

基于心冲击描记术的心率检测方法

孔令琴¹, 吴育恒¹, 庞宗光², 赵跃进^{1*}, 董立泉¹, 刘明¹, 惠梅¹, 王伟洁¹, 郭影¹, 王夏天¹

¹北京理工大学光电学院精密光电测试仪器与技术北京市重点实验室, 北京 100081;

²北方信息控制研究院集团有限公司, 南京 211153

摘要 非接触式心冲击描记术(BCG)通过测量血液循环过程中血液对血管壁产生的周期性压力来测量心率。这种压力会引起包括头部在内的身体各部位周期性弱机械运动,这种运动十分微弱,并且从身体运动中提取的 BCG 信号有着较低的信噪比,限制了其心率的测量精度。利用光学杠杆放大头部运动(Optical lever amplified BCG, OLA-BCG),提出了一种非接触式高精度心率检测算法。该方法以激光作为主动光源,结合附着在头部的平面镜,实现头部运动的放大;同时利用加权质心跟踪算法提取头部运动轨迹并采用独立成分分析过滤掉干扰噪声,得到 BCG 信号。最后,对提取的 BCG 信号进行频谱分析,计算出心率值。实验结果表明,OLA-BCG 方法可以有效提高从头部运动中提取的 BCG 信号的信噪比和心率的测量精度。

关键词 医用光学; 成像系统; 心冲击描记技术; 头部运动; 非接触

中图分类号 Q631

文献标志码 A

doi: 10.3788/CJL202047.0207042

Measurement of Heart Rate Based on Ballistocardiography

Kong Lingqin¹, Wu Yuheng¹, Pang Zongguang², Zhao Yuejin^{1*}, Dong Liqian¹,
Liu Ming¹, Hui Mei¹, Wang Weijie¹, Guo Ying¹, Wang Xiatian¹

¹Beijing Key Laboratory for Precision Optoelectronic Measurement Instrument and Technology,
School of Optics and Photonics, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China;

²North Information Control Research Academy Group Co., Ltd., Nanjing, 211153, China

Abstract Non-contact ballistocardiography (BCG) is used to measure heart rate (HR) by measuring the periodic pressure of blood on the walls of blood vessels during circulation. This pressure causes the periodic weak mechanical movement of various parts of the body, including the head, which is very weak, and the BCG signal extracted from the body movement has a low signal-to-noise ratio, which limits the measurement accuracy of the heart rate. An optical lever is used to amplify the head motion, and a non-contact high precision heart rate detection algorithm named optical lever amplified BCG algorithm (OLA-BCG) is proposed. In the proposed method, a laser is used as the active light source. A plane mirror attached to the head is used to amplify the head motion. At the same time, the weighted centroid tracking algorithm is used to extract the motion trajectory of the head, and the interference noise is filtered out by independent component analysis to obtain BCG signal. Finally, the extracted BCG signal is analyzed and the heart rate is calculated. Experimental results show that the proposed OLA-BCG can effectively improve the signal-to-noise ratio and measurement accuracy.

Key words medical optics; imaging system; ballistocardiography; head movement; non-contact

OCIS codes 170.0110; 170.3890; 100.2000

1 引 言

心率是人体重要的生命体征参数,在个人日常健康监护中具有重要的参考价值。通过对心率进行

监测,可以提前预防和控制诸如心绞痛,冠心病等心血管疾病的发生^[1]。目前国际上对心血管疾病相关生理参数(如心率、心率变异性等)的采集方法,根据测量技术和方法上的区别可以分为接触式和非接触

收稿日期: 2019-10-08; 修回日期: 2019-11-21; 录用日期: 2019-11-28

基金项目: 国家自然科学基金(61705010)

* E-mail: yjzhao@bit.edu.cn

式两种^[2]。接触式测量方法主要采用接触人体的传感器来获取信息,虽然其结果较准确,但不便于实际应用,也难以满足某些特殊应用场合(如具有开放性伤口的病人、烧伤病人及新生儿等的心率监测)的需要。同时,为了确保获得准确的测量结果,需要被测部位与检测设备紧密贴合,不能有相对运动,这使得该测量方式在很多情况下是不适用的,例如由于各种原因手部及脚步抖动的病人。非接触式测量方法^[3-4]满足了以上特殊应用场合心率监测的需要,逐渐在临床生命体征信号监测领域发挥重要作用。

基于心冲击描记技术(ballistocardiography, BCG)的非接触心率检测方法具有非接触的特点,仅需成像设备采集一段视频即可实现心率检测,适合需要长期监护的特殊病患,逐渐引起生物医学领域的关注^[2-7]。

心脏周期性波动时,从心室喷射出的血液在血管中流动时会对血管壁产生压力,进而引起人体规律性的弱机械运动^[8]。Gordon 首次发现并记录了 BCG 信号,他发现如果人笔直地站在粗大弹簧上,身体随着心脏的跳动会有节奏地出现微小的同步振动^[9]。Alihanka 设计了用于测量 BCG 信号的静电荷敏感床垫^[10](static charge sensitive bed, SCSB)通过记录由 BCG 运动引起的 SCSB 内电荷的变化来提取 BCG 信号。然而,由于提取设备过于复杂和繁琐的信号处理步骤,BCG 研究陷入了瓶颈。近年来,随着光电成像技术和应用设备的发展,基于视频的新型非接触式 BCG 技术逐渐引起了研究人员的关注。

Balakrishnan 等^[11]提出了基于 BCG 原理的非接触式且以软件处理为主的心率检测算法。该方法从一段记录了头部运动的视频中,通过跟踪大量特征点结合主成分分析将头部运动轨迹分解成一系列的主成分,进而计算出心率。然而, Balakrishnan 的方法只对单一方向的轨迹信号进行了分析,限制了其心率测量精度;并且该方法往往需要跟踪大量特征点的运动,识别和跟踪这些特征点需要大量的求解运行时间。随后,Shan 等^[12]提出了基于单特征点的 BCG 心率检测算法。该方法仅利用前额上的单个特征点来表征头部运动,大大缩减了特征点数量,并通过 Shi-Tomas 角点检测算法^[13]选择具有最大特征值的角点跟踪、提取 BCG 信号。Haque 等^[14]提出了基于多融合特征点的 BCG 心率检测算法,通过融合、跟踪具有良好特征的 49 个预定义人脸特征点^[15]实现对 BCG 信号的提取。基于特征融

合的算法在一定程度上克服了文献[11]和文献[12]中面部遮挡或移动导致的特征损失的缺点,但仍需要跟踪大量特征点。付晓静^[16]提出了一种基于预决策金字塔层数的视频微弱运动放大技术,对原始输入视频中的微弱运动(包括头部运动)进行放大,再对放大后的视频进行处理,从而提取心率信号,但该方法在放大头部运动的同时也放大了视频中其他噪声信号,心率测量精度较低。Hassan 等^[17]提出了基于多元特征点的 BCG 心率检测算法,在 Viola-Jones 人脸检测器^[18-19]的基础上采用 Kanade-Lucas-Tomasi(KLT)跟踪算法^[20]跟踪分布在前额和鼻子区域的 T 形特征点来提取 BCG 信号。

前人的研究文献[11-12, 14, 16-17]大多直接对头部特征点进行跟踪。然而,BCG 中的头部运动十分微弱且与各种其他非自主头部运动混合在一起。同时,KLT 跟踪算法基于光度不变性的假设^[14],复杂的环境光条件会导致特征点跟踪出现误差,还会增加 Shi-Tomasi 角点检测的不可靠性^[21]。这些噪声导致从头部运动中提取的 BCG 信号有着较低的信噪比(signal-to-noise ratio, SNR)。另一方面,大量特征点^[11, 14, 16-17],的跟踪和计算大大增加了算法的复杂性,不利于算法的移植。针对以上问题,利用光学杠杆放大 BCG 头部运动(optical lever amplified BCG, OLA-BCG),本文提出了一种非接触式高精度心率检测方法。OLA-BCG 使用激光实现主动照明,减少环境光噪声对测量结果的影响;结合附着在头部的平面镜组成光学杠杆系统,放大头部运动。此外,OLA-BCG 使用单激光特征点来表征头部运动状态,简化了算法复杂度。与现有的非接触式 BCG 心率检测算法相比,OLA-BCG 有效提高了从头部运动中提取的 BCG 信号的 SNR 和心率的测量精度。

2 基本原理

2.1 基于 BCG 的头部运动

在整个心血管系统中,心脏具有血液泵的功能。组成心脏的心肌由于自动节律性而进行周期性、有节奏的收缩和舒张运动。心脏这种周期性的搏动将从心脏泵出的血液推送至身体各个器官^[22]。根据牛顿第三定律,心脏搏动时,泵射的血液对血管壁产生压力引起人体包括头部在内的身体各部位周期性的弱机械运动^[8]。这种弱机械运动导致的人体三个方向的周期性运动^[23]分别是竖直(头足)方向、背腹方向和水平方向。在每个血液循环周期中,当心肌

收缩时,左心室以高压将血液喷射到主动脉;当血流穿过颈部两侧的颈动脉到达头部时,对头部产生微弱的冲击力。在这种冲击力的作用下,头部将进行不自主的周期性运动,如图 1 所示。



图 1 BCG 中的非自主头部周期性运动

Fig. 1 Involuntarily periodic oscillation in BCG

BCG 中的头部运动十分微弱,肉眼无法察觉。考虑到颈动脉血管对人体头部所产生的不自主运动的加速度^[24]约为 0.098 m/s^2 ,结合心室射血时间(正常值^[25]为 $280\sim 300 \text{ ms}$),因此,根据牛顿第二定律,在每次血液循环的过程中,BCG 中的头部运动位移 x' 约为 4.41 mm 。

$$x' = at^2/2, \quad (1)$$

式中: x' 为单次血液循环中 BCG 头部运动位移; a 为头部运动加速度; t 为射血时间。为了量化分析这种头部运动,假设该运动是初速度为 0 的匀加速运动,并且被摄像机以 25 frame/s 的帧率采集记录下来。所以,BCG 中的头部运动在相邻视频帧间的位移 $\Delta x'_i$ 可以描述为

$$\begin{cases} \Delta x'_i = a(t_i^2 - t_{i-1}^2)/2 \\ t_i = 1/F_{ps} \times i' \end{cases}, \quad (2)$$

式中: t_i ($i' = 1, 2, \dots, n'$) 为第 i' 帧的时间,以第一帧为初始时间,即 $t_0 = 0$, n' 为总帧数; F_{ps} 为视频的采集帧率。尽管这种估算忽略了人体头部系统的复杂结构,存在一定的误差。但所得到的数量级也表明了 BCG 中的头部运动是十分微弱的。

2.2 基于 OLA-BCG 的头部运动信号提取

本文利用光学杠杆放大 BCG 头部运动,提出了一种非接触式高精度心率检测算法。OLA-BCG 实验系统示意图如图 2(a)所示,其中 BVP 为脉搏血氧仪。实验系统中采用激光作为主动光源,以减少环境光噪声对测量结果的影响;结合附着在后脑的平面镜组成光学杠杆系统,实现了对 BCG 头部运动的放大。OLA-BCG 以单个激光光斑表征 BCG 头部运动状态。一方面,较大的激光光斑可以被精确跟踪计算,从而提高了从头部运动中提取的 BCG 信

号的 SNR;另一方面,OLA-BCG 仅需要对单特征点进行跟踪计算,简化了 BCG 信号的提取过程和算法复杂性。

光学杠杆是一种基于光的反射定律来放大细小角度或微弱运动变化的光学方法^[26]。如图 2(b)所示,由激光器发出的激光束被固定在后脑的平面镜 M 反射,并在接收屏上形成光斑 S 。在血液循环过程中,BCG 中头部发生周期性弱机械运动,而附着在后脑的平面镜也会随着头部的运动而周期性地运动。假设头部运动使平面镜从 M 位置旋转运动到 M' 位置,激光入射点分别为 O 和 O' ,进而使得接收屏上反射光斑从 S 位置移动到 S' 位置。因此,在血液循环过程中,反射光斑将在位置 S 与位置 S' 之间进行周期性运动,其运动周期与心率相同;且光斑在 S 和 S' 之间的位移 $d_{SS'}$ 与头部运动原始位移 $d_{OO'}$ (y 轴方向)成正比。通过构造光学杠杆系统,将微弱的头部运动 $d_{OO'}$ 放大为反射光斑运动 $d_{SS'}$,表示为

$$d_{SS'} = \frac{\tan(\alpha + 2\beta)(h + L \tan \alpha) - \tan \alpha(L \tan \alpha - h)}{\tan \alpha}, \quad (3)$$

式中: α 为平面镜在位置 M 时激光束的入射角度; β 为平面镜在头部运动作用下的旋转角度; h 是为原始头部运动的位移,即 $d_{OO'}$; L 为平面镜在位置 M 时与接收屏之间的距离。因此,OLA-BCG 实验系统的放大倍数 G 可描述为

$$G = \frac{d_{SS'}}{d_{OO'}} = \frac{\tan(\alpha + 2\beta)(h + L \tan \alpha) - \tan \alpha(L \tan \alpha - h)}{h \tan \alpha}. \quad (4)$$

为了更加直观地分析这种情况,针对一个确定的 OLA-BCG 系统,假设激光器、平面镜和受试者位置相对确定且头部运动引起的平面镜旋转角一定,即激光束的入射角 α 和平面镜的旋转角 β 为常数。因此,可以定义常数 K_1 和常数 K_2 为

$$\begin{cases} K_1 = \tan(\alpha + 2\beta) \\ K_2 = \tan \alpha \end{cases}, \quad (5)$$

将 K_1 和 K_2 代入(4)式可改写为

$$G = 1 + \frac{K_1}{K_2} + \frac{L}{h}(K_1 - K_2). \quad (6)$$

根据(6)式,OLA-BCG 系统的放大倍数 G 与 L 成正比,并且始终大于 1。可见,OLA-BCG 系统实现了对 BCG 中的头部运动幅度的放大。

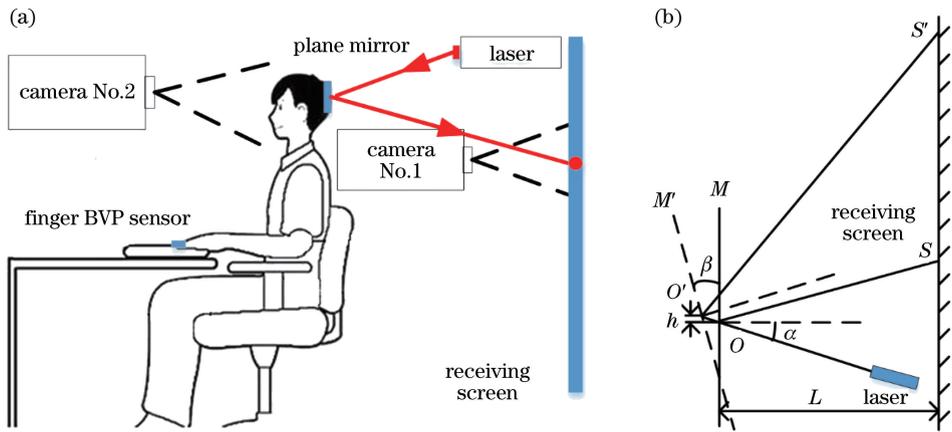


图 2 OLA-BCG 原理。(a) OLA-BCG 实验装置图；(b) OLA-BCG 原理图

Fig. 2 OLA-BCG principle. (a) OLA-BCG experimental device diagram; (b) OLA-BCG schematic diagram

3 实验装置及过程

3.1 OLA-BCG 实验装置

OLA-BCG 的实验装置如图 2(a)所示。本文在 Matlab 中实现了所提出的 OLA-BCG 非接触式心率检测算法。其中,采用两个 CCD 相机(CM3-U3-31S4C-CS,Point Grey 公司,分辨率为 $2048 \text{ pixel} \times 1536 \text{ pixel}$)作为视频捕获单元,并使用激光器(DH-HN250,大恒科技公司)作为主动光源,实验中输出功率为 3 mW 。所有视频均以 25 frame/s 的帧率进行录制;视频的分辨率为 $1280 \text{ pixel} \times 720 \text{ pixel}$,并保存为 AVI 格式。采集视频时长约为 30 s 。本文中所有实验均采用接触式脉搏血氧仪(CMS50C,秦皇岛康泰医疗系统有限公司)同步采集所有受试者的心率信息,作为真实值进行对比实验。该实验方案在实验之前已获得研究伦理委员会的批准。

所有实验都要求受试者静止坐在固定椅子上,保持自然状态,并在后脑固定一个平面镜,保证平面镜与后脑无相对位移。调整 OLA-BCG 系统光路,

确保激光经平面镜(与后脑固连)反射后在接收屏上形成明亮的反射光斑。其中,反射光斑的运动状态由 1 号相机采集记录。同时,为了与直接跟踪头部特征点的算法进行对比分析,使用位于受试者前方 1.5 m 的同步相机(2 号相机)对受试者面部进行人脸图像的直接采集。

本文将 OLA-BCG 与现有的具有代表性的非接触 BCG 心率检测算法方法进行了对比。图 3 是对比实验中不同方法的特征点的选择。其中,文献 [11]中的特征点由开源计算机视觉库 OpenCV 中的 KLT 跟踪函数生成并进行多特征点跟踪,特征点的选取如图 3(a)所示。文献 [12]是通过 OpenCV 中 Shi-Tomasi 角点检测器,从额头上没有较大运动区域中(矩形方框区域)选择具有最大特征值的角点作为单特征点,如图 3(b)所示。文献 [17]中的 T 形特征点选择如图 3(c)所示,选取前额和鼻子上部区域作为感兴趣区域,其中 48 个特征点(前额区域为 32 个特征点,鼻子区域为 16 个特征点)是通过将感兴趣区域分为多个子单元格来生成的。具

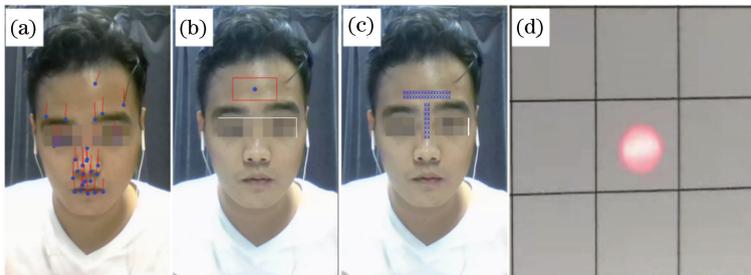


图 3 不同方法的特征点的选取。(a)文献[11]中的特征点选取;

(b) S 文献[12]中的单特征点选取;(c)文献[17]中的 T 型特征点选取;(d) OLA-BCG 中的激光反射特征点

Fig. 3 Feature points selection. (a) Feature points selection in Ref. [11]; (b) feature points selection in Ref. [12];

(c) feature points selection in Ref. [17]; (d) reflected laser feature point in OLA-BCG

体来说,就是将前额区域分为 32 个相同大小的子单元格(特征点),其排列方式为 16×2 ;将鼻子区域分割为 16 个相同大小的子单元格,其排列方式为 2×8 。所有特征点的位置信息都以该子区域左上角的像素坐标作为代表。图 3(d)是 OLA-BCG 的激光反射特征点。

OLA-BCG 中的平面镜也可以固定于受试者额头。在实验中,为了利用视频采集面部图像进行对

比实验,将平面镜固定在后脑。所有实验均采用同样的 BCG 信号处理方法进行相关滤波处理,即对比实验唯一的区别是特征点的选择和原始 BCG 信号的提取。

3.2 BCG 信号处理

本节主要介绍从头部运动轨迹中提取 BCG 信号和相关滤波算法,算法流程如图 4 所示,其中 ICA 表示独立成分分析,FFT 表示快傅里叶变换。

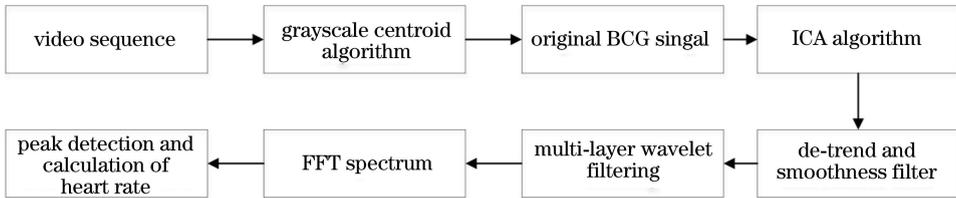


图 4 算法流程图

Fig. 4 Algorithm flowchart

通过计算和跟踪经光学杠杆放大后的反射光斑的质心位置,获得用于描述头部运动随时间变化的轨迹信息,该轨迹信号称为原始 BCG 信号。其中,反射激光光斑质心位置采用质心加权平均算法^[27]计算得到。

反射光斑质心位置计算的具体流程如图 5 所

示。首先,将 1 号相机记录的反射光斑运动视频逐帧进行灰度化,并采用合适的阈值对灰度化后的图像进行二值化。针对二值化后的图像,采用(7)式计算光斑质心位置。最后,将质心位置信息按原始时序组合得到原始 BCG 信号。

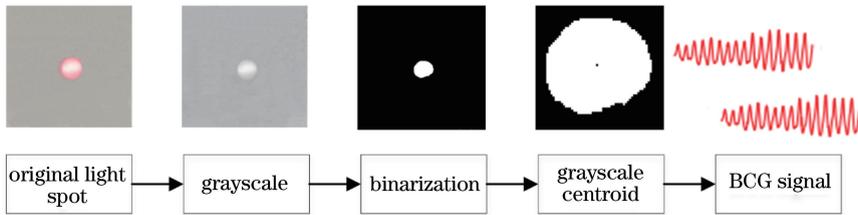


图 5 反射光斑质心计算流程图

Fig. 5 Calculation flow chart of centroid of reflection spot

$$x = \frac{\sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m g(i, j) \times i}{\sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m g(i, j)}, y = \frac{\sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m g(i, j) \times j}{\sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m g(i, j)}, \quad (7)$$

式中: x 和 y 为反射光斑的质心坐标; $g(i, j)$ 为 (i, j) 位置处的图像像素值; m, n 分别为图像的高度和宽度。

通过质心加权平均算法可以获得 x (水平方向)和 y (竖直方向)两个方向上的原始 BCG 信号,如图 6 所示。图 7 为不同方向上的原始 BCG 信号频域图,其中 $H_{\text{heart_rate}}$ 为测试者的心率, $F_{\text{power_max}}$ 为最大能量对应的频率。从图 7 可知,从头部运动中提取的 BCG 信号在 y 方向上具有更高的信噪比,这与文献^[24]中的描述相同。

ICA 是一种从一组潜在信号源线性混合的观测信号中分离相关源信号的算法^[28]。考虑到从头部运动中观测提取到的原始 BCG 信号是各种潜在信号源的线性混合^[11],采用独立成分分析算法将主要由血液循环引起的头部弱机械运动信号从原始混合头部运动轨迹中分离出来。以 x 方向和 y 方向的原始 BCG 信号作为 ICA 算法的输入,经独立成分分析算法,选取最具有周期性的信号作为 BCG 脉冲信号,如图 8 所示。

对经过 ICA 处理后的 BCG 脉搏信号进行去趋势处理,消除信号的缓慢平稳趋势,采用平滑度先验滤波算法和多层小波滤波来消除高频噪声的影响。最后,对 BCG 信号进行 FFT 处理。通过选择功率谱中 $0.75 \sim 3$ Hz 范围内的峰值频率进行心率计算,如图 7(b)所示。选择 $0.75 \sim 3$ Hz 频率范围是因为

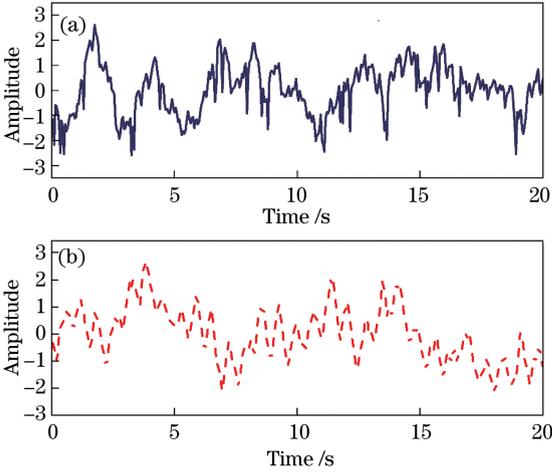


图 6 不同方向上的原始 BCG 信号。
(a) x 方向; (b) y 方向

Fig. 6 Original BCG signals in different directions.
(a) x direction; (b) y direction

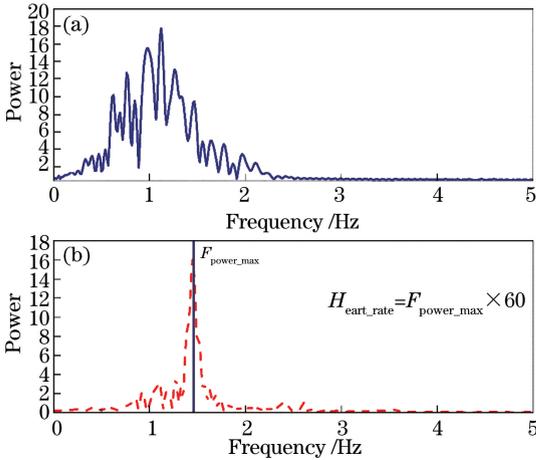


图 7 不同方向上的原始 BCG 信号频域图。
(a) x 方向; (b) y 方向

Fig. 7 Frequency domain diagrams of original BCG signals in different directions. (a) x direction;
(b) y direction

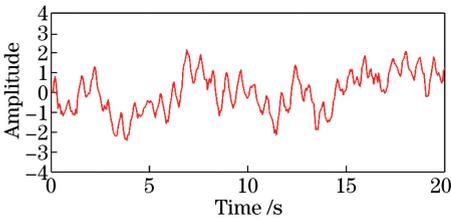


图 8 ICA 滤波后的 BCG 信号
Fig. 8 BCG signal filtered
by ICA

此频率范围对应于心率 45~180 beat/min,符合正常人心率数据范围。

4 实验结果分析与讨论

本文对 30 位受试者进行了对比实验,受试者均来自于课题组,15 位男性和 15 位女性,年龄 22 到 28 岁之间。文献[17]表明受试者年龄并不会对 BCG 信号的产生造成影响。所有受试者均无心血管疾病史,并且未服用可能影响心率的药物。所有受试者均书面知情,同意参与本实验。将接触式 BVP 和 OLA-BCG 进行了对比实验。同时,为了全面评估所提出的 OLA-BCG,采用了前人工作中使用过的几种主要数据评价指标进行不同方法的对比分析,评价指标如表 1 所示,其中 $M_{\text{ean_difference}}$ 代表所有 30 位受试者的平均心率差异; $S_{\text{d_difference}}$ 代表所有 30 位受试者心率差异的标准差; E_{RMS} 代表所有 30 位受试者心率差异的方均差; $P_{\text{max_difference}}$ 代表所有 30 位受试者中最大的绝对心率差异值; r 代表所有 30 位受试者采集的测量心率值与真实值之间的皮尔逊相关系数; R_{SN} 指标中的 $y(f)$ 为 BCG 信号的频域信息; B_1 和 B_2 分别为背景噪声的低频截止频率和高频截止频率, $B_1=0.75 \text{ Hz}$, $B_2=3 \text{ Hz}$; C_1 和 C_2 分别为心率脉动分量的低频截止频率和高频截止频率, $C_1=f_{\text{HR}}-b$, $C_2=f_{\text{HR}}+b$, 常量 $b=0.2 \text{ Hz}$, f_{HR} 为心率对应的频率。为了更清晰说明各评价指标的含义,定义接触式与非接触式 BCG 方法测得的心率之间的差异 $H_{\text{r_difference}}$ 为

$$H_{\text{r_difference}} = H_{\text{r_BVP}} - H_{\text{r_BCG}}, \quad (8)$$

式中: $H_{\text{r_BVP}}$ 为接触式脉搏血氧仪采集的心率真实值; $H_{\text{r_BCG}}$ 代表各种非接触式 BCG 方法采集的心率测量值。

信噪比计算示意图如图 9 所示。

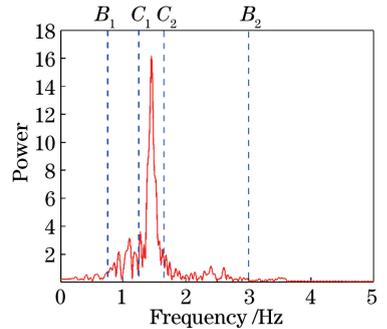


图 9 信噪比计算示意图

Fig. 9 Schematic diagram of SNR calculation

本文将 OLA-BCG 与现有的具有代表性的方法进行了对比实验。所有算法均采用接触式 BVP 采集心率真实值。表 2 中列出了以上各种评估指标的

对比结果。可以看到,OLA-BCG 的 $M_{\text{ean_difference}}$ 与 $S_{\text{d_difference}}$ 均为最小,测量的数据分布较均匀且最大偏差最小,OLA-BCG 在平均信噪比和相关系数方面表现出较好的性能。

表 1 评价指标汇总

Table 1 Summary of evaluation indicators

Indicator	Description	Calculation formula
$M_{\text{ean_difference}}$	Mean error of heart rate difference	$M_{\text{ean_difference}} = \text{mean}(H_{\text{r_difference}})$
$S_{\text{d_difference}}$	Standard deviation of heart rate difference	$S_{\text{d_difference}} = \text{sqrt}(H_{\text{r_difference}})$
E_{RMS}	Root-mean-square error of heart rate difference	$E_{\text{RMS}} = D(H_{\text{r_difference}})$
$P_{\text{max_difference}}$	Maximum value of heart rate difference	$P_{\text{max_difference}} = \max(H_{\text{r_difference}})$
r	Pearson correlation coefficient between $H_{\text{r_BVP}}$ and $H_{\text{r_BCG}}$	$r = \text{corr}(H_{\text{r_BVP}}, H_{\text{r_BCG}})$
R_{SN}	Ratio of power of main pulsatile component and power of background noise ^[29]	$R_{\text{SN}} = \frac{\int_{C_1}^{C_2} y(f) df}{\int_{B_1}^{B_2} y(f) df - \int_{C_1}^{C_2} y(f) df}$

表 2 不同方法的评价指标统计

Table 2 Evaluation index statistics of different methods

Evaluation index	Method in Ref.[11]	Method in Ref.[12]	Method in Ref.[17]	OLA-BCG
$M_{\text{ean_difference}} / (\text{beat} \cdot \text{min}^{-1})$	2.58	1.5	0.79	-0.67
$S_{\text{d_difference}} / (\text{beat} \cdot \text{min}^{-1})$	2.71	3.35	3.10	2.15
$E_{\text{RMS}} / (\text{beat} \cdot \text{min}^{-1})$	3.66	3.56	3.12	2.22
$M_{\text{ean_SNR}} / \text{dB}$	-5.45	-9.42	-7.83	1.70
$P_{\text{max_difference}} / (\text{beat} \cdot \text{min}^{-1})$	6	5	5	4
r	0.71	0.49	0.89	0.88

$$I_{\text{improve}} = \pm \left| \frac{|V_{\text{OLA-BCG}}| - |V_{\text{method}}|}{V_{\text{method}}} \right|, \quad (9)$$

式中: $V_{\text{OLA-BCG}}$ 表示 OLA-BCG 下各评价指标的数值; V_{method} 表示现有不同算法下各评价指标的数值; \pm 表示性能的提升或下降。根据(9)式定量计算了 OLA-BCG 相对现有算法对不同指标(除 $M_{\text{ean_SNR}}$

外)的提升情况,其中 $M_{\text{ean_SNR}}$ 指标采用直接相减计算。计算结果如表 3 所示,其中 $\Delta M_{\text{ean_difference}}$ 、 $\Delta S_{\text{d_difference}}$ 、 ΔE_{RMS} 、 $\Delta M_{\text{ean_SNR}}$ 、 $\Delta P_{\text{max_difference}}$ 、 Δr 分别表示对应评价指标的提升情况。可以看出,OLA-BCG 在某些方面表现出较好的性能,较现有算法有了明显的提高。

表 3 不同评价指标的提升情况

Table 3 Improvement of different evaluation indexes

Method	$\Delta M_{\text{ean_difference}} / \%$	$\Delta S_{\text{d_difference}} / \%$	$\Delta E_{\text{RMS}} / \%$	$\Delta M_{\text{ean_SNR}} / \text{dB}$	$\Delta P_{\text{max_difference}} / \%$	$\Delta r / \%$
Method in Ref.[11]	74.03	20.66	39.34	7.15	33.34	23.94
Method in Ref.[12]	55.33	35.82	37.64	11.12	20.00	79.59
Method in Ref.[17]	15.19	30.65	28.85	9.53	20.00	-1.12

同时,使用 Bland-Altman 方法评估接触式 BVP 心率真实值和 OLA-BCG 心率测量值之间的一致性。图 10(a)表明,与接触式 BVP 相比,OLA-BCG 测得的 96% 心率值位于 95% 的置信区间之内。

综上,OLA-BCG 测得的心率值与接触式 BVP 测得的结果具有较高的一致性,心率差异在 4 beat/min 以内, r 为 0.88,如图 10(b)所示。与现有的非接触式 BCG 心率检测方法相比,采用 OLA-BCG 从头部运动中提取的 BCG 信号具有较高的 SNR,心率检测精度得到明显提高。

5 结 论

非接触式 BCG 心率检测技术为有效全面地测量生理参数(如心脏/呼吸率等)提供了新的方法。但是,由血液循环引起的 BCG 头部运动十分微弱,不易测量且易受外界噪声干扰,从头部运动中提取的 BCG 信号质量较差,具有较低的信噪比。针对以上问题,提出了一种基于光学杠杆的非接触式高精度心率检测算法 OLA-BCG。该算法利用光学杠杆放大 BCG 头部运动。OLA-BCG 使用激光实现主动照明,减少环境光噪声对心率测量结果的影响,结

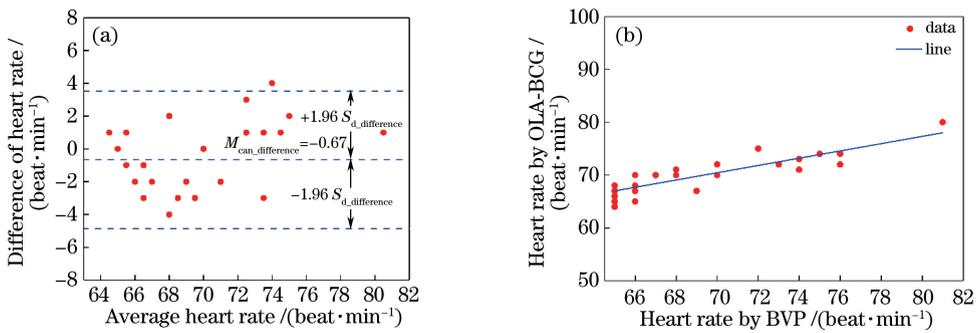


图 10 Bland-Altman 分析结果和皮尔逊相关系数。(a) Bland-Altman 分析结果;(b)皮尔逊相关系数

Fig. 10 Bland-Altman analysis result and Pearson correlation coefficient. (a) Bland-Altman analysis result;
(b) Pearson correlation coefficient

合附着在头部的平面镜组成光学杠杆系统,放大 BCG 头部运动幅度。此外,OLA-BCG 以单个激光光斑来表征头部运动,易于实现高精度跟踪,且单一特征点大大简化了算法复杂度,便于算法的移植。与现有的非接触式 BCG 心率检测方法相比,OLA-BCG 有效提高了从头部运动中提取的 BCG 信号的信噪比和心率的测量精度。实验表明,OLA-BCG 测得的心率值和接触式 BVP 测量的心率真实值之间的误差在 4 beat/min 以内,测量误差 E_{RMS} 约为 2.22 beat/min。

参 考 文 献

[1] Jin Y, Cao K J. The relationship between heart rate and heart disease [J]. Chinese Journal of Cardiac Arrhythmias, 2004, 8(5): 310-313.
金艳, 曹克将. 心率与人类心血管疾病的相关性[J]. 中华心律失常学杂志, 2004, 8(5): 310-313.

[2] Sun Y, Thakor N. Photoplethysmography revisited: from contact to noncontact, from point to imaging [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2016, 63(3): 463-477.

[3] Liu H C, Wang X M, Chen G A. Non-contact detection of fetal heart rate[J]. Computer Systems & Applications, 2019, 28(8): 204-209.
刘鸿程, 王笑梅, 陈桂安. 非接触式胎儿心率检测[J]. 计算机系统应用, 2019, 28(8): 204-209.

[4] Chen X. Research on heart rate measurement algorithm based on face video [D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology of China, 2019: 1-68.
陈旭. 基于人脸视频的心率测量算法研究[D]. 成都: 电子科技大学, 2019: 1-68.

[5] Lee, Cho, Lee, et al. Vision-based measurement of heart rate from ballistocardiographic head movements using unsupervised clustering[J]. Sensors, 2019, 19 (15): 3263.

[6] Albukhari A, Lima F, Mescheder U. Bed-embedded heart and respiration rates detection by longitudinal ballistocardiography and pattern recognition [J]. Sensors, 2019, 19(6): 1451.

[7] Huysmans D, Borzée P, Testelmans D, et al. Evaluation of a commercial ballistocardiography sensor for sleep apnea screening and sleep monitoring [J]. Sensors, 2019, 19(9): 2133.

[8] Noordergraaf A, Heynekamp C E. Genesis of displacement of the human longitudinal ballistocardiogram from the changing blood distribution [J]. The American Journal of Cardiology, 1958, 2(6): 748-756.

[9] Trefný Z, Seliger V, Woydinek K. New trends in ballistocardiography [J]. Ceskoslovenska' Pediatrie, 1968, 23(8): 673.

[10] Alihanka J, Vaahtoranta K, Saarikivi I. A new method for long-term monitoring of the ballistocardiogram, heart rate, and respiration [J]. American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology, 1981, 240 (5): R384-R392.

[11] Balakrishnan G, Durand F, Guttag J. Detecting pulse from head motions in video [C] // 2013 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, June 23-28, 2013, Portland, OR, USA. New York: IEEE, 2013: 3430-3437.

[12] Shan L, Yu M H. Video-based heart rate measurement using head motion tracking and ICA [C] // 2013 6th International Congress on Image and Signal Processing (CISP), December 16-18, 2013, Hangzhou, China. New York: IEEE, 2013: 160-164.

[13] Shi J, Tomasi. Good features to track [C] // Proceedings of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition CVPR-94, June 21-23, 1994, Seattle, WA, USA. New York: IEEE, 1994: 593-600.

- [14] Haque M A, Irani R, Nasrollahi K, et al. Heartbeat rate measurement from facial video [J]. *IEEE Intelligent Systems*, 2016, 31(3): 40-48.
- [15] Saragih J M, Lucey S, Cohn J F. Deformable model fitting by regularized landmark mean-shift [J]. *International Journal of Computer Vision*, 2011, 91(2): 200-215.
- [16] Fu X J. Study on heart rate detection method based on subtle head motions [D]. Tianjin: Hebei University of Technology, 2016: 1-71.
付晓静. 基于头部微弱运动的心率信号检测方法研究[D]. 天津: 河北工业大学, 2016: 1-71.
- [17] Hassan M A, Malik A S, Fofi D, et al. Video-based heartbeat rate measuring method using ballistocardiography [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2017, 17(14): 4544-4557.
- [18] Viola P, Jones M. Rapid object detection using a boosted cascade of simple features[C] // *Proceedings of the 2001 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, December 8-14, 2001, Kauai, HI, USA. New York: IEEE, 2001: 511-518.
- [19] Viola P, Jones M J. Robust real-time face detection [J]. *International Journal of Computer Vision*, 2004, 57(2): 137-154.
- [20] Tomasi C, Kanade T. Detection and tracking of point features[R]. Carnegie Mellon University Technical report, 1991: 91-132.
- [21] Fusiello A, Trucco E, Tommasini T, et al. Improving feature tracking with robust statistics[J]. *Pattern Analysis & Applications*, 1999, 2(4): 312-320.
- [22] Wiard R M, Kim H J, Figueroa C A, et al. Estimation of central aortic forces in the ballistocardiogram under rest and exercise conditions [C] // *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, September 3-6, 2009, Minneapolis, MN. New York: IEEE, 2009: 2831-2834.
- [23] Scarborough W R, Talbot S A, Braunstein J R, et al. Proposals for ballistocardiographic nomenclature and conventions: revised and extended [J]. *Circulation*, 1956, 14(3): 435-450.
- [24] He D D, Winokur E S, Sodini C G. A continuous, wearable, and wireless heart monitor using head ballistocardiogram (BCG) and head electrocardiogram (ECG)[C] // *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, August 30-September 3, 2011, Boston, MA. New York: IEEE, 2011: 4729-4732.
- [25] Yorifuji S. Study on ballistocardiogram (IV): stroke-volume and momentum of cardiac ejection [J]. *Japanese Circulation Journal*, 1958, 22(6): 393-396.
- [26] Kirtley C, Smith R A. Optical lever method for video-based micro-kinematic analysis[J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 1996, 34(1): 101-102.
- [27] Rakesh S, Hattuniemi J M, Mäkynen A J. Analysis of accuracy of laser spot centroid estimation [J]. *Proceedings of SPIE*, 2008, 7022: 702216.
- [28] Cardoso J F. High-order contrasts for independent component analysis[J]. *Neural Computation*, 1999, 11(1): 157-192.
- [29] Lewandowska M, Rumiński J, Kocejko T, et al. Measuring pulse rate with a webcam—a non-contact method for evaluating cardiac activity[C] // *2011 federated conference on computer science and information systems (FedCSIS)*, September 18-21, 2011, Szczecin, Poland. New York: IEEE, 2011: 12361132.