



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109833037 A

(43)申请公布日 2019.06.04

(21)申请号 201711230781.3

(22)申请日 2017.11.29

(71)申请人 华为终端有限公司

地址 523808 广东省东莞市松山湖高新技术
产业开发区新城大道2号南方工厂
厂房(一期)项目B2区生产厂房-5

(72)发明人 夏岚 朱萸 张安琪

(74)专利代理机构 北京亿腾知识产权代理事务
所(普通合伙) 11309

代理人 陈霁

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

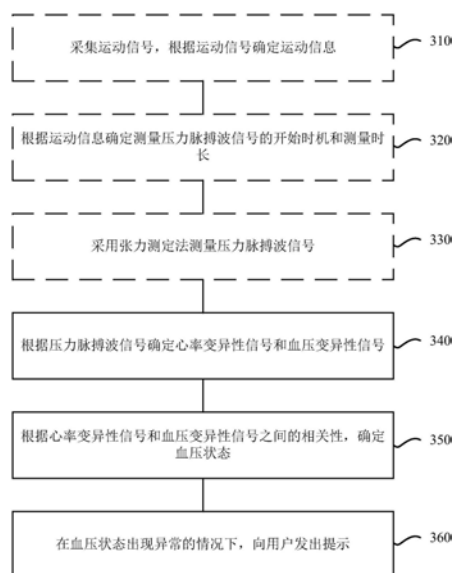
权利要求书3页 说明书12页 附图8页

(54)发明名称

一种监测血压状态的方法和设备

(57)摘要

本发明实施例涉及一种监测血压状态的方法和设备,涉及通信技术领域,具体方法包括:检测设备采用张力测定法测量压力脉搏波信号。检测设备根据压力脉搏波信号确定心率变异性HRV信号和血压变异性BPV信号。检测设备根据HRV信号和BPV信号之间的相关性,确定血压状态。由此,通过张力测定法测量确定HRV信号和BPV信号,从而监测血压状态,并向用户提示。解决目前张力测定法仅能用在限定的场合监测血压值,在进行连续动态监测血压的过程中会出现监测的血压状态不准确的问题以及不能随时根据血压状态向用户进行提示,影响用户体验的问题。



1. 一种监测血压状态的方法,其特征在于,包括:
检测设备采用张力测定法测量压力脉搏波信号;
所述检测设备根据所述压力脉搏波信号确定心率变异性HRV信号和血压变异性BPV信号;
所述检测设备根据所述HRV信号和BPV信号之间的相关性,确定血压状态。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,在所述检测设备采用张力测定法测量压力脉搏波信号之前,所述方法还包括:
所述检测设备采集运动信号,根据所述运动信号确定运动信息;
所述检测设备根据所述运动信息确定测量压力脉搏波信号的开始时机和测量时长。
3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述运动信号包括下述中的一种或多种:加速度信号、重力信号、磁场的方向和大小。
4. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述运动信息包括:历史运动幅度和当前运动幅度,所述检测设备根据所述运动信息确定测量压力脉搏波信号的开始时机和测量时长,包括:
所述检测设备根据当前运动幅度确定是否开始测量压力脉搏波信号,根据历史运动幅度和当前运动幅度设定所述测量时长。
5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述检测设备根据历史运动幅度和当前运动幅度设定所述测量时长,包括:
若所述当前运动幅度大于或等于第一标准预设阈值时,将所述测量时长设定为第一定时时长;
若所述历史运动幅度和所述当前运动幅度小于所述第一标准预设阈值且大于或等于第二标准预设阈值时,将所述测量时长设定第二定时时长,所述第一标准预设阈值大于所述第二标准预设阈值,所述第二定时时长大于所述第一定时时长;
若所述历史运动幅度和所述当前运动幅度小于所述第二标准预设阈值时,将所述测量时长设定为第三定时时长,所述第三定时时长大于所述第二定时时长。
6. 根据权利要求2或4所述的方法,其特征在于,所述运动信息包括历史运动姿势和当前运动姿势,所述检测设备根据所述运动信息确定测量压力脉搏波信号的开始时机和测量时长,包括:
所述检测设备根据当前运动姿势确定是否开始所述测量,还根据历史运动姿势和当前运动姿势设定所述测量时长。
7. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述相关性包括:相干性函数和相位谱。
8. 根据权利要求7所述的方法,其特征在于,所述检测设备根据所述HRV信号和BPV信号之间的相关性,确定血压状态,包括:
所述检测设备对所述HRV信号和BPV信号进行互功率谱分析,确定所述相干性函数和相位谱;
所述检测设备根据所述相干性函数和相位谱,确定血压状态。
9. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述相关性包括:相关性系数。
10. 根据权利要求9所述的方法,其特征在于,所述检测设备根据所述HRV信号和BPV信号之间的相关性,确定血压状态,包括:

所述检测设备根据所述相关性系数评估所述HRV信号和BPV信号之间的相关性,确定血压状态。

11. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,在所述检测设备根据所述HRV信号和BPV信号之间的相关性,确定血压状态的步骤之后,所述方法还包括:

所述检测设备在血压状态出现异常的情况下,向用户发出提示。

12. 根据权利要求11所述的方法,其特征在于,所述检测设备在血压状态出现异常的情况下,向用户发出提示,包括:

所述检测设备在血压状态出现异常的情况下,判断血压状态出现异常的等级;

所述检测设备根据所述血压状态出现异常的等级向用户发出提示。

13. 根据权利要求12所述的方法,其特征在于,所述提示方式包括下述一种或多种:震动提示、指示灯提示、文字提示和语音提示。

14. 一种监测血压状态的设备,其特征在于,包括:

传感器,用于采用张力测定法测量压力脉搏波信号;

处理器,用于根据所述压力脉搏波信号确定心率变异性HRV信号和血压变异性BPV信号;

所述处理器还用于,根据所述HRV信号和BPV信号之间的相关性,确定血压状态。

15. 根据权利要求14所述的设备,其特征在于,所述传感器还用于,采集运动信号;所述处理器还用于,根据所述运动信号确定运动信息;

所述设备还包括:定时器,用于根据所述运动信息确定测量压力脉搏波信号的开始时机和测量时长。

16. 根据权利要求15所述的设备,其特征在于,所述运动信号包括下述中的一种或多种:加速度信号、重力信号、磁场的方向和大小。

17. 根据权利要求15所述的设备,其特征在于,所述运动信息包括:历史运动幅度和当前运动幅度,所述定时器具体用于:根据当前运动幅度确定是否开始测量压力脉搏波信号,根据历史运动幅度和当前运动幅度设定所述测量时长。

18. 根据权利要求17所述的设备,其特征在于,所述定时器具体用于:

若所述当前运动幅度大于或等于第一标准预设阈值时,将所述测量时长设定为第一定时时长;

若所述历史运动幅度和所述当前运动幅度小于所述第一标准预设阈值且大于或等于第二标准预设阈值时,将所述测量时长设定第二定时时长,所述第一标准预设阈值大于所述第二标准预设阈值,所述第二定时时长大于所述第一定时时长;

若所述历史运动幅度和所述当前运动幅度小于所述第二标准预设阈值时,将所述测量时长设定为第三定时时长,所述第三定时时长大于所述第二定时时长。

19. 根据权利要求15或17所述的设备,其特征在于,所述定时器还用于:

根据当前运动姿势确定是否开始所述测量,还根据历史运动姿势和当前运动姿势设定所述测量时长。

20. 根据权利要求14所述的设备,其特征在于,所述相关性包括:相干性函数和相位谱。

21. 根据权利要求20所述的设备,其特征在于,所述处理器具体用于:

对所述HRV信号和BPV信号进行互功率谱分析,确定所述相干性函数和相位谱;

根据所述相干性函数和相位谱,确定血压状态。

22. 根据权利要求14所述的设备,其特征在于,所述相关性包括:相关性系数。

23. 根据权利要求22所述的设备,其特征在于,所述处理器具体用于:

根据所述相关性系数评估所述HRV信号和BPV信号之间的相关性,确定血压状态。

24. 根据权利要求14所述的设备,其特征在于,还包括:

提示单元,用于在血压状态出现异常的情况下,向用户发出提示。

25. 根据权利要求24所述的设备,其特征在于,所述提示单元具体用于:

在血压状态出现异常的情况下,判断血压状态出现异常的等级;

根据所述血压状态出现异常的等级向用户发出提示。

26. 根据权利要求25所述的设备,其特征在于,所述提示方式包括下述一种或多种:震动提示、指示灯提示、文字提示和语音提示。

27. 一种计算机可读存储介质,包括指令,当其在计算机上运行时,使得计算机执行如权利要求1-13任意一项所述的方法。

28. 一种包含指令的计算机程序产品,当其在计算机上运行时,使得计算机执行如权利要求1-13任意一项所述的方法。

一种监测血压状态的方法和设备

技术领域

[0001] 本申请涉及通信技术领域,尤其涉及一种基于张力测定法监测血压状态并利用检测设备提示血压状态的方法和设备。

背景技术

[0002] 每年,全球与高血压疾病相关的死亡人数持续攀升,我国高血压患者近年来开始有年轻化的趋势,所以连续动态监测血压成为了人们关注的重点。其中,连续动态监测血压可以防止漏检阵发性高血压,有助于判断高血压病情程度以及指导药物治疗。

[0003] 目前,基于张力测定法进行连续动态监测血压的技术受到了广泛的研究,例如:临床上需要连续动态监测血压的场景(例如:重症监护室),使用的是基于插管的侵入式方法。

[0004] 但是,目前的张力测定法在实际应用中,一旦测量血压设备中的传感器与用户的动脉血管之间产生相对运动,压力脉搏波与动脉血压的定标关系也会随之改变,若要继续监测血压则需要重新定标。所以目前的张力测定法只能用在限定的场合,并且在进行连续动态监测血压的过程中会出现测量的血压值不准确,导致血压状态判断不准确的问题。

发明内容

[0005] 本发明实施例提供了一种监测血压状态的方法和设备,用以解决目前张力测定法仅能用在限定的场合监测血压值,在进行连续动态监测血压的过程中会出现监测的血压状态不准确的问题以及不能随时根据血压状态向用户进行提示,影响用户体验的问题。

[0006] 第一方面,本申请实施例提供了一种监测血压状态的方法,该方法具体包括:检测设备采用张力测定法测量压力脉搏波信号。检测设备根据压力脉搏波信号确定心率变异性HRV信号和血压变异性BPV信号。检测设备根据HRV信号和BPV信号之间的相关性,确定血压状态。

[0007] 在本方案中,本申请实施例中充分利用张力测定法适用于可穿戴场景的优势,规避了其定标模型容易受测量时长和运动幅度改变,进而影响监测血压准确度的弊端,挖掘出心率变异性HRV信号和血压变异性BPV信号,通过分析HRV和BPV的互功率谱来监测用户是否处于高血压状态或低血压状态,以及高、低血压级别,提醒用户做相应的处理。此外,本申请实施例提供的方法在不影响正常工作生活的前提下保障了用户的生命安全,在使用时提高用户的舒适度,从而提高用户体验。

[0008] 在一个可选的实现方式中,上述在“检测设备采用张力测定法测量压力脉搏波信号”的步骤之前,还可以包括:检测设备采集运动信号,根据运动信号确定运动信息;检测设备根据运动信息确定测量压力脉搏波信号的开始时机和测量时长。

[0009] 在另一个可选的实现方式中,上述“运动信号”可以包括下述中的一种或多种:加速度信号、重力信号、磁场的方向和大小。

[0010] 在又一个可选的实现方式中,上述“运动信息”可以包括:历史运动幅度和当前运动幅度。上述“检测设备根据运动信息确定测量压力脉搏波信号的开始时机和测量时长”的

步骤中,可以包括:检测设备根据当前运动幅度确定是否开始所述测量压力脉搏波信号,根据历史运动幅度和当前运动幅度设定测量时长。其中,历史运动幅度可以表示为在历史时间(例如:半个小时)内的运动幅度。

[0011] 在再一个可选的实现方式中,上述“检测设备根据历史运动幅度和当前运动幅度设定所述测量时长”的步骤中,可以包括:若当前运动幅度大于或等于第一标准预设阈值时,将测量时长设定为第一定时时长。

[0012] 若历史运动幅度和当前运动幅度小于第一标准预设阈值且大于或等于第二标准预设阈值时,将测量时长设定第二定时时长,第一标准预设阈值大于第二标准预设阈值,第二定时时长大于第一定时时长。

[0013] 若历史运动幅度和当前运动幅度小于第二标准预设阈值时,将测量时长设定为第三定时时长,第三定时时长大于第二定时时长。

[0014] 在再一个可选的实现方式中,上述“运动信息”可以包括:历史运动姿势和当前运动姿势,上述:“检测设备根据运动信息确定测量压力脉搏波信号的开始时机和测量时长”的步骤中,可以包括:检测设备根据当前运动姿势确定是否开始测量,还根据历史运动姿势和当前运动姿势设定测量时长。

[0015] 在再一个可选的实现方式中,上述“相关性”可以包括:相干性函数和相位谱。

[0016] 在再一个可选的实现方式中,上述“检测设备根据HRV信号和BPV信号之间的相关性,确定血压状态”的步骤中,可以包括:检测设备对HRV信号和BPV信号进行互功率谱分析,确定相干性函数和相位谱;检测设备根据相干性函数和相位谱,确定血压状态。在再一个可选的实现方式中,上述“相关性”可以包括:相关性系数。

[0017] 在再一个可选的实现方式中,上述“检测设备根据HRV信号和BPV信号之间的相关性,确定血压状态”的步骤中,可以包括:检测设备根据相关性系数评估HRV信号和BPV信号之间的相关性,确定血压状态。

[0018] 在再一个可选的实现方式中,上述“检测设备在血压状态出现异常的情况下,向用户发出提示”的步骤中,可以包括:检测设备在血压状态出现异常的情况下,判断血压状态出现异常的等级;检测设备根据血压状态出现异常的等级向用户发出提示。

[0019] 在再一个可选的实现方式中,上述提示方式可以包括下述一种或多种:震动提示、指示灯提示、文字提示和语音提示。

[0020] 第二方面,本申请实施例提供了一种提示血压状态的设备,该设备具体包括:传感器,用于采用张力测定法测量压力脉搏波信号。处理器,用于根据压力脉搏波信号确定心率变异性HRV信号和血压变异性BPV信号。处理器还可以用于,根据HRV信号和BPV信号之间的相关性,确定血压状态。

[0021] 在一个可选的实现方式中,上述“传感器”还可以用于:采集运动信号。处理器还用于,根据运动信号确定运动信息。此外,上述“设备”还包括:定时器,用于根据运动信息确定测量压力脉搏波信号的开始时机和测量时长。

[0022] 在另一个可选的实现方式中,上述“运动信号”可以包括:下述中的一种或多种:加速度信号、重力信号、磁场的方向和大小。

[0023] 在又一个可选的实现方式中,上述“运动信息”可以包括:历史运动幅度和当前运动幅度,定时器具体用于:根据当前运动幅度确定是否开始测量压力脉搏波信号,根据历史

运动幅度和当前运动幅度设定测量时长。

[0024] 在再一个可选的实现方式中,上述“定时器”可以具体用于:若当前运动幅度大于或等于第一标准预设阈值时,将测量时长设定为第一定时时长;若历史运动幅度和当前运动幅度小于第一标准预设阈值且大于或等于第二标准预设阈值时,将测量时长设定第二定时时长,第一标准预设阈值大于第二标准预设阈值,第二定时时长大于第一定时时长;若历史运动幅度和当前运动幅度小于第二标准预设阈值时,将测量时长设定为第三定时时长,第三定时时长大于第二定时时长。

[0025] 在再一个可选的实现方式中,上述“定时器”还可以用于:根据当前运动姿势确定是否开始测量,还根据历史运动姿势和当前运动姿势设定测量时长。

[0026] 在再一个可选的实现方式中,上述“相关性”可以包括:相干性函数和相位谱。

[0027] 在再一个可选的实现方式中,上述“处理器”具体用于:对HRV信号和BPV信号进行互功率谱分析,确定相干性函数和相位谱;根据相干性函数和相位谱,确定血压状态。

[0028] 在再一个可选的实现方式中,上述“相关性”可以包括:相关性系数。

[0029] 在再一个可选的实现方式中,上述“处理器”具体用于:根据相关性系数评估HRV信号和BPV信号之间的相关性,确定血压状态。

[0030] 在再一个可选的实现方式中,该设备还可以包括:提示单元,用于在血压状态出现异常的情况下,向用户发出提示。

[0031] 在再一个可选的实现方式中,上述“提示单元”具体可以用于:在血压状态出现异常的情况下,判断血压状态出现异常的等级;根据血压状态出现异常的等级向用户发出提示。

[0032] 在再一个可选的实现方式中,上述提示方式可以包括下述一种或多种:震动提示、指示灯提示、文字提示和语音提示。

[0033] 第三方面,本申请实施例提供了一种提示血压状态的装置,该装置具体包括:采集模块,用于采用张力测定法测量压力脉搏波信号。处理模块,用于根据压力脉搏波信号确定心率变异性HRV信号和血压变异性BPV信号。处理模块还可以用于,根据HRV信号和BPV信号之间的相关性,确定血压状态。

[0034] 在一个可选的实现方式中,上述“采集模块”还可以用于:采集运动信号。处理模块还用于根据运动信号确定运动信息。此外,上述“装置”还可以包括:定时模块,用于根据运动信息确定测量压力脉搏波信号的开始时机和测量时长。

[0035] 在另一个可选的实现方式中,上述“运动信号”可以包括:下述中的一种或多种:加速度信号、重力信号、磁场的方向和大小。

[0036] 在又一个可选的实现方式中,上述“运动信息”可以包括:历史运动幅度和当前运动幅度,定时单元具体用于:根据当前运动幅度确定是否开始测量压力脉搏波信号,根据历史运动幅度和当前运动幅度设定测量时长。

[0037] 在再一个可选的实现方式中,上述“定时模块”可以具体用于:若当前运动幅度大于或等于第一标准预设阈值时,将测量时长设定为第一定时时长;若历史运动幅度和当前运动幅度小于第一标准预设阈值且大于或等于第二标准预设阈值时,将测量时长设定第二定时时长,第一标准预设阈值大于第二标准预设阈值,第二定时时长大于第一定时时长;若历史运动幅度和当前运动幅度小于第二标准预设阈值时,将测量时长设定为第三定时时

长,第三定时时长大于第二定时时长。

[0038] 在再一个可选的实现方式中,上述“定时模块”还可以用于:根据当前运动姿势确定是否开始测量,还根据历史运动姿势和当前运动姿势设定测量时长。

[0039] 在再一个可选的实现方式中,上述“相关性”可以包括:相干性函数和相位谱。

[0040] 在再一个可选的实现方式中,上述“处理模块”具体用于:对HRV信号和BPV信号进行互功率谱分析,确定相干性函数和相位谱;根据相干性函数和相位谱,确定血压状态。

[0041] 在再一个可选的实现方式中,上述“相关性”可以包括:相关性系数。

[0042] 在再一个可选的实现方式中,上述“处理模块”具体用于:根据相关性系数评估HRV信号和BPV信号之间的相关性,确定血压状态。

[0043] 在再一个可选的实现方式中,该装置还可以包括:提示模块,用于在血压状态出现异常的情况下,向用户发出提示。

[0044] 在再一个可选的实现方式中,上述“提示模块”具体可以用于:在血压状态出现异常的情况下,判断血压状态出现异常的等级;根据血压状态出现异常的等级向用户发出提示。

[0045] 在再一个可选的实现方式中,上述提示方式可以包括下述一种或多种:震动提示、指示灯提示、文字提示和语音提示。

[0046] 第四方面,本申请实施例提供了一种计算机可读存储介质,包括指令,当其在计算机上运行时,使得计算机执行如第一方面任意一项所述的方法。

[0047] 第五方面,本申请实施例提供了一种包含指令的计算机程序产品,当其在计算机上运行时,使得计算机执行如第一方面任意一项所述的方法。

附图说明

[0048] 图1为本发明实施例提供的一种检测设备的应用场景示意图;

[0049] 图2为本发明实施例提供的一种可穿戴设备的结构示意图;

[0050] 图3为本发明实施例提供的一种提示血压状态的方法流程示意图;

[0051] 图4为本发明实施例提供的一种监测模式的界面示意图;

[0052] 图5为本发明实施例提供的另一种监测模式的界面示意图;

[0053] 图6为本发明实施例提供的一种利用张力测定法采集信号的场景示意图;

[0054] 图7为本发明实施例提供的一种HRV和BPV之间相干性函数的示意图;

[0055] 图8为本发明实施例提供的另一种HRV和BPV之间相干性函数的示意图;

[0056] 图9为本发明实施例提供的一种提示方式的示意图;

[0057] 图10为本发明实施例提供的另一种检测设备的应用场景示意图;

[0058] 图11为本发明实施例提供的一种检测设备的结构示意图;

[0059] 图12为本发明实施例提供的一种检测装置的结构示意图。

具体实施方式

[0060] 为便于对本发明实施例的理解,下面将结合附图以具体实施例做进一步的解释说明,实施例并不构成对本发明实施例的限定。

[0061] 现有技术中,张力测定法的原理是使用气囊或其他装置压迫血管到扁平状态,动

脉搏动对覆盖在动脉表面的压力传感器产生冲击,使得传感器产生形变,产生压力脉搏波信号。当血管压迫到扁平状态时,血管近似刚性设备,动脉血管外测量得到的压力脉搏波信号的幅度和动脉血压成线性关系。测量得到的压力脉搏波峰和波谷幅度值需要定标,即在测量到压力脉搏波的同时或者很短时间内,使用其他测量血压的标准方法测量真实的动脉收缩压和舒张压,将压力脉搏波的波峰和波谷幅度值分别线性映射到真实的动脉收缩压和舒张压。再次测量血压的时候只需要通过张力测定法测量得到压力脉搏波信号,就可以根据事先确定的定标关系计算出收缩压和舒张压。因为张力测定法可以采集到beat-to-beat的压力脉搏波,所以张力测定法可以被用来连续测量血压。但是,在该方法下,一旦压力传感器与动脉血管之间产生相对运动,压力脉搏波与动脉血压之间的定标关系也会改变,若要继续测量血压需要重新定标。所以目前张力测定法只能用在限定的场合(例如:测量部位被完全固定或者有专业人员参与的场合),否则测量出来的血压可靠性很低。此外,在现有的适合家用的产品中,能够解决动态血压监护的产品价格昂贵,不适合随身携带以及会有频繁打气导致的噪音和压迫血管给用户带来不舒服的体验。

[0062] 本发明实施例提供一种提示血压状态的方法和设备,用以解决目前,当检测设备中的压力传感器与被测量用户的被测量位置产生相对运动时,压力脉搏波与动脉血压之间的定标关系也会改变的问题,即张力测定法仅能用在限定的场合监测血压值,以及在进行连续动态监测血压的过程中会出现监测的血压状态不准确的问题。此外,本申请提供的方法和设备可以在不影响正常工作生活的前提下保障用户的生命安全。该检测设备在医疗市场也具有潜在的应用场景,可以作为临床示波法动态血压计的辅助设备,在不漏检高血压的前提下,延长动态血压计两次打气之间的时间间隔,提高患者的舒适度。

[0063] 本发明实施例提供了一种提示血压状态的方法和设备,通过张力测定法确定心率变异性(heart rate variability,HRV)信号和血压变异性(blood pressure variability,BPV)信号,然后根据该HRV信号和BPV信号确定血压状态,再利用检测设备向用户发出提示。该检测设备可以包括下述一个或多个:可穿戴设备、移动设备、平板电脑和计算机,本发明实施例对检测设备的种类不作限制。

[0064] 为了方便描述,下述检测设备以可穿戴设备进行详细说明,本发明实施例结合图1-图9进行详细介绍。

[0065] 图1为本发明实施例提供的一种检测设备的应用场景示意图。如图1所示,可穿戴设备20用于环绕在用户的待检测位置(例如:手腕),本发明实施例对用户的待检测位置不作限制(例如:手腕、脚腕或环状物体)。显示屏被设置在可穿戴设备20的第一表面上,其中当可穿戴设备20环绕在待检测位置上时,第一表面朝向待检测位置之外。该显示屏可以结合触摸屏,用户能够在显示屏上直接进行触摸输入或者使用物理按键进行选择输入。输入指令之后,该可穿戴设备20可以采用张力测定法测量压力脉搏波信号;根据压力脉搏波信号确定心率变异性HRV信号和血压变异性BPV信号;根据HRV信号和BPV信号之间的相关性,确定血压状态;在血压状态出现异常的情况下,向用户发出提示。

[0066] 图2为本发明实施例提供的一种可穿戴设备的结构示意图。如图2所示,该可穿戴设备20具体可以包括相互连接的表体和腕带,其中表体包括前壳(图2未示出)、触控面板201(又称触摸屏)、显示屏202、底壳(图2未示出),以及处理器203、存储器205、麦克风(microphone,MIC)206、蓝牙(bluetooth,BT)208、压力传感器209、心率检测传感器210、重

力加速度传感器211、电源212、电源管理系统213等。尽管未示出,可穿戴设备20还可以包括:天线、无线保真(wireless-fidelity,WiFi)模块、近距离无线通信技术(near fieldcommunication,NFC)模块、全球定位系统(global positioning system,GPS)模块、扬声器、加速计、陀螺仪和地磁仪等。

[0067] 下面分别对可穿戴设备20的各功能组件进行介绍:

[0068] 触摸屏201,也称为触控面板,可收集手表用户在其上的触摸操作(比如用户使用手指、触笔等任何适合的物体或附件在触控面板上或在触控面板附近的操作),并根据预先设定的程式驱动响应的连接装置。可选的,触控面板201可包括触摸检测装置和触摸控制器两个部分。其中,触摸检测装置检测用户的触摸方位,并检测触摸操作带来的信号,将信号传送给触摸控制器;触摸控制器从触摸检测装置上接收触摸信息,并将它转换成触点坐标,再送给处理器203,并能接收处理器203发送的命令并加以执行。此外,可以采用电阻式、电容式、红外线以及表面声波等多种类型实现触控面板。除了触摸屏201之外,可穿戴设备20还可以包括其他输入设备,其他输入设备可以包括但不限于功能键(比如音量控制按键、开关按键等)。

[0069] 显示屏202可用于显示由用户输入的信息或提供给用户的信息以及手表的各种菜单。可选的,可以采用液晶显示器(Liquid Crystal Display,简称LCD)、有机发光二极管(OrganicLight-Emitting Diode,简称OLED)等形式来配置显示屏202。

[0070] 进一步的,触控面板201可覆盖显示屏202,当触控面板201检测到在其上或附近的触摸操作后,传送给处理器203以确定触摸事件的类型,随后处理器203根据触摸事件的类型在显示屏202上提供相应的视觉输出。虽然在图2中,触控面板201与显示屏202是作为两个独立的部件来实现手表的输入和输出功能,但是在某些实施例中,可以将触控面板201与显示屏202集成而实现可穿戴设备的输入和输出功能。

[0071] 处理器203用于进行系统调度,控制显示屏、触摸屏,对麦克风206、蓝牙208的数据进行处理。处理器203用于对传感器数据进行运算,例如:处理器203还可以用于根据张力测定法采集的压力脉搏波信号确定HRV信号和BPV信号,然后再根据该定HRV信号和BPV信号确定血压状态,最后根据血压状态指示提示器发出提示信息,以便于用户查看相关信息。

[0072] 麦克风206,也称为传声器。麦克风206可以将收集的声音信号转换为电信号,由音频电路接收后转换为音频数据;音频电路也可以将音频数据转换为电信号,传输到扬声器,由扬声器转换为声音信号输出。

[0073] 蓝牙208:可穿戴设备20通过蓝牙可以与其他电子设备(如手机、平板电脑等)交互信息,并通过上述电子设备连接网络,与服务器连接,处理语音识别等功能。

[0074] 传感器可以是压力传感器209、心率检测传感器210、重力加速度传感器211、光传感器、运动传感器或其他传感器。具体地,光传感器可包括环境光传感器及接近传感器。至于可穿戴设备20还可配置的陀螺仪、气压计、湿度计、温度计、红外线传感器等其他传感器,在此不再赘述。

[0075] 存储器205用于存储软件程序以及数据(例如:运动信息),处理器203通过运行存储在存储器的软件程序以及数据,执行手表的各种功能应用以及数据处理。存储器205主要包括存储程序区以及存储数据区,其中,存储程序区可存储操作系统、至少一个功能所需的应用程序(比如声音播放功能、图像播放功能等);存储数据区可以存储根据使用手表所创

建的数据(比如音频数据、电话本等)。此外,存储器可以包括高速随机存取存储器,还可以包括非易失存储器,例如磁盘存储器件、闪存器件或其他易失性固态存储器件。

[0076] 定时器(图2未示出),定时器的时间长度可以动态调整,例如:定时器开启时,传感器开始采集压力脉搏波信号,定时器还可以用于控制传感器采集压力脉搏波信号的时长。

[0077] 提示单元(图2未示出),可以包括:指示灯、显示屏等。提示单元提示的方式可以包括下述一种或多种:震动提示、指示灯提示、文字提示和语音提示。

[0078] 手表还包括给各个部件供电的电源212(比如电池),优选的,电源212可以通过电源管理系统213与处理器203逻辑相连,从而通过电源管理系统213实现管理充电、放电、以及功耗管理等功能。

[0079] 图3为本发明实施例提供的一种提示血压状态的方法流程示意图。如图3所示,该方法具体可以包括:

[0080] S310,检测设备采集运动信号,根据该运动信号确定运动信息。

[0081] 具体地,检测设备的触控面板检测到在其上或附近的触摸操作后,传送给处理器以确定触摸事件的类型,随后处理器根据触摸事件的类型在显示屏上提供相应的视觉输出。例如:如图4所示,可穿戴设备的触控面板检测到在其上或附近的触摸操作后,传送给处理器以确定开始血压监测,随后处理器根据开始血压监测的指令在显示屏上显示进入监测模式。

[0082] 检测设备进入监测模式后,采集用户的运动信号,然后根据采集的运动信号确定运动信息。需要说明的是,运动信号的采集是实时采集的,该运动信息也是根据实时采集的运动信号实时确定的,并将历史的运动信息存储至存储器(例如:存储器中存储大于等于30分钟的运动信息)。其中,运动信号可以包括下述中的一种或多种:加速度信号、重力信号、磁场的方向和大小等。运动信息可以包括:历史运动幅度和当前运动幅度以及历史运动姿势和当前运动姿势。

[0083] S320,检测设备根据运动信息确定测量压力脉搏波信号的开始时机和测量时长。

[0084] 具体地,测量的开始时机和测量时长是根据运动信息设定的,设定测量的开始时机和测量时长可以有下述两种方式。其中,该运动信息可以包括:历史运动幅度和当前运动幅度以及历史运动姿势和当前运动姿势。

[0085] 其中,设定测量的开始时机和测量时长可以有两种方式,第一种方式可以为:

[0086] 若当前运动幅度大于或等于第一标准预设阈值时,将所述测量时长设定为第一定时时长。

[0087] 若历史运动幅度和当前运动幅度小于第一标准预设阈值且大于或等于第二标准预设阈值时,将测量时长设定第二定时时长,第一标准预设阈值大于第二标准预设阈值,第二定时时长大于第一定时时长。

[0088] 若历史运动幅度和当前运动幅度小于第二标准预设阈值时,将测量时长设定为第三定时时长,第三定时时长大于第二定时时长。

[0089] 需要说明的是,上述第一标准预设阈值和第二标准预设阈值可以为预先设置的经验值。

[0090] 第二种方式为:检测设备根据当前运动姿势确定是否开始测量,还根据历史运动姿势和当前运动姿势设定所述测量时长。

[0091] 例如,设定测量的开始时机和测量时长的方式一如下:

[0092] 测量的开始时机和测量时长根据历史运动幅度和当前运动幅度设定几个档次:

[0093] 若当前运动幅度大于或等于80%,则不建议进行后面的流程,测量时长设定为0,不启动定时器。

[0094] 若当前运动幅度和前10分钟内的平均运动幅度小于80%且大于或等于30%时,在此情况下,还可以具体划分为若当前运动幅度和前10分钟内的平均运动幅度小于80%且大于或等于50%,则测量时长设定为1min,当检测到静止状态时立即开启定时器,开始测量压力脉搏波信号;若当前运动幅度和前10分钟内的平均运动幅度小于50%且大于或等于30%,则测量时长设定为3min,当检测到静止状态时立即开启定时器,开始测量压力脉搏波信号。

[0095] 若当前运动幅度和前10分钟内的平均运动幅度小于30%,则测量时长设定为5min,立即开启定时器。

[0096] 设定测量的开始时机和测量时长的方式二如下:

[0097] 测量的开始时机和测量时长是根据历史运动幅度和当前运动幅度以及历史运动姿势和当前运动姿势设定几个档次:

[0098] 若当前运动幅度大于或等于80%,则不建议进行后面的流程,测量时长设定为0,不启动定时器。

[0099] 若当前运动幅度和前10分钟内的平均运动幅度小于80%且大于或等于30%且处于站立姿势时,在此情况下,还可以具体划分为若当前运动幅度和前10分钟内的平均运动幅度小于80%且大于或等于50%,且处于站立姿势时,则测量时长设定为1min,当检测到静止状态时立即开启定时器,开始测量压力脉搏波信号;若当前运动幅度和前10分钟内的平均运动幅度小于50%且大于或等于30%,且处于站立姿势时,则测量时长设定为3min,当检测到静止状态时立即开启定时器,开始测量压力脉搏波信号。

[0100] 若当前运动幅度和前10分钟内的平均运动幅度小于30%且处于睡姿或坐姿,则测量时长设定为5min,立即开启定时器,开始测量压力脉搏波信号。

[0101] 上述方式二中加入运动姿势可以进一步提高判定精度,保证后续判定血压状态的精确性。

[0102] 需要说明的是,上述方式中说到的测量时长是动态调整的,是由当前运动幅度或历史运动幅度以及当前运动姿势确定的。在测量时长内的测量过程会受到运动信息的影响而中断。可以理解为,若在测量时长范围内,检测设备采集到当前的运动信号,判断用户当前的运动信息包括剧烈运动时,则中断测量。

[0103] 结合上述方式一可以进一步解释为:如图5所示,若当前运动幅度大于或等于80%,则不建议进行后面的流程,测量时长设定为0,不启动定时器。若当前运动幅度和前10分钟的平均运动幅度小于80%且处于站立姿势,在此情况下,还可以具体划分为:若当前运动幅度和前10分钟内的平均运动幅度小于80%且大于或等于50%且处于站立姿势,则测量时长设定为1min,当检测到静止状态时立即开启定时器,开始测量压力脉搏波信号。若当前运动幅度和前10分钟内的平均运动幅度小于50%且大于或等于30%且处于站立姿势。则测量时长设定为3min,当检测到静止状态时立即开启定时器,开始测量压力脉搏波信号。在该3min或5min内,检测设备确定当前存在运动幅度大于或等于80%,则停止定时器,然后检测

设备判断实际测量时长是否大于1min,若是,则继续进行后面的步骤,否则,退出监测模式。

[0104] S330,检测设备采用张力测定法测量压力脉搏波信号。

[0105] 具体地,检测设备可以放置在用户任意一个能感知到动脉跳动的部位。利用张力测定法采集测量部位的压力脉搏波信号。如图6所示,可穿戴设备20中的传感器组63(例如:压力传感器209、心率检测传感器210、重力加速度传感器211、光传感器、运动传感器或其他传感器)采集压力脉搏波信号,并将该压力脉搏波信号发送至处理器203。在本实施例中,传感器组63可以位于动脉跳动的部位,以便被设置成感测血压脉搏到达用户的尺骨61内,图6示出了用户的尺骨61和桡骨62的横截面以供参考。

[0106] S340,检测设备根据压力脉搏波信号确定心率变异性HRV信号和血压变异性BPV信号。

[0107] 具体地,检测设备对根据张力测定法采集的压力脉搏波信号进行滤波去噪等处理,并筛选压力脉搏波的特征点(例如:该特征点可以是波峰、波谷或者上升沿斜率最大值点等)。根据筛选到的特征点,计算前后两个波动周期之间的时间间期,所得间期序列构成HRV信号,所得特征点的幅度值序列构成BPV信号。

[0108] S350,检测设备根据HRV信号和BPV信号之间的相关性,确定血压状态。

[0109] 具体地,该相关性可以包括:相干性函数和相位谱、相关性系数两种方式,所说可以根据相干性函数和相位谱、相关性系数两种方式确定HRV信号和BPV信号之间的相关性。

[0110] 其中,根据相干性函数和相位谱确定HRV信号和BPV信号之间的相关性的具体步骤可以包括:检测设备对提取到的HRV信号和BPV信号进行互功率谱分析,计算出相干性函数和相位谱。具体方法可以为:

$$[0111] \quad C(f) = \frac{|P12(f)|}{\sqrt{P1(f)P2(f)}}, \quad \varphi(f) = \tan^{-1} \frac{\text{Im}(P12(f))}{\text{Re}(P12(f))}$$

[0112] 其中C(f)表示相干性函数, $\varphi(f)$ 表示相位谱,P1(f)表示HRV信号的功率谱,P2(f)表示BPV信号的功率谱,P12(f)表示HRV信号和BPV信号之间的互功率谱,Im表示取复数虚部,Re表示取复数的实部。

[0113] 例如,如图7-图8所示,粗线条表示相干性函数,细线条表示相位函数,横坐标是频率轴,单位是hz,左边纵坐标表示为归一化相干性大小,右边纵坐标表示为弧度,单位为rad。图7表示高血压患者的HRV和BPV之间的相干性与相位,图8表示血压正常人HRV和BPV之间的相干性与相位。对比图7和图8可以看出,高血压状态下,0.1hz附近的相干性较小,0.25hz附近不存在相干性,相位在0.25hz附近不可测;而正常血压情况下,HRV和BPV的相干性在0.1hz附近和0.25hz附近都比较大,相位在0.25hz附近为0。

[0114] 此外,也可以通过相关性系数评估HRV信号和BPV信号之间的相关性,确定血压状态。具体地,该相关性系数可以包括:皮尔森相关性系数、斯皮尔曼相关性系数和肯德尔相关性系数。该步骤可以使用任意一个相关性系数的评估HRV信号和BPV信号之间的相关性。

[0115] S360,检测设备在血压状态出现异常的情况下,向用户发出提示。

[0116] 具体地,在第一种可以实现的方式中,检测设备在血压状态出现异常的情况下(例如:高血压状态或低血压状态),判断血压状态出现异常的等级;检测设备检测用户所在的场景;检测设备根据血压状态出现异常的等级和用户所在的场景向用户发出提示。其中,血压状态可以分为:高血压状态、正常血压状态和低血压状态。高血压状态和低血压都属于血

压状态出现异常。该提示方式包括下述一种或多种：震动提示、指示灯提示、文字提示和语音提示。

[0117] 此外，若检测设备在血压状态正常的情况下，可以向用户显示血压正常或者不进行提示，且重复执行S310-S360。

[0118] 如图9所示，若用户的血压状态出现异常且用户正处在室内，该检测设备可以以振动、指示灯、文字或语音等引起用户注意的信号提示用户，以便于用户立即用标准血压计测量血压、服用相关药剂以及联系医生。若用户的血压状态出现异常且用户正处在室外，该检测设备可以以振动、指示灯、文字或语音等引起用户注意的信号提示用户，以便于用户联系家人并告知具体位置，以待家人来接或者就近就医。如果用户正在运动，可以提示用户立刻停止运动并开始休息。

[0119] 本发明实施例提供的方法，无需使用其他血压测量设备定标，无需满足多次测量之间测量部位与压力传感器的相对位置关系绝对一致的严苛条件，该方法只需要单次测量时候测量部位与传感器保持静止，多次测量之间互不影响。此外，该方法无需经历非常困难的连续血压值获取阶段，只需测量与血压值呈固定关系的压力脉搏波信号来获取BPV信号和HRV信号。

[0120] 在另一种情况下，检测设备可以是移动设备，例如：手机、平板电脑和计算机。下述以检测设备为手机时进行详细说明。

[0121] 图10为本发明实施例提供的另一种检测设备的应用场景示意图。如图10所示，手机30的显示屏显示模式选项的界面，并确定进入监测模式的指令。手机30与可穿戴设备20进行无线或有线的连接，连接成功后，手机30将检测指令发送至可穿戴设备20，可穿戴设备20根据该指令采集运动信号；将运动信号发送至手机30，手机30根据该运动信号确定运动信息，然后根据该运动信息确定测量压力脉搏波的开始时机和测量时长。手机30采用张力测定法测量压力脉搏波信号，并根据压力脉搏波信号确定心率变异性HRV信号和血压变异性BPV信号，再根据HRV信号和BPV信号之间的相关性，确定血压状态，在血压状态出现异常的情况下，向用户发出提示。该提示方式除S360中涉及的方式以外，还可以包括：设置重点联系人，如发生紧急情况（例如：血压过高或过低需上相关医院就诊、因病危联系家属等紧急情况）时，手机30可以自动拨号至预设的重点联系人的移动终端上，方便用户即时通信求助。需要说明的是，采集运动信号和采用张力测定法测量压力脉搏波的采集设备是可穿戴设备20，其他的步骤均由手机30执行，其中，其他步骤可以包括：根据该运动信号确定运动信息；根据运动信息确定测量压力脉搏波信号的开始时机和测量时长；根据压力脉搏波信号确定心率变异性HRV信号和血压变异性BPV信号；根据HRV信号和BPV信号之间的相关性，确定血压状态；在血压状态出现异常的情况下，向用户发出提示。

[0122] 图11为本发明实施例提供的一种检测设备的结构示意图。如图11所示，本申请实施例提供了一种提示血压状态的设备，该检测设备10具体包括：传感器1101，用于采用张力测定法测量压力脉搏波信号。处理器1102，用于根据压力脉搏波信号确定心率变异性HRV信号和血压变异性BPV信号。处理器1102还可以用于，根据HRV信号和BPV信号之间的相关性，确定血压状态。提示单元1104，用于在血压状态出现异常的情况下，向用户发出提示。此外，传感器1101还可以用于：采集运动信号。处理器1102还用于，根据采集运动信号确定运动信息。

[0123] 该检测设备还可以包括:定时器1103,用于根据运动信息确定测量压力脉搏波信号的开始时机和测量时长。

[0124] 其中,运动信号可以包括:下述中的一种或多种:加速度信号、重力信号、磁场的方向和大小。运动信息可以包括:历史运动幅度和当前运动幅度。

[0125] 该检测设备还可以包括:定时器,用于根据当前运动幅度确定是否开始测量压力脉搏波信号,根据历史运动幅度和当前运动幅度设定测量时长。具体地,定时器1103可以具体用于:若历史运动幅度和当前运动幅度大于或等于第一标准预设阈值时,将测量时长设定为第一定时时长;若历史运动幅度和当前运动幅度小于第一标准预设阈值且大于或等于第二标准预设阈值时,将测量时长设定第二定时时长,第一标准预设阈值大于第二标准预设阈值,第二定时时长大于第一定时时长;若历史运动幅度和当前运动幅度小于第二标准预设阈值时,将测量时长设定为第三定时时长,第三定时时长大于第二定时时长。此外,定时器1103还可以用于:根据当前运动姿势确定是否开始测量,还根据历史运动姿势和当前运动姿势设定测量时长。

[0126] 上述“相关性”可以包括:相干性函数和相位谱以及相关系数。具体地,根据相干性函数和相位谱、相关性系数两种方式确定HRV信号和BPV信号之间的相关性。其中,根据相干性函数和相位谱确定HRV信号和BPV信号之间的相关性的具体可以包括:处理器1102具体可以用于:对HRV信号和BPV信号进行互功率谱分析,确定相干性函数和相位谱;根据相干性函数和相位谱,确定血压状态。或者,可以通过相关性系数评估HRV信号和BPV信号之间的相关性,确定血压状态。

[0127] 提示单元1104具体可以用于:在血压状态出现异常的情况下,判断血压状态出现异常的等级;检测用户所在的场景;根据血压状态出现异常的等级和用户所在的场景向用户发出提示。其中,提示方式可以包括下述一种或多种:震动提示、指示灯提示、文字提示、语音提示和根据预设相关联系人的电话自动拨打相关电话。

[0128] 图12为本发明实施例提供的一种检测装置的结构示意图。如图12所示,本申请实施例提供了一种提示血压状态的装置,该装置具体包括:采集模块1201,用于采用张力测定法测量压力脉搏波信号。处理模块1202,用于根据压力脉搏波信号确定心率变异性HRV信号和血压变异性BPV信号。处理模块1202还可以用于,根据HRV信号和BPV信号之间的相关性,确定血压状态。提示模块,用于在血压状态出现异常的情况下,向用户发出提示。此外,采集模块1201还可以用于:采集运动信号。处理模块1202还用于,根据采集运动信号确定运动信息。

[0129] 该检测装置还可以包括:定时模块1203,用于根据运动信息确定测量压力脉搏波信号的开始时机和测量时长。其中,运动信号可以包括:下述中的一种或多种:加速度信号、重力信号、磁场的方向和大小。运动信息可以包括:历史运动幅度和当前运动幅度。

[0130] 该检测装置还可以包括:定时单元1203,用于根据当前运动幅度确定是否开始测量压力脉搏波信号,根据历史运动幅度和当前运动幅度设定测量时长。

[0131] 定时单元1203可以具体用于:若历史运动幅度和当前运动幅度大于或等于第一标准预设阈值时,将测量时长设定为第一定时时长;若历史运动幅度和当前运动幅度小于第一标准预设阈值且大于或等于第二标准预设阈值时,将测量时长设定第二定时时长,第一标准预设阈值大于第二标准预设阈值,第二定时时长大于第一定时时长;若历史运动幅度

和当前运动幅度小于第二标准预设阈值时,将测量时长设定为第三定时时长,第三定时时长大于第二定时时长。此外,定时单元1203还可以用于:根据当前运动姿势确定是否开始测量,还根据历史运动姿势和当前运动姿势设定测量时长。

[0132] 上述“相关性”可以包括:相干性函数和相位谱以及相关性系数。具体地,根据相干性函数和相位谱、相关性系数两种方式确定HRV信号和BPV信号之间的相关性。其中,根据相干性函数和相位谱确定HRV信号和BPV信号之间的相关性的具体可以包括:处理模块1202具体可以用于:对HRV信号和BPV信号进行互功率谱分析,确定相干性函数和相位谱;根据相干性函数和相位谱,确定血压状态。或者,可以通过相关性系数评估HRV信号和BPV信号之间的相关性,确定血压状态。

[0133] 提示模块1204具体可以用于:在血压状态出现异常的情况下,判断血压状态出现异常的等级;检测用户所在的场景;根据血压状态出现异常的等级和用户所在的场景向用户发出提示。其中,提示方式可以包括下述一种或多种:震动提示、指示灯提示、文字提示、语音提示和根据预设相关联系人的电话自动拨打相关电话。

[0134] 本发明可以应用于可穿戴或者家用产品对高血压进行监护和提醒的场合,还可以用于专业医疗场景,作为示波法动态血压计的辅助设备,减少动态血压计打气加压的次数而不漏检高血压,提高示波法动态血压计的用户体验。本发明提供的实施例充分利用张力测定法适用于可穿戴场景的优势,规避了其定标模型容易受测量时长和运动改变,进而影响测量血压准确度的弊端,挖掘出心率变异性HRV信号和血压变异性BPV信号,通过分析HRV和BPV的互功率谱来监测用户是否处于高血压或低血压状态(即血压异常状态),以及高、低血压级别,提醒用户做相应的处理。此外,本申请提供的方法和设备可以在不影响正常工作生活的前提下保障用户的生命安全。该检测设备在医疗市场也具有潜在的应用场景,可以作为临床示波法动态血压计的辅助设备,在不漏检高血压的前提写,延长动态血压计两次打气之间的时间间隔,提高患者的舒适度。

[0135] 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。当使用软件实现时,可以全部或部分地以计算机程序产品的形式实现。所述计算机程序产品包括一个或多个计算机指令。在计算机上加载和执行所述计算机程序指令时,全部或部分地产生按照本发明实施例所述的流程或功能。所述计算机可以是通用计算机、专用计算机、计算机网络、或者其他可编程装置。所述计算机指令可以存储在计算机可读存储介质中,或者从一个计算机可读存储介质向另一个计算机可读存储介质传输,例如,所述计算机指令可以从一个网站站点、计算机、服务器或数据中心通过有线(例如同轴电缆、光纤、数字用户线(DSL))或无线(例如红外、无线、微波等)方式向另一个网站站点、计算机、服务器或数据中心进行传输。所述计算机可读存储介质可以是计算机能够存取的任何可用介质或者是包含一个或多个可用介质集成的服务器、数据中心等数据存储设备。所述可用介质可以是磁性介质,(例如,软盘、硬盘、磁带)、光介质(例如,DVD)、或者半导体介质(例如:固态硬盘(sol id statedisk,SSD))等。

[0136] 以上所述的具体实施方式,对本申请的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明,所应理解的是,以上所述仅为本申请的具体实施方式而已,并不用于限定本申请的保护范围,凡在本申请的技术方案的基础之上,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包括在本申请的保护范围之内。

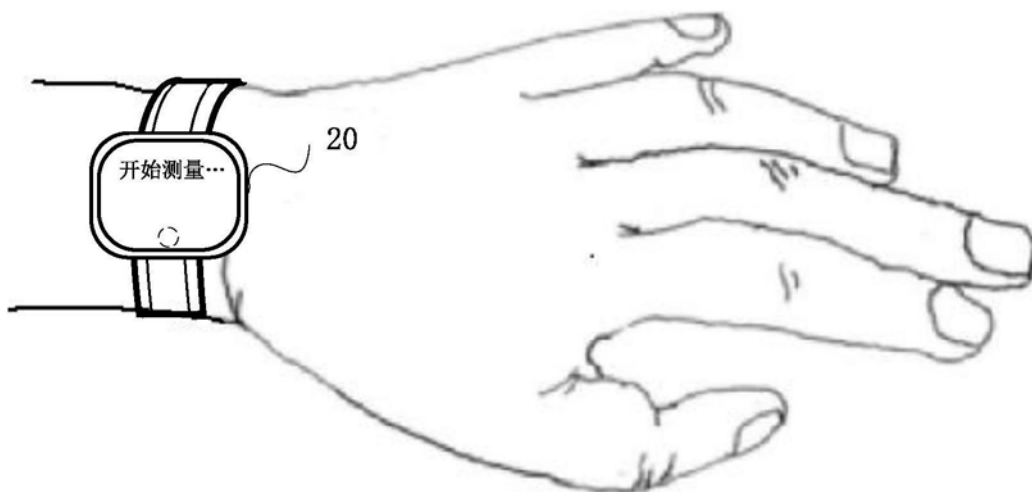


图1

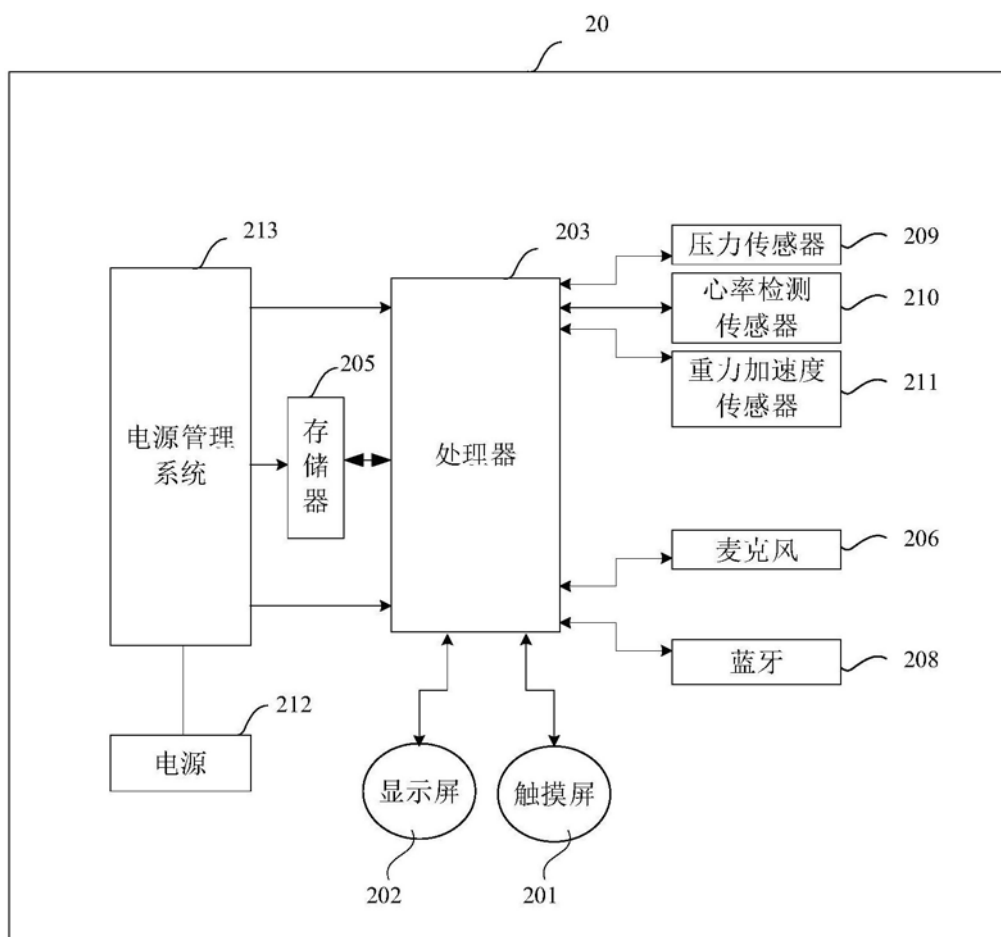


图2

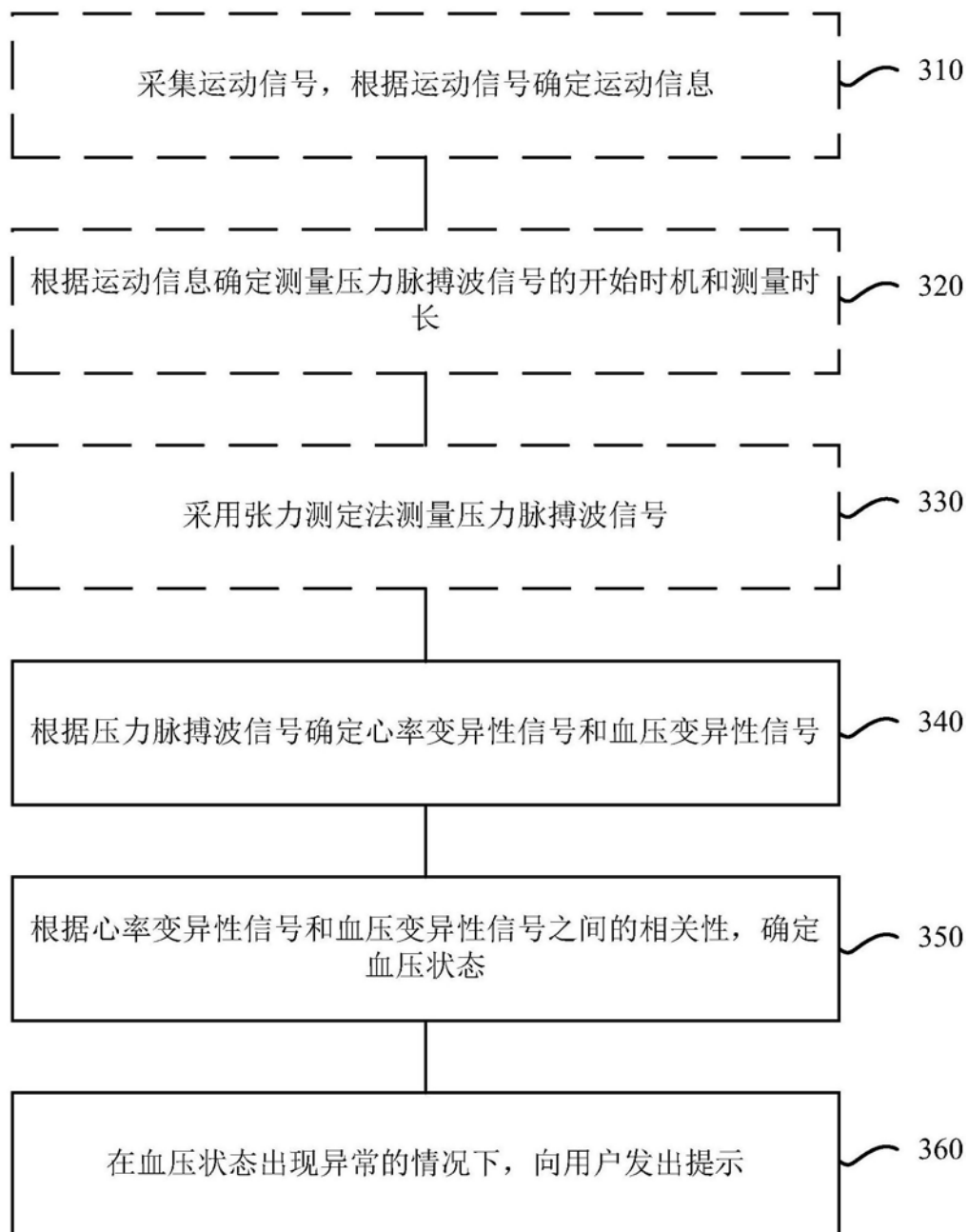


图3

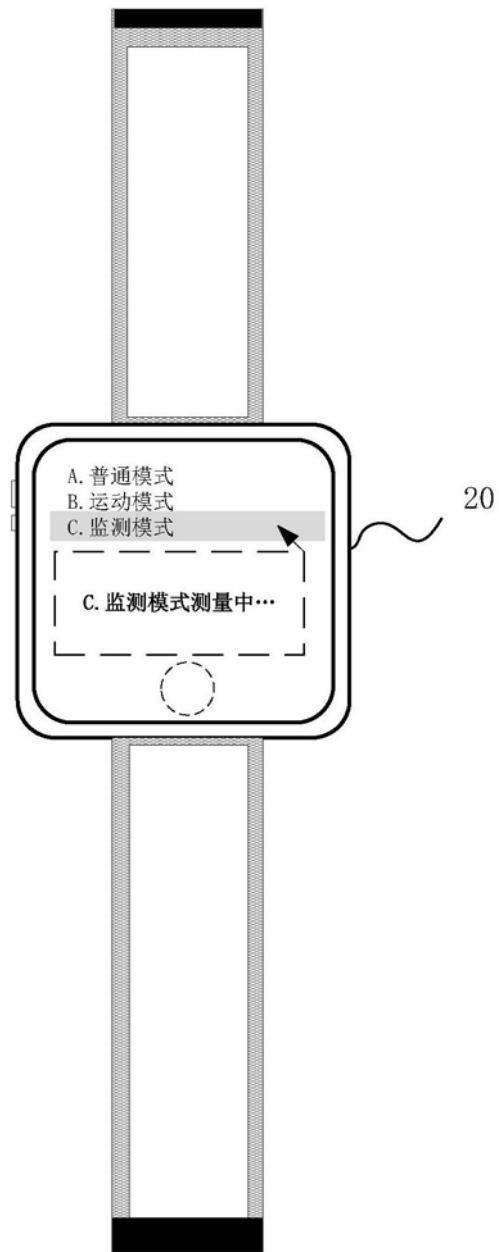


图4

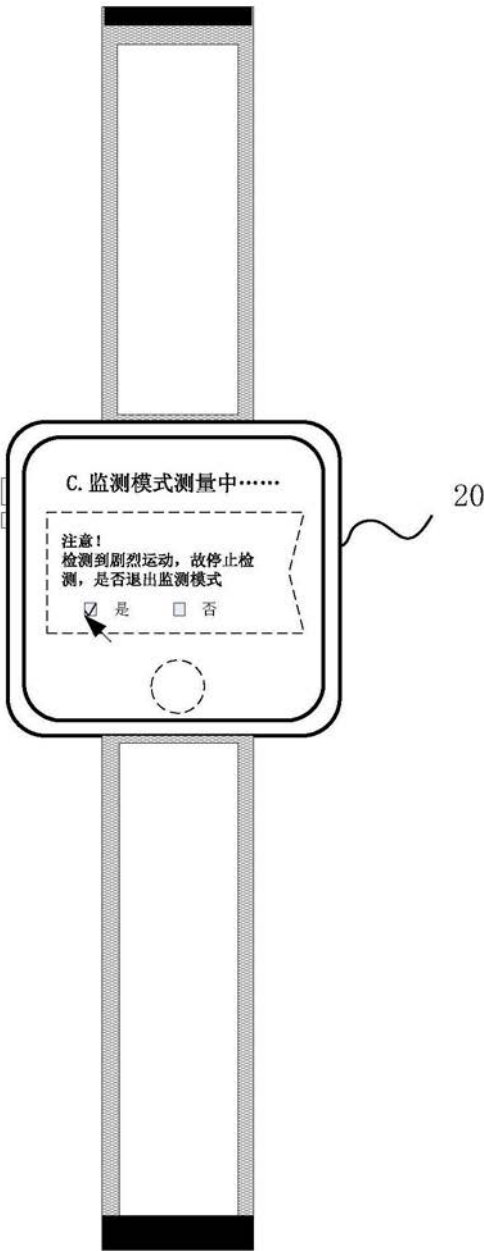


图5

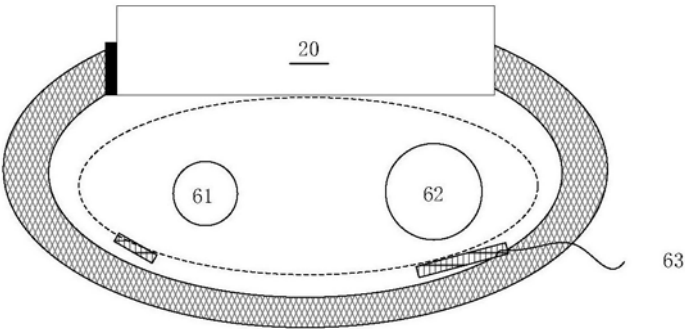


图6

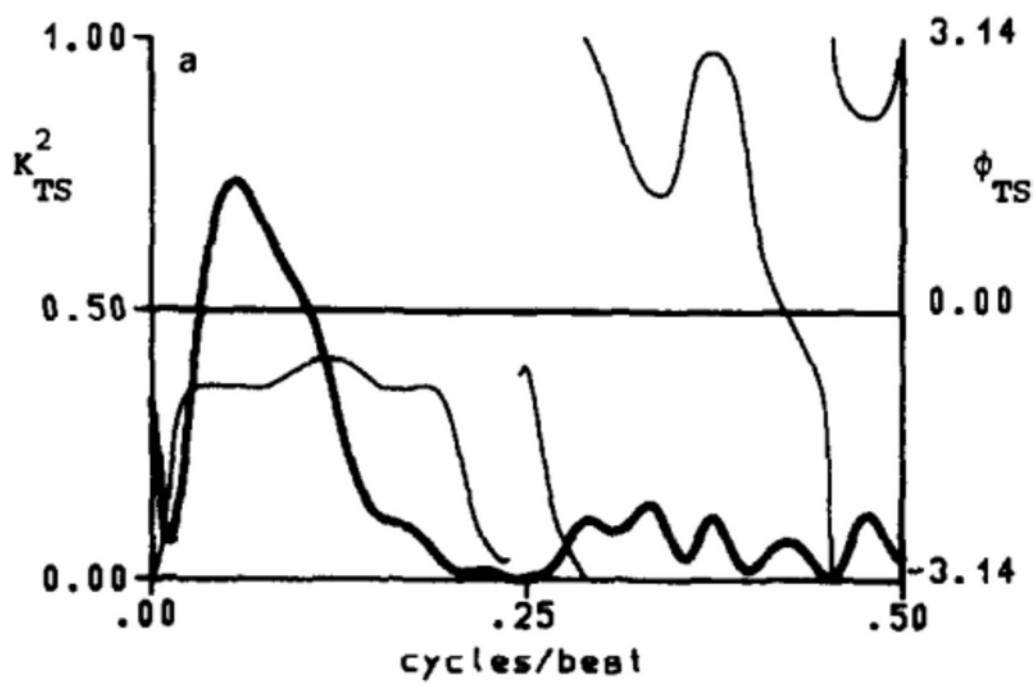


图7

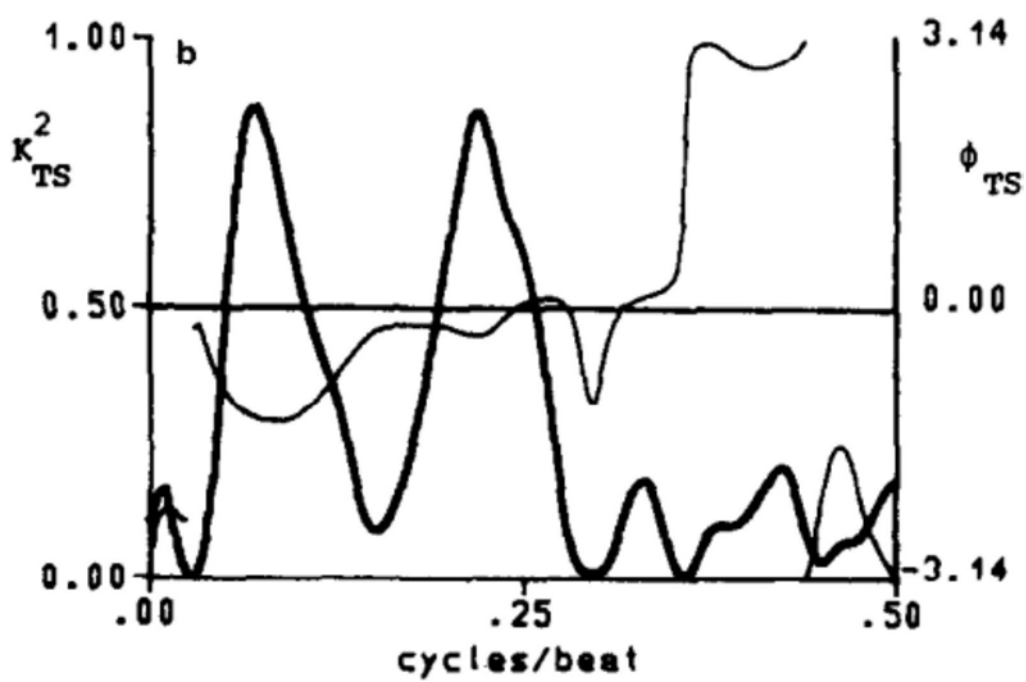


图8

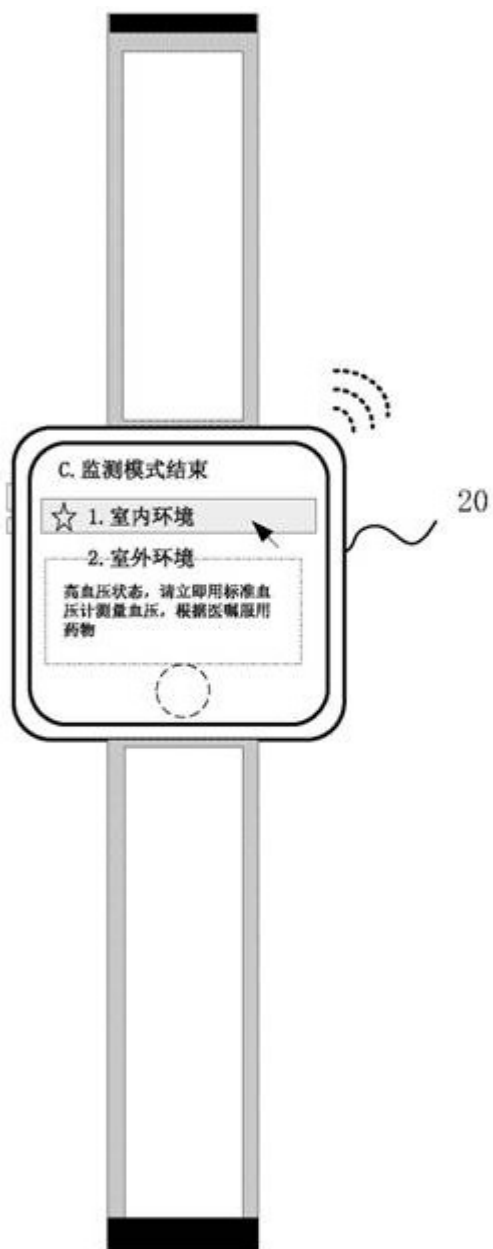


图9

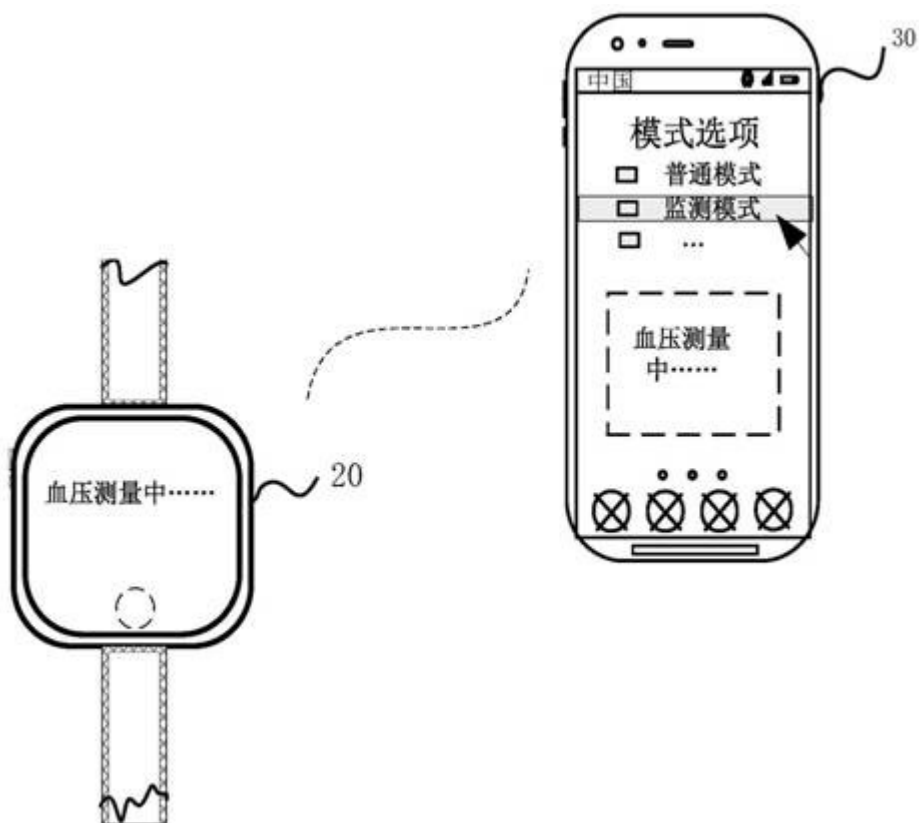


图10

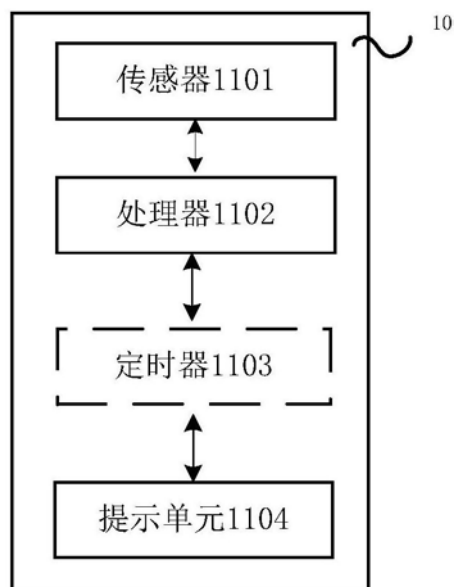


图11

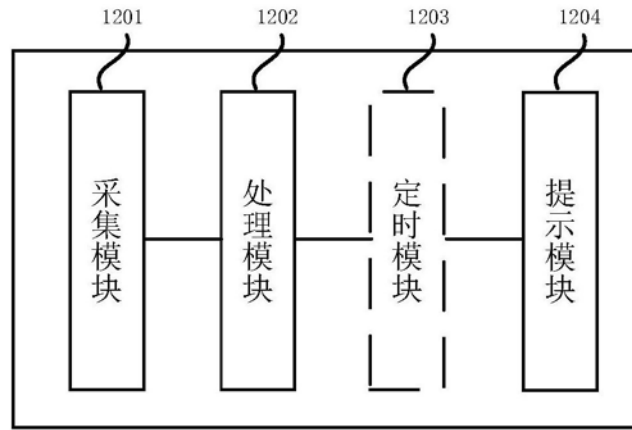


图12

专利名称(译)	一种监测血压状态的方法和设备		
公开(公告)号	CN109833037A	公开(公告)日	2019-06-04
申请号	CN201711230781.3	申请日	2017-11-29
[标]申请(专利权)人(译)	华为终端有限公司		
申请(专利权)人(译)	华为终端有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	华为终端有限公司		
[标]发明人	夏岚 朱萸 张安琪		
发明人	夏岚 朱萸 张安琪		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
代理人(译)	陈霁		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明实施例涉及一种监测血压状态的方法和设备，涉及通信技术领域，具体方法包括：检测设备采用张力测定法测量压力脉搏波信号。检测设备根据压力脉搏波信号确定心率变异性HRV信号和血压变异性BPV信号。检测设备根据HRV信号和BPV信号之间的相关性，确定血压状态。由此，通过张力测定法测量确定HRV信号和BPV信号，从而监测血压状态，并向用户提示。解决目前张力测定法仅能用在限定的场合监测血压值，在进行连续动态监测血压的过程中会出现监测的血压状态不准确的问题以及不能随时根据血压状态向用户进行提示，影响用户体验的问题。

