(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
2019 年 12 月 5 日 (05.12.2019)

WIPO | PCT

(10) 国际公布号
WO 2019/227329 A1

(51) 国际专利分类号:
A61B 5/02 (2006.01) *A61B 5/00* (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2018/088982

(22) 国际申请日: 2018 年 5 月 30 日 (30.05.2018)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(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)。 深圳迈瑞科技有限公司 (SHENZHEN MINDRAY SCIENTIFIC CO., LTD.) [CN/CN]; 中国广东省深圳市光明新区玉塘街道南环大道 1203 号 2 号楼6楼, Guangdong 518000 (CN)。

(72) 发明人: 马强 (MA, Qiang); 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)。 刘三超 (LIU, Sanchao); 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)。 任健 (REN, Jian); 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)。 何先梁 (HE, Xianliang); 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)。 刘启翎 (LIU, Qiling); 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB,

(54) **Title:** METHOD FOR OPTIMIZING BLOOD PRESSURE MEASUREMENT, AND BLOOD PRESSURE MEASUREMENT APPARATUS

(54) **发明名称**: 一种血压测量的优化方法及血压测量装置

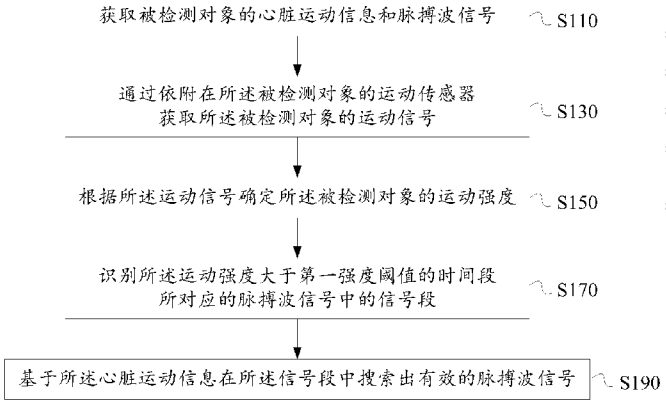


图 4

(57) **Abstract:** A method for optimizing blood pressure measurement, and a blood pressure measurement apparatus. The method comprises: acquiring cardiac motion information of a test subject and a pulse wave signal thereof (S110); acquiring a motion signal of the test subject by means of a motion sensor (20) attached to the test subject (S130); detecting motion intensity of the test subject according to the motion signal (S150); recognizing a signal segment in the pulse wave signal corresponding to a period of time in which the motion intensity is greater than a first intensity threshold (S170); and based on the cardiac motion information, searching in the signal segment for a pulse wave signal consistent with the cardiac motion information.

(57) **摘要**: 一种血压测量的优化方法及血压测量装置，获取被检测对象的心脏运动信息和脉搏波信号（S110）；通过依附在被检测对象的运动传感器（20）获取被检测对象的运动信号(S130)；根据运动信号确定被检测对象的运动强度(S150)；识别运动强度大于第一强度阈值的时间段所对应的脉搏波信号中的信号段(S170)；基于心脏运动信息在信号段中搜索出与心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号(S190)。

WO 2019/227329 A1

[见续页]

GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, ST, 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)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

一种血压测量的优化方法及血压测量装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种血压测量的优化方法及血压测量装置。

背景技术

[0002] 血压测量一般可以包括有创血压测量和无创血压测量。所谓有创血压测量指的是在血管上开口来直接对血压进行测量；而无创血压测量是一种间接测量血压的技术，例如以基于振荡法的无创血压测量为例：

[0003] 将可充气和放气的袖套绑缚在人体的肢体上，比如上臂；然后充气使得袖套内压力高于收缩压，其后按一定步长逐步放气，每次放气后袖套形成一个持续一定时间的稳定压力状态。在每个稳定压力状态下，压力传感器检测该稳定压力状态的压力，以及由于人体脉搏搏动而引起的压力波动，即振荡波。一般地，在每个压力状态下，检测到连续两个正常的振荡波，或该压力状态最长持续时间达到设定阈值后，则对袖套进行放气以使得袖套进入下一个稳定压力状态。对于任意一个稳定压力状态，根据该稳定压力状态下检测到的振荡波，可以计算得到一个代表该压力状态下振荡波的幅度值；通过对各个稳定压力状态下的振荡波的幅度值进行分析，可以得到人体的血压值。

[0004] 但是上述原理的血压测量装置，在测量血压的过程中，很容易受到人体运动的影响，尤其是袖套所绑缚的手臂的运动的影响。例如，当手臂有运动时，手臂对袖套产生挤压，引起袖套内压力的振荡，形成了与脉搏搏动导致的振荡波形态类似的干扰波形，或使正常的振荡波受到干扰产生形变，影响幅度检测。

[0005] 目前的血压测量装置在有运动的情况下，通常的处理方式是：延长压力状态的最长持续时间，意图得到运动停止后的正常的振荡波；或者，还对一系列受干扰的波形的幅度进行简单平均，作为该压力状态下的振荡波的幅度值。

[0006] 这样的处理措施有许多局限性，例如会导致肢体受到较大压力的长时间压迫，影响测量舒适性；对于有血管疾病的测量者，还可能会增加肢体受损伤的概率；同时，也无法有效地保证测量准确性；另外，也一般只适用于非移动病人的

测量监护，不适合用于移动病人的监护测量等。

发明概述

技术问题

[0007] 考虑到上述处理措施的局限性，本发明主要提供一种血压测量的优化方法及血压测量装置。

问题的解决方案

技术解决方案

[0008] 根据第一方面，一种实施例中提供一种血压测量的优化方法，包括：

[0009] 获取被检测对象的心脏运动信息和脉搏波信号；

[0010] 通过依附在所述被检测对象的运动传感器获取所述被检测对象的运动信号；

[0011] 根据所述运动信号确定所述被检测对象的运动强度；

[0012] 识别所述运动强度大于第一强度阈值的时间段所对应的脉搏波信号中的信号段；

[0013] 基于所述心脏运动信息在所述信号段中搜索出与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号。

[0014] 在一实施例中，同步获取所述被检测对象的所述脉搏波信号和所述运动信号。

[0015] 在一实施例中，，所述根据所述运动信号确定所述被检测对象的运动强度，包括：基于所述运动信号的幅度和/或频率来确定所述被检测对象的运动强度。

[0016] 在一实施例中，识别出所述运动强度大于第一强度阈值的时间段所对应的脉搏波信号中的信号段后，对该信号段进行标记处理。

[0017] 在一实施例中，所述心脏运动信息包括心率、脉率、心跳间隔时间、第一预设时长内的模版波形数量中的至少一者。

[0018] 在一实施例中，所述与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号包括：与所述心率、脉率、心跳间隔时间、第一预设时长内的模版波形数量中的至少一者具有一致性的脉搏波信号。

[0019] 在一实施例中，所述心脏运动信息为心跳间隔时间，所述获取被检测对象的心脏运动信息包括：

[0020] 获取被检测对象的心电信号，根据心电信号计算所述被检测对象的心跳间隔时

间；或者，

[0021] 获取被检测对象的脉率信号，根据脉率信号计算所述被检测对象的心跳间隔时间。

[0022] 在一实施例中，所述与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号包括：脉搏波间隔时间与所述心跳间隔时间一致的脉搏波信号。

[0023] 在一实施例中，所述获取被检测对象的脉搏波信号包括：依次获取所述被检测对象在不同压力状态下的脉搏波信号，其中每个所述压力状态下的最长持续时间是基于已获取的所述心脏运动信息而确定的。

[0024] 在一实施例中，每个所述压力状态下的最长持续时间是基于心跳间隔时间而确定的，其中，所述心跳间隔时间是基于所述心脏运动信息而确定的。

[0025] 在一实施例中，每个所述压力状态下的最长持续时间是预设数量倍数的所述心跳间隔时间。

[0026] 在一实施例中，当识别所述运动强度大于所述第一强度阈值的最长持续时间超过时间阈值时，则停止在所述信号段中搜索所述与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号、和/或停止获取被检测对象的脉搏波信号、和/或发出警报提示信息。

[0027] 在一实施例中，在所述获取被检测对象的脉搏波信号之前，还包括判断是否启动所述血压测量：当接收到启动血压测量的指令时，预获取所述被检测对象的运动信号，根据所述运动信号判断所述被检测对象的运动强度是否大于第二强度阈值，若是则延时第二预设时长后再次判断是否启动所述血压测量，若否则启动所述血压测量。

[0028] 在一实施例中，所述延时第二预设时长后再次判断是否启动所述血压测量，若所述被检测对象的运动强度仍然大于所述第二强度阈值，则放弃所述血压测量和/或发出警报提示信息。

[0029] 根据第二方面，一种实施例中提供一种血压测量装置，包括：

[0030] 脉搏波感应单元，用于感应被检测对象的脉搏波，并输出脉搏波信号；

[0031] 运动传感器，通过依附于所述被检测对象来感应所述被检测对象的运动状态，并输出运动信号；

[0032] 处理单元，用于获得所述被检测对象的心脏运动信息；根据所述运动信号确定所述被检测对象的运动强度；识别所述运动强度大于第一强度阈值的时间段所对应的脉搏波信号中的信号段；基于所述心脏运动信息在所述信号段中搜索出与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号，根据搜索出的与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号计算血压值。

[0033] 在一实施例中，所述处理单元还用于控制所述脉搏波感应单元和所述运动传感器同步工作，以同步获取所述被检测对象的所述脉搏波信号以及所述运动信号。

[0034] 在一实施例中，所述处理单元基于所述运动信号的幅度和/或频率来确定所述被检测对象的运动强度。

[0035] 在一实施例中，所述处理单元识别出所述运动强度大于第一强度阈值的时间段所对应的脉搏波信号中的信号段后，对该信号段进行标记处理。

[0036] 在一实施例中，所述心脏运动信息包括心率、脉率、心跳间隔时间、第一预设时长内的模版波形数量中的至少一者。

[0037] 在一实施例中，所述与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号包括：与所述心率、脉率、心跳间隔时间、第一预设时长内的模版波形数量中至少一者具有一致性的脉搏波信号。

[0038] 在一实施例中，所述血压测量装置还包括用于检测并输出所述被检测对象的心电信号的心电信号检测单元，所述处理单元根据所述心电信号计算心跳间隔时间；或者，还包括用于检测并输出所述被检测对象的脉率信号的脉率信号检测单元，所述处理单元根据所述脉率信号计算所述心跳间隔时间。

[0039] 在一实施例中，所述与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号包括：脉搏波间隔时间与所述心跳间隔时间一致的脉搏波信号。

[0040] 在一实施例中，所述血压测量装置还包括设置单元；所述脉搏波感应单元依次获取所述被检测对象在不同压力状态下的脉搏波信号；所述设置单元用于基于已获取的所述心脏运动信号而确定每个所述压力状态下的最长持续时间。

[0041] 在一实施例中，所述设置单元基于所述心脏运动信息确定心跳间隔时间，基于所述心跳间隔时间确定每个所述压力状态下的最长持续时间。

[0042] 在一实施例中，每个所述压力状态下的最长持续时间是预设数量倍数的所述心跳间隔时间。

[0043] 在一实施例中，所述处理单元当识别运动强度大于所述第一强度阈值的最长持续时间超过时间阈值时，则停止在所述信号段中搜索所述与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号、和/或停止获取被检测对象的脉搏波信号、和/或发出警报提示信息。

[0044] 在一实施例中，在获取被检测对象的脉搏波信号之前，所述处理单元当接收到启动血压测量的指令时，预获取所述被检测对象的运动信号，根据所述运动信号判断所述被检测对象的运动强度是否大于第二强度阈值，若是则延时第二预设时长后再次判断是否启动所述血压测量，若否则启动所述血压测量。

[0045] 在一实施例中，所述处理单元在所述延时第二预设时长后再次判断是否启动所述血压测量，若所述被检测对象的运动强度仍然大于所述第二强度阈值，则放弃所述血压测量和/或发出警报提示信息。

[0046] 在一实施例中，所述血压测量装置还包括警报单元，用于根据所述警报提示信息进行警。

[0047] 在一实施例中，所述血压测量装置还包括用于套在被检测对象的手臂或手腕上的袖套，以及用于给袖套充气和放气的充放单元；所述处理单元控制充放单元给袖套充气，再按照一定步长逐步放气，每次放气后形成持续一定时间的稳定的压力状态；在每个稳定的压力状态下，处理单元都控制脉搏波感应单元获取该稳定的压力状态下的脉搏波信号。

[0048] 在一实施例中，所述脉搏波感应单元设置于所述袖套内；所述运动传感器设置于所述袖套上，或者被安置在被检测对象上。

[0049] 在一实施例中，所述运动传感器包括加速度传感器、角速度传感器或重力感应传感器中的至少一者。

[0050] 根据第三方面，一种实施例中提供一种计算机可读存储介质，其特征在于，包括程序，所述程序能够被处理器执行以实现如上述任一实施例所述的方法。

发明的有益效果

有益效果

[0051] 依据上述实施例的血压测量的优化方法及血压测量装置、计算机可读存储介质，根据运动信号来标记出受干扰的脉搏波信号段，然后根据心脏运动信息来在受干扰的信号段中搜索出与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号，从而有效解决了被检测对象运动对所测量的血压值的影响和干扰。

对附图的简要说明

附图说明

[0052] 图1为一种多参数监护仪中参数处理模块的系统框架图；

[0053] 图2为一种单参数监护仪中参数处理模块的系统框架图；

[0054] 图3为一种院内使用的监护仪联网系统的结构示意图；

[0055] 图4为一种实施例的血压测量的优化方法的流程图；

[0056] 图5为另一种实施例的血压测量的优化方法的流程图；

[0057] 图6为一种实施例的血压测量装置的结构示意图；

[0058] 图7为另一种实施例的血压测量装置的结构示意图；

[0059] 图8为又一种实施例的血压测量装置的结构示意图；

[0060] 图9为再一种实施例的血压测量装置的结构示意图。

发明实施例

本发明的实施方式

[0061] 具体实施方式

[0062] 下面通过具体实施方式结合附图对本发明作进一步详细说明。其中不同实施方式中类似元件采用了相关联的类似的元件标号。在以下的实施方式中，很多细节描述是为了使得本申请能被更好的理解。然而，本领域技术人员可以毫不费力的认识到，其中部分特征在不同情况下是可以省略的，或者可以由其他元件、材料、方法所替代。在某些情况下，本申请相关的一些操作并没有在说明书中显示或者描述，这是为了避免本申请的核心部分被过多的描述所淹没，而对于本领域技术人员而言，详细描述这些相关操作并不是必要的，他们根据说明书中的描述以及本领域的一般技术知识即可完整了解相关操作。

[0063] 另外，说明书中所描述的特点、操作或者特征可以以任意适当的方式结合形成各种实施方式。同时，方法描述中的各步骤或者动作也可以按照本领域技术人

员所能显而易见的方式进行顺序调换或调整。因此，说明书和附图中的各种顺序只是为了清楚描述某一个实施例，并不意味着是必须的顺序，除非另有说明其中某个顺序是必须遵循的。

[0064] 本文中为部件所编序号本身，例如“第一”、“第二”等，仅用于区分所描述的对象，不具有任何顺序或技术含义。而本申请所说“连接”、“联接”，如无特别说明，均包括直接和间接连接（联接）。

[0065] 本发明对血压测量启动的时机进行了改进，从而当接收到启动血压测量，选择一个合适的时机来启动血压测量，或者放弃血压测量。而当血压测量开始后，则根据运动信号来标记出受干扰的脉搏波信号段，然后根据心脏运动信息来在受干扰的信号段中搜索出与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号，从而有效解决了被检测对象运动对所测量的血压值的影响和干扰，下面具体说明。

[0066] 本文的说明书和权利要求书及上述附图中的术语“第一”、“第二”等是用于区别不同的对象，而不是用于描述特定顺序。此外，术语“包括”和“具有”以及它们任何变形，意图在于覆盖不排他的包含。例如包含了一系列步骤或单元的过程、方法、系统、产品或设备没有限定于已列出的步骤或单元，而是可选地还包括没有列出的步骤或单元，或可选地还包括对于这些过程、方法或设备固有的其他步骤或单元。

[0067] 如图1所示，提供了一种多参数监护仪中参数处理模块的系统框架图。多参数监护仪具有独立的外壳，外壳面板上具有传感器接口区，其中集成了多个传感器接口，用于与外部的各个生理参数传感器附件111连接，外壳面板上还包括小型IXD显示器区，显示器119，输入接口电路122和报警电路120（如LED报警区）等。参数处理模块用于与主机进行通讯和从主机取电的对外通讯和电源接口。参数处理模块还支持外插参数模块，可以通过插入参数模块形成插件式监护仪主机，作为监护仪的一部分，也可以通过电缆与主机连接，外插参数模块作为监护仪外置的一个配件。

[0068] 参数处理模块的内部电路置于外壳内，如图1所示，包括至少两个生理参数对应的信号采集电路112、前端信号处理电路113和主处理器115，信号采集电路112可以选自于心电电路、呼吸电路、 体温电路、血氧电路、无创血压电路、有创

血压电路等等，这些信号采集电路112分别与相应的传感器接口电连接，用于电连接到不同的生理参数对应的传感器附件111，其输出端耦合到前端信号处理器，前端信号处理器的通讯口耦合到主处理器，主处理器与对外通讯和电源接口电连接。各种生理参数测量电路可采用现有技术中的通用电路，前端信号处理电路完成信号采集电路输出信号的采样和模数转换，并输出控制信号控制生理信号的测量过程，这些参数包括但不限于：心电，呼吸，体温，血氧，无创血压和有创血压参数。前端信号处理器电路可采用单片机或其它半导体器件实现，例如可以选用单片机，也可以采用ASIC或FPGA实现。前端信号处理器电路也可包括隔离电源供电，采样得到的数据经过简单处理打包后，通过隔离通讯接口发送至主处理器，例如前端信号处理器电路113可以通过隔离电源和通讯接口114耦合到主处理器115上，前端信号处理器由隔离电源供电的原因是通过变压器隔离的DC/DC电源，起到了隔离患者与供电设备的作用，主要目的是：1、隔离患者，通过隔离变压器，将应用部分浮地，使患者漏电流足够小；2、 防止除颤或电刀应用时的电压或能量影响主控板等中间电路的板卡及器件（用爬电距离和电气间隙保证）。当然，前端信号处理器电路113也可以通过线缆124与主处理器115连接。主处理器完成生理参数的计算，并通过对外通讯和电源接口116将参数的计算结果和波形发送到主机（如带显示器的主机、PC机、中央站等等），其中，主处理器115也可以通过线缆125与对外通讯和电源接口116连接，而对外通讯和电源接口116可以是以太网（Ethernet）、令牌环（Token Ring）、令牌总线(Token Bus)以及作为这三种网的骨干网光纤分布数据接口（FDDI）构成的局域网接口中的一个或其组合，还可以是红外、蓝牙、wifi、WMTS通讯等无线接口中的一个或其组合，或者还可以是RS232、USB等有线数据连接接口中的一个或其组合。对外通讯和电源接口116也可以是无线数据传输接口和有线数据传输接口中的一种或两种的组合。主机可以是监护仪的主机、心电图机，超声诊断仪，计算机等任何一个计算机设备，安装配合的软件， 就能够组成一个监护设备。主机还可以是通讯设备，例如手机，参数处理模块通过蓝牙接口将数据发送到支持蓝牙通讯的手机上，实现数据的远程传输。主处理器115完成生理参数的计算后，还可判断生理参数是否异常，若异常，可以通过报警电路120进

行报警。另外，图中电源和电池管理电路117用于管理和处理监护仪的供电，存储器118可以存储监护仪的中间和最终的数据，以及存储用于被主处理器115等执行的程序指令或代码。若监护仪具有血压测量的功能，则还可以包括一个泵阀驱动电路121，泵阀驱动电路121用于在主处理器115的控制下进行充气或放气操作。

[0069] 如图2所示，提供的是单个生理参数的监护仪的处理系统架构。相同内容可参见上述内容。

[0070] 如图3所示，提供一种院内使用的监护仪联网系统，利用该系统可以将监护仪的数据进行整体保存，集中管理病人信息和看护信息，两者进行关联存储，便于进行历史数据的保存和关联报警。在图3所示的系统中，针对病床均可以提供一个床边监护仪212，该床边监护仪212可以是前述多参数监护仪或者插件式监护仪。另外，每个床边监护仪212还可以与一个便携式监护设备213进行配对传输，便携式监护设备213提供简便、可携带的参数处理模块，简便、可携带的参数处理模块可以穿戴在病人身体上对应病人进行移动式监护，通过便携式监护设备213与床边监护仪212进行有线或无线通讯后可以将移动式监护产生的生理数据传输到床边监护仪212上进行显示，或通过床边监护仪212传输到中央站211供医生或护士查看，或通过床边监护仪212传输到数据服务器215进行存储。另外，便携式监护设备213还可以直接通过设置在院内的无线网络节点214将移动式监护产生的生理数据传输到中央站211进行存储和显示，或者通过设置在院内的无线网络节点214将移动式监护产生的生理数据传输到数据服务器215进行存储。可见，床边监护仪212上显示的生理参数对应的数据可以是源自直接连接到监护以上的传感器附件，或者源自便携式监护设备213，或者源自数据服务器。便携式监护设备213可以与传感器附件111有线和/或无线连接，并且包含前述参数处理模块的部分电路或全部电路，例如，对于隔离病人的隔离措施可以不设置在便携式监护设备213，而设置在便携式监护设备213之外，如设置在传感器附件111上。便携式监护设备213可以自带显示屏用于显示参数计算结果和/或提示报警信息，例如，便携式监护设备213可以是贴在身体上的无线传感器贴片，或者是转运监护仪，或者是遥测设备。

[0071] 本发明可以在上述监护仪的基础上，引入运动传感器，通过运动传感器获取的信号来对监护仪进行优化。例如请参照图4，本发明一实施例中公开了一种血压测量的优化方法（以下简称优化方法），可以应用于固定式的血压测量装置或移动式的血压测量装置（例如可穿戴监护仪），包括步骤S110~S190，下面具体说明。

[0072] 步骤S110：获取被检测对象的心脏运动信息和脉搏波信号。

[0073] 下面对心脏运动信息及其获取作一个说明。

[0074] 在一实施例中，所述心脏运动信息可以包括心率、脉率、心跳间隔时间、第一预设时长内的模版波形数量中的至少一者。心率和脉率等生理信号可以通过依附在所述被检测对象的传感器来实时获取，较优地，心率和脉率等生理信号可以与所述脉搏波信号同步获取，也可以使用被检测对象的历史的心率和脉率的数据。

[0075] 而所述心跳间隔时间可以由心率或脉率来计算得到，因此当所述心脏运动信息为心跳间隔时间时，步骤S110获取被检测对象的心脏运动信息可以包括：获取被检测对象的心电信号，根据心电信号计算所述被检测对象的心跳间隔时间；或者，获取被检测对象的脉率信号，根据脉率信号计算所述被检测对象的心跳间隔时间。

[0076] 下面对脉搏波信号的获取作一个说明。

[0077] 在一实施例中，步骤S110获取被检测对象的脉搏波信号，包括：依次获取所述被检测对象在不同压力状态下的脉搏波信号，其中每个所述压力状态下的最长持续时间是基于已获取的所述心脏运动信息而确定的。至少有两个或以上的不同的压力状态，每种压力状态下被检测对象受到的压力不同。每个压力状态下的最长持续时间被检测对象受到的压力是恒定的或大致恒定的。例如，可以有三种压力状态，分别为第一压力状态、第二压力状态和第三压力状态，在第一压力状态下被检测对象受到的压力为第一压力，在第二压力状态下被检测对象受到的压力为第二压力，在第三压力状态下被检测对象受到的压力为第三压力，其中第一压力、第二压力和第三压力各不相等。在一实施例中，可以根据被检测对象在不同压力状态下受到的压力从大到小或从小到大的过程获取被检测

对象的脉搏波信号。例如，可以依次获取被检测对象在第一压力状态、第二压力状态和第三压力状态下的脉搏波信号，其中，第一压力＞第二压力＞第三压力。

[0078] 每个压力状态下的最长持续时间可以是恒定值，也可以根据被检测对象的心脏运动信息来确定。在一实施例中，每个所述压力状态下的最长持续时间可以是基于心跳间隔时间而确定的，其中所述心跳间隔时间是基于所述心脏运动信息而确定的。在一实施例中，每个所述压力状态下的最长持续时间可以是预设数量倍数的所述心跳间隔时间。例如，通过被检测对象的心脏运动信息获取到心跳间隔时间为T，预设数量倍数为N倍，则每个压力状态下的最长持续时间为N×T。每个人的心跳间隔时间都不一样，有些较长有些较短。如果每个压力状态下的最长持续时间为恒定值t，则对于较短的心跳间隔时间的被检测对象而言，可能在短于t的时间内就可以获取到适当数量（例如两个）的脉搏波信号；而对于较长的心跳间隔时间的被检测对象而言，可能在长于t的时间内才可以获取到适当数量的脉搏波信号。因此，结合被检测对象的心脏运动信息来自适应地设定各压力状态下的最长持续时间，可以有效地缩短血压测量时间，提升了测量的舒适性，亦减少了被检测对象受压迫有可能导致的损伤；也可以提高测量效率。

[0079] 步骤S130：通过依附在所述被检测对象的运动传感器获取所述被检测对象的运动信号。运动传感器，是用于感测被检测对象的运动的传感器。在一实施例中，所述运动传感器可以包括加速度传感器、角速度传感器（例如陀螺仪）或重力感应传感器中的至少一者，分别对应着的运动信号是加速度信号、角速度信号和重力加速度信号。运动传感器依附在被检测对象，可以是直接附着在被检测对象的肌体上或者衣物上，也可以设置在检测脉搏波信号的装置（例如袖套）上。在一实施例中，可以同步获取所述被检测对象的所述脉搏波信号和所述运动信号，也即在获取被检测对象的所述脉搏波信号的同时，同步获取被检测对象的所述运动信号。同步获取可以提高后续识别受运动干扰的信号段的准确性。

[0080] 步骤S150：根据所述运动信号确定所述被检测对象的运动强度。在一实施例中

，步骤S150根据所述运动信号确定所述被检测对象的运动强度，包括：基于所述运动信号的幅度和/或频率来确定所述被检测对象的运动强度。例如，被检测对象的运动信号的幅度与运动强度呈正相关，所获取的被检测对象的运动信号的幅度越大，说明被检测对象的运动强度越大；类似地，被检测对象的运动信号的频率与运动强度也呈正相关，所获取的被检测对象的运动信号的频率越高，说明被检测对象的运动强度越大。当运动传感器为加速度传感器、或角速度传感器（陀螺仪）或重力感应传感器时，分别对应着的运动信号是加速度信号、角速度信号和重力加速度信号，此时需要将加速度信号、角速度信号或重力加速度信号通过计算转换成用于标识运动强度的数据。

[0081] 步骤S170：识别所述运动强度大于第一强度阈值的时间段所对应的脉搏波信号中的信号段。在一实施例中，步骤S170识别出所述运动强度大于第一强度阈值的时间段所对应的脉搏波信号中的信号段后，还可以对该信号段进行标记处理，用于示意该信号段为受运动干扰的信号段，需要进行后续的步骤S190中的搜索。

[0082] 步骤S170是识别出受运动干扰的信号段，但是当该运动状态持续时间太久时，则可能当前不太适宜进行血压测量，则需要进一步的动作。例如在一实施例中，所述优化方法还包括：当识别所述运动强度大于所述第一强度阈值的最长持续时间超过时间阈值时，则停止进行下面的步骤S190中在所述信号段中搜索所述与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号、和/或停止获取被检测对象的脉搏波信号、和/或发出警报提示信息。

[0083] 步骤S190：基于所述心脏运动信息在所述信号段中搜索出与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号（即有效的脉搏波信号，下文均简称有效的脉搏波信号）。由于有效的脉搏波信号，或者说是上述提及的正常的脉搏波信号，是一系列与心搏同源的、间隔时间规律的信号，而运动干扰导致的振荡波是一系列随机间隔的信号，因此可以基于心搏或心搏相关的信号和参数等来从受运动干扰的脉搏波信号段中，搜索出有效的脉搏波信号，这就可以有效地避免被检测对象的运动对血压测量的影响和干扰。

[0084] 因此，在一实施例中，所述有效的脉搏波信号可以包括：与所述心率、脉率、

心跳间隔时间、第一预设时长内的模版波形数量中的至少一者具有一致性的脉搏波信号。

[0085] 不妨以心跳间隔时间为例进行说明。例如，所述有效的脉搏波信号可以包括与所述心跳间隔时间具有一致性的脉搏波信号，这指的是脉搏波间隔时间与所述心跳间隔时间一致的脉搏波信号。如背景技术中所提及的，脉搏波是由人体脉搏搏动而引起的振荡波，而由于运动干扰也可能会形成振荡波，由于这种运动干扰所形成的振荡波一般在信号处时会被当成的由人体脉搏搏动而引起的振荡波，即脉搏波；不管振荡波是由人体脉搏搏动引起的，还是由运动干扰所形成的，本文统称这些振荡波为脉搏波，但是为了加以区别，本文称由人体脉搏搏动而引起的振荡波为有效的脉搏波，意为这是真正的脉搏波；称由于运动干扰形成的振荡波为无效的脉搏波，意为这是假的脉搏波。运动干扰还有可能会使得有效的脉搏波的位置受到影响，即相邻的两个有效的脉搏波，其间隔时间可能会由于受运动干扰而发生变化。所以，有效的脉搏波信号可以包括：脉搏波间隔时间与所述心跳间隔时间一致的脉搏波信号，指的是这样的脉搏波信号：在受干扰的信号段时，搜索出若干个与心跳间隔时间具有一致性的脉搏波，这些脉搏波的间隔时间可能相同也可能不相同，但是均是心跳间隔时间的整数倍（例如1倍或多倍）；这些脉搏波即为有效的脉搏波信号。因此，有效的脉搏波信号可以包括：脉搏波间隔时间相同的脉搏波信号，或者脉搏波间隔时间相同且是所述心跳间隔时间的整数倍的脉搏波信号。

[0086] 类似地，所述有效的脉搏波信号包括：与所述心率具有一致性的脉搏波信号，可以是设定时间内的心跳次数与脉搏波信号个数一致，也可以指的是脉搏波间隔时间与所述心率所代表的心跳间隔时间一致的脉搏波信号。所述有效的脉搏波信号包括：与所述脉率具有一致性的脉搏波信号，可以是设定时间内的脉动次数与脉搏波信号个数一致，也可以指的是脉搏波间隔时间与所述脉率所代表的心跳间隔时间一致的脉搏波信号。

[0087] 所述有效的脉搏波信号包括：与所述第一预设时长内的模版波形数量具有一致性的脉搏波信号，可以指的是，当在受干扰的信号段中搜索有效的脉搏波信号时，在信号段中第一预设时间长内只存在模版波形数量的脉搏波，若信号段在

这第一预设时间长内存在多于模版波形数量的脉搏波，则说明这多出的脉搏波是由运动所引起的振荡波，即上文所称的无效的脉搏波。不妨以模版波形数量为2来说明，当在受干扰的信号段中第一预设时长内存在大于2个的脉搏波，例如5个，则说明其中有2个是有效的脉搏波，有3个是无效的脉搏波，即有3个是由运动所引起的振荡波，需要将这2个有效的脉搏波识别出来，识别方法可以是根据之前已经搜索出的有效的脉搏波信号的波形的幅度和/或斜率等，来在这5个脉搏波中寻找相似幅度和/或斜率（相似波形）的脉搏波，作为有效的脉搏波。当然，第一预设时长可以参照心跳间隔时间来设置，即参照心跳间隔时间来设置第一预设时长及模版波形数量。

[0088] 搜索出的有效的脉搏波信号可以用于计算血压值等。

[0089] 以上是被检测对象血压测量过程中，对血压测量进行的优化；在一实施例中，还可以在血压测量启动前的阶段进行一个优化，即血压测量启动的时机进行了改进。在一实施例，请参照图5，所述优化方法在所述获取被检测对象的脉搏波信号之前，还包括判断是否启动所述血压测量的步骤S100，下面具体说明。

[0090] 步骤S100：当接收到启动血压测量的指令时，预获取所述被检测对象的运动信号，根据所述运动信号判断所述被检测对象的运动强度是否大于第二强度阈值，若否则启动所述血压测量，若是则延时第二预设时长后再次判断是否启动所述血压测量（即再次预获取所述被检测对象的运动信号，根据所述运动信号判断所述被检测对象的运动强度是否大于第二强度阈值）。在一实施例中，所述延时第二预设时长后再次判断是否启动所述血压测量，若所述被检测对象的运动强度仍然大于所述第二强度阈值，则放弃所述血压测量和/或发出警报提示信息。这里所说的放弃所述血压测量，例如可以是不启动所述血压测量。也就是说，在接收到启动血压测量的指令时，首先通过获取的运动信号判断被检测对象是否在做较为激烈的运动（运动强度大于第二强度阈值），若判断做较为激烈的运动则延时第二预设时长后再次判断被检测对象是否在做较为激烈的运动，若没有做较为激烈的运动则可以启动所述血压测量。如果延时第二预设时长后再次判断被检测对象在做较为激烈的运动，则放弃所述血压测量和/或发出警报提示信息。

[0091]

[0092] 请参照图6，本发明一实施例中公开了一种监护仪，该监护仪可以是一种血压测量装置，例如可以应用于固定式的血压测量装置或移动式的血压测量装置（例如可穿戴监护仪），其可以包括脉搏波感应单元10、运动传感器20和处理单元30，下面具体说明。

[0093] 脉搏波感应单元10用于感应被检测对象的脉搏波，并输出脉搏波信号。脉搏波感应单元10可以包括用于感应脉搏波的传感器，例如压力传感器和/或光电传感器。感应脉搏波的传感器已经应用广泛，在此不深入描述。

[0094] 运动传感器20通过依附于所述被检测对象来感应所述被检测对象的运动状态，并输出运动信号。运动传感器20是用于感测被检测对象的运动的传感器。在一实施例中，运动传感器20可以包括加速度传感器、角速度传感器（例如陀螺仪）或重力感应传感器中的至少一者，分别对应着的运动信号是加速度信号、角速度信号和重力加速度信号。运动传感器依附在被检测对象，可以是直接附着在被检测对象的肌体上或者衣物上，也可以设置在检测脉搏波信号的装置（例如袖套）上。

[0095] 处理单元30用于根据所述运动信号确定所述被检测对象的运动强度，识别所述运动强度大于第一强度阈值的时间段所对应的脉搏波信号中的信号段；获得所述被检测对象的心脏运动信息，基于所述心脏运动信息在所述信号段中搜索出与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号（即上文所称的有效的脉搏波信号），根据搜索出的所述与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号计算血压值。可以看到，处理单元30需要识别出受干扰的脉搏波信号段；然后基于心脏运动信息来在受干扰的信号段中搜索出有效的脉搏波信号；再基于该有效的脉搏波信号来计算血压值，下面具体说明。

[0096] 处理单元30识别出受干扰的脉搏波信号段，先是根据运动信号来确定所述被检测对象的运动强度，在一实施例中，所述处理单元30可以基于所述运动信号的幅度和/或频率来确定所述被检测对象的运动强度，例如，被检测对象的运动信号的幅度与运动强度呈正相关，所获取的被检测对象的运动信号的幅度越大，说明被检测对象的运动强度越大；类似地，被检测对象的运动信号的频率与运

动强度也呈正相关，所获取的被检测对象的运动信号的频率越高，说明被检测对象的运动强度越大。接着，处理单元30再识别所述运动强度大于第一强度阈值的时间段所对应的脉搏波信号中的信号段，在一实施例中，处理单元30识别出所述运动强度大于第一强度阈值的时间段所对应的脉搏波信号中的信号段后，还可以对该信号段进行标记处理，用于示意该信号段为受运动干扰的信号段，需要被用于进行后续的搜索。在一实施例中，处理单元30还用于控制所述脉搏波感应单元10和所述运动传感器20同步工作，以同步获取所述被检测对象的所述脉搏波信号以及所述运动信号，这样有利在将脉搏波信号和运动信号在时间上对应起来，简化了识别运动强度大于第一强度阈值的时间段所对应的脉搏波信号中的信号段的难度和技术要求。需要说明的是，如上所述，当运动传感器20为加速度传感器、或角速度传感器（陀螺仪）或重力感应传感器时，分别对应着的运动信号是加速度信号、角速度信号和重力加速度信号，因此当处理单元30根据运动信号来确定所述被检测对象的运动强度，具体实现时，可以将加速度信号、角速度信号或重力加速度信号通过计算转换成用于标识运动强度的数据，再来确定所述被检测对象的运动强度。

[0097] 处理单元30再基于心脏运动信息来在受干扰的信号段中搜索出有效的脉搏波信号。

[0098] 在搜索之前，处理单元30先要获取所述被检测对象的心脏运动信息。在一实施例中，所述心脏运动信息可以包括心率、脉率、心跳间隔时间、第一预设时长内的模版波形数量中的至少一者。处理单元30获取所述被检测对象的心脏运动信息有多种方式，例如，请参照图7，以心率为例，血压测量装置还可以包括用于检测并输出所述被检测对象的心电信号的心电信号检测单元40，处理单元30通过附着于被检测对象的心电信号检测单元40来获取被检测对象的心率；再例如，血压测量装置还可以包括用于检测并输出所述被检测对象的脉率信号的脉率信号检测单元50，处理单元30通过附着于被检测对象的脉率信号检测单元50来获取被检测对象的脉率。当然，处理单元30也可以直接访问并获取被检测对象的历史心率或脉率的数据。而对于心跳间隔时间，处理单元30可以根据实时获取或历史的心率或脉率，来计算心跳间隔时间；同样地，处理单元30也可以

直接访问并获取被检测对象的历史的心跳间隔时间。

[0099] 处理单元30在获取所述被检测对象的心脏运动信息后，基于心脏运动信息来在受干扰的信号段中搜索出有效的脉搏波信号，在一实施例中，所述有效的脉搏波信号可以包括：与所述心率、脉率、心跳间隔时间、第一预设时长内的模版波形数量中至少一者具有一致性的脉搏波信号。

[0100] 不妨以心跳间隔时间为例进行说明。例如，所述有效的脉搏波信号可以包括与所述心跳间隔时间具有一致性的脉搏波信号，这指的是脉搏波间隔时间与所述心跳间隔时间一致的脉搏波信号。具体地，有效的脉搏波信号，指的是这样的脉搏波信号：在受干扰的信号段时，搜索出若干个与心跳间隔时间具有一致性的脉搏波，这些脉搏波的间隔时间可能相同也可能不相同，但是均是心跳间隔时间的整数倍（例如1倍或多倍）；这些脉搏波即为有效的脉搏波信号。因此，有效的脉搏波信号可以包括：脉搏波间隔时间相同的脉搏波信号，或者脉搏波间隔时间相同且是所述心跳间隔时间的整数倍的脉搏波信号。类似地，所述有效的脉搏波信号可以包括：与所述心率具有一致性的脉搏波信号，这可以指的是设定时间内的心跳次数与脉搏波信号个数一致，也可以指的是脉搏波间隔时间与所述心率所代表的心跳间隔时间一致的脉搏波信号。所述有效的脉搏波信号包括：与所述脉率具有一致性的脉搏波信号，这可以指的是设定时间内的脉动次数与脉搏波信号个数一致，也可以指的是脉搏波间隔时间与所述脉率所代表的心跳间隔时间一致的脉搏波信号。所述有效的脉搏波信号包括：与所述第一预设时长内的模版波形数量具有一致性的脉搏波信号，可以指的是，当在受干扰的信号段中搜索有效的脉搏波信号时，在信号段中第一预设时间长内只存在模版波形数量的脉搏波，若信号段在这第一预设时间长内存在多于模版波形数量的脉搏波，则说明这多出的脉搏波是由运动所引起的振荡波，即上文所称的无效的脉搏波。不妨以模版波形数量为2来说明，当在受干扰的信号段中第一预设时长内存在大于2个的脉搏波，例如5个，则说明其中有2个是有效的脉搏波，有3个是无效的脉搏波，即有3个是由运动所引起的振荡波，则处理单元30需要将这2个有效的脉搏波识别出来，识别方法可以是根据之前已经搜索出的有效的脉搏波信号的波形的幅度和/或斜率（相似波形）等，来在这5个脉搏波中寻找

相似幅度和/或斜率的脉搏波，作为有效的脉搏波。当然，第一预设时长也可以参照心跳间隔时间来设置，即参照心跳间隔时间来设置第一预设时长及模版波形数量。

[0101] 以上是处理单元30对血压测量过程中被检测对象的脉搏波信号进行优化的过程。在具体血压测量过程中，脉搏波感应单元10依次获取所述被检测对象在不同压力状态下的脉搏波信号。至少有两个或以上的不同的压力状态，每种压力状态下被检测对象受到的压力不同。每个压力状态下的最长持续时间被检测对象受到的压力是恒定的或大致恒定的。例如，可以有三种压力状态，分别为第一压力状态、第二压力状态和第三压力状态，在第一压力状态下被检测对象受到的压力为第一压力，在第二压力状态下被检测对象受到的压力为第二压力，在第三压力状态下被检测对象受到的压力为第三压力，其中第一压力、第二压力和第三压力各不相等。在一实施例中，可以根据被检测对象在不同压力状态下受到的压力从大到小或从小到大的过程获取被检测对象的脉搏波信号。例如，可以依次获取被检测对象在第一压力状态、第二压力状态和第三压力状态下的脉搏波信号，其中，第一压力＞第二压力＞第三压力。每个压力状态下的最长持续时间可以是恒定值，也可以根据被检测对象的心脏运动信息来确定。在一实施例中，请参照图8，血压测量装置还包括设置单元60，设置单元60用于基于已获取的所述心脏运动信号而确定每个所述压力状态下的最长持续时间。在一实施例中，设置单元60基于所述心脏运动信息确定心跳间隔时间，基于所述心跳间隔时间确定每个所述压力状态下的最长持续时间。在一实施例中，每个所述压力状态下的最长持续时间可以是预设数量倍数的所述心跳间隔时间。例如，通过被检测对象的心脏运动信息获取到心跳间隔时间为T，预设数量倍数为N倍，则每个压力状态下的最长持续时间为N×T。每个人的心跳间隔时间都不一样，有些较长有些较短。如果每个压力状态下的最长持续时间为恒定值t，则对于较短的心跳间隔时间的被检测对象而言，可能在短于t的时间内就可以获取到适当数量（例如两个）的脉搏波信号；而对于较长的心跳间隔时间的被检测对象而言，可能在长于t的时间内才可以获取到适当数量的脉搏波信号。设置单元60结合被检测对象的心脏运动信息来自适应地设定各压力状态下的最长持续时间

，可以有效地缩短血压测量时间，提升了测量的舒适性，亦减少了被检测对象受压迫有可能导致的损伤；也可以提高测量效率。

[0102] 处理单元30还可以对血压测量的停止或启动进行优化。因此，请参照图9，在一实施例中血压测量装置还可以包括警报单元70，用于根据处理单元30的警报提示信息进行警报，下面具体说明。

[0103] 在一实施例中，处理单元30当识别运动强度大于所述第一强度阈值的最长持续时间超过时间阈值时，则停止在所述信号段中搜索所述有效的脉搏波信号、和/或停止获取被检测对象的脉搏波信号、和/或发出警报提示信息。

[0104] 在一实施例中，在获取被检测对象的脉搏波信号之前，处理单元30当接收到启动血压测量的指令时，预获取所述被检测对象的运动信号，根据所述运动信号判断所述被检测对象的运动强度是否大于第二强度阈值，若是则延时第二预设时长后再次判断是否启动所述血压测量，若否则启动所述血压测量。在一实施例中，处理单元30在所述延时第二预设时长后再次判断是否启动所述血压测量，若所述被检测对象的运动强度仍然大于所述第二强度阈值，则放弃所述血压测量和/或发出警报提示信息。也就是说，处理单元30在接收到启动血压测量的指令时，首先通过获取的运动信号判断被检测对象是否在做较为激烈的运动（运动强度大于第二强度阈值），若判断做较为激烈的运动则延时第二预设时长后再次判断被检测对象是否在做较为激烈的运动，若没有做较为激烈的运动则可以启动所述血压测量。如果延时第二预设时长后再次判断被检测对象在做较为激烈的运动，则放弃所述血压测量和/或发出警报提示信息。

[0105] 本发明的血压测量装置还可以包括一些其他的部件，例如，还可以包括用于套在被检测对象的手臂或手腕上的袖套，以及用于给袖套充气和放气的充放单元，脉搏波感应单元10可以设置于所述袖套内，运动传感器20可以设置于所述袖套上，或者被安置在被检测对象上；处理单元30控制充放单元给袖套充气，再按照一定步长逐步放气，每次放气后形成持续一定时间的稳定的压力状态，例如，处理单元30根据设置单元60设置的压力状态的最长持续时间，来控制充放单元，实现各压力状态持续相应的时间；在每个稳定的压力状态下，处理单元30都控制脉搏波感应单元10获取该稳定的压力状态下的脉搏波信号。

[0106] 需要说明的是，图6到图9所公开的血压测量装置也是一种监护仪，因此图6到图9所公开的血压测量装置的一些其他结构和部件也可以参照图1及图2公开的监护仪，例如图6至图9的监护仪中设置单元60和处理单元30可以是由图1及图2中的主处理器115来实现，脉搏波感应单元10、心电信号检测单元40、脉率信号检测单元50也分别可以是一种传感器附件111，警报单元70可以是报警电路120来实现，并且，图6到图9所公开的血压测量装置还可以包括图1及图2中公开的其他部件，例如隔离电源和通讯接口114、对外通讯和电源接口116等等，在此不再赘述。 此外，图6到图9所公开的血压测量装置也可以是图3所示的便携监护设备213的全部或部分，例如，图4的步骤中部分可以在便携监护设备213中执行，部分可以在床边监护仪212中执行；或者，图4的步骤中的全部都在便携监护设备213中执行，而处理后的数据通过中央站211或者床边监护仪212显示输出、及存储。

[0107] 本文参照了各种示范实施例进行说明。然而，本领域的技术人员将认识到，在不脱离本文范围的情况下，可以对示范性实施例做出改变和修正。例如，各种操作步骤以及用于执行操作步骤的组件，可以根据特定的应用或考虑与系统的操作相关联的任何数量的成本函数以不同的方式实现（例如一个或多个步骤可以被删除、修改或结合到其他步骤中）。

[0108] 在上述实施例中，可以全部或部分地通过软件、硬件、固件或者其任意组合来实现。另外，如本领域技术人员所理解的，本文的原理可以反映在计算机可读存储介质上的计算机程序产品中，该可读存储介质预装有计算机可读程序代码。任何有形的、非暂时性的计算机可读存储介质皆可被使用，包括磁存储设备（硬盘、软盘等）、光学存储设备（CD-ROM、DVD、Blu Ray盘等）、闪存和/或诸如此类。这些计算机程序指令可被加载到通用计算机、专用计算机或其他可编程数据处理设备上以形成机器，使得这些在计算机上或其他可编程数据处理装置上执行的指令可以生成实现指定的功能的装置。这些计算机程序指令也可以存储在计算机可读存储器中，该计算机可读存储器可以指示计算机或其他可编程数据处理设备以特定的方式运行，这样存储在计算机可读存储器中的指令就可以形成一件制造品，包括实现指定功能的实现装置。计算机程序指令也

可以加载到计算机或其他可编程数据处理设备上，从而在计算机或其他可编程设备上执行一系列操作步骤以产生一个计算机实现的进程，使得在计算机或其他可编程设备上执行的指令可以提供用于实现指定功能的步骤。

[0109] 虽然在各种实施例中已经示出了本文的原理，但是许多特别适用于特定环境和操作要求的结构、布置、比例、元件、材料和部件的修改可以在不脱离本披露的原则和范围内使用。以上修改和其他改变或修正将被包含在本文的范围之内。

[0110] 前述具体说明已参照各种实施例进行了描述。然而，本领域技术人员将认识到，可以在不脱离本披露的范围的情况下进行各种修正和改变。因此，对于本披露的考虑将是说明性的而非限制性的意义上的，并且所有这些修改都将被包含在其范围内。同样，有关于各种实施例的优点、其他优点和问题的解决方案已如上所述。然而，益处、优点、问题的解决方案以及任何能产生这些的要素，或使其变得更明确的解决方案都不应被解释为关键的、必需的或必要的。本文中所用的术语“包括”和其任何其他变体，皆属于非排他性包含，这样包括要素列表的过程、方法、文章或设备不仅包括这些要素，还包括未明确列出的或不属于该过程、方法、系统、文章或设备的其他要素。此外，本文中所使用的术语“耦合”和其任何其他变体都是指物理连接、电连接、磁连接、光连接、通信连接、功能连接和/或任何其他连接。

[0111] 具有本领域技术的人将认识到，在不脱离本发明的基本原理的情况下，可以对上述实施例的细节进行许多改变。因此，本发明的范围应仅由以下权利要求确定。

[0112]

[0113] 以上应用了具体个例对本发明进行阐述，只是用于帮助理解本发明，并不用以限制本发明。对于本领域的一般技术人员，依据本发明的思想，可以对上述具体实施方式进行变化。

权利要求书

[权利要求 1] 一种血压测量的优化方法，其特征在于，包括：

获取被检测对象的心脏运动信息和脉搏波信号；

通过依附在所述被检测对象的运动传感器获取所述被检测对象的运动信号；

根据所述运动信号确定所述被检测对象的运动强度；

识别所述运动强度大于第一强度阈值的时间段所对应的脉搏波信号中的信号段；

基于所述心脏运动信息在所述信号段中搜索出与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号。

[权利要求 2] 如权利要求1所述的优化方法，其特征在于，同步获取所述被检测对象的所述脉搏波信号和所述运动信号。

[权利要求 3] 如权利要求1所述的优化方法，其特征在于，所述根据所述运动信号确定所述被检测对象的运动强度，包括：基于所述运动信号的幅度和/或频率来确定所述被检测对象的运动强度。

[权利要求 4] 如权利要求1所述的优化方法，其特征在于，识别出所述运动强度大于第一强度阈值的时间段所对应的脉搏波信号中的信号段后，对该信号段进行标记处理。

[权利要求 5] 如权利要求1所述的优化方法，其特征在于，所述心脏运动信息包括心率、脉率、心跳间隔时间、第一预设时长内的模版波形数量中的至少一者。

[权利要求 6] 如权利要求5所述的优化方法，其特征在于，所述与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号包括：与所述心率、脉率、心跳间隔时间、第一预设时长内的模版波形数量中的至少一者具有一致性的脉搏波信号。

[权利要求 7] 如权利要求5所述的优化方法，其特征在于，所述心脏运动信息为心跳间隔时间，所述获取被检测对象的心脏运动信息包括：

获取被检测对象的心电信号，根据心电信号计算所述被检测对象的

心跳间隔时间；或者，

获取被检测对象的脉率信号，根据脉率信号计算所述被检测对象的心跳间隔时间。

[权利要求 8] 如权利要求5或7所述的优化方法，其特征在于，所述与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号包括：脉搏波间隔时间与所述心跳间隔时间一致的脉搏波信号。

[权利要求 9] 如权利要求1所述的优化方法，其特征在于，所述获取被检测对象的脉搏波信号包括：依次获取所述被检测对象在不同压力状态下的脉搏波信号，其中每个所述压力状态下的最长持续时间是基于已获取的所述心脏运动信息而确定的。

[权利要求 10] 如权利要求9所述的优化方法，其特征在于，每个所述压力状态下的最长持续时间是基于心跳间隔时间而确定的，其中，所述心跳间隔时间是基于所述心脏运动信息而确定的。

[权利要求 11] 如权利要求10所述的优化方法，其特征在于，每个所述压力状态下的最长持续时间是预设数量倍数的所述心跳间隔时间。

[权利要求 12] 如权利要求1所述的优化方法，其特征在于，当识别所述运动强度大于所述第一强度阈值的最长持续时间超过时间阈值时，则停止在所述信号段中搜索所述与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号、和/或停止获取被检测对象的脉搏波信号、和/或发出警报提示信息。

[权利要求 13] 如权利要求1所述的优化方法，其特征在于，在所述获取被检测对象的脉搏波信号之前，还包括判断是否启动所述血压测量：当接收到启动血压测量的指令时，预获取所述被检测对象的运动信号，根据所述运动信号判断所述被检测对象的运动强度是否大于第二强度阈值，若是则延时第二预设时长后再次判断是否启动所述血压测量，若否则启动所述血压测量。

[权利要求 14] 如权利要求13所述的优化方法，其特征在于，所述延时第二预设时长后再次判断是否启动所述血压测量，若所述被检测对象的运动强度仍然大于所述第二强度阈值，则放弃所述血压测量和/或发出警报提示

信息。

[权利要求 15] 一种计算机可读存储介质，其特征在于，包括程序，所述程序能够被处理器执行以实现如权利要求1至14中任一项所述的方法。

[权利要求 16] 一种血压测量装置，其特征在于，包括：

脉搏波感应单元，用于感应被检测对象的脉搏波，并输出脉搏波信号；

运动传感器，通过依附于所述被检测对象来感应所述被检测对象的运动状态，并输出运动信号；

处理单元，用于获得所述被检测对象的心脏运动信息；根据所述运动信号确定所述被检测对象的运动强度；识别所述运动强度大于第一强度阈值的时间段所对应的脉搏波信号中的信号段；基于所述心脏运动信息在所述信号段中搜索出与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号，根据搜索出的与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号计算血压值。

[权利要求 17] 如权利要求16所述的血压测量装置，其特征在于，所述处理单元还用于控制所述脉搏波感应单元和所述运动传感器同步工作，以同步获取所述被检测对象的所述脉搏波信号以及所述运动信号。

[权利要求 18] 如权利要求16所述的血压测量装置，其特征在于，所述处理单元基于所述运动信号的幅度和/或频率来确定所述被检测对象的运动强度。

[权利要求 19] 如权利要求16所述的血压测量装置，其特征在于，所述处理单元识别出所述运动强度大于第一强度阈值的时间段所对应的脉搏波信号中的信号段后，对该信号段进行标记处理。

[权利要求 20] 如权利要求16所述的血压测量装置，其特征在于，所述心脏运动信息包括心率、脉率、心跳间隔时间、第一预设时长内的模版波形数量中的至少一者。

[权利要求 21] 如权利要求20所述的血压测量装置，其特征在于，所述与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号包括：与所述心率、脉率、心跳间隔时间、第一预设时长内的模版波形数量中至少一者具有一致性的脉搏

波信号。

[权利要求 22] 如权利要求20所述的血压测量装置，还包括用于检测并输出所述被检测对象的心电信号的心电信号检测单元，所述处理单元根据所述心电信号计算心跳间隔时间；或者，还包括用于检测并输出所述被检测对象的脉率信号的脉率信号检测单元，所述处理单元根据所述脉率信号计算所述心跳间隔时间。

[权利要求 23] 如权利要求20或22所述的血压测量装置，其特征在于，所述与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号包括：脉搏波间隔时间与所述心跳间隔时间一致的脉搏波信号。

[权利要求 24] 如权利要求16所述的血压测量装置，其特征在于，还包括设置单元；所述脉搏波感应单元依次获取所述被检测对象在不同压力状态下的脉搏波信号；所述设置单元用于基于已获取的所述心脏运动信号而确定每个所述压力状态下的最长持续时间。

[权利要求 25] 如权利要求24所述的血压测量装置，其特征在于，所述设置单元基于所述心脏运动信息确定心跳间隔时间，基于所述心跳间隔时间确定每个所述压力状态下的最长持续时间。

[权利要求 26] 如权利要求25所述的血压测量装置，其特征在于，每个所述压力状态下的最长持续时间是预设数量倍数的所述心跳间隔时间。

[权利要求 27] 如权利要求16所述的血压测量装置，其特征在于，所述处理单元当识别运动强度大于所述第一强度阈值的最长持续时间超过时间阈值时，则停止在所述信号段中搜索所述与所述心脏运动信息具有一致性的脉搏波信号、和/或停止获取被检测对象的脉搏波信号、和/或发出警报提示信息。

[权利要求 28] 如权利要求16所述的血压测量装置，其特征在于，在获取被检测对象的脉搏波信号之前，所述处理单元当接收到启动血压测量的指令时，预获取所述被检测对象的运动信号，根据所述运动信号判断所述被检测对象的运动强度是否大于第二强度阈值，若是则延时第二预设时长后再次判断是否启动所述血压测量，若否则启动所述血压测量。

[权利要求 29] 如权利要求28所述的血压测量装置，其特征在于，所述处理单元在所述延时第二预设时长后再次判断是否启动所述血压测量，若所述被检测对象的运动强度仍然大于所述第二强度阈值，则放弃所述血压测量和/或发出警报提示信息。

[权利要求 30] 如权利要求27或29所述的血压测量装置，其特征在于，还包括警报单元，用于根据所述警报提示信息进行警报。

[权利要求 31] 如权利要求16或24所述的血压测量装置，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，以及用于给袖套充气和放气的充放单元；所述处理单元控制充放单元给袖套充气，再按照一定步长逐步放气，每次放气后形成持续一定时间的稳定的压力状态；在每个稳定的压力状态下，所述处理单元都控制脉搏波感应单元获取该稳定的压力状态下的脉搏波信号。

[权利要求 32] 如权利要求31所述的血压测量装置，其特征在于，所述脉搏波感应单元设置于所述袖套内；所述运动传感器设置于所述袖套上，或者被安置在被检测对象上。

[权利要求 33] 如权利要求16所述的血压测量装置，其特征在于，所述运动传感器包括加速度传感器、角速度传感器或重力感应传感器中的至少一者。

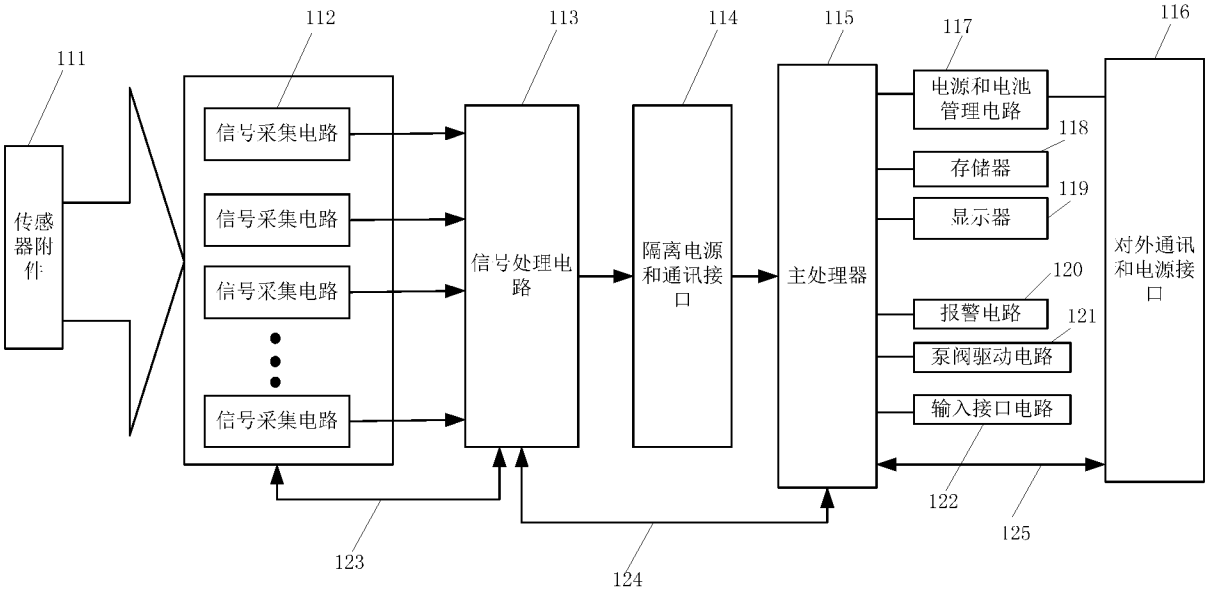

111
112
113
114
115
116
117
118
119
120
121
122
123
124
125
传感器附件
信号采集电路
信号采集电路
信号采集电路
信号采集电路
信号处理电路
隔离电源和通讯接口
主处理器
电源和电池管理电路
存储器
显示器
报警电路
泵阀驱动电路
输入接口电路
对外通讯和电源接口

图 1

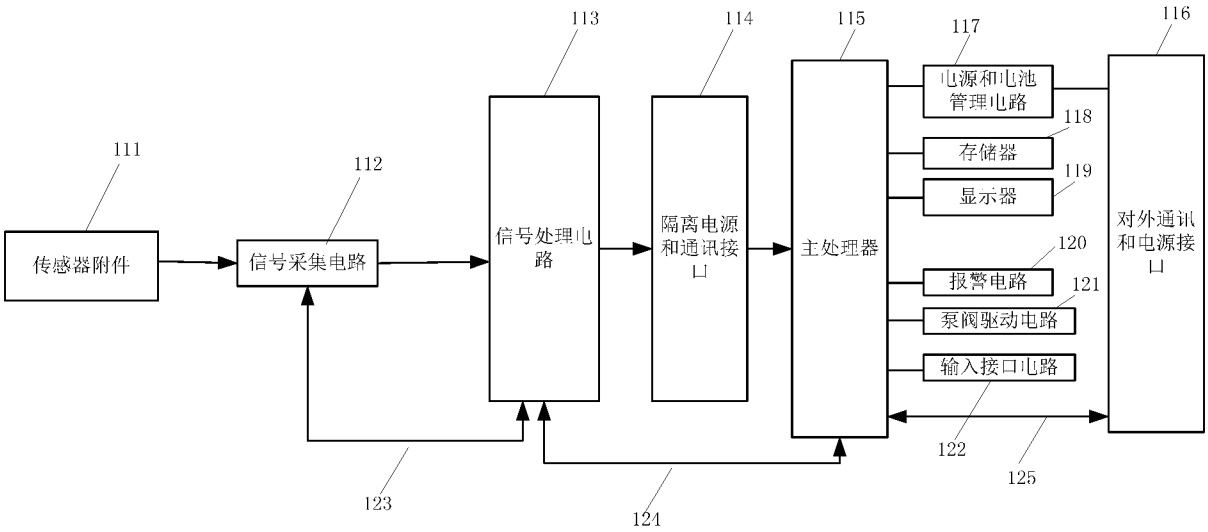

111
112
113
114
115
116
117
118
119
120
121
122
123
124
125
传感器附件
信号采集电路
信号处理电路
隔离电源和通讯接口
主处理器
电源和电池管理电路
存储器
显示器
报警电路
泵阀驱动电路
输入接口电路
对外通讯和电源接口

图 2

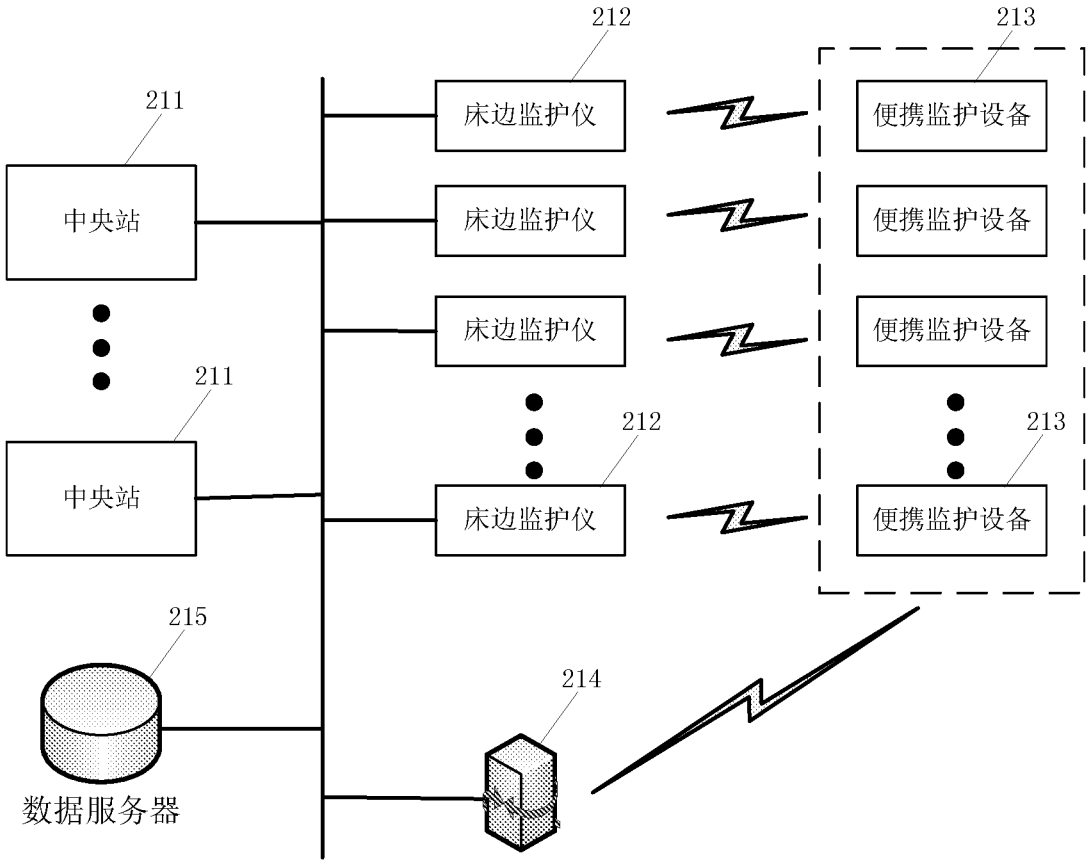

212
213
211
床边监护仪
便携监护设备
中央站
床边监护仪
便携监护设备
床边监护仪
便携监护设备
211
212
213
中央站
床边监护仪
便携监护设备
215
214
数据服务器

图 3

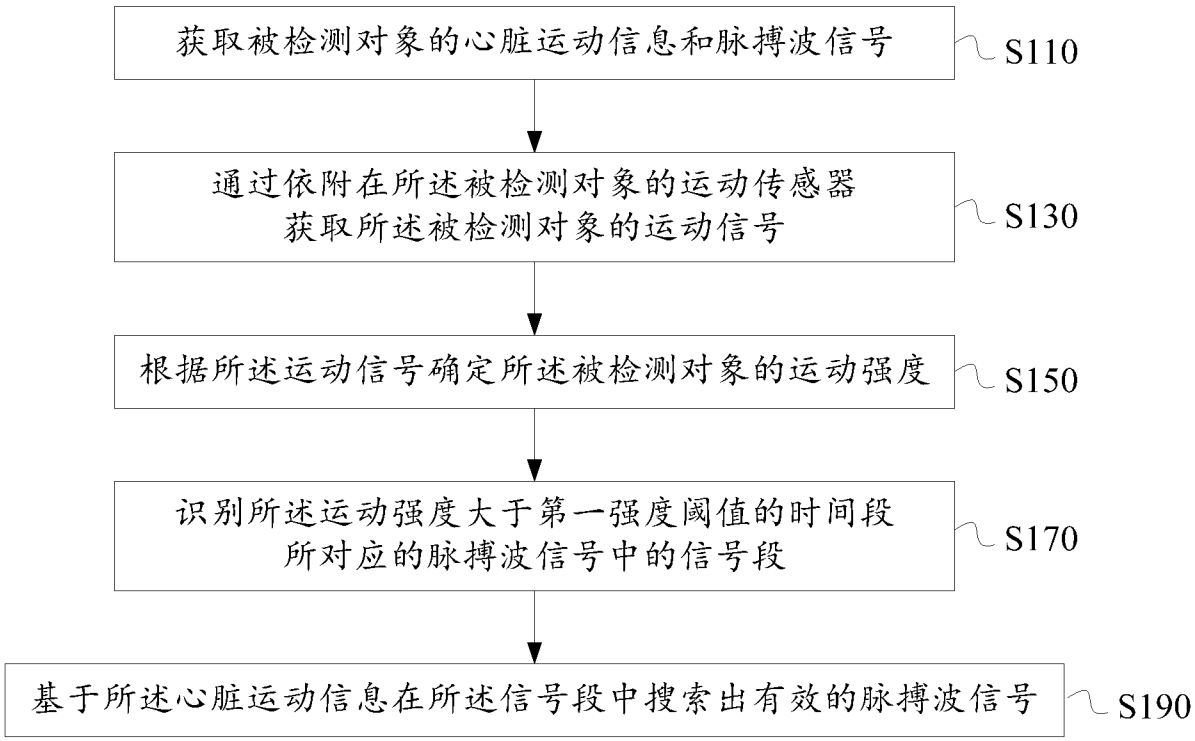

获取被检测对象的心脏运动信息和脉搏波信号
S110
通过依附在所述被检测对象的运动传感器
获取所述被检测对象的运动信号
S130
根据所述运动信号确定所述被检测对象的运动强度
S150
识别所述运动强度大于第一强度阈值的时间段
所对应的脉搏波信号中的信号段
S170
基于所述心脏运动信息在所述信号段中搜索出有效的脉搏波信号
S190

图 4


当接收到启动血压测量的指令时，预获取所述被检测对象的运动信号，
根据所述运动信号判断所述被检测对象的运动强度是否大于第二强度阈值，
若否则启动所述血压测量，
若是则延时第二预设时长后再次判断是否启动所述血压测量
S100
启动所述血压测量
获取被检测对象的心脏运动信息和脉搏波信号
S110
通过依附在所述被检测对象的运动传感器
获取所述被检测对象的运动信号
S130
根据所述运动信号确定所述被检测对象的运动强度
S150
识别所述运动强度大于第一强度阈值的时间段
所对应的脉搏波信号中的信号段
S170
基于所述心脏运动信息在所述信号段中搜索出有效的脉搏波信号
S190

图 5

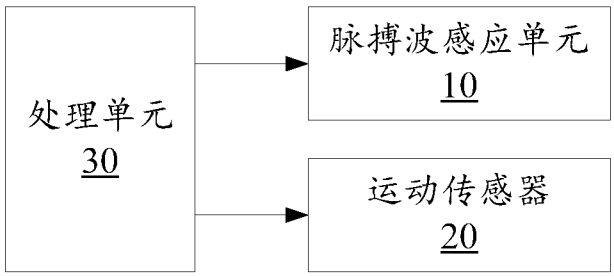

处理单元
30
脉搏波感应单元
10
运动传感器
20

图 6

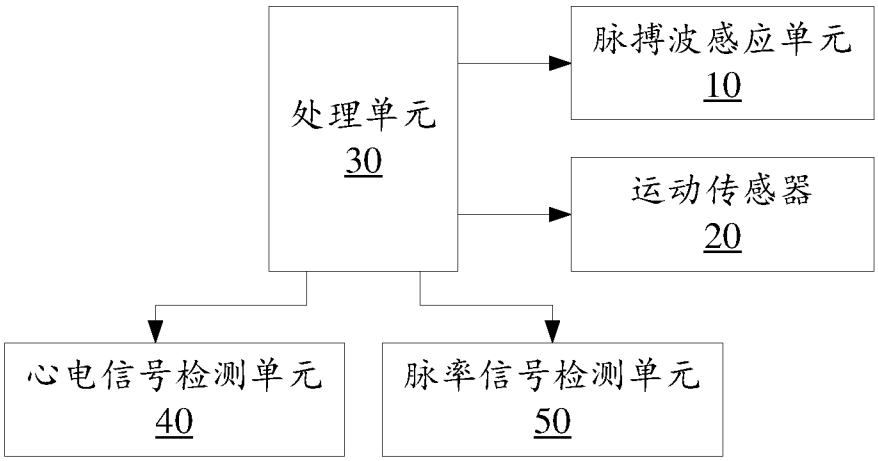

处理单元
30
脉搏波感应单元
10
运动传感器
20
心电信号检测单元
40
脉率信号检测单元
50

图 7

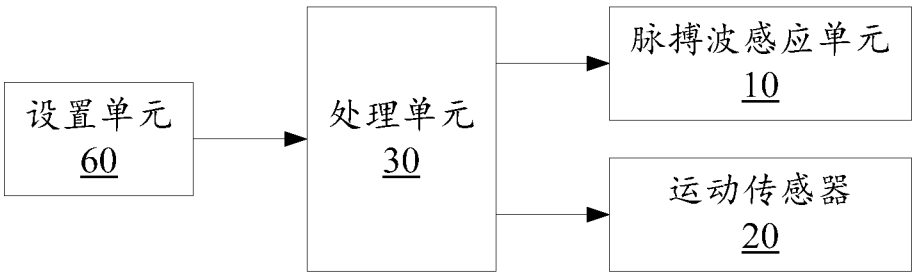

设置单元
60
处理单元
30
脉搏波感应单元
10
运动传感器
20

图 8

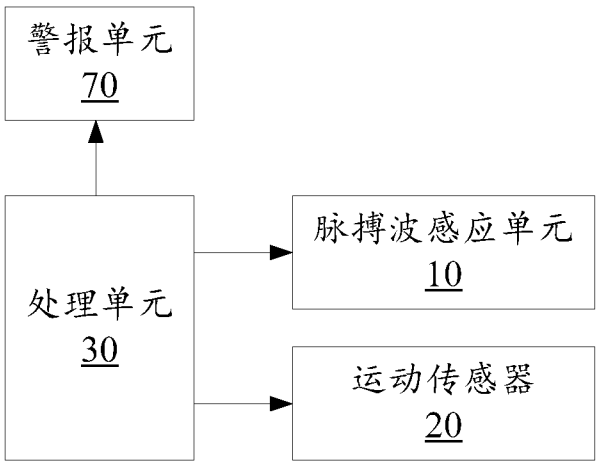

警报单元
70
处理单元
30
脉搏波感应单元
10
运动传感器
20

图 9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2018/088982

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/02(2006.01)i; A61B 5/00(2006.01)i

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)

A61B

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)

CNKI, CNPAT, WPI, EPODOC: 马强, 刘三超, 任健, 何先梁, 刘启翎, 血压, 测量, 检测, 心跳, 心电, 运动, 加速度, 脉搏波, blood 2d pressure, measur+, electrocardio, pulse 2d wave, sport, acceleration, cardio+

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	CN 103892816 A (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.) 02 July 2014 (2014-07-02) description, paragraphs [0023]-[0053], and figures 1-7	1-33
Y	CN 1985750 A (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.) 27 June 2007 (2007-06-27) description, page 4, the last paragraph to page 8, paragraph 7	1-33
A	CN 107348954 A (LV, XIAODONG ET AL.) 17 November 2017 (2017-11-17) entire document	1-33
A	CN 2707188 Y (HONG, MING) 06 July 2005 (2005-07-06) entire document	1-33
A	CN 104757957 A (EXTANTFUTURE BEIJING, INC.) 08 July 2015 (2015-07-08) entire document	1-33
A	CN 102626308 A (XI'AN LIBANG SCIENCE INSTRUMENT CO., LTD.) 08 August 2012 (2012-08-08) entire document	1-33

☑ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☑ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"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

"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)

"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

"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

"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

"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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
21 January 2019	**28 February 2019**

Name and mailing address of the ISA/CN	Authorized officer
National Intellectual Property Administration, PRC (ISA/CN) **No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao, Haidian District, Beijing 100088** **China**	
Facsimile No. **(86-10)62019451**	Telephone No.

C. 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 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.) 29 October 2008 (2008-10-29) entire document	1-33
A	WO 2018043692 A1 (NEC CORPORATION) 08 March 2018 (2018-03-08) entire document	1-33

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2018/088982

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
CN	103892816	A	02 July 2014	WO	2014101466	A1	03 July 2014
				CN	103892816	B	06 July 2018
CN	1985750	A	27 June 2007	CN	1985750	B	23 March 2011
CN	107348954	A	17 November 2017		None		
CN	2707188	Y	06 July 2005		None		
CN	104757957	A	08 July 2015		None		
CN	102626308	A	08 August 2012	CN	102626308	B	04 June 2014
CN	101296651	A	29 October 2008	JP	5208751	B2	12 June 2013
				WO	2007049174	A1	03 May 2007
				US	8277387	B2	02 October 2012
				JP	2009512483	A	26 March 2009
				CN	101296651	B	11 September 2013
				EP	1942798	B1	25 September 2013
				US	2008287814	A1	20 November 2008
				EP	1942798	A1	16 July 2008
WO	2018043692	A1	08 March 2018		None		

国际检索报告

国际申请号 PCT/CN2018/088982

A. 主题的分类

A61B 5/02(2006.01)i; A61B 5/00(2006.01)i

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)

A61B

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）)

CNKI, CNPAT, WPI, EPODOC：马强，刘三超，任健，何先梁，刘启翎，血压，测量，检测，心跳，心电，运动，加速度，脉搏波，blood 2d pressure, measur+, electrocardio, pulse 2d wave, sport, acceleration, cardio+

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
Y	CN 103892816 A (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司) 2014年 7月 2日 (2014-07-02) 说明书第[0023]-[0053]段、图1-7	1-33
Y	CN 1985750 A (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司) 2007年 6月 27日 (2007-06-27) 说明书第4页最后一段至第第8页第7段	1-33
A	CN 107348954 A (吕晓东 等) 2017年 11月 17日 (2017-11-17) 全文	1-33
A	CN 2707188 Y (洪明) 2005年 7月 6日 (2005-07-06) 全文	1-33
A	CN 104757957 A (传世未来北京信息科技有限公司) 2015年 7月 8日 (2015-07-08) 全文	1-33
A	CN 102626308 A (西安理邦科学仪器有限公司) 2012年 8月 8日 (2012-08-08) 全文	1-33
A	CN 101296651 A (皇家飞利浦电子股份有限公司) 2008年 10月 29日 (2008-10-29) 全文	1-33

☑ 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	国际检索报告邮寄日期
2019年 1月 21日	2019年 2月 28日
ISA/CN的名称和邮寄地址 中国国家知识产权局(ISA/CN) 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 姜佩杰 电话号码 86-(10)-53962499

表 PCT/ISA/210 (第2页) (2015年1月)

国际检索报告

国际申请号
PCT/CN2018/088982

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
A	WO 2018043692 A1 (NEC CORPORATION) 2018年 3月 8日 (2018-03-08) 全文	1-33

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2018/088982

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
CN	103892816	A	2014年 7月 2日	WO	2014101466	A1	2014年 7月 3日
				CN	103892816	B	2018年 7月 6日
CN	1985750	A	2007年 6月 27日	CN	1985750	B	2011年 3月 23日
CN	107348954	A	2017年 11月 17日		无		
CN	2707188	Y	2005年 7月 6日		无		
CN	104757957	A	2015年 7月 8日		无		
CN	102626308	A	2012年 8月 8日	CN	102626308	B	2014年 6月 4日
CN	101296651	A	2008年 10月 29日	JP	5208751	B2	2013年 6月 12日
				WO	2007049174	A1	2007年 5月 3日
				US	8277387	B2	2012年 10月 2日
				JP	2009512483	A	2009年 3月 26日
				CN	101296651	B	2013年 9月 11日
				EP	1942798	B1	2013年 9月 25日
				US	2008287814	A1	2008年 11月 20日
				EP	1942798	A1	2008年 7月 16日
WO	2018043692	A1	2018年 3月 8日		无		