



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107981855 A

(43)申请公布日 2018.05.04

(21)申请号 201711478459.2

(22)申请日 2017.12.29

(71)申请人 深圳开立生物医疗科技股份有限公司

地址 518051 广东省深圳市南山区玉泉路
毅哲大厦4、5、8、9、10楼

(72)发明人 邱建军 陈云亮

(74)专利代理机构 深圳市深佳知识产权代理事
务所(普通合伙) 44285

代理人 王仲凯

(51)Int.Cl.

A61B 5/0285(2006.01)

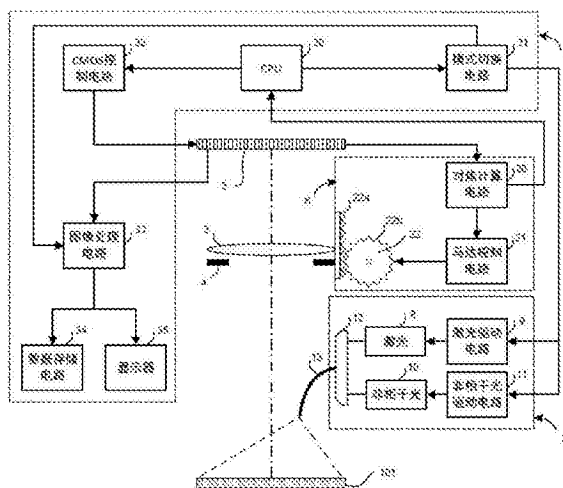
权利要求书2页 说明书12页 附图5页

(54)发明名称

一种血流成像装置及内窥镜

(57)摘要

本发明公开了血流成像装置,包括:光源装置、成像透镜、图像信息分离装置、对焦装置以及处理装置;光源装置向观察对象出射激光光束和非相干光光束;成像透镜位于被观察对象反射的激光光束的反射光和被观察对象反射的非相干光光束的反射光的传递路径上;经图像信息分离装置将激光光束的反射光和非相干光光束的反射光对应的光信号分离为激光光束和非相干光光束,并将分离后的激光光束转换成激光光束对应电信号;对焦装置根据分离后的非相干光光束生成对焦指令驱动成像透镜自动对焦;处理装置利用激光光束对应电信号生成观察对象的二维血流速度图像;该装置能够从光信号中分离非相干光光束实现自动对焦本发明还公开了内窥镜,具有上述有益效果。



1. 一种血流成像装置,其特征在于,包括:光源装置、成像透镜、图像信息分离装置、对焦装置以及处理装置;其中:

所述光源装置向观察对象出射激光光束和非相干光光束;

所述成像透镜位于被所述观察对象反射的激光光束的反射光和被所述观察对象反射的非相干光光束的反射光的传递路径上;

经所述图像信息分离装置将所述激光光束的反射光和所述非相干光光束的反射光对应的光信号分离为激光光束和非相干光光束,并将分离后的激光光束转换成激光光束对应电信号;

所述对焦装置根据分离后的非相干光光束生成对焦指令驱动所述成像透镜自动对焦;

所述处理装置利用所述激光光束对应电信号生成所述观察对象的二维血流速度图像。

2. 根据权利要求1所述的血流成像装置,其特征在于,所述图像信息分离装置为彩色图像传感器;对应的所述激光光束和所述非相干光光束的波长频带不重叠。

3. 根据权利要求1所述的血流成像装置,其特征在于,所述图像信息分离装置包括:第一单色图像传感器、第二单色图像传感器和分光装置;其中,

所述分光装置中的滤波片将所述光信号分离为激光光束和非相干光光束;

所述第一单色图像传感器,用于将分离出来的激光光束转换成激光光束对应电信号输出至所述处理装置;

所述第二单色图像传感器,用于将分离出来的非相干光光束转换成非相干光光束对应电信号输出至所述处理装置。

4. 根据权利要求1所述的血流成像装置,其特征在于,所述图像信息分离装置包括:第三单色图像传感器、第四彩色图像传感器和分光装置;其中,

所述分光装置中的滤波片将所述光信号分离为激光光束和非相干光光束;

所述第三单色图像传感器,用于将分离出来的激光光束转换成激光光束对应电信号输出至所述处理装置;

所述第四彩色图像传感器,用于将分离出来的非相干光光束转换成非相干光光束对应电信号输出至所述处理装置。

5. 根据权利要求1所述的血流成像装置,其特征在于,所述图像信息分离装置包括:二向色镜和第五单色图像传感器;其中,

所述二向色镜,用于将所述光信号中激光光束进行透射,非相干光光束进行反射;

所述第五单色图像传感器,用于将所述二向色镜透射的激光光束转换成激光光束对应电信号输出至所述处理装置。

6. 根据权利要求1所述的血流成像装置,其特征在于,所述对焦装置包括:对焦计算电路、马达控制电路和传送部件;其中,所述传送部件与所述成像透镜固定连接;

所述对焦计算电路,用于利用所述非相干光光束对应电信号计算图像清晰度值,并根据所述图像清晰度值确定所述马达控制电路的驱动参数;

所述马达控制电路,用于根据所述驱动参数控制所述传送部件带动所述成像透镜沿垂直所述成像透镜方向移动。

7. 根据权利要求1所述的血流成像装置,其特征在于,所述对焦装置包括:对焦检测光路、对焦计算电路、马达控制电路和传送部件;其中,所述传送部件与所述成像透镜固定连

接;

所述对焦检测光路,用于将滤除所述激光光束的光信号分为两路光路,并分别计算对应的相位;

所述对焦计算电路,用于计算所述相位的相位差确定所述马达控制电路的驱动参数;

所述马达控制电路,用于根据所述驱动参数控制所述传送部件带动所述成像透镜沿垂直所述成像透镜方向移动。

8.根据权利要求6或7所述的血流成像装置,其特征在于,所述传送部件为齿轮齿条传送部件或丝杆传送部件。

9.根据权利要求1所述的血流成像装置,其特征在于,所述处理装置还包括:显示部件,用于显示所述二维血流速度图像。

10.根据权利要求1所述的血流成像装置,其特征在于,所述光源装置还包括:光耦合器件和导光光纤;其中,

所述光耦合器件,用于将所述激光光束和所述非相干光光束进行耦合;

所述导光光纤,用于传输耦合后的光束,并在所述导光光纤的光发射端向所述观察对象发射耦合后的所述光束。

11.一种内窥镜,其特征在于,包括:如权利要求1-10任一项所述的血流成像装置。

一种血流成像装置及内窥镜

技术领域

[0001] 本发明涉及辅助医学诊断技术领域,特别涉及一种血流成像装置及内窥镜。

背景技术

[0002] 由于观察对象散射或反射的激光光束,在成像面会由于干涉形成随机分布的颗粒状图案,即“散斑”。散斑图案的模糊程度与观察对象中散射粒子(例如红细胞)的运动速度相关,可由散斑对比度(即光强的标准偏差与光强均值的比值)进行量化表征。散射粒子运动速度越大,则散斑对比度越低。激光散斑血流成像基于上述原理,通过计算散斑图像中各空间区域内的散斑对比度,即可重建出二维血流速度分布图像。激光散斑成像无需扫描,具有高空间分辨率和高时间分辨率的特点。

[0003] 然而,由于激光照明形成的散斑图案掩盖了观察对象的结构信息,造成了在激光照明的情况下往往难以进行自动对焦的问题。以往,通常的做法是先在白光或其他颜色的非相干光照明下进行手动对焦,然后再切换为激光照明,进行激光散斑血流成像。但是其存在如下缺点:即在进行激光散斑血流成像之前,需要将照明光从激光切换为非相干的照明光,在非相干光照明下进行光学对焦,然后再切换为激光照明,进行激光散斑血流成像,造成操作过程较为繁琐和不便。

[0004] 因此,如何在进行激光散斑血流成像时实现准确地实时对焦,是本领域技术人员需要解决的技术问题。

发明内容

[0005] 本发明的目的是提供一种血流成像装置及内窥镜,能够实现在激光光束和非相干光光束同时照射时进行自动对焦,简化用户操作,提高用户体验。

[0006] 为解决上述技术问题,本发明提供一种血流成像装置,包括:光源装置、成像透镜、图像信息分离装置、对焦装置以及处理装置;其中:

[0007] 所述光源装置向观察对象出射激光光束和非相干光光束;

[0008] 所述成像透镜位于被所述观察对象反射的激光光束的反射光和被所述观察对象反射的非相干光光束的反射光的传递路径上;

[0009] 经所述图像信息分离装置将所述激光光束的反射光和所述非相干光光束的反射光对应的光信号分离为激光光束和非相干光光束,并将分离后的激光光束转换成激光光束对应电信号;

[0010] 所述对焦装置根据分离后的非相干光光束生成对焦指令驱动所述成像透镜自动对焦;

[0011] 所述处理装置利用所述激光光束对应电信号生成所述观察对象的二维血流速度图像。

[0012] 可选的,所述图像信息分离装置为彩色图像传感器;对应的所述激光光束和所述非相干光光束的波长频带不重叠。

[0013] 可选的,所述图像信息分离装置包括:第一单色图像传感器、第二单色图像传感器和分光装置;其中,

[0014] 所述分光装置中的滤波片将所述光信号分离为激光光束和非相干光光束;

[0015] 所述第一单色图像传感器,用于将分离出来的激光光束转换成激光光束对应电信号输出至所述处理装置;

[0016] 所述第二单色图像传感器,用于将分离出来的非相干光光束转换成非相干光光束对应电信号输出至所述处理装置。

[0017] 可选的,所述图像信息分离装置包括:第三单色图像传感器、第四彩色图像传感器和分光装置;其中,

[0018] 所述分光装置中的滤波片将所述光信号分离为激光光束和非相干光光束;

[0019] 所述第三单色图像传感器,用于将分离出来的激光光束转换成激光光束对应电信号输出至所述处理装置;

[0020] 所述第四彩色图像传感器,用于将分离出来的非相干光光束转换成非相干光光束对应电信号输出至所述处理装置。

[0021] 可选的,所述图像信息分离装置包括:二向色镜和第五单色图像传感器;其中,

[0022] 所述二向色镜,用于将所述光信号中激光光束进行透射,非相干光光束进行反射;

[0023] 所述第五单色图像传感器,用于将所述二向色镜透射的激光光束转换成激光光束对应电信号输出至所述处理装置。

[0024] 可选的,所述对焦装置包括:对焦计算电路、马达控制电路和传送部件;其中,所述传送部件与所述成像透镜固定连接;

[0025] 所述对焦计算电路,用于利用所述非相干光光束对应电信号计算图像清晰度值,并根据所述图像清晰度值确定所述马达控制电路的驱动参数;

[0026] 所述马达控制电路,用于根据所述驱动参数控制所述传送部件带动所述成像透镜沿垂直所述成像透镜方向移动。

[0027] 可选的,所述对焦装置包括:对焦检测光路、对焦计算电路、马达控制电路和传送部件;其中,所述传送部件与所述成像透镜固定连接;

[0028] 所述对焦检测光路,用于将滤除所述激光光束的光信号分为两路光路,并分别计算对应的相位;

[0029] 所述对焦计算电路,用于计算所述相位的相位差确定所述马达控制电路的驱动参数;

[0030] 所述马达控制电路,用于根据所述驱动参数控制所述传送部件带动所述成像透镜沿垂直所述成像透镜方向移动。

[0031] 可选的,所述传送部件为齿轮齿条传送部件或丝杆传送部件。

[0032] 可选的,所述处理装置还包括:显示部件,用于显示所述二维血流速度图像。

[0033] 可选的,所述光源装置还包括:光耦合器件和导光光纤;其中,

[0034] 所述光耦合器件,用于将所述激光光束和所述非相干光光束进行耦合;

[0035] 所述导光光纤,用于传输耦合后的光束,并在所述导光光纤的光发射端向所述观察对象发射耦合后的所述光束。

[0036] 本发明还提供一种内窥镜,包括:如上述任一项所述的血流成像装置。

[0037] 本发明所提供的一种血流成像装置,包括:光源装置、成像透镜、图像信息分离装置、对焦装置以及处理装置;光源装置向观察对象出射激光光束和非相干光光束;成像透镜位于被观察对象反射的激光光束的反射光和被观察对象反射的非相干光光束的反射光的传递路径上;经图像信息分离装置将激光光束的反射光和非相干光光束的反射光对应的光信号分离为激光光束和非相干光光束,并将分离后的激光光束转换成激光光束对应电信号;对焦装置根据分离后的非相干光光束生成对焦指令驱动成像透镜自动对焦;处理装置利用激光光束对应电信号生成观察对象的二维血流速度图像;

[0038] 可见,该血流成像装置通过图像信息分离装置将光信号中的激光光束和非相干光光束进行分离,使得对焦装置可以根据接收到的非相干光光束进行自动对焦操作,从而实现在激光光束和非相干光光束同时照射时进行自动对焦,简化用户操作,提高用户体验;本发明还公开了一种内窥镜,具有上述有益效果,在此不再赘述。

附图说明

[0039] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据提供的附图获得其他的附图。

[0040] 图1为本发明实施例所提供的一种血流成像装置的结构框图;

[0041] 图2为本发明实施例所提供的彩色图像传感器的彩色滤光片矩阵的构成方式的示意图;

[0042] 图3为本发明实施例所提供的另一种血流成像装置的结构框图;

[0043] 图4为本发明实施例所提供的又一种血流成像装置的结构框图;

[0044] 图5为本发明实施例所提供的再一种血流成像装置的结构框图。

具体实施方式

[0045] 本发明的核心是提供一种血流成像装置,能够实现在激光光束和非相干光光束同时照射时进行自动对焦,简化用户操作,提高用户体验;本发明的另一核心是提供一种内窥镜。

[0046] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0047] 请参考图1,图1为本发明实施例所提供的一种血流成像装置的结构框图;该血流成像装置(可以简称为装置)可以包括:光源装置2、成像透镜3、图像信息分离装置5、对焦装置6以及处理装置7;其中:

[0048] 光源装置2向观察对象101出射激光光束和非相干光光束;

[0049] 成像透镜3位于被观察对象101反射的激光光束的反射光和被观察对象101反射的非相干光光束的反射光的传递路径上;

[0050] 经图像信息分离装置5将激光光束的反射光和非相干光光束的反射光对应的光信

号分离为激光光束和非相干光光束,并将分离后的激光光束转换成激光光束对应电信号;

[0051] 对焦装置6根据分离后的非相干光光束生成对焦指令驱动成像透镜3自动对焦;

[0052] 处理装置7利用激光光束对应电信号生成观察对象的二维血流速度图像。

[0053] 其中,本实施例并不对光源装置2中出射的激光光束和非相干光光束的强度进行限定。例如并不限定激光光束和非相干光光束的强度等参数信息。用户可以根据实际应用情况进行设定。本实施例中光源装置2中具有出射激光光束的激光光源模块和出射非相干光光束的非相干光光源模块。本实施例并不对这两个光源模块的具体组成结构进行限定,例如可以是现有的光源模块结构。具体的,激光光源模块可以由激光驱动电路9和激光8组成,通过激光8出射激光光束。非相干光光源模块可以由非相干光驱动电路11和非相干光10组成,通过非相干光10出射激光光束。两个光束的参数信息可以通过处理装置7控制。本实施例并不对光源装置2的设置位置进行限定,只要其可以照射观察对象101即可。

[0054] 本实施例并不限定激光光束和非相干光光束的传输形式,例如两个光束可以通过各自独立的光路进行传输,分别照射到观察对象101上,也可以是两个光束进行合束即耦合后一起进行传输照射到观察对象101上。

[0055] 为了提高照射效果,优选的,光源装置2还可以包括:光耦合器件12和导光光纤13;其中,光耦合器件12,用于将激光光束和非相干光光束进行耦合;导光光纤13,用于传输耦合后的光束,并在导光光纤13的光发射端向观察对象发射耦合后的光束。其中,光耦合器件12位于激光8和非相干光10的输出端,光耦合器件12的输出端与导光光纤13输入端连接,导光光纤13的光发射端向观察对象发射耦合后的光束。光耦合器件12和导光光纤13设置位置和形式可以参考图1。

[0056] 具体的,通过光耦合器件12对激光8和非相干光10出射的光束进行合束,通过导光光纤13传输,并在光发射端出射,照射观察对象(图1中用101表示观察对象)。

[0057] 通过图1也可以看到观察对象101、成像透镜3和图像信息分离装置5设置在一条直线上,即沿着光束的成像传递路径上排布。在成像透镜3与观察对象101之间还可以设置光圈4控制进入成像透镜3的光量。本实施例并不对成像透镜3和光圈4的型号和结构进行具体限定。可以根据实际需求进行选择。

[0058] 现有技术中血流成像装置在进行对焦时需要切换照明模式,即需要先在白光照明下进行对焦,再切换回激光照明进行成像。如果在激光照明成像过程中,成像对象出现如呼吸造成的抖动等情况,激光血流图像就会模糊以及血流速度计算不准确的情况,且对焦过程繁琐操作不便。为了避免这种情况的出现,需要实现自动对焦,实现自动对焦的前提就是可以允许激光和非相干光可以同时照明,即该装置能够在两者同时照射时进行图像处理实现观察对象的二维血流速度图像的成像,此时即可以不需要频繁切换照明光来对激光照明的情况进行调焦。

[0059] 为了能够在两者同时照射时进行图像处理实现观察对象的二维血流速度图像的成像,就必须能够在观察对象101的反射光束中分离出激光对应的光信号和非相干光对应的光信号即能够将所述激光光束的反射光和所述非相干光光束的反射光对应的光信号分离为激光光束和非相干光光束。进而可以实现利用分离后的激光光束转换成激光光束对应电信号,并根据此生成观察对象的二维血流速度图像;利用分离后的非相干光光束实现自动对焦的过程。本实施例中采用图像信息分离装置5将所述激光光束的反射光和所述非相

干光光束的反射光对应的光信号分离为激光光束和非相干光光束,并将分离后的激光光束转换成激光光束对应电信号输出至处理装置7中进行二维血流速度图像的成像,将分离后的非相干光光束输出至对焦装置6中使对焦装置6。即可以解决现有技术中使用一个单色图像传感器对观察对象的像进行拍摄,由于不能在同时具有激光光束和非相干光光束的情况下进行对焦,因此只能首先利用非相干光照射利用非相干光光束进行对焦,在对焦完成后再次切换回激光光源模块利用激光照射观察对象101进而实现利用激光光束对应电信号生成观察对象101的二维血流速度图像的问题。

[0060] 本实施例并不对图像信息分离装置5的具体结构进行限定,只要可以实现将激光光束的反射光和非相干光光束的反射光对应的光信号分离为激光光束和非相干光光束,即具有光束分离功能即可。例如图像信息分离装置5可以是一个彩色图像传感器,或者是多个单色图像传感器结合分光部件,或者是单色图像传感器、彩色图像传感器结合分光部件,或者是多个彩色图像传感器结合分光部件,或者是一个单色图像传感器结合分光部件等。其中,本实施例也不限定具体的分光部件的结构,只要可以实现光束分离(例如具有透射和反射功能)即可。例如可以是二向色镜,或者是滤波片,或者是分光片等。

[0061] 由观察对象101反射的光通过光圈4和成像透镜3后,被图像信息分离装置5接收,并将激光光束的反射光和非相干光光束的反射光对应的光信号分离为激光光束和非相干光光束,并将分离后的激光光束转换成激光光束对应电信号输出至处理装置7。其中,将分离后的激光光束转换成激光光束对应电信号可以由图像传感器完成。具体的,当用户采用彩色图像传感器时,不仅可以分离后的激光光束转换成激光光束对应电信号,还可以将分离后的非相干光光束转换成非相干光光束对应电信号,进而处理装置7可以利用非相干光光束对应电信号生成观察对象101的反射光图像或观察对象101的生理参数,例如可以是血容量、血氧饱和度等。

[0062] 由于本实施例中当图像信息分离装置5中包含有彩色图像传感器时能够得到激光光束转换成的电信号,以及非相干光光束转换成的电信号。此时处理装置7即可以根据这两种电信号分别生成观察对象的二维血流速度图像以及观察对象的反射光图像或观察对象的生理参数。即可以是实现对同时进行多个不同观察模式的成像,即不需要切换回白光照射模式时进行对焦,可以实时进行对焦即相当于存在对焦反馈机制解决现有技术中当观察对象在轴向方向的运动超出成像系统的景深范围出现失焦问题。本实施例中图像信息分离装置5设置在能够接收激光光束的反射光和所述非相干光光束的反射光对应的光信号的位置,即激光光束的反射光和非相干光光束的反射光的传输路径上。具体可以参考图1,其可以与观察对象101、光圈4、成像透镜3设置在一条直线上。

[0063] 本实施例并不限定对焦装置6的对焦频率。其可以是实时对焦,也可以是定时对焦。本实施例也不限定对焦装置6的对焦原理,进而也不限定对焦装置6的具体结构。例如其可以是对分离后的非相干光光束根据相位对焦原理进行一系列处理实现对焦,也可以是根据传输至处理装置7中的非相干光光束对应电信号利用图像清晰度原理进行对焦。对焦装置6可以根据对焦结果生成对焦指令驱动成像透镜3移动到对焦指令对应位置,调整其与图像信息分离装置5的距离进而实现自动对焦。

[0064] 对焦装置6在对焦完成后可以反馈给处理装置7,进而处理装置7可以在对焦完成后获取清晰的激光光束对应电信号或激光光束对应电信号以及非相干光光束对应电信号,

进而可以进行后续的图像分析。例如,对焦完成时,对焦装置6向处理装置7中的CPU30发送对焦完成的信号,CPU30接收到该信号后向图像拍摄控制电路发送控制信号,图像拍摄控制电路在CPU30的控制下对图像信息分离装置5的电子快门速度、帧率、电子增益等进行控制以获取对应电信号数据。处理装置7中的图像处理电路33利用激光光束对应电信号生成二维血流速度图像(具体重建二维血流速度图像以及获取血流速度值等算法可以参考现有技术),利用非相干光光束对应电信号生成观察对象的反射光图像或计算观察对象的生理参数(本实施例并不对观察对象的生理参数进行限定,例如可以是血容量、血氧饱和度等,具体各个参数的计算方法可以参考现有技术)。即本实施例能够同时进行激光散斑血流成像、内源光成像/白光成像等多个成像模式,并同时获取血流速度、血容量、血氧饱和度等多个重要生理参数。本实施例并不限定处理装置7设定的具体位置。

[0065] 进一步,为了提高血流成像装置对观察对象101处理的灵活性,可选的,请参考图1,处理装置7还可以包括模式切换电路31。具体的,CPU30根据用户的操作向模式切换电路31发送观察模式切换的控制信号来控制光源装置2的照明模式,例如:在激光散斑血流成像模式的条件下,激光8开启,非相干光10关闭;在非相干光成像模式(即二维血流速度图像)下,激光8关闭,非相干光10开启;在激光散斑血流成像与非相干光成像同时进行的模式下,激光8和非相干光10同时开启。

[0066] 为了能够实现分离,本实施例中激光光束和非相干光光束的波长不同。即激光光束与非相干光光束同时照射且互不干扰,因而无需在非相干光下先进行对焦,再切换至激光照明进行散斑成像,使成像更为便捷。尤其是在长时间观察的条件下,可设置间隔一定时间进行自动对焦,无需切换至白光照明。

[0067] 本实施例的血流成像装置不仅可以用于物镜为定焦镜头的成像系统,还可用于物镜为变焦镜头的成像系统,实现激光散斑血流成像的实时对焦。

[0068] 基于上述技术方案,本实施例提供的血流成像装置,该血流成像装置通过图像信息分离装置将光信号中的激光光束和非相干光光束进行分离,使得对焦装置可以根据接收到的非相干光光束进行自动对焦操作,从而实现在激光光束和非相干光光束同时照射时进行自动对焦,简化用户操作,提高用户体验。

[0069] 请参考图1,为了简化血流成像装置的结构,且使该血流成像装置能够同时实现两种模式,即同时对激光光束对应电信号和非相干光光束对应电信号进行处理。本实施例中图像信息分离装置5具体为彩色图像传感器;对应的激光光束和非相干光光束的波长频带不重叠。

[0070] 其中,本实施例并不对彩色图像传感器的型号进行限定,例如可以是CMOS彩色图像传感器,对应的图像拍摄控制电路即为CMOS控制电路32。后续为了与图1对应说明,均为CMOS彩色图像传感器为例进行说明,当然并不是对此进行限定。具体的,彩色图像传感器的设置位置可以参考图1。

[0071] 由观察对象101反射的光通过光圈4和成像透镜3后,被彩色图像传感器接收,并将光信号转换成电信号输出至处理器7。彩色图像传感器的彩色滤光片矩阵例如是由如图2所示的拜尔模板构成。彩色图像传感器拍摄到的观察对象101的像的图像是来自观察对象反射的激光8和非相干光10的光透过上述彩色滤光片矩阵后的RAW图像;其中,RAW图像包含了原图片文件在图像传感器产生后,进入照相机图像处理器之前的一切照片信息。

[0072] 另外,光源装置2中的激光8的波长频带与非相干光10的波长频带不重叠,并且在例如由图2所示的拜尔模板构成的彩色滤光片矩阵中,激光8只能透过R、G、B三种颜色的滤光片中的一种滤光片,同时非相干光10只能透过与透过激光8的滤光片不同的R、G、B三种颜色的滤光片中的一个或两个滤光片。

[0073] 优选的,激光8为只能透过R滤光片的红色激光,非相干光10为只能透过G滤光片的窄带绿光,或只能透过B滤光片的窄带蓝光,或上述两种窄带光按照一定比例进行合束后的光。

[0074] 红色波光能够保证反射或色散的激光强度,有利于获得血流速度分布信息,并提升血流图像信噪比;蓝光与绿光非相干光位于血红蛋白吸收峰,因而由G通道、B通道或二者组合生成的图像可用于凸显血管结构。可以巧妙利用这种相干光和非相干光的组合,进行多模式成像,或通过图像分割与图像融合算法,分别获取血管区域与非血管区域的血流速度信息。

[0075] 下面以图1中的具体结构说明本实施例的工作过程:

[0076] 处理装置7中的图像处理电路33对来自彩色图像传感器拍摄的观察对象101的图像进行处理。例如,设激光8为红光,非相干光10为绿光与蓝光按照一定比例合束形成的光,在激光散斑血流成像与非相干光成像同时进行的模式下,图像处理电路33从彩色图像传感器的RAW图像中提取来自R滤光片矩阵对应的像素位置处的灰度值构成一幅新的图像SPEC,用于激光散斑血流成像中计算血流速度和重建二维血流速度图像,从彩色图像传感器的RAW图像中分别提取G滤光片矩阵和B滤光片矩阵对应的像素位置处的灰度值构成两幅新的G图像GN1、GN2和一幅新的B图像BN,用于计算血容量、血氧饱和度等参数和重建对应的二维图像。另外,由于一个 2×2 的拜尔滤光矩阵中有两个G滤光片,因此将上述图像GN1与GN2进行平均后获得一幅新的G图像GN。

[0077] 具体的,从图像SPEC中计算血流速度例如可以是使用滑动的空间窗计算获得,也可以是使用滑动的时间窗计算获得,还可以是二者的组合。以使用滑动的空间窗计算血流速度为例,首先,使用大小为 $N \times N$ 的空间窗,计算图像SPEC在大小为 $N \times N$ 的空间邻域中的各像素灰度值的均值和标准差,并计算该标准差和该均值的比值,由此计算被称为散斑衬比的值;按照上述计算方法,在图像SPEC的空间区域内滑动上述空间窗,同时计算上述空间窗所在区域的散斑衬比值,由此遍历图像SPEC的整个图像区域,获得散斑衬比图像;计算上述的散斑衬比图像的每个像素位置处散斑衬比值的平方的倒数或者利用散斑衬比值与电场自相关函数的定量公式计算,获得对应的像素位置处的血流速度值,由此重建出二维的血流速度图像。从图像GN和图像BN中计算血容量、血氧饱和度等参数的方法可以参考现有技术。

[0078] 进一步,可选的,获得了观察对象101的二维血流速度信息,以及二维的血氧饱和度信息生理参数信息等可以利用数据存储电路34进行存储。以便后续进行查看。

[0079] 进一步,可选的,处理装置还包括:显示部件,用于显示激光光束对应的观察对象的图像和/或非相干光光束对应的观察对象的图像。显示部件可以显示与当前工作模式相对应的图像。

[0080] 本实施例并不限定显示部件的具体形式,例如可以是显示器35,也可以是显示屏,投影设备等。当利用显示部件可以显示激光光束对应的观察对象的图像和非相干光光束对

应的观察对象的图像时,为了提高显示效率,可以在一个显示部件中同时显示激光光束对应的观察对象的图像和非相干光光束对应的观察对象的图像。即可以选择分屏显示。例如显示器35分屏显示二维的血流速度图像与血氧饱和度图像。本实施例并不限定分屏的比例,例如可以平均分配。当然用户也可以选择进行图像融合处理后显示。

[0081] 基于上述技术方案,本实施例提供的血流成像装置利用对焦装置实现在激光光束和非相干光光束同时照射时进行自动对焦,简化用户操作;且能够在激光光束和非相干光光束同时照射待检测对象后分别提取激光光束对应电信号和非相干光光束对应电信号,进而实现同时对激光光束和非相干光光束进行成像。

[0082] 请参考图3,为了提高激光光束对应电信号的分辨率。本实施例中图像信息分离装置5包括:第一单色图像传感器5a、第二单色图像传感器5b和分光装置40;其中,

[0083] 分光装置40中的滤波片40a将光信号分离为激光光束和非相干光光束;

[0084] 第一单色图像传感器5a,用于将分离出来的激光光束转换成激光光束对应电信号输出至处理装置7;

[0085] 第二单色图像传感器5b,用于将分离出来的非相干光光束转换成非相干光光束对应电信号输出至处理装置7。

[0086] 其中,例如可以是利用滤波片40a将光信号中的非相干光光束进行反射,激光光束进行透射(如图3所示);当然也可以是利用滤波片40a将光信号中的非相干光光束进行透射,激光光束进行反射。本实施例对此并不进行限定,只要可以将光信号分离为激光光束和非相干光光束即可。第一单色图像传感器5a设置在分离出来的激光光束的传输路径上,第二单色图像传感器5b设置在分离出来的非相干光光束的传输路径上。

[0087] 以图3为例其具体过程:分光装置40的滤光片40a将来自观察对象101反射并通过了光圈4和成像透镜3的反射光中的来自激光8的成分的光进行反射,使该部分光进入单色图像传感器5b;并且滤光片40a将来自观察对象101反射并通过了光圈4和成像透镜3的反射光中的来自非相干光10的成分的光进行透射,使该部分光进入单色图像传感器5a。

[0088] 其中,分光装置40中滤光片40a设置位置可以如图3中所示,本实施例对此并不进行限定,其可以根据实际情况进行设置,只要可以使得其透射和反射的光能够进入到对应的单色图像传感器中即可。

[0089] 由于单色图像传感器没有彩色滤光片矩阵,更容易保持光学系统原有的分辨率。因此本实施例中采用两个单色图像传感器实现激光光束和非相干光光束的分离,可以保持光学系统原有的分辨率。且由于单色图像传感器没有彩色滤光片矩阵,因此对应的激光的波长范围选择自由度高于使用彩色图像传感器。本实施例中其可以是可见光范围内任意波长的激光,也可以是近红外激光。

[0090] 下面以图3中的具体结构,说明其工作过程即:

[0091] 图像处理电路33对来自单色图像传感器5a与单色图像传感器5b拍摄的对象101的像的图像进行处理。例如,设激光8为红光,非相干光10为绿光与蓝光按照一定比例合束形成的光,在激光散斑血流成像与非相干光成像同时进行的模式下,单色图像传感器5b拍摄的图像用于激光散斑血流成像中计算血流速度和重建二维血流速度图像,单色图像传感器5a拍摄的图像用于生成二维的非相干光观察图像。

[0092] 从单色图像传感器5b拍摄的图像中计算血流速度例如可以是使用滑动的空间窗

计算获得,也可以是使用滑动的时间窗计算获得,还可以是二者的组合。以使用滑动的空间窗计算血流速度为例,首先,使用大小为 $N \times N$ 的空间窗,计算单色图像传感器5b拍摄的图像在大小为 $N \times N$ 的空间邻域中的各像素灰度值的均值和标准差,并计算该标准差和该均值的比值,由此计算被称为散斑衬比的值;按照上述计算方法,在单色图像传感器5b拍摄的图像的空间区域内滑动上述空间窗,同时计算上述空间窗所在区域的散斑衬比值,由此遍历单色图像传感器5b拍摄的图像的整个图像区域,获得散斑衬比图像;计算上述的散斑衬比图像的每个像素位置处散斑衬比值的平方的倒数,获得对应的像素位置处的血流速度值,由此重建出二维的血流速度图像。

[0093] 由此,根据以上的方法,获得了观察对象101的二维血流速度图像,以及二维非相干光图像等,可以利用数据存储电路34进行存储,以及在显示器35显示与当前工作模式相对应的图像。例如在激光散斑血流成像与非相干光成像同时进行的模式下,显示器35分屏显示二维的血流速度图像与由内源性的声色团对非相干光吸收生成的非相干光图像。即处理装置7根据用户选择的工作模式对来自单色图像传感器5a和单色图像传感器5b的图像进行相应的处理,并将处理结果进行存储和显示。

[0094] 请参考图4,为了将浅层血管和中层血管区分开来。本实施例中图像信息分离装置5包括:第三单色图像传感器5d、第四彩色图像传感器5c和分光装置40;其中,

[0095] 分光装置40中的滤波片40a将光信号分离为激光光束和非相干光光束;

[0096] 第三单色图像传感器5d,用于将分离出来的激光光束转换成激光光束对应电信号输出至处理装置7;

[0097] 第四彩色图像传感器5c,用于将分离出来的非相干光光束转换成非相干光光束对应电信号输出至处理装置7。

[0098] 其中,例如可以是利用滤波片40a将光信号中的非相干光光束进行反射,激光光束进行透射(如图4所示);当然也可以是利用滤波片40a将光信号中的非相干光光束进行透射,激光光束进行反射。本实施例对此并不进行限定,只要可以将光信号分离为激光光束和非相干光光束即可。第三单色图像传感器5d设置在分离出来的激光光束的传输路径上,第四彩色图像传感器5c设置在分离出来的非相干光光束的传输路径上。

[0099] 以图4为例其具体过程:分光装置40的滤光片40a将来自观察对象101反射并通过了光圈4和成像透镜3的反射光中的来自激光8的成分的光进行透射,使该部分光进入单色图像传感器5d;并且滤光片40a将来自观察对象101反射并通过了光圈4和成像透镜3的反射光中的来自非相干光10的成分的光进行反射,使该部分光进入彩色图像传感器5c。

[0100] 由于蓝光与绿光非相干光的反射光被单色图像传感器接收,形成一个单色图像,用于对生物组织生理状态进行观察。这个单色图像的灰度反映的是生物组织中的吸收色团对蓝光和绿光的吸收程度。这种方式的好处就是分辨率高,但不足之处在于不能从单色图像中区分蓝光和绿光分别作用产生的影响,即无法区分浅层血管和中层血管。而本实施例中采用彩色图像传感器5c,其好处是可以通过图像处理的方式将浅层血管和中层血管区分开来(蓝光的穿透深度浅,用于对浅层血管成像;绿光穿透深度相对较深,用于对中层血管成像),用于疾病诊断。这种情况下对应的分辨率降低的问题可以通过插值算法弥补部分分辨率的损失。

[0101] 其中,分光装置40中滤光片40a设置位置可以如图4中所示,本实施例对此并不进

行限定,其可以根据实际情况进行设置,只要可以使得其透射和反射的光能够进入到对应的单色图像传感器中即可。

[0102] 下面以图4中的具体结构,说明其工作过程即:

[0103] 图像处理电路33对来自单色图像传感器5d与彩色图像传感器5c拍摄的观察对象101的像的图像进行处理。例如,设激光8为红光,非相干光10为绿光与蓝光按照一定比例合束形成的光,在激光散斑血流成像与非相干光成像同时进行的模式下,单色图像传感器5d拍摄的图像用于激光散斑血流成像中计算血流速度和重建二维血流速度图像,彩色图像传感器5c拍摄的图像用于计算血容量、血氧饱和度等参数和重建对应的二维图像。

[0104] 由此,根据以上的方法,获得了观察对象101的二维血流速度信息,以及二维的血氧饱和度信息等,可以利用数据存储电路34进行存储,以及在显示器35显示与当前工作模式相对应的图像。例如在激光散斑血流成像与非相干光成像同时进行的模式下,显示器35分屏显示二维的血流速度图像与血氧饱和度图像。处理装置7根据用户选择的工作模式对来自单色图像传感器5d和彩色图像传感器5c的图像进行相应的处理,并将处理结果进行存储和显示。

[0105] 请参考图5,本实施例中图像信息分离装置5包括:二向色镜51和第五单色图像传感器52;其中,

[0106] 二向色镜51,用于将光信号中激光光束进行透射,非相干光光束进行反射;

[0107] 第五单色图像传感器52,用于将二向色镜透射的激光光束转换成激光光束对应电信号输出至所述处理装置7。

[0108] 其中,二向色镜(Dichroic Mirrors)又称双色镜,常用于激光技术中。其特点是对一定波长的光几乎完全透过,而对另一些波长的光几乎完全反射。本实施例利用二向色镜的这一特性将光信号中的激光光束和非相干光光束进行分离。具体的,二向色镜51将光信号中激光光束进行透射,非相干光光束进行反射。第五单色图像传感器52设置在二向色镜透射的激光光束的传输路径上。二向色镜反射的非相干光光束进入对焦装置6中使对焦装置6根据非相干光光束生成对焦指令驱动所述成像透镜自动对焦。

[0109] 请参考图1,对焦装置6包括:对焦计算电路20、马达控制电路21和传送部件22;其中,传送部件22与成像透镜3固定连接;

[0110] 对焦计算电路20,用于利用非相干光光束对应电信号计算图像清晰度值,并根据图像清晰度值确定马达控制电路21的驱动参数;

[0111] 马达控制电路21,用于根据驱动参数控制传送部件22带动成像透镜3沿垂直成像透镜方向移动。

[0112] 具体的,本实施例中并不限定具体的传送部件22的具体结构,即只要其可以在马达控制电路21的驱动下带动成像透镜3沿垂直成像透镜方向移动即可。可选的,传送部件22可以为齿轮齿条传送部件,也可以为丝杆传送部件。请参考图1即齿轮22b齿条22a组成的传送部件。即马达控制电路21控制齿轮22b转动,齿轮22b带动齿条22a上下移动,进而带动与齿条22a固定连接的成像透镜3沿垂直成像透镜方向上下移动,实现自动对焦。

[0113] 本实施例并不限定具体的对焦计算电路20和马达控制电路21的具体结构,其可以参考现有技术。

[0114] 请参考图1以彩色图像传感器为例说明具体的对焦原理:对焦装置6中的对焦计算

电路20,对彩色图像传感器的G颜色通道图像,或B颜色通道图像,或G颜色通道图像与B颜色通道图像以按照一定的变换方式组合形成的新的图像进行例如是梯度计算那样的图像清晰度值计算,并根据该图像清晰度值控制马达控制电路21,马达控制电路21根据对焦计算电路20的控制来控制马达22的齿轮22b顺时针或逆时针转动,从而带动马达22的齿条22a向上或向下移动。成像透镜3与齿条22固定,由此在齿条22a的移动下进行移动,实现对焦。

[0115] 对焦完成时,对焦计算电路20向处理装置7中CPU发送对焦完成的信号,CPU接收到该信号后向CMOS控制电路32发送控制信号,CMOS控制电路32在CPU的控制下对彩色图像传感器的电子快门速度、帧率、电子增益等进行控制。

[0116] 请参考图5,为了进一步提高对焦的准确性,可以利用相位对焦。具体的本实施例中对焦装置6包括:对焦检测光路23、对焦计算电路20A、马达控制电路21和传送部件22;其中,传送部件22与成像透镜3固定连接;

[0117] 对焦检测光路23,用于将滤除激光光束的光信号分为两路光路,并分别计算对应的相位;

[0118] 对焦计算电路20A,用于计算相位的相位差确定马达控制电路21的驱动参数;

[0119] 马达控制电路21,用于根据驱动参数控制传送部件22带动成像透镜3沿垂直成像透镜方向移动。

[0120] 具体的,本实施例中并不限定具体的传送部件22的具体结构,即只要其可以在马达控制电路21的驱动下带动成像透镜3沿垂直成像透镜方向移动即可。可选的,传送部件22可以为齿轮齿条传送部件或丝杆传送部件。请参考图1即齿轮22b齿条22a组成的传送部件。即马达控制电路21控制齿轮22b转动,齿轮22b带动齿条22a上下移动,进而带动与齿条22a固定连接的成像透镜3沿垂直成像透镜方向上下移动,实现自动对焦。

[0121] 本实施例并不限定具体的对焦检测光路23、对焦计算电路20A和马达控制电路21的具体结构,其可以参考现有技术。

[0122] 请参考图5以彩色图像传感器为例说明具体的对焦原理:

[0123] 自动对焦装置6是通过相位计算来实施对焦控制的。对焦检测光路23的输入光来自于分光片或者二向色镜反射过来的光。下面以分光片为例进行说明,例如分光片将来自观察对象101反射并通过成像透镜3和光圈4的照明光进行分光,将其导入对焦检测光路23。对焦检测光路23通过光学滤光片滤除来自分光片24的光中的激光光束波段的光,并且对焦检测光路23例如可以是上述来自分光片24并且滤除了激光光束波段的光的光分为两束光,并在该两束光的光路上配置有汇聚透镜和相位检测装置的光路。对焦计算电路20A计算由相位检测装置检测的相位的相位差,由此确定成像透镜3需要调整的方向和距离,并将此信息发送给马达控制电路21,马达控制电路21根据对焦计算电路20A的控制来控制马达22的齿轮22b转动的方向和角度,齿条22a在齿轮22b的带动下使成像透镜3向上或向下移动。由此,成像透镜3按照自动对焦装置6A的控制实现自动对焦。

[0124] 本实施例中自动对焦算法针对由非相干光生成或衍生的图像进行相位计算,有效避免了激光散斑对观察对象的像的结构信息的掩盖,保证了对焦准确性。

[0125] 下面对本发明实施例提供的内窥镜进行介绍,下文描述的内窥镜与上文描述的血流成像装置可相互对应参照。

[0126] 本发明还提供一种内窥镜,包括:如上述任意实施例所述的血流成像装置。

[0127] 以上对本发明所提供的一种血流成像装置及内窥镜进行了详细介绍。本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想。应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以对本发明进行若干改进和修饰,这些改进和修饰也落入本发明权利要求的保护范围内。

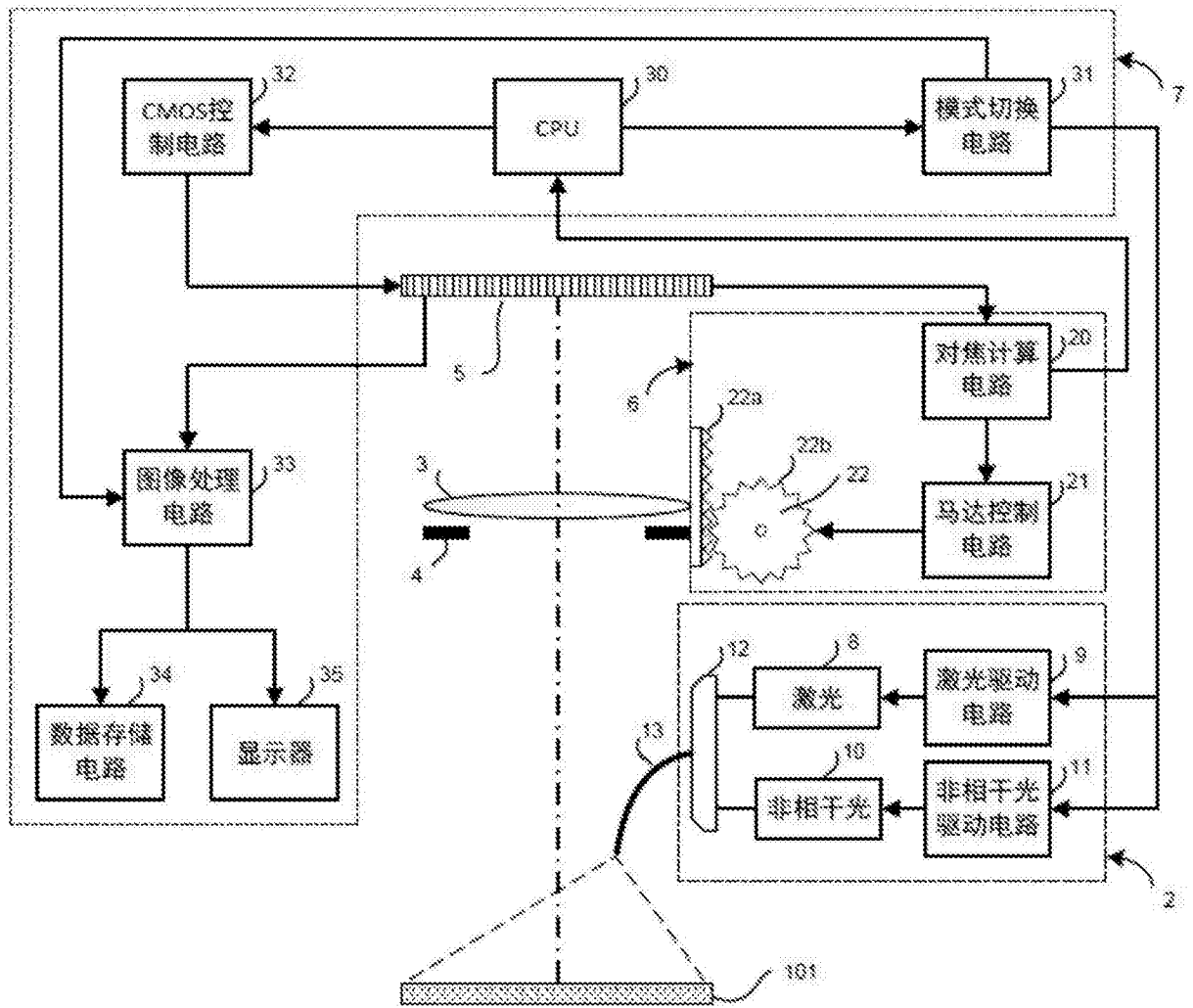


图1

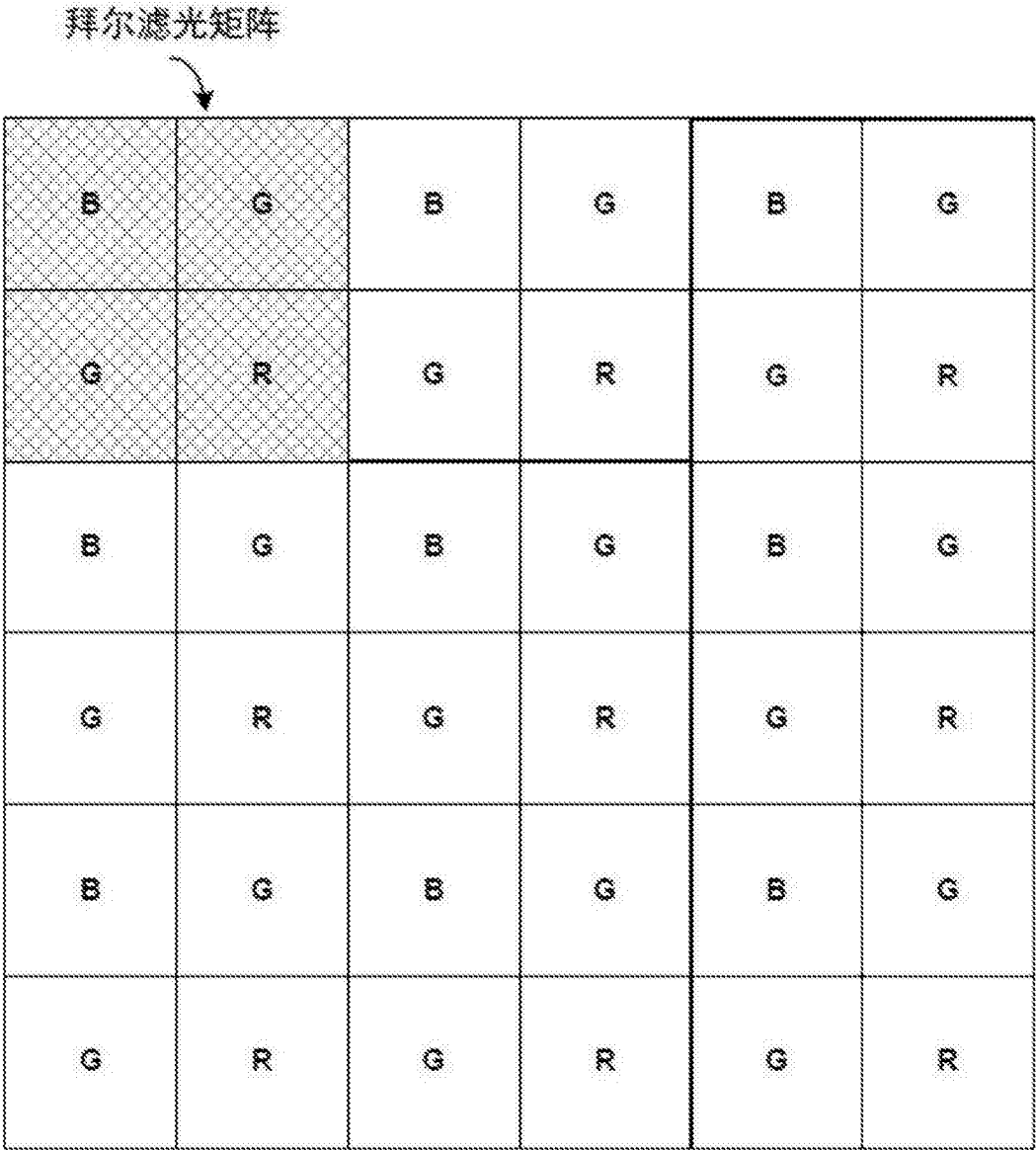


图2

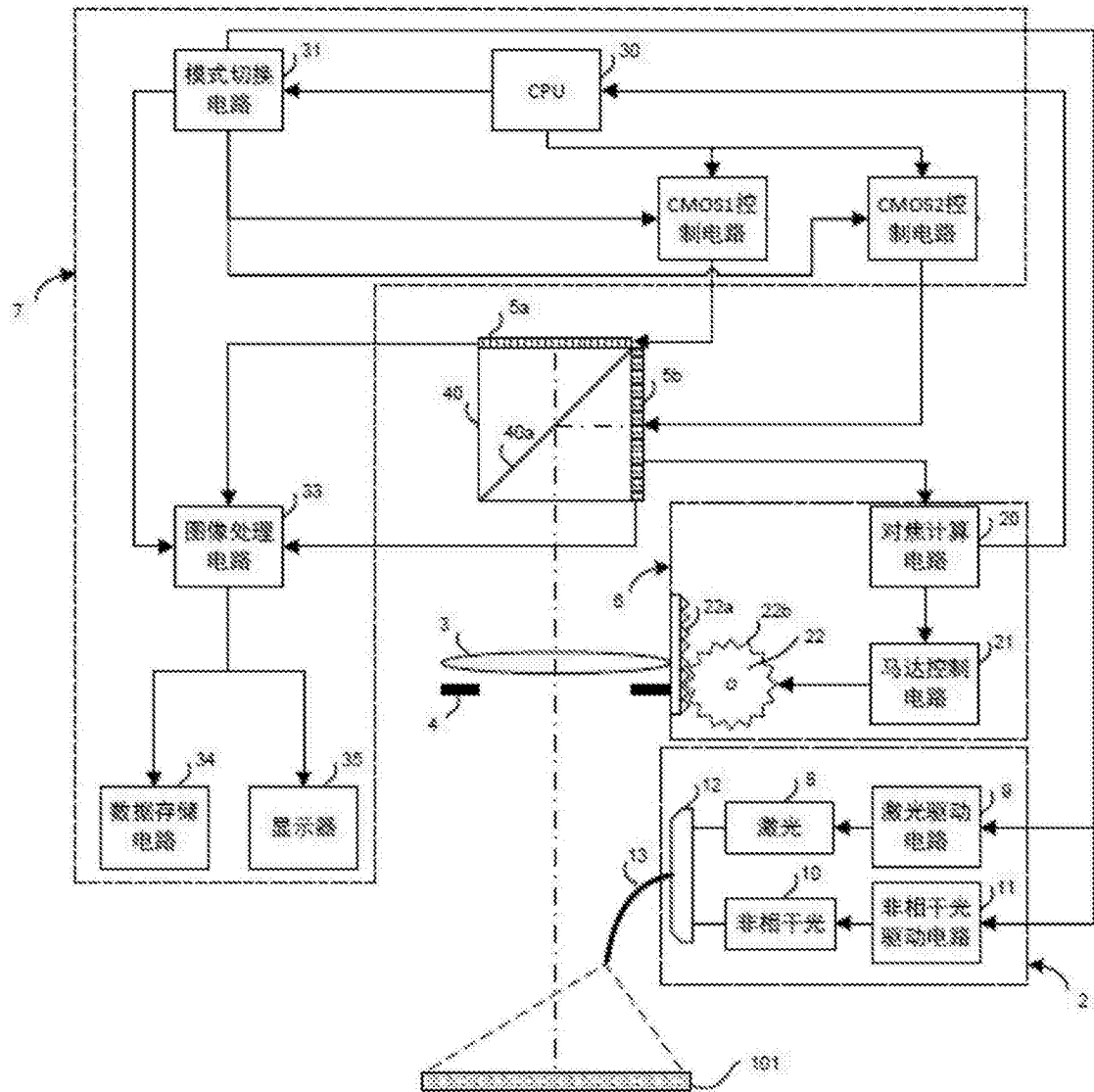


图3

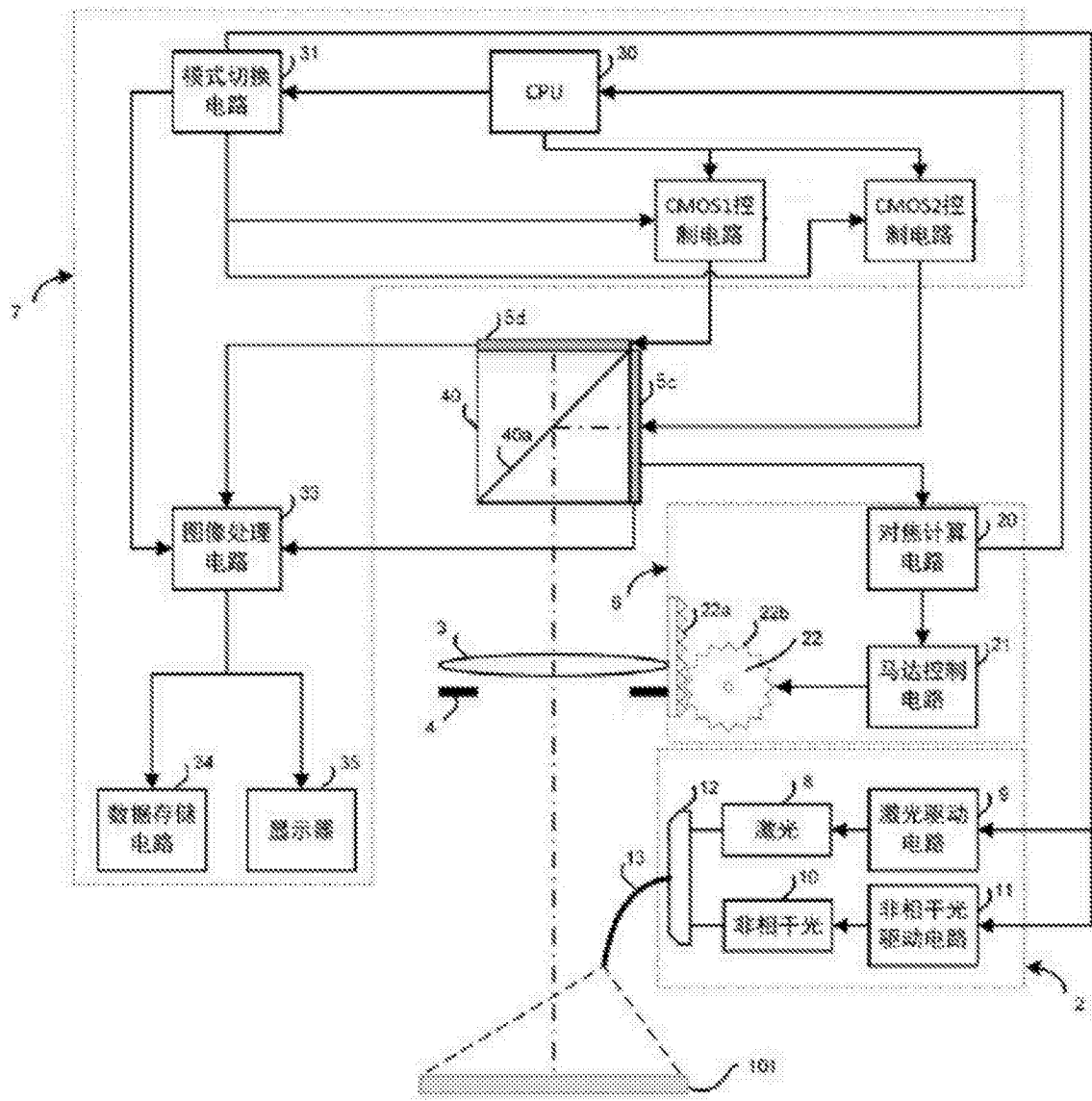


图4

专利名称(译)	一种血流成像装置及内窥镜		
公开(公告)号	CN107981855A	公开(公告)日	2018-05-04
申请号	CN201711478459.2	申请日	2017-12-29
[标]申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
[标]发明人	邱建军 陈云亮		
发明人	邱建军 陈云亮		
IPC分类号	A61B5/0285		
CPC分类号	A61B5/0261 A61B5/0285		
代理人(译)	王仲凯		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了血流成像装置，包括：光源装置、成像透镜、图像信息分离装置、对焦装置以及处理装置；光源装置向观察对象出射激光光束和非相干光光束；成像透镜位于被观察对象反射的激光光束的反射光和被观察对象反射的非相干光光束的反射光的传递路径上；经图像信息分离装置将激光光束的反射光和非相干光光束的反射光对应的光信号分离为激光光束和非相干光光束，并将分离后的激光光束转换成激光光束对应电信号；对焦装置根据分离后的非相干光光束生成对焦指令驱动成像透镜自动对焦；处理装置利用激光光束对应电信号生成观察对象的二维血流速度图像；该装置能够从光信号中分离非相干光光束实现自动对焦本发明还公开了内窥镜，具有上述有益效果。

