

散度值分析的 PPG 信号伪差滤除算法

赖源海 孙斌 陈运

(南京邮电大学自动化学院、人工智能学院 南京 210023)

摘要:光电容积脉搏波 (photoplethysmography, PPG) 信号的采集极易受到运动伪差的干扰,为了增加信号特征提取的准确度进而提高人体生理参数计算的准确率,提出了基于散度值分析的 PPG 信号运动伪差滤除算法。将采集的模板信号与实验信号进行带通滤波预处理之后,利用未受伪差干扰的模板信号计算出信号特征的散度值标准阈值范围,接着计算模板信号与受伪差干扰的实验信号的散度值,识别判断并剔除实验信号中存在运动伪差干扰的信号周期,整合得到未受运动伪差干扰的优质波信号。通过人体血管收缩压的检测实验,证明了算法在可穿戴运动系统中的实用性与可靠性。

关键词:PPG 信号;散度值分析;运动伪差;优质波提取

中图分类号: TN98; R318 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 310.61

Motion artifacts filtering method for PPG signal based on divergence analysis

Lai Yuanhai Sun Bin Chen Yun

(School of Automation and Artificial Intelligence, Nanjing University of Posts and Telecommunications, Nanjing 210023, China)

Abstract: The acquisition of PPG signal is vulnerable to the interference of motion artifact. In order to increase the accuracy of signal feature extraction and improve the accuracy of human physiological parameter calculation, a motion artifact filtering algorithm for PPG signal based on divergence value analysis is proposed. After the collected template signal and the experimental signal are preprocessed by band-pass filtering, the standard threshold range of the divergence value of the signal characteristics is calculated using the template signal that is not interfered by the motion artifacts. Then, the divergence value of the template signal and the experimental signal that is interfered by the motion artifacts is calculated, and the signal cycle with the motion artifacts interference in the experimental signal is identified, judged and eliminated, and the high-quality wave signal that is not interfered by the motion artifacts is integrated. The practicability and reliability of the algorithm in wearable sports system are proved through the detection experiment of human vascular systolic pressure.

Keywords: PPG signal; divergence value analysis; motion artifact; high quality wave extraction

0 引言

光电容积脉搏波 (photoplethysmography, PPG) 信号可以映射出人体血管中血液的充盈情况,因此可以利用 PPG 信号进行人体生理参数的计算与预测,对 PPG 信号的分析是检测人体身体健康状况的可行方法。PPG 信号的采集很少受到外界环境的限制,所采集的信号有一定的实用性和适用性,因此受到国内外医学研究人员和学者的广泛关注。

Schonle 等^[1]研制了一种基于 CMOS 处理电路的 PPG 信号采集电路,此方法可以有效降低功能消耗,提升信号数据的传输和储存效率。Meduff 等^[2]研制了一套利用摄像头采集人体额头 PPG 信号的系统。Goshvarpour^[3]提出了一种基于 PPG 信号的情绪分类算法,对 PPG 信号进行二维空间重构,然后分别在不同的截面上提取几何指标,最后利用支持向量机 (SVM) 进行情绪类型分类。Cassonar 等^[4]利用陀螺仪和光电传感器,计算并判别人体不同的运动状态。Wang 等^[5]研究提出了一种基

于心电信号(ECG)和 PPG 信号的人体酒精含量识别系统,利用 ECG、PPG 信号特征,结合酒精饮用量数据,使用 SVM 算法构建了一套高效且识别正确率高达 95% 的酒精消耗识别方案。Kavsaoğlu 等^[6]分析并提取 PPG 信号的 40 个信号特征值,采用机器学习算法预测人体血红蛋白水平,实验证明此方法可较高准确率实现无创的血红蛋白检测。Sharma^[7]提出了一种基于模式分解的人体心率估算算法,将 PPG 信号模式分解并计算人体心率,实验验证此方法具备较高的准确率。Li 等^[8]使用 LED 测试人体运动心率,提出基于加速度模型和灰色微分方程的心率估算算法,测量人体不同运动强度下的心率数据,实验效果显著。Fan 等^[9]提出了利用最大似然的计算方法,跟踪判断心电信号中含干扰信号最少的谐波数据,判断并提取正确谐波的准确率比以往方法提高了 18% 以上。孙斌等^[10]提出了基于特征 K 值的时域递归滤波信号伪差校正算法,并利用血氧饱和度检测实验验证了算法的可靠性。张畅等^[11]利用 BP 神经网络血压检测模型,通过平均影响法减少冗余特征,检测到的血管收缩压和舒张压准确率高达 94%。Walia 等^[12]通过提取 PPG 信号的三维特征,利用最小欧氏距离分类器对人体身份进行分类,识别正确率超过 97%。

虽然 PPG 信号被广泛应用于人体生理参数测量^[13],并且得到了可观的效果,但是由于运动伪差的存在,其应用领域仍然受到一定地限制,如运动监测系统,可穿戴医疗系统等^[14]。在 PPG 信号采集过程中,受测者也同时存在说话、咳嗽、喘气等人体运动,这给所检测到的 PPG 信号引入了运动伪差干扰,伪差的存在降低了信号特征提取的准确率,进而影响人体生理参数估计的准确度,甚至导致生理参数的错误测量。针对这一问题,目前主要采用带滤波算法对信号进行滤波预处理,消除高频环境噪声和低频基线漂移噪声,之后采用不同的数学思想进行运动伪差滤除,如非线性自适应滤波^[15]、奇异值分解^[16]、最小二乘法^[17]、有限谐波和法^[18]、联合系数重构^[19]等。现有的 PPG 运动伪差滤除算法已经取得了较好的效果,但是存在多次迭代、累加与相乘等繁琐操作,数据处理步骤繁杂,运算效率欠佳。针对以上问题,提出了基于散度值分析的 PPG 信号序列伪差滤除算法,该算法将人体静止状态受控实验中测得的模板信号与存在人体运动的实际状态下测得的实验信号进行散度值计算分析,若某一周期的信号特征散度值超出可接受阈值范围,则判定该信号周期存在运动伪差,并将此信号周期剔除。

1 PPG 信号的散度值计算

1.1 脉搏波信号的特征提取

光电容积脉搏波信号主要由一个上升支和一个下降支组成,如图 1 所示。脉搏波形成原理如下:血液流经血管时动脉随之膨胀或收缩,从而形成脉搏波。当心室收缩时,主动脉膨胀,血管内压力升高;当心室舒张时,主动脉

弹性恢复收缩,脉搏波以上升支最低点为起点,以波的形式向血管传输血液。上升支表示血液注入主动脉时,动脉扩张的情形,波峰表示主动脉压力的最高值,即上升支的最高点;下降支表示心室舒张时,主动脉的收缩情形,下降支中,主动脉的血管回弹会形成重搏波。图 1 中, $s_1 = h_1/t_1$,表示上升支斜率; $s_2 = h_2/t_2$,表示下降支斜率; a_1 表示上升支面积, a_2 表示下降支面积, h_1, h_2 分别表示上升支与下降支幅值, t_1, t_2 分别表示上升支与下降支时间。

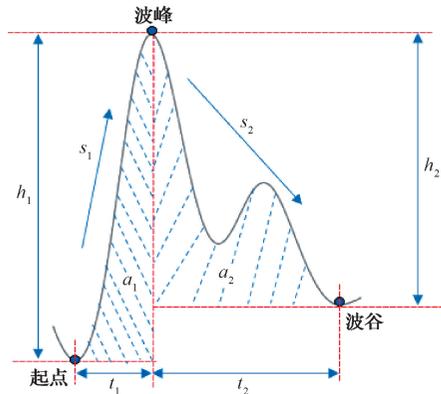


图 1 脉搏波波形特征

1.2 PPG 信号的散度值计算

散度值表征了两个数据流样本在概率分布上的差异性。散度值越小,表示两个数据流样本的信号特征差异性越小。散度值分析在实验过程中基于概率分布进行分析,在脉搏波信号运动伪差的识别与滤除中展示出了适用性与有效性。

如果 X 是一个离散型随机变量,其概率分布为 $p(x) = P(X = x), x \in X$ 。 X 的熵 $H(X)$ 为:

$$H(X) = - \sum_{x \in X} p(x) \log_2 p(x) \quad (1)$$

当 $p(x) = 0$ 时, $p(x) \log_2 p(x) = 0$ 。

如果一个随机变量 $X \sim p(x), q(x)$ 为用于近似 $p(x)$ 的概率分布,那么,随机变量 X 和模型 q 之间的交叉熵定义为:

$$H(X, q) = H(X) + D(p \parallel q) = - \sum_x p(x) \log_2 q(x) \quad (2)$$

相对熵又称 KL 散度,表示两个概率分布 $p(x)$ 和 $q(x)$ 差别的非对称性度量。一般 $p(x)$ 表示数据的真实分布, $q(x)$ 表示数据的理论分布或者 $p(x)$ 的近似分布。数据分布越相似, KL 散度值越小。

由于使用了近似分布 $q(x)$ 而不是真实分布 $p(x)$, 因此在具体化 x 时需要的平均附加信息量为:

$$\text{KL}(p \parallel q) = - \int p(x) \log_2 q(x) dx + \int p(x) \log_2 p(x) dx = - \int p(x) \log_2 \left\{ \frac{q(x)}{p(x)} \right\} dx \quad (3)$$

对于离散随机变量,其概率分布 $p(x)$ 和 $q(x)$ 的 KL

散度可定义为：

$$D_{KL}(P \parallel Q) = \sum_{x \in X} p(x) \log_2 \frac{p(x)}{q(x)} \quad (4)$$

即按概率 $p(x)$ 求得的 $p(x)$ 和 $q(x)$ 的对数差的平均值。当两个随机分布相同时，其散度值为 0，当两个随机分布的差别增大时，其散度值也增大。

2 PPG 信号伪差滤除算法

2.1 算法总体设计

光电传感器采集的 PPG 信号主要包含两种类型的噪声，第 1 种噪声是环境光、电磁干扰、工频干扰、肌电干扰等外界环境导致的高频噪声和人体呼吸等生理活动而导致的低频基线漂移噪声，这种噪声可以通过数字带通滤波器进行滤波，方法成熟且效果显著；第 2 种噪声是人体运动，如咳嗽、说话、喘气等动作导致光电探测器与人体接触面发生的轻微的位移，导致光路变化进而引入干扰信号，这一类运动伪差干扰很难通过普通滤波器进行滤除，但是运动伪差的存在降低了 PPG 信号的质量，降低信号特征提取的准确度，给人体生理参数的检测与估算带来较大的误差甚至导致计算结果错误。

散度值分析算法可以有效地滤除 PPG 序列信号的运动伪差，在静止状态受控实验中采集 PPG 模板信号，分别计算出 4 个信号特征，即上升支斜率、下降支斜率、上升支面积和下降支面积的特征序列。将模板信号划分出一系列连续的信号窗体（窗体长度为 20），计算所有信号窗体与模板信号 4 个信号特征的散度值，进而得到 4 个信号特征指标的散度值的可接受阈值范围。之后，在存在人体运动的非受控实验中采集 PPG 实验信号，将实验信号划分出一系列连续的信号窗体（窗体长度为 4），计算所有窗体信号与模板信号 4 个信号特征的散度值，从第 1 个符合阈值要求的窗体信号开始往后进行分析，若该窗体信号某一信号特征的散度值超出该信号特征的阈值范围，则判定窗体信号最后一个信号周期存在运动伪差并将其剔除，持续此步骤直到窗体信号末端到达实验信号的末端，停止计算。算法流程如图 2 所示。

2.2 散度值计算公式的改进

式(4)表示的 KL 散度是不对称的，交换 $D_{KL}(P \parallel Q)$ 中 P 、 Q 的位置将得到不同结果。通过设置 $D_{KL}(P_1 \parallel P_2)$ 和 $D_{KL}(P_2 \parallel P_1)$ 这两部分数据的系数各为 0.5 和 0.5，得到散度值 D_s 计算公式为：

$$D_s(P_1 \parallel P_2) = \frac{1}{2} D_{KL}(P_1 \parallel P_2) + \frac{1}{2} D_{KL}(P_2 \parallel P_1) \quad (5)$$

式中： P_1 、 P_2 分别对应式(4)中 P 、 Q 的概率分布数组； $D_{KL}(P_2 \parallel P_1)$ 为 P_2 、 P_1 的相对熵。不同于 KL 散度计算公式，散度值 D_s 计算公式是对称的，也就是说，即使在计算散度值时调换 P_1 、 P_2 的位置也可以得到相同的散度值。

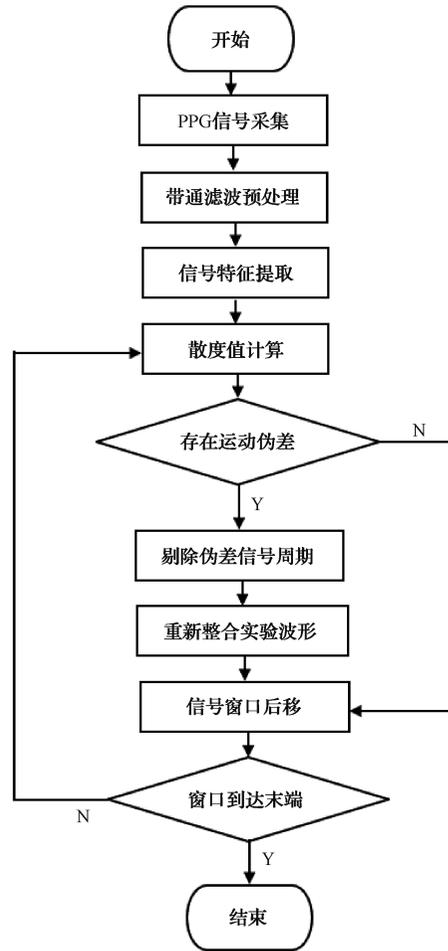


图 2 算法流程

先求得 P_1 、 P_2 概率分布数组的平均值 $\frac{P_1+P_2}{2}$ ，再分别计算其与 P_1 、 P_2 的 KL 散度，两部分数据的系数依旧取值为 0.5 和 0.5，得到最终的散度值 D_{JS} 计算公式：

$$D_{JS}(P_1 \parallel P_2) = \frac{1}{2} D_{KL}\left(P_1 \parallel \frac{P_1+P_2}{2}\right) + \frac{1}{2} D_{KL}\left(P_2 \parallel \frac{P_1+P_2}{2}\right) \quad (6)$$

可以看出，散度值 D_{JS} 的计算公式是基于散度值 D_s 计算公式的，不过，散度值 D_{JS} 的计算公式可以避免 $P_2=0$ 时的计算结果无解报错。与散度值 D_s 计算公式同样的是，散度值 D_{JS} 的计算公式也是对称的，避免了计算散度值时 P_1 、 P_2 位置改变而得到不同结果所带来的不必要的影响，且散度值的取值范围在 0~1 之间，概率分布 P_1 、 P_2 二者越相似，散度值越小，完全相同时散度值为 0。

2.3 模板信号的散度值阈值计算

第 1 阶段是采集模板信号。模板信号的生成采用离线方式进行，使用折射式光电传感器从人体的臀部与腿部采集某一受测者的静止状态下受控实验的脉搏波信号。受控实验，是指运动的剧烈程度进行一定的人为控制，并

且如果受测者处于静止状态,则信号采集过程中尽可能保持信号采集传感器的稳定,尽量减少传感器运动对信号造成的影响。对模板信号每个周期信号的上升支斜率、下降支斜率、上升支面积、下降支面积这4个信号特征进行计算,得到4个信号特征各自的特征序列。

对第1阶段采集到的模板信号,每20个周期信号划分为一个信号段,即一个信号窗体。PPG模板信号 S 为:

$$S = [S_1, S_2, S_3, \dots, S_n] \quad (7)$$

式中: S 为采集到的PPG模板信号; S_i 为数字化的离散点, i 取值 $1 \sim n$, n 为PPG模板信号信号周期数。被信号窗体覆盖的信号段 S' 为:

$$S' = [S_i, S_{i+1}, S_{i+2}, \dots, S_{i+3}] \quad (8)$$

每计算完一个信号段的4个信号特征序列,将信号窗体向后移动一个信号周期长度,直到窗体末端达到模板信号的最后一个信号周期停止,至此,得到模板信号的4个特征序列和所有窗体信号段的4个特征序列。接着进行分桶操作,以得到式(6)中的概率分布数组 P_1, P_2 ,进而得到4个信号特征指标的标准阈值范围。以上升支斜率为例,其他3个信号特征指标的分析同理,具体算法步骤如下。

1)计算模板信号 S 的分桶区间。计算模板信号上升支斜率序列的最大值 \max 和最小值 \min ,本文取分桶数 $num = 4$,利用求得的最大值与最小值进行分桶操作,即以两个最值为区间端点,进行等间距4等分割分区间操作,得到模板信号的分桶区间。

2)计算每个窗体信号段 S' 的分桶区间。设定窗体信号段的上升支斜率序列的最大值 \max 和最小值 \min 等同于步骤1)中模板信号的最大最小值,设置分桶数 $num = 4$ 进行分桶操作,得到每个窗体信号段的分桶区间。

3)计算模板信号的概率分布数组 P_1 。在步骤1)基础上,统计模板信号上升支斜率特征序列在每个分桶区间的计数个数,利用计数个数除以整个序列的周期信号数目,得到它的概率分布数组。

4)计算每个窗体信号段的概率分布数组 P_2 。在步骤2)得出的分桶区间的基础上得到每个窗体信号段上升支斜率的概率分布数组。

5)计算模板信号和窗体信号段在上升支斜率指标上散度值标准阈值范围。根据散度值计算式(6),由步骤3)~4)得到的 P_1, P_2 ,计算模板信号和所有窗体信号段的散度值,散度值中的最大值和最小值构成上升支斜率的标准阈值范围。后续的分析将基于这个阈值范围进行分析判断。

同理于上升支斜率散度值标准阈值范围的计算,计算得到下降支斜率、上升支面积和下降支面积的散度值标准阈值范围3个特征指标。

2.4 实验信号的运动伪差滤除算法

在存在喘息、说话、咳嗽等人体运动的非受控实验中

采集PPG实验信号,以上升支斜率这一信号特征为例,如果某一窗体信号段的上升支斜率与2.3节中第1阶段的模板信号的上升支斜率的散度值超过以上分析得到的该特征的阈值范围,那么判定这个信号段存在伪差信号周期,并对伪差信号周期予以剔除,并且,只要4个信号特征中存在一个或多个特征的散度值超出对应的阈值范围,则判定这个信号段存在伪差信号周期,需对其进行剔除处理,以此作为运动伪差滤除算法的规则。

取信号窗体长度为4,将实验信号划分出一系列连续的信号窗体 S'' 为:

$$S'' = [S_j, S_{j+1}, \dots, S_{j+3}] \quad (9)$$

式中: S_j 为PPG实验信号数字化的离散点, j 取值 $1 \sim n - 3$, n 为PPG实验信号信号周期数。

计算每一个实验信号窗体信号段与模板信号的散度值,依据伪差滤除算法的规则,从第1个符合要求的窗体信号段往后开始,若符合要求则信号窗体向后移动一个信号周期长度,若不符合要求,则剔除该窗体信号段最后一个周期的信号,重新整合实验波形,继续取下一个信号窗体做分析,直到信号窗体末端到达实验波形的尾部,停止计算。以上升支斜率为例,其他3个信号特征的分析同理,具体算法步骤如下。

1)计算每个窗体信号段 S'' 的分桶区间。设定窗体信号段的上升支斜率序列的最大值 \max 和最小值 \min 等同于2.3节步骤1)中模板信号的最大最小值,设置分桶数 $num = 4$ 进行分桶操作,得到每个窗体信号段的分桶区间。

2)计算每个窗体信号段的概率分布数组 P_2 。在步骤1)得出的分桶区间的基础上得到每个窗体信号段上升支斜率的概率分布数组 P_2 。

3)计算实验波形窗体信号段与模板信号的上升支斜率散度值。根据散度值计算式(6),由步骤2)所得的 P_2 与2.3节步骤3)所得模板信号概率分布 P_1 ,计算每一个窗体信号段和模板信号的散度值。

4)判断伪差周期信号并剔除伪差周期。若4个信号特征的散度值均在各自标准阈值范围以内,则后移窗口,否则,剔除该窗体信号段最后一个周期的信号,重新整合实验波形并取下一个信号窗,直至信号窗到达实验波形末端,计算停止。

3 实验验证与分析

3.1 模板信号与实验信号的采集与预处理

利用折射式光电传感器从人体的臀部与腿部采集某一受测者的PPG信号。首先让受测者在座位上静坐20 min,在保证受测者静止不运动且信号采集过程中信号采集传感器稳固的状态下,采集不受运动伪差干扰的PPG模板信号。接着在伴随人体运动,如让受测者说话、咳嗽、喘气等动作的状态下,采集存在运动伪差干扰的实验信号。光电传感器采集PPG信号频率为300 Hz,设置4阶

带通滤波器的低频截止频率为 0.7, 高频截止频率为 4, 对模板信号和实验信号进行带通滤波预处理, 去除高频和低频噪声, 为运动伪差干扰滤除实验做准备。

取时长为 100 s 的模板信号进行带通滤波预处理备用, 滤波预处理前的 PPG 原始信号如图 3(a) 所示, 滤波预处理后的 PPG 模板信号如图 3(b) 所示。

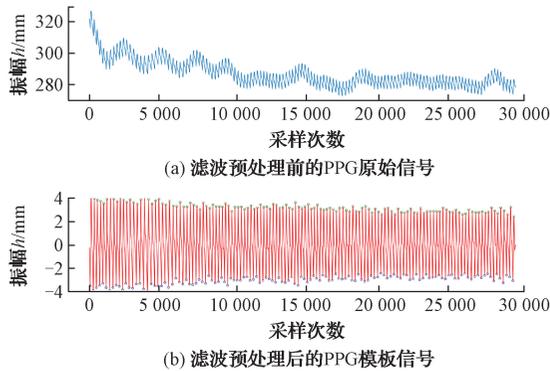


图 3 模板信号

取时长为 10 s 左右的实验信号进行滤波预处理备用, 带通滤波预处理前的 PPG 原始信号如图 4(a) 所示, 带通滤波预处理后的 PPG 实验信号如图 4(b) 所示。

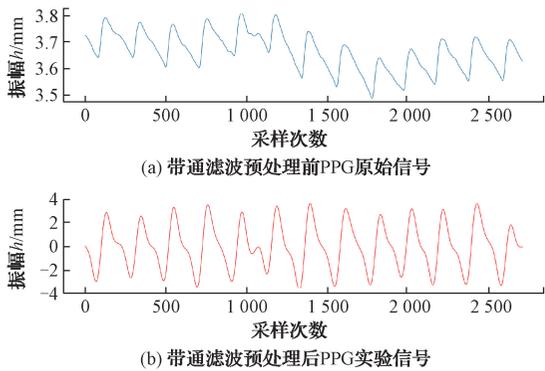


图 4 实验信号

3.2 PPG 运动伪差滤除

1) 散度值标准阈值范围计算

利用图 3 模板信号, 计算得到上升支斜率信号特征的 4 等分分桶区间为 (0.657, 0.743]、(0.743, 0.829]、(0.829, 0.914]、(0.914, 1.0]; 模板信号在这 4 个分桶区间上的概率分布分别为 0.29、0.38、0.22、0.11; 模板信号的某一窗体信号段在 4 个分桶区间上的概率分布分别为 0.45、0.10、0.05、0.40, 由此可得该窗体信号段与模板信号的散度值为 0.180 250。计算模板信号与模板信号所有的窗体信号段的散度值, 可以得到上升支斜率的散度值标准阈值范围为 [0.09, 0.45]。下降支斜率、上升支面积、下降支面积的散度值标准阈值范围 3 个信号特征计算同理于上升支斜率, 4 个信号特征指标的散度值标准阈值范围如表 1 所示。

表 1 4 个信号特征散度值的标准阈值范围

信号特征	上升支斜率	下降支斜率	上升支面积	下降支面积
阈值范围	[0.09, 0.45]	[0.02, 0.35]	[0.05, 0.50]	[0.03, 0.49]

2) 实验信号伪差周期剔除

在得到散度值标准阈值范围之后, 计算图 4 实验信号的所有窗体信号段与模板信号的散度值如表 2 所示。

表 2 散度值

实验次数	上升支斜率	下降支斜率	上升支面积	下降支面积
1	0.13	0.23	0.14	0.36
2	0.26	0.54	0.14	0.69
3	0.48	0.25	0.55	0.21
4	0.38	0.22	0.46	0.46
5	0.20	0.30	0.33	0.36
6	0.38	0.34	0.38	0.37
7	0.22	0.24	0.26	0.21
8	0.33	0.33	0.17	0.46
9	0.33	0.24	0.17	0.46

实验数据分析过程如下: 先计算第 1 个信号窗体的 4 个信号特征的散度值, 都符合表 1 对应的标准阈值范围; 接着顺延一个信号周期来到第 2 个信号窗体, 其中, 下降支斜率的散度值 0.54 和下降支面积的散度值 0.69 分别超出了对应的标准阈值范围 [0.02, 0.35]、[0.03, 0.49], 因此删除该信号窗体的最后一个周期信号, 重新整合实验信号并紧接着取到下一个信号窗体, 其中, 上升支斜率的散度值 0.48 和上升支面积散度值 0.55 分别超出了对应的标准阈值范围 [0.09, 0.45]、[0.05, 0.50], 因此删除该信号窗体的最后一个信号周期, 往下继续分析, 得到后续的散度值均符合阈值范围, 连续多周期受伪差干扰的伪差滤除效果如图 5 所示, 图 5(a) 为伪差滤除前的 PPG 实验信号, 其中的伪差信号周期已用黑色虚线标出, 图 5(b) 为伪差滤除后的 PPG 信号。

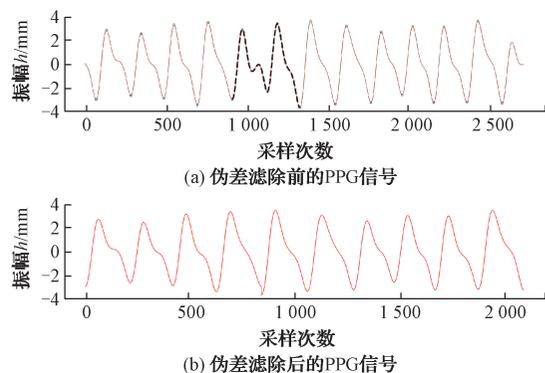


图 5 连续多周期受伪差干扰的伪差滤除效果

非连续单、多周期受伪差干扰的伪差滤除效果如图6所示。由图5、6可以看出,散度值分析的PPG信号伪差滤除算法效果明显,有效地排除了运动伪差的干扰。

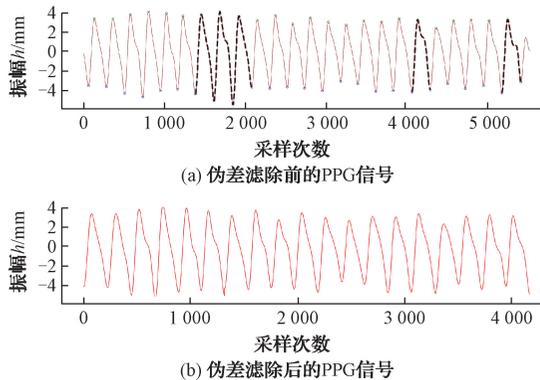


图6 非连续单、多周期受伪差干扰的伪差滤除效果

3.3 人体生理参数计算

采集受运动伪差干扰的PPG实验信号,根据参考文献[20]的计算人体血管收缩压方法,分别采用运动伪差滤除前后的PPG信号进行人体血管收缩压计算,结果如图7所示。

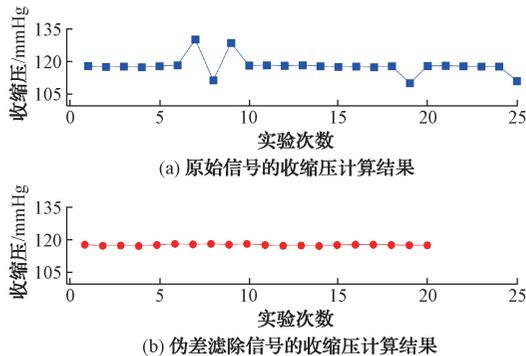


图7 伪差滤除前后人体收缩压计算实验对比

如图7所示,利用存在运动伪差的实验信号计算人体血管收缩压,方差为16.21,实验结果波动非常大,无法准确评估人体血管收缩压,表明运动伪差干扰的存在导致实验出现错误结果。利用运动伪差滤除后的PPG信号进行收缩压计算实验,方差为0.07,实验结果稳定性与准确性大大提升,证明了该运动伪差滤除算法的实用性。

4 结论

针对PPG信号易受运动伪差干扰的问题,提出了散度值分析的PPG信号伪差滤除算法。将采集的模板信号与实验信号进行带通滤波预处理之后,利用模板信号计算出信号特征的散度值标准阈值范围,接着计算实验信号与模板信号的散度值,识别判断并剔除实验信号中存在运动伪差干扰的信号周期,整合得到未受运动伪差干扰的优质波信号。通过人体血管收缩压的计算实验,证明该算法可

以有效排除运动伪差的干扰,提高生理参数测量的稳定性与准确性,增强了可穿戴运动系统的实用性与可靠性。

参考文献

- [1] SCHONLE P, GLASER F, BURGER T, et al. A multi-sensor and parallel processing SoC for miniaturized medical instrumentation[J]. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 2018, 53(7): 2076-2087.
- [2] MCDUFF D J, BLACKFORD E B, ESTEPP J R. Fusing partial camera signals for noncontact pulse rate variability measurement[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2018, 65(8): 1725-1739.
- [3] GOSHVARPOUR A. Poincaré's section analysis for PPG-based automatic emotion recognition[J]. *Chaos, Solitons & Fractals*, 2018, 114(9): 400-407.
- [4] CASSONAR A J, GALVEZ T V, JARCHI D. Gyroscopes accelerometer measurements of motion from wrist PPG during physical exercise [J]. *ICT Express*, 2016, 2(4): 175-179.
- [5] WANG W F, YANG C Y, WU Y F. SVM-based classification method to identify alcohol consumption using ECG and PPG monitoring [J]. *Personal and Ubiquitous Computing*, 2018, 22(2): 275-287.
- [6] KAVSAOGLU A R, POLAT K, HARIHARAN M. Noninvasive prediction of hemoglobin level using machine learning techniques with the PPG signal's characteristics features[J]. *Applied Soft Computing*, 2015, 37: 983-991.
- [7] SHARMA H. Heart rate extraction from PPG signals using variational mode decomposition [J]. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 2019, 39(1): 75-86.
- [8] LI X R, LI X F, TAN H B, et al. A motion heart rate monitor watch with improved grey differential equation model based on reflective photoplethysmography[J]. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 2017, 37(6): 867-878.
- [9] FAN F Y, YAN Y P, ZHAO K, et al. Estimating SpO₂ via time-efficient high-resolution harmonics analysis and maximum likelihood tracking[J]. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* 2018, 22(4): 1075-1086.
- [10] 孙斌, 王杰, 陈小惠, 等. 特征K值时域递归滤波估计的PPG信号伪差校正算法[J]. *电子测量与仪器学报*, 2020, 34(11): 43-49.
- [11] 张畅, 陈辉, 郑秀娟. 基于优化脉搏波特征的无袖带血压检测方法[J]. *电子测量技术*, 2021, 44(24): 1-7.
- [12] WALIA A, KAUL A. Human recognition via PPG signal using temporal correlation[C]. *5th International*

- Conference on Signal Processing, Computing and Control(ISPCC),2019;144-147.
- [13] 吴海燕,季忠,李孟泽. 基于脉搏波的无创连续血压监测模型簇研究[J]. 仪器仪表学报,2020,41(7):224-234.
- [14] 孙斌,薛毓楠,陈小惠. 基于改进邻域粗糙集的PPG信号身份识别方法[J]. 国外电子测量技术,2022,41(6):8-13.
- [15] YE Y L, CHENG Y F, HE W W, et al. Combining nonlinear adaptive filtering and signal decomposition for motion artifact removal in wearable photoplethysmography [J]. IEEE Sensors Journal, 2016,16(19):7133-7141.
- [16] 黄海诚. 基于PPG信号的运动状态下心率检测[D]. 南京:东南大学,2016.
- [17] RAM M R, MADHAV K V, KRISHNA E H, et al. A novel approach for motion artifact reduction in PPG signals based on AS-LMS adaptive filter [J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2012,61(5):1445-1457.
- [18] DUBEY H, KUMARESAN R, MANKODIYA K. Harmonic sum-based method for heart rate estimation using PPG signals affected with motion artifacts [J]. Journal of Ambient Intelligence and Humanized Computing, 2016,9(1):1-14.
- [19] 熊继平,蒋定德,蔡丽桑,等. 基于联合稀疏谱重构的PPG信号降噪算法[J]. 电子学报,2017,45(7):1646-1652.
- [20] 张永芳. 网络化无创血压智能监测系统的研究与设计[D]. 南京:南京邮电大学,2019.

作者简介

赖源海,硕士研究生,主要研究方向为基于PPG信号的中医脉象分类算法。

E-mail:laiyuanhai0422@163.com

孙斌,博士,副教授,主要研究方向为光电信息处理与图像信息融合。

陈运,硕士研究生,主要研究方向为基于局部生物电阻抗的全身脂肪率算法。