

基于光电容积脉搏波的心血管疾病相关体征参数提取算法

田紫微, 贾芸芳*

南开大学电子信息与光学工程学院, 天津

收稿日期: 2022年9月27日; 录用日期: 2023年1月3日; 发布日期: 2023年1月12日

摘要

光电容积脉搏波(Photoplethysmography, PPG)中蕴含着人体脉搏信息, 将其提取出来是实现快速、高精度、低成本心血管健康监测的前提。PPG脉搏信号在时域中存在典型特征点, 分析这些特征点可求出脉搏周期、极值、波形特征量等信号的基本特征值, 再通过各种衍生公式获得心率(HR)、血压(BP)、心输出量(CO)等体征参数, 这些体征参数与心血管疾病密切相关, 并可直接反映患者的健康状况, 是临床心血管疾病早期诊断的重要依据。本文采用MATLAB软件给出了从PPG脉搏波信号中识别典型特征点和计算体征参数(HR、BP、SV、CO、TPR、AC)的算法流程, 并将这种基于PPG信号的心血管体征信息参数提取算法用于真实人体PPG信号分析, 该研究有望对心血管疾病的预警提供一种方便快捷的监测技术。

关键词

光电容积脉搏波, 心血管系统指数, 体征参数提取

Parameter Extraction Algorithm of Cardiovascular Disease Related Physical Signs Based on Photoplethysmography

Ziwei Tian, Yunfang Jia*

College of Electronic Information and Optical Engineering, Nankai University, Tianjin

Received: Sep. 27th, 2022; accepted: Jan. 3rd, 2023; published: Jan. 12th, 2023

Abstract

Photoplethysmography (PPG) signal implicates human pulse information, and its extraction is the

*通讯作者。

premise of cardiovascular health monitoring in a rapid, precise and low-cost manner. The PPG pulse signal shows typical feature points in the time domain, by analyzing them pulse waves' features such as pulse period, typical peaks' height and waveform characteristic quantity can be acquired, and the physical signs parameters can be obtained through related derivative formulas, like heart rate (HR), blood pressure (BP) and cardiac output (CO), which have a close relationship with cardiovascular diseases (CVD) and can directly reflect the health status of patients, these physical signs parameters play an important role in the CVD's early diagnosis. This paper uses MATLAB software to give the algorithm flow of identifying typical feature points and calculating physical signs parameters (HR, BP, SV, CO, TPR, AC) from PPG signal, and applies this cardiovascular sign information parameter extraction algorithm based on PPG signal to the analysis of real human PPG signal. This research is expected to provide a convenient and fast monitoring technology for the early warning of CVD.

Keywords

PPG, Cardiovascular System Index, Physical Signs Parameter Extraction

Copyright © 2023 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

心血管疾病(Cardiovascular disease, CVD)是严重威胁人类健康的常见疾病[1], 临床经验证明如果能发现早期 CVD 并加以干预, 可能有显著疗效[2]。然而, CVD 的早期诊断往往由于症状轻微而被推迟, 当出现更严重的症状时, 心脏和血管已经受损[3], 为提高 CVD 的治疗效果迫切需要一种快速便捷的 CVD 预警技术。从传统中华医学著名的脉诊, 到现代医学对心血管系统及相关疾病的深入研究, 均充分说明了人体脉搏与 CVD 之间存在直接关系[4], 在一段时间内持续监测脉搏波并提取生命体征参数(如心率(HR)、血压(BP)、心输出量(CO)等), 有助于了解心血管系统的健康状况, 从而提供 CVD 的预警信息。CVD 临床研究表明, 如果 HR 异常增加将会对心脏、动脉等造成不可逆的损伤, 从而加快动脉硬化的速度, 因此 HR 的监测对动脉硬化的早期预警具有实际意义[5]; 持续性高血压会让 CVD 的危险比增加, 甚至导致死亡, 因此 BP 是 CVD 预警的重要生理指标[6]; CO 是心脏血流量的指标, 与心脏的泵血和回血的能力密切相关, 例如心功能不全患者的心脏无法正常完成收缩和舒张功能导致 CO 指标的异常[7]。由此可见, 通过 CVD 相关生命体征参数的提取, 可以为 CVD 的早期预防、早期诊疗提供辅助信息。

脉搏波的波形变化是评价人体心血管系统生理病理状态的重要依据, 人们总是试图利用各种方法获得脉搏波[8], 1938 年 Hertzman 提出了一种运用光电技术无创获得人体脉搏波的光容积脉搏波(Photoplethysmography, PPG)技术[9], 因其操作简单、性能稳定、无创伤和适应性强等诸多优点而广泛应用于脉搏波的获取。研究表明, 根据 PPG 信号的典型特征点可以计算 HR [5]、BP [6]、CO [7]等体征参数, 这些体征参数可以反映心血管系统的健康状况; 1982 年 O'Rourke 用大量的临床实测结果证明了 PPG 信号中存在可用于 CVD 相关体征信息提取的典型特征点。因此, 从 PPG 信号中提取的体征信息可以为医生诊断 CVD 提供参考, 达到早期预警的目的。目前, PPG 信号典型特征点的提取方法主要包括时域分析法和频域分析法[10]。所谓时域分析法即在时间维度上分析 PPG 信号的典型特征点与脉象变化的内在联系。时域分析法包括直观形态法、多因素识脉法、脉象速率图法、脉图面积法等, 北京工业大学的罗志昌教授等提出了一个以脉图面积变化为基础的脉搏波波形特征量 K, 并研究证实了当心血管生理和

病理上发生变化时将会引起 PPG 信号中典型特征点和波形特征量 K 值的相应变化, K 值变化不仅很有规律, 而且相当敏感[11]。频域分析法主要是通过离散快速傅里叶变换, 将时域的 PPG 信号曲线变换到频域, 得到相应的 PPG 信号频谱曲线, 通过频谱曲线的特征分析, 从中提取人的体征信息。频域分析包括功率谱分析和倒谱分析, 清华大学的孟兆辉等对高血压病人的 PPG 信号进行了频域分析, 通过比较各谐波峰值与谐波斜率的方法对高血压病的早期诊断提供一种新的参考方法[12]。此外, 分析 PPG 信号的频谱曲线还可以获得心室收缩舒张系数、血液黏度、动脉管弹性模量等体征信息[13], 但由于傅里叶变换的复杂性, 这种方式在实现时运算量较大。

为了方便快速地从 PPG 信号中提取 CVD 相关生命体征参数的信息, 本文以 HR、BP、SV、CO、TPR、AC 六项生理指标为例, 设计并实现了可用于 CVD 预警的参数提取算法, 并将其应用于真实人体 PPG 信号分析, 研究结果表明该方法有望为 CVD 预警提供一种方便快捷的监测技术。

2. 原理与方法

2.1. PPG 信号的典型特征点

一般认为脉搏波的波形图有六大特征点[14], 但在实际应用中, 并不会这样严格, 而是使用比较简单的拥有四个典型特征点的脉搏波波形, 如图 1 所示, 其中每个特征点都与人体相应的生理活动密切相关。图 1 中分界线左侧为上升支(A 点到 B 点), 心脏收缩, 主动脉瓣打开形成点 A 也称为脉搏波的起点, 主动脉瓣打开后向动脉中快速射血, 主动脉压力也随之升高, 导致血管壁快速扩张, 当心脏收缩达到最大压力点时形成主波波峰点 B; 分界线右侧为下降支, 根据波谷(S 点)又可以分为两段, 分界线到波谷 S 点心室射血速度减慢, 射血量减少, 动脉在缓冲时间内进行弹性回缩, 动脉压力下降, 之后心室开始舒张, 两侧的半月瓣关闭, 防止血液回流, 动脉压力和心室内压一起下降, 脉搏波波形呈现继续下降的状态, 形成了降中峡点 S; 波谷后半段(S 点到 D 点), 心室进入舒张期末期, 心房开始收缩, 将残留的血液射入心室, 使其充盈度进一步提高, 进而造成心室的压力随之出现一个小的升高, 所以在波形中出现一个小的波峰, 即重搏波点 D。利用 PPG 技术获得的信号(PPG 信号)的波形特点与脉搏波信号一致。

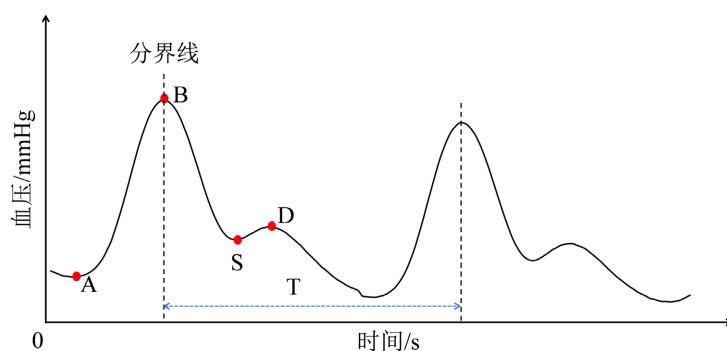


Figure 1. Four typical characteristic points of pulse wave

图 1. 脉搏波的四大典型特征点

2.2. 心率和血压的计算方法

在 CVD 的数据分析中, 心率(Heart Rate, HR)和血压(Blood Pressure, BP)仍然是主要的参考基础。从第一声心脏跳动开始计数, 每分钟跳动的次数被定义为 HR [15]。HR 在正常情况下为 60~100 BMP(Beat Per Minute, 次/分钟), 可因年龄、性别或其他生理因素产生个体差异。一般来说, 年龄越小, HR 越快, 老年人 HR 比年轻人慢, 女性的 HR 比同龄男性快, 这些都是正常的生理现象[16]。健康人 PPG 信号的

一个周期波形可以清晰对应心脏跳动一次的过程, 利用时域分析法分析 PPG 信号可以提取出 HR。脉搏周期 T 可以通过相邻两个波峰或波谷之间的采样点数 N 和采样率 f_s 确定, HR 可以由 PPG 信号的周期 T 计算, 它们之间存在的关系如公式(1)所示。

$$\text{HR} = \frac{60}{T} \quad (1)$$

BP 是指血液在血管内流动时对血管壁产生的单位面积侧压。心脏的周期性射血活动引起血管壁弹性的周期性变化。人们日常所说的高压低压即是临床上所说的收缩压(Systolic Pressure, P_s)和舒张压(Diastolic Pressure, P_d) [17], 分别对应于脉搏波的主波波峰点(B)与脉搏波起点(A)的血压值。为完整评价一个人的血压特性, 仅靠 P_s 和 P_d 是完全不够的, 还应包含有描述血压波形随时间变化的参数如波形特征量 K , K 值的大小取决于脉搏波信号的波形形状, 并和人体的外周阻力、血管壁弹性以及血液粘性等生理因素有关, 所以不同的 K 值将从量的方面反映不同的心血管生理状态, K 值大小在 0.33 左右是健康人的正常状态, 患有严重高血压和动脉粥样硬化的病人其 K 值会增加可能达到 0.5 左右[18]。计算 K 值先要计算平均动脉压 P_m , P_m 的计算按照公式(2)进行, 其中 $P(t)$ 代表随时间变化的脉搏信号(即定标后的 PPG 信号), K 值的计算按照公式(3)进行。

$$P_m = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt \quad (2)$$

$$K = \frac{P_m - P_d}{P_s - P_d} \quad (3)$$

2.3. 血管健康指标的计算方法

血流量是评估心血管功能的重要参数, 血流量信息主要包括心输出量(Cardiac Output, CO)和心搏出量(Stroke Volume, SV)。CO 是一侧心室每分钟射出的血液量, SV 则是 CO 与 HR 的乘积。CVD 的临床医生要靠观察 CO 的变化来判断疾病的治疗效果, 从而确定病人状况是否已得到改善或进一步恶化。由于血流量在人体内部血管内流动, 要在人体外部无创地检测到其流量十分困难。20 世纪 60 年代以来许多研究人员通过脉搏波压力波形导出脉搏流量地方法计算 SV, 其中比较重要的是 Wesseling 于 1983 年提出的用弹性管模型计算 CO 的方法, 1987 年北京工业大学罗志昌等在前人的基础上继续研究, 并将公式进一步简化为临床的实用形式。其计算公式分别为(4)和(5)所示, 其中 0.283 和 17 均为实验参数[18]。

$$\text{SV} = \frac{0.283 \times (P_s - P_d)}{K^2} \times T \quad (4)$$

$$\text{CO} = \frac{17 \times (P_s - P_d)}{K^2 \times 10^3} \quad (5)$$

2.4. 血管健康指标的计算方法

血管的健康状况是否良好, 主要用外周血管阻力(Total Peripheral Resistance, TPR)和血管顺应性(Vascular Compliance, AC)两个直观指标来进行描述。TPR 是由血流流动时所发生的血液和血管壁以及血液内部的摩擦产生, 是诊断和反映循环血流阻力以及心脏后负荷水平渐变而直观指标[19], 其单位为 $\text{dyn} \cdot \text{s}/\text{cm}^5$ 。AC 则是反映血管弹性功能的量, 它指血液在血管流动过程中由于压力的变化所引起的血管容积的变化, 取决于动脉腔径大小和管壁硬度, 是动脉血管舒张功能的表现[20]。研究表明 AC 下降是各种 CVD 存在的强预测指标[21]。两个指标的计算公式如式(6)和式(7)所示:

$$TPR = 80 \times \frac{P_m}{CO} \tag{6}$$

$$AC = \frac{SV}{P_s - P_d} \tag{7}$$

2.5. PPG 信号中提取体征信息的算法流程

本次研究中提取 PPG 信号中 CVD 相关生命体征信息的算法流程如图 2 所示。PPG 信号中的交流信号反映了血液容积的变化, 可近似代表某处血管压力随时间变化的脉搏信号, 但这信号是以电压量变化来表示的, 信号幅值不能如实反映人体血压值, 因而需要以毫米汞柱(mmHg, 1 mmHg = 0.133 kPa)为单位对 PPG 信号曲线进行定标。定标需要借助 PPG 信号和动脉血压(Arterial Blood Pressure, ABP)信号求出定标公式中所需要的数值。定标公式为公式(8), 其中 $P_1(t)$ 为 PPG 信号的原始信号, $P(t)$ 为定标后 PPG 信号。

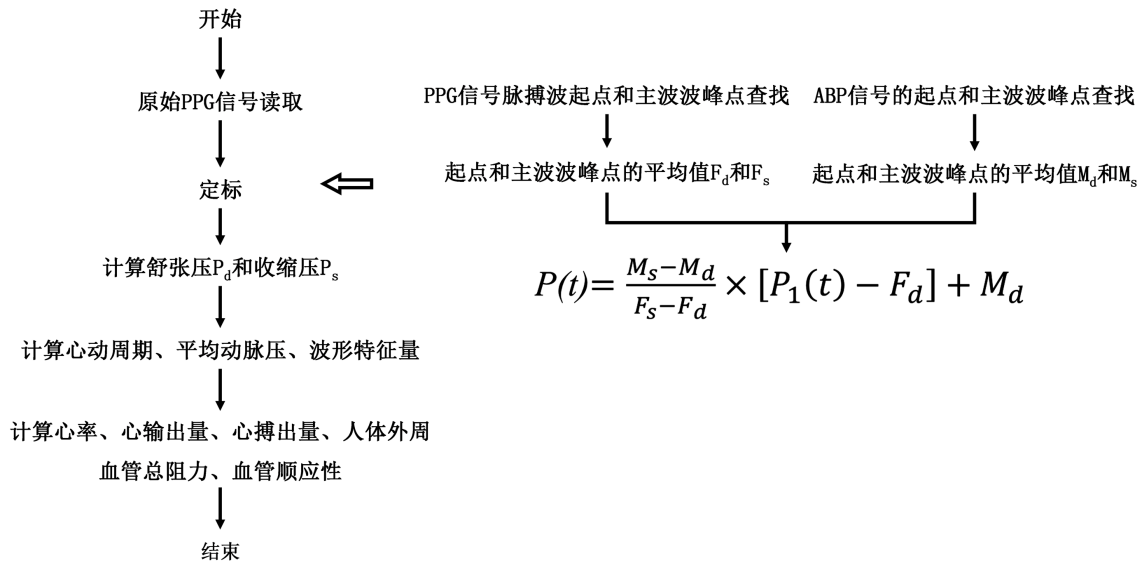


Figure 2. Flowchart of extracting CVD related physical signs from PPG signals
图 2. PPG 信号中提取 CVD 相关体征参数的流程图

由图 1 可知 PPG 信号的四大典型特征点可大致分为两类: 极大值点(主波波峰点 B 和重波波峰点 D)和极小值点(起点 A 和降中峡点 S), 利用极大值函数找到 PPG 信号中所有的极大值点, 并设置阈值去除因干扰产生的微小波峰, 得到 PPG 信号中所有的主波波峰点和重波波峰点, 再利用主波波峰 B 点和重波波峰 D 点周期性交替出现在 PPG 信号, 以及两者之间的幅度差, 区分出主波波峰点 B 和重波波峰点 D。所有的极小值点利用极大值函数的相反数得到, 利用阈值法去除因干扰产生的微小波谷, 再利用起点 A 和降中峡点 S 周期性交替出现的特点, 以及它们的幅度差, 区分出所有的起点 A 和降中峡点 S。

此外, 图 1 还显示出一个完整脉搏波周期中特征点依次是起点、主波波峰点、降中峡点和重波波峰点, 因此 PPG 信号中的特征点应以起点开始重波波峰点结束, 若第一个特征点不是起点, 则应把第一个起点之前的特征点全部去除; 若最后一个特征点不是重波波峰点, 则应把最后一个重波波峰点之后的特征点全部去除, 去除多余特征点后统计所有起点和主波波峰点的幅值, 再分别求平均得到 PPG 信号的起点和主波波峰点的平均值, 用 F_d 和 F_s 来表示。

$$P(i) = \frac{M_s - M_d}{F_s - F_d} \times [P_1(i) - F_d] + M_d \tag{8}$$

ABP 信号起点和主波波峰点平均值 M_d 和 M_s 的求解同 PPG 信号一致, 先找到 ABP 信号的所有特征点, 再去除多余特征点, 计算 ABP 信号中所有起点和主波波峰点的平均值, 得到 F_d 、 F_s 和 M_d 、 M_s 的值后带入定标公式即公式(8)中, 对 PPG 信号进行定标。定标后的 PPG 信号是脉搏血压信号, 定标后再次标识特征点以及去除多余特征点, 统计定标后 PPG 信号中出现的 A (或 B 或 S 或 D) 点的个数得到脉搏周期 T ; 计算每个周期内 A 点和 B 点的时间差, 求均值得到主波到达时间(Crest Time, CT); 计算每个周期内 B 点和 D 点的时间差并求均值得到主波波峰和重波波峰之间的时间差, 用 t_{mc} 表示; 利用积分函数得到每个周期内的平均血压, 通过求均值得到平均动脉压 P_m ; 统计定标后 PPG 信号的脉搏波起点和主波波峰点的幅度平均值得到人体真实的收缩压 P_s 和舒张压 P_d , 波形特征量 K 利用 P_s 和 P_d 得到。得到这些基础特征量后, 利用计算公式得到需要提取的与 CVD 相关的生命体征信息 HR、BP、CO、SV、TPR、AC。

3. 实验结果与讨论

3.1. 特征点识别

从 PPG 信号中提取 CVD 相关体征信息的关键一步是对 PPG 信号进行定标, PPG 信号的定标需要借助 PPG 信号和 ABP 信号的起点和主波波峰点的平均值, 因此首先对 PPG 信号和 ABP 信号分别进行特征点标识, 求出 F_s 和 F_d 、 M_s 和 M_d , 然后利用定标公式对 PPG 信号进行定标。定标过程中信号的特征点标记结果如图 3 所示。

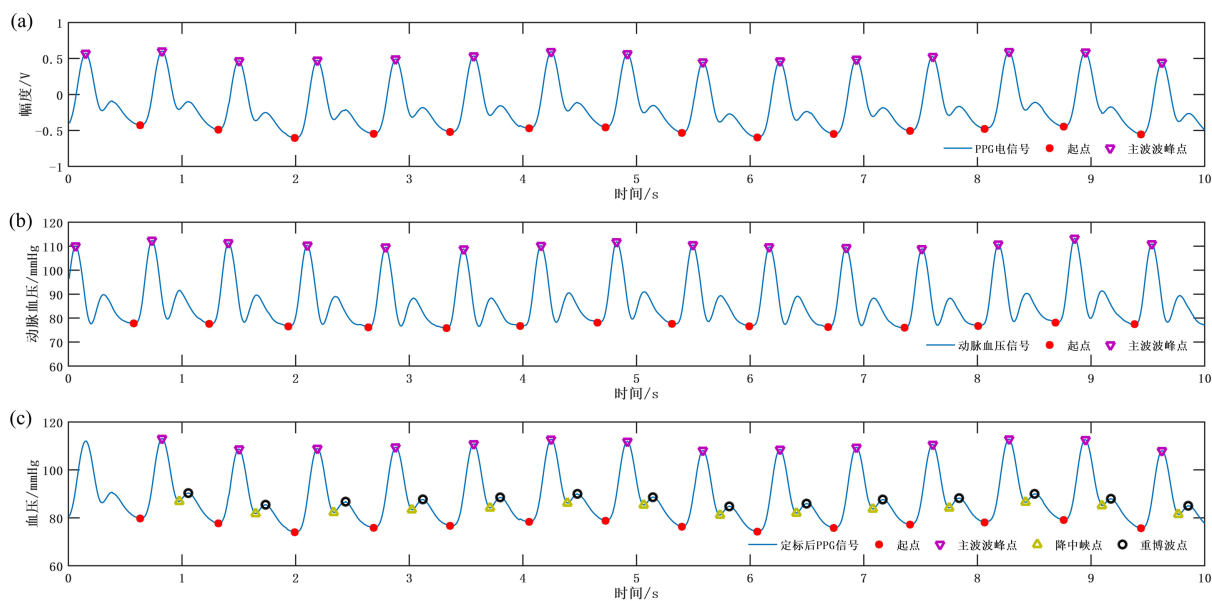


Figure 3. Schematic diagram of characteristic points marking. (a) Marking diagram of starting point and peak point of main wave in PPG signal; (b) Mark diagram of starting point and peak point of main wave in ABP signal; (c) Characteristic point marking diagram of PPG signal after calibration

图 3. 特征点标记示意图。(a) PPG 信号中起点和主波波峰点标记图; (b) ABP 信号中起点和主波波峰点标记图; (c) 定标后 PPG 信号的特征点标记图

3.2. 体征参数计算结果

对数据库 MIMIC 中的 PPG 信号(采样频率为 125 Hz)进行参数提取, 得到的生命体征参数信息见表 1。根据定标后的 PPG 信号计算各种体征参数, 脉搏周期 T 通过计算相邻特征点 A (或 B) 之间的时间差得到,

利用公式(1)得到患者的 HR 为 88.5559 BMP; 定标后的 PPG 信号反映人体真实血压状况, 统计其 A 点和 B 点的平均幅值获得患者的 P_s 和 P_d 分别为 110.5033 mmHg、76.9214 mmHg, 同时表 1 中给出了数据库中相应的记录结果分别为 88 BMP、109 mmHg、77 mmHg。通过对比发现, 计算结果与数据库中的测量值之间具有较小的误差, 这表明本文的特征参数提取算法具有一定的准确性。此外, 基于 HR、BP 以及相应的计算公式计算了其他的体征参数, 得到 $K = 0.304$ 、 $CO = 6.1863 \text{ L/min}$ 、 $SV = 69.7752 \text{ mL}$ 、 $TPR = 1126.66 \text{ dyn}\cdot\text{s}/\text{cm}^5$ 、 $AC = 2.079 \text{ mL}/\text{mmHg}$ 。总体看来患者的 HR、BP、SV、TPR、AC 都处于正常范围内, 而 CO 略高, 患者在日常生活中应注意保护心脏。在接下来的工作中, 会基于目前的工作, 研究并提取 PPG 信号中更多的体征参数, 为 CVD 预警提供更全面的辅助信息。

Table 1. Comparison table of calculation results, database record results and physical sign parameters in normal range
表 1. 本文计算结果, 数据库记录结果以及正常范围的体征参数对比表

体征参数	本文计算结果/数据库记录结果	正常范围
收缩压(P_s)	110.503 mmHg/109 mmHg	90~120 mmHg
舒张压(P_d)	76.921 mmHg/77 mmHg	60~80 mmHg
脉搏周期(T)	0.678 s/-	0.8 s 左右
心率(HR)	88.556 BMP/88 BMP	60~90 BMP
平均动脉压(P_m)	87.123 mmHg/86 mmHg	70~90 mmHg
波形特征量(K)	0.304/-	0.33 左右
心搏出量(SV)	69.775 mL/-	60~80 mL
心输出量(CO)	6.186 L/min/-	4~6 L/min
外周血管总阻力(TPR)	1126.66 dyn·s/cm ⁵ -	900~1400 dyn·s/cm ⁵
血管顺应性(AC)	2.079 mL/mmHg/-	不小于 1.2 mL/mmHg

4. 结论与展望

PPG 技术利用光的透射率变化来测量随心动周期引起的组织中小动脉和毛细血管的血容量的细微变化, 实时反映心血管状态, 为临床监测患者心血管功能提供依据。本文设计了从 PPG 信号中提取 CVD 相关生命体征信息的算法, 并以数据库 MIMIC 中的 PPG 信号作为概念性验证, 提取了患者的 HR、BP、CO、SV、TPR、AC 体征信息, 实验结果表明采用本文算法得到的体征信息数据与数据库中的临床记录相一致。这些体征参数的变化是 CVD 患者的外在表现, 获得这些生理信息既有助于 CVD 早期预警, 又有助于疗效监控, 因此, 本文所提出的基于 PPG 信号体征参数提取算法将为 CVD 疾病的诊疗提供一种方便快捷的监测技术, 特别是在当今智能化时代, 将光电传感器中的 PPG 技术与智能设备、云端医疗数据库等结合在一起, 将会大大降低就医成本, 在疾病的日常监测等方面将会有广阔的发展空间和应用前景。

基金项目

本文为国家自然科学基金(编号: 62271269, 61771260)资助项目。

参考文献

- [1] Feng, Y.Z., Chen, X.J., Schaufelberger, M., et al. (2022) Patient-Level Comparison of Heart Failure Patients in Clinical Phenotype and Prognosis from China and Sweden. *BMC Cardiovascular Disorders*, **22**, Article No. 91. <https://doi.org/10.1186/s12872-022-02540-w>

- [2] McGill, H.C., McMahan, C.A. and Gidding, S.S. (2008) Preventing Heart Disease in the 21st Century: Implications of the Pathobiological Determinants of Atherosclerosis in Youth (PDAY) Study. *Circulation*, **117**, 1216-1227. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.107.717033>
- [3] Tjugen, T.B., Flaa, A., Kjeldsen, *et al.* (2010) The Prognostic Significance of Heart Rate for Cardiovascular Disease and Hypertension. *Current Hypertension Reports*, **12**, 162-169. <https://doi.org/10.1007/s11906-010-0104-8>
- [4] 王晓杰, 李超, 陈俊, 等. 脉搏波理论在心血管疾病应用的研究进展[J/OL]. 中华中医药学刊, 2022, 40(4): 61-65. <https://doi.org/10.13193/j.issn.1673-7717.2022.04.012>
- [5] Seravalle, G. and Grassi, G. (2020) Heart Rate as Cardiovascular Risk Factor. *Postgraduate Medicine*, **132**, 358-367. <https://doi.org/10.1080/00325481.2020.1738142>
- [6] Psaty, B.M., Furberg, C.D., Kuller, L.H., *et al.* (2001) Association between Blood Pressure Level and the Risk of Myocardial Infarction, Stroke, and Total Mortality: The Cardiovascular Health Study. *Archives of Internal Medicine*, **161**, 1183-1192. <https://doi.org/10.1001/archinte.161.9.1183>
- [7] Pienn, M., Kovacs, G., Tscherner, M., *et al.* (2013) Determination of Cardiac Output with Dynamic Contrast-Enhanced Computed Tomography. *The International Journal of Cardiovascular Imaging*, **29**, 1871-1878. <https://doi.org/10.1007/s10554-013-0279-6>
- [8] Wang, K., Jia, Y. and Yan, X. (2021) Neuro-Receptor Mediated Synapse Device Based on Crumpled MXene Ti3C2Tx Nanosheets. *Advanced Functional Materials*, **31**, P-M. <https://doi.org/10.1002/adfm.202104304>
- [9] Hertzman, A.B. and Randall, W.C. (1947) Estimation of Cutaneous Blood Flow with the Photoelectric Plethysmograph in the Presence of Arterial Pathology. *Federation Proceedings*, **6**, 130.
- [10] Allen, J., Zheng, D.C., Kyriacou, P.A., *et al.* (2021) Photoplethysmography (PPG): State-of-the-Art Methods and Applications. *Physiological Measurement*, **42**, Article ID: 100301. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/ac2d82>
- [11] 罗志昌, 张松, 杨文鸣, 等. 脉搏波波形特征信息的研究[J]. 北京工业大学学报, 1996, 22(1): 71-79.
- [12] Bi, Z.-J., Yao, X.-H., Hu, X.-J., *et al.* (2022) Assessment Parameters for Arrayed Pulse Wave Analysis and Application in Hypertensive Disorders. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine*, **2022**, Article ID: 6652028. <https://doi.org/10.1155/2022/6652028>
- [13] 张剑锋, 陈光华, 高博. 基于光电容积脉搏波的脉搏信息提取研究[J]. 电子测量技术, 2019, 42(13): 117-120. <https://doi.org/10.19651/j.cnki.emt.1802552>
- [14] Koutsiaris, A.G. (2016) Hemodynamics in the Microcirculation. *Annals of Biomedical Engineering*, **44**, 1321-1322. <https://doi.org/10.1007/s10439-016-1568-8>
- [15] Larsson, S.C., Drca, N., Mason, A.M., *et al.* (2019) Resting Heart Rate and Cardiovascular Disease. *Circulation. Genomic and Precision Medicine*, **12**, e002459. <https://doi.org/10.1161/CIRCGEN.119.002459>
- [16] Yip, A.M.C., Zhai, A.B. and Haddad, H. (2016) Heart Rate and Heart Failure. *Current Opinion in Cardiology*, **31**, 204-208. <https://doi.org/10.1097/HCO.0000000000000266>
- [17] Castagna, F., McDonnell, B.J., Yuzepolskaya, *et al.* (2016) Validity and Reliability of a Next Generation Non-Invasive Blood Pressure Monitor in Patients with Continuous-Flow Left Ventricular Assist Device. *The Journal of Heart and Lung Transplantation*, **35**, S326-S327. <https://doi.org/10.1016/j.healun.2016.01.934>
- [18] 罗志昌, 程桂馨, 吴峥嵘, 等. 人体脉搏波波形参数与生理参数间关系的理论和实验研究[J]. 北京工业大学学报, 1988,(2): 22-29.
- [19] Wang, L., *et al.* (2017) Non-Invasive Vascular Resistance Monitoring with a Piezoelectric Sensor and Photoplethysmogram. *Sensors and Actuators A: Physical*, **263**, 198-208. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2017.06.007>
- [20] Birkl, C, Langkammer, C, Sati, P., *et al.* (2019) Quantitative Susceptibility Mapping to Assess Cerebral Vascular Compliance. *American Journal of Neuroradiology*, **40**, 460-463. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A5933>
- [21] You, B.-A., Gao, H.-Q., Li, G.S., *et al.* (2009) Vascular Compliance is Reduced in Geriatric People with Angiographic Coronary Atherosclerosis. *Journal of International Medical Research*, **37**, 1443-1449. <https://doi.org/10.1177/147323000903700519>