



文章编号:1001-9081(2018)03-0916-07

DOI:10.11772/j.issn.1001-9081.2017071808

## 基于欧拉影像放大的非接触式心率测量方法

苏培权, 许亮\*, 梁永坚

(广东工业大学 自动化学院, 广州 510006)

(\*通信作者电子邮箱 celiangxu@gdut.edu.cn)

**摘要:**针对目前非接触式心率测量存在操作不便、心率同频段噪声干扰大和受环境温度影响较大等问题,提出一种基于欧拉影像放大技术的非接触式心率测量方法。首先,运用欧拉影像放大技术实现手腕处桡动脉微小跳动的动作放大;然后,对脉搏跳动视频帧的像素点亮度值在时域上进行亮度方差统计,同时在 YCrCb 颜色空间中分割出皮肤区域;其次,根据亮度方差统计和皮肤分割结果,结合图像形态学处理方法提取视频中桡动脉跳动区域;最后,对所提取桡动脉部位时域上亮度信号采用傅里叶变换进行时频分析,实现心率非接触式测量。实验结果表明该方法与独立成分分析法(ICA)和脉搏交流信号分析法相比,均方根误差(RMSE)分别下降 50.5% 和 32.6%;与小波滤波法相比,平均绝对误差下降 12%。非接触式心率测量方法测量结果与脉搏血氧仪测量法具有很好一致性,满足中国医药行业标准,可用于日常保健和远程医疗的心率监测。

**关键词:**心率测量; 非接触; 桡动脉; 欧拉影像放大

**中图分类号:** TP391.41    **文献标志码:**A

### Non-contact heart rate measurement method based on Eulerian video magnification

SU Peiquan, XU Liang\*, LIANG Yongjian

(School of Automation, Guangdong University of Technology, Guangzhou Guangdong 510006, China)

**Abstract:** Aiming at problems of inconvenient operations, large noise interference of same frequency band in heart rate, and great influence by environmental temperature in existing non-contact measurement of heart rate, a non-contact measurement method of heart rate based on Eulerian video magnification technology was proposed. Firstly, a tiny beating of radial artery of wrist was magnified by Eulerian video magnification technology. Secondly, a statistics of luminance variance for pixels in an enlarged video frame was performed in time domain. Meanwhile, skin area in YCrCb color space was segmented. Thirdly, the pulsing region of radial artery in a video was extracted by luminance variance statistics and skin segmentation incorporating with image morphological processing. Finally, the non-contact measurement of heart rate was implemented by time-frequency analysis through Fourier transform of luminance signal of radial artery extracted in time domain. The experimental results show that Root Mean Square Error (RMSE) is reduced by 50.5% and 32.6%, respectively compared to Independent Component Analysis (ICA) and pulse alternating current signal analysis; Mean Absolute Difference (MAD) is 12% lower than wavelet filtering method. In this paper, the proposed approach for non-contact measurement of heart rate has a good consistency with pulse oximeter measurement, which is satisfied to pharmaceutical industry standards. It also can be used in daily family health care and telemedicine to monitor heart rate.

**Key words:** heart rate measurement; non-contact; radial artery; Eulerian video magnification

### 0 引言

心率作为人体重要生命体征,是评估人体健康重要参数,其中,静息心率是鉴别心脏健康状况及其他临床诊断风险预测重要因素<sup>[1]</sup>,因此对静息心率日常测量将有助于对人体身体状况监测以及相关疾病预防,特别是对老年人身体功能性下降和疾病风险的预测有着重要的意义<sup>[2]</sup>。目前,心电图法是心率测量中应用最广、准确度高的一种方法,但是由于这类接触式测量法中传感器设备需要与人体皮肤接触,造成使用上不便。

早期非接触式心率测量法有微波多普勒雷达<sup>[3]</sup>、超宽带脉冲雷达分析<sup>[4-5]</sup>以及热成像处理<sup>[6]</sup>,然而这些方法成本昂贵,且需要专业操作。另一方面,家庭式医疗诊断测量和远程健康状况监控越来越被重视,并且处于快速发展阶段<sup>[7]</sup>,所以寻找一种低成本、操作方便且实时性较强非接触式心率测量法具有重要意义。文献[8]对脸部感兴趣皮肤区域采集 30 s 视频,根据皮肤亮度变化采用自回归频谱实现脉搏测量,是早期通过视频采集实现脉搏测量的方法。近年来,随着计算机视觉技术发展,有研究人员利用光电容积描记法(Photo Plethysmography, PPG)原理对人体皮肤采集到视频进行处

收稿日期:2017-07-25;修回日期:2017-09-17;录用日期:2017-09-19。

基金项目:国家自然科学基金资助项目(21376091);广东省科技计划项目(2015A030401089, 2015B090922004, 2016B090927004)。

作者简介:苏培权(1991—),男,广东潮州人,硕士研究生,主要研究方向:机器视觉、机器学习; 许亮(1971—),男,甘肃白银人,高级工程师,博士,主要研究方向:机器视觉、机器学习、无线传感器网络; 梁永坚(1991—),男,广东清远人,硕士研究生,主要研究方向:机器视觉、机器学习。



理<sup>[9-10]</sup>,从而实现对心率非接触式测量,该方法在降低视频噪声时大多采用线性滤波器,无法降低与心率同频段信号噪声,造成心率提取准确度较低。Poh 等<sup>[11-12]</sup>和 Pursche 等<sup>[13]</sup>采用独立成分分析(Independent Component Analysis, ICA)算法进行盲源分离去噪,对于测量对象人脸中非皮肤区域,特别是眼睛眨动会对信号波形产生较大干扰,且干扰频率和心率相接近,不易被滤除<sup>[14]</sup>。另外,盲源分离并没有提供一个判断方法来区分分离后哪一组独立信号相对于实际心率信号最具有真实性,从而影响到心率计算精度<sup>[15]</sup>。Xu 等<sup>[16]</sup>针对盲源分离缺点,受光学血氧仪启发,提出了针对人体皮肤基于脉搏变化交流信号成分分析的简单数学模型心率计算,该方法在测量过程中要持续 45~90 s,而且整个过程要求被测对象保持不动。短时傅里叶测量心率<sup>[17]</sup>,固定变换窗口宽度限制了心率估计,不正确窗口大小直接导致心率错误测量。文献[15,18]在 Poh 等<sup>[11]</sup>提出方法基础上对盲源分离算法改进,一定程度上提高了算法鲁棒性。针对测量过程中被测对象移动和环境亮度变化对测量精度的影响,文献[19]通过脸部跟踪和对脸部变化亮度矫正有效提高算法对移动和环境变化的鲁棒性。文献[20]根据建立皮肤模型和线性盲源分离从脸部多个局部区域提取的体积描记器(PlethysmoGraph, PG)信号,并使用多数投票法估计心率,进一步提高对被测对象移动和环境亮度变化的鲁棒性,一定程度上克服 Li 等<sup>[19]</sup>在复杂测量背景脸部变化亮度矫正可靠性低的不足。人脸视频PPG原理是皮肤对光吸收和反射随着皮肤下血管血液灌注量变化而变化,人脸视频通过捕获这种变化来估计心率。非接触式视频心率估计方法,几乎都在脸部皮肤上根据 PPG 原理演变而来,光电容积描记法相关医学研究<sup>[21-22]</sup>表明,人体周围环境温度和表皮组织温度直接影响到皮肤血流灌注,对 PPG 信号产生较大干扰,导致血氧饱和度及心率估计精度下降。人脸直接与周围环境接触,受环境温度影响较大,所以造成基于光电容积描记法原理人脸心率测量精度和稳定性下降。因此,上述心率测量方法存在心率同频段噪声干扰大、受环境温度影响较大、对分离信号真实性缺乏判断等问题。

针对上述问题,并根据静息心率可通过桡动脉一分钟跳动次数来估算,本文提出了一种基于欧拉影像放大技术<sup>[23]</sup>的心率测量新方法。该方法运用欧拉影像放大技术实现桡动脉跳动微小变化放大,对放大后的视频帧作亮度方差统计,并根据统计结果分割提取桡动脉跳动区域视频图像,对所提取桡动脉部位亮度通道进行时频分析,实现心率非接触式自动测量。

## 1 测量原理

由于心率测量可通过对桡动脉跳动次数的计数间接实现。而在影像中桡动脉很细微、跳动难以用肉眼观察出来,所以本文所提方法先采用欧拉影像放大技术对影像中桡动脉微小跳动进行放大,使脉搏跳动可视化,同时便于桡动脉跳动部位定位处理,如图 1 所示。在欧拉影像放大技术中,对于微小运动对象采用空间多尺度方法放大像素亮度变化值,实现桡动脉跳动信号放大。对经过放大处理视频帧,由于亮度包含了图像微小运动信息,图像变化主要在亮度上表达出来,因

此亮度变化可用来解析桡动脉跳动信息。



图 1 心率测量原理

Fig. 1 Schematic diagram of heart rate measurement

桡动脉微小跳动信息主要集中在视频帧像素点亮度通道的变化,所以本文对采集桡动脉区域视频进行欧拉影像放大处理。欧拉影像放大处理中建立视频帧拉普拉斯金字塔对视频帧空间多分辨率分解,对视频帧空间分辨率一样的图像层进行时域处理。时域处理算法,以及与运动放大之间关系可根据光流分析中基于一阶泰勒级数展开微分近似法进行分析,一维运动信号具体分析说明如下所示。

函数  $I(x, t)$  表示在图像空间点位置为  $x$ 、时间为  $t$  时亮度,令  $I(x, 0) = f(x)$ , 经过时间  $t$  之后产生动作位移函数为  $\delta(t)$ <sup>[23]</sup>, 则:

$$I(x, t) = f(x + \delta(t)) \quad (1)$$

对于微小运动信号给予适当放大因子放大,可对式(1)进行关于  $x$  的一阶泰勒级数展开分析,如式(2)所示:

$$I(x, t) \approx f(x) + \delta(t) \frac{\partial f(x)}{\partial x} \quad (2)$$

令经过时域带通滤波所要放大动作信号为:

$$B(x, t) = \delta(t) \frac{\partial f(x)}{\partial x} \quad (3)$$

将该信号放大  $\alpha$ (放大因子)倍后,叠加到原信号  $I(x, t)$ , 如式(4)所示:

$$\tilde{I}(x, t) \approx I(x, t) + \alpha B(x, t) \quad (4)$$

由此可得:

$$\tilde{I}(x, t) \approx f(x) + (1 + \alpha) \delta(t) \frac{\partial f(x)}{\partial x} \quad (5)$$

将式(5)作关于一阶泰勒级数展开逆方向运算,得到逼近运动放大后亮度信号:

$$\tilde{I}(x, t) \approx f(x + (1 + \alpha) \delta(t)) \quad (6)$$

由式(1)与式(6)比较,可知经过运动放大后,运动幅度是没经过放大的  $(1 + \alpha)$  倍。为了防止放大失真,对所构造金字塔中不同空间频率基带应使用合理放大因子进行限制,假设信号空间波长为  $\lambda = 2\pi/\omega$ ,其中  $\omega$  为信号空间频率,则放大因子  $\alpha$  限制公式<sup>[23]</sup>如式(7)所示:

$$(1 + \alpha) \delta(t) < \lambda / \omega \quad (7)$$

经过欧拉影像放大处理,桡动脉跳动部位对应像素点的亮度值在时域上波动较大,所以在时域上对视频帧像素点亮度通道作亮度方差统计,以灰度值表示像素亮度方差值大小,灰度值越大代表该像素点亮度变化幅度越大。由于手臂背景中可能存在运动物体,在亮度方差统计中就会产生较大方差值,这会对后续步骤——桡动脉定位产生很大影响,所以在进行视频帧亮度方差统计同时,对经过欧拉影像放大的视频帧作皮肤分割,提取视频中皮肤区域,并将提取结果与亮度方差统计结果作逻辑与运算,去除背景方差。去除背景后仅剩皮肤区域亮度方差,所以对该区域作形态学处理实现桡动脉跳动定位,并对所定位区域像素点根据其亮度方差大小计算该区域亮度加权平均值,获取生理信号,对所获信号进行时频转



换,实现心率非接触式测量。

## 2 测量方法

本文运用欧拉影像放大技术对桡动脉微小跳动动作幅度放大,通过图像处理技术对视频帧皮肤分割以及方差统计,实现对桡动脉跳动部位提取,然后对视频帧所提取区域亮度通道时频分析,实现心率自动测量,具体流程包括以下几个部分:视频输入,桡动脉跳动微小变化放大,桡动脉跳动区域提取和心率计算。

### 2.1 桡动脉跳动微小变化放大

欧拉影像放大技术主要先由图像 RGB 空间转换到 Lab 空间,并在 Lab 空间中通过对视频帧空间域和时域上处理,实现放大视频中人眼难以察觉到的微小运动变化,其中包括手腕附近桡动脉跳动。对于微小运动放大空间域上处理主要是建立视频帧拉普拉斯金字塔,原图像经过高斯低通滤波并以步长为 2 隔行隔列采样即可得到高斯金字塔第 1 层图像(第 0 层为原图像),对所得图像同样滤波和采样,迭代若干次可得到高斯金字塔,所以高斯金字塔把原图像分解为低通子带,在低通子带依次对高斯金字塔上一层上采样,再将采样结果高斯滤波之后与高斯金字塔下层作差运算即可得到拉普拉斯金字塔。在空间多分辨率分解过程中,结合采集视频分辨率提高金字塔层数,可实现伪影抑制和运动放大,同时提高视频信噪比。在时域上,运用时域滤波器对每一视频帧金字塔分辨率相同的图像进行时域滤波,提取视频中感兴趣微小运动信号。时域滤波对象是视频帧中像素点,视频中脉搏跳动引起对应像素值作同样周期变化,所以可根据人体可能出现脉搏频率范围设定所需滤波器截止频率。基于以上分析,对桡动脉视频帧运用欧拉影像放大技术,实现桡动脉跳动幅度放大,算法流程如图 2 所示。

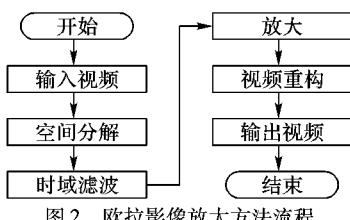


Fig. 2 Flowchart of Eulerian video magnification method

桡动脉跳动微小变化放大具体步骤如下:

步骤 1 对输入视频每帧利用前文所述拉普拉斯金字塔进行空间多分辨率分解,每帧对应一个拉普拉斯金字塔,多分辨率金字塔中层次越高,空间频率越低,信噪比越高。

步骤 2 对每个拉普拉斯金字塔中空间分辨率相同的图像作时域带通滤波,时域滤波结果即是提取视频 L 通道中脉搏信号,视频帧时域滤波截止频率由脉搏频率范围(0.3~3 Hz)决定。

步骤 3 根据放大因子对步骤 2 滤波结果提取信号进行放大,其中放大因子随着空间频率增大(信噪比的下降)而减小,即由金字塔顶层到底层逐渐减小,然后将放大后多分辨率金字塔合成图像。

步骤 4 物体微小位移主要与亮度有关,因此在图像的

Lab 空间中 L 亮度通道放大脉搏跳动信号时,抑制 a、b 通道信号,可提高输出视频信噪比。根据式(4),放大后信号与原信号相加,将放大后图像叠加到原视频帧,完成图像最后合成并转换回 RGB 空间,重构视频。

步骤 5 输出视频,可见视频帧标记位置时域上纹理变化比放大前明显很多。

### 2.2 桡动脉跳动区域提取

桡动脉跳动微小变化放大之后,桡动脉跳动部分时域上亮度值变化幅度增大,根据放大后视频帧像素点时域上亮度值的变化,可实现对桡动脉跳动区域提取。物体在运动过程中伴随着视频帧对应位置像素点亮度通道上变化,所以经过桡动脉跳动微小变化放大后,相对于皮肤其他区域,桡动脉跳动部位所对应像素亮度值变化幅度明显较大。因此对视频桡动脉跳动前 1~3 个周期像素亮度值,根据方差计算公式作时域上像素点亮度方差统计,统计结果以亮度方差统计灰度图表示,其中灰度值较高表示该像素点亮度变化幅度较大。同时,对桡动脉跳动微小变化放大后视频帧进行皮肤区域提取,提取结果与亮度方差统计灰度图进行逻辑与运算,去除手臂背景方差,避免可能存在复杂运动背景和皮肤边缘部分,对后续处理产生影响,以便进一步确定桡动脉跳动位置。最后,根据去除背景方差图,利用图像形态学处理,进行桡动脉跳动区域定位,从而实现桡动脉跳动区域提取。桡动脉跳动区域提取流程如图 3 所示。

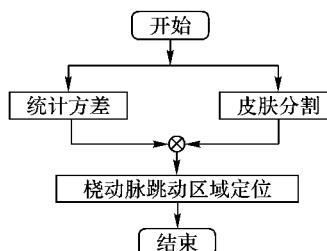


图 3 桡动脉跳动部位提取流程

Fig. 3 Flowchart of radial artery pulsing region extraction

#### 2.2.1 统计方差

桡动脉细微跳动放大视频帧中,结合人体可能出现的心率(20~180 beat/min)和采集视频帧速率( $n$  帧/s),用桡动脉至少一个跳动周期对应的视频帧计算像素点时域上亮度方差,用到视频帧数  $N = 60n/20$ ,根据式(8)计算像素点  $(x, y)$  时域上亮度方差  $\sigma^2(x, y)$ :

$$\sigma^2(x, y) = \left( \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N L_i^2(x, y) \right) - \left( \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N L(x, y) \right)^2 \quad (8)$$

其中:  $L_i(x, y)$  代表时域上像素点的亮度。

利用前  $N$  帧计算出每个像素点时域上亮度方差,令方差灰度图矩阵为  $A$ ,则  $A(x, y) = \sigma^2(x, y)$ ,  $A(x, y)$  越大表示像素亮度幅度波动越大。

#### 2.2.2 皮肤分割

对桡动脉跳动微小变化放大后视频帧进行皮肤分割,提取皮肤区域,可去除亮度方差统计灰度图中运动背景影响,降低皮肤边缘存在亮度变化干扰,使后续提取脉搏信号信噪比更高,因此有必要将视频画面中皮肤区域进行分割提取。在图像颜色空间 YCrCb 空间中,  $Y$  是亮度,  $Cr$ 、 $Cb$  分别是红色、



蓝色的色度,为了对亮度变化具有较高适应性,YCrCb空间对皮肤检测具有较高效率<sup>[24]</sup>,所以通过在Cr、Cb通道设置阈值实现皮肤分割,符合式(9)认为是皮肤区域<sup>[24]</sup>。对不同光照亮度皮肤分割结果如图4所示,其中(d)、(e)、(f)是不同光照亮度图像(a)、(b)、(c)对应的皮肤二值区域,即感兴趣区域(Region Of Interest, ROI),可见YCrCb空间对皮肤检测具有较高鲁棒性。

$$\begin{cases} 77 \leq Cb \leq 127 \\ 133 \leq Cr \leq 173 \end{cases} \quad (9)$$

本文参考文献[24]方法,并针对背景中可能出现与皮肤像素值接近像素的误判,结合本文具体应用改进。经过式(9)阈值后产生二值图像,对该二值图像在阈值分割后进行连通域大小计算,并选择面积最大连通域,对最大连通域中可能存在孔洞经行检测和填充,并进行边缘腐蚀从而分割提取出皮肤区域。皮肤分割结果RGB图像和二值图像如图5所示。

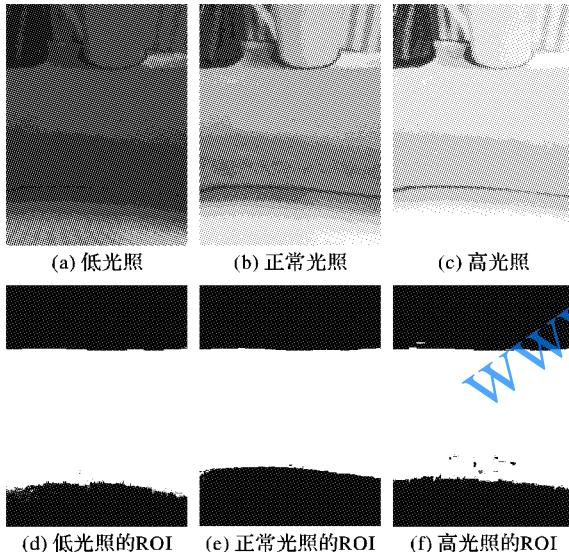


图4 不同光照下皮肤区域初步提取结果

Fig. 4 Initial extraction results of skin area under different light conditions

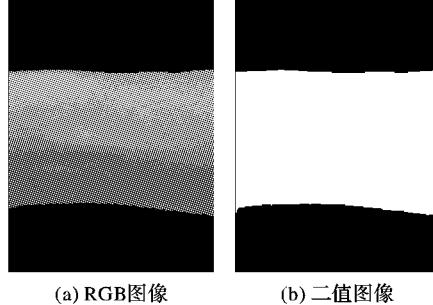


图5 皮肤分割结果

Fig. 5 Results with skin segmentation

### 2.2.3 桡动脉跳动区域定位

亮度方差灰度图与皮肤分割二值图像进行逻辑与运算后,得到仅有皮肤区域亮度方差的方差灰度图。通过对所提取的皮肤区域方差灰度图作阈值分割、孔洞填充,腐蚀、最大连通域选择和膨胀,最后,提取最大连通域外接矩形区域作为

生理信号区域,其中阈值分割中阈值由经验值和皮肤区域方差值范围作动态设置,具体步骤如下。

步骤1 将统计方差灰度图矩阵与皮肤分割二值图像矩阵作点乘运算,消除皮肤背景方差灰度,避免背景中出现较高方差灰度值对桡动脉跳动区域定位造成影响。

步骤2 对皮肤区域方差灰度图作动态阈值分割,阈值取值如式(10)所示:

$$\hat{\sigma}_{\min}^2 + \frac{1}{6}(\hat{\sigma}_{\max}^2 - \hat{\sigma}_{\min}^2) \leq \hat{\sigma}^2 \leq \hat{\sigma}_{\max}^2 \quad (10)$$

其中:1/6是经验值,  $\hat{\sigma}_{\min}^2$  和  $\hat{\sigma}_{\max}^2$  分别是皮肤区域方差灰度图灰度值  $\hat{\sigma}^2$  中最小和最大值。

步骤3 对步骤2阈值分割保留下区域对应的灰度进行灰度腐蚀,使灰度最高连通域相对最大化,灰度较低连通域最小化;然后进行连通域大小计算,并选择最大连通域作为膨胀对象,将其恢复到腐蚀前大小;最后在亮度通道对该连通域取外接矩形,并将此矩形中像素点作为桡动脉跳动部位提取结果。

### 2.3 心率计算

经过上述步骤处理得到桡动脉跳动矩形区域,心率计算将对该区域中像素亮度求加权平均值,并将这些加权平均值构成信号作快速傅里叶变换得到傅里叶能量谱,将能量谱中能量最高频率乘于60,即可实现心率计算。

由于最后提取桡动脉矩形区域中方差值大小不一,即桡动脉跳动部对应像素点亮度波动幅度存在差异,直接对矩形中像素点亮度取均值作为该帧脉搏亮度值,会造成生理信号信噪比下降。因此,根据桡动脉跳动矩形部位方差灰度图中灰度值大小,对采集视频帧的桡动脉跳动部位矩阵像素点亮度值求加权平均值,加权平均值在时域上形成计算心率所需脉搏波。亮度加权平均值计算和基于傅里叶能量谱分析心率计算具体步骤如下。

步骤1 桡动脉跳动矩形区域中像素亮度求加权平均值,权值  $w_i$  如式(11)所示:

$$\left\{ \begin{array}{l} w_0 = 0.2, \quad \hat{\sigma}_{\min}^2 \leq \hat{\sigma}^2 \leq \hat{\sigma}_{\min}^2 + \frac{1}{3}(\hat{\sigma}_{\max}^2 - \hat{\sigma}_{\min}^2) \\ w_1 = 0.3, \quad \hat{\sigma}_{\min}^2 + \frac{1}{3}(\hat{\sigma}_{\max}^2 - \hat{\sigma}_{\min}^2) \leq \hat{\sigma}^2 \leq \hat{\sigma}_{\min}^2 + \frac{2}{3}(\hat{\sigma}_{\max}^2 - \hat{\sigma}_{\min}^2) \\ w_2 = 0.5, \quad \hat{\sigma}_{\min}^2 + \frac{2}{3}(\hat{\sigma}_{\max}^2 - \hat{\sigma}_{\min}^2) \leq \hat{\sigma}^2 \leq \hat{\sigma}_{\max}^2 \end{array} \right. \quad (11)$$

其中: $\hat{\sigma}^2$ 、 $\hat{\sigma}_{\min}^2$ 、 $\hat{\sigma}_{\max}^2$  分别为桡动脉跳动矩形区域中像素亮度方差值、最小像素亮度方差值、最大像素亮度方差值。前10 s 所求加权平均值形成时域上原始生理信号,即脉搏波,如图6(a)所示。

步骤2 对脉搏波信号作快速傅里叶变换,结合人体可能出现的心率,选取频率带宽为0.3~3 Hz(20~180 beat/min)作为分析频段,并在此频段范围内选择能量最高点对应的频率作为心率测量结果,生理信号频域能量谱如图6(b)所示。

步骤3 由步骤3中傅里叶能量谱可得能量最高所对应的频率为  $f_h = 1.400$  Hz,心率  $HR$  可由下式求出:  $HR = f_h \times 60 = 1.400 \times 60 = 84$  beat/min。



### 3 实验与分析

#### 3.1 数据收集与处理

本文实验中,利用摄像头能清晰采集到桡动脉部位图像,要求拍摄过程中手避免大幅度运动。设定采集原始视频图像空间为RGB,帧率为30帧/s,拍摄时长10~15 s,获得300~450帧图像。将采集到视频直接作欧拉影像放大处理,实现桡动脉跳动微小变化放大。如图7,桡动脉跳动微小变化放大前人眼难以观察到的桡动脉微小跳动,脉动放大后显示出明显凹陷和凸起,如图7中圆圈区域所示。

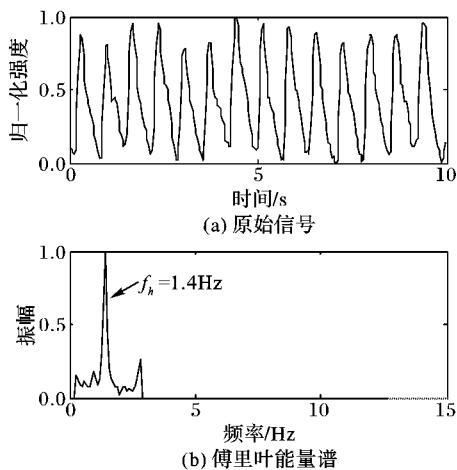


图6 原始信号与傅里叶能量谱

Fig. 6 Original signal and Fourier energy spectrum

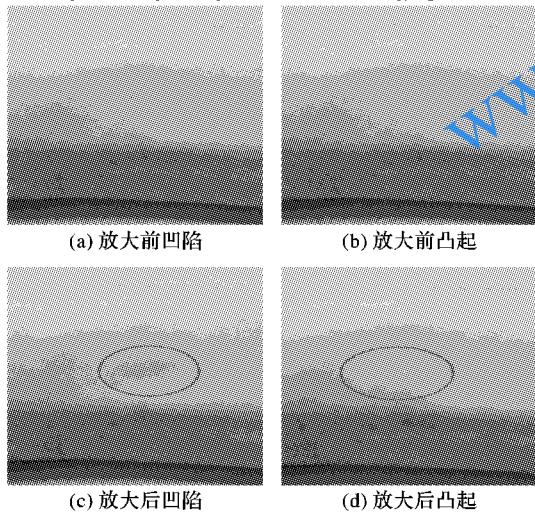


图7 欧拉影像放大前后对比

Fig. 7 Comparison of before and after Eulerian video magnification

#### 3.2 桡动脉跳动区域定位

桡动脉部位提取过程中,先对桡动脉跳动放大后至少一个脉搏跳动周期对应的视频帧,根据式(8)作像素点时域上亮度方差统计,操作结果亮度方差统计灰度图如图8(a)所示,图中除了皮肤区域上桡动脉跳动部位,还有手臂与背景之间边缘灰度值较大,这是由于测量过程中手臂不可避免小动作造成边缘亮度持续变化引起。手臂背景也存在较低方差灰度,这是由于背景也存在亮度变化引起。亮度方差统计的同时对该视频帧,根据式(9)作皮肤区域提取,皮肤区域亮度通道上提取结果如图8(b)所示,由于皮肤区域背景可能存在运动会产较大方差,势必对后续桡动脉定位产生影响,所以将方差统计和皮肤分割两种结果作逻辑与运算,去除背景方差,结果如图8(c)所示,将其与图8(a)相比,可看出背景方差去除同时边缘方差灰度淡化。计算去除背景方差灰度图中最大值 $\hat{\sigma}_{\max}^2$ 和非零最小值 $\hat{\sigma}_{\min}^2$ ,并根据式(10)对其作阈值分割处理。由于灰度值较高像素点集中在桡动脉跳动幅度较大部位,所以作灰度腐蚀,降低其他连通域大小同时,最大限度地保留所要提取桡动脉跳动部位连通域。选择最大连通域并对其膨胀处理恢复到原来大小,脉搏位置初步提取结果如图8(d)所示。最后将该连通域外接矩形区域作为桡动脉区域提取结果,桡动脉跳动区域提取结果如图8(e)中黑色矩形区域所示。

示,将其与图8(a)相比,可看出背景方差去除同时边缘方差灰度淡化。计算去除背景方差灰度图中最大值 $\hat{\sigma}_{\max}^2$ 和非零最小值 $\hat{\sigma}_{\min}^2$ ,并根据式(10)对其作阈值分割处理。由于灰度值较高像素点集中在桡动脉跳动幅度较大部位,所以作灰度腐蚀,降低其他连通域大小同时,最大限度地保留所要提取桡动脉跳动部位连通域。选择最大连通域并对其膨胀处理恢复到原来大小,脉搏位置初步提取结果如图8(d)所示。最后将该连通域外接矩形区域作为桡动脉区域提取结果,桡动脉跳动区域提取结果如图8(e)中黑色矩形区域所示。

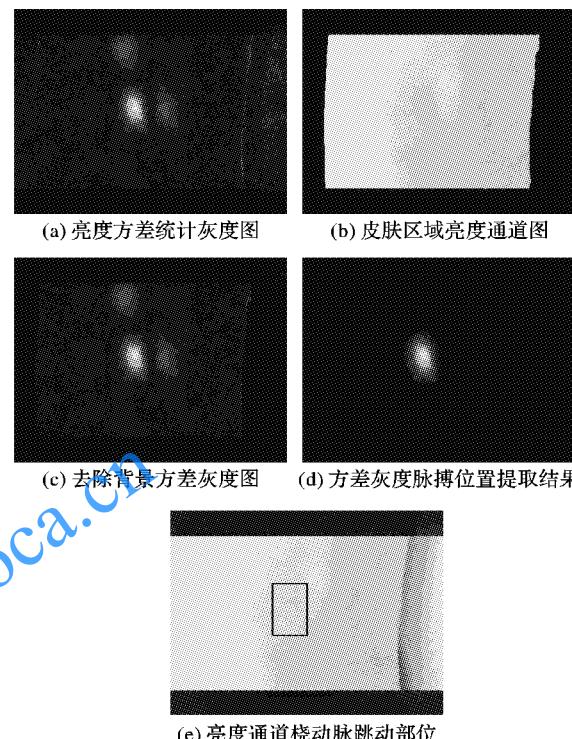


图8 桡动脉跳动区域定位

Fig. 8 Positioning for pulsing region of radial artery

#### 3.3 心率计算

对所提取桡动脉区域,在亮度通道上根据式(11)计算每帧对应加权平均值,数据归一化后可得到如图9(a)的脉搏波,并对该生理信号作快速傅里叶变换,脉搏波傅里叶能量谱如图9(b)所示,然后选取能量谱中最高能量所对应频率计算心率:心率HR可由下式求出:  $HR = f_h \times 60 = 1.1667 \times 60 \approx 70$  beat/min。

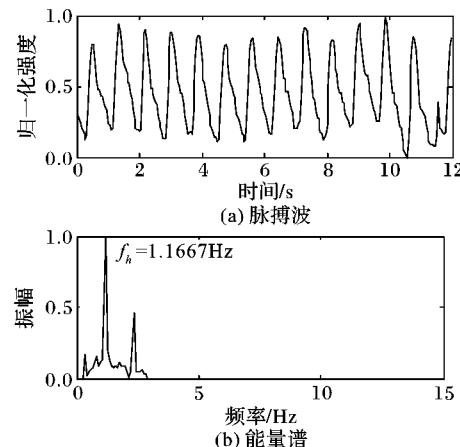


图9 脉搏波与能量谱  
Fig. 9 Pulse wave and energy spectrum



### 3.4 结果分析

由于本文方法主要是基于桡动脉视频提取心率,所以在不同强度光照环境中桡动脉所在位置光照度对实验结果精确度造成一定影响。为了验证本文方法,借助光照度计,在日常室内不同光照度条件下获取桡动脉视频进行心率计算精度(日常室内光照度一般范围为100~1000 lux),按照上述实验方法步骤,在光照度为20~1000 lux范围内由光照度计测得光照度值并选取10个不同光照度作为实验光照环境,对同一测试志愿者进行非接触式心率测量;同时进行脉搏血氧仪测量,其中每一相同光照度进行5组实验,并以脉搏血氧仪测量结果作为对比标准,计算在不同光照度下心率测量平均绝对误差和最大绝对误差,不同光照度( $E$ )实验误差曲线如图10所示。当光照度 $E \leq 80$  lux时,由于采集的视频质量较差,直接导致心率测量结果误差比较大,当光照度逐渐充足时,心率测量结果误差明显下降并趋于稳定,符合中华人民共和国医药行业标准(误差≤5 beat/min)的要求。

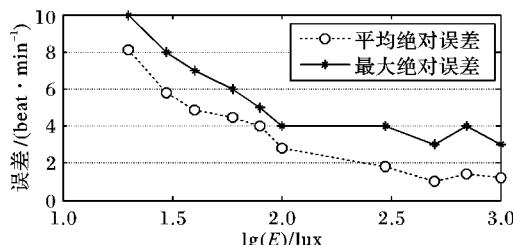


图 10 光照度实验误差曲线

Fig. 10 Error curve of difference lux

为了进一步验证本文方法准确性,按照本文实验方法步骤,在本实验对10个测试志愿者进行非接触式心率测量,并将测量结果与脉搏血氧仪同步测量结果对比分析。其中,10个测试者分为10组,即每组1人,每人非接触式和同步接触式心率测量各进行5次。对得到50对数据采用Bland-Altman法对本次实验与脉搏血氧仪测量进行一致性评估。

如图11所示,坐标上点S的数学表达式表示为:

$$S(x, y) = ((s_1 + s_2)/2, (s_1 - s_2)) \quad (13)$$

其中 $s_1, s_2$ 分别为同一次实验中用本文方法和脉搏血氧仪测量心率值,横坐标 $x$ 表示同一次测量中两种方法测量平均值,纵坐标 $y$ 表示同一次测量中两种方法测量值差值,置信率取95%(1.96标准差)。

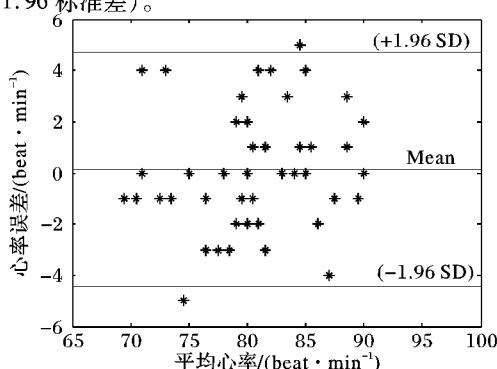


图 11 Bland-Altman 法估计两种测量方法结果的一致性  
Consistency estimation of results of two methods by Bland-Altman method

图11的Bland-Altman法一致性估计,对50对测量数据作符合度分析,误差均值为0.1200,标准方差为2.2914,95%的置信区间为[-4.371,4.611],可说明本文心率测量方法与脉搏血氧仪测量法具有很好一致性。对50对测量数据从平均误差、标准方差和相关系数将本文与同样采用Bland-Altman法一致性估计的文献[11,16]方法比较,对比结果如表1所示。同样是将测量结果与脉搏血氧仪结果对比,与前两种方法相比,本文测量方法的平均误差绝对值和标准方差相对较小,标准方差相对于前两者分别下降50.5%和32.6%,说明本文方法心率测量误差明显下降。另外,本文方法测量结果与脉搏血氧仪结果测量结果相关系数0.9631,介于前两种算法之间,经实验分析,影响误差以及相关系数的主要原因是测量过程中手腕部位移动幅度较大。实验的10组数据的误差具体如表2所示。

表1 各类方法测量结果对比

Tab. 1 Measurement results comparison of various algorithms

方法	平均误差/ (beat · min <sup>-1</sup> )	标准方差/ (beat · min <sup>-1</sup> )	相关系数
Poh 2011 <sup>[11]</sup>	0.640	4.63	0.9500
Xu 2014 <sup>[16]</sup>	-0.155	3.40	0.9744
本文方法	0.120	2.29	0.9631

表2 本文方法实验测量误差

Tab. 2 Error of experimental measurement for the proposed method

组别	平均绝对误差	最大绝对误差	组别	平均绝对误差	最大绝对误差
1	1.4	4.0	6	1.8	5.0
2	2.0	5.0	7	1.8	4.0
3	1.0	3.0	8	1.0	2.0
4	1.2	3.0	9	2.6	3.0
5	1.8	4.0	10	3.0	4.0

实验计算得出10组误差平均绝对误差为1.76 beat/min,平均最大绝对误差为3.7 beat/min,较近国内相关研究文献[14]平均绝对误差2.0 beat/min,平均最大绝对误差为4.0 beat/min,与之相比,本文测量方法平均绝对误差下降12%,平均最大绝对误差下降7.5%。根据中华人民共和国医药行业标准(误差≤5 beat/min)的要求,本文方法满足心率测量应用,适用于个人家庭应用或远程医疗应用。

### 4 结语

本文针对接触式心率测量所带来不便,盲分离信号准确性缺乏判断,以及基于PPG原理非接触式心率测量受外部环境温度影响较大等不足,提出一种新的心率非接触式测量方法。实验结果表明,本文心率测量方法在日常室内光照环境中具有较好的适应性,且与脉搏血氧仪测量法具有很好一致性,与基于PPG原理的测量方法相比,有效地降低了测量误差,符合中华人民共和国医药行业标准,可达到预期心率测量效果,在日常家庭保健和远程医疗上应用具有较大发展前景。经过实验分析,本文测量误差主要是测量过程中受测对象手腕发生幅度较大位移,下一步的主要工作将从受测对象手腕



脉搏处提取相关纹理特征，并对其进行识别跟踪，有效降低心率测量误差。

#### 参考文献 (References)

- [1] STONE M L, TATUM P M, WEITKAMP J-H, et al. Abnormal heart rate characteristics before clinical diagnosis of necrotizing enterocolitis [J]. *Journal of Perinatology Official Journal of the California Perinatal Association*, 2013, 33(11): 847–850.
- [2] OGLIARI G, MAHINRAD S, STOTT D J, et al. Resting heart rate, heart rate variability and functional decline in old age [J]. *Canadian Medical Association Journal*, 2015, 187(15): E442–E449.
- [3] GRENEKER E F. Radar sensing of heartbeat and respiration at a distance with applications of the technology [C]// RADAR 97: Proceedings of the 1997 Radar Systems. [S. l.]: The Institution of Engineering and Technology, 1997: 150–154.
- [4] HIGASHIKATURAGI K, NAKAHATA Y, MATSUNAMI I, et al. Non-invasive respiration monitoring sensor using UWB-IR [C]// ICUWB 2008: Proceedings of the 2008 IEEE International Conference on Ultra-Wideband. Piscataway, NJ: IEEE, 2008: 29–34.
- [5] LAZARO A, GIRBAU D, VILLARINO R. Analysis of vital signs monitoring using an Ir-UWB radar [J]. *Progress in Electromagnetics Research*, 2010, 100: 265–284.
- [6] GARBEY M, SUN N, MERLA A, et al. Contact-free measurement of cardiac pulse based on the analysis of thermal imagery [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2007, 54(8): 1418–1426.
- [7] TRESKES R W, van de VELDE V, ATSMA D E, et al. Redesigning healthcare: The 2.4 billion euro question?: Connecting smart technology to improve outcome of patients [J]. *Netherlands Heart Journal: Monthly Journal of the Netherlands Society of Cardiology & the Netherlands Heart Foundation*, 2016, 24(7/8): 441–446.
- [8] TAKANO C, OHTA Y. Heart rate measurement based on a time-lapse image [J]. *Medical Engineering & Physics*, 2007, 29(8): 853–857.
- [9] ZHENG J, HU S, CHOULIARAS V, et al. Feasibility of imaging photoplethysmography [C]// BMEI '08: Proceedings of the 2008 International Conference on Biomedical Engineering and Informatics. Washington, DC: IEEE Computer Society, 2008, 2: 72–75.
- [10] VERKRUYSSE W, SVAASAND L O, NELSON J S. Remote plethysmographic imaging using ambient light [J]. *Optics Express*, 2008, 16(26): 21434–21445.
- [11] 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.
- [12] 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.
- [13] PURSCHE T, KRAJEWSKI J, MOELLER R. Video-based heart rate measurement from human faces [C]// ICCE 2012: Proceedings of the 2012 IEEE International Conference on Consumer Electronics. Piscataway, NJ: IEEE, 2012: 544–545.
- [14] 刘祎, 欧阳健飞, 吴勇刚. 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.)
- [15] ZHAO F, LI M, QIAN Y, et al. Remote measurements of heart and respiration rates for telemedicine [J]. *PLOS ONE*, 2013, 8(10): e71384.
- [16] XU S, SUN L, ROHDE G K. Robust efficient estimation of heart rate pulse from video [J]. *Biomedical Optics Express*, 2014, 5(4): 1124–35.
- [17] YU Y-P, KWAN B-H, LIM C-L, et al. Video-based heart rate measurement using short-time Fourier transform [C]// ISPACS 2013: Proceedings of the 2013 International Symposium on Intelligent Signal Processing and Communications Systems. Piscataway, NJ: IEEE, 2013: 704–707.
- [18] YU Y-P, RAVEENDRAN P, LIM C-L. Dynamic heart rate measurements from video sequences [J]. *Biomedical Optics Express*, 2015, 6(7): 2466–2480.
- [19] LI X, CHEN J, ZHAO G, et al. Remote heart rate measurement from face videos under realistic situations [C]// CVPR '14: Proceedings of the 2014 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. Piscataway, NJ: IEEE, 2014: 4264–4271.
- [20] LAM A, KUNO Y. Robust heart rate measurement from video using select random patches [C]// ICCV '15: Proceedings of the 2015 IEEE International Conference on Computer Vision. Washington, DC: IEEE Computer Society, 2015: 3640–3648.
- [21] ZHANG X Y, ZHANG Y T. The effect of local mild cold exposure on pulse transit time [J]. *Physiological Measurement*, 2006, 27(7): 649–660.
- [22] KHAN M, PRETTY C G, AMIES A C, et al. Analysing the effects of cold, normal, and warm digits on transmittance pulse oximetry [J]. *Biomedical Signal Processing & Control*, 2016, 26: 34–41.
- [23] 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): Article No. 65.
- [24] MAHMOUD T M. A new fast skin color detection technique [J]. *World Academy of Science: Engineering & Technology, International Journal of Computer and Information Engineering*, 2008, 2(7): 2354–2358.

This work is partially supported by the National Natural Science Foundation of China (21376091), the Guangdong Provincial Science and Technology Plan Project ( 2015A030401089, 2015B090922004, 2016B090927004).

**SU Peiquan**, born in 1991, M. S. candidate. His research interests include machine vision, machine learning.

**XU Liang**, born in 1971, Ph. D., senior engineer. His research interests include machine vision, machine learning, wireless sensor network.

**LIANG Yongjian**, born in 1991, M. S. candidate. His research interests include machine vision, machine learning.