

手持式牙齿在体谱域光学相干层析成像系统研究

刘 浩 高万荣 陈朝良

南京理工大学电子工程与光电技术学院, 江苏 南京 210094

摘要 光学相干层析(OCT)是一种高分辨率、高灵敏度、无损伤的断层深度探测方法。搭建了一台手持式谱域光学相干层析(SDOCT)系统,对人体牙齿组织进行成像。介绍了手持式OCT探头设计。该手持式探头利用扫描振镜进行横向扫描,结构简单且十分紧凑,可以稳定地检测活体组织。利用该系统分别对离体牙齿和活体牙齿进行成像。通过实验结果可以清晰地看到活体牙齿的牙釉质、牙本质和釉质本质界面等组织,实现了高分辨率的断层成像。

关键词 医用光学;光学相干层析系统;手持式探头;活体牙齿成像

中图分类号 TN247

文献标识码 A

doi: 10.3788/CJL201643.0204003

Handheld Spectral Domain Optical Coherence Tomography for *in vivo* Tooth Imaging

Liu Hao Gao Wanrong Chen Chaoliang

School of Electronic Engineering and Optoelectronic Technique, Nanjing University of Science and Technology,
Nanjing, Jiangsu 210094, China

Abstract Optical coherence tomography (OCT) is a non-invasive high resolution cross-sectional imaging method with high sensitivity. A simple handheld spectral-domain optical coherence tomography (SDOCT) system is developed for imaging tooth tissues. The design of the handheld OCT probe is described in detail, and the lateral scanning is realized by using a scanning mirror. The handheld OCT probe is characterized by its compact size and portable feature, making it easier for *in vivo* tooth imaging. The system is used for imaging of *in vitro* and *in vivo* tooth tissues. The enamel, dentin and the interface between them can be clearly observed in the high-resolution tomographic images.

Key words medical optics; optical coherence tomography system; handheld probe; *in vivo* tooth imaging

OCIS codes 170.1650; 030.1640; 040.1520; 110.4500; 140.3510

1 引 言

光学相干层析术(OCT)是近年来发展起来的一种高速断层成像技术^[1],主要对生物组织进行断层成像。OCT采用低相干光源,利用参考光与样品光进行干涉从而重构生物组织内部结构,实现断层成像,其深度分辨率可达1~15 μm 。该技术具有非侵入性、高灵敏度的特点,因此被广泛应用于医学、生命科学以及工业等领域^[2-4]。

根据探测方式的不同,OCT可以分为时域光学相干层析术(TDOCT)^[5]和频域光学相干层析术(FDOCT)^[6-7]。TDOCT通过在参考臂中引入机械扫描来获取样品的深度信息,而与参考臂等光程的样品中反射回来的样品光与参考光发生干涉,继而探测器接收,然后经过解调处理后重构样品断层图像。FDOCT有两种实现方法,分别为谱域OCT技术(SDOCT)^[8]和扫频OCT(SSOCT)^[9]。在SDOCT中,光源是宽带非相干光源,参考臂的长

收稿日期: 2015-10-19; 收到修改稿日期: 2015-10-26

基金项目: 国家自然科学基金(61275198, 60978069)、国防基础科研资助项目

作者简介: 刘 浩(1992—),男,博士研究生,主要从事谱域OCT方面的研究。E-mail: lhao_9214@163.com

导师简介: 高万荣(1961—),男,教授,博士生导师,主要从事生物医学光学方面的研究。

E-mail: wgao@njjust.edu.cn(通信联系人)

度大致固定在一个对应于样本的位置,并且从参考臂和样品中返回的光经过干涉后,被光谱仪分光,然后被光电二极管阵列或 CCD 等阵列检测器采集。在 SS OCT 中,光源为扫频光源,干涉光被点探测器接收采集。在 SD OCT 和 SS OCT 中,对干涉光谱进行编码,利用逆傅里叶变换恢复出各个深度的图像。与 TD OCT 相比,FD OCT 无需移动参考镜,具有系统灵敏度和信噪比更高、轴向成像速度远高于 TD OCT 等优点^[10]。

龋病是一种由口腔中多种因素复合作用所导致的牙齿硬组织进行性病损,表现为无机质的脱矿和有机质的分解,随着病程的发展而有色泽变化到形成实质性病损的演变过程。因此,牙医想要获得早期龋病的探测,必须能够在早期观察这些病变。目前,相对于其他探测技术,OCT 以其独有的高分辨率、无损伤的层析特点,在龋齿诊断方面具有巨大的发展前景^[11]。近 20 年来,OCT 在牙齿探测方面的应用取得了极大的进展,Colston 等^[12]于 1998 年首次报道获得离体猪前磨牙的牙本质和牙周组织的 OCT 图像,Baumgartner 等^[13]于 1998 年成功得到离体牙釉质牙骨质界的 OCT 图像,Amaechi 等^[14]于 2001 年获得离体牙的龋变组织的清晰 OCT 图像。近年来,Lenton 等^[15]利用交叉偏振 OCT 来评估龋齿修复处继发龋的出现,Nakajima 课题小组首次利用 SS OCT 获得在体邻面龋的深度截面图像,然后与 X 射线图像进行比较,证明 OCT 图像具有更好的分辨率和可靠性^[16],Freitas 等^[17]分别利用定量光诱导荧光法和 OCT 对龋齿牙釉质结构进行成像,然后对成像结果进行比较,证明了 OCT 对检测龋齿牙釉质具有更高的敏感性。

在临床诊断中,台式系统会给医生诊断带来很多烦恼,台式探头也不利于诊断口腔、眼睛等重要部位。因此有必要研制小型轻便的手持式 OCT 探头。手持式 OCT 探头有以下优点:1) 手持式 OCT 探头体积更小,重量更轻,更容易直接探测到病变位置或者一些台式设备无法探测的部位;2) 手持式 OCT 探头有利于医生操作,更有利于让医生熟悉系统,帮助他们用已有的医学经验来进行准确的诊断;3) 手持式探头提供给医生更大的空间,通过更换一些简单的光学组件,可以更方便地让医生获得不同的探测视场。目前,国内外许多研究小组已经报道了手持式 OCT 系统。Boppart 小组等分别利用扫描振镜和微机电系统(MEMS)搭建的手持式 SD OCT 对不同的生物组织进行成像,而且已经逐渐应用到临床领域^[18-19]。在内窥探测方面,Li 小组利用光纤搭建微型化探头对肠胃等内部器官进行成像^[20]。

针对口腔方面的手持式 OCT 探头到目前为止还比较少,距离临床使用还有一定的距离。其中 Lee 等^[21]利用旋转回落导管(RPC)技术搭建小型化探头对口腔硬组织和软组织进行成像,Wang 等^[22]利用 MEMS 微镜设计了手持式探头对口腔黏膜进行了成像,Sadr 等^[16]利用手持式 SS OCT 系统(Prototype 2, Panasonic Healthcare Co., Ltd)对龋齿组织进行了多方面的评估,但是其系统纵向和横向分辨率只有 12 μm 和 20 μm 。目前,针对口腔的手持式 OCT 探头,主要是基于 MEMS 扫描微镜和光纤进行微型化设计。MEMS 微镜虽然体积很小,但是造价比较高,对口腔组织成像来说,MEMS 的扫描视场相对较小,很难做到一次获取病变组织成像信息,对于利用 MEMS 所采集的 OCT 图像,还需要额外的后期处理^[23]。光纤探头可以深入口腔内部,但是想要设计光纤探头,必须要有专业光纤切割机和熔接机,人力物力消耗较大,整体成本也非常高,而且光纤探头更加脆弱,不利于探测口腔内部结构。另外,基于 MEMS 微镜和光纤设计的探头结构更加复杂,将会给临床应用带来更大的烦恼。

针对这些问题,本文搭建了一个手持式 SD OCT 系统,其结构十分简单,体积较小,约为 10 cm×8 cm×6 cm,结构更加稳定。采用扫描振镜进行二维成像,扫描速度可达 70 kHz,可靠性很高,而整体成本远小于如上所述的小型化探头。对手持式探头结构进行了描述,同时详细分析了系统的成像性能。利用该系统对人体的牙齿进行了离体和在体成像。实验结果证明,所研制的手持式 OCT 系统可以清晰地获得活体牙齿组织的 OCT 图像,可看到牙齿组织的正常结构,满足对龋变组织探测的需求。

2 系统原理和成像性能

在光源光谱带宽不是很大的情况下,OCT 的横向分辨率和纵向分辨率是相互独立的^[24]。对于光谱为 Gauss 线型的光源,其归一化功率谱密度可以表示为

$$S(\nu) = \frac{2\sqrt{\ln 2/\pi}}{\Delta\nu} \exp\left[-4 \ln 2 \left(\frac{\nu - \nu_0}{\Delta\nu}\right)^2\right], \quad (1)$$

式中 ν_0 和 $\Delta\nu$ 分别表示光源的中心频率和光源在频率域的全半峰全宽。光源的时间相干函数和功率谱密度互成傅里叶变换关系,则时间相干函数为

$$g(\tau) = \exp\left[-\left(\frac{\pi\Delta\nu\tau}{2\sqrt{\ln 2}}\right)^2\right] \exp(-j2\pi\nu_0\tau). \quad (2)$$

光源的相干时间 τ_c 可以定义为(2)式在时间上的全半峰全宽,而相干长度 l_c 则可以表示为^[25]

$$l_c = c\tau_c = \frac{4\ln 2}{\pi} \left(\frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda}\right), \quad (3)$$

式中 $\Delta\lambda$ 和 λ_0 分别表示光源功率谱的全半峰全宽和光源的中心波长。光源的相干长度决定了纵向扫描的分辨率,因此可以得到 OCT 的纵向分辨率为

$$\Delta z = l_c/2 = (2\ln 2/\pi)(\lambda_0^2/\Delta\lambda). \quad (4)$$

在 FDOCT 中,系统的横向分辨率取决于样品臂光束的聚焦状态,即聚焦后光束的束腰半径^[21],可以表示为

$$\Delta x = (4\lambda_0/\pi)(f/D), \quad (5)$$

式中 D 为样品臂光束在聚焦物镜的光斑大小, f 为物镜的焦距。可以看出,增大物镜的数值孔径,可以减小焦点处的光斑大小,提高横向分辨率,但是同时降低了焦深。所以在选择聚焦物镜的数值孔径时,要注意保持横向分辨率和焦深的平衡。

在 FDOCT 系统中,由于是对干涉信号的各光谱分量进行探测,则光电探测器阵列的一个单元所接收到的信号强度是光源频率 ν_m 的函数^[26],即

$$D(\nu_m) = \frac{\rho\eta\tau}{h\nu_m} P(\nu_m) [R_r + R_s + 2\sqrt{R_r R_s} \cos(4\pi\nu_m \Delta z/c + \varphi)], \quad (6)$$

式中 ρ 为光谱仪效率, η 为探测器量化效率, τ 为曝光时间, h 为普朗克常数, ν_m 为光源频率, $P(\nu_m)$ 为 ν_m 对应的光能量, R_r 、 R_s 分别为参考臂和样品臂的反射率, $m \in [1, M]$, M 为像素数, Δz 为样品臂和参考臂之间的光程差, φ 为任意相位延迟。

为方便下面的表达,定义 $K(\nu_m) = \frac{\rho\eta}{h\nu_m} P(\nu_m)$, 则(1)式可以表示为

$$D(\nu_m) = K(\nu_m)\tau [R_r + R_s + 2\sqrt{R_r R_s} \cos(4\pi\nu_m \Delta z/c + \varphi)]. \quad (7)$$

被测样品的深度反射信号可以通过对(6)式进行离散傅里叶变换得到,最后得到该信号的振幅为

$$I(\tau)_{\text{FDOCT}}^{\text{peak}} = \frac{K(\nu_0)\tau}{M} \sqrt{R_r R_s}. \quad (8)$$

OCT 系统中主要的噪声包括接收器噪声 σ_{rc}^2 、散粒噪声 σ_{sh}^2 、额外噪声 σ_{ex}^2 、 $1/f$ 噪声以及量化噪声。接收器噪声是指在探测器部分出现的与入射光强大小无关的一些噪声,可以表示为

$$\sigma_{\text{rc}}^2 = \sigma_{\text{read}}^2 + \sigma_{\text{dark}}^2, \quad (9)$$

式中 σ_{read}^2 包括热噪声、温度噪声、放大器噪声等, σ_{dark}^2 为暗噪声。

单色光源的光子随机到达探测器的过程满足 Poisson 过程,由此引起的信号强度变化即为散粒噪声 σ_{sh}^2 ^[27], 可表示为

$$\sigma_{\text{sh}}^2 = \frac{K(\nu_0)\tau}{M} (R_r + R_s). \quad (10)$$

宽带非相干光源的光子随机到达探测器的过程满足 Bose-Einstein 过程,光强度的变化主要由散粒噪声 σ_{sh}^2 和额外噪声 σ_{ex}^2 组成。额外噪声可表示为^[28]

$$\sigma_{\text{ex}}^2 = \frac{(1+V^2)}{2} \frac{K^2(\nu_0)\tau}{M^2} (R_r + R_s)^2 \Delta\nu \frac{M}{\Delta\nu}, \quad (11)$$

式中 V 为光源的偏振度, $\Delta\nu$ 为光源的有效线型。

$1/f$ 噪声几乎存在于所有的探测器中,主要出现在低频区域,在保证足够高的信号载波频率下(例如,信号带宽高于直流几千赫兹), $1/f$ 噪声是可以避免的。量化噪声是从模拟信号中得到的错误结果,该模拟信号

被数字化到量子水平的有限数量中。可以通过选择动态范围充分的 A/D(模拟/数字)转换器或者调节信号,如填补 A/D 动态范围,来避免这种情况,因为这些噪声光源都可以抑制或是消除。

在 FDOCT 中,信号经过离散傅里叶变换之后,对噪声等级也会有额外的 $1/N$ 因子,所以得到 OCT 系统中总的噪声为 $\sigma_{\text{noise}}^2 = \frac{1}{N}(\sigma_{\text{re}}^2 + \sigma_{\text{sh}}^2 + \sigma_{\text{ex}}^2)$ 。

OCT 系统的信噪比(R_{SN})为干涉信号 $\langle I_{\text{FDOCT}}^2 \rangle$ 和系统中总噪声 σ_{noise}^2 的比值,表示为

$$R_{\text{SN}} = \langle I_{\text{FDOCT}}^2 \rangle / \sigma_{\text{noise}}^2 \quad (12)$$

由上所述,在 FDOCT 中, R_{SN} 可以用 $\langle I_{\text{FDOCT}}^2 \rangle$ 和 σ_{noise}^2 来描述。同时,这些参数都是通过已知参数计算得到的,从而可以得到系统的信噪比表达式。

OCT 系统的最大成像深度受到光源、样品臂聚焦物镜的数值孔径、系统灵敏度、信噪比等因素的限制。此外,当对高散射性的生物组织进行成像时,散斑噪声会增大,导致对样品的成像深度会大大减小。OCT 系统的最大成像深度一般可表示为^[29]

$$L = \lambda_0^2 / (4n\delta\lambda), \quad (13)$$

式中 $\delta\lambda$ 为光谱仪的光谱分辨率, n 为样品折射率。

本文所用手持式 OCT 系统原理结构如图 1(a)所示,该系统基于迈克尔孙干涉仪设计。OCT 采用宽带光源,中心波长为 830 nm,带宽为 50 nm。从超辐射发光二极管(SLD)光源发出的光经过 2×2 光纤耦合器 F1 后分成两束,一束从参考臂出射后经准直透镜准直到平面镜上,再由平面镜反射回到光纤耦合器中;另一束光进入样品臂,先经过准直物镜准直,再经过扫描振镜反射到聚焦物镜,由聚焦物镜将光会聚到被测样品上。然后从样品回来的后向散射光在光纤耦合器与反射回来的参考光发生干涉。从耦合器出来的干涉信号经衍射光栅分光后通过聚焦透镜聚焦到 CCD 探测器上,得到其干涉光谱。最后,CCD 探测器的输出信号由数据采集设备(DAQ)采集后送入计算机,由计算机完成图像重构等后续处理。

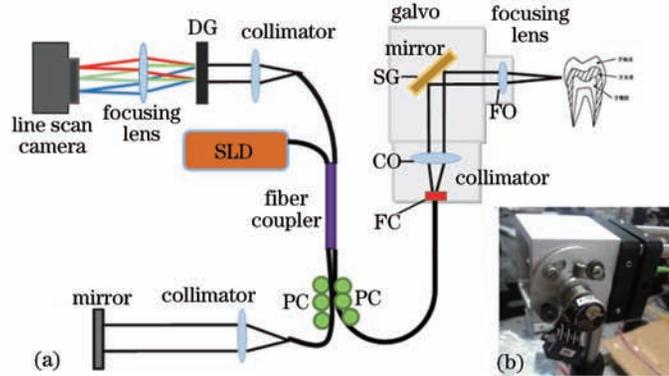


图 1 (a) SDOCT 系统; (b) 手持式探头实物图

Fig.1 (a) Schematic of SDOCT system; (b) photograph of handheld probe

OCT 系统的样品臂采用手持式探头,如图 1(b)所示。探头的体积大约为 $10 \text{ cm} \times 8 \text{ cm} \times 6 \text{ cm}$,重量约为 500 g。从耦合器出来的光束从光纤转接件(FC)进入手持探头,经过准直物镜(CO)准直到扫描振镜(SG)上,然后经振镜反射后由聚焦物镜(FO)聚焦到牙齿样品上。此外,在探头上安装一个小型位移平台,可以进行小范围调焦,调节聚焦物镜到被测样品的距离,便于确认样品表面,然后进行数据采集。该手持式探头是一种通用探头结构,只需要更换一些组件即可应用于 TDOCT、SSOCT 等系统。

该手持式 OCT 系统结构简单而且十分紧凑,探头的体积较小,组件间都是固定连接,所以相互之间影响比较小,具有很好的稳定性。该系统的采集速度可达 70 kHz,手的抖动或样品的颤动产生的低频噪声对系统图像采集的影响非常小,可以忽略不计。因此,该手持式 OCT 探头可以对活体组织进行稳定可靠的探测。

计算手持式 OCT 系统的横向分辨率、纵向分辨率与最大成像深度的理论值,由(4)、(5)和(13)式可得,该系统的纵向分辨率为 $6.1 \mu\text{m}$,横向分辨率为 $6.4 \mu\text{m}$,在空气中的最大成像深度为 3.4 mm。实际测量系统灵敏度^[25]:首先衰减参考臂信号使得 CCD 的光谱信号达到饱和值,然后在样品臂中放入一个 $D=2$ 的中性滤波片,

获得干涉信号。将信号峰值和噪声标准差之比加上 $20D=40$ dB,即为系统灵敏度数值。图2为手持式 OCT 系统点扩散函数峰值和噪声均方差的比值,测得该系统的灵敏度为 91 dB。

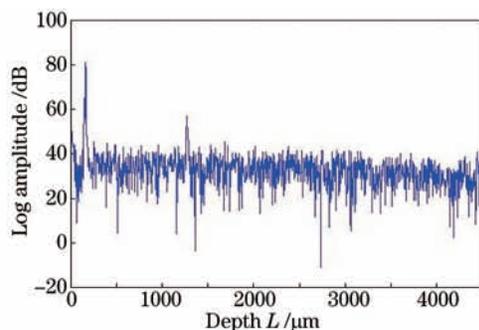


图2 手持式 SDOCT 系统灵敏度测试图

Fig.2 Sensitivity test result of the handheld SDOCT system

3 实验结果及讨论

牙齿组织结构包括牙釉质、牙本质以及牙骨质。牙釉质由无数密集的釉柱和少量柱间质组合而成,是牙冠外层白色半透明的钙化程度最高的坚硬组织,其硬度仅次于金刚石。硬化完全的牙釉质仅含 4%的有机物,而无机物含量则可高达 96%,一般说来,牙釉质是没有感觉的活组织,其新陈代谢过程缓慢。牙本质是构成牙齿的主体,位于牙釉质和牙骨质的内层,也是牙髓腔及根管的侧壁,颜色淡黄,大约含有 30%有机物和水,70%无机物,硬度低于牙釉质。若用显微镜观察,可看到牙本质内有许多排列规则的细管,称为牙本质小管,管内有神经纤维。牙本质的散射系数比牙釉质高,在波长为 1053 nm 时,牙釉质与牙本质的散射系数分别为 (15 ± 5) cm^{-1} 和 (260 ± 78) cm^{-1} [30]。

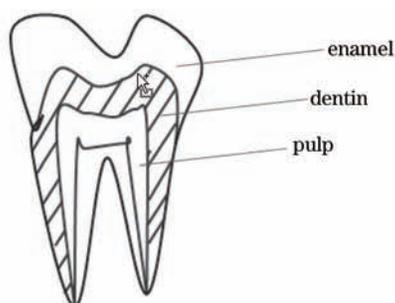


图3 牙齿结构示意图

Fig.3 Schematic of tooth structure

3.1 离体牙齿实验及结果

图4所示为利用手持式 OCT 系统获得的正常离体牙齿的 OCT 图像,图中横坐标为扫描物体的横向方向,纵坐标表示扫描的纵向深度。由于牙齿颌面的釉质较厚,而且系统的层析深度有限,因此选择离体牙齿侧面釉质较薄区域进行成像,来获得牙釉质、牙本质及釉本质界的特征图像。牙釉质的散射系数低于牙本质,所以相比于牙本质 OCT 图像,牙釉质的 OCT 图像灰度会更高,可以利用这一性质来区分牙釉质和牙本

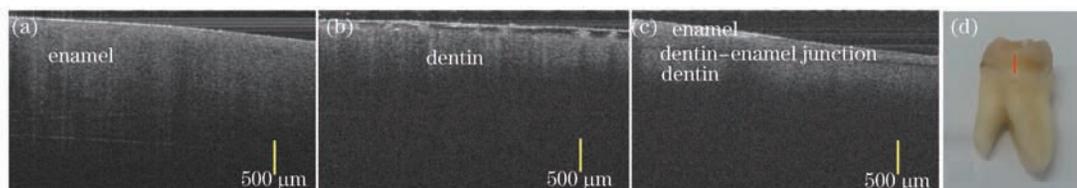


图4 (a) 被测牙齿牙釉质 OCT 图像; (b) 被测牙齿牙本质 OCT 图像; (c) 手持式探头对图4(d)中红色直线区域成像的 OCT 图像; (d) 离体牙齿照片

Fig.4 (a) OCT image of tooth enamel; (b) OCT image of tooth dentin; (c) OCT image at the position marked with red line in Fig. 4(d) obtained by the handheld probe; (d) photograph of the imaged tooth

质。图 4(d)为所测的离体牙齿的照片,其中红色线条标记的区域为图 4(c)的扫描范围,图 4(a)、(b)分别为牙釉质 OCT 图像和牙本质 OCT 图像,图 4(c)为包含牙釉质和牙本质分界面的 OCT 图像。

3.2 活体牙齿实验及结果

利用该手持式 OCT 系统还实现了牙齿在体成像。实验主要是对志愿者的恒切牙进行成像。结果如图 5 所示,图 5(a)为志愿者恒切牙的照片,其中红线标记位置为扫描区域,长度约为 2 mm;图 5(b)为手持式 OCT 系统对牙齿上部的成像结果。从图 5(b)可以明显地看到牙釉质、牙本质结构深度信息以及牙釉质和牙本质的分界面,从而得到整个牙齿的结构信息。对活体牙齿的 OCT 图像进行定量分析,整个牙齿的成像深度约为 1.4 mm。该成像区域内的牙釉质厚度约为 1.1 mm,图像对比度较好,而光穿过牙釉质-本质界面后,图像对比度明显降低,成像深度也受到更大的限制,导致对牙本质的成像深度只有约 0.3 mm。实验结果进一步证明牙本质散射系数远大于牙釉质,光在牙釉质中受到的阻碍较小,成像深度很大,而光进入牙本质之后,衰减系数增大,成像深度受到极大的限制。

因此可以得出结论,搭建的手持式 OCT 系统成功地获得了人体活体牙齿结构的深度信息,可以对人体牙齿进行实时在体探测,进一步促进了 OCT 系统在牙齿临床诊断中的发展。

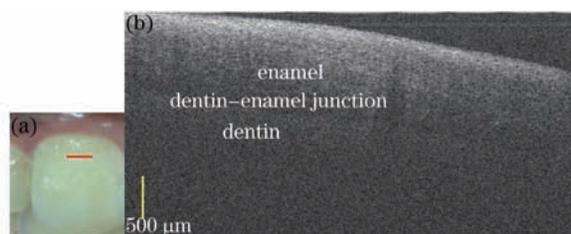


图 5 (a) 用于成像的活体牙齿照片; (b) 利用手持式 OCT 探头对图 5(a) 中红色直线区域成像的 OCT 图像

Fig.5 (a) Photograph of the imaged human tooth; (b) *in vivo* OCT image at the position marked with red line in Fig. 5(a) obtained by the handheld probe

4 结 论

自行搭建了一种新型手持式 OCT 系统,成功实现了对牙齿组织的成像。该手持式 OCT 探头结构简单,易于实现,而且整体成本很低,可以用于对不同的生物组织进行成像。与台式 OCT 系统相比较,该手持式 OCT 探头拥有更便捷、更易于操作的优点。利用该手持式 OCT 系统不仅对离体牙齿进行了成像,而且实现了对活体牙齿组织的成像,证明了手持式 OCT 探头在临床诊断中的巨大潜力。

参 考 文 献

- Huang D, Swanson E A, Lin C P, *et al.*. Optical coherence tomography[J]. *Science*, 1991, 254(5035): 1178-1181.
- Su Ya, Meng Zhuo, Wang Longzhi, *et al.*. Correlation analysis and calibration of noninvasive blood glucose monitoring in vivo with optical coherence tomography[J]. *Chinese J Lasers*, 2014, 41(7): 0704002.
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.
- Liao Jiuling, Gao Wanrong. A method of improving signal-to-noise ratio in spectrally encoded microscopy[J]. *Acta Optica Sinica*, 2015, 35(3): 0317001.
廖九零, 高万荣. 一种提高频谱编码成像技术信噪比的方法[J]. *光学学报*, 2015, 35(3): 0317001.
- Wang Ling, Tu Pei, Shi Ran, *et al.*. Quantitative evaluation of three-dimensional bio-printed hydrogel scaffolds by optical coherence tomography[J]. *Chinese J Lasers*, 2015, 42(8): 0804003.
王 玲, 涂 沛, 石 然, 等. 光学相干层析成像技术用于三维生物打印水凝胶支架结构的定量评价研究[J]. *中国激光*, 2015, 42(8): 0804003.
- Swanson E A, Huang D, Hee M R, *et al.*. High-speed optical coherence domain reflectometry[J]. *Optics Letters*, 1992, 17(2): 151-153.
- Bian Haiyi, Gao Wanrong, Zhang Xianling, *et al.*. Reconstruction method based on the detected matrix for spectral-domain optical coherence tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 2014, 34(2): 0211003.
卞海溢, 高万荣, 张仙玲, 等. 基于观察矩阵的频域光学相干层析成像图像重构算法[J]. *光学学报*, 2014, 34(2): 0211003.
- Guo Xin, Wang Xiangzhao, Bu Peng, *et al.*. Effects of scattering on spectral shape and depth resolution in Fourier domain optical coherence

- tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 2014, 34(1): 0117001.
- 郭 昕, 王向朝, 步 鹏, 等. 样品散射对频域光学相干层析成像光谱形状和深度分辨率的影响[J]. *光学学报*, 2014, 34(1): 0117001.
- 8 Ha G, Lindner M W. “Coherence radar” and “spectral radar” – new tools for dermatological diagnosis[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 1998, 3(1): 21–31.
- 9 Lexer F, Hitzenberger C K, Fercher A F, *et al.*. Wavelength-tuning interferometry of intraocular distances[J]. *Applied Optics*, 1997, 36(25): 6548–6553.
- 10 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.
- 11 Hsieh Y S, Ho Y C, Lee S Y, *et al.*. Dental optical coherence tomography[J]. *Sensors*, 2013, 13(7): 8928–8949.
- 12 Colston Jr B W, Everett M J, Da Silva L B, *et al.*. Optical coherence tomography for diagnosing periodontal disease[C]. *SPIE*, 1997, 2973: 216–220.
- 13 Baumgartner A, Dichtl S, Hitzenberger C K, *et al.*. Polarization-sensitive optical coherence tomography of dental structures[J]. *Caries Research*, 2000, 34(1): 59–69.
- 14 Amaechi B T, Higham S M, Podoleanu A G, *et al.*. Use of optical coherence tomography for assessment of dental caries: Quantitative procedure[J]. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2001, 28(12): 1092–1093.
- 15 Lenton P, Rudney J, Chen R, *et al.*. Imaging *in vivo* secondary caries and *ex vivo* dental biofilms using cross-polarization optical coherence tomography[J]. *Dental Materials*, 2012, 28(7): 792–800.
- 16 Imai K, Shimada Y, Sadr A, *et al.*. Noninvasive cross-sectional visualization of enamel cracks by optical coherence tomography *in vitro* [J]. *Journal of Endodontics*, 2012, 38(9): 1269–1274.
- 17 Maia A M A, de Freitas A Z, de L Campello S, *et al.*. Evaluation of dental enamel caries assessment using quantitative light induced fluorescence and optical coherence tomography[J]. *Journal of Biophotonics*, 2015, doi: 10.1002/jbio.201500111.
- 18 Jung W, Kim J, Jeon M, *et al.*. Handheld optical coherence tomography scanner for primary care diagnostics[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2011, 58(3): 741–744.
- 19 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.
- 20 Zhang N, Tsai T H, Ahsen O O, *et al.*. Compact piezoelectric transducer fiber scanning probe for optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 2014, 39(2): 186–188.
- 21 Lee A M D, Cahill L, Liu K, *et al.*. Wide-field *in vivo* oral OCT imaging[J]. *Biomedical Optics Express*, 2015, 6(7): 2664–2674.
- 22 Wang D, Fu L, Wang X, *et al.*. Endoscopic swept-source optical coherence tomography based on a two-axis microelectromechanical system mirror[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2013, 18(8): 086005.
- 23 Lu C D, Kraus M F, Potsaid B, *et al.*. Handheld ultrahigh speed swept source optical coherence tomography instrument using a MEMS scanning mirror[J]. *Biomedical Optics Express*, 2014, 5(1): 293–311.
- 24 Drexler W. Ultrahigh-resolution optical coherence tomography[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2004, 9(1): 47–74.
- 25 Schmitt J M. Optical coherence tomography (OCT): A review[J]. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 1999, 5(4): 1205–1215.
- 26 Leitgeb R, Hitzenberger C, Fercher A. Performance of Fourier domain vs. time domain optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2003, 11(8): 889–894.
- 27 Yariv A, Yeh P. *Photonics: Optical Electronics in Modern Communications*[M]. New York: Oxford University Press, 2007.
- 28 Hodara H. Statistics of thermal and laser radiation[J]. *Proceedings of the IEEE*, 1965, 53(7): 696–704.
- 29 Izatt J A, Choma M A. *Theory of Optical Coherence Tomography*[M]. Berlin: Springer Berlin Heidelberg, 2008: 47–72.
- 30 Fried D, Glena R E, Featherstone J D B, *et al.*. Nature of light scattering in dental enamel and dentin at visible and near-infrared wavelengths[J]. *Applied Optics*, 1995, 34(7): 1278–1285.

栏目编辑: 吴秀娟