



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108420459 A

(43)申请公布日 2018.08.21

(21)申请号 201810131364.1

(22)申请日 2018.02.09

(71)申请人 武汉艾欧医疗科技有限公司
地址 430223 湖北省武汉市东湖新技术开发
区高新大道818号B13栋3层1号

(72)发明人 魏伟 王自昱

(74)专利代理机构 北京轻创知识产权代理有限
公司 11212
代理人 杨立 陈振玉

(51) Int. Cl.
A61B 8/12(2006.01)
A61B 8/08(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)
A61B 1/00(2006.01)
A61B 1/06(2006.01)

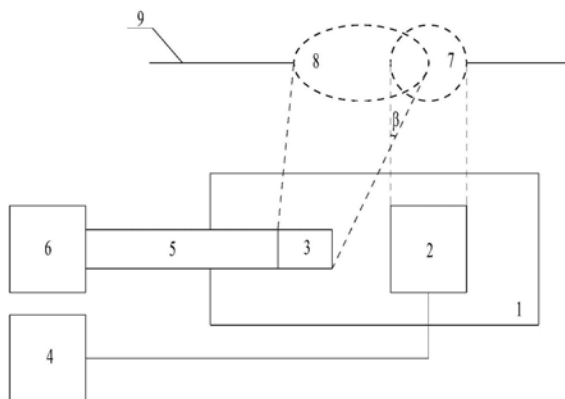
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种血管内窥成像探头及成像方法

(57)摘要

本发明涉及一种血管内窥成像探头及成像方法,探头包括圆柱形外壳,所述圆柱形外壳内沿轴向依次设置有超声换能器和棱镜,所述超声换能器与信号处理器电连接,所述棱镜通过与所述棱镜匹配的多模光纤连接至激光器,所述超声换能器在血管壁上的超声波投射区域与所述棱镜在所述血管壁上的激光投射区域部分重合,从所述超声换能器至所述超声波投射区域的投射线方向与从所述棱镜至所述激光投射区域的投射线方向具有夹角。本发明提供的技术方案可兼顾血管内窥成像探头的探测深度和成像质量。



1. 一种血管内窥成像探头,其特征在于,包括圆柱形外壳(1),所述圆柱形外壳(1)内沿轴向依次设置有超声换能器(2)和棱镜(3),所述超声换能器(2)与信号处理器(4)电连接,所述棱镜(3)通过与所述棱镜(3)匹配的多模光纤(5)连接至激光器(6),所述超声换能器(2)在血管壁(9)上的超声波投射区域(7)与所述棱镜(3)在所述血管壁(9)上的激光投射区域(8)部分重合,从所述超声换能器(2)至所述超声波投射区域(7)的投射方向与从所述棱镜(3)至所述激光投射区域(8)的投射方向具有夹角。

2. 根据权利要求1所述的血管内窥成像探头,其特征在於,所述超声波投射区域(7)为圆形,所述激光投射区域(8)为椭圆形。

3. 根据权利要求2所述的血管内窥成像探头,其特征在於,所述超声波投射区域(7)沿轴向最后端的投射方向与所述激光投射区域(8)沿轴向最前端的投射方向的夹角的范围是 15° 至 25° 。

4. 根据权利要求1所述的血管内窥成像探头,其特征在於,所述棱镜(3)与所述多模光纤(5)的接合端面由UV胶粘住。

5. 根据权利要求4所述的血管内窥成像探头,其特征在於,所述棱镜(3)与所述多模光纤(5)的接合端面外沿套设有毛细玻璃管。

6. 根据权利要求5所述的血管内窥成像探头,其特征在於,所述多模光纤(5)的芯径为200微米。

7. 根据权利要求1所述的血管内窥成像探头,其特征在於,所述超声换能器(2)为单阵元超声换能器。

8. 根据权利要求7所述的血管内窥成像探头,其特征在於,所述超声换能器(2)的最大尺寸小于或等于1毫米。

9. 根据权利要求1至8任一项所述的血管内窥成像探头,其特征在於,所述圆柱形外壳(1)的长度小于或等于4毫米。

10. 一种血管内窥成像方法,应用于权利要求1至9任一项所述的血管内窥成像探头上,其特征在於,所述方法包括:

步骤1,棱镜将由激光器产生并经多模光纤传导的激光折射投射至血管壁上,形成激光投射区域;

步骤2,超声换能器直射投射超声波至血管壁上,形成超声波投射区域;

步骤3,超声换能器分别接收激光投射区域反射的第一反馈超声波,以及超声波投射区域反射的第二反馈超声波;

步骤4,信号处理器根据由第一反馈超声波转换的信号和由第二反馈超声波转换的信号生成光声和超声双模式成像。

一种血管内窥成像探头及成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,尤其涉及一种血管内窥成像探头及成像方法。

背景技术

[0002] 心脑血管疾病已日益成为严重影响人们健康生活的主要疾病之一,据统计,全球每年有上千万人死于心脑血管疾病。心脑血管疾病的成因主要是,生长在动脉粥样硬化血管里的易损斑块突然破裂,引起动脉血管堵塞,从而使血管供血中断,最终危及生命。

[0003] 目前医学上在对心脑血管疾病确诊之前,通常需要通过探头采用成像手段对心脑血管中的易损斑块进行观测,将观测图像作为后期诊治的临床基础及证据。常用的成像手段包括光学相干断层扫描成像(OCT)和血管内窥超声成像(IVUS)等。但这些常用的成像技术均存在一些问题。OCT的成像分辨率较高,成像质量较好,但探测深度不够,仅能探测成像部位的表面,无法对成像部位的深部进行探测。IVUS则相反,能用于对成像部位的深部探测,但其分辨率较低,成像质量较差。

发明内容

[0004] 为了兼顾血管内窥成像探头的探测深度和成像质量,本发明提供一种血管内窥成像探头及成像方法。

[0005] 本发明提供一种血管内窥成像探头,包括圆柱形外壳,所述圆柱形外壳内沿轴向依次设置有超声换能器和棱镜,所述超声换能器与信号处理器电连接,所述棱镜通过与所述棱镜匹配的多模光纤连接至激光器,所述超声换能器在血管壁上的超声波投射区域与所述棱镜在所述血管壁上的激光投射区域部分重合,从所述超声换能器至所述超声波投射区域的投射方向与从所述棱镜至所述激光投射区域的投射方向具有夹角。

[0006] 本发明提供的血管内窥成像探头的有益效果是:在进行血管内窥时,将探头的内设有超声换能器和棱镜的圆柱形外壳及与棱镜连接的部分光纤放入血管,并使其沿血管延伸方向,也就是轴向移动。外壳可以为全透明材质,或者在激光及超声波的投射方向上设有透明窗口。位于外壳内后部的棱镜将由激光器产生并经多模光纤传导的激光折射投射至血管壁上,形成激光投射区域,位于外壳内前部的超声换能器接收激光投射区域反射的因激发血管组织升温而产生的反馈超声波,并将其转换为电信号,通过导线连接超声换能器的信号处理器可基于光声成像原理根据此信号生成分辨率较高且成像质量较好的光声图像。同时,超声换能器还能发射超声波,并接收由其自身发射的超声波在超声波投射区域因激发血管组织升温而反射产生的反馈超声波,在转换为电信号后,信号处理器可同时基于超声成像原理根据此信号生成超声图像。由于超声换能器和棱镜在血管壁上的投射区域部分重合且投射线具有一定夹角,这样一方面保证超声换能器可同时接收来源于其自身和棱镜的反射超声波,且因为超声换能器在轴向上位于棱镜前方,使信号处理器生成的超声图像相对于光声图像具有更大的探测深度,并且二者不易干扰。另一方面,沿轴向布置的共轴棱镜和超声换能器可以使探头整体的径向尺寸大幅小于现有的沿径向布置棱镜和超声换能

器的探头尺寸,使探头操作更为灵活。

[0007] 在上述技术方案的基础上,本发明还可以做如下改进。

[0008] 进一步,所述超声波投射区域为圆形,所述激光投射区域为椭圆形。

[0009] 进一步,所述超声波投射区域沿轴向最后端的投射线与所述激光投射区域沿轴向最前端的投射线的夹角的范围是 15° 至 25° 。

[0010] 采用上述进一步方案的有益效果是:由于探头进入血管进行观测时,通常需要沿血管延伸方向,即轴向移动,可以将探头外壳远离激光器和信号处理器的方向视为前方,靠近的方向视为后方。由于超声波投射区域和激光投射区域部分重叠,使激光信号和超声波信号存在叠加,二者重合区域的信号强度相比于各自独立区域的信号强度更强,这样可以提高光声和超声双模式成像的轴向可视效果。另外,通过调整超声换能器和棱镜之间的距离,使两个投射区域的投射线存在 15° 至 25° 的夹角,保证了探头的轴向工作距离,最大可达6.5毫米。

[0011] 进一步,所述棱镜与所述多模光纤的接合端面由UV胶粘住。

[0012] 采用上述进一步方案的有益效果是:用UV胶粘住同为圆柱形且相互匹配的棱镜和多模光纤,可减小二者接合界面处的光反射损耗。

[0013] 进一步,所述棱镜与所述多模光纤的接合端面外沿套设有毛细玻璃管。

[0014] 采用上述进一步方案的有益效果是:在接合处外沿套设的毛细玻璃管可留出一个空气/棱镜的界面,以达到光路的全反射。

[0015] 进一步,所述多模光纤的芯径为200微米。

[0016] 进一步,所述超声换能器为单阵元超声换能器。

[0017] 进一步,所述超声换能器的最大尺寸小于或等于1毫米。

[0018] 进一步,所述圆柱形外壳的长度小于或等于4毫米。

[0019] 采用上述进一步方案的有益效果是:微型化的换能器可进一步扩展探头的应用范围,使其可用于冠脉血管和毛细血管内窥成像。探头圆柱形外壳的长度可小于或等于4毫米,直径可小于或等于6毫米。

[0020] 本发明还提供一种血管内窥成像方法,应用于上述血管内窥成像探头,包括:

[0021] 步骤1,棱镜将由激光器产生并经多模光纤传导的激光折射投射至血管壁上,形成激光投射区域;

[0022] 步骤2,超声换能器直射投射超声波至血管壁上,形成超声波投射区域;

[0023] 步骤3,超声换能器分别接收激光投射区域反射的第一反馈超声波,以及超声波投射区域反射的第二反馈超声波;

[0024] 步骤4,信号处理器根据由第一反馈超声波转换的信号和由第二反馈超声波转换的信号生成光声和超声双模式成像。

[0025] 由于超声成像是基于声阻抗不同提供图像对比,而光声成像是基于光学吸收系数不同提供图像对比,两个成像模式得到的图像可以给出不同的信息,这种双模式成像的信息可以互补和互相验证。使具有共轴光声和超声双模态成像功能的血管内窥探头同时满足被成像部位的深度和分辨率要求,能够给后续的临床诊断提供更加丰富的信息。

附图说明

[0026] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作一简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0027] 图1为血管内窥成像光学探头投射在血管壁上的光斑示意图;

[0028] 图2为本发明实施例的血管内窥成像探头的结构示意图;

[0029] 图3为本发明实施例的血管内窥成像方法的流程示意图。

具体实施方式

[0030] 以下结合附图对本发明的原理和特征进行描述,所举实例只用于解释本发明,并非用于限定本发明的范围。

[0031] 由于传统光声内窥系统光学探头部分光路没有聚焦,所以从光学探头出射的激光在血管壁的投影光斑为椭圆形状,且中心光强最强,强度向四周逐渐减弱。如图1所示,光斑沿轴向分布的长度为 Z ,光斑沿径向分布的长度为 H , Z 总是大于 H ,即相比径向方向,在轴向方向的光路分布范围更大。

[0032] 由于在超声换能器的声波范围固定的情况下,使声波与光波路径重叠部分越大,成像信号将越强。所以为了在不增加探头尺寸和探头制作复杂程度的基础上,将探头上换能器2和棱镜3的排列方式设置为前后轴向排列,这样可以使探头的轴向工作距离更广。

[0033] 如图2所示,本发明实施例提供的血管内窥成像探头包括圆柱形外壳1,圆柱形外壳1内沿轴向依次设置有超声换能器2和棱镜3,超声换能器2与信号处理器4电连接,棱镜3通过与棱镜3匹配的多模光纤5连接至激光器6,超声换能器2在血管壁9上的超声波投射区域7与棱镜3在血管壁9上的激光投射区域8部分重合,从超声换能器2至超声波投射区域7的投射线方向与从棱镜3至激光投射区域8的投射线方向具有夹角。

[0034] 在本实施例中,在进行血管内窥时,将探头的内设有超声换能器和棱镜的圆柱形外壳及与棱镜连接的部分光纤放入血管,并使其沿血管延伸方向,也就是轴向移动。外壳可以为全透明材质,或者在激光及超声波的投射方向上设有透明窗口。位于外壳内后部的棱镜将由激光器产生并经多模光纤传导的激光折射投射至血管壁上,形成激光投射区域,位于外壳内前部的超声换能器接收激光投射区域反射的因激发血管组织升温而产生的反馈超声波,并将其转换为电信号,通过导线连接超声换能器的信号处理器可基于光声成像原理根据此信号生成分辨率较高且成像质量较好的光声图像。同时,超声换能器还能发射超声波,并接收由其自身发射的超声波在超声波投射区域因激发血管组织升温而反射产生的反馈超声波,在转换为电信号后,信号处理器可同时基于超声成像原理根据此信号生成超声图像。由于超声换能器和棱镜在血管壁上的投射区域部分重合且投射线具有一定夹角,这样一方面保证超声换能器可同时接收来源于其自身和棱镜的反射超声波,且因为超声换能器在轴向上位于棱镜前方,使信号处理器生成的超声图像相对于光声图像具有更大的探测深度,并且二者不易干扰。另一方面,沿轴向布置的共轴棱镜和超声换能器可以使探头整体的径向尺寸大幅小于现有的沿径向布置棱镜和超声换能器的探头尺寸,使探头操作更为灵活。

[0035] 优选地,超声波投射区域7为圆形,激光投射区域8为椭圆形。

[0036] 优选地,超声波投射区域7沿轴向最后端的投射线与激光投射区域8沿轴向最前端的投射线的夹角,也就是 β 的范围是 15° 至 25° 。

[0037] 由于探头进入血管进行观测时,通常需要沿血管延伸方向,即轴向移动,可以将探头外壳远离激光器和信号处理器的方向视为前方,靠近的方向视为后方。由于超声波投射区域和激光投射区域部分重叠,使激光信号和超声波信号存在叠加,二者重合区域的信号强度相比于各自独立区域的信号强度更强,这样可以提高光声和超声双模式成像的轴向可视效果。另外,通过调整超声换能器和棱镜之间的距离,使两个投射区域的投射线存在 15° 至 25° 的夹角,保证了探头的轴向工作距离,最大可达6.5毫米。

[0038] 优选地,棱镜3与多模光纤5的接合端面由UV胶粘住。

[0039] 用UV胶粘住同为圆柱形且相互匹配的棱镜和多模光纤,可减小二者接合界面处的光反射损耗。

[0040] 优选地,棱镜3与多模光纤5的接合端面外沿套设有毛细玻璃管。

[0041] 在接合处外沿套设的毛细玻璃管可留出一个空气/棱镜的界面,以达到光路的全反射。

[0042] 优选地,多模光纤5的芯径为200微米。

[0043] 优选地,超声换能器2为单阵元超声换能器。

[0044] 优选地,超声换能器2的最大尺寸小于或等于1毫米。

[0045] 优选地,圆柱形外壳1的长度小于或等于4毫米。

[0046] 微型化的换能器可进一步扩展探头的应用范围,使其可用于冠脉血管和毛细血管内窥成像。探头圆柱形外壳的长度可小于或等于4毫米,直径可小于或等于6毫米。

[0047] 本发明实施例还提供一种血管内窥成像方法,应用于上述血管内窥成像探头,如图3所示,该方法包括:

[0048] 步骤1,棱镜将由激光器产生并经多模光纤传导的激光折射投射至血管壁上,形成激光投射区域。

[0049] 步骤2,超声换能器直射投射超声波至血管壁上,形成超声波投射区域。

[0050] 步骤3,超声换能器分别接收激光投射区域反射的第一反馈超声波,以及超声波投射区域反射的第二反馈超声波。

[0051] 步骤4,信号处理器根据由第一反馈超声波转换的信号和由第二反馈超声波转换的信号生成光声和超声双模式成像。

[0052] 由于超声成像是基于声阻抗不同提供图像对比,而光声成像是基于光学吸收系数不同提供图像对比,两个成像模式得到的图像可以给出不同的信息,这种双模式成像的信息可以互补和互相验证。使具有共轴光声和超声双模态成像功能的血管内窥探头同时满足被成像部位的深度和分辨率要求,能够给后续的临床诊断提供更加丰富的信息。

[0053] 读者应理解,在本说明书的描述中,参考术语“一个实施例”、“一些实施例”、“示例”、“具体示例”或“一些示例”等的描述意指结合该实施例或示例描述的具体特征、结构、材料或者特点包含于本发明的至少一个实施例或示例中。在本说明书中,对上述术语的示意性表述不必针对的是相同的实施例或示例。而且,描述的具体特征、结构、材料或者特点可以在任一个或多个实施例或示例中以合适的方式结合。此外,在不相互矛盾的情况下,本领域的技术人员可以将本说明书中描述的不同实施例或示例以及不同实施例或示例的特

征进行结合和组合。

[0054] 以上所述仅为本发明的较佳实施例,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

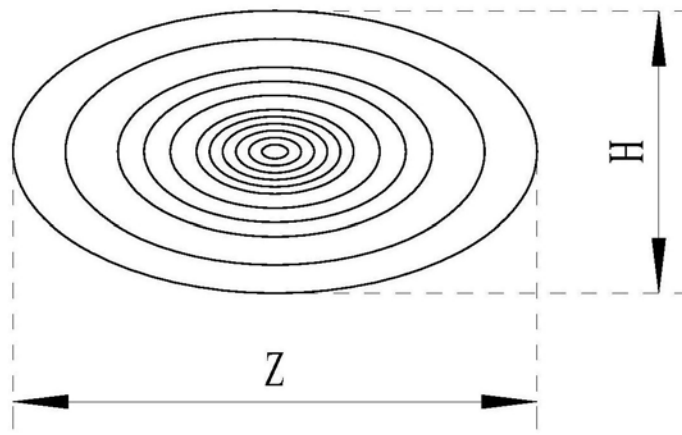


图1

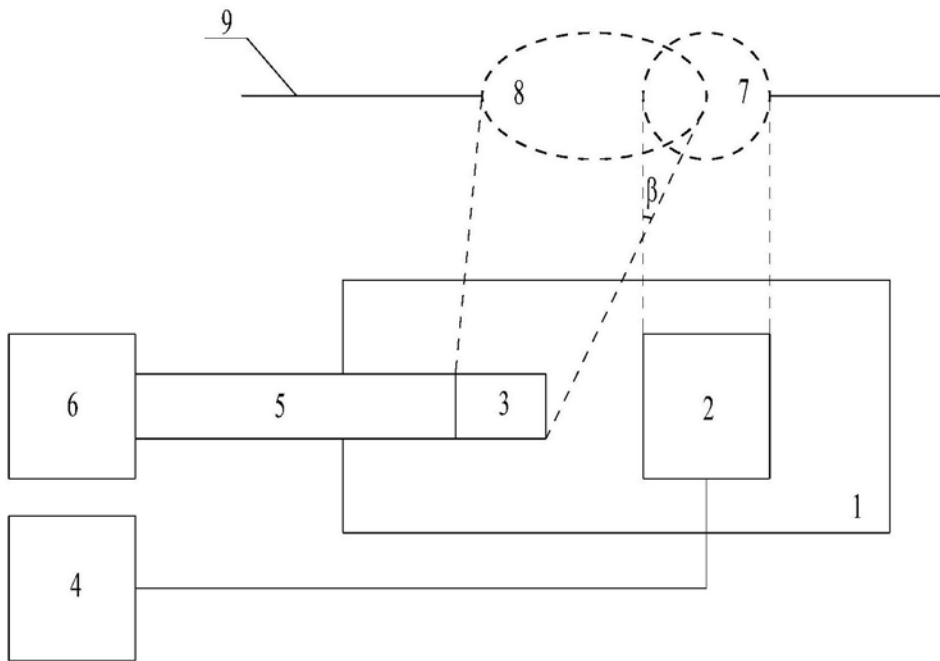


图2

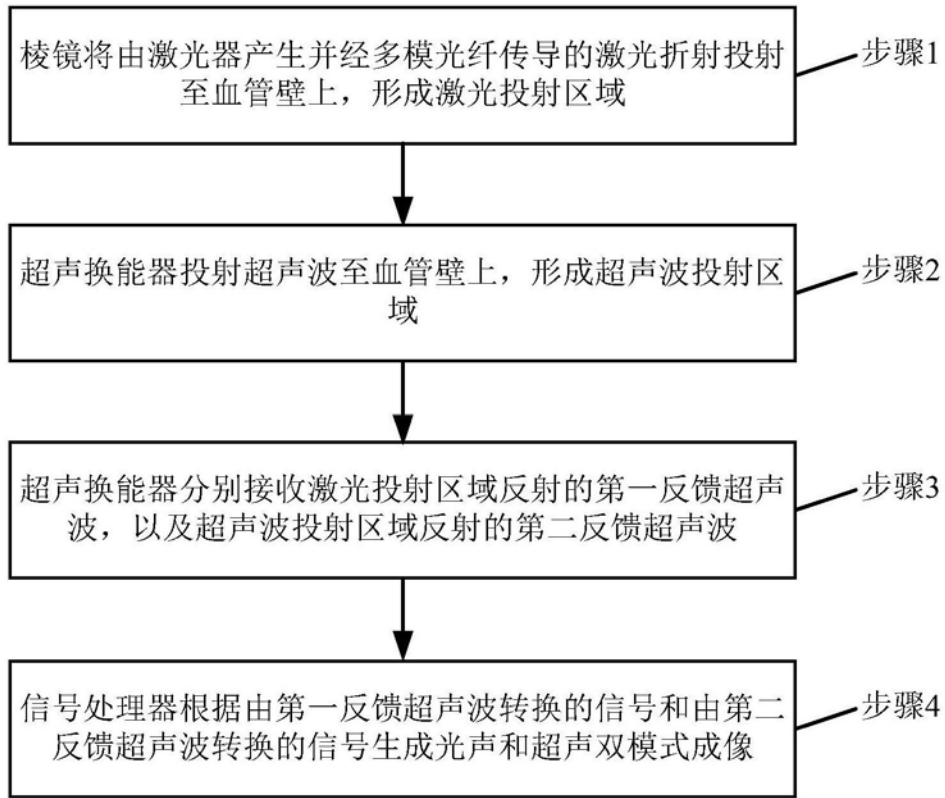


图3

专利名称(译)	一种血管内窥成像探头及成像方法		
公开(公告)号	CN108420459A	公开(公告)日	2018-08-21
申请号	CN201810131364.1	申请日	2018-02-09
[标]发明人	魏伟 王自昱		
发明人	魏伟 王自昱		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/08 A61B5/00 A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B8/12 A61B1/00165 A61B1/0661 A61B5/0033 A61B5/0084 A61B5/0095 A61B8/0891 A61B8/5261		
代理人(译)	杨立 陈振玉		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种血管内窥成像探头及成像方法，探头包括圆柱形外壳，所述圆柱形外壳内沿轴向依次设置有超声换能器和棱镜，所述超声换能器与信号处理器电连接，所述棱镜通过与所述棱镜匹配的多模光纤连接至激光器，所述超声换能器在血管壁上的超声波投射区域与所述棱镜在所述血管壁上的激光投射区域部分重合，从所述超声换能器至所述超声波投射区域的投射线方向与从所述棱镜至所述激光投射区域的投射线方向具有夹角。本发明提供的技术方案可兼顾血管内窥成像探头的探测深度和成像质量。

