



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 116300026 A

(43) 申请公布日 2023. 06. 23

(21) 申请号 202211646988.X

G02B 21/32 (2006.01)

(22) 申请日 2022.12.21

G02B 21/18 (2006.01)

(30) 优先权数据

102021133956.1 2021.12.21 DE

(71) 申请人 徕卡仪器(新加坡)有限公司

地址 新加坡新加坡城

(72) 发明人 乔治·塞梅利斯

(74) 专利代理机构 北京清亦华知识产权代理事

务所(普通合伙) 11201

专利代理师 宋融冰

(51) Int. Cl.

G02B 21/00 (2006.01)

A61B 90/20 (2016.01)

A61B 90/25 (2016.01)

G02B 21/36 (2006.01)

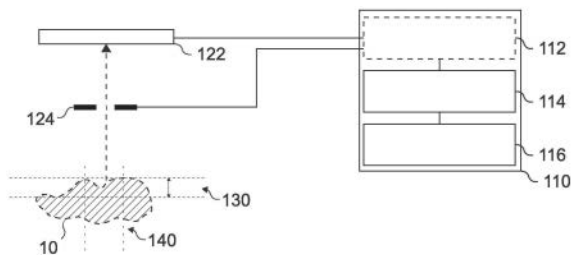
权利要求书2页 说明书15页 附图4页

(54) 发明名称

用于手术显微镜系统的系统、方法和计算机程序

(57) 摘要

本发明涉及用于手术显微镜系统(100)的系统(110)、方法和计算机程序,并且涉及对应的手术显微镜系统(100)。该系统(110;420)包括一个或多个处理器(114)和一个或多个存储设备(116)。该系统被配置为确定使用显微镜(120)成像的手术部位(10)的深度特点。该系统被配置为基于至少部分所述手术部位(10)的深度特点来调整所述显微镜(120)的数值孔径。



1. 一种用于手术显微镜系统(100;400)的显微镜(120;410)的系统(110;420),所述系统(110;420)包括一个或多个处理器(114)和一个或多个存储设备(116),其中所述系统被配置为:

确定使用所述显微镜成像的手术部位(10)的深度特点;以及
基于至少部分所述手术部位的深度特点调整所述显微镜的数值孔径。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中所述系统被配置为确定所述至少部分手术部位的景深(130),并且基于所述景深调整所述显微镜的所述数值孔径。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中所述系统被配置为调整所述数值孔径,使得由所述显微镜提供的景深与所述至少部分手术部位的所述景深相匹配。

4. 根据权利要求3所述的系统,其中所述系统被配置为调整所述数值孔径,使得由所述显微镜提供的所述景深进一步适合于使用所述手术显微镜系统的外科医生对景深的个人偏好。

5. 根据权利要求1至4中的任一项所述的系统,其中所述系统被配置为确定所述手术部位内的感兴趣区域(140),并基于所述手术部位内的所述感兴趣区域的深度特点调整所述显微镜的所述数值孔径。

6. 根据权利要求5所述的系统,其中所述系统被配置为从所述显微镜的光学成像传感器(122)获得成像传感器数据,并且基于所述成像传感器数据确定所述感兴趣区域。

7. 根据权利要求6所述的系统,其中所述系统被配置为对所述成像传感器数据执行图像处理以确定被操作的所述手术部分,并基于被操作的所述手术部分的所述部分确定所述感兴趣区域。

8. 根据权利要求5所述的系统,其中所述系统被配置为基于经由所述手术显微镜系统的用户接口获得的用户输入信号来确定所述感兴趣区域。

9. 根据权利要求1至8中的任一项所述的系统,其中所述系统被配置为从所述手术显微镜系统的深度传感器(160)获得传感器数据,并且基于所述深度传感器的所述传感器数据确定所述至少部分手术部位的所述深度特点。

10. 根据权利要求1至8中的任一项所述的系统,其中所述系统被配置为从所述显微镜的光学成像传感器(122)获得成像传感器数据,并且基于所述成像传感器数据确定所述至少部分手术部位的所述深度特点。

11. 根据权利要求10所述的系统,其中所述系统被配置为扫掠所述显微镜的所述数值孔径以生成基于不同数值孔径的多个成像传感器数据帧,并且基于根据所述不同数值孔径的所述多个成像传感器数据帧来确定所述至少部分手术部位的所述深度特点。

12. 根据权利要求11所述的系统,其中所述系统被配置为基于所述多个成像传感器数据帧中的相应帧的对比度和/或基于所述多个成像传感器数据帧中的相应帧的高于预定义空间频率阈值的空间频率的存在来确定所述至少部分手术部位的所述深度特点。

13. 根据权利要求11或12中的任一项所述的系统,其中所述系统被配置为控制所述显微镜或手术显微镜系统以执行所述显微镜的工作距离和/或焦距的扫掠以生成基于不同工作距离或焦距的另外的多个成像传感器数据帧,并且基于根据所述不同工作距离或焦距的所述另外的多个成像传感器数据帧来确定所述至少部分手术部位的所述深度特点。

14. 根据权利要求13所述的系统,其中所述系统被配置为基于工作距离或焦距的所述

扫掠期间生成的所述另外的多个成像传感器数据帧中的帧来选择工作距离或焦距,并在使用所选择的工作距离或焦距的同时扫掠所述显微镜的所述数值孔径来生成基于所述不同数值孔径的所述多个成像传感器数据帧。

15. 一种手术显微镜系统(100;400),包括显微镜(120;410)和根据权利要求1至14中的任一项所述的系统(110;420)。

16. 一种用于手术显微镜系统的显微镜的方法,该方法包括:

确定(210)使用所述显微镜成像的手术部位的深度特点;以及

基于至少部分所述手术部位的深度特点调整(220)所述显微镜的数值孔径。

17. 一种具有程序代码的计算机程序,当所述计算机程序在处理器上执行时,所述程序代码用于执行根据权利要求16所述的方法。

用于手术显微镜系统的系统、方法和计算机程序

技术领域

[0001] 本发明涉及用于手术显微镜系统的系统、方法和计算机程序，并且涉及对应的手术显微镜系统。

背景技术

[0002] 显微镜，诸如在手术显微镜系统中使用的显微镜，是包括各种光学组件的光学系统。显微镜的一个光学组件是光圈，它是控制有多少光到达显微镜的目镜或(一个或多个)光学成像传感器的可调整开口。如果光圈的开口更大，那么更多的光穿过光圈并到达目镜或(一个或多个)光学成像传感器。这一般而言增加视图或图像的分辨率，但减小所谓的景深，景深是距离间隔，在该距离间隔内，关于正被查看或捕获的样品的视图看起来清晰。如果光圈的开口较小，那么穿过的光较少。这增加深度感知，但存在分辨率的减小。在手术显微术中，光圈的开口一般不根据情况(即，正在进行的手术规程)调整，因此外科医生可能无法获得最优视图。光圈的位置通常处于固定位置，因为手动调整对于外科医生来说是额外的负担。而且，手动调整会导致图像质量降级、光圈开口调整不当或被遗忘。

[0003] 可能期望用于操作手术显微镜系统的改进概念。

发明内容

[0004] 所提出的概念基于如下认识，即，给定手术情况下的图像质量常常足够好，但低于如果光圈设置得到改进则光学器件可以提供的最大值。为了改进图像质量，可以根据手头的手术场景在图像分辨率与景深之间进行权衡。特别地，可以考虑到手术部位的深度特点来做出权衡，因为深度特点是选择期望景深的主要因素。因而，光圈设置(即，显微镜的数值孔径)可以被设置为适应手术部位的深度特点，即，获得适合手术场景的景深，从而改进图像质量。

[0005] 本公开的各种示例涉及一种用于手术显微镜系统的显微镜的系统。该系统包括一个或多个处理器和一个或多个存储设备。该系统被配置为确定使用显微镜成像的手术部位的深度特点。该系统被配置为基于至少部分手术部位的深度特点来调整显微镜的数值孔径。如上所述，这会导致图像质量的改进。

[0006] 在各种示例中，该系统可以被配置为确定所述至少部分手术部位的景深，并且基于景深调整显微镜的数值孔径。可以是覆盖所述至少部分手术部位的景深的期望景深的景深可以从深度特点中导出。显微镜的数值孔径影响关于手术部位的视图的景深，并且因此可以基于确定的景深进行调整。因此，该系统可以被配置为调整数值孔径，使得由显微镜提供的景深匹配所述至少部分手术部位的景深。

[0007] 外科医生常常日复一日地使用手术显微镜，每次使用许多小时。因此，他们在显微镜设置方面形成了个人偏好。例如，一些外科医生更喜欢更宽的景深，这样即使向上或向下倾斜的视场的部分在视图中也看起来是清晰的，而一些外科医生更喜欢增加分辨率以将景深精确地限制在手术部位的感兴趣区域上。因而，该系统可以被配置为调整数值孔径，使得

由显微镜提供的景深进一步适合使用手术显微镜系统的外科医生对景深的个人偏好。

[0008] 如上面所提到的,在手术部位内,区域可以是外科医生可能特别感兴趣的,即,因为外科医生当前在该区域中进行操作。该系统可以被配置为确定手术部位内的感兴趣区域。该系统可以被配置为基于手术部位内感兴趣区域的深度特点来调整显微镜的数值孔径。因而,当调整显微镜的数值孔径时,可以忽视手术部位的(也出现在显微镜的视场中的)其他部分。

[0009] 存在用于确定所述感兴趣区域的多种方式。例如,该系统可以被配置为从显微镜的光学成像传感器获得成像传感器数据。该系统可以被配置为基于成像传感器数据来确定感兴趣区域。特别地,该系统可以被配置为对成像传感器数据执行图像处理以确定被操作的手术部位的部分,并且基于被操作的手术部位的部分来确定感兴趣区域。可替代地或附加地,可以执行物体检测以识别视觉标记(诸如突出显示手术部位的部分的圆圈)、荧光发射或外科医生可能感兴趣的组织。这些视觉线索可以被用于定义感兴趣区域而不要求外科医生的额外参与。

[0010] 可替代地或附加地,该系统可以被配置为基于经由手术显微镜系统的用户接口获得的用户输入信号来确定感兴趣区域。换言之,感兴趣区域可以由外科医生(或助手)手动定义,例如,经由触摸屏或定点设备。

[0011] 在一些示例中,可以使用附加的测量硬件来确定深度特点。例如,该系统可以被配置为从手术显微镜系统的深度传感器获得传感器数据,并且基于深度传感器的传感器数据确定所述至少部分手术部位的深度特点。例如,(基于光学或超声的)飞行时间传感器、结构光传感器或一对分开的立体摄影测量传感器可以用于这个目的。

[0012] 图像处理也可以被用于确定手术部位的深度特点。例如,该系统可以被配置为从显微镜的光学成像传感器获得成像传感器数据,并且基于成像传感器数据确定所述至少部分手术部位的深度特点。例如,可以使用诸如基于结构光的深度测量、数值孔径扫掠或聚焦扫掠之类的技术来确定深度特点。

[0013] 在一些示例中,可以应用不同的数值孔径设置,并且可以比较结果所得的图像质量以便确定深度特点。换言之,可以执行数值孔径扫掠。在这种情况下,该系统可以被配置为扫掠显微镜的数值孔径以生成基于不同数值孔径的多个成像传感器数据帧,并且基于根据不同数值孔径的多个成像传感器数据帧来确定所述至少部分手术部位的深度特点。一旦当数值孔径减小时(即,当开口的直径减小时)图像质量没有显著提高,显微镜的景深就可以与所述至少部分手术部位的深度分布相匹配。为了确定图像质量,可以分析图像帧的对比度和/或高空间频率的存在—对比度越高和空间频率越高,手术部位就有更多区域可以在成像传感器数据中被认为是清晰的。因而,该系统可以被配置为基于多个成像传感器数据帧中的相应帧的对比度和/或基于所述多个成像传感器数据帧中的相应帧的高于预定义空间频率阈值的空间频率的存在来确定所述至少部分手术部位的深度特点。

[0014] 图像的清晰度不仅取决于数值孔径,而且还取决于所使用的焦距/工作距离是否合适。因而,在确定深度分布时也可以考虑焦距/工作距离。该系统可以被配置为控制显微镜或手术显微镜系统以执行显微镜的工作距离和/或焦距的扫掠,以生成基于不同工作距离或焦距的另外的多个成像传感器数据帧,并且基于根据不同工作距离或焦距的另外的多个成像传感器数据帧来确定所述至少部分手术部位的深度特点。例如,该系统可以被配置

为基于在扫掠工作距离或焦距期间生成的另外的多个成像传感器数据帧中的帧来选择工作距离或焦距,并且在使用所选择的工作距离或焦距的同时扫掠显微镜的数值孔径来生成基于不同数值孔径的多个成像传感器数据帧。换言之,可以首先设置合适的焦距/工作距离以确保景深围绕合适的起点变化,然后可以基于所选择的焦距/工作距离来调整数值孔径。

[0015] 本公开的各种示例涉及一种包括显微镜和如上所述的系统的对应手术显微镜系统。

[0016] 本公开的各种示例涉及一种用于手术显微镜系统的显微镜的对应方法。该方法包括确定使用显微镜成像的手术部位的深度特点。该方法包括基于至少部分手术部位的深度特点来调整显微镜的数值孔径。

[0017] 本公开的各种示例涉及一种对应的计算机程序,其具有用于当计算机程序在处理器上执行时执行上述方法的程序代码。

附图说明

[0018] 下面将仅通过示例并参考附图描述装置和/或方法的一些示例,其中

[0019] 图1a示出了耦合到显微镜的各种组件的用于手术显微镜系统的显微镜的系统的示例的示意图;

[0020] 图1b示出了手术显微镜系统的示例的示意图;

[0021] 图1c示出了成像传感器数据中空间频率的分布的示例的图;

[0022] 图1d和1e示出了工作距离/焦距和数值孔径设置的组合的网格的示例的图;

[0023] 图1f示出了手术部位的深度分布的图;

[0024] 图1g示出了手术部位的俯视图的图;

[0025] 图2示出了用于手术显微镜系统的显微镜的方法的示例的流程图;

[0026] 图3示出了光圈开口对显微镜的视图的景深的影响的示意图;以及

[0027] 图4示出了包括显微镜和计算机系统的系统的示例的示意图。

具体实施方式

[0028] 现在将参考其中图示了一些示例的附图更全面地描述各种示例。在图中,为了清楚起见,可以夸大线、层和/或区域的厚度。

[0029] 图1a示出了耦合到显微镜的各种组件(诸如光学成像传感器122和光圈124)的用于手术显微镜系统的显微镜的系统110的示例的示意图。系统110的任务是控制显微镜和整个手术显微镜系统的各个方面和/或处理手术显微镜系统的各种类型的传感器数据。因此,系统110可以被实现为计算机系统,其与手术显微镜系统的各种组件接合。

[0030] 如图1a中所示,系统110包括一个或多个处理器114和一个或多个存储设备116。可选地,该系统还包括一个或多个接口112。一个或多个处理器114耦合到一个或多个存储设备116和可选的一个或多个接口112。一般而言,该系统的功能由一个或多个处理器结合一个或多个接口提供(用于交换信息,例如,与显微镜的光学成像传感器122、与显微镜的光圈124、与手术显微镜系统的显示设备或与手术显微镜系统的深度传感器交换信息)和/或结合一个或多个存储设备提供(用于存储和/或检索信息)。该系统被配置为确定使用显微镜成像的手术部位10的深度特点。该系统被配置为基于至少部分手术部位的深度特点来

调整显微镜的数值孔径。例如,可以通过控制显微镜的光圈124来调整数值孔径。

[0031] 图1a进一步突出显示了手术部位10的结果所得的景深130和感兴趣区域140,这将在稍后阶段更详细地介绍。

[0032] 光学成像传感器122和光圈124是显微镜的部分,例如如图1b中所示的手术显微镜系统100的显微镜120的部分。一般而言,显微镜(诸如显微镜120)是光学仪器,其适用于检查太小而无法被人眼(单独)检查的物体。例如,显微镜可以提供样品(诸如图1a、1b、1f和3中所示的样品10)的光学放大。在现代显微镜中,常常为相机或成像传感器(诸如显微镜120的光学成像传感器122)提供光学放大。显微镜120还可以包括一个或多个用于放大关于样品的视图的光学放大组件,诸如物镜(即,透镜)。

[0033] 存在多种不同类型的显微镜。如果显微镜用在医学或生物学领域,那么通过显微镜查看的物体10可以是(例如,布置在培养皿内或存在于患者身体的一部分中的)有机组织的样品。在本公开中,显微镜120是手术显微镜系统的显微镜,即,将在诸如肿瘤手术规程之类的手术规程期间或在肿瘤外科手术期间使用的显微镜。因而,通过显微镜查看并在图像数据中示出的物体可以是患者的有机组织样品,并且特别可以是外科医生在手术规程期间对其操作的手术部位。

[0034] 图1b示出了包括显微镜120和系统110的手术显微镜系统100的示例的示意图。一般而言,(手术)显微镜系统是包括显微镜120和附加组件的系统,这些附加组件与显微镜一起被操作。换言之,显微镜系统是包括显微镜和一个或多个附加组件的系统,这些附加组件诸如为系统110(其是适于控制和例如处理显微镜的成像传感器数据的计算机系统)、照明系统(其用于照亮由显微镜成像的物体)、附加传感器、显示器等。

[0035] 图1b中所示的手术显微镜系统100包括多个可选组件,诸如具有(滚动)支架的基座单元105(包括系统110)、布置在显微镜120处的目镜显示器150a、布置在基座单元处的辅助显示器150b、深度传感器160,以及将显微镜120保持在适当位置并耦合到基座单元105和显微镜120的(机器人或手动)臂170。一般而言,这些可选的和非可选的组件可以耦合到系统110,系统110可以被配置为控制相应组件和/或与之交互。

[0036] 提出的概念主要由系统110实现,系统110确定手术部位的深度特点并根据深度特点调整显微镜120的光圈124。下面介绍数值孔径与深度特点之间的基本关系。

[0037] 显微镜的物镜的焦平面中显微镜的分辨能力受光的衍射的限制,而光的衍射进而由显微镜的数值孔径确定。特别地,最大分辨能力以及因此分辨率与数值孔径成比例。实际上,高分辨率取决于高数值孔径,高数值孔径是通过增加光圈的开口的尺寸获得的。

[0038] 但是,数值孔径对显微镜的景深有重大影响,即,位于焦平面之外的被成像物体的部分的清晰度。大数值孔径导致浅景深,使得被成像的物体与显微镜的物镜和传感器之间的距离的变化导致物体的更多部分显得焦点未对准。

[0039] 由于高分辨率和增加的景深都是显微术中的期望特性,因此建立权衡:基于手术部位的深度特点调整数值孔径。

[0040] 在本上下文中,手术部位的深度特点(或深度分布)可以涉及或基于手术部位的表面上的点与显微镜之间的距离。例如,深度特点可以包括手术部位的表面的三维表示(例如,三维模型)(例如,基于手术部位与显微镜之间的距离)。在一些示例中,深度特点可以包括关于位于所述至少部分手术部位中的点与显微镜之间的最大和最小距离的信息。

[0041] 在一些示例中,实际距离可能不太重要,并且不(直接)包括在深度特点中。在本概念中,深度特点表征手术部位的深度分布。深度分布的相关方面是在给定的数值孔径和焦距或工作距离处它对关于手术部位的视图的清晰度的影响。因此,深度特点可以相对于被认为焦点对准(在焦平面周围)(即,在视图中显得(足够)清晰)的所述至少部分手术部位的比例来定义。

[0042] 手术部位的深度特点还与所述至少部分手术部位的景深(即,所需的景深)有关,使得手术部位的整个部分(或其至少部分,例如,至少80%、至少90%或至少95%)在视图中显得清晰。因而,通过确定深度特点,可以确定所述至少部分手术部位的景深。该系统可以被配置为确定所述至少部分手术部位的景深130,并且基于景深来调整显微镜的数值孔径。在本上下文中,所述至少部分手术部位的景深可以由所述至少部分手术部位内的点距显微镜(的物镜)的最小和最大距离界定。该系统可以被配置为调整数值孔径,使得由显微镜提供的景深与所述至少部分手术部位的景深相匹配。例如,该系统可以被配置为将显微镜的焦平面(例如,通过改变工作距离或通过执行聚焦操作)设置为所述至少部分手术部位的景深的中心,并选择显微镜的数值孔径,使得显微镜的景深与所述至少部分手术部位的景深相匹配。

[0043] 由于外科医生常常一次要花数小时在手术显微镜上,而手术显微镜是他们检查手术部位的主要手段,因此他们会对其视野的光学特性产生偏好。例如,一些外科医生可能更喜欢分辨率而不是景深,实际上在手术部位的主表面周围保持浅景深,同时调除手术部位的不那么清晰的部分,这些部分与正在执行的手术规程没有直接关系。其他外科医生更喜欢看到所有(或几乎所有)手术部位清晰,例如,以便能够发现他们正在操作的小区域之外的事件。因而,该系统可以被配置为调整数值孔径,使得由显微镜提供的景深进一步适合使用手术显微镜系统的外科医生对景深的个人偏好。例如,关于外科医生的偏好的信息,即将分辨率优先于景深或反之亦然,可以存储在系统的存储设备中,并且系统可以被配置为选择数值孔径,使得考虑到外科医生的个人偏好景深是合适的,例如,如果外科医生的个人偏好指示外科医生优先考虑较高分辨率而不是增加景深,那么通过相对于没有参考外科医生的个人偏好而确定的(中性)数值孔径增加数值孔径,以及如果外科医生的个人偏好指示外科医生优先考虑增加景深而不是增加分辨率,那么通过相对于中性数值孔径减小数值孔径。例如,该系统可以被配置为确定外科医生的个人偏好,例如,通过记录外科医生从中性数值孔径做出的调整。在一些示例中,可以使用监督式学习算法基于所确定的中性数值孔径(作为训练输入样本)和外科医生选择的数值孔径(作为期望输出)来训练机器学习模型,以从中性数值孔径中确定外科医生更喜欢的数值孔径。该系统可以被配置为使用所述机器学习模型来基于中性数值孔径来确定适合于外科医生的个人偏好的数值孔径。

[0044] 所提出的概念基于确定使用显微镜成像的手术部位10的深度特点。在一些示例中,例如,如图1b中所示,可以使用专用深度传感器(诸如飞行时间传感器或结构光传感器)来确定手术部位的深度特点,例如,通过确定手术部位的表面上的点与显微镜之间的距离。换言之,该系统可以被配置为从手术显微镜系统的深度传感器160获得(深度)传感器数据,并且基于深度传感器的传感器数据确定所述至少部分手术部位的深度特点。该系统可以被配置为基于深度传感器160的(深度)传感器数据确定手术部位的表面上的点与显微镜之间的距离。

[0045] 可替代地,显微镜的(一个或多个)内置光学成像传感器可以被用于确定手术部位的深度特点。因而,该系统可以被配置为从显微镜的光学成像传感器122获得成像传感器数据,并且基于成像传感器数据确定所述至少部分手术部位的深度特点。下面介绍基于显微镜的(一个或多个)光学成像传感器确定深度分布的两种方法。

[0046] 在第一种方法中,立体摄影测量法可以被用于确定手术部位的三维扫描。在许多情况下,手术显微镜系统的显微镜是立体显微镜,使用一对光学成像传感器(每个目镜显示器一个)对手术部位成像。这对光学成像传感器可以被用于获得成像传感器数据的两个集合,并对成像传感器数据的两个集合进行立体摄影测量,以确定手术部位的三维扫描。该系统可以被配置为根据手术部位的三维扫描来确定手术部位的深度特点。

[0047] 在第二种方法中,可以在不同的数值孔径设置(以及不同的焦距或工作距离)下捕获图像的序列,并且可以比较图像的清晰度以确定手术部位的深度特点。换言之,该系统可以被配置为扫掠显微镜的数值孔径以生成基于不同数值孔径的多个成像传感器数据帧,并且基于根据不同数值孔径的多个成像传感器数据帧确定所述至少部分手术部位的深度特点。换言之,该系统可以被配置为设置不同的数值孔径的序列(从而扫掠数值孔径),并且为每个不同的数值孔径获得手术部位的独立图像帧(即,多个成像传感器数据帧)。该系统然后可以被配置为通过比较多个成像传感器数据帧的不同图像帧的清晰度来确定所述至少部分手术部位的深度特点。

[0048] 不同图像帧的清晰度可以基于相应图像的对比度和/或基于相应图像中的高空间频率的比例来确定。例如,该系统可以被配置为基于多个帧中的相应帧的对比度和/或基于多个帧中的相应帧的高于预定义空间频率阈值的空间频率的存在来确定所述至少部分手术部位的深度特点。

[0049] 例如,该系统可以被配置为确定相应图像的对比度,例如,通过确定图像的像素的标准偏差与平均值的比率,或者通过在各个像素与其邻居(即,相邻像素)之间进行基于内核的比较。图像的清晰部分越多,图像的对比度一般就越高。

[0050] 该系统还可以被配置为例如通过执行图像的2D傅立叶变换来确定相应图像的空间频率的分布。高空间频率的比例越高,在图像中可见的细粒度结构就越多,如果包含细粒度结构的图像的相应部分在图像中被感知为清晰时就是这种情况。图1c示出了成像传感器数据中空间频率的分布的示例的图。曲线图180示出了空间频率的分布(x轴表示空间频率,y轴表示图像中相应空间频率的量),部分182示出了高于预定义频率阈值的空间频率的分布的部分。通过确定高于预定义频率的空间频率的分布的部分的积分,可以确定可以被用于比较不同图像中细粒度结构的存在的定量测量。

[0051] 一般而言,比适当的光圈设置甚至更重要的是手术部位焦点对准,即,焦平面在手术部位处。由于手术部位往往具有深度分布(特别是当外科医生在伤口道或腔体中操作时),因此调整数值孔径的过程可以包括找到适当的起点,即,适当的焦距或工作距离。因此,该系统可以被配置为控制显微镜或手术显微镜系统执行显微镜的工作距离和/或焦距的扫掠,以生成基于不同工作距离或焦距的另外的多个成像传感器数据帧,并且基于根据不同工作距离或焦距的另外的多个成像传感器数据帧来确定所述至少部分手术部位的深度特点。在本公开中,术语“工作距离”和“焦距”部分地可互换使用,因为在手术显微术中,可以通过改变工作距离来调整焦距,即,通过移动显微镜更靠近或更远离手术部位。但是,

工作距离和焦距都可以被独立控制。

[0052] 图1d和1e示出了根据示例的工作距离/焦距和数值孔径设置的组合的网格的示例的图,突出显示所提出的方法。在图1d和1e中,x轴表示工作距离或焦距,y轴表示数值孔径。10×10网格由10个不同的数值孔径设置和10个不同的工作距离/焦距的组合定义。但是,也可以使用其他数量的工作距离/焦距和数值孔径设置。例如,如图1d中所示,该系统可以被配置为基于默认数值孔径设置确定在扫掠工作距离或焦距期间生成的另外的多个成像传感器数据帧(如网格的单元格184所指示的,其表示在相同数值孔径设置和不同工作距离/焦距下拍摄的另外10个图像帧)。如图1e中所示,该系统可以被配置为基于在扫掠工作距离或焦距期间生成的另外的多个成像传感器数据帧的帧来选择工作距离或焦距(例如,通过比较另外的多个图像帧的清晰度,即,对比度和/或另外的多个图像帧的高于预定义空间频率阈值的空间频率的存在,并且例如选择产生最高对比度或高于预定义空间频率阈值的空间频率的最高存在的工作距离/焦距)。该系统可以被配置为在使用所选择的工作距离或焦距的同时扫掠显微镜的数值孔径来生成基于不同数值孔径的多个成像传感器数据帧(如网格的单元格186所指示的)。该系统可以被配置为通过比较多个图像帧来选择工作距离/焦距和数值孔径的组合(再次通过比较多个图像帧的清晰度,即,对比度和/或多个图像帧的高于预定义空间频率阈值的空间频率的存在,并且例如,选择产生最高对比度或高于预定义空间频率阈值的空间频率的最高存在的工作距离/焦距)。在图1e中,选择了单元格188,它表示工作距离/焦距和数值孔径的组合。

[0053] 在图1d和1e中,示出了一种方法,该方法(最终)在整个数值孔径范围和整个工作距离/焦距范围内执行整个扫掠。换言之,该系统可以被配置为在显微镜支持的(整个)预定义数值孔径范围内执行数值孔径的扫掠。类似地,该系统可以被配置为在显微镜支持的(整个)预定义工作距离或焦距范围内执行工作距离或焦距的扫掠。

[0054] 在一些示例中,可以使用另一种方法,其中扫掠从起点(例如,当前使用的数值孔径和/或工作距离/焦距)开始,并且只要结果所得的图像的清晰度(如由对比度或高空间频率证明的)得到改善就执行扫掠(即,启发式方法)。例如,该系统可以被配置为确定起始工作距离或焦距,例如,通过使用显微镜的自动对焦功能,或通过使用当前使用的工作距离或焦距。该系统可以被配置为从起始工作距离或焦距开始,只要结果所得的图像帧的清晰度得到改善(即,直到识别出关于图像清晰度的局部最大值)就扫掠工作距离/焦距。附加地或可替代地,该系统可以被配置为确定起始数值孔径,例如默认数值孔径,或者通过使用当前使用的数值孔径。该系统可以被配置为从起始数值孔径开始,只要结果所得的图像帧的清晰度得到改善(即,直到识别出关于图像的清晰度的局部最大值)就扫掠数值孔径。例如,可以基于在工作距离/焦距的扫掠中识别出的工作距离/焦距来执行数值孔径的扫掠。

[0055] 在一些示例中,可以识别多个局部最大值,例如,通过从起始工作距离/焦距或起始数值孔径开始在两个方向(即,较低和较高距离,较小和较大数值孔径)上扫掠工作距离/焦距或数值孔径。换言之,可以在两个方向上执行相应的扫掠,例如,通过增加和减小工作距离/焦距或者通过增加和减小数值孔径。例如,当手术部位包括在底部具有凸出物的深腔时,在这种情况下,可以使用产生更好的整体图像清晰度或者在图像的中心或感兴趣区域中产生更好的整体图像清晰度的工作距离/焦距和/或光圈设置。

[0056] 一般而言,数值孔径可以被连续调整。换言之,该系统可以被配置为重复地确定深

度特点和调整数值孔径,例如,周期性地、在显微镜的工作距离改变之后或者在手术部位改变之后(因为外科医生已经移除一些组织)。在这种情况下,可以假设当前使用的设置处于或接近局部最大值。例如,当重新确定深度特点并重新调整数值孔径时,可以将当前使用的工作距离/焦距和/或数值孔径分别用作起始工作距离/焦距和起始数值孔径。例如,最初,可以在工作距离/焦距和/或数值孔径的整个预定义范围内执行全扫掠。当要更新数值孔径时,可以分别从起始工作距离/焦距和起始数值孔径开始执行相应的一次或多次扫掠。

[0057] 虽然手术显微镜的视场常常与手术部位非常紧密对准(因此外科医生甚至可以看到手术部位的最精细细节),但一般而言,一些不太相关的外围可以仍然在视场中可见,例如,使得外科医生可以观察到外科医生正在操作的直接位置之外的事件,诸如出血。但是,这种事件可能不需要以最大清晰度显示,因为即使图像的那部分稍微不太清晰,它们通常也是可以感知的。因此,所提出的概念可以仅应用于外科医生实际感兴趣或增加感兴趣的视场的一部分(即,手术部位的一部分)。因此,该系统可以被配置为确定手术部位内的感兴趣区域140,并且基于手术部位内感兴趣区域的深度特点来调整显微镜的数值孔径。换言之,所提出的概念可以应用于感兴趣区域,从而对感兴趣区域之外的手术部位/视场的部分给予较低相关性。

[0058] 一般而言,感兴趣区域可以由外科医生(或助手)手动定义,或者它可以从光学成像传感器导出。该系统被配置为基于经由手术显微镜系统的用户接口获得的用户输入信号来确定感兴趣区域。例如,用户接口可以是手术显微镜系统的触摸屏。外科医生或助手可以经由触摸屏标记感兴趣区域,并且该系统可以被配置为跨图像帧跟踪感兴趣区域的位置。

[0059] 可替代地,可以自动确定感兴趣区域。例如,如图1f和1g中所示,视场的中心可以被认为是感兴趣区域140,接着是中等感兴趣区域190和不感兴趣区域192。图1f示出了手术部位10的深度分布的图(x轴示出横向维度,y轴示出深度分布的竖直维度)。在深度分布的中间,示出了感兴趣区域140。与感兴趣区域相邻,示出了中等感兴趣区域190,接着是不感兴趣区域192。图1g示出了同一手术部位的俯视图,其中感兴趣区域140被中等感兴趣区域190和不感兴趣区域192包围。该系统可以被配置为使用加权函数来考虑不同的区域,例如,在比较相应图像帧的清晰度时,通过给予感兴趣区域比中等感兴趣区域或一般视场/手术部位的其余部分更高的权重。

[0060] 另一种方法是分析成像传感器数据的内容。例如,该系统可以被配置为基于显微镜的光学成像传感器的成像传感器数据来确定感兴趣区域,例如,通过识别成像传感器数据内的感兴趣区域。该系统可以被配置为对成像传感器数据执行图像处理以确定正在被操作的手术部位的部分,并且基于正在被操作的手术部位的部分来确定感兴趣区域。例如,该系统可以被配置为确定一个或多个手术工具在成像传感器数据中的位置,并且基于手术工具的位置确定正在被操作的手术部位的部分。例如,该系统可以被配置为使用经训练的机器学习模型来确定正在被操作的手术部位的部分,例如,以确定一个或多个手术工具在成像传感器数据内的位置。例如,经训练的机器学习模型可以基于被注释的图像数据来训练,例如,图像数据被用作训练样本并且手术部位和/或一个或多个手术工具的位置在机器学习模型的基于监督式学习的训练中被用作期望的输出。可替代地,可以训练机器学习模型来检测一个或多个解剖特征,诸如正在被操作的肿瘤,例如使用物体检测。该系统可以被配置为基于检测到的一个或多个解剖特征来确定感兴趣区域。

[0061] 一旦深度特点被确定,它就被用于调整数值孔径。这可以通过设置考虑到深度特点而适当的数值孔径来完成。例如,查找表或函数可以被用于导出针对给定深度特点的数值孔径。如果深度特点通过扫描工作距离/焦距和数值孔径确定,那么可以使用产生最高清晰度的工作距离/焦距和数值孔径设置。可替代地,可以使用比下一个更高数值孔径设置(即,更大数值孔径)产生大于(百分比)阈值的(数值)改进的最低数值孔径设置(即,最小开口)。换言之,如果数值孔径设置与下一个更大的数值孔径设置之间的(数值)改进小于阈值,那么该改进可以被认为太小(考虑到分辨率的损失),并且可以使用下一个更大的数值孔径。总之,可以基于数值孔径对清晰度做出的改进(相对于相邻的数值孔径,例如下一个更大的数值孔径)是否大于预定义阈值来选择数值孔径。

[0062] 在所提出的手术显微镜系统中,光学成像传感器被用于提供成像传感器数据。因而,光学成像传感器被配置为生成成像传感器数据。例如,显微镜120的光学成像传感器122可以包括或者是基于APS(有源像素传感器)或CCD(电荷耦合器件)的成像传感器。例如,在基于APS的成像传感器中,使用光电探测器和像素的有源放大器在每个像素处记录光。基于APS的成像传感器常常基于CMOS(互补金属氧化物半导体)或S-CMOS(科学CMOS)技术。在基于CCD的成像传感器中,传入的光子在半导体-氧化物界面处转换成电子电荷,随后通过成像传感器的电路系统在成像传感器中的电容仓(capacitive bin,或称为电容区间)之间移动以执行成像。处理系统110可以被配置为从光学成像传感器获得(即,接收或读出)成像传感器数据。成像传感器数据可以通过从光学成像传感器接收成像传感器数据(例如,经由接口112)、通过从光学成像传感器的存储器读出成像传感器数据(例如,经由接口112)或者通过从系统110的存储设备116读取成像传感器数据(例如,在成像传感器数据已经被光学成像传感器或被另一个系统或处理器写入存储设备116之后)来获得。

[0063] 系统110的一个或多个接口112可以与用于接收和/或传输信息的一个或多个输入端和/或输出端对应,这些信息可以在根据指定代码的数字(位)值中、在模块内、在模块之间或在不同实体的模块之间。例如,一个或多个接口112可以包括被配置为接收和/或传输信息的接口电路系统。系统110的一个或多个处理器114可以使用一个或多个处理单元、一个或多个处理设备、用于处理的任何部件来实现,该部件诸如为处理器、计算机或可与相应适配的软件一起操作的可编程硬件组件。换言之,所描述的一个或多个处理器114的功能也可以在软件中实现,然后在一个或多个可编程硬件组件上执行。此类硬件组件可以包括通用处理器、数字信号处理器(DSP)、微控制器等。系统110的一个或多个存储设备116可以包括计算机可读存储介质的组中的至少一个元件,诸如磁或光存储介质,例如硬盘驱动器、闪存、软盘、随机存取存储器(RAM)、可编程只读存储器(PROM)、可擦除可编程只读存储器(EPROM)、电子可擦除可编程只读存储器(EEPROM)或网络存储装置。

[0064] 结合所提出的概念或上面或下面描述的一个或多个示例(例如,图2至图4)提到了该系统和手术显微镜系统的更多细节和方面。该系统和手术显微镜系统可以包括与所提出的概念的一个或多个方面或者上面或下面描述的一个或多个示例对应的一个或多个附加的可选特征。

[0065] 图2示出了用于手术显微镜系统的显微镜的方法的示例的流程图。该方法包括确定210使用显微镜成像的手术部位的深度特点。该方法包括基于至少部分手术部位的深度特点调整220显微镜的数值孔径。

[0066] 例如,该方法可以由结合图1a至1g之一介绍的系统和/或手术显微镜系统来实现。结合图1a至1g的系统或手术显微镜系统介绍的特征同样可以包括在对应的方法中。

[0067] 结合所提出的概念或上面或下面描述的一个或多个示例(例如,图1a至1g、3至4)提到了该方法的更多细节和方面。该方法可以包括与所提出的概念的一个或多个方面或者上面或下面描述的一个或多个示例对应的一个或多个附加可选特征。

[0068] 本公开的各种示例涉及用于自动光圈调整(或光圈自动调整)的概念。

[0069] 所提出的概念基于根据预定义的准则自动调整光圈。这些准则可以包括对景深(或焦深)的需要。可以从图像的清晰度估计对景深或焦深的需要。例如,可以测量不同组织区域距相机的距离。当组织平坦时,不需要增加景深,因此可以打开光圈以增加或优化分辨率。例如,可以使用焦点和/或光圈的微调来估计最优点。因此,在不需要改变任何设置的情况下进入腔体时可以实现更好的深度感知。例如,当进入腔体时,光圈会自动关闭,从而给予外科医生更好的深度感知。

[0070] 图3示出了光圈开口对显微镜视场的深度的影响的示意图。类似于图1a,图3示出了显微镜的光学成像传感器122,其被用于记录从手术部位10到达的光,光穿过光圈124。自动光圈调整系统110(例如,结合图1a至1g介绍的系统110)被用于在具有较小开口的第一设置310与具有大开口的第二设置320之间自动调整光圈124,其中较小开口降低分辨率但同时增加景深130,而大开口提高分辨率但同时降低了景深130。所示设置说明了极端情况。也可以使用这两个设置之间的设置,从而在分辨率和景深之间建立权衡。

[0071] 在一些示例中,该过程可以仅应用于感兴趣区域,其可以是用户定义的或自动确定的。

[0072] 对景深的需要的估计与组织的“不均匀性”直接相关,组织的“不均匀性”可以由手术部位的深度特点来表示。可以通过使用不同光圈设置快速顺序捕获图像并比较图像的清晰度,或者通过执行手术腔体的3D扫描(例如,使用各种方法,诸如立体摄影测量法)来估计不均匀性或深度特点。

[0073] 在一些示例中,机器学习可以被用于各种目的。例如,机器学习可以被用于确定感兴趣区域,或根据特定外科医生的个人偏好调整所需的景深。

[0074] 结合提出的概念或上面或下面描述的一个或多个示例(例如,图1a至1g、2、4),提到了用于自动光圈调整的提出的概念的更多细节和方面。所提出的用于自动光圈调整的概念可以包括与所提出的概念的一个或多个方面或者上面或下面描述的一个或多个示例对应的一个或多个附加可选特征。

[0075] 如本文所使用的,术语“和/或”包括一个或多个相关联列出的项目的任何和所有组合,并且可以缩写为“/”。

[0076] 虽然已经在装置的上下文中描述了一些方面,但是很明显,这些方面也表示对应方法的描述,其中框或设备与方法步骤或方法步骤的特征对应。类似地,在方法步骤的上下文中描述的方面也表示对应装置的对应框或项目或特征的描述。

[0077] 一些实施例涉及包括结合图1a至1g、2至3中的一个或多个描述的系统的显微镜。可替代地,显微镜可以是结合图1a至1g、2至3中的一个或多个描述的系统的一部分或连接到该系统。图4示出了被配置为执行本文描述的方法的系统400的示意图。系统400包括显微镜410和计算机系统420。显微镜410被配置为拍摄图像并连接到计算机系统420。计算机系

统420被配置为执行本文描述的方法的至少一部分。计算机系统420可以被配置为执行机器学习算法。计算机系统420和显微镜410可以是分开的实体,但也可以一起集成在一个公共的壳体中。计算机系统420可以是显微镜410的中央处理系统的一部分和/或计算机系统420可以是显微镜410的子组件的一部分,诸如显微镜410的传感器、动作器、相机或照明单元等。

[0078] 计算机系统420可以是具有一个或多个处理器和一个或多个存储设备的本地计算机设备(例如,个人计算机、膝上型计算机、平板计算机或移动电话),或者可以是分布式计算机系统(例如,云计算系统,具有分布在不同位置处的一个或多个处理器和一个或多个存储设备,例如,在本地客户端和/或一个或多个远程服务器场和/或数据中心处)。计算机系统420可以包括任何电路或电路组合。在一个实施例中,计算机系统420可以包括可以是任何类型的一个或多个处理器。如本文所使用的,处理器可以意指任何类型的计算电路,例如但不限于微处理器、微控制器、复杂指令集计算(CISC)微处理器、精简指令集计算(RISC)微处理器、超长指令字(VLIW)微处理器、图形处理器、数字信号处理器(DSP)、多核处理器、现场可编程门阵列(FPGA)(例如,显微镜或显微镜组件(例如,相机)的)或任何其他类型处理器或处理电路。可以包括在计算机系统420中的其他类型的电路可以是定制电路、专用集成电路(ASIC)等,诸如例如用于如移动电话、平板计算机、膝上型计算机、双向无线电设备和类似电子系统的无线设备中的一个或多个电路(诸如通信电路)。计算机系统420可以包括一个或多个存储设备,其可以包括一个或多个适用于特定应用的存储器元件,诸如随机存取存储器(RAM)形式的主存储器、一个或多个硬盘驱动器、和/或用于处置可移动介质(诸如压缩盘(CD)、闪存卡、数字视频盘(DVD)等)的一个或多个驱动器。计算机系统420还可以包括显示设备、一个或多个扬声器和键盘和/或控制器,控制器可以包括鼠标、轨迹球、触摸屏、语音识别设备或允许系统用户向计算机系统420输入信息和从计算机系统420接收信息的任何其他设备。

[0079] 方法步骤中的一些或全部可以通过(或使用)硬件装置(例如,处理器、微处理器、可编程计算机或电子电路)来执行。在一些实施例中,这种装置可以执行最重要的方法步骤中的某个或某些。

[0080] 取决于某些实施要求,本发明的实施例可以以硬件或软件来实施。可以使用具有存储在其上的电子可读控制信号的非暂态存储介质(诸如数字存储介质,例如软盘、DVD、蓝光光盘、CD、ROM、PROM和EPROM、EEPROM或闪存)执行该实施方式,该电子可读控制信号与可编程计算机系统协作(或能够与其协作),使得执行相应的方法。因此,数字存储介质可以是计算机可读的。

[0081] 根据本发明的一些实施例包括具有电子可读控制信号的数据载体,该电子可读控制信号能够与可编程计算机系统协作,使得执行本文描述的方法之一。

[0082] 一般而言,本发明的实施例可以被实现为具有程序代码的计算机程序产品,当计算机程序产品在计算机上运行时,该程序代码可操作用于执行所述方法之一。程序代码可以例如被存储在机器可读载体上。

[0083] 其他实施例包括存储在机器可读载体上的用于执行本文描述的方法之一的计算机程序。

[0084] 换言之,因此,本发明的实施例是一种具有程序代码的计算机程序,当计算机程序

在计算机上运行时,该程序代码用于执行本文描述的方法之一。

[0085] 因此,本发明的另一个实施例是一种存储介质(或数据载体,或计算机可读介质),其包括存储在其上的计算机程序,该计算机程序在由处理器执行时用于执行本文所述的方法之一。数据载体、数字存储介质或记录介质通常是有形的和/或非暂时性的。本发明的另一个实施例是如本文所述的装置,其包括处理器和存储介质。

[0086] 因此,本发明的另一个实施例是表示用于执行本文描述的方法之一的计算机程序的数据流或信号序列。数据流或信号序列可以例如被配置为经由数据通信连接(例如,经由互联网)来传送。

[0087] 另一个实施例包括处理部件,例如计算机或可编程逻辑设备,其被配置为或适于执行本文描述的方法之一。

[0088] 另一个实施例包括一种计算机,该计算机上安装了用于执行本文描述的方法之一的计算机程序。

[0089] 根据本发明的另一个实施例包括一种装置或系统,该装置或系统被配置为将用于执行本文描述的方法之一的计算机程序(例如,电子地或光学地)传送到接收器。接收器可以是例如计算机、移动设备、存储器设备等。该装置或系统可以例如包括用于将计算机程序传送到接收器的文件服务器。

[0090] 在一些实施例中,可编程逻辑设备(例如,现场可编程门阵列)可以被用于执行本文描述的方法的一些或全部功能。在一些实施例中,现场可编程门阵列可以与微处理器协作以便执行本文描述的方法之一。一般而言,该方法优选地由任何硬件装置执行。

[0091] 实施例可以基于使用机器学习模型或机器学习算法。机器学习可以指代计算机系统可以用来执行特定任务而不使用显式指令而是依赖于模型和推理的算法和统计模型。例如,在机器学习中,代替基于规则的数据变换,可以使用从历史和/或训练数据的分析中推断出来的数据变换。例如,可以使用机器学习模型或使用机器学习算法来分析图像的内容。为了使机器学习模型能够分析图像的内容,可以使用训练图像作为输入并使用训练内容信息作为输出来训练机器学习模型。通过用大量训练图像和/或训练序列(例如,词或句子)以及相关训练内容信息(例如,标签或注释)来训练机器学习模型,机器学习模型“学习”以识别图像的内容,因此可以使用机器学习模型识别未包括在训练数据中的图像内容。相同的原理也可以用于其他种类的传感器数据:通过使用训练传感器数据和期望输出来训练机器学习模型,机器学习模型“学习”传感器数据和输出之间的变换,这可以被用于基于提供给机器学习模型的非训练传感器数据提供输出。所提供的数据(例如,传感器数据、元数据和/或图像数据)可以被预处理以获得特征向量,其被用作机器学习模型的输入。

[0092] 可以使用训练输入数据来训练机器学习模型。上面指定的示例使用一种称为“监督式学习”的训练方法。在监督式学习中,机器学习模型是使用多个训练样本来训练的,其中每个样本可以包括多个输入数据值和多个期望输出值,即,每个训练样本与期望输出值相关联。通过指定训练样本和期望输出值,机器学习模型“学习”基于与训练期间提供的样本相似的输入样本提供哪个输出值。除了监督式学习之外,还可以使用半监督式学习。在半监督式学习中,一些训练样本缺乏对应的期望输出值。监督式学习可以基于监督式学习算法(例如,分类算法、回归算法或相似性学习算法)。当输出被限制为有限的值集合(分类变量)时,可以使用分类算法,即,输入被分类为有限的值集合之一。当输出可以具有任何数值

(在一个范围内)时,可以使用回归算法。相似性学习算法可以与分类和回归算法相似,但基于使用相似性函数从示例中学习,该函数测量两个对象的相似或相关程度。除了监督式或半监督式学习之外,无监督学习也可以被用于训练机器学习模型。在无监督学习中,(仅)输入数据可能会被供应,并且无监督学习算法可以被用于查找输入数据中的结构(例如,通过对输入数据进行分组或聚类,发现数据中的共性)。聚类是将包括多个输入值的输入数据指派到子集(集群)中,以便同一集群内的输入值根据一个或多个(预定义的)相似性准则是相似的,同时与包括在其他集群中的输入值不同。

[0093] 强化学习是第三组机器学习算法。换言之,强化学习可以被用于训练机器学习模型。在强化学习中,一个或多个软件执行器(software actor,称为“软件代理”)被训练以在环境中采取动作。基于采取的动作,计算奖励。强化学习基于训练一个或多个软件代理来选择这样的动作,使得累积奖励增加,从而导致软件代理在给定的任务中变得更好(通过增加奖励来证明)。

[0094] 此外,一些技术可以应用于机器学习算法中的一些。例如,可以使用特征学习。换言之,机器学习模型可以至少部分地使用特征学习来训练,和/或机器学习算法可以包括特征学习组件。可称为表示学习算法的特征学习算法可以保留其输入中的信息,但也可以使其有用的方式对其进行变换,常常作为执行分类或预测之前的预处理步骤。例如,特征学习可以基于主成分分析或聚类分析。

[0095] 在一些示例中,可以使用异常检测(即,离群值检测),其目的是提供输入值的识别,这些输入值通过与大多数输入或训练数据显著不同而引起怀疑。换言之,机器学习模型可以至少部分地使用异常检测来训练,和/或机器学习算法可以包括异常检测组件。

[0096] 在一些示例中,机器学习算法可以使用决策树作为预测模型。换言之,机器学习模型可以基于决策树。在决策树中,关于项(例如,输入值的集合)的观察可以由决策树的分支表示,并且与该项对应的输出值可以由决策树的叶子表示。决策树可以同时支持离散值和连续值作为输出值。如果使用离散值,那么决策树可以被表示为分类树,如果使用连续值,那么决策树可以被表示为回归树。

[0097] 关联规则是可以被用在机器学习算法中的另一种技术。换言之,机器学习模型可以基于一个或多个关联规则。关联规则是通过识别大量数据中变量之间的关系来创建的。机器学习算法可以识别和/或利用一个或多个表示从数据中导出的知识的关系规则。例如,规则可以被用于存储、操纵或应用知识。

[0098] 机器学习算法通常基于机器学习模型。换言之,术语“机器学习算法”可以表示可以被用于创建、训练或使用机器学习模型的指令集。术语“机器学习模型”可以表示数据结构和/或规则集,该数据结构和/或规则集表示所学习的知识(例如,基于机器学习算法执行的训练)。在实施例中,机器学习算法的使用可以暗示底层机器学习模型(或多个底层机器学习模型)的使用。机器学习模型的使用可以暗示机器学习模型和/或作为机器学习模型的数据结构/规则集是由机器学习算法训练的。

[0099] 例如,机器学习模型可以是人工神经网络(ANN)。人工神经网络是受生物神经网络启发的系统,生物神经网络诸如为可以在视网膜或大脑中找到的生物神经网络。ANN包括多个互连的节点和节点之间的多个连接,即,所谓的边。通常有三种类型的节点,接收输入值的输入节点,(仅)连接到其他节点的隐藏节点,以及提供输出值的输出节点。每个节点可以

表示人工神经元。每条边可以将信息从一个节点传输到另一个节点。节点的输出可以被定义为其输入的(非线性)函数(例如,其输入之和)。节点的输入可以用在基于提供输入的边或节点的“权重”的函数中。可以在学习过程中调整节点和/或边的权重。换言之,人工神经网络的训练可以包括调整人工神经网络的节点和/或边的权重,即,以实现用于给定输入的期望输出。

[0100] 可替代地,机器学习模型可以是支持向量机、随机森林模型或梯度提升模型。支持向量机(即,支持向量网络)是具有相关联学习算法的监督式学习模型,其可以被用于分析数据(例如,在分类或回归分析中)。可以通过提供具有属于两个类别之一的多个训练输入值的输入来训练支持向量机。可以训练支持向量机以将新的输入值指派给两个类别之一。可替代地,机器学习模型可以是贝叶斯网络,其是概率有向无环图模型。贝叶斯网络可以使用有向无环图表示随机变量的集合及其条件依赖性。可替代地,机器学习模型可以基于遗传算法,遗传算法是模仿自然选择过程的搜索算法和启发式技术。

- [0101] 附图标记列表
- [0102] 10 手术部位
- [0103] 100 手术显微镜系统
- [0104] 105 基座单元
- [0105] 110 系统
- [0106] 112 一个或多个接口
- [0107] 114 一个或多个处理器
- [0108] 116 一个或多个存储设备
- [0109] 120 显微镜
- [0110] 122 光学成像传感器
- [0111] 124 光圈
- [0112] 130 景深
- [0113] 140 感兴趣区域
- [0114] 150a 目镜显示器
- [0115] 150b 辅助显示器
- [0116] 160 深度传感器
- [0117] 170 臂
- [0118] 180 空间频率分布
- [0119] 182高于阈值的空间频率分布的部分
- [0120] 184用于扫掠工作距离/焦距的单元格
- [0121] 186用于扫掠数值孔径的单元格
- [0122] 188 所选择的单元格
- [0123] 190 中等感兴趣区域
- [0124] 192 不感兴趣区域
- [0125] 210 确定深度特点
- [0126] 220 调整数值孔径
- [0127] 310具有较小开口的第一设置

- [0128] 320具有较大开口的第二设置
- [0129] 400 系统
- [0130] 410 显微镜
- [0131] 420 计算机系统

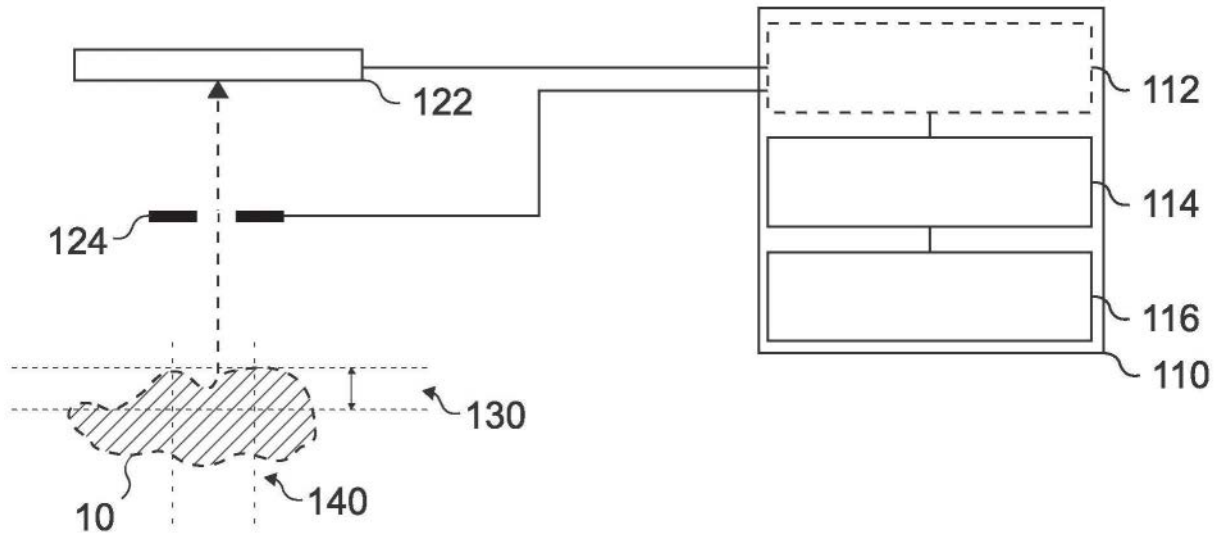


图1a

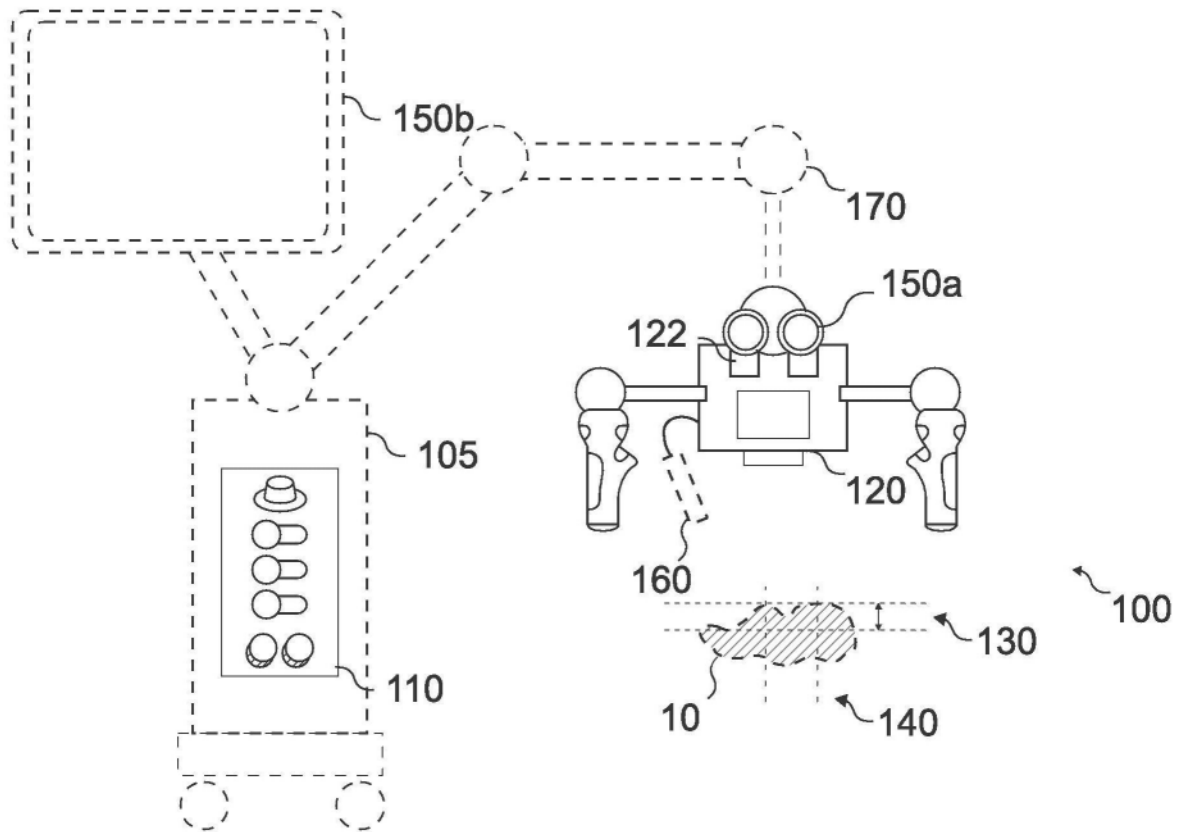


图1b

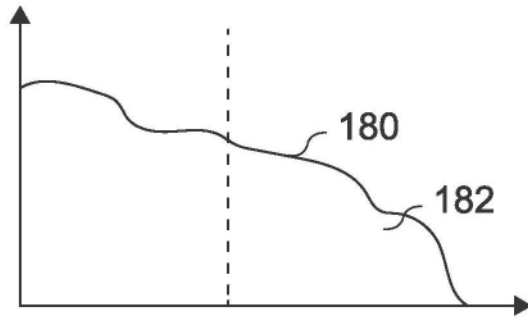


图1c

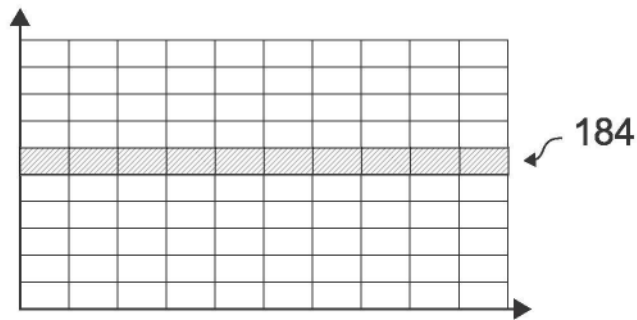


图1d

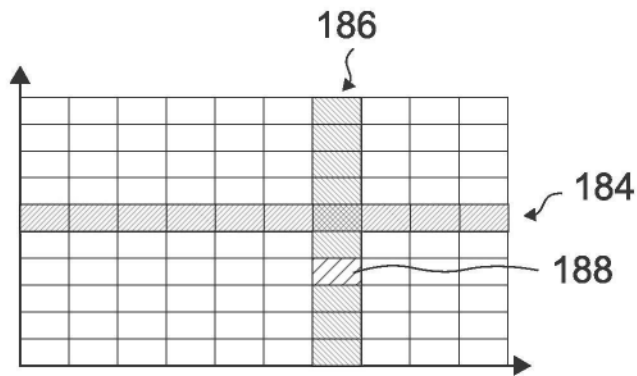


图1e

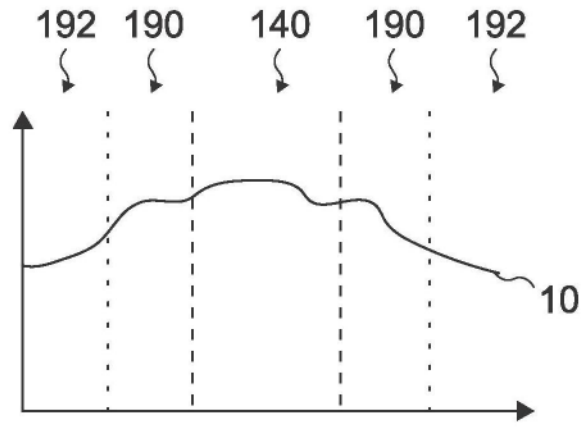


图1f

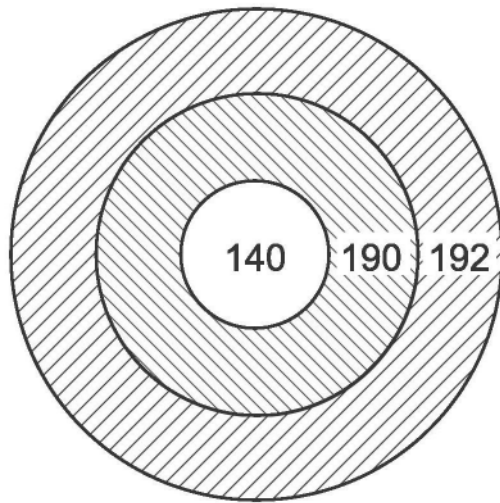


图1g

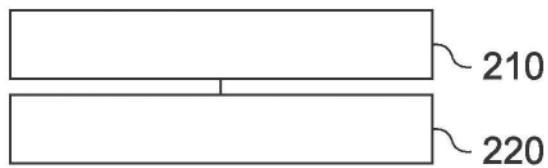


图2

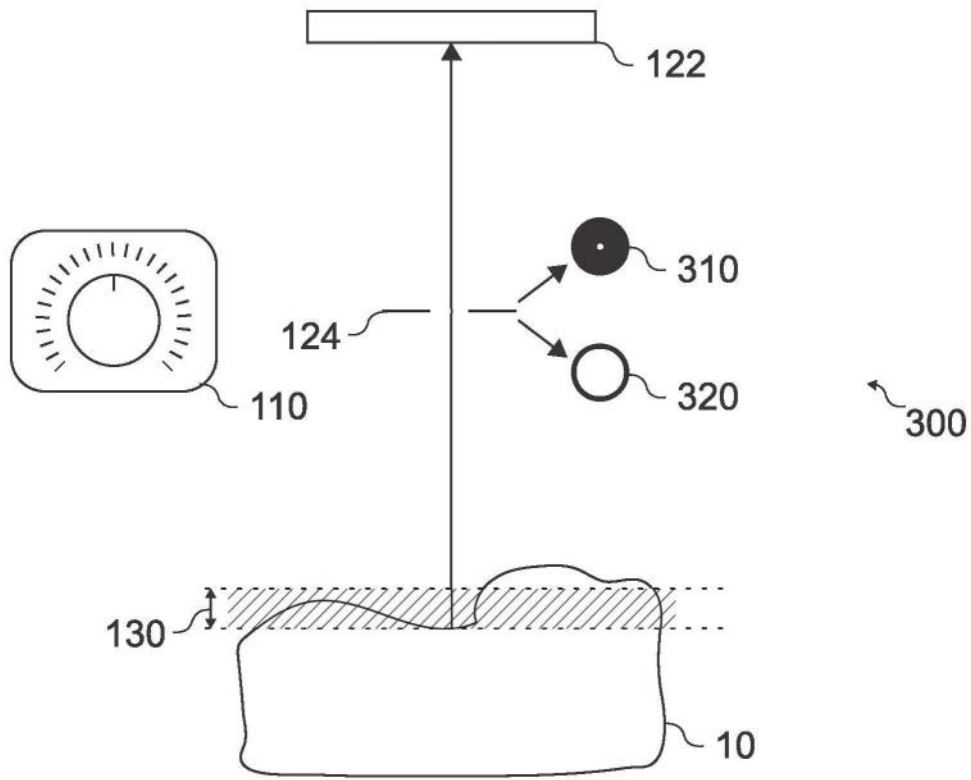


图3

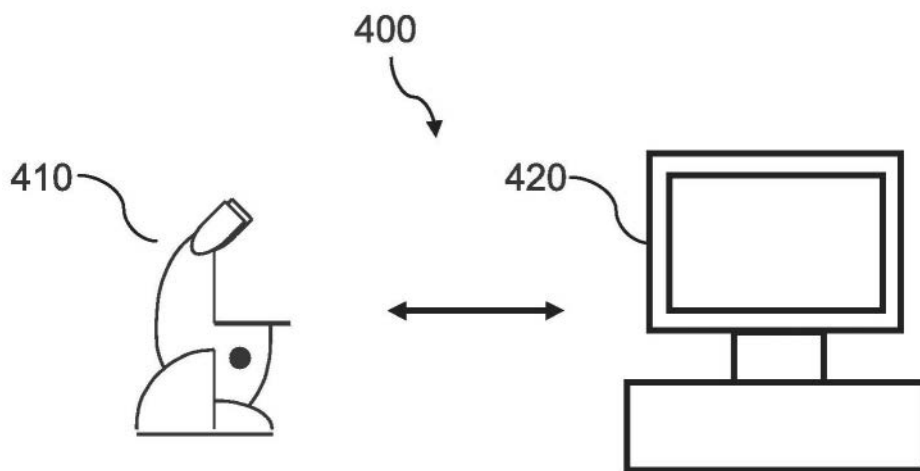


图4