



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108324249 A

(43)申请公布日 2018.07.27

(21)申请号 201810121955.0

(22)申请日 2018.02.07

(71)申请人 华南师范大学

地址 510631 广东省广州市天河区中山大
道西55号华南师范大学生物光子学研
究院

(72)发明人 杨思华 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 5/00(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

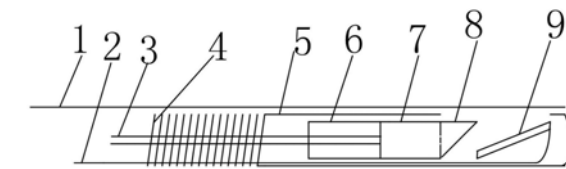
权利要求书1页 说明书3页 附图1页

(54)发明名称

基于锥形光纤同时实现光学耦合及光声激发的血管内光声成像探头

(57)摘要

本发明属于血管内窥成像领域,公开了一种基于锥形光纤同时实现光学耦合及光声激发的血管内光声成像探头,包括导管、超声换能器同轴线、锥形光纤、扭力线圈、探头外壳、毛细玻璃管、grin透镜、镀膜反射镜以及超声换能器;锥形光纤末端与grin透镜连接;grin透镜的前端与镀膜反射镜连接,末端与毛细玻璃管连接;超声换能器一端固定在所述内窥探头外壳上,同轴线连接在三维螺旋扫描装置的光电滑环上;锥形光纤的输入端与grin透镜及镀膜反射镜固定在所述内窥探头外壳内,输出端连接在三维螺旋扫描装置的光电滑环上。本发明利用锥形光纤大输入芯径和小的输出芯径能够实现高效的激光耦合再配合聚焦透镜能够实现高效激发,为血管内的光声成像提供良好的优势。



1. 基于锥形光纤同时实现光学耦合及光声激发的血管内光声成像探头, 该探头与三维螺旋扫描装置配合使用, 实现对血管内的光声成像, 其特征在于, 包括导管、超声换能器同轴线、锥形光纤、扭力线圈、探头外壳、毛细玻璃管、grin透镜、镀膜反射镜以及超声换能器; 所述锥形光纤、毛细玻璃管、grin透镜、镀膜反射镜、超声换能器设置在所述内窥探头外壳上; 所述锥形光纤末端与grin透镜连接; 所述grin透镜的前端与镀膜反射镜连接, 末端与毛细玻璃管连接; 所述超声换能器一端固定在所述内窥探头外壳上, 所述超声换能器同轴线连接在三维螺旋扫描装置的光电滑环上; 所述锥形光纤的输入端与grin透镜及镀膜反射镜固定在所述内窥探头外壳内, 输出端连接在三维螺旋扫描装置的光电滑环上; 所述扭力线圈一端固定在所述内窥探头外壳末端, 另一端固定在三维螺旋扫描装置内; 所述锥形光纤的输入端为大芯径, 大芯径在200-600um范围内, 用于耦合大光斑大能量的激光, 实现高效的激光耦合; 所述锥形光纤的输出端为小芯径, 小芯径在50-100um范围内, 用于将光斑缩小同时配合grin透镜使用, 使得输出激光光密度增大从而实现高效的光声激发。

2. 根据权利要求1所述基于锥形光纤同时实现光学耦合及光声激发的血管内光声成像探头, 其特征在于, 所述Grin透镜用于准直所述锥形光纤小芯径输出端传递的脉冲激光, 并使脉冲激光在腰斑附近接近平行光, 并通过与镀膜反射镜的配合, 使得超声换能器将接受到的超声信号转换成电信号由超声换能器同轴线传送到采集系统或者将同轴电缆传递的电信号转换为超声信号, 最后由超声换能器与脉冲激光配合完成光声成像。

3. 根据权利要求1或2所述基于锥形光纤同时实现光学耦合及光声激发的血管内光声成像探头, 其特征在于, 所述锥形光纤的输入端和输出端芯径比为400um:50um。

4. 根据权利要求1所述基于锥形光纤同时实现光学耦合及光声激发的血管内光声成像探头, 其特征在于, 所述超声换能器位于反射镜前方且超声换能器与探头外壳水平切面成30°角, 且接受面与探头的中心轴线平行放置, 传输的激光波长为400~2400nm。

5. 根据权利要求1所述基于锥形光纤同时实现光学耦合及光声激发的血管内光声成像探头, 其特征在于, 所述的镀膜反射镜的反射角度为45°。

6. 根据权利要求1或5所述基于锥形光纤同时实现光学耦合及光声激发的血管内光声成像探头, 其特征在于, 所镀反射膜所镀的膜为银膜或铝膜。

7. 根据权利要求1所述基于锥形光纤同时实现光学耦合及光声激发的血管内光声成像探头, 其特征在于, 所述扭力线圈一端固定在所述内窥探头外壳上, 且把所述内窥探头外壳末端包含在内。

8. 根据权利要求1或7所述基于锥形光纤同时实现光学耦合及光声激发的血管内光声成像探头, 其特征在于, 所述扭力线圈内含有所述多模光纤和所述超声换能器的同轴电缆。

9. 根据权利要求1所述基于锥形光纤同时实现光学耦合及光声激发的血管内光声成像探头, 其特征在于, 所述内窥探头外壳前端为曲面, 直径为0.5mm~1mm。

10. 根据权利要求1所述基于锥形光纤同时实现光学耦合及光声激发的血管内光声成像探头, 其特征在于, 所述导管为医用透光透声导管, 该导管将整个扭力线圈套接在内。

基于锥形光纤同时实现光学耦合及光声激发的血管内光声成像探头

技术领域

[0001] 本发明属于血管内窥得研究领域,具体涉及一种基于锥形光纤同时实现光学耦合及光声激发的血管内光声成像探头。

背景技术

[0002] 进入21世纪,心脑血管疾病成为影响人类健康的头号杀手,而动脉粥样硬化斑块的破裂是造成急性心脏病血管事件的主要原因,虽然现在有磁共振血管成像、血管造影成像、血管内超声成像,这几种成像方式能够较好的呈现出血管的外部形态或内部轮廓,但无法提供血管壁的局部细节信息。血管内光声成像是近几年发展起来的非侵入式和非电离式新型生物医学成像方式,兼具纯光声成像和纯超声成像的优势,既有纯光学成像的高对比性又有纯声学成像的高穿透性等优点。通过结合血管内光声成像和血管内超声成像可以克服单一成像模式的不足,能够提供多维度、多参量的信息,有利于诊断血管内斑块情况;

[0003] 目前影响血管内光声成像发展的主要的器件是内窥探头,目前内窥探头方案主要分为以下两类:一、脉冲激光由光纤测出光直接照射到组织上,二脉冲激光从光纤输出后,经过反射镜照到组织上。第一类内窥探头的缺点是脉冲激光没有汇聚,导致光声图像的分辨率不佳;而且激光没有汇聚导致照射到组织上的激光光率密度低,为了提高成像质量,增大了激光能量,导致组织累积接受的激光能量多,对组织有所损伤;第二类内窥探头的缺点是,脉冲激光经具有会聚功能的光学器件后,聚焦在某一点,在聚集点附近的光斑面积变化很大,聚集点处在组织上会有得到最佳成像图片,但在临床环境下,内窥探头与血管中心一般不重合,脉冲激光聚焦点不位于组织上,导致照到组织上的激光光率密度发生了明显的变化,从而使得到的图像失真,而且血管截面不是标准的圆形,所以第二类内窥探头适用于实验室建模环境。目前国外的光声/超声成像内窥探头方案以第一类探头为主,国内的光声/超声成像内窥探头方案以第二类探头为主。申请号为201310309340.8,专利名称为:《一种血管内光声超声双模成像系统及其成像方法》和申请号为201310309340.8专利名称为:《一种血管内成像系统及方法》等属于第二类内窥探头方案。

[0004] 综合以上原因,目前影响血管内光声/超声成像的主要因素是内窥探头对激光的利用率低、输出的光率密度低;内窥探头对激光的利用率低,加速器件的损坏;探头输出的光率密度低,导致信号信噪比低,影响成像质量。

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,提供了一种基于锥形光纤同时实现光学耦合及光声激发的血管内光声成像探头,旨在提高激光的利用率,提高入射到组织表面的光通量密度,提高超声换能器的探测效率,提高血管内光声成像的效率。

[0006] 为了达到上述目的,本发明采用以下技术方案:

[0007] 本发明基于锥形光纤同时实现光学耦合及光声激发的血管内光声成像探头,该探

头与三维螺旋扫描装置配合使用,实现对血管内的光声成像,包括导管、超声换能器同轴线、锥形光纤、扭力线圈、探头外壳、毛细玻璃管、grin透镜、镀膜反射镜以及超声换能器;所述锥形光纤、毛细玻璃管、grin透镜、镀膜反射镜、超声换能器设置在所述内窥探头外壳上;所述锥形光纤末端与grin透镜连接;所述grin透镜的前端与镀膜反射镜连接,末端与毛细玻璃管连接;所述超声换能器一端固定在所述内窥探头外壳上,所述超声换能器同轴线连接在三维螺旋扫描装置的光电滑环上;所述锥形光纤的输入端与grin透镜及镀膜反射镜固定在所述内窥探头外壳内,输出端连接在三维螺旋扫描装置的光电滑环上;所述扭力线圈一端固定在所述内窥探头外壳末端,另一端固定在三维螺旋扫描装置内;所述锥形光纤的输入端为大芯径,大芯径在200-600um范围内,用于耦合大光斑大能量的激光,实现高效的激光耦合;所述锥形光纤的输出端为小芯径,小芯径在50-100um范围内,用于将光斑缩小同时配合grin透镜使用,使得输出激光光密度增大从而实现高效的光声激发。

[0008] 作为优选的技术方案,所述Grin透镜用于准直所述锥形光纤小芯径输出端传递的脉冲激光,并使脉冲激光在腰斑附近接近平行光,并通过与镀膜反射镜的配合,使得超声换能器将接受到的超声信号转换成电信号由超声换能器同轴线传送到采集系统或者将同轴电缆传递的电信号转换为超声信号,最后由超声换能器与脉冲激光配合完成光声成像。

[0009] 作为优选的技术方案,所述锥形光纤的输入端和输出端芯径比为400um:50um。

[0010] 作为优选的技术方案,所述超声换能器位于反射镜前方且超声换能器与探头外壳水平切面成30°角,且接受面与探头的中心轴线平行放置,传输的激光波长为400~2400nm。

[0011] 作为优选的技术方案,所述的镀膜反射镜的反射角度为45°。

[0012] 作为优选的技术方案,所镀反射膜所镀的膜为银膜或铝膜。

[0013] 作为优选的技术方案,所述扭力线圈一端固定在所述内窥探头外壳上,且把所述内窥探头外壳末端包含在内。

[0014] 作为优选的技术方案,所述扭力线圈内含有所述多模光纤和所述超声换能器的同轴电缆。

[0015] 作为优选的技术方案,所述内窥探头外壳前端为曲面,直径为0.5mm~1mm。

[0016] 作为优选的技术方案,所述导管为医用透光透声导管,该导管将整个扭力线圈套接在内。

[0017] 本发明与现有技术相比,具有如下优点和有益效果:

[0018] 1、利用锥形光纤大输入芯径和小的输出芯径能够实现高效的激光耦合再配合聚焦透镜能够实现高效激发,为血管内的光声成像提供良好的优势。

[0019] 2、锥形光纤输入端的芯径较大可以允许更大的激光能量输出,承载更大的损伤阈值。

[0020] 3、本发明锥形光纤中输入端的大芯径在200-600um范围内,输出端小芯径在50-100um范围内,且芯径比小于8:1成像效果最佳,不会大幅产生传输损耗。

附图说明

[0021] 图1是本发明血管内光声成像探头的结构示意图。

[0022] 图2是本发明锥形光纤的结构图。

[0023] 附图标号说明:

[0024] 1、导管；2、超声换能器同轴线；3、锥形光纤；4、扭力线圈；5、探头外壳；6、毛细玻璃管；7、grin透镜；8、镀膜反射镜；9、超声换能器。

具体实施方式

[0025] 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。

[0026] 实施例

[0027] 如图1所示，本发明公开一种同时实现高效光学耦合及高效光声激发的血管内光声成像探头包括：导管1、超声换能器同轴线2、锥形光纤3、扭力线4、探头外壳5、毛细玻璃管6、grin透镜7、镀膜反射镜8、以及超声换能器9。通过上述组成部分构成一体化探头，通过该一体化探头与三维螺旋扫描装置（图1中未示出）配合使用，实现对血管内的光声成像。

[0028] 如图1所示，所述锥形光纤3、毛细玻璃管6、grin透镜7、镀膜反射镜8、超声换能器9固定在内窥探头外壳5上；所述Grin透镜7在锥形光纤3毛细玻璃管6和镀膜反射镜8之间；所述超声换能器9位于镀膜反射镜的前方；所述锥形光纤3一端固定在一体化探头外壳5内，另一端连接在三维螺旋扫描装置的光电滑环上；所述扭力线圈4一端固定在一体化探头外壳5末端，一端固定在三维螺旋扫描装置内，扭力线圈4内含有锥形光纤3和超声换能器9的同轴电缆；所述超声换能器9一端固定在一体化探头的外壳5上，所述超声换能器9的同轴线连接在光电滑环上。

[0029] 在本实施例中，对锥形光纤出射的脉冲激光起主要准直作用的器件是Grin透镜7，所述Grin透镜7用于准直所述锥形光纤小芯径输出端传递的脉冲激光，并使脉冲激光在腰斑附近接近平行光；通过与镀膜反射镜的配合，使得超声换能器9用于将接受到的超声信号转换成电信号由同轴线传送到采集系统或者将同轴电缆传递的电信号转换为超声信号；超声换能器9与脉冲激光配合完成光声成像超声换能器9位于镀膜反射镜的前方，超声换能器的接受面与一体化探头的激发发出射聚焦点正对，保证了超声换能器的接受效率达到最佳。

[0030] 做为本发明的另一实施例，通过镀膜反射镜实现激光光路改变使之能侧向照向样品，镀膜反射镜的光反射角度为 45° ；所述扭力线圈4一端固定在一体化探头末端，且把一体化探头末端包含在内，另一端连接旋转装置；一体化探头可以 360° 旋转，扭力线圈用于保证一体化探头全部保持同一扭力旋转。上述角度的选取为本实施例最优的方案，本领域技术人员选用其他角度来实现本发明的方案的，同样在本发明的保护范围之内。

[0031] 在本实施例中，内窥探头外壳前端为曲面，利于一体化探头进入血管中；锥形光纤的输入端和输出端芯径比为 $400\mu\text{m}:50\mu\text{m}$ 或是其他更大比例，此芯径比能够保证能量不因锥比过大而导致传输损耗下获得最有的激发功率密度，传输的激光波长为 $400\sim 2400\text{nm}$ ，所述内窥探头5直径为 $0.5\text{mm}\sim 1\text{mm}$ 。

[0032] 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。

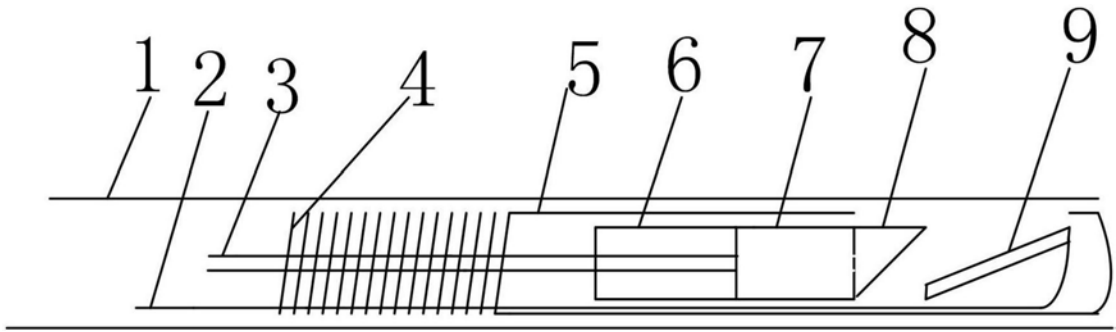


图1

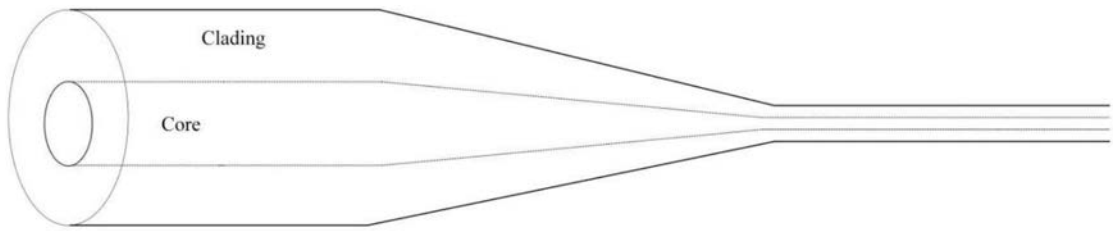


图2

专利名称(译)	基于锥形光纤同时实现光学耦合及光声激发的血管内光声成像探头		
公开(公告)号	CN108324249A	公开(公告)日	2018-07-27
申请号	CN201810121955.0	申请日	2018-02-07
[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 邢达		
发明人	杨思华 雷鹏 邢达		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/12 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/0084 A61B5/0095 A61B5/6852 A61B5/6876 A61B8/0891 A61B8/12		
代理人(译)	李斌		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于血管内窥成像领域，公开了一种基于锥形光纤同时实现光学耦合及光声激发的血管内光声成像探头，包括导管、超声换能器同轴线、锥形光纤、扭力线圈、探头外壳、毛细玻璃管、grin透镜、镀膜反射镜以及超声换能器；锥形光纤末端与grin透镜连接；grin透镜的前端与镀膜反射镜连接，末端与毛细玻璃管连接；超声换能器一端固定在所述内窥探头外壳上，同轴线连接在三维螺旋扫描装置的光电滑环上；锥形光纤的输入端与grin透镜及镀膜反射镜固定在所述内窥探头外壳内，输出端连接在三维螺旋扫描装置的光电滑环上。本发明利用锥形光纤大输入芯径和小的输出芯径能够实现高效的激光耦合再配合聚焦透镜能够实现高效激发，为血管内的光声成像提供良好的优势。

