

内窥扫频光学相干层析探测牙齿根裂的研究

孙伟^{1,2}, 李嘉男¹, 戚蒗源³, 朱锐^{1,4}, 梁宇红^{3,5}, 米磊^{1*}

¹中国科学院西安光学精密机械研究所瞬态光学与光子技术国家重点实验室, 陕西 西安 710119;

²中国科学院大学, 北京 100049;

³北京大学口腔医学院口腔医院牙体牙髓科, 北京 100081;

⁴深圳市中科微光医疗器械技术有限公司, 广东 深圳 518052;

⁵北京大学国际医院口腔科, 北京 102206

摘要 根裂诊疗是目前牙科临床医学的难点。搭建三维扫频光学相干层析成像系统, 结合心血管内窥成像探头, 对 46 个有根裂(裂缝宽度 8~283 μm) 牙齿切片样本进行扫描成像, 该系统对根裂大于 30 μm 的样本的诊断准确率可达 98.3%, 对根裂小于 30 μm 的诊断准确率为 36.3%; 对 25 个无根裂样本扫描, 诊断准确率为 92%。分析准确率差异原因, 优化内窥导管探头与牙齿切片的相对位置和角度, 并对部分图像进行三维重建, 使得根裂大于 30 μm 的样本的诊断准确率提高到 100%, 根裂小于 30 μm 的诊断准确率提高到 57.6%。实验表明, 内窥光学相干层析技术在牙齿根裂临床诊断中具有良好的应用前景。

关键词 成像系统; 内窥成像; 光学相干层析成像; 内窥导管; 三维重建

中图分类号 TN247; R445.9

文献标识码 A

doi: 10.3788/AOS201939.0811002

Detection of Dental Root Fractures Based on Endoscopic Swept Source Optical Coherence Tomography

Sun Wei^{1,2}, Li Jianan¹, Qi Liyuan³, Zhu Rui^{1,4}, Liang Yuhong^{3,5}, Mi Lei^{1*}

¹ State Key Laboratory of Transient Optics and Photonics, Xi'an Institute of Optics and Precision Mechanics, Chinese Academy of Sciences, Xi'an, Shaanxi 710119, China;

² University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China;

³ Department of Cariology and Endodontology, Peking University School of Stomatology, Beijing 100081, China;

⁴ Shenzhen Vivolight Medical Device & Technology Co., Ltd., Shenzhen, Guangdong 518052, China;

⁵ Department of Stomatology, Peking University International Hospital, Beijing 102206, China

Abstract The diagnosis and treatment of root fractures are difficult issues in dentistry. A three-dimensional swept source optical coherence tomography (OCT) system was constructed. Utilizing cardiovascular endoscopic imaging catheter, we imaged 46 root section samples with root fractures (width ranges from 8 μm to 283 μm). The results show that the system has a diagnostic accuracy as good as 98.3% when the width of root fractures is greater than 30 μm . The diagnostic accuracy is 36.3% for fractures smaller than 30 μm . For the 25 fracture-free samples, the accuracy is 92%. Further analysis suggests optimization of the relative position and angle between the catheter and sample sections, as well as 3D reconstruction of images. These improvements achieve 100% accuracy for above-30 μm fractures and 57.6% accuracy for below-30 μm ones. This experiment suggests a promising future for the application of endoscopic OCT in the diagnosis of dental root fractures.

Key words imaging systems; endoscopic imaging; optical coherence tomography imaging; endoscopic catheter; three-dimensional reconstruction

OCIS codes 110.1650; 110.2960; 110.4500

收稿日期: 2019-03-04; 修回日期: 2019-04-09; 录用日期: 2019-05-05

基金项目: 国家科技支撑计划(2015BAI01B06)

* E-mail: millay@126.com

1 引 言

牙齿根裂包括牙根纵裂及由于咬合、根管治疗(最主要原因)产生的隐裂、微裂^[1]。临床上,微裂纹的传播可能导致根系垂直断裂及其他的牙周疾病,最后导致需要拔牙治疗。因此早期诊断牙齿微裂纹并得到及时治疗显得尤为重要^[2-3]。由于根裂早期发病部位隐蔽,症状不典型,临床表现差异较大,发病位置很难被定位,容易被漏诊误诊,并且缺乏有效的治疗手段,这是目前临床诊治的难点^[4-6]。

目前临床上诊断方法有光照、X线、牙周探查、手术探查、咬伤试验、手术显微镜检查等^[7-8]。常用的根裂诊断辅助手段是三维锥形束计算机断层扫描(CBCT),但该方法不但存在辐射风险,而且检测灵敏度较低。由于分辨率较低(CBCT分辨率大于 $76\ \mu\text{m}$,且根裂宽度大于 $50\ \mu\text{m}$,诊断效力较好)和伪影较多,图像质量及诊断效力受到很大影响^[9-10]。根管光学内窥镜和牙科显微镜均通过光学反射辅助观察根管内壁的表面形貌,无法检测到根管管壁的内部结构^[11-12]。目前,商用内窥镜探头直径在 $1\ \text{mm}$ 以上,无法进入到根管狭窄区域(根管治疗后直径达到 $0.5\ \text{mm}$ 以上)进行成像检查,因此探索无创、高分辨率且能穿透根管内壁实时探测牙齿根管内部结构的技术,对于辅助诊断早期根裂及根管治疗后的评判具有重要的临床意义。

随着高速扫频激光光源的出现和发展,光学相干层析成像(OCT)已发展成为生物医学光学和医学中主要的成像方式,在诸多医学成像领域,如眼科、皮肤科、心血管科等都有着无损检测的独特优势^[13-14]。迄今为止,利用OCT诊断根裂的文献仅有寥寥数篇,大多数研究是应用OCT对牙根横截面的表面进行二维扫描,即外窥扫描^[15-18],受OCT成像深度的影响,很难检测到牙齿内部组织的真实病情,不具备临床使用的条件。2007年,Shemesh等^[19]尝试利用心血管内窥OCT导管对根管内壁进行内窥二维成像扫描检查,观察诊断人造根管内壁的清洁情况。2008年,Shemesh^[20]又使用OCT内窥导管研究牙齿根裂成像,其研究结果有效证明了OCT在牙齿根裂诊断领域具有很大的发展潜力。值得注意的是,目前所有可应用于根管扫描的导管探头都是针对于心血管疾病特定开发的,专门针对于牙齿根管内窥扫描的导管尚未被开发出来。

本研究使用 $1310\ \text{nm}$ 高速三维内窥扫频光学相干成像系统,结合国产最新一代内窥成像导管,研

究扫频OCT系统应用于人工模拟牙齿微小根裂的诊断效力,探索现有心血管内窥OCT技术和设备用于牙齿根裂扫描成像的临床应用限制。

2 光学相干层析成像系统建立

2.1 OCT系统介绍

OCT以非侵入、无损的成像方式,对目标区域进行无损成像检测。通过测量背散射光的大小和回波延迟,对生物组织内部的微观结构进行高分辨率的三维立体成像。手术过程中,OCT可准确定位病变位置,为术者实时提供分辨率为 $1\sim 15\ \mu\text{m}$ 的影像指导,比常规超声分辨率高出2个数量级^[21-22]。

OCT对牙齿根管进行层析成像的依据是通过分析处理牙齿根管内壁表面下发生后向散射返回的光信号,还原牙齿根管内部的生物组织结构,在获得根管内壁表面信息的同时还可以探测出根管内壁表面下的结构信息,对牙齿根管进行实时成像,准确定位根裂的位置。

三维内窥扫频OCT成像系统包括硬件系统和软件系统两大部分,系统结构如图1(a)所示。硬件部分主要包括光路模块(扫频光源、干涉光路、样品臂、内窥导管探头)和信号采集模块(高速采集板卡、差分探测器和高性能计算机)。软件系统主要包括信号处理、三维图像重建等。光源采用微机电系统技术的 $100\ \text{kHz}$ 高速扫频激光,中心波长为 $1310\ \text{nm}$,带宽为 $140\ \text{nm}$ 。由于生物组织的返回光强较弱,所以本系统采用分光比为 $80:20$ 的 1×2 分光耦合器,其中 80% 的光进入到样品臂(即牙齿样本),经过生物组织的后向散射光为样品信号光,另外 20% 的光进入到参考臂,经过平面镜的反射光为参考信号光,目的是将更多的光分给样品臂得到更多更强的携带生物组织信息的光子信号。参考光和信号光在耦合器内发生干涉,干涉信号到达差分探测器后由光信号转化为电信号。而后干涉信号经过高速信号采集板卡进行高精度的实时标定采集,将干涉信号从空间域转化为波数域(即K空间),进而传输到计算机信号处理系统中,通过软件算法对干涉信号进行重采样、插值、快速傅里叶变换(FFT)等处理得到层间距为 $30\ \mu\text{m}$ 的二维重建图像,并且由序列二维组图优化重建出三维牙齿根管图像。数据处理流程如图1(b)所示。

参考臂设置 $\pm 20\ \text{mm}$ 的误差校准,以匹配参考光与信号光的光程差。样品臂的前端由导管旋转驱动装置和光纤内窥导管组成,导管旋转驱动装置带

动导管探头实现 360° 的高速旋转扫描及回拉扫描，旋转扫描速度为 100 r/s，每一圈得到 1000 条 A-scan 信息，回拉速度为 3 mm/s，回拉所得的二维重

建图像(可保存为 BMP 格式)层间距为 30 μm。对二维图像进行插值渲染等图像增强重建方法，可得到三维立体牙齿模型。

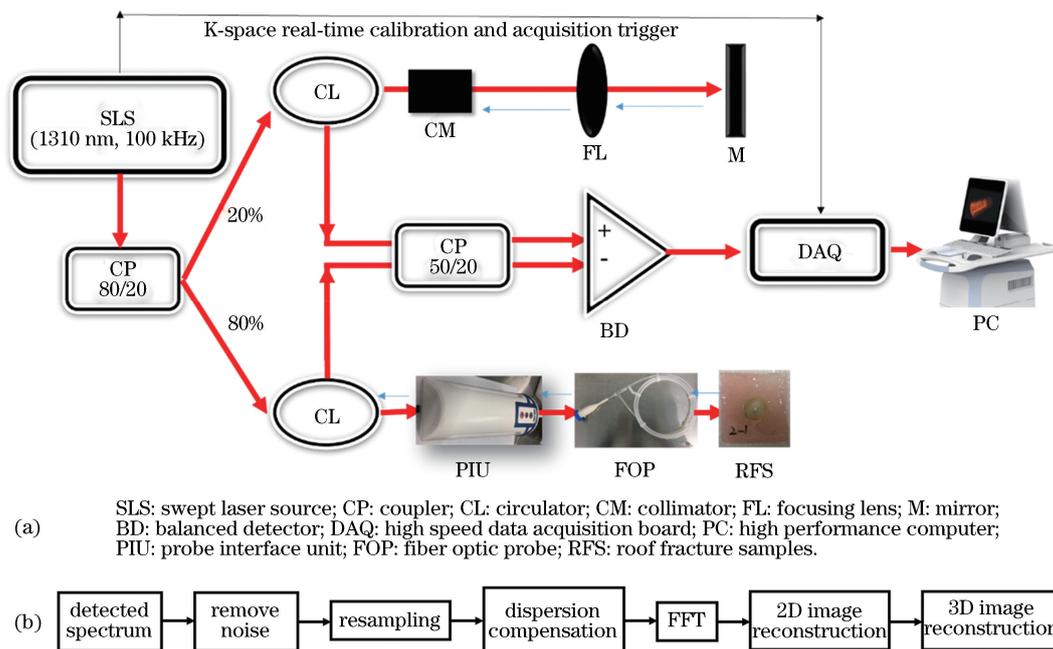


图 1 内窥式扫频光学相干层析扫描根管影像系统示意图。(a)系统结构图；(b)数据处理流程

Fig. 1 Schematic of the endoscopic swept OCT root canal imaging system.

(a) Diagram of the system structure; (b) data processing flow

2.2 OCT 内窥导管

本实验所使用的内窥导管探头由深圳市中科微光医疗器械技术有限公司提供。该导管主要用于冠状动脉内扫描成像。导管的光导部分主要由单模光纤、自聚焦光纤和偏转棱镜组成，光导部分由弹簧管包覆，扫描时由弹簧管带动光纤旋转，从而完成 360° 的 B-scan(如图 2 所示)。导管最外层由一层塑料外管包覆，具有保护和隔断的作用。单模光纤发出的高斯光束经过自聚焦透镜的准直作用后，进入

到偏转棱镜，发生反射，以与导管垂直的某个角度侧向发出。在探头连接装置(PIU)旋转回拉带动下，导管旋转 360°，形成牙齿根管某个截面的二维重建图像，再经过 3 mm/s 的速度回拉，重建出层间距为 30 μm 的二维图像，由二维序列组图，优化重建出三维立体结构图像。

实验中所使用的 OCT 内窥导管通过探测器对导管发出的光斑进行测量，束腰位置处的光斑直径为 25 μm 左右。

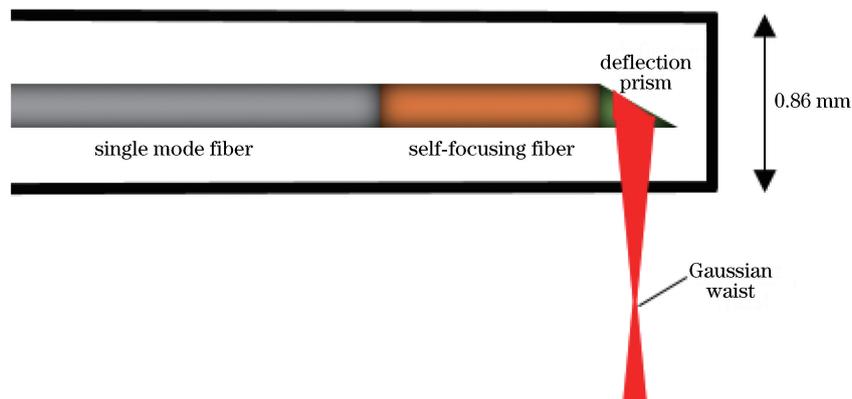


图 2 内窥导管结构示意图

Fig. 2 Schematic of endoscope probe light guide structure

3 实 验

3.1 实验样本

牙齿根管切盘的样本由合作单位北京大学口腔医学院口腔医院提供,取自完整的离体下颌单根前磨牙。样本设置为人工制备模拟牙齿根裂的样本(阳性样本,样本数量 $N=46$)和无根裂样本(阴性样本, $N=25$)一共71个待测牙齿切片样本(厚度为 $1\sim 1.5\text{ mm}$),总体上按照有裂缝样本与无裂缝样本约为 $2:1$ 的比例制作。所有待测样本经过亚甲蓝染色后,在立体显微镜($\times 40$)下使用平台测微尺(量程 1 mm ,精确到 0.01 mm)(C1,微域光学仪器有限公司,长沙)定标,应用ImageJ 1.28软件对根裂宽度进行测量,记录每个样本最宽位点的宽度。其中有根裂的样本,裂缝宽度范围为 $8\sim 283\ \mu\text{m}$ 。

3.2 实验装置及方法

本课题自主设计了一套实验装置用于固定及调节牙齿切盘的位置,实验装置如图3所示。为研究OCT导管探头和牙齿根管的相对位置和角度

对根裂诊断的影响,探索内窥式OCT导管应用于根裂诊断的最佳成像方式,提出更加适用于根裂临床诊断的牙科内窥OCT方案。该装置按功能主要分为两部分:位置调节和角度调节。位置调节:牙齿切盘夹持在固定块上,固定块通过悬臂与三维位移台连接,通过调节三维位移台调节OCT光纤导管与牙齿切盘根管管壁的相对位置(即上、下、左、右等),研究探头与牙根管腔的相对位置(在导管与牙齿切盘所在平面垂直的情况下,如图4(a)所示,深色圆圈表示导管的位置)对成像质量的影响;角度调节:通过固定块上的旋转罗盘调节牙齿切片所在平面与导管之间的夹角,如图4(b)所示,研究导管探头与牙根切片之间的角度对成像质量的影响。对现有的心血管OCT探头的优点及缺点进行分析,并且为设计应用于牙齿根管的内窥探头作准备。整个实验扫描牙齿切盘的过程需要在水中进行(需要向水槽中加入清水淹没牙齿切盘上方),主要是为了匹配导管外鞘与牙齿的折射率(导管外鞘和牙齿根管壁与空气之间的光散射系数和光吸收系数变化较大),降低表面的反射率。

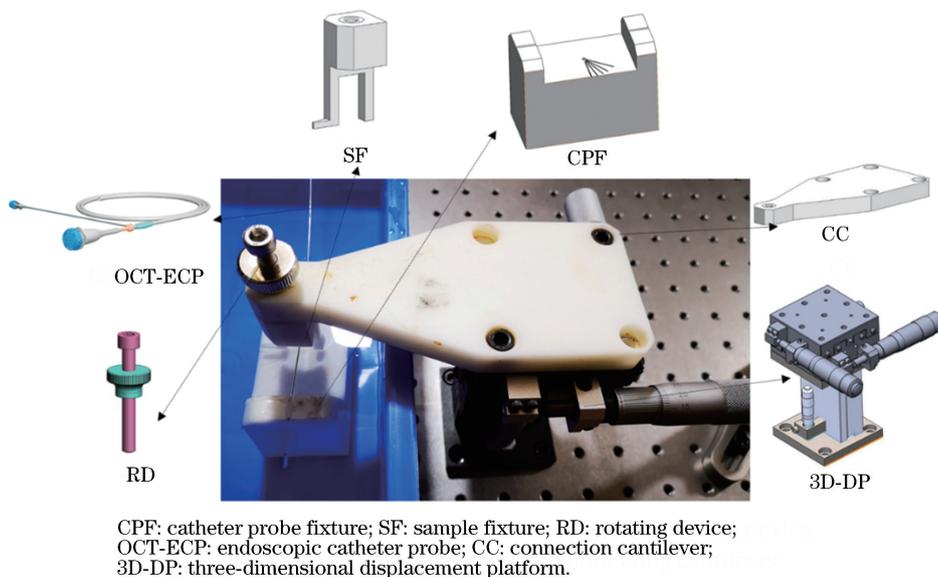


图3 实验调节装置

Fig. 3 Experimental adjustment device

3.3 实验结果

3.3.1 OCT图像对牙齿根裂的呈现

裂纹在OCT图像上的表现形式:裂缝表面发生镜面反射出现的牙齿管壁向牙本质延伸的一条“亮线”,如图5(a)所示;因裂缝处无组织结构,没有光子发生散射延伸的一条“暗线”,如图5(b)所示;裂缝较宽时,表现为两条“亮线”,中间有暗影,如图

5(c)所示。

3.3.2 根裂探测能力的评估

使用扫频OCT根管内窥影像系统对牙齿根管切盘进行扫描实验。初步实验中,导管在没有受到根管内壁挤压变形的前提下,不会对牙齿切盘和导管的相对位置作出调节和限制。

扫描结果显示:根裂宽度大于 $30\ \mu\text{m}$ 的31个

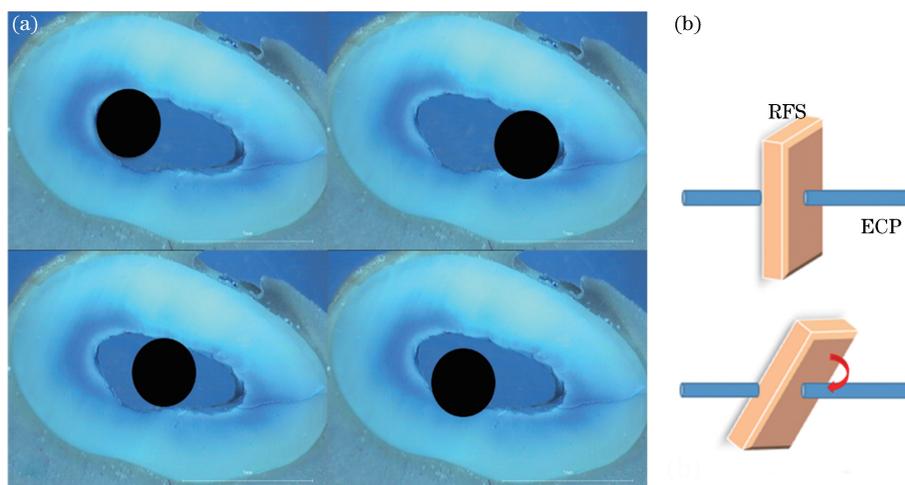


图 4 导管与牙齿切盘相对位置及相对角度调节方式示意图。(a)改变相对位置;(b)改变相对角度
Fig. 4 Schematic of the relative position and angle adjustment between the probe and the root sections.
(a) Change relative position; (b) change the relative angle

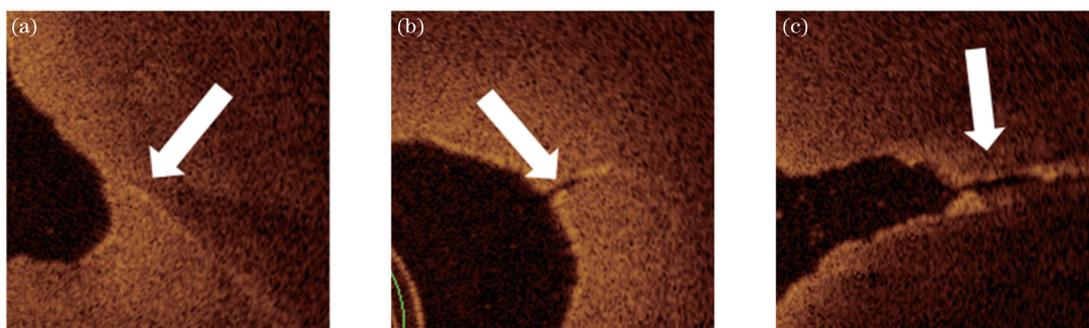


图 5 OCT 图像中根裂的表现形式。(a)“亮线”;(b)“暗线”;(c)两个“亮线”中有暗影
Fig. 5 Representation of the root fractures on the OCT images. (a) “Bright line”; (b) “dark line”;
(c) shadows between the two “bright lines”

样本(共有 60 个裂缝宽度大于 $30\ \mu\text{m}$, 每个样本中有 1~3 个人造模拟根裂)只有一个 $32\ \mu\text{m}$ 的裂缝发生了漏诊, 准确率为 98.3%; 而对于根裂宽度小于 $30\ \mu\text{m}$ (本实验中为 $8\sim 29\ \mu\text{m}$) 的 33 个裂缝, 使用 OCT 扫描时, 在没有特殊优化调节 OCT 内窥导管与牙齿切盘之间的相对位置和相对角度的情况下, 诊断的效力大大降低, 准确率只有 36.3%。从这个数据得知, 内窥式扫频 OCT 系统对于根裂诊断效力在 $30\ \mu\text{m}$ 有一个分水岭, 其主要原因是 OCT 的最佳横向分辨率为 $25\ \mu\text{m}$ (高斯光束的束腰位置位于距离导管外管大概 $1\ \text{mm}$ 处), 加上位置、角度等影响因素, 对 $30\ \mu\text{m}$ 以下的根裂的诊断效力有一定偶然性。

3.3.3 微小根裂的进一步探测

进一步实验, 调节扫频 OCT 内窥导管与牙齿切盘之间的相对位置和相对角度, 诊断牙齿切盘根管内部模拟根裂情况。

经过优化后的结果如表 1 所示。

表 1 中, 无根裂样本被正确诊断时, 称为 true negatives (真阴性样本); 有根裂样本被正确诊断时, 称为 true positives (阳性样本); 无根裂样本被误诊为有根裂时, 称为 false positives (假阳性); 有根裂样本被漏诊为无根裂时, 称为 false negatives (假阴性)。

对于对照的 25 个无裂缝的样本, 将 OCT 图像判读结果对照立体显微镜下的金标准进行判断, 其中 23 个无根裂样本被正确判读, 准确率为 92%, 如图 6(a) 所示; 另外 2 个无根裂样本被误诊为有根裂, 如图 6(b) 所示, 误诊率为 4%。对于有根裂的样品, 根据 OCT 系统横向分辨率 (实测出射光束的光斑束腰直径为 $25\ \mu\text{m}$) 及样本裂缝宽度分布情况, 对根裂宽度大于 $30\ \mu\text{m}$ 和小于 $30\ \mu\text{m}$ 的分别统计。根裂宽度大于 $30\ \mu\text{m}$ 的 31 个牙齿根管切盘样本全被正确地判读为有根裂, 准确率为 100%, 如图 6(c)

所示,无漏诊误诊情况发生,判读牙齿切盘样本有根裂的位置与立体显微镜下的金标准完全吻合,改变导管与牙齿切盘的相对位置及角度等条件对图像影响

较小。所以在本实验条件下,应用扫频 OCT 影像系统,正确诊断 54 个牙齿切盘样本(不包含根管裂缝小于 $30\ \mu\text{m}$ 的 15 个阳性样本),诊断准确率为 96.4%。

表 1 优化调节后 OCT 内窥影像系统诊断人工模拟根裂统计(根裂宽度大于 $30\ \mu\text{m}$)

Table 1 Statistics of endoscopic OCT for diagnosis of artificial after optimal adjustment (width of fractures larger than $30\ \mu\text{m}$)

Item	T_P	F_P	T_N	F_N	Sensitivity	Specificity	P_{PV}	N_{PV}	Accuracy
OCT	31	2	23	0	100%	96%	93.9%	100%	96.4%

T_P : true positives; F_P : false positives; T_N : true negatives; F_N : false negatives;

P_{PV} : positive predictive value; N_{PV} : negative predictive value.

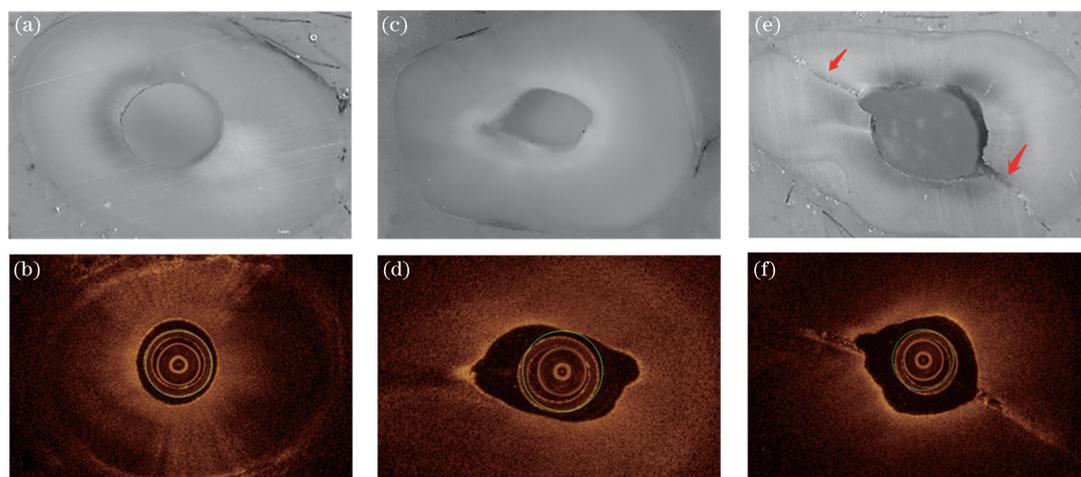


图 6 牙齿切盘样本的组织学特征图像及 OCT 扫描图像对比。(a)(b)无根裂样本;
(c)(d)无根裂样本被误诊;(e)(f)有 2 个根裂的样本

Fig. 6 Comparison of histological features and OCT scanning images of root section samples. (a)(b) Samples without fractures; (c)(d) samples without fractures being misdiagnosed; (e)(f) samples with two fractures

采用 OCT 系统对根管裂纹宽度小于 $30\ \mu\text{m}$ 的 15 个牙齿根管切盘样本进行根管内窥扫描时,受限于 OCT 的横向分辨率,内窥导管与牙齿切盘的相对位置或角度对根裂的成像会有一些影响。因此在实验过程中,有些样本通过对内窥导管和牙齿切盘的相对位置和角度的调节展现出不同的结果。

根管内壁为较规则的圆形时,受到 OCT 的横向分辨率的临界限制,根裂成像主要影响因素为根裂在牙齿根管内壁的开口方向与导管探头发出光线之间的角度。对比图 7(a)立体显微镜金标准图像,调节导管与牙齿根管内壁的位置,图 7(b1)中无法看到的右侧根裂在图 7(b2)中可以清晰地看到,而左侧的根裂由于根管内壁为闭口根裂且裂缝较小等原因,无法正确诊断。

根管内壁为长扁椭圆形时,导管发出的高斯光

束光斑大小(即 OCT 系统的横向分辨率)受到发散角和距离的影响(图像上表现为导管与根管内壁之间距离的远近)。导管与根管内壁相距过远时,所表现出的 OCT 的横向分辨率会大于束腰位置处的 $25\ \mu\text{m}$,横向分辨率会随着距离的增加而变大,所以对于 $30\ \mu\text{m}$ 以下的极微小根裂极易造成漏诊。对照图 8(a)立体显微镜下的金标准图像可知,图 8(b1)中导管处于长椭圆形根管中间偏上的位置,箭头所指的位置可以看到很模糊的根裂图像,另一侧的根裂完全看不到。调节三维位移台改变导管与根管的相对位置,可以获得更清晰的图像。将导管偏向距离根管内壁较近的位置,以获得更加清晰的根裂图像:图 8(b2)中导管贴近右上方根管内壁,右上方的根裂图像更加清晰;图 8(b3)中导管贴近左下方根管内壁,先前漏诊的左下方根裂也很清晰地呈现在 OCT 图像上。

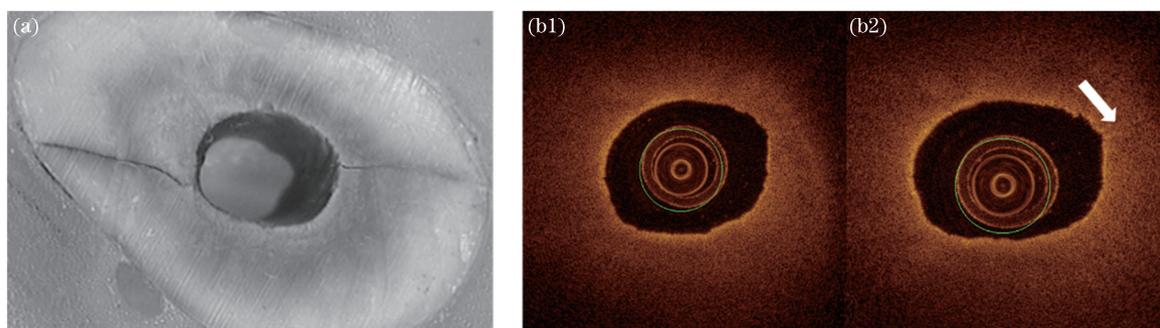


图 7 根管内壁为规则圆形 OCT 扫描图像(根裂宽度小于 $30\ \mu\text{m}$)。(a)立体显微镜金标准图像;
(b) OCT 探头位置调节对比图像,(b1)调节前,(b2)调节后

Fig. 7 OCT scanning image when the inner wall of the root canal is a regular circle (width of root fractures larger than $30\ \mu\text{m}$). (a) Stereo microscope gold standard image; (b) contrast image of position adjustment of OCT probe, (b1) before adjustment, (b2) after adjustment

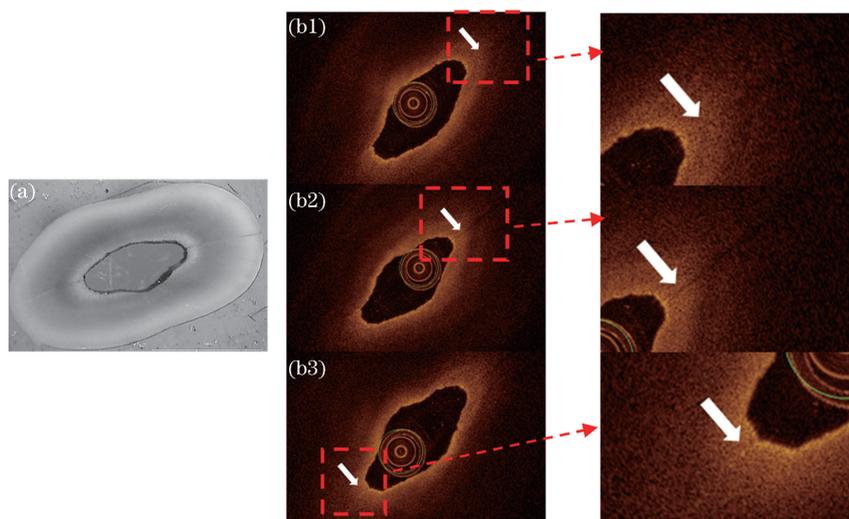


图 8 根管内壁为长扁椭圆形 OCT 扫描图像(根裂宽度小于 $30\ \mu\text{m}$)。(a)立体显微镜金标准图像;
(b1)~(b3) OCT 探头位置调节对比图像

Fig. 8 OCT scanning images when the inner wall of the root canal is a long flat oval (width of root fractures less than $30\ \mu\text{m}$). (a) Stereo microscope gold standard image; (b1)-(b3) contrast images of position adjustment of OCT probe

根管内壁为不规则形状时,若根裂发生在管壁内径较小的位置,则由于导管直径的限制而无法近距离扫描狭窄处的根裂,只能在管壁直径相对较大的位置扫描。因受到距离的影响,极易造成漏诊,同时由于切向损失^[23]的影响,还会形成伪影(如图 9(b)所示,箭头所指为切向损失造成的伪影),图像判读者易将发生切向损失的位置误判为有裂缝。

OCT 二维图像中出现的伪影(容易误判漏判)难以分辨出是真的根裂还是伪影时,需要进一步对牙齿根管的二维序列组图进行三维重建,三维图像重建过程的再优化和渲染会大幅降低二维图像中对伪影的错判及对不明显根裂的漏判,提高 OCT 诊断根裂的准确率(图 10),通过对三维图像各个角度的观察,可以很明显地区分伪影和真实根裂。三维

图像的优势在于可以准确地判断根裂位置,且多角度可视,可得到更多牙齿根管内壁信息,使得内壁上有无附着物等情况一目了然。

经过调节 OCT 内窥导管与牙齿切盘的相对位置和角度,及三维重建的二次优化,对于根裂宽度小于 $30\ \mu\text{m}$ ($8\sim 29\ \mu\text{m}$)的裂缝的正确判读率从 36.3% 提高到 57.6%,提高了 58%。有些根裂宽度在 OCT 系统横向分辨率临界值(最佳分辨率 $25\ \mu\text{m}$)以下,即根裂宽度小于 $25\ \mu\text{m}$ 的样本,仍被 OCT 成功扫描出裂缝信息。对比 OCT 成像与立体显微成像的金标准,分析根裂小于 $25\ \mu\text{m}$ 可以被成像的原因:根裂并不完全是一条直线,中间会有很多曲折,而在裂缝曲折的拐点(与扫描光线方向垂直的方向)处,有的宽度超过 OCT 的横向分辨率;根裂宽度的

定标是结合平台测微尺与测量软件进行的,但测量的仅是切片正反两个表面的根裂宽度,而切片厚度为 $1\sim 1.5\text{ mm}$,其内部的根裂宽度无法测量,可能内部会有一些位置的根裂宽度大于横向分辨率;由于裂缝形状的曲折,会出现某一小段根裂的距离刚好与扫描光线垂直,这时 OCT 的纵向分辨率($10\sim$

$15\ \mu\text{m}$)就会对裂缝的成像起到一定的作用。综合这 3 种原因及实验结果可知:根裂宽度小于 $30\ \mu\text{m}$ 时,即使根裂宽度小于 OCT 的横向分辨率,通过对光纤导管探头与牙齿根管之间的位置优化,并利用三维重建的去伪影能力,也能使 OCT 内窥影像系统对其具有不错的诊断能力。

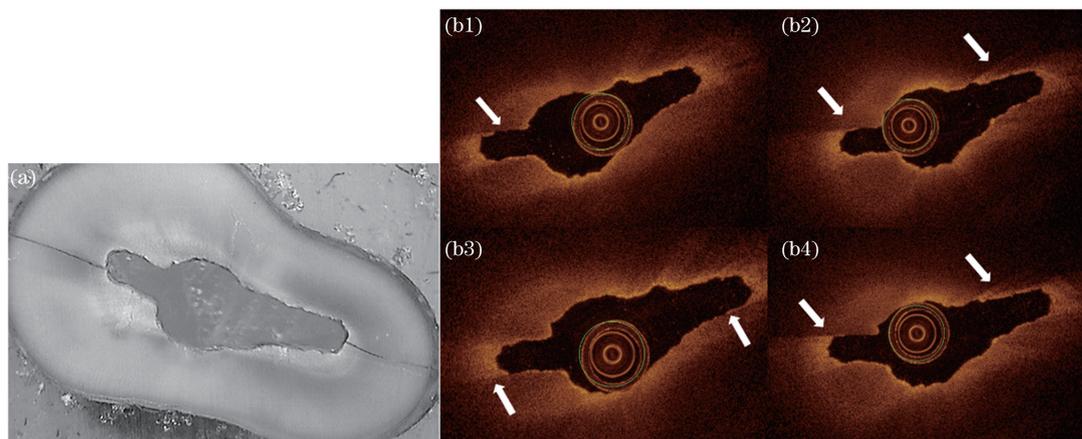


图 9 根管内壁为不规则形状时的 OCT 扫描图像(根裂宽度小于 $30\ \mu\text{m}$)。(a)立体显微镜金标准图像;
(b) OCT 探头位置调节对比图像

Fig. 9 OCT scanning images when the inner wall of root canal is an irregular shape (width of root fractures less than $30\ \mu\text{m}$). (a) Stereo microscope gold standard image; (b) contrast images of position adjustment of OCT probe

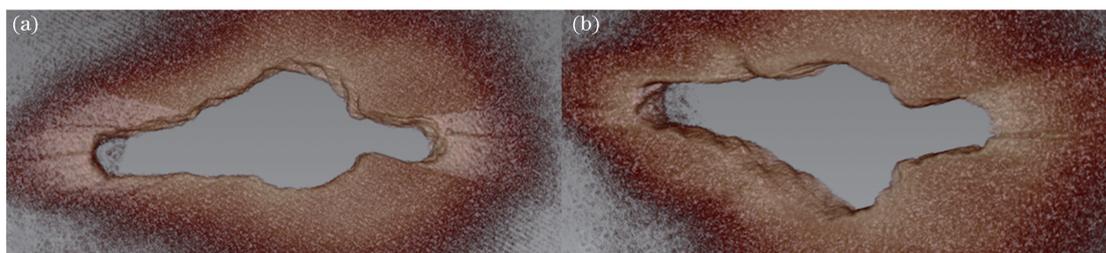


图 10 牙齿根管的三维模型图像。(a)截面图像;(b)根管壁图像

Fig. 10 Three-dimensional model images of the root canal. (a) Cross-sectional image; (b) root canal wall image

调节旋转罗盘改变 OCT 的内窥导管和牙齿切盘之间的夹角,在没有对导管造成挤压的情况下,改变角度对根裂诊断并无特别大的影响(根管内壁形状不规则及导管受到根管内壁挤压时会产生轻微伪影),但是在进行三维图像重建时,会使用于三维图像重建的有效二维图像数量减少,缺损图像过多将严重影响三维重建(图 11)。导管与根管内壁中心轴向有一定的倾斜角度,导致三维建模的图像在根管形状和截面面积与实际相比也有偏差。

4 结 论

目前牙根裂的诊断和治疗都是难点,临床诊断主要依靠病人临床症状及医学影像分析。早期牙根裂的诊断常会被误诊。本课题针对于根管内探测牙

齿根裂的临床需求,结合心血管内窥 OCT 仪器的研发基础,搭建了一套适用于牙齿根管内窥成像扫描的 OCT 系统,与现有临床诊断成像技术 CBCT 的 $76\ \mu\text{m}$ 分辨率相比,搭建的系统充分展现出 OCT 高分辨的优势,实现了对根裂宽度大于 $30\ \mu\text{m}$ 的极高正确诊断率。经过优化实验,根裂宽度小于 $30\ \mu\text{m}$ 的 15 个样本(共 33 个裂缝)的正确诊断率也从 36.3% 提高到 57.6% 。其中,25 个无根裂样本中,有 2 个无根裂被误诊为有根裂,推测为内壁表面有一些强反射的附着物(如牙本质碎屑等),导致该处反射光信号增强形成“亮纹”,造成图像的误判。本实验使用的是心血管内窥扫描的专用导管,目前并没有专门应用在根管扫描的内窥导管探头,因此带来实验中的诸多限制,这也是该 OCT 系统在根

裂宽度大于 $30\ \mu\text{m}$ 和小于 $30\ \mu\text{m}$ 的诊断准确率有明显区别的主要原因之一。设计可应用于诊断活体牙齿根管的导管,是未来的工作重点。目前,临床活体牙齿根裂检测的主要限制为导管直径,与心血管扫描不同,根管扫描只需要很短(30 mm 左右,心血管

扫描需 $1\sim 2\ \text{m}$)的导管进入到牙齿根管,理论上可直接驱动光纤进行旋转扫描,不需要添加扭力弹簧管,因此可以进一步减小导管直径(参考神经介入领域的微导管设计^[24])至 $0.5\ \text{mm}$ 以下,以满足根管治疗后的根裂诊断的临床应用场景。

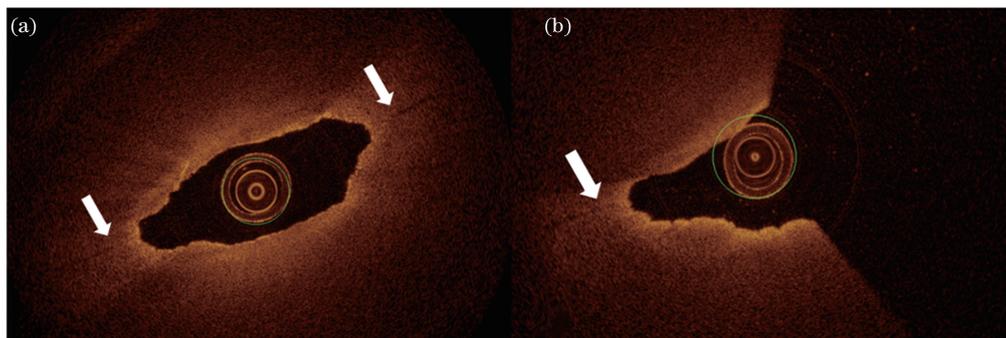


图 11 OCT 扫描二维图像旋转 10° 前后的对比。(a)旋转前;(b)旋转后

Fig. 11 OCT scanning two-dimensional images before and after 10° rotation. (a) Before rotation; (b) after rotation

参 考 文 献

- [1] Chen H L, Wang K. Progress in diagnosis and treatment of longitudinal root fracture[J]. Guide of China Medicine, 2014, 12(7): 63-64.
陈洪良, 王凯. 牙根纵裂的诊疗进展[J]. 中国医药指南, 2014, 12(7): 63-64.
- [2] Wilcox L R, Roskelley C, Sutton T. The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture [J]. Journal of Endodontics, 1997, 23(8): 533-534.
- [3] Zhu L H, Qin N H, Lin A J, *et al.* Clinical evaluation of vertical root fracture in root canal treated molars by cone beam computed tomography [J]. Journal of Oral Science Research, 2013, 29(7): 620-622, 626.
朱丽红, 秦念红, 林爱娟, 等. 锥形束 CT 对磨牙根管治疗后牙根纵裂诊断的临床评价[J]. 口腔医学研究, 2013, 29(7): 620-622, 626.
- [4] Xue Y. Value of using cone beam computer tomography in detection of dental vertical root fractures[D]. Xi'an: The Fourth Military Medical University, 2011: 8-21.
薛媛. 牙科锥形束 CT 应用于根裂诊断的研究[D]. 西安: 第四军医大学, 2011: 8-21.
- [5] Sim I G, Lim T S, Krishnaswamy G, *et al.* Decision making for retention of endodontically treated posterior cracked teeth: a 5-year follow-up study[J]. Journal of Endodontics, 2016, 42(2): 225-229.
- [6] Ehrmann E H, Tyas M J. Cracked tooth syndrome: diagnosis, treatment and correlation between symptoms and post-extraction findings [J]. Australian Dental Journal, 1990, 35(2): 105-112.
- [7] Pitts D L, Natkin E. Diagnosis and treatment of vertical root fractures [J]. Journal of Endodontics, 1983, 9(8): 338-346.
- [8] Zhao J L, Sun K Q. Clinical diagnosis and treatment of the vertical root fracture [J]. General Journal of Stomatology, 2017, 4(1): 38-40.
赵佳丽, 孙克勤. 牙根纵裂临床诊治探讨[J]. 全科口腔医学电子杂志, 2017, 4(1): 38-40.
- [9] Basrani B. Endodontic radiology[M]. Huang D M, Gao Y, Zheng G N, *et al.*, Transl. 2nd ed. Shenyang: Liaoning Science and Technology Publishing House, 2012: 257-258.
巴斯兰尼. 牙体牙髓放射影像学[M]. 黄定明, 高原, 郑广宁, 等, 译. 2 版. 沈阳: 辽宁科学技术出版社, 2012: 257-258.
- [10] Wanderley V A, Neves F S, Nascimento M C C, *et al.* Detection of incomplete root fractures in endodontically treated teeth using different high-resolution cone-beam computed tomographic imaging protocols[J]. Journal of Endodontics, 2017, 43(10): 1720-1724.
- [11] Taschieri S, del Fabbro M, Testori T, *et al.* Microscope versus endoscope in root-end management: a randomized controlled study [J]. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2008, 37(11): 1022-1026.
- [12] von Arx T, Kunz R, Schneider A C, *et al.* Detection of dentinal cracks after root-end resection: an *ex vivo* study comparing microscopy and endoscopy with scanning electron microscopy [J]. Journal of Endodontics, 2010, 36(9): 1563-1568.
- [13] Yuan T, Xue P, Chen Y, *et al.* Experimental research of optical coherence tomography [J]. Acta

- Optica Sinica, 1999, 19(10): 1386-1389.
袁韬, 薛平, 湛一, 等. 光学相干层析成像系统的实验研究[J]. 光学学报, 1999, 19(10): 1386-1389.
- [14] Li J H, Huang H, Tang Z L, *et al.* Measurement of enamel mineral density by optical coherence tomography[J]. Acta Optica Sinica, 2013, 33(8): 0817001.
李江华, 黄海, 唐志列, 等. 光学相干层析成像对牙釉质矿密度的定量测量[J]. 光学学报, 2013, 33(8): 0817001.
- [15] Lee S H, Lee J J, Chung H J, *et al.* Dental optical coherence tomography: new potential diagnostic system for cracked-tooth syndrome[J]. Surgical and Radiologic Anatomy, 2016, 38(1): 49-54.
- [16] de Oliveira B P, Câmara A C, Duarte D A, *et al.* Detection of apical root cracks using spectral domain and swept-source optical coherence tomography[J]. Journal of Endodontics, 2017, 43(7): 1148-1151.
- [17] Yoshioka T, Sakaue H, Ishimura H, *et al.* Detection of root surface fractures with swept-source optical coherence tomography (SS-OCT) [J]. Photomedicine and Laser Surgery, 2013, 31(1): 23-27.
- [18] Chen C, Zhang W X, Qi L Y, *et al.* Detection of root cracks after root canal preparation using rotary NiTi systems by optical coherence tomography (OCT) scan [J]. Journal of Peking University (Health Sciences), 2018, 50(3): 547-552.
陈晨, 章文欣, 戚蒗源, 等. 光学相干断层扫描技术诊断牙根裂的实验研究[J]. 北京大学学报(医学版), 2018, 50(3): 547-552.
- [19] Shemesh H, van Soest G, Wu M K, *et al.* The ability of optical coherence tomography to characterize the root canal walls [J]. Journal of Endodontics, 2007, 33(11): 1369-1373.
- [20] Shemesh H, van Soest G, Wu M K, *et al.* Diagnosis of vertical root fractures with optical coherence tomography[J]. Journal of Endodontics, 2008, 34(6): 739-742.
- [21] Drexler W, Fujimoto J G. Optical coherence tomography [M]. 2nd ed. Berlin, Heidelberg: Springer, 2015: 3-136.
- [22] Yang S S, Zhu R, Mi L, *et al.* Application of optical coherence tomography in the detection of the mural [J]. Acta Optica Sinica, 2015, 35(5): 0511005.
杨珊珊, 朱锐, 米磊, 等. 光学相干层析成像技术对壁画的检测研究[J]. 光学学报, 2015, 35(5): 0511005.
- [23] Tearney G J, Regar E, Akasaka T, *et al.* Consensus standards for acquisition, measurement, and reporting of intravascular optical coherence tomography studies: a report from the International Working Group for Intravascular Optical Coherence Tomography Standardization and Validation [J]. Journal of the American College of Cardiology, 2012, 59(12): 1058-1072.
- [24] CENTUITY Company Limited. Micro-light probe for neurology: CN107949311[P]. 2018-04-20.
CENTUITY 有限责任公司. 用于神经病学的微光探头: CN107949311[P]. 2018-04-20.