



# (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111031913 B

(45) 授权公告日 2023.05.23

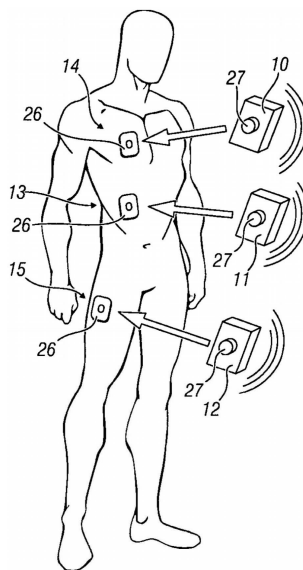
(21) 申请号 201880052723.2  
 (22) 申请日 2018.07.05  
 (65) 同一申请的已公布的文献号  
 申请公布号 CN 111031913 A  
 (43) 申请公布日 2020.04.17  
 (30) 优先权数据  
 102017000078138 2017.07.11 IT  
 (85) PCT国际申请进入国家阶段日  
 2020.02.13  
 (86) PCT国际申请的申请数据  
 PCT/IB2018/054956 2018.07.05  
 (87) PCT国际申请的公布数据  
 W02019/012384 EN 2019.01.17

(73) 专利权人 米兰综合工科大学  
 地址 意大利米兰  
 (72) 发明人 A·奥利维提 A·塞萨雷奥  
 (74) 专利代理机构 中国贸促会专利商标事务所  
 有限公司 11038  
 专利代理师 蒋世迅  
 (51) Int.Cl.  
 A61B 5/113 (2006.01)  
 A61B 5/00 (2006.01)  
 A61B 5/08 (2006.01)  
 (56) 对比文件  
 US 2012296221 A1, 2012.11.22 (续)  
 审查员 时佰雪  
 权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54) 发明名称  
 用于连续监测呼吸率的可穿戴设备  
 (57) 摘要

一种用于连续监测患者的呼吸率的可穿戴设备,包括三个惯性传感器(10,11,12),第一惯性传感器(10)被定位在腹部(13)上,第二惯性传感器(11)被定位在胸部(14)上,并且第三参考惯性传感器(12)被定位在身体(15)的相对于躯干固定的、不受呼吸运动影响的部分上。每个惯性传感器(10,11,12)包括加速度计、磁力计和陀螺仪。每个惯性传感器(10,11,12)包括连接到所述加速度计、磁力计和陀螺仪的微处理器(21)。所述微处理器(21)连接到发射器(22),并且被配置用于处理所述信号并且用于向所述发射器(22)提供由四元数表示的信号,所述四元数描述所述三个惯性传感器相对于地球参考系的方位。连接到控制中心(31)的接收器(30)被配置用于接收第一惯性传感器的腹部四元数、第二惯性传感器的胸部四元数和第三惯性传感器的参考四元数,并且被配置用于将它们发送到所述控制中心(31)。所述控制中心(31)被配置用于处理接收到的四元数,使得腹部四元数和胸部四元数将以参

考四元数作为参考。所述控制中心(31)包括带通自适应滤波器(55,56),其对由腹部四元数和由胸部四元数表示的信号进行滤波,以消除与患者的运动相关的残余分量。所述控制中心(31)被配置用于根据由滤波后的腹部四元数和滤波后的胸部四元数表示的信号来计算呼吸率。



CN 111031913 B

[接上页]

(56) 对比文件

US 2008082018 A1, 2008.04.03

US 2016183846 A1, 2016.06.30

AU 2011203044 A1, 2011.07.14

1. 一种用于连续监测患者的呼吸率的可穿戴设备,包括:三个惯性传感器(10,11,12),所述三个惯性传感器包括第一惯性传感器(10)、第二惯性传感器(11)和第三惯性传感器(12),其中第一惯性传感器(10)被定位在腹部(13)上,第二惯性传感器(11)被定位在胸部(14)上,并且第三惯性传感器(12)被定位在身体(15)的相对于躯干固定的、不受呼吸运动影响的部分上,每个惯性传感器(10,11,12)包括加速度计、磁力计和陀螺仪,每个惯性传感器(10,11,12)包括被连接到所述加速度计、磁力计和陀螺仪的微处理器(21),所述微处理器(21)被连接到发射器(22),并且被配置用于处理从所述加速度计、磁力计和陀螺仪接收的信号并且用于向所述发射器(22)提供由四元数表示的信号,所述四元数描述所述三个惯性传感器相对于地球参考系的方位;接收器(30),被连接到控制中心(31)并且被配置用于接收第一惯性传感器的腹部四元数、第二惯性传感器的胸部四元数和第三惯性传感器的参考四元数,并且用于将它们发送到所述控制中心(31),所述控制中心(31)被配置用于处理接收到的四元数,使得腹部四元数和胸部四元数将以参考四元数作为参考,所述控制中心(31)包括带通自适应滤波器(55,56),其对由腹部四元数和胸部四元数表示的信号进行滤波,以消除与患者的运动相关的残余分量,所述控制中心(31)被配置用于根据由滤波后的腹部四元数和滤波后的胸部四元数表示的信号来计算呼吸率。

2. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于,所述第一惯性传感器包括将所述腹部四元数发送到所述控制中心的发射器;所述第二惯性传感器包括将所述胸部四元数发送到所述控制中心的发射器;并且所述第三惯性传感器包括将所述参考四元数发送到所述控制中心的发射器。

3. 根据前述权利要求中的任一项所述的设备,其特征在于,所述控制中心(31)使所述腹部四元数、所述胸部四元数和所述参考四元数彼此同步。

4. 根据权利要求1-2中的任一项所述的设备,其特征在于,所述控制中心(31)根据由滤波后的腹部四元数和由滤波后的胸部四元数表示的信号来计算吸气时间和呼气时间。

5. 一种用于连续监测患者的呼吸率的方法,包括以下步骤:将第一惯性传感器(10)定位在腹部(13)上;将第二惯性传感器(11)定位在胸部(14)上;将第三惯性传感器(12)定位在身体(15)的相对于躯干固定的、不受呼吸运动影响的部分上,其中每个惯性传感器(10,11,12)包括加速度计、磁力计和陀螺仪,以及微处理器(21),其从所述加速度计、磁力计和陀螺仪接收信号,并且其中每个所述微处理器(21)处理所述信号并提供由四元数表示的信号,所述四元数描述所述第一惯性传感器、所述第二惯性传感器和所述第三惯性传感器相对于地球参考系的方位;将表示所述第一惯性传感器(10)的空间方位的第一四元数发送到控制中心(31);将表示所述第二惯性传感器(11)的空间方位的第二四元数发送到所述控制中心(31);将表示所述第三惯性传感器(12)的空间方位的第三四元数发送到所述控制中心(31);使所述第一四元数(40)和所述第二四元数(41)的方位参考所述第三四元数(42),以分别提供第四四元数(43)和第五四元数(44);借助于带通自适应滤波器(55,56)对所述第四四元数和所述第五四元数进行滤波,以消除与患者的运动相关的残余分量;以及根据所述第四四元数和所述第五四元数来计算呼吸率。

6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,为了确定所述自适应滤波器(55,56)的通带,所述方法包括以下步骤:确定所述第四四元数和所述第五四元数的主分量;确定所述主分量的峰值;确定所述主分量的频谱密度的峰值;确定所述自适应滤波器(55,56)的截止频

率为所述频谱密度的所述峰值的频率 $\pm 0.4\text{Hz}$ ;用所述自适应滤波器(55,56)对所述第四四元数和所述第五四元数的主分量进行滤波;确定用所述自适应滤波器(55,56)滤波的所述第四四元数和所述第五四元数的主分量的最小值和最大值;以及确定呼吸率。

7.根据权利要求6所述的方法,其特征在于,确定所述主分量的峰值的步骤包括用Savitzky-Golay类型的滤波器(60,61)对所述第四四元数和所述第五四元数进行滤波的步骤。

8.根据权利要求6所述的方法,其特征在于,确定用所述自适应滤波器(55,56)滤波的所述第四四元数和所述第五四元数的最小值和最大值的步骤包括用Savitzky-Golay类型的滤波器(60,61)对所述第四四元数和所述第五四元数进行滤波的步骤。

9.根据权利要求6所述的方法,其特征在于,确定所述主分量的频谱密度的峰值的步骤包括确定高于阈值频率的通过计算所述主分量的峰值之间的差并计算倒数计算出的频谱密度的峰值的步骤。

10.根据权利要求6所述的方法,其特征在于,在用所述自适应滤波器(55,56)对所述第四四元数和所述第五四元数的主分量进行滤波的步骤之前,它包括确定所述第三四元数的频谱密度的峰值和用中心在所述峰值的频率上的陷波型滤波器对所述第一四元数和所述第二四元数进行滤波的步骤。

11.根据权利要求6所述的方法,其特征在于,在确定所述第四四元数和所述第五四元数的主分量(45,46)之前,它包括从四元数(43,44)的每个分量减去基线的步骤,所述基线是借助于运动平均滤波器来计算的,并且特征在于,所述滤波器的窗口的大小是可变的并且取决于通过与第三惯性传感器(12)对应的第三四元数(42)的信号检测到的活动。

## 用于连续监测呼吸率的可穿戴设备

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用于连续监测呼吸率的可穿戴设备以及对应的方法。

### 背景技术

[0002] 呼吸率是预后的基本因素,其提供关于人的健康的重要信息。心脏和肺部的许多病理状况,特别是肺炎和心搏停止,都会影响呼吸率并且可以通过持久监测呼吸率来预测。

[0003] 当前,在日常活动期间,在医院环境中以及在家中都缺少适合的且准确的用于长期评估呼吸率的设备。

[0004] 先前的研究已经证明了使用单个加速度计以及在胸部或腹部上设置的越来越复杂的系统来估计呼吸率的可行性。但是,这些系统具有局限性,即它们不可能在动态条件下(例如,当患者正在走路时)使用,并且因此它们不能在日常活动期间提供连续的呼吸率监测。

### 发明内容

[0005] 本发明的目的是提供一种用于连续监测呼吸率的可穿戴设备,该可穿戴设备将确保可靠的测量。

[0006] 另一个目的是提供一种将确保测量没有误差的设备。

[0007] 根据本发明,上述目的和其它目的仍然通过用于连续监测患者的呼吸率的可穿戴设备来实现,该可穿戴设备包括三个惯性传感器,第一惯性传感器被定位在腹部上,第二惯性传感器被定位在胸部上,以及第三惯性参考传感器被定位在身体的相对于躯干是一体的、不受呼吸运动影响的部分上。每个惯性传感器包括:加速度计、磁力计和陀螺仪。每个惯性传感器包括连接到所述加速度计、磁力计和陀螺仪的微处理器。所述微处理器被连接到发射器,并且被配置用于处理所述信号并且用于向所述发射器提供由四元数表示的信号,该四元数描述所述三个惯性传感器相对于地球参考系的方位。被连接到控制中心的接收器被配置用于接收第一惯性传感器的腹部四元数、第二惯性传感器的胸部四元数和第三惯性传感器的参考四元数,并且用于将它们发送到所述控制中心。所述控制中心被配置用于以这样的方式处理接收到的四元数:腹部四元数和胸部四元数将以参考四元数作为参考,所述控制中心包括带通自适应滤波器,该带通自适应滤波器对由腹部四元数和胸部四元数表示的信号进行滤波,以消除与患者的运动相关的残余分量。控制中心被配置用于根据由滤波后的腹部四元数和滤波后的胸部四元数表示的信号来计算呼吸率。

[0008] 此外,上述目的通过用于连续监测患者的呼吸率的方法来实现,该方法包括以下步骤:将第一惯性传感器定位在腹部上;将第二惯性传感器定位在胸部上;将第三惯性参考传感器定位在身体的不受呼吸运动影响的部分上,其中每个惯性传感器包括加速度计、磁力计和陀螺仪,以及微处理器,该微处理器从所述加速度计、磁力计和陀螺仪接收信号,并且每个所述微处理器处理所述信号并提供由四元数表示的信号,该四元数描述所述三个惯性传感器相对于地球参考系的方位;将表示所述第一传感器的空间方位的第一四元数发送

到控制中心,将表示所述第二传感器的空间方位的第二四元数发送到所述控制中心,以及将表示所述第三传感器的空间方位的第三四元数发送到所述控制中心;使所述第一和第二四元数的方位参考所述第三四元数,以分别提供第四四元数和第五四元数;借助于带通自适应滤波器对所述第四和第五四元数进行滤波,以消除与患者的运动相关的残余分量;以及根据所述第四和第五四元数来计算呼吸率。

[0009] 从属权利要求中描述了本发明的进一步特征。

[0010] 该解决方案相对于现有技术的解决方案的优点是多种多样的。

[0011] 根据本发明的系统利用参考单元的存在,该参考单元被设置在身体的不受呼吸运动的影响的区域(例如,尾骨)中。定位在胸部和腹部上的惯性单元将检测由呼吸分量和呼吸外分量(例如,当行走时)组成的运动。为了专门考虑呼吸分量,用四元数之间的向量积运算,由胸部和腹部单元记录的数据将以参考单元作为参考。以这种方式,胸部和腹部单元的方位将不再参考地球参考系,而是参考参考单元的参考系。而且,将可以实现被应用于胸部和腹部单元的自适应滤波器,该自适应滤波器将排除由参考单元检测到的在行走中所涉及的频率。因此,参考单元的存在解决了与使用正在运动的设备相关的问题。除此之外,在胸-腹壁上的两个单元(一个在胸部上且一个在腹部上)的存在,使得可以考虑胸-腹壁的两个自由度特征。

## 附图说明

[0012] 本发明的特征和优点将从随后的对本发明的实际实施例的详细描述中清楚地显现出来,该实施例通过附图中的非限制性示例示出,其中:

[0013] 图1是根据本发明的穿戴用于连续监测呼吸率的可穿戴设备的模型人的示意图;

[0014] 图2是根据本发明的用于连续监测呼吸率的可穿戴设备的传感器的示意图;

[0015] 图3是根据本发明的用于连续监测呼吸率的可穿戴设备的接收器的示意图;

[0016] 图4是根据本发明的被执行的用于连续监测呼吸率的操作的流程图的示意图;以及

[0017] 图5是根据本发明的用于连续监测呼吸率的可穿戴设备的容器的示意图。

## 具体实施方式

[0018] 参考附图,根据本发明的用于连续监测呼吸率的可穿戴设备包括三个惯性单元10、11和12,每个惯性单元由加速度计、陀螺仪和磁力计组成。单元11被定位在腹部13上并且单元10被定位在胸部14上,用于分别记录被划分为胸部贡献和腹部贡献的胸-腹壁的运动。第三单元12被定位在身体的不受呼吸运动影响但是相对于躯干固定的部分上,并且起其它两个单元的参考的作用。这对于在半静态状况(轮椅中的患者)和动态状况(例如,在步行时)中用于推断单独与呼吸相关的运动信息尤为重要。它们可以例如被定位在骨盆的高度处(髂上棘15或在尾骨附近)。此外,所描述的模块化构造使得能够根据需求和受试者的状况来修改单元的数量,例如,以便在静态状况下排除参考单元,或者添加进一步的传感器用于收集数据或用于进一步参考。

[0019] 每个惯性单元10-13包括由三个单元组成的传感器20。第一单元是经典的三轴加速度计,该三轴加速度计识别其相对于地球的位置(通过测量重力)或其在3D空间中的加速

度。

[0020] 第二单元是三轴磁力计,它可以识别最强磁力的方向,通常用于检测磁北。

[0021] 第三单元是三轴陀螺仪,它可以测量旋转和扭转。

[0022] 通过组合来自这些传感器的数据,可以知道传感器的正确方位。

[0023] 例如,传感器是使用由STMicroelectronics公司销售的部件LSM9DS0的传感器。

[0024] 每个惯性单元10-13还包括例如由Atmel公司销售的Arduino Pro mini型或ATMEGA 328p型的微处理器21,其接收来自传感器20的信号并将它们提供给例如由Laird公司销售的型号为BL600的蓝牙类型的发射器22。

[0025] 每个惯性单元10-13由电池23供电。

[0026] 所有部件都被容纳在小尺寸的容器25中,该容器可以被施加到患者的身体。

[0027] 施加到患者的身体是通过使用用于ECG的一次性粘合电极26进行的,但是仅将它们用作机械固定系统而不利用其导电电极的属性。

[0028] 每个惯性单元10-13包括钩状元件(hooking element) 27,该钩状元件27可以被连接到存在于粘合电极26上的夹子。

[0029] 为了使固定更稳定,容器25配备有三个钩状元件28,该三个钩状元件28将被连接到在患者的身体上彼此邻近设置的三个粘合电极。

[0030] 发射器22将接收到的数据发送到例如BL620类型的接收器30,该接收器30又被连接到控制中心31,该控制中心31可以是记录数据、对数据进行处理并在其屏幕上显示数据的计算机或平板电脑或智能电话。

[0031] 在替代实施例中,单元10和单元11的发射器22将从传感器接收到的数据发送到第三单元12,在这种情况下,第三单元12也包括接收器,并且后者将三个单元的数据发送到控制中心31。此外,第三单元12可以包括用于存储数据的存储器,在这种情况下,该数据甚至可以不被发送到控制中心31。

[0032] 应当注意的是,根据从传感器,特别是从参考传感器12获得的信息,可以推断出关于受试者的活动的信息并区分静态时段(例如,当受试者正在坐下或休息时)与动态时段(例如,当受试者正在行走或跑步时)。

[0033] 每个惯性单元10、11和12的微处理器21在预设的时刻向传感器20发送循环命令,并接收加速度计(ax, ay, az)、磁力计(mx, my, mz)和陀螺仪(gx, gy, gz)的测得信号。

[0034] 微处理器21处理接收到的数据,并在输出处提供四元数,该四元数描述在空间中的单元相对于地球的重力/磁参考系的逐一瞬间(40Hz)的方位。

[0035] 特别是,四元数 $\left(\begin{smallmatrix} A \\ B \end{smallmatrix} \hat{q}\right)$ 描述参考系B相对于参考系A的方位,并由四个分量组成:

$$[0036] \quad \begin{smallmatrix} A \\ B \end{smallmatrix} \hat{q} = [q_1 \quad q_2 \quad q_3 \quad q_4] = \left[ \cos \frac{\theta}{2} \quad -r_x \sin \frac{\theta}{2} \quad -r_y \sin \frac{\theta}{2} \quad -r_z \sin \frac{\theta}{2} \right]$$

[0037] 然后,如此计算出的四元数由发射器22以10Hz的频率发送至接收器30。接收器30从三个惯性单元10-12接收数据。

[0038] 传感器的三个单元(腹部单元、胸部单元和参考单元)的数据每个被延迟5秒,并在后续步骤中被重新同步。

[0039] 控制中心31以通过精确定时进行计时的交替方式管理单元之间的连接,这使得来自各个单元的数据能够同步。然后,借助于四元数之间向量积的运算,腹部单元 $\begin{pmatrix} A \\ E \end{pmatrix} \hat{q}$ 40和胸部单元 $\begin{pmatrix} T \\ E \end{pmatrix} \hat{q}$ 41的方位将以参考单元 $\begin{pmatrix} R \\ E \end{pmatrix} \hat{q}$ 42作为参考,并将为腹部部分 $\begin{pmatrix} A \\ R \end{pmatrix} \hat{q}$ 提供四元数43和为胸部部分 $\begin{pmatrix} T \\ R \end{pmatrix} \hat{q}$ 提供四元数44。

$$[0040] \quad \begin{pmatrix} A \\ R \end{pmatrix} \hat{q} = \begin{pmatrix} A \\ E \end{pmatrix} \hat{q} \otimes \begin{pmatrix} E \\ R \end{pmatrix} \hat{q} = \begin{pmatrix} A \\ E \end{pmatrix} \hat{q} \otimes \begin{pmatrix} R \\ E \end{pmatrix} \hat{q}^*$$

$$[0041] \quad \begin{pmatrix} T \\ R \end{pmatrix} \hat{q} = \begin{pmatrix} T \\ E \end{pmatrix} \hat{q} \otimes \begin{pmatrix} E \\ R \end{pmatrix} \hat{q} = \begin{pmatrix} T \\ E \end{pmatrix} \hat{q} \otimes \begin{pmatrix} R \\ E \end{pmatrix} \hat{q}^*$$

[0042] 如此获得的每个四元数(腹部四元数、胸部四元数)的四个分量都在不同程度上包含呼吸信息。

[0043] 因此,所实现的算法对四元数的四个分量使用主分量分析(PCA)。

[0044] 采集大部分呼吸信息的PCA的第一分量被选择用于腹部和胸部,并且被用于后续处理操作。

[0045] PCA是基于正交变换的统计过程,该统计过程从一组可能的相关变量开始,提供一组称为主分量的线性不相关变量。这种变换的特征在于,第一主分量表示数据的最大变化性,并且每个后续分量又在与前一个分量正交(即不相关)的约束下呈现最大可能变化。因此,计算出针对腹部的主分量45和针对胸部的主分量46。

[0046] 在节奏性且重复性运动的情况下,如在行走或跑步时,优选地用陷波型滤波器对主分量45和46的信号进行滤波,以消除在参考单元上检测到的(在行走或跑步过程中)与患者的运动相关的残余分量。陷波滤波器被设置以使得中心在对第三四元数的信号计算出的频谱的峰值的频率上。如果残余运动不是重复性类型的,并且因此不能用陷波滤波器进行消除,那么可以干预主分量分析的上游,从信号43和44中去除用运动平均滤波器计算出的信号基线(用取决于第三四元数的信号,即,取决于受试者的活动的可变大小的窗口)。然后,用陷波滤波器滤波的或未滤波的主分量每个分别被施加到Savitzky-Golay类型(例如三阶)的FIR滤波器47和48。该滤波器是基于局部最小二乘多项式近似的,并且能够在不修改波形的峰值的形式和高度的情况下减少信号中的噪声。

[0047] 在如此平滑的信号上,检测峰值并计算每个峰值之间的距离。

[0048] 通过计算倒数,获得一组频率,并根据这些频率计算出平均值和标准偏差( $f_{\text{mean}}$ ,  $f_{\text{std}}$ )。

[0049] 这是近似的频率,从中通过应用以下公式,可以计算出阈值频率( $f_{\text{thresh}}$ ),用于腹部信号的阈值频率和用于胸部信号的阈值频率:

$$[0050] \quad f_{\text{thresh}} = \max(0.05, (f_{\text{mean}} - f_{\text{std}}))$$

[0051] 选择这两个阈值频率中的较低者作为最终阈值频率50。

[0052] 胸部和腹部两个信号的功率频谱密度51和52通过韦尔奇(Welch)方法(使用有50个样本重叠的300个样本的汉明窗口)来计算。

[0053] 在频谱内,先前已确定的阈值频率之后的最大峰值被选定,并且对应的频率是带通滤波器下游的期望的中心频率( $f_{\text{centr}}$ )。

[0054] 峰值频率表示呼吸信号的主要频率。

[0055] 现在通过应用 $\pm 0.4\text{Hz}$ 来确定要使用的两个滤波器(一阶巴特沃斯类型)的截止频率53和54。

[0056]  $\omega_{\text{LP}} = f_{\text{centr}} + 0.4$

[0057]  $\omega_{\text{HP}} = \max(0.05, (f_{\text{centr}} - 0.4))$

[0058] 在腹部的主分量45和胸部的主分量46处计算出的滤波器频率极限53和54被应用于胸部信号的带通滤波器55并且被应用于腹部信号的带通滤波器56。

[0059] 通常,滤波器55和56的通带包括在 $0.05\text{Hz}$ 和 $2\text{Hz}$ 之间。

[0060] 带通滤波器55和56使得能够从两个信号中消除与患者的运动相关的残余分量。

[0061] 滤波器是自适应类型的,以消除运动的分量,该分量可能从一个患者到另一个患者而异,并且特别是根据一个患者或另一个患者的不同的运动肌(motor)活动而异。

[0062] 对于这两个信号,再次应用Savitzky-Golay类型的滤波器60和61,用这些滤波器,识别呼气结束和吸气结束的点的腹部和胸部信号两者上的最大值和最小值的点62被确定。可以将胸部和腹部信号加在一起以获得总信号。

[0063] Savitzky-Golay滤波器的参数以及用于确定最大值和最小值的(时间和振幅)阈值基于为腹部52和胸部53确定的中心频率 $f_{\text{centr}}$ 而被优化。

[0064] 最后,基于呼气结束的点和吸气结束的点估计63感兴趣的参数:呼吸率,腹部、胸部的吸气时间和呼气时间,以及总信号。

[0065] 总呼吸时间 $T_{\text{tot}}$ 被计算为两个最小值之间的距离。

[0066] 吸气时间 $T_i$ 被计算为一个最小值和下一个最大值之间的时间。

[0067] 呼气时间 $T_e$ 被计算为一个最大值和下一个最小值之间的时间。

[0068] 呼吸频率被计算为总时间 $T_{\text{tot}}$ 的倒数。

[0069] 这些值被记录并显示在屏幕上。

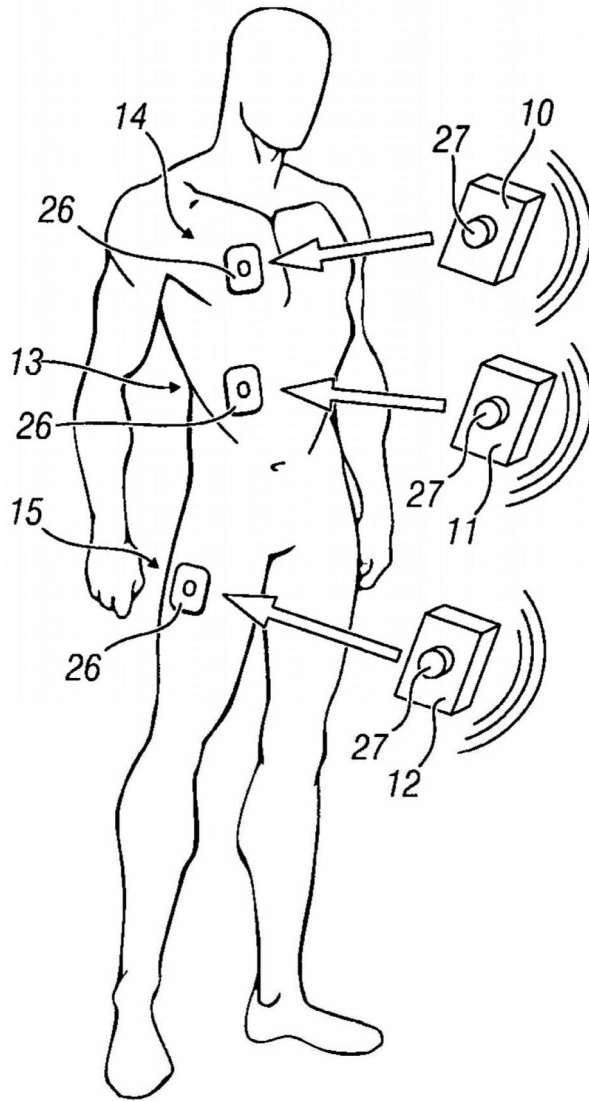


图1

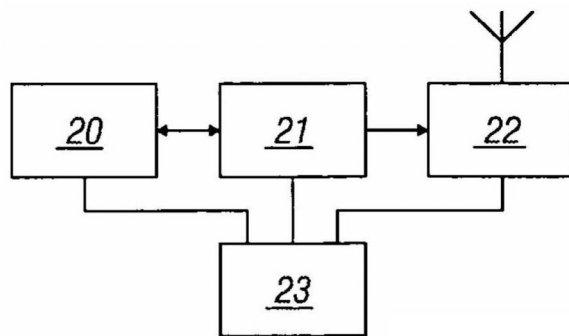


图2

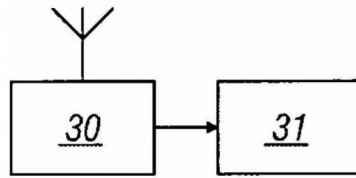


图3

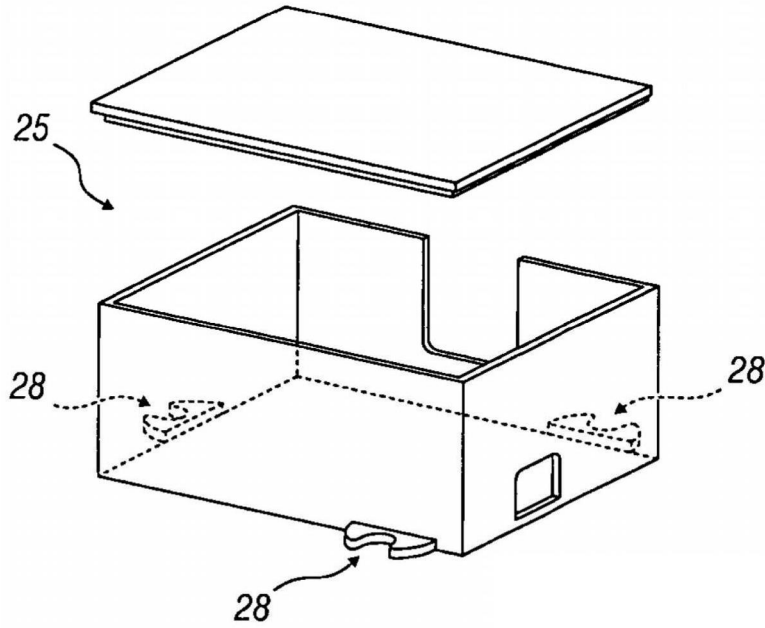


图5

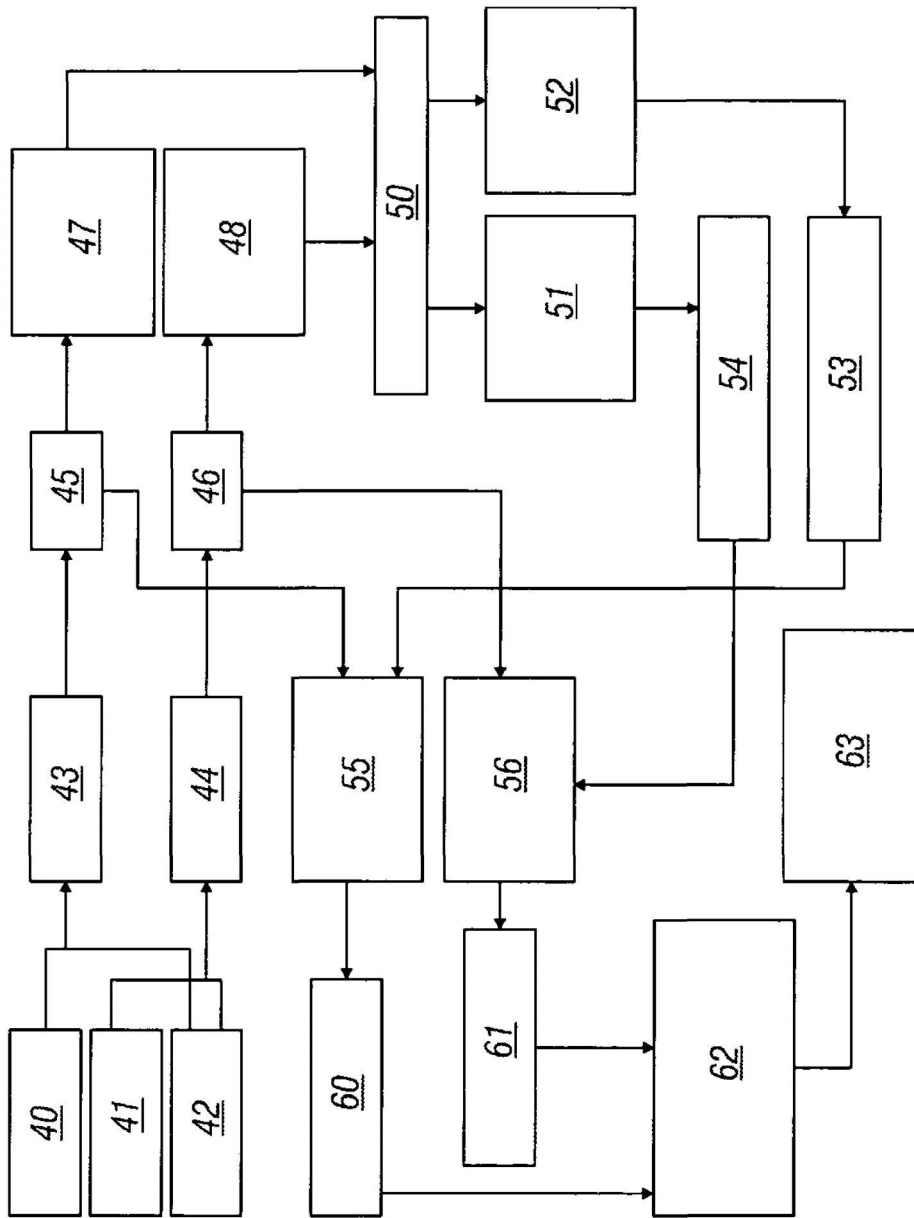


图4