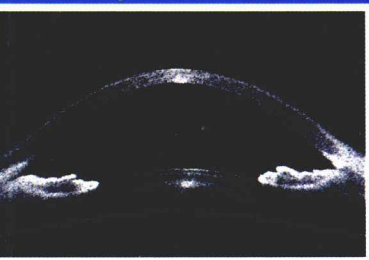


OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY
IMAGE PROCESSING AND APPLICATION



光学相干层析 图像处理及应用

田小林 李骁一 杜文亮 编著



北京理工大学出版社

BEIJING INSTITUTE OF TECHNOLOGY PRESS

光学相干层析图像处理及应用

田小林 李骁一 杜文亮 编著



北京理工大学出版社

BEIJING INSTITUTE OF TECHNOLOGY PRESS

内 容 简 介

光学相干层析 (Optical Coherence Tomography, OCT) 是一种非接触、无损伤技术,能够对生物组织实时活体成像等,现已经成为一种有独特的优势和广阔应用前景的成像方法。本书介绍了与 OCT 图像处理与分析相关的基础知识,并重点介绍了《OCT 图像处理与分析的算法研究与实现》课题组在 OCT 图像处理与分析方面的最近研究成果及其应用。

版权专有 侵权必究

图书在版编目 (CIP) 数据

光学相干层析图像处理及应用 / (美) 田小林, 李骁一, 杜文亮编著. —北京: 北京理工大学出版社, 2015. 1

ISBN 978 - 7 - 5640 - 9595 - 6

I. ①光… II. ①田… ②李… ③杜… III. ①眼底疾病 - 影象诊断
IV. ①R773. 404

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2014) 第 279203 号

北京市版权局著作权合同号 图字: 01 - 2014 - 4967 号

出版发行 / 北京理工大学出版社有限责任公司

社 址 / 北京市海淀区中关村南大街 5 号

邮 编 / 100081

电 话 / (010) 68914775 (总编室)

82562903 (教材售后服务热线)

68948351 (其他图书服务热线)

网 址 / <http://www.bitpress.com.cn>

经 销 / 全国各地新华书店

印 刷 / 保定市中华美凯印刷有限公司

开 本 / 710 毫米 × 1000 毫米 1/16

印 张 / 13.25

字 数 / 208 千字

版 次 / 2015 年 1 月第 1 版 2015 年 1 月第 1 次印刷

定 价 / 42.00 元

责任编辑 / 王玲玲

文案编辑 / 王玲玲

责任校对 / 周瑞红

责任印制 / 王美丽

图书出现印装质量问题, 请拨打售后服务热线, 本社负责调换

前 言

光学相干层析 (Optical Coherence Tomography, OCT) 成像是一种通过测量物体后向散射光的强度对物体进行断层成像的技术, 是一种非接触、无损伤技术, 能够对生物组织实时活体成像等。它由美国麻省理工学院的研究小组于 1991 年首次提出, 经过不断的改进和完善, 现已成为一种有独特的优势和广阔应用前景的成像方法。

目前, OCT 已经成为继 X 射线 (X-rays)、计算机层析成像 (CT)、核磁共振 (MRI)、正电子发射断层成像 (PET)、超声 (Ultrasound) 和共聚焦显微 (Confocal Microscopy) 等探测技术后的又一全新的成像技术。OCT 集半导体激光、超快光学、超灵敏探测、电子学、控制科学和计算机图像处理等技术于一体, 能无损、快速地获得样品的高分辨断层图像; 可以进行材料及生物系统内部微观结构高分辨率横断面层析成像。因此, OCT 技术在生物、医学、材料科学等领域中具有广泛的应用前景, 其未来的应用将会产生巨大的社会效益和经济效益。

OCT 成像技术发展的初期, 其研究热点主要集中在提高系统成像的技术指标上, 如提高分辨率、加快扫描速度、增加穿透深度和提高信噪比等。近几年来, 随着成像技术的日益成熟, OCT 成像后的数据处理与分析逐渐成为该领域的研究热点。

光学相干层析技术利用高灵敏度的探测技术, 实现在光散射介质

(如生物组织)中获得清晰的层析图像。光相干层析图像的分辨率可达微米级,比传统的超声波高1~2个数量级。OCT具有成像速度快的特点,成像可以实时进行。OCT系统能在短时间内获取大量的图像,因此,OCT数据自动处理与分析对实际应用非常重要。尽管不同物体和组织的OCT图像结构和形态有所不同,但也有一些共同的特点,同时,也有一些共性的问题需要解决。很多物体和组织的OCT图像都有明显的分层结构,如视网膜和珍珠、玛瑙等。因此,这些图像在应用时通常都需要层次结构的检测以及定量测量等。另外,由于OCT成像速度快,对图像的自动分类也是一个迫切需要研究的问题。例如,在珠宝鉴定中,需要对核质分离、良好、有瑕疵、珍珠质不均匀的海水珍珠进行分类。不同类珍珠的OCT图像有着形态和结构上的差异,由于需检测的珍珠的量很大,因此,需要研究对珍珠OCT图像的自动分类的方法。在OCT用于疾病诊断时,也需要对正常组织与异常组织的OCT图像进行分类。因此,OCT图像的自动分类与层次结构的检测、定量测量是OCT图像处理、分析与应用中需要解决的基本问题。

《OCT图像处理与分析的算法研究与实现》是澳门科技大学信息科技学院在澳门科学技术发展基金(No. 063/2010/A)的大力支持下开展的研究项目。项目以医学OCT图像数据,特别是眼前节组织的OCT图像为研究对象,从信号去噪和图像处理与分析等不同角度,研究OCT图像数据的共有特性,以研发出更好、更快的OCT图像处理与分析的一般算法。如对眼前节OCT图像进行去噪和增强处理,研发眼角膜上下边缘精确拟合的算法,以此再计算眼角膜的中央厚度以及曲率等。与此同时,项目将眼前节OCT图像的研究结果推广到一般的OCT图像处理中,研究如何解决OCT图像中普遍存在的由于信号强弱不均造成的感兴趣目标或对象的边缘模糊,以及使OCT图像中分割、提取感兴趣目标或对象不易的图像处理的技术难题,研发OCT图像适用的弱边缘增强、提取的一般算法,研发OCT图像中弱边缘精确拟合的一般算法,以及感兴趣对象的定量特征计算的一般算法等。

本书为《OCT图像处理与分析的算法研究与实现》课题组研究成果的汇总。除了介绍课题组的研究成果外,希望本书能对那些对OCT图像处理与分析领域感兴趣的年轻学者有所帮助,因此,本书首先介绍了与OCT图像处理与分析相关的基础知识,重点介绍了课题组在OCT图像处理与分析

方面,主要是 OCT 图像去噪、增强与弱边提取等方面的最新研究成果及其应用。

全书共 6 章,各章主要内容如下。

第 1 章为光学相干层析技术概况。简单介绍了光学相干层析技术的发展和分类、研究意义及现状;比较了 OCT 成像与其他医学成像技术等内容。

第 2 章为光学相干层析技术的基本原理。包括介绍了 OCT 的干涉信号及系统的基本原理等。

第 3 章为光学相干层析图像处理与分析基础。与 OCT 图像处理技术相关的内容介绍了空间域、变换域常用算法,基于数学形态学处理的常用算法及人工神经网络处理的常用算法等。与 OCT 图像分析技术相关的内容则介绍了与 OCT 图像特征有关特征点提取、层次结构提取及图像信息熵计算等常用算法。

第 4 章为光学相干层析图像去噪。在分析 OCT 系统各类噪声的基础上,专门介绍了用于 OCT 图像去噪的新算法,包括基于抽样子带的自适应散斑噪声抑制算法、基于修改直方图的动态阈值保边去噪算法、基于改进的全变分模型的去噪算法及基于 PCNN 的自适应均值滤波去噪算法等。

第 5 章为光学相干层析图像增强与边缘提取。根据 OCT 系统成像特点及其由光照不均所造成的弱边、层次结构等特性,为 OCT 图像设计了相应的增强与弱边提取等新算法,包括眼前节组织 OCT 图像的多结构多尺度形态学弱边检测、基于小波变换图像融合的多结构多尺度形态学边缘检测、基于特征角点位置的 OCT 眼前节组织边缘跟踪等。

第 6 章为光学相干层析图像技术的应用。分别介绍了 OCT 图像处理与分析在眼科方面的应用,如基于信息熵融合的眼前节组织多尺度形态学弱边检测、眼前节 OCT 图像中央角膜厚度自动测量,以及在珍珠 OCT 图像中珍珠层厚度的自动测量等方面的应用。

本书在各章后都附有大量相关的参考文献以方便读者查阅。

在医学、材料科学中,人们针对 OCT 图像的应用已开展了许多探索性的研究。其中在眼科疾病诊断与治疗中,OCT 图像的应用对早期诊断眼科疾病具有重要的意义。目前,成像后 OCT 图像数据的处理与分析仍是当前需要重点解决的问题之一。我们希望能用我们的知识,为 OCT 图

像的应用与发展略尽绵力。希望本课题组的研究成果可以进一步丰富 OCT 数据处理与分析领域的实践,进一步推动 OCT 成像技术在临床和材料检测中的实际应用等。最后,希望本书能抛砖引玉,吸引更多的年轻学者投身到 OCT 图像处理与分析的研究领域,为 OCT 图像的应用与发展做出更大贡献。

《OCT 图像处理与分析的算法研究与实现》课题组

目 录

第1章 光学相干层析技术概况	1
1.1 光学相干层析技术简介	2
1.1.1 OCT技术的发展	2
1.1.2 OCT技术的分类	6
1.1.3 OCT成像与其他医学成像技术比较	8
1.2 光学相干层析图像处理技术研究的意义及现状	12
参考文献	14
第2章 光学相干层析技术的基本原理	21
2.1 OCT系统的光学特性	22
2.1.1 OCT系统光源的相干特性	23
2.1.2 OCT系统的干涉信号分析	28
2.1.3 OCT系统的分辨率	30
2.2 OCT系统基本原理	32
2.2.1 迈克尔逊干涉仪	32
2.2.2 快扫描延迟线技术	33
2.2.3 光学外差探测技术	36
参考文献	38
第3章 光学相干层析图像处理与分析基础	43
3.1 OCT图像处理常用方法	43

3.1.1	空域处理方法	44
3.1.2	变换域处理方法	65
3.1.3	数学形态学处理方法	68
3.1.4	人工神经网络处理方法	72
3.2	OCT 图像分析常用方法	76
3.2.1	图像特征角点分析提取	77
3.2.2	图像层次结构分析提取	82
3.2.3	图像信息熵	84
	参考文献	86
第4章	光学相干层析图像去噪	91
4.1	OCT 系统的噪声分析	93
4.1.1	扫描噪声	93
4.1.2	探测器噪声	94
4.1.3	电路噪声	94
4.1.4	散斑噪声	94
4.2	OCT 图像去噪的新算法	95
4.2.1	OCT 眼前节图像基于抽样的子带自适应散斑噪声抑制 算法	96
4.2.2	基于修改直方图的 OCT 眼前节图像动态阈值保边去噪 图像分割算法	103
4.2.3	OCT 图像全变分去噪	110
4.2.4	基于 PCNN 的自适应均值滤波的 OCT 图像去噪研究	120
	参考文献	125
第5章	光学相干层析图像增强与边缘提取	129
5.1	OCT 图像特征	129
5.1.1	OCT 技术的成像特点	129
5.1.2	OCT 图像特征	130
5.2	OCT 图像增强与边缘提取新算法	132
5.2.1	数学形态学多结构多尺度图像边缘检测	132
5.2.2	基于改进的数学形态学的 OCT 图像快速边缘提取算法	134
5.2.3	动态自适应权重多结构多尺度形态学边缘检测新算法	142
5.2.4	眼前节 OCT 图像的自适应权重多结构形态学边缘检测 快速新算法	148

5.2.5 一种新的 OCT 眼前节图像边缘跟踪算法	152
参考文献	160
第 6 章 光学相干层析图像技术的应用	161
6.1 光学相干层析应用领域	161
6.1.1 医学诊断领域	161
6.1.2 生物研究领域	163
6.1.3 材料检测领域	163
6.2 OCT 成像技术在眼科疾病的诊断应用的新算法	164
6.2.1 证据加权融合形态学多结构多尺度图像边缘检测	166
6.2.2 眼前节 OCT 图像中央角膜厚度自动测量	180
6.3 珍珠质量自动检测	186
6.3.1 OCT 成像技术在珍珠检测中应用的新算法简介	187
6.3.2 实验结果	190
6.4 总结与展望	194
6.4.1 OCT 医院普及现状	194
6.4.2 OCT 图像处理与分析新算法的不足	194
6.4.3 未来展望	196
参考文献	196
后 记	201

光学相干层析技术概况

光学相干断层扫描 (Optical Coherence Tomography, OCT) 是一种光学信号获取与处理的方式。它可以对光学散射介质如生物组织等进行扫描, 获得的三维图像分辨率可以达到微米级。光学相干断层扫描技术利用了光的干涉原理, 通常采用近红外光进行拍照。由于选取的光线波长较长, 可以穿过扫描介质的一定深度。另一种类似的技术, 共焦显微技术, 穿过样品的深度不如光学相干断层扫描。

光学相干断层扫描使用的光源包括超辐射发光二极管与超短脉冲激光。根据光源性质的不同, 这种扫描方式甚至可以达到亚微米级的分辨率, 这时需要光源的频谱非常宽, 波长的变化范围在 100 nm 左右。

光学相干断层扫描技术是光学断层扫描技术的一种。目前比较先进的一种光学相干断层扫描技术为频域光学相干断层扫描, 这种扫描方式的信噪比较高, 获得信号的速度也比较快。商用的光学相干断层扫描系统有多种应用, 包括艺术品保存和诊断设备, 尤其在眼科中, 这种断层扫描系统可以获取视网膜的细节图像。最近, 这种技术也被用于心脏病学研究, 以对冠状动脉的疾病进行诊断。

1.1 光学相干层析技术简介

1.1.1 OCT 技术的发展

生物医学成像技术，最早可以追溯到 1895 年伦琴发现 X 射线。随后的 10~20 年中，相继出现了许多对放射成像做出贡献的系统，如增强屏、层析成像术、旋转阳极管等。从 1930 年起，在放射成像术方面的多数工作都是致力于改进元件而不是改进系统。生物医学成像技术的革命纪元始于 20 世纪 50 年代的核医学和超声，这两种方法尽管有严重的成像限制，却提供了非侵入式显现本来不可见的疾病演化过程的手段，在 70 年代中期，随着计算机层析成像术的引入，这场革命达到了高峰，这些仪器也迅速得到推广，成为多种处理方法中的标准技术。该方法是在待测物体周围旋转小型 X 射线源，由检测器阵列测定 X 射线透射量后进行数字化，再利用计算机通过特定的算法（CT 算法）处理取得数据，并重建断层像。这一革命进程还在继续，不仅这些系统本身有长足的改进，而且还在研究更新的、在某些方面有更大优越性的成像方式。

现在发展较为成熟的层析成像技术主要有三种：计算层析成像（Computed Tomography）、超声成像（Ultrasonic Imaging）和核磁共振成像（Nuclear Magnetic Resonance）。这三种技术各有特点，比如毒性方面，虽然诊断用 X 射线的剂量在这些年来已减少了许多，但是仍有不少资料表明存在着较小的损害效应，可能增加人体感染一些疾病如癌、白血病以及白内障的概率。然而，绝大多数数据似乎都表明现今所用的超声诊断剂量或者核磁共振中相对强的磁场没有任何毒性效应。但是这三种层析成像技术还不能完全满足科学研究与临床诊断对实时、非侵入性以及高分辨率成像的要求（这三种层析图像的分辨率在 $100\text{ }\mu\text{m} \sim 1\text{ mm}$ ）。

医学及医疗领域中的应用激光是非常广泛的，无论是治疗还是医学成像，在本质上都是利用激光与生物体的相互作用，垂直入射激光束透入生物组织将经历吸收和多次散射等过程，被吸收的光子能量使生物分子中的电子处于激发态，从而产生光生物效应，如图 1-1 所示，由单一微粒所引

起的光在所有方向上都有散射,当散射角小于 90° 时,称为前向散射,大于 90° 时,称为后向散射。

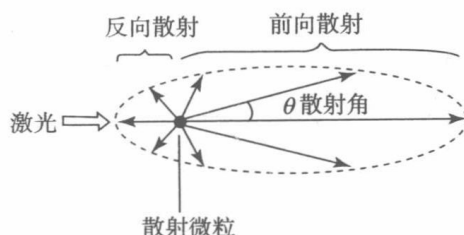


图1-1 单一微粒所产生的散射光方向

散射程度取决于激光波长和组织的光学特性,例如193 nm、248 nm和308 nm紫外波长所对应的ArK、KrF和XeCl准分子激光以及2.94 μm 和10.6 μm 红外波长对应的Er:YAG和CO₂激光,在脉管组织中被高度吸收。这类波长的激光在组织中的注入深度(即光强度因散射和吸收而降低1/e时的深度)为1~20 μm 。因此,具有这些波长的激光对生物组织的作用主要是吸收,散射相对于吸收并不显著。

对于波长在450~590 nm范围的激光,例如氩离子激光,激光束的注入深度为0.5~2.5 mm,吸收和散射都占有重要地位,并且后向散射光在所测量到的总反射光中占有相当比重,一般来说,该波段测量到的反射光占入射光的15%~40%。

在590 nm~1.5 μm 波段,相对于吸收,散射占主导地位,注入深度范围为2.0~8.0 mm。此时后向散射大大增加,总反射光高达入射光的35%~70%,对于垂直入射的光束,总反射主要源于后向散射,如果吸收比散射大得多,则反射主要为Fresnel反射。

生物组织的光学特性对波长的依赖性由其成分决定,生物组织的主成分是水,此外,还有蛋白质、脂肪、无机质等,皮肤、肌肉、内脏等软组织的水约占70%,水以外的典型光吸收体中,有血液内红血球中的血红蛋白,血红蛋白有被氧化和未被氧化两种状态,这两种状态的吸收光谱是不变化的。图1-2即为生物组织中主要成分的吸收系数,图中可以看到,在700~1500 nm范围的红外光吸收比较少,因此,该光谱带域称为生物体光谱学之窗。

1991年,MIT的David Huang等人将低相干光反射仪(Low-Coherence Reflectometry)与共焦显微镜的原理应用到生物医学层析成像领域中,使用中心波长为830 nm的超发光二极管(由图1-2可知,该波段在生物

组织中吸收很少) 测量生物组织的后向散射光, 提出了光学相干层析成像 (Optical Coherence Tomography, OCT), 并以其无损伤成像、成像分辨率高、系统结构简单、造价低廉等优点而备受科学和工程研究者的瞩目, 该技术利用扫描达到成像的目的, 当时扫描速率仅为 1.6 mm/s。

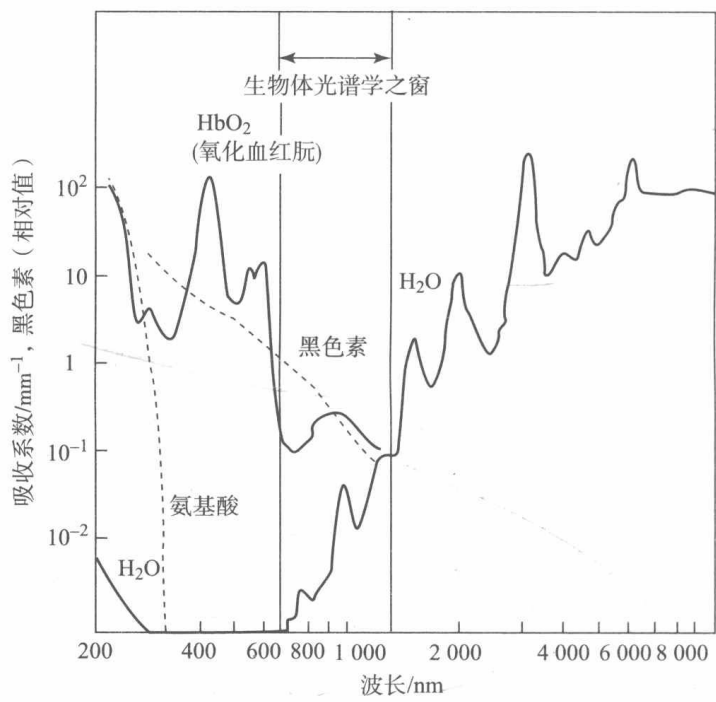


图 1-2 软组织上各种物质的吸收系数对波长的依赖性

如图 1-3 所示, OCT 的基本结构是迈克尔逊干涉仪, 光源发出的低相干光出分光镜分为两束: 一束光照射待测物体后, 其后向散射光由原光路返回, 另一束光则由反射镜反射后, 与物体的后向散射光干涉, 再由探测器接收干涉光强。由于只有信号臂和参考臂的光程匹配, 才能发生干涉, 因此, 反射镜的扫描运动可分别得到物体内部各点的干涉信号, 而测得的干涉信号强弱反映了物体的内部结构, 由此得到物体内部的层析图像。其中参考臂的扫描方向与光传播方向一致, 称为纵向扫描, OCT 系统对物体内部的成像分辨率称为纵向分辨率。通常, OCT 系统的成像分辨率就是指纵向分辨率。图 1-4 为人眼层析成像的 OCT 系统商业产品。

由于 OCT 系统的结构和成像原理, 使得 OCT 成像具有以下特点:

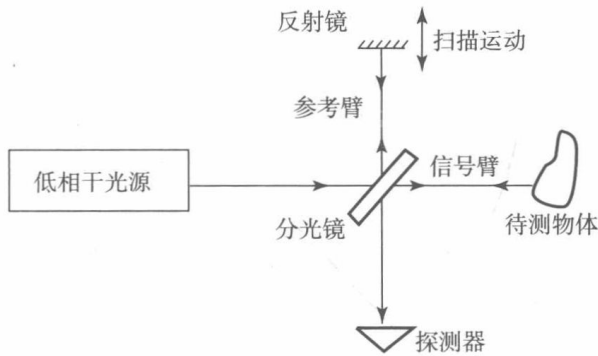


图 1-3 OCT 基本结构

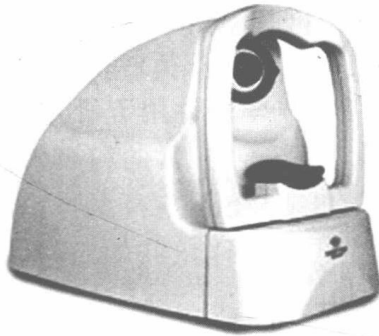


图 1-4 人眼层析成像的 OCT 系统商业产品实物照片

(1) 成像分辨率高

OCT 成像系统使用低相干光源，使得其空间分辨率可以达到 $10\ \mu\text{m}$ 左右，如果利用锁模激光器，则可以达到约 $1\ \mu\text{m}$ 量级的空间分辨率。而 X 射线 CT 或超声成像的分辨率只有几百微米至 $1\ \text{mm}$ ，核磁共振成像 (MRI) 的分辨率只能达到 $100\ \mu\text{m}$ 左右，由此可见，OCT 成像分辨率是现在常用层析成像技术分辨率的 10 倍以上。

(2) 非侵入成像

OCT 的成像类似于超声成像的回音波方式，是一种非侵入的成像方式，OCT 使用的探测光在红外频段，生物组织吸收小，而且光源功率很小，对生物组织没有任何伤害。

(3) 成像速度快

OCT 通过扫描实现成像，最初提出时的扫描速率仅有 $1.6\ \text{mm/s}$ ，经过十年来 OCT 研究者的共同努力，扫描速率已经达到了每秒上百米。以像素个数为 256×512 的图像为例，成像速度可以达到视频速度，即 24 帧/s，

因此,可以实现以视频方式直接观看成像结果,满足了实时成像的要求。

OCT 技术与其他成像技术(共焦显微成像、超声成像、核磁共振成像、计算层析)相比,具有独特的优势。

1.1.2 OCT 技术的分类

1.1.2.1 偏振相关 OCT

由于信号光和参考光都是矢量,因此,在干涉仪中得到的干涉信号包含了参考光和信号光之间的相对偏振状态。肌肉、肌腱等包含胶原质和弹性蛋白纤维的生物组织都具有双折射特性,1992 年,Hee 等人就在普通的 OCT 系统中加入偏振光学器件用于研究生物组织的双折射特性。随后,从探测一维双折射扩展到对正常的和热损伤的软组织进行双折射成像。使用偏振相关 OCT 进一步研究深层活体皮肤时发现,由于多次散射和非球形粒子的一次散射,活体皮肤的后向散射光表现出强的消偏特性。

任何物质的斯托克斯(Stokes)参数都是由物质密度、大小以及散射点位置等因素决定的,因此,后向散射光的偏振信息将会包含普通 OCT 很难得到的成像信息。虽然实验室已经研究了热损伤组织的偏振状态,但并不成熟,因此,目前利用偏振相关 OCT 增强正常组织和病态组织的对比度还没有应用于临床。

1.1.2.2 多普勒 OCT

在 20 世纪 70 年代,激光多普勒测速仪已经应用于医学研究,例如测量皮肤、眼睛等组织的血液流速,由于激光具有较长的相干长度,无论是静止组织还是造成多普勒频移的运动组织的散射光,均可在很长的范围内发生干涉,因此,只能实现粗略的测量。

多普勒测速仪中使用低相干测量方法最初应用在测量流体力学中的流动粒子,Chen 等人利用 OCT 系统低相干的特点,测量了组织等效模型中聚苯乙烯球的速度分布以及老鼠皮下血流参数,Izatt 等人提高了多普勒 OCT 的精度、速度和灵敏度,Boas 则提出了一种测量高密度散射体的布朗运动的新方法。

使用多普勒 OCT 非侵入测量皮下或其他组织等具有一定深度的血液流动面临着许多困难,目前, OCT 系统的测量深度使其只能对靠近组织表面的血液进行测量,散斑噪声对后向散射信号的干扰也会降低质心计算的信噪比,也就降低了多普勒频移大小的准确程度。

1.1.2.3 吸收(光谱) OCT

OCT 测量样品的干涉信号在频域的表达式为

$$\begin{aligned}\tilde{I}_c(\nu) &= \tilde{E}_r \\ \tilde{I}_c(\nu) &= \tilde{E}_r^*(\nu) \tilde{E}_s(\nu) \\ &= \tilde{E}_r^*(\nu) \tilde{E}_r(\nu) |A(\nu)| \exp[-j\phi(\nu)] \\ &= S(\nu) |A(\nu)| \exp[-j\phi(\nu)]\end{aligned}\quad (1.1)$$

其中, $\tilde{E}_r(\nu)$ 为 OCT 参考臂光束的频谱; $\tilde{E}_s(\nu)$ 为 OCT 信号臂光束的频谱。假设分光镜分出的参考光和信号光比例为 1:1, 若比例不同, 则只多出一个常数比例, 并不影响频谱的分布, 因此, 可认为 $S(\nu)$ 是光源的频谱(标量), $A(\nu)$ 和 $\phi(\nu)$ 分别为样品频谱的振幅和位相。

假设只有单次散射并且复折射率的实部在深度方向上的变化可忽略, 并设样品在深度 z 处的吸收光谱和散射光谱分别为 $\mu_a(\nu, z)$ 和 $\mu_s(\nu, z)$, 则样品频谱的振幅为

$$|A(\nu, L)|^2 \sim \mu_b(\nu, L) \exp\left\{-2 \int_0^L [\mu_a(\nu, z) + \mu_s(\nu, z)] dz\right\} \quad (1.2)$$

其中, $\mu_b(\nu, L)$ 是样品的后向散射系数, 对于吸收和散射均匀的样品, 并假设散射损耗可忽略, 则上式简化为

$$|A(\nu, L)|^2 \sim \sigma_b(\nu) \exp[-2\mu_a(\nu)L] \quad (1.3)$$

由此推导出吸收光谱为

$$\begin{aligned}\mu_a(\nu) &\sim \frac{1}{2L} \ln \frac{|A(\nu, 0)|^2}{|A(\nu, L)|^2} \\ &\sim \frac{1}{2L} \ln \frac{|\tilde{I}_c(\nu, 0)/S(\nu)|^2}{|\tilde{I}_c(\nu, L)/S(\nu)|^2}\end{aligned}\quad (1.4)$$

上式是在散射损耗可忽略的假设下推导的, 不适用于强散射样品。该式表明, 吸收光谱即为样品在两个不同深度处干涉信号的傅里叶变换比值的自然对数。

利用 OCT 的光谱成像可使用两个 LED 光源在组织等效模型上得到实