



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107411720 A

(43)申请公布日 2017.12.01

(21)申请号 201710846057.7

(22)申请日 2017.09.19

(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

(72)发明人 杨思华 王磊 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)

G02B 23/24(2006.01)

G02B 27/30(2006.01)

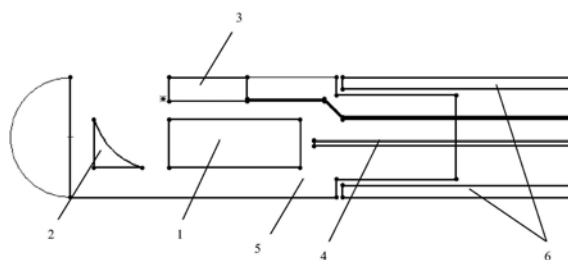
权利要求书1页 说明书4页 附图1页

(54)发明名称

一种高效准直光激发的血管内光声/超声成
像内窥探头

(57)摘要

本发明公开了一种高效准直光激发的血管内光声/超声成像内窥探头,该内窥探头包括:C-Lens、凹面反射镜、超声换能器、光纤、探头外壳、以及扭力线圈;所述C-Lens用于准直所述光纤传递的脉冲激光,所述凹面反射镜用于优化准直后的脉冲激光并反射到样品上激发超声信号,超声信号经所述超声换能器转换成电信号并由同轴线传送到采集系统,所述超声换能器也可以通过发出或接受独立完成超声成像。本发明利用C-Lens和凹面反射镜的配合使用,能够高效准直脉冲激光,从而解决了由于激光聚集在一点造成探头偏离血管中心进而造成图像失真的问题,提高了血管内窥成像质量。



1. 一种高效准直光激发的血管内光声/超声成像内窥探头,其特征在于,所述内窥探头包括:C-Lens、凹面反射镜、超声换能器、光纤、探头外壳、以及扭力线圈,所述C-Lens、凹面反射镜、以及超声换能器固定在所述探头外壳上;所述C-Lens位于所述光纤和所述凹面反射镜之间;所述超声换能器位于所述C-Lens的上方,所述超声换能器一端固定在所述探头外壳上,所述超声换能器的同轴线连接在外接的三维螺旋扫描装置的光电滑环上;所述光纤一端固定在所述探头外壳内,另一端连接在三维螺旋扫描装置的光电滑环上;所述扭力线圈一端固定在所述探头外壳末端,另一端固定在三维螺旋扫描装置内,所述扭力线圈内含有所述光纤和所述超声换能器的同轴电缆;所述C-Lens用于准直所述光纤传递的脉冲激光,所述凹面反射镜用于优化准直后的脉冲激光并反射到样品上激发超声信号,超声信号经所述超声换能器转换成电信号并由同轴线传送到采集系统,所述超声换能器通过发出和接受独立完成超声成像。

2. 根据权利要求1所述的高效准直光激发的血管内光声/超声成像内窥探头,其特征在于,所述C-Lens对脉冲激光进行准直,凹面透镜对准直后的脉冲激光继续优化。

3. 根据权利要求1或2所述的高效准直光激发的血管内光声/超声成像内窥探头,其特征在于,所述C-Lens的直径为0.2mm~0.9mm,曲率半径为0.1mm~1mm,中心长度为0.2mm~5mm,光纤端面距离C-Lens的距离为0mm~3mm。

4. 根据权利要求1所述的高效准直光激发的血管内光声/超声成像内窥探头,其特征在于,所述的凹面反射镜的光反射角度为 30° ~ 90° 。

5. 根据权利要求1或4所述的高效准直光激发的血管内光声/超声成像内窥探头,其特征在于,所述凹面反射镜为凹球面反射镜、凹椭圆反射镜或凹不规则面反射镜具有凹面的反射镜。

6. 根据权利要求1所述的高效准直光激发的血管内光声/超声成像内窥探头,其特征在于,所述凹面反射镜镀介质膜、银膜、金膜、铜膜以及其他高反膜。

7. 根据权利要求1所述的高效准直光激发的血管内光声/超声成像内窥探头,其特征在于,所述超声换能器的出射面和接受面正对血管壁,所述超声换能器的接受面与一体化探头的中心轴线平行放置。

8. 根据权利要求1所述的高效准直光激发的血管内光声/超声成像内窥探头,其特征在于,所述光纤为单模和多模光纤,光纤芯径直径为 $1\mu\text{m}$ ~ $500\mu\text{m}$,传输的激光波长为400nm~2400nm。

9. 根据权利要求1所述的高效准直光激发的血管内光声/超声成像内窥探头,其特征在于,所述扭力线圈的一端固定在所述内窥探头外壳上,且把所述探头外壳末端包含在内。

10. 根据权利要求1所述的高效准直光激发的血管内光声/超声成像内窥探头,其特征在于,所述探头外壳前端为曲面,所述内窥探头的直径为0.5mm~1mm。

一种高效准直光激发的血管内光声/超声成像内窥探头

技术领域

[0001] 本发明涉及血管内窥的研究领域,特别涉及一种高效准直光激发的血管内光声/超声成像内窥探头。

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超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、脉冲激光从光纤输出后,经过反射镜照到组织上,或者是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,经过自聚焦透镜/球透镜以及其他透镜等具有会聚功能的光学元件和反射镜后,照射到组织上;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,但在一般实验环境下,内窥探头与血管中心一般不重合,而且血管截面不是标准的圆形,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。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201410829245.5,专利名称为:《一种血管内成像系统及方法》、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》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、激光聚集太过集中;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;激光聚集太过集中,会导致一般实验环境中因为内窥探头偏离血管中心而导致照到血管壁上的光率密度发生明显变化,导致的成像图像失真。

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,提供一种高效准直光激发的血管内光声/超声成像内窥探头,该探头充分利用C-Lens和凹面反射镜的特点,高效准直脉

冲激光,提高了激光的利用率和入射到组织表面的光通量密度,解决了由于激光聚集在一点造成探头偏离血管中心进而造成图像失真的问题,提高了血管内窥成像质量。

[0006] 为了达到上述目的,本发明采用以下技术方案:

[0007] 本发明提供了一种高效准直光激发的血管内光声/超声成像内窥探头,所述内窥探头包括:C-Lens、凹面反射镜、超声换能器、光纤、探头外壳、以及扭力线圈,所述C-Lens、凹面反射镜、以及超声换能器固定在所述探头外壳上;所述C-Lens位于所述光纤和所述凹面反射镜之间;所述超声换能器位于所述C-Lens的上方,所述超声换能器一端固定在所述探头外壳上,所述超声换能器的同轴线连接在外接的三维螺旋扫描装置的光电滑环上;所述光纤一端固定在所述探头外壳内,另一端连接在三维螺旋扫描装置的光电滑环上;所述扭力线圈一端固定在所述探头外壳末端,另一端固定在三维螺旋扫描装置内,所述扭力线圈内含有所述光纤和所述超声换能器的同轴电缆;所述C-Lens用于准直所述光纤传递的脉冲激光,所述凹面反射镜用于优化准直后的脉冲激光并反射到样品上激发超声信号,超声信号经所述超声换能器转换成电信号并由同轴线传送到采集系统,所述超声换能器通过发出和接受独立完成超声成像。

[0008] 作为优选的技术方案,所述C-Lens对脉冲激光进行准直,凹面透镜对准直后的脉冲激光继续优化。

[0009] 作为优选的技术方案,所述C-Lens的直径为0.2mm~0.9mm,曲率半径为0.1mm~1mm,中心长度为0.2mm~5mm,光纤端面距离C-Lens的距离为0mm~3mm。

[0010] 作为优选的技术方案,所述的凹面反射镜的光反射角度为30°~90°。

[0011] 作为优选的技术方案,所述凹面反射镜为凹球面反射镜、凹椭圆反射镜或凹不规则面反射镜具有凹面的反射镜。

[0012] 作为优选的技术方案,所述凹面反射镜镀介质膜、银膜、金膜、铜膜以及其他高反膜。

[0013] 作为优选的技术方案,所述超声换能器的出射面和接受面正对血管壁,所述超声换能器的接受面与一体化探头的中心轴线平行放置。

[0014] 作为优选的技术方案,所述光纤为单模和多模光纤,光纤芯径直径为1μm~500μm,传输的激光波长为400nm~2400nm。

[0015] 作为优选的技术方案,所述扭力线圈的一端固定在所述内窥探头外壳上,且把所述探头外壳末端包含在内。

[0016] 作为优选的技术方案,所述探头外壳前端为曲面,所述内窥探头的直径为0.5mm~1mm。

[0017] 本发明相对于现有技术具有如下的优点及效果:

[0018] (1) 本发明使用C-Lens代替自聚集透镜等其他聚焦透镜,提高了成像的分辨率,提高了激光利用率,提高了成像质量,降低了图像的失真率。

[0019] (2) 本发明使用C-Lens和凹面反射镜对脉冲激光进行准直,解决了在实验中内窥探头与血管不同心导致的图像失真问题,而且使用C-Lens和凹面反射镜对脉冲激光进行准直,准直后的光斑很小,解决了使用单模光纤传递的激光能量小、使用多模光纤导致出射光斑大的问题,兼具单模光纤小光斑和多模光纤传输激光能量大的优点。

[0020] (3) 受工作环境的影响,使用的激光波长为近红外光或者红外光,C-Lens使用的对

这一波段有高折射率的材料,这种材料具有良好的耐酸碱腐蚀性,透过率可以达到99.9%以上,而自聚焦透镜是一种在特殊的玻璃内由银离子或者锂离子交换加工出来的,因为采用的是沿径向渐变的模式,材料决定了自聚焦透镜的透过率不高。

[0021] (4) 本发明的C-Lens采用 8° 楔角降低了损耗,提高了回损db值,提高了激光的利用率,从而降低了器件的损耗,此外,相比于自聚焦透镜的象差会使光束的耦合效率下降,增加器件的损耗,而本发明采用的C-Lens不受象差的影响。

[0022] (5) 本发明考虑到内窥探头实际安装中,脉冲激光与聚集透镜难免偏心,因为聚集模式的不同,C-Lens渐变模式为沿轴向渐变,自聚焦透镜渐变模式为沿径向渐变,C-Lens偏心造成对光场分布的影响远小于自聚焦透镜偏心对光场分布的影响。

附图说明

[0023] 图1是高效准直光激发的血管内光声/超声成像内窥探头的结构示意图。

[0024] 图2是C-Lens的光场发布示意图。

[0025] 图标号说明:1、C-Lens;2、为凹面反射镜;3、为超声换能器;4、光纤;5、探头外壳;6、扭力线圈;7、C-Lens腰斑位置;8、距离束腰为瑞利距离 Z_R 的位置。

具体实施方式

[0026] 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。

[0027] 实施例

[0028] 如图1所示,本发明公开一种高效准直光激发的血管内光声超声成像内窥探头,内窥探头包括:C-Lens1、凹面反射镜2、超声换能器3、光纤4、探头外壳5、以及扭力线圈6。所述C-Lens1用于准直所述光纤4出射的脉冲激光,所述凹面反射镜2用于优化准直后的脉冲激光并反射到样品上激发超声信号,超声信号经所述超声换能器3转换成电信号由同轴线传送到采集系统,所述超声换能器3可以通过发出和接受独立完成超声成像。

[0029] 所述C-Lens1、所述凹面反射镜2、以及所述超声换能器3固定在内窥探头外壳5上;C-Lens1在光纤4和凹面反射镜2之间;超声换能器3位于C-Lens的上面;光纤4的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;扭力线圈6的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6内含有光纤4和超声换能器3的同轴电缆;超声换能器3的一端固定在一体化探头外壳5上,超声换能器3的同轴线连接在光电滑环上;所述扭力线圈6一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,所述扭力线圈6内含有所述光纤4和所述超声换能器3的同轴电缆。

[0030] 如图2所示,C-Lens对高斯光束的光场发布,其中,7为C-Lens腰斑位置,8为距离腰斑7为瑞利距离 Z_R 的位置,瑞利距离 Z_R 取决于C-Lens的球面曲率半径、折射率、直径等,当经C-Lens后的高斯光束的波面距离束腰所在处为瑞利距离(Z_R)时,该波面的光斑面积为腰斑的两倍,通常定义在激光束腰一定范围($\pm Z_R$)为高斯光束的准直距离,在这段距离内高斯光束可以认为是平行光,瑞利距离 Z_R 越长,高斯光束的准直范围就越大。

[0031] 所述C-Lens1用于准直所述光纤传递的脉冲激光,并使脉冲激光在腰斑附近接近平行光;通过与所述凹面反射镜2的配合,可以增大平行光的长度,使探头适应性更强。

[0032] 所述C-Lens的直径为0.2mm~0.9mm,曲率半径为0.1mm~1mm,中心长度为0.2mm~5mm,光纤端面距离C-Lens的距离为0mm~3mm。

[0033] 所述凹面反射镜用于改变脉冲激光的传播方向,使之反射到样品上激发超声信号,并起到一定的准直作用,对经过C-Lens准直后的脉冲激光继续优化,使准直后的光斑缩小;起主要准直作用的是C-Lens。

[0034] 所述凹面反射镜的光反射角度为 30° ~ 90° ;所述凹面反射镜为凹球面反射镜、凹椭圆反射镜或凹不规则面反射镜等具有凹面的反射镜;所述凹面反射镜镀介质膜、银膜、金膜、铜膜以及其他高反膜(镀膜顺序无要求)。

[0035] 所述超声换能器位于C-Lens的上方,超声换能器的出射面和接受面正对血管壁,并且超声换能器的接受面与一体化探头的中心轴线平行放置,保证了超声换能器的接受效率达到最佳。

[0036] 所述扭力线圈的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,另一端固定在三维螺旋扫描装置内,所述扭力线圈内含有所述光纤和所述超声换能器的同轴电缆;所述一体化探头可以 360° 旋转,所述扭力线圈用于保证一体化探头全部保持同一扭力旋转。

[0037] 所述光纤为单模和多模光纤,光纤芯径直径为 $1\mu\text{m}$ ~ $500\mu\text{m}$,传输的激光波长为400nm~2400nm。

[0038] 所述一体化内窥探头的前端为曲面,利于一体化探头进入血管中,不会磨损血管内壁;所述内窥探头的直径为0.5mm~1mm。

[0039] 在本实施例中,使用 $50\mu\text{m}$ 的光纤配合中心长度为1.45mm、球面曲率半径为0.75mm的C-Lens,在2.5mm处(成人冠状动脉的半径一般为2mm~2.5mm)的光斑大小为 $100\mu\text{m}$,而且准直光的长度为1.8mm;光斑大小以及准直光的长度与光纤端面距离C-Lens的长度有关,为了得到其他的数据可以修改相应的参数。

[0040] 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精神实质与原理下所做的改变、修饰、替代、简化、组合,均应视为等效的替换方式,都应该在本发明的保护范围之内。

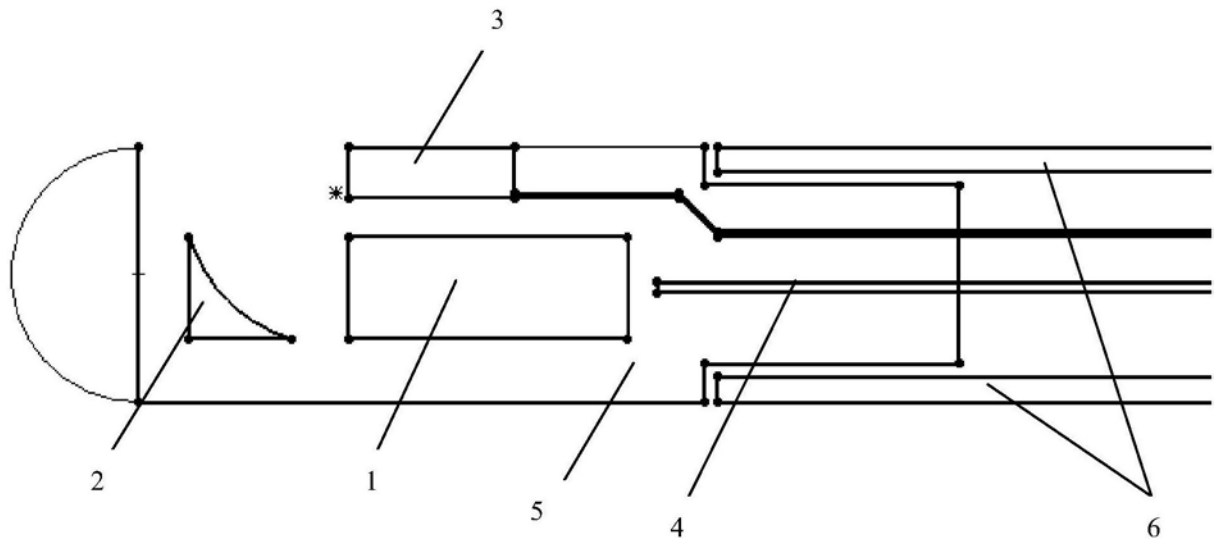


图1

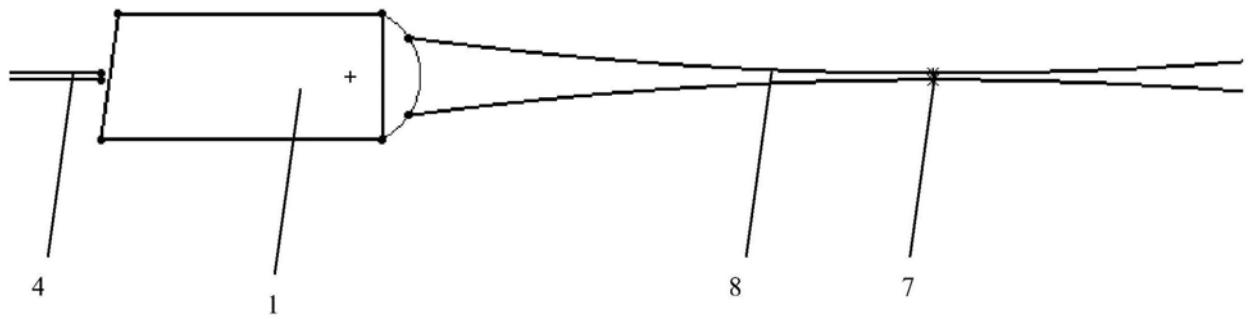


图2

专利名称(译)	一种高效准直光激发的血管内光声/超声成像内窥探头		
公开(公告)号	CN107411720A	公开(公告)日	2017-12-01
申请号	CN2017110846057.7	申请日	2017-09-19
[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 王磊 雷鹏 邢达		
发明人	杨思华 王磊 雷鹏 邢达		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/12 A61B8/08 G02B23/24 G02B27/30		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/4483 G02B23/2415 G02B23/2438 G02B27/30		
代理人(译)	李斌		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种高效准直光激发的血管内光声/超声成像内窥探头，该内窥探头包括：C-Lens、凹面反射镜、超声换能器、光纤、探头外壳、以及扭力线圈；所述C-Lens用于准直所述光纤传递的脉冲激光，所述凹面反射镜用于优化准直后的脉冲激光并反射到样品上激发超声信号，超声信号经所述超声换能器转换成电信号并由同轴线传送到采集系统，所述超声换能器也可以通过发出或接受独立完成超声成像。本发明利用C-Lens和凹面反射镜的配合使用，能够高效准直脉冲激光，从而解决了由于激光聚集在一点造成探头偏离血管中心进而造成图像失真的问题，提高了血管内窥成像质量。

