



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113017593 B

(45) 授权公告日 2022. 02. 22

(21) 申请号 202110204162.7

审查员 孙小磊

(22) 申请日 2021.02.23

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 113017593 A

(43) 申请公布日 2021.06.25

(73) 专利权人 浙江大学

地址 310058 浙江省杭州市西湖区余杭塘路866号

(72) 发明人 李鹏 陈瑞祥

(74) 专利代理机构 杭州求是专利事务所有限公司 33200

代理人 林超

(51) Int. Cl.

A61B 5/026 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

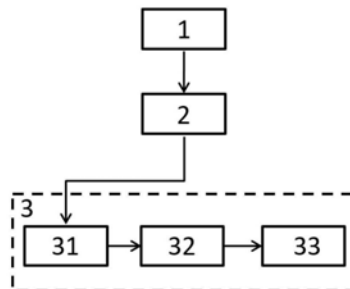
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

血流信号强度分层滤波的血管尾部伪影去除方法与系统

(57) 摘要

本发明公开了一种血流信号强度分层滤波的血管尾部伪影去除方法与系统。本发明通过一种信号采集方法,对生物组织样本收集三维空间内的OCT散射信号;通过一种血流信号强度计算方法,结合OCT散射信号的强度与去相关性表示血流信号强度;通过一种对血流信号强度的分层滤波方法,对血流信号强度沿深度方向进行分层比较,去除血管尾部伪影。本发明能提升血管信号和血管尾部伪影信号间的区分度,有效地去除血管尾部伪影,同时有恢复被伪影遮挡的血管形状的能力。



1. 一种血流信号强度分层滤波的血管尾部伪影去除方法,其特征在于:包括:
一种信号采集方法,用于对生物组织样本收集三维空间内的OCT散射信号(1);
一种血流信号强度计算方法,用于结合OCT散射信号的强度与去相关性表示血流信号强度(2);

一种对血流信号强度的分层滤波方法,用于对血流信号强度沿深度方向进行分层比较,去除血管尾部伪影(3);

所述一种对血流信号强度的分层滤波方法,用于对血流信号强度沿深度方向进行分层比较,去除血管尾部伪影(3),具体包括:

对三维空间内位于不同深度位置、且位于投影平面上同一位置的OCT散射信号,从位于生物组织样本表面的OCT散射信号沿深度方向向下开始扫描,深度方向的所有位置依次进行以下操作(31);

对于深度方向每一位置 z_i 的OCT散射信号,判断是血管信号还是血管尾部伪影;是血管信号,则血流信号强度 I_{flow} 不变;是血管尾部伪影信号,则血流信号强度 I_{flow} 赋值为零(32);

对于深度方向的当前位置 z_i 的OCT散射信号,判断是否属于新一层血管,获得深度方向的当前位置 z_i 所在血管的上边界位置 z_u (33);

所述对于深度方向的当前位置 z_i 的OCT散射信号,判断是血管信号还是血管尾部伪影;是血管信号,则血流信号强度 I_{flow} 不变;是血管尾部伪影信号,则血流信号强度 I_{flow} 赋值为零(32),具体为:

深度方向的当前位置 z_i 的OCT散射信号的血流信号强度 $I_{\text{flow}}(z_i)$ 满足以下判断条件被认为是血管信号,否则被认为是血管尾部伪影信号:

$$I_{\text{flow}}(z_i) > \alpha \cdot \max(I_{\text{flow}}(z_2)), z_u \leq z_2 < z_i$$

其中, z_u 为深度方向的当前位置 z_i 所在血管的上边界位置, α 为常数, $I_{\text{flow}}(z_2)$ 表示深度方向的位置 z_2 的OCT散射信号的血流信号强度。

2. 根据权利要求1所述的一种血流信号强度分层滤波的血管尾部伪影去除方法,其特征在于:

所述一种信号采集方法,用于对生物组织样本收集三维空间内的OCT散射信号(1),包括:

对生物组织样本进行三维空间的OCT扫描成像,同一空间位置及其附近位置在T个不同时间点重复采样,收集获得OCT散射信号。

3. 根据权利要求1所述的一种血流信号强度分层滤波的血管尾部伪影去除方法,其特征在于:所述一种血流信号强度计算方法,用于结合OCT散射信号的强度与去相关性表示血流信号强度(2),具体包括:

对同一空间位置T个不同时间点扫描得到的OCT散射信号的幅度或对OCT散射信号的幅度和相位计算去相关系数;

计算OCT散射信号的强度;

计算OCT散射信号的强度和去相关系数的乘积并作为血流信号强度 I_{flow} 。

4. 根据权利要求1所述的一种血流信号强度分层滤波的血管尾部伪影去除方法,其特征在于:所述对于深度方向每一位置 z_i 的OCT散射信号,判断是否属于新一层血管,获得深度方向的当前位置 z_i 所在血管的上边界位置 z_u (33),具体为:

根据OCT散射信号强度图像对生物组织样本的结构进行分层,获得生物组织样本的分层结构;根据分层结构,判断深度方向每一位置 z_i 是否出现新一层血管;如果出现新一层血管,则深度方向的当前位置 z_i 所在血管为新一层血管,以深度方向的当前位置 z_i 作为新一层血管的上边界位置 z_u ;否则,深度方向的当前位置 z_i 所在血管的上边界位置 z_u 为上一层血管的上边界位置 z_u ;

或者,当深度方向每一位置 z_i 的OCT散射信号的血流信号强度 $I_{flow}(z_i)$ 满足以下判断条件时,则被认为是新一层血管:

$$I_{flow}(z_i) > b \cdot \frac{1}{c} \sum_{z_1=z_i-c}^{z_i-1} I_{flow}(z_1)$$

其中, $I_{flow}(z_i)$ 表示深度方向的位置 z_i 的OCT散射信号的血流信号强度, z_i-1 表示深度方向的当前位置 z_i 沿深度方向向上一个像素的位置, z_i-c 表示深度方向的当前位置 z_i 沿深度方向向上 c 个像素的位置, b 和 c 均为常数;

如果是新一层血管,则深度方向的当前位置 z_i 所在血管为新一层血管,以深度方向的当前位置 z_i 作为新一层血管的上边界位置 z_u ;否则,深度方向的当前位置 z_i 所在血管的上边界位置 z_u 为上一层血管的上边界位置 z_u 。

5.用于实施权利要求1~4任一所述方法的血流信号强度分层滤波的血管尾部伪影去除系统,包括:

一个OCT光学相干层析扫描装置;以及一个或多个信号处理器,信号处理器耦合到所述OCT光学相干层析扫描装置并且适用于所述OCT光学相干层析扫描装置:

对生物组织样本收集三维空间内的OCT散射信号;

结合OCT散射信号强度与去相关性表示血流信号强度;

对血流信号强度沿深度方向进行分层比较,去除血管尾部伪影。

6.根据权利要求5所述的血流信号强度分层滤波的血管尾部伪影去除系统,其特征在于:所述的OCT光学相干层析扫描装置是采用以下的一种:

包括低相干光源、干涉仪和探测器;

或者包括低相干光源、干涉仪和光谱仪;

或者包括扫频宽光谱光源、干涉仪和探测器。

7.根据权利要求5所述的血流信号强度分层滤波的血管尾部伪影去除系统,其特征在于:

所述的一个OCT光学相干层析扫描装置中配置一个可见光指示装置,用于指示OCT探测光束的位置,指导探测目标的放置位置。

8.根据权利要求5所述的血流信号强度分层滤波的血管尾部伪影去除系统,其特征在于:所述的一个OCT光学相干层析扫描装置中配置一个监控相机。

血流信号强度分层滤波的血管尾部伪影去除方法与系统

技术领域

[0001] 本发明大体涉及生物学成像领域,且更具体地涉及与光学相干层析成像技术(Optical Coherence Tomography,OCT)和血流成像(OCT Angiography,OCT-A)相关联的血流造影。

背景技术

[0002] 对血流灌注的形态(新生血管、血管缺失等)的监测及相关指标(血管密度、连通性等)的量化,可以为生理功能的研究和病理状态的评估提供重要参考。目前在临床上常用的血管成像技术,包括荧光素血管造影和吲哚菁绿血管造影等侵入性成像手段,基于外源性的静脉染料注射来对血管进行成像。这种染料注射可能会引发呕吐、染料渗漏等副作用,因此不适合进行长期、频繁的跟踪监测。而基于光学相干层析成像技术(OCT)发展出的光学相干层析血流造影技术(OCTA),基于内源性的血流运动对比度,能够对生物组织进行无标记的、毛细血管级空间分辨率的三维血流成像,在眼科、脑科学、皮肤等领域有着广泛应用。

[0003] OCTA技术的基础OCT技术具有深度分辨特点,能够在生物组织的深度方向上达到微米级的分辨率。但是在OCTA对血流成像的过程中,位于血管下方的静态组织区域散射回探测器的信号,由于路径中要经过其上方随时间变化的动态的血管区域,受其影响会被误认为是动态信号,由此产生血管下方的尾部伪影,使得OCTA血流图像中深度方向上的分辨能力受到严重影响。而且,如果生物组织的血管分布是沿深度方向上的多层结构,位于上方的血管的伪影向下方延伸到下一层血管的位置时,会造成下方血管的形状被伪影遮挡。

[0004] 为了去除这种血管尾部伪影,常用的方法有基于分层减除的方法,在深层的血管分布的投影中减去浅层的血管分布投影,但是这种分层减除方法会在深层血管投影中原来的伪影位置留下明显的空隙区域,破坏了深层血管的连通性,而被遮挡血管的形状无法被恢复。基于深度方向上的指数衰减滤波也是一类伪影去除的方法,但是,这类方法的效果依赖于具体的衰减函数的选择,同时容易造成血管信号的整体衰减。此外,还有基于深度方向上的滤波的PR OCTA方法,这种方法通过沿深度方向对OCT信号去相关系数和幅度的比值进行比较,来去除伪影信号,但是,这种方式更适合伪影位于高信号强度的视网膜IS/OS层和RPE层的特殊情况,对于OCT信号强度随深度增加而逐渐衰减的一般情况,这种处理方式可能缩小血管和伪影信号之间的差别,同时,这种方法以当前位置以上所有信号中的最大值为标准滤除伪影的条件过强,容易造成深层的信号较弱的血管被错误滤除。

发明内容

[0005] 本发明针对现有技术的不足,提出了一种血流信号强度分层滤波的血管尾部伪影去除方法与系统,方法中借助OCT散射信号强度和去相关系数的乘积来表示血流信号强度,沿深度方向比较血流信号强度大小来判断是否为血管尾部伪影,同时判断是否属于新一层血管,以此在去除血管尾部伪影的同时尽量恢复出被伪影遮挡的深层血管形状。

[0006] 本发明的目的是通过如下技术方案实现的:

- [0007] 一、一种血流信号强度分层滤波的血管尾部伪影去除方法
- [0008] 血管尾部伪影去除方法包括：
- [0009] 一种信号采集方法，用于对生物组织样本收集三维空间内的OCT散射信号；
- [0010] 一种血流信号强度计算方法，用于结合OCT散射信号的强度与去相关性表示血流信号强度；
- [0011] 一种对血流信号强度的分层滤波方法，用于对血流信号强度沿深度方向进行分层比较，去除血管尾部伪影。
- [0012] 所述一种信号采集方法，用于对生物组织样本收集三维空间内的OCT散射信号，包括：
- [0013] 对生物组织样本进行三维空间的OCT扫描成像，同一空间位置及其附近位置在T个不同时间点重复采样，收集获得OCT散射信号。
- [0014] 所述一种血流信号强度计算方法，用于结合OCT散射信号的强度与去相关性表示血流信号强度，具体包括：
- [0015] 对同一空间位置T个不同时间点扫描得到的OCT散射信号的幅度或对OCT散射信号的幅度和相位计算去相关系数；
- [0016] 计算OCT散射信号的强度；
- [0017] 计算OCT散射信号的强度和去相关系数的乘积并作为血流信号强度 I_{flow} 。
- [0018] 所述一种对血流信号强度的分层滤波方法，用于对血流信号强度沿深度方向进行分层比较，去除血管尾部伪影，具体包括：
- [0019] 对三维空间内位于不同深度位置、且位于投影平面上同一位置的OCT散射信号，从位于生物组织样本表面的OCT散射信号沿深度方向向下开始扫描，深度方向的所有位置依次进行以下操作：
- [0020] 对于深度方向每一位置 z_i 的OCT散射信号，判断是血管信号还是血管尾部伪影；是血管信号，则血流信号强度 I_{flow} 不变；是血管尾部伪影信号，则血流信号强度 I_{flow} 赋值为零；
- [0021] 对于深度方向的当前位置 z_i 的OCT散射信号，判断是否属于新一层血管，获得深度方向的当前位置 z_i 所在血管的上边界位置 z_u 。
- [0022] 所述对于深度方向的当前位置 z_i 的OCT散射信号，判断是血管信号还是血管尾部伪影；是血管信号，则血流信号强度 I_{flow} 不变；是血管尾部伪影信号，则血流信号强度 I_{flow} 赋值为零，具体为：
- [0023] 深度方向的当前位置 z_i 的OCT散射信号的血流信号强度 $I_{\text{flow}}(z_i)$ 满足以下判断条件被认为是血管信号，否则被认为是血管尾部伪影信号：
- [0024] $I_{\text{flow}}(z_i) > \alpha \cdot \max(I_{\text{flow}}(z_2))$ ， $z_u \leq z_2 < z_i$
- [0025] 其中， z_u 为深度方向的当前位置 z_i 所在血管的上边界位置， α 为常数， $I_{\text{flow}}(z_2)$ 表示深度方向的位置 z_2 的OCT散射信号的血流信号强度。
- [0026] 所述对于深度方向每一位置 z_i 的OCT散射信号，判断是否属于新一层血管，获得深度方向的当前位置 z_i 所在血管的上边界位置 z_u ，具体为：
- [0027] 根据OCT散射信号强度图像对生物组织样本的结构进行分层，获得生物组织样本的分层结构；根据分层结构，判断深度方向每一位置 z_i 是否出现新一层血管；如果出现新一层血管，则深度方向的当前位置 z_i 所在血管为新一层血管，以深度方向的当前位置 z_i 作为新

一层血管的上边界位置 z_u ；否则，深度方向的当前位置 z_i 所在血管的上边界位置 z_u 为上一层血管的上边界位置 z_u ；

[0028] 或者，当深度方向每一位置 z_i 的OCT散射信号的血流信号强度 $I_{flow}(z_i)$ 满足以下判断条件时，则被认为是新一层血管：

$$[0029] \quad I_{flow}(z_i) > b \cdot \frac{1}{c} \sum_{z_1=z_i-c}^{z_i-1} I_{flow}(z_1)$$

[0030] 其中， $I_{flow}(z_1)$ 表示深度方向的位置 z_1 的OCT散射信号的血流信号强度， z_i-1 表示深度方向的当前位置 z_i 沿深度方向向上一个像素的位置， z_i-c 表示深度方向的当前位置 z_i 沿深度方向向上 c 个像素的位置， b 和 c 均为常数；

[0031] 如果是新一层血管，则深度方向的当前位置 z_i 所在血管为新一层血管，以深度方向的当前位置 z_i 作为新一层血管的上边界位置 z_u ；否则，深度方向的当前位置 z_i 所在血管的上边界位置 z_u 为上一层血管的上边界位置 z_u 。

[0032] 二、一种血流信号强度分层滤波的血管尾部伪影去除系统

[0033] 血管尾部伪影去除系统包括：

[0034] 一个OCT光学相干层析扫描装置；以及一个或多个信号处理器，信号处理器耦合到所述OCT光学相干层析扫描装置并且适用于所述OCT光学相干层析扫描装置；

[0035] 对生物组织样本收集三维空间内的OCT散射信号；

[0036] 结合OCT散射信号强度与去相关性表示血流信号强度；

[0037] 对血流信号强度沿深度方向进行分层比较，去除血管尾部伪影。

[0038] 所述的一OCT光学相干层析扫描装置是采用以下的一种：

[0039] 包括低相干光源、干涉仪和探测器；

[0040] 或者包括低相干光源、干涉仪和光谱仪；

[0041] 或者包括扫频宽光谱光源、干涉仪和探测器。

[0042] 所述的一个OCT光学相干层析扫描装置中可选择地配置一个可见光指示装置，用于指示OCT探测光束的位置，指导探测目标的放置位置；以及可选择地配置一个监控相机。探测目标具体为生物组织样本。所述可见光指示装置主要由可见光指示光源和准直透镜组成。

[0043] 本发明基于光学相干层析成像(OCT)的无标记、三维、血流运动造影技术，首先计算OCT散射信号的强度和去相关系数，用OCT散射信号的强度和去相关系数的乘积来表示血流信号强度，之后根据各深度位置的血流信号强度的比较来判断属于真实血管还是血管尾部伪影，同时沿深度方向扫描，判断该深度位置是否出现了新一层的血管。本发明结合OCT散射信号的强度和去相关系数来区分真实血管和血管尾部伪影信号，并通过自动判断并更新每层血管上边界的深度位置，保证位于深层的血管不受浅层血管的影响，尽可能地恢复出被伪影遮挡的深层血管的形状。

[0044] 本发明的有益效果和创新点如下：

[0045] 对比已有技术，本发明基于血管信号的动态程度比其相对应的尾部伪影信号更大的假设，以及OCT散射信号的强度沿深度方向逐渐衰减的普遍规律，借助OCT散射信号的强度和去相关系数的乘积来表示血流信号强度，使血管信号和尾部伪影信号之间有更大的区

分度。同时,通过检测每一层血管的上边界位置,确保浅层血管信号不会影响到对深层血管的伪影的去除,以此尽可能地恢复被伪影遮挡的深层血管的形状。

[0046] 本发明对比已有技术具有以下显著优点:

[0047] 1. 本发明中区分血管信号和其下方对应的尾部伪影信号,借助了OCT信散射号的强度和去相关系数的乘积,基于的是血管信号的动态程度更大、受到上方血管影响而产生的尾部伪影信号动态程度更小的假设,结合OCT散射信号的强度沿深度方向逐渐衰减的普遍规律,理论上相比于单独依据去相关系数或者依据去相关系数与OCT散射信号信号幅度的比值,可以增加血管信号和尾部伪影信号之间的区分度,更好地去除伪影。

[0048] 2. 传统方法中分层减除的一类方法会在去除伪影后的位置留下空白区域,造成被伪影遮挡的深层血管形状不连续;而PR OCTA的方法由于是依据各位置上方所有信号中的最大值来滤除伪影,去除深层伪影时会受到浅层血管信号的干扰,可能造成深层血管被误判为伪影;对比之下,本发明采用分层滤波的设计,通过判断并更新每一层血管的上边界位置,减小浅层血管信号对深层伪影去除过程的影响,能够在大多数情况下有效恢复出被伪影遮挡的深层血管的形状。

[0049] 综合来说,本发明能在有效地去除血管尾部伪影的同时,复原出之前被伪影所遮挡的深层血管的形状。

附图说明

[0050] 图1为本发明方法的示意图;

[0051] 图2为本发明装置的示意图;

[0052] 图3为本发明实施例的装置的示意图;

[0053] 图4为本发明示例性实施例的小鼠视网膜中血流信号强度随深度的变化规律的实验结果图;

[0054] 图5为本发明示例性实施例的小鼠视网膜中血管尾部伪影去除的实验结果图;

[0055] 图6为本发明示例性实施例的小鼠中层视网膜中血管尾部伪影去除的实验结果图;

[0056] 图中:图中:1-一种信号采集方法,用于对生物组织样本收集三维空间内的OCT散射信号;2-一种血流信号强度计算方法,用于结合OCT散射信号的强度与去相关性表示血流信号强度;3-一种对血流信号强度的分层滤波方法,用于对血流信号强度沿深度方向进行分层比较,去除血管尾部伪影;31-对三维空间内位于不同深度位置、且位于投影平面上同一位置的OCT散射信号,从位于生物组织样本表面的OCT散射信号沿深度方向向下开始扫描,深度方向的所有位置依次进行以下操作;32-对于深度方向每一位置 z_i 的OCT散射信号,判断是血管信号还是血管尾部伪影;是血管信号,则血流信号强度 I_{flow} 不变;是血管尾部伪影信号,则血流信号强度 I_{flow} 赋值为零;33-对于深度方向的当前位置 z_i 的OCT散射信号,判断是否属于新一层血管,获得深度方向的当前位置 z_i 所在血管的上边界位置 z_u 。

具体实施方式

[0057] 下面将结合附图对本发明的具体实施方式做详细说明,附图形成本发明的一部分。需要注意的是,这些说明及示例仅仅为示例性,不能被理解为限制了本发明的范围,本

发明的保护范围由随附的权利要求书限定,任何在本发明权利要求基础上的改动都是本发明的保护范围。

[0058] 本发明的实施例如下:

[0059] 为了便于理解本发明的实施例,将各操作描述成多个离散的操作,但是描述的顺序不代表实施操作的顺序。

[0060] 本描述中针对样品测量空间采用基于空间方向的x-y-z三维坐标表示。这种描述仅仅用于促进讨论,而不意欲限制本发明的实施例的应用。其中:深度方向z为沿入射光轴的方向(入射光轴一般垂直于生物组织样品表面);x-y平面为垂直于光轴的平面(一般平行于生物组织样品表面),其中x与y正交,且x表示OCT横向快扫描方向,y表示慢扫描方向。

[0061] 上述 I_{flow} ,z, z_1 , z_u , α ,b,c等表示变量,仅仅用于促进讨论,而不意欲限制本发明的实施例的应用,可以是1,2,3等任一数值。

[0062] 本发明方法如图1所示,信号采集部分,对生物组织样本进行三维空间的OCT扫描成像,同一空间位置及其附近位置在T个不同时间点重复采样,收集获得OCT散射信号1。

[0063] 血流信号强度计算部分,结合OCT散射信号的强度与去相关性表示血流信号强度2。

[0064] 其具体步骤是:首先对同一空间位置T个不同时间点扫描得到的OCT散射信号的幅度或对OCT散射信号的幅度和相位计算去相关系数;之后计算出OCT散射信号的强度;最后计算OCT散射信号的强度和去相关系数的乘积,乘积用来表示血流信号强度 I_{flow} ;OCT散射信号强度和去相关系数的乘积,包括对OCT散射信号强度和去相关系数分别进行或不进行取对数、三角函数或幂函数的函数变换后进行乘积运算;

[0065] 对血流信号强度的分层滤波部分,用于对血流信号强度沿深度方向进行分层比较,去除血管尾部伪影3。

[0066] 其具体步骤是:对三维空间内位于不同深度位置、且位于投影平面上同一位置的OCT散射信号,投影平面为与深度方向Z垂直的平面,从位于生物组织样本表面的OCT散射信号沿深度方向向下(即远离生物组织样本表面的方向)开始扫描,深度方向的所有位置依次进行以下操作31。

[0067] 对于深度方向每一位置 z_1 的OCT散射信号,判断是血管信号还是血管尾部伪影;是血管信号,则血流信号强度 I_{flow} 不变;是血管尾部伪影信号,则血流信号强度 I_{flow} 赋值为零32。将深度方向的当前位置 z_1 的OCT散射信号的血流信号强度记为 $I_{flow}(z_1)$, $I_{flow}(z_1)$ 需满足以下条件才会被认为是血管信号而保留下来:

$$[0068] \quad I_{flow}(z_1) > \alpha \cdot \max(I_{flow}(z_2)), z_u \leq z_2 < z_1 \quad (1)$$

[0069] 其中, z_u 为深度方向的当前位置 z_1 所在血管的上边界位置, α 为常数, $I_{flow}(z_2)$ 表示深度方向的位置 z_2 的OCT散射信号的血流信号强度。血管的上边界位置 z_u 的初始值为零, α 用于控制判断条件强弱, α 一般取小于1的值。血管的上边界位置具体为血管外径所在的位置。

[0070] 由于伪影信号的动态变化来源于原本的静态信号和上方血管区域影响的叠加,理论上伪影信号的去相关系数应该普遍小于血管信号,同时由于OCT散射信号强度随深度增加而衰减,因此伪影信号的血流信号强度 I_{flow} 应该整体小于其对应的血管信号,使用公式(1)可以滤除各血管区域下方 I_{flow} 大小衰减到 α 倍以下的信号,认为这些信号属于血管尾部

伪影。

[0071] 对于深度方向每一位置 z_i 的OCT散射信号,判断是否属于新一层血管,获得深度方向的当前位置 z_i 所在血管的上边界位置 z_u 。对于每层血管的上边界位置的更新方式分为两种,一种是根据OCT散射信号强度图像对生物组织样本的结构进行分层,根据分层结果结合生物组织中血管分布的先验知识,判断深度方向每一位置 z_i 是否出现新一层血管;如果出现新一层血管,则深度方向的当前位置 z_i 所在血管为新一层血管,以深度方向的当前位置 z_i 作为新一层血管的上边界位置 z_u ;否则,深度方向的当前位置 z_i 所在血管的上边界位置 z_u 为上一层血管的上边界位置 z_u ;OCT散射信号强度图像为将OCT散射信号强度进行灰度值转换后获得OCT散射信号强度灰度,由多个OCT散射信号强度灰度组成的图像作为OCT散射信号强度图像。另一种方式要求深度方向每一位置 z_i 的血流信号强度 $I_{flow}(z_i)$ 满足下列条件,则被认为是新一层血管:

$$[0072] \quad I_{flow}(z_i) > b \cdot \frac{1}{c} \sum_{z_1=z_i-c}^{z_i-1} I_{flow}(z_1) \quad (2)$$

[0073] 其中, $I_{flow}(z_i)$ 表示深度方向的位置 z_i 的OCT散射信号的血流信号强度, z_i-1 表示深度方向的当前位置 z_i 沿深度方向向上一个像素的位置, z_i-c 表示深度方向的当前位置 z_i 沿深度方向向上 c 个像素的位置, b 和 c 均为常数, b 的值一般可以取1左右, b 用于控制判断条件强弱, c 的值一般可以取10左右,视深度方向上两层血管的间隔而定, c 用于控制深度方向上的窗口大小。公式(2)表示深度方向的当前位置 z_i 的血流信号强度 I_{flow} 要高于上一层血管的血流信号强度 I_{flow} 平均值的 b 倍,才会被正确识别为新一层血管,从而恢复出被浅层血管伪影遮挡的深层血管的形状。

[0074] 如果是新一层血管,则深度方向的当前位置 z_i 所在血管为新一层血管,以深度方向的当前位置 z_i 作为新一层血管的上边界位置 z_u ;否则,深度方向的当前位置 z_i 所在血管的上边界位置 z_u 为上一层血管的上边界位置 z_u 。

[0075] 图2示出的是本发明中血流信号强度分层滤波的血管尾部伪影去除系统示意图。该装置的低相干干涉测量部分的主体结构为一干涉仪,由11~23构成,其中光源11发出的光被分束器12分成两部分光束:其中的一束光经一偏振控制器13进入到干涉仪的参考臂,通过参考臂准直镜14照射于平面反射镜15上;另一束光经另一偏振控制器13进入到样品臂,经过准直透镜16和扫描装置光路聚焦到待测样品21上。其中扫描装置光路中,光束经过二维扫描振镜组17、18、“4f”透镜组54、55和二向色镜19的反射后,经过聚焦物镜20聚焦在待测样品21上,透镜组54、55的设计是为了确保扫描时二维扫描振镜镜面的光束中心和二向色镜反射面的光束中心固定不变化,使得OCT样品臂中的光束在扫描时不影响物镜的成像性质。而后参考臂和样品臂各自反射回的光发生干涉后由干涉信号探测装置22接收,干涉信号探测装置22再连接到信号处理器模块与计算单元23。对于光纤型光路,采用偏振控制器13调整光束的偏振态,最大化信号干涉效果。

[0076] 具体实施还设置有可见光指示装置,可见光指示装置包括低功率可见光光源25,准直透镜24和滤光片52,用于指示的可见光经过准直透镜24、二向色镜19和聚焦物镜20后到待测样品21。

[0077] 依据低相干干涉探测信号的不同方式,图2所示的一种血流信号强度分层滤波的血管尾部伪影去除系统装置具体包括:

[0078] 1) 时间域测量装置。光源11采用宽带低相干光,平面反射镜15可沿光轴方向移动,干涉信号探测装置22为一点探测器。通过移动平面反射镜15改变参考臂光程,两臂的干涉信号由点探测器22探测到,对某一空间深度的z方向的散射信号的低相干干涉探测,从而得到深度空间维度的采样体。

[0079] 2) 光谱域测量装置。光源11采用宽带低相干光,平面反射镜15固定不动,干涉信号探测装置22采用光谱仪。干涉信号经过光谱仪中的线阵相机同时记录干涉光谱。采用傅里叶分析方法分析干涉光谱信号,并行获取深度z方向的散射信息,从而得到深度空间维度的采样体。

[0080] 3) 扫频测量装置。光源11采用扫频光源,平面反射镜15固定不动,干涉信号探测装置22采用点探测器。点探测器分时记录扫频光源的低相干干涉光谱。采样傅里叶分析干涉光谱信号,并行获取深度z方向的散射信息,从而得到深度空间维度的采样体。

[0081] 对于上述不同的测量装置,可分别结合图1叙述中所涉及的OCT扫描成像方式,借助OCT散射信号强度和去相关系数的乘积区分血管信号和尾部伪影信号,通过沿深度方向的分层滤波去除伪影,同时恢复被伪影遮挡的深层血管的形状。

[0082] 图3示出的是利用本发明的一个示例性实施例。血流信号强度分层滤波的血管尾部伪影去除系统,包括宽带低相干光源26、光环行器27、分光比为50:50的光纤耦合器28、第一偏振控制器29、第一光纤准直器件30、聚焦透镜36、平面反射镜37、第二偏振控制器38、第二光纤准直器件39、二维扫描振镜组合40和41、二向色镜42、聚焦物镜43、第三光纤准直器件45、光栅46、聚焦透镜47、高速线阵相机48、信号处理器模块与计算单元49、可见光指示光源50、准直透镜51、“4f”透镜组56和57,其中宽带低相干光源26采用中心波长为1325nm、带宽为100nm的超发光二极管光源,聚焦物镜43采用焦距为30mm的消色差双胶合透镜,高速线阵相机48采用由2048像素单元组成的线阵扫描相机;其中由本发明装置所使用的低相干宽带光源26发出的光,经过光环行器27后进入到分光比为50:50的光纤耦合器28,从光纤耦合器28出射的光被分成两分子光束:其中一束光通过光纤经过第一偏振控制器29连接至参考臂中的第一光纤准直器件30,经过准直和聚焦透镜36后照射到平面反射镜37;另一束光通过光纤经过第二偏振控制器38连接至样品臂部分的第二光纤准直器件39,准直后经过两个扫描振镜40、41、“4f”透镜组56、57和二向色镜42反射后,由聚焦物镜43聚焦到被测样品44上,其中透镜组56、57的设计是为了确保扫描时二维扫描振镜镜面的光束中心和二向色镜反射面的光束中心固定不变化。由参考臂中平面反射镜37反射的光与样品臂中被测样品背向散射的光在光纤耦合器28处干涉,干涉光经过光谱仪(包括器件45~48)探测并被记录,而后由信号处理器模块与计算单元49采集并作信号分析处理。

[0083] 具体实施还设置有可见光指示装置,可见光指示装置包括可见光指示光源50、准直透镜51,可见光指示光源50发出用于指示的可见光经过准直透镜51、二向色镜42和聚焦物镜43后到待测样品44。

[0084] 图4示出的是利用本实施例观察小鼠视网膜中血流信号强度随深度的变化规律的实验结果。选择了浅层的大血管作为观察对象(如图4的(a)所示的掩膜),在图4的(b)、(c)和(d)中分别画出了OCT散射信号幅度、去相关系数和血流信号强度 I_{flow} 随深度的变化曲线(右图),同时展示了各自对应的截面图(x-z方向)示例(左图)。可以看到,OCT信号幅度(即强度的平方根)随深度增加逐渐减小,去相关系数所反映的信号动态程度也遵循伪影信号

区域整体小于上方血管区域的规律。因此,用OCT信号强度和去相关系数的乘积得到的血流信号强度 I_{flow} 可以使得血管区域和其下方的伪影区域有更明显的区分度(对比图4的(d)、(b)和(c),其中最深位置曲线分别衰减到最高值的34%、88%和89%),本发明中使用 I_{flow} 作为血管和伪影信号的判断依据,理论上相比于仅使用去相关系数或者使用去相关系数和信号幅度的比值能达到更好的伪影去除效果。

[0085] 图5示出的是利用本实施例进行小鼠视网膜中血管尾部伪影去除的实验结果。小鼠视网膜在深度方向有三层血管,分布在浅层、中层和深层视网膜(分别对应图5中左中右三列),图5中上下两排分别展示了去除伪影前后的血管分布投影图(x-y方向)。可以看到,由于浅层血管伪影延伸到了视网膜中层和深层,造成中层和深层的血管投影图(图5的(b)和(c))中出现了和浅层投影(图5的(a))相似的血管形状,同时掩盖了原本的血管形状。使用本发明的方法去除了血管尾部伪影后,残存的浅层血管形状被有效去掉了,而且在虚线圈出的区域里,之前被遮挡的血管形状也被成功恢复出来。

[0086] 图6示出的是利用本实施例进行小鼠中层视网膜中血管尾部伪影去除的实验结果。根据图5的比较,中层视网膜区域受浅层血管伪影的影响最大,图6中详细比较了中层视网膜伪影的去除效果,左右两列分别对应去除伪影前后的结果。对比图6的(a)和(b)的血管投影图(x-y平面),可以发现浅层血管的伪影已经得到了有效的去除,而且,通过放大虚线方框中的区域(对应图6的(e)和(f)),可以验证本发明的方法对被伪影遮挡的深层血管的形状有复原作用。这种复原作用可以通过图6的(c)和(d)所展示的横截面图像(x-z平面,对应图6的(a)和(b)中虚线位置)进一步观察,图6的(c)中虚线框中的区域是上方大血管的尾部伪影区域,其中几个血流信号强度更强的圆形区域对应中层视网膜的血管,由于被周围伪影掩盖,因此在图6的(a)的投影图中该位置被浅层的大血管占据。经过伪影去除后,如图6的(d)中的虚线框内的区域所示,血管周围的伪影信号被去除干净,因此原来被遮挡的血管形状得以复原(图6的(b)所示)。

[0087] 上述实验对比结果充分说明:利用本发明所涉及的血流信号强度分层滤波的血管尾部伪影去除方法,使用OCT散射信号强度和去相关系数的乘积来表示血流信号强度,可以显著提升血管信号和尾部伪影信号间的区分度,有效地去除血管尾部伪影,同时有恢复被伪影遮挡的深层血管形状的能力,具有其突出显著的技术效果。

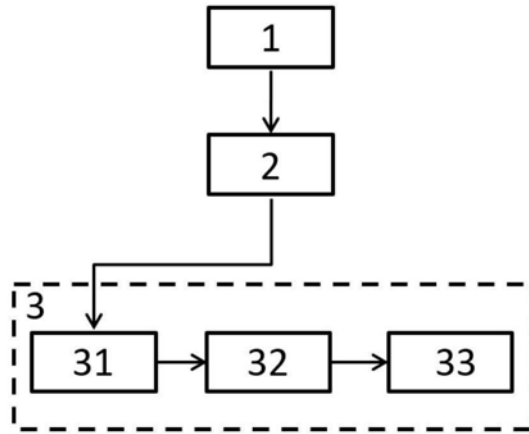


图1

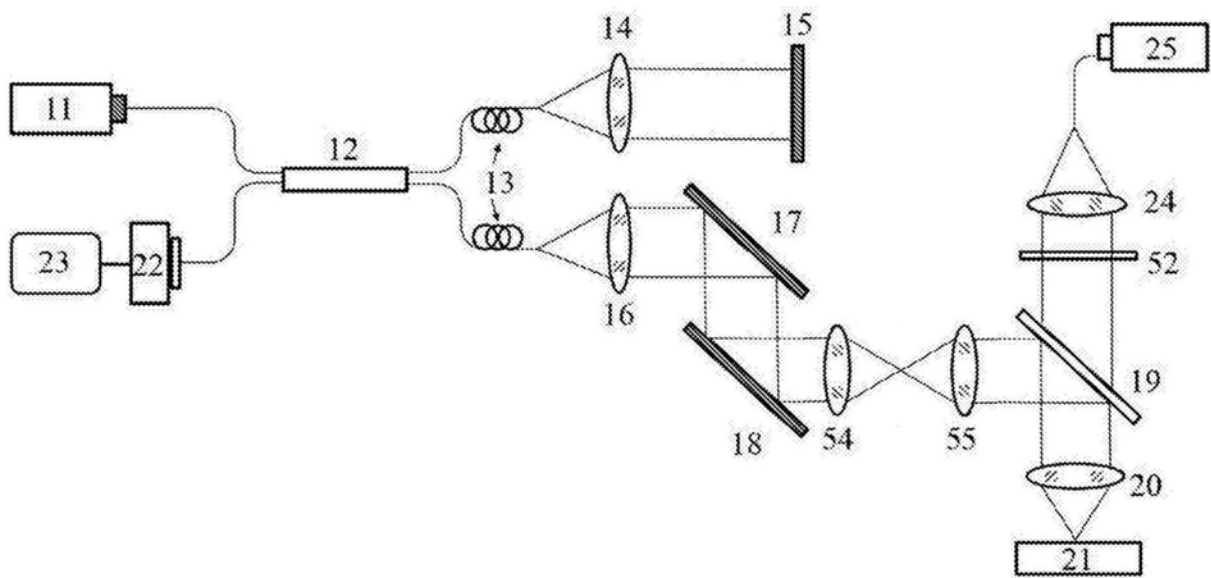


图2

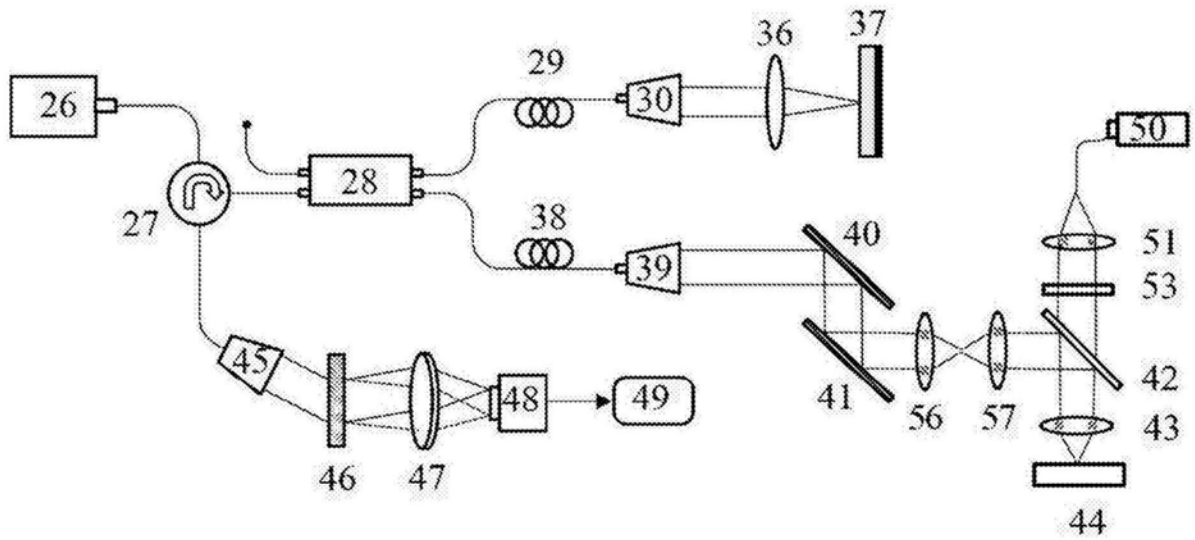


图3

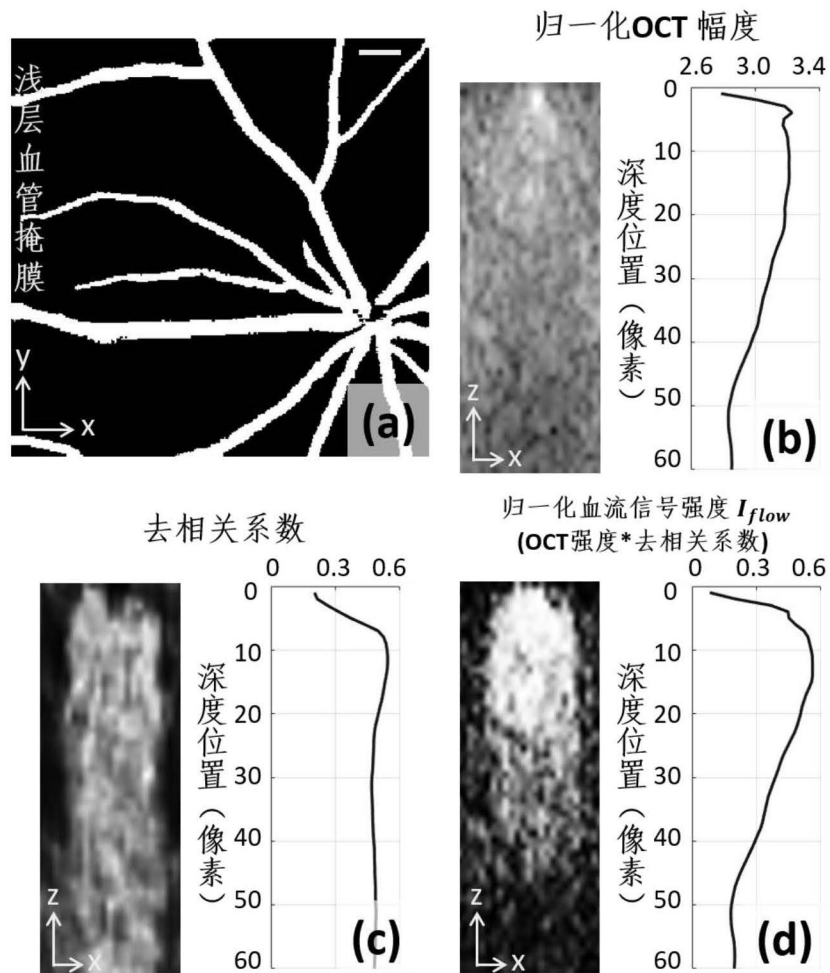


图4

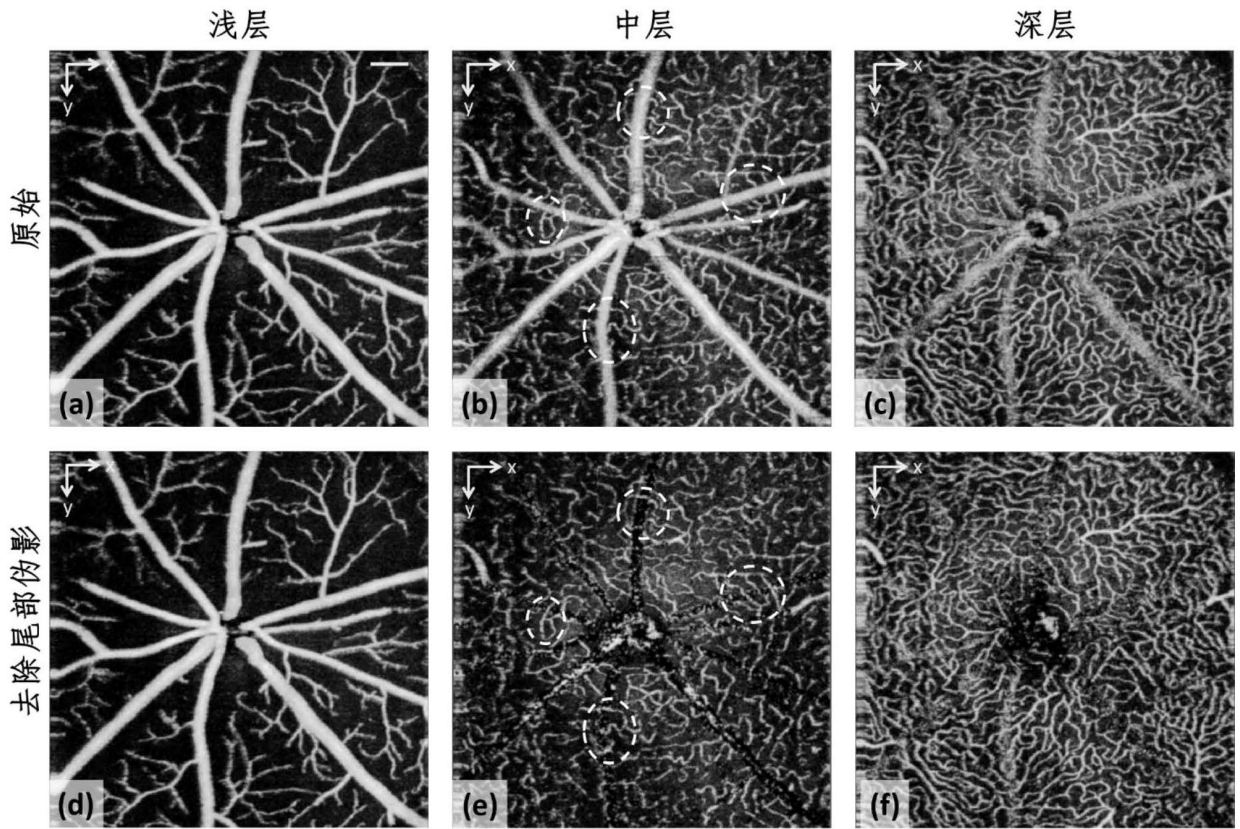


图5

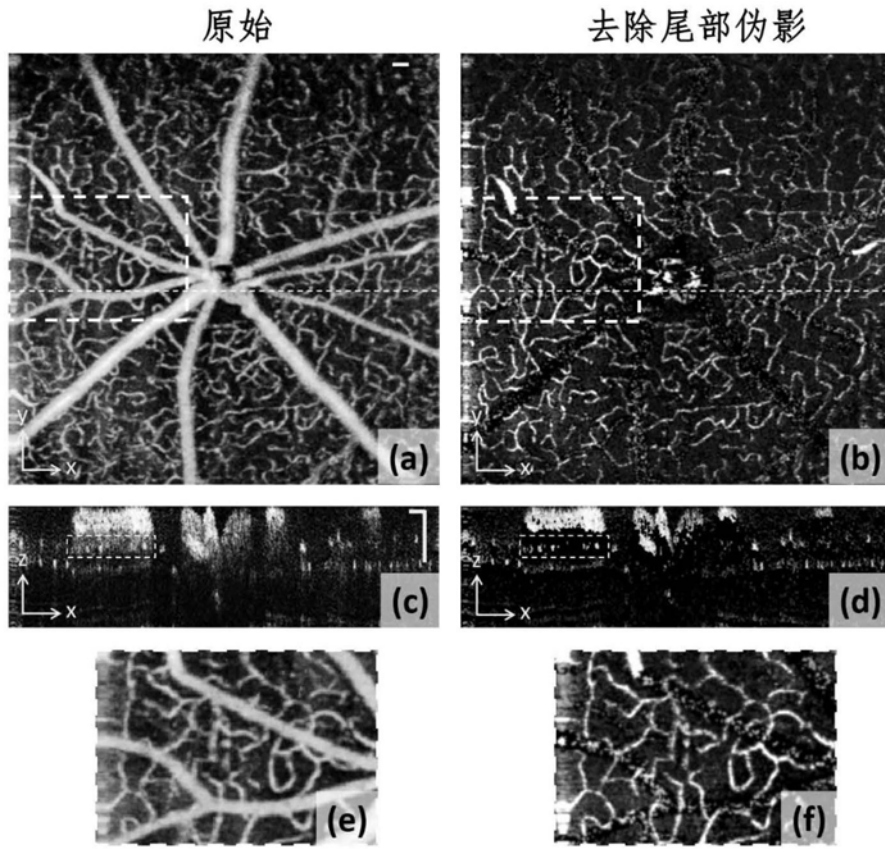


图6