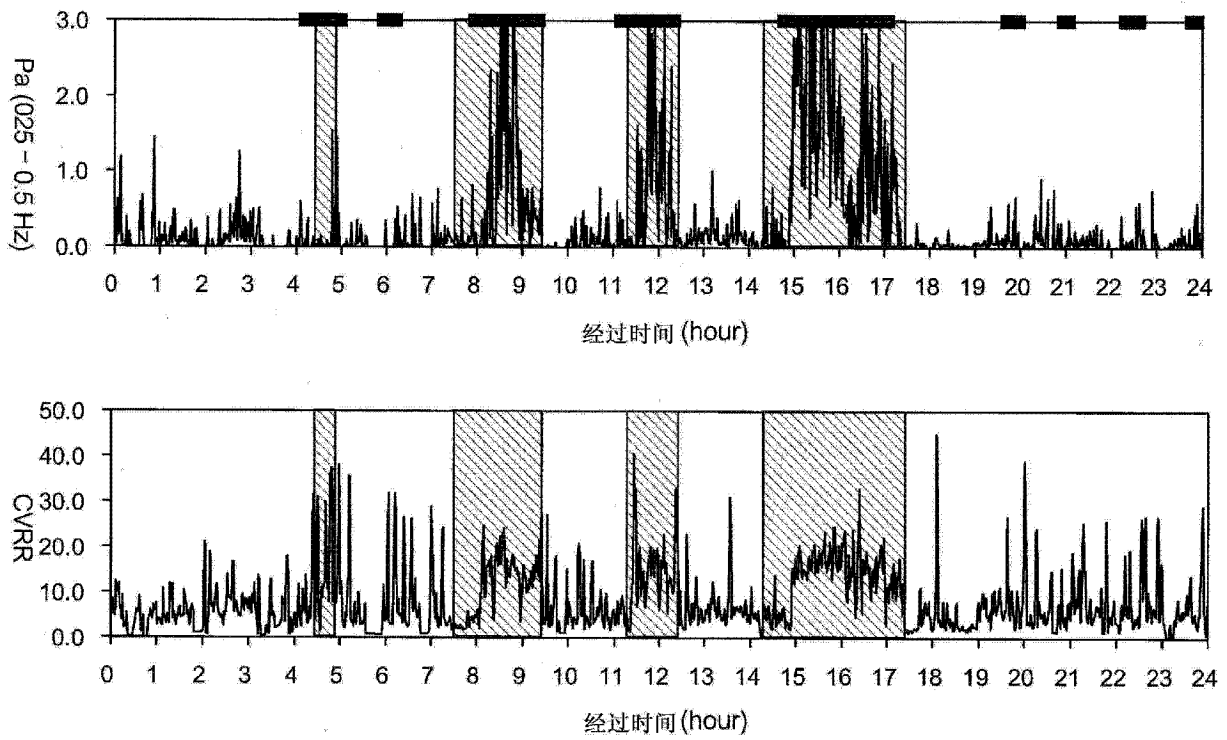


图 8

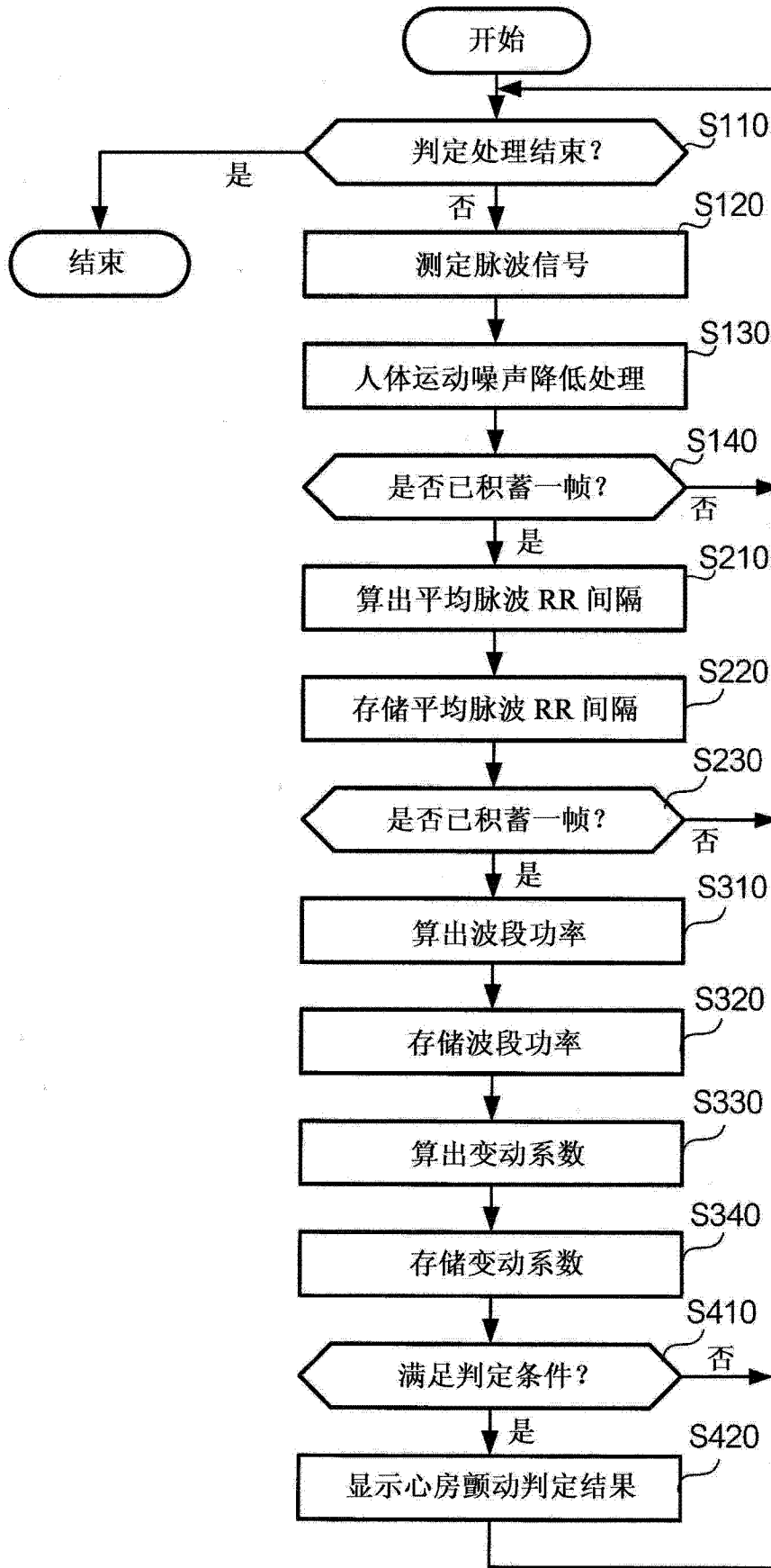


图 9

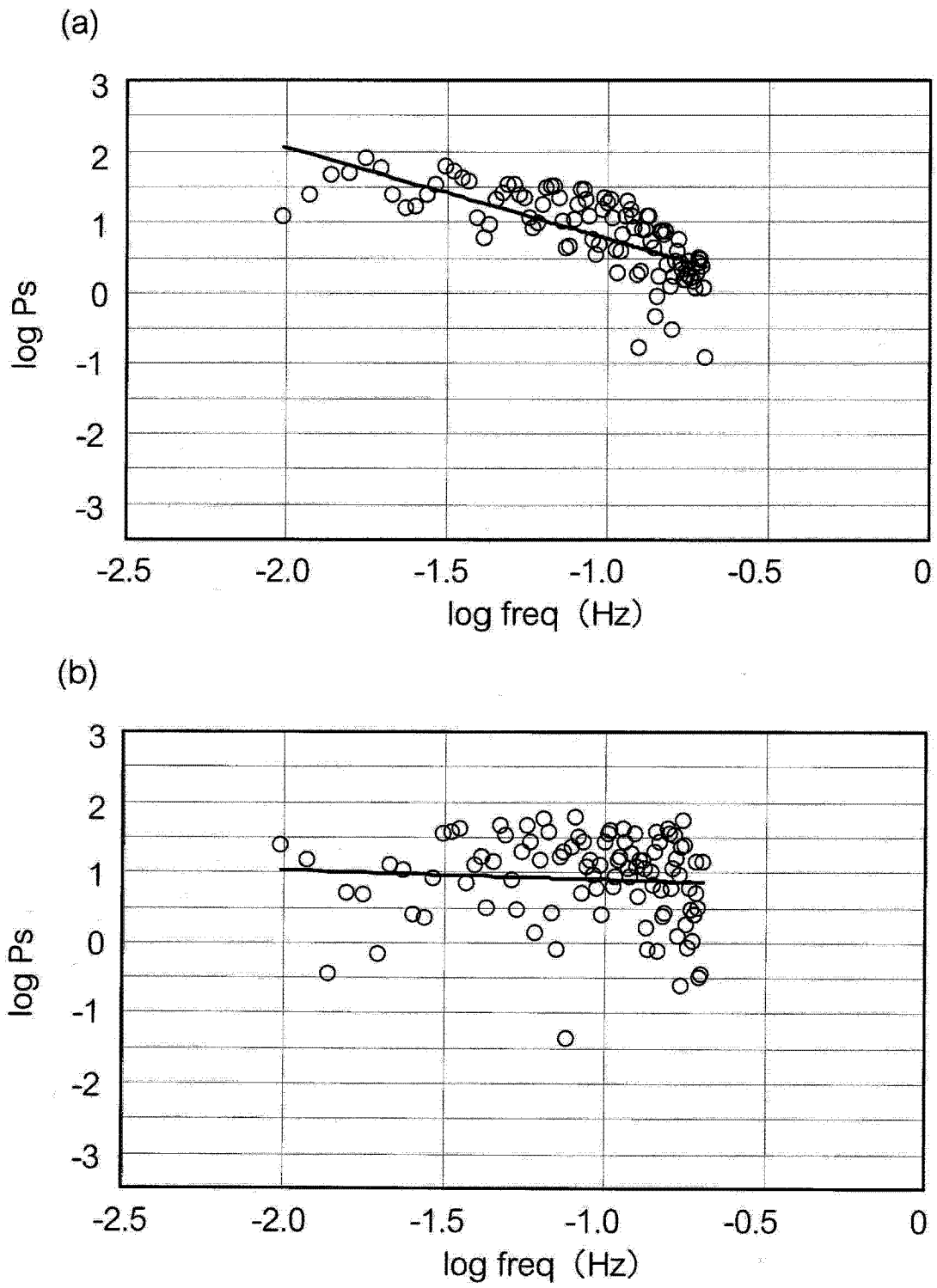


图 10

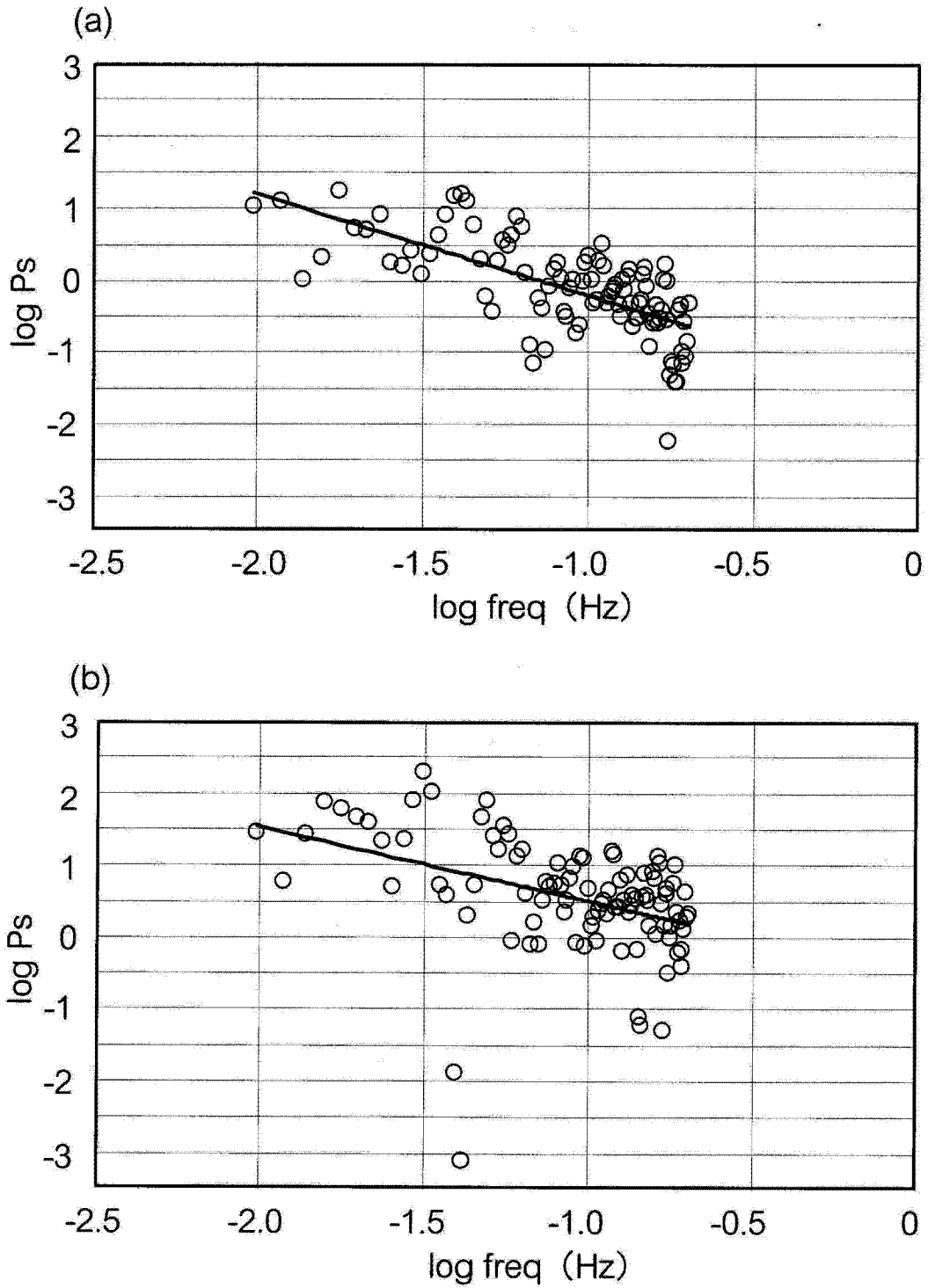


图 11

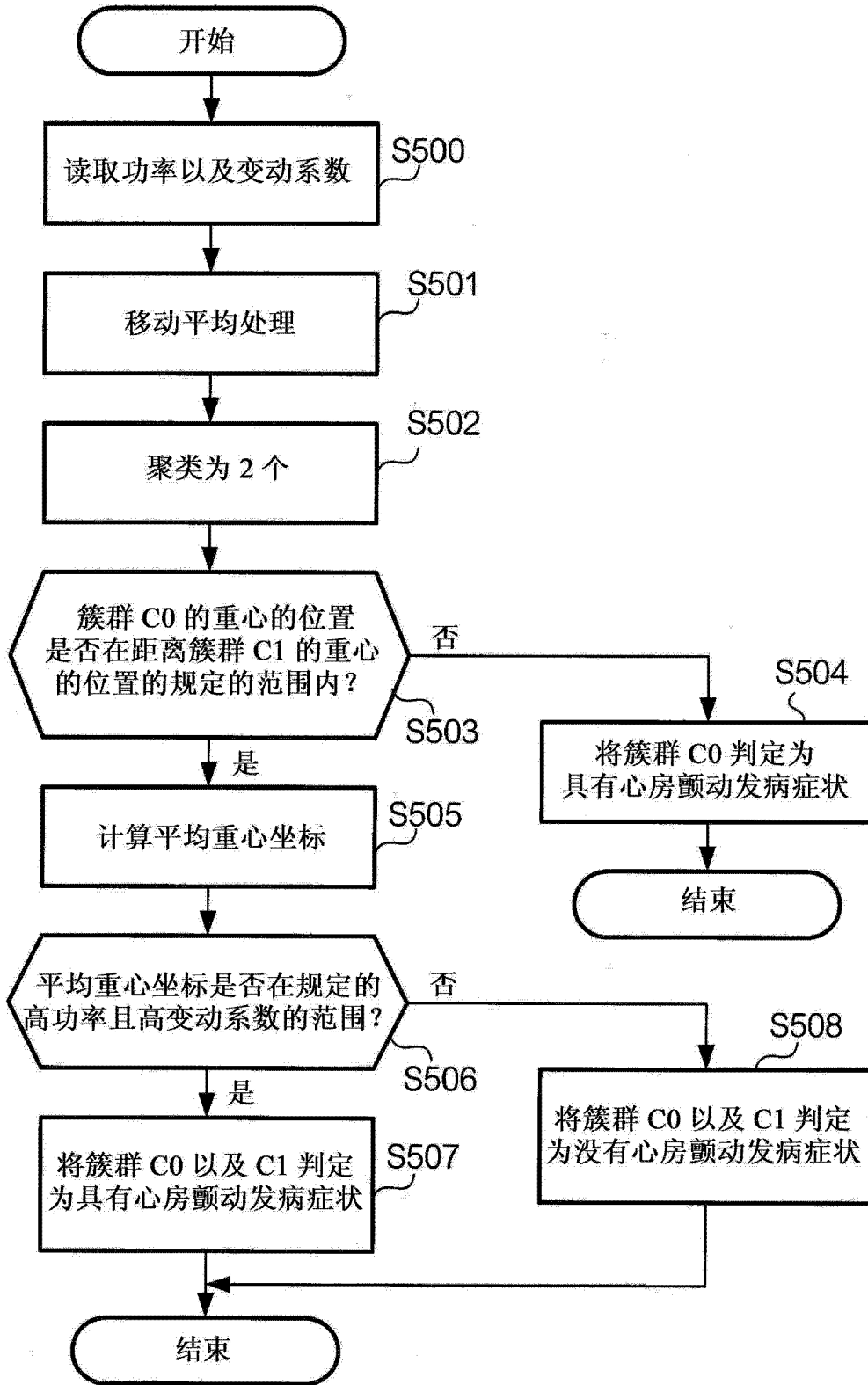


图 12

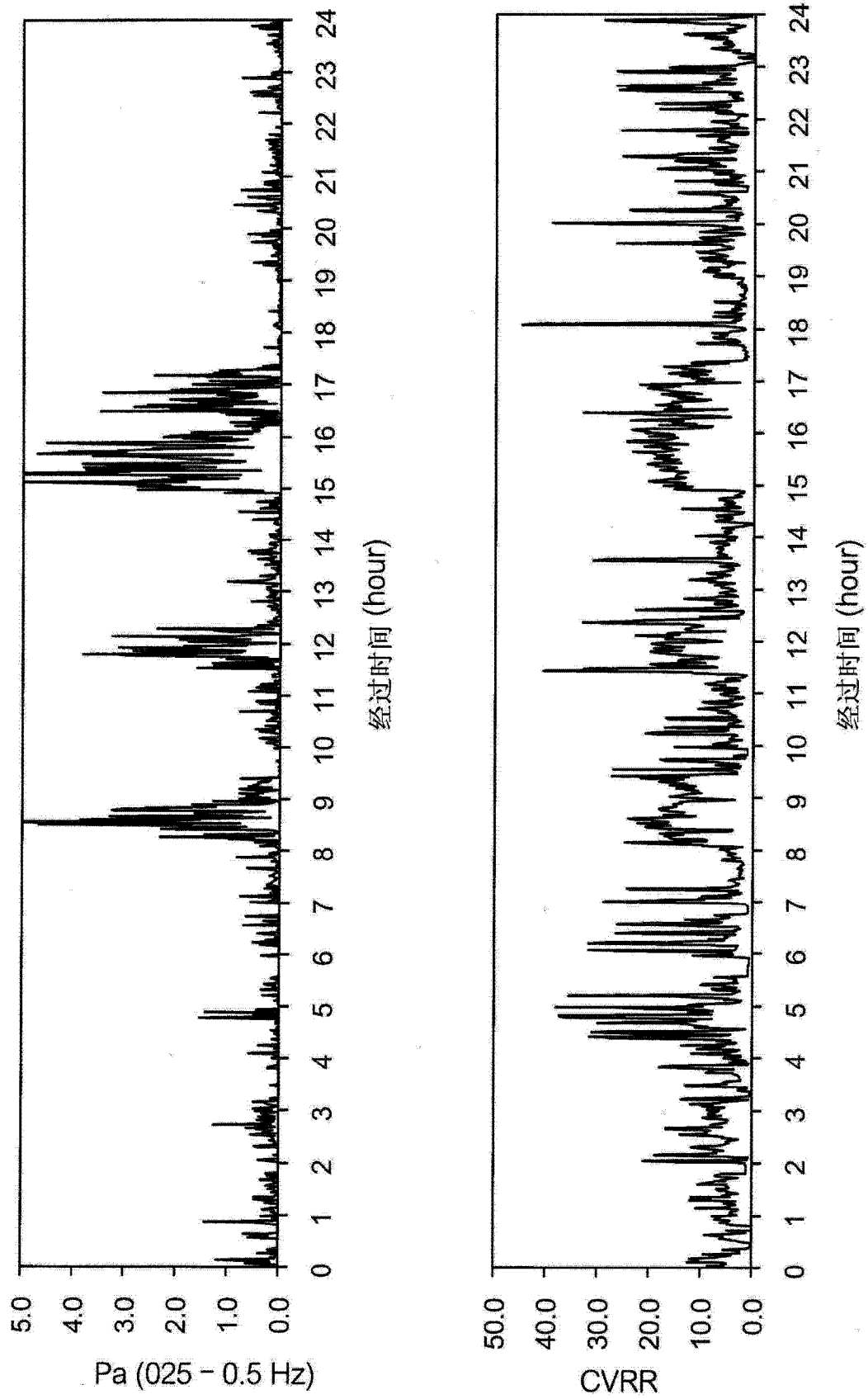


图 13

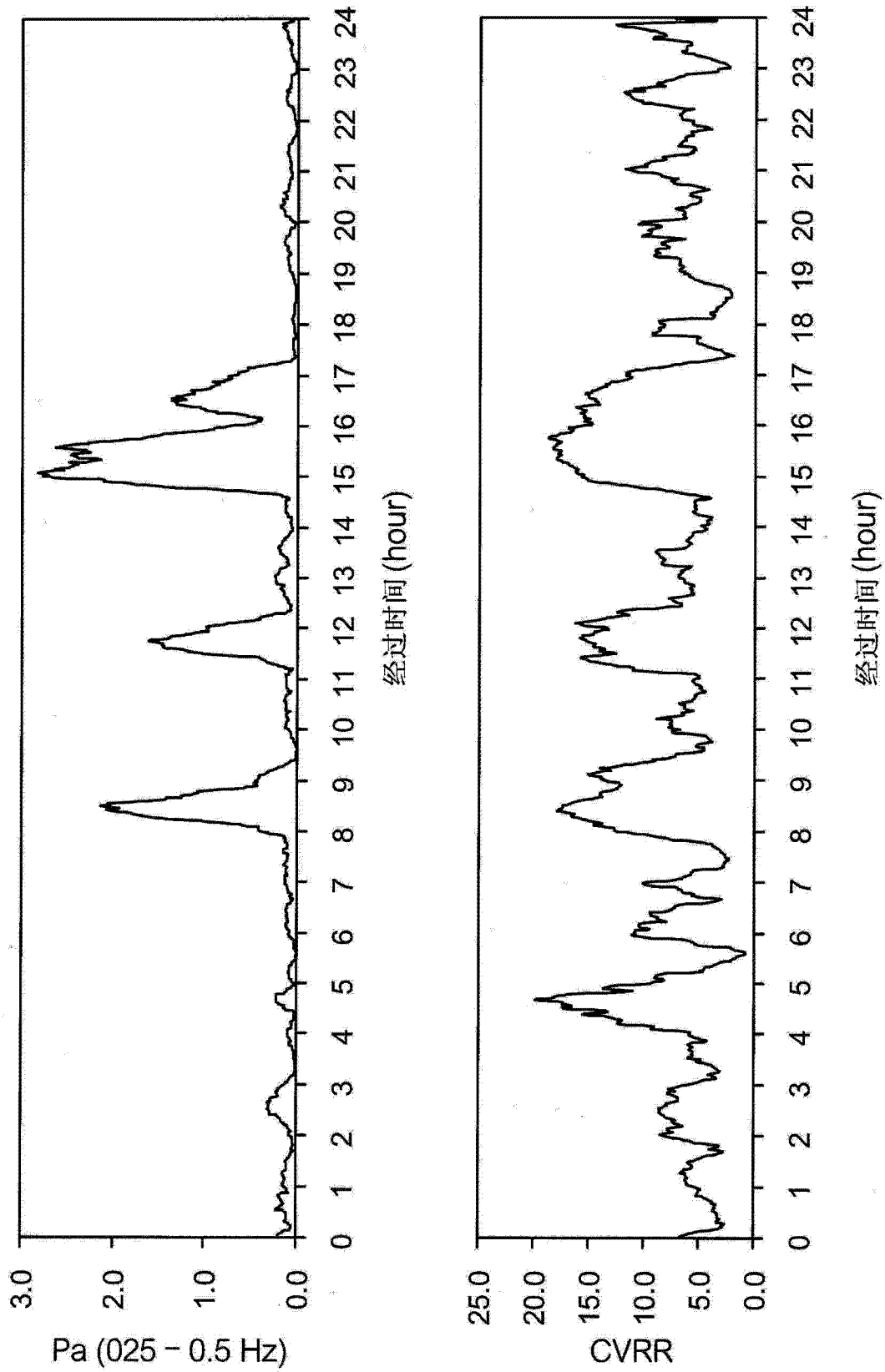


图 14

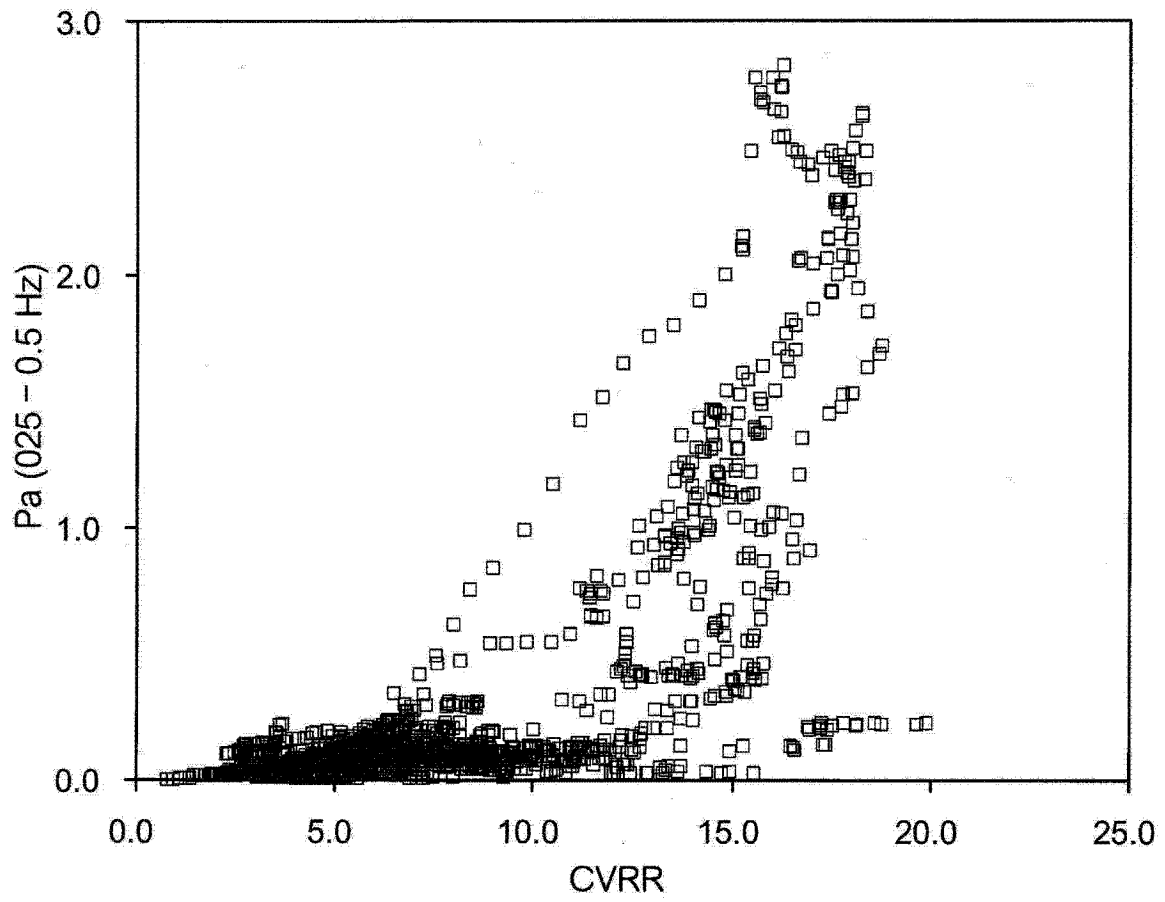


图 15

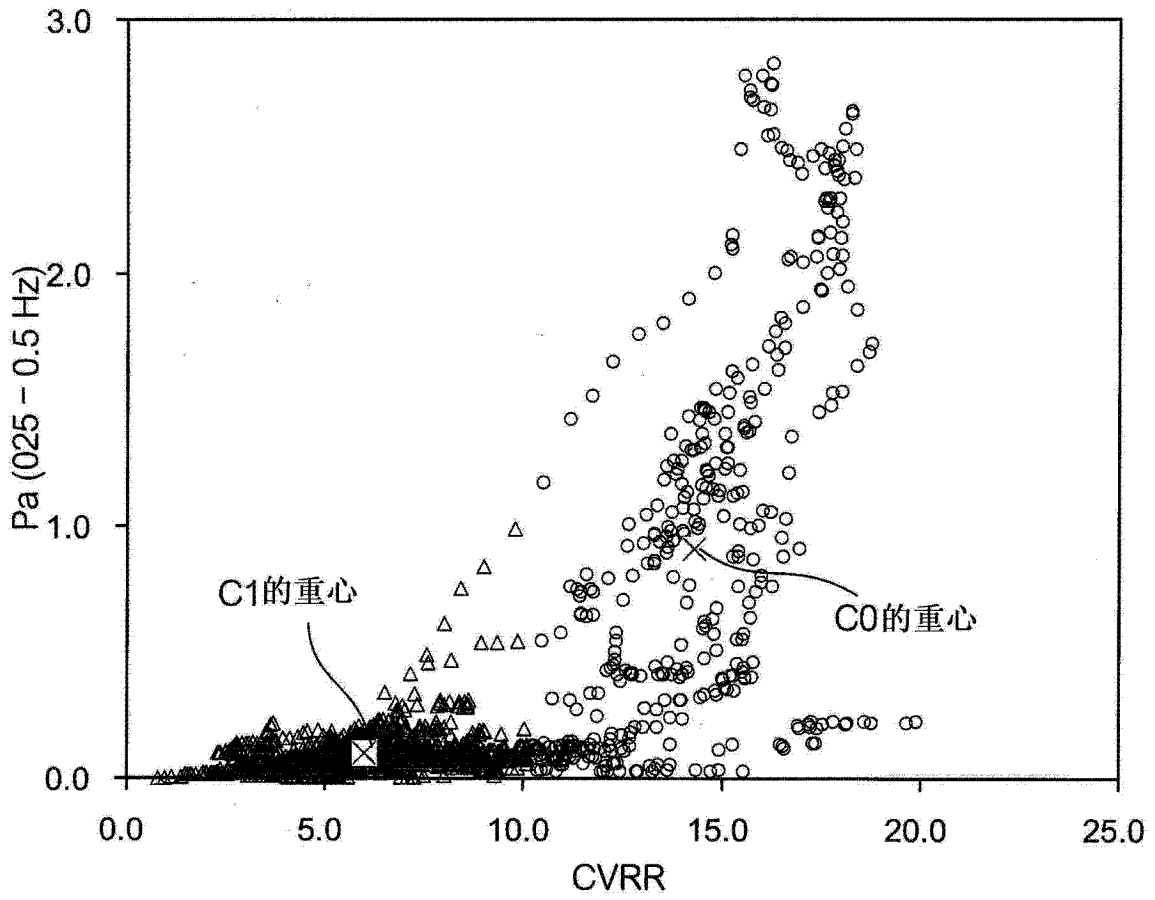


图 16

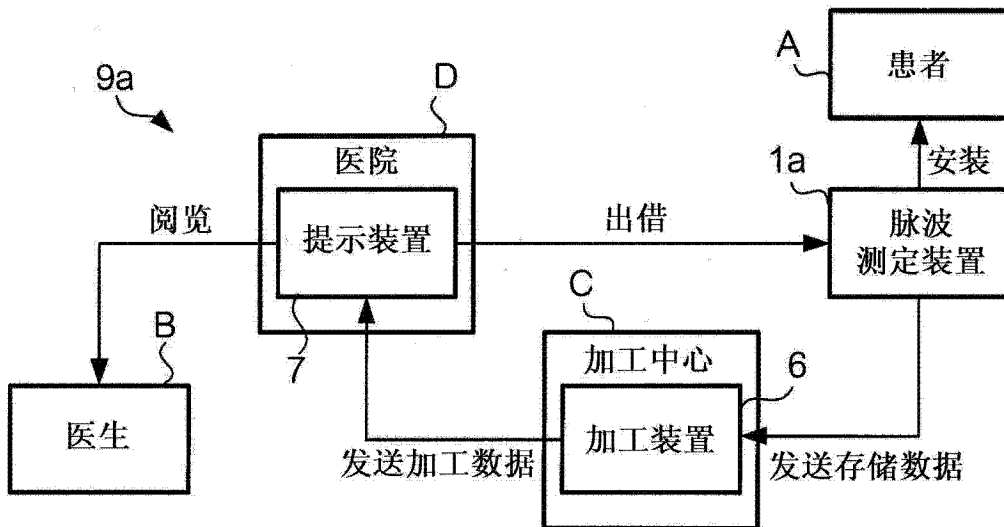


图 17

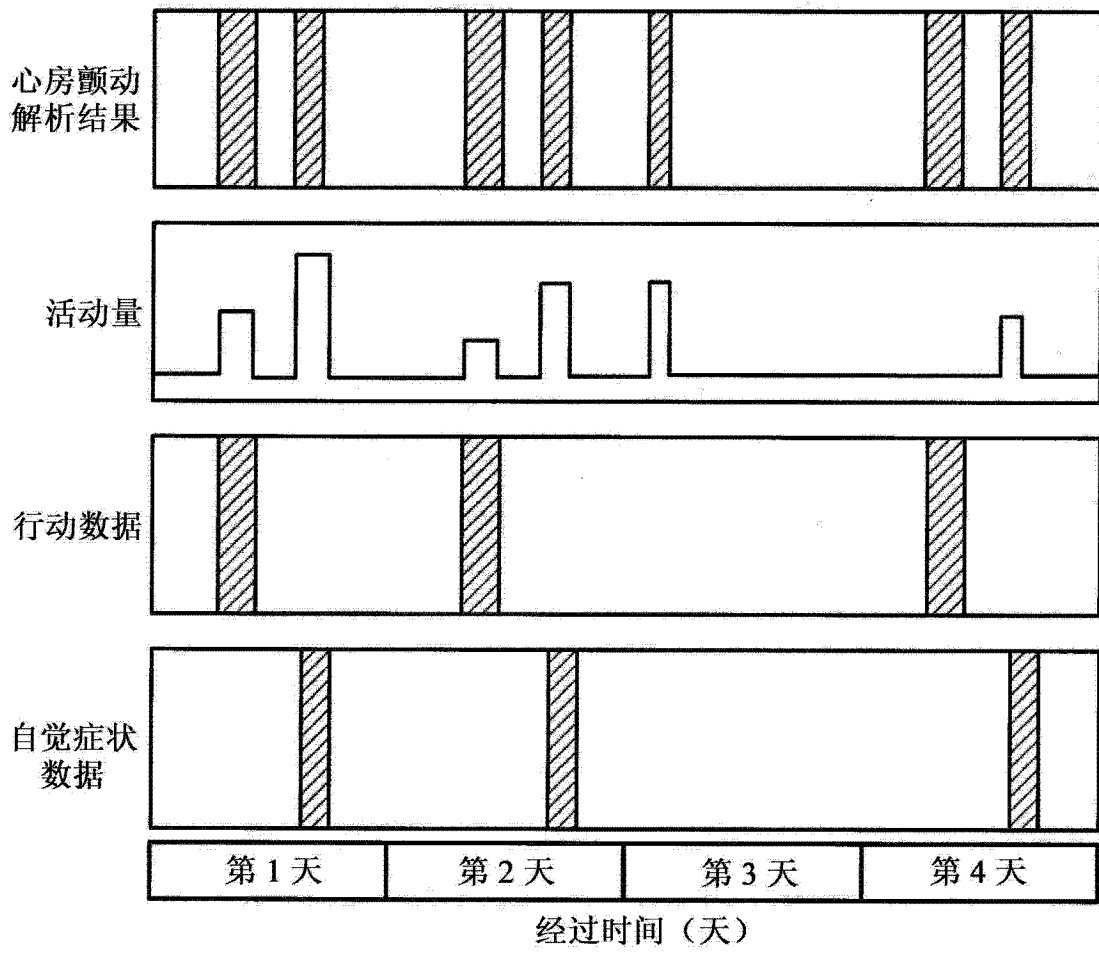


图 18