

一种基于新型检测算法的模块化的脉搏波预处理分析系统的设计与实现



江锋^{1,2,3}, 朱志斌^{1,2,3}, 张梦鸽^{1,2,3}, 冯静雯^{1,2,3}, 徐艺菲^{1,2,3}, 陈杭^{1,2,3}

1. 浙江大学 生物医学工程与仪器科学学院 (杭州 310027)

2. 生物医学工程教育部重点实验室 (杭州 310027)

3. 浙江省心脑血管检测技术与药效评价重点实验室 (杭州 310027)

【摘要】 作为人体常见的电生理信号之一, 光电容积脉搏波蕴含了血液微循环的细节信息, 已在多种医学场景中得到了普遍应用, 准确检测脉搏波波形并量化其形态特征是其中必不可少的步骤。本文以设计模式为原则, 开发了模块化的脉搏波预处理分析系统。系统将预处理分析过程各环节设计为相互独立的功能模块, 以期具有兼容性与复用性。此外, 本文改进了脉搏波波形的检测过程, 提出了一种基于初筛—复核—决策的新型波形检测算法。经验证, 该算法各模块设计合理, 对波形的识别准确率高、抗干扰能力强。本文开发的模块化脉搏波预处理分析软件系统, 可满足不同平台下的多种脉搏波应用研究的个性化预处理需求; 提出的高准确率的新型算法也为脉搏波分析过程提供了新思路。

【关键词】 脉搏波; 信号预处理; 设计模式; 波形检测算法

Design and implementation of a modular pulse wave preprocessing and analysis system based on a new detection algorithm

JIANG Feng^{1, 2, 3}, ZHU Zhibin^{1, 2, 3}, ZHANG Mengge^{1, 2, 3}, FENG Jingwen^{1, 2, 3}, XU Yifei^{1, 2, 3}, CHEN Hang^{1, 2, 3}

1. College of Biomedical Engineering and Instrument Science, Zhejiang University, Hangzhou 310027, P. R. China

2. Key lab of Biomedical Engineering of Ministry of Education, Zhejiang University, Hangzhou 310027, P. R. China

3. Zhejiang Provincial Key Laboratory of Cardio-Cerebral Vascular Detection Technology and Medicinal Effectiveness Appraisal, Hangzhou 310027, P. R. China

Corresponding author: CHEN Hang, Email: ch-sun@263.net

【Abstract】 As one of the standard electrophysiological signals in the human body, the photoplethysmography contains detailed information about the blood microcirculation and has been commonly used in various medical scenarios, where the accurate detection of the pulse waveform and quantification of its morphological characteristics are essential steps. In this paper, a modular pulse wave preprocessing and analysis system is developed based on the principles of design patterns. The system designs each part of the preprocessing and analysis process as independent functional modules to be compatible and reusable. In addition, the detection process of the pulse waveform is improved, and a new waveform detection algorithm composed of screening-checking-deciding is proposed. It is verified that the algorithm has a practical design for each module, high accuracy of waveform recognition and high anti-interference capability. The modular pulse wave preprocessing and analysis software system developed in this paper can meet the individual preprocessing requirements for various pulse wave application studies under different platforms. The proposed novel algorithm with high accuracy also provides a new idea for the pulse wave analysis process.

【Key words】 Pulse wave; Signal preprocessing; Design pattern; Pulse wave detection algorithm

DOI: 10.7507/1001-5515.202208034

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (81870868) [National Natural Science Foundation of China]

通信作者: 陈杭, Email: ch-sun@263.net

0 引言

脉搏波 (photoplethysmography, PPG) 是临床监护中常用的人体电生理信号, 是由于心脏周期性收缩与舒张导致血液以压力波动的形式从主动脉搏传播延伸至整个血管动脉系统而形成的^[1-2]。相关研究证实, PPG 的形态、强度、速率、节律等特征均能在一定程度上反映心脏的功能与状态^[1-3]。目前, PPG 已在动脉硬化、高血压、心肌梗塞等疾病监测、麻醉深度监测、子痫前期 (preeclampsia, PE) 检测、情绪识别等多种医学场景中得以应用^[1-10]。准确检测 PPG 波形并量化其形态特征是此类研究中必不可少的步骤, 其中涉及的时频特征参数也会随着具体应用场景而变化^[4-5, 7-10]。目前, 尚无针对国内外众多医疗器械的统一数据标准与规范, 因而不同硬件设备采集的 PPG 数据在采样率、采样精度及导出的数据格式等方面存在着不小的差异。这些设备对数据采集过程中出现的人体肌电、呼吸与体动以及环境工频等噪声干扰的软硬件滤波处理能力也不尽相同, 因此在对 PPG 预处理时需要进行兼容性设计以满足不同的研究与应用场景下的具体需求^[11-12]。

本研究对 PPG 信号的预处理分析过程进行了模式设计, 基于计算机编程语言 Java 16.0.2.7 (Oracle Inc., 美国) 开发一种模块化的软件分析系统, 并对数据导入、滤波处理、波形检测及波形形态特征计算等功能模块进行接口化设计, 可依据需求进行二次开发, 以期具有较好的兼容性与复用性。其中, 对 PPG 波形的检测过程进行了模式设计, 提出一种基于初筛—复核—决策 (screening-checking-deciding, SCD) 的新型算法, 以期实现对 PPG 波形高效准确的检测。本研究为不同平台下的多种 PPG 应用研究提供了一种通用的预处理分析软件系统, 同时提出一种高准确率算法也期望可为不同场景下的脉搏波分析研究提供参考。

1 系统总体设计

1.1 需求分析

本文提及的软件系统应具有完整的 PPG 预处理分析功能, 包括不限于数据导入、滤波处理、特征点定位、波形检测、波形形态特征计算及数据导出等。其次, 上述功能均需保证具有可拓展性, 可根据应用场景灵活选择具体使用的处理算法、调整算法参数等。此外, 系统需具备交互功能以适应不同用户的需求, 同时实现各项功能操作流程简洁明



图1 PPG 预处理分析流程图

Fig.1 Flow chart of PPG preprocessing and analysis

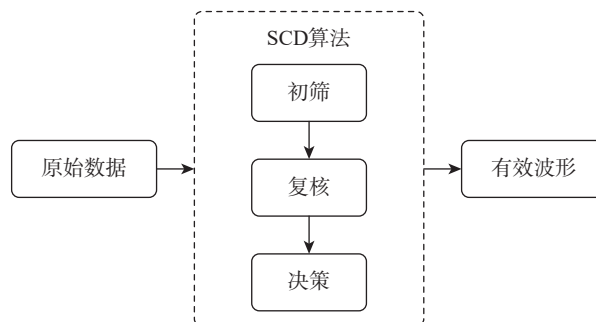


图2 SCD 算法流程图

Fig.2 Flow chart of SCD algorithm

了。最后, 系统需具有跨平台可移植性, 可根据实际需求应用于不同平台。

1.2 总体方案设计

本研究以设计模式为基本原则, 将需求分析中各项 PPG 预处理分析功能设计为相互独立的处理模块。每一模块只处理某一类特定任务, 以实现功能高内聚性, 并保持模块间的松耦合性。这些处理任务也进行了接口化设计, 以方便二次开发。本文所提软件系统对 PPG 预处理分析的整体流程如图1所示。为保证系统的可移植性, 该软件选用了跨平台的 Java 进行各项功能的设计与开发。作为一种面向对象编程的高级设计语言, Java 具有抽象与继承等特性, 支持抽象类与接口类设计, 可满足上节中多种设计需求。

1.3 波形检测算法设计

在借鉴计算机科学领域的策略与机制分离思想的基础上^[13], 本研究对 PPG 波形的检测过程进行了模式设计, 提出了一种新型 SCD 算法。SCD 算法以“宽进严出”为原则, 通过初筛、复核及决策等机制检测有效 PPG 波形, 其处理流程图如图2所示。SCD 算法对各机制下使用的具体策略不做过多限制, 支持直接更改初筛算法, 增删复核标准, 切换决策策略等设置, 保证了 SCD 算法的适用性与调整的灵活性, 使高效准确地检测受到干扰或存在畸变的 PPG 数据成为可能。

2 设计模式应用与模块设计

设计模式是计算机软件设计中对某些特定问

题的优化解决方案的总结^[14-15]。本研究选取了模板方法 (template method)、工厂方法 (factory method) 及单例程模式 (singleton) 等三种经典设计模式优化了 PPG 预处理分析系统的研发设计过程^[15]。

2.1 模板方法

模板方法的基本原则是预定义一个操作中算法的骨架, 而延迟实现其中的关键步骤。以 PPG 滤波处理为例, 本研究在滤波过程所对应的抽象基类中定义了模板方法。而模板方法定义了滤波过程的算法骨架, 负责调用基类中的滤波方法与评价滤波效果的相关方法等, 如图 3 所示。基类中的滤波方法被定义为抽象方法, 真正的业务方法必须在基类的具体子类中实现。当主程序进行滤波时, 只需实例化特定子类后, 在子类中调用上述模板方法。常用于评价滤波效果的均方误差 (mean-square error, MSE) 与信噪比 (signal noise ratio, SNR) 等指标可以设计为滤波基类的业务方法; 而带通滤波器、小波滤波器等多种经典滤波算法可以在不同的滤波子类滤波方法中实现^[16-19]。这种机制延迟实现了滤波的具体处理过程, 隔离了滤波模块对系统其他功能的影响, 也保证了系统整体的灵活性。

2.2 工厂方法模式

工厂方法的原则是定义一个用于创建对象的接口, 让子类决定具体实例化的类。以如图 2 所示的 SCD 波形检测算法流程为例, 初筛、复核及决策阶段均按上述模板方法进行了设计, 各阶段的具体业务方法均在对应的具体子类中得到实现。在 SCD 算法运行时, 这些子类并不是直接被实例化, 而是作为特殊的“产品”, 由一个额外的工厂方法基类完成生产。该工厂方法基类中定义了用于实例化、初始化这些产品的抽象生产方法, 该抽象方法必须在工厂方法基类的子类中实现。若需设置或改变所需产品, 只需在工厂方法基类的不同子类中调整生产过程, 如图 4 所示。对 SCD 算法而言, 在初筛及决策阶段对应的工厂类中, 生产方法只返回一个产品对象; 而在复核阶段对应的工厂方法基类中, 生产方法则以列表的形式同时返回了多个产品对象。

2.3 单例程模式

单例程模式的原则是保证一个类仅有一个实例, 并提供该实例唯一的全局访问点。单例程模式在 PPG 形态特征计算模块得到了应用。由于 PPG 时域特征种类繁多, 本研究在时域特征的抽象基类中定义了模板方法, 由模板方法负责调用特征

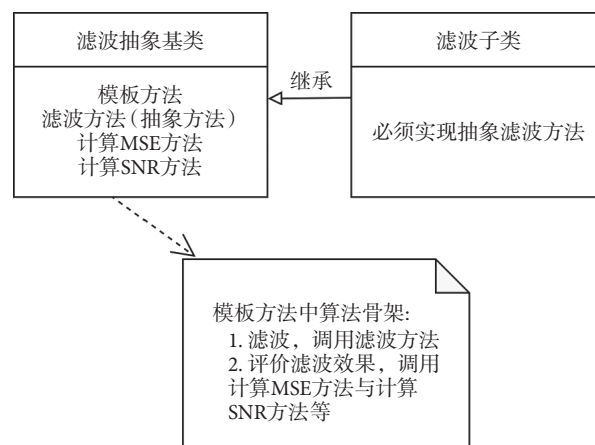


图3 模板方法结构图

Fig.3 Structure diagram of template method

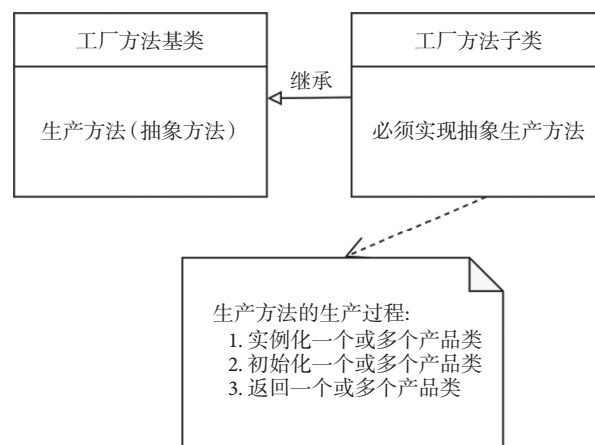


图4 工厂方法结构图

Fig.4 Structure diagram of factory method

的计算方法。计算方法在基类中被定义为抽象方法, 也必须在具体的特征子类中实现。而 PPG 时域特征的计算过程与其定义完全绑定, 在处理不同 PPG 波形时创建不同特征实例是对内存资源的浪费。因此, 本研究使用单例程模式该过程进行了设计, 如图 5 所示。单例程类自身不提供显式的构造方法, 此前所有可用特征的实例化过程被设计为单例程类的生产方法, 且该方法只能作为类方法被调用。在初次被调用时, 生产方法会创建并保存单例程类本身的一个全局对象, 并由全局对象完成生产返回所需产品; 此后的调用直接均由全局对象完成生产。单例程模式可以提升软件系统的工作效率、降低内存资源的消耗。

3 SCD 波形检测算法的具体实现

准确地检测 PPG 波形是分析研究 PPG 的前提。多数波形检测算法一般会一次性完成 PPG 波形分析与检测, 而对结果的校验需全部由人工完

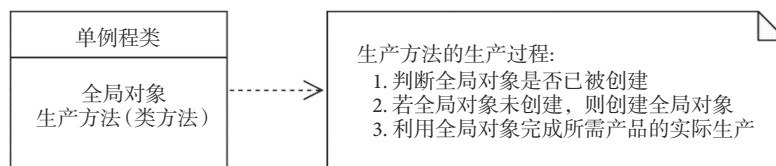


图5 单例模式结构图

Fig.5 Structure diagram of singleton

成^[2-3, 7-8, 10]。在处理受到干扰或存在畸变的 PPG 数据时，此类算法的检测性能通常也会下降。为改进这些问题，本研究提出了一种新型 SCD 算法，该算法由初筛、复核与决策等三部分组成。其中，初筛阶段可初步确定 PPG 波形；复核阶段利用多种形态学特征，将初筛结果定性描述为有效波形或异常干扰；决策阶段则是按照一定的策略从上述定性描述中最终确定有效波形。因此，SCD 算法可以视为一个广义上的监督学习模型的训练与应用过程^[20]。其中，多种形态学特征的复核结果对应着模型的输入数据；决策阶段使用的策略对应着模型的训练算法；确定有效波形的决策过程则对应着模型在新数据集上的应用过程；而复核与决策阶段涉及的多项具体数值可以视为该模型的超参数。本研究基于自主试验数据确定了这些超参数的具体数值(参见 3.4.1 小节)。

3.1 初筛

在初筛阶段，SCD 算法通过搜索窗定位 PPG 的波峰与波谷，再从原始数据中确定波形。其中，与局部极大值对应的波峰的定位步骤如下：① 从前向后遍历原始数据的一阶导数直至寻找到从正转负的过零点，该点邻域内必然存在局部极大值。② 为避免错误识别重博波峰，定义两个窗长分别为 0.1 s 与 0.3 s 的搜索窗，以①中过零点为中心，搜索窗内最大值的位置坐标。③ 若两个搜索窗返回的坐标一致，可确定该坐标处存在着一个波峰。④ 从①中过零点处开始新一轮的检测。对与局部极小值对应的波谷的定位与上述过程类似，故不在此赘述。

3.2 复核

由于 PPG 是一种平稳随机信号，短时间内采样得到的数据波形理应具有较高的相似度^[21]。而有效 PPG 波形与干扰、畸变信号在形态特征、统计特征上往往存在着一定差异，存在通过软件算法进行智能识别区分的理论可行性。因此，SCD 算法设计了 PPG 波形的多种形态学特征，并以这些特征为标准对初筛结果进行复核。

3.2.1 功率

功率标准描述了 PPG 波形的能量均

值，也即波形内所有采样点的幅值平方的均值，其计算过程如式(1)所示：

$$P = \frac{\sum_{i=0}^{n-1} x_i^2}{n} \quad (1)$$

其中， P 为当前 PPG 波形功率值， n 为该波形的采样点数， x_i 为该波形每个采样点的幅值。

3.2.2 标准差 标准差标准描述了 PPG 波形中交流成分的平均幅值^[1]，是对上述功率标准的补充，其计算过程如式(2)所示：

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^{n-1} (x_i - \bar{x})^2}{n}} \quad (2)$$

其中， S 为当前 PPG 波形功率值， n 为该波形的采样点数， x_i 为该波形每个采样点的幅值， \bar{x} 为该波形内所有采样点的幅值均值。

3.2.3 波峰相对位置 由于血管回流作用，PPG 波形的下降支会较上升支持续时间更长，波峰必然出现在 PPG 波形的前半段。而波峰在 PPG 波形的相对位置如式(4)所示：

$$R = \frac{n}{n_p} \quad (3)$$

其中， R 为当前 PPG 波形的波峰相对位置， n 为该波形的采样点数， n_p 为该波形波峰所对应的采样点下标值。

3.2.4 基线漂移程度 基线漂移程度衡量了 PPG 波形起点与终点幅值差异，可量化 PPG 波形受到干扰的程度，如式(4)~式(6)所示：

$$B_1 = |x_s - x_e| \quad (4)$$

$$B_2 = \frac{|x_s - x_e|}{|x_p - x_l|} \quad (5)$$

$$B_3 = \frac{x_p - x_s}{x_p - x_e} \quad (6)$$

其中， B_1 是对当前 PPG 波形的基线漂移程度的绝对数值衡量， B_2 与 B_3 均是对当前 PPG 波形的基线漂移程度的相对数值衡量。而 x_p 、 x_s 与 x_e 分别

为 PPG 的波峰、起点与终点处幅值, x_l 为 x_s 与 x_e 中数值较小者。

3.2.5 有效波形判断 复核阶段进行有效波形判断时,使用的是上述 PPG 的形态学特征基于数值比较的逻辑值,而非其具体数值。这是由于 PPG 波形个体差异性较为明显;同时,在上述特征上,同一个体的有效 PPG 波形与干扰、畸变信号也存在较为明显的数值差异。使用具体特征标准进行复核的步骤如下:①计算当前个体的所有 PPG 波形对应的特征值。②将①中所有数值排序后,选取部分数值计算均值。③依次将所有特征值与该均值进行比较,若特征值在均值的一定区间内,对应的波形才会被判断为有效波形(输出 0);否则会被判为异常干扰(输出 1)。复核阶段的超参数数值如表 1 所示。

3.3 决策

本研究在决策阶段使用了一定的处理策略,基于复核的逻辑输出,最终确定 PPG 波形是否为有效波形。由于复核与决策的输出均为逻辑值 0 或 1,可用的处理策略包括基于数值组合直接判断、投票表决及训练监督学习模型等^[20]。

本研究选择使用加权投票策略进行决策,具体过程如下:①按复核流程计算当前波形在各标准上的逻辑输出。②将复核标准 P 与 S 的逻辑与运算结果计为 E ,将复核标准 B_1 、 B_2 与 B_3 的逻辑与运算结果计为 B 。③按照 0.3、0.5、0.2 的权重对②中得到的 E 、 B 及复核标准 R 进行加权计算,将结果计为 Y 。④若 $Y < 0.5$,当前波形会被判断为有效波形;否则,会被判为异常干扰。⑤考虑到在进行与运算时,多个复核结果同时为 1 的特殊情况,若 P 与 S 的数值加法结果为 2 或 B_1 、 B_2 与 B_3 的数值加法结果超过 2,当前波形也会被判断为异常干扰。

3.4 验证与评估

本研究基于自主试验的 PPG 数据设计研发了 SCD 算法,同时利用公开数据集对算法的检测结果与性能进行了验证与评估。此外,本研究也选取了两种有代表性的 PPG 检测算法与 SCD 算法进行了横向对比验证。

3.4.1 自主试验数据 为探寻借助 PPG 信号分析孕妇在妊娠期间的 PE 病发可能^[8, 22],本研究于 2017 年 5 月—2019 年 6 月期间在浙江大学医学院附属妇产科医院进行了临床数据采集试验。本研究数据采集过程通过了浙江大学医学院附属妇产科医院医学伦理委员会的审批(批文编号:20170131),所有参与试验的孕妇均知晓本研究目

表 1 复核阶段各标准的超参数数值

Tab.1 The hyperparameters for checking criterions

复核标准	个体全部波形参与均值计算百分比区间	判为有效波形的均值相对区间	备注
P	[0%, 100%]	[0.4, 1.8]	无需排序
S	[0%, 100%]	[0.4, 1.8]	无需排序
R	[20%, 80%]	[0.8, 1.2]	需按升序排序
B_1	[0%, 80%]	[0, 8]	需按升序排序
B_2	[0%, 80%]	[0, 10]	需按升序排序
B_3	—	[0.5, 2.0]	无需计算均值

的及具体试验流程的情况,并签署了知情同意书。针对 30 ~ 35 孕周的孕妇,按其是否患有 PE 分为试验组与对照组。数据采集前,孕妇作为受试者需先静坐至少 5 min,随后在其左手食指通过透射式血氧探头采集 PPG 数据,单次采集时长不短于 1 min。数据采集通过多生理参数监护仪(B650, General Electric Inc., 美国)完成,采样率为 100 Hz。本次临床数据采集共获取有效数据 79 条。经统计,这批数据共有有效 PPG 波形计 7 864 个。

3.4.2 公开数据集 无袖带血压估计验证数据集(cuffless blood pressure estimation data set, CBPEDS)是美国加州大学欧文分校机器学习数据库上的一个可公开使用的数据集,是 Kachuee 等^[23]于 2015 年在重症监护医疗信息数据库(medical information mart for intensive care, MIMIC)^[24]的基础上二次开发而来。CBPEDS 一共包含 12 000 条数据记录,每条记录包含 PPG、有创动脉血压与心电图等三通道数据,采样率均为 125 Hz,单条数据记录时长范围是 1 ~ 10 min 不等。由于 CBPEDS 数据记录量较大,本研究仅以其中前 50 条数据记录为代表进行 PPG 检波算法的性能评估,这部分数据共有有效 PPG 波形计 17 562 个。

3.4.3 其他 PPG 检波算法 差分法、阈值法、移动窗法与数字滤波法等是 PPG 检波时最为常用的基本方法^[4-5, 10, 18-19, 22, 25-26]。本研究选取了两种有代表性并提供完整代码的 PPG 检波算法与 SCD 算法进行对比分析,包括本研究团队的陈婉琳等^[4-5]此前提出的双移动时间窗算法(dual moving time-window, DMTW)(0.5, 浙江大学, 中国)与 van Gent 等^[25-26]提出的一种基于数字滤波器与离群点检测的 PPG 检波算法 HeartPy(1.2.5, MIT license, 荷兰)。

3.4.4 对比与分析 SCD 算法较 DMTW 算法与 HeartPy 算法的优势主要体现在对包含噪声干扰与畸变的 PPG 信号的准确识别上。使用这三种算法检测自主试验数据与 CBPEDS 数据的结果存在一



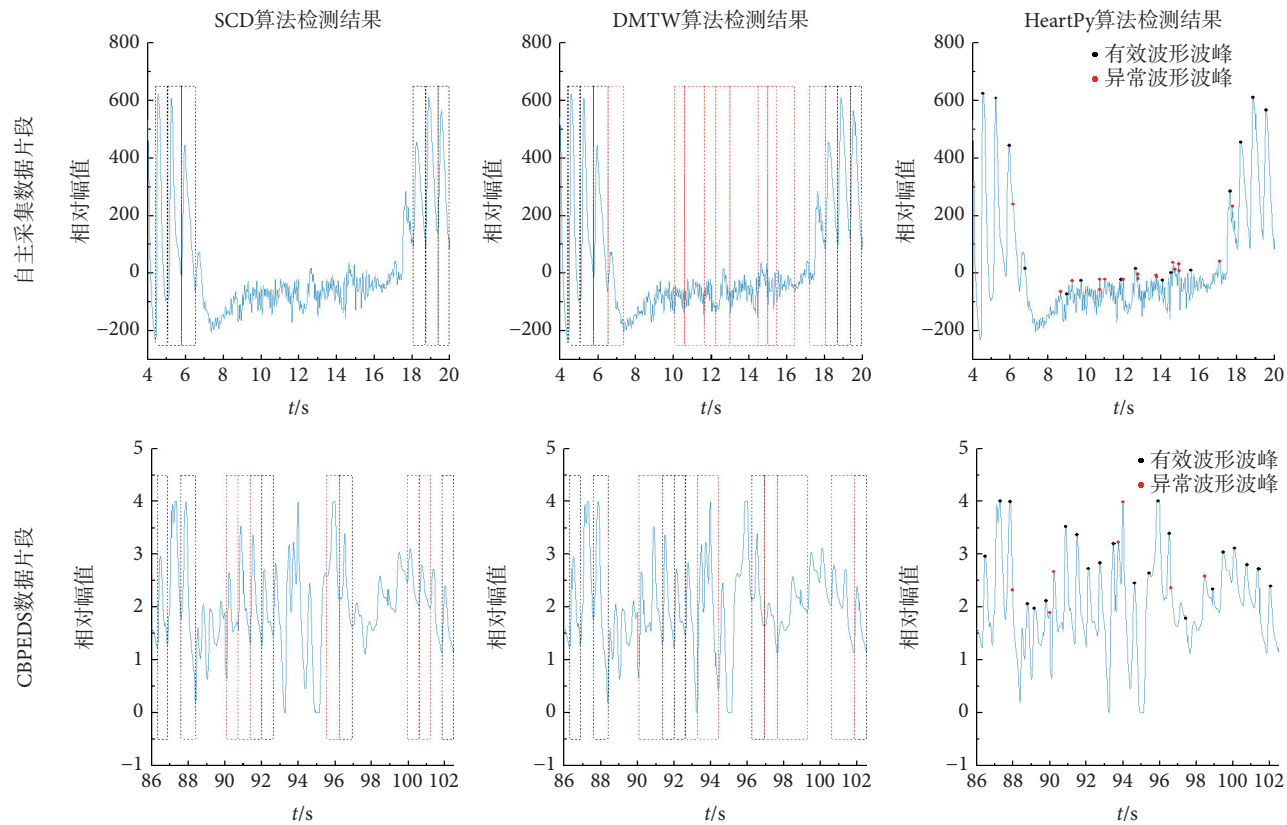


图 6 三种 PPG 检波算法性能对比
Fig.6 Comparison of the three PPG detection algorithms

表 2 三种 PPG 检波算法性能对比统计明细

Tab.2 The statistics of comparison of the three PPG detection algorithms

数据源	波形总数/个	SCD算法		DMTW算法		HeartPy算法	
		错检数/个	准确率	错检数/个	准确率	错检数/个	准确率
自主试验数据	7 864	26	99.6%	112	98.6%	97	98.7%
CBPEDS	17 562	50	99.7%	182	99.0%	168	99.0%

定的差异,如图 6 所示。由于 HeartPy 算法的本身输出限制,图 6 只标注了 HeartPy 算法检测出的 PPG 波形的波峰位置,有效波峰与异常波峰分别用黑色与红色进行了标注。而 SCD 算法与 DMTW 算法检测出的有效 PPG 波形均在图 6 中用虚线进行了框选,其中黑色虚线表示两种算法对 PPG 波形的识别判断完全一致,红色虚线表示两种算法的检测结果出现了分歧。

从整体检测准确率来看,SCD 算法较另外两种算法也具有一定的性能优势。统计三种算法在自主试验数据与 CBPEDS 数据上的错检波形数目,可得到对应算法的整体检测准确率,如表 2 所示。从表 2 中可以发现,SCD 算法的错检波形数目最少,识别的准确率最高。

此外,由于 CBPEDS 本身是重症监护患者的临床医学数据记录,部分患者的 PPG 数据波形畸变

严重,显著异于常人,如图 7 所示。SCD 算法可以准确地识别这些异常波形,不进行波形标注。由于如图 7 所示的异常数据不在本研究选作算法性能评估的 50 条数据内,SCD 算法的检测结果未能在如表 2 所示的统计值中得以体现。

4 讨论与结论

本研究遵循低耦合、高内聚的软件设计原则,运用模板方法、工厂方法及单例程等设计模式,开发了一种模块化的 PPG 预处理分析系统。该系统将 PPG 预处理分析过程各环节设置为相互独立的功能模块,并对功能模块进行了接口化设计,保证了系统的兼容性与复用性,可满足不同研究背景下对 PPG 预处理的需求。该系统基于 Java 开发,可根据实际需求应用于 PC 端、服务器端与移动端等多种平台。

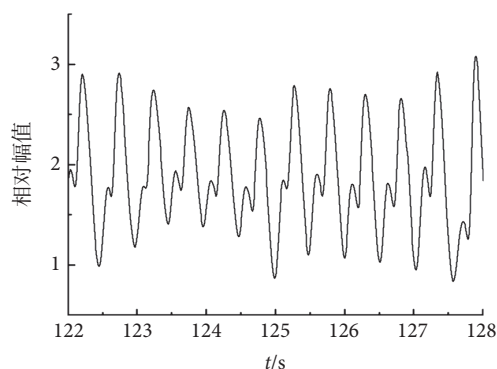


图7 CBPEDS 中畸形信号示意

Fig.7 Abnormal signals in CBPEDS

此外,本研究对 PPG 波形的检测过程进行了模式设计,提出了一种新型 SCD 算法,算法由初筛、复核与决策等三部分组成。在初筛时,通过搜索窗的方法确定波形;在复核时,通过功率、标准差、波峰相对位置与基线漂移程度等 PPG 形态学特征,区分有效波形与异常干扰;在决策时,通过加权投票的策略确定 PPG 波形是否为有效波形。SCD 算法可根据使用场景进行二次开发,支持更改初筛算法、增删复核标准与切换决策策略等设置。经验证,该算法各模块设计合理,与其他算法对比结果表明,对 PPG 波形的识别准确率高、抗干扰能力强。SCD 算法为多平台、多研究应用下的 PPG 分析检测的不同场景提供了一定的参考。

重要声明

利益冲突声明:本文全体作者均声明不存在利益冲突。

作者贡献声明:江锋负责临床数据采集工作及 PPG 处理算法的开发;朱志斌负责软件模式的设计及算法开发;冯静雯负责实验数据的校验及软件算法性能测试;张梦鸽与徐艺菲负责本文所有图表的绘制;陈杭负责实验设计及对接、文章撰写。

伦理声明:本研究涉及的数据采集试验通过了浙江大学附属妇产科医院医学伦理委员会的审批(批文编号:20170131)。

参考文献

- 罗志昌, 张松, 杨益民. 脉搏波的工程分析与临床应用. 北京: 科学出版社, 2006.
- Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiol Meas*, 2007, 28(3): R1-R39.
- 张雄伟. 外周动脉疾病无创血流动力学检测技术. 北京: 人民卫生出版社, 2010.
- 陈婉琳. 基于光电容积脉搏波的全身麻醉阵痛水平监测的研究. 杭州: 浙江大学, 2021.
- 陈婉琳, 江锋, 陈新忠, 等. 脉搏波形态学研究及其在子痫前期的应用. 天津大学学报: 自然科学与工程技术版, 2019, 52(8): 857-861.
- Solà J, Delgado-Gonzalo R. The handbook of cuffless blood pressure monitoring: a practical guide for clinicians, researchers, and engineers. Switzerland: Springer Cham, 2019.
- Feng Y, Drzymalski D, Zhao B H, *et al*. Measurement of area difference ratio of Photoplethysmographic pulse wave in patients with pre-eclampsia. *BMC Pregnancy Childbirth*, 2018, 18(1): 280.
- Jiang F, Chen W, Chen X, *et al*. The Research of photoplethysmography morphology: distinguishing preeclampsia with hierarchical area ratio// 2018 IEEE 3rd International Conference on Signal and Image Processing, Shenzhen: IEEE & Southeast University, 2018: 202-206.
- Su F, Li Z, Sun X, *et al*. The pulse wave analysis of normal pregnancy: investigating the gestational effects on photoplethysmographic signals. *Biomed Mater Eng*, 2014, 24(1): 209-219.
- 陈沙利. 基于外周生理信号的情绪识别研究. 杭州: 浙江大学, 2021.
- 马济通. 基于脉搏波的生理参数监测与生理信号重建技术研究. 大连: 大连理工大学, 2015.
- 缪家俊. 基于FPGA的多生理信号采集与智能分析系统设计. 杭州: 浙江大学, 2020.
- Levin R, Cohen E, Corwin W, *et al*. Policy/mechanism separation in hydra//the Fifth ACM Symposium on Operating Systems Principles, Austin: ACM, 1975: 132-140.
- Freeman E, Freeman E, Bates B, *et al*. Head first design patterns. Sebastopol: O'Reilly Media, 2004.
- Gamma E, Helm R, Johnson R, *et al*. Design patterns: abstraction and reuse of object-oriented design// 1993 European Conference on Object-Oriented Programming, Kaiserslautern: ATIO, 1993: 406-431.
- Naraharisetti K V P, Bawa M. Comparison of different signal processing methods for reducing artifacts from photoplethysmograph signal//2011 IEEE International Conference on Electro Information Technology, Mankato: IEEE, 2011.
- Zhang X, Xu L, Chen K, *et al*. A new method for locating feature points in pulse wave using wavelet transform// 2009 WRI World Congress on Computer Science and Information Engineering, Los Angeles: IEEE, 2009: 367-371.
- 齐妍妍. 脉搏信号去噪及特征提取方法的研究. 北京: 北京工业大学, 2008.
- 孙健. 脉搏波特征提取算法及其应用研究. 大连: 大连理工大学, 2007.
- 周志华. 机器学习. 北京: 清华大学出版社, 2016.
- 邱天爽, 唐洪, 刘海龙. 统计信号处理: 医学信号分析与处理. 北京: 科学出版社, 2012.
- Chen H, Jiang F, Drzymalski D, *et al*. A novel parameter derived from photoplethysmographic pulse wave to distinguish preeclampsia from non-preeclampsia. *Pregnancy Hypertens*, 2019, 15: 166-170.
- Kachuee M, Kiani M M, Mohammadzade H, *et al*. Cuff-less high-accuracy calibration-free blood pressure estimation using pulse transit time// IEEE International Symposium on Circuits and Systems, Lisbon: IEEE, 2015: 1006-1009.
- Johnson A E, Stone D J, Celi L A, *et al*. The MIMIC code repository: enabling reproducibility in critical care research. *J Am Med Inform Assoc*, 2018, 25(1): 32-39.

(下转第 543 页; Continued on Page 543)