



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109350017 A

(43)申请公布日 2019.02.19

(21)申请号 201811523659.X

A61B 7/04(2006.01)

(22)申请日 2018.12.13

(71)申请人 温州医科大学

地址 325000 浙江省温州市瓯海经济开发区东方南路38号006信箱

(72)发明人 徐炜 徐胜彦 蔡序共 卢朝升 项健

(74)专利代理机构 温州金瓯专利事务所(普通合伙) 33237

代理人 林益建

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/01(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 7/00(2006.01)

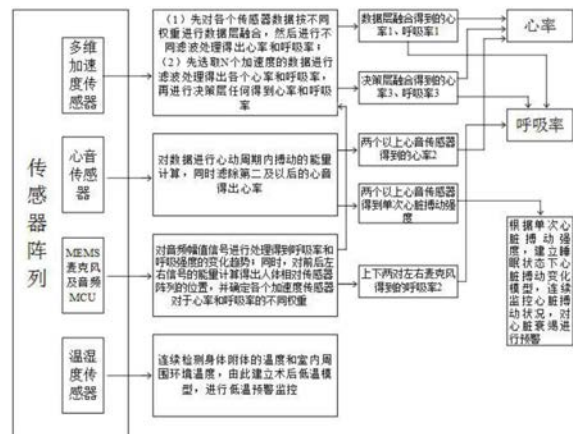
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种基于多传感器阵列的生命体征监测装置及方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于多传感器阵列的监测睡卧人员呼吸与心率的装置及方法,所述装置本体包括主控制器和MEMS传感器阵列,所述MEMS传感器阵列由多种传感器组成,包括MEMS加速度传感器、心音传感器及MEMS麦克风传感器,各MEMS传感器通过通信电源电缆连接,并独立检测各自所在区域的信号,所述主控制器通过通信接口与各传感器进行数据通信并通过数据处理模块进行同种传感器的数据融合和不同种类传感器的数据融合得出病人的心率和呼吸率。本发明采用多种传感器检测局部的区域内的信号,然后进行同种传感器数据融合和不同种类传感器的数据融合,使监测数据跟监测结果更加准确。



1. 一种基于多传感器阵列的生命体征监测装置,包括装置本体,病人躺卧或坐靠在装置本体上,其特征在于:所述装置本体包括主控制器和MEMS传感器阵列,所述MEMS传感器阵列由多种传感器组成,包括MEMS加速度传感器、心音传感器及MEMS麦克风传感器,各MEMS传感器通过通信电源电缆连接,并独立检测各自所在区域的信号,所述主控制器通过通信接口与各传感器进行数据通信并通过数据处理模块进行同种传感器的数据融合和不同种类传感器的数据融合得出病人的心率和呼吸率。

2. 根据权利要求1所述的一种基于多传感器阵列的生命体征监测装置,其特征在于:不同种类传感器的数据融合包括:将所述心音传感器和所述MEMS加速度传感器两种传感器数据进行滤波变换处理及融合计算得出心率,将所述MEMS加速度传感器和MEMS麦克风传感器两种传感器数据进行滤波变换处理及融合计算得出呼吸率。

3. 根据权利要求1所述的一种基于多传感器阵列的生命体征监测装置,其特征在于:所述MEMS传感器阵列中还包括MEMS温湿度传感器,所述MEMS温湿度传感器用以检测病人身体与床接触部分区域的温湿度和环境温湿度。

4. 根据权利要求3所述的一种基于多传感器阵列的生命体征监测装置,其特征在于:所述MEMS温湿度传感器的温度精度优于 $0.5^{\circ}\text{C}$ ,湿度精度优于 $3\% \text{RH}$ 。

5. 根据权利要求1所述的一种基于多传感器阵列的生命体征监测装置,其特征在于:所述MEMS加速度传感器的采样频率大于 $1\text{KHz}$ ,灵敏度比例因子优于 $2048\text{LSB/g}$ 。

6. 根据权利要求1所述的一种基于多传感器阵列的生命体征监测装置,其特征在于:所述主控制器还包括电源模块、无线通信模块、显示报警模块,所述电源模块至少包括两个独立的稳压单元,一个给传感器阵列提供电源,一个给主控制器上的其他电路提供电源;

所述无线通信模块将经主控制器处理后的数据传送给外部的信息系统,由信息系统发送至不同工作终端;

所述显示报警模块用于本地报警和远程报警。

7. 根据权利要求6所述的一种基于多传感器阵列的生命体征监测装置,其特征在于:所述信息系统的服务器接收来自所述主控制器的各种数据信息,存储在服务器中并管理这些数据,同时建立预警模型进行智能判断,在人工值守的终端实时显示各类数据,供人工监测和监护。

8. 一种适用于权利要求1、2、3、4、5、6或7所述的生命体征监测装置的生命体征监测方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤1) 根据MEMS麦克风传感器的信号确定人体位置和各个MEMS加速度传感器 $S_{ij}$ 对心率和呼吸的权重 $K_{ij}$ ;

步骤2) 使用多传感器信息融合技术进行数据层融合,在MEMS加速度传感器的数据中代入权重计算得到总的加速度数据 $D_a$ ,通过滤波器分离出各个MEMS加速度传感器的心动信号和呼吸信号,并对这两个信号进行特征提取,得出心率 $1$ 和呼吸率 $1$ ;

步骤3) 对各MEMS加速度传感器 $S_{ij}$ 的权重 $K_{ij}$ 进行排序,选取前 $N$ 个( $N \geq 11$ )或前 $30\%$ 的加速度传感器 $S_{ij}$ ,将选中的加速度传感器 $S_{ij}$ 的加速度数据 $D_{ij}$ 进行滤波,分离出心动信号 $SH_k$ 和呼吸信号 $SB_k$ ,其中, $k = (1 \sim N)$ ;

对心动信号 $SH_k$ 和呼吸信号 $SB_k$ 进行特征提取,识别得到各加速度传感器 $S_{ij}$ 的心率 $HR_k$ 和呼吸率 $BR_k$ ;

将N个心率 $HR_k$ 进行排序,去除上四分位数据和下四分位数据,先以 $\overline{HR} = \frac{2}{N} \sum_{i=N/4}^{i=3N/4} HR_i$ 为中心,按0.1步长左右调整,搜索待定心率 $\widehat{HR}$ ,确定待定心率的准则是距离最短,当 $D = \sum_{i=N/4}^{i=3N/4} (HR_i - \widehat{HR})^2$ 最小时,所对应的 $\widehat{HR}$ 即为所求的待定心率,获得心率3;用同样的方法由呼吸率 $BR_k$ 获得呼吸率3;

步骤4) 将心音传感器中获取的原始心音数据进行处理:根据各个心音的频率特征,应用滤波器加强第一和第二心音、抑制第三第四心音,并进行提取特征值,然后进行特征层面的多传感器信息融合,从心音图获得心率2;

步骤5) 从麦克风传感器的声波数据识别出呼吸节律,得到呼吸率2;

步骤6) 根据权重对心率1、心率2、心率3和呼吸率1、呼吸率2、呼吸率3进行计算,由心率1、心率2、心率3得到总心率,由呼吸率1、呼吸率2、呼吸率3得到总呼吸率。

9. 根据权利要求8所述的生命体征监测方法,其特征在于:

所述权重 $K_{ij}$ 包括纵向权重 $K_{vi}$ 和横向权重 $K_{hj}$ ,在传感器阵列中,麦克风传感器和加速度传感器 $S_{ij}$ 呈 $M \times N$ 矩形排列,其中传感器 $S_{11}$ 、传感器 $S_{1n}$ 、传感器 $S_{m1}$ 和传感器 $S_{mn}$ 为麦克风传感器,各麦克风传感器测得的声波能量分别为 $E_{11}$ 、 $E_{1n}$ 、 $E_{m1}$ 和 $E_{mn}$ ,则上部的声波能量 $E_1 = (E_{11} + E_{1n}) / 2$ ,下部的声波能量 $E_m = (E_{m1} + E_{mn}) / 2$ ,根据声波能量 $E_1$ 与声波能量 $E_m$ 的比值 $K_v = E_1 / E_m$ ,确定加速度传感器的纵向权重 $K_{vi}$ ;

设左部的声波能量 $E_L = (E_{11} + E_{m1}) / 2$ ,右部的声波能量 $E_R = (E_{1n} + E_{mn}) / 2$ , $\Delta E_L = E_L / n$ , $\Delta E_R = E_R / n$ ,则横向权重 $K_{hj} = (E_L - j \Delta E_L + E_R - (n - j) \Delta E_R) / (E_L + E_R)$ ;

权重 $K_{ij} = K_{vi} + K_{hj}$ ,则加速度数据 $D_a = \sum_{i=1, j=1}^{i=m, j=n} D_{ij} (K_{vi} + K_{hj})$ 。

## 一种基于多传感器阵列的生命体征监测装置及方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及术后恢复期病人或有心脏疾病的人睡卧或静坐时生命体征无电极连接的监测技术,具体而言,是涉及一种基于多传感器阵列的生命体征监测装置及方法。

### 背景技术

[0002] 在医院病房,术后病人在麻醉苏醒期常常需要进行实时的心电、血压、血氧、呼吸等的检测,常使用有导联的便携式监护仪。此时病人因刚刚手术常常是无法行动的,所以,有导联连接的检测仪器,对病人并没有造成任何不适。在麻醉苏醒后,生命体征均恢复正常后,各种仪器逐渐撤离,这时病人已经可以在一定范围内活动了,但是,对病人生命体征的监控改为白天定时检测和夜间巡查,特别是对于有心脏疾史的病人、呼吸有困难的病人,巡查的时间间隔就更短。这样的夜间巡查,一方面会影响该病人和同病房病人的休息,另一方面,增加护士夜间值班的工作强度和工作压力,有时遇到脾气暴躁的病人,还会受不小的冤枉气。这样夜间巡查,不仅在外科病房,在呼吸科、心内科和其他科室病房,也会根据病人情况而进行的,只有病人有发生心脏、呼吸骤然停止的可能性,就需要夜间定时人工巡查。心脏、呼吸骤然停止抢救的成功率与发现是否及时有很大的相关性。因此,需要对康复期的病人和有发生心脏、呼吸骤然停止的可能性的病人,最好能进行实时监控其心率、呼吸率。

[0003] 目前,相当成熟的有电极或导联的监护仪,不仅会给病人带来不适给病人造成一定心理压力,而且,一定程度上会影响其休息,进而影响其康复进程,因此,在康复阶段,医院都不会采用有电极或导联的监护仪来监测病人的生命体征。

[0004] 目前使用穿戴式监护仪的情况越来越多,但是穿戴式设备从本质上说,仍是有电极或导联的监护仪,仪器外型实实在在,即使病人每天在家属和护士的提醒下,睡前能穿戴上监护设备,但这种不适和心理压力依旧存在。

[0005] 无电极导联接触的心率、呼吸率监测方法,主要有使用超声雷达、红外摄像系统和压电薄膜器件的三类检测方法。由于超声雷达发送和接收部件外型比较大,目前在医院几乎没有使用。使用红外摄像系统的监护系统,因为有可能会涉及病人隐私,也没有得到使用。利用压电薄膜器件制作的压力传感器,其目前制作形式有两种,一种是整体式的压力传感器,几乎和床一样大,测试者躺在上面只能接触其中一部分面积,使有效测量范围不大,为了达到足够的精度,要么提高AD位数,要么采用多量程程控放大器,在硬件制作上投入偏大成本高,同时,传感器感受的整个身体的震动,实质上是心脏的搏动和肺部的扩张收缩,被整个身体平均化了,对检测增加了难度降低了检测精度;另一种是模块化的压力传感器,将整个压电薄膜传感器分成若干小型压电薄膜传感器,然后,拼接成一个大的检测传感器,每一个小型压电薄膜传感器都需要放大、调理和ADC,由于压电薄膜传感器输出的原始信号是微弱的模拟信号,所以,这给整个传感器信号的连接部分带来困难。在实际应用中两者难以取舍。目前这类无电极导联的监护仪,只通常采用整体式的压电薄膜压力传感器,其输出一路原始信息,从人体整个体躯的微小震动中提取心率和呼吸率。

[0006] 手术后进入康复期的有些病人、有心脏疾病的病人、有呼吸可能的病人,如果发生

心脏骤停、呼吸停顿、体温下降等情况而未能及时发现,会丧失抢救的宝贵时间,因此,都需要经常查看他们的心率、呼吸率及体温变化趋势。由于这个阶段的病人能自由下床活动,有电极导联的监护设备,给监护带来不便的同时给病人心理带来压力。

## 发明内容

[0007] 为解决上述临床监测上的技术问题,本发明旨在提供一种无电极连接的能在睡卧或静坐状态下的监测生命体征装置及方法;适合术后康复期病人和有心脏疾病的病人使用。

[0008] 本发明解决其技术问题所采用的技术方案是:为解决上述临床监测上的技术问题,本发明旨在提供一种无电极连接的能在睡卧或静坐状态下的监测生命体征装置及方法;适合术后康复期病人和有心脏疾病的病人使用。

[0009] 本发明提供一种基于多传感器阵列的生命体征监测装置及方法,它包括一个由多种MEMS传感器组成的MEMS传感器阵列、通信电源电缆和主控制器,其中的MEMS传感器阵列由多种MEMS传感器组成,外型可呈矩形、圆形、椭圆形或十字型,其包含的传感器种类有心音传感器、MEMS加速度传感器、MEMS麦克风传感器和MEMS温湿度传感器;其中的通信电源电缆是一组或几组有线的通信总线及电源线,其与主控制器中的通信接口相连,电源线接入主控制器中一组独立的电源电路;其中的主控制器包括数据处理模块、通信接口、电源模块、显示报警模块、无线通信模块,数据处理模块是以MCU或DSP处理器为核心的嵌入式硬件系统及其内部嵌入式程序,其显著效益和特点是整套检测生命体征的装置与人体没有电极连接。

[0010] 本发明中的传感器阵列由多种MEMS传感器构成,每一种传感器又有多个独立的传感器,在阵列中通过通信总线连接在一起,大部分传感器置于柔软材料的中间,其中MEMS麦克风传感器有开口露出。每一个传感器均独立地测量各自所在区域的信号,并在其内部进行放大处理及模数转换,独立输出各自的数字信号。其中的心音传感器用来检测由心肌收缩、瓣膜开与关和血流撞击心室壁大动脉壁等所产生的声音信号并记录下来成为心音图(PCG);其中的MEMS加速度传感器检测的是身体不同部位的震动信号并记录下来成为心冲击图(BCG),该信号主要包含心脏搏动引起的身体震动、呼吸时肺部扩张收缩运动引起的身体震动和环境干扰震动;其中的MEMS麦克风传感器布置在阵列的特定位置和朝向,用以检测呼吸音和环境噪声;其中的MEMS温湿度传感器用以检测身体与床接触部分区域的温度湿度和环境温湿度,根据环境温度和身体处的温度,智能预测围术期低体温发生的可能性,并协同加速度传感器监测寒颤的发生。其显著效益和特点是信号放大及AD转换在各自传感器内完成,传感器直接输出数字信号。

[0011] 本发明中的主控制器内部包括数据处理模块、通信接口模块、电源模块、显示报警模块、无线通信模块。其中的数据处理模块是以处理器为核心的嵌入式硬件系统及其内部嵌入式程序的统称;该处理器可以是各类32位MCU和DSP处理器以及FPGA器件,其内部写入用户程序完成传感器数据的读入、存储、处理和识别;其中的通信接口模块是主控制器与传感器阵列进行通信的多种总线接口的总称,实现处理器与传感器之间的数据通信,写出控制信息并读取传感器得道各种生理信息;其中的电源模块至少包含两个独立的稳压单元,一个给传感器阵列提供电源,一个给主控制器上的其他电路提供电源;其中的无线通信模

块是用来发送处理识别后的心音图数据、心冲击图数据、呼吸数据和温度湿度传送给信息系统,信息系统在不同的工作终端上显示这些数据;其中的显示报警模块,对处理后的信息按预设的方式进行本地报警和远程报警。

[0012] 本发明的传感器阵列中的心音传感器和加速度传感器为心率计算提供信息,对这两种传感器数据进行滤波变换处理及融合计算得出心率;MEMS传感器阵列中的MEMS加速度传感器和MEMS麦克风传感器为呼吸率计算提供信息,对两种传感器数据进行滤波变换处理及融合计算得出呼吸率;同时对心音传感器数据,利用第一心音强度的变化趋势检测来实时监控心脏收缩能力的变化情况。其显著效益和特点是计算心率和呼吸率的信息源是多个两类不同传感器,使数据更可靠并相互验证,同时具有一个其他生命体征仪所不具有的功能对心脏收缩能力的监测。

[0013] 本发明中的主控制器,其数据处理模块功能主要表现为写入处理器片内程序存储器的嵌入式程序的处理功能,该程序能通过通信接口接收来自传感器阵列的数据,包括每一个传感器产生的数据。对心音数据进行带通滤波、50Hz陷波滤波、第一心音识别、第一心音强度估计等处理,同时计算出心率;同时,该程序选取某些位置加速度传感器的数据进行低通滤波得到各自对应的呼吸波和呼吸率,选取另外不同位置加速度传感器的数据进行带通滤波和陷波滤波得到各自对应的心冲击图数据,并计算出不同心率;该程序能从不同数字MEMS麦克风传感器数据中,确认其中一个为环境噪声,再确定其他一个为呼吸音数据,从呼吸音数据中过滤掉环境噪声后,进行低通滤波,得到呼吸波数据,并计算出呼吸率。将多个心率数据和多个呼吸率数据分别进行融合处理,得到最终的心率和呼吸率。

[0014] 本发明中的监测系统服务器接收来自本发明中主控制器的各种数据信息,并存储于服务器中,同时负责管理这些数据;另外,服务器的智能程序建立预警模型进行智能判断,在人工值守的终端上实时显示各类数据,供人工监测和监护;该系统既能独立运行,同时也向其他信息系统提供接口,成为一个更大信息系统的子系统。

[0015] 本发明中的所有装置,在外观上,为可独立拆解的三部分:主控制器、通信电源电缆和传感器阵列块;根据传感器阵列安放方式的不同,分为平铺型和平铺加竖直靠背型。

[0016] 本发明的有益效果是:本发明采用多种传感器检测局部的区域内的信号,然后进行同种传感器数据融合和不同种类传感器的数据融合,使监测数据跟监测结果更加准确;

[0017] 本发明可在病人休息时,在病人躺卧、坐靠等任意姿势下进行监测,不需要导联,让病人更加自由;

[0018] 本发明可以及时发现心脏呼吸骤停的情况为抢救赢得宝贵时间,而且还可以避免护士夜间的频繁巡查影响病人休息,并且在一定程度上降低护士的工作强度。

## 附图说明

[0019] 图1为本发明的传感器阵列的示意图。

[0020] 图2为本发明的生命体征监测系统的结构示意图。

[0021] 图3为本发明的传感器数据处理框图。

## 具体实施方式

[0022] 下面结合附图对本发明实施例作进一步说明:

[0023] 本发明实施例中,本发明提供的无电极连接的外型类似于床毯的MEMS传感器阵列与主控制器一起组成生命体征监测装置及方法。当被监测对象躺卧于MEMS传感器阵列之上时,身体的一部分与MEMS传感器阵列的一部分重叠。因为MEMS传感器阵列中包含多种传感器、每种传感器也有多个,当与身体重叠部分面积大于等于50%的MEMS传感器阵列面积时,可以保证与人体接触的每一种传感器都有3个以上。主控制器从MEMS传感器阵列读取传感器的数字信号后,处理数据流程如图3所示。

[0024] 主控制器通过通信电源电缆设置传感器参数和读入各个MEMS传感器的数据,并且对不同种类的传感器设置不同采样率,每次同时读取同一类型的各个传感器数据。加速度的采样频率应设置为大于1KHz,灵敏度比例因子应设置为优于2048LSB/g。

[0025] 由于同时有多个加速度传感器感受到心脏的搏动和呼吸引起的身体震动,并且每个传感器所处位置不同,对心脏搏动和呼吸震动的感受是不同的。主控制器中的嵌入式程序,首先,根据前后两对左右声道的MEMS麦克风传感器信号,确定人体大致位置和各个MEMS加速度传感器对心率和呼吸的权重,使用多传感器信息融合技术进行数据层融合得到加速度数据 $D_a$ (具体见公式2),然后运用高通滤波器和低通滤波器,分离出的多个传感器的心动信号和呼吸信号,这是由MEMS加速度传感器得出一个总的心动信号和呼吸信号;接着对这两个信号进行特征提取,识别提取出MEMS加速度传感器得出心率1和呼吸率1。

[0026] 同时,进行另一种决策层的数据融合,具体方法是:计算每一个MEMS加速度传感器 $S_{ij}$ 的权重 $K_{ij}$ ,对 $K_{ij}$ 进行排序,选取前 $N$ 个( $N \geq 11$ )或前30%的加速度传感器 $S_{ij}$ , $S_{ij}$ 所产生的 $D_{ij}$ 是一个连续采样的时间序列数据。

[0027] 对选中的 $N$ 个MEMS加速度传感器的数据序列进行高通滤波器和低通滤波器,分离出相应的心动信号 $SH_k$ 和呼吸信号 $SB_k$ , $k = (1 \sim N)$ ;然后,对心动信号 $SH_k$ 和呼吸信号 $SB_k$ 进行特征提取,识别得到独立的MEMS加速度传感器的心率 $HR_k$ 和呼吸率 $BR_k$ ;

[0028] 最后在决策层进行R型分类逆运算确定待定心率和呼吸率,具体算法如下:将 $N$ 个心率 $HR_k$ 进行排序,去除上四分位数据和下四分位数据;先以 $\overline{HR} = \frac{2}{N} \sum_{i=N/4}^{i=3N/4} HR_i$ 为中心,按0.1步长左右调整,搜索待定心率 $\widehat{HR}$ ,确定待定心率的准则是距离最短,当 $D = \sum_{i=N/4}^{i=3N/4} (HR_i - \widehat{HR})^2$ 最小时,所对应的 $\widehat{HR}$ 即为所求的待定心率,设为心率3。用同样的方法,由呼吸率 $BR_k$ 得到待定呼吸率,设为呼吸率3。

[0029] 从多个心音传感器中获取的原始心音数据,是心音图(PCG)数据,记录的是心音及心脏杂音,有助于心脏病的病因诊断和了解心脏杂音的产生机制,在本发明中主要用来检测心率,因此,根据各个心音的频率特征,应用滤波器加强第一和第二心音、抑制第三第四心音,并进行提取特征值,然后进行特征层面的多传感器信息融合,得出从心音图得到的心率2。

[0030] MEMS麦克风传感器至少有6个,正面四个角各一个,背面中间左右各一个。由于传感器输出的是PDM格式数字信号,需要在传感器阵列上放置一个前置处理MCU(或DSP),作为声音处理器专门接收各个麦克风传感器的PDM数据并转换成声波幅度数据流,通过电源通信电缆传送之后主控制器中。主控制器中的嵌入式程序对声波数据进行处理,为确定MEMS加速度传感器的权重提供依据,同时识别出呼吸节律,得到呼吸率2。

[0031] 各个MEMS加速度传感器的权重计算方法如下:

[0032] 假设所有传感器排成5行7列,传感器阵列不仅限于 $5 \times 7$ ,可以按需要扩展或缩小为 $m \times n$ 。第一行、最后一行的最左和最右位置是MEMS麦克风传感器。各个传感器的标识为 $S_{11}$ 、 $S_{12}$ 、 $\dots$ 、 $S_{17}$ ; $S_{21}$ 、 $S_{22}$ 、 $\dots$ 、 $S_{27}$ ;  $\dots$ ; $S_{51}$ 、 $S_{52}$ 、 $\dots$ 、 $S_{57}$ ;其中, $S_{11}$ 、 $S_{17}$ 、 $S_{51}$ 和 $S_{57}$ 为MEMS麦克风传感器,靠近上部(即病人头部)的MEMS麦克风传感器是 $S_{11}$ 、 $S_{17}$ ,靠近下部(即病人脚部)的MEMS麦克风是 $S_{51}$ 和 $S_{57}$ ,各MEMS麦克风传感器测得的声波能量分别为 $E_{11}$ 、 $E_{17}$ 、 $E_{51}$ 和 $E_{57}$ 。

[0033] 则靠近头部处的MEMS麦克风传感器的总能量为 $E_1 = (E_{11} + E_{17}) / 2$ ,脚处的MEMS麦克风传感器的总能量为 $E_5 = (E_{51} + E_{57}) / 2$ ,根据 $E_1$ 与 $E_5$ 的比值 $K_v = E_1 / E_5$ ,按下面的表1确定MEMS加速度传感器的纵向权重(即每一行中MEMS加速度传感器的权重)为 $K_{v1}$ 、 $K_{v2}$ 、 $K_{v3}$ 、 $K_{v4}$ 和 $K_{v5}$ 。

[0034] 表1

[0035]

$K_i$	$K_{v1}$	$K_{v2}$	$K_{v3}$	$K_{v4}$	$K_{v5}$
$K_v = 2$ 时	0.3	0.3	0.2	0.1	0.1
$K_v = 3$ 时	0.4	0.3	0.2	0.1	0
$K_v >= 4$ 时	0.4	0.3	0.3	0	0

[0036] 横向权重的计算如下:

[0037] 设 $E_L = (E_{11} + E_{51}) / 2$ 、 $E_R = (E_{17} + E_{57}) / 2$ ,  $\Delta E_L = E_L / n$ 、 $\Delta E_R = E_R / n$ ,因此,第j列MEMS加速度传感器的横向权重按以下公式1计算。

[0038]  $K_{hj} = (E_L - j \Delta E_L + E_R - (n - j) \Delta E_R) / (E_L + E_R)$  公式1

[0039] 每一个MEMS加速度传感器 $S_{ij}$ 的权重 $K_{ij}$ 为纵向权重加横向权重,即

[0040]  $K_{ij} = K_{vi} + K_{hj}$  公式2

[0041] 因此MEMS加速度传感器数据在数据层的融合按公式3进行

[0042]  $D_a = \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n D_{ij} (K_{vi} + K_{hj})$  公式3

[0043]  $D_a$ 是多个MEMS加速度传感器数据在数据层的融合结果,是一个时间序列,存放在内存,然后使用不同滤波方法处理,分离出心动信号和呼吸信号,得出心率1和呼吸率1。

[0044] 对上述得到的心率1、心率2、心率3和呼吸率1、呼吸率2、呼吸率3,根据当前提供有效数据的MEMS加速度传感器数量和当前MEMS麦克风传感器能量关系微调表2中的权重,然后由心率1、心率2、心率3得到本系统的总输出心率,由呼吸率1、呼吸率2、呼吸率3得到本系统的总输出呼吸率。

[0045] 表2

[0046]

	心率1、呼吸率1	心率2、呼吸率2	心率3、呼吸率3
心率权重	0.35	0.25	0.4
呼吸权重	0.3	0.4	0.3

[0047] 本发明中所使用的温湿度传感器要求温度精度优于 $0.5^\circ\text{C}$ ,湿度精度优于 $3\% \text{RH}$ 。主控制器连续读取面朝且接近被监控者身体的温湿度数据,同时连续读取另一朝向用于监测室内环境的温湿度传感器的数据。综合身体附件的温度数据和环境温度数据,建立自适应的术后低温监测模型,进行术后低温监控及预警,预警信息传送至护士值守终端。

[0048] 各位技术人员须知:虽然本发明已按照上述具体实施方式做了描述,但是本发明的发明思想并不仅限于此发明,任何运用本发明思想的改装,都将纳入本专利专利权保护

范围内。

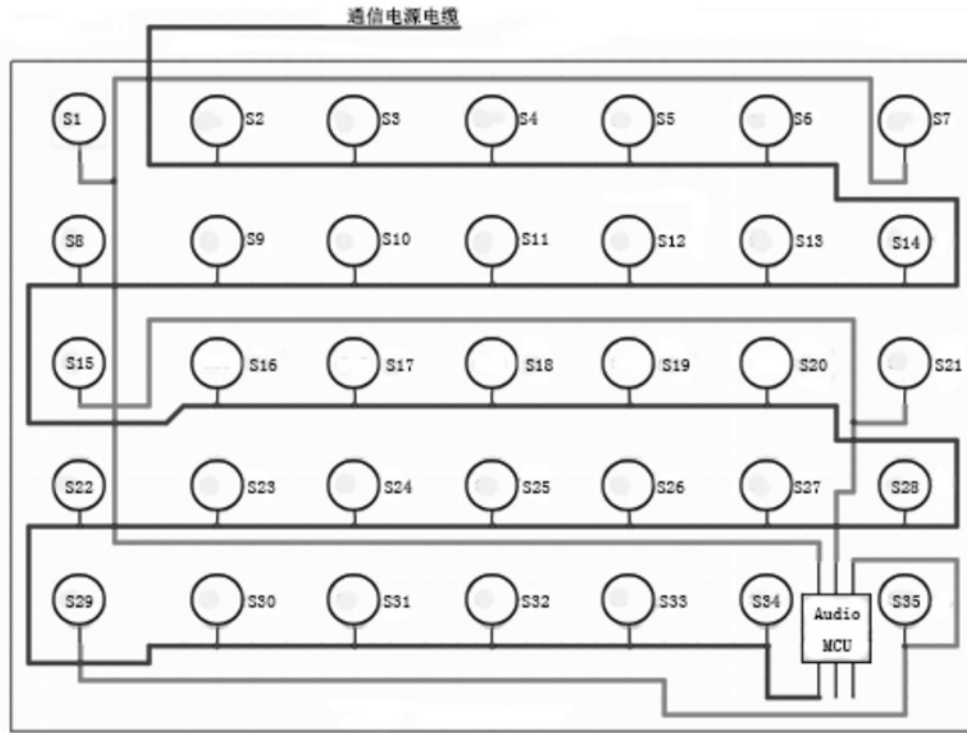


图1

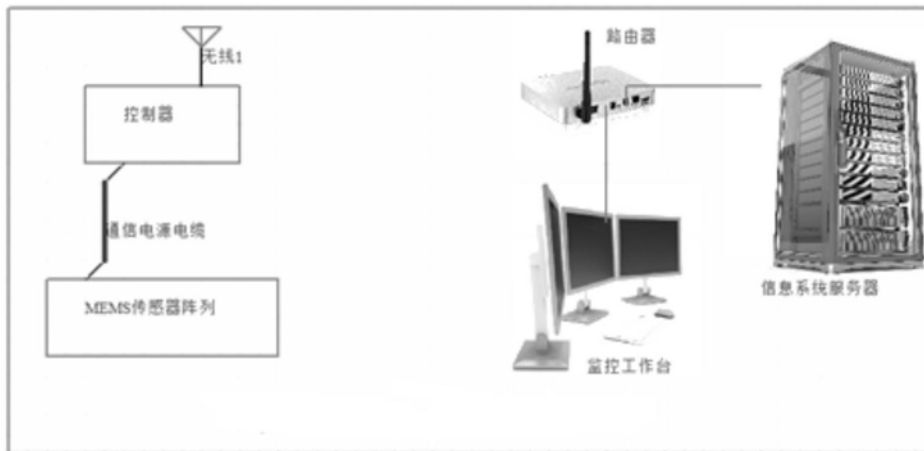


图2

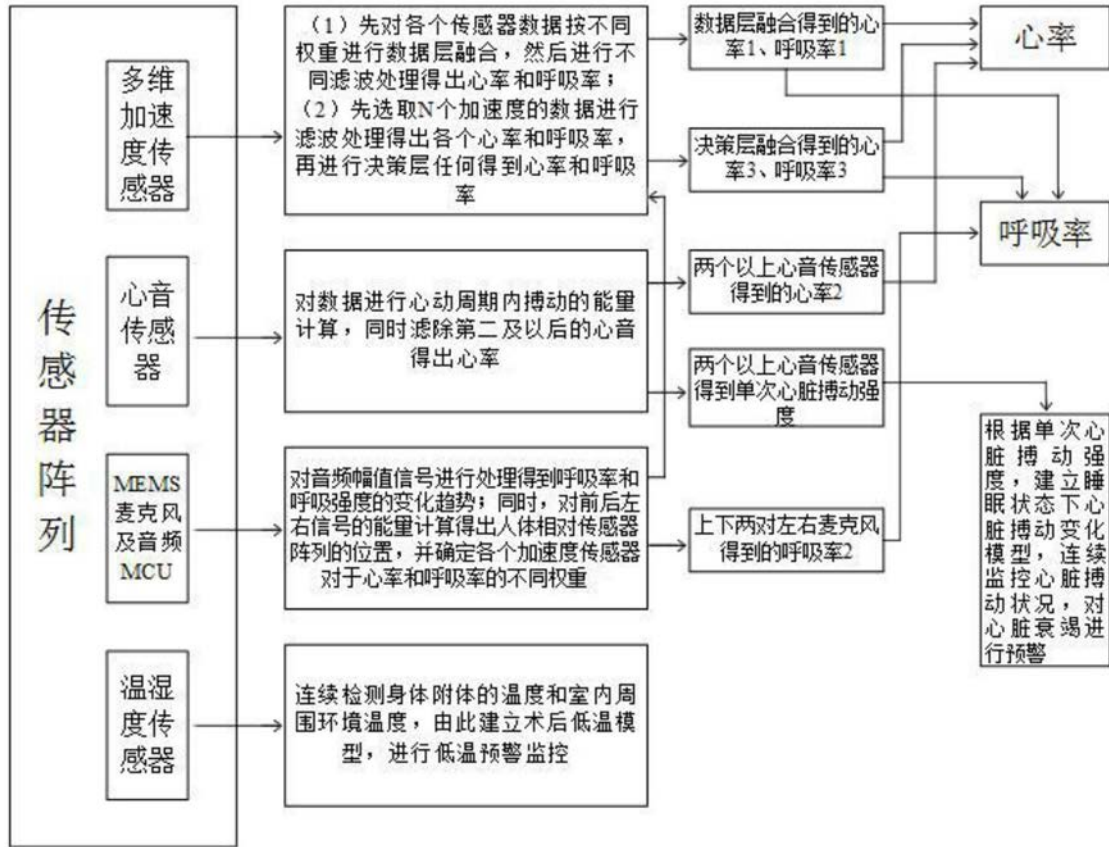


图3

专利名称(译)	一种基于多传感器阵列的生命体征监测装置及方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN109350017A</a>	公开(公告)日	2019-02-19
申请号	CN201811523659.X	申请日	2018-12-13
[标]申请(专利权)人(译)	温州医科大学		
申请(专利权)人(译)	温州医科大学		
当前申请(专利权)人(译)	温州医科大学		
[标]发明人	徐炜 蔡序共 卢朝升 项健		
发明人	徐炜 徐胜彦 蔡序共 卢朝升 项健		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/01 A61B5/11 A61B7/00 A61B7/04		
CPC分类号	A61B7/04 A61B5/01 A61B5/11 A61B5/4261 A61B7/003 A61B2560/0242 A61B2562/04 A61B2562/221		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种基于多传感器阵列的监测睡眠人员呼吸与心率的装置及方法，所述装置本体包括主控制器和MEMS传感器阵列，所述MEMS传感器阵列由多种传感器组成，包括MEMS加速度传感器、心音传感器及MEMS麦克风传感器，各MEMS传感器通过通信电源电缆连接，并独立检测各自所在区域的信号，所述主控制器通过通信接口与各传感器进行数据通信并通过数据处理模块进行同种传感器的数据融合和不同种类传感器的数据融合得出病人的心率和呼吸率。本发明采用多种传感器检测局部的区域内的信号，然后进行同种传感器数据融合和不同种类传感器的数据融合，使监测数据跟监测结果更加准确。

