



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110881959 A

(43)申请公布日 2020.03.17

(21)申请号 201910995025.2

(22)申请日 2019.10.18

(71)申请人 广州三拾七度智能家居有限公司
地址 510220 广东省广州市天河区华夏路
16号2108房自编之十七

(72)发明人 谭杰文 何春华 林隽 伍俊峰
关炜宁

(74)专利代理机构 广州新诺专利商标事务所有
限公司 44100

代理人 李德魁

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

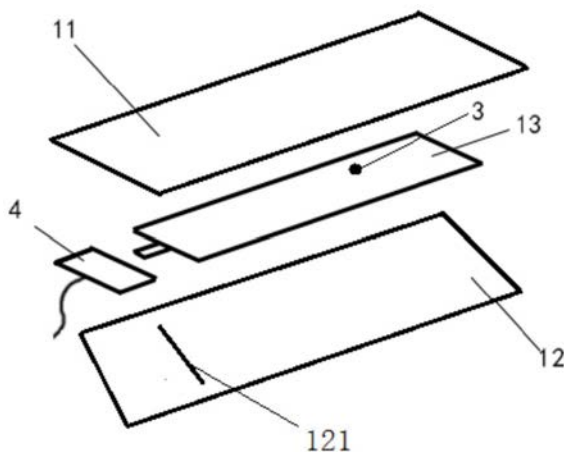
权利要求书1页 说明书5页 附图5页

(54)发明名称

一种心率和呼吸频率的监测方法及装置、垫毯、床垫

(57)摘要

本发明涉及睡眠监测技术领域,特别涉及一种心率和呼吸频率的监测方法及装置、垫毯、床垫,所述方法包括:采集人体躺卧在弹性部件上时由心脏跳动和呼吸引起的所述弹性部件的摆动信号;将采集到的所述摆动信号转换成角速度信号;将所述角速度信号转换为频域信号;获取所述频域信号在预设的呼吸频率范围内的最大值所对应的频率值,即所述呼吸频率;获取所述频域信号在预设的心率范围内的最大值所对应的频率值,即所述心率。本发明根据心脏BCG原理,人躺卧时心脏搏动瞬间人体产生纵向冲击,由于重心的变化使躺卧处产生上下摆动,通过采集所述摆动信号以将心脏跳动信号转换成角速度信号,并将角速度信号转换成心率信号,即可完成心率和呼吸频率的监测。



1. 一种心率和呼吸频率的监测方法,其特征在于,包括如下步骤:
采集人体躺卧在弹性部件上时由心脏跳动和呼吸引起的所述弹性部件的摆动信号;
将采集到的所述摆动信号转换成角速度信号;
将所述角速度信号转换为频域信号;
获取所述频域信号在预设的呼吸频率范围内的最大值所对应的频率值,即所述呼吸频率;获取所述频域信号在预设的心率范围内的最大值所对应的频率值,即所述心率。
2. 根据权利要求1所述的心率和呼吸频率的监测方法,其特征在于,将所述摆动信号转换成角速度信号之后,还包括如下步骤:
将所述角速度信号做滤波处理,得到滤波后的所述角速度信号。
3. 根据权利要求2所述的心率和呼吸频率的监测方法,其特征在于,所述滤波为带通滤波。
4. 根据权利要求3所述的心率和呼吸频率的监测方法,其特征在于,将所述角速度信号做滤波处理得到滤波后的所述角速度信号之后,还包括如下步骤:
将所述角速度信号作自适应滤波,得到去噪后的所述角速度信号。
5. 根据权利要求4所述的心率和呼吸频率的监测方法,其特征在于,还包括以下步骤:
获取所述角速度信号的两个峰值间的时长,根据所述时长计算出所述心率。
6. 一种心率和呼吸频率的监测方法的监测装置,其特征在于,包括:
弹性部件,用于将人体躺卧时由心脏跳动和呼吸产生的纵向冲击力转换为摆动信号,
角速度检测模块,设置在所述弹性部件上,用于将所述摆动信号转换成角速度信号;
数据处理模块,与所述角速度传感连接,用于将所述角速度信号转换为频域信号;并获取所述频域信号在预设的呼吸频率范围内的最大值所对应的频率值,以及获取所述频域信号在预设的心率范围内的最大值所对应的频率值。
7. 根据权利要求6所述的监测装置,其特征在于,还包括:
压力检测模块,设置在所述弹性部件上且与所述控制器连接,用于检测到人体躺卧的压力时传输启动信号至所述控制器。
8. 根据权利要求6所述的监测装置,其特征在于,所述弹性部件为柔性电路板,所述角速度检测模块为陀螺仪。
9. 一种垫毯,其特征在于,包括垫毯本体,所述垫毯本体内设置有如权利要求6~8任一项所述的监测装置。
10. 一种床垫,其特征在于,包括床垫本体,所述床垫本体上设置有如权利要求8或9所述的垫毯。

一种心率和呼吸频率的监测方法及装置、垫毯、床垫

技术领域

[0001] 本发明涉及睡眠监测技术领域，特别涉及一种心率和呼吸频率的监测方法及装置、垫毯、床垫。

背景技术

[0002] 心脏骤停是指心脏射血功能的突然终止，大动脉搏动与心音消失，重要器官（如脑）严重缺血、缺氧，导致生命终止。引起心跳骤停多见于冠心病，心肌病，肺栓塞等心脏肺部器质性病变，尤其可能在夜间睡眠期间发生。此外，睡眠呼吸暂停综合症也广泛存在于打呼人群中，会因为呼吸道阻塞而导致呼吸骤停，继而引起生命危险。因此，对有冠心病、心肌病或有潜在风险的老年人或新生儿，监测睡眠心率和呼吸很有必要。

[0003] 目前的睡眠心率监测产品，多为功能单一产品，即仅能监测一项生命体征参数，如仅能心率或呼吸频率，无法同时监测心率和呼吸频率。

发明内容

[0004] 为了克服现有技术的不足，本发明提供一种心率和呼吸频率的监测方法，该方法能在人体躺卧休息时同时监测心率和呼吸频率。

[0005] 为了达到上述目的，本发明采用以下技术方案：

[0006] 一种心率和呼吸频率的监测方法，包括如下步骤：

[0007] 采集人体躺卧在所述弹性部件上时由心脏跳动和呼吸引起的所述弹性部件的摆动信号；

[0008] 将采集到的所述摆动信号转换成角速度信号；

[0009] 将所述角速度信号转换为频域信号；

[0010] 获取所述频域信号在预设的呼吸频率范围内的最大值所对应的频率值，即所述呼吸频率；获取所述频域信号在预设的心率范围内的最大值所对应的频率值，即所述心率。

[0011] 与现有技术相比，本发明根据心脏跳动BCG (BallistoCardioGraphy, 心脏冲击描记法, 简称BCG) 原理，人在躺卧时心脏搏动瞬间以及呼吸时人体会产生的纵向冲击力，由于纵向冲击力而引起的人体重心的变化使得人体躺卧处（如弹性床或床垫）产生一个上下的摆动，通过在人体躺卧处设置一弹性部件，该弹性部件即可将所述纵向冲击力转换成摆动信息，将所述摆动信息信号转换成可处理的角速度信号以及将该角速度信号转换成频域信号，在预设的呼吸频率范围内提取所述频域信号的最大值所对应的频率，即为呼吸频率，在预设的心率范围内提取所述频域信号的最大值所对应的频率，即为心率，通过心率和呼吸频率的提取完成人体夜间休息的监测。

[0012] 作为优选，将所述摆动信号转换成角速度信号之后，还包括如下步骤：将所述角速度信号做滤波处理，得到滤波后的所述角速度信号。

[0013] 作为优选，所述滤波为带通滤波。

[0014] 作为优选，将所述角速度信号做滤波处理得到滤波后的所述角速度信号之后，还

包括如下步骤:将所述角速度信号作自适应滤波,得到去噪后的所述角速度信号。

[0015] 作为优选,获取所述角速度信号的两个峰值间的时长,根据所述时长计算出所述心率。

[0016] 本发明另一方面还提供一种心率和呼吸频率的监测方法的监测装置,包括:弹性部件,用于将人体躺卧时由心脏跳动和呼吸产生的纵向冲击力转换为摆动信号,角速度传感,设置在所述弹性部件上,用于将所述摆动信号转换成角速度信号;

[0017] 数据处理模块,与所述角速度传感连接,用于将所述角速度信号转换为频域信号;并获取所述频域信号在预设的呼吸频率范围内的最大值所对应的频率值,以及获取所述频域信号在预设的心率范围内的最大值所对应的频率值。

[0018] 作为优选,还包括:压力传感器,设置在所述弹性部件上且与所述控制器连接,用于检测到人体躺卧的压力时传输启动信号至所述控制器。

[0019] 作为优选,所述角速度传感为陀螺仪。

[0020] 本发明另一方面还提供一种垫毯,包括垫毯本体,所述垫毯本体内设置有如上述所述的监测装置。

[0021] 本发明另一方面还提供一种床垫,包括床垫本体,所述床垫本体上设置有如上述所述的垫毯。

附图说明

[0022] 现结合附图与具体实施例对本发明作进一步说明:

[0023] 图1是本发明的心率和呼吸频率的监测方法的流程图;

[0024] 图2是本发明获取的角速度信号波形图;

[0025] 图3是本发明角速度信号做带通滤波后的波形图;

[0026] 图4是图3的角速度信号做自适应滤波后的波形图;

[0027] 图5是图4的角速度信号做傅里叶变换得到的频谱图;

[0028] 图6是本发明的垫毯的结构示意图;

[0029] 图7是人体趟在本发明的垫毯上的示意图;

[0030] 图8是本发明的柔性电路板的主视图;

[0031] 图9是本发明的柔性电路板的俯视图;

[0032] 图10是本发明的柔性电路板的仰视图;

[0033] 图11是本发明的上表层与下表层固定方式的示意图;

[0034] 图12是本发明的上表层与下表层另一固定方式的示意图;

[0035] 图13是本发明的上表层与下表层另一固定方式的示意图;

[0036] 图中:

[0037] 1、垫毯,11、上表层,12、下表层,121、放置兜,13、柔性电路板,131、上覆铜层,132、下覆铜层,133、管脚,134、绝缘层,3、陀螺仪,4、控制器,5、包边,6、黏胶。

具体实施方式

[0038] 以下结合附图对本发明的优选实施例进行说明,应当理解,此处所描述的优选实施例仅用于说明和解释本发明,并不用于限定本发明。

[0039] 实施例1

[0040] 如图1所示,本实施例提供一种心率和呼吸频率的监测方法,包括如下步骤:

[0041] S1、采集人体躺卧在弹性部件上时由心脏跳动和呼吸引起的弹性部件的摆动信号;

[0042] S2、将采集到的摆动信号转换成角速度信号;

[0043] S3、将角速度信号转换为频域信号;

[0044] S4、获取频域信号在预设的呼吸频率范围内的最大值所对应的频率值,即呼吸频率;获取频域信号在预设的心率范围内的最大值所对应的频率值,即心率。

[0045] 较佳地,为了进一步提高心率和呼吸频率监测的准确度,本实施例在步骤S2之后,还包括如下步骤:

[0046] 将角速度信号做滤波处理,得到滤波后的角速度信号;其中,滤波为带通滤波;

[0047] 将滤波后的角速度信号作自适应滤波,得到去噪后的角速度信号。

[0048] 本实施例根据心脏跳动BCG (BallistoCardioGraphy,心脏冲击描记法,简称BCG)原理,人在躺卧时心脏搏动瞬间以及呼吸时人体会产生的纵向冲击力,由于纵向冲击力而引起的人体重心的变化使得人体躺卧处(如弹性床或床垫)产生一个上下的摆动,通过在人体躺卧处设置一弹性部件,该弹性部件即可将纵向冲击力转换成摆动信息,将摆动信息信号转换成可处理的角速度信号以及将该角速度信号转换成频域信号,在预设的呼吸频率范围内提取频域信号的最大值所对应的频率,即为呼吸频率,在预设的心率范围内提取频域信号的最大值所对应的频率,即为心率,通过心率和呼吸频率的提取完成人体夜间休息的监测。

[0049] 例如如图2~5所示,图2为在弹性部件设置的陀螺仪3采集到的原始的角速度信号的波形图,图中横坐标是时间,纵坐标是角速度,箭头标注的是发生心跳的信号。图3为原始的角速度信号经过带通滤波后得到的滤波信号波形图;图4为图3中的带通滤波后的角速度信号经过自适应滤波后得到的去噪的角速度信号;图5为图4的角速度信号经过傅里叶变换得到的频谱图;如图5所示,假设预设呼吸频率在0-0.6Hz之间,心率在0.7-2Hz之间,在0-0.6Hz之间角速度信号的最大值对应的频率值约为0.3Hz,在0.7-2Hz之间角速度信号的最大值对应的频率值约为1Hz,则通过最大值法可计算出呼吸频率约为0.3Hz,心率为1Hz。

[0050] 为了进一步心率监测的准确度,本实施例在步骤S4的同时,还包括如下步骤:

[0051] 获取角速度信号的两个峰值间的时长,根据时长计算出心率。

[0052] 图4所示,由于心跳发生时,信号会有明显波动,瞬时功率增大,本实施例通过比较图4所示的功率谱中两个峰值间的距离可以计算出心率。

[0053] 以上两种方式获取的心率数据可以用于数据对比验证,确保计算出的心率的准确性。

[0054] 实施例2

[0055] 如图6~10所示,本实施例还提供一种垫毯1,包括垫毯1本体,垫毯1本体内设置有监测装置。

[0056] 监测装置,包括:

[0057] 弹性部件,用于将人体躺卧时由心脏跳动和呼吸产生的纵向冲击力转换为摆动信号,

[0058] 角速度检测模块,设置在弹性部件上,用于将摆动信号转换成角速度信号;

[0059] 数据处理模块,与角速度传感连接,用于接收角速度信号并输出心率和呼吸频率。

[0060] 其中,弹性部件优选为柔性电路板13,速度检测模块优选为角速度传感如陀螺仪3,数据处理模块为控制器4,如型号为STM32F411的MCU(Microcontroller Unit,微控制单元,简称MCU)。

[0061] 如图7所示,人在躺卧时心脏搏动瞬间人体会产生的纵向冲击,由于纵向冲击而引起的人体重心的变化使得人体躺卧处(如床或床垫)产生一个上下的摆动,本实施例通过设置如柔性电路板13和陀螺仪3,利用陀螺仪3采集人体躺卧在弹性部件上时弹性部件产生的摆动信号,进而实现将心脏跳动信号和呼吸信号转换成角速度信号,在通过控制器4提取角速度信号中的心率和呼吸频率,即可完成心率和呼吸频率的监测。

[0062] 为进一步提高心率和呼吸频率监测的准确性,监测装置还包括:

[0063] 压力检测模块,设置在弹性部件上且与数据处理模块连接,用于检测到人体躺卧的压力时传输启动信号至数据处理模块。

[0064] 其中,压力检测模块为压力传感器。或压力检测模块包括两电容极板,两电容极板分别设置在柔性电路板13的上表面和下表面,且两电容极板相互平行且相对设置;当人躺下时,由于压力作用,柔性电路板13被挤压,两电容极板之间的距离减小,导致两电容极板间的电容减小,通过两电容极板间的电容变化即可判断人是否躺在上面,压力检测模块与数据处理模块连接,当判断用户躺在监测装置上时,压力检测数据处理模块输出信号至数据处理模块,以驱动数据处理模块工作。

[0065] 柔性电路板13可采用PVC、PE等材料,其厚度为0.2-1mm,柔性电路板13上设置有陀螺仪3焊盘,陀螺仪3焊接在陀螺仪3焊盘上,电容极板为覆铜层,分别设置在柔性电路板13的上、下两个面上,即上覆铜层131和下覆铜层132,且柔性电路板13的上、下两个面的覆铜层相对设置且相互平行,柔性电路板13的上表面和下表面以及电容极板的顶面还设置有绝缘层134。如图9、10所示,上下电容极板通过导线分别与不同管脚133连接,电容极板通过管脚133插在控制器4的引脚上而实现与控制器4的连接。当人躺下时,由于压力作用,柔性电路板13被挤压,两覆铜层之间的距离减小,导致两铜层间电容减小,通过检测电容的变化即可判断人是否躺在上面。

[0066] 本实施例的监测装置还包括:通讯模块,与数据处理模块连接,用于将心率和呼吸频率发送至服务器或上位机端,具体的,通讯模块包括串口或wifi模块,通讯模块通过串口或wifi模块把心率呼吸频率发送到服务器或上位机端,进行整晚睡眠数据的存储和分析。

[0067] 如图6所示,垫毯1包括上表层11和下表层12,柔性电路板13设置在上表层11和下表层12之间,陀螺仪3设置在柔性电路板13上。下表层12上设置有放置兜121,控制器4设置在放置兜121内;放置兜121的兜口处还设置有用于闭合兜口的拉链。

[0068] 上表层11可采用麻布、棉布、尼龙布等普通纺织材料制造;下表层12采用潜水料制造。本实施例的垫毯1的上表层11与床垫或沙发等家具的触感相似,进而保证人体躺卧在本装置本体上时不影响睡眠;垫毯1内设置的电路板为柔性电路板13,防止人翻身时垫毯1翘曲,影响数据监测;且垫毯1可铺设在床上、沙发上或其他人体可躺卧的休息区域,可随人休息地的变动而更换铺设地,具有极强的实用性。

[0069] 本实施例的垫毯1,可夹紧或可以缝合在床垫表面,用户休息时可躺卧在垫毯1上

时,柔性电路板13和潜水料具有一定的弹性以实现微小摆动信号的传递,柔性电路板13和潜水料对方刚度不会过大,进而防止人体侧动时垫毯1翘曲。

[0070] 如图11~13所示,图11~13列举了三种上表层11和下表层12的结合方式,其中柔性电路板13底部带背胶,直接粘合在下表层12的表面上,图11为上表层11直接与下表层12进行边沿缝合,图12为上表层11直接与下表层12包边5缝合,图13为在下表层12的边沿点胶,即下表层12的边沿设置有黏胶6,上表层11压在下表层12的表面粘合固定。

[0071] 优选的,本实施例还公开一种,包括床垫本体,床垫本体上设置有如权利要求8或9的垫毯1。

[0072] 本发明并不局限于上述实施方式,如果对本发明的各种改动或变型不脱离本发明的精神和范围,倘若这些改动和变型属于本发明的权利要求和等同技术范围之内,则本发明也意图包含这些改动和变动。

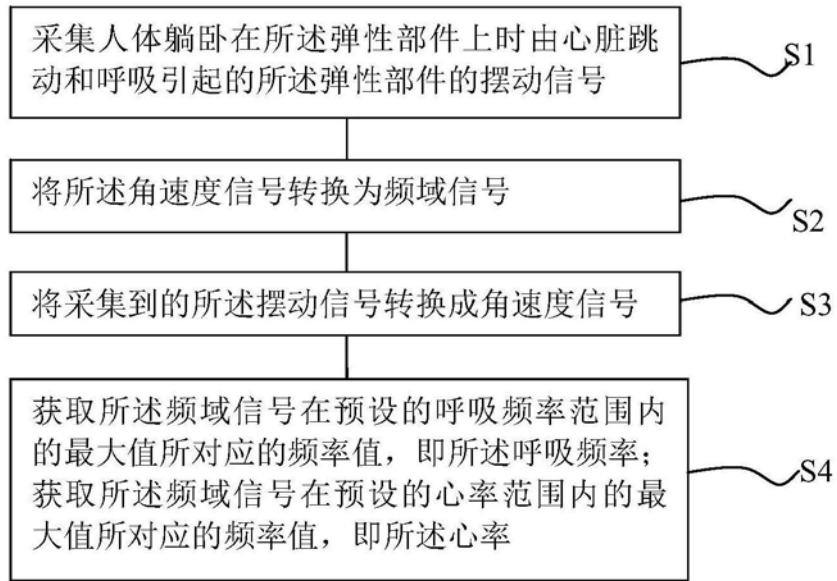


图1

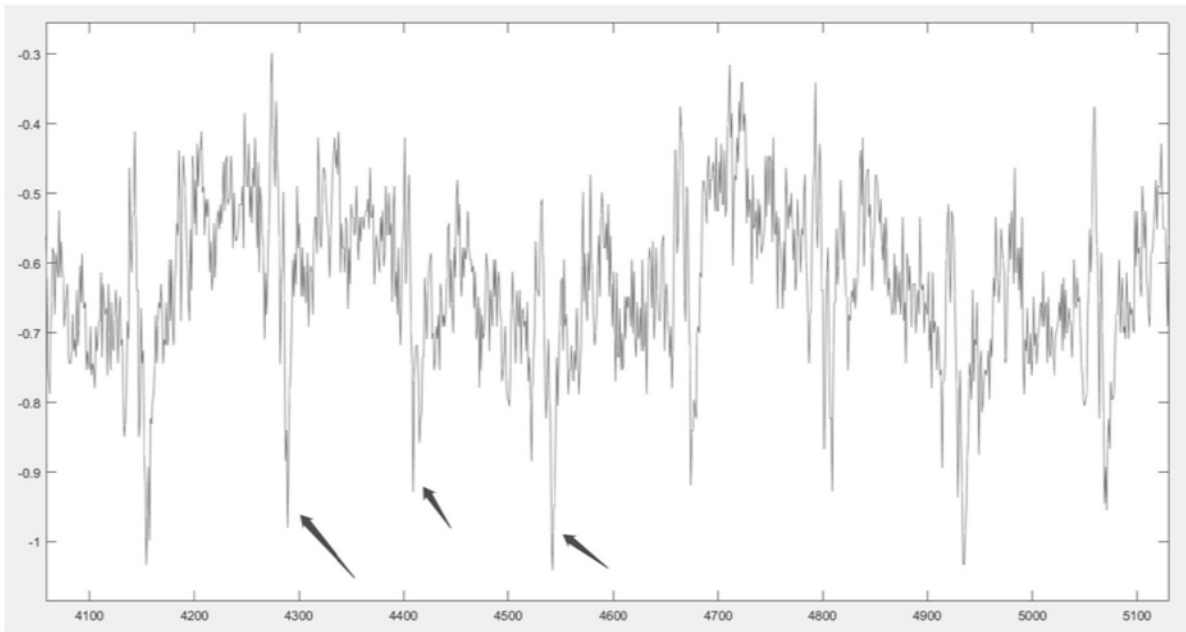


图2

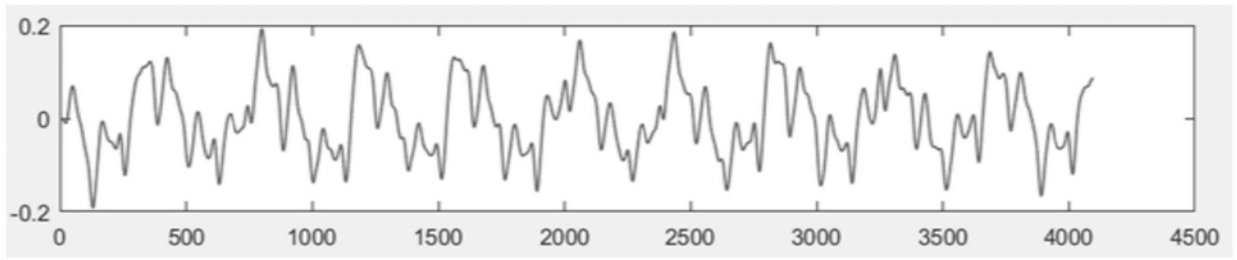


图3

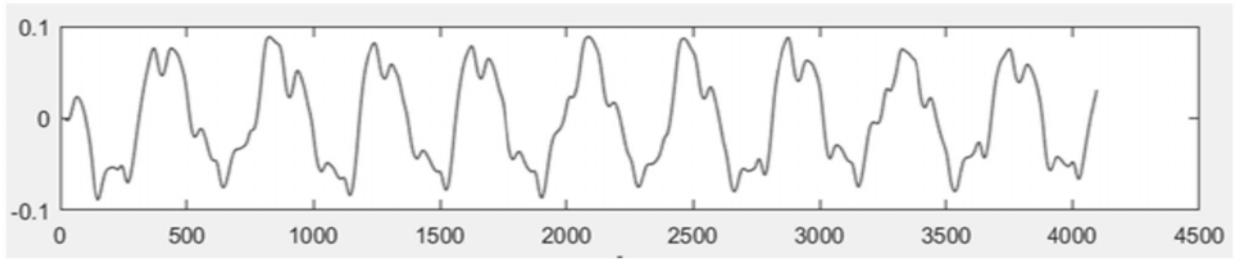


图4

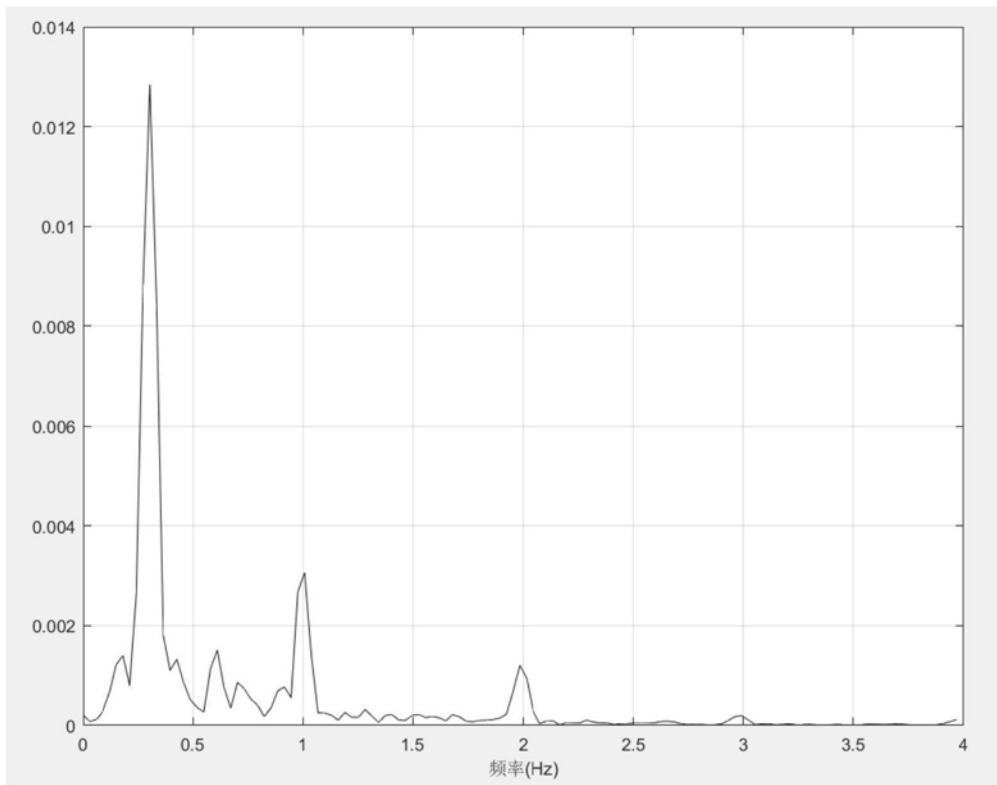


图5

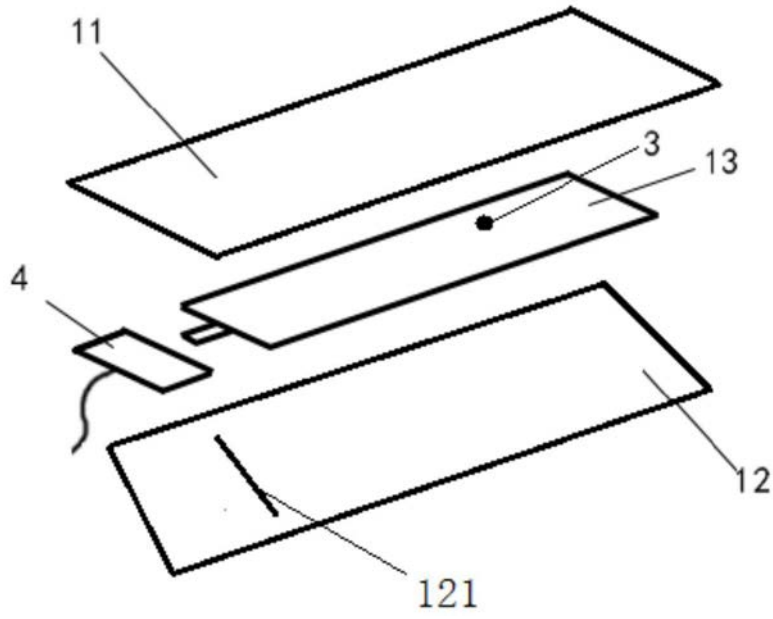


图6

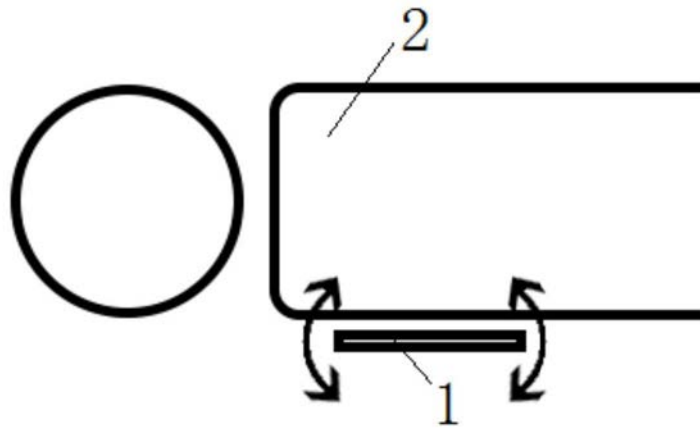


图7

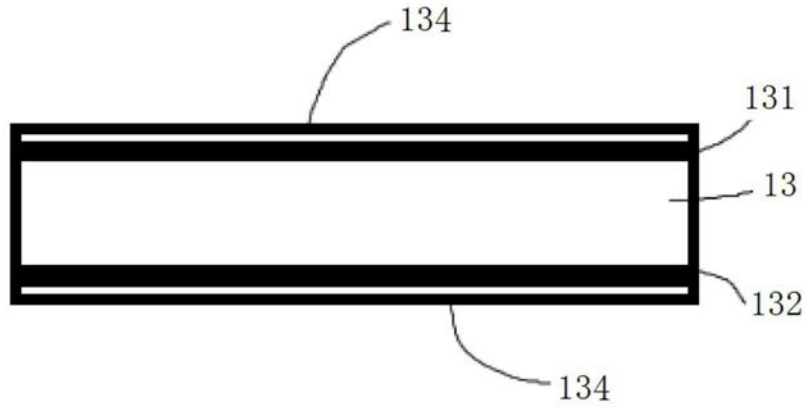


图8

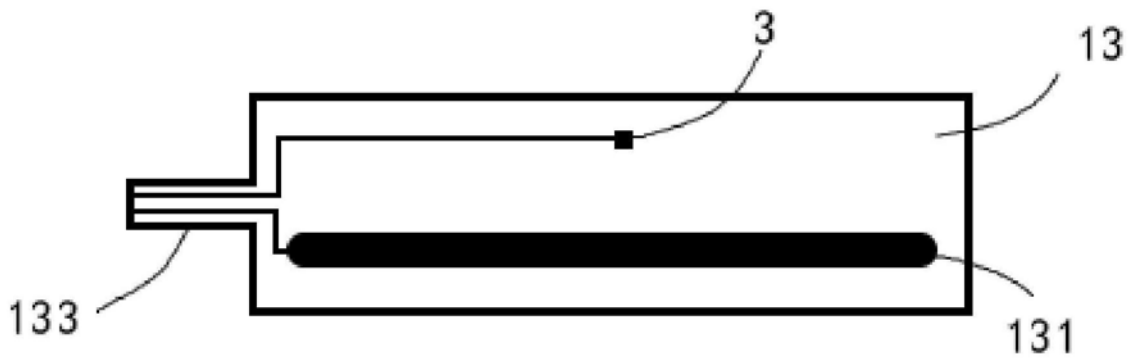


图9

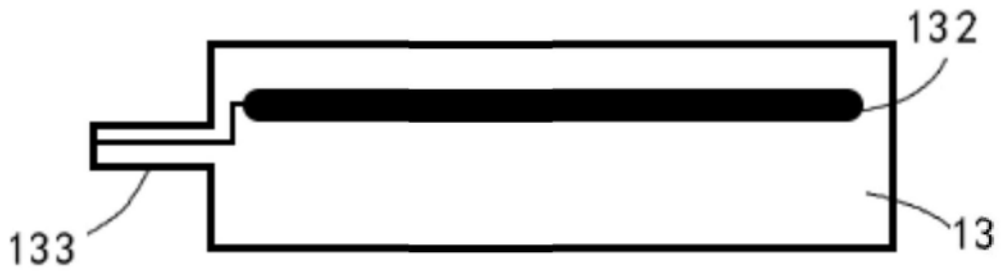


图10

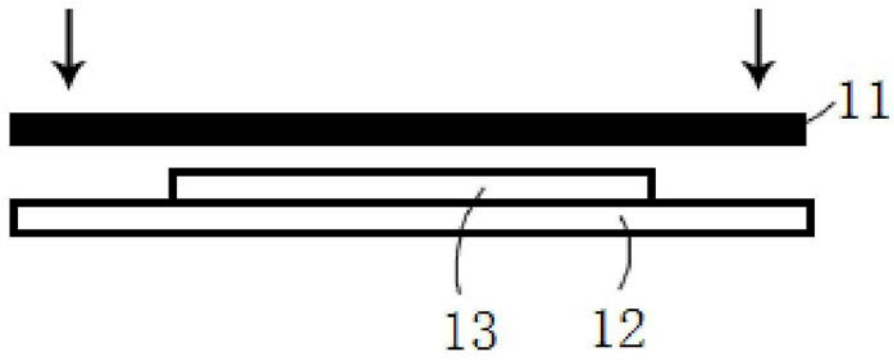


图11

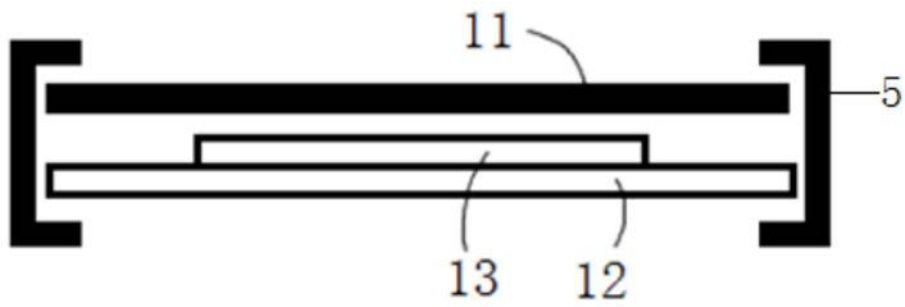


图12

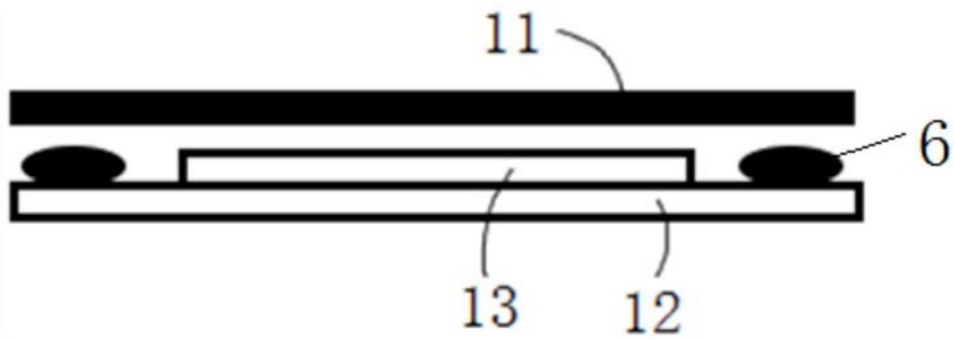


图13

专利名称(译)	一种心率和呼吸频率的监测方法及装置、垫毯、床垫		
公开(公告)号	CN110881959A	公开(公告)日	2020-03-17
申请号	CN201910995025.2	申请日	2019-10-18
[标]发明人	谭杰文 何春华 林隽 伍俊峰		
发明人	谭杰文 何春华 林隽 伍俊峰 关炜宁		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/0816 A61B5/4809 A61B5/4812 A61B5/4815 A61B5/4818 A61B5/6892 A61B5/725		
代理人(译)	李德魁		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及睡眠监测技术领域，特别涉及一种心率和呼吸频率的监测方法及装置、垫毯、床垫，所述方法包括：采集人体躺卧在弹性部件上时由心脏跳动和呼吸引起的所述弹性部件的摆动信号；将采集到的所述摆动信号转换成角速度信号；将所述角速度信号转换为频域信号；获取所述频域信号在预设的呼吸频率范围内的最大值所对应的频率值，即所述呼吸频率；获取所述频域信号在预设的心率范围内的最大值所对应的频率值，即所述心率。本发明根据心脏BCG原理，人躺卧时心脏搏动瞬间人体产生纵向冲击，由于重心的变化使躺卧处产生上下摆动，通过采集所述摆动信号以将心脏跳动信号转换成角速度信号，并将角速度信号转换成心率信号，即可完成心率和呼吸频率的监测。

