

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2014 年 7 月 3 日 (03.07.2014)



(10) 国际公布号
WO 2014/101466 A1

- (51) 国际专利分类号:
A61B 5/022 (2006.01) A61B 5/01 (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2013/083099
- (22) 国际申请日: 2013 年 9 月 9 日 (09.09.2013)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (30) 优先权:
201210576302.4 2012 年 12 月 27 日 (27.12.2012) CN
- (71) 申请人: 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO.,LTD.) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。
- (72) 发明人: 明利强 (MING, Liqiang); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。 刘方 (LIU, Fang); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。 孙业军 (SUN, Yejun); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦, Guangdong 518057 (CN)。

(74) 代理人: 深圳鼎合诚知识产权代理有限公司 (DHC IP ATTORNEYS); 中国广东省深圳市福田区金田路与福华路交汇处现代商务大厦 2201, Guangdong 518048 (CN)。

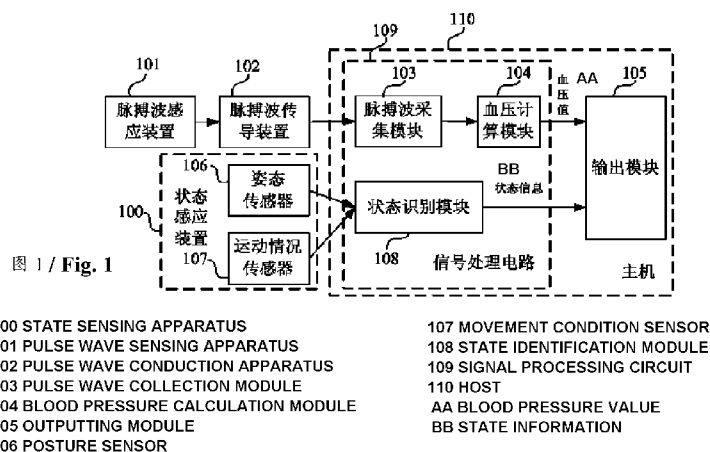
(81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

[见续页]

(54) Title: BLOOD PRESSURE GAUGE

(54) 发明名称: 一种血压测量仪



(57) Abstract: A blood pressure gauge comprises: a pulse wave sensing apparatus (101) for sensing a pulse wave of a detected object and outputting a pulse wave signal; a state sensing apparatus (100) for sensing a state that the monitored object is in, and outputting state information; and a host (110), comprising a signal processing circuit (109). The signal processing circuit (109) is respectively connected to the pulse wave sensing apparatus (101) and the state sensing apparatus (100), receives the pulse wave signal output by the pulse wave sensing apparatus (101) and the state information output by the state sensing apparatus (100), calculates a blood pressure value according to the pulse wave signal, and processes monitoring of the blood pressure according to the state information of the detected object. The present blood pressure gauge processes monitoring of blood pressure according to the information of the state that the detected object is in, thereby ensuring that an obtained blood pressure value is more accurate and reliable.

(57) 摘要:

[见续页]



WO 2014/101466 A1



本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第 21 条(3))。

一种血压测量仪，包括：用于感应被检测对象的脉搏波，并输出脉搏波信号的脉搏波感应装置（101）；用于感应被监测对象所处的状态、并输出状态信息的状态感应装置（100）；主机（110），其包括信号处理电路（109）。信号处理电路（109）分别与脉搏波感应装置（101）和状态感应装置（100）相连，接收脉搏波感应装置（101）输出的脉搏波信号和状态感应装置（100）输出的状态信息，根据脉搏波信号计算血压值，并根据被检测对象的状态信息对血压进行监测处理。本血压测量仪根据被检测对象所处的状态信息对血压进行监测处理，从而保证获得的血压值更加准确可靠。

说明书

发明名称：一种血压测量仪

技术领域

- [1] 本申请涉及医疗器械领域，具体涉及一种血压测量仪。

背景技术

- [2] 目前，无创血压测量通常是采用袖套冲压和示波法来检测无创血压。即在袖套内部安装一个脉搏波感应装置，感应到的脉搏波通过导气管传输到无创血压测量设备的主控部分。主控部分通过信号采集转换成数字信号，然后使用专业的算法计算出血压值。
- [3] 但在这些传统的血压计测量血压过程中，都忽视了被测者手臂姿态和运动情况的检测。而在实际使用过程中，血压测量与被测者的手臂姿态和运动情况有很大的关系。当手臂摆动，平放或者自然下垂等不同情况下，测量的血压准确度和参考值都不一样。例如，在被测者睡眠状态下的血压值比清醒时要低，而这可以通过手臂的姿态是否平放来做初步判断。再例如，在被测者慢跑等运动情况下，由于运动造成的干扰，使得血压值经常测量不准或不可靠。而传统的血压计没有考虑这些场景，特别是医护人员不在现场的家用和长时间监护的情况，都是统一对待测量出来的血压值，因此按照这样测量出来的血压值来判断被测者是高血压还是低血压显然是不合理的。

发明内容

- [4] 本申请提供一种血压测量仪，在测量血压时同时能够检测被测部位的状态信息，以便在根据血压值进行判断时得到更多的参考信息。
- [5] 根据本申请的第一方面，本申请提供了一种血压测量仪，包括：
- [6] 脉搏波感应装置，用于感应被检测对象的脉搏波，并输出脉搏波信号。
- [7] 状态感应装置，用于感应被检测对象所处的状态，并输出状态信息。
- [8] 主机，所述主机包括信号处理电路，所述信号处理电路分别与脉搏波感应装置和状态感应装置相连，接收脉搏波感应装置输出的脉搏波信号和状态感应装置输出的状态信息，根据脉搏波信号计算血压值，根据被检测对象的状态信息对

血压进行监测处理。

- [9] 根据本申请的第二方面，本申请提供了另一种血压测量仪，包括：
- [10] 脉搏波感应装置，用于感应被检测对象的脉搏波，并输出脉搏波信号。
- [11] 状态感应装置，用于感应被检测对象所处的状态，并输出状态信息。
- [12] 主机，所述主机包括信号处理电路和输出模块，所述信号处理电路分别与脉搏波感应装置和状态感应装置相连，用于接收脉搏波感应装置输出的脉搏波信号和状态感应装置输出的状态信息，根据脉搏波信号计算血压值，并输出血压值和状态信息；所述输出模块与信号处理电路相连，将信号处理电路输出的血压值和被检测对象的状态信息通过声音或可视性显示的方式输出。
- [13] 本申请提供的血压测量仪，在得到血压值的同时，还通过状态感应装置感应被检测对象的状态信息，并根据被检测对象的状态信息对血压进行监测处理，以保证得到的血压值更加准确可靠。

附图说明

- [14] 下面结合附图和具体实施方式作进一步的说明。
- [15] 图1为本申请一种实施例的血压测量仪的模块示意图；
- [16] 图2为本申请一种实施例中姿态传感器的原理示意图；
- [17] 图3为本申请一种实施例中运动情况传感器的原理示意图；
- [18] 图4为本申请一种实施例中状态识别模块的结构示意图；
- [19] 图5为本申请另一种实施例的血压测量仪的模块示意图；
- [20] 图6为本申请一种实施例中存在干扰信号的脉搏波示意图；
- [21] 图7为图6中进行修正后的脉搏波示意图。

具体实施方式

- [22] 实施例一
- [23] 请参考图1，本实施例提供的血压测量仪包括脉搏波感应装置101、状态感应装置100和主机110，主机110包括信号处理电路109和输出模块105，信号处理电路109包括脉搏波采集模块103、血压计算模块104和状态识别模块108。
- [24] 脉搏波感应装置101用于感应被检测对象的脉搏波，并输出脉搏波信号。脉搏波采集模块103与脉搏波感应装置101连接，在有些情况下，例如脉搏波采集模

块103与脉搏波感应装置101距离较远时，脉搏波采集模块103与脉搏波感应装置101可通过有线或无线的方式连接，有线的方式可以通过脉搏波传导装置102连接，脉搏波传导装置102具体可以是数据线，脉搏波传导装置102将脉搏波感应装置101输出的脉搏波信号传输到脉搏波采集模块103中。脉搏波采集模块103对脉搏波信号进行处理，例如放大、滤波和/或模数转换等。血压计算模块104与脉搏波采集模块103连接，用于对采集到的脉搏波进行算法处理，得到血压值。

- [25] 本领域技术人员应当理解，脉搏波采集模块103为可选模块，当省去脉搏波采集模块103时，模数转换功能可设计在血压计算模块104中。
- [26] 在具体实例中，血压测量仪可以采用示波法测量血压，对应的，脉搏波感应装置101为压力传感器；血压测量仪还可以采用柯氏音法测量血压，对应的脉搏波感应装置101为声音传感器。
- [27] 状态感应装置100用于感应被检测对象所处的状态，并输出状态信息。状态识别模块108与状态感应装置100连接，用于从状态感应装置100中采集状态信息，并对状态信息进行处理。
- [28] 输出模块105分别与血压计算模块104和状态识别模块108连接，输出血压计算模块104得出的血压值和状态识别模块108处理后的被检测对象的状态信息。输出模块105可以是声音播放模块，将血压值和被检测对象的状态信息通过声音的方式输出。输出模块105可以是显示模块，将血压值和被检测对象的状态信息以可视性信息的方式显示在显示屏上。
- [29] 在一实施例中，状态感应装置100为用于设置在被检测对象的被测部位的姿态传感器106，用于感应被检测对象的姿态情况，并输出姿态情况信号作为状态信息。相应的，状态识别模块108与姿态传感器106连接，从姿态传感器106输出的姿态情况信号中进行采样，并根据姿态情况信号确定被检测对象的姿态。
- [30] 在另一实施例中，状态感应装置100为用于设置在被检测对象的被测部位的运动情况传感器107，用于感应被测部位的运动情况，并输出运动情况信号作为被测部位的状态信息，例如加速度信息或速度信息。相应的，状态识别模块108与运动情况传感器107连接，用于从运动情况传感器107中采集运动情况信号，并根据运动情况信号确定被检测部位的运动状态，例如被测部位的运动速度，从

而得知被检测对象是否处于运动状态。

- [31] 优选的实施例中，状态感应装置可以同时包括姿态传感器106和运动情况传感器107，用于感应被检测对象的被测部位的姿态情况和运动情况，并输出姿态情况信号和运动情况信号。相应的，状态识别模块108分别与姿态传感器106和运动情况传感器107连接，用于从姿态传感器106和运动情况传感器107中采集姿态情况信号和运动情况信号，并根据姿态情况信号和运动情况信号确定出被检测对象姿态情况和运动情况。
- [32] 在一具体实例中，姿态传感器106可以是陀螺仪或重力感应传感器。请参考图2，姿态传感器106为陀螺仪传感器时，可以输出被测部位运动时两个维度的信号，分别为倾斜度403和扭度404，通过这两个信号可以决定被测部位的姿态情况，参考平面401经过倾斜度403和扭度404旋转到目前姿态平面402，例如：当倾斜度403为90度，扭度404为0度时，被测部位的姿态情况（即当前姿态平面）为与Y轴、Z轴组成的平面平行；当倾斜度为0度，扭度为90度时，被测部位的姿态情况（即当前姿态平面）为与X轴、Z轴组成的平面平行。状态识别模块108可根据倾斜度和扭度，经过相应的算法确定出被测部位的姿态情况，并通过输出模块105输出。
- [33] 运动情况传感器107可以是加速度传感器或速度传感器。请参考图3，运动情况传感器107为加速度传感器时，可以输出被测部位运动时三个维度的信号。分别为X轴、Y轴和Z轴的加速度信息。当物体当前时刻的速度为V，X轴、Y轴、Z轴的加速度信息分别为G_x、G_y、G_z时，在X方向上的实时速度 $V_x = V + G_x \Delta t$ ，其中 Δt 为预设的采样周期。通过上述算式进行累积即可得到X轴方向的各个时刻的运动速度，同理可以获得Y轴、Z轴的运动速度，从而获知被测部位的运动情况。因此，状态识别模块108可根据三维的加速度信息计算出被测部位的运动速度，并通过输出模块输出。
- [34] 应当理解，当姿态传感器106为除陀螺仪传感器外的其它传感器，运动情况传感器107为除加速度传感器外的其它传感器时，其输出的信号将有所不同，但根据本申请的发明构思同样可以得到被测部位的状态信息。
- [35] 请参考图4，在一种具体实例中，状态识别模块108具体实现对采集信号的放大

和滤波处理，状态识别模块108包括载波电路201、闭环驱动电路202、前置放大电路203和后置处理电路204。载波电路201和闭环驱动电路202分别与状态感应装置100连接，用于对状态感应装置100输出的状态信息的信号进行调制。前置放大电路203与状态感应装置100连接，用于从状态感应装置100获取经载波电路201和闭环驱动电路202调制后的状态信息，将其根据预设的精度和增益转换成差分电压信号。后置处理电路204与前置放大电路203连接，用于从前置放大电路203中获取差分电压信号，对其进行解调，得到被检测对象所处状态的状态信息。

- [36] 其中，后置处理电路204包括顺序连接的第一滤波放大电路301、第一解调电路302、第二滤波放大电路303、第二解调电路304、低通滤波电路305和直流放大电路306。第一滤波放大电路301与前置放大电路203连接，用于从前置放大电路203中获取差分电压信号，对其进行第一次滤波放大。第一解调电路302与第一滤波放大电路301连接，用于从第一滤波放大电路301中获取经过第一次滤波放大的差分电压信号，对其进行第一次解调，本实施例中，第一解调电路302使用高通滤波器，用于滤除差分电压信号中的直流和低频信号，如因信号漂移或人体呼吸等带来噪声信号。第二滤波放大电路303与第一解调电路302连接，用于从第一解调电路302中获取经过第一次解调的差分电压信号，对其进行第二次滤波放大。第二解调电路304与第二滤波放大电路303连接，用于从第二滤波放大电路303中获取经过第二次滤波放大的差分电压信号，对其进行第二次解调，滤除供电电源带来的工频干扰。低通滤波电路305与第二解调电路304连接，用于从第二解调电路304中获取经过第二次解调的差分电压信号，对其进行低通滤波处理，滤除差分电压信号中的载波信号，得到被检测对象的状态信息。直流放大电路306与低通滤波电路305连接，用于从低通滤波电路305中获取被检测对象的状态信息，对其进行放大处理并输出给输出模块105通过声音或可视性显示的方式输出。对状态信息进行直流放大可以增大信号强度，便于后续的电路处理。第一滤波放大电路301和第二滤波放大电路303可以增大差分电压信号与噪声信号之间的差距，提高第一解调电路302和第二解调电路304的解调效果。

- [37] 状态识别模块108输出的被检测对象的状态信息可以是表示被测部位运动速度

的速度波形数据和表示被测部位倾斜度和扭度的波形数据，也可以直接是速度值或表示被测部位倾斜度和扭度的数值，输出模块105对上述波形图或数值进行输出。

- [38] 在另一实施例中，状态识别模块108还可以进一步包括状态计算和识别模块，状态计算和识别模块根据后置处理电路204输出的状态信息进行运算和/或识别，确定出被测部位的运动状态和/或姿态，例如，状态识别模块108还可以对上述状态信息进行处理，根据被测部位的运动速度大小直接输出表示被检测对象静止、轻微运动、剧烈运动等信息，根据被测部位的倾斜度和扭度直接输出表示被检测对象站立、平躺、侧躺等信息，并通过输出模块进行声音提示或文字显示。此时，观察人员通过观察输出模块105输出的血压值，再结合表示被检测对象运动姿态的状态信息即可判断相应的血压值是否准确。

[39] 实施例二

- [40] 请参考图5，本实施例提供的血压测量仪包括脉搏波感应装置501、脉搏波传导装置502、脉搏波采集模块503、血压计算模块504、输出模块505、状态感应装置500和状态识别模块508，状态感应装置500为姿态传感器506和/或运动情况传感器507。

- [41] 本实施例提供的血压测量仪与上述实施例的区别在于状态识别模块508与血压计算模块504连接，血压计算模块504从状态识别模块508中获取被检测对象的状态信息，根据状态信息对血压进行监测处理，例如参与血压值的计算，对血压值的计算结果进行优化，或根据被检测对象的状态信息，对血压值的监控进行优化，例如，当血压值超出报警限时，根据被检测对象的状态信息确定是否发出报警信息。例如，血压计算模块504检测到脉搏波存在突然升高或降低，可结合被检测对象的运动情况进行判断，即判断被检测对象的运动速度是否大于或等于第一设定值，如果是，可判断出该突然升高或降低为外部干扰导致，便将该存在干扰的脉搏波测量值判断为无效值，或者针对该段存在干扰的脉搏波进行优化处理，例如根据发生突变处的脉搏波信号临近的若干个脉搏波信号采样值修正发生突变处的脉搏波信号，临近的若干个采样值可以是突变之前的若干采样值，也可以是突变前后的若干采样值，然后采用修正后的脉搏波信号计算

血压值。

- [42] 在一具体实例中，可以根据脉搏波的斜率变化来判断脉搏波是否存在突然升高或降低。还可以根据连续的两个采样点的数据值A和B来判断，当 $|B|-|A|$ 的值在预设阈值范围内时，判断为脉搏波的正常变化，当 $|B|-|A|$ 的值超出预设阈值范围时，判断为脉搏波的突然升高或降低。当血压计算模块504检测到脉搏波存在突然升高或降低后，再根据状态信息判断该突然升高或降低是否因干扰导致，例如，血压计算模块504检测到状态信息中表示被测部位存在一个较大的速度，说明被检测对象处于运动状态，则可判断为脉搏波的突然升高或降低为外部干扰所致。此时，血压计算模块504可以根据前面几个脉搏波的情况来拟合该异常的脉搏波，对其进行替换，从而达到对脉搏波进行修正的目的。
- [43] 请参考图6和图7，用正弦波来模拟脉搏波，图中601、602处的脉搏波可以分别表示如下。
- [44] 601处的脉搏波： $W1=V1\sin\alpha$ ，其中V1是幅值。
- [45] 602处的脉搏波： $W2=V2\sin\alpha$ ，其中V2是幅值。
- [46] 由于血压测量过程中，袖套端是线性充气和线性放气的，因此，601、602、603处的脉搏波在幅值上存在线性关系，则 $V2-V1=V3-V2$ ，即 $V3=2V2-V1$ ，V3为603处脉搏波的幅值。故，
- [47] 603处脉搏波： $W3=V3\sin\alpha=(2V2-V1)\sin\alpha$ 。
- [48] 上述式子得到的603处脉搏波为理论上根据601、602处脉搏波拟合得到的，实际上，当检测到603处脉搏波如图6所示时，即由于干扰导致脉搏波突然的降低，血压计算模块504则根据上述式子对603处脉搏波进行替换修正，如图7中604处所示。此时便完成了对存在干扰的脉搏波的修正。
- [49] 应当理解，上述对脉搏波的修正方式只是为了阐释血压测量仪的一具体实例，在本申请发明构思的前提下，还可以存在其它不同的修正方式。
- [50] 在另一具体实例中，血压计算模块504结合从状态识别模块508确定出被测部位的姿态信息，当判断血压值持续低于第二设定值时，可根据被检测对象的姿态信息判断是否产生报警信号。当血压值持续低于第二设定值并且被检测对象处于平躺姿态时，可能是被检测对象处于睡眠状态，可不进行报警。或者血压计

算模块504在判断脉搏波信号发生突变时，即判断被检测对象的姿态信息是否发生变化，如果是，则将该突变出的脉搏波信号作为无效信号，或根据发生突变处的脉搏波信号的临近若干个脉搏波信号采样值修正发生突变处的脉搏波信号，采用修正后的脉搏波信号计算血压值。

[51] 本实施例提供的血压测量仪可以根据被检测对象运动或姿态信息自动对存在干扰的脉搏波进行修正或对结果的处理进行优化，提高了血压监控的准确性。

[52] 在实际应用中，被测部位通常是被检测对象的手臂，血压测量仪还包括套在被检测对象的手臂或手腕上的袖套。有些血压测量仪的袖套和主机分离，脉搏波感应装置和状态感应装置安装在袖套端，便于感应被测部位的状态。有些血压测量仪的袖套和主机集成在一起，在检测时都位于被测部位处，此种情况下，可省略脉搏波传导装置，状态感应装置可以安装在主机上，与状态识别模块直接在主机上完成通信，也可以安装在袖套端，通过建立一条从袖套端到主机的通信链路，与安装在主机上的状态识别模块进行通信，该通信链路可以是有线通信方式或者无线通信方式。

[53] 另外，由于血压测量仪也可以通过被检测对象的其他被测部位测量血压，被测部位不应该理解为对本申请的限制。

[54] 以上内容是结合具体的实施方式对本发明所作的进一步详细说明，不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说，在不脱离本发明构思的前提下，还可以做出若干简单推演或替换。

权利要求书

- [权利要求 1] 一种血压测量仪, 其特征在于包括:
- 脉搏波感应装置, 用于感应被检测对象的脉搏波, 并输出脉搏波信号;
- 状态感应装置, 用于感应被检测对象所处的状态, 并输出状态信息;
- 主机, 所述主机包括信号处理电路, 所述信号处理电路分别与脉搏波感应装置和状态感应装置相连, 接收脉搏波感应装置输出的脉搏波信号和状态感应装置输出的状态信息, 根据脉搏波信号计算血压值, 根据被检测对象的状态信息对血压进行监测处理。
- [权利要求 2] 如权利要求1所述的血压测量仪, 其特征在于, 所述信号处理电路包括:
- 状态识别模块, 其与状态感应装置相连, 对状态感应装置输出的状态信息进行处理;
- 血压计算模块, 其分别与脉搏波感应装置和状态识别模块相连, 分别接收脉搏波感应装置输出的脉搏波信号和状态识别模块输出的处理后的被检测对象的状态信息, 根据脉搏波信号计算血压值, 并根据状态信息对血压值的计算或监控进行优化处理。
- [权利要求 3] 如权利要求2所述的血压测量仪, 其特征在于, 所述状态感应装置包括用于设置在被检测对象的被测部位的运动情况传感器, 所述状态识别模块根据运动情况传感器输出的状态信息确定出被检测对象的运动速度, 所述血压计算模块在判断脉搏波信号发生突变时, 判断被检测对象的运动速度是否大于或等于第一设定值, 如果是, 则将该突变出的脉搏波信号作为无效信号, 或根据发生突变处的脉搏波信号临近的多个脉搏波信号采样值修正发生突变处的脉搏波信号, 采用修正后的脉搏波信号计算血压值。
- [权利要求 4] 如权利要求3所述的血压测量仪, 其特征在于, 所述运动情况传感器为加速度传感器, 所述加速度传感器输出三维的加速度信息,

所述状态识别模块根据三维的加速度信息计算出速度。

[权利要求 5]

如权利要求2所述的血压测量仪，其特征在于，所述状态感应装置包括用于设置在被检测对象的被测部位的姿态传感器，所述状态识别模块根据姿态传感器输出的状态信息确定出被测部位的姿态信息，所述血压计算模块在判断血压值持续低于第二设定值时，根据被检测对象的姿态信息判断是否产生报警信号；或者血压计算模块在判断脉搏波信号发生突变时，即判断被检测对象的姿态信息是否发生变化，如果是，则将该突变出的脉搏波信号作为无效信号，或根据发生突变处的脉搏波信号临近的多个脉搏波信号采样值修正发生突变处的脉搏波信号，采用修正后的脉搏波信号计算血压值。

[权利要求 6]

如权利要求5所述的血压测量仪，其特征在于，所述姿态传感器为陀螺仪，所述姿态传感器输出倾斜度和扭度，所述状态识别模块根据倾斜度和扭度确定出被测部位的姿态信息。

[权利要求 7]

一种血压测量仪，其特征在于包括：

脉搏波感应装置，用于感应被检测对象的脉搏波，并输出脉搏波信号；

状态感应装置，用于感应被检测对象所处的状态，并输出状态信息；

主机，所述主机包括：

信号处理电路，所述信号处理电路分别与脉搏波感应装置和状态感应装置相连，用于接收脉搏波感应装置输出的脉搏波信号和状态感应装置输出的状态信息，根据脉搏波信号计算血压值，并输出血压值和状态信息；和

输出模块，其与信号处理电路相连，将信号处理电路输出的血压值和被检测对象的状态信息通过声音或可视性显示的方式输出。

[权利要求 8]

如权利要求7所述的血压测量仪，其特征在于，所述信号处理电路包括：

状态识别模块，其与状态感应装置相连，对状态感应装置输出的状态信息进行处理，并将处理后的状态信息输出至输出模块；

血压计算模块，其与脉搏波感应装置相连，接收脉搏波感应装置输出的脉搏波信号，根据脉搏波信号计算血压值，并将血压值输出至输出模块。

[权利要求 9]

如权利要求8所述的血压测量仪，其特征在于，所述状态感应装置包括用于设置在被检测对象的被测部位的运动情况传感器，所述运动情况传感器为加速度传感器，所述加速度传感器输出三维的加速度信息，所述状态识别模块根据三维的加速度信息计算出被测部位的速度；和/或

所述状态感应装置包括用于设置在被检测对象的被测部位的姿态传感器，所述姿态传感器为陀螺仪或重力感应传感器，所述姿态传感器输出倾斜度和扭度，所述状态识别模块根据倾斜度和扭度确定出被测部位的姿态信息。

[权利要求 10]

如权利要求1至9中任一项所述的血压测量仪，其特征在于，还包括用于套在被检测对象的手臂或手腕上的袖套，所述脉搏波感应装置和状态感应装置设置在袖套上，所述脉搏波感应装置与信号处理电路通过有线或无线的方式连接，所述状态感应装置与信号处理电路通过有线或无线的方式连接；或所述袖套与主机集成在一起，所述脉搏波感应装置设置在袖套上，所述状态感应装置设置在袖套或主机上。

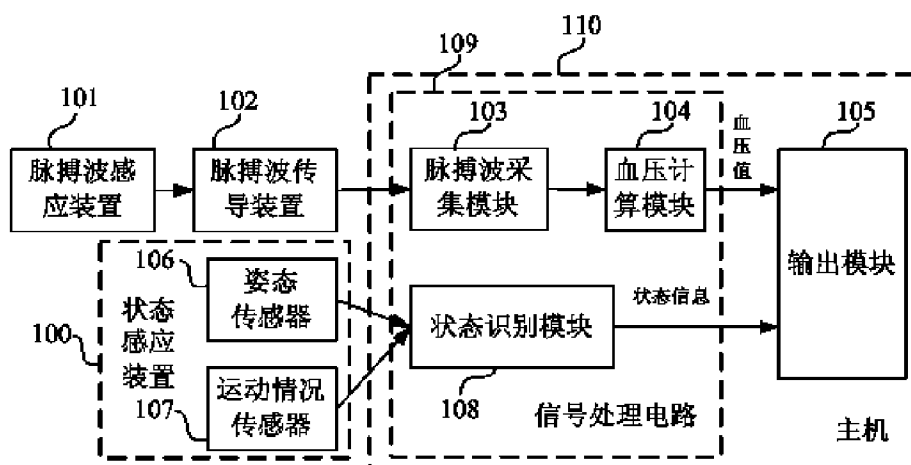


图 1

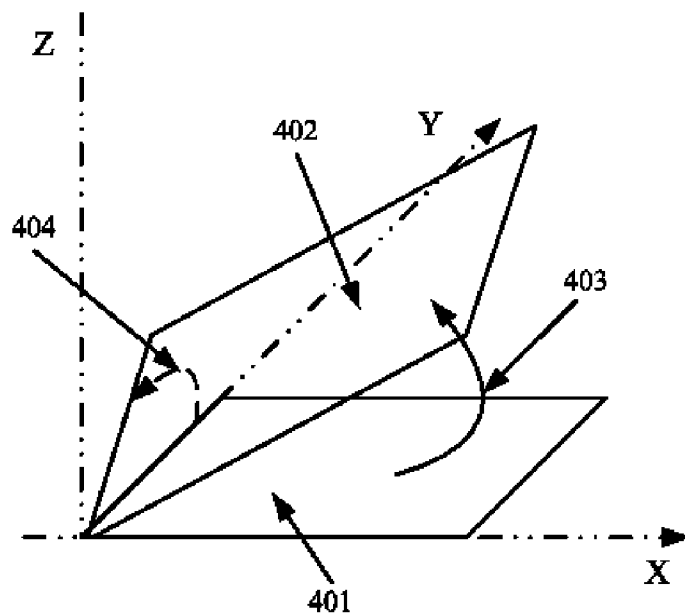


图 2

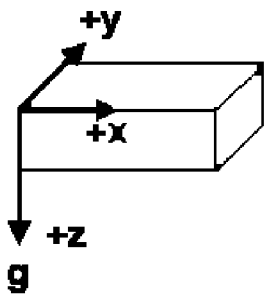


图 3

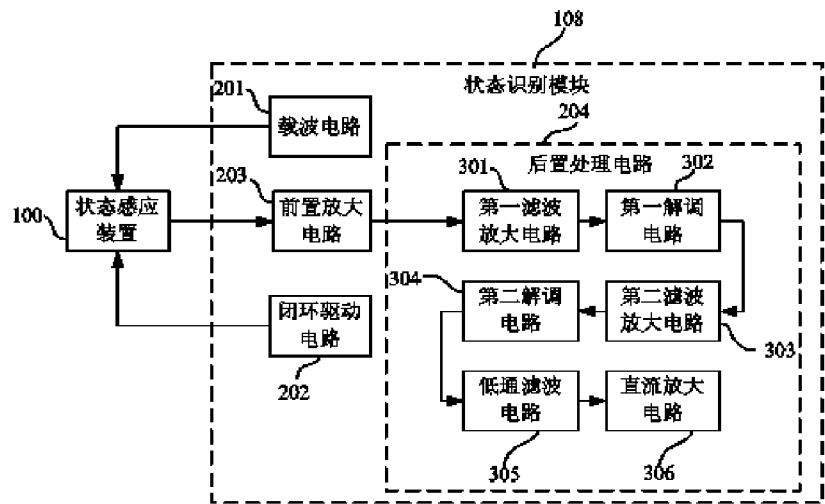


图 4

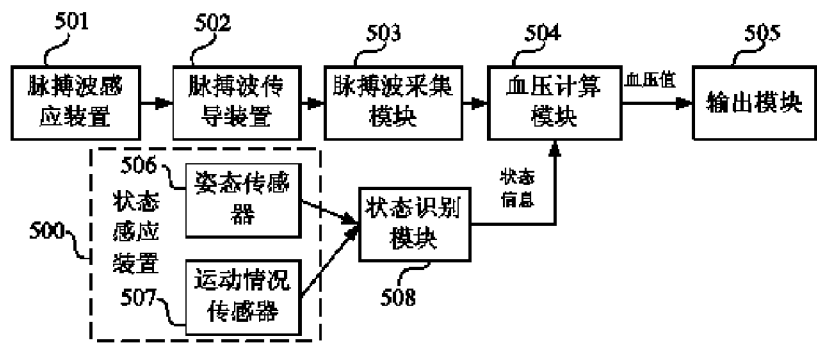


图 5

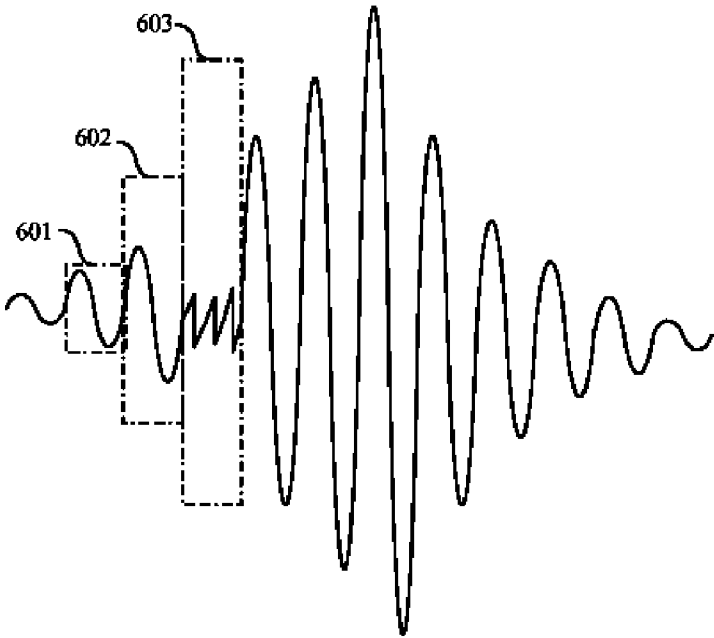


图 6

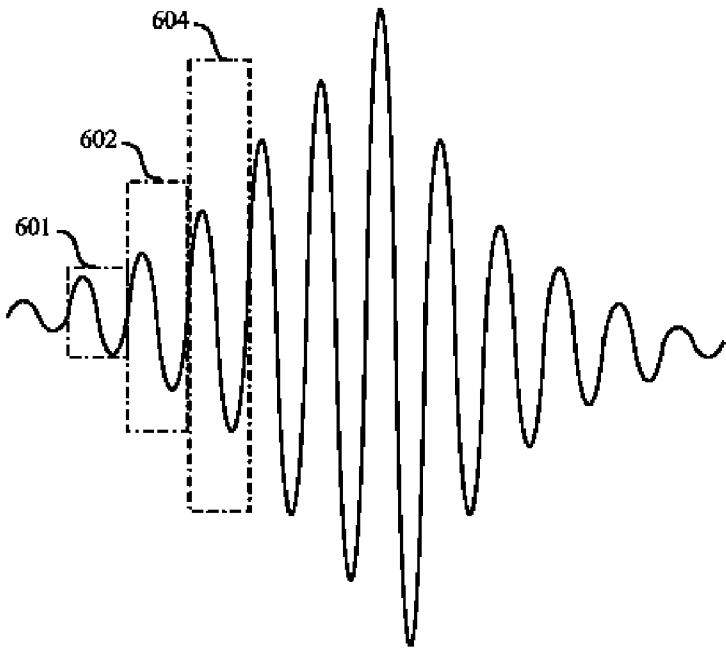


图 7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2013/083099

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

See the extra sheet

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC: A61B 5

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNABS, CNTXT, VEN, CNKI: attitude, status, speed, transient, correction, calibration, alarm, blood 1w pressure, pulse 1w wave, movement, sensor+

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 101444420 A (TERUMO CORP. et al.), 03 June 2009 (03.06.2009), description, page 7, 24 to page 8, line 26, and figures 1-3	1, 2, 5, 6
Y		3, 4, 5, 6
X	WO 2012033232 A1 (CITIZEN HOLDINGS CO., LTD. et al.), 15 March 2012 (15.03.2012), description, page 11, line 13 to page 16, line 9, and page 38, lines 7-11, and figures 1-3	7, 8, 10
Y		9
Y	JPH 0260633 A (COLIN ELECTRONICS), 01 March 1990 (01.03.1990), description, page 3, right column, lines 3-20, and figures 1-4	3, 4, 5, 6
Y	CN 101248989 A (THE CHINESE UNIVERSITY OF HONG KONG), 27 August 2008 (27.08.2008), description, page 6, lines 13-17	9
A	CN 101773387 A (THE CHINESE UNIVERSITY OF HONG KONG), 14 July 2010 (14.07.2010), the whole document	1-10

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search 15 November 2013 (15.11.2013)	Date of mailing of the international search report 12 December 2013 (12.12.2013)
Name and mailing address of the ISA/CN: State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No.: (86-10) 62019451	Authorized officer ZHANG, Hongmei Telephone No.: (86-10) 62085626

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2013/083099

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN 101296651 A (ROYAL DUTCH PHILIPS ELECTRONICS LTD.), 29 October 2008 (29.10.2008), the whole document	1-10
A	US 5697374 A (SEIKO INSTR INC.), 16 December 1997 (16.12.1997), the whole document	1-10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2013/083099

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 101444420 A	03.06.2009	WO 2006038589 A1	13.04.2006
		JP 2006102262 A	20.04.2006
		JP 2006102263 A	20.04.2006
		EP 1808123 A1	18.07.2007
		CN 101035460 A	12.09.2007
		US 2008243008 A1	02.10.2008
		TW 200714254 A	16.04.2007
		CN 100493446 C	03.06.2009
		JP 4455971 B2	21.04.2010
		EP 1808123 B1	16.02.2011
		JP 4657666 B2	23.03.2011
		DE 602005026424 E	31.03.2011
		US 2012172735 A1	05.07.2012
		TWI 369972 8	11.08.2012
		AT 498357 T	15.03.2011
WO 2012033232 A1	15.03.2012	US 2013165800 A1	27.06.2013
		CN 103079463 A	01.05.2013
JPH 0260633 A	01.03.1990	None	
CN 101248989 A	27.08.2008	CN 101248989 B	12.10.2011
CN 101773387 A	14.07.2010	CN 101773387 B	14.12.2011
CN 101296651 A	29.10.2008	WO 2007049174 A1	03.05.2007
		EP 1942798 A1	16.07.2008
		US 2008287814 A1	20.11.2008
		JP 2009512483 A	26.03.2009
		US 8277387 82	02.10.2012
US 5697374 A	16.12.1997	EP 0659384 A1	28.06.1995
		US 6129676 A	10.10.2000
		EP 0659384 B1	20.02.2002
		DE 69429905 T2	14.08.2002
		JPH 07227383 A	29.08.1995
		JP 2816944 B2	27.10.1998

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2013/083099

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/022 (2006.01) i

A61B 5/011 (2006.01) i

A. 主题的分类

参见附加页

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

IPC: A61B5

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用))

CNABS, CNTXT, VEN, CNKI: 血压, 运动, 姿态, 状态, 脉搏波, 速度, 突变, 校正, 校准, 报警, blood
lw pressure, pulse lw wave, movement, sensor+**C. 相关文件**

类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
X	CN101444420A (泰尔茂株式会社等) 03.6 月 2009(03.06.2009) 说明书第 7 页 24 行至第 8 页 26 行, 图 1-3	1,2,5,6
Y		3,4,5,6
X	WO2012033232A1 (CITIZEN HOLDINGS CO LTD 等) 15.3 月 2012 (15.03.2012) 说明书第 11 页 13 行至第 16 页 9 行, 第 38 页 7 行至 11 行, 图 1-3	7,8,10
Y		9
Y	JPH0260633A(COLIN ELECTRONICS) 01.3 月 1990 (01.03.1990) 说明书第 3 页右栏第 3 行至 20 行, 图 1-4	3,4,5,6
Y	CN101248989A(香港中文大学) 27.8 月 2008(27.08.2008) 说明书第 6 页 13-17 行	9
A	CN101773387A(香港中文大学) 14.7 月 2010(14.07.2010) 全文	1-10

☒ 其余文件在 C 栏的续页中列出。☒ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型:

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的)

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件

“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性

“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期

15.11 月 2013(15.11.2013)

国际检索报告邮寄日期

12.12 月 2013 (12.12.2013)

ISA/CN 的名称和邮寄地址:

中华人民共和国国家知识产权局

中国北京市海淀区蓟门桥西土城路 6 号 100088

传真号: (86-10)62019451

受权官员

张红梅

电话号码: (86-10) 62085626

C(续). 相关文件		
类 型	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
A	CN101296651A (皇家飞利浦电子股份有限公司) 29.10 月 2008(29.10.2008) 全文	1-10
A	US5697374A(SEIKO INSTR INC) 16.12 月 1997(16.12.1997) 全文	1-10

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2013/083099

检索报告中引用的 专利文件	公布日期	同族专利	公布日期
CN101444420 A	03.06.2009	WO2006038589 A1	13.04.2006
		JP2006102262 A	20.04.2006
		JP2006102263 A	20.04.2006
		EP1808123 A1	18.07.2007
		CN101035460 A	12.09.2007
		US2008243008 A1	02.10.2008
		TW200714254 A	16.04.2007
		CN100493446 C	03.06.2009
		JP4455971 B2	21.04.2010
		EP1808123 B1	16.02.2011
		JP4657666 B2	23.03.2011
		DE602005026424 E	31.03.2011
		US2012172735 A1	05.07.2012
		TWI369972 B	11.08.2012
		AT498357T	15.03.2011
WO2012033232 A1	15.03.2012	US2013165800 A1	27.06.2013
		CN103079463 A	01.05.2013
JPH0260633 A	01.03.1990	无	
CN101248989 A	27.08.2008	CN101248989 B	12.10.2011
CN101773387A	14.07.2010	CN101773387 B	14.12.2011
CN101296651 A	29.10.2008	WO2007049174 A1	03.05.2007
		EP1942798 A1	16.07.2008
		US2008287814 A1	20.11.2008
		JP2009512483 A	26.03.2009
		US8277387 B2	02.10.2012
US5697374 A	16.12.1997	EP0659384 A1	28.06.1995
		US6129676 A	10.10.2000
		EP0659384 B1	20.02.2002
		DE69429905 T2	14.08.2002
		JPH07227383 A	29.08.1995
		JP2816944 B2	27.10.1998

A. 主题的分类

A61B5/022 (2006.01) i

A61B5/011 (2006.01) i