



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102743191 B

(45) 授权公告日 2014. 06. 25

(21) 申请号 201210220399. 5

CN 2796747 Y, 2006. 07. 19, 全文.

(22) 申请日 2012. 06. 28

CN 101912250 A, 2010. 12. 15, 全文.

(73) 专利权人 华南师范大学

审查员 齐蓓蓓

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 杨思华 张建 纪轩荣 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 裘晖

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2008058647 A1, 2005. 02. 03, 全文.

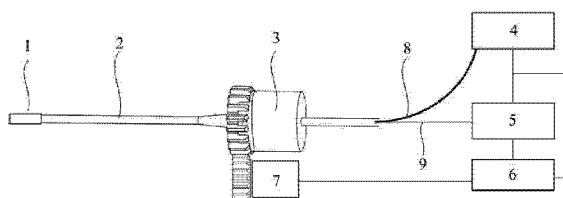
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54) 发明名称

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

(57) 摘要

本发明属于无损测试测量技术领域,公开一种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,该装置包括光声超声血管内窥成像探头、旋转连接部分和外围电路部分,脉冲激光在出光端发生 90° 反射,经柱面聚光透镜汇聚后照射血管壁产生光声信号,声敏元件接收光声信号,转化后被采集记录,数据采集与脉冲激光器同步工作;脉冲激光器产生的触发信号触发超声脉冲发射接收器发射电信号,该电信号触发声敏元件发射超声信号,到达血管后反射,被声敏元件接收,转化后被采集记录,由步进电机带动进行扫描获得整个血管断层数据,处理后得到光声和超声图像。该装置中的声敏元件为超声和光声成像共用,可实现高分辨,高灵敏性血管内部超声光声成像。



1. 一种聚焦式旋转扫描光声超声血管内窥成像装置,该装置包括光声超声血管内窥成像探头和外围电路部分,所述光声超声血管内窥成像探头包括超声发射检测部分和激光传导部分,所述超声发射检测部分包括声敏元件和基础固定件,基础固定件为圆柱体,其特征在于:所述装置还包括旋转连接部分,光声超声血管内窥成像探头、旋转连接部分和外围电路部分三者依次连接;在圆柱体前端侧面开一扇形槽,在扇形槽内面上对称安装两个声敏元件,两个声敏元件中间留有狭缝,两个声敏元件均通过信号导线与旋转连接部分连接;所述激光传导部分是沿基础固定件的轴线设置一端封闭的孔道,在孔道中安装脉冲激光传导光纤,脉冲激光传导光纤的出光端对着孔道的封闭端,脉冲激光传导光纤的另一端与旋转连接部分连接;在脉冲激光传导光纤的出光端制作 45° 倒角并在倒角反射面上镀高反膜,两个声敏元件中间的狭缝正对出光端倒角反射面,同时在狭缝内安装柱面聚光透镜,使得脉冲激光传导光纤射出出的脉冲激光在倒角斜面上发生 90° 反射偏折后,经过柱面聚光透镜后汇聚成一条焦线。

2. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征在于:所述超声发射检测部分中的两个声敏元件侧向中间构成夹角 θ , θ 为 $90^{\circ} \sim 180^{\circ}$,使两个声敏元件检测面的沿着基础固定件轴线的中垂面交线与脉冲激光经柱面聚光透镜汇聚后的焦线重合。

3. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征在于:所述基础固定件为超声吸收材料;所述声敏元件的制备材料采用压电陶瓷或复合压电晶片;所述脉冲激光传导光纤的制备材料为石英或塑料,所述柱面聚光透镜的焦距为 $0.5\text{mm} \sim 4\text{mm}$ 。

4. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征在于:所述光声超声血管内窥成像探头和旋转连接部分之间通过医用套管连接,该套管将脉冲激光传导光纤和信号导线包裹在其中;

所述旋转连接部分包括光纤旋转连接、信号导线旋转连接和机械旋转齿轮;所述光纤旋转连接采用光纤直接耦合模式、透镜耦合或自聚焦透镜耦合形式;所述信号导线旋转连接采用电磁耦合旋转连接模式、电刷连接模式、水银连接模式、全金属接触模式或无线模式;所述机械旋转齿轮为安装在转子上的固定件,将光纤旋转连接和信号导线旋转连接固定在一起。

5. 根据权利要求 4 所述的装置,其特征在于:所述光纤直接耦合模式是将安装在基础固定件中的脉冲激光传导光纤的另一端固定在旋转连接部分的转子上,将与脉冲激光器连接的脉冲激光传导光纤的另一端固定在旋转连接部分的定子上,分别与转子和定子连接的脉冲激光传导光纤的两端准直相对,中间保留空隙,间隙的大小以脉冲能够最佳耦合为准,旋转时固定在转子上的脉冲激光传导光纤旋转,固定在定子上的脉冲激光传导光纤不动;

所述电磁耦合旋转连接模式是通过信号电磁耦合线圈的方法连接,在旋转连接部分的定子和转子上各安装一电磁耦合线圈,二者平行相对,中间保留空隙,与声敏元件连接的信号导线另一端与转子上的电磁耦合线圈连接,与超声脉冲发射接收器相连的信号导线另一端与定子上电磁耦合线圈连接,旋转时转子上的电磁耦合线圈旋转,定子上的电磁耦合线圈固定;

当光纤旋转连接采用光纤直接耦合模式,信号导线旋转连接采用电磁耦合旋转连接模式时,在机械旋转齿轮上,所述光纤直接耦合模式中的光纤位于电磁耦合旋转连接模式中的电磁耦合线圈中间,两个部件同轴安装在轴承上,转子及定子上的两段脉冲激光传导光纤分别用密封圈密封固定。

6. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征在于:所述外围电路部分包括脉冲激光器、超声脉冲发射接收器、数据接收计算机和步进电机;

所述脉冲激光器的触发信号输出口分出两路信号线,其中一路与超声脉冲发射接收器的触发接口连接,另一路与数据采集计算机触发接口连接;超声脉冲发射接收器的信号输出口与数据接收计算机的信号接收口连接;数据接收计算机的信号输出口与步进电机连接;

所述脉冲激光器产生脉冲激光激发光声信号,同步发射的触发信号触发数据采集计算机工作,同时超声脉冲发射接收器在触发信号的触发下,发射电脉冲,并接收放大后的光声信号和超声信号;数据接收计算机在触发信号触发下采集记录光声信号和超声信号;外部电机在数据采集计算机的控制下带动机械旋转齿轮旋转,带动旋转连接部分的转子同步旋转,进而带动医用套管及光声超声血管内窥成像探头旋转,进行 360° 扫描。

7. 根据权利要求 6 所述的装置,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 20MHz ~ 50MHz,接收超声信号的频率范围为 1KHz ~ 75MHz;所述脉冲激光器发出的脉冲激光的波长范围为 400nm ~ 2500nm,脉宽范围为 5ns ~ 50ns,为染料激光器,固体激光器,气体激光器或半导体激光器。

8. 根据权利要求 6 所述的装置,其特征在于:所述数据接收计算机安装有采集卡、控制软件和图像处理软件;通过采集卡将超声信号和光声信号进行 A/D 转换后,由计算机存储记录每个位置的光声和超声数据,并通过控制软件控制内窥探头进行旋转扫描;所述采集卡的采样率范围为 1Hz ~ 2GHz,分辨率为 14 位,带宽为 100MHz,板载内存为 256M,最小电压灵敏度为 12.2 微伏,最大输入电压为正负 10V;所述控制软件为 Labview 软件;所述图像处理软件为 MATLAB 软件。

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

技术领域

[0001] 本发明属于无损测试测量技术领域,特别涉及一种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。

背景技术

[0002] 现代医学对于血管检测的准确性提出了越来越高的要求,传统的方法,包括磁共振血管成像和血管造影成像等,虽然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。血管内成像技术是内窥镜技术与计算机、微电子、数字图像处理等技术不断发展和融合的产物。可以以一种独特的视角—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。但是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($\sim$ mm 级)的缺点。

[0003] 血管内超声成像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对于脉冲激光吸收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。

[0004] 现有技术《一种血管内光声超声成像内窥装置及其成像方法》CN101912250/ 华南师范大学(邢达). -2010. 05. 24. -10 页,公开了一种血管内光声超声成像内窥装置及成像方法。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,该探头具有光声成像和超声成像的性能。

[0005] 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。

[0006] 本发明研制了一种聚焦式旋转扫描光声超声血管内窥成像装置,并利用该装置开展了光声超声一体化血管内成像方法研究,该装置结构简单,所需激光能量低、成像质量高,对于推动我国自主研发新型血管内成像装置有着积极的推进意义。

发明内容

[0007] 为解决现有技术存在的不足之处,本发明的首要目的在于提供一种聚焦式旋转扫描光声超声血管内窥成像装置,该装置包括一种紧凑型的聚焦式旋转扫描光声超声血管内窥成像探头,可以实现声阻抗和光吸收两种成像技术的融合,两种成像同步完成,提高检测精度,降低检测成本和操作难度。

[0008] 本发明的另一目的在于提供利用上述装置进行成像的方法。

[0009] 本发明的目的通过以下技术方案实现：

[0010] 一种聚焦式旋转扫描光声超声血管内窥成像装置，包括光声超声血管内窥成像探头，旋转连接部分和外围电路部分，三者依次连接；

[0011] 所述光声超声血管内窥成像探头包括超声发射检测部分和激光传导部分；所述超声发射检测部分包括声敏元件和基础固定件，基础固定件为圆柱体，在圆柱体前端侧面开一扇形槽，在扇形槽内面上对称安装两个声敏元件，两个声敏元件中间留有狭缝，两个声敏元件均通过信号导线与旋转连接部分连接；所述激光传导部分是沿基础固定件的轴线设置一端封闭的孔道，在孔道中安装脉冲激光传导光纤，脉冲激光传导光纤的出光端对着孔道的封闭端，脉冲传导光纤的另一端与旋转连接部分连接；在脉冲激光传导光纤的出光端制作 45° 倒角并在倒角反射面上镀高反膜，两个声敏元件中间的狭缝正对出光端倒角反射面，同时在狭缝内安装柱面聚光透镜，使得脉冲激光传导光纤出射出的脉冲激光在倒角斜面上发生 90° 反射偏折后，经过柱面聚光透镜后汇聚成一条焦线。

[0012] 所述超声发射检测部分中的两个单元声敏元件侧向中间构成夹角 θ ， θ 为 $90^\circ \sim 180^\circ$ ，使两个声敏元件检测面的沿着基础固定件轴线的中垂面交线（即中垂面与基础固定件的轴线平行）与脉冲激光经柱面聚光镜汇聚后的焦线重合，形成聚焦模式，即 θ 的大小根据柱面聚光透镜的焦距和检测血管的尺寸确定，以实现光声信号和超声信号的接收效率最高。

[0013] 所述基础固定件为超声吸收材料，可以在旋转扫描过程中吸收散射超声；所述孔道的尺寸略大于脉冲激光传导光纤的尺寸。

[0014] 所述声敏元件的制备材料可以采用压电陶瓷或复合压电晶片，所述声敏元件可以根据需求设计为不同的主频，以实现不同的成像分辨率和成像深度；

[0015] 所述脉冲激光传导光纤的制备材料可以为石英或塑料，芯径可以根据需要进行调整，以适应不同的激发光强需要，所述脉冲激光传导光纤出光端的倒角可以为不同的角度，以产生不同角度的出射光，出光端反射面可以镀有不同材质的反射膜层，以适应不同波长的要求，所述柱面聚光透镜的焦长可以改变，以适应不同粗细的血管。

[0016] 所述聚焦式旋转扫描光声超声血管内窥成像探头和旋转连接部分之间通过医用套管连接，该套管将脉冲激光传导光纤和信号导线包裹在其中，该套管对超声信号损耗小，对激光透明，且具有韧性，使光声超声血管内窥成像探头与旋转连接部分中的转子同步旋转。

[0017] 所述旋转连接部分包括光纤旋转连接，信号导线旋转连接和机械旋转齿轮，所述光纤旋转连接采用光纤直接耦合模式，可以根据需求改为透镜耦合或自聚焦透镜耦合形式；所述信号导线旋转连接采用电磁耦合旋转连接模式，可以根据需求改为电刷连接模式，水银连接模式，全金属接触模式或无线模式；所述机械旋转齿轮为安装在转子上的固定件，将光纤旋转连接和信号导线旋转连接固定在一起，可以根据需求改为皮带、压电旋转或其他形式的集成化微型电机。

[0018] 所述光纤直接耦合模式是将安装在基础固定件中的脉冲激光传导光纤的另一端固定在旋转连接部分的转子上，将与脉冲激光器连接的脉冲激光传导光纤的另一端固定在旋转连接部分的定子上，分别与转子和定子连接的脉冲激光传导光纤的两端准直相对，中间保留空隙，间隙的大小以脉冲能够最佳耦合为准，旋转时固定在转子上的脉冲激光传导

光纤旋转,固定在定子上的脉冲激光传导光纤不动。

[0019] 所述电磁耦合旋转连接模式是通过信号电磁耦合线圈的方法连接,在旋转连接部分的定子和转子上各安装一电磁耦合线圈,二者平行相对,与声敏元件连接的信号导线另一端与转子上的电磁耦合线圈连接,与超声脉冲发射接收器相连的信号导线另一端与定子上电磁耦合线圈连接,工作时转子上的电磁耦合线圈自由 360° 旋转,定子上的电磁耦合线圈固定;

[0020] 当光纤旋转连接采用光纤直接耦合模式,信号导线旋转连接采用电磁耦合旋转连接模式时,在机械旋转齿轮上,所述光纤直接耦合模式中的光纤位于电磁耦合旋转连接模式中的电磁耦合线圈中间,两个部件同轴安装在轴承上,同时,固定在定子和转子上的两段脉冲激光传导光纤分别用密封圈密封固定。

[0021] 所述外围电路部分包括脉冲激光器,超声脉冲发射接收器,数据接收计算机和步进电机。所述脉冲激光器的触发信号输出口分出两路信号线,其中一路与超声脉冲发射接收器的触发接口连接,另一路与数据采集计算机触发接口连接;超声脉冲发射接收器的信号输出口与数据接收计算机的信号接收口连接;数据接收计算机信号输出口与步进电机连接。

[0022] 所述脉冲激光器产生脉冲激光激发光声信号,并发射的触发信号同步数据采集计算机工作;超声脉冲发射接收器在触发信号的触发下,发射电脉冲,并接收放大后的光声信号和超声信号;数据接收计算机在触发信号触发下采集记录光声信号和超声信号;外部电机在数据采集计算机的控制下带动机械旋转齿轮旋转,带动旋转连接部分的转子同步旋转,进而带动医用套管及光声超声血管内窥成像探头旋转,进行 360° 扫描。

[0023] 所述超声脉冲发射接收器可以在外部触发信号的触发下发射不同频率的信号,其发射超声信号频率范围为 $20\text{MHz}\sim 50\text{MHz}$,接收超声的频率范围为 $1\text{KHz}\sim 75\text{MHz}$;所述外部触发信号为来自脉冲激光器的 Q-switch 触发信号,但不限于此,可以来自函数信号发生器或其他。

[0024] 所述脉冲激光器发出的脉冲激光的波长范围为 $400\text{nm}\sim 500\text{nm}$,脉宽范围为 $5\text{ns}\sim 50\text{ns}$,所述脉冲激光器输出的脉冲激光经耦合后进入脉冲激光传导光纤,脉冲激光器输出的触发信号分为两路同时触发采集卡和超声脉冲发射接收器工作,所述脉冲激光器根据需要可以改为其他形式的染料激光器,固体激光器,气体激光器或半导体激光器。

[0025] 所述数据接收计算机安装有采集卡、控制软件和图像处理软件;通过采集卡将超声信号和光声信号进行 A/D 转换后,由计算机存储记录每个位置的光声和超声数据,并通过控制软件控制探头进行旋转扫描;所述采集卡的采样率范围为 $1\text{Hz}\sim 2\text{GHz}$,分辨率不限于 14 位,带宽不限于 100MHz ,板载内存不限于 256M ,最小电压灵敏度不限于 12.2微伏 ,最大输入电压不限于正负 10V ;所述控制软件为 Labview 软件;所述图像处理软件为 MATLAB 软件。

[0026] 一种利用上述装置进行成像的方法,该方法具体包括以下步骤:

[0027] (1)激发:将光声超声血管内窥成像探头置于待测管状物内部,开启脉冲激光器输出脉冲激光,脉冲激光在光纤旋转连接处进行直接耦合后,在激光脉冲传导光纤出光端的倒角斜面上发生 90° 反射偏折,经柱面聚光透镜汇聚后,照射待测管状物激发光声信号;

[0028] (2)采集:开启数据采集计算机上的 Labview 控制软件,与脉冲激光器输出脉冲激光同步输出的触发信号分为两路,一路触发信号触发数据采集计算机上的采集卡开始采集

信号；脉冲激光激发的光声信号被声敏元件接收后转化为电信号，通过信号导线回传，经过信号导线旋转连接，由超声脉冲发射接收器接收并放大后被数据采集计算机采集记录；另一路触发信号同步触发超声脉冲发射接收器发射信号，该信号激励声敏元件产生超声，超声到达待测管状物后反射，被声敏元件接收，转化为电信号，通过信号导线回传，经过信号导线旋转连接，由超声脉冲发射接收器接收并放大后被数据采集计算机采集记录；

[0029] (3) 循环：采集完成某一位置的光声信号和超声信号后，数据采集计算机上的控制软件控制步进电机旋转探头，对下一位置进行数据采集，直到完成 360° 的数据采集；

[0030] (4) 成像：记录在数据采集计算机上的光声及超声数据在图像处理软件上利用滤波反投影算法处理，得到待测管状物的光声和超声图像。

[0031] 声敏元件为超声和光声成像共用，超声成像时双工模式，发射并检测超声；光声成像时候单工模式，接收光声信号。

[0032] 所述步骤(2)中，若调节脉冲激光器能量输出为 0，触发信号跟脉冲激光器 q 开关同步，q 开关始终工作，保持触发信号的输出，此时对待测管状物只进行超声检测；若将超声脉冲发射接收器的能量输出调节为 0，则对待测管状物只进行光声检测。

[0033] 所述待测管状物为血管。

[0034] 本发明的原理是：本发明通过脉冲激光器同步输出脉冲激光和触发信号，脉冲激光经过脉冲激光传导光纤传输，在出光端发生 90° 反射，经过柱面聚光透镜聚焦汇聚后，侧向照射血管壁，血管组织吸收激光能量后产生光声信号，光声信号被声敏元件接收转化为电信号，通过信号导线回传，经过超声脉冲发射接收器放大后被采集记录，数据采集与脉冲激光器同步工作；脉冲激光器产生的触发信号触发超声脉冲发射接收器发射电信号，经过信号导线传输到声敏元件上触发其发射超声信号，超声信号到达血管后反射，反射的超声信号被声敏元件接收，转化为电信号，并通过信号导线回传，经过超声脉冲发射接收器放大后被采集记录，由步进电机带动进行 360° 旋转扫描，数据处理后得到光声图像和超声图像。

[0035] 相对于现有技术，本发明具有如下优点和有益效果：

[0036] (1) 本发明实现了超声成像，光声成像两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，可以实现两种成像方法的单独工作或同时工作。

[0037] (2) 本发明可以同时获得血管组织的声阻抗，光吸收两个参数，通过对比这两个参数提高了检测的准确性。

[0038] (3) 本发明的聚焦式旋转扫描模式获得数据的灵敏度高，分辨率好，光声图像和超声图像的对应性好。

[0039] (4) 本发明结构简单，紧凑，易于实现，医用套管包裹探头的外直径控制在 1mm 内，充分满足对于冠状动脉等微小血管或病变堵塞血管的检测。

附图说明

[0040] 图 1 是本发明的聚焦式旋转扫描光声超声血管内窥成像装置的结构示意图；其中，1 为光声超声血管内窥成像探头，2 为医用套管，3 为旋转连接部分，4 为脉冲激光器，5 为超声脉冲发射接收器，6 为数据采集计算机，7 为步进电机，8 为脉冲激光传导光纤，9 为信号导线。

[0041] 图 2 (a)为光声超声血管内窥成像探头的结构图,其中,2 为医用套管,8 为脉冲激光传导光纤,9 为信号导线,10 为柱面聚光透镜,11 为声敏元件,12 为基础固定件;(b)为光声超声血管内窥成像探头的激光传导部分结构示意图,其中 8 为脉冲激光传导光纤,10 为柱面聚光透镜;(c)为光声超声血管内窥成像探头的聚焦模式示意图,其中 9 为信号导线,11 为声敏元件,12 为基础固定件。

[0042] 图 3 (a)旋转连接部分的剖面图,其中,2 为医用套管,8 为脉冲传导光纤,9 为信号导线,13 转子,14 为定子,15 为密封圈,16 为机械旋转齿轮,17 为轴承,18 为与信号导线连接的电磁耦合线圈;(b)为旋转连接部分转子上的电磁耦合线圈及脉冲激光传导光纤的结构示意图,其中 8 为脉冲激光传导光纤,9 为信号导线,18 为电磁耦合线圈。

[0043] 图 4 是实施例 2 利用本发明的聚焦式旋转扫描光声超声血管内窥成像装置的获得的光声信号(沿着时间轴第一个信号)和超声信号(沿着时间轴第二个信号)图。

[0044] 图 5 是实施例 2 利用本发明聚焦式旋转扫描光声超声血管内窥成像装置对兔子离体动脉血管进行光声超声成像的结果图,(a)为血管病理图,(b)为血管的光声图像,(c)为血管的超声图像。

具体实施方式

[0045] 下面结合实施例和附图对本发明做进一步的详述,但本发明的实施方式不限于此。

[0046] 实施例 1

[0047] 聚焦式旋转扫描光声超声血管内窥成像装置的结构示意图如图 1 所示:其中,1 为光声超声血管内窥成像探头,2 为医用套管,3 为旋转连接部分,4 为脉冲激光器,5 为超声脉冲发射接收器,6 为数据采集计算机,7 为步进电机,8 为脉冲激光传导光纤,9 为信号导线。

[0048] 图 2 (a)为光声超声血管内窥成像探头的整体结构图,其中,2 为医用套管,8 为脉冲激光传导光纤,9 为信号导线,10 为柱面聚光透镜,11 为声敏元件,12 为基础固定件;(b)为光声超声血管内窥成像探头的激光传导部分结构示意图,其中 8 为脉冲激光传导光纤,10 为柱面聚焦透镜;(c)为光声超声血管内窥成像探头的声敏元件结构示意图,其中 9 为信号导线,11 为声敏元件,12 为基础固定件。所述光声超声血管内窥成像探头,脉冲激光传导光纤和信号导线被医用套管包裹,该医用套管直径 1mm,对于超声损耗小,对于激光透明,具有韧性。

[0049] 图 2 中,基础固定件 12 用于固定脉冲激光传导光纤、柱面聚焦透镜和声敏元件 11,并吸收散射的超声信号,制作为圆柱体,直径为 0.85mm,长为 10mm,在圆柱体前端侧面开有 148° 的扇形槽,长度为 5mm;在圆柱体中间沿着轴线开有一条前端封闭的孔道,直径 $400\mu\text{m}$ 。所述声敏元件为压电陶瓷材料制作,中心主频 20MHz,尺寸为 $3\text{mm}\times 0.4\text{mm}$,主频为 20MHz,一共 2 片,分别对称固定在基础固定件扇形槽内的弧面上,两个声敏元件均通过信号导线与旋转连接部分连接,两个声敏元件中间保持有狭缝 $3\text{mm}\times 0.25\text{mm}$,侧向中间构成夹角 θ , θ 为 148° ,使两个声敏元件检测面的沿着基础固定件轴线的中垂面交线与脉冲激光汇聚后的焦线重合,形成聚焦模式。脉冲激光传导光纤的直径为 $380\mu\text{m}$,在出光端加工有倒角 45° 反射面,该光纤伸入基础固定件中间的孔道,出光端反射面对准两个声敏元件之间的缝隙,在孔道中出光端反射面对应安装一柱面聚焦透镜,焦距为 0.8mm。

[0050] 医用套管、脉冲激光传导光纤和信号导线均连接到旋转连接部分的转子上,如图3所示。其中,2为医用套管,8为脉冲激光传导光纤,9为信号导线,13为转子,14为定子,15为密封圈,16为机械旋转齿轮,17为轴承,18为与信号导线连接的电磁耦合线圈。将安装在基础固定件中的脉冲激光传导光纤的另一端固定在旋转连接部分的转子上,将与脉冲激光器连接的脉冲激光传导光纤的另一端固定在旋转连接部分的定子上,所述脉冲激光传导光纤的两个端头准直相对,中间保留空隙,旋转时固定在转子上的脉冲激光传导光纤旋转,固定在定子上的光纤不动,为光纤直接耦合模式;信号导线与电磁耦合线圈连接,在旋转连接部分的定子和转子上各安装一个电磁耦合线圈,二者平行相对,为电磁耦合旋转连接模式,工作时转子上的电磁耦合线圈旋转。声敏元件接收超声信号和光声信号时,声敏元件产生电信号,电信号经过信号导线传输到达电磁耦合线圈,转化为电磁波,传递到定子上的电磁耦合线圈,再进入信号导线继续传递,发射超声信号时过程相反。

[0051] 该装置工作时,脉冲激光传导光纤将脉冲激光器(Vibrant B 532I, OPOTEK, USA)产生的脉冲激光向前传输,经过旋转连接部分的光纤直接耦合后继续传输,到达光纤出光端,脉冲激光在出光端倒角 45° 反射面上偏转 90° ,经过柱面聚光透镜汇聚后到达血管组织,激发血管壁产生光声信号,声敏元件接收光声信号,产生电信号,由信号导线传送,经过旋转连接部分的电磁耦合线圈后传递到超声脉冲发射接收器,被数据采集计算机采集记录。脉冲激光器产生脉冲激光时同步发出的触发信号分为两路,分别触发数据采集计算机和超声脉冲发射接收器(5073PR, Olympus Inc.)工作,超声脉冲发射接收器发射电信号,该电信号激发声敏元件产生超声信号,到达血管壁后反射,声敏元件接收反射回来的超声回波,转换为电信号,经由信号导线传输,经过旋转连接部分的电磁耦合线圈后传递到超声脉冲发射接收器,由数据采集计算机采集记录。完成一个位置的采集后,数据采集计算机控制步进电机带动旋转连接部分旋转到下一位置,重复刚刚的采集过程,直到完成 360° 的信号采集。所有采集到的信号在数据采集计算机上利用滤波反投影算法重建成为光声图像和超声图像。

[0052] 所述数据接收计算机安装有采集卡、控制软件和图像处理软件;通过采集卡将超声信号和光声信号进行A/D转换后,由计算机存储记录每个位置的光声和超声数据,并通过控制软件控制探头进行旋转扫描;所述采集卡的采样率范围为 $1\text{Hz}\sim 2\text{GHz}$,分辨率为14位,带宽为 100MHz ,板载内存为 256M ,最小电压灵敏度为 12.2微伏 ,最大输入电压为正负 10V ;所述控制软件为Labview软件;所述图像处理软件为MATLAB软件。

[0053] 采集过程中可以调节脉冲激光器能量输出为0,触发信号与脉冲激光器q开关同步,q开关始终工作,保持触发信号的输出,此时系统将对血管只进行超声检测,或者将超声脉冲发射接收器的能量输出为0,此时系统将对血管只进行光声检测。

[0054] 实施例2

[0055] 应用实施例1的聚焦式旋转扫描光声超声内窥成像装置在血管内进行超声光声同步成像,方法如下:

[0056] (1) 激发:将聚焦式旋转扫描光声超声血管内窥成像探头置于兔子离体动脉血管内部,开启脉冲激光器产生激光脉冲,波长为 512nm ,脉宽 10ns ,重复频率 10Hz ,脉冲激光经过旋转连接部分的光纤直接耦合后继续由脉冲激光传导光纤传输,到达光纤出光端,脉冲激光在出光端倒角 45° 反射面上偏转 90° ,经过柱面聚光透镜汇聚后侧向照射血管组织,

产生光声信号；

[0057] (2)采集：开启数据采集计算机上的 Labview 控制软件，与脉冲激光器输出脉冲激光同步输出的触发信号分为两路，一路触发信号触发采集卡工作；脉冲激光激发的光声信号被声敏元件接收，光声信号被声敏元件接收转化为电信号，通过信号导线回传，经过旋转连接部分的电磁耦合线圈后传输到超声脉冲发射接收器放大 30dB 后被数据采集计算机记录；脉冲激光同步输出的另一路触发信号触发超声脉冲发射接收器发射信号（该信号的电压为 -180V，频率 20MHz），该信号经旋转连接部分的电磁耦合线圈传输后，继续传送至声敏元件，激励声敏元件产生超声，超声到达血管后反射，反射的超声被声敏元件接收，转化为电信号，通过信号导线回传，经过旋转连接部分的电磁耦合线圈后，由超声脉冲发射接收器接受并放大后被数据采集计算机采集记录；

[0058] 图 4 所示为数据采集计算机记录的信号图，按照时间序列，首先接收到光声信号，再接收到超声信号，开始采集到光声信号的时间间隔与光声信号与超声信号的时间间隔相同。

[0059] (3)循环：采集完成某一位置的光声信号和超声信号后，数据采集计算机上的 Labview 控制程序控制步进电机旋转探头，对下一位置进行数据采集，直到完成 360° 的数据采集；

[0060] (4)成像：记录在数据采集计算机上的光声及超声数据通过 MATLAB 软件中的滤波反投影程序处理，得到光声及超声图像，如图 5 所示，(a) 为血管病理图，(b) 为血管的光声图像，(c) 为血管的超声图像。

[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。

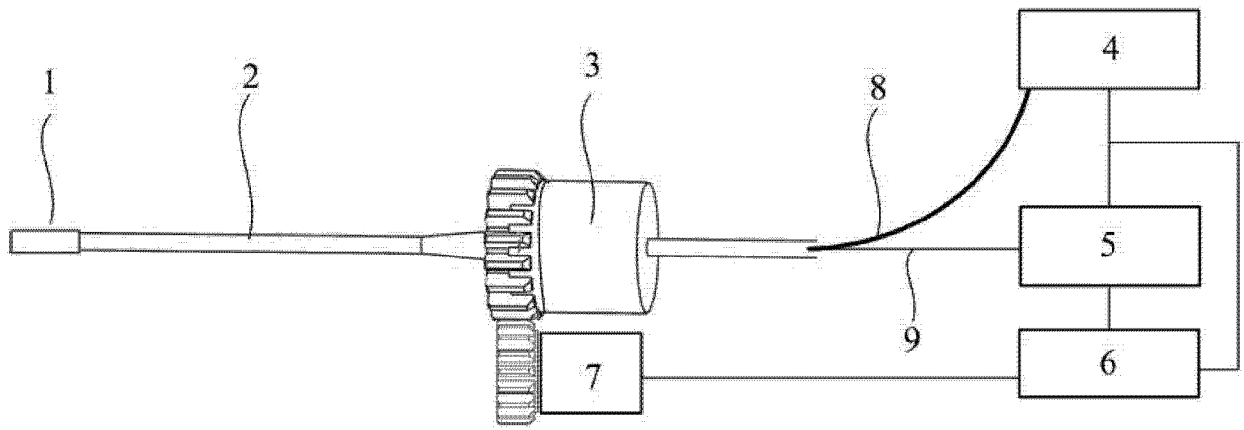


图 1

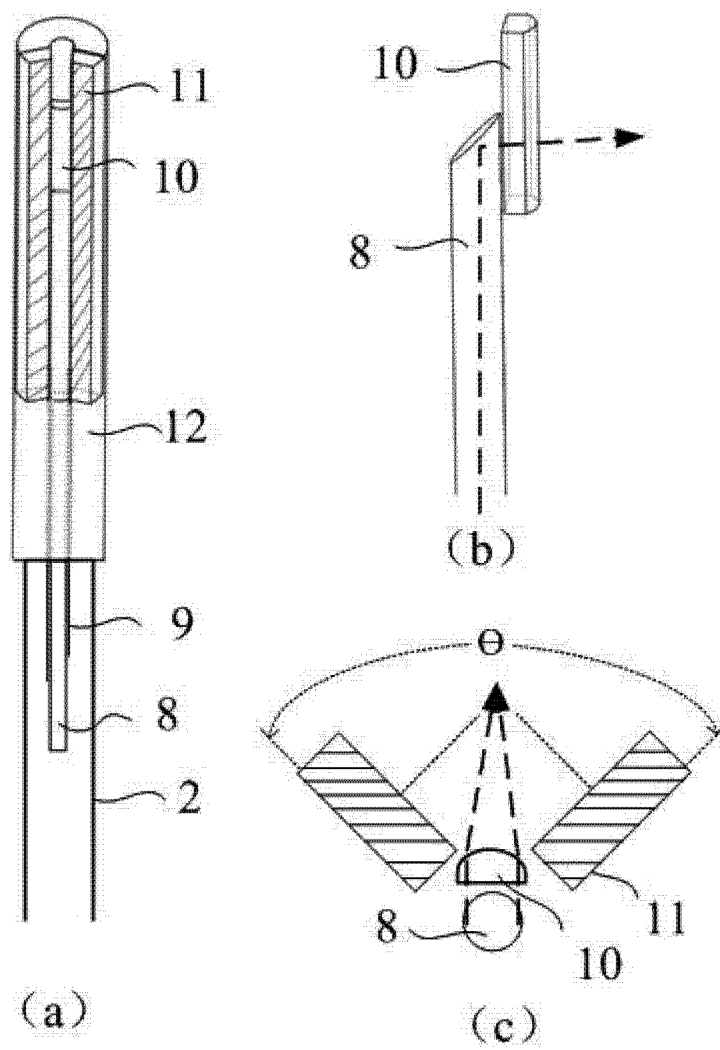


图 2

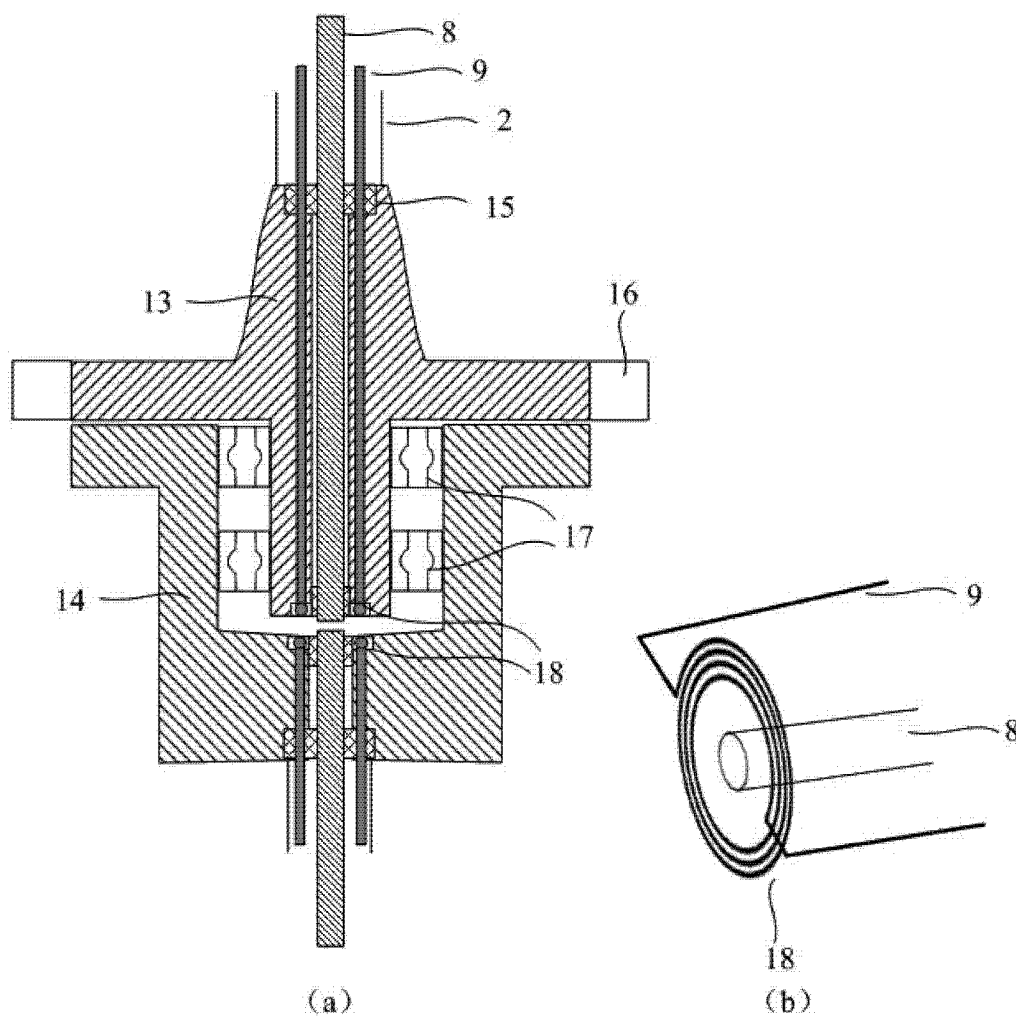


图 3

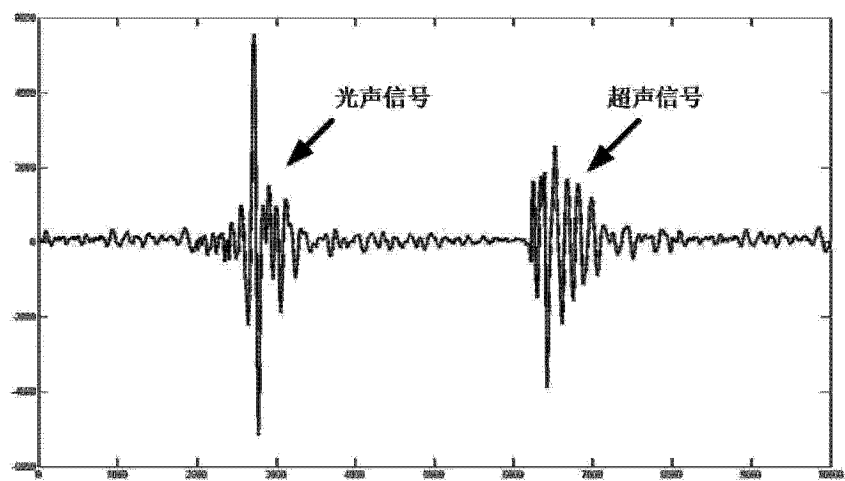


图 4

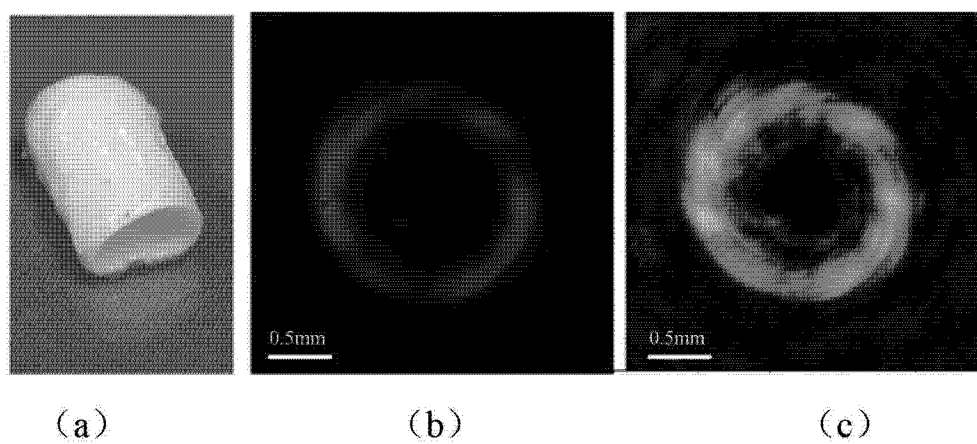


图 5

专利名称(译)	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		
公开(公告)号	CN102743191B	公开(公告)日	2014-06-25
申请号	CN201210220399.5	申请日	2012-06-28
[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 张建 纪轩荣 邢达		
发明人	杨思华 张建 纪轩荣 邢达		
IPC分类号	A61B8/12		
其他公开文献	CN102743191A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于无损测试测量技术领域，公开一种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，该装置包括光声超声血管内窥成像探头、旋转连接部分和外围电路部分，脉冲激光在出光端发生90°反射，经柱面聚光透镜汇聚后照射血管壁产生光声信号，声敏元件接收光声信号，转化后被采集记录，数据采集与脉冲激光器同步工作；脉冲激光器产生的触发信号触发超声脉冲发射接收器发射电信号，该电信号触发声敏元件发射超声信号，到达血管后反射，被声敏元件接收，转化后被采集记录，由步进电机带动进行扫描获得整个血管断层数据，处理后得到光声和超声图像。该装置中的声敏元件为超声和光声成像共用，可实现高分辨，高灵敏性血管内部超声光声成像。

