



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105342568 A

(43) 申请公布日 2016. 02. 24

(21) 申请号 201510843502. 5

(22) 申请日 2015. 11. 26

(71) 申请人 上海交通大学

地址 200240 上海市闵行区东川路 800 号

(72) 发明人 周传清 秦林

(74) 专利代理机构 上海交达专利事务所 31201

代理人 王毓理 王锡麟

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 3/10(2006. 01)

A61B 3/12(2006. 01)

A61B 3/14(2006. 01)

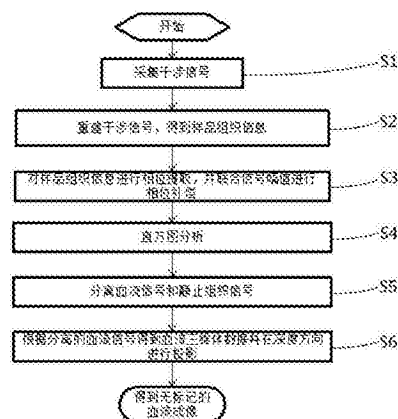
权利要求书2页 说明书4页 附图3页

(54) 发明名称

联合相位和幅值的光学相干造影方法及系统

(57) 摘要

一种 OCT 技术领域的联合相位和幅值的光学相干造影方法和系统,包括以下步骤:扫描样品,采集干涉信号得到样品的体数据;对样品体数据进行快速傅里叶变换重建信号得到样品组织信息;提取样品组织的相位信息,结合信号幅值对组织运动引起的伪信号进行相位补偿,得到多普勒血流速度断面图像和多普勒血流图像;对多普勒血流断面图像进行直方图分析,估计样品中静止组织的相位分布;根据相位分布,在快速扫描方向上进行高通滤波,分离出血流与静止组织信号;将分离出的血流信号与多普勒血流速度断面图像结合并进行处理得到血流成像。本发明可对生物组织血流进行高分辨率成像,便于血流分布、血管形态以及血液动力学变化的检测。



1. 一种联合相位和幅值的光学相干造影方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤 S1, 光谱 OCT 系统沿着 x-y 轴扫描样品,采集干涉信号得到干涉信号的体数据 $I(x, y, \lambda)$;

步骤 S2, 对光谱 OCT 系统采集的干涉信号在 λ 方向上重建信号,得到样品组织信息 $A(x, y, z)$;

步骤 S3, 对重建后的样品组织信息 $A(x, y, z)$ 进行相位提取得到相位 $\varphi(x, y, z)$, 结合信号幅值 $|A(x, y, z)|$ 对组织运动引起的伪信号进行相位补偿,得到多普勒血流速度断面图像 $\Delta\varphi(x, z)$;

步骤 S4, 对多普勒血流速度断面图像 $\Delta\varphi(x, z)$ 进行直方图分析,估计样品中静止组织的相位分布 $F_{\text{cut off}}$;

步骤 S5, 根据估计的静止组织相位分布 $F_{\text{cut off}}$, 在 x 轴方向上进行高通滤波 $A_{\text{blood}}(x, z) = A(x, z) * h_{\text{high pass}}(F_{\text{cut off}})$, 分离得到血流信号 $A_{\text{blood}}(x, z)$;

步骤 S6, 将分离出的血流信号 $A_{\text{blood}}(x, z)$ 与多普勒血流速度断面图像 $\Delta\varphi(x, z)$ 结合,得到每个断面的血流成像 $I_{\text{blood}}(x, z) = |A_{\text{blood}}(x, z)| * \exp(-\Delta\varphi(x, z))$; 结合 y 方向上每个断面的血流成像 $I_{\text{blood}}(x, z)$ 得到血流三维体数据 $I_{\text{blood}}(x, y, z)$, 并对 $I_{\text{blood}}(x, y, z)$ 在深度 z 方向进行投影,得到对样品无标记的血流成像。

2. 根据权利要求 1 所述的联合相位和幅值的光学相干造影方法,其特征是,所述的相位补偿通过公式: $\Delta\varphi_{i+1}(z) = \varphi_{i+1}(z) - \varphi_i(z)$, $\varphi_{i+1, \text{new}}(z) = \varphi_{i+1} - \frac{\sum_z I_{i+1}(z) \Delta\varphi_{i+1}(z)}{\sum_z I_{i+1}(z)}$ 完成,其中: $\varphi_i(z)$ 表示第 i 条 A-line 的相位, $I_i(z)$ 表示第 i 条 A-line 的信号幅值, φ_{new} 表示补偿后的相位。

3. 根据权利要求 1 所述的联合相位和幅值的光学相干造影方法,其特征是,所述的重建信号通过快速傅里叶变换 $\text{FT}_{\lambda \rightarrow z}[I(x, y, \lambda)] = A(x, y, z)$ 得到。

4. 根据权利要求 1 所述的联合相位和幅值的光学相干造影方法,其特征是,所述的重建后样品的组织信息表示为 $A(x, y, z) = |A(x, y, z)| e^{-\varphi(x, y, z)}$ 。

5. 根据权利要求 1 所述的联合相位和幅值的光学相干造影方法,其特征是,所述的直方图分析表示为 $\text{Histogram}[\Delta\varphi(x, z)] = F_{\text{cut-off}}$ 。

6. 根据权利要求 1 所述的联合相位和幅值的光学相干造影方法,其特征是,所述的体数据 $I(x, y, \lambda)$ 为处理轴向扫描信号得到的横向扫描断层图像的集合。

7. 根据权利要求 1 所述的联合相位和幅值的光学相干造影方法,其特征是,所述的血流成像包括:血管结构图像与血流分布图像。

8. 一种实现上述任一权利要求所述方法的光学造影系统,包括:低相干光源、分束器、参考臂、探测臂和光信号分析支路,其中:探测臂包括:依次设置的透镜、X-Y 扫描振镜、透镜和物镜;低相干光源产生的低相干光由分束器分束,分别入射到参考臂和探测臂,参考臂接受低相干光并反射至分束器,进入探测臂的低相干光经过透镜、X-Y 扫描振镜、透镜和物镜入射到样品表面,样品接收低相干光并发出背向散射光,背向散射光依次经过物镜、透镜、X-Y 扫描振镜和透镜至分束器;参考臂反射光与背向散射光在分束器中相互干涉,分束

器将干涉信号传输至光信号分析支路进行分析,得到样品的血流成像。

联合相位和幅值的光学相干造影方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种 OCT (Optical Coherence Tomography, 光学相干层析成像) 领域的技术, 具体是一种联合相位和幅值的光学相干造影方法和系统。

背景技术

[0002] 生物组织光学不均匀性导致背向散射光光强变化, OCT 技术通过探测光强变化来获得生物组织的结构图像, 实现非侵入、高分辨率的三维生物组织成像。在临床上, 尤其是在眼科的疾病诊断和治疗中具有广泛的应用。大多数情况下, 尤其是在疾病的早期阶段, 传统的血管造影技术不仅需要注射造影剂, 可能会引起不良反应, 而且无法得到更多的血流功能信息, 而利用 OCT 技术则可以非侵入、无标记地发掘更多的生理信息。

[0003] 目前, OCT 技术大致可以分为两大类, 一类基于散斑效应, 另一类基于多普勒效应。基于散斑效应的 OCT 技术利用血流流动引起反射信号散斑图样的变化进行成像, 对于血流而言, 反射信号强度随时间发生变化, 而组织信号由于保持静止, 故信号变化较小, 从而能够分离得到血管的形态结构图像。基于散斑效应的造影方法具有较高的灵敏度和对比度, 且不受相位不稳定的影响, 但需要对同一样品位置进行多次扫描采集数据, 对于临床应用的 OCT 系统而言, 扫描速度较慢, 不适于进行多次重复扫描, 且不宜进行过采样采集数据。而基于多普勒效应的 OCT 技术, 由于组织中的运动物体, 如红细胞等, 使得反射回来的信号存在多普勒频移, 而且多普勒频移与血流速度有关, 其中组织与血流分别对应信号频谱的低频和高频部分, 因此利用信号处理的方法提取血流的多普勒频移进行血流与组织信号的分离, 能够提供血流的速度方向等信息, 但是由于眼底血管分布复杂, 难以获取血流速度的多普勒角难以准确确定, 因此多普勒 OCT 获取的血流速度不准确, 临床意义有限。

[0004] 经过对现有技术的检索发现, 美国专利文献号 US8718743B2, 公开 (公告) 日 2014. 05. 06, 公开了一种基于改进的希尔伯特变换算法的单通道容积双向血流的谱域 OCT 造影技术, 进行过采样采集数据, 并设定阈值分离血流和组织。但是由于血流不断变化, 且相邻的血流之间也存在差异, 利用固定的阈值分离血流和组织的准确率不高, 误差较大。

[0005] 中国专利文献号 CN102835947A, 公开 (公告) 日 2012. 12. 26, 公开了一种基于散斑相关度的 OCT 图像分析方法, 首先, 获取同一成像对象在不同波长段的相对应的若干幅 OCT 图像; 或者采用同一光源获得同一成像对象在不同角度的相对应的若干幅 OCT 图像; 对上述不同的 OCT 图像, 在每幅 OCT 图像中的同一位置分别取相同尺寸的处理窗口; 然后, 计算处理窗口内像素强度并通过相关函数的计算进行相关性分析; 同步移动处理窗口, 直至遍历整个 OCT 的图像; 根据若干幅 OCT 图像中各个部分相关度的分析, 重建散斑分析后的图像, 获取成像对象的微结构信息。但是该发明依赖于信号的散斑效应, 需要对眼动及其他非血流运动进行精确的消除; 同时无法获取血流速度, 且并不适用于低速扫描的 OCT。

发明内容

[0006] 本发明针对现有技术存在的上述不足, 提出了一种联合相位和幅值的光学相干造

影方法及系统,能够自适应的根据当前帧的血流分布,分离出血流和组织,并适用于扫描速度较低的 OCT 系统,实现了无标记、高分辨的血流成像。

[0007] 本发明是通过以下技术方案实现的,

[0008] 本发明涉及一种联合相位和幅值的光学相干造影方法,包括以下步骤:

[0009] 步骤 S1,光谱 OCT 系统沿着 x-y 轴扫描样品,采集干涉信号得到样品干涉信号的体数据 $I(x, y, \lambda)$;

[0010] 步骤 S2,对光谱 OCT 系统采集的干涉信号在 λ 方向上重建信号,得到样品组织信息 $A(x, y, z)$;

[0011] 步骤 S3,对样品组织信息 $A(x, y, z)$ 进行相位提取得到相位 $\varphi(x, y, z)$,结合信号幅值 $|A(x, y, z)|$ 对组织运动引起的伪信号进行相位补偿,得到多普勒血流速度断面图像 $\Delta\varphi(x, z)$;

[0012] 步骤 S4,对多普勒血流速度断面图像 $\Delta\varphi(x, z)$ 进行直方图分析,估计样品中静止组织的相位分布 $F_{\text{cut off}}$;

[0013] 步骤 S5,根据估计的静止组织相位分布 $F_{\text{cut off}}$,在 x 轴方向上进行高通滤波 $A_{\text{blood}}(x, z) = A(x, z) * h_{\text{high pass}}(F_{\text{cut off}})$,分离得到血流信号 $A_{\text{blood}}(x, z)$;

[0014] 步骤 S6,将分离出的血流 $A_{\text{blood}}(x, z)$ 和多普勒血流速度断面图像 $\Delta\varphi(x, z)$ 结合,得到每个断面的血流成像 $I_{\text{blood}}(x, z) = |A_{\text{blood}}(x, z)| * \exp(-\Delta\varphi(x, z))$;结合 y 方向上每个断面的血流成像 $I_{\text{blood}}(x, z)$ 得到血流三维体数据 $I_{\text{blood}}(x, y, z)$,并对 $I_{\text{blood}}(x, y, z)$ 在深度 z 方向进行投影,得到对样品无标记的血流成像。

[0015] 所述的相位补偿是指: $\Delta\varphi_{i+1}(z) = \varphi_{i+1}(z) - \varphi_i(z)$, $\varphi_{i+1, \text{new}}(z) = \varphi_{i+1} - \frac{\sum_z I_{i+1}(z) \Delta\varphi_{i+1}(z)}{\sum_z I_{i+1}(z)}$

完成,其中: $\varphi_i(z)$ 表示第 i 条 A-line 的相位, $I_i(z)$ 表示第 i 条 A-line 的信号幅值, φ_{new} 表示补偿后的相位。

[0016] 本发明涉及一种实现上述方法的光学造影系统,包括:低相干光源、分束器、参考臂、探测臂和光信号分析支路,其中:探测臂包括:依次设置的透镜、X-Y 扫描振镜、透镜和物镜;低相干光源产生的低相干光由分束器分束,分别入射到参考臂和探测臂,参考臂接受低相干光并反射至分束器,进入探测臂的低相干光经过透镜、X-Y 扫描振镜、透镜和物镜入射到样品表面,样品接收低相干光并发出背向散射光,背向散射光依次经过物镜、透镜、X-Y 扫描振镜和透镜至分束器;参考臂反射光与背向散射光在分束器中相互干涉,分束器将干涉信号传输至光信号分析支路进行分析,得到样品的血流成像。

技术效果

[0017] 与现有技术相比,本发明基于生物组织血流成像的频谱分析,对生物组织血流进行高分辨率成像。实现生物组织血流分布、血管形态以及血液动力学变化的检测,可广泛用于生理和疾病状态下的眼底和脑皮层局部血流成像。

附图说明

[0018] 图 1 为本发明的方法流程图;

[0019] 图 2 为本发明的系统结构示意图;

[0020] 图 3 为现有 OCT 技术得到的人眼眼底结构投影图；

[0021] 图 4 为本发明得到的人眼视网膜眼底血管投影图；

[0022] 图中：低相干光源 1、分束器 2、参考臂 3、准直透镜 3a、透镜 3b、平面镜 3c、探测臂 4、透镜 4a、X-Y 扫描振镜 4b、物镜 4c、光信号分析支路 5、准直透镜 5a、光栅 5b、透镜 5c、电耦合装置 5d、处理系统 5e、样品 6。

具体实施方式

[0023] 下面对本发明的实施例作详细说明，本实施例在以本发明技术方案为前提下进行实施，给出了详细的实施方式和具体的操作过程，但本发明的保护范围不限于下述的实施例。

实施例 1

[0024] 如图 1 所示，本实施例涉及利用上述系统进行造影的方法，包括以下步骤：

[0025] 步骤 S1，光谱 OCT 系统沿着 x-y 轴扫描样品 6，采集干涉信号得到干涉信号的体数据 $I(x, y, \lambda)$ ；所述的体数据 $I(x, y, \lambda)$ 是指在 y 方向上的每一个断层图像 $I(x, \lambda)$ 排列起来得到的三维数据；

[0026] 步骤 S2，对光谱 OCT 系统采集的干涉信号在 λ 方向上进行快速傅里叶变换重建信号： $FT_{\lambda \rightarrow z}[I(x, y, \lambda)] = A(x, y, z)$ ，得到样品 6 的组织信息 $A(x, y, z)$ ；

[0027] 步骤 S3，重建后样品 6 的组织信息可表示为 $A(x, y, z) = |A(x, y, z)|e^{-\phi(x, y, z)}$ ，对样品 6 的组织信息进行相位提取得到相位 $\phi(x, y, z)$ ，结合信号幅值 $|A(x, y, z)|$ 对组织运动引起的伪信号进行相位补偿，得到多普勒血流速度断面图像 $\Delta\phi(x, z)$ ；

[0028] 步骤 S4，通过对多普勒血流速度断面图像 $\Delta\phi(x, z)$ 进行直方图分析： $Histogram[\Delta\phi(x, z)] = F_{cut-off}$ ，估计样品 6 中静止组织的相位分布 $F_{cut-off}$ ；

[0029] 步骤 S5，根据估计的静止组织相位分布 $F_{cut-off}$ ，在 x 轴方向上进行高通滤波 $A_{blood}(x, z) = A(x, z) * h_{high\ pass}(F_{cut-off})$ ，分离得到血流信号 $A_{blood}(x, z)$ ；

[0030] 步骤 S6，将分离出的血流 $A_{blood}(x, z)$ 和多普勒血流速度断面图像 $\Delta\phi(x, z)$ 结合，得到每个断面的血流成像 $I_{blood}(x, z) = |A_{blood}(x, z)| * \exp(-\Delta\phi(x, z))$ ；结合 y 方向上每个断面的血流成像 $I_{blood}(x, z)$ 得到血流三维体数据 $I_{blood}(x, y, z)$ ，对 $I_{blood}(x, y, z)$ 在深度 z 方向进行投影，得到对样品 6 无标记的血流成像。

[0031] 所述的相位补偿通过公式： $\Delta\phi_{i+1}(z) = \phi_{i+1}(z) - \phi_i(z)$ ， $\phi_{i+1, new}(z) = \phi_{i+1} - \frac{\sum_z I_{i+1}(z)\Delta\phi_{i+1}(z)}{\sum_z I_{i+1}(z)}$

完成，其中： $\phi_i(z)$ 表示第 i 条 A-line 的相位， $I_i(z)$ 表示第 i 条 A-line 的信号幅值， ϕ_{new} 表示补偿后的相位。

[0032] 如图 2 所示，本实施例涉及实现上述方法的光学造影系统，包括：低相干光源 1、分束器 2、参考臂 3、探测臂 4 和光信号分析支路 5，其中：探测臂 4 包括：依次设置的透镜 4a、X-Y 扫描振镜 4b、透镜 4a 和物镜 4c；低相干光源 1 产生的低相干光由分束器 2 分束，分别入射到参考臂 3 和探测臂 4，参考臂 3 接受低相干光并反射至分束器 2，进入探测臂 4 的低相干光经过透镜 4a、X-Y 扫描振镜 4b、透镜 4a 和物镜 4c 入射到样品 6 的表面，样品 6 接收低相干光并发出背向散射光，背向散射光依次经过物镜 4c、透镜 4a、X-Y 扫描振镜 4b 和透

镜 4a 至分束器 2 ;参考臂反射光与背向散射光在分束器 2 中相互干涉,分束器 2 将干涉信号传输至光信号分析支路 5 进行分析,得到样品 6 的血流成像。

[0033] 所述的光信号分析支路 5 包括 :依次设置的准直透镜 5a、光栅 5b、透镜 5c、电耦合装置 5d 和处理系统 5e。

[0034] 如图 3 和图 4 所示,即为现有的图像与经本发明处理后所得图像的比较。根据图 4 可见,采用本方法可以明显提高图像清晰度。

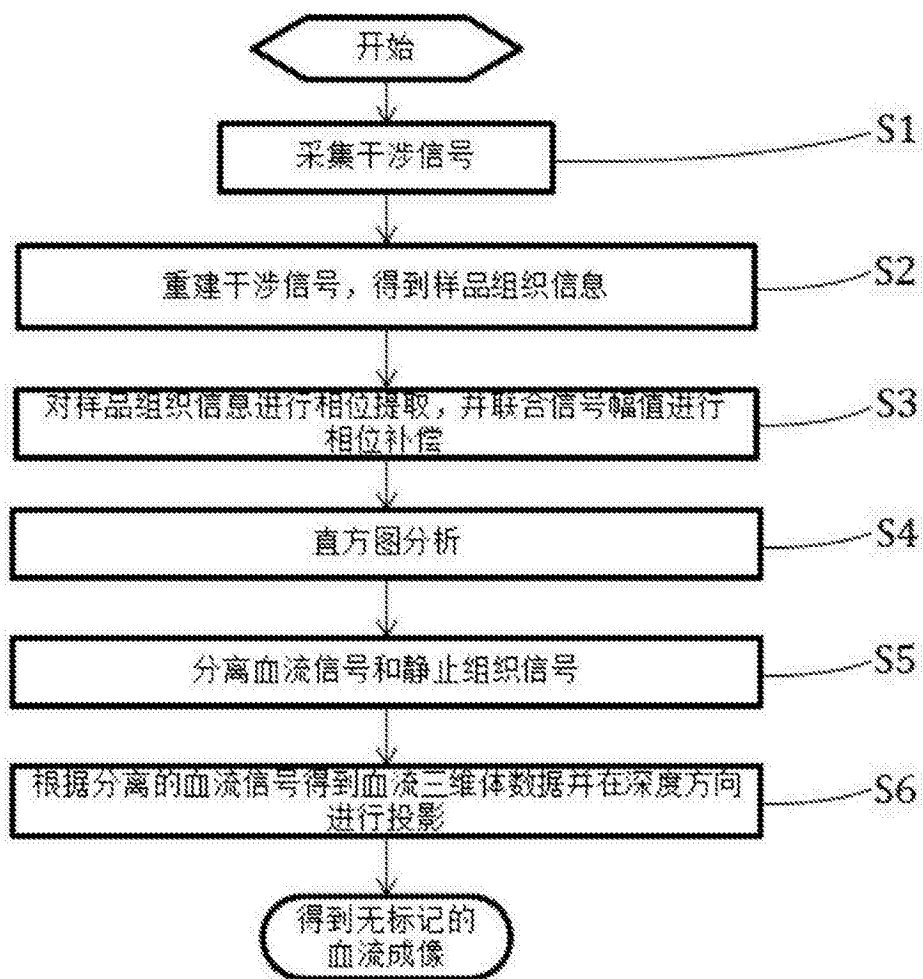


图 1

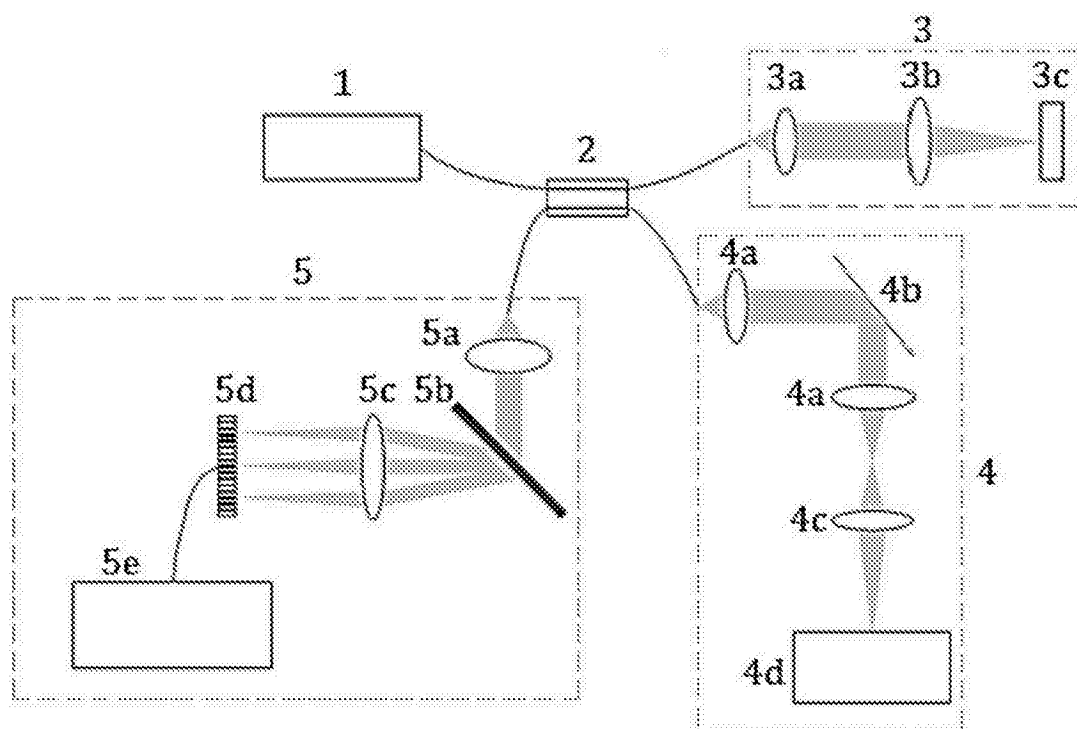


图 2

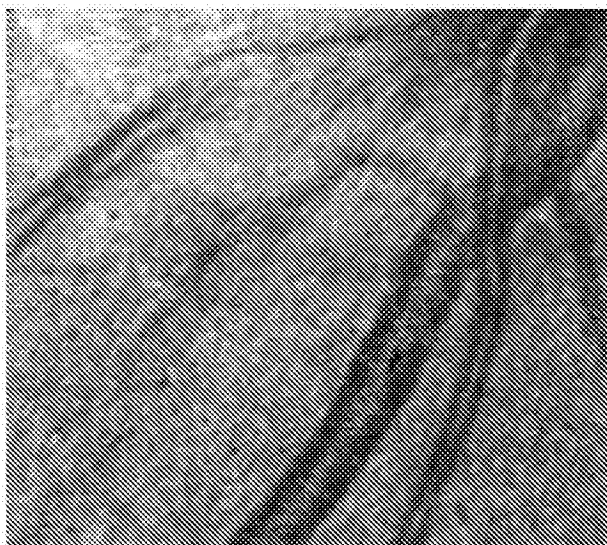


图 3

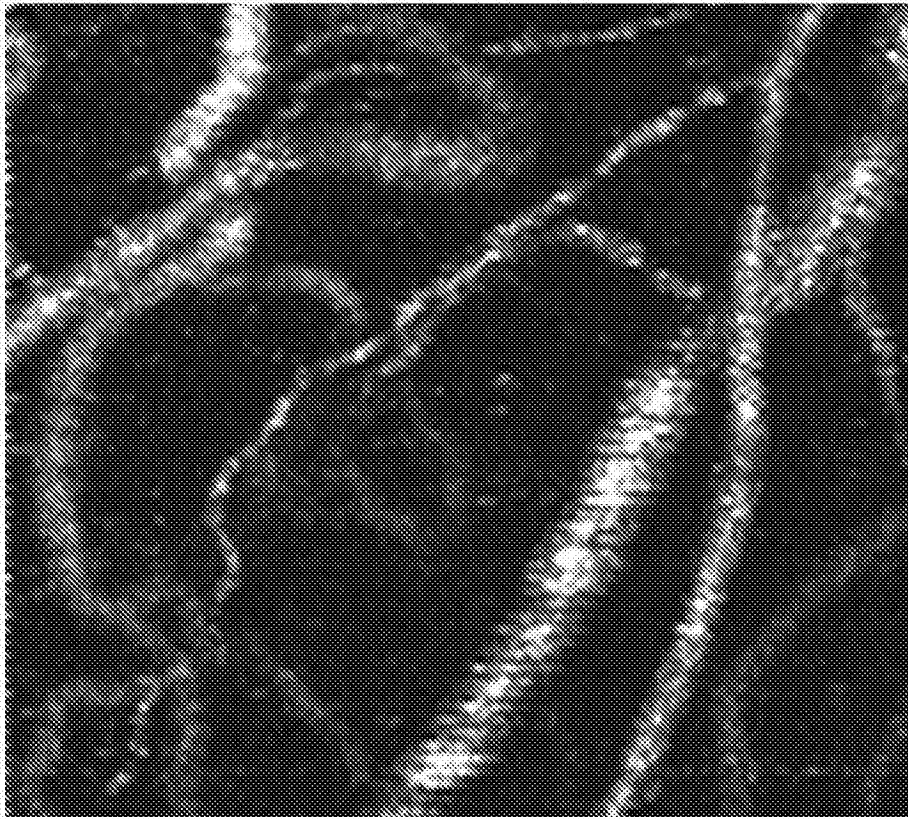


图 4

专利名称(译)	联合相位和幅值的光学相干造影方法及系统		
公开(公告)号	CN105342568A	公开(公告)日	2016-02-24
申请号	CN201510843502.5	申请日	2015-11-26
[标]申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
[标]发明人	周传清 秦林		
发明人	周传清 秦林		
IPC分类号	A61B5/00 A61B3/10 A61B3/12 A61B3/14		
代理人(译)	王锡麟		
其他公开文献	CN105342568B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种OCT技术领域的联合相位和幅值的光学相干造影方法和系统，包括以下步骤：扫描样品，采集干涉信号得到样品的体数据；对样品体数据进行快速傅里叶变换重建信号得到样品组织信息；提取样品组织的相位信息，结合信号幅值对组织运动引起的伪信号进行相位补偿，得到多普勒血流速度断面图像和多普勒血流图像；对多普勒血流断面图像进行直方图分析，估计样品中静止组织的相位分布；根据相位分布，在快速扫描方向上进行高通滤波，分离出血流与静止组织信号；将分离出的血流信号与多普勒血流速度断面图像结合并进行处理得到血流成像。本发明可对生物组织血流进行高分辨率成像，便于血流分布、血管形态以及血液动力学变化的检测。

