



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108652608 A

(43)申请公布日 2018. 10. 16

(21)申请号 201810284893.5

(22)申请日 2018.04.02

(71)申请人 芯海科技(深圳)股份有限公司  
地址 518067 广东省深圳市南山区南海大道1079号花园城数码大厦A座9层

(72)发明人 李晓 刘文 尤杰

(74)专利代理机构 深圳市凯达知识产权事务所  
44256

代理人 刘大弯

(51) Int. Cl.

A61B 5/024(2006.01)

G01G 19/50(2006.01)

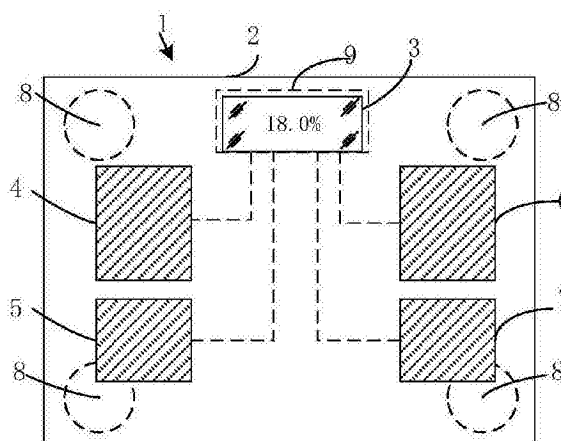
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

一种心率测量人体秤及方法

(57)摘要

本发明公开了一种心率测量人体秤及方法,该人体秤,包括有:秤体,是人体秤的机械结构,用于承托和固定;称重传感器,用于测量重量;阻抗测量单元:用于测量人体心率信号;晃动补偿单元:用于通过称重传感器检测人体在秤体上的晃动,并相应的对阻抗测量单元测量的阻抗数据进行调整和补偿;心率提取单元:用于通过阻抗测量单元的人体电阻抗数据提取心率。本发明所述的人体秤通过阻抗测量单元测量人体心率,并结合晃动补偿单元进行补偿,能够准确地测量人体的心率,不需要开孔,结构简单成本低,且准确性高、抗晃动干扰好。



1. 一种心率测量人体秤,其特征在于该人体秤,包括有:  
秤体,是人体秤的机械结构,用于承托和固定;  
称重传感器,用于测量重量;  
阻抗测量单元:用于测量人体心率信号;  
晃动补偿单元:用于通过称重传感器检测人体在秤体上的晃动,并相应的对阻抗测量单元测量的阻抗数据进行调整和补偿;  
心率提取单元:用于通过阻抗测量单元的人体电阻抗数据提取心率。
2. 如权利要求1所述的心率测量人体秤,其特征在于所述阻抗测量单元包括4个电极以及阻抗测量前端;4个电极包括2个激励电极、2个测量电极;阻抗测量前端电性连接上述4个电极,用于通过2个激励电极向人体发射交流正弦电流,并通过2个测量电极测量2个激励电极间的电压并转换为阻抗。
3. 如权利要求2所述的心率测量人体秤,其特征在于所述交流正弦电流的频率为20~30KHz。
4. 如权利要求2所述的心率测量人体秤,其特征在于所述电极采用不锈钢、ITO制作。
5. 一种心率测量人体秤的心率测量方法,其特征在于该方法包括如下步骤:
  - 101、预设阈值时间段,预设阈值时间段可以根据用户需要自行定义;
  - 102、通过阻抗测量单元测量人体阻抗,通过称重传感器同步测量重量,对于重量波动的时间大于预设阈值时间段的阻抗数据进行舍弃处理,不进入心率提取单元;
  - 103、通过晃动补偿单元进行补偿,活动心率结果。
6. 如权利要求5所述的心率测量人体秤的心率测量方法,其特征在于所述步骤103中,在阻抗测量单元进行人体阻抗测量时,称重传感器同步测量重量,并根据预设的映射关系将重量转变为阻抗信号,是为补偿阻抗,将阻抗测量单元测量的人体阻抗减去补偿阻抗,获得补偿后阻抗信号;  
然后将经过补偿和调整后的补偿后阻抗信号送入心率提取单元,再经过基线漂移补偿、高低通滤波,以及波峰波谷查找,并从波峰和/或波谷的时间来计算心率。

## 一种心率测量人体秤及方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于人体秤技术领域,特别涉及能够进行心率测量的人体秤及心率测量方法。

### 背景技术

[0002] 人体秤包括了自有测量体重功能的体重秤以及带有人体成分分析(测脂)的体脂秤。近年来,随着人们对于肥胖、超重、运动缺乏等对于健康危害的认识越来越普遍,智能人体秤,特别是带人体成分分析的体脂秤收到越来越多的关注和欢迎。当前的体脂秤可以提供除体重外的多项人体成分参数,例如体脂率、肌肉率、水分率、蛋白质、基础代谢率等,很大程度上帮助用户了解自身的身体成分状况,对于超重、减肥等进行定量化的指导。除此以外,一些基础生理参数的测量也得到了关注,例如心率或脉率。在当前的技术方案中,为了在人体秤上实现心率测量,如采用心电方式,通过复用人体成分分析测量电极在两脚直接提取心电信号,进而获得心率信息。该方法虽然结构上相较现有方案没有大的变化,但是两脚之间心电信号弱,容易受干扰,且成本较高。另一种方案是采用光电心率(PPG)方案,通过将光电传感器对准足部某部位来获得脉搏信号,进而获得心率。但该方法需要在秤体上开口用来透光,制作加工较复杂、产品ID需要改变。同时为保证信号质量,要求足部对准传感器透光开口,距离远近必须适中,不能受压,影响了用户体验。另外,光电心率传感器成本也较高。

[0003] 但在人体秤测量心率时,人体脚部皮肤和电极的接触状况,人体的晃动等,都对心率测量会造成影响,使得测量的准确性下降。

[0004] 如专利申请201520883883.5开了一种多功能智能健康人体秤,本实用新型实施例包括一秤体底座、一秤体面板、一个心电传感器、一个血氧传感器、一个反射式心率传感器、一个反离子电渗血糖传感器、一个红外血糖检测传感器以及一PCB板。所述的心电传感器、血氧传感器、反射式心率传感器、反离子电渗血糖传感器、红外血糖检测传感器通过引线连接到所述的PCB板上。通过人体使用本实用新型提供的一种多功能智能健康人体秤采集到的数据,可以对人体更多的健康参数进行监控,从而更好的评估人体的健康状况。该人体秤虽然集成了心电传感器、血氧传感器、反射式心率传感器、反离子电渗血糖传感器及红外血糖检测传感器,检测功能多,但是存在心率检测不稳定的缺陷,且无法对检测结果进行纠正,测量的准确性不高。

### 发明内容

[0005] 基于此,因此本发明的首要目地是提供一种心率测量人体秤及方法,该人体秤及方法方便制造和用户使用,成本低,同时具有高的测量准确度和抗人体晃动。

[0006] 本发明的另一个目地在于提供一种心率测量人体秤及方法,该人体秤及方法不需要改变现有人体秤的结构和ID设计,实现简便,可满足现有人体秤的准确测量需求。

[0007] 为实现上述目的,本发明的技术方案为:

- [0008] 一种心率测量人体秤及方法,其特征在于该人体秤,包括有:
- [0009] 秤体,是人体秤的机械结构,用于承托和固定;
- [0010] 称重传感器,用于测量重量;
- [0011] 阻抗测量单元:用于测量人体心率信号;
- [0012] 晃动补偿单元:用于通过称重传感器检测人体在秤体上的晃动,并相应的对阻抗测量单元测量的阻抗数据进行调整和补偿;
- [0013] 心率提取单元:用于通过阻抗测量单元的人体电阻抗数据提取心率。
- [0014] 所述阻抗测量单元包括4个电极以及阻抗测量前端;4个电极包括2个激励电极、2个测量电极;阻抗测量前端电性连接上述4个电极,用于通过2个激励电极向人体发射交流正弦电流,并通过2个测量电极测量2个激励电极间的电压并转换为阻抗;
- [0015] 进一步,所述交流正弦电流的频率为20~30KHz。
- [0016] 进一步,所述电极采用不锈钢、ITO制作。
- [0017] 本发明还提供一种心率测量人体秤的心率测量方法,其特征在于该方法包括如下步骤:
- [0018] 101、预设阈值时间段,预设阈值时间段可以根据用户需要自行定义;
- [0019] 102、通过阻抗测量单元测量人体阻抗,通过称重传感器同步测量重量,对于重量波动的时间大于预设阈值时间段的阻抗数据进行舍弃处理,不进入心率提取单元;
- [0020] 103、通过晃动补偿单元进行补偿,活动心率结果。
- [0021] 进一步,在阻抗测量单元进行人体阻抗测量时,称重传感器同步测量重量,并根据预设的映射关系将重量转变为阻抗信号,是为补偿阻抗,将阻抗测量单元测量的人体阻抗减去补偿阻抗,获得补偿后阻抗信号;
- [0022] 然后将经过补偿和调整后的补偿后阻抗信号送入心率提取单元,再经过基线漂移补偿、高低通滤波,以及波峰波谷查找,并从波峰和/或波谷的时间来计算心率。
- [0023] 本发明所述的人体秤通过阻抗测量单元测量人体心率,并结合晃动补偿单元进行补偿,能够准确地测量人体的心率,不需要开孔,结构简单成本低,且准确性高、抗晃动干扰好。
- [0024] 且本发明方便制造和用户使用,不需要改变现有人体秤的结构和ID设计,实现简便,可满足现有人体秤的准确测量需求。

## 附图说明

- [0025] 图1是本发明所实施的心率测量人体秤结构图。
- [0026] 图2是本发明所实施心率测量人体秤电路结构图。
- [0027] 图3是本发明所实施心率提取单元结构图。

## 具体实施方式

[0028] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0029] 如图1所示的心率测量人体秤1包括秤体2,用于固定和承托,一般由工程塑料、钢

化玻璃、金属支架等构成,为现有技术,在此不再赘述;该人体秤还包括显示单元3,如LCD或LED,主要用于显示重量、体脂率、心率等测量信息等;还包括人体阻抗测量的电极4~7,其中包括激励电极4、激励电极6、测量电极5、测量电极7;还包括称重传感器8,用于称重;还包括处理单元9,用于人体阻抗、称重信号的获得处理、体脂率等人体生理参数的计算、晃动补偿、心率提取等。

[0030] 如图2所示的心率测量人体秤电路,处理单元9包括阻抗测量前端92,电性连接激励电极4、激励电极7、测量电极5、测量电极6,用于向激励电极4、7提供恒流激励电流,并通过测量电极5、6测量电压;还包括称重测量前端93,电性连接至称重传感器94,用于称重传感器93的信号调理及转换;还包括微控制器91,电性连接称重测量前端93和阻抗测量前端92,以及显示单元3,用于数据的存储、处理、控制等。

[0031] 进一步,微控制器93包括晃动补偿单元97,用于根据称重传感器的数据来补偿和调整阻抗数据,提高心率信号的信噪比,减少人体晃动对于心率测量的干扰;还包括心率提取单元95,用于通过阻抗测量前端92测量的人体阻抗信号来提取心率。微控制器进一步还包括人体成分分析单元96,用于人体成分的分析,例如得到人体脂肪率。

[0032] 当人体站立在人体秤上进行生物阻抗测量时,可能不可避免地存在身体的轻微晃动,从而造成人体皮肤和电极4~7的接触状态的变化,从而影响人体阻抗测量值。由于心跳跳动反映在阻抗上的变化非常微弱,因此上述的晃动很可能会造成对于阻抗信号的干扰,从而增加从阻抗数据提取心率的难度,减少了准确性。因此,晃动补偿单元97正是要利用称重传感器测量重量的变化从而得到人体晃动(人体不晃动时称重传感器测量的就是人体本身的重量,因此重量在称量中是不变的),从而对阻抗数据进行补偿和调整。

[0033] 如图3所示为心率提取单元的结构图,依次包括降噪滤波器,用于对阻抗信号进行降噪处理,包括中值滤波器、滑动滤波器等;接下来包括基线漂移补偿器,用于对基线进行平滑补偿;接下来是高通滤波器,截至频率0.6Hz;接下来是低通滤波器,截止频率6Hz;接下来是波峰波谷查找器,用于查找阻抗信号的波峰和/或波谷,在两个波峰或两个波谷对应一个心跳周期;最后是心率计算器,根据波峰和/或波谷信息可以计算心脏跳动周期,进一步换算成心率。

[0034] 因此,具体地说,本发明所实现的方法,包括如下步骤:

[0035] 101、预设阈值时间段(预设阈值时间段可以根据用户需要自行定义,如预设阈值时间段设置为10s);

[0036] 102、在人体阻抗测量时,称重传感器同步测量重量,对于重量波动的时间大于预设阈值时间段的阻抗数据进行舍弃处理,不进入心率提取单元;

[0037] 具体地说,在人体阻抗测量时,称重传感器同步测量重量,并根据预设的映射关系将重量转变为阻抗信号,是为补偿阻抗,将阻抗测量单元测量的人体阻抗减去补偿阻抗,再送入心率提取单元。

[0038] 103、然后将经过补偿和调整后的补偿后阻抗信号送入心率提取单元,再经过基线漂移补偿、高低通滤波,以及波峰波谷查找,并从波峰和/或波谷的时间来计算心率。

[0039] 因此,本发明所述的人体秤通过阻抗测量单元测量人体心率,并结合晃动补偿单元进行补偿,能够准确地测量人体的心率,不需要开孔,结构简单成本低,且准确性高、抗晃动干扰好。

[0040] 且本发明方便制造和用户使用,不需要改变现有人体秤的结构和ID设计,实现简便,可满足现有人体秤的准确测量需求。

[0041] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

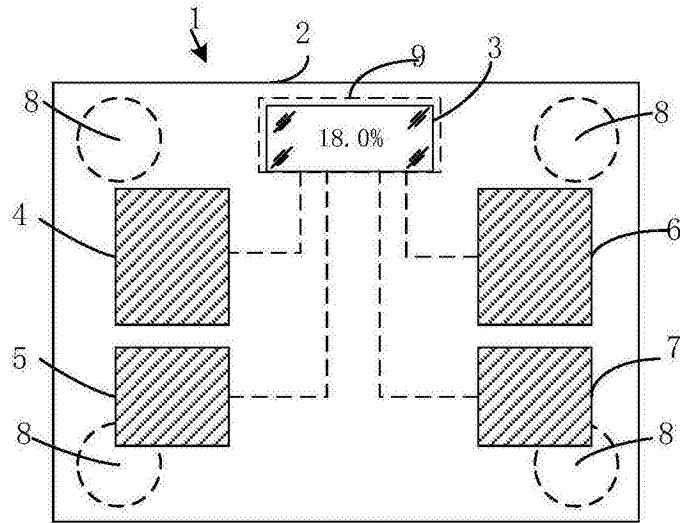


图1

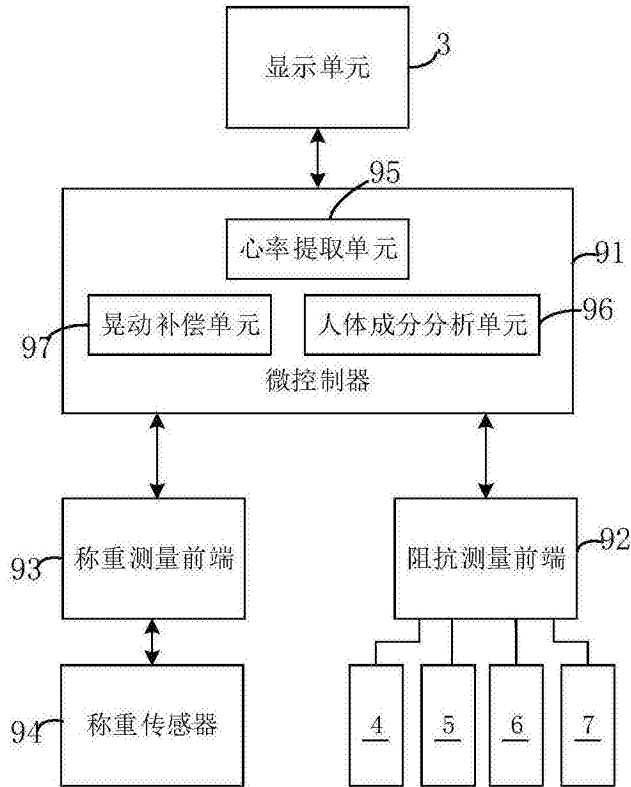


图2

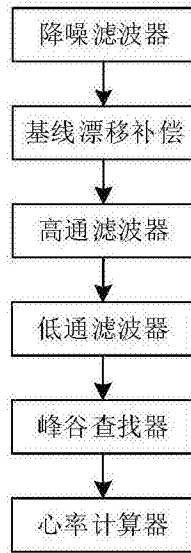


图3