



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109394187 B

(45) 授权公告日 2021. 10. 22

(21) 申请号 201811324064.1

A61B 5/352 (2021.01)

(22) 申请日 2018.11.08

A61B 5/33 (2021.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

A61B 5/145 (2006.01)

申请公布号 CN 109394187 A

A61B 5/1455 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

(43) 申请公布日 2019.03.01

审查员 王铖媛

(73) 专利权人 重庆医科大学

地址 400016 重庆市渝中区医学院路1号

(72) 发明人 陈龙聪 姚柏成 封盼攀 李林蔓

熊兴良 奉娇 梁波

(74) 专利代理机构 重庆为信知识产权代理事务

所(普通合伙) 50216

代理人 余锦曦

(51) Int. Cl.

A61B 5/0205 (2006.01)

A61B 5/346 (2021.01)

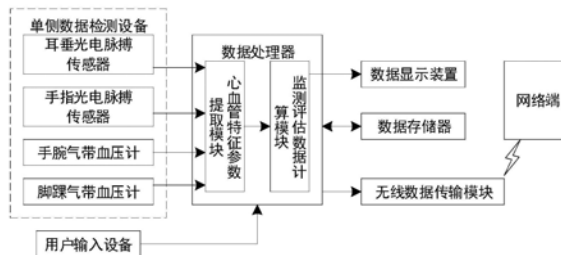
权利要求书4页 说明书11页 附图9页

(54) 发明名称

基于单体侧信号检测的可穿戴式心血管健康监测系统

(57) 摘要

本发明公开一种基于单体侧信号检测的可穿戴式心血管健康监测系统,其特征在于包括:单侧数据检测设备,用于采集待监测者的基础心血管信息;数据处理器,用于计算检测数据,得到监测比较参数;数据存储器,用于存储数据内容;数据显示装置,用于显示监测内容。有益效果:单体侧的数据可以准确反映心血管到各部分器官的血管情况,同类数据的比值可以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加强,本发明可以准确达到监测的效果,精确反应心血管到人体各部分的血流情况是否正常。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,降低就医成本。



1. 一种基于单体侧信号检测的可穿戴式心血管健康监测系统,其特征包括:

单侧数据检测设备,用于采集待监测者的基础心血管信息,所述基础心血管信息包括:气带未充气过程中的单道心电信号、手指血氧双波长信号、耳垂血氧双波长信号,气带放气过程及恒压过程中的单道心电信号、手指血氧双波长信号、耳垂血氧双波长信号、手腕气带压力、手腕压力脉搏信号、踝关节气带压力、踝关节压力脉搏信号;

所述基础心血管信息为待监测者同一体侧的手指、耳垂、手腕、踝关节所对应的数据;

数据处理器,用于计算检测数据,得到监测比较参数,具体包括:

用于提取所述基础心血管信息的心血管特征参数,根据所述心血管特征参数计算得到监测评估数据;

所述心血管特征参数至少包括:心电R波、血氧饱和度双波长信号的比值ROS、压力脉搏信号的波形、压力脉搏信号的变化率;

所述监测评估数据至少包括整个气带放气过程中的:比值ROS随心动周期减小的平均速率 ROS_{dec} 、比值ROS随心动周期增加的平均速度 ROS_{inc} 、脉搏波峰值两侧80%的压差比 $RP_{m0.8}$ 、脉搏波峰值两侧50%的压力比 $RAP_{m0.5}$ 、最大变化率两侧50%的压力比 $RAP_{MR0.5}$ 、最大变化率两侧50%的压差比 $RP_{MR0.5}$;

数据存储器,用于存储数据内容;

数据显示装置,用于显示监测内容,该显示监测内容包括基础心血管信息或/和监测比较参数;

所述单侧数据检测设备的输出端组连接数据接收端组,所述数据接收端组连接数据处理器,所述数据处理器连接数据显示装置的显示接收端组,所述数据存储器连接数据处理器。

2. 根据权利要求1所述基于单体侧信号检测的可穿戴式心血管健康监测系统,其特征包括:还包括用户输入设备,用于获取待监测者的个人信息;

无线数据传输模块,用于发送检测比较参数至网络端;

所述用户输入设备和无线数据传输模块分别连接所述数据处理器。

3. 根据权利要求1所述基于单体侧信号检测的可穿戴式心血管健康监测系统,其特征包括:所述单侧数据检测设备包括耳垂光电血氧双波长传感器、手指血氧双波长传感器、手腕气带压力传感器、脚踝气带压力传感器、心电电极。

4. 根据权利要求1所述基于单体侧信号检测的可穿戴式心血管健康监测系统,其特征包括:所述数据处理器包括心血管特征参数提取模块、监测评估数据计算模块;

其中,所述心血管特征参数提取模块提取所述基础心血管信息的心血管特征参数;

所述血氧饱和度双波长信号的比值ROS为测量血氧饱和度的两种不同波长的直流信号在同一心动周期内平均值之比;

所述监测评估数据计算模块根据所述心血管特征参数计算得到监测评估数据,所述监测评估数据即反应待监测者的心血管健康状态。

5. 根据权利要求4所述基于单体侧信号检测的可穿戴式心血管健康监测系统,其特征包括:所述比值ROS随心动周期减小的平均速率 ROS_{dec} 、比值ROS随心动周期增加的平均速度 ROS_{inc} 的计算方法如下:

A1,提取所有心动周期中所述比值ROS的最大值 ROS_{max} 、最小值 ROS_{min} 、第一个心动周期的比值 ROS_{sta} 、最后一个心动周期的比值 ROS_{end} ,其中最小值 ROS_{min} 所在的心动周期次序为n;

A2, 计算所述比值ROS随心动周期减小的平均速率 ROS_{dec} :

$$ROS_{dec} = \frac{ROS_{sta} - ROS_{min}}{n - 1}$$

A3, 计算所述比值ROS随心动周期增加的平均速度 ROS_{inc} :

$$ROS_{inc} = \frac{ROS_{cmax} - ROS_{min}}{m - n}$$

其中, ROS_{cmax} 为满足:

$$\frac{|ROS_m - ROS_{end}|}{|ROS_{m-1} - ROS_{end}|} \geq 5$$

的最大值, ROS_m 和 ROS_{m-1} 分别是相邻两个心动周期的比值ROS, 其心动周期次序分别为m和m-1。

6. 根据权利要求4所述基于单体侧信号检测的可穿戴式心血管健康监测系统, 其特征在于: 所述脉搏波峰值两侧80%的压差比 $RP_{m0.8}$ 、脉搏波峰值两侧50%的压力比 $RAP_{m0.5}$ 的计算方法如下:

B1, 提取所述压力脉搏信号波形的最大幅值 A_{max} 及该最大幅值 A_{max} 处对应的气带压力 PA_{max} ;

B2, 计算所述压力脉搏信号的波形中最大幅值 A_{max} 前后两侧的80%幅值 $A_{d0.8}$ 、 $A_{s0.8}$, 并获得 $A_{d0.8}$ 处对应的气带压力 $P_{d0.8}$ 、 $A_{s0.8}$ 处对应的气带压力 $P_{s0.8}$;

计算所述压力脉搏信号的波形中最大幅值 A_{max} 前后两侧的50%幅值 $A_{d0.5}$ 、 $A_{s0.5}$, 并获得 $A_{d0.5}$ 处对应的气带压力 $P_{d0.5}$ 、 $A_{s0.5}$ 处对应的气带压力 $P_{s0.5}$;

B3, 计算所述脉搏波峰值两侧80%的压差比 $RP_{m0.8}$ 、脉搏波峰值两侧50%的压力比 $RAP_{m0.5}$:

$$RP_{m0.8} = \frac{P_{s0.8} - PA_{max}}{PA_{max} - P_{d0.8}}$$

$$RAP_{m0.5} = \frac{0.5A_{max}}{P_{s0.5} - P_{d0.5}}。$$

7. 根据权利要求4所述基于单体侧信号检测的可穿戴式心血管健康监测系统, 其特征在于: 所述最大变化率两侧50%的压力比 $RAP_{MR0.5}$ 、最大变化率两侧50%的压差比 $RP_{MR0.5}$ 的计算方法如下:

C1, 提取所述压力脉搏信号的变化率中最大变化率 MR_{max} 及该最大变化率 MR_{max} 处对应的气带压力 PMR_{max} ;

C2, 计算所述压力脉搏信号的变化率中最大变化率 MR_{max} 前后两侧的50%值 $MR_{d0.5}$ 、 $MR_{s0.5}$, 并获得 $MR_{d0.5}$ 处对应的气带压力 $P_{MRd0.5}$ 、 $MR_{s0.5}$ 处对应的气带压力 $P_{MRs0.5}$;

C3, 计算所述最大变化率两侧50%的压力比 $RAP_{MR0.5}$ 、最大变化率两侧50%的压差比 $RP_{MR0.5}$:

$$RAP_{MR0.5} = \frac{0.5MR_{max}}{P_{MRs0.5} - P_{MRd0.5}}$$

$$RP_{MR0.5} = \frac{P_{MRs0.5} - PMR_{max}}{PMR_{max} - P_{MRd0.5}}。$$

8. 根据权利要求4所述基于单体侧信号检测的可穿戴式心血管健康监测系统,其特征在于:所述监测评估数据还包括脉搏变化时间比值 $\Delta T/T_a$,该脉搏变化时间比值 $\Delta T/T_a$ 或通过无气带压过程的数据计算,或通过气带放气过程的数据计算,或气带恒压过程的数据计算,其计算方法如下:

D1,提取脉搏信号中每个心动周期的最大变化率 PMR_{max} 及该最大变化率 PMR_{max} 处的时间 t_{PMR} ,所述脉搏信号为压力脉搏或光电脉搏;

同时提取每个心动周期的心电R波的时间点 t_i , i 为心动周期的次序;

D2,计算每个时间点 t_i 与时间 t_{PMR} 的差值 Δt_i ,并提取所述差值 Δt_i 的最大值 t_{max} 和最小值 t_{min} ,

D3,计算最大值 t_{max} 和最小值 t_{min} 的差值:

$$\Delta T = t_{max} - t_{min}$$

所有差值 Δt_i 的平均值:

$$T_a = \frac{\sum_1^k \Delta t_i}{k}$$

其中, k 为心动周期的总数;

D4,计算得到脉搏变化时间比值 $\Delta T/T_a$,该脉搏变化时间比值 $\Delta T/T_a$ 反应待监测者的血管弹性和血流情况。

9. 根据权利要求4所述基于单体侧信号检测的可穿戴式心血管健康监测系统,其特征在于:所述监测评估数据还包括脉搏传播速度,该脉搏传播速度或通过无气带压过程的数据计算,或通过气带放气过程的数据计算,或气带恒压过程的数据计算,所述脉搏传播速度的计算方法如下:

E1,获取心脏到踝动脉的距离 d_1 、心脏到桡动脉的距离 d_2 、心脏到耳垂的距离 d_3 ,则得到距离差 $|d_1 - d_2|$ 、 $|d_2 - d_3|$;

E2,提取脉搏信号中每个心动周期的最大变化率 PMR_{max} 及该最大变化率 PMR_{max} 处的时间 t_{PMR} ,所述脉搏信号为压力脉搏或光电脉搏;

提取每个心动周期的心电R波的时间点 t_i , i 为心动周期的次序;

E3,计算每个时间点 t_i 与时间 t_{PMR} 的差值 Δt_i ,计算所有差值 Δt_i 的平均值:

$$T_a = \frac{\sum_1^k \Delta t_i}{k}$$

其中, k 为心动周期的总数;

E4,计算脉搏传播速度:

$$PWV = \frac{DL}{Td}$$

其中, DL 与 Td 或为: DL 为距离差 $|d_1 - d_2|$, Td 为踝腕时间差:踝关节的平均值 T_a - 手腕的平均值 T_a ;

DL与Td或为:DL为距离差 $|d_2-d_3|$,Td为耳腕时间差:耳垂的平均值 T_a -手腕的平均值 T_a 。

10.根据权利要求4-7之一所述基于单体侧信号检测的可穿戴式心血管健康监测系统,其特征在于所述监测评估数据还包括:

不同采集过程中参数的比值:未充气过程的手指ROS均值与放气过程的手指ROS最大值之比,未充气过程的手指ROS均值与恒压过程的手指ROS均值之比,所述手指ROS均值为对应过程中所有ROS值的平均值,所述手指ROS最大值为对应过程中ROS值的最大值;

未充气过程的脉搏传播速度均值与放气过程的脉搏传播速度最大值之比,未充气过程的脉搏传播速度均值与恒压过程的脉搏传播速度均值之比,所述脉搏传播速度均值为对应过程中所有脉搏传播速度的平均值,所述脉搏传播速度最大值为对应过程中脉搏传播速度的最大值;

手指与耳垂同类参数的比值:手指的比值ROS与耳垂的比值ROS的比值;

手腕与脚踝同类参数的比值:手腕的 A_{max} 与脚踝的 A_{max} 的比值、手腕的 PA_{max} 与脚踝的 PA_{max} 的比值、手腕的 $RP_{m0.8}$ 与脚踝的 $RP_{m0.8}$ 的比值、手腕的 $RAP_{m0.5}$ 与脚踝的 $RAP_{m0.5}$ 的比值、手腕的 MR_{max} 与脚踝的 MR_{max} 的比值、手腕的 $RAP_{MR0.5}$ 与脚踝的 $RAP_{MR0.5}$ 的比值、手腕的 $RP_{MR0.5}$ 与脚踝的 $RP_{MR0.5}$ 的比值。

基于单体侧信号检测的可穿戴式心血管健康监测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及心血管健康监测技术领域,具体的说,涉及一种基于单体侧信号检测的可穿戴式心血管健康监测系统。

背景技术

[0002] 心血管疾病是当今发达国家死亡率占第一的重要疾病,在我国也是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。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。

[0003] 现有技术的缺点:独立检测人体各部位的血管情况,并由检测的基础血管数据直接得出分析结果,基础血管数据出于个体差异的原因使分析结果不准确。

发明内容

[0004] 针对直接由基础血管数据得出分析结果的缺陷,本发明提出了一种基于单体侧信号检测的可穿戴式心血管健康监测系统,检测单体侧的手指、耳垂、手腕、踝关节的数据,并联合各部分数据计算分析参数,最终得到精确的心血管健康参数,通过心血管健康的监测,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。

[0005] 为达到上述目的,本发明采用的具体技术方案如下:

[0006] 一种基于单体侧信号检测的可穿戴式心血管健康监测系统,包括:

[0007] 单侧数据检测设备,用于采集待监测者的基础心血管信息,所述基础心血管信息包括:气带未充气过程中的单道心电信号、手指血氧双波长信号、耳垂血氧双波长信号,气带放气过程及恒压过程中的单道心电信号、手指血氧双波长信号、耳垂血氧双波长信号、手腕气带压力、手腕压力脉搏信号、踝关节气带压力、踝关节压力脉搏信号,其中,手指血氧双波长信号包含通过两种波长的光所检测得到的两个信号,耳垂血氧双波长信号同样包含通过两种波长的光所检测得到的两个信号,且可以从中选取一个信号提取出对应的光电脉搏信号;

[0008] 所述基础心血管信息为待监测者同一体侧的手指、耳垂、手腕、踝关节所对应的数据;

[0009] 数据处理器,用于计算检测数据,得到监测比较参数;

[0010] 数据存储器,用于存储数据内容;

[0011] 数据显示装置,用于显示监测内容,该显示监测内容包括基础心血管信息或/和监测比较参数;

[0012] 所述单侧数据检测设备的输出端组连接数据接收端组,所述数据接收端组连接数据处理器,所述数据处理器连接数据存储器,所述数据存储器连接数据显示装置的显示接收端组,所述数据显示装置连接数据处理器。

[0013] 由于人体同一体侧的血管状况更接近,因此采用单体侧的数据可以得出近似的参

数值,而一旦原本应该近似的参数值差别过大,则说明某一部分器官的血管状况不佳,因而可以准确反映心血管到各部分器官的血管情况;同时,健康状态下的同类数据(如血氧双波长信号)在不同器官(手指、耳垂)上的参数值反应心血管的输血能力,这种能力是对整个人体而言,不同个体之间即使存在差异,但要保证人体正常运行的心血管能力应该是接近的,则同类数据的比值也应该是在很小的一个健康区间内,超出这个健康区间的比值就不属于个体差异的原因而是该个体自身输血能力的原因,因此同类数据的比值可以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加强。通过上述设计,可以准确达到监测的效果:一定程度上能很好地反应心血管到人体各部分的血流情况是否正常。

[0014] 进一步设计,还包括用户输入设备,用于获取待监测者的个人信息;

[0015] 无线数据传输模块,用于发送检测比较参数至网络端;

[0016] 所述用户输入设备和无线数据传输模块分别连接所述数据处理器。

[0017] 通过上述设计,待监测者可以通过用户输入设备输入自己的基本个人信息,从而生成每个人独立的数据库,数据库的内容则可以经无线数据传输模块上传到网络中,最终形成大数据库,从而更准确地得出健康者的数据参考区间,非区间的数值则可以精确得出心血管不健康的结果。

[0018] 更进一步设计,所述单侧数据检测设备包括耳垂光电血氧双波长传感器、手指血氧双波长传感器、手腕气带压力传感器、脚踝气带压力传感器、心电电极,通过现有的检测设备即可以采集本发明所需的基础心血管信息。

[0019] 更进一步设计,所述数据处理器包括心血管特征参数提取模块、监测评估数据计算模块,所述心血管特征参数提取模块连接单侧数据检测设备,所述监测评估数据计算模块连接数据显示装置,所述心血管特征参数提取模块与所述监测评估数据计算模块相连;

[0020] 其中,所述心血管特征参数提取模块提取所述基础心血管信息的心血管特征参数,所述心血管特征参数至少包括:心电R波、血氧饱和度双波长信号的比值ROS、压力脉搏信号的波形、压力脉搏信号的变化率;

[0021] 所述血氧饱和度双波长信号的比值ROS为测量血氧饱和度的两种不同波长的直流信号在同一心动周期内平均值之比;

[0022] 所述监测评估数据计算模块根据所述心血管特征参数计算得到监测评估数据,所述监测评估数据即反应待监测者的心血管健康状态;

[0023] 所述监测评估数据至少包括整个气带放气过程中的:比值ROS随心动周期减小的平均速率 ROS_{dec} 、比值ROS随心动周期增加的平均速度 ROS_{inc} 、脉搏波峰值两侧80%的压差比 $RP_{m0.8}$ 、脉搏波峰值两侧50%的压力比 $RAP_{m0.5}$ 、最大变化率两侧50%的压力比 $RAP_{MR0.5}$ 、最大变化率两侧50%的压差比 $RP_{MR0.5}$ 。

[0024] 对于手腕放气过程,开始因手腕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ROS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ROS值增加;最后气带压比舒张压还小,血管基本不会变形,这样ROS值就达到基本稳定的值,因此,在气带放气过程中存在所述比值ROS的最大值 ROS_{max} 、最小值 ROS_{min} 。

[0025] 通过上述设计,单道心电信号提取出心电R波;手指血氧双波长信号提取出手指处

的血氧饱和度双波长信号的比值ROS,耳垂血氧双波长信号提取出耳垂处的血氧饱和度双波长信号的比值ROS,两个比值ROS分别显示手指/耳垂的血红蛋白比,反应供氧情况;耳垂光电脉搏信号可以提取耳垂处的光电脉搏信号的波形、光电脉搏信号的变化率,手腕压力脉搏信号提取手腕处的压力脉搏信号的波形、压力脉搏信号的变化率,踝关节压力脉搏信号提取踝关节处的压力脉搏信号的波形、压力脉搏信号的变化率,由此分别计算出手指处的 $RP_{m0.8}$ 、 $RAP_{m0.5}$ 、 $RAP_{MR0.5}$ 、 $RP_{MR0.5}$,踝关节处的 $RP_{m0.8}$ 、 $RAP_{m0.5}$ 、 $RAP_{MR0.5}$ 、 $RP_{MR0.5}$,该系列参数分别反应心脏到手腕的血管弹性、心脏到踝关节的血管弹性。

[0026] 更进一步设计,所述比值ROS随心动周期减小的平均速率 ROS_{dec} 、比值ROS随心动周期增加的平均速度 ROS_{inc} 的计算方法如下:

[0027] A1,提取所有心动周期中所述比值ROS的最大值 ROS_{max} 、最小值 ROS_{min} 、第一个心动周期的比值 ROS_{sta} 、最后一个心动周期的比值 ROS_{end} ,其中最小值 ROS_{min} 所在的心动周期次序为n;

[0028] A2,计算所述比值ROS随心动周期减小的平均速率 ROS_{dec} :

$$[0029] \quad ROS_{dec} = \frac{ROS_{sta} - ROS_{min}}{n - 1}$$

[0030] A3,计算所述比值ROS随心动周期增加的平均速度 ROS_{inc} :

$$[0031] \quad ROS_{inc} = \frac{ROS_{cmax} - ROS_{min}}{m - n}$$

[0032] 其中, ROS_{cmax} 为满足:

[0033] $\frac{|ROS_m - ROS_{end}|}{|ROS_{m-1} - ROS_{end}|} \geq 5$ 的最大值, ROS_m 和 ROS_{m-1} 分别是相邻两个心动周期的

比值ROS,其心动周期次序分别为m和m-1。

[0034] 由于直接检测的数值存在个体差异影响,使得健康判断区间很大,而同一个体的参数比值反应血液工作情况,若其中一个参数异常,则2个参数的比值会出现数倍甚至更大的很明显的变化,而健康的不同个体间比值就不会差别很大,因此判断结果会比直接数值来判断更准确,还可以降低个体差异的干扰,而比值的变化:比值ROS随心动周期减小的平均速率 ROS_{dec} 、比值ROS随心动周期增加的平均速度 ROS_{inc} ,更能反应数据的细微差别,以此来判断血液工作情况更全面。

[0035] 更进一步设计,所述脉搏波峰值两侧80%的压差比 $RP_{m0.8}$ 、脉搏波峰值两侧50%的压力比 $RAP_{m0.5}$ 的计算方法如下:

[0036] B1,提取所述压力脉搏信号波形的最大幅值 A_{max} 及该最大幅值 A_{max} 处对应的气带压力 PA_{max} ;

[0037] B2,计算所述压力脉搏信号的波形中最大幅值 A_{max} 前后两侧的80%幅值 $A_{d0.8}$ 、 $A_{s0.8}$,并获得 $A_{d0.8}$ 处对应的气带压力 $P_{d0.8}$ 、 $A_{s0.8}$ 处对应的气带压力 $P_{s0.8}$,计算所述压力脉搏信号的波形中最大幅值 A_{max} 前后两侧的50%幅值 $A_{d0.5}$ 、 $A_{s0.5}$,并获得 $A_{d0.5}$ 处对应的气带压力 $P_{d0.5}$ 、 $A_{s0.5}$ 处对应的气带压力 $P_{s0.5}$;

[0038] B3,计算所述脉搏波峰值两侧80%的压差比 $RP_{m0.8}$ 、脉搏波峰值两侧50%的压力比 $RAP_{m0.5}$:

$$[0039] \quad RP_{m0.8} = \frac{P_{s0.8} - PA_{\max}}{PA_{\max} - P_{d0.8}}$$

$$[0040] \quad RAP_{m0.5} = \frac{0.5A_{\max}}{P_{s0.5} - P_{d0.5}}。$$

[0041] 同样的,上述比值在消除个体差异影响的效果很明显,反应心脏收缩力度和舒张力度方面更准确。

[0042] 更进一步设计,所述最大变化率两侧50%的压力比 $RAP_{MR0.5}$ 、最大变化率两侧50%的压差比 $RP_{MR0.5}$ 的计算方法如下:

[0043] C1,提取所述压力脉搏信号的变化率中最大变化率 MR_{\max} 及该最大变化率 MR_{\max} 处对应的气带压力 PMR_{\max} ;

[0044] C2,计算所述压力脉搏信号的变化率中最大变化率 MR_{\max} 前后两侧的50%值 $MR_{d0.5}$ 、 $MR_{s0.5}$,并获得 $MR_{d0.5}$ 处对应的气带压力 $P_{MRd0.5}$ 、 $MR_{s0.5}$ 处对应的气带压力 $P_{MRs0.5}$;

[0045] C3,计算所述最大变化率两侧50%的压力比 $RAP_{MR0.5}$ 、最大变化率两侧50%的压差比 $RP_{MR0.5}$:

$$[0046] \quad RAP_{MR0.5} = \frac{0.5MR_{\max}}{P_{MRs0.5} - P_{MRd0.5}}$$

$$[0047] \quad RP_{MR0.5} = \frac{P_{MRs0.5} - PMR_{\max}}{PMR_{\max} - P_{MRd0.5}}。$$

[0048] 上述压力比 $RAP_{MR0.5}$ 、压差比 $RP_{MR0.5}$ 可准确反应血管弹性。

[0049] 更进一步设计,所述监测评估数据还包括脉搏变化时间比值 $\Delta T/T_a$,该脉搏变化时间比值 $\Delta T/T_a$ 或通过无气带压过程的数据计算,或通过气带放气过程的数据计算,或气带恒压过程的数据计算,其计算方法如下:

[0050] D1,提取脉搏信号中每个心动周期的最大变化率 PMR_{\max} 及该最大变化率 PMR_{\max} 处的时间 t_{PMR} ,所述脉搏信号为压力脉搏或光电脉搏;

[0051] 同时提取每个心动周期的心电R波的时间点 t_i , i 为心动周期的次序;

[0052] D2,计算每个时间点 t_i 与时间 t_{PMR} 的差值 Δt_i ,并提取所述差值 Δt_i 的最大值 t_{\max} 和最小值 t_{\min} ,

[0053] D3,计算最大值 t_{\max} 和最小值 t_{\min} 的差值:

$$[0054] \quad \Delta T = t_{\max} - t_{\min}$$

[0055] 所有差值 Δt_i 的平均值:

$$[0056] \quad T_a = \frac{\sum_1^k \Delta t_i}{k}$$

[0057] 其中, k 为心动周期的总数;

[0058] D4,计算得到脉搏变化时间比值 $\Delta T/T_a$,该脉搏变化时间比值 $\Delta T/T_a$ 反应待监测者的血管弹性和血流情况。

[0059] 上述步骤中所述的压力脉搏信号也可以替换为光电脉搏信号。

[0060] 更进一步设计,所述监测评估数据还包括脉搏传播速度,该脉搏传播速度或通过

无气带压过程的数据计算,或通过气带放气过程的数据计算,或气带恒压过程的数据计算,所述脉搏传播速度的计算方法如下:

[0061] E1,获取心脏到踝动脉的距离 d_1 、心脏到桡动脉的距离 d_2 、心脏到耳垂的距离 d_3 ,则得到距离差 $|d_1-d_2|$ 、 $|d_2-d_3|$;

[0062] E2,提取脉搏信号中每个心动周期的最大变化率 PMR_{max} 及该最大变化率 PMR_{max} 处的时间 t_{PMR} ,所述脉搏信号为压力脉搏或光电脉搏;

[0063] 提取每个心动周期的心电R波的时间点 t_i , i 为心动周期的次序;

[0064] E3,计算每个时间点 t_i 与时间 t_{PMR} 的差值 Δt_i ,计算所有差值 Δt_i 的平均值:

$$[0065] \quad T_a = \frac{\sum_1^k \Delta t_i}{k}$$

[0066] 其中, k 为心动周期的总数;

[0067] E4,计算脉搏传播速度:

$$[0068] \quad PWV = \frac{DL}{Td}$$

[0069] 其中, DL 与 Td 或为: DL 为距离差 $|d_1-d_2|$, Td 为踝腕时间差:踝关节的平均值 T_a -手腕的平均值 T_a ;

[0070] DL 与 Td 或为: DL 为距离差 $|d_2-d_3|$, Td 为耳腕时间差:耳垂的平均值 T_a -手腕的平均值 T_a 。

[0071] 脉搏传播速度可反应血管硬化程度,若 DL 与 Td 采用上述第一种参数值,可得到手部到脚部的血管硬化状况,若采用第二种参数值,则反应头部到手部的血管硬化状况。

[0072] 更进一步设计,所述监测评估数据还包括:

[0073] 不同采集过程中参数的比值:未充气过程的手指ROS均值与放气过程的手指ROS最大值之比,未充气过程的手指ROS均值与恒压过程的手指ROS均值之比,所述手指ROS均值为对应过程中所有ROS值的平均值,所述手指ROS最大值为对应过程中ROS值的最大值;类似的耳垂的相关比值也可计算得到;

[0074] 未充气过程的脉搏传播速度均值与放气过程的脉搏传播速度最大值之比,未充气过程的脉搏传播速度均值与恒压过程的脉搏传播速度均值之比,所述脉搏传播速度均值为对应过程中所有脉搏传播速度的平均值,所述脉搏传播速度最大值为对应过程中脉搏传播速度的最大值;

[0075] 手指与耳垂同类参数的比值:手指的比值ROS与耳垂的比值ROS的比值;

[0076] 手腕与脚踝同类参数的比值:手腕的 A_{max} 与脚踝的 A_{max} 的比值、手腕的 PA_{max} 与脚踝的 PA_{max} 的比值、手腕的 $RP_{m0.8}$ 与脚踝的 $RP_{m0.8}$ 的比值、手腕的 $RAP_{m0.5}$ 与脚踝的 $RAP_{m0.5}$ 的比值、手腕的 MR_{max} 与脚踝的 MR_{max} 的比值、手腕的 $RAP_{MR0.5}$ 与脚踝的 $RAP_{MR0.5}$ 的比值、手腕的 $RP_{MR0.5}$ 与脚踝的 $RP_{MR0.5}$ 的比值。

[0077] 还可包括手指及耳垂处无气带压情况下(即未充气过程)的:每个心动周期同一波长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,以及上述比值的平均值;

[0078] 手腕及踝关节在放气过程中的:收缩压的比值、舒张压的比值、平均血压的比值。

[0079] 通过上述比值,不同采集过程中参数的比值可以知悉未加压与加压情况下该处血液流动情况,分析出是否有血管阻塞,同类参数比值可以分析出上肢与下肢的血管及血流的差异性,判断上下肢血管及血流的健康状况,且排除了个体差异影响,判断结果更精准。

[0080] 本发明的有益效果:单体侧的数据可以准确反映心血管到各部分器官的血管情况,同类数据的比值可以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加强,本发明可以准确达到监测的效果,精确反应心血管到人体各部分的血流情况是否正常。除了能产生可观的经济效益外,更重要的是可为及早发现心血管疾病,为治疗赢得宝贵时间,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,降低就医成本。本发明不仅可用于临床,也可用于家庭等场合,具有很好的应用前景和市场价值。

附图说明

- [0081] 图1是本发明的结构框图;
[0082] 图2是优选实施例的示意图;
[0083] 图3是人体监测位置示意图;
[0084] 图4是优选实施例中微处理器的电路设计图;
[0085] 图5是本发明的工作方法流程图;
[0086] 图6是 ROS_{dec} 、 ROS_{inc} 的计算方法流程图;
[0087] 图7是实施例ROS的变化曲线示意图;
[0088] 图8是 $RP_{m0.8}$ 、 $RAP_{m0.5}$ 的计算方法流程图;
[0089] 图9是实施例充放气过程中压力脉搏信号变化曲线示意图;
[0090] 图10是实施例的压力脉搏信号与气带压力的变化曲线示意图;
[0091] 图11是 $RAP_{MR0.5}$ 、 $RP_{MR0.5}$ 的计算方法流程图;
[0092] 图12是压力脉搏信号的变化率对应气带压力示意图;
[0093] 图13是脉搏变化时间比值 $\Delta T/T_a$ 计算方法流程图;
[0094] 图14是脉搏传播速度的计算方法流程图;
[0095] 图15是耳垂光电脉搏传感器示意图;
[0096] 图16是手指光电脉搏传感器示意图;
[0097] 图17是手腕气带血压计示意图。

具体实施方式

[0098] 下面结合附图及具体实施例对本发明作进一步详细说明。

[0099] 如图1所示,一种基于单体侧信号检测的可穿戴式心血管健康监测系统,包括:

[0100] 单侧数据检测设备,用于采集待监测者的基础心血管信息,所述基础心血管信息包括:气带未充气过程中的单道心电信号、手指血氧双波长信号、耳垂血氧双波长信号,气带放气过程及恒压过程中的单道心电信号、手指血氧双波长信号、耳垂血氧双波长信号、手腕气带压力、手腕压力脉搏信号、踝关节气带压力、踝关节压力脉搏信号;

[0101] 所述基础心血管信息为待监测者同一体侧的手指、耳垂、手腕、踝关节所对应的数据;

[0102] 数据处理器,用于计算检测数据,得到监测比较参数;

[0103] 数据存储单元,用于存储数据内容;

[0104] 数据显示装置,用于显示监测内容,该显示监测内容包括基础心血管信息或/和监测比较参数;

[0105] 所述单侧数据检测设备的输出端组连接数据接收端组,所述数据接收端组连接数据处理器,所述数据处理器连接数据接收端组,所述数据处理器连接数据接收端组,所述数据处理器连接数据接收端组,所述数据处理器连接数据接收端组。

[0106] 所述数据处理器包括心血管特征参数提取模块、监测评估数据计算模块;

[0107] 其中,所述心血管特征参数提取模块提取所述基础心血管信息的心血管特征参数,所述心血管特征参数至少包括:心电R波、血氧饱和度双波长信号的比值ROS、压力脉搏信号的波形、压力脉搏信号的变化率;

[0108] 所述血氧饱和度双波长信号的比值ROS为测量血氧饱和度的两种不同波长的直流信号在同一心动周期内平均值之比;

[0109] 所述监测评估数据计算模块根据所述心血管特征参数计算得到监测评估数据,所述监测评估数据即反应待监测者的心血管健康状态;

[0110] 所述监测评估数据至少包括整个气带放气过程中的:比值ROS随心动周期减小的平均速率 ROS_{dec} 、比值ROS随心动周期增加的平均速度 ROS_{inc} 、脉搏波峰值两侧80%的压差比 $RP_{m0.8}$ 、脉搏波峰值两侧50%的压力比 $RAP_{m0.5}$ 、最大变化率两侧50%的压力比 $RAP_{MR0.5}$ 、最大变化率两侧50%的压差比 $RP_{MR0.5}$ 。

[0111] 还包括用户输入设备,用于获取待监测者的个人信息;

[0112] 无线数据传输模块,用于发送检测比较参数至网络端;

[0113] 所述用户输入设备和无线数据传输模块分别连接所述数据处理器。

[0114] 作为优选,所述单侧数据检测设备包括耳垂光电血氧双波长传感器(如图15)、手指血氧双波长传感器(如图16)、手腕气带压力传感器(如图17)、脚踝气带压力传感器、心电电极。

[0115] 监测使用时,将耳垂光电血氧双波长传感器放置于耳垂上进行检测耳垂血氧双波长信号、耳垂光电脉搏信号,将手指血氧双波长传感器放置于手指上检测手指血氧双波长信号,手腕气带压力传感器包裹手腕后检测充放气及恒压过程中的手腕气带压力、手腕压力脉搏信号,踝气带压力传感器包裹踝关节后检测充放气及恒压过程中的踝关节气带压力、踝关节压力脉搏信号,且手腕气带与脚踝气带同时充放气或保持相同恒压,所检测的位置或都为人体左侧的耳垂、手指、手腕和脚踝,或都为人体右侧的耳垂、手指、手腕和脚踝,如图3所示。

[0116] 本实施例以图2所示的结构进行说明,包括传感器及执行单元、前置放大单元、带通滤波及50Hz陷波单元、可编程放大单元、微处理器单元、充放气驱动单元、SD卡存储器单元、日历单元、定位单元、WiFi通信单元、LED光强控制单元、触摸屏输入及显示单元、DC-DC供电单元。其中,传感器及执行单元主要由单侧耳垂及食指光电脉搏传感器、单侧手腕、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、贴片式体温传感器等构成;前置放大单元主要由AD620、LMC6082等高精度集成运放构成;带通滤波及50Hz陷波单元主要由高精度集成运放LMC6084及LMC6082构成有源滤波和50Hz陷波器实现滤波;可编程放大单

元主要由数控放大器PGA112构成;微处理器单元主要由STM32F407VG构成;充放气驱动单元主要有三级管和场效应管构成;SD卡存储器单元主要由SD卡构成;日历单元主要由日历芯片构成;定位单元主要由北斗定位模块构成;WiFi通信单元主要由无线WiFi通信模块组成;LED光强控制单元主要由电压电流转换电路及数模转换芯片构成,实现耳垂及手指处血氧双波长信号测量中所用LED光强的控制;触摸屏输入及显示单元主要由彩色触摸屏构成,实现各种信息的输入及显示;DC-DC供电单元由各种稳压芯片构成,为其它单元供电。

[0117] 其中微处理器优选为STM32F407VG,如图4所示,其内核是带有FPU的ARM 32-bit Cortex™-M4CPU,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_Ear、AD_Wrist、AD_Finger、AD_Ankle、Temp分别与可编程放大器单元中的心电的数控输出、耳垂双波长光电信号的数控输出、手腕压力及压力脉搏信号的数控输出、手指双波长光电信号的数控输出、踝关节压力及压力脉搏信号的数控输出、温度信号的数控输出相连,利用微处理器内带的A/D转换实现相应的测量;数模转换输出节点DA1、DA2与可编程放大单元相接,控制血氧饱和双波长的直流偏置电压;节点BloodEnable1、BloodEnable2、DAC122SCLK、DAC122SYNC、DAC122DIN与LED光强控制单元相连,实现血氧饱和度双波长LED光强的控制;节点SD_DAT0-SD_DAT3、SD_CLK、SD_CMD与,分别与SD卡存储器单元对应的节点相连,实现各种数据的存储;节点GPS_RX、GPS_TX、PPS分别与定位单元的对应节点相连,实现位置信息的获取;节点WiFi_RXD、WiFi_TXD分别与WiFi通信单元相连,通过无线方实现与外设通信;节点DS1302CLK、DS1302IO、DS1302RST分别与日历单元相连,实现日期的设置及读取;节点LCD_CLK、LCD_MISO、LCD_MOSI、TDout、TDin、TCLK、TBusy、TPenIRQ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ChangeAir1、ChangeAir2、PWM1、PWM2分别与充放气单元对应节点相连,实现充气 and 放气的控制;节点PGA112_SCK_A、PGA112_DIO_A、PGA112_CS_A、PGA112_SCK_W、PGA112_DIO_W、PGA112_CS_W、PGA112_SCK_E、PGA112_DIO_E、PGA112_CS_E、PGA112_SCK_F、PGA112_DIO_F、PGA112_CS_F分别与可编程放大单元中对应节点相连,实现各道信号放大倍数的控制;接口Serial与外部串口相连,用于微处理器软件的在线下载;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;ADR363B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和D2用于程序运行状态的指示;供电节点AV3.3V、DV3.3V、AV+5.0V、DV+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、数字电源5.0V、数字地、模拟地相连,为该单元提供工作电源。

[0118] 本发明的工作方法如图5所示,本实施例仅以手指和手腕的数据进行计算示例:

[0119] S1,先同步采集未对气带加气过程待监测者的单道心电信号、手指血氧双波长信号、耳垂血氧双波长信号,并从耳垂血氧双波长信号提取耳垂光电脉搏信号,采集时间默认为30s;再同步采集待监测者手腕和踝关节处气带同时充放气以及不同压强的恒压(默认为四种压强60mmHg、80mmHg、100mmHg及120mmHg)过程中的手腕气带压力、手腕压力脉搏信号、踝关节气带压力、踝关节压力脉搏信号,以及单道心电信号、手指血氧双波长信号、耳垂血氧双波长信号,整个采集过程约为240s;

[0120] 其中,所述手指血氧双波长信号、耳垂血氧双波长信号、耳垂光电脉搏信号、手腕气带压力、手腕压力脉搏信号、踝关节气带压力、踝关节压力脉搏信号优选为待监测者左体侧的手指、耳垂、手腕、踝关节所对应的数据;

[0121] S2,通过差分阈值法提取心电信号中的心率、心率变异率、心电R波;

[0122] 通过手腕气带压力、手腕压力脉搏信号提取桡动脉的收缩压、舒张压、平均血压、血压指数,通过踝关节气带压力、踝关节压力脉搏信号提取踝动脉的收缩压、舒张压、平均血压、血压指数;

[0123] 计算每个心动周期的手指血氧饱和度双波长信号的比值ROS,本实施例中该比值ROS为940nm波长直流信号的平均值比660nm波长直流信号的平均值;

[0124] 提取所述手腕压力脉搏信号的波形,获得最大幅值 A_{max} 及该最大幅值 A_{max} 处对应的手腕气带压力 PA_{max} ,提取所述手腕压力脉搏信号的变化率,获得最大变化率 MR_{max} 及该最大变化率 MR_{max} 处对应的手腕气带压力 PMR_{max} ;

[0125] S3,根据所述心血管特征参数计算得到监测评估数据,所述监测评估数据即反应待监测者的心血管健康状态;

[0126] 所述监测评估数据至少包括整个气带放气过程中的:比值ROS随心动周期减小的平均速率 ROS_{dec} 、比值ROS随心动周期增加的平均速度 ROS_{inc} 、脉搏波峰值两侧80%的压差比 $RP_{m0.8}$ 、脉搏波峰值两侧50%的压力比 $RAP_{m0.5}$ 、最大变化率两侧50%的压力比 $RAP_{MR0.5}$ 、最大变化率两侧50%的压差比 $RP_{MR0.5}$ 。

[0127] 其中,所述比值ROS随心动周期减小的平均速率 ROS_{dec} 、比值ROS随心动周期增加的平均速度 ROS_{inc} 的计算方法如图6所示:

[0128] A1,提取所有心动周期中所述比值ROS的最大值 ROS_{max} 、最小值 ROS_{min} 、第一个心动周期的比值 ROS_{sta} 、最后一个心动周期的比值 ROS_{end} ,其中最小值 ROS_{min} 所在的心动周期次序为n;

[0129] A2,计算所述比值ROS随心动周期减小的平均速率 ROS_{dec} :

$$[0130] \quad ROS_{dec} = \frac{ROS_{sta} - ROS_{min}}{n - 1}$$

[0131] A3,计算所述比值ROS随心动周期增加的平均速度 ROS_{inc} :

$$[0132] \quad ROS_{inc} = \frac{ROS_{cmax} - ROS_{min}}{m - n}$$

[0133] 其中, ROS_{cmax} 为满足:

$$[0134] \quad \frac{|ROS_m - ROS_{end}|}{|ROS_{m-1} - ROS_{end}|} \geq 5 \text{ 的最大值, } ROS_m \text{ 和 } ROS_{m-1} \text{ 分别是相邻两个心动周期的}$$

比值ROS,其心动周期次序分别为m和m-1。

[0135] 图7为其中一次采集中放气过程所获得的手指处ROS变化曲线。

[0136] 计算未充气过程的手指ROS均值与放气过程的手指ROS最大值之比,未充气过程的手指ROS均值与恒压过程的手指ROS均值之比,所述手指ROS均值为对应过程中所有ROS值的平均值,所述手指ROS最大值为对应过程中ROS值的最大值。

[0137] 手腕处的脉搏波峰值两侧80%的压差比 $RP_{m0.8}$ 、脉搏波峰值两侧50%的压力比

RAP_{m0.5}的计算方法如图8所示,其中,充放气过程的压力脉搏信号变化情况如图9、图10所示:

[0138] 利用线性插入法计算所述手腕压力脉搏信号的波形中最大幅值A_{max}前后两侧的80%幅值A_{d0.8}、A_{s0.8},并获得A_{d0.8}处对应的手腕气带压力P_{d0.8}、A_{s0.8}处对应的手腕气带压力P_{s0.8},

[0139] 利用线性插入法计算所述手腕压力脉搏信号的波形中最大幅值A_{max}前后两侧的50%幅值A_{d0.5}、A_{s0.5},并获得A_{d0.5}处对应的手腕气带压力P_{d0.5}、A_{s0.5}处对应的手腕气带压力P_{s0.5};

[0140] 计算两侧80%幅值的压差比RP_{m0.8}、两侧50%幅值的压力比RAP_{m0.5}:

$$[0141] \quad RP_{m0.8} = \frac{P_{s0.8} - PA_{max}}{PA_{max} - P_{d0.8}}$$

$$[0142] \quad RAP_{m0.5} = \frac{0.5A_{max}}{P_{s0.5} - P_{d0.5}}$$

[0143] 如图11所示的最大变化率两侧50%的压力比RAP_{MR0.5}、最大变化率两侧50%的压差比RP_{MR0.5}的计算方法如下:

[0144] 计算所述手腕压力脉搏信号的变化率中最大变化率MR_{max}前后两侧的50%值MR_{d0.5}、MR_{s0.5},并获得MR_{d0.5}处对应的手腕气带压力P_{MRd0.5}、MR_{s0.5}处对应的手腕气带压力P_{MRs0.5};

[0145] 计算两侧50%变化率的压力比RAP_{MR0.5}、两侧50%变化率的压差比RP_{MR0.5}:

$$[0146] \quad RAP_{MR0.5} = \frac{0.5MR_{max}}{P_{MRs0.5} - P_{MRd0.5}}$$

$$[0147] \quad RP_{MR0.5} = \frac{P_{MRs0.5} - PMR_{max}}{PMR_{max} - P_{MRd0.5}}$$

[0148] 图12为压力脉搏信号的变化率对应气带压力的情况。

[0149] 上述计算为手腕处的数据,同样的,可以根据上述计算手腕处各参数的方法计算踝关节处的对应参数:踝关节压力脉搏信号的最大幅值A_{max}及其对应的踝关节气带压力PA_{max}、两侧80%幅值的压差比RP_{m0.8}、两侧50%幅值的压力比RAP_{m0.5}、踝关节压力脉搏信号的最大变化率MR_{max}、两侧50%变化率的压力比RAP_{MR0.5}、两侧50%变化率的压差比RP_{MR0.5};

[0150] 最后计算手腕与踝关节同类参数的比值:手腕的收缩压与脚踝的收缩压的比值、手腕的舒张压与脚踝的舒张压的比值、手腕的平均血压与脚踝的平均血压的比值、手腕的A_{max}与脚踝的A_{max}的比值、手腕的PA_{max}与脚踝的PA_{max}的比值、手腕的RP_{m0.8}与脚踝的RP_{m0.8}的比值、手腕的RAP_{m0.5}与脚踝的RAP_{m0.5}的比值、手腕的MR_{max}与脚踝的MR_{max}的比值、手腕的RAP_{MR0.5}与脚踝的RAP_{MR0.5}的比值、手腕的RP_{MR0.5}与脚踝的RP_{MR0.5}的比值,通过这些比值可以反应待监测者上肢与下肢的血液流动情况;

[0151] 如图13所示的脉搏变化时间比值 $\Delta T/T_a$ 计算方法如下:

[0152] 本实施例以气带放气过程的数据来计算,其计算方法如下:

[0153] 提取压力脉搏信号中每个心动周期的最大变化率PMR_{max}及该最大变化率PMR_{max}处

的时间 t_{PMR} ,同时提取每个心动周期的心电R波的时间点 t_i , i 为心动周期的次序;

[0154] 计算每个时间点 t_i 与时间 t_{PMR} 的差值 Δt_i 并提取所述差值 Δt_i 的最大值 t_{max} 和最小值 t_{min} ,计算最大值 t_{max} 和最小值 t_{min} 的差值:

$$[0155] \quad \Delta T = t_{max} - t_{min}$$

[0156] 所有差值 Δt_i 的平均值:

$$[0157] \quad T_a = \frac{\sum_1^k \Delta t_i}{k}$$

[0158] k 为心动周期的总数;

[0159] 则得到时间比值 $\Delta T/T_a$,该时间比值 $\Delta T/T_a$ 可以反应待监测者的血管弹性和血流情况;

[0160] 所述脉搏传播速度同样以放气过程的压力脉搏作为计算示例,其中 T_a 的计算可沿用上述计算结果,其计算方法如图14所示:

[0161] 获取心脏到踝动脉的距离 d_1 、心脏到桡动脉的距离 d_2 、心脏到耳垂的距离 d_3 ,则得到距离差 $|d_1-d_2|$ 、 $|d_1-d_3|$;

[0162] 计算脉搏传播速度:

$$[0163] \quad PWV = \frac{DL}{Td}$$

[0164] 其中, DL 与 Td 优选为: DL 为距离差 $|d_1-d_2|$, Td 为踝腕时间差:踝关节的平均值 T_a -手腕的平均值 T_a ;

[0165] 计算未充气过程的脉搏传播速度均值与放气过程的脉搏传播速度最大值之比,未充气过程的脉搏传播速度均值与恒压过程的脉搏传播速度均值之比,所述脉搏传播速度均值为对应过程中所有脉搏传播速度的平均值,所述脉搏传播速度最大值为对应过程中脉搏传播速度的最大值;

[0166] 根据所述心血管特征参数评估该待监测者的心血管健康情况。

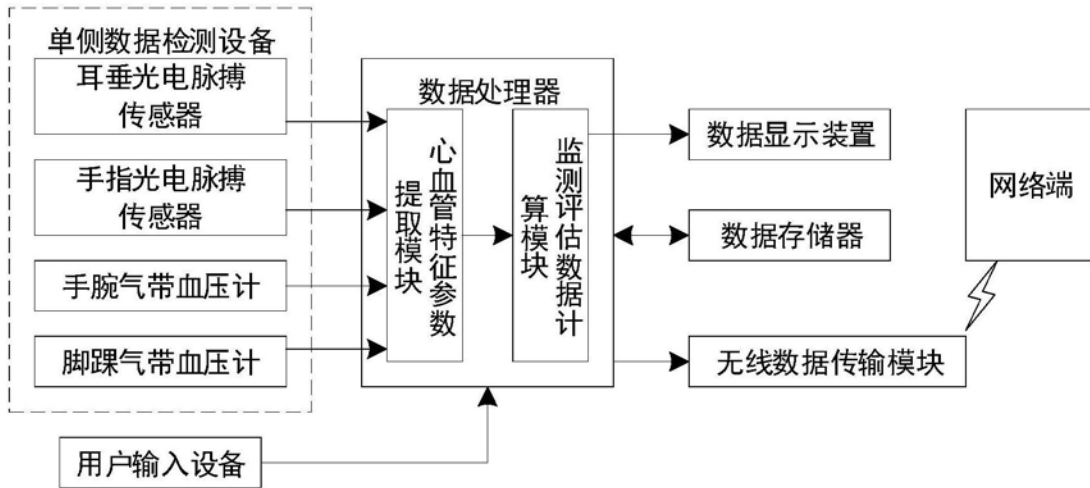


图1

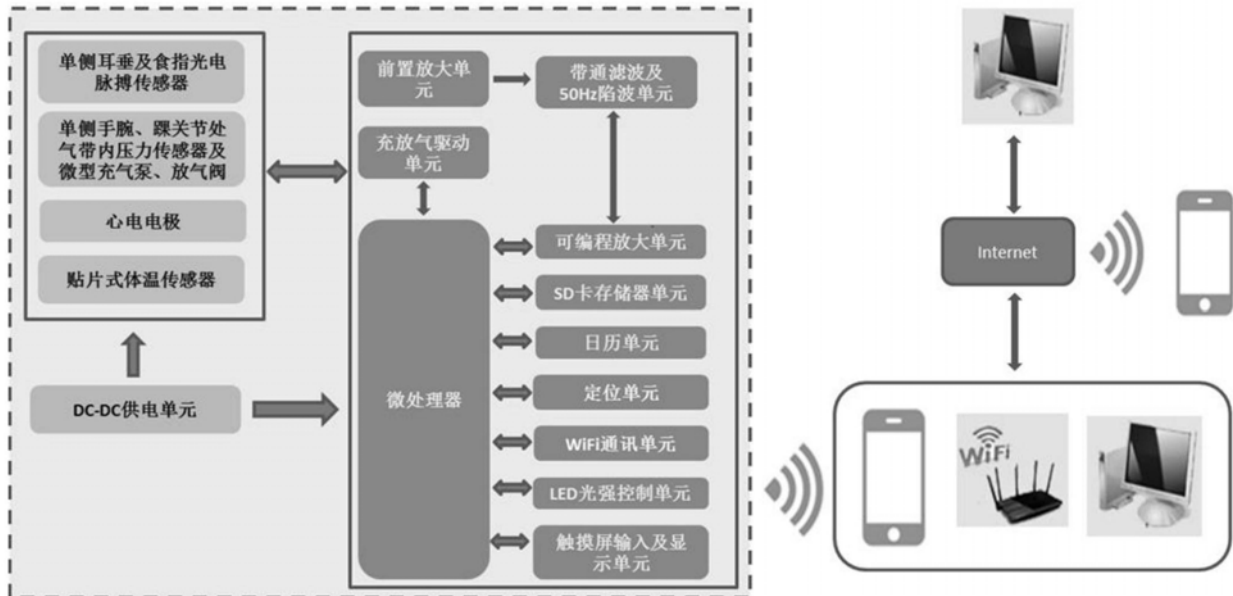
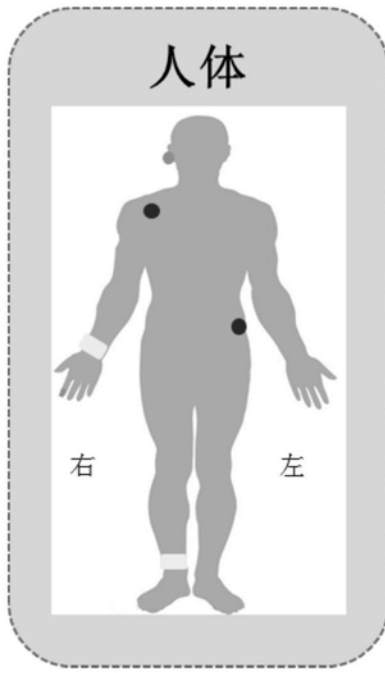


图2



- 心电电极
- 血氧
- 气带

图3

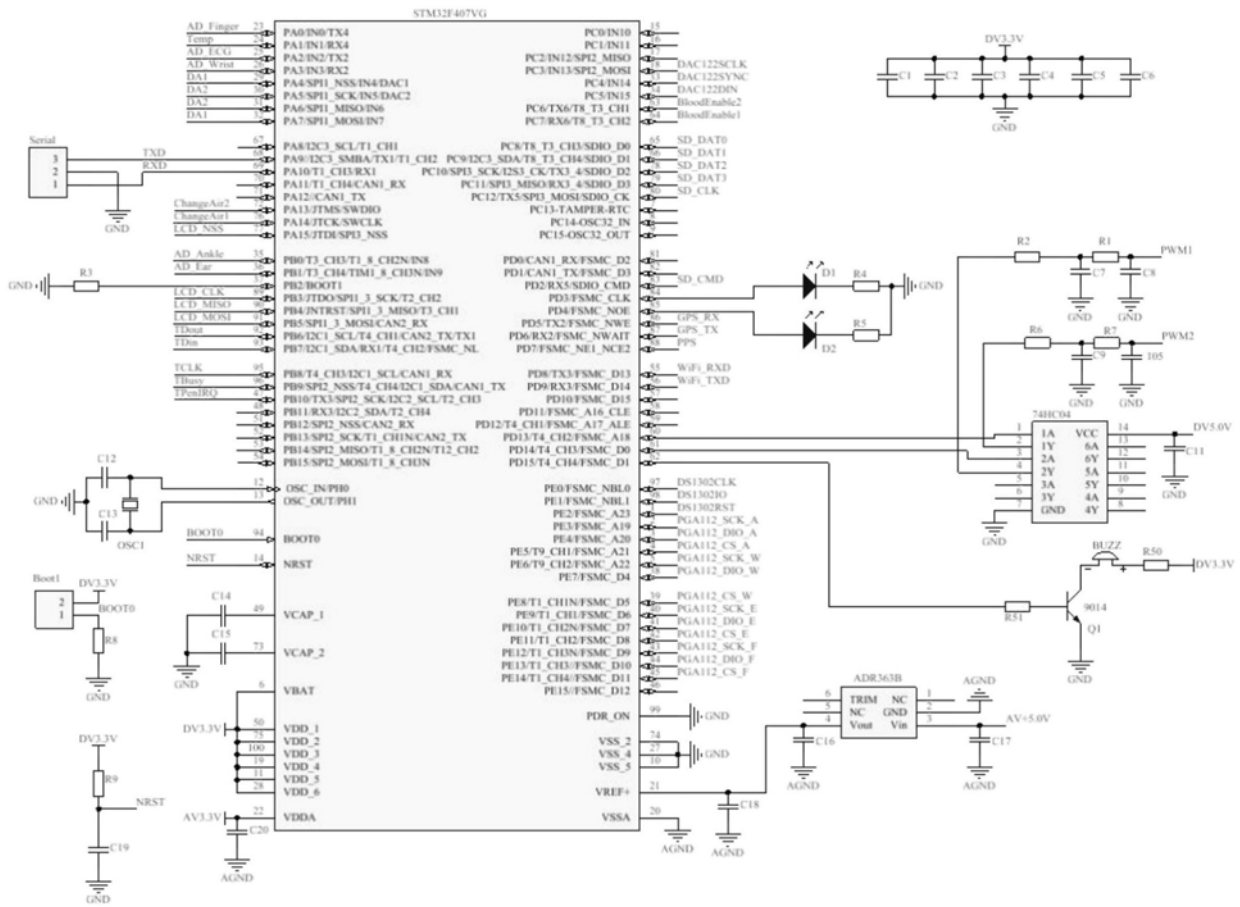


图4

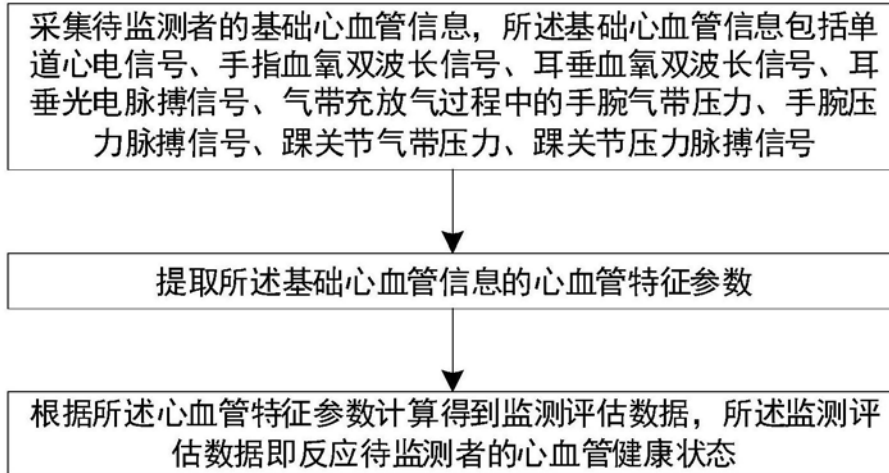


图5

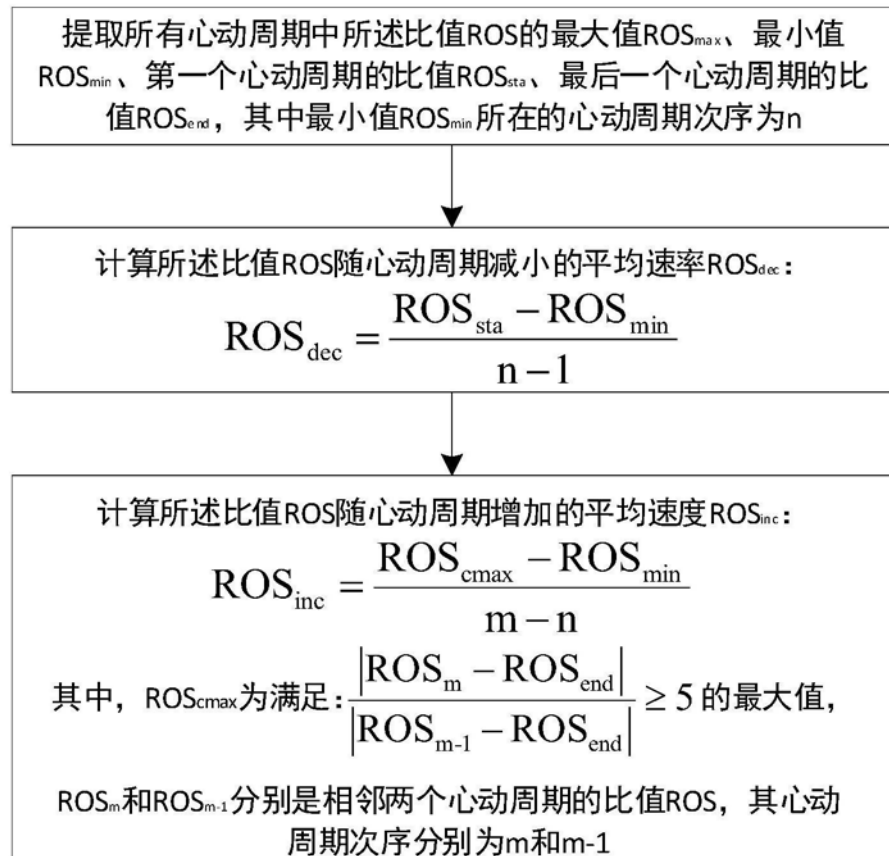


图6

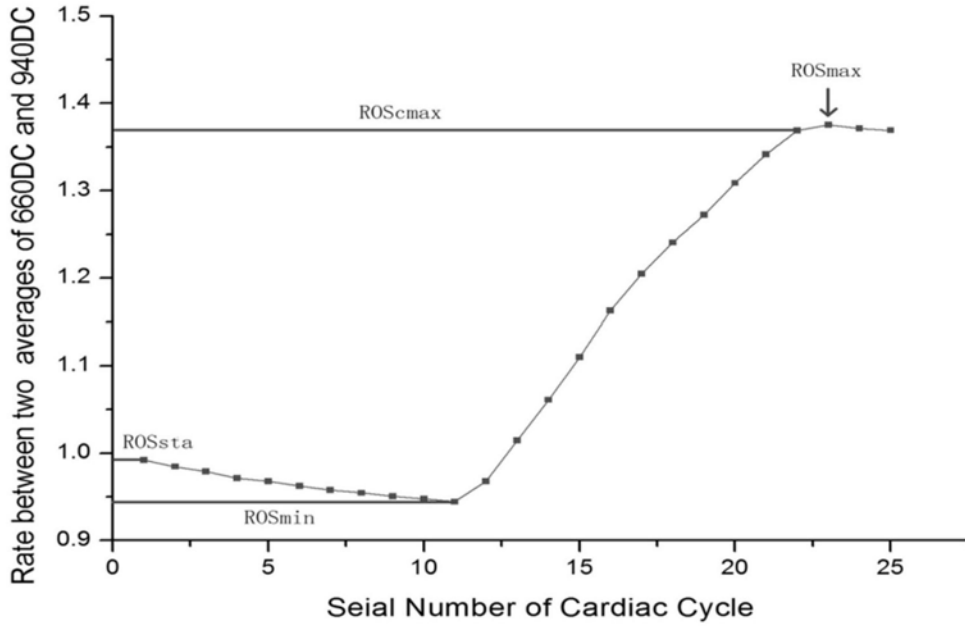


图7

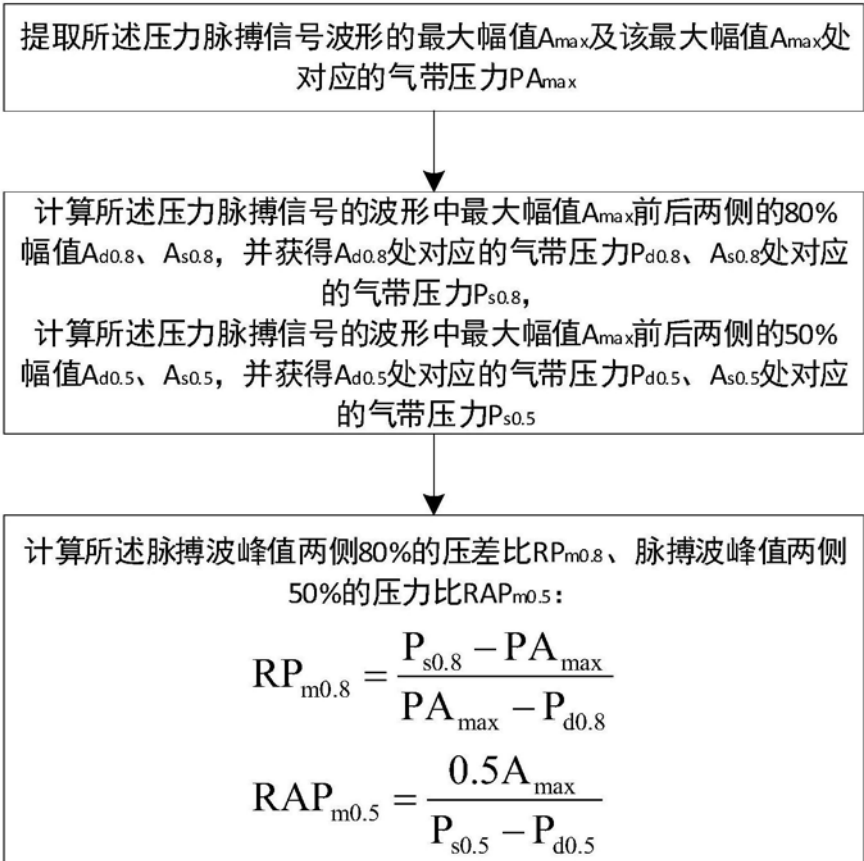


图8

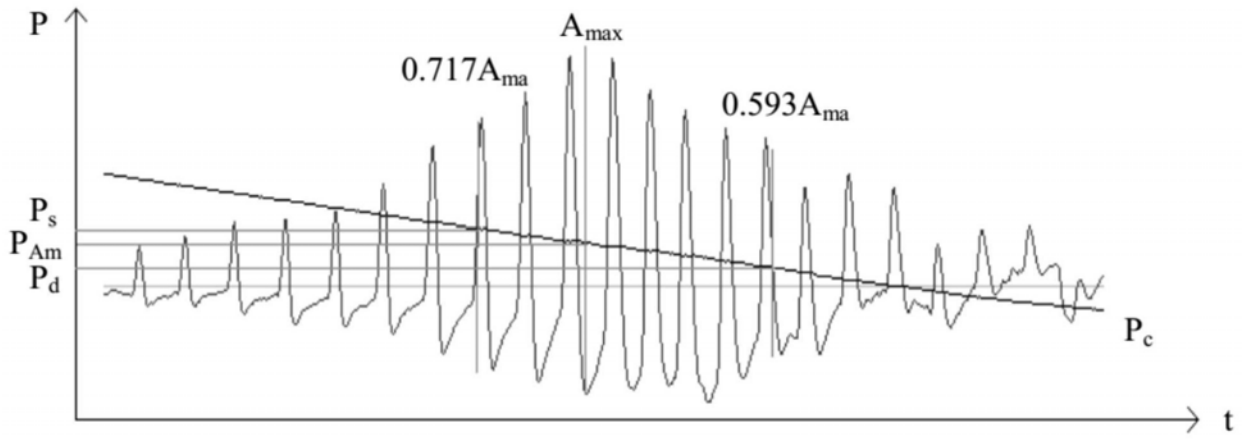


图9

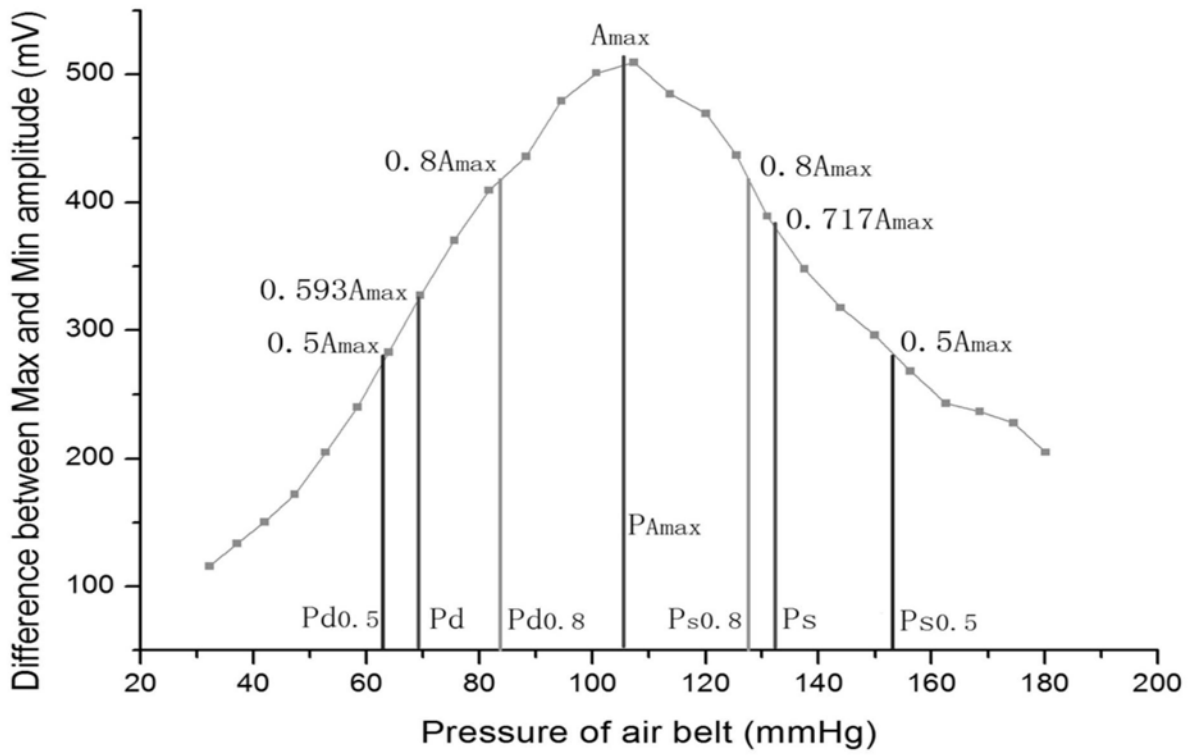


图10

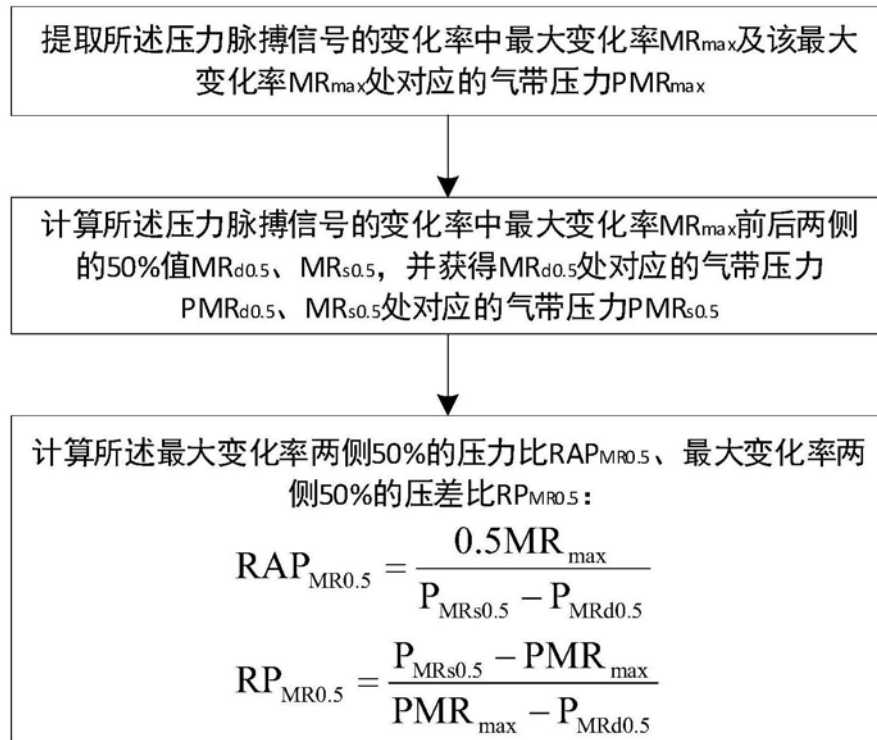


图11

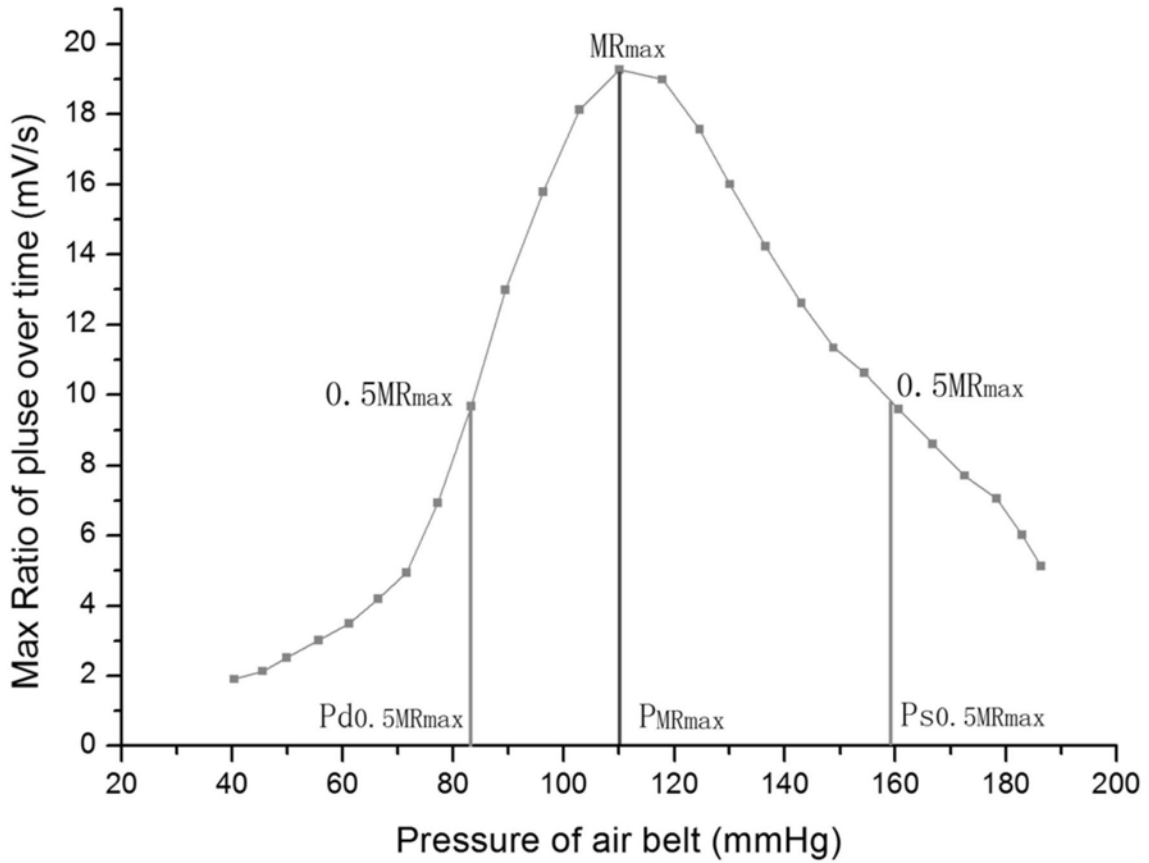


图12

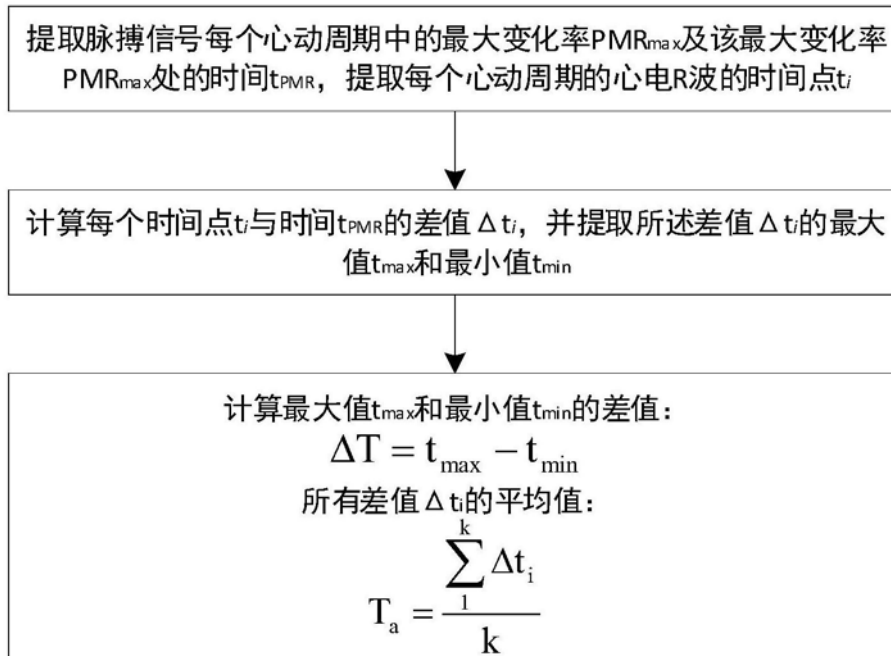


图13

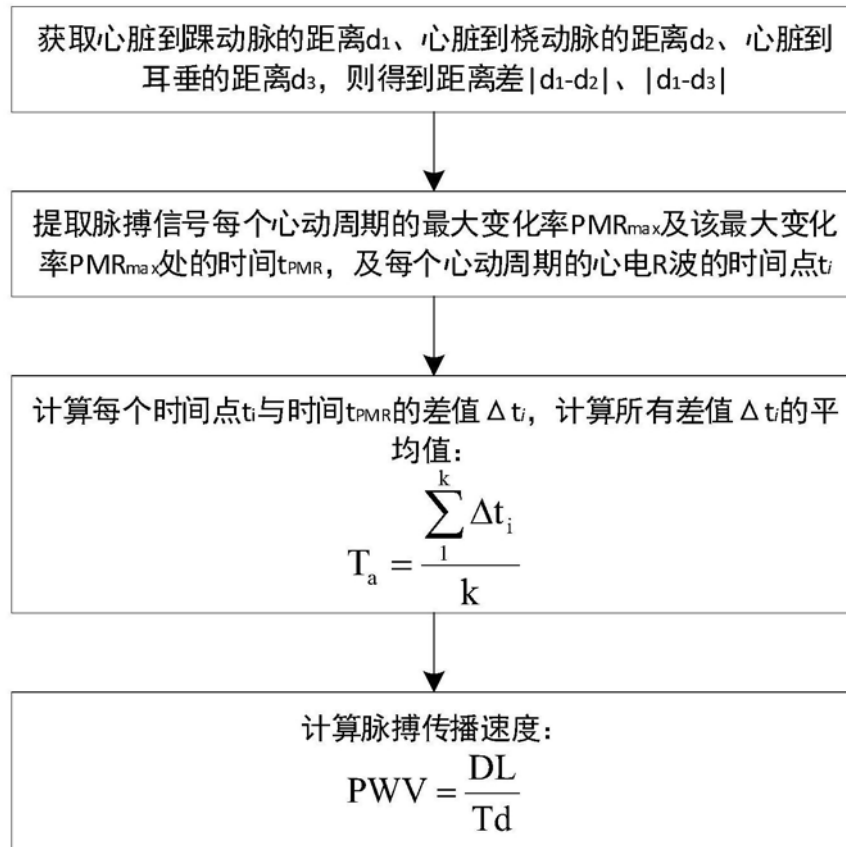


图14

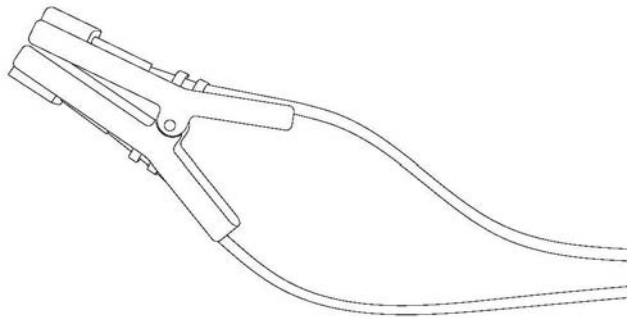


图15

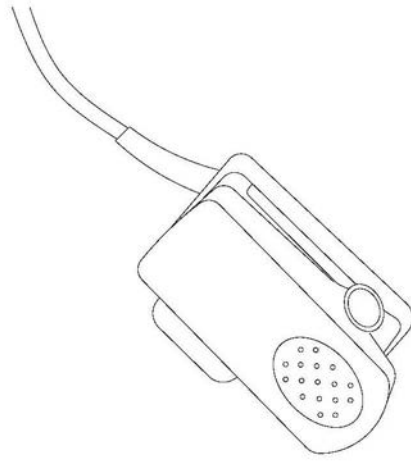


图16

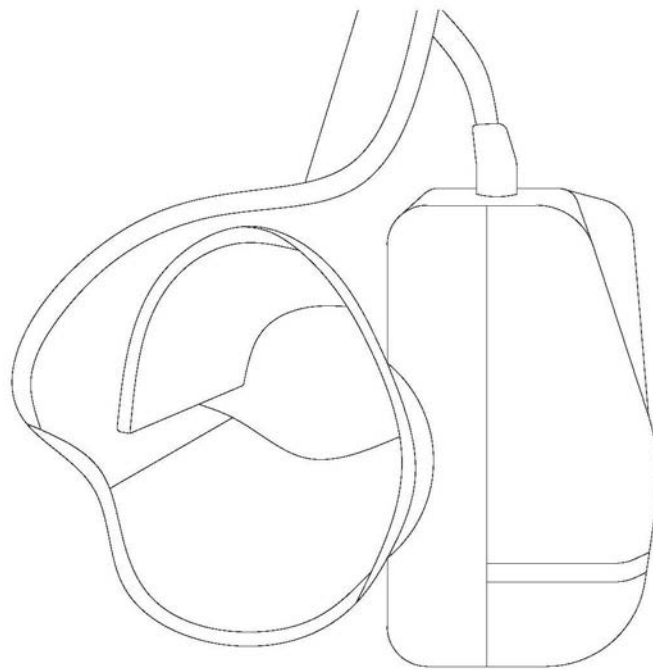


图17