



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110251099 A

(43)申请公布日 2019. 09. 20

(21)申请号 201910434246.2

(22)申请日 2019.05.23

(71)申请人 南京航空航天大学

地址 210016 江苏省南京市秦淮区御道街
29号

(72)发明人 李赳韬 王康 张欢 冯宇
赵月梅

(74)专利代理机构 南京苏高专利商标事务所
(普通合伙) 32204

代理人 王安琪

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/026(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

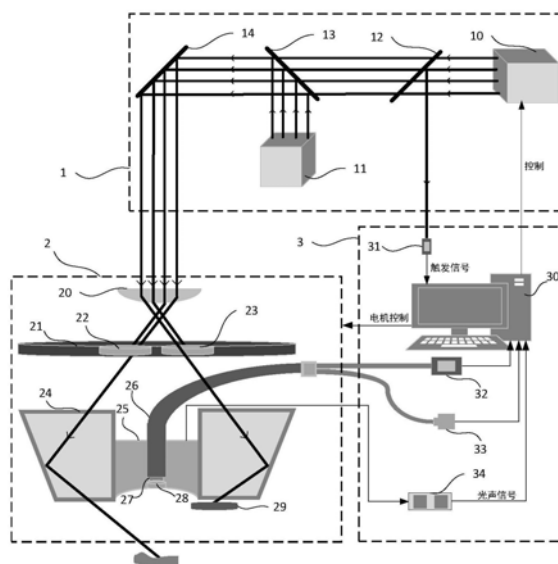
权利要求书2页 说明书4页 附图3页

(54)发明名称

一种联合光声与光纤式激光散斑的多模态
成像设备

(57)摘要

本发明公开了一种联合光声与光纤式激光散斑的多模态成像设备,包括:光源模块、电机控制模块和数据采集模块。本发明构造合理、结构简单,实现了对血管结构、血流和血氧的实时同步同视场检测,有效的把高分辨率光声成像技术与内窥式激光散斑成像技术结合,极大地缩减了不同参数的测量步骤和时间,为今后肿瘤和血管疾病的临床诊断和治疗提供了强有力的支撑。



1. 一种联合光声与光纤式激光散斑的多模态成像设备, 其特征在于, 包括: 光源模块(1)、电机控制模块(2)和数据采集模块(3); 光源模块(1)产生系统所需要的光源, 并将该光源送至电机模块(2)中, 在电机模块(2)的光路下产生光声信号和散斑信号, 将该信号送至数据采集模块(3)处理、存储并重建构图, 其中数据采集模块(3)中的上位机控制光源模块(1)中脉冲激光器的输出。

2. 如权利要求1所述的联合光声与光纤式激光散斑的多模态成像设备, 其特征在于, 光源模块(1)包括532nm脉冲激光源(10)、632.8nm He-Ne激光源(11)、取束镜(12)、二向色镜(13)和平面镜(14); 取束镜(12)将一部分532nm脉冲激光送入光电传感器(31)作为触发信号, 另一部分与632.8nm He-Ne激光经二向色镜(13)将两束激光融合成一条光束送至平面镜(14)反射, 传送至电机控制模块(2)。

3. 如权利要求1所述的联合光声与光纤式激光散斑的多模态成像设备, 其特征在于, 电机控制模块(2)包括平凸透镜(20)、滤光镜盘(21)、第一滤光片(22)、第二滤光片(23)、环台形光学聚光镜(24)、环形聚焦超声换能器(25)、内窥镜(26)、透镜(27)、第三滤光片(28)和扩束镜(29); 其中第一滤光片(22)和第二滤光片(23)分别嵌在滤光镜盘(21)中, 第一滤光片(22)选择532nm脉冲激光通过, 第二滤光片(23)和第三滤光片(28)选择632.8nm He-Ne激光通过, 平凸透镜(20)、滤光镜盘(21)和环台形光学聚光镜(24)同轴放置, 其中环形聚焦超声换能器(25)同轴内嵌于环台形光学聚光镜(24)中, 内窥镜(26)前端软管又同轴内嵌于环形聚焦超声换能器(25)中, 透镜(27)紧贴内窥镜(26)前端软管, 扩大内窥镜成像视野, 扩束镜(29)紧贴环台形光学聚光镜(24)底部右边区域, 扩束632.8nm He-Ne激光。

4. 如权利要求3所述的联合光声与光纤式激光散斑的多模态成像设备, 其特征在于, 平凸透镜(20)高为4.5mm, 底部圆直径为25.4mm。

5. 如权利要求3所述的联合光声与光纤式激光散斑的多模态成像设备, 其特征在于, 滤光镜盘(21)直径为53mm, 其中滤光镜盘不透光; 第一滤光片(22)和第二滤光片(23)直径为25.4mm; 第三滤光片(28)直径为3mm。

6. 如权利要求3所述的联合光声与光纤式激光散斑的多模态成像设备, 其特征在于, 环台形光学聚光镜(24)为上宽下窄的环圆台形, 其中上宽外直径为53mm, 下窄外直径为35mm, 中空直径为6mm。

7. 如权利要求3所述的联合光声与光纤式激光散斑的多模态成像设备, 其特征在于, 环形聚焦超声换能器(25)长为4mm, 外围直径6mm, 内部中空直径3mm。

8. 如权利要求3所述的联合光声与光纤式激光散斑的多模态成像设备, 其特征在于, 内窥镜(26)软管总长度为1050mm, 其中插入环台形光学聚光镜(24)长度为25mm; 直径为3mm, 包括外皮软管(261)、光纤保护层(262)和10000根传像光纤束(263), 其中10000根传像光纤束(263)先被光纤保护层(262)保护, 再由外皮软管(261)包裹; 内窥镜软管末端配有透镜(27), 形成135°的视场角。

9. 如权利要求3所述的联合光声与光纤式激光散斑的多模态成像设备, 其特征在于, 扩束镜(29)直径为12.7mm, 将聚焦后的632.8nm He-Ne激光扩束散射至待测物上。

10. 如权利要求1所述的联合光声与光纤式激光散斑的多模态成像设备, 其特征在于, 数据采集模块(3)包括上位机(30)、光电传感器(31)、光谱仪(32)、EMCCD相机(33)和级联放大器(34); 其中光电传感器(31)将脉冲激光转换为同频的触发信号, 触发采集经级联放大

器(34)放大后的光声信号并存储至上位机(30);光谱仪(32)将待测血管的光谱信息传至上位机(30)并转换为血氧数据;EMCCD相机(33)将血管散斑信息传送至上位机(30)并转换为血流数据。

一种联合光声与光纤式激光散斑的多模态成像设备

技术领域

[0001] 本发明涉及多模态无创成像技术领域,尤其是一种联合光声与光纤式激光散斑的多模态成像设备。

背景技术

[0002] 光声成像技术是近年来迅速发展的一种新型无创成像技术,该技术基于光声效应原理,获得组织的二维断层或者三维立体的一种无创高分辨率的成像方法。其光声效应是指物体受到强度周期性变化的光照后,因物体内部周期性的温度变化导致热胀冷缩,从而产生超声波的现象。光声成像技术同时结合了光学成像和声学成像技术的特点,具有高分辨率、高对比度和成像深度深等特点。

[0003] 如今光声成像的分辨率已经实现了从亚微米到几十个微米的跨层次成像、成像范围从几个微米到厘米的跨数量级的多尺度成像、从结构到功能上的多参量成像,同时成像设备也实现了从大型化到小型化轻量化方向的发展,在对活体组织与细胞无创和无标记成像中具有重要作用。

[0004] 激光散斑成像是通过CCD相机采集散斑图样,分析散斑衬比度值来获取血流信息,它不需要造影剂,是一种非接触和无创伤的快速成像方法。该测量方法可以测量血管管径,血管密度,血液流速和血流灌注等微循环参数。

[0005] 目前,虽然已经实现了光声成像和激光散斑成像,然而受操作设备限制,还没有既可测得血管内的组织与细胞的结构参数,又可测血流血氧参数的多模态无创成像设备。

发明内容

[0006] 本发明所要解决的技术问题在于,提供一种联合光声与光纤式激光散斑的多模态成像设备,构造合理、结构简单,实现了对血管结构、血流和血氧的实时同步同视场检测,有效的把高分辨率光声成像技术与内窥式激光散斑成像技术结合,极大地缩减了不同参数的测量步骤和时间,为今后肿瘤和血管疾病的临床诊断和治疗提供了强有力的支撑。

[0007] 为解决上述技术问题,本发明提供一种联合光声与光纤式激光散斑的多模态成像设备,包括:光源模块1、电机控制模块2和数据采集模块3;光源模块1产生本系统所需要的光源,并将该光源送至电机模块2中,在电机模块2的光路下产生光声信号和散斑信号,将该信号送至数据采集模块3处理、存储并重建构图,其中数据采集模块3中的上位机控制光源模块1中脉冲激光器的输出。

[0008] 优选的,光源模块1包括532nm脉冲激光源10、632.8nm He-Ne激光源11、取束镜12、二向色镜13和平面镜14;取束镜12将一部分532nm脉冲激光送入光电传感器31作为触发信号,另一部分与632.8nm He-Ne激光经二向色镜13将两束激光融合成一条光束送至平面镜14反射,传送至电机控制模块2。

[0009] 优选的,电机控制模块2包括平凸透镜20、滤光镜盘21、第一滤光片22、第二滤光片23、环台形光学聚光镜24、环形聚焦超声换能器25、内窥镜26、透镜27、第三滤光片28和扩束

镜29;其中第一滤光片22和第二滤光片23分别嵌在滤光镜盘21中,第一滤光片22选择532nm脉冲激光通过,第二滤光片23和第三滤光片28选择632.8nm He-Ne激光通过,平凸透镜20、滤光镜盘21和环台形光学聚光镜24同轴放置,其中环形聚焦超声换能器25同轴内嵌于环台形光学聚光镜24中,内窥镜26前端软管又同轴内嵌于环形聚焦超声换能器25中,透镜27紧贴内窥镜26前端软管,扩大内窥镜成像视野,扩束镜29紧贴环台形光学聚光镜24底部右边区域,扩束632.8nm He-Ne激光。

[0010] 优选的,平凸透镜20高为4.5mm,底部圆直径为25.4mm。

[0011] 优选的,滤光镜盘21直径为53mm,其中滤光镜盘不透光;第一滤光片22和第二滤光片23直径为25.4mm;第三滤光片28直径为3mm。

[0012] 优选的,环台形光学聚光镜24为上宽下窄的环圆台形,其中上宽外直径为53mm,下窄外直径为35mm,中空直径为6mm。

[0013] 优选的,环形聚焦超声换能器25长为4mm,外围直径6mm,内部中空直径3mm。

[0014] 优选的,内窥镜软管26总长度为1050mm,其中插入环台形光学聚光镜24长度为25mm;直径为3mm,包括外皮软管261、光纤保护层262和10000根传像光纤束263,其中10000根传像光纤束263先被光纤保护层262保护,再由外皮软管261包裹,确保传像光纤束不易被污染损坏;内窥镜软管末端配有透镜27,可形成135°的视场角。

[0015] 优选的,扩束镜29直径为12.7mm,将聚焦后的632.8nm He-Ne激光扩束散射至待测物上。

[0016] 优选的,数据采集模块3包括上位机30、光电传感器31、光谱仪32、EMCCD相机33和级联放大器34;其中光电传感器31将脉冲激光转换为同频的触发信号,触发采集经级联放大器34放大后的光声信号并存储至上位机30;光谱仪32将待测血管的光谱信息传至上位机30并转换为血氧数据;EMCCD相机33将血管散斑信息传至上位机30并转换为血流数据。

[0017] 本发明的有益效果为:本发明将高分辨光声成像系统和光纤式激光散斑成像系统结合,实现了血管的结构、血流、血氧的实时同步检测;结构装置中的内窥镜探头采用10000根传像光纤,既缩小了内窥镜软管尺寸,又满足了成像像素高的要求;装置中设计的内窥镜软管同轴嵌在环形聚焦超声换能器中,环形聚焦超声换能器又同轴嵌入环台形光学聚光镜中,使得声焦点聚焦于内窥镜像中间位置;该方法有效的融合了高分辨率光声成像和内窥镜式激光散斑血流成像,极大地缩减了不同参数的测量步骤和时间,为今后血管疾病的临床诊断和治疗提供了强有力的支撑。

附图说明

[0018] 图1为本发明的设备结构示意图。

[0019] 图2为本发明的设备结构框图。

[0020] 图3为本发明的电机控制模块结构装置尺寸示意图。

[0021] 图4为本发明的电机控制模块中滤光镜盘俯视示意图。

[0022] 图5为本发明内窥镜软管示意图。

[0023] 图6为本发明环台形光学聚光镜结构立体示意图。

具体实施方式

[0024] 如图1和图2所示,以小鼠脑组织实验检测为例,本发明装置包括:光源模块1、电机控制模块2、数据采集模块3。

[0025] 上位机30首先通过控制脉冲激光器10,设定脉冲激光器的输出功率、脉冲重复频率、脉冲宽度等参数,输出的脉冲激光经取束镜12取束,一部分激光传送至光电传感器31采集,作为光声信号采集的触发信号;另一部分激光传送至二向色镜13。该二向色镜能够让532nm激光穿透,而阻挡垂直反射632.8nmHe-Ne激光源11射出的激光,从而实现两束激光的融合。融合后的激光传送至平面镜14,经该平面镜的垂直反射送至电机控制模块2。

[0026] 被垂直反射后的激光经平凸透镜20将该束激光扩束发散,发散光照射在滤光镜盘21中,滤光镜盘如图4所示。一方面,一部分发散光经第一滤光片22滤除632.8nm波长的激光,然后送至环台形光学聚光镜24左半部分,在该聚光镜中聚焦反射至小鼠待测脑组织,形成一个半圆状的光圈,环台形光学聚光镜结构如图6所示。

[0027] 通过调节升降台托动实验小鼠垂直移动,直至半圆状的光圈聚焦形成焦点,将该聚焦焦点对准实验小鼠待检脑组织则会产生光声信号。该光声信号会被环形聚焦超声换能器25收集,然后送入数据采集模块3中。

[0028] 另一方面,一部分发散光经第二滤光片23滤除532nm波长的激光,然后送至环台形光学聚光镜24右半部分,在该聚光镜中聚焦并反射至扩束镜29扩束,扩束后的激光照射在小鼠待测脑血管上,小鼠脑血管吸收该扩束光,并将该血管吸收状态传送至内窥镜前端软管,该内窥镜前端软管安装有透镜27和第三滤光片28,其中第三滤光片28滤除532nm脉冲激光对内窥镜的影响,透镜27将内窥镜成像视野扩大到135°,增加了小鼠脑血管成像的范围。

[0029] 环形聚焦超声换能器25收集到的光声信号经级联放大器34放大滤波,送至上位机30中的数据采集卡等待存储,每当数据采集卡收到光电传感器31送来的触发信号时,数据采集卡才存储至上位机一次数据。待整个检测区域扫描结束,将每次存储的数据整合,重建得出光声结构图像。

[0030] 嵌在环形聚焦超声换能器25中的内窥镜26前端会收集到光声成像同一区域的激光散斑吸收情况,经目镜放大可将检测区域放大60~65倍,将放大区域的激光吸收情况会分别由两根多模光纤连接输出,其中一条光纤连接光谱仪32,采集实验小鼠脑组织吸收激光的光谱数据;另一条光纤连接EMCCD相机33,采集实验小鼠脑组织吸收激光的散斑数据。

[0031] 光谱仪32采集到的数据送至上位机30,上位机30根据光谱仪32传送来的数据,分析光谱数据,计算得出待测组织血管中的血氧饱和度。

[0032] EMCCD相机33采集到的数据送至上位机30,上位机根据EMCCD相机33传送来的数据,分析散斑信号,获得待测组织血管的血流图像。

[0033] 如图3所示,本次发明电机控制模块2中的平凸透镜20厚4.5mm,底圆直径25.4mm;环台形光学聚光镜24上宽外直径53mm,下窄外直径35mm,高25mm,内中空直径为6mm;环形聚焦超声换能器25外直径为6mm,高4mm,内中空直径为3mm。

[0034] 嵌入环形聚焦超声换能器25的内窥镜26软管长4mm(内窥镜软管总长度为1050mm),内窥镜26软管直径3mm,其中内窥镜前端软管由外皮软管261、光纤保护层262和10000根传像光纤束263三部分组成,如图5所示;内窥镜数据采集景深可达10mm。

[0035] 本次发明集成了脉冲激光源、He-Ne激光源、超声换能器和内窥镜,有效的实现了

光声成像和激光散斑成像的结合,缩小了实验设备,简化了实验操作,在配备光谱仪情况下,可得被测组织血氧数据。本次发明采用的内窥镜为纯传像光纤,传像光纤束可达10000根以上,既满足了成像像素高的要求,又缩小了内窥镜前端软管直径,为光声成像和内窥式激光散斑成像结合提供了可行条件。本次采用的内窥镜成像景深可达10mm,调节升降台垂直方向托动待测小鼠,调整环台形光学聚光镜的位置,使得脉冲激光束反射在实验小鼠上的焦点位置处于内窥镜景深范围内,从而实现了同视场下的光声成像、散斑成像和血氧测量。本发明采用的环台形光学聚光镜和环形聚焦超声换能器均为中空设计,相互嵌套,同时内窥镜软管又嵌入环形聚焦超声换能器,构造合理,结构简单,从而实现了待测组织的血管结构、血流和血氧参数实时同步测量。本次发明有效的融合了高分辨率光声成像和内窥式激光散斑血流成像,极大地缩减了不同参数的测量步骤和时间,为今后血管疾病的临床诊断和治疗提供了强有力的支撑。

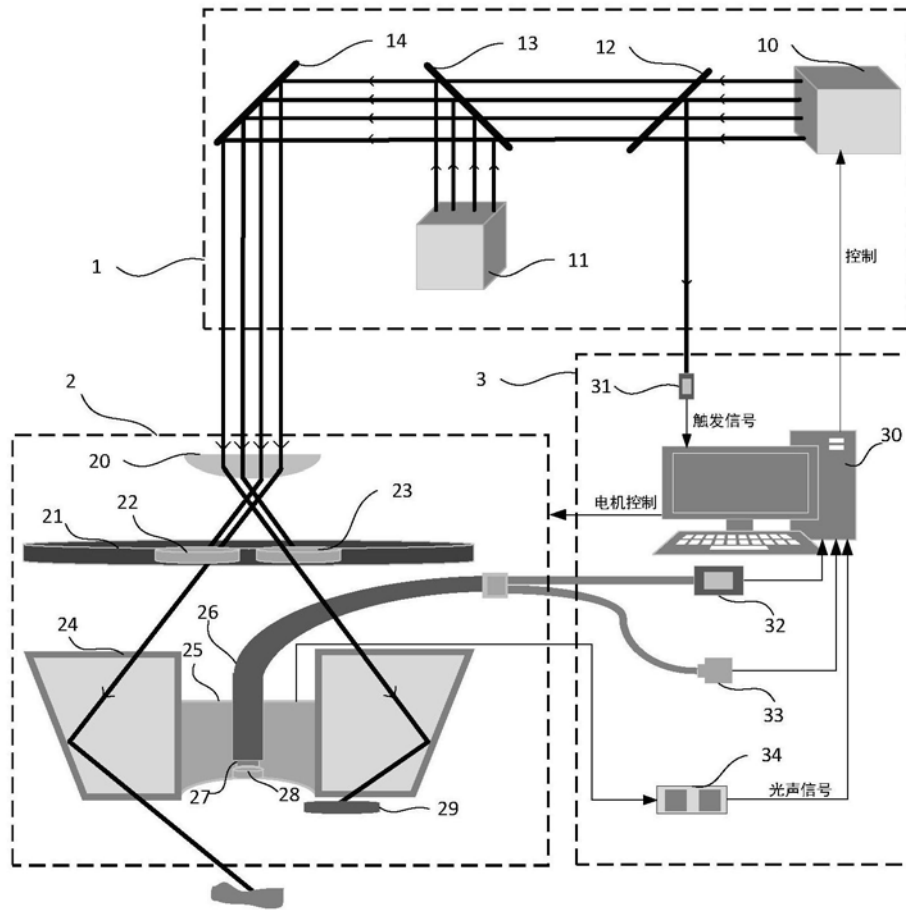


图1

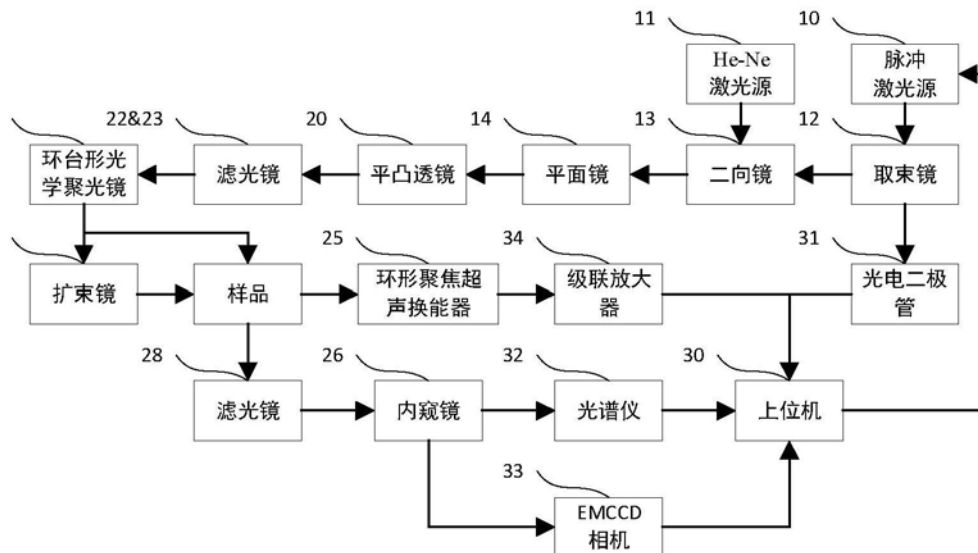


图2

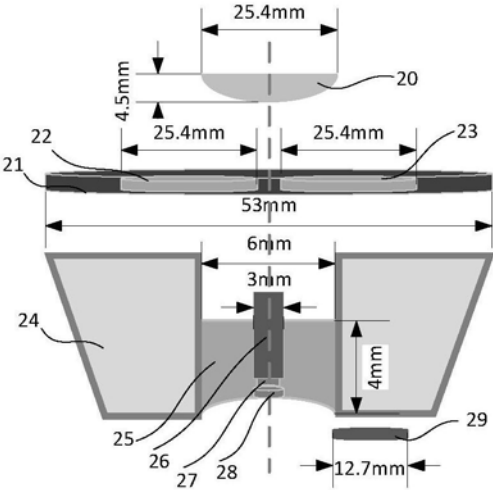


图3

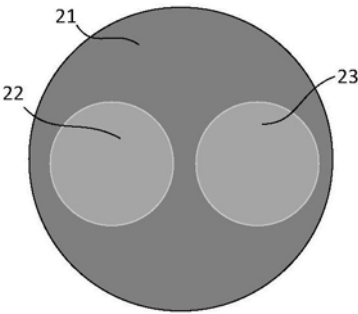


图4

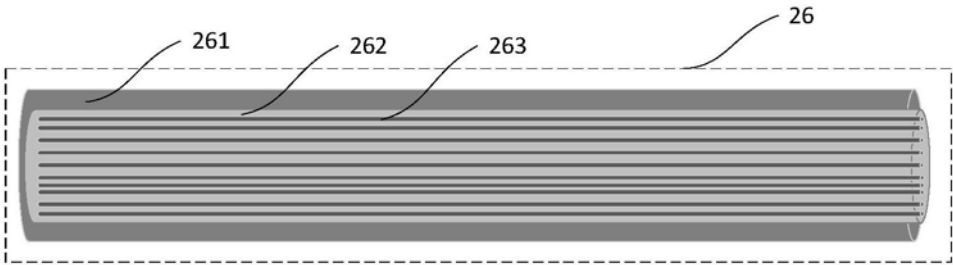


图5

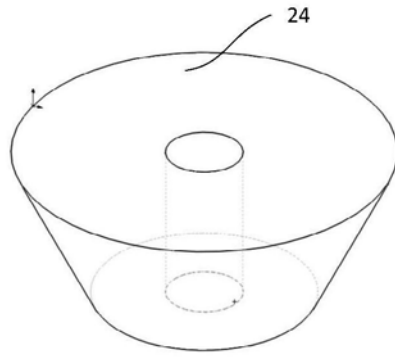


图6

专利名称(译)	一种联合光声与光纤式激光散斑的多模态成像设备		
公开(公告)号	CN110251099A	公开(公告)日	2019-09-20
申请号	CN201910434246.2	申请日	2019-05-23
[标]申请(专利权)人(译)	南京航空航天大学		
申请(专利权)人(译)	南京航空航天大学		
当前申请(专利权)人(译)	南京航空航天大学		
[标]发明人	李甦韬 王康 张欢 冯宇 赵月梅		
发明人	李甦韬 王康 张欢 冯宇 赵月梅		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/026 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/0095 A61B5/02028 A61B5/0261		
代理人(译)	王安琪		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种联合光声与光纤式激光散斑的多模态成像设备，包括：光源模块、电机控制模块和数据采集模块。本发明构造合理、结构简单，实现了对血管结构、血流和血氧的实时同步同视场检测，有效的把高分辨率光声成像技术与内窥式激光散斑成像技术结合，极大地缩减了不同参数的测量步骤和时间，为今后肿瘤和血管疾病的临床诊断和治疗提供了强有力的支撑。

