



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106419803 B

(45)授权公告日 2018.06.19

(21)申请号 201610795903.2

A61B 8/08(2006.01)

(22)申请日 2016.08.31

审查员 李坤

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106419803 A

(43)申请公布日 2017.02.22

(73)专利权人 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)

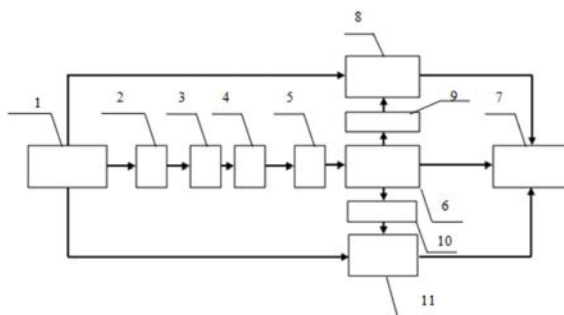
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(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用于将血管内壁组织中激发产生的光声信号放大后传输到示波器的放大器、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;

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。

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。

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°。

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。

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。

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。

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。

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检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。

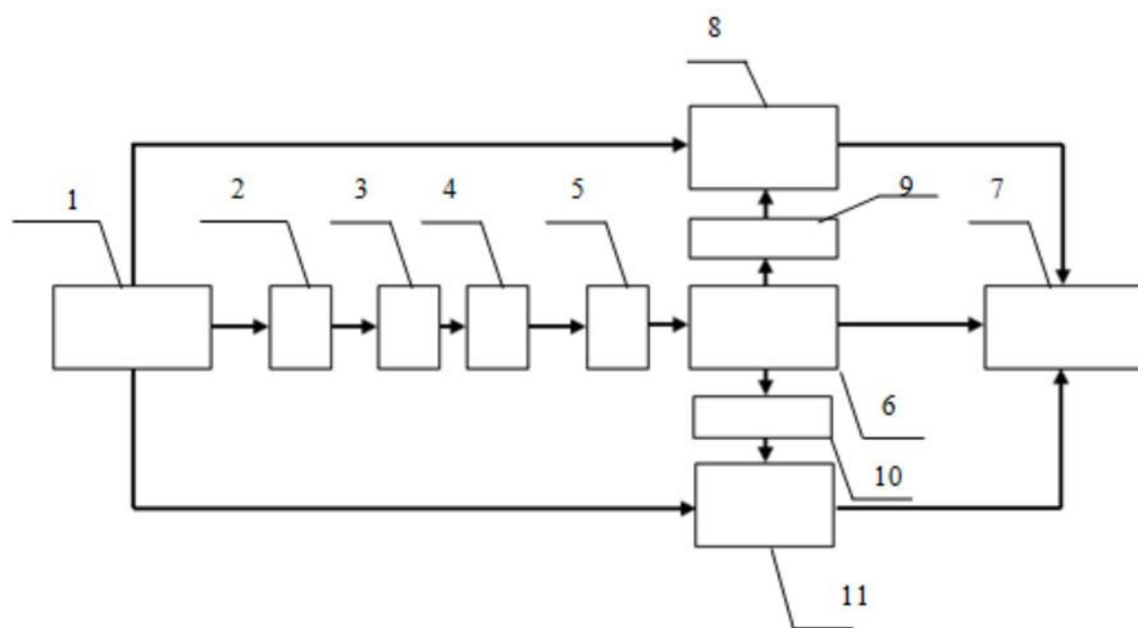


图1

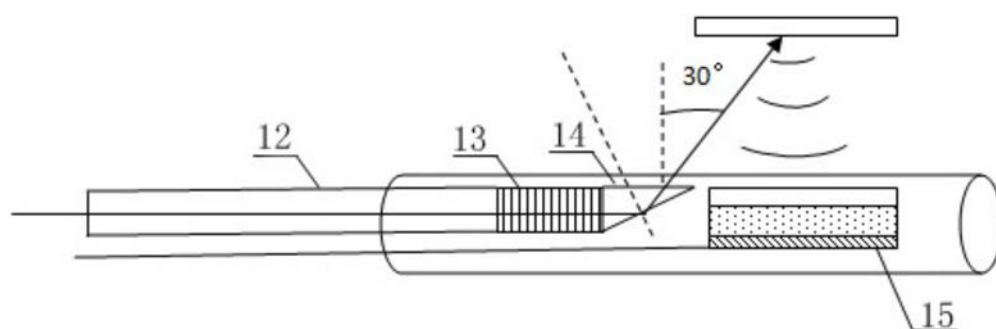


图2

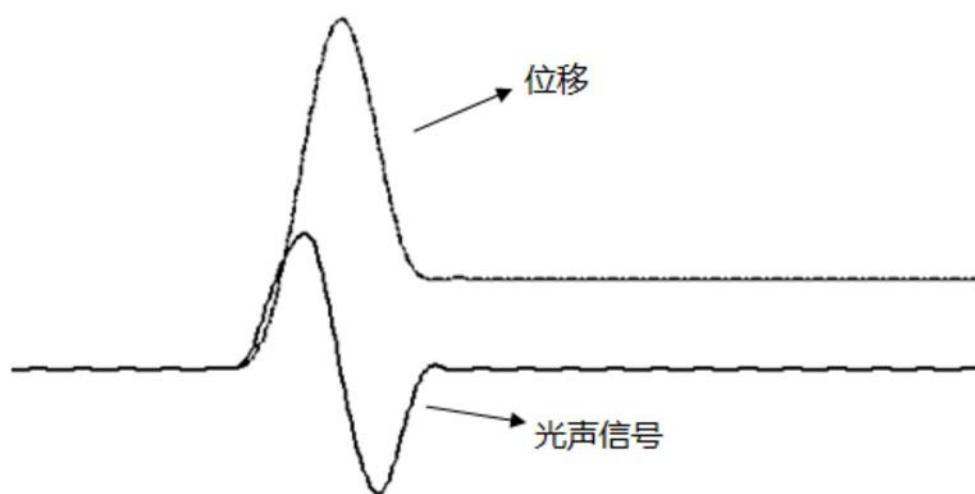


图3

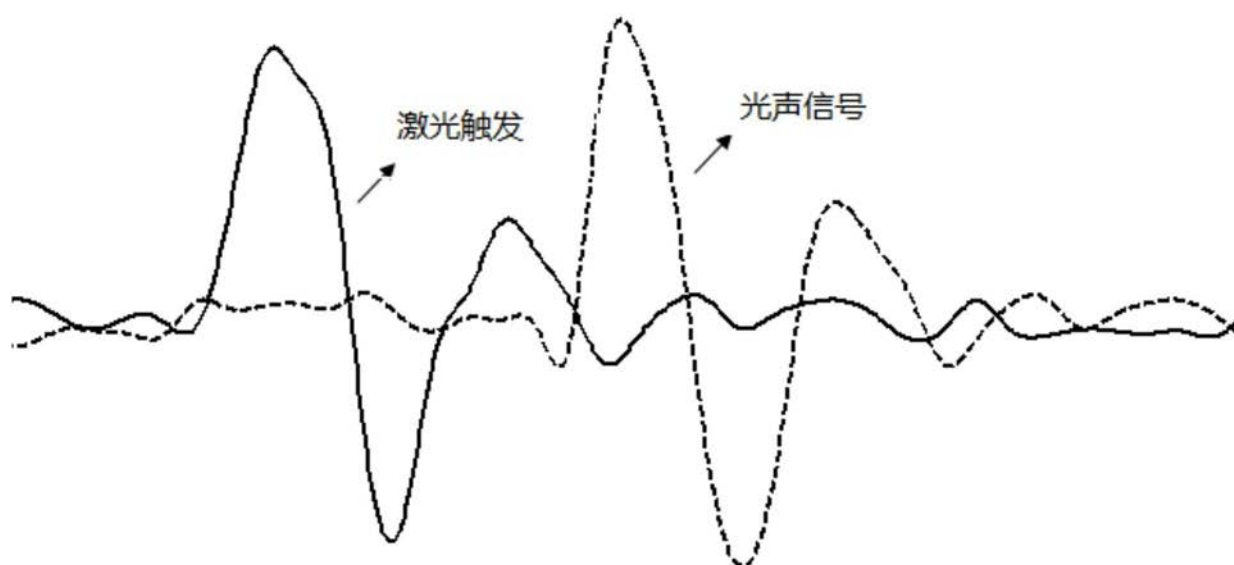


图4

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	CN106419803B	公开(公告)日	2018-06-19
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		
审查员(译)	李坤		
其他公开文献	CN106419803A		
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。

