

连续测量血氧饱和度的视觉方法

朱珍民^{1,2} 贺玉英³ 郝梓杰^{1,4} 王志强³

¹(中国科学院计算技术研究所 北京 100190)

²(移动计算与新型终端北京重点实验室 北京 100190)

³(湘潭大学信息工程学院 湘潭 411105)

⁴(中国科学院大学 北京 100049)

摘要 血氧饱和度是人体的重要生命体征指标。文章通过深入分析基于动脉血液容积脉搏波的生理活动机理,及基于容积脉搏波的血氧饱和度测量原理和方法,提出了一种基于视频的无创连续测量血氧饱和度的新方法。该方法通过混合光照射动脉血液,并采用摄像头捕获血流视频,最终根据血流容积和血液颜色的连续变化来逐帧计算出血氧饱和度。结果显示,与专业设备所测数据相比,该方法测量结果准确性高、稳定可靠。

关键词 血氧饱和度; 容积脉搏波; 朗伯-比尔定律; 视觉测量法

中图分类号 TP 391 **文献标志码** A

A Novel Video Based Method for Continuous Measuring SpO₂

ZHU Zhenmin^{1,2} HE Yuying³ HAO Zijie^{1,4} WANG Zhiqiang³

¹(Institute of Computing Technology, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China)

²(Beijing Key Laboratory of Mobile Computing and Pervasive Device, Beijing 100190, China)

³(School of Information Engineering, Xiangtan University, Xiangtan 411105, China)

⁴(University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

Abstract The oxygen saturation of blood is an important vital sign. This paper proposes a new method of continuous noninvasive measurement of oxygen saturation based on blood video by extensively analyzing the physiological mechanism depending on arterial blood volume pulse wave and reviewing the principle and method of oxygen saturation measurement based on volumetric pulse wave. This method first uses mixed light to irradiate the arterial blood and captures blood stream video with mobile-phone cameras, then calculates the arterial blood oxygen content according to the blood flow volume and continuous changes in blood color. By comparing the measuring results with those from professional equipment, it shows the proposed method is with high accuracy, stable and reliable.

Keywords oxygen saturation of blood; photoplethysmography; Lambert-Beer's law; video method of measurement

收稿日期: 2017-03-27 修回日期: 2017-09-17

基金项目: 国家科技支撑计划(2013BAI04B01)

作者简介: 朱珍民(通讯作者), 博士, 教授, 研究方向为普适计算、情景感知、嵌入式技术和可穿戴技术等, E-mail: zmzhu@ict.ac.cn; 贺玉英, 硕士研究生, 研究方向为普适计算、移动医疗与健康、嵌入式技术; 郝梓杰, 硕士研究生, 研究方向为普适计算、机器学习、医疗与健康数据挖掘分析; 王志强, 硕士研究生, 研究方向为常微分方程初值条件数值解、数值仿真、医疗与健康数据挖掘分析。

1 引 言

动脉血氧饱和度 (Oxygen Saturation of Arterial Blood, SaO_2) 是反映人体血液中氧含量以及呼吸功能是否正常的重要生理参数。在临床上, SaO_2 既反映了动脉血氧的变化, 又反映了病人呼吸功能的状态, 应用常规脉搏血氧饱和度监测, 可为临床观察病情变化提供直观的指标参考。有研究还发现脉搏血氧饱和度监测可用于对微小组织的健康和发育情况进行检测。

无创 SaO_2 测量一般采用人体光电容积脉搏波 (Photoplethysmography, PPG) 信号作为信息载体进行连续检测浅表皮层脉搏血氧饱和度 (Pulse Oxygen Saturation, SpO_2)。其中, 指夹式脉搏血氧仪是典型代表设备, 其测量方法基于 PPG 的生理机理和光学原理, 计算出手指动脉血氧饱和度。与传统体外采血方式测量血氧饱和度的方法相比, 指夹式脉搏血氧仪具有操作简便和无创伤等优点, 已成为一种重要的监护诊断设备, 在新生儿生理参数监测、手术、麻醉等临床实践中具有广泛的应用^[1]。另外, 许多临床疾病容易造成氧供给的缺乏, 这将直接影响细胞的新陈代谢, 严重时还会威胁人的生命, 故 SpO_2 的实时监测在临床救护中极其地重要。

SpO_2 测量方法发展迅速, 根据检测设备的差别, 可分为基于光电容积脉搏波 (PPG) 和基于容积脉搏波成像 (video PPG, vPPG) 的 SpO_2 测量方法。其中, 基于 PPG 的 SpO_2 测量相对成熟, 按光源选取方式可分为双波长检测方法和多波长检测方法, 前者已被广泛应用。基于 vPPG 的 SpO_2 测量方法相对来说起步较晚, 国外研究相对较多, 按测量方式可分为接触式测量方法和非接触式测量方法。血液容积视频序列包含着丰富的心血管系统生理信息, 因此, 基于 vPPG 技术可以测量出许多的血流动力学参数。本文提出了一种基于视频的无创连续测量血氧饱和度的方

法: 通过混合光照射动脉血液, 并用摄像头捕获血流视频, 最终根据血流容积和血液颜色的连续变化来逐拍地计算出动脉血液中的血氧含量。本方法抛弃了选取特定波长光源和检测设备的工作, 可以随时随地使用手机摄像头进行测量, 从而大大简化了操作的复杂性, 更有利于人们的日常监护。

2 无创血氧饱和度测量理论和方法

在血液中, 绝大部分的氧分子 (O_2) 与血液红细胞中的血红蛋白 (Hemoglobin, Hb) 通过可逆性反应生成氧合血红蛋白 (HbO_2), 而没有与氧分子结合的那部分血红蛋白称为还原血红蛋白。在人呼吸过程中, 通过吸气将氧气吸入到肺泡内, 再通过气体交换将氧送入肺毛细血管, 之后氧气随着动脉血向人的全身输送, 在毛细血管处与机体进行第二次气体交换, 最终使机体组织内的细胞摄取到氧气。血红蛋白可以与氧分子结合的最大量称为血液的氧容量, 而血红蛋白实际与氧分子结合的量称为血液的氧含量, 氧含量与氧容量的比值就是血氧饱和度。

SpO_2 是血液中被氧结合的氧合血红蛋白 (HbO_2) 的容量占全部可结合的血红蛋白 (Hb) 容量的百分比, 即血液中血氧的浓度。这是一个重要的呼吸循环生理参数。而功能性氧饱和度为 HbO_2 浓度与 $\text{HbO}_2 + \text{Hb}$ 浓度之比, 有别于氧合血红蛋白所占百分比。因此, 对 SpO_2 进行监测的同时还可以对肺的氧合和血红蛋白携氧能力进行估计。目前主流的 SpO_2 测量方法主要包括: 功能性成像法、基于光电容积的脉搏波法和基于容积脉搏波成像法。其中, 基于光电容积脉搏波法相对成熟, 而基于容积脉搏波成像法起步较晚。因此, 各方法在原理和工程实现均有一些不同。

2.1 功能性成像测量血氧饱和度

血氧水平依赖功能磁共振成像 (Blood

Oxygen Level-Dependent Functional Magnetic Resonance Imaging, BOLD-fMRI) 能够对脑部、肾脏等部位生成功能性图像, 无创地测量其血氧饱和水平和血流动力学状况。其基本原理^[2,3]为利用含氧血红蛋白是抗磁性物质, 不会影响质子弛豫, 而脱氧血红蛋白是顺磁性物质, 其铁离子有 4 个不成对电子, 能够影响质子弛豫。当脱氧血红蛋白减少时, 在 T_2 或 T_2^* 加权的功能性成像图上表现为信号相对增强。当神经元活动时, 局部组织血液内氧的供应量和耗氧量以及血流量均会发生变化, 即血氧饱和水平变化。由于含氧血红蛋白为抗磁性, 而脱氧血红蛋白为顺磁性, 引起了磁场变化, 而 MRI 对磁场具有高敏感性, BOLD-fMRI 利用此特性, 间接地检测出血氧饱和水平。由于脱氧血红蛋白受血液容积、血液的流入效应、引流小静脉等因素的影响, 针对这些问题, Baudelet 等提出以下公式:

$$R_2^* = R_{2,0\text{组织}}^* + k_i [Hct_i \cdot BV_i (1 - Y_i)] \quad (1)$$

其中, R_2^* 为横向弛豫率; $R_{2,0\text{组织}}^*$ 为组织固有的横向弛豫率; k_i 取决于场强、血管方向和形态; Hct_i 为红细胞压积; BV_i 为血液容积; Y_i 为血红蛋白氧饱和度; 下标 i 代表小动脉(a)、毛线血管(c)和小静脉(v)。

目前已有大量关于 BOLD-fMRI 应用于各种疾病评估及检测的研究^[4], 涉及到肿瘤、糖尿病、肾病、帕金森综合症等。Varghese 等^[5]提出了无校准 MRI 方法非侵入式地测量血氧饱和度, 该结果与侵入式血气分析的具有高度相关性。BOLD-fMRI 能够在治疗期间实时测量氧合作用的变化, 在时间和空间上具有高分辨率, 但设备大且昂贵、检测费用高。

2.2 基于光电容积的血氧饱和度测量方法

20 世纪 30 年代, Hertzman 等^[6]首次提出“光电容积描记法 (PPG)”, 并建议它代表在皮肤脉管系统中体积变化。PPG 是一种简单的、低成本的光学生物监测技术, 非侵入式地测量皮

肤下的血液容积变化。作为光学技术, PPG 需要光源和光电接收器。当光源照射人体组织时, 静脉血和肌肉、骨骼等吸收光是固定的, 血液吸收发射光的强度则随着心脏的收缩和舒张变化而变化, 从而光电接收器接收的透射光或反射光的强度呈周期性变化。根据光电接收器接收光的不同, 基于 PPG 的血氧测量方法分为透射式和反射式两种。其中, 透射式是光源和光电接收器在测量位置的两侧, 光电接收器通过接收到透过人体组织的透射光强计算血氧; 反射式测量法中的光源与光电接收器在测量位置的同侧, 由于光源透入人体组织后, 一部分被吸收, 而另一部分被散射, 光电接收器通过接收散射在皮肤表面的光强进行测量血氧。透射式测量方法已比较成熟, 广泛地应用到临床和健康监测中。但透射式测量需要选取透射性较好的测量部位, 如指端、耳垂等, 同时人体正常活动时不能很好地测量, 适应范围局限。而反射式测量方法不受测量位置的影响, 且人体运动时也不会影响测量。由于 PPG 的基本原理是依赖于不同波长光对血液和其他组织成分的灵敏度差异^[7]。因此, 根据光源波长的选取, 可分为基于 PPG 双波长光和基于 PPG 多波长光测量血氧饱和度。

2.2.1 基于 PPG 双波长光测量血氧饱和度

脉搏血氧仪基于 PPG 双波长入射光测量血氧饱和度, 能够连续监测动脉血中的功能性血氧饱和度, 在医疗护理中广泛流行。为了提高系统性能和测量准确度, 双波长入射光的选取通常是具有代表性意义的波长光。根据血氧饱和度的测量原理可知, 选取红色和红外部分的光, 第一个波长选取 HbO_2 和 Hb 的吸光系数应该具有显著性差异, 而第二个波长选取则是确保 HbO_2 和 Hb 有近似相等的吸光系数。根据 HbO_2 和 Hb 对不同波长光的吸光曲线 (图 1) 可知, 当波长为 660 nm 时, HbO_2 和 Hb 对光的吸收程度有显著性差异; 当波长约 805 nm 时, HbO_2 和 Hb 的

吸光系数相等,但在 805 nm 时两条曲线变化较大,因此不适合做第二个波长。而在 940 nm 左右时,两条曲线变化基本恒定并且吸光系数相近。因此,大部分研究以及脉搏血氧仪选取两个波长光的波长分别在 660 nm 和 940 nm 附近。

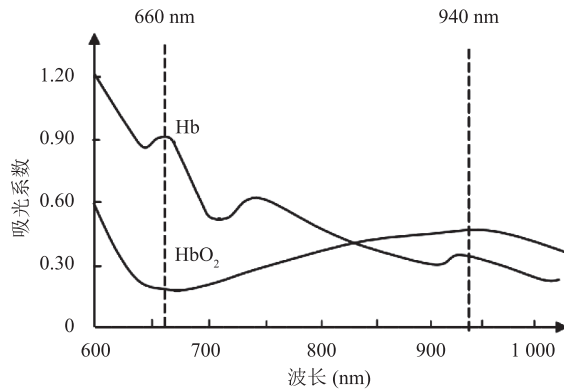


图 1 HbO₂ 和 Hb 对不同波长光的吸光曲线

Fig. 1 Absorbance curve of HbO₂ and Hb for different wavelengths

通过检测吸收的红光和红外光的相对量,用于最终确定血氧饱和度。令, $R = -(I_{AC}^{\lambda_1} / I_{DC}^{\lambda_1}) / (I_{AC}^{\lambda_2} / I_{DC}^{\lambda_2})$,计算公式如下:

$$SpO_2 = A \times R + B \quad (2)$$

其中, λ_1 、 λ_2 分别表示红光和红外光的波长; AC 代表交流分量; DC 代表直流分量; I 代表在当前情况下的光强。在实际情况中,对个人来说,静脉血、肌肉和骨骼等组织对光的吸收量恒定,而不同个体光吸收量有所差别,且还存在光的散射效应,结合商用脉搏血氧仪所使用的计算公式,可修正公式(2)如下:

$$SpO_2 = A \times R^2 + B \times R + C \quad (3)$$

其中, A 、 B 、 C 为常数,可根据实验血氧仪测量的结果进行回归分析确定。目前有很多基于 PPG 双波长光测量血氧饱和度的穿戴式设备。如:Yang 等^[8]开发出一款环形传感器,可以戴在手指上 24 h 检测血氧饱和度;Chen 等^[9]设计一款放置手臂上检测血氧饱和度的可穿戴设备;Yang 等^[10]开发了一个可穿戴手表测量血

氧饱和度。

2.2.2 基于 PPG 多波长光测量血氧饱和度

除了 HbO₂ 和 Hb 这两种元素,成年人血液中可能还含有血红蛋白的衍生物。其中,最重要的血氧蛋白是高铁血红蛋白(MetHb)和碳氧血红蛋白(COHb),它们通常以低浓度存在正常人体中^[11]。当血红蛋白为低浓度时, MetHb 和 COHb 可以忽略。但当血红蛋白为高浓度(即低血氧饱和度)时,则不能准确地测量出血氧饱和度。COHb 浓度改变 1%,脉搏血氧饱和度的值也将改变 1%^[12]。传统的血氧仪利用两个波长来评估 SpO₂,并基于此假设: HbO₂ 和 Hb 是血液中这两个波长唯一的吸光元素。但在这两个波长中, MetHb 和 COHb 也是吸光的。因此,当这些血红蛋白衍生物存在时,血氧饱和度的计算出现了误差。Matcher 等^[13,14]基于蒙特卡洛模型选用不同波长的光,研究在不同血氧饱和度时的测量误差:在血氧饱和度较高时,选用波长为 660 nm 和 940 nm 的测量精度良好,但是在低血氧饱和度时,测量精度很差。为了降低测量误差,一些制造商开发了使用两个以上波长的脉搏血氧仪。

目前,国内已有许多研究文献说明多波长能够较好地消除环境光和运动伪差等因素的干扰,减少测量误差,特别是在低血氧饱和度的情况下。2007 年,周洪建等^[15]采用 660 nm、810 nm 和 940 nm 三个波长无创测量血氧饱和度。其中,约 810 nm 为等吸收点,其吸收特性不随 HbO₂ 和 Hb 的浓度变化而变化,因此,810 nm 光源作为参考光源。该方法改变了两波长的血氧计算模型,在抗运动干扰方面取得了较好的效果,同时在弱灌注的情况下提高了测量精度。宋俊杰等^[16]选取 730 nm、805 nm 和 890 nm 波长光作为光源发现,定标曲线与 660~940 nm 血氧探头的对比,高血氧段两定标曲线吻合,低血氧段部分定标曲线波动小;在低血氧患者和健康者中进行测量时,与有创的血氧分析法对比,测量

结果误差约 2%。2014 年, 王晓飞等^[17]提出基于动态光谱法的多波长脉搏血氧饱和度测量。以单拍提取法选取波长范围为 646.21~987.55 nm 的动态光谱, 共 252 个波长点, 通过计算出血液中各成分浓度, 然后计算出血氧饱和度值。结果与传统的两波长测量记录相比, 相对误差降低了近 10%, 测量值和实际值的相关性提高了 20% 多, 测量数据也更加稳定。

2.3 基于容积脉搏波成像法的血氧饱和度测量方法

从概念上来说, 容积脉搏波成像技术是基于相机的测量方法, 用于皮下血管可视化和检测不同皮肤区域的灌注情况。2000 年, Wu 等^[18]提出了基于电荷耦合器件(CCD)的 vPPG 系统, 并验证了其评估皮肤血液体积局部变化的可行性。实际上, vPPG 与常规 PPG 具有许多相似之处, 它们都是用类似的生理系统和光学原理进行操作, 如 vPPG 也需要光源和光电检测器来起作用, 尽管两者的能力和功能不同。vPPG 是用光源照射特定组织, 然后用成像传感器测量离开组织的光。与 PPG 相比, vPPG 能够实现大面积感测, 且不需要 PPG 的弹簧夹, 从而避免了动脉壁的变形。另外, 成像传感器拥有点传感器的附加功能, 在运动伪影衰减和感兴趣区域选择上, 有很好的鲁棒性和灵活性。根据测量方法的不同, 本文分为基于 vPPG 非接触式方法和基于 vPPG 接触式方法测量血氧饱和度。

2.3.1 基于 vPPG 非接触式方法测量血氧饱和度

Wieringa 等^[19]研究了非接触“SpO₂ 相机”技术, 在不同波长的光照射下使用 CMOS 相机分别捕获 vPPG 信号, 调查了多种波长对 vPPG 信号的影响。展示了使用远程摄像机在多个波长光下采集与心跳相关的体积描记信号的可行性, 研究显示了非接触式 2D 成像反射模式脉搏血氧仪的潜力。Humphreys 等^[20]介绍了一种基于 CMOS 照相机的非接触式脉搏血氧仪成像系统, 通过 CMOS 相机远程非接触的同时获取两种不

同波长光下的透射 vPPG 信号, vPPG 信号质量良好, 并验证了 vPPG 评估 SpO₂ 的实用性。这两项研究表明, 通过非接触方法估计氧饱和度是可行的。Kong 等^[21]介绍了一种使用环境光照明和两个 CCD 照相机, 从而可以非接触地检测 SpO₂ 的方法。其中, 每个照相机设置有不同的窄带滤波器, 根据血红蛋白吸收光谱原理和 CCD 相机对光谱的响应曲线, 选取波长为 660 nm 和 520 nm 的光进行测量。采样选择了眼睛下面的脸部区域为感兴趣区域录制视频, 提取感兴趣区域中每一帧平均像素值, 组成 vPPG 信号。使用峰峰值为 AC 信号, 相应时间段信号的平均值为 DC 信号, 使用 10 s 的移动平均窗口计算出 AC 和 DC 分量。然后采用最小二乘法对这些数据进行线性拟合, 得到回归公式:

$$SpO_2 = 125 - 26R \quad (4)$$

结果显示, SpO₂ 的估算与商用血氧仪的测量值具有高相关性, 并且发现环境光对 SpO₂ 测量没有明显影响。

2.3.2 基于 vPPG 接触式方法测量血氧饱和度

直接接触方法, 如手指可以放置在手机摄像头上。Scully 等^[22]把手机开发成反射式的血氧饱和度测量仪。利用手机摄像头采集手指视频, 记录和分析放置指尖的颜色 RGB 变化, 用于非侵入式地评估血氧饱和度。通过比较 RGB 中的红光(R)和蓝光(B), 把红光(R)设为红光波长的光, 蓝光(B)近似红外波长的光。计算公式如下:

$$SpO_2 = A - B \times \frac{I_{ACred} / I_{DCred}}{I_{ACblue} / I_{DCblue}} \quad (5)$$

其中, I_{ACred} 、 I_{ACblue} 分别为红光和蓝光的标准偏差; I_{DCred} 、 I_{DCblue} 分别为红光和蓝光的平均值。每 10 s 的移动窗口计算出各个变量的值。A、B 为常数, 通过拟合线性方程估算出。结果显示, 测量值与真实值误差在 5% 以内。

但他们没有考虑到一些技术的限制, 如光学分流, 不同的相机对不同光谱的灵敏度不同、

使用相机表面的不同部位、不同相机具有不同的采样率、指尖和相机之间的接触力变化等，都会导致 AC 和 DC 的比率不同。由于以上的限制，Liu 等^[23]提出基于两个摄像机，精确估计动脉血氧饱和度。其中，两台相机背靠背放置，并分别从食指和拇指同时获取 $vPPG$ 信号，根据波长选择原理，再根据相机的光谱灵敏度分析，选取波长为 660 nm 和 800 nm 的灯光分别照射，帧率设为 30 Hz。由于相机表面积与 I_{AC}/I_{DC} 值成正比，为了 I_{AC}/I_{DC} 的值最大，选取最优的相机表面积大小。由于红色通道具有更好的信噪比，因此，记录每个波长光照射下感兴趣区域的红色通道的 $vPPG$ 信号。如果噪音出现在 $vPPG$ 信号的最大值或最小值区域，那么可能导致 SpO_2 计算不准确。而 $vPPG$ 信号的频域变换能够获得如心率和心动周期的信息，并且从每个频谱分量的功率中能够获得该分量的振幅信息。因此， I_{AC} 和 I_{DC} 通过频域变换获得。使用平滑伪 Wigner-Ville 分布 (SPWVD)，在时域频域上获得 $vPPG$ 信号的交流信号和直流信号。SPWVD 计算公式如下：

$$SPWVD(t, f) =$$

$$\int_{-P+1}^{P-1} h(\tau) \int_{-Q+1}^{Q-1} g(s-t)x(s+\frac{\tau}{2})x^*(s-\frac{\tau}{2})e^{-2j\pi f\tau} ds d\tau \quad (6)$$

其中， $x(s)$ 、 $x^*(s)$ 是瞬时自相关函数； $g(s)$ 是作用在时域上高斯滑动窗口，窗口大小为 $2Q-1$ ； $h(\tau)$ 是作用在频域上的汉明滑动窗口，窗口大小为 $2P-1$ 。实验中，采用的是 5.05 s 的高斯窗，10.05 s 的汉明窗。

整个计算流程如下：

(1) 设置两个相机的感兴趣区域；

(2) 以采样帧率为 30 Hz 获取视频；

(3) 视频由一张张图片构成，计算每张图片的红色通道平均值，组成 $vPPG$ 信号，之后分别求出两个相机的 $vPPG_{ik}$ 信号；

(4) 使用时频分析 (TFR) 中的 SPWVD 方法，从 $vPPG_{ik}$ 中获取 $vPPG_{f,k}$ (对应频域上的

$vPPG$ 信号) 信号；

(5) 信号功率的最大值对应的频率分量作为 I_{AC} ， I_{DC} 由频率为 0 时的功率确定：

$$\begin{cases} I_{AC_{ik}} = \max[vPPG_{f,k}(0.75 \text{ Hz}, 4 \text{ Hz})] \\ I_{DC_{ik}} = vPPG_{f,k}(0 \text{ Hz}) \end{cases} \quad (7)$$

$$A_t = \max \left[\frac{I_{AC_{ik}}}{I_{DC_{ik}}} \right]; \quad R = \frac{A_1}{A_2}, \text{ 从而求出 } SpO_2. \text{ 其}$$

中， $t=1, 2$ ； $k=1, 2, \dots, 7$ 。

$vPPG$ 信号具有很好的信噪比，计算结果与使用血氧仪测量的结果具有较高相关性 ($r^2 > 0.85$) 和较高精确度 ($d=0.5\%$, $SD < \pm 2\%$)，改变指尖和相机之间的接触力，发现线性回归模型中的斜率 B 和截距 A 是不同的，但没有显著性差异。与传统的方法相比，此方法选取两个不同的身体部位(拇指和食指)作为感兴趣区域，并且使用两种不同的接触力(指尖与手机之间)对比，从而证明了该方法在不同区域和不同接触力的情况下均具有良好的性能，不会对准确率造成太大的影响。

3 视觉法血氧饱和度检测方法

由于人体心脏的收缩和舒张造成血液容量和动脉内压力的周期性变化，使得血管随之扩张和收缩，导致脉搏波的波动性变化。脉搏波的波动性变化使得血液的光吸收量也呈周期性的变化，形成出射光的脉动部分，即交流分量。而人体的皮肤、肌肉、骨头等非血液组织对光的吸收是恒定的，即直流分量。脉搏波信号的波谷点血管充盈程度最大，此时吸光量最大，从而出射光最弱；而脉搏波信号的波峰点血管充盈程度最小，入射光被吸收得最小，从而出射光最强。目前大多测量血氧饱和度的方法都是基于朗伯比尔定律。其中，朗伯比尔定律反应了物质对光的吸收

规律。

当一束单色光 I_0 通过含有均匀吸光物质的吸收池(如气体、固体)时, 一部分光被溶液吸收, 一部分透过溶液, 一部分被吸收池表面反射。设吸收光强度为 I_a , 透过光强度为 I_t , 反射光强度为 I_r , 则它们之间的关系应为:

$$I_0 = I_a + I_t + I_r \quad (8)$$

若吸收池的质量和厚度都相同, 则 I_r 基本不变, 在具体测定操作时 I_r 的影响可互相抵消(与吸光物质的浓度 c 及液层厚度 d 无关)。则公式(8)可简化为:

$$I_0 = I_a + I_t \quad (9)$$

透射光强度 I_t 与入射光强度 I_0 的百分比就是某浓液的透光率 T , 即:

$$T = \frac{I_t}{I_0} \times 100\% \quad (10)$$

$\frac{1}{T}$ 的对数, 即 $-\ln T$ 称为吸光度, 用 A 表示。Lambert-Beer 定律揭示: 当一束平行的单色光通过溶液时, 溶液的吸光度与溶液的吸光系数 ε 、浓度 c 和厚度 d 的乘积成正比, 即有:

$$A = -\ln T = \varepsilon cd \quad (11)$$

结合公式(10)和(11), 可以得到简单浓液的吸光度:

$$\ln \frac{I_0}{I_t} = \varepsilon cd \quad (12)$$

对混合溶液, 若其中含有 n 种物质成分, 则公式(12)可改写为:

$$\ln \frac{I_0}{I_t} = \sum_{i=1}^n \varepsilon_i c_i d \quad (13)$$

其中, ε_i 、 c_i 分别为混合溶液中物质 i 的吸光系数和浓度。

Lambert-Beer 定律成立的前提是, 假设光的辐射与吸光物质之间的作用仅存在吸收过程, 无散射等现象。但生物组织是强散介质, 其对光的衰减除吸收作用外, 散射也占了很大部分。在散射作用下, 光的传播路径长度要远远大于两者

间的物理距离。1988 年, Delpy 等^[24]的研究表明, 当光透过强散介质时, 朗伯-比尔方程仍可适用, 但方程中的吸收光路径长度 L 已不是光源到检测元件的物理距离, 而是辐射出的光子经过多次散射作用后, 从光源到检测器实际走过的路径长度, 这个长度远远大于光源到检测元件的物理距离。同年 Xu 等^[25]提出了平均光路长度和微分路径长度, 并对朗伯-比尔方程进行了修正, 即:

$$\ln \frac{I_0}{I_t} = p \varepsilon cd + G \quad (14)$$

其中, p 为差分路径因子, 与吸光物质的吸收系数、散射系数以及散射相位有关; G 为与肌肉、骨骼等外层组织光学特性和几何结构有关的常数损耗因子。

在吸光物质中, 由于测试光源发射出的光子的实际传播轨迹路径长度远大于光源到检测元件的物理距离 d , 因此定义平均行程 L 来指代光子传播的实际路径长度, 即:

$$L = pd \quad (15)$$

另外, 在血氧饱和度检测过程中, 人体骨骼、肌肉等组织的散射和吸收作用基本恒定, 因此可认为 G 近似不变, 从而有:

$$\ln \frac{I_0}{I_t} = \varepsilon cL + G \quad (16)$$

当以一个波长为 λ 、光强为 I_0 的测试光源照射被测部位时, 人体组织内的吸光物质为动脉血中的氧合血红蛋白、脱氧血红蛋白, 以及静脉血和肌肉、骨骼等其他人体组织。假设动脉管壁没有波动, 此时除动脉血外, 静脉血、肌肉和骨骼等组织对光的吸收量恒定, 根据修正朗伯-比尔方程可知, 通过测试部位后的透射光强 I_{DC} 为:

$$I_{DC} = I_0 e^{-\varepsilon_0 c_0 L - G} \cdot e^{-\varepsilon_{HbO_2} c_{HbO_2} L - G} \cdot e^{-\varepsilon_{Hb} c_{Hb} L - G} \quad (17)$$

当动脉搏动时, 光对动脉血的平均光路径长度随着动脉的搏动而发生变化。此时光路径长度增加 ΔL , 透射光强变化量为 I_{AC} , 则透射光

强为:

$$I_{DC} + I_{AC} = I_{DC} e^{-(\varepsilon_{HbO_2} c_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb} c_{Hb}) \Delta L} \quad (18)$$

推导出:

$$\ln \left(\frac{I_{DC} + I_{AC}}{I_{DC}} \right) = -(\varepsilon_{HbO_2} c_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb} c_{Hb}) \Delta L \quad (19)$$

根据泰勒公式展开:

$$\ln \left(\frac{I_{DC} + I_{AC}}{I_{DC}} \right) \approx \frac{I_{AC}}{I_{DC}} - \frac{1}{2} \left(\frac{I_{AC}}{I_{DC}} \right)^2 + \frac{1}{3} \left(\frac{I_{AC}}{I_{DC}} \right)^3 \quad (20)$$

有了上述的理论基础,便可以推导出含氧血红蛋白的浓度,根据 Lambert-Beer 定律 $I_t = I_0 e^{-\varepsilon c L}$ 可知:单色光 λ 穿透单物质溶液时的透光强度与浓度的变化为:

$$\Delta c(t) =$$

$$-\frac{1}{\varepsilon(\lambda)L} \left\{ \frac{\Delta I(\lambda,t)}{I_t(\lambda,t)} - \frac{1}{2} \left[\frac{\Delta I(\lambda,t)}{I_t(\lambda,t)} \right]^2 + \frac{1}{3} \left[\frac{\Delta I(\lambda,t)}{I_t(\lambda,t)} \right]^3 \right\} \quad (21)$$

那么单色光 λ 穿透多物质溶液的透光强度与浓度的变化为(n 代表该溶液中物质的种类数):

$$\sum_{i=1}^n L \varepsilon_i(\lambda) \Delta c_i(t) = - \left\{ \frac{\Delta I(\lambda,t)}{I_t(\lambda,t)} - \frac{1}{2} \left[\frac{\Delta I(\lambda,t)}{I_t(\lambda,t)} \right]^2 + \frac{1}{3} \left[\frac{\Delta I(\lambda,t)}{I_t(\lambda,t)} \right]^3 \right\} \quad (22)$$

令

$$\Delta A(\lambda,t) = - \left\{ \frac{\Delta I(\lambda,t)}{I_t(\lambda,t)} - \frac{1}{2} \left[\frac{\Delta I(\lambda,t)}{I_t(\lambda,t)} \right]^2 + \frac{1}{3} \left[\frac{\Delta I(\lambda,t)}{I_t(\lambda,t)} \right]^3 \right\},$$

因此,在血液中 HbO_2 和 Hb 对红光(R)和蓝光(B)的吸收可以用公式(23)表达:

$$\begin{cases} \Delta A(R,t) = L \varepsilon_{Hb}(R) \Delta c_{Hb}(t) + L \varepsilon_{HbO_2}(R) \Delta c_{HbO_2}(t) + L \varepsilon_0(R) \Delta c_0(t) \\ \Delta A(B,t) = L \varepsilon_{Hb}(B) \Delta c_{Hb}(t) + L \varepsilon_{HbO_2}(B) \Delta c_{HbO_2}(t) + L \varepsilon_0(B) \Delta c_0(t) \end{cases} \quad (23)$$

因为 $\varepsilon_0(R)$ 、 $\Delta c_0(t)$ 分别代表血液中除血红蛋白外的其他物质的总吸收率和浓度,并且在血氧变化过程中,这两个值是常数,不会发生明显改变,故在此处可以省略。又因为 L 为光线的光程,对于每个人来说该值是常数,所以可以令

$\varepsilon_{Hb}(R) = L \varepsilon_{Hb}(R)$, 故可将上述两式写成矩阵表达式:

$$\begin{bmatrix} \Delta A(R,t) \\ \Delta A(B,t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{Hb}(R) & \varepsilon_{HbO_2}(R) \\ \varepsilon_{Hb}(B) & \varepsilon_{HbO_2}(B) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta c_{Hb}(t) \\ \Delta c_{HbO_2}(t) \end{bmatrix} \quad (24)$$

式(24)反应出 Δc 与 ΔA 具有线性关系。在心脏射血期 ΔA 会发生微弱的变化,由于我们需要监控血氧的变化,一次心脏搏动对血氧的微弱影响不是我们关注的重点,所以需要检测出一段时间内的 ΔA 总和,从而计算出该时间段内的血氧变化。在实验中,分别采用两种实验方式:憋气状态与自然状态进行验证。我们选取一个心动周期作为时间间隔,故对公式(24)进行积分,对于离散信号,可得:

$$\begin{bmatrix} \sum_{t=T_0}^{T_i} \Delta A(R,t) \\ \sum_{t=T_0}^{T_i} \Delta A(B,t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{Hb}(R) & \varepsilon_{HbO_2}(R) \\ \varepsilon_{Hb}(B) & \varepsilon_{HbO_2}(B) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sum_{t=T_0}^{T_i} \Delta c_{Hb}(t) \\ \sum_{t=T_0}^{T_i} \Delta c_{HbO_2}(t) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} C_1 \\ C_2 \end{bmatrix} \quad (25)$$

其中, $\Delta c_{Hb}(t)$ 、 $\Delta c_{HbO_2}(t)$ 、 $\Delta A(R,t)$ 、 $\Delta A(B,t)$ 可通过实验测量得到, $\varepsilon_{Hb}(R)$ 、 $\varepsilon_{HbO_2}(R)$ 、 $\varepsilon_{Hb}(B)$ 、 $\varepsilon_{HbO_2}(B)$ 、 C_1 、 C_2 对于每个人均为常数,故在自然状态下,可以回归出每个人的 C_1 和 C_2 ; 在憋气状态下,由于 $\Delta c_{Hb}(t)$ 、 $\Delta c_{HbO_2}(t)$ 、 $\Delta A(R,t)$ 、 $\Delta A(B,t)$ 、 $\Delta A(B,t)$ 、 C_1 、 C_2 已知,再通过公式(25)即可回归出每种蛋白对 R 、 B 两种光的吸光系数 $\varepsilon_{Hb}(R)$ 、 $\varepsilon_{HbO_2}(R)$ 、 $\varepsilon_{Hb}(B)$ 、 $\varepsilon_{HbO_2}(B)$ 。当吸光系数被求出后,便可以轻松地通过 $\Delta A(R,t)$ 、 $\Delta A(B,t)$ 和 C_1 、 C_2 , 求出 $\Delta c_{HbO_2}(t)$, 从而得到真实的血氧值 $C_2 + \Delta c_{HbO_2}(t)$ 。

本实验使用安卓手机作为测量设备,闪光灯作为光源,摄像头为接收透射光的接收器,采集指尖视频数据进行血氧饱和度计算。由于安卓

手机采集的视频序列默认的图像格式为 YUV 编码格式, 而我们需要提取出视频中每帧图像的红色、蓝色分量(即 RGB 色度空间中的 R、B 通道), 因此需通过以下公式转码:

$$\begin{bmatrix} Y \\ U \\ V \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.299 & 0.587 & 0.114 \\ -0.147 & -0.289 & -0.436 \\ 0.615 & -0.515 & 0.100 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \approx \begin{bmatrix} Y \\ 0.492(B-Y) \\ 0.877(R-Y) \end{bmatrix} \quad (26)$$

由公式(26)可知, U 通道和 V 通道分别代表了色度空间 RGB 中的 B、R 通道, 因此本文中利用 $U/0.492$ 和 $V/0.877$ 代表 B 和 R, 进行血氧饱和度的测量。通过有限状态机选取每帧图像的最佳区域, 然后进行均值处理, 获取每帧图像 R、B 通道的均值, 最后将采集到的视频组合成两组在

R、B 通道上的时序信号, 通过这两组时序信号我们可以计算得到 $\Delta A(R, t)$ 、 $\Delta A(B, t)$, 再通过专业的血压测量设备采集到瞬时血氧值, 从而可以根据公式(25)进行回归实验。

4 实验与结果分析

本实验以研究团队成员作为受试者采集训练数据(共 9 人参与实验: 7 名学生的年龄均为 22~27 岁, 其中女生 2 人, 男生 5 人, 体重分布在 45~80 kg, 身高分布在 155~185 cm; 2 名老师的年龄在 50~70 岁, 均为男性, 体重 70 kg 左右, 身高 170 cm 左右), 对比实验与验证时另增加了 7 名学生志愿者(女生 2 人, 男生 5 人, 身高、体重、年龄的分布与研究团队的学生一样)。模型参数训练分两组进行:

(1) 测量受试者在自然呼吸状态下的数据,

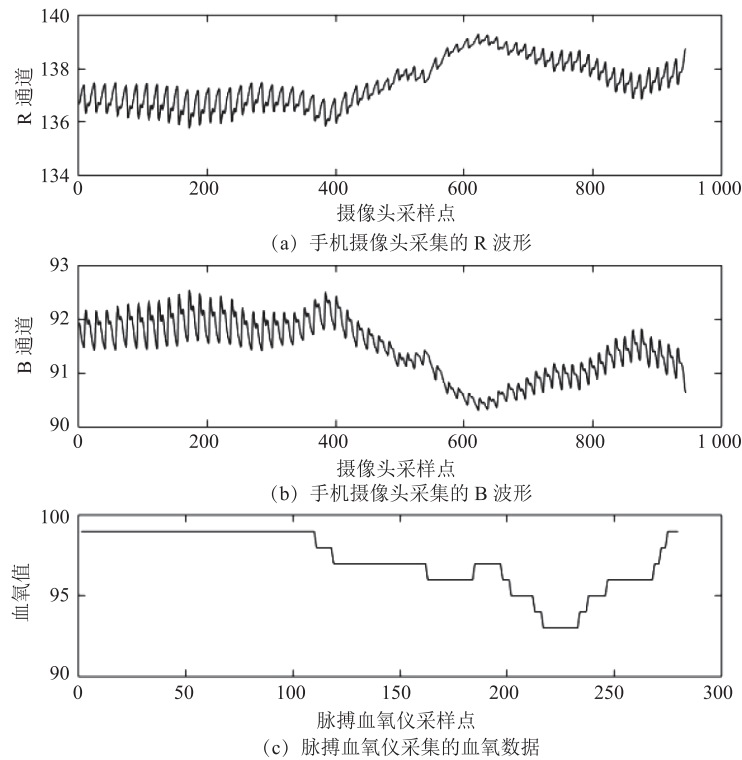


图 2 某位受试者在缺氧状态(憋气)下的原始数据

Fig. 2 The original data of a person who is anoxic (suspend breathing)

即 R、B 通道的时序信号；

(2) 测量受试者在缺氧状态下的数据，即 R、B 通道的时序信号。

图 2 为其中一位受试者在缺氧(憋气)状态下的信号。由图 2 可知，在受试者进行憋气的过程中，波峰波谷间的峰峰值逐渐变小。图 3 为该受试者在自然状态下的信号，可以看出，在自然状态下 R、B 两个通道的信号平稳，基本稳定在一个水平线内，并且峰峰值大小没有明显变化。由理论可以知，含氧血红蛋白和脱氧血红蛋白之和是不变的。当处于缺氧状态时，二者的含量变化是成反比的，并且这两种血红蛋白对 R、B 通道的吸收不同。从图 2 也可以看出，这两个通道的变化正好是成反比的。由此，可以利用这两个通道的值计算出 $\Delta A(R, t)$ 和 $\Delta A(B, t)$ ，从而完成参数的回归。

当采集到数据之后，分别对 R、B 通道进行波峰波谷检测：在每两个波谷之间的时间间隔

内，将波谷值作为 I_{DC} ，当前通道值与波谷的差作为 I_{AC} ，从而得到 $\Delta A(R, t)$ 、 $\Delta A(B, t)$ 。由于每个心动周期内， $\Delta A(R, t)$ 、 $\Delta A(B, t)$ 的积分与 $\Delta A(R, t)$ 、 $\Delta A(B, t)$ 的幅值成正比(因为相邻的心动周期几乎保持不变)，故为了简便运算，选取每个心动周期内 $\Delta A(R, t)$ 、 $\Delta A(B, t)$ 的极值代替该时间段内 $\Delta A(R, t)$ 、 $\Delta A(B, t)$ 的积分。图 4 对比了受试者 1 缺氧和自然状态下的 $\Delta A(R, t)$ 、 $\Delta A(B, t)$ 的变化。通过对比可以发现，在缺氧状态时，这两个值的绝对值均小于 0.05(随着血氧浓度的降低，接近于 0)；而在自然状态时，这两个值的绝对值均维持在 0.05~0.1。

另外通过脉搏血氧仪测量出血氧饱和度，从而获得瞬时的 $\Delta c_{Hb}(t)$ 、 $\Delta c_{HbO_2}(t)$ ，将 ΔA 和 Δc 按时刻对应列出如表 1 所示。最后通过 $\Delta A(R, t)$ 、 $\Delta A(B, t)$ 、 $\Delta c_{Hb}(t)$ 、 $\Delta c_{HbO_2}(t)$ 的便可按照公式 (25) 回归出血氧参数。

完成上述的回归后，当再次测量时，可以通

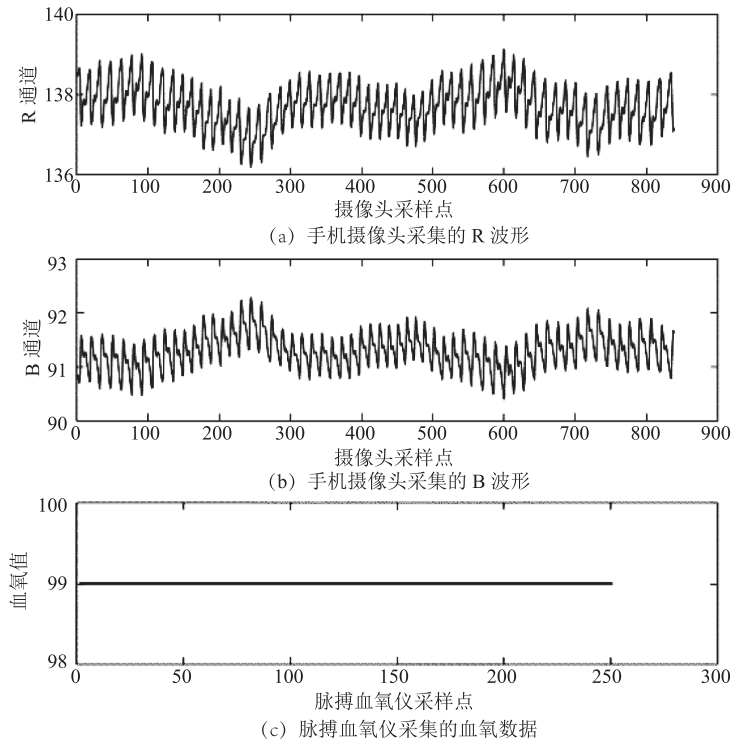


图 3 某位受试者在自然呼吸状态下的原始数据

Fig. 3 The original data of a person who is in the state of natural respiration

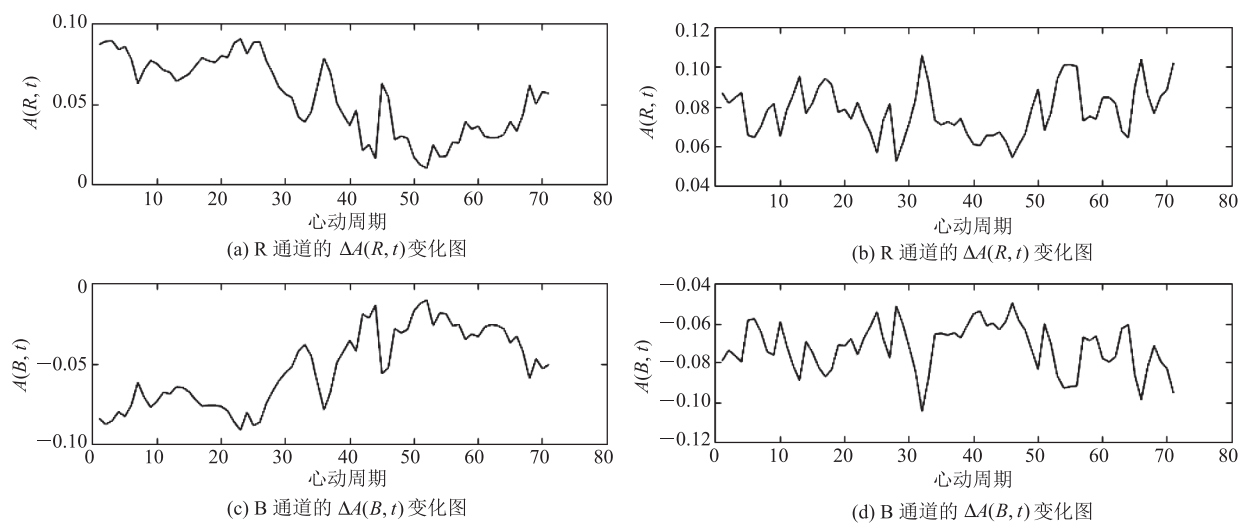


图 4 受试者 1 缺氧 (a, c) 和自然 (b, d) 状态下 R、B 通道透射光强度的变化趋势

Fig. 4 Experiment 1 in the state of hypoxia (a, c) and nature (b, d), whose variation tendency of R, B channel transmission light intensity

表 1 血氧参数回归的部分实验数据

Table 1 Partial experimental data of regression of blood oxygen parameters

$\Delta A(R, t)$	$\Delta A(B, t)$	$\Delta c_{Hb}(t)$	$\Delta c_{HbO_2}(t)$
0.097 011 635 151 03	−0.094 447 383 129 67	0	0
0.070 617 631 483 63	−0.067 811 528 603 75	1	−1
0.059 401 244 854 40	−0.057 891 844 935 79	2	−2
0.056 939 554 046 32	−0.055 828 610 553 28	3	−3
0.044 399 447 465 75	−0.041 738 717 988 54	4	−4
0.030 970 250 511 09	−0.025 170 972 606 73	5	−5
0.022 366 502 543 82	−0.021 483 459 356 82	6	−6

过瞬时 ΔA 直接求出瞬时 $\Delta c_{HbO_2}(t)$ 和 $\Delta c_{Hb}(t)$, 再利用之前通过自然状态下 (血氧不变) 回归出的参数 C_1 和 C_2 , 从而计算出血氧值 $C_2 + \Delta c_{HbO_2}(t)$ 。

验证实验分为两种情况: 自然呼吸状态和从憋气到自然呼吸状态。其中, 从憋气到自然呼吸状态是指受试者在开始测量时进行憋气, 当感到不适时开始自然呼吸。本文每次测量时长均为 70 s, 使用实现本算法的智能手机和益体康 H801B 脉搏血氧仪同时进行测量。在验证实验过程中, 均为带好脉搏血氧仪后开始测量。表 2 为 9 名受试者在自然呼吸状态下的测量数据。其中, 以专业设备 (益体康 H801B) 作为对比, 智能手机测量的

准确率都在 98% 以上。

由于在自然状态下, 人体的血氧饱和度基本保持不变。为了获得不同的血氧值, 本文设计了从憋气到自然呼吸状态下进行实验。表 3 为 16 名受试者从憋气到自然呼吸状态下智能手机和益体康 H801B 脉搏血氧仪的测量数据。

从表 3 可以看出, 所有受试者的平均准确度都在 95% 以上, 均方根误差小于 3。这说明了本文方法用于血氧饱和度监测的有效性。图 5 为 16 位受试者中其中两位的血氧饱和度跟踪曲线。

从图 5 可以看出, 本文方法和益体康 H801B 脉搏血氧仪的血氧饱和度变化趋势基本一致,

表 2 自然状态下两种设备测量数据对比

Table 2 Comparison of two kinds of equipment measurement data in natural state

人员编号	智能手机不同测量次数的 SpO ₂ 测量平均值及标准偏差										SpO ₂ 平均值		准确率
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	SD	智能手机	益体康 H801B	
1	96	96	97	98	98	98	99	99	99	1.20	97.77	98.00	0.99
2	98	98	98	98	99	99	99	99	99	0.52	98.55	99.00	0.99
3	99	99	99	99	99	99	99	99	99	0	99.00	99.00	1
4	98	98	99	99	99	99	99	99	99	0.44	98.77	99.00	0.99
5	98	98	98	98	98	98	98	98	99	0.33	98.11	98.00	1
6	97	97	97	97	98	98	99	99	99	0.92	97.88	99.00	0.98
7	98	98	98	98	98	99	99	99	99	0.52	98.44	98.00	1
8	99	99	99	99	99	99	99	99	99	0	99.00	99.00	1
9	99	99	99	99	99	99	99	99	99	0	99.00	99.00	1

注：SD 为手机测量值的标准偏差；准确率为以专业设备(益体康 H801B)作为对比，手机测量的准确率

表 3 憋气到自然状态下两种设备测量数据对比

Table 3 Comparison of measurement data between two devices from suspend breathing to natural state

测试者编号	益体康 H801B		智能手机		准确率	均方根误差
	均值	最低值	均值	最低值		
1	97	92	97	94	0.978 3	1.340 6
2	96	91	97	93	0.978 0	1.897 4
3	98	94	98	92	0.978 7	0.898 3
4	98	96	95	92	0.958 3	3.482 1
5	98	95	97	93	0.978 9	1.819 0
6	98	94	98	95	0.989 4	1.160 0
7	98	95	98	94	0.989 5	1.027 8
8	97	93	98	92	0.989 2	1.589 0
9	97	94	95	92	0.978 7	2.414 0
10	97	91	97	93	0.978 0	1.387 9
11	97	91	98	92	0.989 0	1.209 9
12	97	92	98	93	0.989 1	1.747 0
13	97	90	98	93	0.966 7	2.443 3
14	98	94	98	93	0.989 4	1.476 5
15	97	90	98	93	0.966 7	2.311 0
16	98	95	98	94	0.989 5	1.122 3

注：准确率及均方根误差均为以专业设备(益体康 H801B)作为对比，手机测量数值的结果

能够有效地跟踪血氧饱和度的变化。本实验以安卓手机(华为 Mate7、华为 Mate8、华为 P8 等，闪光灯功率在 0.5~2 W，摄像头 500~800 万像素)作为实验设备分别进行数据的采集和参数的回归，与益体康(etcomm)脉搏血氧仪(型

号：A5 HC-801W)进行对比，准确度均达到了 95% 以上，从而验证了本文方法的可靠性与准确性。另经实验发现：功率过高或过低的闪光灯均会造成图像质量下降(波峰削顶或者 R、B 通道数值变化不明显)；因本方法采用的是闪光

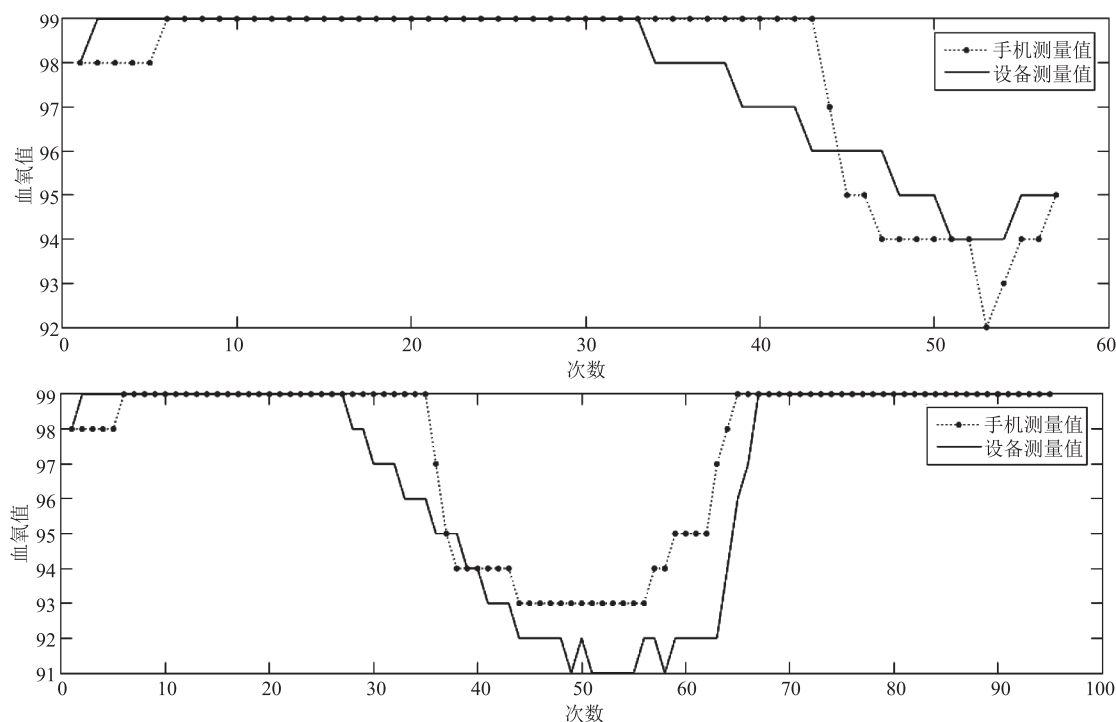


图 5 某两位受试者在 70 秒内血氧饱和度跟踪曲线

Fig. 5 A couple of subjects' the oxygen saturation tracking curve within 70 seconds

灯光光源(近似白光), 其 R、B 通道数值变化灵敏度较专业设备略低, 导致计算后延 2~3 个心动周期。

5 总 结

本文介绍了血氧饱和度——具有生命急救意义的血流参数, 并概述了基于容积脉搏波的血氧饱和度无创检测方法, 以及它们的优缺点。在此基础上, 本文提出了一种新的基于视觉法的血氧饱和度测量方法。与基于 PPG 的 SpO_2 测量方法相比, 本方法不用考虑光源光波波长, 选取合适的智能手机就可以测量 SpO_2 ; 与基于 vPPG 的 SpO_2 非接触式测量方法相比, 本文方法不需要使用固定手指与摄像头的距离装置; 与基于 vPPG 的 SpO_2 接触式手机测量方法相比, 本文方法是基于血液中血红蛋白浓度变化的参量进行回归, 可以同时保证算法的准确率和稳定性; 与专

业设备的测量结果进行对比, 虽然变化时间与专业设备相比稍有滞后, 也容易受到一些外在人为因素的影响(如测量过程中手指与摄像头发生滑动现象、测量过程中按压力度的改变等), 但如果能够稳定好手指与摄像头的位置和按压力度, 则测量的准确率和稳定性更有保障。总之, 通过与专用测量设备对比, 验证了本文方法的准确性、可用性和方便性。

参 考 文 献

- [1] Moyle J. Pulse Oximetry [M]. BMJ Publishing Group, 1994.
- [2] 赵振江, 赵家宁, 崔建岭. 血氧水平依赖磁共振成像评估肿瘤氧合程度的研究进展 [J]. 国际医学放射学杂志, 2011, 34(4): 367-371.
- [3] 赵喜平. 磁共振成像系统的原理以及应用 [M]. 北京: 科学出版社, 2000.
- [4] 蒋振兴. 血氧水平依赖磁共振成像评价糖尿病肾病的初步研究 [D]. 苏州: 苏州大学, 2014.

- [5] Varghese J, Ahmad R, Potter LC, et al. Non-invasive blood oxygen saturation measurement by a calibration-free MRI method [J]. *Circulation*, 2016, 134(Suppl 1): A15125.
- [6] 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.
- [7] Ugnell H, Oberg PA. The time-variable photoplethysmographic signal, dependence of the heart synchronous signal on wavelength and sample volume [J]. *Medical Engineering & Physics*, 1995, 17(8): 571-578.
- [8] Yang BH, Rhee S, Asada HH. A twenty-four hour tele-nursing system using a ring sensor [C] // *IEEE International Conference on Robotics & Automation*, 1993, 1(1): 387-392.
- [9] Chen CM, Kwasnicki R, Lo B, et al. Wearable tissue oxygenation monitoring sensor and a forearm vascular phantom design for data validation [C] // *IEEE 2014 11th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*, 2014: 64-68.
- [10] Yang D, Zhu J, Zhu P. SpO₂ and heart rate measurement with wearable watch based on PPG [C] // *2015 IET International Conference on Biomedical Image and Signal Processing (ICBISP 2015)*, 2015: 1-5.
- [11] Nitzan M, Romem A, Koppel R. Pulse oximetry: fundamentals and technology update [J]. *Medical Devices*, 2014, 7: 231-239.
- [12] Fouzas S, Priftis KN, Anthracopoulos MB. Pulse oximetry in pediatric practice [J]. *Pediatrics*, 1990, 58(1): 7-12.
- [13] Matcher SJ, Elwell CE, Cooper CE, et al. Performance comparison of several published tissue near-infrared spectroscopy algorithms [J]. *Analytical Biochemistry*, 1995, 227(1): 54-68.
- [14] Mannheimer PD, Cascini JR, Fein ME, et al. Wavelength selection for low-saturation pulse oximetry [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1997, 44(3): 148-158.
- [15] 周洪建, 蔡桂艳. 三波长无创血氧饱和度测量算法及应用 [J]. *中国生物医学工程学报*, 2007, 26(5): 680-683, 689.
- [16] 宋俊杰, 王哲, 金海龙, 等. 三波长低血氧测量系统的研究与实现 [J]. *激光与红外*, 2010, 40(1): 62-65.
- [17] 王晓飞, 赵文俊. 基于动态光谱法的多波长脉搏血氧饱和度测量 [J]. *光谱学与光谱分析*, 2014, 34(5): 1323-1326.
- [18] Wu T, Blazek V, Schmitt HJ, et al. Photoplethysmography imaging: a new noninvasive and non-contact method for mapping of the dermal perfusion changes [C] // *Proceedings of SPIE*, 2000: 62-70.
- [19] Wieringa FP, Mastik F, Van der Steen AFW. Contactless multiple wavelength photoplethysmographic imaging: a first step toward "SpO₂ camera" technology [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2005, 33(8): 1034-1041.
- [20] Humphreys K, Ward T, Markham C. A CMOS camera-based pulse oximetry imaging system [C] // *Conference Proceedings IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2005, 4: 3494-3497.
- [21] Kong L, Zhao Y, Dong L, et al. Non-contact detection of oxygen saturation based on visible light imaging device using ambient light [J]. *Optics Express*, 2013, 21(15): 17464-17471.
- [22] Scully CG, 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.
- [23] Liu H, Darabi H, Banerjee P, et al. Survey of wireless indoor positioning techniques and systems [J]. *IEEE Transactions on Systems Man and Cybernetics Part C: Applications and Reviews*, 2007, 37(6): 1067-1080.
- [24] Delpy DT, Cope M, van der Zee P, et al. Estimation of optical pathlength through tissue from direct time of flight measurement [J]. *Physics Medicine and Biology*, 1988, 33(12): 1433-1442.
- [25] Xu T, Zhang CP, Wang XY, et al. Measurement and analysis of light distribution in Intralipid-10% at 650 nm [J]. *Applied Optics*, 2003, 42(28): 5777-5784.