



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109512409 A
(43)申请公布日 2019.03.26

(21)申请号 201811502703.9

(22)申请日 2018.12.10

(71)申请人 重庆医科大学

地址 400000 重庆市渝中区医学院路1号

(72)发明人 陈龙聪 刘改琴 熊兴良 封盼攀

李林蔓 周丽华 苏爱华 蒋科

(74)专利代理机构 深圳市兴科达知识产权代理有限公司 44260

代理人 贾庆

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/145(2006.01)

A61B 7/04(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书5页 说明书15页 附图3页

(54)发明名称

一种心血管健康评估装置及其使用方法

(57)摘要

本发明公开了一种无创心血管健康评估装置及其使用方法,涉及医疗设备技术领域。该一种心血管健康评估装置,包括可通过有线或无线网络连接的信号采集模块、触摸屏输入及显示单元、SD卡存储单元、上位机,信号采集模块包括心电信号采集单元、心音信号采集单元、压力信号采集单元、温度传感器、容积波信号采集单元、血氧饱和度信号采集单元、微处理器控制单元。本发明可以较准确达到监测的效果,有助于及早发现心血管疾病,为治疗赢得宝贵时间,以及对心血管健康进行监测及评估、指导心血管疾病的用药和治疗效果的评估等产生良好的社会效益,提高人民的生活质量。



1. 一种心血管健康评估装置,其特征在于:包括,
信号采集模块,包括用于采集生理信息的传感器、用于处理相应信息的处理单元;
心电信号采集单元,属于信号采集模块,包括心电电极,用于采集待检测目标的单道心电信号,并将收集的信号发送给心电信号处理单元;
心音信号采集单元,属于信号采集模块,包括心音传感器,用于采集待检测目标的单道心音信号,并将收集的信号发送给心音信号处理单元;
压力信号采集单元,属于信号采集模块,包括气带、设于气带内的压力传感器、连接气带的微型充气泵、以及受控于所述微处理器单元的放气阀,气带束于待检测目标的双侧手腕、手臂、以及踝关节处,所述微型充气泵受控于微处理器单元,分别为各个气带充气,放气阀受控于微处理器相连,分别为各个气带放气;
所述压力传感器用于实时采集检测部位受到的压力大小及其对应位置的脉搏信号,所述压力传感器所采集到的信号发送给压力及脉搏波信号处理单元;
温度传感器,属于信号采集模块,用于采集待检测目标的体温及环境温度;
容积波信号采集单元,属于信号采集模块,包括容积波传感器,所述容积波传感器分别位于人体左、右手中指处,用于实时采集容积波信号,即手指光电脉搏波,并将采集到的信号发送给容积波信号处理单元;
血氧饱和度信号采集单元,属于信号采集模块,包括位于人体左右耳垂及食指处血氧探头,用于采集相应位置的血氧饱和度双波长信号,并将血氧饱和度双波长信号发送给血氧饱和度双波长信号处理单元;
微处理器控制单元,收集经心音信号处理单元、心电信号处理单元、压力及脉搏波信号处理单元、温度传感器、容积波信号处理单元、血氧饱和度双波长信号处理单元处理过的信号,并对信号进行保存和分析;
触摸屏输入及显示单元,与所述微处理单元相连,提供用户操作界面,实现信息的输入与显示;
SD卡存储单元,与所述微处理单元相连,用于数据的保存及读取;
上位机,通过有线或无线与信号采集模块相连。
2. 使用权利要求1所述心血管健康评估装置的方法,其特征在于:
S1:将气带束于待检测目标的手腕、手臂和踝关节处,以气带恰好接触皮肤为准;
将心电电极、心音传感器固定在人体相应的位置上;
将医学专用血氧探头分别固定在待检测目标的双侧耳垂、及双手的食指上;
将容积波传感器通过夹具分别固定在带检测目标的双手中指上;
S2:不给手腕、手臂和踝关节处气带施加额外气压的情况下,采集不少于10秒,并记录获取的单道心电信号、单道心音信号、双侧食指及耳垂处各自血氧饱和度双波长信号、双侧中指容积波即中指光电脉搏信号,各道的采集频率可根据实际情况单独设置;
S3:对左侧手腕和左侧踝关节处气带同时充气到一设定压强值,以恒定的放气速度缓慢放气;
接着,对右侧手腕和右侧踝关节处气同时充气到一设定压强值,以恒定的放气速度缓慢放气;
然后,对左右侧手腕和踝关节处气同时充气到一设定压强值,以恒定的放气速度缓慢

放气；

最后，给予左右两侧手腕和左右踝关节处四气带同时充气，达到一次设定恒压，并维持一定时间，然后快速放气，直到气带内压与外界压一致，接着维持一段时间后，再同样对四气带同时充气使其气带压强达到二次恒压，维持一定时间，再快速放气，直到气带内压与外界压一致，维持一段时间；按此过程至少调节三次及以上的恒压，每次气带恒压值可设定，但在每一恒压状态维持不少于15秒；

在上述过程中，同步采集各道信号，即单道心电信号、单道心音信号、双侧食指及耳垂处各自血氧饱和度双波长信号、双侧中指光电脉搏信号、双侧手腕及踝关节处气带压力和压力脉搏信号，各道的采集频率可根据实际情况单独设置；

S4：对左侧手臂和左侧踝关节处气带同时快充气到一设定压强值，以恒定的放气速度缓慢放气；

接着，对右侧手臂和右侧踝关节处气带同时快充气到一设定压强值，以恒定的放气速度缓慢放气；

然后，对左右侧手臂和踝关节处气带同时快充气到一设定压强值，以恒定的放气速度缓慢放气；

最后，给予左右两侧手臂和左右踝关节处四气带同时充气，达到一次设定恒压，并维持一定时间，然后快速放气，直到气带内压与外界压一致，接着维持一段时间后，再同样对四气带同时充气使其气带压强达到二次恒压，维持一定时间，再快速放气，直到气带内压与外界压一致，维持一段时间；按此过程至少调节三次及以上的恒压，每次气带恒压值可设定，但在每一恒压状态维持不少于15秒；

在上述过程中，同步采集各道信号，即单道心电信号、单道心音信号、双侧食指及耳垂处各自血氧饱和度双波长信号、双侧中指光电脉搏信号、双侧手臂及踝关节处气带压力和压力脉搏信号，各道的采集频率可根据实际情况单独设置；

S5：对左侧手腕、左侧手臂和左侧踝关节处气带同时快充气到一设定压强值，以恒定的放气速度缓慢放气；

接着，对右侧手腕、右侧手臂和右侧踝关节处气同时快充气到一设定压强值，以恒定的放气速度缓慢放气；

然后，对左右侧手腕、手臂和踝关节处气同时快充气到一设定压强值，以恒定的放气速度缓慢放气；

最后，给予左右两侧手腕、手臂和踝关节处四气带同时充气，达到一次设定恒压，并维持一定时间，然后快速放气，直到气带内压与外界压一致，接着维持一段时间后，再同样对四气带同时充气使其气带压强达到二次恒压，维持一定时间，再快速放气，直到气带内压与外界压一致，维持一段时间；按此过程至少调节三次及以上的恒压，每次气带恒压值可设定，但在每一恒压状态维持不少于15秒；

上述过程中，同步采集各道信号，即单道心电信号、单道心音信号、双侧食指及耳垂处各自血氧饱和度双波长信号、双侧中指光电脉搏信号、双侧手腕、手臂及踝关节处气带压力和压力脉搏信号，各道的采集频率可根据实际情况单独设置；

S6：信息提取，从获取的心电信号中利用差分阈值法可提取出被试者的心率、心率变异率、及心电R波的幅值等单道心电能获取的参数；结合心电信号的R波的位置，可从单道心音

信号分析出第一心音和第二心音绝对值最大幅值的比值、心脏舒张期与收缩期的比值等；通过放气过程的压力和压力脉搏波信号可以提取出双侧手腕处桡动脉、双侧手臂处肱动脉及双侧踝关节处踝动脉的收缩压、舒张压及平均血压、腕踝血压指数、臂踝血压指数、压力脉搏信号在每一放气过程中的最大幅值，最大变化率；在每一气带恒压过程中，各压力脉搏、双侧耳垂及食指血氧饱和度双波长信号、双侧中指光电脉搏信号在每一个心动周期内的最大幅值和最大变化率相对心动周期的平均值；左右两侧在同一条件下相同参数各自的比值；恒压过程和放气过程同侧相同参数的比值。

3. 一种从权利要求2所述方法获得的心音信号中识别出第一心音和第二心音的处理方法，其特征在于：

首先，对原始心音进行差分处理，即：

$$DHSS(n) = HSS(n+1) - HSS(n)$$

其次，对上式获得的差分信号与其平均值差值的绝对值进行归一化处理，即：

$$DHSS_{norm}(n) = \frac{|DHSS(n) - E(DHSS(n))|}{\text{Max}(|DHSS(n) - E(DHSS(n))|)}$$

其中 $DHSS_{norm}(n)$ 表示归一化处理后的的心音差分信号； $E(DHSS(n))$ 表示心音差分信号在对应计算过程的平均值； $\text{Max}(|DHSS(n) - E(DHSS(n))|)$ 表示对应处理过程心音差分信号与平均值差值的绝对值的最大值；

再次，计算四阶香农并进行相邻N点进行平滑处理，即：

$$SDHSS(n) = -\frac{1}{N} \sum_{i=n-m}^{n+m} (DHSS_{norm}(n))^4 \log((DHSS_{norm}(n))^4) \quad (1)$$

其中 m 为 $(N-1)/2$ ， N 为奇数，式中1获得的SDHSS信号 N 值为315，其心音信号的采样频率为3.75KHz；

然后，结合心电的R波位置确定每一个心动周期中S1和S2各自的自适应阈值，具体方法为：搜寻从R波对应SDHSS信号的位置开始到0.25倍心率周期的位置SDHSS的最大值，以其最大值的0.3倍作为S1的阈值；同样搜寻从R波对应SDHSS信号的位置加上0.25倍心率周期的位置开始到0.6倍心率的位置SDHSS的最大值，以其最大值的0.3倍作为S2的阈值；

最后，根据S1和S2的自适应阈值，并结合心电的R波位置，计算S1和S2的位置范围，获取心音S1和S2的最大幅值、收缩期和舒张期的时间，平均幅值以及差分心音对应的参数。

4. 根据权利要求3所述的处理方法，其特征在于：

心音信号在 T_0 和 T_c 期间平均值的比值 $R_{AS1/S2}$ ：

$$R_{AS1/S2} = \frac{E(HSS(n)|n \in T_0)}{E(HSS(n)|n \in T_c)} \quad (2)$$

T_0 和 T_c 时间的比值 $R_{TS1/S2}$ ：

$$R_{TS1/S2} = \frac{T_0}{T_c} \quad (3)$$

T_0 表示自动检测到在一个心动周内心脏收缩期的SDHSS信号高于给定阈值的持续时间； T_c 表示自动检测到在一个心动周内心脏舒张期的SDHSS信号高于给定阈值的持续时间。

5. 根据权利要求3所述的处理方法，其特征在于：

心音差分信号DHSS在 T_0 和 T_c 期间最大幅值的比值 $R_{MDS1/S2}$

$$R_{MDS1/S2} = \frac{\text{Max (DHSS}(n)|n \in T_o)}{\text{Max (DHSS}(n)|n \in T_c)} \quad (4)$$

其中, $\text{Max (DHSS}(n)|n \in T_o)$ 表示一个心动周期内心音差分信号在 T_o 内的最大幅值; $\text{Max (DHSS}(n)|n \in T_c)$ 表示一个心动周期内心音差分信号在 T_c 内的最大幅值, 该比值反映心脏收缩和舒张的相对力度, 心脏瓣膜的开闭情况。

6. 根据权利要求3所述的处理方法, 其特征在于:

心音差分信号DHSS在 T_o 和 T_c 期间平均值的比值 $R_{ADS1/S2}$:

$$R_{ADS1/S2} = \frac{E \text{ (DHSS}(n)|n \in T_o)}{E \text{ (DHSS}(n)|n \in T_c)} \quad (5)$$

其中, $E \text{ (DHSS}(n)|n \in T_o)$ 表示一个心动周期内心音差分信号在 T_o 内的平均值; $E \text{ (DHSS}(n)|n \in T_c)$ 表示一个心动周期内心音差分信号在 T_c 内的平均值。该比值反映心脏收缩和舒张的相对平均力度, 及心脏瓣膜的整体振动情况。

7. 一种从权利要求2所述方法获得的信号中提取血氧饱和度双波长比值相关参数的方法, 其特征在于:

T1: 确定放气过程中每侧手指血氧饱和度双波长信号在每一个心动周期内平均值比值 R 的变化情况, 分别选取左右两侧在整个放气过程中的最大值分别表示为 OS_{maxL} 和 OS_{maxR} 、最小值分别表示为 OS_{minL} 和 OS_{minR} :

左右两侧血氧饱和度双波长比值 R 最大值和最小值的比值:

$$R_{OS_{\text{max}}} = \frac{OS_{\text{maxL}}}{OS_{\text{maxR}}} \quad (6)$$

$$R_{OS_{\text{min}}} = \frac{OS_{\text{minL}}}{OS_{\text{minR}}} \quad (7)$$

T2: 在放气过程中左右两侧第一个心动周期的 R 值分别为 ROS_{staL} 和 ROS_{staR} , 最小值分别为 ROS_{minL} 和 ROS_{minR} , 其心动周期次序为 n , 则左右两侧 R 值随心动周期减小的平均速率分别记为 ROS_{decL} 和 ROS_{decR} 为:

$$ROS_{\text{decL}} = \frac{ROS_{\text{staL}} - ROS_{\text{minL}}}{n-1} \quad (8)$$

$$ROS_{\text{decR}} = \frac{ROS_{\text{staR}} - ROS_{\text{minR}}}{n-1} \quad (9)$$

则左右两侧的比值为:

$$ROS_{\text{dec}} = \frac{ROS_{\text{decL}}}{ROS_{\text{decR}}} \quad (10)$$

T3: 若左右两侧的 R 最小值为分别为 ROS_{minL} 和 ROS_{minR} , 其心动周期次序为 n , 则从 n 开始依次搜索, 直到最后一个心动周期, 或与前一个心动周期的差值是后一个心动周期差值的5倍以上, 设其心动周期次序为 m , 其左右两侧的 R 值为 ROS_{cmaxL} 和 ROS_{cmaxR} , 则有左右两侧 R 值随心动周期增加的平均速率分别为 ROS_{incL} 和 ROS_{incR} , 即:

$$ROS_{\text{incL}} = \frac{ROS_{\text{cmaxL}} - ROS_{\text{minL}}}{m-n} \quad (11)$$

$$ROS_{\text{incR}} = \frac{ROS_{\text{cmaxR}} - ROS_{\text{minR}}}{m-n} \quad (12)$$

则左右两侧的比值为：

$$ROSinc = \frac{ROSincL}{ROSincR} \quad (13)$$

8. 一种由权利要求2所述方法获得的信号中提取手腕、手臂及踝关节放气过程中相关参数的方法,其特征在於：

同一侧两个放气过程中压力脉搏波最大振幅及变率各自的比值：

$$R_{SSMA} = \frac{MA_{Smax}}{MA_{Bmax}} \quad (14)$$

$$R_{SSMR} = \frac{MR_{Smax}}{MR_{Bmax}} \quad (15)$$

其中, MA_{Smax} 和 MR_{Smax} 分别表示单侧施压过程中压力脉搏波的最大振幅和最大变化率, MA_{Bmax} 和 MR_{Bmax} 分别表示两侧同时施压过程中压力脉搏波的最大振幅及最大变化率。

9. 根据权利要求8所述的方法,其特征在於：

两侧在同时施予逐渐减小过程中压力脉搏波的最大幅值及最大变率的差异：

$$R_{LRMA} = \frac{MA_{Lmax}}{MA_{Rmax}} \quad (16)$$

$$R_{LRMR} = \frac{MR_{Lmax}}{MR_{Rmax}} \quad (17)$$

其中, MA_{Rmax} 和 MR_{Rmax} 分别表示在同时施压时右侧在整个过程中的最大幅值和最大变率, MA_{Lmax} 和 MR_{Lmax} 表示在同时施压时左侧在整个过程中的最大幅值及最大变率。

10. 一种由权利要求2所述方法获得的信号中提取脉搏传播速度的方法,其特征在於：

踝腕脉搏传播速度和踝耳脉搏传播速度,其公式具体为：

$$PWV = \frac{DL}{Td} \quad (18)$$

其中, DL 代表心脏到踝动脉与心脏到桡动脉的距离差值, 或心脏到踝动脉与心脏到耳垂处的距离差值, 可利用身高进行估算; Td 表示在气带恒压过程中, 心电信号 R 波到踝关节处和手腕处压力脉搏波上升最大变化率处时间差的平均值, 或心电信号 R 波到踝关节处压力脉搏波和耳垂处光电脉搏上升最大变化率处时间差的平均值桡动脉的时间差, 该方法共有四个恒压过程, 所以踝腕脉搏传播速度和踝耳脉搏传播速度均可获得 4 个值; 并分别算出四个恒压过程中踝耳脉搏传播速度与踝腕脉搏传播速度的比值, 以及对应左右两侧的比值。

一种心血管健康评估装置及其使用方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗设备技术领域,特别是涉及一种心血管健康评估装置及其使用方法。

背景技术

[0002] 心血管疾病是我国及当今发达国家死亡率最高的一类疾病,世界卫生组织已将其列为21世纪危害人类健康的头号杀手。据统计,2014年我国心血管疾病(CVD)病死率仍居各疾病之首,死亡人数约370万,城市和农村CVD占居民疾病死亡构成的比例分别为42.51%和44.06%,均超过40%,也就是每5例死亡就有2例死于CVD。另外,根据中国冠心病政策模型预测,2010~2030年仅考虑人口老龄化和人口增加的因素,中国35~84岁人群心血管病(心绞痛、心肌梗死、冠心病猝死和脑卒中)事件数增加将大于50%;心血管病事件数增加约2130万,死亡增加约770万。还有调查显示,我国普通人群下肢动脉疾病患病率3.08%,但是知晓率仅为1.38%。因此,如何积极地进行心血管疾病的早期风险筛查、早期预警及健康管理是非常突出的问题,其中无创检测更是当前的热点和未来的发展趋势。目前,已有大量实践证明:许多心血管参数与心血管疾病有着极其紧密的联系,且某些心血管疾病(如高血压、动脉硬化)的初期阶段,患者虽然还没有自觉症状,但实际上如血压、血管阻力、血管壁弹性和血液粘性等一系列心血管参数都已改变。所以,通过心血管参数的检测,一方面有助于及早发现心血管疾病,为治疗赢得宝贵时间;另外一方面有助于对心血管疾病的监护、指导用药和评估疗效。

[0003] 心血管参数主要包括血压、脉搏波传播速度、心率、动脉内射流压、平均动脉压、每搏血量、心输出量、外周血管阻力、动脉顺应性等,对心血管参数的检测已有多种多样的仪器、设。如:X光机、X-CT、核磁共振及静脉数字减影造影等可对心脏和血管的形态和部分功能进行检测、诊断。另外,还有临床应用较多的心电图机、超声心动图、阻抗心动图等,但這些仪器操作复杂,多数不适用于社区医院、家庭等心血管健康的检测、普查及心血管疾病的筛选、长期监测等。目前虽然已有少数可用于社区及家庭的心血管功能检测或监护仪器,但大多是一些单纯用于检测、显示或记录有关信号的监护仪或多道生理仪,能获得的心血管参数较少,对心血管功能的评价作用非常有限。

发明内容

[0004] 本发明的第一目的是,提供一种心血管健康评估装置,通过获取体温、环境温度,同步采集单道心电、单道心音、双侧手指及耳垂处血氧饱和双波长光电信号、双侧食指光电脉搏信号,双侧手腕、手臂及踝关节处压力和压力脉搏信号,并对其进行分析,提取心血管相关参数,从而实现对心血管健康进行监测和评估。

[0005] 为了解决以上技术问题,本发明提供一种心血管健康评估装置,包括,

[0006] 信号采集模块,包括用于采集生理信息的传感器、用于处理相应信息的处理单元;

[0007] 心电信号采集单元,属于信号采集模块,包括心电电极,用于采集待检测目标的单

道心电信号,并将收集的信号发送给心电信号处理单元;

[0008] 心音信号采集单元,属于信号采集模块,包括心音传感器,用于采集待检测目标的单道心音信号,并将收集的信号发送给心音信号处理单元;

[0009] 压力信号采集单元,属于信号采集模块,包括气带、设于气带内的压力传感器、连接气带的微型充气泵、放气阀,气带束于待检测目标的双侧手腕、手臂、以及踝关节处,所述微型充气泵受控于微处理器并分别为各个气带充气,所述微型放气阀受控于微处理器并分别为各个气带放气,所述光电脉搏传感器用于实时采集待检测目标的脉搏波信号,所述压力传感器用于实时采集检测部位受到的压力大小,所述光电脉搏传感器和所述压力传感器所采集到的信号发送给压力及脉搏波信号处理单元;

[0010] 温度传感器,属于信号采集模块,用于采集待检测目标的体温及外界温度;

[0011] 容积波信号采集单元,属于信号采集模块,包括容积波传感器,所述容积波传感器分别位于人体左、右手中指处,用于实时采集容积波信号,并将采集到的信号发送给容积波信号处理单元;

[0012] 血氧饱和度信号采集单元,属于信号采集模块,包括位于人体左右耳垂及食指处的血氧探头,用于采集血氧饱和度双波长信号,并将血氧饱和度双波长信号发送给血氧饱和度双波长信号处理单元;

[0013] 微处理器控制单元,收集经心音信号处理单元、心电信号处理单元、压力及脉搏波信号处理单元、温度传感器、容积波信号处理单元、血氧饱和度双波长信号处理单元处理过的信号,并对信号进行保存和分析;

[0014] 触摸屏输入及显示单元,与所述微处理单元相连,提供用户操作截面,实现信息的输入与显示;

[0015] SD卡存储单元,与所述微处理单元相连,用于数据的保存及读取;

[0016] 上位机,通过无线或有线网络与信号采集模块相连。

[0017] 技术效果:脉搏波信号产生的动力来源于心脏,故脉搏波的传播速度、幅值与波形变化情况,除与血液的粘度和血管壁弹性有关以外,必然与心音和心电有着极其紧密的联系。特别是,当给予缠绕在手臂、手腕及踝关节处的气带渐变压力或不同恒定压力刺激时,血管的挤压程度将会产生变化,同时血液的流动情况也会随之变化,进而引起指尖容积波、血氧饱和度及相应部位的脉搏波等发生变化。当心血管本身有异常时,尤其是一侧出现异常时,通过该刺激,会使得其异常更突出或显现出来。基于此,本方案可更好地进行心血管疾病的早期风险筛查、早期预警,和用于对心血管疾病的监护、指导用药和评估疗效等。本发明不仅可用于临床,也可用于家庭、社区等场合,具有很好的应用前景和市场价值。

[0018] 通过同步采集多道双侧信号的数据可以较准确反映心血管的健康状况,进一步通过同类数据的比值可大大降低个体差异对数据分析的影响,使数据分析的有效性得到加强;本发明可以较准确达到监测的效果,有助于及早发现心血管疾病,为治疗赢得宝贵时间,以及可对心血管健康进行监测及评估、指导心血管疾病的用药和治疗效果的评估等产生良好的社会效益,提高人民的生活质量。

[0019] 本发明的第二目的在于,提供一种使用上述心血管健康评估装置的方法:

[0020] S1:将气带束于待检测目标的手腕、手臂和踝关节处,以气带恰好接触皮肤为准;

[0021] 将心电电极、心音传感器固定在人体相应的位置上;

[0022] 将医学专用血氧探头分别固定在待检测目标的双侧耳垂、及双手的食指上；

[0023] 将容积波传感器通过夹具分别固定在带检测目标的双手中指上；

[0024] S2:不给手腕、手臂和踝关节处气带施加额外气压的情况下,采集不少于10S,并记录获取的单道心电信号、单道心音信号、双侧食指及耳垂处各自血氧饱和度双波长信号、双侧中指光电脉搏信号,各道的采集频率可根据实际情况单独设置；

[0025] S3:对左侧手腕和左侧踝关节处气带同时充气到一设定压强值,以恒定的放气速度缓慢放气；

[0026] 接着,对右侧手腕和右侧踝关节处气同时充气到一设定压强值,以恒定的放气速度缓慢放气；

[0027] 然后,对左右侧手腕和踝关节处气同时充气到一设定压强值,以恒定的放气速度缓慢放气；

[0028] 最后,给予左右两侧手腕和左右踝关节处四气带同时充气,达到一次设定恒压,并维持一定时间,然后快速放气,直到气带内压与外界压一致,接着维持一段时间后,再同样对四气带同时充气使其气带压强达到二次恒压,维持一定时间,再快速放气,直到气带内压与外界压一致,维持一段时间;按此过程至少调节三次及以上的恒压,每次气带恒压值可设定,但在每一恒压状态维持不少于15秒；

[0029] 在上述过程中,同步采集各道信号,即单道心电信号、单道心音信号、双侧食指及耳垂处各自血氧饱和度双波长信号、双侧中指光电脉搏信号、双侧手腕及踝关节处气带压力和压力脉搏信号,各道的采集频率可根据实际情况单独设置；

[0030] S4:对左侧手臂和左侧踝关节处气带同时快充气到一设定压强值,以恒定的放气速度缓慢放气；

[0031] 接着,对右侧手臂和右侧踝关节处气带同时快充气到一设定压强值,以恒定的放气速度缓慢放气；

[0032] 然后,对左右侧手臂和踝关节处气带同时快充气到一设定压强值,以恒定的放气速度缓慢放气；

[0033] 最后,给予左右两侧手臂和左右踝关节处四气带同时充气,达到一次设定恒压,并维持一定时间,然后快速放气,直到气带内压与外界压一致,接着维持一段时间后,再同样对四气带同时充气使其气带压强达到二次恒压,维持一定时间,再快速放气,直到气带内压与外界压一致,维持一段时间;按此过程至少调节三次及以上的恒压,每次气带恒压值可设定,但在每一恒压状态维持不少于15秒；

[0034] 在上述过程中,同步采集各道信号,即单道心电信号、单道心音信号、双侧食指及耳垂处各自血氧饱和度双波长信号、双侧中指光电脉搏信号、双侧手臂及踝关节处气带压力和压力脉搏信号,各道的采集频率可根据实际情况单独设置；

[0035] S5:对左侧手腕、左侧手臂和左侧踝关节处气带同时快充气到一设定压强值,以恒定的放气速度缓慢放气；

[0036] 接着,对右侧手腕、右侧手臂和右侧踝关节处气同时快充气到一设定压强值,以恒定的放气速度缓慢放气；

[0037] 然后,对左右侧手腕、手臂和踝关节处气同时快充气到一设定压强值,以恒定的放气速度缓慢放气；

[0038] 最后,给予左右两侧手腕、手臂和踝关节处四气带同时充气,达到一次设定恒压,并维持一定时间,然后快速放气,直到气带内压与外界压一致,接着维持一段时间后,再同样对四气带同时充气使其气带压强达到二次恒压,维持一定时间,再快速放气,直到气带内压与外界压一致,维持一段时间;按此过程至少调节三次及以上的恒压,每次气带恒压值可设定,但在每一恒压状态维持不少于15秒;

[0039] 上述过程中,同步采集各道信号,即单道心电信号、单道心音信号、双侧侧食指及耳垂处各自血氧饱和度双波长信号、双侧中指光电脉搏信号、双侧手腕、手臂及踝关节处气带压力和压力脉搏信号,各道的采集频率可根据实际情况单独设置;

[0040] S6:信息提取,从获取的心电信号中利用差分阈值法可提取出被试者的心率、心率变异率、及心电R波的幅值等单道心电能获取的参数;结合心电信号的R波的位置,可从根据单道心音信号可以分析出第一心音和第二心音绝对值最大幅值的比值、心脏舒张期与收缩期的比值等;通过放气过程的压力和压力脉搏波信号可以提取出双侧手腕处桡动脉、双侧手臂处肱动脉及双侧踝关节处踝动脉的收缩压、舒张压及平均血压、腕踝血压指数、臂踝血压指数、压力脉搏信号在每一放气过程中的最大幅值,最大变化率;在每一气带恒压过程中,各压力脉搏、双侧耳垂及食指血氧饱和度双波长信号、双侧中指光电脉搏信号在每一个心动周期内的最大幅值和最大变化率相对心动周期的平均值;左右两侧在同一条件下相同参数各自的比值;恒压过程和放气过程同侧相同参数的比值。

[0041] 技术效果:每一个心动周期内R波到各脉搏波(包括手腕、手臂、踝关节处压力脉搏和手指光电脉搏)上升最大变率处的时间在整个放气过程中的最大值,各脉搏波在整个放气过程中的上升最大变率的最大值、下降变化率的最大值,在整个放气过程中的最大振幅及左右两侧对应值的比值,这些参数在一定程度上可反映血管的弹性及血流情况。

[0042] 对于手腕或手臂放气过程,开始因手腕或手臂的气带压大于收缩压,血液几乎不能流入和流出手指,而手指组织会逐渐消耗血液中的氧,故R值(即血氧饱和度双波长透射光强在一个心动周期内平均值的比值)会逐渐减小;而随着气带压的进一步减小,当气带压小于收缩压时,手指的血液就会产生流动,且流动量会随着气带压的减小而增加,进而手指中血液中氧会明显增加,故R值增加;最后气带压比舒张压还小,血管基本不会变形,这样R就达到基本稳定的值。

[0043] 本发明的第三目的在于提供一种从目的二所述方法获得的心音信号中识别出第一心音和第二心音的处理方法,

[0044] 首先,对原始心音进行差分处理,即:

[0045] $DHSS(n) = HSS(n+1) - HSS(n)$

[0046] 其次,对上式获得的差分信号与其平均值差值的绝对值进行归一化处理,即:

[0047]
$$DHSS_{norm}(n) = \frac{|DHSS(n) - E(DHSS(n))|}{\max(|DHSS(n) - E(DHSS(n))|)}$$

[0048] 其中 $DHSS_{norm}(n)$ 表示归一化处理后的的心音差分信号; $E(DHSS(n))$ 表示心音差分信号在对应计算过程的平均值; $\max(|DHSS(n) - E(DHSS(n))|)$ 表示对应处理过程心音差分信号与平均值差值的绝对值的最大值;

[0049] 再次,计算四阶香农并进行相邻N点进行平滑处理,即:

$$[0050] \quad SDHSS(n) = -\frac{1}{N} \sum_{i=n-m}^{n+m} (DHSS_{norm}(n))^4 \log((DHSS_{norm}(n))^4) \quad (1)$$

[0051] 其中m为(N-1)/2,N为奇数,式中1获得的SDHSS信号N值为315,其采样频率为3.75KHz;

[0052] 然后,结合心电的R波位置确定每一个心动周期中S1和S2各自的自适应阈值,具体方法为:搜寻从R波对应SDHSS信号的位置开始到0.25倍心率周期的位置SDHSS的最大值,以其最大值的0.3倍作为S1的阈值;同样搜寻从R波对应SDHSS信号的位置加上0.25倍心率周期的位置开始到0.6倍心率的位置SDHSS的最大值,以其最大值的0.3倍作为S2的阈值;

[0053] 最后,根据S1和S2的自适应阈值,并结合心电的R波位置,计算S1和S2的位置范围,获取心音S1和S2的最大幅值、收缩期和舒张期的时间,平均幅值以及差分心音对应的参数。

[0054] 本方案进一步设置为:

[0055] 心音信号在T₀和T_c期间平均值的比值R_{AS1/S2}:

$$[0056] \quad R_{AS1/S2} = \frac{E(DHSS(n)|n \in T_0)}{E(DHSS(n)|n \in T_c)} \quad (2)$$

[0057] 其中T₀表示自动检测到在一个心动周内心脏收缩期的SDHSS信号高于给定阈值的持续时间;T_c表示自动检测到在一个心动周内心脏舒张期的SDHSS信号高于给定阈值的持续时间,该参数应与心脏的收缩和舒张的相对强度相关。若大于正常阈值,则说明心脏收缩强度相对其舒张强度要弱,或心脏瓣膜关闭不全等异常情况。若小于正常阈值,则说明心脏收缩强度相对其舒张强度要强,或心脏回血等异常情况。

[0058] T₀和T_c时间的比值R_{TS1/S2}:

$$[0059] \quad R_{TS1/S2} = \frac{T_0}{T_c} \quad (3)$$

[0060] T₀表示自动检测到在一个心动周内心脏收缩期的SDHSS信号高于给定阈值的持续时间;T_c表示自动检测到在一个心动周内心脏舒张期的SDHSS信号高于给定阈值的持续时间。该比值在一定程度上能反映心脏的射血、回血及瓣膜关闭情况等。

[0061] 本方案进一步设置为:

[0062] 心音差分信号DHSS在T₀和T_c期间最大幅值的比值R_{MDS1/S2}

$$[0063] \quad R_{MDS1/S2} = \frac{\text{Max}(DHSS(n)|n \in T_0)}{\text{Max}(DHSS(n)|n \in T_c)} \quad (4)$$

[0064] 其中,Max(DHSS(n)|n ∈ T₀)表示一个心动周期内心音差分信号在T₀内的最大幅值;Max(DHSS(n)|n ∈ T_c)表示一个心动周期内心音差分信号在T_c内的最大幅值,该比值反映心脏收缩和舒张的相对力度,心脏瓣膜的开闭情况。若该值异常,则预示其心脏收缩或舒张、或射血及血液回流异常。

[0065] 本方案进一步设置为:

[0066] 心音差分信号DHSS在T₀和T_c期间平均值的比值R_{ADS1/S2}:

$$[0067] \quad R_{ADS1/S2} = \frac{E(DHSS(n)|n \in T_0)}{E(DHSS(n)|n \in T_c)} \quad (5)$$

[0068] 其中,E(DHSS(n)|n ∈ T₀)表示一个心动周期内心音差分信号在T₀内的平均值;Max(DHSS(n)|n ∈ T_c)表示一个心动周期内心音差分信号在TC内的平均值。该比值反映心脏收缩

和舒张的相对平均力度,及心脏瓣膜的整体振动情况。若该值异常,则预示其心脏收缩或舒张、或心脏瓣膜打开、关闭存在异常。

[0069] 本发明的第四目的在于提供一种从目的二所述的方法获得的信号中提取血氧饱和度双波长比值相关参数的方法,

[0070] T1:确定放气过程中每侧手指血氧饱和度双波长脉搏在每一个心动周期内比值的变化情况,选取左右两侧在整个放气过程中的最大值分别表示为 OS_{maxL} 和 OS_{maxR} 、最小值分别表示为 OS_{minL} 和 OS_{minR} :

[0071] 左右两侧血氧饱和度双波长比值最大值和最小值的比值:

$$[0072] \quad R_{OS_{max}} = \frac{OS_{maxL}}{OS_{maxR}} \quad (6)$$

$$[0073] \quad R_{OS_{min}} = \frac{OS_{minL}}{OS_{minR}} \quad (7)$$

[0074] T2:在放气过程中左右两侧第一个心动周期的R值分别为 ROS_{staL} 和 ROS_{staR} ,最小值分别为 ROS_{minL} 和 ROS_{minR} ,其心动周期次序为n,则左右两侧R值随心动周期减小的平均速率分别记为 ROS_{decL} 和 ROS_{decR} 为:

$$[0075] \quad ROS_{decL} = \frac{ROS_{staL} - ROS_{minL}}{n-1} \quad (8)$$

$$[0076] \quad ROS_{decR} = \frac{ROS_{staR} - ROS_{minR}}{n-1} \quad (9)$$

[0077] 则左右两侧的比值为:

$$[0078] \quad ROS_{dec} = \frac{ROS_{decL}}{ROS_{decR}} \quad (10)$$

[0079] T3:若左右两侧的R最小值为分别为 ROS_{minL} 和 ROS_{minR} ,其心动周期次序为n,则从n开始依次搜索,直到最后一个心动周期,或与前一个心动周期的差值是后一个心动周期差值的5倍以上,设其心动周期次序为m,其左右两侧的 R值为 ROS_{cmaxL} 和 ROS_{cmaxR} ,则有左右两侧R值随心动周期增加的平均速率分别为 ROS_{incL} 和 ROS_{incR} ,即:

$$[0080] \quad ROS_{incL} = \frac{ROS_{cmaxL} - ROS_{minL}}{m-n} \quad (11)$$

$$[0081] \quad ROS_{incR} = \frac{ROS_{cmaxR} - ROS_{minR}}{m-n} \quad (12)$$

[0082] 则左右两侧的比值为:

$$[0083] \quad ROS_{inc} = \frac{ROS_{incL}}{ROS_{incR}} \quad (13)$$

[0084] 本发明的第五目的在于提供一种由目的二所述方法获得的信号中提取手腕、手臂及踝关节放气过程中相关参数的方法,

[0085] 同一侧两个放气过程中压力脉搏波的最大振幅及变率的比值:

$$[0086] \quad R_{SSMA} = \frac{MA_{smax}}{MA_{Bmax}} \quad (14)$$

$$[0087] \quad R_{SSMR} = \frac{MR_{smax}}{MR_{Bmax}} \quad (15)$$

[0088] 其中, MA_{smax} 和 MR_{smax} 分别表示单侧施压过程中压力脉搏波的最大振幅和最大变化率, MA_{Bmax} 和 MR_{Bmax} 分别表示两侧同时施压过程中压力脉搏波的最大振幅及最大变化率。

[0089] 本发明进一步设置为, 两侧在同时施予逐渐减小过程中压力脉搏波的最大幅值及最大变率的差异:

$$[0090] \quad R_{LRMA} = \frac{MA_{Lmax}}{MA_{Rmax}} \quad (16)$$

$$[0091] \quad R_{LRMR} = \frac{MR_{Lmax}}{MR_{Rmax}} \quad (17)$$

[0092] 其中, MA_{Rmax} 和 MR_{Rmax} 分别表示在同时施压时右侧在整个过程中的最大幅值和最大变率, MA_{Lmax} 和 MR_{Lmax} 表示在同时施压时左侧在整个过程中的最大幅值及最大变率。该比值, 对于存在某些心血管异常, 尤其是身体一侧存在心血管异常的患者会出现异常。同时, 该值能很好地反映左右两侧血流、血管弹性等的对称性, 该值偏离1越大, 其左右的差异性就越大。

[0093] 其中, 手腕、手臂及踝关节在放气过程各参数的比值主要有:

[0094] 手腕和踝关节处对应测得收缩压的比值、舒张压的比值、平均血压的比值、最大幅值压的比值、最大幅值的比值, 最大变率的比值; 手臂和踝关节处对应测得收缩压的比值、舒张压的比值、平均血压的比值、最大幅值压的比值、最大幅值的比值, 最大变率的比值; 通过这些比值可以分析出上肢下肢的血管及血流的差异性, 可判断或评价上下肢的血管及血流的健康状况。

[0095] 其中, 手指及耳垂处无气带压各参数的比值主要有:

[0096] 在整个无压过程中, 每个心动周期同一波长同侧光电脉搏在耳垂处与食指处直流平均值的比值、上升最大变化率的比值、下降最大变化率的比值、最大峰值的比值、变化幅值的比值, 左右两侧各上述比值的比值, 以及上述参数在整个过程中的平均值; 每个心动周期同一波长光电脉搏在耳垂处左右两侧直流平均值的比值、上升最大变化率的比值、下降最大变化率的比值、最大峰值的比值、变化幅值的比值; 与以及在食指处左右两侧对应值的比值; 通过这些比值可以分析出左右两侧的血管及血流的差异性, 可判断或评价的血管及血流的健康状况。

[0097] 本发明的第六目的在于提供一种由目的二所述方法获得的信号中提取脉搏传播速度的方法, 其特征在于:

[0098] 踝腕脉搏传播速度和踝耳脉搏传播速度, 其公式具体为:

$$[0099] \quad PWV = \frac{DL}{Td} \quad (18)$$

[0100] 其中, DL代表心脏到踝动脉与心脏到桡动脉的距离差值, 或心脏到踝动脉与心脏到耳垂处的距离差值, 可利用身高进行估算; Td表示在气带恒压过程中, 心电信号R波到踝关节处和手腕处压力脉搏波上升最大变化率处时间差的平均值, 或心电信号R波到踝关节处压力脉搏波和耳垂处光电脉搏上升最大变化率处时间差的平均值桡动脉的时间差, 该方法共有四个恒压过程, 所以踝腕脉搏传播速度和踝耳脉搏传播速度均可获得4个值; 并分别算出四个恒压过程中踝耳脉搏传播速度与踝腕脉搏传播速度的比值, 以及对应左右两侧的比值。

[0101] 本发明的有益效果是：

[0102] (1) 创新性地提出在给予四种可设置的气带恒压和缓慢放气的刺激条件下，同步采集双侧手腕、手臂及踝关节处的压力和压力脉搏波、双侧耳垂及食指处血氧饱和度双波长光电脉搏波、双侧食指光电脉搏信号、单道心电、单道心音等动态信号。

[0103] (2) 通过对同时测量的左右两侧参数的对比，可很好地对心血管健康进行评估，尤其是单侧异常的诊断或异常情况的评估。

[0104] (3) 提出了一些新的心血管健康评估参数。

附图说明

[0105] 图1为本发明表示S1、S2识别的示意图；

[0106] 图中，ECG表示心电信号；HSS表示原始的心音信号；DHSS表示原始心音信号的差分信号；SHSS表示对原始心音信号利用香农算法后的平滑信号；SDHSS 表示对差分心音信号进行同样的香农算法后的平滑信号； T_s 表示在心动周期中的收缩期； T_D 表示在心动周期中的舒张期； T_o 表示自动检测到在一个心动周内心脏收缩期的SDHSS信号高于自适应阈值的持续时间； T_c 表示自动检测到在一个心动周内心脏舒张期的SDHSS信号高于自适应阈值的持续时间；

[0107] 图2为放气过程中其中一侧手指血氧饱和度双波长脉搏在每一个心动周期内比值的变化情况；

[0108] 图3为心血管健康评估装置原理框图；

[0109] 图4为解释图3的对比图；

[0110] 图5为微处理器控制单元原理框图。

具体实施方式

[0111] 其中相同的零部件用相同的附图标记表示。需要说明的是，下面描述中使用的词语“前”、“后”、“左”、“右”、“上”和“下”指的是附图中的方向，词语“底面”和“顶面”、“内”和“外”分别指的是朝向或远离特定部件几何中心的方向。

[0112] 实施例1：

[0113] 本实施例提供一种心血管健康评估装置，结构如图3所示。

[0114] 一种心血管健康评估装置，用户通过触摸屏或上位机软件（包括手机APP 心血管健康监测及评估软件、计算机心血管健康监测及评估软件）输入个人信息，并启动测量。由双侧耳垂及食指光电脉搏传感器、双侧手腕、手臂、踝关节处气带内压力传感器及微型充气泵、放气阀、心电电极、心音传感器、贴片式体温传感器等获取左右两侧耳垂和食指处的光电脉搏、手腕、手臂和踝关节处的压力及压力脉搏波、单道心电信号、单道心音信号及体温，经各自前置放大器，带通滤波及50Hz陷波器后，送入可编程放大器，然后送入微处理器实现各种信号的采集，并经分析获得相应的分析结果；同时将测量的所有原始数据、个人信息、分析结果、时间信息一同保存到SD卡中。另外，在微处理器的控制下，可将所有信息（包括采集的原始数据、分析结果、个人信息等）通过WiFi 无线模块传送给智能手机、或通过有线和无线模块传送给本地计算机，或通过无线路由器和Internet网络传送给远端的计算机或智能手机，并在触摸屏上显示出相应结果。

[0115] 该心血管健康评估装置主要由硬件和软件两部分构成。其中,硬件主要包括各种传感器及微处理器等;软件主要包括微处理器软件 and 上位机软件,其中上位机软件主要包括手机APP心血管健康监测及评估软件、计算机心血管健康监测及评估软件。微处理器软件主要控制微处理器实现各种信号的采集、保存、分析获取相应的信息,并将相应的信息通过WiFi模块与其它设备;手机APP心血管健康监测及评估软件主要利用手机实现各种测试结果的分析、显示、保存及查询等功能;计算机心血管健康监测及评估软件主要通过电脑实现与各种测试结果的分析、显示、保存及查询等功能。

[0116] 其中,待检测目标为人、被检测者。

[0117] 如图5所示,微处理器控制单元主要由STM32F417VG,其内核是带有FPU的ARM 32-bit Cortex™-M4 CPU,具有1024Kbytes的flash存储器、192Kbytes的静态存储、14个定时器、3个SPI接口、6个串口接口、1个SD卡接口、3个12位A/D转换器、2个12位D/A转换器,CPU的最大频率可达168MHz。其中,模拟输入节点AD_ECG、AD_HS、AD_PPulse、AD_Presure、AD_OSDC、AD_OSAC、AD_CT和AD_BT 分别与心电信号处理单元的输出、心音信号处理单元的输出、压力及脉搏信号处理单元的脉搏信号的输出和压力信号输出、血氧饱和度双波长单元及容积波信号处理单元中的直流输出和交流输出、体温测量温度传感器的输出、环境温度传感器的输出相连,利用微处理器内带的A/D转换实现相应的测量;节点LanMODE0-LanMODE3、LanTSTn、LanINTn、LanSCSn、LanSCLK、LanMISO、LanMOSI、WiFi_RXD、WiFi_TXD分别与有线和无线网络通讯单元中对应的节点相连;节点 TXD和RXD与串口相连,用于下载相应程序;节点OSFREnable、OSFREnable、DAC124DIN_F、DAC124SCLK_F、DAC124SYNC_F、OSEREnable、OSEREnable、DAC124DIN_E、DAC124SCLK_E、DAC124SYNC_E分别与血氧饱和度双波长信号处理单元对应节点相连;节点SD_DAT0-SD_DAT3、SD_CLK、SD_CMD与,分别与SD卡存储单元中对应的节点相连,实现各种数据的存储;节点LCDTX、LCDRX分别与触摸屏输入及显示单元对应节点相连,实现各种信息的输入及显示;节点 ChangeAirWristL、ChangeAirWristR、ChangeAirArmL、ChangeAirArmR、ChangeAirAnkleL、ChangeAirAnkleR、PWM1-PWM6分别与压力及脉搏信号处理单元对应节点相连,实现充气 and 放气的控制;节点PGA112SCK_HS、PGA112DIO_HS、PGA112CS_HS与心音信号处理单元中对应节点相连;节点PGA112SCK_ECG、PGA112DIO_ECG、PGA112CS_ECG与心电信号处理单元中对应节点相连;节点PGA117_DO_OSDC、PGA117_DI_OSDC、PGA117_SCLK_OSDC、PGA117_CS_OSDC、PGA117_DO_OSAC、PGA117_DI_OSAC、PGA117_SCLK_OSAC、PGA117_CS_OSAC、PGA117_ENOS分别与血氧饱和度双波长信号处理单元和容积波信号处理单元中对应节点相连,实现各道信号放大倍数的控制;节点PGA117_DOPre、PGA117_DIPre、PGA117_SCLKPre、PGA117_CSPre、PGA117_DOPulse、PGA117_DIPulse、PGA117_SCLKPulse、PGA117_CSPulse、PGA117_ENPP分别与压力及脉搏信号处理单元中对应节点相连,实现各道信号放大倍数的控制;蜂鸣器Buzz在微处理器的控制下,实现有按键按下等发出提示音;接口Boot与外部连接,用于控制微处理器在上电后是进入运行状态还是编程状态;LMC4132_3.0V 为微处理器内带A/D转换及D/A转换提供高精度的3.0V参考电压;74HC04将微处理器输出的3.3V脉冲调制信号转换为5.0V的脉冲宽度调制信号;发光二极管D1 用于程序运行状态的指示;供电节点AV3.3V、DV3.3V、AV+5.0V、DGND、AGND 分别与供电单元中的模拟电源3.3V、数字电源3.3V、模拟电源5.0V、数字地、模拟地相连,为该单元提供工作电源。

[0118] 实施例2:

[0119] 一种使用实施例1所述系统的方法,结合图3,

[0120] S1:将气带束于待检测目标的手腕、手臂和踝关节处,以气带恰好接触皮肤为准;

[0121] 将心电电极、心音传感器固定在人体相应的位置上;

[0122] 将血氧探头通过耳夹分别固定在待检测目标的双侧耳垂、及双手的食指上;

[0123] 将容积波传感器通过夹具分别固定在带检测目标的双手中指上;

[0124] S2:不给手腕、手臂和踝关节处气带施加额外气压的情况下,采集20秒的单道心电信号、单道心音信号、双侧食指及耳垂处各自血氧饱和度双波长信号、双侧中指光电脉搏信号,各道的采集频率可单独设置,上述信号用于与加压进行对比分析。

[0125] S3:对左侧手腕和踝关节处气带同时快充气到200mmHg,以2mmHg/s的速度缓慢放气;

[0126] 接着,对右侧手腕和踝关节处气同时快充气到200mmHg,以2mmHg/s的速度缓慢放气;

[0127] 然后,对左右侧手腕和踝关节处气同时快充气到200mmHg,以2mmHg/s的速度缓慢放气;

[0128] 最后,给予左右两侧手腕和踝关节处四气带可设置的四个恒压,分别为 60mmHg、80mmHg、100mmHg、120mmHg,在每一恒气带压维持20秒。

[0129] 在上述过程中,同步采集各道信号(单道心电信号、单道心音信号、双侧侧食指及耳垂处各自血氧饱和度双波长信号、中指光电脉搏信号、双侧手腕及踝关节处气带压力和压力脉搏信号),各道的采集频率可单独设置。

[0130] S4:对左侧手臂和踝关节处气带同时快充气到200mmHg,以2mmHg/s的速度缓慢放气;

[0131] 接着,对右侧手臂和踝关节处气同时快充气到200mmHg,以2mmHg/s的速度缓慢放气;

[0132] 然后,对左右侧手臂和踝关节处气同时快充气到200mmHg,以2mmHg/s的速度缓慢放气;

[0133] 最后,给予左右两侧手臂和踝关节处四气带可设置的四个恒压,分别为 60mmHg、80mmHg、100mmHg、120mmHg,在每一恒气带压维持20秒。

[0134] 在上述过程中,同步采集各道信号(单道心电信号、单道心音信号、双侧侧食指及耳垂处各自血氧饱和度双波长信号、中指光电脉搏信号、双侧手臂及踝关节处气带压力和压力脉搏信号),各道的采集频率可单独设置。

[0135] S5:对左侧手腕、手臂和踝关节处气带同时快充气到200mmHg,以2mmHg/s 的速度缓慢放气;

[0136] 接着,对右侧手腕、手臂和踝关节处气同时快充气到200mmHg,以2mmHg/s 的速度缓慢放气;

[0137] 然后,对左右侧手腕、手臂和踝关节处气同时快充气到200mmHg,以2mmHg/s 的速度缓慢放气;

[0138] 最后,给予左右两侧手腕、手臂和踝关节处四气带可设置的四个恒压分别为 60mmHg、80mmHg、100mmHg、120mmHg,在每一恒气带压维持20秒。

[0139] 在上述过程中,同步采集各道信号(单道心电信号、单道心音信号、双侧侧食指及耳垂处各自血氧饱和度双波长信号、中指光电脉搏信号、双侧手腕、手臂及踝关节处气带压力和压力脉搏信号),各道的采集频率可单独设置。

[0140] S6:信息提取,从获取的心电信号中利用差分阈值法可提取出被试者的心率、心率变异率、及心电R波的幅值等单道心电能获取的参数;根据单道心音信号可以分析出第一心音和第二心音绝对值最大幅值的比值、心脏舒张期与收缩期的比值等;通过放气过程的压力和脉搏波信号可以提取出手腕处桡动脉、手臂处肱动脉及踝关节处踝动脉的收缩压、舒张压及平均血压、腕踝血压指数、臂踝血压指数。

[0141] 实施例3:

[0142] 如图1所示,为根据实施例2中S6提取的心音信号作为原始心音制作的S1、S2识别示意图,S1、S2分别对应表示第一心音和第二心音。

[0143] 如图1所示,ECG表示心电信号;HSS表示原始的心音信号;DHSS表示原始心音信号的差分信号;SHSS表示对原始心音信号利用香农算法后的平滑信号;SDHSS表示对差分心音信号进行同样的香农算法后的平滑信号; T_s 表示在心动周期中的收缩期, T_D 表示在心动周期中的舒张期; T_o 表示自动检测到在一个心动周内心脏收缩期的SDHSS信号高于自适应阈值的持续时间,该时间应该与心脏射血引起的振动持续时间相关; T_c 表示自动检测到在一个心动周内心脏舒张期的SDHSS信号高于自适应阈值的持续时间,该时间应该与血液回流心脏引起的振动持续时间相关。另外,由于SDHSS信号中一般S1和S2的幅度大小一般会有差别,有些被试者的差别还非常大,本专利提出了SDHSS信号自适应阈值的心音分割方法。从图1可得出:对心音信号差分处理的结果明显比直接对原始心音信号处理效果要好很多。因此,本专利用心音信号的差分来进行S1和S2的识别,其具体处理过程为:

[0144] 首先,对原始心音进行差分处理,即:

[0145] $DHSS(n) = HSS(n+1) - HSS(n)$

[0146] 其次,对上式获得的差分信号与其平均值差值的绝对值进行归一化处理,即:

[0147]
$$DHSS_{norm}(n) = \frac{|DHSS(n) - E(DHSS(n))|}{\text{Max}(|DHSS(n) - E(DHSS(n))|)}$$

[0148] 其中 $DHSS_{norm}(n)$ 表示归一化处理后的的心音差分信号; $E(DHSS(n))$ 表示心音差分信号在对应计算过程的平均值; $\text{Max}(|DHSS(n) - E(DHSS(n))|)$ 表示对应处理过程心音差分信号与平均值差值的绝对值的最大值。

[0149] 再次,计算四阶香农并进行相邻N点进行平滑处理,即:

[0150]
$$SDHSS(n) = -\frac{1}{N} \sum_{i=n-m}^{n+m} (DHSS_{norm}(n))^4 \log((DHSS_{norm}(n))^4) \quad (1)$$

[0151] 其中m为 $(N-1)/2$,N为奇数,式中1获得的SDHSS信号N值为315。

[0152] 然后,结合心电的R波位置确定每一个心动周期中S1和S2各自的自适应阈值。具体方法为:搜寻从R波对应SDHSS信号的位置开始到0.25倍心率周期的位置SDHSS的最大值,以其最大值的0.3倍作为S1的阈值;同样搜寻从R波对应SDHSS信号的位置加上0.25倍心率周期的位置开始到0.6倍心率的位置SDHSS的最大值,以其最大值的0.3倍作为S2的阈值。

[0153] 最后,根据S1和S2的自适应阈值,并结合心电的R波位置,计算S1和S2的位置范围,获取心音S1和S2的最大幅值、收缩期和舒张期的时间,平均幅值以及差分心音对应的参数

等。

[0154] 在此主要阐述本专利提出的4个新参数,具体如下:

[0155] 1) 心音信号在T₀和T_C期间平均值的比值R_{AS1/S2}

[0156] 为了衡量心音信号在自动分析获得的第一心音和第二心音期间的总体相对幅值情况,本研究引入了该新参数,即

$$[0157] \quad R_{AS1/S2} = \frac{E(DHSS(n)|n \in T_0)}{E(DHSS(n)|n \in T_C)} \quad (2)$$

[0158] 其中T₀表示自动检测到在一个心动周内心脏收缩期的SDHSS信号高于给定阈值的持续时间;T_C表示自动检测到在一个心动周内心脏舒张期的SDHSS信号高于给定阈值的持续时间,如图1所示。该参数应与心脏的收缩和舒张的强度相关。

[0159] 2) T₀和T_C时间的比值R_{TS1/S2}

[0160] 为了衡量心音信号在自动分析获得的第一心音和第二心音持续的相对时间,本专利引入了二者的比值,即

$$[0161] \quad R_{TS1/S2} = \frac{T_0}{T_C} \quad (3)$$

[0162] 其中,T₀和T_C表示的意思与上述A中的意义一致,如图1所示。

[0163] 3) 心音差分信号DHSS在T₀和T_C期间最大幅值的比值R_{MDS1/S2}

[0164] 为了衡量心音信号在自动分析获得的第一心音和第二心音期间各自最大变化率的相对情况,本专利引入了该新参数,即

$$[0165] \quad R_{MDS1/S2} = \frac{\text{Max}(DHSS(n)|n \in T_0)}{\text{Max}(DHSS(n)|n \in T_C)} \quad (4)$$

[0166] 其中,Max(DHSS(n)|n ∈ T₀)表示一个心动周期内心音差分信号在T₀内的最大幅值;Max(DHSS(n)|n ∈ T_C)表示一个心动周期内心音差分信号在T_C内的最大幅值。该比值在一定程度上应能反映心脏收缩和舒张的相对力度,心脏瓣膜的开闭情况。

[0167] 4) 心音差分信号DHSS在T₀和T_C期间平均值的比值R_{ADS1/S2}

[0168] 为了衡量心音差分信号在自动分析获得的第一心音和第二心音期间各自平均变化率的相对情况,本专利引入了该新参数,即

$$[0169] \quad R_{ADS1/S2} = \frac{E(DHSS(n)|n \in T_0)}{E(DHSS(n)|n \in T_C)} \quad (5)$$

[0170] 其中,E(DHSS(n)|n ∈ T₀)表示一个心动周期内心音差分信号在T₀内的平均值;Max(DHSS(n)|n ∈ T_C)表示一个心动周期内心音差分信号在T_C内的平均值。该比值在一定程度上应能反映心脏收缩和舒张的相对平均力度,及心脏瓣膜的整体振动情况。

[0171] 实施例4:

[0172] 每一个心动周期内R波到各脉搏波(包括手腕、手臂、踝关节处压力脉搏和手指光电脉搏)上升最大变率处的时间在整个放气过程中的最大值,各脉搏波在整个放气过程中的上升最大变率的最大值、下降变化率的最大值,在整个放气过程中的最大振幅及左右两侧对应值的比值,这些参数在一定程度上可反映血管的弹性及血流情况。

[0173] 对于手腕或手臂放气过程,开始因手腕或手臂的气带压大于收缩压,血液几乎不能流入和流出手指,而手指组织会逐渐消耗血液中的氧,故R值(即血氧饱和度双波长透射

光强在一个心动周期内的比值)会逐渐减小;而随着气带压的进一步减小,当气带压小于收缩压时,手指的血液就会产生流动,且流动量会随着气带压的减小而增加,进而手指中血液中氧会明显增加,故R值增加;最后气带压比舒张压还小,血管基本不会变形,这样R就达到基本稳定的值。图1给出了一个典型的变化关系,其变化关系能反映手指耗氧及血液的更新情况,本专利从中提取出下面8个重要的新参数:

[0174] 如图2所示,通过上述可获得每一侧每一个放气过程660nm波长和940nm 波长透射光直流信号在每个心动周期内的平均值的比值R,然后从每一放气过程开始到最后查询,便可获得左右两侧在整个过程的最大值(分别表示为OSmaxL 和OSmaxR)和最小值(分别表示为OSminL和OSminR)。然后便可获得其左右两侧血氧饱和度双波长比值最大值和最小值的比值分别为:

$$[0175] \quad R_{OSmax} = \frac{OSmaxL}{OSmaxR} \quad (6)$$

$$[0176] \quad R_{OSmin} = \frac{OSminL}{OSminR} \quad (7)$$

[0177] R值随心动周期减小的平均速率及其左右两侧对应的比值

[0178] 如图2所示,设在放气过程中左右两侧第一个心动周期的R值分别为ROSstaL 和ROSstaR,最小值分别为ROSminL和ROSminR,其心动周期次序为n,则左右两侧R值随心动周期减小的平均速率分别记为ROSdecL和ROSdecR为:

$$[0179] \quad ROSdecL = \frac{ROSstaL - ROSminL}{n-1} \quad (8)$$

$$[0180] \quad ROSdecR = \frac{ROSstaR - ROSminR}{n-1} \quad (9)$$

[0181] 则其左右两侧的比值为:

$$[0182] \quad ROSdec = \frac{ROSdecL}{ROSdecR} \quad (10)$$

[0183] 3) R值随心动周期增加的平均速率及其左右两侧的比值

[0184] 如图2所示,若左右两侧的R最小值为分别为ROSminL和ROSminR,其心动周期次序为n,则从n开始依次搜索,直到最后一个心动周期,或与前一个心动周期的差值是后一个心动周期差值的5倍以上,设其心动周期次序为m,其左右两侧的R值为ROScmaxL和ROScmaxR,则有左右两侧R值随心动周期增加的平均速率分别为ROSincL和ROSincR,即:

$$[0185] \quad ROSincL = \frac{ROScmaxL - ROSminL}{m-n} \quad (11)$$

$$[0186] \quad ROSincR = \frac{ROScmaxR - ROSminR}{m-n} \quad (12)$$

[0187] 则左右两侧的比值为:

$$[0188] \quad ROSinc = \frac{ROSincL}{ROSincR} \quad (13)$$

[0189] 实施例5:

[0190] 对于手腕、手臂及踝关节放气过程的各自的相关参数

[0191] 1) 单侧施予与两侧同时施予逐渐减小气压时同侧最大振幅及最大变化率的比值
 [0192] 为了衡量单侧施压与两侧同时施压,引起同一侧压力脉搏波的最大振幅及变化率的差异,本专利引入同一侧两个放气过程中压力脉搏波生物最大振幅及变率的比值来表示,分别记为 R_{SSMA} 和 R_{SSMR} ,即有:

$$[0193] \quad R_{SSMA} = \frac{MA_{Smax}}{MA_{Bmax}} \quad (14)$$

$$[0194] \quad R_{SSMR} = \frac{MR_{Smax}}{MR_{Bmax}} \quad (15)$$

[0195] 其中, MA_{Smax} 和 MR_{Smax} 分别表示单侧施压过程中压力脉搏波的最大振幅和最大变化率, MA_{Bmax} 和 MR_{Bmax} 分别表示两侧同时施压过程中压力脉搏波的最大振幅及最大变化率。该比值,对于存在某些心血管异常的患者会表现异常。

[0196] 2) 两侧同时施予逐渐减小气压时左侧和右侧最大幅值和变化率的比值
 [0197] 为了获取两侧在同时施予逐渐减小过程中压力脉搏波的最大幅值及最大变率的差异,本专利引入二者的比值来表示,分别记为 R_{LRMA} 和 R_{LRMR} ,即:

$$[0198] \quad R_{LRMA} = \frac{MA_{Lmax}}{MA_{Rmax}} \quad (16)$$

$$[0199] \quad R_{LRMR} = \frac{MR_{Lmax}}{MR_{Rmax}} \quad (17)$$

[0200] 其中, MA_{Rmax} 和 MR_{Rmax} 分别表示在同时施压时右侧在整个过程中的最大幅值和最大变率, MA_{Lmax} 和 MR_{Lmax} 表示在同时施压时左侧在整个过程中的最大幅值及最大变率。该比值,对于存在某些心血管异常(尤其是身体一侧存在心血管异常)的患者会出现异常。

[0201] 实施例6:

[0202] 手腕、手臂及踝关节在放气过程各参数的比值

[0203] 该比值主要有:

[0204] 手腕和踝关节处对应测得收缩压的比值、舒张压的比值、平均血压的比值、最大幅值压的比值、最大幅值的比值,最大变率的比值;手臂和踝关节处对应测得收缩压的比值、舒张压的比值、平均血压的比值、最大幅值压的比值、最大幅值的比值,最大变率的比值;通过这些比值可以分析出上肢下肢的血管及血流的差异性,可判断或评价上下肢的血管及血流的健康状况。

[0205] 实施例7:

[0206] 手指及耳垂处无气带压各参数的比值

[0207] 该比值主要有:在整个无压过程中,每个心动周期同一波长同侧光电脉搏在耳垂处与食指处直流平均值的比值、上升最大变化率的比值、下降最大变化率的比值、最大峰值的比值、变化幅值的比值,左右两侧各上述比值的比值,以及上述参数在整个过程中的平均值;每个心动周期同一波长光电脉搏在耳垂处左右两侧直流平均值的比值、上升最大变化率的比值、下降最大变化率的比值、最大峰值的比值、变化幅值的比值;与以及在食指处左右两侧对应值的比值;通过这些比值可以分析出左右两侧的血管及血流的差异性,可判断或评价的血管及血流的健康状况。

[0208] 实施例8:

[0209] 脉搏传播速度

[0210] 脉搏的传播速度可很好地反映血管的弹性或硬化程度,在本专利中提出两新的个脉搏传播速度,踝腕脉搏传播速度和踝耳脉搏传播速度,其公式具体为:

$$[0211] \quad PWV = \frac{DL}{Td} \quad (18)$$

[0212] 其中,DL代表心脏到踝动脉与心脏到桡动脉的距离差值,或心脏到踝动脉与心脏到耳垂处的距离差值,可利用身高进行估算;Td表示在气带恒压过程中,心电信号R波到踝关节处和手腕处压力脉搏波上升最大变化率处时间差的平均值,或心电信号R波到踝关节处压力脉搏波和耳垂处光电脉搏上升最大变化率处时间差的平均值桡动脉的时间差。该专利共有四个恒压过程,所以踝腕脉搏传播速度和踝耳脉搏传播速度均可获得4个值;并分别算出四个恒压过程中踝耳脉搏传播速度与踝腕脉搏传播速度的比值,以及对应左右两侧的比值。

[0213] 综上,通过本专利提出的参数,尤其是提出的新参数可以很好对心血管健康进行综合评估,尤其是单侧异常的诊断或异常情况的评估。

[0214] 除上述实施例外,本发明还可以有其他实施方式;凡采用等同替换或等效变换形成的技术方案,均落在本发明要求的保护范围。



图1

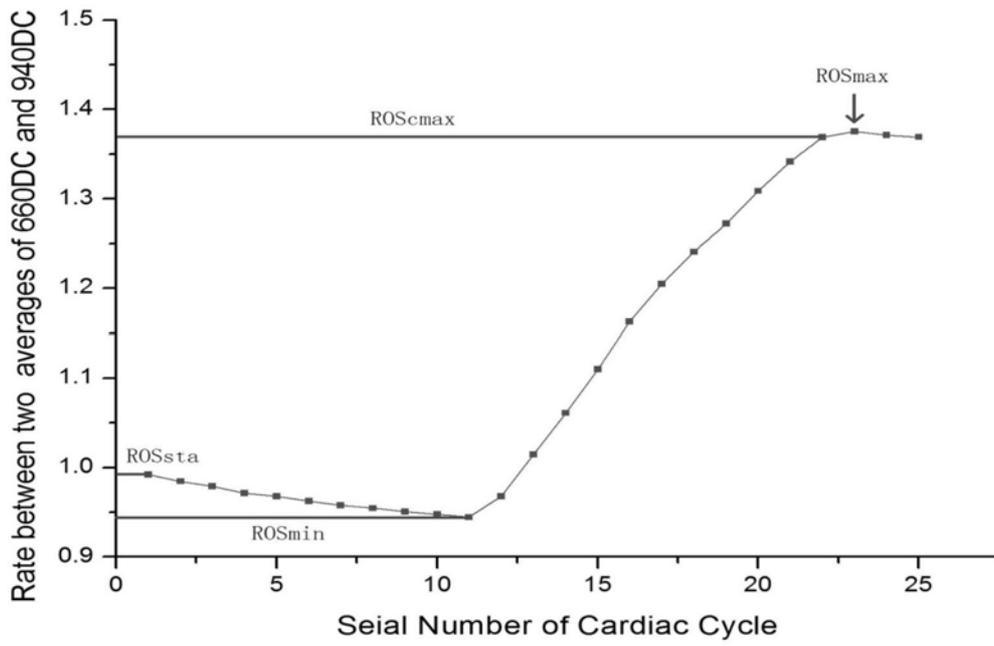


图2

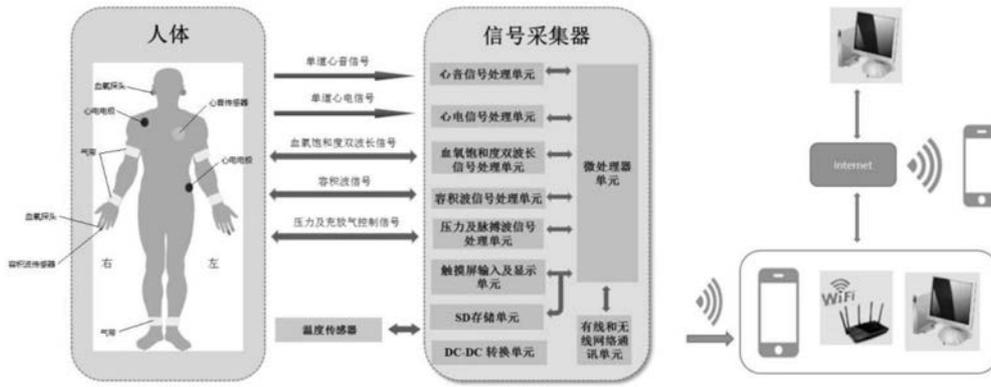


图3

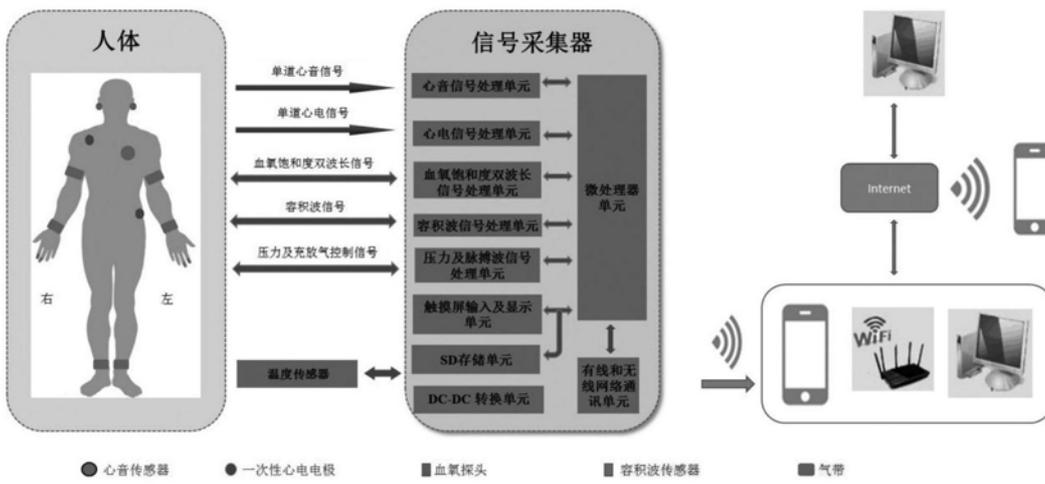


图4

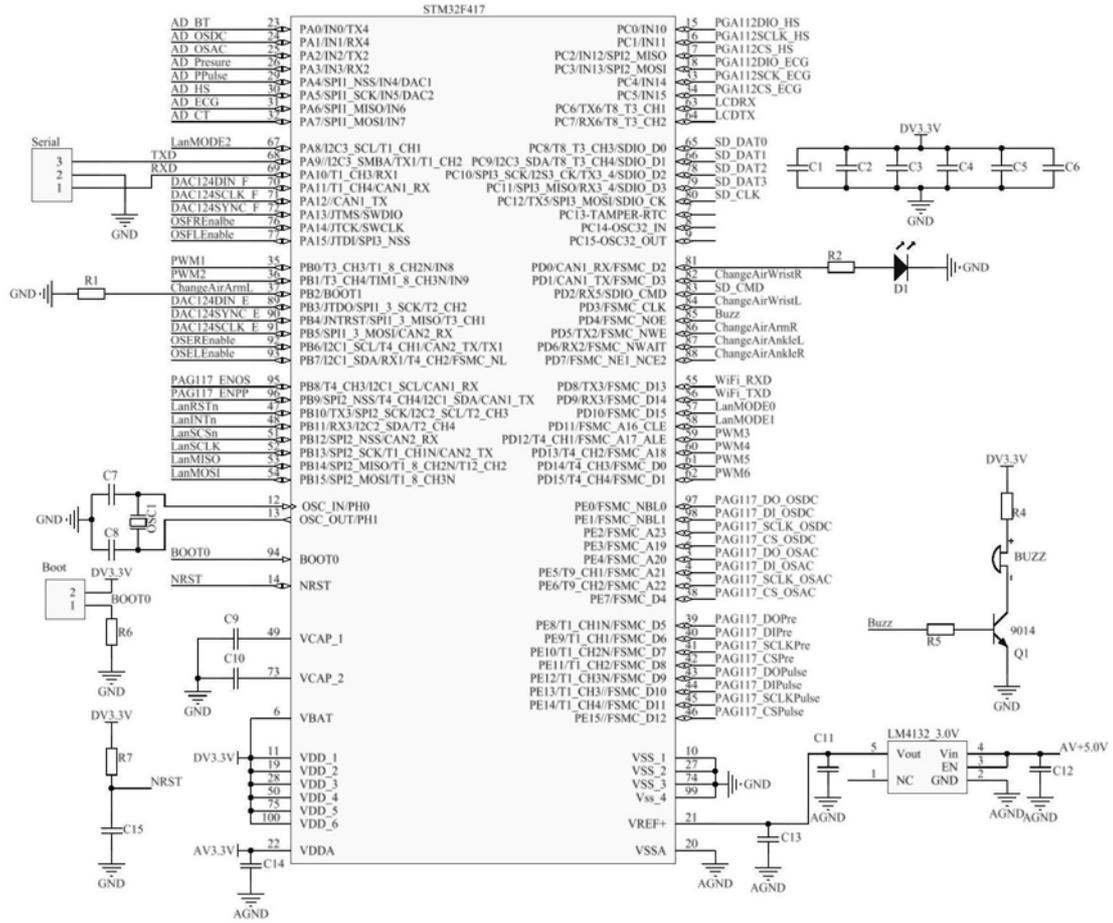


图5

专利名称(译)	一种心血管健康评估装置及其使用方法		
公开(公告)号	CN109512409A	公开(公告)日	2019-03-26
申请号	CN201811502703.9	申请日	2018-12-10
[标]申请(专利权)人(译)	重庆医科大学		
申请(专利权)人(译)	重庆医科大学		
当前申请(专利权)人(译)	重庆医科大学		
[标]发明人	陈龙聪 刘改琴 熊兴良 李林蔓 周丽华 苏爱华 蒋科		
发明人	陈龙聪 刘改琴 熊兴良 封盼攀 李林蔓 周丽华 苏爱华 蒋科		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/0402 A61B5/145 A61B7/04 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02055 A61B5/0225 A61B5/0402 A61B5/14542 A61B5/6815 A61B5/6824 A61B5/6826 A61B5/6829 A61B5/72 A61B7/04		
代理人(译)	贾庆		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种无创心血管健康评估装置及其使用方法，涉及医疗设备技术领域。该一种心血管健康评估装置，包括可通过有线或无线网络连接的信号采集模块、触摸屏输入及显示单元、SD卡存储单元、上位机，信号采集模块包括心电信号采集单元、心音信号采集单元、压力信号采集单元、温度传感器、容积波信号采集单元、血氧饱和度信号采集单元、微处理器控制单元。本发明可以较准确达到监测的效果，有助于及早发现心血管疾病，为治疗赢得宝贵时间，以及对心血管健康进行监测及评估、指导心血管疾病的用药和治疗效果的评估等产生良好的社会效益，提高人民的生活质量。

