

doi:10.3788/gzxb20164509.0911001

内窥式扫频光源光学相干层析系统的探头设计

卞海溢, 高万荣, 廖九零

(南京理工大学 电子工程与光电技术学院, 南京 210094)

摘 要:利用自聚焦透镜和单模光纤搭建了基于光纤旋转连接器的内窥式扫频光源光学相干层析成像系统. 利用 Zemax 模拟了内窥探头的性能, 分析了光纤到自聚焦透镜的距离和自聚焦透镜节距对探头性能参量的影响. 在综合考虑元器件成本以及成像要求后, 选择无需定制, 节距为 0.24 Pitch 的自聚焦透镜, 确定光纤与自聚焦透镜之间的距离为 0.7 mm. 经实验测得该系统的横向分辨率约为 19.5 μm , 纵向分辨率约为 9 μm , 工作距离约为 7 mm, 成像深度为 6.2 mm (空气中), 与理论值接近. 为了验证该系统对生物组织的成像性能, 利用该系统对猪食道进行离体成像, 重建后的层析图中可以明显地观察到猪肠道的表皮层和固有层. 测量系统的各项成像性能参量以及对生物组织的成像性能表明该探头在内窥成像中是可行的.

关键词:光学相干层析成像; 扫频光源; 干涉; 内窥成像; 横向分辨率; 工作距离; 成像深度; 纵向分辨率; 自聚焦透镜

中图分类号: TN247

文献标识码: A

文章编号: 1004-4213(2016)09-0911001-6

Design of the Probe of Swept Source Optical Coherence Tomography for Endoscopic Imaging

BIAN Hai-yi, Gao Wan-rong, LIAO Jiu-ling

(Department of Optical Engineer, Nanjing University of Science and Technology, Nanjing 210094, China)

Abstract: A swept source endoscopic optical coherence tomography system was designed with the grin-lens, single mode fiber and fiber optic rotary joint for endoscopic imaging. The effects of the pitch of the grin lens and the distance between the single mode fiber and the grin-lens on system performance were then analyzed with Zemax. The object distance of 0.7 mm was chosen according to the diameter of esophagus and the Pitch of 0.24P was chosen according to the cost and the effects analyzed above. The measurement results shown that the axial resolution of the system is $\sim 9 \mu\text{m}$ and the lateral resolution is $\sim 19.5 \mu\text{m}$ with the imaging depth of 6 mm in air. The working distance of the probe is about 7 mm. The initial cross-sectional images of the intestinal tract of pig were presented to demonstrate the capability of the system for endoscopic applications. And all these results demonstrated that the probe designed is suitable for endoscopic imaging of esophagus.

Key words: Optical coherence tomography; Swept light source; Interference; Endoscopic imaging; Lateral resolution; Working distance; Imaging depth; Axial resolution; Grin lens

OCIS Codes: 110.4500; 030.1640; 170.0110; 170.2150

0 引言

光学相干层析成像技术 (Optical Coherence Tomography, OCT) 是一种利用宽带光源的低相干特

性进行成像的新型生物医学成像手段, 它具有高分辨率, 高速度, 非侵入式测量的优点^[1-3], 已被广泛应用于眼科疾病的诊断^[4-6]. 然而 OCT 技术对于其它疾病例如肠胃疾病的检测, 还处于实验室探索阶段. 肠胃疾病

基金项目: 国家自然科学基金 (Nos. 61275198, 60978069) 资助

第一作者: 卞海溢 (1988-), 男, 博士研究生, 主要研究方向为光学相干层析成像. Email: bianhaiyi@163.com

导师 (通讯作者): 高万荣 (1961-), 男, 教授, 博士, 主要研究方向为生物医学光学成像. Email: wgao@njust.edu.cn

收稿日期: 2016-03-22; 录用日期: 2016-06-27

<http://www.photon.ac.cn>

的检测对人类健康而言至关重要,因此作为具有无损探测优点的内窥式 OCT 成像技术有广泛的应用前景. 在这方面国外的研究起步相对较早,取得的成果也相对比较多. 1997 年, Tearney 等就已经提出了基于自聚焦透镜的内窥式 OCT 技术,并首次对兔子的食道组织进行了成像^[7]. 1999 年, Rollins 等在原有基础上通过引入光纤环形器和平衡探测改善内窥式 OCT 的成像质量^[8]. 2000 年, Li 等解决了内窥式 OCT 系统中旋转扫描时旋转光纤与固定光纤的光耦合问题^[9]. 2001 年, Pan 等提出了基于微机电系统的内窥式 OCT 系统,避免了旋转式扫描结构中旋转光纤与固定光纤光耦合的问题^[10]. 2008 年 Suter 等提出了基于食道扩张管的内窥式 OCT 系统,解决了内窥式 OCT 系统中探头难以固定的问题^[11]. 但是这种内窥式 OCT 要求探头具有比较长的工作距离(9~12 mm),对于单个自聚焦透镜而言长工作距离意味着系统的横向分辨率较差. 同年,为了解决这个问题, Fu 等提出了双自聚焦透镜的系统,在获得长工作距离的同时获得比较高的横向分辨率^[12]. 2013 年, Moon 等用光纤替代透镜的内窥 OCT 探头,使得内窥探头更加小型化^[13]. 相比于国外,国内在内窥 OCT 系统上的研究相对比较滞后,丁志华小组提出了菲佐型光学相干层析成像系统解决内窥 OCT 中探头不稳的问题,然而并没有设计出内窥探头^[14]. 天津大学的郁道银小组设计了基于微机电系统的内窥探头,然而实验效果并不理想^[15].

本文设计了基于光纤旋转连接器的内窥式 OCT 系统,利用 Zemax 对光纤与自聚焦透镜的距离和工作距离以及横向分辨率之间的关系进行了模拟分析,以确定探头的光学结构. 对所搭建的内窥 OCT 探头横向分辨率,纵向分辨率以及灵敏度进行测量,并利用该探头对猪食道进行离体光学断层成像,以验证系统的可行性.

1 原理

1.1 系统结构

内窥式 OCT 系统结构如图 1, 扫频光源发出的光经过光纤环形器耦合进分光比为 90:10 的 2×2 光纤耦合器, 10% 的光经过准直后入射到参考反射镜上, 反射后重新进入光纤耦合器, 另外 90% 的光通过玻璃棒后经自聚焦透镜聚焦到样品上, 样品的后向散射光经过自聚焦透镜重新耦合进光纤耦合器, 与参考光一起输入到光纤环形器的 2 端口, 经 3 端口输入到光电探测器, 将光信号转换成电信号输入到电脑中. 本系统采用的宽带光源的中心波长是 1 310 nm, 谱宽是 106 nm, 系统的理论纵向分辨率约为 7.1 μm. 内窥探头中玻璃棒的主要作用是用来控制光纤到自聚焦透镜之间的距离, 以获得满足设计要求的横向分辨率和工作距离.

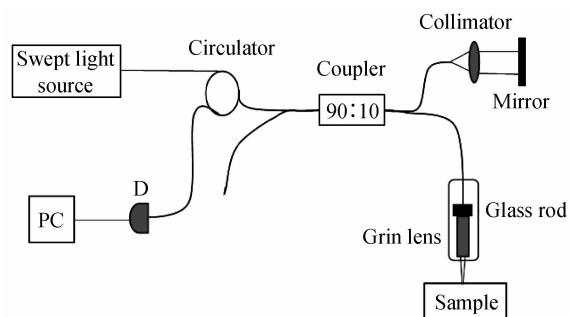


图 1 内窥式频域光学相干层析成像系统原理图
Fig. 1 Schematic of Fourier-domain optical coherence tomography

1.2 探头结构设计

内窥式成像性能的好坏取决于探头的结构设计, 考虑到该内窥系统是面向人体食道成像的, 而人体食道的典型直径为 20~25 mm, 而一般 OCT 系统的成像范围为 6~7 mm, 所以对于旋转式扫描的内窥探头的工作距离必须大于 5 mm, 这样才能保证样品在成像深度范围内. 另外对于成像系统而言, 希望横向分辨率越小越好. 在内窥式 OCT 系统中, 探头的光学部件主要包括单模光纤, 玻璃棒, 自聚焦透镜和微棱镜, 其中玻璃棒主要是用来控制光纤纤芯到自聚焦透镜的距离, 微棱镜主要是用来进行光路转折, 实现内窥探头的侧视成像, 所以内窥式 OCT 系统的横向分辨率和工作距离主要由光纤和自聚焦透镜决定. 自聚焦透镜将纤芯成像到样品上实现照明, 实际上系统的横向分辨率是由纤芯像的大小决定, 由于光纤的纤芯直径是固定的, 自聚焦透镜的焦距也是固定的, 根据牛顿公式, 可以得到^[16]

$$xx' = ff' \quad (1)$$

式中, x 是光纤末端到自聚焦透镜前焦点的距离, x' 是光纤末端的像到自聚焦透镜后焦点的距离, f 是自聚焦透镜在物空间的焦距, f' 是自聚焦透镜在像空间的焦距. 当焦距固定时, 像距(探头的工作距离)只与物距(光纤末端到自聚焦透镜的距离)有关, 物距越大, 像距越小.

另外根据成像公式, 物高与像高之间的关系为

$$l/l' = h/h' \quad (2)$$

式中, l 是物距, l' 是像距, h 是物高, h' 是像高. 而 $l = x + f$, $l' = x' + f'$. 由于光纤的纤芯直径是固定的, 也就是物高是一定的, 所以像高(横向分辨率)也与物距有关, 物距越大, 像距越小, 所以 l/l' 的比值越大, 像高越小.

综合来看, 探头的工作距离与系统的横向分辨率之间是一对矛盾的关系, 因此光纤到自聚焦透镜的距离的选择对内窥 OCT 系统的性能是至关重要的. 本文利用 ZEMAX 软件对内窥探头的光学系统进行模拟, 获得的结果见表 1.

表 1 节距为 0.24 时的纤芯像大小和工作距离

Table 1 The waist of the spot and the working distance of the probe

Diameter of fiber/ μm	The object distance l/mm	The imaging distance l'/mm	Size of the fiber's image/ μm
10	0.4	12.4	67.2
10	0.5	9.3	50.6
10	0.6	7.5	40.6
10	0.7	6.3	34.2
10	0.8	5.4	29.6
10	0.9	4.7	26.2
10	1	4.2	23.6
10	2.5	1.6	13.2

图 2 是利用 Zemax 模拟的光纤端口在距离自聚焦透镜不同距离时所成的像, P_1 代表光纤端口上端点(距光轴 $5\ \mu\text{m}$)的像点, P_5 代表光纤端口在光轴上所成的像点, P_3 代表光纤端口下端点(距光轴 $5\ \mu\text{m}$)的像点, 其它两个点代表左右方向上(距光轴 $5\ \mu\text{m}$)的像点. 图 3 是光纤端口与自聚焦透镜间的距离与探头的工作距离(虚线)和横向分辨率(实线)之间的关系. 光纤距自聚焦透镜越远, 系统的横向分辨率越好, 然而探

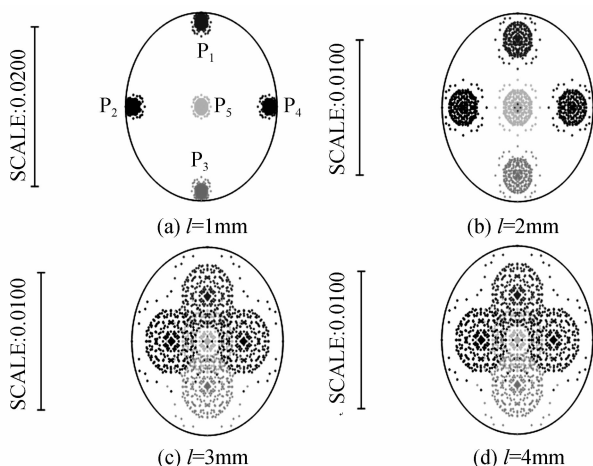


图 2 利用 Zemax 软件模拟的光纤端口的像
Fig. 2 The image of the fiber simulated by Zemax

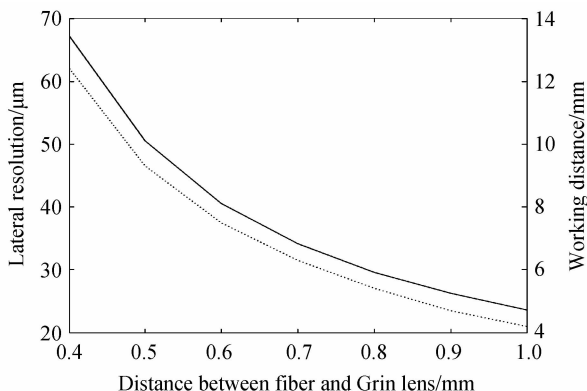


图 3 物距 l 与探头的性能参量之间的关系
Fig. 3 The relationship between the specifications of the probe and object distance l

头的工作距离却越短. 在实际光学系统中, 由于光学系统本身的像差等问题, 横向分辨率并不会随着物距的增大而无限制地减小. 由图 2 可以看出物距越大, 由于光纤的数值孔径是一定的, 那么离轴光束的增多也就导致自聚焦透镜单点成像的弥散斑越大, 所以尽管像的大小随着距离的增大而减小, 但是由于弥散斑的扩大, 实际的像尺寸并没有明显减小, 所以图 3 中的横向分辨率会随着距离的增加, 趋于一个定值.

除了光纤与自聚焦透镜之间的距离会影响内窥 OCT 的系统参量外, 自聚焦透镜自身的节距大小也会影响系统的横向分辨率与工作距离, 表 2 是利用 Zemax 模拟不同节距的自聚焦透镜下工作距离以及光纤像的大小, 光纤直径为 $10\ \mu\text{m}$, 探头的工作距离是 $9\ \text{mm}$. 图 4 是自聚焦透镜节距与横向分辨率之间的关系, 从图 4 可以看出节距越小, 横向分辨率越好.

表 2 不同节距下自聚焦透镜在获得相同工作距离下的横向分辨率

Table 2 The lateral resolution obtained under different Pitches of the grin lens

Pitch of fiber	Diameter of fiber/ μm	The object distance l/mm	Size of fiber's image/ μm
0.12	10	3.13	32.6
0.14	10	2.39	36.7
0.16	10	1.85	40.3
0.18	10	1.43	43.4
0.20	10	1.08	45.8
0.22	10	0.78	47.5
0.24	10	0.51	48.3
0.26	10	0.26	47.8

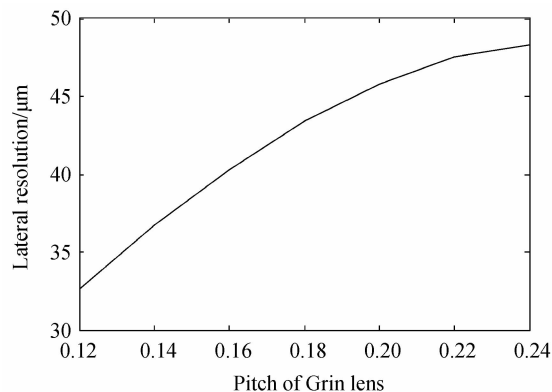


图 4 自聚焦透镜节距与横向分辨率的关系曲线
Fig. 4 The relationship between lateral resolution and the pitch of grin-lens

2 实验结果

2.1 横向分辨率测量

利用搭建的基于扫频光源的 OCT (Swept Source Optical Coherence Tomography, SSOCT) 系统对 1951USAF 进行沿直线方向横向扫描, 图 5(a) 中的直

线是SSOCT系统横向扫描分辨率板的位置,图5(b)是探测器接收到的不同横向位置处的光强.光强最大值的80%下降到光强20%之间占5个采样点,相邻两个采样点的间隔是1.3 μm,所以横向分辨率为19.5 μm,设计的探头光纤与自聚焦透镜之间的距离为0.7 mm,查表1可以知道横向分辨率的理论值为 $34.2/2=17.1 \mu\text{m}$,误差主要来自自聚焦透镜与光纤直接的距离误差等.

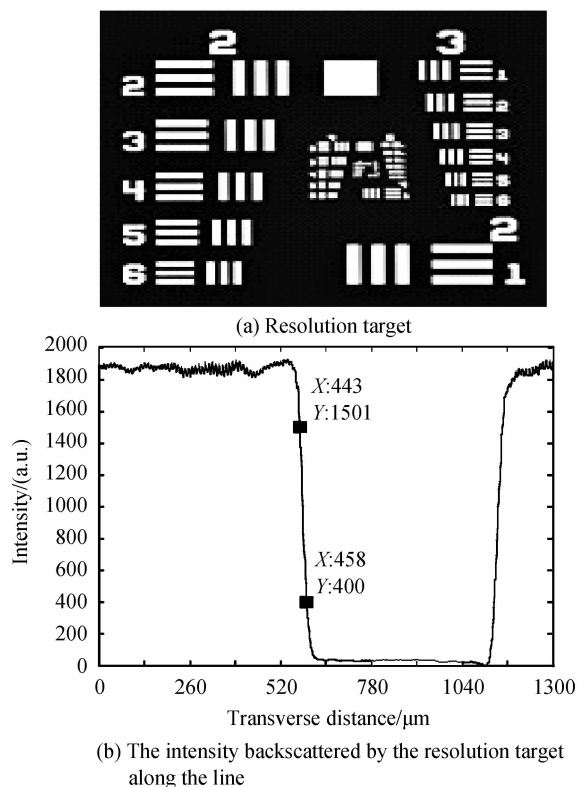


图5 内窥探头对横向分辨率板的成像
Fig. 5 The image of the resolution target

表3是国外其它OCT研究小组设计的单透镜内窥探头的横向分辨率与工作距离.由表3可见,在单透镜(并且自聚焦透镜节距比较大的情况下)式内窥探头中,横向分辨率高时,工作距离比较短;横向分辨率为25 μm时,工作距离仅约3 mm.因此,不能实现对食道

表3 与国外研究小组内窥探头性能参量的比较

Table 3 Comparison between the values of parameters of endoscopic optical coherence tomography designed by other groups and our design

Reference	Lateral resolution/ μm	Working distance/mm
[17]	25	2.7
[18]	25	3
[19]	25	2.5
[20]	30	9
[21]	15	2.2
[22]	40	12
This experiment	19.5	7

的旋转式扫描成像.当工作距离比较长时,横向分辨率又比较低,将近40 μm,影响成像效果.在相同条件下,此实验中内窥探头在横向分辨率与工作距离两参量间进行了折衷,在保证横向分辨率小于20 μm的情况下,设计了工作距离为7 mm的探头,能够满足旋转式扫描成像的工作距离.

2.2 纵向分辨率及灵敏度

在样品臂放置平面镜,恢复平面镜的深度信号测得系统的纵向分辨率以及灵敏度如图6,系统的实际测得的纵向分辨率为9 μm,灵敏度为86 dB.与理论值存在2 μm误差的主要原因是没有进行系统的色散补偿,也没有对干涉光谱进行重采样.

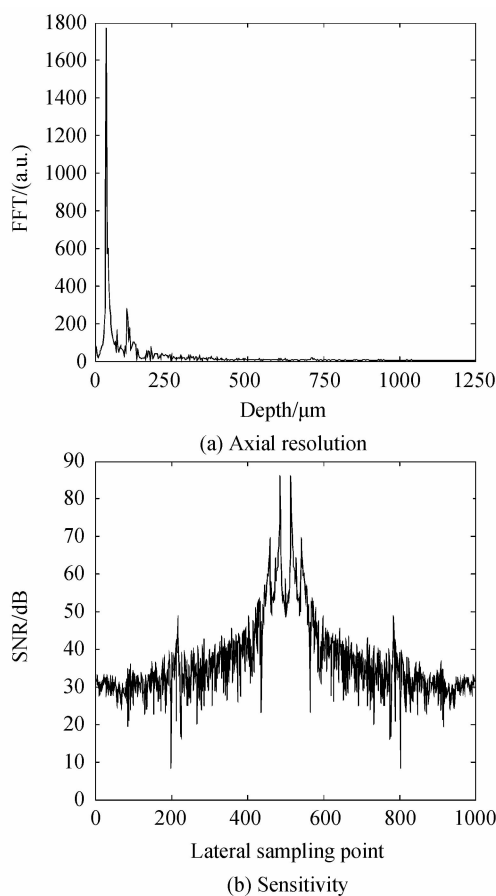


图6 成像深度及灵敏度

Fig. 6 The axial resolution and sensitivity

2.3 成像深度

利用该系统对平面镜成像,移动样品臂的平面镜改变成像深度,测得的肉眼所能观察到的干涉信号的最大深度如图7(a),图中横坐标坐标为275的峰值表示直流项,也就是零光程差的位置,横坐标为509的峰值表示平面镜的位置,纵向上相邻两个光谱采样点的距离为13.3 μm,所以最大成像深度为3.1 mm,成像范围为6.2 mm.利用该系统对3层载玻片进行成像,一层载玻片的几何厚度约为1 mm,图7(b)中A是三层载玻片中第一层的上表面,B为下表面,C为第二层

载玻片的上表面,D为下表面,E为第三层载玻片的上表面,B,C和D,E之间的间隔是空气层,忽略空气层,两层载玻片的光程约为3 mm,与平面镜测得的成像深度相符。

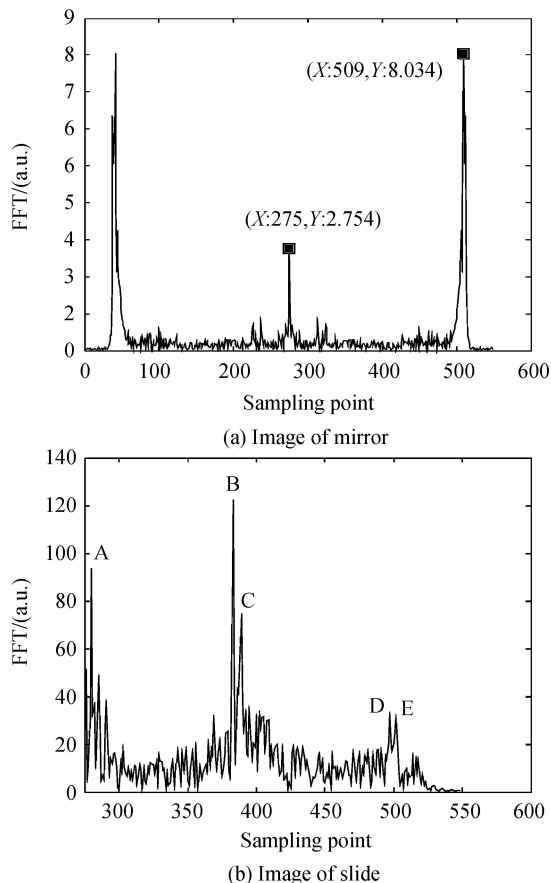
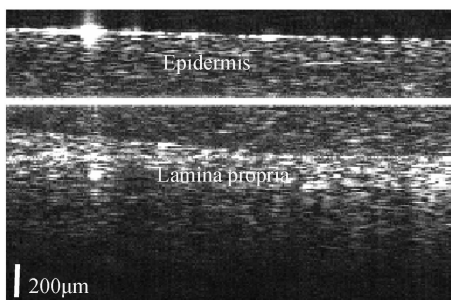


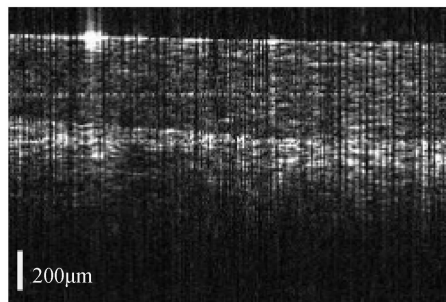
图7 平面镜和载玻片深度信号
Fig. 7 The depth profile of mirror and slide

2.4 猪食道离体成像

利用设计的内窥探头对猪肠道进行离体实验,结果如图8.图8(a)是直接处理后重建的猪肠道的层析图,可以看到猪肠道的两层结构包括表皮层和固有层,而图中的一条亮直线是由探头中控制光纤与自聚焦透镜的玻璃棒的前后表面发生干涉产生的,图8(b)是在过采样情况下对相邻几次A-scan信号求差值去除玻璃棒前后表面干涉信号后得到的,虽然玻璃棒的信号明显减弱,但是也引入了周期性的竖条纹。



(a) The original image



(b) The image removed the signal of rod glass

图8 内窥探头对猪肠道的成像

Fig. 8 The cross-sectional image of intestinal tract of pig

3 结论

对内窥式扫频光源光学相干层析系统中自聚焦透镜进行选择,对光纤与自聚焦透镜之间的距离进行了分析,并搭建了一套纵向分辨率为9 μm、横向分辨率为19.5 μm、成像深度为6 mm(空气中)的基于光纤从旋转连接器的内窥式OCT系统.利用设计的探头对猪肠道进行了成像,成像结果清楚地看到猪肠道的表皮层和固有层,验证了该系统方案的可行性。

参考文献

- [1] HUANG D, SWANSON E A, LIN C P, *et al.* Optical coherence tomography[J]. *Science*, 1991, **254**(5035): 1178-1181.
- [2] FERCHER A F. Optical coherence tomography[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 1996, **1**(2): 157-173.
- [3] CHEN Chao-liang, GAO Wan-rong, BIAN Hai-yi. A method to improve precision and sensitivity of dispersion compensation in Fourier domain optical coherence tomography [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2014, **43**(2): 153-158.
- [4] 陈朝良, 高万荣, 卞海溢. 频域光学相干层析系统中高准确度高灵敏度补偿色散法[J]. *光子学报*, 2014, **43**(2): 153-158.
- [5] HEE M R, PULIAFITO C A, DUKER J S, *et al.* Topography of diabetic macular edema with optical coherence tomography[J]. *Ophthalmology*, 1998, **105**(2): 360-370.
- [6] BRANCHINI L, REGATIERI C V, FLORES-MORENO I, *et al.* Reproducibility of choroidal thickness measurements across three spectral domain optical coherence tomography systems [J]. *Ophthalmology*, 2012, **119**(1): 119-123.
- [7] REIS A S C, SHARPE G P, YANG H, *et al.* Optic disc margin anatomy in patients with glaucoma and normal controls with spectral domain optical coherence tomography[J]. *Ophthalmology*, 2012, **119**(4): 738-747.
- [8] 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.
- [9] ROLLINS A M, UNG-ARUNYAWEE R, CHAK A, *et al.* Real-time in vivo imaging of human gastrointestinal ultrastructure by use of endoscopic optical coherence tomography with a novel efficient interferometer design [J]. *Optics Letters*, 1999, **24**(19): 1358-1360.
- [9] LI X, CHUDOBA C, KO T, *et al.* Imaging needle for optical coherence tomography [J]. *Optics Letters*, 2000, **25**(20): 1520-1522.

- [10] PAN Y, XIE H, FEDDER G K. Endoscopic optical coherence tomography based on a microelectromechanical mirror[J]. *Optics Letters*, 2001, **26**(24): 1966-1968.
- [11] SUTER M J, VAKOC B J, YACHIMSKI P S, *et al.* Comprehensive microscopy of the esophagus in human patients with optical frequency domain imaging [J]. *Gastrointestinal Endoscopy*, 2008, **68**(4): 745-753.
- [12] FU H L, LENG Y, COBB M J, *et al.* Flexible miniature compound lens design for high-resolution optical coherence tomography balloon imaging catheter [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2008, **13**(6): 060502.
- [13] MOON S, PIAO Z, KIM C S, *et al.* Lens-free endoscopy probe for optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 2013, **38**(12): 2014-2016.
- [14] YANG Ya-liang, DING Zhi-hua, MENG Jie. Common path optical coherence tomographic system suitable for endoscopic imaging[J]. *Acta Optica Sinica*, 2008, **28**(5): 955-959.
杨亚良, 丁志华, 孟婕, 等. 适合于内窥成像的共路型光学相干层析成像系统[J]. *光学学报*, 2008, **28**(5): 955-959.
- [15] LI Qiao, GAO Chang-lei, CHEN Xiao-dong, *et al.* Design of OCT endoscopic imaging system by rotated scanning probe [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2009, **38**(10): 2650-2653.
李乔, 高长磊, 陈晓冬, 等. 基于旋转扫描探头的 OCT 内窥成像系统设计[J]. *光子学报*, 2009, **38**(10): 2650-2653.
- [16] 郁道银, 谈恒英. *工程光学(第二版)*. 北京: 机械工业出版社, 2006, 356-365.
- [17] PONEROS J M, BRAND S, BOUMA B E, *et al.* Diagnosis of specialized intestinal metaplasia by optical coherence tomography[J]. *Gastroenterology*, 2001, **120**(1): 7-12.
- [18] ISENBERG G, SIVAK M V, CHAK A, *et al.* Accuracy of endoscopic optical coherence tomography in the detection of dysplasia in Barrett's esophagus; A prospective, double-blinded study[J]. *Gastrointestinal Endoscopy*, 2005, **62**(6): 825-831.
- [19] EVANS J A, BOUMA B E, BRESSNER J, *et al.* Identifying intestinal metaplasia at the squamocolumnar junction by using optical coherence tomography[J]. *Gastrointestinal Endoscopy*, 2007, **65**(1): 50-56.
- [20] SUTER M J, VAKOC B J, YACHIMSKI P S, *et al.* Comprehensive microscopy of the esophagus in human patients with optical frequency domain imaging [J]. *Gastrointestinal Endoscopy*, 2008, **68**(4): 745-753.
- [21] TSAI T H, ZHOU C, TAO Y K, *et al.* Structural markers observed with endoscopic 3-dimensional optical coherence tomography correlating with Barrett's esophagus radiofrequency ablation treatment response (with videos)[J]. *Gastrointestinal Endoscopy*, 2012, **76**(6): 1104-1112.
- [22] SUTER M J, GORA M J, LAUWERS G Y, *et al.* Esophageal-guided biopsy with volumetric laser endomicroscopy and laser cautery marking; A pilot clinical study[J]. *Gastrointestinal Endoscopy*, 2014, **79**(6): 886-896.