

文章编号: 0258-7025(2009)10-2469-08

快速扫频光源及其在光学频域成像中的应用

丁志华 陈明惠 王凯 孟婕 吴彤 沈龙飞

(浙江大学现代光学仪器国家重点实验室, 浙江 杭州 310027)

摘要 基于快速扫频光源的光学频域成像技术是新一代光学相干层析成像(OCT)技术, 相比传统时域 OCT 技术, 具有成像速度快、灵敏度高优势, 是 OCT 领域乃至生物医学光学成像领域最活跃的研究热点之一。综述了快速扫频光源的研究现状与最新进展, 介绍了基于快速扫频光源的光学频域成像技术与应用, 并就目前该领域存在的主要问题以及技术发展的趋势进行了探讨。

关键词 光学相干层析成像; 扫频光源; 光学频域成像; 调谐滤波器

中图分类号 TN247 文献标识码 A doi: 10.3788/CJL20093610.2469

High-Speed Swept Source and its Applications in Optical Frequency-Domain Imaging

Ding Zhihua Chen Minghui Wang Kai Meng Jie Wu Tong Shen Longfei

(State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation, Zhejiang University, Hangzhou, Zhejiang 310027, China)

Abstract High-speed swept source based on optical frequency-domain imaging is a new generation of optical coherence tomography (OCT). It is one of the hot topics in area of OCT and biomedical optical imaging due to its superiorities in speed and sensitivity over traditional time-domain technique. This paper summarizes current status and advances achieved in high-speed swept laser source. Technologies and applications of the swept laser source based optical frequency-domain imaging are introduced. Existing issues and future trends are also discussed.

Key words optical coherence tomography; swept source; optical frequency-domain imaging; tunable filter

1 引言

光学相干层析成像(optical coherence tomography, OCT)技术, 将光纤技术、光电探测技术与计算机处理技术等有机结合, 无损获取组织内部的结构乃至功能信息^[1], 是继 X 射线计算机断层成像(XCT)和核磁共振成像(MRI)技术之后的又一重要突破^[2,3]。自 1991 年美国麻省理工学院(MIT)Fujimoto 小组^[1]研制出第一台 OCT 系统, 并成功获取视网膜的高分辨率层析图像以来, 至今不到 20 年, OCT 系统从时域^[4,5]发展到谱域^[6,7]及扫频系统^[8~10], 技术上经历了巨大的发展^[11~13], 研究者也从当初主要集中在美国发展到遍及世界各地。2007 年美国物理学会 Scitation 数据库收录的 OCT 论文接近 200 篇^[14]。OCT 从学术研究到产品化的

时间非常短, 第一台走向商品化的仪器是 1996 年美国卡尔蔡司公司(Carl Zeiss Meditec, Inc.)推出的 OCT 眼科成像仪。目前全球已有几十家公司在研发 OCT 仪器与关键器件, 并成功应用于眼科^[15,16]、心脏^[17]和肿瘤^[14]等领域, 充分展示了该技术的巨大需求和应用前景。

基于扫频光源的光学相干层析成像(Swept source optical coherence tomography, SS-OCT)或者称为光学频域成像(optical frequency domain imaging, OFDI)是最新一代 OCT 技术, 它同时具备谱域 OCT 的快速成像能力^[6,7,18,19]和时域 OCT 的点探测优势^[4,5,20,21]。OFDI 技术的核心是扫频光源, 理想的扫频光源需满足线性的频率扫描、窄的瞬时线宽、宽的扫频范围和高的输出功率。OFDI 系

收稿日期: 2009-07-13; 收到修改稿日期: 2009-08-13

基金项目: 国家 863 计划(2006AA02Z4E0)和国家自然科学基金(60878057)资助课题。

作者简介: 丁志华(1967—), 男, 研究员, 博士生导师, 博士, 主要从事生物医学光子学方面的研究。

E-mail: zh_ding@zju.edu.cn

统轴向扫描速度与光源的扫频速度直接相关,目前最快已达到几兆赫兹。自 1997 年美国 MIT 的 Fujimoto 小组^[9]研制出最早的 OFDI 系统以来,已发展了各种不同的扫频光源及 OFDI 系统,扫频速度从最初的几赫兹、几十赫兹发展到目前的几兆赫兹,带宽也由几十纳米拓展到几百纳米。

2 扫频光源的研究现状

扫频光源的关键参数包括扫频速度、光谱范围、瞬时线宽和输出光功率。扫频速度决定成像速度,光谱范围决定系统轴向分辨率,瞬时线宽决定成像深度,光功率与灵敏度密切相关。目前发展的快速扫频光源主要分为两大类:1)基于调谐滤波器的扫频激光光源,占绝大比例;2)最新出现的新概念扫频光源,它基于宽带脉冲光源的时域色散特性,实现光谱的时间编码。

2.1 基于调谐滤波器的扫频激光光源

2.1.1 基于光栅与扫描振镜组合型调谐滤波器的扫频激光光源

1997 年 MIT 的 Fujimoto 小组^[9]研制的最早的扫频激光光源如图 1 所示,为外腔型扫频激光光源。采用光栅来分光,利用扫描振镜来选频,电流抽运的超辐射发光二极管为增益介质。二极管的左端面镀增透膜,右端面镀部分反射膜。从二极管发出的宽带光从其左端出射,经准直镜准直后,通过由光栅与振镜构成的反射式滤波器,输出的单色光进入增益介质谐振放大,最后经准直镜、棱镜对、隔离器和聚焦透镜后通过光纤输出。由光栅与振镜构成的反射式滤波器基于锯齿波驱动振镜线性扫描,实现调谐。该光源中心波长为 840 nm,扫频范围为 25 nm,扫频速度为 10 Hz,峰值光功率为 35 mW。

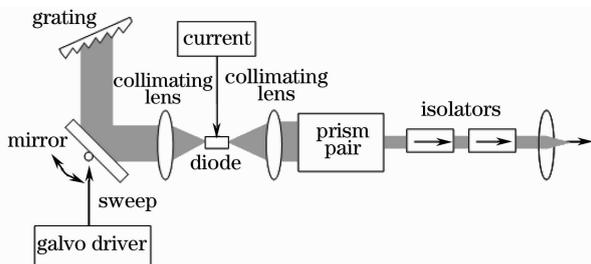


图 1 外腔型扫频激光光源

Fig. 1 Schematic diagram of external cavity swept laser source

2004 年哈佛大学的 Yun 等^[22]基于同样的利特罗结构的光栅与振镜组合型滤波器,发展了如图 2 所示的 1310 nm 波段的伸展环形腔结构的扫频激光光

源。该光源利用半导体光放大器 (semiconductor optical amplifier, SOA) 作为增益介质,并基于光栅与振镜构成的反射式调谐滤波器实现扫频激光的输出。由于 SOA 的宽光谱范围,得到了大于 4 倍的扫频范围。光源带宽超过 100 nm,瞬时线宽小于 0.06 nm,扫频速度为 500 Hz,平均输出光功率大于 4 mW。

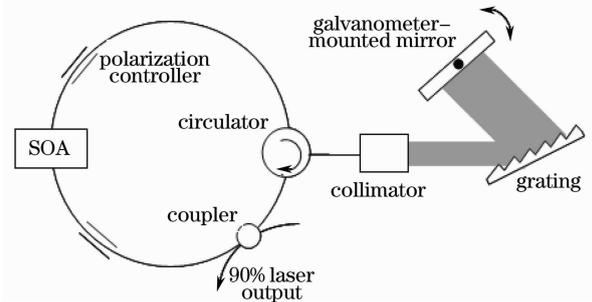


图 2 伸展环形腔型扫频激光光源

Fig. 2 Schematic diagram of extended ring cavity swept laser source

作为光栅与扫描振镜组合型调谐滤波器的变形,扫描光栅与狭缝反射镜的猫眼结构也可作为调谐滤波器^[23],如图 3 所示,并被 MIT 的 Fujimoto 小组于 2007 年应用于外腔型扫频激光光源。猫眼结构对角度对准的敏感性缩小了扫频窄带光的瞬时线宽至 0.03 nm 以下。该光栅采用共振扫描方式,将扫频速度提高到 16 kHz。目前,Thorlabs 公司的 OCT 产品也采用了这种方案。

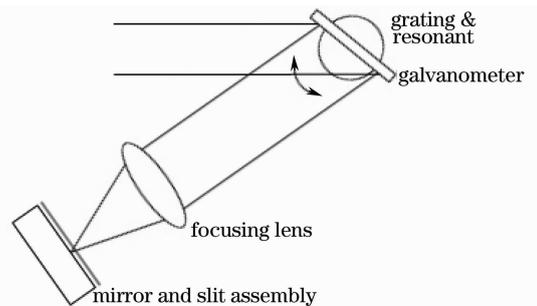


图 3 猫眼结构的反射式调谐滤波器

Fig. 3 Cat-eye wavelength tunable selection device

2.1.2 基于光栅与旋转多面镜组合型调谐滤波器的扫频激光光源

2003 年哈佛大学的 Yun 等^[24]用旋转多面镜 (24 面) 作扫描单元,并采用图 2 中的伸展环形腔型结构,发展扫频激光光源。光栅多面镜波长扫描滤波器结构如图 4 所示,多面镜的中心在透镜 2 的焦点上,光栅作为分光器件,两个透镜作为光路转换部件,调节两个透镜的焦距,可以改变光束在多面镜上的光斑大小和会聚角的大小。基本思想是只有垂直于多面镜的前镜面的某个波长的光束才可以原路返

回,从而达到了波长选择的作用。用这种方案建立的中心波长1320 nm的扫频激光光源能达到 9 mW 的平均光功率,瞬时线宽小于 0.1 nm,带宽 70 nm,扫频速度 15.7 kHz。

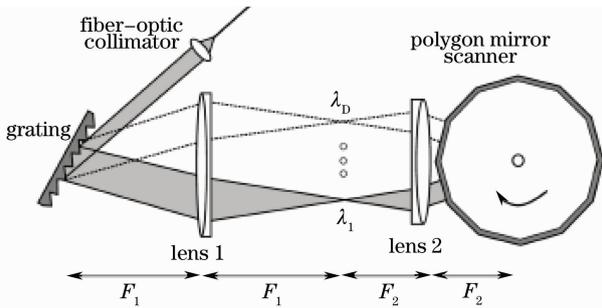


图 4 光栅多面镜扫描滤波器

Fig. 4 Grating mounted on polygon mirror scanner

这种光栅与旋转多面镜组合型调谐滤波器的分光选频方法被提出之后被很多小组研究应用,多面镜的面数也由最初的 24 面增加为 30 面^[25]、40 面^[26]、72 面^[27, 28], 现有采用最多面数的是 128 面^[29]。哈佛大学研究小组为了提高自由光谱范围,把转镜相对于透镜组的位置作了变化,增加一个由两个透镜和两个平面镜组成 1:1 的折叠望远系统^[29],如图 5 所示。这种结构自由光谱范围提高了 4 倍。采用了 128 面的多面镜应用于这种两个望远系统的结构,自由光谱范围增加到 80.3 nm,扫频速度提高至 115 kHz。

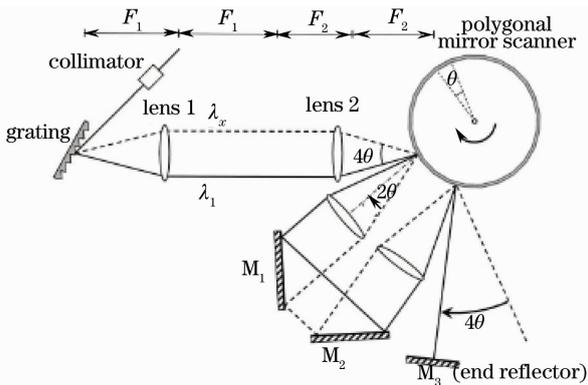


图 5 两个望远系统的多面镜扫描滤波器

Fig. 5 Polygon scanning filter with two telescopes

为了扩大扫频光谱带宽的范围,哈佛大学小组^[30]并联了两个环形腔,共用一个多面镜扫描滤波器,如图 6 所示。这种方法获得了超宽带的扫频激光光源,并且提高了光功率。SOA1 所在的腔的扫频范围为 1238~1316 nm,带宽 78 nm。SOA2 所在的腔的扫频范围为 1271~1383 nm,带宽 112 nm。建立的并联腔型扫频激光光源中心波长为 1300 nm,扫频速度为 20 kHz,扫频范围为

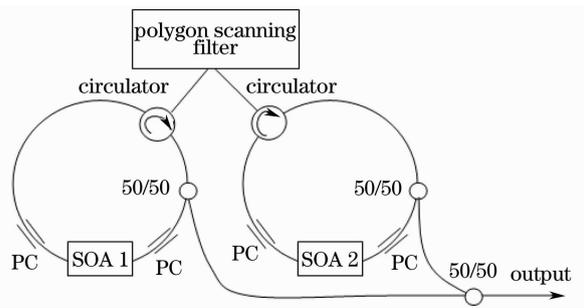


图 6 并联腔型扫频激光光源

Fig. 6 Parallel cavity wavelength swept laser

1238~1383 nm,光谱带宽扩大为 145 nm。

由于低损耗、低成本、商品化的 1050 nm 的环形器和隔离器很少,所以哈佛大学研究小组^[31]2006 年对中心波长为 1050 nm 的扫频激光光源采用了直线腔形,如图 7 所示。在占空比为 100% 时,可达到 36 kHz 的扫频速度。1 μm 波段的扫频激光光源可大大提高轴向扫描速度。

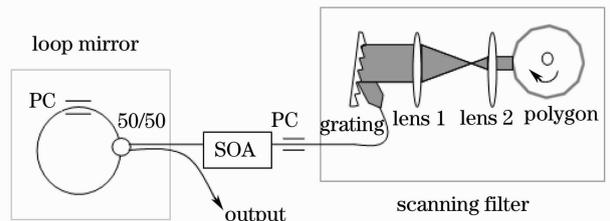


图 7 直线腔型扫频激光光源

Fig. 7 Linear-cavity wavelength swept laser

2.1.3 基于光纤型法布里-珀罗调谐滤波器的扫频激光光源

2005 年,MIT 研究小组^[32]提出了一种新技术—采用光纤法布里-珀罗调谐滤波器(fiber Fabry-Perot tunable filter, FFP-TF)来选频滤波。FFP-TF 作为波长选择元件有着很多优势,可以实现极细微的调制,瞬时线宽可以达到皮米级,插入损耗很低,并且是光纤型,容易操作,维护简单。如图 8 所

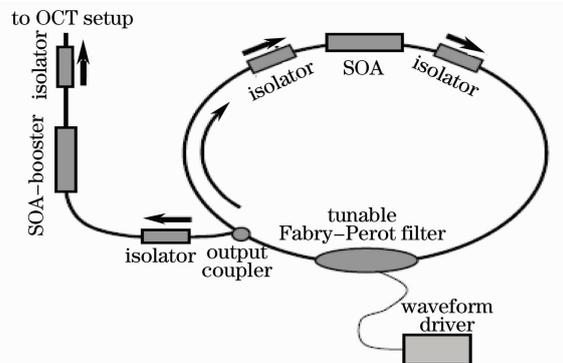


图 8 光纤法布里-珀罗滤波的环形腔扫频激光光源

Fig. 8 Ring cavity wavelength swept laser with FFP-TF

示,采用腔内谐振的环形腔结构,腔外的 SOA 进一步对输出光进行光放大和整形。中心波长 1300 nm 的扫频激光可达到 20 kHz 的轴向扫描速度,瞬时输出功率能达到 45 mW,调谐范围为 120 nm,半峰全宽 78 nm。加州大学的 Chen 小组^[33]以及杜克大学的 Izatt 小组^[34]也相继研制这种方案的其他波段的扫频激光光源。

2006 年,MIT 小组^[35~37]提出了一种全新的扫频激光振荡机制——傅里叶域锁模(Fourier domain mode locking, FDML)技术。如图 9 所示,FDML 技术是利用几千米的长光纤,大大地延长了谐振腔,使得光在长腔内传播一圈的时间刚好和 FFP-TF 的调谐时间匹配^[35]。光纤使得经 FFP-TF 滤出的各色光同时在谐振腔内振荡,不需要像短腔那样,某一个波长的光建立起振荡后才到下一个波长的光通过,所以虽然谐振腔的腔长长的,但速度反而提高了。扫频速度不再像短腔那样受限于滤波器的调谐速度和腔内色光建立激光振荡的时间的快慢,而只受限于滤波器的调谐速度。这种 FDML 扫频激光光源最大优点是高速,轴向扫描速度可达到几百千赫兹,并且可获得超窄的瞬时线宽,从而得到比较深的成像深度。这种 FDML 扫频激光的扫频速度达到 290 kHz,中心波长 1300 nm,105 nm 的扫频范围,平均输出功率 20 mW,成像深度达到 7 mm。

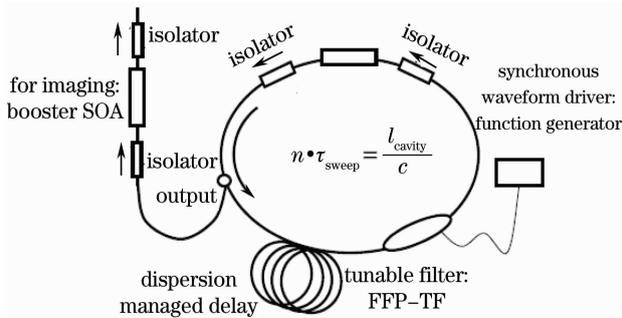


图 9 傅里叶域锁模扫频激光光源

Fig. 9 FDML wavelength swept laser

FDML 技术的长腔谐振结构因其高速扫频速度,从而引起很多研究者的兴趣。MIT 研究小组^[38]之后提出了单向扫频的缓冲型 FDML 激光光源,如图 10 所示,抑制前向扫描(波长从短到长),这段时间是第二段延迟的同样长的光纤的后向扫描,这样就达到只有后向扫描的单向扫描方式。单向扫描的优点是在不牺牲速度的前提下保持光谱的高度稳定性,提高了系统动态范围和数据取样速度。这种扫频激光光源轴向扫描速度达到 370 kHz。

加州大学的 Chen 小组^[39],在一个长腔结构内

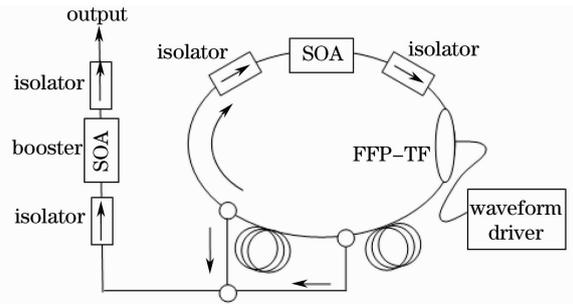


图 10 缓冲型 FDML 单向扫描扫频激光光源

Fig. 10 Buffered FDML unidirectional scan wavelength swept laser

并联两个 SOA,扩大带宽到 135 nm。与之前哈佛大学的研究小组不同的是,只采用一个环形腔。MIT 研究小组^[40]用环形器和法拉第反射镜来实现光双程传播,从而可以缩短一半的光纤长度,并且来回在光纤内传播,可消除光纤的双折射效应。加拿大的 Liu 等^[41]于 2008 年用光栅和多面转镜取代 FFP-TF 应用在长腔的 FDML 激光光源,得到轴向扫描速度 62.6 kHz,带宽 112 nm,输出光功率 52.6 mW,获得了极高功率的光输出。

德国 Huber 小组^[42]于 2009 年提出了分谐波 FDML 技术,大大缩短了延迟光纤的长度,由传统的几千米缩短到几百米,并且扫频速度提高到 570 kHz。

2.1.4 其他扫频激光光源

基于声光可调滤波器(acousto-optic tunable filter, AOTF)也可发展扫频激光光源。AOTF 波长分辨率比较低,一般在 1~4 nm,其调制速度与其调制波长范围有关,调制波长范围比较窄才能得到较高的速度。AOTF 采用声波调制,无需扫描运动件,相位稳定性高。目前已报道的相关工作有印度 Mehto^[43]和韩国 Kim^[44]的两个小组。

超结构光栅分布式布拉格反射器(superstructure-grating distributed Bragg reflector, SSG-DBR)作为色散调谐滤波元件,也可用于扫频激光光源^[45]。

此外,利用两个法布里-珀罗电光调制器(Fabry-Perot electro-optic modulator, FPEOM)组成的基于游标尺效应的组合滤波器^[46],也有望成为扫频激光光源的新型调谐元件。

2.2 基于光纤色散的扫频光源

韩国的 Moon 等^[47]于 2006 年采用了一种全新的技术,利用色散光纤群速度色散时延展宽的特点,建立了一个超快速超宽带的扫频光源。利用宽光谱的短脉冲光通过色散光纤时延展宽,实现扫频光输

出,如图 11 所示。350 nm 的超短脉冲光通过色散光纤展宽为 70 ns,扫频速度可高达 5 MHz。这种超快速的扫描速度对数据采集提出了苛刻的要求。

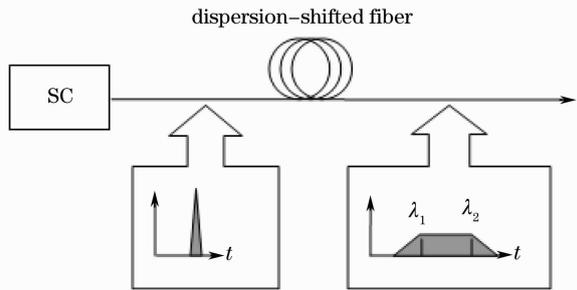


图 11 超快速超宽带扫频光源

Fig. 11 Ultra-high-speed and ultra-wide turning range swept source

此外,基于宽带脉冲光源的时域色散的其他技术,如超连续脉冲啁啾^[48]、色散腔锁模^[49]等也运用在扫频光源上。

3 基于快速扫频光源的 OFDI 技术与应用

基于扫频光源的 OFDI 技术是最新一代的 OCT 技术,和基于光谱仪的谱域 OCT 技术同样克服了时域 OCT 的需要参考臂轴向扫描造成成像速度慢的缺点,不需要运动机构进行轴向扫描,深度信息由探测到的光谱信息通过傅里叶变换得到。而基于光谱仪的谱域 OCT 需要有高速的 CCD 来测量干涉信号的光谱色散信号,CCD 的速度限制了谱域 OCT 的成像速度;商用化的 1300 nm 波段 CCD 很少,并且价格非常昂贵,使成本增加;并且谱域 OCT 存在串扰问题不能获得窄的瞬时线宽,使得成像深度受到限制。OFDI 技术采用快速扫频光源,可以突破谱域 OCT 的速度受到 CCD 速度的限制,可以有更高的扫频速度,并且吸收了时域 OCT 点探测的优势。当然基于超高速扫频光源的 OFDI 技术需要数据采集速度和算法等的匹配,才能得到高速且高质量的成像结果。

采用平衡探测方式的典型 OFDI 系统如图 12 所示。干涉光谱信号的平衡探测可以消除直流项和共模噪声。经数据采集卡获得的采样信号,先进行标定和光谱整形等预处理,然后进行傅里叶变换重构出样品的结构图像。标定主要是把采样的频率间隔非均匀的数据点标定成等频率间隔的数据点。目前采用的标定方法主要有光纤法布里-珀罗干涉仪^[32,33](fiber Fabry-Perot interferometer, FFPI)、马赫

-曾德尔干涉仪^[36,50](Mach-Zender Interferometer, MZI)、同步 TTL 脉冲触发^[51]、线性插值映射标定^[52]以及基于相位的条纹分析法^[15,53]。越来越快速的扫频光源的发展对数据采集速度以及重建算法提出了更高的要求。我们小组也开展了 OCT 系统的研制与图像重建算法的研究^[5,7,18,20,21,50],并与光电技术研究所合作,提出了基于时域插值的快速算法,在不影响插值精度的情况下,重建速度提高了 20 倍,从根本上解决了图像重建的实时性问题^[19]。当然数据采集速度与精度是相互制约的,两者有其权衡问题。OFDI 的消镜像、消散斑问题等也是目前研究者主要研究的问题,取得了研究成果^[51,53,54]。

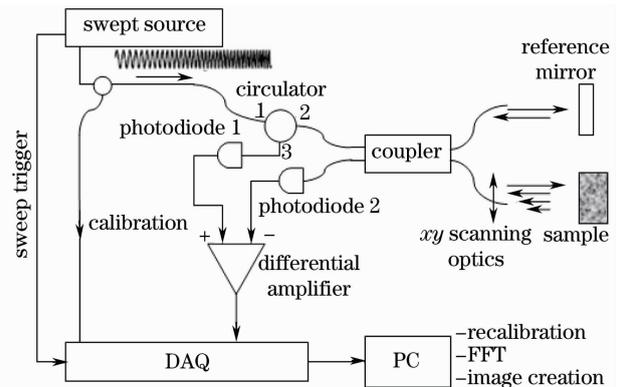


图 12 基于平衡探测的典型 OFDI 系统

Fig. 12 Typical dual balanced detected OFDI system

波长扫频速度超过 1000 nm/ms 的 OFDI 能实现很好的实时成像(视频速度大于 30 frames/s)。各种新技术提高了 OFDI 的性能,为眼科^[15,16]、心脏^[17]、肿瘤学^[14]等方面的临床应用提供了更好的成像质量。基于快速扫频光源的 OFDI 系统主要有 4 个波段,分别为 850 nm, 1050 nm, 1300 nm 和 1500 nm 波段。850 nm 和 1050 nm 波段的 OFDI 系统主要应用在光学透明结构如眼睛^[55],因为眼睛大部分是水,而水在 700~1000 nm 光谱范围吸收小。850 nm 波段主流还是谱域 OCT,用于眼科观察前房和视网膜等。1050 nm 波段的光穿透比 850 nm 的深,哈佛大学 Lee 等^[31]于 2006 年采用光栅转镜扫描滤波技术的 1050 nm 波段的 OFDI 系统获取了人体视网膜清晰的结构图像,并且还获得了较深的脉络膜图像,其中轴向扫描速度为 18.8 kHz,穿透深度 2.4 mm,光照射量 550 μ W,灵敏度大于 92 dB。

商用化的 1300 nm 波段 CCD 很少,并且价格非常昂贵,主要用于军事领域^[56],因此 1300 nm 波段的 OFDI 相对于谱域 OCT 系统就有其极大的优越性。在混浊生物组织,长波长的光穿透深度深,

1300 nm波段的 OFDI 内窥技术在心血管疾病、肿瘤等领域得到很好的应用。MIT 研究小组^[17]用超快速的缓冲型 FDML 扫频系统获取鸟胚胎心脏的图像并实时可视化。采用 100 kHz 轴向扫描速度,获取高时间分辨的二维数据(195 frame/s)和三维数据(10 volume/s),观察并量化在心脏收缩(少于 50 ms)和心脏舒张时间内的运动全过程。哈佛大学研究小组^[54]最新报道他们研制的 OFDI 内窥成像仪,首次获得了人体冠状动脉血管的 3D 图像,从技术上实现让心脏病专家肉眼观测冠状动脉 3D 图像来诊断潜在的病理变化。OFDI 内窥成像仪获得 3D 图像仅在短短几秒内完成,而且快速成像还降低了来自动脉血液的信号干扰。1500 nm 波段的 OFDI 除了在生物医学成像方面的应用,在光通信和传感方面也得到广泛的应用。除了提高性能,扫频激光光源向小型化发展,哈佛大学研究小组^[57]在 2009 年利用最早的光栅与扫描振镜组合型调谐滤波器把扫频激光光源做成只有扑克牌大小,使其在临床应用更加方便。

4 存在的问题

基于扫频光源的 OFDI 技术发展至今十几年来,各个研究小组提出了众多新颖的扫频光源,同时解决了 OFDI 技术实施中的诸多难题,使得基于扫频光源的 OFDI 技术得到了快速发展,但仍存在一些问题至今没有得到很好的解决。1)如何实现扫频光谱在波数空间的线性输出? OFDI 技术的图像重构是对采集到的干涉光谱进行离散傅里叶变换,客观上要求采样数据是等频率间隔的。目前解决的途径主要是基于插值的后续处理方法。2)如何确保扫频光源的相位稳定性? 稳定的相位是拓展 OFDI 功能成像的重要前提,但是扫频光源的相位稳定性一直没有得到很好的解决,因而功能成像的系统往往非常复杂。3)如何有效提高数据快速采集与处理速度? 在确保成像质量的前提下,如何提高信号采集与图像重构的速度是研究人员一直在努力的焦点。

基于快速扫频激光光源的 OFDI 成像技术,具有无损伤、可层析、高分辨、多信息的特征,有望成为临床医学上的“光学显微活检技术”实施高危人群的筛查和辅助早期诊断。OFDI 技术虽然在医学研究和临床实践中发挥了重要作用,但为了更好地为临床应用服务,对其可靠性、小型化提出了更高的要求。此外,图像信息如何与病理结合,如何形成正确的诊断依据和策略,仍是需要深入研究和持续攻关

的课题。

5 结论与展望

基于扫频光源的 OFDI 技术是一种非常新颖并富有生机的生物医学光学成像技术,引起了全球范围越来越多的研究者的兴趣,是生物医学光学成像领域极其活跃的研究热点。国内在这方面的研究也有一定特色,但需要在研究和应用层面继续加强。在扫频激光光源的研究方面,今后应在如何获得更宽的光谱带宽、更高的扫频速度与输出功率,以及如何实现线性光谱输出和确保相位稳定性方面下功夫。在 OFDI 技术与系统方面,则应结合内窥成像探头向小型化方向发展,实现床边检验技术的飞跃。如研制胶囊式 OFDI 内窥成像仪,实现对人体内腔的定期全面筛查,实现疾病的早期诊断。人类健康是永恒的主题,基于扫频激光光源的 OFDI 成像技术的发展及其在常见病、多发病、慢性病和重大疾病的定期筛查与早期诊断中的应用,具有重要的现实意义,也必将产生深远的社会效益。

参 考 文 献

- 1 D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin *et al.*. Optical coherence tomography [J]. *Science*, 1991, **254**(5035): 1178~1181
- 2 J. M. Schmitt. Optical coherence tomography (OCT): a review [J]. *IEEE Sel. Top. J. Quantum Electron.*, 1999, **5**(4): 1205~1215
- 3 A. F. Fercher, W. Drexler, C. K. Hitzenberger *et al.*. Optical coherence tomography-principles and applications [J]. *Rep. Prog. Phys.*, 2003, **66**(2): 239~303
- 4 X. Li, T. H. Ko, J. G. Fujimoto. Intraluminal fiber-optic Doppler imaging catheter for structural and functional optical coherence tomography [J]. *Opt. Lett.*, 2001, **26**(23): 1906~1908
- 5 Yu Xiaofeng, Ding Zhihua, Chen Yuheng *et al.*. Development of fiber-based optical coherence tomographic imaging system [J]. *Acta Optica Sinica*, 2006, **26**(2): 235~238
俞晓峰, 丁志华, 陈宇恒等. 光纤型光学相干层析成像系统的研制 [J]. *光学学报*, 2006, **26**(2): 235~238
- 6 R. Leitgeb, M. Wojtkowski, A. Kowalczyk *et al.*. Spectral measurement of absorption by spectroscopic frequency-domain optical coherence tomography [J]. *Opt. Lett.*, 2000, **25**(11): 820~822
- 7 K. Wang, Z. Ding, T. Wu *et al.*. Development of a non-uniform discrete Fourier transform based high speed spectral domain optical coherence tomography system [J]. *Opt. Express*, 2009, **17**(14): 12121~12131
- 8 F. Lexter, C. K. Hitzenberger, A. F. Fercher *et al.*. Wavelength-tuning interferometry of intraocular distances [J]. *Appl. Opt.*, 1997, **36**(25): 6548~6553
- 9 S. R. Chinn, E. A. Swanson, J. G. Fujimoto. Optical coherence tomography using a frequency-tunable optical source [J]. *Opt. Lett.*, 1997, **22**(5): 340~342
- 10 B. Golubovic, B. E. Bouma, G. J. Tearney *et al.*. Optical frequency-domain reflectometry using rapid wavelength tuning of a Cr⁴⁺: forsterite laser [J]. *Opt. Lett.*, 1997, **22**(22):

- 1704~1706
- 11 R. Leitgeb, C. Hitzenberger, A. Fercher. Performance of Fourier domain vs. time domain optical coherence tomography [J]. *Opt. Express*, 2003, **11**(8): 889~894
- 12 M. Choma, M. Sarunic, C. Yang *et al.*. Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography [J]. *Opt. Express*, 2003, **11**(18): 2183~2189
- 13 B. Liu, M. E. Brezinski. Theoretical and practical considerations on detection performance of time domain, Fourier domain, and swept source optical coherence tomography [J]. *J. Biomed. Opt.*, 2007, **12**(4): 044007-1~12
- 14 A. M. Zysk, F. T. Nguyen, A. L. Oldenburg *et al.*. Optical coherence tomography: a review of clinical development from bench to bedside [J]. *J. Biomed. Opt.*, 2007, **12**(5): 051403-1~21
- 15 Y. Yasuno, V. D. Madjarova, S. Makita *et al.*. Three-dimensional and high-speed swept-source optical coherence tomography for in vivo investigation of human anterior eye segments [J]. *Opt. Express*, 2005, **13**(26): 10652~10664
- 16 V. J. Srinivasan, D. C. Adler, Y. Chen *et al.*. Ultrahigh-speed optical coherence tomography for three-dimensional and en face imaging of the retina and optic nerve head [J]. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 2008, **49**(11): 5103~5110
- 17 M. W. Jenkins, D. C. Adler, M. Gargesh *et al.*. Ultrahigh-speed optical coherence tomography imaging and visualization of the embryonic avian heart using a buffered Fourier domain mode locked laser [J]. *Opt. Express*, 2007, **15**(10): 6251~6267
- 18 K. Wang, Z. Ding. Spectral calibration in spectral domain optical coherence tomography [J]. *Chin. Opt. Lett.*, 2008, **6**(12): 902~904
- 19 Y. Zhang, X. Li, L. Wei *et al.*. Time-domain interpolation for Fourier-domain optical coherence tomography [J]. *Opt. Lett.*, 2009, **34**(12): 1849~1851
- 20 Wang Ling, Ding Zhihua, Shi Guohua *et al.*. Fiber-based optical coherence tomography imaging system with rapid scanning optical delay line as phase modulator [J]. *Chinese J. Lasers*, 2008, **35**(3): 472~476
- 王玲, 丁志华, 史国华等. 基于快速扫描延迟线相位调制的光纤型光学相干层析系统 [J]. *中国激光*, 2008, **35**(3): 472~476
- 21 Yang Yaliang, Ding Zhihua, Meng Jie *et al.*. 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, 孟捷等. 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
- 22 S. H. Yun, C. Boudoux, M. C. Pierce *et al.*. Extended-cavity semiconductor wavelength-swept laser for biomedical imaging [J]. *IEEE Photon. Technol. Lett.*, 2004, **16**(1): 293~295
- 23 V. J. Srinivasan, R. Huber, I. Gorczynska *et al.*. High-speed, high-resolution optical coherence tomography retinal imaging with a frequency-swept laser at 850 nm [J]. *Opt. Lett.*, 2007, **32**(4): 361~363
- 24 S. H. Yun, C. Boudoux, G. J. Tearney *et al.*. High-speed wavelength-swept semiconductor laser with a polygon-scanner-based wavelength filter [J]. *Opt. Lett.*, 2003, **28**(20): 1981~1983
- 25 C. Chong, T. Suzuki, A. Morosawa *et al.*. Spectral narrowing effect by quasi-phase continuous tuning in high-speed wavelength-swept light source [J]. *Opt. Express*, 2008, **16**(25): 21105~21118
- 26 S. H. Yun, G. Tearney, J. de Boer *et al.*. Pulsed-source and swept-source spectral-domain optical coherence tomography with reduced motion artifacts [J]. *Opt. Express*, 2004, **12**(23): 5614~5624
- 27 H. Lim, J. F. De Boer, B. H. Park *et al.*. Optical frequency domain imaging with a rapidly swept laser in the 815~870 nm range [J]. *Opt. Express*, 2006, **14**(13): 5937~5944
- 28 S. M. R. Motaghian Nezam. High-speed polygon-scanner-based wavelength-swept laser source in the telescope-less configurations with application in optical coherence tomography [J]. *Opt. Lett.*, 2008, **33**(15): 1741~1743
- 29 W. Y. Oh, S. H. Yun, G. J. Tearney *et al.*. 115 kHz tuning repetition rate ultrahigh-speed wavelength-swept semiconductor laser [J]. *Opt. Lett.*, 2005, **30**(23): 3159~3161
- 30 W. Y. Oh, S. H. Yun, G. J. Tearney *et al.*. Wide tuning range wavelength-swept laser with two semiconductor optical amplifiers [J]. *IEEE Photon. Technol. Lett.*, 2005, **17**(3): 678~680
- 31 E. C. Lee, J. F. de Boer, M. Mujat *et al.*. In vivo optical frequency domain imaging of human retina and choroid [J]. *Opt. Express*, 2006, **14**(10): 4403~4411
- 32 R. Huber, M. Wojtkowski, K. Taira *et al.*. Amplified, frequency swept lasers for frequency domain reflectometry and OCT imaging: design and scaling principles [J]. *Opt. Express*, 2005, **13**(9): 3513~3528
- 33 J. Zhang, Q. Wang, B. Rao *et al.*. Swept laser source at 1 μm for Fourier domain optical coherence tomography [J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2006, **89**(7): 073901-1~13
- 34 M. A. Choma, K. Hsu, J. A. Izatt. Swept source optical coherence tomography using an all-fiber 1300-nm ring laser source [J]. *J. Biomed. Opt.*, 2005, **10**(4): 044009-1~6
- 35 R. Huber, M. Wojtkowski, J. G. Fujimoto. Fourier domain mode locking (FDML): a new laser operating regime and applications for optical coherence tomography [J]. *Opt. Express*, 2006, **14**(8): 3225~3237
- 36 B. R. Biedermann, W. Wieser, C. M. Eigenwillig *et al.*. Dispersion, coherence and noise of Fourier domain mode locked lasers [J]. *Opt. Express*, 2009, **17**(12): 9947~9961
- 37 M. Y. Jeon, J. Zhang, Z. Chen. Characterization of Fourier domain modelocked wavelength swept laser for optical coherence tomography imaging [J]. *Opt. Express*, 2008, **16**(6): 3727~3737
- 38 R. Huber, D. C. Adler, J. G. Fujimoto. Buffered Fourier domain mode locking: unidirectional swept laser sources for optical coherence tomography imaging at 370,000 lines/s [J]. *Opt. Lett.*, 2006, **31**(20): 2975~2977
- 39 M. Y. Jeon, J. Zhang, Q. Wang *et al.*. High-speed and wide bandwidth Fourier domain mode-locked wavelength swept laser with multiple SOAs [J]. *Opt. Express*, 2008, **16**(4): 2547~2554
- 40 C. M. Eigenwillig, B. R. Biedermann, G. Palte *et al.*. K-space linear Fourier domain mode locked laser and applications for optical coherence tomography [J]. *Opt. Express*, 2008, **16**(12): 8916~8937
- 41 G. Y. Liu, A. Mariampillai, B. A. Standish *et al.*. High power wavelength linearly swept mode locked fiber laser for OCT imaging [J]. *Opt. Express*, 2008, **16**(18): 14095~14105
- 42 C. M. Eigenwillig, W. Wieser, B. R. Biedermann *et al.*. Subharmonic Fourier domain mode locking [J]. *Opt. Lett.*, 2009, **34**(6): 725~727
- 43 S. K. Dubey, T. Anna, C. Shakher *et al.*. Fingerprint detection using full-field swept-source optical coherence tomography [J]. *Appl. Phys. Lett.*, 2007, **91**(18): 181106-1~3
- 44 S. Y. Ryu, J. W. You, Y. K. Kwak *et al.*. Design of a prism to compensate the image-shifting error of the acousto-optic tunable filter [J]. *Opt. Express*, 2008, **16**(22): 17138~17147
- 45 T. Amano, H. Hiro-Oka, D. H. Choi *et al.*. Optical frequency-domain reflectometry with a rapid wavelength-scanning superstructure-grating distributed Bragg reflector laser [J]. *Appl. Opt.*, 2005, **44**(5): 808~816
- 46 M. Kourogi, Y. Kawamura, Y. Yasuno *et al.*. Programmable

- high speed (~ 1 MHz) vernier-mode-locked frequency-swept laser for OCT imaging [C]. *SPIE*, 2008, **6847**: 68470Z-1~8
- 47 S. Moon, D. Y. Kim. Ultra-high-speed optical coherence tomography with a stretched pulse supercontinuum source [J]. *Opt. Express*, 2006, **14**(24): 11575~11584
- 48 S. T. Sanders. Wavelength-agile fiber laser using group-velocity dispersion of pulsed super-continua and application to broadband absorption spectroscopy [J]. *Appl. Phys. B: Lasers and Opt.*, 2002, **75**(6): 799~802
- 49 S. Yamashita, M. Asano. Wide and fast wavelength-tunable mode-locked fiber laser based on dispersion tuning [J]. *Opt. Express*, 2006, **14**(20): 9299~9306
- 50 Wu Tong, Ding Zhihua. Development of 20 kHz swept source optical coherence tomography system [J]. *Chinese J. Lasers*, 2009, **36**(2): 503~508
吴彤, 丁志华. 20 kHz 扫频光学相干层析系统 [J]. *中国激光*, 2009, **36**(2): 503~508
- 51 S. Yun, G. Tearney, J. de Boer *et al.*. High-speed optical frequency-domain imaging [J]. *Opt. Express*, 2003, **11**(22): 2953~2963
- 52 S. Yun, G. Tearney, J. de Boer *et al.*. Removing the depth-degeneracy in optical frequency domain imaging with frequency shifting [J]. *Opt. Express*, 2004, **12**(20): 4822~4828
- 53 Y. Hori, Y. Yasuno, S. Sakai *et al.*. Automatic characterization and segmentation of human skin using three-dimensional optical coherence tomography [J]. *Opt. Express*, 2006, **14**(5): 1862~1877
- 54 G. J. Tearney, S. Waxman, M. Shishkov *et al.*. Three-dimensional coronary artery microscopy by intracoronary optical frequency domain imaging [J]. *J. Am. Coll. Cardiol. Img.*, 2008, **1**(6): 752~761
- 55 R. Huber, D. C. Adler, V. J. Srinivasan *et al.*. Fourier domain mode locking at 1050 nm for ultra-high-speed optical coherence tomography of the human retina at 236,000 axial scans per second [J]. *Opt. Lett.*, 2007, **32**(14): 2049~2051
- 56 Lili Ai, Feng Yuan, Zhenliang Ding. Measurement of spatial object's exterior attitude based on linear CCD [J]. *Chin. Opt. Lett.*, 2008, **6**(7): 505~509
- 57 B. D. Goldberg, S. M. R. Motaghian Nezam, P. Jillella *et al.*. Miniature swept source for point of care optical frequency domain imaging [J]. *Opt. Express*, 2009, **17**(5): 3619~3629