



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101912250 A

(43) 申请公布日 2010. 12. 15

(21) 申请号 201010187650. 3

(22) 申请日 2010. 05. 24

(71) 申请人 华南师范大学

地址 510630 广东省广州市天河区石牌

(72) 发明人 邢达 袁毅 杨思华

(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 杨晓松

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

A61B 5/00 (2006. 01)

A61B 8/12 (2006. 01)

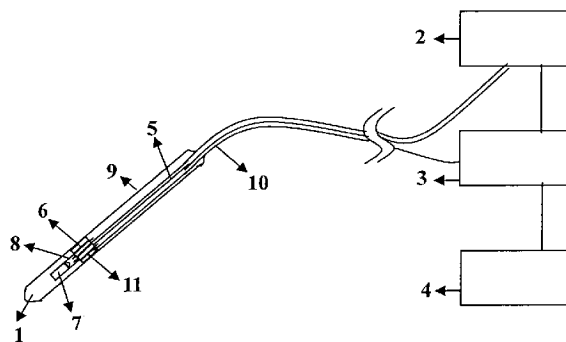
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 3 页

(54) 发明名称

一种血管内光声超声双模成像内窥镜装置及其成像方法

(57) 摘要

本发明公开了一种血管内光声超声双模成像内窥镜装置及成像方法。该装置包括光声激发光源发生器、微型光声超声双模内窥探头、超声信号激发与采集组件、计算机。微型光声超声双模探头由入射光纤、中空圆环阵列超声探测器、镀膜锥面高反射镜、管壳和 PVC 管组成；入射光纤与光声激发光源发生器相连，并穿过中空圆环阵列超声探测器；而中空圆环阵列超声探测器通过同轴数据传输线与超声信号激发与采集组件相连；镀膜锥面高反射镜固定在管壳内，而管壳与光纤出口固定相连，使输出激光在镀膜锥面上成环形向外反射，与中空圆环阵列超声探测器匹配。本发明能够实现光声超声双模内窥成像，能应用于血管或微小腔体内的光声超声双模成像。



1. 一种血管内光声超声双模成像内窥镜装置,其特征在于:该装置包括光声激发光源发生器、微型光声超声双模成像内窥探头、超声信号激发与采集组件和计算机;所述光声激发光源发生器、微型光声超声双模成像内窥探头、超声信号激发与采集组件和计算机依次电气相连;所述微型光声超声双模成像内窥探头由入射光纤、中空圆环阵列超声探测器、镀膜锥面高反射镜、管壳和医用级聚氯乙烯管组成;所述入射光纤与光声激发光源发生器相连,并穿过中空圆环阵列超声探测器;所述中空圆环阵列超声探测器通过同轴数据传输线与超声信号激发与采集组件相连;所述医用级聚氯乙烯管套在入射光纤、中空圆环阵列超声探测器、镀膜锥面高反射镜和管壳的外面;所述管壳将镀膜锥面高反射镜和入射光纤相连接,镀膜锥面高反射镜位于管壳内,而管壳固定在入射光纤的末端,镀膜锥面高反射镜的锥面正对着入射光纤;所述光声超声双模成像内窥镜的直径为 1.3mm ~ 1.4mm。

2. 根据权利要求 1 所述的一种血管内光声超声双模成像内窥镜装置,其特征在于:所述血管内光声超声双模成像内窥镜装置应用于光声和超声双模同时成像或单模切换成像。

3. 根据权利要求 1 所述的一种血管内光声超声双模成像内窥镜装置,其特征在于:所述光声激发光源发生器为短脉冲激光器,光声激发光源发生器产生的激光由单模光纤接合输出,所述光纤数值孔径为 0.22,所述激光的波长为 400 ~ 2500nm,脉宽范围为 5ns ~ 50ns。

4. 根据权利要求 1 所述的一种血管内光声超声双模成像内窥镜装置,其特征在于:所述光声激发光源发生器产生输出的激光通过入射光纤后,经镀膜锥面高反射镜向外反射成圆环形激发光,与中空圆环阵列超声探测器接收方向匹配,实现 360 度圆周的光声信号同轴激发和接收模式。

5. 根据权利要求 4 所述的一种血管内光声超声双模成像内窥镜装置,其特征在于:所述激光被镀膜锥面高反射镜反射后在中空圆环阵列超声探测器的法线方向上形成圆环形状光斑。

6. 根据权利要求 1 所述的一种血管内光声超声双模成像内窥镜装置,其特征在于:所述中空圆环超声探测器含有 64 阵元,内径为 0.2 ~ 0.4mm,外径为 1.0 ~ 1.2mm,主频为 20MHz ~ 40MHz。

7. 根据权利要求 1 所述的一种血管内光声超声双模成像内窥镜装置,其特征在于:所述医用级聚氯乙烯管的末端为封闭的圆滑结构。

8. 根据权利要求 1 所述的一种血管内光声超声双模成像内窥镜装置,其特征在于:所述计算机中带有采集控制软件和图像重建软件。

9. 一种根据权利要求 1 所述的血管内光声超声双模成像内窥镜装置进行内窥成像的方法,其特征在于包括以下步骤:

(1) 将微型光声超声双模成像内窥探头插入待测血管或腔体内;

(2) 光声激发:将光声激发光源发生器产生的脉冲激光通过入射光纤耦合,经镀膜锥面高反射镜侧向入射到待测血管壁或腔体壁,激发产生光声信号;

(3) 光声采集:中空圆环阵列超声探测器接收到光声信号后,经超声信号激发与采集组件通过同轴数据传输线进行数据采集,再将数据传输并储存到带有采集控制软件和图像重建软件的计算机中;

(4) 超声激发和采集:光声信号采集完毕后,超声激发与采集组件先对中空圆环阵列

超声探测器中的一个超声振元进行激发,中空圆环阵列超声探测器接收超声回波信号后,经超声激发与采集组件通过同轴数据传输线进行数据采集,然后超声激发与采集组件依次对中空圆环阵列超声探测器中的下一个超声振元进行激发和数据采集;最后将数据传输并储存到带有采集控制软件和图像重建软件的计算机中;

(5) 数据处理:对采集的数据进行处理,通过 MATLAB 程序利用滤波反投影算法进行图像重建,得到待测血管或腔体内壁的光声和超声图像。

10. 根据权利要求 9 所述的内窥成像的方法,其特征在于:所述方法还包括以下步骤:光声激发、光声采集与超声激发和采集同时进行,中空圆环阵列超声探测器同时接收超声回波信号和光声信号,根据两种信号的接收时间差异,实现光声超声的同时成像。

一种血管内光声超声双模成像内窥镜装置及其成像方法

技术领域

[0001] 本发明属于无损测试测量技术,特别涉及一种将光声超声双模成像技术用于血管内结构成像的内窥成像装置及其成像方法。

背景技术

[0002] 内窥镜,是一种多学科通用的工具,其功能是对弯曲管道深处探查,能观察不能直视到的部位,能在密封空腔内观察内部空间结构与状态,能实现远距离观察与操作。目前的常用的光学内窥镜主要是是光、机、电一体的 NDT 仪器,它分为三类系列产品:第一类,硬性内窥镜系列;第二类,纤维内窥镜系列;第三类,电子视频内窥镜系列。硬性内窥镜系列其工作原理是利用转像透镜光学技术来传送影像,并由光导纤维提供传光照明。纤维内窥镜系列其工作原理是由高品质韵传像纤维来传送图像,通过目镜直接观察。电子视频内窥镜系列是运用超小型电荷耦合器件 (CCD) 技术制造电子视频内窥镜产品。上述三类内窥技术其基本原理都是利用光学散射或者反射信号获取检测图像,由于受介质散射影响大,存在穿透深度浅 ($\sim \text{mm}$ 级) 的缺点。

[0003] 超声内窥成像对组织的穿透深度可达 30mm 以上,它反映了吸收体的声阻抗参数。光声成像作为近年来发展起来的一种新型成像方法,它反映了吸收体的光吸收参数。本专利开展光声超声双模内窥成像方法研究,研制光声超声双成像内窥系统,既可以反映吸收体的声阻抗参数,又可以反映吸收体的光吸收参数,对于推动我国自主研发新型内窥装置有着积极的推进意义。

发明内容

[0004] 本发明的首要目的在于提供一种血管内光声超声双模内窥成像装置。

[0005] 本发明的另一目的在于提供一种根据上述装置进行血管内光声超声双模内窥成像的方法;该方法操作简单,检测精度高;该方法利用脉冲激光或幅度调制的连续光源激发产生光致热弹超声信号,通过测量该信号可以重建出检测样品的光吸收分布图像;通过采集超声回波,重建出检测样品的声阻抗差异图像;通过光声超声双成像来确定吸收体结构的改变;所述内窥成像主要适用于血管内部部位的成像。

[0006] 为了实现上述目的,本发明采用以下技术方案:一种血管内光声超声双模成像内窥镜装置,该装置包括光声激发光源发生器、微型光声超声双模成像内窥探头、超声信号激发与采集组件和计算机;所述光声激发光源发生器、微型光声超声双模成像内窥探头、超声信号激发与采集组件和计算机依次电气相连;所述微型光声超声双模成像内窥探头由入射光纤、中空圆环阵列超声探测器、镀膜锥面高反射镜、管壳和医用级聚氯乙烯管 (PVC 管) 组成;所述入射光纤与光声激发光源发生器相连,并穿过中空圆环阵列超声探测器;所述中空圆环阵列超声探测器通过同轴数据传输线与超声信号激发与采集组件相连;所述医用级聚氯乙烯管套在入射光纤、中空圆环阵列超声探测器、镀膜锥面高反射镜和管壳的外面;所述管壳将镀膜锥面高反射镜和入射光纤相连接,镀膜锥面高反射镜位于管壳内,而管壳固

定在入射光纤的末端,镀膜锥面高反射镜的锥面正对着入射光纤;所述光声超声双模成像内窥镜的直径为 1.3mm ~ 1.4mm。

[0007] 所述血管内光声超声双模成像内窥镜装置应用于光声和超声双模同时成像或单模切换成像。

[0008] 所述光声激发光源发生器为短脉冲激光器,光声激发光源发生器产生的激光由单模光纤接合输出,所述光纤数值孔径为 0.22,所述激光的波长为 400 ~ 2500nm,脉宽范围为 5ns ~ 50ns。

[0009] 所述光声激发光源发生器产生输出的激光通过入射光纤后,经镀膜锥面高反射镜向外反射成圆环形激发光,与中空圆环阵列超声探测器接收方向匹配,实现 360 度圆周的光声信号同轴激发和接收模式。

[0010] 所述激光被镀膜锥面高反射镜反射后在中空圆环阵列超声探测器的法线方向上形成圆环形状光斑。

[0011] 所述中空圆环超声探测器含有 64 阵元,内径为 0.2 ~ 0.4mm,外径为 1.0 ~ 1.2mm,主频为 20MHz ~ 40MHz。

[0012] 所述医用级聚氯乙烯管的末端为封闭的圆滑结构。

[0013] 光纤和镀膜锥面高反射镜通过套管连接为一个整体。

[0014] 光声探测器套在光纤外侧,贴附在 PVC 管的内壁。

[0015] 所述计算机中带有采集控制软件和图像重建软件。

[0016] 一种根据上述的血管内光声超声双模成像内窥镜装置进行内窥成像的方法,包括以下操作步骤:

[0017] (1) 将微型光声超声双模成像内窥探头插入待测血管或腔体内;

[0018] (2) 光声激发:将光声激发光源发生器产生的脉冲激光通过入射光纤耦合,经镀膜锥面高反射镜侧向入射到待测血管壁或腔体壁,激发产生光声信号;

[0019] (3) 光声采集:中空圆环阵列超声探测器接收到光声信号后,经超声信号激发与采集组件通过同轴数据传输线进行数据采集,再将数据传输并储存到带有采集控制软件和图像重建软件的计算机中;

[0020] (4) 超声激发和采集:光声信号采集完毕后,超声激发与采集组件先对中空圆环阵列超声探测器中的一个超声振元进行激发,中空圆环阵列超声探测器接收超声回波信号后,经超声激发与采集组件通过同轴数据传输线进行数据采集,然后超声激发与采集组件依次对中空圆环阵列超声探测器中的下一个超声振元进行激发和数据采集;最后将数据传输并储存到带有采集控制软件和图像重建软件的计算机中;

[0021] (5) 数据处理:对采集的数据进行处理,通过 MATLAB 程序利用滤波反投影算法进行图像重建,得到待测血管或腔体内壁的光声(光吸收分布)和超声图像。

[0022] 步骤(2)、步骤(3)和步骤(4)可以合并成一个步骤,即光声激发、光声采集与超声激发和采集同时进行,中空圆环阵列超声探测器同时接收超声回波和光声信号,根据两种信号的接收时间差异,实现光声超声的同时成像。

[0023] 步骤(3)所述计算机内有数据采集控制平台和图像重建的 MATLAB 程序。成像时利用小角度滤波反投影得到光声二维图像,可方便快速的对血管实现横向的光声层析成像和超声图像。

[0024] 本发明的作用原理是：光声激发光源产生脉冲激光（波长、脉宽和重复频率可根据需要选择），经入射光纤侧向反射至血管壁，血管病变与周围正常部位对光吸收差异导致光致热弹超声信号被中空圆环阵列超声探测器接收；接收的信号由信号采集系统采集并传输到带有采集控制软件和图像重建软件的计算机做后处理；通过滤波反投影成像算法重建出血管的光声图像。超声激发源产生的超声，血管病变与周围正常部位的声阻抗差异导致不同强度的超声反射信号，由微型中空超声圆环阵列探测器接收，接收的超声信号由信号采集系统采集并传输到带有采集控制软件和图像重建软件的计算机做后处理；通过滤波反投影成像算法重建出血管的超声图像。或者光激发与超声激发能够同时进行，圆环阵列探测器同时接收超声回波和光声信号，根据两种信号的接收时间差异，对超声回波和光声信号进行采集，采集到的信号通过带有采集控制软件和图像重建软件的计算机做后处理。本发明适用于微小血管内部结构的成像，从而可以对血管内部结构进行光吸收参数和声阻抗参数的双参数评价。

[0025] 与现有技术相比，本发明具有如下的有益效果：

[0026] 1) 本发明利用反映光吸收分布和声阻抗差异原理的光声超声双模内窥成像系统对血管内部结构进行成像。重建的光声超声图像不仅仅反映血管内组织的光学吸收差异，还反映组织的声学特性的变化。

[0027] (2) 本发明的关键部件为微型光声超声双模内窥探头，集前端带有镀膜锥面高反射镜的入射光纤、微型中空超声圆环阵列探测器、和 PVC 管于一体，所用部件体积小，适于内窥成像，使用方便。

附图说明

[0028] 图 1 是实施例 1 所述血管内光声超声双模内窥成像装置的结构示意图，其中 1 为微型光声超声双模成像内窥探头，2 为光声激发光源发生器，3 为超声信号激发与采集组件，4 为带有采集控制软件和图像重建软件的计算机，5 为入射光纤，6 为中空圆环阵列超声探测器，7 为镀膜锥面高反射镜，8 为管壳，9 为 PVC 管，10 为同轴数据传输线，11 为中空圆环阵列超声探测器的振元。

[0029] 图 2 是实施例 1 所述光纤管套以及镀膜锥面高反射镜连接的结构示意图，5 为入射光纤，7 为镀膜锥面高反射镜，8 为管壳。

[0030] 图 3(a) 是实施例 1 所述中空圆环阵列超声探测器套在光纤外侧的结构示意图，5 为入射光纤，6 为中空圆环阵列超声探测器，11 为中空圆环阵列超声探测器的振元。

[0031] 图 3(b) 是实施例 1 所述光声超声双模成像内窥探头横截面结构示意图，5 为入射光纤，9 为 PVC 管，11 为中空圆环阵列超声探测器的振元。

[0032] 图 4 是本发明血管内光声超声双模内窥成像装置用于血管管腔横截面的断层图像；其中，a 为血管管腔结构图；b 为血管管腔内外壁的光声截面图；c 为血管管腔内外壁的超声截面图。

具体实施方式

[0033] 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。

[0034] 实施例 1 :一种血管内光声超声双模内窥成像装置 (结构示意图如图 1 所示)

[0035] 该装置包括微型光声超声双模成像内窥探头 1、光声激发光源发生器 2、超声信号激发与采集组件 3 和带有采集控制软件和图像重建软件的计算机 4 ;所述微型光声超声双模成像内窥探头 1、光声激发光源发生器 2、超声信号激发与采集组件 3 和带有采集控制软件和图像重建软件的计算机 4 依次电气相连 ;所述微型光声超声双模成像内窥探头 1 由入射光纤 5、中空圆环阵列超声探测器 6、镀膜锥面高反射镜 7、管壳 8 和医用级聚氯乙烯管 (PVC 管) 9 组成,所述入射光纤 5 与光声激发光源发生器 2 相连,所述中空圆环阵列超声探测器 6 通过同轴数据传输线 10 与超声信号激发与采集系统 3 相连 ;所述 PVC 管 9 套在入射光纤 5、中空圆环阵列超声探测器 6、镀膜锥面高反射镜 7 和管壳 8 的外面 ;所述镀膜锥面高反射镜 7 固定在管壳 8 内,而管壳 8 固定在入射光纤 5 的末端,镀膜锥面高反射镜 7 的锥面正对着入射光纤 5 (镀膜锥面高反射镜、管壳和入射光纤的连接如图 2 所示) ;所述中空圆环阵列超声探测器 6 套在入射光纤 5 的外侧 ;所述 PVC 管 9 的末端为封闭的圆滑结构。中空圆环阵列超声探测器套在光纤外侧的结构示意图可以如图 3(a) 所示 ;光声超声双模成像内窥探头横截面结构示意图可以如图 3(b) 所示。

[0036] 实施例 2 :

[0037] 应用实施例 1 所述装置实现血管管腔横截面的光声和超声内窥成像

[0038] (1) 将微型光声超声双模成像内窥探头 (直径 1.4mm) 插入离体兔腹主动脉管腔内 ;

[0039] (2) 光声激发 :采用 Nd:YAG 泵浦的光纤激光器 (Brilliant B, Bigsky), 输出激光波长为 1064nm, 脉宽为 8ns, 重复频率是 20HZ ;将上述激发器产生的脉冲激光 (波长范围为 1000nm) 通过入射光纤耦合,经镀膜锥面高反射镜侧向均匀的入射到血管的管壁上,激发血管壁产生光声信号 ;

[0040] (3) 光声采集 :中空圆环阵列超声探测器 (由 64 个振元组成,外径为 1.2mm,内径 0.3mm,主频为 20MHz) 接收到光声信号后,经超声信号激发与采集组件通过同轴数据传输线进行数据采集,再将数据传输并储存到带有采集控制软件和图像重建软件的计算机中 ;

[0041] (4) 超声激发和采集 :光声信号采集完毕后,超声激发与采集组件先对中空圆环阵列超声探测器中的一个超声振元进行激发,中空圆环阵列超声探测器接收超声回波信号后,经超声激发与采集组件通过同轴数据传输线进行数据采集,然后超声激发与采集组件依次对中空圆环阵列超声探测器中的下一个超声振元进行激发和数据采集 ;最后将数据传输并储存到带有采集控制软件和图像重建软件的计算机中 ;

[0042] (5) 数据处理 :对采集的数据进行处理,通过 MATLAB 程序利用滤波反投影算法进行图像重建,得到血管的光声和超声图像,即如图 4(a) 所示的图像 ;图 4(b) 给出了样品图 4(a) 的光声横向层析图像,图 4(c) 给出了样品图 4(a) 的超声横向层析图像,从实验结果可以看出本发明的方法和装置能够得到的光声和超声横向层析图像。

[0043] 实施例 3 :

[0044] 应用实施例 1 所述装置实现血管管腔横截面的光声和超声内窥成像

[0045] (1) 将微型光声超声双模成像内窥探头 (直径 1.3mm) 插入离体兔腹主动脉管腔内 ;

[0046] (2) 光声激发、光声采集与超声激发和采集 :采用 Nd:YAG 泵浦的光纤激光器

(Brilliant B, Bigsky), 输出激光波长为 1064nm, 脉宽为 8ns, 重复频率是 20HZ; 将上述激发器产生的脉冲激光 (波长范围为 1000nm) 通过入射光纤耦合, 经镀膜锥面高反射镜侧向均匀的入射到血管的管壁上, 激发血管壁产生光声信号; 中空圆环阵列超声探测器 (由 64 个振元组成, 外径为 1.0mm, 内径 0.4mm, 主频为 40MHz) 接收到光声信号后, 经超声信号激发与采集组件通过同轴数据传输线进行数据采集, 再将数据传输并储存到带有采集控制软件和图像重建软件的计算机中;

[0047] 同时, 超声激发与采集组件对中空圆环阵列超声探测器中的一个超声振元进行激发, 中空圆环阵列超声探测器接收超声回波信号后, 经超声激发与采集组件通过同轴数据传输线进行数据采集, 然后超声激发与采集组件依次对中空圆环阵列超声探测器中的下一个超声振元进行激发和数据采集; 最后将数据传输并储存到带有采集控制软件和图像重建软件的计算机中; 中空圆环阵列超声探测器同时接收

[0048] (3) 数据处理: 根据中空圆环阵列超声探测器接收超声回波和光声信号的接收时间差异, 对采集的数据进行处理, 通过 MATLAB 程序利用滤波反投影算法进行图像重建, 实现光声超声的同时成像。

[0049] 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。

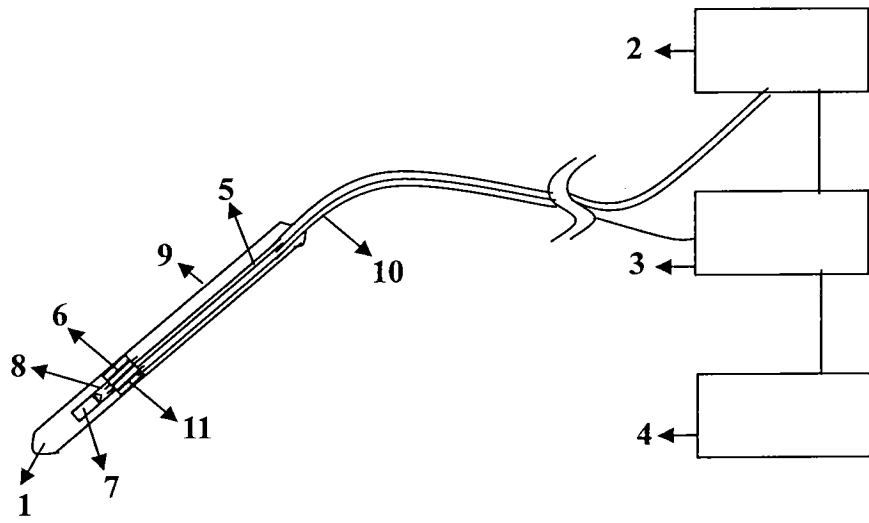


图 1

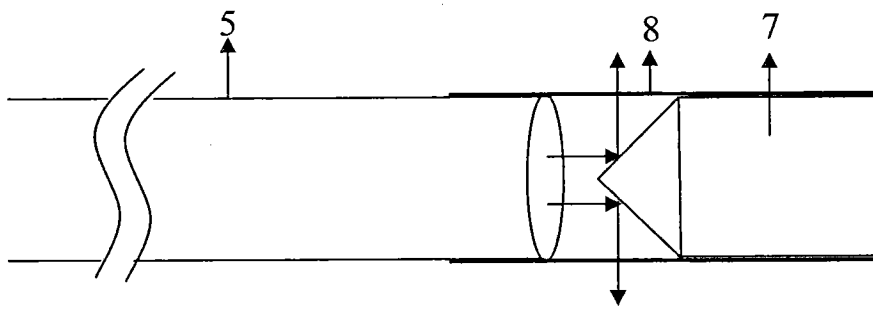
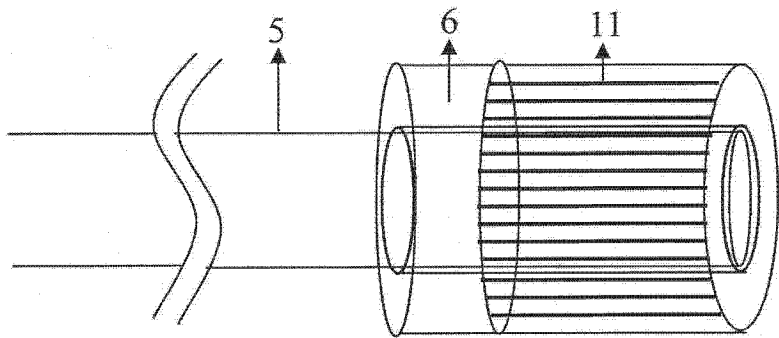
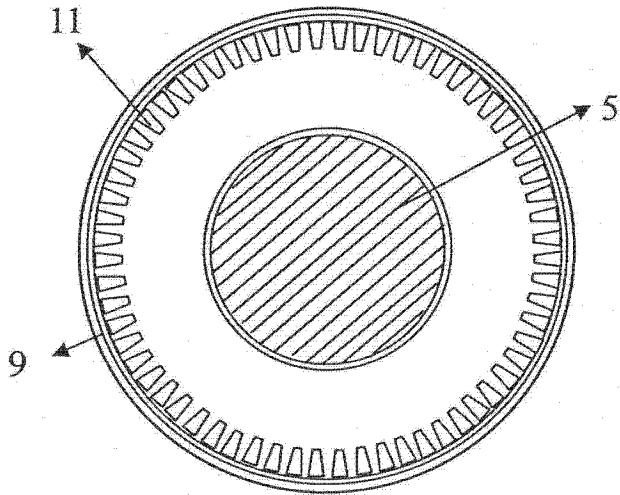


图 2



(a)



(b)

图 3

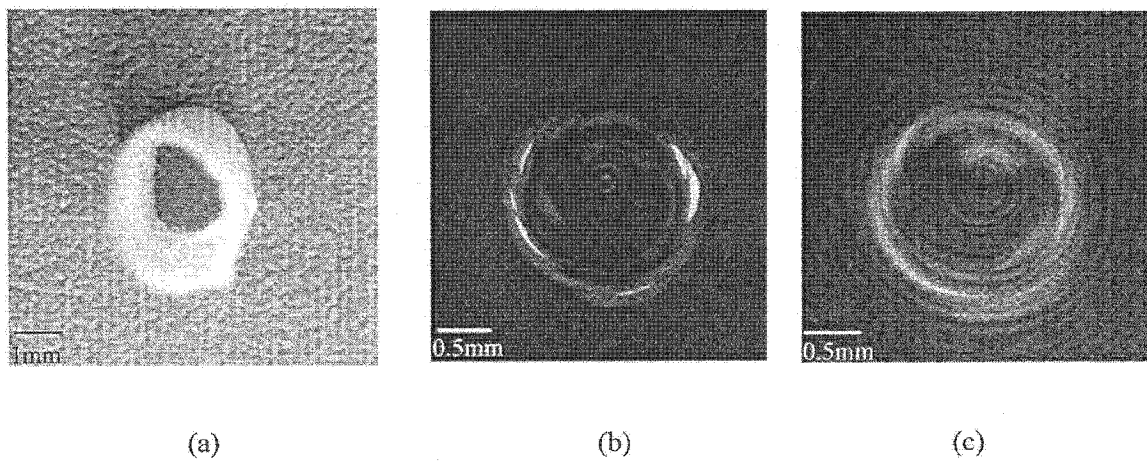


图 4

专利名称(译)	一种血管内光声超声双模成像内窥镜装置及其成像方法		
公开(公告)号	CN101912250A	公开(公告)日	2010-12-15
申请号	CN201010187650.3	申请日	2010-05-24
[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	邢达 袁毅 杨思华		
发明人	邢达 袁毅 杨思华		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/00 A61B8/12		
代理人(译)	杨晓松		
其他公开文献	CN101912250B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种血管内光声超声双模成像内窥镜装置及成像方法。该装置包括光声激发光源发生器、微型光声超声双模内窥探头、超声信号激发与采集组件、计算机。微型光声超声双模探头由入射光纤、中空圆环阵列超声探测器、镀膜锥面高反射镜、管壳和PVC管组成；入射光纤与光声激发光源发生器相连，并穿过中空圆环阵列超声探测器；而中空圆环阵列超声探测器通过同轴数据传输线与超声信号激发与采集组件相连；镀膜锥面高反射镜固定在管壳内，而管壳与光纤出口固定相连，使输出激光在镀膜锥面上成环形向外反射，与中空圆环阵列超声探测器匹配。本发明能够实现光声超声双模内窥成像，能应用于血管或微小腔体内的光声超声双模成像。

