



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 108888271 B

(45)授权公告日 2020.05.22

(21)申请号 201810833110.4

(22)申请日 2018.07.25

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 108888271 A

(43)申请公布日 2018.11.27

(73)专利权人 佛山市丈量科技有限公司

地址 528137 广东省佛山市三水工业园乐平西乐大道东39号登骏数码城二期厂房B5号五层502#

(72)发明人 贾振华 张午阳 张智杰 安宁 林晓东 理查德-霍华德 许辰人 张燕咏

(74)专利代理机构 北京海虹嘉诚知识产权代理有限公司 11129

代理人 何志欣

(51)Int.Cl.

A61B 5/08(2006.01)

(56)对比文件

CN 106999105 A,2017.08.01,
CN 106999105 A,2017.08.01,
US 5964720 A,1999.10.12,
CN 1602801 A,2005.04.06,
CN 202191274 U,2012.04.18,

审查员 郑其蔚

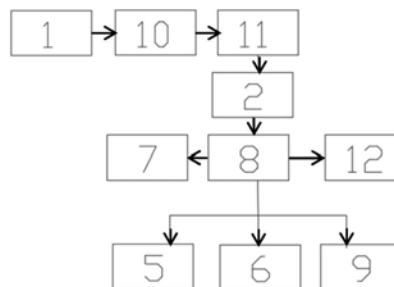
权利要求书2页 说明书12页 附图4页

(54)发明名称

一种生理参数测量系统及配备该测量系统的智能座椅

(57)摘要

一种生理参数测量系统,数据采集单元按照非接触式的方式采集由人体生理活动引起的第一信号,中央处理单元至少按照如下步骤对第一信号进行运算处理以获得人体的呼吸频率参数:按照滤除特定频段的信号的方式对第一信号进行滤波处理以得到第二信号,并基于自相关函数对第二信号进行运算处理并对运算结果中的峰值点沿时间轴按照设定顺序进行确定;按照占峰值点总量比例为f的方式选取n个最靠近时间轴坐标原点的峰值点以计算呼吸频率的平均值。一种智能座椅,采用前述的生理参数测量系统。本发明的生理参数测量系统和智能座椅能够通过非接触的方式采集人体的呼吸频率,增大了使用便捷性。



1. 一种生理参数测量系统,至少包括通信地耦合至中央处理单元(8)的数据采集单元(13),其特征在于,所述数据采集单元(13)按照非接触式的方式基于至少一个传感器(1)采集由人体生理活动引起的第一信号,其中,所述中央处理单元(8)至少按照如下步骤对所述第一信号进行运算处理以获得人体的呼吸频率参数:

按照滤除特定频段的信号的方式对所述第一信号进行滤波处理以得到第二信号,基于自相关函数对所述第二信号进行运算处理并对运算结果中的峰值点沿时间轴按照设定顺序进行确定;

按照占峰值点总量百分比例为 f 的方式选取 n 个最靠近时间轴坐标原点的峰值点以计算呼吸频率的平均值 $T = \frac{D}{n-1}$,其中, D 是第一个峰值点和第 n 个峰值点之间的总间距;

所述中央处理单元(8)还被配置为基于所述呼吸频率的平均值在所述运算结果中重新确定剩余的百分比例为 $1-f$ 的峰值点的工作模式,其中,重新确定剩余的百分比例为 $1-f$ 的峰值点至少包括以下步骤:

在处于时间范围为 $[0, T]$ 的运算结果中筛选运算结果值最大的点作为第一个峰值点,并用 t_1 表示其发生时间;

在已经确认第 h 个峰值点并且第 h 个峰值点对应的发生时间为 t_h 的情况下,在处于时间范围为 $[t_h + \frac{T}{2}, t_h + \frac{3T}{2}]$ 的运算结果中筛选运算结果值最大的点作为第 $h+1$ 个峰值点,并用 t_{h+1} 表示其发生时间,其中, h 为大于等于2的整数。

2. 如权利要求1所述的生理参数测量系统,其特征在于,针对一个时间序列 $x(t)$,所述自相关函数通过如下公式进行定义:

$$F(h) = \frac{1}{n} \sum_{t=1}^{n-h} (x_{t+h} - x') (x_t - x') , \quad 0 \leq h \leq n$$

其中, n 表示采样点的数量, h 表示采样点之间的时间间隔, x' 表示采样点的均值并通过如下公式进行定义:

$$x' = \frac{1}{n} \sum_{t=1}^n x_t$$

3. 如权利要求2所述的生理参数测量系统,其特征在于,所述第一信号是至少由肢体移动产生的振动波信号和呼吸产生的振动波信号组成的谐波信号,若干个所述传感器(1)按照彼此间隔的方式布置形成至少三阶的矩阵形态以采集所述第一信号,其中,所述特定频段被设置为 $6\text{Hz} \sim 10\text{Hz}$ 以滤除所述由肢体移动产生的振动波信号;或者所述特定频段至少按照如下步骤进行确定:

在沿平行于人体就坐时腿部的延伸方向上,确定位于矩阵同一边部上的至少三个传感器(1)彼此采集的第一信号的振幅呈增加趋势的第一频率域、第二频率域和第三频率域,其中,

在所述第一频率域、所述第二频率域和所述第三频率域均彼此存在交集时,以第一频率域、第二频率域和第三频率域的端点中的最大左端点和最小右端点确定所述特定频段。

4. 如权利要求2所述的生理参数测量系统,其特征在于,对运算结果中的峰值点沿时间轴按照先后顺序依次进行确定至少包括以下步骤:

对经过平滑滤波后的采样数据进行峰值初判,当符合预设峰值要求时,获取该峰值的

上升沿起点和下降沿终点之间的所有采样数据,并记录峰值通道号以及峰值顺序;

对获取的上升沿起点和下降沿终点之间的所有采样数据进行加权平均计算,获得峰值位置的精确值并存储。

5.如权利要求4所述的生理参数测量系统,其特征在于,所述生理参数测量系统还包括用于对信号进行放大的交流放大器(10)、用于将模拟信号转换为数字信号的模数转换器(11)和用于滤除特定频段的信号的滤波器(2),其中,所述第一信号按照依次经所述交流放大器(10)、所述模数转换器(11)和所述滤波器(2)进行处理的方式传输至所述中央处理单元(8)中;

所述交流放大器(10)被配置为具有第一级放大电路和第二级放大电路的工作模式,其中,第一级放大电路的增益为10,第二级放大电路的最大增益为20且被设置为其增益能够增大或减小的工作模式。

6.如权利要求5所述的生理参数测量系统,其特征在于,所述生理参数测量系统还被配置为按照以下步骤对就坐人员的前倾摔倒按照具有时间提前量的方式进行预警:

分别确定第一传感器(101)和第二传感器(102)各自采集的数据信号首次在第一设定时间周期A内均持续等于零的时刻 T_1 和时刻 T_2 ;

在 $\omega_1 < 0$ 且 $T_2 - T_1 > \alpha$ 的情况下,在第三传感器(103)采集的数据信号首次小于第二传感器(102)采集的数据在时间周期 $T_2 - T_1$ 内的平均值的时刻 T_3 生成前倾摔倒的预警信息。

7.一种智能座椅,其特征在于,所述智能座椅配备前述权利要求之一所述的生理参数测量系统以至少采集就坐人员的呼吸频率数据,所述智能座椅至少包括坐垫(3)和靠背(4),其中,若干个所述传感器(1)设置于坐垫(3)和靠背(4)以采集所述第一信号。

8.如权利要求7所述的智能座椅,其特征在于,所述智能座椅至少还包括均通信地耦合至所述中央处理单元(8)的坐姿识别单元(5)和用于识别就坐人员身份信息的身分识别单元(6),其中,所述身分识别单元(6)被配置为至少能够基于指纹识别、体重识别和/或就坐行为识别以确定就坐人员身份的工作模式;其中,

所述坐姿识别单元(5)被配置为按照以下步骤对就坐人员的坐姿进行识别的工作模式:

以坐垫的几何中心为坐标原点建立三维坐标系;

分别获取沿x轴方向、y轴方向和z轴方向的加速度值 a_x 、 a_y 和 a_z ;

分别获取沿x轴方向、y轴方向和z轴方向的角速度值 w_x 、 w_y 和 w_z ;

基于所述加速度值和所述角速度值确定旋转角 θ_0 、俯仰角 ω_0 和翻滚角 φ_0 ;

基于所述旋转角 θ_0 、俯仰角 ω_0 和翻滚角 φ_0 识别就坐人员的前倾、后仰、左倾、右倾或旋转的坐姿形态。

9.如权利要求8所述的智能座椅,其特征在于,所述坐垫(3)上设置有按照矩阵形态彼此间隔布置的若干个传感器(1),其中,位于矩阵边部的传感器(1)按照采样频率小于位于矩阵中心部位的传感器(1)的方式采集所述第一信号;

在沿靠背(4)的高度方向上,按照彼此间隔的方式设置有与人体肩背部对应的第一传感器(101)、与人体胸腔对应的第二传感器(102)和与人体腰背部对应的第三传感器(103),其中,所述第二传感器(102)被设置为按照数量多于所述第一传感器或所述第二传感器的方式采集所述第一信号。

一种生理参数测量系统及配备该测量系统的智能座椅

技术领域

[0001] 本发明属于测量技术领域,尤其涉及一种生理参数测量系统及配备该测量系统的智能座椅。

背景技术

[0002] 呼吸率作为重要人体体征参数,如何通过非接触式的测量方式实现该参数的准确测量一直是生物学工程及仪器领域研究的热点之一。成像式光电容积描记技术是在PPG基础上发展起来的一种非接触生理参数检测技术,该技术利用成像设备对包含被测部位的信息进行视频采集,通过对视频图像的敏感区域进行处理,实现心率、呼吸率、血氧饱和度等生理参数提取的一种生物学检测技术。IPPG技术具有成本低、非接触、安全、能够连续测量、操作简单等多种优势,为非接触式生理信号测量及远程医疗监控的研究提供了一种新的解决途径和方案。

[0003] 现有技术中,基于IPPG技术提取人体心率指标的研究方面,主要是心率和呼吸率的提取方法为研究思路的直接应用或改进优化。主要为从面部视频生成的观测信号的G通道中提取心率,或者通过基于JADE等经典ICA算法进行三通道盲源分离以提取心率,进一步从心率的频谱分析中提取出呼吸率。此外,部分方法中融入了面部视频跟踪算法以克服噪声干扰问题。在多数情况下,当干扰噪声较少时,使用G通道方法的效果的确很好,但较多干扰噪声时该方法存在缺陷,并且,较多的噪声源会影响三通道ICA算法的分离效果。上述基于面部视频跟踪算法虽然可以一定程度上解决受试者面部运动问题,但对于面部局部细微变化以及光线微弱变化等因素造成的噪声干扰无法做到很好地克服。同时,现有的方法对于ICA分离后源信号通道的判别基本依据FFT后的功率谱,同样也面临噪声源的干扰问题,在分离通道较多的情况下,源通道的判别准确性对于算法的稳健性来说同样显得十分重要。此外,现有的方法中没有能够实现心率和呼吸信号的同步提取,进而实现心率和呼吸的同步测量。

[0004] 公开号为CN105147293A的专利文献公开了一种实现呼吸频率测量的系统及方法,包括血流变化采集模块,用以使用白色LED灯照射皮肤表面并采集人体心脏跳动引起的血流变化信号;呼吸波信号获取模块,用以从所述的血流波变化信号处理获取呼吸波信号;呼吸频率计算模块,用以对所述的呼吸波信号进行处理得到呼吸频率。采用该种结构实现呼吸频率测量的系统及方法,可以将上述功能模块应用于人体多种适合测量的位置,通过白光光学照射和血流变化监测得到实时的呼吸频率。在上述测量呼吸频率的过程中,需要用户通过佩戴的方式固定数据采集模块于身体的指定位置,操作复杂且易受环境的影响。

发明内容

[0005] 如本文所用的词语“模块”描述任一种硬件、软件或软硬件组合,其能够执行与“模块”相关联的功能。

[0006] 针对现有技术之不足,本发明提供一种生理参数测量系统,至少包括通信地耦合

至中央处理单元的数据采集单元,所述数据采集单元按照非接触式的方式基于至少一个传感器采集由人体生理活动引起的第一信号,其中,所述中央处理单元至少按照如下步骤对所述第一信号进行运算处理以获得人体的呼吸频率参数:按照滤除特定频段的信号的方式对所述第一信号进行滤波处理以得到第二信号,并基于自相关函数对所述第二信号进行运算处理并对运算结果中的峰值点沿时间轴按照设定顺序进行确定;按照占峰值点总量百分比为f的方式选取n个最靠近时间轴坐标原点的峰值点以计算呼吸频率的平均值 $T = \frac{D}{n-1}$,

其中,D是第一个峰值点和第n个峰值点之间的总间距。

[0007] 根据一种优选实施方式,所述中央处理单元还被配置为基于所述呼吸频率的平均值在所述运算结果中重新确定剩余的百分比为 $1-f$ 的峰值点的工作模式,其中,重新确定剩余的百分比为 $1-f$ 的峰值点至少包括以下步骤:在处于时间范围为 $[0, T]$ 的运算结果中筛选运算结果值最大的点作为第一个峰值点,并用 t_1 表示其发生时间。在已经确认第h个峰值点并且第h个峰值点对应的发生时间为 t_h 的情况下,在处于时间范围为 $[t_h + \frac{T}{2}, t_h + \frac{3T}{2}]$ 的运算结果中筛选运算结果值最大的点作为第h+1个峰值点,并用 t_{h+1} 表示其发生时间,其中,h为大于等于2的整数。

[0008] 根据一种优选实施方式,针对一个时间序列 $x(t)$,所述自相关函数通过如下公式进行定义: $F(h) = \frac{1}{n} \sum_{t=1}^{n-h} (x_{t+h} - x') (x_t - x')$, $0 \leq h \leq n$,其中,n表示采样点的数量,h表示采

样点之间的时间间隔, x' 表示采样点的均值并通过如下公式进行定义: $x' = \frac{1}{n} \sum_{t=1}^n x_t$ 。

[0009] 根据一种优选实施方式,所述第一信号是至少由肢体移动产生的振动波信号和呼吸产生的振动波信号组成的谐波信号,若干个所述传感器按照彼此间隔的方式布置形成至少三阶的矩阵形态以采集所述第一信号,其中,所述特定频段被设置为6Hz~10Hz以滤除所述由肢体移动产生的振动波信号;或者所述特定频段至少按照如下步骤进行确定:在沿平行于人体就坐时腿部的延伸方向上,确定位于矩阵同一边部上的至少三个传感彼此采集的第一信号的振幅呈增加趋势的第一频率域、第二频率域和第三频率范围,其中,在所述第一频率域、所述第二频率域和所述第三频率域均彼此存在交集时,以第一频率域、第二频率域和第三频率域的端点中的最大左端点和最小右端点确定所述特定频段。

[0010] 根据一种优选实施方式,对运算结果中的峰值点沿时间轴按照先后顺序依次进行确定至少包括以下步骤:对经过平滑滤波后的采样数据进行峰值初判,当符合预设峰值要求时,获取该峰值的上升沿起点和下降沿终点之间的所有采样数据,并记录峰值通道号以及峰值顺序。对获取的上升沿起点和下降沿终点之间的所有采样数据进行加权平均计算,获得峰值位置的精确值并存储。

[0011] 根据一种优选实施方式,所述生理参数测量系统还包括用于对信号进行放大的交流放大器、用于将模拟信号转换为数字信号的模数转换器和用于滤除特定频段的信号的滤波器,其中,所述第一信号按照依次经所述交流放大器、所述模数转换器和所述滤波器进行处理的方式传输至所述中央处理单元中;所述交流放大器被配置为具有第一级放大电路和第二级放大电路的工作模式,其中,第一级放大电路的增益为10,第二级放大电路的最大增益为20且被设置为其增益能够增大或减小的工作模式。

[0012] 根据一种优选实施方式,所述生理参数测量系统还被配置为按照以下步骤对就坐人员的前倾摔倒按照具有时间提前量的方式进行预警:

[0013] 分别确定第一传感器和第二传感器各自采集的数据信号首次在第一设定时间周期A内均持续等于零的时刻 T_1 和时刻 T_2 ;在 $\omega_1 < 0$ 且 $T_2 - T_1 > \alpha$ 的情况下,在第三传感器采集的数据信号首次小于第二传感器采集的数据在时间周期 $T_2 - T_1$ 内的平均值的时刻 T_3 生成前倾摔倒的预警信息。

[0014] 本发明还提供一种智能座椅,所述智能座椅配备前述权利要求所述的生理参数测量系统以至少采集就坐人员的呼吸频率数据,所述智能座椅至少包括坐垫和靠背,其中,若干个所述传感器设置于坐垫和靠背以采集所述第一信号。

[0015] 根据一种优选实施方式,所述智能座椅至少还包括均通信地耦合至所述中央处理单元的坐姿识别单元和用于识别就坐人员身份信息的身识别单元,其中,所述身识别单元被配置为至少能够基于指纹识别、体重识别和/或就坐行为识别以确定就坐人员身份的工作模式;其中,所述坐姿识别单元被配置为按照以下步骤对就坐人员的坐姿进行识别的工作模式:以坐垫的几何中心为坐标原点建立三维坐标系;分别获取沿x轴方向、y轴方向和z轴方向的加速度值 a_x 、 a_y 和 a_z ;分别获取沿x轴方向、y轴方向和z轴方向的角速度值 w_x 、 w_y 和 w_z ;基于所述加速度值和所述角速度值确定旋转角 θ_0 、俯仰角 ω_0 和翻滚角 φ_0 ;基于所述旋转角 θ_0 、俯仰角 ω_0 和翻滚角 φ_0 识别就坐人员的前倾、后仰、左倾、右倾或旋转的坐姿形态。

[0016] 根据一种优选实施方式,所述坐垫上设置有按照矩阵形态彼此间隔布置的若干个传感器,其中,位于矩阵边部的传感器按照采样频率小于位于矩阵中心部位的传感器的方式采集所述第一信号;在沿靠背的高度方向上,按照彼此间隔的方式设置有与人体肩背部对应的第一传感器、与人体胸腔对应的第二传感器和与人体腰背部对应的第三传感器,其中,所述第二传感器被设置为按照数量多于所述第一传感器或所述第二传感器的方式采集所述第一信号。

[0017] 本发明的有益技术效果:

[0018] (1) 本发明在对呼吸频率进行分析的过程中,传感器采集的数据信号极易受到人体肢体移动、周边环境中的振动等干扰信号的影响,通过滤波器将特定频率的干扰信号进行滤除能够有效地得到基于呼吸引起的振动信号。

[0019] (2) 本发明在基于寻峰算法确定自相关函数的峰值以确定呼吸频率的过程中,仅截取前20%的计算结果计算平均呼吸频率,并以计算获得的平均呼吸频率为基准重新在初始数据中确定剩余的80%的峰值点,能够有效避免由于呼吸的准周期特性引起的计算结果漂移。

[0020] (3) 本发明的智能座椅通过非接触式的方式对就坐人员的呼吸频率进行分析计算,避免了就坐人员通过佩戴专用设备对呼吸频率进行采集所导致的不便捷性,同时,就坐人员在就坐时后背和/或颈部不必靠在靠背上便能实现对呼吸频率的测量,更符合座椅的惯常使用状态。

附图说明

[0021] 图1是本发明优选的生理参数测量系统的模块化示意图;

[0022] 图2是在30秒内拍打一次床垫所获取的经快速傅里叶变换运算处理后的振动波信号的示意图；

[0023] 图3是每隔30秒拍打一次床垫所获取的经快速傅里叶变换运算处理后的振动波信号的示意图；

[0024] 图4是在设定时间周期内持续抓挠床垫所获取的经快速傅里叶变换运算处理后的振动波信号的示意图；

[0025] 图5是本发明一种优选的智能座椅的结构示意图；

[0026] 图6是本发明优选的基于寻峰算法捕捉到的峰值示意图；

[0027] 图7是本发明优选的对峰值进行初判的流程示意图；

[0028] 图8是本发明优选的坐姿识别单元的工作原理示意图；和

[0029] 图9是本发明优选的交流放大器的电路示意图。

[0030] 附图标记列表

[0031]	1: 传感器	2: 滤波器	3: 坐垫
[0032]	4: 靠背	5: 坐姿识别单元	6: 身份识别单元
[0033]	7: 存储单元	8: 中央处理单元	9: 指纹录入单元
[0034]	10: 交流放大器	11: 模数转换器	12: 移动终端
[0035]	13: 数据采集单元		
[0036]	101: 第一传感器	102: 第二传感器	103: 第三传感器

具体实施方式

[0037] 下面结合附图进行详细说明。

[0038] 实施例1

[0039] 本实施例提供一种人体呼吸频率的测量方法,至少包括以下步骤:

[0040] S1:通过数据采集器采集与人体相关的数据信号;

[0041] S2:对数据信号进行滤波处理以得到样本数据;

[0042] S3:基于样本数据确定样本自相关函数;

[0043] S4:样本自相关函数的峰值捕捉及测量;

[0044] S5:基于峰值提取呼吸频率。

[0045] 为了便于理解,下面基于各步骤进行详细论述。

[0046] S1:通过数据采集器采集与人体相关的数据信号。

[0047] 当一个人吸气时,胸腔膈肌收缩并引起胸腔的扩张。自然膨胀迫使空气进入两个肺以平衡人体内外的压力。当吸气结束时便开始进行呼气。在呼气过程中,胸腔膈肌松弛进而导致胸腔的收缩,空气从两肺中排出。呼吸和吸气过程中,胸膈肌有规律的收缩使人体轻微上下振动。微小的振动对人眼几乎不可见,但可以基于传感器技术来进行采集。例如,在人体就坐于座椅上的情况下,可以在座椅的与人体臀部接触的坐垫上设置若干个传感器1以采集臀部的轻微上下振动。传感器可以是用于监测地震波的地震检波器、压力传感器或振动传感器中的至少一种。例如,在用户夜间休息平躺于沙发或床垫上的情况下,可以在沙发或床垫的夹层中设置上述传感器以采集与人体相关的数据信号。

[0048] 优选的,与人体相关的数据信号至少包括由呼吸引起的振动波信号、由人体肢体

移动引起的振动波信号以及由距离人体一定范围内外界物体引起的振动波信号,其中,由呼吸引起的振动波信号、由人体肢体移动引起的振动波信号以及由距离人体一定范围内外界物体引起的振动波信号不能仅仅依靠传感器进行单独采集。由传感器采集的振动信号是上述三种振动波信号的混合信号。传感器1可以被设置为按照一定频率的采样周期的方式对振动信号进行采集。

[0049] S2:对数据信号进行滤波处理以得到样本数据。

[0050] 在传感器1采集了一个时间周期内的振动数据的情况下,基于滤波器2对振动数据进行滤波处理以滤除其中的干扰数据。例如,本发明旨在通过分析人体呼吸过程中引起的微小振动以确定人体的呼吸频率,因此,干扰数据是传感器采集的人体肢体移动引起的振动波信号和由距离人体一定范围内的外界物体引起的振动波信号。通过滤波器2可以得到完全由人体呼吸的振动产生的数据信号。

[0051] 优选的,滤波器可以被设置为按照滤除设定频率的信号的方式进行滤波处理。可以通过进行对比试验的方式确定需要滤除信号的频率,例如,当需要滤除由人体肢体移动引起的振动波信号时,设置三组对比试验并按照不同的方式模拟人体肢体移动引起的振动。具体的,试验组A设置为按照在一定时间周期内拍打一次床垫并通过传感器采集振动波信号的工作模式。试验组B设置为按照在一定时间周期内每隔一段时间拍打一次床垫并通过传感器采集振动波信号的工作模式。试验组C设置为按照在一定时间周期内持续抓挠床垫并通过传感器采集振动波信号的工作模式。采集的振动波信号通过快速傅里叶变换运算处理后进行显示。例如,图2示出了在30秒内拍打一次床垫所获取的经快速傅里叶变换运算处理后的振动波信号,图3示出了每隔30秒拍打一次床垫所获取的经快速傅里叶变换运算处理后的振动波信号,图4示出了在设定时间周期内持续抓挠床垫所获取的经快速傅里叶变换运算处理后的振动波信号。基于图2、图3和图4显示的振动波信号可以明确由人体肢体移动引起的振动波信号的频率一般大于6赫兹,并且在8赫兹时出现陡增的趋势。将滤波器设置为滤除频率为6Hz~10Hz的振动波信号的工作模式便足以将由人体肢体引起的振动波信号滤除。优选的,设定频率为8Hz~8.4Hz。

[0052] 优选的,特定频段还可以按照如下步骤进行确定:在沿平行于人体就坐时腿部的延伸方向上,确定位于矩阵同一边部上的至少三个传感器彼此采集的第一信号的振幅呈增加趋势的第一频率域、第二频率域和第三频率域,其中,在第一频率域、第二频率域和第三频率域范围彼此存在交集时,以第一频率域、第二频率域和第三频率域的端点中的最大左端点和最小右端点确定特定频段。如图5所示,当9个传感器按照构成3阶矩阵的方式安装在座椅的坐垫上时,就坐人员落座并处于标准坐姿时其臀部会完全与9个传感器同时接触。在沿大腿延伸方向上,矩阵的左边部和右边部上的三个传感器分别对应于人体的左腿和右腿。此时,由人体肢体引起的振动波信号大部分来自于腿部,矩阵的左边部和右边部的传感器受腿部的直接影响最大,最能反应由腿部引起的振动波信号的真实频率域。位于矩阵中部的传感器受人体呼吸影响最大,其采集的数据用于计算呼吸频率具有更高的准确度,可以基于矩阵边部确认的特定频率以滤除位于矩阵中部的传感器的该特定频率的振动波信号。例如,矩阵左边部与人体左腿对应的三个传感器采集的数据经处理后形成例如是图2所示的横坐标为频率,纵坐标为振幅的曲线后,三个传感器的振幅出现增加的趋势的频率域分别为[10,20]、[15,30]、[25,40],其中数值10,数值15和数值25分别代表三个传感器各自

的左端点,数值20,数值30和数值40分别代表三个传感器各自的右端点,选取最大左端点25和最小右端点20可以确定特定频段为[20,25]。将滤波器设置为滤除频率为20Hz~25Hz的振动波信号的工作模式。通过上述方式确定的特定频段始终保持在最能代表由人体肢体移动导致的振动波信号的真实频率域内。例如,三个传感器采集的频率域均能在一定程度上表现由人体肢体移动所导致的振幅增加,采用取中间值的方法可以确定频率域[15,30]在一定程度上代表误差最小的频率域,显然,频率域[10,20]和[25,40]存在误差但也可以反映由肢体移动导致的振动波信号的真实频率,用频率域[10,20]的右端点和频率域[25,40]的左端点对频率域[15,30]进一步缩小形成的新频率域[20,25]具有更高的准确性。

[0053] 优选的,传感器采集的时域信号基于快速傅里叶算法转换为基于频率域的正弦信号。例如,针对非周期性连续时间信号 $x(n)$,其通过傅里叶变换算法计算得到的连续频谱信号 $x(k)$ 可以用如下公式进行表示:

$$[0054] \quad x(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) W_N^{nk}$$

[0055] 其中, k 为0~ $N-1$ 之间的整数, $W_N^{nk} = \exp[-\frac{2\pi kn}{N}]$ 。 $x(n)$ 为列长为 N 的输入序列,即通过传感器采集的时域上的切片数据。 $x(k)$ 是列长为 N 的输出序列,即经过快速傅里叶变换后的频域上的数据。

[0056] S3:基于样本数据确定样本自相关函数。

[0057] 样本的自相关函数被设置为用于从一个时间序列中提取周律。针对一个时间序列 $x(t)$,将样本自相关函数通过如下公式进行定义:

$$[0058] \quad F(h) = \frac{1}{n} \sum_{t=1}^{n-h} (x_{t+h} - x') (x_t - x'), 0 \leq h \leq n$$

[0059] 其中, n 表示采样点的数量, h 表示时间间隔, x' 表示样本的均值,通过如下公式进行定义:

$$[0060] \quad x' = \frac{1}{n} \sum_{t=1}^n x_t$$

[0061] 当时间间隔 h 为零时,振动功率信号与自身完全对齐,自相关达到最大值。当时间延间隔开始增加时,第一振动功率信号保持相同,而第二振动功率信号向右移位。两个信号之间的失配导致样本自相关函数值的降低。当时间间隔等于呼吸振动的检测间隔的整数倍的情况下,第一振动功率信号中的振动脉冲与第二振动功率信号中的振动脉冲很好地匹配以产生一个较大的自相关函数值。通过检测样本自相关函数计算结果中的峰值便可以实现对振动频率的推断。

[0062] 优选的,基于自相关函数对第二信号进行运算处理并对运算结果中的峰值点沿时间轴按照设定顺序进行确定,其中,设定顺序可以是依照时间先后顺序,从而依次确定整个时间轴上的峰值点。优选的,设定顺序第二信号可以沿时间轴被划分为若干个部分,通过多个处理器进行并行计算以获得每一个细分部分的峰值,再将获得的峰值按照时间先后顺序还原至整个时间轴上,从而能够有效地缩短数据的运行处理时间。

[0063] S4:样本自相关函数的峰值捕捉及测量。基于寻峰算法确定样本自相关函数的峰

值的位置及数值。图7示出了对峰值进行初判的流程示意图,如图7所示,可以通过如下步骤对峰值进行初判:

[0064] S401:对经过平滑滤波后的数据进行峰值初判,当符合预设峰值要求时,获取该峰值的上升沿起点和下降沿终点之间的所有采样数据,并记录峰值通道号以及峰值顺序。例如,可以通过如下方式实现对数据的峰值初判。当接收到一个通道的采样数据,通过对比的方式能够找到该通道中采样数据的最大值。峰值判断随时钟运行,可采用流水方式实现,其判断原则是:设置当前值为0,当有值大于当前值时,赋值给当前值,流水完成时,取得本次最大值。在确定最大值的情况下,以该最大值为顶点向下延伸预设值,如向下延伸15dB以取得基准值,大于该基准值则记录为一个峰值,小于基准值的不做判断,当采样数据顺序上升且高于基准值时,表示峰值的上升沿,顺序下降且高于基准值时,表示峰值的下降沿。获取峰值上升沿起点和下降沿终点之间的所有采样数据,并记录峰值通道号以及峰值顺序。

[0065] S402:对获取的上升沿起点和下降沿终点之间的所有采样数据进行加权平均计算,获得峰值位置的精确值并存储。例如,读取同一通道的一组上升沿起点至下降沿终点数据。设置上升沿起点横坐标为零,将读取的纵坐标与对应的横坐标相乘并累加获得数据Y。将读取的纵坐标累加获得数据T。计算数据Y与数据T的比值Y/T,比值Y/T即为峰值位置的精确值。

[0066] S5:基于峰值提取呼吸频率。两个相邻峰值之间的间距便是呼吸频率。

[0067] 如图6所示,基于寻峰算法能够得到样本数据经处理后的峰值。选取峰值点总量的前20%进行平均处理以获取峰值间距的平均值以表示呼吸频率。例如,如图6所示的一共含有13个峰值点的情况下,仅选取前3个峰值点之间的间距进行平均计算,从而可以有效地避免由于寻峰算法的准周期特性导致的计算结果出现偏差的情况。

[0068] 优选的,在指定的时间周期内,基于寻峰算法确定的峰值点的数量在理论上应该与呼吸次数相同。寻峰算法的准周期特性导致计算结果出现误差,使得基于一定计算量后所确定的峰值点的位置确认出现偏差。可以通过如下步骤再次确定剩余80%的峰值点的正确位置:

[0069] S501:假设有n个峰值点属于峰值点总量的前20%,第一个峰值点与第n个峰值点之间的间距总和为D,则平均的呼吸频率可以用 $T = \frac{D}{n-1}$ 表示;

[0070] S502:基于计算预估的呼吸频率平均值T,通过寻找最大振幅值的方式从样本数据中找出在时间范围为[0,T]内的第1个峰值点,并用 t_1 表示其发生时间;

[0071] S503:在已经确认h个峰值点并且第h个峰值点对应的发生时间为 t_h 的情况下,通过寻找最大振幅值的方式从样本数据中找出在时间范围为 $[t_h + \frac{T}{2}, t_h + \frac{3T}{2}]$ 内的第h+1个峰值点;

[0072] S504:重复步骤S503直到确定所有剩余的80%的峰值点。

[0073] 实施例2

[0074] 本实施例是对实施例1的进一步改进,重复的内容不再赘述。

[0075] 本发明还提供一种智能座椅,至少包括坐垫3和靠背4,其中,若干个传感器1设置在坐垫和靠背上以采集人体相关的数据信号。传感器1优选为电容式传感器,并通过与一个电阻连接以形成阻容电路的方式设置在坐垫和靠背上,从而通过测量传感器电容的变化能

够识别智能座椅当前的使用状态。

[0076] 优选的,如图5所示,智能座椅一共使用16个传感器1构成数据采集单元13以采集人体相关的数据信号,其中,9个传感器设置在坐垫上,7个传感器设置在靠背上。9个传感器按照形成类似于三阶矩阵的形状的方式设置在坐垫上,其中,位于矩阵边部的传感器按照第一采样频率进行采样,位于矩阵中部的传感器按照第二采样频率进行采样。第一采样频率小于第二采样频率以节省能耗。同时,位于矩阵中部的传感器受人体呼吸所导致的上下振动的影响最大,使其以更高的采样频率采集数据能够提高人体呼吸频率的计算精度。在沿座椅的高度方向上,7个传感器按照分为彼此平行间隔排列的三行的方式设置在靠背上,其中,最靠近坐垫的第一行和最远离坐垫的第三行上均设置有两个传感器,位于第一行和第三行中间的第三行上设置有三个传感器以对应人体的肺部位置。在标准坐姿情况下,第二行能够对应于人体肺部位置。第二行上数量较多的传感器能够采集更全面的与背部起伏状态相关的数据,进而能够更好的通过背部的周期性起伏计算人体的呼吸频率。

[0077] 优选的,将传感器与电阻连接形成阻抗电路后,可以基于传感器的电容值的变化确定座椅属于用户就坐状态还是闲置状态。通过下述公式 $V(t) = V_0 e^{-\frac{t}{RC}}$ 对传感器的放电过程进行模型化,其中, $V(t)$ 表示在时间 t 时传感器上的电压, V_0 是初始时刻传感器上的电压, R 表示电阻值固定的电阻且其电阻值可以优选为 $2M\Omega$ 。通过对传感器放电过程的模型化

公式进行反向求解可以得到传感器电容的计算公式 $C = -\frac{t}{R} \left(\ln \frac{V(t)}{V_0} \right)^{-1}$ 。

[0078] 优选的,基于传感器1采集的电容信号能够对就坐人员的坐姿变化进行分析和监测。当使用者保持静止状态的就坐在智能座椅上时,例如是睡觉休息时,人体皮肤与传感器之间的间隙等于所穿衣服的厚度。当就坐人员的坐姿产生变化时,例如由左倾转变为右倾时,人体皮肤与传感器之间的间隙会发生显著性变化,通过匹配坐垫上的9个传感器的电容信号的变化规律,能够识别就坐人员当前的坐姿。

[0079] 优选的,智能座椅还包括与传感器通信地耦合的坐姿识别单元5,坐姿识别单元5用于接收坐垫和/或靠背上的传感器的电容信号,并对电容信号的变化进行处理以确定就坐人员的当前坐姿。

[0080] 优选的,智能座椅被配置按照实施例1的人体呼吸频率的测量方法对就坐人员的呼吸频率进行检测的工作模式。

[0081] 为了便于理解,将坐姿识别单元5的具体工作原理进行如下详细论述。

[0082] 图8示出了坐姿识别单元的工作原理示意图。如图8所示,传感器采集的压力数据转化为以电容数值表示的数字信号后传输至坐姿识别单元5中进行处理,坐姿识别单元5以坐垫上位于矩阵中心的传感器所处的位置为坐标原点建立坐标系 xyz ,坐姿识别单元5通过集成的方式内置有加速度计和陀螺仪,其中,通过加速度计测量出 xyz 三个轴方向上的加速度值 a_x 、 a_y 和 a_z ,通过陀螺仪计算出 xyz 三个轴方向上的角速度值 w_x 、 w_y 和 w_z 。通过对 w_z 进行积分计算可以得到旋转角 θ_0 。基于加速度值能够通过如下公式分别计算得到俯仰角 ω_0 和翻滚角 φ_0 :

[0083] $\omega_0 = \cos^{-1} \left(\sqrt{a_y^2 + a_z^2} / g \right)$, $\varphi_0 = \cos^{-1} \left(\sqrt{a_x^2 + a_z^2} / g \right)$

[0084] 其中,旋转角 θ_0 、俯仰角 ω_0 和翻滚角 φ_0 在如图8中所示的箭头所示的方向下为正值。传感器被设置为基于一定的采样频率对压力数据进行采样,可以每间隔时间T便执行一次数据采样。例如,时间间隔T可以设置为1分钟,设定时间间隔T前一刻检测到的旋转角、俯仰角和翻转角分别为 θ_1 、 ω_1 和 φ_1 ,时间间隔T后一刻检测到的旋转角、俯仰角和翻转角分别为 θ_2 、 ω_2 和 φ_2 。

[0085] 通过预先分别设置旋转角、俯仰角和翻转角的阈值 θ_{\max} 、 ω_{\max} 和 φ_{\max} 可以对例如是坐姿的倾斜幅度进行判断,例如,在 $\varphi_1 < 0$ 的情况下,可以初步判断使用者具有左倾的趋势,在 $\varphi_1 < -\varphi_{\max}$ 的情况下,可以判断使用者坐姿为大幅度左倾。在 $\omega_1 < 0$ 的情况下,可以初步判断使用者具有前倾趋势,在 $\omega_1 < -\omega_{\max}$ 的情况下,可以判断使用者坐姿为大幅度前倾。在 $\theta_2 < \theta_1$ 的情况下,可以判断使用者具有左旋转趋势,在 $|\theta_2 - \theta_1| > \theta_{\max}$ 的情况下,可以判断使用者坐姿为大幅度左旋转。

[0086] 优选的,如图5所示,在沿座椅的高度方向上,按照彼此间隔的方式设置有第一传感器101、第二传感器102和第三传感器103,其中,第三传感器可以设置在与人体腰背部对应的靠背的偏下部位,第二传感器可以设置在与人体胸腔部位对应的靠背的中间部位,第一传感器可以设置在与人体肩背部对应的靠背的偏上部位。坐姿识别单元5还被配置为基于座椅靠背上的传感器对就坐人员的前倾摔倒按照具有时间提前量的方式进行预警。具体的,坐姿识别单元5至少按照以下步骤对就坐人员的前倾摔倒按照具有时间提前量的方式进行预警:

[0087] S1:分别确定第一传感器101和第二传感器102各自采集的数据信号首次在第一设定时间周期A内均持续等于零的时刻 T_1 和时刻 T_2 。

[0088] 传感器采集的数据信号等于零表示就坐人员与传感器已经脱离接触,人体并未对传感器形成压力。在人体不处于前倾状态时,就坐人员的背部是完全与第三传感器、第二传感器和第一传感器接触的。在就坐人员疲劳导致人体前倾的过程中,与人体肩背部对应的第一传感器、与人体胸腔对应的第二传感器和与人体腰背部对应的第三传感器会按照先后顺序逐渐与人体脱离接触。第一传感器和第二传感器均在第一设定时间周期A内持续小于零则足以表明人体已处于前倾状态下。人体短暂脱离靠背后又再次与靠背贴合表明就坐人员处于清醒状态,只是为了调整坐姿或者处理特殊情况而进行的有意识的行为,通过设定第一设定时间周期A可以判断就坐人员当前所处的精神状态。S2:在 $\omega_1 < 0$ 且 $T_2 - T_1 > \alpha$ 的情况下,在第三传感器103采集的数据信号首次小于第二传感器采集的数据在时间周期 $T_2 - T_1$ 内的平均值的时刻 T_3 生成前倾摔倒的预警信息。

[0089] $T_2 - T_1 > \alpha$ 表明就坐人员处于缓慢的前倾过程,例如老年人在晚上看电视的情况下,由于疲劳导致其身体的前倾是缓慢进行的。当 $T_2 - T_1 > \alpha$ 且 $\omega_1 < 0$ 时便可以初步判断就坐人员的身体前倾很有可能是由于疲劳导致的无意识行为,在该行为不经预警阻止的情况下,就坐人员具有很大的前倾摔倒风险。当与人体腰背部对应的第三传感器采集的数据为零时,表明就坐人员整体以完全脱离靠背,处于完全前倾的状态,此时再对其预警显然已为时过晚。在疲劳导致的就坐人员身体无意识前倾的过程中,第二传感器采集的数据的减小变化趋势与第三传感器的变化趋势大致相同,通过将第二传感器采集的数据在时间周期 $T_2 - T_1$ 内的平均值作为判断就坐人员身体已完全脱离靠背的标准并在此时生成预警信息,使得预警

具有一定的时间提前量,避免了预警不及时导致的前倾摔倒。

[0090] 优选的,在平均呼吸频率 $T = \frac{D}{n-1}$ 小于 β 且 $T_2 - T_1 > \alpha$ 的情况下,在第三传感器103采集的数据信号首次小于第二传感器采集的数据在时间周期 $T_2 - T_1$ 内的平均值的时刻 T_3 生成前倾摔倒的预警信息。

[0091] 人体在清醒状态和疲劳进入浅睡眠状态时具有不同的呼吸频率,例如,具有打鼾的就坐人员,在清醒状态时其并不会打鼾,呼吸频率处于正常值,当其打鼾时由于其鼻子呼吸困难,会通过口部进行呼吸以得到充足的氧气,使得呼吸频率降低,在平均呼吸频率小于 β 的情况下可以初步判断就坐人员处于意识不清醒的状态。 β 的具体值可以根据具体情况设定,例如可以将其设定为就坐人员在清醒状态时的呼吸频率值。

[0092] 实施例3

[0093] 本实施例是对实施例1和实施例2的进一步改进,重复的内容不再赘述。

[0094] 本发明的智能座椅还包括身份识别单元6。身份识别单元被配置为基于机器学习算法学习就坐人员的就坐行为的工作模式。例如,在接触座椅坐下并完全坐稳的过程中,不同的就坐人员基于不同的就坐习惯使得该过程持续的时间长短各不相同。例如,就坐人员由于就坐习惯的不同会形成截然不同的就坐步骤,针对年龄较为年轻的青年人,其就坐往往采用直接坐下的方式进行,进而使得对座椅的瞬时冲击力度很大,传感器采集的压力数据经处理后通过时间窗口进行显示时便会呈现在某一时刻陡增的形态。而针对年龄较大的中老年人,其就坐往往采用慢慢坐下的方式进行,通过传感器采集的压力数据经处理后通过时间窗口进行显示时便会呈现在一段时间范围内持续增加的形态。例如,就坐人员在就坐过程中为了找到适合自身臀型、腿长和/或脊柱形态的坐姿会经历各部相同的坐姿调整过程。就坐人员可能采取坐下后随即起立并前后拉动座椅以找到舒适的坐姿,就坐人员也可能采取就坐后通过左右晃动身体或前后晃动身体的方式以找到舒适的坐姿。身份识别单元通过机器学习算法记忆并学习不同就坐人员的不同就坐行为,基于就坐行为彼此不同的区别以区分例如同一个家庭中的家庭成员的身份。

[0095] 优选的,身份识别单元6还被配置能够基于就坐人员的体重对就坐人员身份进行识别的工作模式。当智能座椅在以父母和两个子女为单位的家庭成员的范围内进行使用时,智能座椅还可以被设置包括用于存储家庭成员体重数据和身份数据的存储单元7。在购买智能座椅后,通过键盘输入或语音输入的方式在存储单元7中输入家庭成员的身份信息,存储单元将例如是“儿子”“质量为40Kg”的身份信息按照对应且相互关联的方式进行存储。当就坐人员就坐于智能座椅上时,智能座椅通过传感器采集压力数据并传输至中央处理单元8中进行处理计算便能得到就坐人员的质量数据,将该质量数据与存储单元中存储的质量数据进行匹配后便能得到就坐人员的身份。在对就坐人员的身份识别完成后,可以将存储单元中存储的该就坐人员的质量数据替换成通过中央处理单元8计算得到的质量数据。

[0096] 优选的,身份识别单元6还被配置为能够基于就坐人员的指纹信息对就坐人员的身份进行识别的工作模式。智能座椅还包括指纹录入单元9。在购买智能座椅后,通过指纹录入单元将家庭成员的指纹进行录入并通过存储单元7进行存储,在录入指纹时一并将指纹对应的身份信息进行录入,指纹与身份信息按照关联存储的方式存储于存储单元中。当就坐人员就坐于智能座椅上时,就坐人员通过指纹录入单元对智能座椅进行解锁,当录入

的指纹与存储单元存储的指纹存在匹配的情况下,智能座椅通电工作并对就坐人员的身份完成识别。

[0097] 实施例4

[0098] 本实施例是对前述实施例的进一步改进,重复的内容不再赘述。

[0099] 智能座椅还包括用于对交流信号进行放大的交流放大器10和用于将模拟信号转化为数字信号的模数转换器11。通过传感器采集的数据信号首先传输进入交流放大器10中进行放大。如图9所示,交流放大器至少包括两级放大电路,其中,第一级放大电路和第二级放大电路中均设置有仅允许特定频段的波通过的RC带通滤波器,RC带通滤波器的特定频段设置为0.25Hz~10kHz。第一级放大电路的增益为10以减小来自于放大电路本身的部分干扰,第二级放大电路的最大增益为20并且第二级放大电路的增益被设置为能够通过电阻R7进行动态调整的工作模式。整个交流放大器的最大总增益为200。

[0100] 优选的,经交流放大器10处理后的信号传输至模数转换器中转换为数字信号以便于后续处理。

[0101] 实施例5

[0102] 本实施例是对前述实施例的进一步改进,重复的内容不再赘述。

[0103] 如图1所示,本发明还提供一种生理参数测量系统,至少包括均与中央处理单元8通信地耦合的传感器1、滤波器2、存储单元7、交流放大器10、模数转换器11和移动终端12,其中,传感器1采集的数据信号依次经交流放大器和模数转换器进行第一级处理后传输至滤波器中进行处理以滤除特定频率的干扰信号,经滤波器处理后的第一数据传输至中央处理单元中进行第二级处理。

[0104] 优选的,中央处理单元被配置为按照以下方式对第一数据进行第二级处理。

[0105] A1:基于第一数据确定第一数据的样本自相关函数,其中,针对一个时间序列 $x(t)$,样本自相关函数被定义为:

$$[0106] \quad F(h) = \frac{1}{n} \sum_{t=1}^{n-h} (x_{t+h} - x') (x_t - x'), 0 \leq h \leq n$$

[0107] 其中, n 表示采样点的数量, h 表示时间间隔, x' 表示样本的均值,其中, $x' = \frac{1}{n} \sum_{t=1}^n x_t$ 。

[0108] A2:样本自相关函数的峰值捕捉及测量。基于寻峰算法确定样本自相关函数的峰值的位置及数值。其中,寻峰算法至少通过以下步骤进行限定:

[0109] A201:对经过平滑滤波后的数据进行峰值初判,当符合预设峰值要求时,获取该峰值的上升沿起点和下降沿终点之间的所有采样数据,并记录峰值通道号以及峰值顺序。例如,可以通过如下方式实现对数据的峰值初判。当接收到一个通道的采样数据,通过对比的方式能够找到该通道中采样数据的最大值。峰值判断随时钟运行,可采用流水方式实现,其判断原则是:设置当前值为0,当有值大于当前值时,赋值给当前值,流水完成时,取得本次最大值。在确定最大值的情况下,以该最大值为顶点向下延伸预设值,如向下延伸15dB以取得基准值,大于该基准值则记录为一个峰值,小于基准值的不做判断,当采样数据顺序上升且高于基准值时,表示峰值的上升沿,顺序下降且高于基准值时,表示峰值的下降沿。获取峰值上升沿起点和下降沿终点之间的所有采样数据,并记录峰值通道号以及峰值顺序。

[0110] A202:对获取的上升沿起点和下降沿终点之间的所有采样数据进行加权平均计算,获得峰值位置的精确值并存储。例如,读取同一通道的一组上升沿起点至下降沿终点数

据。设置上升沿起点横坐标为零,将读取的纵坐标与对应的横坐标相乘并累加获得数据Y。将读取的纵坐标累加获得数据T。计算数据Y与数据T的比值Y/T,比值Y/T即为峰值位置的精确值。

[0111] A3:基于峰值提取呼吸频率。两个相邻峰值之间的间距便是呼吸频率。基于峰值提取呼吸频率的方法至少由以下步骤进行限定:

[0112] A301:假设有n个峰值点属于峰值点总量的前20%,第一个峰值点与第n个峰值点之间的间距总和为D,则平均的呼吸频率可以用 $T = \frac{D}{n-1}$ 表示;

[0113] A302:基于计算预估的呼吸频率平均值T,通过寻找最大振幅值的方式从样本数据中找出在时间范围为[0,T]内的第1个峰值点,并用 t_1 表示其发生时间;

[0114] A303:在已经确认h个峰值点并且第h个峰值点对应的发生时间为 t_h 的情况下,通过寻找最大振幅值的方式从样本数据中找出在时间范围为 $[t_h + \frac{T}{2}, t_h + \frac{3T}{2}]$ 内的第h+1个峰值点;

[0115] A304:重复步骤A303直到确定所有剩余的80%的峰值点。

[0116] 优选的,检测系统还可以包括均通信地耦合至中央处理单元的用于对就坐人员的坐姿进行识别的坐姿识别单元5、用户对就坐人员的身份进行识别的身份识别单元6和用于对就坐人员的指纹进行采集的指纹录入单元9。

[0117] 优选的,存储单元7被配置为至少能够存储经指纹录入单元录入的指纹数据、经身份识别单元识别的身份数据、经坐姿识别单元识别的坐姿数据和经中央处理器处理得到的呼吸频率等数据信息的工作模式。

[0118] 优选的,移动终端12被配置为存储单元7中的存储数据进行调用显示的工作模式。通过移动终端,就坐人员和/或第三方人员能够直观地查看就坐人员的就坐数据。

[0119] 需要注意的是,上述具体实施例是示例性的,本领域技术人员可以在本发明公开内容的启发下想出各种解决方案,而这些解决方案也都属于本发明的公开范围并落入本发明的保护范围之内。本领域技术人员应该明白,本发明说明书及其附图均为说明性而并非构成对权利要求的限制。本发明的保护范围由权利要求及其等同物限定。

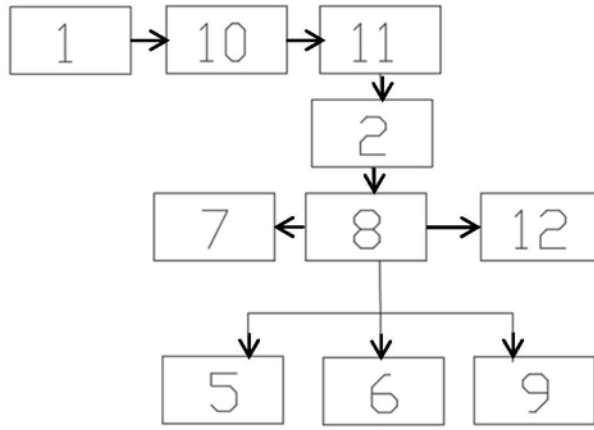


图1

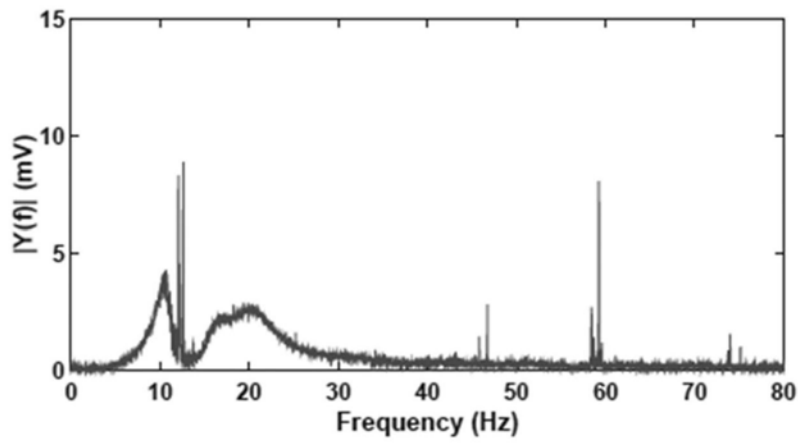


图2

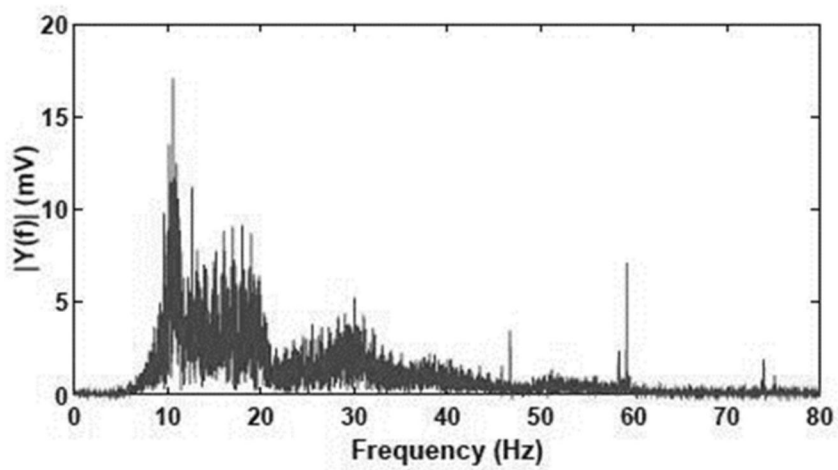


图3

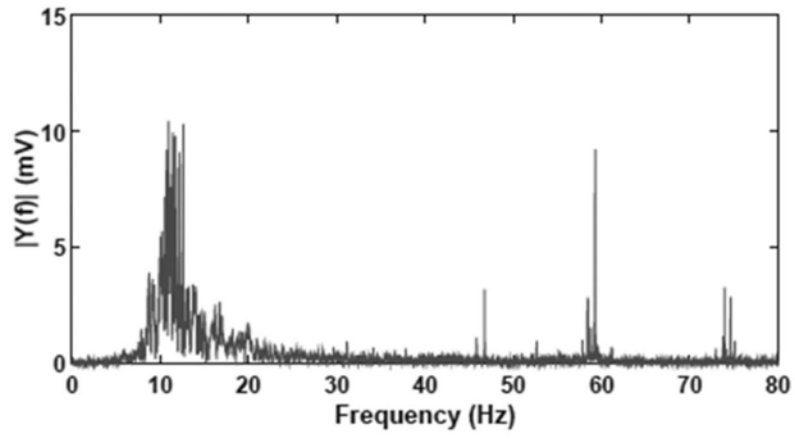


图4

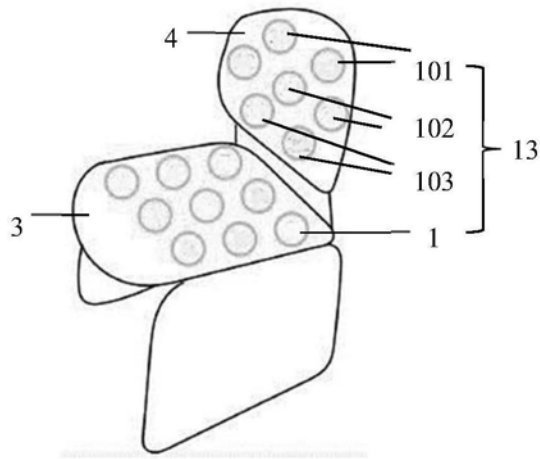


图5

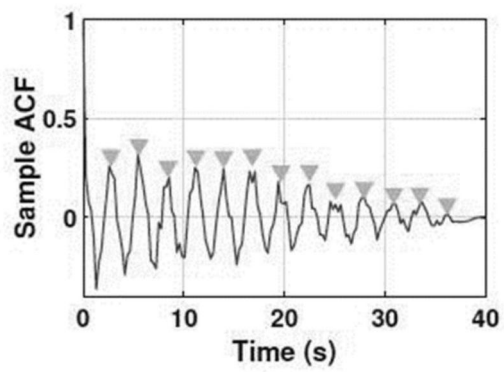


图6

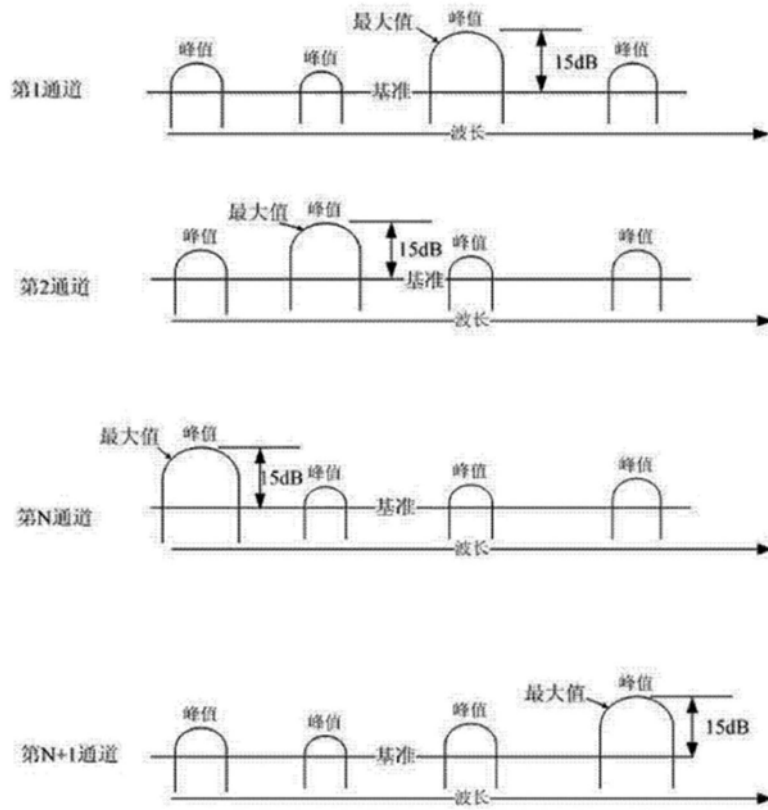


图7

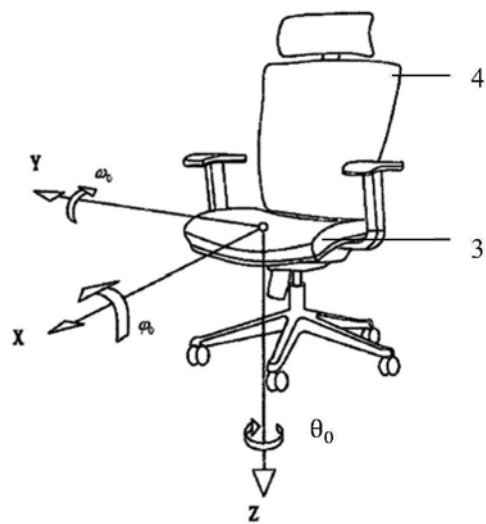


图8

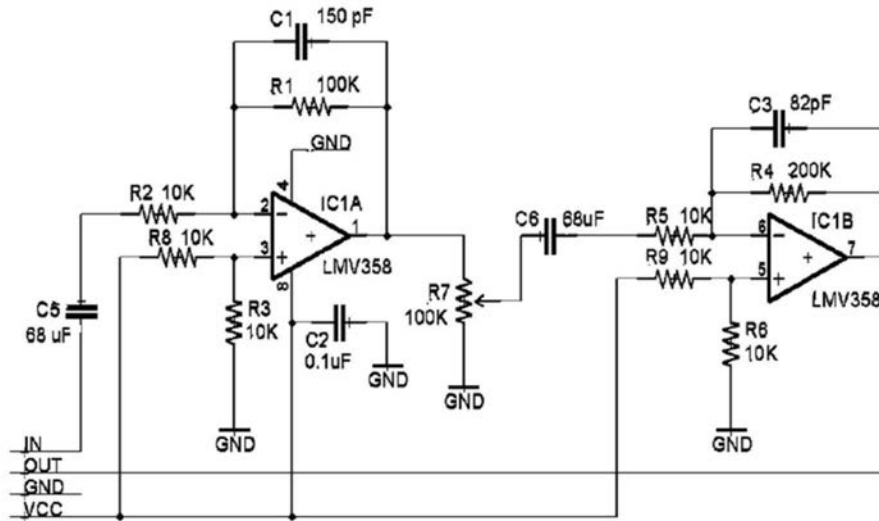


图9