



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104027109 A

(43) 申请公布日 2014. 09. 10

(21) 申请号 201310718476. 4

(22) 申请日 2013. 12. 23

(30) 优先权数据

2013-045572 2013. 03. 07 JP

(71) 申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 森田雅纪

(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)

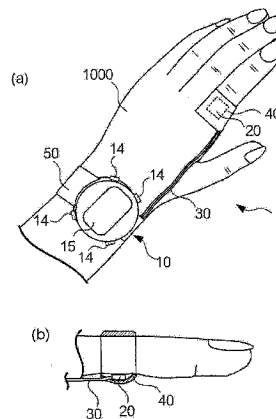
权利要求书2页 说明书11页 附图15页

(54) 发明名称

心房颤动解析装置以及程序

(57) 摘要

本发明提供了一种心房颤动解析装置,其包括:获取部,取得表示心电或脉搏的检测结果的检测波形信号;RR间隔计算部,基于按长于4秒小于等于16秒的每单位期间对取得的所述检测波形信号进行频率解析所取得的各单位期间的频谱,按每单位期间计算与该单位期间的平均RR间隔相当的参数;功率计算部,计算表示由所述RR间隔计算部算出的平均RR间隔的时间变化的RR波形信号中的预定的频带的功率;以及解析部,判定所述功率是否满足指定的条件,根据该判定结果输出表示有无心房颤动的信息。



1. 一种心房颤动解析装置,其特征在于,包括:

获取部,取得表示心电或脉搏的检测结果的检测波形信号;

RR 间隔计算部,基于按长于 4 秒小于等于 16 秒的每单位期间对取得的所述检测波形信号进行频率解析所取得的各单位期间的频谱,按每单位期间计算与该单位期间的平均 RR 间隔相当的参数;

功率计算部,计算表示由所述 RR 间隔计算部算出的平均 RR 间隔的时间变化的 RR 波形信号中的预定的频带的功率;以及

解析部,判定所述功率是否满足指定的条件,根据该判定结果输出表示有无心房颤动的信息。

2. 根据权利要求 1 所述的心房颤动解析装置,其特征在于,

所述心房颤动解析装置包括变动系数计算部,所述变动系数计算部计算所述 RR 波形信号中的所述平均 RR 间隔的变动系数,

所述解析部判定所述功率及所述变动系数的组是否满足所述指定的条件,并根据判定结果输出表示有无心房颤动的信息。

3. 根据权利要求 2 所述的心房颤动解析装置,其特征在于,

所述解析部将在多个单位期间得到的多个组的所述功率及所述变动系数划分为相对地高功率且高变动系数的第一簇及低功率且低变动系数的第二簇,

使用基于变动系数-功率空间中的所述第一簇的第一重心和所述第二簇的第二重心的位置关系的条件作为所述指定的条件,判定有无心房颤动。

4. 根据权利要求 3 所述的心房颤动解析装置,其特征在于,

所述指定的条件是所述第一重心和所述第二重心离开预定的第一阈值以上这一条件,在判断为满足所述指定的条件的情况下,所述解析部将所述第一簇判定为心房颤动发作的状态。

5. 根据权利要求 4 所述的心房颤动解析装置,其特征在于,

所述指定的条件是以下的条件:在所述第一重心和所述第二重心未离开所述第一阈值以上的情况下,所述第一重心与所述第二重心的平均重心具有预定的第二阈值以上的功率及第三阈值以上的变动系数,

在判断为满足所述指定的条件的情况下,所述解析部将所述第一簇及所述第二簇判定为心房颤动发作的状态。

6. 根据权利要求 5 所述的心房颤动解析装置,其特征在于,

所述指定的条件是以下的条件:在所述第一重心和所述第二重心未离开所述第一阈值以上的情况下,所述第一重心与所述第二重心的平均重心不具有预定的第二阈值以上的功率及所述第三阈值以上的变动系数中的至少一个,

在判断为满足所述指定的条件的情况下,所述解析部将所述第一簇及所述第二簇判定为心房颤动未发作的状态。

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,

所述频带的最低频率是所述单位期间的时间的倒数以上。

8. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的心房颤动解析装置,其特征在于,

所述频带的最高频率是所述频率解析中的采样频率的 1/2 以下。

9. 根据权利要求 1 至 8 中任一项所述的心房颤动解析装置,其特征在于,所述心房颤动解析装置包括:  
检测部,检测检测对象者的所述心电或所述脉搏;以及  
告知部,基于由所述解析部输出的信息,告知用户,  
所述获取部取得根据所述检测的结果而获得的检测波形信号。
10. 根据权利要求 9 所述的心房颤动解析装置,其特征在于,  
所述获取部包括噪声降低部,所述噪声降低部对所述检测波形信号进行降低体动噪声分量的滤波处理,并输出作为所述检测波形信号。

## 心房颤动解析装置以及程序

### 技术领域

[0001] 本发明涉及心房颤动解析装置。

### 背景技术

[0002] 在与心脏疾患相关的医疗领域,存在判定心房颤动的技术。专利文献1中公开了如下的技术:测量能从每一拍的心电图取得的RR间隔,基于其标准偏差和度数分布判定心房颤动。在非专利文献1中记载有如下情况:心房颤动中,RR间隔不规则,进行心房颤动的心拍的频率解析时存在 $1/f\beta$ 分量,由于该波动而成为白噪声状。

[0003] 【现有技术文献】

[0004] 【专利文献】

[0005] 专利文献1:日本特开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及非专利文献1中,对于准确的心房颤动的判定,需要准确地测量每一拍的RR间隔。在该RR间隔的测量时,可根据测量心电而取得的心电图的波形信号进行测量,但也可根据测定脉搏取得的脉搏信号进行测量。

[0009] 然而,在测定脉搏的情况下,在测定中被检者不能自由行动的情况居多,因此体动噪声(body movement noise)的影响容易包含于脉搏信号中。在测定心电的情况下,与测定脉搏的情况相比,虽有程度之差,但也有体动噪声的影响包含于心电图的波形信号中的情况。在这样受到体动噪声的影响的情况下,准确地测量每一拍的RR间隔是非常困难的。

[0010] 因此,如专利文献1及非专利文献1公开的技术那样,在以测量每一拍的准确的RR间隔为前提的情况下,不能够使用包含体动噪声的影响的信号进行心房颤动的判定。

### 发明内容

[0011] 本发明鉴于上述的情况而提出,其目的之一在于,在脉搏信号及心电图的波形信号等的可测量RR间隔的信号中,即使包含体动噪声的影响也会根据该信号解析心房颤动。

[0012] 本发明的一个方面的心房颤动解析装置包括:获取部,取得表示心电或脉搏的检测结果的检测波形信号;RR间隔计算部,基于按长于4秒小于等于16秒的每单位期间对取得的所述检测波形信号进行频率解析所取得的各单位期间的频谱,按每单位期间计算与该单位期间的平均RR间隔相当的参数;功率计算部,计算表示由所述RR间隔计算部算出的平均RR间隔的时间变化的RR波形信号中的预定的频带的功率;以及解析部,判定所述功率是否满足指定的条件,根据该判定结果输出表示有无心房颤动的信息。

[0013] 依据该心房颤动解析装置,即使在可测量脉搏信号及心电图的波形信号等的RR间隔的信号中包括体动噪声的影响,也能够根据该信号判定心房颤动。

[0014] 上述心房颤动解析装置也可以包括变动系数计算部,所述变动系数计算部计算所述 RR 波形信号中的所述平均 RR 间隔的变动系数,所述解析部判定所述功率及所述变动系数的组是否满足所述指定的条件,并根据判定结果输出表示有无心房颤动的信息。

[0015] 所述解析部将在多个单位期间得到的多个组的所述功率及所述变动系数划分为相对地高功率且高变动系数的第一簇及低功率且低变动系数的第二簇,使用基于变动系数-功率空间中的所述第一簇的第一重心和所述第二簇的第二重心的位置关系的条件作为所述指定的条件,判定有无心房颤动。

[0016] 依据该心房颤动解析装置,能够使用平均 RR 间隔判定有无心房颤动。

[0017] 所述指定的条件也可以是所述第一重心和所述第二重心离开预定的第一阈值以上这一条件,在判断为满足所述指定的条件的情况下,所述解析部将所述第一簇判定为心房颤动发作的状态。

[0018] 依据该心房颤动解析装置,能够使用聚类的结果判定有无心房颤动。

[0019] 所述指定的条件也可以是以下的条件:在所述第一重心和所述第二重心未离开所述第一阈值以上的情况下,所述第一重心与所述第二重心的平均重心具有预定的第二阈值以上的功率及第三阈值以上的变动系数,在判断为满足所述指定的条件的情况下,所述解析部将所述第一簇及所述第二簇判定为心房颤动发作的状态。

[0020] 所述指定的条件是以下的条件:在所述第一重心和所述第二重心未离开所述第一阈值以上的情况下,所述第一重心与所述第二重心的平均重心不具有预定的第二阈值以上的功率及所述第三阈值以上的变动系数中的至少一个,在判断为满足所述指定的条件的情况下,所述解析部将所述第一簇及所述第二簇判定为心房颤动未发作的状态。

[0021] 依据该心房颤动解析装置,即使在第一簇和第二簇接近的情况下,也能够判定有无心房颤动。

[0022] 所述频带的最低频率是所述单位期间的时间的倒数以上。

[0023] 依据该心房颤动解析装置,能够提高心房颤动的判定的精度。

[0024] 所述频带的最高频率是所述频率解析中的采样频率的 1/2 以下。

[0025] 依据该心房颤动解析装置,能够提高心房颤动的判定的精度。

[0026] 所述心房颤动解析装置包括:检测部,检测检测对象者的所述心电或所述脉搏;以及告知部,基于由所述解析部输出的信息,告知用户,所述获取部取得根据所述检测的结果而获得的检测波形信号。

[0027] 依据该心房颤动解析装置,检测对象者能够实时确认心房颤动的判定结果。

[0028] 所述获取部也可以包括噪声降低部,所述噪声降低部对所述检测波形信号进行降低体动噪声分量的滤波处理,并输出作为所述检测波形信号。

[0029] 依据该心房颤动解析装置,能够提高心房颤动的判定的精度,同时检测对象者能够实时确认心房颤动的判定结果。

[0030] 另外,本发明的另一方面涉及的程序使计算机执行以下步骤:取得表示心电或脉搏的检测结果的检测波形信号的步骤;基于按长于 4 秒小于等于 16 秒的每单位期间对取得的所述检测波形信号进行频率解析所取得的各单位期间的频谱,按每单位期间计算与该单位期间的平均 RR 间隔相当的参数的步骤;计算表示算出的所述平均 RR 间隔的时间变化的 RR 波形信号中的预定的频带的功率的步骤;判定所述功率是否满足指定的条件的步骤;以

及根据该判定结果输出表示有无心房颤动的信息的步骤。

[0031] 依据该程序,即使在可测量脉搏信号及心电图的波形信号等的 RR 间隔的信号中包括体动噪声的影响,也能够根据该信号判定心房颤动。

#### 附图说明

[0032] 图 1 的(a)~(b)是说明实施方式中的脉搏测定装置 1 的外观的图。

[0033] 图 2 是说明实施方式中的脉搏测定装置 1 的结构图。

[0034] 图 3 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。

[0035] 图 4 是说明进行检测波形信号 L 的频率解析时的帧的图。

[0036] 图 5 是说明 RR 间隔计算部 112 中的频率特性的图。

[0037] 图 6 是说明进行 RR 波形信号 FRR 的频率解析时的帧的图。

[0038] 图 7 是示出本实施方式的解析结果的图。

[0039] 图 8 是心房颤动解析处理的流程图。

[0040] 图 9 的(a)~(b)是说明使用心电 RR 间隔的心房颤动的解析方法的图。

[0041] 图 10 的(a)~(b)是说明使用平均脉搏 RR 间隔的心房颤动的解析方法的问题点的图。

[0042] 图 11 是示出图 8 的步骤 S410 中的心房颤动解析处理的细节的图。

[0043] 图 12 是例示功率波形信号 Pa 及变动系数信号 Sc 的图。

[0044] 图 13 是例示移动平均处理后的功率及变动系数的图。

[0045] 图 14 是例示功率和变动系数的关系的图。

[0046] 图 15 是例示图 14 的数据的聚类(clustering)后的结果的图。

[0047] 图 16 是例示 RR 间隔的频率特性的图。

[0048] 图 17 是例示心率失常的检测率的图。

#### 具体实施方式

[0049] <实施方式>

[0050] [概要]

[0051] 以往,在从心电图判定(解析)心房颤动时,使用每一拍的 RR 间隔(称为“心电 RR 间隔”)。相对于此,在本实施方式中,根据脉搏判定心房颤动。在使用脉搏时,与心电图不同,难以准确指定每一拍的 RR 间隔。因此,在本实施方式中,使用表示某单位期间(帧)内的 RR 间隔的平均的值(称为“平均脉搏 RR 间隔”)。这里,首先,对使用心电 RR 间隔的心房颤动的判定方法进行说明,接着,说明使用平均脉搏 RR 间隔的情况的问题点,最后说明本实施方式中的判定方法的概要。

[0052] 图 9 是说明使用心电 RR 间隔的心房颤动的解析方法的图。图 9 是对表示心电 RR 间隔的变动的波形信号,以 480 秒钟为 1 帧,在该帧中在从 0.01Hz 到 0.2Hz 的频带中进行频率解析,对峰值频率和功率进行对数转换而示出的图表。图 9 的(a)示出使用没有发作心房颤动时的心电 RR 间隔的情况,图 9 的(b)示出使用发作心房颤动时的心电 RR 间隔的情况。图中的直线表示可从绘出的数据取得的一次回归直线。从这些图表,算出一次回归直线的斜率  $\beta$  和相关系数  $\gamma$ ,得到以下所示的结果。

[0053] 在图 9 的(a)所示的未发作心房颤动的情况下,变为  $\gamma = -0.72$ ,  $\beta = -1.29$ 。另外,在图 9 的(b)所示的发作心房颤动的情况下,变为  $\gamma = -0.07$ ,  $\beta = -0.13$ 。这样,可知在发作心房颤动的情况下,没有相关而成为白噪声状,另外,斜率  $\beta$  接近“0”。这样,在使用心电 RR 间隔的情况下,能够根据峰值频率及功率的绘图中的一次回归直线的斜率  $\beta$  和相关系数  $\gamma$ ,判定有无心房颤动。

[0054] 图 10 是说明使用平均脉搏 RR 间隔的心房颤动的解析方法的问题点的图。图 10 是对表示平均脉搏 RR 间隔的变动的波形信号,以 480 秒钟为一帧,在该帧中以从 0.01Hz 到 0.2Hz 的频带进行频率解析,并对峰值频率和功率进行对数转换而示出的图表。图 10 的(a)表示未发作心房颤动的例子,图 10 的(b)表示发作心房颤动的例子。图中的直线表示可从绘出的数据取得的一次回归直线。

[0055] 在图 10 的(a)所示的未发作心房颤动的情况下,变为  $\gamma = -0.68$ ,  $\beta = -1.40$ 。另外,在图 10 的(b)所示的发作心房颤动的情况下,变为  $\gamma = -0.41$ ,  $\beta = -1.02$ 。这样,在使用平均脉搏 RR 间隔时,如图 10 所示,没有因心房颤动的发作的有无导致的  $\gamma$ 、 $\beta$  的显著差,在与使用心电 RR 间隔的情况相同的方法中,难以判定心房颤动的有无。

[0056] 这里,若再次比较图 9 的(a)及图 9 的(b),则可知在发作心房颤动的情况下,在高频带侧功率增大。例如在图 9 中,对 0.2Hz 附近的频带比较功率时,未发作心房颤动时的功率为“1.59”,发作心房颤动时的功率为“4.97”。在发作心房颤动时,与未发作时相比,该频带的功率增加到数倍,而看到显著差。

[0057] 该功率的增加在使用平均脉搏 RR 间隔的情况下也被观测到。在图 10 中,对 0.2Hz 附近的频带比较功率时,未发作心房颤动时的功率为“0.05”,发作心房颤动时的功率为“0.30”。这样,即使使用平均脉搏 RR 间隔,在发作心房颤动时,与未发作时相比,该频带的功率增加到数倍而看到显著差。在本实施方式中,将该功率的增大作为一个指标来判定心房颤动的有无。

[0058] 在本实施方式中,使用变动系数作为心房颤动的有无的又一个指标。变动系数是表示对于平均脉搏 RR 间隔的的平均的偏差的程度的参数。发作心房颤动时,发生 RR 间隔的不规则。即,每一拍的时间间隔变得不规则。对平均脉搏 RR 间隔也是同样的,能够将不规则状态(相对平均的偏差)作为心房颤动的指标。在本实施方式中,以功率及变动系数作为指标,判定心房颤动的有无。以下,对本实施方式的装置结构及动作进行详细说明。

[0059] [脉搏测定装置 1 的结构]

[0060] 图 1 是说明实施方式中的脉搏测定装置 1 的外观的图。如图 1 的(a)所示,本发明的实施方式中的脉搏测定装置 1 包括:在作为用户的检测对象者的手 1000 中的手腕部分(臂)如手表那样安装的装置主体 10;以及安装在检测部位以检测脉搏的脉搏检测部 20。装置主体 10 和脉搏检测部 20 利用电缆 30 连接。电缆 30 向装置主体 10 供给从脉搏检测部 20 输出的脉搏信号(以下称为检测波形信号 L),另一方面向脉搏检测部 20 供给来自装置主体 10 的电力。

[0061] 在装置主体 10 安装有腕带 50。装置主体 10 通过将腕带 50 缠绕在用户的臂上而安装于臂。在装置主体 10 设有操作部 14 及显示部 15。操作部 14 是用于用户向脉搏测定装置 1 输入功能选择的指示等的按钮开关等的操作子。在操作部 14 也可包括设于显示部 15 上的触摸传感器等。显示部 15 是液晶显示器、有机 EL 显示器等的显示器件。

[0062] 如图 1 的(b)所示,在该例中,安装有脉搏检测部 20 的检测部位是从手 1000 中的食指的根部到第二指关节之间的一部分,但只要是能够检测脉搏的部位,也可以是任一部位。脉搏检测部 20 由固定带 40 固定,以安装于检测部位。此时,固定带 40 处于覆盖脉搏检测部 20 的状态,固定带 40 是对脉搏检测部 20 的受光部进行遮光使得光不从固定带 40 的外侧到达的结构。

[0063] 脉搏检测部 20 如以下那样检测脉搏,并输出表示检测结果的检测波形信号 L。脉搏检测部 20 具有发光部(例如,绿色 LED(Light Emitting Diode,发光二极管))和受光部。脉搏检测部 20 从发光部照射与从装置主体 10 经由电缆 30 供给的电力相对应的光。脉搏检测部 20 通过受光部接收来自发光部的光中的、由毛细血管中的血红蛋白反射的光,并将与受光电平对应的信号作为检测波形信号 L 经由电缆 30 提供给装置主体 10。

[0064] 图 2 是说明实施方式中的脉搏测定装置 1 的结构的图。脉搏测定装置 1 包括装置主体 10 以及脉搏检测部 20,该装置主体 10 包括 CPU (Central Processing Unit,中央处理单元) 11、RAM (Random Access Memory,随机存取存储器) 12、ROM (Read Only Memory,只读存储器) 13、操作部 14、显示部 15、振荡电路 16、计时电路 17、A/D 转换电路 18、放大电路 19。除了放大电路 19 及脉搏检测部 20 的各结构经由总线连接。

[0065] CPU11 利用存储于 ROM13 的控制程序进行各部分的控制及数据的转送等。RAM12 临时存储检测波形信号 L 等的生体信息、及 CPU11 中的控制程序的执行中产生的各种数据。CPU11 通过执行控制程序来实现心房颤动解析功能,使脉搏测定装置 1 作为心房颤动解析装置而起作用。此外,CPU11 也可通过执行控制程序来实现心房颤动判定功能以外的各种功能。这些功能例如也可通过用户操作操作部 14 来实现。

[0066] 如上所述,操作部 14 具有用于将用户的指示输入到脉搏测定装置 1 的按钮开关等。操作部 14 被用户操作时,对 CPU11 输出表示操作内容的操作信号。

[0067] 如上所述,显示部 15 具有液晶显示器、有机 EL 显示器等的显示器件,由 CPU11 控制显示内容。该显示内容例如是表示时刻显示、各种菜单画面、脉搏测定结果、心房颤动的判定结果等的各种图像。

[0068] 振荡电路 16 向 CPU11 供给作为控制的基础的时钟信号。

[0069] 计时电路 17 通过 CPU11 的控制测量时间。

[0070] 放大电路 19 放大从脉搏检测部 20 经由电缆 30 供给的检测波形信号 L。由 CPU11 的控制设定放大时的增益。

[0071] A/D 转换电路 18 将在放大电路 19 中被放大的模拟信号的检测波形信号 L 转换为数字信号。在该例中,采样频率是 100Hz,与可从脉搏取得的 RR 间隔相比,为充分高的频率。另外,在该例中,按 10 位进行量子化。此外,对于采样频率、量子化位,也可根据必要的精度决定为不同值。

[0072] 接着,对由 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)进行说明。

[0073] [功能结构]

[0074] 图 3 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 间隔计算部 112、功率计算部 113、判定部 114、显示控制部 115 及变动系数计算部 116,并且由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 及变动系数波形存储区域 124 的各功能结构来实现。

[0075] 检测波形信号存储区域 121 是设于存储利用 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。

[0076] 噪声降低部 111 从存储于检测波形信号存储区域 121 的检测波形信号 L, 进行降低相当于 RR 间隔的频带以外的体动噪声分量的滤波处理而输出。作为滤波处理, 例如是采用高通滤波器、带通滤波器、自适应滤波器等处理。在噪声降低部 111 中, 对降低了体动噪声分量的检测波形信号 L, 也可暂时存储于 RAM12 中。检测波形信号存储区域 121 及噪声降低部 111 作为取得在 RR 间隔计算部 112 中用于频率解析的检测波形信号 L 的获取部而起作用。

[0077] 此外, 在该处理中, 体动噪声分量被降低, 其影响从检测波形信号 L 减少, 但在作为背景技术示出的技术(专利文献 1, 非专利文献 1)中, 还不至于能够测量准确的 RR 间隔, 使得能够进行精密的心房颤动的判定。

[0078] RR 间隔计算部 112 在噪声降低部 111 中, 对体动噪声分量降低了的检测波形信号 L, 按每次采样切出帧, 利用短时间的频率解析(STFT (Short-Time Fourier transform, 短时傅里叶变换) 解析) 算出频率频谱。而且, RR 间隔计算部 112 基于算出的频率频谱, 按每帧算出与 RR 间隔相当的参数, 并将表示该参数的时间变化的 RR 波形信号 FRR 存储在设于 RAM12 上的 RR 波形信号存储区域 122。此外, RR 波形信号 FRR 是表示该参数的随时间变化的数据的集合。

[0079] 算出的参数在该例中, 是表示帧内中的 RR 间隔的平均的值(平均脉搏 RR 间隔), 例如是成为频率频谱的最大峰值的频率。因此, RR 波形信号 FRR 表示平均脉搏 RR 间隔的时间变化。利用 RR 间隔计算部 112 中的处理, 即使在噪声降低部 111 中体动噪声没有完全除去, 也能够大幅降低 RR 波形信号 FRR 所含有的体动噪声的影响。

[0080] 图 4 是说明进行检测波形信号 L 的频率解析时的帧的图。图 4 所示的波形是检测波形信号 L 的波形的例子。如图 4 所示, 各帧的时间在该例中为 4 秒, 按每 1 秒进行采样并进行频率解析。即, 各帧设定为每次偏移 1 秒, 与下一帧重叠 3 秒钟。这样, 由于设定了采样定时、帧, 所以平均脉搏 RR 间隔是 RR 间隔的 4 秒钟中的平均值, RR 波形信号 FRR 表示每 1 秒的平均脉搏 RR 间隔的变化。

[0081] 图 5 是说明 RR 间隔计算部 112 中的频率特性的图。在 RR 间隔计算部 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相同的。图 5 所示的频率特性如下, 在与帧的时间的 4 秒相当的 0.25Hz 及其整数倍的频率中产生波谷, 作为连接峰的顶点的整体性趋势, 越到高频则水平越低, 即, 是带有负斜率的频率特性。帧的时间越长, 则该斜率越陡。另一方面, 帧的时间越短, 斜率越接近“0”, 但导致检测波形信号 L 中的体动噪声分量的残留变多。因此, 希望帧时间为 1 秒以上 16 秒以下, 优选比 4 秒长而在 16 秒以下, 最优选比 4 秒长而在 8 秒以下。

[0082] 对该点更详细地进行说明。产生心房颤动时, 在 RR 间隔(相当于脉搏信号的峰值间隔)中发生变动。将每一拍的 RR 间隔作为时间序列的变化捕捉时, 发现在心房颤动产生时发生 RR 间隔剧烈上下的情况。由此时的心房颤动引起的 RR 间隔变动的频率分量出现在 0.2Hz ~ 1.0Hz 的频带中。

[0083] 图 16 是例示 RR 间隔的频率特性的图。以决定的长度的帧为单位进行频率解析,与移动平均处理中的频率特性重叠是同样的。图 16 示出改变帧的时长的情况中的频率-振幅特性。使帧时间越长,则与基于心房颤动的 RR 间隔变动频带对应的振幅越低。即,可知随着帧时间变长,捕捉因心房颤动导致的 RR 间隔变动相对变难。

[0084] 图 17 是例示心率失常的检测率的图。图 17 示出对患有包括心房颤动的心率失常的被检者,以本实施方式的方法,将帧的时长改变为各种值来试验心率失常的检测的结果。在图 17 中,横轴表示帧的时长,纵轴表示心率失常的检测率。在被检者的脉搏数据中,求出图 16 所示的 RR 间隔变动频带的功率的积分值,在得到阈值以上的变动功率的情况下,判断检测到心率失常。如上所说明的那样,可知帧时间变长时,不能够捕捉 RR 间隔的变动,检测率变差。

[0085] 功率计算部 113 对存储于 RR 波形信号存储区域 122 的 RR 波形信号 FRR 进行短时间的频率解析(STFT 解析),基于取得的频率频谱,计算一部分的频带(以下称为计算频带)的功率(以下称为频带功率)。功率计算部 113 将表示算出的频带功率的时间变化的功率波形信号 Pa 存储在设于 RAM12 上的区域的功率波形信号存储区域 123。此外,功率波形信号 Pa 是表示频带功率的随时间变化的数据的集合。

[0086] 图 6 是说明进行 RR 波形信号 FRR 的频率解析时的帧的图。图 6 所示的波形是 RR 波形信号 FRR 的波形的例子。如图 6 所示,各帧的时间在该例中为 120 秒,按每 60 秒进行采样并进行频率解析。即,各帧设定为每次偏移 60 秒,与下一帧重叠 60 秒钟。

[0087] 另外,在功率计算部 113 中,计算频带功率的上述计算频带被预先决定,在该例中,设为从 0.25Hz 到 0.5Hz 为止的频带。这决定为图 5 所示的频率特性的两个谷(0.25Hz、0.5Hz 的谷)之间。这是因为,谷的部分中的功率被抑制,所以对心房颤动的有无的判定几乎没有帮助,故以对心房颤动的有无的判定有帮助的部分为中心决定计算频带。即,如从 0.3Hz 到 0.45Hz 的频带这样,计算频带也可以进一步去除频率特性的谷的部分而包括峰的部分的量的方式,将其范围设定为较窄。

[0088] 这里,在该例中,根据 RR 间隔计算部 112 中的频率特性、在即 RR 间隔计算部 112 中的频率解析中使用的帧的时间来决定计算频带的最低频率(下限)和最高频率(上限)。另一方面,上下限的频率的任一个或双方的频率也可不一定要根据帧的时间来决定。

[0089] 如图 9、图 10 所示那样,计算频带的最低频率也可是功率的变化变明确的 0.1Hz 以上、优选 0.2Hz 以上。此时,如上所述,最低频率进一步优选为在 RR 间隔计算部 112 中的频率解析中使用的帧的时间的倒数以上。

[0090] 另外,考虑乃奎斯特频率带来的影响,计算频带的最高频率优选为 RR 间隔计算部 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在 RR 间隔计算部 112 中的频率解析中使用的帧的时间的倒数的 2 倍以下。

[0091] 返回图 3 继续进行说明。变动系数计算部 116 从存储于 RR 波形信号存储区域 122 中的 RR 波形信号 FRR (平均脉搏 RR 间隔),利用下式(1)算出变动系数 CVRR。

$$[0092] \quad CVRR = \sigma_{RR} / \text{ave}RR \cdots (1)$$

[0093] 此外,  $\sigma_{RR}$  及  $\text{ave}RR$  分别表示 1 帧的期间中的平均脉搏 RR 间隔的标准偏差及平均值。即,变动系数 CVRR 是表示对于平均的偏差的程度的参数。变动系数计算部 116 将算出的变动系数 CVRR 存储于变动系数波形存储区域 124。变动系数 CVRR 按每帧算出,因此在

变动系数波形存储区域 124 中存储表示变动系数 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 的随时间的变化的数据的集合。

[0094] 判定部 114 对存储于功率波形信号存储区域 123 的功率波形信号 Pa 及存储于变动系数波形存储区域 124 的变动系数信号 Sc,判定是否满足指定的判定条件,输出与判定结果对应的信息。指定的判定条件在后叙述。

[0095] 判定部 114 判定为心房颤动时,将表示该判定结果的信息输出至显示控制部 115。从判定部 114 输出的信息例如是表示是心房颤动的判定的信息等与心房颤动的有无相关的信息即可。显示控制部 115 基于从判定部 114 输出的信息,控制显示部 15 的显示内容,显示表示判定为心房颤动的图像。用户观察该显示内容,从而能够确认是否是心房颤动。此外,该显示内容也可以是实时表示心房颤动的判定结果的显示,也可以是表示判定为心房颤动的期间的显示。

[0096] 以上是心房颤动解析装置 100 的功能结构的说明。接着,对心房颤动解析装置 100 的动作(心房颤动判定处理),使用图 8 进行说明。

[0097] [心房颤动判定处理]

[0098] 图 8 是说明实施方式中的心房颤动判定处理的流程图。首先,用户操作操作部 14,输入开始心房颤动的判定处理的指示时,CPU11 开始图 8 所示的流程。CPU11 判定用户是否操作操作部 14 而输入有结束判定处理的指示(步骤 S110)。CPU11 在输入了结束判定处理的指示的情况下(步骤 S110 为是),结束心房颤动的判定处理。

[0099] CPU11 在未输入结束判定处理的指示的情况下(步骤 S110 为否),在脉搏检测部 20 中检测脉搏并测定检测波形信号 L (步骤 S120),利用噪声降低部 111 进行体动噪声降低处理(步骤 S130)。此时,CPU11 将检测波形信号 L 存储于 RAM12 的检测波形信号存储区域 121,但也可存储进行了体动噪声降低处理的检测波形信号 L。

[0100] CPU11 判定进行了体动噪声降低处理的波形信号是否 1 帧存储在 RAM12 中(步骤 S140)。CPU11 在没有 1 帧存储的情况下(步骤 S140 为否),返回步骤 S110 继续处理。另一方面,在进行了一帧存储的情况下(步骤 S140 为是),CPU11 利用 RR 间隔计算部 112 计算平均脉搏 RR 间隔(步骤 S210)。

[0101] CPU11 将利用 RR 间隔计算部 112 算出的平均脉搏 RR 间隔存储在 RR 波形信号存储区域 122 中(步骤 S220)。存储在该存储区域的平均脉搏 RR 间隔的时间变化为 RR 波形信号 FRR。

[0102] CPU11 判定存储在 RR 波形信号存储区域 122 的 RR 波形信号 FRR 是否被一帧存储(步骤 S230)。CPU11 在未被一帧存储的情况下(步骤 S230 为否),返回步骤 S110 继续处理。另一方面,在被一帧存储的情况下(步骤 S230 为是),CPU11 利用功率计算部 113 计算频带功率(步骤 S310)。

[0103] CPU11 将利用功率计算部 113 算出的频带功率存储在功率波形信号存储区域 123 中(步骤 S320)。存储在该存储区域的频带功率的时间变化为功率波形信号 Pa。

[0104] CPU11 利用变动系数计算部 116 算出变动系数(步骤 S330)。CPU11 将利用变动系数计算部 116 算出的变动系数存储在变动系数波形存储区域 124 中(步骤 S340)。

[0105] CPU11 参照存储的功率波形信号 Pa 及变动系数信号 Sc,利用判定部 114 判定功率波形信号 Pa 及变动系数信号 Sc 是否满足规定的判定条件(步骤 S410)。

[0106] 图 11 是示出步骤 S410 中的心房颤动判定处理的细节的图。在步骤 S500 中, CPU11 从 RAM12 读出功率波形信号 Pa 及变动系数信号 Sc。

[0107] 图 12 是例示功率波形信号 Pa 及变动系数信号 Sc 的图。在图 12 中示出从对某患者跨 24 小时测量的脉搏信号得到的功率波形信号 Pa[msec<sup>2</sup>] 及变动系数信号 Sc[%]。此外, 该患者在测定期间中发作心房颤动。

[0108] 再次参照图 11。在步骤 S501 中, CPU11 对功率波形信号 Pa 及变动系数信号 Sc 进行移动平均处理。针对各个功率及变动系数 CVRR, 为了平均细微的变动(短时间中的变动)而进行移动平均处理。在该例中, 使用 20 点的数据(即从脉搏的 20 分的测定取得的数据)进行移动平均处理。

[0109] 图 13 是例示移动平均处理后的功率波形信号 Pa 及变动系数信号 Sc 的图。利用移动平均处理使细微变动平均。以下, 移动平均处理后的数据作为表示某时刻中的功率和变动系数的数据来处理。按每 60 秒进行测定, 能以 24 小时的测定取得 1440 点的数据。

[0110] 再次参照图 11。在步骤 S502 中, CPU11 利用规定的算法(例如, 作为聚类的方法而广为人知的 k-means 法), 将这些数据聚类为 2 个簇。

[0111] 图 14 是例示功率与变动系数的关系的图。纵轴表示功率 [msec<sup>2</sup>], 横轴表示变动系数 CVRR[%]。如已经说明的那样, 心房颤动发作时, 与平常时相比, 功率及变动系数示出相对高的值。因此, 可认为图 14 的右上附近的曲线对应于发作心房颤动时测定的数据。在本实施方式中, 利用聚类方法将数据分为 2 个簇, 基于这 2 个簇的变动系数 - 功率空间中的位置关系来判定心房颤动的有无。

[0112] 图 15 是例示图 14 的数据的聚类后的结果的图。这样, 利用聚类手法(在该例中为 k-means 法), 数据被划分为 2 个簇。这 2 个簇分别称为簇 C0 及簇 C1。簇 C0 是相对高变动系数且高功率的数据群, 簇 C1 是低变动系数且低功率的数据群。簇 C0 的数据用圆(O)表示, 簇 C1 用三角(△)表示。另外, 依据 k-means 法, 计算变动系数 - 功率空间中的各簇的重心的坐标。在图 15 中一并示出簇 C0 及 C1 的重心的位置。

[0113] 再次参照图 11。在步骤 S503 中, CPU11 判定簇 C0 的重心的位置是否位于以簇 C1 的重心的位置为基准的规定的范围, 例如 ±30% 的范围内。在判定簇 C0 的重心的位置位于离簇 C1 的重心的位置 ±30% 的范围外的情况下(步骤 S503 为否), CPU11 将处理转移到步骤 S504。在判定簇 C0 的重心的位置位于离簇 C1 的重心的位置 ±30% 的范围内的情况下(步骤 S503 为是), CPU11 将处理转移到步骤 S505。

[0114] 在步骤 S504 中, CPU11 判定簇 C0 是心房颤动发作时的数据。

[0115] 在簇 C0 的重心的位置位于离簇 C1 的重心的位置 ±30% 的范围内的情况下, 判定不能将数据分离为 2 个簇。在该情况下, 作为可能性, 认为是在整个测定期间未发作心房颤动的情况、以及在整个测定期间持续发作心房颤动的情况。在该情况下, 利用功率及变动系数的值判定心房颤动的有无。步骤 S505 以后进行这样的处理。

[0116] 在步骤 S505 中, CPU11 计算簇 C0 的重心与簇 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 C0 的重心和簇 C1 的重心的简单平均(即, 簇 C0 的重心与簇 C1 的重心的中点)。或者, 平均重心也可以是由簇 C0 的重心与簇 C1 的重心的数据件数导出的加权重心(即, 所有测定点的重心)。

[0117] 在步骤 S506 中, CPU11 判定平均重心坐标是否在规定的范围(例如, 变动系数 10.0

以上且功率 0.5 以上) 内。在判定平均重心坐标在规定的范围的情况下(步骤 S506 为是), CPU11 判定在整个测定期间发作心房颤动(步骤 S507)。在平均重心坐标不在规定的范围的情况下(步骤 S506 为否), CPU11 判定在整个测定期间未发作心房颤动(步骤 S508)。

[0118] 再次参照图 8。在判定未发作心房颤动的情况下(步骤 S410 为否), CPU11 返回步骤 S110 继续处理。另一方面, 在判定发作心房颤动的情况下(步骤 S410 为是), CPU11 利用显示控制部 115 将有心房颤动的判定结果显示在显示部 15 (步骤 S420), 返回步骤 S110 继续处理。

[0119] 此外, CPU11 也可不论步骤 S140 的判定如何而反复执行从步骤 S110 至步骤 S140 的处理。在该情况下, CPU11 也可在步骤 S140 中每次为是时, 并行进行从步骤 S110 到步骤 S140 的处理, 执行步骤 S210 以后的处理。此时, 在步骤 S230 中的否的情况或步骤 S410 中的否的情况下, 也可结束并行执行的步骤 S210 以后的处理。

[0120] 以上是心房颤动判定处理的说明。

[0121] 图 7 是示出采用本实施方式的判定结果的图。图 7 表示解析图 12 所示的信号的结果。一并示出利用采用霍尔特心电图解析判定为发作心房颤动的期间。图中, 用粗线表示的部分是利用本实施方式判定为发作心房颤动的期间, 阴影部分是利用采用霍尔特心电图解析判定为发作心房颤动的期间。对利用霍尔特心电图解析判定为发作心房颤动的期间, 在本实施方式中, 大致无遗漏地判定发作心房颤动。在本实施方式中, 将一部分噪声检测为心房颤动, 但例如也可在比规定阈值短的期间中判定为心房颤动的情况下, 放弃该判定结果(即, 在判定为在比阈值长的时间、连续心房颤动的情况下, 采用所谓心房颤动的判定结果)。

[0122] 这样, 在本发明的实施方式中的脉搏测定装置 1 中, 通过测量平均脉搏 RR 间隔, 而不是每一拍的脉搏 RR 间隔, 降低了体动噪声的影响, 并且能够进行心房颤动的判定。

[0123] <变形例>

[0124] 以上, 对本发明的实施方式进行了说明, 但本发明也可如以下那样以各种方式实施。

[0125] [变形例 1]

[0126] 在上述实施方式中, 检测波形信号 L 是表示在脉搏检测部 20 中检测脉搏的结果的信号, 但也可以是可作为检测心电图的结果而获取的波形信号。即, 只要是可取得与 RR 间隔相当的参数的波形信号即可。

[0127] [变形例 2]

[0128] 在上述的实施方式中, 作为心房颤动解析装置 100 的功能结构, 设有噪声降低部 111, 但也不一定要设置。在该情况下, RR 间隔计算部 112 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 即可。

[0129] [变形例 3]

[0130] 在上述的实施方式中, 心房颤动解析装置 100 在脉搏测定装置 1 中实现, 但也可在个人计算机等的信息处理装置中实现。在该情况下, 信息处理装置从外部装置取得预先测定的检测波形信号 L, 并存储在检测波形信号存储区域 121 即可。而且, 信息处理装置利用心房颤动判定处理解析该检测波形信号 L, 判定心房颤动的有无即可。

[0131] [变形例 4]

[0132] 在上述的实施方式中,装置主体 10 与脉搏检测部 20 利用电缆 30 有线地连接,但也可无线地连接。在该情况下,装置主体 10 与脉搏检测部 20 利用无线通信交换脉搏检测部 20 的控制所需要的控制信号及脉搏检测部 20 中生成的检测波形信号 L 等的各种信号即可。另外,在装置主体 10 及脉搏检测部 20 中分别具有可供给电力的电池等的结构即可。

[0133] [变形例 5]

[0134] 在上述的实施方式中,心房颤动的判定结果显示在显示部 15 中来告知用户,但也可采用声音、振动等告知。例如,在用声音告知用户的情况下,设置基于来自扬声器及判定部 114 的信息,控制扬声器的播放内容的声音控制部即可。另外,在用振动告知用户的情况下,基于来自振动致动器及判定部 114 的信息,设置控制振动促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 及显示部 15 也可视为根据心房颤动的判定结果告知用户的告知部。

[0135] [变形例 6]

[0136] 在实施方式中说明的各种参数,例如,簇分离的阈值( $\pm 30\%$ )、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件数(20 点)以及帧期间(120 秒)是一个例子,并非限定于这些参数的值。另外,聚类的算法不限于 k-means 法。也可利用 k-means 法以外的算法将数据群分为 2 个簇。另外,心房颤动的有无的具体的判定方法不限于图 11 中说明的那样。例如,也可将功率及变动系数的至少一个与阈值进行比较等,利用图 11 中说明的以外的方法判定心房颤动的有无。

[0137] [变形例 7]

[0138] 上述的实施方式中的控制程序可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、半导体存储器等的计算机可读的记录介质的状态下提供。另外,脉搏测定装置 1 也可经由网络下载各程序。

[0139] 符号说明

[0140]	1 脉搏测定装置	10 装置主体
[0141]	11CPU	12RAM
[0142]	13ROM	14 操作部
[0143]	15 显示部	16 振荡电路
[0144]	17 计时电路	18A/D 转换电路
[0145]	19 放大电路	20 脉搏检测部
[0146]	30 电缆	40 固定带
[0147]	50 腕带	100 心房颤动解析装置
[0148]	111 噪声降低部	112RR 间隔计算部
[0149]	113 功率计算部	114 判定部
[0150]	115 显示控制部	121 检测波形信号存储区域
[0151]	122RR 波形信号存储区域	123 功率波形信号存储区域
[0152]	1000 手	

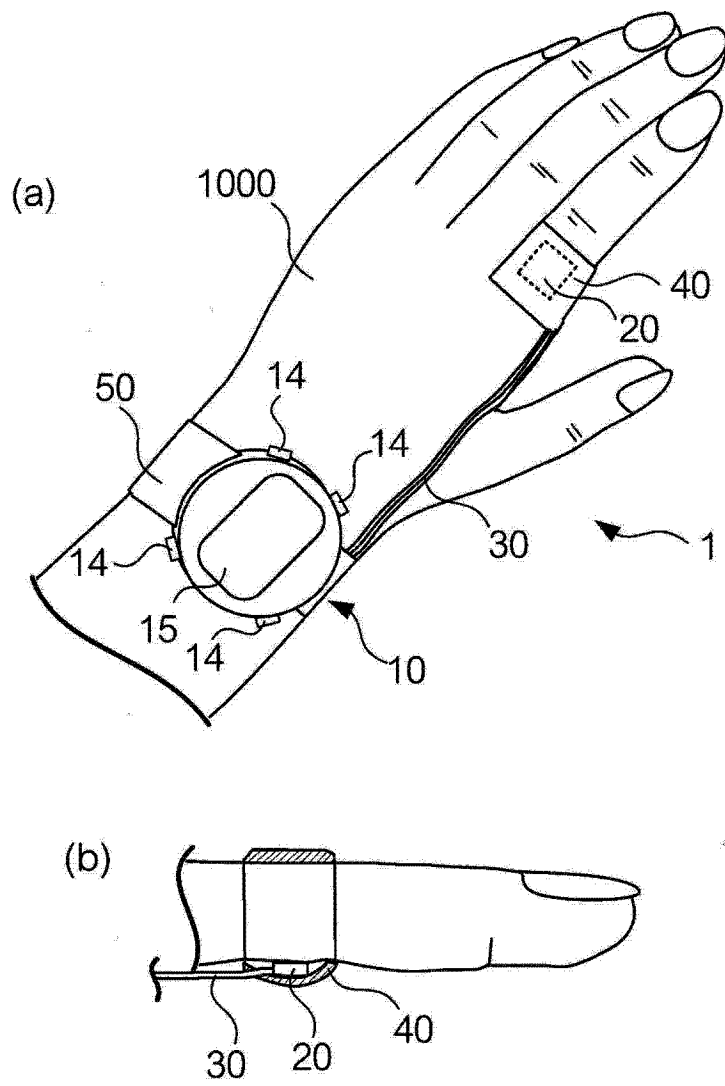


图 1

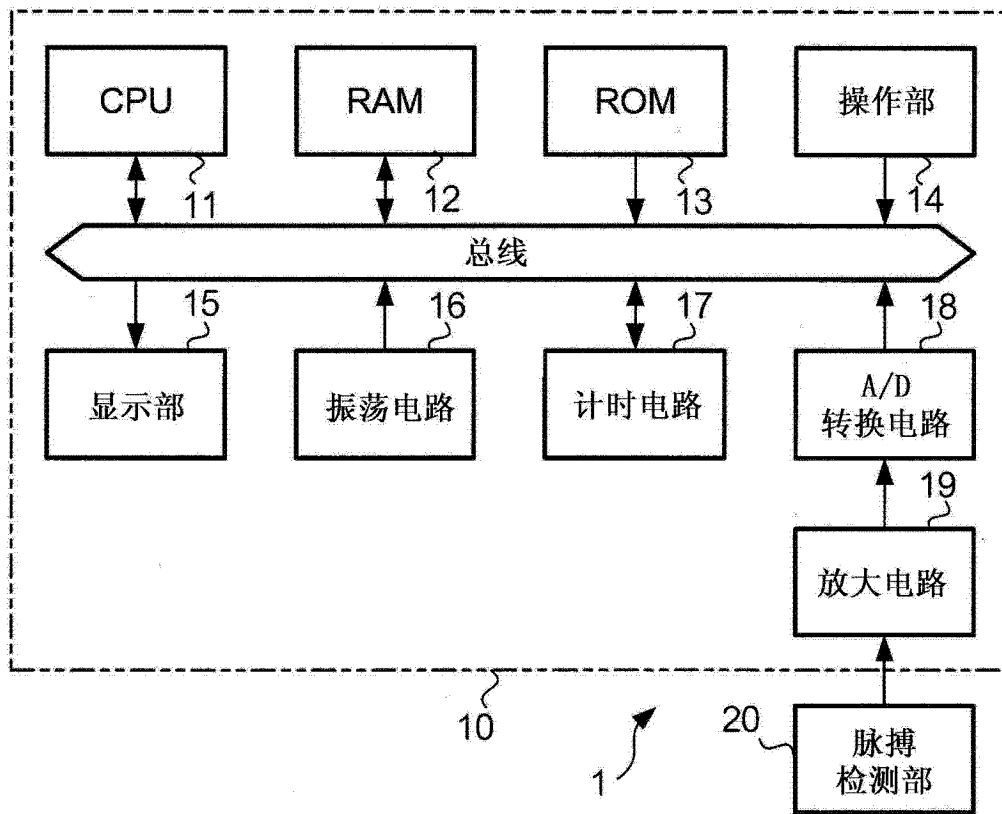


图 2



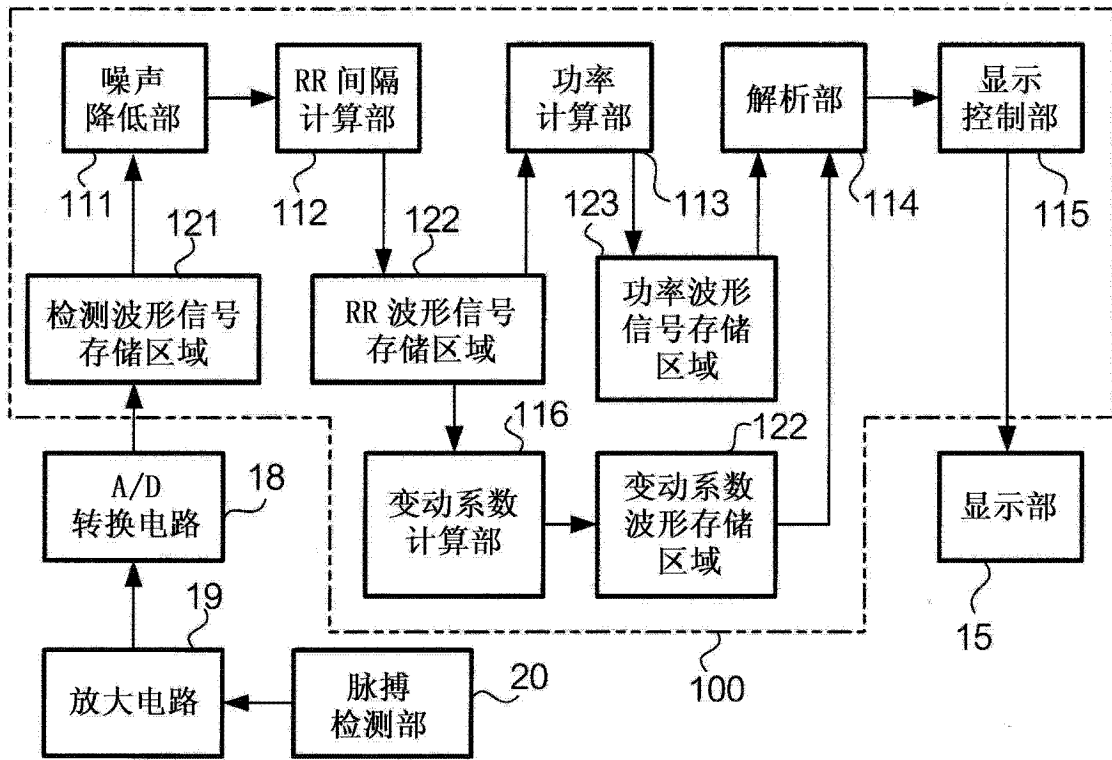


图 3

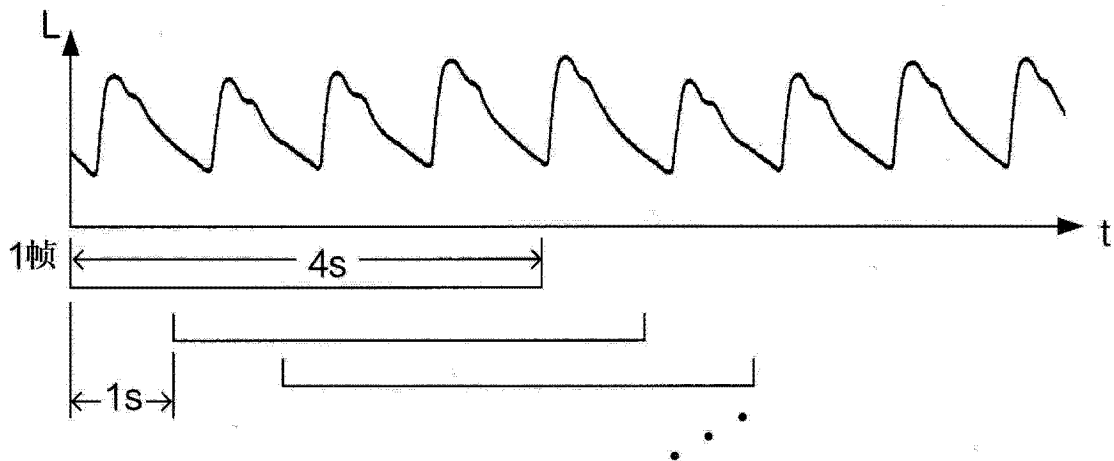


图 4

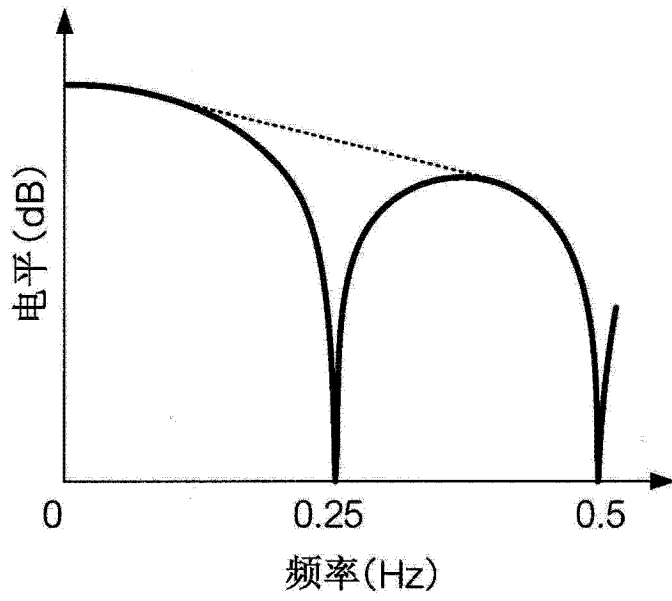


图 5

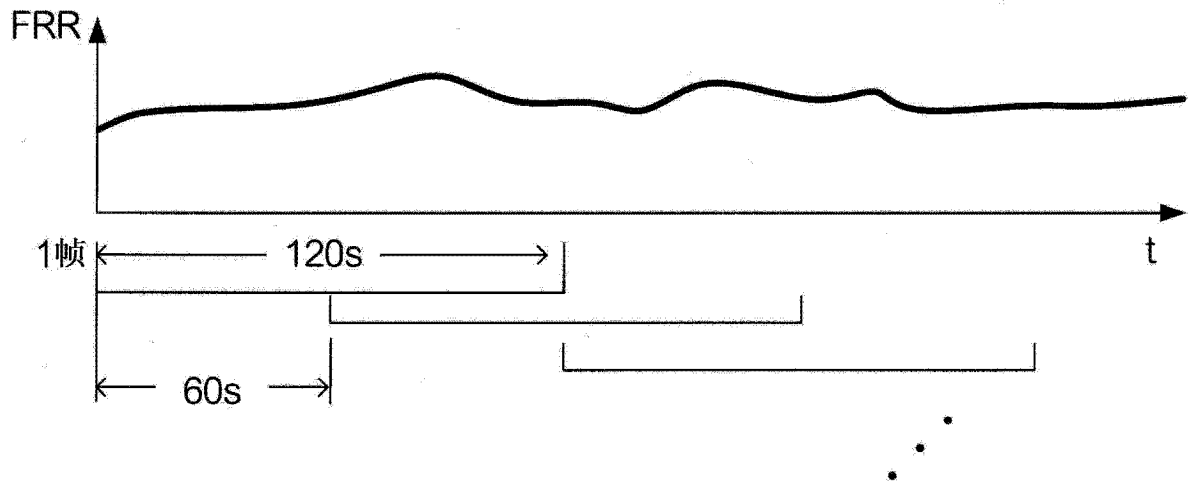


图 6

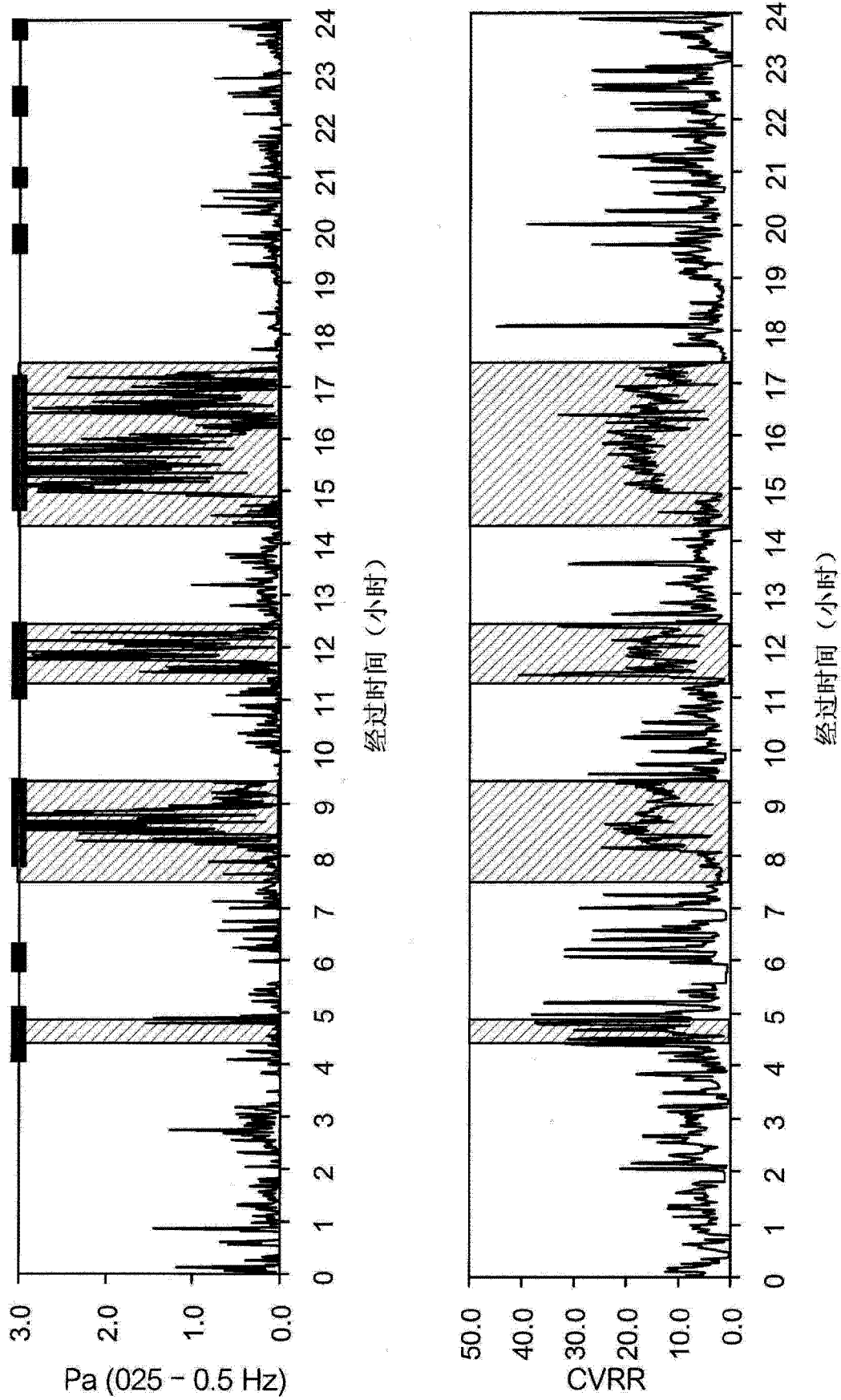


图 7

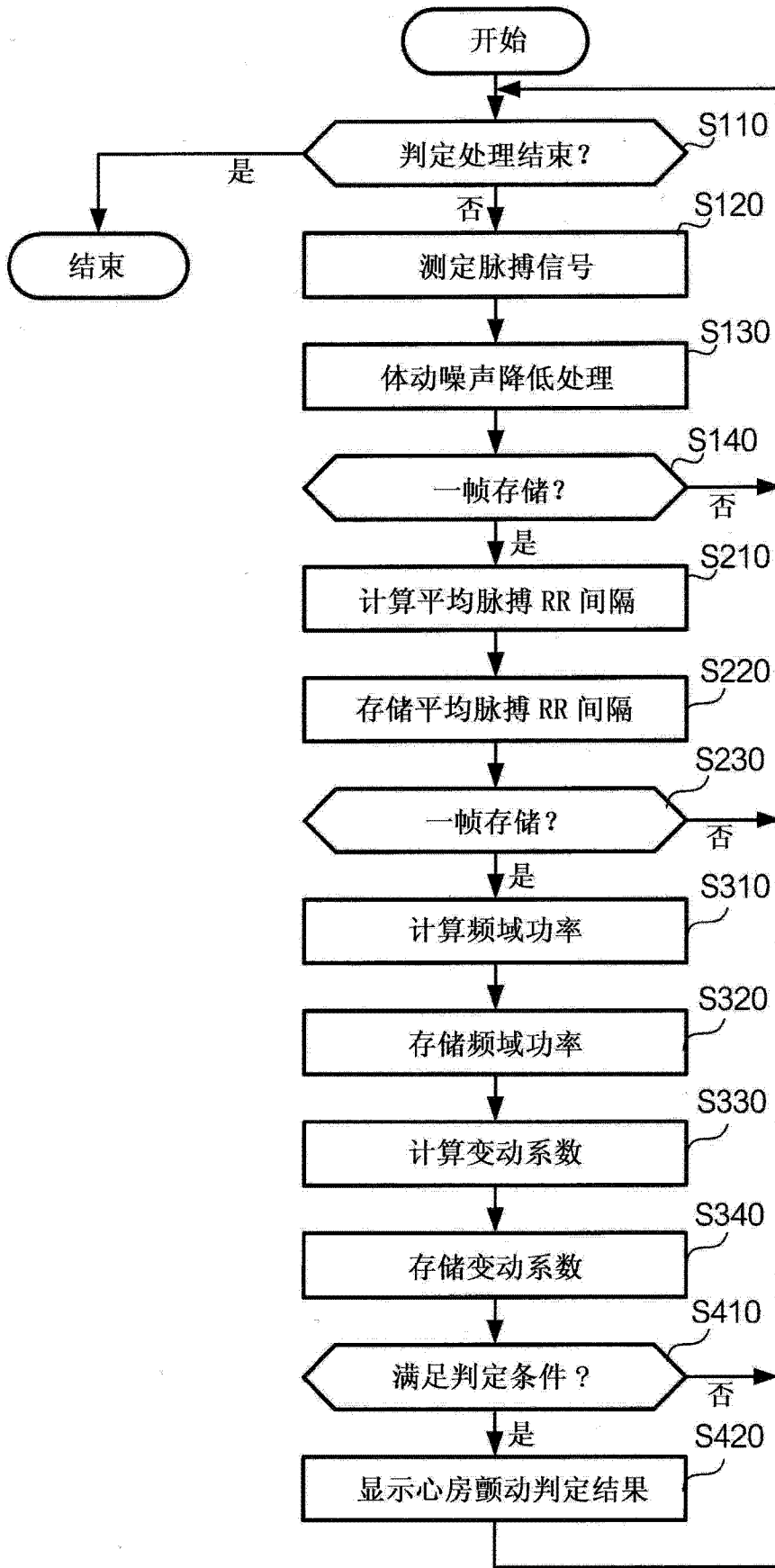


图 8

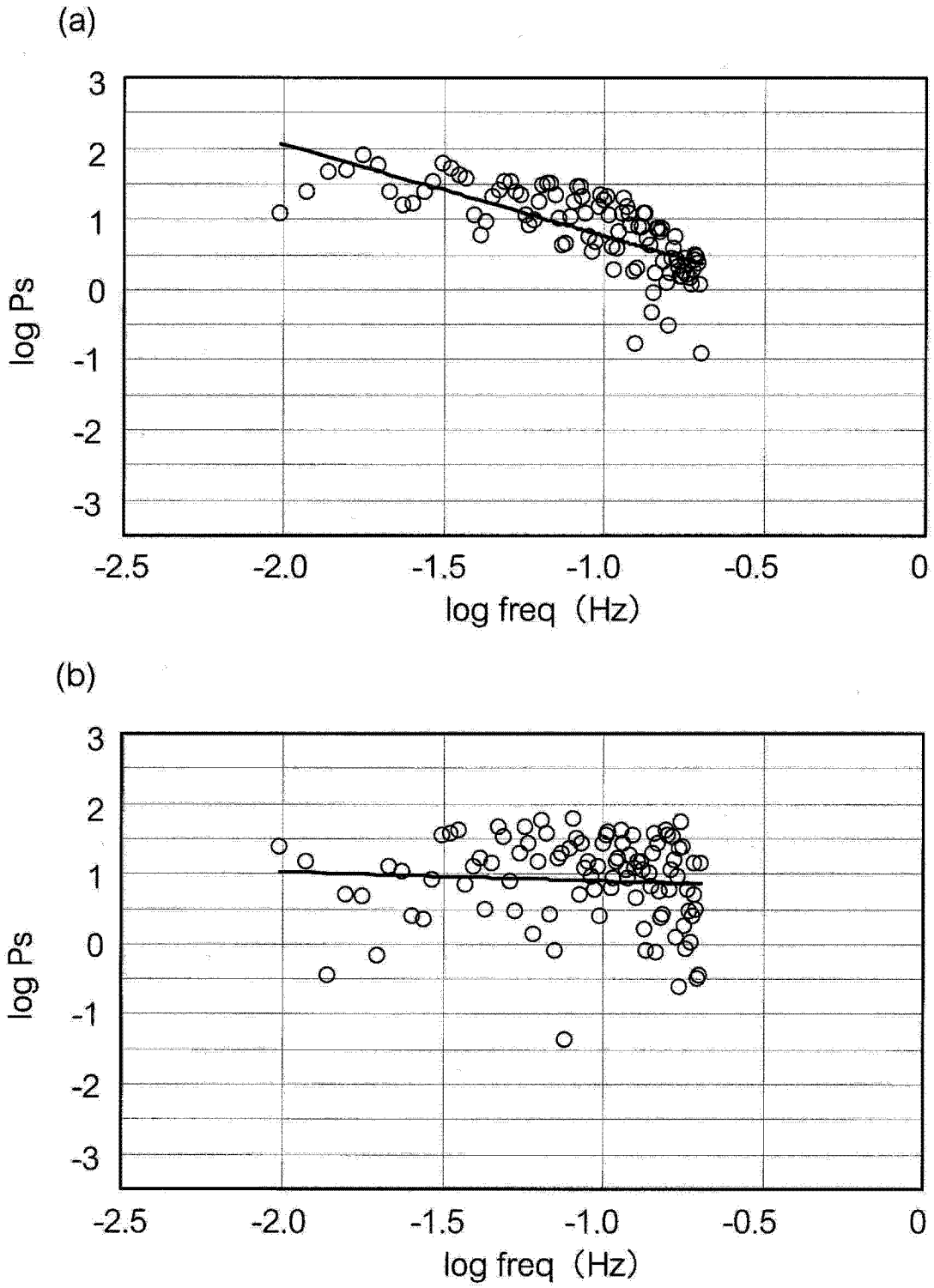


图 9

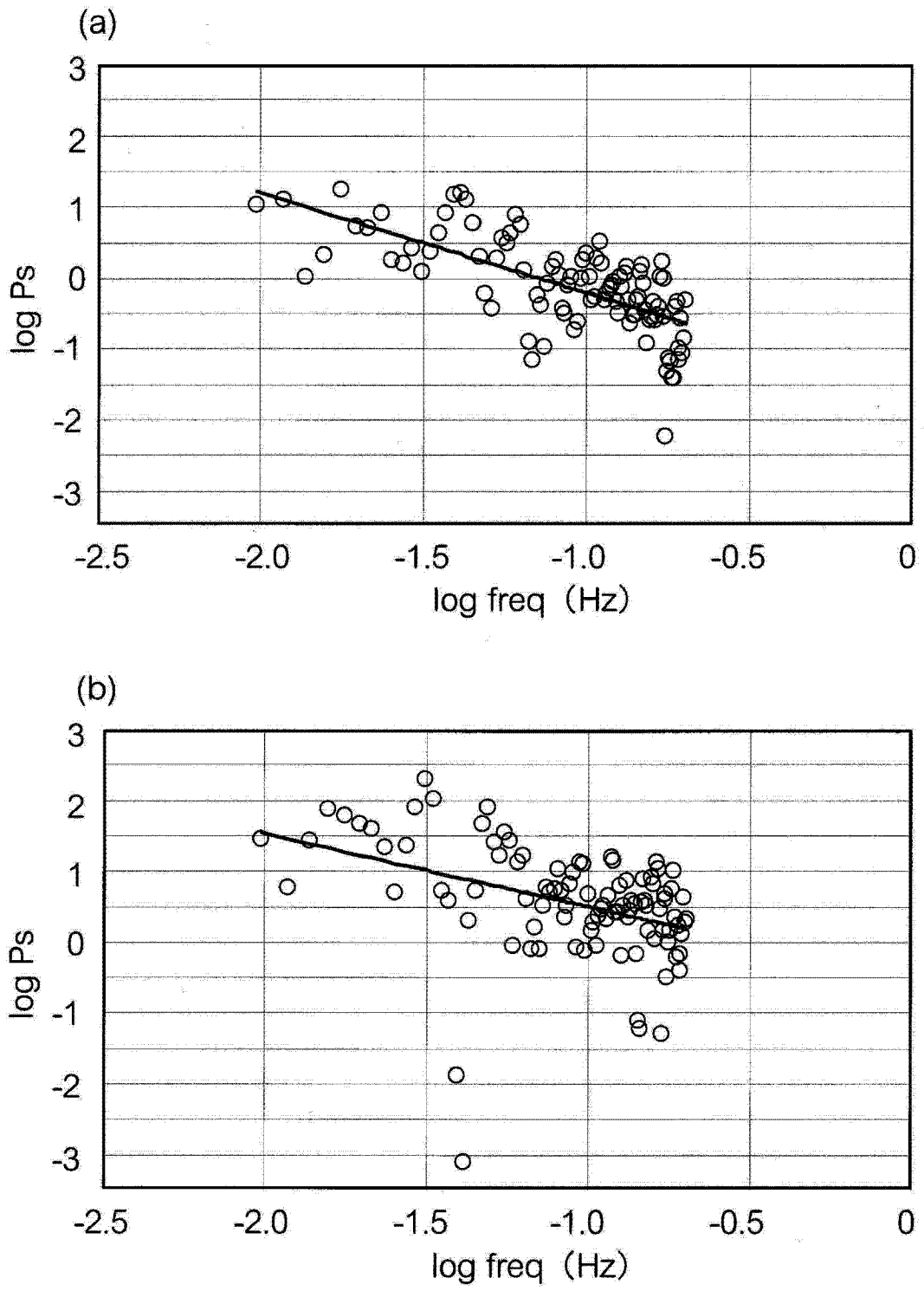


图 10

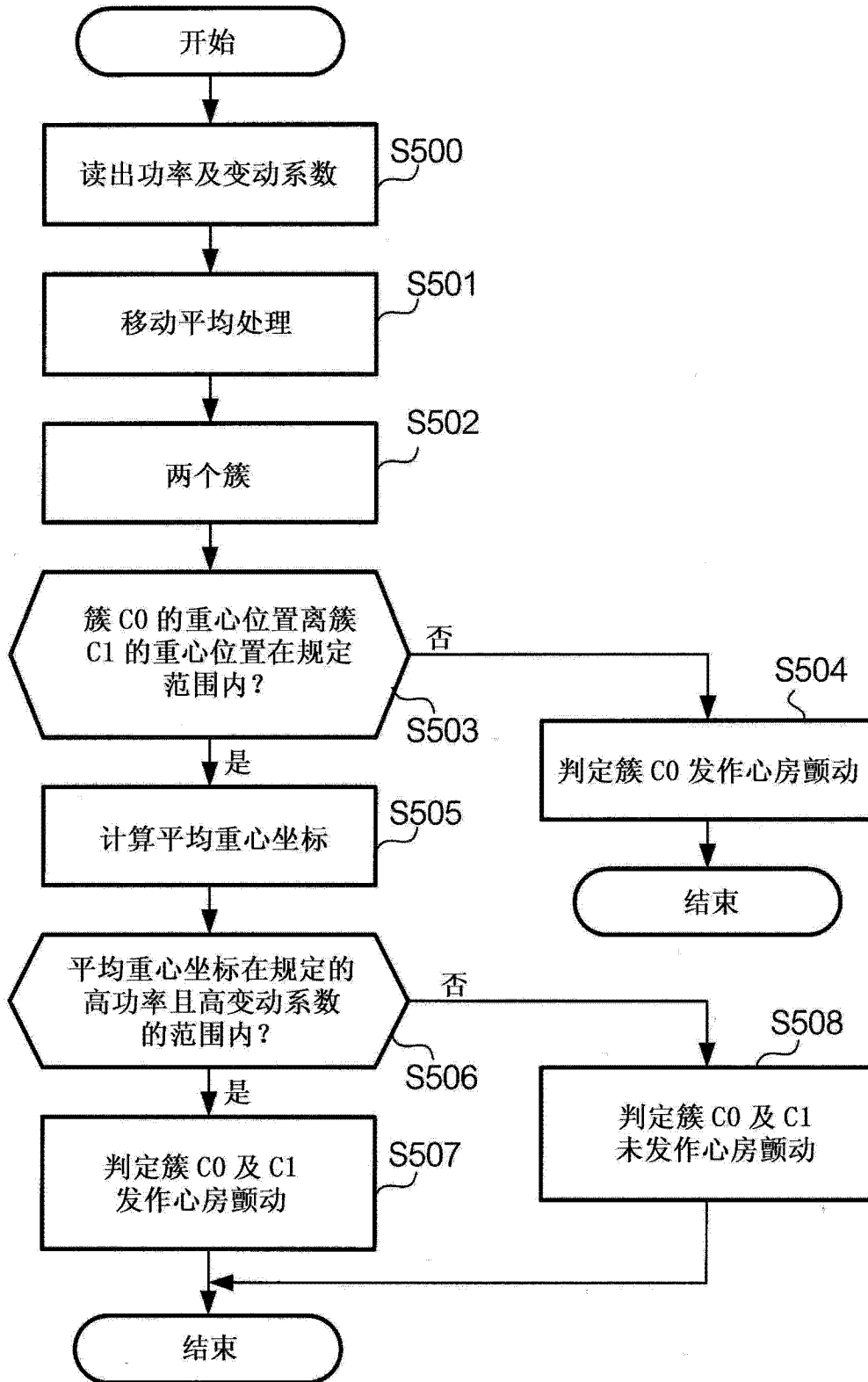


图 11

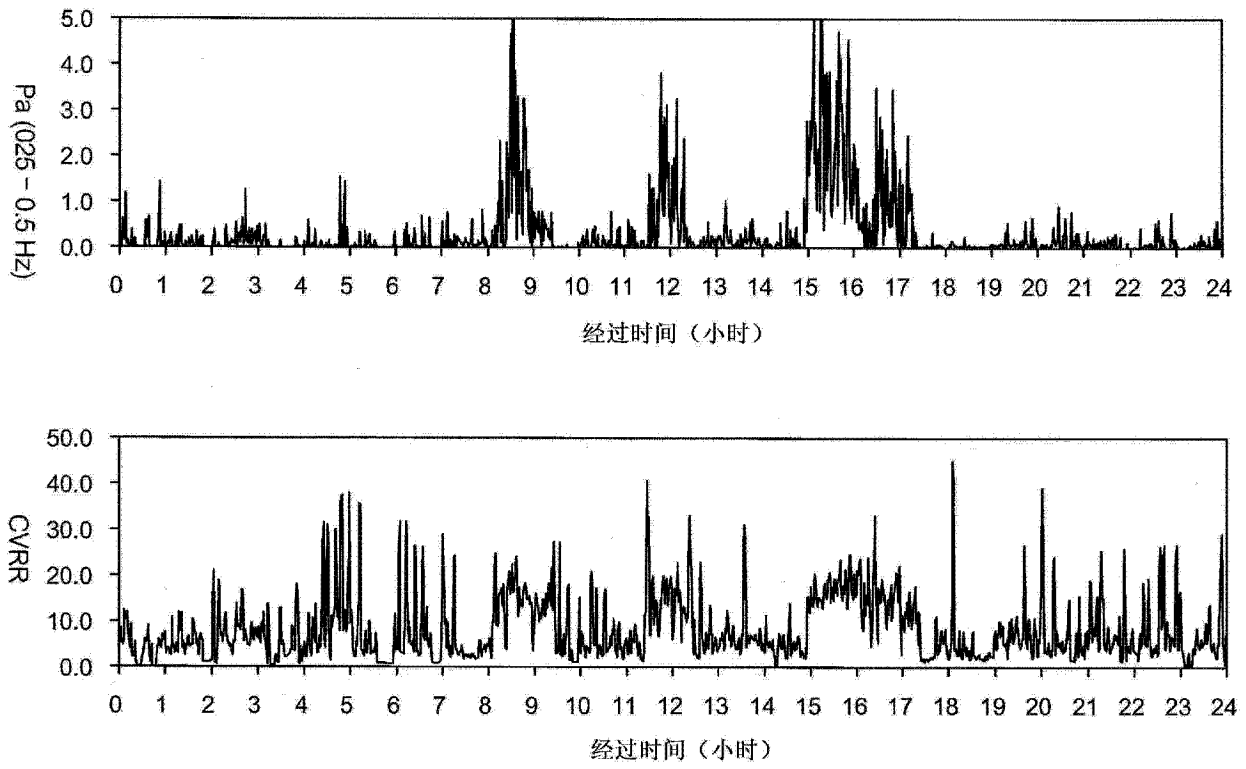


图 12



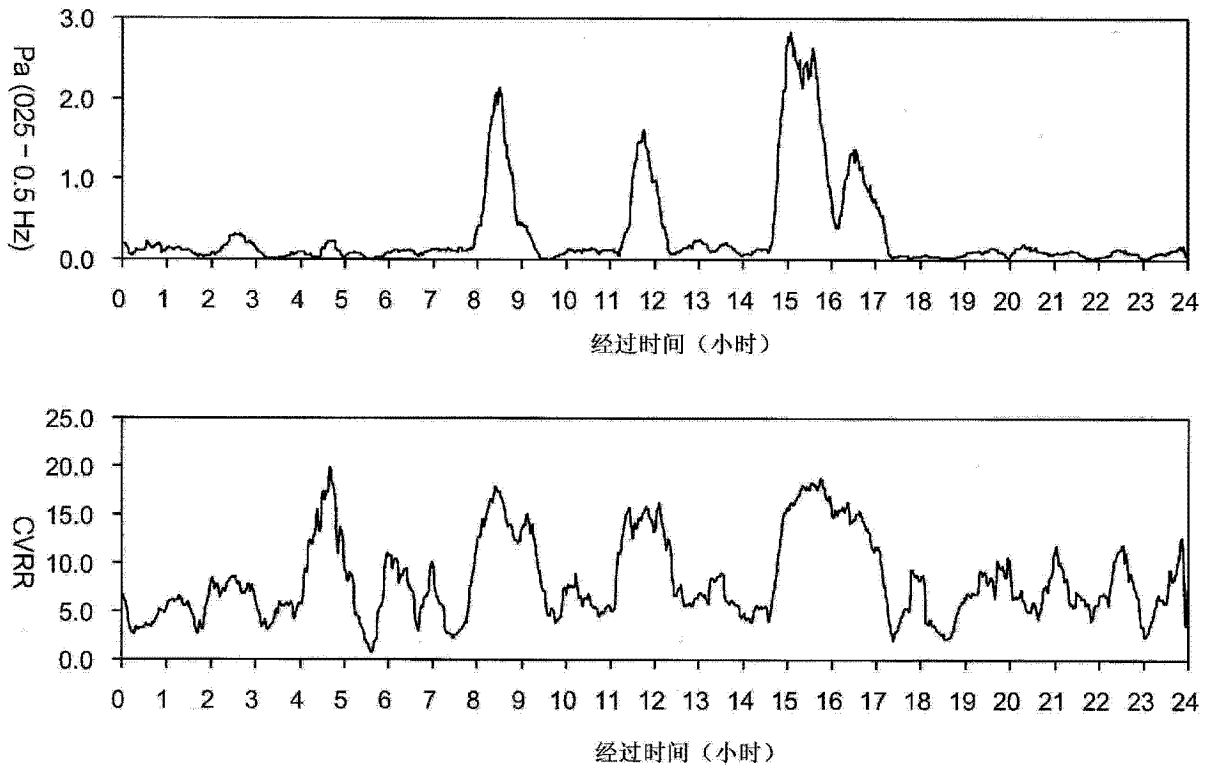


图 13

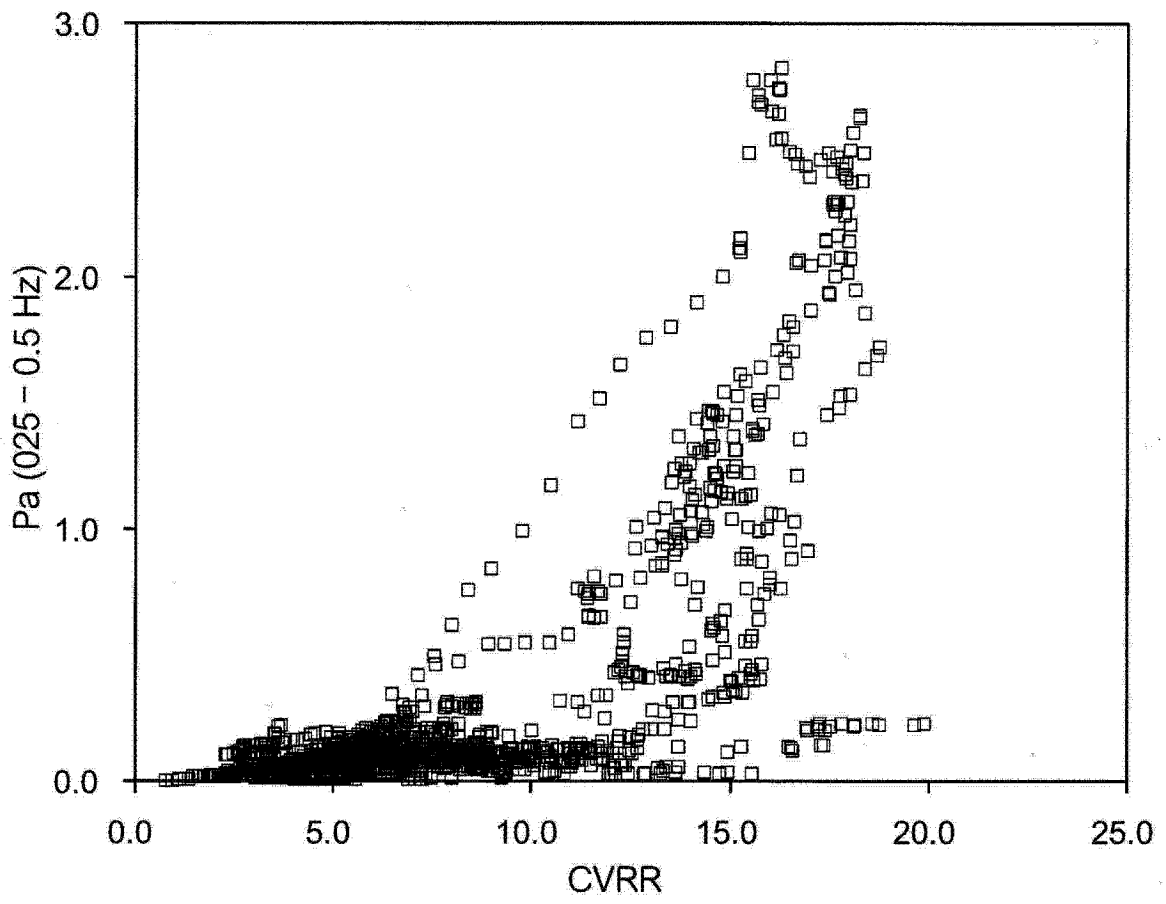


图 14

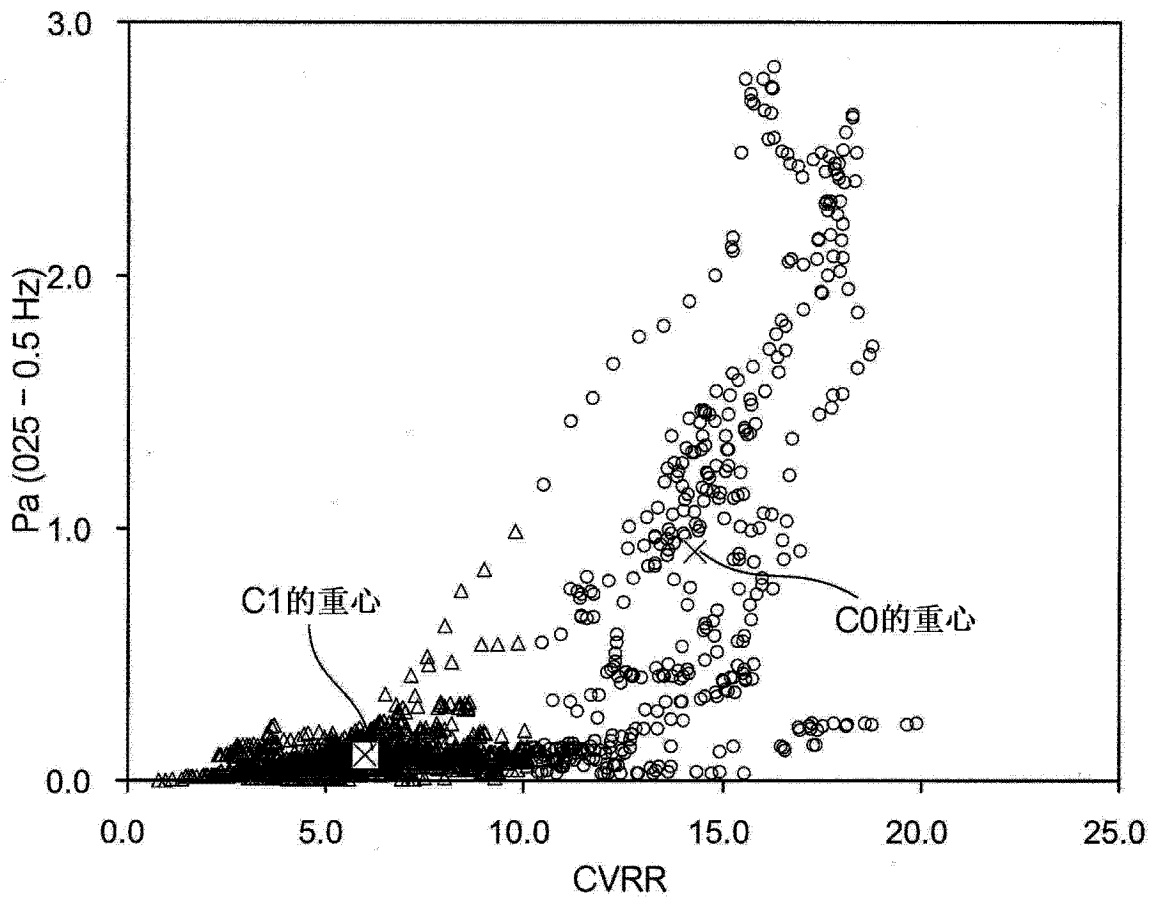


图 15

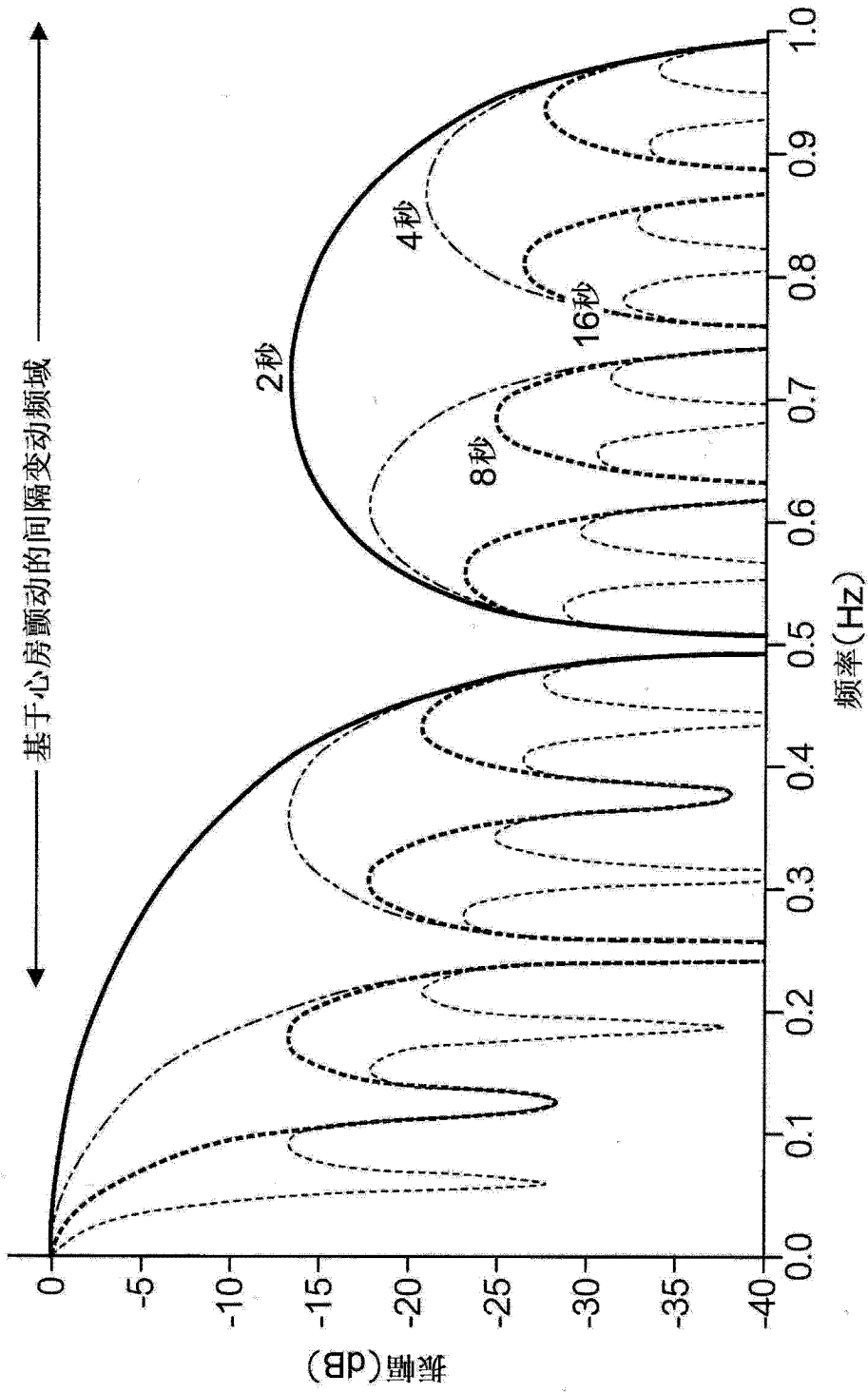


图 16

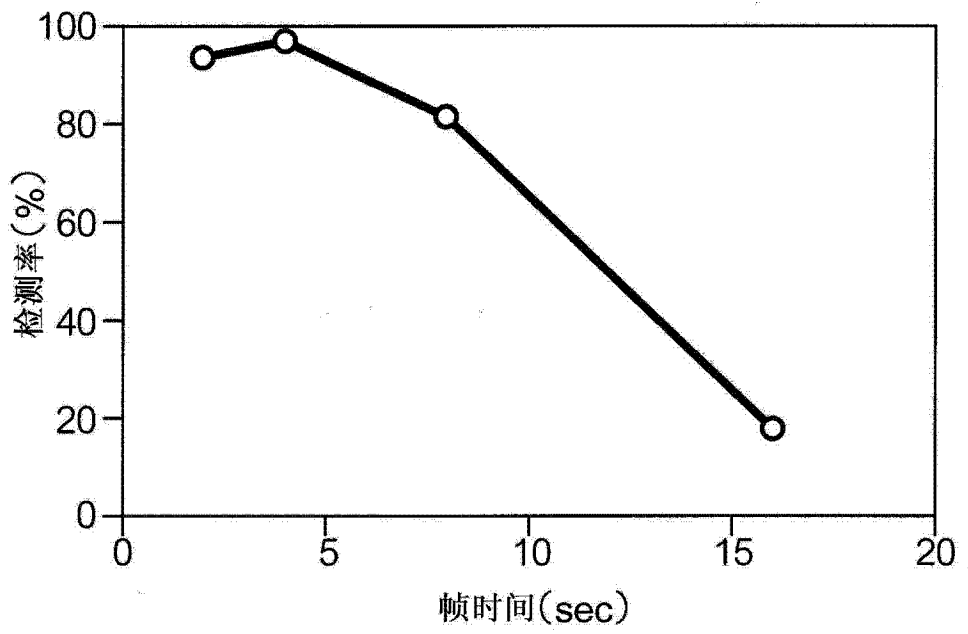


图 17