



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109820480 B

(45) 授权公告日 2021.10.08

(21) 申请号 201910131255.4

(22) 申请日 2019.02.22

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 109820480 A

(43) 申请公布日 2019.05.31

(73) 专利权人 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 赵月梅 李赓韬 钱志余 张欢
王康 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 5/00 (2006.01)

A61B 5/026 (2006.01)

A61B 5/145 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 109009060 A, 2018.12.18

CN 107427243 A, 2017.12.01

CN 105395184 A, 2016.03.16

CN 101926644 A, 2010.12.29

US 2013144137 A1, 2013.06.06

Andrew K.Dunn等.Simultaneous imaging
of total cerebral hemoglobin
concentration, oxygenation, and blood
flow during functional activation.《OPTICS
LETTERS》.2003,第28卷(第1期),第28-30页.

Jia Qin等.Fast synchronized dual-
wavelength laser speckle imaging system
for monitoring hemodynamic changes in a
stroke mouse model.《Opt Lett》.2012,第37卷
(第19期),第1-8页.

赵月梅等.基于激光散斑和光谱的小鼠血流
血氧监测系统研制.《中国医疗器械杂志》.2019,
第43卷(第1期),第1-4页.

审查员 王传利

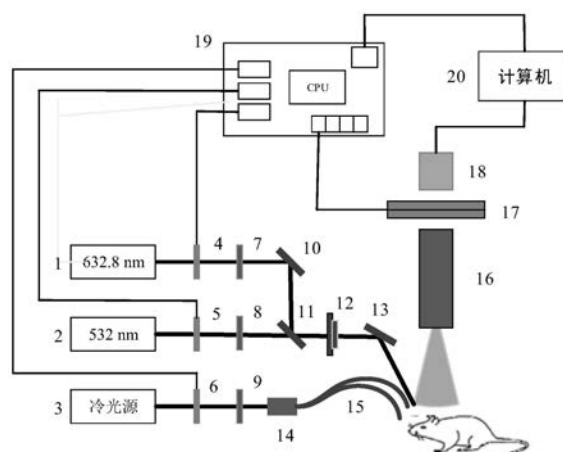
权利要求书1页 说明书4页 附图4页

(54) 发明名称

一种内源光信号和多波长血流成像系统

(57) 摘要

本发明公开了一种内源光信号和多波长血流成像系统,第一激光器、第二激光器、冷光源、第一开关、第二开关、第三开关、第一衰减器、第二衰减器、第三衰减器、第一反光镜、半透半反光镜、扩束镜、第二反光镜、光纤耦合元件、双螺旋光纤、光学镜筒、电动滤光片轮、CCD、控制器、计算机和滤光片。本发明首次利用多波长照射进行血流成像,利用图像融合算法得到单波长照射无法实现的更为丰富的血流信息,同时本发明实现了内源光信号成像系统和多波长成像系统的同时联合测量,两系统共用同一CCD相机,实现了在同一视场内的血流血氧成像,最后利用计算机控制分析软件实现了血氧和血流数据的同步采集、实时分析。



1. 一种内源光信号和多波长血流成像系统,其特征在于,包括:第一激光器(1)、第二激光器(2)、冷光源(3)、第一开关(4)、第二开关(5)、第三开关(6)、第一衰减器(7)、第二衰减器(8)、第三衰减器(9)、第一反光镜(10)、半透半反镜(11)、扩束镜(12)、第二反光镜(13)、光纤耦合元件(14)、双螺旋光纤(15)、光学镜筒(16)、电动滤光片轮(17)、CCD(18)、控制器(19)、计算机(20)和滤光片(25);电动滤光片轮(17)上安装有不同波长的滤光片(25),通过USB接口连接控制器(19),控制器(19)分别与第一开关(4)、第二开关(5)和第三开关(6)相连,控制器(19)控制电动滤光片轮(17)的转速和角度,选择不同的孔径面CCD相机,冷光源(3)对成像区域进行照射,通过调整位置使光线稳定且均匀照射,光线发出后经过第三衰减器(9)进入光纤耦合元件(14)进行耦合,最终光通过双螺旋光纤(15)照射在生物组织表面;第一激光器(1)和第二激光器(2)同时发出平行光,分别经过相对应的第一开关(4)和第二开关(5),实现两束激光的交互照射,第一束激光经过第一反光镜(10)的反射照射在半透半反镜(11)上面,半透半反镜(11)允许第二束激光通过,将第一束激光进行反射,实现两种激光同一路径传输;随后激光进入扩束镜(12),从扩束镜(12)中传出的激光经过第二反光镜(13)的反射,照射在感兴趣的成像区域;激光分别依次通过光学镜筒(16)、电动滤光片轮(17)及CCD(18)传输到计算机(20)中,通过血氧图像分析模块、血流图像分析模块对血氧和血流数据进行分析处理;控制器(19)包括电源(21)、CPU(22)、上位机(23)和驱动(24);电源(21)分别与第一开关(4)、第二开关(5)和第三开关(6)相连,实现对光源的控制,CPU(22)为控制器的核心,上位机(23)接口与计算机(20)连接,实现计算机通信,驱动(24)分为四个小模块,分别对三个电源以及电动滤光片轮(17)进行驱动控制,电动滤光片轮(17)的转动速度与电源的开合时间同步,实现三个光源之间交替、无重叠的照射。

2. 如权利要求1所述的内源光信号和多波长血流成像系统,其特征在于,第一激光器(1)为632.8nm He-Ne激光器,发出632.8nm激光;第二激光器(2)为532nm激光器,发出532nm激光。

3. 如权利要求1所述的内源光信号和多波长血流成像系统,其特征在于,滤光片(25)选用波长为450nm、470nm、500nm、550nm、570nm、600nm六个波长的滤光片。

一种内源光信号和多波长血流成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及光学成像技术领域,尤其是一种内源光信号和多波长血流成像系统。

背景技术

[0002] 血流和血氧是生理学上两个至关重要的参数,测量血流和血氧对监测、评估和了解众多疾病非常重要。激光散斑血流成像是目前常用的血流监测技术,具有实时、全方位、高时空分辨率的优势,可对血流变化进行定量分析,因此,激光散斑血流成像系统的设计和应用愈发引起重视,并将具有重大发展前景。

[0003] 光谱成像技术作为光谱分析技术和图像分析技术两者结合的产物已经发展十分成熟,该技术可以对被测物体进行定性、定量分析,利用生物组织对光谱吸收的差异性可以实现对被测物体的精确识别和定位。

[0004] 光谱成像技术可以分为高光谱成像和多光谱成像。利用滤光片或者色散元件分光,获取多个波段的灰度图像,并组合成多光谱图像数据,该技术一般采用成像系统加滤光片这种技术路线来实现。常见的多光谱成像系统有滤光轮式多光谱成像系统和阵列式多光谱成像系统。滤光片轮式多光谱成像系统特点在于多光谱图像之间分时共用同一口径,图像之间无视差,但主要适用于近距离静态目标成像。

[0005] 传统的激光散斑血流成像技术一般采用单波长的近红外激光来实现,能够实现特定位置和深度的血流信息的监测,然而血流成像深度固定,且主要针对在该波长下吸收作用小、成像敏感的血管。而多波长血流成像系统能够实现不同深度的血流成像以及粗细程度不同的血管内的血流成像,得到更加丰富的血流信息,这对激光散斑血流成像在临床上的应用和发展提供了重要的价值。

[0006] 多波长血流成像技术结合多光谱成像监测血流速度和成像区域的氧含量,不仅实现了不同深度和不同血管的血流成像,而且能够在同一生理过程中实现血流和血氧的同步同视场联合监测。

发明内容

[0007] 本发明所要解决的技术问题在于,提供一种内源光信号和多波长血流成像系统,克服了由于血管壁等的对光的吸收作用造成的单波长血流成像技术的缺陷,实现多波长血流成像,同时实现内源光信号成像和多波长血流成像系统的结合,血流和血氧的同步、实时监测。

[0008] 为解决上述技术问题,本发明提供一种内源光信号和多波长血流成像系统,包括:第一激光器、第二激光器、冷光源、第一开关、第二开关、第三开关、第一衰减器、第二衰减器、第三衰减器、第一反光镜、半透半反镜、扩束镜、第二反光镜、光纤耦合元件、双螺旋光纤、光学镜筒、电动滤光片轮、CCD、控制器、计算机和滤光片;电动滤光片轮上安装有不同波长的滤光片,通过USB接口连接控制器,控制器分别与第一开关、第二开关和第三开关相连,控制器控制电动滤光片轮的转速和角度,选择不同的孔径面CCD相机,冷光源对成像区域进

行照射,通过调整位置使光线稳定且均匀照射,光线发出后经过第三衰减器进入光线耦合元件进行耦合,其中第三衰减器的作用是根据实际需要调整光线的强弱,最终光通过双螺旋光纤照射在生物组织表面,两根光线照射增加了成像面积,同时使得照射区域的光线更加均匀;第一激光器和第二激光器同时发出平行光,分别经过相对应的第一开关和第二开关,实现两束激光的交互照射,第一束激光经过第一反光镜的反射照射在半透半反镜上面,半透半反镜允许第二束激光通过,将第一束激光进行反射,实现两种激光同一路径传输;随后激光进入扩束镜,从扩束镜中传出的激光经过第二反光镜的反射,照射在感兴趣的成像区域;激光分别依次通过光学镜筒、电动滤光片轮及CCD传输到计算机中,通过血氧图像分析模块、血流图像分析模块对血氧和血流数据进行分析处理。

[0009] 优选的,第一激光器为632.8nm He-Ne激光器,发出632.8nm激光;第二激光器为532nm激光器,发出532nm激光。

[0010] 优选的,控制器包括电源、CPU、上位机和驱动;电源分别与第一开关、第二开关和第三开关相连,实现对光源的控制,CPU为控制器的核心,上位机接口与计算机连接,实现计算机通信,驱动分为四个小模块,分别对三个电源以及电动滤光片轮进行驱动控制,电动滤光片轮的转动速度与电源的开合时间同步,实现三个光源之间交替、无重叠的照射。

[0011] 优选的,滤光片选用波长为450nm、470nm、500nm、550nm、570nm、600nm六个波长的滤光片。

[0012] 本发明的有益效果为:本发明首次利用多波长照射进行血流成像,利用图像融合算法得到单波长照射无法实现的更为丰富的血流信息,同时本发明实现了内源光信号成像系统和多波长成像系统的同时联合测量,两系统共用同一CCD相机,实现了在同一视场内的血流血氧成像,最后利用计算机控制分析软件实现了血氧和血流数据的同步采集、实时分析。

附图说明

[0013] 图1为本发明的系统结构示意图。

[0014] 图2为本发明的控制器结构示意图。

[0015] 图3为本发明的电动滤光片轮结构示意图。

[0016] 图4为本发明的控制时序示意图。

[0017] 图5为本发明的系统实现流程示意图。

[0018] 图6(1)为本发明的多波长血流成像结果示意图。

[0019] 图6(2)为本发明的内源光血氧成像结果示意图。

具体实施方式

[0020] 如图1所示,一种内源光信号和多波长血流成像系统,包括:第一激光器1、第二激光器2、冷光源3、第一开关4、第二开关5、第三开关6、第一衰减器7、第二衰减器8、第三衰减器9、第一反光镜10、半透半反镜11、扩束镜12、第二反光镜13、光纤耦合元件14、双螺旋光纤15、光学镜筒16、电动滤光片轮17、CCD 18、控制器19、计算机20和滤光片25。软件系统包括:控制通信模块、血氧图像分析模块、血流图像分析模块。电动滤光片轮17上安装有不同波长的滤光片25,通过USB接口连接控制器19,控制器19可以控制电动滤光片轮17的转速和角

度,选择不同的孔径面CCD相机,以便进行内源光信号成像和激光血流成像,冷光源3对成像区域进行照射,通过调整位置使光线稳定且均匀照射。第一激光器1和第二激光器2同时发出平行光,经过控制器19的控制通信模块控制两个波长的激光对应的第一开关4和第二开关5,实现632.8nm激光和532nm激光的交互照射,632.8nm的激光经过反光镜10的反射照射在半透半反镜11上面,该透镜允许532nm的激光穿过,而将632.8nm的激光进行反射,实现两种激光同一路径传输。随后激光进入扩束镜12,扩束镜12能够对单直线激光进行扩束,增加了激光的成像半径,同时有效减少了发散光。从扩束镜12中传出的激光经过反光镜13的反射,可以照射在感兴趣的成像区域(大鼠脑区)。

[0021] 内源光和632.8nm激光及532nm激光分别依次通过光学镜筒16、电动滤光片轮17及CCD 18传输到计算机20中,通过血氧图像分析模块、血流图像分析模块对血氧和血流数据进行分析处理。在内源光信号成像中采用修正的朗伯比尔定律,该定律充分考虑了脑组织中的在特定波长范围内的六种吸收色团,利用六个波长的滤光片得到六种内源光图像,从而可以进一步分析出各个参数的浓度变化,本发明着重考虑血氧的变化情况。在血流成像系统中采用时空联合衬比分析算法,通过分析衬比值与血流之间的关系,得到不同波长下的血流伪彩图像,最后将两个波长下的图像经过图像融合算法融合为一张图像,得到单波长照射无法实现的血流信息。

[0022] 本发明充分考虑生物组织内血红蛋白、细胞色素酶等吸收色团对光的吸收和散射作用,最终选择的波长为450nm、470nm、500nm、550nm、570nm、600nm六个波长的滤光片。

[0023] 本发明采用Olympus冷光3,功率高达100W,低燥音、低发热,采用双管硬光纤照射,不仅能够实时定位,还能够增加照射面积、提高光线均匀程度。

[0024] 本发明采用高性能探测器CCD 18,该相机同时满足两系统需要的波长采集成像范围,实现同视场采集。

[0025] 本发明实现的图像处理分析模块,可以在数据采集的同时实现数据处理分析,分析实验结果以便根据需求及时改进实验操作过程。

[0026] 本发明采用的激光波长为632.8nm和532nm,前者对较粗大的主血管成像明显,后者对较细小的毛细血管等成像清晰,可以得到更多的组织成像区域的血流信息。

[0027] 本发明得到两种波长激光照射下的血流信息,通过图像融合算法,可以实现两种图像的融合,从而可以得到单波长无法得到的血流图像,极大地丰富了血流信息。

[0028] 如图2所示,为控制器19的示意图,其中电源21分别与第一开关4、第二开关5和第三开关6相连,实现对光源的控制,CPU 22为控制器的核心,上位机23接口与计算机20连接,实现计算机通信,驱动24分为四个小模块,分别对电源21以及电动滤光片轮17进行驱动控制,电动滤光片轮17的转动速度与电源的21开合时间要同步,实现三个光源之间交替、无重叠的照射。

[0029] 如图3所示,为电动滤光片轮17内部单个转轮的俯视示意图,在转轮上可以安装不同波长的滤光片或不进行安装,电极转动可以调节转轮的角度,同时使不同的通光孔径转向成像视场,同时未安装滤光片的通孔分别用于穿过两种激光,实现双波长血流成像。

[0030] 本发明采用电动滤光片轮17,操作方便、控制灵活,保证了各相邻滤光片之间等时间间隔、光线不会发生混叠,同时有效避免了手动转动引起的实验误差。本发明采用电动滤光片轮17,组织反射的激光可以通过不加滤光片的通孔被相机采集,实现血流成像。本发明

将电动滤光片轮17放置在光学镜筒16和CCD 18之间,保证光路平行准直,避免了由于滤光片的折射作用而给光学镜筒带来的频繁的调焦过程。

[0031] 如图4所示,为系统的控制时序示意图,控制器19进行驱动控制,当控制滤光片轮在通孔1至通孔6之间转动时,这六个通孔安装有不同波长的滤光片,在冷光源照射下,实现内源光信号成像;当控制器控制滤光片轮转至通孔7时,同时控制开关4开通,开关5闭合,632.8nm的激光进入光路,实现该激光照射下的血流成像;当控制器控制滤光片轮转至通孔8时,同时实现开关4的闭合、开关5的开通,进而实现532nm激光照射下的血流成像。

[0032] 如图5所示,为系统实现的流程框图,该框图详细介绍了本发明的系统实现过程。初始化后,控制器控制三个光源交互开通与闭合,同时光线依次经过穿透和反射照射在生物组织表面,经生物组织反射回来的光,被光学镜筒收集,通过滤光片轮后进入CCD相机,相机通过USB接口连接计算机,分别经过血氧图像分析模块和血流图像分析模块进行分析处理,前者利用的是修正的朗伯比尔定律,后者采用激光散斑时空联合衬比算法,得到多光谱血氧图像和血流图像,最后利用图像融合算法,实现两种激光血流伪彩图像的融合,得到单波长激光照射下无法获取的血流信息。

[0033] 图6所示,为多波长血流成像实验结果图,图6(1)中自左至右依次为632.8nm激光器照射下利用分析模块得到的血流伪彩图、白光下的大鼠脑血管图像,以及532nm激光器照射下利用分析模块得到的血流伪彩图。从图中可以清晰的看出,632.8nm激光主要对较粗大的主血管的血流变化成像显著,而532nm的激光主要对较为细小的血管的血流变化成像显著,本实例充分验证了本发明中双波长血流成像系统的有效性和准确性,图6(2)为多光谱内源信号成像实验结果图,依次对应的为冷光源照射下的白光图和血氧在内的六种吸收色图的变化图像。此实验结果验证了本发明关于内源光成像和双波长血流成像系统同时同视场测量的可行性和有效性。

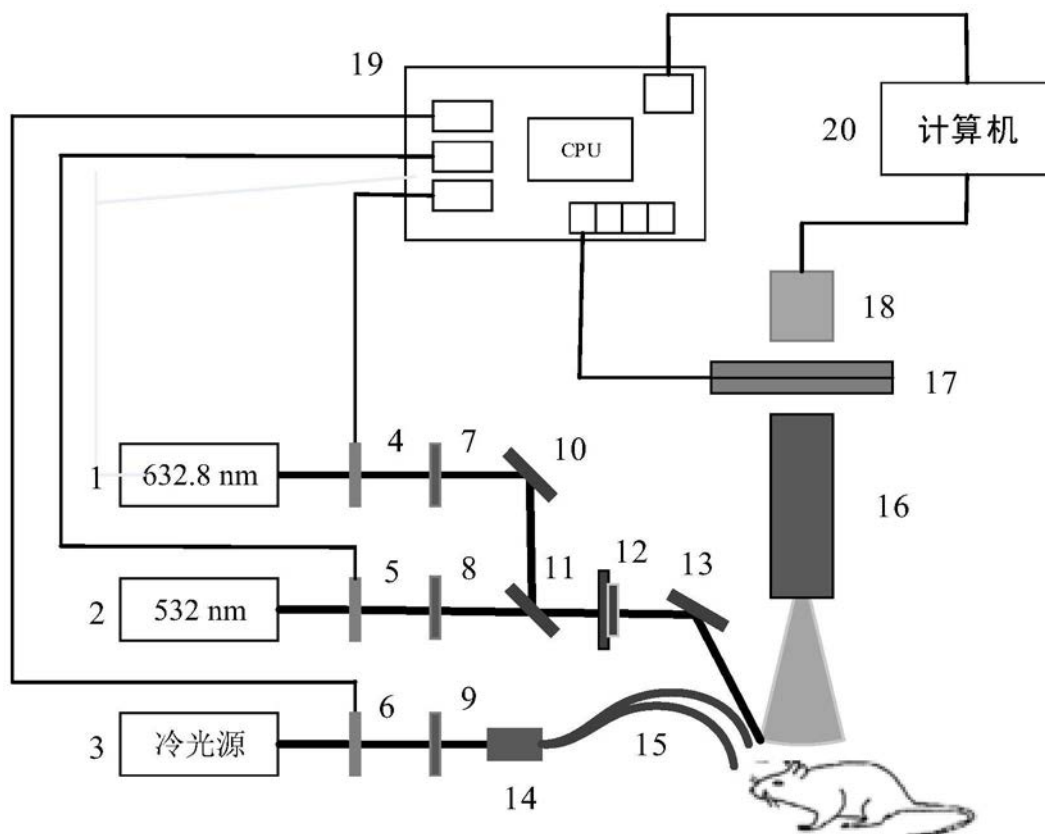


图1

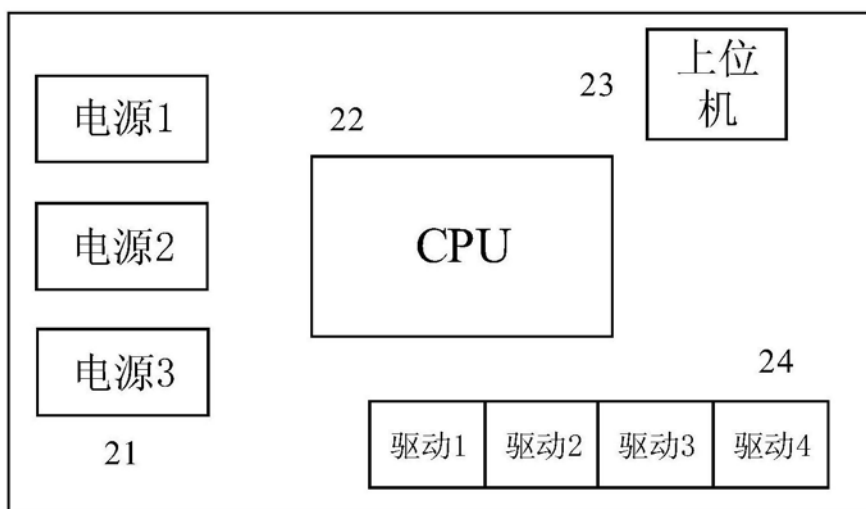


图2

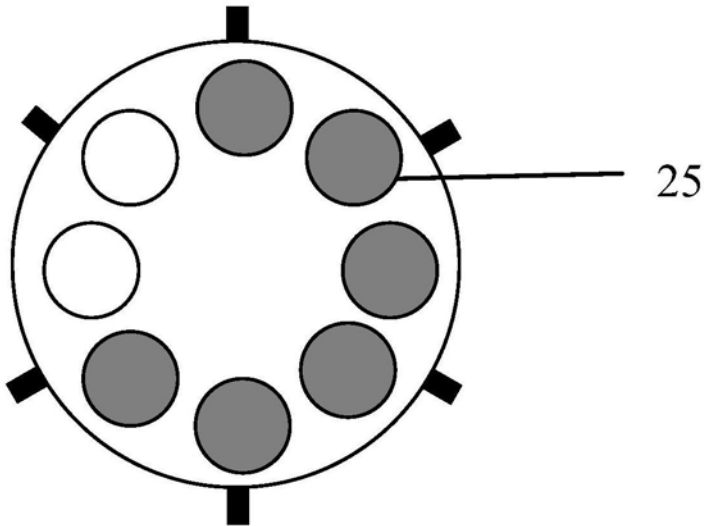


图3

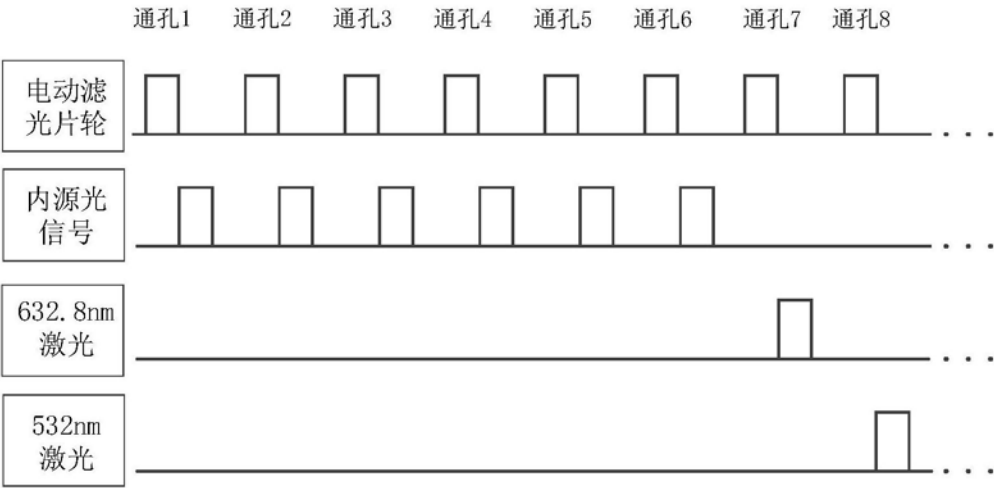


图4

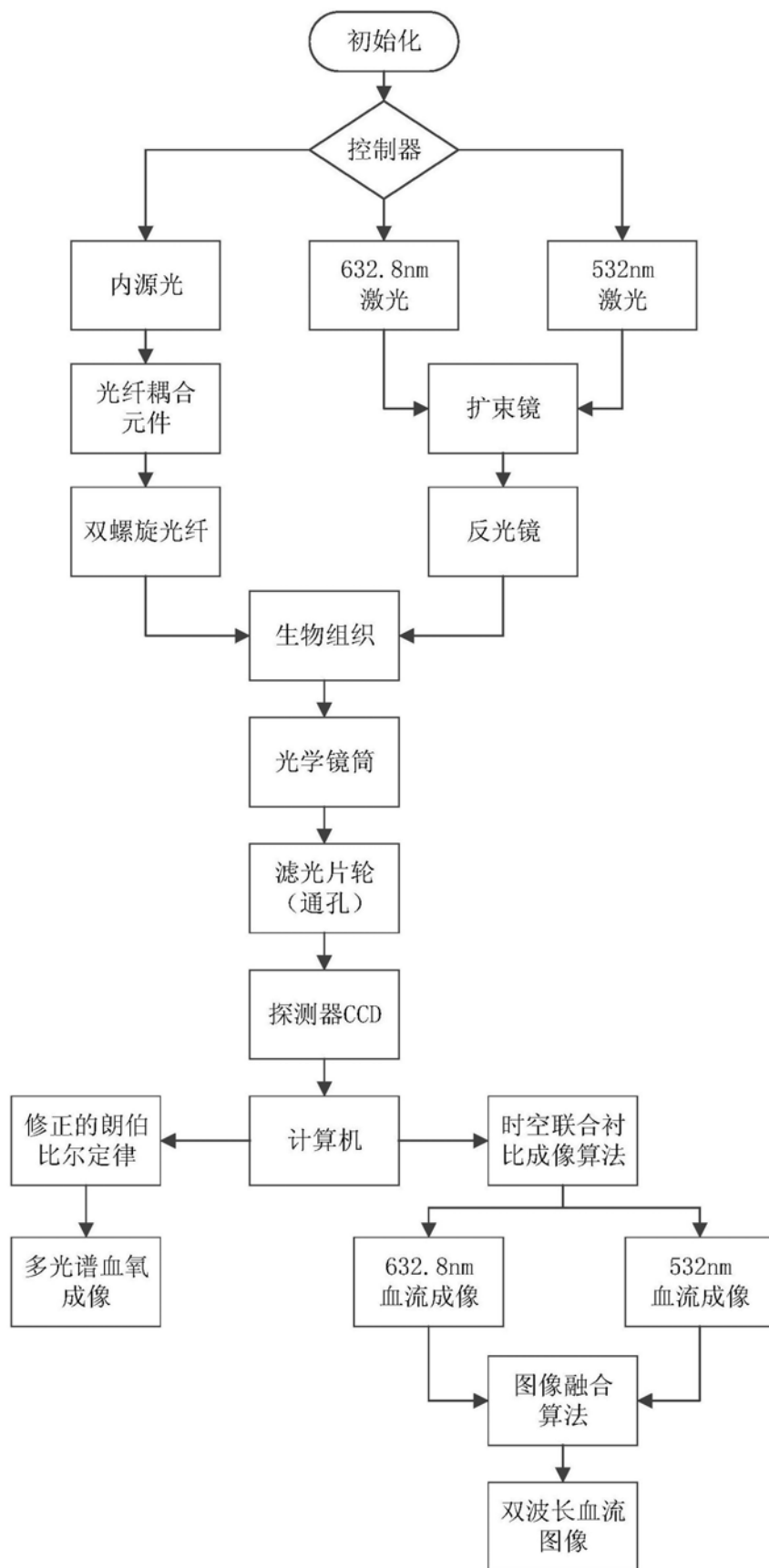


图5

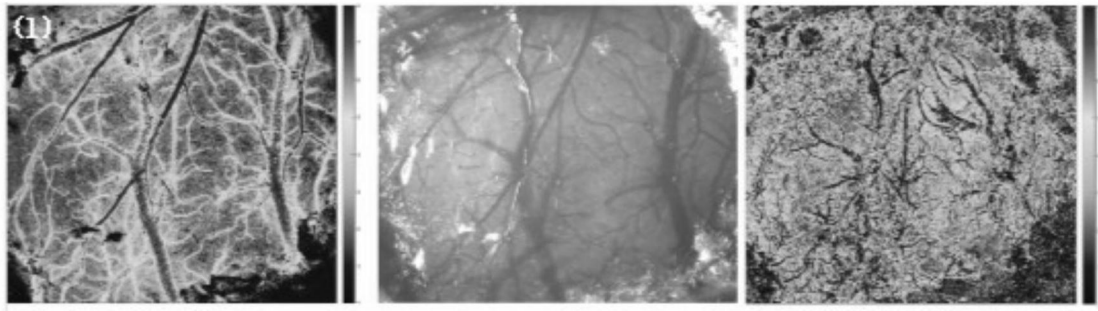


图6 (1)

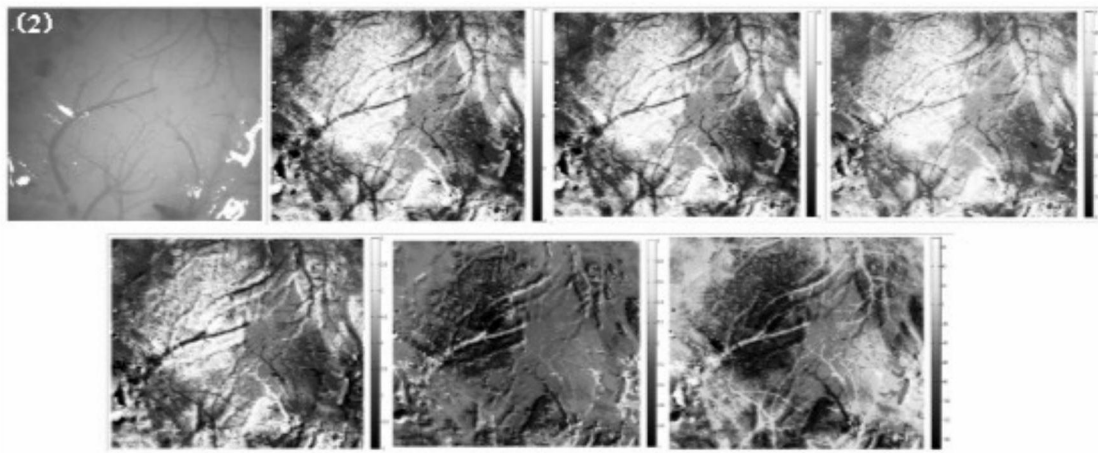


图6 (2)