

基于改进滑窗迭代 DFT 的动态脉率变异性提取*

丑永新^{1,2}, 张爱华^{1,2}, 杨晓华³

(1. 兰州理工大学电气工程与信息工程学院 兰州 730050;

2. 甘肃省科技厅甘肃省工业过程先进控制重点实验室 兰州 730050; 3. 兰州理工大学校医院 兰州 730050)

摘要: 针对现有脉率变异性 (PRV) 提取方法对噪声、采样频率敏感, 计算量大等不足, 提出一种可从动态脉搏信号基波分量中提取 PRV 信号的方法。通过对滑窗迭代 DFT 进行简化以及自适应调整滑动窗口的宽度, 提高计算脉搏信号基波的速率和准确性。同时, 采用动态差分阈值与人工检测相结合的方法提取 PRV 信号, 作为标准分析所提出方法的准确性。将所提出方法用于提取不同采样频率、受不同噪声污染以及被试者休息、视觉疲劳、心律不齐等状态下脉搏信号的 PRV 信号; 设计实验, 验证其提取动态脉率变异性 (DPRV) 信号的准确性和实时性。结果表明在不同采样频率、不同噪声水平以及被试者处于不同状态下, 该算法仍然保持着很高的准确性; 并可以准确地提取动态脉率变异性信号。

关键词: 改进的滑窗迭代 DFT; 基波; 动态脉率变异性; 便携式医疗器械

中图分类号: R197.39 TH789 文献标识码: A 国家标准学科分类代码: 310.61

Dynamic pulse rate variability extraction method based on improved sliding window iterative DFT

Chou Yongxin^{1,2}, Zhang Aihua^{1,2}, Yang Xiaohua³

(1. College of Electrical and Information Engineering, Lanzhou University of Technology, Lanzhou 730050, China;

2. Key Laboratory of Gansu Advanced Control for Industrial Processes, Gansu Provincial Sci. & Tech. Department, Lanzhou 730050, China; 3. Hospital of Lanzhou University of Technology, Lanzhou 730050, China)

Abstract: Aiming at the defects that the existing pulse rate variability (PRV) extraction methods are sensitive to noise and sampling frequency, and require heavy computation, a new method is proposed to extract pulse rate variability (PRV) from the fundamental component of dynamic PhotoPlethysmoGraphy (PPG) signal. Through simplifying the sliding window iterative Discrete Fourier Transform (DFT) and adaptively adjusting the sliding window width, the computation speed and accuracy of fundamental component of the dynamic pulse rate signal are improved. Furthermore, the dynamic difference threshold and manual detection method are combined to extract the PRV signal, which is used as a criterion to analyze the accuracy of the proposed method. The proposed method was used to extract the PRV signals of the PPG signals under the conditions of various sampling frequencies and various noise levels, as well as when the subjects are in different states (rest, visual fatigue, arrhythmia and etc.). Experiments were designed to verify the accuracy and real-time performance of this method in extracting the Dynamic Pulse Rate Variability (DPRV) signals. The results show that the proposed method still has high accuracy under the conditions of different sampling frequencies, different noise levels as well as when the subjects are in different states; and the proposed method can extract the dynamic pulse rate variability (DPRV) accurately and in real-time.

Keywords: improved sliding window iterative DFT; fundamental component; dynamic pulse rate variability; portable medical device

收稿日期: 2014-10 Received Date: 2014-10

* 基金项目: 国家自然科学基金 (81360229)、甘肃省自然科学基金 (1308RJZA225)、教育部高等学校博士学科点专项科研基金 (20116201110002)、模式识别国家重点实验室开放课题 (201407347) 项目资助

1 引 言

近年来,随着健康物联网技术的不断发展,可穿戴便携式医疗器械得到广泛应用。这些器械通过测量人体的血压、心率、体温和血氧饱和度等参数^[1-4],实现人体健康状态的辅助评估。但对患有冠心病、心率不齐等慢性易突发的准危重病人,这些参数已不能满足监测需求。如何从生理信号中获取更多有效参数,以及实时地获取和处理这些参数,对准危重病人发病的及时发现和救治具有重大意义。

心率变异性(heart rate variability, HRV)产生于心脏搏动周期的微小变化,是反映自主神经系统交感神经活性与迷走神经活性及其平衡性的重要指标。大量的研究表明 HRV 信号中蕴含着丰富的有关心血管神经及体液调节系统的病变信息^[5-6],在临床诊断、疾病监测和预防等领域有着重要的应用价值。HRV 从心电信号中获取,而心电信号采用导联方式拾取,繁杂的连线方式使 HRV 信号在便携式医疗仪器中的应用受到限制。脉率变异性(pulse rate variability, PRV)也产生于心脏搏动周期的微小变化,可从脉搏信号中获取,大量研究表明 PRV 可以替代 HRV 反映心脏搏动特点^[7-8]。且相比于心电信号,脉搏信号测量方便。于是,可用 PRV 信号替代 HRV 信号,作为临床应用和家庭监护等领域的重要监护参数。动态脉率变异性(dynamic pulse rate variability, DPRV)是指从动态脉搏信号中实时获取的 PRV 信号,相比于传统从离线信号中获取 PRV 信号,对于相关疾病的实时监护和及时预警有十分重要的意义。

目前,已有许多 PRV 信号提取方法,可以作为 DPRV 信号提取方法研究的参考。其中,时域方法以脉搏信号主波位置(P 波)检测为核心,应用较多的为阈值法,包括幅度阈值法或差分阈值法^[9-10],其运算速度快,对时间短且平稳的脉搏信号提取效果好。但对信号的采样频率和噪声敏感,对较长时间或某些异常的脉搏信号(如潮波超过主波)提取误差大,且需要对信号进行预处理,不利于 DPRV 在线的准确检测。很多学者尝试从频域提取 PRV 信号^[11-13],通过带通滤波或小波分解等方法将脉搏信号分解,选取低频段信号分量并从中估计 PRV 信号。这种方法对脉搏信号的波形形态变化依赖少,准确度高,为 PRV 信号的提取提供了新思路。但频带选择主观(不同脉搏信号频带选取不同),且运算量大,不利于 DPRV 信号的实时提取。于是,本文提出一种从脉搏信号基波分量中实时提取 DPRV 的方法,通过对传统滑窗迭代 DFT 进行改进,提高基波分量计算速度的同时,通过

自适应改变滑动窗口的宽度,使提取的基波信号可以有效地反映脉搏信号的周期变化,从而提高 PRV 信号的提取精度。同时,采用所提出算法提取不同脉搏信号中的 PRV 信号,验证算法的准确性和适用范围,并将其应用于本课题组研制的便携式多生理信号同步采集系统,验证算法提取 DPRV 信号的实时性和准确性。

2 动态脉率变异性提取原理

2.1 滑窗迭代 DFT 算法的改进

近年来,许多学者对传统傅里叶级数进行改进,提出了滑窗迭代 DFT 算法,在电压、电流等周期信号的基波、谐波检测等方面得到广泛应用^[14]。文献[15]提出一种对滑窗迭代 DFT 算法改进的思想,可进一步提高算法的实时性。

对于周期信号 $\{x(k)\} \quad k = 0, \dots, M$, M 为信号长度,一个周期 T 内的采样点数为 N ,采样周期 $\tau = T/N$,角频率 $\omega = 2\pi/T$ 。则其基波分量 $\{x_1(k)\}$ 为:

$$x_1(k) = A_1 \cos(\omega k \tau) + B_1 \sin(\omega k \tau) \tag{1}$$

式中:

$$A_1 = \frac{2}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x(i) \cos(\omega i \tau) \tag{2}$$

$$B_1 = \frac{2}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x(i) \sin(\omega i \tau) \tag{3}$$

在实际编程实现中, $i = 1, 2, \dots, N$ 。因为 $\omega \tau = 2\pi/N$,则有:

$$A_1 = \frac{2}{N} \sum_{i=1}^N x(i) \cos\left(\frac{2\pi}{N}i\right) \tag{4}$$

$$B_1 = \frac{2}{N} \sum_{i=1}^N x(i) \sin\left(\frac{2\pi}{N}i\right) \tag{5}$$

如图 1 所示,滑窗迭代的核心理想为:在一个固定窗(窗宽为信号周期 N)内添加新采样数据而剔除旧的数据。即每次窗口滑动,将最新采样的数据放到窗内的第 N 位,原来的旧数据左移 1 位,第 1 位数据(最早的数据)将被剔除。根据窗内数据的长短,整个算法分为初始化和迭代 2 个过程。

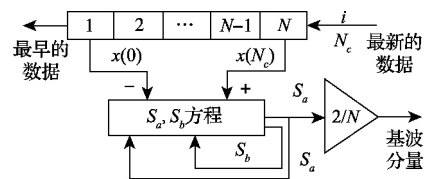


图 1 改进的滑窗迭代 DFT 原理图

Fig. 1 Principle of the improved sliding window iterative DFT

在初始化过程中,数据的长度小于窗宽,只更新数据而不剔除数据。于是,在式(4)、(5)的基础上引入两个迭代变量 $S_a(k)$ 、 $S_b(k)$:

$$S_a(k) = \sum_{i=N-k+1}^N x(i) \cos\left(\frac{2\pi}{N}i\right) \quad (6)$$

$$S_b(k) = \sum_{i=N-k+1}^N x(i) \sin\left(\frac{2\pi}{N}i\right) \quad (7)$$

式中: $k < N-1$, $x(k)$ 是 $\{x(k)\}$ 的第 k 个元素,即最新的采样数据,其将被放在窗口的第 N 位,记窗口第 N 位的数据为 $x(N_c)$,则 $N_c = N$, $x(N_c) = x(k)$ 。原来旧数据 $x(N)$ 向低位移动为 $x(N-1)$, $x(N-1) \rightarrow x(N-2)$; \dots ; $x(2) \rightarrow x(1)$,即旧数据 $x(i-1)$ 会覆盖 $x(i)$ 。但是 $\cos(2\pi i/N)$, $\sin(2\pi i/N)$ 没有改变。于是,在数据移位以后:

$$S_a(k) = \sum_{i=N-k}^{N-1} x(i) \cos\left(\frac{2\pi}{N}(i+1)\right) \quad (8)$$

$$S_b(k) = \sum_{i=N-k}^{N-1} x(i) \sin\left(\frac{2\pi}{N}(i+1)\right) \quad (9)$$

由于:

$$\begin{aligned} & \cos\left(\frac{2\pi}{N}\right)S_a(k) + \sin\left(\frac{2\pi}{N}\right)S_b(k) + x(N_c) = \\ & \cos\left(\frac{2\pi}{N}\right) \sum_{i=N-k}^{N-1} x(i) \cos\left(\frac{2\pi}{N}(i+1)\right) + \\ & \sin\left(\frac{2\pi}{N}\right) \sum_{i=N-k}^{N-1} x(i) \sin\left(\frac{2\pi}{N}(i+1)\right) + x(N_c) \\ & \frac{N_c}{N} = N \sum_{i=N-k}^{N-1} x(i) \cos\left(\frac{2\pi}{N}i\right) + x(N_c) \cos\left(\frac{2\pi}{N} \times N_c\right) = \\ & \sum_{i=N-k}^N x(i) \cos\left(\frac{2\pi}{N}i\right) = S_a(k+1) \end{aligned}$$

即:

$$S_a(k+1) = \cos\left(\frac{2\pi}{N}\right)S_a(k) + \sin\left(\frac{2\pi}{N}\right)S_b(k) + x(N_c) \quad (10)$$

同理可得:

$$S_b(k+1) = \cos\left(\frac{2\pi}{N}\right)S_b(k) - \sin\left(\frac{2\pi}{N}\right)S_a(k) \quad (11)$$

初始化过程结束之后, $k = N-1$ 则:

$$S_a(k) = \sum_{i=1}^N x(i) \cos\left(\frac{2\pi}{N}i\right) = \frac{N}{2}A_1 \quad (12)$$

$$S_b(k) = \sum_{i=1}^N x(i) \sin\left(\frac{2\pi}{N}i\right) = \frac{N}{2}B_1 \quad (13)$$

由式(1)可知, $S_a(k)$ 和 $S_b(k)$ 可用来计算信号的基波分量。

在迭代过程, $k > N-1$ 除更新和移动数据之外,还需要剔除最早的数据(原窗内第1位数据,记为 $x(0)$,见图1)。与初始化过程推导 $S_a(k)$ 和 $S_b(k)$ 类似,可以得到迭代过程中:

$$\begin{cases} S_a(k+1) = \cos\left(\frac{2\pi}{N}\right)S_a(k) + \sin\left(\frac{2\pi}{N}\right)S_b(k) + \\ x(N_c) - x(0) \\ S_b(k+1) = \cos\left(\frac{2\pi}{N}\right)S_b(k) - \sin\left(\frac{2\pi}{N}\right)S_a(k) \end{cases} \quad (14)$$

实际应用中,进入迭代过程后,对每个新采集的数据,可得到新的 $S_a(k)$ 和 $S_b(k)$ 用来计算基波分量新的数据点。由于窗口的移动,新数据 $x(k)$ 一直被放在窗内的第 N 位,则有 $x(k) = x(N_c)$ 。对于基波分量 $\{x_1(k)\}$ 内的每个数据点 $x_1(k)$ 都由 $x_1(N_c)$ 计算所得,于是:

$$\begin{aligned} x_1(k) &= x_1(N_c) = A_1 \cos(\omega\tau N_c) + B_1 \sin(\omega\tau N_c) = \\ & A_1 \cos\left(\frac{2\pi}{N}N_c\right) + B_1 \sin\left(\frac{2\pi}{N}N_c\right) = A_1 \cos\left(\frac{2\pi}{N} \times N\right) + \\ & B_1 \sin\left(\frac{2\pi}{N} \times N\right) = A_1 = \frac{2}{N}S_a(k) \end{aligned}$$

即:

$$x_1(k) = A_1 = \frac{2}{N}S_a(k) \quad (15)$$

由式(10)、(11)及(14)可以看出,每次基波分量的计算只需进行4次乘法和4次加法运算,相比于传统滑窗迭代DFT,计算量减少很多,可用于基波信号的实时提取。

2.2 滑窗迭代DFT窗宽的自适应选择

对于严格的周期信号(周期为 N),进行滑窗迭代DFT会得到周期为 N 的基波信号。但脉搏信号不是严格的周期信号,对于不同采集对象或同一采集对象处于不同的状态(如运动、休息等),脉搏信号的周期不同,采用固定窗宽的滑窗迭代DFT计算其基波时必然会产生误差。于是,初始迭代窗口宽度的选择,以及迭代过程中窗口自适应的改变,对脉搏信号基波分量的准确计算十分重要。

1) 初始窗口宽度的选择。考虑人体脉搏信号波动周期的变化规律以及人体脉率的分布范围,以 f_s 个数据点为起始窗口宽度,计算连续8个周期的基波信号,提取基波的峰值间期(7个主波间期),去除其中的最大值和最小值,剩余的间期记为 $T(0) = [pp(1) \ pp(2) \ pp(3) \ pp(4) \ , \ pp(5)]$,求 $T(0)$ 的算术平均值,记为 T_0 ,作为后面迭代的初始窗口宽度。

2) 迭代过程窗口宽度的自适应改变。以 T_0 为窗口宽度,进行滑窗迭代DFT运算,得到基波新的峰值间期,记为 $pp(6)$ 。将 $pp(6)$ 和 T_0 与 $T(0)$ 合并,去掉其中的最大最小值,记为 $T(1)$,其算术平均值记为 T_1 ,作为后面迭代的窗口宽度。依此类推,计算后面的迭代窗口宽度。

在实际 DPRV 实时计算中,当人体的状态发生改变时,脉搏信号的周期会发生骤变,从而引起滑窗迭代算法的失效,在状态转换的分界处,得到的 DPRV 会发生异

常,远远超出人体PRV的正常和异常范围,例如由PRV计算得到的PR信号会瞬间高于200 bpm(beat per minute),甚至高达1 000 bpm。于是,此异常可作为人体状态发生改变的标志。当检测到人体状态发生改变时,采用(1)重新计算迭代窗口,之后采用(2)自适应的调整窗口宽度。

2.3 脉率变异性信号的提取原理

根据PRV的定义,PRV是指脉搏信号周期变化。由于脉搏信号主波(P波)特征明显,且主波间期等于脉搏信号周期,实际常用PP间期表征PRV信号。于是,大量的算法围绕脉搏信号主波检测展开。在脉搏信号的动态采集过程中,由于不同系统采样频率不同、不同噪声环境以及不同信号采集对象或同一采集对象处于不同的状态等因素的影响,使得传统以主波检测为核心的PRV提取方法在实际的DPRV提取过程中准确率很低。

通过对脉搏信号进行改进的滑窗迭代DFT变换,获取可以反映信号周期变化的基波,如图2所示。由信号基波与原始信号之间关系可知,理想情况下,脉搏信号的周期 Δt 不变,则其基波信号为单频信号,于是, Δt 等于基波信号的周期 $\Delta t'$,即在图2中, $\Delta t = \Delta t_1 = \Delta t_2 = \Delta t' = \Delta t'_1 = \Delta t'_2$ 。实际脉搏信号为准周期信号,周期 Δt 会发生缓慢的时变($\Delta t_1 \neq \Delta t_2$),通过改进的滑窗DFT得到的基波信号周期也会随之改变($\Delta t'_1 \neq \Delta t'_2$),但在一个周期内,脉搏信号的周期 Δt 与基波信号的周期 $\Delta t'$ 相同($\Delta t_1 = \Delta t'_1, \Delta t_2 = \Delta t'_2$)。于是,基波信号的间期 $\Delta t'$ 的变化可以有效反映脉搏信号周期 Δt 的变化。由于所得到的基波信号为窄带信号,不含噪声成分,且其极大值即为峰值(P'波),易于检测。于是,基波可以代替脉搏信号,实现DPRV信号检测。

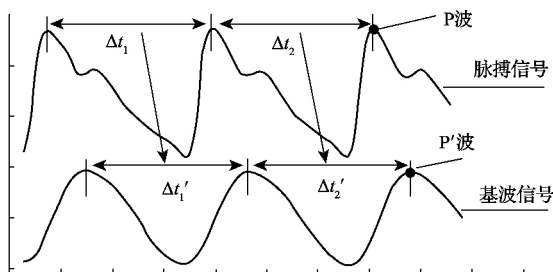


图2 采用改进滑窗迭代DFT提取PRV信号原理图

Fig. 2 The PRV signal extracting principle using the improved sliding window iterative DFT

记基波信号主波间期为 $pp(i), i = 1, 2, \dots, n-1, n$ 为P'波的数量,则动态脉率变异性信号 $DPRV(i) = pp(i)$ 。实际应用中,若信号采样频率为 f_s ,则脉率信号 $PR(i)$ 为:

$$PR(i) = \frac{60}{pp(i) / f_s} \quad (16)$$

2.4 标准脉率变异性信号提取

为了判断所提出算法的准确性,在时域提取PRV信号作为准确性计算的标准。时域PRV提取步骤为:信号预处理、特征提取和PRV计算。

实际采集的脉搏信号中含有基线漂移、肌电干扰、工频干扰等噪声,影响信号特征提取的准确性。根据噪声的特点,设计了0 Hz和50 Hz整系数陷波器滤除信号中的基线漂移和工频干扰,以及截止频率为62.5 Hz的整系数低通滤波器滤除其中的肌电干扰^[16-17]。然后,采用准确率较高的动态差分阈值法^[10]检测脉搏信号的主波,同时,人工纠正漏检和误检,确保结果的准确性。最后,对检测到的主波位置求差分,可得到脉搏信号的主波间期PRV信号,作为评判所提出方法提取PRV信号的标准。为了方便描述,记为标准PRV信号(true pulse rate variability, TPRV),代入式(16)中可以计算标准脉率信号。

3 实验数据和实验验证

3.1 实验数据

考虑采集对象的种族、年龄、性别和疾病可能对所提出算法产生影响。实验选用美国麻省理工学院MIT-BIH/PhysioNet数据库和本课题组生理信号数据库提供的脉搏信号,根据数据类型可分为3组。

第1组:选用本课题组便携式多生理信号采集系统采集的脉搏信号40组,其中静坐状态下脉搏信号20组,视觉疲劳状态下数据20组,信号采集对象为无不良嗜好的健康大学生,年龄20~24,男女比例相同,采样频率400 Hz,采样长度1 h。

第2组:选取MIT-BIH/PhysioNet/Fantasia数据库中20组老年人(10位,68~85岁,数据名称:f2o01m-f2o10m)和年轻人(10位,21~34岁,数据名称:f2y01m-f2y10m)数据,信号采集过程中被试者保持休息状态,并观看Fantasia影片帮助保持清醒,采样频率为250 Hz,采样时间为2 h。

第3组:选用MIT-BIH/PhysioNet/MGH_MF数据库中20组病人数据(数据名称:mgh001m-mgh020m),采样频率为360 Hz,采样时间为1 h。

采用MIT-BIH/PhysioNet/Noise Stress Test数据库提供的噪声信号,加入“干净”的脉搏信号,检验算法的抗噪性。噪声信号包括基线漂移(数据名称:bw)、肌电干扰(数据名称:ma)及bw和ma中含有工频干扰,信号采样频率250 Hz,采样长度3 h。

3.2 验证实验

实验设计:实验对象为无不良嗜好的在校大学生。

采集数据前,实验对象做 10 min 原地匀速跑步运动(无氧运动)。然后静坐并佩戴本课题组开发的便携式多生理信号同步采集系统,实时采集脉搏信号,并从中实时提取 DPRV 信号;实验结束后,将手机存储的脉搏和 DPRV 信号传至 PC,采用 2.4 节的方法通过 MATLAB 软件从脉搏信号中提取标准 PRV 信号,与手机系统提取的 DPRV 信号比较,验证所提出算法实用性。系统采样频率 250 Hz,信号采样时间为 30 min。

实验设备:如图 3 所示,为便携式多生理信号同步采集系统实物图,系统主要由下位机和上位机组成。下位机完成脉搏信号采集与无线发送,由脉搏传感器、信号预处理模块及 A/D 转换和无线发送模块组成。其中,采用本课题研制的反射式绿光脉搏传感器(见图 3 相比传统的脉搏传感器,其具有更高的灵敏度和抗噪性)拾取人体腕部生理脉搏信号,信号预处理模块对拾取的脉搏信号进行 I/V 转换、滤波和放大处理。预处理后的信号传入 A/D 转换和无线发送模块,完成信号的 A/D 转换,然后由蓝牙模块无线传输给上位机。系统上位机以手机为核心(型号: HUAWEI G610-T00, 四核 1.2 GHz 处理器, RAM 1 GB),自主研发的多生理信号同步采集与处理系统(兼容手机系统: Android 2.1 ~ Android 4.4)为软件平台,同步接收下位机传输的信号,通过改进的滑窗迭代 DFT 算法计算 DPRV 信号,并对 DPRV 信号进行分析,判断人体健康状态。当手机检测到人体处于异常状态时,自动开启 GPS 实时定位功能,以发送短信(内容为监护对象的经纬度、地址和目前身体状况)和拨打电话的方式,向家人或医院自动求救,使监护对象得到及时地救助。

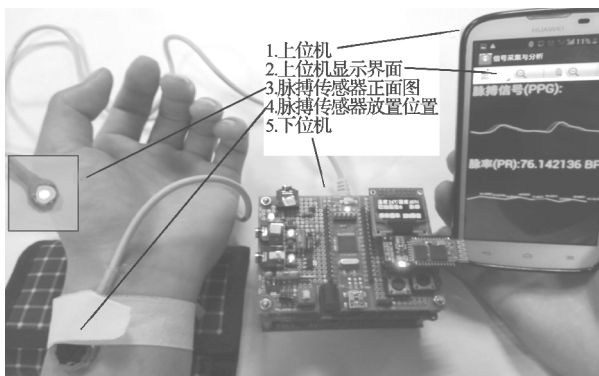


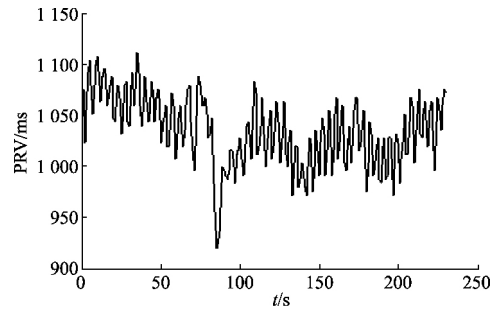
图 3 便携式多生理信号同步采集系统实物图
Fig. 3 Photo of the portable multi-physiological signal synchronous collection system

4 实验结果及讨论

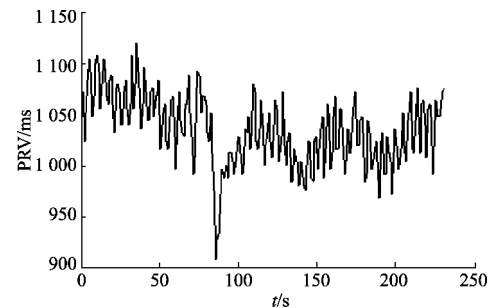
4.1 方法的准确性分析

在 3 组数据中随机选取其中一个被试者的脉搏

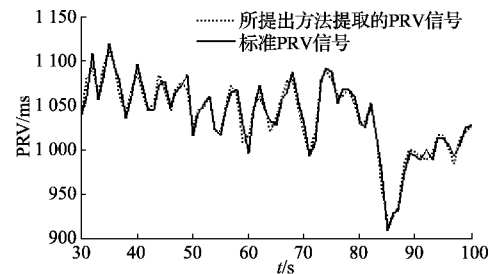
信号,采用所提出的方法提取 PRV 信号,如图 4 (b) 所示,为截取的 4 min PRV 信号,与时域提取 TPRV 信号(图 4 (a))对比,所提出方法提取的 PRV 信号反映出被试者的心动周期均值为 1 035.0 ms(对应 TPRV 信号的平均周期为 1 035.1 ms),在 85 s 时突然降为 908 ms(对应 TPRV 信号在 85 s 时突然降为 920 ms),与 TPRV 信号存在较小的误差。同时,由图 4 (c) 两种方法局部对比图可以看出两种方法提取的 PRV 信号有很强的相关性。



(a) 标准 PRV 信号
(a) True PRV signal



(b) 所提出方法提取的 PRV 信号
(b) PRV signal extracted by proposed method



(c) 2 种方法提取 PRV 信号的局部对比图
(c) Comparison between two methods

图 4 所提出方法提取的 PRV 信号与标准 PRV 信号对比图

Fig. 4 Comparison between the true PRV and the PRV extracted with the proposed method

采用均方根误差(mean square error, MSE) 计算所提

出方法提取 PRV 信号的准确性,即:

$$\varepsilon = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^m (PRV(j) - TPRV(j))^2}{m}} \quad (17)$$

式中: $PRV(j)$ 为所提出方法提取的 PRV 信号, $TPRV(j)$ 为标准 PRV 信号, m 为信号的长度。在未对原始脉搏信号进行预处理的情况下,采用所提出方法提取 3 组共 80 个被试者的 PRV,同时在时域按照 2.4 节的方法提取 TPRV,计算它们之间的 MSE,如表 1 第 1 行所示。第 1 组数据 MSE 的均值为 0.86%,最大值为 1.11%,即 2 种方法提取 PRV 的最大误差为 1.11%;第 2 组数据 MSE 的均值为 0.88%,最大值为 1.16%;第 3 组数据 MSE 均值为 0.95%,最大值为 1.2%;可以看出采用所提出方法计算 3 组数据的 PRV 误差逐渐增大,这是因为第 1 组数据的采集对象年龄相对集中(20~24 岁),且都为健康的在校大学生,心脏搏动稳健;第 2 组采集对象中包含有老年人(70~85 岁),其心脏功能随着年龄的增长而衰退;第 3 组采集对象为病人,大多数为心脑血管疾病患者,心脏功能异常;而心脏搏动周期的变化范围随着心脏功能的逐渐衰减而增大,使滑窗迭代的窗口与实际脉搏信号周期的差异变大,进而采用所提出的方法计算 3 组数据的 PRV 误差呈增长趋势。但总体来讲,3 组数据的平均误差为 0.89%,最大误差为 1.15%,准确率在 98.85% 以上。

表 1 不同信噪比下提取 PRV 信号的 MSE(%)

Table 1 The MSE of the extracted PRV under various SNRs using the proposed method (%)

SNR/dB	第一组(%)	第二组(%)	第三组(%)	Mean(%)
	0.86 ± 0.25	0.88 ± 0.28	0.95 ± 0.25	0.89 ± 0.26
12.5	0.90 ± 0.29	0.96 ± 0.24	1.15 ± 0.39	1.01 ± 0.33
9.5	0.92 ± 0.28	0.97 ± 0.25	1.16 ± 0.38	1.03 ± 0.26
6.5	0.95 ± 0.27	0.98 ± 0.26	1.17 ± 0.37	1.04 ± 0.32
3.5	1.0 ± 0.29	1.02 ± 0.29	1.19 ± 0.36	1.08 ± 0.32
0.5	1.74 ± 0.82	1.26 ± 0.27	3.21 ± 2.32	2.19 ± 1.70

注:表中 MSE 统计结果表示形式为:均值 ± 标准差。

图 5 为提取该被试者 PRV 信号和 TPRV 信号对应时刻的 Bland-Altman 图,两者的差值均值为 0.035 ms(图 5 中虚线),差值的标准差为 8.425 ms,则 95% 一致性界限为 $0.035 \pm 1.96 \times 8.425$ ms,即 (-16.479 ms, 16.548 ms),如图 5 实线所示。有 2.17% (5/230) 的点在 95% 一致性界限外,在一致性界限内 2 种方法提取 PRV 差值的绝对值最大为 16 ms(图 5 中实心圆圈),即 2 种方法测量的结果最多相差 16 ms,相对于 2 种方法测量

结果的均值 1 035.05 ms,这种相差在临床应用中可以接受。因此可以认为这 2 种方法提取 PRV 信号的结果具有很好一致性,可以在实际应用中相互替代。

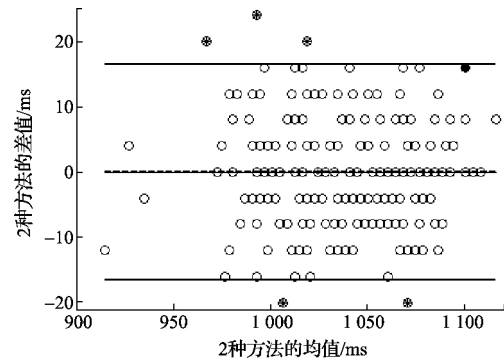


图 5 所提出方法提取的 PRV 信号与标准 PRV 信号的 Bland-Altman 图

Fig. 5 Bland-Altman plots of the true PRV signal and the PRV signal extracted with the proposed method

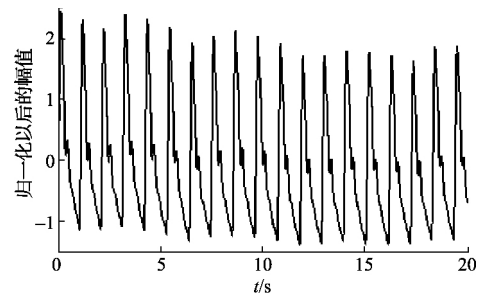
4.2 方法的抗噪性分析

为了验证所提出算法的抗噪性,采用所提出方法提取不同信噪比(signal noise ratio, SNR)下脉搏信号中的 PRV 信号。由于无法获得实际脉搏信号的信噪比,于是,采用 MIT-BIH/PhysioNet/Noise Stress Test 数据库提供的噪声与脉搏信号叠加,产生实验数据。

首先,对脉搏信号进行预处理,采用 2.4 节的滤波器滤除脉搏信号中的噪声,同时为了消除信号幅值不同的影响,将其归一化为均值为 0、标准差为 1 的脉搏信号,归一化公式如下:

$$s(k) = \frac{x(k) - \text{mean}(\{x(k)\})}{\text{std}(\{x(k)\})} \quad (18)$$

式中: $\text{mean}(\{x(k)\})$ 、 $\text{std}(\{x(k)\})$ 分别为原始脉搏信号 $\{x(k)\}$ 的均值和标准差, $s(k)$ 为归一化后的脉搏信号,如图 6(a) 所示。



(a) 预处理后的脉搏信号
(a) PPG signal after preprocessing

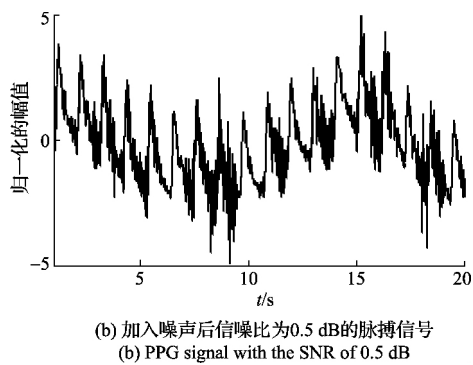


图6 加入噪声前后的脉搏信号

Fig. 6 The PPG signals before and after adding noise

然后,对噪声信号进行预处理。根据脉搏信号的采样频率对噪声信号进行均匀降采样或升采样,消除采样频率的影响。再截取与脉搏信号相同长度的噪声信号,在加入脉搏信号 $s(k)$ 之前,给其乘以不同的系数实现噪声大小的调节。记噪声信号为 $\{n(k)\}$,则 $n(k) = a \cdot bw(k) + b \cdot ma(k)$,式中 $bw(k)$ 为基线漂移, $ma(k)$ 为肌电干扰, a 、 b 为噪声系数。将 $n(k)$ 加入 $s(k)$,产生噪声污染的脉搏信号。信号的信噪比 SNR 通过下式计算:

$$SNR = 10 \lg \left(\frac{st_s}{st_n} \right) \quad (19)$$

式中: st_s 为信号 $s(n)$ 的方差, st_n 为噪声方差。通过调节噪声 a 、 b 产生不同的信噪比的脉搏信号,具体为如表2所示。

表2 噪声系数与信噪比关系
Table 2 The relationship of noise scale and SNR

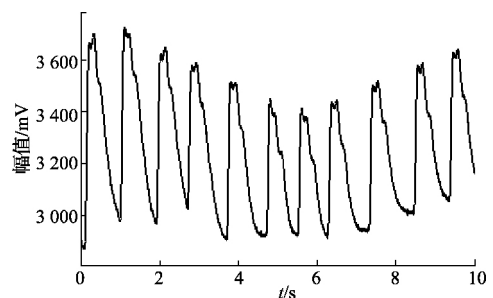
a	b	SNR/dB
0.005	0.001	12.5
0.007	0.001	9.5
0.010	0.001	6.5
0.010	0.015	3.5
0.010	0.020	0.5

表1第2至第5行为不同信噪比下所提出方法计算PRV信号MSE,可以看出,随着信号信噪比的不断降低,MSE值逐渐增大。其中,当信噪比由12.5 dB降为3.5 dB时,MSE降幅不超过0.1%,MSE最大值为1.55%,准确率在98.45%以上;当信噪比降低至0.5 dB时,对应脉搏信号如图6(b)所示,脉搏信号特征基本被噪声淹没,此时,MSE最大值为5.53%,准确率为94.47%

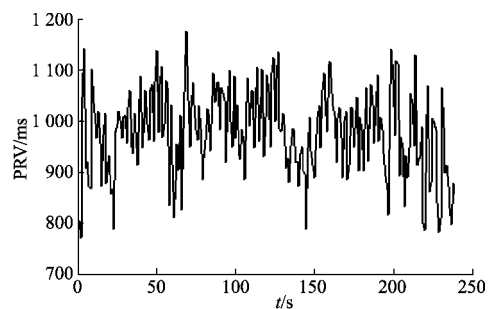
以上,通过以上分析可知所提出的算法在强噪声环境下依然可以准确地提取PRV信号。

4.3 方法的应用

实验所采用的3组数据包含不同状态下人体脉搏信号,前面的分析结果表明,所提出的方法可以准确地提取这些状态下的PRV信号。其中,对于第1组中的视觉疲劳信号,由于信号潮波高于主波,并且与主波相近或相平^[18](图7(a)),使得时域算法的准确率不高。在提取标准PRV信号时,使用对正常脉搏信号主波检测率很高的动态差分阈值法,其漏检和误检率高达20%,通过人工对漏检和误检的主波位置修正后,得到标准的PRV信号(图7(b)),与本文提出方法提取的PRV信号(图7(c))相比,两者的MSE为1.11%,本文所提出的方法可以准确地提取视觉疲劳状态下脉搏信号中的PRV信号,这是因为本文所提出的方法采用基波分量的周期变化反映脉搏信号的周期变化,其不再依赖脉搏信号的特征值检测,从而提高了检测结果的准确率。同时,对于第3组病人数据中的心率不齐数据,由于在短期内心脏的搏动周期发生了骤变,从而使得常用阈值法的阈值失效,造成PRV信号的误检。而对于心率不齐患者,及时地捕捉心率骤变时刻对于疾病的诊断和救治十分重要。图8(a)标准PRV信号,可以看出该患者在32 s时心率骤降,在73 s时心率又骤升,采用本文所提出方法提取PRV如图8(b)所示,可以准确地捕获心率的骤变时刻。



(a) 视觉疲劳状态下的脉搏信号
(a) PPG signal obtain under visual fatigue state



(b) 标准PRV信号
(b) True PRV signal

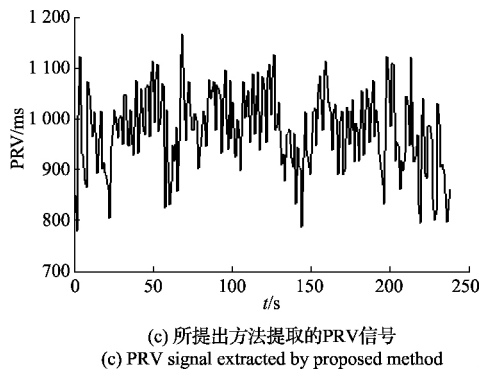


图 7 视觉疲劳状态脉搏信号及 PRV 信号提取结果

Fig. 7 PPG signal under visual fatigue state and the PRV extracting result

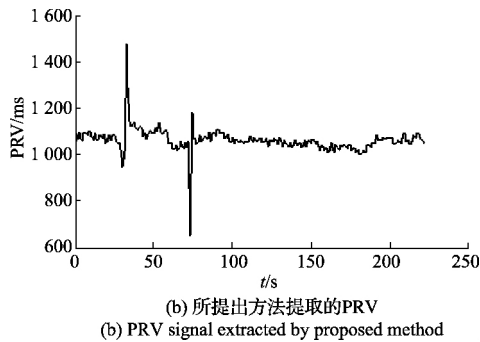
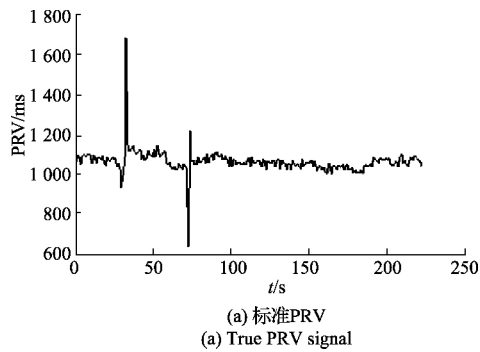


图 8 心率不齐患者 PRV 信号提取结果对比

Fig. 8 PRV signal extracting result for the arrhythmia patient

为了检验所提出算法的实用性,设计了验证实验,如图 9(b)所示,为手机系统从动态脉搏信号中采用所提出方法计算的 DPRV 信号,图 9(a)为离线提取的标准 PRV 信号,从图中可以看出信号采集对象在剧烈运动后的 PRV 信号为 400 ms,为了便于理解,利用式(16)换算为对应的脉率为 150 bpm,随着时间的推移,人体得到了休息,PRV 信号开始上升,心脏搏动放缓,脉率降低,经过 30 min 的休息,最终保持在 90 bpm 左右。采用式(17)计算 DPRV 与标准 PRV 信号 MSE 为 0.68%,说明本文提出的方法可实时地提取脉搏信号中的 PRV 信号。

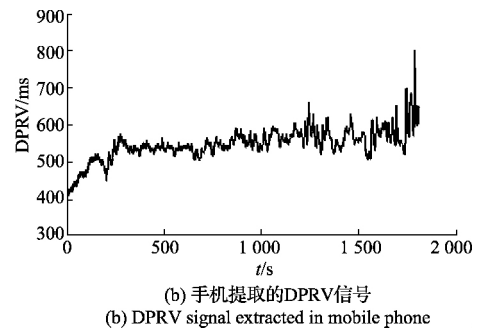
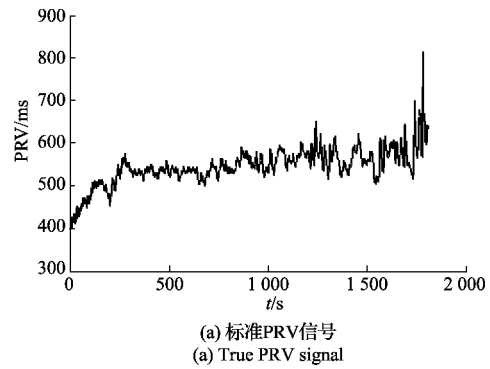


图 9 验证实验结果

Fig. 9 Results of verification experiment

5 结 论

本文提出一种从脉搏信号基波分量中提取 PRV 信号的新方法,通过对传统滑窗迭代 DFT 进行改进,使其可以用于准周期信号基波的提取。将所提出的方法应用于 MIT-BIH/PhysioNet 以及本课题组生理信号数据库提供的脉搏信号,结果表明该方法可以准确地提取 PRV 信号;同时,在不同的信号采样频率和低信噪比情况下,依然保持着很高的准确性;并且可以提取人体不同状态下的 PRV 信号,特别是当人体处于视觉疲劳、心律不齐等异常情况下,该方法仍然可以准确提取 PRV 信号。通过将所提出的算法应用于研制的多生理信号同步采集系统,结果表明该方法可以准确地提取动态脉搏信号中的 DPRV 信号。但是,对于运动状态下的 DPRV 提取,由于运动伪迹对脉搏信号的严重影响,该方法的准确性有待提高。综上所述,通过大量的信号处理和实验分析,该方法可用于准确提取动态脉率变异性信号,在临床和家庭监护等领域有广阔的应用前景。

参考文献

[1] 郭涛,曹征涛,吕里沙,等. 反射式小鱼际脉搏血氧计的研制及人体实验校准[J]. 仪器仪表学报, 2014, 35

- (1): 30-35.
- GUO T, CAO ZH T, LV L SH, et al. Development of a reflective hypothermic pulse oximeter and its calibration in human hypoxia experiment [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2014, 35(1): 30-35.
- [2] 孙一心, 钟莹, 王向鸿, 等. 柔性电容式触觉传感器的研究与实验 [J]. *电子测量与仪器学报*, 2014, 28(12): 1394-1400.
- SUN Y X, ZHONG Y, WANG X H, et al. Research and experimental of a flexible capacitive tactile sensor array [J]. *Journal of Electronic Measurement and Instrumentation*, 2014, 28(12): 1394-1400.
- [3] 兰羽. 一种便携式脉搏测量系统的设计 [J]. *电子测量技术*, 2013, 36(7): 71-73.
- LAN Y. Design of a portable pulse measurement system [J]. *Electronic Measurement Technology*, 2013, 36(7): 71-73.
- [4] 梁振虎, 古悦, 杨春林, 等. 基于安卓平台的脑-心电远程监控系统 [J]. *国外电子测量技术*, 2014, 33(6): 91-94.
- LIANG ZH H, GU Y, YANG CH L, et al. Remote EEG-ECG monitoring system based on Android platform [J]. *Foreign Electronic Measurement Technology*, 2014, 33(6): 91-94.
- [5] CHANDRA P, SANDS R L, GILLESPIE B W, et al. Predictors of heart rate variability and its prognostic significance in chronic kidney disease [J]. *Nephrol Dial Transplant*, 2012, 27(2): 700-709.
- [6] 董红生, 张爱华, 邱天爽, 等. 基于 Hilbert 谱的心率变异信号时频分析方法 [J]. *仪器仪表学报*, 2011, 32(2): 271-278.
- DONG H SH, ZHANG AI H, QIU T SH, et al. Time-frequency analysis method of heart rate variability signal based on the Hilbert spectrum [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2011, 32(2): 271-278.
- [7] GIL E, ORINI M, BAILÓN R, et al. Photoplethysmography pulse rate variability as a surrogate measurement of heart rate variability during non-stationary conditions [J]. *Physiological Measurement*, 2010, 31(9): 1271-1290.
- [8] WONG J S, LU W A, WU K T, et al. A comparative study of pulse rate variability and heart rate variability in healthy subjects [J]. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 2012, 26(1): 107-114.
- [9] 行鸿彦, 许瑞庆, 王长松. 基于经验模态分解的脉搏信号特征研究 [J]. *仪器仪表学报*, 2009, 30(3): 596-602.
- XING H Y, XU R Q, WANG CH S. Pulse signal feature research based on empirical mode decomposition [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2009, 30(3): 596-602.
- [10] 张爱华, 王平, 丑永新. 基于动态差分阈值的脉搏信号峰值检测算法 [J]. *吉林大学学报: 工学版*, 2014, 44(3): 847-853.
- ZHANG AI H, WANG P, CHOU Y X. Peak detection of pulse signal based on dynamic difference threshold [J]. *Journal of Jilin University: Engineering and Technology Edition*, 2014, 44(3): 847-853.
- [11] HAYANO J, BARROS A K, KAMIYA A, et al. Assessment of pulse rate variability by the method of pulse frequency demodulation [J]. *Biomedical Engineering Online*, 2005, 4(62): 1-12.
- [12] BARROS A K, OHNISHI N. Heart instantaneous frequency (HIF): an alternative approach to extract heart rate variability [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2001, 48(8): 850-855.
- [13] CHOU Y X, ZHANG A H, WANG P. Pulse rate variability estimation method based on sliding window iterative DFT and Hilbert transform [J]. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 2014, 34(4): 347-355.
- [14] 刘聪, 戴珂, 张树全, 等. RDFT 算法在有源电力滤波器中的应用 [J]. *电力自动化设备*, 2011, 31(7): 96-100.
- LIU C, DAI K, ZHANG SH Q, et al. Application of RDFT algorithm in active filters [J]. *Electric Power Automation Equipment*, 2011, 31(7): 96-100.
- [15] 郁炜琳, 徐永海, 刘晓博. 滑窗迭代 DFT 的谐波电流检测方法 [J]. *电力系统保护与控制*, 2011, 39(13): 78-82.
- YU W L, XU Y H, LIU X B. Study of harmonic current detection based on sliding-window iterative algorithm of DFT [J]. 2011, 39(13): 78-82.
- [16] 兰瑞芬, 胡广书. 高采样率下简单整系数工频陷波器的设计 [J]. *航天医学与医学工程*, 2008, 21(2): 152-156.
- LAN R F, HU G SH. Design of simple integral coefficient notch filter to remove power-line interference in high sampling rate [J]. *Space Medicine and Medical Engineering*, 2008, 21(2): 152-156.
- [17] 张爱华, 丑永新. 动态脉搏信号的采集与处理 [J]. *中国医疗器械杂志*, 2012, 36(2): 79-84.
- ZHANG AI H, CHOU Y X. Dynamic pulse acquisition and processing [J]. *Chinese Journal of Medical Instrumentation*, 2012, 36(2): 79-84.
- [18] 张爱华, 王业泰, 赵治月. 视屏显示终端视觉疲劳对脉搏信号的影响 [J]. *中国工业医学杂志*, 2010, 23(3): 166-169.
- ZHANG AI H, WANG Y T, ZHAO ZH Y. Effects of VDT visual fatigue on pulse signals [J]. *Chinese Journal*

of Industrial Medicine ,2010 ,23(3) : 166-169.

作者简介



丑永新,2010 年于兰州理工大学获得学士学位,2010 年于兰州理工大学攻读硕士、博士学位,主要研究方向为生物医学信息检测与识别、信号检测与处理等。

E-mail: lutChouYX@163.com

Chou Yongxin received his B. Sc. degree from Lanzhou University of Technology , in 2010. He is currently pursuing M. Sc. degree and Ph. D. degree in Lanzhou Univ of Technology. His main research interests include biomedical signal detection and recognition , signal detection and processing.



张爱华(通讯作者) ,1991 年于兰州理工大学获得硕士学位,2005 年于西安交通大学获得博士学位,现为兰州理工大学电信学院教授,主要研究方向为生物医学信号处理。

E-mail: lutzhangah@163.com

Zhang Aihua (Corresponding author) received her M. Sc. degree from Lanzhou University of Technology , in 1991. She received her Ph. D. degree from Xi' an Jiao Tong University , in 2005. In February 1991 , she joined College of Electrical and Information Engineering , Lanzhou University of Technology where she is now working as a professor. Her main research interest is biomedical signal processing.