

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2016.11.019

医学信号处理与医学仪器

## 基于人脸视频的光容积脉搏波信号获取与处理

雷恒波<sup>1</sup>, 郭友达<sup>2</sup>, 莫镜清<sup>1</sup>, 徐雅洁<sup>1</sup>, 邢晓曼<sup>1</sup>, 孙明山<sup>1</sup>

1. 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所, 江苏 苏州 215163; 2. 南京理工大学电子工程与光电技术学院, 江苏 南京 210094

**【摘要】**光容积脉搏波(PPG)中包含着人体重要的生理信息,它的监测可以有效地对心血管疾病进行早期预防和预后诊断。为了方便、准确地获得人体的PPG信号,本文通过手机摄像头拍摄一段人脸视频,根据每帧图像中像素灰度值的变化得到血液容积变化的时序曲线;然后,利用经验模态分解法(EMD)将它分解为一系列不同频率成分的本征模函数(IMF);最后通过频域分析,将处于脉搏波频率范围的IMF进行信号重构,就得到了消除低频基线漂移和高频噪声的PPG信号。该结果与现有医疗仪器同步测得的PPG数据相关系数在0.85以上,这种方法适用范围广,特别是对远程医疗中基于PPG的人体生理信息的获得具有重要意义。

**【关键词】**摄像头;非接触成像;光容积脉搏波;经验模态分解法;远程医疗

**【中图分类号】**R318

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2016)11-1178-05

## Photo plethysmo graphy signal acquisition and processing based on facial video

LEI Hengbo<sup>1</sup>, GUO Youda<sup>2</sup>, MO Jingqing<sup>1</sup>, XU Yajie<sup>1</sup>, XING Xiaoman<sup>1</sup>, SUN Mingshan<sup>1</sup>

1. Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Sciences, Suzhou 215163, China; 2. School of Electronic and Optical Engineering, Nanjing University of Science and Technology, Nanjing 210094, China

**Abstract:** The monitoring of photo plethysmo graphy (PPG) which contains some important human physiological information is effective for the cardiovascular disease prevention and prognosis. In order to easily and accurately obtain the PPG signal of the body, the camera video of the human face is obtained by the cell phone, and the timing curve of the blood volume variation is obtained by investigating the variation of pixel gray values of each frame image. With the empirical mode decomposition method, the timing curve was broken down into series of intrinsic mode function (IMF) with different frequency components. Finally, using the frequency domain analysis, the IMF in the pulse frequency range is reconstructed, obtaining the PPG signal without the low-frequency and high-frequency noise baseline drift. The correlation coefficient between the result and the measured PPG data synchronized with the existing medical instruments is above 0.85. The PPG method based on facial video which is widely applied is important for obtaining the physiological information based on PPG in telemedicine.

**Keywords:** camera; non-contact imaging; photo plethysmo graphy; empirical mode decomposition; telemedicine

### 前言

光容积脉搏波描记法(Photo Plethysmo Graphy, PPG)是一种用来检测组织微血管中的血容量变化的光学测量技术<sup>[1]</sup>。其原理是用光照射皮肤表面,通过透射或反射方式传送到光电接收器,由于血液容积在心脏作用下周期性改变,使得光电接收器接收到的光强度也随之变化,从而得到血液容积脉搏的变化信息<sup>[2]</sup>。PPG包含着血液流动、心脏跳动

等重要信息,并可以进一步得到人体血氧、血压、血管微循环、心率、呼吸率等生理参数,对人体健康的监护具有重大的意义。

传统的光容积描记技术主要采用专业的接触人体的光电传感器来进行人体生理特征测量, Van<sup>[3]</sup>将光电传感器集成在一个腕带上,戴在手腕处进行PPG信号采集; Gilotra<sup>[4]</sup>利用套在手指上的光电传感器获得PPG信号。这种方法难以满足特殊应用场合的需要,例如皮肤表面有伤口的患者、烧伤患者、以及肢体抖动的患者。而采用拍摄视频方式的光容积描记技术具有无创、非接触、使用范围广等众多优点,为非接触式生理信号测量及远程医疗监控的研

**【收稿日期】**2016-07-18

**【作者简介】**雷恒波, 硕士, 助理研究员, 研究方向: 生物医学信号处理。  
E-mail: 296738722@qq.com

究提供了一种新的解决途径和方案。

由于人体脉搏波信号十分微弱,因此利用光电手段获得的脉搏波信号极易受到干扰,噪声的来源主要有两种:低频基线漂移和低频噪声。目前对脉搏波进行信号处理多采用小波变换的方法:韩庆阳等<sup>[5]</sup>,李刚等<sup>[6]</sup>用小波分析去除脉搏波中的基线漂移;赵素文<sup>[7]</sup>利用小波分析结合傅里叶变换的方法从脉搏波中提取呼吸信号。但是,小波变换对信号的处理依赖于小波基的选取,小波基选择不当,对结果将产生很大的影响<sup>[8]</sup>;而经验模态分解法(Empirical Mode Decomposition, EMD)依据信号本身的局部特征进行自适应分解<sup>[9]</sup>,具有很高的信噪比,无需预先设定任何基函数,可以很好地分解出信号的高频噪声和低频基线漂移<sup>[10-11]</sup>,因此,本文基于 EMD 实现 PPG 信号中的高频噪声和低频基线漂移的消除。

1 实验数据采集及数据处理

1.1 实验数据获取

基于视频获取 PPG 的基本原理:通过成像设备获取一段人体表面皮肤区域的视频,血液容积的变化带来了表面皮肤区域亮度的变化,亮度的变化使视频中每一帧图像的灰度值发生变化,根据每帧图像像素灰度值的变化情况即可以得到 PPG。

人脸部位包含着丰富的毛细血管,血管容积变化引起的光强信号的变化更明显,进而提取出的脉搏波信号信噪比更高<sup>[12-13]</sup>。而在人脸的不同部位中,额头区域干扰因素少,获得的 PPG 信号最好,因此本文提取人脸的额头部位进行研究,如图 1 所示利用矩形框截取目标区域。彩色视频的每帧图像都存储为一个三维矩阵,矩阵的 3 个维度分别代表红色、绿色和蓝色 3 个颜色通道的图像数据信息。在选择颜色通道时,需要考虑两个因素,一是血液对相应波段光的吸收率,二是所选择波段的照明光是否能够穿透人体表皮,以达到表皮以下的微动脉层<sup>[14-15]</sup>。考虑到血液对光的吸收率,黄绿光,也就是 510~590 nm 波长的可见光处于血液吸收光线的峰值位置,在保证吸收率足够高的前提下,又要使得光线能够穿透皮肤的微动脉层,本文选取绿色通道的像素进行分析。

具体实验设置为:实验一,选取 20 名实验者(男 12 名,女 8 名),利用手机摄像头对着人脸拍摄一段视频,采集 PPG 信号时实验者保持不动,摄像头与人脸保持在臂长范围之内,而且距离不能太小以保证能够拍摄到整个人脸部位,环境中光线的亮度需要保证手机摄像头能够清楚地拍摄到人脸视频,每个采

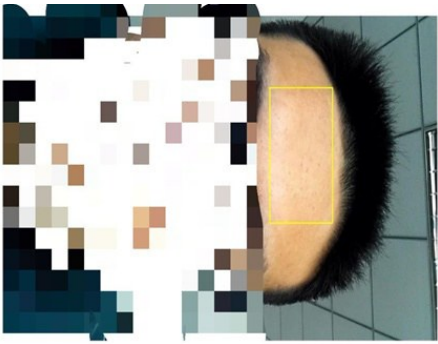


图 1 人脸额头部位  
Fig.1 Forehead area of human face

集时间为 10 s,连续拍摄 5 段视频。实验二,采用市场上现有的医疗仪器 CONTEC 脉搏血氧仪对这 20 名实验者进行 PPG 信号同步采集,测量方式如图 2 所示,测量之后将脉搏波数据通过 USB 数据线传输到电脑上。



图 2 仪器测量方法  
Fig.2 Measurement method

接下来,首先对手机拍摄的视频进行分帧处理,即将视频分解为一系列的图片,图片的帧序列即为视频的时间序列。然后利用 MATLAB 对每帧图片额头区域进行截取,计算截取的矩形框内像素绿色通道的灰度值的平均值;最后,以目标区域像素灰度值的平均值为纵轴变量,以帧数为横轴变量,即可得到 PPG 信号时序图,如图 3 所示为采集到的 PPG 信号进行归一化的结果。由图 3 可以看出,PPG 信号中存在着低频基线漂移和一些高频噪声,这会降低 PPG 信号的准确度,从而降低基于 PPG 人体生理参数测量的精度,因此需要从信号中消除。

1.2 PPG 信号的处理

实验者身体的运动以及自身的呼吸活动会使得采集的 PPG 信号出现低频基线漂移;而高频噪声包含高频随机噪声以及工频干扰,是由于采集过程产生的随机噪声和环境干扰造成的<sup>[16]</sup>。为了去除 PPG

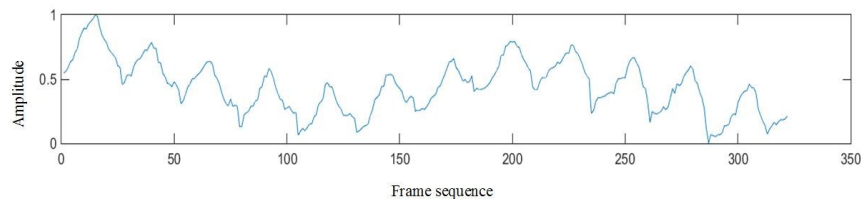


图3 归一化的PPG信号

Fig.3 Normalized photo plethysmo graphy (PPG) signal

信号的噪声,本文采用EMD对PPG信号进行处理。

EMD将原始信号按照频率成分由高到低的顺序分解为若干个本征模函数(Intrinsic Mode Function, IMF)分量和一个残余分量之和,不同的IMF分量使信号

的特征在不同的时间尺度分辨率下表现出来<sup>[17]</sup>。图4是信号的EMD分解过程,其中IMF1~IMF5为信号分解得到的5个IMF份量,Res为剩余分量。

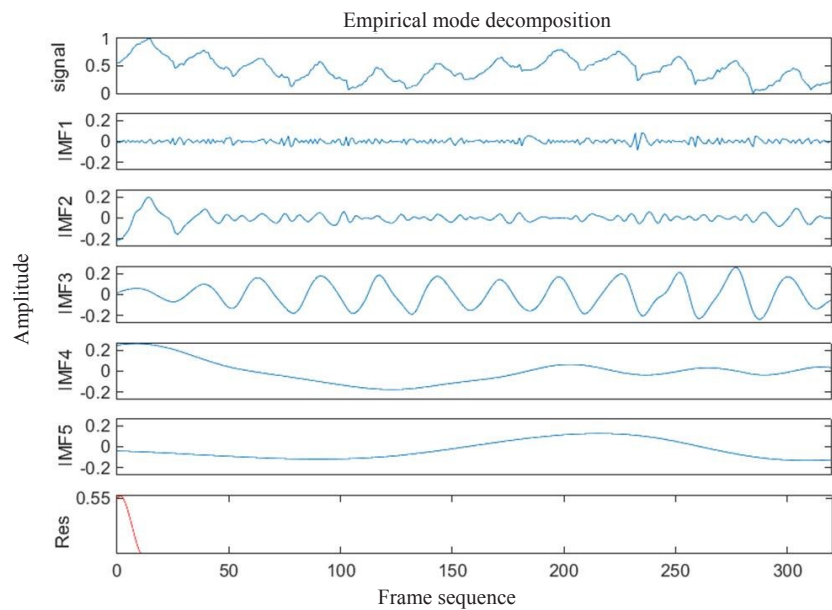


图4 PPG信号的EMD分解

Fig.4 Empirical mode decomposition of PPG signal

接下来对分解产生的每阶IMF进行频域分析,如图5所示。正常成人的脉搏波频率在1~1.6 Hz左右,由图5中各阶IMF的频率成分可以判断,IMF1为信号的高频噪声,IMF4,IMF5以及分解后的残余分量Res为信号的低频基线漂移。因此,将处于脉搏波频率范围的IMF2和IMF3两阶IMF相加即可得到消除了高频噪声及基线漂移的PPG信号,如图6所示。试验中20名实验者都通过手机摄像头得到了PPG信号,并且利用EMD去除了信号的高频噪声及低频基线漂移。

1.3 结果分析

计算手机摄像头获得的每个实验者5段脉搏波心率值,以每个波峰为一次心跳,不完整的波峰记做

0.5次,然后与CONTEC脉搏血氧仪测得的脉搏波心率值进行相关性分析。实验结果表明:利用手机摄像头获得的脉搏波信号的心率值与用CONTEC脉搏血氧仪测得的心率值具有很好的相关性,20个实验者两种方法获得的脉搏波相关系数达到0.85以上,其中出现的误差跟时间窗的截取有关。部分对比分析结果如表1所示。

2 结 论

本文提出了一种利用手机摄像头获取人脸视频,根据每帧图像中像素灰度值的变化得到PPG信号,并通过EMD去除信号的高频噪声及低频基线漂

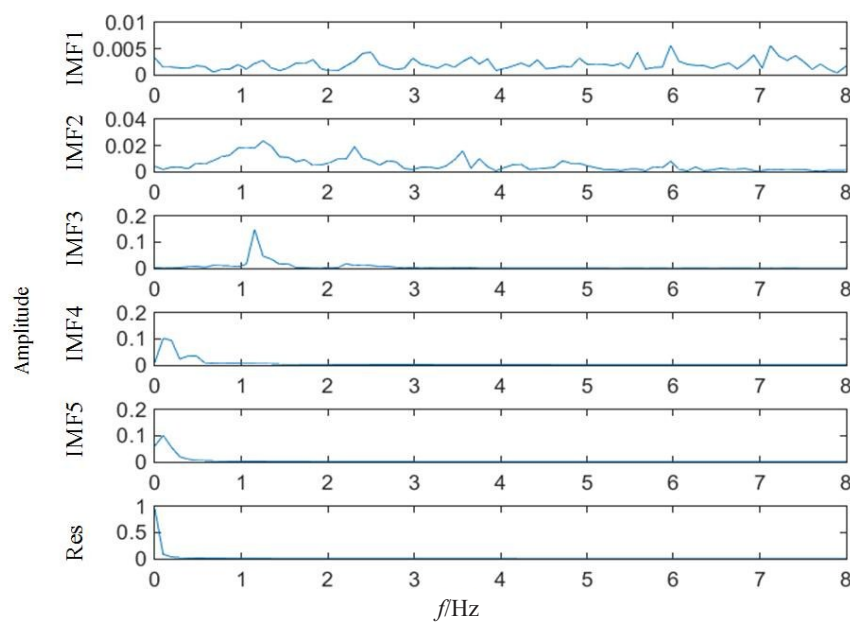


图5 各阶IMF的FFT变换

Fig.5 Fast Fourier transform of each order of intrinsic mode function (IMF)

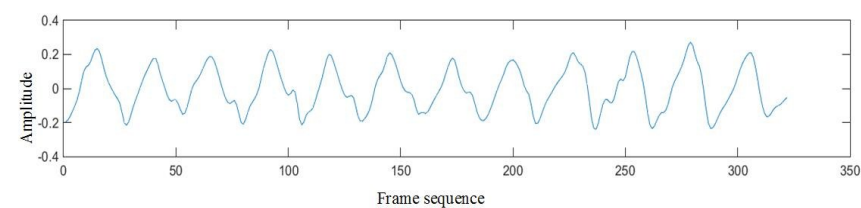


图6 最终的PPG信号

Fig.6 Final PPG signal

表 1 测量结果对比分析

Tab.1 Comparison of measured results

Subject	Data source	Heart rate/times · 10 s <sup>-1</sup>					Correlation coefficient
		1	2	3	4	5	
1	Carema	12.5	12.0	11.0	11.0	12.0	0.861 9
	CONTEC	12.0	12.0	10.5	11.0	12.5	
2	Carema	14.0	14.5	14.0	13.0	14.5	0.975 9
	CONTEC	14.0	14.5	14.0	13.5	14.5	
3	Carema	13.0	14.0	13.5	14.0	13.0	0.896 4
	CONTEC	13.0	13.5	13.5	14.0	13.0	
4	Carema	13.0	15.0	14.5	14.0	14.0	0.967 0
	CONTEC	13.5	14.5	14.5	14.0	14.0	
5	Carema	12.0	12.0	11.0	11.5	12.0	0.912 9
	CONTEC	12.5	12.0	11.0	12.0	12.5	
6	Carema	13.5	13.0	12.5	13.0	12.5	0.891 0
	CONTEC	13.5	12.5	12.5	13.0	12.0	



移的方法。通过与市场上现有的医疗仪器CONTEC脉搏血氧仪同步测得的脉搏波进行对比分析。实验结果表明:该方法获得的PPG信号与CONTEC脉搏血氧仪测得的PPG信号具有很好的相关性,相关系数达到0.85以上,因此,该方法可以有效地获得PPG信号,适用于多种场合的测量,对于基于PPG,特别是远程医疗应用中的人体生理参数获得的便利性和精确度的提高具有重要意义。下一步可以结合人脸自动跟踪识别技术,实现对一定范围内移动的目标进行PPG信号测量。

## 【参考文献】

- [1] ALLEN J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement[J]. *Physiol Meas*, 2007, 28(3): R1.
- [2] 李学波. 基于光电容积脉搏波的人体生理指数检测算法研究与实现[D]. 沈阳: 东北大学, 2011: 1-2.  
LI X B. Research and implementation of the detection algorithm for human body physiological index based on photoelectric volume pulse wave[D]. Shenyang: Northeastern University, 2011: 1-2.
- [3] VAN ANDEL J, UNGUREANU C, AARTS R, et al. Using photoplethysmography in heart rate monitoring of patients with epilepsy[J]. *Epilepsy Behav*, 2015, 45: 142-145.
- [4] GILOTRA N A, TEDFORD R J, WITTSTEIN I S, et al. Pulse amplitude ratio measured using finger photoplethysmography during a valsalva maneuver estimates pulmonary capillary wedge pressure in heart failure patients[J]. *J Card Fail*, 2015, 21(8): S18.
- [5] 韩庆阳, 李丙玉, 王晓东. 一种消除脉搏波信号中呼吸基线漂移的方法[J]. *中国医疗器械杂志*, 2014, 38(1): 19-22.  
HAN Q Y, LI B Y, WANG X D. The method of removing breathing baseline in pulse wave signal [J]. *Chinese Journal of Medical Instrumentation*, 2014, 38(1): 19-22.
- [6] 李刚, 刘玉良, 林凌, 等. 光电脉搏波信号处理中呼吸干扰的抑制[J]. *纳米技术与精密工程*, 2008, 6(1): 54-58.  
LI G, LIU Y L, LIN L, et al. Suppression of the respiration interference in the processing of the photoelectric pulse wave signal [J]. *Nanotechnology and Precision Engineering*, 2008, 6(1): 54-58.
- [7] 赵素文, 高凡, 邓莉. 小波变换结合快速傅里叶变换从PPG中提取呼吸率[J]. *中国医学物理学杂志*, 2016, 33(1): 39-43.  
ZHAO S W, GAO F, DENG L. Respiratory rate extracted from photoplethysmography signals by using wavelet transform and fast fourier transform[J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2016, 33(1): 39-43.
- [8] DAUBECHIES I. The wavelet transform, time-frequency localization and signal analysis[J]. *IEEE Trans Inf Theory*, 1990, 36(5): 961-1005.
- [9] MANDIC D P, REHMAN N U, WU Z, et al. Empirical mode decomposition-based time-frequency analysis of multivariate signals: the power of adaptive data analysis[J]. *IEEE Signal Process Mag*, 2013, 30(6): 74-86.
- [10] HUANG N E, SHEN Z, LONG S R, et al. The empirical mode decomposition and the hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis[J]. *Proc Math Phys Eng Sci*, 1998, 454(1971): 903-995.
- [11] 程军圣, 郑近德, 杨宇. 一种新的非平稳信号分析方法——局部特征尺度分解法[J]. *振动工程学报*, 2012, 25(2): 215-220.  
CHENG J S, ZHENG J D, YANG Y. A nonstationary signal analysis approach—the local characteristic-scale decomposition method [J]. *Journal of Vibration Engineering*, 2012, 25(2): 215-220.
- [12] MORENO J, RAMOS-CASTRO J, MOVELLAN J, et al. Facial video-based photoplethysmography to detect HRV at rest[J]. *Int J Sports Med*, 2015, 36(6): 474-480.
- [13] 姜笑天. 基于可见光成像设备抑制运动伪差的脉搏波及心率检测技术研究[D]. 北京: 北京理工大学, 2015: 14.  
JIANG X T. Pulse wave and cardiac rate detection method research based on visible light imaging device with the motion artifact restrained[D]. Beijing: Beijing Institute of Technology, 2015: 14.
- [14] 于常青, 刘凡光, 顾瑛, 等. 人体皮肤及血液的荧光光谱分析[J]. *中国激光医学杂志*, 2004, 13(1): 41-44.  
YU C Q, LIU F G, GU Y, et al. Laser induced fluorescence spectra of human skin and blood[J]. *Chinese Journal of Laser Medicine & Surgery*, 2004, 13(1): 41-44.
- [15] 樊奕辰, 卢启鹏, 丁海泉, 等. 经验模态分解法在近红外无创血红蛋白检测中的应用研究[J]. *光谱学与光谱分析*, 2013, 33: 349-353.  
FAN Y C, LU Q P, DING H Q, et al. Study on the application of empirical mode decomposition to noninvasive hemoglobin measurement by NIRS [J]. *Spectroscopy and Spectral Analysis*, 2013, 33: 349-353.
- [16] PINHEIRO E, POSTOLACHE O, GIRÃO P. Empirical mode decomposition and principal component analysis implementation in processing non-invasive cardiovascular signals[J]. *Measurement*, 2012, 45(2): 175-181.
- [17] HUANG W, CAI N, XIE W, et al. ECG baseline wander correction based on ensemble empirical mode decomposition with complementary adaptive noise[J]. *J Med Imaging Health Inform*, 2015, 5(8): 1796-1799.

(编辑: 薛泽玲)