

基于目标形貌测量的空间频域成像校正方法

刘美慧¹, 但迈¹, 高峰^{1,2*}

¹天津大学精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072;

²天津大学天津市生物医学检测技术与仪器重点实验室, 天津 300072

摘要 为了消除空间频域(SFD)成像中形貌对组织体光学特性提取精度的影响,提出了一种基于目标形貌测量的SFD成像校正方法。该方法采用相位轮廓技术获取目标的三维形貌,并对获取的SFD漫反射图像进行频率与光强校正。其中,频率校正采用基于多频查表的光学特性插值方法,入射和反射光强的校正则基于光照度定律和Minnaert模型。用基于高灵敏度锁相光子计数检测技术的单像素SFD成像系统进行实验,并用二维离散余弦变换模式的单像素成像方法获取低采样率下的目标形貌与多波长光学特性拓扑图像。实验结果表明,目标体表面形貌高度在每个像素点的误差不超过1 mm,校正后重建的吸收系数和约化散射系数分别降低了51.1个百分点和6.7个百分点。

关键词 成像系统; 空间频率成像; 单像素成像; 形貌测量; 光强及频率校正

中图分类号 R318.51

文献标志码 A

doi: 10.3788/LOP202158.1011027

Correction Method for Spatial Frequency Domain Imaging Based on Target Profile Measurement

Liu Meihui¹, Dan Mai¹, Gao Feng^{1,2*}

¹College of Precision Instruments & Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China;

²Tianjin Key Laboratory of Biomedical Detection Technology and Instrumentation, Tianjin University, Tianjin 300072, China

Abstract To eliminate the influence of profile on the extraction accuracy of optical characteristics of the tissue in spatial frequency domain (SFD) imaging, an SFD imaging correction method based on the target profile is proposed in this study. The method uses phase contour technology to obtain the three-dimensional (3D) profile of the target, and corrects the frequency and light intensity of the obtained SFD diffuse reflection image. The frequency correction adopts the optical characteristic interpolation method based on the multifrequency lookup table, and the correction of the incident and reflected light intensity is based on the law of illuminance and the Minnaert model. Experiments are performed using a single-pixel SFD imaging system based on a high-sensitivity phase-locked photon-counting detection technology, and a single-pixel imaging method based on two-dimensional(2D) discrete cosine transform is used to obtain topological images of the target profile and multiwavelength optical characteristics at low sampling rates. The experimental results show that the error of the target surface profile height at each pixel is not more than 1 mm, and the reconstructed absorption coefficient and reduced scattering coefficient after correction are reduced by 51.1 percentage points and 6.7 percentage points, respectively.

Key words imaging systems; spatial frequency domain imaging; single-pixel imaging; profile measurement; light intensity and frequency corrections

OCIS codes 110.1758; 170.3010; 070.6120

收稿日期: 2021-01-25; 修回日期: 2021-03-17; 录用日期: 2021-03-29

基金项目: 国家自然科学基金(81871393,62075156,61575140)

* E-mail: gaofeng@tju.edu.cn

1 引言

空间频域(SFD)成像^[1]使用空间宽场正弦调制光投射生物组织体,以采集组织表面的调制漫反射图像,并结合光学传输模型定量描述生物组织体的吸收系数(μ_a)和约化散射系数(μ'_s)等光学特性。SFD 成像具有非接触、特异性强、测量数据丰富等优势,已被应用于手术引导、烧伤创面评估、癌症病变监测等领域。但 SFD 成像依赖于光强的测量,组织体的形貌会直接影响测得的光强数据,使成像效果极易受陡峭边缘及伪影等因素的影响;且组织体与参考平面表面投照的正弦光空间频率不匹配时也会对查表算法造成非线性误差,进而降低吸收系数与约化散射系数的重建精度。Nguyen 等^[2]使用三维(3D)打印技术制备与待测目标体相同形状的参考体,以消除光强和频率对重建结果的影响,该方法虽然便于实现但不具有普适性。Gioux 等^[3]提出了一种基于校准的高度校正方法和基于朗伯模型的角度校正方法,补偿了形貌对漫反射光强测量的影响。Zhao 等^[4]为了防止角度过校正,在文献[3]的基础上引入了 Minnaert 模型。上述方法均能有效改善手掌和小动物肿瘤的成像效果,但忽略了组织形貌变化对表面入射光强的影响。

针对上述问题,本文提出了一种基于目标形貌测量的 SFD 成像校正方法。首先,针对入射光强和反射光强随组织体形貌的变化问题,基于光照度定律和 Minnaert 模型分别计算了 SFD 图像与高度和角度相关的入射与反射光强校正系数。然后,用光学特性插值方法修正组织表面轮廓引起的局部区域内正弦调制光的空间频率变化,进一步改善组织体光学特性的重建精度;采用相位轮廓技术测量组织体的形貌,根据实际系统中投影仪和相机的高度差,提出了一种修正的高度-相位函数。最后,用基于高灵敏度锁相光子计数技术的多波长单像素 SFD 成像系统^[5]验证了该方法的可行性。根据正弦光照明下组织体表面的漫反射图像和相位轮廓图像在二维离散余弦域中具有的高度稀疏特点,基于二维离散余弦变换的单像素成像(DCT-SPI)^[6]方法,实现了低采样率下组织体光学特性和三维形貌的快速高质量重建,并通过仿体及在体实验验证了本方法对不同形貌组织光学参数重建精度的提升能力。

2 基本原理

2.1 基于改进高度-相位函数的三维形貌测量

标准的相位轮廓技术^[7]要求测量系统中投影仪和相机的垂直高度相同,当投影仪与相机存在高度差时,传统的高度-相位函数不再适用。为了解决该问题,提出了一种修正的高度-相位函数,其原理如图 1 所示。其中, H_1 、 H_2 分别为投影仪和相机到参考平面的距离,对于组织体表面上的一点 O , $\triangle ODF$ 和 $\triangle OCB$ 相似,则 O 点相对于参考平面的高度 $h = H_1 / (1 + l_{DF} / l_{BC})$ 。其中, l_{DF} 为经过 O 点的投影光轴与采集光轴在 H_1 高度上的水平距离, l_{BC} 为经过 O 点的投影光轴与采集光轴在参考平面上的水平距离。

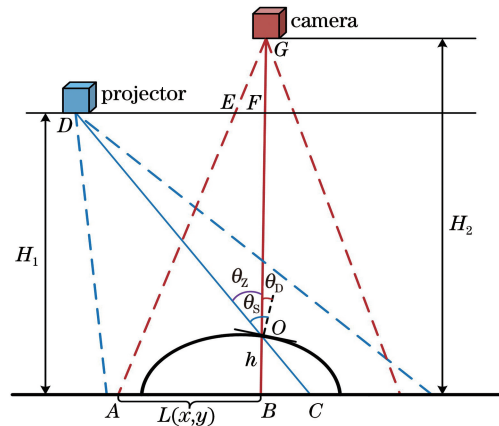


图 1 修正的高度-相位函数示意图

Fig. 1 Schematic diagram of the modified height-phase function

受相机在高度 H_1 上采集区域的影响,测量图像中各个像素点与采集边界的水平距离 l_{EF} 随像素点位置的变化而变化,因此, l_{DF} 与像素点的位置有关,需针对每个像素点进行修正。由于 $\triangle GEF$ 与 $\triangle GAB$ 相似,则各像素点满足 $l_{EF}(x, y) = \frac{H_2 - H_1}{H_2} L(x, y)$,其中, $L(x, y)$ 为参考平面上该像素点与相机采集边界的水平距离,可由该像素点的行索引 n 确定。对于一幅分辨率为 $N \times N$ 的测量图像,假设其水平方向的像素尺寸为 δ ,则 $L(x, y) = \delta \cdot (n - 1)$, $n = 1, 2, \dots, N$ 。修正后的高度-相位函数可表示为

$$h(x, y) = \frac{H_1}{1 + \frac{2\pi f}{\Delta\varphi_{OB}} \left[l_{DE} + \frac{H_2 - H_1}{H_2} L(x, y) \right]}, \quad (1)$$

式中, l_{DE} 为投影仪与相机采集边界的距离, $\Delta\varphi_{OB} =$

$2\pi f \cdot l_{BC}$ 为光栅投影至参考平面与待测表面前后在相机阵列上的相位差, f 为正弦调制光的空间频率。采用四步相移和菱形相位解包裹方法^[8]进行相位提取, 进而重建出组织体表面的三维形貌。

2.2 基于形貌测量的光强校正

实验分别采用光照度定律和 Minnaert 模型校正与高度和角度相关的光强变化, 基于测量形貌数据确定组织体表面各像素点的三维坐标, 从而计算投影仪到组织体的入射距离和角度以及组织体到相机的反射距离和角度。

2.2.1 与高度相关的光强校正

以参考平面为基准, 分别计算待测组织体表面的真实入射光强与漫反射光强。由光照度定律可知, 入射光强与入射距离的平方成反比, 则组织体表面的入射光强满足

$$I(x, y) = I_0(x, y) \cdot \frac{R_{S_0}^2(x, y)}{R_S^2(x, y)}, \quad (2)$$

式中, $I_0 = M_{\text{ref}}/R_{\text{d,ref}}$ 为参考平面的入射光强, M_{ref} 和 $R_{\text{d,ref}}$ 分别为参考平面表面测量的调制幅度和漫反射率, R_{S_0} 和 R_S 分别为投影仪距参考平面与组织体上一像素点的入射距离。(2)式建立了入射方向上与高度相关的入射光强校正系数 $R_{S_0}^2(x, y)/R_S^2(x, y)$ 。同理, 可获取反射方向上与高度相关的反射光强校正系数 $R_{D_0}^2(x, y)/R_D^2(x, y)$, 其中, R_{D_0} 和 R_D 分别为相机距参考平面与组织体之间的反射距离, 经高度相关校正后的反射光强可表示为 $M(x, y)$ 。

2.2.2 与角度相关的光强校正

根据光照度定律可知, 投影到组织体表面的光强与入射角的余弦成正比, 为避免余弦校正模型对表面角度较大的组织体入射光强的过度校正, 采用 Minnaert 角度校正模型^[9], 在余弦项中引入指数项系数 k 。实际测量系统中, 投影光轴并非垂直于参考平面, 且投影镜头的发散角大于 10° , 因此, 投影光轴与像素点的位置相关, 计算时应考虑参考平面的入射光角度, 对不同的像素点进行计算。而相机采集光轴与参考平面正交, 且采集镜头发散角小于 5° , 因此, 可将采集光轴视为准直的, 则参考平面各位置反射角的余弦始终为 1。对入射角进行校正后, 组织体表面的真实入射光强可表示为

$$I_{\text{cor}}(x, y) = I(x, y) \cdot \left[\frac{\cos \theta_s(x, y)}{\cos \theta_z(x, y)} \right]^{k_1}, \quad (3)$$

式中, θ_s 和 θ_z 分别为组织体表面和参考平面的入射角, k_1 为入射角校正 Minnaert 常数, 与测量波长和空

间频率等参数相关, 能反映背景反射等因素对光强的影响, 防止大角度表面的强度过校正。对反射角进行校正后, 组织体表面的真实反射光强可表示为

$$M_{\text{cor}}(x, y) = \frac{M(x, y)}{[\cos \theta_D(x, y)]^{k_2}}, \quad (4)$$

式中, θ_D 为采集光轴与组织体表面法线的夹角, k_2 为反射角校正 Minnaert 常数。利用高度和角度校正后的入射和反射光强, 得到组织体表面的真实漫反射率为

$$R_d(x, y) = \frac{M_{\text{cor}}(x, y)}{I_{\text{cor}}(x, y)} = \frac{M(x, y)}{I(x, y)} \times \left[\frac{\cos \theta_z(x, y)}{\cos \theta_s(x, y)} \right]^{k_1} \cdot \frac{1}{[\cos \theta_D(x, y)]^{k_2}}, \quad (5)$$

对(5)式两边取对数进行线性化, 得到

$$\ln \left[\frac{M(x, y)}{I(x, y)} \right] = \ln[R_d(x, y)] + k_1 \times \ln \left[\frac{\cos \theta_s(x, y)}{\cos \theta_z(x, y)} \right] + k_2 \cdot \ln[\cos \theta_D(x, y)]. \quad (6)$$

针对每个空间频率和波长下的测量数据, 采用二元线性回归方法可以分别确定 k_1 和 k_2 , 随后代入(6)式就能获取整幅漫反射图像。

2.3 基于形貌测量的空间频率校正

SFD 成像一般在整个投影区域中采用单一的空间频率进行光学参数查表, 而组织体轮廓的变化会使照射在其表面的正弦条纹产生多个空间调制频率^[3]。因此, 采用基于多频查表的光学特性插值方法进行频率校正。利用预先测量的多个离散空间频率下的参考仿体, 采用 2.2 节中的方法对组织体进行光强校正并提取不同空间频率下的光学参数, 组织体表面真实空间频率可由测量的形貌得到。由于投影到组织体表面的正弦条纹遵循空间频率展宽模型, 假设 f_0 为参考平面的空间频率, 则组织体上高度 h 处的真实空间频率 f_h 可表示为

$$f_h = \frac{H_1}{H_1 - h} \cdot f_0. \quad (7)$$

基于蒙特卡罗模拟及汉克尔变换, 建立了 SFD 拓扑成像二维查表数据库。其中, 吸收系数的取值范围为 $0 \sim 0.5 \text{ mm}^{-1}$, 约化散射系数的取值范围为 $0.5 \sim 2 \text{ mm}^{-1}$, 离散空间频率的取值范围为 $0.08 \sim 0.12 \text{ mm}^{-1}$, 频率间隔为 0.005 mm^{-1} 。根据组织体表面的真实空间频率对提取的光学参数进行插值, 可以明显降低空间频率对提取光学参数的影响。

2.4 单像素实验验证系统及方法

图 2(a) 为基于高灵敏度锁相光子计数检测技

术的单像素 SFD 成像系统,该系统可同时获取目标形貌与其光学特性拓扑图像。照明端采用三个不同波长的光源,分别由不同频率(f_1, f_2, f_3)的方波信号进行时间编码。系统包含两个数字微镜器件(DMD),其中,DMD1 投照形貌测量和 SFD 成像所需的特定空间频率的宽场正弦调制光,为保证灵敏度,形貌测量和 SFD 成像时正弦调制光的条纹投照方向分别为采集平面及与采集平面正交的方向,如图 2(b)所示。DMD2 用于产生单像素成像的采样

观测矩阵。采用二维 DCT-SPI 方法测量表面相位和漫反射图像,采集待测图像在零频和调制频率区域的离散余弦变换(DCT)系数,通过二维逆 DCT 重构待测图像。图 2(c)为形貌测量和 SFD 成像模式下部分 DCT 采样核矩阵的空间频率分布。实线框中的点为获取 SFD 图像的采样模式分布,虚线框中的点为获取形貌图像时的采样模式分布,实际成像中最大频率采样半径需根据待测目标体空间信息的复杂程度确定。

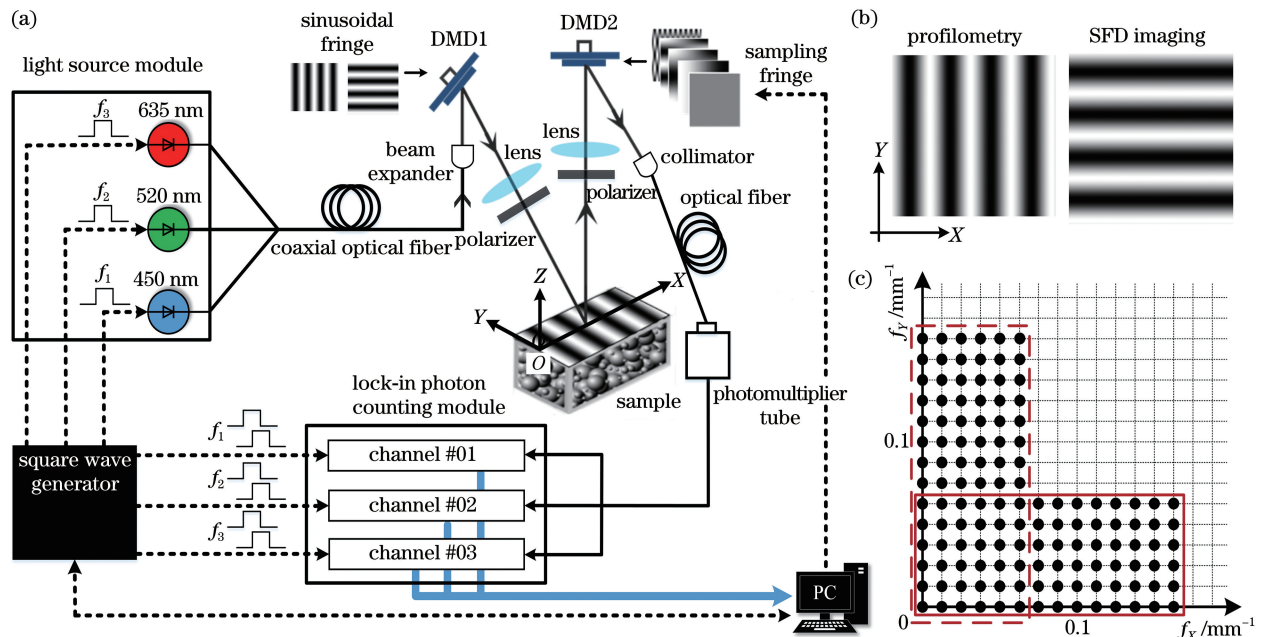


图 2 基于高灵敏度锁相光子计数检测技术的 SPI-SFD 成像系统。(a) 成像系统的原理图;(b) 正弦条纹的投照方向;(c) 采样模板

Fig. 2 SPI-SFD imaging system based on high sensitivity lock-in photon counting detection technology. (a) Schematic diagram of the imaging system; (b) projection direction of the sinusoidal fringe; (c) sampling template

3 分析与讨论

3.1 形貌重建结果

通过均匀平板仿体实验验证修正的高度-相位函数重建目标体形貌高度的准确性,实验使用的光源波长为 520 nm,调制空间频率为 0.1 mm^{-1} ,成像区域的尺寸为 $40 \text{ mm} \times 40 \text{ mm}$,图像分辨率为 $128 \text{ pixel} \times 128 \text{ pixel}$,采样模板的测量时间为 50 ms,空间频率采样半径为 0.0625 mm^{-1} ,对应的压缩率为 0.3%。将仿体相对于参考平面(均匀平板仿体)在 $0 \sim 13.6 \text{ mm}$ 高度范围内垂直移动,并用改进的高度-相位函数对 5 个离散高度的形貌进行测量,结果如图 3(a)所示。其中,各像素点重建的高度误差均小于 5%,这表明重建高度与理论值的吻合度较高。图 3(b)为采用修正的高度-相位函数和

标准高度-相位函数的重建结果,可以发现,系统中投影仪与相机高度差导致标准高度-相位函数在 X 方向上的误差逐渐累积,重建高度的平均值远大于真实值,而修正的高度-相位函数有效消除了系统中投影仪与相机高度差引起的形貌重建误差。

用半球仿体分析形貌测量的最佳空间频率采样半径,其中,半球半径为 13 mm,表面最大高度为 8 mm。通过离散采样半径 r 为 4~8 的采样模板进行成像,对应空间频率采样半径为 $0.05 \sim 0.1 \text{ mm}^{-1}$,重建结果如图 4(a)所示,右上角的插图为不同采样半径下最高区域重建高度误差的放大图。综合考虑了单像素成像测量时间和成像质量,形貌测量的最佳离散采样半径选为 6,对应的空间频率采样半径为 0.075 mm^{-1} ,压缩率为 0.5%。该采样半径下的重建结果与真实物理形貌匹配良好,

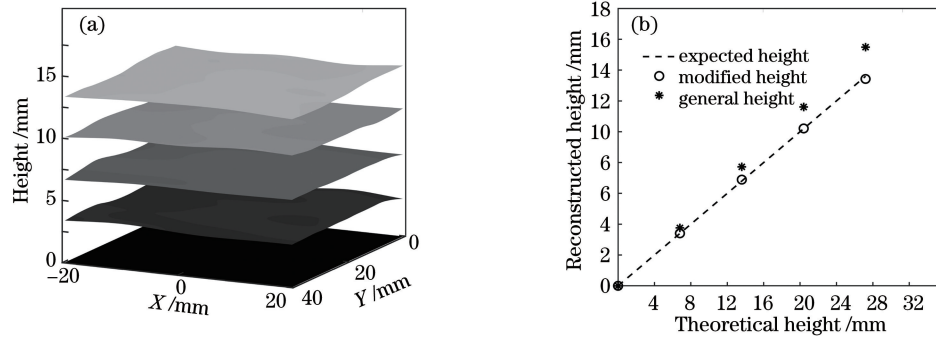


图 3 不同高度平板的仿体形貌测量结果。(a)修正高度-相位函数的 3D 重建结果;(b)不同函数重建的仿体表面高度

Fig. 3 Measurement results of the phantom profile of different height plates. (a) 3D reconstruction result of the modified height-phase function; (b) heights of the phantom surface reconstructed by different functions

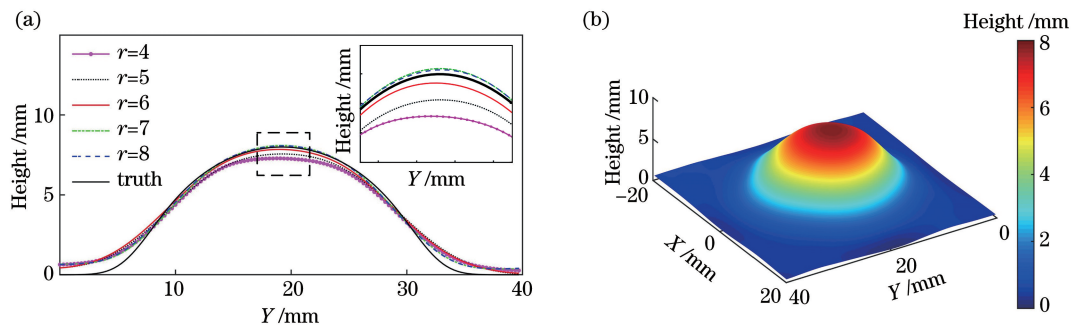


图 4 半球仿体的形貌测量结果。(a)不同采样半径下的重建高度;(b) $r=6$ 时的三维形貌重建结果

Fig. 4 Profile measurement results of the hemisphere phantom. (a) Reconstruction heights under different sampling radius; (b) three-dimensional profile reconstruction results when $r=6$

每个像素的误差不超过 1 mm,如图 4(b)所示。

从图 4 可以发现,参考平面与半球交界处的重建高度误差较大,原因包括:1)半球边缘处的轮廓变化较陡峭,而单像素测量对图像相位变化的高频细节信息采样不足,且测量中噪声会导致恢复的仿体表面相位存在波动;2)由(1)式可知,重建高度受 l_{DE} 的影响,在人为测量过程中会引入一定的误差(mm 量级),但引起的重建高度平均误差不超过 3%;3)受相位展开算法的影响,在物体高度陡峭突变的地方相位解包裹可能产生误差累积。

3.2 仿体光学特性的测量及校正结果

使用双半球均匀仿体验证本方法对复杂形状目标体的校正性能,仿体表面有两个半径为 5 mm,最大高度为 7 mm 的半球,采用多波长并行测量模式,积分时间等条件均与 3.1 节一致,空间频域采样半径为 0.075 mm^{-1} 。使用三相解调方法^[1]从漫反射图像中提取直流及交流调制幅度。图 5(a)为仿体在 520 nm 波长下(吸收系数 μ_a 为 0.006 mm^{-1} ,约化散射系数 μ'_s 为 1 mm^{-1})经光强和空间频率校正前后重建的光学特性结果。可以发现,未进行校正时,重建的仿体光学特性受其表面形貌的影响,误

差主要发生在两个半球远离投影仪的一侧,原因是该处入射角的变化大于其他位置,其表面及边缘局部区域的光强偏小;且双半球区域的空间频率大于 0.1 mm^{-1} ,导致半球近 50%区域重建的 μ_a 相对于真实值偏大, μ'_s 偏小。而校正后重建的光学特性更均匀且接近真实值。校正前后双半球中心沿 Y 方向的光学特性剖面曲线分别如图 5(b)和图 5(c)所示,可以发现,校正后整幅图像的吸收系数平均绝对误差由 73.6%减小至 22.5%,减小了 51.1 个百分点;约化散射系数的平均绝对误差由 15.5%减小至 8.8%,减小了 6.7 个百分点。但在半球边缘以及形状变化陡峭的局部区域,校正后的结果仍与真实值存在一定差异,原因是仿体自身材质的光学特性不完全均匀、获取高度及角度校正系数的过程中受形貌测量精度的影响,且光学特性插值精度受插值函数和步长的影响。

3.3 在体手掌光学特性的测量及校正结果

在 450,520,635 nm 波长下对人体手掌进行测量,采用多波长并行测量模式以避免不同波长之间的运动伪影与背景噪声的差异。成像区域的物理形状和手掌表面形貌重建图像如图 6(a)和图 6(b)所

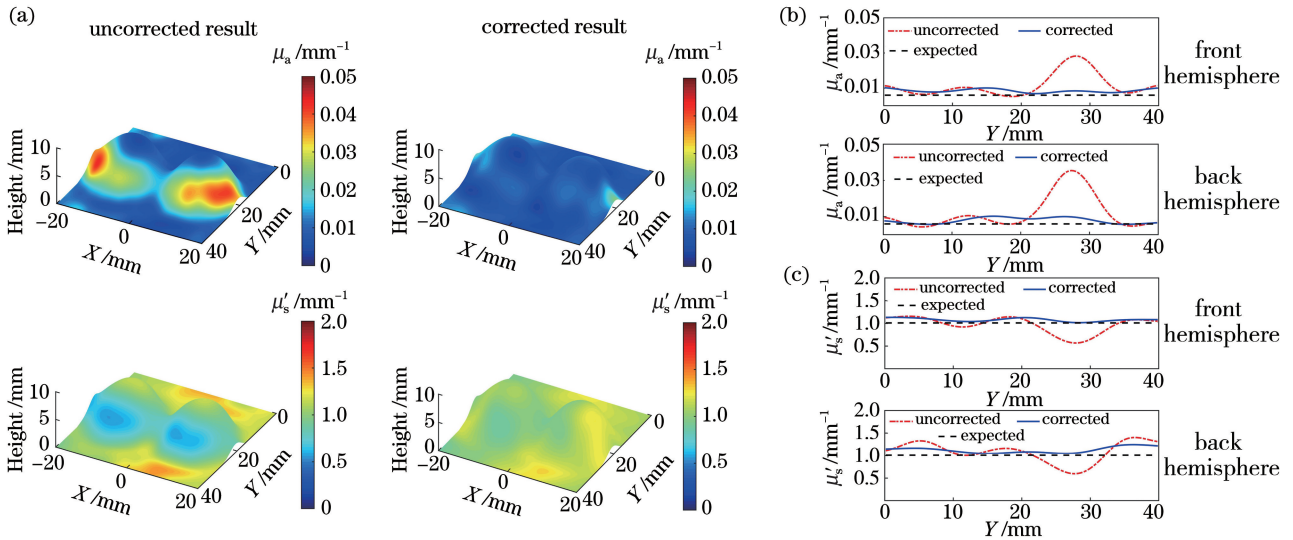


图 5 双半球仿体的光学特性测量结果。(a)校正前后的吸收系数及约化散射系数;(b)吸收系数剖面图;(c)约化散射系数剖面图

Fig. 5 Measurement results of the optical characteristics of the double hemisphere phantom. (a) Absorption coefficient and reduced scattering coefficient before and after correction; (b) profile of the absorption coefficient; (c) profile of the reduced scattering coefficient

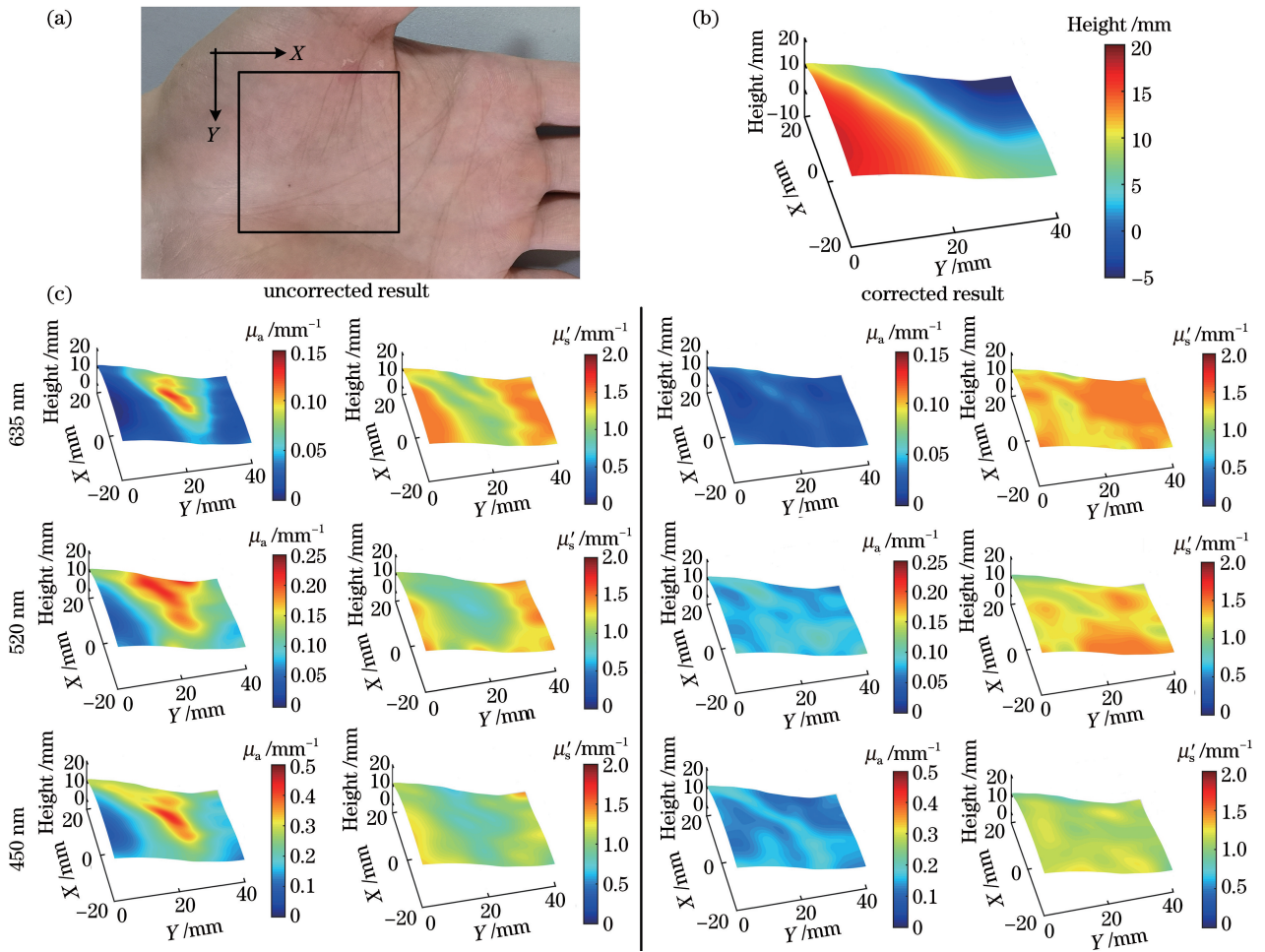


图 6 手掌光学特性的测量结果。(a)采集区域;(b)三维形貌图;(c)校正前后不同波长下的光学特性

Fig. 6 Measurement results of the optical characteristics of the palm. (a) Collection area; (b) three-dimensional topography; (c) optical characteristics at different wavelengths before and after correction

示。测量区域手掌的表面高度变化约为 2 cm, 掌心较低处的高度位于参考平面以下, 成像中间区域手掌高度快速降低使该区域的表面角度变化较大。未校正时, 各个波长下该区域的 μ_a 估计值较高, μ_s' 较低; 校正后, 各波长下的 μ_a 和 μ_s' 更均匀且符合人体光学参数分布的合理范围, 如图 6(c) 所示。

4 结 论

使用单像素 SFD 成像系统实现了基于目标形貌测量的 SFD 成像校正方法, 结合 DCT-SPI 方法, 在压缩率不到 1% 时实现了高精度组织三维形貌和 SFD 漫反射图像的重建。根据测量的形貌计算光强校正系数并重建漫反射图像, 通过多频光学特性插值查表法重建待测组织光学特性拓扑图像, 有效消除了 SFD 成像中因待测组织形貌变化引起的光学特性重建误差。对仿体及人体组织的成像实验结果表明, 本方法对不同复杂程度形状的混浊介质均具有良好的形貌测量及校正能力, 为临床测量提供了可行方案, 但还需进一步提高单像素获取物体形貌及光学特性的实时能力, 将其用于动态成像。

参 考 文 献

- [1] Cuccia D J, Bevilacqua F P, Durkin A J, et al. Quantitation and mapping of tissue optical properties using modulated imaging [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2009, 14(2): 024012.
- [2] Nguyen T T A, le Hanh N D, Vo M, et al. Three-dimensional phantoms for curvature correction in spatial frequency domain imaging [J]. *Biomedical Optics Express*, 2012, 3(6): 1200-1214.
- [3] Gioux S, Mazhar A, Cuccia D J, et al. Three-dimensional surface profile intensity correction for spatially modulated imaging [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2009, 14(3): 034045.
- [4] Zhao Y Y, Tabassum S, Piracha S, et al. Angle correction for small animal tumor imaging with spatial frequency domain imaging (SFDI) [J]. *Biomedical Optics Express*, 2016, 7(6): 2373-2384.
- [5] Zhao K X, Li T X, Hou X, et al. Single-pixel spatial frequency domain imaging system based on lock-in photon-counting detection [J]. *Acta Optica Sinica*, 2019, 39(4): 0412002.
赵宽心, 李同心, 侯茜, 等. 基于锁相光子计数测量的单像素空间频率域成像系统 [J]. *光学学报*, 2019, 39(4): 0412002.
- [6] Liu B L, Yang Z H, Liu X, et al. Coloured computational imaging with single-pixel detectors based on a 2D discrete cosine transform [J]. *Journal of Modern Optics*, 2017, 64(3): 259-264.
- [7] Guo Z N, Liu X H, Zhang Z H. Simulation and verification of three-dimensional shape measurement method for composite surface [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2020, 57(19): 191202.
郭志南, 刘小红, 张宗华. 复合表面三维形貌测量方法的仿真与验证 [J]. *激光与光电子学进展*, 2020, 57(19): 191202.
- [8] Chen R J, Xu W Q, Tan Y H, et al. Path correlation phase unwrapping algorithm by regional judgement [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2019, 56(16): 161007.
陈人镜, 许文强, 谭焯宏, 等. 区域判别路径相关解包裹算法 [J]. *激光与光电子学进展*, 2019, 56(16): 161007.
- [9] Mishra V D, Sharma J K, Singh K K, et al. Assessment of different topographic corrections in AWiFS satellite imagery of Himalaya terrain [J]. *Journal of Earth System Science*, 2009, 118(1): 11-26.