



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110740684 A

(43)申请公布日 2020.01.31

(21)申请号 201880018046.2

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

(22)申请日 2018.02.06

代理人 舒艳君 王玮

(30)优先权数据

2017-023032 2017.02.10 JP

(51)Int.Cl.

A61B 5/11(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/00(2006.01)

2019.09.12

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2018/003929 2018.02.06

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/147252 JA 2018.08.16

(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 饭田德仁 矶野史朗

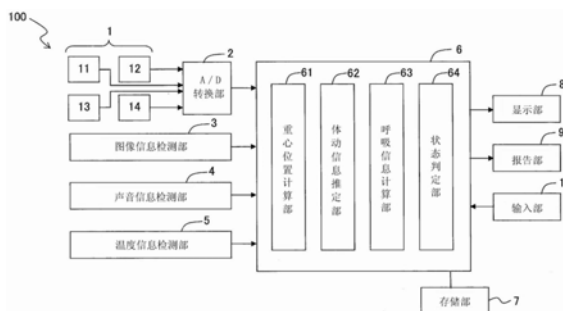
权利要求书1页 说明书14页 附图10页

(54)发明名称

床监测系统

(57)摘要

本发明涉及床监测系统。监视床上的受检者的床监测系统(100)具备:多个载荷检测器(11、12、13、14),设置于床或者床的腿下,检测上述受检者的载荷;重心位置计算部(61),基于上述检测到的载荷来求出上述受检者的重心位置的时间上的变动;体动信息决定部(62),基于上述求出的重心位置的时间上的变动来求出体动信息,上述体动信息是与上述受检者的与呼吸不同的身体的全部或者一部分的移动有关的信息;呼吸数计算部(63),基于上述求出的重心位置的时间上的变动以及由上述体动信息决定部求出的体动信息来计算上述受检者的呼吸数;以及受检者信息检测部(3、4、5),检测上述受检者的图像信息、上述受检者的声音信息以及上述受检者的温度信息中的至少一个。



1. 一种床监测系统,是监视床上的受检者的床监测系统,具备:
多个载荷检测器,设置于床或者床的腿下,检测上述受检者的载荷;
重心位置计算部,基于上述检测到的载荷来求出上述受检者的重心位置的时间上的变动;

体动信息决定部,基于上述求出的重心位置的时间上的变动来求出体动信息,上述体动信息是与上述受检者的与呼吸不同的身体的全部或者一部分的移动有关的信息;

呼吸数计算部,基于上述求出的重心位置的时间上的变动以及由上述体动信息决定部求出的体动信息来计算上述受检者的呼吸数;以及

受检者信息检测部,检测上述受检者的图像信息、上述受检者的声音信息以及上述受检者的温度信息中的至少一个。

2. 根据权利要求1所述的床监测系统,其中,

还具备状态判定部,上述状态判定部使用上述受检者的重心位置、上述受检者的体动信息以及上述受检者的呼吸数中的至少一个、和上述受检者的图像信息、上述受检者的声音信息以及上述受检者的温度信息中的至少一个来判定上述受检者的状态。

3. 根据权利要求1或者2所述的床监测系统,其中,

上述体动信息具有与大的体动有关的信息、以及与和上述大的体动相比上述受检者的规定时间内的重心的移动量小的小的体动有关的信息,上述体动信息决定部包括决定上述与大的体动有关的信息的第一体动信息决定部和决定小的体动信息的第二体动信息决定部。

4. 根据权利要求1~3中的任意一项所述的床监测系统,其中,

上述受检者信息检测部包括检测上述受检者的图像信息的图像信息检测部、检测上述受检者的声音信息的声音信息检测部以及检测上述受检者的温度信息的温度信息检测部。

5. 一种床系统,具备:

床;以及

根据权利要求1~4中的任意一项所述的床监测系统。

床监测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及使用载荷检测器和其它信息检测部来监视床上的受检者的状态的床监测系统。

背景技术

[0002] 提出在医疗、护理的现场,使用载荷检测器等非侵入地监测床上的患者、被护理人员的状态。

[0003] 专利文献1公开了基于来自配置在床的腿下的多个载荷检测器的输出来探测床上的受检者的呼吸的有无,并判定受检者是否在床上的床的在床探测方法。

[0004] 专利文献2公开了基于来自配置在床的腿下的多个载荷检测传感器的输出来检测床上的受检者的呼吸数、脉搏数、呼噜的有无等的生物体生理检测装置。

[0005] 专利文献1:日本特开2008-264338号

[0006] 专利文献2:日本专利第4883380号

[0007] 在专利文献1、2所公开的非侵入的监测中,期望提高监测精度。另外,能够利用专利文献1所示的方法、专利文献2所示的装置进行监测的项目是有限的,很难说能够充分满足医疗现场、护理现场的需求。

发明内容

[0008] 鉴于上述,本发明的目的在于提供能够非侵入、精度良好地监测与受检者有关的各种项目的床监测系统。

[0009] 根据本发明的第一方式,提供一种提供床监测系统,是监视床上的受检者的床监测系统,具备:

[0010] 多个载荷检测器,设置于床或者床的腿下,检测上述受检者的载荷;

[0011] 重心位置计算部,基于上述检测到的载荷来求出上述受检者的重心位置的时间上的变动;

[0012] 体动信息决定部,基于上述求出的重心位置的时间上的变动来求出体动信息,上述体动信息是与上述受检者的与呼吸不同的身体的全部或者一部分的移动有关的信息;

[0013] 呼吸数计算部,基于上述求出的重心位置的时间上的变动以及由上述体动信息决定部求出的体动信息来计算上述受检者的呼吸数;以及

[0014] 受检者信息检测部,检测上述受检者的图像信息、上述受检者的声音信息以及上述受检者的温度信息中的至少一个。

[0015] 第一方式的床监测系统还可以具备状态判定部,上述状态判定部使用上述受检者的重心位置、上述受检者的体动信息以及上述受检者的呼吸数中的至少一个、和上述受检者的图像信息、上述受检者的声音信息以及上述受检者的温度信息中的至少一个来判定上述受检者的状态。

[0016] 在第一方式的床监测系统中,也可以,上述体动信息具有与大的体动有关的信息、

以及与和上述大的体动相比上述受检者的规定时间内的重心的移动量小的小的体动有关的信息,上述体动信息决定部包括决定上述与大的体动有关的信息的第一体动信息决定部和决定小的体动信息的第二体动信息决定部。

[0017] 在第一方式的床监测系统中,也可以,上述受检者信息检测部包括检测上述受检者的图像信息的图像信息检测部、检测上述受检者的声音信息的声音信息检测部以及检测上述受检者的温度信息的温度信息检测部。

[0018] 根据本发明的第二方式,提供一种床系统,该床系统具备:

[0019] 床;以及

[0020] 第一方式的床监测系统。

[0021] 根据本发明的床监测系统,能够非侵入、精度良好地监测与受检者有关的各种项目。

附图说明

[0022] 图1是表示本发明的实施方式所涉及的床监测系统的结构的框图。

[0023] 图2是对床、载荷检测器、图像信息检测部、声音信息检测部以及温度信息检测部的配置进行说明的说明图。图2(a)表示载荷检测器相对于床的配置,图2(b)表示图像信息检测部、声音信息检测部、温度信息检测部相对于床的配置。

[0024] 图3是表示本发明的实施方式所涉及的监测方法的流程图。

[0025] 图4是表示体动信息推定部的结构的框图。

[0026] 图5(a)表示受检者的重心轨迹的一个例子,图5(b)表示通过将图5(a)所示的重心轨迹转换为低的取样频率而获得的重心轨迹。

[0027] 图6(a)、图6(b)、图6(c)表示从图5(a)所示的床上的受检者的重心轨迹除去大的体动轨迹后的轨迹。

[0028] 图7是表示将重心轨迹分解为构成小的体动轨迹的成分和构成呼吸振动轨迹的成分的情形的说明图。

[0029] 图8(a)、图8(b)、图8(c)分别表示从图6(a)、图6(b)、图6(c)所示的轨迹除去小的体动轨迹后的轨迹。

[0030] 图9表示以振动方向与X方向一致的方式旋转的呼吸振动轨迹的一个例子。

[0031] 图10是对判断运动矢量的移动方向的方法进行说明的说明图。

[0032] 图11表示将包括受检者的小的体动轨迹和呼吸振动轨迹的重心轨迹分解为多个运动矢量的情形。

[0033] 图12是表示本发明的实施方式的床系统的整体结构的框图。

具体实施方式

[0034] <实施方式>

[0035] 参照图1~图11,对于本发明的实施方式进行说明。

[0036] 如图1所示,本实施方式的床监测系统100主要具有载荷检测部1、图像信息检测部3、声音信息检测部4、温度信息检测部5、控制部6、存储部7、显示部8。载荷检测部1和控制部6经由A/D转换部2连接。在控制部6还连接有报告部9以及输入部10。

[0037] 载荷检测部1具备四个载荷检测器11、12、13、14。各个载荷检测器11、12、13、14是例如使用梁式的负载传感器来检测载荷的载荷检测器。这样的载荷检测器例如被记载于专利第4829020号、专利第4002905号中。载荷检测器11、12、13、14分别通过布线与A/D转换部2连接。

[0038] 载荷检测部1的四个载荷检测器11、12、13、14配置于受检者使用的床的腿下。具体而言,如图2(a)、图2(b)所示那样,载荷检测器11、12、13、14分别配置于在床BD的四个角的腿下端部安装的小脚轮C₁、C₂、C₃、C₄之下。

[0039] A/D转换部2具备将来自载荷检测部1的模拟信号转换为数字信号的A/D转换器,分别通过布线与载荷检测部1和控制部6连接。

[0040] 在本实施方式中,图像信息检测部3是安装于床BD的上方的天花板CE上以便能够拍摄床BD的上表面的全部区域的摄像机,并具备红外线拍摄功能,以便即使在暗处也能够拍摄床BD上的受检者。

[0041] 在本实施方式中,声音信息检测部4是设置于床BD的床板BD1上的薄型麦克风。声音信息检测部4内置在靠近受检者的头部的床板BD1上,以便能够良好地采集床BD上的受检者的呼吸声音等。

[0042] 在本实施方式中,温度信息检测部5是安装于床BD的上方的天花板CE上以便能够检测床BD的上表面的全部区域的红外热像仪。

[0043] 图像信息检测部3、声音信息检测部4、温度信息检测部5分别通过布线与控制部6连接。

[0044] 控制部6是专用或者通用的计算机,内部构建有重心位置计算部61、体动信息推定部(体动信息决定部)62、呼吸信息计算部63、状态判定部64。

[0045] 存储部7是存储在床监测系统100中检测/推定/计算出的各种信息、用于状态判定的参照数据等的存储装置,例如可以使用硬盘(磁盘)。显示部是将从控制部6输出的信息向床监测系统100的使用者显示的液晶监视器等监视器。

[0046] 报告部9是基于来自控制部6的信息通过听觉方式进行规定的报告的装置,例如具备扬声器。输入部10是用于对控制部6进行规定的输入的接口,可以为键盘以及鼠标。

[0047] 对使用这样的床监测系统100来监视床上的受检者的动作进行说明。此处,作为一个例子,受检者的监视包括求出受检者的体动或呼吸的情形、受检者是否在床BD上的在床判定、受检者的生死判定等(详细后述)。

[0048] 如图3所示那样,使用了床监测系统100的受检者的监视包括:检测受检者的载荷的载荷检测工序(S1);基于检测到的载荷来计算受检者的重心位置的时间上的变动(重心轨迹)的重心轨迹计算工序(S2);基于求出的重心轨迹来推定(决定)与受检者的体动有关的信息的体动信息推定工序(S3);基于求出的重心轨迹来计算与受检者的呼吸有关的信息的呼吸信息计算工序(S4);检测与床上的受检者有关的图像信息的图像信息检测工序(S5);检测与床上的受检者有关的温度信息的温度信息检测工序(S7);基于受检者的重心位置、体动信息、呼吸信息、图像信息、声音信息、温度信息来判定受检者的状态的状态判定工序(S8);以及对判定出的受检者的状态进行显示的显示工序(S9)。

[0049] <载荷检测工序>

[0050] 在载荷检测工序S1中,使用载荷检测器11、12、13、14来检测床BD上的受检者S的载荷。由于载荷检测器11、12、13、14如上述那样分别配置于小脚轮C₁、C₂、C₃、C₄之下,所以施加于床BD的上表面的载荷向四个载荷检测器11、12、13、14分散而被探测。

[0051] 载荷检测器11、12、13、14分别检测载荷(载荷变化),并作为模拟信号而输出至A/D转换部2。A/D转换部2将取样周期例如设为5毫秒,将模拟信号转换为数字信号,并作为数字信号(以下“载荷信号”)而输出至控制部6。以下,将从载荷检测器11、12、13、14输出并在A/D转换部2中经过数字转换的载荷信号分别称为载荷信号S₁、S₂、S₃、S₄。

[0052] <重心轨迹计算工序>

[0053] 在重心轨迹计算工序S2中,重心位置计算部61基于来自载荷检测器11~14的载荷信号s₁~s₄,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上的受检者S的重心G的位置G(X,Y),求出受检者S的重心G的位置的时间上的变动(重心轨迹GT)。此处,(X,Y)表示以床BD的中心部为原点将长边方向设为X并将短边方向设为Y的XY坐标面上的坐标(图2(a))。

[0054] 重心位置计算部61对重心G的位置G(X,Y)的计算通过如下的运算来进行。即,将载荷检测器11、12、13、14的坐标分别设为(X₁₁,Y₁₁)、(X₁₂,Y₁₂)、(X₁₃,Y₁₃)、(X₁₄,Y₁₄)、将载荷检测器11、12、13、14的载荷的检测值分别设为W₁₁、W₁₂、W₁₃、W₁₄,通过下式来计算G(X,Y)。

[0055] [算式1]

$$[0056] \quad X = \frac{X_{11} \times W_{11} + X_{12} \times W_{12} + X_{13} \times W_{13} + X_{14} \times W_{14}}{W_{11} + W_{12} + W_{13} + W_{14}}$$

[0057] [算式2]

$$[0058] \quad Y = \frac{Y_{11} \times W_{11} + Y_{12} \times W_{12} + Y_{13} \times W_{13} + Y_{14} \times W_{14}}{W_{11} + W_{12} + W_{13} + W_{14}}$$

[0059] 重心位置计算部61基于上述的算式1、算式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)的时间上的变动,即重心轨迹GT,并例如使存储部7存储。

[0060] <体动信息推定工序S3、呼吸信息计算工序S4>

[0061] 在体动信息推定工序S3中,体动信息推定部62基于在重心轨迹计算工序S2中计算出的重心轨迹GT来推定与受检者的体动有关的信息。在呼吸信息计算工序S4中,呼吸信息计算部63基于在重心轨迹计算工序S2中计算出的重心轨迹GT以及与受检者的体动有关的信息来计算与受检者的呼吸有关的信息(呼吸数、呼吸换气量等)。

[0062] 基于如下的原理来进行与受检者S的体动有关的信息的推定以及与受检者S的呼吸有关的信息的计算。

[0063] 本发明的发明人发现,基于床BD上的受检者S的生物体活动(包括身体移动以及呼吸)和受检者S的重心G的位置的时间上的变动的情形的观察,能够将受检者S的生物体活动分类为“大的体动”、“小的体动”,以及“呼吸”、以及与大的体动对应的重心G的位置的时间上的变动的轨迹(以下称为“大的体动轨迹”)、与小的体动对应的重心G的位置的时间上的变动的轨迹(以下称为“小的体动轨迹”)、以及与呼吸对应的重心G的位置的时间上的变动的轨迹(以下称为“呼吸振动轨迹”)分别表示不同的特征。

[0064] 在本说明书以及本发明中，“大的体动”意味着受检者的体动中伴随着躯体部(躯干)的移动而产生的比较大的体动,具体而言,例如翻身、起身等。在受检者产生大的体动时,一般受检者的体轴的方向(受检者的脊柱延伸的方向)发生变化。

[0065] 若从重心G的位置的时间上的变动的情形这样的观点考虑来定义大的体动,则一般大的体动能够被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G的移动,即产生重心G的比较高速度下的移动的体动。具体地,例如能够将产生超过规定值V的速度下的重心移动的体动定义为大的体动。或者基于与由小的体动产生的重心的位置的时间上的变动的差异,例如能够将在单位时间内,与由小的体动引起的重心G的移动距离相比,使重心G移动比规定倍左右还大的体动定义为大的体动。大的体动轨迹是这样的重心G的移动的轨迹。

[0066] 在本说明书以及本发明中，“小的体动”意味着受检者的体动中不伴随着躯体部(躯干)的运动的比较小的移动,具体地,例如仅手脚或头部的运动等。

[0067] 若从重心G的位置的时间上的变动的情形这样的观点考虑来定义小的体动,则一般小的体动能够定义为单位时间内的比较短的距离的重心G的移动,即,产生重心G的比较低速度下的移动的体动。具体地,例如能够将产生移动速度为规定值v左右的重心移动的体动定义为小的体动。

[0068] 另外,根据在判定工序S8中判定的内容,可以将移动速度是规定值v左右且不具有周期性,产生朝向与受检者S的体轴方向不同的方向的重心移动的体动定义为小的体动。例如在身体状态的判定中能够从“小的体动”除去手足的痉挛的情况下可以采用这样的定义。小的体动轨迹是这样的重心G的移动的轨迹。

[0069] 与呼吸对应的重心G的位置的时间上的变动的情形如下那样。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。此处,在吸气时,即,在肺膨胀时,横隔膜向下方下降,内脏也向下方移动。而在呼气时,即,在肺收缩时,横隔膜向上方上升,内脏也向上方移动。本发明的发明人通过与这样的呼吸有关的研究发现了由于呼吸伴随着该内脏的上下移动,所以通过呼吸,重心G大致沿着受检者的上下方向(脊柱的方向)即,大致沿着体轴方向振动。因此,明白表现为体轴方向的重心的振动的呼吸、和表现为与体轴方向不同的方向的重心的移动的小的体动能够区别。

[0070] 本实施方式的体动信息推定部62基于大的体动轨迹、小的体动轨迹、呼吸振动轨迹具有上述那样的不同的特征,来确定受检者的重心移动的轨迹中的大的体动轨迹以及小的体动轨迹,并基于确定出的大的体动轨迹以及小的体动轨迹来推定受检者的体动的内容。

[0071] 同样地,本实施方式的呼吸信息计算部63确定受检者的重心移动的轨迹中的呼吸振动轨迹,并基于确定出的呼吸振动轨迹来计算受检者的呼吸信息,例如呼吸数、呼吸换气量。

[0072] 体动信息推定部62基于受检者S的重心轨迹GT来推定受检者S的体动信息的方法的具体例如下。

[0073] 体动信息推定部62如图4所示那样,具备重心轨迹获取部620,从存储部7取出受检者S的重心轨迹;大的体动信息推定部(第一体动信息决定部)621,基于取出的重心轨迹GT来推定受检者S的大的体动的情形;以及小的体动信息推定部(第二体动信息决定部)622,

基于取出的重心轨迹GT来推定受检者S的小的体动的情形。

[0074] 体动信息推定部62首先使用重心轨迹获取部620从存储部7取出规定期间中的受检者S的重心轨迹GT。取出的重心轨迹GT的一个例子如图5(a)所示那样。图5(a)所示的重心轨迹GT示出受检者S通过大的体动(翻身等)而在床上沿左右方向往复一次。另外,示出在未产生大的体动的期间(以下,称为“稳定体位期间”)中,受检者S的重心G在区域A、B、C内分别移动的情形。区域A、B、C内的重心G的移动起因于受检者S的小的体动以及呼吸而产生。

[0075] 体动信息推定部62接下来使用大的体动信息推定部621根据重心轨迹GT确定受检者S的大的体动轨迹。大的体动信息推定部621能够对各取样时刻下的重心G的位置进行解析,并基于“大的体动”的定义适当地确定与大的体动对应的重心G的移动的轨迹(大的体动轨迹)。具体而言例如在重心G在规定时间内移动超过规定距离的情况下,确定该移动的轨迹是大的体动轨迹。

[0076] 大的体动信息推定部621使用如下的方法来判断重心G是否在规定时间内移动超过规定距离。首先,将图5(a)所示的重心轨迹GT转换为已转换成更低的取样频率的重心轨迹GT1(图5(b))。向更低的取样频率的转换能够通过间隔剔除以取样周期5毫秒所获取到的重心位置G的数据,或实施移动平均处理来进行。或者,也能够通过对重心轨迹GT进行频率分解,并通过低通滤波器取出规定的低频率成分来进行。此外,优选低的取样频率设为短到足以提取大的体动的程度的周期(大的频率)、且长到不会受到小的体动、呼吸等其它因素对重心的变动的影响的程度的周期(小的频率)。

[0077] 在图5(b)中,点A1与点B1之间的轨迹例如向右方向以超过规定值的速度移动。因此,大的体动信息推定部621将该区间中的轨迹确定为大的体动轨迹。同样地,点B2与点C1之间的轨迹也例如向左方向以超过规定值的速度移动。因此,大的体动信息推定部621将该区间中的轨迹确定为大的体动轨迹。

[0078] 大的体动信息推定部621接下来基于确定出的大的体动轨迹来推定受检者S的大的体动的内容。具体地,例如,如果大的体动轨迹是沿着床BD的短边方向的直线的轨迹,则推定为受检者S进行了翻身。作为其它的例子,如果大的体动轨迹是沿着床BD的长边方向的直线的轨迹,则推定为受检者S抬起上身。

[0079] 此外,也可以事先创建表示各种形态的受检者S的大的体动和伴随着这些大的体动而显示出的大的体动轨迹的关系的表格,并存储至存储部7,大的体动信息推定部621对确定出的大的体动轨迹和使存储部7存储的表格进行对照来推定受检者S的大的体动的情形。

[0080] 大的体动信息推定部621与推定受检者S的大的体动的内容同时,或者在此前后,从重心轨迹GT除去大的体动轨迹,并将除去大的体动轨迹后的重心轨迹GT发送至小的体动轨迹推定部622。图6(a)~图6(c)表示从图5(a)所示的重心轨迹GT除去大的体动轨迹。图6(a)是图5(a)的区域A中的重心轨迹GT,图6(b)是图5(a)的区域B中的重心轨迹GT,图6(c)是图5(a)的区域C中的重心轨迹GT。这些分别相当于稳定体位期间中的重心轨迹GT。

[0081] 接下来,体动信息推定部62使用小的体动信息推定部622,将除去大的体动轨迹后的重心轨迹GT分离为小的体动轨迹和呼吸振动轨迹,确定小的体动轨迹。以将区域B的重心轨迹GT(图6(b))分离为小的体动轨迹和呼吸振动轨迹分离的工序为例,对具体的工序进行说明。

[0082] 小的体动信息推定部622能够对各取样时刻下的重心G的位置进行解析,并基于“小的体动”的定义以及/或者呼吸振动轨迹的特性(即,是沿着体轴方向的周期性的振动这个特性),适当地分离与小的体动对应的重心G的移动的轨迹(小的体动轨迹)和呼吸振动轨迹。具体地,例如,将在重心轨迹GT所包含的特定的方向(体轴方向)上周期性地振动的重心轨迹视为呼吸振动轨迹,将与这样的重心轨迹不同的重心轨迹视为小的体动轨迹。

[0083] 在图6(b)中,重心轨迹GT包括表示仅由呼吸引起的重心G的移动的部分gt1以及gt3、和表示由呼吸以及小的体动引起的重心G的移动的部分gt2,表示由呼吸以及小的体动引起的重心G的移动的部分gt2与表示仅由呼吸引起的重心G的移动的部分gt1、gt3的重心轨迹不同,不在特定的方向上周期性地振动(此外,部分gt1、gt3的振动轨迹实际上在沿着振动方向的一个轴上重复地出现,但在图6(b)中,为了说明,在与体轴方向正交的方向上错开进行描述。在图8(a)~图8(c)、图9、图11中,也是同样的)。

[0084] 因此,作为分离小的体动轨迹进行提取的一个方法,仅将在特定的方向上周期性地振动的重心轨迹(gt1、gt3)视为呼吸振动轨迹并除去,将其它部分(gt2)作为小的体动轨迹进行分离、提取。这样的分离、提取例如利用傅立叶解析等频率解析从过去的呼吸稳定期(受检者S不进行体动而仅进行呼吸的期间)中的重心变动中检测周期性地重复的重心变动,检测具有该频率成分的重心变化的方向,并将此视为由呼吸引起的重心变动。而且,提取当前测定的重心轨迹与呼吸振动轨迹的差分作为小的体动轨迹。

[0085] 作为其它方法,如图7所示那样,将没有成为在特定的方向上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上周期性地振动的重心轨迹的一部分的部分gt21、和其它部分gt22。而且,仅将其它部分gt22视为小的体动轨迹并进行分离、提取。

[0086] 小的体动信息推定部622基于确定出的小的体动轨迹来判定受检者的小的体动。具体地,例如,基于小的体动轨迹的长度(重心G的移动量)来推定受检者S的臂部以及脚部的哪个进行运动。一般地,重量大的脚部移动的情况下显示出的小的体动轨迹比臂部移动的情况下显示出的小的体动轨迹长。作为其它例子,基于确定出通过头部的旋转而显示出的特征性的小的体动轨迹,推定为受检者S改变头的方向。

[0087] 此外,也可以事先创建表示各种形态的受检者S的小的体动和伴随着这些小的体动而显示出的小的体动轨迹的关系的表格,并存储至存储部7,小的体动信息推定部622使用确定出的小的体动轨迹和使存储部7存储的表格来推定受检者S的小的体动的情形。

[0088] 小的体动信息计算部622与小的体动信息的推定同时或者在此前后将分离小的体动轨迹而获得的呼吸振动轨迹发送至呼吸信息计算部63。

[0089] 图8(a)~图8(c)分别表示从图6(a)~图6(c)所示的重心轨迹GT提取出的呼吸振动轨迹GTr。图8(a)~图8(c)所示的呼吸振动轨迹GTr的往复移动的次数相当于受检者S的呼吸数。因此,呼吸信息计算部63基于图8(a)~图8(c)所示的呼吸振动轨迹GTr来计算受检者S的呼吸数(例如一分钟的呼吸数)。

[0090] 具体地,呼吸信息计算部63首先使受检者S的重心轨迹GT的呼吸振动轨迹GTr旋转,以使得振动方向与X轴方向一致(图9)。接下来,呼吸信息计算部63针对图9所示的呼吸振动轨迹GTr,使用多级滤波器组来进行多级的滤波。在各级的滤波中,高频成分作为噪声而被除去。另一方面,对通过各级的滤波而获得的低频成分进行下一级的滤波。在进行规定的级数滤波后,能够将最终级的低频成分视为呼吸次数。

[0091] 接下来,呼吸信息计算部63基于呼吸振动轨迹GTr(图9)来推定受检者S的一次的换气量。此外,呼吸换气量是指与呼吸的深度相当的物理量。

[0092] 在大而深的呼吸时,吸气时肺膨胀时,横隔膜比通常的吸气大幅地移动,并向下方下降,内脏也大幅地向下方移动。另一方面,在呼气时,即,肺收缩时,横隔膜比通常的呼气大幅地移动,并向上方上升,内脏也大幅地向上方移动。反之,在小而浅的呼吸时,内脏的移动比通常状态小。本发明的发明人通过研究发现了根据呼吸的大小,伴随着该内脏移动而产生的重心G的微量移动还出现变化。具体而言,在大而深的呼吸的时,振幅比通常时大,在小而浅的呼吸时,振幅比通常时小。一次的换气量通过与该振幅进行关联而能够计算。例如,预先受检者仰卧在床上的状态下,进行大而深的呼吸,记录此时的换气量和振幅。另外,事先进行小而浅的呼吸,并记录此时的换气量和振幅。基于获取到的基于呼吸的重心轨迹,根据振幅计算呼吸换气量。也可以通过计算一次的换气量来计算一分钟的分钟容量。通过了解一分钟的呼吸次数和分钟容量,能够监视受检者S的呼吸状态总体上是处于良好的状态还是处于较差的状态。

[0093] <图像信息检测工序S5、声音信息检测工序S6、温度信息检测工序S7>

[0094] 在图像信息检测工序S5中,图像信息检测部3拍摄床BD上来检测与受检者S有关的图像信息,并将检测到的图像信息发送至控制部6。由图像信息检测部3检测的图像信息例如是床BD上的受检者的体动的情形。另外,不存在受检者S的床BD的上表面的图像也是图像信息的一种,例如可以使用于受检者的在床判定等。

[0095] 在声音信息检测工序S6中,声音信息检测部4检测与床BD上的受检者S有关的声音信息,并将检测到的声音信息发送至控制部6。通过声音信息检测部4检测的声音信息例如是受检者S的说话、梦话、呼吸声音、呼噜、打喷嚏、哈欠等。

[0096] 在温度信息检测工序S7中,温度信息检测部5检测与床BD上的受检者S有关的温度信息,并将检测到的温度信息发送至控制部6。通过温度信息检测部5检测的温度信息例如是受检者S的体表温度分布。

[0097] 控制部6使在重心位置计算工序S2中计算出的受检者S的重心轨迹GT、在体动信息推定工序S3中推定出的受检者S的体动信息、在呼吸信息计算工序S4中计算出的受检者S的呼吸信息、在图像信息检测工序S5中检测到的受检者S的图像信息、在声音信息检测工序中检测到的受检者S的声音信息、以及在温度信息检测工序中检测到的受检者S的温度信息同步地发送至状态判定部64。

[0098] <状态判定工序S8>

[0099] 在状态判定工序S8中,状态判定部64基于受检者S的重心位置(重心轨迹)、体动信息以及呼吸信息中的至少一个、和受检者S的图像信息、声音信息以及温度信息中的至少一个来判定受检者S的各种状态。通过状态判定部64判定的受检者S的状态的一个例子如下。

[0100] (1) 小的体动的内容

[0101] (2) 呼吸的状态

[0102] (3) 跌落危险状态

[0103] (4) 睡眠/苏醒

[0104] (5) 看护时期

[0105] (6) 生死判断

[0106] (1) 小的体动的内容

[0107] 状态判定部64能够基于体动信息推定部62推定的受检者S的小的体动的内容、和图像信息检测部3检测的受检者S的体动的情形来判定受检者S的小的体动的内容。

[0108] 小的体动与大的体动不同,包括手脚的比较复杂的移动,所以某个形状的小的重心轨迹可以与多种小的体动对应。例如,由于右臂和左臂一般是大致相同的重量,所以在使左臂向右侧移动规定距离的情况下显示出的小的重心轨迹和使右臂向右侧移动相同的规定距离的情况下显示出的小的重心轨迹大致相等。

[0109] 在小的体动信息推定部622不能够基于小的重心轨迹推定出小的体动的内容的情况下,状态判定部64使用图像信息检测部3检测的受检者S的体动的情形来判定受检者S的小的体动的内容。

[0110] 这样,通过根据需要使用来自图像信息检测部3的图像信息,能够精确地判定受检者S的小的体动的内容。

[0111] 此外,由于不需要总是进行用于进行小的体动的内容的判定的图像信息检测部3的拍摄,所以例如可以仅在认为受检者S的重心G向与体轴方向不同的方向移动,且产生与呼吸不同的体动的情况下进行。另外,由图像信息检测部3检测到的与受检者S有关的图像信息可以在确定为不会用于进行小的体动的判定的时刻消除。通过这样最小化拍摄以及存储的图像,能够保护睡眠中的受检者的隐私。

[0112] 另外,由于能够通过来自温度信息检测部5的温度信息(体表温度分布)掌握床BD上的受检者S的姿势,所以也可以使用来自温度信息检测部5的温度信息来代替来自图像信息检测部3的图像信息。不拍摄受检者S的脸部、表情而通过体表温度分布掌握受检者S的姿势,由此也能够保护受检者S的隐私。

[0113] 此外,与小的体动的内容的判定同样地,也能够基于体动信息推定部62推定的受检者S的大的体动的内容、和图像信息检测部3检测的受检者S的体动的情形,精确地判定受检者S的大的体动的内容。

[0114] (2) 呼吸状态

[0115] 状态判定部64能够基于呼吸信息计算部63计算的受检者S的呼吸信息、和声音信息检测部4检测的受检者S的声音信息(呼吸声音)来判定受检者S的呼吸状态。

[0116] 作为一个例子,通过状态判定部64判定的呼吸状态是说话、呼噜、梦话、阻塞性呼吸暂停等。

[0117] 在受检者S说话或者说梦话、打呼噜时,说话、呼噜、梦话在从体动信息推定部62发送至呼吸数计算部63的呼吸振动轨迹GTr中表现为微小的噪声。因此例如,状态判定部64从呼吸信息计算部63接受到呼吸振动轨迹GTr产生了噪声的通知的情况下,参照声音信息检测部4检测的受检者S的呼吸声音,判定该噪声是由说话、呼噜、梦话的哪个引起的。

[0118] 另外,在受检者S达到作为睡眠时呼吸暂停综合症的主要的症状的阻塞性呼吸暂停的状态的情况下,受检者S的上气道被阻塞,且呼吸受到限制,由此呼吸振动轨迹GTr的振幅变得极小,之后,伴随着受检者S的呼吸再开始,呼吸振动轨迹GTr的振幅暂时变大。因此例如,状态判定部64从呼吸信息计算部63接受到呼吸振动轨迹GTr的振幅成为规定值以下的通知的情况下,参照声音信息检测部4检测的受检者S的呼吸声音,判定受检者S是否达到阻塞性呼吸暂停的状态。

[0119] 这样,通过进行不仅使用呼吸振动轨迹GTr还使用由声音信息检测部4检测到的受检者S的声音信息的判定,能够更精确地判定受检者S的呼吸状态。

[0120] 此外,呼吸信息计算部63也可以在判定为呼吸振动轨迹所包含的噪声的原因是说话、呼噜、梦话中的任意一个的情况下,在除去该噪声后进行呼吸数、呼吸换气量的计算。通过进行这样的噪声除去,能够更精度良好地进行呼吸数、呼吸换气量的计算。

[0121] (3) 跌落危险状态

[0122] 状态判定部64能够基于重心位置计算部61计算的受检者S的重心G的位置、和图像信息检测部3检测的受检者S的图像信息,来判定受检者S是否处于跌落危险状态(有从床上跌落的危险性的状态)。

[0123] 作为一个例子,状态判定部64在受检者S的重心G与床BD的边缘之间的距离为规定值以下的情况下,参照图像信息检测部3检测的受检者S的图像信息,在该图像信息中受检者S处于规定的状态(单脚或单手从床上垂下来等)的情况下,判定为受检者S处于跌落危险状态。

[0124] 这样,通过进行不仅使用受检者S的重心G的位置还使用由图像信息检测部3检测到的受检者S的图像信息的判定,能够精确地判定受检者S是否处于跌落危险状态。此外,通过构成为仅在受检者S的重心G与床BD的边缘之间的距离为规定值以下的情况下进行图像信息检测部3对图像信息的检测,或通过使用由温度信息检测部5检测到的体表温度分布来代替图像信息,能够保护受检者S的隐私。

[0125] (4) 睡眠/苏醒

[0126] 状态判定部64能够基于体动信息推定部62推定的受检者S的体动、呼吸信息计算部63计算的受检者S的呼吸信息、温度信息检测部5检测的受检者S的温度信息等,来判定受检者S是处于睡眠状态还是处于苏醒状态。

[0127] 作为一个例子,状态判定部64基于受检者S的小的体动的频度以及一分钟的呼吸数为规定值以下、且受检者S的体温(基于体表温度分布计算的)超过规定范围而降低,判定为受检者S处于睡眠状态。

[0128] (5) 看护时期

[0129] 状态判定部64基于体动信息推定部62推定的受检者S的体动、呼吸信息计算部63计算的受检者S的呼吸信息、温度信息检测部5检测的受检者S的温度信息等来判定受检者S是否处于看护时期(即,死期)临近的状态。

[0130] 作为一个例子,状态判定部64基于产生受检者S的体动的减少、体温的降低、呼吸振动轨迹的振幅的减少(呼吸换气量的降低)、体重的减少(根据载荷检测部1的检测值求出)等,判定为受检者S处于看护时期临近的状态。

[0131] (6) 生死判定

[0132] 状态判定部64综合使用由体动信息推定部62推定的受检者S的体动信息、由呼吸信息计算部63计算的受检者S的呼吸信息、由图像信息检测部3检测的受检者S的图像信息、由声音信息检测部4检测的受检者S的声音信息、由温度信息检测部5检测的受检者S的温度信息,来进行受检者S的生死判定。

[0133] 具体地,例如,状态判定部64能够在受检者S的体动以及呼吸在某个一定的条件下停止、且受检者S的体温降低到规定温度以下的情况下,判定为受检者S死亡。某个一定的条

件能够通过作为使用者的医生等的判断进行设定。

[0134] <显示工序>

[0135] 在显示工序S9中,将状态判定部64判定出的受检者S的状态显示于监视器。另外,在监视器上也显示呼吸信息计算部63计算出的呼吸数、呼吸换气量。使用者能够通过目视监视器来监视受检者S的呼吸数、呼吸换气量、其它的各种状态。

[0136] 床监测系统100的使用者能够设定为如果受检者S达到规定的状态,则通过报告部9进行报告。例如使用者能够使用输入部10设定为在受检者S成为跌落危险状态或无呼吸状态时、受检者S临近看护时期时进行报告。

[0137] 以下总结本实施方式的床监测系统100的效果。

[0138] 本实施方式的床监测系统100基于使用配置于床BD的腿下的载荷检测器11~14求出的受检者S的重心位置、体动信息以及呼吸信息中的至少一个、和由图像信息检测部3、声音信息检测部4、温度信息检测部5检测的图像信息、声音信息以及温度信息中的至少一个,来判定受检者S的状态。由于这样基于与受检者有关的多种信息来进行状态判定,所以能够精度良好地监测与受检者有关的各种项目。

[0139] 另外,由于载荷检测器11~14、图像信息检测部3、声音信息检测部4、温度信息检测部5均是非侵入地检测与受检者有关的信息,所以不会给受检者带来不协调、不快感。

[0140] 由于本实施方式的床监测系统100从受检者S的重心轨迹GT除去由受检者S的体动引起的重心G的移动的轨迹,仅提取由受检者S的呼吸引起的重心G的移动的轨迹来计算受检者S的呼吸数,所以计算出的呼吸数的精度较高。

[0141] 在上述实施方式的床监测系统100以及使用了该床监测系统的受检者S的监测中也能够采用如下的变形方式。

[0142] 上述实施方式的床监测系统100的体动信息推定部62的大的体动信息推定部621也能够通过下面的方法确定出受检者S的重心轨迹GT所含的大的体动轨迹。

[0143] 在受检者S的重心G在大致一个方向上在规定时间内移动超过规定距离的情况下,大的体动信息推定部621判断为产生大的体动,确定该期间的重心轨迹GT是大的体动轨迹。作为一个例子,重心G是否在大致一个方向上移动能够基于规定的取样期间中的重心G的运动矢量、和下一个取样期间中的重心G的运动矢量之间的角度是否是规定的角度以下进行判断。

[0144] 具体地,例如如图10所示,重心G的运动矢量 $v_2 \sim v_4$ 相对于其之前的取样期间中的运动矢量具有约 5° 以下的角度,但运动矢量 v_5 相对于其之前的取样期间中的运动矢量 v_4 具有 5° 以上的角度。在这样的情况下,能够视为重心G在与运动矢量 $v_1 \sim v_4$ 对应的取样期间中在大致恒定方向上移动,在与运动矢量 v_5 对应的取样期间中,移动方向被变更。

[0145] 在视为移动方向被变更的情况下,大的体动信息推定部621基于有移动方向的变更的时刻之前的运动矢量(此处,运动矢量 $v_1 \sim v_4$)来判定在规定时间内是否产生超过规定距离的移动。而且,当在规定时间内产生超过规定距离的移动的情况下,确定由这些运动矢量表示的轨迹是大的体动轨迹。

[0146] 此外,可以在进行使用了运动矢量的大的体动轨迹的确定前,利用低通滤波器对重心轨迹GT进行滤波。由此,能够除去高频成分(噪声),提高确定的精度。

[0147] 上述实施方式的床监测系统100的体动信息推定部62的小的体动信息推定部622

也能够通过异常值除去的方法确定受检者S的小的体动轨迹以及呼吸振动轨迹。

[0148] 具体地,如图11那样,大的体动轨迹被除去的重心轨迹包括 $v_6 \sim v_{46}$ 41个运动矢量。小的体动信息推定部622首先根据这41个运动矢量求出最频值矢量 v_f 的方向。运动矢量 $v_6 \sim v_{46}$ 分别具有方向,但如图11所示,运动矢量 $v_6 \sim v_{46}$ 其中的某些分别具有相互相同的方向。最频值矢量 v_f 的方向与运动矢量 $v_6 \sim v_{46}$ 的方向中最多表示的方向相同,从图10可知,与运动矢量 $v_6 \sim v_{37}$ 的任意一个的方向相同。

[0149] 接下来,小的体动信息推定部622将运动矢量 $v_6 \sim v_{46}$ 内自己的方向与最频值矢量 v_f 的方向(或者相对于最频值矢量 v_f 具有 180° 的角度的方向)之间的差异为一定的阈值以下的运动矢量视为多数派矢量,将自己的方向与最频值矢量 v_f 的方向(以及相对于最频值矢量 v_f 具有 180° 的角度的方向)之间的差异大于一定的阈值的运动矢量视为少数派矢量。具体而言,将具有大致沿着受检者S的体轴方向的方向的运动矢量 $v_6 \sim v_{37}$ 视为多数派矢量,将其它运动矢量 $v_{38} \sim v_{46}$ 视为少数派矢量。而且,除去多数派矢量(提取少数派矢量)。由此,小的体动信息推定部622确定已经除去了大的体动轨迹的重心轨迹GT所包含的呼吸振动轨迹,还确定小的体动轨迹。

[0150] 在床监测系统100的控制部3中还可以构建心率计算部。心率计算部从来自载荷检测部1的载荷信号取出心律成分。具体地,使用如下的方法。由于心律成分是处于 $0.5\text{Hz} \sim 2.5\text{Hz}$ 的频带的信号成分,所以心率计算部从四个载荷检测器11~14的输出值取出该频带的信号成分。心率计算部接下来通过与重心轨迹计算工序S2同样的方法计算心律成分下的重心轨迹。

[0151] 发明者发现了心律成分下的重心轨迹根据心律在相对于体轴方向倾斜的方向上振动。因此,能够通过确定该振动的数量来确定心率。

[0152] 另外,心律信息计算部根据基于心律的重心轨迹来推定受检者S的一次的心输出量。由于振幅一次相当于心律一次,所以一次的心输出量能够通过与该振幅建立关联来进行推定。例如,预先在受检者仰卧在床上的状态下,记录此时的心输出量和振幅。根据基于获取到的心律的重心轨迹,并根据振幅计算心输出量。能够根据心率和心输出量监视受检者S的血压状态是否处于总体上良好的状态还是处于较差的状态。另外,能够通过组合前述的一分钟的呼吸次数和每分钟换气量,来监视受检者S的健康状态是否处于总体上良好的状态还是处于较差的状态。

[0153] 状态判定部64能够在状态判定工序S8中的睡眠/苏醒的判定、看护时期的判定、生死判定等中进行参照了心率或心输出量的判定。

[0154] 上述实施方式的床监测系统100中,声音信息检测部4也可以代替设置于床BD的床板BD1的薄型麦克风或者在此基础上而包含以位于寝具之下的方式设置于床板BD2的上表面的薄型麦克风。根据这样的麦克风,能够将受检者S的心音检测为受检者S的声音信息。

[0155] 由声音信息检测部4检测到的心音例如能够用于心率的计算。另外,作为医生的使用者能够通过一边监视在床监测系统100的显示部8上显示的受检者S的体动、呼吸的情形一边确认受检者S的心音,而在远离床的场所进行简单的诊察。

[0156] 上述实施方式的床监测系统100不一定具备所有图像信息检测部3、声音信息检测部4、温度信息检测部5,可以仅具有它们内的任意一个。在本发明以及本说明书中,将床监测系统具备的图像信息检测部、声音信息检测部、温度信息检测部的至少一个统称并称为

受检者信息检测部。

[0157] 在上述实施方式的床监测系统100中,呼吸信息计算部63使用小波转换来计算受检者S的呼吸数,但也可以是其它方法。具体而言,例如,首先,根据图9所示的呼吸振动轨迹GTr求出在X轴方向上位于最正侧的点以及在X轴方向上位于最负侧的点,并计算两点的X坐标的中间值 X_m 。如图9所示,该中间值 X_m 能够视为呼吸振动轨迹GTr的振动中心。接下来,呼吸信息计算部63通过求出呼吸振动轨迹GTr跨过该中间值 X_m 并在X轴方向上从负侧向正侧移动的次数,或者从正侧向负侧移动的次数,来计算呼吸振动轨迹GTr的振动数,即呼吸数。

[0158] 在上述的实施方式中,载荷检测器11、12、13、14并不限于使用梁式负载传感器的载荷传感器,例如也能够使用测力传感器。

[0159] 此外,在上述的实施方式中,载荷检测器并不限于四个。可以在床BD设置追加的脚,并使用五个以上的载荷检测器。或者也可以仅在床BD的脚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,如果没有将它们配置在一直线上,则能够检测床BD面上的受检者S的重心位置G。

[0160] 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的腿下端安装的小脚轮 C_1 、 C_2 、 C_3 、 C_4 之下,但并不限于此。载荷检测器11、12、13、14可以设置于床BD的四个腿与床BD的床板之间,或如果床BD的四个脚能够上下分割,则可以设置于上部脚与下部脚之间。另外,也可以使载荷检测器11、12、13、14与床BD一体型,构成由床BD和本实施方式的床监测系统100构成的床系统BDS(图12)。此外,在本说明书中,“设置于床的载荷检测器”如上述那样意味着设置于床BD的四个脚与床BD的床板之间的载荷检测器、设置于上部脚与下部脚之间的载荷检测器。

[0161] 此外,在上述的实施方式中,也可以在载荷检测部1与A/D转换部2之间设置对来自载荷检测部1的载荷信号进行放大的信号放大部、从载荷信号除去噪声的滤波部。

[0162] 此外,在上述实施方式的床监测系统100中,并不限于显示部8以使用者能够在视觉上识别的方式在监视器上显示信息。例如显示部8可以是定期地打印受检者S的状态并输出的打印机,或者可以使用如果是睡眠状态则点亮绿灯,如果是苏醒状态则点亮黄灯,如果是无呼吸状态则点亮红灯这样的简单的视觉表现进行显示。或者显示部5也可以通过声音向使用者传达受检者S的状态。并且,床监测系统100可以不具有显示部8,而仅具有输出信息的输出端子。用于进行显示的监视器(显示器装置)等经由该输出端子与床监测系统100连接。

[0163] 此外,上述实施方式的报告部9以听觉的方式进行报告,但报告部9可以为通过光的闪烁等以视觉的方式进行报告的结构,也可以是通过振动进行报告的结构。另外,上述实施方式的床监测系统100也可以不具有报告部9。

[0164] 此外,在上述实施方式的床监测系统100中,通过布线连接的结构彼此也可以分别通过无线连接。

[0165] 只要维持本发明的特征,则本发明并不限于上述实施方式,关于在本发明的技术思想的范围内考虑的其它方式,也包含在本发明的范围内。

[0166] 工业上的利用可能性

[0167] 根据本发明的床监测系统,从各种观点来看,能够精确且非侵入地判定床上的受检者的状态。因此,如果在医疗、护理的现场使用本发明的床监测系统,则可以减少医疗从

事者、护理从事者的负担,并更好地照顾患者、被护理人员。

[0168] 附图标记的说明

[0169] 1…载荷检测部,11、12、13、14…载荷检测器,2…A/D转换部,3…图像信息检测部,4…声音信息检测部,5…温度信息检测部,6…控制部,61…重心位置计算部,62…体动信息推定部,63…呼吸信息计算部,64…状态判定部,7…存储部,8…显示部,9…报告部,10…输入部,100…床监测系统,BD…床,BDS…床系统,GT…重心轨迹,S…受检者。



图1

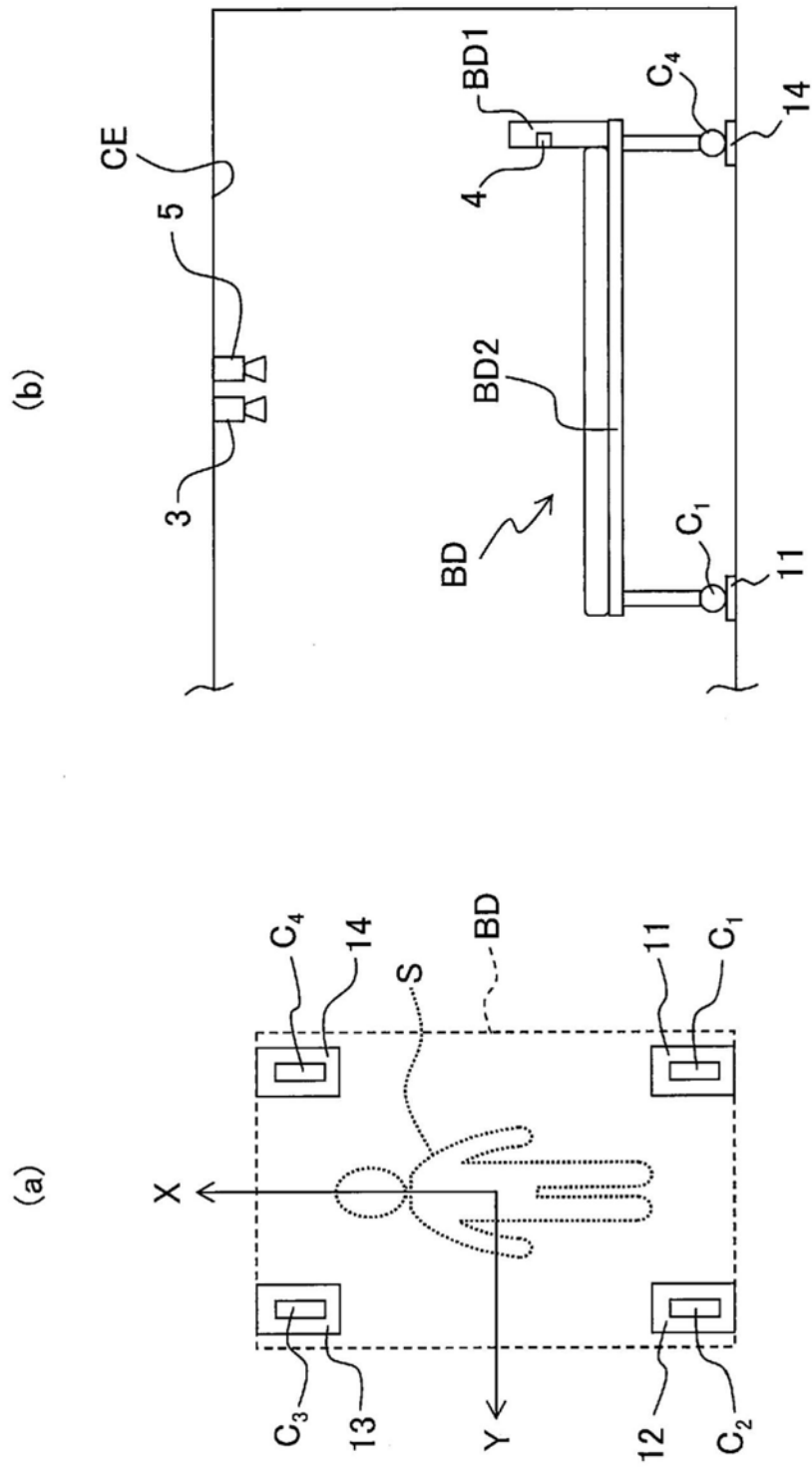


图2

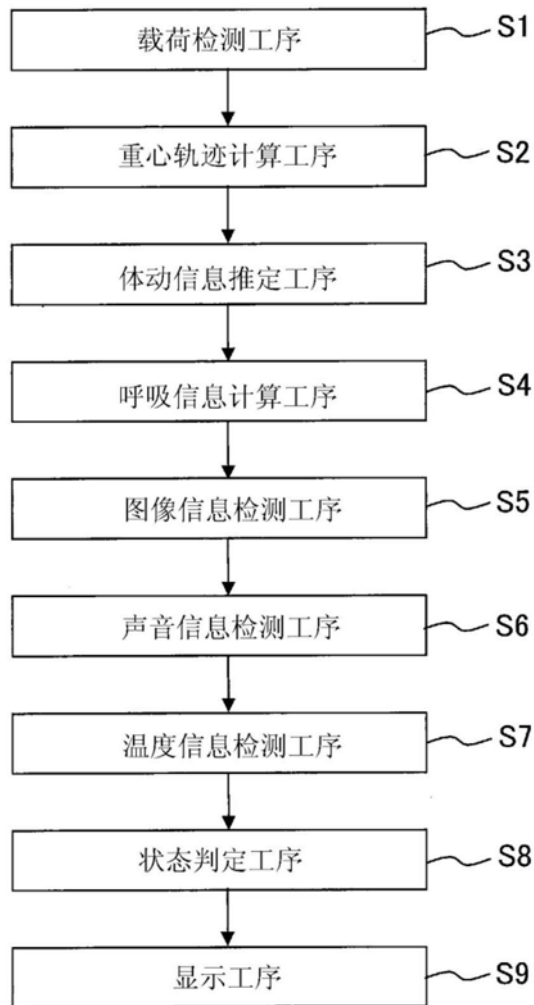


图3

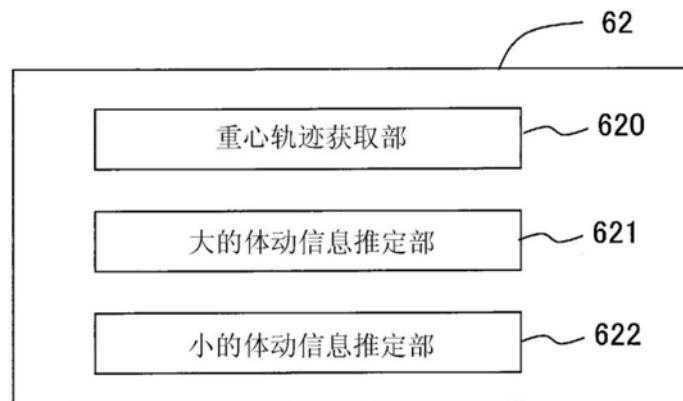


图4

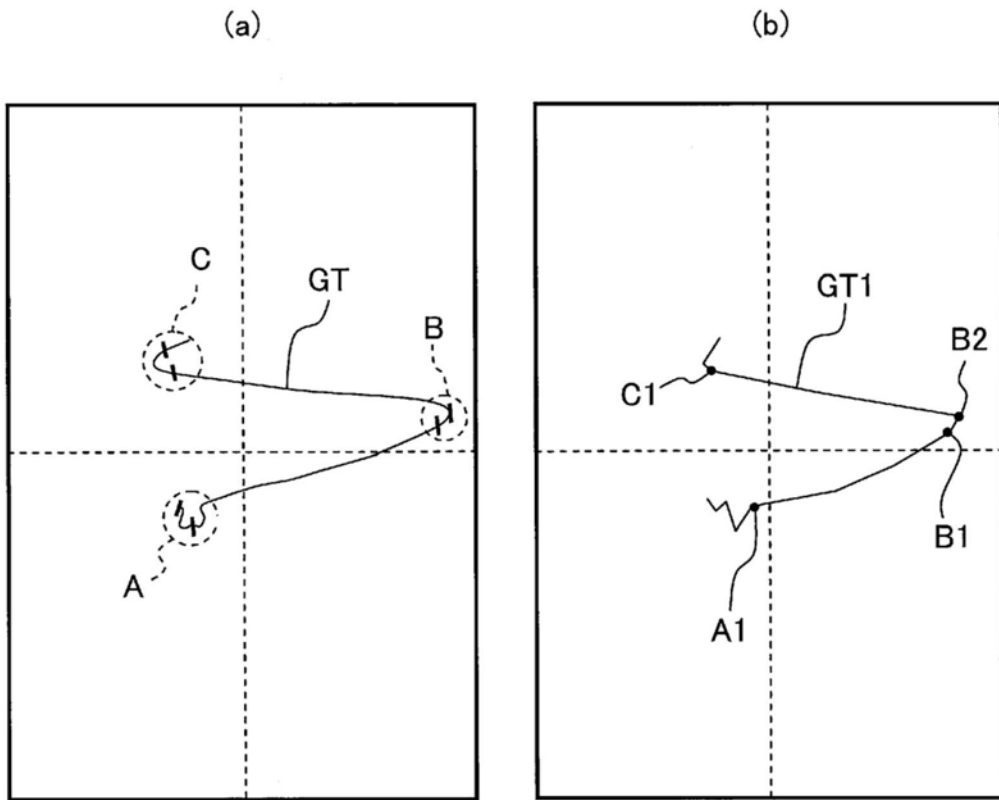


图5

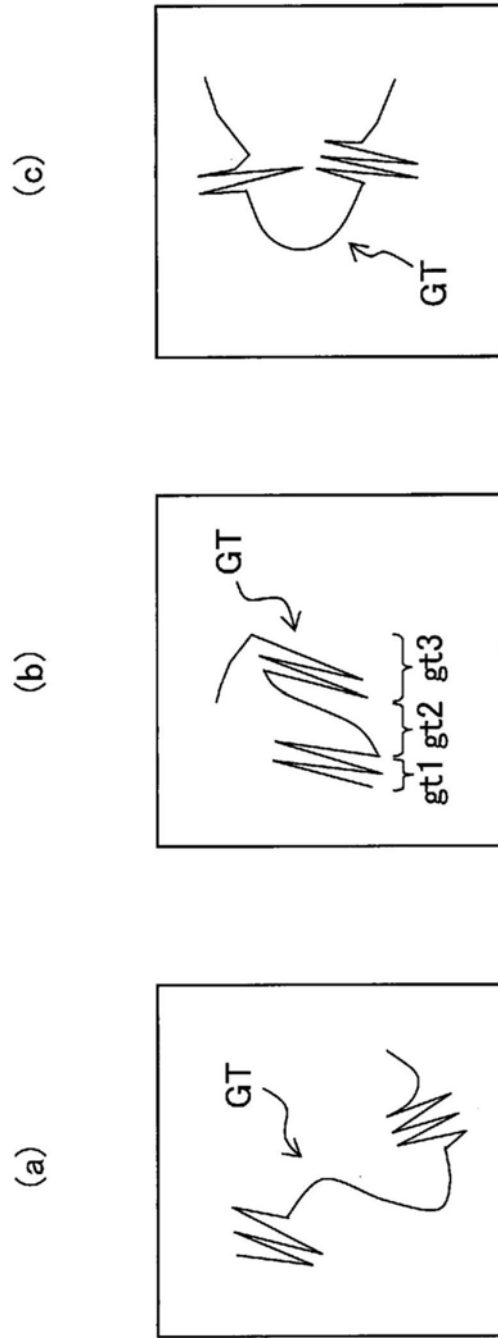


图6

The diagram illustrates the decomposition of a curve into a straight line and a residual curve. On the left is a smooth, S-shaped curve. This is followed by an equals sign, then a straight line with a positive slope, and a plus sign, and finally a smaller, wavy residual curve. Below each of these three elements is a horizontal curly brace. Under the first brace is the label 'gt2'. Under the second brace is the label 'gt21'. Under the third brace is the label 'gt22'.

图7

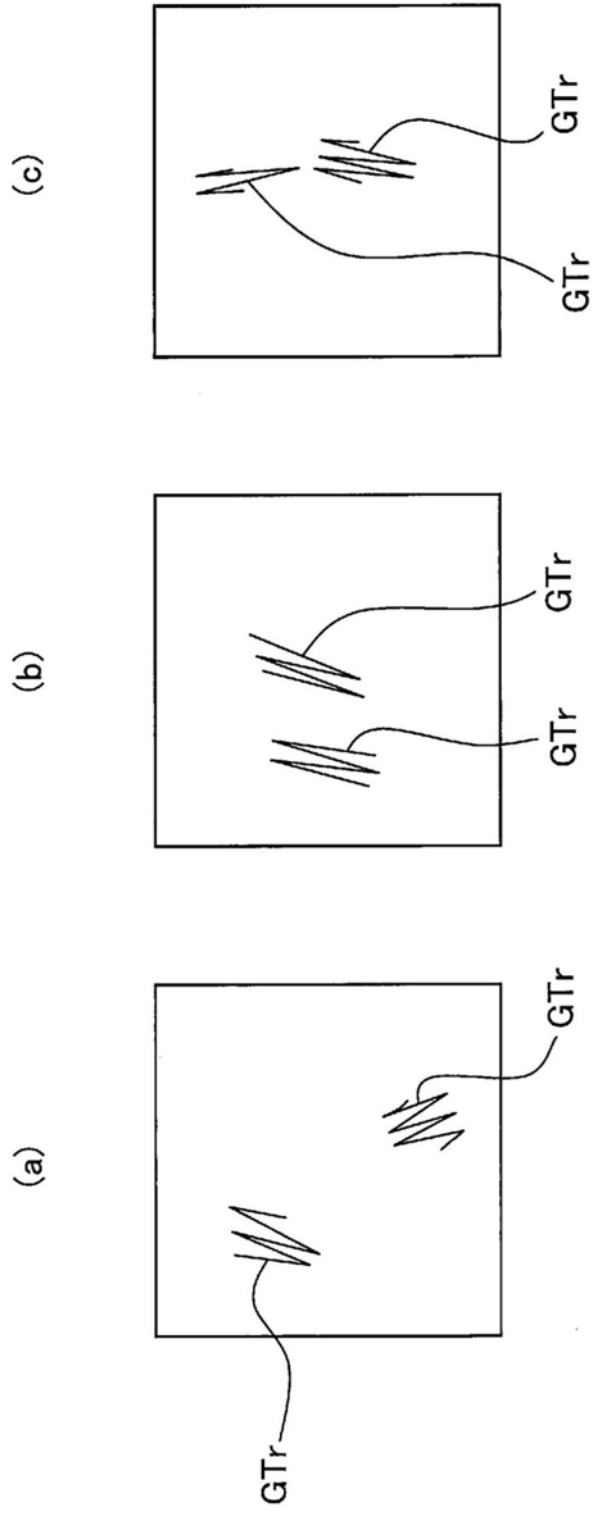


图8

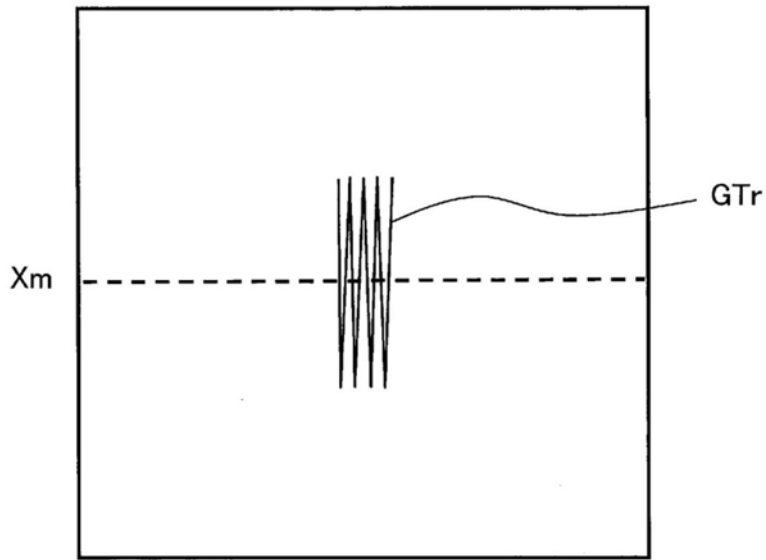


图9

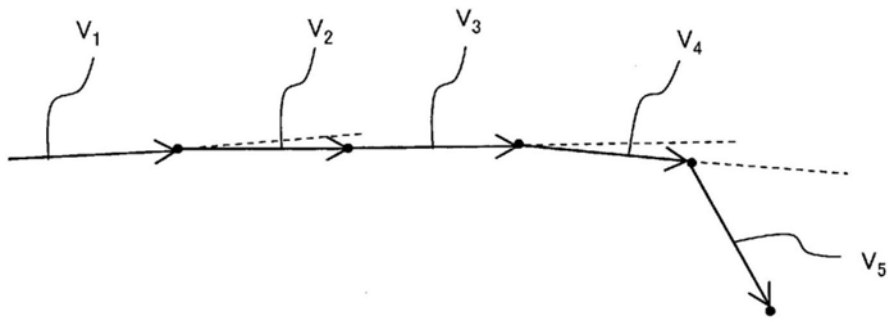


图10

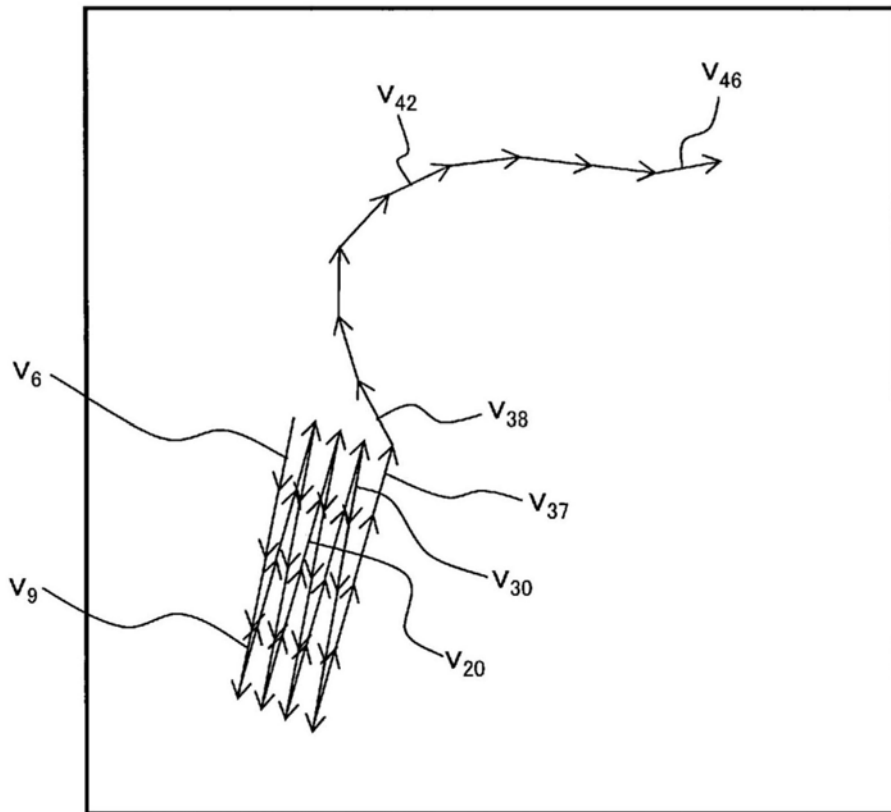


图11

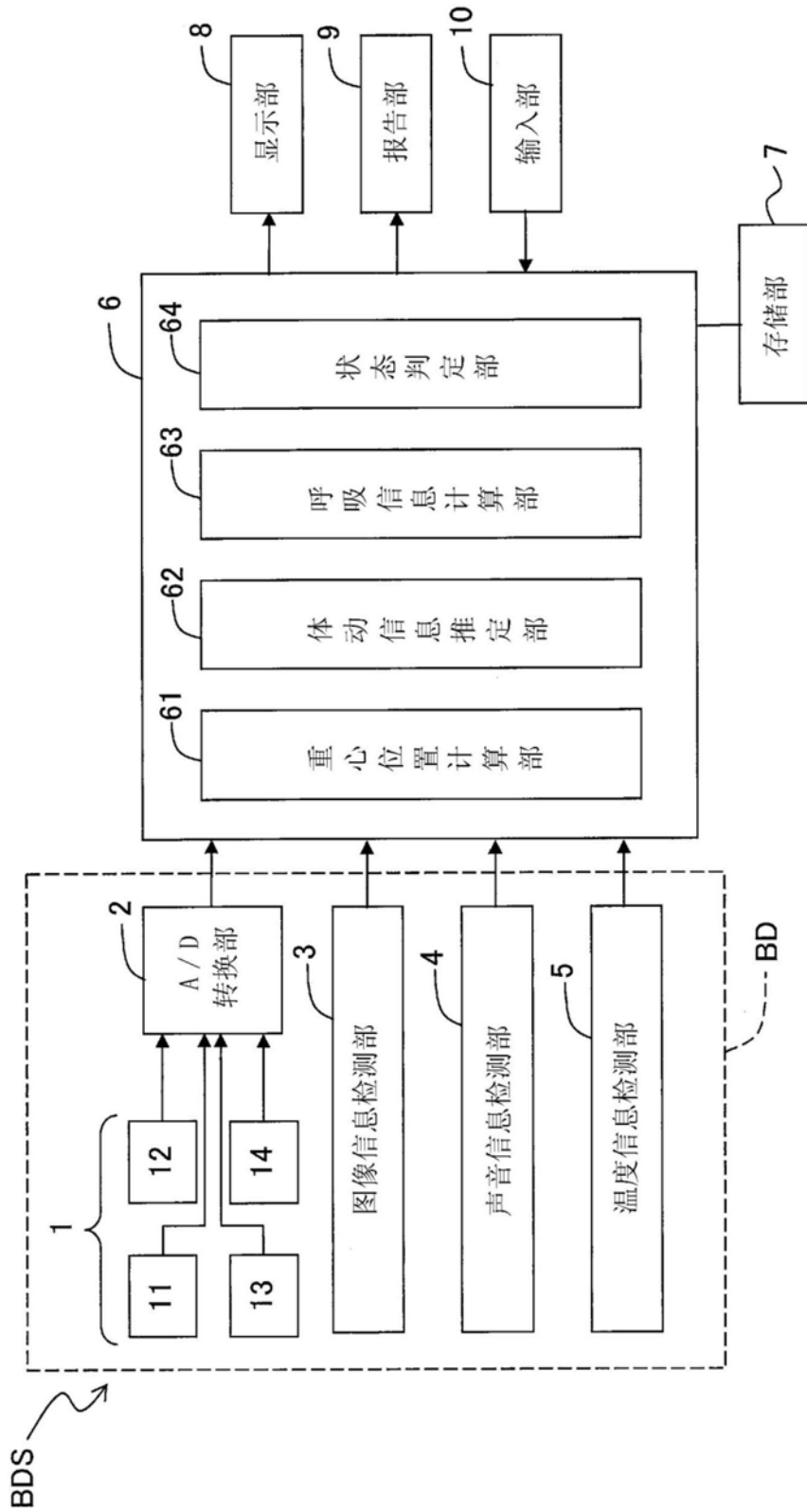


图12

专利名称(译)	床监测系统		
公开(公告)号	CN110740684A	公开(公告)日	2020-01-31
申请号	CN201880018046.2	申请日	2018-02-06
[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 饭田德仁 矶野史朗		
发明人	赤津浩之 饭田德仁 矶野史朗		
IPC分类号	A61B5/11 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/00 A61B5/11 A61B5/01 A61B5/02141 A61B5/02444 A61B5/0816 A61B5/1113 A61B5/1117 A61B5/1128 A61B5/4809 A61B5/6891 A61B7/003 A61G7/0527		
代理人(译)	王玮		
优先权	2017023032 2017-02-10 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及床监测系统。监视床上的受检者的床监测系统(100)具备：多个载荷检测器(11、12、13、14)，设置于床或者床的腿下，检测上述受检者的载荷；重心位置计算部(61)，基于上述检测到的载荷来求出上述受检者的重心位置的时间上的变动；体动信息决定部(62)，基于上述求出的重心位置的时间上的变动来求出体动信息，上述体动信息是与上述受检者的与呼吸不同的身体的全部或者一部分的移动有关的信息；呼吸数计算部(63)，基于上述求出的重心位置的时间上的变动以及由上述体动信息决定部求出的体动信息来计算上述受检者的呼吸数；以及受检者信息检测部(3、4、5)，检测上述受检者的图像信息、上述受检者的声音信息以及上述受检者的温度信息中的至少一个。

