

基于偏振成像的面部皮肤结构和特征非接触在体测量方法

张钰新¹, 樊志鹏¹, 翟好宇¹, 何宏辉^{1*}, 王毅^{2**}, 何超³, 马辉¹

¹清华大学深圳国际研究生院, 广东省偏振光学检测与成像工程技术研究中心, 深圳市无损监测与微创医学技术重点实验室, 生物医药与健康工程研究院, 广东 深圳 518055;

²中国中医科学院医学实验中心, 北京 100700;

³牛津大学工程系, 英国 牛津 OX1 3PJ

摘要 数字成像技术能对皮肤的微观结构、生理特征、新陈代谢情况等进行描述,有助于对皮肤形态和动态平衡机制进行定量评估,对皮肤病筛查等具有重要意义。偏振成像方法以其非接触、信息量丰富、无需染色标记等特点,被广泛应用于包括皮肤检测在内的生物医学研究领域。本文提出了一种基于偏振成像的面部皮肤结构和特征的非接触在体测量方法,并利用这一方法分析了不同偏振成像模式对面部皮肤不同参数测量结果的影响。具体而言,首先构建了一套可调偏振成像模态的人体面部皮肤测量系统,然后分别在无偏振、平行偏振和正交偏振三种成像模式下对 5 个基于 CIE Lab 色彩空间和 Frangi 滤波器的面部皮肤参数进行了测量分析。通过对不同参数在面部不同区域的异质分布进行细化探究,得到了不同偏振模态成像获取特定面部皮肤参数的效果差异,并给出了不同参数的偏振测量建议,为提高临床应用中偏振成像非接触、定量测量皮肤参数的有效性奠定了基础。

关键词 医用光学; 偏振成像; 皮肤; 结构; 特征; 在体测量

中图分类号 O436.3

文献标志码 A

DOI: 10.3788/CJL221241

1 引言

皮肤是人体最大的器官,是抵御病原生物和外来物质入侵的物理屏障,也是一个拥有微生物环境的生态系统^[1]。皮肤组织的物理结构、生理特征及其健康状态与人的日常生活乃至生存关系重大^[2]。皮肤根据特定功能的需要存在结构差异,并形成了身体不同部位的独特皮肤颜色、厚度和质地^[3]。

人体面部皮肤具有独有的特征。例如:就表皮厚度而言,人体面部皮肤较薄,角质层、颗粒层和棘层厚度大大减小;就皮脂腺而言,面部尤其是鼻、前额处,皮脂腺分布密度较高,而手掌等部分的皮肤没有皮脂腺^[3]。面部皮肤能够反映机体的健康状况,其皮肤组织附属结构分布密集,不同区域具有不同的复杂组织结构。例如:眼睑和眉毛的面部位置很接近,但眼睑皮肤柔软、薄且有细毛,而眉毛皮肤则表现为厚且毛发粗壮的特征^[4];嘴唇皮肤很薄且没有毛发,脸颊和前额皮肤则很柔软,毛发细密^[3]。面部不同部位的皮肤组织具有不同的结构、形态和动态平衡机制,这种机制被打破后会出现皮肤疾病,病变表现为皮肤毛细血管扩张、

粉刺、结节等^[5]。很多皮肤病都具有相似的表现症状,从而为面部皮肤的疾病诊断带来了挑战。综上,准确测量面部不同区域皮肤的结构和状态,探究面部皮肤不同区域的差异具有重要意义^[6]。

目前已存在多种测量皮肤结构和特征的方法,其中光学方法具有非侵入、低损伤、高分辨等特点,因而各类光学技术在皮肤检测领域应用广泛。例如,窄带光谱仪通过皮肤中主要发色团(血红蛋白和黑色素)的吸收作用实现定量评估皮肤红斑、色素沉着情况^[7]。为了解决光谱测量技术单次测量面积小,无法提供相应参数在全脸的异质分布等问题^[8],近年来低成本的数字成像技术成为热门替代方案,包括皮肤镜在内的多种设备和技术能够不同程度地实现皮下组织的无损成像^[9],目前已被用于皮肤疾病筛查^[10]、辅助皮肤科医生定量监测患者状态并定性评估治疗效果^[11]、评估发绀和黄疸现象^[12-13]等。光声成像具有时空分辨率高、穿透距离深等特点^[14]。Zhou 等^[15]基于光声断层扫描技术实现了对皮肤黑色素瘤深度的精确测量;Ma 等^[16]开发了一种可切换光学声学分辨率的光声皮肤镜,该皮肤镜能根据不同的待测皮肤层级选择不同的分辨率

收稿日期: 2022-09-14; 修回日期: 2022-12-07; 录用日期: 2022-12-15

基金项目: 深圳市基础研究重点项目(JCYJ20210324120012035)、中国中医科学院医学实验中心基本科研业务费协同创新团队项目(XTCX2021002)、牛津大学 JohnFell Fund 和 Junior Research Fellowship

通信作者: *he.honghui@sz.tsinghua.edu.cn; **prof.wangyi@foxmail.com

模式,能够展示角质层和真皮乳头层中具有强对比度的精细结构。空间频域成像具有宽场、无创、定量检测等优点,康旭等^[17]的研究表明该方法可以实现组织中血氧饱和度的测量。光学相干层析扫描(OCT)可以实现对生物组织的高分辨、非侵入、高灵敏三维成像^[18],吴淑莲等^[19]认为将OCT与Kubelka-Munk理论结合可以定量分析不同年龄皮肤的参数变化情况,Askaruly等^[20]的研究表明OCT技术具有定量评估皮肤表面粗糙度的潜力。高光谱显微成像(HMI)技术能同时提供样品的图像信息和光谱信息,齐美捷等^[21]利用推扫式HMI系统实现了三种皮肤癌组织的准确分类以及鳞状细胞癌的准确分期。皮肤荧光光谱法能通过荧光光谱信息反演出皮肤的生理参数,吴鹏等^[22]通过荧光光谱法实现了皮肤胆固醇的快速无创检测。一系列实际应用结果表明,数字成像技术获取皮肤参数的准确性还有进一步提高的潜力。基于偏振光的数字成像方法可以克服照明问题,增强成像对比度,提供定量的皮肤结构和特征信息。

偏振光散射成像方法能够筛选来自皮肤表层和较深层的光子,使得不同偏振成像模式下位于不同深度的皮肤组织特征得到增强^[23-25]。Anderson^[26]基于偏振差成像方法定量获取了皮肤组织的部分结构信息。此后, Jacques等^[23]进一步发展出了偏振度成像方法,并设计了用于皮肤癌检测和手术切除评估的小型化在体成像装置。Dong等^[27]的研究则显示穆勒矩阵偏振成像方法具有定量评估皮肤组织紫外损伤程度以及对防晒霜的防晒效果进行评价的潜力。除此之外,更多的偏振显微成像参数也已展现出精确定量区分不同皮肤组织结构的能力^[28-30]。偏振成像技术已被初步应用于面部皮肤结构和特征的测量, Kohli等^[31]运用偏振差法定量测量了皮肤表面的油性和光泽,但他们只测量了一个面部区域,没有对其他区域进行测量;Kwon等^[32]的研究表明平行偏振成像技术适用于临床上对酒渣鼻进行定量客观评估,但他们只考虑了平行偏振态,没有考虑其他方式的偏振状态;曹逸兴等^[33]基于偏振滤波设计的正交式皮肤镜能够提高病变皮肤诊断的准确性和时效性,但对于不同皮肤参数缺乏定量研究。综上,目前尚缺少采用不同偏振状态获取不同面部区域皮肤参数的系统性定量研究,从而限制了偏振成像技术在临床上的进一步应用。

针对上述问题,本文提出了一种基于偏振成像的面部皮肤结构和特征的非接触在体测量方法。具体而言,首先构建了一套可调偏振成像模态的人体面部皮肤测量系统,然后分别在于无偏振、平行偏振和正交偏振三种成像模式下对基于CIE Lab色彩空间和Frangi滤波器的5个面部皮肤参数进行测量分析。通过对不同皮肤参数在面部不同区域的异质分布进行细化探究,得到了不同偏振模态成像获取特定皮肤参

数的效果差异,并给出了不同参数的偏振测量建议。本文研究结果可为未来临床上采用偏振成像进行面部皮肤结构和特征的非接触、定量测量奠定基础。

2 原理与装置

2.1 测量原理

从光学角度看,皮肤是一类具有多层结构的高散射混沌介质^[34],主要由角质层、表皮层、真皮层和皮下组织构成。光与皮肤的主要相互作用为散射和吸收。入射光到达皮肤表面后,由于折射率不匹配,一部分入射到皮肤表面的光子在角质层-空气界面发生镜面反射,大部分光子进入皮肤内部,与组织各层的散射结构和吸收基团发生相互作用而衰减^[31]。通过测量光的吸收和散射情况,可以获得皮肤的部分结构及成分信息。

光与皮肤的相互作用会对光的偏振态产生调制。发射一束偏振光到皮肤组织,那么来自镜面反射的光的偏振态以及在皮肤浅表层发生少量散射的光的偏振态基本不变,而来自皮肤更深层经历多次散射吸收事件的漫反射光的偏振态会显著改变,后者通常被认为携带了皮肤组织深层结构信息,包含血红蛋白、黑色素和血源性色素的分布及浓度等。因此,利用平行和正交偏振成像即可选择性地筛选来自皮肤浅表层的背向反射光子和来自更深层的散射光子^[35],进而获得不同层的结构和特征信息。

2.2 皮肤在体偏振成像系统

基于上述原理,本课题组搭建了图1所示的可调偏振成像模态的人体面部皮肤结构和特征参数测量系统,以分析不同偏振模态成像获取特定皮肤参数的效果差异。本研究选择无偏振、平行偏振和正交偏振三种成像模态,原因在于这三种模态能对来自皮肤组织浅表层和深层的光子进行区分成像。具体而言,来自皮肤浅表层的镜面反射及少次散射光子大多保持入射时的偏振态,而来自皮肤深层的多次散射光子的偏振态则会变得杂乱。因此:无偏振模态接收来自皮肤各层的光子并成像;平行偏振通过滤除部分来自皮肤深层的偏振态发生变化的光子,增加皮肤浅表层光子在成像中的占比;而正交偏振则通过去除皮肤浅表层的保偏光子,获得皮肤更深层光子携带的信息。此外,基于无偏振、平行偏振和正交偏振三种成像模态的测量系统的操作较为简便快速,符合面部皮肤在体成像要求。本文所选用的平行和正交偏振模态要求起偏和检偏的方式分别相互平行、正交。考虑到测量系统的成本及便捷性,采用线偏振片调节系统的偏振模态。

如图1(a)所示,该系统选用显色指数为95的高显色白光LED闪光灯作为光源,光源发出的光经线偏振片1(polarizer 1)和线偏振片2(polarizer 2)进行 0° 线偏振起偏后,分别照射到面部皮肤上,与皮肤发生相互作用后的背向散射光及反射光经相机前的线偏振

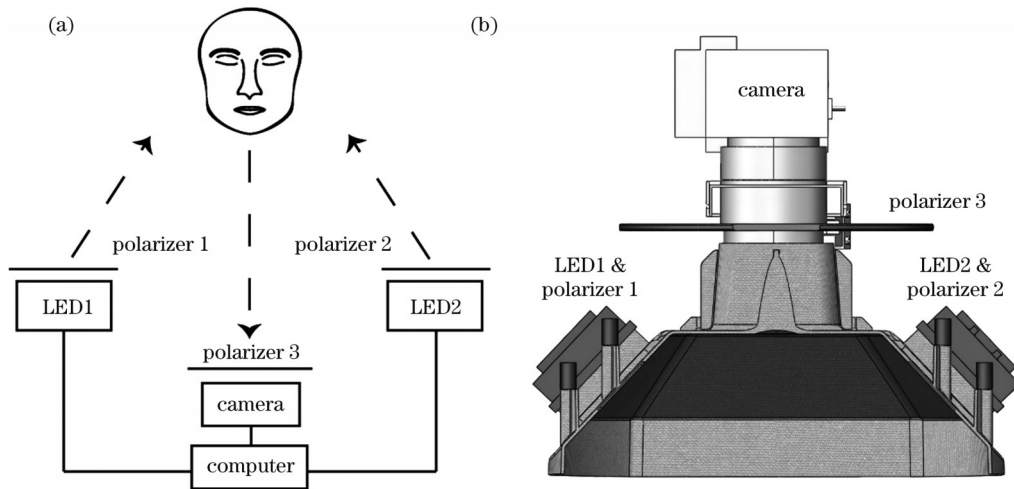


图 1 可调偏振成像模态的人体面部皮肤参数测量系统。(a)系统原理示意图;(b)系统结构示意图

Fig. 1 Polarization imaging system for human facial skin parameters measurement. (a) Schematic of the system; (b) design of the system

片 3(polarizer 3)再次进行偏振筛选,最终由 CMOS 相机(Canon, EOS 90D)采集并生成皮肤组织偏振图像。在成像过程中,计算机控制电机带动装有不同偏振片的转盘转动实现对线偏振片 3 的控制:当无偏振片的孔位对准相机时,实现的是非偏振成像(NPI);当与线偏振片 1 和线偏振片 2 起偏方向平行的 0°线偏振片的孔位对准相机时,实现的是平行偏振成像(PPI);当与线偏振片 1 和线偏振片 2 起偏方向正交的 90°线偏振片的孔位对准相机时,实现的是正交偏振成像(CPI)。测试结果表明本系统能够捕捉皮肤的细节特征,成像效果自然准确,且具有简单、快速的优点。

2.3 人体面部皮肤参数

为了对皮肤的结构和特征进行定量描述,本研究通过 CIE Lab 色彩空间对皮肤发色团的分布和沉积量进行量化。皮肤发色团主要包括黑色素、血红蛋白、胆红素和胡萝卜素^[36]。CIE Lab 色彩空间是一种独立于设备的标准色彩空间,可用于客观评估指定表面的视觉外观属性^[37],已被用于辅助皮肤科医生监测潜在的癌性皮肤病变^[38]。CIE Lab 色彩空间可模拟皮肤科医生或普通人群对皮肤的感知^[39],它由 L^* 、 a^* 和 b^* 三个轴组成,其中 L^* 表示亮度, a^* 表示沿红绿维度的色彩变化, b^* 表示沿蓝黄维度的色彩变化。个体类型角 (ITA, 在公式中记为 I_{TA}) 由 L^* 和 b^* 定义,其计算公式为

$$I_{TA} = \arctan\left(\frac{L^* - 50}{b^*}\right) \times \frac{180^\circ}{\pi} \quad (1)$$

目前已有研究利用 CIE Lab 色彩空间下的 L^* 、 a^* 、 b^* 和 ITA 参数进行了皮肤属性的测定与分类^[40-41],因此本文选择 L^* 、 a^* 、 b^* 和 ITA 作为相应参量。

此外,本文还利用 Frangi 滤波器对皮肤的纹理进行定量评价。Frangi 滤波器是基于计算 Hessian 矩阵的特征值构造的边缘检测算法^[42],最初用在提取血管的磁共振造影数据集上^[43]。皮肤纹理可以认为是线段

序列的随机空间排列,皮肤纹理的检测与血管检测具有相似性^[44],因此本研究选择在 Frangi 滤波器的基础上对皮肤纹理参数进行评价。由此定义的纹理参数 t 的计算公式为

$$t = \frac{\sum_{i=1}^n f_i}{n} \times 500, \quad (2)$$

式中: n 代表所求区域内的总像素点数; f_i 是经 Frangi 滤波后所求区域第 i 个像素的灰度值。

2.4 面部皮肤测量

本次研究共招募了 15 名健康男性志愿者(年龄 30.4 ± 7.7 岁)和 5 名女性志愿者(年龄 29.4 ± 7.4 岁)。所有志愿者面部皮肤均为健康状态。志愿者用清水清洁面部 30 min 后参与实验,分别在三种不同偏振调制下对志愿者的正脸、左侧脸和右侧脸进行成像,成像结果如图 2 所示,最终获得 5 个皮肤结构和特征参数 (L^* 、 a^* 、 b^* 、ITA 和 t)。同时,为了描述不同参数在面部不同区域的异质分布,本研究针对志愿者额头、上眼睑、脸颊、口周和鼻子 5 个代表性面部解剖位置进行了参数计算和比较。同时,中国中医科学院相关临床医生对志愿者的面部解剖位置进行了皮肤肤色、红斑、血红蛋白、黑色素和纹理参数的评估,评估结果作为本文区分分析的标准。本研究得到了清华大学深圳国际研究生院伦理委员会的批准,所有受试者在实验前都签署了知情同意书。

采用 SPSS 25.0 软件对所有志愿者的参数测量结果进行统计分析。针对不同偏振成像模式下各皮肤参数的测量结果,利用单因素方差分析和 Boferroni 事后检验进行统计;针对不同偏振成像模式下人体面部皮肤不同解剖位置处各参数的测量结果,利用双因素方差分析进行统计, P 值小于 0.05 时具有统计学意义。

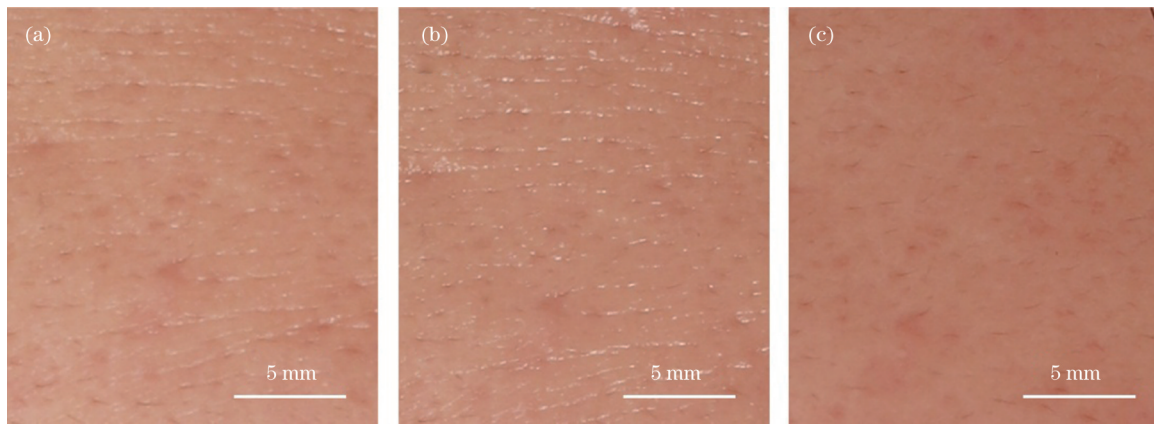


图 2 一名志愿者部分额头区域在不同偏振成像模式下的实际成像示例。(a)无偏振成像(NPI);(b)平行偏振成像(PPI);(c)正交偏振成像(CPI)

Fig. 2 Imaging results of a volunteer's partial forehead skin under different polarization imaging modes. (a) Non-polarized imaging (NPI); (b) parallel-polarized imaging (PPI); (c) cross-polarized imaging (CPI)

3 结果与讨论

首先在不同偏振成像模式下对所有受试者整体面部皮肤的 5 个参数进行测量,测量结果如表 1 所示。可

以看出不同偏振成像模式下本文所选 5 个参数的测量结果存在显著性差异 ($P < 0.01$), 这表明在后续研究中需谨慎选用偏振成像模式, 以获取面部结构和特征参数信息。

表 1 不同偏振成像模式下整体面部皮肤的参数测量结果, 其中 ** 代表不同偏振成像模式下的测量结果存在显著性差异 ($P < 0.01$)
Table 1 Parameters measurement results of whole facial skin under different polarization imaging modes, where ** represents a significant difference among parameters measurement results in different polarization imaging modes ($P < 0.01$)

Parameter	Mean ± SD			Mean
	NPI	PPI	CPI	
L^* value /arb. units	68.46 ± 3.25	65.84 ± 3.21	59.86 ± 3.42**	64.72 ± 4.87
a^* value /arb. units	17.04 ± 1.42	18.64 ± 1.69	20.89 ± 1.70**	18.86 ± 2.24
b^* value /arb. units	23.11 ± 0.93	24.06 ± 1.01	25.18 ± 0.72**	24.12 ± 1.22
Individual typological angle (ITA) /($^\circ$)	37.78 ± 5.06	32.59 ± 6.03	20.84 ± 6.70**	30.40 ± 9.24
t value /arb. units	40.76 ± 9.78	72.62 ± 14.32	17.29 ± 3.33**	43.56 ± 24.97

3.1 基于 CIE Lab 色彩空间的皮肤特征参数分析

在皮肤学研究中, L^* 与个体的色素沉着水平相关^[36]。Wang 等^[45]的研究表明, L^* 的取值与皮肤科医生主观评估的皮肤斑点程度呈负相关关系; Huang 等^[46]的研究则表明, L^* 的取值与表皮黑色素比例和黑色素含量的乘积呈强负相关关系。本文对 L^* 参数的分析结果如图 3 所示。结合图 3(a)~(d) 可知: NPI 模式下的 L^* 最高, 其次为 PPI 模式下的, CPI 模式下的最低; 对于 L^* 的测量值, 不同偏振成像模式两两之间存在显著性差异 ($P < 0.01$)。双因素方差分析结果表明, 不同偏振成像模式以及不同面部解剖区域(脸颊、上眼睑、额头、鼻子和口周)对 L^* 测量结果的影响具有显著性差异 ($P < 0.01$)。由图 3(e) 可知, 脸颊部位的 L^* 最高, 鼻子和上眼睑部位的 L^* 次之, 口周和额头的 L^* 最低。不同偏振成像模式下 L^* 在面部不同区域的异质分布较为相似, 这意味着利用不同的模式均可以获得相似的 L^* 成像对比度。因此, 对于 L^* , 偏振成像不具有优势。

皮肤红斑被认为是炎症和皮肤真皮层血管扩张的反映, 通常伴有真皮乳头层血红蛋白的增加。研究表

明, a^* 与皮肤红斑的严重程度呈正相关关系^[47], 与血红蛋白水平线性相关^[46]。本文针对 a^* 参数的分析结果如图 4 所示。结合图 4(a)~(d) 可知: CPI 模式下的 a^* 最高, PPI 模式下的次之, NPI 模式下的最低; 对于 a^* 的测量值, 不同偏振成像模式两两之间存在显著性差异 ($P < 0.01$)。双因素方差分析结果表明, 不同偏振成像模式以及不同面部解剖区域对 a^* 测量结果的影响具有显著性差异 ($P < 0.01$)。由图 4(e) 可知, 不同偏振成像模式影响 a^* 在面部不同区域的异质分布: NPI 模式下额头和上眼睑的 a^* 最高; PPI 模式下额头的 a^* 最高, 鼻子和上眼睑的次之; CPI 模式下上眼睑的 a^* 最高, 额头的次之。Prachyapruit 等^[48]的研究表明上眼睑的皮肤血流量明显高于鼻子和脸颊, 这与本文 CPI 模型下 a^* 的测量结果一致。结合光与皮肤的相互作用机制可知, CPI 模式下测量得到的结果能够更多地反映皮肤深层组织信息, 即 CPI 模式下测得的 a^* 能够更准确地反映皮肤真皮层血红蛋白等发色团的沉积情况。综上所述, 推荐选用 CPI 模式进行 a^* 参数的测量与成像。

参数 b^* 与皮肤色素沉着情况相关^[36]。Seitz 等^[49]认

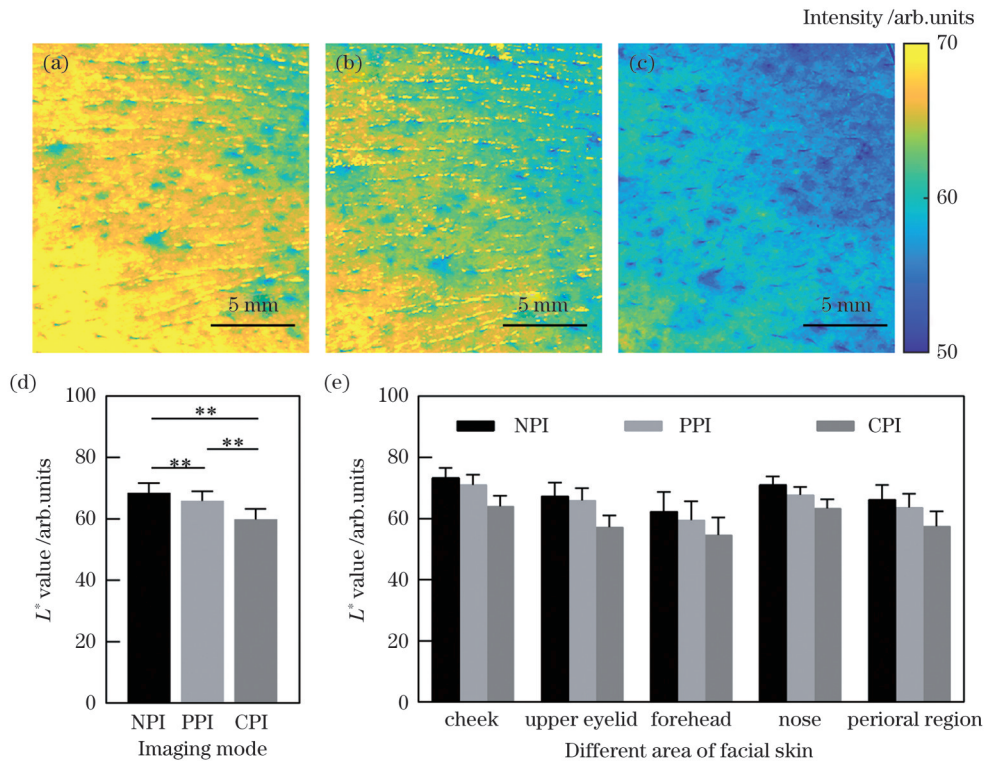


图 3 L^* 在三种成像模式下的测量结果。(a)~(c) 额头部分区域的 L^* 在 NPI、PPI、CPI 模式下的成像结果；(d) 面部整体皮肤的 L^* 在三种成像模式下的统计结果，**代表 $P < 0.01$ ；(e) 脸颊、上眼睑、额头、鼻子和口周的 L^* 在三种成像模式下的统计结果
 Fig. 3 Measurements results of L^* in three imaging modes. (a)–(c) Imaging results of L^* of partial forehead region in NPI, PPI and CPI modes, respectively; (d) statistical results of L^* value of overall facial skin in three imaging modes, ** represents $P < 0.01$; (e) statistical results of L^* of cheek, upper eyelid, forehead, nose and perioral region in three imaging modes

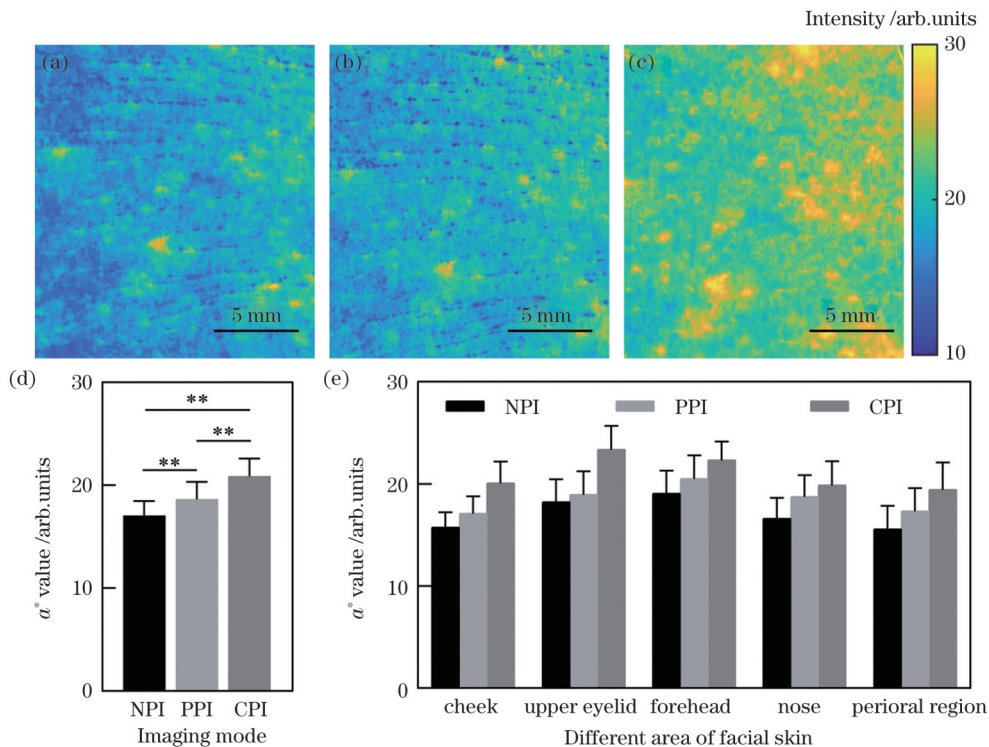


图 4 a^* 在三种成像模式下的测量结果。(a)~(c) 额头部分区域的 a^* 在 NPI、PPI、CPI 模式下的成像结果；(d) 面部整体皮肤的 a^* 在三种成像模式下的统计结果，**代表 $P < 0.01$ ；(e) 脸颊、上眼睑、额头、鼻子和口周的 a^* 在三种成像模式下的统计结果
 Fig. 4 Measurements results of a^* in three imaging modes. (a)–(c) Imaging results of a^* of partial forehead region in NPI, PPI and CPI modes, respectively; (d) statistical results of a^* of overall facial skin in three imaging modes, ** represents $P < 0.01$; (e) statistical results of a^* of cheek, upper eyelid, forehead, nose and perioral region in three imaging modes

为 b^* 是皮肤晒黑的良好指标; Park 等^[50]的研究表明, 在 UVA 和 UVB 引导的皮肤色素沉着过程中, b^* 与 L^* 的变化趋势总体上相反, b^* 首先因检测到 UV 诱发的黑色素氧化物的蓝色阴影而下降, 之后因检测到新生成黑色素中的黄色成分而上升。本文针对 b^* 参数的分析结果如图 5 所示。结合图 5(a)~(d) 可知: CPI 模式下的 b^* 最高, PPI 模式下的次之, NPI 模式下的最低; 对于 b^* 的测量结果, 不同偏振成像模式两两之间存在显著性差异

($P < 0.01$)。双因素方差分析结果表明, 不同偏振成像模式以及不同面部解剖区域对 b^* 测量结果的影响具有显著性差异 ($P < 0.01$)。由图 5(e) 可知, 不同偏振成像模式影响 b^* 在面部不同区域的异质分布: 在 NPI 和 PPI 模式下, 脸颊的 b^* 明显低于本文其他面部研究区域; 在 CPI 模式下, 脸颊和鼻子的 b^* 较为一致且最低。综上所述, 与 a^* 的测量相似, 为更好地描述皮肤较深层发色团的沉积信息, 推荐选用 CPI 模式对 b^* 进行测量。

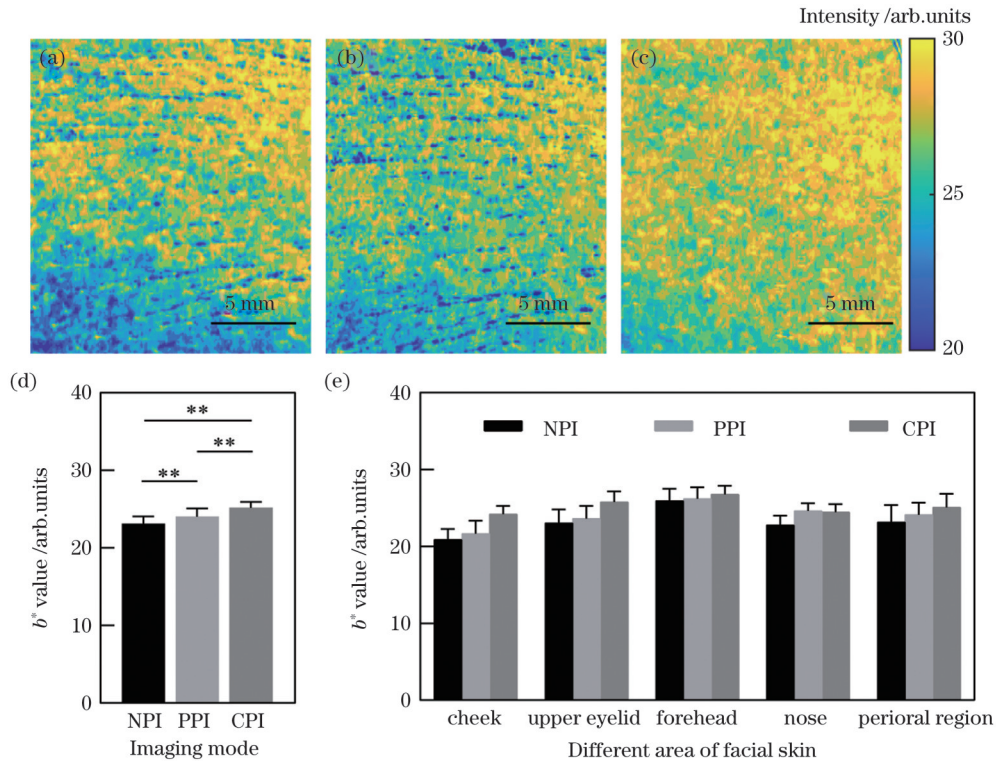


图 5 b^* 在三种成像模式下的测量结果。(a)~(c) 额头部分区域的 b^* 在 NPI、PPI、CPI 模式下的成像结果; (d) 面部整体皮肤的 b^* 在三种成像模式下的统计结果, **代表 $P < 0.01$; (e) 脸颊、上眼睑、额头、鼻子和口周的 b^* 在三种成像模式下的统计结果
Fig. 5 Measurements results of b^* in three imaging modes. (a)–(c) Imaging results of b^* of partial forehead region in NPI, PPI and CPI modes, respectively; (d) statistical results of b^* of overall facial skin in three imaging modes, ** represents $P < 0.01$; (e) statistical results of b^* in cheek, upper eyelid, forehead, nose and perioral region in three imaging modes

ITA 被认为与皮肤的生理特征和结构特性密切相关, 它可对皮肤构成性色素的沉着程度进行量化^[51], 在皮肤学中常被用来分析表皮层中不同黑色素的占比^[52]以及估计最小红斑量^[53]等。本文针对 ITA 参数的分析结果如图 6 所示。结合图 6(a)~(d) 可知: NPI 模式下的 ITA 最高, PPI 模式下的次之, CPI 模式下的最低; 对于 ITA 的测量结果, 不同偏振成像模式两两之间存在显著性差异 ($P < 0.01$)。双因素方差分析的结果表明, 不同偏振成像模式以及不同面部解剖区域对 ITA 测量结果的影响具有显著性差异 ($P < 0.01$)。总体而言, 脸颊部位的 ITA 值最高, 额头部位的最低, 不同成像模式下 ITA 在面部不同区域的异质分布较为相似。因此, 对于 ITA 参数, 偏振成像手段不具有优势。

在代表性的面部区域中, 脸颊区域皮肤中的各类发色团在表皮和真皮层中的浓度整体最低, 表现出肤色最浅; 额头区域皮肤的色素沉着情况最严重, 这与

Song 等^[40]的研究结果相符, 但也有研究结果显示额头和脸颊的上述参数相似^[54]。本文认为该结果的差异主要来源于种族、性别、测量手段和测量时期, 已有学者揭示了种族与性别差异会影响面部皮肤生理参数的测量^[40,55], 而且新型冠状病毒大流行期间佩戴口罩也会改变皮肤特征^[56]。在 CPI 模式下, 上眼睑部位的 a^* 最高, 表达了最高的血红蛋白沉积水平, 这与 Tagami^[57]的研究结果一致; 同时, 侧重于描述皮肤发色团情况的 b^* 在上眼睑处也取得了较高水平, 本文认为这与眼睑皮肤角质层在面部各区域中最薄^[58]存在关系, 更薄的角质层使得入射光的穿透深度增加, 背向散射光子的信息能够更多地表达较深层皮肤发色团的信息。

3.2 基于纹理特征的皮肤结构参数分析

皮肤真皮层中胶原纤维的取向分布和排列, 以及皮肤角质层是否脱水等结构差异都会影响皮肤的纹理信息^[34]。本文针对皮肤纹理信息 t 参数的分析结果如图 7

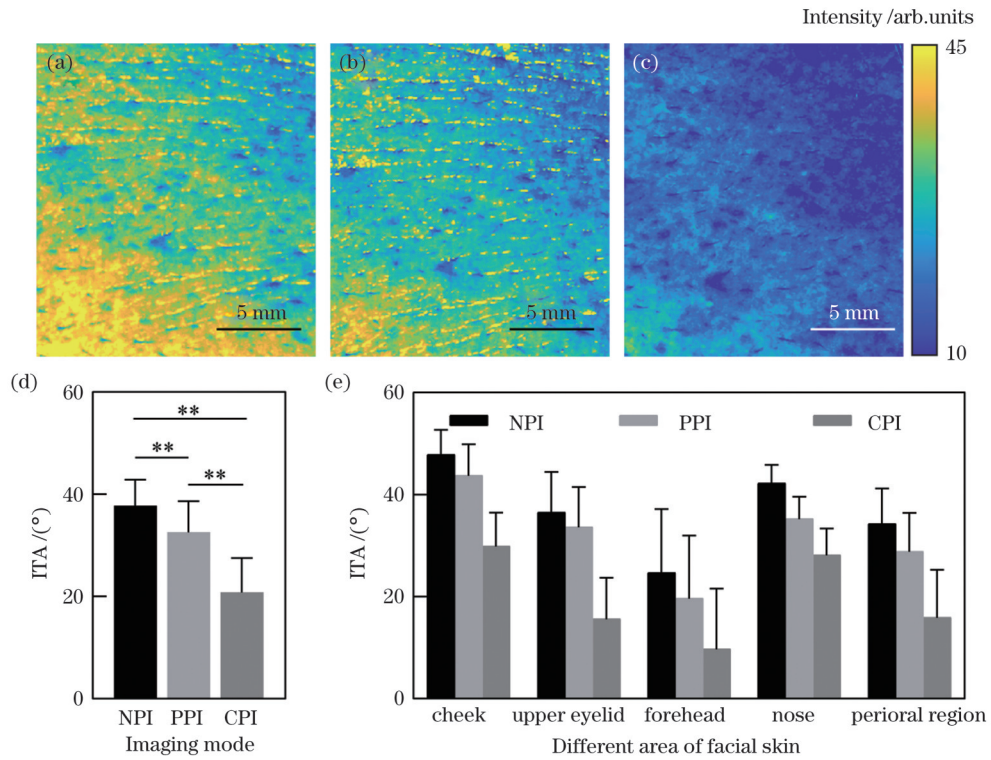


图 6 ITA 在三种成像模式下的测量结果。(a)~(c)额头部分区域的 ITA 在 NPI、PPI、CPI 模式下的成像结果;(d)面部整体皮肤的 ITA 在三种成像模式下的统计结果,**代表 $P < 0.01$; (e)脸颊、眼睑、额头、鼻子和口周的 ITA 在三种成像模式下的统计结果
Fig. 6 ITA measurements results in three imaging modes. (a)–(c) Imaging results of ITA of partial forehead region in NPI, PPI and CPI modes, respectively; (d) statistical results of ITA of overall facial skin in three imaging modes, ** represents $P < 0.01$; (e) statistical results of ITA of cheek, upper eyelid, forehead, nose and perioral region in three imaging modes

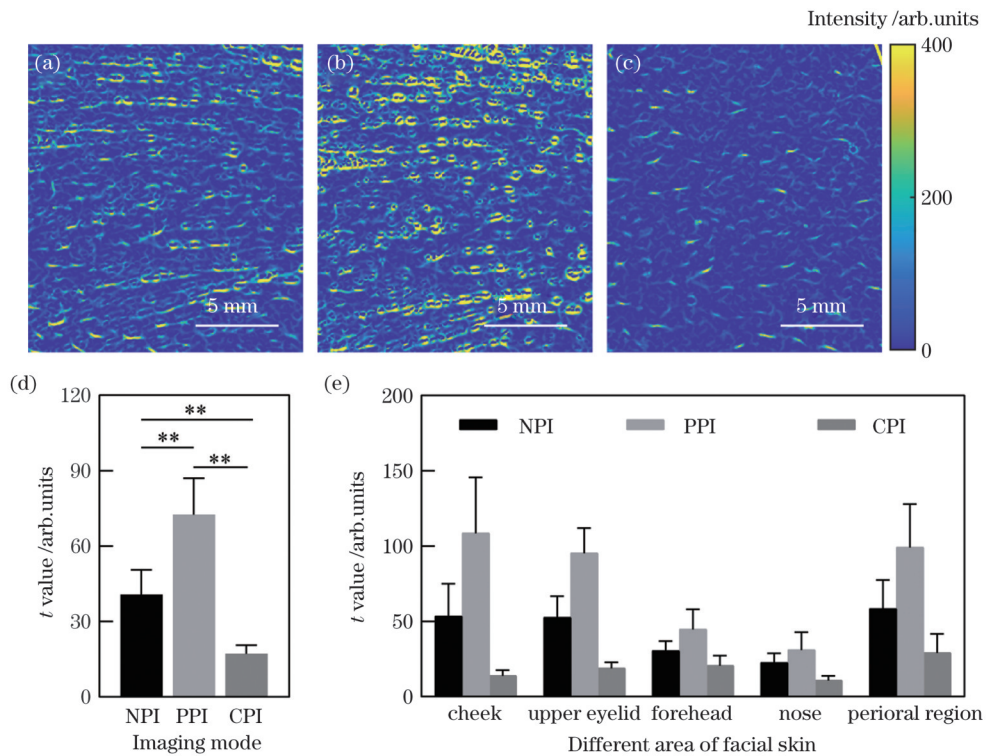


图 7 t 在三种成像模式下的测量结果。(a)~(c)额头部分区域的 t 在 NPI、PPI、CPI 模式下的成像结果;(d)面部整体皮肤的 t 在三种成像模式下的统计结果,**代表 $P < 0.01$; (e)脸颊、上眼睑、额头、鼻子和口周的 t 在三种成像模式下的统计结果
Fig. 7 Measurements results of t in three imaging modes. (a)–(c) Imaging results of t of partial forehead region in NPI, PPI and CPI modes, respectively; (d) statistical results of t of overall facial skin in three imaging modes, ** represents $P < 0.01$; (e) statistical results of t of cheek, upper eyelid, forehead, nose and perioral region in three imaging modes

所示。结合图 7(a)~(c)可知,PPI模式下 t 参数描述的皮肤纹理结果相比 NPI 模式下更能反映皮肤角质层皱纹的长度、宽度、深度以及毛干信息,而 CPI 模式下 t 参数基本仅能对毛干纹理信息进行描述。由图 7(d)可知:PPI 模式下的 t 值最高,NPI 模式下的次之,CPI 模式下的最低;对于 t 的测量结果,不同偏振成像模式两两之间存在显著性差异($P < 0.01$)。双因素方差分析结果表明,不同偏振成像模式以及不同面部解剖区域对 t 测量结果的影响具有显著性差异($P < 0.01$)。由图 7(e)可知,不同成像模式影响 t 在面部不同区域的异质分布:NPI 模式下口周的 t 值最高,其次为脸颊,再次为上眼睑;PPI 模式下脸颊的 t 值最高,其次为口周,再次为上眼睑;CPI 模式下口周的 t 值最高,其次为额头,再次为上眼睑和脸颊。图 7(a)~(c)与图 7(d)、(e)取值范围差异很大,原因是线段序列在随机空间的排列可认为是皮肤纹理^[44],图 7(a)~(c)显示的是每个像素点的皮肤纹理信息,而图 7(d)、(e)显示的则是全脸和不同结构区域的均值,所以二者有较大区别。Tsukahara 等^[59]针对 21~28 岁日本男性皱纹在面部不同区域分布的研究表明,脸颊皮肤的皱纹评分显著高于上眼睑,这与本文 PPI 模式下对 t 的测量结果一致。结合光与皮肤的相互作用机制可知,光入射到皮肤后,大约 5%~7% 的光被表面反射。这部分反射光会受到角质层中褶皱的影响,褶皱与皮肤老化、水合作用相关,与波长和肤色无关^[60]。这意味着 PPI 模式的测量结果能够更准确地反映皮肤角质层及浅表层组织的纹理信息,故推荐选择 PPI 模式对皮肤纹理信息进行检测。

4 结 论

本文提出了一种基于偏振成像的面部皮肤结构和特征的非接触在体测量方法,并利用这一方法分析了不同偏振成像模式对面面部皮肤不同参数测量结果的影响。首先构建了一套可调偏振成像模态的人体面部皮肤测量系统,进而利用该系统定量分析了 NPI、PPI 和 CPI 三种成像模式对测量面部皮肤 5 种代表性区域及皮肤参数(L^* 、 a^* 、 b^* 、ITA 和 t)的影响。结果表明,不同偏振成像模式会显著影响面部皮肤上述 5 种参数的测量效果。具体而言,对于表征皮肤表皮层和真皮层发色团浓度和分布的 a^* 和 b^* 参数,推荐选用 CPI 模式进行测量;对于描述皮肤角质层表面纹理情况的 t 参数,推荐选用 PPI 模式进行测量; L^* 和 ITA 参数虽然与皮肤色素沉着水平存在相关关系,但偏振成像对其信息提取不存在优势。此外,上述 5 种皮肤参数在面部不同解剖区域存在异质分布,说明面部不同区域皮肤的组织结构存在差异,临床上应针对不同的解剖区域采用不同的治疗手段。

皮肤真皮层血红蛋白的沉积情况能反映真皮血管分布及血管扩张情况,表皮层黑色素的浓度可以动态

地反映皮肤受紫外线的损伤程度,肤色的评估对于决定光动力治疗中的紫外线辐射剂量具有重要意义^[41],皮肤老化表现为角质层纹理参数的提升^[61]。准确测量皮肤参数对于皮肤学研究具有重要意义。本文的研究结果表明,对于部分面部皮肤参数,选择合适的偏振成像方法能提高测量精度和准确度,更好地表征感兴趣区域的面部皮肤组织结构、成分、代谢情况等,为面部皮肤的健康检测和疾病诊断提供帮助。同时需要指出的是,皮肤组织会随着身体部位、空间结构与生理机能的不同而发生改变。偏振成像方法具有应用于其他部位皮肤检测的潜力,但还需要谨慎研究并建立相应部位皮肤结构、成分、代谢情况等与偏振参数之间的明确关系。

参 考 文 献

- [1] Waterhouse D J, Fitzpatrick C R M, Pogue B W, et al. A roadmap for the clinical implementation of optical-imaging biomarkers[J]. *Nature Biomedical Engineering*, 2019, 3(5): 339-353.
- [2] 陈荣, 黄宝华, 王月云, 等. 皮肤的光学模型[J]. *激光生物学报*, 2005, 14(6): 401-404.
Chen R, Huang B H, Wang Y Y, et al. The optical model of human skin[J]. *Acta Laser Biology Sinica*, 2005, 14(6): 401-404.
- [3] Arda O, Göksügür N, Tüzün Y. Basic histological structure and functions of facial skin[J]. *Clinics in Dermatology*, 2014, 32(1): 3-13.
- [4] Moore K L, Persaud T V N, Torchia M G. The developing human: clinically oriented embryology[M]. 11th ed. London: Saunders, 2018.
- [5] Dursun R, Daye M, Durmaz K. Acne and rosacea: what's new for treatment? [J]. *Dermatologic Therapy*, 2019, 32(5): e13020.
- [6] Wa C V, Maibach H I. Mapping the human face: biophysical properties[J]. *Skin Research and Technology*, 2010, 16(1): 38-54.
- [7] Abdlaty R, Hayward J, Farrell T, et al. Skin erythema and pigmentation: a review of optical assessment techniques[J]. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*, 2021, 33: 102127.
- [8] Logger J G M, Jong E M G J D, Driessen R J B, et al. Evaluation of a simple image-based tool to quantify facial erythema in rosacea during treatment[J]. *Skin Research and Technology*, 2020, 26(6): 804-812.
- [9] 席鹏, 刘宇嘉, 姚志荣, 等. 用于皮肤影像诊断的光学成像方法[J]. *中国激光*, 2011, 38(2): 0201001.
Xi P, Liu Y J, Yao Z R, et al. Optical imaging techniques in skin imaging diagnosis[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2011, 38(2): 0201001.
- [10] Rosenberg A, Meyerle J H. Total-body photography in skin cancer screening: the clinical utility of standardized imaging[J]. *Cutis*, 2017, 99(5): 312-316.
- [11] Schneider S L, Kohli I, Hamzavi I H, et al. Emerging imaging technologies in dermatology: part I: basic principles[J]. *Journal of the American Academy of Dermatology*, 2019, 80(4): 1114-1120.
- [12] 原静, 赵跃进, 孔令琴, 等. 血液成分变化对皮肤漫反射光谱及肤色的仿真分析[J]. *光学学报*, 2022, 42(8): 0817001.
Yuan J, Zhao Y J, Kong L Q, et al. Simulation analysis of skin diffuse reflectance spectroscopy and skin color with blood component change[J]. *Acta Optica Sinica*, 2022, 42(8): 0817001.
- [13] 郑骏笙, 吴海啸, 胡燕海. 不同肤色条件下新生儿皮肤可见光漫反射研究[J]. *激光与光电子学进展*, 2022, 59(16): 1630003.
Zheng J S, Wu H X, Hu Y H. Visible light diffuse reflectance of neonatal skin under different skin color conditions[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2022, 59(16): 1630003.
- [14] Chen Q, Qin W, Qi W, et al. Progress of clinical translation of

- handheld and semi-handheld photoacoustic imaging[J]. *Photoacoustics*, 2021, 22: 100264.
- [15] Zhou Y, Tripathi S V, Rosman I, et al. Noninvasive determination of melanoma depth using a handheld photoacoustic probe[J]. *The Journal of Investigative Dermatology*, 2017, 137(6): 1370-1372.
- [16] Ma H G, Cheng Z W, Wang Z Y, et al. Switchable optical and acoustic resolution photoacoustic dermoscope dedicated into *in vivo* biopsy-like of human skin[J]. *Applied Physics Letters*, 2020, 116(7): 073703.
- [17] 康旭, 张洋, 任慧明, 等. 基于空间频域成像的人体皮肤组织光学和生理参数的提取[J]. *中国激光*, 2022, 49(5): 0507210.
Kang X, Zhang Y, Ren H M, et al. An approach for extracting optical and physiological parameters of human skin tissue based on spatial frequency domain imaging[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2022, 49(5): 0507210.
- [18] 王健平, 陈明惠, 谈维杰, 等. 用于 OCT 成像与 pH 测量的双模态内窥探头[J]. *中国激光*, 2020, 47(9): 0907001.
Wang J P, Chen M H, Tan W J, et al. Dual-modality endoscopic probe for optical coherence tomography imaging and pH sensing[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2020, 47(9): 0907001.
- [19] 吴淑莲, 李晖, 李志芳, 等. 基于光学成像模型与 Kubelka-Munk 理论的皮肤光学参数测量[J]. *中国激光*, 2009, 36(s2): 206-209.
Wu S L, Li H, Li Z F, et al. Optical parameter of skin based on optical coherence tomography scattering model and K-M theory[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2009, 36(s2): 206-209.
- [20] Askaruly S, Ahn Y, Kim H, et al. Quantitative evaluation of skin surface roughness using optical coherence tomography *in vivo*[J]. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 2019, 25(1): 7202308.
- [21] 齐美捷, 刘立新, 李艳茹, 等. 推扫式高光谱显微成像系统设计实验[J]. *中国激光*, 2022, 49(20): 2007105.
Qi M J, Liu L X, Li Y R, et al. Design and experiment of push-broom hyperspectral microscopic imaging system[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2022, 49(20): 2007105.
- [22] 吴鹏, 倪敬书, 洪海鸥, 等. 基于荧光光谱法的皮肤胆固醇快速无创检测技术[J]. *中国激光*, 2021, 48(3): 0307002.
Wu P, Ni J S, Hong H O, et al. Rapid non-invasive technology for skin cholesterol detection based on fluorescent spectrometry[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2021, 48(3): 0307002.
- [23] Jacques S L, Ramella-Roman J C, Lee K M D. Imaging skin pathology with polarized light[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2002, 7(3): 329-340.
- [24] He C, He H H, Chang J T, et al. Polarisation optics for biomedical and clinical applications: a review[J]. *Light: Science & Applications*, 2021, 10(1): 194.
- [25] He H H, Liao R, Zeng N, et al. Mueller matrix polarimetry: an emerging new tool for characterizing the microstructural feature of complex biological specimen[J]. *Journal of Lightwave Technology*, 2019, 37(11): 2534-2548.
- [26] Anderson R R. Polarized light examination and photography of the skin[J]. *Archives of Dermatology*, 1991, 127(7): 1000-1005.
- [27] Dong Y, He H H, Sheng W, et al. A quantitative and non-contact technique to characterise microstructural variations of skin tissues during photo-damaging process based on Mueller matrix polarimetry[J]. *Scientific Reports*, 2017, 7: 14702.
- [28] 沈元星, 姚悦, 何宏辉, 等. 非标记、量化穆勒矩阵偏振成像在辅助临床诊断中的应用[J]. *中国激光*, 2020, 47(2): 0207001.
Shen Y X, Yao Y, He H H, et al. Mueller matrix polarimetry: a label-free, quantitative optical method for clinical diagnosis[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2020, 47(2): 0207001.
- [29] Du E, He H H, Zeng N, et al. Mueller matrix polarimetry for differentiating characteristic features of cancerous tissues[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2014, 19(7): 076013.
- [30] Zhai H Y, Sun Y, He H, et al. Distinguishing tissue structures via polarization staining images based on different combinations of Mueller matrix polar decomposition parameters[J]. *Optics and Lasers in Engineering*, 2022, 152: 106955.
- [31] Kohli I, Kastner S, Thomas M, et al. Quantitative measurement of skin surface oiliness and shine using differential polarized images[J]. *Archives of Dermatological Research*, 2021, 313(2): 71-77.
- [32] Kwon I H, Choi J E, Seo S H, et al. Rosacea subtypes visually and optically distinct when viewed with parallel-polarized imaging technique[J]. *Annals of Dermatology*, 2017, 29(2): 167-172.
- [33] 曹逸兴, 张国旗, 卢勇男. 基于偏振滤波的皮肤镜光学和机械设计[J]. *中国光学*, 2020, 13(2): 273-280.
Cao Y X, Zhang G Q, Lu Y N. Optical and mechanical design of polarization filtered dermoscopy[J]. *Chinese Optics*, 2020, 13(2): 273-280.
- [34] 翟好宇. 基于偏振技术的皮肤组织多模态定量检测方法及应用[D]. 北京: 清华大学, 2022.
Zhai H Y. Multimodal quantitative detection method of skin tissue based on polarization optics and its application[D]. Beijing: Tsinghua University, 2022.
- [35] Rizova E, Kligman A. New photographic techniques for clinical evaluation of acne[J]. *Journal of the European Academy of Dermatology and Venereology*, 2001, 15: 13-18.
- [36] Ly B C K, Dyer E B, Feig J L, et al. Research techniques made simple: cutaneous colorimetry: a reliable technique for objective skin color measurement[J]. *Journal of Investigative Dermatology*, 2020, 140(1): 3-12.
- [37] Xiao K, Yates J M, Zardawi F, et al. Characterising the variations in ethnic skin colours: a new calibrated data base for human skin[J]. *Skin Research and Technology*, 2017, 23(1): 21-29.
- [38] Jamil U, Akram M U, Khalid S, et al. Computer based melanocytic and nevus image enhancement and segmentation[J]. *BioMed Research International*, 2016, 2016: 2082589.
- [39] Stamatias G N, Zmudzka B Z, Kollias N, et al. Non-invasive measurements of skin pigmentation *in situ*[J]. *Pigment Cell Research*, 2004, 17(6): 618-626.
- [40] Song Y Q, Pan Y, Wang H, et al. Mapping the face of young population in China: influence of anatomical sites and gender on biophysical properties of facial skin[J]. *Skin Research and Technology*, 2019, 25(3): 325-332.
- [41] Cho C, Ruan P Y, Lee E, et al. Comparison of skin color between two Asian populations: according to latitude and UV exposure[J]. *Journal of Cosmetic Dermatology*, 2015, 14(1): 22-26.
- [42] 孟琳, 刘静, 曹慧, 等. 基于 Frangi 滤波器和 Otsu 视网膜血管分割[J]. *激光与光电子学进展*, 2019, 56(18): 181004.
Meng L, Liu J, Cao H, et al. Retinal vessel segmentation based on Frangi filter and Otsu algorithm[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2019, 56(18): 181004.
- [43] Frangi A F, Niessen W J, Vincken K L, et al. Multiscale vessel enhancement filtering[C]//Wells W M, Colchester A, Delp S. Medical image computing and computer-assisted intervention-MICCAI' 98. Lecture notes in computer science. Heidelberg: Springer, 1998, 1496: 130-137.
- [44] Ng C C, Yap M H, Costen N, et al. Automatic wrinkle detection using hybrid Hessian filter[C]//Cremers D, Reid I, Saito H, et al. Lecture notes in computer science. Computer vision-ACCV 2014. Cham: Springer, 2015, 9005: 609-622.
- [45] Wang X, Shu X, Li Z, et al. Comparison of two kinds of skin imaging analysis software: VISIA® from Canfield and IPP® from Media Cybernetics[J]. *Skin Research and Technology*, 2018, 24(3): 379-385.
- [46] Huang W S, Wang Y W, Hung K C, et al. High correlation between skin color based on CIELAB color space, epidermal melanocyte ratio, and melanocyte melanin content[J]. *PeerJ*, 2018, 6: e4815.
- [47] Chen Y J, Hua W, Li A Q, et al. Analysis of facial redness by comparing VISIA® from Canfield and CSKIN® from Yanyun technology[J]. *Skin Research and Technology*, 2020, 26(5): 696-701.
- [48] Pratchyapruit W, Kikuchi K, Gritiyarangsana P, et al. Functional

- analyses of the eyelid skin constituting the most soft and smooth area on the face: contribution of its remarkably large superficial corneocytes to effective water-holding capacity of the stratum corneum[J]. *Skin Research and Technology*, 2007, 13(2): 169-175.
- [49] Seitz J C, Whitmore C G. Measurement of erythema and tanning responses in human skin using a tri-stimulus colorimeter[J]. *Dermatology*, 1988, 177(2): 70-75.
- [50] Park S B, Huh C H, Choe Y B, et al. Time course of ultraviolet-induced skin reactions evaluated by two different reflectance spectrophotometers: DermaSpectrophotometer[®] and Minolta spectrophotometer CM-2022[®][J]. *Photodermatology, Photoimmunology & Photomedicine*, 2002, 18(1): 23-28.
- [51] del Bino S, Bernerd F. Variations in skin colour and the biological consequences of ultraviolet radiation exposure[J]. *British Journal of Dermatology*, 2013, 169: 33-40.
- [52] del Bino S, Ito S, Sok J, et al. Chemical analysis of constitutive pigmentation of human epidermis reveals constant eumelanin to pheomelanin ratio[J]. *Pigment Cell & Melanoma Research*, 2015, 28(6): 707-717.
- [53] Cole C. Global data of unprotected skin minimal erythema dose relationship to individual typology angle[J]. *Photodermatology, Photoimmunology & Photomedicine*, 2020, 36(6): 452-459.
- [54] Ambroisine L, Ezzedine K, Elfakir A, et al. Relationships between visual and tactile features and biophysical parameters in human facial skin[J]. *Skin Research and Technology*, 2007, 13(2): 176-183.
- [55] Voegeli R, Gierschendorf J, Summers B, et al. Facial skin mapping: from single point bio-instrumental evaluation to continuous visualization of skin hydration, barrier function, skin surface pH, and sebum in different ethnic skin types[J]. *International Journal of Cosmetic Science*, 2019, 41(5): 411-424.
- [56] Park S R, Han J, Yeon Y M, et al. Effect of face mask on skin characteristics changes during the COVID-19 pandemic[J]. *Skin Research and Technology*, 2021, 27(4): 554-559.
- [57] Tagami H. Location-related differences in structure and function of the stratum corneum with special emphasis on those of the facial skin[J]. *International Journal of Cosmetic Science*, 2008, 30(6): 413-434.
- [58] Ya-Xian Z, Suetake T, Tagami H. Number of cell layers of the stratum corneum in normal skin-relationship to the anatomical location on the body, age, sex and physical parameters[J]. *Archives of Dermatological Research*, 1999, 291(10): 555-559.
- [59] Tsukahara K, Hotta M, Osanai O, et al. Gender-dependent differences in degree of facial wrinkles[J]. *Skin Research and Technology*, 2013, 19(1): e65-e71.
- [60] Austin E, Geisler A N, Nguyen J, et al. Visible light. Part I: properties and cutaneous effects of visible light[J]. *Journal of the American Academy of Dermatology*, 2021, 84(5): 1219-1231.
- [61] Zhang S B, Duan E K. Fighting against skin aging: the way from bench to bedside[J]. *Cell Transplantation*, 2018, 27(5): 729-738.

Non-Contact and *In Vivo* Polarization Imaging Method for Measuring Facial Skin Structures and Characteristics

Zhang Yuxin¹, Fan Zhipeng¹, Zhai Haoyu¹, He Honghui^{*}, Wang Yi^{2**}, He Chao³, Ma Hui¹

¹*Guangdong Research Center of Polarization Imaging and Measurement Engineering Technology, Shenzhen Key Laboratory for Minimal Invasive Medical Technologies, Institute of Biopharmaceutical and Health Engineering, Shenzhen International Graduate School, Tsinghua University, Shenzhen 518055, Guangdong, China;*

²*Experimental Research Center, China Academy of Chinese Medical Sciences, Beijing 100700, China;*

³*Department of Engineering Science, University of Oxford, Oxford, OX1 3PJ, UK*

Abstract

Objective The physical structure, physiological characteristics, and health status of skin tissues are closely related to the quality of daily life and safety of the human body. Measuring human facial skin structures and characteristics has attracted increasing attention recently, because it can reveal the health conditions of the body and the dense distribution and complex structures of skin tissues in different regions. Polarization imaging is a non-contact label-free method that can provide abundant optical and structural information of tissues. Thus, it has been applied on many biomedical studies including facial skin tissue detection. However, there is still a lack of systematic and quantitative studies on the skin tissue characterization of different facial regions using polarization imaging parameters, which hinders further dermatological applications of polarimetry. To deal with this problem, we proposed a non-contact and *in vivo* measurement method of facial skin structures and characteristics based on polarization imaging; this method can obtain the heterogeneous distribution of five skin parameters in different facial regions under three polarization modes. Our results suggested ways of improving the effectiveness of non-contact and quantitative measurements of appropriate facial skin parameters by polarization imaging in future dermatological applications.

Methods For human facial skin imaging, we first developed a polarization-adjustable instrument that is mainly composed of a light source, the linear polarization modulators, and a camera. It can extract the information of the skin surface and deep skin layer by using three polarization imaging modes, namely, non-polarized imaging (NPI), parallel-polarized imaging (PPI), and cross-polarized imaging (CPI). We recruited 15 healthy male (age 30.4 ± 7.7 years old) and 5 female (age 29.4 ± 7.4 years old) volunteers, respectively, their front, left, and right facial regions were imaged under the three polarization modes introduced above. The L^* , b^* , a^* , and individual typological angle (ITA) parameters based on the CIE Lab color space, which are often used to assist dermatological studies, and the t parameter of the skin texture feature extracted by the Frangi filter were selected to further analyze the measurement results of distinct facial regions (cheek, upper eyelid, forehead, nose, and perioral area). The skin structures and characteristics of different facial anatomical regions of the volunteers were evaluated by dermatologists of the China Academy of Chinese Medical

Sciences as the analysis criteria in this study.

Results and Discussions The results indicated that there are significant differences in the measurement results of five parameters for the subjects' whole facial skin under different polarization imaging modes ($P < 0.01$) (Table 1). Different polarization imaging modes and facial anatomical regions have significant differences in the measurement results of five parameters ($P < 0.01$). The results suggested that the polarization imaging mode should be carefully selected to obtain accurate facial structure and feature parameters in follow-up researches. Regarding the characteristic parameters of facial skin, both the L^* and ITA are related to skin pigmentation, which can hardly be evaluated by polarization imaging modes (Fig. 3 and Fig. 6). The parameters a^* and b^* focus on analyzing the degree of deposition information of chromophores in the deeper skin layers, which can be successfully evaluated by the CPI mode (Figs. 4 and 5). Specifically, among the selected facial regions, the cheek region has the lowest combined concentration of chromophores in the epidermis and dermis, showing the lightest skin tone. Similarly, the forehead region is the most hyperpigmented. For the parameters of skin texture, the t parameter is related to skin aging and hydration. Compared with the NPI mode, the PPI mode can better reflect the length, width, and depth of skin stratum corneum wrinkles and hair shaft information, while the t parameter in the CPI mode can provide hair shaft texture information (Fig. 7).

Conclusions In this study, we proposed a non-contact and *in vivo* measurement method of human facial skin structures and characteristics based on polarization imaging. The influence of different polarization imaging modes on the measurement of five facial skin parameters is analyzed. Using this imaging system, we quantitatively explored the effect of three different polarization imaging modes, namely, NPI, PPI, and CPI, on the measurement of facial skin parameters of L^* , a^* , b^* , ITA, and t . The results showed that for certain facial skin parameters, the selection of an appropriate polarization imaging mode for different facial anatomical regions can improve the measurement accuracy, better characterize the facial skin tissue structure, composition, and metabolism of the region of interest, and facilitate the evaluation of facial skin health conditions and detection of pathologies. Simultaneously, the results suggested that for the quantitative detection of other body skin areas, we still need to establish a clear relationship between the corresponding skin structure, composition, metabolism, and polarization imaging parameters.

Key words medical optics; polarization imaging; skin; structure; characteristics; *in vivo* measurement