



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106361294 A

(43)申请公布日 2017. 02. 01

(21)申请号 201611004118.7

(22)申请日 2016.11.15

(71)申请人 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

(72)发明人 陈重江 雷鹏 杨思华 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 5/00(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

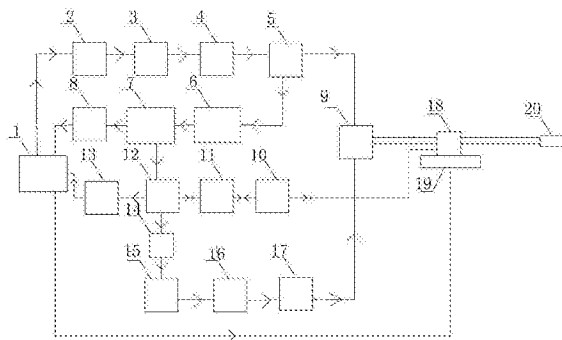
权利要求书3页 说明书7页 附图1页

(54)发明名称

一种血管内光学相干断层成像-光声-超声多模成像装置与方法

(57)摘要

本发明属于血管内窥成像领域,公开了一种血管内光学相干断层成像-光声-超声多模成像装置与方法。该装置包括,包括计算机、OCT激发与采集系统、光声信号激发与采集系统、超声信号激发与采集系统、以及一体化探头。所述OCT激发与采集系统包括:PGA板、超发光二极管、隔离器、第一光纤耦合、参考臂、线阵CCD、以及第一采集卡;所述光声信号激发与采集系统包括:脉冲激光器、光阑、第二光纤耦合器、以及双包层光纤,所述超声信号激发与采集系统包括:脉冲超声发射/接收器、信号放大器、信号滤波器、以及第二采集卡;本发明将OCT、光声和超声三模态血管内窥成像系统整合了三种成像模式及其各自的优点,可获得血管的多参量生理功能信息和多尺度的结构信息。



1. 一种血管内的光学相干断层成像-光声-超声多模态成像的装置,其特征在于,包括计算机、OCT激发与采集系统、光声信号激发与采集系统、超声信号激发与采集系统、以及一体化探头,血管内的光学相干断层成像OCT激发光和光声激发光使用不同光源,并通过双包层光纤进行激光传输和采集;

其中,所述OCT激发与采集系统包括:FPGA板、超发光二极管、隔离器、第一光纤耦合器、参考臂、线阵CCD、以及第一采集卡;所述FPGA板产生信号激发超发光二极管产生OCT激发光,经过隔离器之后通过第一光纤耦合器一部分进入双包层光纤纤芯用于OCT信号的激发,一部分作为参考臂激光信号,进入双包层光纤纤芯的激光通过一体化探头进行信号激发并采集OCT信号再沿双包层光纤纤芯返回,经过参考臂之后被线阵CCD采集并转化为电信号,然后通过第一采集卡送计算机采集,最后重建得到血管内OCT图像;

所述光声信号激发与采集系统包括:脉冲激光器、光阑、第二光纤耦合器、以及双包层光纤,所述脉冲激光器被激发产生脉冲激光之后经过光阑之后通过第二光纤耦合器进入双包层光纤的包层,再通过一体化探头激发并由一体化探头集成的超声换能器采集光声信号,然后由超声换能器转化成电信号由连接换能器的同轴电缆经过光电滑环之后由超声接收器接收,并经过信号放大和滤波之后由第二采集卡采集,然后将信号送计算机处理重建光声图像;

所述超声信号激发与采集系统包括:脉冲超声发射/接收器、信号放大器、信号滤波器、以及第二采集卡,所述脉冲超声发射/接收器收到触发信号之后发射超声脉冲,经过同轴电缆传输到一体化的探头的超声换能器,使超声换能器产生超声波,对血管进行检测并接收反射回来的超声波,超声换能器将反射超声信号转化为电信号再经过同轴电缆、光电滑环、超声发射接收器,经过信号放大器,再经过信号滤波器由第二采集卡传输到计算机,经过图像重建得到血管超声图像。

2. 根据权利要求1所述血管内的光学相干断层成像-光声-超声多模态成像的装置,其特征在于,传输OCT光源和光声激发光源使用了一根双包层光纤同时传输,双包层光纤的纤芯为单模传输,用于传输OCT激发光;外层为多模传输,用于传输光声激发光,该双包层分为两段通过光电滑环连接,光电滑环与旋转步进电机固定,从而实现旋转。

3. 根据权利要求1所述血管内的光学相干断层成像-光声-超声多模态成像的装置,其特征在于,所述的超发光二极管所发射的激光波长为1310nm,带宽大于100nm;

所述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,输出的脉冲激光的波长范围为400nm~2500nm,脉冲宽度为5ns~50ns。

4. 根据权利要求1所述血管内的光学相干断层成像-光声-超声多模态成像的装置,其特征在于,所述超声脉冲发射/接收器发射超声信号的频率范围为20MHz~50MHz,接收超声信号的频率范围为1KHz~75MHz,所述信号放大器能够放大频率为5-75MHz,放大增益为10-60dB,信号率滤波器为带通滤波器,通带宽为5-50MHz。

5. 根据权利要求1所述血管内的光学相干断层成像-光声-超声多模态成像的装置,其特征在于,所述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。

6. 根据权利要求1所述血管内的光学相干断层成像-光声-超声多模态成像的装置,其

特征在于,所述双包层光纤末端经grin透镜和镀膜反射镜之后聚焦之后侧向 110° 出光,对血管壁进行OCT及光声信号激发,所述的双包层光纤、grin透镜和镀膜反射镜、及高频超声换能器一同放在外径为1.0mm内径为0.5mm的圆形钛管中;

所述双包层光纤、超声换能器信号线均穿过医用导丝,医用导丝一端与光电滑环机械连接,另一端与圆形钛管机械连接,旋转电机通过光电滑环带动固定的导丝的旋转,从而带动在圆形钛管及圆形钛管中的OCT-光声-超声三种模式旋转激发采集信号。

7.根据权利要求6所述血管内的光学相干断层成像-光声-超声多模态成像的装置,其特征在于,所述医用导丝及与医用导丝相连接的钛管均放置于医用导管中,医用导管为固定装置,导丝带动钛管在导管中旋转,构成旋转装置,导管的作用是保证导丝旋转时不偏心,所述旋转装置置于前进/后撤平台上实现一体化探头在血管内的前后移动,所述旋转装置与前进/后撤平台共同构成旋转/前进/后撤平台。

8.根据权利要求7所述血管内的光学相干断层成像-光声-超声多模态成像的装置,其特征在于,所述旋转/前进/后撤平台由水平方向步进电机和轴向方向步进电机组成,水平方向步进电机带动平台完成前进/后撤功能,轴向方向步进电机的同步齿轮与光电滑环机械连接,超声换能器的引线 with 光电滑环电气连接,光电滑环出线接超声信号发射/接收器,信号经过放大器、信号滤波器之后输入第二采集卡,上述光电滑环、超声信号发射/接收器、信号放大器、信号滤波器、第二采集卡均为电气连接、当步进电机通过齿轮带动光电滑环旋转时,实现通过导丝带动光声超声一体化的探头 360° 旋转。

9.根据权利要求1所述血管内的光学相干断层成像-光声-超声多模态成像的装置,其特征在于,整个系统时序控制如下,计算机控制FPGA产生信号激发超发光二极管产生OCT激发光,采集到OCT信号之后触发超声发射/接收器产生超声,该超声发射器同时产生同步触发信号,该同步触发信号经过延时器之后激发脉冲激光器产生光声激发光。

10.一种利用权利要求1-9中任一项所述的多模成像装置进行成像的方法,其特征在于,包括下述步骤:

(1)激发:将该装置放置于血管内,计算机控制FPGA板产生信号激发超发光二极管产生OCT激发光,该激发光同双包层光纤的纤芯经过光电滑环时候由一体化探头激发OCT信号;采集到OCT信号之后触发超声发射/接收器产生超声,超声发射/接收器发射电信号,经过光电滑环由一体化探头集成的超声换能器将电信号转化成超声波信号,超声波信号对血管检测;该发射/接收器同时产生同步触发信号,该同步触发信号经过延时器之后激发脉冲激光器产生光声激发光,该激发光经过光阑之后由双包层光纤的内包层经过光电滑环之后由一体化探头侧向 110° 射向血管,激发光声信号;

(2)数据采集:产生的OCT信号由上述双包层光纤的纤芯经光电滑环之后传回,并由线阵CCD采集,采集到OCT信号由第一采集卡送入计算机;返回的超声信号由超声换能器接收,并将超声波信号转化为电信号,由与超声换能器相连的同轴电缆线经过光电滑环之后被超声发射/接收器接收,然后经过信号放大器和信号滤波器之后由第二采集卡送入计算机;光声信号由超声换能器接收,并将光声波信号转化为电信号,由与超声换能器相连的同轴电缆线经过光电滑环之后被超声发射/接收器接收,然后经过信号放大器和信号滤波器之后由第二采集卡送入计算机;

(3)当完成血管某一位置的OCT-光声-超声信号数据采集后,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,转动组件驱动光电滑环的转子转动,光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;

(4) 图像重建:计算机将采集到的数据用于OCT图像、光声图像、超声图像的重建。

一种血管内光学相干断层成像-光声-超声多模成像装置与方法

技术领域

[0001] 本发明涉及血管内窥的研究领域,特别涉及一种血管内光学相干断层成像-光声-超声多模成像装置与方法。

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)及血管内光学相干断层显像(OCT),上面几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。而血管内光声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] 光学相干断层成像技术(OCT):是一门新兴的断层扫描成像技术,血管内OCT能够精确测量冠脉内膜和纤维帽厚度,提供组织原位和实时影像,大大增强了图像的分辨率和对比度,但是OCT受血液散射影响较大,成像深度较低不能识别血管的深层信号。

[0004] 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。这两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,两种成像方法的成像深度可以达到10cm以上,因此这两种技术非常适合对血管进行内窥成像。

[0005] 血管内OCT-光声-超声多模成像技术将三种成像方法结合起来,有效的克服了单一模式成像的不足,能够提供血管内多参量,多维度的信息,有助于诊断血管内的斑块情况。

[0006] 申请号为201210510661.X,专利名为《非接触式光声和光学相干断层成像装置及检测方法》,公开了一种OCT和光声成像结合的成像装置及方法,该技术利用振镜实现平面二维扫描,但是无法应用到血管内。

[0007] 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。

[0008] 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。

[0009] 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

[0010] 本发明的主要目的在于克服现有技术的缺点与不足,提供一种血管内光学相干断层成像-光声-超声多模成像装置,利用该装置可以实现OCT-光声-超声三种模式的成像,能够同时获得血管内多参量、多尺度的信息,提高血管内斑块的检测精度。

[0011] 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,可获得血管内的OCT图像、光声图像以及超声图像。

[0012] 为了达到上述第一目的,本发明采用以下技术方案:

[0013] 本发明的一种血管内的光学相干断层成像-光声-超声多模态成像的装置,包括计算机、OCT激发与采集系统、光声信号激发与采集系统、超声信号激发与采集系统、以及一体化探头,血管内的光学相干断层成像OCT激发光和光声激发光使用不同光源,并通过双包层光纤进行激光传输和采集;

[0014] 其中,所述OCT激发与采集系统包括:FPGA板、超发光二极管、隔离器、第一光纤耦合器、参考臂、线阵CCD、以及第一采集卡;所述FPGA板产生信号激发超发光二极管产生OCT激发光,经过隔离器之后通过第一光纤耦合器一部分进入双包层光纤纤芯用于OCT信号的激发,一部分作为参考臂激光信号,进入双包层光纤纤芯的激光通过一体化探头进行信号激发并采集OCT信号再沿双包层光纤纤芯返回,经过参考臂之后被线阵CCD采集并转化为电信号,然后通过第一采集卡送计算机采集,最后重建得到血管内OCT图像;

[0015] 所述光声信号激发与采集系统包括:脉冲激光器、光阑、第二光纤耦合器、以及双包层光纤,所述脉冲激光器被激发产生脉冲激光之后经过光阑之后通过第二光纤耦合器进入双包层光纤的包层,再通过一体化探头激发并由一体化探头集成的超声换能器采集光声信号,然后由超声换能器转化成电信号由连接换能器的同轴电缆经过光电滑环之后由超声接收器接收,并经过信号放大和滤波之后由第二采集卡采集,然后将信号送计算机处理重建光声图像;

[0016] 所述超声信号激发与采集系统包括:脉冲超声发射/接收器、信号放大器、信号滤波器、以及第二采集卡,所述脉冲超声发射/接收器收到触发信号之后发射超声脉冲,经过同轴电缆传输到一体化的探头的超声换能器,使超声换能器产生超声波,对血管进行检测并接收反射回来的超声波,超声换能器将反射超声信号转化为电信号再经过同轴电缆、光电滑环、超声发射接收器,经过信号放大器,再经过信号滤波器由第二采集卡传输到计算机,经过图像重建得到血管超声图像。

[0017] 作为优选的技术方案,传输OCT光源和光声激发光源使用了一根双包层光纤同时传输,双包层光纤的纤芯为单模传输,用于传输OCT激发光;外层为多模传输,用于传输光声激发光,该双包层分为两段通过光电滑环连接,光电滑环与旋转步进电机固定,从而实现旋转。

[0018] 作为优选的技术方案,所述的超发光二极管所发射的激光波长为1310nm;

[0019] 所述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,输出的脉冲激光的波长范围为400nm~2500nm,脉冲宽度为5ns~50ns。

[0020] 作为优选的技术方案,所述超声脉冲发射/接收器发射超声信号的频率范围为20MHz~50MHz,接收超声信号的频率范围为1KHz~75MHz,所述信号放大器能够放大频率为5~75MHz,放大增益为10~60dB,信号率滤波器为带通滤波器,通带宽为5~50MHz。

[0021] 作为优选的技术方案,所述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。

[0022] 作为优选的技术方案,所述双包层光纤末端经grin透镜和镀膜反射镜之后聚焦之后侧向110°出光,对血管壁进行OCT及光声信号激发,所述的双包层光纤、grin透镜和镀膜反射镜、及高频超声换能器一同放在外径为1.0mm内径为0.5mm的圆形钛管中;

[0023] 所述双包层光纤、超声换能器信号线均穿过医用导丝,医用导丝一端与光电滑环机械连接,另一端与圆形钛管机械连接,旋转电机通过光电滑环带动固定的导丝的旋转,从而带动在圆形钛管及圆形钛管中的OCT-光声-超声三种模式旋转激发采集信号。

[0024] 作为优选的技术方案,所述医用导丝及与医用导丝相连接的钛管均放置于医用导管中,医用导管为固定装置,导丝带动钛管在导管中旋转,构成旋转装置,导管的作用是保证导丝旋转时不偏心,所述旋转装置置于前进/后撤平台上实现一体化探头在血管内的前后移动,所述旋转装置与前进/后撤平台共同构成旋转/前进/后撤平台。

[0025] 作为优选的技术方案,所述旋转/前进/后撤平台由水平方向步进电机和轴向方向步进电机组成,水平方向步进电机带动平台完成前进/后撤功能,轴向方向步进电机的同步齿轮与光电滑环机械连接,超声换能器的引线 with 光电滑环电气连接,光电滑环出线接超声信号发射/接收器,信号经过放大器、信号滤波器之后输入第二采集卡,上述光电滑环、超声信号发射/接收器、信号放大器、信号滤波器、第二采集卡均为电气连接、当步进电机通过齿轮带动光电滑环旋转时,实现通过导丝带动光声超声一体化的探头360°旋转。

[0026] 作为优选的技术方案,整个系统时序控制如下,计算机控制FPGA产生信号激发超发光二极管产生OCT激发光,采集到OCT信号之后触发超声发射/接收器产生超声,该超声发射器同时产生同步触发信号,该同步触发信号经过延时器之后激发脉冲激光器产生光声激发光。

[0027] 为了达到上述第二目的,本发明采用以下技术方案:

[0028] 本发明的一种利用多模成像装置进行成像的方法,包括下述步骤:

[0029] (1) 激发:将该装置放置于血管内,计算机控制FPGA板产生信号激发超发光二极管产生OCT激发光,该激发光同双包层光纤的纤芯经过光电滑环时候由一体化探头激发OCT信号;采集到OCT信号之后触发超声发射/接收器产生超声,超声发射/接收器发射电信号,经过光电滑环由一体化探头集成的超声换能器将电信号转化成超声波信号,超声波信号对血

管检测;该发射/接收器同时产生同步触发信号,该同步触发信号经过延时器之后激发脉冲激光器产生光声激发光,该激发光经过光阑之后由双包层光纤的内包层经过光电滑环之后由一体化探头侧向 110° 射向血管,激发光声信号;

[0030] (2) 数据采集:产生的OCT信号由上述双包层光纤的纤芯经光电滑环之后传回,并由线阵CCD采集,采集到OCT信号由第一采集卡送入计算机;返回的超声信号由超声换能器接收,并将超声波信号转化为电信号,由与超声换能器相连的同轴电缆线经过光电滑环之后被超声发射/接收器接收,然后经过信号放大器和信号滤波器之后由第二采集卡送入计算机;光声信号由超声换能器接收,并将光声波信号转化为电信号,由与超声换能器相连的同轴电缆线经过光电滑环之后被超声发射/接收器接收,然后经过信号放大器和信号滤波器之后由第二采集卡送入计算机;

[0031] (3) 当完成血管某一位置的OCT-光声-超声信号数据采集后,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,转动组件驱动光电滑环的转子转动,光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;

[0032] (4) 图像重建:计算机将采集到的数据用于OCT图像、光声图像、超声图像的重建。

[0033] 本发明与现有技术相比,具有如下优点和有益效果:

[0034] 1. 本发明实现了OCT成像,光声成像及超声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。

[0035] 2. 本发明可以同时获得血管组织的声阻抗,光学吸收,光学散射、血管内斑块的厚度及力学性质等信息,可以更加精准地诊断血管斑块。

[0036] 3. 本发明的旋转扫描模式可以获得血管 360° 信息,并且灵敏度高,分辨率好,能够实现三种成像模式的对照。

[0037] 4. 本发明结构简单,紧凑,易于实现,一体化探头尺寸小,充分满足对于微小血管或病变堵塞血管的检测。

附图说明

[0038] 图1是血管内OCT-光声-超声多模成像装置示意图;

[0039] 图2是血管内OCT-光声-超声多模成像装置所使用的一体化探头的示意图。

[0040] 附图标号说明:1、计算机;2、FPGA板;3、超发光二极管;4、隔离器;5、第一光纤耦合器;6、参考臂;7、线阵CCD;8、第一采集卡;9、双包层光纤合束器;10、脉冲超声发射/接收器;11、信号放大器;12、信号滤波器;13、第二采集卡;14、延时器;15、脉冲激光器;16、光阑;17、第二光纤耦合器;18、光电滑环;19、旋转/平移平台;20一体化探头;21、同轴电缆线;22、双包层光纤;23、钛管;24、grin透镜;25、镀膜反射镜;26、超声换能器;27、血管样品。

具体实施方式

[0041] 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。

[0042] 实施例

[0043] 如图1所示,本实施例公开了一种血管内的光学相干断层成像-光声-超声多模态成像的装置,包括计算机1、OCT激发与采集系统、光声信号激发与采集系统、超声信号激发与采集系统、以及一体化探头20,所述一体化探头通过光电滑环18固定在旋转/平移平台19上;血管内的光学相干断层成像OCT激发光和光声激发光使用不同光源,并通过双包层光纤进行激光传输和采集;

[0044] 其中,所述OCT激发与采集系统包括:FPGA板2、超发光二极管3、隔离器4、第一光纤耦合器5、参考臂6、线阵CCD 7、以及第一采集卡8;所述FPGA板产生信号激发超发光二极管产生OCT激发光,经过隔离器之后通过第一光纤耦合器一部分进入双包层光纤纤芯用于OCT信号的激发,一部分作为参考臂激光信号,进入双包层光纤的激光通过一体化探头进行信号激发并采集OCT信号再沿双包层光纤纤芯返回,经过参考臂之后被线阵CCD采集并转化为电信号,然后通过第一采集卡送计算机采集,最后重建得到血管内OCT图像;

[0045] 所述光声信号激发与采集系统包括:脉冲激光器15、光阑16、第二光纤耦合器17、以及双包层光纤,所述脉冲激光器被激发产生脉冲激光之后经过光阑之后通过第二光纤耦合器进入双包层光纤的包层,再通过一体化探头激发并由一体化探头集成的超声换能器采集光声信号,然后由超声换能器转化成电信号由连接换能器的同轴电缆经过电滑环之后由超声接收器接收,并经过信号放大和滤波之后由第二采集卡采集,然后将信号送计算机处理重建光声图像;

[0046] 所述超声信号激发与采集系统包括:脉冲超声发射/接收器10、信号放大器11、信号滤波器12、以及第二采集卡13,所述信号滤波器和脉冲激光器之间还设有延时器15,所述第一光纤耦合器和第二光纤耦合器通过双包层光纤合束器9进行光纤的合束,并将信号传递给一体化探头;所述脉冲超声发射/接收器收到触发信号之后发射超声脉冲,经过同轴电缆传输到一体化的探头的超声换能器,使超声换能器产生超声波,对血管进行检测并接收反射回来的超声波,超声换能器将反射超声信号转化为电信号再经过同轴电缆、光电滑环、超声发射接收器,经过信号放大器,再经过信号滤波器由第二采集卡传输到计算机,经过图像重建得到血管超声图像。

[0047] 如图2所示,所述一体化探头20包括同轴电缆线21、双包层光纤22、钛管23、grin透镜24、以及镀膜反射镜25、超声换能器26,所述一体化探头20使用时设置在血管样品27上;所述双包层光纤末端经grin透镜和镀膜反射镜之后聚焦之后侧向 110° 出光,对血管壁进行OCT及光声信号激发,所述的双包层光纤、grin透镜和镀膜反射镜、及高频超声换能器一同放在外径为1.0mm内径为0.5mm的圆形钛管中;所述双包层光纤、超声换能器信号线均穿过医用导丝,医用导丝一端与光电滑环机械连接,另一端与圆形钛管机械连接,旋转电机通过光电滑环带动固定的导丝的旋转,从而带动在圆形钛管及圆形钛管中的OCT-光声-超声三种模式旋转激发采集信号。

[0048] 另外,所述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。

[0049] 本实施例中,传输OCT光源和光声激发光源使用了一根双包层光纤同时传输,双包层光纤的纤芯为单模传输,用于传输OCT激发光;外层为多模传输,用于传输OCT激发和返回

光,该双包层分为两段通过光电滑环连接,光电滑环与旋转步进电机固定,从而实现旋转。

[0050] 本实施例中,所述的超发光二极管所发射的激光波长为1310nm;

[0051] 所述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,输出的脉冲激光的波长范围为400nm~2500nm,脉冲宽度为5ns~50ns;

[0052] 所述超声脉冲发射/接收器发射超声信号的频率范围为20MHz~50MHz,接收超声信号的频率范围为1KHz~75MHz,所述信号放大器能够放大频率为5-75MHz,放大增益为10-60dB,信号率滤波器为带通滤波器,通带宽为5-50MHz。

[0053] 所述医用导丝及与医用导丝相连接的钛管均放置于医用导管中,医用导管为固定装置,导丝带动钛管在导管中旋转,构成旋转装置,导管的作用是保证导丝旋转时不偏心,所述旋转装置置于前进/后撤平台上实现一体化探头在血管内的前后移动,所述旋转装置与前进/后撤平台共同构成旋转/前进/后撤平台。

[0054] 所述旋转/前进/后撤平台由水平方向步进电机和轴向方向步进电机组成,水平方向步进电机带动平台完成前进/后撤功能,轴向方向步进电机的同步齿轮与光电滑环机械连接,超声换能器的引线 with 光电滑环电气连接,光电滑环出线接超声信号发射/接收器,信号经过放大器、信号滤波器之后输入第二采集卡,上述光电滑环、超声信号发射/接收器、信号放大器、信号滤波器、第二采集卡均为电气连接、当步进电机通过齿轮带动光电滑环旋转时,实现通过导丝带动光声超声一体化的探头360°旋转。

[0055] 根据上述的描述可知,整个系统时序控制如下,计算机控制FPGA产生信号激发超发光二极管产生OCT激发光,采集到OCT信号之后触发超声发射/接收器产生超声,该超声发射器同时产生同步触发信号,该同步触发信号经过延时器之后激发脉冲激光器产生光声激发光。

[0056] 本实施例的一种利用所述的多模成像装置进行成像的方法,包括下述步骤:

[0057] (1) 激发:将该装置放置于血管内,计算机控制FPGA板产生信号激发超发光二极管产生OCT激发光,该激发光同双包层光纤的纤芯经过光电滑环时候由一体化探头激发OCT信号;采集到OCT信号之后触发超声发射/接收器产生超声,超声发射/接收器发射电信号,经过光电滑环由一体化探头集成的超声换能器将电信号转化成超声波信号,超声波信号对血管检测;该发射/接收器同时产生同步触发信号,该同步触发信号经过延时器之后激发脉冲激光器产生光声激发光,该激发光经过光阑之后由双包层光纤的内包层经过光电滑环之后由一体化探头侧向110°射向血管,激发光声信号;

[0058] (2) 数据采集:产生的OCT信号由上述双包层光纤的纤芯经光电滑环之后传回,并由线阵CCD采集,采集到OCT信号由第一采集卡送入计算机;返回的超声信号由超声换能器接收,并将超声波信号转化为电信号,由与超声换能器相连的同轴电缆线经过光电滑环之后被超声发射/接收器接收,然后经过信号放大器和信号滤波器之后由第二采集卡送入计算机;光声信号由超声换能器接收,并将光声波信号转化为电信号,由与超声换能器相连的同轴电缆线经过光电滑环之后被超声发射/接收器接收,然后经过信号放大器和信号滤波器之后由第二采集卡送入计算机;

[0059] (3) 当完成血管某一位置的OCT-光声-超声信号数据采集后,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,转动组件驱动光电滑环的转子转动,光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;

[0060] (4) 图像重建:计算机将采集到的数据用于OCT图像、光声图像、超声图像的重建。

[0061] 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。

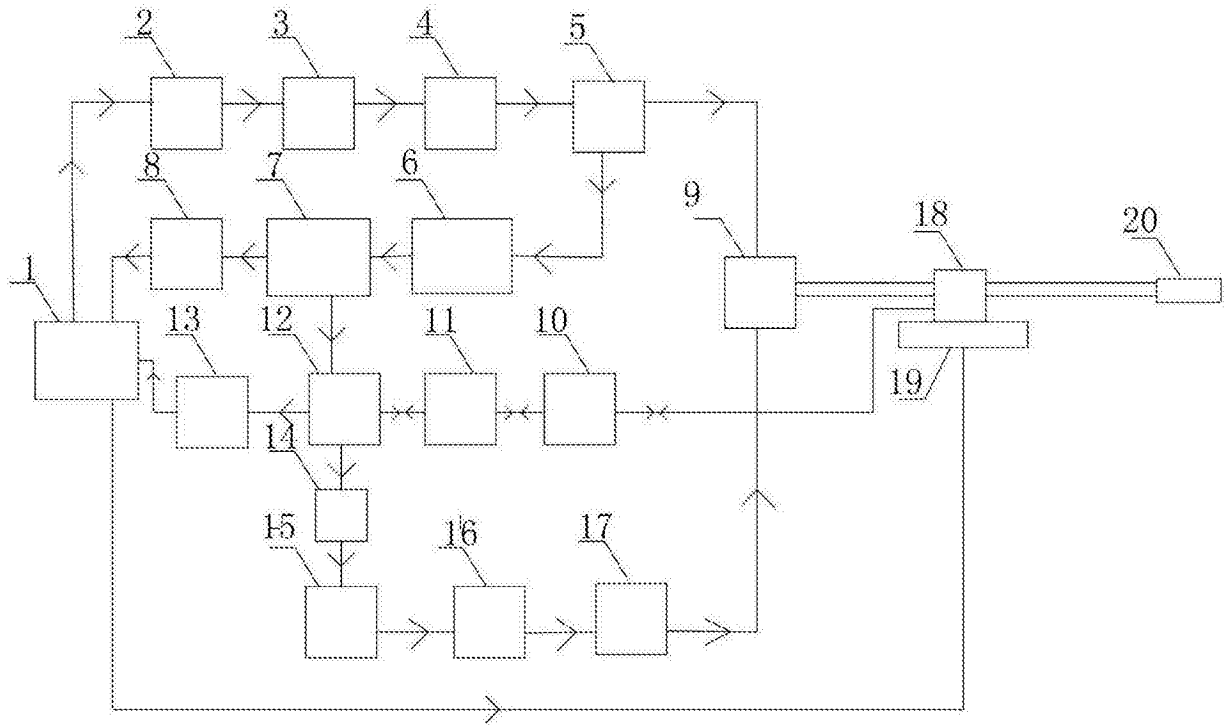


图1

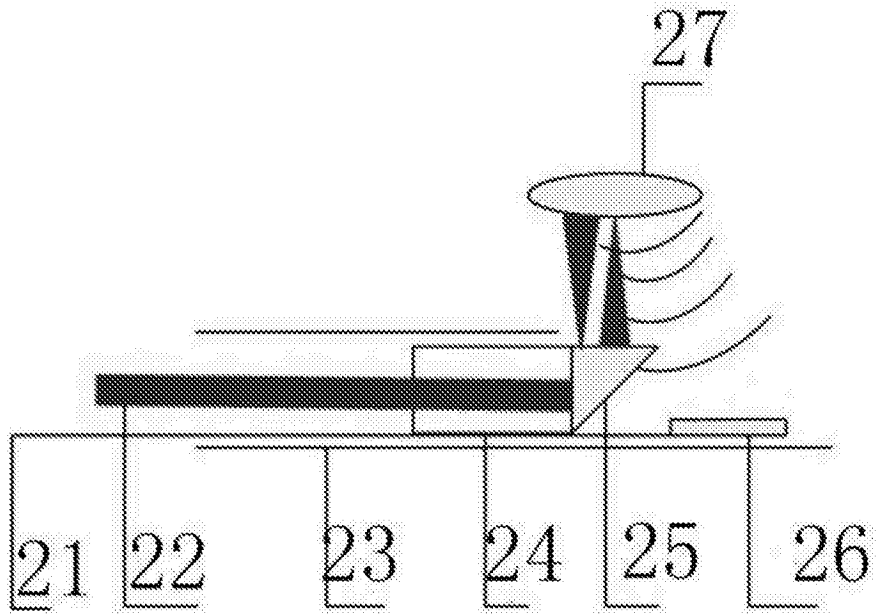


图2

专利名称(译)	一种血管内光学相干断层成像-光声-超声多模成像装置与方法		
公开(公告)号	CN106361294A	公开(公告)日	2017-02-01
申请号	CN201611004118.7	申请日	2016-11-15
[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	陈重江 雷鹏 杨思华 邢达		
发明人	陈重江 雷鹏 杨思华 邢达		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/12		
CPC分类号	A61B5/0033 A61B5/0066 A61B5/0084 A61B5/0095 A61B8/12 A61B8/44		
代理人(译)	李斌		
其他公开文献	CN106361294B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于血管内窥成像领域，公开了一种血管内光学相干断层成像-光声-超声多模成像装置与方法。该装置包括，包括计算机、OCT激发与采集系统、光声信号激发与采集系统、超声信号激发与采集系统、以及一体化探头。所述OCT激发与采集系统包括：PFGA板、超发光二极管、隔离器、第一光纤耦合、参考臂、线阵CCD、以及第一采集卡；所述光声信号激发与采集系统包括：脉冲激光器、光阑、第二光纤耦合器、以及双包层光纤，所述超声信号激发与采集系统包括：脉冲超声发射/接收器、信号放大器、信号滤波器、以及第二采集卡；本发明将OCT、光声和超声三模态血管内窥成像系统整合了三种成像模式及其各自的优点，可获得血管的多参量生理功能信息和多尺度的结构信息。

