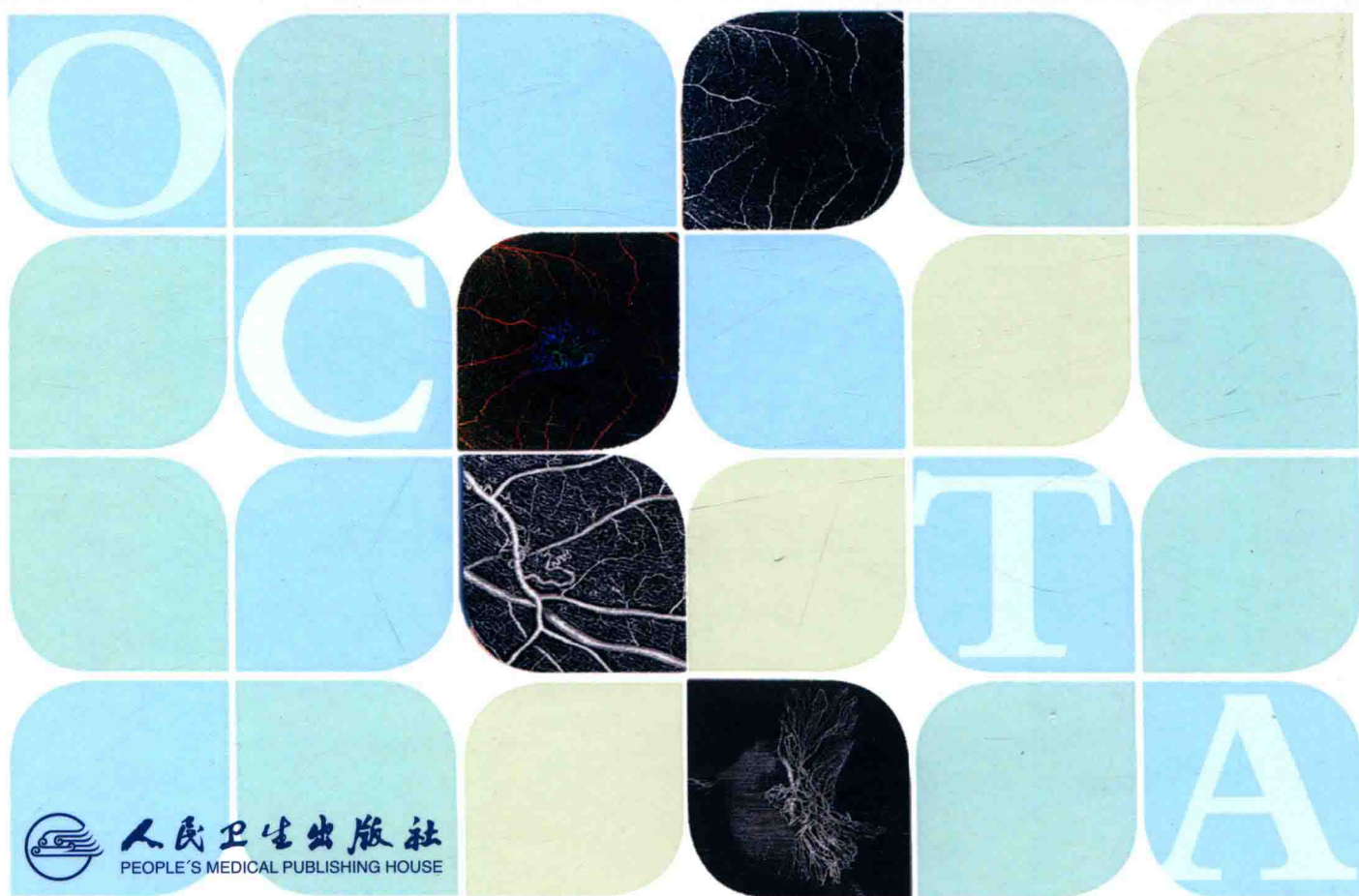


OCT

血流成像图谱

ATLAS OF OPTICAL COHERENCE
TOMOGRAPHY ANGIOGRAPHY

主编 魏文斌



人民卫生出版社
PEOPLE'S MEDICAL PUBLISHING HOUSE

OCT

血流成像图谱

主 编 魏文斌

副主编 杨文利 杨丽红 史雪辉

编 者 (以姓氏笔画为序)

丁 宁 王 红 王子杨 史雪辉

李栋军 李逸丰 杨文利 杨丽红

沈 琳 陈 伟 赵 琦 唐 炘

崔 蕊 魏文斌 Ruikang K.Wang*

编者单位

首都医科大学附属北京同仁医院

*Department of Bio-engineering, University of Washington



人民卫生出版社

图书在版编目 (CIP) 数据

OCT 血流成像图谱 / 魏文斌主编. —北京: 人民卫生出版社, 2016

ISBN 978-7-117-23587-7

I . ① O… II . ① 魏… III . ① 眼病 - 影象诊断 - 图谱
IV . ① R770.43-64

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2016) 第 242817 号

人卫智网	www.ipmph.com	医学教育、学术、考试、健康, 购书智慧智能综合服务平台
人卫官网	www.pmph.com	人卫官方资讯发布平台

版权所有, 侵权必究!

OCT 血流成像图谱

主 编: 魏文斌

出版发行: 人民卫生出版社 (中继线 010-59780011)

地 址: 北京市朝阳区潘家园南里 19 号

邮 编: 100021

E - mail: pmph@pmph.com

购书热线: 010-59787592 010-59787584 010-65264830

印 刷: 北京盛通印刷股份有限公司

经 销: 新华书店

开 本: 889 × 1194 1/16 印张: 22

字 数: 620 千字

版 次: 2016 年 11 月第 1 版 2016 年 11 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号: ISBN 978-7-117-23587-7/R · 23588

定 价: 185.00 元

打击盗版举报电话: 010-59787491 E-mail: WQ@pmph.com

(凡属印装质量问题请与本社市场营销中心联系退换)

在过去几十年中,眼科专家和研究人員巧妙地利用了眼球作为光学透明体的特点来研究和探讨我们眼球的健狀情况,并由此发展和完善了诊断治疗眼科疾病的手段。近年来,眼科研究的飞跃式进展离不开诸多看似直接实则蕴含复杂物理与数学技术的光学仪器。这些技术和仪器包括:直接检眼镜、间接检眼镜、裂隙灯、眼底照相机等。同时,荧光素眼底血管造影技术的发展丰富了眼科专家和研究人員对眼底疾病的理解和诊断。这些医用技术和仪器为我们提供了一个非常便捷高效的平台,增进了我们对疾病机制的深入了解,进而在很大程度上协助了眼底疾病的有效治疗,成功地让无数患者重见光明。尽管如此,以上技术和仪器却仅仅能够提供眼底表面的影像。鉴于眼底组织是一个多层三维结构,如果病变发生在眼底表层以下的层面,就只能依赖于病理切片和临床经验对疾病进行估测。这种依赖于经验的诊断方式显然是不完善的。因此,我们需要一个三维的成像技术来提供更丰富的眼底信息,从而进行更准确的疾病诊断以及制定有效的治疗方案。

相干光断层扫描成像(optical coherence tomography, OCT)技术的发明和快速发展完全改变了我们对眼底组织和眼科疾病的认识。从时域时代只有单个断层面的扫描,到频域时代高精度的三维结构图像,再到如今最新的 OCT 血流成像技术。OCT 技术无疑代表着当今最重要的眼科成像技术的革新。

现今,在临床上如要观察视网膜的血管网,常用的方法是荧光素眼底血管造影(FFA)。但造影剂的渗漏,对视网膜的毛细血管成像带来很大的困难。所以,荧光素眼底血管造影并不是一种很理想的血管成像技术。为了解决此问题,德国蔡司公司在基于 OCT 系统的基础上成功地创新并开发出一种新的无损技术来对视网膜血管(包括毛细血管)成像,即 AngioPlex™。这个技术便是我们所知的当前热门的 OCT 血流成像(OCT angiography, OCTA)。蔡司公司的 OCT 血流成像(AngioPlex™)系统的优越之处在于使用了美国华盛顿大学发明的 OMAG^C 算法技术。OMAG^C 的特殊之处在于不仅使用了 OCT 信号的振幅信息,还使用了 OCT 信号的相位信息,因此对血流成像具有较高的灵敏度和清晰度。同时, OCT 血流成像还有快速的实时眼球追踪 FastTrac™ 技术,对眼球的颤动进行实时追踪矫正,从而减少血流成像中由于眼球颤动而产生的误差。这个功能对眼底血管网定量分析有着重要的临床意义。基于精确定位和记忆功能, FastTrac™ 技术允许用户对此区域进行多次随访扫描,以达到长期监测患者病情进展和观察治疗反应的目的。相比而言,传统的荧光素眼底血管造影技术作为一种侵入性血管成像技术并不能实现这种程度的多次随访监测。AngioPlex™ 还通过三维自动图像分割算法以及二维强度最大值投影方法,建立了一系列的视网膜分层图像,包括:视网膜浅层,视网膜深层,视网膜无血流层,脉络膜毛细血管层以及脉络膜层。这些血管图有着极高的准确性,可以观测到以前难以观测到的血管组织,还可以详细地展示视网膜微血管以及结构组织的二维以

及三维信息。同时,图像的选择和导出也非常简单易操作,可直接用于眼科医生之间的交流分享或者医学教学。

AngioPlex™ 对于黄斑中心凹无血流区以及病变区域的异常血流的探测能力有着显著及长足的提升。这项技术所提供的高质量的血流网络图像,可以用来探测毛细血管阻塞,异常新生血管的生长以及深层视网膜中的毛细血管瘤等。随着量化分析的发展,AngioPlex™ 在未来还可以对黄斑中心凹区域动脉和静脉血管扩张的比例进行计算和统计分析。在组织的厚度允许的条件下,OCT 血流成像信号还可以评估穿透出血的区域。另外相比于荧光素眼底血管造影技术,AngioPlex™ 血流成像图像的血流和周围组织的对比更加强烈,从而更有效地展现无灌注区。在视网膜很厚且毛细血管血流缓慢时,光照强度是成像质量的一大限制(然而这同样适用于荧光素眼底血管造影技术)。只要肿瘤的尺寸及色素沉着所引起的光穿透深度限制在可接受的范围内,OCT 血流成像也可以用来研究眼部肿瘤。对于此技术来说,视网膜屏障渗漏的信息仍然难以探测,但未来的技术发展可能很快改变这一现状。此种渗漏发生的条件,例如囊样黄斑水肿,还需要更多调查研究和数据支持。虽然 AngioPlex™ 目前无法量化毛细血管血流,但是对于这一重要信息的量化测量是此技术的未来发展方向。同时,蔡司公司现正在研制大范围扫描技术,可望达到 $80^{\circ}\sim 100^{\circ}$ 的视角。此大视角 AngioPlex™ 的发展将对糖尿病视网膜病变的成像具有重要的临床意义。更重要的是,蔡司公司对这些功能的拓展致力于用软件来实现,也就是说,以后如用户需要,现有的 AngioPlex™ OCT 只要有软件更新就可以满足用户进一步的需求。

AngioPlex™ 是首个被授予美国食品药品监督管理局(US-FDA)临床使用 510(k) 许可的 OCT 血流成像技术。全新的 AngioPlex™ 血流成像系统为探索视网膜微血管提供了前所未有的机会和潜力,同时为研究深层视网膜层血管、脉络膜层血管和视神经血管提供了全新的机遇。这样的新技术无疑将会增强我们对视网膜疾病的理解和认识。更细节化的图像、更简易的使用方法和更快速的扫描过程可以为患者带来更好的就医体验。未来 OCT 血流成像极有可能取代现在临床应用的 FFA 和吲哚青绿脉络膜血管造影(ICGA),成为对视网膜、脉络膜血管进行评估的新的金标准。

尽管如此,对于一个新型成像技术,我们仍然需要积累足够的临床经验去正确地理解和解释 OCT 血流成像图像以及这些图像对临床诊断的意义。基于此,此书收集了大量的病例图片,分别对 OCT 血流成像原理进行介绍和各种眼科疾病进行剖析,并结合其他影像资料对 OCT 血流成像图像进行解释。既有多数常见眼底疾病的 OCT 血流成像图像,也包括一些少见和罕见疾病的 OCT 血流成像图像。本书具体包括 OCT 血流成像原理及应用,黄斑疾病,视网膜血管性疾病,先天、遗传及变性类疾病,眼底肿瘤,其他葡萄膜疾病以及青光眼及视神经疾病七个章节。同时,本书还与读者分享了眼科专家们丰富的临床读片经验。我相信此书的出版将有助于眼科医师对新出现的 OCT 血流成像技术的了解,并加深对 OCT 血流成像图像的理解,从而有利于对疾病进行准确诊断与治疗。本书还可供从事眼科相关专业的研究人员作为参考用书使用。

Ruikang K. Wang

2016 年 8 月于华盛顿

前言

眼底病的诊断与治疗离不开眼底影像技术的提高,各种眼底照相、荧光素眼底血管造影、吲哚青绿脉络膜血管造影能在活体上了解视网膜平面和血管影像,促进了眼底病诊疗水平的提高。相干光断层成像(OCT)的出现,开启了活体上进行视网膜断层成像的先河,成为眼底影像技术方面里程碑式的飞跃。自从1996年OCT技术在临床应用以来,该技术不断更新换代,成为眼科领域里技术发展最迅速、设备更新换代最快的影像技术,从时域到频域,扫描速度不断加快,分辨率不断提高,扫描方式的革新,尤其是En face扫描模式、三维结构图像的出现,均丰富了眼底信息,扫描深度的增加可以很好地分辨玻璃体视网膜和脉络膜的微结构,大数据的应用使软件分析功能大大提高,促进了临床诊断技术的进步。OCT血流成像(OCT angiography, OCTA)的出现更是OCT领域的突破性进展,不用造影剂就可以获得活体视网膜脉络膜血管影像,分辨率超过传统的眼底血管造影,且可以分层显示眼底微血管的形态,这一技术一出现就受到广大眼底病医生的青睐和追捧,迅速将这一技术应用于眼底的临床诊疗和研究领域。笔者也是国内最早使用这一技术的医生之一,并将它应用于黄斑疾病、视网膜脉络膜血管性疾病、眼底炎性疾病、肿瘤性疾病等诸多疾病的诊断中,体会到视网膜脉络膜血管形态学和密度的变化与疾病的关联,我认为OCTA是极其有价值的影像工具,会越来越多地被眼科医生使用。因此,我们及时地整理出这部OCTA图谱,在较短的时间内对收集的病例进行整理与归纳,这些临床鲜活病例的展现,对这一技术在国内的推广将有一定的作用。

德国蔡司公司是最早推出OCT的企业,也是最初的10年里生产OCT的唯一企业,并在近些年里不断推出新技术。OCTA也是蔡司公司的贡献之一,是较早推出这一技术的企业之一,本图谱均为蔡司OCTA检查结果的展示。

很荣幸地邀请到了OCTA发明人之一美国华盛顿大学Ruikang K. Wang教授撰写了OCTA原理这节,同时欣然为本书作序,为本书增色不少。

感谢作者们在百忙中抽出时间整理资料,短时间内完成书稿。辛晨医生,美国华盛顿大学生物工程系张安琪博士、张芹芹博士,卡尔蔡司(上海)管理有限公司刘春先生、连元君女士、李鹏程先生等在书稿撰写及图像处理过程中提供了不同的帮助,在此一并致谢!

由于时间仓促,该技术的使用时间不长,经验不足,书中错误在所难免,恳请读者批评指正。

魏文斌

首都医科大学附属北京同仁医院

2016年8月

目 录

第一章 OCT 血流成像原理及应用

第一节 OCT 血流成像原理	2
一、OCT 基本知识介绍	2
二、OCT 血流成像原理及目前采用的各种算法比较	2
三、基于 OMAG 算法的后续图像处理及定量研究	7
第二节 OCT 血流成像技术要点	13
一、OCT 血流成像图像采集	13
二、评估采集图像合格的标准	19
第三节 OCT 血流成像图像解读	22
一、视网膜及脉络膜微血管结构	22
二、OCT 图像分层	23
三、正常血流图像	24
四、定量测量	33
五、应用范围	34
六、名词解释	34
七、血流成像图像分析思路	34
八、病理血流图像	35
九、伪像	68

第二章 黄斑疾病

第一节 年龄相关性黄斑变性	74
第二节 息肉样脉络膜血管病变	88
第三节 中心性浆液性脉络膜视网膜病变	100

第四节 特发性脉络膜新生血管	115
第五节 黄斑裂孔	119
第六节 黄斑视网膜前膜	131

第三章 视网膜血管性疾病

第一节 视网膜动脉阻塞	146
一、视网膜中央动脉阻塞	146
二、视网膜分支动脉阻塞	151
第二节 视网膜静脉阻塞	153
一、视网膜中央静脉阻塞	153
二、视网膜分支静脉阻塞	162
第三节 糖尿病视网膜病变	167
一、非增生性(背景型)糖尿病视网膜病变	167
二、增生前期糖尿病视网膜病变	168
三、增生性糖尿病视网膜病变	168
四、糖尿病性黄斑病变	168
五、糖尿病性视盘病变	168
第四节 视网膜血管炎	180
第五节 外层渗出性视网膜病变	189
第六节 家族性渗出性玻璃体视网膜病变	196

第四章 先天、遗传及变性类疾病

第一节 视网膜有髓神经纤维	204
第二节 视网膜劈裂	209
第三节 卵黄样黄斑营养不良	214
第四节 视网膜色素变性	228
第五节 病理性近视	245

第五章 眼底肿瘤

第一节 视网膜海绵状血管瘤	258
---------------------	-----

第二节 视盘毛细血管瘤 266

第三节 视盘黑色素细胞瘤 268

第四节 脉络膜黑色素瘤 278

第五节 脉络膜血管瘤 285

第六节 脉络膜骨瘤 295

第七节 脉络膜痣 299

第六章 其他葡萄膜疾病

第一节 Vogt- 小柳 - 原田病 308

第二节 脉络膜裂伤 316

第七章 青光眼及视神经疾病

第一节 青光眼 322

第二节 视盘水肿 333

参考文献 339

中英文名词对照索引 341

1

第一章

OCT 血流成像原理及应用

第一节 OCT 血流成像原理

一、OCT 基本知识介绍

每一次新的医学成像技术的出现和发展,都能够进一步辅助和改善临床医生对疾病的诊断、治疗及疗效评价,并在一定程度上加深人们对疾病的认识,促进新治疗手段的开发和评价。基于光学原理的成像技术,在医学领域应用由来已久,如共聚焦显微镜、荧光显微镜和双光子或多光子显微镜等。虽然相较超声成像、X 射线成像等技术,光学成像的分辨率可达微米量级,但由于光学成像相对有限的穿透深度,目前主要应用于对体外组织和细胞的诊断和分析,而作为在体成像的研究手段,应用还十分有限。

相干光断层成像(optical coherence tomography, OCT)是近三十年来迅速发展并在临床广泛应用的一种非侵入性、高分辨率的实时光学成像技术。视网膜虽是眼内深层组织,但眼内透明的屈光间质可使光线直接到达其表面,因此视网膜成像成为 OCT 临床应用及实验研究的重要领域。OCT 基于 Michelson 低相干干涉仪原理,光源发出的单色光经耦合器后分为两束,一束经参考反射镜形成干涉仪的参考臂,另一束送达测量臂的待测组织样品,形成干涉的测量臂,这两束光经过反射镜和测量组织反射后,再经耦合器合成,形成干涉,最终利用光电探测器检测出参考光和测量光的干涉信号。参考镜的反射率是恒定的,但由于样品的不均匀性,从样品不同深度,不同组织成分反射回来的光强度就不同,由此两束光相遇时产生的干涉信号里编码了样品的深度信息,经傅立叶转换后,就展现为带有测量组织深度及具有不同光学散射特性的成分信息。目前眼科临床使用的 OCT 多为频域 OCT,即参考臂的参照反光镜固定不动,通过改变光源光波的频率实现信号的干涉。频域 OCT 分为两种:①激光扫描 OCT (swept-source OCT, SS-OCT),即利用波长可变的激光光源发射不同波长的光波。②光谱 OCT (spectral-domain OCT, SD-OCT),利用高解析度的分光光度计来分离不同波长的光波,是目前商用 OCT 的主要类型。随着硬件条件的提高,成像速度的显著增快,软件算法的不断发展,使 SD-OCT 的组织分辨率和图像信噪比不断增高,能够清晰展示视网膜及视神经各层次的组织结构细节,成为视网膜疾病和青光眼临床诊断随访及实验研究的重要手段。

就 OCT 系统而言,并非所有由样本反向散射的光都能转化成精准的 OCT 信号,有很大一部分成为影响 OCT 清晰成像的散杂光即信号噪声。OCT 的噪声源可分为接收噪声、光子散弹噪声、过量强度噪声及由于样本微小运动所产生的信号噪声等等,这些噪声都可能对整个系统的信噪比产生重要影响,因此提高系统信噪比一直是 OCT 技术改进的重要内容。

由于血液中红细胞的运动,对光子产生的散射无规律不稳定,干扰 OCT 结构成像的采集,因此在 OCT 的图像处理中被当成“噪声”消除。虽然 OCT 已能够提供视网膜近细胞级的结构信息,但却始终无法展示疾病病理改变的另一重要因素——血管的信息。直到 2007 年美国华盛顿大学 Ruikang K.Wang 教授领导的实验小组首次提出了提取样本信号中的频率变化的方法,即 OCT 血流成像(OCT angiography, OCTA),将 OCT 的应用由结构成像推向功能成像的新高度,大幅提升了 OCT 的应用范围。

二、OCT 血流成像原理及目前采用的各种算法比较

OCT 血流成像能够无创地对活体组织的微血管循环进行成像,它的基本成像原理是从由样本反向散射的光信号中,分离由静态组织所产生的稳定信号和由运动颗粒(红细胞)所产生的不规则信号。对于静态组织而言,其所散射的信号持续、固定,而运动颗粒所产生的信号随颗粒的位移实时发生变化。

因此如在同一部位进行一定时间间隔的连续扫描后,所获得的静态组织信号基本不会变化,而动态组织信号则发生实时变化(图 1-1-1)。由此,如将两次扫描成像信号相减,静态信号就被滤掉,所剩余的信号则为运动物体所产生。这便是 OCT 血流成像最简单的原理。

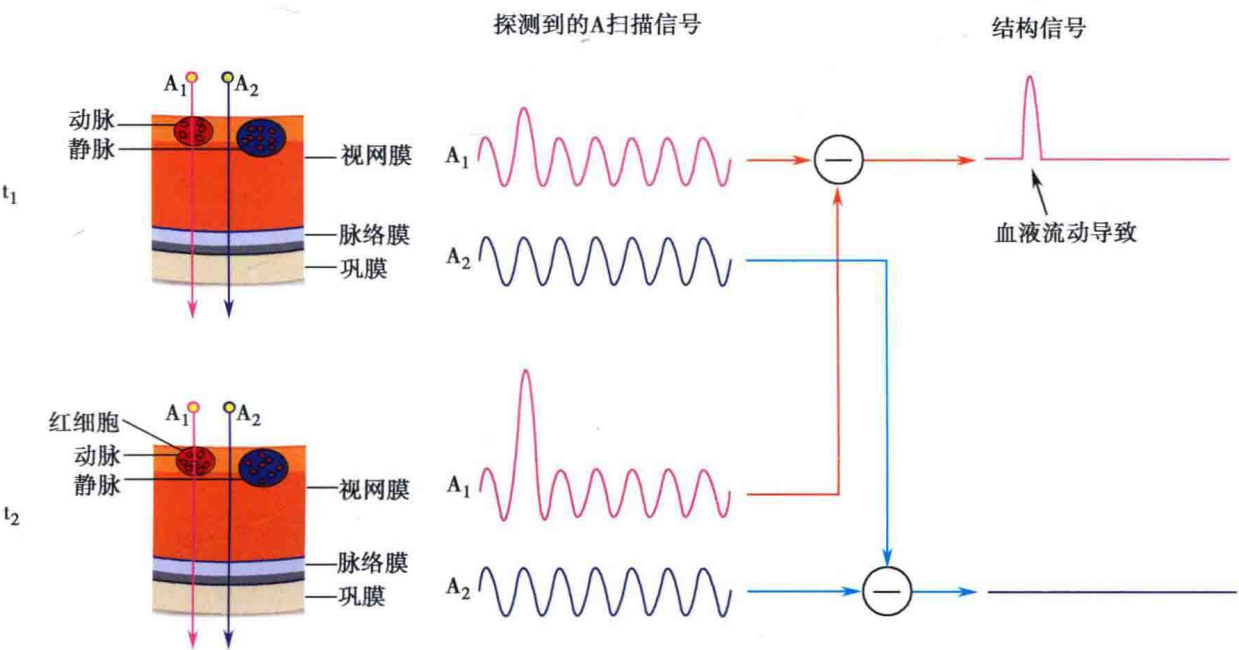


图 1-1-1 OCT 血流成像原理示意图

相同位置不同时间点的信号相减可以提取出血流信号(红色光路),血流位置的 OCT 信号不同,而血管周围的 OCT 信号仍然保持稳定(蓝色光路)

OCT 信号分为振幅(强度)信号和相位信号。既往结构成像,主要依靠振幅信号,而对运动极为敏感的相位信号则作为噪声去除。当物体运动时,它可能同时改变或分别改变振幅和相位信号(图 1-1-2),当某粒子 1 由位置 1 移动到位置 1',其振幅信号未发生变化,而相位信号却发生了较为明显的变化;当其移动到 1'',其相位信号未发生明显变化,而振幅信号改变。

根据不同的信号成分,OCT 血流成像可分为基于振幅信号、相位信号和复合信号的三种成像方法,复合信号即综合分析 OCT 振幅和相位的信号。

1. 基于振幅信号的 OCT 血流成像 即依靠不同时间间隔 OCT 信号振幅变化、来提取血流信息。其优势在于对相位信号不敏感,特别适用于 OCT 光源不稳定的情况。而其缺点也源于其没有利用相位信息,很难探测到那些相位变化显著而振幅变化不明显的运动粒子信息。因此容易遗漏红细胞运动较慢的毛细血管的信息。

分光谱振幅去相关血流成像(split-spectrum amplitude-decorrelation angiography, SSADA)就是一种基于 OCT 振幅信号进行血流成像的方法。它利用相邻 B-scan 之间的去相关系数提取血流信息。但由于此方法先对 B-scan 图像做分光光谱处理,再计算 B-scan 子光谱的去相关系数,最后对于子光谱的去相关系数求和取平均值,提取血流信息,这种方法能够较好的抑制散斑噪声,但牺牲了 OCT 图像的轴向分辨率。这里要说明的是,无论使用

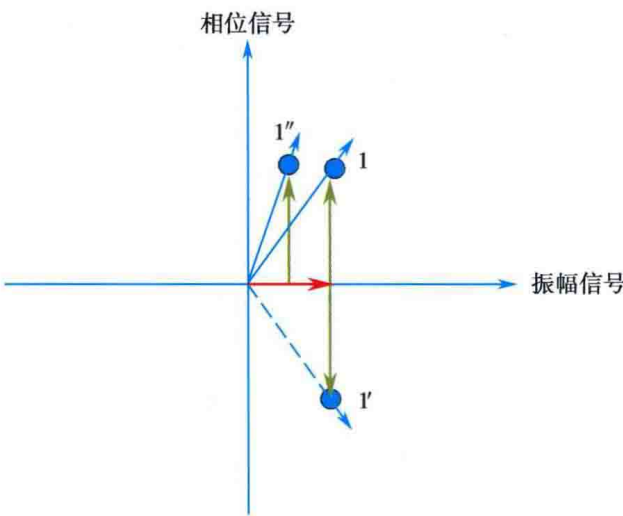


图 1-1-2 运动颗粒位移所产生的信号变化

相机曝光的 SD-OCT 系统还是使用高速采样数字仪的 SS-OCT 系统,一次曝光所产生的所有子光谱中,流动红细胞也会产生一定程度的时域散斑变化,因此可能存在遗漏部分血流信息的可能。

2. 基于相位变化的 OCT 血流成像 它利用样本血流相对于参考血流所产生的相位改变进行成像。由于振幅信号和组织大幅运动对于相位信号影响较大,因此这种成像方式依赖于高密度的 A-scan,要求相邻 A-scan 间隔足够小,以保证每个像素的散斑相互关联,而信号强度保持不变。由于需要高速的扫描,因此在检测流速较慢的血流时,在相邻 A-scan 间就无法获得血流信号,因此较难获得流速小的血流信号。

3. 基于复合信号的 OCT 血流成像 也称为复振幅型超高灵敏度 OCT 血流成像,即 optical microangiography (OMAG)。其综合了振幅及相位信号的特点,在一定程度上弥补上述两种方法的不足。此方法首先沿 OCT 扫描 Y 轴方向进行处理,提取出空间 OCT 信号的变化,这一做法弥补了由于组织光学异向性产生的背景信号所掩盖的由低速运动粒子产生的多普勒信号,能够更好的探测组织中毛细血管的信息。此算法不单独对 OCT 信号的振幅或相位进行处理,而是对 OCT 相邻 B-scan 数据进行直接相减而来,因此既包含了 OCT 振幅信号的变化,也涵盖了相位信号的变化。在生理状况下,血管与光线的关系通常如图 1-1-3 所示:图 A 示运动粒子导致 OCT 信号的相位和振幅变化,相位变化信号可以通过相邻扫描获得,但是非常依赖于探测光的入射角度,有时会出现相位卷绕的问题;图 B 示血管与探测光束垂直时(例如探测视网膜微血管时),仅利用相位的处理方法具有较低的探测灵敏度。振幅变化信息通常可以通过重复扫描相同位置上像素的灰度值或相关性的变化提取。然而对于流速较慢的血管,特别当振幅变化很小、相位变化很大时,仅利用振幅的处理方法很难提取到较好的血管信息。OMAG 方法理论上克服了上述问题,因此可以获得更好的血管图像。

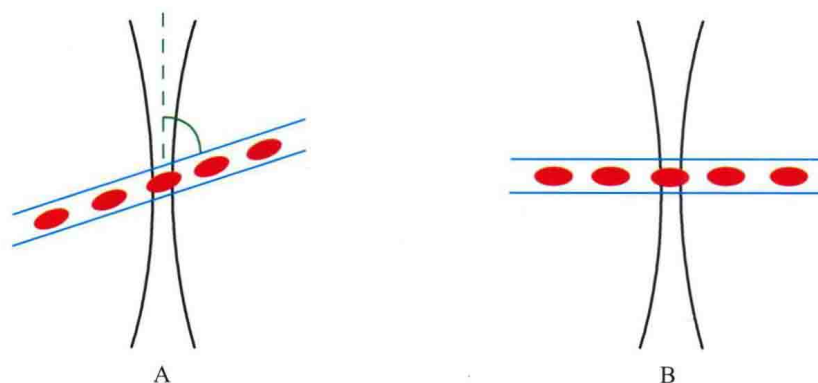


图 1-1-3 探测光束与血管夹角示意图

A. 一般情况;B. 垂直情况

以上是从理论上分析三种基于不同成像原理的 OCT 血流成像,但在实际应用过程中,我们较难对比分析不同原理 OCT 血流成像的优劣,原因主要在于:① OCT 系统硬件上的差别:如波长、相位稳定性、成像速度、探测灵敏度等;②样品的选择:例如正常人和不同疾病种类;③图像的后期处理方法:例如分层方法、滤波方法、运动矫正方法等;④图像预处理:例如对于干涉图的运动补偿等。因此到目前为止尚无对各种 OCT 血流成像方法进行系统比较的评价报道。

基于上述原因,为了公平起见我们通过同一个 OCT 成像系统对同一个样品(人体)获取的同一组数据,采用相同的图像预处理和后期处理方法,比较不同算法间(OMAG、散斑方差法、相位方差法、SSADA 和相关匹配法) OCT 血流成像效果。图 1-1-4(A~E)是依次利用 OMAG、散斑方差法、相位方差法、SSADA 和相关匹配法得到的正常人眼视网膜的血流成像图。显然每一种方法都可以给出视网膜上微血管的分布,但是清晰度不同。OMAG 和散斑方差法的血流成像图相对较好。

图 1-1-5 和图 1-1-6 分别给出了表层视网膜(从内界膜到外丛状层外界)和深层视网膜(从外丛状层

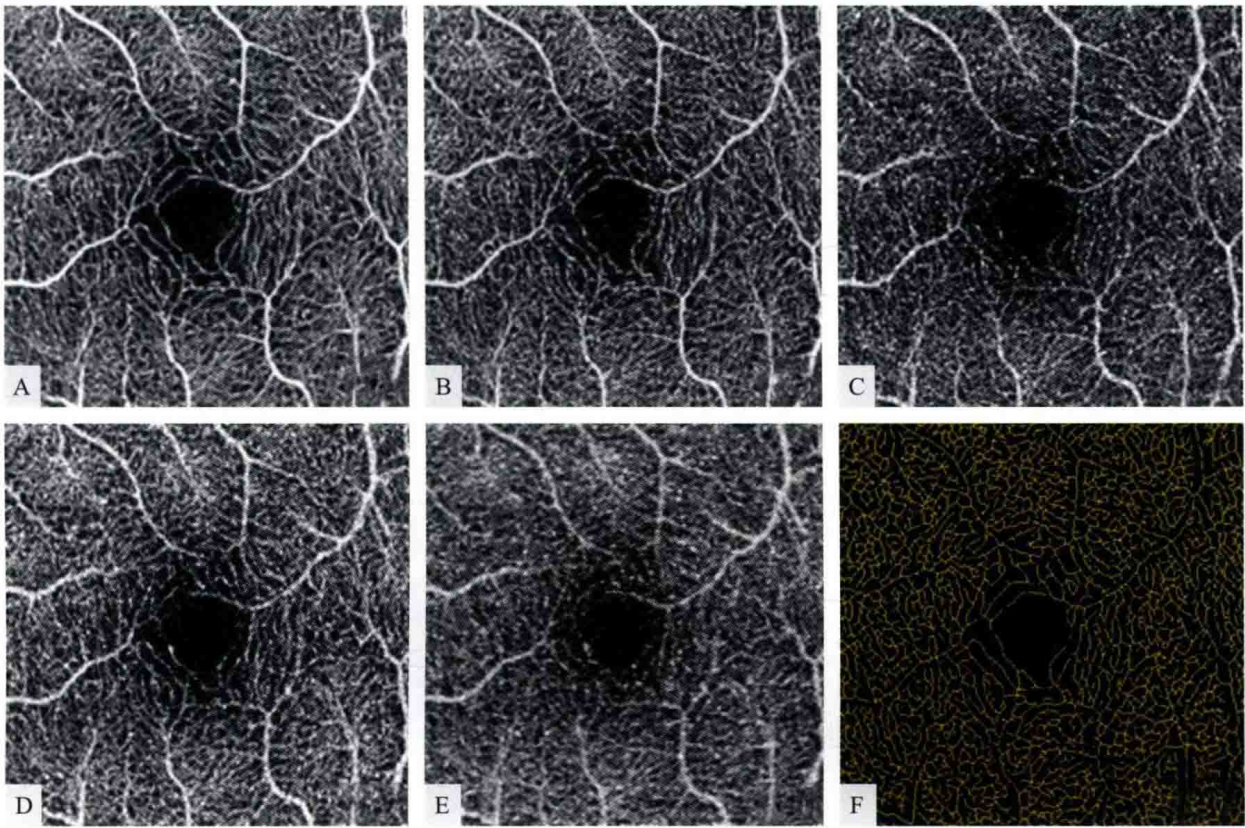


图 1-1-4 正常人视网膜 OCT 血流成像图比较

A~E. 依次使用 OMAG、散斑方差法、相位方差法、SSADA 和相关匹配法得到的血流成像图;F: 作为像质评价标准的标准图像,其中黄色表示线条化的血流信息

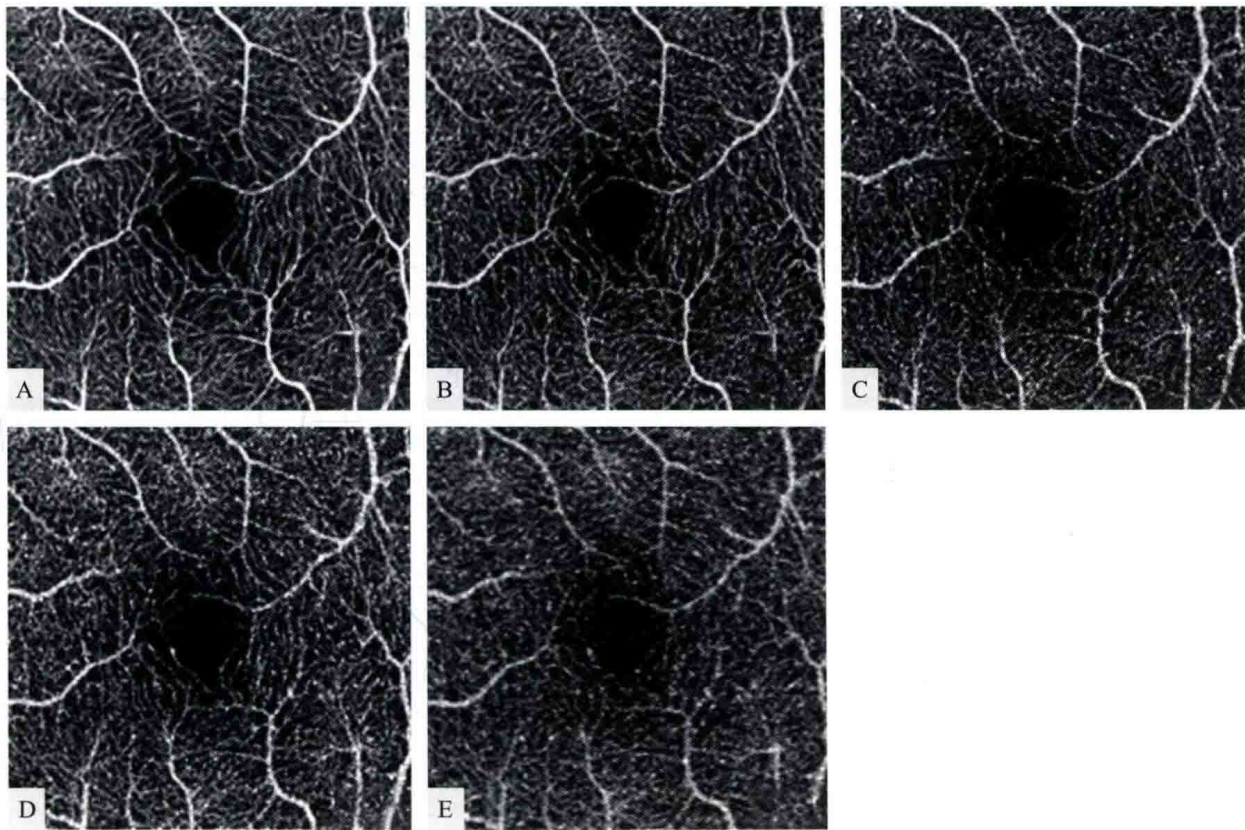


图 1-1-5 正常人内层视网膜 OCT 血流成像图比较

A~E. 依次使用 OMAG、散斑方差法、相位方差法、SSADA 和相关匹配法得到的 OCT 血流成像图

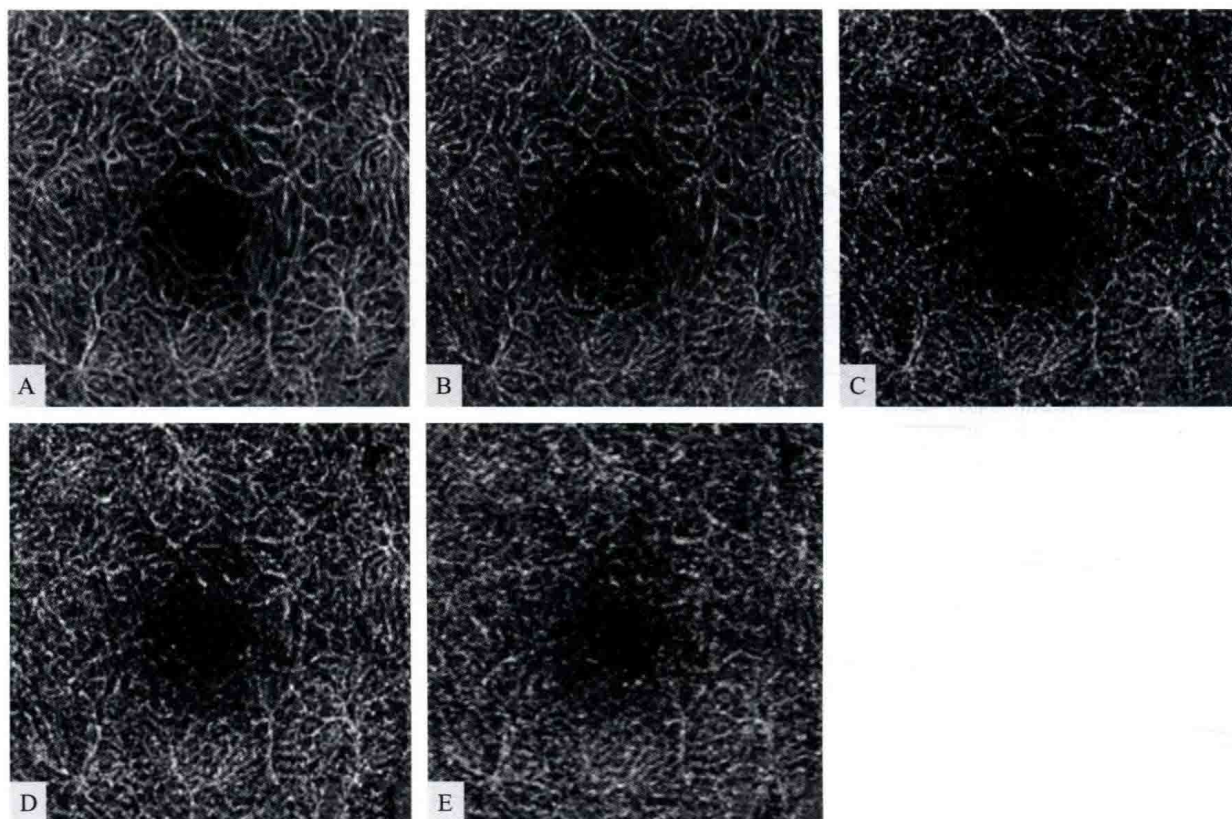


图 1-1-6 正常人外层视网膜 OCT 血流成像图比较

A~E. 依次使用 OMAG、散斑方差法、相位方差法、SSADA 和相关匹配法得到的 OCT 血流成像图

外界到外界膜)的血流成像图。其中图 1-1-5(A~E)与图 1-1-6(A~E)都分别对应于 OMAG、散斑方差法、相位方差法、SSADA 和相关匹配法的结果。从视觉效果上评价,OMAG 血流成像图的血管血流连续性最好,噪声最低。

另外,我们通过血管血流连续性、对比度和信噪比这三个像质参数评价对每种方法得到的血流成像图进行定量分析(表 1-1-1)。从总体上看 OMAG 的血流成像效果较好。相较之下相位方差法在血流连续性和图像对比度方面表现最差,而相关匹配法的信噪比较低。这里需要说明,此结论仅限于本实验中的图像数据,需要进一步系统研究加以验证。

表 1-1-1 基于血管血流连续性、对比度和信噪比对 OCT 血流成像的定量评价

	OMAG	散斑方差	相位方差	SSADA	相关匹配
连续性	0.1693	0.1761	0.1972	0.1934	0.1769
对比度	3.3602	2.7863	2.2019	2.7276	2.3891
信噪比	3.8165	3.3517	2.7282	2.9538	2.5655

进一步,我们比较不同算法对糖尿病视网膜病变(diabetic retinopathy, DR)患者视网膜血流成像。图 1-1-7A 给出了 DR 患者 FFA 图像,图 1-1-7B 是图 1-1-7A 内用虚线表示的正方形区域放大图,图 1-1-7C~G 表示与图 1-1-7B 扫描范围相等的 OCT 血流成像图,分别对应于 OMAG、散斑方差法、相位方差法、SSADA 和相关匹配法的结果。与正常人视网膜 OCT 血流成像图比较的结果相似,OMAG 在该实验中的血流成像效果看上去最好。而且,与图 1-1-7B FFA 图像最接近。

最后,我们利用相同电脑及相同图像样本比较各种算法间的计算所消耗的时间成本,即计算成本(表

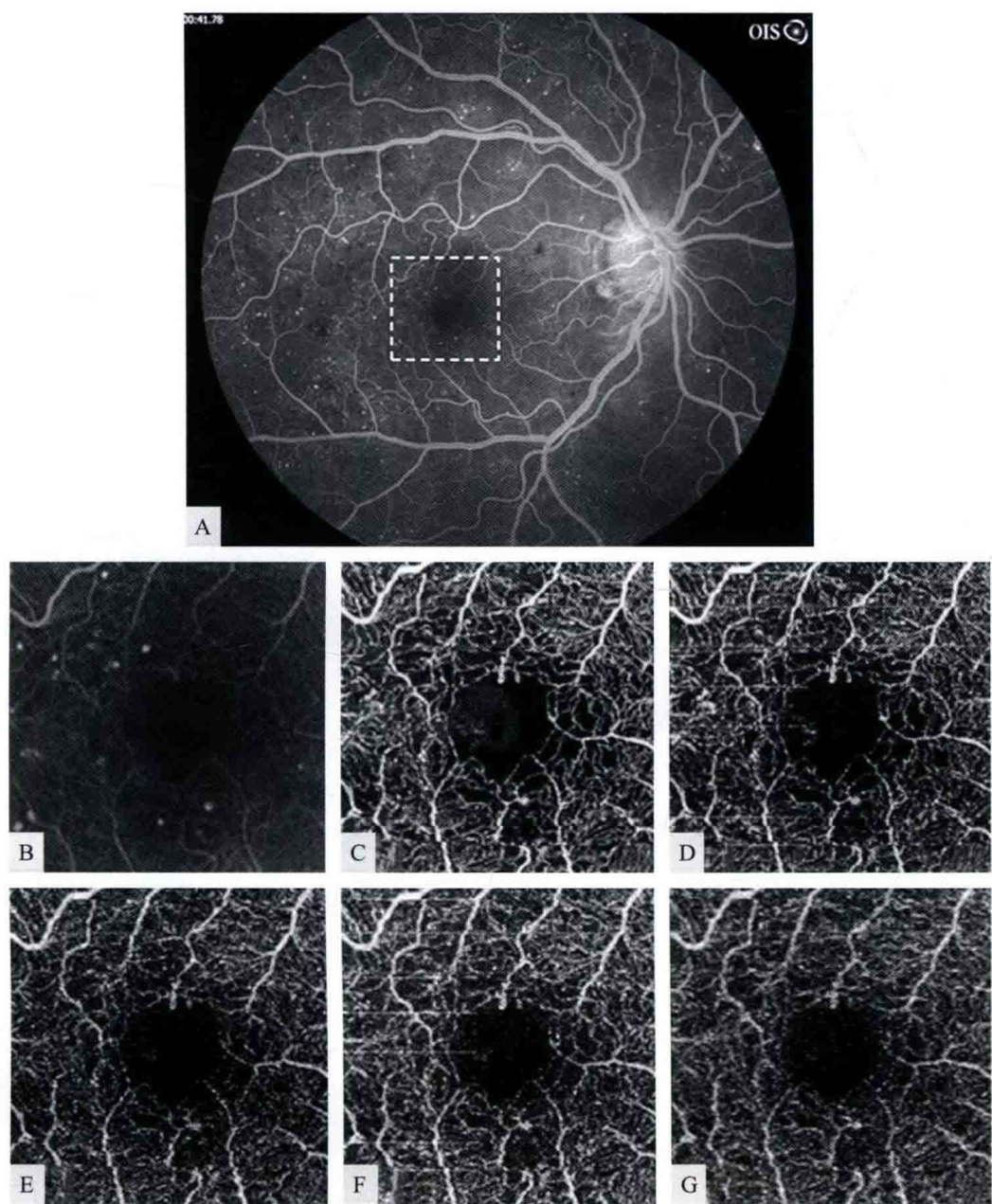


图 1-1-7 糖尿病视网膜病变患者视网膜 OCT 血流成像图比较
A. FFA 图像;B. 为图 A 中虚线正方形区域的放大图;C~G. 依次使用 OMAG、散斑方差法、相位方差法、SSADA 和相关匹配法得到的 OCT 血流成像图

1-1-2)。计算成本是用于评价一种方法在实际应用中可行性的指标。结果显示,与 SSADA 和相关匹配法相比,使用简单相减法的 OMAG、散斑方差法和相位方差法的计算成本较小,实际应用效率较高。

表 1-1-2 各种算法的计算成本

	OMAG	散斑方差	相位方差	SSADA	相关匹配
时间(秒)	0.0149	0.0150	0.0152	0.231	0.444

三、基于 OMAG 算法的后续图像处理及定量研究

1. 减少视网膜血管投射伪像对深层血管成像的影响 早期诊断、治疗和监测脉络膜新生血管(choroidal neovascularization, CNV)对于控制患者疾病进展和保存有效视力至关重要。目前利用 OCT

血流成像可以实现在无对比剂的条件下,多次反复对患者进行成像。但利用 OCT 血流成像对 CNV 进行成像时常遇到这样一个问题:生理状态下,外层视网膜无血管,但在 OCT 血流成像时,内层视网膜血流信号投射叠加于此层,产生血流伪像,尤其是 CNV 的患者,血流伪像叠加于 CNV,影响对其的早期发现、形态观察和定量分析。利用实验室开发的软件,可以很大程度上去除内层视网膜血管血流投射伪像对外层视网膜成像的干扰。内层视网膜进一步划分为浅层视网膜(由内界膜至内丛状层外界)和深层视网膜(由内丛状层外界至外丛状层外界)。为了完整显示 CNV 的形态,与正常人视网膜图像外层视网膜(由外丛状层外界到外界膜)定义不同,在对 CNV 患者图像进行分层处理时,外层视网膜定义为从外丛状层外界到 Bruch 膜下 $8\mu\text{m}$ 。图 1-1-8 比较显示一名正常人外层和深层视网膜在去除血流投射伪像前

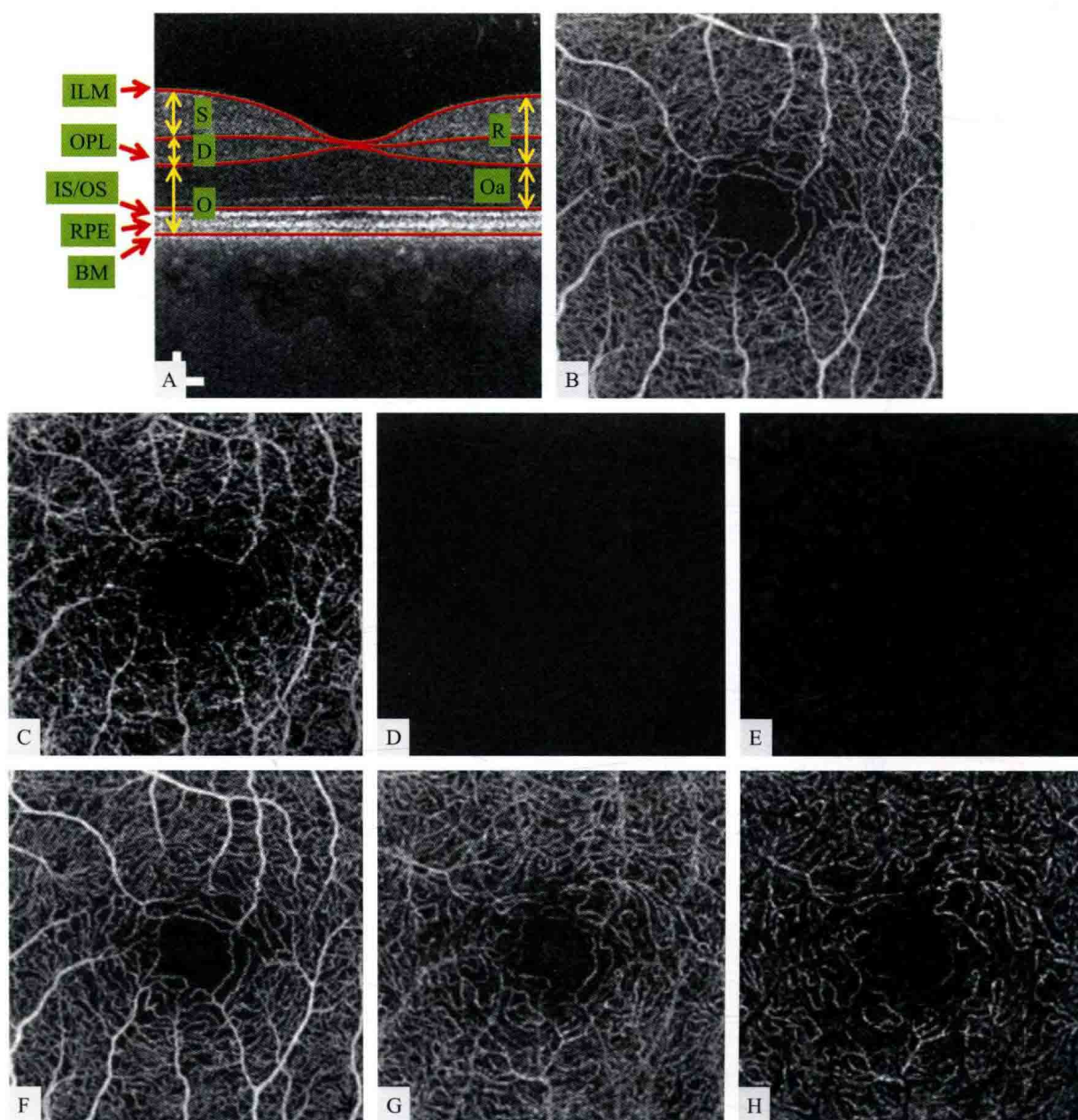


图 1-1-8 正常人眼去除血流投射伪像前后 OCT 血流成像图比较

A. 视网膜横断面结构图:ILM:内界膜,OPL:外丛状层,IS/OS:椭圆体区,RPE:色素上皮,BM:Bruch 膜, S:浅层视网膜,D:深层视网膜,R:视网膜(浅层+深层视网膜),O:外层视网膜,Oa:椭圆体区之上的外层视网膜;B. 去除投射伪像后的视网膜;C. 未去除投射伪像的无血管的外层视网膜;D. 去除椭圆体区和 RPE 信号的外层视网膜;E. 去除投射伪像的外层视网膜;F. 浅层视网膜;G. 未去除投射伪像的深层视网膜;H. 去除投射伪像的深层视网膜