

自然光条件下使用普通摄像头实现心率测量

马 良 刘 琚

(山东大学信息科学与工程学院, 山东济南 250100)

摘 要: 心率作为与心血管疾病密切相关的生理指标, 在临床诊断以及日常监测中起着重要作用。本文利用成像式光电容积描记技术的原理, 设计了一款心率监测系统, 实现了在自然光条件下使用普通摄像头采集面部视频信号, 并通过处理分析得到被测者心率的功能。首先使用摄像头采集被测者的面部视频信号, 截取额头部位作为感兴趣区域, 然后使用欧拉放大方法处理图像, 求得图像灰度均值, 得到血液容积脉搏波波形, 最后转化至频域求得心率。本系统使用器材简单, 操作简便, 可以快速准确地测得被测者的心率。

关键词: 心率; 成像式光电容积描记技术; 普通摄像头; 自然光

中图分类号: TP391

文献标识码: A

DOI: 10.16798/j.issn.1003-0530.2017.3A.012

A Heart Rate Detection System by Using Ordinary Camera under Natural Light Conditions

MA Liang LIU Ju

(School of Information Science and Engineering, Shandong University, Jinan, Shandong 250100, China)

Abstract: Heart rate is closely related to cardiovascular disease, and it plays an important role in clinical diagnosis and routine detection. In this paper, we design a heart rate detection system by using the imaging photoplethysmography. It uses ordinary camera to collect face's signal to analyze person's heart rate under natural light conditions. It uses ordinary camera to collect face's signal firstly, takes the forehead as region of interest, then process images by Eulerian Video Magnification, gets mean value of gray images, gets the blood volume pulse, and gets the heart rate by changing signal into frequency finally. The system is easy to operate by using simple tools, and it can get person's heart rate quickly and accurately.

Key words: heart rate; imaging photoplethysmography; ordinary camera; natural light

1 引言

现代社会,随着生活水平的不断提高,生活工作状态的改变,以及人口年龄结构的改变,心血管疾病的发病率明显升高。国家心血管病中心发布的《中国心血管病报告 2015》披露,2014 年我国心血管病死亡率位居各病种首位,因心血管病造成的死亡人数超过 370 万^[1]。心血管病的早期预防、日常监测、诊断治疗等任务异常艰巨。

心率作为与心血管疾病密切相关的生理指标,在临床诊断以及日常检测中起着重要作用。目前医学上检测心率主要使用心电监护仪,市场上常见

的心率监测简易设备还有指夹式脉搏监测仪。然而这两种检测手段,设备较为复杂,需要接触被测者体表进行测量,不适用于新生儿或者烧伤烫伤病人;而且有些还需要专业医护人员操作,并不适用于日常检测。随着人们对于自身健康状况的关注程度不断加深,人们对于能够随时随地、快速简便地检测出心率等生理指标的方案存在较大需求。

因此,非接触式生理信号检测设备研究逐渐受到关注。非接触式生理信号检测设备通过光学、声波、磁场等手段,在不接触人体的情况下实现对某些生理指标的测量。如何利用低成本的简单设备,进行简易的操作,得到比较准确的生理参数,是现

阶段研究的重点。

2000年,AT Wu 等人在传统的需要接触测量的光电容积描记技术(PPG)的基础上,提出了非接触式的成像式光电容积描记技术(IPPG)^[2]。他们使用870 nm波长的红外光作为光源照射皮肤表面,通过加有滤光片的黑白相机接收反射光,在获得的每一帧图像上选取相同位置作为感兴趣区域,计算出感兴趣区域的灰度均值随时间变化的波形,就得到了反应测量皮肤区域血流变化的PPG信号。

2013年,新加坡国立大学的Yu Sun等人利用IPPG技术对脉搏变异信号进行了非接触式测量^[3]。他们使用880 nm波长的红外光源,使用高速CMOS相机采集视频信号,将测得的结果与传统的接触式测量方法得到的结果进行对比后发现两种方法测得的结果一致。

2010年开始,美国麻省理工学院的Ming-Zher Poh等人发表了一系列文章,提出了一种基于网络摄像头的非接触式生理测量方案^[4-6]。他们利用成像式光电容积描记技术(IPPG),使用普通的网络摄像头,在自然光条件下采集视频信号,进行处理分析后得到血液容积脉搏波,进一步处理得到心率,成本低廉而且准确率较高。

AT Wu、Yu Sun和Ming-Zher Poh等人的研究,为使用简易器材在非接触条件下实现某些生理参数的检测提供了支持。

2 利用IPPG技术测量心率的原理

心率指心脏每分钟跳动的次数,以第一心音为准^[7]。医学上最为准确的测量心率的方法是通过心电图计算直接得到。在实际应用中测量心率更常用间接方法,主要包括光电法(主要应用于各种光电设备)和压力震荡法(主要应用于电子血压计上)。准确的说以上两种间接方法测得的是脉率,即每分钟心脏有效搏动产生脉搏的次数。正常情况下人的脉率与心率相等,但在某些特殊情况下也会出现脉率和心率不一致的情况,如房颤病人会出现脉搏短绌症状,导致脉率比心率少。考虑到心电图测量设备复杂、手续繁琐、需要专业医护人员操作、容易受到电磁干扰等缺点,而且实际应用中通常也使用由电子血压计、血氧仪等测得的脉率替代心率,房颤病人等一般都有特殊监护,因此在普通检测时,通常使用间接方法快捷简便地监测脉率,

并以此替代心率。本文也以脉率来代替心率。

随着心脏跳动,血管中的血液量是不断变化的。当心脏向外泵血时,血管中血液量增加,皮肤表面血管对光线的吸收也随之增加,而其他组织对于光线的吸收基本不变,皮肤反射的光线相应减少;当血液回流心脏时,血管中的血液量减少,皮肤表面血管对光线的吸收也随之减少,而其他组织对于光线的吸收基本不变,皮肤反射的光线相应增加。即皮肤的反射光线变化可以反映心血管活动状况,通过对一段时间内皮肤反射光线的变化波形进行相应处理,可以得到心率等生理信号。这就是IPPG技术的基本原理。

市面上现有的指夹式脉搏血氧仪,需要在紧密接触皮肤条件下,采用特定光源发射一定波长的光线(一般为880 nm波长的红外光,血液对此波长光线吸收最明显),经过手指部位的皮肤等组织被传感探头采集,从而得到穿过手指部位的光线变化曲线,从中提取心率、血氧等生理信号。但随着信号处理技术的发展,可以采集皮肤表面对普通自然光的反射光线,通过信号的分离、放大、滤波等处理,得到反射光线的变化曲线,从中提取出心率等生理信号。

Ming-Zher Poh等人利用IPPG技术实现心率测量的基本方法如下:

(1)使用一台带有内置摄像头的笔记本电脑,被测者坐于电脑前,面对摄像头保持静止,与摄像头距离0.5米左右,录制一段1分钟的彩色视频(24位RGB颜色通道×8位/通道)。视频帧率为15帧/秒,640×480像素,AVI格式;

(2)在视频中选取面部区域作为信号提取区域,将面部区域信号分解为红、绿、蓝三个颜色通道信号;

(3)将每个颜色通道信号进行平滑处理和归一化处理,分解成三个独立的源信号,使用独立成分分析(ICA)方法进行运动伪影去除,得到血液容积脉搏波(BVP);

(4)使用五点滑动平均法滤波器和带通滤波器(128点汉明窗,0.7~4赫兹)对BVP信号进行处理,检测BVP波形峰值。

(5)分析BVP波形的功率谱密度,功率谱峰值处对应的频率即为心率的频率。

在Ming-Zher Poh等人的方法中,在信号处理部

分,他们将视频信号分解为红色、绿色、蓝色三条颜色通道,然后利用独立成分分析(ICA)得到血液容积脉搏波(BVP),其中绿色通道得到的血液容积脉搏波波形较好。

最简单的信号处理方法是感兴趣区域转化为灰度图,求得其灰度均值,将每一帧视频图像中感兴趣区域的灰度均值沿时间轴绘制变化曲线,即可得到 IPPG 曲线,即血液容积脉搏波(BVP)。

在徐光等人的方法中,他们对图像进行了降噪处理,然后使用 9 阶 IIR 巴特沃斯带通滤波器对得到的光电容积脉搏波信号进行滤波处理,选用的通带频率为 0.5 ~ 4 Hz,通过低通滤波部分滤除高频噪声的干扰,通过高通滤波部分滤除低频噪声的干扰以及信号中存在的直流分量^[8]。最终得到血液容积脉搏波(BVP)。

2012 年,麻省理工学院的 Hao-Yu Wu 等人提出了一种叫做欧拉影像放大技术(Eulerian Video Magnification,EVM)的方法,在空间和时域内对视频图像进行处理,对视频中肉眼不易观察到的细微变化进行放大^[9]。Neal Wadhwa 等人对欧拉放大技术进行了改进,提出了基于相位的视频运动处理方法,在放大动作的同时平移噪声,避免了放大噪声,可以得到更好的效果^[10]。

3 基于普通摄像头的心率监测系统的实现

本设计分为视频采集部分、信号处理部分、结果呈现部分三个模块。

在视频采集部分,使用加有 200 万像素的 CS-S2812 监控变焦镜头的索尼工业 CCD 低照度彩色摄像头作为视频采集器材,直接在自然光条件下进行视频采集,不需要附加光源。在信号处理部分,使用树莓派 B 型开发板,完成对采集到的视频的实时先处理,主要步骤有检测追踪人脸、截取额头部位作为感兴趣区域、使用欧拉放大方法处理图像、求得图像灰度均值并绘制成随时间的变化曲线即为血液容积脉搏波、转化为频域信号求得心率。在结果呈现部分使用显示器显示测得的血液容积脉搏波和其频域波形,指示心率。其流程图如图 1 所示。

在自然光条件下,被测者端坐于摄像头前 0.5 米处,面部正对摄像头,尽量保持静止,保证摄像头能采集到较为清晰的面部区域。经处理后得到的结果大概 3 秒钟后即可呈现,5 秒钟左右可得到较

为稳定的结果。一般应保证 10 ~ 20 秒的采集时间以确保结果的准确性。如图 2 所示。

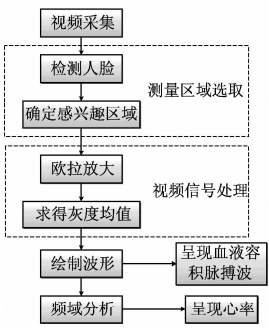


图 1 心率监测系统流程图

Fig. 1 Flow chart of heart rate detection system

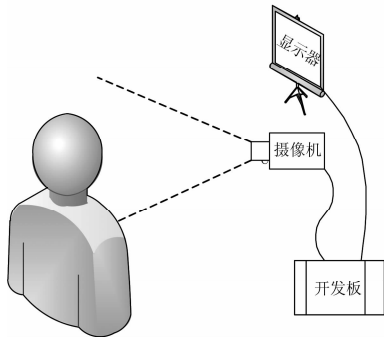


图 2 心率监测系统示意图

Fig. 2 Diagram of heart rate detection system

3.1 硬件系统搭建

利用 IPPG 技术进行非接触式心率测量时,信号采集设备的成像质量对于后续结果影响较大。使用网络摄像头虽然成本较低,但由于其帧率低,成像质量较差,测得的心率等生理参数准确率相对偏低,而且不能拓展测量血氧饱和度等对成像质量要求较高的生理参数^[11]。因此我们选用普通的 CCD 摄像头及镜头,一方面价格不是很高,另一方面成像质量较高。

摄像头选取索尼工业 CCD 低照度彩色摄像头,其主要参数如表 1 所示。

表 1 索尼工业 CCD 彩色摄像头参数
Tab. 1 Parameter of SONY CCD color camera

图像最大分辨率	976×582
每秒帧数	50 帧
最低照度	0.01 Lux

成像设备的镜头选择 CS-S2812 监控变焦镜头,安装于摄像头前,其主要参数如表 2 所示。

表 2 CS-S2812 镜头参数
Tab. 2 Parameter of CS-S2812

型号	CS-S2812
焦距	2.8 ~ 12 mm
变焦控制	手动
光圈控制	手动
聚焦控制	手动
像面尺寸	1/2.7
相对孔径	F1:1.4
接口	CS
分辨率	200 万像素

开发板选用树莓派 B 型开发板。它是一款功能齐全的微型电脑主板,支持多种编程语言。其主要参数如表 3 所示。

表 3 树莓派 B 型开发板主要参数
Tab. 3 Parameter of Raspberry Pi

处理器	四核 1.2GHz 64 位 ARM
内存	1GB
USB 2 端口	4 个
HDMI 接口	1 个

3.2 人脸检测追踪

摄像头开始采集视频后,需要采用人脸检测算法来确定人脸的位置,为接下来的处理做准备。本文采用现在广泛使用的 AdaBoost 人脸检测算法来实现对人脸的定位追踪。

利用 AdaBoost 学习算法实现人脸检测的方法最早由英国剑桥大学的 Paul Viola 和 Michael Jones 提出^[12],Intel 公司的 Rainer Lienhart 和 Jochen Maydt 对其做了改进^[13],使其具有较快的检测速度、较高的鲁棒性,并且能够应用于实时检测。AdaBoost 人脸检测算法的主要原理如下:

- (1)使用样本的 Haar-like 特征表示人脸。
- (2)使用 AdaBoost 算法进行分类器训练。
- (3)将训练得到的几个简单分类器级联,得到级联分类器。级联能够提高检测的速度。
- (4)被检测的区域经过级联分类器,就相当于该区域依次经过每一级分类器。最终能经过每层分类器检验的区域就是想要的人脸区域。

摄像头开始采集视频后,AdaBoost 人脸检测算法实时检测到的人脸区域如图 3 所示。



图 3 检测到的人脸区域
Fig. 3 Detection of face

3.3 感兴趣区域的选取

在 Ming-Zher Poh 等人的方法中,他们选取整个人脸区域作为感兴趣区域,进行信号提取处理。然而眼睛眨动会对波形产生较大的干扰,而且该干扰的频率和心率接近,不易在后期处理中滤除,从而对心率检测结果准确性产生影响;适当减小感兴趣区域的面积虽然会导致噪声增加,但这些噪声存在于高频区域,对心率结果影响较小且易于滤除^[14]。因此我们选取额头区域作为感兴趣区域进行信号提取处理,额头区域较为平整,且正对摄像头,信号采集的质量比较高。

3.4 视频信号处理

欧拉放大方法的主要步骤如下:

- (1)将视频信号的每一帧图像分解为不同的空间分辨率。
 - (2)对每个空间分辨率的图像进行时域带通滤波处理,提取感兴趣的频带。在本文中因为我们想提取人的心率信号,因此选取包含正常人心跳频率的 0.5 ~ 4 Hz 的通带频率。
 - (3)对滤波结果进行放大。对每个感兴趣频带的信号乘以一个放大因数。
 - (4)将放大后的不同空间分辨率的图像和其相对应的空间分辨率的原始图像相加,并将各不同空间分辨率的图像合成得到最终图像。
- 为了提高信噪比,先将选取出来的感兴趣区域图像进行低通带通滤波,然后对其进行欧拉放大处理,提取感兴趣区域内的信号,将每帧图像转化为灰度图,对各像素点灰度值的时间序列进行带通滤波,求得每帧图像的灰度均值,绘制成灰度均值随时间变化的曲线,即为血液容积脉搏波波形,如图 4 所示。

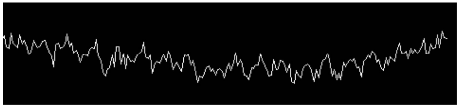


图 4 血液容积脉搏波波形
Fig. 4 The blood volume pulse

3.5 心率的提取

从得到的血液容积脉搏波波形中提取心率数值的方法比较简单,可以直接将血液容积脉搏波信号进行傅里叶变换,转换至频域信号,其功率谱的峰值处对应的频率即为心率的频率。

以每分钟周期变化的次数作为横坐标,功率作为纵坐标,可得到图像如图 3~5 所示。其中功率最大值处对应的横坐标值即为心率 77 次/分钟。

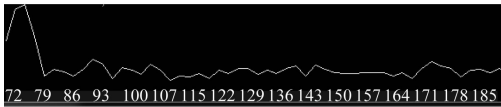


图 5 BVP 波对应的功率谱
Fig.5 The power spectrum of BVP

3.6 实验结果与分析

招募 10 名志愿者进行实验,分别在室内散射自然光条件下(无外加光源)以及夜晚室内普通吊顶日光灯照明下测量。实验分为 2 次,每次 10 组,每组 1 人,其中第 1~5 组是保持平静状态一段时间后测量的结果,第 6~10 组是运动 2 分钟后测量的结果。对比值采用医用电子血压计测量数值,和实验同时测量。每组实验连续测量 3 次,取 3 次测量的平均值作为最终记录结果。

第一次实验,白天,在无外加光源的室内散射自然光条件下测量,实验结果如下:

表 4 在自然光条件下的实验结果
Tab.4 The result under natural light conditions

组别	对比值	实验值	误差
1	67	66.3	-1.04%
2	72	72.8	1.11%
3	76	73.4	-3.42%
4	72	74.7	3.75%
5	77	75.2	-2.34%
6	108	110.0	1.85%
7	97	100.4	3.51%
8	101	98.7	-2.28%
9	99	99.5	0.51%
10	114	111.8	-1.93%

第二次实验,夜晚,在室内普通吊顶日光灯照明下测量,实验结果如下:

表 5 在日光灯照明下的实验结果
Tab.5 The result under fluorescent lamp

组别	对比值	实验值	误差
1	77	80.0	3.90%
2	77	78.4	1.82%
3	69	66.8	-3.19%
4	73	72.1	-1.23%
5	72	70.3	-2.36%
6	93	94.6	1.72%
7	102	99.8	-2.16%
8	89	86.7	-2.58%
9	98	100.2	2.24%
10	95	92.8	-2.32%

由上述试验结果可知,本基于普通摄像头的心率监测系统的心率测量结果最大误差不超过±4%,平均误差约 2%,能够满足日常心率监测的需求。

4 结论

本文设计了一款心率监测系统,实现了在自然光条件下使用普通摄像头采集面部视频信号处理分析得到被测者心率的功能。使用加有 200 万像素的 CS-S2812 监控变焦镜头的索尼工业 CCD 低照度彩色摄像头作为视频采集器材,使用树莓派 B 型开发板作为处理器。使用摄像头在自然光条件下采集被测者的面部视频信号,对视频信号检测追踪到人脸后,截取额头部位作为感兴趣区域,使用欧拉放大方法处理图像,然后将每帧图像转化为灰度图,求得图像灰度均值,绘制成灰度均值随时间的变化曲线,即为血液容积脉搏波,将血液容积脉搏波转化为频域信号即可求得心率。本系统使用器材简单,对环境要求低,操作简便,经实际测试,本系统可以快速准确地测得被测者的心率,可以应用于非接触测量场景。

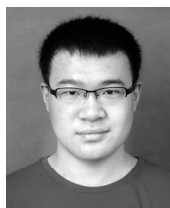
参考文献

[1] 隋辉,陈伟伟,王文.《中国心血管病报告 2015》要点解读[J]. 中国心血管杂志,2016,21(4):259-261.
Sui H,Chen W W,Wang W. Interpretation of Report on Cardiovascular Diseases in China (2015) [J]. Chinese Journal of Cardiovascular Medicine, 2016, 21 (4): 259-261. (in Chinese)

[2] Wu A T,Blazek V,Schmitt H J. Photoplethysmography imaging: a new noninvasive and noncontact method for mapping of the dermal perfusion changes [J]. Proceedings of SPIE-The International Society for Optical Engi-

- neering, 2000, 4163:62-70.
- [3] Sun Y, Hu S, Azorinperis V, et al. Noncontact imaging photoplethysmography to effectively access pulse rate variability[J]. Journal of Biomedical Optics, 2013, 18(6): 061205-061205.
- [4] Poh M Z, McDuff D J, Picard R W. Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation[J]. Optics Express, 2010, 18(10): 10762-10774.
- [5] Poh M Z, McDuff D J, Picard R W. Advancements in non-contact, multiparameter physiological measurements using a webcam[J]. IEEE Transactions on Bio-medical Engineering, 2011, 58(1): 7-11.
- [6] Poh M Z, McDuff D, Picard R. A medical mirror for non-contact health monitoring[C]//International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques. Vancouver, BC, Canada: SIGGRAPH 2011, 2011: 1-1.
- [7] 姚丽峰. 基于PPG和彩色视频的非接触式心率测量[D]. 天津: 天津大学, 2012.
Yao L F. Non-contact heart rate measurement using PPG and color videos[D]. Tianjin: Tianjin University, 2012. (in Chinese)
- [8] 徐光. 基于光电容积脉搏波成像心率检测技术的研究[D]. 武汉: 武汉理工大学, 2014.
Xu G. Heart rate detection based on photoplethysmographic imaging[D]. Wuhan: Wuhan University of Technology, 2014. (in Chinese)
- [9] Wu H Y, Rubinstein M, Shih E, et al. Eulerian video magnification for revealing subtle changes in the world[J]. Acm Transactions on Graphics, 2012, 31(4): 13-15.
- [10] Wadhwa N, Rubinstein M, Durand F, et al. Phase-based video motion processing[J]. Acm Transactions on Graphics, 2013, 32(4): 96-96.
- [11] 孔令琴. 非接触式生理信号检测关键技术研究[D]. 北京: 北京理工大学, 2014.
Kong L Q. Research on key techniques of the noncontact detection of physiological signals[D]. Beijing: Beijing Institute of Technology, 2014. (in Chinese)
- [12] Viola P, Jones M. Rapid object detection using a boosted cascade of simple features[J]. Proc Cvpr, 2001, 1: 511.
- [13] Lienhart R, Maydt J. An extended set of Haar-like features for rapid object detection[C]//International Conference on Image Processing. IEEE, 2002: I-900-I-903 vol. 1.
- [14] 刘伟, 欧阳健飞, 闫勇刚. 基于普通摄像头的心率测量方法研究[J]. 计算机工程与应用, 2016, 52(7): 210-214.
Liu Y, Ouyang J F, Yan Y G. Method of measuring heart rate using a webcam[J]. Computer Engineering and Applications, 2016, 52(7): 210-214. (in Chinese)

作者简介



马良男, 1992年生, 山东德州人。山东大学信息科学与工程学院硕士研究生。研究方向为多媒体通信、多媒体信号处理。
E-mail: maliang2010sdu@126.com

刘琚男, 1965年生, 山东临沂人。山东大学信息科学与工程学院副院长, 教授, 博士生导师。主要研究方向包括无线通信中空时信号处理技术、盲信号处理理论与应用、多媒体通信与网络传输技术等。
E-mail: juliu@sdu.edu.cn