

基于光体积描述记成像技术的非接触 低成本生理信息的检测

刘 赫^{1, 2} 王亚东¹ 王 磊²

¹ (哈尔滨工业大学 哈尔滨 150001)

² (中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

摘 要 在最近几十年,人们对低成本、非接触和普适方法测量生理信息(心率、心率变异性、血氧饱和度等)产生了浓厚的兴趣。传统的临床测量生理信息的方法包括Ag/AgCl电极测量心率和心率变异性,二氧化碳分析仪测量呼吸率状态,脉搏血氧饱和度仪测量血氧饱和度。这些方法虽然可以获得完美的信号,但是他们价格昂贵、使用麻烦、不方便。基于光体积描述记成像技术检测生理信息提供了一个人体生理健康检测的新方法。血流速度、血流量和血压可间接地评估血容量,反过来,血容量间接反映了这些生理参数的变换。光在人体组织的反射或透射可以得到血容量的变化。使用电脑摄像头或手机摄像头捕捉的人体皮肤表面成像,通过对成像光信号的处理和分析,获得一些生理信息,如心率、呼吸率、心率变异性、血氧饱和度等。在本文中,我们回顾使用光体积描述记成像技术在非接触健康检测领域里的最新发展,论述面临的挑战和将来的发展方向。

关键词 光体积描述记成像;非接触;低成本;生理信息的检测;独立成分分析

A Review of the Methods for Non-Contact, Low-cost Acquisition of Physiological Information based on Photoplethysmographic Imaging

LIU He^{1,2} WANG Ya-dong¹ WANG Lei²

¹ (Harbin Institute of Technology, Harbin 150001)

² (Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055)

Abstract In recent years, there has been increasing interest in low-cost, non-contact and pervasive methods for measuring physiological information, such as heart rate (HR), respiratory rate, heart rate variability (HRV) and oxyhemoglobin saturation. The conventional methods, such as wet adhesive Ag/AgCl electrodes for HR and HRV, the capnograph device for respiratory status, and pulse oximetry for oxyhemoglobin saturation could provide excellent signals but are expensive and inconvenient. A method to monitor physiological information based on photoplethysmographic imaging offers a new means for health monitoring. Blood volume can be indirectly assessed in terms of blood velocity, blood flow rate and blood pressure, which, in turn, can reflect changes in physiological parameters. Changes in blood volume can be determined from the spectra of light reflected from or transmitted through body tissues. Images of an area of the skin surface are consecutively captured with the color camera of a computer or smartphone and, by processing and analyzing the light signals, physiological information such as HR, respiratory rate, HRV and oxyhemoglobin saturation can be acquired. In this paper, we review the latest developments in using photoplethysmographic imaging for non-contact health monitoring and discuss the challenges and future directions for this field.

Keywords photoplethysmographic imaging; non-contact; low-cost; physiological information measurement; ICA

1 引言

检测生理信息（心率、呼吸率、心率变异性 and 血氧饱和度）对人体生理健康的评估很重要。检测生理信息的传统方法在医疗和研究领域是非常重要的且必不可少的。举几个例子，用Ag/AgCl电极检测心率和心率变异性几乎在所有的临床中应用，二氧化碳分析仪用在医院和重症监护中心检测病人的呼吸状态，脉搏血氧仪用在手术期间检测血氧饱和度。利用当今的生物仪器技术，这些行之有效的信号模型提供了丰富的生理信息。在新兴的全球健康临床生理检测和医疗治疗应用中，这些信号以非侵入式、低成本的方式获得^[1]。固定在环境中的电极是非侵入式的，能够长时间应用到健康检测、家庭健康检测和其它非临床医用领域的检测。但是他们存在一些缺点，主要的限制是要求人体皮肤和固定在环境中的电极（椅子，床等）直接连接^[2,3]。而且，从病人长期使用舒服的角度考虑，传统的方法不适合流动检测。一些非接触方法使用电极嵌入到衣服里解决了长时间检测舒适度的问题^[4]，但是仍然有大量的问题需要解决，包括易受运动伪迹的干扰、电极和电路板之间联线麻烦等。

大部分可以代替标准的生理信息检测系统都需要使用电极，但是在一些环境中，是不希望甚至是不可能使用电极的。最近，人们对低成本、非接触和普适方法测量生理信息产生了浓厚的兴趣。如，用激光多普勒速度测速技术测量红血细胞速率^[5]，采用心震动描记术测量皮肤的速度和对应于胸腔运动的位移^[6]，使用电磁的方法检测心脏和呼吸率，使用微波系统（微波多普勒雷达）检测呼吸率^[7]。使用非接触方式检测生理信息的研究已经发展了很多年，如通过超声波邻近传感器测量呼吸率^[8]，通过非接触电阻的测量对伤口和缺血部位进行检测和评估^[9,10]。光的方法也广泛地应用在非接触测量^[11,12]。

最近几年，人们对非接触光体积描述记成像技术产生了浓厚的兴趣。利用智能手机摄像头或电脑摄像头作为光体积描述记成像硬件不需要专业的硬件设备。人们不需要穿戴任何专业装置，仅仅把皮肤的小部分放到摄像头前端几秒，连续的图像被摄像头捕捉到，通过使用计算机视觉和高级信号处理技术，获得相关的生理信号如心率、呼吸率、心率变异性 and 血氧饱和度等。在本文中讨论体积描述记成像技术最新发展，将来可行的发展方向和可能的挑战。

2 起源

血液循环与心脏、动脉和静脉息息相关。心血管脉冲通过心脏收缩和扩张产生，当心室收缩，血液从左心室进入到主动脉。血液通过动脉网络，流经静脉网络回流到心脏。心脏的每次收缩产生血液波，到达皮肤表面的毛细血管，不同的生理现象间接地反映了许多不同器官的状态。光体积描述记成像检测人体的生理信息使用了一个光学的方法，因为在可见光范围内，不同光波波长的敏感度对血容量和身体不同的组织成分是不同的。比如说，波长660nm的红光和波长940nm的红外光可作为脉搏血氧仪的光源，因为缺氧的血红蛋白最大的吸收率在红光波长，含氧的血红蛋白的最大吸收率在红外光波长。当毛细血管充满血时，他们会对光的透射或反射产生影响，导致一个平均较低的光的透射亮度值或是较高的光的反射亮度值。光平均亮度值的变化直接反映毛细血管血容量的变化，通过获取光平均的亮度值，我们能获得脉搏初始信号，经过处理提取生理信息像心率、血流速度、血压等。

2.1 光电容积描述记

光电容积描述记是最简单的使用光技术检测病人生理健康的方法、它的应用包括检测血氧饱和度、心率、呼吸率、血压检测、外围血管疾病等。光电容积描述记发明在20世纪30年代^[13]。这是简单、低成本的方法，现已经成为一个重要的检测生理健康的临床工具。光电容积描述记的原理是血容量吸收的光超过周围人体组织吸收的光，所以血容量的变化相应地通过反射或透射光强度的变化反映出来。这个原理的典型应用是用于动脉血氧饱和度的非侵袭式测量的脉搏血氧仪。传统的脉搏血氧计传感器由两个不同波长的发光二极管和一个光电二极管检测器组成，两个发光二极管的波长分别是660nm的红光和940nm的红外光，它们被嵌入在一个夹子里，当夹子夹到手指上，二极管交替发出的光通过人体组织，被光电二极管检测器检测到。

光电容积描述记信号由特定的组织成分和检测区域皮肤血管分布决定。如果我们假定光的衰减变化仅仅是由于动脉血流进组织的毛细血管，我们通过总的光的衰减度减掉由特定组织成分和皮肤血管等导致光衰减的直流分量成分计算动脉血的血氧饱和度，剩下的心脏脉动同步成分由两个不同波长光波的透射变换计算出。

2.2 热成像技术

热成像技术是另一个新颖的非接触方法测量生理信息。它主要基于表面血管释放的热信号产生的信息,通过一个高敏感的热成像系统获取血容量变化信号。血管温度的变化由脉动的血流量决定。这个方法基于假定温度的脉动是由于脉动的血流量在血管表面产生了强烈的热信号。在实际测量中,这个信号还会受到生理和环境热现象的影响,所以,通过红外摄像头检测到的热信号是一个复合的带有噪声的信号,脉动信号仅仅是其中的一个成分。通过频域变换,认为能量最高的成分为脉动信号,因为一般脉动信号是复合信号中频率最强的信号。通过其他的算法的处理之后,热成像产生了量化信息,比如说血流速度、呼吸函数等^[14]。

2.3 光体积描述记成像技术

非接触光体积描述记成像技术的研究仅仅出现在最近几年^[15]。这是检测生理健康信息的一个革命性方法,只需使用一个彩色摄像头检测光体积信号。Costa等提出通过视频成像的方法检测心率^[16]。Takano等证明了数字摄像机使用周围光作为光源能同时获得呼吸率、心率和脉率^[11]。可以对采集人体皮肤部分成像,对感兴趣区域的平均成像亮度变化在短时间测量。当测量完成后,摄像头记录到帧信息以无压缩的AVI模式文件形式,在电脑中使用matlab进行数字滤波和谱分析算法处理。最后,获得一些生理信号如心率、心率变异性等。对比使用脉搏血氧技测量心率,使用光体积描述成像技术的相关系数达到0.9。

对比传统的光电容积描述记,光体积描述记成像技术使用数字摄像头代替了光电二极管检测器,使用特定的光源或是使用普通的周围环境光作为光源,可检测较大的可见皮肤范围,能提高动态检测生理信息的信噪比。对比热成像技术,光体积描述记成像技术有低成本和方便的优点。

3 测量方法的发展

早期生理信息检测的研究使用家用的摄像机,大约在200美元,价格昂贵、不方便。光源的选择也不同^[14]。有使用单一波长作为光源的,如660nm波长的红光,940nm波长的红外光,550nm波长的绿光^[17]等。也有使用两种不同波长的光、同时发光^[15]或交替发光作为光源^[17]。尽管这些方法取得了好的结果,但是他们是应用性不强,缺乏弹性和非实时性,并且成本较高。之后,Verkruysse等证明了使用周围的环境光作

为光源的可行性和应用的潜力^[14]。2010年,Poh等使用电脑摄像头利用盲信号分离的算法,同时检测到三个人的心率^[19]。

智能手机的出现为普通人提供了实时的、普适的健康和医疗终端平台。智能手机类似移动的小型电脑,有较强的处理能力,像苹果手机(大约4000元人民币)有1GH的主频工作频率。许多的应用程序用于个人医疗,如慢性疾病的管理、远程健康检测、体域网等^[20]。

4 方法

尽管基于光体积描述记成像能提取重要生理信息,如心率、心率变异性、呼吸率和血氧饱和度等,但是这个技术的潜力并没有完全的开发出来^[20]。许多问题需要去解决以提高测量的精度和扩展这种方法的应用。

4.1 感兴区域

光电容积描述记测量信号在不同的感兴区域会展现不同的形状和幅度。当光照射在皮肤上,反射或透射光的强度会减少。研究表明光在身体上的减弱主要由三种独立的成分导致:动脉血、静脉血和身体组织。光的吸收不会随着静脉血和身体组织而变化,所以展现一个直流成分。动脉血是和心脏的跳动相关,所以展现成一个交流信号。比如光投射穿过指尖,光的强度随着心率改变,一个脉动的信号被叠加到一个直流信号上。这个同步心跳的脉动信号的幅值大约是直流信号的1%。研究表明光的反射测量和在不同生理组织的深度是不同的^[21]。所以,不同的感兴区域可能影响交流和直流成分的比率,也导致不同的信噪比。在之前的研究中,被选择的感兴区域有脸^[14,19]、前臂^[20]、指尖^[22]和耳垂^[23],但是信噪比没有比较过。

4.2 硬件

硬件的处理能力是实现幅值算法的关键。一些专业的医疗设备,通过使用FPGA,DSP或是ARM芯片能获得标准的生理信号。最新一代的智能手机已经变成了一个小型的健康检测设备,由于他们强大的处理能力、较大的存储空间、触摸屏和开源的操作系统。但是,由于较低的摄像头采样速率,对于测量精度上有一些限制。之前的研究表明,当使用Ag/AgCl电极时,心率变异性的测量至少在250Hz的采样频率上。对于高级医疗设备,采样速率甚至达到了1KHz。家用的摄像机,或是智能手机的摄像头最大的采样速率

每秒少于30帧。相对低的采样速率主要与人视觉系统的生理特点相关，人的视觉系统一般每秒会处理10到12个独立的画面。摄像头仅仅是被设计记录和存储图像。一些工业摄像头可以达到每秒750帧。高的采样率可以提高数据的精度和可靠性。在智能手机内安装高帧率的摄像头也是可行的方法。

4.3 生理信息

尽管光体积描述记成像技术不能像传统ECG测量方法那样提供心电的细节信号，但是这个方法能以一个舒服的方式对其他的生理信息长期检测，例如心率或呼吸率。呼吸率的测量使用之前发表过的一个算法，用脉搏血氧仪基于光信号的调幅和调频序列的技术。这个技术使用最近开发的算法检测心房颤动或者失血症状。Christopher等已经证明了使用可变频率复杂解调方法对呼吸率和心率检测的潜力。R-R间隔的估计最近也表明是以精确的方法在检测心房颤动发作，可变频率复杂解调方法展示了有能力从光电信号上检测反映血流量的重要疾病^[20]。

像硬件部分提到那样，随着摄像头技术的进步，一个更高的采样速率摄像头应用到光体积描述记成像技术中，会获得更多的生理信息如ECG、EEG等。

4.4 算法

在前面部分，我们提到了一些算法如快速傅里叶变换分析信号的能量谱，用盲信号分离获得潜在的信号源。快速傅里叶变换是重要的信号分析频域方法。快速傅里叶变换的有效算法离散傅里叶可以得到，它将信号分解到不同频率层。可以得到和离散傅里叶变换有相同结果。所以，它能快速提高硬件的处理速度。盲信号分离能从一系列观察的信号中揭示隐藏在背后的线性混合信号^[19]。

自适应技术使用于动态估计噪声水平，设置噪声门限。这个技术在生物信号分析的应用发展迅速，例如，用于心电信号移除运动伪迹^[24]，脑电信号噪声的消除等^[25]，但是这个方法在光体积描述记成像技术中应用仍在发展过程中。

4.5 光谱

脉搏血氧仪使用光电容积描述记计算血氧饱和度。所以，光波长的选择直接与脉搏血氧仪的表现相关。在临床使用中，最优光波波长的选择在设计脉搏血氧仪中非常重要。

之前的研究比较了绿光光电容积描述记和红外光光电容积描述记的表现。实验结果表明不同的波长影响直流和交流成分的比率，影响心率和脉率的相关系

数，绿光光电容积描述记反射的信号优于红外光电容积描述记反射的信号^[26]。

5 总 结

在这篇文章中，我们回顾了基于光体积描述记成像技术的生理信息检测。这个可行性研究表明，光体积描述记成像技术应用检测生理信息有很大潜力。光电容积描述记的信号与传统的光电容积描述记技术的信号相当。但是，在临床应用上，光电容积描述记技术有更大的提高空间。

光电容积描述记技术有成本低、非接触和普适的优点。它适合家庭应用，特别是远程电子医疗。摄像头很容易嵌入到家庭的家具、镜子等物品上，也可以利用已经存在的摄像头，如笔记本电脑的摄像头或智能手机的摄像头等。也可应用在心脏疾病的生理信息检测、体育训练、睡眠研究、或核磁共振等。

参 考 文 献

- [1] Chi Y M, Jung T P, Cauwenberghs G. Dry-contact and noncontact biopotential electrodes: Methodological Review [J]. IEEE review in biomedical engineering, 2010, 3: 106-109.
- [2] Lim Y G, Kim K K, Park K S. ECG measurement on a chair without conductive contact [J]. IEEE Trans. Biomed. Eng., 2006, 53(5): 956-959.
- [3] Ishijima M. Monitoring of electrocardiograms in bed without utilizing body surface electrodes [J]. IEEE Trans. Biomed. Eng., 1993, 40(6): 593-954.
- [4] Min S D, Kim J K, Shin H S, et al. Noncontact respiration rate measurement system using an ultrasonic proximity sensor [J]. IEEE Sensor J, 2010, 10(11): 1732-1739.
- [5] Castellini P, Martarelli M, Tomasini EP. Laser Doppler Vibrometry: Development of advanced solutions answering to technology's needs [J]. Mech Syst Sig Proc, 2006, 20(6): 1265-1285.
- [6] De Melis M, Morbiducci U, Scalise L, et al. A non contact approach for the evaluation of large artery stiffness: a preliminary study [J]. Am J Hyp, 2008, 21: 1280-1283.
- [7] Lin, J C. Noninvasive microwave measurement of respiration [J]. Proceedings of IEEE, 1975, 63(10): 1530.
- [8] Karbeyaz B U, Gencer N G. Electrical conductivity imaging via contactless measurements: an experimental study [J]. IEEE Trans Med Imaging, 2003, 22 (5): 627-635.
- [9] Ueno A, Otani Y, Uchikawa Y. A noncontact measurement of saccadic eye movement with two high-speed cameras [C]// Proceedings of IEEE Int. Conf. of the Engineering in Medicine

- and Biology Society, 2006: 5583-5586.
- [10] Augousti A T, Maletas F X, Mason J. Improved fibre optic respiratory monitoring using a figure-of-eight coil [J]. *Physiol Meas*, 2005; 26(5): 585-90.
- [11] Takano, Ohta Y. Heart rate measurement based on a time-lapse image [J]. *Med. Eng. Phys.* 2007, 29(8): 853-857.
- [12] Pelegris P, Banitsas K, Orbach T, et al. A novel method to detect Heart Beat Rate using a mobile phone [C]// *Proceedings of Conf. IEEE Eng. Eng. Med. Biol. Soc.*, 2010: 5488-5491.
- [13] Garbey M, Sun N, Merla A, et al. Contact-free measurement of cardiac pulse based on the analysis of thermal imagery [J]. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2007, 54(8): 1418-1426.
- [14] Verkrusse W, Svaasand L O, Nelson J S. Remote plethysmographic imaging using ambient light [J]. *Opt. Express* 2008, 16(26): 21434-21445.
- [15] Humphreys K, Ward T, Markham C. Noncontact simultaneous dual wavelength photoplethysmography: a further step toward noncontact pulse oximetry [J]. *Rev. Sci. Instrum*, 2007,78 (4): 044304.
- [16] Da Costa G. Optical remote sensing of heartbeats [J]. *Opt. Commun.* 1995, 117: 395-398.
- [17] Mendelson Y. Pulse oximetry: theory and applications for noninvasive monitoring [J]. *Clin. Chem*, 1992, 38(9): 1601-1607.
- [18] Maeda Y, Sekine M, Tamura T. The advantages of wearable green reflected photoplethysmography [J]. *J. Med. Syst.*, 2009, 35(5): 829-834.
- [19] Poh M Z, Daniel J M, Rosalind W P. Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation [J]. *Opt. Express*. 2010, 18(10): 10762-10774.
- [20] Scully C G, Lee J, Meyer J, et al. Physiological Parameter Monitoring from Optical Recordings With a Mobile Phone [J]. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 2012, 59(2): 303-306.
- [21] Abrahams J, Bhattacharyya S K, Ostrander L E, et al. Effects of heat and pressure on surface light reflectance at 660 and 880 nm [C]// *Bioengineering Conference*, 1991., *Proceedings of the 1991 IEEE Seventeenth Annual Northeast*. 1991: 137-138.
- [22] Lindberg L G, Oberg P A. Photoplethysmography. Part 2. Influence of light source wavelength [J]. *Med. Biol. Eng. Comput.* 1991, 29(1): 48-54.
- [23] Nakajima K, Tamura T, Miike H. Monitoring of heart and respiratory rates by photoplethysmography using a digital filtering technique [J]. *Med. Eng. Phys.*, 1996: 18(5): 365-372.
- [24] Yoon S W, Shin H S, Min S D, et al. Adaptive motion artifacts reduction algorithm for ECG signal in textile wearable sensor [J]. *IEICE Electron. Express*. 2007, 4(10): 312-318.
- [25] Kumar P S, Arumuganathan R, Sivakumar K, et al. Removal of Artifacts from EEG Signals using Adaptive Filter through Wavelet Transform [J]. *9th International Conference on Signal Processing*. 2008, 2138-2141.
- [26] Wieringa F P, Mastik F, Steen A F. Contactless multiple wavelength photoplethysmographic imaging: a first step toward "SpO2 camera" technology [J]. *Ann. Biomed. Eng.* 2005, 33(8): 1034-1041. nology [J].," *Ann. Biomed. Eng.* 2005, 33(8): 1034-1041.