



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108289779 A

(43)申请公布日 2018.07.17

(21)申请号 201680044026.3

(22)申请日 2016.07.29

(30)优先权数据

2015-151220 2015.07.30 JP

2015-210438 2015.10.27 JP

2016-138506 2016.07.13 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.01.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/072325 2016.07.29

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/018506 JA 2017.02.02

(71)申请人 美蓓亚三美株式会社

地址 日本长野县

申请人 国立大学法人千叶大学

(72)发明人 赤津浩之 佐藤邦彦 饭田德仁

矶野史朗

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 舒艳君 王培超

(51)Int.Cl.

A61G 7/05(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/113(2006.01)

A61G 7/043(2006.01)

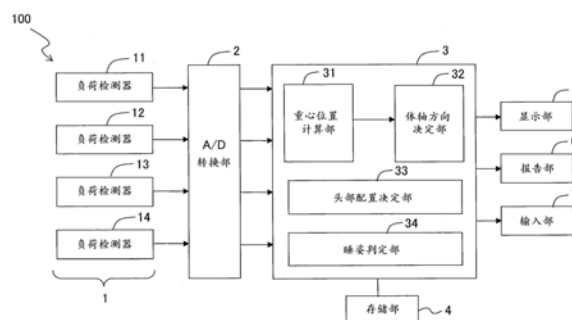
权利要求书2页 说明书21页 附图19页

(54)发明名称

身体状况检查装置、身体状况检查方法以及床系统

(57)摘要

提供检查床上的受检者的身体状况的身体状况检查装置(100)。身体状况检查装置(100)具备:多个负荷检测器(11、12、13、14),它们被设置于床或者床的床腿之下,并检测与受检者的呼吸相应的负荷的变化;以及身体状况检查部(32、33),其基于上述检测出的负荷的变化来决定受检者的体轴延伸的方向和/或受检者的头部的配置。



1. 一种身体状况检查装置,是检查床上的受检者的身体状况的身体状况检查装置,具备:

多个负荷检测器,它们被设置于床或者床的床腿之下,并检测与受检者的呼吸相应的负荷的变化;以及

身体状况检查部,其基于检测出的上述负荷的变化,决定受检者的体轴延伸的方向和/或受检者的头部的配置。

2. 根据权利要求1所述的身体状况检查装置,其中,

上述身体状况检查装置还具备重心位置计算部,该重心位置计算部基于检测出的上述负荷的变化来求出受检者的重心位置的随着时间的变化,

上述身体状况检查部基于上述受检者的重心位置的随着时间的变化,决定受检者的体轴延伸的方向和/或受检者的头部的配置。

3. 根据权利要求1或者2所述的身体状况检查装置,其中,

上述身体状况检查部包括:体轴方向决定部,其基于检测出的上述负荷的变化或者上述受检者的重心位置的随着时间的变化来决定受检者的体轴延伸的方向;和头部配置决定部,其基于检测出的上述负荷的变化或者上述受检者的重心位置的随着时间的变化来决定在决定出的上述方向上的受检者的头部的配置。

4. 根据权利要求1~3中任意一项所述的身体状况检查装置,其中,

上述身体状况检查部或者上述头部配置决定部基于表示检测出的上述负荷的变化或者上述受检者的重心位置的随着时间的变化的波形来决定受检者的头部的配置。

5. 根据权利要求4所述的身体状况检查装置,其中,

上述波形包括:表示根据受检者的吸气上升或者下降的吸气期间、表示根据受检者的呼气上升或者下降的呼气期间、以及吸气期间与呼气期间之间的保持期间,

上述身体状况检查部或者上述头部配置决定部基于吸气期间、呼气期间、以及保持期间中的至少一个来决定受检者的头部的配置。

6. 根据权利要求1~5中任意一项所述的身体状况检查装置,其中,

上述身体状况检查装置还具备睡姿判定部,该睡姿判定部基于表示检测出的上述负荷的变化或者上述受检者的重心位置的随着时间的变化的波形来判定受检者的睡姿。

7. 一种床系统,具有:

床;以及

根据权利要求1~6中任意一项所述的身体状况检查装置。

8. 一种方法,是检查床上的受检者的身体状况的身体状况检查方法,包括:

通过被设置于床或者床的床腿之下的多个负荷检测器检测与受检者的呼吸相应的负荷的变化;以及

基于检测出的上述负荷的变化来决定受检者的体轴延伸的方向和/或受检者的头部的配置。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中,

上述方法还包括基于检测出的上述负荷的变化来求出受检者的重心位置的随着时间的变化,

基于检测出的上述负荷的变化来决定受检者的体轴延伸的方向和/或受检者的头部的

配置是基于上述受检者的重心位置的随着时间的变化来决定受检者的体轴延伸的方向和/或受检者的头部的配置。

10. 根据权利要求8或者9所述的方法, 其中,

基于检测出的上述负荷的变化或者上述受检者的重心位置的随着时间的变化来决定受检者的体轴延伸的方向, 接着基于检测出的上述负荷的变化或者上述受检者的重心位置的随着时间的变化来决定在决定出的上述方向上的受检者的头部的配置。

11. 根据权利要求8~10中任意一项所述的方法, 其中,

基于表示检测出的上述负荷的变化或者上述受检者的重心位置的随着时间的变化的波形来决定受检者的头部的配置。

12. 根据权利要求11所述的方法, 其中,

上述波形包括: 表示根据受检者的吸气上升或者下降的吸气期间、表示根据受检者的呼气上升或者下降的呼气期间、以及吸气期间与呼气期间之间的保持期间,

基于吸气期间、呼气期间、以及保持期间中的至少一个来决定受检者的头部的配置。

13. 根据权利要求8~12中任意一项所述的方法, 其中,

上述方法还包括基于表示检测出的上述负荷的变化或者上述受检者的重心位置的随着时间的变化的波形来判定受检者的睡姿。

14. 一种身体状况检查装置, 是检查床上的受检者的身体状况的身体状况检查装置, 具备:

多个负荷检测器, 它们被设置于床或者床的床腿之下, 并检测与受检者的呼吸相应的负荷的变化; 以及

身体状况检查部, 其基于检测出的上述负荷的变化, 决定受检者的体轴延伸的方向。

身体状况检查装置、身体状况检查方法以及床系统

技术领域

[0001] 本发明涉及使用负荷检测器的身体状况检查装置以及具备该身体状况检查装置的床系统。另外,本发明涉及使用负荷检测器的身体状况检查方法。

背景技术

[0002] 、用于从远程地管理床上的患者、被护理人员的系统被应用于医院、护理院等。例如若在医院中使用检查患者的在床/离床的系统,则护士站的护士能够不探访病房就确认患者是否在病房的床上。

[0003] 专利文献1公开了在床的四条床腿之下分别配置负荷检测单元,并基于来自该负荷检测单元的输出来判定受检者是否在床上的在床检查方法。另外,专利文献2公开了基于来自配置在床的四条床腿之下的四个负荷传感器的输出,确定床上的受检者的重心位置的动作检测装置。

[0004] 专利文献1:日本特开2008—264338号

[0005] 专利文献2:日本特开2014—180432号

[0006] 然而,在专利文献1所记载的在床检查方法和专利文献2所记载的动作检测装置中,虽然能够得知受检者的在床/离床、重心位置,但难以判断受检者的身体、头的朝向、姿势等身体状况。若能够不使用录像装置就得到这样的身体状况的信息,特别是受检者的就寝时的身体状况的信息,则在改善睡眠呼吸暂停综合症、鼾声等症状方面极其有用。

发明内容

[0007] 因此,本发明的目的在于提供能够基于负荷传感器的检测详细地检查床上的受检者的身体状况的身体状况检查装置、身体状况检查方法以及床系统。

[0008] 根据本发明的第一方式,

[0009] 提供检查床上的受检者的身体状况的身体状况检查装置,该身体状况检查装置具备:

[0010] 多个负荷检测器,它们被设置于床或者床的床腿之下,并检测与受检者的呼吸相应的负荷的变化;以及

[0011] 身体状况检查部,其基于上述检测出的负荷的变化来决定受检者的体轴延伸的方向和/或受检者的头部的配置。

[0012] 第一方式的身体状况检查装置还可以具备重心位置计算部,该重心位置计算部基于上述检测出的负荷的变化来求出受检者的重心位置的随着时间的变化,上述身体状况检查部也可以基于上述受检者的重心位置的随着时间的变化,决定受检者的体轴延伸的方向和/或受检者的头部的配置。

[0013] 在第一方式的身体状况检查装置中,上述身体状况检查部可以包括:体轴方向决定部,其基于上述检测出的负荷的变化或者上述受检者的重心位置的随着时间的变化来决定受检者的体轴延伸的方向;和头部配置决定部,基于上述检测出的负荷的变化或者上述

受检者的重心位置的随着时间的变化来决定在上述决定出的方向上的受检者的头部的配置。

[0014] 在第一方式的身体状况检查装置中,上述身体状况检查部或者上述头部配置决定部可以基于表示上述检测出的负荷的变化或者上述受检者的重心位置的随着时间的变化的波形来决定受检者的头部的配置。

[0015] 在第一方式的身体状况检查装置中,上述波形可以包括:表示根据受检者的吸气上升或者下降的吸气期间、表示根据受检者的呼气上升或者下降的呼气期间、以及吸气期间与呼气期间之间的保持期间,上述身体状况检查部或者上述头部配置决定部可以基于吸气期间、呼气期间、以及保持期间中的至少一个来决定受检者的头部的配置。

[0016] 第一方式的身体状况检查装置还可以具备睡姿判定部,该睡姿判定部基于表示上述检测出的负荷的变化或者上述受检者的重心位置的随着时间的变化的波形来判定受检者的睡姿。

[0017] 根据本发明的第二方式,提供床系统,该床系统具有:

[0018] 床;以及

[0019] 第一方式的身体状况检查装置。

[0020] 根据本发明的第三方式,提供检查床上的受检者的身体状况的身体状况检查方法,该方法包括:

[0021] 通过被设置于床或者床的床腿之下的多个负荷检测器检测与受检者的呼吸相应的负荷的变化;以及

[0022] 基于上述检测出的负荷的变化来决定受检者的体轴延伸的方向和/或受检者的头部的配置。

[0023] 第三方式的方法还可以包括基于上述检测出的负荷的变化来求出受检者的重心位置的随着时间的变化,基于上述检测出的负荷的变化来决定受检者的体轴延伸的方向和/或受检者的头部的配置也可以是基于上述受检者的重心位置的随着时间的变化来决定受检者的体轴延伸的方向和/或受检者的头部的配置。

[0024] 在第三方式的身体状况检查方法中,也可以基于上述检测出的负荷的变化或者上述受检者的重心位置的随着时间的变化来决定受检者的体轴延伸的方向,接着基于上述检测出的负荷的变化或者上述受检者的重心位置的随着时间的变化来决定在上述决定出的方向上的受检者的头部的配置。

[0025] 在第三方式的身体状况检查方法中,也可以基于表示上述检测出的负荷的变化或者上述受检者的重心位置的随着时间的变化的波形来决定受检者的头部的配置。

[0026] 在第三方式的身体状况检查方法中,上述波形可以包括:表示根据受检者的吸气上升或者下降的吸气期间、表示根据受检者的呼气上升或者下降的呼气期间、以及吸气期间与呼气期间之间的保持期间,也可以基于吸气期间、呼气期间、以及保持期间中的至少一个来决定受检者的头部的配置。

[0027] 第三方式的身体状况检查方法还可以包括基于表示上述检测出的负荷的变化或者上述受检者的重心位置的随着时间的变化的波形来判定受检者的睡姿。

[0028] 根据本发明的第四方式,提供检查床上的受检者的身体状况的身体状况检查装置,该身体状况检查装置具备:

[0029] 多个负荷检测器,它们被设置于床或者床的床腿之下,并检测与受检者的呼吸相应的负荷的变化;以及

[0030] 身体状况检查部,其基于上述检测出的负荷的变化,决定受检者的体轴延伸的方向。

[0031] 根据本发明的身体状况检查装置、身体状况检查方法以及床系统,能够基于负荷检测器的检测来详细地检查床上的受检者的身体状况。

附图说明

[0032] 图1是表示本发明的实施方式所涉及的身体状况检查装置的整体结构的框图。

[0033] 图2是表示本发明的实施方式所涉及的动作的流程的流程图。

[0034] 图3是表示负荷检测器相对于床的配置的说明图。

[0035] 图4是表示在床上面划分的四个负荷检测区域的配置的说明图。

[0036] 图5示出来自负荷检测器的负荷信号的一个例子。

[0037] 图6是表示床上的受检者的重心位置的移动的说明图。

[0038] 图7的(a)~图7的(d)是表示床上的受检者的重心位置的移动的样子以及受检者的体轴延伸的方向的说明图。图7的(a)、图7的(b)、图7的(c)分别示出时刻 t_{20} 、 t_{21} 、 t_{22} 时的受检者的重心位置。图7的(d)在各时刻的受检者的重心位置重叠受检者的体轴延伸的方向来示出。

[0039] 图8的(a)、图8的(b)示出随着受检者的呼吸的负荷检测器的检测值的变动的示意性样子,图8的(a)示出来自配置在受检者的头部侧的负荷检测器的检测值的变动的样子,图8的(b)示出来自配置在受检者的脚部侧的负荷检测器的检测值的变动的样子。

[0040] 图9的(a)、图9的(b)示出随着受检者的呼吸的负荷检测器的检测值的变动的示意性样子的其它例子,图9的(a)示出来自配置在受检者的头部侧的负荷检测器的检测值的变动的样子的其它例子,图9的(b)示出来自配置在受检者的脚部侧的负荷检测器的检测值的变动的样子的其它例子。

[0041] 图10的(a)示出来自负荷检测器的负荷信号的一个例子,图10的(b)示出根据图10的(a)的负荷信号获取的呼吸波形的一个例子。

[0042] 图11的(a)~图11的(c)示出来自配置在受检者的头部侧的负荷检测器的检测值的变动的示意性样子,图11的(a)示出受检者仰卧时的变动的样子,图11的(b)示出受检者侧卧时的变动的样子,图11的(c)示出受检者俯卧时的变动的样子。

[0043] 图12的(a)~图12的(c)示出来自配置在受检者的头部侧的负荷检测器的检测值的变动的示意性样子的其它例子,图12的(a)示出受检者仰卧时的变动的样子的其它例子,图12的(b)示出受检者侧卧时的变动的样子的其它例子,图12的(c)示出受检者俯卧时的变动的样子的其它例子。

[0044] 图13示出显示于显示装置的信息的一个例子。

[0045] 图14是表示本发明的变形例所涉及的动作的流程的流程图。

[0046] 图15是表示在检测期间T1中周期性地进行负荷值的检测的样子的说明图。

[0047] 图16是说明计算体轴方向的方法的一个例子的说明图。

[0048] 图17是说明计算体轴方向的方法的另一例子的说明图。

[0049] 图18是说明求解基于重心位置的移动的波形的方法的说明图。

[0050] 图19的(a)是基于重心位置的移动的波形的一个例子,图19的(b)是对图19的(a)的波形进行简化后的波形。

[0051] 图20的(a)示出受检者的重心轨迹的一个例子,图20的(b)示出通过将图20的(a)所示的重心轨迹转换为较低的取样频率而得到的重心轨迹。

[0052] 图21的(a)、图21的(b)、图21的(c)示出从图20的(a)所示的床上的受检者的重心轨迹除去由于受检者的大体动产生的重心移动的轨迹后的轨迹。

[0053] 图22是表示将重心轨迹分解为呼吸成分和小体动的成分的样子说明图。

[0054] 图23示出从图21的(b)所示的重心轨迹提取的呼吸成分。

[0055] 图24是表示本发明的实施方式所涉及的床系统的整体结构的框图。

具体实施方式

[0056] <第一实施方式>

[0057] 参照图1~图19,对本发明的实施方式进行说明。

[0058] 如图1所示,本实施方式的身体状况检查装置100主要具有负荷检测部1、控制部3、存储部4、以及显示部5。负荷检测部1与控制部3经由A/D转换部2连接。在控制部3还连接有报告部6以及输入部7。

[0059] 负荷检测部1具备四个负荷检测器11、12、13、14。负荷检测器11、12、13、14分别是例如使用梁式载荷传感器来检测负荷的负荷检测器。这样的负荷检测器例如记载于日本专利第4829020号、日本专利第4002905号。负荷检测器11、12、13、14分别通过布线与A/D转换部2连接。

[0060] A/D转换部2具备将来自负荷检测部1的模拟信号转换为数字信号的A/D转换器,并利用布线分别与负荷检测部1和控制部3连接。

[0061] 控制部3是专用或者通用的计算机,在内部构建了重心位置计算部31、体轴方向决定部32、头部配置决定部33、以及睡姿判定部34。

[0062] 存储部4是存储在身体状况检查装置100中使用的数据的存储装置,例如能够使用硬盘(磁盘)。显示部5是将从控制部3输出的信息显示给身体状况检查装置100的使用者的液晶显示器等显示器。

[0063] 报告部6具备基于来自控制部3的信息以视觉或者听觉的方式进行规定的报告的装置,例如扬声器。输入部7是用于对控制部3进行规定的输入的接口,可以设为键盘以及鼠标。

[0064] 对使用这样的身体状况检查装置100检查床上的受检者的身体状况的动作进行说明。

[0065] 如图2所示,使用了身体状况检查装置100的受检者的身体状况的检查包括:检测受检者的负荷的负荷检测步骤(S101)、基于检测出的负荷来计算受检者的重心位置的重心位置计算步骤(S102)、基于求出的重心位置来决定受检者的体轴延伸的方向的体轴方向决定步骤(S103)、决定在体轴方向上受检者的头部被配置在重心的哪一侧的头部配置决定步骤(S104)、判定受检者处于仰卧、侧卧、俯卧中的哪一状态的睡姿判定步骤(S105)、以及显示由上述的步骤决定出的身体状况的显示步骤(S106)。

[0066] <负荷检测步骤>

[0067] 为了进行负荷检测步骤S101,负荷检测部1的四个负荷检测器11、12、13、14配置在受检者使用的床的床腿之下。具体而言如图3所示,负荷检测器11、12、13、14分别配置于在床BD的四角的床腿的下端部安装脚轮 C_1 、 C_2 、 C_3 、 C_4 之下。

[0068] 通过将负荷检测器11、12、13、14分别配置在脚轮 C_1 、 C_2 、 C_3 、 C_4 之下,施加到床BD的上表面的负荷分散到四个负荷检测器11、12、13、14而被检测。具体而言,如图4所示,床BD的矩形形状的上表面以沿纵向以及横向分别进行二分割的方式被均等地分割为四个矩形区域I~IV。

[0069] 由此,施加于在床BD上的中央部仰卧的(仰面睡的)受检者S的左下半身所在的区域I的负荷主要被负荷检测器11检测,施加在相同状态的受检者S的右下半身所在的区域II的负荷主要被负荷检测器12检测。同样,施加于在床BD上的中央部仰卧的受检者S的右上半身所在的区域III的负荷主要被负荷检测器13检测,施加在相同状态的受检者S的左上半身所在的区域IV的负荷主要被负荷检测器14检测。

[0070] 负荷检测器11、12、13、14分别检测负荷(负荷变化)并作为模拟信号输出给A/D转换部2。A/D转换部2使取样周期为例如0.1秒而将模拟信号转换为数字信号,并作为数字信号(以下称为“负荷信号”)输出给控制部3。

[0071] 负荷信号的一个例子如图5所示。图5示出在时刻 t_{10} ~时刻 t_{14} 的期间输出的来自负荷检测器11、12、13、14的负荷信号 s_1 (实线)、 s_2 (虚线)、 s_3 (点划线)、 s_4 (双点划线)的样子。观察到被检者S在时刻 t_{10} ~时刻 t_{11} 的期间(期间 P_{11})如图4所示仰卧在床BD的中央部,在时刻 t_{11} ~时刻 t_{12} 的期间(期间 P_{12})向床BD的区域I、IV侧移动,在时刻 t_{12} ~时刻 t_{13} 的期间(期间 P_{13})与期间 P_{12} 相比稍微向床BD的中央侧移动,在时刻 t_{13} ~时刻 t_{14} 的期间(期间 P_{14})仰卧在床BD的中央部。

[0072] 在期间 P_{11} ,受检者S如图4所示仰卧在床BD的中央部,所以在该期间 P_{11} ,来自配置在受检者S的头侧的负荷检测器13、14的信号 s_3 、 s_4 几乎相等,来自配置在受检者S的脚侧的负荷检测器11、12的信号 s_1 、 s_2 几乎相等。

[0073] 在期间 P_{12} ,受检者S向床BD的区域I、IV侧移动,所以在该期间 P_{12} ,来自配置在区域I、IV的负荷检测器11、14的信号 s_1 、 s_4 示出比期间 P_{11} 时大的负荷值,来自配置在区域II、III的负荷检测器12、13的信号 s_2 、 s_3 示出比期间 P_{11} 时小的负荷值。

[0074] 在期间 P_{13} ,受检者S与期间 P_{12} 相比稍微向床BD的中央侧移动,所以在该期间 P_{13} ,来自配置在区域I、IV的负荷检测器11、14的信号 s_1 、 s_4 示出比期间 P_{12} 时小的负荷值,来自配置在区域II、III的负荷检测器12、13的信号 s_2 、 s_3 示出比期间 P_{12} 时大的负荷值。

[0075] 在期间 P_{14} ,受检者S与期间 P_{11} 相同地仰卧在床BD的中央部,所以该期间 P_{14} 的信号 s_1 ~ s_4 与期间 P_{11} 的信号 s_1 ~ s_4 相同。

[0076] <重心位置计算步骤>

[0077] 在重心位置计算步骤S102中,重心位置计算部31基于来自负荷检测器11~14的负荷信号 s_1 ~ s_4 ,以规定的周期T(例如与上述的取样周期0.1秒相等)计算时刻 t 时的床BD上的受检者S的重心G的位置 $G(X,Y)$ 。这里, (X,Y) 表示将床BD的中心部作为原点,取长边方向为X,取短边方向为Y的XY坐标面上的坐标(图6)。

[0078] 通过以下的运算进行基于重心位置计算部31的重心G的位置 $G(X,Y)$ 的计算。即,将

负荷检测器11、12、13、14的坐标分别设为 (X_{11}, Y_{11}) 、 (X_{12}, Y_{12}) 、 (X_{13}, Y_{13}) 、 (X_{14}, Y_{14}) ，并将负荷检测器11、12、13、14的负荷的检测值分别设为 W_{11} 、 W_{12} 、 W_{13} 、 W_{14} ，通过下式计算 $G(X, Y)$ 。

[0079] [式1]

$$[0080] \quad X = \frac{X_{11} \times W_{11} + X_{12} \times W_{12} + X_{13} \times W_{13} + X_{14} \times W_{14}}{W_{11} + W_{12} + W_{13} + W_{14}}$$

[0081] [式2]

$$[0082] \quad Y = \frac{Y_{11} \times W_{11} + Y_{12} \times W_{12} + Y_{13} \times W_{13} + Y_{14} \times W_{14}}{W_{11} + W_{12} + W_{13} + W_{14}}$$

[0083] 由重心位置计算部31计算出的重心G的位置 $G(X, Y)$ 的一个例子如图6所示。图6示出图5的期间 P_{11} 、 P_{12} 、 P_{13} 、 P_{14} 分别包含的时刻 t_{110} 、 t_{120} 、 t_{130} 、 t_{140} 时的床BD上的受检者S的重心G的位置 $G(X_{P11}, Y_{P11})$ 、 $G(X_{P12}, Y_{P12})$ 、 $G(X_{P13}, Y_{P13})$ 、 $G(X_{P14}, Y_{P14})$ 。重心位置计算部31将这样求出的各时刻 t 时的重心G的位置 $G(X, Y)$ 例如存储于存储部4。

[0084] <体轴方向决定步骤>

[0085] 在体轴方向决定步骤S103中，体轴方向决定部32依据如下原理，使用在重心位置计算步骤S102中计算出的重心G的位置 $G(X, Y)$ 来决定受检者S的体轴SA延伸的方向。

[0086] 人的呼吸是通过使胸廓以及横膈膜移动，使肺膨胀以及收缩来进行的。这里，在吸气时即肺膨胀时横膈膜向下方下降，内脏也向下方移动。另一方面，在呼气时即肺收缩时横膈膜向上方上升，内脏也向上方移动。本发明的发明人经研究发现重心G随着该内脏移动略有移动、以及重心G的移动几乎沿着脊柱的延伸方向(体轴方向)。

[0087] 因此，体轴方向决定部32能够通过求解重心位置计算部31计算出的重心G的微小移动的方向来决定受检者S的体轴SA延伸的方向。

[0088] 具体而言，例如体轴方向决定部32首先获取在重心位置计算步骤S102中存储于存储部4的、时刻 t_{20} 时的受检者S的重心G的位置 $G(X_{t20}, Y_{t20})$ (图7的(a))、从时刻 t_{20} 起经过些许时间后的时刻 t_{21} (例如时刻 t_{20} 的1秒后)时的受检者S的重心G的位置 $G(X_{t21}, Y_{t21})$ (图7的(b))、以及从时刻 t_{21} 起经过些许时间后的时刻 t_{22} (例如时刻 t_{21} 的1秒后)时的受检者S的重心G的位置 $G(X_{t22}, Y_{t22})$ (图7的(c))，并通过求出经过它们的直线来决定体轴SA的延伸方向(图7的(d))。

[0089] 如上述那样，受检者S的重心G根据受检者S的呼吸沿着受检者S的体轴SA的延伸方向移动。因此，如上述那样，体轴方向决定部32能够基于使用比一次呼吸的周期(约3~5秒)小的取样周期得到的多个重心位置 $G(X, Y)$ ，也就是与一次呼吸对应的时间所包含的多个重心G的位置 $G(X, Y)$ ，决定体轴SA的延伸方向。

[0090] <头部配置决定步骤>

[0091] 在头部配置决定步骤S104中，头部配置决定部33依据如下原理，使用在体轴方向决定步骤S103中决定出的体轴SA的延伸方向以及来自负荷检测部1的负荷信号 $S_1 \sim S_4$ 来求出受检者S的头部的配置。

[0092] 本发明的发明人对床BD上的受检者S的呼吸给来自负荷检测器的负荷信号带来的影响进行研究后得知来自位于受检者S的头侧的负荷检测器(在图4所示的状况下相当于负荷检测器13、14)的负荷信号和来自位于受检者S的脚侧的负荷检测器(在图4所示的状况中

相当于负荷检测器11、12)的负荷信号分别具有图8的(a)、图8的(b)所示的波形而发生变动。

[0093] 图8的(a)示出来自位于受检者S的头侧的负荷检测器的负荷信号的波形(以下,称为“头侧波形HW”),图8的(b)示出来自位于受检者S的脚侧的负荷检测器的负荷信号的波形(以下,称为“脚侧波形LW”)。时刻 t_{30} 是受检者S开始吸气的时刻,时刻 t_{31} 是受检者S结束吸气的时刻,时刻 t_{32} 是受检者S开始呼气的时刻,时刻 t_{33} 是受检者S结束呼气的时刻,时刻 t_{34} 是受检者S开始下一次的吸气的时刻。

[0094] 如图8的(a)、图8的(b)所示,在从受检者S进行吸气的时刻 t_{30} 到时刻 t_{31} 的期间(吸气期间 P_{31}),配置在受检者S的头侧的负荷检测器的检测值逐渐减少,另一方面配置在受检者S的脚侧的负荷检测器的检测值逐渐增加。这是因为在吸气时受检者S的重心位置G向脚侧移动。

[0095] 在从受检者S进行呼气的时刻 t_{32} 到时刻 t_{33} 的期间(呼气期间 P_{33}),配置在受检者S的头侧的负荷检测器的检测值逐渐增加,另一方面配置在受检者S的脚侧的负荷检测器的检测值逐渐减少。这是因为在呼气时受检者S的重心位置G向头侧移动。

[0096] 根据发明人的见解,图8的(a)、图8的(b)所示的头侧波形HW以及脚侧波形LW具有以下特征。

[0097] 首先,头侧波形HW以及脚侧波形LW都是受检者S进行吸气的吸气期间 P_{31} 比受检者S进行呼气的呼气期间 P_{33} 长。即,在头侧波形HW中,吸气期间 P_{31} 中的波形的下降的倾斜比呼气期间 P_{33} 中的波形的上升的倾斜小,在脚侧波形LW中,吸气期间 P_{31} 中的波形的上升的倾斜比呼气期间 P_{33} 中的波形的下降的倾斜小。

[0098] 另外,头侧波形HW以及脚侧波形LW都存在从受检者S在时刻 t_{31} 结束吸气到在时刻 t_{32} 开始呼气为止的吸气后保持期间 P_{32} 以及从受检者S在时刻 t_{33} 结束呼气到在时刻 t_{34} 开始吸气为止的呼气后保持期间 P_{34} ,在这些保持期间 P_{32} 、 P_{34} 中,头侧波形HW以及脚侧波形LW都在波形的顶点附近出现大致平坦的部分。而且,吸气后保持期间 P_{32} 的长度比呼气后保持期间 P_{34} 的长度长。

[0099] 头侧波形HW和脚侧波形LW分别具有上述的特征,表示吸气期间 P_{31} 、吸气后保持期间 P_{32} 、以及呼气期间 P_{33} 的山形波形或者谷形波形是在时间轴方向上相对于吸气后保持期间 P_{32} 的中央(在中央的前后)非对称的波形。另外,若对头侧波形HW和脚侧波形LW进行比较,则在波形上升的部分,对于上升的倾斜而言头侧波形HW比脚侧波形LW大,对于波形上升后的大致平坦部的长度而言头侧波形HW比脚侧波形LW短,在波形下降的部分,对于下降的倾斜而言头侧波形HW比脚侧波形LW小,对于波形下降后的大致平坦部的长度而言头侧波形HW比脚侧波形LW长。

[0100] 因此,头部配置决定部33能够对来自负荷检测部1的负荷信号进行分析并基于吸气期间 P_{31} 、吸气后保持期间 P_{32} 、呼气期间 P_{33} 、呼气后保持期间 P_{34} 中的至少一个来判定该负荷信号是头侧波形HW还是脚侧波形LW。然后,头部配置决定部33能够基于该判定来决定是受检者S的头部还是脚部被配置在与该负荷信号对应的床BD上的位置。

[0101] 另外,本发明的发明人进一步对多个受检者的头侧波形和脚侧波形的形状进行调查后发现,根据受检者会呈现具有与上述的头侧波形HW以及脚侧波形LW不同的特征的头侧波形以及脚侧波形。这样的受检者S所呈现的头侧波形 HW_m (图9的(a))以及脚侧波形 LW_m (图

9的(b))的特征如下。

[0102] 首先,头侧波形HW_m以及脚侧波形LW_m都是受检者S进行吸气的吸气期间P₃₁比受检者S进行呼气的呼气期间P₃₃短。即,在头侧波形HW_m中,吸气期间P₃₁中的波形的下降的倾斜比呼气期间P₃₃中的波形的上升的倾斜大,在脚侧波形LW_m中,吸气期间P₃₁中的波形的上升的倾斜比呼气期间P₃₃中的波形的下降的倾斜大。

[0103] 另外,头侧波形HW_m以及脚侧波形LW_m都存在从受检者S在时刻t₃₁结束吸气到在时刻t₃₂开始呼气为止的吸气后保持期间P₃₂以及从受检者S在时刻t₃₃结束呼气到在时刻t₃₄开始吸气为止的呼气后保持期间P₃₄,在这些保持期间P₃₂、P₃₄中,头侧波形HW_m以及脚侧波形LW_m都在波形的顶点附近出现大致平坦的部分。而且,吸气后保持期间P₃₂的长度比呼气后保持期间P₃₄的长度短。

[0104] 头侧波形HW_m和脚侧波形LW_m分别具有上述的特征,表示吸气期间P₃₁、吸气后保持期间P₃₂、以及呼气期间P₃₃的山形波形或者谷形波形是在时间轴方向上相对于吸气后保持期间P₃₂的中央(时刻t₃₁与时刻t₃₂的中间点)非对称的波形。另外,若将头侧波形HW_m与脚侧波形LW_m进行比较,则在波形上升的部分,对于上升的倾斜而言头侧波形HW_m比脚侧波形LW_m小,对于波形上升后的大致平坦部的长度而言头侧波形HW_m比脚侧波形LW_m长,在波形下降的部分,对于下降的倾斜而言头侧波形HW_m比脚侧波形LW_m大,对于波形下降后的大致平坦部的长度而言头侧波形HW_m比脚侧波形LW_m短。

[0105] 在受检者S呈现这样的头侧波形HW_m、脚侧波形LW_m的情况下,头部配置决定部33也能够对来自负荷检测部1的负荷信号进行分析并基于吸气期间P₃₁、吸气后保持期间P₃₂、呼气期间P₃₃、以及呼气后保持期间P₃₄中的至少一个来判定该负荷信号是头侧波形HW_m还是脚侧波形LW_m。然后,头部配置决定部33能够基于该判定来决定在与该负荷信号对应的床BD上的位置配置有受检者S的头部还是脚部。此外,例如预先在存储部4存储受检者S呈现头侧波形HW以及脚侧波形LW,还是呈现头侧波形HW_m以及脚侧波形LW_m。

[0106] 接下来,以在体轴方向决定步骤S103中,决定为体轴SA横在区域II和区域IV之间延伸的情况(图7的(d))为例对头部配置决定部33决定受检者S的头部的配置的具体顺序的一个例子进行说明。这里,假定受检者S呈现头侧波形HW(图8的(a))以及脚侧波形(图8的(b))。

[0107] 该情况下,可认为受检者S的头部配置在区域II和区域IV中的某一个。因此,头部配置决定部33基于来自主要测量施加到区域II的负荷的负荷检测器12的负荷信号s₂或者来自主要测量施加到区域IV的负荷的负荷检测器14的负荷信号s₄来进行头部配置的决定。由于无论使用哪一个,步骤都实际上相同,所以头部配置决定部33可以任意地进行选择,虽然也可以使用双方,但这里假定使用来自负荷检测器14的负荷信号s₄。

[0108] 选择了负荷信号s₄的头部配置决定部33接下来根据负荷信号s₄获取由于呼吸所引起的重心移动产生的微小的检测值的振动(呼吸信号或者呼吸波形)。这是因为在负荷信号s₄中包含有由于基于受检者S的体重的静止的负荷和受检者S的呼吸所引起的重心移动产生的负荷信号。已知人的呼吸在一分钟大致为12~20次左右。若将其换算为周期则为3秒~5秒左右,若换算为频率则为0.2Hz~0.33Hz左右。因此,头部配置决定部33对来自负荷检测器14的负荷信号s₄进行例如傅立叶变换、频率滤波处理、傅立叶逆变换,获取频率为约0.2Hz~约0.33Hz的范围的呼吸波形。

[0109] 图10的(a)示出期间 P_{21} 的来自负荷检测器14的负荷信号 s_4 ,图10的(b)示出根据图10的(a)的负荷信号 s_4 获取的呼吸波形(呼吸信号)BW。图10的(a)所示的期间 P_{21} 是包含图7所示的时刻 t_{20} ~时刻 t_{22} 的期间。在该期间中,如上述那样,受检者S以体轴SA横在区域II与区域IV之间延伸的仰卧状态几乎静止。此外,随着呼吸引起的重心G的移动产生的负荷值的变动与基于受检者S的体重的静止的负荷的量级相比小很多,所以在图10的(a)中并未表现出呼吸波形BW。

[0110] 图10的(b)示出期间 P_{21} 中相当于任意的10秒间的期间的呼吸波形BW。在图10的(b)中,仅获取随着呼吸所引起的重心G的移动产生的负荷值的变动,所以明显地表现出随着重心G的移动的负荷值的微小变动。

[0111] 头部配置决定部33接下来对获取到的呼吸波形BW进行分析,基于吸气期间 P_{31} 比呼气期间 P_{33} 长这样的关系,确定相当于吸气期间 P_{31} 的位置。然后,若在确定出的位置处呼吸波形BW下降则该呼吸波形BW为头侧波形HW,并决定为受检者S的头部存在于区域IV。相反,若在确定出的位置处呼吸波形BW上升则该呼吸波形BW是脚侧波形HW,并决定为受检者S的头部存在于区域II。

[0112] 此外,在受检者S呈现头侧波形 HW_m (图9的(a))以及脚侧波形 LW_m (图9的(b))的情况下,也能够通过与上述相同的顺序来决定受检者S的头部的配置。

[0113] <睡姿判定步骤>

[0114] 在睡姿判定步骤S105中,睡姿判定部34根据以下的原理使用来自负荷检测部1的负荷信号 $s_1 \sim s_4$ 来判定受检者S是仰卧、侧卧、俯卧中的哪一种睡姿。

[0115] 本发明的发明人在受检者S的各种睡姿下观察表示床BD上的受检者S的呼吸的负荷检测部1的负荷信号后得知,在仰卧、侧卧、俯卧那样不同的睡姿下,负荷信号如图11、图12所示是不同的。

[0116] 图11的(a)~图11的(c)、图12的(a)~图12的(c)均示出受检者S的头侧波形,图11的(a)、图12的(a)所示的波形 HW_s 、 HW_{ms} 表示受检者S仰卧时的头侧波形,图11的(b)、图12的(b)所示的波形 HW_r 、 HW_{mr} 表示受检者S侧卧时的头侧波形,图11的(c)、图12的(c)所示的波形 HW_p 、 HW_{mp} 表示受检者S俯卧时的头侧波形。

[0117] 根据这些波形的分析,图11、图12所示的波形分别具有以下特征。受检者S仰卧时的波形 HW_s (图11的(a))、 HW_{ms} (图12的(a))分别是与图8的(a)、图9的(a)所示的头侧波形HW、 HW_m 相同的波形,具有关于图8的(a)、图9的(a)说明过的特征。

[0118] 在受检者S俯卧时的波形 HW_p (图11的(c))、波形 HW_{mp} (图12的(c))中,吸气期间 P_{31} 比波形 HW_s 、 HW_{ms} 的吸气期间 P_{31} 长,吸气后保持期间 P_{32} 比波形 HW_s 、 HW_{ms} 的吸气后保持期间 P_{32} 短,呼气期间 P_{33} 比波形 HW_s 、 HW_{ms} 的呼气期间 P_{33} 短。换句话说,波形 HW_p 、 HW_{mp} 具有与波形 HW_s 、 HW_{ms} 相比谷侧的顶点向时间轴的正方向位移后的形状。由此波形 HW_p 、 HW_{mp} 中的吸气期间 P_{31} 的下降的倾斜比波形 HW_s 、 HW_{ms} 中的吸气期间 P_{31} 的下降的倾斜小,波形 HW_p 、 HW_{mp} 中的呼气期间 P_{33} 的上升的倾斜比波形 HW_s 、 HW_{ms} 中的呼气期间 P_{33} 的上升的倾斜大。这样的波形的变化被解释为由如下情况引起,即,由于在受检者S俯卧的状态下,胸廓由于自重而被推向床面,所以对用于吸气的动作造成负担而使吸气的速度变慢。

[0119] 受检者S侧卧时的波形 HW_r (图11的(b))、波形 HW_{mr} (图12的(b))分别具有上述的波形 HW_s 与波形 HW_p 的中间的形状、上述的波形 HW_{ms} 与波形 HW_{mp} 的中间的形状。即,吸气期间 P_{31}

比波形HWS、HWMS的吸气期间 P_{31} 长且比波形HWp、HWmp的吸气期间 P_{31} 短。另外,吸气后保持期间 P_{32} 比波形HWS、HWMS的吸气后保持期间 P_{32} 短且比波形HWp、HWmp的吸气后保持期间 P_{32} 长。另外,呼气期间 P_{33} 比波形HWS、HWMS的呼气期间 P_{33} 短且比波形HWp、HWmp的呼气期间 P_{33} 长。

[0120] 此外,无论在仰卧时的波形HWS中,在侧卧时的波形HWr中,还是在俯卧时的波形HWp中,呼气后保持期间 P_{34} 的长度均比吸气后保持期间 P_{32} 的长度短。另一方面,无论在仰卧时的波形HWMS中,在侧卧时的波形HWmr中,还是在俯卧时的波形HWmp中,呼气后保持期间 P_{34} 的长度均比吸气后保持期间 P_{32} 的长度长。另外,上述的波形的变化对于脚侧波形LW、LWm也同样产生。

[0121] 基于这样的睡姿的波形的特异性,睡姿判定部34对来自负荷检测器1的负荷信号 $s_1 \sim s_4$ 所包含的呼吸波形BW进行分析,并根据吸气期间 P_{31} 的长度、吸气后保持期间 P_{32} 的长度、以及呼气期间 P_{33} 的长度等来判定受检者S的睡姿。

[0122] 接下来,对睡姿判定部34判定受检者S的睡姿的具体的顺序进行说明。

[0123] 睡姿判定部34接受由头部配置决定部33求出的呼吸波形BW(图10的(b)),并进一步对其进行分析而求出吸气期间 P_{31} 的长度。并且,若吸气期间 P_{31} 的长度比预先存储的规定值短则判定为受检者S是仰卧状态,若吸气期间 P_{31} 的长度与预先存储的规定值大致等同则判定为受检者S是侧卧状态,若吸气期间 P_{31} 的长度比预先存储的规定值长则判定为受检者S是俯卧状态。

[0124] <显示步骤>

[0125] 控制部3内的未图示的图像处理部将利用体轴方向决定部32、头部配置决定部33、以及睡姿判定部34得到的信息转换为图像形成信号并发送至显示部5。显示部5以视觉的方式显示从控制部3(图像处理部)接受到的这些身体状况信息(S106)。

[0126] 如图13所示,在显示部5的显示器上以图像显示受检者S的体位。因此,使用者能够仅通过观察显示部5来直观地掌握受检者S的身体状况。另外,使用者也能够通过存储部4录制受检者S的身体状况的图像的随着时间的变化。

[0127] 在睡眠呼吸暂停综合症(SAS)的诊断中,虽然也会在医疗机构留宿并整晚录制睡眠时的身体状况(身体位置、体位),但对睡相、睡脸被录制表示反感的患者也较多。若使用本发明的显示部5则不录制睡脸,而且睡相也被记录为匿名性较高的剪影,所以能够给更多的患者诊断的机会。另外,虽然为了SAS的治疗推荐俯卧睡眠,但受检者在就寝中不能够掌握能以何种程度的时间维持俯卧睡眠。通过使用本发明能够使就寝中的睡姿可视化,所以会对维持俯卧睡眠训练赋予动机。

[0128] 使用者也能够设定为若受检者S达到规定的状态则通过报告部6进行报告。例如,使用者能够设定为在受检者S超过一定时间持续了俯卧状态时进行报告。

[0129] 对本实施方式的身体状况检查装置100以及身体状况检查方法的效果作如下总结。

[0130] 本实施方式的身体状况检查装置100以及身体状况检查方法基于重心G的微小的移动来决定受检者S的体轴SA的方向。另外,本实施方式的身体状况检查装置100以及身体状况检查方法基于由于重心G的微小的移动产生的负荷信号的变动(呼吸波形、呼吸信号)决定受检者S的头部的配置并判定睡姿(仰卧、侧卧、或者俯卧)。因此,本实施方式的身体状况检查装置100以及身体状况检查方法能够不使用拍摄装置、呼气检测装置等,而仅基于负

荷检测部1的负荷检测,以不对受检者S造成负担的方式良好地检测受检者S的身体状况。

[0131] 本实施方式的身体状况检查装置100以及身体状况检查方法如上述那样能够仅基于负荷检测来检查受检者S的身体状况,且能够对其进行图形显示,而且也能够对身体状况的随着时间的变化进行录制。因此,即使对于睡眠中的样子被录制表示反感的患者,也能够不造成反感地给予适当的诊断以及治疗的机会。

[0132] <变形例>

[0133] 对检查受检者S的身体状况的上述实施方式的变形例进行说明。

[0134] 变形例的方法在图14的流程图示出。该变形例的检查方法也与实施方式的检查方法相同地具备计算重心位置的步骤、决定体轴方向的步骤、决定头部配置的步骤、以及判定睡姿的步骤,但在各步骤中进行与上述实施方式不同的处理。以下,适当地参照图14的流程图对各步骤进行说明。

[0135] <重心位置计算步骤>

[0136] 变形例的重心位置计算步骤(S201~S206、S216)在除了各时刻 t 时的重心 G 的位置 $G(X,Y)$ 之外,还求出每个规定的检测期间 $T1$ 、 $T2$ 、 $\dots$ 、 TN 的位置 $G(X,Y)$ 的平均值这一点与上述实施方式的重心位置计算步骤(S102)不同。

[0137] 图15示出从一次的姿势的变化到下一次的姿势的变化为止的期间 P_{41} 、 P_{42} 、 P_{43} 中的来自负荷检测器11~14的负荷信号 $s_1 \sim s_4$ 的一个例子。在图15中,信号上的微小的波形示意地示出负荷信号 $s_1 \sim s_4$ 包含呼吸波形BW。此外,在上述实施方式的说明中,也参照图5对在时刻 t_{11} 、 t_{12} 、 t_{13} 受检者移动的状况进行了说明,而在本说明书中,将这样的床上的受检者的移动称为姿势的变化或者体动。

[0138] 期间 P_{41} 、 P_{42} 、 P_{43} 分别与受检者S以大致固定的姿势静止的期间对应。因此,负荷信号 $s_1 \sim s_4$ 在各期间上示出大致固定值。另一方面,受检者S在时刻 t_{41} 、 t_{42} 使姿势变化。因此,负荷信号 $s_1 \sim s_4$ 在时刻 t_{41} 、 t_{42} 变动。

[0139] 作为一个例子,求解每个规定的检测期间 $T1$ 、 $T2$ 、 $\dots$ 、 TN 的平均重心 $G0$ 的位置 $G0(X0,Y0)$ 的方法如下。

[0140] 在图15中检测期间 $T1$ 包含于受检者S以大致固定的姿势静止的期间 P_{42} 。因此,在检测期间 $T1$ 的期间受检者S的姿势固定。该情况下,重心位置计算部31分别在检测期间 $T1$ 中的时刻 $ts1$ 、 $ts2$ 、 $\dots$ 、 tsn 检测负荷信号 $s_1 \sim s_4$ 的负荷值。图15的右上的圈住部分放大地示出在时刻 $ts1$ 、 $ts2$ 、 $\dots$ 、 tsn 进行共 n 次基于负荷信号 s_1 的负荷值的检测。

[0141] 重心位置计算部31使用这样检测出的每个时刻的负荷值的集合,并使用上述的式1、式2计算每个时刻的重心 G 的位置 $G1(X1,Y1)$ 、 $G2(X2,Y2)$ 、 $\dots$ 、 $Gn(Xn,Yn)$ 。检测期间 $T1$ 的平均重心 $G0$ 的位置 $G0(X0,Y0)$ 被作为每个时刻的重心 G 的位置 $G1(X1,Y1)$ 、 $G2(X2,Y2)$ 、 $\dots$ 、 $Gn(Xn,Yn)$ 的简单平均来求解。

[0142] 作为其它的例子,以在图15的时刻 t_{42} 紧前,检测期间 Tk 开始的情况为例进行说明。该情况下,也与上述的检测期间 $T1$ 的情况相同地计算每个时刻的重心 G 的位置 $G1(X1,Y1)$ 、 $G2(X2,Y2)$ 、 $\dots$,但与检测期间 $T1$ 的情况不同,在进行足以求出平均重心 $G0$ 的位置 $G0(X0,Y0)$ 的数量的计算之前便达到时刻 t_{42} ,受检者S的姿势变化(负荷信号 $s_1 \sim s_4$ 的值变化)。

[0143] 由此在该情况下,将受检者S的姿势的变化产生的时刻 t_{42} 与从该时刻回溯了规定

时间的时刻之间重新设定为检测期间TE (具有与检测期间T1、T2相同的长度), 并利用与上述的检测期间T1的平均重心G0的位置G0 (X0,Y0) 的计算相同的方法来计算该检测期间TE的平均重心G0的位置G0 (X0,Y0)。

[0144] 在图14的流程图的步骤S201~S206、S216示出上述那样的求解检测期间T1、T2、•••、TN的平均重心G0的步骤。

[0145] 重心位置计算部31首先在步骤S201中, 将负荷信号s1~s4的负荷值的检测次数k设置为k=0。接下来在步骤S202中, 判定是否有受检者S的体动(姿势的变化)。具体而言, 判断是否有负荷信号s1~s4的某个超过规定的范围而发生变化。

[0146] 在负荷信号s1~s4没有超过规定的范围的变化(步骤S202的“否”), 重心位置计算部31将检测次数k设置为k=k+1 (步骤S203)。然后, 求出负荷信号s1~s4的负荷值, 计算重心位置Gk+1, 并将计算出的重心位置Gk+1例如存储于存储部4 (步骤S204)。重心位置计算部31接着在步骤S205中判定检测次数k是否在n次以下, 若在n次以下则将步骤返回到步骤S202。之后, 反复步骤S202~步骤S205直至检测次数k为n次, 或者有受检者S的体动。

[0147] 重心位置计算部31在步骤S205中判定为检测次数k为n次时, 将步骤移至步骤S206。然后, 使用在该时刻存储的n个重心位置G1、G2、•••、Gn求出平均重心G0的位置G0 (X0,Y0) (步骤S206)。

[0148] 此外, 重心位置计算部31在步骤S202中判定为有受检者S的体动的情况下, 将步骤移至步骤S216。在步骤S216中, 如上述那样, 将产生受检者S的姿势的变化的时刻与从该时刻回溯了规定时间的时刻之间重新设定为检测期间TE, 并求出该检测期间TE的平均重心G0的位置G0 (X0,Y0)。

[0149] <体轴方向决定步骤>

[0150] 变形例的体轴方向决定步骤(S207)与上述实施方式的体轴方向决定步骤(S103)不同, 体轴方向决定部33使用通过上述步骤计算出的平均重心G0的位置G0 (X0,Y0), 计算受检者S的体轴SA延伸的方向。

[0151] 例如通过以下方法进行基于体轴方向决定部33的体轴SA延伸的方向的计算。

[0152] 一个例子是通过式3求出连接平均重心G0 (X0,Y0) 和n个重心位置G1 (X1,Y1)、•••、Gk1 (Xk1,Yk1)、•••、Gk2 (Xk2,Yk2)、•••、Gn (Xn,Yn) 的各个的线段与X轴之间的角度的平均倾斜角度a, 视为经过平均重心G0 (X0,Y0) 且相对于X轴具有角度a而延伸的线段表示体轴SA的位置的方法。这样求出的体轴SA如图16所示。

[0153] [式3]

$$[0154] \quad a = \frac{\sum_{k=1}^n \arctan\left(\frac{Y_k}{X_k}\right)}{n}$$

[0155] 其它的例子是视为经过平均重心G0并且与重心G1、•••、Gk1、•••、Gk2、•••、Gk3、•••、Gn的直线距离dh1、•••、dhk1、•••、dhk2、•••、dhk3、•••、dhn的标准偏差为最小的线Ha表示体轴SA的位置的方法。线Ha的一个例子在图17中示出。

[0156] <头部配置决定步骤>

[0157] 变形例的头部配置决定步骤(S208)与上述实施方式的头部配置决定步骤(S104)

不同,头部配置决定部33基于通过上述步骤计算出的重心位置G1 (X1,Y1)、• • •、Gk1 (Xk1,Yk1)、• • •、Gk2 (Xk2,Yk2)、• • •、Gn (Xn,Yn)、以及平均重心G0 (X0,Y0),决定受检者S的头部的配置。

[0158] 在变形例的头部配置决定步骤S208中,决定头部的配置的方法如下。

[0159] 首先,头部配置决定部33作为波形计算重心G的随着时间的变动。具体而言,头部配置决定部33首先如图18所示求出从重心G1到体轴SA所作的垂线的垂足的坐标DG1 (DX1,DY1),并通过式4求出该垂足的位置与平均重心G0的位置G0 (X0,Y0)的距离d1。

[0160] [式4]

$$[0161] \quad d1 = \sqrt{(DX1 - X0)^2 + (DY1 - Y0)^2}$$

[0162] 头部配置决定部33接下来对重心G2、• • •、Gn也进行与上述相同的运算并求出距离d2、• • •、dn。若将这样求出的距离d的值在将距离d作为纵轴并将时间轴作为横轴的图表展开描绘则成为图19的(a)。即,图19的(a)是沿着时间轴从左向右将根据重心G1计算出的距离d1、根据重心G2计算出的距离d2、• • •、根据重心Gk1计算出的距离dk1、• • •、根据重心Gk2计算出的距离dk2、• • •、根据重心Gn计算出的距离dn绘制而成的图,正如由图18可知,相当于表示重心G的以平均重心G0为中心沿着体轴SA方向的随着时间的变动的样子的波形。此外,在图19的(a)中,在图18中从平均重心G0向X轴的正侧延伸的距离d取正值,从平均重心G0向X轴的负侧延伸的距离d取负值。

[0163] 图19的(b)示意地示出图19的(a)的波形GW。在图19的(b)中,时刻t₅₀是受检者S开始吸气的时刻,时刻t₅₁是受检者S结束吸气的时刻,时刻t₅₂是受检者S开始呼气的时刻,时刻t₅₃是受检者S结束呼气的时刻,时刻t₅₄是受检者S开始下一轮的吸气的时刻。

[0164] 本发明的发明人在各种条件下观察了图19的波形GW后得知其具有以下共同的特征。

[0165] 即,在波形GW中,也与上述的头侧波形HW、脚侧波形LW相同,受检者S进行吸气的吸气期间P₅₁比受检者S进行呼气的呼气期间P₅₃长。

[0166] 另外,在波形GW中,也与上述的头侧波形HW、脚侧波形LW相同,在从受检者S在时刻t₅₁结束吸气到在时刻t₅₂开始呼气为止的吸气后保持期间P₅₂以及从受检者S在时刻t₅₃结束呼气到在时刻t₅₄开始吸气为止的呼气后保持期间P₅₄中,在波形的顶点附近出现大致平坦的部分。而且,吸气后保持期间P₅₂的长度比呼气后保持期间P₅₄的长度长。

[0167] 此外,在受检者S呈现头侧波形HW_m或者脚侧波形LW_m的情况下,波形GW也具有与头侧波形HW_m或者脚侧波形LW_m相同的特征。

[0168] 波形GW具有上述的特征,表示吸气期间P₅₁、吸气后保持期间P₅₂、呼气期间P₅₃的山形波形或者谷形波形是在时间轴方向上相对于吸气后保持期间P₅₂的中央(中央的前后)非对称的波形。这是因为波形GW与头侧波形HW、HW_m和脚侧波形LW、LW_m同样也是基于受检者S的呼吸所引起的重心移动的波动。因此,头部配置决定部33能够对波形GW进行分析并基于吸气期间P₅₁、吸气后保持期间P₅₂、呼气期间P₅₃、呼气后保持期间P₅₄中的至少一个来决定受检者S的头部的配置。

[0169] 具体而言,头部配置决定部33例如能够对图19的(b)所示的波形GW进行分析,并求解出在正侧出现吸气后保持期间P₅₂。在正侧出现吸气后保持期间P₅₂是指在吸气后重心G向

正侧移动。由此,头部配置决定部33能够决定为在吸气后重心发生移动的图18中的X轴的正侧放置有受检者S的脚侧,并在其相反侧亦即负侧放置有受检者S的头部。

[0170] <睡姿判定步骤>

[0171] 变形例的睡姿判定步骤(S209)与上述实施方式的睡姿判定步骤(S105)不同,睡姿判定部34基于通过上述步骤计算出的波形GW来判定受检者S的睡姿。

[0172] 根据发明人的见解,若受检者S的睡姿变化为仰卧、侧卧、俯卧,则波形GW也示出与图11、图12所示的头侧波形HW、HWm相同的波形的变化。因此,睡姿判定部34例如能够对波形GW进行分析并求出期间 P_{51} 的长度,若该长度比规定值小则判定为受检者S仰卧,若该长度与规定值大致等同则判定为受检者S侧卧,若该长度比规定值大则判定为受检者S俯卧。

[0173] 变形例的步骤最后在步骤S210(图14)中判断测定是否结束。若测定未结束,则步骤返回到步骤S201。

[0174] 这里,在变形例中基于重心位置的随着时间的变化,决定受检者的体轴延伸的方向、头部的配置,并进一步决定睡姿,但重心位置基于由多个负荷检测器检测出的负荷来计算。因此,基于重心位置的随着时间的变化的受检者的体轴延伸的方向、头部的配置和睡姿的决定也包含于基于由负荷检测器检测出的负荷的变化的受检者的体轴延伸的方向、头部的配置、睡姿的决定。

[0175] 此外,在上述的实施方式中,头部配置决定部33基于吸气期间 P_{31} 比呼气期间 P_{33} 长(或者短)这样的关系来确定相当于吸气期间 P_{31} 的位置,但确定吸气期间 P_{31} 的位置的方法并不限于此。根据本发明的发明人的研究,可知在受检者S发出鼾声时,在吸气期间 P_{31} ,呼吸波形BW以与呼吸的周期(约3~5秒)相比短很多的周期微小振动。因此,在能够对呼吸波形BW进行分析来确定由于鼾声导致的短周期(高频率)的微小振动产生的位置的情况下,能够基于该位置确定吸气期间 P_{31} 的位置。

[0176] 此外,在上述的实施方式中,头部配置决定部33通过确定呼吸波形BW的相当于吸气期间 P_{31} 的位置来判别呼吸波形BW是头侧波形HW还是脚侧波形LW,但并不限于此。例如,如上述那样,虽然头侧波形HW和脚侧波形LW均具有吸气后保持期间 P_{32} 比呼气后保持期间 P_{34} 长这一特征,但这些保持期间在山侧出现还是在谷侧并不相同。同样地,虽然头侧波形HWm和脚侧波形LWm均具有吸气后保持期间 P_{32} 比呼气后保持期间 P_{34} 短这一特征,但这些保持期间在山侧出现还是在谷侧并不相同。因此,头部配置决定部33也可以基于期间的长度的长短来区分吸气后保持期间 P_{32} 和呼气后保持期间 P_{34} ,并通过确定这些保持期间在波形的山侧出现还是在谷侧出现来判别呼吸波形BW是头侧波形HW、HWm还是脚侧波形LW、LWm。

[0177] 另外,作为另一例子,也可以在存储部4存储与头侧波形HW、HWm、脚侧波形LW、LWm对应的参照用波形,头部配置决定部33不对呼吸波形BW的形状进行分析,而基于存储于存储部41参照用波形与呼吸波形BW的比较来判定呼吸波形BW是头侧波形HW、HWm还是脚侧波形LW、LWm。

[0178] 在上述的实施方式中,睡姿判定部34通过对呼吸波形BW进行分析并将吸气期间 P_{31} 的长度与规定值进行比较来判定受检者S的睡姿。然而,由睡姿判定部34判定受检者S的睡姿的方法并不限于此。例如,也可以在存储部4存储与仰卧状态、侧卧状态、俯卧状态对应的参照用波形,睡姿判定部34基于存储于存储部4的参照用波形与呼吸波形BW的比较来判定受检者S的睡姿。

[0179] 在上述的实施方式中,头部配置决定部33在体轴方向决定部32决定受检者S的体轴SA延伸的方向之后决定受检者S的头部的配置,但并不限于此。头部配置决定部33也可以不决定受检者S的体轴SA延伸的方向而决定受检者S的头部的配置。

[0180] 具体而言,头部配置决定部33对来自负荷检测部1的负荷信号 $s_1 \sim s_4$ 进行分析,判定各自所包含的呼吸波形BW是头侧波形HW、HWm还是脚侧波形LW、LWm。然后,决定为受检者S的头部被配置在与作为判定为是头侧波形HW、HWm的呼吸波形BW的发送源的负荷检测器对应的区域,受检者S的脚部被配置在与作为判定为是脚部波形LW、LWm的呼吸波形BW的发送源的负荷检测器对应的区域。

[0181] 在上述的实施方式中,睡姿判定部34在决定了受检者S的头部的位置之后判定受检者S的睡姿,但并不限于此。睡姿判定部34也可以不决定受检者S的体轴SA延伸的方向和/或受检者S的头部的位置而判定受检者S的睡姿。如上述那样,睡姿的不同在负荷波形示出特征性差异,所以也有也能够仅根据负荷信号进行判别的情况。该情况下,根据负荷信号的呼吸波形BW的获取也可以不在头部配置决定部33进行而在睡姿判定部34进行。

[0182] 上述的实施方式的身体状况检查装置100具备体轴方向决定部32、头部配置决定部33、以及睡姿判定部34的全部,但身体状况检查装置100也可以被构成为仅具备它们中的任意一个或者两个。体轴方向决定部32、头部配置决定部33、以及睡姿判定部34分别是本发明的身体状况检查部的具体例。

[0183] 上述实施方式的身体状况检查装置100的重心位置计算部31也可以使用计算出的各时刻 t 时的重心G的位置,求出重心G的移动的轨迹(重心轨迹)。求出的重心轨迹也可以存储于存储部4。

[0184] 在上述实施方式的身体状况检查装置100的控制部3也可以构建求解受检者S的呼吸数的呼吸数计算部(未图示)。呼吸数计算部例如能够从由重心位置计算部31求出的重心轨迹提取由呼吸产生的重心移动的轨迹,并对该轨迹的振动数进行分析,由此来求出受检者S的呼吸数。作为一个例子,能够通过将沿特定的方向周期性地振动的重心轨迹视为呼吸所引起的重心轨迹,并提取这样的重心轨迹来进行由呼吸产生的重心移动的轨迹的提取。

[0185] 作为一个例子能够通过以下的方法进行由呼吸产生的重心移动的轨迹的提取。

[0186] 首先,使用在控制部3构建的体动信息决定部(未图示),例如从存储部4获取一分钟的受检者S的重心轨迹GT2。获取的重心轨迹GT2的一个例子如图20的(a)所示。图20的(a)所示的重心轨迹GT2示出受检者S由于大体动(翻身等)而在床上向左右方向往复一次。另外,还示出在未产生大体动的稳定体位期间,受检者S的重心G在区域D、E、F内分别移动的样子。在区域D、E、F内的重心G的移动是由于受检者S的小体动以及呼吸等而产生的。此外,在本发明中“大体动”主要包含翻身、其它的伴随躯体部的移动的离散的体动,也会在难受时或者苏醒时等产生。若以重心的移动这一观点来表示,则是指在某个期间内,在某个方向使重心G超过规定距离 d 移动的体动。因此,将受检者S的体动中哪个设为“大体动”是任意的,能够基于规定距离 d 的值,决定将哪个设为“大体动”。大体动也可以被视为大到能够相对于呼吸所引起的重心移动进行相对性区分的程度(例如大数倍以上)的重心的移动。

[0187] 体动信息决定部(未图示)所包含的大体动信息决定部(未图示)从重心轨迹GT2决定并提取起因于受检者S的大体动的重心移动的轨迹(大体动决定步骤)。呼吸数计算部在重心G在某个方向在一定时间内移动超过一定距离的情况下,例如在一定时间内移动为在

区域间位移的情况下,判断为产生了大体动,并提取该期间的重心轨迹GT2。

[0188] 在大体动决定步骤中,使用以下的方法判断重心G是否在某个方向在一定时间内移动超过一定距离。首先,将图20的(a)所示的重心轨迹GT2转换为转换到更低的取样频率的重心轨迹GT21(图20的(b))。能够通过以取样周期0.1秒获取到的重心位置G的数据进行插值,或者实施移动平均处理来进行向更低的取样频率的转换。或者也能够通过对重心轨迹GT2进行频率分解并通过低通滤波器获取规定的低频率成分来进行转换。

[0189] 在图20的(b)中,点D1与点E1之间的轨迹例如在0.5秒以内向右方向移动超过30cm。因此,呼吸数计算部将该区间的轨迹判断为大体动的轨迹,并从重心轨迹GT2除去该区间的轨迹。同样,点E2与点F1之间的轨迹也例如在0.5秒以内向左方向移动超过30cm。因此,大体动信息决定部将该区间的轨迹判断为大体动的轨迹,并从重心轨迹GT2除去该区间的轨迹。另外,从点D1向点E1的移动和从点E2向点F1的移动均为向另一区域的移动,也可以基于此捕捉为大体动。

[0190] 从图20的(a)所示的重心轨迹GT2除去了大体动的轨迹后的轨迹在图21的(a)~图21的(c)示出。图21的(a)是区域D的重心轨迹GT2,图21的(b)是区域E的重心轨迹GT2,图21的(c)是区域F的重心轨迹GT2。这些是稳定体位期间(未产生大体动的期间)的重心轨迹GT2。

[0191] 此外,优选较低的取样频率是短至足以提取大体动的程度的周期(较大的频率),并且长至不受到小体动、呼吸等其它的因素所引起的重心变动的影响的程度的周期(较小的频率)。另外,能够与生物体信息监视系统100的装置的特征配合地使在何种程度的时间内移动了何种程度的距离的情况下判断为大体动最佳化。

[0192] 接下来,体动信息决定部的小体动信息决定部从稳定体位期间的重心轨迹GT2决定并提取由于受检者S的小体动产生的重心移动的轨迹(小体动决定步骤)。对于从稳定体位期间的重心轨迹GT2除去由于受检者S的小体动的重心移动的轨迹的步骤,以从区域E的重心轨迹GT2(图21的(b))分离小体动的轨迹和呼吸的轨迹的顺序为例进行说明。此外,在本发明中“小体动”不是受检者S的身体整体大幅度移动,而是仅身体的一部分即手脚、面部(头)活动那样的移动,若以重心的移动这一观点来表示,是指使重心G在与由于受检者S的呼吸产生的重心移动的方向不同的方向以不超过规定距离d的范围移动的体动。小体动也可以被视为小到能够与大体动区分的程度(例如小几分之一以下)的重心的移动。

[0193] 在小体动决定步骤中,将根据过去的测定由呼吸数计算部计算出的向特定的方向周期性地振动的重心轨迹视为呼吸所引起的重心轨迹,并将与这样的重心轨迹不同的重心轨迹视为小体动所引起的重心轨迹。

[0194] 在图21的(b)中,重心轨迹GT2包含表示呼吸所引起的重心G的移动的部分gt1及gt3和表示小体动所引起的重心G的移动的部分gt2(认为也包含呼吸所引起的重心G的移动量),表示小体动所引起的重心G的移动的部分gt2与表示呼吸所引起的重心G的移动的部分gt1、gt3的重心轨迹不同,未在特定的方向周期性地振动。

[0195] 因此,作为分离并提取小体动所引起的重心移动的轨迹的一个方法,仅提取向特定的方向周期性地振动的重心轨迹(gt1、gt3),并将其视为重心移动的呼吸成分。然后将其它的部分(gt2)作为小体动进行分离及提取。这样的分离及提取例如从呼吸稳定期的过去的某段期间的重心变动中,对周期性重复的重心变动利用傅里叶解析等频率解析来进行检

测,并检测具有该频率成分的重心变化的方向,并将其视为呼吸所引起的重心变动。之后,将当前测定出的重心变动与呼吸所引起的重心变动的差分作为小体动进行提取。此时,对于该分析所涉及的当前的重心变动,在失去该频率成分或者振幅急剧变化的情况下,视为呼吸变化,不进行呼吸所引起的重心变动的差分。通过这样的方法能够进行实施。

[0196] 作为其它的方法,如图22所示,将不成为在特定的方向周期性地振动的重心轨迹的部分(gt2)分解为构成在特定的方向周期性地振动的重心轨迹的一部分的部分gt21和其它的部分gt22。然后,仅使构成向特定的方向周期性地振动的重心轨迹的一部分的部分gt21返回到部分gt1与部分gt3之间并求出如图23所示的重心轨迹,并将其作为重心移动的呼吸成分。另一方面,分离并提取从部分gt2分解出的部分gt22作为小体动。能够利用上述那样的方法实施这样的分离及提取。

[0197] 之后,由体动信息决定部提取出的重心移动的呼吸成分被送到呼吸数计算部,在呼吸数计算部中,通过与上述实施方式相同的方法进行呼吸数的计算。此外,体动信息决定部也可以仅决定大体动所引起的重心移动的轨迹、小体动所引起的重心移动的轨迹,也可以并非一定从重心轨迹分离并提取这些轨迹。该情况下,例如也可以使呼吸数计算部参照由体动信息决定部决定的大体动所引起的重心移动的轨迹、小体动所引起的重心移动的轨迹,从重心轨迹提取呼吸成分。

[0198] 呼吸数计算部还能够基于从来自负荷检测器11~14的信号 $s_1 \sim s_4$ 获取到的呼吸波形BW(图10)、基于重心G的移动计算出的波形GW(图19)的振动数来求出每单位时间的受检者S的呼吸数。由于这些波形因受检者S的呼吸而产生,所以能够通过对这些波形进行分析来求出受检者S的呼吸数。

[0199] 例如如下那样进行波形的分析。

[0200] 从图21的(a)~图21的(c)所示的重心轨迹GT2提取出的呼吸成分的往复移动的合计次数表示一分钟的受检者S的呼吸数。因此,呼吸数计算部基于呼吸成分的往复移动来计算受检者S的一分钟的呼吸数。

[0201] 具体而言,呼吸数计算部首先使受检者S的重心轨迹GT2的呼吸成分以振动方向与X轴方向一致的方式旋转。接下来,呼吸数计算部使用多级滤波器组对旋转后的呼吸成分进行多级滤波。在各级的滤波中作为噪声除去高频成分。另一方面,对通过各级的滤波得到的低频成分进行下一级的滤波。在进行了规定的级数的滤波之后,能够计算最终级的低频成分作为呼吸次数。另外,能够通过使用来自上述的负荷检测部1的输出和呼吸数计算部的数据,正确地监视受检者在床还是离床。这是因为,例如虽然即使在床上放置货物等的情况下负荷检测部1的输出也发生变化,但若基于该输出在呼吸数计算部中计算出呼吸数,则能够判断为存在于床上的不是货物等而是受检者。

[0202] 也能够使用其它的方法。具体而言例如,首先根据向X轴方向振动的重心轨迹GT2的呼吸成分,求出在X轴方向位于最正侧的点以及在X轴方向位于最负侧的点,并计算两点的X坐标的中间值 X_m 。该中间值 X_m 可以被视为由于受检者S的呼吸产生的重心轨迹GT2的振动中心。接下来,呼吸数计算部通过求出重心轨迹GT2在X轴方向跨过该中间值 X_m 从负侧移动到正侧的次数或者从正侧移动到负侧的次数,来计算由于受检者S的呼吸产生的重心轨迹GT2的振动数,即呼吸数。

[0203] 在上述实施方式的身体状况检查装置100的控制部3也可以构建计算受检者S的呼

吸换气量的呼吸换气量计算部(未图示)。呼吸换气量计算部基于呼吸数计算部提取出的由呼吸产生的重心移动的轨迹,估计受检者S的一次的换气量。此外,呼吸换气量是相当于呼吸深度的物理量。

[0204] 由呼吸产生的重心移动的轨迹的一次振幅相当于一次呼吸。在较大地进行深呼吸时,在吸气时肺膨胀时横隔膜与通常的吸气相比较大地移动并向下方下降,内脏也较大地向下方移动。另一方面,在呼气时即在肺收缩时横隔膜与通常的呼气相比较大地移动并向上方上升,内脏也较大地向上方移动。相反在较小地进行浅呼吸时,内脏的移动比通常状态小。本发明的发明人经研究发现,根据呼吸的大小,随着该内脏移动的重心G的微量移动进一步显示变化。具体而言,在较大地进行深呼吸时,振幅比通常时大,在较小地进行浅呼吸时,振幅比通常时小。对于一次的换气量,能够通过与该振幅建立关联来进行估计。例如,受检者预先在床上仰面的状态下较大地进行深呼吸,并记录此时的换气量和振幅。另外,较小地进行浅呼吸,并记录此时的换气量和振幅。根据基于获取到的呼吸的重心轨迹,根据振幅计算呼吸换气量。通过估计一次的换气量,也能够估计一分钟的每分钟换气量。通过判明一分钟的呼吸次数和每分钟换气量,能够监视受检者S的呼吸状态整体上处于良好状态还是处于较差状态。

[0205] 上述实施方式的身体状况检查装置100的控制部3也可以在构建求解受检者的心率的心率计算部(未图示)。基于心率计算部的心率的计算例如能够根据由重心位置计算部31求出的重心轨迹来求解。心跳具有多个重心变动的组合成为一集合的特有的周期性,所以心率计算部能够基于过去的运算结果估计可认为是当前的心跳所引起的重心的位移。因此,也能够基于估计出的重心的位移,从重心轨迹获取由于心跳产生的轨迹,并基于该轨迹求出心率。

[0206] 心率计算部还能够通过从来自负荷检测器11~14的信号 $s_1 \sim s_4$ (图5)获取与心跳成分对应的0.5Hz~2.5Hz的频带的信号成分来计算心率。

[0207] 在上述实施方式的身体状况检查装置100的控制部3也可以构建判定受检者S的睡眠/苏醒的身体状态判定部(未图示)。作为一个例子,身体状态判定部能够基于受检者S的呼吸数以及呼吸换气量的值来判定受检者S的睡眠/苏醒。

[0208] 身体状态判定部也可以综合地使用各种生物体信息(体重、体动、呼吸、心跳等)的数据,来判定受检者的身体状态。此时,为了提高判定身体状态的精度,也可以进行使用了示教数据的机械学习。

[0209] 即,能够通过预先通过匹配根据许多的生物体信息的数据生成表示睡眠、苏醒的函数(带标签示教数据),并将从本实施方式的生物体信息监视系统100得到的各种生物体信息的数据导入该函数,来求出睡眠或者苏醒的身体状态。即,睡眠、苏醒的算法能够通过参照从受检者采集的带苏醒时或者睡眠时的标签的示教数据并使用了从生物体信息监视系统100得到的离床、在床、大体动、小体动、呼吸、无呼吸、鼾声、说话、心跳那样的各种生物体信息及其运算(包含四则运算、积分、微分、频率分析等的数学分析)的机械学习得到。

[0210] 身体状态判定部也能够基于来自负荷检测器11~14的信号 $s_1 \sim s_4$ 的负荷值的变化,检测受检者S的向床BD的在床以及从床BD的离床。例如能够根据来自负荷检测器11~14的信号 $s_1 \sim s_4$ 示出的负荷值的合计值的增加是否超过了规定的值(例如为40kg、55kg、70kg

等并能够使用输入部7等任意地设定)来进行基于身体状态判定部的受检者S向床BD的在床的判定。受检者S的从床BD的离床的判定也同样地例如能够根据来自负荷检测器11~14的信号 $s_1 \sim s_4$ 示出的负荷值的合计值的减少是否超过了规定的值来进行。

[0211] 身体状态判定部也能够基于重心轨迹来检测受检者S的向床BD的在床以及从床BD的离床。在受检者S不在床BD上的期间,在负荷传感器11~14均等地施加有来自床BD的负荷,换句话说重心G位于床BD的中央。然后若受检者S到床BD上,则重心G朝向受检者S到床上的位置较大地移动。身体状态判定部能够基于重心G的这样较大的移动来检测受检者S的在床。也能够同样地判断受检者S的离床。

[0212] 身体状态判定部也能够检测受检者S的从床BD上的滚落。具体而言,身体状态判定部能够在受检者S为睡眠状态并且产生了离床的情况下判定为受检者S从床BD上滚落。另外,也可以将判定结果显示于显示部5,也可以使用报告部6向身体状态检查装置100的使用者进行报告。此外,身体状态判定部也可以在受检者S为苏醒状态时产生了离床的情况下,判断为受检者S按照自己的意愿下床。

[0213] 身体状态判定部也可以基于由身体状态检查装置100求出的各种生物体信息判定受检者S的生死。具体而言例如,身体信息判定部能够在受检者S的体动(重心移动)、呼吸、以及心跳的全部停止在某一定条件下的情况下,判定为受检者S死亡。能够根据使用者亦即医师等的判断来设定某一定条件。

[0214] 身体状态判定部也能够判定为受检者S处于睡眠呼吸暂停综合症的症状亦即无呼吸状态。在睡眠呼吸暂停综合症的患者在睡眠中陷入无呼吸的情况下,在某个期间呼吸以及体动停止,其后较大地进行吸气而产生呼吸以及体动。另一方面心跳继续。因此,身体状态判定部能够在呼吸以及体动停止且心跳持续的期间持续了一定时间以上的情况下,检测为产生了无呼吸状态。

[0215] 身体状态判定部也可以在显示部5显示判定结果,也可以使用报告部6向身体状态检查装置100的使用者进行报告(护士呼叫)。另外,身体状态判定部也可以在使测定出的各种生物体信息存储于存储部4时,对与产生了无呼吸状态的期间对应的生物体信息加标签。由此,受检者S的睡眠呼吸暂停综合症的症状的事后观察变得容易。

[0216] 上述实施方式的生物体信息监视系统100的身体状态判定部也能够检测受检者S的说话、鼾声。说话一般与呼气同时进行。因此,例如在苏醒时或者睡眠时的呼气期间产生高频成分的情况下,能够判定为该高频成分由说话引起。另外鼾声一般在吸气时产生。因此,例如在睡眠时的吸气期间产生高频成分的情况下,能够判定为该高频成分由鼾声引起。

[0217] 上述实施方式的身体状态检查装置100的报告部6也可以在重心轨迹示出与通常不同的移动的情况下,将其捕捉为异常并进行使用了报告部6的报告(护士呼叫)。虽然能够适当地设定将何种移动作为“与通常不同的移动”,但作为一个例子,能够在规定的体动(重心移动)连续地持续一定时间以上的情况下判断为“与通常不同的移动”并进行护士呼叫。也可以使接收护士呼叫信号并放映该床的样子的照相机工作。

[0218] 也能够使用重心位置计算部31来测定受检者S的体重。能够通过从信号 $s_1 \sim s_4$ 的负荷值的合计值减去预先存储于存储部4的床BD的重量来进行受检者S的体重的测定。此外,在床的重量在四个区域I~IV并不均匀的情况下,存储该差异作为与负荷检测器对应的床重量。另外,期望能够使带来实际的测量中的受检者S以外的重量的状况,例如放置了被子、

货物等的情况反映于床重量。

[0219] 在上述实施方式中,由重心位置计算部31进行体重测定,但也可以在控制部3中另行设置体重测定部。

[0220] 此外,在上述的实施方式中,负荷检测器11、12、13、14并不限于使用了梁式载荷传感器的负荷传感器,例如也能够使用力传感器。

[0221] 此外,在上述的实施方式中,负荷检测器并不限于四个。也可以在床BD设置附加的床腿并使用五个以上的负荷检测器。或者也可以仅在床BD的床腿中的三个配置负荷检测器。在负荷检测器为三个的情况下,只要不将它们配置成一条直线,则也能够检测床BD面上的受检者S的重心位置G。或者,在受检者的体动被束缚的状况下即使仅利用头侧和脚侧的两个负荷检测器也能够检测头的配置、睡姿。另外,在仅检测睡姿的情况下负荷检测器也可以是一个。

[0222] 此外,在上述的实施方式中,负荷检测器11、12、13、14分别配置于在床BD的床腿的下端安装的脚轮C₁、C₂、C₃、C₄之下,但并不限于此。负荷检测器11、12、13、14也可以分别设置在床BD的四条床腿与床BD的床板之间,若床BD的四条床腿能够在上下分割,则也可以设置在上部床腿与下部床腿之间。另外,也可以使负荷检测器11、12、13、14与床BD为一体式,构成由床BD和本实施方式的身体状况检查装置构成的床系统BDS(图24)。此外,在本说明书中“设置于床的负荷检测器”如上述那样是指设置在床BD的四条床腿与床BD的床板之间的负荷检测器,或者设置在上部床腿与下部床腿之间的负荷检测器。

[0223] 此外,在上述的实施方式中,也可以在负荷检测部1与A/D转换部2之间设置放大来自负荷检测部1的负荷信号的信号放大部、从负荷信号除去噪声的滤波部。

[0224] 此外,在上述实施方式的身体状况检查装置100中,显示部并不限于为了使用者能够在视觉上识别而在显示器上显示信息的设备。例如显示部5也可以是定期地对受检者S的身体状况进行打印并输出的打印机,或者也可以是使用若为仰卧状态则青色灯点亮,若为侧卧状态则黄色灯点亮,若为俯卧状态则红色灯点亮等简单的视觉表现来进行显示的装置。或者,显示部5也可以是利用声音将受检者S的身体状况传达给使用者的装置。并且,身体状况检查装置100也可以不具有显示部5,可以仅具有输出影像信号等信息的输出端子。用于进行显示的显示器(显示器装置)等经由该输出端子与身体状况检查装置100连接。

[0225] 此外,虽然上述实施方式的报告部6以听觉的方式进行报告,但报告部6也可以被构成为通过光的闪烁等以视觉的方式进行报告,也可以被构成为通过振动进行报告。另外,上述实施方式的身体状况检查装置100也可以不具有报告部6。

[0226] 此外,在上述实施方式的身体状况检查装置100中,通过布线连接的结构彼此也可以分别通过无线连接。

[0227] 上述实施方式以及变形例的身体状况检查装置100基于由负荷检测器11~14检测出的负荷的变化来决定受检者S的体轴延伸的方向和/或受检者S的头部的配置。由此,根据身体状况检查装置100、200,能够详细地检查受检者S的身体状况。

[0228] 根据上述实施方式以及变形例的身体状况检查装置100,头部配置决定部33能够基于由体轴方向决定部32决定出的受检者S的体轴的方向,更详细地决定受检者S的头部的配置。另外,由于具备睡姿判定部34,所以能够更详细地检查受检者S的身体状况。

[0229] 上述实施方式以及变形例的身体状况检查方法基于由负荷检测器11~14检测出

的负荷的变化来决定受检者S的体轴延伸的方向和/或受检者S的头部的配置。由此,根据本发明的身体状况检查方法,能够详细地检查受检者S的身体状况。

[0230] 根据上述实施方式以及变形例的身体状况检查方法,在决定出受检者S的体轴延伸的方向之后决定受检者S的头部的配置,所以能够更详细地进行受检者S的头部的配置的决定。另外,由于还包含基于检测出的负荷的变化来判定受检者的睡姿,所以能够更详细地检查受检者S的身体状况。

[0231] 上述实施方式的基于床传感器的身体状况检查装置能够根据负荷传感器的时间序列数据,同时同步地测定体重、体动、呼吸、鼾声、心跳等生物体信息的状态和其随着时间的变化,所以也能够与各个时刻配合地,与上述生物体信息同步地进行按照时间序列变化的受检者的身体状态的判定。

[0232] 在上述的身体状况检查装置中,小体动信息决定部根据除去了由大体动信息决定部决定出的大体动的上述重心位置的随着时间的变动决定小体动,但也可以在这个的基础上或者代替这个而基于重心位置的移动方向、呼吸的影响的周期性来决定小体动。

[0233] 在上述的身体状况检查装置中,不仅能够同步地求解大体动信息、小体动信息以及呼吸数,除此之外,还能够同步地求解体重、心跳以及身体状态判定部的结果。

[0234] 上述的身体状况检查装置中的身体状态判定部也可以基于求出的受检者的体动信息和/或呼吸数,不仅判断受检者是睡眠状态还是苏醒状态还判断是否为谵妄状态。

[0235] 在上述的身体状况检查装置中,也可以在身体状态判定部设置基于检测出的负荷来判定受检者是否存在于上述床上的离床在床判定部。离床在床判定部也可以不仅判定离床在床,还判定受检者的体重、体重变动。

[0236] 本发明的身体状况检查装置中的显示部能够将求出的受检者的体动信息、体轴方向、呼吸、心跳的当前状态与随着时间的变化作为床上的上述重心位置的移动履历进行显示。

[0237] 只要维持本发明的特征,则本发明并不限定于上述实施方式,在本发明的技术构思的范围内想到的其它的方式也包含在本发明的范围内。产业上的可利用性

[0238] 根据本发明的身体状况检查装置,能够仅基于负荷检测器的检测详细地检查受检者的身体状况。因此,能够廉价且不对受检者造成负担地掌握受检者的状态,能够有利于医疗以及护理的质量的提高。另外,根据本发明的身体状况检查装置,能够仅利用设置在床下或者床上的负荷检测器,同步地检测体动信息、呼吸数等呼吸信息,进而同步地检测体重、心率、鼾声、离床在床的有无等检查项目。因此,不需要按照各项目对受检者安装不同的传感器,不需要使来自多个传感器的输出同步。另外,由于能够实现呼吸状态的自动输入及显示至护理记录(生命记录)、向护士自动发送呼吸状态恶化,所以能够减少护士夜间检查患者的次数,减少护士的工作量,改善患者的睡眠的质量。并且,在产生了医务人员未预期的从床上滚落、呼吸停止、心跳停止或死亡等的情况下,也能够应用于查明其原因。

[0239] 附图标记说明

[0240] 1…负荷检测部,11、12、13、14…负荷检测器,2…A/D转换部,3…控制部,31…重心位置计算部,32…体轴方向决定部,33…头部配置决定部,34…睡姿判定部,4…存储部,5…显示部,6…报告部,7…输入部,100…身体状况检查装置,BD…床,BDS…床系统,S…受检者。

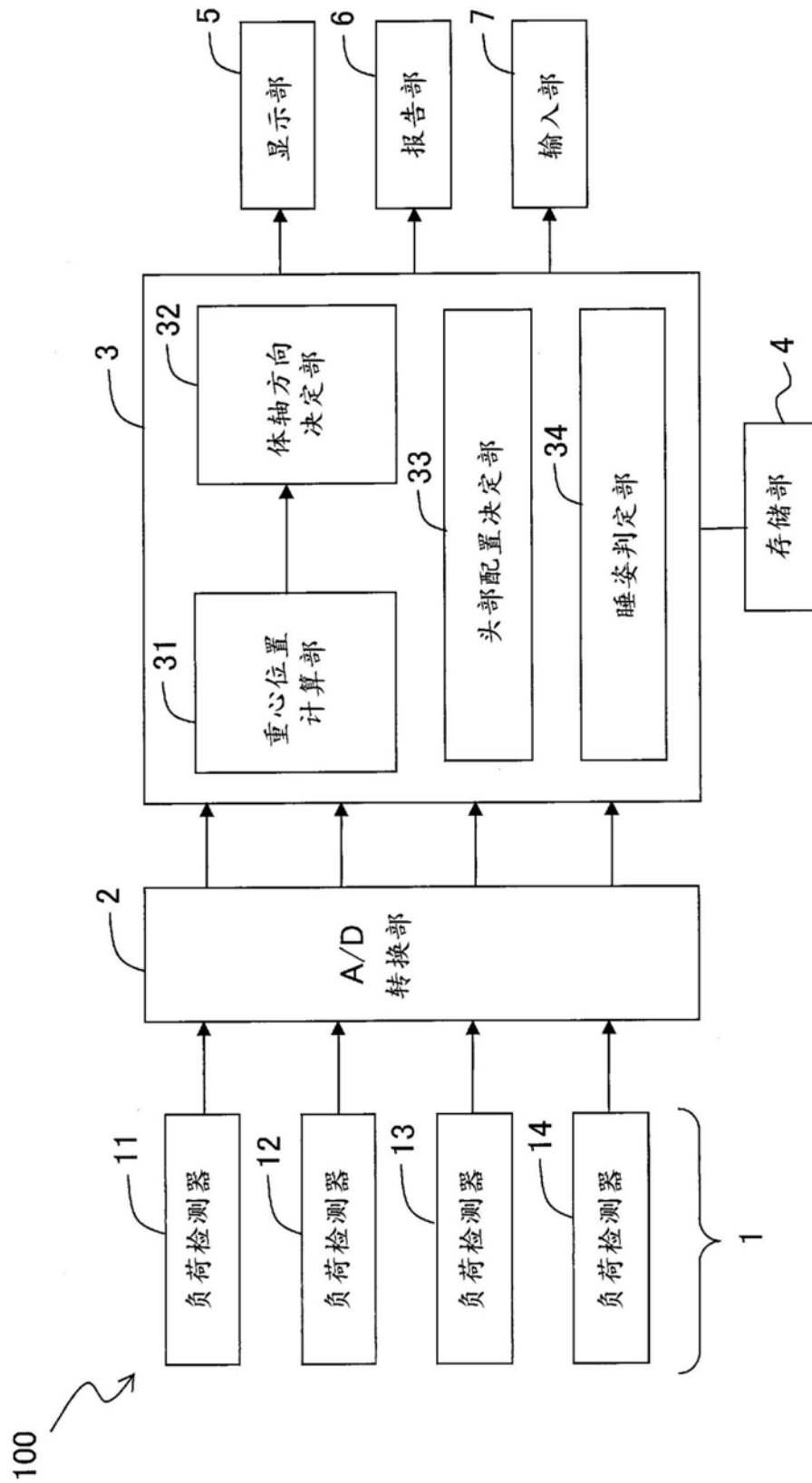


图1

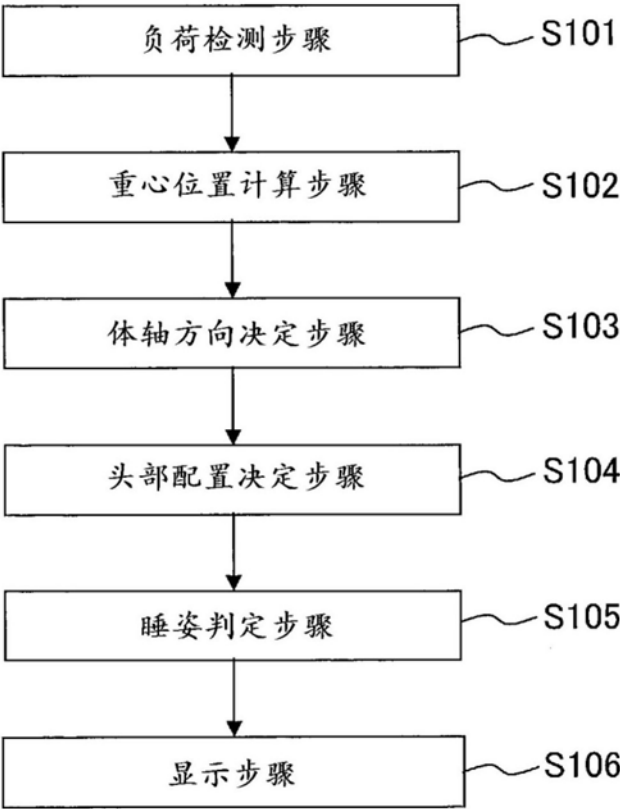


图2

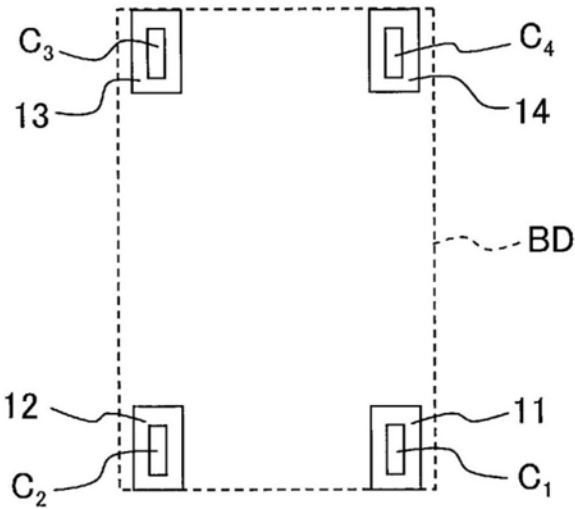


图3

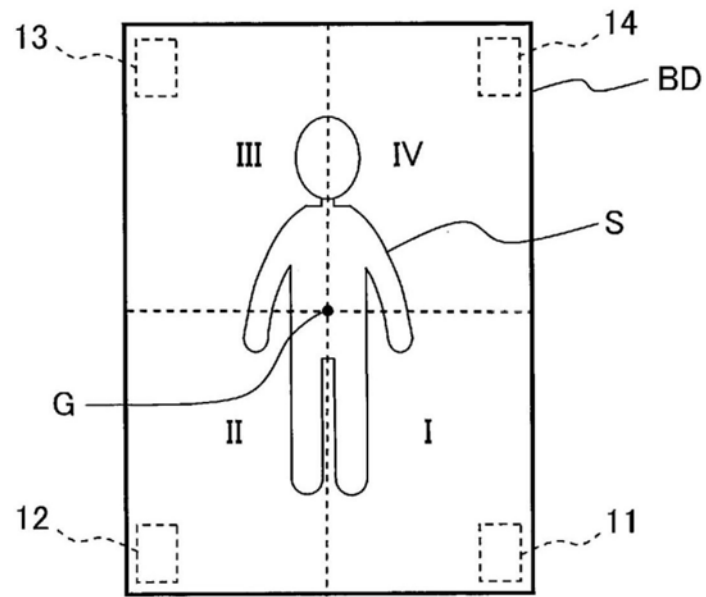


图4

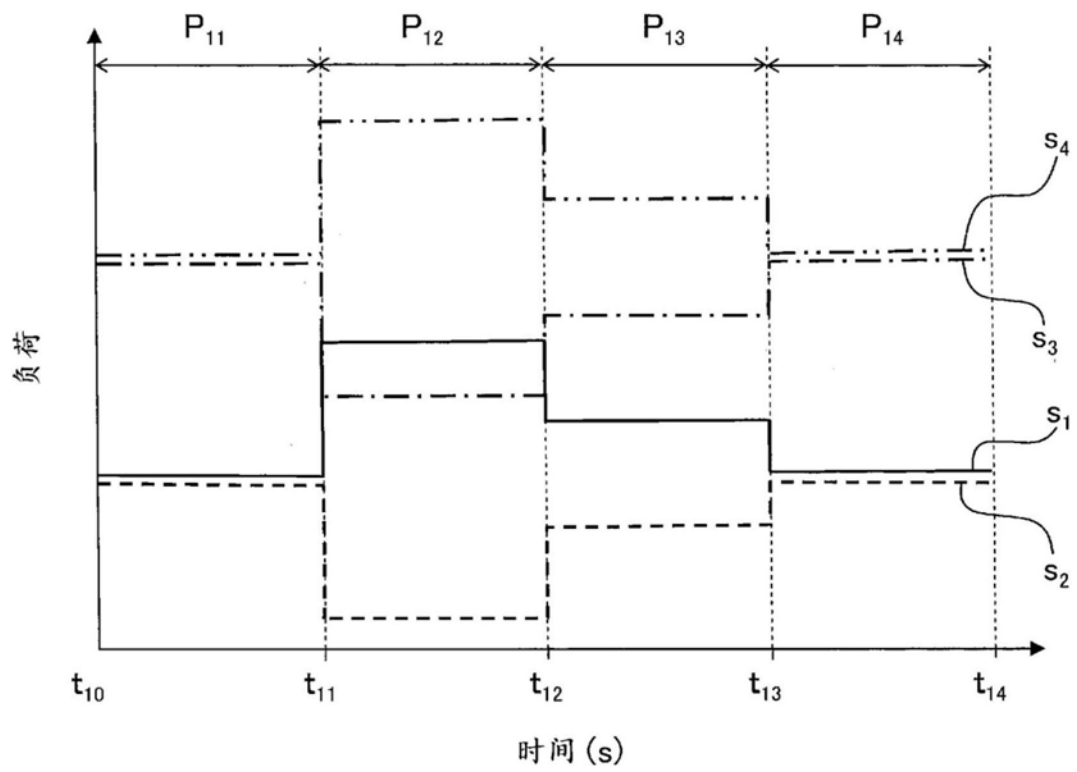


图5

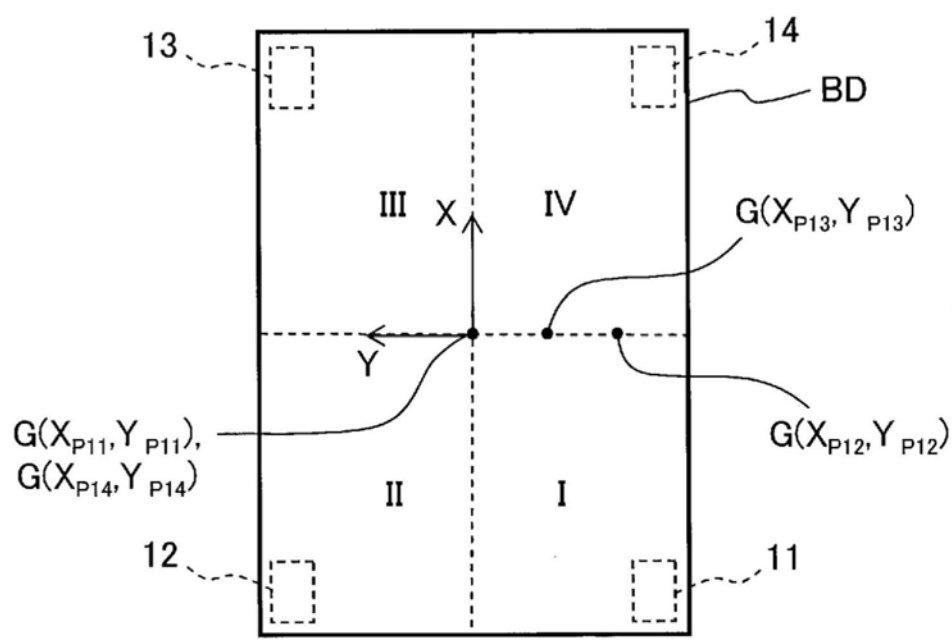


图6

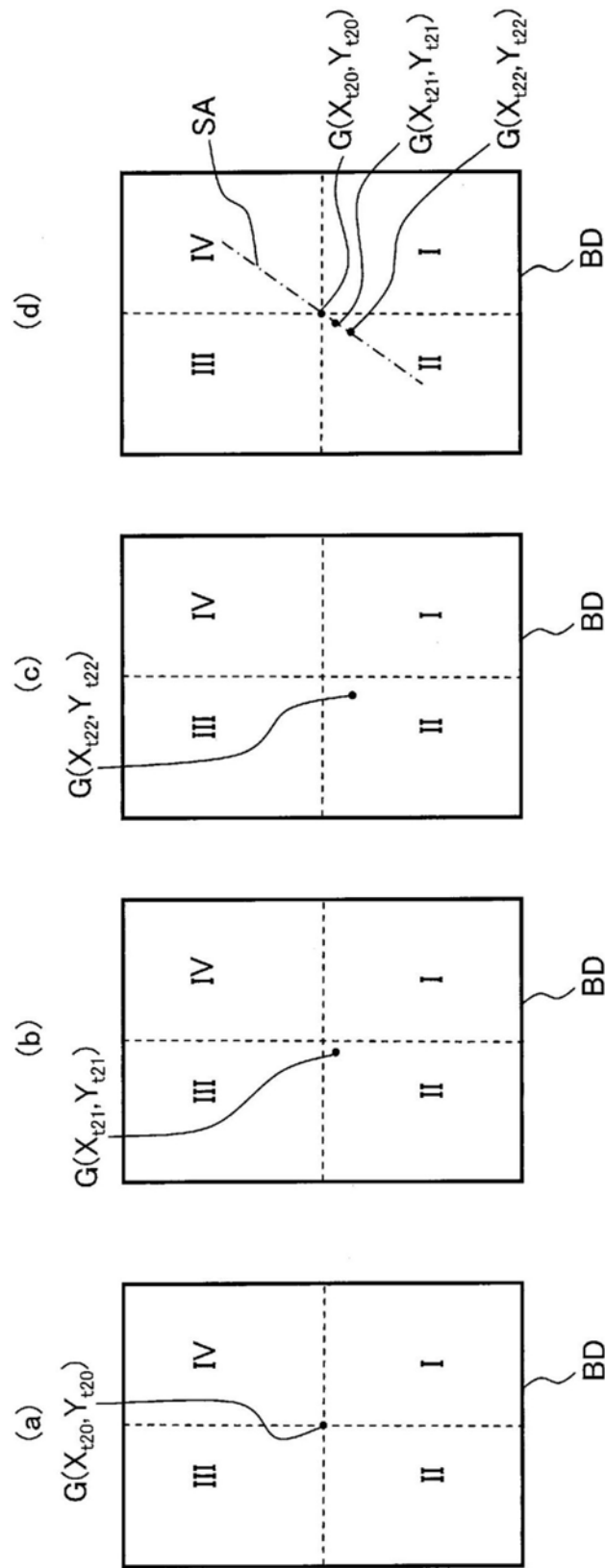


图7

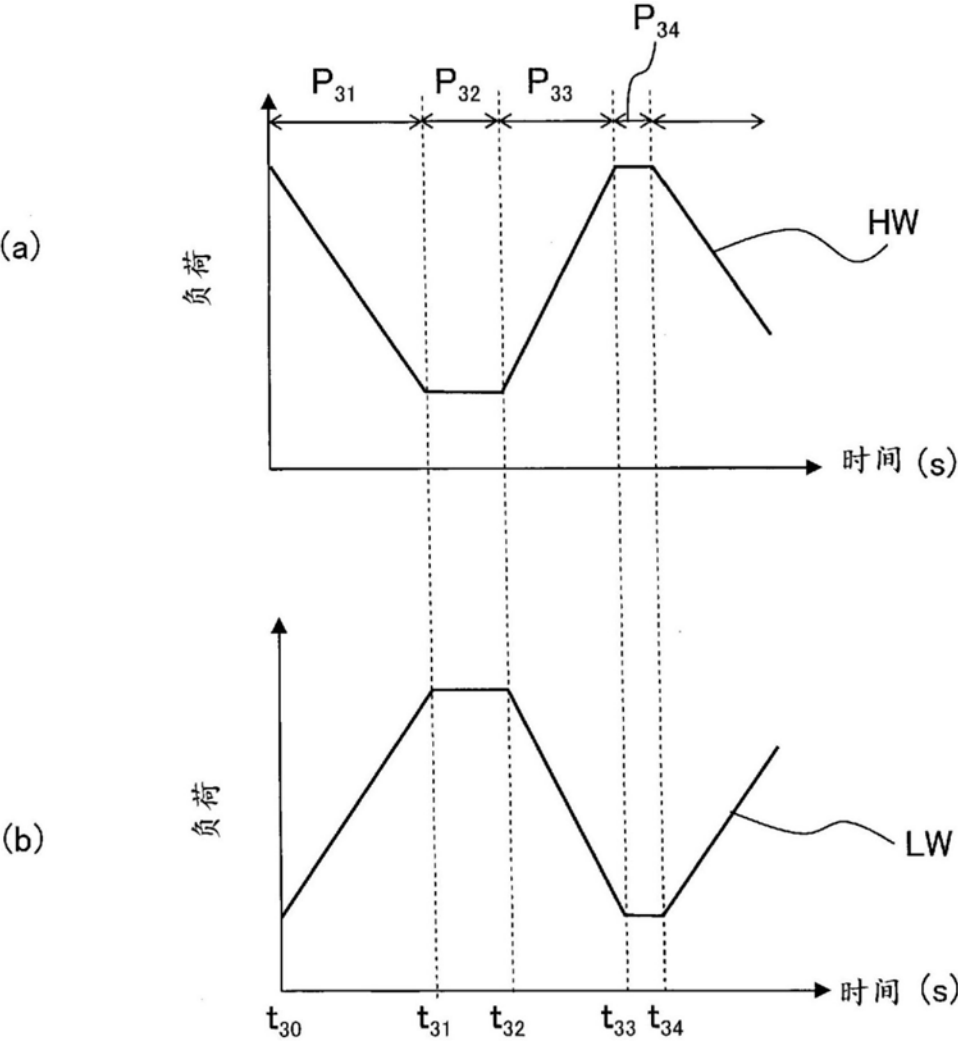


图8

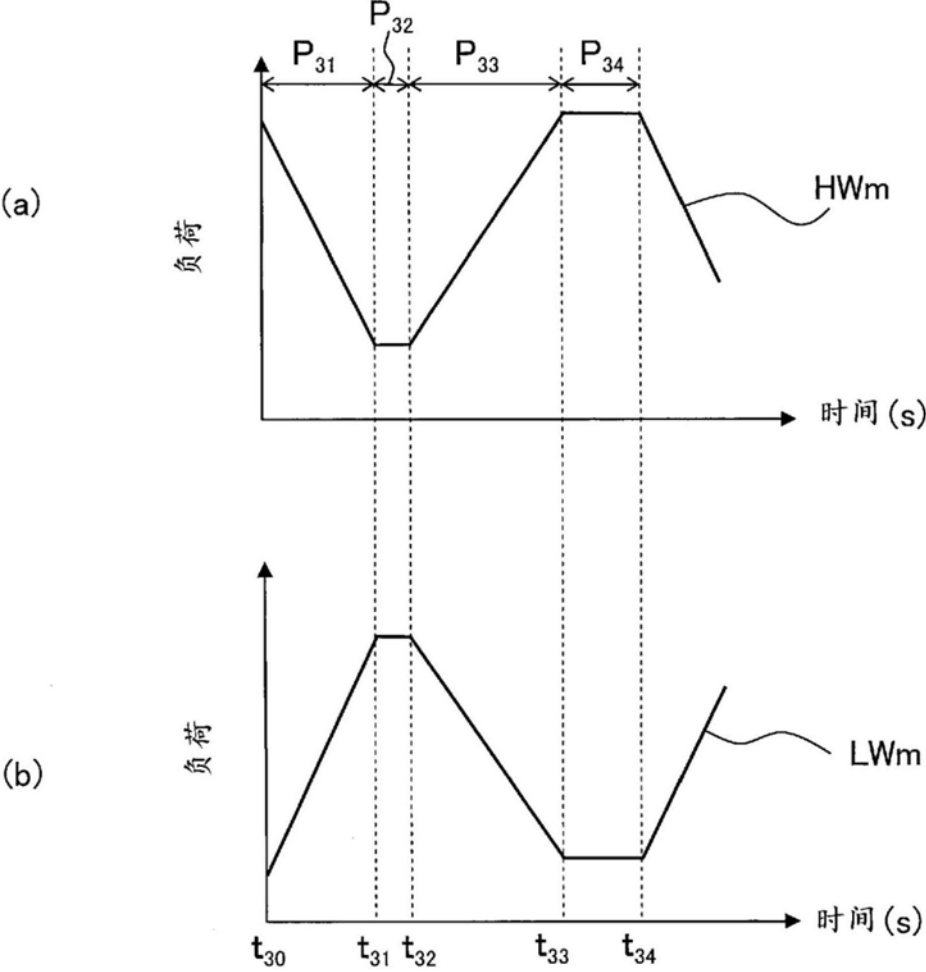
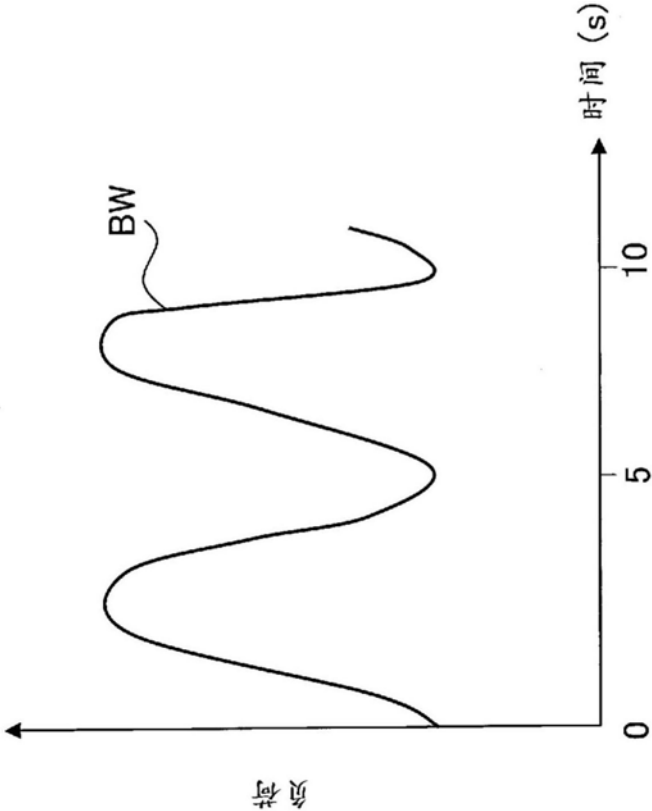


图9

(b)



(a)

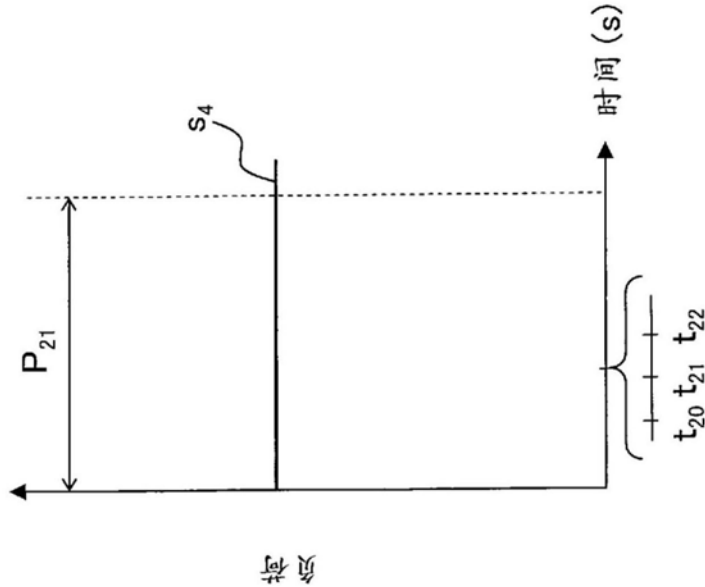
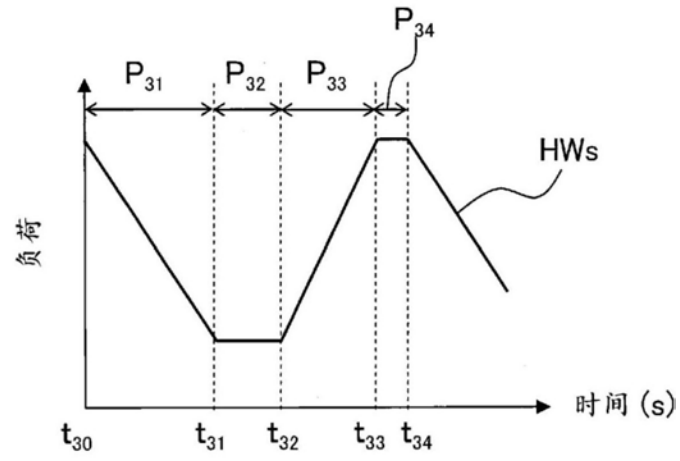
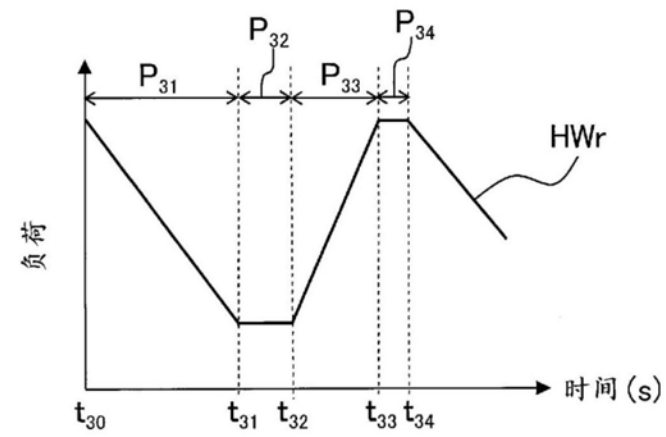


图10

(a)



(b)



(c)

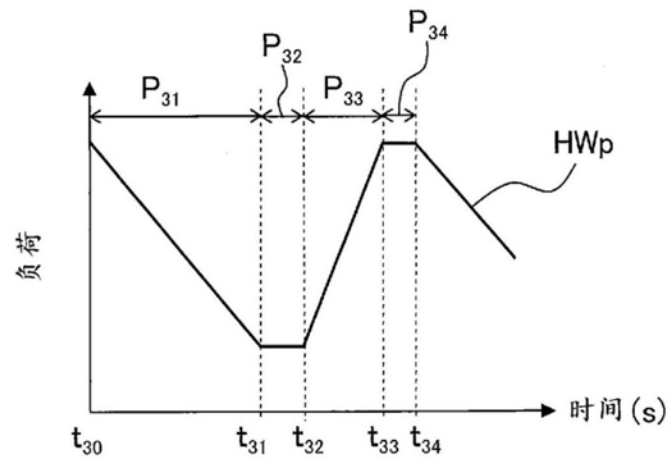
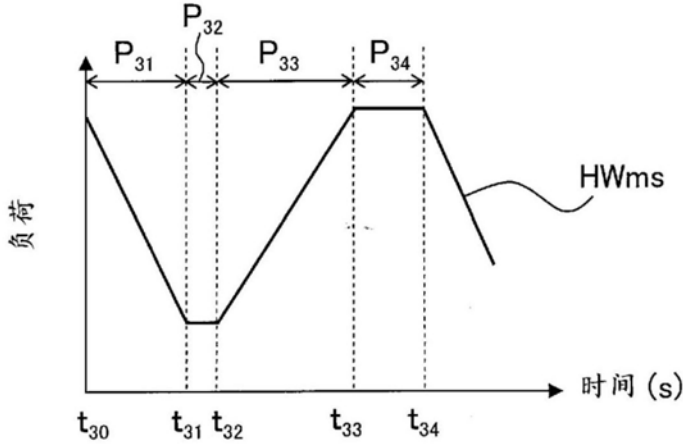
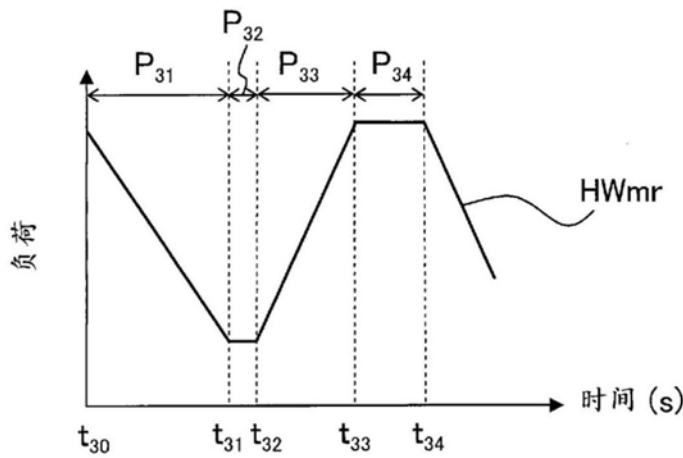


图11

(a)



(b)



(c)

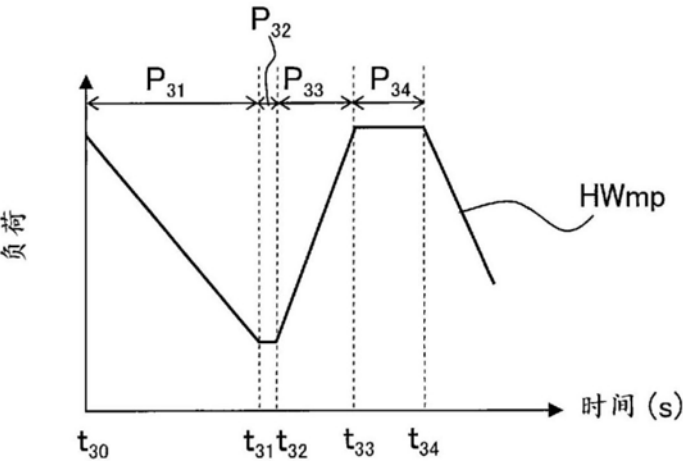


图12

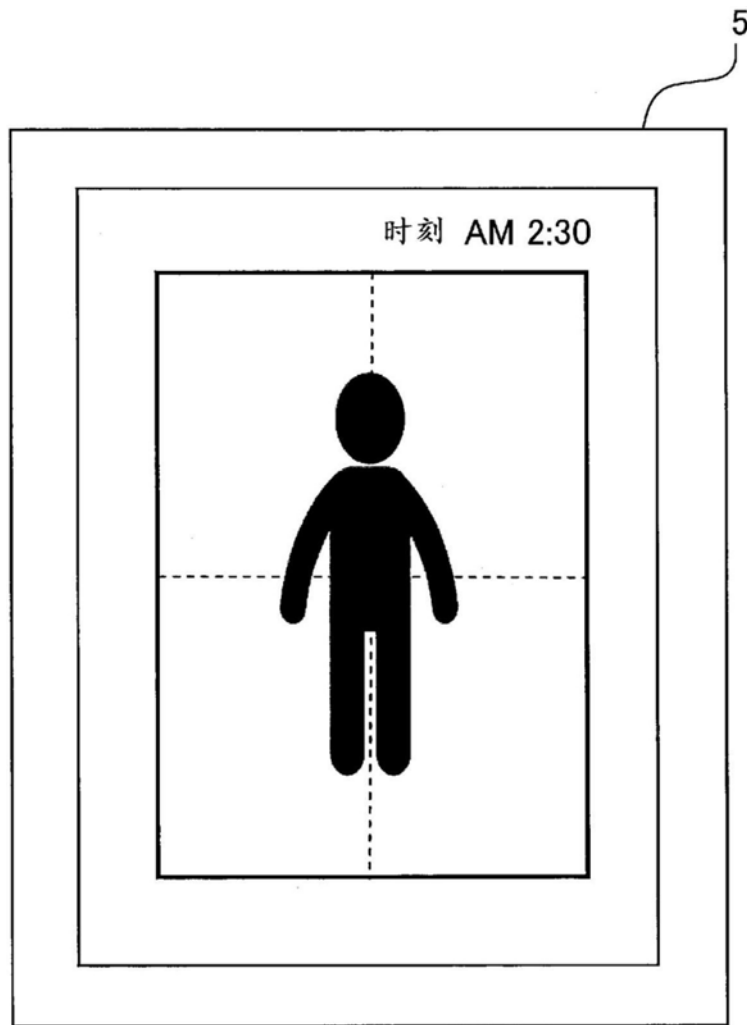


图13

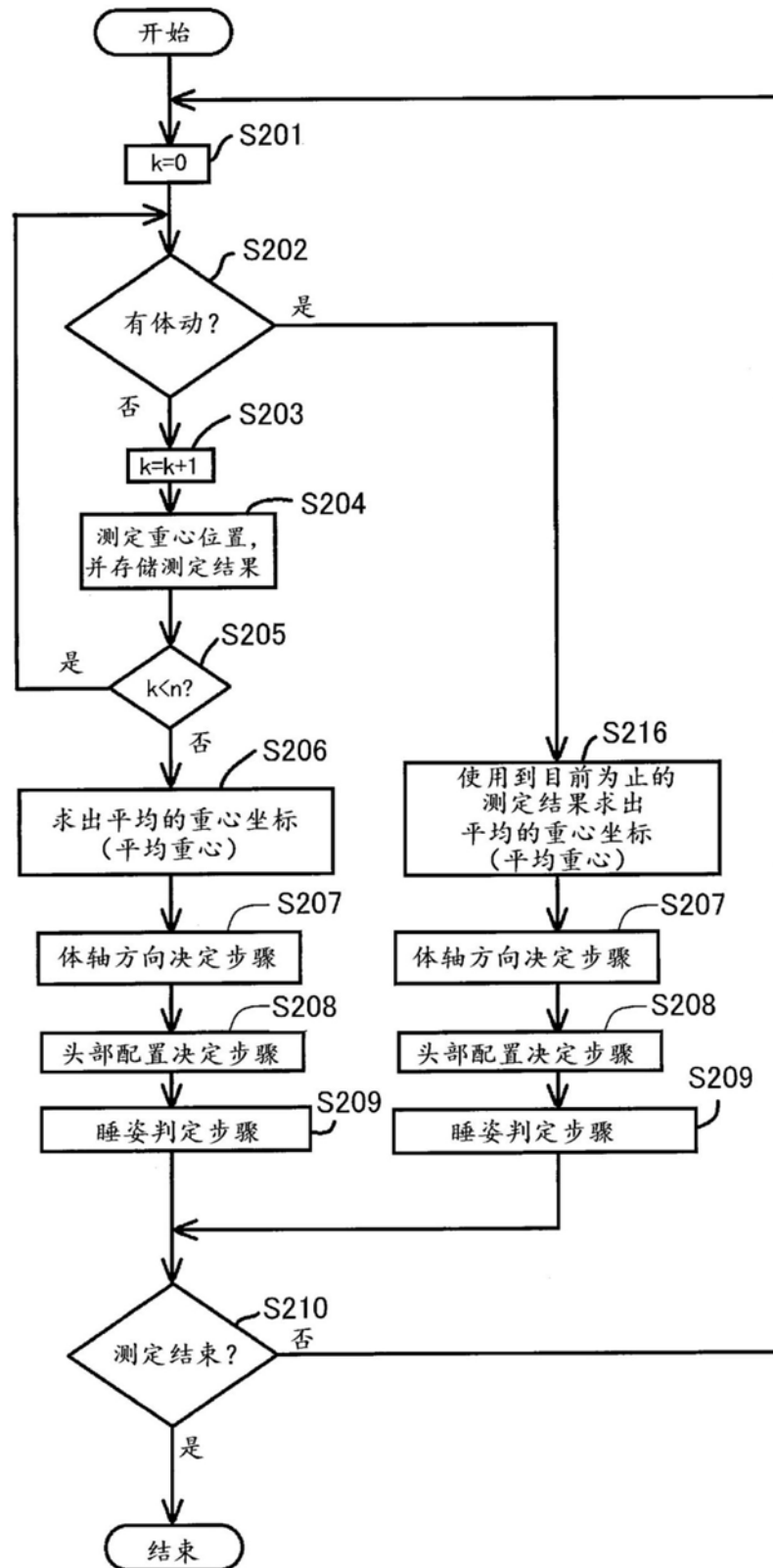


图14

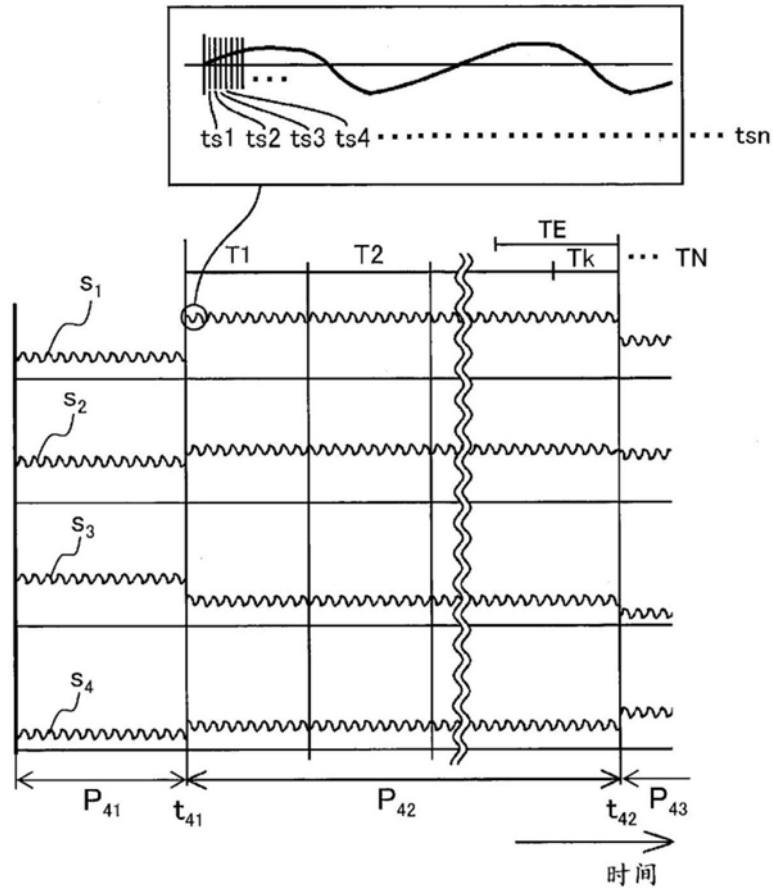


图15

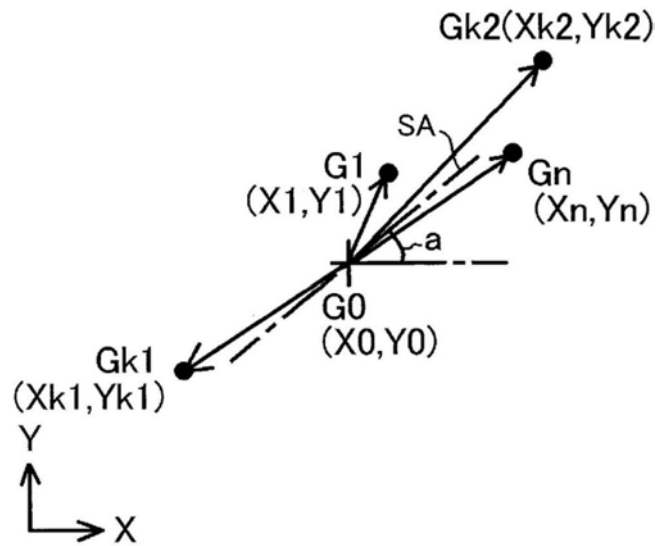


图16

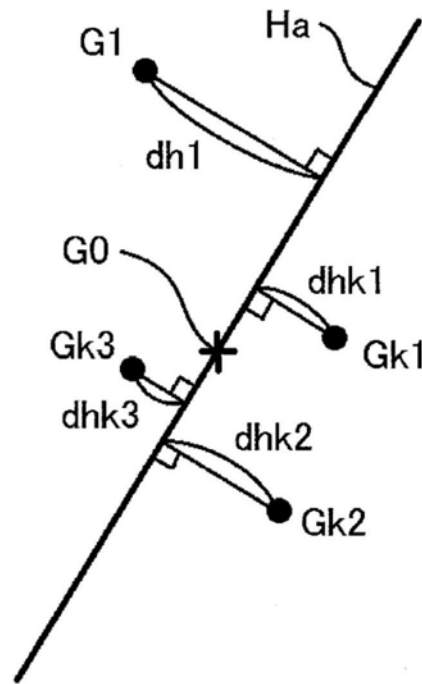


图17

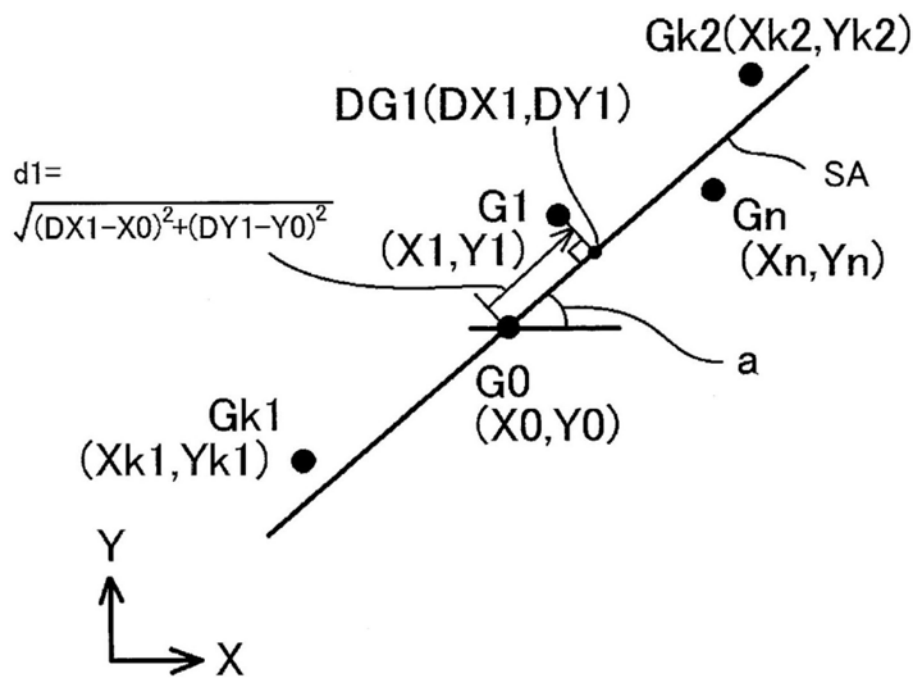


图18

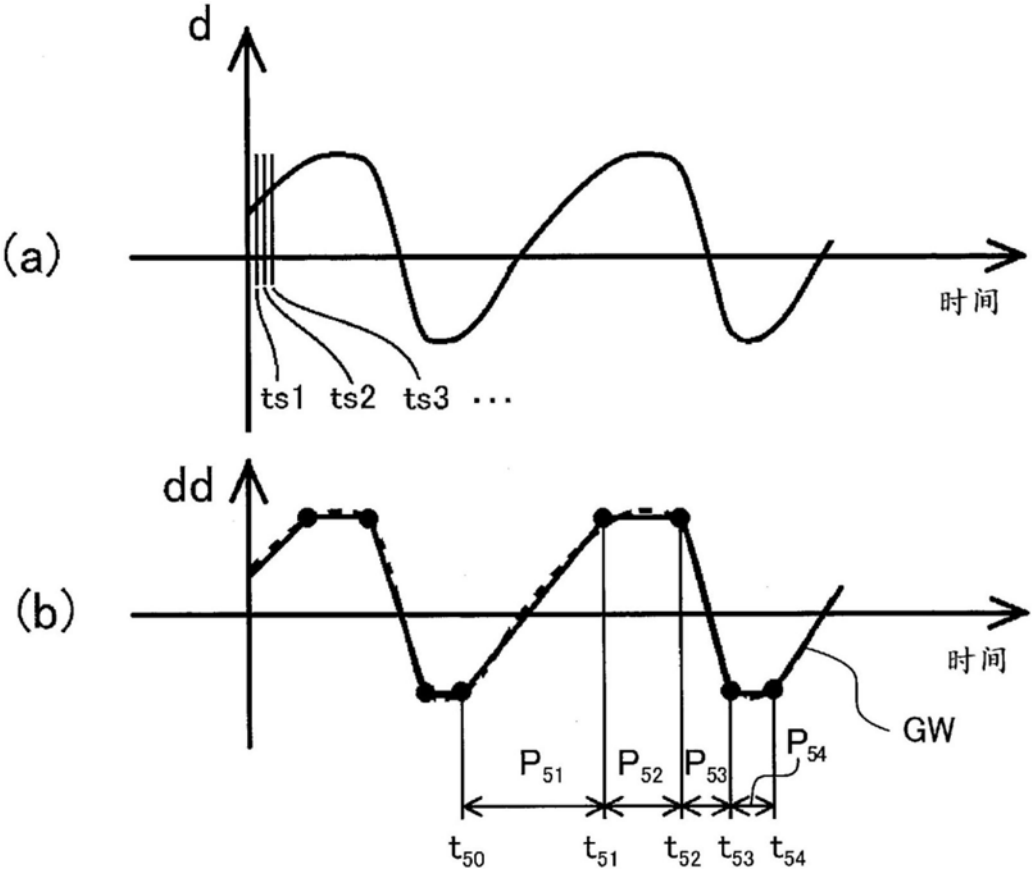


图19

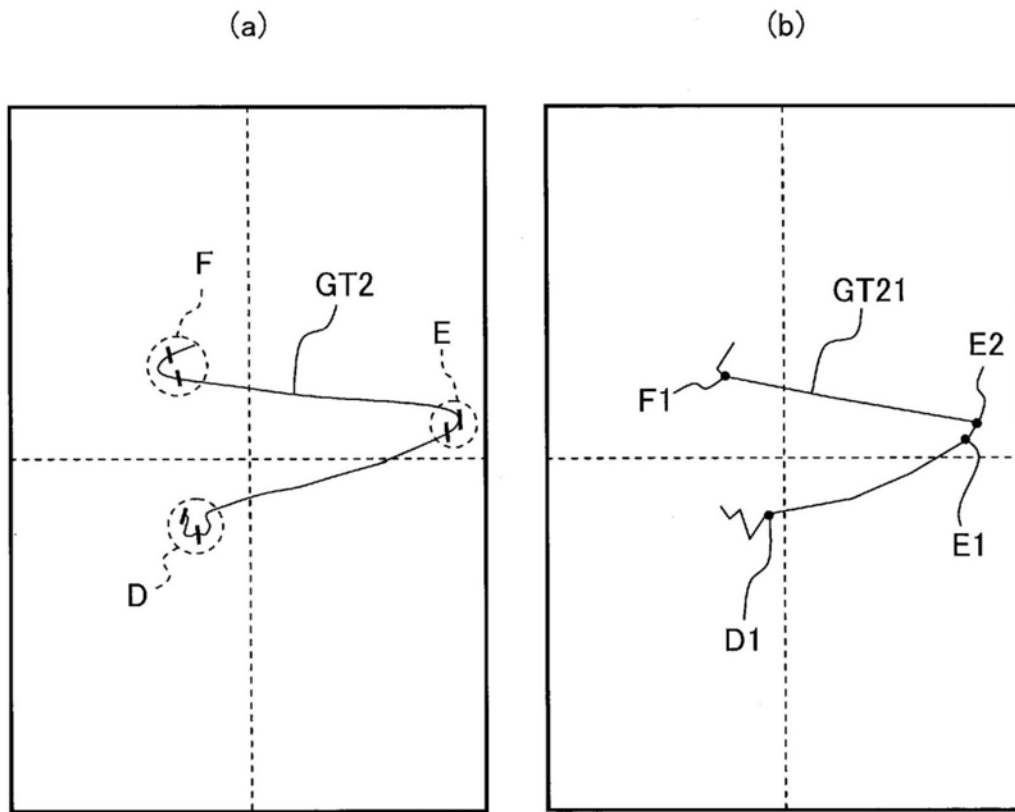


图20

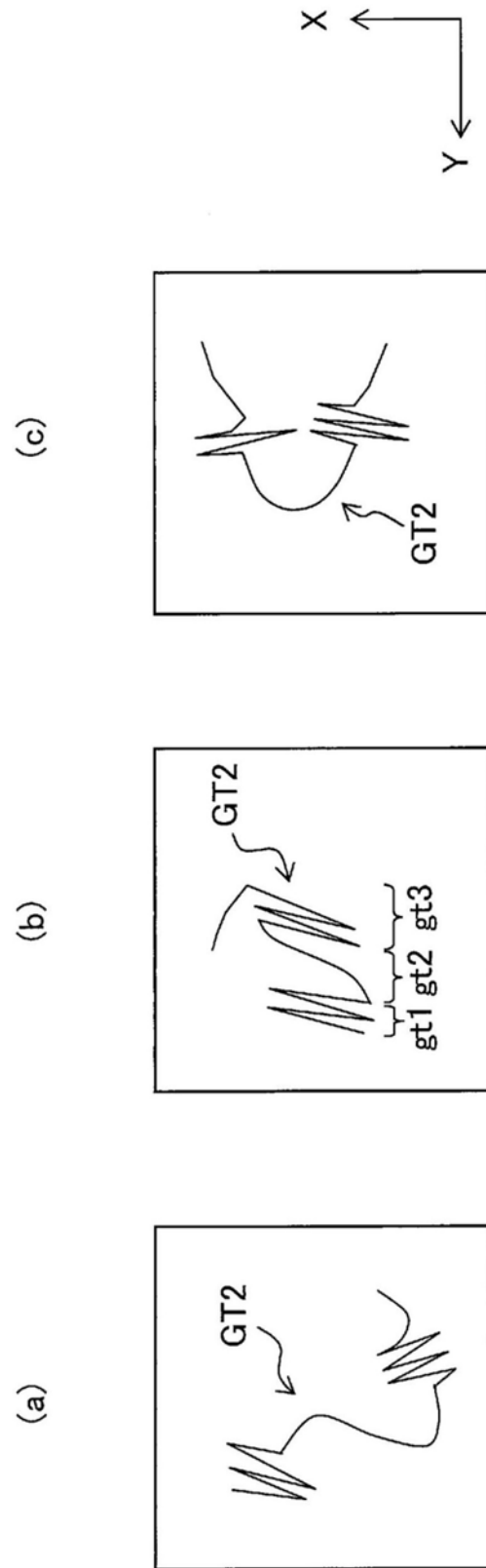


图21

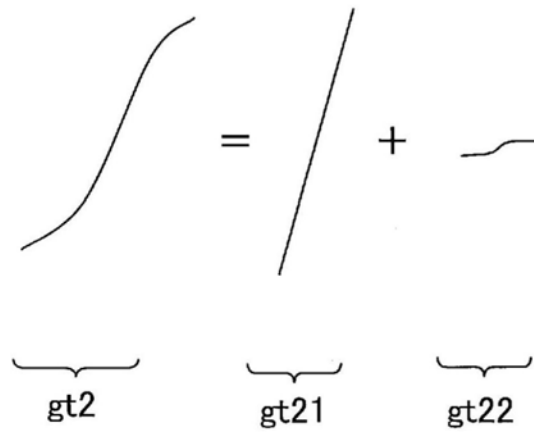


图22

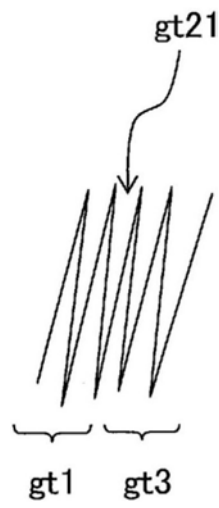


图23

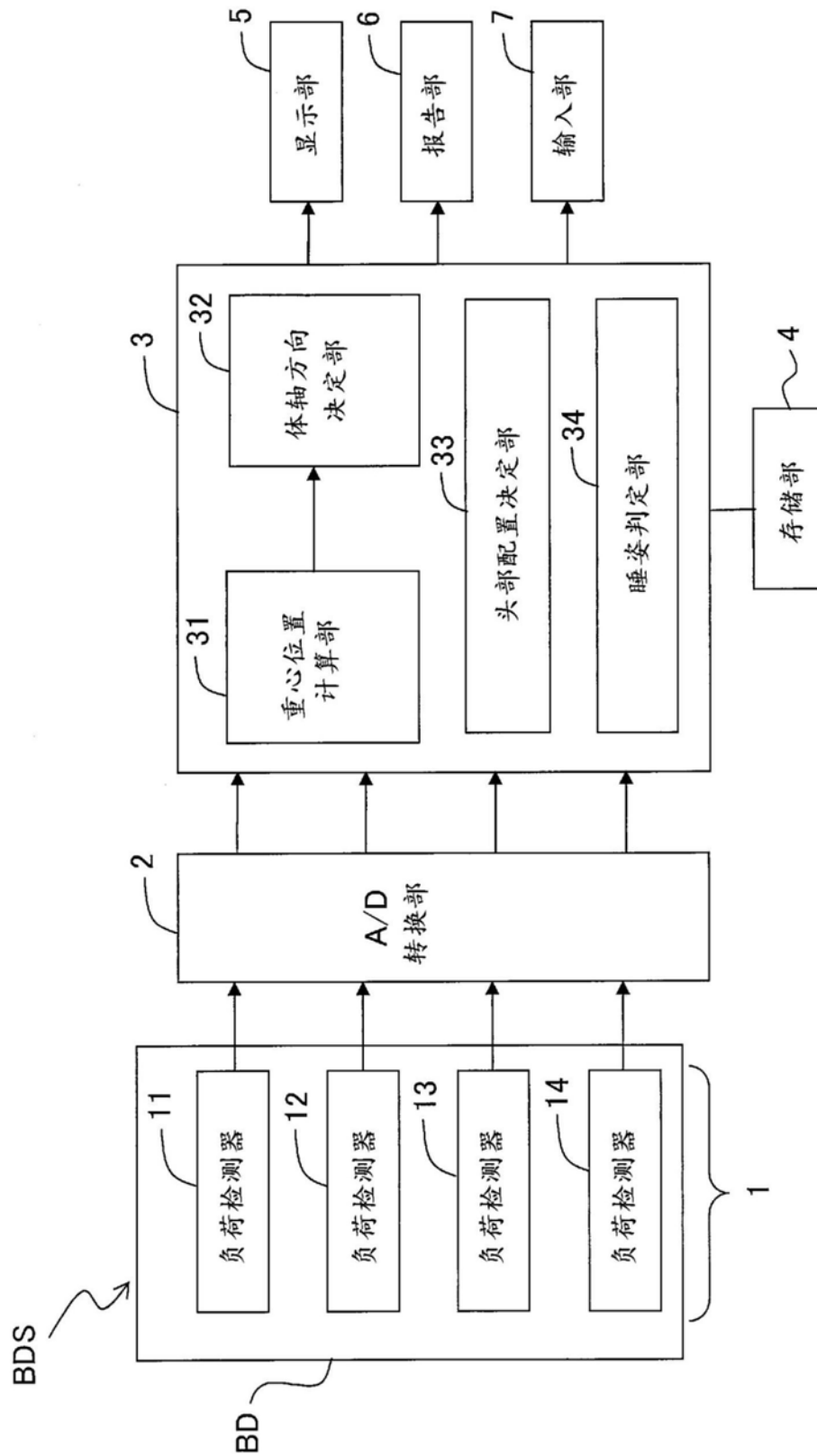


图24

专利名称(译)	身体状况检查装置、身体状况检查方法以及床系统		
公开(公告)号	CN108289779A	公开(公告)日	2018-07-17
申请号	CN201680044026.3	申请日	2016-07-29
[标]申请(专利权)人(译)	美蓓亚株式会社		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人千叶大学		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人千叶大学		
[标]发明人	赤津浩之 佐藤邦彦 饭田德仁 矶野史朗		
发明人	赤津浩之 佐藤邦彦 饭田德仁 矶野史朗		
IPC分类号	A61G7/05 A61B5/00 A61B5/11 A61B5/113 A61G7/043		
CPC分类号	A61B5/1036 A61B5/11 A61B5/1116 A61B5/113 A61B5/4818 A61B5/6891 A61B5/7278 A61G7/05 A61G7/0527 A61G2203/20 A61G2203/32 A61G2203/70		
代理人(译)	王培超		
优先权	2015151220 2015-07-30 JP 2015210438 2015-10-27 JP 2016138506 2016-07-13 JP		
其他公开文献	CN108289779B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供检查床上的受检者的身体状况的身体状况检查装置(100)。身体状况检查装置(100)具备：多个负荷检测器(11、12、13、14)，它们被设置于床或者床的床腿之下，并检测与受检者的呼吸相应的负荷的变化；以及身体状况检查部(32、33)，其基于上述检测出的负荷的变化来决定受检者的体轴延伸的方向和/或受检者的头部的配置。

