



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105615871 A

(43) 申请公布日 2016. 06. 01

(21) 申请号 201610159752. 1

(22) 申请日 2016. 03. 21

(71) 申请人 缤刻普锐(北京)科技有限责任公司

地址 100088 北京市西城区新街口外大街
28号C座313

(72) 发明人 张悦

(51) Int. Cl.

A61B 5/0402(2006. 01)

A61B 5/0408(2006. 01)

A61B 5/053(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

G01G 19/50(2006. 01)

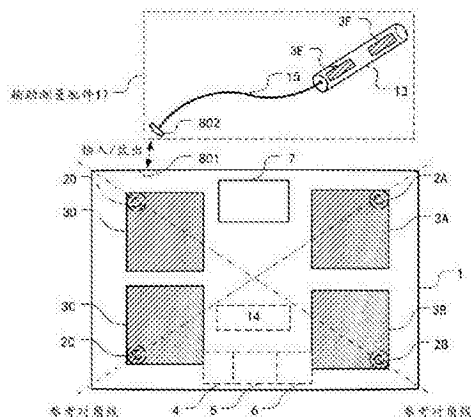
权利要求书2页 说明书8页 附图2页

(54) 发明名称

用于测量人体信息的装置

(57) 摘要

本发明披露了一种能够测量人体体重、人体电阻、以及人体生物电势的装置,并且,根据本发明的人体信息测量装置可根据这些数据计算出人体的体脂率、体内含水率、心电图等相关健康信息,特别地,本发明可通过一台设备实现上述功能,从而降低了以往采购多套设备的成本,并且使用者只需要站在本发明所揭示的测量装置上,双手依然可以操作手机或其他智能终端,并在终端上看到相应的测量结果和分析结果,因此,与需要手持的传统测量设备相比,本发明的操作体验更佳。特别地,使用者跟根据对心电测量精确性的要求,来选择性购买本发明的辅助测量配件。



1. 一种人体信息测量装置,包括:测量平台、电源、四个重量传感器、六个电极、信号处理模块、信号调理模块、无线传输模块、及显示器、MCU单元,电缆、驱动电路、以及辅助测量配件,所述测量平台具有至少一个接口,所述电缆具有与所述接口配合的接头,所述接头可插入所述接口从而使得所述辅助测量配件通过所述电缆、所述接头、所述接口与所述测量平台中的信号调理模块和/或信号处理模块电连接,所述六个电极中的四个电极设置于测量平台的上表面,另外两个电极设置于所述辅助测量配件的表面通过与人体双手接触来获取相应的电势信号;

其中,四个重量传感器可装配地设置于测量平台底部,以测量使用者的体重,信号处理模块和无线传输模块可装配地设置于测量平台内部,两个电极用于向人体通以恒定电流,另外两个电极用于测量此时的人体双脚之间的电压,所述信号处理模块可对所述电流和电压进行处理进而得到相应的电阻值,并可将所述电阻值处理成相应的体脂率信息,所述电阻值和体脂率信息被发送至所述无线传输模块或者显示器;

或者,当双脚站在所述测量平台上、双手握住所述辅助测量配件时,所述测量平台上左前脚掌和右前脚掌下的电极可以提供用于测量心电的生物电势信号,所述辅助测量配件上的电极可以通过与人体双手接触测量人体手部的生物电势信号,此时,人体右前脚掌下的电极所获取的生物电势信号用作参考电势信号被传送至所述驱动电路,所述辅助测量配件上的两个电极所获取的左手被动电势信号和右手被动电势信号用作心电信号,所述信号调理模块可对所述驱动电路输出的信号和其他电势信号进行放大和滤波处理,并将处理后的信号发送至MCU单元,所述MCU单元用于对所述信号调理模块处理过的数字信号进行运算处理并输出心电图信号,并将所述心电图信号发送至所述无线传输模块和/或显示器,所述无线传输模块可将人体的心电图信号以及其他从MCU单元或所述信号处理模块获得的信号发送至诸如手机之类的移动终端。

2. 根据权利要求1所述的测量装置,其中,所述接口可以是micro USB接口和/或mini USB接口和/或苹果公司的Lightning接口。

3. 根据权利要求1所述的测量装置,其中,,所述接口可设置于测量平台的上表面和/或侧面。

4. 根据权利要求1所述的测量装置,其中,所述四个电极设置于所述测量平台表面的电极沿测量平台的对角线均匀、交错、对秤地设置于测量平台的上表面,以使每个电极均能与人体足底尽可能充分地接触,并保证接触面积尽可能地大。

5. 根据权利要求1所述的测量装置,其中,所述四个传感器沿测量平台的对角线均匀、交错、对秤地设置于测量平台的底部或下表面,以支撑所述测量平台能够稳定地放置在地上,保证测量平台能够稳定、准确地测量使用者的体重。

6. 如权利要求1、2、3、4、5中任一项所述的测量装置,其中,所述四个位于所述测量平台表面的电极的表面积相同。

7. 如权利要求6所述的测量装置,其中,所述四个位于所述测量平台表面的电极的表面积总和为所述测量平台上表面面积的80~90%。

8. 如权利要求7所述的测量装置,其中,所述六个电极的表面电镀有铜锡锌的三元合金,所述三元合金镀层中铜占55%,锡占25~30%,锌占15~20%。

9. 如权利要求8所述的测量装置,其中,所述六个电极的表面电镀有铂金或黄金镀层,

以降低所述电极与使用者皮肤接触时的接触电阻。

10. 如权利要求9所述的测量装置,其中,所述滤波器还可以包括梳状滤波器,所述梳状滤波器的转移函数为:

$$H(z) = b \frac{1 - z^{-N}}{1 - \rho z^{-N}} \text{ 和 } b = \frac{1 + \rho}{2}$$

其中,b是用于补偿滤波后信号的增益的补偿因子,p是影响零点间通带变化的快慢的系数,N是心电信号的采样频率与工频噪声频率的比值;所述肌电噪声滤波器包括多个级联的递归动求和(RRS)滤波器;所述基线漂移滤波器包括巴特沃思低通滤波器,所述巴特沃思低通滤波器的转移函数为:

$$H(z) = \frac{B(z)}{A(z)} = \frac{\sum_{i=0}^M a_i z^{-i}}{\sum_{j=0}^M b_j z^{-j}}$$

其中,M表示巴特沃思低通滤波器的阶数;所述巴特沃斯低通滤波器滤波的具体步骤包括:a.用所述巴特沃斯低通滤波器滤除心电有用信号;b.修正所述巴特沃斯低通滤波器输出延时,其中延时取巴特沃斯低通滤波器相位延时在通频带内均值1150;c.用修正延时后的滤波器输出减去原始信号得到滤波基线漂移后的结果。

用于测量人体信息的装置

技术领域

[0001] 本发明涉及人体测量领域,特别地,涉及人体重量、电阻率、心电等和健康有关的信息的测量及处理。

背景技术

[0002] 具有重量传感器的人体测量设备通常可用作一种熟知的人体测量设备,这种人体测量设备包括一个两层结构的测量平台,即上壳体和下壳体。测量平台的上壳体一般用轧制的钢板通过压制工艺而形成,从而使它的形状类似于箱子的盖子,也可由亚克力或玻璃等其他材料形成。上壳体具有足够的机械强度,以便当使用者位于测量平台上时能传递人体的重量而无永久变形。测量平台的下壳体通常用彩色塑性树脂通过注模法而形成。下壳体的形状也类似于箱子的盖子,所述上壳体和/或下壳体可设有肋或槽,所述上壳体设有用压制工艺、喷涂工艺、或电镀工艺等形成的电极,以用于测量人体电阻,然而,所述电极的作用仅在于向人体通电并通过测量人体足底的电压来测量人体的电阻,进而计算出人体的体脂率和体内含水率等数据,对于所述电极是一种无形的资源浪费,换言之,设置在所述人体测量设备上的电极还可用于测量人体的其他参数,诸如本发明中所提到的用于测量人体足底的被动电势,以获得人体心电图。

[0003] 实际上,这些电极还可以用于在不向人体通电的情况下获取人体足底的被动生物电势信号。理论上,人体任意两点之间都存在心电引起的电势差,两个电极即可实现心电测量。在心电测量过程中,所述电极与皮肤的接触面积对测量结果有着至关重要的影响,即所述电极与人体的接触面积越大,则连通效果越好、测得的心电信号的共模抑制比越高。所述连通效果指的是电极与人体之间的接触电阻率,所述接触电阻率越小,则连通效果越好。

[0004] 利用两个电极测量人体心电信息的困难在于,在测量过程中,存在交流市电共模电压的干扰,一般采用“右脚驱动”的方法来消除所述干扰,从而获得一个导联的心电信号,换言之,通常需要至少3个电极才能获得较为准确的人体的心电信息,即获得所谓的“3芯线”标准导联,这样会导致设备昂贵。所谓“右脚驱动”机制是将人体的共模电压,经过放大和倒相之后,通过限流电阻反馈到右脚电极上,这是一个负反馈回路,将使共模电压降低,人体的位移电流不流到地,而是流到运放的输出端,就心电放大器而言,这样就减小了共模电压的拾取。

[0005] 测量人体电阻率的重要目的之一是为了计算人体的脂肪率,尽管市面上已经出现了单独用于测量人体体脂率和体重的“体脂秤”或其他多功能的“智能秤”,也有可单独用于监测心电的设备,但测量心电的设备的电极通常需要与人体心脏附近的部位保持接触,而测量人体体脂率设备的电极通常与人体足底或手部保持接触,换言之,若想同时测量人体的体脂和心电,通常需要两套独立的装置或仪器,用于测量人体体脂率的装置一般具有两个供电电极和两个测量电极,共4个电极;而如上所述,用于测量人体心电的设备则至少需要具有3个电极。那么,如上所述,若想同时测量人体的体脂和心电信息,则至少需要7个电极,同时还需要相应的信号放大部件、滤波部件、以及处理器部件等,导致设备成本非常昂

贵,造成对于资源的一种浪费。尽管测量人体电阻率和检测人体心电信息都是通过测量人体表皮电势来完成的,但为完成这两种目的所测量的电势具有很大差异:在测量人体电阻过程中,首先利用所述供电电极对人体通以特定恒定的电流,并通过两个测量电极测量人体的电势差,这样所获得的电势信息在发明中称为主动电势,以下简称“电压”;对应地,在不对人体通以电流的情况下,可仅通过两个测量电极来测量由心电所引起的人体两个部位的电势信号进而获得电势差,这样所获得的电势信息在本发明中称为被动电势,以下简称“电势”,但是,这样的定义或简称不应当理解成与物理学上定义的冲突,而只是为了体现本发明所测量物理量之间差异的标号而已。

[0006] 实际上,当使用者站在“体脂秤”或“智能秤”上称重、测量体脂的同时,可以充分利用所述的用于测量人体电阻的4个电极中的任意两个电极来获取人体足部和/或足底部表面的被动电势信息,建立人体的心电图导联,进而获取人体的心电信息,其中,向人体通电之后所测得的电势信息称为主动电势信息,所述主动生物电势信息用于计算人体的电阻率并通过该电阻率计算得到人体的体脂率、体水率等信息;在不向人体通电的情况下从人体足底部测得的电势信息称为被动电势信息,所述被动生物电势信息可用于获取人体的心电信息并进一步获取人体的心率信息。

[0007] 如上所述,具有重量传感器的人体测量设备之所以非常有用是因为,它可以同时测量为得出人体脂肪率所需的体重和人体电阻信息,进一步地,如果这样的人体测量设备还可以测量人的心电和心率信息,那么则可以更全面地监控人体的健康信息,实现全面的人体健康管理。

[0008] 需要说明的是,尽管在医疗领域对于心电测量和监控有着严格的精度要求,即要求其共模抑制比不低于60dB,性能优良的心电图仪器的共模抑制比能达到100dB。但是,对于用于运动前后心率监测、心电监测等目的在于健康管理和运动规划的应用而言,由于考虑到使用方便、价格亲民等因素,将监测设备的共模抑制比控制在60dB以上即可,这样的设备可以通过人体心电信息获取人体的心率信息,让运动者准确获知当前身体是否已经进入减脂运动进程,还是仍然处于热身阶段,同时可以有效监测到明显的早搏和间歇等对健康具有重大危害的异常情况。

[0009] 需要说明的是,本发明中所提到的人体足底、足部、足底部表面等描述性语言均指人体脚部和/或足部和/或小腿部的皮肤表面,不应将这些位置狭义地理解为其字面含义所局限的部位,只要其所提供的电势信息可以满足本发明的测量目的即可。

发明内容

[0010] 本发明旨在解决传统人体测量设备功能单一、成本高的问题,提出了一种可用于测量人体体重、体脂率、以及心电信息等与人体健康有关的信息的测量设备,

为了达到上述目的,本发明提供一种人体测量设备,包括:测量平台、电源、四个重量传感器、六个电极、信号处理模块、信号调理模块、无线传输模块、及显示器、MCU单元,电缆、驱动电路、以及辅助测量配件,所述测量平台具有至少一个接口,所述电缆具有与所述接口配合的接头,所述接头可插入所述接口从而使得所述辅助测量配件通过所述电缆、所述接头、所述接口与所述测量平台中的信号调理模块和/或信号处理模块电连接,所述六个电极中的四个电极设置于测量平台的上表面,另外两个电极设置于所述辅助测量配件的表面通过

与人体双手接触来获取相应的电势信号；

其中，四个重量传感器可装配地设置于测量平台底部，以测量使用者的体重，信号处理模块和无线传输模块可装配地设置于测量平台内部，两个电极用于向人体通以恒定电流，另外两个电极用于测量此时的人体双脚之间的电压，所述信号处理模块可对所述电流和电压进行处理进而得到相应的电阻值，并可将所述电阻值处理成相应的体脂率信息，所述电阻值和体脂率信息被发送至所述无线传输模块或者显示器；

或者，当双脚站在所述测量平台上、双手握住所述辅助测量配件时，所述测量平台上左前脚掌和右前脚掌下的电极可以提供用于测量心电的生物电势信号，所述辅助测量配件上的电极可以通过与人体双手接触测量人体手部的生物电势信号。

[0011] 此时，人体右前脚掌下的电极所获取的生物电势信号用作参考电势信号被传送至所述驱动电路，所述辅助测量配件上的两个电极所获取的左手被动电势信号和右手被动电势信号用作心电信号，所述信号调理模块可对所述驱动电路输出的信号和其他电势信号进行放大和滤波处理，并将处理后的信号发送至MCU单元，所述MCU单元用于对所述信号调理模块处理过的数字信号进行运算处理并输出心电图信号，并将所述心电图信号发送至所述无线传输模块和/或显示器，所述无线传输模块可将人体的心电图信号以及其他从MCU单元或所述信号处理模块获得的信号发送至诸如手机之类的移动终端；

根据本发明的一种实施方式，所述四个电极沿测量平台的对角线均匀、交错、对秤地设置于测量平台的上表面，以使每个电极均能与人体足底尽可能充分地接触，并保证接触面积尽可能地大。

[0012] 根据本发明的另一种实施方式，所述四个传感器沿测量平台的对角线均匀、交错、对秤地设置于测量平台的底部或下表面，以支撑所述测量平台能够稳定地放置在地上，保证测量平台能够稳定、准确地测量使用者的体重。

[0013] 按照本发明的又一种实施方式，所述测量平台设有至少一个接口，使得所述测量平台可通过电缆与外部设备连接，所述接口可以是micro USB接口和/或mini USB接口和/或苹果公司的Lightning接口，所述接口可设置于测量平台的底部和/或上表面和/或侧面。

[0014] 本发明的有益效果在于实现了“一机多能”，即通过一台测量设备实现了传统上至少需要两种设备才能实现的功能，不仅降低了用户的采购和使用成本，也通过提高测量效率和减少操作步骤改善了用户体验；传统上，如果测量体重，使用者需要站到体重称上，如果测量心电，使用者需要用手将测量设备贴附在其胸部，如果测量体脂率，使用者需要双手手持或双脚站在体脂测量设备上，但是，根据本发明的测量设备，使用者仅需站在该设备上，便可以测量其体重、体脂率、心电信息等数据，此时，使用者的双手并未被占用，依然可以操作手机之类的智能设备。

[0015] 最后，根据本发明的人体信息测量装置的另一个突出优点在于，该装置能够大幅降低使用者采购设备的成本，已经有用体脂称的用户仅购买辅助测量配件即可实现更精确的心电测量，或者用户如果仅需要测量心率等数据，可以选择性的购买所述辅助性测量配件。

附图说明

[0016] 现在参考如附图所示的人体测量设备来较详细地描述本发明，其中，测量平台-1，

重量传感器-2A、2B、2C、2D,电极-3A、3B、3C、3D、3E、3F,信息处理模块-4,无线传输模块-5,MCU单元-6,显示器-7,接口-801,接头-802,信号调理模块-9,前置放大器-10A,主放大器-10B,滤波器-11,A/D转换器-12,棒状体-13,电池组-14,电缆-15,驱动电路-16,辅助测量配件17;

图1为本发明所提出的多功能人体测量设备的俯视图,其中,通过图中的对角线可以看出,4个电极3A、3B、3C、3D均匀交错且对称地设置于测量平台3的上表面,显示器7可选择性地设置于测量平台3的上表面,但不属于本发明的必要技术特征;

图2为本发明所提出的具有4个电极的多功能人体测量设备的信号调理电路图;

图3为本发明所提出的具有6个电极的多功能人体测量设备的信号调理电路图。

具体实施方式

[0017] 根据本发明的测量设备测量使用者的体重属于现有技术,也是本领域技术人员所熟知并掌握的,具体而言,当使用者站在测量平台1上时,重量传感器2A、2B、2C、2D中所测量到的最大电压 $V_{1\max}$ 超过预先设定的阈值 V_{1t} ,根据本发明的测量设备便进入工作状态,随后,模拟电压信号 $V_{1\max}$ 被输送至信号处理模块4,信号处理模块4对所述模拟电压信号 $V_{1\max}$ 进行A/D转换和放大等处理并将相应的数字信号 $S_{1\max}$ 并将其输出至MCU单元6,MCU单元6对数字信号 $S_{1\max}$ 进行运算处理并将按KG或500g(斤)计的人体的体重测量结果输出至显示器7和/或无线传输模块5,体重测量结果可显示在显示器7上,和/或通过无线传输模块5显示在使用者的手机等具有显示单元的智能终端上。

[0018] 根据本发明的测量设备测量使用者的人体电阻率属于现有技术,也是本领域技术人员所熟知并掌握的,具体而言,当使用者站在测量平台1上时,电极3A和3D与电源相连以向人体通以恒定电流 I_{21} ,电极3B和3C与电压测量单元相连以测量此时人体双脚足底之间的电压 V_{21} ,随后,电流 I_{21} 和电压 V_{21} 被输入到所述信号处理模块4中进行A/D转换和放大等处理并将相应的数字信号 S_{I21} 和 S_{V21} 输出至MCU单元6,MCU单元6对数字信号 S_{I21} 和 S_{V21} 进行运算处理并将计算出的人体电阻率输出至显示器7和/或无线传输模块5,人体电阻率也可显示在显示器7上,和/或通过无线传输模块5显示在使用者的手机等具有显示单元的智能终端上。

[0019] 或者,当使用者站在测量平台1上时,电极3B和3C与电源相连以向人体通以恒定电流 I_{22} ,电极3A和3D与电压测量单元相连以测量此时人体足底的主动电压 V_{22} ,随后,电流 I_{22} 和电压 V_{22} 被输入到所述信号处理模块4中进行A/D转换和放大等处理并将相应的数字信号 S_{I22} 和 S_{V22} 输出至MCU单元6,MCU单元6对数字信号 S_{I22} 和 S_{V22} 进行运算处理并将计算出的人体电阻率输出至显示器7和/或无线传输模块5,人体电阻率也可显示在显示器7上,和/或通过无线传输模块5显示在使用者的手机等具有显示单元的智能终端上。

[0020] 其中,测量人体电阻率的方法的基本思路是通过公式 $R_{21}=S_{V21}/S_{I21}$ 或者 $R_{22}=S_{V22}/S_{I22}$ 计算出人体的电阻率 R_{21} 或者 R_{22} ,进一步地,可以选定 R_{21} 或者 R_{22} 中的任一个作为人体的电阻率,也可以对 R_{21} 和 R_{22} 取算术平均值或几何平均值来作为人体的电阻率;还可以进一步根据不同地区人体电阻率与身体脂肪的关系模型,计算出人体的体脂率,人体的体脂率可显示在显示器7上,和/或通过无线传输模块5显示在使用者的手机等具有显示单元的智能终端上,这里所提到的计算人体电阻率的过程和电阻率值得选定等运算处理过程可在MCU单元6中完成,也可以将所述信号处理模块4输出的数字电压信号和数字电流信号和通过无

线传输模块5直接发送到使用者的手机,利用手机中的处理器和相关软件对其进行处理并将运算处理结果直接显示在使用者的手机上。

[0021] 进一步地,可以通过相关的[人体电阻-体脂率关系模型]、[人体电阻-体内含水量关系模型]、[人体电阻-基础代谢率关系模型]等统计学拟合模型利用人体重量信息、电阻率信息等计算出使用者的基础代谢率、蛋白质含量、肌肉含量、内脏脂肪指数、BMI指数等与健康管理相关的指标,这些指标的运算作业可在本发明的测量设备中利用MCU单元6来完成,也可以通过无线传输模块将体重、电阻率信息传输到云端服务器,在云端服务器完成计算作业后发送到本发明的测量设备上或直接发送到使用者的手机等智能终端上。

[0022] 根据本发明的另一优选实施例,人体任意两点之间都存在心电引起的电势差,实际上,通过两个电极即可实现心电测量,但是,心电信号仅为mV级别,容易受来自交流市电共模电压的干扰,以下通过实施例来说明如何利用根据本发明的设备实现心电测量。如前所述,人体皮肤与测量心电的电极的接触面积对其所采集的心电信号的质量有显著影响,因此,本发明中所述四个电极的表面积相同,并且所述四个电极的表面积总和为所述测量平台上表面面积的80~90%,并且,为了进一步降低所述电极与人体皮肤之间的电阻,所述四个电极的表面电镀有铜锡锌的三元合金,所述三元合金镀层中铜占55%,锡占25~30%,锌占15~20%,或者,所述四个电极的表面电镀有铂金或黄金镀层,以降低所述电极与使用者皮肤接触时的接触电阻

当使用者站在测量平台1上时,将一段时间T之内电极3A和电极3D所测得的人体双脚的被动电势信号 U_{33A} 和 U_{33D} 首先进行前置放大处理,所述一段时间T的取值一般大于20S即可,优选为60S~70S,前置放大处理的增益可设为4~6;然后,将前置放大过的信号进行滤波处理,滤波参数可预先设定为不同的值,并根据用户不同的需要进行滤波,例如对于监护心电图MON,通带频率一般按临床要求取0.5~40Hz;随后,将滤波后的信号再次进行放大处理,即主放大,此时放大作业的增益可设为150~250,优选为200,从而将mV级别的心电信号放大到V级,然后对V级的心电信号进行A/D转换处理,并将转换过的数字信号 S_{33A} 和 S_{33D} 输入MCU单元6进行运算处理进而得到人体的心电图信号。在上述测量过程中,采用2节五号2AH镍氢电池供电,从而消除了来自交流市电共模电压的干扰,考虑到整个测试电路为单电源供电方式,而信号处理模块4之类的微处理器的A/D转换器只能处理正极性信号,所以一般还需要用电池电压产生1.5V的参考电压 V_{ref} 来将正负极性的人体心电信号进行偏置处理。

[0023] 本实施例的信号调理电路如图2所示,在测量人体心电过程中,信号的前置处理、滤波、主放大、A/D转换等作业过程可在信号处理模块4中完成,也可以设置另一个信号调理模块9来完成与人体心电测量相关的信号处理工作,信号调理模块9包括:前置放大器10A、主放大器10B、滤波器11、A/D转换器12等,通常,信号调理模块9将处理后的人体心电信号通过无线传输模块5发送到使用者的手机等具有显示单元的智能终端上,并且将所述心电信号以心电图的形式显示在这些终端设备的显示单元上;或者,也可以利用手机等智能终端的微处理器和/或相关软件来完成人体心电信号的处理工作。

[0024] 更具体地,所述前置放大器10A可使用Texas Instruments (TI)公司的仪表放大器INA321,该型仪表放大器具有MSOP-8的微型封装,消耗电流仅为40 μ A(关断后<1 μ A),共模抑制比为94dB,增益由两个外接电阻来控制;主放大器10B和有源滤波器11以运算放大器为核心,本实施例使用Maxim (美信)公司的MAX9911芯片来作为主放大器10B和有源滤波器

11,该芯片具有SC70的微型封装,200kHz增益带宽积(GBP, Gain Band width Product),典型工作电流为4μA(关断后1nA)的优良性能,使用这样的抑制工频的方法,并组合采用一阶无源RC硬件滤波和有限长单位冲激响应(FIR)软件滤波,从而只使用两个电极即可获得波形较好的心电信号。

[0025] 在本实施例中,MCU单元6可选用TI公司的MSP430系列微处理器,该处理器为16位RISC结构,其典型的活动模式下功耗只有200μA,具有LPM0、LPM1、LPM2、LPM3、LPM4共5种低功耗模式,本实施例选用MSP430F116B,TSSOP—28封装,集成了8KB的FLASH存储器、256B的RAM、8通道10位ADC和串行口,再利用Max3221进行电平转换,将微处理器逻辑电平转换为RS—16B电平,从而实现与诸如手机、智能手表、平板电脑、台式机、笔记本电脑之类的设备的通信,MCU单元6将信号调理模块9输出的信号进行运算处理,并将处理过的人体心电信号经由无线传输模块5发送至手机之类的通讯设备,并以心电图的形式显示在这类通讯设备的显示单元上。

[0026] 除此之外,所述滤波器11还可以包括梳状滤波器,所述梳状滤波器的转移函数为:

$$H(z) = b \frac{1 - z^{-N}}{1 - \rho z^{-N}} \text{ 和 } b = \frac{1 + \rho}{2}$$

其中,b是用于补偿滤波后信号的增益的补偿因子,p是影响零点间通带变化的快慢的系数,N是心电信号的采样频率与工频噪声频率的比值;所述肌电噪声滤波器包括多个级联的递归动求和(RRS)滤波器;所述基线漂移滤波器包括巴特沃思低通滤波器,所述巴特沃思低通滤波器的转移函数为:

$$H(z) = \frac{B(z)}{A(z)} = \frac{\sum_{i=0}^M a_i z^{-i}}{\sum_{j=0}^M b_j z^{-j}}$$

其中,M表示巴特沃思低通滤波器的阶数;所述巴特沃斯低通滤波器滤波的具体步骤包括:a.用所述巴特沃斯低通滤波器滤除心电有用信号;b.修正所述巴特沃斯低通滤波器输出延时,其中延时取巴特沃斯低通滤波器相位延时在通频带内均值1150;c.用修正延时后的滤波器输出减去原始信号得到滤波基线漂移后的结果。

[0027] 需要注意的是,所述设备采用了足底双电极方案来获取人体的心电信息,信号调理模块9的共模抑制比超过60dB,低于常规心电仪的90dB标准,但可以满足移动监护设备最小60dB的AAMI(Association for the Advancement of Medical Instrumentation)标准,其输入短路噪声约为120μV,能够满足一般的需求,完全可以用于对日常运动前后心电和心率的监测。并且,由于与人体电阻测量共用电极,并且也可以共用信号处理模块4、9和无线传输模块5、MCU单元6等其他器件,从而降低了设备采购成本和使用成本,更便于产品的推广和普及。

[0028] 另外,尽管本实施例中利用电极3A和电极3D来获取人体足底的被动电势信号以得到人体的心电信号(差分信号),实际上,可以通过人体左脚足底的两个电极3A、3B中的任一个与右脚足底电极3C、3D中的任一个来配合来完成所述被动电势的测量,以获取人体的心电信号,其中,所述被动电势为mV级别的生物电势信号。

[0029] 如图1所示,在本发明的另一种实施方式中,可在所述测量平台1的任何部位设置

接口801,以使所述测量平台1可通过具有相应接头802的电缆15与其它外部设备或辅助测量配件17连接,并且接口801与信号调理模块9连接,以将从外部设备或辅助测量配件17获取的信号输入至信号调理模块9,其中,接口801可以是micro USB接口和/或mini USB接口和/或苹果公司的Lightning接口,更具体地,接口801可设置于测量平台1的底部和/或上表面和/或侧面等任何位置,只要便于电缆15的接头802插入接口801并且便于电缆15从接口801中拔出即可。

[0030] 根据本实施例的测量装置的信号调理电路如图3所示,其中,电极3E、3F用于获取人体手部的被动电势信号,电极3A或3B中的一个用于测量人体右脚的被动生物电势信号,人体右脚的被动生物电势信号被输入到驱动电路16后经驱动电路16处理后再输入到前置放大电路10A,实际上,驱动电路16也可以视情况而被省略,或者直接将电极3A或3B中的一个测量到的人体右脚的被动生物电势信号用作 V_{ref} ,图3中的控制信号用于控制前置放大器的工作状态和模式。

[0031] 所述的辅助测量配件可以是表面具有两个电极3E和3F的棒状体13,电极3E和3F可通过压印、喷涂、模制、黏贴、电镀等方式设置于棒状体13的外表面,以便当使用者站在所述测量平台1上并且双手握棒状体13时,双手手掌皮肤可分别与电极3E和3F充分接触,电极3E和3F可通过电缆15与测量平台1上的接口801连接,从而与所述测量平台1的信号调理模块9连接,棒状体18的作用在于通过其上设置的电极3E和3F来与人体的左手和右手接触,其连接关系为:电极3E—左手且电极3F—右手,或者电极3E—右手且电极3F—左手,从而使电极3E和3F与电极3A或3B中的任一个这个三个电极一起构成标准的“3芯线”心电导联,从而更精确地获得人体心电信息,所用到的电极3A或3B为“右脚驱动”的参考电极,也称为“无关电极”,它有助于更稳定、更精确地获取人体心电信号,这里提到的“3芯线”心电导联也称作标准导联,亦称双极肢体导联,是心电测量领域一般技术人员皆知的通用技术,这样获得的心电信号的质量优于实施例3中所获得的心电信号的质量,即共模抑制比高于实施例3中所获得的心电信号的共模抑制比,其值高于80dB。

[0032] 或者,使用者可以双脚站在所述测量平台1上,单手握住棒状体18,使得使用者的一只手与棒状体18上的两个电极3E或3F中的任一个电极接触,从而使电极3E、3F中的任一个与电极3A、3B中的任一个和电极3C、3D中的任一个这三个电极共同构成人体心电导联,其中,使用者手中握持棒状体18所接触的电极3E或3F为参考电极,这三个电极所测得的电势信号分别记为 V_{41} 、 V_{42} 、 V_{43} ,其中, V_{41} 为参考电势,信号调理模块9捕获电势信号 V_{42} 和 V_{43} ,并且使其与 V_{41} 对比来得到人体心电差分信号,然后,对所获取的信号进行前置放大、滤波、主滤波、A/D转换等作业处理,并将处理过的信号输入MCU单元6以获得可以显示为心电图的人体的心电信号,MCU单元6将运算处理过的人体心电信号经由无线传输模块5发送至手机之类的通讯设备,并以心电图的形式显示在这类通讯设备的显示单元上。

[0033] 需要指出的是,本发明中的MCU单元6为微控制单元(Microcontroller Unit; MCU),又称单片微型计算机(Single Chip Microcomputer)或者单片机,是把中央处理器(Central Process Unit; CPU)的频率与规格做适当缩减,并将内存(memory)、计数器(Timer)、USB、A/D转换、UART、PLC、DMA等周边接口,甚至LCD驱动电路都整合在单一芯片上,形成芯片级的计算机,为不同的应用场合做不同组合控制。本发明实施例中主要利用了其CPU的功能来对信号进行运算处理,但本发明并不为限制MCU单元6的其它用途。

[0034] 需要特别指出的是,上述部件、装置及器件的标号和名称仅为示例性地表达本发明的具体实施方式,在实际制造和使用过程中,所述的信号处理模块4和信号调理模块9可能是一个信号处理模块,前置放大器10A和主放大器10B可以是一个可调节的信号放大器,用于对多个信号进行放大;类似地,滤波器11、A/D转换器14、MCU单元6等部件或单元的数量和作用也不应受到本发明中实施例的限制,只要其作用和功效能够满足测量人体电阻率、心电等信号的要求即符合本发明的主旨和技术范围。

[0035] 本发明中所提到的测量平台1可由上板与下板装配而成,也可由上盖与下盖构成,或者由上壳与下壳构成,或者由内壳或外壳构成,或者由内板与外板构成,也可由一块整体的板形成,或多块板共同构成,只要测量平台1能够实现配备上述实现本发明功能的部件和模块并且具有足够承载人体压力的强度即可。此外,所用的术语“板”、“盖”、“壳”指的是包括或不包括局部切口、槽和突起的任何类似平板的壳体、板、盖等,可包括或不包括肋,可包括槽或不包括槽,但需要具有足够的强度能够承载人体不超过200KG的重量。尽管本发明中所示出的测量平台1为矩形,但在实际制造和使用过程中,所述测量平台也可以构造成类似于圆形的形状或圆环等其他形状,只要满足便于使用者平稳站立在其上这个条件即可,换言之,本发明所述平台的形状不应受到说明书中实施例的限制。

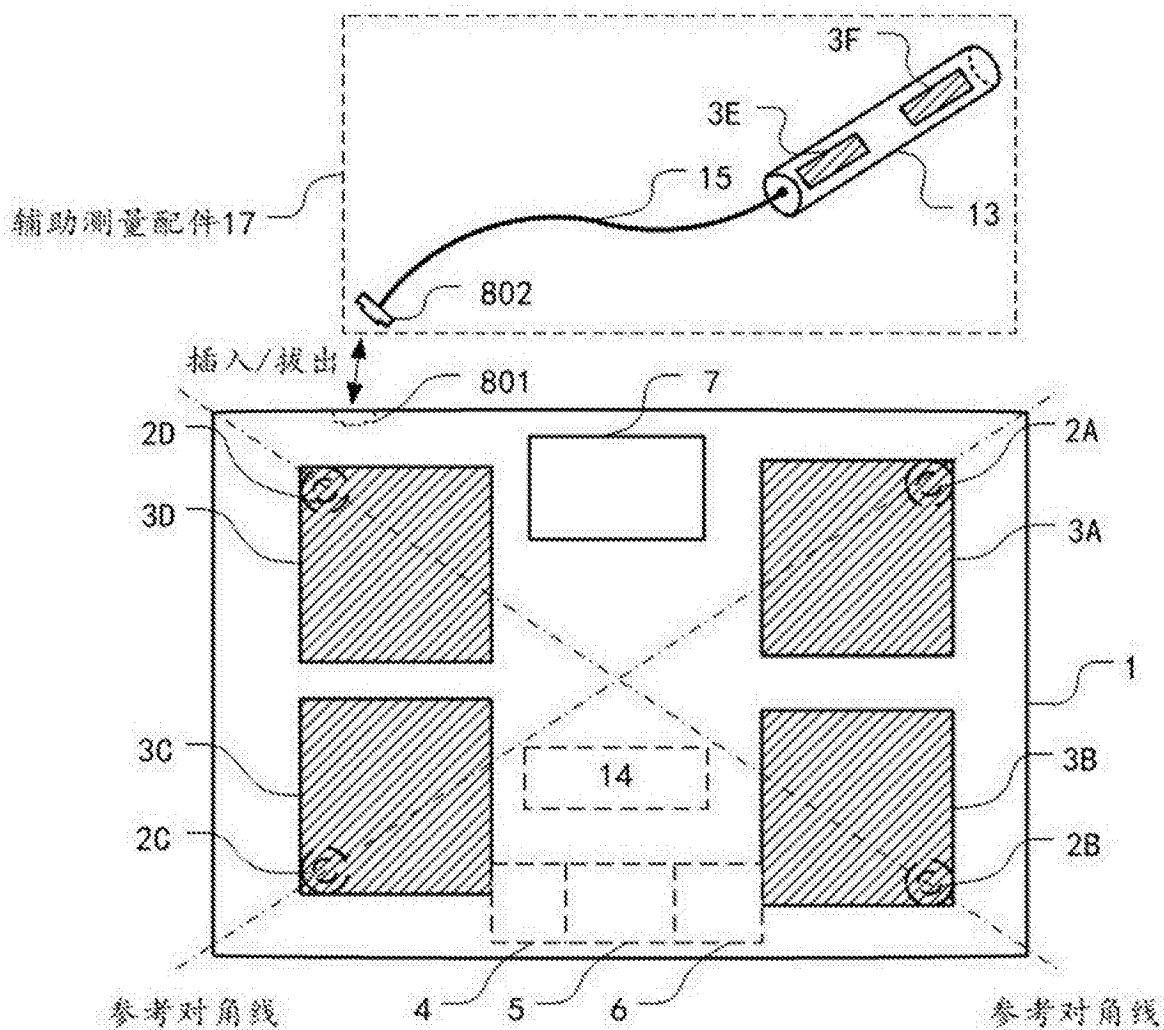


图1

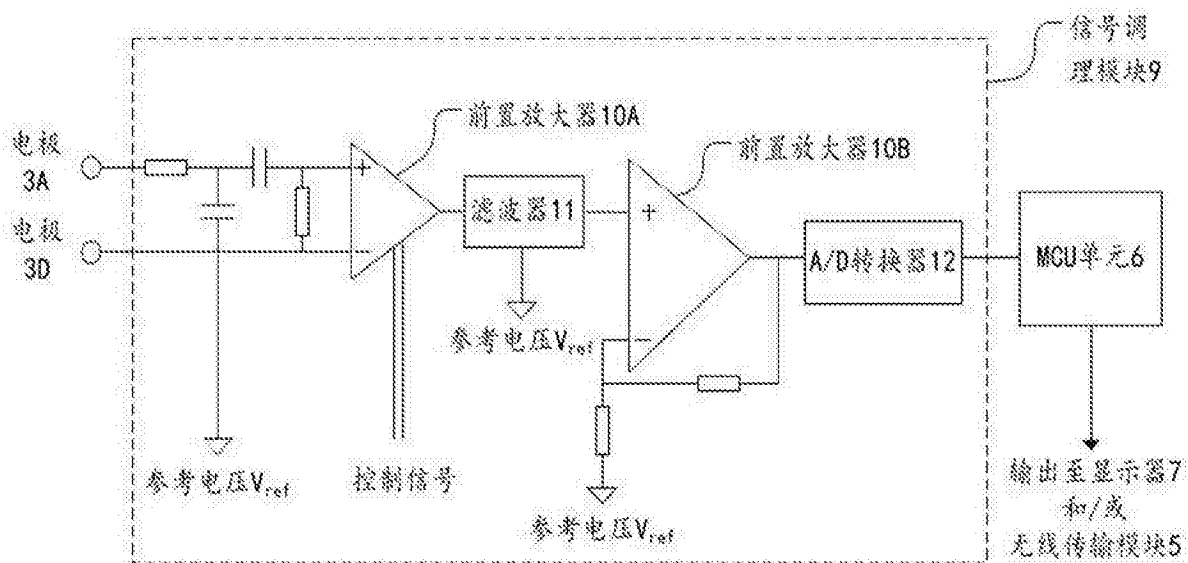


图2

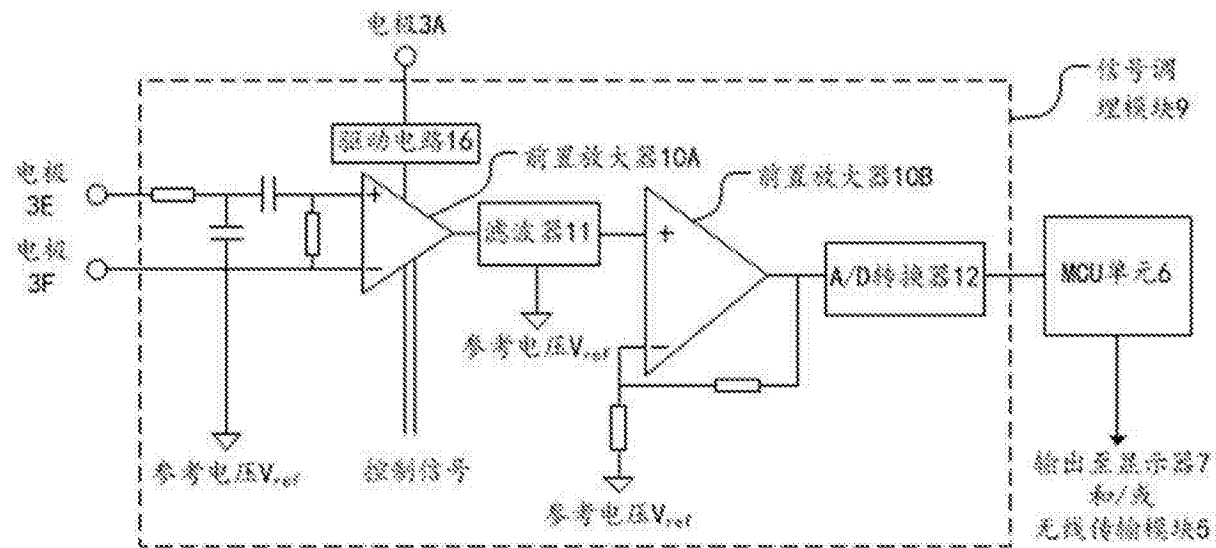


图3

专利名称(译)	用于测量人体信息的装置		
公开(公告)号	CN105615871A	公开(公告)日	2016-06-01
申请号	CN201610159752.1	申请日	2016-03-21
[标]申请(专利权)人(译)	缤刻普锐(北京)科技有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	缤刻普锐(北京)科技有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	缤刻普锐(北京)科技有限责任公司		
[标]发明人	张悦		
发明人	张悦		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0408 A61B5/053 A61B5/00 G01G19/50		
CPC分类号	A61B5/04002 A61B5/0006 A61B5/0402 A61B5/04085 A61B5/0537 A61B5/4872 A61B5/6825 A61B5/6828 A61B5/6829 A61B5/7225 A61B5/725 G01G19/50		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明披露了一种能够测量人体体重、人体电阻、以及人体生物电势的装置，并且，根据本发明的人体信息测量装置可根据这些数据计算出人体的体脂率、体内含水率、心电图等相关健康信息，特别地，本发明可通过一台设备实现上述功能，从而降低了以往采购多套设备的成本，并且使用者只需要站在本发明所揭示的测量装置上，双手依然可以操作手机或其他智能终端，并在终端上看到相应的测量结果和分析结果，因此，与需要手持的传统测量设备相比，本发明的操作体验更佳。特别地，使用者跟根据对心电测量精确性的要求，来选择性购买本发明的辅助测量配件。

