



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103654867 A

(43) 申请公布日 2014. 03. 26

(21) 申请号 201310739461. 6

(22) 申请日 2013. 12. 27

(71) 申请人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学
城学苑大道 1068 号

(72) 发明人 宋亮 龚小竞 白晓淞 林日强

(74) 专利代理机构 广州三环专利代理有限公司
44202

代理人 郝传鑫 熊永强

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006. 01)

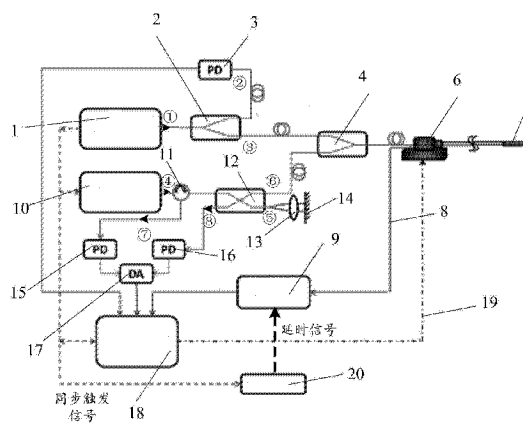
权利要求书2页 说明书9页 附图4页

(54) 发明名称

成像探头及具有该成像探头的成像装置

(57) 摘要

一种成像探头,用于血管内的成像探测,所述成像探头包括第一反射元件及超声换能器,光束经所述第一反射元件反射至所述血管上并与所述血管相互作用后产生光声信号或/和信号光,所述超声换能器接收所述光声信号并将其转换为电信号后导出,所述第一反射元件反射所述信号光并导出该信号光,所述超声换能器发射超声波束,所述超声波束被所述血管壁反射并产生超声信号,所述超声换能器接收所述超声信号并将其转换为电信号后导出。本发明还提供一种具有上述成像探头的成像装置,所述成像装置实现了血管内高分辨率,大穿透深度成像,并能获取探测组织的成分信息。



1. 一种成像探头,用于血管内的成像探测,其特征在于,所述成像探头包括第一反射元件及超声换能器,光束经所述第一反射元件反射至所述血管上并与所述血管相互作用后产生光声信号或/和信号光,所述超声换能器接收所述光声信号并将其转换为电信号后导出,所述第一反射元件反射所述信号光并导出该信号光,所述超声换能器发射超声波束,所述超声波束被所述血管壁反射并产生超声信号,所述超声换能器接收所述超声信号并将其转换为电信号后导出。

2. 根据权利要求1所述的成像探头,其特征在于,所述第一反射元件为反射镜或棱镜,所述超声换能器采用侧向放置以接收所述声光信号。

3. 根据权利要求1所述的成像探头,其特征在于,所述第一反射元件为反光透声镜,以反射光束而透射声波,所述超声换能器正向放置,所述信号光被所述第一反射元件反射,所述光声信号及所述超声信号透过所述第一反射元件后被所述超声换能器接收并转换为电信号。

4. 根据权利要求1所述的成像探头,其特征在于,所述成像探头还包括第一透镜,其置于所述成像探头的一端并靠近所述第一反射元件,所述第一透镜将入射的光束汇聚至所述第一反射元件或收集所述第一反射元件反射的信号光。

5. 根据权利要求4所述的成像探头,其特征在于,所述成像探头还包括固定件及保护套,所述固定件固定所述第一透镜、第一反射元件及超声换能器,所述保护套套设于所述固定件外,以保护所述成像探头。

6. 根据权利要求5所述的成像探头,其特征在于,所述成像探头还包括微型电机,所述微型电机具有转轴,该转轴嵌入所述固定件内,所述微型电机转动时带动所述固定件旋转,进而所述成像探头整体转动。

7. 一种成像装置,用于血管内的多模成像,其特征在于,所述成像装置包括第一激光器、分光元件、合束元件、驱动模块、耦合器、第二反射元件、第二光电检测器、第三光电检测器、信号放大器、超声信号收发仪、数据采集控制模块及如权利要求1至6任一项所述的成像探头,所述第一激光器发出光束经所述分光元件分为两束,其中一束光经由所述合束元件及所述驱动模块传输至所述成像探头,并在该成像探头内与血管相互作用产生光声信号,该光声信号被所述超声换能器收集并转换为电信号后传输至所述超声信号收发仪进行放大,并由所述数据采集控制模块所采集;

所述第一激光器射出的另一光束传输至所述耦合器并被所述耦合器分成两束,其中一束激光经所述合束元件、所述驱动模块及所述成像探头后照射到所述血管,经所述血管散射后产生携带血管信息的信号光并从所述成像探头导出,所述信号光传输至所述耦合器,所述耦合器射出的另一束激光经所述第二反射元件反射变成参考光后回到所述耦合器,所述信号光与所述参考光在所述耦合器内发生干涉并合成一束干涉光,该干涉光被所述耦合器分成两束干涉光后从所述耦合器出射,其中一束干涉光被所述第二光电检测器接收并转换为电信号后传输至所述信号放大器,另一束干涉光被所述第三光电检测器接收并转换为电信号后传输至所述信号放大器,所述电信号经所述信号放大器放大并被所述数据采集控制模块所采集;

所述超声信号收发仪发出超声激励信号,该超声激励信号入射至所述成像探头并激发所述超声换能器发出超声波束,所述超声波束被血管反射并产生超声信号,所述超声信号

被所述超声换能器收集并转换为电信号后传输至所述超声信号收发仪进行放大,并被所述数据采集控制模块所采集;

所述数据采集控制模块分析处理所采集的与所述光声信号、光信号及超声信号对应的电信号,以重建得到多模图像。

8. 根据权利要求7所述的成像装置,其特征在于,所述第一激光器发射脉冲光,所述合束元件为 2×1 耦合器,其将两束波长相同的光束耦合进一根光纤中。

9. 根据权利要求7所述的成像装置,其特征在于,所述成像装置还包括环行器,所述环行器设置于所述耦合器及所述第二光电检测器之间,其用于改变从所述耦合器的第一端面出射的光束的传播方向,使得该光束被所述第二光电检测器接收。

10. 根据权利要求7所述的成像装置,其特征在于,所述成像装置还包括延时控制模块,所述延时控制模块与所述超声信号收发仪电性连接,并通过发送延时信号控制所述超声信号收发仪处于接收模式或收发模式,所述延时控制模块预设第一延时时间及第二延时时间,该第一延时时间及所述第二延时时间为所述接收模式与收发模式的切换周期。

11. 根据权利要求7所述的成像装置,其特征在于,所述成像装置还包括第二透镜,所述第二透镜设置于所述耦合器与所述第二反射元件之间,所述第二透镜用于将所述耦合器出射的光束准直后入射至所述第二反射元件或将所述第二反射元件反射的光束聚焦后入射至所述耦合器。

12. 根据权利要求7所述的成像装置,其特征在于,所述驱动模块包括位移台、光电滑环、连接套管及旋转驱动电机,所述光电滑环位于所述位移台上,所述连接套管的两端分别连接所述光电滑环及所述成像探头,以使得所述位移台带动所述光电滑环平移时,所述成像探头同步平移,所述旋转驱动电机固定于所述位移台上并与所述光电滑环啮合,所述旋转驱动电机旋转时,所述光电滑环同步旋转以带动所述成像探头旋转。

13. 根据权利要求7所述的成像装置,其特征在于,所述成像装置还包括第二激光器,所述第二激光器发射连续光,该第二激光器发射的光束经所述耦合器分成两束,其中一束经所述合束元件及所述驱动模块进入所述成像探头内激发产生信号光后传输至所述耦合器;另一束激光经所述第二反射元件反射成为参考光后传输至所述耦合器。

14. 根据权利要求13所述的成像装置,其特征在于,所述合束元件为波分复用器,其将所述第一激光器及所述第二激光器发射的激光耦合进同一根光纤中,所述成像装置还包括第一光电检测器,所述第一激光器发出激光经所述分光元件分光后变成两束,其中一束激光被所述第一光电检测器接收并转换为电信号,该电信号被所述采集控制模块接收;另一束激光则经由所述合束元件及所述驱动模块进入所述成像探头以激发产生光声信号。

成像探头及具有该成像探头的成像装置

技术领域

[0001] 本发明涉及成像领域,尤其涉及一种成像探头及具有该成像探头的成像装置。

背景技术

[0002] 易损斑块破裂是急性心脑血管的主要原因,大量的解剖病理研究发现,易损斑块的主要特征包括:(a)活动性炎症反应(巨噬、单核细胞浸润);(b)薄的纤维帽(小于 $65\mu\text{m}$);(c)大的脂质核心(大于 40%)。然而,病理学方法无法对这些特征的发生和发展过程进行在体、动态的实时观测和研究。而体外成像的方法虽然可以通过造影等手段提高血管成像的对比度,但依然是对血管管腔的成像,无法得到血管壁上,包括易损斑块的细节信息。血管内成像由于其成像探头可以深入斑块所在的血管,对斑块直接观察,因此成为目前对易损斑块进行活体观察的有效手段。

[0003] 现有临床血管内成像技术主要有以下三种:

[0004] (1) 血管内超声(Intravascular Ultrasound, IVUS), IVUS 可以实现大深度成像(~ 5 毫米),但是分辨率有限(~ 100 微米),而且不能获得组织的成分信息;

[0005] (2) 血管内光学相干层析(Intravascular Optical Coherence Tomography, IVOCT), IVOCT 虽然分辨率较高(~ 10 微米),但是穿透深度过浅(<1 毫米),且不能获得组织的成分信息;

[0006] (3) 血管内红外光谱(Near infrared spectroscopy, NIRS), NIRS 虽然可以获得组织成分信息,但是没有深度信息配合,且无法将获取的信息和真实物理位置对应。因此,现有的上述血管内成像技术均无法实现在血管内实现大范围与高分辨成像且同时获得形态信息与成分信息,不能满足日常使用需要。

发明内容

[0007] 针对上述问题,本发明的目的在于提供一种成像探头,其集成了光声成像、IVUS 及 IVOCT 三种成像技术的成像功能,实现了血管内高分辨率,大穿透深度成像,并可同时获取含真实物理位置的组织成分信息。

[0008] 本发明还提供一种具有上述成像探头的成像装置。

[0009] 为了解决上述技术问题,本发明提供了一种成像探头,用于血管内的成像探测,所述成像探头包括第一反射元件及超声换能器,光束经所述第一反射元件反射至所述血管上并与所述血管相互作用后产生光声信号或/和信号光,所述超声换能器接收所述光声信号并将其转换为电信号后导出,所述第一反射元件反射所述信号光并导出该信号光,所述超声换能器发射超声波束,所述超声波束被所述血管壁反射并产生超声信号,所述超声换能器接收所述超声信号并将其转换为电信号后导出。

[0010] 其中,所述第一反射元件为反射镜或棱镜,所述超声换能器采用侧向放置以接收所述声光信号。

[0011] 其中,所述第一反射元件为反光透声镜,以反射光束而透射声波,所述超声换能器

正向放置,所述信号光被所述第一反射元件反射,所述光声信号及所述超声信号透过所述第一反射元件后被所述超声换能器接收并转换为电信号。

[0012] 其中,所述成像探头还包括第一透镜,其置于所述成像探头的一端并靠近所述第一反射元件,所述第一透镜将入射的光束汇聚至所述第一反射元件或收集所述第一反射元件反射的信号光。

[0013] 其中,所述成像探头还包括固定件及保护套,所述固定件固定所述第一透镜、第一反射元件及超声换能器,所述保护套套设于所述固定件外,以保护所述成像探头。

[0014] 其中,所述成像探头还包括微型电机,所述微型电机具有转轴,该转轴嵌入所述固定件内,所述微型电机转动时带动所述固定件旋转,进而所述成像探头整体转动。

[0015] 本发明还提供一种成像装置,用于血管内的多模成像,所述成像装置包括第一激光器、分光元件、合束元件、驱动模块、耦合器、第二反射元件、第二光电检测器、第三光电检测器、信号放大器、超声信号收发仪、数据采集控制模块及上述的成像探头,所述第一激光器发出光束经所述分光元件分为两束,其中一束光经由所述合束元件及所述驱动模块传输至所述成像探头,并在该成像探头内与血管相互作用产生光声信号,该光声信号被所述超声换能器收集并转换为电信号后传输至所述超声信号收发仪进行放大,并由所述数据采集控制模块所采集;

[0016] 所述第一激光器射出的另一光束传输至所述耦合器并被所述耦合器分成两束,其中一束激光经所述合束元件、所述驱动模块及所述成像探头后照射到所述血管,经所述血管散射后产生携带血管信息的信号光并从所述成像探头导出,所述信号光传输至所述耦合器,所述耦合器射出的另一束激光经所述第二反射元件反射变成参考光后回到所述耦合器,所述信号光与所述参考光在所述耦合器内发生干涉并合成一束干涉光,该干涉光被所述耦合器分成两束干涉光后从所述耦合器出射,其中一束干涉光被所述第二光电检测器接收并转换为电信号后传输至所述信号放大器,另一束干涉光被所述第三光电检测器接收并转换为电信号后传输至所述信号放大器,所述电信号经所述信号放大器放大并被所述数据采集控制模块所采集;

[0017] 所述超声信号收发仪发出超声激励信号,该超声激励信号入射至所述成像探头并激发所述超声换能器发出超声波束,所述超声波束被血管反射并产生超声信号,所述超声信号被所述超声换能器收集并转换为电信号后传输至所述超声信号收发仪进行放大,并被所述数据采集控制模块所采集;

[0018] 所述数据采集控制模块分析处理所采集的与所述光声信号、信号光及超声信号对应的电信号,以重建得到多模图像。

[0019] 其中,所述第一激光器发射脉冲光,所述合束元件为 2×1 耦合器,其将两束波长相同的光束耦合进一根光纤中。

[0020] 其中,所述成像装置还包括环行器,所述环行器设置于所述耦合器及所述第二光电检测器之间,其用于改变从所述耦合器的第一端面出射的光束的传播方向,使得该光束被所述第二光电检测器接收。

[0021] 其中,所述成像装置还包括延时控制模块,所述延时控制模块与所述超声信号收发仪电性连接,并通过发送延时信号控制所述超声信号收发仪处于接收模式或收发模式,所述延时控制模块预设第一延时时间及第二延时时间,该第一延时时间及所述第二延时时间

间为所述接收模式与收发模式的切换周期。

[0022] 其中,所述成像装置还包括第二透镜,所述第二透镜设置于所述耦合器与所述第二反射元件之间,所述第二透镜用于将所述耦合器出射的光束准直后入射至所述第二反射元件或将所述第二反射元件反射的光束聚焦后入射至所述耦合器。

[0023] 其中,所述驱动模块包括位移台、光电滑环、连接套管及旋转驱动电机,所述光电滑环位于所述位移台上,所述连接套管的两端分别连接所述光电滑环及所述成像探头,以使得所述位移台带动所述光电滑环平移时,所述成像探头同步平移,所述旋转驱动电机固定于所述位移台上并与所述光电滑环啮合,所述旋转驱动电机旋转时,所述光电滑环同步旋转以带动所述成像探头旋转。

[0024] 其中,所述成像装置还包括第二激光器,所述第二激光器发射连续光,该第二激光器发射的光束经所述耦合器分成两束,其中一束经所述合束元件及所述驱动模块进入所述成像探头内激发产生信号光后传输至所述耦合器;另一束激光经所述第二反射元件反射成为参考光后传输至所述耦合器。

[0025] 其中,所述合束元件为波分复用器,其将所述第一激光器及所述第二激光器发射的激光耦合进同一根光纤中,所述成像装置还包括第一光电检测器,所述第一激光器发出激光经所述分光元件分光后变成两束,其中一束激光被所述第一光电检测器接收并转换为电信号,该电信号被所述采集控制模块接收;另一束激光则经由所述合束元件及所述驱动模块进入所述成像探头以激发产生光声信号。

[0026] 本发明提供了一种成像装置,所述第一激光器及所述第二激光器同时发出激光并激发产生光声信号及信号光,所述采集控制模块采集一次光声信号及信号光对应的电信号。在所述延时控制模块的控制下,使得所述超声信号收发仪切换至收发模式,其发出超声激励信号并激发所述超声换能器产生超声波束,所述超声波束被所述血管壁反射后产生携带血管壁信息的超声信号,该超声信号被所述超声换能器接收并转换为电信号,经超声信号收发仪放大后,由所述采集控制模块采集一次超声信号对应的电信号。所述采集控制模块对采集的光声信号、信号光及超声信号对应的电信号进行数据存储和预处理后,重建图像,从而实现了所述血管内的多模成像。所述采集控制模块还通过所述运动控制线控制所述驱动模块的平移和旋转,进而带动所述成像探头在所述血管内的平移和旋转,实现了对所述血管的全方位扫描。本发明提供的成像装置,集成了三种模态成像功能,可以带来更全面的血管结构和成份信息。通过信号光和超声信号对应的电信号分别获取精细结构和总体结构的信息,通过光声信号对应的电信号获取血管内斑块的组织成分信息,实现血管内高分辨的结构信息和成分信息的同时获取。同时本发明提供的成像装置,获取的信息是完全同位的,因此重建得到的图像也是自动配准的。

附图说明

[0027] 为了更清楚地说明本发明的技术方案,下面将对实施方式中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施方式,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0028] 图1是本发明第一实施例提供的成像装置的结构示意图。

[0029] 图2是本发明第一实施例提供的第一种成像探头的立体示意图。

- [0030] 图 3 是本发明第一实施例提供的驱动模块的立体示意图。
- [0031] 图 4 是本发明第一实施例提供的成像探头在所述血管内的运动示意图。
- [0032] 图 5 是本发明第一实施例提供的第二种成像探头的立体示意图。
- [0033] 图 6 是本发明第一实施例提供的第三种成像探头的立体示意图。
- [0034] 图 7 是本发明第二实施例提供的成像装置的结构示意图。

具体实施方式

[0035] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0036] 请参阅图 1,本发明第一实施例提供了一种成像装置,其可用于血管内的多模成像,所述成像装置包括第一激光器 1、分光元件 2、第一光电检测器 3、合束元件 4、驱动模块 6、成像探头 7、超声信号线 8、超声信号收发仪 9、第二激光器 10、环行器 11、耦合器 12、第二透镜 13、第二反射元件 14、第二光电检测器 15、第三光电检测器 16、信号放大器 17、采集控制模块 18、运动控制线 19 及延时控制模块 20。其中,所述第一激光器 1、第一光电检测器 3、驱动模块 6、超声信号收发仪 9、第二激光器 10、信号放大器 17 及延时控制模块 20 与所述采集控制模块 18 均信号连通。所述分光元件 2、驱动模块 6、耦合器 12 与所述合束元件 4 均通过光纤连接且光路连通,所述分光元件 2 与所述第一光电检测器 3、所述驱动模块 6 与所述成像探头 7 也通过光纤连接,所述采集控制模块 18 与所述驱动模块 6 通过所述运动控制线 19 连接并控制所述驱动模块 6 的运动。

[0037] 在本发明的第一实施例中,所述超声信号收发仪 9 包括接收模式和收发模式,当所述超声信号收发仪 9 处于接收模式时,该超声信号收发仪 9 仅接收信号;当所述超声信号收发仪 9 处于收发模式时,该超声信号收发仪 9 即可发射也可接收信号。所述延时控制模块 20 发出延时信号控制所述超声信号收发仪 9 两种模式的切换,具体为,所述延时控制模块 20 预设第一延时时间 t_1 及第二延时时间 t_2 ,所述超声信号收发仪 9 初始预定处于接收模式,经所述第一延时时间 t_1 后切换到收发模式,再经所述第二延时时间 t_2 后重新切换到接收模式,并以此周期循环切换。

[0038] 请参阅图 2,图 2 为本发明的第一实施例提供的第一种成像探头,所述成像探头 7 包括第一透镜 71、第一反射元件 72、超声换能器 73、固定件 74 及保护套(图未示),所述固定件 73 固定所述第一透镜 71、第一反射元件 72 及超声换能器 73,所述保护套套设于所述固定件 74 外,以防止所述成像探头 7 与外界发生碰撞造成损伤。所述第一反射元件 72 将经所述第一透镜 71 准直后的入射光束反射到所述至所述血管壁上,其中,所述第一透镜 71 可为自聚焦透镜或球透镜,所述第一反射元件 72 可为平面反射镜或棱镜。所述超声换能器 73 接收所述光束与所述血管内壁作用产生的光声信号并将该光声信号转换为电信号,该超声换能器 73 采用侧向放置,以利于接收所述光声信号。所述超声换能器 73 还可通过超声激励信号激发产生超声波束并发射该超声波束至所述血管的内壁,所述超声波束被所述血管壁反射后产生携带所述血管壁信息的超声信号,该超声信号被所述超声换能器接收并转换为电信号。

[0039] 在本发明的第一实施例中,所述成像装置可分为光声子系统、光学相干层析(Optical Coherence Tomography, OCT)子系统及超声子系统,具体为,所述第一激光器 1、分光元件 2、第一光电检测器 3、合束元件 4、驱动模块 6、成像探头 7、超声信号线 8、超声信号收发仪 9、采集控制模块 18、运动控制线 19 及延时控制模块 20 组成了光声子系统;所述合束元件 4、驱动模块 6、成像探头 7、第二激光器 10、环行器 11、耦合器 12、第二透镜 13、第二反射元件 14、第二光电检测器 15、第三光电检测器 16、信号放大器 17、采集控制模块 18、运动控制线 19 及延时控制模块 20 组成了 OCT 子系统;所述超声信号收发仪 9、驱动模块 6、成像探头 7、超声信号线 8、采集控制模块 18、运动控制线 19 及延时控制模块 20 组成了超声子系统。

[0040] 光声子系统:请一并参阅图 1 至图 2,在本发明的第一实施例中,所述第一激光器 1 为波长连续可调脉冲激光器,如光学参量振荡器(Optical Parametric Oscillator, OPO)激光器,所述采集控制模块 18 控制所述第一激光器 1 发出波长为 λ_1 的脉冲光束①,该第一激光器 1 发出脉冲光束①的同时还发出同步触发信号,并将该同步触发信号传输给所述第二激光器 10、所述采集控制模块 18 及所述延时控制模块 20。所述脉冲光束①入射至所述分光元件 2,所述分光元件 2 可为 1×2 分束器,其用于对光信号实现分路,具体为,该脉冲光束①经所述分光元件 2 后将分为脉冲光束②及脉冲光束③,其中,所述脉冲光束②入射至所述第一光电检测器 3,所述第一光电检测器 3 可为光电二极管(Photo Diode, PD) 其将所述脉冲光束②转换为电信号,且所述电信号被所述采集控制模块 18 收集,所述采集控制模块 18 通过监测该电信号实时监控所述第一激光器 1 的波动。

[0041] 在本发明的第一实施例中,所述脉冲光束③依次经所述合束元件 4 及驱动模块 6 后进入所述成像探头 7,其中,所述合束元件 4 可为波分复用器,其将在不同光路中传播的不同波长的光耦合进同一根光纤中。所述脉冲光束③在成像探头 7 内经所述第一透镜 71 准直后被所述第一反射元件 72 反射至所述血管壁上。所述脉冲光束③照射至所述血管的内壁上时,其中,部分脉冲光被所述血管壁吸收,所述血管壁吸收脉冲光后受热并随即辐射出光声信号,该光声信号被该超声换能器 73 收集并转换为电信号,所述电信号通过所述超声信号线 8 传输至所述超声信号收发仪 9。

[0042] 在本发明的第一实施例中,所述延时控制模块 20 接收到所述第一激光器 1 发出的同步触发信号后将所述超声信号收发仪 9 置于接收模式,所述超声信号收发仪 9 接收光声信号转换的电信号并对该电信号放大后传输至所述采集控制模块 18,从而得到所述光声子系统产生的电信号 I_1 ;部分脉冲光被所述血管壁散射成后产生携带血管壁信息的信号光,该信号光传输至所述第一反射元件 72 并被该第一反射元件 72 反射后,通过所述第一透镜 71 聚焦出射。由于所述第一激光器 1 的工作波长与所述第二激光器 10 的工作波长不一致,因而该信号光无法与所述 OCT 子系统的光束发生相干,所以所述第一激光器激发产生的信号光较弱,不会影响到探测结果。

[0043] OCT 子系统:在本发明的第一实施例中,所述第二激光器 10 接收到所述第一激光器 1 的同步触发信号后同步启动。所述第二激光器 10 可为扫频光源,其发射连续光束④,该光束④通过所述环形器 11 后入射至所述耦合器 12,所述耦合器可为 2×2 耦合器,其包括第一端面(图未示)及第二端面(图未示),所述第一端面及第二端面各具有两个端口(图未示),从该第一端面的任一个端口入射的光将同时从所述第二端面的两个端口同时出射,相

应地,从该第二端面的任一个端口入射的光将同时从该第一端面的两个端口同时射出。

[0044] 在本发明的第一实施例中,所述光束④从所述耦合器 12 第一端面的一个端口入射后将分为光束⑤及光束⑥后从所述第二端面的两个端口分别射出。所述光束⑤经所述第二透镜 13 准直后入射到所述第二反射元件 14,经所述第二反射元件 14 垂直反射后成为参考光,其中,所述第二反射元件 14 可为平面反射镜。所述参考光经所述第二透镜 13 聚焦后入射进所述耦合器 12 内。所述光束⑥依次经所述合束元件 4 及驱动模块 6 后进入所述成像探头 7 内,该光束⑥在成像探头 7 内经所述第一透镜 71 准直后被所述第一反射元件 72 反射至所述血管壁上,所述光束⑥被所述血管壁散射并产生携带所述血管壁信息的信号光。由于所述光束⑥为连续激光,而光与生物组织相互作用产生光声信号的前提条件为作用的光必须为脉冲光,因而所述光束⑥不会被所述血管吸收而产生光声信号。

[0045] 在本发明的第一实施例中,所述信号光依次经所述第一反射元件 72 反射及所述第一透镜 71 聚焦后从所述成像探头 7 中导出,由于光路的可逆性,该信号光将沿所述驱动模块 6、合束元件 4 后入射进所述耦合器 12 内。所述信号光与所述参考光在所述耦合器 12 内互相干涉后形成一束干涉光,从而在所述耦合器 12 内对信号光进行第一次放大。所述干涉光从所述耦合器 12 第一端面的两个端口出射,其分别为光束⑦及光束⑧,其中所述光束⑦被所述环形器 11 改变传播方向后入射进所述第二光电探测器 15 并被所述第二光电探测器 15 转换为电信号,所述光束⑧入射进所述第三光电探测器 16 并被所述第三光电探测器 16 转换为电信号。该第二光电探测器 15 与所述第三光电探测器 16 输出的电信号同时传输至所述信号放大器 17,并经该信号放大器 17 第二次放大后得到 OCT 子系统产生的电信号 I_2 ,所述电信号 I_2 被所述采集控制模块 18 收集。其中,所述第二光电探测器 15 及第三光电探测器 16 可为光电二极管,所述信号放大器 17 可为差分放大器(Differential amplifier, DA)。

[0046] 超声子系统:在本发明的第一实施例中,所述延时控制模块 20 接收到所述第一激光器 1 发出的同步触发信号时,控制所述超声信号收发仪 9 处于接收模式,从而所述超声信号收发仪 9 可接收并放大所述第一激光器 1 激发产生的光声信号对应的电信号。经所述第一延时时间 t_1 后,所述延时控制模块 20 将所述超声信号收发仪 9 切换至收发模式。所述超声信号收发仪 9 发射超声激励信号,所述超声激励信号通过所述超声信号线 8 及所述驱动模块 6 进入所述成像探头 7 内并激发所述超声换能器 73 产生超声波束,所述超声波束照射在所述血管壁并被所述血管壁反射后产生携带血管壁信息的超声信号,该超声信号被所述超声换能器 73 接收并转换为电信号,所述电信号经所述超声信号线 8 传输回所述超声信号收发仪 9 并被该超声信号收发仪 9 放大,从而得到超声子系统对应的电信号 I_3 ,该电信号 I_3 被所述采集控制模块 18 采集。

[0047] 在本发明的第一实施例中,由于所述第一激光器 1 采用了占空比较大的脉冲激光器(即相邻两个脉冲光的时间间隔 t_3 比较长, $t_3 > t_1 + t_2$),因而所述超声信号收发仪 9 发射所述超声激励信号及接收所述超声信号对应的电信号的过程正好处于所述第一激光器 1 发射两个相邻的脉冲光的间隔时间内,从而在任一时刻,所述成像装置中只存在所述光声信号及所述超声信号两者中的一个,保证了这两个信号间不会产生信号干扰。

[0048] 请一并参阅图 3 及图 4,图 3 为本发明第一实施例提供的成像装置的驱动模块的结构示意图。所述驱动模块 6 包括位移台 61、滑块 62、旋转电机 63、光电滑环 64 及连接套

管 65。所述滑块 62 安装于所述位移台 61 上,并可在所述位移台 61 的表面移动。所述旋转电机 63 及所述光电滑环 64 均可拆卸地安装于所述滑块 62 上,所述旋转电机 63 及所述光电滑环 64 大致呈中空的圆柱体状,且二者通过齿轮或皮带轮啮合,从而所述旋转电机 63 转动时带动所述光电滑环 64 同步转动。所述连接套管 65 可由柔性材料制成,其整体大致呈圆柱体状,该连接套管 65 的一端固定于所述光电滑环 64 内,另一端固定于所述成像探头 7 内,由于所述连接套管 65 具有柔性,因而其可自由弯折,从而方便进入弯曲的人体血管内。当所述滑块 62 在所述位移台 61 的表面移动,或所述旋转电机 63 带动所述光电滑环 64 同步转动时,所述成像探头 7 随着所述光电滑环 64 的平移或旋转而同步平移或旋转,从而实现了所述成像探头 7 在所述血管内的全方位扫描。

[0049] 在本发明的第一实施例中,所述采集控制模块 18 通过采集光声信号、OCT 信号及超声信号对应的电信号 I_1 、 I_2 及 I_3 ,并对这些电信号进行数据存储和预处理后,重建出多模图像,从而对所述血管进行在体、动态的观测和研究。

[0050] 综上所述,本发明第一实施例提供的成像装置,所述第一激光器 1 及所述第二激光器 10 发出激光并激发产生光声信号及信号光,所述采集控制模块 18 先采集一次光声信号及信号光对应的电信号 I_1 及 I_2 。在所述延时控制模块 20 的控制下,所述采集控制模块 18 随后采集一次超声信号对应的电信号 I_3 ,所述采集控制模块 18 对采集的 I_1 、 I_2 及 I_3 进行数据存储和预处理后,重建图像,从而实现了所述血管内的多模成像。所述采集控制模块 18 还通过所述运动控制线 19 控制所述驱动模块 6 的平移和旋转,进而带动所述成像探头 7 在所述血管内的平移和旋转,实现了对所述血管的全方位扫描。本发明的第一实施例提供的成像装置,集成了三种模态成像功能,可以带来更全面的血管结构和成份信息。通过 OCT 子系统和超声子系统分别获取精细结构和总体结构的信息,通过光声子系统获取血管内斑块的成分信息,实现血管内高分辨的结构信息和成分信息的同时获取。同时本发明第一实施例提供的成像装置,获取的信息是完全同位的,因此重建得到的图像也是自动配准的。

[0051] 请参阅图 5,图 5 为本发明第一实施例提供的成像装置的第二种成像探头的立体示意图。在本发明第一实施例提供的第二种成像探头 207 中,所述成像探头 207 包括第一透镜 271、第一反射元件 272、超声换能器 273、固定件 274 及保护套(图未示)。所述固定件 274 用于固定所述第一透镜 271、反光透声元件 272 及超声换能器 273,所述保护套套设于所述固定件 274 外,以防止所述成像探头 7 与外界发生碰撞造成损伤。所述第一反射元件 272 可为反光透声镜,其反射光束而透射声波,所述超声换能器 273 置于所述第一反射元件 272 下,从而所述第二激光器 10 激发产生的信号光经所述第一反射元件 272 反射后从所述成像探头 207 中导出,而所述第一激光器 1 激发产生的光声信号及所述超声信号收发仪 209 激发产生的超声信号则透过所述第一反射元件 272 被所述超声换能器 273 收集并转换为电信号后通过所述超声信号线 8 导出。

[0052] 请参阅图 6,图 6 为本发明第一实施例提供的成像装置的第三种成像探头的立体示意图。本发明第一实施例提供的第三种成像探头 307 包括第一透镜 371、第一反射元件 372、超声换能器 373、固定件 374、微型电机 375 及保护套(图未示)。所述固定件 374 固定所述第一透镜 371、第一反射元件 372、超声换能器 373 及微型电机 375,所述保护套套设于所述固定件 374 外,以防止所述成像探头 7 与外界发生碰撞造成损伤。所述成像探头 307 的元件及连接关系均与所述成像探头 7 对应的元件相同,例如,所述第一透镜 371 对应于所述

第一透镜 71, 所述第一反射元件 372 对应于所述第一反射元件 72、所述超声换能器 373 对应于所述超声换能器 73。所不同的是, 图 6 所示的成像探头 307 还包括微型电机 375, 所述微型电机 375 的一端嵌入所述固定件 374 内, 从而所述微型电机 375 转动时带动所述成像探头 307 转动, 实现了所述成像探头 307 在所述血管内的旋转扫描。

[0053] 请参阅图 7, 图 7 为本发明第二实施例提供的成像装置的立体示意图。在本发明的第二实施例中, 所述成像装置包括第一激光器 401、分光元件 402、合束元件 404、驱动模块 406、成像探头 407、超声信号线 408、超声信号收发仪 409、环行器 411、耦合器 412、第二透镜 413、第二反射元件 414、第一光电检测器 415、第二光电检测器 416、信号放大器 417、采集控制模块 418、运动控制线 419 及延时控制模块 420。需要注意的是, 与图 1 相比, 在本发明的第二实施例中, 对应于图 1 所示的第一光电检测器 3 的元件在本实施例中被省略, 为了描述方便, 这里用 415 和 416 定义所述第二光电检测器和所述第三光电检测器。图 7 所示的第二实施例的成像装置中的第一激光器 401、驱动模块 406、成像探头 407、超声信号线 408、超声信号收发仪 409、环行器 411、耦合器 412、第二透镜 413、第二反射元件 414、第二光电检测器 415、第三光电检测器 416、信号放大器 417、采集控制模块 418、运动控制线 419 及延时控制模块 420 的连接关系及功能均与图 1 所示的第一实施例的成像装置的对应元件相同, 例如, 图 7 中的第一激光器 401 对应于图 1 中第一激光器 1, 图 7 中的分光元件 402 对应于图 1 中分光元件 2, 图 7 中第二光电检测器 415 对应于图 1 中的第二光电检测器 15, 图 7 中第三光电检测器 416 对应于图 1 中第三光电检测器 16 等, 在此不再赘述。

[0054] 所不同的是, 本发明第二实施例的合束元件 404 为 1×2 耦合器, 进一步, 所述第一激光器 401 发出脉冲激光, 并经所述分光元件 402 分成两束, 其中一束光线经过合束元件 404、驱动模块 406 后进入所述成像探头 407 并激发产生光声信号, 另一束光线经过环行器 411、耦合器 412、合束元件 404 及驱动模块 406 后, 进入所述成像探头 407 并激发产生信号光。所述光声信号被所述超声换能器 473 接收并转换为电信号, 通过所述超声信号线 8 导出并被所述超声信号收发仪 409 放大后传输输入所述采集控制模块 418。所述信号光在所述耦合器 412 内完成第一次放大后分别被所述第二光电检测器 415 及所述第三光电检测器 416 转化为电信号, 该电信号经所述信号放大器 417 再次放大后被所述采集控制模块 418 采集。即所述第一激光器 401 同时激发产生光声信号和信号光。

[0055] 在本发明的第二实施例中, 所述超声信号收发仪 409 发出超声激励信号, 该超声激励信号通过所述超声信号线 8 及所述驱动模块 406 后进入所述成像探头 407 内并激发所述超声换能器 473 产生超声波束, 所述超声波束照射在所述血管壁并被所述血管壁反射后产生携带血管壁信息的超声信号, 该超声信号被所述超声换能器 473 接收并转换为电信号后经所述超声信号线 8 传输回所述超声信号收发仪 409, 所述超声信号收发仪 409 放大该电信号后将其传输输入所述采集控制模块 418。

[0056] 综上所述, 本发明的第二实施例提供一种成像装置, 所述第一激光器 401 发出脉冲激光并同时所述成像探头内激发产生光声信号及信号光, 所述采集控制模块 418 采集一次光声信号及信号光对应的电信号, 在所述延时控制模块 420 的控制下, 使得所述超声信号收发仪 409 切换至收发模式, 其发出超声激励信号并激发产生超声信号, 从而所述采集控制模块 418 采集一次超声信号对应的电信号。所述采集控制模块 418 对采集的光声信号、信号光及超声信号对应的电信号进行数据存储和预处理后, 重建图像, 从而实现了所

述血管内的多模成像。所述采集控制模块 418 还通过所述运动控制线 409 控制所述驱动模块 406 的平移和旋转,进而带动所述成像探头 407 在所述血管内的平移和旋转,实现了对所述血管的全方位扫描。本发明的第二实施例提供的成像装置,集成了三种模态成像功能,因而可以带来更全面的血管结构和成份信息。通过 OCT 子系统和超声子系统分别获取精细结构和总体结构的信息,通过光声子系统获取血管内斑块的组织成分信息,实现血管内高分辨的结构信息和成分信息的同时获取。同时本发明第二实施例提供的成像装置,获取的信息是完全同位的,因此重建得到的图像也是自动配准的。

[0057] 以上所述是本发明的优选实施方式,应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以做出若干改进和润饰,这些改进和润饰也视为本发明的保护范围。

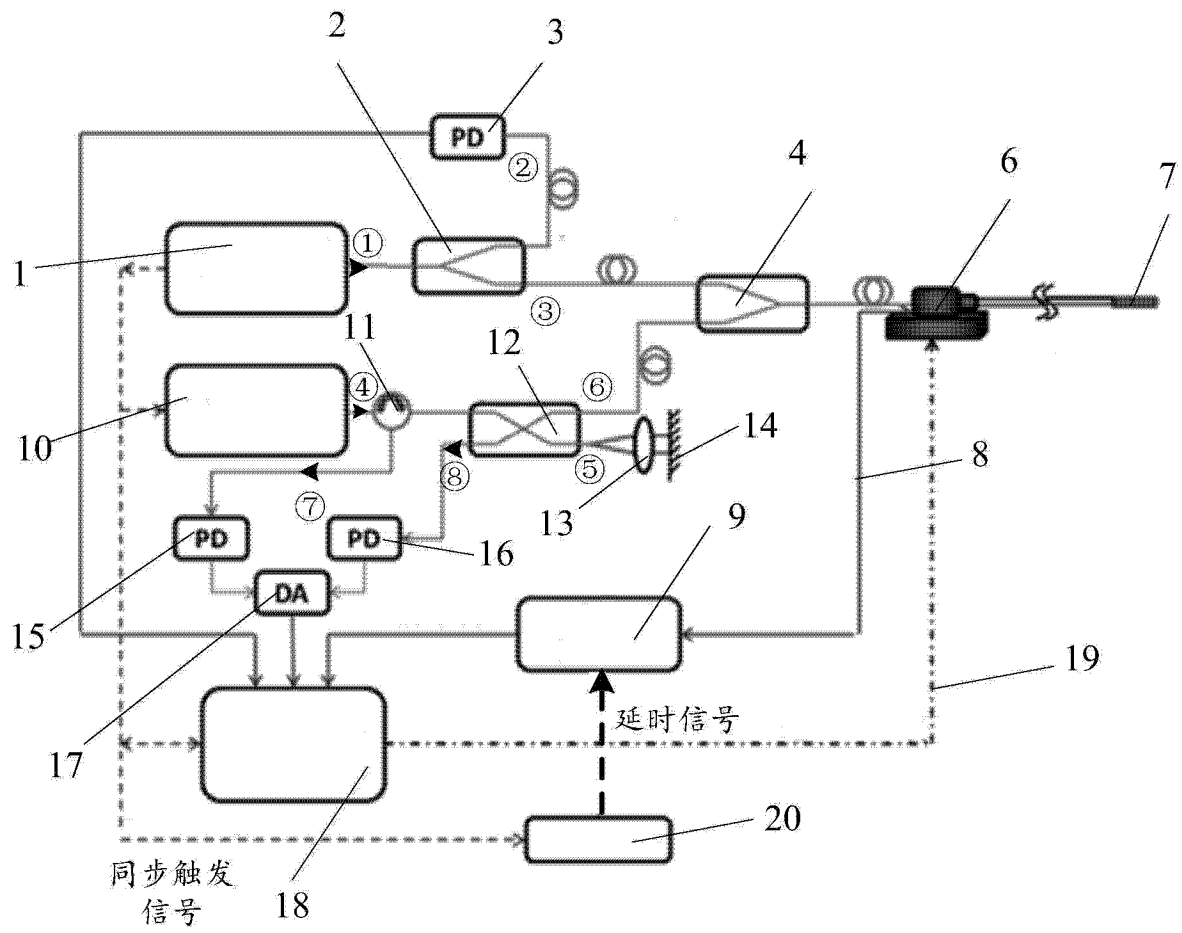


图 1

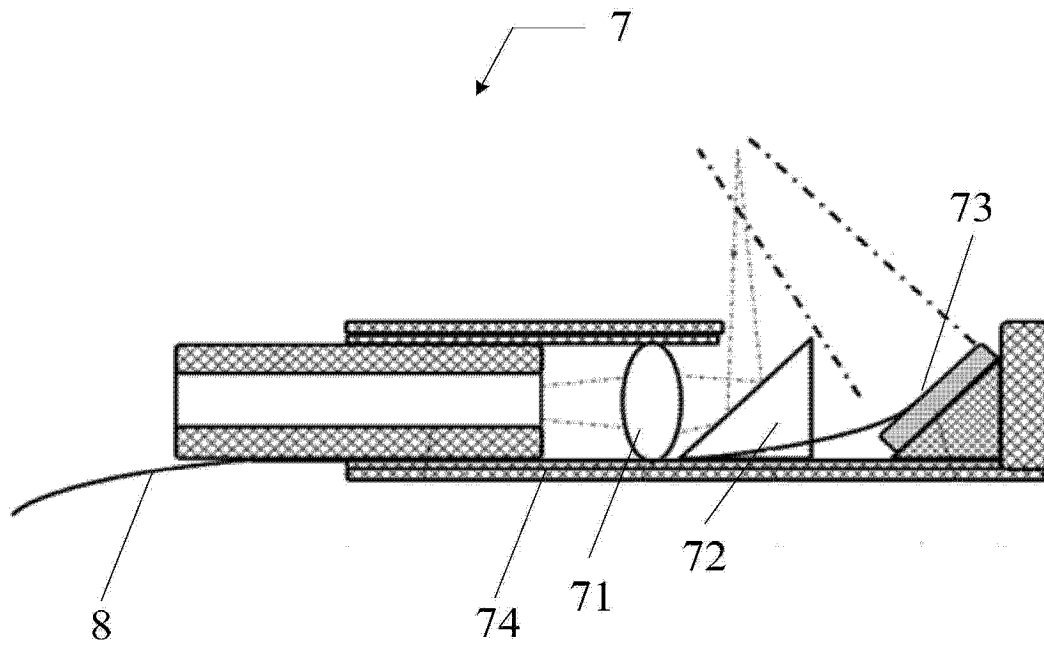


图 2

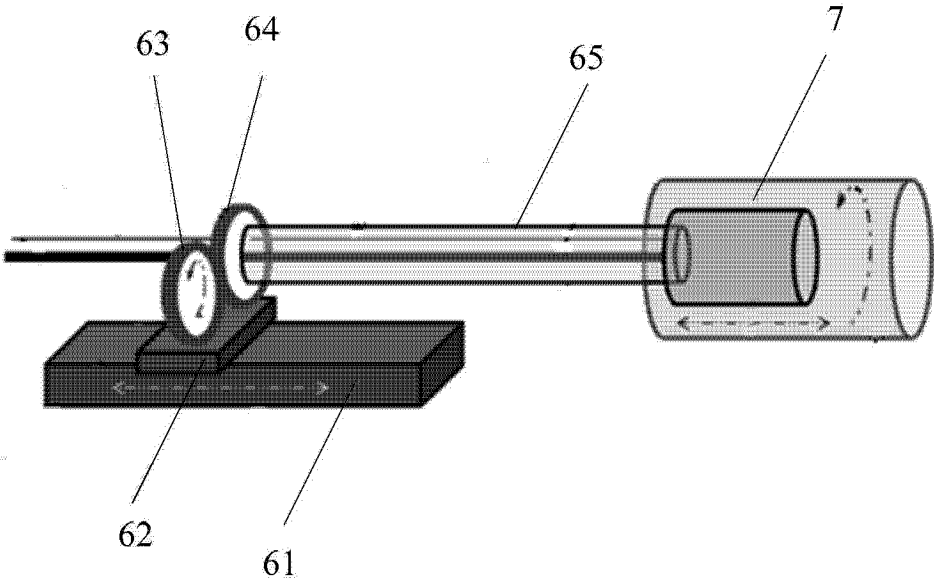


图 3

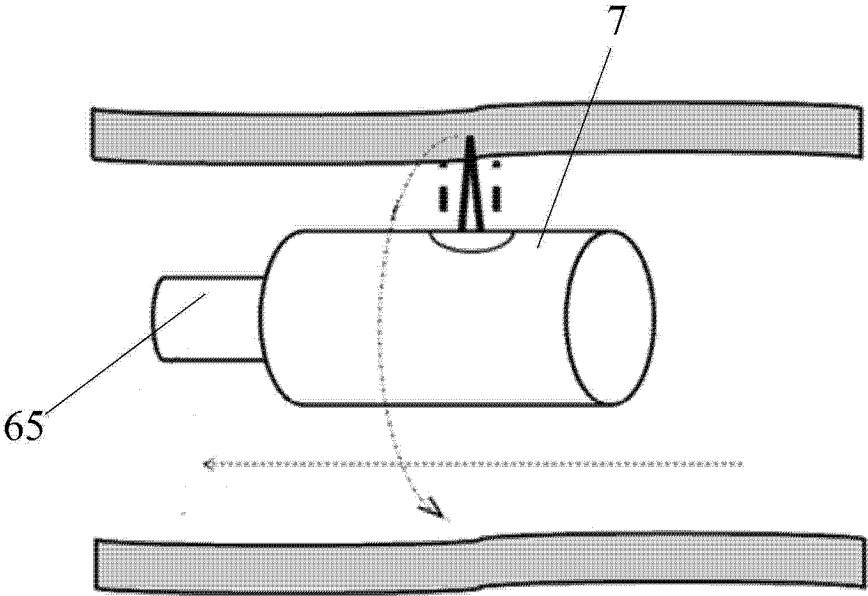


图 4

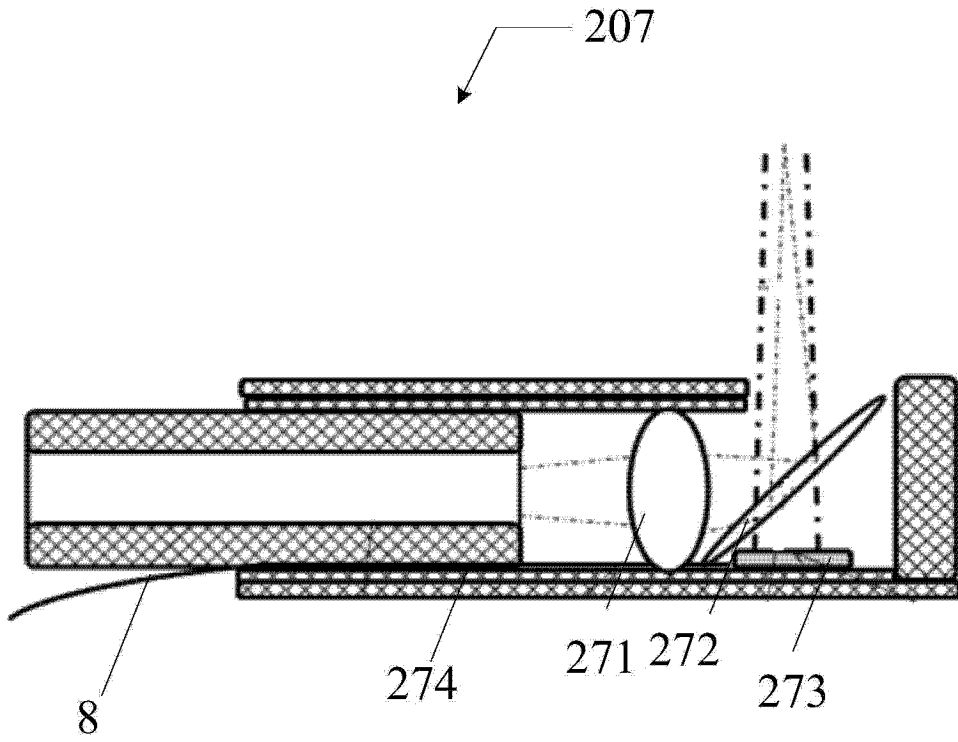


图 5

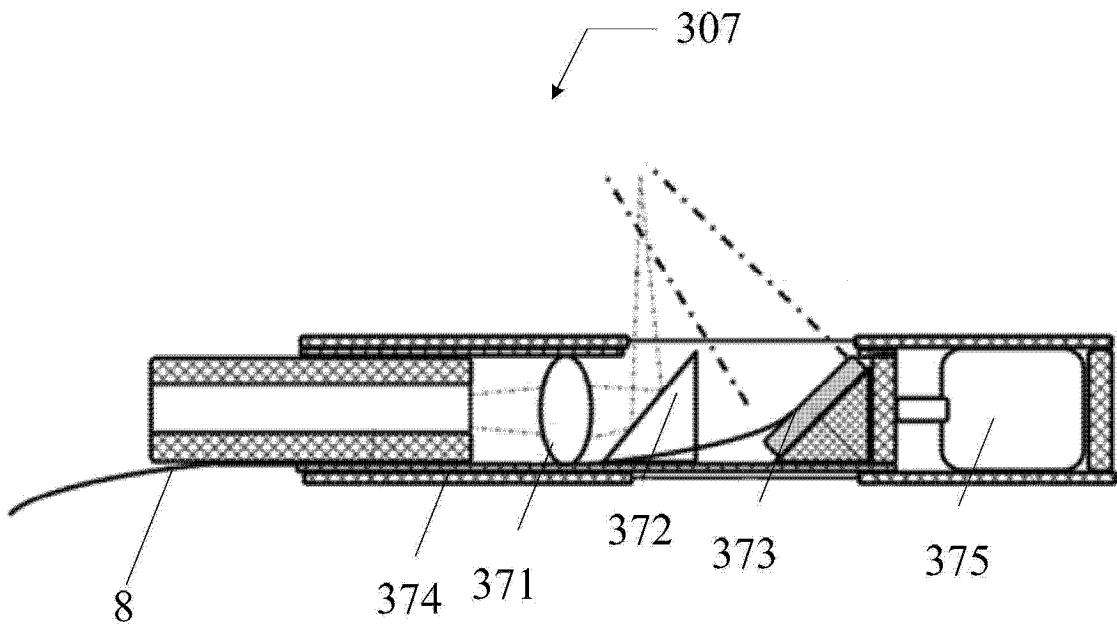


图 6

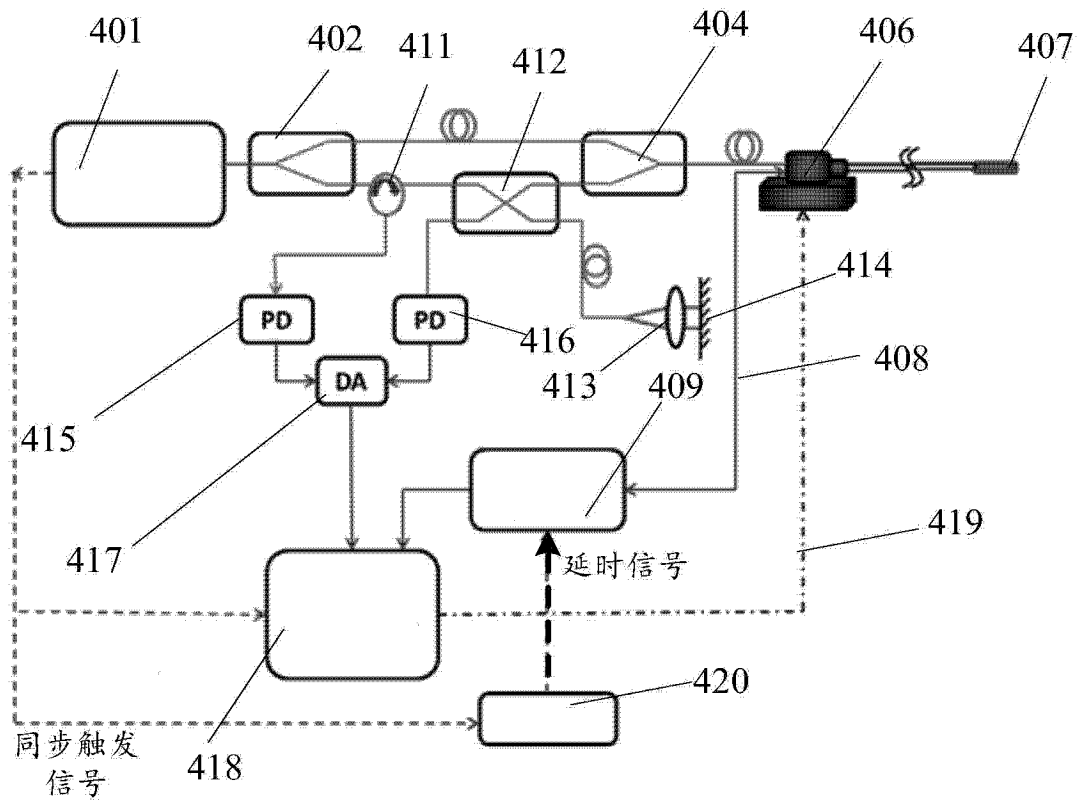


图 7

专利名称(译)	成像探头及具有该成像探头的成像装置		
公开(公告)号	CN103654867A	公开(公告)日	2014-03-26
申请号	CN201310739461.6	申请日	2013-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	宋亮 龚小竞 白晓淞 林日强		
发明人	宋亮 龚小竞 白晓淞 林日强		
IPC分类号	A61B8/12		
代理人(译)	熊永强		
其他公开文献	CN103654867B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种成像探头，用于血管内的成像探测，所述成像探头包括第一反射元件及超声换能器，光束经所述第一反射元件反射至所述血管上并与所述血管相互作用后产生光声信号或/和信号光，所述超声换能器接收所述光声信号并将其转换为电信号后导出，所述第一反射元件反射所述信号光并导出该信号光，所述超声换能器发射超声波束，所述超声波束被所述血管壁反射并产生超声信号，所述超声换能器接收所述超声信号并将其转换为电信号后导出。本发明还提供一种具有上述成像探头的成像装置，所述成像装置实现了血管内高分辨率，大穿透深度成像，并能获取探测组织的成分信息。

