



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107249455 A

(43)申请公布日 2017.10.13

(21)申请号 201680010373.4

(22)申请日 2016.02.16

(30)优先权数据

2015-028850 2015.02.17 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.08.15

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/054438 2016.02.16

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/133088 JA 2016.08.25

(71)申请人 日本电信电话株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 堀川桂太郎 中村吉孝 泽田雅人

山中章裕 塚田信吾 山田俊哉

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 黄纶伟 金玲

(51)Int.Cl.

A61B 5/107(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/16(2006.01)

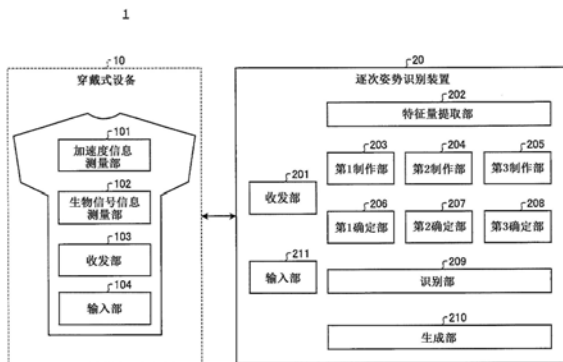
权利要求书5页 说明书26页 附图21页

(54)发明名称

逐次姿势识别装置及植物性神经功能信息取得装置、方法和程序

(57)摘要

在被验者佩戴的穿戴式设备设有测量加速度信息的加速度信息测量部和测量被验者的生物信号信息的生物信号信息测量部。从所测量的加速度信息及生物信号信息提取对应于第1规定期间的第1特征量及对应于第2规定期间的第2特征量。通过基于第1特征量的机器学习,制作被验者的运动及静止识别模型、运动识别模型、静止识别模型。将基于各个识别模型的判定结果进行组合,从而对被验者的姿势及运动进行识别。生成将所识别的姿势及运动和被验者的生物信号信息对应而成的对应信息。



1. 一种逐次姿势识别装置,其特征在于,其包括:

加速度信息测量部,其设置于穿戴式设备,对佩戴所述穿戴式设备的被验者的动作的加速度信息进行测量;

生物信号信息测量部,其设置于所述穿戴式设备,对所述被验者的生物信号信息进行测量;

特征量提取部,其从所述加速度信息及所述生物信号信息提取对应于第1规定期间的第1特征量及对应于第2规定期间的第2特征量;

第1制作部,其通过基于所述第1特征量的机器学习,制作运动及静止识别模型,该运动及静止识别模型对所述被验者正在运动还是静止进行识别;

第2制作部,其通过基于所述第1特征量的机器学习,制作运动识别模型,该运动识别模型对多个运动样式进行识别;

第3制作部,其通过基于所述第1特征量的机器学习,制作静止识别模型,该静止识别模型对多个静止样式进行识别;

第1确定部,其根据所述运动及静止识别模型和第2特征量,对在所述第2规定期间内所述被验者正在运动还是静止进行确定;

第2确定部,其根据所述运动识别模型和所述第2特征量,对所述被验者在所述第2规定期间内的1个运动样式进行确定;

第3确定部,其根据所述静止识别模型和所述第2特征量,对所述被验者在所述第2规定期间内的1个静止样式进行确定;

识别部,其通过将所述第1确定部、第2确定部及第3确定部的确定结果进行组合,对所述被验者在所述第2规定期间内的姿势及运动进行识别;及

生成部,其生成对应信息,该对应信息是将所述识别部识别出的姿势及运动和所述第2规定期间的所述被验者的生物信号信息对应而成的。

2. 根据权利要求1所述的逐次姿势识别装置,其特征在于,

所述特征量提取部从所述第1规定期间提取相互重叠的多个不同的长度的期间,并对所提取的各个期间提取所述第1特征量。

3. 根据权利要求2所述的逐次姿势识别装置,其特征在于,

所述特征量提取部根据所述相互重叠的多个不同的长度的期间中的第1期间内的加速度信息的时间序列集合中的最大值、最小值、平均值及方差值中的至少一个和所述相互重叠的多个不同的长度的期间中的第2期间内的心跳间隔的最大值、最小值、平均值及方差值中的至少一个,提取所述第1特征量及第2特征量。

4. 根据权利要求3所述的逐次姿势识别装置,其特征在于,

所述特征量提取部还根据在所述第2期间内测量的沿着加速度的各轴的振动次数、振动次数的平均值及方差值中的至少一个,提取所述第1特征量及第2特征量。

5. 根据权利要求3或4所述的逐次姿势识别装置,其特征在于,

所述第2期间比所述第1期间长。

6. 根据权利要求1所述的逐次姿势识别装置,其特征在于,

通过所述第1制作部、第2制作部及第3制作部进行的处理与通过所述第1确定部、第2确定部及第3确定部进行的处理并行地执行。

7. 根据权利要求1所述的逐次姿势识别装置,其特征在于,所述静止样式至少为站位、坐位及卧位。

8. 根据权利要求1所述的逐次姿势识别装置,其特征在于,所述运动样式至少为步行、跳跃及踏步。

9. 一种逐次姿势识别方法,其特征在于,包括:

接收工序,从设于穿戴式设备的加速度信息测量部及生物信号信息测量部分别接收对佩戴所述穿戴式设备的被验者的动作的加速度信息及所述被验者的生物信号信息;

特征量提取工序,从所述加速度信息及所述生物信号信息提取对应于第1规定期间的第1特征量及对应于第2规定期间的第2特征量;

第1制作工序,通过基于所述第1特征量的机器学习,制作运动及静止识别模型,该运动及静止识别模型对所述被验者正在运动还是静止进行识别;

第2制作工序,通过基于所述第1特征量的机器学习,制作运动识别模型,该运动识别模型对多个运动样式进行识别;

第3制作工序,通过基于所述第1特征量的机器学习,制作静止识别模型,该静止识别模型对多个静止样式进行识别;

第1确定工序,根据所述运动及静止识别模型和第2特征量,对在所述第2规定期间内所述被验者正在运动还是静止进行确定;

第2确定工序,根据所述运动识别模型和所述第2特征量,对所述被验者在所述第2规定期间内的1个运动样式进行确定;

第3确定工序,根据所述静止识别模型和所述第2特征量,对所述被验者在所述第2规定期间内的1个静止样式进行确定;

识别工序,通过将所述第1确定工序、第2确定工序及第3确定工序的确定结果进行组合,对所述被验者在所述第2规定期间内的姿势及运动进行识别;及

生成工序,生成对应信息,该对应信息是将在所述识别工序中识别出的姿势及运动和所述第2规定期间的所述被验者的生物信号信息对应而成的。

10. 一种逐次姿势识别程序,其特征在于,其使计算机执行:

接收过程,从设于穿戴式设备的加速度信息测量部及生物信号信息测量部分别接收对佩戴所述穿戴式设备的被验者的动作的加速度信息及所述被验者的生物信号信息;

特征量提取过程,从所述加速度信息及所述生物信号信息提取对应于第1规定期间的第1特征量及对应于第2规定期间的第2特征量;

第1制作过程,通过基于所述第1特征量的机器学习,制作运动及静止识别模型,该运动及静止识别模型对所述被验者正在运动还是静止进行识别;

第2制作过程,通过基于所述第1特征量的机器学习,制作运动识别模型,该运动识别模型对多个运动样式进行识别;

第3制作过程,通过基于所述第1特征量的机器学习,制作静止识别模型,该静止识别模型对多个静止样式进行识别;

第1确定过程,根据所述运动及静止识别模型和第2特征量,对在所述第2规定期间内所述被验者正在运动还是静止进行确定;

第2确定过程,根据所述运动识别模型和所述第2特征量,对所述被验者在所述第2规定

期间内的1个运动样式进行确定；

第3确定过程,根据所述静止识别模型和所述第2特征量,对所述被验者在所述第2规定期间内的1个静止样式进行确定；

识别过程,通过将所述第1确定过程、第2确定过程及第3确定过程的确定结果进行组合,对所述第2规定期间内的所述被验者的姿势及运动进行识别；及

生成过程,生成对应信息,该对应信息是将所述识别过程中识别出的姿势及运动和所述第2规定期间的所述被验者的生物信号信息对应而成的。

11. 一种植物性神经功能信息取得装置,其特征在于,其包括:

加速度信息测量部,其设置于穿戴式设备,对佩戴所述穿戴式设备的被验者的动作的加速度信息进行测量；

生物信号信息测量部,其设置于所述穿戴式设备,对所述被验者的生物信号信息进行测量；

识别部,其通过对第1规定期间内的所述加速度信息及所述生物信号信息执行逐次机器学习,对第2规定期间内的所述被验者的姿势及运动进行识别；

提取部,其提取与所述识别部识别出的相同的姿势及运动的组合对应的生物信号信息；及

计算部,其根据所述提取部提取出的与相同的姿势及运动的组合对应的生物信号信息计算植物性神经功能评价的参数。

12. 根据权利要求11所述的植物性神经功能信息取得装置,其特征在于,

所述生物信号信息测量部作为所述生物信号信息测量所述被验者的心跳数据,

所述提取部提取与相同的姿势及运动的组合对应的心跳数据,

所述计算部将所述提取部提取出的心跳数据的平均值、方差值及重心中的至少一个作为参数而进行计算。

13. 根据权利要求12所述的植物性神经功能信息取得装置,其特征在于,

该植物性神经功能信息取得装置还包括连接部,该连接部将所述提取部提取出的与相同的姿势及运动的组合对应的心跳数据连接而作为一个汇总的数据,

在所连接的心跳数据的连接部分的值的偏差小于规定的阈值的情况下,所述连接部统计性地计算修正偏差的估计值,对通过该估计值修正后的心跳数据进行连接。

14. 根据权利要求12所述的植物性神经功能信息取得装置,其特征在于,

该植物性神经功能信息取得装置还具备连接部,该连接部将所述提取部提取出的与相同的姿势及运动的组合对应的心跳数据连接而作为一个汇总的数据,

在所连接的心跳数据的连接部分的值的偏差为规定的阈值以上的情况下,所述连接部删除超过该规定的阈值的值而对所述心跳数据进行连接。

15. 根据权利要求11所述的植物性神经功能信息取得装置,其特征在于,

所述生物信号信息测量部作为所述生物信号信息测量所述被验者的心跳数据,

所述提取部提取对应于与相同的姿势及运动的连续变化对应的期间的多个心跳数据,

所述计算部使所述提取部提取出的多个心跳数据中的、所述姿势或所述运动的变化开始时间点或结束时间点同步而将所述多个心跳数据同步相加,根据同步相加后的数据计算所述参数。

16. 根据权利要求15所述的植物性神经功能信息取得装置,其特征在于,

所述提取部提取对应于如下期间的多个心跳数据:该期间作为所述与相同的姿势及运动的连续的变化对应的期间,是所述被验者改变姿势的期间,在该期间内在改变姿势的时间点的前后,所述被验者的身体处于静止,

所述计算部将改变所述姿势的时间点的前后的平均心跳间隔之差、初期响应中的心跳间隔的最大倾斜度及后期响应中的心跳间隔的最大倾斜度中的至少一个作为所述参数而计算。

17. 根据权利要求15所述的植物性神经功能信息取得装置,其特征在于,

所述提取部提取对应于如下期间的多个心跳数据:该期间作为所述与相同的姿势及运动的连续的变化对应的期间,是所述被验者从静止状态转变为运动状态之后重新恢复成静止状态的期间,在该期间内被验者的姿势未发生变化,

所述计算部使所述运动状态的开始时间点同步而将所述多个心跳数据同步相加,将心跳的上升阶段的最大倾斜度、上升后的平均心率及所述运动状态开始前和所述运动状态中的平均心率或平均心跳间隔之差中的至少一个作为所述参数而进行计算。

18. 根据权利要求15所述的植物性神经功能信息取得装置,其特征在于,

所述提取部提取对应于如下期间的多个心跳数据:该期间作为所述与相同的姿势及运动的连续的变化对应的期间,是所述被验者从静止状态转变为运动状态之后重新恢复成静止状态的期间,在该期间内被验者的姿势未发生变化,

所述计算部使所述运动状态的结束时间点同步而将所述多个心跳数据同步相加,将心跳的下降阶段的最大倾斜度、下降后的平均心率及所述运动状态中和所述运动状态结束后的平均心率或平均心跳间隔之差中的至少一个作为所述参数而进行计算。

19. 根据权利要求11所述的植物性神经功能信息取得装置,其特征在于,该植物性神经功能信息取得装置还包括:

学习部,其基于所述识别部识别出的姿势及运动和所述生物信号信息之间的对应而执行机器学习;

异常检测部,其基于所述学习部的机器学习结果,根据由所述加速度信息测量部及所述生物信号信息测量部测量的加速度信息及生物信号信息检测所述被检体的异常。

20. 根据权利要求11所述的植物性神经功能信息取得装置,其特征在于,

所述第1规定期间和所述第2规定期间的至少一部分相互重叠。

21. 一种植物性神经功能信息取得方法,其特征在于,包括:

接收工序,由设置于穿戴式设备的加速度信息测量部及生物信号信息测量部分别接收佩戴所述穿戴式设备的被验者的动作的加速度信息及所述被验者的生物信号信息;

识别工序,通过对第1规定期间内的所述加速度信息及所述生物信号信息执行逐次机器学习,对第2规定期间内的所述被验者的姿势及运动进行识别;

提取工序,提取与在所述识别工序中识别出的相同的姿势及运动的组合对应的生物信号信息;及

计算工序,从在所述提取工序中提取出的与所述相同的姿势及运动的组合对应的生物信号信息计算植物性神经功能评价的参数。

22. 一种植物性神经功能信息取得程序,其特征在于,其使计算机执行:

接收过程,由设置于穿戴式设备的加速度信息测量部及生物信号信息测量部分别接收佩戴所述穿戴式设备的被验者的动作的加速度信息及所述被验者的生物信号信息;

识别过程,通过对第1规定期间内的所述加速度信息及所述生物信号信息执行逐次机器学习,对第2规定期间内的所述被验者的姿势及运动进行识别;

提取过程,提取与在所述识别过程中识别出的相同的姿势及运动的组合对应的生物信号信息;及

计算过程,根据在所述提取过程中提取出的与所述相同的姿势及运动的组合对应的生物信号信息计算植物性神经功能评价的参数。

逐次姿势识别装置及植物性神经功能信息取得装置、方法和程序

技术领域

[0001] 本发明涉及逐次姿势识别装置及植物性神经功能信息取得装置、方法和程序。

背景技术

[0002] 近年来,能够佩戴于人的身体的信息处理终端所谓的穿戴式设备(以下,穿戴式设备)被广泛地利用。穿戴式设备基于用户能够日常性地佩戴于身上而进行携带这一点,也可以利用于持续且长期地监视用户的健康状态、生活习惯。并且,大规模地收集通过穿戴式设备而收集的与用户的健康状态、生活习惯相关的信息的技术也被普遍化。作为利用穿戴式设备而收集的用户的健康状态、生活习惯的信息,例如具有用户的睡眠、运动、劳动、通勤到学校、进餐等的时间。

[0003] 并且,伴随着社会的高龄化,对正在增长的高血压症、糖尿病等慢性疾病的对策、对心脏发作、脑血管意外(中风)的迅速的应对则成为社会性课题。这些疾病与运动、饮食等生活习惯密切相关,因此通过根据个人的生活习惯而进行适当的健康管理,能够预防疾病并抑制疾病的生长。

[0004] 为了掌握个人的生活习惯、行动样式等,可利用行动估计技术。例如,通过非专利文献1所记载的行动估计技术,将单一的3轴加速度传感器佩戴于被验者而取得加速度数据。并且,根据所获得的加速度数据而估计被验者的运动的种类。

[0005] 现有技术文献

[0006] 非专利文献

[0007] 非专利文献1赤堀显光、岸本圭史、小栗宏次“利用单一的3轴加速度传感器的行动估计”,电子信息通信学会技术研究報告,MBE,M和生物控制论,一般社団法人电子信息通信学会,2005年12月2日,105卷,456号,第49-52页(赤堀顯光、岸本圭史、小栗宏次、「单一3轴加速度センサを用いた行動估计」、電子情報通信学会技術研究報告、MBE、MEとバイオサイバネティクス、一般社団法人電子情報通信学会、2005年12月2日、105卷、456号、p.49-52)

发明内容

[0008] 发明要解决的课题

[0009] 但是,在通过以往技术而进行被验者的行动估计的情况下,难以严谨地估计姿势、运动状态。例如,在将加速度传感器佩戴于臂的情况下,身体部的运动和臂部的运动未必一定相同,无法准确地检测被验者的姿势。并且,仅通过利用加速度传感器而进行被验者的行动估计的方法,无法直接达到被验者的健康管理、疾病预防。

[0010] 所公开的实施方式是鉴于上述的问题而研发的,其目的在于提供一种通过检测被验者的姿势、运动状态而能够进行健康管理、疾病预防的技术。

[0011] 用于解决课题的手段

[0012] 所公开的逐次姿势识别装置、方法及程序从设于穿戴式设备的加速度信息测量部

及生物信号信息测量部分别接收佩戴穿戴式设备的被验者的动作的加速度信息及被验者的生物信号信息。并且,逐次姿势识别装置、方法及程序从加速度信息及生物信号信息提取与第1规定期间对应的第1特征量及与第2规定期间对应的第2特征量。并且,逐次姿势识别装置、方法及程序通过基于第1特征量的机器学习而制作用于识别被验者正在运动还是静止的运动及静止识别模型。逐次姿势识别装置、方法及程序通过基于第1特征量的机器学习而制作用于识别多个运动样式的运动识别模型。逐次姿势识别装置、方法及程序通过基于第1特征量的机器学习而制作用于识别多个静止样式的静止识别模型。逐次姿势识别装置、方法及程序根据运动及静止识别模型和第2特征量而确定在第2规定期间被验者正在运动还是静止。逐次姿势识别装置、方法及程序根据运动识别模型和第2特征量而确定第2规定期间中的被验者的1个运动样式。逐次姿势识别装置、方法及程序根据静止识别模型和第2特征量而确定第2规定期间中的被验者的1个静止样式。逐次姿势识别装置、方法及程序将通过第1确定部、第2确定部及第3确定部而确定的确定结果进行组合,从而对第2规定期间中的被验者的姿势及运动进行识别。逐次姿势识别装置、方法及程序生成将识别部所识别的姿势及运动和第2规定期间的被验者的生物信号信息对应而成的对应信息。

[0013] 并且,所公开的植物性神经功能信息取得装置、方法及程序从设于穿戴式设备的加速度信息测量部及生物信号信息测量部分别接收佩戴穿戴式设备的被验者的动作的加速度信息及被验者的生物信号信息。植物性神经功能信息取得装置、方法及程序通过对第1规定期间中的加速度信息及生物信号信息执行逐次机器学习,从而对第2规定期间中的被验者的姿势及运动进行识别。植物性神经功能信息取得装置、方法及程序提取与所识别的相同的姿势及运动的组合对应的生物信号信息。植物性神经功能信息取得装置、方法及程序由所提取的与相同的姿势及运动的组合对应的生物信号信息计算植物性神经功能评价的参数。

[0014] 发明效果

[0015] 所公开的逐次姿势识别装置、逐次姿势识别方法、逐次姿势识别程序、植物性神经功能信息取得装置、植物性神经功能信息取得方法及植物性神经功能信息取得程序通过检测被验者的姿势、运动状态,能够进行健康管理、疾病预防。

附图说明

[0016] 图1是表示第1实施方式的逐次姿势识别系统的结构的一例的概略图。

[0017] 图2是表示第1实施方式的逐次姿势识别处理的流程的一例的流程图。

[0018] 图3是表示被验者在步行中通过加速度传感器而检测的3轴加速度及合成加速度的测量值的一例的曲线图。

[0019] 图4是表示在旋转传感器的情况下的加速度与合成加速度的一例的曲线图。

[0020] 图5是表示在通过第1实施方式的逐次姿势识别装置而进行的逐次姿势识别处理之中的学习处理的流程的一例的概略图。

[0021] 图6是表示通过第1实施方式的逐次姿势识别装置而进行的逐次姿势识别处理之中的识别处理(姿势确定处理)的流程的一例的概略图。

[0022] 图7是概略性地表示被验者的姿势变化与植物性神经功能评价的对应情况的表。

[0023] 图8是用于对第1实施方式的逐次姿势识别处理中的植物性神经功能评价的手法

的一例进行说明的图。

[0024] 图9是用于对在不同的姿势、运动状态中,在生物信号信息中发生了相同的变化情况进行说明的图。

[0025] 图10是表示第2实施方式的植物性神经功能信息取得系统的结构的一例的概略图。

[0026] 图11是表示第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理的流程的一例的流程图。

[0027] 图12是用于对第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理中的生物信号信息(心跳数据)的分类(分组)进行说明的图。

[0028] 图13是用于对第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理中的数据连接处理进行说明的图。

[0029] 图14是用于对第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理中的数据连接处理进行说明的另一图。

[0030] 图15是用于对第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理中的数据连接处理中使用阈值的处理进行说明的图。

[0031] 图16是用于对第2实施方式的植物性神经功能信息取得方法中的数据连接处理中使用贝叶斯的定理的处理进行说明的图。

[0032] 图17是用于对通过被验者的姿势变化而血压下降后的心跳的过渡的反应进行说明的图。

[0033] 图18是用于对在第2实施方式中,将对于通过被验者的姿势变化而血压下降后的心跳的过渡的反應的数据进行同步相加的手法进行说明的图。

[0034] 图19是用于对通过被验者的身体活动(运动)而血压上升后的心跳的过渡的反應进行说明的图。

[0035] 图20是用于对在第2实施方式中,将对于通过被验者的身体活动(运动)而血压上升后的心跳的过渡的反應的数据进行同步相加的手法进行说明的图。

[0036] 图21是表示利用计算机而具体实施通过所公开的技术的逐次姿势识别程序及植物性神经功能信息取得程序而进行的信息处理的情况的图。

具体实施方式

[0037] 下面,根据附图,对所公开的逐次姿势识别装置、方法及程序和植物性神经功能信息取得装置、方法及程序的实施方式进行详细说明。另外,本发明不限于该实施方式。并且,可将各个实施方式适当组合。

[0038] 首先,在对各个实施方式进行说明之前,对姿势识别的意义、课题及与姿势识别对应的植物性神经功能评价的意义和课题进行说明。

[0039] (姿势识别的意义和课题)

[0040] 面对超高龄化社会,为了能够使个人维持健康并预防疾病来过着自立的生活,进行着调查与研究。其中,想必关于个人的生活习惯与疾病的因果关系的严谨且长期的调查,特别是,与身体活动、姿势及运动相关的信息的调查尤为重要。

[0041] 至今为止的生活习惯的调查是通过被验者本身对调查表等问题记入答复的形式、

利用活动仪表的测量等而实施的。但是,在自己报告式调查中,答复内容、其精度不固定。并且,即便是相同的种类的生活动作、运动,根据此时的个人的姿势、行动样式的不同,实际上施加到身体的负荷、循环动态中存在个人差异。

[0042] 因此,需要一种能够准确地掌握日常生活中的被验者的姿势及运动的技术。

[0043] 进一步,对身体施加的负荷是根据个人的年龄、性别、心肺功能、疾病的有无等也被影响。因此,通过测量与姿势及运动修正的信息及心率等的生物信号,从而能够更准确地评价施加到身体的负荷。

[0044] (植物性神经功能的评价的意义和课题)

[0045] 下面,关于高龄化社会中特别需要急速应对的心脏循环系统疾病,至今为止指出了心脏循环系统的植物性神经功能与心脏病患者的死亡率的关联性。并且,植物性神经系统的调制、调节功能的下降等的功能障碍与心脏循环系统疾病的发病相关。因此,心脏循环系统的疾病的预防及抑制中植物性神经功能的监视、评价是非常重要的。

[0046] 在当前医院等中实施的植物性神经检查,例如在直立倾斜试验中,将被验者以仰卧位固定在检查台上之后,被动式地改变检查台的倾斜角度而测量血压、心率等,从而检查植物性神经功能。固定被验者而进行检查是因为身体的姿势会影响植物性神经功能。但是,至今还未研发出在被验者的日常生活中,在检测姿势变化的同时检查植物性神经功能的技术。

[0047] 并且,作为测量心跳变动而评价植物性神经功能的手法,具有个别地提取心率加速的部分(增加阶段)和心率减速的部分(减速阶段),将各阶段选择性地定量化的手法。特别地,仅将减速阶段定量化的指标作为表示副交感神经活动的指标而成为心肌梗塞之后患者的死亡危险的预测因子。

[0048] 但是,在至今为止的减速阶段提取手法中,将整个减速阶段定量化成一样。即,不管是在不发生姿势变化的情况下所产生的呼吸性心律失常,还是通过姿势变化而产生的植物性神经反射,同样都被定量化成减速阶段。就是说,在被定量化的数据中混合存在原因、品质不同的数据,不能达到精确的植物性神经功能评价。

[0049] (第1实施方式)

[0050] 鉴于以上内容,对第1实施方式的逐次姿势识别装置、方法及程序和植物性神经功能信息取得装置、方法及程序进行说明。

[0051] 在第1实施方式的逐次姿势识别处理中,由被验者测量加速度信息及生物信号信息,利用两者而进行逐次机器学习,从而制作用于识别被验者的姿势的识别模型。进一步,在第1实施方式的逐次姿势识别处理中,利用所制作的识别模型而将被验者的姿势、运动状态分类成“运动、静止”这2个样式,并识别是何种“运动”、何种“静止”。并且,在第1实施方式的逐次姿势识别处理中,通过使用逐次机器学习,从而与学习处理并行地执行识别被验者的姿势及运动的识别处理。进一步,在第1实施方式的逐次姿势识别处理中,通过将所识别的姿势及运动和由被验者测量的生物信号信息对应,从而生成表示被验者的健康状态的信息。

[0052] 这样,在第1实施方式中,在加速度信息中加上生物信号信息而识别被验者的姿势及运动,从而实现姿势及运动的准确的识别。并且,在第1实施方式中,除了将被验者的姿势及运动分类成“运动、静止”这2个样式之外,还分类成多个“运动”样式、多个“静止”样式,并

且并列执行基于多个识别模型的姿势及运动确定而对确定结果进行。因此,根据第1实施方式的逐次姿势识别处理,能够在短时间内执行基于细致的分类的姿势及运动的识别。进一步,通过利用逐次机器学习,从而与为了学习而预先准备数据来一下子进行学习的处理不同地,能够逐次地执行学习而更新学习结果。因此,在被验者的健康状态、姿势等发生基本的变化而改变了数据的基线的情况下,也能够持续地进行学习而执行姿势识别处理。进一步,通过将生物信号信息和姿势识别的结果进行对应,例如,能够生成将心率的变动和姿势变动对应而成的信息,能够实现更准确的被验者的健康状态评价。

[0053] (第1实施方式的逐次姿势识别系统的结构的一例)

[0054] 图1是表示第1实施方式的逐次姿势识别系统1的结构的一例的概略图。图1所示的逐次姿势识别系统1具备穿戴式设备10和逐次姿势识别装置20。穿戴式设备10和逐次姿势识别装置20介由网络可通信地连接。

[0055] 关于连接穿戴式设备10和逐次姿势识别装置20的网络的种类不作特别限定,既可以是有线网络,也可以是无网络。但是,为了不妨碍佩戴穿戴式设备10的被验者的行动,作为无线网络,例如优选利用以蓝牙(Bluetooth)(注册商标)连接的智能手机等或Wi-Fi等。

[0056] (穿戴式设备10的结构的一例)

[0057] 穿戴式设备10是由被验者可佩戴来携带的电子设备。穿戴式设备10优选为至少一部分配置在被验者的躯干附近的形状,以对被验者的躯干的运动进行测量。具体地,穿戴式设备10只要是在被验者佩戴穿戴式设备10时通过穿戴式设备10所具备的传感器等测量部而能够检测被验者的躯干的运动的形状即可。

[0058] 在图1的例子中,穿戴式设备10为被验者可穿脱的衬衫形状。但是,穿戴式设备10的形状不限于衬衫,例如可以是腰带形状等,只要是能够佩戴于被验者的躯干,则可以是任意的形状。并且,作为穿戴式设备10,可构成为使用具备处理器、存储器的穿戴式计算机,将所测量的信息适当地存储于穿戴式设备10内。

[0059] 穿戴式设备10具备加速度信息测量部101、生物信号信息测量部102、收发部103、输入部104。

[0060] 加速度信息测量部101是检测并测量被验者的身体的运动的检测设备。加速度信息测量部101测量被验者的身体的加速度信息。例如,加速度信息测量部101由配置于被验者的躯干附近的加速度传感器例如3轴加速度传感器而构成。加速度信息测量部101测量沿着前后轴、左右轴、上下轴的3轴的被验者的身体的运动的加速度。下面,在称为前后、左右、上下时,以在被验者佩戴穿戴式设备10而站立的情况下被验者的身体所朝向的方向为基准。

[0061] 加速度信息测量部101以在被验者佩戴穿戴式设备10时配置于被验者的躯干附近的方式配置于穿戴式设备10。特别地,加速度信息测量部101优选被配置为,在被验者佩戴穿戴式设备10时该加速度信息测量部101位于被验者的胸部。通过这样配置加速度信息测量部101,能够取得准确地反映了被验者的躯干的运动的加速度信息。

[0062] 生物信号信息测量部102测量能够从被验者的身体取得的生物信号信息。生物信号信息测量部102例如为测量心电位的检测设备。生物信号信息测量部102例如测量被验者的心电位和与心跳相关的信息。具体地,生物信号信息测量部102以固定间隔测量通过单感

应而获得的心电位。并且,生物信号信息测量部102例如测量心跳间隔即RR间隔(RR interval)。此外,作为生物信号而测量光电脉冲波等的脉冲波、生物电阻等的体内阻抗、生物微振动、生物压力变动,血压计等袖口压力等动脉压等。此外,也可利用生物电位、肌电、脑波、诱发电位等。

[0063] 收发部103将加速度信息测量部101及生物信号信息测量部102测量的加速度信息及生物信号信息发送到穿戴式设备10的外部。并且,收发部103接收从穿戴式设备10的外部发送的信号。当加速度信息测量部101及生物信号信息测量部102每次取得信息时,收发部103向外部发送该信息。例如,收发部103通过无线通信功能而发送信息。具体地,收发部103将加速度信息及生物信号信息发送到逐次姿势识别装置20。

[0064] 输入部104受理由被验者等向穿戴式设备10输入的信息。例如,输入部104受理由被验者等所输入的标签(后述)。受理的标签被发送到收发部103,并被发送到逐次姿势识别装置20。逐次姿势识别装置20根据预设的处理过程,使标签和之后接收的加速度信息及生物信号信息对应。另外,关于标签的具体情况,将后述。并且,标签可以从逐次姿势识别装置20所具备的输入部211(后述)输入,而不是从输入部104输入。并且,穿戴式设备10可以是不具备输入部104的结构。并且,输入部104还用于供被验者等选择后述的学习模式或识别模式。

[0065] (逐次姿势识别装置20的结构的一例)

[0066] 逐次姿势识别装置20具备收发部201、特征量提取部202、第1制作部203、第2制作部204、第3制作部205、第1确定部206、第2确定部207、第3确定部208、识别部209、生成部210及输入部211。

[0067] 收发部201接收从穿戴式设备10的收发部103发送的加速度信息及生物信号信息。收发部201接收由收发部103逐次发送的加速度信息及生物信号信息而发送到特征量提取部202。

[0068] 特征量提取部202从加速度信息及生物信号信息提取用于进行姿势识别的特征量。提取的特征量被发送到第1制作部203、第2制作部204、第3制作部205,利用于取得被验者的姿势及运动的基线信息的学习处理中。提取的特征量又被发送到第1确定部206、第2确定部207、第3确定部208,利用于识别被验者的姿势及运动的识别处理中。关于特征量提取部202所执行的特征量提取处理的具体情况将后述。另外,特征量提取部202可以不构成独立的结构部,而可以将特征量提取部202的处理分别合并到第1制作部203、第2制作部204、第3制作部205、第1确定部206、第2确定部207及第3确定部208中。

[0069] 第1制作部203、第2制作部204、第3制作部205执行利用特征量而进行逐次机器学习的学习处理。第1制作部203制作用于识别被验者的运动状态和静止状态的运动及静止识别模型。第2制作部204制作在被验者处于运动状态的情况下用于识别该运动的种类的运动识别模型。第3制作部205制作在被验者处于静止状态的情况下用于识别该静止的种类的静止识别模型。通过学习处理而制作的运动及静止识别模型、运动识别模型及静止识别模型成为被验者的姿势及运动的基线信息。学习处理是制作相关的识别模型的处理,即取得基线信息的处理。关于学习处理的具体情况,将后述。

[0070] 第1确定部206、第2确定部207、第3确定部208分别利用由第1制作部203、第2制作部204、第3制作部205制作的识别模型和由特征量提取部202提取的特征量而确定被验者的姿势及运动。

[0071] 第1确定部206利用第1制作部203制作的运动及静止识别模型而确定被验者是处于运动状态还是处于静止状态。第2确定部207利用第2制作部204制作的运动识别模型而确定运动的种类,确定在被验者处于运动状态的情况下进行哪种运动。第3确定部208利用第3制作部205制作的静止识别模型而确定静止的种类,确定在被验者处于静止状态的情况下属于哪种静止。关于通过第1确定部206、第2确定部207及第3确定部208进行姿势确定处理的具体情况,将后述。

[0072] 识别部209组合由第1确定部206、第2确定部207及第3确定部208进行的姿势确定处理的结果而识别被验者的姿势及运动。识别部209进行识别处理的结果,获得被验者的姿势及运动的识别结果。例如,获得被验者正在“运动”或正在“步行”等识别结果。关于识别处理的具体情况,将后述。

[0073] 生成部210生成将识别部209的识别结果和从穿戴式设备10接收的生物信号信息按照时间序列对应而成的信息。生成部210生成将基于在规定的期间中取得的加速度信息及生物信号信息而识别的被验者的姿势及运动和在相同的期间中取得的生物信号信息对应而成的对应信息。例如,生成部210将从时刻T1到T5的期间的被验者的姿势及运动和从时刻T1到T5的期间的该被验者的心率对应而生成对应信息。关于生成部210所生成的信息的具体情况,将后述。

[0074] 输入部211受理来自逐次姿势识别装置20的外部的信息输入。输入部211例如可以是键盘、触摸板等输入设备。输入部211与穿戴式设备10的输入部104相同地,用于供被验者等输入后述的标签。并且,输入部211用于供被验者等选择学习模式或识别模式。

[0075] (逐次姿势识别处理的概括性的流程的一例)

[0076] 图2是表示第1实施方式的逐次姿势识别处理的流程的一例的流程图。当开始处理时,逐次姿势识别装置20受理模式的选择(步骤S201)。具体地,受理学习模式或识别模式的选择。在此,学习模式是指,逐次姿势识别装置20执行学习处理的动作形态。并且,识别模式是指,逐次姿势识别装置20执行识别处理(包括姿势确定处理)的动作形态。另外,图2中为了方便说明,图示成选择学习模式或识别模式的任一模式的结构,但是也可以进一步设置并行地进行学习处理和识别处理的模式而执行。

[0077] 接着,逐次姿势识别装置20判定是否选择学习模式(步骤S202)。在选择了学习模式的情况下(步骤S202,是),逐次姿势识别装置20接收由被验者等输入的标签。标签是指,确定被验者的“姿势”及“运动”的信息。例如,关于标签,作为“姿势”而包括“站位”“坐位”“卧位”的信息,作为“运动”而包括“运动状态”或“静止状态”的信息。并且,作为“运动”,也可制作“步行”“跳跃”“踏步”“散步”等标签。在此,“步行”是指单纯的日常的步行,“散步”是指积极地作为运动而行走的情况。逐次姿势识别装置20作为身体的运动状态,对于近似的运动判定运动强度,从而识别日常的“步行”和作为运动的“散步”。这样,逐次姿势识别装置20对于即便是近似的运动但强度不同的各个运动赋予不同的标签而进行识别。在学习处理时,将学习的信息为何种“姿势、运动”的信息的情况存储于逐次姿势识别装置20,因此将特征量和包括“姿势、运动”的两个信息的标签对应地进行处理。

[0078] 并且,逐次姿势识别装置20从由穿戴式装置10接收的加速度信息及生物信号信息提取特征量。所接收的标签和提取的特征量被输入到第1制作部203、第2制作部204、第3制作部205(步骤S203)。各个制作部203、204、205判定标签是否表示“运动状态”(步骤S204)。

在判定为标签表示“运动状态”的情况下(步骤S204,是),第1制作部203进行基于特征量的机器学习,制作或更新运动及静止识别模型(步骤S205)。并且,第2制作部204进行基于特征量的机器学习,制作或更新运动识别模型(步骤S205)。在判定为标签表示“运动状态”的情况下(步骤S204,是),第3制作部205不执行机器学习。

[0079] 在判定为标签表示“静止状态”的情况下(步骤S204,否),第1制作部203进行基于特征量的机器学习,制作或更新运动及静止识别模型(步骤S206)。并且,第2制作部204不执行机器学习。第3制作部205进行基于特征量的机器学习,制作或更新静止识别模型(步骤S206)。通过学习模式的处理由此结束。

[0080] 另一方面,假设在步骤S202中判定为未选择学习模式即选择了识别模式(步骤S202,否)。在该情况下,逐次姿势识别装置20从由穿戴式设备10接收的加速度信息及生物信号信息提取特征量(步骤S207)。并且,逐次姿势识别装置20将特征量发送到第1确定部206、第2确定部207及第3确定部208。第1确定部206根据特征量和已经被制作的运动及静止识别模型,确定被验者处于运动状态还是静止状态(步骤S208)。第2确定部207根据特征量和已经被制作的运动识别模型,确定是哪种运动状态(步骤S209)。第3确定部208根据特征量和已经被制作的静止识别模型而确定是哪种静止状态(步骤S210)。

[0081] 第1确定部206、第2确定部207、第3确定部208的确定结果被发送到识别部209,识别部209根据确定结果而识别被验者的姿势、运动(步骤S211)。例如,识别部209识别在其时间点的被验者的姿势及运动为“站位、运动状态”。并且,逐次姿势识别装置20生成将识别结果和与识别结果对应的生物信号信息按照时间序列对应而成的信息(步骤S212)。由此,结束识别处理。

[0082] 接着,对逐次姿势识别处理中包含的特征量提取处理、学习处理及识别处理(包括姿势确定处理)的各个处理进一步进行说明。

[0083] (特征量提取处理的一例)

[0084] 在第1实施方式的逐次姿势识别装置20中,特征量提取部202从穿戴式设备10接收在规定的期间测量的加速度信息及生物信号信息,将该规定的期间分成相互重叠的多个不同的长度的期间。并且,特征量提取部202对各个期间计算特征量。在学习处理及姿势确定处理中使用这些多个特征量。另外,在第1制作部203中使用的特征量及其提取周期(下面的T1~T4)与在第1确定部206中使用的特征量及其提取周期相同。并且,在第2制作部204中使用的特征量及其提取周期与在第2制作部204中使用的特征量及其提取周期相同。并且,在第3制作部205中使用的特征量及其提取周期与在第3确定部208中使用的特征量及其提取周期相同。但是,第1制作部203所使用的特征量及其提取周期和第2制作部204所使用的特征量及其提取周期和第3制作部205所使用的特征量及其提取周期彼此不同。

[0085] (第1特征量)

[0086] 作为第1特征量,特征量提取部202计算在T1秒期间内各轴的加速度信息的时间序列集合中的基本统计量。例如,计算最大值、最小值、平均值及方差值中的至少一个。例如,设为T1=0.4秒,假设在0.4秒期间内对各轴测量10个加速度信息。在该情况下,特征量提取部202将对各轴的10个信息的基本统计量作为各轴的特征量而提取。

[0087] (第2特征量)

[0088] 作为第2特征量,特征量提取部202计算在T2秒期间(其中,T1<T2)内各轴的加速度

信息的时间序列集合中的基本统计量。例如,计算最大值、最小值、平均值及方差值中的至少一个。例如, $T_2=2$ 秒。

[0089] (第3特征量)

[0090] 作为第3特征量,特征量提取部202计算在 T_3 秒期间(其中, $T_2 < T_3$)内各轴的振动频率、全部振动频率的平均值及方差值或从生物信号信息提取的心跳间隔的平均值及方差值中的至少一个。振动频率是指,与被验者的身体的振动次数对应的特征量。关于振动频率的检测手法,下面进行详细说明。

[0091] (第4的特征量)

[0092] 作为第4的特征量,特征量提取部202计算在 T_4 秒期间(其中, $T_3 < T_4$)内各轴的振动频率、全部振动频率的基本统计量或从生物信号信息提取的心跳间隔的基本统计量中的至少一个。作为基本统计量,例如可列举最大值、最小值、平均值及方差值。

[0093] 另外,由心跳间隔计算的特征量不限于心跳间隔的平均值、方差值。例如,可将心率的基本统计量作为特征量而进行计算。并且,作为第1、第2、第3及第4的特征量,也可以不使用上述特征量中的全部特征量,根据所识别的姿势及运动,仅使用一部分的特征量。

[0094] (振动频率的检测手法)

[0095] 接着,对振动频率的检测手法进行说明。在此,“振动频率”是指,如果以身体的上下方向而言是步数、跳跃次数等与身体的振动次数具备相同的意思的次数。将振动频率作为用于进行姿势识别的特征量进行使用,从而能够制作考虑了被验者的身体的倾斜度的程度、振动即振动的识别模型而实现详细的姿势及运动的识别。

[0096] 在将振动频率作为特征量而使用的情况下,加速度信息测量部101测量佩戴穿戴式设备10的被验者的身体的振动,因此至少具备3轴加速度传感器等加速度传感器。例如,在使用3轴加速度传感器的情况下,能够测量在X轴、Y轴、Z轴的3轴(参照图3)中加速度传感器所受到的加速度。

[0097] 图3是用于对逐次姿势识别处理中使用的特征量中的振动频率的检测手法进行说明的图。当被验者改变姿势或进行运动而导致加速度传感器倾斜时,加速度传感器所检测的重力加速度发生变化。由此,能够检测加速度传感器的倾斜度即被验者的身体的倾斜度。并且,由加速度传感器检测的X轴、Y轴、Z轴各轴中的加速度的合成加速度发生变化,从而能够检测加速度传感器即被验者的身体的振动的程度。例如,图3是表示被验者在步行中通过加速度传感器而检测的3轴加速度及合成加速度的测量值的一例的曲线图。

[0098] 使用这样通过加速度传感器而获得的测量值而检测振动频率。下面,对检测振动频率的手法的一例进行说明。

[0099] 首先,根据以下的式(1)而计算合成加速度 A_r 。

[0100] 【数学式1】

$$[0101] \quad A_r = \sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2} [G] \quad \dots (1)$$

[0102] 根据在式(1)中定义的合成加速度 A_r ,能够将相对各个轴方向的振动检测为相同,在发生传感器的旋转等运动的情况下,合成加速度几乎不发生变化。图4是表示旋转传感器的情况下的加速度和合成加速度的一例的曲线图。在图4的例子中,发生了Z轴方向的旋转运动,但合成加速度几乎追随Z轴的测量值。

[0103] 接着,在合成加速度 A_r 小于规定的下限阈值 θ_{btm} 时,记录此时的合成加速度 A_{btm} 。并且,在记录小于下限阈值 θ_{btm} 的合成加速度 A_{btm} 之后在规定的上限时间 t_w 内,当合成加速度 A_r 大于规定的上限阈值 θ_{top} 时,记录此时的合成加速度 A_{top} 。通过该处理,检测在短时间内合成加速度的值变大的期间。

[0104] 接着,判定所记录的 A_{btm} 和 A_{top} 之差是否大于规定的振动检测阈值 θ_{amp} 。在差大于振动检测阈值 θ_{amp} 的情况下,计数为振动频率1。并且,重设 A_{btm} 和 A_{top} 。并且,在规定的上限期间 t_w 内未计数出振动频率的情况下,也重设 A_{btm} 及 A_{top} 。

[0105] 通过以上的处理,在长时间向一定方向施加较大的加速度的情况下不作为振动频率而进行计数,而是准确地检测出加速度的方向急剧变化的身体的振动。

[0106] 另外,作为振动频率的检测手法,(1)旋转、长期的变化不被检测为振动,(2)如果加速度不改变一定的量,则不被检测为振动,(3)在任何轴方向上也通过相同的算法进行检测,(4)如果由所取得的加速度、角速度信息等可进行检测,则无需特别限定,可使用任意的手法。这样,关于振动频率,不根据合成加速度确定的动作,在前后方向、左右方向的任何方向上也能够无区别地进行计算。第1实施方式的特征量提取部202将T3划分为分成多个的小框架,根据各个小框架内的振动频率而计算方差值、平均值。

[0107] 并且,“各轴的振动频率”是指,在检测到振动频率时仅数出最影响其振动的轴而获得的数。例如,在构成通过上述的手法而数出振动频率时的合成加速度的成分中检测测量出最大的加速度的轴。并且,将该轴中的振动频率计数为1。例如,在从Z轴检测到在计数出振动频率1时的各轴的加速度中的最大的加速度的情况下,将Z轴的振动频率计数为1。Z轴的振动例如是在被验者步行时的振动、在被验者跳跃的情况等时检测的。因此,能够根据Z轴的振动频率而检测“步行”等的运动。

[0108] 另外,第1实施方式的逐次姿势识别装置20采用机器学习模型,因此自动进行对各特征量的加权。

[0109] (学习处理的流程的一例)

[0110] 图5是表示通过第1实施方式的逐次姿势识别装置20而进行的逐次姿势识别处理中的学习处理的流程的一例的概略图。利用图5,对具体的学习处理的例子进行说明。

[0111] 在逐次姿势识别装置20中最初执行机器学习时及追加地执行机器学习时,用户选择学习模式等而向逐次姿势识别装置20指示开始执行学习处理(步骤S300)。并且,用户进行姿势的登记。即,用户输入标签。就是说,用户向逐次姿势识别装置20输入识别机器学习的动作的信息(“姿势A的名字”)、该动作的“姿势”、表示该动作相应于“运动状态”和“静止状态”的哪一个状态的信息(“姿势A的登记准备”,步骤S301)。例如,在图5的例子中,作为“姿势A的名字”,输入“坐下”。坐下的状态是“静止状态”,因此与表示“停止”这一运动状态的信息一并进行输入。在图5的例子中,由此识别“坐下”这一姿势。进一步,识别细致的状态的情况下,调整标签所示的姿势及运动状态的分类而进行对应。例如,可以与“坐下”这一名字对应地,输入“姿势:坐位”“运动状态:静止”这一信息。并且,可以与“跳跃”这一名字对应地设置“姿势:站位”“运动状态:上下跳动”等。关于输入,既可以从穿戴式设备10的输入部104输入,也可以从输入部211输入。关于标签,关于进行机器学习的各个动作而输入,使逐次姿势识别装置20取得并存储(步骤S302)。

[0112] 在输入标签之后,用户向逐次姿势识别装置20指示开始进行与所输入的标签对应

的运动的机器学习(“姿势A开始”,步骤S303)。并且,用户开始与所输入的标签对应的动作。通过用户的指示输入,在逐次姿势识别装置20中起动学习模式(步骤S304)。并且,逐次姿势识别装置20的特征量提取部202执行特征量提取处理(步骤S305)。关于上述的各个特征量,按照每个预设期间(T1~T4)重复进行特征量提取处理。

[0113] 当提取特征量时,向第1制作部203、第2制作部204、第3制作部205发送特征量。并且,第1制作部203根据所输入的标签(例如“坐下:停止”),作为由标签指定的“运动状态”或“静止状态”的数据(例如,如果标签为“坐下:停止”,则为“静止状态”),进行所输入的特征量的机器学习(步骤S306)。在图5的例子中,每隔提取特征量的时间T1秒而执行机器学习。另外,以比T1秒短的提取周期提取的特征量被滑动输入。关于机器学习的执行周期,与加速度信息测量部101及生物信号信息测量部102的测量周期对应地设定即可。

[0114] 与第2制作部204相同地,根据所输入的标签(例如,“坐下:停止”)而执行处理。在图5的例子中,所输入的标签为“坐下:停止”即“静止状态”,因此制作动作状态的识别模型的结构要素即第2制作部204不进行机器学习而等待(步骤S307)。

[0115] 与第3制作部205相同地,根据所输入的标签(例如,“坐下:停止”)执行处理。在图5的例子中,所输入的标签为“坐下:停止”即“静止状态”,因此第3制作部205作为“静止状态”的一个种类,进行所输入的特征量的机器学习(步骤S308)。

[0116] 当在用户侧完成了由标签指定的动作时,向逐次姿势识别装置20指示该动作的机器学习的结束(“姿势A结束”,步骤S309)。根据用户的指示,逐次姿势识别装置20停止学习模式(步骤S310)。并且,用户开始进行下一个机器学习的姿势B的登记的准备(步骤S311)。以上是在逐次姿势识别处理中的学习处理的一例的流程。

[0117] 在学习处理中使用的标签是表示作为识别的对象的动作的姿势及运动状态的标签,例如包括“步行”“跳跃”“坐下”“站立”“俯卧”“仰卧”等和表示其为运动状态还是静止状态的标签。

[0118] (识别处理的流程的一例)

[0119] 图6是表示通过第1实施方式的逐次姿势识别装置20而进行的逐次姿势识别处理中的识别处理(包括姿势确定处理)的流程的一例的概略图。接着,参照图6,对姿势确定处理及识别处理的具体的一例进行说明。另外,第1实施方式的逐次姿势识别装置20即便正在执行图6所示的姿势确定处理及识别处理,也能够并行地执行图5的学习处理,并适当更新识别模型。

[0120] 在进行识别处理时,用户首先向逐次姿势识别装置20输入开始识别处理的要旨的指示(步骤S401)。例如,用户执行选择识别模式的要旨的输入。根据用户的输入,逐次姿势识别装置20起动识别模式(步骤S402)。在起动识别模式时,将特征量提取部202提取的特征量输入到第1确定部206、第2确定部207及第3确定部208。并且,用户与学习模式时不同地,不进行标签的指定输入而直接开始任意的动作(“姿势A开始”,步骤S403)。例如,用户开始进行“坐下”这一动作。用户所佩戴的穿戴式设备10测量用户的加速度信息和生物信号信息而发送到逐次姿势识别装置20。并且,逐次姿势识别装置20根据所接收的加速度信息和生物信号信息而提取特征量(步骤S404)。如上述,关于各个特征量,在每隔预定的期间而执行特征量提取处理。提取的特征量被输入到第1确定部206、第2确定部207及第3确定部208。

[0121] 第1确定部206根据所输入的特征量和通过第1制作部203而已制作完成的运动及

静止识别模型而确定当前的特征量对应运动状态和静止状态的哪一个状态。在图6的例子中,第1确定部206确定与所输入的特征量对应的状态为“静止状态”(即“停止”)(步骤S405)。

[0122] 第2确定部207根据所输入的特征量和通过第2制作部204而制作完成的运动识别模型而确定当前的特征量相应于运动状态中的“步行”(步骤S406)。

[0123] 第3确定部208根据所输入的特征量和通过第3制作部205而制作完成的静止识别模型而确定当前的特征量相应于静止状态中的“坐下”(步骤S407)。在图6的例子中,每隔T1秒重复执行姿势确定处理。

[0124] 当完成通过第1确定部206、第2确定部207及第3确定部208而进行的姿势确定处理时,将各个确定结果发送到识别部209。并且,识别部209将三个确定结果进行组合而输出最终的识别结果。具体地,识别部209首先参照通过第1确定部206而取得的确定结果(第1阶段,步骤S408)。并且,通过第1确定部206而取得的确定结果为“停止”即“静止状态”,因此采用通过静止识别模型而执行确定的第3确定部208的确定结果即“坐下”(第2阶段,步骤S408),用户识别为“停止:坐下”。

[0125] 这样,在识别处理中,识别部209作为第1阶段而在确认特征量相应于“运动状态”和“静止状态”中的哪一个状态(第1确定部206的确定结果)之后,根据第1阶段的结果,作为第2阶段而选择“运动状态”或“静止状态”的确定结果。

[0126] 用户在移动到别的动作时不特别地进行对逐次姿势识别装置20的输入,移动到不同的动作(“姿势A结束,姿势B开始”,步骤S409)。根据用户的动作变化,发送到逐次姿势识别装置20的加速度信息及生物信号信息发生变动,特征量发生变动。由此,逐次姿势识别装置20在每隔T1而执行的识别处理(包括姿势确定处理)的结果中反映姿势变动。

[0127] (植物性神经功能评价的一例)

[0128] 这样,第1实施方式的逐次姿势识别装置20识别被验者的姿势、运动状态。进一步,逐次姿势识别装置20的生成部210将所识别的姿势、运动状态和生物信号信息的变动对应,从而生成利用于被验者的健康状态的判断的信息。接着,作为生成部210生成的信息的一例,对将姿势变动和植物性神经功能对应而成的信息进行说明。

[0129] 图7是概略性地表示被验者的姿势变化和植物性神经功能评价的对应情况的表。在图7的例子中,作为植物性神经功能评价的指标而利用心率。作为用于由心跳变动评价植物性神经功能的指标,一般利用与呼吸变动对应的高频变动成分(H成分)和与血压变动对应的低周波变动成分(LF成分)。在图7的例子中,也利用心率、HF成分、LF成分而评价了植物性神经的状态。

[0130] 例如,假设被验者在从“站位”向“坐位”转变姿势时心率减少。在该情况下,想必植物性神经的副交感神经活动被激活。并且,假设被验者在从“站位”向“坐位”转变姿势时心率增加。在该情况下,想必由静脉环流量的增加而导致植物性神经的交感神经活动过渡地被激活。并且,在被验者从“坐位”向“卧位”转变的情况下,在没有姿势变化而处于静止状态的情况下也相同。

[0131] 另外,假设被验者在从“坐位”向“站位”转变姿势时心率减少。在该情况下,想必处于伴随着静脉环流量的减少等的循环动态的变动的过渡的副交感神经活动的亢进状态。并且,假设被验者在从“站位”向“坐位”转变姿势时心率增加。在该情况下,想必处于伴随着静

脉环流量的增加等的循环动态的变动的过渡的交感神经活动的亢进状态。并且,在被验者从“卧位”转变为“坐位”的情况下、从“卧位”向“站位”转变姿势的情况下也是相同的。

[0132] 另外,在被验者未转变姿势的期间或以静止状态或运动状态未发生变化的期间心率没有发生变动的情况下,可基于HF成分、LF/HF比进行评价。例如,可基于HF成分而评价副交感神经系统的活动状态。并且,可根据LF/HF比而评价交感神经系统的活动状态。进一步,根据心率的下降阶段,识别副交感神经活动成分(根据呼吸性心律失常的心率的抑制等)。

[0133] 相同地,在没有姿势、状态的变化期间,可由LF/HF比、LF成分的增加、HF成分的抑制来评价交感神经活动。并且,根据心率的上升阶段,识别交感神经活动。另外,图7的例子概略性地表示姿势转变与植物性神经功能评价的关系。

[0134] 并且,根据图7所示的评价,生成部210生成将姿势变化和植物性神经的响应量对应地评价植物性神经的信息。例如,图8是用于说明植物性神经功能评价的手法的一例的图。在图8所示的例子中,首先,第1确定部206根据特征量而确定被验者处于“运动、静止”的哪一个状态(“姿势估计:仅第1阶段”)。接着,根据第1阶段中的结果,确定第2确定部207或第3确定部208处于何种运动状态或静止状态(“姿势估计:第2阶段”)。由此,识别各个时间点中的“姿势、运动”的状态。接着,生成部210根据识别结果而确定发生姿势变化的时间点(“姿势变化检测”)。并且,生成部210由与所确定的时间点对应的生物信号信息例如心率的信息(“植物性神经响应量”),进行植物性神经功能的评价(“植物性神经功能评价”)。

[0135] 另外,在图7所示的植物性神经功能评价中,将心跳变动(HRV:Heart Rate Variability)的频率成分的HF成分及LF成分作为在植物性神经功能评价中使用的特征量。但是,不限于此,可在植物性神经功能评价中使用其他的特征量。例如,可将心跳间隔的变动量等作为特征量。

[0136] (第1实施方式的效果)

[0137] 这样,第1实施方式的逐次姿势识别装置具备加速度信息测量部,该加速度信息测量部设于穿戴式设备,对佩戴穿戴式设备的被验者的动作的加速度信息进行测量。并且,逐次姿势识别装置具备生物信号信息测量部,该生物信号信息测量部设于穿戴式设备,对被验者的生物信号信息进行测量。并且,逐次姿势识别装置具备特征量提取部,该特征量提取部从加速度信息及生物信号信息提取对应于第1规定期间的第1特征量及对应于第2规定期间的第2特征量。并且,逐次姿势识别装置具备第1制作部,该第1制作部通过基于第1特征量的机器学习而制作用于识别被验者正在运动还是静止的运动及静止识别模型。逐次姿势识别装置具备第2制作部,该第2制作部通过基于第1特征量的机器学习而制作用于识别多个运动样式的运动识别模型。并且,逐次姿势识别装置具备第3制作部,该第3制作部通过基于第1特征量的机器学习而制作用于识别多个静止样式的静止识别模型。逐次姿势识别装置具备第1确定部,该第1确定部根据运动及静止识别模型和第2特征量而确定在第2规定期间被验者正在运动还是静止。逐次姿势识别装置具备第2确定部,该第2确定部根据运动识别模型和第2特征量,确定第2规定期间中的被验者的1个运动样式。逐次姿势识别装置具备第3确定部,该第3确定部根据静止识别模型和第2特征量,确定第2规定期间中的被验者的1个静止样式。逐次姿势识别装置具备识别部,该识别部通过将第1确定部、第2确定部及第3确定部的确定结果进行组合,从而对第2规定期间中的被验者的姿势及运动进行识别。逐次姿势识别装置具备生成部,该生成部生成将识别部所识别的姿势及运动和第2规定期间的被

验者的生物信号信息对应而成的对应信息。

[0138] 因此,第1实施方式的逐次姿势识别装置对依次从穿戴式设备发送的加速度信息和生物信号信息进行逐次机器学习,从而迅速地识别被验者的姿势及运动。并且,第1实施方式的逐次姿势识别装置生成将所识别的姿势及运动和生物信号信息对应而成的对应信息,因此能够进行健康管理、疾病预防。

[0139] 并且,第1实施方式的逐次姿势识别装置分为识别“运动及静止”的第1阶段和识别出是何种运动、是何种静止的第2阶段而执行逐次姿势识别处理。在生物信号信息及加速度信息中,反差大的识别对象和反差小的识别对象被混合存在。例如,“站立”“坐下”等的反差小,“步行”“坐下”等的反差大。但是,在第1实施方式的逐次姿势识别处理中,作为识别的上位层而设置“运动及静止”这一区分而构建学习模型,在2个阶段中识别姿势。因此,在反差小的标签(姿势,运动)之间的识别中,反差大的标签的识别不会带来影响。并且,通过进行2个阶段的识别,即便增减标签,对其他阶段的识别不产生影响,标签的增减变得容易。

[0140] 并且,第1实施方式的逐次姿势识别装置将所识别的姿势及运动和生物信号信息对应而生成对应信息。因此,根据第1实施方式的逐次姿势识别装置,在日常生活中能够持续地检测被验者的姿势、运动的变化,并检测生物信号信息,将伴随不同的姿势变化而生成的心率上升阶段和心率下降阶段分开而进行评价。例如,根据第1实施方式的逐次姿势识别装置,通过识别姿势及运动,从而能够将起床、起立等姿势变化和就座、卧床等姿势变化区别开。因此,能够将伴随起床、起立等的姿势变化的介由植物性神经反射而反映交感神经功能的心率上升阶段和通过就座、卧床等姿势变化而反映迷走神经功能的心率下降阶段分开而进行评价。

[0141] 并且,第1实施方式的逐次姿势识别装置能够制作吸收了个人的体型、姿势的习惯等的用户依赖性高的识别模型,能够提高识别处理的精度。

[0142] 在第1实施方式的逐次姿势识别装置中,第1制作部、第2制作部、第3制作部受理逐次生成的特征量的输入而进行逐次学习。即,即使用户在对某个姿势开始进行机器学习之后中断并结束该姿势的机器学习,也能够根据逐次姿势识别装置至此为止所学习的姿势、运动状态而执行姿势判断。并且,逐次姿势识别装置利用机器学习模型,因此自动实现对各个特征量的加权。因此,在通过被验者而对相同的标签的姿势、运动状态所输入的特征量中存在偏差,逐次姿势识别装置也能够容易地构建与个人匹配的识别模型。并且,进行逐次学习而逐次地更新识别模型,因此用户可在自由的时机中断或再次开始学习。

[0143] 并且,与采用利用阈值、决策树的规则库、神经网络、SVM(Support Vector Machine:支持向量机)的学习规则等中的姿势估计手法不同地,第1实施方式的逐次姿势识别装置逐次利用重新获得的数据而提高学习精度,提高识别结果的精度。并且,无需获得全部的学习中所需的数据之后开始学习,而是即便取得少量的数据,也能够开始进行学习。

[0144] 并且,第1实施方式的逐次姿势识别装置在加速度信息的基础上利用从生物信号信息获得的特征量而识别被验者的姿势及运动,因此能够提高识别结果的精度。

[0145] 并且,在第1实施方式的逐次姿势识别装置中,特征量提取部从第1规定期间提取相互重叠的多个不同的长度的期间,并对所提取的各个期间提取第1特征量。就是说,对不同的长度的期间分别提取特征量而利用于机器学习,因此能够实现精度高的姿势识别。

[0146] 并且,在第1实施方式的逐次姿势识别装置中,特征量提取部根据相互重叠的多个

不同的长度的期间中的第1期间中的加速度信息的时间序列集合中的最大值、最小值、平均值及方差值中的至少一个和相互重叠的多个不同的长度的期间中的第2期间中的心跳间隔的最大值、最小值、平均值及方差值中的至少一个而提取第1特征量及第2特征量。

[0147] 这样,第1实施方式的逐次姿势识别装置不仅从加速度信息,而且还从生物信号信息提取特征量而用于识别姿势及运动。因此,与仅使用加速度信息的情况不同地,能够提高姿势及运动的识别的精度。并且,通过使用生物信号信息,从而能够增加可识别的姿势及运动的种类。

[0148] 并且,在第1实施方式的逐次姿势识别装置中,特征量提取部还根据在第2期间中测量的沿着加速度的各轴而产生的振动次数、振动次数的平均值及方差值中的至少一个而提取第1特征量及第2特征量。这样,对加速度的各个轴而具体地提取特征量,从而能够提高姿势及运动的识别精度。

[0149] 并且,在第1实施方式的逐次姿势识别装置中,第2期间比第1期间长。就是说,改变利用生物信号信息的特征量的提取周期和利用加速度信息的特征量的提取周期而设定为适合姿势及运动的识别的长度。因此,能够提高姿势及运动的识别的精度。

[0150] 并且,在第1实施方式的逐次姿势识别装置中,将通过第1制作部、第2制作部及第3制作部而进行的处理与通过第1确定部、第2确定部及第3确定部而进行的处理并行而执行。因此,能够将学习处理和识别处理并行而执行,有利于提高处理的速度。并且,也有利于迅速地检测出被检体的异常。

[0151] 并且,在第1实施方式的逐次姿势识别装置中,所确定的静止样式至少为站位、坐位及卧位。因此,能够将静止样式即站位、坐位及卧位等和运动、静止的2个样式的确定匹配地确定被检体的身体的运动方向,能够与生物信号信息对应地进行被检体的健康管理、疾病预防。

[0152] 并且,在第1实施方式的逐次姿势识别装置中,所确定的运动样式至少为步行、跳跃及踏步。因此,能够将静止样式即站位、坐位及卧位等和运动、静止的2个样式的确定匹配地确定被检体的身体的运动方向,能够与生物信号信息对应地进行被检体的健康管理、疾病预防。并且,能够将运动的种类具体地分类而识别,例如能够区分仅在单纯的日常生活中走路的步行和作为积极的运动的散步。

[0153] 并且,第1实施方式的逐次姿势识别装置能够将日常生活中的被验者的姿势、运动的变化和生物信号信息的变化对应而生成信息。特别地,第1实施方式的逐次姿势识别装置能够使心跳变动等的生物信号和姿势、动作的变动对应。因此,例如,提取不伴随姿势和动作的变化的心跳变动而进行分析。在不伴随姿势和动作的变化的心跳变动的主要原因是呼吸性心律失常等的植物性的植物性神经波动。因此,独立地提取不伴随姿势和动作的变化的心跳变动,将心跳上升阶段和下降阶段分开而进行分析,从而能够进行限于呼吸性心律失常的植物性神经功能评价。

[0154] 并且,第1实施方式的逐次姿势识别装置能够利用逐次机器学习而并行地执行学习处理和识别处理。因此,第1实施方式的逐次姿势识别装置能够大致实时地在至少数秒程度的延迟时间内进行检测同一“姿势,运动”条件下的心跳变动等的生物信号的异常值。

[0155] 并且,第1实施方式的逐次姿势识别装置通过比较使用逐次机器学习而学习的数据和重新获得的数据,从而能够在早期检测异常。例如,逐次姿势识别装置通过检测昏厥、

急剧的血压变化等的发作预兆或在发作的早期检测出异常,从而避免跌倒或迅速地进行服用药物等有效的处理。

[0156] (第2实施方式)

[0157] 接着,作为第2实施方式,对作为生物信号信息,为了植物性神经功能评价而测量及监视心跳并与所识别的姿势等对应的技术进行说明。另外,在第2实施方式中,逐次姿势识别处理与第1实施方式的逐次姿势识别装置20同样地执行,因此在以下的说明中,对逐次姿势识别处理的详细情况省略说明。

[0158] (将心跳变动分析和姿势对应的意义)

[0159] 首先,作为前提,对心跳分析中的课题进行说明。

[0160] 心跳分析(心跳变动分析:HRV分析)作为植物性神经功能测量法而广泛被利用。在心跳分析中,通常使用100以上的多个数据而进行分析。但是,安静时心率、心跳变动的个人差异比较大,在使用多个数据而进行分析的情况下,如果不是显著的植物性神经障碍,则难以检测出。作为对心率及心跳变动的数据产生影响的波动成分,具有通过呼吸性心律失常导致的高频(HF)、对血压变动的迈耶波(Mayer波)的心跳的反映等。关于这样的波动成分,舍弃个人差异而一律地通过阈值等而进行正规化是困难的。

[0161] 但是,如果为了反映个人差异而从一个人的被验者取得大量的心跳数据之后进行分析,则对突然的发作、异常无法进行应对,不够现实。因此,需要确立一种使用从一个人的被验者获得的少数数据而迅速进行反映个人差异的分析的技术。

[0162] 并且,心率(平均心率等)及心跳变动量根据姿势、身体活动的有无等的条件的变化而变动。因此,优选为,能够将心跳及心跳变动量的变动和姿势及运动等的条件对应而按照各个条件进行数据分析。

[0163] 作为一例,在心跳中发生各种过渡的反应。例如,当动脉血压临时下降时,发生大动脉弓、颈动脉洞的压力感受器反射。在该情况下,在发生短暂的心率上升(初期响应)之后,心率平稳地减少(后期响应),然后心率变得稳定。相反地,有时经过心率的减少和与此相继的缓慢的心率的增加,心率进入周期性的心跳变动。相关的过渡的反应的原因为各种各样。例如,因姿势变化、运动、精神的影响等各种原因,产生心跳的过渡的反应。并且,过渡的反应的强度、响应时间是根据原因而不同的。

[0164] 并且,例如,图9是用于对在不同的姿势、运动状态中,在生物信号信息发生相同的变化情况进行说明的图。如图9所示,由不伴随姿势变化的站位时的紧张引起的心跳变动的减少和由伴随动作变化的运动负荷引起的心跳变动的减少均作为相同的减速阶段而表示。

[0165] 但是,在以往,通常使用将心跳变动的数据一概平均化或相加的手法。因此,对于根据不同的原因而产生的过渡的反应等的心跳变动,难以根据各个原因区别而提取各自的特征。并且,也难以考虑由相同的原因引起的心跳变动中产生的生物特有的波动、观测噪音而进行准确的分析。

[0166] (第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理)

[0167] 根据上述内容,在第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理中,通过逐次姿势识别处理而识别姿势及运动之后,将与姿势及运动的各个条件对应的心跳数据分类而分组。并且,在第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理中,对与分组的各个条件对应的

心跳数据彼此施加去除噪音等的处理的基础上进行连接。并且,在第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理中,根据与分组而连接的各个条件对应的心跳数据,计算各个条件中的植物性神经功能评价的参数。并且,在第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理中,对逐次取得的生物信号信息(心跳数据)执行机器学习,从而取得成为用于评价被验者的植物性神经功能的状态的基线的信息。并且,在第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理中,基于成为基线的信息而分析重新逐次获得的生物信号信息,从而迅速地检测被验者的异常。

[0168] (第2实施方式的植物性神经功能信息取得系统的结构的一例)

[0169] 图10是表示第2实施方式的植物性神经功能信息取得系统2的结构的一例的概略图。在图10中,穿戴式设备10及逐次姿势识别装置20A的结构及功能与第1实施方式的穿戴式设备10及逐次姿势识别装置20的结构及功能相同。但是,图10所示的逐次姿势识别装置20A不具备图1所示的逐次姿势识别装置20的生成部210。

[0170] 如图10所示,第2实施方式的植物性神经功能信息取得系统2具备穿戴式设备10、植物性神经功能信息取得装置30。穿戴式设备10和植物性神经功能信息取得装置30通过网络而可通信地连接。

[0171] 植物性神经功能信息取得装置30具备逐次姿势识别装置20A。在图10中,将逐次姿势识别装置20A作为植物性神经功能信息取得装置30的一部分而进行了图示,但也可以将逐次姿势识别装置20A和植物性神经功能信息取得装置30作为独立的装置而构成。在该情况下,将逐次姿势识别装置20A和植物性神经功能信息取得装置30通过网络而可通信地连接即可。关于连接的形态,不作特别限定。

[0172] 穿戴式设备10将加速度信息和生物信号信息发送到植物性神经功能信息取得装置30。穿戴式设备10的结构及功能与第1实施方式的穿戴式设备10相同,因此省略详细的说明。

[0173] 并且,植物性神经功能信息取得装置30具备的逐次姿势识别装置20A从所接收的加速度信息和生物信号信息识别佩戴穿戴式设备10的被验者的姿势及运动。姿势及运动的识别手法在第1实施方式的说明中进行了详细的说明,因此在此省略说明。但是,只要能够几乎实时地识别被验者的姿势及运动,则可采用使用其他的手法而取得的姿势及运动的信息。

[0174] 植物性神经功能信息取得装置30在从穿戴式设备10发送的生物信号信息中提取心跳数据而进行分析。植物性神经功能信息取得装置30在心跳数据中提取对应被验者进行相同的姿势及运动的时期的心跳数据。心跳数据例如为心率等的信息。心跳数据是指,根据该数据而能够计算平均心率、心跳间隔、心跳间隔平均、心跳间隔标准偏差、心跳间隔变动系数、HF成分、LF成分等植物性神经功能评价的指标的信息。

[0175] 并且,植物性神经功能信息取得装置30将所提取的心跳数据彼此连接。此时,植物性神经功能信息取得装置30也可调整心跳数据中的噪音等。由此,植物性神经功能信息取得装置30取得成为被验者进行相同的姿势及运动时的心跳的状态的基线的信息。并且,植物性神经功能信息取得装置30由成为基线的信息计算成为植物性神经功能评价的指标的参数。所计算的参数可使用于基于相同的姿势及运动时的心跳数据的植物性神经功能评价。

[0176] 并且,植物性神经功能信息取得装置30对心跳数据进行逐次机器学习,与从穿戴式设备10重新接收的心跳数据进行比较。由此,植物性神经功能信息取得装置30迅速地检测重新接收的心跳数据的异常。

[0177] 并且,植物性神经功能信息取得装置30将对应于发生相同的姿势及运动的连续的变化的心跳数据同步相加,对发生确定的变化时的心跳的状态进行分析。例如,植物性神经功能信息取得装置30可选择性地收集与被验者在行走中(站位、运动状态)暂时停止而静坐(坐位、静止状态)并重新开始行走(站位、运动状态)等一系列的姿势变化对应的心跳数据,并同步相加而进行分析。

[0178] (第2实施方式的植物性神经功能信息取得装置30的结构的一例)

[0179] 参照图10,对植物性神经功能信息取得装置30的结构的一例进行说明。植物性神经功能信息取得装置30具备逐次姿势识别装置20A。并且,植物性神经功能信息取得装置30具备分类提取部301、数据连接处理部302、学习部303、异常判定部304、同步加法部305、植物性神经功能评价部306及存储部307。

[0180] 分类提取部301将从穿戴式设备10发送的生物信号信息即心跳数据和从逐次姿势识别装置20A发送的识别结果对应而提取在被验者处于相同的姿势及运动状态时的心跳数据。在此,分类提取部301从以时间序列取得的生物信号信息提取与规定的姿势及运动对应的部分。因此,在所提取的心跳数据相互之间发生不连续。并且,存在在分类提取部301所提取的心跳数据中包括异常值、噪音的情况。因此,为了调整心跳数据的不连续、噪音,将所提取的心跳数据发送到数据连接处理部302。另外,关于通过分类提取部301而进行的处理的具体情况,将后述。

[0181] 数据连接处理部302取得分类提取部301所提取的心跳数据和与该心跳数据对应的姿势及运动的信息。并且,数据连接处理部302将与相同的姿势及运动状态对应的心跳数据相互连接。此时,数据连接处理部302执行用于调整所连接的心跳数据的值不连续的不连续部分、心跳数据中的噪音的数据连接处理。关于数据连接处理的具体情况,将后述。通过数据连接处理,与相同的姿势及运动状态对应的多个心跳数据相互连接。数据连接处理后的心跳数据从数据连接处理部302被发送到学习部303。并且,数据连接处理后的心跳数据从数据连接处理部302发送至存储部307而得到存储。每当生成新的心跳数据时,存储于存储部307的数据被更新。数据连接处理部302由数据连接处理后的心跳数据逐次计算各条件中的心跳间隔的平均值、方差值、重心等统计值而存储并更新。所计算的值被用作植物性神经功能评价的参数。

[0182] 学习部303执行从数据连接处理部302发送的心跳数据的机器学习。机器学习为在线学习等的逐次机器学习。

[0183] 异常判定部304利用机器学习的结果而检测重新取得的心跳数据的异常。

[0184] 同步加法部305提取与一系列的姿势、运动状态的变化对应的多个心跳数据,使规定的时间点同步而将多个心跳数据同步相加。并且,同步加法部305根据同步相加后的心跳数据而计算作为植物性神经功能评价的参数的数值。

[0185] 植物性神经功能评价部306生成用于通知从与数据连接处理后的各个条件对应的心跳数据获得的心跳间隔的平均值、方差值、重心等统计值的植物性神经功能评价信息。并且,植物性神经功能评价部306生成用于通知由同步加法部305计算的植物性神经功能评价

的参数的植物性神经功能评价信息。并且,植物性神经功能评价部306生成在异常判定部304检测出异常的情况下用于通知异常的植物性神经功能评价信息。并且,植物性神经功能评价部306与第1实施方式的逐次姿势识别装置20所具备的生成部210相同地,生成将姿势及运动的状态和生物信号信息按照时间序列而对应而成的植物性神经功能评价信息。

[0186] 存储部307存储植物性神经功能信息取得装置30的处理中使用的信息、处理的结果所生成的信息。存储部307例如存储从穿戴式设备10接收的加速度信息及生物信号信息。并且,存储部307将由分类提取部301提取的、与各个条件对应的多个心跳数据的分段和表示测量该心跳数据的日期时间的时间戳一并进行存储。并且,存储部307将通过数据连接处理部302而进行数据连接处理的心跳数据和所计算的参数一起与各个条件对应地进行存储。并且,存储部307将由同步加法部305同步相加的心跳数据和所计算的参数一起与各个条件对应地进行存储。此外,存储部307可以将植物性神经功能评价部306所生成的植物性神经功能评价信息适当存储。

[0187] (第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理的流程的一例)

[0188] 图11是表示第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理的流程的一例的流程图。如图11所示,第2实施方式的植物性神经功能信息取得装置30首先通过逐次姿势识别装置20A而执行逐次姿势识别处理(步骤S601)。接着,分类提取部301与姿势识别处理的结果所取得的姿势及运动的信息对应地,分类提取相同的姿势及运动时的心跳数据(步骤S602)。并且,针对所提取的心跳数据的不连续、噪音,数据连接处理部302执行数据连接处理(步骤S603)。学习部303进行数据连接处理后的心跳数据的机器学习(步骤S604)。并且,异常判定部304根据学习结果,执行重新获得的心跳数据的异常检测(步骤S605)。同步加法部305使与相同的姿势及动作的连续的变化对应的多个心跳数据与规定时间点同步而相加,计算植物性神经功能评价的参数(步骤S606)。植物性神经功能评价部306例如生成用于通知由异常判定部304检测的异常的植物性神经功能评价信息等各种植物性神经功能评价信息(步骤S607)。由此,结束植物性神经功能信息取得处理的一例。

[0189] 在图11所示的例子中,将异常判定部304的判定结果作为植物性神经功能评价信息而生成。但是,不限于此,植物性神经功能评价部306也可以将通过同步加法部305而生成的植物性神经功能评价的参数等作为植物性神经功能评价信息而输出。关于将哪一信息作为植物性神经功能评价信息而生成并输出,根据用户的指示输入而选择即可。

[0190] 并且,在图11中,对从步骤S603依次执行步骤S606的处理的情况进行了说明。但是,在实际的装置中,也可以构成为仅在发生了用户的指示输入时执行任意的处理。例如,将步骤S606的同步相加仅在由用户进行了指示输入时执行。并且,将成为同步相加处理的对象的姿势、动作的连续的变化预先存储在装置,在每次检测对应的连续的变化时执行同步相加处理而更新存储到存储部307的信息。

[0191] (分类提取处理)

[0192] 接着,对分类提取部301所执行的分类提取处理进行说明。图12是用于对第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理中的生物信号信息(心跳数据)的分类(分组)进行说明的图。图12中(1)表示被验者在就寝中(即,“姿势、运动”为“卧位、静止”)时的心跳间隔的分布。图12中(2)表示被验者在站立的状态下保持不动时(即,“姿势、运动”为“站位、静止”)的心跳间隔的分布。并且,图12中(3)表示被验者在站立而运动时(即,“姿势、运动”为“站

位、运动”)的心跳间隔的分布。另外,在图12中,虚线表示各个时间点中所测量的心跳间隔的测量值,实线表示所测量的心跳间隔的值的分布。

[0193] 如图12的(2),(3)所示,被验者处于相同的“姿势”“运动”的状态时,心跳间隔的分布近似。在图12的(2)中,随着时间的经过而发生的心跳间隔的变动在右边的曲线图和左边的曲线图中不同,但数据的分布近似。在图12的(3)中也是相同。

[0194] 分类提取部301提取处于相同的“姿势”“运动”的状态时的心跳数据。因此,分类提取部301对于被验者的姿势及运动,从逐次姿势识别装置20A至少提取“站位”“坐位”“卧位”的3种“姿势”的信息和“静止”“运动”的2种“运动”的信息。并且,分类提取部301在各个姿势处于稳定保持状态(即,未发生姿势的转变)的期间、在发生姿势的转变的情况下,确定其转变的种类、稳定保持状态的开始时间等。并且,分类提取部301与所确定的内容对应地,对姿势及运动的时间序列的转变进行分类。

[0195] 例如,以图12为例,分类提取部301将与“站位、静止”对应的心跳间隔的数据和“站位、静止”这样的分类对应地进行累积。同样地,分类提取部301将与“站位、运动”对应的心跳间隔的数据和“站位、运动”这样的分类对应地进行累积。另外,在心跳间隔的数据中赋予时间戳而进行存储,以可知该数据表示何时的被验者的状态。

[0196] 另外,如第1实施方式中所说明,在逐次姿势识别处理中,逐次执行姿势和运动的识别。并且,可迅速地执行关于姿势是否处于稳定保持状态的判定。例如,判定在被验者在成为其姿势之后在数秒以内是否成为稳定保持状态。并且,在被验者的姿势发生变化的情况下,逐次姿势识别装置20A根据加速度信息的拐点而检测变化,因此实际上能够从姿势开始变化之后在数秒以内这样的短时间内识别姿势开始变化的时间。因此,各个姿势是否在稳定保持状态,所识别的“运动”“静止”等分类、姿势的转变的开始时间等从实际的事件发生开始在数秒的短时间内被确定,心跳数据被分类而积累。

[0197] 分类提取部301持续地执行如上述的分类提取处理,从而将所存储的心跳数据随时积累并更新。分类提取部301所提取的心跳数据逐次存储到存储部307。

[0198] (数据连接处理)

[0199] 接着,对数据连接处理部302所执行的数据连接处理进行说明。图13是用于对第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理中的数据连接处理进行说明的图。

[0200] (数据的非连续)

[0201] 图13中,将在从时刻 $t-16$ 到时刻 t 为止的期间在穿戴式设备10中测量的生物信号信息即心跳间隔数据作为数据连接处理的对象。另外,将时刻 t 中所获得的心跳间隔数据表示为 y_t 。在此,逐次姿势识别装置20A对从时刻 $t-16$ 到时刻 t 为止的期间的被验者的姿势和运动进行识别,其结果假设在从时刻 $t-14$ 到时刻 $t-13$ 的期间发生从姿势 S_1 (例如,卧位)到姿势 S_2 (例如,站位)的转变。并且,在从时刻 $t-6$ 到时刻 $t-5$ 的期间发生从姿势 S_2 到姿势 S_1 的转变。

[0202] 进一步,假设在时刻 $t-16$ 的时间点被验者处于运动状态 P (“静止”),在时刻 $t-15$ 及时刻 $t-7$ 中发生了从运动状态 P (“静止”)到运动状态 A (“运动”)的转变。并且,假设在时刻 $t-12$ 及时刻 $t-3$ 中发生从运动状态 A (“运动”)到运动状态 P (“静止”)的转变。

[0203] 在该情况下,当与姿势及运动对应地将心跳数据分类时,与“卧位、运动”(S1,A)对应的期间为从时刻 $t-15$ 到时刻 $t-14$ 及从时刻 $t-5$ 到时刻 $t-3$ 。因此,提取从时刻 $t-15$ 到时刻

t-14为止的心跳间隔连续数据 y_{t-15} 、 y_{t-14} 和从时刻t-5到时刻t-3为止的心跳间隔连续数据 y_{t-5} 、 y_{t-4} 、 y_{t-3} 。在要连接该两个心跳间隔连续数据时，在两者之间发生非连续。

[0204] (数据的缺损)

[0205] 并且,可发生在相同的条件下取得的心跳间隔数据中发生缺损的情况。图14是用于对第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理中的数据连接处理进行说明的其他的图。图14表示在相同条件即被验者在“站位、静止”的条件下取得的心跳间隔数据中存在缺损的情况。例如,可存在在由植物性神经的过渡的反应引起的不稳定区间继续发生数据的缺损的情况。如果在数据发生诸多缺损,则数据数不足而无法进行适当的学习、识别。

[0206] 因此,在第2实施方式中,补偿数据的非连续部分、缺损,整体上作为时间序列连续数据而使用。例如,图15是用于对第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理中的数据连接处理中使用阈值的处理进行说明的图。图16是用于对第2实施方式的植物性神经功能信息取得方法中的数据连接处理中使用贝叶斯的定理的处理进行说明的图。

[0207] 在图15所示的处理中,在分类提取部301与“站位、静止”这一分类对应地提取的2个数据的结合部分发生数据的缺损,并发生值的偏差。在图15所示的手法中,对“站位、静止”时的心跳间隔数据预先设定阈值。在图15中,由粗线的框来表示所设定的阈值的范围。并且,在超过所设定的阈值的值出当前结合部位的情况下,关于超过阈值的值的部分,不结合而消除。

[0208] 超过所设定的阈值而脱离的值通过由测量时的噪音的混入、额外收缩等的心律失常、过渡的反应引起的不稳定区间而产生。就是说,超过所设定的阈值的值为异常值或噪音的可能性大。因此,将相关的值从用于植物性神经功能评价的被存储的数据消除。因为在将相关的值包括在直接用于植物性神经功能评价的数据的情况下,无法取得适当的评价参数。

[0209] 另外,在上述中,在数据连接处理中使用了阈值,但除了如上述地使用固定的阈值的方法之外,还可使用其他的统计性手法。例如,可利用近邻算法(Nearest Neighbor)、假设分布的方法、重复进行检查的方法、使用1类识别器的方法等。

[0210] 在图16所示的例子中,在分类提取部301提取的2个数据的结合部分中发生值的偏差,但所观测的值是所设定的阈值的范围内的值。在该情况下,适用贝叶斯的定理而估计正确的值。就是说,从之前为止所积累的数据求出事先分配和事先概率。并且,根据重新结合的数据而求出后期分配。并且,通过所估计的值而修正观测值而将2个数据结合。

[0211] 另外,在图16的例子中,使用了贝叶斯的定理,但估计值计算的具体的手法不限于此,可使用贝叶斯更新、卡尔曼滤波、离子滤波等利用贝叶斯的定理的各种手法。此外,可使用通过各种估计而进行的波形补充。并且,可使用多重替代法、样条插值法等。

[0212] 并且,在此对数据的结合部分执行了使用贝叶斯的定理而估计正常值的处理,但也可以对包括在同一分类的所有时间序列数据连续地执行估计处理。并且,也可以对逐次取得而追加的心跳间隔数据和姿势识别结果执行正确的值的估计处理的基础上,追加所存储的数据或更新数据。

[0213] (学习处理/异常判定处理)

[0214] 通过分类提取部301及数据连接处理部302的处理而与各个条件对应地积累心跳数据。因此,取得作为基线的心跳数据并积累,并且学习部303进行机器学习。并且,异常判

定部304根据学习结果而进行与重新取得的数据之间的对比而检测异常。例如,作为学习部303使用高速度的机器学习器(线性及非线性分类器)。例如,采用使用线性函数、非线性函数的识别机。并且,也可以使用附近探索、聚类等手法。由此,取得心跳间隔数据的同时或从取得开始在短时间内可实现迅速的异常检测。关于机器学习,可利用在第1实施方式中使用的在线学习这样的逐次机器学习。由此,无需准备大量的数据,在一定的学习期间之后,可实现对相同的姿势、运动状态的异常判定。

[0215] (同步相加处理)

[0216] 同步加法部305与数据连接处理部302、学习部303、异常判定部304的处理独立地执行同步相加处理。例如,同步加法部305根据逐次姿势识别装置20A识别的“姿势、运动”的分类而制作姿势及运动的连续的变化了的汇总。并且,同步加法部305由身体的角度变化计算姿势变更的开始时间,将伴随姿势转变的心跳变动按照每个分类同步相加。例如,同步加法部305仅提取多个与被验者在睡觉时翻身的结果在心跳间隔发生变动的情况对应的数据,将相当于翻身的时间点的时间点设定为同步的起点。并且,同步加法部305将多个数据同步相加,计算成为发生相同的姿势变化时的植物性神经评价的指标的参数。

[0217] 例如,图17是用于对由被验者的姿势变化而引起血压下降后的心跳的过渡的反应进行说明的图。如图17所示,在被验者在就寝过程中翻身并保持其状态而继续睡觉的情况下,“姿势、运动”状态从“卧位、静止”转变成“卧位、运动”,之后再转变为“卧位、静止”。如图17所示,在该情况下由被验者测量的心跳数据(心跳间隔)从稳定的状态经过急剧的下降和增加而进行变化。通过将相同的条件下测量的心跳数据相加,从而能够获得作为相同的姿势变化的情况下的基线的心跳数据。

[0218] 图18是用于对在第2实施方式中将对于由被验者的姿势变化引起的血压下降后的心跳的过渡的反应的数据同步相加的手法进行说明的图。首先,根据逐次姿势识别装置所识别的姿势、运动的分类,提取在姿势变化、姿势变化的开始时、在姿势变化的前后被识别为身体未进行运动的区间的心跳数据。并且,以动作即姿势变化时间点为起点,将发生相同的姿势变化时的心跳数据同步相加。即,将与多次的姿势变化对应的各个心跳间隔的变动数据同步相加。并且,作为植物性神经评价的参数,计算动作前后的平均心跳间隔之差、初期响应时的心跳间隔的最大倾斜度、后期响应时的心跳间隔的最大倾斜度等。

[0219] 在图17及图18的例子中,对通过姿势变化而在生物信号信息中发生变化的例子进行说明。在图19及图20的例子中,对通过运动而在生物信号信息中发生变化的例子进行说明。图19是用于对通过被验者的身体活动(运动)而引起血压上升后的心跳的过渡的反应进行说明的图。

[0220] 在图19所示的例子中,被验者从“静止”状态转变为“运动”状态,然后转变为“静止”状态。并且,被验者通过运动状态发生转变的期间而保持同一姿势。图19所示的例子相当于例如从“站位、静止”的状态转变为“站位、运动”例如行进状态,再恢复成“站位、静止”的状态的情况。在该情况下,与图17的例子相同地,通过运动而导致血压上升,在心跳间隔发生过渡反应。

[0221] 图20是用于对在第2实施方式中将对于通过被验者的身体活动(运动)而血压上升后的心跳的过渡反应的数据同步相加的手法进行说明的图。在图20的情况下,与图18的情况相同地,提取多个与相同的运动状态的转变对应的心跳变动数据而同步相加。即,提取对

应于姿势未发生变化,运动状态以“静止”“运动”“静止”的顺序转变的期间的心跳变动。并且,确定“运动”状态的期间的开始时间点和结束时间点。并且,以“运动”状态的开始时间点为起点而将多个心跳变动数据同步相加。并且,以“运动”状态的结束时间点为起点而将多个心跳变动数据同步相加。根据这样取得的数据,取得通过运动的植物性神经功能评价的参数,进行植物性神经功能评价。

[0222] 在此,将开始时间点和结束时间点分别作为起点进行同步相加,是因为由于“运动”状态的持续时间不固定,为了使上升阶段和下降阶段同步而执行相加。

[0223] 作为该情况下的植物性神经功能的参数,在以开始时间点为起点的情况下,可利用上升阶段的最大倾斜度、上升后的平均心率、动作前和动作中的平均心率之差或动作之前和动作过程中的平均心跳间隔之差。并且,以结束时间点为起点的情况下,可利用下降阶段的最大倾斜度、下降后的平均心率、动作过程中和动作结束后的平均心率之差或动作过程中和动作结束后的平均心跳间隔之差。

[0224] (第2实施方式的效果)

[0225] 这样,第2实施方式的植物性神经功能评价装置具备加速度信息测量部,该加速度信息测量部设于穿戴式设备,对佩戴穿戴式设备的被验者的动作的加速度信息进行测量。并且,第2实施方式的植物性神经功能评价装置具备生物信号信息测量部,该生物信号信息测量部设于穿戴式设备,对被验者的生物信号信息进行测量。并且,第2实施方式的植物性神经功能评价装置具备识别部,该识别部通过对第1规定期间中的加速度信息及生物信号信息执行逐次机器学习,从而对第2规定期间中的被验者的姿势及运动进行识别。并且,第2实施方式的植物性神经功能评价装置具备提取部,该提取部提取识别部所识别的与相同的姿势及运动的组合对应的生物信号信息。并且,第2实施方式的植物性神经功能评价装置具备计算部,该计算部由提取部所提取的与相同的姿势及运动的组合对应的生物信号信息计算植物性神经功能评价的参数。

[0226] 这样,根据第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理,能够在将与姿势及运动的条件对应的心跳数据分类的基础上提取参数。因此,能够将由不同的原因产生的心跳变动区别而分析。

[0227] 并且,在第2实施方式的植物性神经功能信息取得装置中,生物信号信息测量部作为生物信号信息而测量被验者的心跳数据,提取部提取与相同的姿势及运动的组合对应的心跳数据,计算部将提取部提取的心跳数据的平均值、方差值及重心中的至少一个作为参数而进行计算。

[0228] 因此,能够将植物性神经功能的评价中通常利用的心跳的信息和姿势及运动的状态对应而进行分析,并设定评价参数。因此,根据第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理,能够根据反映从各个被验者取得的个人的习惯、生理的特征的数据而评价植物性神经功能。

[0229] 并且,第2实施方式的植物性神经功能信息取得装置进一步包括连接部,该连接部将提取部所提取的与相同的姿势及运动的组合对应的心跳数据连接而作为一个汇总的数据,在所连接的心跳数据的连接部分的值的偏差小于规定的阈值的情况下,连接部统计性地计算修正偏差的估计值,将通过该估计值而修正后的心跳数据进行连接。

[0230] 并且,第2实施方式的植物性神经功能信息取得装置进一步具备连接部,该连接部

将提取部所提取的与相同的姿势及运动的组合对应的心跳数据连接而作为一个汇总的数据,在连接的心跳数据的连接部分的值的偏差为规定的阈值以上的情况下,连接部删除超过该规定的阈值的值而连接心跳数据。

[0231] 因此,根据第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理,即便由被验者取得的心跳数据少的情况下,也能够将在相同的条件下取得的心跳数据彼此连接而进行分析。因此,能够使用少数的数据而实现准确的分析。

[0232] 并且,在第2实施方式的植物性神经功能信息取得装置中,生物信号信息测量部作为生物信号信息而测量被验者的心跳数据,提取部提取对应与相同的姿势及运动的连续的变化对应的期间的多个心跳数据,计算部在提取部所提取的多个心跳数据中,使姿势或运动的变化开始时间点或结束时间点同步而将多个心跳数据同步相加,由同步相加的数据计算参数。因此,根据第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理,能够对伴随姿势及运动的变化的心跳的变动进行分析。并且,能够将与确定的姿势和运动的组合、转变对应的心跳数据分开而进行分析。因此,能够实现与被验者的状态匹配的精确的植物性神经功能评价。

[0233] 并且,在第2实施方式的植物性神经功能信息取得装置中,提取部提取对应于如下期间的多个心跳数据:该期间作为与相同的姿势及运动的连续的变化对应的期间,是被验者改变姿势的期间,在该期间中在改变姿势的时间点的前后,被验者的身体处于静止,计算部将改变姿势的时间点的前后的平均心跳间隔之差、初期响应中的心跳间隔的最大倾斜度及后期响应中的心跳间隔的最大倾斜度中的至少一个作为参数而进行计算。因此,根据第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理,能够对伴随姿势及运动的变化的心跳的变动进行分析。并且,能够将与确定的姿势和运动的组合、转变对应的心跳数据分开而进行分析。因此,能够实现与被验者的状态匹配的精确的植物性神经功能评价。

[0234] 并且,在第2实施方式的植物性神经功能信息取得装置中,提取部提取对应于如下期间的多个心跳数据:该期间作为与相同的姿势及运动的连续的变化对应的期间,是被验者从静止状态转变为运动状态之后重新返回到静止状态的期间,在该期间中被验者的姿势未发生变化,计算部使运动状态的开始时间点同步而将多个心跳数据同步相加,将心跳的上升阶段的最大倾斜度、上升后的平均心率及运动状态开始前和运动状态中的平均心率或平均心跳间隔之差中的至少一个作为参数而进行计算。因此,根据第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理,能够对伴随姿势及运动的变化的心跳的变动进行分析。并且,能够将与确定的姿势和运动的组合、转变对应的心跳数据分开而进行分析。因此,能够实现与被验者的状态匹配的精确的植物性神经功能评价。

[0235] 并且,在第2实施方式的植物性神经功能信息取得装置中,提取部提取对应于如下期间的多个心跳数据:该期间作为与相同的姿势及运动的连续的变化对应的期间,是被验者从静止状态转变为运动状态之后重新恢复成静止状态的期间,在该期间中被验者的姿势未发生变化,计算部使运动状态的结束时间点同步而将多个心跳数据同步相加,将心跳的下降阶段的最大倾斜度、下降后的平均心率及运动状态中和运动状态结束后的平均心率或平均心跳间隔之差中的至少一个作为参数而进行计算。因此,根据第2实施方式的植物性神经功能信息取得处理,能够对伴随姿势及运动的变化的心跳的变动进行分析。并且,能够将与确定的姿势和运动的组合、转变对应的心跳数据分开而进行分析。因此,能够实现与被验

者的状态匹配的精确的植物性神经功能评价。

[0236] 并且,第2实施方式的植物性神经功能评价信息取得装置还包括:学习部,其基于识别部所识别的姿势及运动和生物信号信息的对应而进行机器学习;异常检测部,其基于学习部的机器学习结果,由通过加速度信息测量部及生物信号信息测量部而测量的加速度信息及生物信号信息检测出被检体的异常。

[0237] 因此,在取得数据的同时或在短时间内,通过与积累数据的对比而迅速地(逐次或在数秒的延迟内)检测出异常。并且,经过一定的学习时间,则特别对以相同的姿势处于静止状态的情况实现精度高的异常判定。

[0238] 并且,在第2实施方式的植物性神经功能信息取得装置中,第1规定期间和第2规定期间的至少一部分相互重叠。即,能够并行执行学习处理和识别处理,能够并行地实现持续的被验者的监视和机器学习。

[0239] (程序)

[0240] 图21是表示利用计算机而具体地实现通过所公开的技术的逐次姿势识别程序及植物性神经功能信息取得程序而进行的信息处理的图。如图21所例示,计算机1000例如具备存储器1010、CPU(Central Processing Unit:中央处理器)1020、硬盘驱动器1080、网络接口1070。计算机1000的各部通过总线1100而连接。

[0241] 如图21所例示,存储器1010包括ROM(Read Only Memory:只读存储器)1011及RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)1012。ROM1011例如存储BIOS(Basic Input Output System:基本输入输出系统)等引导程序。

[0242] 在此,如图21所例示,硬盘驱动器1080例如存储OS1081、应用程序1082、程序模块1083、程序数据1084。即,所公开的实施方式的逐次姿势识别程序及植物性神经功能信息取得程序作为记载有通过计算机而执行的指令的程序模块1083例如存储于硬盘驱动器1080。例如,记载有执行与制御部100的各部相同的信息处理的各个过程的程序模块1083存储于硬盘驱动器1080。

[0243] 并且,如存储部307中存储的数据这样,在通过逐次姿势识别程序及植物性神经功能信息取得程序而进行的信息处理中使用的数据作为程序数据1084而例如存储于硬盘驱动器1080。并且,CPU1020根据需要而将存储于硬盘驱动器1080的程序模块1083、程序数据1084读出到RAM1012,执行各种过程。

[0244] 另外,逐次姿势识别程序及植物性神经功能信息取得程序的程序模块1083、程序数据1084不限于存储于硬盘驱动器1080的情况。例如,程序模块1083、程序数据1084也可存储于可拆装的存储介质。在该情况下,CPU1020介由盘驱动器等可拆装的存储介质而读出数据。并且,同样地,逐次姿势识别程序及植物性神经功能信息取得程序的程序模块1083、程序数据1084可存储于介由网络(LAN(Local Area Network:局域网),WAN(Wide Area Network:广域网)等)而连接的其他的计算机。在该情况下,CPU1020介由网络接口1070而访问其他的计算机,从而读出各种数据。

[0245] [其他]

[0246] 另外,本实施方式中说明的逐次姿势识别程序及植物性神经功能信息取得程序可介由互联网等网络而配置。并且,文件监视周期计算程序记录于硬盘、软盘(FD)、CD-ROM、MO、DVD等由计算机可读取的记录介质,并通过计算机而从记录介质读出而执行。

[0247] 另外,在本实施方式中说明的各处理中,对于以自动进行的方式说明的全部或部分处理,可以手动的方式进行,或者,对于以手动进行的方式说明的全部或部分处理,可以公知的方法自动地进行。此外,关于在上述文中、附图中所示的包括处理过程、控制过程、具体的名称、各种的数据、参数的信息,除了特别记载的情况之外,可任意地进行变更。

[0248] 上述的实施方式、其变形包括在本申请所公开的技术,并且包括在权利要求书中记载的发明和其均等的范围内。

[0249] 符号的说明

[0250] 1 逐次姿势识别系统

[0251] 10 穿戴式设备

[0252] 101 加速度信息测量部

[0253] 102 生物信号信息测量部

[0254] 103 收发部

[0255] 2 植物性神经功能信息取得系统

[0256] 20 逐次姿势识别装置

[0257] 201 收发部

[0258] 202 特征量提取部

[0259] 203 第1制作部

[0260] 204 第2制作部

[0261] 205 第3制作部

[0262] 206 第1确定部

[0263] 207 第2确定部

[0264] 208 第3确定部

[0265] 209 识别部

[0266] 210 生成部

[0267] 211 输入部

[0268] 30 植物性神经功能信息取得装置

[0269] 301 分类提取部

[0270] 302 数据连接处理部

[0271] 303 学习部

[0272] 304 异常判定部

[0273] 305 同步加法部

[0274] 306 植物性神经功能评价部

[0275] 307 存储部

1

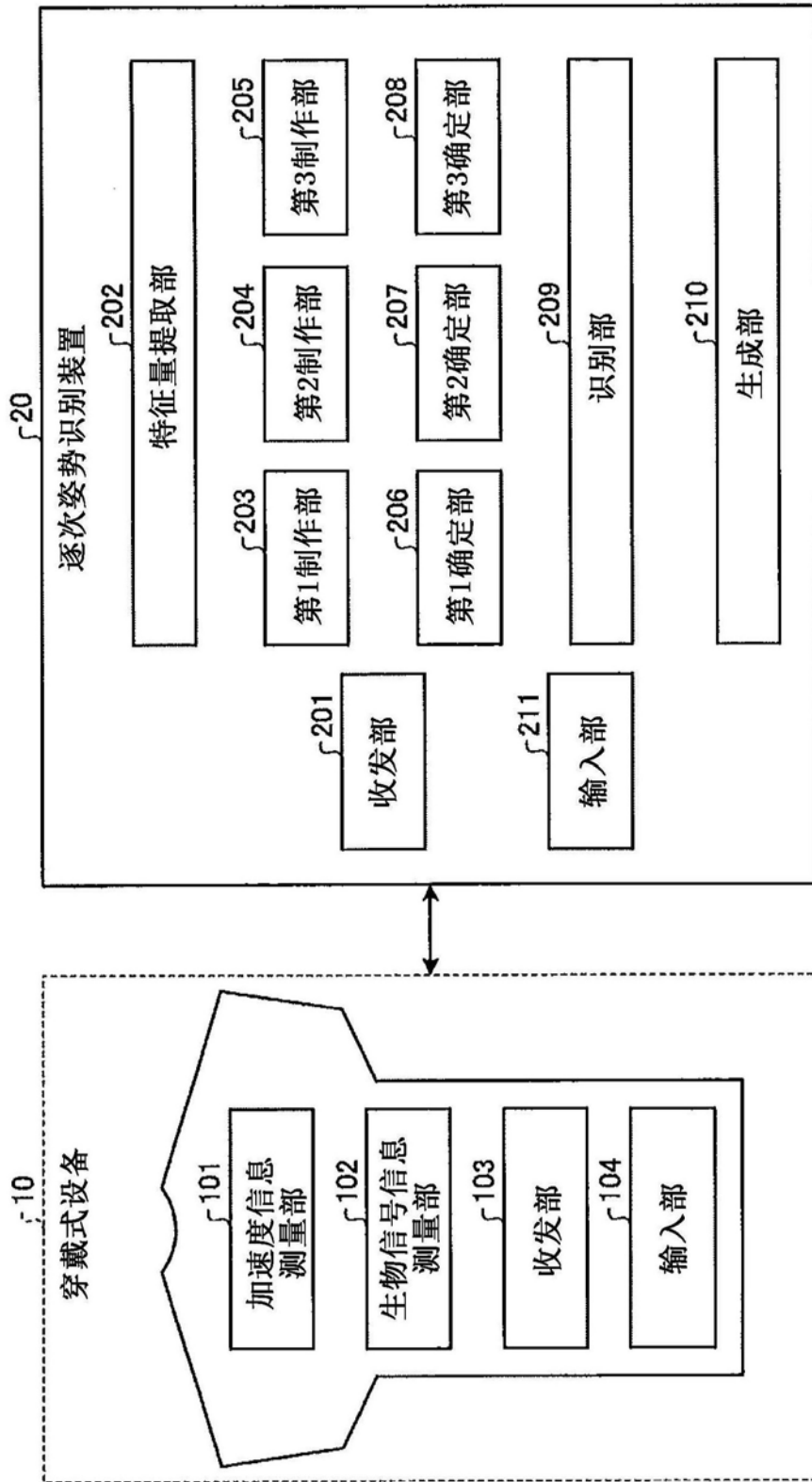


图1

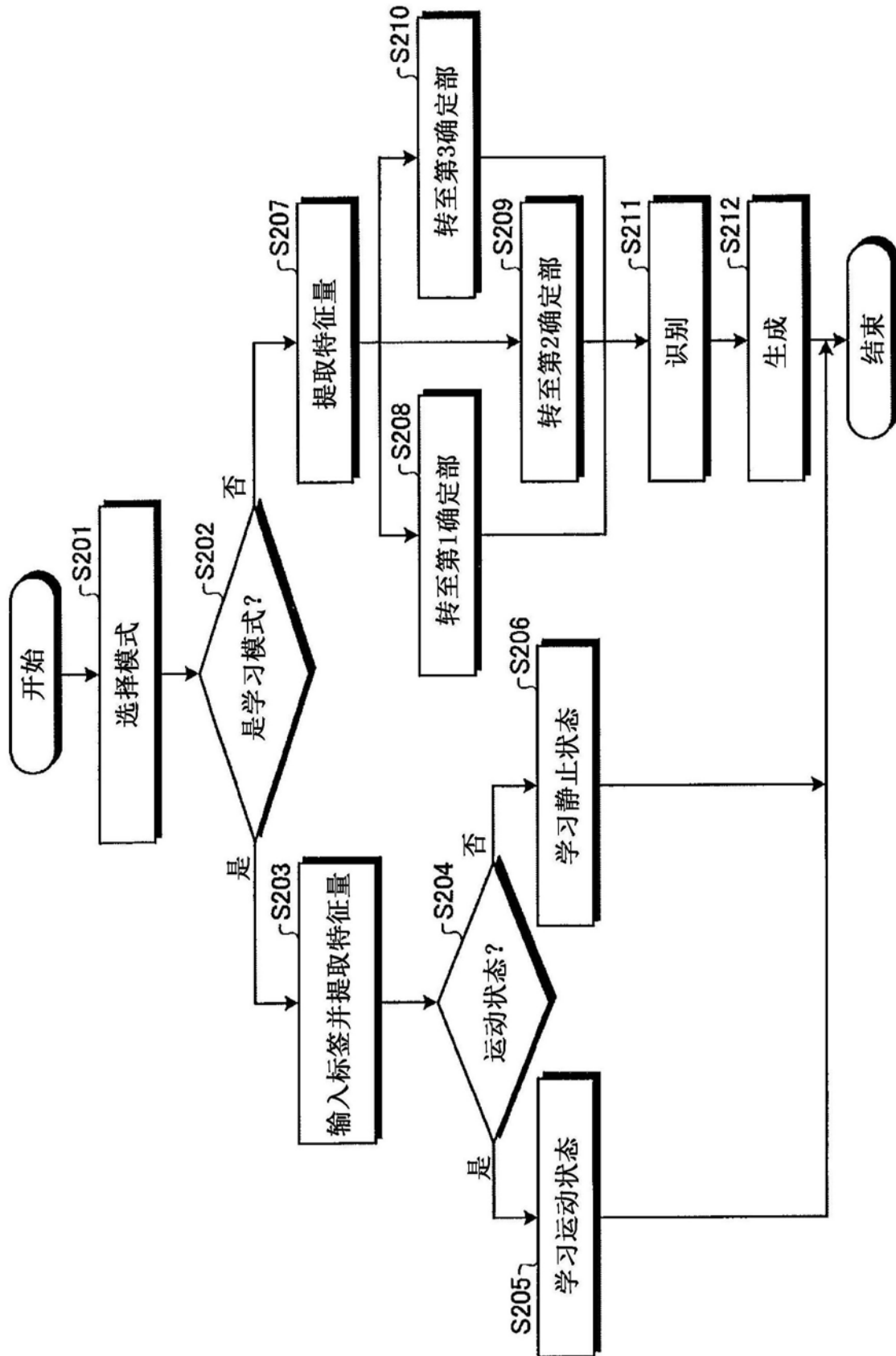


图2

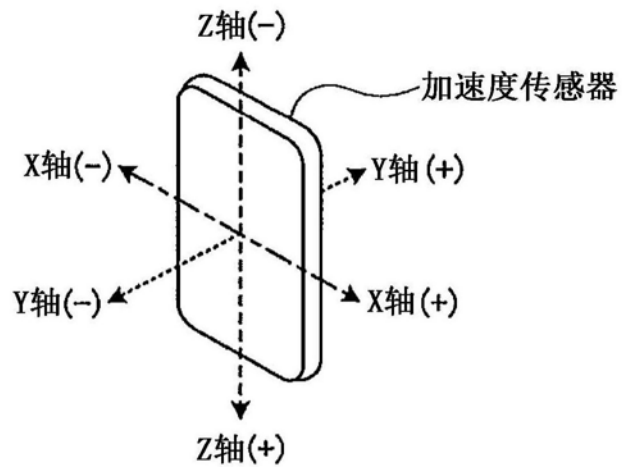
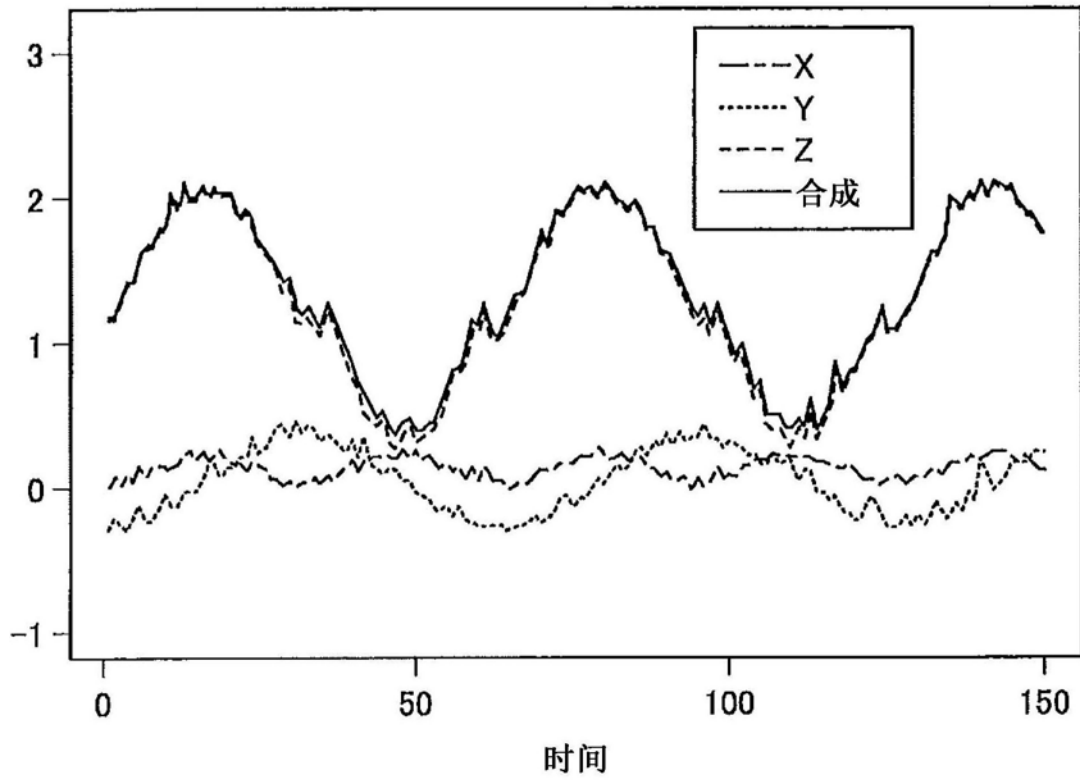


图3

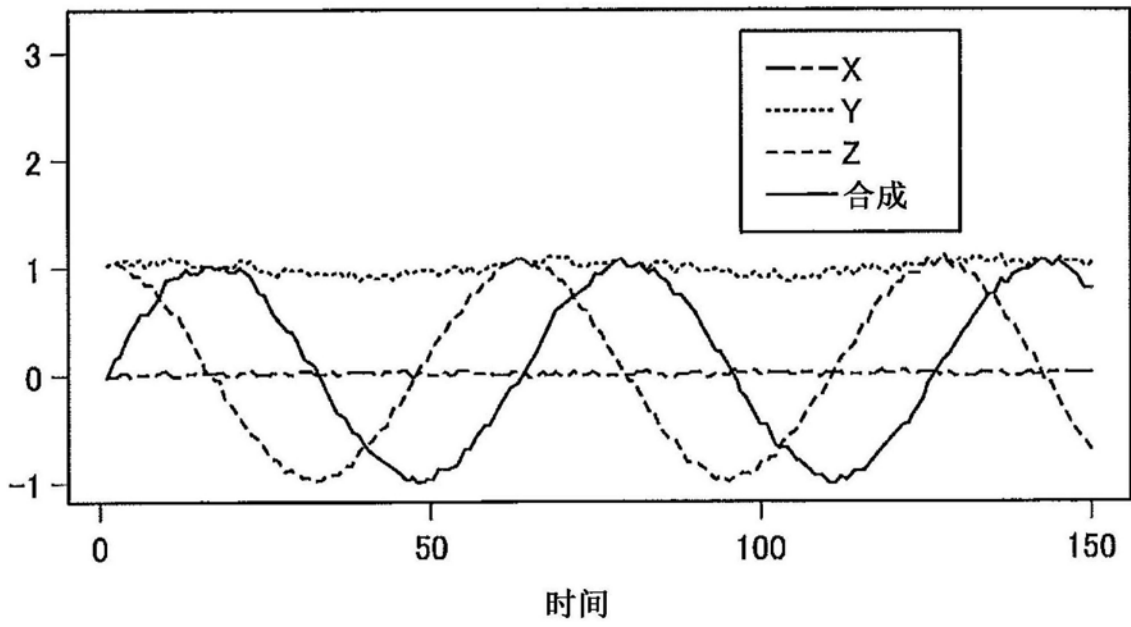


图4

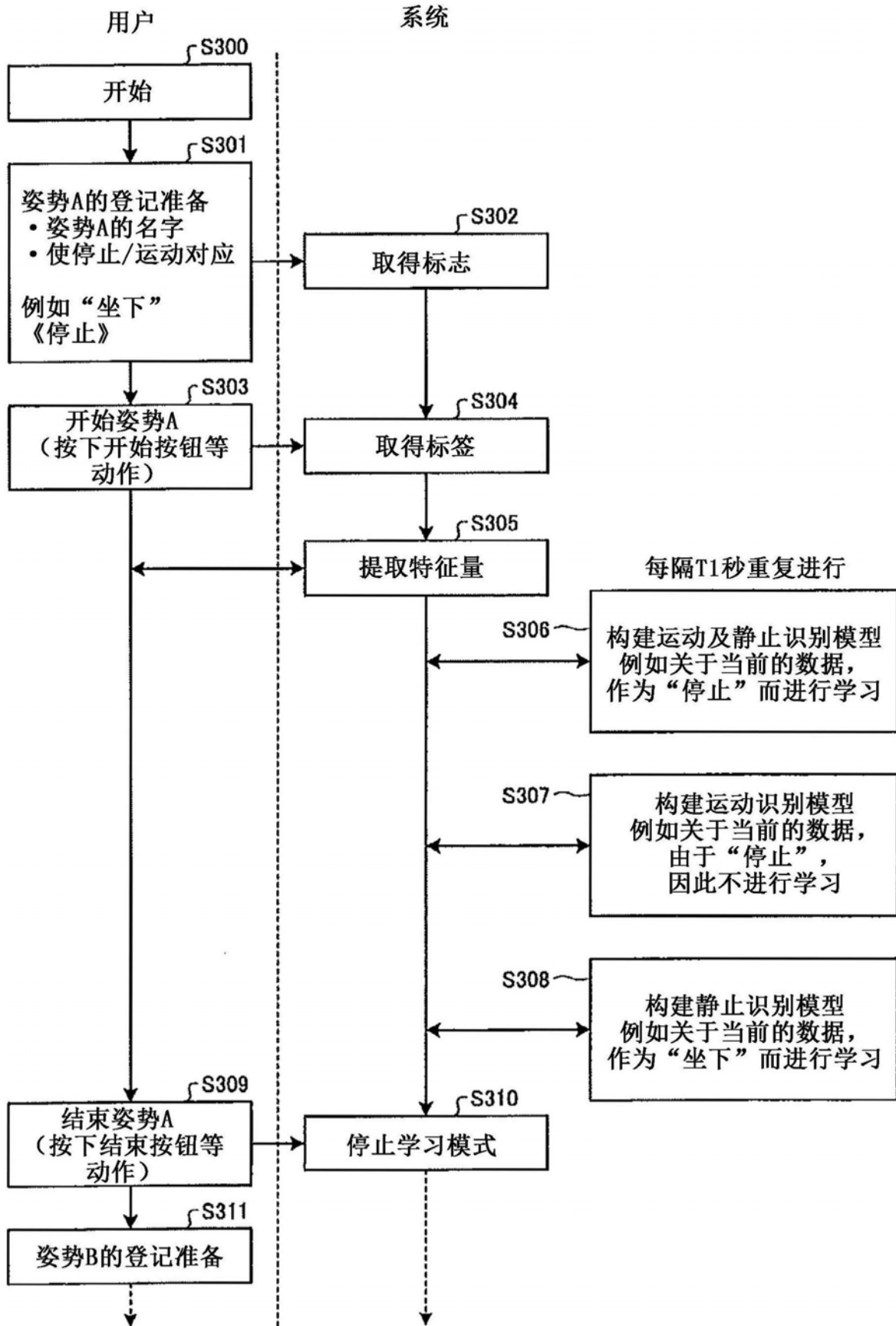


图5

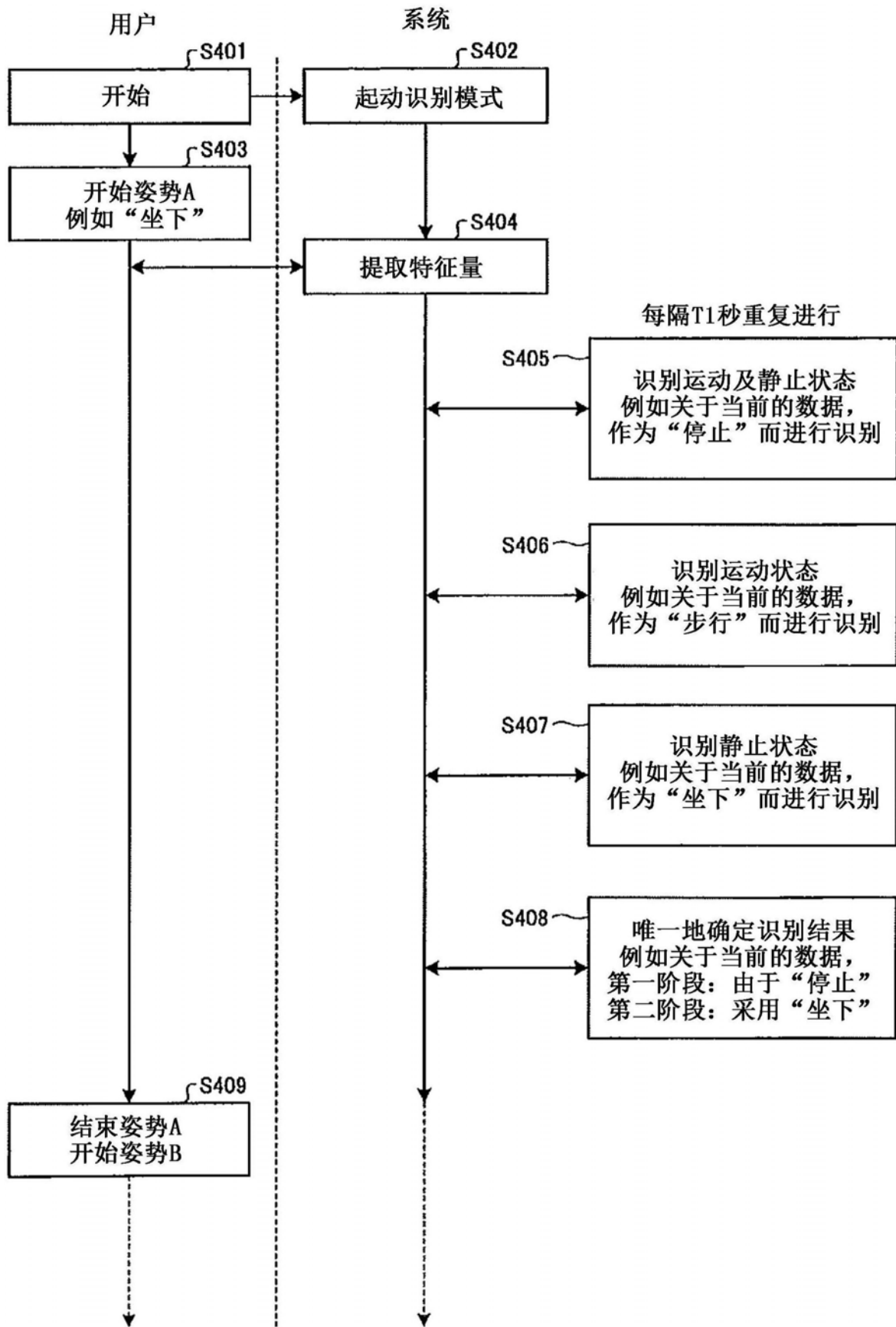


图6

			变化后的姿势		
			卧位	坐位	站位
变化前的姿势	卧位	心率增加	副交感神经系统优良 呼吸性心率失常 LF成分的增加： 交感神经系统被激活	交感神经系统被激活	交感神经系统被激活
		心率减少	无姿势变化	静脉环流量的减少 副交感神经系统过渡地被激活	静脉环流量的减少 副交感神经系统过渡地被激活
	坐位	心率增加	静脉环流量的增加 交感神经系统过渡地被激活	呼吸性心率失常 HF成分的增加 交感神经系统被激活	交感神经系统被激活
		心率减少	副交感神经系统被激活 HF成分的增加 交感神经系统被抑制	无姿势变化	静脉环流量的减少 副交感神经系统过渡地被激活
	站位	心率增加	静脉环流量的增加 交感神经系统过渡地被激活	静脉环流量的增加 交感神经系统过渡地被激活	副交感神经系统优良 LF成分的增加： 交感神经系统被激活
		心率减少	副交感神经系统被激活 HF成分的增加 交感神经系统被抑制	副交感神经活动和 交感神经系统被抑制	无姿势变化 LF成分的增加： 副交感神经系统被激活

图7

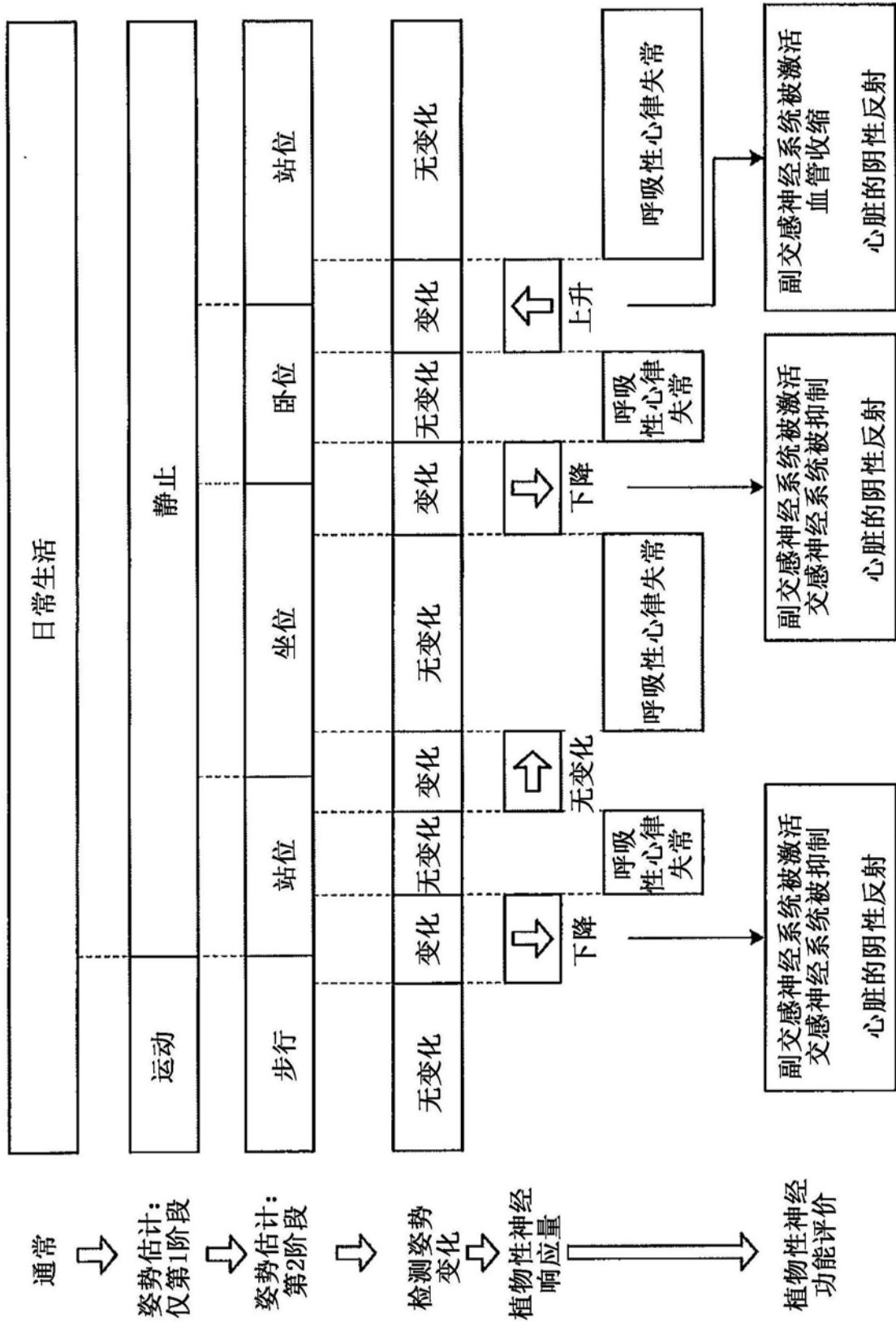


图8

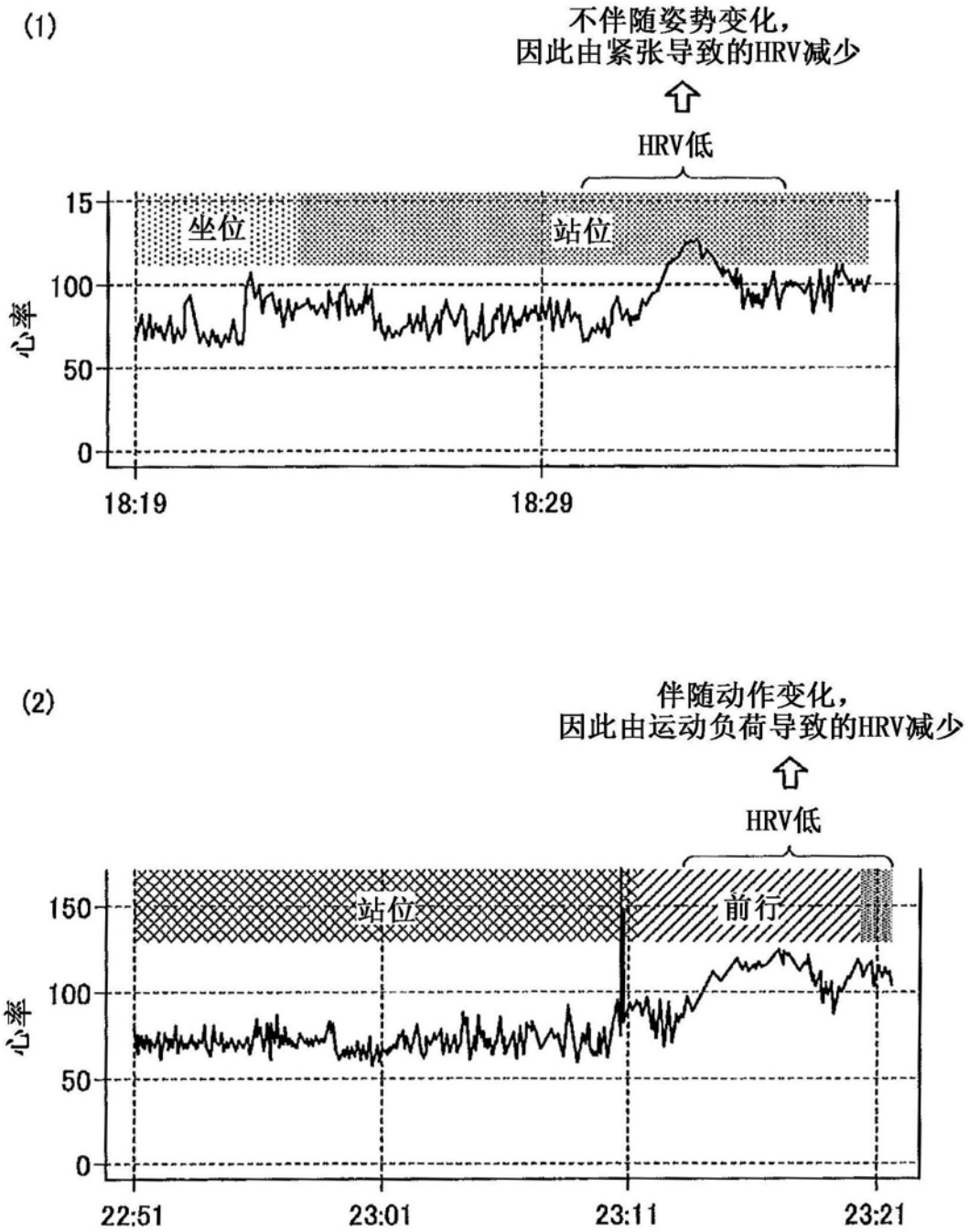


图9

2

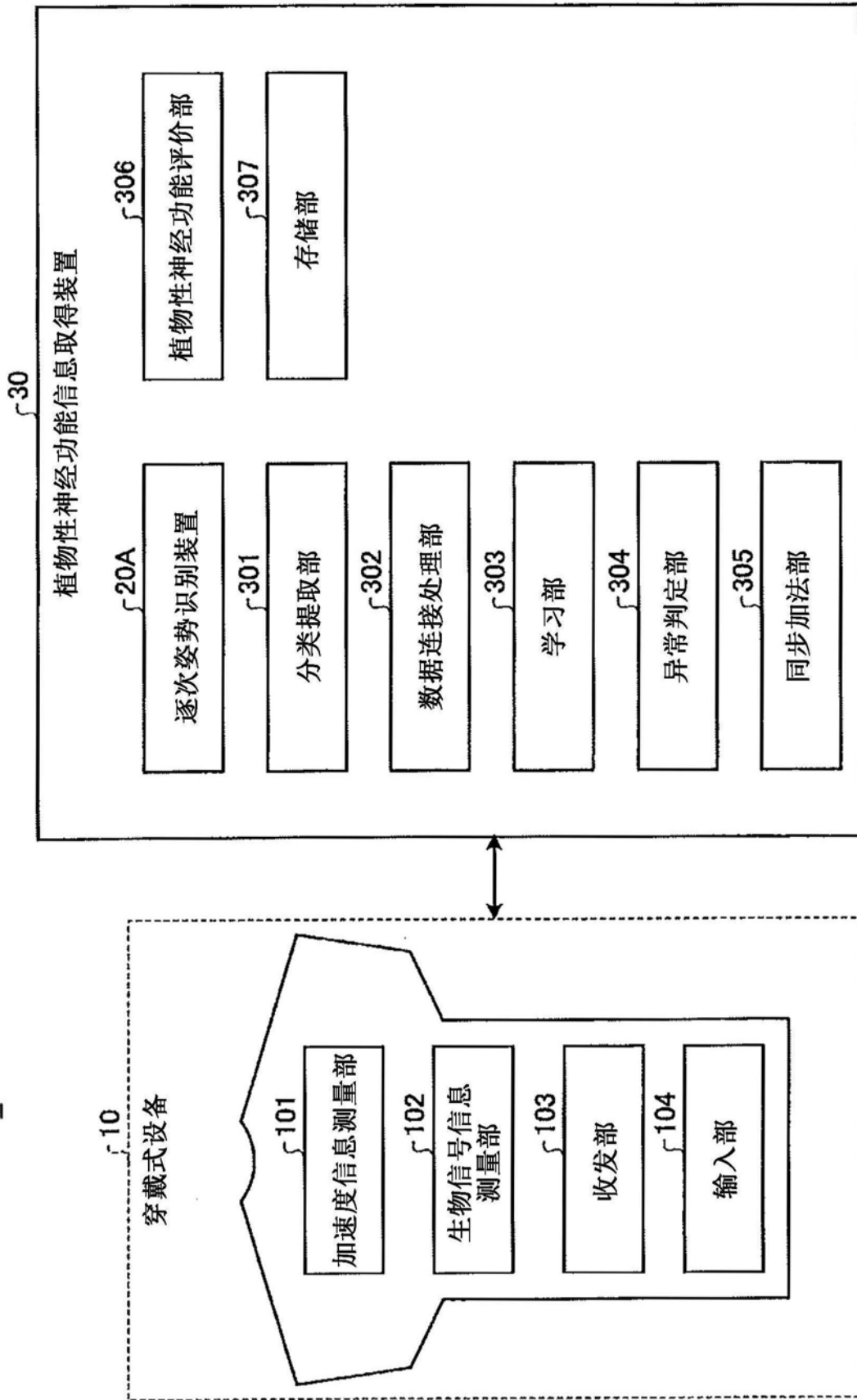


图10

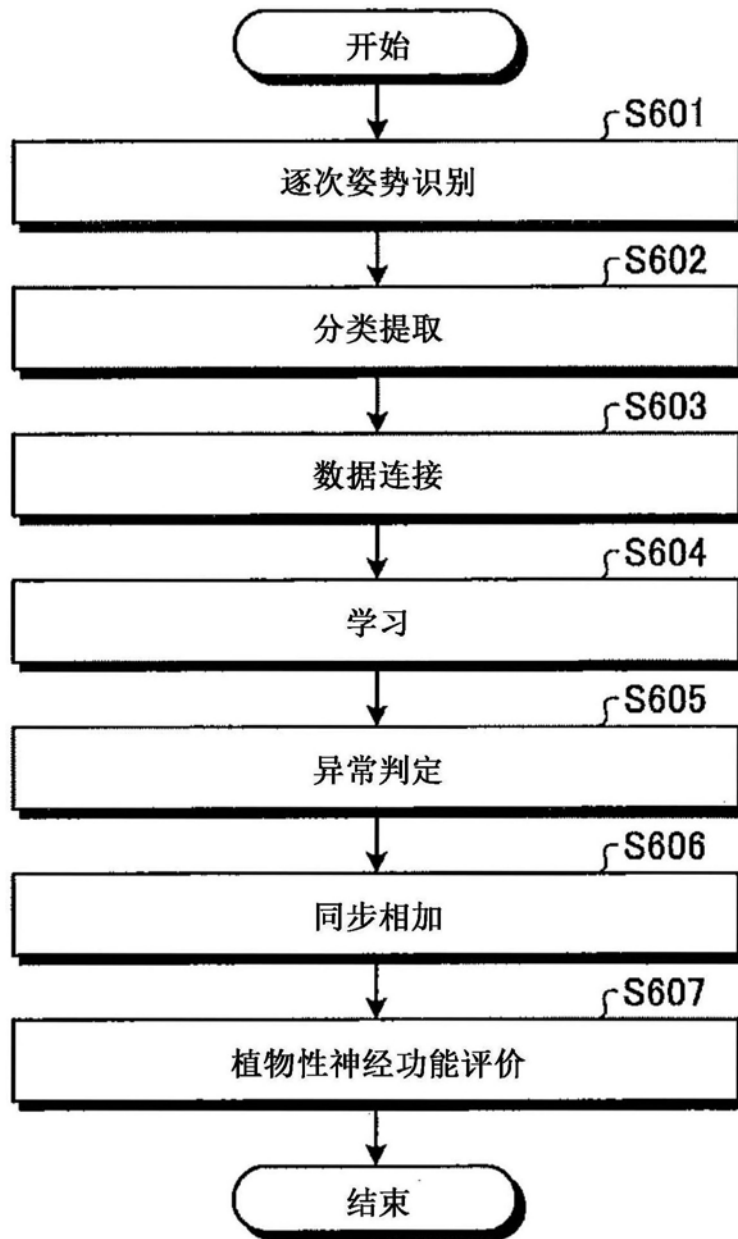


图11

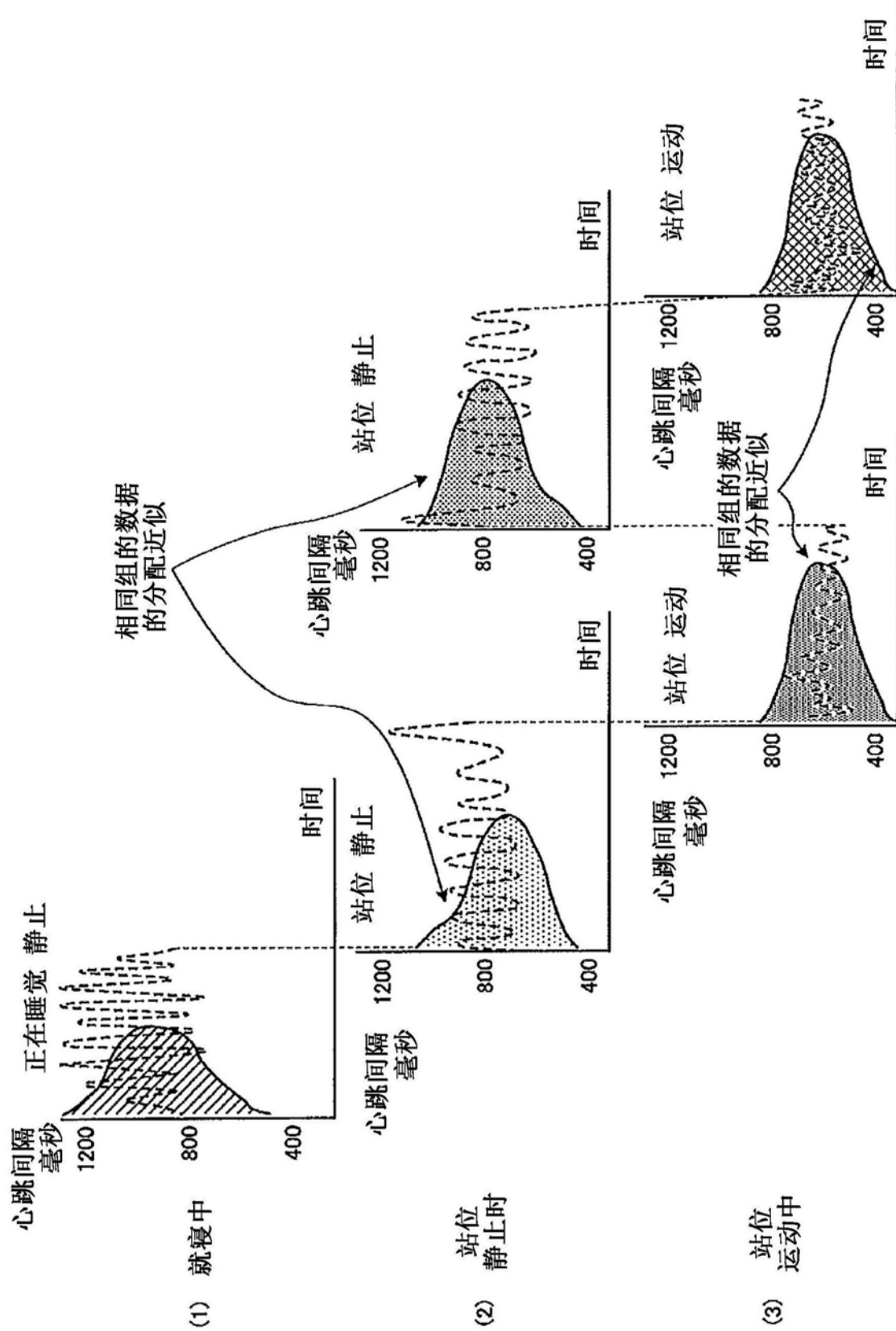


图12

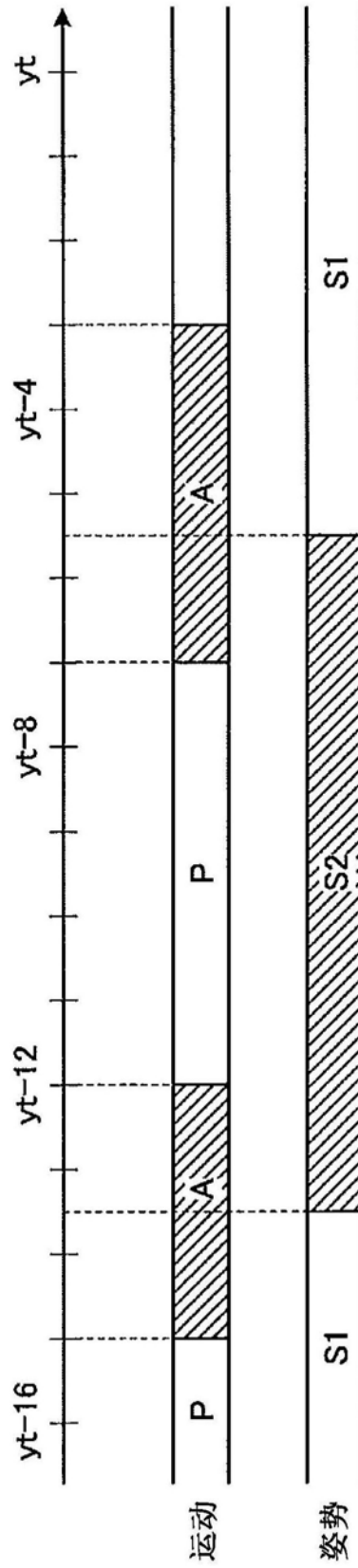


图13

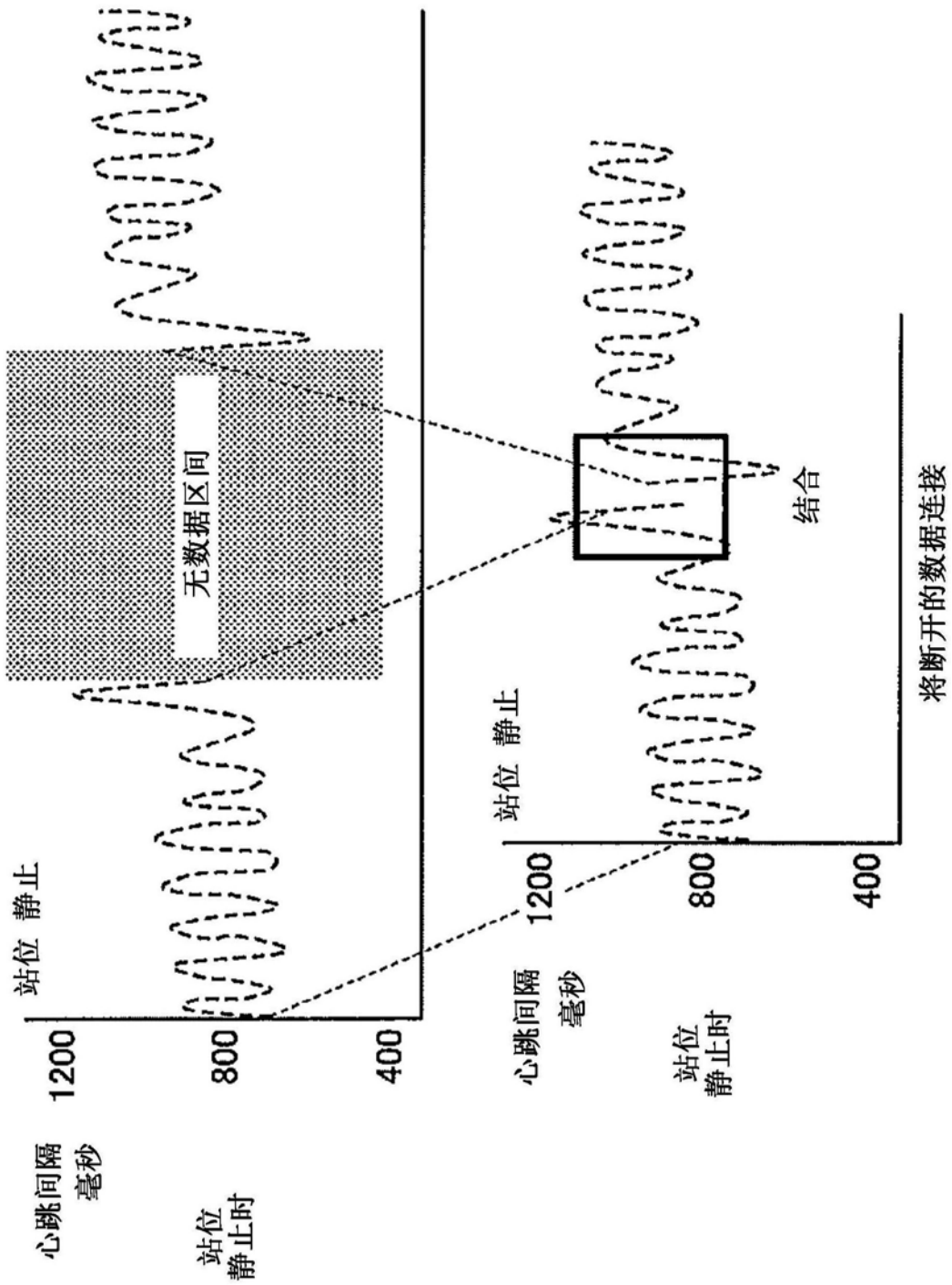


图14

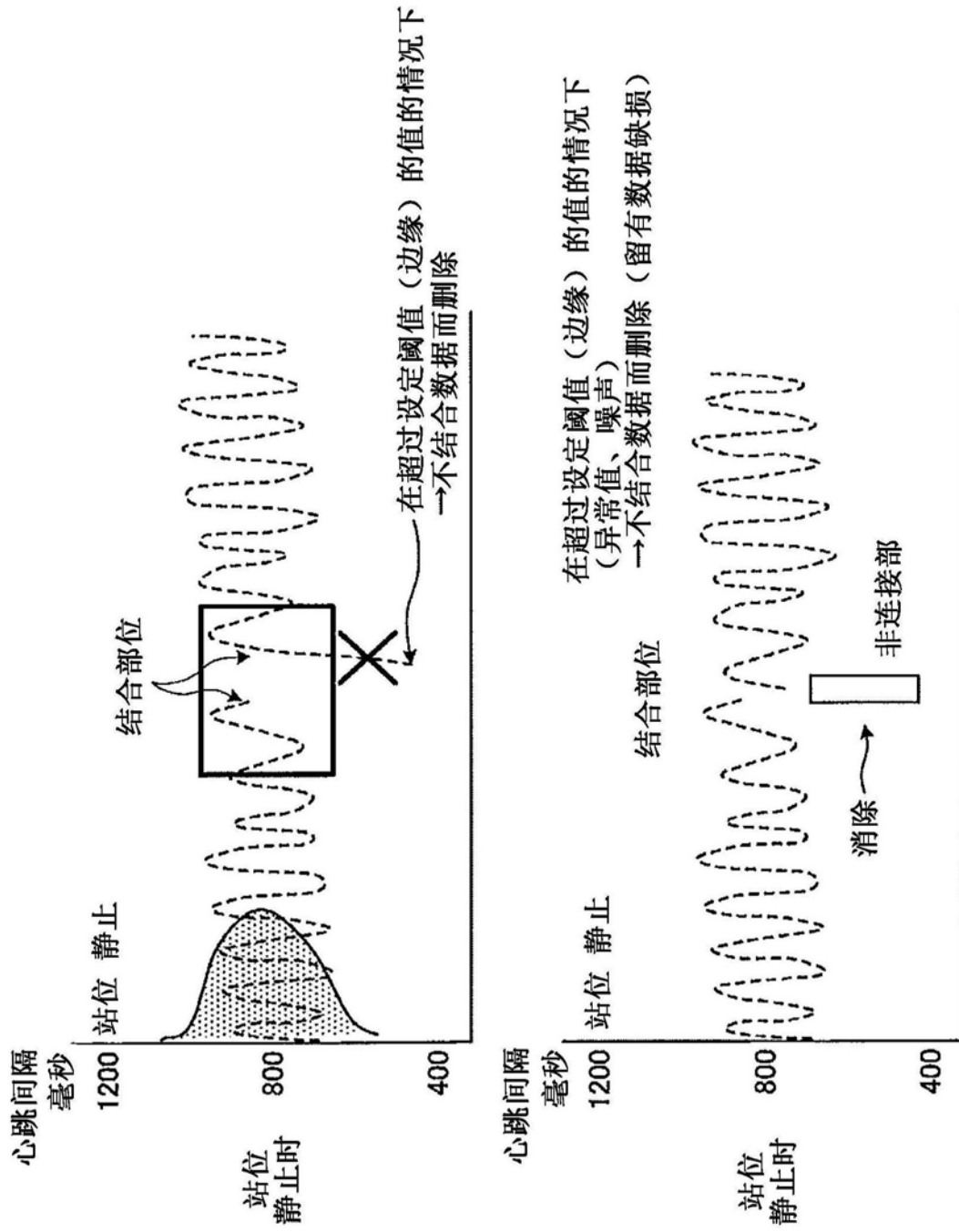


图15

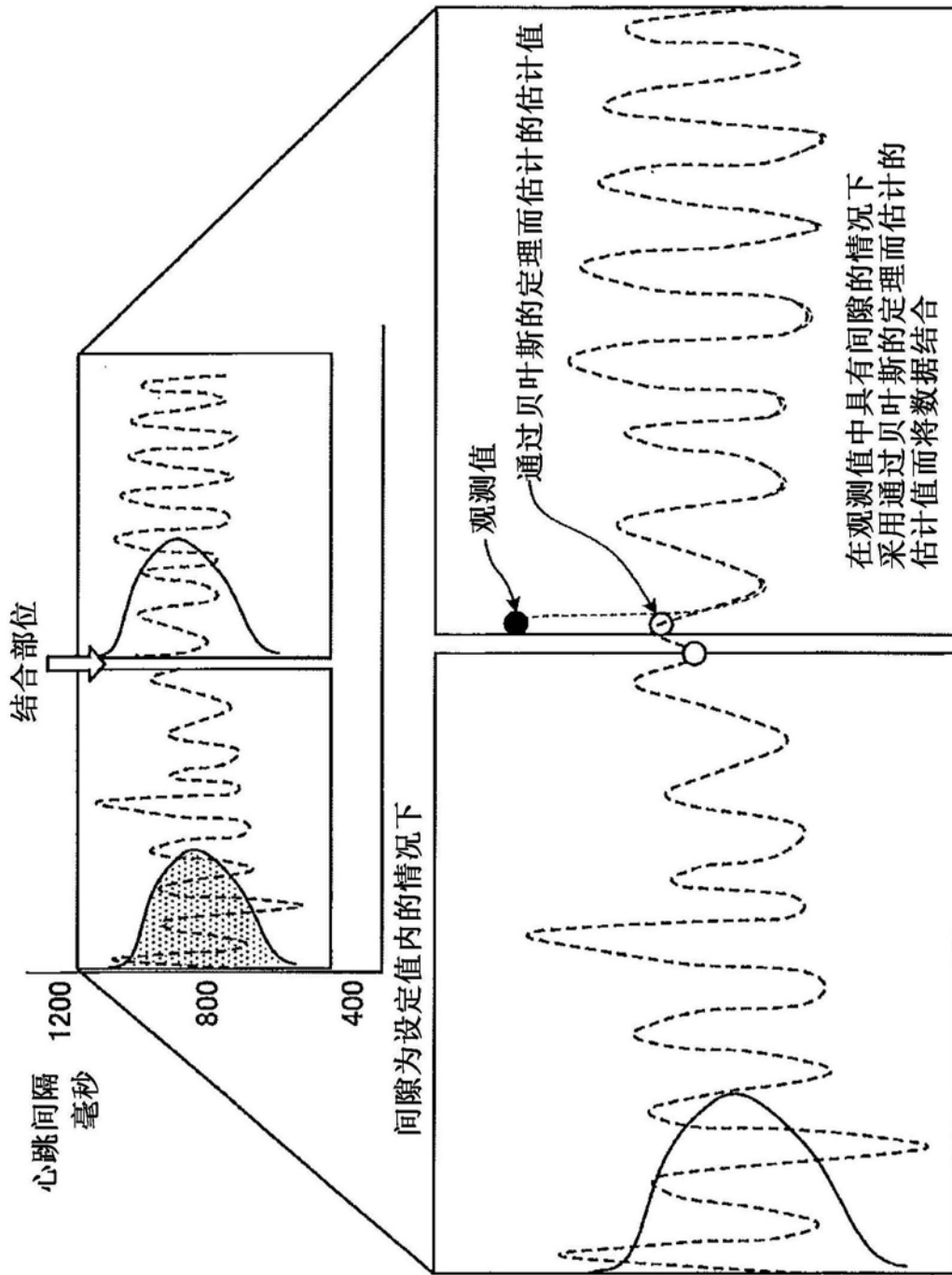


图16

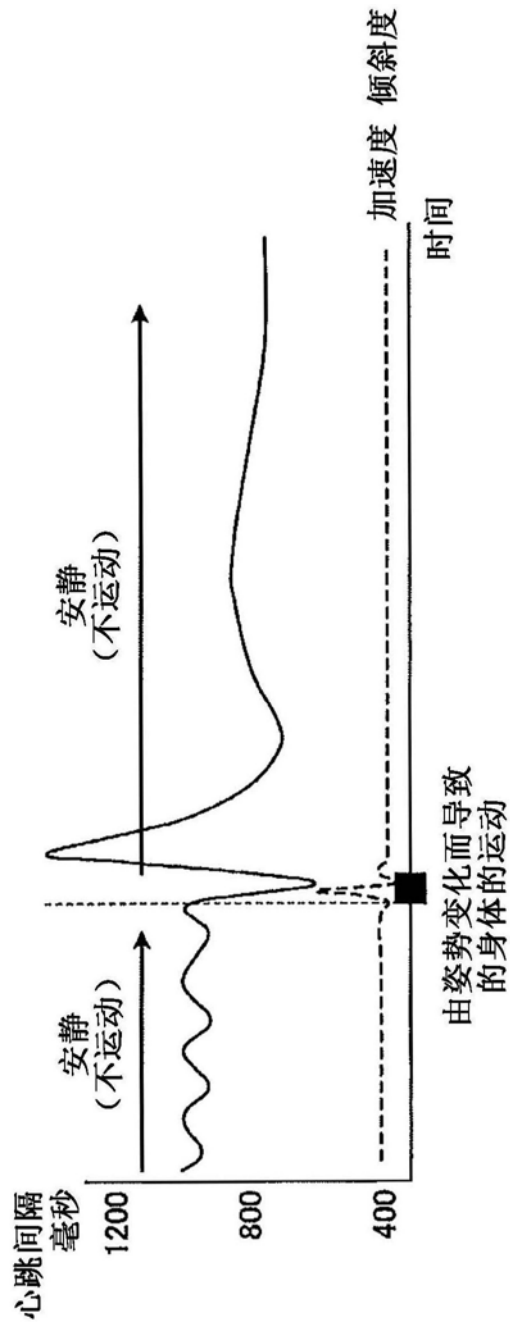


图17

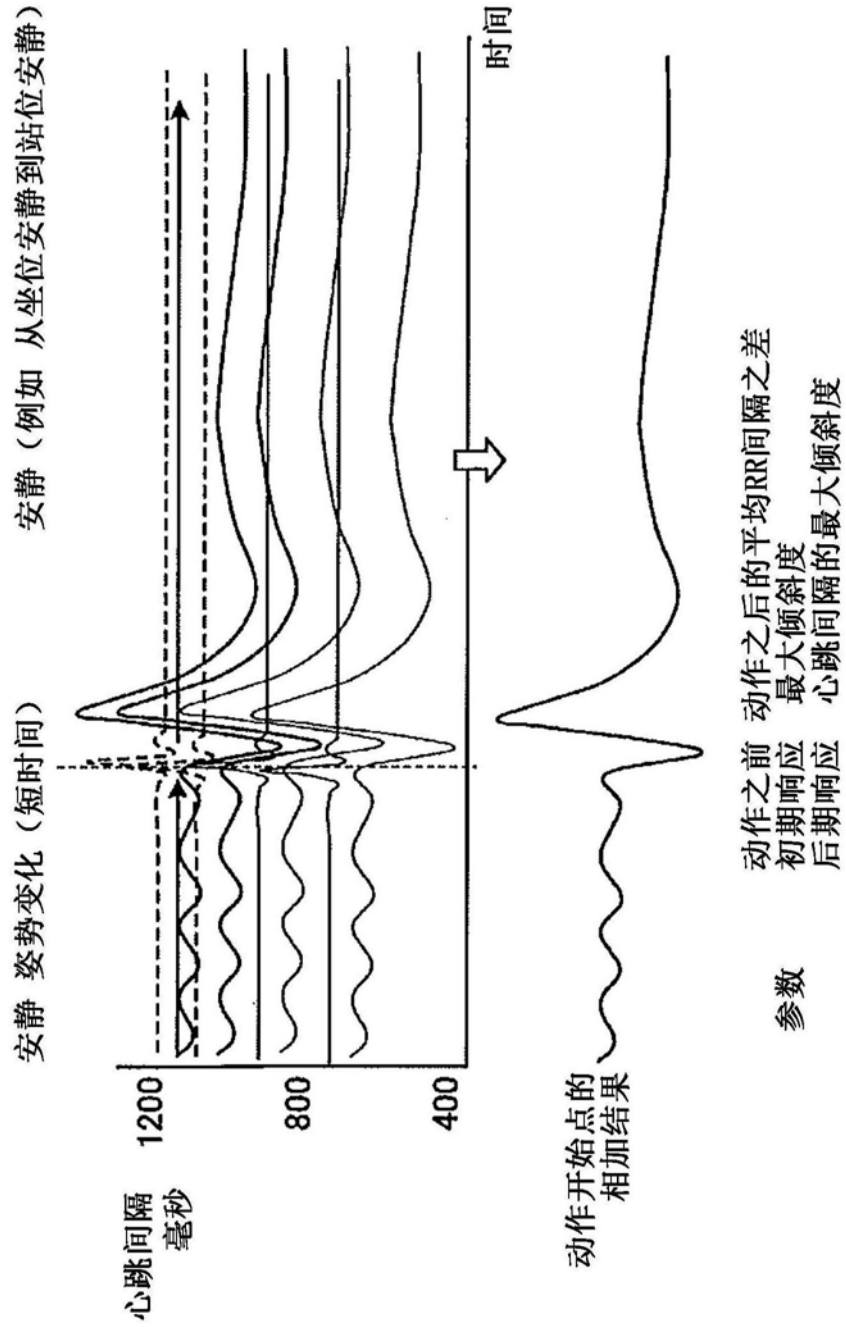


图18

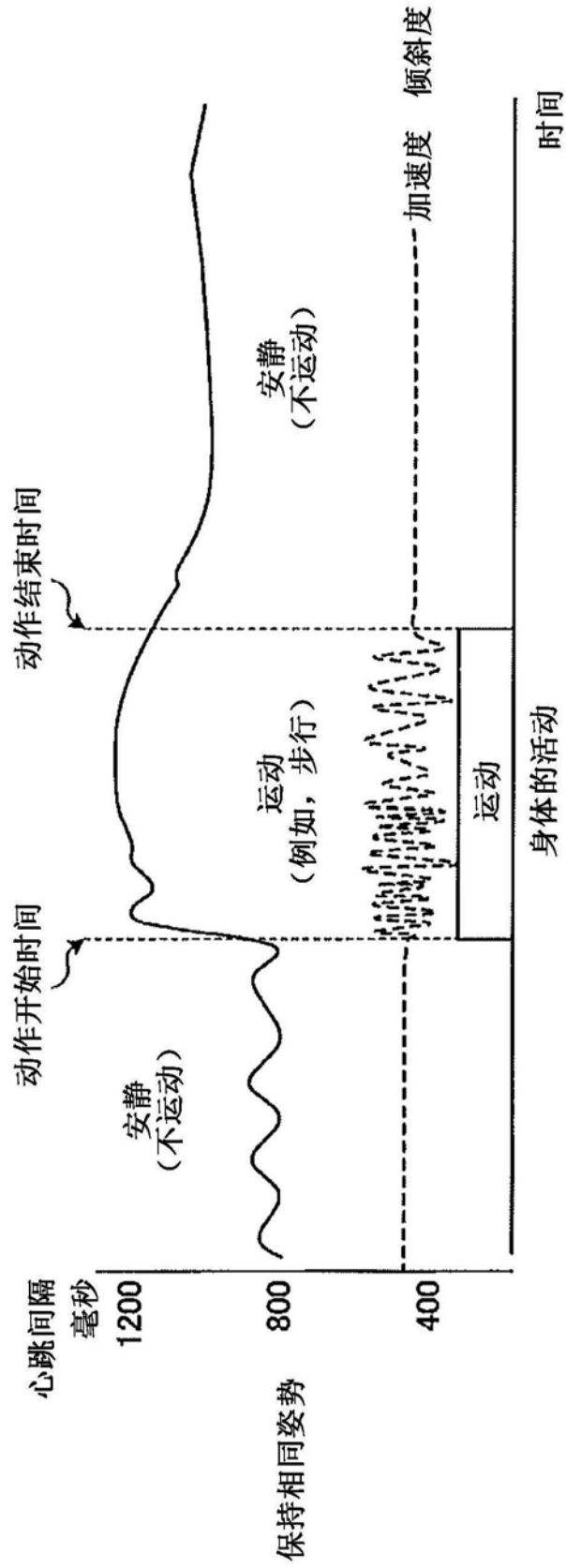


图19

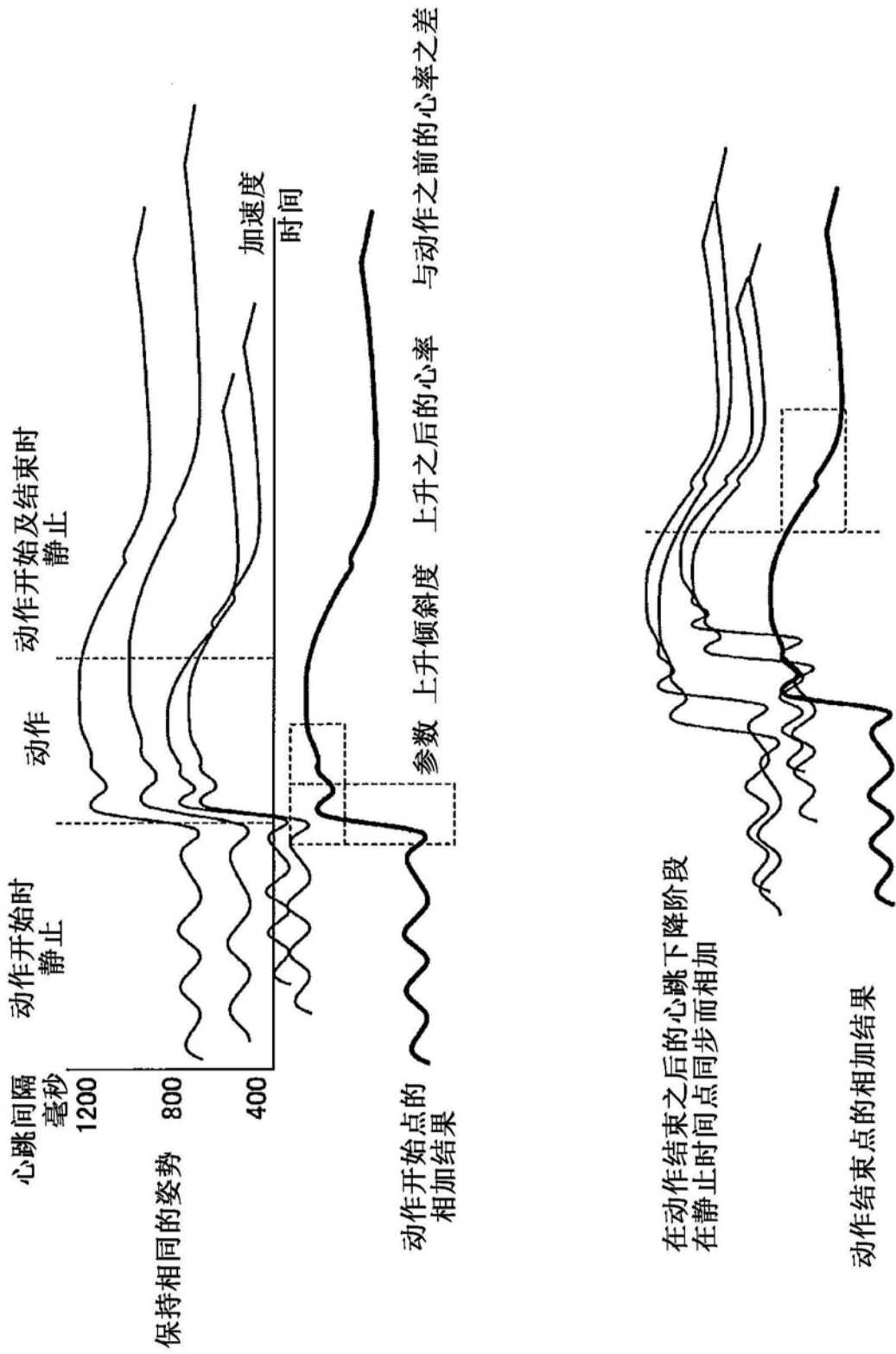


图20

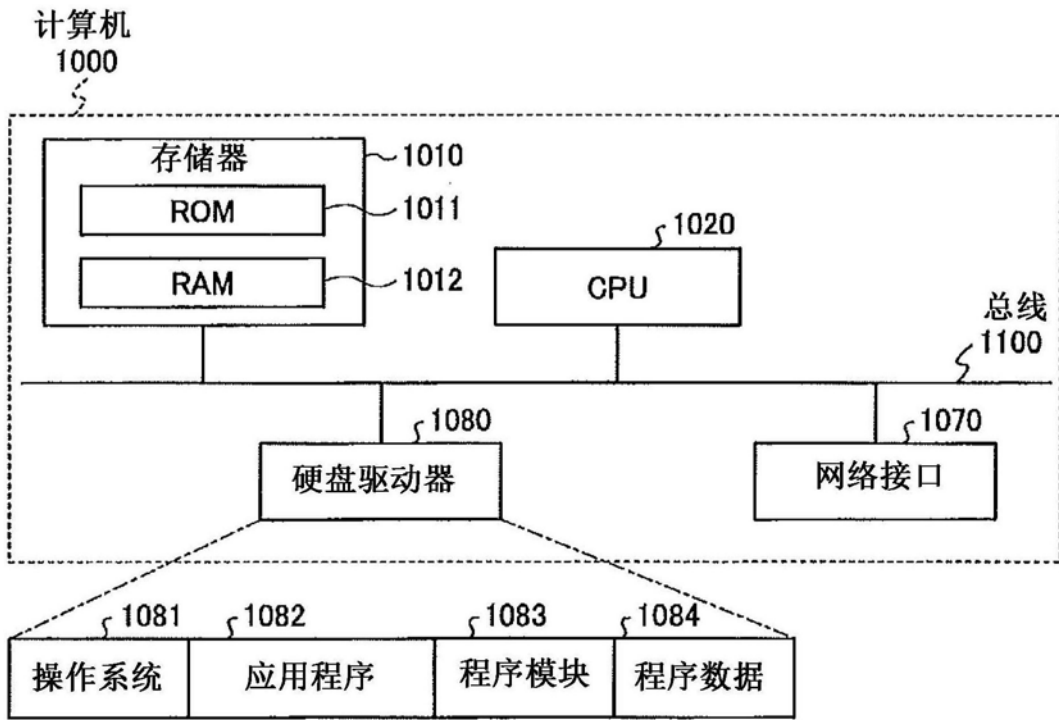


图21

专利名称(译)	逐次姿势识别装置及植物性神经功能信息取得装置、方法和程序		
公开(公告)号	CN107249455A	公开(公告)日	2017-10-13
申请号	CN201680010373.4	申请日	2016-02-16
[标]申请(专利权)人(译)	日本电信电话株式会社		
申请(专利权)人(译)	日本电信电话株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日本电信电话株式会社		
[标]发明人	堀川桂太郎 中村吉孝 泽田雅人 山中章裕 塚田信吾 山田俊哉		
发明人	堀川桂太郎 中村吉孝 泽田雅人 山中章裕 塚田信吾 山田俊哉		
IPC分类号	A61B5/107 A61B5/00 A61B5/11 A61B5/16		
CPC分类号	A61B5/721 A61B5/021 A61B5/024 A61B5/02405 A61B5/0456 A61B5/1116 A61B5/1118 A61B5/1123 A61B5/16 A61B5/4035 A61B5/6804 A61B5/7267 A61B5/7282 A61B2503/10 A61B2503/12 A61B2505/09 G16H20/30 G16H50/30		
代理人(译)	金玲		
优先权	2015028850 2015-02-17 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在被验者佩戴的穿戴式设备设有测量加速度信息的加速度信息测量部和测量被验者的生物信号信息的生物信号信息测量部。从所测量的加速度信息及生物信号信息提取对应于第1规定期间的第1特征量及对应于第2规定期间的第2特征量。通过基于第1特征量的机器学习，制作被验者的运动及静止识别模型、运动识别模型、静止识别模型。将基于各个识别模型的判定结果进行组合，从而对被验者的姿势及运动进行识别。生成将所识别的姿势及运动和生物信号信息对应而成的对应信息。

