

## 视频引导的手持式高速光学相干层析成像系统研究

刘硕<sup>1,2</sup>, 朱疆<sup>1,2\*</sup>, 陈旭东<sup>1,2</sup>, 王重阳<sup>1,2</sup>, 马宗庆<sup>1,2</sup>, 孟晓辰<sup>1,2</sup>, 樊凡<sup>1,2</sup><sup>1</sup>北京信息科技大学仪器科学与光电工程学院, 北京 102206;<sup>2</sup>北京信息科技大学光电测试技术及仪器教育部重点实验室, 北京 102206

**摘要** 光学相干层析成像(OCT)是一种高空间分辨率的光学成像方法,可以对生物组织进行非接触、无标记的二维截面和三维体积成像,能为临床疾病的诊断提供具有重要参考价值的影像信息。在传统的台式OCT系统中,扫描探头被固定在工作台上,探头结构较大,灵活性差,不利于深入狭小腔体内部成像或在床旁检测。本团队设计了一种视频引导的手持式高速OCT系统,其手持探头结构紧凑、体积小,便于抓取和深入狭小腔体内部;探头内部集成了相机成像功能,可以实时获得成像区域的视频图像,引导OCT成像。该系统的A线扫描速率可以达到200 kHz。为了克服成像过程中的抖动问题,本团队提出了图像自动配准算法,该算法能显著提高图像质量。采用该系统对离体猪眼角膜和离体猪牙齿进行成像,以验证系统的性能。结果显示该系统能够高速获取高分辨的组织图像。

**关键词** 医用光学; 光学相干层析成像; 手持探头; 图像配准

中图分类号 O439

文献标志码 A

DOI: 10.3788/CJL231442

## 1 引言

生物组织的结构信息能够为临床疾病的诊断提供重要的诊疗依据。目前能够用于生物组织结构成像的医学成像方式包括X射线成像、计算机断层扫描成像、磁共振成像、正电子发射断层成像、超声成像等。这些成像方式能够获取体内组织的结构和功能信息,但空间分辨率通常被限制在数百微米至数毫米,难以检测微小的组织异常<sup>[1]</sup>。组织活检是医学诊断中肿瘤检测的金标准,但是活检不可避免地会对人体造成损伤,同时取样过程还会使患者感受到一定的痛苦。另外,对于某些组织来说,取样是比较危险的或无法实现的<sup>[2]</sup>。

光学相干层析成像(OCT)根据迈克耳孙干涉原理,通过测量来自生物组织的背向散射光或反射光,对组织进行无标记、非接触、高分辨率的二维截面和三维体积成像。OCT成像的组织学分辨率约为10  $\mu\text{m}$ ,比传统超声成像高一个数量级<sup>[3]</sup>。OCT一经提出就受到了医学成像领域的广泛关注,被称为“光学活检”<sup>[4-8]</sup>。

根据干涉信号获取方式的不同,OCT可以分为时域OCT(TD-OCT)<sup>[9]</sup>和频域OCT(FD-OCT)<sup>[10-11]</sup>。TD-OCT使用宽带光源,在成像过程中通过对参考光路的光程进行机械调制来匹配参考光路的光程与样品光路中不同深度组织的光程,实现不同深度组织的结

构成像,因此成像速度较慢。FD-OCT在成像过程中去掉了参考光路的光程调制过程,通过测量不同波长干涉光的强度并对干涉光谱进行频域变换来得到不同深度的散射光或反射光强度信息,实现组织的深度方向成像。根据使用光源的不同,FD-OCT可以分为谱域OCT(SD-OCT)<sup>[12-13]</sup>和扫频OCT(SS-OCT)<sup>[14-15]</sup>。SD-OCT使用宽带光源,参考臂长度固定在与样品深度大致相同的光程位置,使用光栅对不同波长的干涉光进行分光,通过线阵相机检测不同波长的干涉光强度。在SS-OCT中,光源具有窄的瞬时线宽,在不同时间输出不同的波长,不同波长的干涉信号由光电探测器接收。相比于TD-OCT,FD-OCT的参考臂固定,不需要进行机械调制,具有更高的灵敏度与信噪比,成像速度更快<sup>[16-18]</sup>。

尽管OCT具有诸多优势,但是传统台式OCT系统的扫描探头固定在工作台或桌面上,灵活性差,限制了OCT的自由度。此外,在临床检测中,需要病人的一定配合才能够进行成像,难以用于一些自主行动能力较差的患者,如失去自主行为能力卧床不起的患者、配合度差的婴幼儿等。同时,探头外观结构尺寸大,无法对狭窄腔体内部(如耳道、口腔等部位)进行成像。

手持式光学相干层析成像系统(HH-OCT)将OCT系统中的样品光路与主系统分离,样品光路单独

收稿日期: 2023-11-27; 修回日期: 2024-01-05; 录用日期: 2024-01-23; 网络首发日期: 2024-02-23

基金项目: 国家自然科学基金项目(61975019, 52205551)、北京市教育委员会科学研究计划项目(KZ202011232050, KM202311232021)

通信作者: \*jiangzhu@bistu.edu.cn

封装,手持探头方便持握。手持探头与主系统之间通过光纤连接,增加了整个系统的自由度,在扫描成像过程中可以降低对患者配合度的要求<sup>[19-20]</sup>。手持探头内部包含光学元件和扫描振镜,结构紧凑且轻便。国内外研究人员曾提出了不同的手持 OCT 探头设计。2014 年,Shelton 等<sup>[21]</sup>提出了一种用于初级保健的手持 OCT 探头,该探头可以通过替换不同的外部透镜支架,针对不同部位的组织进行成像,其 A 线扫描速率能够达到 70 kHz;但是此款手持探头的结构尺寸较大,光纤暴露在探头外,在使用过程中可能会发生损坏。2016 年,刘浩等<sup>[22]</sup>提出了一种可以用于牙齿成像的手持 OCT 探头,该探头可以对牙齿进行高分辨率成像,A 线扫描速率同样可以达到 70 kHz;但是该探头的结构较大,不方便持握,也无法深入口腔内部进行软组织及后牙成像。2019 年,Song 等<sup>[23]</sup>提出了一种低成本的手持 OCT 探头,该探头方便持握,增加了人体工学设计,但其 A 线扫描速率较低,仅有 12.5 kHz。同年,Haak 等<sup>[24]</sup>对一种商业手持探头进行了改进,增加了透镜支架,使探头可以进入口腔内部成像,但是探头不具备视频成像功能,不便于感兴趣区域的定位,且扫描速率相对较低。2020 年,Li 等<sup>[25]</sup>提出了一种手持探头,它能够伸入口腔内部进行成像,其 A 线扫描速率可提高到 100 kHz,但是该探头结构简单,光纤和电气元件暴露在外且不方便手持。

本团队提出了一种具有视频引导功能的手持式高速光学相干层析成像系统,其中的手持探头结构紧凑、体积小巧,而且方便持握。探头内部增加了互补金属氧化物半导体(CMOS)相机,能够进行实时视频成像,并引导 OCT 成像。同时,探头具有高达 200 kHz 的 A 线扫描速率,成像速度较以往系统大大提高。为了校正采集过程中的抖动,本团队提出了图像自动配准算法,进一步提高了图像质量。此外,本团队利用手持 OCT 系统和传统台式 OCT 系统对离体猪眼角膜以及牙齿进行成像,以验证手持 OCT 系统的成像性能。实验结果显示:本团队设计的手持 OCT 系统在 CMOS 相机视频引导下可以快速定位感兴趣区域,获取组织的高分辨率 OCT 图像和组织表面形貌图像,有望应用到口腔组织、眼组织成像中,为临床疾病诊断提供方便的检测方法和重要的诊疗依据。

## 2 系统与方法

### 2.1 成像系统

OCT 成像技术基于迈克耳孙干涉原理,将低相干光分为样品光与参考光两部分,样品光经样品散射或反射后与参考光进行干涉,干涉信号由光电探测器接收,对探测器接收到的干涉信号进行快速傅里叶变换后,可以得到样品在深度方向的散射信号(A-line)。本团队所设计的 OCT 系统如图 1(a)所示。系统使用扫频光源(SL132120, Thorlabs),中心波长为 1300 nm,

A 线扫描速率为 200 kHz。光源发出的光束经过 90:10 耦合器后分成两部分,90% 的光束进入样品光路,10% 的光束进入参考光路。进入参考光路的光束通过准直器和聚焦透镜后照射到反射镜上,由反射镜反射后,沿参考光路进入 50:50 的光纤耦合器中。样品光路中的光经过准直器后照射到扫描振镜上,再经过扫描物镜后聚焦到样品上。样品的后向散射光或反射光沿样品臂进入 50:50 耦合器与参考臂的反射光进行干涉,干涉信号由双平衡光电探测器接收,并将信号传递给计算机进行处理。

将样品光路与 OCT 主系统分离,单独制作成手持探头,手持探头模型如图 1(b)所示,内部光路如图 1(c)所示。设计探头模型后,通过 3D 打印技术实现探头外壳的制作。探头内部包含 OCT 成像光路和 CMOS 相机成像光路。整个样品光路由准直器、振镜(A7B2.3-2400AL, Mirrorcle Technologies Inc.)、物镜、长通二向色镜、CMOS 相机(MU9PM-MH, XIMEA)以及用于照明的冷光源组成。其中长通二向色镜作为两部分光路的耦合。本团队设计的手持探头没有使用传统的检流计式振镜<sup>[26]</sup>,而是采用了基于微机电系统(MEMS)的振镜<sup>[27]</sup>作为扫描单元。相对于传统的检流计式振镜, MEMS 振镜具有更小的体积和更低的功耗。以往使用检流计式振镜完成 X、Y 两个方向的扫描需要两个单轴检流计式振镜协同工作,而使用双轴 MEMS 振镜可以方便地进行一维和二维扫描。因此,使用 MEMS 振镜更加有利于手持探头的小型化。为了验证手持 OCT 探头的成像性能,本团队同时构建了台式 OCT 系统,图 1(d)为台式 OCT 系统的样品光路,包含一个准直器、一个双轴扫描振镜(GVS012/M, Thorlabs)和扫描物镜(LSM04, Thorlabs)。手持探头与台式扫描探头共用一个 OCT 主系统,可以方便地进行更换。

手持探头的尺寸约为 14 cm×3.5 cm×10 cm,重 150 g 左右,探头额外配备了一个可以伸入口腔进行成像的透镜支架,其直径约为 1.6 cm,长度为 5 cm,重约 15 g。尺寸小巧的手持探头可以方便地伸入狭窄腔体内部进行成像。探头内部的每个光学元件以及 MEMS 振镜都安装在内部预设的相应卡槽结构中并通过螺钉固定,减少了各个元件之间的相互影响,并且结构稳定,增强了成像的可靠性。手持探头的扫描速率可以达到 200 kHz,其对组织的轴向分辨率为 5.2  $\mu\text{m}$ ,横向分辨率为 31.4  $\mu\text{m}$ 。其二维成像的最大成像范围是 12.7 mm×8.0 mm,三维成像时的最大成像范围是 8.5 mm×8.5 mm×8.0 mm。实验中使用的台式 OCT 系统对组织的轴向分辨率为 5.2  $\mu\text{m}$ ,横向分辨率为 45.8  $\mu\text{m}$ 。其二维成像时的最大成像范围是 14.1 mm×8.0 mm,三维成像时的最大成像范围是 14.1 mm×14.1 mm×8.0 mm。

### 2.2 图像自动配准

在手持探头成像过程中,测试人员手部的轻微抖

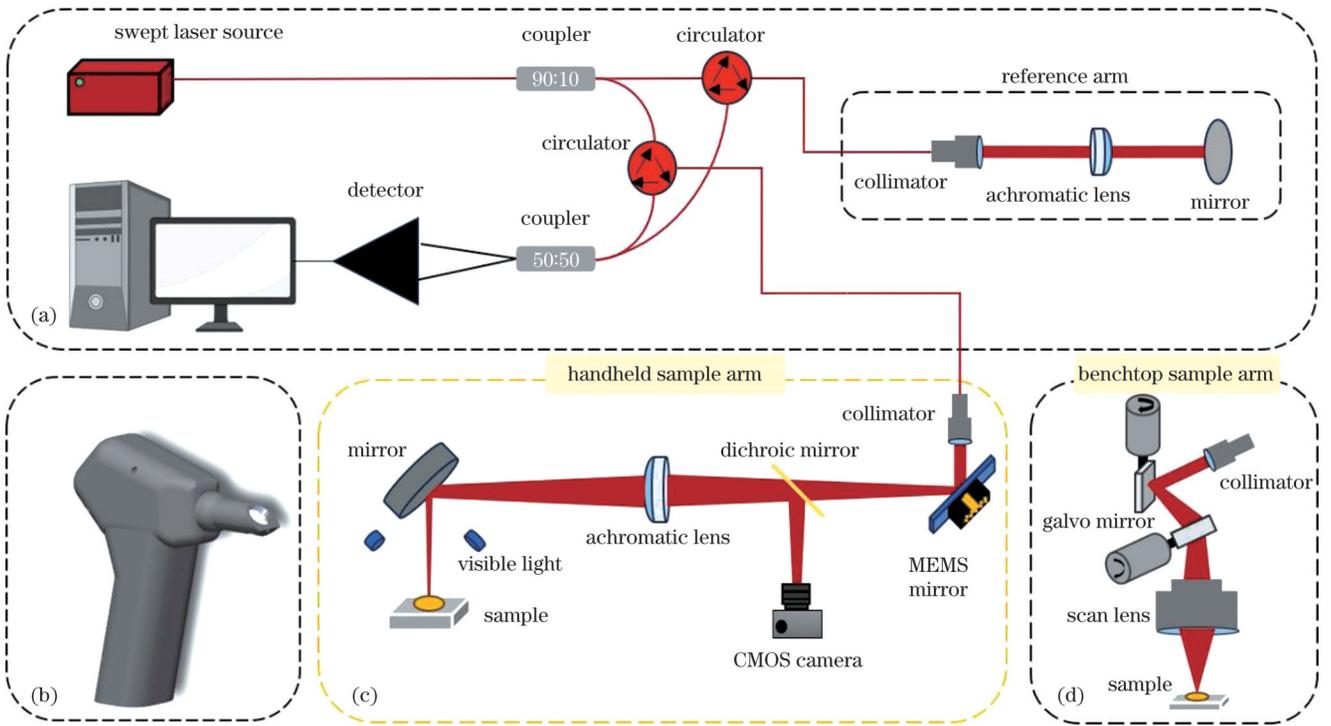


图 1 视频引导的手持式高速 OCT 成像系统及台式 OCT 扫描光路示意图。(a)SS-OCT 主系统示意图；(b)手持探头模型；(c)手持探头内部光路图；(d)台式 OCT 扫描光路

Fig. 1 Schematics of the video-guided handheld high-speed optical coherence tomography (OCT) system and the scanning light path in the benchtop OCT system. (a) Schematic of SS-OCT main system ; (b) handheld probe model; (c) schematic of internal light path of handheld probe; (d) schematic of benchtop OCT scanning light path

动以及被测对象的不自觉颤抖均会导致图像错配,降低图像质量。本团队提出了一种图像自动配准方法,采用该方法对每张 B 扫描图像进行校正,消除图像错配引起的伪影。首先,对同一位置采集的多张 B 扫描图像进行重心提取,假设图像的大小为  $I \times J$ , 则图像重心可以定义为

$$X_c = \frac{M_{01}}{M_{00}} = \frac{\sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J i \times F(i, j)}{\sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J F(i, j)}, \quad (1)$$

$$Y_c = \frac{M_{10}}{M_{00}} = \frac{\sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J j \times F(i, j)}{\sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J F(i, j)}, \quad (2)$$

式中:  $F(i, j)$  为图像在  $(i, j)$  处的灰度值;  $X_c$ 、 $Y_c$  分别为图像重心的坐标值;  $M_{00}$  为图像中所有像素灰度值之

和;  $M_{10}$  为图像中像素灰度值  $F(i, j)$  与像素行号  $i$  乘积之和;  $M_{01}$  为图像中像素灰度值  $F(i, j)$  与像素列号  $j$  乘积之和。

然后,以图像的重心为中心,划定一定区域并将其作为特征区域,特征区域的大小比整幅图像小很多。以图像重心为中心划定的特征区域包含了图像中的高灰度值区域,能够提高图像配准的准确性。图像配准过程从第二帧 B 扫描图像开始,将其与前一帧 B 扫描图像进行匹配。其中,前一帧图像作为参考图像,当前图像作为待配准图像。

接下来,计算待配准图像特征区域与参考图像特征区域之间的互相关系数。不断偏移待配准图像,寻找互相关系数的最大值。互相关系数的计算公式为

$$R(x, z) = \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N [T(i, j) \times H(i+x, j+z)] - \frac{1}{M \times N} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N T(i, j) \times \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N H(i+x, j+z)}{\sqrt{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \left[ T(i, j) - \frac{1}{M \times N} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N T(i, j) \right]^2} \times \sqrt{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \left[ H(i+x, j+z) - \frac{1}{M \times N} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N H(i+x, j+z) \right]^2}}, \quad (3)$$

式中:  $M \times N$  为特征区域的尺寸;  $T(i, j)$  为参考图像特征区域在  $(i, j)$  位置的灰度值;  $H(i+x, j+z)$  为待配准图像特征区域在  $(i+x, j+z)$  位置的灰度值。互

相关系数最大值对应的  $x$  和  $z$  值即为最佳配准时待配准图像的位置偏移量。获得图像偏移量后,在对原图偏移时,可能会使图像产生边缘信息缺失。图像边缘

部分通常含有较少的有用信息,因此边缘部分信息缺失对成像结果的影响较小。

使用手持探头进行成像时,图像可能在深度方向(Z方向)、快扫描方向(X方向)以及慢扫描方向(Y方向)出现错配。对二维截面成像时,上述算法可以较好地校正深度方向和快扫描方向的偏移。在进行二维截面成像时,如果手持探头出现较大距离的Y方向抖动,则通过式(3)计算的最大互相关系数将偏小,可以删除此帧图像,或者控制扫描振镜重新采集图像。在进行三维扫描时,Y方向上固定间隔的B扫描图像将用于重建三维图像,如果Y方向上出现抖动,则将产生Y方向上不等间隔采集的B扫描图像。此时,可在Y-Z平面检测组织的表面,对表面形貌进行拟合和重建,从而校正Y方向上的抖动<sup>[28]</sup>。

### 2.3 图像质量分析

通过对比手持OCT系统与台式OCT系统获取的图像质量,分析手持OCT系统与台式OCT系统的性能差异。通常用于分析OCT图像对比度的指标是对比噪声比(CNR,在公式中记为 $\zeta_{\text{CNR}}$ )<sup>[29-30]</sup>。本团队使用两种OCT系统采集离体猪牙的B扫描图像,计算50张B扫描图像的CNR,进而分析两种OCT系统的成像性能。CNR的计算公式为

$$\zeta_{\text{CNR}} = \frac{u_r - u_b}{\sqrt{\sigma_r^2 + \sigma_b^2}}, \quad (4)$$

式中: $u_r$ 和 $\sigma_r$ 分别是感兴趣区域灰度的平均值和标准差; $u_b$ 和 $\sigma_b$ 分别是背景噪声区域灰度的平均值和标准差。

## 3 实验结果

### 3.1 离体猪眼角膜与离体猪牙齿的实验结果

为了验证手持OCT系统的成像性能,本团队利用该系统对离体猪眼角膜和离体猪牙齿进行成像。图2(a)是手机拍摄的猪眼正面彩色照片,图2(b)是手持探头中的实时成像相机捕获到的猪眼角膜部位正面图像,与图2(a)中的方框区域对应。OCT扫描位置如图2(b)中的直线所示,扫描距离为3 mm。图2(c)是离体猪眼角膜的单张B扫描图像,横坐标为横向扫描范围,纵坐标为成像深度,图像大小为3 mm×5 mm。通过手持OCT系统成像可以获得角膜的高分辨率二维截面图像。

然后,使用手持OCT系统对离体猪牙齿进行成像实验,实验结果如图2(d)~(f)所示。其中,图2(d)是使用手机拍摄的猪牙齿整体彩色图片,图2(e)是手持探头中的实时成像相机拍摄的猪牙齿图像,与图2(d)中的方框区域相对应。OCT扫描位置如图2(e)中的直线所示,扫描距离为3 mm。图2(f)为离体猪牙齿的单张B扫描图像,图像大小为3 mm×7 mm。

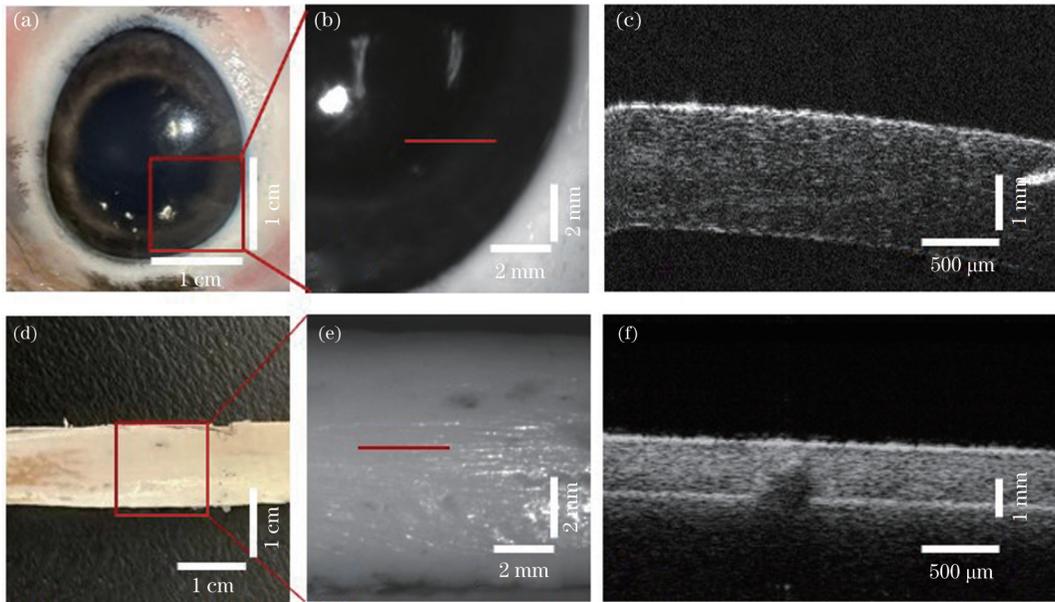


图2 利用手持OCT系统对离体猪眼角膜和猪牙齿成像。(a)手机拍摄的猪眼彩色照片;(b)手持探头中的视频相机对角膜成像的图像;(c)手持探头采集的单张角膜B扫描图像;(d)手机拍摄的猪牙齿彩色照片;(e)手持探头中的视频相机对猪牙齿成像的图像;(f)手持探头采集的单张猪牙齿B扫描图像

Fig. 2 Imaging of the porcine cornea and tooth by the handheld OCT system. (a) Image of the porcine cornea captured by a cell phone; (b) image of the porcine cornea captured by the video camera in the handheld OCT system; (c) single B-scan image of the porcine cornea captured by the handheld OCT system; (d) image of the porcine tooth captured by a cell phone; (e) image of the porcine tooth captured by the video camera in the handheld OCT system; (f) single B-scan image of the porcine tooth captured by the handheld OCT system

为了验证图像配准方法,在同一位置进行多次B扫描,并对多张B扫描图像进行平均,直接平均后的猪眼

角膜B扫描图像和猪牙齿B扫描图像分别如图3(a)和图3(c)所示。从这两张图中可以看出,虽然图像平均

能够减小背景区域的噪声,但平均图像中组织区域的结构较模糊。这说明采样过程的抖动会导致图像出现明显的错位。使用前述的图像自动配准方法,对同一位置采集的多张 B 扫描图像完成自动配准,然后对图像

进行平均,配准平均后的猪眼角膜 B 扫描图像和猪牙齿 B 扫描图像分别如图 3(b)和图 3(d)所示。结果表明,图像自动配准方法能够很好地校正采样过程中图像的错位,消除抖动造成的运动伪影,提高图像质量。

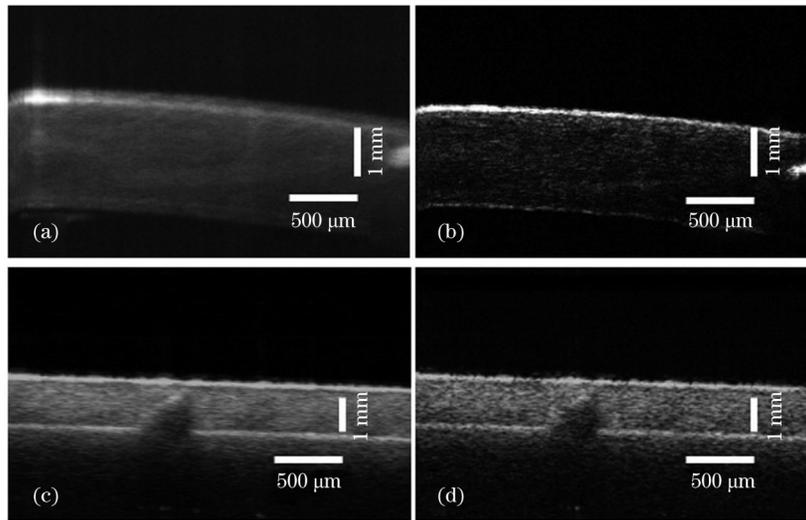


图 3 直接平均和配准后平均的猪眼角膜和猪牙齿 OCT 图像(猪眼角膜 B 扫描图像的大小为  $3\text{ mm} \times 5\text{ mm}$ ,猪牙齿 B 扫描图像的大小为  $3\text{ mm} \times 7\text{ mm}$ )。(a)直接平均的猪眼角膜 B 扫描图像;(b)配准后平均的猪眼角膜 B 扫描图像;(c)直接平均的猪牙齿 B 扫描图像;(d)配准后平均的猪牙齿 B 扫描图像

Fig. 3 Directly averaged and post-registration averaged OCT images of the porcine cornea and tooth (the size of the corneal image is  $3\text{ mm} \times 5\text{ mm}$ , and the size of tooth image is  $3\text{ mm} \times 7\text{ mm}$ ). (a) Directly averaged B-scan image of the porcine cornea; (b) post-registration averaged B-scan image of the porcine cornea; (c) directly averaged B-scan image of the porcine tooth; (d) post-registration averaged B-scan image of the porcine tooth

### 3.2 手持 OCT 系统与台式 OCT 系统的对比

为了进一步验证手持 OCT 系统的成像性能,本团

队分别使用手持 OCT 系统和台式 OCT 系统对离体猪牙齿进行了成像实验。图 4(a)是使用台式 OCT 系统

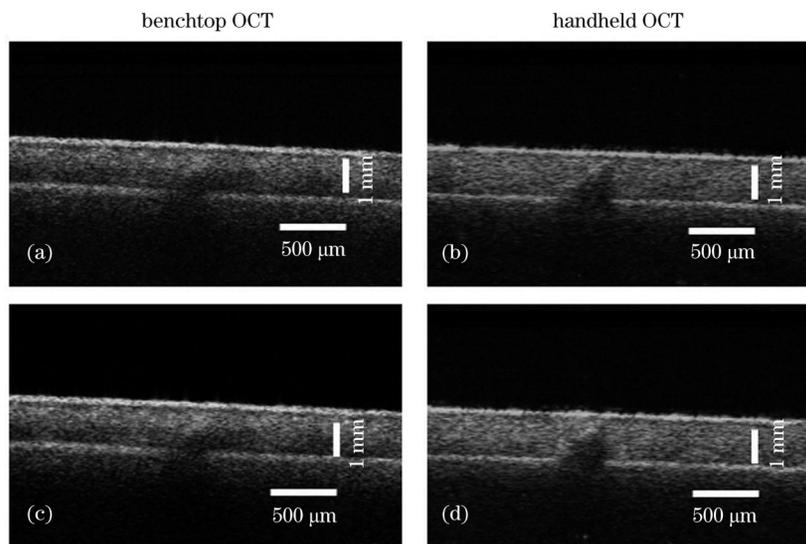


图 4 台式 OCT 系统和手持 OCT 系统获取的离体猪牙齿图像(猪牙齿 B 扫描图像的大小均为  $3\text{ mm} \times 7\text{ mm}$ )。(a)台式 OCT 系统获取的单次 B 扫描图像;(b)手持 OCT 系统获取的单次 B 扫描图像;(c)台式 OCT 系统获取的多次 B 扫描配准后平均图像;(d)手持 OCT 系统获取的多次 B 扫描配准后平均图像

Fig. 4 Images of *ex-vivo* porcine tooth captured by benchtop OCT and handheld OCT systems (the size of the tooth image is  $3\text{ mm} \times 7\text{ mm}$ ). (a) Single B-scan image captured by the benchtop OCT system; (b) single B-scan image captured by the handheld OCT system; (c) multiple B-scan post-registration averaged OCT image captured by the benchtop OCT system; (d) multiple B-scan post-registration averaged OCT image captured by the handheld OCT system

获取的离体猪牙齿单张 B 扫描图像,图 4(b)展示了手持 OCT 系统获取的离体猪牙齿 B 扫描图像。通过对比成像结果可以观察到两种系统获取的结果无明显差异,使用手持 OCT 系统可以观察到由牙齿结构散射系数不同造成的分层现象。利用台式 OCT 系统和手持 OCT 系统分别采集了 50 张图像,台式 OCT 系统获取的图像 CNR 为  $3.30 \pm 0.02$ ,手持 OCT 系统获取的图像 CNR 为  $3.28 \pm 0.01$ 。结果表明,台式 OCT 系统和手持 OCT 系统获取的图像具有相近的质量。由于台式 OCT 系统采集图像时不存在抖动问题,因此同一位置多次扫描后的平均图像可以作为参考,进一步评估图像的自动配准算法。图 4(c)是台式 OCT 系统获取的多张 B 扫描图像平均后的猪牙图像,图 4(d)是手持 OCT 系统采集的多张 B 扫描图像进行自动配准后得到的平均图像。结果表明,经过自动配准后手持 OCT 系统获取的多张 B 扫描图像平均结果与台式 OCT 系统获取的多张 B 扫描图像平均结果展示出了相似的结构,而且图像质量无明显差异。自动匹配算法能够很好地对图像进行校正,消除抖动造成的影响。

## 4 结 论

本团队设计并搭建了一种基于视频引导的快速扫描光源手持 OCT 系统,该系统具有 200 kHz 的高速扫描速率,成像速度较以往系统大大提高。该手持 OCT 系统结构紧凑,其探头方便持握,增加了系统的灵活性,而且探头具有细长的扫描末端,能够方便地深入狭窄腔体内部。探头内部的 CMOS 相机能够快速定位感兴趣区域,并引导 OCT 成像。图像自动配准方法能够有效消除抖动造成的运动伪影,提高图像质量。为验证手持 OCT 系统的成像性能,本团队采用该手持 OCT 系统对离体猪眼角膜和离体猪牙齿进行了成像。结果表明,该系统能够实现高分辨率的组织结构成像,并且成像结果与台式 OCT 系统所得结果具有相近的图像质量。该手持 OCT 系统能够为临床检测提供更方便的实现途径,有望用于口腔等狭窄腔体内部组织的成像,并可用于对自主行动能力差的患者进行眼组织成像,为临床疾病诊断提供方便可靠的检测方法。未来,本团队将进一步对手持 OCT 系统进行改进,并针对人类口腔内软硬组织进行在体成像研究。

## 参 考 文 献

- [1] Drexler W, Fujimoto J G. Optical coherence tomography[M]. Cham: Springer, 2015.
- [2] Hariri L P, Mino-Kenudson M, Lanuti M, et al. Diagnosing lung carcinomas with optical coherence tomography[J]. Annals of the American Thoracic Society, 2015, 12(2): 193-201.
- [3] Huang D, Swanson E A, Lin C P, et al. Optical coherence tomography[J]. Science, 1991, 254(5035): 1178-1181.
- [4] 苏亚, 孟卓, 王龙志, 等. 光学相干层析无创血糖检测中相关性分析及标定[J]. 中国激光, 2014, 41(7): 0704002.  
Su Y, Meng Z, Wang L Z, et al. Correlation analysis and calibration of noninvasive blood glucose monitoring *in vivo* with optical coherence tomography[J]. Chinese Journal of Lasers, 2014, 41(7): 0704002.
- [5] 史伟松, 高万荣, 陈朝良. 人体皮肤在体手持式扫频光学相干层析系统[J]. 光学学报, 2015, 35(11): 1117001.  
Shi W S, Gao W R, Chen C L. Handheld swept source optical coherence tomography for imaging human skin *in vivo*[J]. Acta Optica Sinica, 2015, 35(11): 1117001.
- [6] 石博雅, 孟卓, 刘铁根, 等. OCT 系统对人体牙齿组织的非失真成像深度的研究[J]. 光学学报, 2014, 34(2): 0217001.  
Shi B Y, Meng Z, Liu T G, et al. Non-distorted imaging depth of optical coherence tomography system in human dental tissues[J]. Acta Optica Sinica, 2014, 34(2): 0217001.
- [7] Yang C J, Zhu J, Fan F, et al. Simplifying intensity variance analysis for optical coherence tomography-based angiography[J]. Proceedings of SPIE, 2022, 12320: 123201P.
- [8] 张璇晔, 朱疆. 内窥光学相干层析成像的研究进展与应用[J]. 中国激光, 2023, 50(21): 2107103.  
Zhang X Y, Zhu J. Research progress and applications of endoscopic optical coherence tomography[J]. Chinese Journal of Lasers, 2023, 50(21): 2107103.
- [9] Swanson E A, Huang D, Hee M R, et al. High-speed optical coherence domain reflectometry[J]. Optics Letters, 1992, 17(2): 151-153.
- [10] Bousi E, Charalambous I, Pitris C. Fourier domain optical coherence tomography axial resolution improvement with modulated deconvolution[J]. Proceedings of SPIE, 2011, 8091: 80910P.
- [11] Krishnan S R, Seelamantula C S. Optimum parameter selection in sparse reconstruction of frequency-domain optical-coherence tomography signals[C]//2014 19th International Conference on Digital Signal Processing, August 20-23, 2014, Hong Kong, China. New York: IEEE Press, 2014: 200-203.
- [12] Matsui Y, Kondo M, Uchiyama E, et al. New clinical ultrahigh-resolution SD-OCT using A-scan matching algorithm[J]. Graefes' Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology, 2019, 257(2): 255-263.
- [13] 谢冠明, 王三宏, 张跃强, 等. 基于光学相干层析的激光焊接熔深监测方法[J]. 光学学报, 2023, 43(11): 1114002.  
Xie G M, Wang S H, Zhang Y Q, et al. Laser welding depth monitoring method based on optical coherence tomography[J]. Acta Optica Sinica, 2023, 43(11): 1114002.
- [14] 孙伟, 李嘉男, 戚蒗源, 等. 内窥扫频光学相干层析探测牙齿根裂的研究[J]. 光学学报, 2019, 39(8): 0811002.  
Sun W, Li J N, Qi L Y, et al. Detection of dental root fractures based on endoscopic swept source optical coherence tomography [J]. Acta Optica Sinica, 2019, 39(8): 0811002.
- [15] 徐宇亨, 邱橙, 陈泳屹, 等. 面向 OCT 应用的快速宽调谐扫频光源的研究进展[J]. 激光与光电子学进展, 2023, 60(16): 1600003.  
Xu Y H, Qiu C, Chen Y Y, et al. Research progress of high-speed and wide-tuned frequency swept lasers for optical coherence tomography applications[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2023, 60(16): 1600003.
- [16] Leitgeb R, Hitzinger C K, Fercher A F. Performance of Fourier domain vs. time domain optical coherence tomography[J]. Optics Express, 2003, 11(8): 889-894.
- [17] Choma M A, Sarunic M V, Yang C, et al. Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography [J]. Optics Express, 2003, 11(18): 2183-2189.
- [18] de Boer J F, Cense B, Park B H, et al. Improved signal-to-noise ratio in spectral-domain compared with time-domain optical coherence tomography[J]. Optics Letters, 2003, 28(21): 2067-2069.
- [19] Sayegh S I, Nolan R M, Jung W, et al. Comparison of a MEMS-based handheld OCT scanner with a commercial desktop OCT system for retinal evaluation[J]. Translational Vision Science & Technology, 2014, 3(3): 10.
- [20] Won J, Huang P C, Spillman D R, et al. Handheld optical

- coherence tomography for clinical assessment of dental plaque and gingiva[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2020, 25(11): 116011.
- [21] Shelton R L, Jung W, Sayegh S I, et al. Optical coherence tomography for advanced screening in the primary care office[J]. *Journal of Biophotonics*, 2014, 7(7): 525-533.
- [22] 刘浩, 高万荣, 陈朝良. 手持式牙齿在体谱域光学相干层析成像系统研究[J]. *中国激光*, 2016, 43(2): 0204003.  
Liu H, Gao W R, Chen C L. Handheld spectral domain optical coherence tomography for *in vivo* tooth imaging[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2016, 43(2): 0204003.
- [23] Song G, Chu K K, Kim S, et al. First clinical application of low-cost OCT[J]. *Translational Vision Science & Technology*, 2019, 8(3): 61.
- [24] Haak R, Ahrens M, Schneider H, et al. Handheld OCT probe for intraoral diagnosis on teeth[J]. *Proceedings of SPIE*, 2019, 11073: 110730W.
- [25] Li K Y, Yang Z H, Liang W X, et al. Low-cost, ultracompact handheld optical coherence tomography probe for *in vivo* oral maxillofacial tissue imaging[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2020, 25(4): 046003.
- [26] Yang J L, Liu L, Campbell J P, et al. Handheld optical coherence tomography angiography[J]. *Biomedical Optics Express*, 2017, 8(4): 2287-2300.
- [27] Canavesi C, Cogliati A, Hayes A, et al. 3D wide field-of-view Gabor-domain optical coherence microscopy advancing real-time *in-vivo* imaging and metrology[J]. *Proceedings of SPIE*, 2017, 10053: 100530Z.
- [28] Chen X D, Ma Z Q, Wang C Y, et al. Fast motion correction in optical coherence tomography with image feature matching[J]. *Proceedings of SPIE*, 2023, 12770: 127701U.
- [29] Szkulmowski M, Wojtkowski M. Averaging techniques for OCT imaging[J]. *Optics Express*, 2013, 21(8): 9757-9773.
- [30] Majoor J E A, Vermeer K A, Lemij H G. Contrast-to-noise ratios to evaluate the detection of glaucomatous progression in the superior and inferior hemiretina[J]. *Translational Vision Science & Technology*, 2022, 11(5): 20.

## Video-Guided Handheld High-Speed Optical Coherence Tomography System

Liu Shuo<sup>1,2</sup>, Zhu Jiang<sup>1,2\*</sup>, Chen Xudong<sup>1,2</sup>, Wang Chongyang<sup>1,2</sup>, Ma Zongqing<sup>1,2</sup>,  
Meng Xiaochen<sup>1,2</sup>, Fan Fan<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>*School of Instrument Science and Opto-Electronics Engineering, Beijing Information Science and Technology University, Beijing 102206, China;*

<sup>2</sup>*Key Laboratory of Ministry of Education for Optoelectronic Measurement Technology and Instruments, Beijing Information Science and Technology University, Beijing 102206, China*

### Abstract

**Objective** The structural characteristics of biological tissues can provide essential information for diagnosing clinical diseases. Medical imaging methods, such as X-ray imaging, computed tomography, magnetic resonance imaging, positron emission tomography, and ultrasound imaging, can obtain the structure and function of the tissues; however, these methods cannot detect small lesions due to low imaging resolutions. A biopsy, the gold standard for tumor diagnosis, is painful and invasive, and some tissues cannot be sampled. Optical coherence tomography (OCT) is a label-free, noninvasive, three-dimensional optical imaging method with micrometer resolution and is used for optical biopsy. In the traditional benchtop OCT system, the large scanning probe fixed on a bench cannot reach into a narrow cavity, and the detection process requires a high degree of patient cooperation. Therefore, the use of benchtop OCT systems for clinical applications is limited to a certain extent. A handheld OCT system has a separated sample arm packaged into a miniaturized handheld probe, which is connected to the main OCT system via an optical fiber. The miniaturized probe can be held conveniently and inserted into the narrow cavity, increasing the applicability and flexibility. We propose a video-guided handheld high-speed OCT system with an A-line speed of 200 kHz. The compact handheld probe is easy to hold and can be inserted into narrow cavities. A camera integrated into the probe can capture real-time video for guiding OCT imaging. An image registration method is also developed to eliminate image misalignment due to hand tremors during OCT imaging.

**Methods** A handheld OCT system based on a swept source was built for tissue imaging, as shown in Figure 1. The handheld probe was connected to the main system through an optical fiber. The handheld probe was made to have a smaller size and lower power consumption by employing a microelectromechanical system-based scanner for beam scanning. A visible imaging camera integrated inside the handheld probe allows for real-time imaging, facilitating rapid localization of the region of interest, and guiding OCT imaging. The system has a high scanning speed with an A-line rate of 200 kHz, a lateral resolution of 31.4  $\mu\text{m}$ , and an axial resolution of 5.2  $\mu\text{m}$  in tissue. To improve the image quality, an image registration method was developed to eliminate image dithering. The handheld OCT system was validated using *ex-vivo* porcine cornea and tooth. The images obtained by the handheld OCT system were also compared with those obtained by the benchtop OCT system.

**Results and Discussions** The *ex-vivo* porcine cornea and tooth were imaged using the handheld OCT system, as shown in Figure 2. Figures 2(a) and 2(d) show the images of the cornea and tooth, respectively, captured by a cell phone. Real-time videos can be captured to guide the imaging location and determine the region of interest using the camera in the handheld OCT system. The images of the cornea and tooth captured by the video camera are shown in Figures 2(b) and 2(e), respectively. Single B-scan images of the cornea and tooth are captured by the handheld OCT system, as shown in Figures 2(c) and 2(f), respectively. The results show that

the handheld OCT system can acquire high-resolution cross-sectional structural images for the cornea and tooth. During imaging using the handheld probe, the hand tremor causes OCT image misalignment, and image registration is required. Figure 3 shows the OCT images of the porcine cornea and tooth with/without image registration. After multiple rounds of B-scanning at the same location, the images were averaged, as shown in Figures 3(a) and 3(c). The averaged images are blurry, showing image misalignment. After image registration, the image misalignment is corrected, and the averaging B-scan images present a clear tissue structure, as shown in Figures 3(b) and 3(d). To evaluate the imaging performance, the images obtained from the handheld OCT system were compared with those from the benchtop OCT system, as shown in Figure 4. Figures 4(a) and 4(b) show the single B-scan images of the *ex-vivo* porcine tooth from the benchtop and handheld OCT systems, respectively. The results show that there are no significant differences between the images acquired by the two systems. The CNRs of the images from the handheld and benchtop OCT systems are  $3.28 \pm 0.01$  and  $3.30 \pm 0.02$ , respectively. As there is no image misalignment during imaging using the benchtop OCT system, it can provide a reference for evaluating the image registration method. After image registration, the averaging B-scan images from the handheld OCT system show a structure similar to that of the images from the benchtop OCT system. Moreover, the registered images from the handheld OCT system have a quality similar to that of the images from the benchtop OCT system.

**Conclusions** In this study, a video-guided high-speed handheld OCT system with an A-line scanning rate of 200 kHz is designed and constructed. Compared with the traditional benchtop OCT system, the handheld system has a compact and easy-to-hold handheld probe, which extends the applications and increases the flexibility of OCT imaging. A video camera inside the probe allows real-time imaging to quickly localize the region of interest and guide the OCT image. An image registration method can eliminate image misalignment during OCT imaging. The imaging performance of the system was verified by imaging *ex-vivo* porcine cornea and tooth. The results show that the handheld OCT system can provide a more convenient method for tissue imaging, thus exhibiting great potential for imaging the tissues in a narrow cavity and serving the needs of less-cooperative patients.

**Key words** medical optics; optical coherence tomography; handheld probe; image registration