

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103385758 A

(43) 申请公布日 2013.11.13

(21) 申请号 201310309340.8

(22) 申请日 2013.07.22

(71) 申请人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学
城学苑大道 1068 号

(72) 发明人 宋亮 邹新 白晓淞

(74) 专利代理机构 深圳市科进知识产权代理事
务所（普通合伙）44316

代理人 宋鹰武 沈祖锋

(51) Int. Cl.

A61B 19/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

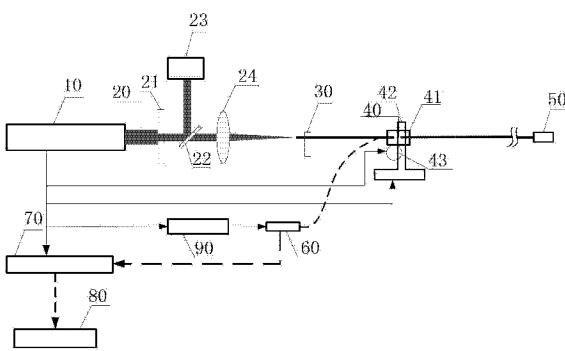
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54) 发明名称

一种血管内光声超声双模成像系统及其成像
方法

(57) 摘要

本发明涉及一种血管内光声超声双模成像系
统及成像方法。所述血管内光声超声双模成像系
统包括激光器、内窥探头、超声发射接收器、数据
采集系统及图像重建和显示系统，所述激光器用
于输出激光光源并发出触发信号，所述超声发射接
收器用于根据所述触发信号控制发射超声波并同
时接收光声信号和超声信号，所述内窥探头用
于将激光光源聚焦或准直后侧向反射到管腔样本
激发产生所述光声信号，同时侧向发射超声波并接
收所述管腔样本反射的所述超声信号，所述数
据采集系统用于采集管腔样本光声信号和超声信
号，并通过图像重建和显示系统重建管腔样本的
光声图像和超声图像。本发明提高光的利用率及
对目标组织的穿透深度，增加了光声成像的深度
和信噪比，具有更好的成像质量。



1. 一种血管内光声超声双模成像系统,其特征在于,包括激光器、内窥探头、超声发射接收器、数据采集系统及图像重建和显示系统,所述激光器用于输出激光光源并发出触发信号,所述超声发射接收器用于根据所述触发信号控制发射超声波并同时接收光声信号和超声信号,所述内窥探头用于将激光光源聚焦或准直后侧向反射到管腔样本激发产生所述光声信号,同时侧向发射超声波并接收所述管腔样本反射的所述超声信号,所述数据采集系统用于采集管腔样本光声信号和超声信号,并通过图像重建和显示系统重建管腔样本的光声图像和超声图像。

2. 根据权利要求 1 所述的血管内光声超声双模成像系统,其特征在于,还包括激光光路和探头扫描装置,所述激光光路包括光阑、分束镜、光电二极管和聚焦透镜,所述光阑、分束镜、光电二极管和聚焦透镜依次相连;所述探头扫描装置包括光电滑环、轴向位移平台和滑环驱动电机,所述光电滑环和滑环驱动电机固定于轴向位移平台上,通过滑环驱动电机带动光电滑环进行转动,用于控制所述内窥探头进行三维扫描。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的血管内光声超声双模成像系统,其特征在于,还包括光纤固定支架,所述内窥探头还包括多模光纤、自聚焦透镜、反射镜、超声换能器、同轴电缆、光纤固定套管、共轴套管、探头封装套管和光纤保护套管,其中,所述多模光纤包括两段并分别与光电滑环相连,第一段的一端通过所述光纤固定支架固定于聚焦透镜的一端,另一端套在光纤保护套管内,第二段的一端套在光纤固定套管内与内窥探头相连,并顺序与自聚焦透镜及反射镜同轴放置于共轴套管中,所述超声换能器与共轴套管固定于探头封装套管中,所述超声换能器通过同轴电缆与超声发射接收器连接。

4. 根据权利要求 3 所述的血管内光声超声双模成像系统,其特征在于,还包括信号延迟模块,所述信号延迟模块用于将激光器发出的超声触发信号进行延时后传输到超声发射接收器,控制超声发射接收器发射超声波。

5. 根据权利要求 4 所述的血管内光声超声双模成像系统,其特征在于,所述血管内光声超声双模成像系统的成像方式为:

通过激光器输出激光光源并发出超声触发信号,激光光源经多模光纤传输到内窥探头中,由内窥探头中的自聚焦透镜将激光光源聚焦或准直后经反射镜侧向反射到管腔样本激发产生光声信号,并通过数据采集系统进行光声信号采集;

超声触发信号经过信号延迟模块延时后传输到超声发射接收器控制发射超声波,通过同轴电缆将超声波传输到超声换能器将超声波侧向发射到管腔样本,并通过数据采集系统进行超声信号采集,通过图像重建和显示系统将采集到的光声信号和超声信号进行图像重建。

6. 根据权利要求 5 所述的血管内光声超声双模成像系统,其特征在于,所述激光光源为短脉冲激光或幅度调制激光,输出波长范围为 400-2400nm,所述分束镜的反射 / 透射比为 8 : 92,所述内窥探头的直径为 0.3 ~ 1.0mm,所述超声换能器的接收面与内窥探头的中心轴线呈 5° ~ 40° 角放置,其中心频率为 5 ~ 75MHz。

7. 一种血管内光声超声双模成像方法,包括:

步骤 a:通过激光器输出激光光源并发出超声触发信号;

步骤 b:通过内窥探头将激光光源聚焦或准直后侧向反射到管腔样本激发产生光声信号,同时通过超声触发信号控制超声发射接收器发射超声波至所述管腔样本并反射超声信

号；

步骤 c：采集管腔样本被激发的光声信号和反射的超声信号，并根据光声信号和超声信号重建管腔样本的光声图像和超声图像。

8. 根据权利要求 7 所述的血管内光声超声双模成像方法，其特征在于，在所述步骤 b 中，所述通过内窥探头将激光光源聚焦或准直后侧向反射到管腔样本激发产生光声信号还包括：通过多模光纤将激光光源传输到内窥探头中，由内窥探头中的自聚焦透镜将激光光源聚焦或准直后经反射镜侧向反射到管腔样本激发产生光声信号；所述通过超声触发信号控制超声发射接收器发射超声波的具体方式包括：将超声触发信号经过延时后传输到超声发射接收器控制超声发射接收器发射超声波，并通过同轴电缆将超声波传输到超声换能器，通过超声换能器将超声波侧向发射到管腔样本，并通过数据采集系统进行超声信号采集。

9. 根据权利要求 8 所述的血管内光声超声双模成像方法，其特征在于，所述步骤 c 后还包括：

通过探头扫描装置控制内窥探头进行旋转和轴向移动扫描，每采集完一次信号，内窥探头转动一定角度重新采集信号，重复至旋转一圈；

每旋转扫描一圈，内窥探头轴向移动一定距离重新采集信号，重复至完成轴向扫描。

10. 根据权利要求 7 或 8 或 9 所述的血管内光声超声双模成像方法，其特征在于，所述激光光源为短脉冲激光或幅度调制激光，输出波长范围为 400-2400nm，所述内窥探头的直径为 0.3 ~ 1.0mm，所述超声换能器的接收面与内窥探头的中心轴线呈 5° ~ 40° 角放置，其中心频率为 5 ~ 75MHz。

一种血管内光声超声双模成像系统及其成像方法

技术领域

[0001] 本发明属于内窥镜技术领域，尤其涉及一种血管内光声超声双模成像系统及其成像方法。

背景技术

[0002] 血管内超声成像，是一种无创的超声成像技术与微创的导管技术相结合的心血管疾病诊断技术，在动脉粥样硬化程度评估中，血管内超声成像能够准确地检测出粥样硬化板块的大小和结构信息。光声成像是近年来发展起来的一种无损医学成像方法，该方法以短脉冲(或幅度调制)激光作为光源，利用被测样本的光谱吸收差异激发出不同强度的光致超声特性，以超声作为信息载体的新型成像方法，光声成像方法有效的结合了纯光学成像的高对比度和纯声学成像的高穿透能力等优点，可以实现厘米量级的探测深度和微米量级的成像分辨率，具有无损性、无辐射等突出特性，在医学领域的应用越来越广泛。

[0003] 血管内光声成像，如 K. Jansen、B. Wang 在近年研发的血管内光声内窥镜技术，该技术将血管内超声成像与血管内光声成像相结合，通过血管内超声成像检测动脉粥样硬化斑块的形态结构，通过血管光声成像提供血管的成分信息，通过光声功能和量化成像探测斑块中的脂肪堆积程度，具有分辨率高、无副作用等特点。但该技术的缺点在于，血管内光声内窥镜中光声激发光经过多模光纤出射未经过聚焦(或准直)，由于多模光纤较大的数值孔径，使大部分激发光未能照射到目标组织，激发光声信号的利用率较低；另外，在血管内光声成像时，由于血液对激光具有很强的吸收，激光照射到管腔内壁时损耗较大，造成成像深度较浅，且信噪比(SNR, Signal to Noise Ratio，反应成像的抗干扰能力，反应在画质上就是画面是否干净无噪点)低。

发明内容

[0004] 本发明提供了一种血管内光声超声双模成像系统及成像方法，旨在解决现有的血管内光声内窥镜激发光声信号的利用率低、成像深度浅且信噪比低的技术问题。

[0005] 本发明提供的技术方案为：一种血管内光声超声双模成像系统，包括激光器、内窥探头、超声发射接收器、数据采集系统及图像重建和显示系统，所述激光器用于输出激光光源并发出触发信号，所述超声发射接收器用于根据所述触发信号控制发射超声波并同时接收光声信号和超声信号，所述内窥探头用于将激光光源聚焦或准直后侧向反射到管腔样本激发产生所述光声信号，同时侧向发射超声波并接收所述管腔样本反射的所述超声信号，所述数据采集系统用于采集管腔样本光声信号和超声信号，并通过图像重建和显示系统重建管腔样本的光声图像和超声图像。

[0006] 本发明的技术方案还包括：还包括激光光路和探头扫描装置，所述激光光路包括光阑、分束镜、光电二极管和聚焦透镜，所述光阑、分束镜、光电二极管和聚焦透镜依次相连，所述探头扫描装置包括光电滑环、轴向位移平台和滑环驱动电机，所述光电滑环和滑环驱动电机固定于轴向位移平台上，通过滑环驱动电机带动光电滑环进行转动。

[0007] 本发明的技术方案还包括：还包括光纤固定支架，所述内窥探头还包括多模光纤、自聚焦透镜、反射镜、超声换能器、同轴电缆、光纤固定套管、共轴套管、探头封装套管和光纤保护套管，其中，所述多模光纤包括两段并分别与光电滑环相连，第一段的一端通过所述光纤固定支架固定于聚焦透镜的一端，另一端套在光纤保护套管内，第二段的一端套在光纤固定套管内与内窥探头相连，并顺序与自聚焦透镜及反射镜同轴放置于共轴套管中，所述超声换能器与共轴套管固定于探头封装套管中；所述超声换能器通过同轴电缆与超声发射接收器连接。

[0008] 本发明的技术方案还包括：还包括信号延迟模块，所述信号延迟模块用于将激光器发出的超声触发信号进行延时后传输到超声发射接收器，控制超声发射接收器发射超声波。

[0009] 本发明的技术方案还包括：所述血管内光声超声双模成像系统的成像方式为：通过激光器输出激光光源并发出超声触发信号，激光光源经多模光纤传输到内窥探头中，由内窥探头中的自聚焦透镜将激光光源聚焦或准直后经反射镜侧向反射到管腔样本激发产生光声信号，并通过数据采集系统进行光声信号采集；超声触发信号经过信号延迟模块延时后传输到超声发射接收器控制发射超声波，通过同轴电缆将超声波传输到超声换能器将超声波侧向发射到管腔样本，并通过数据采集系统进行超声信号采集；通过图像重建和显示系统将采集到的光声信号和超声信号进行图像重建。

[0010] 本发明的技术方案还包括：所述激光光源为短脉冲激光或幅度调制激光，输出波长范围为400-2400nm；所述分束镜的反射/透射比为8:92；所述内窥探头的直径为0.3~1.0mm，所述超声换能器的接收面与内窥探头的中心轴线呈5°~40°角放置，其中心频率为5~75MHz。

[0011] 本发明提供的另一技术方案，一种血管内光声超声双模成像方法，包括：

[0012] 步骤a：通过激光器输出激光光源并发出超声触发信号；

[0013] 步骤b：通过内窥探头将激光光源聚焦或准直后侧向反射到管腔样本激发产生光声信号，同时通过超声触发信号控制超声发射接收器发射超声波至所述管腔样本并反射超声信号；

[0014] 步骤c：采集管腔样本被激发的光声信号和反射超声信号，并根据光声信号和超声信号重建管腔样本的光声图像和超声图像。

[0015] 本发明的技术方案还包括：在所述步骤b中，所述通过内窥探头将激光光源聚焦或准直后侧向反射到管腔样本激发产生光声信号还包括：通过多模光纤将激光光源传输到内窥探头中，由内窥探头中的自聚焦透镜将激光光源聚焦或准直后经反射镜侧向反射到管腔样本激发产生光声信号；所述通过超声触发信号控制超声发射接收器发射超声波的具体方式包括：将超声触发信号经过延时后传输到超声发射接收器控制超声发射接收器发射超声波，并通过同轴电缆将超声波传输到超声换能器，通过超声换能器将超声波侧向发射到管腔样本，并通过数据采集系统进行超声信号采集。

[0016] 本发明的技术方案还包括：所述步骤c后还包括：通过探头扫描装置控制内窥探头进行旋转和轴向移动扫描，每采集完一次信号，内窥探头转动一定角度重新采集信号，重复至旋转一圈；每旋转扫描一圈，内窥探头轴向移动一定距离重新采集信号，重复至完成轴向扫描。

[0017] 本发明的技术方案还包括：所述激光光源为短脉冲激光或幅度调制激光，输出波长范围为400-2400nm；所述内窥探头的直径为0.3~1.0mm，所述超声换能器的接收面与内窥探头的中心轴线呈5°~40°角放置，其中心频率为5~75MHz。

[0018] 本发明的技术方案具有如下优点或有益效果：本发明实施例的血管内光声超声双模成像系统及成像方法通过将激光进行聚焦或准直后侧向反射到管腔内壁，提高光的利用率及对目标组织的穿透深度，进而增加了光声成像的深度和信噪比，具有更好的成像质量；另外，利用激光器输出激光光源的同时发出超声触发信号，通过触发信号控制超声发射接收器发射超声波进行超声成像，实现了同时、同区域的光声和超声成像，更有利于早期肿瘤、动脉粥样硬化等疾病的检测。

附图说明

- [0019] 附图1是本发明实施例的血管内光声超声双模成像系统的结构示意图；
- [0020] 附图2是本发明实施例的内窥探头的结构主视图；
- [0021] 附图3是本发明实施例的内窥探头结构侧视图；
- [0022] 附图4是本发明实施例的超声换能器水平放置时的内窥探头结构图；
- [0023] 附图5是本发明实施例的血管内光声超声双模成像方法的流程图。

具体实施方式

[0024] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白，以下结合附图及实施例，对本发明进行进一步详细说明。应当理解，此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明，并不用于限定本发明。

[0025] 请参阅图1与图2，图1是本发明实施例的血管内光声超声双模成像系统的结构示意图，图2是本发明实施例的内窥探头的结构主视图。本发明实施例的血管内光声超声双模成像系统包括激光器10、激光光路20、光纤固定支架30、探头扫描装置40、内窥探头50、超声发射接收器60、数据采集系统70、图像重建和显示系统80及信号延迟模块90，其中，激光光路20包括光阑21、分束镜22、光电二极管23和聚焦透镜24，光阑21、分束镜22、光电二极管23和聚焦透镜24依次相连；探头扫描装置40包括光电滑环41、轴向位移平台42和滑环驱动电机43，光电滑环41和滑环驱动电机43固定于轴向位移平台42上，通过滑环驱动电机43带动光电滑环41进行转动；内窥探头50包括多模光纤51、自聚焦透镜52、反射镜53、超声换能器54、同轴电缆55、光纤固定套管56、共轴套管57、探头封装套管58和光纤保护套管59，多模光纤51包括两段并分别与光电滑环41相连，第一段的一端通过光纤固定支架30固定于聚焦透镜24的一端，另一端套在光纤保护套管59内；第二段的一端套在光纤固定套管56内与内窥探头50相连，并顺序与自聚焦透镜52及反射镜53同轴放置于共轴套管57中；通过光电滑环41带动与内窥探头50相连的一段多模光纤与内窥探头50一起旋转实现内窥镜的360°扫描。超声换能器54与共轴套管57呈一直线固定于探头封装套管58中；超声换能器54通过同轴电缆55与超声发射接收器60连接。

[0026] 具体请一并参阅图3和图4，图3是本发明实施例的内窥探头结构侧视图；图4是本发明实施例的超声换能器水平放置时的内窥探头结构图。其中，激光器10为OPOTEK VIBRANT II（VIBRANT系列产品采用一体化设计，泵浦激光、OPO、控制电路等集成在一个光

学结构中,在得到宽光谱激光输出的同时,保持了很高的OPO转换效率),激光光源为短脉冲激光或幅度调制激光,输出波长范围为400-2400nm;分束镜22的反射/透射比为8:92;内窥探头50的直径为0.3~1.0mm,超声换能器54的接收面与内窥探头50的中心轴线呈5°~40°角放置,其中心频率为5~75MHz。

[0027] 本发明实施例的血管内光声超声双模成像系统的工作原理为:激光器10输出激光光源并发出超声触发信号,经过光阑21滤掉激光光源的部分杂散光,并通过分束镜22将光束分为两路,一路照射到光电二极管23作为参考光,另一路经过聚焦透镜24聚焦后耦合进入多模光纤51,激光光源经多模光纤51传输到内窥探头50中,由内窥探头50中的自聚焦透镜52将激光光源聚焦或准直后经反射镜53侧向反射到管腔样本激发产生光声信号,通过超声换能器54接收光声信号并转化为光声电信号,通过同轴电缆55将光声电信号传输到超声发射接收器60进行放大后传输到数据采集系统70进行光声信号采集;与此同时,激光器10发出的超声触发信号经过信号延迟模块90延时后传输到超声发射接收器60,控制超声发射接收器60发射超声波,并通过同轴电缆55将超声波传输到内窥探头50中的超声换能器54,通过超声换能器54将超声波侧向发射到管腔样本,并接收管腔样本反射的超声波,将接收的超声波转化为超声电信号后回传到超声发射接收器60进行放大,再传输到数据采集系统70进行超声信号采集,通过图像重建和显示系统80将采集到的光声信号和超声信号进行重建,得到相应样本的光声图像和超声图像;通过探头扫描装置40控制内窥探头50进行360度的旋转和轴向移动扫描,每采集完一次信号,内窥探头转动一定角度重新采集信号,重复至旋转一圈;每旋转扫描一圈,内窥探头50轴向移动一定距离重新采集信号,重复至完成轴向扫描。

[0028] 请参阅图5,是本发明实施例的血管内光声超声双模成像方法的流程图。

[0029] 本发明实施例的血管内光声超声双模成像方法包括以下步骤:

[0030] 步骤500:通过激光器输出激光光源并发出超声触发信号。

[0031] 在步骤500中,激光器为OPOTEK VIBRANT II,激光光源为短脉冲激光或幅度调制激光,输出波长范围为400-2400nm。

[0032] 步骤510:通过光阑滤掉激光光源的部分杂散光,并通过分束镜将光束分为两路,一路照射到光电二极管作为参考光,另一路经过聚焦透镜聚焦后耦合进入多模光纤。

[0033] 在步骤510中,分束镜的反射/透射比为8:92。

[0034] 步骤520:通过多模光纤将激光光源传输到内窥探头中,由内窥探头中的自聚焦透镜将激光光源聚焦或准直后通过反射镜侧向反射到管腔样本激发产生光声信号。

[0035] 在步骤520中,内窥探头的直径为0.3~1.0mm。

[0036] 步骤530:通过超声换能器接收光声信号并转化为光声电信号,通过同轴电缆将光声电信号传输到超声发射接收器进行放大后传输到数据采集系统进行光声信号采集,同时激光器发出的超声触发信号经过延时后传输到超声发射接收器,控制超声发射接收器发射超声波,并通过同轴电缆将超声波传输到超声换能器,并通过超声换能器将超声波侧向发射到管腔样本,并接收管腔样本反射的超声波,将接收的超声波转化为超声电信号后回传到超声发射接收器。

[0037] 在步骤530中,超声换能器的接收面与内窥探头的中心轴线呈5°~40°角放置,其中心频率为5~75MHz。

[0038] 步骤 560 :通过超声发射接收器将接收到的超声电信号进行放大,并传输到数据采集系统进行超声信号采集。

[0039] 步骤 570 :通过图像重建和显示系统将采集到的光声信号和超声信号进行重建,得到相应样本的光声图像和超声图像。

[0040] 步骤 580 :通过探头扫描装置控制内窥探头进行 360 度的旋转和轴向移动扫描,每采集完一次信号,内窥探头转动一定角度重新采集信号,重复至旋转一圈;每旋转扫描一圈,内窥探头轴向移动一定距离重新采集信号,重复至完成轴向扫描。

[0041] 本发明实施例的血管内光声超声双模成像系统及成像方法通过将激光进行聚焦或准直后侧向反射到管腔内壁,提高光的利用率及对目标组织的穿透深度,进而增加了光声成像的深度和信噪比,具有更好的成像质量;另外,利用激光器输出激光光源的同时发出超声触发信号,通过触发信号控制超声发射接收器发射超声波进行超声成像,实现了同时、同区域的光声和超声成像,更有利于早期肿瘤、动脉粥样硬化等疾病的检测。

[0042] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,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、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

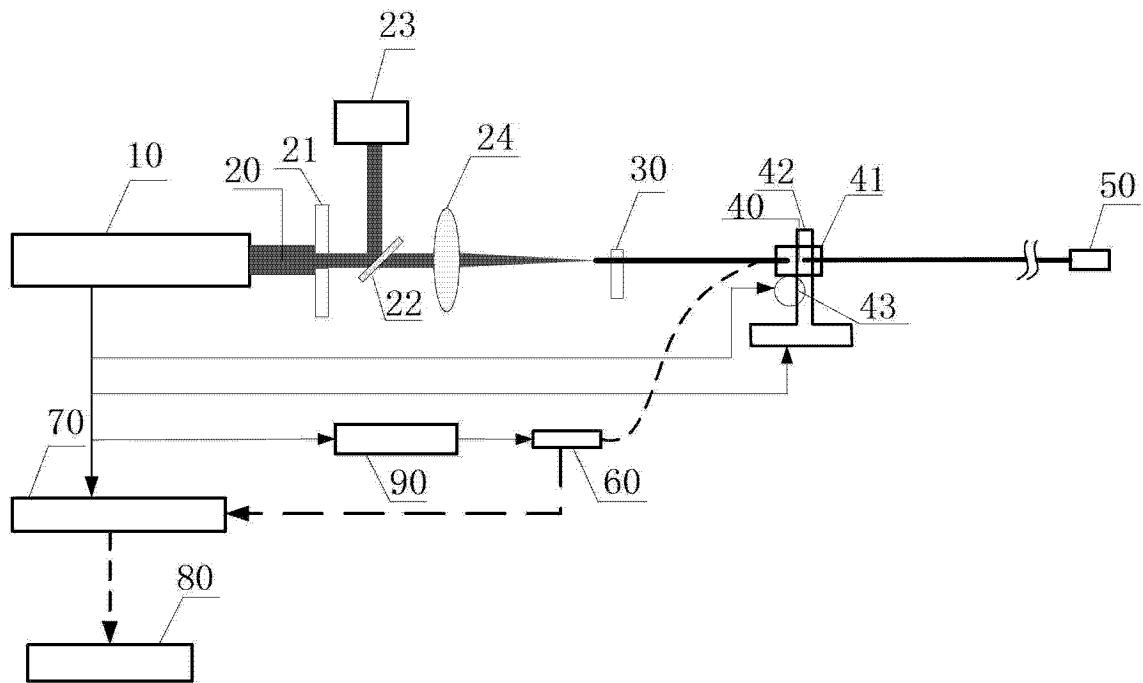


图 1

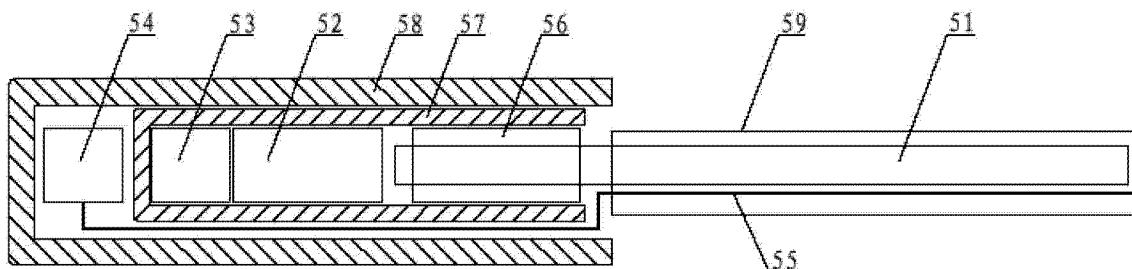


图 2

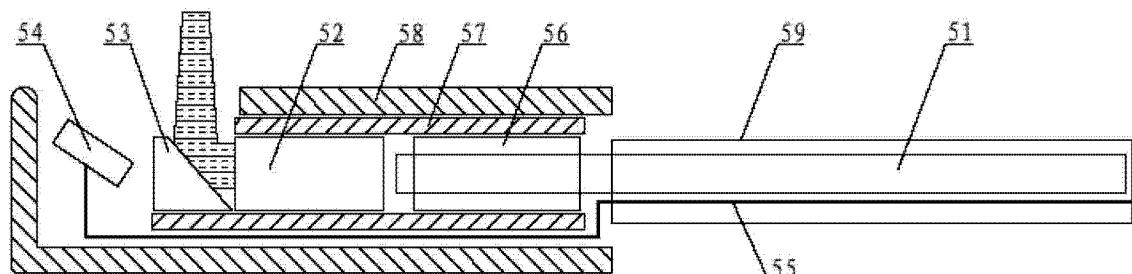


图 3

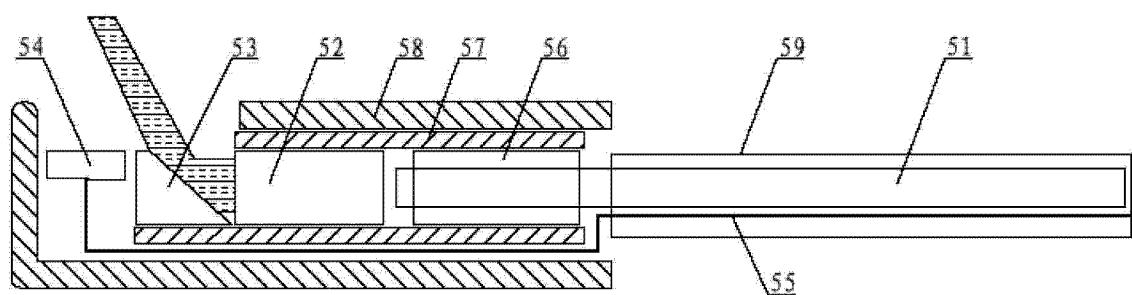


图 4

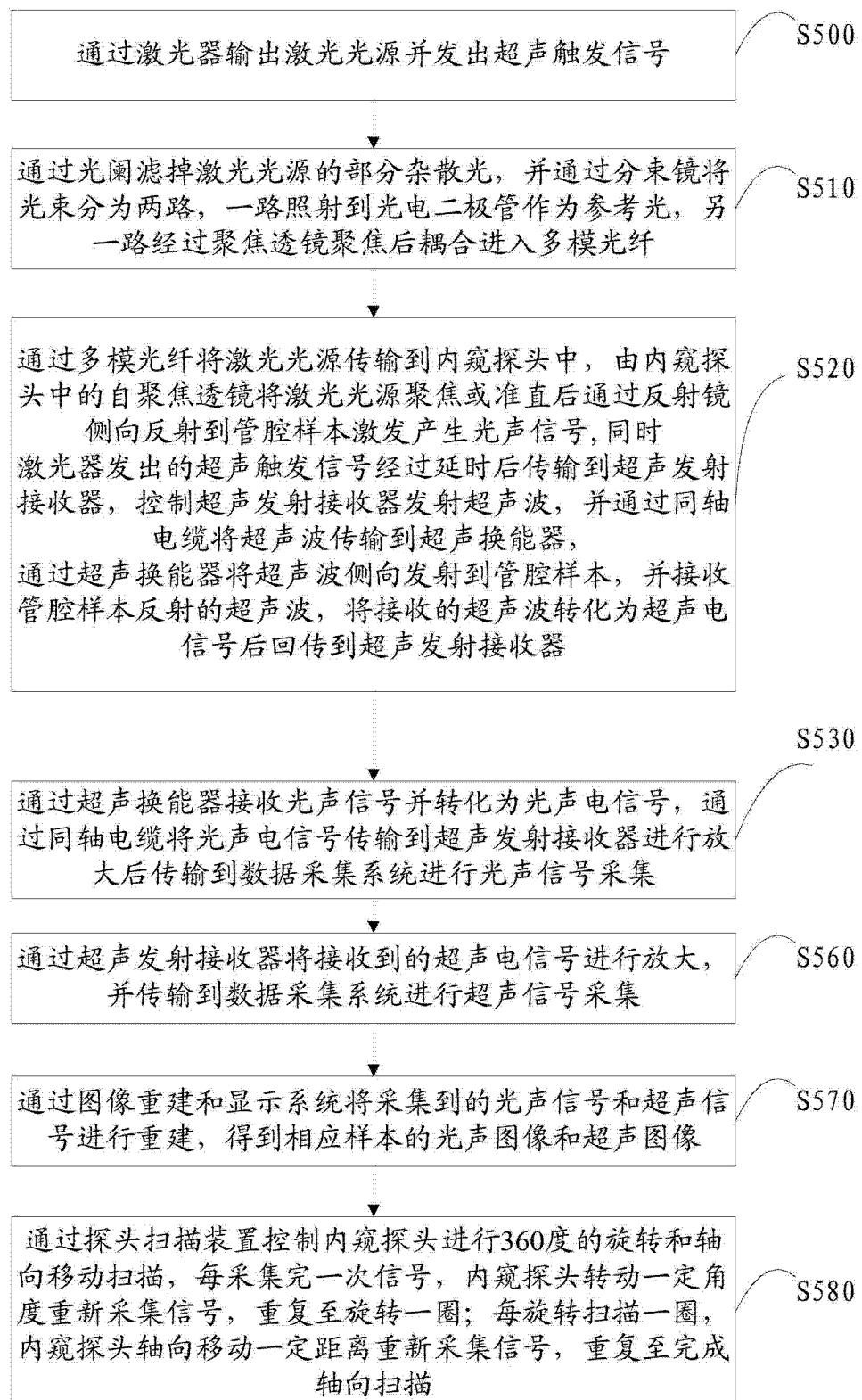


图 5

专利名称(译)	一种血管内光声超声双模成像系统及其成像方法		
公开(公告)号	CN103385758A	公开(公告)日	2013-11-13
申请号	CN201310309340.8	申请日	2013-07-22
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	宋亮 邹新 白晓淞		
发明人	宋亮 邹新 白晓淞		
IPC分类号	A61B19/00 A61B5/00 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B5/0035 A61B5/0095 A61B8/12 A61B8/4416 A61B8/463 A61B8/5269		
其他公开文献	CN103385758B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明涉及一种血管内光声超声双模成像系统及成像方法。所述血管内光声超声双模成像系统包括激光器、内窥探头、超声发射接收器、数据采集系统及图像重建和显示系统，所述激光器用于输出激光光源并发出触发信号，所述超声发射接收器用于根据所述触发信号控制发射超声波并同时接收光声信号和超声信号，所述内窥探头用于将激光光源聚焦或准直后侧向反射到管腔样本激发产生所述光声信号，同时侧向发射超声波并接收所述管腔样本反射的所述超声信号，所述数据采集系统用于采集管腔样本光声信号和超声信号，并通过图像重建和显示系统重建管腔样本的光声图像和超声图像。本发明提高光的利用率及对目标组织的穿透深度，增加了光声成像的深度和信噪比，具有更好的成像质量。

