

## 单像素空间频域成像的实时化

但迈<sup>1</sup>, 刘美慧<sup>1</sup>, 高峰<sup>1,2\*</sup><sup>1</sup>天津大学精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072;<sup>2</sup>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** 本文提出了一种单像素空间频域成像的实时化方法,该方法可动态测量多波长下的空间频域漫反射图像,并快速重构光学参数。动态单像素成像采用交叠成像窗口方式,即只更新少数测量值来重建新一帧图像,其他测量值与前一帧共享,因此在相同的测量时间内可以获得传统方法两帧图像间的多帧中间状态图像,有效提高了单像素成像的帧率。针对空间频域漫反射图像的频谱分布,设计了圆形路径下单像素采样模板的测量顺序及成像窗口交叠长度,以保证动态成像过程中漫反射图像的直流成分和交流成分同步更新。为快速重构光学参数图像,提出一种基于区间优化和像素优化的快速查表法,该方法有效减少了传统查表法重构光学参数过程的冗余运算,提高了重构速度。使用搭建的单像素空间频域成像系统对所提方法进行了一系列仿体验证,结果表明,所提方法可以实现超过 10 frame/s 的多波长漫反射图像的实时测量,并可以以低于 2% 的误差实时重构光学参数图像。

**关键词** 医用光学; 空间频域成像; 动态单像素成像; 快速查表法; 实时成像

**中图分类号** R318.51

**文献标志码** A

**doi:** 10.3788/CJL202249.0507006

## 1 引言

空间频域成像(SFDI)采用空间正弦调制光照射生物组织并测量其表面的漫反射图像,然后结合光学传输模型定量重构生物组织的光学特性[包括吸收系数( $\mu_a$ )和约化散射系数( $\mu_s'$ )],进而可以计算与之相关的生理参数,如血氧饱和度等<sup>[1]</sup>。SFDI 以其快速、非接触、宽场成像的优势,已被广泛应用于皮肤等薄型组织疾病的诊断和研究上<sup>[1-3]</sup>。

近年来,单次快照成像方法的发展极大地提高了单波长数据的采集效率<sup>[4]</sup>,该方法结合面阵探测器的高性能优势推动了实时 SFDI 在可见波段光谱中的应用。但在非可见波段,如光学诊断的近红外窗口,面阵探测器价格昂贵或难以实现,而且多光谱成像中不同波长间的切换会降低数据的采集效率。与面阵探测器相比,单像素探测器在非可见波段的灵敏度和数据采集效率上具有显著优势。目前,单像素成像(SPI)技术已被逐步应用于 SFDI 领域,并提高了多光谱检测的效率<sup>[5-6]</sup>。然而,由于 SPI 使用

多个采样模板对目标图像进行空间压缩测量,然后基于算法恢复目标图像,因此,目前的单像素 SFDI 方法难以满足临床应用所要求的实时数据采集速度。虽然采用压缩感知、正交变换等方法可以不断降低 SPI 采样率,但当前方法获取一张高分辨率图像仍需要数百次测量,而且生物安全性所要求的低照明功率进一步考验了单像素 SFDI 的动态测量能力<sup>[7]</sup>。已有研究利用模糊图像帧的互相关特性或通过优化采样模板来提高 SFDI 对匀速平移或旋转运动场景的动态成像性能<sup>[8-11]</sup>,但这些方法难以直接应用于投影正弦条纹始终静止而不随物体运动的 SFDI 场景,而且无法捕捉物体局部光学参数的动态变化。此外,如何从测量的漫反射图像中快速重构光学参数图像也是实时 SFDI 需要解决的重要问题。查表法(LUT)是 SFDI 重构光学参数图像使用最广泛的方法,该方法基于光学传输模型来求解不同光学特性的介质在特定空间频率下的反射率,建立光学特性与漫反射率的映射数据库,然后利用介质在已知空间频率下测量并校准的漫反射率,从数据库中逆向搜索光学特性的唯

收稿日期: 2021-09-17; 修回日期: 2021-11-03; 录用日期: 2021-11-09

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

通信作者: \*gaofeng@tju.edu.cn

一解<sup>[1]</sup>。查表法逐像素对漫反射图像进行处理,因此难以对高分辨率图像实现实时重构。

针对以上问题,本文首先提出了一种基于交叠成像窗口的动态 SPI 方法,该方法能有效提高单像素 SFDI 的测量帧率。在交叠成像窗口方式下,重建一帧图像只需要对部分单像素测量值进行更新,其他测量值与前一帧共享,因此,在相同的测量时间内可以获得传统方法两帧图像间的多帧中间状态图像。为最大化单像素采样效率,本文针对空间频域漫反射图像的频谱分布,采用基于二维离散余弦变换(DCT)的单像素成像方法,以圆形路径测量漫反射图像直流和交流频带的 DCT 系数<sup>[12-13]</sup>,并对待测系数设置测量优先级,以保证漫反射图像中的直流和交流成分在动态成像中被同步测量。随后,针对传统查表重构光学参数过程的冗余运算提出了一种快速查表法,利用漫反射率与光学参数的单调性对查表数据库进行区间优化、对相邻帧图像漫反射率的变化率进行像素优化,以有效降低冗余计算,实现光学参数图像的快速重构。最后,使用已搭建的基于锁相光子计数检测的单像素 SFDI 系统对所提方法进行仿体验证,该系统在低功率照明下可以实现超过 10 frame/s 的多波长漫反射图像采集与实时光学参数重构。

## 2 基本原理

### 2.1 动态单像素成像

在传统的单像素成像方法中,每  $m$  次测量构成

一帧成像窗口,重建一幅具有空间分辨的图像,成像速度由测量次数及单次测量时间共同决定。目前的方法主要通过减少测量次数或缩短单次测量时间来提高成像速度。在低照明功率的 SFDI 系统中,为保证高信噪比,通常需要较长的单次测量时间,重建一帧图像所需的总时间长达数秒,远低于实时帧率。实际上,当对物体连续成像时,  $m$  个采样矩阵循环测量,其中任意  $m$  次连续测量都构成一帧成像窗口,重建的图像反映了物体在此测量时间内的状态信息。因此,本文提出了一种动态单像素成像方法,其原理是在传统单像素成像方法的基础上加快每帧图像的更新速度。当测量完一个完整帧后,通过交叠移动成像窗口(即只更新部分新测量值,而其他测量值与前一帧共享),重建新一帧图像,如图 1 所示。此动态重建方法在相同的测量时间内能够获得传统方法重建相邻两帧图像的多个中间状态图像,从而有效提高了单像素成像帧率。通过设置合适的相邻两帧成像窗口的交叠长度,可以实现对空间频域漫反射图像的动态测量与重建。在图 1 所示的连续两次完整帧测量下,传统单像素成像方法可以重建两帧图像,而基于交叠成像窗口的动态方法最快可以重建  $m-1$  帧图像。在高交叠模式下,由于相邻两帧成像窗口共享了部分测量信息,重建的相邻帧图像会存在信息冗余,所以在成像过程中需要综合考虑成像帧率及信息的有效性来合理设置窗口的交叠长度。

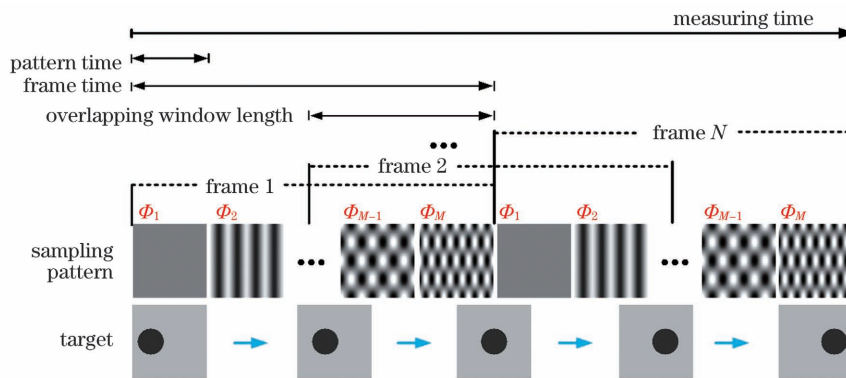


图 1 基于交叠成像窗口的动态单像素成像原理图

Fig. 1 Schematic of dynamic single-pixel imaging based on overlapped imaging window

本研究面向的是空间频域漫反射图像的动态测量与重建。SFDI 采用正弦宽场照明,光在组织中传播后,组织表面的漫反射图像为

$$I(x, y) =$$

$$I_{DC}(x, y) + I_{AC}(x, y) \cdot \cos(2\pi f_x x + \varphi), \quad (1)$$

式中:  $I_{DC}(x, y)$  和  $I_{AC}(x, y)$  分别表示直流(DC)调

制图像和交流(AC)调制图像;  $f_x$  为正弦照明的空间频率;  $\varphi$  为正弦照明的初始相位。漫反射图像中同时包含直流调制成分以及频率为  $f_x$  的交流调制成分。使用单次快照成像方法能够从测量的单张漫反射图像中分别提取出直流调制图像和交流调制图像。采用基于二维 DCT 的单像素成像方法测量得

到空间频域漫反射图像,待测图像的 DCT 系数集中在零频(直流调制图像)及调制频率  $f_x$ (交流调制图像)所在的频带内,其中直流和交流频带的 DCT 系数分别表征直流和交流调制图像的能量分布。为最大化 DCT 系数的采样效率,有研究人员基于数值模拟对比了多种采样策略,结果显示,圆形采样路径具有最优效果<sup>[13]</sup>。圆形路径采样策略采集的是以两个中心频率为圆心、一定半径区域内的 DCT 系数,如图 2(a)所示,能够以低于 1% 的采样率重建高质量漫反射图像。系统实现时将采样矩阵拆分为正、负两部分上传到数字微镜器,实现采样矩阵中的负值元素<sup>[12]</sup>。

与随机采样矩阵不同,基于 DCT 的单像素成像的各采样矩阵表征不同的空间采样频率,因此,每个采样矩阵的测量值对重建图像的贡献具有不同的权重。由于动态单像素成像方法每次更新部分测量

值并重建新一帧图像,为保证每一帧重建的漫反射图像中的直流成分和交流成分始终同步更新,需要为采样矩阵设置合适的测量优先级。本文针对漫反射图像频谱分布的特点,计算每个采样矩阵所在采样频率  $(u, v)$  与两个中心频率(直流及交流调制频率)的最小欧氏距离。计算公式为

$$D(u, v) = \min \left\{ \sqrt{u^2 + v^2}, \sqrt{(u - f_x)^2 + v^2} \right\}, \quad (2)$$

距离越小,对应的采样矩阵的测量优先级越高。圆形采样路径下 DCT 采样矩阵的测量优先级如图 2(b)所示。动态成像时,相同优先级的测量值同时更新并重建新一帧图像。基于该优先级设置,动态重建时成像窗口的交叠长度是变化的(每帧更新 2~5 个测量值),此交叠模式不仅可以获得较高的成像帧率,还可以使相邻帧图像间的信息冗余程度较低。

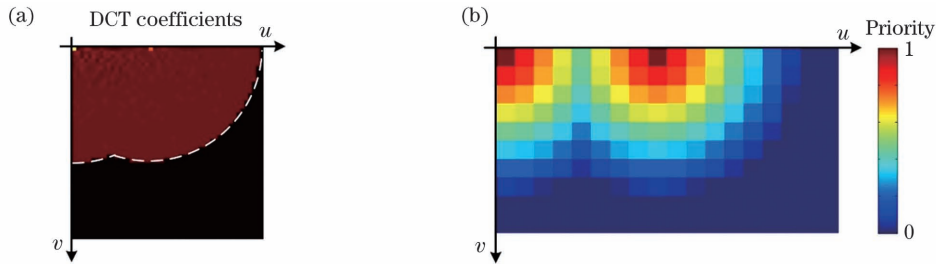


图 2 采样策略及测量优先级示意图。(a)圆形采样路径;(b)半径为 8 时待测 DCT 系数的优先级分布

Fig. 2 Schematic of sampling strategy and measuring priority. (a) Circular sampling path; (b) measuring priority of DCT coefficient with sampling radius of eight

## 2.2 快速查表法

为了提高重构光学参数图像的速度,本文提出了一种基于区间优化和像素优化的快速查表算法。传统查表法逐像素从数据库中搜索与测量漫反射率最接近(最小二乘距离)的光学参数对。查表过程的计算量由图像像素的总数和数据库大小共同决定。对于多种生物组织的多光谱成像,通常需要建立涵盖光学特性范围广的查表数据库。然而,针对实际测量的某一组织,其在特定波长下的光学特性变化通常局限在较小的范围内。因此,通过优化方法预先定位查表过程中光学参数的最优区间,避免冗余区间内的查表,可以有效提高重构光学参数的效率。利用直流及交流漫反射率关于光学参数的单调性可以实现区间优化。以直流漫反射率图像为例,首先根据漫反射率的最大值和最小值确定值域,然后将此值域映射到直流频率的光学参数与漫反射数据库,确定直流漫反射率对应的光学参数区间  $\Omega_{DC}$ 。采用同样的方法可以确定交流漫反射率对应的光学

参数区间  $\Omega_{AC}$ 。 $\Omega_{DC}$  和  $\Omega_{AC}$  的并集即构成最优查表区间。

由于动态成像方法以高帧率更新测量图像,对于慢变的生理信号来说,相邻帧图像往往只有小部分目标区域的光学参数发生变化,而背景区域的光学参数基本与前一帧一致,因此,新一帧图像背景区域的光学参数可以直接用前一帧重构的结果替代,避免对像素重复查表,从而提高了重构效率。由于光学参数变化直接反映在漫反射率上,因此,通过前后两帧图像同一像素漫反射率的变化率可以判断当前像素的光学参数是否需要更新。定义漫反射率的变化率为

$$\Delta R_{d,f}(x, y) = \left| \frac{R_{d,f,cur}(x, y) - R_{d,f,pre}(x, y)}{R_{d,f,pre}(x, y)} \right|, \quad (3)$$

式中:  $R_{d,f,cur}(x, y)$  和  $R_{d,f,pre}(x, y)$  分别表示当前帧和前一帧像素的漫反射率。若直流和交流漫反射率的变化率均小于预设阈值,则认为该像素的光学参



数未发生变化或只发生微小变化,图像中的该部分光学参数用前一帧结果替代。快速查表法区间优化和像素优化的具体流程如图 3 所示。本文基于蒙卡-汉克尔变换建立了组织光学特性与漫反射率数据库<sup>[1]</sup>。依据人体组织在可见波段及近红外波段的参数范围,光学参数取值为: $0.001 \text{ mm}^{-1} \leq \mu_a \leq 0.5 \text{ mm}^{-1}$ ,  $\Delta\mu_a = 0.001 \text{ mm}^{-1}$ ;  $0.5 \text{ mm}^{-1} \leq \mu'_s \leq 1.5 \text{ mm}^{-1}$ ,  $\Delta\mu'_s = 0.01 \text{ mm}^{-1}$ 。

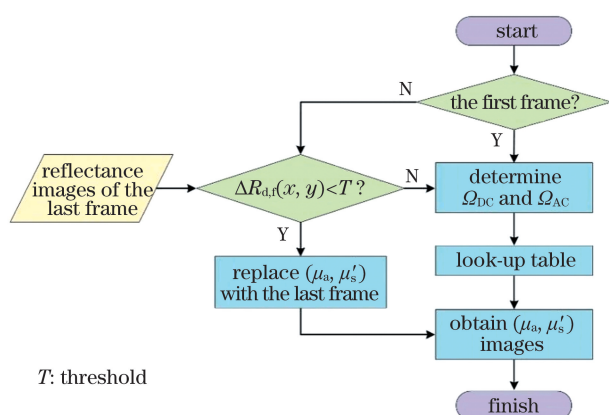


图 3 基于区间优化和像素优化的快速查表算法流程图

Fig. 3 Flow chart of fast look-up table algorithm based on region optimization and pixel optimization

### 2.3 仿体实验验证

使用已搭建的基于锁相光子计数检测的单像素 SFDI 系统对所提方法进行仿体实验验证。该系统能够并行测量多个波长,同时,该系统的高灵敏度和大动态范围保证了大调制深度和高信噪比,并可有效抑制环境光干扰。该系统使用的是三个波长(450, 520, 635 nm)的光源,每个波长下的最大功率不超过 50 mW,可对生物组织进行安全连续成像。实验中,数字显微镜的刷新频率为 60 Hz,即单个采样矩阵的测量时间为 16 ms。采用传统单像素重建方法重建一帧图像需要 4 s,在动态成像方式下交叠更新同一优先级的测量值,成像帧率可达 10 frame/s。

仿体验证实验包括运动物体成像实验和动态光学参数重建实验两部分。实验使用的正弦照明空间频率为  $0.1 \text{ mm}^{-1}$ ,成像区域为  $40 \text{ mm} \times 40 \text{ mm}$ ,图像分辨率为  $128 \text{ pixel} \times 128 \text{ pixel}$ ,DCT 系数采样半径为 8。首先采用运动物体成像实验验证动态单像素成像方法的实时测量能力以及采样矩阵测量优先级的有效性。实验所用的目标体是直径为 12 mm 的实心圆,背景为白色聚甲醛仿体,通过平移台控制目标体在成像区域内匀速运

动,速度为 6 mm/s。在圆形采样策略下,分别采用图 2 所示的测量优先级方式以及顺序测量方式(顺序测量方式下不考虑 DCT 系数在直流和交流频带的分布,按从低到高的频带顺序依次测量)进行动态测量并重建漫反射图像。随后将目标运动速度增大到 10 mm/s,进一步探究所提方法的动态成像性能。

在动态光学参数重建实验中,将印度墨水作为吸收色团,分别配制吸收系数不同的背景溶液和目标溶液,背景溶液在 450 nm 和 635 nm 下的吸收系数分别是  $0.005 \text{ mm}^{-1}$  和  $0.054 \text{ mm}^{-1}$ ,目标溶液在 450 nm 和 635 nm 下的吸收系数分别是  $0.004 \text{ mm}^{-1}$  和  $0.037 \text{ mm}^{-1}$ 。将 20% 脂肪乳作为散射物质,两种溶液的约化散射系数与聚甲醛背景仿体相同。实验装置如图 4 所示,烧杯 A 中初始为一定容量的背景溶液。在实验过程中,通过蠕动泵将目标溶液和背景溶液先后泵入烧杯 A 中,随后将烧杯中的溶液泵入聚甲醛仿体成像腔中,成像腔内溶液的吸收系数呈先增大后降低的动态变化趋势。实验过程持续约 100 s,采用动态单像素成像方法并行测量两个波长下的漫反射图像,然后使用快速查表法重构光学参数图像。

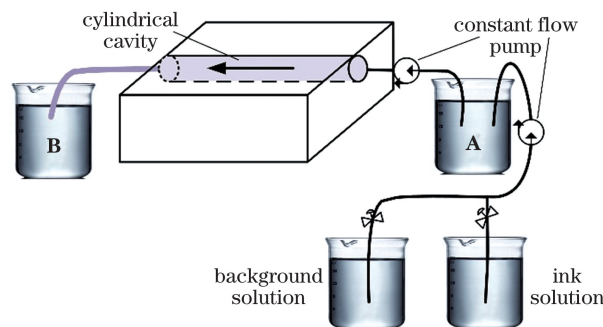


图 4 动态光学参数重建实验装置

Fig. 4 Experimental setup of dynamic optical property reconstruction

### 3 分析与讨论

运动物体成像实验结果如图 5 所示。连续测量了两帧完整数据,对应传统单像素成像方法的两帧图像,其中测量第一帧完整数据时目标体保持静止,随后目标体开始匀速运动。动态图像重建时以前一帧重建图像作为引导图像进行引导滤波,以减轻物体运动造成的图像伪影。图 5(b)、(c)是针对不同运动速度的目标体,在优化测量优先级下重建的第 5 帧、第 23 帧、第 38 帧漫反射图像和解调图像。相比

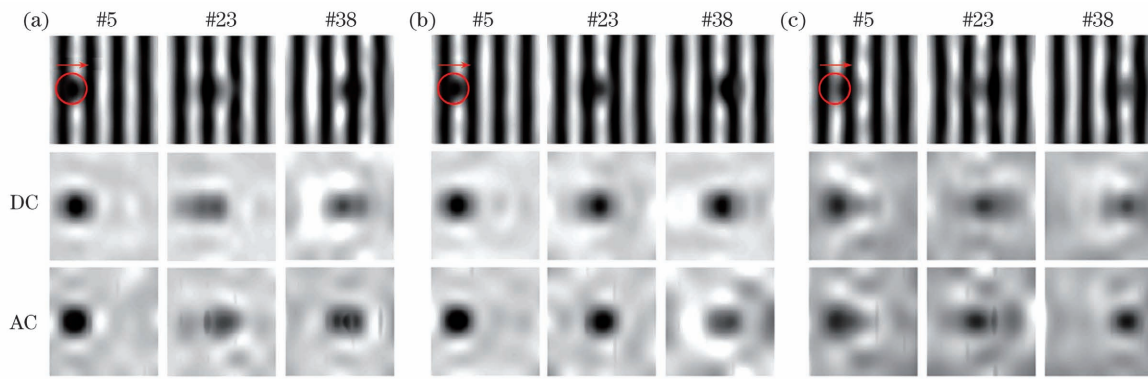


图 5 运动物体动态成像实验结果(圆圈和箭头所示分别为圆形目标体的实际尺寸和运动方向)。(a)顺序测量方式下的重建图像( $v=6$  mm/s);(b)优化测量优先级下的重建图像( $v=6$  mm/s);(c)优化测量优先级下的重建图像( $v=10$  mm/s)

Fig. 5 Experimental results of dynamic imaging a moving object (the circle and arrow indicate the actual size and moving direction of the circular object, respectively). (a) Reconstructed images using sequential measuring priority at  $v=6$  mm/s; (b) reconstructed images using optimized measuring priority at  $v=6$  mm/s; (c) reconstructed images using optimized measuring priority at  $v=10$  mm/s

顺序测量方式,优化测量优先级有效捕捉了物体的运动状态,且各帧解调的直流(DC)图像和交流(AC)图像中的物体运动状态始终一致。当物体速度增大到 10 mm/s 时,重建图像中存在较强的运动伪影。使用更高的刷新率能够提高测量速度,实现对更高速运动场景的成像,但需要增大光源功率,以保证信噪比。实验结果表明,优化测量优先级有效地保证了漫反射图像中的直流、交流成分在动态成像中被同步测量。结合当前的单像素成像系统,本文方法能够对速度低于 10 mm/s 的运动物体实现 10 frame/s 的实时测量。

在动态光学参数重建实验中,为了量化快速查表法的性能,在相同计算配置下比较了传统查表法和快速查表法重构光学参数图像的用时,其中快速查表法使用 4 个不同的漫反射率变化率阈值。然后,以传统查表法重构结果为参考,计算了不同阈值下快速查表法重构的吸收图像和散射图像的误差。为了防止阈值判断过程中漫反射率变化率的误差累积,每更新 20 帧图像进行一次全像素查表。表 1 所示为快速查表法重构光学参数图像的速度与误差分析。只进行区间优化(即阈值为 0)可以将查表重构速度提高近 4 倍,结合像素优化能进一步提高重构速度。在 0.03 的阈值下(即直流和交流漫反射变化率都不超过 3%),快速查表法重构一帧图像只需要 0.031 s,且重构的吸收系数图像的平均误差不超过 2%,约化散射系数图像的平均误差不超过 1%。这表明,本文提出的

快速查表法可以实现多波长光学参数图像的实时重构。

表 1 快速查表法和传统查表法重构光学参数图像的速度和误差分析

Table 1 Speed and error analysis of the fast and traditional LUT methods reconstructing optical property images

Method	Time /s	Error of $\mu_a$ /%	Error of $\mu_s'$ /%
Traditional LUT	0.762		
Threshold of 0	0.162	0	0
Fast LUT			
Threshold of 0.01	0.081	0.36	0.21
Threshold of 0.03	0.031	1.52	0.54
Threshold of 0.05	0.018	2.78	0.83

图 6 为 0.03 阈值下动态光学参数的重构结果。图 6(a)所示为不同时刻吸收系数的重构图像,目标区域在两个波长下的吸收系数均先逐渐增大后减小。随后,本课题组计算了完整实验过程中目标区域吸收系数的平均值,并绘制了吸收系数的变化曲线,如图 6(b)所示。在 5 s 时泵入目标溶液,目标区域在两个波长下的吸收系数均逐渐增大;在 35 s 时停止泵入目标溶液,由于溶液在烧杯中扩散,此时刻之后的吸收系数仍呈短暂的增大趋势;在 50 s 时泵入背景溶液,两个波长下的吸收系数均逐渐减小。图 6 所示曲线清楚地反映了两个波长下目标区域吸收系数的动态变化过程,表明本文方法可以实现单像素空间频域成像实时测量与光学参数重构。

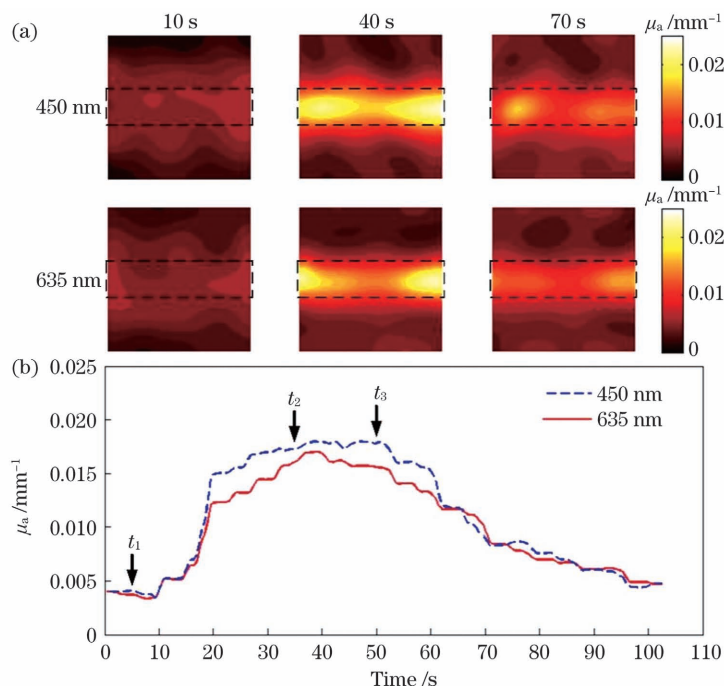


图 6 动态光学参数重建实验结果。(a)不同时刻的吸收系数图像,虚线框所示为目标区域;(b)目标区域平均吸收系数的变化曲线,箭头所示为泵入或停止泵入溶液的时刻

Fig. 6 Experimental results of dynamic optical property reconstruction. (a) Absorption coefficient images at different time points, the dashed boxes indicate the target region; (b) mean absorption coefficient curves of target region, the arrows indicate the time points when the solution is pumped in or stopped pumping

## 4 结 论

针对单像素空间频域成像的实时性要求,本文首先提出了一种基于交叠窗口重建的动态单像素成像方法,该方法有效提高了单像素空间频域成像的测量帧率,结合已发展的单像素空间频域成像系统,可实现超过 10 frame/s 的多波长漫反射图像的实时测量。随后,针对传统查表法重构光学参数过程的冗余计算,本文提出了区间优化和像素优化方法,有效提高了查表法重构光学参数的效率。仿体验证实验表明,动态单像素成像方法可以实时测量目标体运动及光学参数动态变化的过程,同时,快速查表算法可以在低于 2% 的光学参数误差范围内大幅提高计算速度,实现多波长光学参数图像的实时重构。本文为实现单像素空间频域成像实时化提供了一种有效的技术方案,未来拟进一步开展相关在体实验,验证所提方法的临床可行性。

### 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] Gioux S, Mazhar A, Cuccia D J. Spatial frequency domain imaging in 2019: principles, applications, and perspectives [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2019, 24(7): 071613.
- [3] Aguénonon E, Dadouche F, Uhring W, et al. Real-time optical properties and oxygenation imaging using custom parallel processing in the spatial frequency domain [J]. *Biomedical Optics Express*, 2019, 10(8): 3916-3928.
- [4] Vervandier J, Gioux S. Single snapshot imaging of optical properties [J]. *Biomedical Optics Express*, 2013, 4(12): 2938-2944.
- [5] Torabzadeh M, Park I Y, Bartels R A, et al. Compressed single pixel imaging in the spatial frequency domain [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2017, 22(3): 030501.
- [6] 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.
- [7] Huang W, Jiao S M, Xiao C Y. Image processing algorithms related to single-pixel imaging: a review [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2021, 58



- (10): 1011021.  
黄威, 焦述铭, 肖昌炎. 单像素成像相关图像处理算法综述[J]. 激光与光电子学进展, 2021, 58(10): 1011021.
- [8] Sun S, Gu J H, Lin H Z, et al. Gradual ghost imaging of moving objects by tracking based on cross correlation[J]. Optics Letters, 2019, 44(22): 5594-5597.
- [9] Jiao S M, Sun M J, Gao Y, et al. Motion estimation and quality enhancement for a single image in dynamic single-pixel imaging [J]. Optics Express, 2019, 27(9): 12841-12854.
- [10] Jiang W J, Li X Y, Peng X L, et al. Imaging high-speed moving targets with a single-pixel detector[J]. Optics Express, 2020, 28(6): 7889-7897.
- [11] Yu W K, Tang F Y, Wang S F, et al. Dynamic single-pixel imaging [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2021, 58(10): 1011013.  
俞文凯, 唐菲遥, 王硕飞, 等. 动态单像素成像[J]. 激光与光电子学进展, 2021, 58(10): 1011013.
- [12] 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.
- [13] Zhang Z B, Wang X Y, Zheng G A, et al. Hadamard single-pixel imaging versus Fourier single-pixel imaging[J]. Optics Express, 2017, 25(16): 19619-19639.

## Real-Time Implementation of Single-Pixel Spatial Frequency Domain Imaging

Dan Mai<sup>1</sup>, Liu Meihui<sup>1</sup>, Gao Feng<sup>1,2\*</sup>

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

<sup>2</sup> Tianjin Key Laboratory of Biomedical Detection Technology and Instrumentation, Tianjin University, Tianjin 300072, China

### Abstract

**Objective** Recently, spatial frequency domain imaging (SFDI) has been widely used to diagnose and treat skin and other thin tissue diseases owing to its superiority in fast non-contact wide-field imaging. Additionally, the development of single-pixel imaging (SPI) technique has brought significant performance advantages of sensitivity in the invisible band and multispectral detection; therefore, it is applied to the SFDI system. However, since the SPI technique requires hundreds of measurements to capture a single image, the present methods can only achieve low frame rate in dynamic applications. This makes it difficult to meet real-time data acquisition (more than ten frames per second) required for clinical applications. Additionally, SFDI has been challenging in real-time applications in improving the speed of optical property extractions. The look-up table method is widely used in the SFDI system. However, the method is time-consuming for high-resolution image reconstruction, especially in multispectral applications. This is because the method is processed in a pixel-wise manner. In this study, we develop a dynamic SPI method that effectively improves the frame rate of data acquisition. We also propose a fast look-up table algorithm that greatly speeds up the optical property extraction.

**Methods** The dynamic SPI method uses overlapping of the imaging window to speed up the reconstruction of the new frames. In this scheme, only part of the measuring values is updated to form an imaging window and reconstruct a new frame, while other measuring values share those of the previous frame. This study adopts the SPI reconstruction method based on discrete cosine transform (DCT). The DCT coefficients of the reflected images at the planar (DC) and sinusoidal modulation (AC) frequency bands are sampled in a circular path to maximize the sampling efficiency for the reflected images. The measuring priority of the DCT coefficients to be sampled is well-designed to ensure that the DC and AC components are measured synchronously during dynamic imaging. The fast look-up table algorithm works by employing the region and pixel optimizations to reduce the redundant computing processes of the traditional look-up table methods. Region optimization narrows the database region to be searched by utilizing the monotonicity of the diffuse reflectance with respect to the optical property, whereas pixel optimization reduces the number of pixels to be reconstructed by utilizing the change in rate of diffuse reflectance between the adjacent frames. Then, the phantom experiments, including the moving object and dynamic optical property

experiments are conducted to access to capability of the dynamic SPI method. Additionally, the speed and error analyses are performed to evaluate the real-time performance of the fast look-up table algorithm.

**Results and Discussions** The results of the moving object experiment show that the dynamic SPI method can achieve a frame rate of more than 10 frames per second to capture the moving process of the object (Fig. 5). The DC and AC components of the reflected images are updated synchronously during dynamic imaging using the optimized measuring priority. The absorption curves of the two wavelengths reconstructed in the dynamic optical property experiment reflect the dynamic changes of the absorption coefficient in the target region; thus, demonstrating the real-time capability of the method in multispectral imaging applications (Fig. 6). The speed and error analyses of the fast look-up table method show that the region optimization improves the speed of the look-up table process five times (from 0.762 s to 0.162 s). Combined with the pixel optimization (threshold is 0.03), the time required to reconstruct a single image (128 pixel $\times$ 128 pixel) can be reduced to 0.031 s, with the mean errors of the reconstructed absorption and reduced scattering coefficient less than 2% and 1%, respectively (Table 1).

**Conclusions** This study proposes a dynamic SPI method for real-time data acquisition and a fast look-up table method for real-time data processing. The proposed dynamic SPI method effectively improves the frame rate without relying on the hardware performance of the imaging system. Combined with the circular sampling strategy and the optimization of measuring priority, the multi-wavelength spatial frequency diffuse images are dynamically measured at a sampling rate less than 1%. Moreover, a fast look-up table algorithm is developed, which performs region and pixel optimizations for the redundancy calculation of traditional look-up table methods. It effectively improves the efficiency of the look-up table method for optical property reconstruction. The proposed method realizes real-time acquisition and reconstruction of the multi-wavelength optical property images for more than 10 frames per second. This provides an effective technical scheme for real-time implementation of single-pixel SFDI.

**Key words** medical optics; spatial frequency domain imaging; dynamic single-pixel imaging; fast look-up table; real-time imaging