



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110179446 A
(43)申请公布日 2019.08.30

(21)申请号 201910308225.6

(22)申请日 2019.04.17

(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 李赓韬 王康 钱志余 张欢
赵月梅 张雅檬

(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)

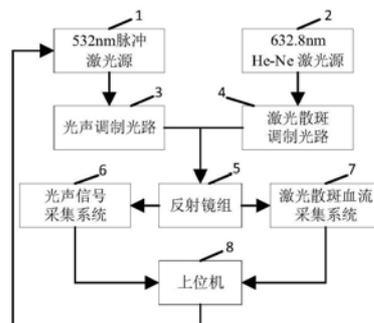
权利要求书1页 说明书3页 附图2页

(54)发明名称

一种联合光声与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激光散斑的多模态成像设备,包括:532nm脉冲激光源和632.8nm He-Ne激光源、光声调制光路、激光散斑调制光路、反射镜组、光声信号采集系统、激光散斑血流采集系统和上位机。本发明可以连续、实时、同时且同视场的检测血管内的细胞结构、血流等血流动力学参数,并将采集的多模态参数有效准确的传输至上位机处理;同时本发明能够简化多模态成像设备组成,有效的融合了高分辨率光声成像和激光散斑血流成像,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。



1. 一种联合光声与激光散斑的多模态成像设备,其特征在于,包括:532nm脉冲激光源(1)和632.8nm He-Ne激光源(2)、光声调制光路(3)、激光散斑调制光路(4)、反射镜组(5)、光声信号采集系统(6)、激光散斑血流采集系统(7)和上位机(8);532nm脉冲激光源(1)经光声调制光路(3)实现了激光的空间滤波、扩束以及能量衰减处理,将该调制后的激光束经分束镜(603)分束,一束激光送至聚焦物镜(606)和聚焦透镜(607)聚焦,然后传送至反射镜组(5),该装置将聚焦光束送至待测组织(612)并产生光声信号(601);另一束激光经光电传感器(604)转换作为光声信号采集的触发信号,当数据采集卡(609)接收到触发信号时,光声信号采集系统(6)开始采集,并传输到上位机(8)处理和存储,获得血管内的红细胞微观参数信息,实现高分辨率光声成像;632.8nm He-Ne激光源(2)经激光散斑调制光路(4)准直扩束,将该调制后的光束送至反射镜组(5),在反射镜组(5)的调制下,待测组织(612)产生散斑信号,由激光散斑血流采集系统(7)采集传输到上位机(8)处理和存储,获得血管内的血流、血管信息,实现散斑成像。

2. 如权利要求1所述的联合光声与激光散斑的多模态成像设备,其特征在于,上位机(8)控制532nm脉冲激光源(1),设定激光器的输出功率、脉冲宽度和脉冲重复频率。

3. 如权利要求1所述的联合光声与激光散斑的多模态成像设备,其特征在于,532nm脉冲激光源(1)首先经过光阑,将不规则的脉冲激光形成规则圆斑状,后经过光学平凸透镜和平凹透镜实现光束扩束(31),扩束后的激光经微米级的针孔实现光束滤波(32);将滤波后的激光经中性密度滤光片实现光束衰减(33),再将衰减后的激光耦合至光纤准直器和单模光纤实现光束耦合(34)。

一种联合光声与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,又可分辨动静脉血管与测血流动力学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激光散斑的多模态成像设备,可以同时同视场的实时检测待测血管组织的参数变化情况,既能获取血管内血流等宏观参数又能监测血管内细胞结构等微观参数,有效的把高分辨率光声成像技术与激光散斑血流成像技术结合,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激光散斑的多模态成像设备,包括:532nm脉冲激光源和632.8nm He-Ne激光源、光声调制光路、激光散斑调制光路、反射镜组、光声信号采集系统、激光散斑血流采集系统和上位机;532nm脉冲激光源经光声调制光路实现了激光的空间滤波、扩束以及能量衰减等处理,将该调制后的激光束经分束镜分束,一束激光送至聚焦物镜和聚焦透镜聚焦,然后传送至反射镜组,该装置将聚焦光束送至待测组织并产生光声信号;另一束激光经光电传感器转换作为光声信号采集的触发信号,当数据采集卡接收到触发信号时,光声信号采集系统开始采集,并传输到上位机处理和存储,获得血管内的红细胞等微观参数信息,实现高分辨率光声成像;632.8nm He-Ne激光源经激光散斑调制光路准直扩束,将该调制后的光束送至反射镜组,在反射镜组的调制下,待

测组织产生散斑信号,由激光散斑血流采集系统采集传输到上位机处理和存储,获得血管内的血流、血管等信息,实现散斑成像。

[0008] 优选的,上位机控制532nm脉冲激光源,设定激光器的输出功率、脉冲宽度和脉冲重复频率。

[0009] 优选的,532nm脉冲激光源首先经过光阑,将不规则的脉冲激光形成规则圆斑状,后经过光学平凸透镜和平凹透镜实现光束扩束,扩束后的激光经微米级的针孔实现光束滤波;将滤波后的激光经中性密度滤光片实现光束衰减,再将衰减后的激光耦合至光纤准直器和单模光纤实现光束耦合。

[0010] 本发明的有益效果为:本发明可以连续、实时、同时且同视场的检测血管内的细胞结构、血流等血流动力学参数,并将采集的多模态参数有效准确的传输至上位机处理;同时本发明能够简化多模态成像设备组成,有效的融合了高分辨率光声成像和激光散斑血流成像,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

[0011] 图1为本发明的多模态成像示意图。

[0012] 图2为本发明的多模态成像设备结构示意图。

[0013] 图3为本发明光声调制光路示意图。

[0014] 图4为本发明激光散斑调制光路示意图。

[0015] 图5为本发明光声信号采集系统示意图。

[0016] 图6为本发明激光散斑血流采集系统示意图。

[0017] 其中,1、532nm脉冲激光源;2、632.8nmHe-Ne激光源;3、光声调制光路;4、激光散斑调制光路;5、反射镜组;6、光声信号采集系统;7、激光散斑血流采集系统;8、上位机;31、光束扩束;32、光束滤波;33、光束衰减;34、光束耦合;41、激光扩束;42、激光准直;501、第一平面镜;502、第二平面镜;503、光学反光镜;504、光学平面镜;601、光声信号;602、超声环能器;603、分束镜;604、光电传感器;605、第三平面镜;606、聚焦物镜;607、聚焦透镜;608、级联放大器;609、数据采集卡;610、二维电机平台;611、升降台;612、待测组织;701、中性密度滤光片;702、光学放大镜筒;703、EMCCD相机。

具体实施方式

[0018] 如图1所示,为本发明所示一种联合光声与激光散斑的多模态成像示意框图,包括532nm脉冲激光源1,632.8nmHe-Ne激光源2,光声调制光路3,激光散斑调制光路4,反射镜组5,光声信号采集系统6,激光散斑血流采集系统7和上位机8。532nm脉冲激光源1经光声调制光路3实现了激光的空间滤波、扩束以及能量衰减等处理,将该调制后的激光束经分束镜603分束,一束激光送至聚焦物镜606和聚焦透镜607聚焦,然后传送至反射镜组5,该装置将聚焦光束送至待测组织612并产生光声信号601;另一束激光经光电传感器604转换作为光声信号采集的触发信号,当数据采集卡609接收到触发信号时,光声信号采集系统6开始采集,并传输到上位机8处理和存储,获得血管内的红细胞等微观参数信息,实现高分辨率光声成像;632.8nm He-Ne激光源2经激光散斑调制光路4准直扩束,将该调制后的光束送至反

射镜组5,在反射镜组5的调制下,待测组织612产生散斑信号,由激光散斑血流采集系统7采集传输到上位机8处理和存储,获得血管内的血流、血管等信息,实现散斑成像。

[0019] 如图2所示,上位机8控制532nm脉冲激光源1,设定激光器的输出功率、脉冲宽度和脉冲重复频率。待激光器正常工作后将光束传送至光声调制光路3。

[0020] 如图3所示,脉冲激光首先经过光阑,将不规则的脉冲激光形成规则圆斑状,后经过光学平凸透镜和平凹透镜实现光束扩束31,扩束后的激光经微米级的针孔实现光束滤波32;将滤波后的激光经中性密度滤光片实现光束衰减33,再将衰减后的激光耦合至光纤准直器和单模光纤实现光束耦合34,以便于调制光路与聚焦光路的分离,不影响二维电机平台610的运动。

[0021] 如图4所示,632.8nmHe-Ne激光源2首先需要激光扩束41,再将扩束后的连续激光送至激光准直模块42,以便后续的光路处理。

[0022] 如图5所示,耦合准直后的脉冲激光束先由分束镜603分束,分出的一路光束作为触发信号,另一路作为待测信号。

[0023] 分束镜603分出的一条光束先由光电传感器604转换为电信号,该电信号送至数据采集卡609,作为触发信号,等待触发将采集到的光声信号601。

[0024] 分束镜603分出的另一条光束先聚焦处理后,然后送至反射镜组5,该反射镜组5实现光束转向和光束聚焦并反射在待测组织612上。如图2所示,以大鼠脑部组织为例,当调制后的脉冲激光束由第三平面镜605反射至聚焦物镜606,然后再经聚焦透镜607再次聚焦,将二次聚焦光束送至反射镜组5中的第二平面镜502,此时第二平面镜502反射至大鼠脑部的待测区域612,通过调节升降台611来寻找光束的聚焦点,若聚焦点与待测区域重合时,会产生光声信号601,该光声信号会被超声换能器602检测到,超声换能器602把该光声信号601转换为电信号,该电信号由级联放大器608放大并滤波,然后在触发信号的触发下,数据采集卡609采集该光声信号601。

[0025] 数据采集卡609将该光声信号601送至上位机8存储并处理,此时完成大鼠脑部待测区域的一个点的采集。上位机8控制二维电机平台610,带动整个反射镜组5和超声换能器602做蛇形扫描,实现大鼠脑部待测区域的二维扫描,上位机8根据扫描数据三维重建出该区域的血管分布图,并计算出该区域血管相关参数。

[0026] 如图6所示,准直扩束后的He-Ne激光经第一平面镜501反射至反射镜组5中的光学反光镜503,一定倾斜角的光学反光镜503会将准直的He-Ne激光束扩散反射至大鼠脑部待测区域的聚焦点及其邻边区域,实现与光声信号检测同时同区域,此时大鼠脑部待测区域血管会吸收He-Ne激光源,并发生反射,光学平面镜504将该血管吸收光源的状态反射至中性密度滤光片701,该滤光片会选择性的通过632.8nmHe-Ne激光,从而去除脉冲激光束对散斑成像的影响,然后再送至光学放大镜筒702放大聚焦,由EMCCD相机703采集记录并传送至上位机8存储处理,完成血管、血流成像,并可计算出所需血流大小。

[0027] 在反射镜组5的作用下,脉冲激光与He-Ne激光同时作用在大鼠脑部的同一区域,实现了高分辨率光声成像与激光散斑成像的实时、同时且同视场的监测。

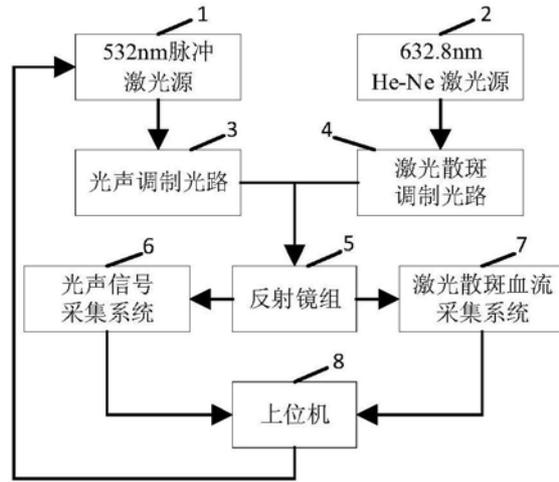


图1

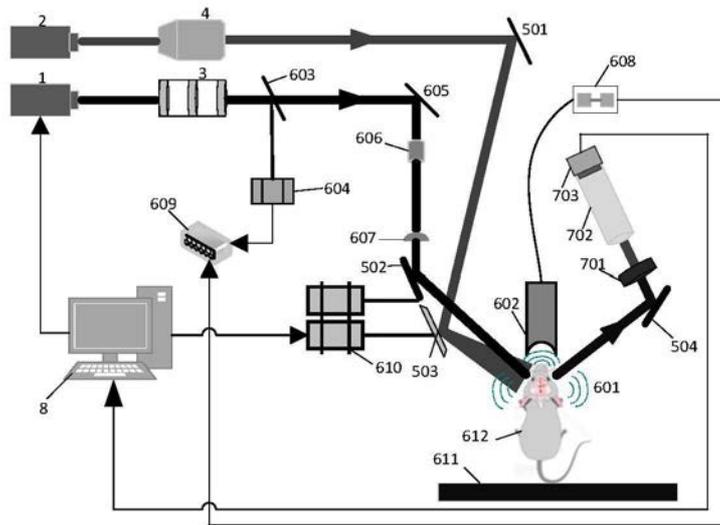


图2

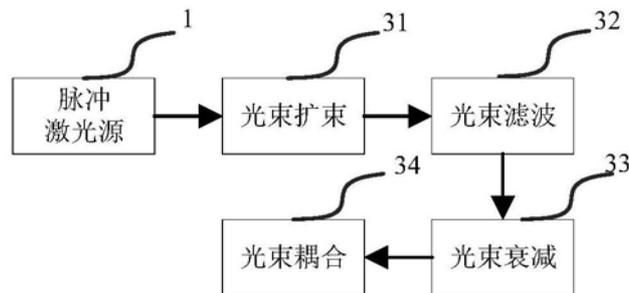


图3



图4

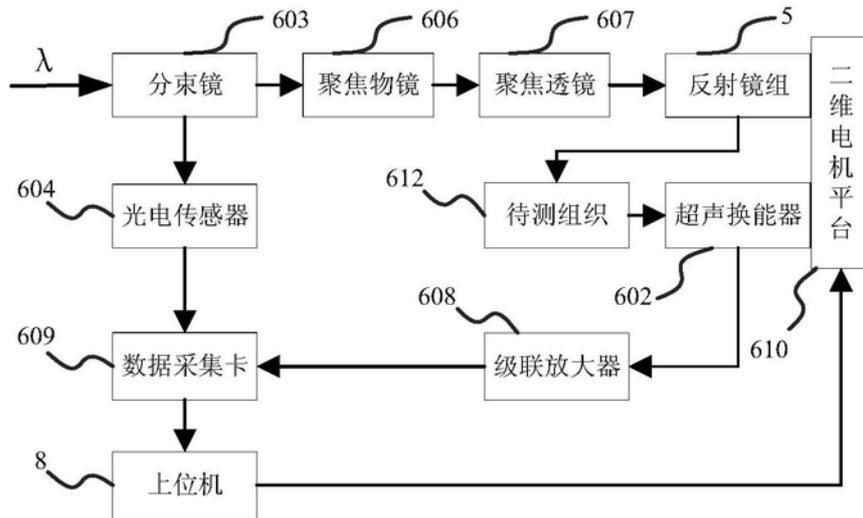


图5

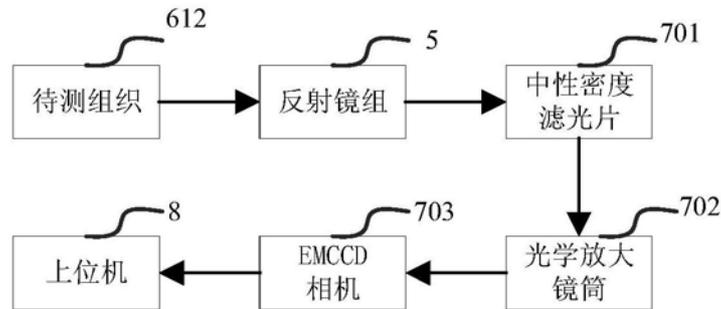


图6

专利名称(译)	一种联合光声与激光散斑的多模态成像设备		
公开(公告)号	CN110179446A	公开(公告)日	2019-08-30
申请号	CN201910308225.6	申请日	2019-04-17
[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 钱志余 张欢 赵月梅 张雅檬		
发明人	李甦韬 王康 钱志余 张欢 赵月梅 张雅檬		
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激光散斑的多模态成像设备，包括：532nm脉冲激光源和632.8nm He-Ne激光源、光声调制光路、激光散斑调制光路、反射镜组、光声信号采集系统、激光散斑血流采集系统和上位机。本发明可以连续、实时、同时且同视场的检测血管内的细胞结构、血流等血流动力学参数，并将采集的多模态参数有效准确的传输至上位机处理；同时本发明能够简化多模态成像设备组成，有效的融合了高分辨率光声成像和激光散斑血流成像，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。

