

硬核分享：物联网“5C”测试技术要点  
有奖调研：机器视觉，领先智能图像感知方案  
技术文档：10套FPGA解决方案等你免费下载

成像技术

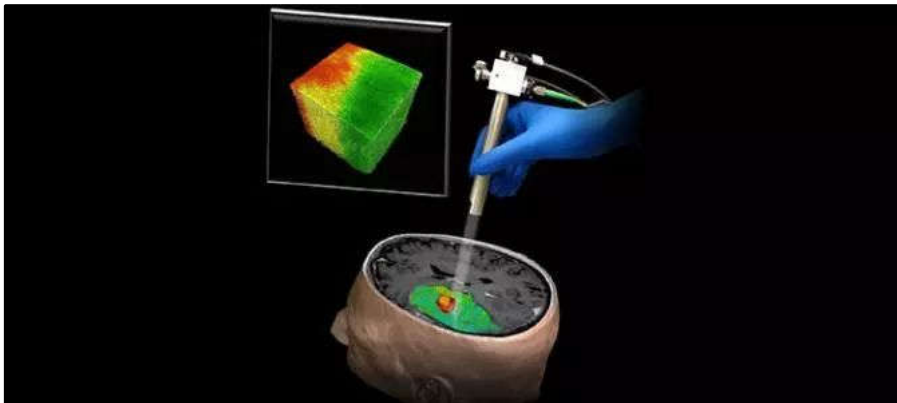
OCT

## 详细解读OCT成像技术

传感器技术 • 2019-01-07 16:00 • 次阅读

0

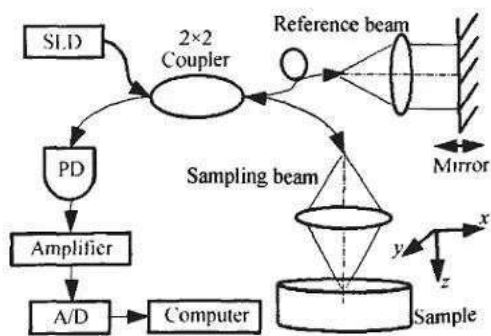
光学相干层析(Optical Coherence Tomography, 简称 OCT)是 20 世纪 90 年代初发展起来的低损、高分辨、非侵入式的医学、成像技术。它的原理类似于超声成像，不同之处是它利用的是光，而不是声音。



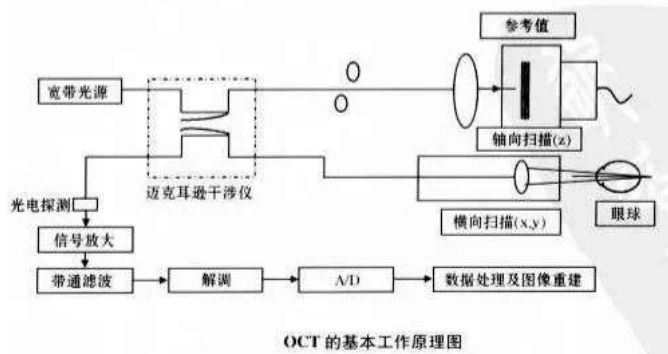
光学相干层析技术它利用弱相干光干涉仪的基本原理，检测生物组织不同深度层面对入射弱相干光的背向反射或几次散射信号，通过扫描，可得到生物组织二维或三维结构图像。

相比其它一些成像技术，例如超声成像、核磁共振成像(MRI)、X-射线计算机断层(CT)等，OCT 技术具备与之相比比较高的分辨率(几微米级)，同时，与共聚焦显微、多光子显微技术等超高分辨技术相比，OCT 技术又具有与之相比较大的层析能力。可以说 OCT 技术填补了这两类成像技术之间的空白。

光学相干层析成像的结构及基本原理



光学相干层析成像基于干涉仪原理，利用近红外弱相干光照射到待测组织，依据光的相干性产生干涉，采用超外差探测技术，测量反射回来的光强，用于组织浅表层成像。OCT 系统是由低相干光源、光纤迈克尔逊干涉仪和光电探测系统等构成。



OCT的基本工作原理图

不懂

OCT的核心是光纤迈克尔逊干涉仪。低相干光源超辐射发光二极管(Superluminescence Diode, SLD)发出的光耦合进入单模光纤,被2×2光纤耦合器均分为两路,一路是经透镜准直并从平面反射镜返回的参考光;另一路是经透镜聚焦到被测样品的采样光束。

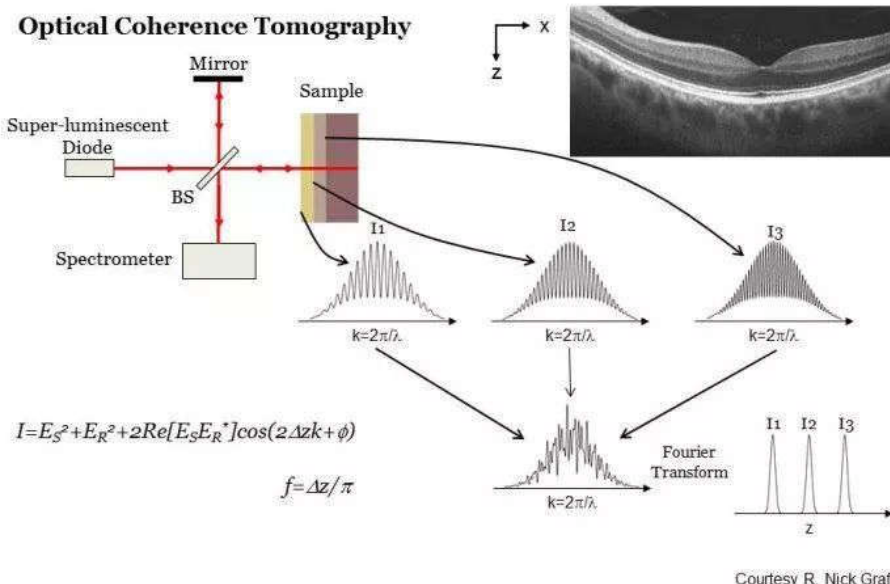
由反射镜返回的参考光与被测样品的后向散射光在探测器上汇合,当两者之间的光程差在光源相干长度之内时则发生干涉,探测器输出信号反映介质的后向散射强度。

扫描反射镜并记录其空间位置,使参考光与来自介质内不同深度的后向散射光发生干涉。根据反射镜位置和相应的干涉信号强度即可获得样品不同深度(z方向)的测量数据。再结合采样光束在x-y平面内的扫描,所得结果经计算机处理,可获得样品的三维结构信息。

#### OCT成像技术的发展

随着超声波检查在眼科领域的广泛应用,人们希望发展一种更高分辨率的检测手段。超声生物显微镜(UBM)的出现一定程度上满足了这一要求,它通过使用更高频率的声波,可以对眼前段进行高分辨率的成像。但是由于高频声波在生物组织内迅速衰减,它在的探测深度受到一定的限制。如果用光波代替声波,其缺陷是否可以得到补偿呢?

1987年,Takada等研究出光学的低相干干涉测量法,它是在纤维光学和光电组件的支持下发展成为进行高分辨率光学测量的方法;Youngquist等则研究出光学相干反射计,其光源是一个直接与光纤耦联的超级发光二极管,仪器中含有参考镜面的一个臂位于内部,而另一个臂中的光纤则与类似于照相机的设备相连接。这些都为OCT的出现奠定了理论和技术依据。



Courtesy R. Nick Graf

1991年,麻省理工学院华裔科学家David Huang等将研制的OCT用于测量离体的视网膜和冠状动脉。由于OCT具有前所未有的高分辨率,类似于光学活检,因此很快就被发展用于生物组织的测量和成像。

由于眼部的光学特点,OCT技术在眼科临床应用发展得最快。1995年以前,Huang等科学家运用OCT对离体及活体人眼的视网膜、角膜、前房及虹膜等组织进行测量和成像,不断完善OCT技术。经过几年的改进,OCT系统进一步完善,并发展成为一种临床实用的检测工

具，制成了商品化仪器，并最终确定了它在眼底及视网膜成像方面的优越性。1995年OCT开始正式用于眼科临床。

1997年，OCT逐渐被应用于皮肤科、消化道、泌尿系统和心血管方面的检查。食管、胃肠、泌尿系OCT和心血管OCT均为侵入性检查，类似于内窥镜和导管，但它的分辨率更高，可观察超微结构。皮肤OCT为接触性检查，也可观察超微结构。

最初应用于临床的OCT为OCT1，分别由控制台和动力台组成。控制台包括OCT计算机、OCT显示器、控制板和监视屏；动力台包括眼底观察系统、干涉光控制系统。由于控制台和动力台为相对独立的装置，两者之间由导线相连，所以仪器体积较大，所占空间较大。

OCT1的分析程序分为图像处理和图像测量。图像处理包括图像标准化、图像校准、图像校准与标准化、图像高斯平滑、图像中值平滑；图像测量程序较少，只有视网膜厚度测量与视网膜神经纤维层厚度测量。但由于OCT1的扫描程序及分析程序均较少，因而很快被OCT2所取代。

OCT2是在OCT1的基础上进行软件升级形成。也有一些仪器是将控制台和动力台合二为一，形成OCT2的仪器，这种仪器减少了图像监视器，在同一个电脑荧屏上观察OCT图像和监视患者的扫描部位情况，但操作与OCT1相似，是在控制板上手动操作。

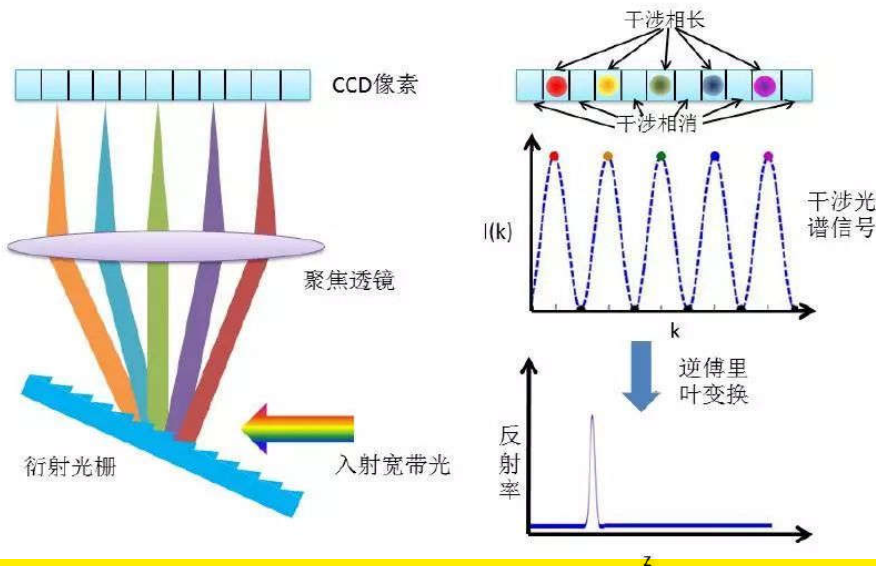
2002年OCT3的出现，标志着OCT技术进入一个新的阶段。OCT3除操作界面更友好，全部操作都可用鼠标在电脑上完成外，其扫描和分析程序日趋完善。更重要的是，OCT3的分辨率更高了，其轴向分辨率 $\leq 10\text{ }\mu\text{m}$ ，横向分辨率为 $20\text{ }\mu\text{m}$ 。OCT3获取的轴向样本从原来的1个A扫描的128个增加到768个，因此OCT3的积分从原来的131 072个增加到786 432个，构建的扫描组织横截面图像的层次结构更清晰。

#### OCT成像的技术种类

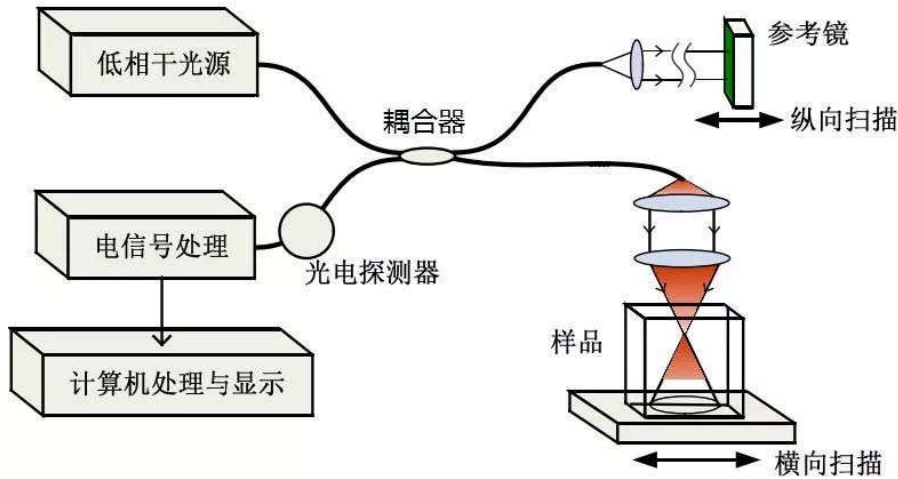
OCT 技术手段方面，根据探测信号的类型不同，OCT 主要有两种技术手段：时域 OCT(Time Domain OCT, TD-OCT)和频域 OCT(Fourier Domain OCT, FD-OCT)。

#### 时域OCT技术

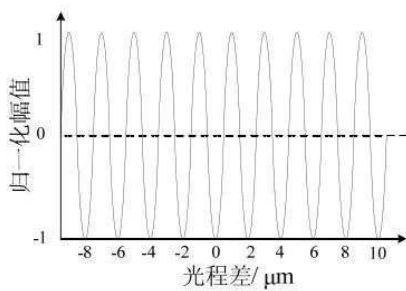
时域OCT技术原理图如下：



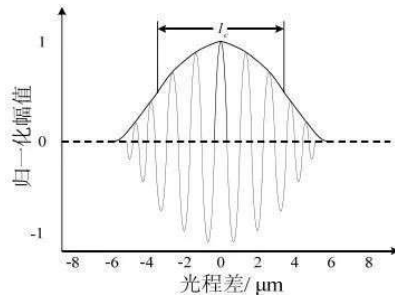
光学相干层析成像系统结合了低相干干涉和共焦显微测量的特点。系统选用的光源为宽带光源，常用的是超辐射发光二极管(SLD)。光源发出的光经 $2\times 2$ 耦合器分别通过样品臂和参考臂照射到样品和参考镜，两个光路中的反射光在耦合器中汇合，而两臂光程差只有在在一个相干长度内才能发生干涉信号。同时由于系统的样品臂是一个共焦显微镜系统，探测光束焦点处返回的光束具有最强的信号，可以排除焦点外的样品散射光的影响，这是OCT可以高性能成像的原因之一。把干涉信号输出到探测器，信号的强度对应样品的反射强度，经过解调电路的处理，最后由采集卡采集到计算机进行灰度成像。



OCT 成像的主旨就是要得到样品不同深度的反射率分布。如果参考镜处的反射率一定，那么由于样品结构的不均匀性，从样品不同深度散射回来的光的强度就不同，所以当两臂光相遇时产生的干涉信号里就带有样品不同深度的光反射率信息。由宽带光源的低相干性可知，OCT干涉仪可以获得较窄相干长度，保证轴向扫描的成像分辨率在微米级。对于窄带光源，如图a所示，由于其相干长度很长，在相当大的光程差范围内都能输出干涉条纹变化。这样的干涉条纹对比度与两臂的光程差变化几乎无关，无法确定零级条纹的位置，则无法找到等光程点，失去了精确定位的功能。而对于宽带光源而言，如图b所示，只有当两臂的光程差在这个很短的相干长度之内时，探测器才能检测到干涉条纹的对比度变化。而且，在对比度最大的地方对应着等光程点，随着光程差的增加，对比度迅速锐减，因此具有很好的层析定位精度。于是可移动参考臂的反射扫描镜，来寻找变化后的平衡点，通过测量反射扫描镜的变化前后的位移即可测得相应的光纤传感器长度的变化。

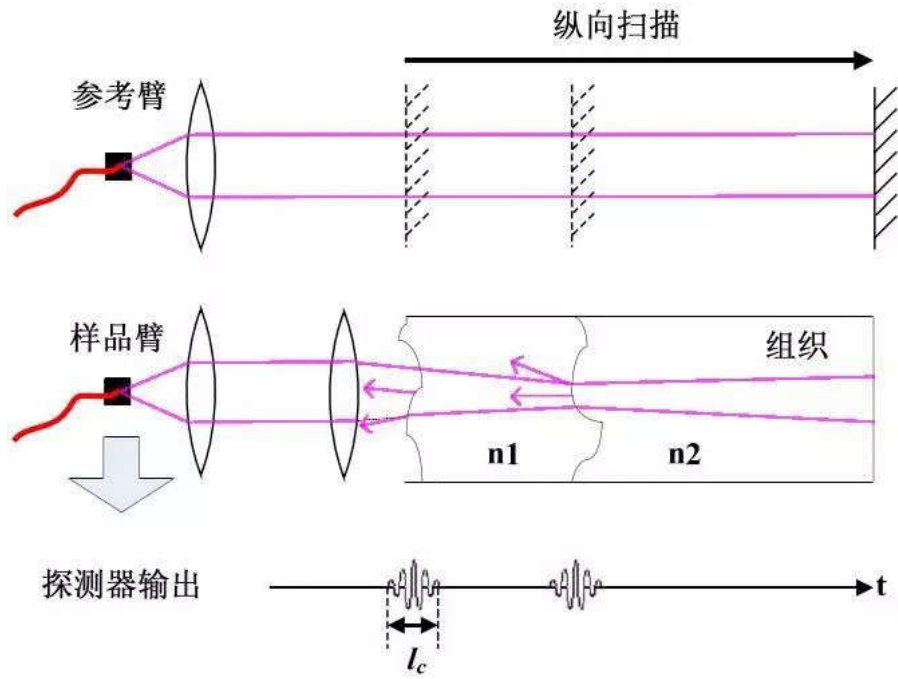


a. 强相干光源（比如激光）的情形



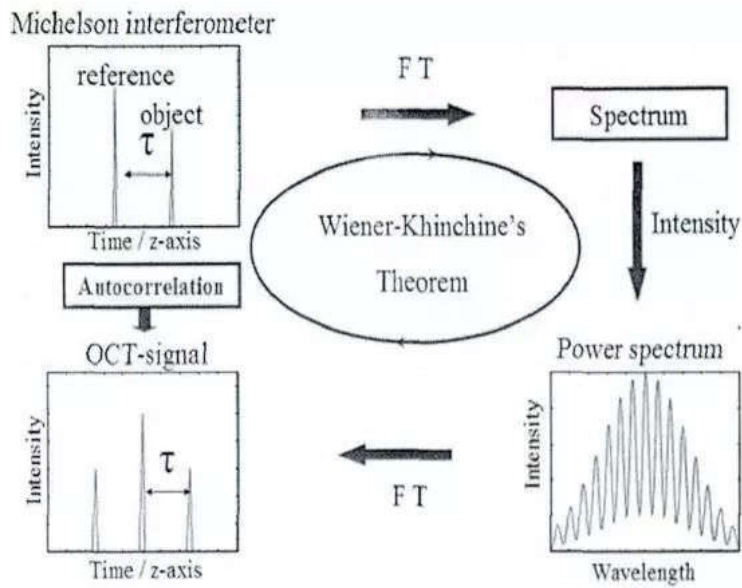
b. 低相干光源（比如 SLD）的情形

由于光源为低相干宽带光源，故其相干长度极短。而只有当参考臂和测量臂光程差在光源的一个相干长度之内时，背向散射光和参考光才会产生干涉，且当光程差接近零时才具有最大相干强度。因此，随着参考镜的轴向移动，可选择样品中与之光程相等的层来进行成像，而其他层的信息将被滤掉，从而实现了层析成像。



图上所示为一个简单组织的一次纵向扫描的结果。此样品组织由两层构成，折射率分别为 $n_1$ 和 $n_2$ ，与空气的折射率  $n$  不同。样品臂中，在两种不同折射率介质的交界面处会发生反射。当参考臂的反射镜扫描时，探测器的输出端可以看到两个干涉信号。其中第一个干涉信号对应着空气与组织层1的交界面，第二个干涉信号对应着组织层1与组织层2的交界面。在载波频率处解调，就可以得到原始的干涉信号的光强。通过沿样品表面 X 方向和 Y 方向移动样品臂可以获得样品的三维图像。

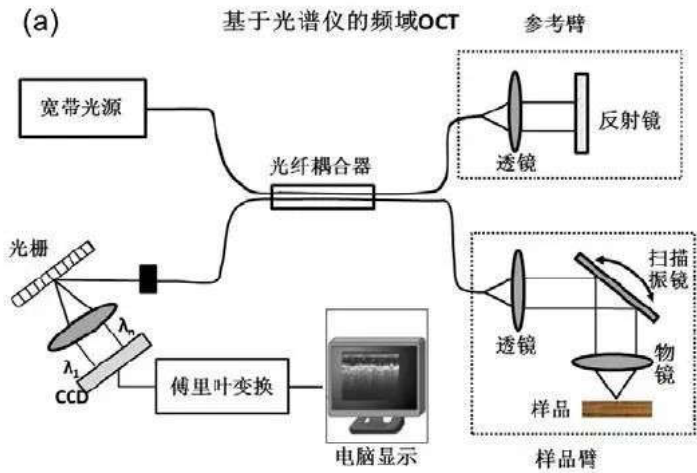
频域OCT技术



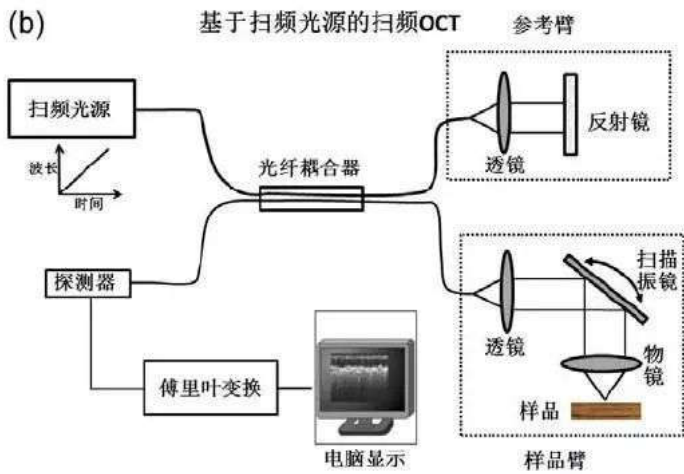
频域 OCT 在近年来渐渐取代了时域 OCT，其重要原因在于其无需在参考臂中进行光程扫描，直接一次性获取纵向扫描。如此，频域OCT 系统的成像速度将得到极大提高。时域 OCT 采集的是随参考臂光程变化的强度信号，它的每一个纵向扫描时间都等于参考臂光程变化一个周期的时间。频域 OCT 的参考臂无需扫描，它一次性地采集某一横向位置的深度方向的干涉光谱信号，也就是频域信号。深度方向的时域信号就编码在这个光谱里。每一个纵向扫描实际就对应一个干涉光谱，对光谱做傅里叶变换即可恢复出时域信号。频域 OCT 省去了传统时域 OCT 当中深度扫描的时间，极大提高了成像采集速度。

获得干涉光谱目前主要有两种方法，一种是基于光谱仪，另一种是基于扫频光源。前者我们称之为光谱频域 OCT(SD-OCT)，后者我们称之为扫频 OCT(SS-OCT)。





SD-OCT是通过一个基于光栅和透镜的光谱仪，将干涉信号分光再聚焦到线阵电荷耦合元件charge-Coupled Device，CCD)上获得干涉光谱的。



SS-OCT则是通过采用一个输出波长随时间高速扫描的扫频光源，再通过探测器记录下每一波长的信号进而得到干涉光谱。

光学相干层析技术的应用

早期的OCT大多应用于眼科，因为眼睛相对来说属于透光性较好的介质。随着 OCT 技术的不断发展，对于透光性不那么好、散射较强的其他组织，OCT 也逐渐有了许多应用。在过去十几年里，OCT与光纤技术和内窥技术结合，应用扩展到了胃肠道、皮肤、肺部、肾脏、心血管等诸多领域。

在眼科方面的应用

OCT 技术的第一个临床应用领域就是眼科学。由于利用了宽带光源的低相干性，OCT 具有出色的光学切片能力，能够实现对次表面高分辨率的层析成像，其探测深度远超过传统的共焦显微镜，尤其适合眼组织的成像研究，能够提供传统眼科无损诊断技术无法提供的视网膜断层结构图像，不仅能清晰地显示出视网膜的细微结构及病理改变，同时还可以进行观察并做出定量分析，其在眼科诊断方面的研究是 OCT 生物医学应用发展的重点方向之一，对眼科疾病诊断做出重大贡献，目前已成为视网膜疾病和青光眼强有力的诊断工具。

随着 OCT 性能的提高，可以预测 OCT 对眼科将产生更加深远的影响，从而可以提高疾病早期诊断的灵敏度和特异性，改变监测疾病进展的能力。OCT 对于理解视网膜的结构和功能，解释视网膜疾病的发病机理，确定新型治疗方案，监测疾病治疗效果等方面起着越来越重要的作用。目前在临床上 OCT 主要用于青光眼、黄斑病变、玻璃体视网膜疾病、视网膜下新生血管的早期诊断及术后随访。

在皮肤科方面的应用

OCT 技术已经达到人体皮肤成像的目的。高分辨率的 OCT 能检测到人体健康皮肤的表皮层、真皮层、附属器和血管。Welzel等实现了 OCT 系统的人体皮肤成像，成像系统中波长为 830nm，深度分辨率为 15 $\mu$ m，探测深度为 0.5~1.5mm，成像时间为10~40s。Wang 等还可以描绘出轴向分辨率<10 $\mu$ m的在体小鼠皮肤和人体胃肠道的 OCT成像，将甘油和丙二醇涂于小鼠皮肤表面 OCT 成像，可见表皮、表皮基底层，真皮乳头层、真皮网络层，皮下组织，筋膜，肌肉和毛囊。

OCT 可以用于损伤修复监测。Yeh 等用 OCT、多光子显微镜(Multiphoton microscope, MPM)在皮肤组织仿真模型中监测激光热损伤和随后的损伤修复。离体的皮肤组织仿真模型由含有1型胶原蛋白、纤维细胞的真皮和不同角蛋白酶的表皮组成。非侵入性光成像技术被用作随时间变化的基质损伤和修复的系列测量，并与组织病理学检查结果对比。

#### 在心血管系统的应用

OCT 作为非侵入性检测技术用于活体血液成像，在生物医学研究和临床诊断中具有很大的价值。光学多普勒层析成像(Optical Doppler tomography, ODT)是将激光多普勒流量计与 OCT相结合，也称作彩色多普勒相干层析成像(Color Doppler optical coherence tomography, CDOCT)，可达到人体血流的高分辨率成像和实时检测。Chen 等用 ODT 获得了在体鸡胚绒毛膜和啮齿类动物肠系膜的活体血流层析速度成像，并监测对于血管活性药物的干预和光动力学治疗后血流动力学的改变及血管结构的变化。

#### 在跨科手术领域的应用

在跨科手术方面，OCT可在去除肿瘤的手术过程中分析有无癌细胞。一般而言，外科医生取出肿瘤周围组织时，总是希望能清除所有的癌细胞。而被清除的肿瘤及周围的组织会送至病理实验室进行一周的分析，以做出手术后的书