



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106037701 A

(43)申请公布日 2016. 10. 26

(21)申请号 201610232630.0

(22)申请日 2016.04.14

(30)优先权数据

2015-084706 2015.04.17 JP

2015-084707 2015.04.17 JP

(71)申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 小山文夫

(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 田喜庆 吴孟秋

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

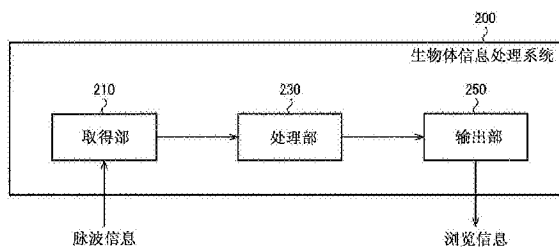
权利要求书3页 说明书27页 附图19页

(54)发明名称

生物体信息处理系统和装置、及解析结果信息的生成方法

(57)摘要

本发明提供根据使用脉波信息的解析处理而生成并输出适当的解析结果信息的生物体信息处理系统和装置、及解析结果信息的生成方法等。生物体信息处理系统(200)包括:取得部(210),取得脉波信息;处理部(230),进行脉波信息的解析处理而生成解析结果信息;以及输出部(250),输出生成的所述解析结果信息,处理部(230)生成用于显示根据所述脉波信息求出的脉搏间隔的分布信息、和所述脉波信息的测量的可靠度指标的信息作为所述解析结果信息。



1. 一种生物体信息处理系统,其特征在于,包括:  
取得部,取得脉波信息;  
处理部,进行所述脉波信息的解析处理而生成解析结果信息;以及  
输出部,输出生成的所述解析结果信息,  
所述处理部生成用于显示根据所述脉波信息求出的脉搏间隔的分布信息、和所述脉波信息的测量的可靠度指标的信息作为所述解析结果信息。
2. 根据权利要求1所述的生物体信息处理系统,其特征在于,  
所述处理部生成用于显示测量期间内的所述脉搏间隔的所述分布信息和所述测量期间内的所述可靠度指标的变化信息作为所述解析结果信息。
3. 根据权利要求2所述的生物体信息处理系统,其特征在于,  
所述处理部生成用于在同一画面上显示所述测量期间内的所述脉搏间隔的所述分布信息和所述测量期间内的所述可靠度指标的变化信息作为所述解析结果信息。
4. 根据权利要求1至3中任一项所述的生物体信息处理系统,其特征在于,  
所述可靠度指标是基于用户的体动信息和佩戴于所述用户的身体上的测量装置的佩戴状态信息中的至少一方的信息。
5. 根据权利要求1至4中任一项所述的生物体信息处理系统,其特征在于,  
所述脉搏间隔的所述分布信息是第一轴为时间轴、并在第二轴上绘制基于所述脉搏间隔的值的值的信息。
6. 根据权利要求5所述的生物体信息处理系统,其特征在于,  
所述脉搏间隔的所述分布信息是所述第一轴为所述时间轴、并在所述第二轴上绘制第二定时中的所述脉搏间隔相对于第一定时中的所述脉搏间隔的差分信息或比率信息的信息。
7. 根据权利要求5或6所述的生物体信息处理系统,其特征在于,  
所述处理部生成在所述第二轴上显示所述可靠度指标的信息作为所述解析结果信息。
8. 根据权利要求1至4中任一项所述的生物体信息处理系统,其特征在于,  
所述脉搏间隔的所述分布信息是以第一轴的值为基于第一定时中的所述脉搏间隔的值、第二轴的值为基于第二定时中的所述脉搏间隔的值的值的方式来绘制点的信息。
9. 根据权利要求8所述的生物体信息处理系统,其特征在于,  
所述处理部生成在被所述第一轴和所述第二轴限定的平面上显示所述可靠度指标的信息作为所述解析结果信息。
10. 根据权利要求1至9中任一项所述的生物体信息处理系统,其特征在于,  
所述处理部生成第一解析结果信息和第二解析结果信息,  
所述第一解析结果信息用于以能够识别的方式显示测量期间内的脉波异常期间,  
所述第二解析结果信息用于显示所述脉波异常期间内的至少一部分区间内的脉波波形和脉搏间隔波形中的至少一方,  
所述第一解析结果信息和所述第二解析结果信息中的至少一方信息是包括所述解析结果信息的信息。
11. 一种生物体信息处理系统,其特征在于,包括:  
取得部,取得脉波信息;

处理部,进行所述脉波信息的解析处理而生成解析结果信息;以及  
输出部,输出生成的所述解析结果信息,  
所述处理部生成第一解析结果信息和第二解析结果信息,  
所述第一解析结果信息用于以能够识别的方式显示测量期间内的脉波异常期间,  
所述第二解析结果信息用于显示所述脉波异常期间内的至少一部分区间内的脉波波形和脉搏间隔波形中的至少一方。

12. 根据权利要求10或11所述的生物体信息处理系统,其特征在于,  
所述处理部生成用于显示所述测量期间内的所述脉波信息的测量的可靠度指标的信息作为所述第一解析结果信息。

13. 根据权利要求12所述的生物体信息处理系统,其特征在于,  
在第一脉波异常期间内的所述可靠度指标高于第二脉波异常期间内的所述可靠度指标的情况下,所述处理部以相比于所述第二脉波异常期间内的解析结果信息而优先地显示所述第一脉波异常期间内的解析结果信息的方式来生成所述第二解析结果信息。

14. 根据权利要求13所述的生物体信息处理系统,其特征在于,  
所述处理部以在所述第二脉波异常期间内的解析结果信息之前显示所述第一脉波异常期间内的解析结果信息的方式来生成所述第二解析结果信息。

15. 根据权利要求13所述的生物体信息处理系统,其特征在于,  
所述处理部以相比于所述第一脉波异常期间内的解析结果信息而缩小显示所述第二脉波异常期间内的解析结果信息的方式来生成所述第二解析结果信息。

16. 根据权利要求12至15中任一项所述的生物体信息处理系统,其特征在于,  
所述处理部包括根据用户的体动信息和所述脉波信息中的至少一方而求出所述测量期间内的各区间中的所述可靠度指标的区间可靠度判断部。

17. 根据权利要求16所述的生物体信息处理系统,其特征在于,  
所述处理部还包括根据所述脉波信息而求出所述脉搏间隔的脉搏间隔算出部,  
所述处理部根据所述脉搏间隔而进行所述脉波异常期间的判定处理,根据所述测量期间内的所述各区间中的所述判定处理的结果与所述各区间中的所述可靠度指标来生成所述第一解析结果信息。

18. 根据权利要求10至17中任一项所述的生物体信息处理系统,其特征在于,  
所述处理部生成用于显示所述脉波异常期间内的所述至少一部分区间内的用户的体动信息和所述用户的佩戴状态信息中的至少一方的信息作为所述第二解析结果信息。

19. 根据权利要求10至18中任一项所述的生物体信息处理系统,其特征在于,  
所述处理部生成用于对表示所述脉波异常期间的显示对象进行显示的信息作为所述第一解析结果信息。

20. 根据权利要求10至18中任一项所述的生物体信息处理系统,其特征在于,  
所述处理部生成用于将所述脉波异常期间与所述脉波异常期间以外的其他期间以不同的图像显示形式进行显示的信息作为所述第一解析结果信息。

21. 根据权利要求10至20中任一项所述的生物体信息处理系统,其特征在于,  
所述处理部生成用于以能够识别的方式显示用于判定所述测量期间内的循环器官系统的异常状态的所述脉波异常期间的所述第一解析结果信息。

22. 根据权利要求21所述的生物体信息处理系统,其特征在于,  
所述循环器官系统的异常状态为心律不齐。

23. 根据权利要求22所述的生物体信息处理系统,其特征在于,  
所述心律不齐是心房颤动,

所述脉波异常期间是通过所述处理部中的所述脉波信息的所述解析处理而判定为已发生所述心律不齐的期间。

24. 一种生物体信息处理装置,其特征在于,包括:

取得部,取得脉波信息;

处理部,进行所述脉波信息的解析处理而生成解析结果信息;以及

输出部,输出生成的所述解析结果信息,

所述处理部生成用于显示根据所述脉波信息而求出的脉搏间隔的分布信息、和所述脉波信息的测量的可靠度指标的信息作为所述解析结果信息。

25. 一种生物体信息处理装置,其特征在于,包括:

取得部,取得脉波信息;

处理部,进行所述脉波信息的解析处理而生成解析结果信息;以及

输出部,输出生成的所述解析结果信息,

所述处理部生成第一解析结果信息和第二解析结果信息,

所述第一解析结果信息用于以能够识别的方式显示测量期间内的脉波异常期间,

所述第二解析结果信息用于显示所述脉波异常期间内的至少一部分区间内的脉波波形和脉搏间隔波形中的至少一方。

26. 一种解析结果信息的生成方法,其特征在于,

进行取得脉波信息的处理,并进行所述脉波信息的解析处理而生成解析结果信息,所述解析结果信息用于显示根据所述脉波信息而求出的脉搏间隔的分布信息、和所述脉波信息的测量的可靠度指标。

27. 一种解析结果信息的生成方法,其特征在于,

进行取得脉波信息的处理,并进行所述脉波信息的解析处理而生成第一解析结果信息和第二解析结果信息,所述第一解析结果信息用于以能够识别的方式显示测量期间内的脉波异常期间,所述第二解析结果信息用于显示所述脉波异常期间内的至少一部分区间内的脉波波形和脉搏间隔波形中的至少一方。

## 生物体信息处理系统和装置、及解析结果信息的生成方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及生物体信息处理系统、生物体信息处理装置以及解析结果信息的生成方法等。

### 背景技术

[0002] 作为循环器官疾病,心律不齐已被广泛认知。例如作为心律不齐的一个例子的心房颤动,由于心脏中产生血块,也存在脑梗塞的风险,因而需要在早期阶段进行治疗。目前,心房颤动的检查通常是将动态心电图仪在患者身体上安装24小时~48小时(通常为24小时),而根据该期间的心电图来确认心房颤动的症状。

[0003] 但是,初期的心房颤动的发病频率低,在48小时以内的动态心电图检查中,有时会错过偶尔发病的心房颤动。另外,无症状性的心房颤动的患者感觉不到症状,因而多数情况下不会来医院,也有大多数是在变为重症后(例如脑梗塞发作之后)才得知患有心房颤动。此外,无法长期使用动态心电图仪的主要原因在于,需要将多个电极贴在人体胸部,会导致皮肤由于电极自身、或用于按压电极的胶带而起皮疹的问题。另外,近年来,也出现了能够进行40天记录的心电图,但是,皮疹的问题仍未得到解决,连续地长时间使用并不现实。

[0004] 相对于此,专利文献1中公开了一种方法,通过从脉波信息高精度地求出相当于RR间隔的参数,根据脉波信息而求得心房颤动。脉波信息能够通过例如光电传感器等的脉波传感器而取得。而且,具有脉波传感器的仪器例如能够以手表型的可佩戴设备的形式实现,因此,能够抑制皮肤的皮疹等的同时,并能够长时间连续佩戴。

[0005] 通过如专利文献1等那样使用脉波信息,能够长时间(例如3天~10天左右)佩戴装置,因而初期的心房颤动等也能够适当地检出。

[0006] 但是,在专利文献1中,虽然公开了根据脉波信息判断心房颤动的方法,但是,并未充分说明将判断结果适当地提示给浏览者的方法。

[0007] 在先技术文献

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献1:日本特开2013-55982号公报

### 发明内容

[0010] 根据本发明的多个方式,能够提供根据使用脉波信息的解析处理而生成并输出适当的解析结果信息的生物体信息处理系统、生物体信息处理装置以及解析结果信息的生成方法等。

[0011] 本发明的一个方式涉及的生物体信息处理系统包括:取得部,取得脉波信息;处理部,进行所述脉波信息的解析处理而生成解析结果信息;以及输出部,输出生成的所述解析结果信息,所述处理部生成用于显示根据所述脉波信息求出的脉搏间隔的分布信息、和所述脉波信息的测量的可靠度指标的信息作为所述解析结果信息。

[0012] 在本发明的一个方式中,生成用于同时显示脉搏间隔的分布信息和可靠度指标的

信息作为解析结果信息。由此,能够向浏览者进行用于根据脉搏间隔的分布信息而适当地进行判断的显示等。

[0013] 另外,在本发明的一个方式中,所示处理部可以用于显示测量期间内的所述脉搏间隔的所述分布信息和所述测量期间内的所述可靠度指标的变化的信息作为所述解析结果信息。

[0014] 由此,能够以测量期间内作为对象,显示脉搏间隔的分布信息、和可靠度指标的变化(时序变化)。

[0015] 另外,在本发明的一个方式中,所示处理部可以生成用于在同一画面上显示所述测量期间内的所述脉搏间隔的所述分布信息和所述测量期间内的所述可靠度指标的变化的信息作为所述解析结果信息。

[0016] 由此,由于能够在同一画面内显示脉搏间隔的分布信息和可靠度指标,因而能够以容易确认的形态显示各信息的关系等。

[0017] 另外,在本发明的一个方式中,所述可靠度指标可以是基于用户的体动信息和佩戴于所述用户的身体上的测量装置的佩戴状态信息中的至少一方的信息。

[0018] 由此,能够将基于体动信息和佩戴状态信息中的至少一方的信息作为可靠度指标。

[0019] 另外,在本发明的一个方式中,所述脉搏间隔的所述分布信息可以是第一轴为时间轴、并在第二轴上绘制基于所述脉搏间隔的值的时序变动。

[0020] 由此,作为脉搏间隔的分布信息,能够使用基于脉搏间隔的值的时序变动。

[0021] 另外,在本发明的一个方式中,所述脉搏间隔的所述分布信息可以是所述第一轴为所述时间轴、并在所述第二轴上绘制第二定时中的所述脉搏间隔相对于第一定时中的所述脉搏间隔的差分信息或比率信息的信息。

[0022] 由此,作为基于脉搏间隔的值,能够使用不同的两个定时中的脉搏间隔的差分信息或比率信息。

[0023] 另外,在本发明的一个方式中,所述处理部可以生成在所述第二轴上显示所述可靠度指标的信息作为所述解析结果信息。

[0024] 由此,由于能够在同一轴上显示脉搏间隔的分布信息和可靠度指标,因而能够以容易确认的形态显示各信息的关系等。

[0025] 另外,在本发明的一个方式中,所述脉搏间隔的分布信息是以第一轴的值为基于第一定时中的所述脉搏间隔的值、第二轴的值为基于第二定时中的所述脉搏间隔的值的的方式来绘制点的信息。

[0026] 由此,能够将基于不同的两个定时中的脉搏间隔的值设为构成平面的各轴上的值的信息作为脉搏间隔的分布信息。

[0027] 另外,在本发明的一个方式中,所述处理部可以生成在被所述第一轴和所述第二轴限定的平面上显示所述可靠度指标的信息作为所述解析结果信息。

[0028] 由此,由于能够在同一平面上显示脉搏间隔的分布信息和可靠度指标,因而能够以容易确认的形态显示各信息的关系等。

[0029] 另外,在本发明的一个方式中,所述处理部可以生成第一解析结果信息和第二解析结果信息,所述第一解析结果信息用于以能够识别的方式显示测量期间内的脉波异常期

间,所述第二解析结果信息用于显示所述脉波异常期间内的至少一部分区间内的脉波波形和脉搏间隔波形中的至少一方,所述第一解析结果信息和所述第二解析结果信息中的至少一方信息是包括所述解析结果信息的信息。

[0030] 由此,由于能够利用第一解析结果信息而以易懂的形式显示脉波异常期间的发生定时的概略,进而,能够利用第二解析结果信息而显示脉波异常期间的详细信息,因而能够适当地显示医生的诊断等所需的信息等。

[0031] 另外,本发明的另一方式涉及的生物体信息处理系统包括:取得部,取得脉波信息;处理部,进行所述脉波信息的解析处理而生成解析结果信息;以及输出部,输出生成的所述解析结果信息,所述处理部生成第一解析结果信息和第二解析结果信息,所述第一解析结果信息用于以能够识别的方式显示测量期间内的脉波异常期间,所述第二解析结果信息用于显示所述脉波异常期间内的至少一部分区间内的脉波波形和脉搏间隔波形中的至少一方。

[0032] 在本发明的另一方式中,生成能够识别脉波异常期间的的第一解析结果信息、和显示该脉波异常期间内的至少一部分的区间内的信息的第二解析结果信息。虽然在使用脉波信息的技术方案中,设想的测量期间较长,但能够通过第一解析结果信息而以易懂的形式显示脉波异常期间的发生定时的概略等。进而,由于能够利用第二解析结果信息而显示脉波异常期间的详细信息,因而能够适当地显示医生的诊断等所需的信息等。

[0033] 另外,本发明的另一方式中,所述处理部可以生成用于显示所述测量期间内的所述脉波信息的测量的可靠度指标的信息作为所述第一解析结果信息。

[0034] 由此,能够显示脉波异常期间的同时并显示可靠度指标。

[0035] 另外,在本发明的另一方式中,在第一脉波异常期间内的所述可靠度指标高于第二脉波异常期间内的所述可靠度指标的情况下,所述处理部以相比于所述第二脉波异常期间内的解析结果信息而优先地显示所述第一脉波异常期间内的解析结果信息的方式来生成所述第二解析结果信息。

[0036] 由此,在通过第二解析结果信息而显示与多个脉波异常期间对应的多个解析结果信息时,能够根据可靠度指标而变更显示的优先度等。

[0037] 另外,在本发明的另一方式中,所述处理部可以以在所述第二脉波异常期间内的解析结果信息之前显示所述第一脉波异常期间内的解析结果信息的方式来生成所述第二解析结果信息。

[0038] 由此,通过提前显示位置(显示顺序),能够优先显示第一脉波异常期间的解析结果信息。

[0039] 另外,在本发明的另一方式中,所述处理部可以以相比于所述第一脉波异常期间内的解析结果信息而缩小显示所述第二脉波异常期间内的解析结果信息的方式来生成所述第二解析结果信息。

[0040] 由此,通过相对地变更显示尺寸,而能够优先显示第一脉波异常期间的解析结果信息。

[0041] 另外,在本发明的另一方式中,所述处理部包括根据用户的体动信息和所述脉波信息中的至少一方而求出所述测量期间内的各区间中的所述可靠度指标的区间可靠度判断部。

[0042] 由此,能够根据体动信息和佩戴状态信息中的至少一方而求出可靠度指标。

[0043] 另外,在本发明的另一方式中,所述处理部还包括根据所述脉波信息而求出所述脉搏间隔的脉搏间隔算出部,所述处理部根据所述脉搏间隔而进行所述脉波异常期间的判定处理,根据所述测量期间内的所述各区间中的所述判定处理的结果与所述各区间中的所述可靠度指标来生成所述第一解析结果信息。

[0044] 由此,能够根据脉搏间隔而进行脉波异常期间的判定处理,并使用该判断结果和可靠度指标而生成第一解析结果信息。

[0045] 另外,在本发明的另一方式中,所述处理部可以生成用于显示所述脉波异常期间内的所述至少一部分区间内的用户的体动信息和所述用户的佩戴状态信息中的至少一方的信息作为所述第二解析结果信息。

[0046] 由此,能够通过第二解析结果信息而显示体动信息和佩戴状态信息中的至少一方。

[0047] 另外,在本发明的另一方式中,所述处理部可以生成用于对表示所述脉波异常期间的显示对象进行显示的信息作为所述第一解析结果信息。

[0048] 由此,通过使用显示对象,能够以可以识别的方式而显示脉波异常期间。

[0049] 另外,在本发明的另一方式中,所述处理部可以生成用于将所述脉波异常期间与所述脉波异常期间以外的其他期间以不同的图像显示形式进行显示的信息作为所述第一解析结果信息。

[0050] 由此,通过改变图像显示形态,能够以可以识别的方式而显示脉波异常期间。

[0051] 另外,在本发明的另一方式中,所述处理部可以生成用于以能够识别的方式显示用于判定所述测量期间内的循环器官系统的异常状态的所述脉波异常期间的所述第一解析结果信息。

[0052] 由此,能够生成用于进行与循环器官系统的异常状态相关的显示的解析结果信息。

[0053] 另外,在本发明的另一方式中,所述循环器官系统的异常状态可以是心律不齐。

[0054] 由此,能够生成用于显示与心律不齐相关的解析结果信息。

[0055] 另外,在本发明的另一方式中,所述心律不齐是心房颤动,所述脉波异常期间可以是通过所述处理部中的所述脉波信息的所述解析处理而判定为已发生所述心律不齐的期间。

[0056] 由此,能够生成用于显示与心房颤动相关的解析结果信息。

[0057] 另外,本发明的另一个方式涉及的生物体信息处理装置包括:取得部,取得脉波信息;处理部,进行所述脉波信息的解析处理而生成解析结果信息;以及输出部,输出生成的所述解析结果信息,所述处理部生成用于显示根据所述脉波信息而求出的脉搏间隔的分布信息、和所述脉波信息的测量的可靠度指标的信息作为所述解析结果信息。

[0058] 另外,本发明的另一方式涉及的生物体信息处理装置包括:取得部,取得脉波信息;处理部,进行所述脉波信息的解析处理而生成解析结果信息;以及输出部,输出生成的所述解析结果信息,所述处理部生成第一解析结果信息和第二解析结果信息,所述第一解析结果信息用于以能够识别的方式显示测量期间内的脉波异常期间,所述第二解析结果信息用于显示所述脉波异常期间内的至少一部分区间内的脉波波形和脉搏间隔波形中的至

少一方。

[0059] 另外,本发明的另一方式涉及的解析结果信息的生成方法,进行取得脉波信息的处理,并进行所述脉波信息的解析处理而生成解析结果信息,所述解析结果信息用于显示根据所述脉波信息而求出的脉搏间隔的分布信息、和所述脉波信息的测量的可靠度指标。

[0060] 另外,本发明的另一方式涉及的解析结果信息的生成方法,进行取得脉波信息的处理,并进行所述脉波信息的解析处理而生成第一解析结果信息和第二解析结果信息,所述第一解析结果信息用于以能够识别的方式显示测量期间内的脉波异常期间,所述第二解析结果信息用于显示所述脉波异常期间内的至少一部分区间内的脉波波形和脉搏间隔波形中的至少一方。

## 附图说明

[0061] 图1是本实施方式涉及的生物体信息处理系统的构成例。

[0062] 图2是通过解析结果信息而显示的信息的例子。

[0063] 图3是通过解析结果信息而显示的信息的另一个例子。

[0064] 图4的(A)、图4的(B)是通过解析结果信息而显示的信息的另一个例子。

[0065] 图5的(A)、图5的(B)是通过解析结果信息而显示的信息的另一个例子。

[0066] 图6的(A)、图6的(B)是通过解析结果信息而显示的信息的另一个例子。

[0067] 图7是通过第一解析结果信息而显示的信息的例子。

[0068] 图8是通过第二解析结果信息而显示的信息的例子。

[0069] 图9是通过第二解析结果信息而显示的信息的另一个例子。

[0070] 图10是通过第二解析结果信息而显示的信息的另一个例子。

[0071] 图11是通过解析结果信息而显示的解析报告的例子。

[0072] 图12是通过解析结果信息而显示的解析报告的例子。

[0073] 图13是使用新的显示窗口显示第二解析结果信息的例子。

[0074] 图14是本实施方式涉及的生物体信息处理系统的详细构成例。

[0075] 图15是解析处理部的构成例。

[0076] 图16的(A)、图16的(B)是表示基于心电RR间隔的频率解析处理结果的图表。

[0077] 图17是说明本实施方式涉及的解析处理的流程的流程图。

[0078] 图18是重复设定判断区间的方法的说明图。

[0079] 图19的(A)、图19的(B)是脉波测量装置的构成例。

[0080] 图20是脉波测量装置的构成例。

[0081] 图21的(A)至图21的(C)是脉波测量装置以及生物体信息处理系统的构成例。

[0082] 符号说明

[0083] 10 腕带部、12 腕带孔、14 带扣部、15 腕带插入部、

[0084] 16 突起部、30 壳部、32 发光窗部、40 传感器部、

[0085] 100 脉波测量装置、110 脉波传感器、

[0086] 200 生物体信息处理系统、210 取得部、220 解析处理部、

[0087] 221 检测信号存储部、222 体动噪音减少处理部、

[0088] 223 脉搏间隔算出部、224 判定指标算出部、

[0089] 225 噪音量指标算出部、226 信号量指标算出部、  
[0090] 227 区间可靠度判断部、230 处理部、240 解析结果信息生成部、  
[0091] 250 输出部、300 提示装置、400 处理装置、NE 网络

## 具体实施方式

[0092] 以下,对本实施方式进行说明。此外,以下所说明的本实施方式并非权利要求书中所记载的本发明的内容的不当限定。另外,本实施方式中所说明的构成并非全部均为本发明所必需的构成要件。

### [0093] 1. 本实施方式的技术方案

[0094] 首先,对本实施方式的技术方案进行说明。如专利文献1所公开那样,已知如下技术方案:将光电转换器(光电传感器)安装在被检测体上,并对已取得的脉波信号(光电脉波信号、脉波信息)进行解析,从而检查心房颤动等的心律不齐。此处所谓的心律不齐的检查是指为了医生进行诊断而检出怀疑心律不齐的位置(期间、区间)。

[0095] 利用该光电脉波进行检查在与利用心电仪进行检查相比的情况下,具有以下优点:装置简单且容易佩戴、或仅将图19的(A)~图20等的手表形状等的装置按压于表皮即可,从而佩戴负载低。因此,能够长时间进行检查,从而具有捕捉不定期发生的发病情况的概率高这样的长处。此外,固定脉波测量装置的部位并不限定于手腕,也可以是手指、或颈部、脚踝等其他部位。

[0096] 例如,作为心律不齐的一种,已知有心房颤动。心房颤动是指心房痉挛(局部兴奋收缩)的异常,心室的收缩间隔变得不规则。因此,血液的流动不顺畅,心房颤动长时间持续容易引起血栓,有时成为脑梗塞、心肌梗塞等重症的诱因。

[0097] 心房颤动初期阶段的发病频率低,例如3天内仅发生1次、数小时的心房颤动的症状。该情况下,也有可能发病期间与动态心电图仪的佩戴期间未重复,从而无法检测出心房颤动。相对于此,测量脉波信息的脉波测量装置(生物体信息处理装置),由于容易长期佩戴3天~10天左右,因而即使在发病频率低的状态下,也能够检测出心房颤动。

[0098] 另外,心房颤动被认为是有时患者自己感觉不到症状的无症状性的心房颤动。该情况下,患者很难考虑到积极地接受有关心房颤动的检查,由于该种情况症状会不知不觉地发展,并有可能引起脑梗塞等的重症。该情况下,若使用脉波信息,由于容易长期进行佩戴,因而也具有能够轻松地接受筛选检查这一优点。

[0099] 但是,使用脉波信息也会产生问题。与利用心电图进行测量相比较时,在脉波信息的测量中,体动噪音等噪音的影响较大。具体而言,在光电脉波信号的解析中,在受到体动噪音的情况下,虽然能够通过各种噪音除去处理而进行脉波解析的校正,但不可能完全执行校正处理,在此期间的脉波信号的解析结果的可靠性降低。另外,在佩戴不佳的情况下,脉波信号的振幅降低,同样会使可靠性降低。

[0100] 因此,在生物体信息处理系统中,即使生成并显示对于心律不齐的判断等有用的脉搏间隔的分布信息,但该分布信息也有可能是错误的。例如,已知在出现心律不齐症状时脉搏间隔的波动变大,但即使脉搏间隔的波动较大,也需要慎重地进行研究该脉搏间隔的波动到底是用户出现心律不齐症状的结果,还是用户自身是正常的而由于噪音的影响导致出现的,从而负担较大。

[0101] 因此,本申请人提出了结合可靠度指标进行显示的技术方案。具体而言,如图1所示,本实施方式涉及的生物体信息处理系统200包括:取得脉波信息的取得部210、进行脉波信息的解析处理而生成解析结果信息的处理部230、和将已生成的解析结果信息输出的输出部250。而且,处理部230生成用于显示根据脉波信息而求出的脉搏间隔的分布信息、和脉波信息的测量的可靠度指标的信息作为解析结果信息。

[0102] 在此,可靠度指标是指表示脉波测量的可靠度如何的信息。作为一个例子,可靠度指标可以为数值信息,数值越大则越可靠(可靠度高),数值越小则越不可靠(可靠度低),反之亦可。或者,也可以设为越接近预定的数值则可靠度越高,可靠度指标的具体值与可靠度的高低的关系能够实施各种变形。例如,在后述的图2的A3中,将基于加速度信息的有效信号量的信息设为可靠度指标,因此,数值越大则体动噪音越大,可靠度越低。另一方面,在后述的图7中,设为数值越大则可靠度越高。

[0103] 另外,脉波信息是表示用户(被检测体、被试验者)的脉波的信息,具体地是基于用户佩戴的脉波传感器(光电传感器)所输出的信息。另外,脉搏间隔是表示每次脉搏间的间隔的时间(例如单位为msec),相对于例如广泛使用的脉搏数(单位为rpm),呈脉搏间隔 $= (1000 \times 60) / \text{脉搏数}$ 这样的关系。脉搏间隔的分布信息是指表示脉搏间隔的值、或基于脉搏间隔的值的波动的信息。具体而言,分布信息可以是如之后使用图2、图3所说明地时序地绘制相对于前一个定时的脉搏间隔的比率等的信息,也可以是如之后使用图4的(A)~图6的(B)所说明地作为Lorenz散点图的已知的散点图、或类似于Lorenz散点图的散点图,还可以是其他的信息。关于脉搏间隔的分布信息的详细情况,之后进行说明。

[0104] 由此,由于显示脉搏间隔的分布信息,因而能够以易懂的形式向浏览者(医生)提示是否被怀疑为心律不齐。进而,由于同时也结合可靠度指标进行显示,因此也能够以易懂的形式提示脉搏间隔的分布是否可靠。由此,能够适当地提示对于心律不齐等的诊断有用的信息。具体而言,只要医生重点地浏览脉搏间隔的波动大、且可靠度高的信息即可,即使在取得3天~10天这种长期的脉波信息的情况下,也容易浏览到有效地信息。

[0105] 此外,生物体信息处理系统200在内部利用可靠度指标,并且仅显示可靠度高的区间的脉搏间隔的分布信息的情况下,能够减少医生所浏览的信息量。但是,心律不齐的诊断应该由医生进行,从而仅提示生物体信息处理系统200的判断结果并不理想。也就是说,关于输出的信息是否可靠,也需要由医生自身进行判断,因而可以说显示可靠度指标的重要性很高。

[0106] 具体而言,处理部230生成用于显示测量期间内的脉搏间隔的分布信息和测量期间内的可靠度指标的变化的信息作为解析结果信息。

[0107] 也就是说,将预定时间内的信息作为对象,只要显示脉搏间隔的分布信息和可靠度指标即可。此处的测量期间是如上所述3天~10天这样的较长时间,但是,作为解析结果信息的显示对象的期间(区间)也可以是其中一部分。在后述的图2、图3的例子中,将一个轴设为时间轴,显示6小时内的脉搏间隔的分布、和可靠度指标的时序变化。另外,在图4的(A)~图6的(B)的例子中,以20秒或60秒这样的区间作为对象,显示与Lorenz散点图对应的脉搏间隔的分布信息、和可靠度指标(加速度的利萨如图形等)。

[0108] 更具体而言,处理部230也可以生成用于在同一画面内显示测量期间内的脉搏间隔的分布信息和测量期间内的可靠度指标的变化的信息作为解析结果信息。后述的图2~

图6的(B)均是在同一画面中显示分布信息和可靠度指标的例子。如此一来,由于能够一次确认分布信息与可靠度指标的关系,因而能够以易懂的形式进行显示。但是,解析结果信息的显示形态,只要能够识别解析信息与可靠度指标的关系即可,分别显示于不同的画面中也无妨。

[0109] 另外,本实施方式中的心律不齐是心房颤动,脉波异常期间也可以是通过处理部230中的脉波信息的解析处理而判断为发生心律不齐的期间。在心电图中,心脏正常跳动一次时,会出现P波、Q波、R波、S波等各种特征性的波形,因此,通过注视这样的正常波形与测量波形的差异而进行各种心律不齐的诊断。相对于此,由于脉波信号是检测脉搏引起的血流量的变动的信号,因而脉波波形并非心电图那样的形状。因此,与检出各种心律不齐的技术方案相比,使用脉波信息的技术方案是基于脉搏间隔、脉搏数而处理地特殊化的技术方案,与发病时脉搏间隔的波动变大的心房颤动的检测处理的亲和性高。

[0110] 因此,以下以心房颤动为例进行说明。但是,本实施方式中的心律不齐以心房颤动以外的其他心律不齐(例如期外收缩等)作为对象也无妨。

[0111] 以下,针对本实施方式的解析结果信息,包括变形例在内详细地进行说明后,对本实施方式涉及的生物体信息处理系统200等的系统构成例进行说明。此外,关于处理部230中的处理的详细情况,与系统构成例相结合进行说明。

[0112] 2.解析结果信息的具体例

[0113] 对本实施方式的解析结果信息的详细情况进行说明。此外,以下以基于解析结果信息的显示画面为例进行说明,但是,解析结果信息可以是画面信息自身,也可以是能够生成画面信息的其他信息。另外,以下的画面并不限于显示在电子设备等的显示部中的画面,也可以是打印在纸介质等上的画面。

[0114] 显示脉搏间隔的分布信息和可靠度指标的显示画面的具体例如图2所示。图2中分为六行显示信息,各行的横轴表示时间,例如第一行的10:00表示预定日期的10点00分(或者从测量期间的开始起经过10小时00分钟后)。也就是说,图2中的一行表示1个小时的数据,图2整体可以显示6小时这样较长时间的信息。

[0115] 在图2中,以点的形式绘制脉搏间隔的时序地变化。具体而言,图2的纵轴也可以呈对数显示在预定的定时下的脉搏间隔的值与前一个定时的脉搏间隔的值的比率。也就是说,在纵轴为0的位置(图2中为纵轴的中央位置)处绘制点的情况下,该定时的脉搏间隔与前面的定时的脉搏间隔相同。也就是说,成为表示点越绘制于靠近0的位置处,则脉搏间隔的变动越小,绘制位置越分散则脉搏间隔的变动越大的图表。

[0116] 此外,此处的“绘制”在被赋予根据多个值的集合而预定的信息、和一个值对应于一个点(位置)的空间的情况下,对应于将该集合中所包含的各值与该关联对应地进行配置(显示)的处理。在图2的例子中,成为将按时序取得的一维的值(无矢量)、即脉搏间隔的比率信息的集合配置在纵轴方向的对应位置处的处理。或者,图2也可以认为是将(比率信息,取得时刻)这样的二维的值(二维矢量)的集合配置在由时间轴和比率信息轴构成的二维空间(平面)中的处理。另外,在后述的图4的(A)等的例子中,成为将按时序取得的(前一个定时的脉搏间隔,当前定时的脉搏间隔)这样的二维值的集合配置在由两个脉搏间隔轴构成的二维空间中的处理。

[0117] 在图2的例子中,脉搏间隔的分布信息是第一轴为时间轴、在第二轴上绘制基于脉

搏间隔的值的值的信息。在图2的例子中,第一轴为横轴,第二轴为纵轴。另外,如上所述,基于脉搏间隔的值是指相对于前一个定时的脉搏间隔的比率的值。

[0118] 由此,通过使用相对于前一个定时的比率,当波动较小时,所绘制的点集中于预定的值(此处为0)的位置处,当波动较大时,所绘制的点分散于宽广范围内。即,由于可以显示所绘制的点的集中、分散的时序变化,因而浏览者能够容易地诊断心律不齐。

[0119] 在此,脉搏间隔的值具有根据用户(患者)的状态而变动的性质。例如,当用户处于睡眠状态、安静状态时,脉搏间隔变长,运动状态下脉搏间隔变短。即使因为从睡眠状态转变为运动状态而脉搏间隔的值发生变化,上述也是正常的反应,而不是心律不齐所引起的。也就是说,脉搏间隔的波动中包括由于用户的状态变动而引起的波动(与心律不齐无关的波动)、和由于心律不齐而引起的波动这两种波动。在绘制脉搏间隔的值自身的情况下,显示由于双方的主要原因而引起的波动,但若在显示相对于前一个定时的比率的情况下,能够抑制更长时间的变动、即用户的状态变动所引起的波动的影响。

[0120] 考虑到这一点,在图2的例子中,脉搏间隔的分布信息设为第一轴为上述时间轴、第二轴上绘制第二定时的脉搏间隔相对于第一定时的脉搏间隔的比率信息的信息。但是,由于只要能够抑制因为用户的状态变动而引起的波动的影响即可,因此,第二轴的值并不限于比率信息。例如,脉搏间隔的分布信息也可以是第一轴为上述时间轴、第二轴上绘制第二定时的脉搏间隔相对于第一定时的脉搏间隔的差分信息的信息。此外,比率信息、差分信息分别可以为比率自身、差分自身,也可以是根据比率、差分求出的信息,还可以是与比率、差分对应的信息。

[0121] 另外,第一定时和第二定时分别是脉搏间隔的取得(计算)定时、或者根据取得定时而确定的定时,作为一个例子,也可以是后述脉搏间隔计算区间中的一个定时(例如表示终点的定时)。而且,如上所述,由于比率信息、差分信息是考虑到以易懂的形式提示脉搏间隔的变动程度的信息,因此,从狭义上来讲,第一定时与第二定时是相邻的定时。

[0122] 在图2的例子中,在A1所示的定时之前,所绘制的点在大致靠近0的位置处稳定,医生只要浏览该信息,便可诊断出该期间未出现心律不齐症状。此外,如A2等所示,也存在脉搏间隔相对于前一个定时的变动较大的点,但是,由于正常的用户也存在该程度的波动,因而并无问题。

[0123] 另一方面,在A1所示的定时之后,所绘制的点大幅波动,且该波动也未发现规律性。因此,医生会怀疑该期间内出现心律不齐症状。

[0124] 以上,对于为了抑制并非由心律不齐引起的脉搏间隔的变动的波动的影响而使用比率信息等的技术方案进行了说明。但是,由于并非由心律不齐引起的脉搏间隔的变动也是表示用户的脉搏状态的重要信息,因而可以说将其提示给医生也是有用的。也就是说,也充分考虑到显示由用户的状态变动而引起的脉搏间隔的变动(与心律不齐无关)、和由心律不齐而引起的脉搏间隔的波动两者这样的实施方式。

[0125] 通过使用脉搏间隔的比率信息或差分信息,能够抑制与心律不齐无关的脉搏间隔的变动的波动的影响,换言之,在使用比率信息等的情况下,显示中不易出现由用户的状态变动而引起的脉搏间隔的变动。也就是说,在使用比率信息等,并且想要显示由用户的状态变动而引起的直至脉搏间隔的变动为止时,最好另外显示脉搏数、脉搏间隔的时序变化。

[0126] 或者,作为基于脉搏间隔的值,也可以使用脉搏间隔的值自身。如上所述,脉搏间

隔的值自身包括由用户的状态变动而引起的变动和由心律不齐而引起的波动两者,因此,通过使用脉搏间隔的值,能够同时表现该两者。也就是说,显示脉搏间隔的分布信息时所使用的“基于脉搏间隔的值”是指可以是脉搏间隔的值自身,也可以是比率信息或差分信息,能够实施各种变形。

[0127] 由此,通过如图2所示进行显示,浏览者能够根据所绘制的点的波动程度而推断出是否出现心房颤动症状。但是,在本实施方式中,也可以通过生物体信息处理系统200来判断是否为脉波异常期间,并以更加易懂(可见性高)的形态显示该判断结果。

[0128] 具体而言,处理部230生成用于以不同的图像显示形态显示脉波异常期间和脉波异常期间以外的其他期间的信息作为解析结果信息。不同的图像显示形态的具体例存在多种,例如如图2所示,也可以使点的形状不同。在图2中,在脉波异常期间,使用十字形状的点,而在脉波异常期间以外的其他期间,使用白底黑框的圆形点。如此一来,能够根据点的形状而容易地区别是否为脉波异常期间,从而能够减轻医生的负担。在图2的例子中,由于容易了解在A1的定时之后、且至少16:00之前有可能出现心房颤动症状,因此,医生能够作出以该期间为对象而浏览详细数据这一判断。或者,也可以实施在脉波异常期间和脉波异常期间以外的其他期间内改变点的颜色、改变点的大小、改变背景颜色等的变形。另外,在印刷解析报告的情况下不易实现,但是,在显示于预定的装置的显示部中的情况下,也可以通过使点或背景等闪烁而进行显示,从而改变图像显示形态。此外,脉波异常期间是指检测到脉波信息不同于正常状态(呈异常状态)的期间,作为一个例子,是如上所述检测到脉搏间隔波动较大的期间。脉波异常期间的检测方法之后详细说明。

[0129] 此外,处理部230也可以生成用于以能够识别的方式显示用于判断测量期间内的循环器官系统的异常状态的脉波异常期间的第一解析结果信息。也就是说,脉波异常期间也可以是表示是否为怀疑循环器官系统异常的期间的信息。进而,循环器官系统的异常状态也可以是心律不齐。

[0130] 利用光电传感器等的脉波传感器,能够检测出例如血管中的血流量的变动等。即,能够通过脉波信息的解析处理而检出以血管系统为中心的循环器官系统的异常,利用本实施方式涉及的解析结果信息,能够以易懂的形式将循环器官系统的异常状态提示给浏览者。进而,通过使用脉搏数、脉搏间隔等的信息,也可以判定用户的脉搏是否为正常状态,因此,循环器官系统的异常状态可以以心律不齐作为对象。以下,假设脉波异常期间是用于判断心律不齐的期间而进行说明。另外,如下所述,本实施方式中的心律不齐从狭义上来讲为心房颤动。

[0131] 另外,如图2所示,在显示与脉搏间隔相关的信息的同时并显示可靠度指标。此处的可靠度指标是基于用户的体动信息和用户的佩戴状态信息的至少一方的信息。在此,基于体动信息的信息可以是体动信息自身,也可以是作为对体动信息进行任意处理的结果而得到的信息。另外,基于佩戴状态信息的信息可以是佩戴状态信息自身,也可以是作为对佩戴状态信息进行任意处理的结果而得到的信息。另外,佩戴状态信息可以是指表示佩戴于用户的身体上的测量装置的佩戴状态的信息。此处的测量装置是例如之后使用图19的(A)~图20所说明那样的脉波测量装置100。如之后使用图21的(A)~图21的(C)等所说明的本实施方式涉及的生物体信息处理系统200可以通过服务器系统等的装置而实现,也可以通过脉波测量装置100而实现。也就是说,此处的测量装置可以是表示与包含生物体信息处理

系统200的装置不同的装置,也可以是表示包含生物体信息处理系统200的装置。

[0132] 图2的A3是表示与体动噪音相关的可靠度指标的时序变化的曲线,纵轴表示体动噪音的大小。在此,纵轴的上方向表示体动噪音大,下方向表示体动噪音小。具体而言,作为可靠度指标,只要使用体动信息的有效信号量等即可。

[0133] 由此,在A3的曲线的值较大(位于纵轴上方向)的情况下,能够以易懂的形式提示体动噪音大、脉波信息的测量可靠度低这一情况。因此,在A4所示的期间内,生物体信息处理系统200判断为脉波异常期间,但是,可以使医生进行无法否定此时的脉搏间隔的波动是由体动噪音引起的可能性这样的判断。通过显示可靠度指标,在脉搏间隔的分布信息大幅波动的情况下,医生容易判断该波动是由心律不齐引起的,还是由噪音引起的。另外,并非同等地对所有的脉波异常期间进行处理,可以根据可靠度而产生差别,从而能够进一步减轻医生的负担。

[0134] 另外,图2的A5是基于佩戴状态信息的信息,具体而言,只要将纵轴设为表示脉波信号的有效值(脉波波形的振幅的有效值)即可。由此,在A5的曲线的值较小(位于纵轴下方向)的情况下,能够以易懂的形式提示由于信号电平低且佩戴状态不佳,因而脉波信息的测量可靠度低这一情况。具体而言,与A4同样地,可以容易地向医生提示A6期间的可靠度低的情况。

[0135] 另外,关于如A4、A6那样被诊断为脉波异常期间但可靠度低的期间,也可以通过进一步进行强调显示,从而与可靠度高的区域差别化。作为一个例子,如图3所示,也可以改变可靠度降低的场景的背景颜色。由此,关于背景颜色发生改变的部分,能够通过视觉明确基于脉波信息的判断有可能错误。因此,医生只要以背景颜色未改变的部分(或者,呈表示可靠度高的背景颜色的部分)为对象进行诊断即可,从而能够减轻浏览信息的负担。

[0136] 在以上的例子中,处理部230生成在第二轴上显示可靠度指标的信息作为解析结果信息。通过如此将显示脉搏间隔的分布信息的轴、和显示可靠度指标的轴加以组合,可以在同一画面中显示分布信息和可靠度指标(从狭义上来讲就是重叠显示),因而能够以易懂的形式提示其关系。此外,此处显示可靠度指标的轴,只要方向与显示分布信息的轴一致即可,因而并非必须为同一轴。具体而言,处理部230也可以生成在方向与第二轴对应的第三轴上显示可靠度指标的信息作为解析结果信息。

[0137] 在图2或图3中,对于显示较长期间内的脉搏间隔的分布信息和可靠度指标的画面例进行了说明。但是,本实施方式中的解析结果信息并不限于于此,也可以是显示更短期间内的信息的信息。

[0138] 具体例如图4的(A)、图4的(B)所示。在图4的(A)、图4的(B)中,脉搏间隔的分布信息是绘制第一轴的值基于第一定时的脉搏间隔的值、第二轴的值基于第二定时的脉搏间隔的值的点的信息。

[0139] 关于按时序变化的预定的信息,在将预定的定时的值设为 $f[i]$ ,将其前一个定时的值设为 $f[i-1]$ 时,针对各种定时 $i$ 而将 $(x, y) = (f[i-1], f[i])$ 的点绘制在 $xy$ 平面上的图,作为Lorenz散点图而被已知。在Lorenz散点图中,当值与前一个定时未变化时,点被绘制在直线 $y=x$ 上,与前一个定时相比值的变动越大,则点被绘制在距离直线 $y=x$ 越远的位置上。也就是说,在Lorenz散点图中,能够通过观察所绘制的点是集中在靠近 $y=x$ 的位置处还是广泛分布,从而判断值的波动情况。

[0140] 也就是说,在使用脉搏间隔制作Lorenz散点图的情况下,当点集中在靠近直线 $y=x$ 的位置处时,可以判断为脉搏间隔无波动、即未出现心律不齐症状。另一方面,当点分散在远离直线 $y=x$ 的位置处,则可以判断为脉搏间隔存在波动、即怀疑出现心律不齐症状。

[0141] 在图4的(A)、图4的(B)中,求出作为显示对象的20秒、60秒等区间内的脉搏间隔的平均值,并将第一轴上的值作为第一定时的脉搏间隔与平均值的差分值,将第二轴上的值作为第二定时的脉搏间隔与平均值的差分值。由于脉搏间隔仅取正值,因此,在使用脉搏间隔自身制作通常的Lorenz散点图时,点分布于第一象限内,但是,在如此取其与平均值的差分值时,以原点为中心而绘制点,从而容易直观地理解其波动程度。

[0142] 进而,通过预先将原点设为中心,从而也可以以易懂的形式显示其与可靠度指标的关系。例如,处理部230生成在通过第一轴和第二轴限定的平面上显示可靠度指标的信息作为解析结果信息。

[0143] 在图4的(A)的例子中,也可以在第一轴上绘制预定的定时 $t$ 处的加速度信息的第一轴的值(例如, $xy$ 的二轴加速度传感器或者 $xyz$ 的三轴加速度传感器中的 $x$ 轴的值 $AccX[t]$ ),在第二轴上绘制加速度信息的第二轴的值(例如, $y$ 轴的值 $AccY[t]$ ),从而描绘利用平滑的曲线将所绘制的各点间加以连接的图形。例如,在以16Hz取得加速度信息,且图4的(A)以20秒的区间为对象的情况下,针对加速度信息而绘制480个点,因而只要将该480个点加以连接而描绘图形即可。这与图4的(A)中的曲线D1相对应。此外,此处的 $AccX$ 、 $AccY$ 也可以是利用数字滤波器提取确定的频宽的信息。确定的频宽是例如与脉搏的频率重复的 $0.5\text{Hz} \sim 2.0\text{Hz}$ 。

[0144] 该情况下,加速度的值越大,则所描绘的曲线从距离原点越远的位置通过。即,在加速度较大且体动噪音的影响也较大的情况下,曲线如图4的(A)的D1所示大多数从远离原点的位置通过,因而成为距离原点的扩展较大的形状。另一方面,在加速度较小且体动噪音的影响也较小的情况下,曲线如图4的(B)的D2所示大多数从靠近原点的位置通过,因而停留在中央附近,距离原点的扩展小。也就是说,图4的(A)的D1、图4的(B)的D2成为适合作为体动噪音的可靠度指标的显示。

[0145] 在图4的(A)、图4的(B)的例子中,当脉搏间隔的分布信息的扩展较大时,则怀疑心律不齐,可靠度指标的扩展越大,则怀疑可靠度越低(体动噪音越大)。也就是说,只要观察两个信息相对于原点的扩展即可,因而浏览者容易理解。

[0146] 例如,与后述的图6的(A)、图6的(B)相比较可知,图4的(A)、图4的(B)呈脉搏间隔的分布信息的扩展较大,均被怀疑心律不齐的状况。但是,在图4的(A)中,由于可靠度指标的扩展也较大,因此,可以考虑脉搏间隔的分布信息的扩展是由体动噪音而引起的、即并未出现心律不齐症状的可能性。另一方面,在图4的(B)中,由于可靠度指标的扩展较小,因而可以判断为脉搏间隔的分布信息的扩展是由心律不齐而引起的。也就是说,通过重叠显示可靠度指标,能够适当地判断脉搏间隔的分布信息的扩展原因,从而能够减轻医生的负担。

[0147] 此外,此处的可靠度指标只要体动噪音的大小、具体为加速度信息的大小已知即可,因而不必按照时序显示值的变化。例如,也可以求出作为加速度信息的大小的指标值的有效信号量,并将该有效信号量显示在通过第一轴和第二轴预定的平面上。

[0148] 该例子为图5的(A)、图5的(B)。在图5的(A)、图5的(B)中,求出加速度信息的有效信号量 $\rho$ ,并重叠显示以 $\rho$ 为半径的圆。具体而言,也可以使用三轴加速度的预定频宽(例如

上述0.5Hz~2Hz)的功率。另外,也可以乘以基于对各轴的脉波测量的影响度的系数并进行换算,而不是同等地对三轴的信息进行处理,从而能够实施各种变形。

[0149] 由于加速度的值越大则 $\rho$ 越大,因此,在如图5的(A)所示圆的半径较大的情况下,可以判断为加速度较大、即体动噪音较大且可靠度较低。另一方面,在如图5的(B)所示圆的半径较小的情况下,可以判断为加速度较小、即体动噪音较小且可靠度较高。即,即使是图5的(A)、图5的(B)那样的显示,也能够以易懂的形式重叠显示脉搏间隔的分布信息和可靠度指标的关系。

[0150] 此外,图4的(A)~图5的(B)全部为出现心律不齐(心房颤动)的症状的状态的例子。相对于此,未出现心房颤动的症状的状态的解析结果信息的显示画面例如图6的(A)、图6的(B)所示。图6的(B)是体动噪音少且未出现心律不齐症状的状态,从图中明确可知,脉搏间隔的分布信息集中在靠近原点的位置中。另外,图6的(A)是未出现心律不齐症状但体动噪音较大的状态。从图中明确可知,与图6的(B)相比,在图6的(A)中脉搏间隔的分布信息发生扩展,但是,由于圆的半径 $\rho$ 也较大,因而该扩展是噪音的影响,从而能够推断出未出现心房颤动症状。

[0151] 此外,作为脉搏间隔的分布信息的扩展较大的情况,具体可以考虑三种情况。第一种是如图5的(B)所示体动噪音较少且出现心房颤动症状的情况,第二种是如图5的(A)所示体动噪音较大且也出现心房颤动症状的情况,第三种是如图6的(A)所示体动噪音较大且未出现心房颤动症状的情况。

[0152] 关于第一种情况,由于可靠度高,因而可知出现心房颤动症状的可能性高,从而并无特别问题。另一方面,关于如何处理第二、第三种情况,考虑到几种技术方案。作为本发明的一个实施方式,也可以不特意区别第二种情况和第三种情况,由于体动噪音大且可靠度低,因而在心律不齐的诊断忽视所有信息。即为如下见解:或许实际上出现心房颤动症状、或者或许并未出现症状,但体动噪音大且可靠度低,则并不积极地使用该信息。

[0153] 但是,在本实施方式中,也可以进行将第二种情况与第三种情况加以区别,即,即使体动噪音较大也能够判断是否出现心房颤动症状这样的显示。具体而言,在以上的各实施例中,通过适当地调整两个要素的比例,能够容易地辨别脉搏间隔的波动纯粹是由生物体引起的、或者有可能受到体动噪音的影响。

[0154] 更具体而言,在如图4的(A)、图5的(A)所示脉搏间隔的分布信息的波动超出利萨如图形或者圆的扩展时,可以说怀疑为心房颤动发病期(出现心房颤动症状)的可能性高。另一方面,如图6的(A)所示,即使脉搏间隔的分布信息发生波动,在利萨如的扩展或圆形指标的扩展超过该波动的情况下,也可以说无法排除由体动噪音的影响而引起的假阳性的可能性。也就是说,在适当地设定比例的情况下,当脉搏间隔的分布信息的扩展较大时,能够判断其是由生物体引起的还是由体动噪音引起的。

[0155] 在图5的(A)~图6的(B)的例子中,在加速度信息的有效信号量为 $\rho$ 的情况下,只要以源自该加速度(体动噪音)且能够使脉搏间隔的分布信息扩展的范围与有效信号量 $\rho$ 的值同等的方式设定各轴的比例即可。例如,以未出现心房颤动症状的健康用户为对象,让其进行任何运动,并测量此时的脉波信息和加速度信息,并算出有效信号量 $\rho$ 和脉搏间隔的分布信息的扩展程度(作为一个例子,从原点直至绘制于距其最远的位置处的点为止的距离)。在针对多个用户、多种运动而实施的情况下,可以取得表示有效信号量 $\rho$ 与脉搏间隔的分布

信息的扩展的关系的多个数据。通过将这样的数据作为对象,并使用例如统计方法,能够导出在有效信号量为 $\rho$ 时,脉搏间隔的分布信息的扩展有望控制在该范围内这样的关系,因而只要根据该关系设定各轴的比例即可。

[0156] 当预先设定这样的比例时,在如图5的(A)所示脉搏间隔的分布信息的波动超出圆的情况下,可以判断出该波动大至仅体动噪音无法说明的程度、即出现心房颤动症状的可能性高。另一方面,在如图6的(A)所示脉搏间隔的分布信息集中在圆内部的情况下,由于可以理解为分布信息的波动是由体动噪音引起的,因而可判断为并非心房颤动的可能性高。

[0157] 另外,本实施方式的解析结果信息的显示画面并不限定于图4的(A)~图6的(B)。例如,能够实施在图4的(A)、图4的(B)所示的二轴利萨如轨迹上增加第三轴的圆形指标而进行使用、或者作为圆形指标而显示佩戴状态信息等的各种变形。此外,在作为圆形指标而显示佩戴状态信息的情况下,为了与上述同样地进行显示,佩戴状态越差则需要使圆的半径越大。即,在作为佩戴状态信息而使用脉波信息的有效信号量的情况下,可以将基于有效信号量的倒数的值设为圆的半径。

[0158] 3. 变形例

[0159] 另外,在使用脉波信息的技术方案的情况下,也可能产生使用心电图时未想象到的其他问题。具体而言,必须有效地从长期数据中报告对于迅速诊断有用的信息。如上所述,由于取得3天~10天左右的脉波信息,因而脉波信息的量巨大。因此,在整个检查期间内显示详细信息、例如作为脉波信息的波形的脉波波形的情况下,医生的浏览负担大。因此,优选在生物体信息处理系统侧,进行脉波信息的解析处理(例如脉波信息中是否发现异常的判定处理),并且提示使用该结果的概略地信息。

[0160] 但是,心律不齐的诊断应该由医生进行,从而仅提示生物体信息处理系统200的判断结果并不理想。换言之,生物体信息处理系统200的输出(解析报告等)中,必须也要提示足以让医生判断是否为心律不齐的详细信息。尤其是,由于脉波信息中存在体动噪音等的影响,与使用心电图时相比精度低,因此,用于确认系统的脉波异常检测结果是否适当的画面显示等的必要性高。

[0161] 也就是说,在生物体信息处理系统中,必须生成并输出满足医生想避免浏览全部庞大的数据的第一要求、和能够浏览到可诊断心律不齐的程度的详细信息的第二要求这两个要求的信息。

[0162] 因此,处理部230也可以生成第一解析结果信息和第二解析结果信息,其中,第一解析结果信息用于以能够识别的方式显示用于进行测量期间内的心律不齐的判断的脉波异常期间,第二解析结果信息用于显示脉波异常期间内的至少一部分区间内的脉波波形和脉搏间隔波形的至少一方。在此,第一解析结果信息和第二解析结果信息的至少一方信息是包含上述解析结果信息的信息。

[0163] 此外,脉波波形是脉波信息的波形,且是例如表示脉波信息的时序变化的波形。具体而言,脉波波形也可以是表示脉波传感器输出的AC成分的波形。另外,脉搏间隔波形是表示脉搏间隔的时序变化的波形。

[0164] 如此一来,通过使用第一解析结果信息,能够识别测量期间内的脉波异常期间,因而医生能够容易地掌握该测量期间内的心律不齐的概略地情况。也就是说,即使测量期间为3天~10天这样的较长期间,也能够容易地掌握在哪个定时、或者疑似心律不齐的频率如

何,因而能够减轻医生的负担。

[0165] 进而,通过使用第二解析结果信息,能够以脉波异常期间内的至少一部分区间为对象,而显示脉波波形或脉搏间隔波形等的详细信息。因此,通过使用该详细信息,能够使医生诊断在脉波异常期间内是否真正出现心律不齐症状。

[0166] 例如,处理部230也可以生成用于对测量期间内的脉波信息的测量的可靠度指标进行显示的信息作为第一解析结果信息。本实施方式中所使用的脉波信息比较容易受到噪音的影响,因而这样的可靠度指标成为重要的要素。换言之,在使用精度较高的心电图的现有方法中,并未出现可靠度指标这一概念。

[0167] 如此一来,在通过第一解析结果信息而显示多个脉波异常期间的情况下,能够将可靠度更高、即怀疑用户自身发生异常而非噪音的期间优先用于诊断,从而能够减轻诊断负担。

[0168] 以下,在对第一解析结果信息的具体例、第二解析结果信息(一个发病期波形)的具体例进行说明后,以解析报告为例对第二解析结果信息包括多个发病期波形时的显示例进行说明。此处的解析报告是设想与一次检查(测量期间)对应地生成并输出一次的信息,且是包含第一解析结果信息和第二解析结果信息这两个信息的生物体信息处理系统200的输出信息。

[0169] 此外,假设作为解析结果信息的制作的前段,取得脉波信息、体动信息,并且据此以第一比率(例如1秒1次)求出脉搏间隔,并以第二比率(例如20秒1次,有时也可以与第一比率相同)求出是否为脉波异常期间的判断结果、以及脉波测量的可靠度指标,进行以下说明。关于求出各信息的处理的详细情况,与系统构成例结合进行说明。

[0170] 3.1第一解析结果信息

[0171] 例如,如后述的图12的全波形所示,在整个测量期间内显示脉波波形或者脉搏间隔波形的情况下,能够显示出出现心房颤动症状的状态下的信息而不会遗漏。但是,图12仅示出全波形中极少的一部分,在浏览3天~10天的全部数据的情况下,医生的负担大。即使欲提取一部分信息重点进行浏览,在仅示出全波形的情况下,到底要提取哪部分的线索较少,最后不得不检查所有数据。

[0172] 也就是说,本实施方式的解析结果信息所要求的是,以一览性高的形态显示较长时间(从狭义上来讲为整个测量期间)中的数据,并且将应作为重点浏览对象的部分以易懂的形式提示给医生。因此,在本实施方式中,如上所述,生成用于以能够识别的方式显示测量期间内的脉波异常期间的第一解析结果信息。

[0173] 作为第一解析结果信息,也可以使用图2或图3并使用上述解析结果信息。如上所述,在图2中,在显示脉搏间隔的分布信息时,在脉波异常期间内使用十字形状的点,而在脉波异常期间以外的期间内使用白底黑框的圆形状点。由此,能够根据点的形状而容易地区别是否为脉波异常期间,从而能够减轻医生的负担。

[0174] 另外,本实施方式的第一解析结果信息只要能够识别是否为脉波异常期间即可,因而显示内容并不限定于图2或图3。例如,处理部230也可以生成用于对表示脉波异常期间的显示对象(图标、标记)进行显示的信息作为第一解析结果信息。

[0175] 具体的画面例如图7所示。图7的横轴为时间,B1区域内显示可靠度指标的时序变化,B2区域内显示脉搏数的时序变化。而且,在B3区域内,在与判断为脉波异常期间的期间

对应的范围内显示显示对象(图7的例子中为横条)。

[0176] 在图7的例子中,在显示对象的期间(例如测量期间中的预定的1天)中,检测出横条所示的B4~B6的3次脉波异常期间,浏览者能够容易地根据有无横条、和横条在横轴上的位置而理解在哪个期间内检测出脉波异常期间。

[0177] 此外,在图7的例子中,显示可靠度指标时,假设纵轴上方向的可靠度高,而下方向的可靠度低。也就是说,在基于体动噪音的可靠度指标的情况下,呈体动噪音量(例如加速度信息的有效信号量)越大则越位于纵轴下方向的关系,这一点与图2的可靠度指标的显示不同。由此,可靠度指标的显示方法能够实施各种变形。

[0178] 另外,出现心房颤动症状有时会持续数十分钟,因而一个脉波异常期间的长度也长达数十分钟。如下所述,在第二解析结果信息中,显示脉波异常期间内的至少一部分区间(例如20秒或1分钟等的预定区间)的信息。因此,在使用第二解析结果信息显示一个脉波异常期间的信息的情况下,可以显示该脉波异常期间刚开始后的信息,也可以显示脉波异常期间即将结束前的信息,还可以显示中间定时的信息。

[0179] 由此,使用第二解析结果信息显示的区间能够自由地设定,因此,也可以向浏览者提示利用第二解析结果信息的显示中使用脉波异常期间中的哪个区间。由此,在浏览第二解析结果信息时,医生能够理解其正在浏览脉波异常期间内的哪个区间的数据。例如,也可以显示图7的B7~B9所示那样的三角形的对象。在图7的情况下,表示利用第二解析结果信息显示脉波异常期间内的、与三角形的对象的顶点对应的区间的信息。

[0180] 如以上所示,处理部230也可以根据脉搏间隔进行脉波异常期间的判定处理,并根据测量期间内的各区间的所述判定处理的结果、和各区间内的可靠度指标而生成第一解析结果信息。由此,能够同时显示判定处理的结果(图2、图3中为散点图的点的形状,图7中为有无显示横条)、和可靠度指标(图2、图3中为A3、A5,图7中为B1区域),从而能够减轻医生的浏览负担。

[0181] 3.2第二解析结果信息

[0182] 接着,对于第二解析结果信息进行说明。第一解析结果信息在图2中显示6小时、在图7中显示24小时这样的长期间内的信息。因此,不适于显示以16Hz这一比率取得的脉波信息、或者1秒获取1次的脉搏间隔(脉搏数)的时序变化的细微部分。例如,图2的脉搏间隔的显示,与注视一个个点相比而用于掌握其分布(波动)的倾向,图7的脉搏数的显示不得不某种程度地进行间隔剔除。另外,在图2、图7中很难显示以更高的比率取得的脉波波形。

[0183] 也就是说,在仅显示第一解析结果信息的情况下,与取得部210所取得的脉波信息、体动信息相比较时,所显示的信息产生缺失,从而医生仅根据这样的缺失的信息进行关于心律不齐的诊断是不恰当的。需要更加详细地进行显示,例如显示脉波信息自身、或者以能够充分识别的形态显示脉搏数或各个脉搏间隔的值,以便医生进行诊断。

[0184] 如第一解析结果信息中所说明,在本实施方式中,取得是否为脉波异常期间的判断结果,因此,更为详细的信息可以使用该脉波异常期间内的代表性信息。由此,能够详细地浏览对于心律不齐的诊断比较重要的信息。

[0185] 例如如图8所示,第二解析结果信息也可以是显示体动信息(加速度信息)、脉波波形、脉搏间隔波形在20秒左右这样的较短期间内的时间变化的信息。如图8所示,通过将显示对象的区间限定为20秒左右,能够详细地(无需进行间隔剔除等)显示加速度波形、脉波

波形、脉搏间隔波形的变化。此外,第二解析结果信息所显示的脉波异常期间内的区间并不限定于20秒,也可以设为60秒等,能够实施各种变形。

[0186] 此外,如图8中显示加速度波形的例子所示,处理部230也可以生成用于显示脉波异常期间内的预定区间的体动信息和佩戴状态信息的至少一方的信息作为第二解析结果信息。在第一解析结果信息中,设想可靠度指标使用区间可靠度,区间可靠度以例如20秒等的预定区间为对象而进行判定处理。关于区间可靠度的详细情况,在之后说明区间可靠度判断部227时进行说明。

[0187] 也就是说,在第一解析结果信息中,设想以20秒为1个单位而显示脉波测量的可靠度指标,并未特别考虑求出该可靠度指标时使用的体动信息、佩戴状态信息的详细情况(例如20秒中的时序变化)等的显示。但是,关于对象区间内的脉波测量是否可靠这一判断,最好由浏览者(医生)进行确认操作,而不是直接使用生物体信息处理系统200的判断结果。

[0188] 也就是说,在第二解析结果信息中,显示区间可靠度判断部227的判断结果也无妨,但是,也可以显示可靠度判断中所使用的更加详细的信息。具体而言,也可以显示体动信息的波形自身、或者佩戴状态的指标值的波形自身。此外,佩戴状态的判断中也可以使用脉波信息的信号电平。因此,图8等所示的脉波波形是可具有用于诊断患者的心律不齐的详细信息这样的第一侧面、和用于判断可靠度的详细信息这样的第二侧面两者。

[0189] 图9和图10中表示其他的第二解析结果信息的例子。在图9中,观察通过第二解析结果信息而显示的加速度波形可知,值的变动较大,因而可以怀疑是体动噪音产生影响。另外,在图10中,观察通过第二解析结果信息而显示的佩戴状态信息(脉波波形)可知,信号电平非常小,因而可以怀疑是佩戴不佳的影响。

[0190] 或者,如图8~图10所示,也可以同时显示体动信息(加速度信息)、脉波波形、脉搏间隔波形的时间变化和以上使用图4的(A)~图6的(B)所述的解析结果信息。该情况下,图4的(A)等的解析结果信息只要根据第二解析结果信息的对象区间(例如20秒)的一部分或者全部的信息制作即可。由此,能够以上述易懂的形态显示脉波信息的测量的可靠度指标。

[0191] 另外,心律不齐在3~10天中可能会发生多次(产生多个心律不齐发病期),因此,如图7的第一解析结果信息所示,脉波异常期间也有可能在测量期间内检测出多次。该情况下,为了使医生适当地诊断各个脉波异常期间,也可以针对各个脉波异常期间设定至少一方区间,并以该区间为对象而利用第二解析结果信息进行显示。

[0192] 也就是说,处理部230针对怀疑为一个心律不齐发病期(连续出现心律不齐症状)的一个脉波异常期间生成显示至少一方发病期波形这样的第二解析结果信息。此处的发病期波形是被怀疑为心律不齐发病期的脉波异常期间内的、表示代表性波形的信息,且与图8~图10一一对应。由此,第二解析结果信息成为用于显示多个发病期波形的信息。

[0193] 该情况下,也可以按照时序依次排列显示多个发病期波形,医生按照脉波异常期间的检测顺序浏览发病期波形。但是,本实施方式中进行可靠度指标的计算。因此,针对多个发病期波形中的每一个,能够推断出脉波测量的可靠度为何种程度。

[0194] 可靠度高的发病期波形,由于设想脉波异常期间的检测精度高,因此,因为患者自身的异常而检出脉波异常期间的可能性高,从而对于医生来说,浏览该发病期波形对于心律不齐的诊断有用。另一方面,可靠度低的发病期波形,存在患者自身无异常,但因为噪音而检测出脉波异常期间(假阳性)的可能性,从而该发病期波形的浏览可能对于心律不齐的

诊断无用。

[0195] 在第二解析结果信息中包括多个发病期波形的情况下,也可以根据可靠度而对显示的优先度设定差异,而不是同等地对多个发病期波形进行处理。具体而言,在第一脉波异常期间内的可靠度指标高度第二脉波异常期间内的可靠度指标的情况下,处理部230以与第二脉波异常期间内的解析结果信息相比而优先显示第一脉波异常期间内的解析结果信息的方式来生成第二解析结果信息。

[0196] 如此一来,由于优先显示可靠度更高,且怀疑患者真正心律不齐的第一脉波异常期间内的解析结果信息(发病期波形),因而医生可以优先浏览对于心律不齐的诊断有用的信息。反之,由于可靠度低且被怀疑为假阳性的第二脉波异常期间的解析结果信息(发病期波形)的优先度低,因而医生可以将可能对于心律不齐的诊断无用的信息的浏览向后推。

[0197] 以下,作为包含第一、第二解析结果信息的生物体信息处理系统200的输出的一个例子,使用解析报告进行说明。解析报告的制作定时、制作频率等能够实施各种变形,但是,此处对于表示与一次检查对应的结果的报告、即通过存储3天~10天左右的数据而制作的报告进行说明。该情况下,“对第二解析结果信息中所含的多个发病期波形的优先度设定差异”是指可以通过对解析报告中的发病期波形的显示形态设定差异而实现。

[0198] 图11和图12中表示本实施方式涉及的解析报告的例子。解析报告由统计概要、趋势图、发病期波形、全波形这四个项目构成。

[0199] 统计概要是显示表示检查期间的用户(患者)的状态的代表性统计量的项目。例如,如图11所示显示脉搏数的平均值、最大值、最小值等。如图11所示,关于最大脉搏数、最小脉搏数,也可以结合检出该脉搏数的定时(月日、时分秒)而进行显示。另外,显示判断出现心房颤动(Af:Atrial fibrillation)症状的次数、总计时间、每次的平均持续时间、

[0200] 最长持续时间等。关于最长持续时间,也可以同时显示出现该心房颤动症状的定时(发作开始定时、结束定时)。

[0201] 另外,如图12所示,全波形在整个检查期间显示加速度波形、脉波波形、脉搏间隔波形、出现心房颤动症状的情况(脉波异常期间的判断结果)。

[0202] 由图11可知,统计概要适于通过数值掌握检查期间的概要,但是,并非显示具体的波形等,不适于掌握用户的状态的时序变化。因此,医生的诊断需要更加详细的信息。另外,由图12可知,全波形虽然显示详细的信息,但是信息量过于庞大。因此,医生诊断时必须显示适当摘取后的信息、或者提取出重要部分的信息。

[0203] 作为便于医生诊断的信息,在本实施方式中,如上所述生成第一解析结果信息和第二解析结果信息,本实施方式的第一解析结果信息对应于例如图11的趋势图,第二解析结果信息对应于例如图12的发病期波形。

[0204] 与其他的解析结果信息相比而优先显示预定的脉波异常期间的解析结果信息(发病期波形)的方法的具体例存在多种。例如,处理部230以在第二脉波异常期间内的解析结果信息之前显示第一脉波异常期间内的解析结果信息的方式来生成第二解析结果信息。

[0205] 作为包含第一、第二解析结果信息的输出(例如解析报告)而输出纸介质的报告或者静态pdf文件等的情况下,该解析报告按照顺序显示多个项目,该顺序不会变更等。显示顺序越早,则显示于越靠前(第一页)的位置处,显示顺序越晚,则显示于越靠近末尾(最后一页)的位置处。按照怎样的页码顺序浏览解析报告根据浏览者而不同,但是,通常设想从

靠近第一页的地方开始浏览。也就是说,此处的“先显示”也可以是配置在更靠近第一页的位置处。

[0206] 图11的第一解析结果信息(趋势图)对应于图7,在该例子中,由可靠度指标的图表可知,B7的区间的可靠度高,相对于此,B8的区间的可靠度低。该情况下,与B7对应的发病期波形(对应于图8)如图12的C1那样显示,与B8对应的发病期波形(对应于图9)如图12的C2那样显示。即,与可靠度高的B7对应的发病期波形显示于靠近第一页的位置处。此外,关于对应于图10的发病期波形,由于可靠度低,因而也只要如图12的C3那样更靠后(稍后)进行显示。由图12可知,此处作为发病期波形而显示加速度波形、脉波波形、脉搏间隔波形。具体而言,在图12的发病期波形中,使用从图8~图10中省略了与图4的(A)~图6的(B)对应的解析结果信息的波形。

[0207] 或者,作为显示对象的各信息也可以与表示显示顺序的信息相关联。例如,也可以对于第一脉波异常期间内的解析结果信息赋予表示显示顺序的第一内部数据(第一元数据),对于第二脉波异常期间内的解析结果信息赋予表示显示顺序的第二内部数据(第二元数据)。而且,该表示显示顺序的数据预先设为数据间能够进行比较的格式(例如能够判断大小的数值数据)。由此,通过对第一内部数据与第二内部数据进行比较,能够判断哪一个的顺序较早。例如,在内部数据为数值数据,且数值越小则显示顺序越早的情况下,以第一内部数据<第二内部数据的方式生成两个内部数据,并将各个内部数据分别赋予各脉波异常期间内的解析结果信息,从而能够对优先度设定差异。此外,在使用这样的内部数据确定显示顺序的情况下,根据该内部数据生成被排序的显示图像的处理,可以通过本实施方式涉及的处理部230进行,也可以通过具有显示部的装置的处理部进行。另外,内部数据也可以赋予第一解析结果信息等其他的消息。

[0208] 浏览者可以考虑经过根据第一解析结果信息掌握整个测量期间的概要,然后使用第二解析结果信息进行详细诊断这一步骤。也就是说,在设定了显示第二解析结果信息的显示区域的情况下,其中,显示位置(配置位置)越靠近第一解析结果信息,则浏览者浏览的优先度越高。也就是说,此处的“先显示”是指也可以是配置在更靠近第一解析结果信息的位置处。

[0209] 另外,“优先显示”是指也可以根据显示区域(显示尺寸)的大小而进行。例如,处理部230以相比于第一脉波异常期间内的解析结果信息而缩小显示第二脉波异常期间内的解析结果信息的方式来生成第二解析结果信息。如此一来,由于可靠度高的发病期波形相对较大地进行显示,而可靠度低的发病期波形相对较小地进行显示,因而用户能够容易地理解应该注视哪个发病期波形。

[0210] 在图12的例子中,与可靠度高的发病期波形(图12的C1,对应于图8)相比,可靠度低的发病期波形(图12的C2、C3,对应于图9、图10)被缩小为1/4的尺寸,从而可靠度高的发病期波形的可视性相对变高。

[0211] 另外,“优先显示”的技术方案并不限定于顺序的前后,显示尺寸的大小,也可以通过改变背景颜色、改变文字的颜色或大小等的各种强调处理而实现。

[0212] 以上,根据仅显示脉波异常期间的预定区间的详细信息、即发病期波形的情况进行了说明,但并不限于此。例如,根据诊断目的、诊断者的不同,有时希望在解析报告中追加代表性的非发病期波形(脉波异常期间以外的区间的详细信息)的版面(section)。

[0213] 该情况下,以脉波异常期间以外的区间为对象,与例如图8等同样地生成用于显示体动波形、脉波波形、脉搏间隔波形的解析结果信息即可。另外,该情况下,也可以设定基于可靠度的优先度,而不是同等地对各非发病期波形进行处理,只要优先显示可靠度高的非发病期波形、或者相对较大地显示可靠度高的非发病期波形即可。

[0214] 另外,以上作为包含第一、第二解析结果信息的输出,设想为静态形式,但是,本实施方式涉及的数据也可以是动态(交互)的形式。例如也可以通过在第一解析结果信息(趋势图)上指定脉搏异常期间,并且显示所指定的脉波异常期间的代表波形(第二解析结果信息、发病期波形)。此处的代表波形的显示可以打开新的显示窗口,也可以跳转至显示位置,还可以是其他形式。该情况下,由于显示顺序的前后概念变淡,因此,作为“优先显示”的技术方案,也可以进行改变背景颜色等的强调。

[0215] 利用动态形式的第一、第二解析结果信息的显示例如图13所示。图13表示通过打开新的显示窗口而显示代表波形的例子。在图13中,设想在显示图7所示的趋势图的状态下,指定了与图7的B4(B7)对应的脉波异常期间的情况,在图7的趋势图上重叠显示新的显示窗口(弹出画面),在新的显示窗口中显示与图8对应的代表波形。另外,代表波形的显示并不限于固定显示预定长度区间(例如20秒)的波形,也可以显示其前后的波形的经时性推移。例如在图13中,在新的显示窗口的下部设有滚动条,通过由用户操作该滚动条,从而能够变更成为波形的显示对象的区间。例如,在点击图13的滚动条中的向左箭头按钮、或者向左移动滚动块时,可以显示时序靠前的波形,当点击向右箭头按钮、或者向右移动滚动块时,可以显示时序靠后的波形。另外,观察所显示的代表波形前后的脉波的经时性推移时的用户界面并不限于滚动条,能够实施各种变形。

[0216] 另外,以上示出了在解析报告中,将图7所示的信息作为第一解析结果信息而进行显示,将从图8~图10中省略了图4的(A)~图6的(B)所示的解析结果信息后的信息作为第二解析结果信息进行显示的例子,但并不限于此。如上所述,也可以将第一解析结果信息变更为图2或图3。或者,也可以将图8~图10自身作为第二解析结果信息进行显示,而不省略图4的(A)~图6的(B)所示的解析结果信息。或者,也可以作为独立项目而显示图4的(A)~图6的(B)所示的解析结果信息。或者,在能够显示动画的形态的情况下,也可以利用动画图像显示图4的(A)等所示的解析结果信息的时序变化。

[0217] 4. 系统构成例

[0218] 接着,对本实施方式涉及的生物体信息处理系统200等的构成例进行说明。首先,使用图14等对生物体信息处理系统200的具体系统构成例进行说明,然后,使用图19的(A)~图21对脉波测量装置100的外观例、包括生物体信息处理系统200的系统的例进行说明。

[0219] 4.1 生物体信息处理系统的构成例

[0220] 如图1所示,本实施方式涉及的生物体信息处理系统200包括取得部210、处理部230以及输出部250。

[0221] 取得部210取得脉波信息。例如,如之后使用图21的(A)所说明,本实施方式涉及的生物体信息处理系统200通过服务器系统而实现,在该服务器系统从用户所佩戴的脉波测量装置100(生物体信息检测装置)取得脉波信息的情况下,取得部210也可以是经由网络与脉波测量装置进行通信的通信部(接收来自脉波测量装置的信息的接收部)。

[0222] 该情况下,取得部210取得来自脉波测量装置所包含的脉波传感器的传感器信息。在此,脉波传感器是用于检测脉波信号的传感器,可以使用例如包括发光部和受光部的光电传感器等。已知脉波传感器能够通过光电传感器、其他形态的传感器(例如超声波传感器)等各种传感器而实现,本实施方式的脉波传感器能够广泛适用这些传感器。

[0223] 处理部230根据取得部210所取得的脉波信息进行心房颤动的解析处理,并根据解析结果而生成解析结果信息。该处理部230的功能能够通过各种处理器(CPU等)、ASIC(门阵列等)等的硬件、程序等而实现。

[0224] 输出部250将处理部230生成的解析结果信息输出。输出部250的输出形态存在多种,例如也可以经由网络将解析结果信息发送至其他的设备。该情况下,输出部250通过通信部而实现。此处的网络可以通过WAN(Wide Area Network、广域网)、LAN(Local Area Network、局域网)等而实现,有线或无线均可。或者,输出部250也可以是印刷解析结果信息的部分,该情况下,浏览者利用纸介质等浏览印刷的解析结果信息。

[0225] 在处理部230中,生成用于显示各种信息的解析结果信息的处理可以是生成显示画面信息的处理,也可以是生成印刷用数据的处理,还可以是画面显示用的信息(例如预定各信息的配置关系的HTML文件等)。生成画面显示用的信息,作为一个例子也可以是在互联网上生成浏览用的页面(例如Web页面)的处理。

[0226] 而且,输出部250也可以是将根据显示画面信息预定的显示画面显示于终端装置的显示部中的显示处理部。例如,包含本实施方式涉及的生物体信息处理系统200的装置可以具有显示部,并将显示画面显示在该显示部中,也可以将显示画面显示在与包含生物体信息处理系统200的装置不同的终端装置的显示部中。或者,输出部250也可以是将印刷用数据发送至印刷装置的部分。或者,输出部250也可以是基于来自与包含生物体信息处理系统200的装置不同的终端装置的要求而发送画面显示用的信息的发送部(通信部)。该情况下,关于使用画面显示用的信息的具体的画面显示,只要在接收到该画面显示用的信息的终端装置侧进行即可。作为一个例子,存在下述形态:当终端装置使用Web浏览器向生物体信息处理系统200发送浏览Web页面的要求时,处理部230返送与该浏览要求对应的Web页面,终端装置的Web浏览器对该Web页面的信息进行解释,并显示于显示部中。但是,终端装置与生物体信息处理系统200之间的信息的收发并不限于使用Web浏览器,例如也可以利用原生应用(native application)。

[0227] 图14中表示包含生物体信息处理系统200的系统的详细构成例。但是,生物体信息处理系统200并不限于图14的构成,能够实施省略其中一部分的构成元件、或者追加其他的构成元件等的各种变形。在图14的例子中,生物体信息处理系统200的取得部210从包含脉波传感器110的脉波测量装置100取得脉波信息。

[0228] 处理部230包括进行心律不齐(心房颤动)的解析处理的解析处理部220、和生成解析结果信息的解析结果信息生成部240。

[0229] 图15是解析处理部220的详细构成例。如图15所示,解析处理部220包括检测信号存储部221、体动噪音减少处理部222、脉搏间隔算出部223、判定指标算出部224、噪音量指标算出部225、信号量指标算出部226以及区间可靠度判断部227。

[0230] 检测信号存储部221存储取得部210所取得的信息。在此,设想取得部210除了取得脉波信息之外,还取得表示用户的身体运动的体动信息(从狭义上来讲为加速度信息),检

测信号存储部221存储脉波信息和体动信息。例如,体动信息是来自脉波测量装置100所包含的加速度传感器的信息。

[0231] 体动噪音减少处理部222从检测信号存储部221取得脉波信号和体动信号,并对脉波信号进行体动噪音的减少处理。体动噪音减少处理部222可以通过例如适应的滤波器处理等而实现。此外,如下所述,由于本实施方式中使用可靠度指标,因此,在未除去体动噪音而其结果误检测出心律不齐(假阳性)时,也能够降低该检测结果的显示优先度。因此,本实施方式中的体动噪音减少处理部222并非必需构成,也可以将其省略。

[0232] 脉搏间隔算出部223根据脉波信息而求出脉搏间隔。当噪音对于脉波波形的影响小时,可以将脉波波形的峰值间隔等设为脉搏间隔。但是,通常脉波波形并非如此干净的波形,因此,可以通过以某种程度的期间内的脉搏信息为对象的频率解析处理而求出脉搏间隔。作为一个例子,脉搏间隔算出部223针对在体动噪音减少处理部222中减少了体动噪音成分的脉波信息,每次采样时都切除帧,通过短时间内的频率解析(STFT(Short-Time Fourier transform、短时傅立叶变换)解析)计算出频谱。然后,脉搏间隔算出部223根据计算出的频谱而对阵每一帧计算出与脉搏间隔相当的参数。

[0233] 此处的帧只要是例如4秒左右的期间即可。在本实施方式中,将作为求出该脉搏间隔的对象的4秒等的帧也标记为脉搏间隔计算区间。此外,在以下的说明中,通过将脉搏间隔计算期间设为4秒,并使该期间依次错开1秒,从而每秒求出一次脉搏间隔,但是,关于脉搏间隔计算期间的长度、求出脉搏间隔的比率,能够实施各种变形。求出的脉搏间隔被输出至判定指标算出部224。

[0234] 判定指标算出部224根据脉搏间隔而求出判断是否出现心律不齐(心房颤动)的症状、具体而言是否为脉波异常期间的判断指标。图16的(A)、图16的(B)是针对表示心电RR间隔的变动的波形信号,在1个帧中以0.01Hz至0.2Hz的频宽进行频率解析,将峰值频率和功率进行对数转换后表示的图表。图16的(A)是未出现心房颤动症状时的图表,图16的(B)是出现心房颤动症状时的图表。

[0235] 由图16的(A)、图16的(B)可知,在使用心电RR间隔的情况下,回归线的截距和斜率根据有无出现心房颤动症状而变化,因此,能够根据该截距和斜率而判断心房颤动。因此,在判定指标算出部224中,也可以以表示脉搏间隔的变动的波形信号为对象而求出将峰值频率和功率对数转换后表示的图表,并求出该图表的截距和斜率作为判断指标。通过对该判断指标和正常状态的截距等、出现心房颤动症状时的截距等进行比较,能够判断是否为脉波信息中发现异常的脉波异常期间、具体而言是否出现心房颤动症状。此外,在判定指标算出部224中,也可以输出基于该截距等的判断结果(是否出现心房颤动症状的判断结果),而不是将截距和斜率作为指标值。

[0236] 或者,也可以计算出脉搏间隔的时间变化中的、一部分的频带的功率。当出现心房颤动症状时,与未出现症状时相比,上述功率增加数倍,从而发现显著差异。因此,也可以根据该功率变化而判断心房颤动。

[0237] 另外,已知在出现心房颤动症状时,脉搏间隔的时序变动会变大。因此,也可以实施求出分散值或者标准偏差等的统计量这样的变形,进而该情况下,也可以求出与前一个定时的脉搏间隔的变化量(差分或比率)的统计量,而不是脉搏间隔自身的统计量。由此,判定指标算出部224中的处理能够实施各种变形。以下,以从判定指标算出部224输出是否为

脉波异常期间的判断结果为例进行说明。

[0238] 噪音量指标算出部225求出表示脉波信息中所含的噪音的程度的噪音量指标。具体而言,噪音量指标算出部225只要从检测信号存储部221取得体动信息(加速度信息),并根据该体动信息而求出表示体动噪音的程度的指标值即可。更具体而言,作为体动噪音量,可以使用加速度传感器的三轴的加速度量的预定频宽的功率。

[0239] 信号量指标算出部226求出表示脉波信息中所含的信号量(信号电平)的信号量指标。信号量指标算出部226只要单纯地求出脉波信号的振幅电平(有效信号量等)作为信号量指标即可。解析处理部220并不限定于包含噪音量指标算出部225和信号量指标算出部226两者,也可以包含任意一个。

[0240] 另外,处理部230(从狭义上来讲为处理部230的解析处理部220)包括区间可靠度判断部227,该区间可靠度判断部227根据用户的体动信息和脉波信息中的至少一方,而求出测量期间内的各区间中的可靠度指标。

[0241] 区间可靠度判断部227例如可以利用数字滤波器从加速度传感器的各轴的加速度波形中提取出预定的频宽并求出有效值,并通过乘以基于对各轴的脉测量的影响度的系数并进行加算等的技术方案,从而求出基于噪音量指标的可靠度指标。此处的预定频宽为例例如0.5[Hz]~2[Hz],其对应于有可能与脉搏的频带重复的频宽。另外,关于基于信号量指标的可靠度指标,只要使用脉波信号的有效信号量即可。

[0242] 此外,作为此处的区间可靠度判断对象的测量期间内的各区间的长度为例例如20秒左右的长度。该情况下,在区间可靠度判断部227中,根据从噪音量指标算出部225输出的20秒钟的体动信息(加速度信号)的有效信号量、以及从信号量指标算出部226输出的20秒钟的脉波信息的有效信号量,判断该20秒的期间中的可靠度(区间可靠度)。

[0243] 处理部230的解析结果信息生成部240根据从判定指标算出部224输出的判断指标、和从区间可靠度判断部227输出的可靠度指标而生成解析结果信息。解析结果信息的详细情况如上所述。

[0244] 另外,在图14的例子中,输出部250将解析结果信息输出至其他的提示装置300中。也就是说,图14是如上所述经由网络等发送解析结果信息的例子。在提示装置300中,将从输出部250取得的解析结果信息提示给浏览者。从狭义上来讲,提示装置300包括显示部,只要在该显示部中显示解析结果信息即可。

[0245] 图17中表示对本实施方式的生物体信息处理系统200的解析处理部220中进行的处理进行说明的流程图。当该处理开始时,首先读取取得部210所取得的日志数据(S101)。此处的日志数据是指存储有整体一次测量期间、例如3~10天的脉波信息、体动信息的数据,在S101中,只要进行读取其中一个数据的处理即可。

[0246] 接着,判断对于日志数据的处理是否已结束(S102)。例如,只要从第一个日志数据开始按顺序进行处理,并判断是否残留有未处理的数据即可。当不存在未处理的数据(S102中为“否”)时,结束解析处理部220中的处理,并转移至根据解析结果生成显示用的解析结果信息的处理。

[0247] 当存在未处理的数据(S102中为“是”)时,进行S103及其之后的处理。具体而言,首先通过体动噪音减少处理部222进行体动噪音的减少处理(S103)。体动噪音减少处理例如可以如上所述通过滤波器处理而实现。

[0248] 然后,判断是否存储有与脉搏间隔计算区间对应的体动噪音减少后的脉搏信息(S104)。由于脉搏间隔计算区间为例如4秒,因而在存储有4秒钟的信息的情况下,S104的判断为“是”。例如,在脉波信息的采样率为16Hz时,4秒钟的信息为64个数据。当S104中为“否”时,返回至S101,并进行下一个日志数据的读取。此外,如上所述,脉搏间隔计算区间也可以相差一秒而设定。该情况下,在S104的处理中,无需从0开始存储4秒钟的数据,而可以挪用针对3秒钟已经存储的数据。即,S104在1秒钟判断为1次“是”。

[0249] 当在S104中为“是”时,根据所存储的脉搏间隔计算区间的脉波信息而计算脉搏间隔(S105)。具体的计算方法如上所述。S105的处理以与S104中判断为“是”的比率相同的比率执行,因此,脉搏间隔例如1秒钟求出一个。

[0250] 接着,判断是否存储有与判断可靠度的判断区间对应的数据(S106)。此处的判断区间例如为20秒,因此,S106中在20秒钟判断为一次“是”,除此之外判断为“否”。当为“否”时,返回至S101,并进行下一个日志数据的读取。

[0251] 当S106中为“是”时,首先根据与判断区间对应的存储的脉搏间隔判断是否为脉波异常期间(S107)。由于脉搏间隔例如1秒求出1次,因此,判定指标算出部224只要使用20个(根据判断区间的端点的脉搏间隔的使用,如图8等所示为21个)的脉搏间隔的时序变化,并根据上述方法进行判断即可。

[0252] 另外,区间可靠度判断部227根据20秒钟的脉波信息、体动信息而判断区间可靠度(S108)。在S108的处理后,返回至S101,并进行下一个日志数据的读取。

[0253] 通过进行图17所示的处理,可以1秒求出1次脉搏间隔,并且20秒钟求出1次关于脉波异常期间的判断结果以及区间可靠度。另外,若对脉搏间隔进行转换则可以求出脉搏数,因而脉搏数也以1秒1次的比率求出。

[0254] 此外,对于通过以相差1秒的方式设定4秒钟的脉搏间隔计算区间、即针对3秒钟的脉搏间隔计算区间允许重复而设定,从而1秒计算出1次脉搏间隔的方法进行了说明,但是,关于判断脉波异常期间的判断区间,也可以进行相同的处理。在图17的流程图中,示出了求出判断结果时以20秒为判断区间的例子,判断结果在20秒钟内求出1次,但是,可以通过以相差x秒的方式设定该判断区间,从而在x秒内求出1次判断结果。此处的x秒可以与脉搏间隔的计算同样地设为1秒,也可以设为2秒、5秒、10秒等的长度。

[0255] 由此,在允许判断区间重复的情况下,成为一个脉搏间隔的值与多个判断区间对应这样的状况。具体例如图18所示。在图18中,判断区间为20秒,上述x为10秒,脉搏间隔在1秒内计算出1次。此外,此处示出判断区间的终点处的脉搏间隔的值在该判断区间中未利用的例子,因此,20秒的判断区间内所含的脉搏间隔的值为20个。在图18中,设定第一判断区间Z1和其后的第二判断区间Z2,但是,脉搏间隔中的RR11~RR20包含在Z1和Z2两者中。即,从Z1求出的脉波异常期间的判断结果R1、和从Z2求出的脉波异常期间的判断结果R2均是基于RR11~RR20的信息。

[0256] 该情况下,作为基于RR11~RR20的脉波异常期间的判断结果,也可以使用R1和R2中的任意一个。但是,由于求出多个与RR11~RR20对应的信息,因而也可以将该多个信息加以综合。作为一个例子,也可以使用R1和R2的逻辑和、逻辑积、多数决定等来决定与RR11~RR20对应的区间内的判断结果。另外,在图18中,设为x=10,但是,在将x设为更小时,1个脉搏间隔的值与更多个判断区间对应。例如,当x=1时,一个脉搏间隔的值与20个判断区间对

应,因此,只要使用20个判断结果的逻辑和、逻辑积、多数决定等求出该一个脉搏间隔的判断结果即可。关于判断区间的长度、x的长度,如上所述也可以实施其他的变形。

[0257] 另外,也可以以相差x秒的方式设定判断区间这一点在求出可靠度指标(区间可靠度)时也是相同的。该情况下,由于无需利用脉波异常期间的判断结果和区间可靠度进行同样的设定,因此,也可以将判断区间的长度、设定判断区间时相差的幅度x分别设为不同的值。

[0258] 4.2脉波测量装置等的具体例

[0259] 图19的(A)~图20中表示收集脉波信息的脉波测量装置100(可佩戴装置)的外观图的一个例子。本实施方式的可佩戴装置具有腕带部10、壳部30以及传感器部40。壳部30安装在腕带部10上。传感器部40设置在壳部30上。

[0260] 腕带部10用于缠绕在用户的手腕上从而佩戴可佩戴装置。腕带部10具有腕带孔12、带扣部14。带扣部14具有腕带插入部15和突起部16。用户通过将腕带部10的一端侧插入带扣部14的腕带插入部15中,并将带扣部14的突起部16插入腕带部10的腕带孔12中,从而将可佩戴装置佩戴在手腕上。此外,腕带部10也可以构成为:取代带扣部14而具有尾锁。

[0261] 壳部30相当于可佩戴装置的主体部。在壳部30的内部,设有传感器部40、未图示的电路板等的可佩戴装置的各种构成部件。即,壳部30是收容上述构成部件的框体。

[0262] 壳部30上设有发光窗部32。发光窗部32通过透光部件而形成。而且,壳部30上设有安装在柔性基板上作为接口的发光部,来自该发光部的光经由发光窗部32而射出至壳部30的外部。

[0263] 可佩戴装置如图21的(A)等所示那样佩戴在用户的手腕上,并以该佩戴状态进行脉波信息(从广义上来讲为生物体信息)的测量。

[0264] 接着,对于实现本实施方式涉及的生物体信息处理系统200的具体装置的例子进行说明。本实施方式涉及的生物体信息处理系统200也可以是例如服务器系统。该情况下的例子为图21的(A),作为服务器系统的生物体信息处理系统200经由网络NE而与脉波测量装置100连接,并从该脉波测量装置100取得脉波信息。用户所佩戴的可佩戴装置(脉波测量装置100)需小型轻量,因而对于电池、装置内部的处理部的处理性能、或者数据的存储容量的限制较大。相对于此,服务器系统的资源限制较小,因此,能够高速进行脉波信息的解析处理、解析结果信息的生成处理,或者能够保持更多的数据(脉波信息、或者解析结果信息)。

[0265] 此外,生物体信息处理系统200只要能够取得脉波测量装置100所收集的脉波信息即可,因而并不限定于与脉波测量装置100直接连接。例如,如图21的(B)所示,也可以呈脉波测量装置100与其他的处理装置400连接,生物体信息处理系统200经由网络NE而与该处理装置400连接的形态。作为该情况下的处理装置400,可以是例如佩戴脉波测量装置100的用户所使用的智能手机等的便携式终端装置。而且,脉波测量装置100与处理装置400的连接也可以利用与网络NE相同的网络,但也可以利用短距离无线通信等。

[0266] 另外,本实施方式涉及的生物体信息处理系统200也可以通过智能手机等的处理装置(从狭义上来讲为便携式终端装置)实现而非服务器系统。该情况下的构成例为图21的(C)。智能手机等的便携式终端装置与服务器系统相比,大多数的处理性能、存储空间、电池容量有限,但是,考虑到近年来的性能提高,也认为能够确保充分的处理性能等。因此,只要能够满足处理性能等的要求,也可以如图21的(C)所示将智能手机等作为本实施方式涉及

的生物体信息处理系统200。

[0267] 进一步来说,在考虑到终端性能的提高、或者利用形态等的情况下,脉波测量装置100包含本实施方式涉及的生物体信息处理系统200的实施方式也不能被否定。该情况下,取得部210接收(取得)来自同一装置内的脉波传感器110的信息。在脉波测量装置100中搭载有生物体信息处理系统200的情况下,在该生物体信息处理系统200中,对于以大量的用户为对象的数据解析、保存等的要求低,只要将使用脉波测量装置100的一个或者少数用户作为对象即可。即,充分存在脉波测量装置100的处理性能等也满足用户的要求的可能性。

[0268] 也就是说,本实施方式的技术方案可以适用于包括取得脉波信息的取得部210、进行脉波信息的解析处理且生成解析结果信息的处理部230、以及将生成的解析结果信息输出的输出部250的生物体信息处理系统(生物体信息解析装置、生物体信息测量装置、生物体信息检测装置)中。如上所述,生物体信息处理装置的处理部230生成根据脉波信息求出的脉搏间隔的分布信息、和用于表示脉波信息的测量的可靠度指标的信息作为解析结果信息。

[0269] 另外,如上所述,生物体信息处理装置的处理部230生成第一解析结果信息和第二解析结果信息,其中,第一解析结果信息用于以能够识别的方式显示测量期间内的脉波异常期间,第二解析结果信息用于显示脉波异常期间内的至少一部分区间的脉波波形和脉搏间隔波形的至少一方。

[0270] 另外,以上通过服务器系统、处理装置400、脉波测量装置100中的任意一个装置而实现生物体信息处理系统200,但并不限于此。例如,也可以通过多个装置的分散处理而实现脉波信息的取得、脉波信息的解析处理、解析结果信息的生成处理以及输出处理。具体而言,也可以通过服务器系统、处理装置400、脉波测量装置100中的至少两个以上的装置而实现生物体信息处理系统200。或者,如图14的提示装置300所示,也可以由其他的装置执行生物体信息处理系统200的处理的一部分,本实施方式涉及的生物体信息处理系统200能够通过各种装置(或者装置的组合)而实现。

[0271] 另外,本实施方式的技术方案也可以适用于下述解析结果信息的生成方法(解析结果信息的制造方法)中,即:进行取得脉波信息的处理,并进行脉波信息的解析处理,从而生成用于显示根据脉波信息求出的脉搏间隔的分布信息、和脉波信息的测量的可靠度指标的解析结果信息。

[0272] 通过使用这样的生成方法(制造方法),与心电图相比较时,即使在使用容易受到噪音影响的脉波信息的情况下,也能够以易懂的形态向浏览者(医生)提示所显示的脉搏间隔的分布信息是否可靠。

[0273] 另外,本实施方式的技术方案也可以适用于下述解析结果信息的生成方法(解析结果信息的制造方法)中,即:进行取得脉波信息的处理,并进行脉波信息的解析处理,从而生成第一解析结果信息和第二解析结果信息,其中,第一解析结果信息用于以能够识别的方式显示用于进行测量期间内的心律不齐的判断的脉波异常期间,第二解析结果信息用于显示脉波异常期间内的预定区间内的脉波波形和脉搏间隔波形的至少一方。

[0274] 通过使用这样的生成方法(制造方法),即使在取得长期庞大的脉波信息的情况下,也能够以容易理解用户(患者)的症状等的形态向浏览者(医生)提示信息。例如,能够生成以浏览性高的状态记载重要信息的报告等。

[0275] 此外,以上对于本实施方式详细地进行了说明,但本领域技术人员能够容易地理解,在实质上未脱离本发明的新的事项以及效果的范围内实施多种变形。因此,这样的变形例全部包含在本发明的范围内。例如,在说明书或者附图中,至少一次与更为广义或者同义的不同术语同时记载的术语,在说明书或者附图的任意位置均可替换为该不同的术语。另外,生物体信息处理系统等的构成、动作也不限于本实施方式中所说明,能够实施各种变形。

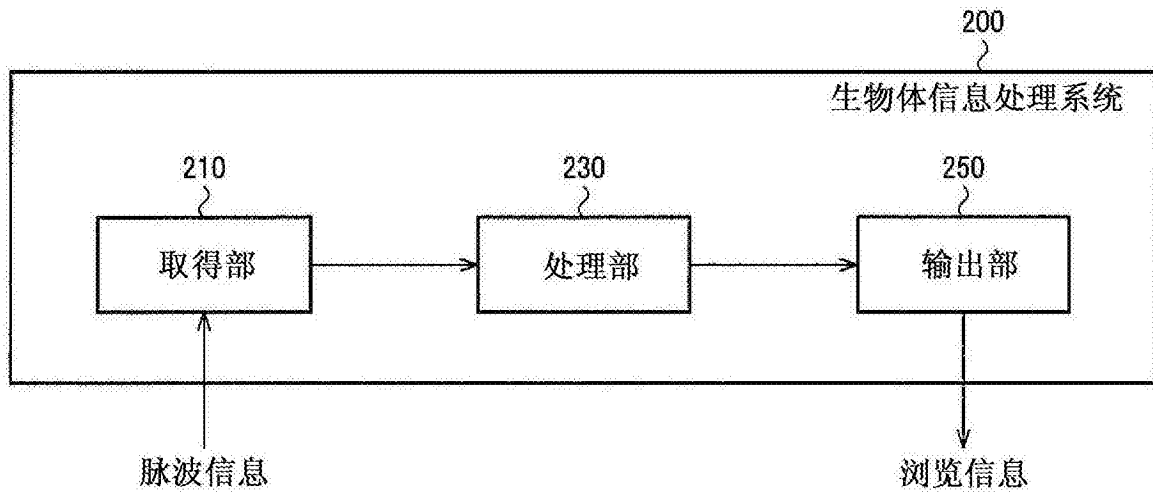


图1

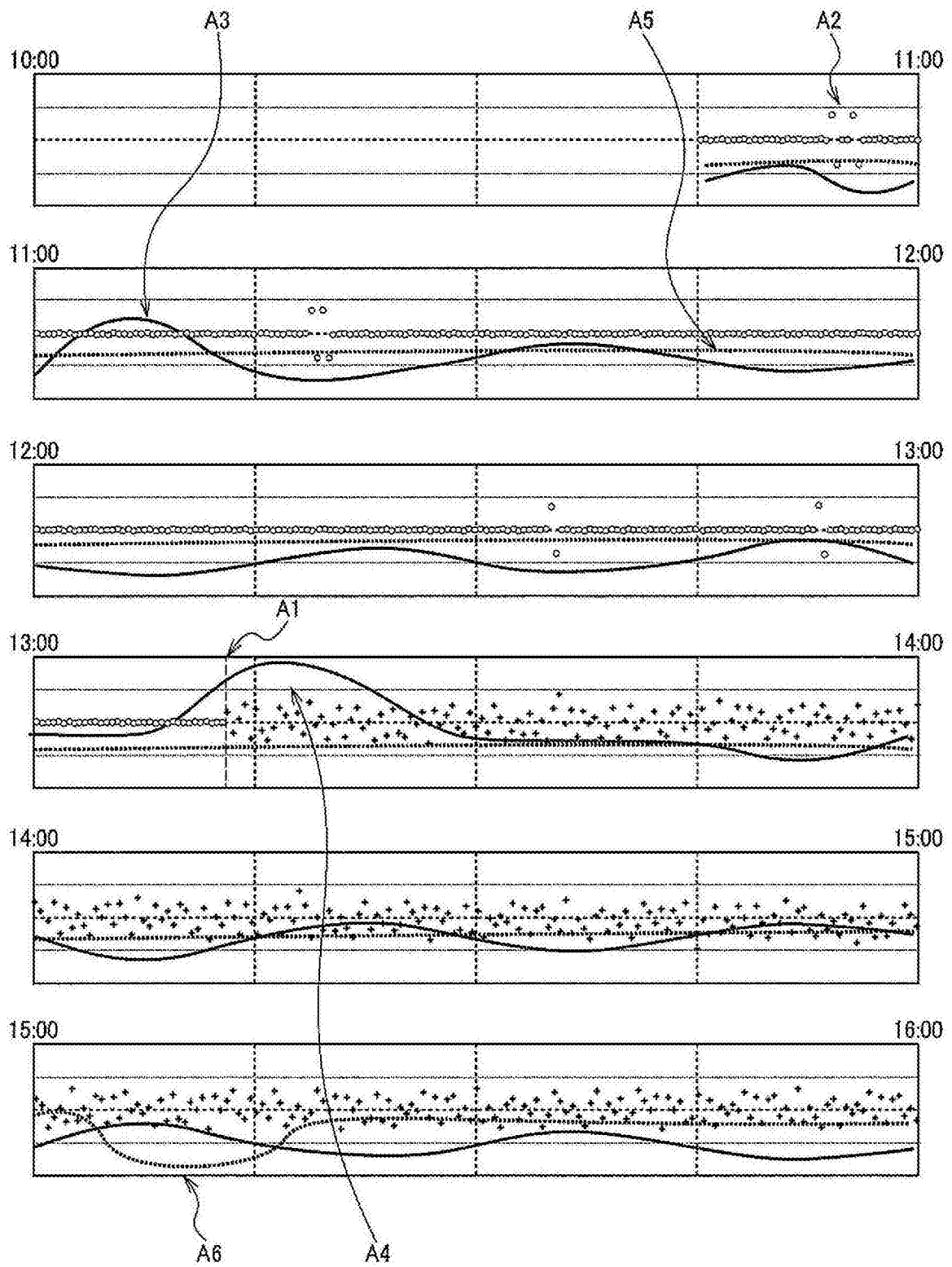


图2

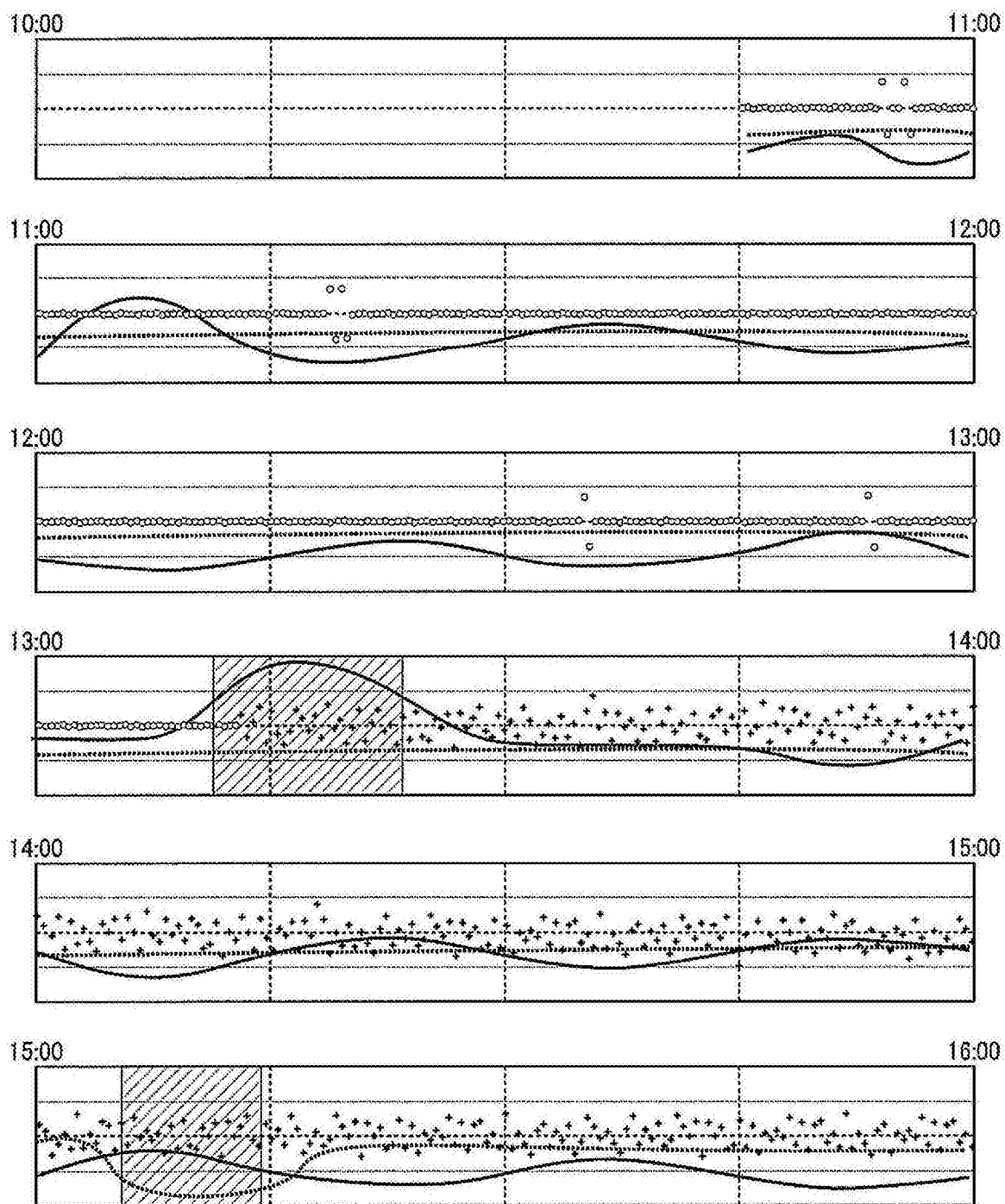


图3

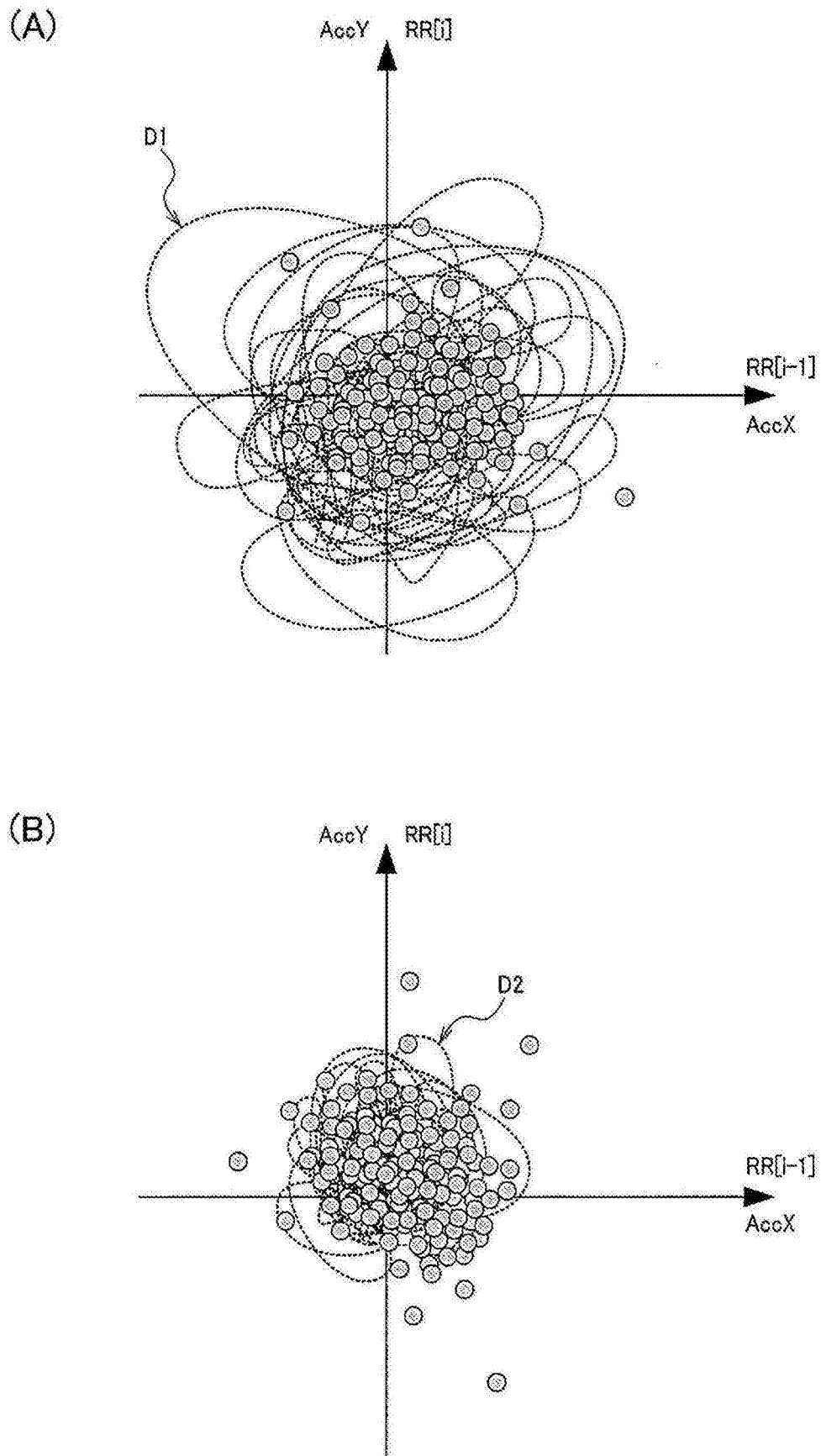


图4

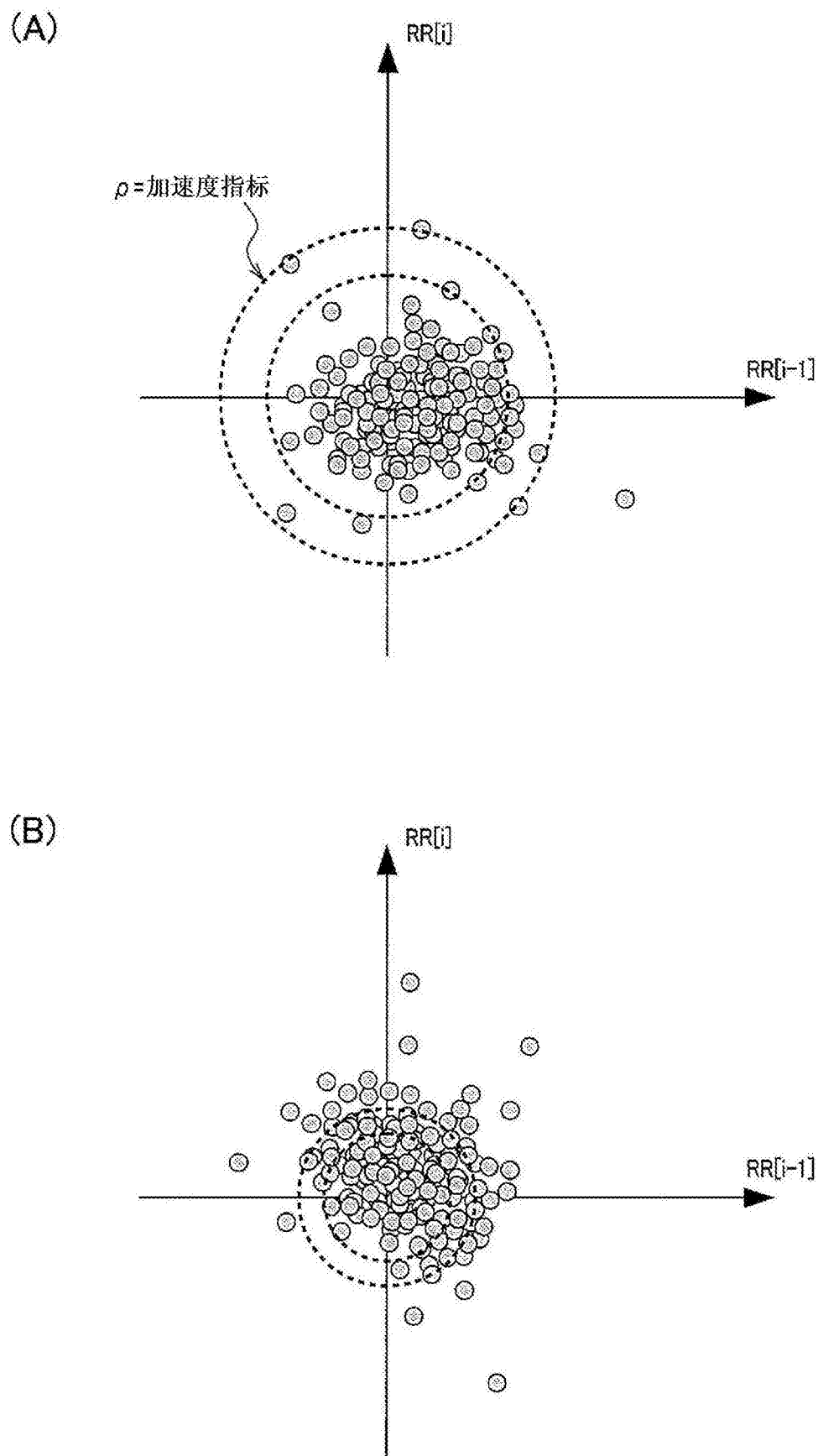
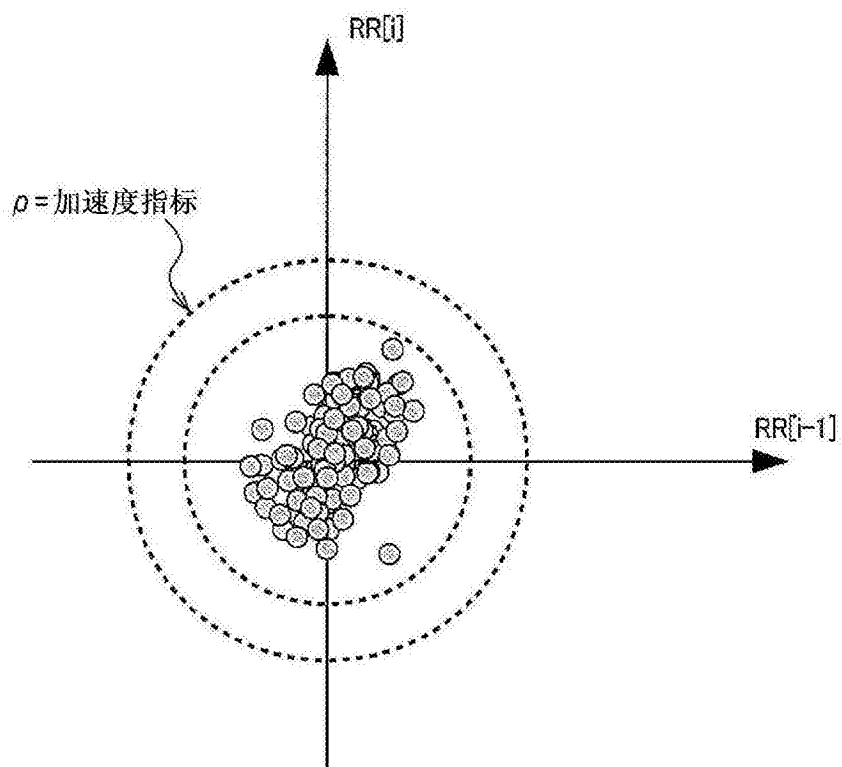


图5

(A)



(B)

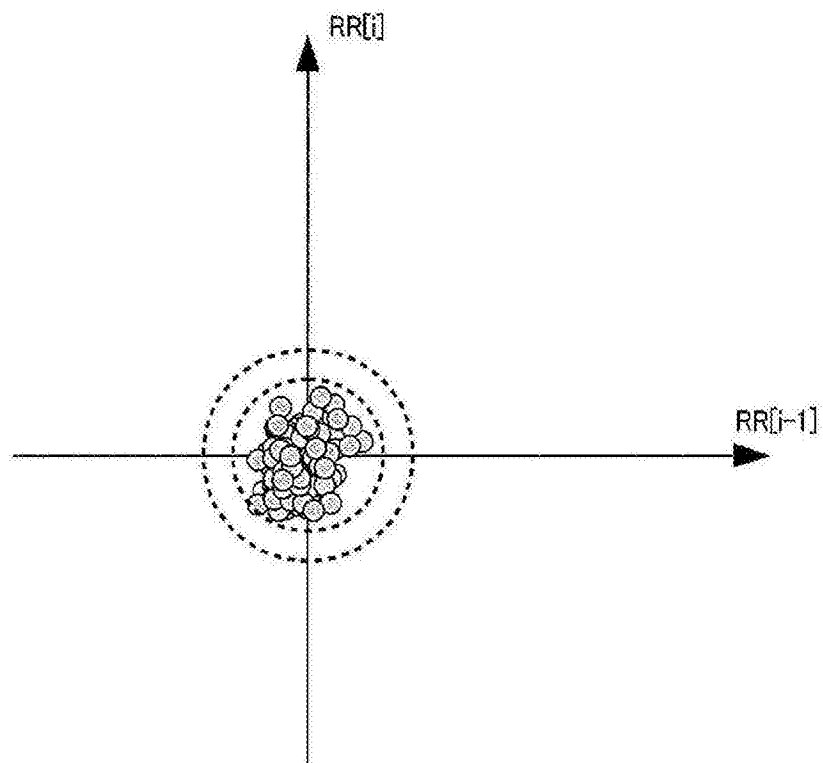


图6

#01:xx/xx xx:xx~xx/xx yy:xx

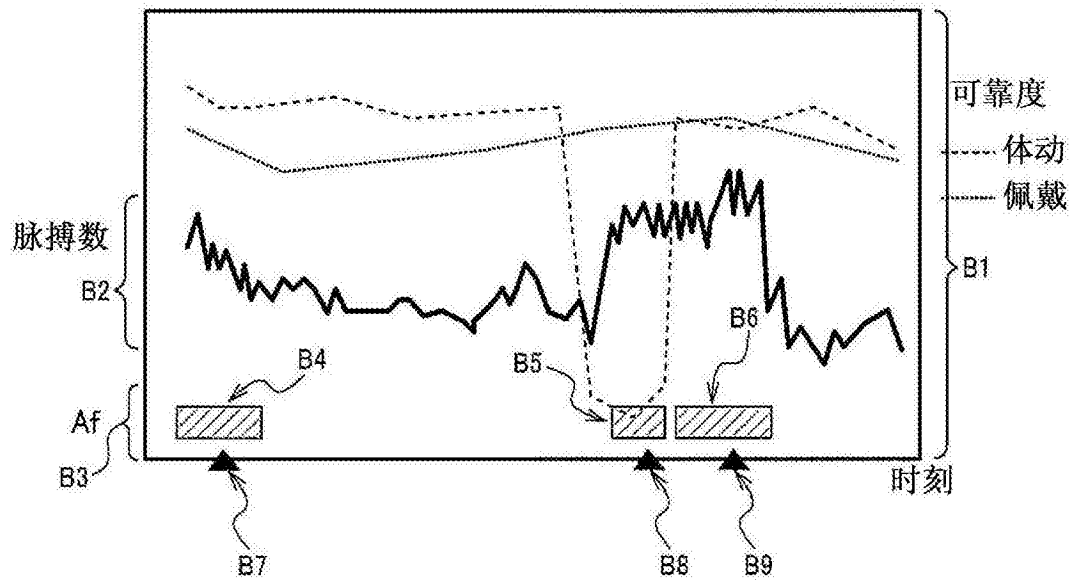


图7

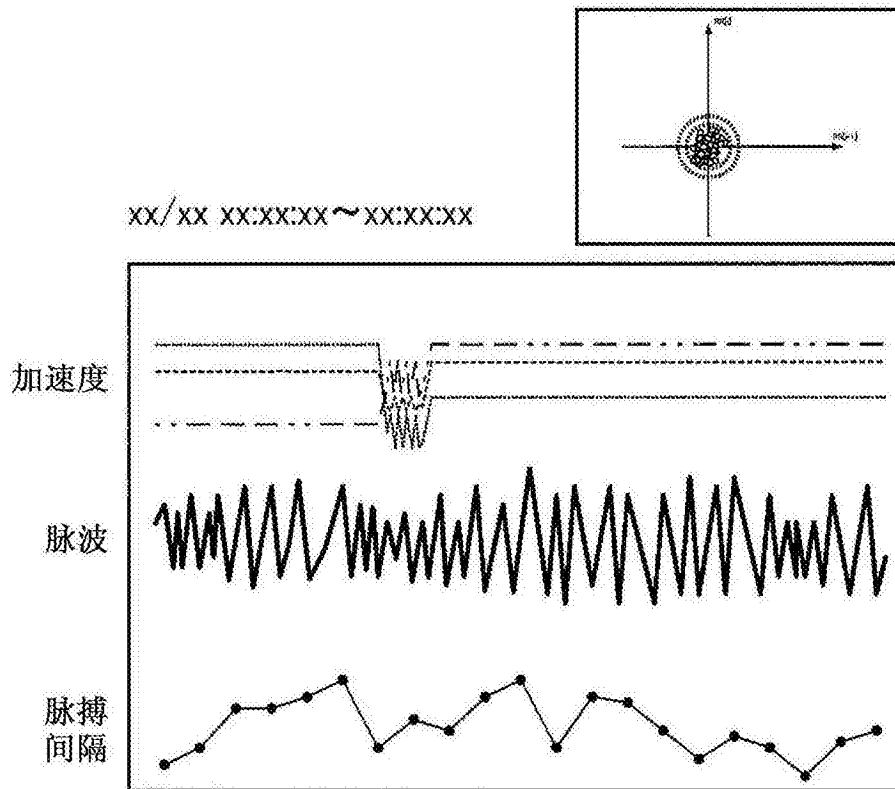


图8

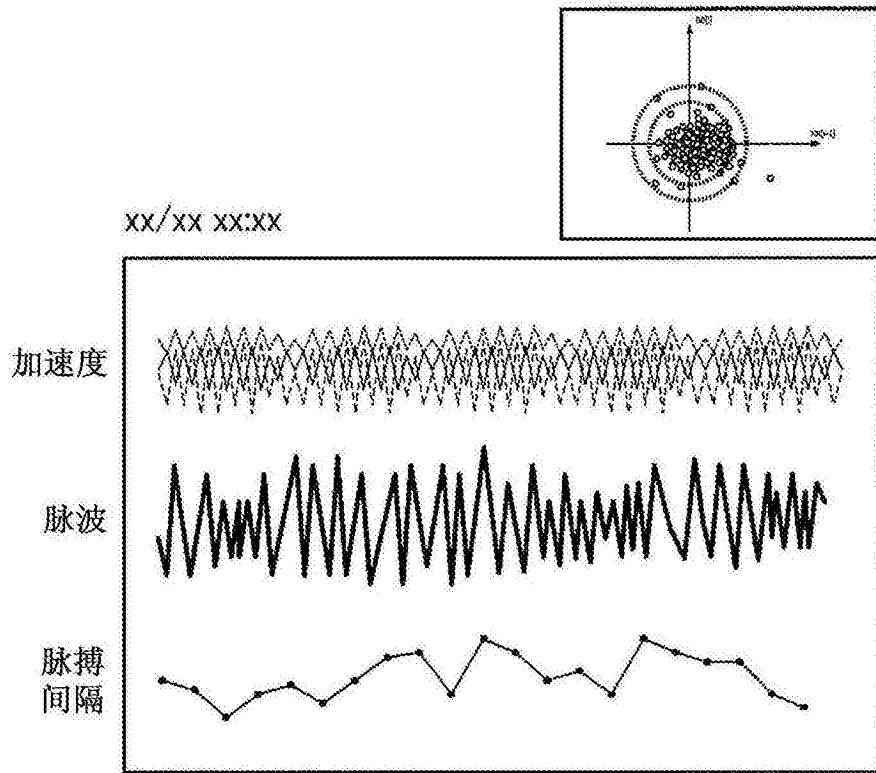


图9

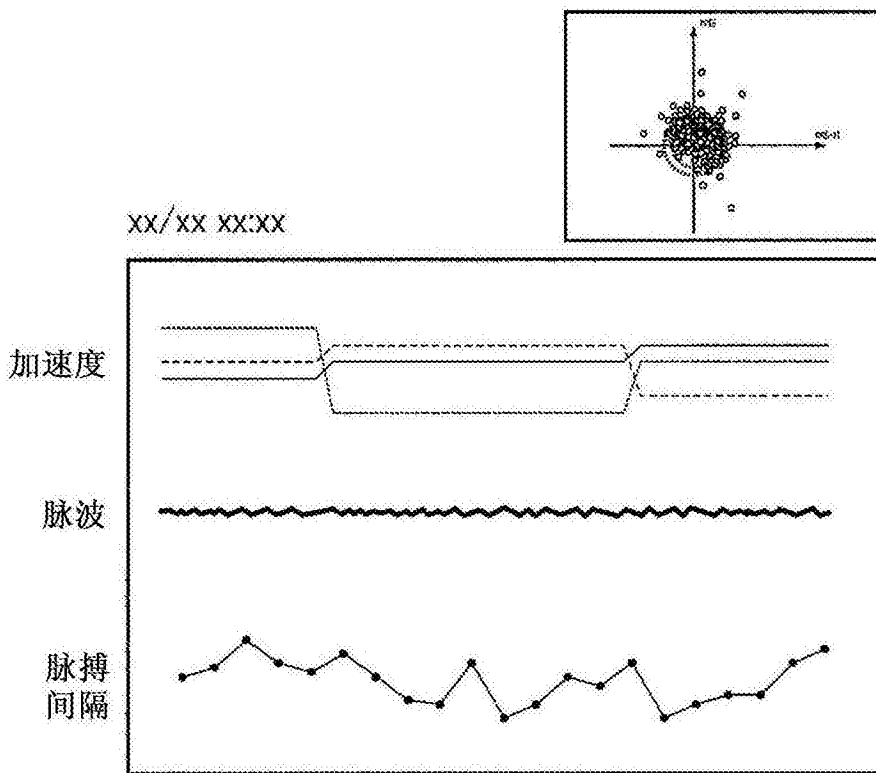


图10

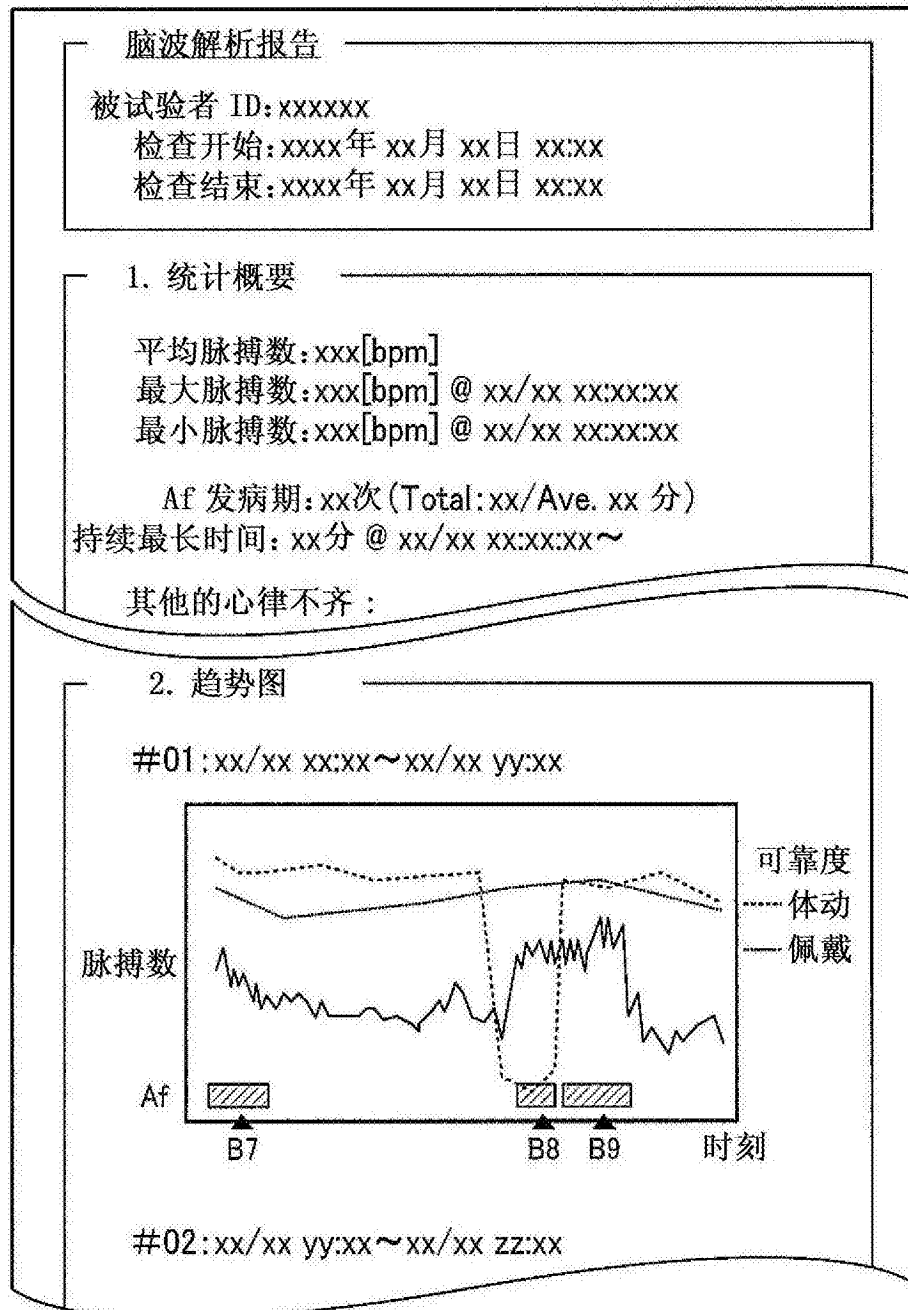


图11

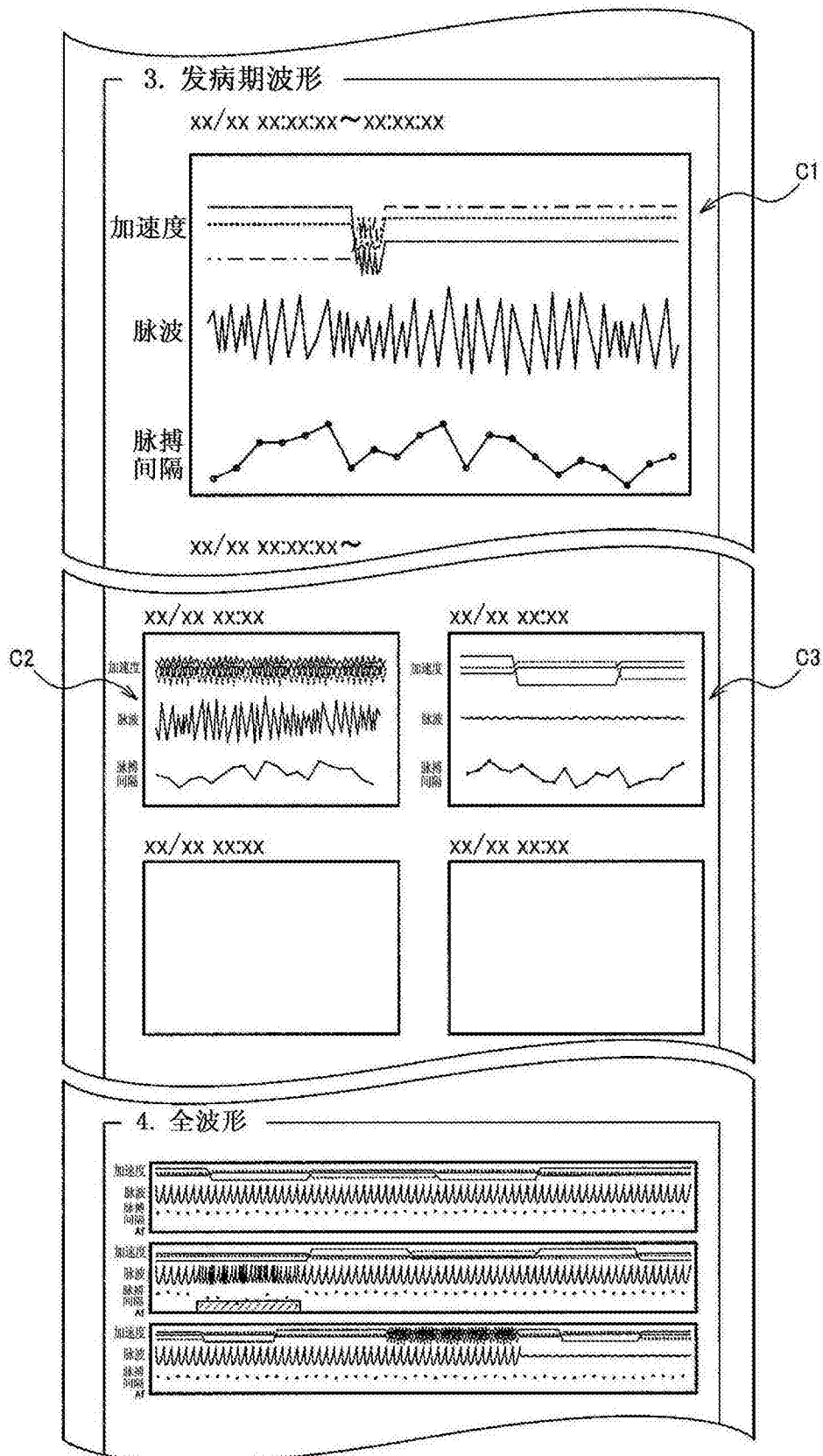


图12

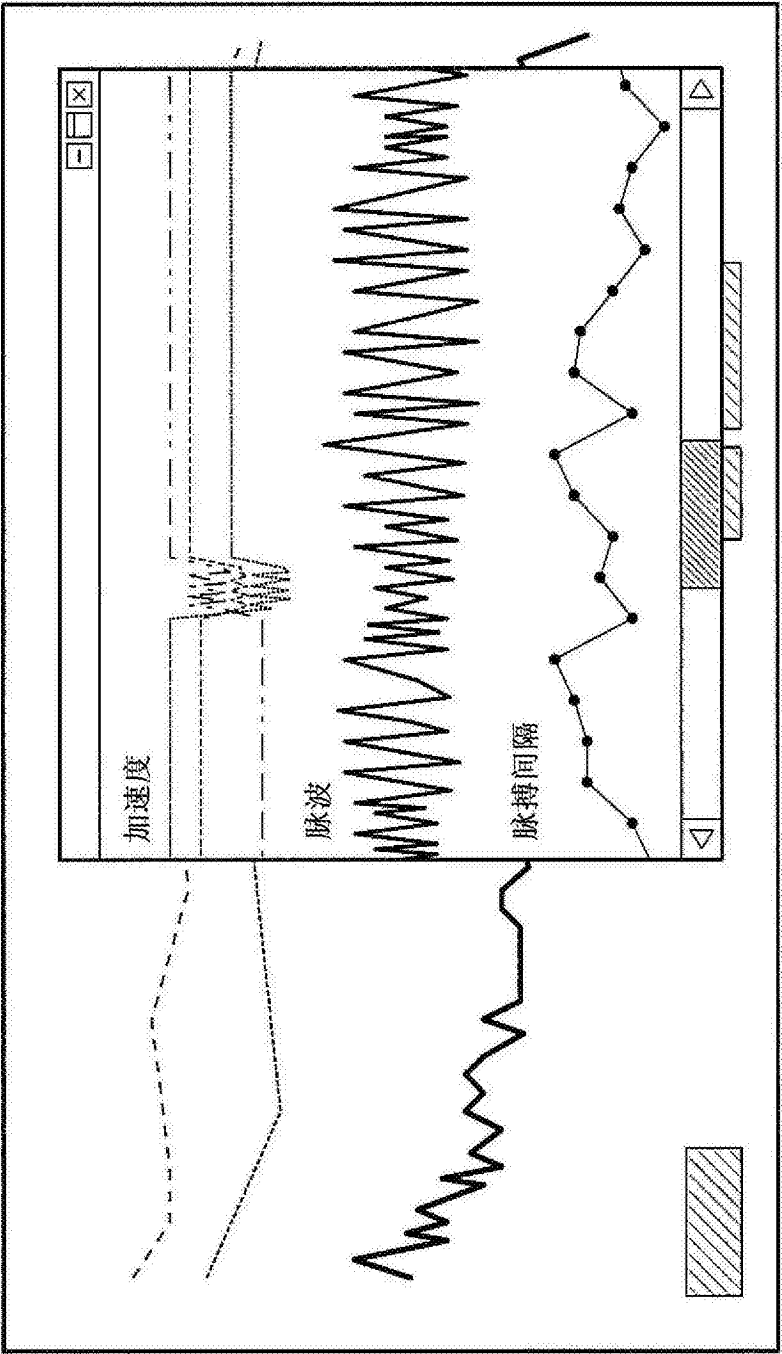


图13

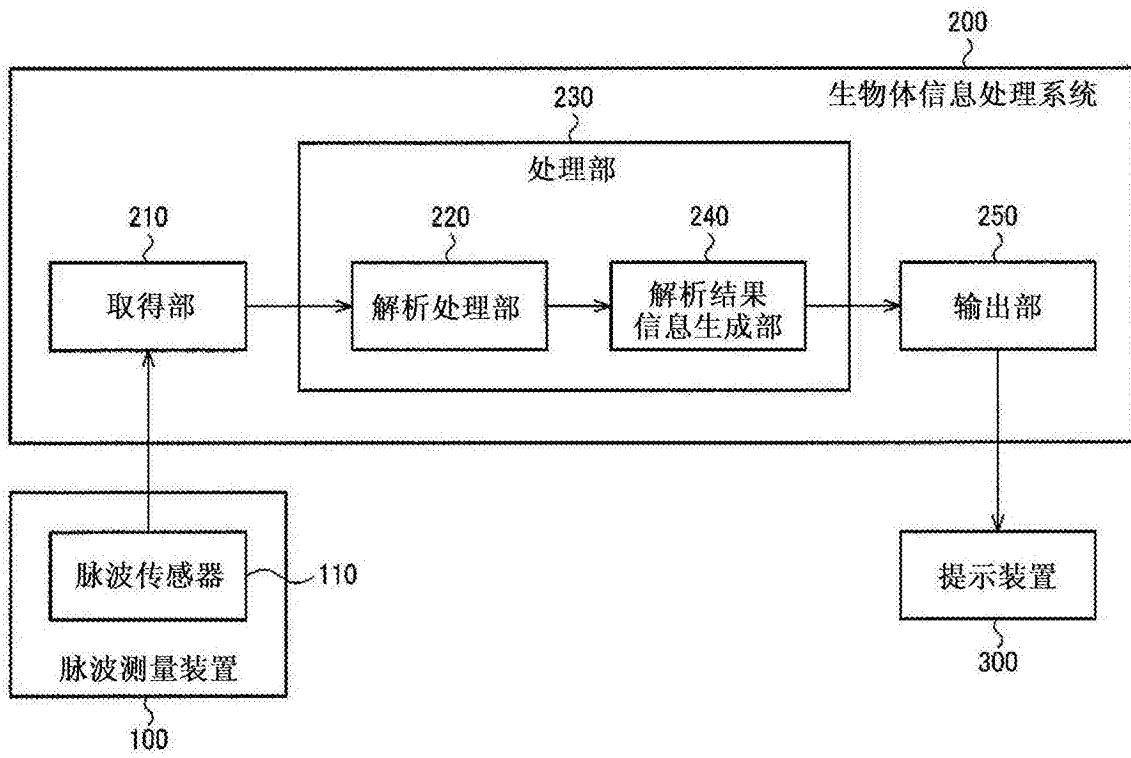


图14

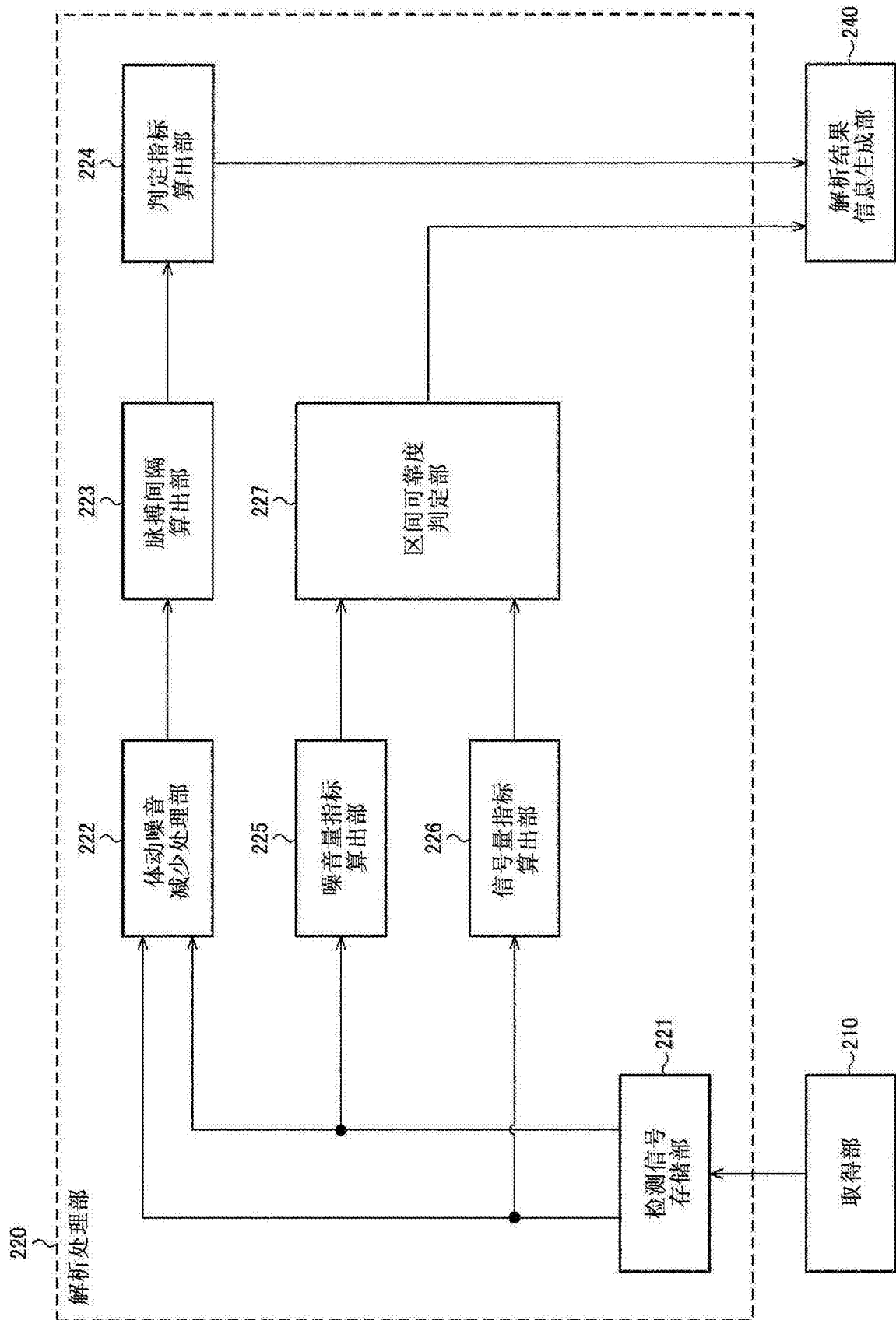
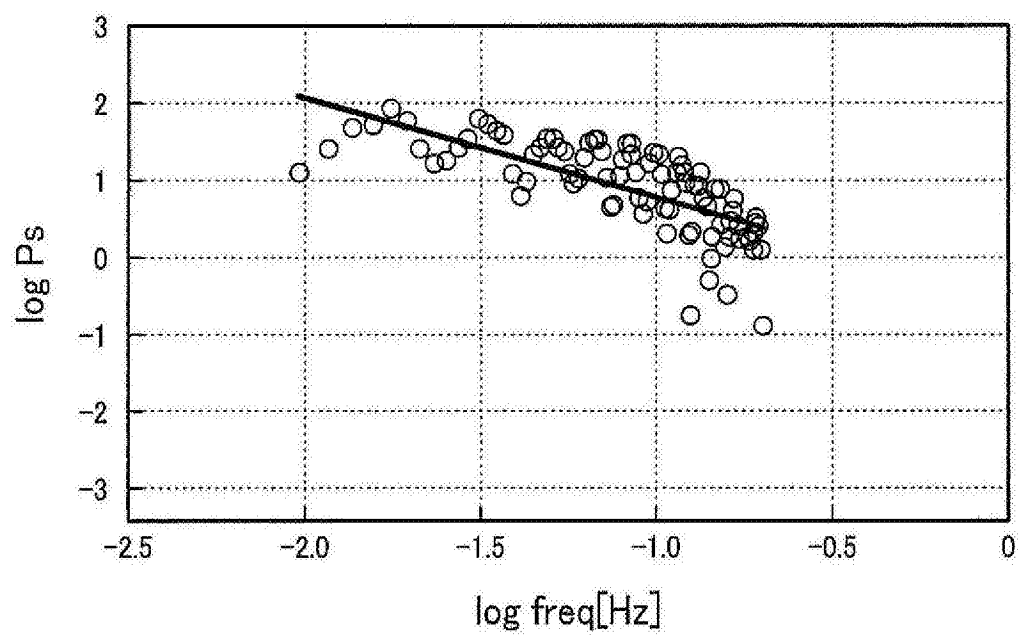


图15

(A)



(B)

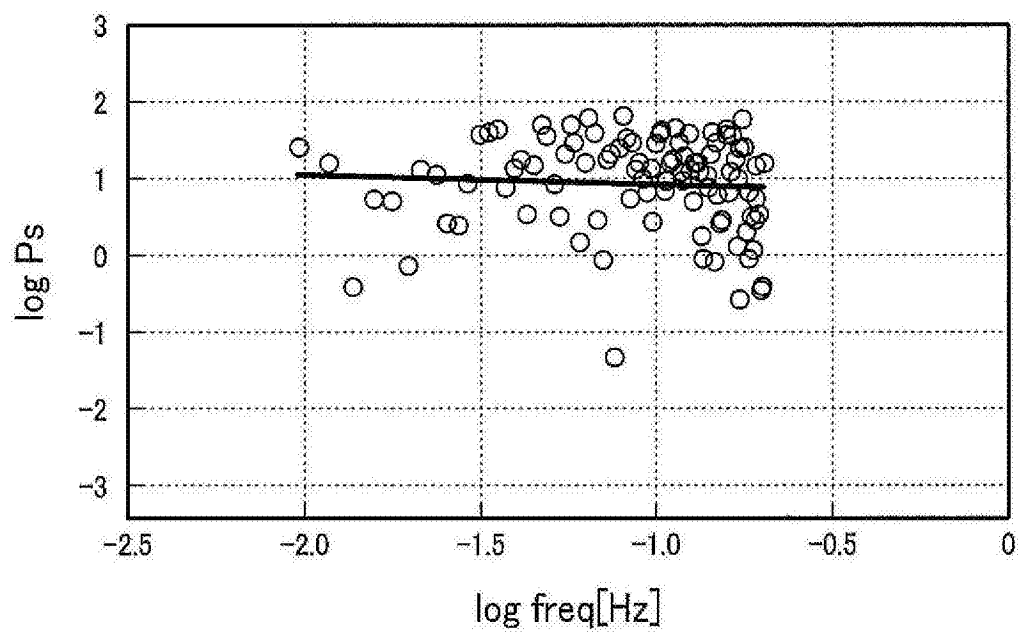


图16

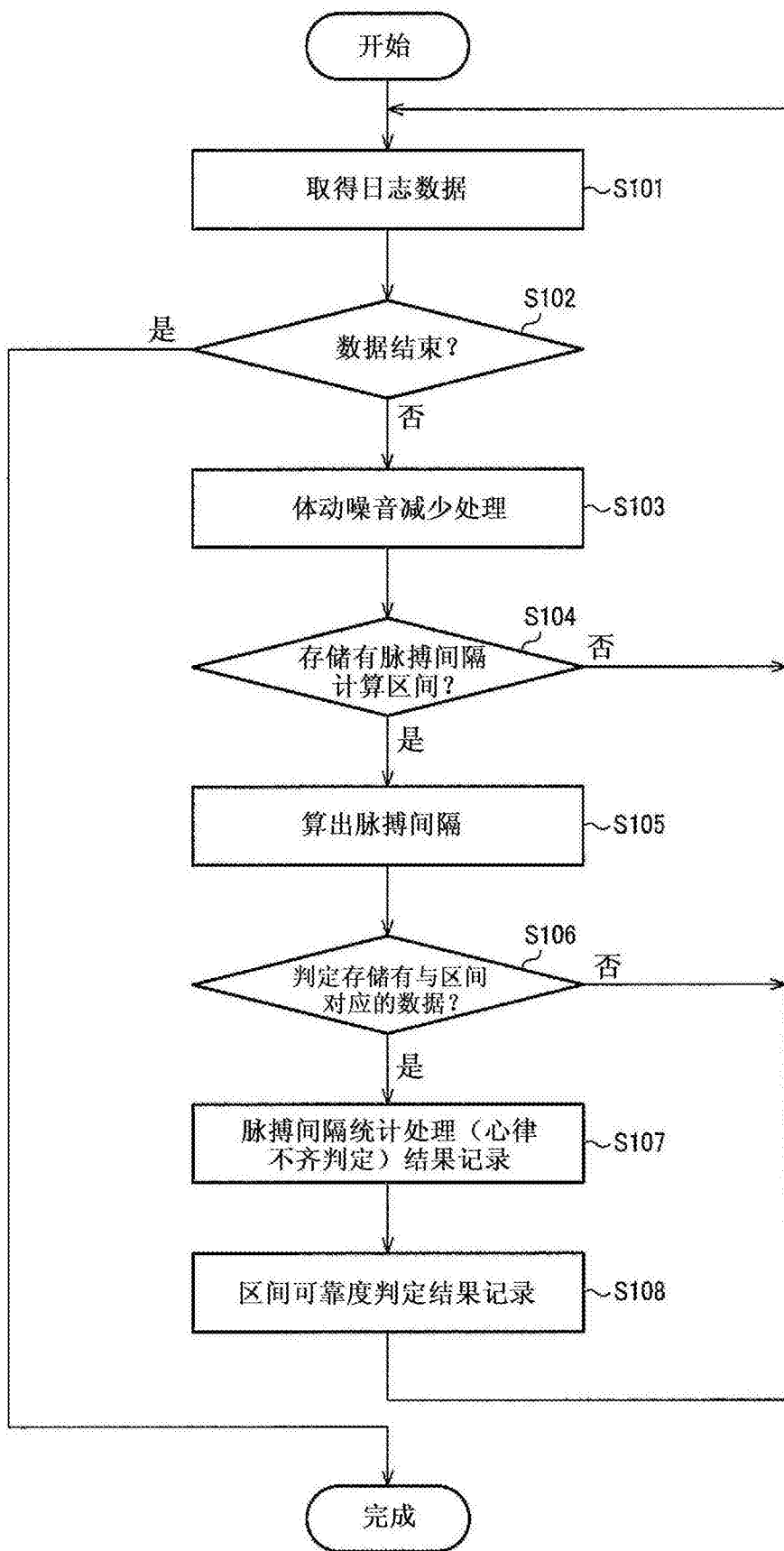


图17

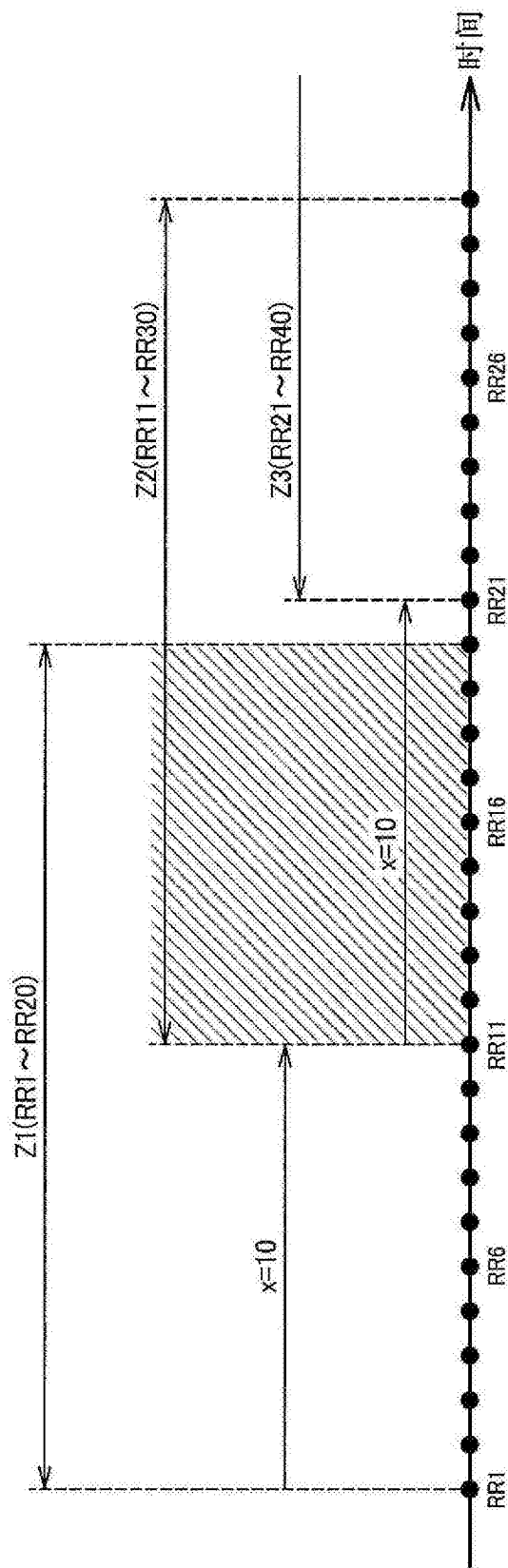
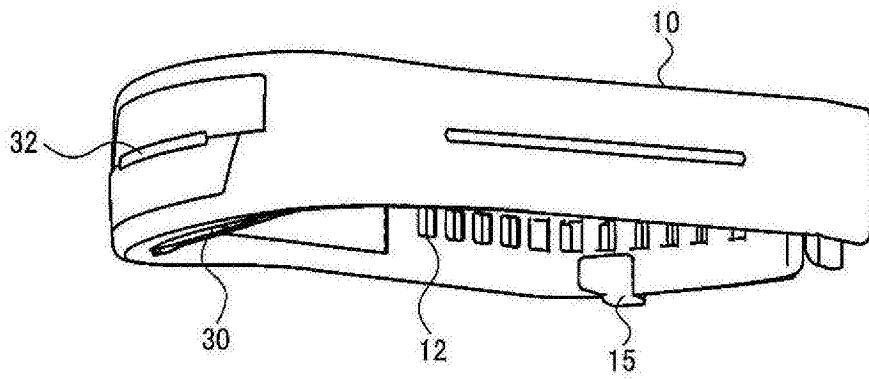


图18

(A)



(B)

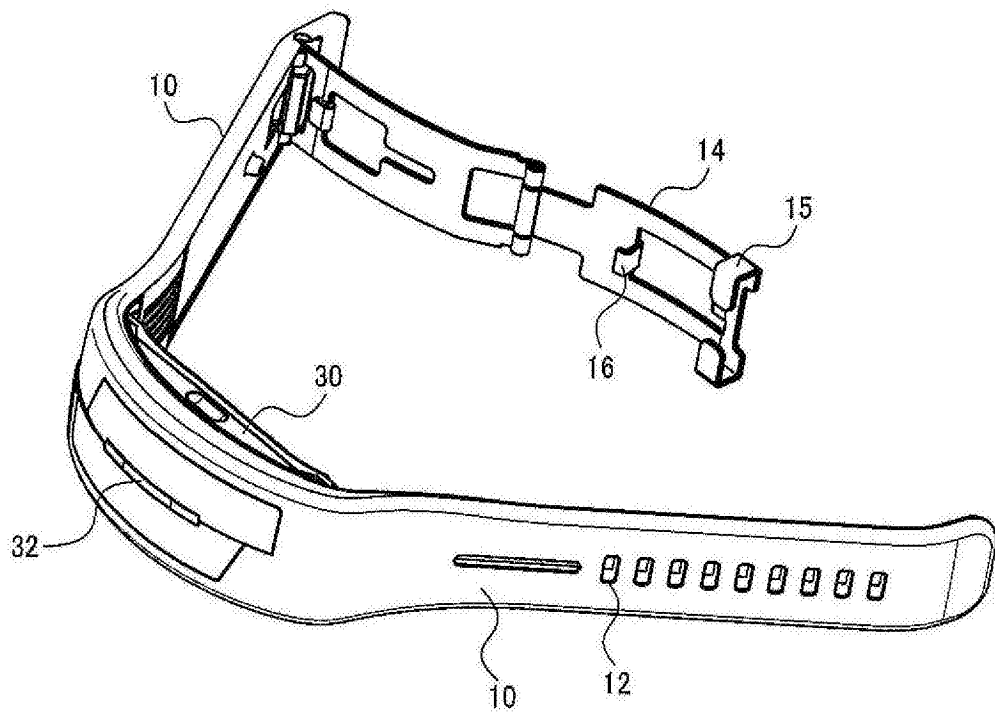


图19

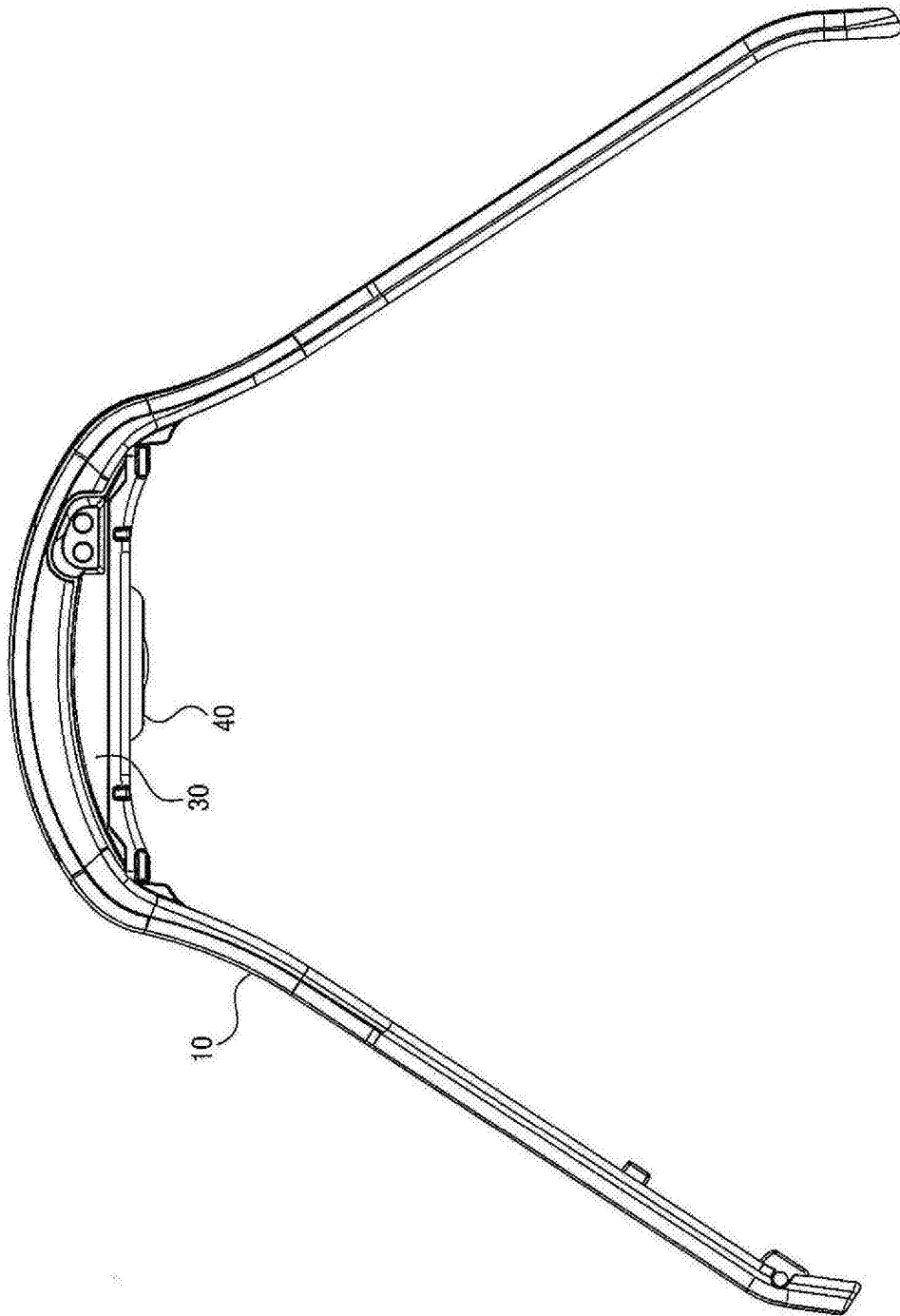


图20

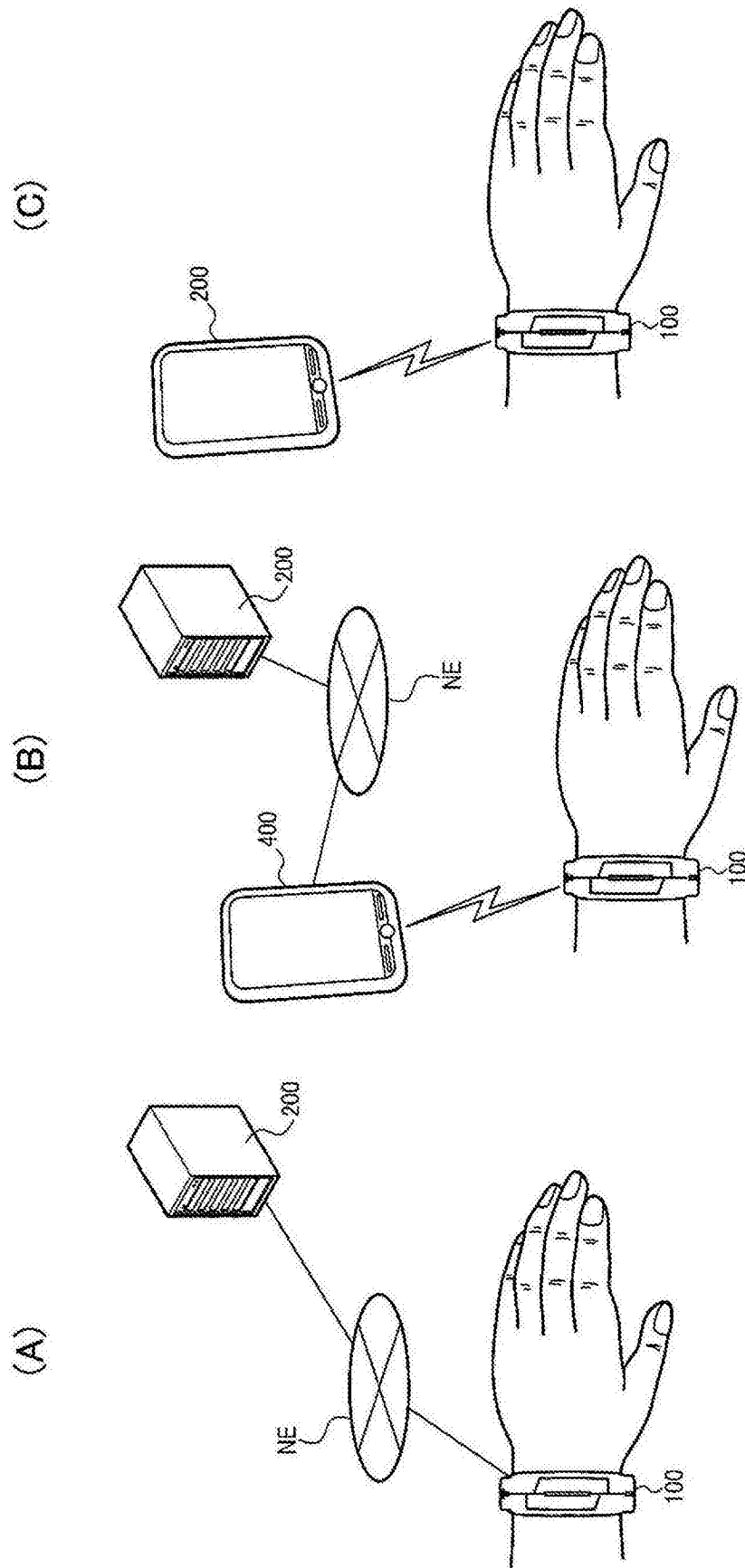


图21

|                |                                                                                                                                                                                                                |         |            |
|----------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 生物体信息处理系统和装置、及解析结果信息的生成方法                                                                                                                                                                                      |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN106037701A</a>                                                                                                                                                                                   | 公开(公告)日 | 2016-10-26 |
| 申请号            | CN201610232630.0                                                                                                                                                                                               | 申请日     | 2016-04-14 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 精工爱普生株式会社                                                                                                                                                                                                      |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 精工爱普生株式会社                                                                                                                                                                                                      |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 精工爱普生株式会社                                                                                                                                                                                                      |         |            |
| [标]发明人         | 小山文夫                                                                                                                                                                                                           |         |            |
| 发明人            | 小山文夫                                                                                                                                                                                                           |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/024 A61B5/11 A61B5/00                                                                                                                                                                                    |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/02438 A61B5/02444 A61B5/1114 A61B5/1116 A61B5/1118 A61B5/681 A61B5/7207 A61B5/7275 A61B5/02405 A61B5/046 A61B5/7221 A61B5/742 A61B5/02416 A61B5/11 A61B5/6824 A61B5/6831 A61B5/721 A61B5/7278 A61B5/7282 |         |            |
| 优先权            | 2015084706 2015-04-17 JP<br>2015084707 2015-04-17 JP                                                                                                                                                           |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                                                                                                                                                                 |         |            |

#### 摘要(译)

本发明提供根据使用脉波信息的解析处理而生成并输出适当的解析结果信息的生物体信息处理系统和装置、及解析结果信息的生成方法等。生物体信息处理系统(200)包括：取得部(210)，取得脉波信息；处理部(230)，进行脉波信息的解析处理而生成解析结果信息；以及输出部(250)，输出生成的所述解析结果信息，处理部(230)生成用于显示根据所述脉波信息求出的脉搏间隔的分布信息、和所述脉波信息的测量的可靠度指标的信息作为所述解析结果信息。

