



眼光学

相干断层扫描成像术

原理和临床应用

陆 豪 李海生 主编

THE PRINCIPLE AND CLINICAL
APPLICATION FOR OCULAR OPTICAL
COHERENCE TOMOGRAPHY

世界图书出版公司

现代医学高级参考系列



眼光学 相干断层扫描成像术 原理和临床应用

陆 豪 李海生 主编

THE PRINCIPLE AND CLINICAL
APPLICATION FOR OCULAR OPTICAL
COHERENCE TOMOGRAPHY

世界图书出版公司

上海 · 西安 · 北京 · 广州

图书在版编目(CIP)数据

眼光学相干断层扫描成像术原理和临床应用/陆豪,李海生主编. —上海:上海世界图书出版公司,2008.1

(现代医学高级参考系列)

ISBN 978-7-5062-8187-4

I. 眼... II. ①陆...②李... III. 眼病—计算机 X 线扫描体层摄影 IV. R816.97

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2006)第 074795 号

眼光学相干断层扫描成像术
原理和临床应用

陆豪 李海生 主编

上海世界图书出版公司 出版发行

上海市尚文路 185 号 B 楼

邮政编码 200010

上海市印刷七厂印刷

如发现印装质量问题,请与印刷厂联系

(质检科电话:021-69113060)

各地新华书店经销

开本:787×1092 1/16 印张:23 字数:500 000

2008 年 1 月第 1 版 2008 年 1 月第 1 次印刷

ISBN 978-7-5062-8187-4/R·153

定价:220.00 元

<http://www.wpcsh.com.cn>

主 编 陆 豪 李海生

副主编 蔡季平 吴乃川 张勇进 赵 婕

编 委(按姓氏笔画排列)

刘 春 上海和平眼科医院

李海生 上海交通大学医学院附属第九人民医院眼科

中华医学会上海市眼科学会顾问、眼底病学组顾问

吴乃川 上海和平眼科医院

张勇进 复旦大学医学院附属眼耳鼻喉科医院

中华医学会上海市眼科学会眼底病学组委员

陆 豪 上海市宝山区中心医院眼科

中华医学会上海市眼科学会委员

中华医学会上海市中西医结合眼科学会副主任委员

赵 婕 上海市宝山区中心医院眼科

秦 洁 上海市宝山区中心医院眼科

中华医学会上海市眼科学会眼底病学组委员

彭亚军 第二军医大学附属长海医院眼科

中华医学会上海市眼科学会眼底病学组委员

蔡季平 第二军医大学附属长征医院眼科

中华医学会上海市眼科学会眼底病学组委员

陈伟华 上海市宝山区中心医院眼科

序

光学相干断层扫描术(OCT)是近年来进入眼科的又一项新技术,它是集现代光学、声学、电子学、计算机等各领域最新成就于一体的眼科诊断设备。

虽然 OCT 在我国应用的时间还不长,但已深受眼科医生的重视和患者的欢迎,其主要原因:一是因为它是一种非接触性检查法,使用方便,不引起受检者不适;二是由于它的高分辨力,能完成临床难以发现的精细眼底分层结构。

如果说当年眼底镜的出现是为眼科医生打开了诊断眼底病的大门,那么,现在 OCT 的问世将为眼科医生打开眼底病活体组织分层结构检查的大门,使眼科医生多年来依靠传统的眼底镜及病理组织学检查收集诊病信息的主要方式,瞬间进入了一个可实时了解眼底精细结构的时代,这是一个质的飞跃。OCT 技术的推广,还将不断更新眼科医生的知识,极大地推动眼科影像学诊断、治疗和科研水平的提高。

本书内容丰实,图文并茂,以简洁的文字深入浅出地叙述了 OCT 的光学原理和工作原理,又以殷实的病例介绍了作者的临床应用经验。因此,我认为本书的出版将有益于提高眼科疾病的诊治水平,更好地为广大病家服务,特此作序。

张哲

2006 年 10 月 10 日

前 言

1851年,由于直接眼底镜的诞生,人们首次可以借助眼底镜的帮助,在人的活体上直接观察到隐藏在瞳孔后的眼底,为过去因无法知道的眼底病而导致视功能障碍的患者找到病变的位置和原因,也为内科、神经科病人提供人体血管或颅脑病变诊断的信息。此后,相继出现了裂隙灯显微镜(1911年)、眼底摄影(1953年)、眼部超声波(1956年)、眼底荧光素血管造影(1961年)、吲哚菁绿血管造影(1989年)、超声生物显微镜(1989年)、激光扫描眼底镜(1998年)等检查法,它们从不同的视角和层次显示正常的眼底形态、结构和病理性改变的特征,为眼底病的诊断和治疗提供客观的依据。但是相对而言,这些检查法对检查目标的观察都是比较宏观的,因为它们提供的信息都未能达到组织细胞学的水平。

1991年,美国 Huang 等人首次在《Science》杂志上报道了可用于人体进行亚组织学检查水平的光学相干断层扫描成像术(Optical coherence tomography, OCT)的原理和临床应用。眼用 OCT(1994年)是 OCT 在医学应用上的一个分支,它凭借眼球上从角膜经瞳孔至眼底的一条自然光学通道,未用辅助装置就将 OCT 的扫描光束直接发射到眼器官要检查的部位如眼角膜和眼底而记录下图像。因此,眼用 OCT 是一种无创伤性的检查法,它在操作技术方面比其他学科的创伤性 OCT 检查更为简便,这使它更容易被病人所接受并在临床中有广泛应用的前景。

现代 OCT 仪是一种具有高分辨力的检查仪,它在眼组织中的一般分辨力为 5 ~ 15 μm ,实验室 OCT 的分辨力已达到 3 μm 。这个分辨力已比超声生物显微镜(UBM)、眼 B 型超声波、计算机断层扫描和核磁共振检查高出 1 至数个数量级。在眼用 OCT 问世不久就有人把它誉称为亚组织光学切片检查法。

为了更好地叙述眼用 OCT 的记录原理和在临床应用的适应证,本书的叙述内容分为四个部分:第一部分主要介绍 OCT 成像的物理原理,其中包括有关的光学知识和光在眼组织中的传播特性、Michelson 干涉仪的工作原理、眼用 OCT 系统的结构、OCT 扫描方式、OCT 图显示方式、影响 OCT 成像质量的因素;第二和第三部分依次介绍眼前段和眼后段 OCT 仪的结构和它们记录图像的特征,其中包括眼前段 OCT 图的特征、眼后段标志性解剖位置的 OCT 图特征,基本图像的解读,眼底视网膜水肿、出血、渗出、色素沉着、Bruch 膜疣和视网膜脱离等基本病变的 OCT 图特征,并应用 OCT 检查法的理论和知识去重新认识这些基本病变的特征;第四部分主要介绍几种常见眼底病的 OCT 图表现,并结合传统的知识,用新的观点和思维方式来认识这些眼底病的

基本特点,更新知识结构,以便更好地为临床服务。

由于我们应用 OCT 的时间不长,缺乏实践经验,但我们都被它众多的优点所征服,特别是为它的实用性、便捷性和对眼组织的高分辨率显示等特点所吸引和震撼。它已逐渐成为我们日常眼底病诊疗中不可多得的检查手段。为了推广这种新技术并和同道们一起分享 OCT 在眼病诊治工作给我们带来的新意,我们顾不得经验不足和专业知识浅薄,在繁忙的医疗工作之余齐心合力搜集病案编写此书,借以抛砖引玉献给同道。

由于编写时间仓促,书中必然存在许多错误和不足,望广大的读者不吝指正。

本书能顺利出版和读者们见面是与上海世界图书出版公司对我们工作的鼎力支持,特别是陆琦总编和顾泓编辑及有关工作人员具体的帮助和指导分不开的。我们在此对他们这种关心医学科学发展的精神表示衷心的感谢!

陆 豪 李海生

2006 年 10 月于上海

目 录

第一部分 光学相干断层扫描成像术的原理	1
一、眼科 OCT 仪成像的基本原理	1
(一) 回波时间延迟测定法	1
(二) 迈克尔逊干涉仪	2
(三) 光学和声学成像法的比较	4
二、眼用 OCT 检查系统的工作原理	4
(一) 眼用 OCT 检查系统的构成和功能	4
(二) 眼前段 OCT 检查系统	9
(三) 眼后段 OCT 检查系统	12
三、OCT 成像的扫描方式	15
(一) 线向扫描法	15
(二) 环形扫描法	19
(三) 快速扫描法	23
四、图像显示与计算机处理	25
(一) OCT 图的显示方式	25
(二) 计算机处理功能	28
五、影响 OCT 图分辨率(率)的因素	40
(一) 影响纵向分辨率的因素	40
(二) 影响横向分辨率(率)的因素	42
六、光学的基本理论	47
(一) 光的微粒说	47
(二) 光的波动说	47
(三) 光的电磁说	47
(四) 光的波粒二象性	48
(五) 现代对光性质的认识	49
七、光在生物组织中传播的特性	56
(一) 光的透射(light penetration)	56
(二) 光的吸收(light absorption)	57
(三) 光的反射(light reflection)	58
(四) 光的散射(light scattering)	58
(五) 光的衰减(light attenuation)	60
(六) 光的遮蔽现象(obscure phenomenon)	60

第二部分 眼前段 OCT 的基础和临床应用	64
一、眼前段 OCT 检查的适应证	65
二、眼前部相关解剖组织学	65
(一) 结膜(conjunctiva)	65
(二) 角膜(cornea)	66
(三) 巩膜(sclera)	67
(四) 虹膜(iris)	67
(五) 前房(anterior chamber)	68
(六) 后房(posterior chamber)	68
(七) 前房角(angle of anterior chamber)	69
(八) 睫状体(ciliary body)	69
(九) 晶状体(lens)	69
(十) 玻璃体(vitreous body)	70
三、正常眼前段 OCT	71
(一) 角膜 OCT(cornea OCT)	71
(二) 虹膜 OCT(iris OCT)	71
(三) 前房 OCT(OCT of the AC)	72
(四) 前房角 OCT(OCT of the AC angle)	74
四、眼前段病变的 OCT	75
(一) 结膜病变(conjunctiva disorder)	75
(二) 角膜病变(keratopathy)	79
(三) 虹膜睫状体病变(iris disorder)	86
(四) 玻璃体浑浊(vitreous disturbance)	88
第三部分 眼后段 OCT 的基础和临床应用	91
一、眼后段 OCT 相关的解剖和组织学	91
(一) 视网膜解剖学(retinal anatomy)	91
(二) 视网膜组织学(retinal histology)	92
(三) 脉络膜(choroid)	95
(四) 玻璃膜(vitreous membrane)	96
二、OCT 图的显示方法	96
(一) 以灰阶表示的 OCT 图	97
(二) 伪彩图中不同色度的定义	97
(三) 视网膜黄斑区 OCT 图与组织学的对应关系	97
(四) 影响 OCT 图色觉反差的因素	98
(五) 正常视乳头(盘)、视网膜的 OCT 图	100
(六) 正常视乳头(盘)OCT 图	101
三、OCT 图的分析内容	102
(一) 光反射率(light reflectivity)	103
(二) 视网膜厚度(retinal thickness)	104

(三) 视网膜组织层间分离(retinal interlaminar dissociation)	104
(四) 黄斑区中心凹形态改变(morphologic change of aculofoveal)	105
(五) 视网膜色素上皮和脉络膜毛细血管层(RPE and CCL)	106
(六) 玻璃体和玻璃体视网膜界面(vitreous and VR interface)	106
(七) 视网膜神经纤维层(retinal nerve fiber layer)	107
四、视网膜和视乳头(盘)的正常值	110
(一) 黄斑区中心凹厚度/深度(macular foveal thickness/depth)	110
(二) 黄斑区视网膜厚度(macular retinal thickness)	111
(三) 黄斑区视网膜神经上皮层厚度(macular RNEL thickness)	111
(四) 盘周视网膜神经纤维层厚度(RNFL thickeness around OD)	113
(五) 视乳头(盘)生理参数(papillary physiologic parameter)	114
五、眼底基本病变的 OCT 表现	115
(一) 视网膜水肿(retinal edema)	115
(二) 视网膜出血(retinal hemorrhage)	117
(三) 视网膜玻璃膜疣(retinal drusen)	121
(四) 眼底渗出斑(eyeground exudate)	122
(五) 眼底色素异常(eyeground pigment abnormity)	124
(六) 视网膜前膜(epiretinal membrane)	129
(七) 视网膜下膜(subretinal membrane)	132
(八) 视网膜新生血管膜(retinal neovascular membrane)	132
(九) 脉络膜新生血管(choroidal neovascular, CNV)	133
(十) 视网膜脱离(retinal detachment)	136
(十一) 视网膜劈裂症(retinoschisis)	138
第四部分 常见眼底病的 OCT 临床应用实例	141
一、黄斑区病变	141
(一) 先天性黄斑缺损(congenital macular colofoma)	141
(二) 卵黄样黄斑变性(vitelliform macular dystrophy)	144
(三) 眼底黄色斑点症及黄斑变性(fundus flavimculatus and Stargardt's disease)	147
(四) 中心性浆液性脉络膜视网膜病变(central serous chorioretinopathy, CSCR)	150
(五) 中心性渗出性脉络膜视网膜炎(central exudative chorioretinitis)	158
(六) 玻璃膜疣(drusen)	161
(七) 年龄相关性黄斑变性(age-related macular degeneration, ARMD)	168
(八) 近视性黄斑变性(myopic degeneration of macula)	183
二、玻璃体-视网膜界面疾病	188
(一) 特发性视网膜黄斑区前膜(idiopathic macular epiretinal membrane)	188
(二) 玻璃体黄斑视网膜牵引综合征(Vitreomacular Traction Syndrome)	194
三、黄斑裂孔(macular holes)	195

(一) 黄斑裂孔的分期(divided stages of the macular hole)	195
(二) 黄斑裂孔的分类(classifications of the macular hole)	200
四、视神经病变的 OCT 图	209
(一) 视网膜有髓鞘神经纤维(retinal medullated nevers)	209
(二) 生理性大视杯(physical macrocup)	212
(三) 视乳头(盘)水肿(papilloedma)	219
(四) 假性视乳头(盘)水肿(pseudopapilloedema)	223
(五) 视乳头小凹(pit in the optical papilla)	226
(六) 急性视乳头炎(acute neupapilitis)	227
(七) 儿童视神经炎(optic neuritis in chilren)	232
(八) 缺血性视神经病变(ischemic optic neuropathy)	234
(九) 视神经萎缩(optic atrophy)	238
(十) 青光眼(glaucoma)	242
五、糖尿病性视网膜病变(diabetic retinopathy)	251
六、眼底血管性病变	269
(一) 视网膜中央动脉阻塞(central retinal artery occlusion)	269
(二) 视网膜中央动脉分支阻塞(branch retinal artery occlusion)	273
(三) 视网膜中央静脉阻塞(central retinal vein occlusion)	275
(四) 视乳头(盘)血管炎(optic disc vasculits)	281
(五) 视网膜血管炎(retinal vasculitis)	287
(六) 高血压性视网膜病变(hypertensive retinopathy)	288
(七) 肾性视网膜病变(renal retinopathy)	292
(八) 外层渗出性视网膜病变(Coats 病)	293
(九) 视网膜血管瘤(retinal angioma)	296
七、眼底变性疾病	298
(一) 原发性视网膜色素变性(primary retinitis pigmentosa)	298
(二) 结晶样视网膜变性(crystalline retinal degeneration)	306
八、眼底炎性病变	315
(一) 葡萄膜炎性病变(uveitic disease)	316
(二) 急性后极部多发性鳞状色素上皮病变(APMPPE)	322
九、视网膜和视神经挫伤	325
(一) 眼底钝挫伤(blunt injuries of fundus)	325
(二) 视神经震荡伤(optic concussion)	335
十、眼底肿瘤	338
(一) 视网膜母细胞瘤(retinoblastoma)	338
(二) 脉络膜黑色素瘤(choroidal melanoma)	339
(三) 脉络膜血管瘤(choroidal angioma)	340
附录 缩略语中英对照	351

1

第一部分

光学相干断层扫描 成像术的原理

光学相干断层扫描成像术(optical coherence tomography, OCT)是应用测量光回波时间延迟的原理去获得被测组织的分层像。在医学中应用这种原理制成的仪器称为 OCT 仪。在眼科应用的 OCT 仪,分为眼前段 OCT 仪和眼后段 OCT 仪。

一、眼科 OCT 仪成像的基本原理

(一) 回波时间延迟测定法

医用的超声波仪和 OCT 仪都是应用测量回波时间延迟的技术而设计的诊断仪,它们对组织都具有很高的分辨率,而后者比前者具有更高的分辨率。

1. 声回波时间延迟测定的原理

雷达是通过测量声回波时间延迟而计算出飞机高空飞行的高度,这是声波在日常生活和军事上应用的实例。

$$\Delta T = \Delta L / V \quad (1-1-1)$$

是在声波和光波测距技术中共同应用的公式。

在声波测距技术中, ΔT 代表测到的回波时间延迟, ΔL 是声波的行程, V 是声波的传播速度,大约为 1 500 m/s。

当将式 1-1-1 改写成

$$\Delta L = \Delta T \cdot V \quad (1-1-2)$$

这就是日常生活中应用雷达测量飞机高度的原理。我们只要测到发向飞机的声回波时间延迟 ΔT , 就可以计算出要测的飞机飞行的高度 ΔL 。

眼用超声波的测量原理与雷达测量飞机的距离相似,也是通过测量声波的脉冲回波

时间延迟,计算出组织结构的距离。常规 A 型超声波(10 MHz)对眼部组织的穿透力大约为 40 ~ 50 mm,B 型超声波图是 A 型超声波在一个 50°角范围内的连续扫描的结果,它们可用于测量眼球和眼眶内两点间或各点间的距离。

2. 光回波延迟时间测定

OCT 的测量原理与超声波十分相似,它是测量光波的回波延迟时间 ΔT 。因此,也同样可应用公式(1-1-2)计算出 ΔL 。这里 V 是代表光波的传播速度,简称光速,它在真空中的速度是 $3 \times 10^8 \text{ m/s}$ 。即光速比声速快 2 百万倍,如光波从地球到达月球大约需 1.3 s,而声波到达月球却需要 23.1 天。眼后段 OCT 测量系统应用光源的中心波长为 820 nm,对眼组织的穿透力约为 2 mm,对组织的分辨力(距离)约为 $10 \mu\text{m}$;眼前段 OCT 测量系统的光源中心波长为 1 310 nm,对眼部组织的穿透力约为 4 ~ 5 mm,对组织的分辨力(距离)为 5 ~ $15 \mu\text{m}$ 。因此,应用在眼前段和眼后段组织检查的 OCT 仪需要应用不同波长的测量光源。

(二) 迈克尔逊干涉仪

眼用 OCT 仪实际上是一台改进的和扩展了功能的迈克尔逊干涉仪。为了更好地理解 OCT 的成像原理,我们先阐述与 OCT 成像直接有关的迈克尔逊干涉仪的基本结构和原理。

迈克尔逊干涉仪在现代科学技术的发展中有其悠久的历史 and 重要的地位。它是根据光的干涉原理制成的精密测量仪器,在工业生产中是用于测量精密器件的长度及它们的微小变化;在教学中它是用于证明光的干涉现象和叙述光的干涉现象最经典的实验工具;在医学中,早在眼用 OCT 仪出现前,就有与光纤技术结合制成导入体内用于检查冠状动脉管壁的 OCT 仪。

迈克尔逊干涉仪的结构如图 1-1-1 所示,它应用光的干涉现象通过对测定光回波延迟时间计算出入射光的波长。

图中 M_1 和 M_2 是两块互相垂直放置的平面反射镜, M_2 固定不动, M_1 可以沿精密丝杠 W 作前后微小移动; G_1 和 G_2 是两块与其成 45°相平行放置的平面玻璃板,它们的折射率和厚度都完全相同,其中 G_1 的背面镀有半反射膜,称为分光板(splitter), G_2 称为补偿板。干涉仪光源发出的单色光经一透镜组 M 后形成平行的光束 L ,落在分光板 G_1 的光束 L 被分成光束 1(L_{in1})和光束 2(L_{in2}),它们分别垂直入射到平面反射镜 M_1 和 M_2 上。入射在平面反射镜 M_1 的光束 L_{in1} 按原路回到分光板 G_1 后,一部分光线透过分光板构成输出光束 1(L_{out1})并沿视场 E 的方向传播;入射在平面反射镜 M_2 的光束 L_{in2} 按原光路返回到分光板 G_1 后,一部分光线透过分光板 G_1 和 G_2 后构成输出光束 2(L_{out2})并沿视场 E 的方向传播。由于输出光束 L_{out1} 和输出光束 L_{out2} 两者是相干光,因此在视场 E 处可以看到光的干涉现象。在光路中放置补偿板 G_2 是为了避免输入光束 L_{in1} 和 L_{in2} 因 3 次穿过玻璃板的径路不同而产生过大的光程差。因为超过光源相干长度的光程差,可使入射光不能产生干涉

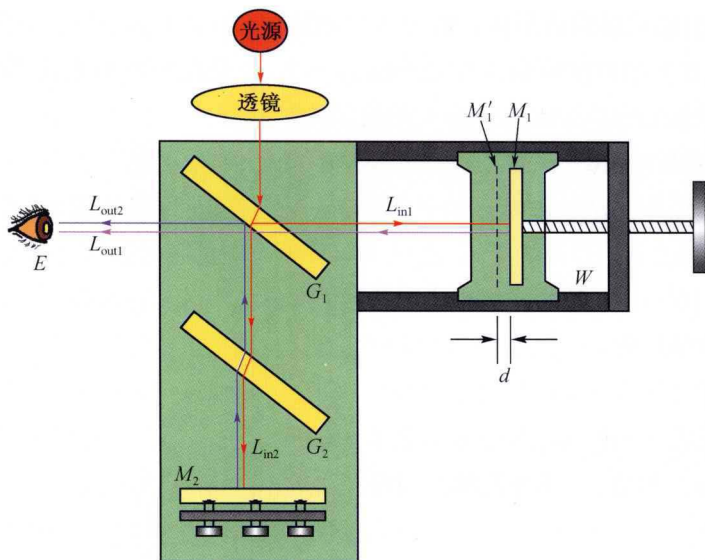


图 1-1-1 迈克尔逊干涉仪结构的示意图

现象。只有在干涉仪的光源是一种单色性较好的光源时,例如激光,由于提高了光程差的容许度,可省去补偿板 G_2 。

当调整分光板的分光比例使在分光板会合的两束光的波幅相等时,合成光的强度 (I) 可用方程式 1-1-3 求得:

$$I = 2E^2(1 + \cos\theta) \quad (1-1-3)$$

在式中的相位差 $\theta = (4\pi/\lambda)d \cos \Phi$, 其中 Φ 角为眼或光接收器与会合光束之间的夹角。

在视场 E 处观察到的干涉现象的变化和反射镜 M_1 的位置有关。由于反射镜 M_2 的位置是固定不动的,来自反射镜 M_1 和 M_2 反射光的时程差实际上是由 M_1 的位置所决定的。通过旋转丝杠 W 可改变 M_1 的位置,如将 M_1 移至 M'_1 时可使光程差发生连续的改变,在视场 E 处观察到的光强度 (I) 为明暗交替变化的条纹。因此,在视场 E 处观察到的明暗干涉现象和 M_1 的移动距离 d 有关。由于距离 $d = 1/2 m^2 \lambda$ 或干涉条纹数

$$m = \frac{\sqrt{2d}}{\lambda} \quad (1-1-4)$$

所以通过测得反射镜 M_1 移动的距离 d 和计数某观察点的明暗条纹数 m ,可求得入射光的波长 λ 。

设入射光在半反射膜内外两侧反射时引起的半波损失相同,则在移动的距离 d 为 0

时,输出光束 L_{out1} 和 L_{out2} 两束光产生相长干涉,在 E 处的视场最亮。当移动距离 d 为 $\lambda/4$ 时,输出光束 L_{out1} 和 L_{out2} 间的光程差为 $\lambda/2$, L_{out1} 和 L_{out2} 两束光产生相消干涉,在视场 E 处的亮度最暗。由此可见,每移动 $\lambda/2$,视场从邻近最亮(最暗)到最暗(最亮)改变一次。这样,视场 E 从第 1 次最亮到第 N 次出现最亮的变化中,反射镜 M_1 的移动距离为 $1/2N\lambda$ 。因此,通过视场 E 处亮暗变化的干涉现象就能测出反射镜的移动距离,其测量精度高于光源波长的 $1/2\lambda$ 。

根据式(1-1-4)可知 $\lambda = 2d/m^2$,所以在 OCT 仪中应用光源的波长 λ 越短,其测量的精度就越高,但是在实际应用时因同时要考虑到仪器的安全性和实用性,所以并非只考虑光源的波长。

(三) 光学和声学成像法的比较

眼用 OCT 的成像原理和超声波测量系统的成像原理非常相似。前者是应用光波为媒介,后者是应用声波为媒介,通过测量它们回波延迟时间和被衰减的强度,以模拟复制成组织学的像。

ΔL 是代表被测波的行程, ΔT 是代表被测波长的回波时间延迟,根据式 1-1-1,在声波或光波的行程 ΔL 中可以测量到 n 个 Δt ,它们依次是 Δt_1 、 Δt_2 、 Δt_3 …… Δt_n ,并通过计算获得 n 个 Δl ,即 Δl_1 、 Δl_2 …… Δl_n 。现设被测两点间的距离为 ΔL ,那么 $\Delta l_1 = \Delta l_3 - \Delta l_2$, $\Delta l_2 = \Delta l_4 - \Delta l_3$;这样就能依次获得从 Δl_1 至 Δl_n 等 n 个 Δl 。 Δl 是代表测量系统能测量两点间的最小距离即该系统的分辨力,它是反映测量系统性能的重要指标。

光和声是两种具有不同物理特性的介质,特别是它们的波长和频率,它们这种物理特性决定了成像方面具有不同的分辨力(Δl)。由于目前常用超声波测量系统的 Δl 为 $10\mu\text{m}$,而 OCT 测量系统的 Δl 为 $5 \sim 15\mu\text{m}$,所以 OCT 在眼组织结构分辨率比超声波高出 $10 \sim 30$ 倍。由于 OCT 是一种不需与眼组织接触的检查法,因此它比超声波检查更方便,并受到受检者的欢迎。

二、眼用 OCT 检查系统的工作原理

眼用 OCT 具有很高的分辨率,一般它高于 CT 和 A/B 超声检查的水平。眼用 OCT 的检查十分方便,它得益于眼球从角膜到眼底自然存在一条特别适用于 OCT 检查的光学通道,中间不用另外的转接直接将光送到被检查位置。

眼用 OCT 仪基本上是应用了经典的迈克尔逊干涉仪(Michelson interferometer)对光回波时间延迟测定的原理。

(一) 眼用 OCT 检查系统的构成和功能

眼用 OCT 检查系统的基本结构由两部分组成:① 眼用 OCT 主机,② 辅助装置。其

中包括光信号接收器、外差振荡器、模数(AD)/数模(DA)转换器和计算机(图 1-2-1)。

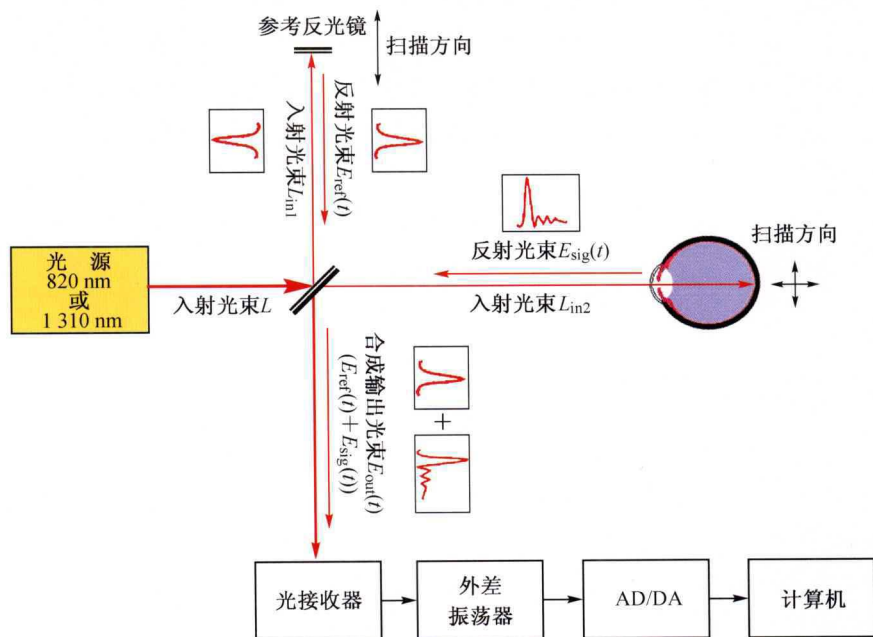


图 1-2-1 眼用 OCT 检查系统的示意图

光源发出的入射光束 L 沿粗箭头方向进入分光器后分成入射光束 L_{in1} 和 L_{in2} 。参考反射镜是一个可上、下移动改变距离的反射镜, L_{in1} 经参考反射镜按原路返回至分光板称为反射光束 $E_{ref}(t)$ 。入射光束 L_{in2} 进入受测眼组织后按原光路返回构成反向反射光束 $E_{sig}(t)$, $E_{sig}(t)$ 按细箭头方向在分光器与 $E_{ref}(t)$ 会合后合成输出光束 $E_{out}(t)$ 。仪器中的光电接受器将含有受检组织信号的 $E_{out}(t)$ 进一步处理,最后在显示器上形成图像。

1. 眼用 OCT 主机

眼用 OCT 主机本质上是迈克尔逊干涉仪的测距光路融入眼底摄像机,构成一台应用光学干涉信号成像的可视性检查仪。有关 Michelson 干涉仪的测距原理可参阅本章中的“迈克尔逊干涉仪”、“眼前段 OCT 检查系统”和“眼后段 OCT 检查系统”的有关部分。随着光学的发展和新技术的涌现,使迈克尔逊干涉仪的光学结构也发生了某些重要的变化。例如光纤通信出现后,在眼科就设计出光纤眼用 OCT 检查系统(图 1-2-2),它不仅简化了光路的制造工艺,而且降低了生产成本,有利于眼用 OCT 检查系统在眼科的普及。

眼用光纤 OCT 检查系统中的导光纤与通常眼用 OCT 检查系统的光源——低相干高亮度发光二极管直接连接。中间通过一个有两路光纤的连接器作为分光器,一路作为干涉仪中的测量通道,另一路作为干涉仪中的参考通道。在测量通道的一端制成一个活动的接头,它可与不同的眼科光学设备连接。光纤连接器的另一端与光敏检测器连接,作为光信号输出。输出的光信号经光电转换、放大、滤波后即可在计算机的 CRT 上显示受测组织的图像。

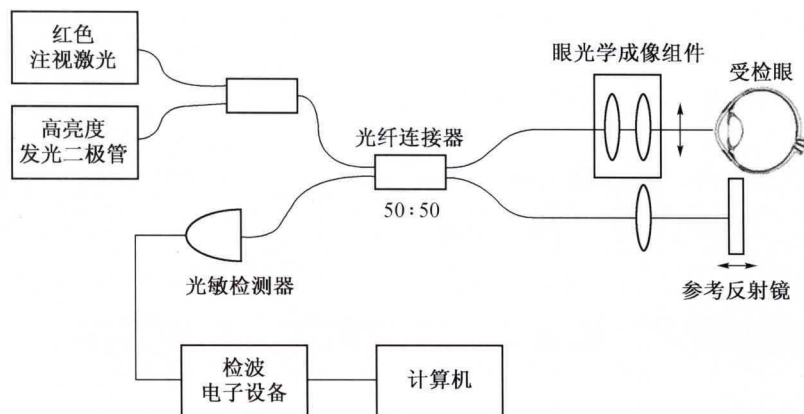


图 1-2-2 眼用光纤 OCT 检查系统

(1) 光源 对眼用 OCT 仪检查系统的光源主要有以下要求：① 安全。这是 OCT 仪应用中的首选指标，要求在检查过程中即使需要很长时间，也不能损伤眼组织。② 不引起受检者的不适。注视光源和扫描光源必须是低亮度或不可见光，避免在检查过程中因不适感而影响检查效果。③ 对眼组织具有合适的穿透力。可以达到一定深度的眼组织。④ 能获得较高分辨率的像。以充分显示眼组织的结构。

(2) 光源选择 由于不同波长的光源具有不同的吸收率和穿透力，所以不同的检查位置需要有不同的波长的光源。现在还没有一种合适的光源，既可用于眼前段又可用于眼后段检查。根据解剖特点和临床需要，眼前段 OCT 检查首先要求对眼组织有一定的穿透力和较宽的检查范围，还要求对组织有较高的分辨力，所以可选用较长波长的光源；眼后段 OCT 检查首先要求对眼组织有较高的分辨力，其次要求对眼组织有一定的穿透力，所以应选用较短波长光源。尽管现在已有可同时用于眼前段和眼后段检查的 OCT 仪，但它是应用了两个不同波长的光源。在用光干涉原理设计的眼 OCT 仪中是应用两种不同波长的高亮度发光二极管作为光源。它们的带宽窄，寿命长，性能稳定。在新的眼 OCT 仪中，眼后段 OCT 仪光源的中心波长为 820 nm，带宽为 40 nm；眼前段 OCT 仪的中心波长为 1 310 nm，带宽为 50 nm（图 1-2-3）。它们同属于低相干光源，在时间和空间上具有周期性变化和统计学的特性。当通过干涉仪中的参考和测量通道时，其光程差 Δl 是等于或小于光的相干长度，因此它们的测量精度（ $\lambda/2$ ）分别为 410 nm 及 655 nm，这在临床上已达到相当高的分辨力。由于它们的波长位于非可见光的近红外端，所以不会引起受检者的不适感。OCT 仪的扫描光源强度是根据国际光学及美国光学协会的标准设计的，它们在角膜面上的曝光强度其功率分别小于 0.8 mW 和 9 mW，所以在临床应用是绝对安全的。