



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106419803 A

(43)申请公布日 2017. 02. 22

(21)申请号 201610795903.2

(22)申请日 2016.08.31

(71)申请人 华南师范大学

地址 510631 广东省广州市天河区中山大
道西55号

(72)发明人 杨思华 刘瑞桢 雷鹏 邢达

(74)专利代理机构 广州市华学知识产权代理有
限公司 44245

代理人 李斌

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

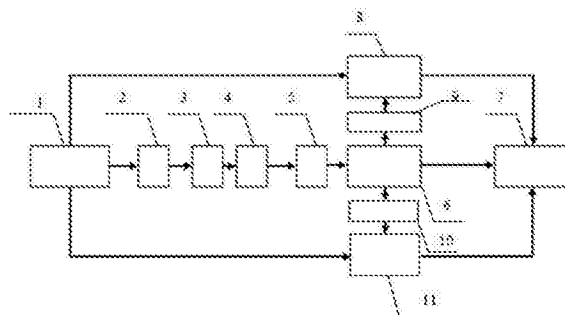
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

血管内光声吸收、弹性、粘性多模成像一体化内窥镜及其成像方法

(57)摘要

本发明属于内窥镜技术领域,公开了一种血管内光声吸收、弹性、粘性多模成像一体化内窥镜装置以及成像方法。该内窥镜装置包括光声信号激发组件、旋转组件、信号采集组件、信号处理及图像重建组件;光声信号激发组件包括脉冲激光器、光纤耦合器、多模光纤、光纤滑环、聚焦GRIN透镜和镀膜反射镜;所述旋转组件包括步进电机、电滑环和扭矩线圈;信号采集组件包括超声换能器和数据采集卡;信号处理及图像重建组件包括放大器、前置放大器、示波器、锁相放大器和计算机;所述多模内窥镜直径为1mm,可实现三种成像模式的同时采集成像或单一模式的选择成像。该一体化内窥镜综合了三种成像模式及其各自的优点,可获得血管内多参量物理信息以及多尺度的结构成像。



1. 一种血管内光声吸收、弹性、粘性多模成像一体化内窥镜,其特征在于,包括:光声信号激发组件、旋转组件、信号采集组件、信号处理及图像重建组件;

所述光声信号激发组件包括脉冲激光器、光纤耦合器、多模光纤、光纤滑环、聚焦GRIN透镜和镀膜反射镜;所述旋转组件包括步进电机、电滑环和扭矩线圈;所述信号采集组件包括超声换能器和数据采集卡;所述信号处理及图像重建组件包括放大器、前置放大器、示波器、锁相放大器和计算机;

所述光纤耦合器、光纤、光纤滑环、电滑环、扭矩线圈、多模光纤、聚焦GRIN透镜、镀膜反射镜、超声换能器与一体化外壳依次同轴机械紧固;所述脉冲激光器、示波器、锁相放大器、超声换能器、数据采集卡及计算机依次电气连接;所述脉冲激光器与锁相放大器连接;所述锁相放大器一方面与计算机连接,另一方面与锁相放大器、超声换能器连接;所述脉冲激光器与示波器连接,所述示波器一方面与超声换能器连接,另一方面与计算机连接。

2. 根据权利要求1所述的血管内光声吸收、弹性、粘性多模成像一体化内窥镜,其特征在于,所述多模光纤尾端、聚焦GRIN透镜、镀膜反射镜、以及超声换能器统一装配在一体化外壳内组装成血管内窥镜,内窥镜直径为1mm,总长度为8mm。

3. 根据权利要求1所述的血管内光声吸收、弹性、粘性多模成像一体化内窥镜,其特征在于,所述超声换能器为血管内粘弹性超声探头,探头中心频率为3MHz,接收超声信号的频率范围1.5MHz~4.5MHz,超声换能器尺寸为长4mm,宽0.6mm,高0.7mm;所述血管内粘弹性超声探头由复合材料晶片、匹配层和背衬材料构成,并采用重背材单层匹配层的制作方法制成,既能获取高分辨率光声信息,也能由锁相放大器处理获得工作频率范围内的相位信息。

4. 根据权利要求1所述的血管内光声吸收、弹性、粘性多模成像一体化内窥镜,其特征在于,所述聚焦GRIN透镜为聚焦准直透镜,焦长为4mm,且和镀膜反射镜胶连,聚焦GRIN透镜直径为0.5mm。

5. 根据权利要求1所述的血管内光声吸收、弹性、粘性多模成像一体化内窥镜,其特征在于,所述镀膜反射镜用于增加反射功率,其为直角棱镜,斜面与直角边的夹角分别为30°和60°,所以,输出光与出射面夹角为30°。

6. 根据权利要求1所述的血管内光声吸收、弹性、粘性多模成像一体化内窥镜,其特征在于,所述多模光纤输出光经聚焦GRIN透镜以及镀膜反射镜反射后的激光焦点位于超声换能器的正上方。

7. 根据权利要求1所述的血管内光声吸收、弹性、粘性多模成像一体化内窥镜,其特征在于,所述步进电机包括旋转步进电机和平移步进电机,均为两相步进电机,最小步进角为0.9°;所述旋转步进电机用于旋转扫描,所述平移步进电机用于扫描完一圈后的前进扫描。

8. 根据权利要求1所述的血管内光声吸收、弹性、粘性多模成像一体化内窥镜,其特征在于,所述脉冲激光器重复频率为3MHz,使用锁相放大器最大锁相频率为3MHz。

9. 根据权利要求1所述的血管内光声吸收、弹性、粘性多模成像一体化内窥镜,其特征在于,所述锁相放大器使用16位数模转换器,最大锁相频率为3MHz,采用FPGA+ARM平台架构,基于数字调制、输出滤波器,能够精确、快速测量出淹没在大噪声中的有效信号分量,抑制无用噪声,改善检测信噪比,并获取光声信号的相位信息,计算出粘弹比。

10. 一种血管内光声吸收、弹性、粘性多模成像一体化内窥镜的成像方法,其特征在于,包括下述步骤:

(1) 激发: 脉冲激光器输出脉冲激光, 脉冲激光经光纤耦合器耦合进入多模光纤, 从光纤输出的脉冲光经光纤滑环然后经过聚焦GRIN透镜准直聚焦, 进入反射镜, 由反射镜反射到血管内壁激发出光声信号;

(2) 采集: 血管内壁组织中激发产生的光声信号, 被超声换能器所探测, 经放大器放大后被分成三路: 一部分传输到高速数据采集卡采集存储到计算机中; 另一部分经放大器放大后传输到示波器中, 处理后得出位移的上升时间; 第三部分传输到前置放大器中经放大后传输到锁相放大器中, 得出相位差, 最终所有数据全部汇总在计算机中;

(3) 扫描: 完成了某一位置的光声信号采集后, 计算机上的控制软件控制步进电机进行旋转, 步进电机旋转带动扭矩线圈以及一体化窥镜同步旋转, 直至采集完一周, 位移步进电机进行移动, 对下一位置进行光声信号的采集, 如此, 直至完成整个血管内壁的环形扫描;

(4) 图像重建以及显示: 记录并在图像处理软件上处理光声信号数据, 可进行光声成像, 再根据示波器可以得出样品表面振动位移的上升时间, 可以得到弹性参数, 通过以下公式:

$$E = 2.998\rho (R/t_{\max})^2$$

其中, E 为弹性模量, ρ 为生物组织密度, R 为光斑半径, $t_{\max}$ 为样品表面振动位移的上升时间, 测出样品表面振动位移的上升时间即可得出弹性模量, 可进行弹性成像; 再由锁相放大器得出探测到信号与初始信号的相位差 δ , 可根据

$$\tan\delta = \eta\omega/E,$$

得到粘性图像; 其中, δ 为相位差, η 为粘性, ω 为激光器的重复频率, E 为弹性模量; 三种模式所成的图像均显示在计算机的显示器上。

血管内光声吸收、弹性、粘性多模成像一体化内窥镜及其成像方法

技术领域

[0001] 本发明属于内窥镜无损检测技术领域,特别涉及一种血管内光声吸收、弹性、粘性多模成像一体化内窥镜装置以及成像方法。

背景技术

[0002] 目前,现有的血管内窥镜,如血管内超声成像或光声成像内窥镜,是用超声或者光作为激发源激发血管组织,获得血管反射的超声信号幅值大小,根据接收信号的幅值来进行反投影成像,只获得了血管组织对光的吸收信息,并不能全方位、真实精确的对血管进行评判。

[0003] 申请号为201110008213.5,专利名称为《光声弹性成像方法及其装置》的文献公开了一种技术,该技术利用强度调制的连续光源产生光声信号,通过测量该信号与调制信号的相位差并逐点扫描,重建出样品的弹性分布图像。但在上述方法中,并不能得出粘性参数,无法实现粘性成像,而且使用透镜聚焦后光斑大小为1平方毫米,形成的图像分辨率低。

[0004] 申请号为201210220399.5的专利公开了一种“聚焦式旋转扫描光声超声血管内窥成像装置及其成像方法”,该技术采用双阵元超声换能器进行声聚焦,实现了聚焦式血管内光声超声成像。但本装置得到的是血管内的反射超声和光声吸收,无法提供弹性和粘性成像,而且双阵元超声换能器的角度和位置匹配难度高,对接收信号的还原精确度不高并且光未进行聚焦,分辨率较差。

发明内容

[0005] 本发明的主要目的在于克服现有技术的缺点与不足,提供一种血管内光声吸收、弹性、粘性多模成像内窥镜装置及其成像方法,该内窥镜可进行三种模式的成像,反映血管内的组织差异,以及获得血管的弹性和粘性参数。

[0006] 为了达到上述目的,本发明采用以下技术方案:

[0007] 本发明提供了一种血管内光声吸收、弹性、粘性多模成像一体化内窥镜,包括:光声信号激发组件、旋转组件、信号采集组件、信号处理及图像重建组件;

[0008] 所述光声信号激发组件包括脉冲激光器、光纤耦合器、多模光纤、光纤滑环、聚焦GRIN透镜和镀膜反射镜;所述旋转组件包括步进电机、电滑环和扭矩线圈;所述信号采集组件包括超声换能器和数据采集卡;所述信号处理及图像重建组件包括放大器、前置放大器、示波器、锁相放大器和计算机;

[0009] 所述光纤耦合器、光纤、光纤滑环、电滑环、扭矩线圈、多模光纤、聚焦GRIN透镜、镀膜反射镜、超声换能器与一体化外壳依次同轴机械紧固;所述脉冲激光器、示波器、锁相放大器、超声换能器、数据采集卡及计算机依次电气连接;所述脉冲激光器与锁相放大器连接;所述锁相放大器一方面与计算机连接,另一方面与锁相放大器、超声换能器连接;所述脉冲激光器与示波器连接,所述示波器一方面与超声换能器连接,另一方面与计算机连接。

[0010] 作为优选的技术方案,所述多模光纤尾端、聚焦GRIN透镜、镀膜反射镜、以及超声换能器统一装配在一体化外壳内组装成血管内窥镜,内窥镜直径为1mm,总长度为8mm。

[0011] 作为优选的技术方案,所述超声换能器为血管内粘弹性超声探头,探头中心频率为3MHz,接收超声信号的频率范围1.5MHz~4.5MHz,超声换能器尺寸为长4mm,宽0.6mm,高0.7mm;所述血管内粘弹性超声探头由复合材料晶片、匹配层和背衬材料构成,并采用重背材单层匹配层的制作方法制成,既能获取高分辨率光声信息,也能由锁相放大器处理获得工作频率范围内的相位信息。

[0012] 作为优选的技术方案,所述聚焦GRIN透镜为聚焦准直透镜,焦长为4mm,且和镀膜反射镜胶连,聚焦GRIN透镜直径为0.5mm。

[0013] 作为优选的技术方案,所述镀膜反射镜用于增加反射功率,其为直角棱镜,斜面与直角边的夹角分别为30°和60°,所以,输出光与出射面夹角为30°。

[0014] 作为优选的技术方案,所述多模光纤输出光经聚焦GRIN透镜以及镀膜反射镜反射后的激光焦点位于超声换能器的正上方。

[0015] 作为优选的技术方案,所述步进电机包括旋转步进电机和平移步进电机,均为两相步进电机,最小步进角为0.9°;所述旋转步进电机用于旋转扫描,所述平移步进电机用于扫描完一圈后的前进扫描。

[0016] 作为优选的技术方案,所述脉冲激光器重复频率为3MHz,使用锁相放大器最大锁相频率为3MHz。

[0017] 作为优选的技术方案,所述锁相放大器使用16位数模转换器,最大锁相频率为3MHz,采用FPGA+ARM平台架构,基于数字调制、输出滤波器,能够精确、快速测量出淹没在大噪声中的有效信号分量,抑制无用噪声,改善检测信噪比,并获取光声信号的相位信息,计算出粘弹比。

[0018] 本发明还提供了一种血管内光声吸收、弹性、粘性多模成像一体化内窥镜的成像方法,包括下述步骤:

[0019] (1) 激发:脉冲激光器输出脉冲激光,脉冲激光经光纤耦合器耦合进入多模光纤,从光纤输出的脉冲光经光纤滑环然后经过聚焦GRIN透镜准直聚焦,进入反射镜,由反射镜反射到血管内壁激发出光声信号;

[0020] (2) 采集:血管内壁组织中激发产生的光声信号,被超声换能器所探测,经放大器放大后被分成三路:一部分传输到高速数据采集卡采集存储到计算机中;另一部分经放大器放大后传输到示波器中,处理后得出位移的上升时间;第三部分传输到前置放大器中经放大后传输到锁相放大器中,得出相位差,最终所有数据全部汇总在计算机中;

[0021] (3) 扫描:完成了某一位置的光声信号采集后,计算机上的控制软件控制步进电机进行旋转,步进电机旋转带动扭矩线圈以及一体化窥镜同步旋转,直至采集完一周,位移步进电机进行移动,对下一位置进行光声信号的采集,如此,直至完成整个血管内壁的环形扫描;

[0022] (4) 图像重建以及显示:记录并在图像处理软件上处理光声信号数据,可进行光声成像,再根据示波器可以得出样品表面振动位移的上升时间,可以得到弹性参数,通过以下公式:

[0023]
$$E = 2.998\rho (R/t_{\max})^2$$

[0024] 其中, E 为弹性模量, ρ 为生物组织密度, R 为光斑半径, $t_{\max}$ 为样品表面振动位移的上升时间,测出样品表面振动位移的上升时间即可得出弹性模量,可进行弹性成像;再由锁相放大器得出探测到信号与初始信号的相位差 δ ,可根据

[0025] $\tan\delta = \eta \omega / E$,

[0026] 得到粘性图像;其中, δ 为相位差, η 为粘性, ω 为激光器的重复频率, E 为弹性模量。三种模式所成的图像均显示在计算机的显示器上。

[0027] 本发明与现有技术相比,具有如下优点和有益效果:

[0028] (1) 本发明实现了光声吸收、弹性和粘性成像三种血管内窥成像方法一体化,简化了检测手段,可以实现三种成像模式同时进行。

[0029] (2) 本发明可以同时获得血管组织的内部形态、弹性、粘性差异三个参数,通过对比这三个参数提高检测精度、分辨率。

[0030] (3) 本发明优化了弹性和粘性成像技术,将弹性成像和粘性成像结合到了内窥镜中,丰富了内窥镜获取的信息。

附图说明

[0031] 图1是本发明血管内光声吸收、弹性、粘性多模内窥镜成像装置的示意图

[0032] 图2是本发明血管内光声吸收、弹性、粘性一体化探头多模成像内窥镜的结构示意图。其中,图3是光声信号与样品表面振动位移的关系图。

[0033] 图4是锁相放大接收到的光声信号与原激光触发的信号图。

[0034] 附图标号说明:1、脉冲激光器;2、光纤耦合器;3、光纤滑环;4、电机;5、电滑环;6、内窥镜;7、计算机;8、锁相放大器;9、前置放大器;10、放大器;11、示波器;12、光纤;13、聚焦GRIN透镜;14、为镀膜反射镜;15、为超声换能器。

具体实施方式

[0035] 下面结合实施例及附图对本发明作进一步详细的描述,但本发明的实施方式不限于此。

[0036] 实施例

[0037] 本发明血管内光声吸收、弹性、粘性多模内窥镜成像装置的结构示意图如图1所示:其中,1为脉冲激光器,2为光纤耦合器,3为光纤滑环,4为电机,5为电滑环,6为血管内光声吸收、弹性、粘性一体化内窥镜,7为计算机,8为锁相放大器,9为前置放大器,10为放大器,11为示波器。

[0038] 图2是本发明血管内光声吸收、弹性、粘性一体化内窥镜的结构示意图。其中,12为光纤,13为聚焦GRIN透镜,14为镀膜反射镜,15为超声换能器。

[0039] 所述光声吸收、弹性、粘性多模成像内窥中,光纤耦合器、光纤、光纤滑环、电滑环、扭矩线圈、多模光纤、聚焦GRIN透镜、镀膜反射镜、超声换能器依次同轴机械紧固;脉冲激光器、示波器和锁相放大器和超声换能器、数据采集卡及计算机依次电气连接。脉冲激光器与锁相放大器连接,锁相放大器与计算机连接,锁相放大器与超声换能器连接,脉冲激光器与示波器连接,示波器与超声换能器连接,示波器与电脑连接。

[0040] 所述的脉冲激光器同步输出锁相放大器和示波器。超声换能器接收到的光声信号

传输给锁相放大器和示波器,分别得到相位差和上升时间再传输给计算机处理,得到图像。

[0041] 所述的脉冲激光器输出脉冲光,经过光纤耦合器耦合进多模光纤,通过光滑环之后,经聚焦GRIN透镜聚焦,被反射镜反射到血管,由光声效应激发出光声信号,激发出的光声信号被超声换能器接收,将光声信号转化为电信号,传输到锁相放大器和示波器。

[0042] 在本实施例中,所述多模光纤尾端、聚焦GRIN透镜、镀膜反射镜、以及超声换能器统一装配在一体化外壳内组装成血管内窥镜,内窥镜直径为1mm,总长度为8mm。

[0043] 所述超声换能器为血管内粘弹性超声探头,探头中心频率为3MHz,接收超声信号的频率范围1.5MHz~4.5MHz,超声换能器尺寸为长4mm,宽0.6mm,高0.7mm;所述血管内粘弹性超声探头由复合材料晶片、匹配层和背衬材料构成,并采用重背材单层匹配层的制作方法制成,既能获取高分辨率光声信息,也能由锁相放大器处理获得工作频率范围内的相位信息。

[0044] 所述聚焦GRIN透镜为聚焦准直透镜,焦长为4mm,且和镀膜反射镜胶连,聚焦GRIN透镜直径为0.5mm。

[0045] 所述镀膜反射镜用于增加反射功率,其为直角棱镜,斜面与直角边的夹角分别为 30° 和 60° ,所以,输出光与出射面夹角为 30° 。

[0046] 所述多模光纤输出光经聚焦GRIN透镜以及镀膜反射镜反射后的激光焦点位于超声换能器的正上方。

[0047] 所述步进电机包括旋转步进电机和平移步进电机,均为两相步进电机,最小步进角为 0.9° ;所述旋转步进电机用于旋转扫描,所述平移步进电机用于扫描完一圈后的前进扫描。

[0048] 所述脉冲激光器重复频率为3MHz,使用锁相放大器最大锁相频率为3MHz。

[0049] 图1所示装置进行成像时的具体流程如下:

[0050] (1) 激发:打开脉冲激光器,调试脉冲激光器输出适当能量的脉冲激光,脉冲激光经光纤耦合器耦合进入多模光纤,从光纤输出的脉冲光经光纤滑环然后经过聚焦GRIN透镜准直聚焦,进入反射镜,由反射镜反射到血管内壁激发出光声信号。

[0051] (2) 采集:血管内壁组织中激发产生的光声信号,被超声换能器所探测,经放大器放大后被分成三路:一部分传输到高速数据采集卡(脉冲激光器同步触发)采集存储到计算机中;另一部分经放大器放大后传输到示波器中,处理后得出位移的上升时间;另一部分传输到前置放大器中经放大后传输到锁相放大器中,得出相位差。最终所有数据全部汇总在计算机中。

[0052] (3) 扫描:完成了某一位置的光声信号采集后,计算机上的控制软件控制步进电机进行旋转,步进电机旋转带动扭矩线圈以及一体化窥镜同步旋转,直至采集完一周,位移步进电机进行移动,对下一位置进行光声信号的采集,如此,直至完成整个血管内壁的环形扫描。

[0053] (4) 图像重建以及显示:记录并在图像处理软件上处理光声信号数据,利用算法进行投影,得到血管的光声图像,弹性图像以及粘性图像;三种模式所成的图像均显示在计算机的显示器上。

[0054] 上述实施例为本发明较佳的实施方式,但本发明的实施方式并不受上述实施例的限制,其他的任何未背离本发明的精神实质与原理下所作的改变、修饰、替代、组合、简化,

均应为等效的置换方式,都包含在本发明的保护范围之内。

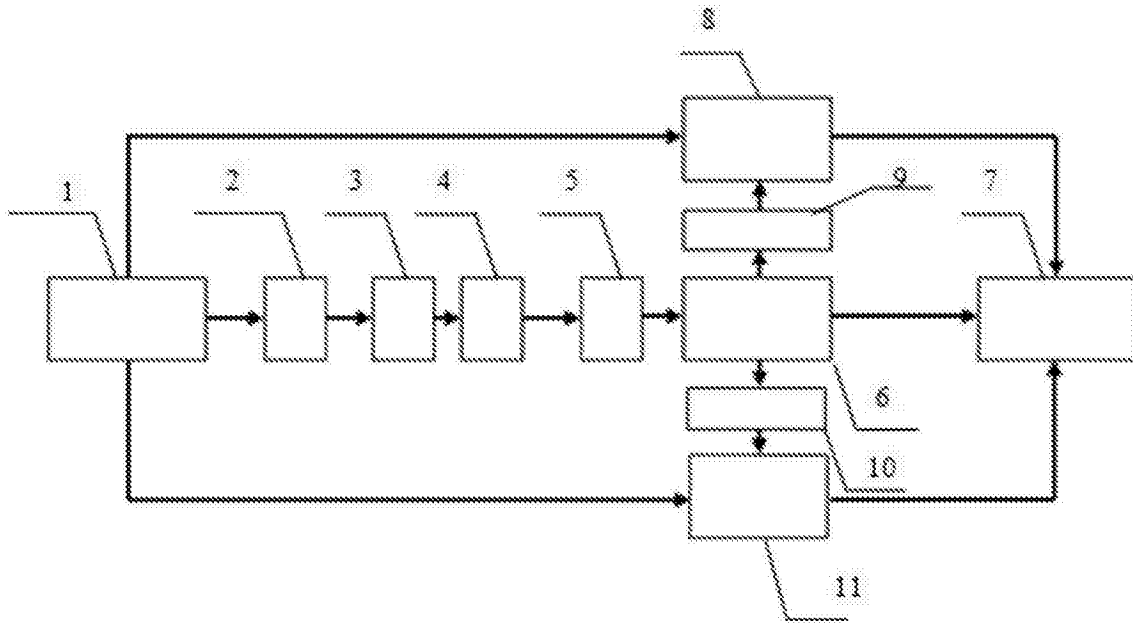


图1

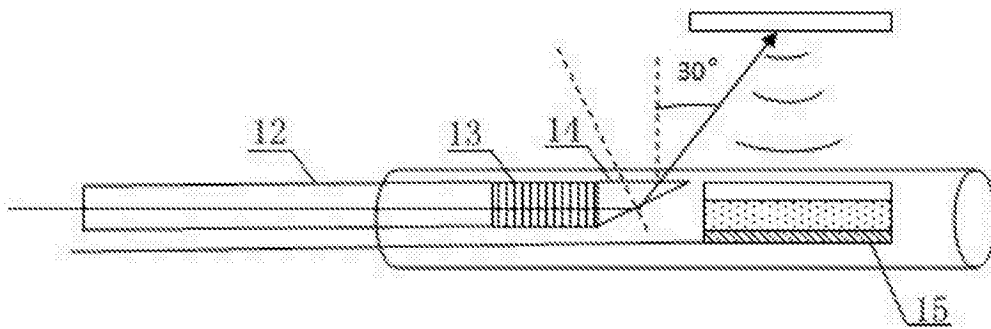


图2

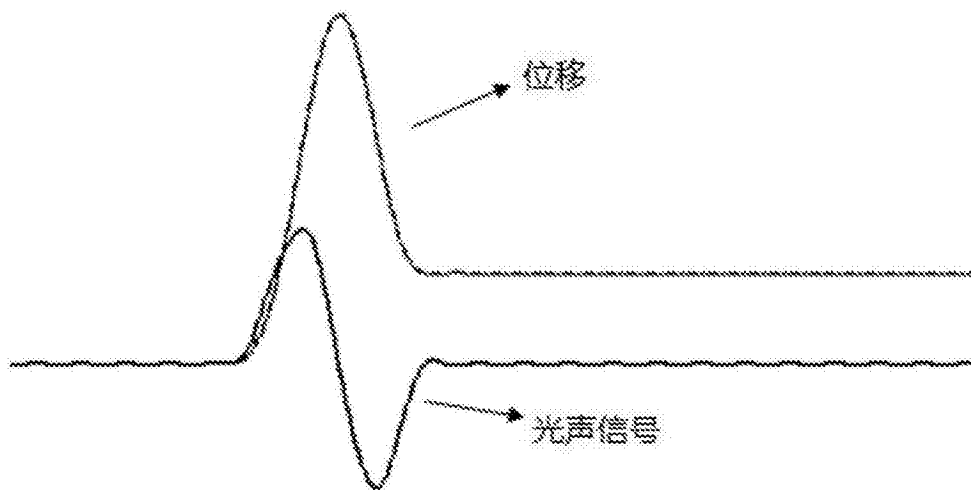


图3

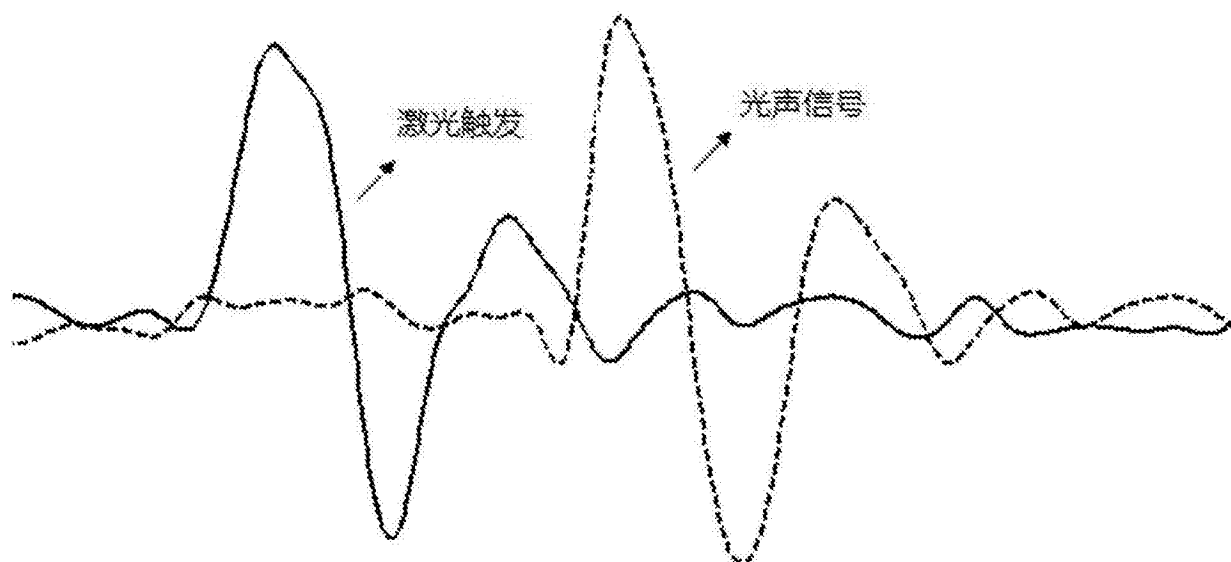


图4

专利名称(译)	血管内光声吸收、弹性、粘性多模成像一体化内窥镜及其成像方法		
公开(公告)号	CN106419803A	公开(公告)日	2017-02-22
申请号	CN201610795903.2	申请日	2016-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	华南师范大学		
申请(专利权)人(译)	华南师范大学		
当前申请(专利权)人(译)	华南师范大学		
[标]发明人	杨思华 刘瑞桢 雷鹏 邢达		
发明人	杨思华 刘瑞桢 雷鹏 邢达		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B1/00 A61B5/0095 A61B8/0891 A61B8/4444		
代理人(译)	李斌		
其他公开文献	CN106419803B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于内窥镜技术领域，公开了一种血管内光声吸收、弹性、粘性多模成像一体化内窥镜装置以及成像方法。该内窥镜装置包括光声信号激发组件、旋转组件、信号采集组件、信号处理及图像重建组件；光声信号激发组件包括脉冲激光器、光纤耦合器、多模光纤、光纤滑环、聚焦GRIN透镜和镀膜反射镜；所述旋转组件包括步进电机、电滑环和扭矩线圈；信号采集组件包括超声换能器和数据采集卡；信号处理及图像重建组件包括放大器、前置放大器、示波器、锁相放大器和计算机；所述多模内窥镜直径为1mm，可实现三种成像模式的同时采集成像或单一模式的选择成像。该一体化内窥镜综合了三种成像模式及其各自的优点，可获得血管内多参量物理信息以及多尺度的结构成像。

