



(43)申请公布日 2017.02.15

权利要求书2页 说明书7页 附图4页

1. 一种用于为组织的皮下血流成像的腹腔镜设备,所述腹腔镜设备包括:
光源,所述光源经由光引导件发射白光;
激光源,所述激光源经由光纤发射激光;
腹腔镜,所述腹腔镜交替地接收从所述激光源发射的经反射激光和从所述光源发射的经反射白光;
计算装置,所述计算装置接收来自所述腹腔镜的感测结果并且根据所述光源和所述激光源的输出状态生成激光散斑衬比图像或者白光图像;以及
显示装置,所述显示装置操作性地与所述计算装置相关联并且显示激光散斑衬比图像和白光图像中的至少一个,
其中,激光散斑衬比图像示出了皮下血流。
2. 根据权利要求1所述的腹腔镜设备,其还包括:
腹腔镜轴,所述腹腔镜轴容纳所述光源和所述光引导件;以及
腹腔镜探针,所述腹腔镜探针容纳所述激光源和所述光纤。
3. 根据权利要求2所述的腹腔镜设备,其还包括光传感器,所述光传感器定位在第一腹腔镜轴的远端处并且感测所述经反射激光和所述经反射白光,
其中,激光的波长处于所述光传感器的灵敏度范围内。
4. 根据权利要求2所述的腹腔镜设备,其中,具有所述光纤的所述腹腔镜探针与具有白光引导件的所述腹腔镜轴分离开。
5. 根据权利要求1所述的成像设备,其还包括镜头,所述镜头安装在所述光纤的远端处,从而使激光扩展以形成具有视野的激光束。
6. 根据权利要求5所述的腹腔镜设备,其中,所述激光源的视野与所述光源的视野类似。
7. 根据权利要求5所述的腹腔镜设备,其中,所述镜头是具有曲面以使激光束向目标区域转向的镜子。
8. 根据权利要求5所述的腹腔镜设备,其中,所述镜头是用以使激光束向目标区域转向的棱镜。
9. 根据权利要求1所述的腹腔镜设备,其还包括:
开关,所述开关接通或者切断所述激光源;以及
快门,所述快门操作性地连接到所述开关并且打开光圈和关闭所述光圈以阻止白光传输到所述光引导件,
其中,在所述开关切断时,所述快门打开所述光圈,当所述开关接通时,所述快门关闭所述光圈。
10. 根据权利要求9所述的腹腔镜设备,其中,所述显示装置基于所述开关和所述快门的切换状态显示组织的激光散斑衬比图像或者白光图像。
11. 根据权利要求10所述的腹腔镜设备,其中,所述显示装置在所述开关的切换状态表明所述开关接通时显示激光散斑衬比图像。
12. 根据权利要求10所述的腹腔镜设备,其中,所述显示装置在所述开关的切换状态表明所述快门打开时显示白光图像。
13. 根据权利要求1所述的腹腔镜设备,其中,激光的波长处于可见光谱之外。

14. 根据权利要求1所述的腹腔镜设备,其中,激光的波长处于近红外范围内。

15. 根据权利要求1所述的腹腔镜设备,其中,所述光纤和所述光引导件被集成到单个腹腔镜轴中。

16. 根据权利要求1所述的腹腔镜设备,其中,激光散斑衬比图像是以像素集合的散斑强度波动的调制深度为基础。

17. 根据权利要求16所述的腹腔镜设备,其中,所述像素集合由各个像素的强度的时间序列来限定。

18. 根据权利要求16所述的腹腔镜设备,其中,由所述显示装置在某一时刻的矩形窗口或者在(x,y,t)空间中的立体窗口限定所述像素集合,其中,x代表水平轴,y代表竖直轴,并且t代表时间轴。

19. 根据权利要求18所述的腹腔镜设备,其中,皮下血流与激光散斑衬比的平方值成反比,

其中,通过用像素周围的像素强度的方差除以像素周围的平均像素强度来计算激光散斑衬比。

20. 根据权利要求19所述的腹腔镜设备,其中,激光散斑和皮下血流的速度之间的关系式是:

$$K = \left[\frac{1}{2TV} (1 - e^{-2TV}) \right]^{\frac{1}{2}}$$

其中,K是激光散斑,V是皮下血流的速度,并且T是积分时间。

用于在腹腔镜中为血流成像的系统

技术领域

[0001] 本公开涉及一种用于为血流成像的系统。更特别地，本公开涉及一种利用大视野为组织的皮下血流成像的系统。

背景技术

[0002] 近年来，由于医疗诊断、医师的操作技术、医疗器械以及医疗系统的改进，因此针对内部器官的手术已经大幅增加。因为充足的血流在手术后促进愈合和避免器官泄漏方面至关重要，所以可视地发现和确认手术的准确部位也很重要。与开胸手术相比，腹腔镜手术在皮肤上留下的缝合伤口相对较小，这就导致与开胸手术相比，在恢复时的痛感较轻并且恢复时间更短。为此，越来越多的患者和医师更倾向于选择腹腔镜手术而不是开胸手术。

[0003] 在腹腔镜手术期间，准确的接合位置是在腹腔镜手术之后更加快速和更小损伤地进行恢复的重要因素。然而，医师因由腹腔镜提供的移动范围和观察区域受限而具有非常有限的视野。为此，医师必须花费时间来找到用于进行腹腔镜手术的准确的接合位置。然而，即使医师确定了准确的接合位置，医师对接收充足血流的准确的接合位置的视觉判定也可能不够精确，原因在于，医师的眼睛能够看到血管的尺寸，但是不能看到血管内部的血流情况。用于评估局部血液供应的现行实践方法要么是使用窄频带成像技术来指示血液成分的静态存在，要么就是在使用光纤激光多普勒流量计或者获准用于静脉注射的荧光燃料的时候指示单个位置处的血流情况。然而，这些选择方案中没有任何的选择方案能够提供局部血流动态的量化特性图(quantitative mapping)，以使医师能够快速和准确地评估在治疗的情况下对组织的血液供应情况。

发明内容

[0004] 本公开涉及一种使用激光散斑衬比图像技术的腹腔镜，所述腹腔镜允许医师在大范围的区域中观察局部血流动态的量化特性图，以使医师能够快速和准确地评估在治疗的情况下对某一部分的血液供应情况。在一个实施例中，本公开涉及一种用于为组织的皮下血流成像的腹腔镜设备，所述腹腔镜设备包括：光源，所述光源经由光引导件发射白光；激光光源，所述激光光源经由光纤发射激光；和腹腔镜，所述腹腔镜交替地接收从激光光源发射的经反射激光和从光源发射的经反射白光。所述腹腔镜设备还包括：计算装置，所述计算装置接收来自腹腔镜的感测结果并且根据光源和激光光源的输出状态生成激光散斑衬比图像或者白光图像；和显示装置，所述显示装置操作性地与计算装置相关联并且显示激光散斑衬比图像和白光图像中的至少一个，其中，激光散斑衬比图像示出了皮下血流。所述腹腔镜设备还可以包括：腹腔镜轴，所述腹腔镜轴容纳光源和光引导件；和腹腔镜探针，所述腹腔镜探针容纳激光光源和光纤。

[0005] 在进一步的实施例中，所述腹腔镜设备包括光传感器，所述光传感器定位在第一腹腔镜轴的远端处并且感测经反射激光和经反射白光，其中，激光的波长处于光传感器的灵敏度范围内。此外，具有光纤的腹腔镜探针可以与具有白光引导件的腹腔镜轴分离开。

[0006] 根据本公开的进一步的实施例,镜头安装在光纤的远端处,从而使激光扩展以形成具有视野的激光束。激光源的视野可以与光源的视野类似。根据一些实施例,镜头是具有曲面以使激光束向目标区域转向的镜子。可选地,镜头是用以使激光束向目标区域转向的棱镜。

[0007] 在进一步的实施例中,所述腹腔镜设备包括:开关,所述开关接通或者切断激光源;和快门,所述快门操作性地连接到开关并且打开光圈和关闭光圈以阻止白光传输到光引导件。当开关切断时,快门打开光圈;当开关接通时,快门关闭光圈。显示装置基于开关和快门的切换状态显示组织的激光散斑衬比图像或者白光图像。具体地,显示装置在开关的切换状态表明开关接通时显示激光散斑衬比图像,在开关的切换状态表明快门打开时显示白光图像。

[0008] 激光的波长可以处于可见光谱之外。例如,激光可以处于近红外范围内。并且根据至少一个实施例,光纤和光引导件被集成到单个腹腔镜轴中。

[0009] 在另一个实施例中,激光散斑衬比图像是以像素集合的散斑强度波动的调制深度为基础。此外,像素集合可以由各个像素的强度的时间序列来限定。此外,可以由显示装置在某一时刻的矩形窗口或者在(x,y,t)空间中的立体窗口限定像素集合,其中,x代表水平轴,y代表竖直轴,并且t代表时间轴。皮下血流可以与激光散斑衬比的平方值成反比,其中,通过用像素周围的像素强度的方差除以像素周围的平均像素强度来计算激光散斑衬比。激光散斑和皮下血流的速度之间的关系式可以是:

[0010]
$$K = \left[\frac{1}{2TV} (1 - e^{-2TV}) \right]^{-\frac{1}{2}}$$

[0011] 其中,K是激光散斑,V是皮下血流的速度,并且T是积分时间。

[0012] 在不背离本公开的范围的前提下,本公开的上述方面和上述实施例中的任何一个都可以进行组合。

附图说明

[0013] 当参照附图阅读各个实施例的描述时,本公开的系统和方法的目的和特征对于本领域普通技术人员而言将是显而易见的,在附图中:

[0014] 图1是根据本公开的实施例的用于为皮下血流成像的系统的示意图;

[0015] 图2A是示出了使用白光为消化道的一部分成像的示意图;

[0016] 图2B示出了根据本公开的一个实施例使用激光散斑成像系统生成的原始数据;并且

[0017] 图2C是示出了如图2A所示的消化道的同一部分并入图2B的数据所得到的皮下血流的LSCI图像。

具体实施方式

[0018] 本公开涉及一种用于使用激光散斑衬比成像技术为组织的皮下血流成像的系统。尽管将根据具体的图解实施例来描述本公开,但对于本领域技术人员而言显而易见的是,可以在不背离本公开的精神的前提下完成各种变型方案、重整方案和替代方案。本公开的范围由本文所附的权利要求限定。

[0019] 图1示出了腹腔镜系统100,所述腹腔镜系统能够使用激光为皮下血流成像以及使用白光为患者体内成像。该系统100包括显示装置110、计算装置120、腹腔镜130、白光源140、开关150、以及激光源160。显示装置110接收来自计算装置120的视频信号并且显示视频信号。显示装置110可以是适于显示医疗图像的任意形式。显示装置10可以是监测器或者投影仪。

[0020] 计算装置120连接到白光源150和激光源160。当计算装置120接收来自腹腔镜130的输出时,计算装置120将该输出转换成视频信号并且将对应的视频信号传递到显示装置110,以使得医师能够观察患者体内的情况。在一方面,计算装置120执行图像增强处理例如降噪、伪色彩渲染等。

[0021] 无论使用白光还是使用激光,腹腔镜130接收从组织反射的光并且将从组织反射的光投影到它的图像传感器(例如CCD或CMOS阵列)上并且将感测结果输出到计算装置120。计算装置120处理所接收的光(白光或激光)并且使用标准图像处理技术生成白光图像或者使用激光散斑衬比成像技术生成激光散斑衬比图像。激光散斑衬比图像示出了内部器官的皮下血流。由此,医师能够观察到内部器官的哪些部分具有充足的血液供应,以使得医师能够通过实时地观察LSCI图像而识别内部器官(例如,消化道)上的准确的接合位置。

[0022] 图2A示出了图像200,该图像使用来自图1的腹腔镜系统100的白光示出了内部器官的大范围的区域。由箭头表示图像200的中心的左侧中的血管210。在视觉上,较之周围血管的小分支,所标注的血管210表现为相对较大。通过观察该视觉图像,医师可能会错误地判定所标注的血管210比周围血管的其它小分支供应更多的血液。然而,血管的尺寸并非是其供应到器官的血液量的决定性因素。可以因各种生物生理原因(例如,堵塞的血管或者其它关于血管的疾病)中的任意一种而导致对血流的限制。正如能够理解的那样,非常希望对该血管的血流进行准确的、非侵入性的判定。

[0023] 图2B示出了在图2A所示的内部器官使用激光所得到的原始激光散斑数据220的图示。激光包括具有相同的频率、但是具有不同的相位和振幅的光,这些光叠加到一起以给出这样的图案,在所述图案中,光的振幅和强度随机变化。因此,激光散斑图案通常具有强度的高斯分布图案。激光散斑数据不易于被医师解读并且非常难以实时地分析这些数据和识别图像中的目标。例如,由图2B中的箭头230标记的方框表示图2A的血管210的同一位置。然而,在图2B中非常难以识别血管的位置以使得医师能够使用所显示的数据。

[0024] 尽管如此,当在由激光源照射的区域中存在移动物体时,强度会根据移动物体(例如,循环的血红细胞)的运动而波动并且因此会形成与高斯分布图案不同的图案。激光散斑衬比成像技术使用由移动物体或者具有相同频率的很多波的干涉而得到的这些散斑图案。通过分析这些激光散斑图案伴随时间的强度波动,能够识别出移动物体的速度。在由J.David Briers撰写的“Laser Doppler, speckle and related techniques for blood perfusion mapping and imaging”中描述了用于在大范围的区域中识别速度的这种技术的更多细节内容。结果,能够利用以下所述的技术将图2B中的数据转换为图2C中的图像,以使图像在实践中能够为医师所用。

[0025] 噪声式的原始激光散斑数据220的统计涉及到包含时间分量的散斑衬比 K 。具体地,散斑衬比 K 包括三个变量 x 、 y 和 t ,其中, x 、 y 和 t 代表激光的取样空间中的水平位置、竖直位置和时间位置。散斑衬比 $K(x, y, t)$ 可以由标准偏差 σ 与平均强度 I 的比值限定如下:

$$[0026] \quad K(x, y, t) = \frac{\sigma(x, y, t)}{AVG(I(x, y, t))}$$

[0027] 其中, $\sigma(x, y, t)$ 是在时空域中的强度的标准偏差, $I(x, y, t)$ 是在时空域中的位置 (x, y, t) 附近的像素集合的强度值, 并且 $AVG(I(x, y, t))$ 是位置 (x, y, t) 附近的像素集合的平均强度值或强度均值。在实施例中, 可以由各个像素的强度的时间序列、在时刻 t 的 (x, y) 平面中的矩形窗口中的像素、或者 (x, y, t) 空间中的连续的立体窗口来限定像素集合。

[0028] 散斑强度波动的调制深度通常给出了关于从移动物体散射出多少激光以及从静止物体散射出多少激光的指示。此外, 波动的频谱取决于移动物体的移动速度分布。结果就是散斑衬比 K 与移动物体的速度相关或者简单地说就是与此处的皮下血流相关。然后根据以下的公式表达散斑衬比 K :

$$[0029] \quad K = \left[\frac{\tau_c}{2T} \left(1 - e^{\left(\frac{-2T}{\tau_c} \right)} \right) \right]^{\frac{1}{2}}$$

[0030] 其中, T 是积分时间且 τ_c 是相关时间。速度 V 是相关时间 τ_c 的倒数。由此, 散斑衬比 K 变为:

$$[0031] \quad K = \left[\frac{1}{2TV} (1 - e^{-2TV}) \right]^{\frac{1}{2}}$$

[0032] 根据本公式, 当速度 V 增加时, 指数项 e^{-2TV} 越来越接近于零并且散斑衬比 K 将增大至小于 $\sqrt{\frac{1}{2TV}}$ 的值。因为假定速度 V 要大于或者等于零, 所以散斑衬比 K 大于或者等于零, 并且受到 $\sqrt{\frac{1}{2TV}}$ 约束。基于散斑衬比 K 和速度的公式, 当假定指数项 e^{-2TV} 相对较小时, 则散斑衬比 K 的平方值与速度 V 成反比。或者, 换言之, 值 $\frac{1}{K^2}$ 与速度 V 成正比。

[0033] 腹腔镜系统 100 的计算装置 120 将值 $\frac{1}{K^2(x, y, t)}$ 标准化并且将标准化的值转换成

激光散斑衬比图像的像素 (x, y) 的强度。因为 $\frac{1}{K^2(x, y, t)}$ 与速度 V 成反比, 所以如果

$\frac{1}{K^2(x, y, t)}$ 较小, 则速度也较小并且像素 (x, y) 的强度较低; 如果 $\frac{1}{K^2(x, y, t)}$ 较大, 则速

度 V 相应地较大并且像素 (x, y) 的强度较高。由此, 血管中的血流缓慢的部分被图示为比血管中的血流快速的部分更暗。然而, 将激光散斑转换成强度的方式并不局限于上述的仅作为示例提供的公式。本领域普通技术人员能够在本公开的范围内在激光散斑和强度之间实现任何关联。

[0034] 此外, 通过激光散斑衬比图像处理所得到的像素的强度可以被标准化、格式化, 以用于显示、存储以及输送至其它的处理例如降噪、伪色彩渲染或者与白光图像融合等。

[0035] 图 2C 是由图 2B 的原始激光散斑图像数据 220 生成的激光散斑衬比图像 250, 该图像

能够由医师很容易地用于量化整个图像视野中的血流。与图2A中的图像200的视觉判断相反,与由图像200中的箭头标注的血管210相对应的血管260被图示为黑色,这意味着由箭头标注的血管210具有非常低速的血流或者根本没有血流。另一方面,激光散斑衬比图像示出了右下方和右方的血管具有非常高的强度,这意味着这些血管具有非常高速的血流,所述右下方和右方的血管大于这两根血管周围的其它血管。基于该激光散斑衬比图像250,医师能够基于由激光散斑衬比图像提供的详细信息而容易判定在器官的该部分中执行接合的可行性。以这种方式,激光散斑衬比图像通过基于皮下血流动态的速度改变强度而提供了大范围的区域中的血流的更多信息,以使医师能够易于识别用于进行操作的准确部分。

[0036] 能够在计算装置120中实施用于处理激光散斑的这些技术,所述计算装置120可以是个人计算机、笔记本电脑、服务器或者具有执行图像相关处理的处理器的计算设备。计算装置120可以包括至少一个处理器以及存储数据和程序的至少一个存储器(例如,硬盘驱动器、只读存储器、随机存取存储器、可安装的存储器等)。在执行程序时,将程序以计算机可执行指令的形式载入存储器。至少一个处理器可以执行计算机可执行指令,以实施程序的功能。一个程序的功能可以包括视觉图像处理,另一个程序的功能可以包括LSCI处理。或者,基于从腹腔镜130和激光提供装置160输出到计算装置120的内容,一个程序可以具有视觉图像处理和LSCI处理这两种功能。

[0037] 腹腔镜130能够有线地或者无线地连接到计算装置120。腹腔镜130包括腹腔镜轴135,该腹腔镜轴能够经由患者身体的切口或开口插入患者体内。腹腔镜轴135的内部可以是中空的,以使得除了光引导件以外的其它医疗器械例如消融天线、剪子、用于向患者体内送气的气管、抽吸装置、钩和/或组织密封装置能够通过腹腔镜轴135插入患者体内。

[0038] 当由腹腔镜轴135的光引导件将白光引导到光引导件的远端时,光基于光引导件的远端的拓扑结构或者基于覆盖光引导件的远端的材料而分散以照射关注区域139。医师可以旋转或移动腹腔镜轴135,以视觉观察关注区域139。通过移动腹腔镜轴135即可将光引导至另一个关注区域。光引导件的远端可以是平坦的、弯曲的、凹形或者凸形。光引导件的远端可以连接到镜头或者由镜头覆盖,以便形成定向的光束。

[0039] 光传感器(未示出)也可以位于腹腔镜轴135的远端处,所述光传感器感测从关注区域139反射、散射或者吸收的光。光传感器随后经由有线连接或者无线连接向计算装置120提供感测结果。光传感器可以是感光耦合器件(CCD)、光电器件、CMOS或者光检测器。光传感器能够感测特定范围的波长。例如,CCD的波长灵敏度范围可以比可见白光的范围(譬如400nm至700nm)更宽。光传感器可以包括镜头,所述镜头接收从内部器官反射、散射和/或吸收的光并且光传感器经由镜头接收光。光传感器的镜头可以覆盖视野137,从而能够感测足够大的关注区域。此外,光传感器的镜头形成的视野137限定了计算装置120能够生成的图像的尺寸和分辨率。

[0040] 腹腔镜130还可以包括有线或者无线的变送器,所述变送器将感测结果传送到计算装置120。

[0041] 白光源140向腹腔镜130提供白光并且包括白光发生器142、快门144和光引导件146。白光发生器142生成的白光具有大约400nm至大约700nm的波长(即,人眼可见)。生成的白光可以有助于医师观察在关注区域139中被照射到的患者体内的内部器官,以使医师能够做出适当诊断并且在预期部位处执行正确的医疗操作。白光发生器142可以是荧光灯、紧

紧凑型荧光灯 (CFL)、冷阴极荧光灯 (CCFL)、高强度放电灯、发光二极管 (LED) 或者白炽灯。然而,白光发生器142不受该列表限制,而可以是任意的能够生成白光的光源。

[0042] 快门144打开和关闭光圈以控制向光引导件146的白光传输。例如,当快门144关闭光圈时,由白光源142生成的白光不经由光引导件146传输到腹腔镜130;当快门144打开光圈时,生成的白光被传输到腹腔镜130。以这种方式,腹腔镜130可以选择性地用于利用白光观察内部器官。

[0043] 在实施例中,白光源140可以是能够生成光的任何光源,光能够由传感器感测并且能够由计算装置120处理感测结果,以生成适用于任何医学治疗的内部器官的图像。

[0044] 开关150连接到计算装置120并且激光源160控制激光源160的传送输出,并且将切换状态传送到计算装置120。当开关150传送接通位置作为其切换状态时,激光源160接通并且将从患者的内部器官反射且经由腹腔镜130感测的激光传送到计算装置120以生成激光散斑图像。当开关150传送切断位置作为其切换状态时,激光源160切断并且不传送激光。

[0045] 激光源160包括激光发生器162、光纤164和镜头166。激光发生器162连接到开关150,以使得激光发生器162在开关150接通时打开并且在开关150切断时关闭。激光发生器162可以是单模激光源。由激光发生器162生成的激光的波长可以与由白光发生器142生成的白光的波长重叠。在一方面,激光的波长可以处于近红外范围内。在另一方面,激光的波长可以处于腹腔镜130能够进行操纵的任何灵敏度范围内。

[0046] 光纤164连接激光发生器162和镜头166。光纤164是柔性的透明纤维,其由高品质压型玻璃或塑料制成,并且用作波导件或光管以在激光发生器162和镜头166之间传送激光。在一方面,腹腔镜130和激光源160(其可以实施在第二腹腔镜探针上)各自通过两个切口或者两个开口插入到患者体内,这两个切口或者两个开口中的一个用于腹腔镜轴135的插入,另一个用于光纤164的第二腹腔镜探针的插入。

[0047] 在一方面,光纤164可以集成到腹腔镜轴135中,以使得仅将患者的一个开口或切口用于使用白光和激光为内部器官成像。光纤164也可以经由工作通道插入腹腔镜轴135中。在另一方面,光纤164可以附接到腹腔镜轴135的外部。在这样的情况中,仅需要将患者体内的一个切口用以实现两种类型的可视化。

[0048] 透镜166位于光纤164的远端处并且将由激光源162生成的激光扩展成激光束,所述激光束具有视野167。视野167可以与白光源140的视野137相同、略小于视野137或者略大于视野137。镜头166可以是具有曲面以使激光束向内部器官的目标区域即关注区域139转向的镜子。在一方面,小镜子或者棱镜附接到光纤164的远端和镜头166之间,以使得激光在扩展成激光束之前朝向视野167转向。在另一方面,具有曲面的小镜子或者棱镜可以位于光纤164的远端和镜头166之间,以使得激光在扩展成激光束之前朝向视野367转向。

[0049] 在实施例中,开关150可以与白光源140和激光源160相连。计算装置120能够将开关150控制成使得在快门144关闭光圈时接通激光源160,并且在快门144打开光圈时切断激光源160。换言之,开关150可以设定成位于接通位置或者切断位置处,以使得白光源150和激光源160交替地为腹腔镜230提供照明。

[0050] 在一方面,计算装置120可以具有按钮(未示出),医师能够利用所述按钮将显示装置的模式从白光模式改变为激光模式或者从激光模式改变为白光模式。在此,通过推压按钮可以触发开关150从一个位置切换到另一个位置,以在白光源140和激光源160之间进行

更改,或者开关150触发计算装置120的按钮以从一个位置切换到另一个位置。以这种方式,医师能够通过白光模式和激光模式之间来回切换而在腹腔镜手术期间根据需要轻易地改变显示装置的模式。

[0051] 在另一方面,开关150的状态可以与计算装置120相关联。当开关150切断时,计算装置120执行视觉成像处理,并且当开关150接通时,计算装置120执行激光散斑衬比成像处理。以这种方式,基于开关150的状态执行适当的成像处理。

[0052] 在实施例中,具有开关150的激光源160可以是能够单独安装的LSCI源,这就意味着可安装的LSCI源能够安装在现有的腹腔镜系统上,以便利用现有腹腔镜系统的所有特征和可安装的LSCI源的附加特征。为了利用可安装的LSCI源的特征,可以用新的软件升级现有的腹腔镜系统的计算装置,所述新的软件能够执行LSCI处理以将原始激光散斑图像转换成激光散斑衬比图像。

[0053] 此外,通过可安装的LSCI源生成的激光的波长应当处于现有的腹腔镜系统的灵敏度范围内。这就意味着可以仔细地选择激光发生器162以满足现有腹腔镜系统的灵敏度范围。以这种方式,不必更换现有腹腔镜系统或者改变现有腹腔镜系统的部件。可以将任何光源用于现有腹腔镜系统,只要激光的波长处于现有腹腔镜系统的灵敏度范围即可。

[0054] 现有腹腔镜系统的计算装置需要与可安装的LSCI源的开关150的状态进行同步。即,当开关接通时,就接通激光源并且切断现有腹腔镜系统的光源。而且,计算装置相应地将软件从标准腹腔镜成像处理改变为激光散斑衬比成像处理。

[0055] 尽管为了图解和说明而参照附图详细描述了各个实施例,但应当理解的是,本发明的方法和设备不应解读为因此而受限。对于本领域普通技术人员而言显而易见的是,在不背离本公开的范围的前提下可以对前述实施例完成各种变型。

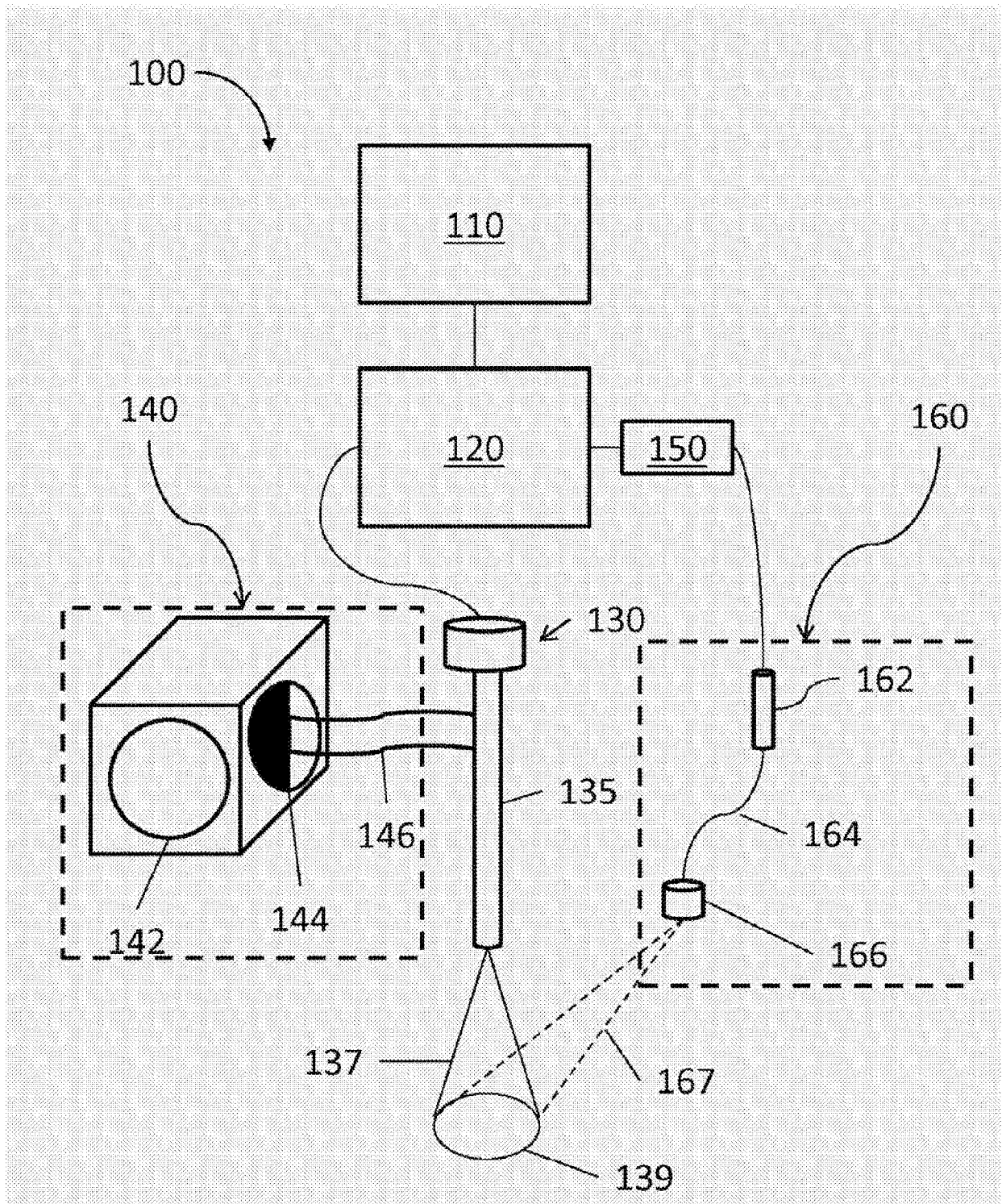


图 1

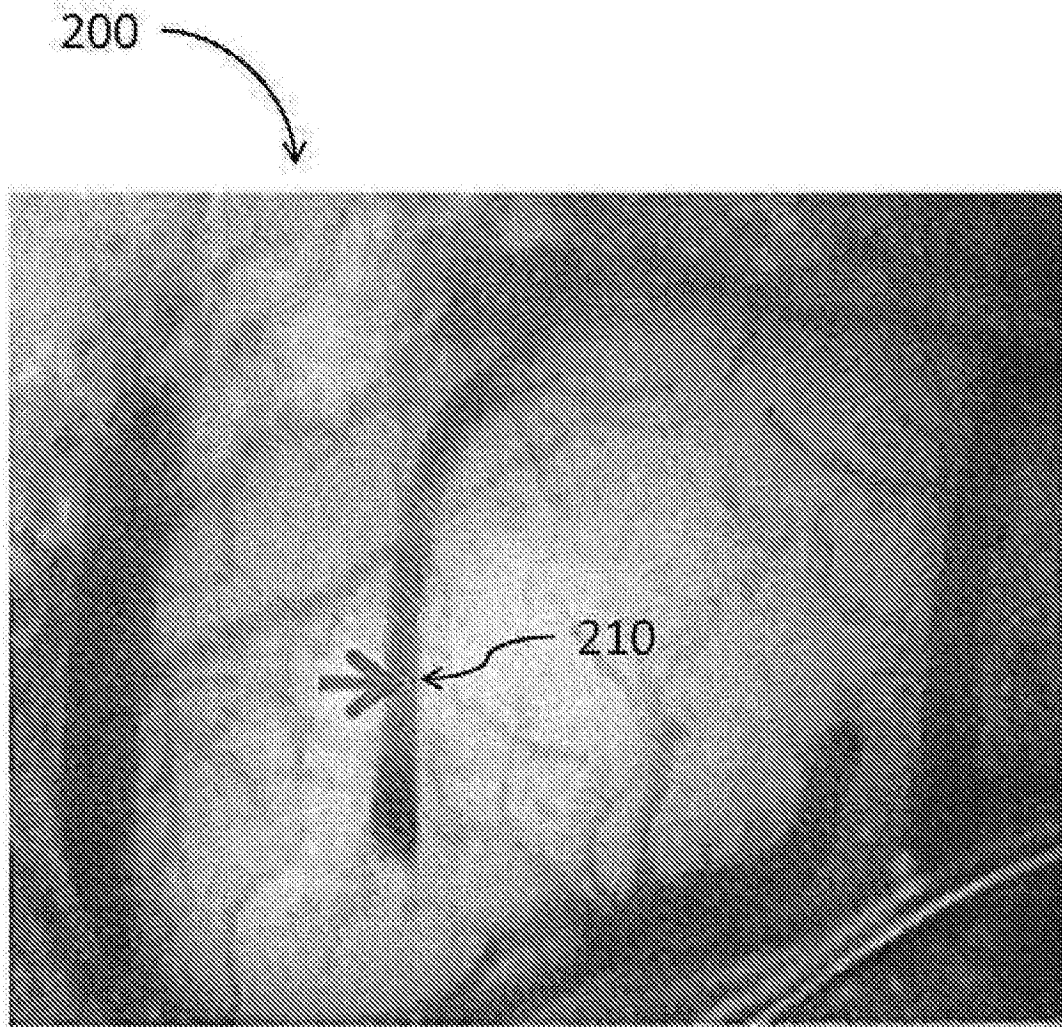


图2A

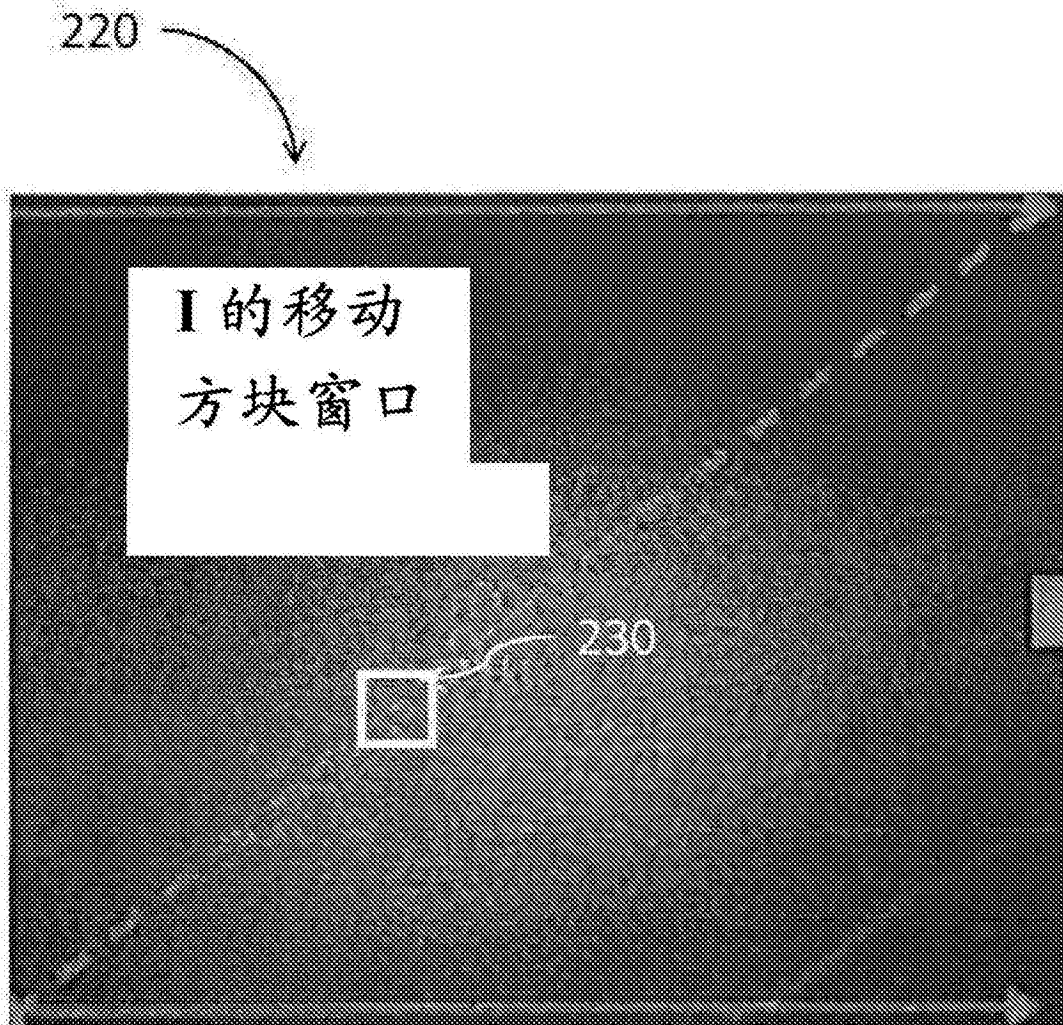


图2B

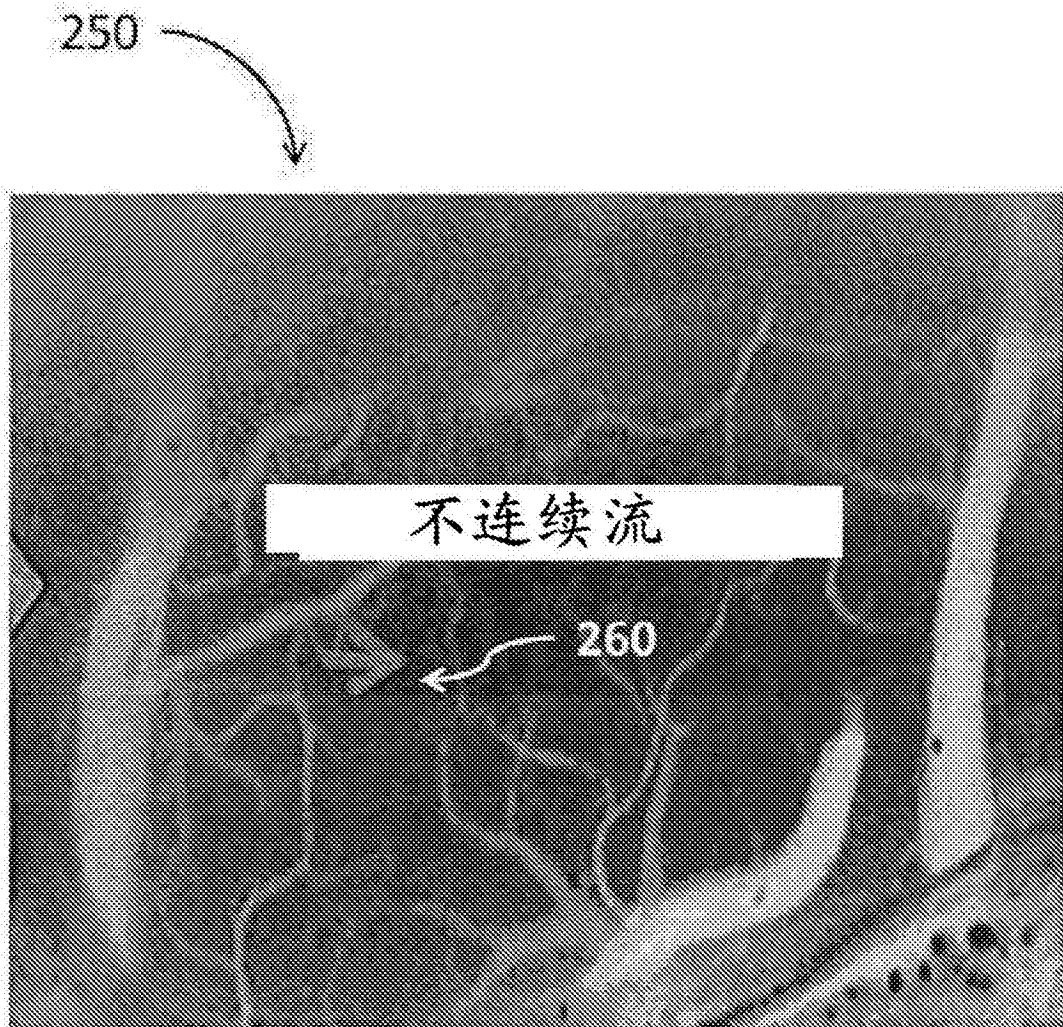


图2C

专利名称(译)	用于在腹腔镜中为血流成像的系统		
公开(公告)号	CN106413536A	公开(公告)日	2017-02-15
申请号	CN201480079204.7	申请日	2014-05-23
[标]申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
[标]发明人	罗忠池 吴新民		
发明人	罗忠池 吴新民		
IPC分类号	A61B5/026		
CPC分类号	A61B5/0084 A61B5/0059 A61B5/026 A61B5/0261 A61B5/6847		
代理人(译)	李东晖		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于为组织的皮下血流成像的腹腔镜设备(100)，该腹腔镜设备(100)包括：光源(140)，其经由光引导件发射白光；激光源(160)，其经由光纤(164)发射激光；以及腹腔镜(130)，其交替地接收从激光源(160)发射的经反射激光和从光源(140)发射的经反射白光。该腹腔镜设备(100)还包括：计算装置(120)，其接收来自腹腔镜(130)的感测结果并且根据光源(140)和激光源(160)的输出状态生成激光散斑衬比图像或者白光图像；以及显示装置(110)，其操作性地与计算装置(120)相关联并且显示激光散斑衬比图像和白光图像中的至少一个，其中，激光散斑衬比图像示出了皮下血流。

