



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 109475323 B

(45)授权公告日 2020.05.26

(21)申请号 201780042224.0

(22)申请日 2017.05.16

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109475323 A

(43)申请公布日 2019.03.15

(30)优先权数据
2016-098861 2016.05.17 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2019.01.07

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2017/018336 2017.05.16

(87)PCT国际申请的公布数据
W02017/199944 JA 2017.11.23

(73)专利权人 美蓓亚三美株式会社
地址 日本长野县

(72)发明人 赤津浩之 饭田德仁

(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.

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/113(2006.01)

A61G 7/05(2006.01)

(56)对比文件

W0 2011009085 A2, 2011.01.20,

JP 2014180432 A, 2014.09.29,

审查员 谢春苓

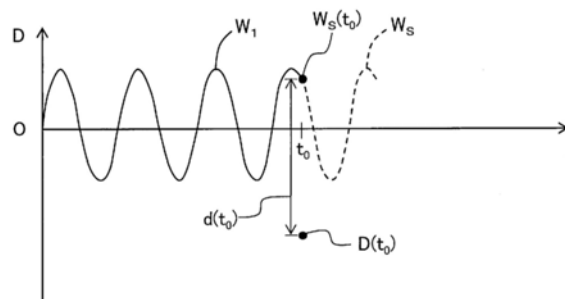
权利要求书2页 说明书17页 附图15页

(54)发明名称

呼吸波形描绘系统以及呼吸波形描绘方法

(57)摘要

一种呼吸波形描绘系统(100),其描绘床(BD)上的被检测对象的呼吸波形,具备:多个载荷检测器(11、12、13、14),它们设置于床或床的床腿下方,检测被检测对象的载荷;重心位置计算部(31),其基于上述载荷计算被检测对象的重心位置;波形描绘部(35),其基于上述重心位置随时间的变动描绘被检测对象的呼吸波形;以及描绘补偿部(36),其对上述呼吸波形的描绘状态进行补偿,上述描绘补偿部具备:预测波形生成部(361),其基于上述重心位置过去随时间的变动生成被检测对象的呼吸波形的预测波形;和修正距离计算部(362),其计算规定的取样时刻的、上述呼吸波形与上述预测波形之间的距离,上述描绘补偿部与上述距离相应地对上述呼吸波形的描绘状态进行补偿。



1. 一种呼吸波形描绘系统,其描绘床上的被检测对象的呼吸波形,其中,具备:
多个载荷检测器,它们设置于床或床的床腿下方,检测被检测对象的载荷;
重心位置计算部,其基于所述载荷计算被检测对象的重心位置;
波形描绘部,其基于所述重心位置随时间的变动描绘被检测对象的呼吸波形;以及
描绘补偿部,其对所述呼吸波形的描绘状态进行补偿,

所述描绘补偿部具备:预测波形生成部,其基于所述重心位置过去随时间的变动生成被检测对象的呼吸波形的预测波形;和修正距离计算部,其计算规定的取样时刻的、所述呼吸波形与所述预测波形之间的距离,所述描绘补偿部与所述距离相应地对所述呼吸波形的描绘状态进行补偿。

2. 根据权利要求1所述的呼吸波形描绘系统,其中,
所述描绘补偿部判断所述距离是否为规定的范围内,

在所述距离为所述规定的范围内的情况下,所述描绘补偿部使所述呼吸波形向所述预测波形侧偏移所述距离。

3. 根据权利要求1所述的呼吸波形描绘系统,其中,

所述描绘补偿部判断比所述预测波形的周期短的规定时间内的多个取样时刻的所述距离的平均值是否为规定的范围内,

在所述平均值为所述规定的范围内的情况下,所述描绘补偿部使所述规定时间内的所述呼吸波形向所述预测波形侧偏移所述平均值。

4. 根据权利要求1所述的呼吸波形描绘系统,其中,

所述描绘补偿部判断比所述预测波形的周期短的规定时间内的多个取样时刻的所述距离各自是否为规定的范围内,且所述多个取样时刻的所述距离是否为恒定,

在所述多个取样时刻的所述距离各自为所述规定的范围内,且所述多个取样时刻的所述距离为恒定的情况下,所述描绘补偿部使所述规定时间内的所述呼吸波形向所述预测波形侧偏移所述距离。

5. 一种呼吸波形描绘方法,其描绘床上的被检测对象的呼吸波形,其中,具备如下步骤:

通过设置于床或床的床腿下方的多个载荷检测器检测被检测对象的载荷;

基于所述载荷计算被检测对象的重心位置;

基于所述重心位置随时间的变动描绘被检测对象的呼吸波形;以及

基于所述重心位置过去随时间的变动生成被检测对象的呼吸波形的预测波形,计算规定的取样时刻的、所述呼吸波形与所述预测波形之间的距离,与所述距离相应地对所述呼吸波形的描绘状态进行补偿。

6. 根据权利要求5所述的呼吸波形描绘方法,其中,
还具备判断所述距离是否为规定的范围内的步骤,

在所述距离为所述规定的范围内的情况下,使所述呼吸波形向所述预测波形侧偏移所述距离。

7. 根据权利要求5所述的呼吸波形描绘方法,其中,

判断比所述预测波形的周期短的规定时间内的多个取样时刻的所述距离的平均值是否为规定的范围内,

在所述平均值为所述规定的范围内的情况下,使所述规定时间内的所述呼吸波形向所述预测波形侧偏移所述平均值。

8. 根据权利要求5所述的呼吸波形描绘方法,其中,

判断比所述预测波形的周期短的规定时间内的多个取样时刻的所述距离各自是否为规定的范围内,且所述多个取样时刻的所述距离是否为恒定,

在所述多个取样时刻的所述距离各自为所述规定的范围内,且所述多个取样时刻的所述距离为恒定的情况下,使所述规定时间内的所述呼吸波形向所述预测波形侧偏移所述距离。

呼吸波形描绘系统以及呼吸波形描绘方法

技术领域

[0001] 本发明涉及基于被检测对象的重心位置的变动描绘被检测对象的呼吸波形的呼吸波形描绘系统以及呼吸波形描绘方法。

背景技术

[0002] 被检测对象的生物体信息是在医疗、护理的现场用于了解患者、被护理者的身体状态的重要的信息之一。例如,掌握被检测对象的呼吸状态,能够有助于睡眠呼吸暂停综合症、打鼾等症状的掌握、以及上述症状的改善。

[0003] 提出了在床的床腿部之下配置载荷传感器,基于载荷传感器的测量值测量被检测对象的呼吸状态的方案(专利文献1)。进一步,也提出了在床的床腿部之下配置载荷检测器来求出床上的被检生物体的重心的移动,并基于该重心的移动求出被检生物体的呼吸运动与心跳运动的方案(专利文献2)。

[0004] 专利文献1:日本专利第4883380号

[0005] 专利文献2:日本特公昭61-24010号

[0006] 在医疗现场,希望实时提示表示被检测对象的呼吸状态的波形,但专利文献1、2所记载的发明无法满足这种现场的需要。

发明内容

[0007] 因此,本发明的目的在于提供能够大致实时地提示表示被检测对象的呼吸的波形的呼吸波形描绘系统以及呼吸波形描绘方法。

[0008] 根据本发明的第一方式,

[0009] 提供一种呼吸波形描绘系统,其描绘床上的被检测对象的呼吸波形,其中,具备:

[0010] 多个载荷检测器,它们设置于床或者床的床腿下方,检测被检测对象的载荷;

[0011] 重心位置计算部,其基于上述载荷计算被检测对象的重心位置;

[0012] 波形描绘部,其基于上述重心位置随时间的变动描绘被检测对象的呼吸波形;

[0013] 描绘补偿部,其对上述呼吸波形的描绘状态进行补偿,

[0014] 上述描绘补偿部具备:预测波形生成部,其基于上述重心位置过去随时间的变动生成被检测对象的呼吸波形的预测波形;和修正距离计算部,其计算规定的取样时刻的、上述呼吸波形与上述预测波形之间的距离,上述描绘补偿部与上述距离相应地对上述呼吸波形的描绘状态进行补偿。

[0015] 在第一方式的呼吸波形描绘系统中,上述描绘补偿部可以判断上述距离是否为规定的范围内,在上述距离为上述规定的范围内的情况下,上述描绘补偿部可以使上述呼吸波形向上述预测波形侧偏移上述距离。

[0016] 在第一方式的呼吸波形描绘系统中,上述描绘补偿部可以判断比上述预测波形的周期短的规定时间内的多个取样时刻的上述距离的平均值是否为上述规定的范围内,在上述平均值为上述规定的范围内的情况下,上述描绘补偿部可以使上述规定时间内的上述呼

吸波形向上述预测波形侧偏移上述平均值。

[0017] 在第一方式的呼吸波形描绘系统中,上述描绘补偿部可以判断比上述预测波形的周期短的规定时间内的多个取样时刻的上述距离各自是否为上述规定的范围内,且上述多个取样时刻的上述距离是否为恒定,在上述多个取样时刻的上述距离各自为上述规定的范围内,且上述多个取样时刻的上述距离为恒定的情况下,上述描绘补偿部可以使上述规定时间内的上述呼吸波形向上述预测波形侧偏移上述距离。

[0018] 根据本发明的第二方式,

[0019] 提供一种呼吸波形描绘方法,其描绘床上的被检测对象的呼吸波形,其中,具备如下步骤:

[0020] 通过设置于床或床的床腿下方的多个载荷检测器检测被检测对象的载荷;

[0021] 基于上述载荷计算被检测对象的重心位置;

[0022] 基于上述重心位置随时间的变动描绘被检测对象的呼吸波形;以及

[0023] 基于上述重心位置过去随时间的变动生成被检测对象的呼吸波形的预测波形,计算规定的取样时刻的、上述呼吸波形与上述预测波形之间的距离,与上述距离相应地对上述呼吸波形的描绘状态进行补偿。

[0024] 第二方式的呼吸波形描绘方法可以还具备判断上述距离是否为规定的范围内的步骤,在上述距离为上述规定的范围内的情况下,可以使上述呼吸波形向上述预测波形侧偏移上述距离。

[0025] 在第二方式的呼吸波形描绘方法中,可以判定比上述预测波形的周期短的规定时间内的多个取样时刻的上述距离的平均值是否为上述规定的范围内,在上述平均值为上述规定的范围内的情况下,可以使上述规定时间内的上述呼吸波形向上述预测波形侧偏移上述平均值。

[0026] 在第二方式的呼吸波形描绘方法中,可以判断比上述预测波形的周期短的规定时间内的多个取样时刻的上述距离各自是否为上述规定的范围内,且上述多个取样时刻的上述距离是否为恒定,在上述多个取样时刻的上述距离各自为上述规定的范围内,且上述多个取样时刻的上述距离为恒定的情况下,可以使上述规定时间内的上述呼吸波形向上述预测波形侧偏移上述距离。

[0027] 根据本发明的呼吸波形描绘系统以及呼吸波形描绘方法,能够大致实时地提示表示被检测对象的呼吸的波形。

附图说明

[0028] 图1是表示本发明的实施方式所涉及的生物体信息监视系统的结构的框图。

[0029] 图2是表示本发明的实施方式所涉及的重心轨迹计算方法的流程图。

[0030] 图3是表示载荷检测器相对于床的配置的说明图。

[0031] 图4是表示在床上表面划分的四个载荷检测区域的配置的说明图。

[0032] 图5表示来自载荷检测器的载荷信号的一个例子。

[0033] 图6表示被检测对象的重心轨迹的一个例子。

[0034] 图7是表示本发明的实施方式所涉及的波形描绘方法的流程图。

[0035] 图8表示被检测对象的重心轨迹的另一例子。

[0036] 图9的(a)是图8所示的重心轨迹在区域A的放大图。图9的(b)是表示图8所示的重心轨迹在区域B的放大图。图9的(c)是图8所示的重心轨迹在区域C的放大图。

[0037] 图10是表示振动坐标设定工序的顺序的流程图。

[0038] 图11的(a)是用于说明振动原点以及振动轴的决定方法的说明图,表示设定出的第一临时振动原点的一个例子。图11的(b)表示直至与图11的(a)对应的时刻为止,波形描绘部描绘出的临时的呼吸波形的状况。

[0039] 图12的(a)是用于说明振动原点以及振动轴的决定方法的说明图,表示第一临时振动原点与重心的距离的一个例子。图12的(b)表示直至与图12的(a)对应的时刻为止,波形描绘部描绘出的临时的呼吸波形的状况。

[0040] 图13的(a)是用于说明振动原点以及振动轴的决定方法的说明图,表示设定出的第一极值点的一个例子。图13的(b)表示直至与图13的(a)对应的时刻为止,波形描绘部描绘出的临时的呼吸波形的状况。

[0041] 图14的(a)是用于说明振动原点以及振动轴的决定方法的说明图,表示设定出的第一临时振动轴的一个例子。图14的(b)表示直至与图14的(a)对应的时刻为止,波形描绘部描绘出的临时的呼吸波形的状况。

[0042] 图15的(a)是用于说明振动原点以及振动轴的决定方法的说明图,表示第一临时振动原点与从重心向第一临时振动轴拉出的垂线的垂足的距离的一个例子。图15的(b)表示直至与图15的(a)对应的时刻为止,波形描绘部描绘出的临时的呼吸波形的状况。

[0043] 图16的(a)是用于说明振动原点以及振动轴的决定方法的说明图,表示设定出的第二极值点的一个例子。图16的(b)表示直至与图16的(a)对应的时刻为止,波形描绘部描绘出的临时的呼吸波形的状况。

[0044] 图17的(a)是用于说明振动原点以及振动轴的决定方法的说明图,表示设定出的第二临时振动原点以及第二临时振动轴的一个例子。图17的(b)表示直至与图17的(a)对应的时刻为止,波形描绘部描绘出的临时的呼吸波形的状况。

[0045] 图18的(a)是用于说明振动原点以及振动轴的决定方法的说明图,表示设定出的振动原点以及振动轴的一个例子。图18的(b)表示直至与图18的(a)对应的时刻为止,波形描绘部描绘出的临时的呼吸波形的状况。

[0046] 图19的(a)是用于说明使用决定出的振动原点以及振动轴来描绘呼吸波形的方法的说明图,表示振动原点与从重心向振动轴拉出的垂线的垂足的距离的一个例子。图19的(b)表示直至与图19的(a)对应的时刻为止,由波形描绘部描绘出的临时的呼吸波形以及正式的呼吸波形的状况。

[0047] 图20是表示被检测对象的呼吸波形的一个例子的曲线图,表示因被检测对象的体动所引起的被检测对象的重心位置的移位,而导致的体动前的呼吸波形与体动后的呼吸波形以在振动轴方向上移位的方式进行描绘的状况。

[0048] 图21是表示描绘补偿部的详细结构的框图。

[0049] 图22是表示描绘补偿工序的顺序的流程图。

[0050] 图23是用于说明描绘补偿的方法的说明图。

[0051] 图24是载荷信号的相当于呼吸的频率的频带的频谱的一个例子。

[0052] 图25是用于说明描绘补偿的其他方法的说明图。

[0053] 图26表示被检测对象的频率曲线的一个例子。

[0054] 图27是表示变形例所涉及的床系统的整体结构的框图。

具体实施方式

[0055] <第一实施方式>

[0056] 参照图1~图24,对本发明的第一实施方式进行说明。

[0057] 如图1所示,本实施方式的生物体信息监视系统(呼吸波形描绘系统、呼吸信息获取系统)100为了掌握床上的被检测对象的生物体状态而进行观测、测定,主要具有载荷检测部1、控制部3、存储部4以及显示部5。载荷检测部1与控制部3经由A/D转换部2连接。在控制部3还连接有报知部6及输入部7。

[0058] 载荷检测部1具备四个载荷检测器11、12、13、14。载荷检测器11、12、13、14分别是例如使用梁式载荷传感器来检测载荷的载荷检测器。这种载荷检测器例如记载在日本专利第4829020号、日本专利第4002905号中。载荷检测器11、12、13、14分别通过配线与A/D转换部2连接。

[0059] 载荷检测部1的四个载荷检测器11、12、13、14配置在被检测对象使用的床的床腿之下。具体地,如图3所示,载荷检测器11、12、13、14分别配置在安装于床BD的四角的床腿的下端部的脚轮C₁、C₂、C₃、C₄之下。

[0060] A/D转换部2具备将来自载荷检测部1的模拟信号转换成数字信号的A/D转换器,并利用配线分别与载荷检测部1和控制部3连接。

[0061] 控制部3是专用或者通用的计算机,在内部构建有重心位置计算部31、体动检测部(体动判定部)32、波形分离部(载荷分离部)33、振动坐标设定部34、波形描绘部35、以及描绘补偿部36。

[0062] 存储部4是存储在生物体信息监视系统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输出的信息显示给生物体信息监视系统100的使用者的液晶显示器等显示器。

[0063] 报知部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知的装置,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,可以为键盘以及鼠标。

[0064] 能够使用这种生物体信息监视系统100,来检测并监视以床上的被检测对象的呼吸状态为首的各种生物体信息。各种生物体信息的获取以及监视基于床上的被检测对象的重心位置的变动而进行。

[0065] 对使用生物体信息监视系统100计算床上的被检测对象的重心位置的动作进行说明。如图2所示,使用生物体信息监视系统100的被检测对象的重心位置的计算包括:载荷检测工序(S01),其检测被检测对象的载荷;和重心轨迹计算工序(S02),其基于检测出的载荷计算被检测对象的重心位置随时间的变动(重心轨迹)。

[0066] 在载荷检测工序S01中,使用载荷检测器11、12、13、14来检测床BD上的被检测对象S的载荷。载荷检测器11、12、13、14如上述那样分别配置于脚轮C₁、C₂、C₃、C₄之下,因此施加给床BD的上表面的载荷被分散到四个载荷检测器11、12、13、14而被检测。具体地,如图4所示,床BD的矩形的上表面以沿纵向以及横向分别被分割成两部分的方式被均等地分割为矩

形区域I~IV。

[0067] 由此,施加于在床BD上的中央部仰卧的(仰面睡的)被检测对象S的左下半身所在的区域I的载荷主要由载荷检测器11检测,施加于相同状态的被检测对象S的右下半身所在的区域II的载荷主要由载荷检测器12检测。同样地,施加于在床BD上的中央部仰卧的被检测对象S的右上半身所在的区域III的载荷主要由载荷检测器13检测,施加于相同状态的被检测对象S的左上半身所在的区域IV的载荷主要由载荷检测器14检测。此外,当被检测对象S没有在床BD上的情况下,来自载荷检测器11、12、13、14的输出的总值表示床单体的重量,当被检测对象S在床BD上的情况下,来自载荷检测器11、12、13、14的输出的总值表示床单体的重量和被检测对象S的体重,因此通过预先在存储部4中存储床单体的重量,能够当被检测对象S在床上时,测定被检测对象S的体重。此外,当床的重量在四个区域并不均匀的情况下,预先存储该差异作为与载荷检测器对应的床重量。另外,期望使实际的测量中带来除被检测对象S以外的重量的情形、例如放置了被子、行李等的情况反映在床重量上。

[0068] 载荷检测器11、12、13、14分别检测载荷(载荷变化)并作为模拟信号输出至A/D转换部2。A/D转换部2使取样周期例如为5毫秒而将模拟信号转换为数字信号,并作为数字信号(以下为“载荷信号”)输出至控制部3。

[0069] 在图5中示出载荷信号的一个例子。图5示出在时刻 t_{10} ~时刻 t_{14} 的期间输出的来自载荷检测器11、12、13、14的载荷信号 s_1 (实线)、 s_2 (虚线)、 s_3 (单点划线)、 s_4 (双点划线)的状况。观察了被检者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}),移动至床BD的区域I、IV侧,在时刻 t_{12} ~时刻 t_{13} 的期间(期间 P_{13}),移动至与期间 P_{12} 相比稍微靠床BD的中央侧的位置,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。

[0070] 在期间 P_{11} ,被检测对象S如图4所示仰卧在床BD的中央部,因此在该期间 P_{11} ,来自配置在被检测对象S的头侧的载荷检测器13、14的信号 s_3 、 s_4 大致相等,来自配置在被检测对象S的腿侧的载荷检测器11、12的信号 s_1 、 s_2 大致相等。

[0071] 在期间 P_{12} ,被检测对象S移动至床BD的区域I、IV侧,因此在该期间 P_{12} ,来自配置在区域I、IV的载荷检测器11、14的信号 s_1 、 s_4 显示比期间 P_{11} 大的载荷值,来自配置在区域II、III的载荷检测器12、13的信号 s_2 、 s_3 显示比期间 P_{11} 小的载荷值。

[0072] 在期间 P_{13} ,被检测对象S移动至与期间 P_{12} 相比稍微靠床BD的中央侧的位置,因此在该期间 P_{13} ,来自配置在区域I、IV的载荷检测器11、14的信号 s_1 、 s_4 显示比期间 P_{12} 小的载荷值,来自配置在区域II、III的载荷检测器12、13的信号 s_2 、 s_3 显示比期间 P_{12} 大的载荷值。

[0073] 在期间 P_{14} ,被检测对象S与期间 P_{11} 相同地仰卧在床BD的中央部,因此该期间 P_{14} 的信号 s_1 ~ s_4 与期间 P_{11} 的信号 s_1 ~ s_4 相同。

[0074] 在重心轨迹计算工序S02中,重心位置计算部31基于来自载荷检测器11~14的载荷信号 s_1 ~ s_4 以规定的周期T(例如与上述的取样周期5毫秒相等)计算床BD上的被检测对象S的重心G的位置 $G(X,Y)$,求出被检测对象S的重心G的位置随时间的变动(重心轨迹GT)。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)。

[0075] 重心位置计算部31对重心G的位置 $G(X,Y)$ 的计算是通过以下运算进行的。即,将载荷检测器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}) ,并将载荷

检测器11、12、13、14的载荷的检测值分别设为 W_{11} 、 W_{12} 、 W_{13} 、 W_{14} ，并通过下式计算 $G(X, Y)$ 。

[0076] [式1]

[0077] (数式1)

$$[0078] \quad X = \frac{X_{11} \times W_{11} + X_{12} \times W_{12} + X_{13} \times W_{13} + X_{14} \times W_{14}}{W_{11} + W_{12} + W_{13} + W_{14}}$$

[0079] [式2]

[0080] (数式2)

$$[0081] \quad Y = \frac{Y_{11} \times W_{11} + Y_{12} \times W_{12} + Y_{13} \times W_{13} + Y_{14} \times W_{14}}{W_{11} + W_{12} + W_{13} + W_{14}}$$

[0082] 重心位置计算部31基于上述的数式1、数式2以规定的取样周期 T 计算重心 G 的位置 $G(X, Y)$ ，并且求出重心 G 的位置 $G(X, Y)$ 随时间的变动、即重心轨迹 GT ，并将其例如存储在存储部4中。

[0083] 在图6中示出由重心位置计算部31计算出的重心轨迹 GT 的一个例子。图6示出图5的期间 P_{11} 、 P_{12} 、 P_{13} 内的任意的时刻 t_{110} 、 t_{120} 、 t_{130} 的床 BD 上的被检测对象 S 的重心 G 的位置 $G(X_{P11}, Y_{P11})$ 、 $G(X_{P12}, Y_{P12})$ 、 $G(X_{P13}, Y_{P13})$ ，将 P_{11} 、 P_{12} 、 P_{13} 连接的单点划线的箭头表示从位置 $G(X_{P11}, Y_{P11})$ 移动至 $G(X_{P13}, Y_{P13})$ 的被检测对象 S 的重心 G 的重心轨迹 GT 。

[0084] 本发明的发明人发现了在由重心位置计算部31计算出的被检测对象 S 的重心轨迹 GT 中，主要包括由被检测对象 S 的三种生物体活动所引起的重心移动的轨迹。

[0085] 第一是翻身等、由伴随被检测对象 S 的躯体部(躯干)的移动的比较大的身体的移动所引起的重心移动的轨迹。在本发明中，将这种比较大的身体的移动称为“大的体动”。大的体动具体地是翻身、坐起等。当被检测对象产生了大的体动时，通常，被检测对象的体轴的朝向(被检测对象的脊柱延伸的朝向)发生变化。

[0086] 若从重心的位置随时间的变动的状况这一观点对大的体动进行定义，则通常，大的体动能够定义为在规定期间内产生的规定距离以上的比较长的距离的重心的移动。或者，也能够基于与通过后述的小的体动产生的重心的位置随时间的变动的差异，例如，在规定时间内，与基于小的体动而产生的重心的移动距离进行比较，将与规定倍程度相比较大地使重心移动的体动定义为大的体动。另外，也可以通过与后述的呼吸振动的振幅的比较进行定义。

[0087] 第二是手脚、面部的移动等、由不伴随被检测对象 S 的躯体部(躯干)的移动的较小的身体的移动所引起的重心移动的轨迹。在本发明中，将这种较小的身体的移动称为“小的体动”。小的体动具体地例如是仅手脚、头部的运动等。此外，在本说明书及本发明中，将“大的体动”与“小的体动”统称为“体动”。

[0088] 若从重心的位置随时间的变动的状况这一观点对小的体动进行定义，则通常，小的体动能够定义为规定时间内的比较短的距离的重心的移动。另外，也可以通过与后述的呼吸振动的振幅的比较进行定义。另外，也可以将规定时间内的比较短的距离的重心的移动且是产生非恒定方向的振动的重心移动的体动定义为小的体动。根据该定义，在着眼于

重心移动时,能够更加明确地区分小的体动与呼吸。

[0089] 第三是由被检测对象的呼吸所引起的重心移动的轨迹。人的呼吸是通过使胸廓以及横隔膜移动,使肺膨胀以及收缩来进行的。这里,在吸气时,即肺膨胀时横隔膜向下方下降,内脏也向下方移动。另一方面,在呼气时,即肺收缩时横隔膜向上方上升,内脏也向上方移动。本发明的发明人经研究发现了重心G伴随该内脏移动而大致沿着脊柱的延伸方向(体轴方向)振动。

[0090] 此外,在本说明书以及本发明中,将因被检测对象的呼吸而产生的被检测对象的重心沿着体轴方向的往复移动称为“呼吸振动”,将呼吸振动的轨迹称为“呼吸振动轨迹”。另外,将在时间区域示出呼吸振动的波形、例如将体轴方向作为纵轴、将时间作为横轴而示出的波形称为被检测对象的“呼吸波形”。

[0091] 在本说明书以及本发明中,将被检测对象不进行大的体动的期间称为“稳定体位期间”,将稳定体位期间中的、被检测对象也不进行小的体动而在恒定的位置仅进行呼吸的期间称为“稳定呼吸期间”。

[0092] 接下来,参照图7的流程图,叙述基于由重心位置计算部31计算出的被检测对象S的重心位置描绘被检测对象S的呼吸波形的方法。首先,对工序整体的梗概进行说明。后述各工序的详细内容。

[0093] 在体动判定工序S1中,体动检测部32检测床上的被检测对象S是否产生了体动(大的体动、小的体动)。当床上的被检测对象产生了体动的情况下(S1:是),再次反复体动判定工序S1。当未产生体动的情况下(S1:否),进入被检测对象数判定工序S2。

[0094] 在被检测对象数判定工序S2中,控制部3判定床BD上的被检测对象S的人数。在被检测对象S为一人的情况下(S2:是),控制部3在振动坐标设定工序S3中,使振动坐标设定部34设定被检测对象S的呼吸振动的振动坐标(后述详细内容)。

[0095] 在被检测对象S为多人的情况下(S2:否),控制部3使波形分离部33进行波形分离工序S6。在波形分离工序S6中,重叠了多个被检测对象S的呼吸振动而成的振动被分离,提取多个被检测对象S各自的呼吸振动。控制部3针对被分离并被提取出的呼吸振动的每一个,使振动坐标设定部34进行振动坐标设定工序S3,设定多个被检测对象S各自的呼吸振动的振动坐标。

[0096] 在波形描绘工序S4中,波形描绘部35基于在振动坐标设定工序S3中设定的振动坐标描绘被检测对象S的呼吸波形(在被检测对象S为多人的情况下,被检测对象S各自的呼吸波形),并将其显示于显示部5。

[0097] 控制部3在波形描绘工序S4执行过程中,为了利用显示部5可靠地持续呼吸波形的显示,而根据需要,使描绘补偿部36执行描绘补偿工序S5。描绘补偿部36当在波形描绘工序S4中描绘的呼吸波形失去了连续性的情况下,首先判断能否进行描绘状态的补偿,在能够进行补偿的情况下,进行描绘状态的补偿。另一方面,在不能进行描绘状态的补偿的情况下,将该主旨通知给控制部3。该情况下,控制部3中止呼吸波形的描绘,而将工序返回到体动判定工序S1。

[0098] 接着,关于用于按照图7的流程图来描绘被检测对象S的呼吸波形的各工序,以在床BD上存在的被检测对象S的数量为一人,并在被检测对象S进行在图8、图9的(a)~图9的(c)中表示轨迹的重心移动的期间,描绘被检测对象S的呼吸波形的情况为例进行说明。

[0099] 图8所示的重心轨迹GT示出由重心位置计算部31计算出的、被检测对象S的约2分钟的重心移动的轨迹。此外,箭头表示重心G移动的方向。

[0100] 在记录了图8、图9的(a)、图9的(b)的从点b朝向点d的重心G的移动的期间,观察到被检测对象S翻身、从床的中央附近移动至床的左侧(从仰卧睡的被检测对象S观察的左侧)端部附近。另外,在记录了图8、图9的(b)、图9的(c)的从点s朝向点t的重心G的轨迹的期间,观察到被检测对象S翻身、从床的左端附近移动至床的中央附近。从区域A朝向区域B的重心G的移动的轨迹以及从区域B朝向区域C的重心G的移动的轨迹是基于伴随着被检测对象S的躯体的移动的大的体动而产生的重心移动的轨迹。

[0101] 在记录了作为图8的区域B的放大图的图9的(b)的从点l朝向点m的重心G的轨迹的期间,观察到被检测对象在俯卧在床的左端(俯卧睡)的状态下使右臂移动至斜下方。另外,在记录了作为图8的区域C的放大图的图9的(c)的从点u朝向点v的重心G的轨迹的期间,观察到被检测对象S没有在仰卧的状态下移动躯体而弯曲右臂使手移动至上方。上述期间的重心G向斜上方的移动的轨迹及向上方的移动的轨迹是基于伴随着被检测对象S的臂部的移动的小的体动而产生的重心移动的轨迹。

[0102] 在没有记录基于上述大的体动而产生的重心移动的轨迹及基于小的体动而产生的重心移动的轨迹的剩余的区间(期间),重心轨迹GT在上下方向(x方向)上振动。在该区间(期间),观察到被检测对象S没有进行大的体动、小的体动,而是在恒定位置睡眠。因此,上述期间的重心G的往复移动(振动)是沿着被检测对象S的体轴方向的呼吸振动,该轨迹是呼吸振动轨迹。

[0103] 此外,由于呼吸振动沿着被检测对象S的体轴方向产生,所以呼吸振动轨迹实际上大致重复出现在一个轴上,但在图9的(a)~图9的(c)中,为了进行说明,将呼吸振动轨迹在与体轴方向正交的方向上错开来进行描绘。

[0104] 在图8、图9的(a)~图9的(c)所示的重心轨迹GT中,记录了点a~点b、点d~点s、点t~点w的区间的重心轨迹GT的期间是稳定体位期间,记录了其中的点a~点b、点d~点l、点m~点s、点t~点u、点v~点w的区间的重心轨迹GT(即呼吸振动轨迹)的期间是稳定呼吸期间。

[0105] [体动判定工序]

[0106] 在体动判定工序S1中,如上述那样,体动检测部32检测床上的被检测对象S是否产生了体动(大的体动、小的体动)。具体地,例如使用接下来的方法。

[0107] 被检测对象S进行大的体动或者小的体动时产生的身体的移动与通过被检测对象S的呼吸产生的内脏的移动相比,伴随着十分大的重心位置的变动。换言之,通过大的体动或者小的体动产生的重心G的移动的移动速度(每单位时间的移动量)远大于通过被检测对象S的呼吸产生的重心位置的移动的移动速度。另外,通过大的体动产生的重心G的移动的移动速度大于通过小的体动产生的重心G的移动的移动速度。此外,图8、图9的(a)~图9的(c)为了进行说明而将呼吸振动轨迹放大描绘。

[0108] 因此,体动检测部32基于在存储部4中存储的各时刻的被检测对象S的重心G的位置的变化来计算重心G的移动速度,当计算出的速度超过规定的阈值的情况下,判断为被检测对象S进行了体动,若计算出的速度为规定的阈值以下,则判断为被检测对象S未进行体动。

[0109] 被检测对象S的重心G在处于图9的(b)的点c的时刻,被检测对象S进行大的体动,重心G的移动速度超过规定的阈值。因此,在体动检测工序S1中,体动检测部32判断为有体动,控制部3将工序返回到体动检测工序S1。

[0110] 接下来,若被检测对象S的重心G到达图8、图9的(b)的点d,则被检测对象S的大的体动结束,重心G的移动速度变成规定的阈值以下。因此,在体动检测工序S1中,体动检测部32判断为没有体动,控制部3使工序进入被检测对象数判定工序S2。此外,也可以利用基于大的体动、小的体动的定义的其他方法,判定体动的有无。

[0111] [被检测对象数判定工序]

[0112] 在被检测对象数判定工序S2中,控制部(被检测对象数判定部)3判定床BD上的被检测对象S是否为一。具体地,例如,使用接下来的方法。

[0113] 如上述那样,被检测对象S的重心G的位置与被检测对象S的呼吸相应地在床BD上振动,来自分别配置于床BD的四条床腿之下的载荷检测器11~14的载荷信号 $s_1 \sim s_4$ 也分别与床上的被检测对象S的呼吸相应的周期进行变动。因此,若对于载荷信号 $s_1 \sim s_4$ 中的至少一个进行傅立叶转换,求出相当于呼吸的频带(约0.2Hz~约0.33Hz。以下,称为呼吸频带。)的频谱,则在与被检测对象S的呼吸的频率对应的位置出现峰值频率。

[0114] 这里,呼吸的周期根据被检测对象S的性别、体格、肺活量等而不同。因此,当在床BD上存在多个被检测对象S的情况下,在呼吸频带的频谱中,以被检测对象S的数量,出现不同的峰值频率。

[0115] 因此,控制部3对于从载荷检测部1发送的载荷信号 $s_1 \sim s_4$ 中的至少一个,使波形分离部33进行傅立叶分析来计算呼吸频带的频谱,若出现的峰值频率为一个,则判定为被检测对象S为一,若出现的峰值频率为多个,则判定为被检测对象S为多人。这里,如上述那样,由于床BD上存在的被检测对象S的数量为一,因此出现的峰值频率的数量为一个,控制部3判定为被检测对象S为一(S2:是)。

[0116] [振动坐标设定工序、波形描绘工序]

[0117] 在振动坐标设定工序S3中,振动坐标设定部34设定被检测对象S的重心轨迹GT所包含的呼吸振动的振动坐标,并基于设定出的振动坐标计算呼吸波形的描绘所需的位移。在波形描绘工序S4中,波形描绘部35基于由振动坐标设定部34计算出的位移描绘被检测对象S的呼吸波形。

[0118] 在本说明书及本发明中,振动坐标的设定意味着设定表示呼吸振动的振动中心的“振动原点”、以及表示呼吸振动的振动方向(被检测对象S的体轴延伸的方向)的振动轴的方向。

[0119] 如图10所示那样,振动坐标设定工序S3主要包括第一临时振动坐标设定工序S301、第二临时振动坐标设定工序S302、临时振动原点比较工序S303、以及振动坐标决定工序S304。

[0120] 波形描绘工序S4与振动坐标设定工序S3局部并行进行。在波形描绘工序S4中,波形描绘部35使用在第一临时振动坐标设定工序S301及第二临时振动坐标设定工序S302中从振动坐标设定部34输出的距离信息来描绘被检测对象S的临时的呼吸波形并显示于显示部5。另外,在波形描绘工序S4中,波形描绘部35基于在振动坐标决定工序S304中决定出的振动坐标使用从振动坐标设定部34输出的位移信息来描绘被检测对象S的正式的呼吸波形

并显示于显示部5。

[0121] 此外,在本说明书中,“临时的呼吸波形”意味着在振动坐标决定工序S304中决定振动坐标、即振动原点0及振动轴A之前,基于临时振动坐标、即临时振动原点及临时振动轴描绘的呼吸波形,“正式的呼吸波形”意味着在振动坐标决定工序S304中决定振动坐标之后,基于振动原点0与振动轴A描绘的呼吸波形。

[0122] 以下,对于振动坐标设定部34对被检测对象S的振动坐标的设定、以及波形描绘部35对被检测对象S的呼吸波形的描绘,按照图10的流程图进行说明。

[0123] (第一临时振动坐标设定工序S301)

[0124] 如图11的(a)所示,振动坐标设定部34将在体动判定工序S1中判定为体动消失的点置为第一临时振动原点T01。该点在图9的(b)中例示的重心轨迹GT中相当于点d。在该时刻,波形描绘部35没有开始呼吸波形的描绘(图11的(b))。

[0125] 振动坐标设定部34在设定第一临时振动原点T01之后,逐次计算第一临时振动原点T01、与从这里移动的重心G之间的直线距离 D_0 (图12的(a)、图13的(a)),并将计算出的值输出至波形描绘部35。

[0126] 波形描绘部35将接受到的直线距离 D_0 的值标绘在以横轴为时间轴(t轴)、以纵轴为距离轴(D_0 轴)的曲线图内,描绘被检测对象S的临时的呼吸波形(图12的(b)、图13的(b)),并将其显示于显示部5。

[0127] 振动坐标设定部34观察第一临时振动原点T01与重心G之间的距离 D_0 的值,求出该距离 D_0 变为最大时的点,将该点设为第一极值点EP1(图13的(a))。在第一极值点EP1,距离 D_0 的变化从增加转为减少。第一极值点EP1在图9的(b)所例示的重心轨迹GT中相当于点e。

[0128] 接着,如图14的(a)所示,振动坐标设定部34计算出连接第一临时振动原点T01与第一极值点EP1的轴并将其设为第一临时振动轴TA1,将第一临时振动原点T01设为第一临时振动轴TA1的原点。即,将从第一临时振动原点T01开始的呼吸振动的振动方向、即振动轴的方向(体轴的方向)临时决定为第一临时振动轴TA1的方向,将该呼吸振动的振动原点临时决定为第一临时振动原点T01。

[0129] 另外,将第一临时振动原点T01的第一极值点EP1侧设为第一临时振动轴TA1的正侧,将另一侧设为第一临时振动轴TA1的负侧。

[0130] (第二临时振动坐标设定工序S302)

[0131] 在第二临时振动坐标设定工序S302中,振动坐标设定部34逐次计算从自第一极值点EP1移动的重心G向第一临时振动轴TA1拉出的垂线的垂足FP1与第一临时振动原点T01之间的距离 D_1 ,并将计算出的值发送至波形描绘部35。波形描绘部35基于接受到的计算值描绘被检测对象S的临时的呼吸波形(图15的(b)、图16的(b)),并将其显示于显示部5。

[0132] 另外,振动坐标设定部34观察距离 D_1 (图15的(a)、图15的(b)、图16的(a)、及图16的(b)),求出该距离 D_1 在负侧变为最大时的点,并将该点设为第二极值点EP2。在第二极值点EP2,距离 D_1 的变化从增加转为减少。第一极值点EP2在图9的(b)中例示的重心轨迹GT中相当于点f。此外,也可以代替像这样使用重心G与第一临时振动原点T01之间的距离向第一振动轴TA1的投影成分来进行第二极值点的确定,而使用重心G与第一临时振动原点T01之间的直线距离来进行第二极值点的确定。

[0133] 接下来,如图17的(a)所示,振动坐标设定部34计算出连接第一极值点EP1与第二

极值点EP2的轴并将其设为第二临时振动轴TA2,将第一极值点EP1与第二极值点EP2的中间点设为第二临时振动原点T02。即,将从第一临时振动原点T01开始的呼吸振动的振动轴的方向(体轴的方向)临时重新决定为第二临时振动轴TA2的方向,将该呼吸振动的振动原点临时重新决定为第二临时振动原点T02。另外,参照第一临时振动轴TA1的正方向、负方向,将第二临时振动原点T02的一侧设为第二临时振动轴TA2的正侧,将第二临时振动原点T02的另一侧设为第二临时振动轴TA2的负侧。

[0134] (临时振动原点比较工序S303)

[0135] 接下来,振动坐标设定部34计算在第一临时振动坐标设定工序S301中设定出的第一临时振动原点T01、与在第二临时振动坐标设定工序S302中设定出的第二临时振动原点T02之间的距离,判定计算出的距离是否为规定的值以下。规定的值作为一个例子,能够设为第一极值点EP1与第二极值点EP2之间的距离的10%。

[0136] (振动坐标决定工序S304)

[0137] 若比较的结果为第一临时振动原点T01与第二临时振动原点T02之间的距离为规定的值以下(S303:是),则如图18的(a)所示,振动坐标设定部34将第二临时振动原点T02决定为呼吸振动的振动原点0,将第二临时振动轴TA2决定为呼吸振动的振动轴A来决定振动坐标。即,将体轴方向朝向振动轴A的方向的被检测对象S的重心G根据被检测对象S的呼吸,决定为以振动原点0为振动中心沿着振动轴A振动。

[0138] 另一方面,若比较的结果为第一临时振动原点T01与第二临时振动原点T02之间的距离超过规定的距离(S303:否),则振动坐标设定部34执行第三临时振动坐标设定工序S305及临时振动原点比较工序S306。

[0139] 在第三临时振动坐标设定工序S305中,振动坐标设定部34与第二临时振动坐标设定工序S302同样地,观察从重心G向第二临时振动轴TA2拉出的垂线的垂足与第二临时振动原点T02之间的距离,求出该距离在正侧变为最大时的点,将该点设为第三极值点。接下来,振动坐标设定部34计算出连接第二极值点EP2与第三极值点的轴并将其作为第三临时振动轴,将第二极值点EP2与第三极值点的中间点设为第三临时振动原点T03。

[0140] 在临时振动原点比较工序S306中,振动坐标设定部34与临时振动原点比较工序S303同样地,计算在第二临时振动坐标设定工序S302中设定出的第二临时振动原点T02与在第三临时振动坐标设定工序S305中设定出的第三临时振动原点T03之间的距离,判定计算出的距离是否为规定的值以下。若比较的结果为第二临时振动原点T02与第三临时振动原点T03之间的距离为规定的值以下(S306:是),则将第三临时振动原点T03决定为呼吸振动的振动原点0,将第三临时振动轴TA3决定为呼吸振动的振动轴A(振动坐标决定工序S304)。若第二临时振动原点T02与第三临时振动原点T03之间的距离超过规定的值(S306:否),则同样地反复第N临时振动坐标设定工序($N=4、5、6\cdots$)及临时振动原点比较工序,直至决定振动坐标为止。

[0141] 振动坐标设定部34在振动坐标决定工序S304中决定振动原点0及振动轴A之后,如图19的(a)所示,逐次计算从重心G向振动轴A拉出的垂线的垂足与振动原点0之间的距离D,并将计算出的值作为呼吸波形的位移发送至波形描绘部35。波形描绘部35基于接受到的位移的值描绘正式的呼吸波形(图19的(b)),并将其显示于显示部5。

[0142] 决定出的振动坐标与此前紧临地设定出的临时振动坐标在大多情况下,振动原点

的位置不同。因此,在开始基于决定出的振动坐标进行的呼吸波形的描绘时,如图19的(b)所示,在新描绘的正式的呼吸波形与在此之前描绘出的临时的呼吸波形之间,会产生轻微的错位。也可以基于临时振动坐标与决定出的振动坐标之差对描绘完毕的临时呼吸波形进行修正来重新描绘,消除该错位。

[0143] [描绘补偿工序]

[0144] 这里,当正在波形描绘工序S4中描绘呼吸波形的过程中,床上的被检测对象S产生了小的体动的情况下,根据该小的体动,呼吸波形向振动轴方向移位。例如,如图9的(b)所示,当在点d~点l的稳定呼吸期间之后产生了小的体动,之后点m~点s的稳定呼吸期间继续的情况下,如图20所示,相对于小的体动前的呼吸波形 W_1 ,小的体动后的呼吸波形 W_2 向在振动坐标设定工序S3中设定的振动轴A方向移位。进而,根据移位的幅度,也可能引起无法将小的体动后的呼吸波形 W_2 描绘在显示部5的显示范围内的情况。在这种情况下,在本发明中通过描绘补偿部36,利用以下的方法修正描绘位置。

[0145] 如图21所示,描绘补偿部36具有预测波形生成部361和修正距离计算部362。进而,如图22所示,描绘补偿部36在描绘补偿工序S5中执行预测波形生成工序S501和修正距离计算工序S502。以下,对于描绘补偿部36执行的预测波形生成工序S501与修正距离计算工序S502进行说明。

[0146] 描绘补偿部36的预测波形生成部361在预测波形生成工序S501中,例如将已经描绘于显示部5的呼吸波形 W_1 的最近的一个周期大小生成为预测波形 W_s ,将预测波形 W_s 以与呼吸波形 W_1 连续的方式描绘于显示部5(图23。其中,也可以不将预测波形 W_s 描绘于显示部5)。此外,在本实施方式中,将呼吸波形 W_1 用实线描绘,将预测波形 W_s 用虚线描绘,由此将呼吸波形 W_1 与预测波形 W_s 进行区分。

[0147] 接下来,如图23所示,描绘补偿部36的修正距离计算部362在修正距离计算工序S502中,计算当前的取样时刻 t_0 的、预测波形 W_s 上的点(以下,表示为预测点 $W_s(t_0)$)与当前的取样时刻 t_0 的距离 D 的标绘点(以下,表示为实测点 $D(t_0)$)之间的距离 $d(t_0)$ 。进而,修正距离计算部362判断距离 $d(t_0)$ 是否超过第一阈值 Th_1 、或者比第一阈值 Th_1 大的第二阈值 Th_2 。这里,第一阈值 Th_1 及第二阈值 Th_2 的值根据显示部5的显示区域的尺寸适当地设定即可。在距离 $d(t_0)$ 小于第一阈值 Th_1 的情况下,控制部3判断为未产生体动,执行波形描绘工序S4。进而,在波形描绘工序S4中,波形描绘部35不进行描绘位置的修正地持续基于实测点 $D(t_0)$ 进行的呼吸波形的描绘。在距离 $d(t_0)$ 为第一阈值 Th_1 以上且第二阈值 Th_2 以下的情况下,控制部3判断为产生了小的体动,一边进行下面那样的补偿动作一边执行波形描绘工序S4。即,波形描绘部35使实测点 $D(t_0)$ 向振动轴A的方向移动(偏移)距离 $d(t_0)$ 来进行描绘。即,距离 $d(t_0)$ 保持原样地用作修正距离。在距离 $d(t_0)$ 大于第二阈值 Th_2 的情况下,控制部3判断为产生了大的体动,再次执行体动判定工序S1。

[0148] 这样,在描绘补偿工序S5中,即使在正在描绘呼吸波形的过程中产生了小的体动,也能够持续地将小的体动前后的呼吸波形描绘在显示部5的显示范围内。另外,在产生了大的体动的情况下,能够再次进行振动坐标的设定,并经过上述的过程来进行波形描绘。

[0149] 接下来,按照图7的流程图,对于描绘床BD上的多个(二人)被检测对象S的呼吸波形的工序,以与描绘上述的单个的被检测对象S的呼吸波形的工序的不同点为中心进行说明。

[0150] 体动判定工序S1与被检测对象S为一人的情况相同地,基于床BD上的重心G的移动速度,判定被检测对象S的体动的有无。这里,在被检测对象S为多个的情况下,重心G的位置作为多个被检测对象S整体的重心位置仅出现一个。因此,控制部3在多个被检测对象S的全员的体动消失时,判定为被检测对象S的体动消失。

[0151] 接下来,在被检测对象数判定工序S2中,如上述那样,波形分离部33针对载荷信号 $s_1 \sim s_4$ 中的至少一个进行傅立叶转换,求出呼吸频带(约0.2Hz~约0.33Hz)的频谱。

[0152] 在被检测对象S为二人的情况下,出现的峰值频率的数量变成两个,例如,如图24所示,在频率 v_1 与频率 v_2 出现峰值。基于此,控制部3判定为被检测对象S为多个(S2:否)。

[0153] [波形分离工序]

[0154] 在波形分离工序S6中,波形分离部33在被检测对象数判定工序S2中确定有多个峰值频率的情况下,针对确定出的各频率,求出各载荷信号的载荷成分。上述载荷成分例如能够通过针对载荷信号 $s_1 \sim s_4$ 的每一个进行的带通滤波处理而求出。例如,在被检测对象数判定工序S2中确定有两个峰值频率 v_1 、 v_2 的情况下,求出与峰值频率 v_1 对应的四个载荷成分 s_{11} 、 s_{21} 、 s_{31} 、 s_{41} 、和与峰值频率 v_2 对应的四个载荷成分 s_{12} 、 s_{22} 、 s_{32} 、 s_{42} 。进而,波形分离部33将与峰值频率 v_1 、 v_2 分别对应的四个载荷成分输出至重心位置计算部31。重心位置计算部31基于从波形分离部33输入的四个载荷成分,与重心轨迹计算工序S02同样地计算与峰值频率 v_1 、 v_2 各自(即,被检测对象S各自)对应的重心位置及重心轨迹。

[0155] 在波形分离工序S6中,在求出针对多个被检测对象S各自的重心轨迹之后,基于多个被检测对象S各自的重心轨迹执行振动坐标设定工序S3、波形描绘工序S4及描绘补偿工序S5。其详细内容以被检测对象S为一人的情况为例而如上述所述那样。

[0156] 以下总结本实施方式的生物体信息监视系统100的效果。

[0157] 在本实施方式的生物体信息监视系统100中,由于基于被检测对象S的重心位置随时间的变动描绘呼吸波形,因此能够大致实时地提示被检测对象的呼吸波形。

[0158] 另外,在本实施方式的生物体信息监视系统100中,在被检测对象S刚进入稳定呼吸期间之后,振动坐标设定部34设定临时的振动原点,之后开始计算重心位置距临时的振动原点的距离 D_0 ,在设定振动坐标之前,波形描绘部35基于距离 D_0 的计算值在临时的坐标系上开始呼吸波形的描绘。因此,能够在大的体动、小的体动结束之后大致立即地,将呼吸波形显示于显示部5。

[0159] 因此,与通过在稳定呼吸期间对相当数量的重心位置信息(多个振动周期大小)进行取样之后对上述轨迹进行计算处理来决定振动轴及振动原点之后开始呼吸波形的描绘的情况相比,能够更早地提示呼吸波形。由此,能够观察时滞被抑制的实时的呼吸波形。

[0160] 本实施方式的生物体信息监视系统100在描绘补偿工序S5中基于过去的呼吸波形生成预测波形 W_s ,并与当前的取样时刻 t_0 的实测点 $D(t_0)$ 与预测点 $W_s(t_0)$ 之间的距离 $d(t_0)$ 相应地修正实测点 $D(t_0)$ 的描绘位置。因此,即使实测点 $D(t_0)$ 偏离预测点 $W_s(t_0)$,也能够立即修正实测点 $G(t_0)$ 的描绘位置,使呼吸波形持续并显示于显示部5。

[0161] 在本实施方式的生物体信息监视系统100中,在被检测对象数判定工序S2中判定床BD上的被检测对象S的人数。另外,在床BD上的被检测对象S的人数为多个的情况下,能够在波形分离工序S6中分离多个被检测对象S的呼吸振动,从而描绘各被检测对象S的呼吸波形。因此,例如,即使是在躺有一位患者的床BD上,患者的家属进行陪睡的情形下,也能够可

靠地监视患者的呼吸波形。

[0162] 本实施方式的生物体信息监视系统100使用配置在床BD的床腿之下的载荷检测器11~14来计算被检测对象S的呼吸频率。因此,不需要对被检测对象S的身体安装测量装置,不会给被检测对象S带来不快感、不适感。

[0163] <变形例>

[0164] 在上述实施方式的生物体信息监视系统100中,也能够采用如下的变形方式。

[0165] 在上述实施方式中,以在振动坐标设定工序S3及波形分离工序S6的前一阶段执行被检测对象数判定工序S2的情况为例进行了说明,但并不限于此,也可以将被检测对象数判定工序S2和波形分离工序S6与振动坐标设定工序S3并列执行。在该变形例中,若在体动判定工序S1中判定为没有被检测对象S的体动,则不管被检测对象S是否为一,都开始振动坐标设定工序S3。进而,与振动坐标设定工序3并列地执行被检测对象数判定工序S2及波形分离工序S6,若被检测对象S为多个,则基于在被检测对象数判定工序S2中确定出的多个峰值频率(即,多个被检测对象S)在波形分离工序S6中将多个被检测对象S各自的重心轨迹分离,并基于此执行振动坐标设定工序S3、波形描绘工序S4及描绘补偿工序S5。

[0166] 上述实施方式的生物体信息监视系统100的振动坐标设定部34在临时振动原点比较工序S303、S306等中,将最后设定出的临时振动原点与此前紧临地设定出的临时振动原点之间的距离同规定值进行比较,由此判断可否设定振动原点A,但并不限于此。

[0167] 作为一个例子,振动坐标设定部34可以以预先决定的次数设定临时振动原点及临时振动轴,并将最后设定出的临时振动原点及临时振动轴决定为振动原点O及振动轴A。或者,振动坐标设定部34也可以以预先决定的次数设定临时振动原点及临时振动轴,并将它们的平均值决定为振动原点O及振动轴A。

[0168] 上述实施方式的生物体信息监视系统100的波形描绘部35也可以从振动坐标设定部34接受与第N极值点EPN的坐标、第N临时坐标轴TAN的倾斜等相关的信息,并基于上述信息适当地调整曲线图区域的比例尺。例如,能够基于第一极值点EP1与第二极值点EP2之间在第二临时振动轴TA2方向上的距离、使用决定出的振动原点O及振动轴A而计算出的距离D(位移)的最大值(振幅)调整曲线图区域的纵轴(距离 D_N 轴、位移轴)的比例尺。由此,能够始终将适于观察的最佳的比例尺的呼吸波形显示于显示部5。

[0169] 在上述实施方式中,针对经过振动坐标设定工序S3及波形描绘工序S4而描绘出的呼吸波形,执行了描绘补偿工序S5,但并不限于此,也可以针对通过其他方法描绘出的呼吸波形,应用描绘补偿工序S5。

[0170] 在上述实施方式中,描绘补偿部36基于预测点 $W_s(t_0)$ 与实测点 $D(t_0)$ 的距离检测了小的体动、大的体动的产生,但并不限于此。例如,振动坐标设定部34也可以基于决定出的振动原点O的位置与被检测对象S的重心G的位置之间的距离超过了规定值的情况,判定为产生了小的体动或大的体动而稳定呼吸期间结束,控制部3也可以在产生大的体动时将工序返回到体动判定工序S1。规定值例如能够基于第一极值点EP1与第二极值点EP2之间的距离而设定。

[0171] 在上述实施方式中,在预测波形生成工序S501中,将呼吸波形 W_1 的最近的一个周期大小描绘为预测波形 W_s ,但并不限于此,也可以对过去的两个周期大小以上的呼吸波形进行模型化,将模型化后的波形作为预测波形 W_s 。另外,预测波形 W_s 能够与已经描绘于显示

部5的呼吸波形 W_1 区分即可,例如,也可以用不同的颜色描绘呼吸波形 W_1 与预测波形 W_s 。

[0172] 在上述实施方式的修正距离计算工序S502中,在取样时刻 t_0 的距离 $d(t_0)$ 为第一阈值 Th_1 以上且第二阈值 Th_2 以下的情况下,在上述实施方式中,判断为小的体动。然而,例如,在之后的取样时刻 t_1 、 t_2 的距离 $d(t_1)$ 、 $d(t_2)$ 远大于或远小于距离 $d(t_0)$ 的情况下,判断为在取样时刻 $t_0 \sim t_2$,没有保持取样时刻 t_0 之前的呼吸波形的周期性,将呼吸波形的描绘中断较为妥当。因此,如图25所示,也可以在多个取样时刻 t_n (在图25的例子中, $n=0,1,2$)分别计算预测点 $W_s(t_n)$ 与实测点 $D(t_n)$ 之间的距离 $d(t_n)$,当距离 $d(t_n)$ 的平均值为第一阈值 Th_1 以上且第二阈值 Th_2 以下的情况下,控制部3判断为产生了小的体动,将距离 $d(t_n)$ 的平均值用作修正距离。即,也可以使实测点 $D(t_n)$ 分别向振动轴A的方向移动距离 $d(t_n)$ 的平均值来描绘。根据该方法,能够提高小的体动的判断的精度。

[0173] 或者,还可以在规定时间(例如,预测波形 W_s 的 $1/4$ 周期)内所包含的多个取样时刻 t_n 中,分别计算预测点 $W_s(t_n)$ 与实测点 $D(t_n)$ 之间的距离 $d(t_n)$,在距离 $d(t_n)$ 为恒定值,且为第一阈值 Th_1 以上且第二阈值 Th_2 以下的情况下,控制部3判断为产生了较小的体动,将距离 $d(t_n)$ 用作修正距离。即,也可以使实测点 $D(t_n)$ 分别向振动轴A的方向移动距离 $d(t_n)$ 来描绘。根据该方法,能够更加提高小的体动的判断的精度。

[0174] 进一步,也可以在通过上述任一种方法修正实测点 $D(t_n)$ 的描绘位置之后,修正距离计算部362计算用以下(数式3)表示的积分值变成最小时的 Δx 的值,并将该 Δx 作为进一步的修正距离。

[0175] [式3]

[0176] (数式3)

$$[0177] \int_0^T \sqrt{\{W_s(t) - (D(t) - \Delta x)\}^2} dt$$

[0178] 这里, T 意味着预测波形 W_s 的周期, $W_s(t)$ 是将预测点的变动表示为时刻 t 的函数的式子, $D(t)$ 是将实测点的变动表示为时刻 t 的函数的式子。进而, Δx 意味着进一步的修正距离。由此,能够更加精密地比较将描绘位置修正之后的实际的呼吸波形与预测波形 W_s 。

[0179] 此外,在基于与在上述波形分离工序S6中计算出的各频率对应的重心轨迹描绘各被检测对象S的呼吸波形的情况下,呼吸波形分别被由与特定的一个频率对应的载荷成分计算出,因此成为大致正弦波。然而,实际的呼吸波形例如是由吸气、呼气的速度差异、它们各自的保持期间的差异所引起的频率成分等多种频率成分重叠后的呼吸波形。因此,在预先将各被检测对象S的呼吸模式模型化的情况下,也可以从图26所示那样的该频率曲线中选择多个峰值频率,求出与选择出的峰值对应的载荷成分,由此描绘与实际的呼吸波形更接近的呼吸波形。

[0180] 另外,在上述波形分离工序S6中,计算在被检测对象数判定工序S2中确定出的与峰值频率对应的载荷成分,但在被检测对象数判定工序S2中确定出的峰值频率是被检测对象S的生物体信息,其是变化的。因此,也可以通过每隔规定时间确定频率,并计算与确定出的频率对应的载荷成分,由此使各被检测对象S的呼吸波形追随该被检测对象S变化的频率。具体地,使用能够分离已经确定出的频率的规定时间长度 Δt ,使傅立叶积分时间从距当前追溯规定时间长度 Δt 的时间至当前动态地变化,由此计算在从距当前追溯规定时间

长度 Δt 的时间至当前为止的期间看到的系数峰值。由此,能够根据已经确定出的频率按时间序列地掌握至当前的频率为止的变化。进而,基于当前的频率,执行波形分离工序S6之后的处理,由此能够使各被检测对象S的呼吸波形追随该被检测对象S的频率的变化。

[0181] 在上述被检测对象数判定工序S2及波形分离工序S6中,通过判定呼吸频带中的峰值频率的数量,求出床上的被检测对象S的人数、各被检测对象S的呼吸波形,但也能够通过改变频带,将各被检测对象S的各种生物体信息分离。例如,通过在被检测对象数判定工序S2中以约0.5~约3.3Hz左右的范围确定频率峰值,由此也能够波形分离工序S6中,分离表示多个被检测对象S的心跳的波形,并进行监视。

[0182] 在上述波形分离工序S6中,以多个被检测对象S均为人类作为前提进行了说明,但并不限于此,例如即使在床上存在一位被检测对象S、和产生周期振动的装置的情况下,也能够将一位被检测对象S的呼吸振动与由装置引起的周期振动分离。

[0183] 上述实施方式的生物体信息监视系统100的控制部3也能够利用以下的方法求出被检测对象S的呼吸频率。具体地,例如,能够使振动坐标设定部34在决定振动原点O及振动轴A之后也继续使极值点的确定持续,控制部3基于每单位时间确定出的极值点的数量求出被检测对象S的呼吸频率。

[0184] 上述实施方式的生物体信息监视系统100也可以不具有振动坐标设定部34、描绘补偿部36、控制部3内的被检测对象数判定部中的至少一个。

[0185] 此外,在上述实施方式中,载荷检测器11、12、13、14并不限于使用了梁式载荷传感器的载荷传感器,例如也能够使用力传感器。

[0186] 此外,在上述实施方式中,载荷检测器并不限于四个。也可以对床BD设置追加的床腿而使用五个以上的载荷检测器。或者也可以仅对床BD的床腿中的三个配置载荷检测器。即使在载荷检测器为三个的情况下,若将其配置在一条直线上,便能够检测在床BD面上的被检测对象S的重心位置G。

[0187] 此外,在上述的实施方式中,载荷检测器11、12、13、14分别配置于在床BD的床腿的下端安装脚轮C₁、C₂、C₃、C₄之下,但并不限于此。载荷检测器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,也可以使载荷检测器11、12、13、14与床BD为一体型,构成由床BD与本实施方式的生物体信息监视系统100组成的床系统BDS(图27)。此外,在本说明书中“设置于床的载荷检测器”意味着如上述那样,设置在床BD的四条床腿与床BD的床板之间的载荷检测器、设置在上部床腿与下部床腿之间的载荷检测器。

[0188] 此外,在上述实施方式中,也可以在载荷检测部1与A/D转换部2之间,设置放大来自载荷检测部1的载荷信号的信号放大部、从载荷信号除掉噪音的滤波部。

[0189] 此外,在上述实施方式的生物体信息监视系统100中,并不限于显示部5以使用者能够视觉地进行识别的方式将信息显示在显示器上。例如,显示部5也可以是定期地打印被检测对象S的呼吸状态(呼吸频率、呼吸换气量)、心跳的状态、身体状况并输出的打印机,或者还可以使用若为睡眠状态则亮蓝灯、若为唤醒状态则亮黄灯、若为无呼吸状态则亮红灯这样的简单的视觉表现来显示。或者,显示部5还可以通过语音向使用者传递被检测对象S的呼吸状态、身体状态。进一步,生物体信息监视系统100也可以不具有显示部5,仅具有输出信息的输出端子即可。用于进行显示的显示器(显示装置)等借助该输出端子与生物体信

息监视系统100连接。

[0190] 此外,上述实施方式的报知部6以听觉的方式进行了报知,但报知部6也可以是通过光的闪烁等以视觉的方式进行报知的结构,还可以是通过振动进行报知的结构。另外,上述实施方式的生物体信息监视系统100也可以不具有报知部6。

[0191] 只要维持本发明的特征,则本发明并不限于上述实施方式,对于在本发明的技术思想的范围内考虑到的其他方式,也包含在本发明的范围内。

[0192] 根据本发明的生物体信息监视系统,由于能够以中断、时滞较少的良好的状态向使用者提示被检测对象的呼吸振动,因此主要向作为医生的使用者提供更适于观察的数据,从而能够有助于医疗品质的提高。

[0193] 附图标记说明

[0194] 1…载荷检测部;11、12、13、14…载荷检测器;2…A/D转换部;3…控制部;31…重心位置计算部;32…体动检测部;33…波形分离部;34…振动坐标设定部;35…波形描绘部;36…描绘补偿部;4…存储部;5…显示部;6…报知部;7…输入部;100…生物体信息监视系统;BD…床;BDS…床系统;GT…重心轨迹;S…被检测对象。

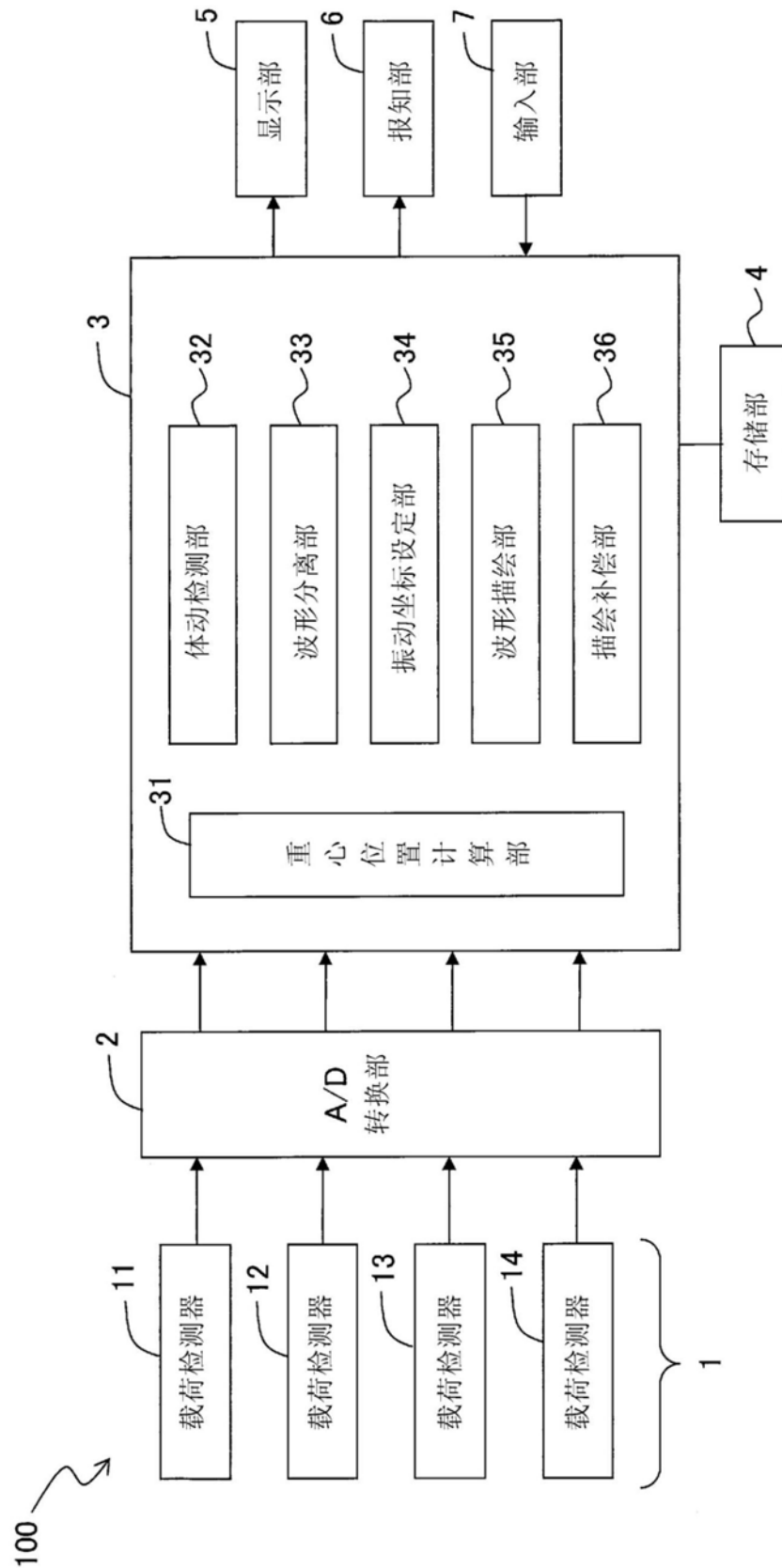


图1

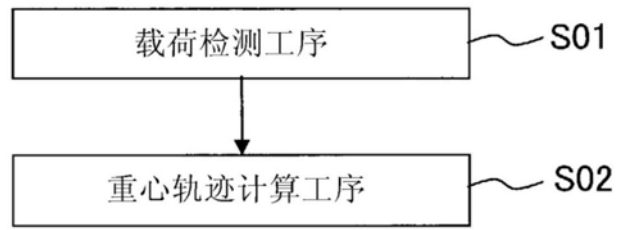


图2

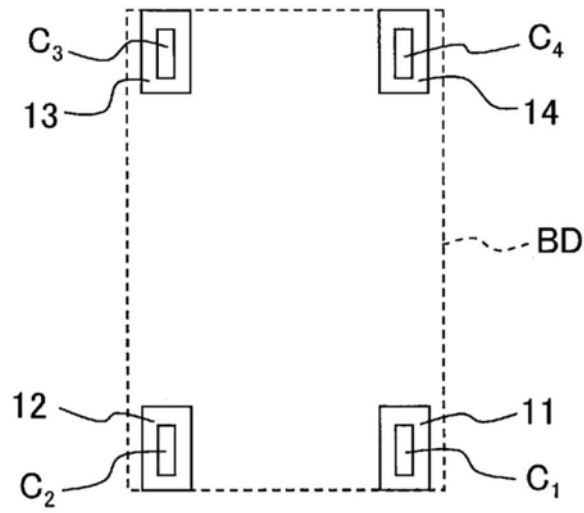


图3

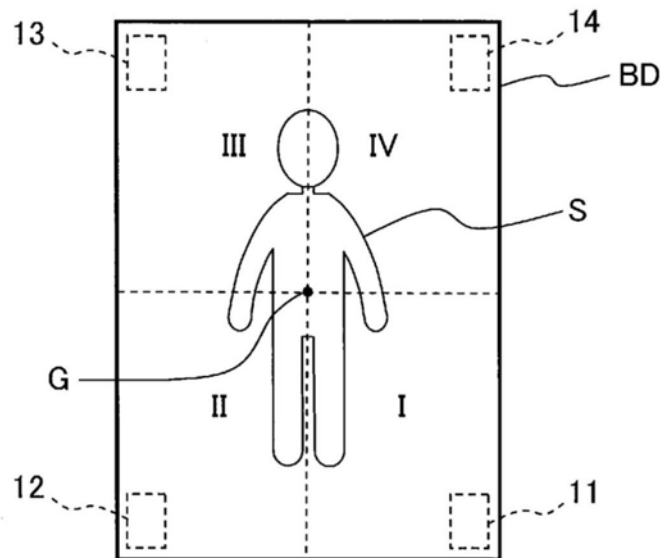


图4

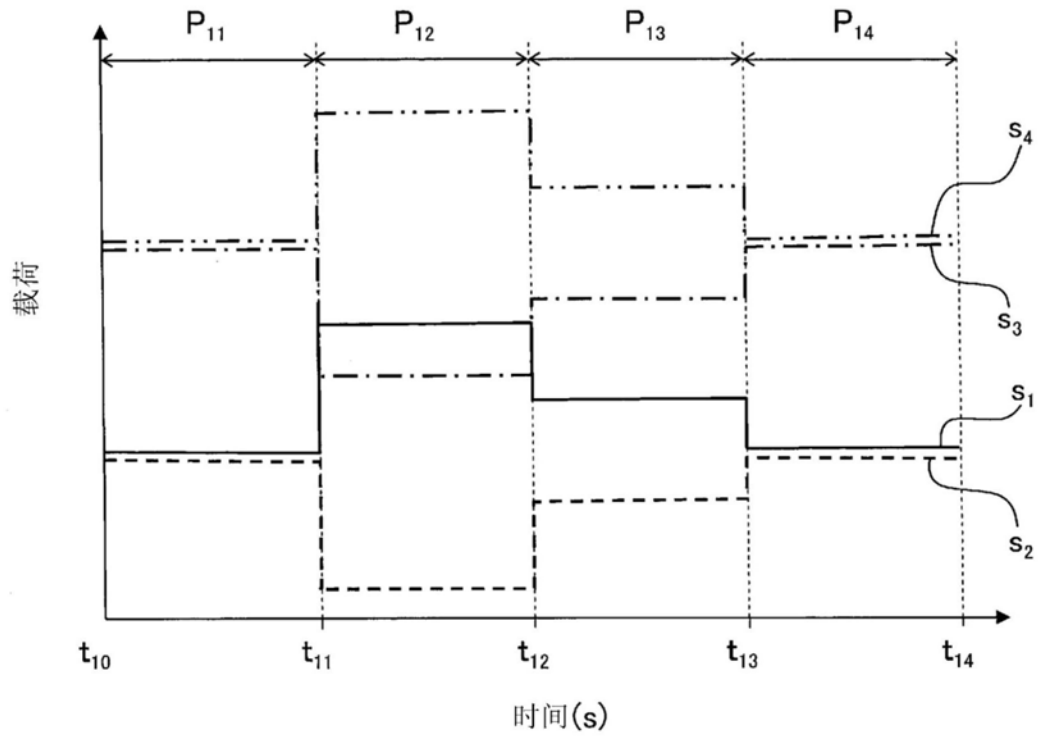


图5

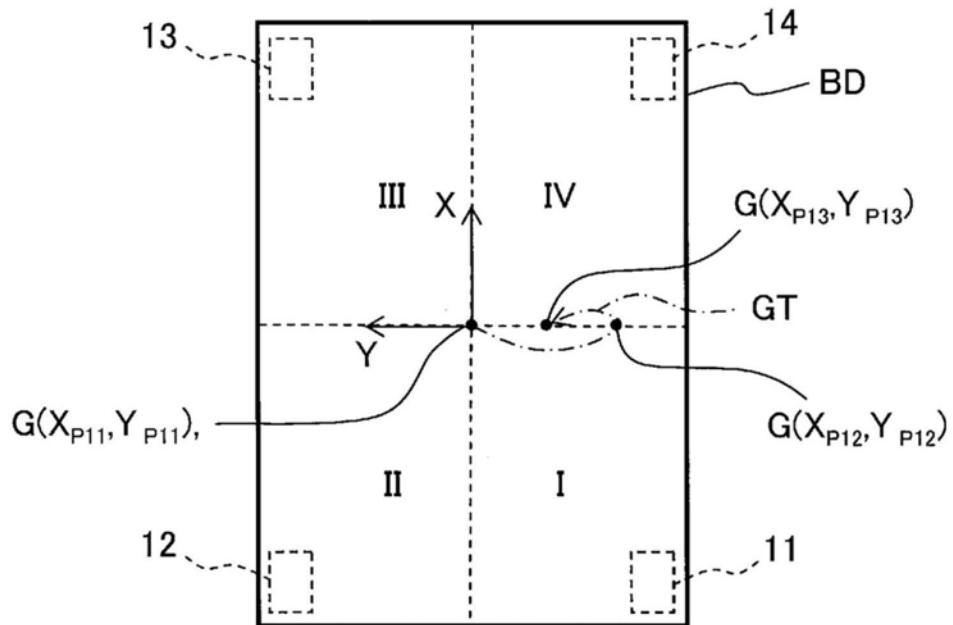


图6

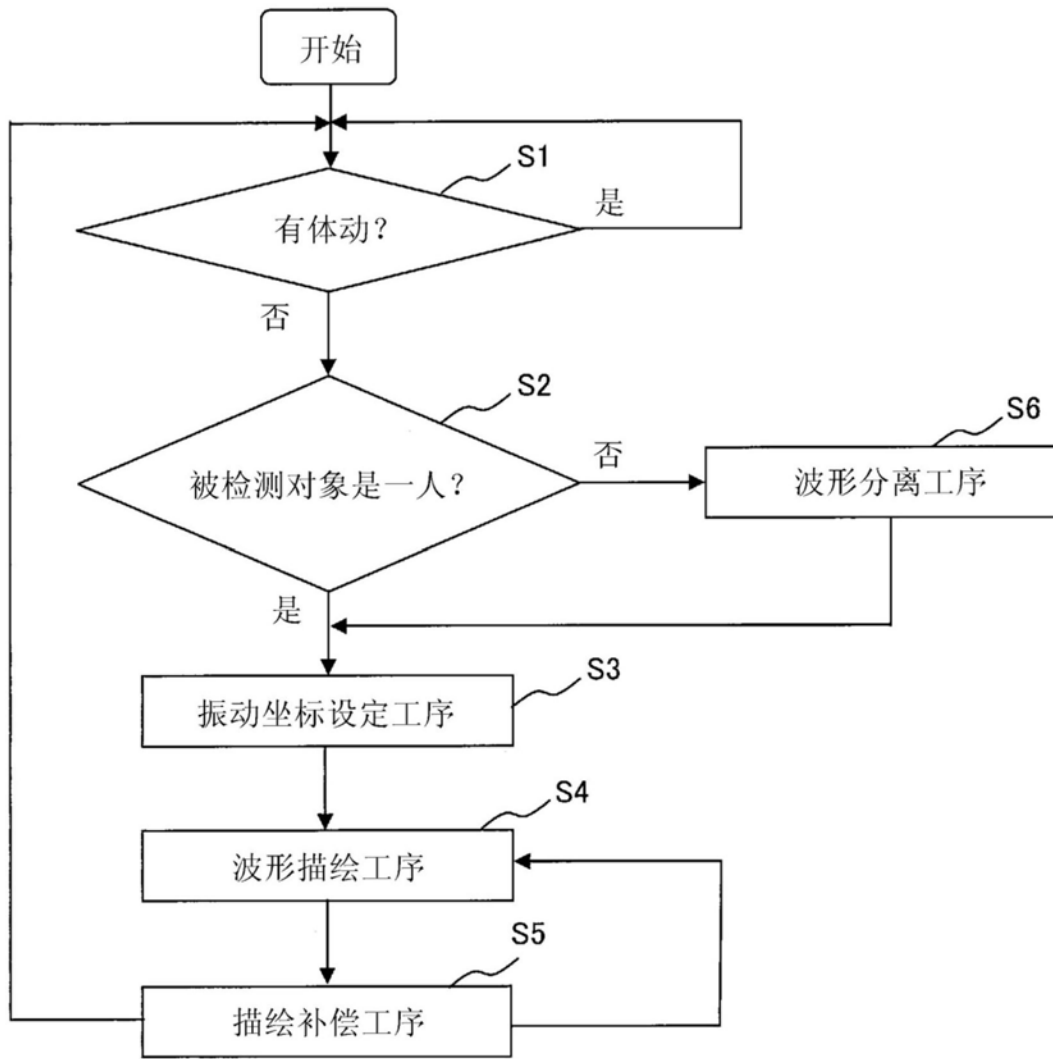


图7

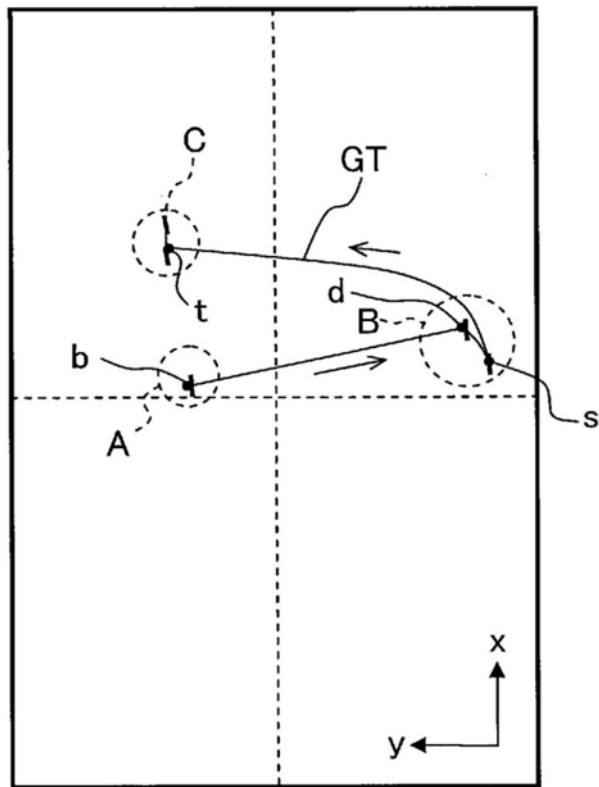


图8

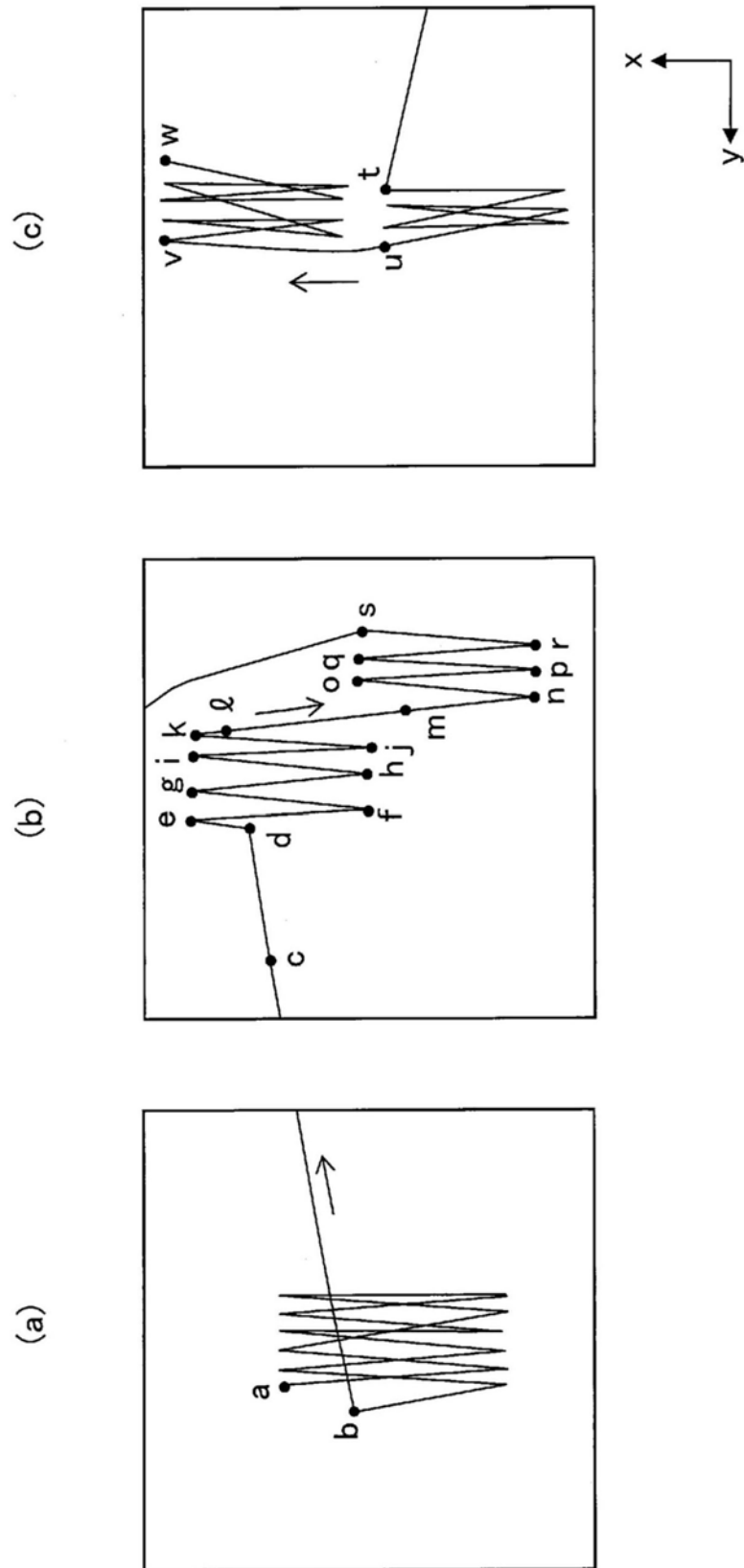


图9

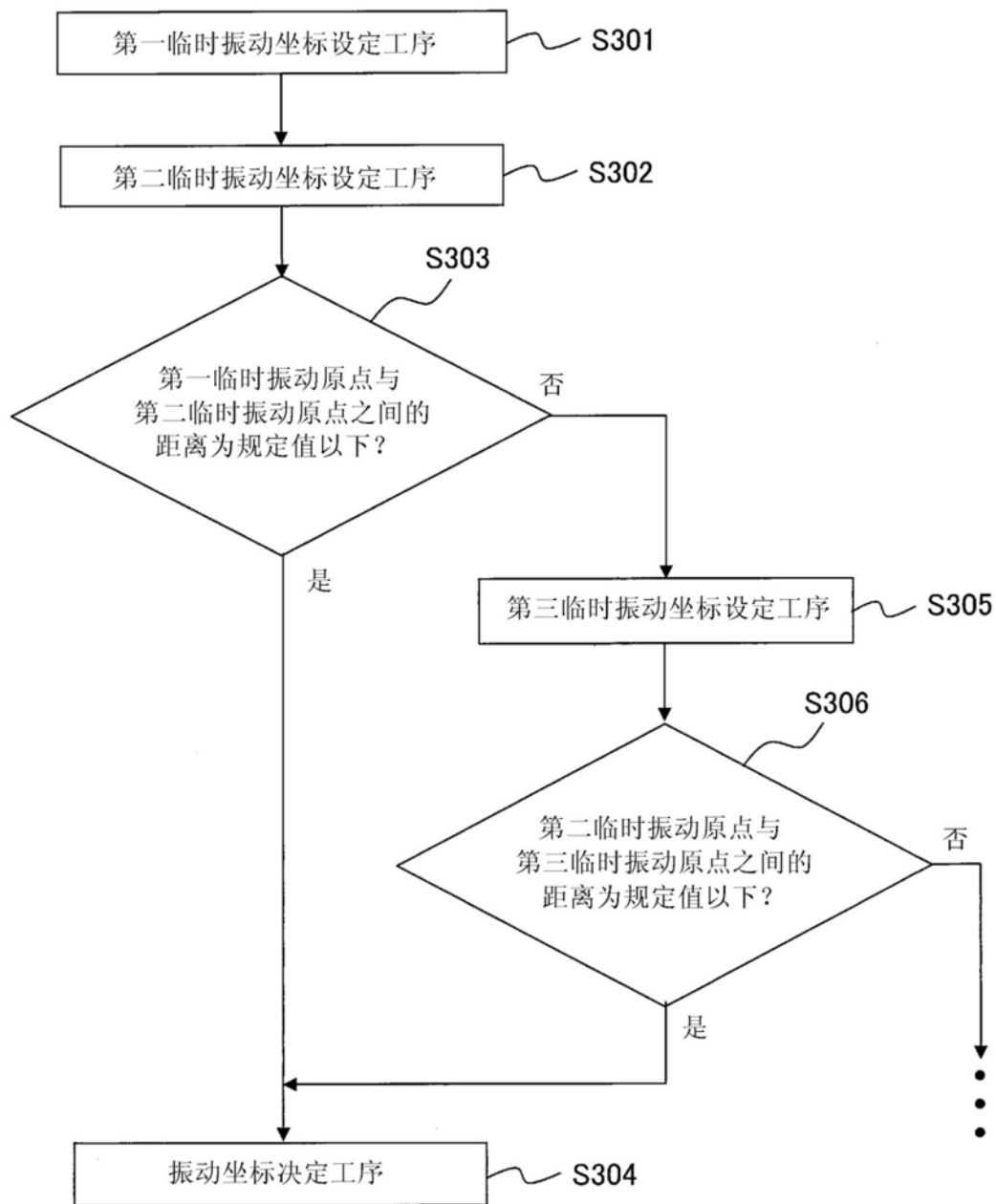


图10

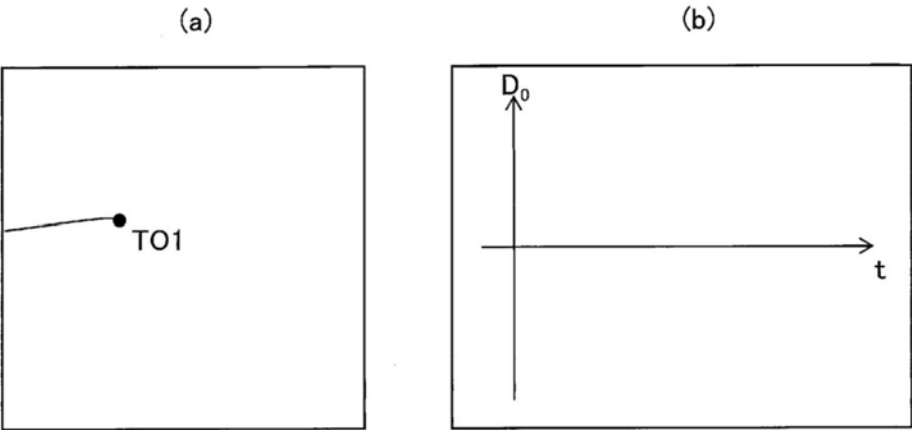


图11

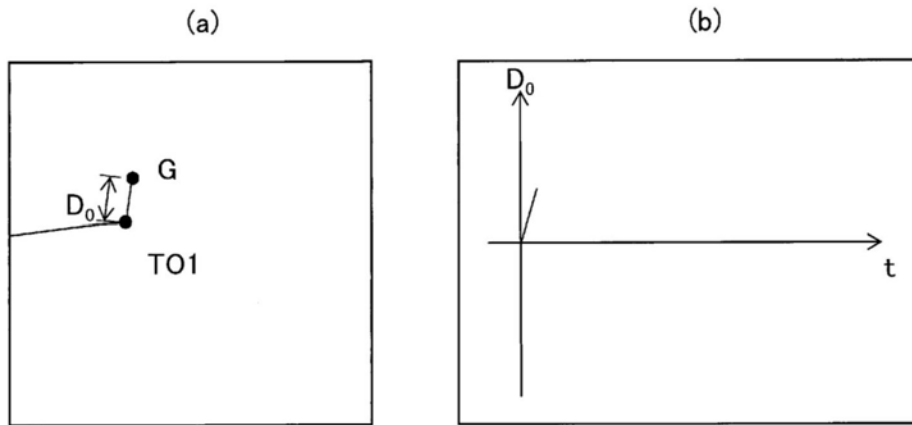


图12

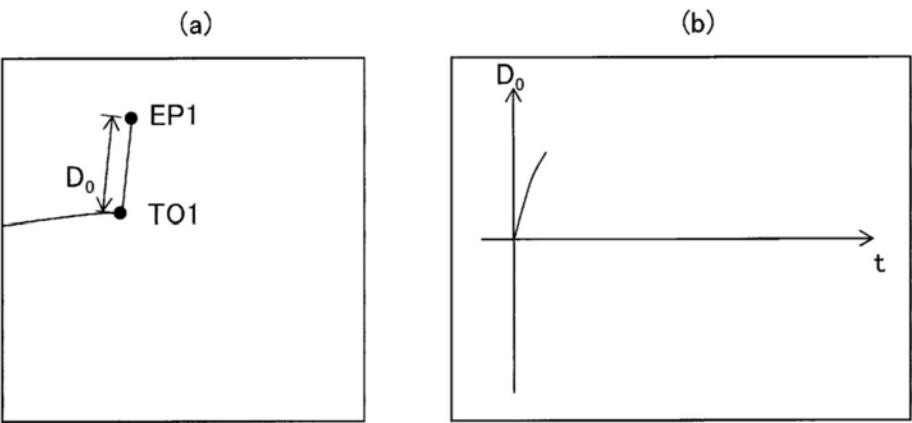


图13

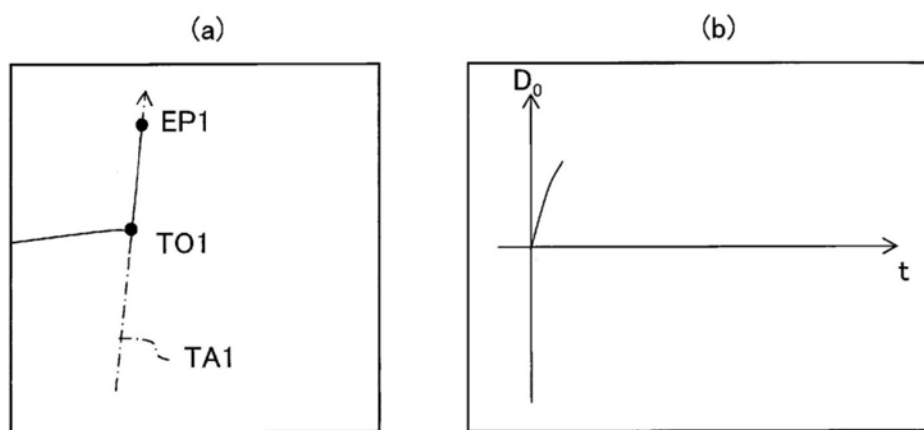


图14

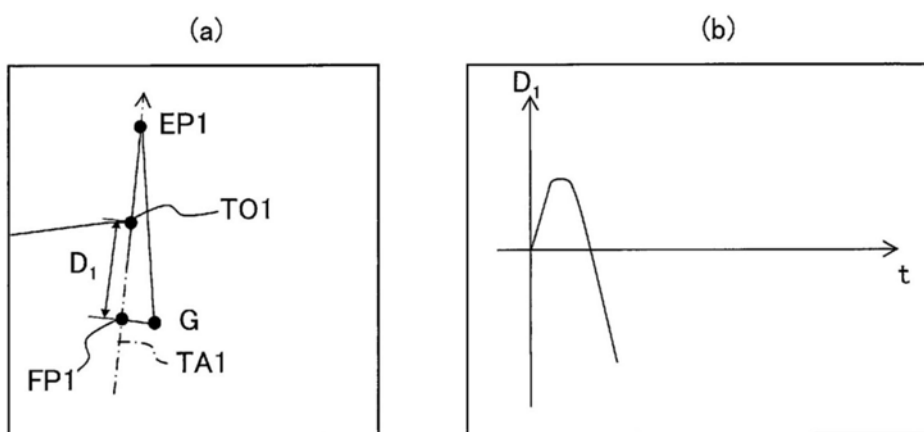


图15

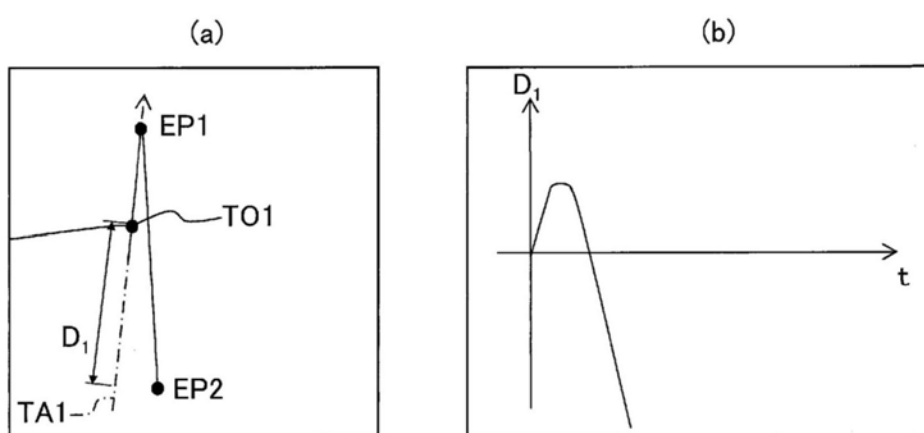


图16

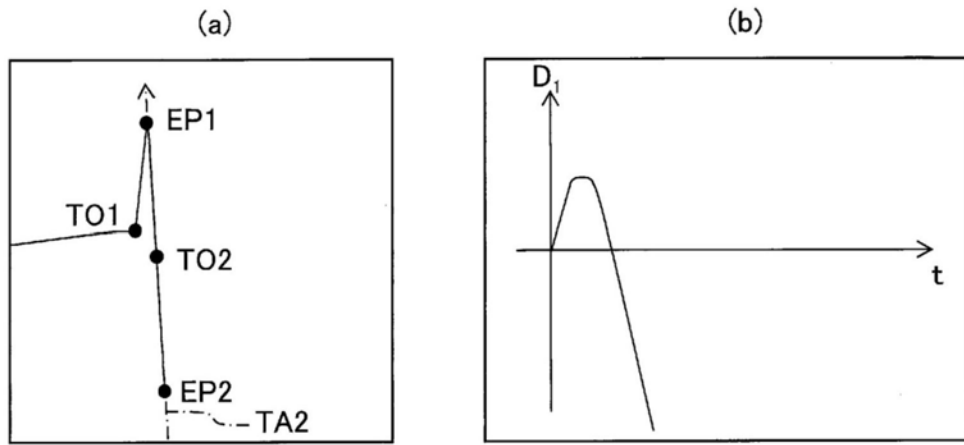


图17

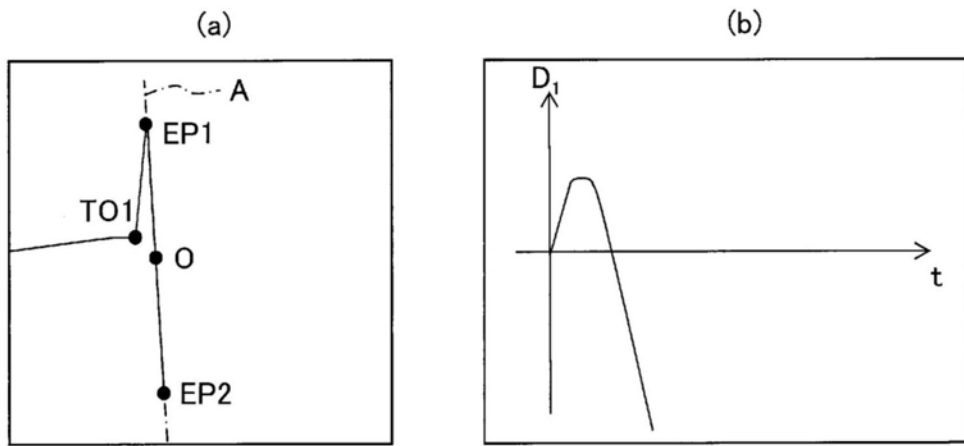


图18

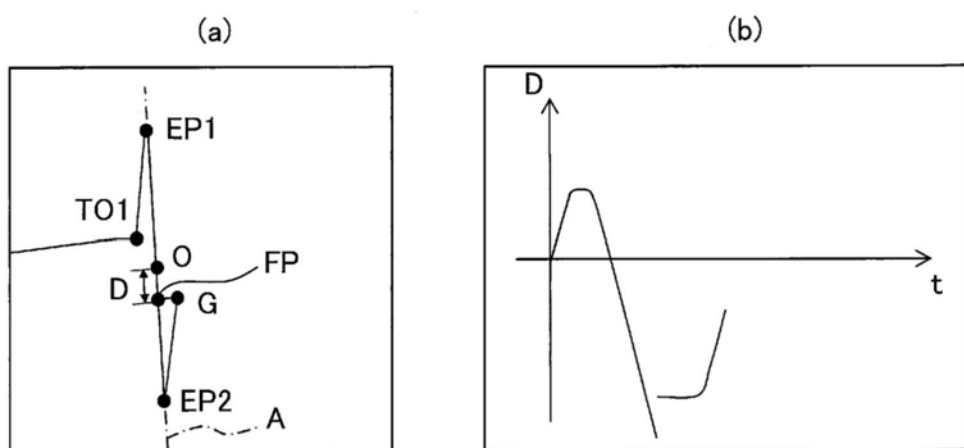


图19

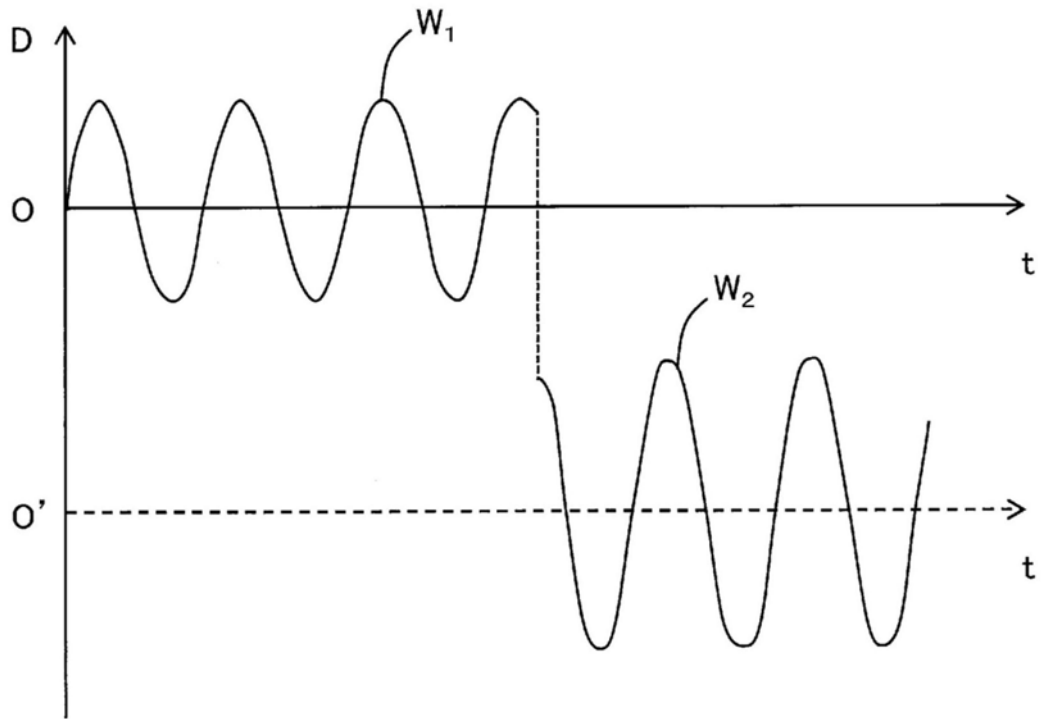


图20

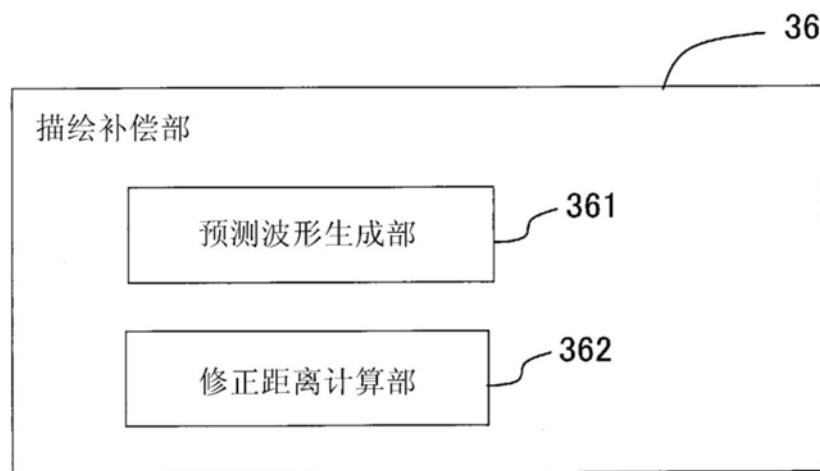


图21

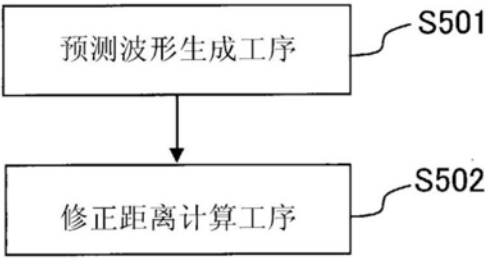


图22

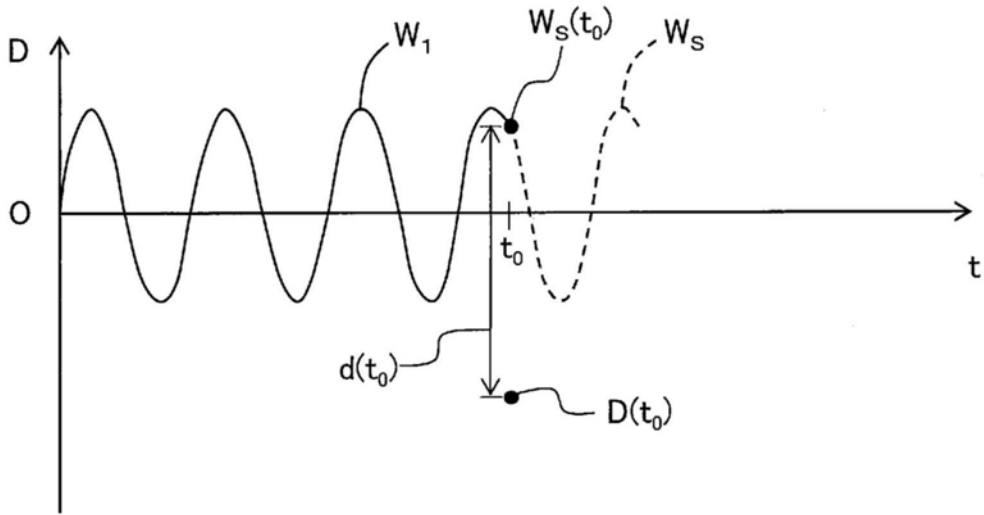


图23

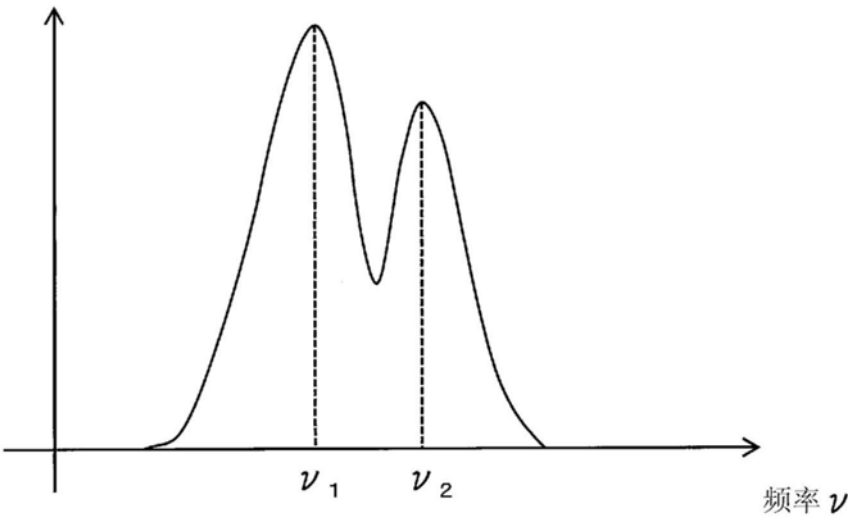


图24

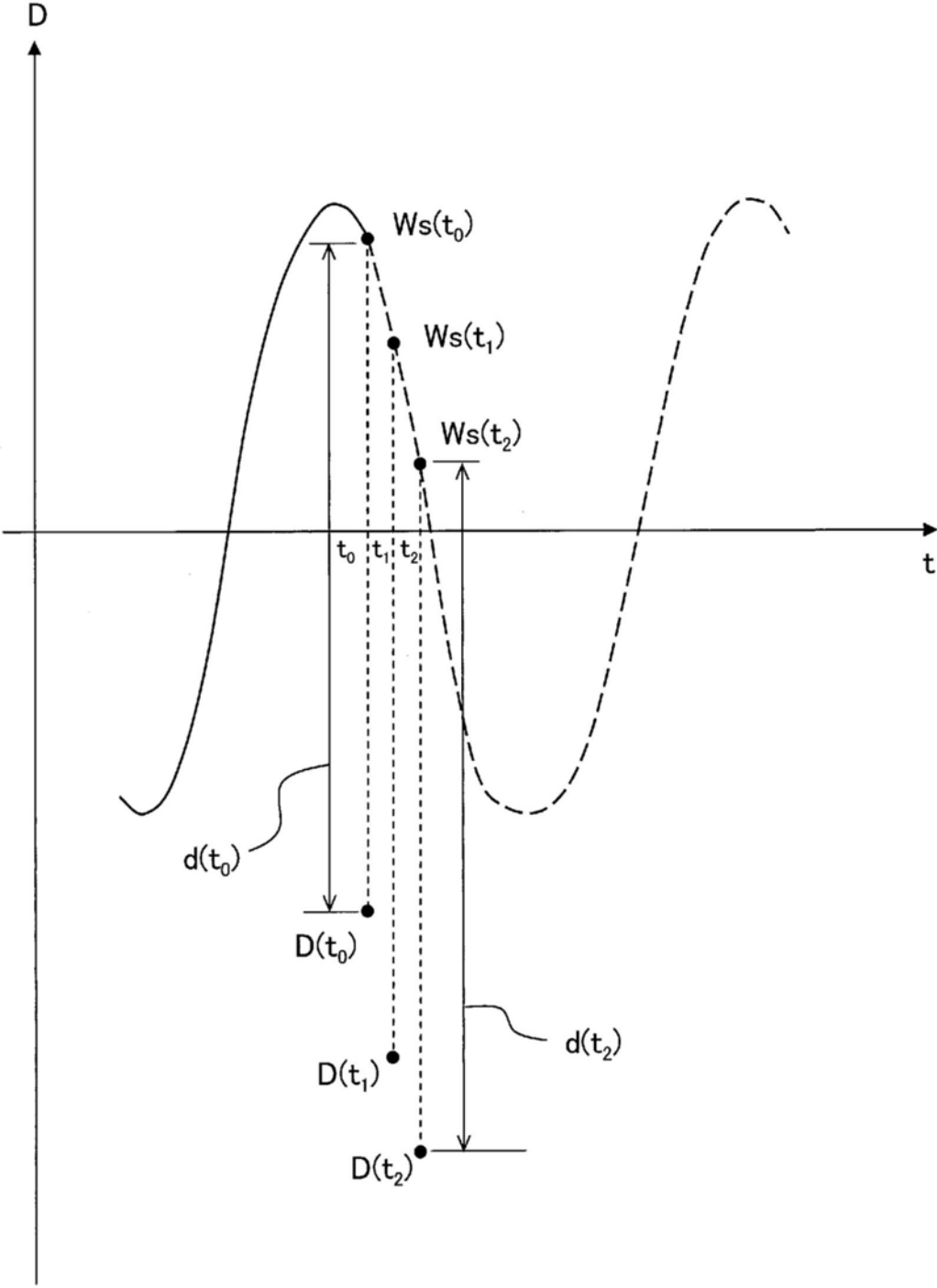


图25

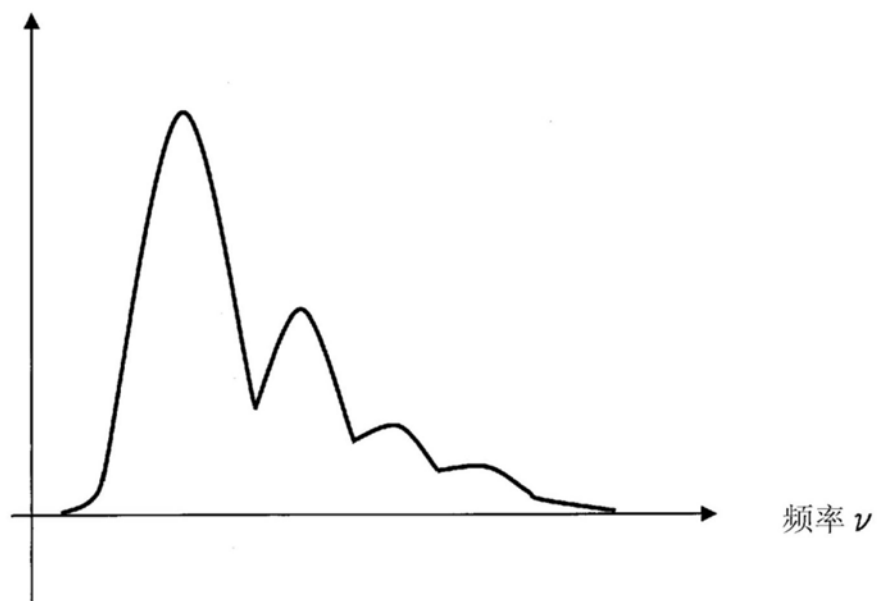


图26

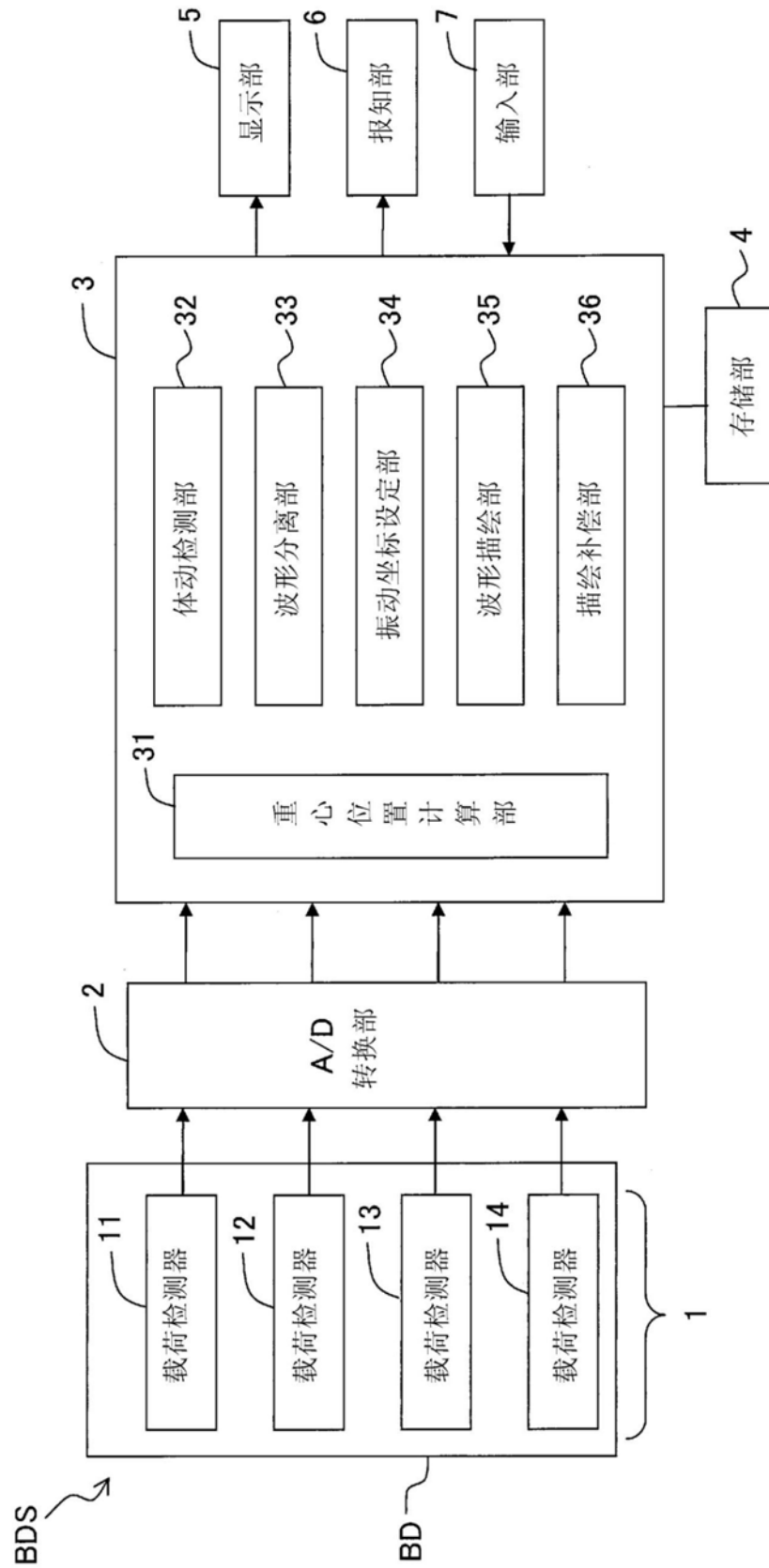


图27

专利名称(译)	呼吸波形描绘系统以及呼吸波形描绘方法		
公开(公告)号	CN109475323B	公开(公告)日	2020-05-26
申请号	CN201780042224.0	申请日	2017-05-16
[标]申请(专利权)人(译)	美蓓亚株式会社		
[标]发明人	赤津浩之 饭田德仁		
发明人	赤津浩之 饭田德仁		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/00 A61B5/113 A61G7/05		
CPC分类号	A61B5/0803 A61B5/0816 A61B5/1102 A61B5/1121 A61B5/113 A61B5/6891 A61B5/6892 A61G7/05 G01G19/445 A61B5/00 A61B5/08 A61G7/0527		
代理人(译)	王培超		
优先权	2016098861 2016-05-17 JP		
其他公开文献	CN109475323A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种呼吸波形描绘系统(100)，其描绘床(BD)上的被检测对象的呼吸波形，具备：多个载荷检测器(11、12、13、14)，它们设置于床或床的床腿下方，检测被检测对象的载荷；重心位置计算部(31)，其基于上述载荷计算被检测对象的重心位置；波形描绘部(35)，其基于上述重心位置随时间的变动描绘被检测对象的呼吸波形；以及描绘补偿部(36)，其对上述呼吸波形的描绘状态进行补偿，上述描绘补偿部具备：预测波形生成部(361)，其基于上述重心位置过去随时间的变动生成被检测对象的呼吸波形的预测波形；和修正距离计算部(362)，其计算规定的取样时刻的、上述呼吸波形与上述预测波形之间的距离，上述描绘补偿部与上述距离相应地对上述呼吸波形的描绘状态进行补偿。

