

文章编号: 1001-4888(2022)03-0297-08

基于高光谱成像技术的皮肤 应变-反射率相关性研究^{*}

刘旭亮¹, 韦慧心¹, 王志勇¹, 李传崑¹, 李林安¹, 马剑雄², 王征³, 王世斌¹

(1. 天津大学 机械工程学院力学系, 天津 300054; 2. 天津医院 骨科研究所, 天津 300211; 3. 天津大学 智能与计算学部, 天津 300054)

摘要: 高光谱成像(HSI)将传统成像技术和光谱技术相结合,在成像的同时还可以获得研究对象的空间及光谱信息,将其应用于皮肤能够实现皮肤癌、烧伤皮肤的检测以及表情识别等。实际上,活体状态下人体皮肤常常处于变形状态,但其变形对光谱反射率影响的研究非常匮乏。因此,本文基于高光谱成像技术测量了不同应变状态下和不同波长下的人体皮肤图像,并获取了相应的反射率信息,根据光谱曲线特征将全波长 425nm~1025nm 分为几个不同波段,分别研究波长、反射率与应变的关系,发现皮肤的变形会显著影响光谱反射率,基于此建立了变形-光谱学耦合理论模型。结果表明,皮肤的反射率与拉伸比呈线性正相关,且 425nm~525nm 波长范围内相关性最好。

关键词: 拉伸比; 高光谱成像技术; 皮肤反射率; 皮肤变形

中图分类号: O34; O433 **文献标识码:** A **DOI:** 10.7520/1001-4888-21-091

0 引言

皮肤是人体最大的组织器官,具有许多功能,包括保护皮肤以下组织器官免受环境影响、隔热和感知接触、压力等^[1]。皮肤材料的力学特性可以应用于美容、临床、生物医学等众多领域^[2],因此,研究皮肤的力学性能具有广泛的应用价值。

高光谱成像是一门结合了传统成像技术和光谱技术的技术手段,起源于 20 世纪 80 年代初的遥感技术^[3-5]。该技术在成像的同时还可以获得研究对象的空间及光谱信息,进而实现图谱合一,且图像每个像素都有几十到几百个连续狭窄波段的光谱信息,具有光谱范围广、分辨率高的优点^[6-8],光谱图像可以提供每个像素点的反射率信息。皮肤的反射率可以通过吸收系数和散射系数来确定,由于皮肤的解剖学结构,生物组织成分及结构与生理病理状态有关,光谱数据可以获取在体组织的结构、成分等生理信息,可以分辨正常组织与癌变、损伤组织等的差异,在诊断皮肤癌、压疮检测、表征皮肤创伤、皮肤力学的研究等多方面有很重要的作用^[9-12]。目前,高光谱成像技术已可以应用于体表组织和器官的疾病诊断,主要包括皮肤、眼睛、舌头、乳腺、手足等部位^[13,14]。

在高光谱技术应用的理论研究方面,一些学者通过建立相应的模型,实现了量化分析。Beer-Lambert 单层模型将光的吸收与光通过皮肤材料的特性联系起来^[15,16],利用实验测得的反射率评估皮肤的血氧饱和度。Beer-Lambert-Bouguer 双层模型可将皮肤的测量区域表示为均匀的两层平面材料^[17],上层表示表皮层,厚度为 h_e ,下层表示真皮层,其中,真皮层通常被假设是无限厚,并包含氧合血

^{*} 收稿日期: 2021-04-16; 修回日期: 2021-05-25

基金项目: 国家自然科学基金(11972248)资助

通信作者: 王世斌(1966-),男,博士,教授。主要研究领域:固体实验力学。Email: shbwang@tju.edu.cn

红蛋白(HbO₂)、脱氧血红蛋白(Hb)、胆红素和真皮基层。Kubelka 和 Munk^[15]建立了 Kubelka-Munk 模型,通过每一层皮肤的透射比和反射比两个和波长有关的光学参数描述光在皮肤表皮层和真皮层的传播。李静野^[18]基于高光谱技术进行人类负性情感识别的相关研究,分析了人脸面部血氧浓度与人类情绪状态的关系。

然而,目前使用高光谱成像技术在皮肤力学方面的研究还很少,现有使用高光谱成像对皮肤进行研究的方法大都是基于光学模型,没有关注体内皮肤一直处于受力状态,需要考虑变形的影响。本文基于高光谱成像技术对处于某应变状态下的人体皮肤进行成像分析,获取其反射率信息,并提出皮肤的变形-光谱学耦合理论模型,通过理论及实验的对比,研究了不同波长下皮肤的应变与反射率的关系。

1 实验

1.1 受试对象

本文的实验受试者为一名健康志愿者(男性,25岁),无任何皮肤相关的疾病、烧伤或手术痕迹。志愿者已签署知情同意协议,实验方案已通过中国天津医院伦理委员会批准。

1.2 实验仪器

本文实验所采用的设备是便携式高光谱成像仪,并使用配套的高光谱控制及分析软件 SpecView 进行图像采集、存储及分析处理。实验过程中采用的照射光源为 2 个 1000W 卤素灯,光谱范围为 377.70nm~1024.70nm,卤素灯置于待测区域的左右两侧,使光照均匀,如图 1 所示。



图 1 实验装置图

Fig. 1 Experimental apparatus diagram



图 2 原位拉压装置示意图

Fig. 2 Schematic diagram of in-situ tension and compression device

1.3 人体皮肤高光谱数据采集

在进行拉压实验之前,先让志愿者在一个房间休息 30min,听一段平静的音乐保持心情放松。采集图像时志愿者需保持不动,屏住呼吸,避免由于身体抖动影响实验结果。首先调节高光谱成像仪的参数,进行自动曝光确定曝光时间,然后进行手动调焦至可以采集到清晰的图像,每张光谱图像采集所需时间为 15s 左右。

对人体皮肤进行原位拉压实验,拉伸装置如图 2 所示。将装置一侧紧密粘贴在皮肤上,装置上贴有刻度尺,实验开始前先记录下装置左右两侧的初始距离,通过沿轨道槽相对滑动实现拉伸和压缩。待拉伸或压缩操作完成后,使用电脑控制软件 SpecView 进行扫描,采集高光谱图像,记录由压缩至拉伸过程中皮肤的光谱数据,之后改变拉伸比重复上述操作。共采集了 377.70nm~1024.70nm 范围内的 256 个波段,每张光谱图像为 692620pixel,之后采集黑白板数据,并在软件内对图像进行镜头校准及反射率校准。

实验结束后通过观察拉压装置刻度尺的变化计算出拉伸比范围为 0.763~1.225,具体数值见表 1。

表 1 拉伸比值

Tab.1 Tension ratio

拉伸值/mm	-9.5	-6.0	-3.5	-2.0	0	3.0	6.5	9.0
拉伸比	0.763	0.850	0.913	0.950	1	1.075	1.163	1.225

2 实验结果与分析

2.1 皮肤的光谱特征

进行高光谱图像数据分析,选取感兴趣的点,基于选取点及周围数个点的平均像素进行平均反射率的计算,得到人体皮肤该点在 378nm~1037nm 波长范围内的光谱信息如图 3 所示。受卤素灯在初始阶段光照不均匀、仪器噪声影响,剔除 378nm~425nm 和 980nm~1037nm 光谱信息,选取 425nm~980nm 范围内光谱数据。本文将皮肤的光谱曲线分为 425nm~525nm、525nm~565nm、565nm~710nm、710nm~980nm 等 4 个波段范围,图 3 中 W1、W2、W3、W4 分别代表这 4 个波段,不同的曲线分别代表不同拉伸比状态下皮肤反射率光谱数据。

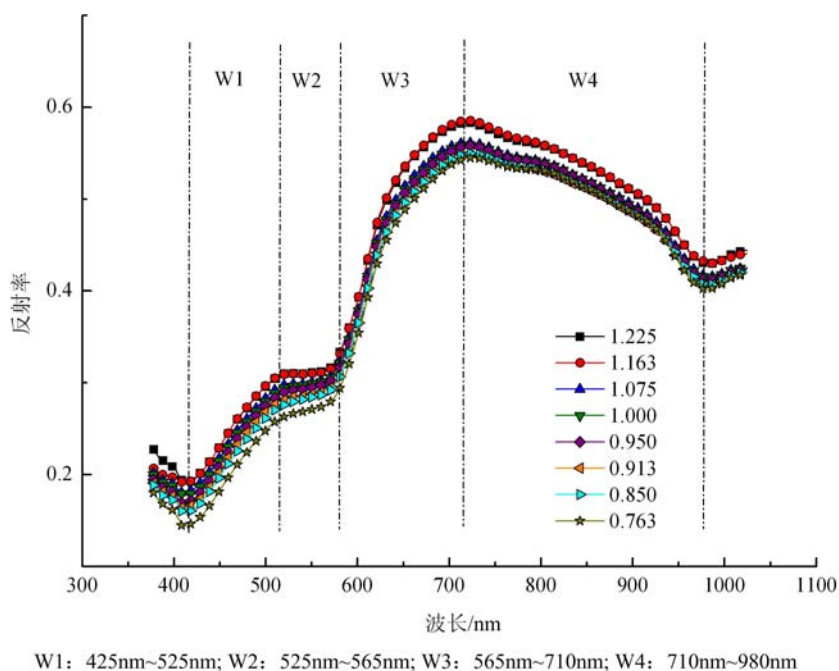


图 3 不同拉伸比下的皮肤光谱曲线

Fig. 3 Skin spectrum curve under different tension ratios

2.2 不同波长下皮肤的拉伸比-反射率特征

将光谱图分为 4 个波段,研究每个波段范围内皮肤的拉伸比-反射率相关性,结果如图 4 所示。图中不同符号代表在该波段范围内随波长取值不同而变化的反射率-拉伸比曲线,与点图相对应的线图为该实验结果的线性拟合。图 4(a)为 425nm~525nm 波段,在该波段范围内,皮肤的反射率随拉伸比增大而增大,呈线性关系;且当拉伸比一定时,波长越长,对应的反射率越大。图 4(b)为 525nm~565nm 波段,在该波段范围内,皮肤的反射率与拉伸比依然成线性正相关;但随着拉伸比增大,波长对反射率的影响逐渐变小。图 4(c)为 565nm~710nm 波段,在该波段范围内,皮肤的拉伸比-反射率曲线特征与 425nm~525nm 波段相似,但皮肤应变对反射率的敏感度略有降低。图 4(d)为 710nm~980nm 波段,该波段范围内,波长越大,反射率越小。

2.3 实验结果分析

采用实验结果中拟合曲线斜率 k 来评价皮肤反射率对应变状态的敏感程度,将相关系数 r 作为评

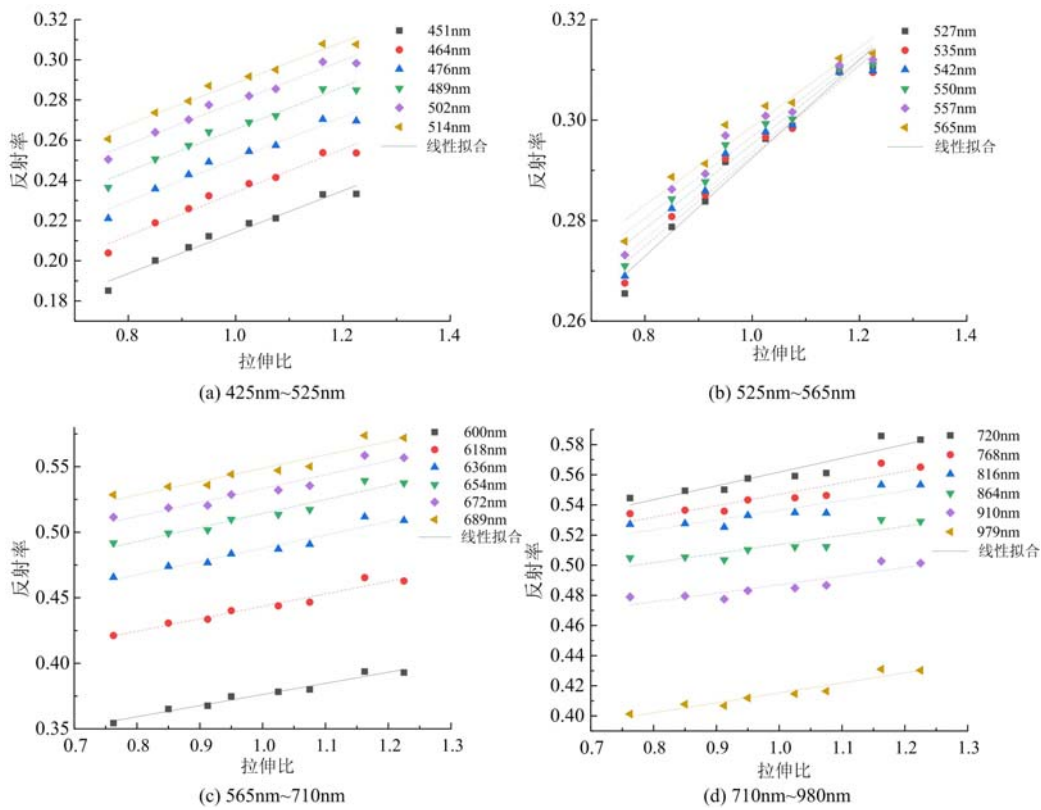


图4 各波段范围内随波长取值变化的反射率-拉伸比曲线及线性拟合

Fig.4 Reflectance-tension ratio curve and linear fitting with wavelength in each band range

估反射率与应变相关程度的参数。基于此,计算得出了4个波段范围内反射率和应变的敏感程度及相关系数,其中425nm~525nm波段皮肤应变状态对反射率的敏感性比其他3个波段更高,该波段内拟合曲线斜率范围为 $1.03 < k < 1.075$,且该波段内相关系数 $r > 0.98$,相关程度最高;565nm~710nm波段敏感性稍有下降,拟合曲线斜率范围为 $0.85 < k < 1.07$,相关系数 $r > 0.95$;525nm~565nm波段拟合曲线斜率范围为 $0.78 < k < 0.98$, $r > 0.97$;而710nm~980nm波段的敏感程度最低,拟合曲线斜率范围为 $0.56 < k < 0.9$, $r > 0.89$,可以看出拉伸比与反射率相关程度随波长增大而减小。

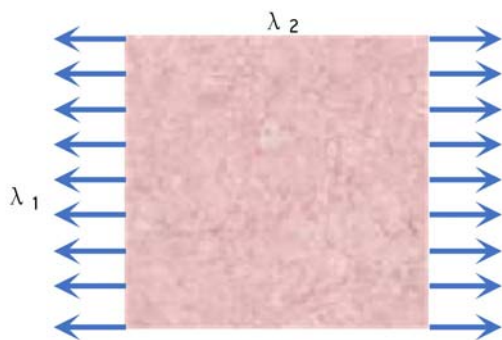


图5 皮肤的拉伸示意图

Fig.5 The diagram of skin under stretch

3 变形-光谱学耦合模型

3.1 理论模型

活体状态下,皮肤一直处于受力的状态。为了解释皮肤处于应变状态下的光谱响应,考虑处于拉伸或压缩状态下表皮层厚度的变化,我们提出了皮肤的变形-光谱学耦合模型。将表皮层假设为一层薄板,如图5所示。由于活体皮肤受周围组织的影响,没有明确的边界条件,因此假设沿着水平方向施加的拉伸比为 λ_1 ,竖直方向的拉伸比 λ_2 和沿着皮肤深度方向的拉伸比 λ_3 相等(假设表皮层为薄板, λ_3 在图中未画出),即 $\lambda_2 < \lambda_3$ 。

考虑到皮肤材料的不可压缩性, $\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1$,沿厚度方向的拉伸比可以表示为

$$\lambda_3 = \frac{1}{\sqrt{\lambda_1}} \tag{1}$$

不同拉伸比下表皮层厚度 h_e^* 为

$$h_e^* = \frac{h_e}{\sqrt{\lambda_1}} \tag{2}$$

式中 h_e 为表皮层在初始状态下的厚度,既没有拉伸,也没有压缩。

皮肤每一层的光学性质都可以通过吸收系数 K 和散射系数 S 来表示,而表皮层吸收系数 $K_e(\lambda)$ 和真皮层吸收系数 $K_d(\lambda)$ 取决于发色团浓度 (c_{mel} 、 c_{HbO_2} 、 c_{Hb} 、 c_{bi} 分别是黑色素、 HbO_2 、 Hb 和胆红素的浓度)。将表皮层厚度 h_e^* 代入 Kubelka 和 Munk 提出的皮肤光学模型^[15]中,表皮层的参数透射率 $T_e(\lambda)$ 和反射率 $R_e(\lambda)$ 可以表示为

$$R_e(\lambda) = \frac{\sinh(b_e(\lambda) S_e(\lambda) h_e^*)}{b_e \cosh(b_e(\lambda) S_e(\lambda) h_e^*) + a_e \sinh(b_e(\lambda) S_e(\lambda) h_e^*)} \tag{3}$$

$$T_e(\lambda) = \frac{b_e}{b_e \cosh(b_e S_e h_e^*) + a_e \sinh(b_e S_e h_e^*)} \tag{4}$$

式中: $a_e(\lambda)$ 和 $b_e(\lambda)$ 分别为

$$a_e(\lambda) = \frac{K_e(\lambda) + S_e(\lambda)}{S_e(\lambda)} \tag{5}$$

$$b_e(\lambda) = \sqrt{a_e^2(\lambda) - 1} \tag{6}$$

式中: $K_e(\lambda)$ 、 $S_e(\lambda)$ 分别为表皮层吸收系数和散射系数。

根据 Beer-Lambert-Bouguer 理论^[17]可以得到表皮层吸收系数 $K_e(\lambda)$ 和真皮层吸收系数 $K_d(\lambda)$ 分别为

$$K_e(\lambda) = (1 - c_{mel}) K_{eb}(\lambda) + c_{mel} K_{mel}(\lambda) \tag{7}$$

$$K_d(\lambda) = (1 - c_{Hb} - c_{HbO_2} - c_{bi}) K_{db}(\lambda) + c_{Hb} K_{Hb}(\lambda) + c_{HbO_2} K_{HbO_2}(\lambda) + c_{bi} K_{bi}(\lambda) \tag{8}$$

式中: $K_{mel}(\lambda)$ 、 $K_{HbO_2}(\lambda)$ 、 $K_{Hb}(\lambda)$ 、 $K_{bi}(\lambda)$ 、 $K_{eb}(\lambda)$ 、 $K_{db}(\lambda)$ 分别是黑色素、 HbO_2 、 Hb 、胆红素、表皮基层和真皮基层的吸收系数。

根据 Kubelka-Munk 模型^[15]预测的真皮层反射率 $R_d(\lambda)$ 为

$$R_d(\lambda) = a_d(\lambda) - b_d(\lambda) = \frac{K_d(\lambda) + S_d(\lambda) - \sqrt{K_d(\lambda)(K_d(\lambda) + 2S_d(\lambda))}}{S_d(\lambda)} \tag{9}$$

式中: $K_d(\lambda)$ 、 $S_d(\lambda)$ 分别为真皮层的吸收系数和散射系数。

皮肤的总光谱反射率 R_{skin} 是真皮层反射率和表皮层反射率的叠加。皮肤总光谱反射率为

$$R_{skin} = R_e + \frac{T_e R_d}{1 - R_e R_d} \tag{10}$$

3.2 光学参数取值

皮肤中各发色团浓度 (c_{mel} 、 c_{HbO_2} 、 c_{Hb} 、 c_{bi} 分别是黑色素、 HbO_2 、 Hb 和胆红素的浓度)及吸收系数根据文献^[19]得出。其中,血氧饱和度为含氧血红蛋白浓度与血液浓度之比,血液体积分数为含氧血红蛋白与脱氧血红蛋白体积分数之和。各发色团所占体积分数范围见表 2。

表 2 皮肤中各发色团体积分数^[19]

Tab. 2 Chromophore volume fraction of skin^[19]

皮肤参数	体积分数 ^[19]
黑色素体积分数	1.3%~43%
血氧饱和度	25%~90%
血液体积分数	2%~5%
胆红素体积分数	0.35%±0.15%

本文各发色团体积分数取为 $c_{mel} = 10\%$ 、 $c_{HbO_2} = 2.75\%$ 、 $c_{Hb} = 2.75\%$ 、 $c_{bi} = 0.35\%$ 。图 6 为含氧血红蛋白 HbO_2 、脱氧血红蛋白 Hb 、黑色素及胆红素的吸收系数^[20]。

3.3 理论结果

根据 2.2 节变形-光谱学耦合模型中假设的边界条件,结合皮肤材料的不可压缩性, $\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1$, 获得

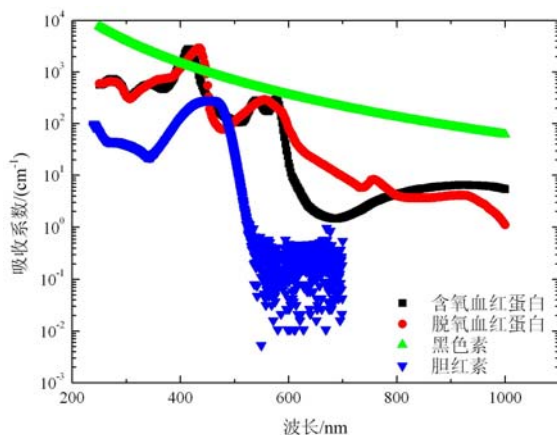


图6 发色团吸收系数

Fig. 6 Chromophore absorption coefficient

λ_3 的取值,最终得到表皮层厚度随拉伸比 λ_0 变化时的厚度 h_e^* 。

将各发色团浓度和吸收系数及由表2得到的表皮层厚度 h_e^* 代入变形-光谱学耦合模型,得到皮肤的反射率,结果如图7所示。

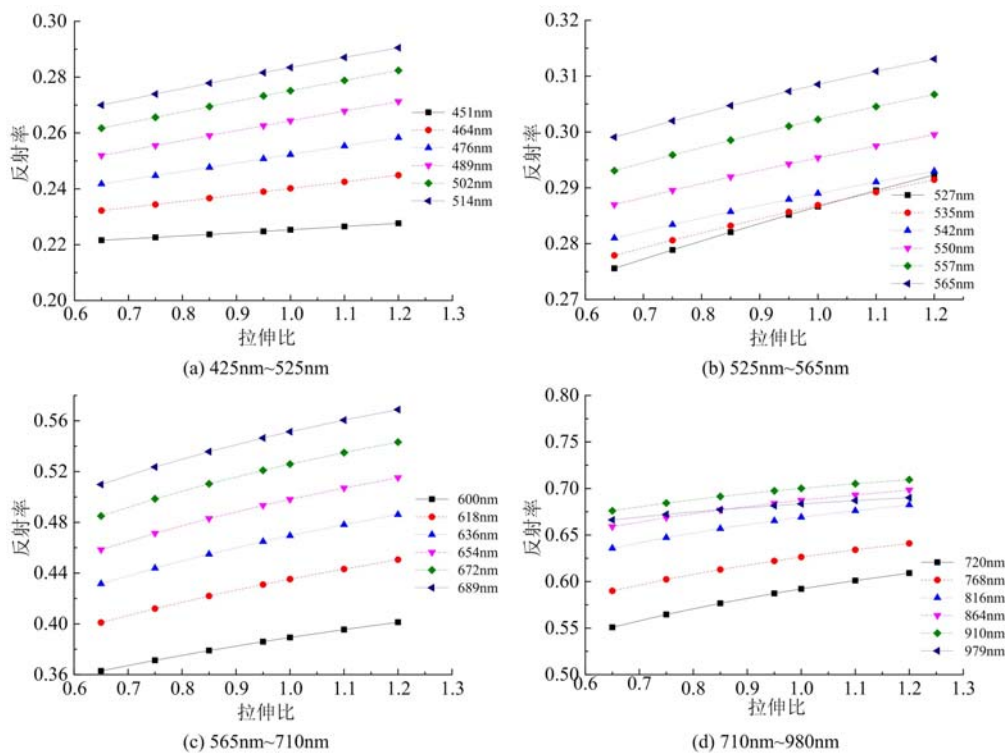


图7 不同波段内皮肤的反射率-拉伸比曲线理论结果

Fig. 7 Theoretical fitting of skin reflectance-tension ratio curves in different wavebands

3.4 理论结果分析

对理论结果进行分析,将拟合曲线的斜率 k 作为评价皮肤反射率受皮肤应变状态影响敏感程度的标准,将相关系数 r 作为评估相关程度的参数。与实验结果不同的是4个波段范围中,与其他3个波段相比,565nm~710nm 波段皮肤应变状态对反射率的敏感性最高,该波段内拟合曲线斜率范围为 $0.06 < k < 1.06$; 525nm~565nm 波段敏感性最差,拟合曲线斜率范围为 $0.23 < k < 0.30$; 425nm~525nm 波段拟合曲线斜率范围为 $0.01 < k < 0.03$; 而700nm~980nm 波段的敏感程度比565nm~710nm 略低,拟合曲线斜率范围为 $0.04 < k < 1.05$ 。与实验结果相同的是,425nm~525nm 波段的相关程度最高 $r > 0.999$, W2、W3 以及 W4 波段相关程度分别为 $r > 0.998$ 、 $r > 0.995$ 、 $r > 0.992$,可以看出随着波长增大

其相关程度逐渐降低。

由变形-光谱学耦合模型所得出的结果可以看出,皮肤的反射率与拉伸比之间的线性关系依然明显,但与实验结果也存在一定差异,其原因是活体皮肤所处的环境比较复杂,而本文所建立的变形-光谱学耦合理论模型仅考虑了皮肤中发色团和表皮层厚度的影响。

4 结论

本研究采用高光谱成像技术采集处于不同拉伸比状态下的人体健康皮肤光谱图像,并分析实验结果及理论结果中的反射率信息。实验结果显示,不同波段范围内皮肤的反射率与拉伸比都呈线性正相关,但不同波段敏感程度不同,425nm~525nm波段范围内相关程度及敏感程度更好。将本文变形-光谱学耦合模型得到的理论结果与实验结果进行对比,同样具有线性相关特征且425nm~525nm波段内的相关程度最高,相关性随波长增大逐渐降低。但理论结果与实验结果也存在一定差异,理论结果显示565nm~710nm波段内的敏感性更高。实验结果与理论结果之间的差异是由于活体皮肤所处的环境比较复杂,很难准确描述其边界条件所致。想要更精确地描述皮肤的反射率与应变之间的关系,需要考虑更复杂的情况,使用更加具体的理论模型。随着高光谱成像技术的不断发展以及皮肤力学研究方法的不断完善,相信高光谱成像技术可以成为研究皮肤力学性能的有效手段。

参考文献:

- [1] Proksch E, Brandner J M, Jensen J M. The skin: an indispensable barrier[J]. *Experimental Dermatology*, 2008, 17(12):1063-1072.
- [2] 刘鹏, 王世斌, 李林安, 等. 活体状态下人脸皮肤力学性能原位测量研究[J]. *实验力学*, 2017, 32(3):295-304 (LIU Peng, WANG Shibin, LI Linan, et al. On the living body face skin mechanical properties in situ measurement[J]. *Journal of Experimental Mechanics*, 2017, 32(3):295-304 (in Chinese))
- [3] Goetz A, Vane G, Solomon J E, et al. Imaging spectrometry for Earth remote sensing[J]. *Science*, 1985, 228(4704):1147-1153.
- [4] Goetz A. Three decades of hyperspectral remote sensing of the Earth: a personal view[J]. *Remote Sensing of Environment*, 2009, 113(S1):S5-S16.
- [5] 周阳, 杨宏海, 刘勇, 等. 高光谱成像技术的应用与发展[J]. *宇航计测技术*, 2017, 37(220):30-34, 39 (ZHOU Yang, YANG Honghai, LIU Yong, et al. Application and development of hyperspectral imaging technology[J]. *Journal of Astronautic Metrology and Measurement*, 2017, 37(220):30-34, 39 (in Chinese))
- [6] Kaluzny J, Li H, Liu W, et al. Bayer filter snapshot hyperspectral fundus camera for human retinal imaging[J]. *Current Eye Research*, 2017, 42(4):629-635.
- [7] Himar F, Samuel O, Raquel L, et al. An intraoperative visualization system using hyperspectral imaging to aid in brain tumor delineation[J]. *Sensors*, 2018, 18(2):430.
- [8] Lu G, Fei B. Medical hyperspectral imaging: a review[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2014, 19(1):10901.
- [9] Nouvong A, Hoogwerf B, Mohler E, et al. Evaluation of diabetic foot ulcer healing with hyperspectral imaging of Oxyhemoglobin and Deoxyhemoglobin[J]. *Diabetes Care*, 2009, 32(11):2056-2061.
- [10] Amadeus H, Jörg M, Philip W, et al. Hyperspectral imaging in perfusion and wound diagnostics-methods and algorithms for the determination of tissue parameters[J]. *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik*, 2018, 63(5):547-556.
- [11] Basiri A, Nabili M, Mathews S, et al. Use of a multi-spectral camera in the characterization of skin wounds[J]. *Optics Express*, 2010, 18(4):3244-3257.
- [12] 周磊, 王世斌, 李林安, 等. 皮肤力学的研究进展[J]. *实验力学*, 2020, 35(6):955-969 (ZHOU Lei, WANG Shibin, LI Linan, et al. Skin mechanics: a review[J]. *Journal of Experimental Mechanics*, 2020, 35(6):955-969 (in Chinese))
- [13] 马雪洁, 刘蓉, 李晨曦, 等. 高光谱在体组织成像方法的研究进展[J]. *激光与光电子学进展*, 2020, 57(667):20-29 (MA Xuejie, LIU Rong, LI Chenxi, et al. Hyperspectral Imaging of in vivo tissues: a review [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2020, 57(667):20-29 (in Chinese))

- [14] Randeberg L L, Larsen E, Svaasand L O, et al. Characterization of vascular structures and skin bruises using hyperspectral imaging, image analysis and diffusion theory[J]. *Journal of Biophotonics*, 2010, 3(1-2):53–65.
- [15] Kubelka P, Munk F. Ein Beitrag zur Optik der Farbanstriche[J]. *Zeitschrift für Technische Physik*, 1931, 12:593–601.
- [16] Chen T, Yuen P, Richardson M, et al. Wavelength and model selection for hyperspectral imaging of tissue oxygen saturation[J]. *The Imaging Science Journal*, 2015, 63(5):290–295.
- [17] Wyszecki G, Stiles W S. Color science: concepts and method, quantitative data and formulae[J]. *American Journal of Psychology*, 1968, 81(4):119–128.
- [18] 李静野. 基于高光谱成像的负性情感识别[D]. 重庆: 西南大学, 2015 (LI Jingye. Recognizing negative affect based on hyperspectral imaging[D]. Chongqing: Southwest University, 2015 (in Chinese))
- [19] Seroul P, Hébert M, Cherel M, et al. Model-based skin pigment cartography by high-resolution hyperspectral imaging[J]. *Electronic Imaging*, 2017, 2017(8):108–114.
- [20] Steven L. Optical properties of biological tissues: a review, [2022-04-19]. //https://omlc.org/news/dec14/Jacques_PMB2013/

Study on skin strain reflectance correlation based on hyperspectral imaging technology

LIU Xuliang¹, WEI Huixin¹, WANG Zhiyong¹, LI Chuanwei¹,
LI Linan¹, MA Jianxiong², WANG Zheng³, WANG Shibin¹

(1. Department of Mechanics, School of Mechanical Engineering, Tianjin University, Tianjin 300054, China;

2. Institute of Orthopedics, Tianjin Hospital, Tianjin 300211, China;

3. Faculty of Intelligence and Computing, Tianjin University, Tianjin 300054, China)

Abstract: Hyperspectral imaging (HSI) combines traditional imaging technology with spectral technology, which can obtain the spatial and spectral information of the research object while imagine. HIS enables the detection of skin cancer, burned skin, and expression recognition. In fact, the in vivo human skin is often in a deformed state, but the effect of its deformation on spectral reflectance is extremely poorly studied. Firstly, based on hyperspectral imaging technology, the human skin images under different strain states and different wavelengths are measured, and the corresponding reflectivity information is obtained. And then, the entire wavelengths from 425nm to 1025nm are divided into several different bands according to the characteristics of the spectral curve. Furthermore, the relationship between wavelength, reflectivity and strain is studied, and it is found that skin deformation can significantly affect spectral reflectivity. Based on experimental results, a deformation-spectroscopic coupling theoretical model is established. The results have shown that the reflectance of skin has a linear positive correlation with the stretch ratio, and the correlation is the best in the wavelength range of 425nm~525nm.

Keywords: tension ratio; hyperspectral imaging; skin reflectivity; skin deformation