



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106510674 A

(43)申请公布日 2017.03.22

(21)申请号 201611077078.9

(22)申请日 2016.11.29

(71)申请人 广州视源电子科技股份有限公司
地址 510530 广东省广州市广州黄埔区云埔四路6号

(72)发明人 胡静

(74)专利代理机构 广州华进联合专利商标代理有限公司 44224

代理人 陈金普

(51)Int.Cl.

A61B 5/0225(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

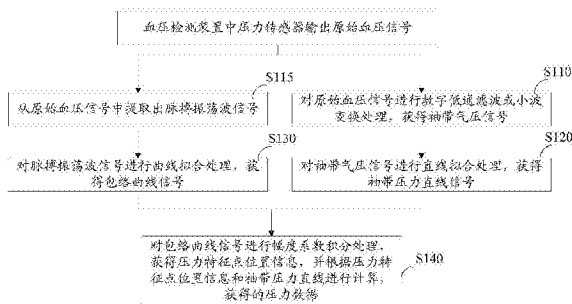
权利要求书2页 说明书8页 附图6页

(54)发明名称

血压信号去干扰的方法和装置、血压检测系统

(57)摘要

本发明涉及一种血压信号去干扰的方法和装置、血压检测系统,该方法包括:对原始血压信号进行数字低通滤波或小波变换处理,获得袖带气压信号;对所述袖带气压信号进行直线拟合处理,生成与所述袖带气压信号相对应的袖带压力直线信号。本发明能够有效消除手臂运动、手指蜷缩、腿部抖动、手肘弯曲等外界运动造成的干扰,提高压力信号处理精度,从而可以提高血压检测装置的准确性。



1. 一种血压信号去干扰的方法,其特征在于,包括如下步骤:
对原始血压信号进行数字低通滤波或小波变换处理,获得袖带气压信号;
对所述袖带气压信号进行直线拟合处理,生成与所述袖带气压信号相对应的袖带压力直线信号。
2. 根据权利要求1所述的血压信号去干扰的方法,其特征在于,还包括:
从所述原始血压信号中提取出脉搏振荡波信号;
对所述脉搏振荡波信号进行曲线拟合处理,获得与所述脉搏振荡波信号相对应的包络曲线信号;
对所述包络曲线信号进行幅度系数积分处理,获得压力特征点位置信息,并根据所述压力特征点位置信息和所述袖带压力直线信号进行计算,获得与所述压力特征点位置信息相对应的压力数据。
3. 根据权利要求2所述的血压信号去干扰的方法,其特征在于,从所述原始血压信号中提取出脉搏振荡波信号的过程包括:
对所述原始血压信号进行数字带通滤波处理,获得所述脉搏振荡波信号。
4. 根据权利要求1所述的血压信号去干扰的方法,其特征在于,通过最小二乘法对所述袖带气压信号进行直线拟合处理。
5. 根据权利要求1所述的血压信号去干扰的方法,其特征在于,对所述脉搏振荡波信号进行曲线拟合处理的过程包括以下步骤:
分段拟合所述脉搏振荡波信号的上升区段和下降区段,获得上升区段斜率的平均值和下降区段斜率的平均值;
根据所述上升区段斜率的平均值和所述下降区段斜率的平均值获得用于选取所述脉搏振荡波信号峰值点的第一峰值选取参数 λ_1 和第二峰值选取参数 λ_2 ,且 $\lambda_1 < \lambda_2$;
在所述脉搏振荡波信号上选取峰值大于最大峰值的 λ_1 倍且小于最大峰值的 λ_2 倍之间的峰值点来进行曲线拟合,获得所述包络曲线信号。
6. 根据权利要求1至5中任一项所述的血压信号去干扰的方法,其特征在于,通过高斯拟合法对所述脉搏振荡波信号进行曲线拟合处理。
7. 一种血压信号去干扰的装置,其特征在于,包括:
信号处理模块,用于对原始血压信号进行数字低通滤波或小波变换处理,获得袖带气压信号;
袖带压力直线拟合模块,用于对所述袖带气压信号进行直线拟合处理,生成与所述袖带气压信号相对应的袖带压力直线信号。
8. 根据权利要求7所述的血压信号去干扰的装置,其特征在于,所述信号处理模块还用于从所述原始血压信号中提取出脉搏振荡波信号;
所述血压信号去干扰的装置还包括:
曲线拟合模块,用于对所述脉搏振荡波信号进行曲线拟合处理,获得与所述脉搏振荡波信号相对应的包络曲线信号;
计算模块,用于对所述包络曲线信号进行幅度系数积分处理,获得压力特征点位置信息,并根据所述压力特征点位置信息和所述袖带压力直线信号进行计算,获得与所述压力特征点位置信息相对应的压力数据。

9. 根据权利要求7所述的血压信号去干扰的装置,其特征在于,所述信号处理模块对所述原始血压信号进行数字带通滤波处理,获得所述脉搏振荡波信号。

10. 根据权利要求7所述的血压信号去干扰的装置,其特征在于,所述曲线拟合模块包括:

分段拟合模块,用于分段拟合所述脉搏振荡波信号的上升区段和下降区段,获得上升区段斜率的平均值和下降区段斜率的平均值;

峰值选取参数计算模块,用于根据所述上升区段斜率的平均值和所述下降区段斜率的平均值获得用于选取所述脉搏振荡波信号峰值的第一峰值选取参数 λ_1 和第二峰值选取参数 λ_2 ,且 $0 < \lambda_1 < \lambda_2 < 1$;

峰值点拟合模块,用于在所述脉搏振荡波信号上选取峰值大于最大峰值的 λ_1 倍且小于最大峰值的 λ_2 倍之间的峰值点来进行曲线拟合,获得所述包络曲线信号。

11. 一种血压检测系统,包括血压检测装置及信号处理器,所述血压检测装置用于检测受检者的血压,并向所述信号处理器输出原始血压信号,其特征在于,所述信号处理器被配置为:

对所述原始血压信号进行数字低通滤波或小波变换处理,获得袖带气压信号;对所述袖带气压信号进行直线拟合处理,生成与所述袖带气压信号相对应的袖带压力直线信号。

血压信号去干扰的方法和装置、血压检测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及血压信号处理技术领域,特别是涉及一种血压信号去干扰的方法和装置、血压检测系统。

背景技术

[0002] 血压检测装置较常使用示波法检测人体血压,示波法也是目前比较先进的一种电子测量方法,其原理如下:首先把血压检测装置中的袖带捆在手臂上,然后对袖带充气,利用充气袖带压迫动脉血管,随着袖带压力的上升,动脉血管呈全开-半闭-完全阻闭的变化过程。而在这个过程中,动脉血管壁的搏动将在袖带内的气体中产生气体振荡,这种振荡与动脉收缩压、舒张压和平均压之间存在确定的对应关系。因此,通过检测振荡信号就可以进行血压计算。

[0003] 但是在血压检测过程中,如果存在外界运动干扰,包括手臂运动、手指蜷缩、腿部抖动、手肘弯曲等等,都会使得振荡信号的波形抖动,出现干扰波形。袖带内气体的平滑缓冲,使得这些干扰在正常振荡信号的时频域中交叉融合,难以区分。传统的针对于干扰的处理方法主要有滤波法和特征点法,但当外界扰动过大或者幅值频率与正常振荡接近时,传统方法难以去除这些干扰,导致最终的血压测量结果偏差太大,甚至出现严重出错的情况。

发明内容

[0004] 基于此,本发明提供一种血压信号去干扰的方法和装置,通过对原始血压信号进行处理,消除人体运动对血压检测过程造成的干扰。

[0005] 为实现上述目的,本发明实施例采用以下技术方案:

[0006] 一种血压信号去干扰的方法,包括如下步骤:

[0007] 对原始血压信号进行数字低通滤波或小波变换处理,获得袖带气压信号;

[0008] 对所述袖带气压信号进行直线拟合处理,生成与所述袖带气压信号相对应的袖带压力直线信号。

[0009] 一种血压信号去干扰的装置,包括:

[0010] 信号处理模块,用于对原始血压信号进行数字低通滤波或小波变换处理,获得袖带气压信号;

[0011] 袖带压力直线拟合模块,用于对所述袖带气压信号进行直线拟合处理,生成与所述袖带气压信号相对应的袖带压力直线信号。

[0012] 本发明实施例还提供一种血压检测系统,包括血压检测装置及信号处理器,所述血压检测装置用于检测受检者的血压,并向所述信号处理器输出原始血压信号,所述信号处理器被配置为:

[0013] 对所述原始血压信号进行数字低通滤波或小波变换处理,获得袖带气压信号;对所述袖带气压信号进行直线拟合处理,生成与所述袖带气压信号相对应的袖带压力直线信号。

[0014] 基于本发明的上述技术方案,在获得血压检测装置中压力传感器输出的原始血压信号后,提取出袖带气压信号,然后采用直线拟合袖带气压信号,获得袖带压力直线信号,拟合后的袖带压力直线信号有效去除了因手臂运动、手指蜷缩、腿部抖动、手肘弯曲等外界运动而产生的干扰,用该袖带压力直线信号代替袖带气压信号进行后续处理能够提高计算精度,从而提高血压检测装置的准确性和可重复性,可广泛应用在各种血压检测装置上,例如血压计、多体征设备、监护仪设备等等。

附图说明

- [0015] 图1是本发明的血压信号去干扰的方法在一个实施例中的流程示意图;
- [0016] 图2为袖带内的气体振荡与动脉收缩压、舒张压和平均压之间的对应关系示意图;
- [0017] 图3为本发明实施例中压力传感器采集到的压力信号的示意图;
- [0018] 图4为理论上袖带气压信号的曲线示意图;
- [0019] 图5为脉搏振荡波信号的曲线示意图;
- [0020] 图6为本发明实施例中压力传感器采集的压力信号与实际提取出的袖带气压信号的曲线示意图;
- [0021] 图7为本发明实施例中选取合适的峰值点进行曲线拟合的流程示意图;
- [0022] 图8为本发明实施例中舒张压、平均压和收缩压对应位置的示意图;
- [0023] 图9为本发明的血压信号去干扰的装置在一个实施例中的结构示意图;
- [0024] 图10为本发明的血压信号去干扰的装置在另一个实施例中的结构示意图。
- [0025] 图11是本发明的血压检测系统在一个实施例中的结构示意图。

具体实施方式

[0026] 下面将结合较佳实施例及附图对本发明的内容作进一步详细描述。显然,下文所描述的实施例仅用于解释本发明,而非对本发明的限定。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。应当说明的是,尽管在下文中采用术语“第一”、“第二”等来描述各种信息,但这些信息不应限于这些术语,这些术语仅用来将同一类型的信息彼此区分开。例如,在不脱离本发明范围的情况下,“第一”信息也可以被称为“第二”信息,类似的,“第二”信息也可以被称为“第一”信息。另外还需要说明的是,为了便于描述,附图中仅示出了与本发明相关的部分而非全部内容。

[0027] 图1是本发明的血压信号去干扰的方法在一个实施例中的流程示意图,本实施例的血压信号去干扰方法可以由单片机或其他信号处理器来执行,本实施例中仅以单片机为例,但不能以此限制本发明的保护范围。如图1所示,本实施例中的血压信号去干扰的方法包括以下步骤:

[0028] 步骤S110,对原始血压信号进行数字低通滤波或小波变换处理,获得袖带气压信号;

[0029] 本实施例中的原始血压信号是指血压检测装置中压力传感器采集的压力信号。具体的,血压检测装置在测量血压时,可以在袖带升压的过程中测量血压,也可以在袖带降压的过程中测量血压。本实施例以升压法为例,即在袖带升压的过程中测量血压。在测量时,

使用气泵对袖带进行充气加压,利用充气的袖带压迫动脉血管,随着袖带压力的上升,动脉血管呈全开-半闭-完全阻闭的变化过程。而动脉血管壁的搏动将在袖带内的气体中产生气体振荡,这种振荡与动脉收缩压、舒张压和平均压之间存在确定的对应关系,如图2所示。

[0030] 袖带的加压可由单片机控制电泵充气实现,降压由单片机控制电磁阀实现。在测量过程中,血压检测装置中的压力传感器将采集袖带上大小变化的压力信号。袖带压力变化一方面是因气泵对袖带进行充气加压而产生的,另一方面是因脉搏而产生的。因此,压力传感器采集的压力信号可以理解为混合了两种信号,其中一种为袖带气压信号,是因气泵对袖带进行充气加压而产生的;另一种为脉搏信号,因脉搏而产生。压力传感器采集到的压力信号可参照图3所示,其中纵轴为压力,横轴为时间。在本实施例中,血压检测装置将压力传感器采集的原始血压信号送入单片机,单片机获取压力传感器输出的原始血压信号并对其进行处理。需要说明的是,如果压力传感器输出的原始血压信号为模拟信号,则单片机需要将其转化为数字信号才能进行后续处理。

[0031] 压力传感器输出的原始血压信号混合了袖带气压信号和脉搏信号,在时域上两者很难区分,但是从频域角度就很容易区分并提取出来,因为两者的频率区分度很大。通常袖带气压信号的频率小于0.1Hz,而脉搏信号的频率范围在1~2Hz之间。因此从频域的角度很容易从原始血压信号中提取出袖带气压信号和脉搏信号。

[0032] 在一种可选的实施方式中,可对压力传感器输出的原始血压信号进行小波变换,直接获得袖带气压信号。

[0033] 而在另一种可选的实施方式中,单片机对压力传感器采集的原始血压信号进行数字低通滤波处理,获得袖带气压信号,由于血压检测装置中的气泵对袖带是稳定加压的,因此理论上的袖带气压信号所对应的曲线应当是一条直线,如图4所示。

[0034] 步骤S120,对所述袖带气压信号进行直线拟合处理,获得与袖带气压信号相对应的袖带压力直线信号;

[0035] 在实际测量过程中,因受到运动干扰的影响,如手臂运动、手指蜷缩、腿部抖动、手肘弯曲等,使得实际获得的袖带气压信号所对应的曲线并不是一条直线,具体可参照图6所示,其中曲线S1反映的是压力传感器采集的原始血压信号,曲线S2反映的是提取出的袖带气压信号。因此,为了最大限度地消除运动干扰的影响,在本实施例中,对袖带气压信号进行直线拟合处理,获得与袖带气压信号相对应的袖带压力直线信号。在进行直线拟合时,可采用最小二乘法,也可以采用其他线性回归的直线拟合方法。下面以最小二乘法为例,说明直线拟合处理的过程。

[0036] 参照公式(1)至(4),假设袖带压力直线信号的函数表达为 $f(x) = ax + b$,其中a为斜率,b为截距。为袖带气压,为时间,n为时间点数。利用最小二乘算法,使残差平方和RSS最小,如公式(2)所示,即可求得参数a和b。

[0037] $f(x) = ax + b$ (1)

[0038]
$$RSS = \sum_{i=1}^n [f(x_i) - (ax_i + b)]^2$$
 (2)

$$[0039] \quad a = \frac{\sum_{i=1}^n x_i f(x_i) - n \left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \right) \left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n f(x_i) \right)}{\sum_{i=1}^n x_i^2 - n \left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \right)^2} \quad (3)$$

$$[0040] \quad b = \left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \right) - a \cdot n \left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n f(x_i) \right) \quad (4)$$

[0041] 通过本实施例中提供的血压信号去干扰的方法,在获得血压检测装置中压力传感器输出的原始血压信号后,对其进行处理,提取出袖带气压信号,然后采用直线拟合袖带气压信号,获得袖带压力直线信号,拟合后的袖带压力直线信号有效消除了手臂运动、手指蜷缩、腿部抖动、手肘弯曲等外界运动造成的扰动,用此袖带压力直线信号代替袖带气压信号进行后续处理能够提高计算精度,从而提高血压检测装置的准确性和可重复性,可广泛应用于各种血压检测装置上,例如血压计、多体征设备、监护仪设备等等。

[0042] 进一步的,仍参照图1所示,本实施例中的血压信号去干扰的方法还包括:

[0043] 步骤S115,从所述原始血压信号中提取出脉搏振荡波信号;

[0044] 在本实施例中,脉搏振荡波信号反映的是脉搏能量变化情况,脉搏能量为脉搏信号振幅的平方。在一种可选的实施方式中,可对压力传感器输出的原始血压信号进行小波变换,从而获得脉搏振荡波信号,在另一种可选的实施方式中,也可通过对压力传感器输出的原始血压信号进行数字带通滤波处理,获得脉搏信号,然后依据脉搏信号也很容易确定脉搏振荡波信号。脉搏振荡波信号可参照图5所示。

[0045] 步骤S130,对所述脉搏振荡波信号进行曲线拟合处理,获得与脉搏振荡波信号相对应的包络曲线信号;

[0046] 通过曲线拟合可以获得与脉搏振荡波信号相对应的包络曲线信号。可选的,在对脉搏振荡波信号进行曲线拟合处理时,采用高斯拟合法,即利用高斯曲线进行拟合,或者利用双高斯曲线进行拟合。

[0047] 在一种可选的实施方式中,也可利用边沿法寻找脉搏振荡波信号的峰值点,并对峰值点进行曲线拟合处理,获得包络曲线信号。

[0048] 在另一种可选的实施方式中,为了消除脉搏振荡波信号两侧的振动波对于计算结果的影响,可针对脉搏振荡波信号选取合适的峰值点进行曲线拟合处理。具体的,在本实施例中选取峰值大于最大峰值的 λ_1 ($0 < \lambda_1 < 1$) 倍和峰值小于最大峰值的 λ_2 ($0 < \lambda_2 < 1$) 倍之间的峰值点来拟合曲线。

[0049] 参照图7所示,本实施例中选取合适的峰值点进行曲线拟合处理的过程包括以下步骤:

[0050] 步骤S131,分段拟合所述脉搏振荡波信号的上升区段和下降区段,获得上升区段斜率的平均值 k_1 和下降区段斜率的平均值 k_2 ;

[0051] 可参照图5所示,脉搏振荡波信号是由多个整体呈现上升趋势的上升区段M以及多个整体呈现下降趋势的下降区段N构成的,在分段拟合脉搏振荡波的上升区段和下降区段时,可采用最小二乘法或其他线性回归法拟合直线,从而得到各个上升区段斜率以及各个下降区段斜率,然后可求取上升区段斜率的平均值 k_1 以及下降区段斜率的平均值 k_2 。

[0052] 步骤S132,根据上升区段斜率的平均值 k_1 和下降区段斜率的平均值 k_2 获得用于选取所述脉搏振荡波信号峰值点的第一峰值选取参数 λ_1 和第二峰值选取参数 λ_2 ,且 $0 < \lambda_1 < \lambda_2 < 1$;

[0053] 第一峰值选取参数 λ_1 和第二峰值选取参数 λ_2 用于选取脉搏振荡波信号的峰值点。 λ_1 和 λ_2 可以通过上升区段斜率的平均值 k_1 和下降区段斜率的平均值 k_2 计算出,可选的,通过以下公式进行计算:

$$[0054] \quad \lambda_1 = \frac{|k_1|+|k_2|}{|k_1|+|k_2|+|k_1|-|k_2|} \quad (5)$$

$$[0055] \quad \lambda_2 = \frac{|k_1|-|k_2|}{|k_1|+|k_2|+|k_1|-|k_2|} \quad (6)$$

[0056] 步骤S133,在所述脉搏振荡波信号上选取峰值大于最大峰值的 λ_1 倍且小于最大峰值的 λ_2 倍之间的峰值点来进行曲线拟合,获得所述包络曲线信号。

[0057] 参照图8所示,图中圆圈标记的点即为峰值大于最大峰值的 λ_1 倍且小于最大峰值的 λ_2 倍之间的峰值点,利用这些峰值点就可以拟合出包络曲线信号(图中未示出包络曲线信号)。

[0058] 步骤S140,对所述包络曲线信号进行幅度系数积分,获得压力特征点位置信息,并根据所述压力特征点位置信息和所述袖带压力直线信号进行计算,获得与所述压力特征点位置信息相对应的压力数据。

[0059] 在通过步骤S120拟合出袖带压力直线信号以及通过步骤S130拟合出包络曲线信号后,就可以利用幅度系数积分法计算出压力数据。具体的,对所述包络曲线信号进行幅度系数积分,可在包络曲线信号中确定压力特征点位置信息。压力特征点位置信息用于反映不同压力类型在包络曲线信号中的对应位置信息,其中位置信息可以是坐标。若待计算的压力数据为血压数据,则压力特征点位置信息可包括舒张压位置信息、收缩压位置信息或平均压位置信息。利用压力特征点位置信息和袖带压力直线进行计算,就可以获得与压力特征点位置信息相对应的压力数据,即获得不同类型的压力数据。例如,若压力特征点位置信息为舒张压在包络曲线信号中对应的坐标,其横坐标为时间值,则将此时间值代入袖带压力直线信号进行计算,即可获得舒张压的值。通过上述方法可以计算出舒张压、平均压和收缩压,计算过程可参照图8所示,假设舒张压对应于包络曲线信号的峰值点 A_d ,收缩压对应于包络曲线信号的峰值点 A_s ,平均压对应于包络曲线信号的峰值点 A_m ;而 A_d 在横轴上对应的的时间值为 t_d , A_s 在横轴上对应的的时间值为 t_s , A_m 在横轴上对应的的时间值为 t_m ;那么时间值 t_d 在袖带压力直线信号中对应的压力值即为舒张压,时间值 t_s 在袖带压力直线信号中对应的压力值即为收缩压,时间值 t_m 在袖带压力直线信号中对应的压力值即为平均压,据此完成不同类型压力数据的计算。

[0060] 综上所述,本发明采用直线拟合袖带气压信号,能够有效消除运动造成的扰动,提高了压力数据处理的准确性,提高血压检测装置的精度。另外,本发明还分段拟合脉搏振荡波信号的上升区段和下降区段,并且通过上升区段斜率的平均值以及下降区段斜率的平均值来选取用于拟合包络曲线的脉搏能量峰值,在拟合出包络曲线信号后结合袖带压力直线信号计算出不同类型的压力数据,相对于传统的试凑法,更具有个体适应性和泛化能力,能进一步提高血压检测装置的精度和可重复性。本发明提供的血压信号去干扰的方法能广泛

应用在各种血压检测装置上,例如血压计、多体征设备、监护仪设备等等。

[0061] 需要说明的是,对于前述的各方法实施例,为了简便描述,将其都表述为一系列的动作组合,但是本领域技术人员应该知悉,本发明并不受所描述的动作顺序的限制,因为依据本发明,某些步骤可以采用其它顺序或者同时进行。

[0062] 根据上述本发明的血压信号去干扰的方法,本发明还提供一种血压信号去干扰的装置,下面结合附图及较佳实施例对本发明的血压信号去干扰的装置进行详细说明。

[0063] 参照图9、图10所示,本发明的血压信号去干扰的装置包括:

[0064] 信号处理模块10,用于对原始血压信号进行数字低通滤波或小波变换处理,获得袖带气压信号;

[0065] 袖带压力直线拟合模块20,用于对所述袖带气压信号进行直线拟合处理,获得与所述袖带气压信号相对应的袖带压力直线信号。

[0066] 本实施例中的原始血压信号即血压检测装置中压力传感器采集的压力信号。具体的,在使用血压检测装置测量血压的过程中,血压检测装置中的压力传感器将采集袖带上大小变化的压力信号。袖带压力变化一方面是因气泵对袖带进行充气加压而产生的,另一方面是因脉搏而产生的。因此,压力传感器采集的压力信号可以理解为混合了两种信号,其中一种为袖带气压信号,是因气泵对袖带进行充气加压而产生的;另一种为脉搏信号,是因脉搏产生的。在本实施例中,血压检测装置中压力传感器输出原始血压信号给信号处理模块10进行处理。需要说明的是,如果压力传感器输出的原始血压信号为模拟信号,则信号处理模块10要先将其转化为数字信号才能进行后续处理。

[0067] 信号处理模块10对所述压力传感器输出的原始血压信号进行数字低通滤波或小波变换处理,获得袖带气压信号。在本实施例中,原始血压信号混合了袖带气压信号和脉搏信号,在时域上两者很难区分,但是从频域角度就很容易区分并提取出来,因为两者的频率区分度很大。通常袖带气压信号的频率小于0.1Hz,而脉搏信号的频率范围在1~2Hz之间。因此信号处理模块10从频域的角度很容易从原始血压信号中提取出袖带气压信号。由于气泵对袖带是稳定加压的,因此理论上的袖带气压信号所对应的曲线应当是一条直线,但在实际测量过程中,因受到运动干扰的影响,如手臂运动、手指蜷缩、腿部抖动、手肘弯曲等,使得信号处理模块10实际获得的袖带气压信号所对应的曲线并不是一条直线,因此,为了最大限度地消除运动干扰的影响,在本实施例中,利用袖带压力直线拟合模块20对信号处理模块10输出的袖带气压信号进行直线拟合处理,获得袖带压力直线信号,消除运动干扰的影响。在袖带压力直线拟合模块30进行直线拟合处理时,可采用最小二乘法,当然也可以采用其他线性回归的直线拟合方法。

[0068] 通过本实施例中提供的血压信号去干扰的装置,在获得血压检测装置中压力传感器输出的原始血压信号后,提取出袖带气压信号,然后采用直线拟合袖带气压信号,获得袖带压力直线信号,拟合后的袖带压力直线信号有效消除了手臂运动、手指蜷缩、腿部抖动、手肘弯曲等外界运动造成的扰动,用此袖带压力直线信号代理袖带气压信号进行后续处理能够提高计算精度,从而提高血压检测装置的准确性和可重复性,可广泛应用在各种血压检测装置上,例如血压计、多体征设备、监护仪设备等等。

[0069] 进一步的,仍参照图9、图10所示,信号处理模块10还用于从原始血压信号中提取出脉搏振荡波信号,本实施例中的血压信号去干扰的装置还包括:

[0070] 曲线拟合模块30,用于对所述脉搏振荡波信号进行曲线拟合处理,获得与所述脉搏振荡波信号相对应的包络曲线信号;

[0071] 计算模块40,用于对所述包络曲线信号进行幅度系数积分处理,获得压力特征点位置信息,并根据所述压力特征点位置信息和所述袖带压力直线进行计算,获得与所述压力特征点位置信息相对应的压力数据。

[0072] 在本实施例中,脉搏振荡波信号反映的是脉搏能量变化情况,脉搏能量为脉搏信号振幅的平方。在一种可选的实施方式中,信号处理模块10对压力传感器输出的原始血压信号进行小波变换处理,获得脉搏振荡波信号。

[0073] 在另一种可选的实施方式中,信号处理模块10对压力传感器输出的原始血压信号进行数字带通滤波处理,获得脉搏信号,依据脉搏信号也就能确定脉搏振荡波信号。

[0074] 曲线拟合模块30对信号处理模块10输出的脉搏振荡波信号进行曲线拟合处理,获得包络曲线信号。可选的,曲线拟合模块30在对脉搏振荡波信号进行曲线拟合处理时,采用高斯拟合法,利用高斯曲线进行拟合,或者利用双高斯曲线进行拟合。

[0075] 在一种可选的实施方式中,曲线拟合模块30可利用边沿法寻找脉搏振荡波信号的峰值点,并对峰值点进行曲线拟合,获得包络曲线信号。

[0076] 在另一种可选的实施方式中,为了消除脉搏振荡波信号两侧的振动波对于计算结果的影响,曲线拟合模块30可选取合适的峰值点进行曲线拟合处理,此时参照图10所示,曲线拟合模块30包括:

[0077] 分段拟合模块301,用于分段拟合所述脉搏振荡波信号的上升区段和下降区段,获得上升区段斜率的平均值和下降区段斜率的平均值;

[0078] 峰值选取参数计算模块302,用于根据所述上升区段斜率的平均值和所述下降区段斜率的平均值获得用于选取所述脉搏振荡波信号峰值的第一峰值选取参数 λ_1 和第二峰值选取参数 λ_2 ,且 $0 < \lambda_1 < \lambda_2 < 1$;

[0079] 峰值点拟合模块303,用于在所述脉搏振荡波信号上选取峰值大于最大峰值的 λ_1 倍且小于最大峰值的 λ_2 倍之间的峰值点来进行曲线拟合,获得所述包络曲线信号。

[0080] 具体的,曲线拟合模块30选取峰值大于最大峰值的 λ_1 ($0 < \lambda_1 < 1$) 倍和峰值小于最大峰值的 λ_2 ($0 < \lambda_2 < 1$) 倍之间的峰值点来拟合曲线。首先,通过分段拟合模块301采用最小二乘法或其他线性回归法拟合直线分段拟合脉搏振荡波信号的上升区段和下降区段,从而得到各个上升区段斜率以及各个下降区段斜率,然后可求取上升区段斜率的平均值 k_1 以及下降区段斜率的平均值 k_2 。其次,峰值选取参数计算模块302根据上升区段斜率的平均值 k_1 和下降区段斜率的平均值 k_2 获得第一峰值选取参数 λ_1 和第二峰值选取参数 λ_2 ,其中第一峰值选取参数 λ_1 和第二峰值选取参数 λ_2 用于选取脉搏振荡波信号的峰值点,且 $0 < \lambda_1 < \lambda_2 < 1$ 。然后,峰值点拟合模块303在脉搏振荡波信号上选取峰值大于最大峰值的 λ_1 倍且小于最大峰值的 λ_2 倍之间的峰值点来进行曲线拟合处理,获得包络曲线信号。

[0081] 在通过袖带压力直线拟合模块20拟合出袖带压力直线信号以及通过曲线拟合模块30拟合出包络曲线信号后,计算模块40就可以利用幅度系数积分法计算出压力数据。具体的,计算模块40对所述包络曲线信号进行幅度系数积分,可在包络曲线信号中确定压力特征点位置信息。压力特征点位置信息用于反映不同类型的压力数据在包络曲线中的对应位置信息。计算模块40利用压力特征点位置信息和袖带压力直线信号进行计算,就可以获

得与压力特征点位置信息相对应的压力数据,即获得不同类型的压力数据。

[0082] 上述血压信号去干扰的装置可执行本发明实施例所提供的血压信号去干扰的方法,具备执行方法相应的功能模块和有益效果。至于各功能模块实现其功能的具体方法,此处不予赘述。

[0083] 本发明的每一个实施例可以通过由数据处理设备如计算机执行的程序来实现。显然,程序构成了本发明。此外,通常存储在一个存储介质中的程序通过直接将程序读取存储在存储介质或者通过将程序安装或复制到数据处理设备的存储设备(如硬盘和或内存)中执行。因此,这样的存储介质也构成了本发明。存储介质可以使用任何类型的记录方式,例如纸张存储介质(如纸带等)、磁存储介质(如软盘、硬盘、闪存等)、光存储介质(如CD-ROM等)、磁光存储介质(如MO等)等。因此本发明还公开了一种存储介质,其中存储有计算机程序,该计算机程序被运行时用于执行本发明上述血压信号去干扰的方法的任何一种实施例。

[0084] 本发明还提供一种血压检测系统,参照图11所示,包括血压检测装置800及信号处理器900,血压检测装置900用于检测受检者的血压,并向信号处理器800输出原始血压信号;信号处理器800被配置为:

[0085] 对原始血压信号进行数字低通滤波或小波变换处理,获得袖带气压信号;对所述袖带气压信号进行直线拟合处理,生成与袖带气压信号相对应的袖带压力直线信号。

[0086] 信号处理器800还可以被配置为可执行其他指令,这些指令被执行后能实现本发明上述血压信号去干扰的方法的任何一种实施例,此处不再对执行步骤进行赘述。

[0087] 以上所述实施例的各技术特征可以进行任意的组合,为使描述简洁,未对上述实施例中的各个技术特征所有可能的组合都进行描述,然而,只要这些技术特征的组合不存在矛盾,都应当认为是本说明书记载的范围。

[0088] 以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但并不能因此而理解为对发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。因此,本发明的保护范围应以所附权利要求为准。

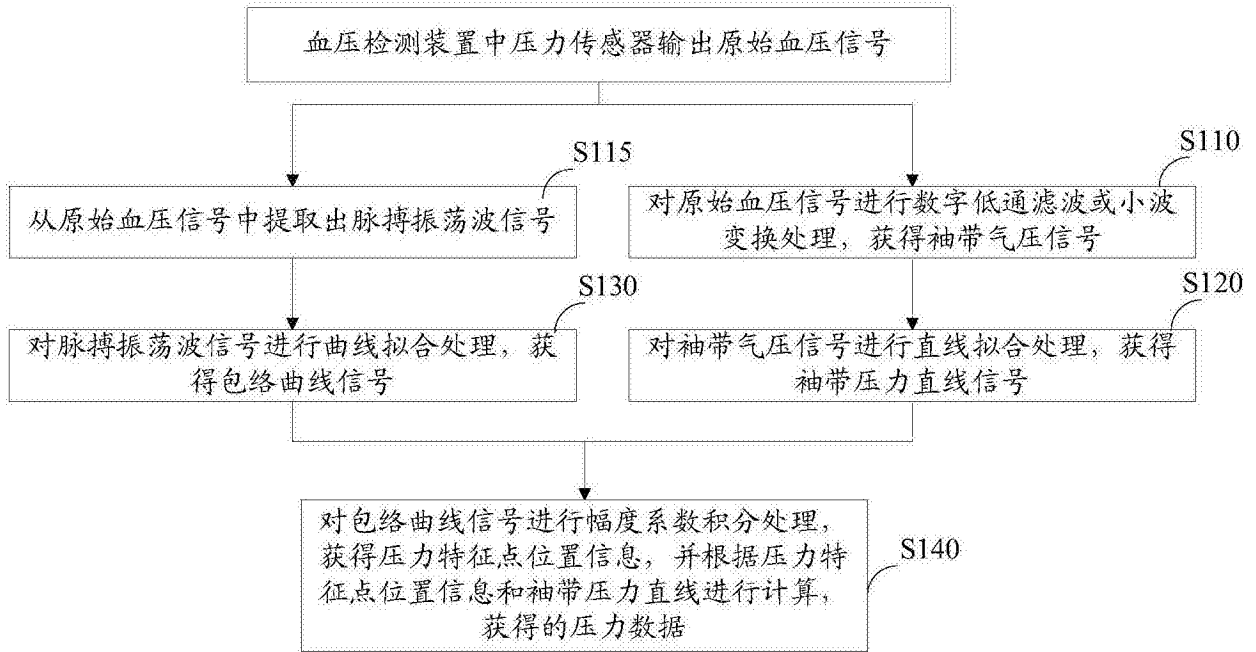


图1

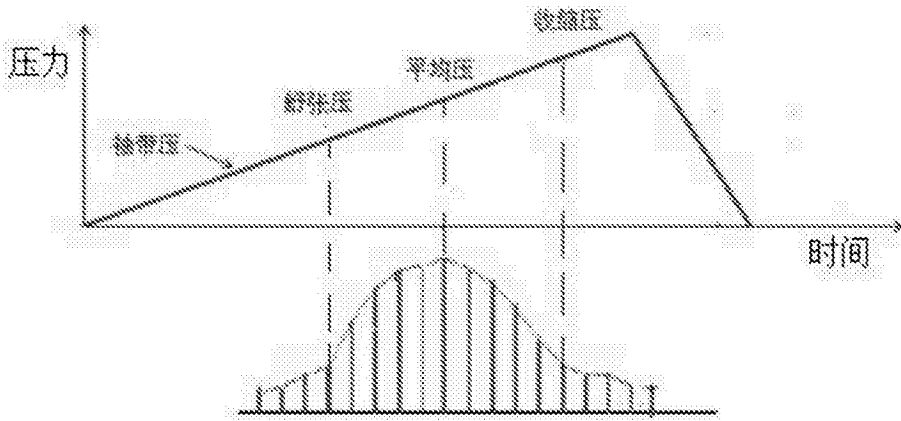


图2

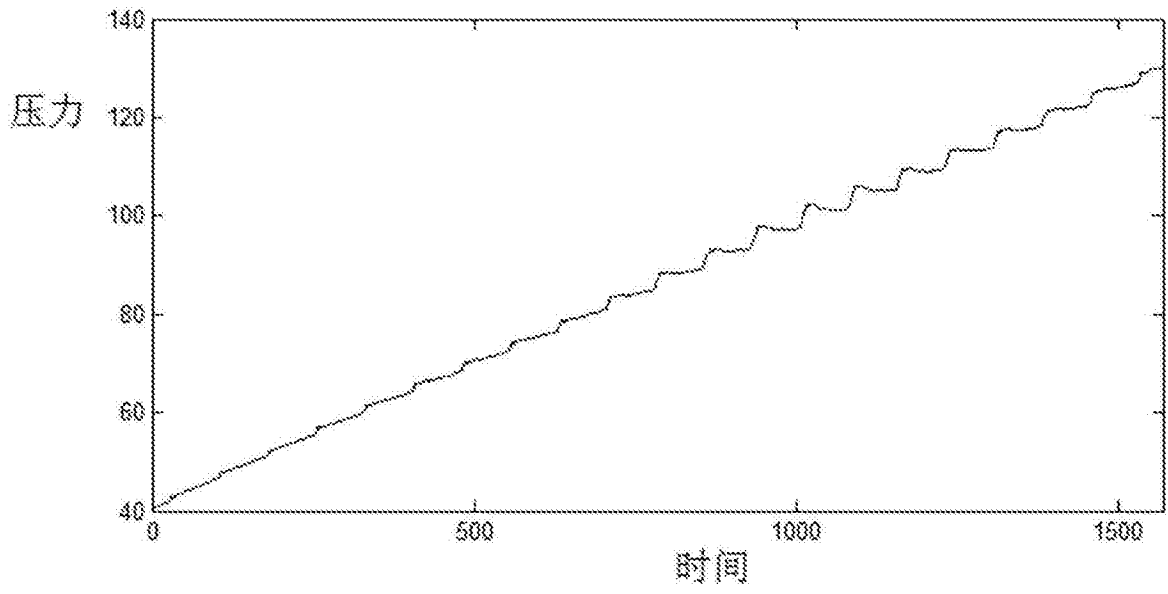


图3

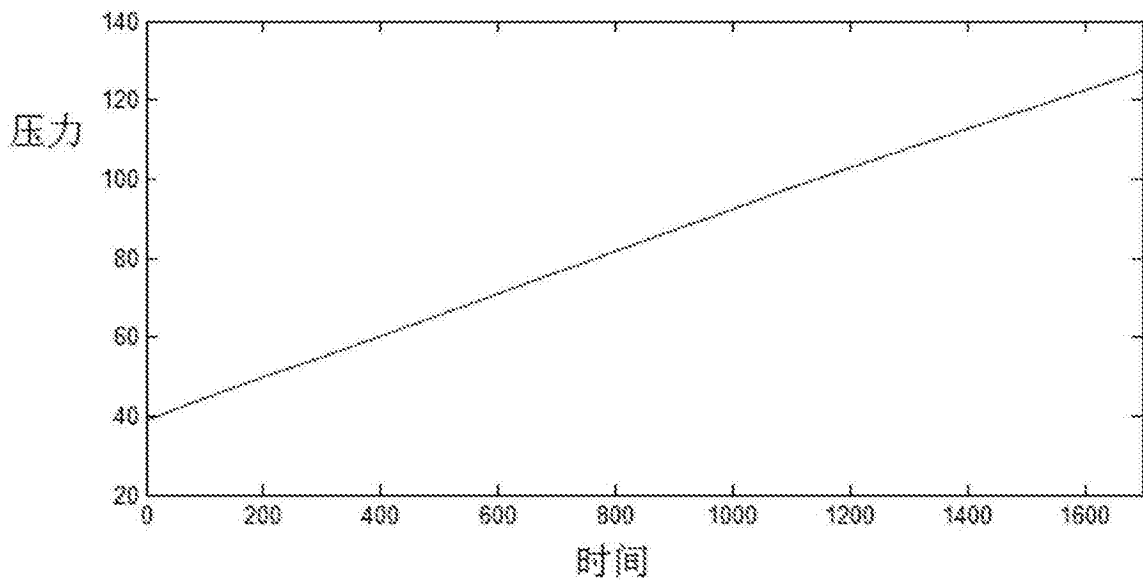


图4

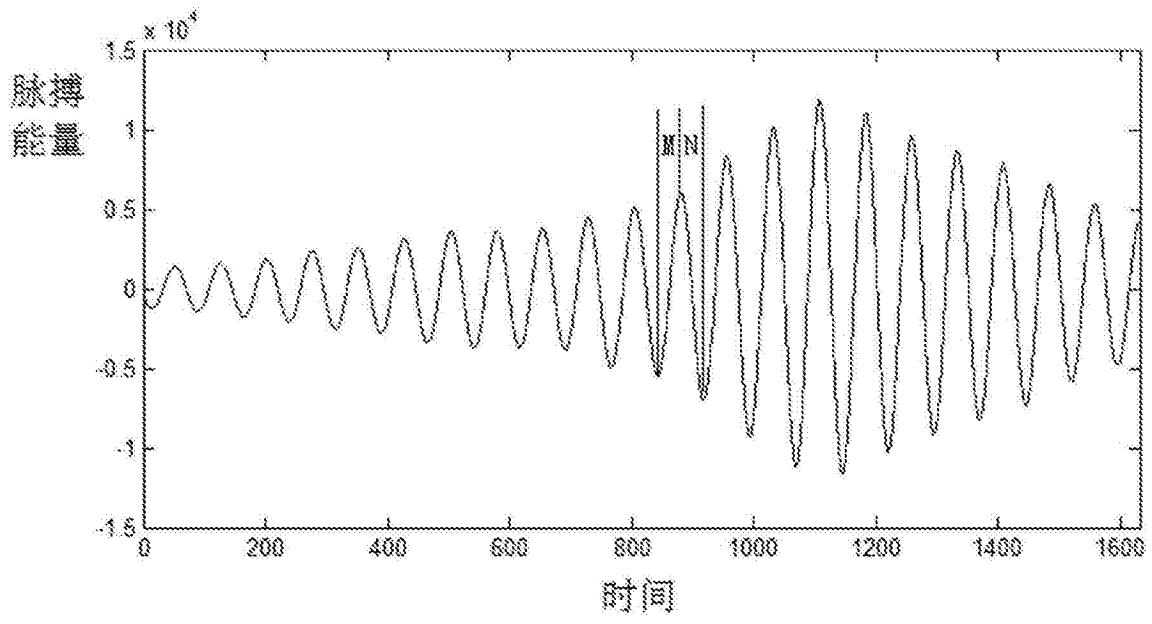


图5

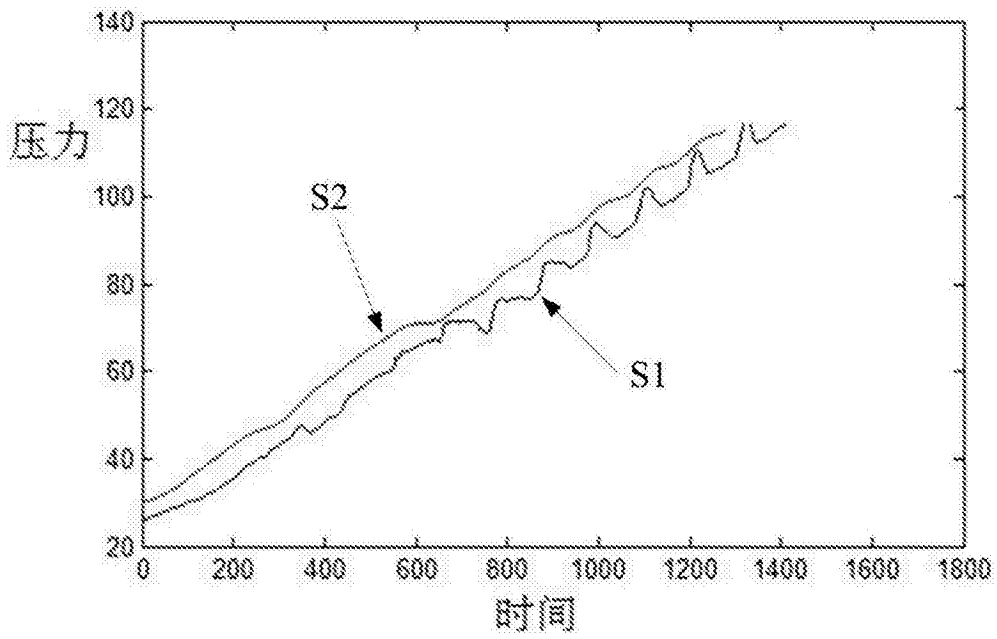


图6

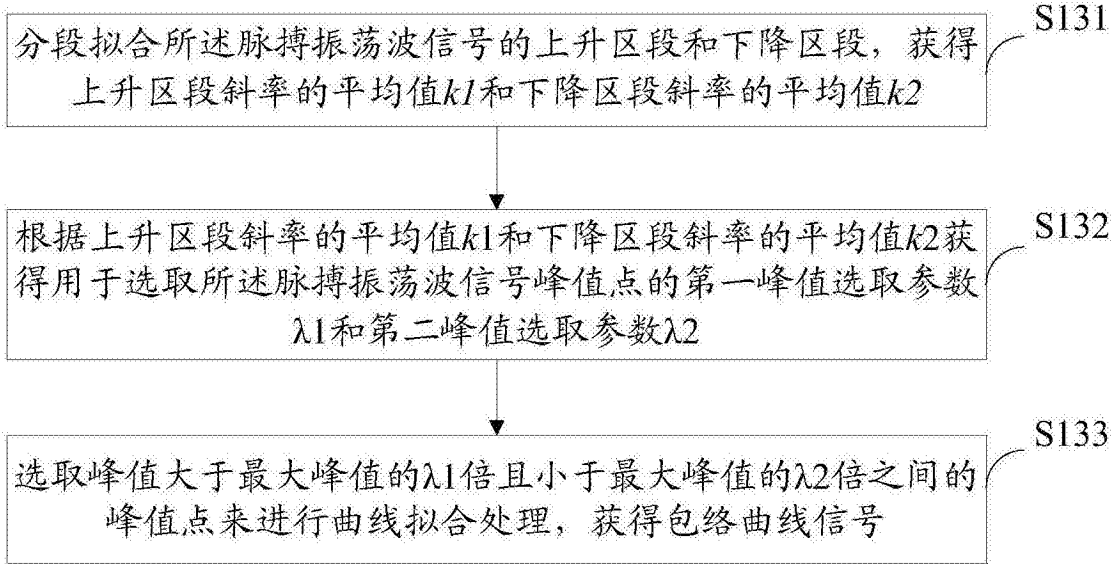


图7

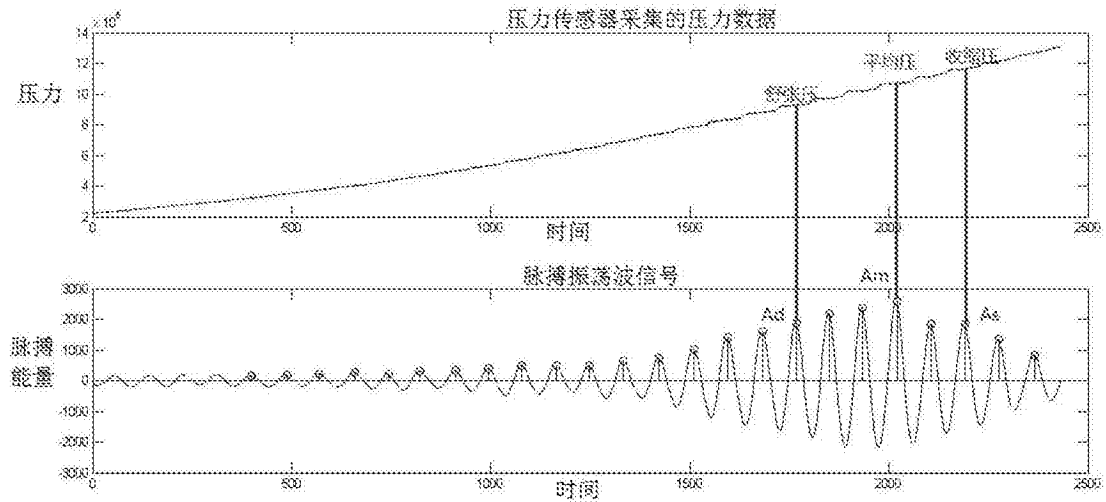


图8

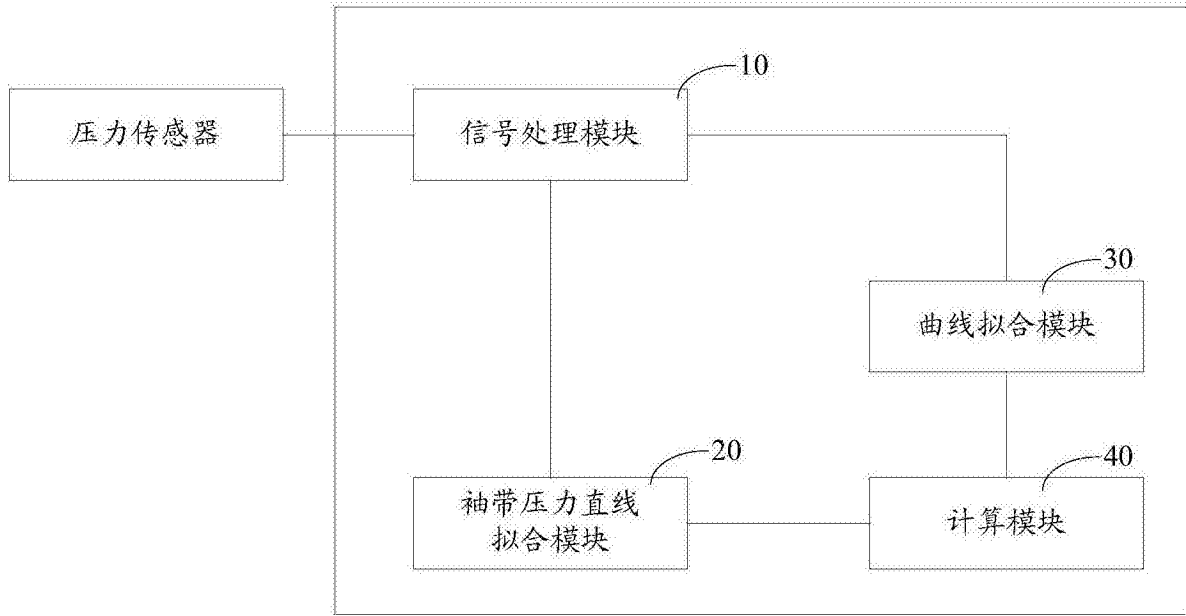


图9

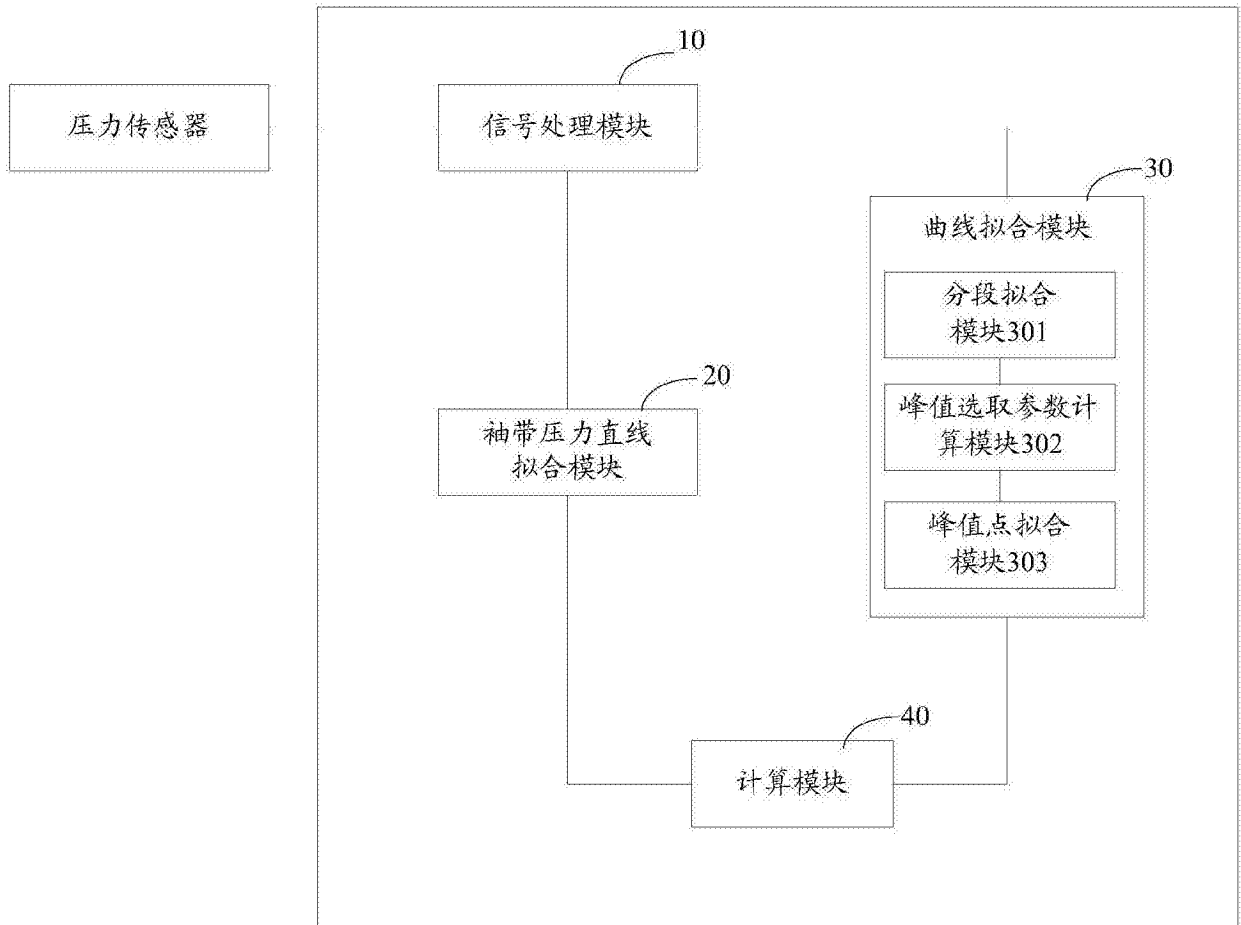


图10

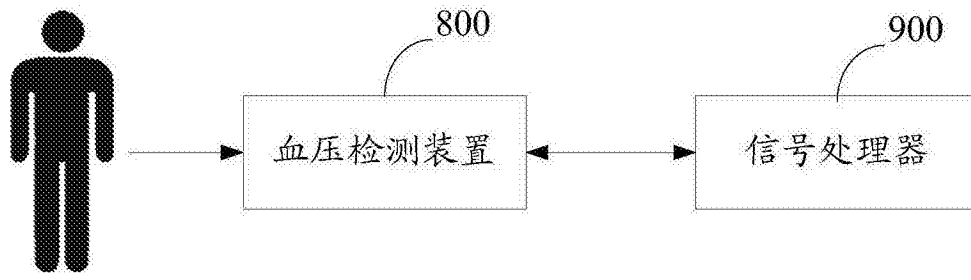


图11

专利名称(译)	血压信号去干扰的方法和装置、血压检测系统		
公开(公告)号	CN106510674A	公开(公告)日	2017-03-22
申请号	CN201611077078.9	申请日	2016-11-29
[标]申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
[标]发明人	胡静		
发明人	胡静		
IPC分类号	A61B5/0225 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0225 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/725 A61B5/7253		
代理人(译)	陈金普		
其他公开文献	CN106510674B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种血压信号去干扰的方法和装置、血压检测系统，该方法包括：对原始血压信号进行数字低通滤波或小波变换处理，获得袖带气压信号；对所述袖带气压信号进行直线拟合处理，生成与所述袖带气压信号相对应的袖带压力直线信号。本发明能够有效消除手臂运动、手指蜷缩、腿部抖动、手肘弯曲等外界运动造成的干扰，提高压力信号处理精度，从而可以提高血压检测装置的准确性。

