



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110037673 A

(43)申请公布日 2019. 07. 23

(21)申请号 201910393552.6

(22)申请日 2019.05.13

(71)申请人 深圳六合六医疗器械有限公司
地址 518000 广东省深圳市龙华新区观澜
街道上径社区五和310号金科工业园
厂房A栋4楼部分

(72)发明人 王作第

(74)专利代理机构 深圳市精英专利事务所
44242
代理人 冯筠

(51)Int.Cl.
A61B 5/021(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

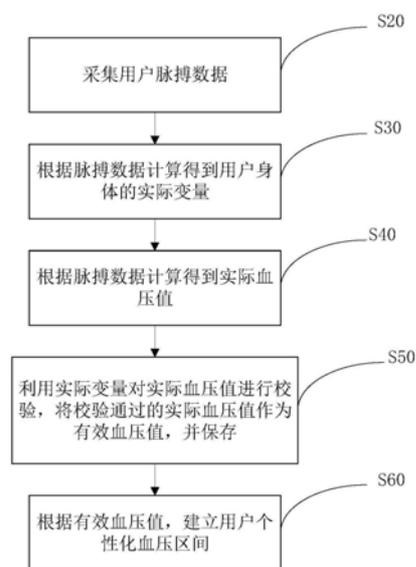
权利要求书2页 说明书10页 附图6页

(54)发明名称

血压个性化区间的统计方法及装置

(57)摘要

本发明公开了一种血压个性化区间的统计方法及装置,方法包括以下步骤:采集用户脉搏数据;根据脉搏数据计算得到用户身体的实际变量;根据脉搏数据计算得到实际血压值;利用实际变量对实际血压值进行校验,将校验通过的实际血压值作为有效血压值,并保存;根据有效血压值,建立用户个性化血压区间。本方案根据采集到的用户脉搏数据,计算得到用户实际血压值和实际变量数据,通过实际变量数据校验实际血压值的有效性,并采用有效血压值建立用户的个性化血压区间,根据不同用户建立适合该用户本身的个性化血压区间,准确科学的管理不同用户血压情况。



1. 一种血压个性化区间的统计方法,其特征在于,包括以下步骤:
采集用户脉搏数据;
根据脉搏数据计算得到用户身体的实际变量;
根据脉搏数据计算得到实际血压值;
利用实际变量对实际血压值进行校验,将校验通过的实际血压值作为有效血压值,并保存;
根据有效血压值,建立用户个性化血压区间;
其中,实际血压值包括:实际舒张压和实际收缩压,所述实际变量包括:血管半径、血流速度、速率、血粘度、血管的外周阻力、心脏每次搏动的幅度、数据点的极值点、心搏出量、面积均值线、心跳间隙、心跳间隔、分段切点、分层切点。
2. 如权利要求1所述的血压个性化区间的统计方法,其特征在于,所述采集用户脉搏数据步骤之前,还包括,
预先设置用户基础血压数据,基础血压数据包括血压基准值和与之对应的基础变量。
3. 如权利要求1所述的血压个性化区间的统计方法,其特征在于,所述预先设置用户基础血压数据,基础血压数据包括血压基准值和与之对应的基础变量步骤,包括,
采集用户多组脉搏数据;
根据多组脉搏数据确定基础脉搏数据;
根据基础脉搏数据计算得到基础变量;
使用测量工具测量用户血压,并将测量结果作为血压基准值;
将血压基准值和基础变量关联保存;
其中,血压基准值包括收缩压基准值 P_{bs} ,舒张压基准值 P_{ds} 。
4. 如权利要求1所述的血压个性化区间的统计方法,其特征在于,所述根据脉搏数据计算得到用户身体的实际变量步骤,包括,
计算血流数据,积分脉搏数据的数值点,计算出数值点的速度,反比数值点的速度获得血流速度;
计算心搏出量,心搏出量 $SV = (0.283 / (k * k)) (P_s - P_d) * T$,其中, $k = (P_s - P_m) / (P_s - P_d)$,其中,参数 T 是心动周期, P_s 是单次测量脉搏数据的极大值, P_d 是单次测量脉搏数据的极小值, P_m 是单次测量脉搏曲线的平面切面点;
计算分段切点,将单次测量脉搏曲线分成 a 个分段,获取分段切点的时间和位置信息, a 为大于0的自然数;
计算分层切点,将上述的分段再分成 b 个分层,获取每个分层切点的数据, b 为大于0的自然数。
5. 如权利要求3所述的血压个性化区间的统计方法,其特征在于,所述根据脉搏数据计算得到实际血压值步骤,包括,
实际血压值包括实际收缩压 PP_s 和实际舒张压 PP_d ,其计算公式如下:
实际收缩压 $PP_s = P_{bs} * (1 + (P_s - P_{sn}) / P_s)$;
实际舒张压 $PP_d = P_{ds} * (1 + (P_d - P_{dn}) / P_d)$;
其中, P_{bs} 收缩压基准值, P_{ds} 舒张压基准值, P_s 为基础脉搏数据的极大值, P_d 为基础脉搏数据的极小值, P_{sn} 为实际脉搏数据的极大值, P_{dn} 为实际脉搏数据的极小值, n 为大于0的

自然数。

6. 如权利要求1所述的血压个性化区间的统计方法,其特征在于,所述根据有效血压值,建立用户个性化血压区间步骤之后,

对有效血压值做线性归化分析,获取实际血压值变化趋势;
根据变化趋势生成用户血压变化报告。

7. 如权利要求1所述的血压个性化区间的统计方法,其特征在于,所述采集用户脉搏数据步骤,包括,

通过传感器获取脉搏数据,传感器的采样频率为500hz;
过滤并提取脉搏数据的有效数值点。

8. 一种血压个性化区间的统计装置,其特征在于,包括,

脉搏采集单元,用于采集用户脉搏数据;

变量计算单元,用于根据脉搏数据计算得到用户身体的实际变量;

血压计算单元,用于根据脉搏数据计算得到实际血压值;

有效校验单元,用于利用实际变量对实际血压值进行校验,将校验通过的实际血压值作为有效血压值,并保存;

区间确定单元,用于根据有效血压值,建立用户个性化血压区间;

其中,实际血压值包括:实际舒张压和实际收缩压,所述实际变量包括:血管半径、血流速度、速率、血粘度、血管的外周阻力、心脏每次搏动的幅度、数据点的极值点、心搏出量、面积均值线、心跳间隙、心跳间隔、分段切点、分层切点。

9. 如权利要求8所述的血压个性化区间的统计装置,其特征在于,还包括预设置单元,用于预先设置用户基础血压数据,基础血压数据包括血压基准值和与之对应的基础变量;

所述预设单元包括预采集模块,选定模块,变量计算模块,血压测量模块和关联保存模块,

所述预采集模块,用于采集用户多组脉搏数据;

所述选定模块,用于根据多组脉搏数据确定基础脉搏数据;

所述变量计算模块,用于根据基础脉搏数据计算得到基础变量;

所述血压测量模块,用于使用测量工具测量用户血压,并将测量结果作为血压基准值;

所述关联保存模块,用于将血压基准值和基础变量关联保存;

其中,血压基准值包括收缩压基准值 P_{bs} ,舒张压基准值 P_{ds} 。

10. 如权利要求9所述的血压个性化区间的统计装置,其特征在于,实际血压值包括实际收缩压 PP_s 和实际舒张压 PP_d ,所述血压计算单元采用以下公式计算实际收缩压 PP_s 和实际舒张压 PP_d :

实际收缩压 $PP_s = P_{bs} * (1 + (P_s - P_{sn}) / P_s)$;

实际舒张压 $PP_d = P_{ds} * (1 + (P_d - P_{dn}) / P_d)$;

其中, P_{bs} 收缩压基准值, P_{ds} 舒张压基准值, P_s 为基础脉搏数据的极大值, P_d 为基础脉搏数据的极小值, P_{sn} 为实际脉搏数据的极大值, P_{dn} 为实际脉搏数据的极小值, n 为大于0的自然数。

血压个性化区间的统计方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及到健康管理领域,特别是涉及到一种血压个性化区间的统计方法及装置。

背景技术

[0002] 血压(blood pressure, BP)是指血液在血管内流动时作用于单位面积血管壁的侧压力,它是推动血液在血管内流动的动力。在不同血管内被分别称为动脉血压、毛细血管压和静脉血压,通常所说的血压是指体循环的动脉血压。

[0003] 血压作为人体健康的一项重要指标,血压的变化可以作为疾病预防与诊断的一个重要参考。人们需要对自身血压做不定期的检测,尤其是高血压病人,需要对自身血压有一个实时的准确把握。现实当中人们测试出来血压值,都是和国际规定的血压值作比对,经过我们临床测试发现每个人的血压差异比较大,由于人体的个体差异不同,比如说有的测试者血压已经超出国际规定的区间范围,按照血压国际标准,测试者已经是高血压患者了,但是通过医院的检查,测试者的身体各项指标都很正常。

[0004] 针对这样的情况,我们提出了一种血压个性化区间的统计方法及装置。

发明内容

[0005] 为了解决上述现有技术的缺陷,本发明的目的是提供一种血压个性化区间的统计方法及装置。

[0006] 为达到上述目的,本发明的技术方案是:

[0007] 一种血压个性化区间的统计方法,包括以下步骤:

[0008] 采集用户脉搏数据;

[0009] 根据脉搏数据计算得到用户身体的实际变量;

[0010] 根据脉搏数据计算得到实际血压值,

[0011] 利用实际变量对实际血压值进行校验,将校验通过的实际血压值作为有效血压值,并保存;

[0012] 根据有效血压值,建立用户个性化血压区间;

[0013] 其中,实际血压值包括:实际舒张压和实际收缩压,所述实际变量包括:血管半径、血流速度、速率、血粘度、血管的外周阻力、心脏每次搏动的幅度、数据点的极值点、心搏出量、面积均值线、心跳间隙、心跳间隔、分段切点、分层切点。

[0014] 进一步地,所述采集用户脉搏数据步骤之前,还包括,

[0015] 预先设置用户基础血压数据,基础血压数据包括血压基准值和与之对应的基础变量。

[0016] 进一步地,所述预先设置用户基础血压数据,基础血压数据包括血压基准值和与之对应的基础变量步骤,包括,

[0017] 采集用户多组脉搏数据;

- [0018] 根据多组脉搏数据确定基础脉搏数据；
- [0019] 根据基础脉搏数据计算得到基础变量；
- [0020] 使用测量工具测量用户血压，并将测量结果作为血压基准值；
- [0021] 将血压基准值和基础变量关联保存；
- [0022] 其中，血压基准值包括收缩压基准值 P_{bs} ，舒张压基准值 P_{ds} 。
- [0023] 进一步地，所述根据脉搏数据计算得到用户身体的实际变量步骤，包括，
- [0024] 计算血流数据，积分脉搏数据的数值点，计算出数值点的速度，反比数值点的速度获得血流速度；
- [0025] 计算心博出量，心博出量 $SV = (0.283 / (k * k)) (P_s - P_d) * T$ ，其中， $k = (P_s - P_m) / (P_s - P_d)$ ，其中，参数 T 是心动周期， P_s 是单次测量脉搏数据的极大值， P_d 是单次测量脉搏数据的极小值， P_m 是单次测量脉搏曲线的平面切面点；
- [0026] 计算分段切点，将单次测量脉搏曲线分成 a 个分段，获取分段切点的时间和位置信息， a 为大于0的自然数；
- [0027] 计算分层切点，将上述的分段再分成 b 个分层，获取每个分层切点的数据， b 为大于0的自然数。
- [0028] 进一步地，所述根据脉搏数据计算得到实际血压值步骤，包括，
- [0029] 实际血压值包括实际收缩压 PP_s 和实际舒张压 PP_d ，其计算公式如下：
- [0030] 实际收缩压 $PP_s = P_{bs} * (1 + (P_s - P_{sn}) / P_s)$ ；
- [0031] 实际舒张压 $PP_d = P_{ds} * (1 + (P_d - P_{dn}) / P_d)$ ；
- [0032] 其中， P_{bs} 收缩压基准值， P_{ds} 舒张压基准值， P_s 为基础脉搏数据的极大值， P_d 为基础脉搏数据的极小值， P_{sn} 为实际脉搏数据的极大值， P_{dn} 为实际脉搏数据的极小值， n 为大于0的自然数。
- [0033] 进一步地，所述根据有效血压值，建立用户个性化血压区间步骤之后，
- [0034] 对有效血压值做线性归化分析，获取实际血压值变化趋势；
- [0035] 根据变化趋势生成用户血压变化报告。
- [0036] 进一步地，所述采集用户脉搏数据步骤，包括，
- [0037] 通过传感器获取脉搏数据，传感器的采样频率为500hz；
- [0038] 过滤并提取脉搏数据的有效数值点。
- [0039] 本发明还提出了一种血压个性化区间的统计装置，包括，
- [0040] 脉搏采集单元，用于采集用户脉搏数据；
- [0041] 变量计算单元，用于根据脉搏数据计算得到用户身体的实际变量；
- [0042] 血压计算单元，用于根据脉搏数据计算得到实际血压值，
- [0043] 有效校验单元，用于利用实际变量对实际血压值进行校验，将校验通过的实际血压值作为有效血压值，并保存；
- [0044] 区间确定单元，用于根据有效血压值，建立用户个性化血压区间；
- [0045] 其中，实际血压值包括：实际舒张压和实际收缩压，所述实际变量包括：血管半径、血流速度、速率、血粘度、血管的外周阻力、心脏每次搏动的幅度、数据点的极值点、心搏出量、面积均值线、心跳间隙、心跳间隔、分段切点、分层切点。
- [0046] 进一步地，还包括预设置单元，用于预先设置用户基础血压数据，基础血压数据包

括血压基准值和与之对应的基础变量；

[0047] 所述预设单元包括预采集模块,选定模块,变量计算模块,血压测量模块和关联保存模块,

[0048] 所述预采集模块,用于采集用户多组脉搏数据;

[0049] 所述选定模块,用于根据多组脉搏数据确定基础脉搏数据;

[0050] 所述变量计算模块,用于根据基础脉搏数据计算得到基础变量;

[0051] 所述血压测量模块,用于使用测量工具测量用户血压,并将测量结果作为血压基准值;

[0052] 所述关联保存模块,用于将血压基准值和基础变量关联保存;

[0053] 其中,血压基准值包括收缩压基准值 P_{bs} ,舒张压基准值 P_{ds} 。

[0054] 进一步地,实际血压值包括实际收缩压 PPS 和实际舒张压 PPd ,所述血压计算单元采用以下公式计算实际收缩压 PPS 和实际舒张压 PPd :

[0055] 实际收缩压 $PPS = P_{bs} * (1 + (P_s - P_{sn}) / P_s)$;

[0056] 实际舒张压 $PPd = P_{ds} * (1 + (P_d - P_{dn}) / P_d)$;

[0057] 其中, P_{bs} 收缩压基准值, P_{ds} 舒张压基准值, P_s 为基础脉搏数据的极大值, P_d 为基础脉搏数据的极小值, P_{sn} 为实际脉搏数据的极大值, P_{dn} 为实际脉搏数据的极小值, n 为大于0的自然数。

[0058] 本发明的有益效果是:根据采集到的用户脉搏数据,计算得到用户实际血压值和实际变量数据,通过实际变量数据校验实际血压值的有效性,并采用有效血压值建立用户的个性化血压区间,根据不同用户建立适合该用户本身的个性化血压区间,准确科学的管理不同用户血压情况。

附图说明

[0059] 图1为本发明一实施例一种血压个性化区间的统计方法的方法流程图;

[0060] 图2为本发明采集用户脉搏数据步骤的具体方法流程图;

[0061] 图3为本发明另一实施例一种血压个性化区间的统计方法的方法流程图;

[0062] 图4为本发明预先设置用户基础血压数据,基础血压数据包括血压基准值和与之对应的基础变量步骤的具体方法流程图;

[0063] 图5为本发明一实施例一种血压个性化区间的统计装置的结构原理框图;

[0064] 图6为本发明预设置单元的结构原理框图;

[0065] 图7为本发明脉搏采集单元的结构原理框图;

[0066] 图8为单次脉搏数据的数据分段坐标图;

[0067] 图9为单次脉搏数据的坐标曲线图。

具体实施方式

[0068] 为阐述本发明的思想及目的,下面将结合附图和具体实施例对本发明做进一步的说明。

[0069] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明的一部分实施例,而不是全部的实施例。基

于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0070] 需要说明,本发明实施例中所有方向性指示(诸如上、下、左、右、前、后等)仅用于解释在某一特定姿态(如附图所示)下各部件之间的相对位置关系、运动情况等,如果该特定姿态发生改变时,则该方向性指示也相应地随之改变,所述的连接可以是直接连接,也可以是间接连接。

[0071] 另外,在本发明中如涉及“第一”、“第二”等的描述仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示其相对重要性或者隐含指明所指示的技术特征的数量。由此,限定有“第一”、“第二”的特征可以明示或者隐含地包括至少一个该特征。另外,各个实施例之间的技术方案可以相互结合,但是必须是以本领域普通技术人员能够实现为基础,当技术方案的结合出现相互矛盾或无法实现时应当认为这种技术方案的结合不存在,也不在本发明要求的保护范围之内。

[0072] 如无特别说明,本文中的“/”代表含义为“或”。

[0073] 参照图1-4以及8和9,本发明一实施例提出一种血压个性化区间的统计方法,包括以下步骤:

[0074] S20、采集用户脉搏数据。

[0075] S30、根据脉搏数据计算得到用户身体的实际变量。

[0076] S40、根据脉搏数据计算得到实际血压值;

[0077] S50、利用实际变量对实际血压值进行校验,将校验通过的实际血压值作为有效血压值,并保存。

[0078] S60、根据有效血压值,建立用户个性化血压区间。

[0079] 其中,实际血压值包括:实际舒张压和实际收缩压,所述实际变量包括:血管半径、血流速度、速率、血粘度、血管的外周阻力、心脏每次搏动的幅度、数据点的极值点、心搏出量、面积均值线、心跳间隙、心跳间隔、分段切点、分层切点。

[0080] 参考图3,在步骤S20之前还包括步骤S10:预先设置用户基础血压数据,基础血压数据包括血压基准值和与之对应的基础变量。

[0081] 对于步骤S10,在最开始时,先采集目标用户多组脉搏数据(可以是3组,也可以更多),通过3组脉搏数据之间相互比较,确定出适合的脉搏数据,作为基础脉搏数据,并提取该基础脉搏数据的数值点,计算得到对应的基础变量,并使用血压仪测量用于当时血压作为血压基准值,包括收缩压基准值 P_{bs} 和舒张压基准值 P_{ds} ,血压基准值关联基础变量作为基础血压数据进行存储,同时根据血压基准值和基础脉搏数据的数值点(P_s 、 P_b 和 P_m)计算出来一个权值 k , $k = (P_s - P_m) / (P_s - P_d)$ 也一起保存于数据库,后续新计算的实时血压数据使用权值 k 进行校验。具体的,后续计算时,根据每次脉搏数据计算每次的权值 k 数据,每次权值 k 可能不同。

[0082] 参考图4,步骤S10,包括以下步骤:

[0083] S11、采集用户多组脉搏数据。

[0084] S12、根据多组脉搏数据确定基础脉搏数据。

[0085] S13、根据基础脉搏数据计算得到基础变量。

[0086] S14、使用测量工具测量用户血压,并将测量结果作为血压基准值。

[0087] S15、将血压基准值和基础变量关联保存。

[0088] 其中,血压基准值包括收缩压基准值Pbs,舒张压基准值Pds。

[0089] 对于步骤S11-S15,获取多组的脉搏数据,用于比对脉搏数据,并筛选出最适合的脉搏数据,避免只使用单次脉搏数据出现误差的情况。同时根据脉搏数据计算得到上述的基础变量,用于后续校验新计算血压值,筛选出有效血压值。

[0090] 对于步骤S20,通过传感器采集用户脉搏数据,具体的,传感器的采样频率是500hz,可以预先设定每采集一组脉搏数据的采集时长为90秒,这样每次采集脉搏数据就大概可以获取40000多个数值点,将这些脉搏数据数值点经过过滤筛选处理,显示在同个坐标系下,上述的数值点在坐标系上整体形成了波动性变化,如图8所示。

[0091] 参考图2,步骤S20包括:

[0092] S21、通过传感器获取脉搏数据,传感器的采样频率为500hz。

[0093] S22、过滤并提取脉搏数据的有效数值点。

[0094] 对于步骤S21和S22,通过传感采集到脉搏数据之后,过滤脉搏数据并提取脉搏数据的有效数值点,这里的数值点包括如图9所示的极大值Ps,极小值Pd,以及可以等分脉搏曲线两边面积的点Pm,用于后续实际变量的计算。

[0095] 具体的,传感器的采样频率是500HZ,也就是每秒钟采集500个数据点,但是,但是每一次心跳的数据个数最大是485,最小是285,当采集到的脉搏数据不满足这条件时,判定采集回来的数据有问题,需要重新采集。在一个采集时长90秒内可以获取多个脉搏数据,但是算法提取出来的脉搏小于12个时,认为该脉搏数据无效。

[0096] 对于步骤S30,根据脉搏数据的数值点计算该次计算的实际变量,分别计算出血管半径、血流速度、速率、血粘度、血管的外周阻力、心脏每次搏动的幅度、数据点的极值点、平均切面点、差分阈值点、心搏出量、心跳间隙、心跳间隔、分段切点、分层切点。

[0097] 具体的,不同实际变量计算过程包括,

[0098] a1、计算血流数据,积分脉搏数据的数值点,计算出数值点的速度,反比数值点的速度获得血流速度。

[0099] a2、计算心搏出量,心搏出量 $SV = (0.283 / (k * k)) (Ps - Pd) * T$, $k = (Ps - Pm) / (Ps - Pd)$,其中,参数T是心动周期,Ps是单次测量脉搏数据极大值,Pd是单次测量脉搏数据极小值,Pm是单次测量脉搏曲线的平面切面点,如图8所示。

[0100] a3、计算分段切点,将单次测量脉搏曲线分成a个分段,获取分段切点的时间和位置信息,a为大于0的自然数。如图8所示,在本实施例中,测量脉搏曲线被分成A1,A2,A3,B1,B2,B3,C1,C2和C3一共8个分段,其中分段切点也对应为8个,通过将测量脉搏曲线进行切分,能够将测量脉搏曲线进行细化,获取每分段的变化具体数据。

[0101] a4、计算分层切点,将上述的分段再分成b个分层,获取每个分层切点的数据,b为大于0的自然数,在本实施例中b为7个,在上述8个分段的基础上,将每个分段切分成7个分层,进一步细化每个分段的数据,并获取每个分层的细化具体数据。

[0102] a5、计算血粘度比。

[0103] a6、计算血管半径,假定血管半径在一定范围内是不变的,计算一段时间内连续脉搏数据对应极大值和极小值的比列值,其中连续脉搏数据是指一定时间内连续采集的脉搏数据,例如在90秒内连续采集的100个脉搏数据,每个脉搏数据都可以计算出来一个极大值

和一个极小值的比例值。

[0104] a7、计算速率,根据一段时间内数值点多个速度线性归化之后,通过斜率的变化所得。

[0105] a8、计算外周阻力,外周阻力是脉搏数据曲线图中的降中峡(为图8中R2位置)的值与极值点的比值。

[0106] a9、计算心脏每次搏动的搏幅,选取一段时间内所有脉搏数据的极大值。

[0107] a10、计算平面切面点,为一组数据可以等分两边面积的点 P_m 。

[0108] a11、计算差分阈值点,为心脏每一次搏动极大值点和极小值点。

[0109] a12、计算心跳间隙,为每两次搏动的极值点的连线。a13、计算心跳间隔,为每两次搏动的极小值间隔。

[0110] 对于步骤S40,在计算完上述的实际变量之后,根据脉搏数据的数值点(P_s, P_d, P_m)来计算得到实际血压值。

[0111] 对于步骤S40具体为:其中实际血压值包括实际收缩压PPS和实际舒张压PPd,对应的计算公式如下:

[0112] 实际收缩压PPS= $P_{bs} * (1 + (P_s - P_{sn}) / P_s)$ 。

[0113] 实际舒张压PPd= $P_{ds} * (1 + (P_d - P_{dn}) / P_d)$ 。

[0114] 其中, P_{bs} 收缩压基准值, P_{ds} 舒张压基准值, P_s 为基础脉搏数据的极大值, P_d 为基础脉搏数据的极小值, P_{sn} 为实际脉搏数据的极大值, P_{dn} 为实际脉搏数据的极小值, n 为大于0的自然数。

[0115] 对于步骤S50,在根据脉搏数据计算得到实际变量和实际血压值之后,将实际血压值与血压基准值比较,实际变量与实际血压值进行比较。根据本领域的常识,当血压变化的时候血管半径、血流速度、速率、血管的外周阻力、心脏每次搏动的幅度、数据点的极值点、平均切面点、差分阈值点、心搏出量、心跳间隙、心跳间隔、分段切点、分层切点变量会发生变化。若果实际血压值相对于血压基准值发生变化时,而实际变量没有相对基础变量发生变化,或者变化的程度与实际血压值的变化的程度不对应,则代表该采集的脉搏数据无效,计算得到的实际血压值和实际变量无效,需要重新采集。

[0116] 需要说明的是,实际血压值相对血压基准值发生变化时,实际变量也会发生变化,在具体比较时,并不一定要求上述所有变量全部发生变化,根据实际需要可以在大多数变量发生了相应的变化时,就判定由该次采集到的脉搏数据计算得到的实际血压值有效,具体的,可以是在全部13个变量中存在7个或7个以上的实际变量对应发生变化之后判断该次数据有效。

[0117] 具体的,当计算出来实际血压的收缩压和舒张压的时,使用上面对应计算出来的实际变量进行评估。比如:血压计算出来非常的大,例如收缩压180,舒张压99,这个时候对应的实际变量相对也会发生变化,比如说血管半径这时候会增大,相反,血压大,血管半径却不增大,那么可以判定得到的这组实际血压值无效。最后获取认为合理的有效血压值进行排序,所有有效血压值的最小值和最大值的之间就是个性化血压区间。

[0118] 对于步骤S60,传感器除了会间隔一定的时间采集脉搏数据用于计算实际血压值之外,还可以在具体的时间点/段采集脉搏数据用于计算实际血压值,在一个时间段内可以获取到多个有效血压值,将所有有效血压值进行排序,并将其中的最大值和最小值作为目

标客户血压的个性化血压区间,个性化血压区间相对于现有的标准血压区间更加贴合目标用户的血压健康情况,通过个性化血压区间可以更加准确,科学的管理用户自己的血压情况,精准高效。

[0119] 具体的,步骤S60包括。对所有有效血压值进行排序,以所有有效血压值中的最大值和最小值作为用户的个性化血压区间的极值。

[0120] 通过后台算法每天都会根据新采集到地有效血压值统计个性化血压区间,统计出血压值数据分布均匀的区间为我们的个性化血压区间,比如说:{65、68、67、70、85、65、66、64、73、75、66、74、68、69},那85就不是均匀分布,我们会剔除掉,那么个性化区间就是{65-75},以上数值只是用于举例说明,不代表上述数值为真实数值。

[0121] 参考图3,在步骤S60之后,包括:

[0122] S70、对有效血压值做线性归化分析,获取实际血压值变化趋势。

[0123] S80、根据变化趋势生成用户血压变化报告。

[0124] 对于步骤S70和S80,根据已有的有效血压值分析血压值趋势变化,对有效血压值(实际血压值)做线性归化分析,归化后直线的斜率变化直接反映了用户血压的变化,根据变化趋势生成用户血压变化报告,并在超出了上述的个性化血压区间时,向用户发出对应的消息预警,提示用户血压升高/降低,并注意休息。

[0125] 本方案根据采集到的用户脉搏数据,计算得到用户实际血压值和实际变量数据,通过实际变量数据校验实际血压值的有效性,并采用有效血压值建立用户的个性化血压区间,根据不同用户建立适合该用户本身的个性化血压区间,准确科学的管理不同用户血压情况。

[0126] 参考图5-9,本发明还提出了一种血压个性化区间的统计装置,包括,

[0127] 预设置单元10,用于预先设置用户基础血压数据,基础血压数据包括血压基准值和与之对应的基础变量。

[0128] 脉搏采集单元20,用于采集用户脉搏数据。

[0129] 变量计算单元30,用于根据脉搏数据计算得到用户身体的实际变量。

[0130] 血压计算单元40,用于根据脉搏数据计算得到实际血压值,

[0131] 有效校验单元50,用于利用实际变量对实际血压值进行校验,将校验通过的实际血压值作为有效血压值,并保存。

[0132] 区间确定单元60,用于根据有效血压值,建立用户个性化血压区间。

[0133] 趋势分析单元70,用于对有效血压值做线性归化分析,获取实际血压值变化趋势,根据变化趋势生成用户血压变化报告。

[0134] 其中,实际血压值包括:实际舒张压和实际收缩压,所述实际变量包括:血管半径、血流速度、速率、血粘度、血管的外周阻力、心脏每次搏动的幅度、数据点的极值点、心搏出量、面积均值线、心跳间隙、心跳间隔、分段切点、分层切点。

[0135] 对于预设单元10,在最开始时,先采集目标用户多组脉搏数据(可以是3组,也可以更多),通过3组脉搏数据之间相互比较,确定出适合的脉搏数据,作为基础脉搏数据,并提取该基础脉搏数据的数值点,计算得到对应的基础变量,并使用血压仪测量用于当时血压作为血压基准值,包括收缩压基准值 P_{bs} 和舒张压基准值 P_{ds} ,血压基准值关联基础变量作为基础血压数据进行存储,同时根据血压基准值和基础脉搏数据的数值点(P_s 、 P_b 和 P_m)计

算出来一个权值 k , $k = (P_s - P_m) / (P_s - P_d)$ 也一起保存于数据库, 后续新计算的血压数据使用权值 k 进行校验。具体的, 后续计算时, 根据每次脉搏数据计算每次的权值 k 数据, 每次权值 k 可能不同。

[0136] 参考图6, 预设单元包括预采集模块, 选定模块, 变量计算模块, 血压测量模块和关联保存模块,

[0137] 预采集模块11, 用于采集用户多组脉搏数据。

[0138] 选定模块12, 用于根据多组脉搏数据确定基础脉搏数据。

[0139] 变量计算模块13, 用于根据基础脉搏数据计算得到基础变量。

[0140] 血压测量模块14, 用于使用测量工具测量用户血压, 并将测量结果作为血压基准值。

[0141] 关联保存模块15, 用于将血压基准值和基础变量关联保存。

[0142] 其中, 血压基准值包括收缩压基准值 P_{bs} , 舒张压基准值 P_{ds} 。

[0143] 获取多组的脉搏数据, 用于比对脉搏数据, 并筛选出最适合的脉搏数据, 避免只使用单次脉搏数据出现误差的情况。同时根据脉搏数据计算得到上述的基础变量, 用于后续校验新计算血压值, 筛选出有效血压值。

[0144] 对于脉搏采集单元20, 通过传感器采集用户脉搏数据, 具体的, 传感器的采样频率是500hz, 可以预先设定每采集一组脉搏数据的采集时长为90秒, 这样每次采集脉搏数据就大概可以获取40000多个数值点, 将这些脉搏数据数值点经过过滤筛选处理, 显示在同个坐标系下, 上述的数值点在坐标系上整体形成了波动性变化, 如图8和9所示。

[0145] 参考图7, 脉搏采集单元20包括采集模块21和过滤提取模块22。

[0146] 采集模块21用于通过传感器获取脉搏数据, 传感器的采样频率为500hz。

[0147] 过滤提取模块22用于过滤并提取脉搏数据的有效数值点。

[0148] 通过传感采集到脉搏数据之后, 过滤脉搏数据并提取脉搏数据的有效数值点, 这里的数值点包括如图9所示的极大值 P_s , 极小值 P_d , 以及可以等分脉搏曲线两边面积的点 P_m , 用于后续实际变量的计算。

[0149] 具体的, 传感器的采样频率是500HZ, 也就是每秒钟采集500个数据点, 但是, 但是每一次心跳的数据个数最大是485, 最小是285, 当采集到的脉搏数据不满足这条件时, 判定采集回来的数据有问题, 需要重新采集。在一个采集时长90秒内可以获取多个脉搏数据, 但是算法提取出来的脉搏小于12个时, 认为该脉搏数据无效。

[0150] 对于变量计算单元30, 根据脉搏数据的数值点计算该次计算的实际变量, 分别计算出血管半径、血流速度、速率、血粘度、血管的外周阻力、心脏每次搏动的幅度、数据点的极值点、平均切面点、差分阈值点、心搏出量、心跳间隙、心跳间隔、分段切点、分层切点。

[0151] 具体的, 不同实际变量计算过程包括,

[0152] a1、计算血流数据, 积分脉搏数据的数值点, 计算出数值点的速度, 反比数值点的速度获得血流速度。

[0153] a2、计算心搏出量, 心搏出量 $SV = (0.283 / (k * k)) (P_s - P_d) * T$, $k = (P_s - P_m) / (P_s - P_d)$, 其中, 参数 T 是心动周期, P_s 是单次测量脉搏数据极大值, P_d 是单次测量脉搏数据极小值, P_m 是单次测量脉搏曲线的平面切面点, 如图8所示。

[0154] a3、计算分段切点, 将单次测量脉搏曲线分成 a 个分段, 获取分段切点的时间和位

置信息,a为大于0的自然数。如图8所示,在本实施例中,测量脉搏曲线被分成A1,A2,A3,B1,B2,B3,C1,C2和C3一共8个分段,其中分段切点也对应为8个,通过将测量脉搏曲线进行切分,能够将测量脉搏曲线进行细化,获取每分段的变化具体数据。

[0155] a4、计算分层切点,将上述的分段再分成b个分层,获取每个分层切点的数据,b为大于0的自然数,在本实施例中b为7个,在上述8个分段的基础上,将每个分段切分成7个分层,进一步细化每个分段的数据,并获取每个分层的细化具体数据。

[0156] a5、计算血粘度比。

[0157] a6、计算血管半径,假定血管半径在一定范围内是不变的,计算一段时间内连续脉搏数据对应极大值和极小值的比列值,其中连续脉搏数据是指一定时间内连续采集的脉搏数据,例如在90秒内连续采集的100个脉搏数据,每个脉搏数据都可以计算出来一个极大值和一个极小值的比例值。

[0158] a7、计算速率,根据一段时间内数值点多个速度线性归化之后,通过斜率的变化所得。

[0159] a8、计算外周阻力,外周阻力是脉搏数据曲线图中的降中峡(为图9中R2位置)的值与极值点的比值。

[0160] a9、计算心脏每次搏动的搏幅,选取一段时间内所有脉搏数据的极大值。

[0161] a10、计算平面切面点,为一组数据可以等分两边面积的点Pm。

[0162] a11、计算差分阈值点,为心脏每一次搏动极大值点和极小值点。

[0163] a12、计算心跳间隔,为每两次搏动的极值点的连线。a13、计算心跳间隔,为每两次搏动的极小值间隔。

[0164] 对于血压计算单元40,实际血压值包括实际收缩压PPS和实际舒张压PPd,所述血压计算单元采用以下公式计算实际收缩压PPS和实际舒张压PPd:

[0165] 实际收缩压PPs= $Pbs * (1 + (Ps - Psn) / Ps)$;

[0166] 实际舒张压PPd= $Pds * (1 + (Pd - Pdn) / Pd)$ 。

[0167] 其中,Pbs收缩压基准值,Pds舒张压基准值,Ps为基础脉搏数据的极大值,Pd为基础脉搏数据的极小值,Psn为实际脉搏数据的极大值,Pdn为实际脉搏数据的极小值,n为大于0的自然数。

[0168] 对于有效校验单元50,在根据脉搏数据计算得到实际变量和实际血压值之后,将实际血压值与血压基准值比较,实际变量与实际血压值进行比较。根据本领域的常识,当血压变化的时候血管半径、血流速度、速率、血管的外周阻力、心脏每次搏动的幅度、数据点的极值点、平均切面点、差分阈值点、心搏出量、心跳间隔、心跳间隔、分段切点、分层切点变量会发生变化。若果实际血压值相对于血压基准值发生变化时,而实际变量没有相对基础变量发生变化,或者变化的程度与实际血压值的变化程度不对应,则代表该采集的脉搏数据无效,计算得到的实际血压值和实际变量无效,需要重新采集。

[0169] 需要说明的是,实际血压值相对血压基准值发生变化时,实际变量也会发生变化,在具体比较时,并不一定要求上述所有变量全部发生变化,根据实际需要可以在大多数变量发生了相应的变化时,就判定由该次采集到的脉搏数据计算得到的实际血压值有效,具体的,可以是在全部13个变量中存在7个或7个以上的实际变量对应发生变化之后判断该次数据有效。

[0170] 具体的,当计算出来实际血压的收缩压和舒张压的时,使用上面对应计算出来的实际变量进行评估。比如:血压计算出来非常的大,例如收缩压180,舒张压99,这个时候对应的实际变量相对也会发生变化,比如说血管半径这时候会增大,相反,血压大,血管半径却不增大,那么可以判定得到的这组实际血压值无效。最后获取认为合理的有效血压值进行排序,所有有效血压值的最小值和最大值的之间就是个性化血压区间。

[0171] 对于区间确定单元60,传感器除了会间隔一定的时间采集脉搏数据用于计算实际血压值之外,还可以在具体的时间点/段采集脉搏数据用于计算实际血压值,在一个时间段内可以获取到多个有效血压值,将所有有效血压值进行排序,并将其中的最大值和最小值作为目标客户血压的个性化血压区间,个性化血压区间相对于现有的标准血压区间更加贴合目标用户的血压健康情况,通过个性化血压区间可以更加准确,科学的管理用户自己的血压情况,精准高效。

[0172] 具体的,对所有有效血压值进行排序,以所有有效血压值中的最大值和最小值作为用户的个性化血压区间的极值。通过后台算法每天都会根据新采集到地有效血压值统计个性化血压区间,统计出血压值数据分布均匀的区间为我们的个性化血压区间,比如说:{65、68、67、70、85、65、66、64、73、75、66、74、68、69},那85就不是均匀分布,我们会剔除掉,那么个性化区间就是{65-75},以上数值只是用于举例说明,不代表上述数值为真实数值。

[0173] 对于趋势分析单元70,根据已有的有效血压值分析血压值趋势变化,对有效血压值(实际血压值)做线性归化分析,归化后直线的斜率变化直接反映了用户血压的变化,根据变化趋势生成用户血压变化报告,并在超出了上述的个性化血压区间时,向用户发出对应的消息预警,提示用户血压升高/降低,并注意休息。

[0174] 本方案根据采集到的用户脉搏数据,计算得到用户实际血压值和实际变量数据,通过实际变量数据校验实际血压值的有效性,并采用有效血压值建立用户的个性化血压区间,根据不同用户建立适合该用户本身的个性化血压区间,准确科学的管理不同用户血压情况。

[0175] 以上所述仅为本发明的优选实施例,并非因此限制本发明的专利范围,凡是利用本发明说明书及附图内容所作的等效结构或等效流程变换,或直接或间接运用在其他相关的技术领域,均同理包括在本发明的专利保护范围内。

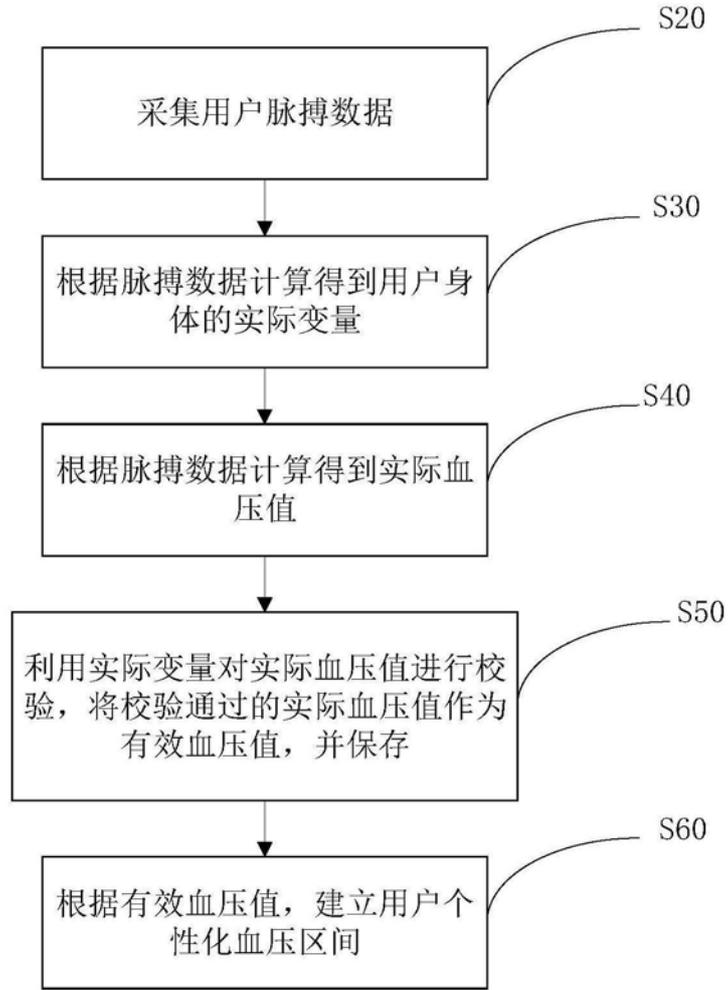


图1

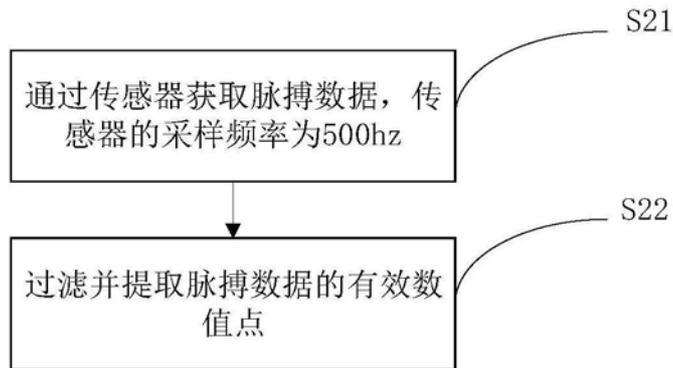


图2

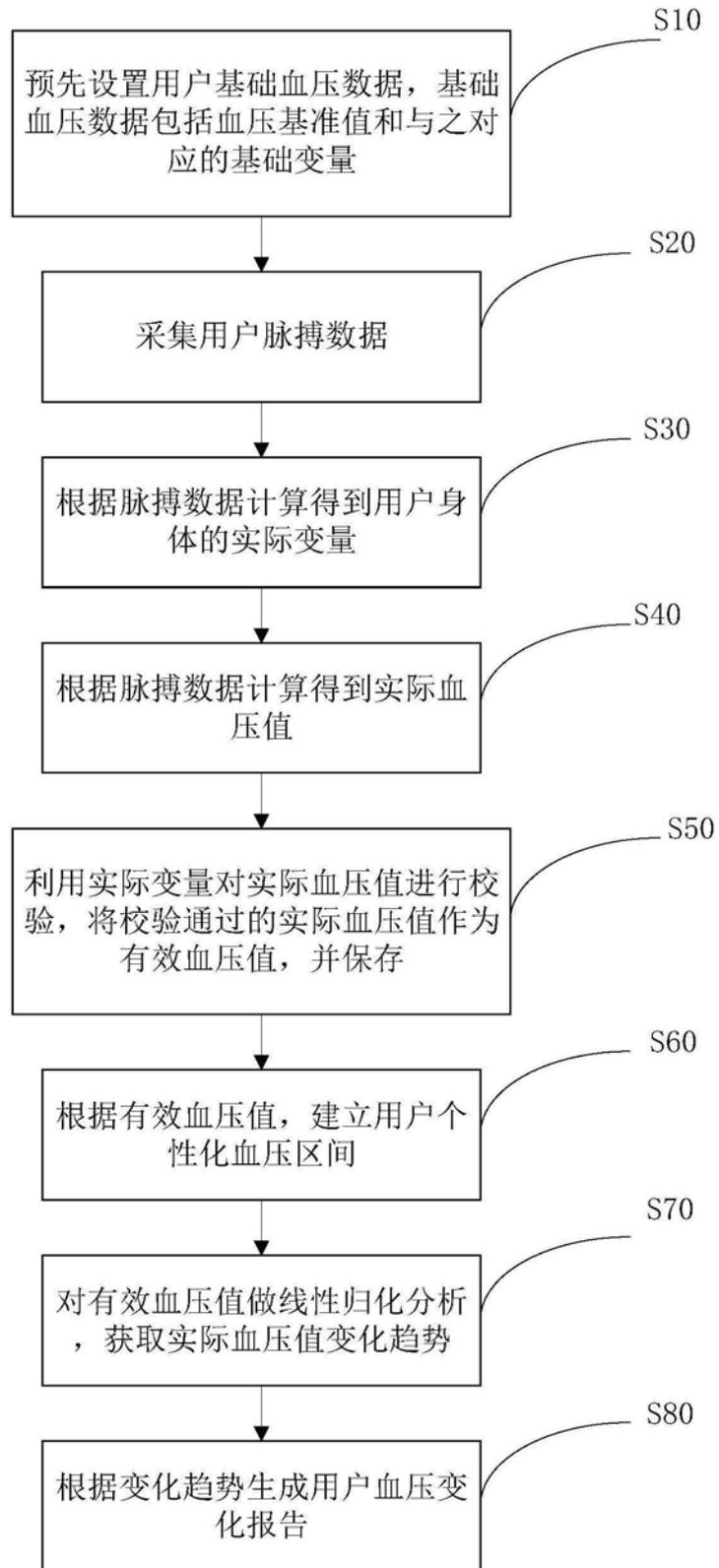


图3

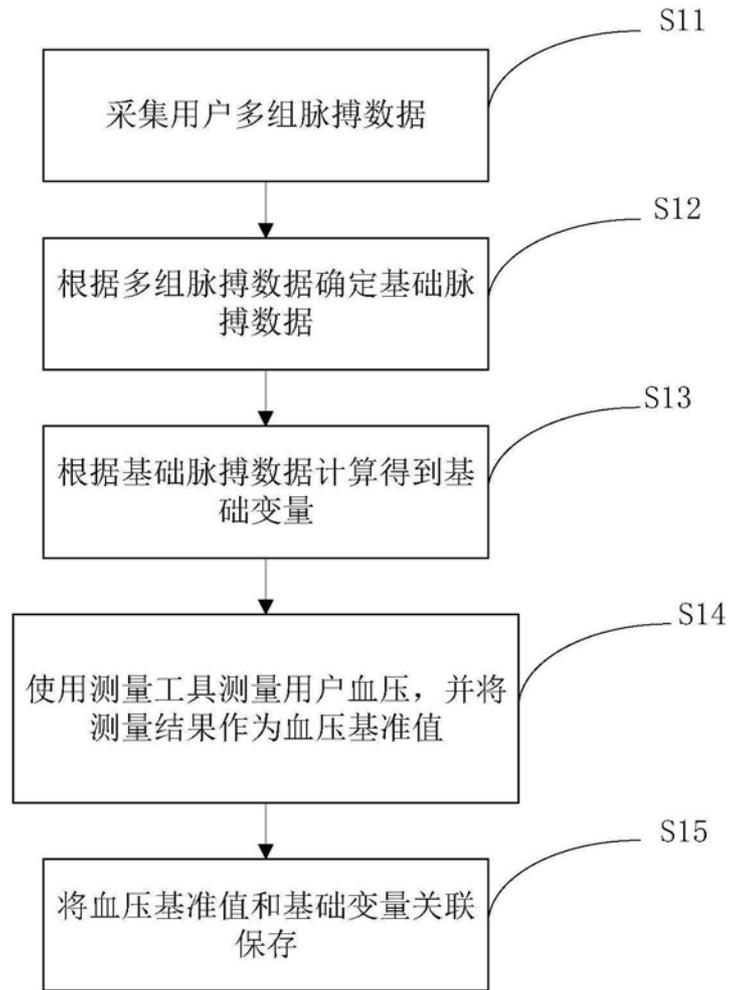


图4

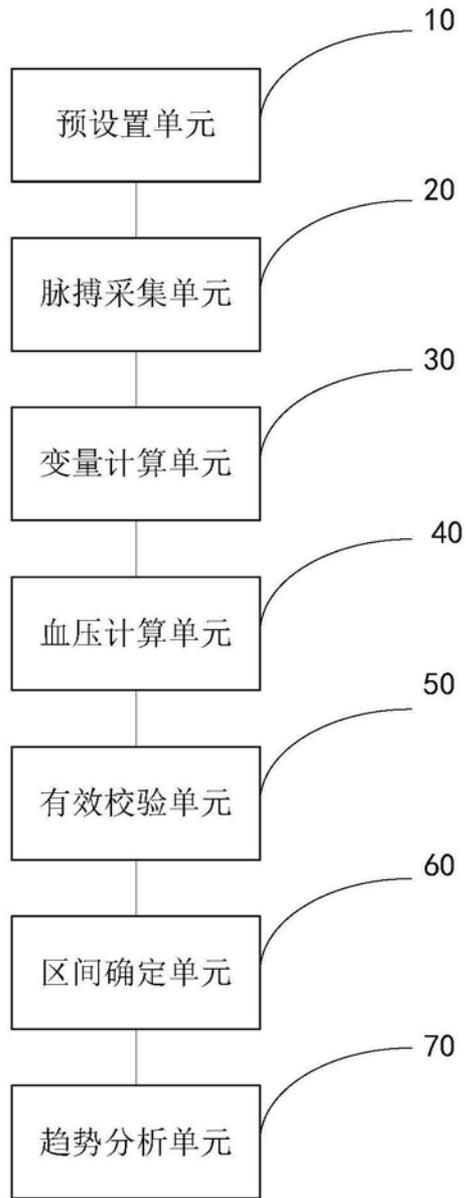


图5

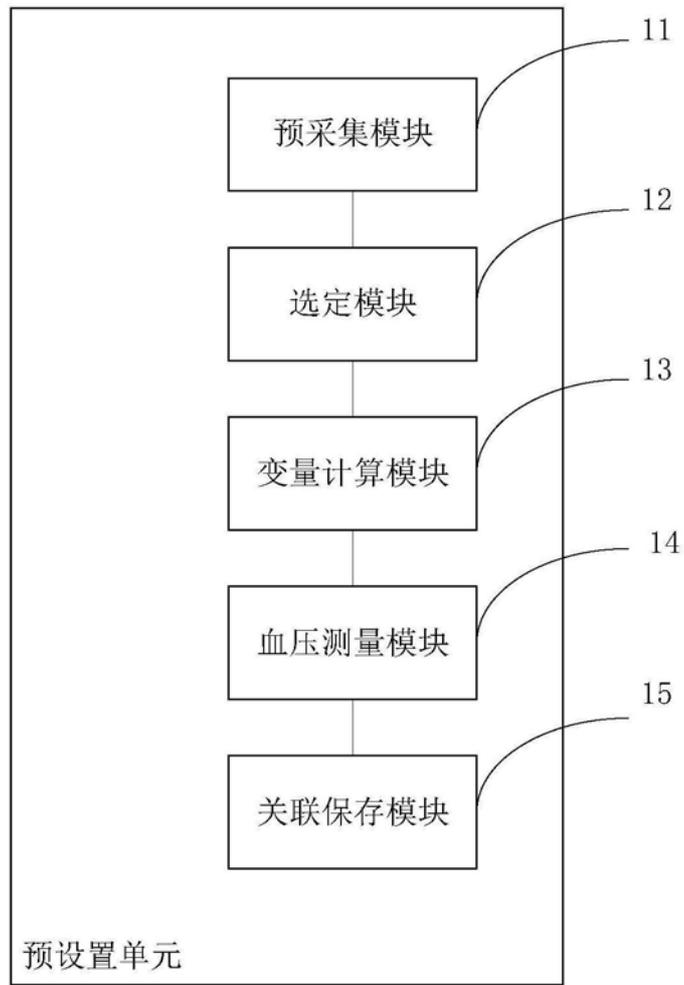


图6

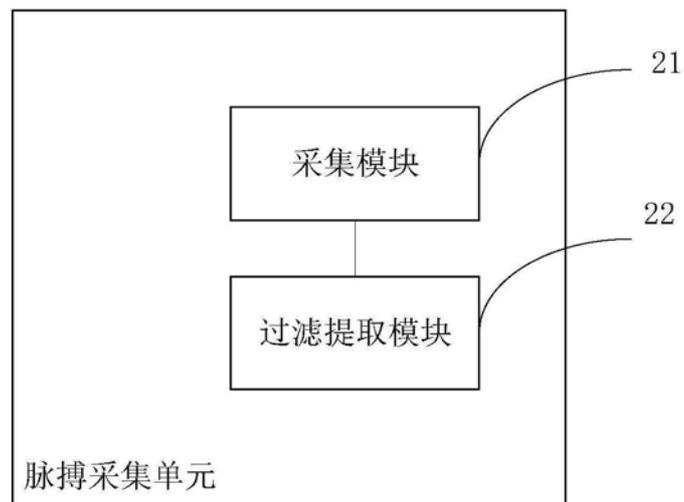


图7

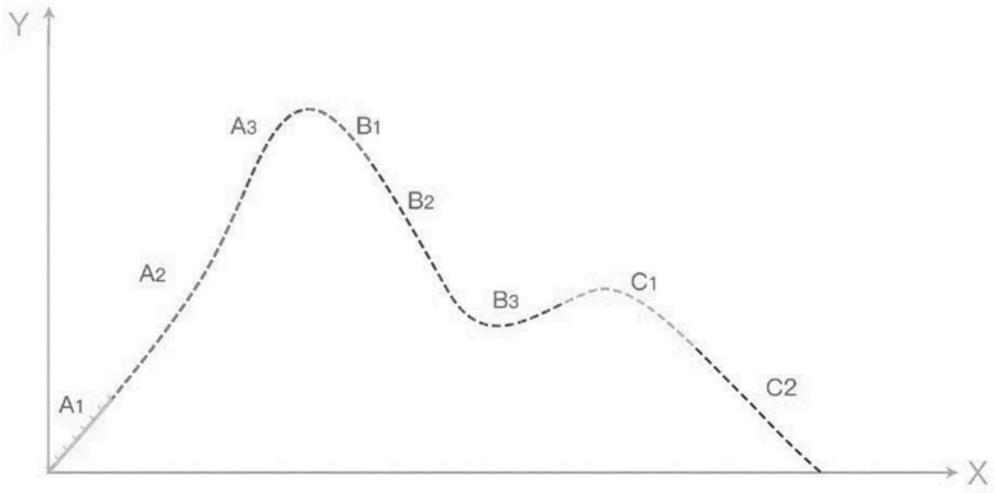


图8

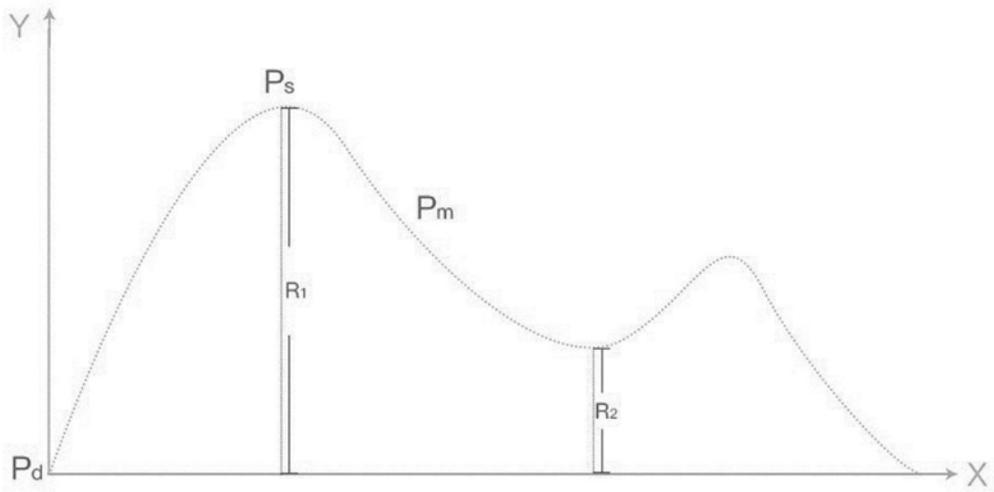


图9

专利名称(译)	血压个性化区间的统计方法及装置		
公开(公告)号	CN110037673A	公开(公告)日	2019-07-23
申请号	CN201910393552.6	申请日	2019-05-13
发明人	王作第		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/7235		
代理人(译)	冯筠		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种血压个性化区间的统计方法及装置，方法包括以下步骤：采集用户脉搏数据；根据脉搏数据计算得到用户身体的实际变量；根据脉搏数据计算得到实际血压值；利用实际变量对实际血压值进行校验，将校验通过的实际血压值作为有效血压值，并保存；根据有效血压值，建立用户个性化血压区间。本方案根据采集到的用户脉搏数据，计算得到用户实际血压值和实际变量数据，通过实际变量数据校验实际血压值的有效性，并采用有效血压值建立用户的个性化血压区间，根据不同用户建立适合该用户本身的个性化血压区间，准确科学的管理不同用户血压情况。

