



# (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105769128 B

(45)授权公告日 2018.10.19

(21)申请号 201610298603.3

A61B 8/08(2006.01)

(22)申请日 2016.05.06

(56)对比文件

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 105769128 A

CN 103385758 A,2013.11.13,  
CN 102175776 A,2011.09.07,  
CN 101912250 A,2010.12.15,  
CN 105380586 A,2016.03.09,  
US 4950267 A,1990.08.21,

(43)申请公布日 2016.07.20

(73)专利权人 华南师范大学  
地址 510631 广东省广州市天河区石牌中山大道西55号

审查员 桂林

(72)发明人 杨思华 雷鹏 王娉婷 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 裘晖

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

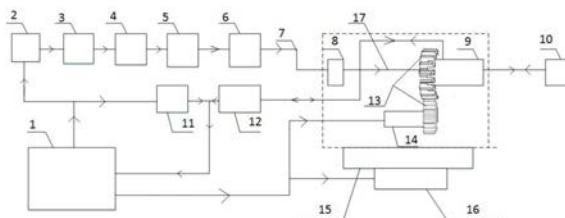
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

## (54)发明名称

一体化的光声、超声、光声弹性内窥成像装置及其方法

## (57)摘要

本发明涉及一体化的光声、超声、光声弹性内窥成像装置,其特征在于:所述的成像装置包括沿着脉冲激光的传输路径依次设置的脉冲激光器、滤光片、光阑、物镜、光纤耦合器,还包括多模光纤、光纤滑环、转动组件、旋转步进电机、电滑环、一体化探头、平移平台、平移步进电机、超声脉冲发射接收器、延时器、计算机;所述的计算机与脉冲激光器信号连接,脉冲激光器与延时器信号连接,延时器与超声脉冲发射接收器信号连接,超声脉冲发射接收器与电滑环信号连接。本发明还涉及一种利用该成像装置进行成像的方法。本发明可以获得三种成像,可以提高检测精度,同时获得血管内多参量、多尺度的信息,属于血管内窥技术领域。



1. 一体化的光声、超声、光声弹性内窥成像装置,其特征在于:所述的成像装置包括沿着脉冲激光的传输路径依次设置的脉冲激光器、滤光片、光阑、物镜、光纤耦合器,还包括多模光纤、光纤滑环、转动组件、旋转步进电机、电滑环、一体化探头、平移平台、平移步进电机、超声脉冲发射接收器、延时器、计算机;

多模光纤包括第一多模光纤和第二多模光纤,光纤耦合器通过第一多模光纤连接在光纤滑环的定子上,第二多模光纤的一端连接在光纤滑环的转子上,另一端穿过转动组件和电滑环连接在一体化探头上;驱动转动组件的旋转步进电机与计算机信号连接,所述的电滑环的转子与转动组件相接,随电滑环的转子转动的第二多模光纤与驱动一体化探头的电滑环相固定;所述的光纤滑环、转动组件、旋转步进电机、电滑环均安装在平移平台上,用于驱动平移平台的平移步进电机与计算机信号连接;

所述的计算机与脉冲激光器信号连接,脉冲激光器与延时器信号连接,延时器与超声脉冲发射接收器信号连接,超声脉冲发射接收器与电滑环信号连接,超声脉冲发射接收器与计算机信号连接,一体化探头与电滑环信号连接。

2. 按照权利要求1所述的一体化的光声、超声、光声弹性内窥成像装置,其特征在于:所述的转动组件包括相互啮合的主动齿轮和从动齿轮,所述的旋转步进电机用于驱动主动齿轮,所述的电滑环固定在从动齿轮上。

3. 按照权利要求1所述的一体化的光声、超声、光声弹性内窥成像装置,其特征在于:所述脉冲激光器输出的脉冲激光的波长范围为400nm~2500nm,脉冲宽度为5ns~50ns。

4. 按照权利要求1所述的一体化的光声、超声、光声弹性内窥成像装置,其特征在于:所述的脉冲激光器为半导体激光器,固体激光器,染料激光器或气体激光器。

5. 按照权利要求1所述的一体化的光声、超声、光声弹性内窥成像装置,其特征在于:所述超声脉冲发射接收器发射电信号的频率范围为20MHz~50MHz,接收电信号的频率范围为1KHz~75MHz,所述超声脉冲发射接收器的内部集成有超声信号放大器。

6. 按照权利要求1所述的一体化的光声、超声、光声弹性内窥成像装置,其特征在于:所述的一体化探头的内部集成有高频超声换能器,高频超声换能器的主频为50MHZ,带宽为80%,发射超声信号的频率范围为20MHz~50MHz,接收超声信号或光声信号的频率范围为1KHz~75MHz。

7. 按照权利要求1所述的一体化的光声、超声、光声弹性内窥成像装置,其特征在于:所述平移步进电机和旋转步进电机均为两相步进电机,最小步进角为 $0.9^{\circ}$ ,旋转步进电机的最大转速为1500r/min。

8. 按照权利要求1所述的一体化的光声、超声、光声弹性内窥成像装置,其特征在于:所述的一体化探头的最大外径 $\leq 1.1\text{mm}$ 。

## 一体化的光声、超声、光声弹性内窥成像装置及其方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及血管内窥技术领域,尤其涉及一体化的光声、超声、光声弹性内窥成像装置及其成像方法。

### 背景技术

[0002] 心脑血管疾病是现在死亡率较高的疾病,血管检测的准确性也有了更高的要求。现代医学检测血管的手段有,包括磁共振(MRI)血管成像和血管造影成像(IVUS)等,上面两种检测手段能够较好地呈现出血管的外部形态或内部轮廓,但是无法提供血管壁和血管腔的局部细节信息。血管内光声成像技术是一种新型的医学成像技术,主要原理是通过脉冲激光照射组织,组织吸收光产生热弹波,通过对产生的超声波进行成像可以得到组织的相关信息。而光声弹性成像是通过对光声信号分析,得到吸收体的弹性信息,有助于我们判断血管内的多维度信息。血管内光声及光声弹性成像技术是内窥镜技术与光学、电子学、数字图像处理等技术不断发展和融合的产物。从一种独特的视角,即从血管内部对血管断面进行成像,能够观察到其他成像方法所无法观察到的血管壁及管腔的细微结构,甚至组织成分。传统的光学血管内窥成像原理都是利用光学散射或者反射信号获取检测图像,由于光受介质散射影响大,存在穿透深度浅(mm级)的缺点。

[0003] 血管内超声成像(IVUS)是基于检测超声信号在血管壁中的回波进行成像,反映血管组织声阻抗的差异性;血管内光声成像是基于检测血管壁吸收脉冲激光后产生的光声信号进行成像,反映血管组织的光学吸收差异;血管内光声弹性成像是表征血管壁力学特性的变化,而这种变化往往与病理变化相关联。这三种技术分别从声阻抗和光吸收两个参数上提供血管的信息,三种成像方法的成像深度可以达到10cm以上,因此这三种技术非常适合对血管进行内窥成像。

[0004] 申请号为201010187650.3,专利名称为《一种血管内光声超声双模成像内窥镜装置及其成像方法》的文献公开了一种技术。该技术采用中空圆环阵列超声探测器和锥面反射镜,光声成像时,脉冲激光经过光纤传递并在出光端发射,在锥面反射镜的面上散开同时照射整个血管壁,激发光声信号,使用圆环阵列超声探测器接收产生的光声信号;超声成像时圆环阵列超声探测器发射超声信号,再接收血管反射的超声信号,探头具有光声成像和超声成像的性能。

[0005] 其不足是,该技术的脉冲激光在锥面反射镜扩束,同时激发整个血管内部,所需的激光能量大;而且由于脉冲激光没有汇聚,所以光声图像的分辨率不佳,此外该装置的探头使用64个声敏元件,单个声敏元件的接收效率不佳且结构复杂。

[0006] 申请号为201210220399.5,专利名称为《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》的文献公开了一种成像装置,可利用该装置开展光声超声一体化血管内成像方法研究。该装置的光纤末端直接90°出光,激光是发散照射到待测物体上,激光没有汇聚,同样存在光声图像的分辨率较差的问题,而且该技术公开的装置,激光与光纤的耦合采取直接耦合的方式,这样在光纤旋转过程中极易出现偏差,从而导致激光到光纤的传

输效率降低,直接影响光声信号的产生。

### 发明内容

[0007] 针对现有技术中存在的技术问题,本发明的目的是:提供一体化的光声、超声、光声弹性内窥成像装置,该成像装置可以实现超声成像、光声成像以及光声弹性成像三种成像技术的融合,三种成像模式同步完成,可以提高检测精度,同时获得血管内多参量、多尺度的信息。

[0008] 本发明的另一目的在于提供一种利用上述成像装置进行成像的方法,使用该成像方法,可获得超声成像、光声成像以及光声弹性成像。

[0009] 为了达到上述目的,本发明采用如下技术方案:

[0010] 一体化的光声、超声、光声弹性内窥成像装置,所述的成像装置包括沿着脉冲激光的传输路径依次设置的脉冲激光器、滤光片、光阑、物镜、光纤耦合器,还包括多模光纤、光纤滑环、转动组件、旋转步进电机、电滑环、一体化探头、平移平台、平移步进电机、超声脉冲发射接收器、延时器、计算机;

[0011] 多模光纤包括第一多模光纤和第二多模光纤,光纤耦合器通过第一多模光纤连接在光纤滑环的定子上,第二多模光纤的一端连接在光纤滑环的转子上,另一端穿过转动组件和电滑环连接在一体化探头上;驱动转动组件的旋转步进电机与计算机信号连接,所述的电滑环的转子与转动组件相接,随电滑环的转子转动的第二多模光纤与驱动一体化探头的电滑环相固定;所述的光纤滑环、转动组件、旋转步进电机、电滑环均安装在平移平台上,用于驱动平移平台的平移步进电机与计算机信号连接;

[0012] 所述的计算机与脉冲激光器信号连接,脉冲激光器与延时器信号连接,延时器与超声脉冲发射接收器信号连接,超声脉冲发射接收器与电滑环信号连接,超声脉冲发射接收器与计算机信号连接,一体化探头与电滑环信号连接。

[0013] 按照规定使用该成像装置,可获得超声成像、光声成像以及光声弹性成像。

[0014] 进一步的是:所述的转动组件包括相互啮合的主动齿轮和从动齿轮,所述的旋转步进电机用于驱动主动齿轮,所述的电滑环固定在从动齿轮上。

[0015] 进一步的是:所述脉冲激光器输出的脉冲激光的波长范围为400nm~2500nm,脉冲宽度为5ns~50ns。

[0016] 进一步的是:所述的脉冲激光器为半导体激光器,固体激光器,染料激光器或气体激光器。

[0017] 进一步的是:超声脉冲发射接收器发射电信号的频率范围20MHz~50MHz,接收电信号的频率范围为1KHz~75MHz,所述超声脉冲发射接收器的内部集成有超声信号放大器。

[0018] 进一步的是:所述的一体化探头的内部集成有高频超声换能器,高频超声换能器的主频为50MHZ,带宽为80%,发射超声信号的频率范围为20MHz~50MHz,接收超声信号或光声信号的频率范围为1KHz~75MHz。

[0019] 进一步的是:所述平移步进电机和旋转步进电机均为两相步进电机,最小步进角为0.9°,旋转步进电机的最大转速为1500r/min。

[0020] 进一步的是:所述的一体化探头的最大外径 $\leq 1.1\text{mm}$ 。

[0021] 一种利用一体化的光声、超声、光声弹性内窥成像装置进行成像的方法,包括以下

的步骤:

[0022] (1) 激发:将成像装置放置在血管内,操纵计算机向脉冲激光器发送信号,脉冲激光器同时输出脉冲激光和触发信号,输出的脉冲激光依次经过滤光片、光阑、物镜、光纤耦合器,脉冲激光到达光纤耦合器后通过第一多模光纤传输到光纤滑环,再通过依次穿过转动组件和电滑环的第二多模光纤传输到一体化探头,脉冲激光再通过一体化探头照射在血管上,血管激发出光声信号;脉冲激光输出的触发信号经延时器后到达超声脉冲发射接收器,超声脉冲发射接收器发射电信号,该电信号传输到电滑环后,再由电滑环传输到一体化探头内部的高频超声换能器,该电信号激发高频超声换能器发射超声信号,超声信号到达血管后,血管产生超声回波信号;

[0023] (2) 数据采集:血管激发出的光声信号和产生的超声回波信号由一体化探头内部的高频超声换能器接收到,高频超声换能器将接收到的光声信号或超声回波信号转换为电信号,该电信号经电滑环后传输至超声脉冲发射接收器,超声脉冲发射接收器内部集成的超声信号放大器将该电信号放大后传输至计算机;

[0024] (3) 扫描:完成血管某一位置的数据采集后,操纵计算机使旋转步进电机工作,旋转步进电机驱动转动组件,转动组件驱动电滑环的转子转动,电滑环转子的转动带动一体化探头转动,从而对血管下一个位置进行数据采集,直至一体化探头完成360°旋转,从而完成血管某一截面的数据采集;完成血管某一截面的数据采集后,操纵计算机使平移步进电机工作,平移步进电机驱动平移平台,平移平台驱动一体化探头平移,从而对血管下一截面进行数据采集;

[0025] (4) 图像重建:计算机将采集到的数据用于光声图像、光声弹性图像、超声图像的重建。

[0026] 总的说来,本发明具有如下优点:

[0027] 1. 本发明实现了超声成像,光声成像及光声弹性成像三种血管内成像方法的一体化,简化了检测程序,降低检测难度,可以实现三种成像方法同时工作。

[0028] 2. 本发明可以同时获得血管组织的声阻抗,光吸收以及血管的弹性信息三个参数,通过对比这三个参数提高了检测的准确性。

[0029] 3. 本发明的一体化旋转扫描模式获得数据的灵敏度高,分辨率好,能够实现三种成像图像的对照。

[0030] 4. 本发明结构简单,紧凑,易于实现,一体化探头尺寸小,充分满足对于冠状动脉等微小血管或病变堵塞血管的检测。

## 附图说明

[0031] 图1是本发明的结构原理示意图。

[0032] 图2是利用本发明的装置获得的光声信号/光声弹性信号和超声信号,左侧的是光声信号/光声弹性信号,右侧的是超声信号。

[0033] 图3是兔子血管样品的光声图像。

[0034] 图4是兔子血管样品的超声图像。

[0035] 图5是兔子血管样品的光声弹性图像。

[0036] 其中,1是计算机,2是脉冲激光器,3是滤光片,4是光阑,5是物镜,6是光纤耦合器,

7是第一多模光纤,8是光纤滑环,9是电滑环,10是一体化探头,11是延时器,12是超声脉冲发射接收器,13是转动组件,14是旋转步进电机,15是平移平台,16是平移步进电机,17是第二多模光纤

### 具体实施方式

[0037] 下面将结合附图和具体实施方式来对本发明做进一步详细的说明。

[0038] 结合图1所示,一体化的光声、超声、光声弹性内窥成像装置,所述的成像装置包括沿着脉冲激光的传输路径依次设置的脉冲激光器、滤光片、光阑、物镜、光纤耦合器,还包括多模光纤、光纤滑环、转动组件、旋转步进电机、电滑环、一体化探头、平移平台、平移步进电机、超声脉冲发射接收器、延时器、计算机。

[0039] 多模光纤包括第一多模光纤和第二多模光纤,光纤耦合器通过第一多模光纤连接在光纤滑环的定子上,第二多模光纤的一端连接在光纤滑环的转子上,另一端穿过转动组件和电滑环连接在一体化探头上;驱动转动组件的旋转步进电机与计算机信号连接,所述的电滑环的转子与转动组件相接,随电滑环的转子转动的第二多模光纤与驱动一体化探头的电滑环相固定;所述的光纤滑环、转动组件、旋转步进电机、电滑环均安装在平移平台上,电滑环是通过电滑环的定子安装在平移平台上的,用于驱动平移平台的平移步进电机与计算机信号连接。

[0040] 所述的计算机与脉冲激光器信号连接,脉冲激光器与延时器信号连接,延时器与超声脉冲发射接收器信号连接,超声脉冲发射接收器与电滑环信号连接,超声脉冲发射接收器与计算机信号连接,一体化探头与电滑环信号连接。

[0041] 脉冲激光器发出脉冲激光后,沿着激光传输的路径依次经过了滤光片、光阑、物镜、光纤耦合器。滤光片起到过滤其他相应波长的激光的作用。光阑起到限制光束宽度的作用,脉冲激光通过光阑时,光束宽度发生相应的改变。物镜起到聚焦光束的作用。脉冲激光经过物镜后进入光纤耦合器,脉冲激光从光纤耦合器出来后,由多模光纤传输,光纤滑环可以实现第一多模光纤不转动,而第二多模光纤转动。转动组件的从动齿轮和电滑环是中空结构,第二多模光纤从从动齿轮和电滑环的中间穿过,但第二多模光纤和电滑环的转子是固定的,第二多模光纤随电滑环转子的转动而转动。第二多模光纤连接在一体化探头上,脉冲激光经第一多模光纤和第二多模光纤传输到一体化探头后,脉冲激光从一体化探头出来后照射在血管上。

[0042] 所述的转动组件包括相互啮合的主动齿轮和从动齿轮,所述的旋转步进电机用于驱动主动齿轮转动,所述的电滑环固定在从动齿轮上,电滑环是通过电滑环的转子固定在从动齿轮上的。

[0043] 本发明使用的脉冲激光器、滤光片、光阑、物镜、光纤耦合器、光纤滑环、电滑环、一体化探头、超声脉冲发射接收器、延时器均属于现有技术,在市场上可以购买得到。

[0044] 光纤耦合器可进行多维度调节,即脉冲激光使用多维调节的光纤耦合器进行耦合。

[0045] 所述脉冲激光器输出的脉冲激光的波长范围为400nm~2500nm,脉冲宽度为5ns~50ns。脉冲激光波长的范围覆盖可见光波段与近红外波段,所述的脉冲激光器为半导体激光器,固体激光器,染料激光器或气体激光器。本发明的脉冲激光器的型号为VIBRANT B

532I, 输出波长为680nm-950nm的可调谐的脉冲激光, 本发明优选的波长范围为720nm-760nm。

[0046] 超声脉冲发射接收器在外部触发信号的触发下发射不同频率的信号, 超声脉冲发射接收器发射电信号的频率范围为20MHz~50MHz, 接收电信号的频率范围为1KHz~75MHz, 所述超声脉冲发射接收器的内部集成有超声信号放大器。超声脉冲发射接收器具有触发信号输入端, 以及电信号输出端。

[0047] 一体化探头可将脉冲激光、超声信号照射在血管上, 并可接收从血管上激发的光声信号和产生的超声信号。所述的一体化探头的内部集成有高频超声换能器, 高频超声换能器的主频为50MHz, 带宽为80%, 发射超声信号的频率范围为20MHz~50MHz, 接收超声信号或光声信号的频率范围为1KHz~75MHz。本发明高频超声换能器的长宽厚的尺寸均不超过1mm, 本发明所用的高频超声换能器的长宽厚的尺寸分别为0.6mm、0.5mm、0.2mm。本发明使用的一体化探头的最大外径 $\leq 1.1$ mm。一体化探头由高频复合材料制成。

[0048] 所述平移步进电机和旋转步进电机均为两相步进电机, 最小步进角为 $0.9^\circ$ , 旋转步进电机的最大转速为1500r/min。

[0049] 该成像装置结构简单, 效果稳定, 一体化探头由高频复合材料制成, 主频高, 灵敏度高, 脉冲激光使用多维调节的光纤耦合器进行耦合, 并通过光纤滑环进行传输, 传输效率高, 而且较稳定。利用该装置能够对血管内的成像技术做进一步的研究, 为血管内疾病的诊断带来更好的帮助。

[0050] 一种利用一体化的光声、超声、光声弹性内窥成像装置进行成像的方法, 包括以下的步骤:

[0051] (1) 激发: 将成像装置放置在血管内, 操纵计算机向脉冲激光器发送信号, 脉冲激光器同时输出脉冲激光和触发信号, 输出的脉冲激光依次经过滤光片、光阑、物镜、光纤耦合器, 脉冲激光到达光纤耦合器后通过第一多模光纤传输到光纤滑环, 再通过依次穿过转动组件和电滑环的第二多模光纤传输到一体化探头, 脉冲激光再通过一体化探头照射在血管上, 血管激发出光声信号; 脉冲激光输出的触发信号经延时器后到达超声脉冲发射接收器, 超声脉冲发射接收器发射电信号, 该电信号传输到电滑环后, 再由电滑环传输到一体化探头内部的高频超声换能器, 该电信号激发高频超声换能器发射超声信号, 超声信号到达血管后, 血管产生超声回波信号;

[0052] (2) 数据采集: 血管激发出的光声信号和产生的超声回波信号由一体化探头内部的高频超声换能器接收到, 高频超声换能器将接收到的光声信号或超声回波信号转换为电信号, 该电信号经电滑环后传输至超声脉冲发射接收器, 超声脉冲发射接收器内部集成的超声信号放大器将该电信号放大后传输至计算机; 利用本发明的装置获得的光声信号/光声弹性信号和超声信号如图2所示, 左侧的是光声信号/光声弹性信号, 右侧的是超声信号, 光声信号经过加工处理后可以获得光声弹性信号。

[0053] (3) 扫描: 完成血管某一位置的数据采集后, 操纵计算机使旋转步进电机工作, 旋转步进电机驱动转动组件, 转动组件驱动电滑环的转子转动, 电滑环转子的转动带动一体化探头转动, 从而对血管下一个位置进行数据采集, 直至一体化探头完成 $360^\circ$ 旋转, 从而完成血管某一截面的数据采集; 完成血管某一截面的数据采集后, 操纵计算机使平移步进电机工作, 平移步进电机驱动平移平台, 平移平台驱动一体化探头平移, 从而对血管下一截面

进行数据采集；

[0054] (4) 图像重建：计算机将采集到的数据用于光声图像、光声弹性图像、超声图像的重建。计算机将光声信号数据和超声信号数据在图像处理软件Matlab(矩阵实验室)上利用滤波小角度投影算法处理，得到血管组织的光声图像、超声图像和光声弹性图像。本发明使用兔子血管为样品，图3是兔子血管样品的光声图像，图4是兔子血管样品的超声图像，图5是兔子血管样品的光声弹性图像。

[0055] 若调节脉冲激光器，使脉冲激光器的脉冲激光能量输出为零，脉冲激光器只输出触发信号，则此时只进行超声检测；若将超声脉冲发射接收器的能量输出调节为零，即超声脉冲发射接收器不输出电信号，由于只用脉冲激光器输出脉冲激光，则此时只进行光声检测和光声弹性检测。计算机接收到光声信号数据后，可对光声信号数据进行加工处理，从而用于光声弹性图像的重建。光声成像、超声成像、光声弹性成像可同时进行。

[0056] 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。

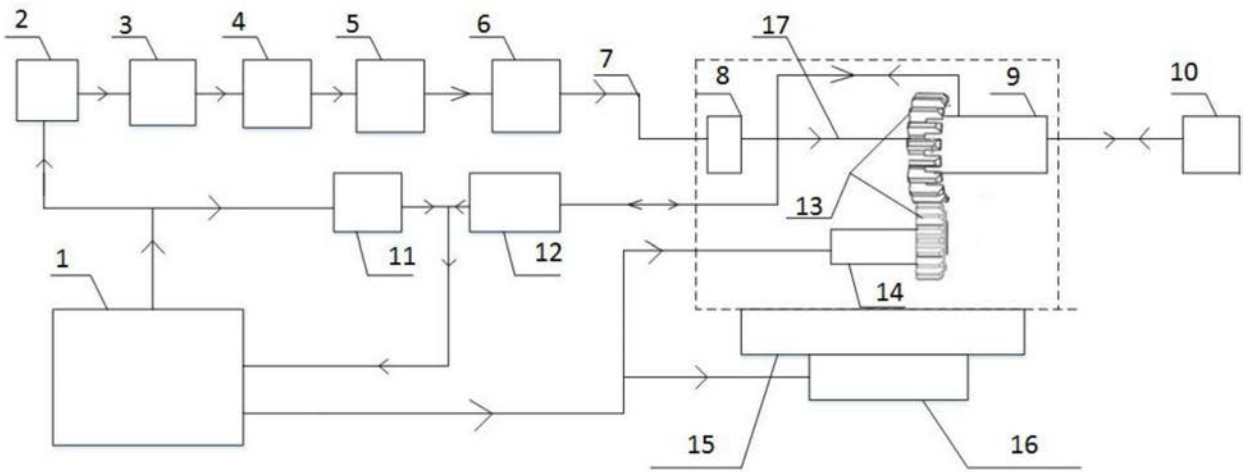


图1

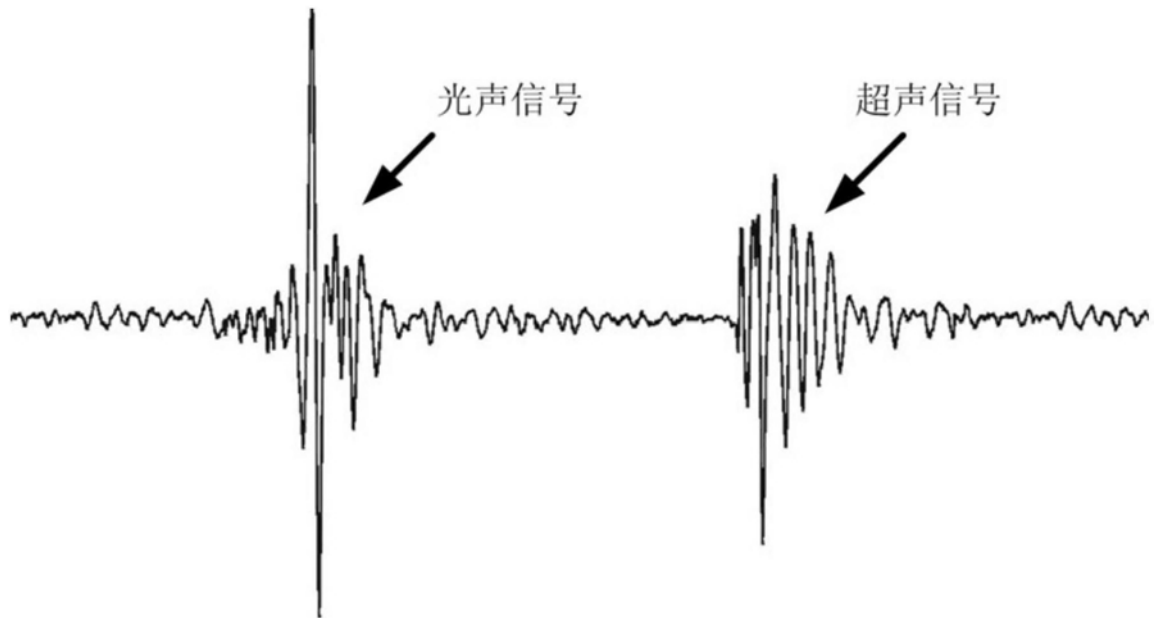


图2

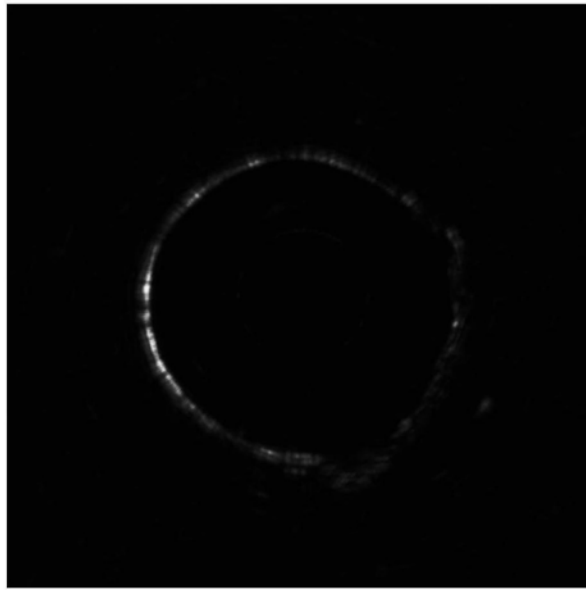


图3

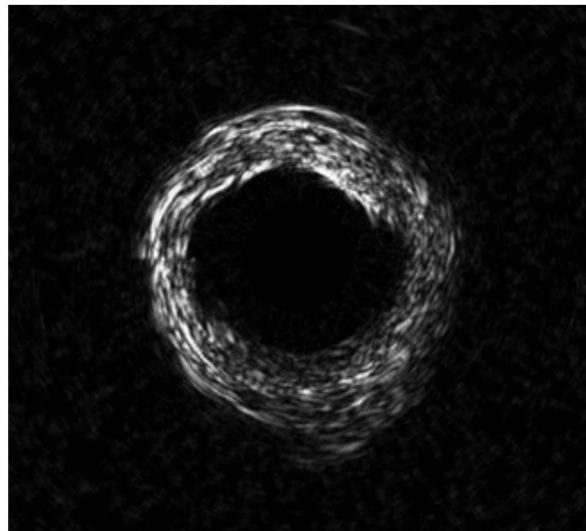


图4

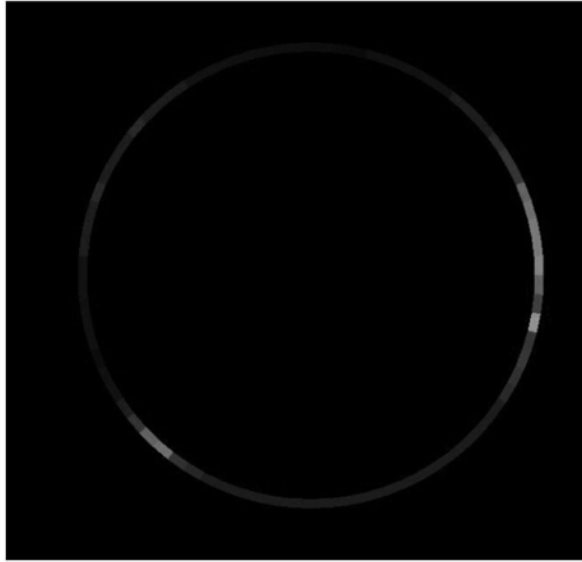


图5

专利名称(译)	一体化的光声、超声、光声弹性内窥成像装置及其方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN105769128B</a>	公开(公告)日	2018-10-19
申请号	CN201610298603.3	申请日	2016-05-06
[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 雷鹏 王婷婷 邢达		
发明人	杨思华 雷鹏 王婷婷 邢达		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/12 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/0033 A61B5/0095 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/52 A61B8/5207		
审查员(译)	桂林		
其他公开文献	CN105769128A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一体化的光声、超声、光声弹性内窥成像装置，其特征在于：所述的成像装置包括沿着脉冲激光的传输路径依次设置的脉冲激光器、滤光片、光阑、物镜、光纤耦合器，还包括多模光纤、光纤滑环、转动组件、旋转步进电机、电滑环、一体化探头、平移平台、平移步进电机、超声脉冲发射接收器、延时器、计算机；所述的计算机与脉冲激光器信号连接，脉冲激光器与延时器信号连接，延时器与超声脉冲发射接收器信号连接，超声脉冲发射接收器与电滑环信号连接。本发明还涉及一种利用该成像装置进行成像的方法。本发明可以获得三种成像，可以提高检测精度，同时获得血管内多参量、多尺度的信息，属于血管内窥技术领域。

