

基于 IPPG 的非接触式皮肤血液灌注成像

赵丽^{1**}, 周鹏^{1,2*}, 罗静静^{3,4}, 席强⁵, 余辉², 郭义⁵¹天津大学医学工程与转化医学研究院, 天津 300072;²天津大学精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072;³复旦大学工程与应用技术研究院, 上海 200043;⁴季华实验室, 广东 佛山 528200;⁵天津中医药大学, 天津 301617

摘要 临床上采用的皮肤血液灌注成像技术存在速度慢、成本高、只能测量皮肤表面特定位置处的血液灌注信息等问题。为解决上述问题,提出了一种基于成像式光电容积描记技术(IPPG)的皮肤血液灌注成像方法。首先,利用 Lucas-Kanade 光流法对图像序列进行特征点动态跟踪,通过仿射变换对图像进行校正,减少运动伪影,改善 IPPG 信号质量。然后,采用滑动窗口遍历图像,获取各个窗口空间像素平均信号与整张图像空间像素平均信号的斯皮尔曼相关系数,并进行相关性地形图成像,以获取皮肤血液灌注分布图像。实验结果表明,所提皮肤血液灌注成像方法的正确率为 81.82%,且整体成像质量和正确性优于其他已有方法。除此之外,所提方法在人体表皮最厚的四肢区域依然适用,表明其具有广泛的适用性。

关键词 医用光学; 皮肤血液灌注成像; 成像式光电容积描记技术; Lucas-Kanade 光流法; 斯皮尔曼相关系数

中图分类号 TP391.4

文献标志码 A

DOI: 10.3788/AOS221380

1 引言

血液将氧气和营养物质输送到人体内的数万亿个细胞中,以维持重要的生命活动。血液灌注不足会导致不可逆转的细胞损伤。获取通过血管流向末端的器官和组织的血流量信息,实现组织的血液灌注评估,具有重要的临床意义,可以评估伤口和烧伤皮肤处的血流灌注情况^[1-2]、诊断外周动脉疾病(尤其是糖尿病患者^[3])和监测手术部位的血液灌注情况(整形手术^[4]和手术血运重建期间^[5])。在过去的几十年里,越来越多非侵入式的接触式光学技术被用来对周围组织的血液灌注进行定量和定性评估^[6-7],应用最广泛的方法是激光多普勒血流仪和激光散斑对比分析技术^[8-9]。然而,接触式的光学技术只能测量皮肤表面特定位置的血液灌注信息,且测量结果对探针的放置位置极为敏感,测量方法相对复杂,还需要昂贵的仪器,故难以适用于日常的生理监测。

成像式光电容积描记技术(IPPG)在过去几年中引起了广泛关注,其是一种非接触式的成像技术,可以实现对二维组织平面生理参数的测量与评价。同时,该技术具有成本低、操作简单的优点,能够实现日常的生理监测,起到了对疾病的诊断和预警作用。目前,绝

大多数工作集中于从视频中提取出准确的心率、呼吸率和血压等参数^[10-13],少数研究利用 IPPG 的成像优势提取二维生理特征,即皮肤血液灌注分布图像。Verkruysse 等^[14]将 IPPG 技术应用于葡萄酒色斑的研究中,证明了该技术应用于血液灌注成像的可能性。Kamshilin 等^[15]研究了偏头痛患者的血液灌注变化情况,利用辣椒素诱导受试者上臂血液灌注发生变化,并将上臂区域脉搏波信号交流分量(AC)作为血液灌注成像参数,通过实验证明了 IPPG 可以对血管病变疾病和抗偏头痛药物的疗效进行预测。Zaunseder 等^[16]尝试将脉搏波的二次谐波幅值、相位和信噪比作为面部血液灌注成像参数,通过面部冷敷和热敷实验证明了 IPPG 能够检测出皮肤的血液灌注变化。Volynsky 等^[17]研究了 IPPG 评估皮肤局部热敷后血管舒缩反应的适用性,结合脉搏波信号的 AC 值和直流分量(DC),将 AC 和 DC 的比值与 1 的差值作为血液灌注成像的参数,观察面部额头热敷前后血液灌注分布的变化,结果显示 IPPG 能够用于评估热敷前后血管的舒缩反应。Rubins 等^[18]和 Mamontov 等^[19]分别研究了 IPPG 在评估牙龈功能和诊断系统性硬化症(SSD)方面的潜在临床价值,他们都将 AC 与 DC 的比值作为血液灌注成像参数,分别观察了局部麻醉前后牙龈的血

收稿日期: 2022-06-28; 修回日期: 2022-07-11; 录用日期: 2022-07-18; 网络首发日期: 2022-07-28

基金项目: 载人航天工程航天医学实验领域项目(HYZHXM05006, HYZHXM03007)

通信作者: *zpzp@tju.edu.cn; **liz2020@tju.edu.cn

液灌注变化,以及健康人和 SSD 患者面部的血液灌注图,证明了通过 IPPG 诊断影响皮肤微循环疾病的可行性。Kumar 等^[20]、Mamontov 等^[21]、Lai 等^[22]和 Kamshilin 等^[23]均以 AC 与 DC 的比值作为血液灌注指数,分别监测局部麻醉手术部位的血流情况、手术干预期间大脑皮层的血流变化情况、小肠切除手术吻合肠道前后微血管的灌注变化情况,以及胃癌和直肠癌患者吻合手术前后的血液灌注情况,证明了 IPPG 在评估开放性手术过程中器官组织血液灌注情况的可行性。上述研究成果证明了 IPPG 在评估皮肤微循环灌注变化方面的有效性,但其依赖于血液灌注的量化指标 AC(作为血液灌注的成像参数),而微弱的脉搏波信号极易受噪声干扰,导致错误 AC 值的产生,进而影响整体的血液灌注图像。除此以外,上述研究只对某一区域的皮肤灌注进行了成像,没有证明该方法在其他皮肤区域中的适用性,如手、脚等信噪比较低的区域。

本文提出了一种成像质量较好、稳定性较高的皮肤血液灌注成像方法。首先,基于 Lucas-Kanade 光流法(LK 光流法)对视频进行动态特征点跟踪。然后,通过仿射变换进行校正,减少运动伪影噪声,提高 IPPG 的信号质量。接着,获取各滑动窗口空间像素平均信号和整个感兴趣区域(ROI)空间像素平均 IPPG 信号的斯皮尔曼相关系数。最后,进行相关性地形图成像,即 ROI 的血液灌注图像,并通过多个实验验证所提方法的性能。

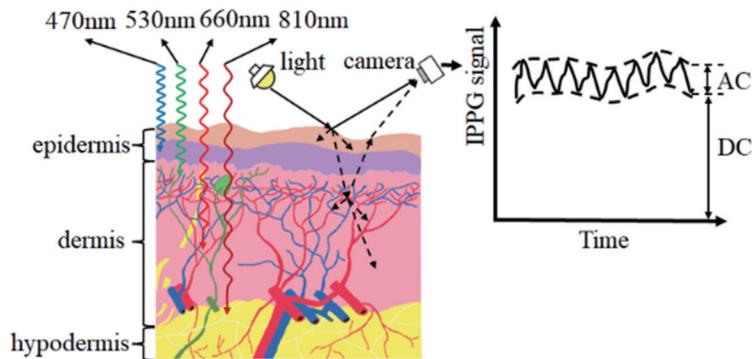


图 1 IPPG 原理示意图^[24]

Fig. 1 Schematic diagram of IPPG^[24]

3 微循环血液灌注成像方法

以人脸视频为例,由于容积脉搏波信号比较微弱,同时在进行视频采集时存在人体的运动伪影干扰,故先减少视频中的运动伪影噪声,改善 IPPG 信号质量后再对皮肤血管灌注进行成像。主要包括两个核心步骤,即 IPPG 信号提取和 IPPG 信号的相关性地形图成像。

2 IPPG 技术原理

IPPG 基于朗伯-比尔定律和光散射理论的光学原理。朗伯-比尔定律描述了当一束波长为 λ 的单色光照射在均匀介质上时,出射光强 I_{out} 与入射光强 I_{in} 之间的关系为

$$I_{out} = I_{in} \exp(-\epsilon cl), \quad (1)$$

式中: ϵ 为吸光系数,即介质对波长为 λ 的光的吸收系数, ϵ 越大,表示介质对该波长的光的吸收能力越强; c 为介质的浓度,不同介质对应不同的常数; l 为光在介质中的穿透深度。当介质由多种物质组成时,只要各物质间不存在相互作用,朗伯-比尔定律就仍然适用。

IPPG 的生理原理依赖于血液与其他组织的光吸收差异性,如图 1 所示,当光照射到人体皮肤表面时,入射光会在皮肤表面发生散射、吸收和反射等。心脏周期性的收缩和舒张作用使毛细血管中的血容量发生周期性的变化,进而导致血液的光吸收和皮肤反射回的光强发生周期性变化。信号接收端捕捉到的信号由 DC 和 AC 组成,AC 是由心脏搏动造成毛细血管中血容量周期变化引起的,是血液灌注的量化指标,其大小等于 IPPG 信号峰峰值的均值。若检测部位血液灌注增加,则血液对光的吸收量增加,最终导致 AC 值增加。若血液灌注减少,则 AC 值减小。这种微弱的变化是人眼无法感知的,而相机可以捕捉到这种周期性的变化,当微循环血液灌注发生变化时,相机检测的容积脉搏波也会发生变化。因此,基于 IPPG 对人体皮肤的微循环灌注进行成像是一种可行的方法。

3.1 IPPG 信号提取

1) 基于 LK 光流法的图像校正

当进行视频采集时,人体不规则的轻微抖动会产生运动伪影,造成 IPPG 信号质量降低。尤其是,运动后呼吸量增大,视频采集时人体抖动幅度、频率均会增加,对信号质量影响更大,此时恢复与血液灌注相关的微弱信号更加困难。如图 2 所示,以人脸为例,额头、左脸颊、右脸颊三个矩形区域的原始 IPPG 信号存在噪声干扰,从而导致这三个区域信号的相关性不强。

为提高 IPPG 信号质量,先采用 MediaPipe Face Mesh 方法^[25]进行人脸检测,获取人脸特征点。相对于背景,人脸轮廓两侧的像素梯度变化较大,在进行特征点动态跟踪时比较稳定,故本文选取了轮廓两侧的 6 个特征点进行动态跟踪,采用的是 Lucas 等^[26]提出的 LK 光流法,该方法基于三个假设条件:亮度恒定不变假设,即目标像素在相邻帧之间,亮度不会发生改变;像素运动是“小运动”假设,即目标像素在相邻帧之间的运动位移要比较小;“空间一致”假设,即目标像素的 $m \times m$ 像素邻域内的其他像素与该像素有相似的运动。

设目标像素在前一帧的像素为 $I(x, y, t)$, 其中 (x, y) 为像素坐标, t 为时间维度。目标像素移动了 (dx, dy) 的距离到下一帧,用了 dt 时间,由于是同一像素,故基于亮度不变假设可得

$$I(x, y, t) = I(x + dx, y + dy, t + dt), \quad (2)$$

对式(2)等号右边函数 $I(x + dx, y + dy, t + dt)$ 在 (x, y, t) 处进行泰勒展开,可得

$$I(x, y, t) = I(x, y, t) + \frac{\partial I}{\partial x} dx + \frac{\partial I}{\partial y} dy + \frac{\partial I}{\partial t} dt + o, \quad (3)$$

式中: o 为二阶无穷小项,其在小运动下可忽略不计。

对式(3)进行化简并同除以 dt , 可得

$$\frac{\partial I}{\partial x} \frac{dx}{dt} + \frac{\partial I}{\partial y} \frac{dy}{dt} + \frac{\partial I}{\partial t} = 0, \quad (4)$$

设 u, v 分别为目标像素沿 x 轴与 y 轴的速度分量

$$u = \frac{dx}{dt}, v = \frac{dy}{dt}, \quad (5)$$

令 $I_x = \frac{\partial I}{\partial x}, I_y = \frac{\partial I}{\partial y}, I_t = \frac{\partial I}{\partial t}$, 则式(4)可简化为

$$I_x u + I_y v + I_t = 0, \quad (6)$$

其中 I_x, I_y, I_t 可以通过计算前后两帧图像的灰度差获得。由于一个方程只能解一个未知数,故基于“空间一致”假设条件,将目标像素邻域内其他像素代入式(6),可得方程组

$$\begin{bmatrix} I_{x_1} & I_{y_1} \\ I_{x_2} & I_{y_2} \\ \vdots & \vdots \\ I_{x_n} & I_{y_n} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -I_{t_1} \\ -I_{t_2} \\ \vdots \\ -I_{t_n} \end{bmatrix}, \quad (7)$$

通过最小二乘法求得目标像素在前后两帧的 x 方向位移 u 和 y 方向的位移 v 的最优解,即

$$\begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum I_{x_i}^2 & \sum I_{x_i} I_{y_i} \\ \sum I_{x_i} I_{y_i} & \sum I_{y_i}^2 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} -\sum I_{x_i} I_{t_i} \\ -\sum I_{y_i} I_{t_i} \end{bmatrix}. \quad (8)$$

由于在进行视频采集时有稳定支撑物,人体只是轻微的抖动,且设备光源基本恒定不变,故满足 LK 光流法的适用条件。通过 LK 光流法获取人脸轮廓两侧 6 个特征点在相邻帧之间的位移,取这 6 个特征点位移的均值,通过仿射变换对图像进行校正,以此类推,最终对整个视频的图像进行校正,获得新的视频,如图 2 所示。可以发现,修正后人脸三个区域的信号相关性明显提高。

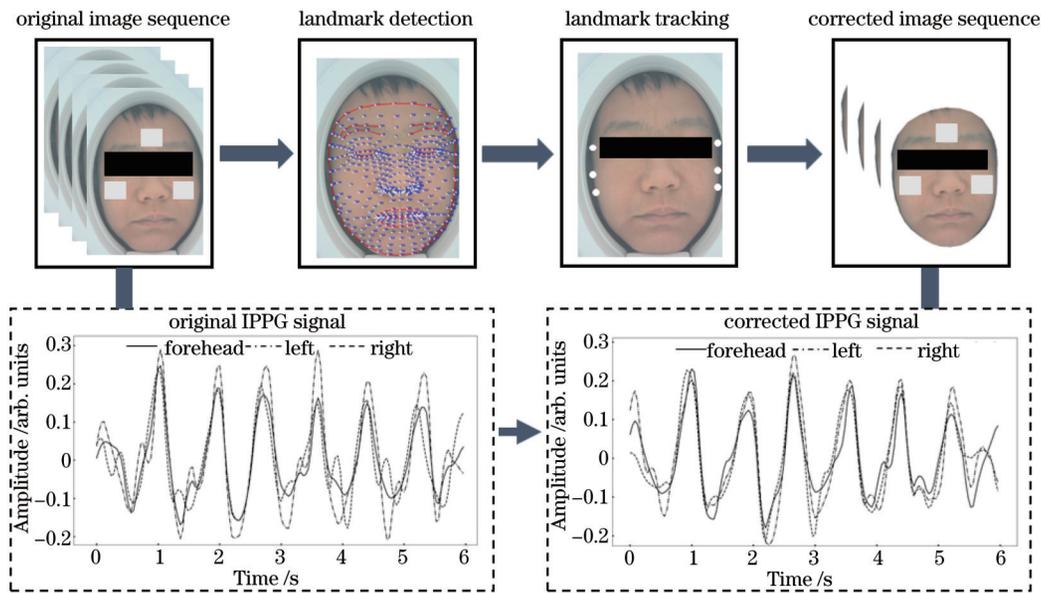


图 2 基于 LK 光流法的图像校正
Fig. 2 Image correction based on LK optical flow method

2) IPPG 信号处理

基于修正后的人脸视频,进行像素区域的信号提取与去噪,如图 3 所示。以额头像素大小为 $100 \text{ pixel} \times 100 \text{ pixel}$ 的 ROI 为例,先对 ROI 进行空间像素平均,获

得原始的 RGB 三通道信号。因为绿色通道比红、蓝通道的脉搏波信号强,所以仅选取了绿色通道信号进行以 sym5 为小波基函数的五阶离散小波变换(DWT),将低频分量 A_2 作为原始信号去除高频噪声后的脉搏波信号,

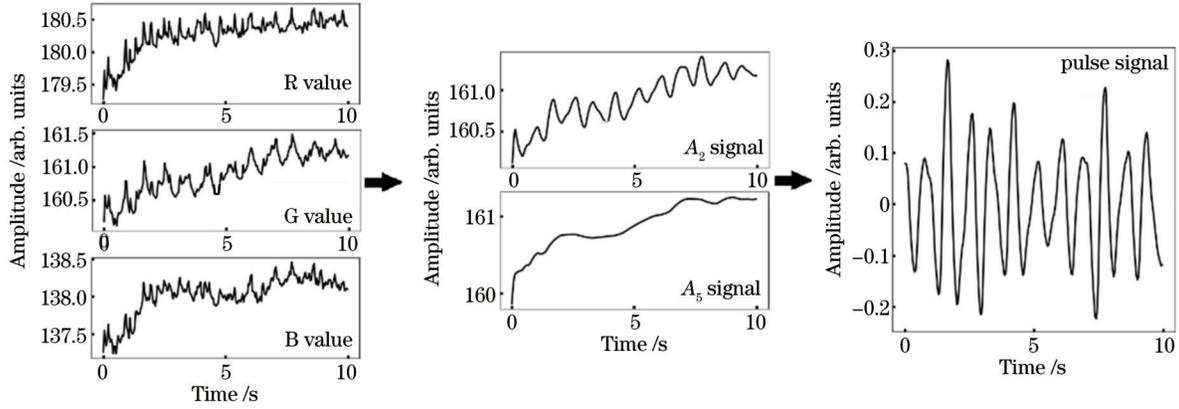


图 3 IPPG 信号处理方法

Fig. 3 IPPG signal processing method

A_5 作为原始信号的基线,将分量 A_2 与 A_5 相减,去除基线漂移后可获得质量较好的脉搏波信号。

3.2 IPPG 信号相关性地形图成像

AC值为血液灌注的量化指标,其随着皮肤血液灌注量的增加而变大。Kamshilin等^[15]、Volynsky等^[17]和Rubins等^[18]均采用信号的AC值或AC与DC的比值的相关量进行血液灌注地形图成像。以人脸为例,当眼睛、嘴唇或脸部肌肉发生抖动时,会产生较大的幅度噪声,进而产生较大的AC值,在进行血液灌注地形图成像时,这些区域会呈现出高灌注现象,成像准确率低。因为心血管系统是一个复杂的非线性动态系统,故心脏搏动过程中产生的周期脉搏波信号不服从正态分布。同时,相对于皮尔逊相关系数,斯皮尔曼相关系数对错

误数据和极端值不敏感。如图4所示,本文利用像素大小为 $10 \text{ pixel} \times 10 \text{ pixel}$ 的滑动窗口遍历图像,获取各窗口信号 S 和全脸空间像素平均信号 R 的斯皮尔曼相关系数,进行相关性地形图成像。斯皮尔曼相关系数的表达式为

$$M_{\text{sp}} = \frac{\sum_{n=1}^N (S'_n - \bar{S}') (R'_n - \bar{R}')}{\sqrt{\sum_{n=1}^N (S'_n - \bar{S}')^2 (R'_n - \bar{R}')^2}}, \quad (9)$$

式中: N 为信号 S 的采样数。将信号 S 进行升序排列, S' 作为 S 的排序集合,即 S'_n 为 S_n 在 S 中的等级, \bar{S}' 为 S' 的均值。同理, R' 作为 R 的排序集合, R'_n 为 R_n 在 R 中的等级, \bar{R}' 为 R' 的均值。

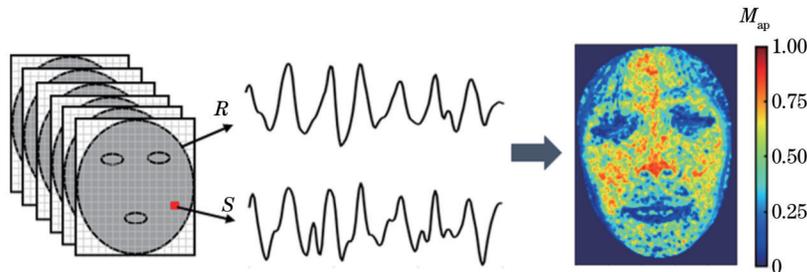


图 4 血液灌注分布成像方法

Fig. 4 Blood perfusion distribution imaging method

4 实验结果与分析

4.1 实验装置

实验采集装置依托于天津市天中依脉科技开发有限公司的面诊仪,其为一个封闭式照明箱体,内置Canon700D相机,采样率为 25 frame/s ,分辨率为 $1920 \text{ pixel} \times 1080 \text{ pixel}$,光源为圆形白色LED灯带,灯珠的色温范围为 $5400 \sim 5600 \text{ K}$,显色指数大于96。照明箱体内壁使用灰色吸光布,可通过减少光照的漫反射来减少噪声干扰,对成像质量有一定的提高。照明

箱体有大小为 $15 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ 的椭圆形开口,距离相机 25 cm ,椭圆下方有支撑物,可以避免视频采集时产生大幅度抖动。

4.2 面部血液灌注成像准确性

1) 实验数据

实验共有11名志愿者参与,实验过程中佩戴可蓝牙传输的心电检测器进行实时的心率监测。先进行静息状态的数据采集,受试者静息 5 min ,待心率稳定后采集一张面部红外热图像,随即采集人脸视频 30 s 。静息状态数据采集结束后,进行运动状态的数据采集。

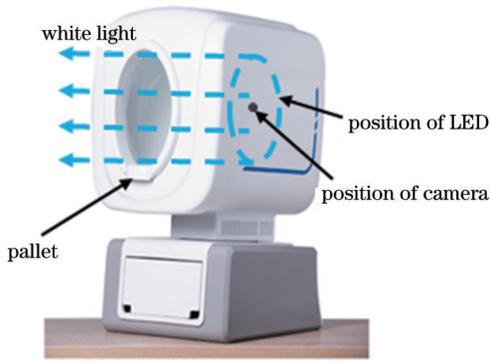


图 5 视频采集实验装置图

Fig. 5 Video acquisition experimental setup

受试者进行爬楼梯运动,待心率达到 120 min^{-1} 以上后采集一张面部红外热图像,随即采集 30 s 的人脸视频。

2) 实验结果分析

人体进行剧烈运动后,在交感神经和肾上腺素复杂的相互作用下,血管会发生收缩或舒张,故面部血液

灌注量会减少或增加,不同的人会有不同的生理反应。为验证所提皮肤血液灌注成像方法的准确性,与红外热成像技术、Kamshilin 等^[15]方法和 Rubins 等^[18]方法进行对比,将本文血液灌注图像中面部相关系数 M_{ap} 大于 0.7 的个数 B 与全脸像素点个数 N 的比值 P 作为图像量化指标,其表达式为

$$P = \frac{B}{N}, \quad (10)$$

判断运动前后 P 值变化趋势与 AC 变化趋势是否相同,从而评价血液灌注成像的正确性。如图 6(a) 所示,横坐标为 11 个受试者的序号,纵坐标为 AC 值,两条曲线分别为静息状态下和运动后全脸的 AC 平均值,其中受试者 6、7 运动后面部血液灌注减少,其他 9 个受试者运动后的面部血液灌注增加。图 6(b) 横坐标为 11 个受试者的序号,纵坐标为 P 值。可以看出:受试者 3、4 的 P 值减小,与 AC 相反;其他 9 个受试者的 P 值变化趋势与 AC 相同,正确率为 81.82%。

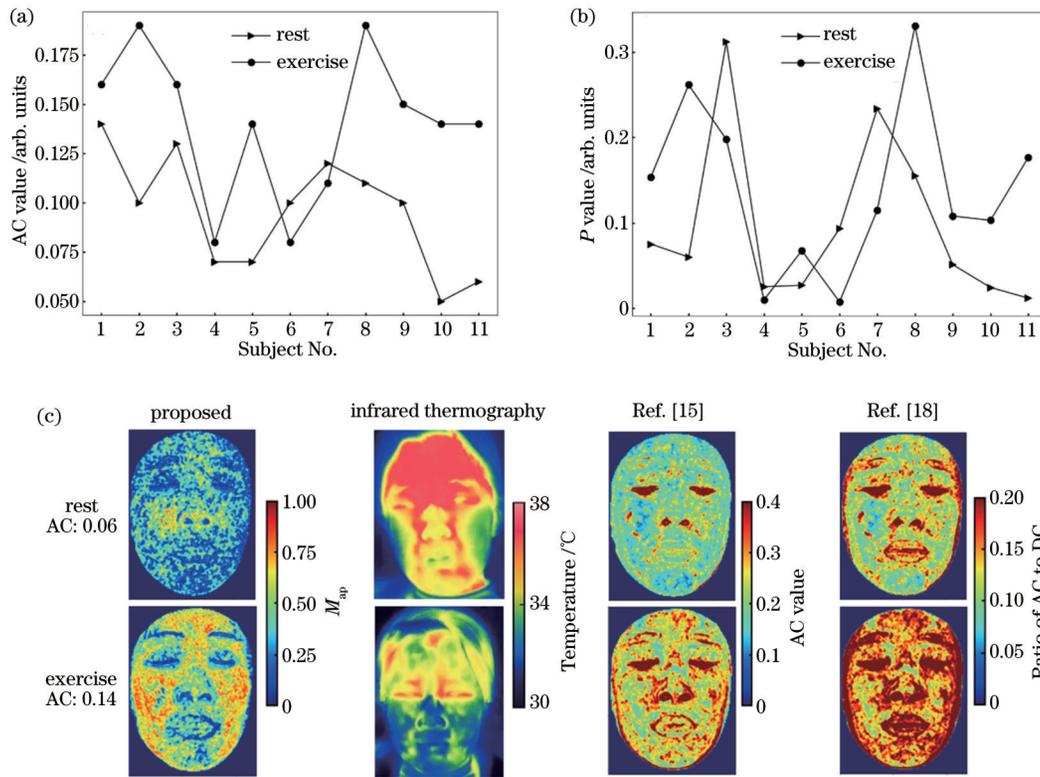


图 6 运动前后面部血液灌注变化情况。(a) AC 值;(b) P 值;(c) 不同方法下一名受试者面部血液灌注成像结果比较

Fig. 6 Changes of facial blood perfusion before and after exercise. (a) AC value; (b) P value; (c) comparison of facial blood perfusion imaging results of one subject obtained by different methods

其他方法结果如表 1 所示。可以发现:红外热成像结果与 AC 值相差较大,正确率较低,故红外热成像技术不适用于皮肤血液灌注成像;对于 Kamshilin 等^[15]和 Rubins 等^[18]提出的方法,成像结果的正确率为 90.90%,所提方法的正确率为 81.82%。然而,如图 6(c) 所示,Kamshilin 等^[15]和 Rubins 等^[18]提出的方法难以去除脸部轮廓、眼睛和嘴唇的噪声干扰,图像的成像质量较差。其中,额头、左右脸颊为毛细血管比较丰富

的区域,Kamshilin 等^[15]和 Rubins 等^[18]提出的成像方法不能呈现出相应的灌注分布,而所提方法可以明显地呈现出三个区域的高灌注分布和高度相关性。因此,所提皮肤血液灌注成像方法稳定且正确率高,成像结果符合生理原理。

4.3 皮肤灌注成像适用性

1) 实验数据

实验目的是将所提皮肤血液灌注成像方法应用于

表 1 面部血液灌注成像比较结果

Table 1 Comparison results of facial blood perfusion imaging

Index	Proposed	Infrared thermography	Ref. [15]	Ref. [18]
Number of correct images	9	4	10	10
Number of incorrect images	2	7	1	1
Accuracy / %	81.82	36.36	90.90	90.90

除面部以外的皮肤:加热右手(右脚),即采集两只手背(脚掌)的视频 30 s,然后将右手(右脚)放入 40 °C 以上的热水中浸泡 3 min,擦干右手(右脚)后再采集两只手背(脚掌)视频 30 s,记为 Experiment 1;加热左手(左脚),即采集两只手背(脚掌)的视频 30 s,然后将左手

(左脚)放入 40 °C 以上的热水中浸泡 3 min,擦干左手(左脚)后再采集两只手背(脚掌)视频 30 s,记为 Experiment 2;加热双手(双脚),即采集两只手背(脚掌)的视频 30 s,然后将双手(双脚)放入 40 °C 以上的热水中浸泡 3 min,擦干双手(双脚)后再采集两只手背(脚掌)视频 30 s,记为 Experiment 3。

2) 实验结果分析

对手背或脚掌进行血液灌注成像来验证所提血液灌注成像方法的适用性。将手或脚放进热水中对皮肤表面加热会导致局部皮肤表面的毛细血管扩张,血流量增加,从而诱导皮肤的血液灌注增加,即 AC 值增加。图 7(a)为两名受试者四肢皮肤加热前后 AC 值的结果,图中三个虚线区域分别为对右手(脚)、左手

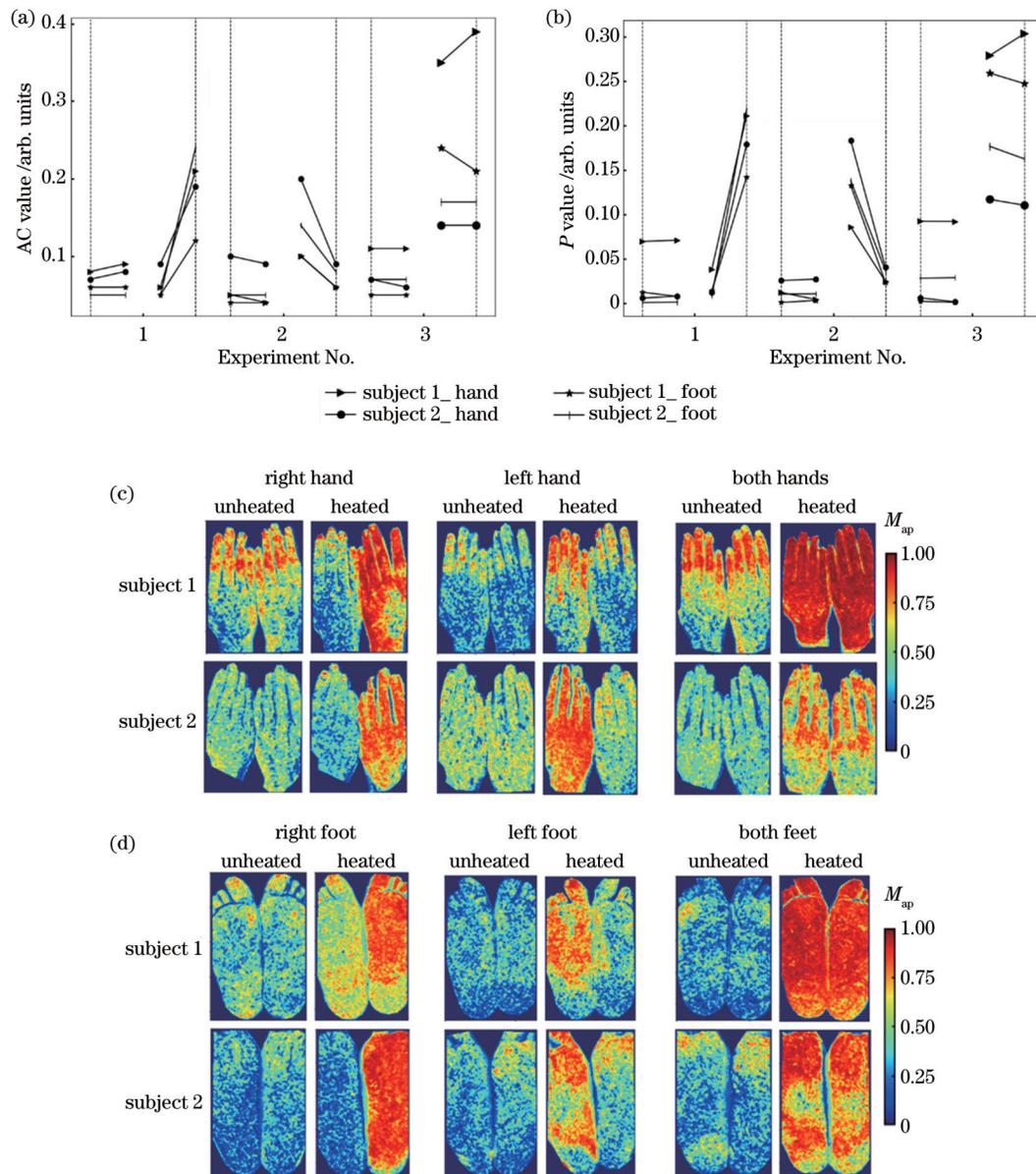


图 7 四肢皮肤加热前后血液灌注成像结果。(a) AC 值; (b) P 值; (c) 手部热浴前后血液灌注成像结果; (d) 脚部热浴前后血液灌注成像结果

Fig. 7 Results of blood perfusion imaging before and after heating of limb skin. (a) AC value; (b) P value; (c) results of blood perfusion imaging before and after hand heating; (d) results of blood perfusion imaging before and after foot heating

(脚)、两只手(脚)皮肤加热实验的结果,虚线区域左侧线段表示初始状态两只手(脚)的 AC 值,右侧线段为加热实验后两只手(脚)的 AC 值,线段左右端点的数值分别代表左右两只手(脚)的 AC 空间平均值。可以看出:三个初始状态下,两只手(脚)的 AC 值近似相等,说明正常情况下人体肢端血液灌注对称;当对单只手(脚)用热水加热时,被干预的手(脚)的 AC 值增加,即血液灌注增加;当对两只手(脚)进行加热时,两只手(脚) AC 值的变化量近似相等,即两侧肢端呈现出几乎对称的血液灌注变化。

图 7(b)为 P 值结果图,绘制方式与图 7(a)相同,可以看出,不论初始状态下还是进行手(脚)加热, P 值的变化趋势与 AC 值一致,即 P 值能够正确地反映出四肢皮肤血液灌注的变化情况。图 7(c)、(d)为两名受试者手和脚的血液灌注图像结果:初始状态下或对两只手(脚)加热后,图像呈现出对称的血液灌注分布;在进行干预实验后,被干预的手(脚)的血液灌注图呈现出明显的血液灌注增加,并且与未干预的手(脚)灌注图形成鲜明对比。综上所述,所提方法能够准确地成像出皮肤表面的血液灌注变化和灌注分布,并且不局限于面部皮肤血液灌注成像,对四肢依然适用,且成像准确,具有广泛的适用性。

5 结 论

IPPG 是一种非接触成像式光学技术,只需要普通的摄像头和可见光就可以实现人体生命体征远程监测,操作简单,成本低,具有很高的研究价值。利用 IPPG 的成像优势,提出了一种非接触式的皮肤血液灌注成像方法。利用 LK 光流法实现 ROI 特征点的动态跟踪,减少 ROI 视频的运动伪影噪声,IPPG 信号质量改善明显。采用斯皮尔曼相关系数对 ROI 进行相关性地形图成像,获取血液灌注分布图像。提出 P 值作为血液灌注图像量化指标,以血液灌注量化指标 AC 值为参照,所提方法的正确率可达 81.82%,整体成像准确性优于其他方法。同时,所提方法能够对人体表皮最厚的四肢进行血液灌注成像,说明其适用于全身皮肤的血液灌注分布成像。在未来,可以将所提方法应用于微循环灌注异常的疾病研究中,如皮肤移植、皮肤癌、系统性硬化症和糖尿病足等。此外,所提方法可以与内窥镜或腹腔镜结合,应用于微创手术或血液灌注异常的癌组织定位中。

参 考 文 献

- [1] Mills J L, Conte M S, Armstrong D G, et al. The Society for Vascular Surgery Lower Extremity Threatened Limb Classification System: risk stratification based on Wound, Ischemia, and foot Infection (WIFI) [J]. *Journal of Vascular Surgery*, 2014, 59(1): 220-234.
- [2] Jayanthi A K, Sujatha N, Reddy M R. Laser speckle contrast imaging for perfusion monitoring in burn tissue phantoms[M]// Osman N A A, Abas W A B W, Wahab A K A, et al. 5th

- Kuala Lumpur international conference on biomedical engineering 2011. IFMBE proceedings. Heidelberg: Springer, 2011, 35: 443-446.
- [3] Jude E B, Eleftheriadou I, Tentolouris N. Peripheral arterial disease in diabetes: a review[J]. *Diabetic Medicine*, 2010, 27(1): 4-14.
- [4] Liu D Z, Mathes D W, Zenn M R, et al. The application of indocyanine green fluorescence angiography in plastic surgery[J]. *Journal of Reconstructive Microsurgery*, 2011, 27(6): 355-364.
- [5] Vartanian S M, Conte M S. Surgical intervention for peripheral arterial disease[J]. *Circulation Research*, 2015, 116(9): 1614-1628.
- [6] Deegan A J, Wang R K. Microvascular imaging of the skin[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2019, 64(7): 07TR01.
- [7] 李哲, 冯金超, 贾克斌. 扩散相关光谱组织血流检测及其临床应用[J]. *激光与光电子学进展*, 2022, 59(6): 0617006.
- Li Z, Feng J C, Jia K B. Diffusion correlation spectroscopy for tissue blood flow monitoring and its clinical applications[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2022, 59(6): 0617006.
- [8] 吴琼, 周伟, 徐宝腾, 等. 腹腔镜激光散斑血流成像技术[J]. *光学学报*, 2022, 42(7): 0717001.
- Wu Q, Zhou W, Xu B T, et al. Laparoscopic laser speckle blood flow imaging technology[J]. *Acta Optica Sinica*, 2022, 42(7): 0717001.
- [9] Allen J, Howell K. Microvascular imaging: techniques and opportunities for clinical physiological measurements[J]. *Physiological Measurement*, 2014, 35(7): R91-R141.
- [10] Chen X, Cheng J, Song R C, et al. Video-based heart rate measurement: recent advances and future prospects[J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2019, 68(10): 3600-3615.
- [11] Khanam F T Z, Al-Naji A, Chahl J. Remote monitoring of vital signs in diverse non-clinical and clinical scenarios using computer vision systems: a review[J]. *Applied Sciences*, 2019, 9(20): 4474.
- [12] 孔令琴, 陈飞, 赵跃进, 等. 融合心率变异性与表情的非接触心理压力检测[J]. *光学学报*, 2021, 41(3): 0310003.
- Kong L Q, Chen F, Zhao Y J, et al. Non-contact psychological stress detection combining heart rate variability and facial expressions[J]. *Acta Optica Sinica*, 2021, 41(3): 0310003.
- [13] 吴芬, 彭力, 韩鹏, 等. 基于自寻优归一化最小均方差算法的非接触式心率测量方法研究[J]. *激光与光电子学进展*, 2021, 58(20): 2011004.
- Wu F, Peng L, Han P, et al. Research on non-contact heart rate measurement method based on self-optimizing normalized least mean square algorithm[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2021, 58(20): 2011004.
- [14] Verkruyse W, Svaasand L O, Nelson J S. Remote plethysmographic imaging using ambient light[J]. *Optics Express*, 2008, 16(26): 21434-21445.
- [15] Kamshilin A A, Volynsky M A, Khayrutdinova O, et al. Novel capsaicin-induced parameters of microcirculation in migraine patients revealed by imaging photoplethysmography[J]. *The Journal of Headache and Pain*, 2018, 19(1): 43.
- [16] Zaunseder S, Trumpp A, Ernst H, et al. Spatio-temporal analysis of blood perfusion by imaging photoplethysmography[J]. *Proceedings of SPIE*, 2018, 10501: 105010X.
- [17] Volynsky M A, Margaryants N B, Mamontov O V, et al. Contactless monitoring of microcirculation reaction on local temperature changes[J]. *Applied Sciences*, 2019, 9(22): 4947.
- [18] Rubins U, Marcinkevics Z, Muckle R A, et al. Remote photoplethysmography for assessment of oral mucosa[C]// European Conference on Biomedical Optics 2019, June 23-25, 2019, Munich, Germany. Washington, D. C.: OSA, 2019: 11073_50.
- [19] Mamontov O V, Krasnikova T V, Volynsky M A, et al. Novel instrumental markers of proximal scleroderma provided by

- imaging photoplethysmography[J]. *Physiological Measurement*, 2020, 41(4): 044004.
- [20] Kumar M, Suliburk J W, Veeraraghavan A, et al. PulseCam: a camera-based, motion-robust and highly sensitive blood perfusion imaging modality[J]. *Scientific Reports*, 2020, 10: 4825.
- [21] Mamontov O V, Shcherbinin A V, Romashko R V, et al. Intraoperative imaging of cortical blood flow by camera-based photoplethysmography at green light[J]. *Applied Sciences*, 2020, 10(18): 6192.
- [22] Lai M, van der Stel S D, Groen H C, et al. Imaging PPG for *in vivo* human tissue perfusion assessment during surgery[J]. *Journal of Imaging*, 2022, 8(4): 94.
- [23] Kamshilin A A, Zaytsev V V, Lodygin A V, et al. Imaging photoplethysmography as an easy-to-use tool for monitoring changes in tissue blood perfusion during abdominal surgery[J]. *Scientific Reports*, 2022, 12: 1143.
- [24] 周亮, 余江军, 刘朝晖, 等. 皮肤组织容积脉搏波 400~1000 nm 光谱特性仿真研究[J]. *光谱学与光谱分析*, 2020, 40(4): 1071-1075.
Zhou L, Yu J J, Liu Z H, et al. Simulation study on spectral characteristics of skin tissue and volume pulse wave in 400–1000 nm wavelength[J]. *Spectroscopy and Spectral Analysis*, 2020, 40(4): 1071-1075.
- [25] Kartynnik Y, Ablavatski A, Grishchenko I, et al. Real-time facial surface geometry from monocular video on mobile GPUs [EB/OL]. (2019-07-15) [2021-08-06]. <https://arxiv.org/abs/1907.06724>.
- [26] Lucas B D, Kanade T. An iterative image registration technique with an application to stereo vision[C]//IJCAI'81: proceedings of the 7th international joint conference on artificial intelligence-volume 2, August 24-28, 1981, Vancouver, BC, Canada. New York: ACM Press, 1981: 674-679.

Non-Contact Skin Blood Perfusion Imaging Based on IPPG

Zhao Li^{1**}, Zhou Peng^{1,2*}, Luo Jingjing^{3,4}, Xi Qiang⁵, Yu Hui², Guo Yi⁵

¹*Academy of Medical Engineering and Translational Medicine, Tianjin University, Tianjin 300072, China;*

²*School of Precision Instrument and Opto-Electronics Engineering, Tianjin 300072, China;*

³*Academy for Engineering & Technology, Fudan University, Shanghai 200043, China;*

⁴*Ji Hua Laboratory, Foshan 528200, Guangdong, China;*

⁵*Tianjin University of Traditional Chinese Medicine, Tianjin 301617, China*

Abstract

Objective Blood carries necessary oxygen and nutrients for the metabolism of trillions of cells in the human body. When an organ or tissue lacks blood perfusion, irreversible damage can be caused to cells. Therefore, blood perfusion assessment plays an important role in understanding the functions of tissue, as well as predicting and diagnosing related diseases. The common blood perfusion measurement techniques in the clinic are laser Doppler and laser speckle contrast analysis, but they can only measure blood perfusion information at specific locations on the skin surface, and the measurement results are extremely sensitive to the location of the probe. Meanwhile, the measurement methods are relatively complex, and expensive instruments are required. In this study, a method of skin blood perfusion measurement based on imaging photoplethysmography (IPPG) is presented. The imaging method, with simple operation and easy implementation, is stable and has wide applicability, which has potential research value for daily skin blood perfusion monitoring and disease diagnosis of abnormal perfusion.

Methods A video acquisition system with a white light source and a sampling rate of 25 frame/s is used to obtain human skin image sequences. For a stable distribution image of skin blood perfusion, the Lucas-Kanade (LK) optical flow method is firstly used to dynamically track the feature points of the skin image to obtain the location offset of the skin area. Then, the image is corrected by affine transformation to reduce the tiny motion noise of the human body and improve the quality of the IPPG signal. After that, a sliding window is used to traverse the image, and Spearman correlation coefficients for the average signal of the spatial pixel of each sliding window and that of the whole skin area are obtained. Finally, the correlation topographic map imaging is performed to obtain skin blood perfusion distribution images. The spatial distribution of blood perfusion in facial capillaries of 11 healthy subjects before and after exercise is experimentally studied, the *P* value is proposed as a quantitative index of blood perfusion images, and the proposed method is compared with infrared thermal imaging and other existing research methods. The alternating component (AC) of the IPPG signal is used as the reference standard for blood perfusion to verify the performance of the proposed imaging method. In addition, the blood perfusion of limb skin of subjects is changed through heating induction experiments, and the correctness of blood perfusion imaging of limb skin before and after heating is analyzed to verify the applicability of the proposed method.

Results and Discussions In the experiment of exercise-induced facial blood perfusion changes, the *P* and AC values of 2

out of 11 subjects show inconsistent trends [Figs. 6(a) and 6(b)], and the accuracy is 81.82%. Although the accuracies of research methods in Ref. [15] and Ref. [18] are 90.90% (Table 1), the proposed imaging method can avoid the noise interference of facial contours, eyes, and lips and accurately present the high perfusion distribution of the forehead and cheeks [Fig. 6(c)], which indicates its good imaging quality and stability. In the experiment of heat-induced blood perfusion changes in the limbs, the changing trend of the P value is consistent with that of the AC value in the initial state or after heating as shown in Figs. 7(a) and 7(b). In other words, the P value can correctly reflect the change in skin blood perfusion of limbs. In addition, the presented method can image the symmetrical distribution of blood perfusion in the limbs in the initial state or after heating as shown in Figs. 7(c) and 7(d). The intervention experiment demonstrates that the blood perfusion diagrams of the intervened hand (foot) show a significant increase in blood perfusion, which is in sharp contrast with that of the unheated hand (foot) as shown in Figs. 7(c) and 7(d). This indicates that the proposed method can accurately image the changes and distribution of blood perfusion on the skin surface of limbs and has wide applicability.

Conclusions A non-contact skin blood perfusion imaging method based on IPPG technology is proposed. The LK optical flow method is used to dynamically track the feature points of the skin image and reduce motion artifact noise in videos, and thus the quality of the IPPG signal is significantly improved. Spearman correlation coefficient is used for skin correlation topographic imaging to obtain the blood perfusion distribution image. The P value is proposed as the quantitative index of blood perfusion images, and the AC value is taken as the reference. The accuracy of the proposed method can reach 81.82%, and the overall imaging accuracy is better than that of other existing research methods. Meanwhile, the proposed method can image the changes and distribution of blood perfusion in the soles of feet with the thickest epidermis, which indicates that it is suitable for the imaging of blood perfusion distribution in the whole skin. In the future, the proposed method can be applied to the study of diseases with abnormal microcirculation perfusion, such as skin cancer, systemic sclerosis, and diabetic feet. In addition, it can be used in combination with endoscopy or laparoscopy for minimally invasive surgeries or for locating cancer tissue with abnormal perfusion.

Key words medical optics; skin blood perfusion imaging; imaging photoplethysmography; Lucas-Kanade optical flow method; Spearman correlation coefficient