

OCT内窥镜的研究现状与展望

刘景宇 张春雨 唐晓英 高天欣*

北京理工大学生命学院, 北京 100081

摘要 光学相干断层(OCT)内窥镜是OCT与医用电子内窥镜相结合的新型光学成像技术。随着OCT的迅猛发展,基于OCT的内窥镜技术由于具有微米级分辨率和无损实时成像的优势逐渐成为研究热点。主要介绍了OCT技术的基本原理、种类以及包括探测深度、纵向分辨率和横向分辨率在内的重要参数;简述了OCT内窥镜扫描探头的发展进程和研究成果,从探头外径、扫描速度、横向分辨率和纵向分辨率方面,对不同OCT内窥镜扫描探头进行了比较;总结了OCT内窥镜侧向扫描探头在胃肠道、支气管、血管等器官诊断方面和前向扫描探头在卵巢、乳腺、脑等器官诊断方面的应用。

关键词 成像系统;光学相干断层扫描;内窥镜;扫描探头

中图分类号 O439 文献标识码 A

doi: 10.3788/LOP52.100006

Research Status and Prospect of Endoscopic OCT

Liu Jingyu Zhang Chunyu Tang Xiaoying Gao Tianxin

School of Life Science, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China

Abstract Optical coherence tomography (OCT) endoscope is a new optical imaging technology, which combines OCT with the medical electronic endoscope. With the rapid development of OCT, the endoscopic technology based on OCT becomes a popular research area for its micron level resolution and non-destructive real-time imaging. The basic principles and classification of OCT technology as well as several important parameters of OCT technology including the probing depth, axial resolution and lateral resolution are mainly introduced. Some recent research achievements and development of endoscopic OCT scanning probes are discussed, and the endoscopic OCT scanning probes are compared in terms of outer diameter, scanning speed, axial resolution and lateral resolution. The applications of side-imaging OCT probes in gastrointestinal tract, respiratory tract, blood vessels and other organs as well as the applications of forward-imaging OCT probes in ovaries, breast, brain and other organs are summarized.

Key words imaging systems; optical coherence tomography; endoscope; scanning probe

OCIS codes 110.4500; 110.3010; 120.3620; 120.4570; 230.3990

1 引言

现代内窥镜起源于19世纪的欧洲,是一种可以获取人体内部器官信息的微创或无创的医疗仪器,是图像医疗诊断和治疗过程中不可或缺的工具。随着微电子技术和计算机技术迅速发展,内窥镜朝着多样化、智能化、精细化的方向发展^[1]。目前,在临床上应用较多的内窥镜主要有光纤内窥镜、电子摄像内窥镜和超声内窥镜,这些内窥镜都可以完成不同的诊断功能,但它们的分辨率无法达到有效检测微米级细胞组织的要求。光学相干断层扫描(OCT)^[2]作为一种无损伤、非侵入、高分辨率的生物医学成像技术,其空间分辨率可以达到1~10 μm,组织穿透深度约为1~3 mm。因此,基于相干断层扫描的内窥镜技术应运而生,并为现代医学内窥镜的发展提供了新的方向。OCT内窥镜兼具内窥镜和OCT的共同优点,能够完成对体内组织的高精度扫描,从而实现早期癌变^[3]和动脉粥样硬化^[4]等微小病变的诊断,使其成为医疗诊断和治疗领域新的重要手段。

收稿日期: 2015-04-20; 收到修改稿日期: 2015-05-18; 网络出版日期: 2015-09-23

基金项目: 国家自然科学基金(81271568)、教育部博士点基金(20111101120028)

作者简介: 刘景宇(1990—),男,硕士研究生,主要从事光学相干断层扫描方面的研究。E-mail: 158556963@qq.com

导师简介: 张春雨(1977—),男,博士,讲师,主要从事激光医学、光学检测、视光学等方面的研究。

E-mail: zzccyy1977@bit.edu.cn

*通信联系人。E-mail: gtx@bit.edu.cn

本文简述了OCT内窥镜的基本原理、种类和重要参数。在此基础上,详细总结了OCT内窥镜的研究成果,特别是侧向和前向扫描探头的研究进展。最后介绍了OCT内窥镜在活体检测和手术定位领域的应用。

2 OCT技术

2.1 OCT技术简述

OCT是20世纪90年代提出的一种极具发展前途的新型层析成像技术,是继计算机断层扫描(CT)和核磁共振(MRI)技术之后的又一大技术突破,特别是在医学成像和生物组织活体检测方面具有广阔的应用前景。

Huang研究小组搭建的OCT成像系统原理图如图1所示^[2]。OCT成像系统由光源和迈克尔孙干涉仪组成,宽带光源发出的低相干光进入分光器,被引入到参考臂和样品臂。当两臂返回光的光程差在光源的相干长度范围内时,两臂返回光将在分光器中合并,并输送到检测器。这样,被检测组织的信息以干涉光的形式提取出来,并通过解调器、模数(AD)转换器和计算机的一系列处理,最终以断层图像的形式显示到显示器上。

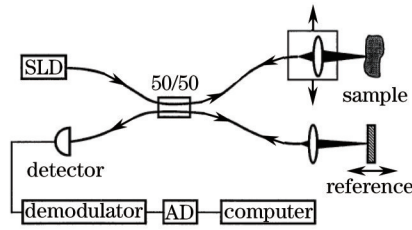


图1 OCT成像系统(SLD: 超辐射发光二极管)

Fig.1 Imaging system of OCT (SLD: superluminescent diode)

2.2 OCT的分类

与超声成像类似,OCT成像原理也是通过获取从观测组织中返回的信号得到所要信息,但不同的是OCT利用的是光学信号,而超声利用的是声波信号。根据OCT获取信息途径的不同,可以将OCT分为两类,时域OCT和频域OCT。时域OCT是最早出现的光学相干断层扫描技术,构造主要包括共焦显微镜和迈克尔孙干涉仪。通过参考臂的移动改变参考臂的光程,实现样品的深度扫描,也称为点扫描。时域OCT原理简单,数据计算量小,但点扫描方式限制了OCT的扫描速度。为了进一步拓展OCT的应用,可以实现更快扫描方式的频域OCT应时而生,并得到快速发展。频域OCT可以分为谱域OCT和扫描光源OCT。利用光谱仪探测样品臂和参考臂返回光形成的干涉光谱,再对干涉光谱做傅里叶变换,可以直接得到被测样品的深度信息。与时域OCT相比,频域OCT有更快的扫描速度,使获得三维动态成像成为可能;同时,消除了参考臂机械扫描带来的影响,图像信噪比得到了显著提高。

随着OCT技术的快速发展,以OCT为基础的功能型OCT层出不穷,如多普勒OCT^[5]、光学OCT^[6]、偏振OCT^[7]、与超声相结合的OCT技术^[8]。

2.3 OCT的关键参数

2.3.1 探测深度

在时域OCT系统中,利用参考臂的移动来实现深度扫描,因此其探测深度取决于参考臂移动范围。在频域OCT系统中,探测深度由光谱仪的分辨率决定^[9]。根据采样定理可知,采样频率至少为干涉光谱中最高频率的两倍。干涉光谱对应余弦成分的周期为 $T_k = \frac{\pi}{nZ}$,其中 n 为光源在物质中的折射率, Z 为探测深度,光谱仪的分辨率 $R_k \leq \frac{T_k}{2}$,即 R_k 的最大值取为 $\frac{1}{2T_k}$ 时,探测深度取得最大值 Z_m 。此时, T_k 表达式为

$$T_k = \frac{\pi}{nZ_m}, \quad (1)$$

可得

$$Z_m = \frac{\pi}{2nR_k}, \quad (2)$$

式中 R_k 是关于波数 k 的分辨率,而在实际情况中,光谱仪的分辨率一般以波长表示,由公式 $|\delta(k)| = 2\pi\delta(\lambda)/\lambda^2$ 转化,可得波长空间内的探测深度为

$$Z_m = \frac{1}{4\pi} \frac{\lambda^2}{\delta(\lambda)}, \quad (3)$$

式中 λ 为光源波长, $\delta(\lambda)$ 为光谱仪的波长分辨率。

2.3.2 纵向分辨率

在 OCT 系统中,相干长度就是成像系统的纵向分辨率,且与光源的光谱带宽成反比。因此,OCT 系统中的理想光源为宽带光源。以高斯型光源为例,纵向分辨率表示为

$$\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda^{-2}}{\Delta \lambda}, \quad (4)$$

式中 $\Delta \lambda$ 为光源带宽。

2.3.3 横向分辨率

OCT 的横向分辨率类似于光学显微镜,由成像光的聚焦点大小决定,与数值孔径 NA 成反比,其表达式为

$$\delta_x = \frac{4\lambda_0}{\pi} \frac{f}{d}, \quad (5)$$

式中 λ_0 为光源中心波长, d 为物镜的光斑尺寸, f 为焦距。值得注意的是,景深 b 可以表示为 $\frac{\pi}{\lambda_0} \delta_x^2$,即景深与纵向分辨率成反比。因此,在纵向分辨率足够大的情况下,选用大的数值孔径。

3 OCT 内窥镜扫描探头的研究进展

扫描探头作为 OCT 内窥镜的信息源头,其设计是 OCT 内窥镜能否适用于临床医疗的关键因素。扫描探头的扫描方式、尺寸大小、灵活性等方面的设计直接影响 OCT 内窥镜的应用和发展。

1996年, Tearney 等^[10]研制出第一支 OCT 扫描探头。光纤一端与电机齿轮系统连接实现角度旋转,另一端与梯度折射率透镜(GRIN 透镜)连接实现聚焦。探头的直径为 1.1 mm,工作距离为 2.5 mm。与旋转运动形式不同, Bouma 等^[11]研制了基于线性运动的 OCT 探针。通过将检流计轴的角位移转换成线性实现 OCT 探针的线性位移,避免了圆周扫描系统中光纤导管旋转所需的光学连接。同样为了避免探针整体旋转带动光纤旋转, Tran 研究小组利用 1.9 mm 微机电系统(MEMS)实现环形扫描^[12]。微型电机转子和棱镜固定于探针末梢,与单模光纤和电机线共同封装在玻璃管中。由于不需要加转动扭矩,该探针比传统探头直径更小、灵活性更好。为了实现 OCT 内窥镜的活体 3D 成像, Kim 等^[13]开发了双轴磁驱动 MEMS 扫描探针实现高速扫描。两个轴向都可以实现 18.5 K/s 的扫描速度,并且实现了对口腔和指尖组织的 3D 成像。Wu 等^[14]首次将光纤透镜和反射镜共同包裹在微型玻璃管中,开发了超高清扫描细小探头。该设计简化了装备过程,减小了圆柱玻璃管的透镜效应,改善了光学质量和机械稳健性。2011年, Lorensen 等^[15]研制出尺寸更小的侧向扫描探头,其外径只有 0.31 mm。在羊肺中实验该探针,观测到清晰的肺泡和支气管 3D 图像。2014年,王东林等^[16]利用双轴 MEMS 扫描镜设计出成像速度高达 50 frame/s 的快速三维扫描探针,其探头的外径只有 3.5 mm。表 1 比较了以上所述不同 OCT 内窥镜侧向扫描探头在探头外径、扫描速度、横向分辨率和纵向分辨率方面的不同。

表 1 OCT 内窥镜侧向扫描探头的比较

Table 1 Comparison of side-imaging endoscopic OCT probes

Designers	Outer diameter /mm	Scanning speed /(A-line/s)	Axial resolution / μm	Lateral resolution / μm
Tearney <i>et al.</i> ^[10]	1.1	-	20	38
Bouma <i>et al.</i> ^[11]	-	1680	9.3	30
Tran <i>et al.</i> ^[12]	2.4	1000	9.5	13
Kim <i>et al.</i> ^[13]	2.8	185000	23	25
Wu <i>et al.</i> ^[14]	6.4; 5.6	12000	12	20
Lorensen <i>et al.</i> ^[15]	0.31	288000	9.3	<30
Wang <i>et al.</i> ^[16]	3.5	50000	10.6	17.5

以上介绍的探头都是侧向扫描方式,可以实现对管状组织的环形扫描。为了获得更加全面的组织图像信息,更多课题小组开始对前向扫描探头进行研究。1997年, Boppart 等^[17]利用交变磁场作为驱动开发了第一个前向扫描探头。该探头具有 2 mm 的扫描范围和 5 mm 的工作距离。Sergeev 等^[18]设计了第一个全光纤

前向扫描探头,并且在活体内获得正常细胞和肿瘤细胞的对比图像。基于 MEMS 扫描镜技术, Pan 等^[19]研制出空间分辨率更高的前向扫描探头,其横向分辨率和轴向分辨率可以分别达到 20 μm 和 10 μm 。2003 年,同一课题组修改了 MEMS 扫描镜设计,消除了双晶片上过大的内应力,使摆动自由角超过了激光横向扫描要求。扫描探头的扫描范围也由 2.9 mm \times 2.8 mm 增大到 4.2 mm \times 2.8 mm,使 OCT 内窥镜更适合体内无损影像诊断^[20]。2008 年, Han 等^[21]提出了基于双角度旋转扫描(PARS)技术的扫描探针,其结构特点是两个 GRIN 棱镜成对角轮流扫描。该探针是外径只有 820 μm 的手持前向扫描探针,在眼科诊断和指导手术方面具有巨大的潜在价值。Park 等^[22]开发了扫描速度更快的基于 MEMS 微镜的前向扫描探头,其扫描速度达到 60000 A-line/s,该系统首次实现了利萨模式的二维光学扫描,通过监测数据集可以直接获得三维图像。2013 年, Joos 等^[23]研制了应用于手术过程中的实时扫描探头。该探针内设的扫描系统避免了往复扫描整个探针,而且系统中 GRIN 透镜的聚焦距离可变,可适应不同的工作距离,这些设计非常有利于眼外科医生操作,对眼科疾病的诊断、治疗和监测具有重大意义。表 2 比较了以上所述不同 OCT 内窥镜前向扫描探头在尺寸大小、扫描速度、横向分辨率和纵向分辨率方面的不同。

表 2 OCT 内窥镜前向扫描探头的比较

Table 2 Comparison of forward-imaging endoscopic OCT probes

Designers	Outer diameter / mm	Scanning speed /(A-line/s)	Axial resolution / μm	Lateral resolution / μm
Boppart <i>et al.</i> ^[17]	2.68	>100	12	33
Sergeev <i>et al.</i> ^[18]	>2	2400	10	20
Pan <i>et al.</i> ^[19]	5	2400	10	17
Xie <i>et al.</i> ^[20]	5	2400	10	20
Han <i>et al.</i> ^[21]	0.82	250	7.6	10.4
Park <i>et al.</i> ^[22]	7	60000	7.7	20
Joos <i>et al.</i> ^[23]	6.4	10000	4~6	25~35

4 OCT 内窥镜的应用

自 Huang 等第一次提出 OCT 技术并成功应用于眼睛诊断以来, OCT 技术在医学领域得到了广泛应用,包括对皮肤^[24]和牙齿^[25]等表皮器官的检测。内窥镜和 OCT 技术的结合进一步扩展了 OCT 的应用范围,为获取组织信息和手术指导提供了更多的选择。

扫描探头结构的不同,决定了 OCT 内窥镜在应用领域发挥着不同的作用。侧向扫描探头具有结构尺寸小、运动灵活、环形扫描等特点,适合为胃肠道^[3,26-31]、支气管^[32-33]、血管^[4,34-35]等器官提供组织信息的图像。因为胃肠道比较宽,并且前段相对直,适合外径相对较大的扫描探针进入,所以 OCT 内窥镜的第一个应用就是胃肠道成像^[26]。通过 OCT 对胃肠道黏膜及下层组织成像,可以检测出多种胃肠疾病,如 Barrett 食管^[27-29]、癌症^[3,30]和炎症性肠病^[31]等。支气管方面, Pitris 等^[32]利用 OCT 对离体的上呼吸道组织成像,识别出软骨、粘膜和上皮组织;2005 年, Tsuboi 等^[33]首次完成了人体支气管的 OCT 成像,根据图像特征可以清楚分辨出正常支气管与肺癌支气管。血管方面, Brezinski 等^[34]利用 OCT 评估动脉粥样硬化形态,与超声技术相比, OCT 表现出了更高的分辨率和更宽的动态范围; Liang 等^[4]基于双包层光纤技术设计了集 OCT 和荧光技术于一体的扫描探针,以白兔为实验对象,实现动脉粥样硬化的早期诊断。

与侧向扫描探头不同,前向扫描探头提供前向组织结构信息,可以为活检和手术提供图像指导,适合为卵巢^[36-37]、乳腺^[38]、脑^[39]等器官提供组织信息。1999 年, Boppart 等^[36]通过 OCT 对子宫内体膜体外成像,证明 OCT 技术可以区分出正常和病变的子宫组织; Hariri 等^[37]设计了第一个腹腔 OCT 内窥镜,并通过成像初步区分出正常卵巢、子宫内体膜异位、良性和恶性的表皮肿瘤。乳腺方面, Boppart 等^[38]通过大鼠乳腺肿瘤模型证明 OCT 可以成像乳腺异常组织。结果说明, OCT 内窥镜在乳腺癌手术图像指导和组织活检方面体现出巨大潜力。脑方面, Liang 等^[39]将 OCT 前向扫描探针与多普勒 OCT 相结合应用于神经外科,结果验证了 OCT 在脑手术中立体定位和避免脑出血的可能和潜力。

5 结束语

OCT是一种高分辨率、无损伤、高速扫描的光学成像技术,在此基础上发展的OCT内窥镜可以对活体组织实时成像,极大地扩展了OCT的临床应用。作为现代医学成像的一个发展方向,OCT内窥镜技术得到了快速发展,并逐渐成为国内外研究的热门领域。虽然扫描探头逐步实现小型化和灵活化,但应用于临床的OCT内窥镜还相对较少。相信在不远的未来,OCT内窥镜技术将在图像诊断和手术指导等临床方面发挥重要的作用。

参考文献

- 1 Davis C J, Filpi C J. A history of endoscopic surgery[J]. Principles of Laparoscopic Surgery, 1992, 2(1): 16-23.
- 2 Huang D, Swanson E A, Lin C P, *et al.*. Optical coherence tomography[J]. Science, 1991, 254(5035): 1178-1181.
- 3 Sergeev A M, Gelikonov V M, Gelikonov G V, *et al.*. *In vivo* endoscopic OCT imaging of precancer and cancer states of human mucosa[J]. Optics Express, 1997, 1(13): 432-440.
- 4 Liang S, Saidi A, Jing J, *et al.*. Intravascular atherosclerotic imaging with combined fluorescence and optical coherence tomography probe based on a double-clad fiber combiner[J]. Journal Of Biomedical Optics, 2012, 17(7): 070501.
- 5 Yazdanfar S, Rollins A M, Izatt J A. Imaging and velocimetry of the human retinal circulation with color Doppler optical coherence tomography[J]. Optics Letters, 2000, 25(19): 1448-1450.
- 6 Morgner U, Drexler W, Kartner F X, *et al.*. Spectroscopic optical coherence tomography[J]. Optics Letters, 2000, 25(2): 111-113.
- 7 de Boer J F, Milner T E, Nelson J S, *et al.*. Two-dimensional birefringence imaging in biological tissue by polarization-sensitive optical coherence tomography[J]. Optics Letters, 1997, 22(12): 934-936.
- 8 Yu Daoyin, Chen Xiaodong, Wang Yi, *et al.*. Medical ultrasound-research of imaging system endoscopic OCT[J]. Science China, 2007, 37(1): 75-79.
郁道银, 陈晓冬, 汪毅, 等. 医学超声-OCT内窥成像系统的研究[J]. 中国科学, 2007, 37(1): 75-79.
- 9 Wojtkowski M, Leitgeb R, Kowalczyk A, *et al.*. *In vivo* human retinal imaging by Fourier domain optical coherence tomography[J]. Journal of Biomedical Optics, 2002, 7(3): 457-463.
- 10 Tearney G J, Boppart S A, Bouma B E, *et al.*. Scanning single-mode fiber optic catheter-endoscope for optical coherence tomography[J]. Optics Letters, 1996, 21(12): 543-545.
- 11 Bouma B E, Tearney G J. Power-efficient nonreciprocal interferometer and linear-scanning fiber-optic catheter for optical coherence tomography[J]. Optics Letters, 1999, 24(8): 531-533.
- 12 Tran P H, Mukai D S, Brenner M, *et al.*. *In vivo* endoscopic optical coherence tomography by use of a rotational microelectromechanical system probe[J]. Optics Letters, 2004, 29(11): 1236-1238.
- 13 Kim K H, Park B H, Maguluri G N, *et al.*. Two-axis magnetically-driven MEMS scanning catheter for endoscopic high-speed optical coherence tomography[J]. Optics Express, 2007, 15(26): 18130-18140.
- 14 Wu Y, Xi J, Huo L, *et al.*. Robust high-resolution fine OCT needle for side-viewing interstitial tissue imaging[J]. IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics, 2010, 16(4): 863-869.
- 15 Lorenser D, Yang X, Kirk R W, *et al.*. Ultrathin side-viewing needle probe for optical coherence tomography[J]. Optics Letters, 2011, 36(19): 3894-3896.
- 16 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.
- 17 Boppart S A, Bouma B E, Pitris C, *et al.*. Forward-imaging instruments for optical coherence tomography[J]. Optics Letters, 1997, 22(11): 1618-1620.
- 18 Sergeev A M, Gelikonov V M, Gelikonov G V, *et al.*. *In vivo* endoscopic OCT imaging of precancer and cancer states of human mucosa[J]. Optics Express, 1997, 1(13): 432-440.
- 19 Pan Y T, Xie H K, Fedder G K. Endoscopic optical coherence tomography based on a microelectromechanical mirror [J]. Optics Letters, 2001, 26(24): 1966-1968.
- 20 Xie T Q, Xie H K, Fedder G K, *et al.*. Endoscopic optical coherence tomography with a modified microelectromechanical systems mirror for detection of bladder cancers[J]. Applied Optics, 2003, 42(31): 6422-6426.
- 21 Han S, Sarunic M V, Wu J, *et al.*. Handheld forward-imaging needle endoscope for ophthalmic optical coherence

- tomography inspection[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2008, 13(2): 020505.
- 22 Park H, Song C, Kang M, *et al.*. Forward imaging OCT endoscopic catheterbased on MEMS lens scanning[J]. *Optics Letters*, 2012, 37(13): 2673–2675.
- 23 Joos K, Shen J. Miniature real-time intraoperative forward-imaging optical coherence tomography probe[J]. *Biomedical Optics Express*, 2013, 4(1342): 1342–1350.
- 24 Sergeev A M, Gelikonov V M, Gelikonov G, *et al.*. *In vivo* optical coherence tomography of human skin microstructure [J]. *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers*, 1994, 2328: 144–150.
- 25 Colston B W, DaSilva L B, Everett M J, *et al.*. Dental OCT[J]. *Optics Express*, 1998, 3(6): 230–238.
- 26 Tearney G J, Brezinski M E, Bouma B E, *et al.*. *In vivo* endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography [J]. *Science*, 1997, 276(5321): 2037–2039.
- 27 Qi X, Pan Y, Sivak M V, *et al.*. Image analysis for classification of dysplasia in Barrett's esophagus using endoscopic optical coherence tomography[J]. *Biomedical Optics Express*, 2010, 1(3): 825–847.
- 28 Li X, Boppart S, Van D, *et al.*. Optical coherence tomography: Advanced technology for the endoscopic imaging of Barrett's esophagus[J]. *Endoscopy*, 2000, 32(12): 921–930.
- 29 Tsai T, Zhou C, Tao Y, *et al.*. Structural markers observed with endoscopic 3-dimensional optical coherence tomography correlating with Barrett's esophagus radiofrequency ablation treatment response [J]. *Gastrointestinal Endoscopy*, 2012, 76(6): 1104–1112.
- 30 Testoni P A, Mangiavillano B. Optical coherence tomography in detection of dysplasia and cancer of the gastrointestinal tract and bilio-pancreatic ductal system[J]. *World Journal of Gastroenterology*, 2008, 14(42): 6444–6452.
- 31 Shen B, Jr G Z, Gramlich T L, *et al.*. *In vivo* colonoscopic optical coherence tomography for transmural inflammation in inflammatory bowel disease[J]. *Clinical Gastroenterology and Hepatology*, 2004, 2(12): 1080–1087.
- 32 Pitris C, Brezinski M E, Bouma B E, *et al.*. High resolution imaging of the upper respiratory tract with optical coherence tomography—A feasibility study[J]. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 1998, 157(5): 1640–1644.
- 33 Tsuboi M, Hayashi A, Ikeda N, *et al.*. Optical coherence tomography in the diagnosis of bronchial lesions[J]. *Lung Cancer*, 2005, 49(3): 387–394.
- 34 Brezinski M E, Tearney G J, weissman N J, *et al.*. Assessing atherosclerotic plaque morphology: Comparison of optical coherence tomography and high frequency intravascular ultrasound[J]. *Heart*, 1997, 77(5): 397–403.
- 35 Bonnema G T, Cardinal K O, McNally J B, *et al.*. Assessment of blood vessel mimics with optical coherence tomography [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2007, 12(2): 024018.
- 36 Boppart S A, Goodman A, Libus J, *et al.*. Imaging of endometriosis and ovarian carcinoma with optical coherence tomography: Feasibility for laparoscopic-based imaging[J]. *British Journal of Obstetrics and Gynaecology*, 1999, 106(10): 1071–1077.
- 37 Hariri L P, Bonnema G T, Schmidt K, *et al.*. Laparoscopic optical coherence tomography imaging of human ovarian cancer[J]. *Gynecologic Oncology*, 2009, 114(2): 188–194.
- 38 Boppart S A, Luo W, Marks D L, *et al.*. Optical coherence tomography: Feasibility for basic research and image-guided surgery of breast cancer[J]. *Breast Cancer Research and Treatment*, 2004, 84(2): 85–97.
- 39 Liang C, Wierwille J, Moreira T, *et al.*. A forward-imaging needle-type OCT probe for image guided stereotactic procedures[J]. *Optics Express*, 2011, 19(27): 26283–26294.

栏目编辑: 吴秀娟