



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 208892563 U

(45)授权公告日 2019.05.24

(21)申请号 201820215525.0

(22)申请日 2018.02.07

(73)专利权人 河北工业大学

地址 300130 天津市红桥区丁字沽光荣道8
号河北工业大学东院330#

(72)发明人 郭士杰 张林 田浩辰 赵亚川

(74)专利代理机构 天津翰林知识产权代理事务
所(普通合伙) 12210

代理人 付长杰

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

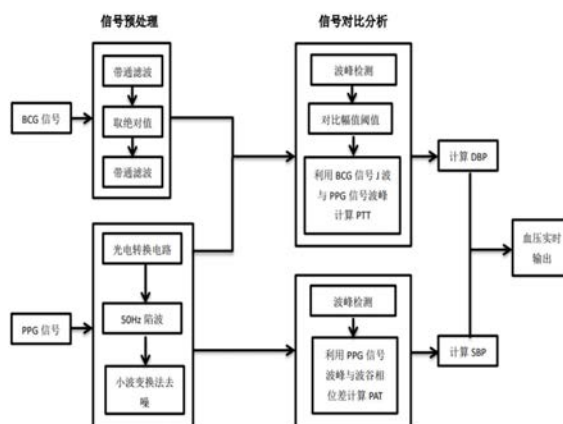
权利要求书1页 说明书7页 附图2页

(54)实用新型名称

基于心冲击信号与光电信号的实时血压监测系统

(57)摘要

本实用新型涉及基于心冲击信号与光电信号的实时血压监测系统,该系统包括PC机、床体、光电容积脉搏描记信号采集装置、心冲击信号采集装置和同步信号采集器,所述光电容积脉搏描记信号采集装置为PPG传感器,用于采集受试者的PPG信号,安置在受试者的指尖上;所述心冲击信号采集装置为加速度传感器,加速度传感器安置在床体的横梁上,加速度传感器的信号采集方向平行于脊椎,能够无束缚地采集到由心冲击引起的护理床加速度振动信号;PPG传感器和加速度传感器均通过同步信号采集器与PC机连接,并在PC机的显示屏上输出监测结果;同步信号采集器采用外触发方式同时处理两路信号。该系统具有实时性、连续性、非侵入等优点。



1. 一种基于心冲击信号与光电信号的实时血压监测系统,其特征在于该系统包括PC机、床体、用于采集受试者的PPG信号的光电容积脉搏描记信号采集装置、用于采集由心冲击引起的护理床加速度振动信号的心冲击信号采集装置和同步信号采集器,所述光电容积脉搏描记信号采集装置为PPG传感器,安置在受试者的指尖上;所述心冲击信号采集装置为加速度传感器,加速度传感器安置在床体的横梁上,加速度传感器的信号采集方向平行于脊椎;PPG传感器和加速度传感器均通过同步信号采集器与PC机连接;同步信号采集器采用外触发方式同时处理两路信号。

2. 根据权利要求1所述的基于心冲击信号与光电信号的实时血压监测系统,其特征在于所述PPG传感器的型号为PPG101C1 • US Sensor,所述加速度传感器的型号为MEGGITT-7298三轴加速度传感器;同步信号采集器采用NI的PXI-6132型同步采集卡。

基于心冲击信号与光电信号的实时血压监测系统

技术领域

[0001] 本实用新型涉及生物医学检测领域,具体涉及一种基于心冲击信号与光电信号的实时血压监测系统及方法。

背景技术

[0002] 随着社会生活日益快节奏化,人们生活方式和饮食结构都发生了巨大变化,心脑血管、高血压等慢性病已然成为人类健康杀手。血压作为重要的人体生理参数之一,动态血压(ABP)可以用来识别高血压、诊断心脏病同时还能够对心脑血管并发症的发病风险进行评估。通常采用的束缚式血压监测只能提供当前时刻的血压值,所获得的血压容易受到当前环境的影响,使血压值出现异常,导致由于心理原因而产生的高血压现象。研究表明,相较于袖带式血压计测得的血压值,动态血压更能准确的反应心血管的当前状况,可以更好地预测心血管疾病的发病率和死亡率。动态血压对心血管疾病风险的分级更为灵敏和准确,与高血压有着更为密切的联系。

[0003] 传统的血压测量系统使用示波法基于外部压力和动脉体积脉动的幅度的关系来确定血压。然而,在该测量要求的对臂的圆周挤压期间患者是不舒适的。对于长期血压监测,患者牺牲生活质量以维持该监测。因此已经提出一些无袖带血压监测的新方法以测量患者的血压而不牺牲他们的生活质量。

[0004] 现今能够进行血压动态测量的方法有很多,例如有基于脉搏波传导时间的连续无创血压测量方法、光学血压监测的方法以及基于摄像头的动态血压非接触式测量方法等。例如,浙江大学的(CN201610908106)基于图像处理的血压监测方法,该方法采用基于对视频的处理通过心率计算得到血压,公式中M为0-5内的整数,根据文中所述的公式计算不准确;再例如,专利(CN200680014192)连续血压监测的系统,将ECG传感器贴在人身上,将脉搏传感器置于人的手腕上,将两路信息直接传输给电脑进行处理,由于这种血压监测方法需要接触人体(需将多个电极贴附到受试者的胸部)才能实现动态采集,为长时间动态血压的检测带来了一定的局限性。

[0005] 因此,需要的是无需以袖带束缚患者的臂或将多个电极附接到患者的胸部的用于血压监测的系统和方法。

实用新型内容

[0006] 本实用新型的目的在于针对现有技术的不足,提供一种具有实时性、连续性、非侵入的基于心冲击(BCG)信号与光电信号的实时血压监测系统及方法。

[0007] 本实用新型的目的在于通过以下技术方案来实现的:

[0008] 一种基于心冲击信号与光电信号的实时血压监测系统,其特征在于该系统包括PC机、床体、光电容积脉搏描记信号采集装置、心冲击信号采集装置和同步信号采集器,所述光电容积脉搏描记信号采集装置为PPG传感器,用于采集受试者的PPG信号,安置在受试者的指尖上;所述心冲击信号采集装置为加速度传感器,加速度传感器安置在床体的横梁上,

加速度传感器的信号采集方向平行于脊椎,能够无束缚地采集到由心冲击引起的护理床加速度振动信号;PPG传感器和加速度传感器均通过同步信号采集器与PC机连接,并在PC机的显示屏上输出监测结果;同步信号采集器采用外触发方式同时处理两路信号,所述PC机内加载有参数集成与处理程序,包括滤波模块、波形识别模块、函数关系拟合模块和实时血压输出单元;同步信号采集器将采集到的心冲击(BCG)和光电容积脉搏描记(PPG)的两路信号传送到PC机内,进行一体化处理,得到实时的血压值。

[0009] 一种基于心冲击信号与光电信号的实时血压监测方法,该方法使用上述的监测系统,由 LabVIEW平台实现,具体步骤是:

[0010] 第一步、采集信号:

[0011] 受试者安静平躺到测试床体上,将加速度传感器安置于测试床体的侧横梁上,用来测量 BCG信号,BCG信号以加速度传感器采集的加速度振动信号为加速度原始信号;PPG传感器固定在受试者指尖上,用来测量传导到指尖的脉搏波波形状态的PPG信号,将BCG信号和PPG信号通过同步信号采集器进行同步采集;

[0012] 第二步、信号预处理:

[0013] 将加速度原始信号输入到通带为5~9Hz的巴特沃斯滤波器进行去噪;然后对去噪之后的信号幅值取绝对值;再将取绝对值之后的信号输入到通带为0.8~1.5Hz的巴特沃斯滤波器,得到能够明显反应J波的目标波形即预处理后的加速度信号波形;将PPG信号输入到光电转换电路中,然后再经过PPG信号滤波器进行滤波处理,该PPG滤波器采用0.2Hz-10Hz的带通滤波,然后进行50Hz陷波处理,最后经过小波变换法进行去噪处理,得到预处理后的PPG 信号波形;

[0014] 第三步、信号对比分析:

[0015] 对预处理后的加速度信号波形和预处理后的PPG信号波形进行识别,均采用多尺度小波变换峰值检测的方式,进行波峰检测提取;通过对比预处理后的BCG信号波形和PPG信号波形的幅值阈值,利用同心率周期中的BCG信号波形的J波波峰与PPG信号波形的波峰之间的相位差计算得到脉搏波传导时间PTT;同时利用波峰检测提取得到PPG信号波形中的波峰与波谷,计算该波形中的波峰与波谷之间的相位差,得到脉搏波到达时间PAT;

[0016] 第四步、计算并输出结果:

[0017] 基于BCG信号和PPG信号得到的PTT与舒张压DBP相关性很强,舒张压DBP与PTT 的关系式为式(1):

$$[0018] \quad P = \frac{1}{\gamma} \left[\ln \left(\frac{\rho d K^2}{g a E_0} \right) - 2 \ln T \right] \quad (1)$$

[0019] 其中: γ 为参考系数,在0.016-0.018的范围之间取值; ρ 为血管中血液的密度; d 为血管内壁直径; K 为比例系数; g 为重力加速度常量; a 为血管壁的平均厚度; E_0 为零压状态下的弹性模量; T 为波形识别后得到的PTT的值; P 代表PTT与之对应的DBP;

[0020] 基于PPG信号得到的PAT与收缩压SBP相关性很强,二者之间的关系由式(6)表示:

[0021] $SBP = 195.37 - 0.587PAT$ (6);

[0022] 将通过式(1)得到的DBP值和式(6)得到的SBP值实时地显示在PC机的显示屏上。

[0023] 本实用新型的有益效果是:

[0024] (1) 本实用新型的血压获取手段能够方便、准确地获得实时动态的收缩压与舒张

压值,同时也不会因为束缚检测使人体产生不适。BCG与PPG采集到的信号要保证同步,只有这样才能得到具有参考意义的PTT与PAT信息。

[0025] (2) 本实用新型将心冲击检测技术、电容容积脉搏描记信号采集技术、脉搏波传导检测技术相融合,提出了一种能够准确获得实时动态血压的新方法。

[0026] 本实用新型方法分别利用加速度传感器与PPG传感器对BCG信号与PPG信号进行同步采集,同步采集的方式是采用同步采集卡对两路信号进行同步接收;将采集到的两路信号输入到滤波模块进行信号预处理,BCG信号采用带通滤波、取绝对值、带通滤波的预处理方式,PPG信号采用先经光电转换电路进行信号转换然后进行50Hz陷波最后采用小波变换法去噪的处理方式;将预处理后的两路信号分别进行信号对比,BCG信号经波峰检测、对比幅值阈值后利用同步采集的同心率周期内的BCG信号的J波与PPG信号的波峰之间的相位差可以得出PTT,PPG信号经由波峰检测后,利用波峰与波谷之间的相位差可以得出PAT;将分别得到的PTT与PAT值输入到函数拟合模块,可以分别计算得到DBP与SBP值,最终便可实现血压值的实时输出。该方法将基于BCG信号与PPG信号采集得到的脉搏波传导时间(PTT)、基于PPG信号得到的脉搏波到达时间(PAT)与身体相关参数耦合,得到实时动态收缩压(SBP)与舒张压(DBP),进而得到两类血压实时离散折线。本实用新型的血压监测装置具有实时性、连续性、稳定性的特点,不会因为长期监测而使人产生不适,与摄像头动态血压监测装置(CN 106343986 A)相比准确性更高。本实用新型将心冲击检测技术、脉搏波传导检测技术与血压获取手段相结合,可以实现人体的动态实时血压连续获取。

附图说明

[0027] 图1是本实用新型基于心冲击信号与光电信号的实时血压监测方法的流程图;

[0028] 图2是本实用新型方法中PTT与PAT的定义图;

[0029] 图3是实施例中PAT与SBP的线性拟合图

[0030] 图4是本实用新型基于心冲击信号与光电信号的实时血压监测系统的结构示意图;

[0031] 图中,1、PC机,2、床体,3、PPG传感器,4、加速度传感器,5、同步信号采集器。

具体实施方式

[0032] 为了更详细地说明本实用新型的基于心冲击信号与光电信号的实时血压监测方法,下面根据附图详细说明本实用新型。

[0033] 本实用新型基于心冲击信号与光电信号的实时血压监测系统(简称系统,参见图4)包括PC机1、床体2、光电容积脉搏描记(PPG)信号采集装置、心冲击(BCG)信号采集装置和同步信号采集器5,所述光电容积脉搏描记信号采集装置为PPG传感器3,用于采集受试者的PPG信号,安置在受试者的指尖上;所述心冲击信号采集装置为加速度传感器4,加速度传感器4安置在床体的横梁上,加速度传感器的信号采集方向平行于脊椎,能够无束缚地采集到由心冲击引起的护理床加速度振动信号;PPG传感器3和加速度传感器4均通过同步信号采集器5与PC机连接,并在PC机的显示屏上输出监测结果;同步信号采集器采用外触发方式同时处理两路信号,同步信号采集器将采集到的心冲击(BCG)和光电容积脉搏描记(PPG)的两路信号传送到PC机内,进行一体化处理,得到实时的血压值(收缩压、舒张压、均值)。

[0034] 所述PC机内加载有参数集成与处理程序,包括滤波模块、波形识别模块、函数关系拟合模块和实时血压输出单元。滤波模块将采集到的BCG信号进行预处理,将采集到的PPG信号通过光电转换电路进行转换之后再进行预处理。具体的预处理方式为:将加速度原始信号输入到通带为5~9Hz的巴特沃斯滤波器进行去噪,即通过带通滤波进行去噪处理;然后对去噪之后的信号幅值取绝对值;再将取绝对值之后的信号输入到通带为0.8~1.5Hz的巴特沃斯滤波器,即再次进行带通滤波,得到能够明显反应J波的目标波形;PPG信号采用50Hz陷波滤除来自于电路的工频信号,之后使用dB10小波基5层分解进行小波变换法去噪,获得波峰明显的脉搏波波形,即预处理后的PPG信号。其中,带通滤波采用巴特沃斯滤波器。

[0035] 波形识别模块是将滤波后得到的波形进行识别,采用多尺度小波变换峰值检测的方式,进行波峰提取,将BCG信号波形与PPG信号波形相比对,利用同心率周期中的BCG的J波波峰与PPG波峰之间的相位差获取PTT,利用PPG波形中波峰与波谷之间的相位差获取PAT。函数关系拟合模块用来将基于BCG信号与PPG信号采集得到的脉搏波传导时间(PTT)、基于PPG信号得到的脉搏波到达时间(PAT)与身体相关参数耦合,得到PAT与SBP、PTT与DBP之间的函数关系;实时血压输出单元用来动态实时显示输出两类血压(收缩压SBP与舒张压DBP)离散折线。

[0036] 本实用新型系统的进一步特征在于所述PPG传感器的型号为PPG101C1·US Sensor,在采集信号时需要在受试者指尖进行,目的是采集身体远端的脉搏波波形,其原理是:当光照透过皮肤组织然后再反射到PPG传感器时光照有一定的衰减的,当把光转换成电信号时,正是由于动脉对光的吸收有变化而其他组织对光的吸收基本不变,得到的信号就可以分为直流DC信号和交流AC信号,提取其中的AC信号,就能反映出血液流动的特点与脉搏波动状况。

[0037] 本实用新型系统的进一步特征在于加速度传感器的型号为MEGGITT-7298三轴加速度传感器,为高灵敏电容加速度传感器;同步信号采集器采用NI的PXI-6132型同步采集卡,通过外触发,同时对BCG与PPG信号进行采集。

[0038] 本实用新型基于心冲击信号与光电信号的实时血压监测方法,该方法由LabVIEW平台实现,具体步骤是:

[0039] 第一步、采集信号:

[0040] 受试者安静平躺到测试床体2上,将加速度传感器安置于测试床体的侧横梁上,用来测量BCG信号,BCG信号以加速度传感器采集的加速度振动信号为加速度原始信号;PPG传感器固定在受试者指尖上,用来测量传导到指尖的脉搏波波形状态的PPG信号,将BCG信号和PPG信号通过同步信号采集器进行同步采集;

[0041] 第二步、信号预处理:

[0042] 将加速度原始信号输入到通带为5~9Hz的巴特沃斯滤波器进行去噪,即通过带通滤波进行去噪处理;然后对去噪之后的信号幅值取绝对值;再将取绝对值之后的信号输入到通带为0.8~1.5Hz的巴特沃斯滤波器,即再次进行带通滤波,得到能够明显反应J波的目标波形即预处理后的加速度信号波形;将PPG信号输入到光电转换电路中,然后再经过PPG信号滤波器进行滤波处理,该PPG滤波器采用0.2Hz-10Hz的带通滤波,然后进行50Hz陷波处理,目的是滤除来自于电路的工频信号,最后经过小波变换法进行去噪处理,得到预处理后

的 PPG 信号波形；

[0043] 第三步、信号对比分析：

[0044] 对预处理后的加速度信号波形和预处理后的 PPG 信号波形进行识别，均采用多尺度小波变换峰值检测的方式，进行波峰检测提取；通过对比预处理后的 BCG 信号波形和 PPG 信号波形的幅值阈值，利用同心率周期中的 BCG 信号波形的 J 波波峰与 PPG 信号波形的波峰之间的相位差计算得到脉搏波传导时间 PTT；同时利用波峰检测提取得到 PPG 信号波形中的波峰与波谷，计算该波形中的波峰与波谷之间的相位差，得到脉搏波到达时间 PAT (如图 2 所示)；

[0045] 第四步、计算并输出结果：

[0046] 基于 BCG 信号和 PPG 信号得到的 PTT 与舒张压 DBP 相关性很强，舒张压 DBP 与 PTT 的关系式为式 (1)：

$$[0047] \quad P = \frac{1}{\gamma} \left[\ln \left(\frac{\rho d K^2}{g a E_0} \right) - 2 \ln T \right] \quad (1)$$

[0048] 其中： γ 为参考系数，在 0.016-0.018 的范围之间取值； ρ 为血管中血液的密度； d 为血管内壁直径； K 为比例系数； g 为重力加速度常量； a 为血管壁的平均厚度； E_0 为零压状态下的弹性模量； T 为波形识别后得到的 PTT 的值； P 代表 PTT 与之对应的 DBP；

[0049] 人体胸部到指尖的脉搏波传导速度 v 应满足关系：

$$[0050] \quad v = \sqrt{\frac{g E a}{\rho d}} \quad (2)$$

[0051] 其中 E 为血管的弹性模量，它应满足如下关系：

$$[0052] \quad E = E_0 \cdot e^{\gamma P} \quad (3)$$

[0053] PTT 的值 T 与脉搏波传导速度 v 成反比，应满足如下关系

$$[0054] \quad v = \frac{K}{T} \quad (4)$$

[0055] 将式 (3) 与式 (4) 带入到式 (2)，得到：

$$[0056] \quad \frac{g a E_0 e^{\gamma P}}{\rho d} = \frac{K^2}{T^2} \quad (5)$$

[0057] 式 (5) 经过整理后便可得到 (1) 式；

[0058] 基于 PPG 信号得到的 PAT 与收缩压 SBP 相关性很强，二者之间的关系由式 (6) 表示：

$$[0059] \quad SBP = 195.37 - 0.587 PAT \quad (6)$$

[0060] 采用通过将 SBP-PAT 函数与测得的血压值验证相结合的自适应阈值算法，令 $SBP = aPAT + b$ ，求出 a 与 b 便可得到 PAT 能够得到实时显示的 SBP 值。进行多次不同人的数据采集得到 PAT 与 SBP 相对应的点的散点图 (如图 3)，本实用新型中的前期实验采用了八组数据，对散点图进行函数拟合得到一条线性函数线，通过图像可以得到经验未知量 a 与 b 以及经验方程 $SBP = aPAT + b$ ，实验中拟合得到的经验方程为 $SBP = 195.37 - 0.587 PAT$ ，相关性 0.89，进而得到较为准确的实时性很强的 SBP 值；

[0061] 将通过式 (1) 得到的 DBP 值和上述得到的 SBP 值实时地显示在 PC 机的显示屏上，显示界面包括 SBP 曲线图、DBP 曲线图、实时 SBP 值、实时 DBP 值和 DATA 数据簇，DATA 数据簇包含经同步采集与信号处理得到的实时 PAT 与 PTT 值。

[0062] 本实用新型中心冲击 (BCG) 信号采集装置需要与光电容积脉搏描记 (PPG) 信号采集装置、同步信号采集器相结合,目的是用于获取同心血循环周期内与舒张压 (DBP) 密切相关的信号脉搏波传导时间 (PTT)。其中,心冲击信号是基于加速度传感器来进行检测的,以加速度传感器采集的加速度信号为原始信号,采集方式应为:加速度传感器的信号采集方向平行于脊椎。所述光电容积脉搏描记 (PPG) 信号采集装置目的是为了采集指尖的脉搏波波形,用于获取同心血循环周期内与收缩压 (SBP) 密切相关的信号脉搏波到达时间 (PAT)。

[0063] 本实用新型的基于心冲击信号的实时血压监测方法的检测方式为卧式,此时,光电容积脉搏描记 (PPG) 信号采集装置、心冲击信号 (BCG) 采集装置均为系统的输入单元,PC 机内核作为系统的处理单元,PC 机的显示屏或存储装置作为系统的输出单元。

[0064] 实施例1

[0065] 下面以一个由加速度传感器、光电容积脉搏描记装置、同步信号采集器以及计算机组成的系统进行动态血压监测为例,以平躺在床上的人为研究对象,具体说明基于心冲击信号的实时血压监测方法。

[0066] 本实施例基于心冲击信号与光电信号的实时血压监测方法,主要通过对传感器信号进行采集、处理、分析从而得到实时的血压值(收缩压、舒张压)。该方法所使用的监测系统是:包括PC机1、床体2、PPG传感器3、加速度传感器4、同步信号采集器5。1个PPG传感器 (PPG101C1 • US Sensor) 安置在受试者的手指上,1个加速度传感器 (MEGGITT-7298) 安置在床梁上,将采集到的两路传感器信号传送到同步信号采集器 (PXI-6132),同步信号采集器采用外触发方式同时处理两路信号,进而将信号传送给PC机进行一体化处理。

[0067] 所述心冲击信号采集装置主要由加速度传感器组成,安装在护理床侧横梁上的高灵敏电容加速度传感器能够无束缚地采集到由心冲击引起的护理床加速度振动信号。本实施例的加速度传感器为MEGGITT-7298三轴加速度传感。

[0068] 所述光电容积脉搏描记信号采集装置采用PPG传感器,其型号为PPG101C1 • US Sensor,在采集信号时需要在受试者指尖进行,目的是采集身体远端的脉搏波波形,进而得到与血压相关的PTT与PAT,其原理是:当光照透过皮肤组织然后再反射到光敏传感器时光照有一定的衰减的。当我们把光转换成电信号时,正是由于动脉对光的吸收有变化而其他组织对光的吸收基本不变,得到的信号就可以分为直流DC信号和交流AC信号。提取其中的AC信号,就能反应出血液流动的特点与脉搏波动状况。

[0069] 所述同步采集装置采用NI的PXI-6132型同步采集卡,通过外触发,同时对BCG与PPG 信号进行采集。

[0070] 所述PC机内加载有参数集成与处理程序,包括滤波模块、波形识别模块、函数关系拟合模块和实时血压输出单元;通过对两路模拟脉搏波进行AD转换,并把对应点进行位置标记。然后,通过分析同心率周期BCG的J波波峰与PPG波峰之间的相位差从而可以求得PTT,通过分析PPG波峰与波谷之间的相位差从而可以求得PAT,如图2所示,依据舒张压DBP 的变化和脉搏波传导时间PTT成确定的函数关系以及借助于收缩压SBP与脉搏波到达时间 PAT 很强的相关性,通过经验算法得到的线性回归线图形。将所得的脉搏波传导时间和存储器储存的受试者的体征信息带入到已知的方程中,标定个性化待定参数,将求得的PTT与 PAT 带入到确定参数后的方程中,可分别计算得到被试者的舒张压与收缩压。经过整体数据处理,最后集成到PC机上。

[0071] 所述实时血压输出单元基于电脑显示器,利用labview软件制作界面,实时显示高压、低压、平均血压值以及心率的离散折线与数值。

[0072] 本实施例加入了专业血压测量仪器的对比实验,专业血压测量仪器为OMRON U30上臂式血压计。

[0073] 使用者为男性,25岁,身高181cm,体重68kg。

[0074] 使用者安静平躺到测试床上,将加速度传感器安置于测试床的侧横梁上,用来测量BCG 信号;PPG传感器固定在受试者指尖,用来测量传导到指尖的脉搏波波形状态,将两路信号进行同步采集后分别进行预处理,并对两路信号整合分析。设置心跳峰值经验阈值范围 0.35mv-0.80mv,使用多尺度小波变换波峰提取法获取BCG信号中的J波信息,利用J波波峰与PPG信号波峰之间的时域相位差得到PTT,通过计算PPG信号波峰与波谷之间的时域相位差得到PAT,如图2所示;将得到的PTT值通过公式法可以求得舒张压,将得到的PAT 值利用实验函数拟合法可以得到收缩压,图3示出了受测者的测量的收缩压(SBP)对比计算出的PAT的线性回归线的图形。每个测量点表示在计算PAT的时刻测量的SBP。使用商业电子血压仪(OMRON U30)得到SBP的参考值并用于校准,志愿者是健康的、并且具有由练习规定的多个测量点的血压。如图3所示,计算后输出当前心率周期中的舒张压与收缩压。为了得到可信度较高的PTT与PAT值,受试者需要安静平躺,并记录三分钟的BCG与 PPG信号,将检测结果记录并计算高、低压均值。

[0075] 实施例中本实用新型实时血压测量输出的高、低压均值为122/81,OMRON U30上臂式血压计测得的血压值为110/75,证明本实用新型基于心冲击信号与光电信号的实时血压监测方法测量误差在15%以下,采用DBP与PTT之间的固定关系式,使计算稳定性更好,测量结果准确可靠。

[0076] 本实用新型未述及之处适用于现有技术。

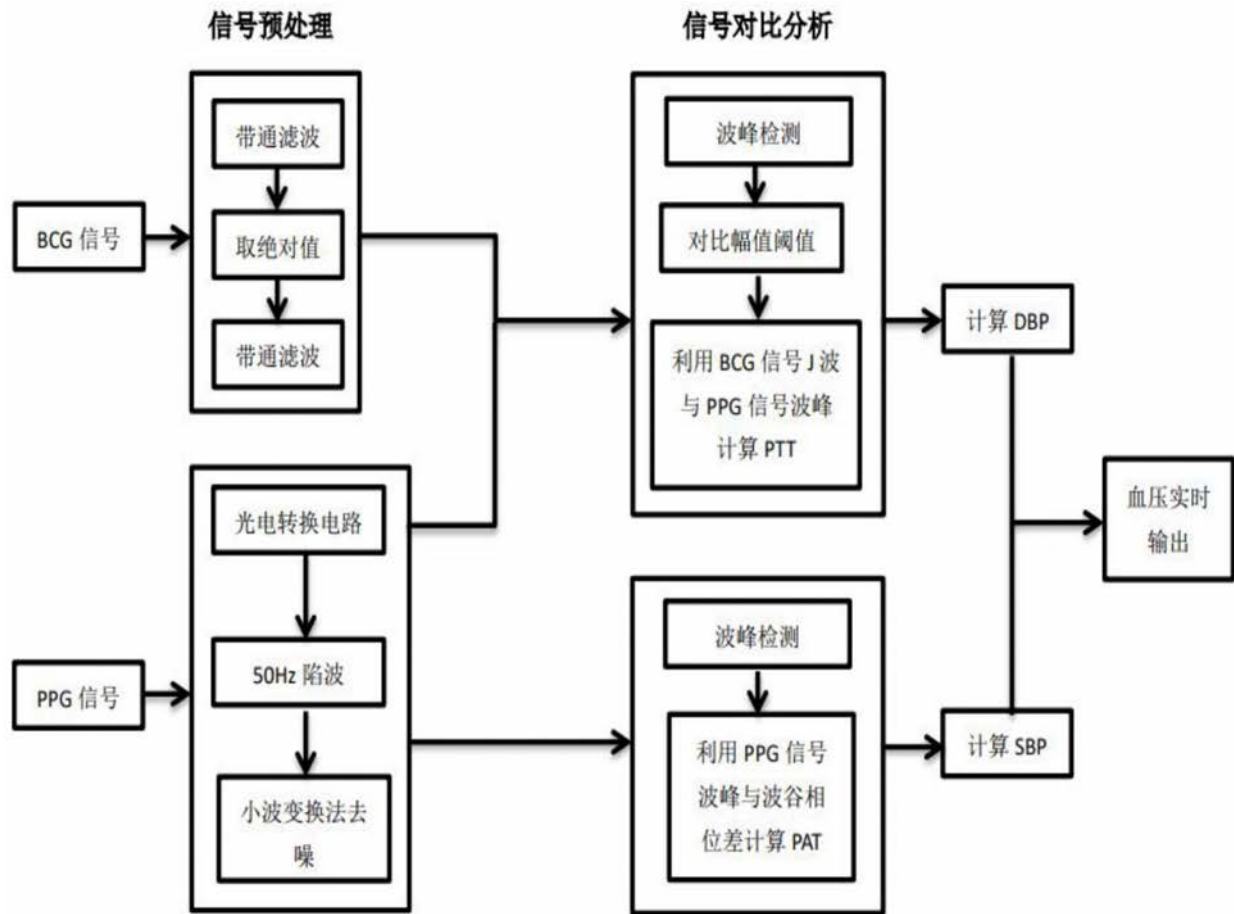


图1

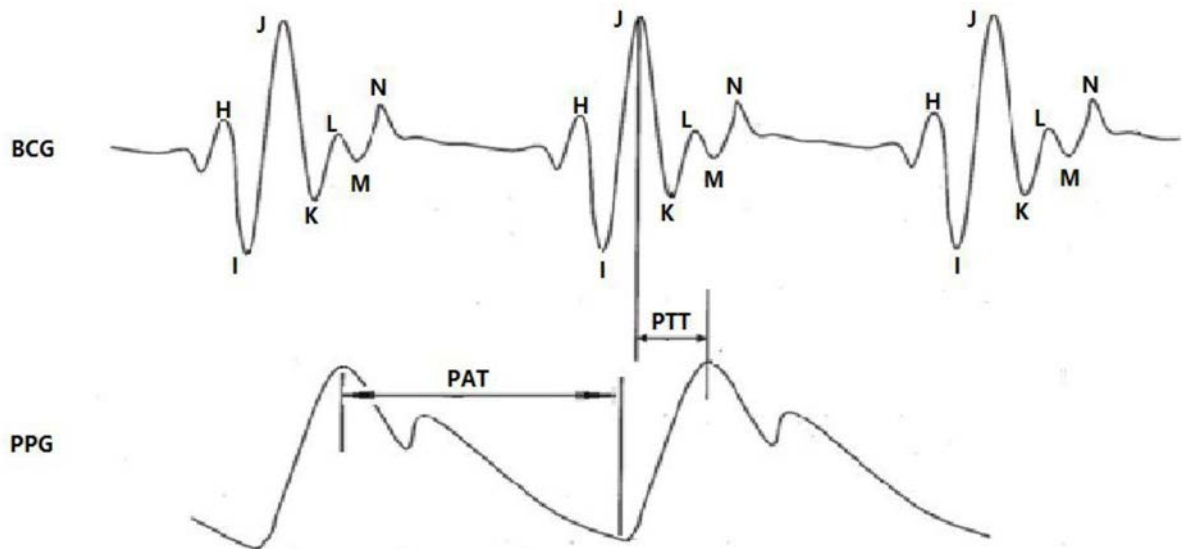


图2

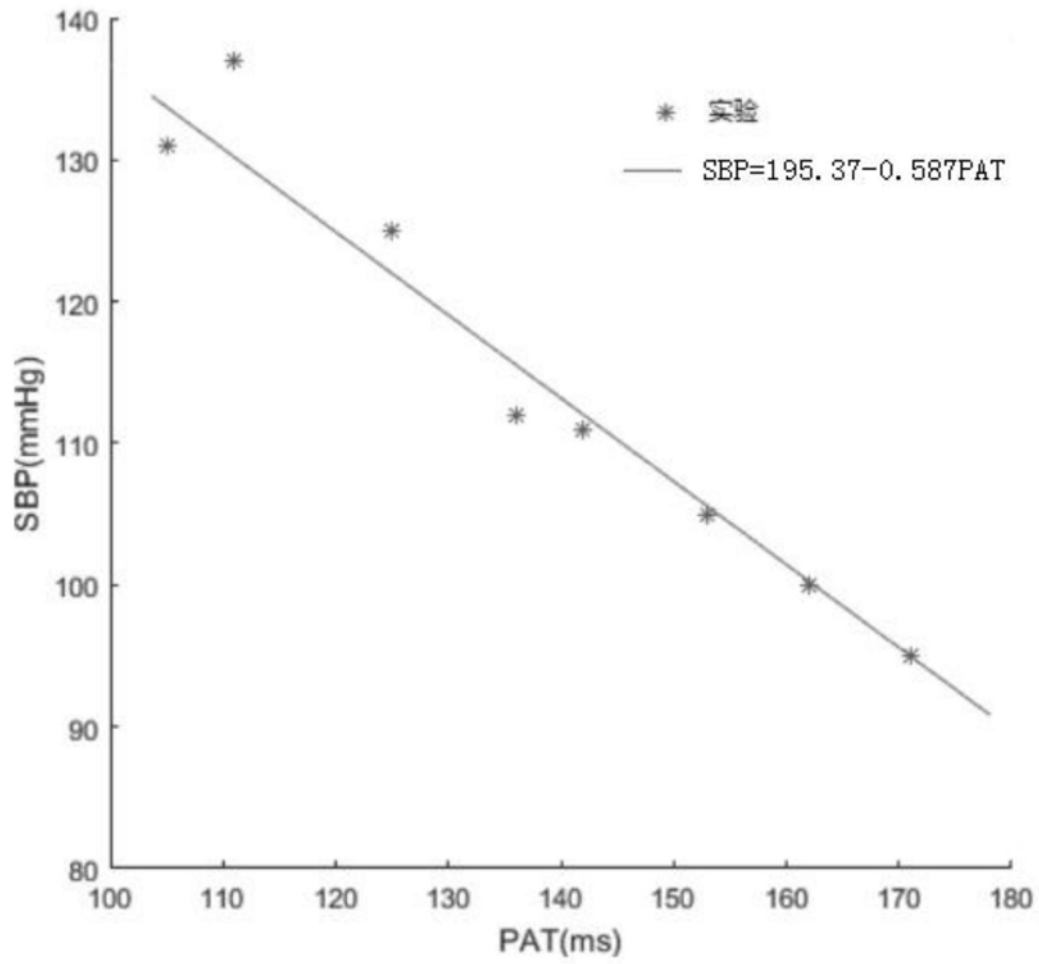


图3

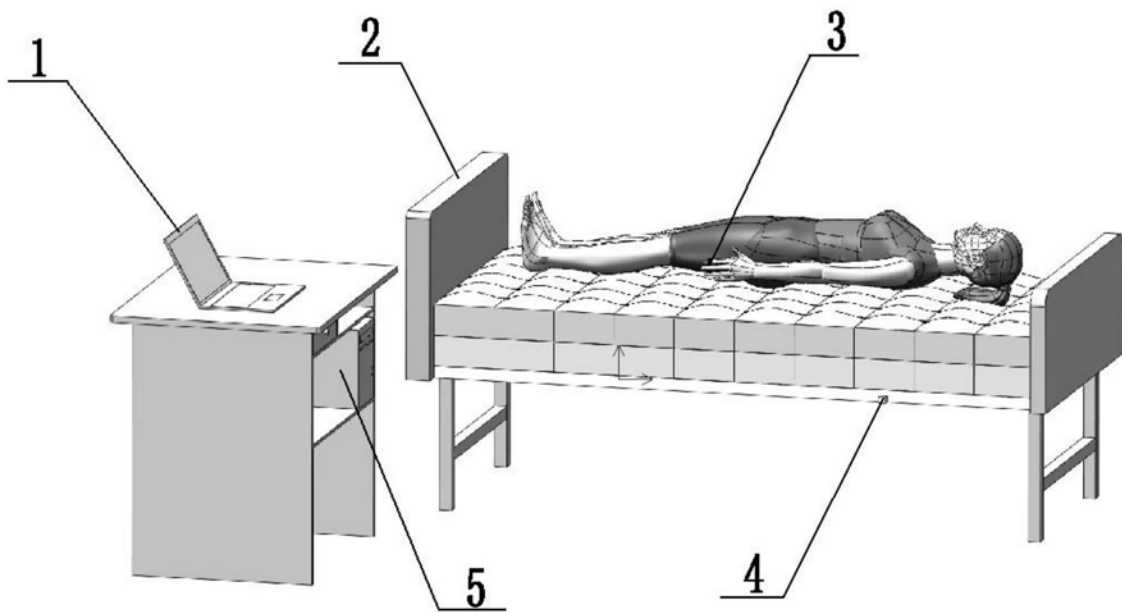


图4

专利名称(译)	基于心冲击信号与光电信号的实时血压监测系统		
公开(公告)号	CN208892563U	公开(公告)日	2019-05-24
申请号	CN201820215525.0	申请日	2018-02-07
[标]申请(专利权)人(译)	河北工业大学		
申请(专利权)人(译)	河北工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	河北工业大学		
[标]发明人	郭士杰 张林 田浩辰 赵亚川		
发明人	郭士杰 张林 田浩辰 赵亚川		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型涉及基于心冲击信号与光电信号的实时血压监测系统，该系统包括PC机、床体、光电容积脉搏描记信号采集装置、心冲击信号采集装置和同步信号采集器，所述光电容积脉搏描记信号采集装置为PPG传感器，用于采集受试者的PPG信号，安置在受试者的指尖上；所述心冲击信号采集装置为加速度传感器，加速度传感器安置在床体的横梁上，加速度传感器的信号采集方向平行于脊椎，能够无束缚地采集到由心冲击引起的护理床加速度振动信号；PPG传感器和加速度传感器均通过同步信号采集器与PC机连接，并在PC机的显示屏上输出监测结果；同步信号采集器采用外触发方式同时处理两路信号。该系统具有实时性、连续性、非侵入等优点。

