



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111295135 A

(43)申请公布日 2020.06.16

(21)申请号 201880070560.0

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

(22)申请日 2018.08.08

代理人 俞华梁 陈岚

(30)优先权数据

15/688472 2017.08.28 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/026(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.04.28

A61B 1/04(2006.01)

A61B 1/06(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/045715 2018.08.08

A61B 1/313(2006.01)

A61B 1/005(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2019/045971 EN 2019.03.07

A61B 5/00(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

(71)申请人 东卡罗莱娜大学

地址 美国北卡罗莱娜州

(72)发明人 C.陈 T.B.小费尔古森

K.M.雅各布斯

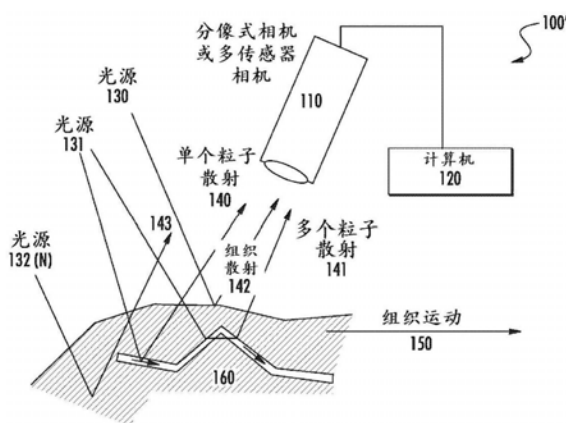
权利要求书3页 说明书21页 附图35页

(54)发明名称

在内窥镜设计中用于血流和灌注成像以及量化的激光成像方法和系统的多光谱生理可视化(MSPV)

(57)摘要

提供了多光谱成像系统,其包括:第一光源,其具有第一波长,所述第一光源被配置成对样本进行成像;第二光源,其不同于所述第一光源,所述第二光源具有不同于第一波长的第二波长,所述第二光源被配置成对样本进行成像;以及至少第三光源,其不同于第一和第二光源,所述第三光源具有不同于第一和第二波长的第三波长,所述第三光源被配置成对样本进行成像。相机,其被配置成接收来自样本的与第一、第二和至少第三光源有关的信息。处理器被配置成将由相机提供的与第一、第二和至少第三光源有关的信息进行组合,以根据血流率分布对样本的解剖结构进行成像、对样本的血流和灌注的生理学进行成像和/或对样本的解剖结构以及血流和灌注的生理学进行合成。使用内窥镜将成像系统引导并聚焦在样本的所关心的区中的视场(FOV)上。



1. 一种多光谱成像系统,所述系统包括:

第一光源,其具有第一波长,所述第一光源被配置成对样本进行成像;

第二光源,其不同于所述第一光源,所述第二光源具有不同于所述第一波长的第二波长,所述第二光源被配置成对所述样本进行成像;

至少第三光源,其不同于所述第一和第二光源,所述第三光源具有不同于所述第一和第二波长的第三波长,所述第三光源被配置成对所述样本进行成像;

相机,其被配置成接收来自所述样本的与所述第一、第二和至少第三光源有关的信息,其中所述第一波长处的光被配置成将所述样本的表面成像到所述相机中;其中所述第二波长处的光被配置成穿透所述样本至第一深度并且向所述相机提供与所述样本有关的信息;并且其中所述至少第三波长处的光被配置成在第三深度处穿透所述样本,所述第三深度不同于在所述第二波长处的所述光的所述第二深度;以及

处理器,其被配置成将由所述相机提供的与所述第一、第二和至少第三光源有关的所述信息进行组合,以根据血流率分布对所述样本的解剖结构进行成像、对所述样本的血流和灌注的生理学进行成像和/或对所述样本的所述解剖结构以及血流和灌注的所述生理学进行合成,

其中,使用内窥镜将所述成像系统引导并聚焦在所述样本的所关心的区中的视场(FOV)上。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中所述内窥镜被配置成向所述处理器提供与所述第一、第二和至少第三光源有关的所述信息并且被包括在内窥镜成像系统中,所述内窥镜成像系统包括:

所述相机;

控制单元,其被配置成控制所述相机并处理与所述相机相关联的图像;

图像管理单元,其被配置成显示和操控与所述相机相关联的所述图像;以及

系统接口,其被配置成转化与所述第一、第二和至少第三光源有关的所述信息以在所述内窥镜成像系统内执行,使得与其相关联的所述图像被显示和操控。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中所述内窥镜成像系统包括以下中的至少一个:

用于内窥镜外科手术的系統,其包括腹腔镜检查、胸腔镜检查 and 膀胱镜检查中的至少一个;

用于微创外科手术过程的系統,其使用所述内窥镜以用于照射、可视化和操控;以及

用于机器人过程的系統,其使用所述内窥镜以用于照射、可视化和操控。

4. 根据权利要求2所述的系統,其中所述内窥镜成像系統被配置成:

在过程期间照射腔体组织和器官;

使腔体组织和器官可视化以用于外科手术介入;和/或

用于对腔体组织和器官的外科手术操控以用于外科手术介入。

5. 根据权利要求2所述的系統,其中所述内窥镜成像系統被配置成使用纤维、纤维成分、纤维布置、透镜、漫射器、准直器和/或扩展器来照射所关心的所述区。

6. 根据权利要求2所述的系統:

其中所述相机包括多个传感器并且被配置成具有速率、聚焦、准确度和保真度来使用所述内窥镜成像系統获得图像;以及

其中所述相机耦合到所述内窥镜的光纤。

7. 根据权利要求6所述的系统,其中所述多个传感器沿着从内窥镜端头到远离由图像捕获线缆耦合的所述内窥镜一距离的连续体来布置。

8. 根据权利要求2所述的系统,其中所述内窥镜是刚性内窥镜、半刚性内窥镜和柔性内窥镜之一。

9. 根据权利要求8所述的系统,其中所述内窥镜是具有柔性、可通航端头的刚性内窥镜和具有柔性插入管的柔性内窥镜之一。

10. 根据权利要求1所述的系统,其中所述至少所述第三波长处的所述光被配置成评价特定生理参数。

11. 根据权利要求1所述的系统,其中所述系统包括手持系统、手指探针单元、皮肤贴片和移动系统中的一个或多个。

12. 根据权利要求1所述的系统,其中所述多光谱成像系统包括一个系统中的不同血流和灌注测量技术,其中所述血流和灌注测量技术包括激光散斑成像(LSI)、激光多普勒成像(LDI)、荧光成像和反射成像中的一个或多个。

13. 一种用于在适用于内窥镜系统的多光谱成像系统中进行多光谱成像的方法,包括:

使用具有第一波长且通过内窥镜系统传送的第一光源对样本进行成像;

使用不同于所述第一光源的第二光源对所述样本进行成像,所述第二光源具有不同于所述第一波长的第二波长并且通过所述内窥镜系统传送;

在相机处接收来自所述样本的与所述第一和第二光源有关的信息,其中所述第一波长处的光被配置成反射离开所述样本的表面到所述相机中并且所述第二波长处的光被配置成穿透所述样本并且通过所述内窥镜系统向所述相机提供与所述样本有关的信息;以及

使用至少一个处理器将由所述相机接收的与所述第一和第二光源有关的所述信息组合以根据血流率分布对所述样本的解剖结构进行成像、对所述样本的血流和灌注的生理学进行成像和/或对所述样本的所述解剖结构以及血流和灌注的所述生理学进行合成。

14. 根据权利要求13所述的方法:

其中使用所述内窥镜系统执行照射、分析和显示;

并且其中所述内窥镜系统被配置成与多光谱生理可视化(MSPV)操作系统通信。

15. 一种内窥镜成像系统,包括:

内窥镜;

光源单元,其耦合到所述内窥镜,所述光源单元提供第一、第二和至少第三光源,

其中所述第一光源具有第一波长,所述第一光源被配置成对样本进行成像;

其中不同于所述第一光源的所述第二光源具有不同于所述第一波长的第二波长,所述第二光源被配置成对所述样本进行成像;以及

其中不同于所述第一和第二光源的所述至少第三光源具有不同于所述第一和第二波长的第三波长,所述第三光源被配置成对所述样本进行成像;

相机控制单元,其通过相机的相机头耦合到所述内窥镜,所述相机头适配成接收与所述第一、第二和至少第三光源有关的信息,其中所述第一波长处的光被配置成将所述样本的表面成像到所述相机中;其中所述第二波长处的光被配置成穿透所述样本到第一深度并且向所述相机提供与所述样本有关的信息;并且其中所述第三波长处的光被配置成穿透所

述样本到不同于所述第一深度的第二深度,并且向所述相机提供与所述样本有关的信息;以及

图像处理单元,其耦合到内窥镜,所述图像处理单元被配置成将由所述相机头提供的与所述第一、第二和至少第三光源有关的所述信息进行组合以根据血流率分布对所述样本的解剖结构进行成像、对所述样本的血流和灌注的生理学进行成像和/或对所述样本的所述解剖结构以及血流和灌注的所述生理学进行合成。

16. 根据权利要求15所述的系统,其中所述内窥镜成像系统包括以下中的至少一个:

用于内窥镜外科手术的系統,其包括腹腔镜检查、胸腔镜检查 and 膀胱镜检查中的至少一个;

用于微创外科手术过程的系統,其使用所述内窥镜以用于照射、可视化和操控;以及

用于机器人过程的系統,其使用所述内窥镜以用于照射、可视化和操控。

17. 根据权利要求15所述的系統,其中所述内窥镜成像系統被配置成:

在过程期间照射腔体组织和器官;

使腔体组织和器官可视化以用于外科手术介入;和/或

对腔体组织和器官进行外科手术操控以用于外科手术介入。

18. 根据权利要求15所述的系統,其中所述内窥镜成像系統被配置成通过使用纤维、纤维成分、纤维布置、透镜、漫射器、准直器和/或扩展器来照射所关心的区。

19. 根据权利要求15所述的系統,其中所述内窥镜是具有柔性、可通航端头的刚性内窥镜和具有柔性插入管的柔性内窥镜之一。

20. 根据权利要求15所述的系統,还包括通过空气、水和/或开放通道管中的任一种耦合到所述内窥镜的配件单元。

在内窥镜设计中使用用于血流和灌注成像以及量化的激光成像方法和系统的多光谱生理可视化(MSPV)

[0001] 优先权申明

本申请要求2017年8月28日提交的美国申请序列号No. 15/688,472的权益和优先权,该申请的内容通过引用好象以其整体阐述一样特此并入本文中。

技术领域

[0002] 本发明构思总体上涉及血流和灌注量化,并且更特别地涉及使用成像技术的根据组织/器官中的血液速度和血流率的分布对血流和灌注的量化,所述成像技术诸如具有多光谱能力的激光散斑成像、激光多普勒成像等。

背景技术

[0003] 血流和灌注成像技术的测量结果典型地在临床环境中被目标组织/器官的运动现象所干扰。此移动可以是微小的(即,由于心脏收缩和心脏舒张血压水平所引起的小动脉的脉动性)、中等的(即,小肠或大肠的正常蠕动)或巨大的(即,在心动周期期间的心脏的移动)。此移动可以内在于成像的组织(即,以上所引用的示例),或者是外在的(即,换气期间作为肺部的移动的结果的心脏的移动)。因此,在许多临床情况中(其中流和灌注的准确量化是合意的),将成像目标保持在静止状态中是困难的,并且在一些临床情景中甚至是不可能的。例如,诸如对血流速度和流率的分布进行成像以用于量化跳动的心脏的冠状动脉和心肌中的灌注。不幸的是,大多数常规的基于激光的灌注技术假定目标组织/器官是静止的(这在诸如跳动的心脏之类的目标移动的情况下的血液速率或速度的临床测量中引入显著的不准确度或误差),或者在目标可能或可能不移动的情况下简单地不提供临床情况中决定性地需要的用于根据血流率分布来量化灌注的信息。

[0004] 动物或人类中的组织/器官对不同波长的光不同地响应。通常,较短波长的光仅可以穿透组织的表皮层,而较长波长的光在从紫外(UV)到近红外(NIR)的光谱区中可以穿透表皮层和皮下层两者。当查看组织和器官的表面时,UV和波长短于例如550nm的可见光对于在医学上的详细解剖可视化是最优的。然而,不像NIR光,UV或可见光成像通常不能够固有地揭示皮下层中的组织/器官的生理特性,这部分地是由于缺少对组织/器官的穿透。因此,期望可视化和量化的改进的方法。

发明内容

[0005] 本发明构思的一些实施例提供了一种多光谱成像系统。系统包括:具有第一波长的第一光源,其被配置成对样本进行成像;第二光源,其不同于第一光源,所述第二光源具有不同于第一波长的第二波长,所述第二光源被配置成对样本进行成像;至少第三光源,其不同于第一和第二光源,所述第三光源具有不同于第一和第二波长的第三波长,所述第三光源被配置成对样本进行成像;相机,其被配置成接收来自样本的与第一、第二和至少第三光源有关的信息,其中第一波长处的光被配置成将样本的表面成像到相机中;第二波长处

的光被配置成穿透样本至第一深度并且向相机提供与样本有关的信息；并且至少第三波长处的光被配置成穿透样本至第二深度，所述第二深度不同于第二波长处的光的第一深度；以及处理器，其被配置成将由相机提供的与第一、第二和至少第三光源有关的信息进行组合，以根据血流率分布对样本的解剖结构进行成像、对样本的血流和灌注的生理学进行成像和/或对样本的解剖结构以及血流和灌注的生理学进行合成。使用内窥镜将相机定位在样本的所关心的区中。

[0006] 在另外的实施例中，内窥镜可以被配置成向处理器提供与第一、第二和至少第三光源有关的信息并且可以被包括在内窥镜成像系统中。内窥镜成像系统可以包括：相机；控制单元，其被配置成控制相机并处理与所述相机相关联的图像；图像管理单元，其被配置成显示和操控与相机相关联的图像；以及系统接口，其被配置成转化与第一、第二和至少第三光源有关的信息以在内窥镜成像系统内执行，使得与其相关联的图像被显示和操控。

[0007] 在更进一步的实施例中，内窥镜成像系统可以包括以下中的至少一个：用于内窥镜外科手术的系統，其包括腹腔镜检查、胸腔镜检查 and 膀胱镜检查中的一个或多个；用于微创外科手术过程的系統，其使用内窥镜以用于照射、可视化和操控；以及用于机器人过程的系統，其使用内窥镜以用于照射、可视化和操控。

[0008] 在一些实施例中，内窥镜成像系统可以被配置成在过程期间照射腔体组织和器官；使腔体组织和器官可视化以用于外科手术介入；以及用于对腔体组织和器官的外科手术操控以用于外科手术介入。

[0009] 在另外的实施例中，内窥镜系统可以被配置成使用纤维、纤维成分、纤维布置、透镜、漫射器、准直器和/或扩展器来照射所关心的区。在更进一步的实施例中，相机可以包括多个传感器并且被配置成具有速率、聚焦、准确度和保真度以使用内窥镜系统获得图像。相机可以耦合到内窥镜中的光纤。

[0010] 在一些实施例中，多个传感器可以沿着从内窥镜端头到远离由图像捕获线缆耦合的内窥镜一距离的连续体来布置。

[0011] 在另外的实施例中，内窥镜可以是刚性内窥镜、半刚性内窥镜和柔性内窥镜之一。

[0012] 在更进一步的实施例中，内窥镜可以是具有柔性、可通航(navigable)端头的刚性内窥镜和具有柔性插入管的柔性内窥镜之一。

[0013] 在一些实施例中，至少第三波长可以被配置成评价特定生理参数，诸如Hgb浓度。系统可以被提供为手持系统、手指探针单元、皮肤贴片(patch)和移动系统中的一个或多个。

[0014] 在另外的实施例中，多光谱成像系统可以包括在一个系统中的不同血流和灌注测量技术。血流和灌注测量技术可以包括激光散斑成像(LSI)、激光多普勒成像(LDI)、荧光成像和反射成像中的一个或多个。

[0015] 本发明构思的更进一步的实施例提供了用于在适用于内窥镜系统的多光谱成像系统中进行多光谱成像的方法。方法包括：使用具有第一波长且通过内窥镜系统传送的第一光源对样本进行成像；使用不同于第一光源的第二光源对样本进行成像，所述第二光源具有不同于第一波长的第二波长并且通过内窥镜系统传送；在相机处接收来自样本的与第一和第二光源有关的信息，其中第一波长处的光被配置成反射离开样本的表面到相机中并且第二波长处的光被配置成穿透样本并且通过内窥镜系统向相机提供与样本有关的信息；

以及使用至少一个处理器将由相机接收的与第一和第二光源有关的信息进行组合以根据血流率分布对样本的解剖结构进行成像、对样本的血流和灌注的生理学进行成像和/或对样本的解剖结构以及血流和灌注的生理学进行合成。

[0016] 在一些实施例中,可以使用内窥镜系统执行照射、分析和显示。内窥镜系统可以被配置成与多光谱生理可视化(MSPV)操作系统通信。

[0017] 本发明构思的一些实施例提供了一种内窥镜成像系统。系统包括内窥镜和耦合到内窥镜的光源单元。光源单元提供第一、第二和至少第三光源。第一光源具有第一波长,所述第一光源被配置成对样本进行成像。第二光源不同于第一光源并且具有不同于第一波长的第二波长,所述第二光源被配置成对样本进行成像。不同于第一和第二光源的至少第三光源具有不同于第一和第二波长的第三波长,所述第三光源被配置成对样本进行成像。系统还包括通过相机的相机头耦合到内窥镜的相机控制单元,该相机头适配成接收与第一、第二和至少第三光源有关的信息,其中第一波长处的光被配置成将样本的表面成像到相机中;第二波长处的光被配置成穿透样本到第一深度并向相机提供与样本有关的信息,并且至少第三波长处的光被配置成穿透样本到第二深度并向相机提供与样本有关的信息;以及图像处理单元,其耦合到内窥镜,所述内窥镜被配置成将由相机头提供的与第一、第二和至少第三光源有关的信息进行组合以根据血流率分布对样本的解剖结构进行成像、对样本的血流和灌注的生理学进行成像和/或对样本的解剖结构以及血流和灌注的生理学进行合成。

附图说明

[0018] 图1A是图示了根据本发明构思的一些实施例的实现双波长成像的系统的框图。

[0019] 图1B是图示了根据本发明构思的一些实施例的包括多个光源的系统的框图。

[0020] 图1C是图示了根据本发明构思的一些实施例的多传感器相机的框图。

[0021] 图2是图示了根据本发明构思的一些实施例的多波长成像系统的各种部件的较详细的框图。

[0022] 图3是根据(一个或多个)本发明构思的一些实施例的数据处理系统的框图。

[0023] 图4是根据(一个或多个)本发明构思的一些实施例的图3中所图示的数据处理系统的较详细的框图。

[0024] 图5A和5B是手的可见光图像(5A)和近红外光图像(5B)。

[0025] 图6A和6B是图示了对静止的手的使用仅近红外光(6A)和双波长照射(6B)的灌注测量的图像。

[0026] 图7A和7B是图示了对移动的手的使用仅近红外光(7A)和双波长照射(7B)的灌注测量的图像。

[0027] 图8A和8B是图示了对静止的手的使用仅近红外光(8A)和双波长照射(8B)的灌注测量的图像,其中通过对同侧的血压环带充气而暂时阻塞血液供应。

[0028] 图9A和9B图示了对猪的大肠的使用仅近红外光(9A)和双波长照射(9B)的灌注测量。

[0029] 图10A-10D是图示了以下各项的图像:关于限定解剖结构的一块猪的小肠的可见光图像(10A);关于限定透明度图的同一块小肠的近红外光图像(10B);使用LSI通过NIR原

始图像的11帧计算的同一块小肠的血流速率分布图(10C);以及使用根据本发明构思的一些实施例的算法的使用A、B、C来揭示解剖结构和血流生理学两者的组合的视觉效果(10D)。

[0030] 图11A-11C是图示了以下各项的图像:关于通过8位灰度图像的亮度来限定解剖结构的一块猪的小肠的可见光图像(11A);使用LSI通过NIR原始图像的11帧计算的同一块小肠的血流速率分布图(11B);以及使用根据本发明构思的一些实施例的算法的使用A和B来揭示解剖结构和血流生理学两者的组合视觉效果(11C)。

[0031] 图12A-12D是图示了以下各项的图像:图片A,小肠的NIR 785nm图像(12A);图片B,同一小肠的绿色532nm图像(12B);图片C,同一小肠的重构图像(12C);以及图片D,由常规相机拍摄的同一小肠的图像(12D)。

[0032] 图13A-13D是图示了以下各项的图像:图片A,猪心脏的NIR 785nm图像;图片B,同一猪心脏的绿色532nm图像(13B);图片C,同一猪心脏的重构图像(13C);以及图片D,由常规相机拍摄的同一猪心脏的图像(13D)。

[0033] 图14A-14E图示了:使用可见波长(532nm)的图像(14A);使用近红外波长(785nm)的图像(14B);利用可见波长和红外波长的(以灰度的)重构图像(14C);利用室光照射的常规图像(14D);以及示出了血流和灌注图像的图像(14E)。

[0034] 图15A-15B、16A-16B、17A-17B、18A-18B和19A-19B图示了根据本发明构思的一些实施例的补偿在临床成像过程期间的问题的图像。

[0035] 图20是根据本发明构思的一些实施例的移动系统的图。

[0036] 图21A和21B是图示了根据本发明构思的一些实施例的较小占用面积系统的图。

[0037] 图22是图示了根据本发明构思的一些实施例的手指探针设备和/或皮肤贴片的图。

[0038] 图23是根据本发明构思的一些实施例的手持移动系统的侧面透视图。

[0039] 图24是包括根据本发明构思的一些实施例的内窥镜设备的独立系统的图。

[0040] 图25是根据本发明构思的一些实施例的自适应系统的框图。

[0041] 图26A至26D是根据本发明构思的实施例的捕获的人类手的图像。

[0042] 图27是包括根据本发明构思的各种实施例的内窥镜的系统的框图。

[0043] 图28是根据本发明构思的一些实施例的图27的示例系统的线图。

[0044] 图29A和29B图示了在根据本发明构思的一些实施例的质量检查方法中使用的图像和图像质量指示符条。

[0045] 图30是图示了根据本发明构思的一些实施例的方法的流程图。

[0046] 图31是图示了根据本文中讨论的内窥镜实施例的视场(FOV)的图。

具体实施例

[0047] 现在将在后文中参考附图较全面地描述本发明构思的实施例,在所述附图中示出了发明构思的优选实施例。然而,本发明构思可以以许多不同的形式来体现并且不应被解释为限于本文中阐述的实施例。自始至终相同的数字指代相同的元件。在图中,为了清楚性,可以夸大层、区、元件或部件。除非另外指定,虚线图示了可选的特征或操作。

[0048] 本文使用的术语仅出于描述特别实施例的目的而不旨在限制本发明构思。如本文中所使用的,单数形式“一”、“一个”和“所述”旨在也包括复数形式,除非上下文明确另外指

示。还将理解的是,术语“包括”和/或“包括,”当在本说明书中使用指定所陈述的特征、整体、步骤、操作、元件和/或部件的存在,但是不排除一个或多个其它特征、整体、步骤、操作、元件、部件和/或其分组的存在或添加。如本文中所使用的,术语“和/或”包括相关联的所列出的项目中的一个或多个的任何和所有组合。如本文中所使用的,诸如“在X和Y之间”和“大约在X和Y之间”之类的短语应当被解释为包括X和Y。如本文中所使用的,诸如“大约在X和Y之间”之类的短语意指“在大约X和大约Y之间”。如本文中所使用的,诸如“大约从X到Y”之类的短语意指“从大约X到大约Y”。术语“大约”意指数值可以变化正或负百分之十。

[0049] 除非另外限定,本文中所使用的所有术语(包括技术和科学术语)具有与通常由本发明构思所属的本领域的普通技术人员所理解的那样相同的含义。还将理解的是,诸如在通常使用的字典中所限定的那些术语之类的术语应当被解释为具有与它们在说明书和相关领域的上下文中的含义一致的含义,并且不应当以理想化或过于正式的意义来解释,除非本文中明确地如此限定。为了简明性和/或清楚性,众所周知的功能或构造可以不被详细描述。

[0050] 将理解的是,当元件被称为“在另一个元件上”、“附接”到另一个元件、“连接”到另一个元件、与另一个元件“耦合”、“接触”另一个元件等时,其可以直接地在另一个元件上、附接到另一个元件、连接到另一个元件、与另一个元件耦合或接触另一个元件,或者也可以存在介于中间的元件。比较起来,当元件被称为例如“直接地在另一个元件上”、“直接地附接”到另一个元件、“直接地连接”到另一个元件、与另一个元件“直接地耦合”或“直接地接触”另一个元件时,不存在介于中间的元件。本领域技术人员也将领会的是,对于设置为“临近”另一个特征的结构或特征的参考可以具有与该临近特征重叠或位于其下的部分。

[0051] 将理解的是,尽管本文中可以使用术语第一、第二等来描述各种元件、部件、区、层和/或区段,但这些元件、部件、区、层和/或区段不应被这些术语所限制。这些术语仅用于将一个元件、部件、区、层或区段与另一个元件、部件、区、层或区段相区分。因此,在不脱离本发明构思的教导的情况下,可以将以下讨论的第一元件、部件、区、层或区段称为第二元件、部件、区、层或区段。操作(或步骤)的顺序不限于权利要求或附图中所呈现的次序,除非另外具体指示。

[0052] 诸如“在.....下”、“在.....之下”、“下部”、“在.....上方”、“上部”等之类的空间相对术语,可以在本文中被用于便于说明书来描述如在附图中所图示的一个元件或特征与另外(一个或多个)元件或(一个或多个)特征的关系。将理解的是,除了附图中描绘的定向之外,空间相对术语还旨在涵盖使用中或操作中的设备的不同定向。例如,如果附图中的设备被倒置,则描述为在其它元件或特征“下”或“下面”的元件将会被定向为在该其它元件或特征“上方”。因此,示例性术语“在.....下”可以涵盖上方和下方两种定向。设备可以以其它方式(旋转90度或以其它定向)来定向,并且可以相应地解释本文中所使用的空间相对描述符。类似地,术语“向上”、“向下”、“竖直的”、“水平的”等在本文中仅出于解释的目的而使用,除非另外具体指示。

[0053] 如本领域技术人员将领会的,本发明构思的实施例可以被体现为方法、系统、数据处理系统或计算机程序产品。相应地,本发明构思可以采取组合软件和硬件方面的实施例的形式,所述软件和硬件在本文中通常称为“电路”或“模块”。此外,本发明构思可以采取具有体现在介质中的计算机可用程序代码的非暂态计算机可用存储介质上的计算机程序

产品的形式。可以利用任何合适的计算机可读介质,包括硬盘、CD ROM、光学存储设备或其它电子存储设备。

[0054] 用于执行本发明构思的操作的计算机程序代码可以以面向对象的编程语言(诸如 Matlab、Mathematica、Java、Smalltalk、C或C++)来编写。然而,用于执行本发明构思的操作的计算机程序代码还可以以常规的程序化编程语言(诸如“C”编程语言)或以视觉地面向编程环境(诸如 Visual Basic)来编写。

[0055] 将理解的是,在 Matlab 中实现的本发明构思的一些实施例可以根据本发明构思的一些实施例来提供改进的处理速率。

[0056] 某些程序代码可以作为独立软件数据包整个地在一个或多个用户的计算机上执行、部分地在用户的计算机上执行、部分地在用户的计算机上以及部分地在远程计算机上执行、或者整个地在远程计算机上执行。在后一个情景中,远程计算机可以通过局域网络(LAN)或者广域网络(WAN)连接到用户的计算机,或者可以对外部计算机(例如,通过使用互联网服务提供商的互联网)做出连接。

[0057] 以下参考根据本发明构思的实施例的方法、设备、系统、计算机程序产品和数据和/或系统架构结构的流程图图示和/或框图来部分地描述本发明构思。将理解的是,图示的每个框和/或框的组合可以由计算机程序指令来实现。这些计算机程序指令可以被提供给通用计算机、专用计算机或其它可编程的数据处理装置的处理器来生产机器,使得经由计算机或其它可编程数据处理装置的处理器执行的指令创建用于实现一个或多个框中指定的功能/动作的装置。

[0058] 这些计算机程序指令还可以被存储在计算机可读存储器或储存中,该计算机可读存储器或储存可以引导计算机或其它可编程数据处理装置以特别的方式起作用,使得存储在计算机可读存储器或储存中的指令产生包括实现一个或多个框中所指定的功能/动作的指令装置的制造制品。

[0059] 计算机程序指令还可以被加载到计算机或其它可编程数据处理装置上来引起一系列操作步骤,所述一系列操作步骤要在计算机或其它可编程装置上执行以产生计算机实现的过程,使得在计算机或其它可编程装置上执行的指令提供用于实现一个或多个框中所指定的功能/动作的步骤。

[0060] 本发明构思总体上涉及血流和灌注量化,以及更特别地,涉及使用成像技术(诸如激光散斑成像(LSI)、激光多普勒成像(LDI)、荧光成像、反射成像以及具有多光谱能力的类似技术)来根据血液速度和血流率的分布对组织/器官中的血流和灌注的量化。本发明构思的一些实施例使用在从350nm到1100nm范围内的两个或更多个波长来测量/量化用于灌注的量化的血液速度和血流率分布,移除运动膺象以及增强可视化以用于呈现并且实时评估和评价合成的解剖-生理结果。如这里所使用的,“多光谱激光成像(MSLI)”指代根据本发明构思的一些实施例的使用两个或更多个波长的成像技术。

[0061] 特别地,本发明构思的一些实施例提供了一种使用穿过样本的差异透射率的两个波长(或波长范围)来应用激光散斑或激光多普勒成像的系统。两个波长中的第一个可以是在UV或可见范围内相对小的,诸如蓝光450-495nm。在该波长处的光具有非常浅的穿透并且对组织/器官表面的解剖结构成像并且用作样本而不是血流和灌注的皮下移动的位置标记。第二波长可以是在可见范围(400-700nm)或近红外(NIR)范围(700-2500nm)内相对大

的。在该波长处的光具有大得多的穿透深度并且揭示了下面的血流生理学以及既与样本的运动相关又与血流和灌注的移动相关。使用可见光的成像测量作为基线，血流和灌注的真实运动可以在不被目标的运动现象影响的情况下根据NIR成像测量而导出。此外，如将在本文中讨论的，将由可见光捕获的解剖结构信息和由NIR光测量的生理特性进行组合。

[0062] 如在本申请的背景中所讨论的，仅使用可见光谱或NIR光谱可以导致所产生的最终图像具有的各种问题。相应地，本发明构思的一些实施例将不同波长的可见光谱和NIR光谱(350nm-1100nm)组合到成像系统(诸如LSI、LDI、荧光、反射或LSI加荧光等)中。如本文中讨论的，该组合可以相比于使用一个单个波长揭示组织/器官的多得多的信息。特别地，根据本文中讨论的一些实施例的MSLI可以(1)计及并且移除在成像临床生物结构中存在的运动现象，所述运动现象创建血流和灌注量化不准确度；(2)通过同时实时地将解剖结构与血流和灌注的生理学二者的精确合成，在当前技术上改进可视化；(3)通过(1)和(2)的组合，改进临床应用中的血流和灌注的量化的准确度，如将关于图1A至29B在本文中所讨论的那样。

[0063] 如本文中所使用的，“实时”指代在非常短的时间量(例如，毫秒)内的数据提供，以便看起来好象在请求或激活光源时立即提供数据。

[0064] 在一些实施例中，除了使用可见光谱和NIR光谱(350-1100nm)上的多个波长之外，本发明构思的实施例可以例如将两个或更多个激光成像技术(诸如近红外荧光(NIRF)和激光散斑成像(LSI)，或NIRF和激光多普勒成像(LDI))组合到一个系统中，如下面还将参考附图讨论的。

[0065] 此外，本发明构思的一些实施例提供了跨多个临床和实验设置应用可视化和量化的方法的能力。这些设置包括直接照射和组织的成像，但是其中通过不同的方法实现对成像的视场(FOV)的接近。在不脱离本发明构思的范围的情况下，这些方法可以包括例如与组织的直接接触或无接触、在开放式外科手术过程期间的组织的暴露、或经由内窥镜来接近封闭解剖结构内的组织或消化道或气管支气管中的组织。

[0066] 首先参考图1A，将讨论图示根据本发明构思的一些实施例的实现双波长成像的简化系统的框图。如在图1A中图示的，系统100包括至少两个光源(分别是第一光源130和第二光源131)、样本160、相机110和通信设备(计算机120)。在本发明构思的一些实施例中，第一光源130传送可见光以及第二光源131传送NIR光。如以上讨论的，相干短波长(可见源130)不穿透深入到样本160(组织/器官)中，而是在组织散射(142)中提供样本160表面的细节。比较起来，相干NIR源131穿透深入到样本160中并且可以提供单个粒子散射(140)或多个粒子散射(141)。离开样本160的反射140、141、142由相机110捕获，所述相机110可以是例如成像式相机或多传感器相机。特别地，在一些实施例中，相机可以是多传感器相机，而不是具有一个传感器芯片的单个相机。多传感器相机具有多个传感器并且每个传感器可以配置成对一个波长或波长范围进行成像。如图1C中所图示的，在具有多传感器相机110'的实施例中，相机可以具有多个间隔开的传感器S1至SN。每个传感器可以配置成对一个波长或波长范围进行成像。根据这里讨论的实施例，S1-SN中的数字“N”可以是任何合理的数字。例如，“N”可以在2和50之间。

[0067] 信息可以由通信设备120处理，所述通信设备120根据本发明构思的一些实施例将可见波长图像和NIR波长图像进行组合以提供改进的血流和充沛数据。如将理解的，由本文

中讨论的实施例所提供的数据计及样本(组织/器官)160的移动150并且提供其改进得多的图像。

[0068] 尽管本文中的一些实施例讨论为具有两个波长,但是本发明构思的实施例不限于此配置。例如,如图1B中的系统100'中所图示的,在一些实施例中,至少提供具有第三波长的第三光源132,并且此波长可以穿透样本与第一和第二波长不同的深度,并且提供不同的散射图案143。在一些实施例中,至少第三波长可以配置成评价特定生理参数,例如,Hgb浓度。将理解的是,在一些实施例中可以存在多于三个光源。

[0069] 现在参考图2,将讨论图示了根据本发明构思的一些实施例的多波长成像系统的各种部件的较详细的框图。如在图2中图示的,系统205包括至少两个激光的光源(可见230和NIR 231)、连接纤维233、成像系统237的部件、样本260、分束器280、相机210以及通信设备(计算机系统220)。在操作中,当NIR激光器将NIR光传送到活体样本260(诸如组织/器官)时,NIR光的一部分将经受样本内部的静止粒子和移动粒子二者的单个或多个散射并且反射回来。当可见激光器230向活体样本260(诸如组织/器官)传送非穿透可见光(诸如具有430nm的光)时,大多数光将在少于100 μ m深度内由表面反射回来。针对NIR激光器231,近似百分之九十五的光将从样本260的顶部700 μ m返回,这对穿过在例如300 μ m深度处的冠状动脉壁是足够的穿透,并且根据移动粒子(诸如红血球)以及根据静止组织生成信息。

[0070] 反射的可见光包含样本260的表面移动信息,并且因此反映运动现象。反射的NIR光包含样本260的表面和皮下移动信息,并且因此反映运动现象和血流的移动二者。如在图2中图示的,由激光器230和231产生的光可以被提供给纤维233,其可以如图示的那样具有多个纤维分支并且可以包括多个分开的纤维235。然而,本发明构思的实施例不限于在图2中图示的配置。例如,在不脱离本发明构思的范围的情况下,可以使用较多或较少的纤维。此外,纤维上的光可以在到达样本260之前穿过成像系统237的各种元件。例如,在不脱离本发明构思的范围的情况下,光可以在到达样本260之前经过偏光器、准直器、扩展器、扩散器等。

[0071] 入射光270照射样本260并且反射的光275被提供给分束器280。在本发明构思的一些实施例中,分束器280可以是将NIR 283和可见光285分离的二向色分束系统。分离的光283和285可以在被传送到相机210之前穿过偏光器、滤光器等287。如以上讨论的,在不脱离本发明构思的范围的情况下,相机210可以是例如分像式相机(单个传感器)或多传感器相机。如所陈述的,多传感器相机具有多个传感器,每个传感器配置成对波长或波长范围进行成像。

[0072] NIR 283图像和可见285图像被引导到相机210并且在已经被同步和对齐的一个相机传感器上或在分离的相机传感器S1-SN(图1C)上创建分开的图像。如以上讨论的,不同波长在组织/器官中具有不同的穿透水平。使用如本文中讨论的多光谱图像设计,组织/器官中的在不同深度处的解剖结构和血流生理学可以被揭示,如以下将关于各种附图讨论的那样。

[0073] 如在图1A、1B和2中图示的,根据本发明构思的实施例的系统包括通信设备120、220,其被用于对实现本发明构思的实施例必要的各种处理。现在参考图3,将讨论根据本发明构思的一些实施例的数据处理系统300,所述数据处理系统300可以被用在图1和2的系统中,例如,用在通信设备120、210中。将理解的是,在不脱离本发明构思的范围的情况下,数

据处理系统300可以被包括在系统的任何部件中。例如,在不脱离本发明构思的范围的情况下,数据处理系统300可以被包括在相机110、210中或者分开在系统的各种元件之间。

[0074] 现在参考图3,适于在图1和2的系统中使用的数据处理系统300的示例性实施例包括用户界面344(诸如键盘、小键盘、触摸板等)、I/O数据端口346以及与处理器338通信的存储器336。I/O数据端口346可以被用来在数据处理系统300和另一个计算机系统或网络之间传递信息。这些部件可以是常规部件,诸如用在许多常规数据处理系统中的那些部件,其可以被配置成如本文中描述的那样操作。

[0075] 现在参考图4,将讨论根据本发明构思的一些实施例的数据处理系统400的较详细的框图。处理器338经由地址/数据总线447与显示器445通信、经由地址/数据总线448与存储器336通信以及经由地址/日期总线449与I/O数据端口346通信。处理器338可以是任何商业上可获得的或定制的微处理器或ASIC。存储器336表示包含用于实现数据处理系统400的功能性的软件和数据的存储器设备的总体分级结构。存储器336可以包括,但是不限于以下类型的设备:高速缓冲存储器、ROM、PROM、EPROM、EEPROM、闪速存储器、SRAM和DRAM。

[0076] 如在图4中图示的,存储器336可以包括使用在数据处理系统400中的若干类别的软件和数据:操作系统452;应用程序454;输入/输出(I/O)设备驱动器458;以及数据456。如将由本领域技术人员领会的,操作系统452可以是适于与数据处理系统一起使用的任何操作系统,诸如来自纽约州阿蒙克的国际商用机器公司的OS/2、AIX或者zOS,来自华盛顿州雷蒙德的微软公司的Windows95、Windows98、Windows2000、WindowsXP或Vista,Unix、Linux、LabView或者实时操作系统(诸如QNX或VxWorks)等。I/O设备驱动器458典型地包括由应用程序454通过操作系统452访问的软件例程以与诸如(一个或多个)I/O数据端口346和某些存储器336部件之类的设备进行通信。应用程序454说明了实现包括在根据本发明构思的一些实施例的系统中的数据处理系统400的各种特征的程序,并且优选地包括支持根据本发明构思的一些实施例的操作的至少一个应用。最后,数据456表示由可以驻留在存储器336中的应用程序454、操作系统452、I/O设备驱动器458以及其它软件程序使用的静态和动态数据。

[0077] 如图4中图示的,根据本发明构思的一些实施例的数据456可以包括获取的可见图像460、获取的NIR图像/数据461、计算的血流/灌注数据463和图像/视频464。尽管图4中图示的数据456包括四个不同的文件460、461、463和464,但本发明构思的实施例不限于此配置。在不脱离本发明构思的范围的情况下,两个或更多文件可以被组合以形成单个文件;单个文件可以被分开到两个或更多文件中。

[0078] 如图4中进一步图示的,根据本发明构思的一些实施例,应用程序454可以包括图像处理模块451和图像捕获模块452。虽然例如参考图4中作为应用程序的图像处理模块451和图像捕获模块452图示了本发明构思,但如将由本领域技术人员领会的,还可以利用其它配置而同时仍受益于本发明构思的教导。例如,图像处理模块451和图像捕获模块452还可以被并入到数据处理系统400的操作系统452或其它这样的逻辑划分中。因此,本发明构思不应被解释为限于图4的配置,而是旨在涵盖能够执行本文中描述的操作的任何配置。

[0079] 此外,虽然图像处理模块451和图像捕获模块452被图示在单个数据处理系统中,但如将由本领域的技术人员领会的,这样的功能性可以跨一个或多个数据处理系统来分布。因此,本发明构思不应当被解释为限制于图3和4中所图示的配置,而是可以通过数据处

理系统之间的功能的其它布置和/或划分来提供。

[0080] 在某些实施例(诸如LSI应用)中,目标流体的速度可以使用以下等式来计算:

$$v(i,j) = v_0 + \frac{a}{c(i,j)^2} \quad \text{等式(1)}$$

其中 $v(i,j)$ 是目标流体的速度, v_0 是用于计及背景噪声的添加项并且在已经移除基线之后可以是零; a 是与用于获得 c 的成像参数、激光参数、时间/空间平滑参数有关的常数并且反映了目标流体的光学特性; c 是激光散斑对比度; 以及 i 和 j 是行像素索引和列像素索引。

[0081] 针对LDI应用,目标流体的速度可以使用以下等式计算:

$$v(i,j) = \frac{\lambda}{2 \sin \theta} \Delta f \quad \text{等式(2)}$$

其中 $v(i,j)$ 是目标流体的速度; 其中 λ 是波长; Δf 是多普勒频率中的改变(多普勒频移); 以及 θ 是两个射束之间的角度的一半。典型地,不存在应用于NIRF等的直接方程式。

[0082] 然而,即使当成像的对象为静止时,存在必须被计及的移动以准确地确定血管中的血流和组织中的灌注。最近如2013年,LSI领域中的专家讨论了作为该领域中仍待回答的两个关键问题之一的运动现象。因此,具有识别该运动贡献并且计及其幅值的能力的系统和方法是需要的,并且被包括在要求能够实验地以及在活体内对血管中的血流和组织中的灌注进行评价、成像和/或量化的技术中。

[0083] 现在参考图5A和5B,图5A是手的可见光图像以及图5B是手的近红外光图像。根据本发明构思的一些实施例,这些图像可以被用于计算血流和灌注的移动和运动现象。

[0084] 特别地,为了移除由组织/器官的移动(诸如呼吸、痉挛、心脏跳动等)和/或相机引起的组织/器官的运动现象,可以使用以下等式来计算伽利略速度加法:

$$v_{12}(r) = v_{13}(r) + v_{32}(r) = v_{13}(r) - v_{23}(r) \quad \text{等式(3)}$$

其中 $v_{13}(r)$ 是所关心的对象(血流和灌注)相对于检测器(相机)的速度分布; $v_{23}(r)$ 是宿主对象(血液血管嵌入其中的组织/器官)相对于检测器(相机)的速度分布; $v_{32}(r)$ 是检测器(相机)相对于宿主对象(血液嵌入其中的组织/器官)的速度分布; 以及 $v_{12}(r)$ 是所关心的对象(血流和灌注)相对于宿主对象(血液血管嵌入其中的组织/器官)的速度分布。换句话说, $v_{32}(r)$ 和 $v_{23}(r)$ 因此,本发明构思的实施例可以解决在通过所有当前的LSI或LDI方法的图像信号仅提供 $v_{13}(r)$ 的条件下确定 $v_{12}(r)$ 的需要。根据本发明构思的一些实施例,多光谱成像方法,可以使 $v_{13}(r)$ 和 $v_{23}(r)$ 两者是可得。

[0085] 使用LSI作为示例,使用以上的等式(1),相干NIR激光的光的散斑对比度 $C_{NIR}(i,j)$ 与 $v_{13}(r)$ 相关联,其是所关心的对象(血流和灌注)相对于检测器(相机)的速度分布。 $v_{13}(r)$ 受到血流的移动和由诸如呼吸、痉挛、心脏跳动等因素所引起的组织/器官的移动以及相机的移动所影响。可见激光的光,尤其是在450~495nm波长范围(蓝色激光的光)内,相比于NIR激光的光在软组织/器官中具有小得多的穿透。

[0086] 使用以上阐述的等式(1),相干可见激光的光的散斑对比度 $C_{VIS}(i,j)$ 主要与 $v_{23}(r)$ 相关联,其是宿主对象(血液血管嵌入的组织/器官)相对于检测器(相机)的速度分布。 $v_{23}(r)$ 受到由诸如呼吸、痉挛、心脏跳动等因素所引起的组织/器官的移动以及相机的移动所影响。使用等式(3),可以使用 $v_{13}(r)$ 和 $v_{23}(r)$ 导出 $v_{12}(r)$, 因此所关心的对象(血流和灌注)

相对于宿主对象(血液血管嵌入的组织/器官)的速度分布可以在没有组织/器官的移动和相机的移动的影响的情况下被量化。

[0087] 作为基线的相干可见激光的光的散斑对比度 $C_{VIS}(i, j)$ 可以用于基于该数学模型将相干NIR激光的光的散斑对比度 $C_{NIR}(i, j)$ 归一化以减少运动现象的速度分量。计算机算法可以被设计成使用 $C_{VIS}(i, j)$ 将 $C_{NIR}(i, j)$ 归一化(减去其或者除以其)以实时地产生一个或多个稳定的血流和灌注图。该算法可以由例如数据处理器(如以上关于图3-4所讨论的)来处理。

[0088] 现在参考图6A和6B,将讨论使用血流和灌注的测量所生成的图像,所述测量对静止的手仅使用NIR和双波长照射。如图示的,对静止的手仅使用NIR和双波长照射的血流和灌注的测量是非常类似的。这是因为当样本/目标静止时,由可见光测量的作为基线的运动现象接近于零。因此,在不移除基线的情况下的结果(图6A:使用仅NIR光)与基线被移除的情况下的结果(图6B:使用双波长照射)是几乎相同的。

[0089] 现在参考图7A和7B,将讨论图示了对移动的手仅使用NIR和双波长照射的血流和灌注的测量的图像。如其中图示的,对摇动的手仅使用NIR和双波长照射的血流和灌注的测量是非常不同的。利用仅NIR光的测量(图7A)示出了高得多的灌注水平,其是由运动现象所引起的。利用双波长照射的测量(图7B)与对静止的手的测量几乎是相同的。这是因为当样本/目标移动时,由可见光测量的作为基线的运动现象不是零。因此,在不移除基线的情况下的结果(图7A:使用仅NIR光)比基线被移除的情况下的结果(图7B:使用双波长照射)示出了更多的“血流和灌注”。

[0090] 现在参考图8A和8B,将讨论图示了利用仅NIR和双波长照射的灌注测量二者的图像。特别地,图8A和8B是图示了使用对静止的手的仅近红外光(8A)和双波长照射(8B)的灌注测量的图像,其中通过使用一只手挤压另一只成像的手的手腕来暂时阻塞血液供应。如图示的,通过暂时阻塞对手的血液供应所引发的下降是清楚的。

[0091] 与LSI不同,LDI使用两束相干光射束的干涉:来自作为光源的激光器的一束以及从移动对象反射的一束,后者的频率稍微偏移于入射光的频率。LDI确定入射射束所聚焦于的对象的一个“像素”或点或小区的速率。通过扫描聚焦射束来获得图像。类似于使用等式(2)的等式(1)的LSI,在LDI中 $v_{13}(r)$ 和 $v_{23}(r)$ 的测量可以使用穿透NIR射束和非穿透可见射束来实现。而且,使用等式(3),可以识别基准点相对于宿主对象(血液血管嵌入的组织/器官)的 $v_{12}(r)$ 。

[0092] 此外,实际上,激光散斑对比度是静态背景和动态部分的混合。散斑对比度的动态部分与运动相关联并且静态背景是由不均匀散射介质的光学特性的差异所引起的。由于在当前的LSI技术之中,无流量情况下的基线散斑对比度是不可得的,因此除了在受控的人体模型/管道实验中,散斑对比度的静态背景是准确地量化组织/器官中的血流的主要障碍。多光谱照射方案使用可见相干激光的光提供了无流量情况下的基线散斑对比度 $C_{VIS}(i, j)$ 。相干可见激光的光的散斑对比度 $C_{VIS}(i, j)$ 可以被用于基于根据本发明构思的实施例的数学模型来将相干NIR激光的光的散斑对比度 $C_{NIR}(i, j)$ 进行归一化,以减少散斑对比度中的静态背景,如在图9A和9B中图示的。图9A和9B图示了对猪的大肠使用仅近红外光(9A)和双波长照射(9B)的灌注测量。由静态对比度引起的测量不准确度可以在图9A中的外科手术单

950上看到。在图9B中，“假”血流和灌注由于静态对比度的减少而在外科手术单950上不可见。

[0093] 本发明构思的实施例通过两个方法中的一个提出了对组织和器官的解剖结构和血流生理学二者的可视化。然而，将理解的是，本发明构思的实施例不限于本文中所讨论的方法。

[0094] 现在参考图10A-10D，将讨论使用双层设计的第一方法。首先参考图10A(图片A)，图示了由可见光的原始(初始)图像帧表示的解剖层。(解剖层) $Img_{VIS}(i, j)$ 是样本/目标组织/器官的8位灰度可见图像，以及*i*和*j*是沿着水平和垂直方向的像素索引。在一些实施例中，该图像的亮度、对比度和伽马值可以被调整以实现较好的可视化效果。

[0095] 现在参考图10B，基于近红外光的一个或多个原始图像帧来产生处理的图像，以使用激光散斑或者激光多普勒成像技术反映成像的组织/器官的血流和灌注的二维(2D)速率分布。(生理层) $Img_{NIR}(i, j)$ 是8位索引的图像，其中它的数值被映射到预定的色图。通常，颜色范围从蓝色到红色(0到255)，其中蓝色表示无/最小流速率以及红色表示系统可以检测到的最高流速率。

[0096] 现在参考图10C，透明图是使用将解剖层或解剖层的部分重叠在生理层上的方法而产生的，该方法将使底部层不可见(被覆盖)或者部分地不可见(被覆盖)。将生理层或生理层的部分重叠在解剖层上的方法将使底部层不可见(被覆盖)或者部分地不可见(被覆盖)。根据本发明构思的实施例来应用透明图/矩阵以使用以下等式确保两层的可见度：

$$T(i, j) = \left(\frac{Img(i, j) - \text{Min}(Img(i, j))}{\text{Max}(Img(i, j)) - \text{Min}(Img(i, j))} \right)^x \quad \text{等式 (4)}$$

其中 $T(i, j)$ 是透明图，其中 Img 是可见或近红外光的原始(初始)图像帧以及 x 是 >0 且 $<=2$ 的可调整参数。基本上， $T(i, j)$ 中的每个像素值在0和1之间，其中0表示不透明并且1表示100%透明。参数 x 控制透明图的对比度，并且如果 $x > 1$ ，则透明度具有较大的动态范围，以及如果 $x < 1$ ，则透明度具有较小的动态范围。图10D表示根据本发明构思的实施例的使用A、B和C来揭示解剖结构和生理学二者的组合的视觉效果。

[0097] 现在参考图11A至11C，将讨论使用颜色和亮度设计的第二方法。如在图11A中图示的，解剖层由图像亮度表示：可见光的原始(初始)图像帧。 $Img_{VIS}(i, j)$ 是样本/目标组织/器官的8位灰度可见图像并且*i*和*j*是沿着水平和垂直方向的像素索引。该图像的亮度、对比度和伽马值可以被调整以实现较好的可视化效果。

[0098] 现在参考图11B，生理层由图像颜色来表示：基于近红外光的一个或多个原始图像帧的处理的图像，以使用激光散斑或者激光多普勒成像技术来反映成像的组织/器官的血流速度和灌注的2D速率分布。在第一步骤中，生成8位索引的彩色图像，其中它的数值被映射到预定的色图。通常，颜色的范围从蓝色到红色(0到255)，其中蓝色表示无/最小流速率以及红色表示系统可以检测到的最高流速率。在第二步骤中，8位索引的彩色图像被转换成归一化的RGB图 $RGB_{NIR}(i, j)$ ，其中每个像素的颜色由(R, G, B)三个值表示并且每个值的范围从0到1。将理解的是，由于各图是黑白的，所以在本文中已经采用了对应的灰度。

[0099] 现在参考图11C，通过创建8位RGB彩色图像(如 $Img(i, j) = Img_{VIS}(i, j) \times RGB_{NIR}(i, j)$) 将解剖和生理层融合在一起。注意，每个颜色通道(矩阵 $R_{NIR}(i, j)$ 、 $G_{NIR}(i, j)$ 和 $B_{NIR}(i, j)$)

乘以相同的可见图像 $Img_{vis}(i,j)$ 。

[0100] 根据本发明构思的一些实施例,多波长成像设计可以被用于同时地将不同成像技术组合在一起。例如,如本文中讨论的,基于吡啶菁绿的NIR荧光技术使用808nm照射并且荧光发射光是830nm,以及808nm反射光被认为是噪声并且被滤除。根据本发明构思的一些实施例,808nm反射光可以用于在维持830nm荧光功能的同时实现LSI或LDI。

[0101] 现在参考图12A-12D,将讨论图示以下各项的图像:图片A,小肠的NIR 785nm图像(12A);图片B,同一小肠的绿色532nm图像(12B);图片C,同一小肠的重构彩色图像(12C);以及图片D,由常规相机拍摄的同一小肠的图像(12D)。特别地,使用根据本发明构思的一些实施例的多光谱成像系统的情况下,可以通过使用每个光谱作为一个RGB颜色通道来构建初始彩色图像。例如,使用NIR图像作为红色通道以及使用532nm图像作为绿色通道,可以在不使用彩色相机的情况下生成小肠的彩色图像,如在图12A-12D中图示的。将理解的是,由于各图是黑白的,所以在本文中已经采用了对应的灰度。

[0102] 现在参考图13A-13D,将讨论图示以下各项的图像:图片A,猪心脏的NIR 785nm图像(13A);图片B,同一猪心脏的绿色532nm图像(13B);图片C,同一猪心脏的重构彩色图像(13C);以及图片D,由常规相机拍摄的同一猪心脏的图像(13D)。图13A-13D图示了使用NIR图像作为红色通道以及使用532nm图像作为绿色通道,可以在不使用彩色相机的情况下生成猪心脏的彩色图像。如果一个颜色通道的信息丢失,则算法被设计为使用其它两个颜色通道的信息来生成该数据。由于样本(组织/器官)的颜色主要是红色,只要红色通道的信息是可用的,本发明构思的实施例就可以生成非常接近于初始颜色的颜色,如关于图10A-10D和11A-11D讨论的。因此,如在图片C(图12C)对比图片D(图12D)中所示出的,如果NIR被用作红色通道,则本发明构思的实施例允许重构彩色图像以揭示较深的组织/器官的信息。

[0103] 如以上关于各图简要讨论的,本发明构思的一些实施例使用具有穿过目标组织的差异透射率的两个波长来应用LSI或LDI。在一些实施例中,第一波长在具有零穿透或非常浅的穿透的可见范围内,诸如蓝光(450-495nm)。该非穿透照射的成像结果用作捕获组织/器官表面的解剖结构以及目标组织/器官的位置标记,而不是血流和灌注的皮下的移动。两个波长中的第二个是近红外(NIR),其具有深得多的穿透并且该NIR照射的成像结果揭示了下面的血流生理学,其既与目标组织/器官的运动相关又与血流和灌注的移动相关。

[0104] 使用可见光的成像测量作为基线的情况下,可以在不受目标的运动现象影响的情况下根据NIR成像测量导出血流和灌注的真实运动。此外,由可见光捕获的解剖结构信息和由NIR光测量的生理特性可以根据本发明构思的一些实施例被合成在一起。根据本文中讨论的实施例的合成的成像产品跨激光成像技术的临床应用的光谱提供了血流和灌注的先前难达到的可视化清晰度和量化准确度。

[0105] 因此,本发明构思的实施例提供了改进的图像质量以及实时数据获取(该获取为若干秒,对比所有其它技术而言是若干分钟)和分析。本发明构思的该实时方面使该技术成为对于由外科医生/提供商持续采用的技术而言的实际选项。本发明构思的实施例准确地描绘和量化了血流和灌注。

[0106] 本发明构思的另外的实施例指向使用本文中讨论的多波长成像技术的彩色图像重构。将理解的是,因为本专利申请以黑白方式公布,所以图像以灰度来呈现。特别地,使用

如本文中讨论的双波长成像技术的情况下,两个图像可以被同时获取。一个是近红外图像 $IR(x,y)$ 以及另一个是可见图像 $VIS(x,y)$ 。X和Y表示水平和垂直像素的索引。为了重构红绿蓝 (RGB) 彩色图像,红色、绿色和蓝色通道分别如以下来计算:

$$R(x,y) = (2^N - 1) \times a_1 \times \left(\frac{NIR(x,y) - \min(NIR(x,y))}{\max(NIR(x,y) - \min(NIR(x,y)))} \right)^{b_1} \quad \text{等式 (5)}$$

$$G(x,y) = (2^N - 1) \times a_2 \times \left(\frac{VIS(x,y) - \min(VIS(x,y))}{\max(VIS(x,y) - \min(VIS(x,y)))} \right)^{b_2} \quad \text{等式 (6)}$$

$$B(x,y) = (2^N - 1) \times a_3 \times \left(\frac{VIS(x,y) - \min(VIS(x,y))}{\max(VIS(x,y) - \min(VIS(x,y)))} \right)^{b_3} \quad \text{等式 (7)}$$

$$\frac{NIR(x,y) - \min(NIR(x,y))}{\max(NIR(x,y) - \min(NIR(x,y)))} \quad \text{等式 (8)}$$

其中 $R(x,y)$ 、 $G(x,y)$ 、 $B(x,y)$ 分别是RGB彩色图像红色、绿色和蓝色通道;N是色图的位,例如,8位或16位;a和b是用于每个通道的调整参数;min是取最小值的函数;max是取最大值的函数;以及等式(8)用作对一个特定波长的初始图像的归一化。此外,一个特定波长的初始图像的亮度、对比度和伽马值可以在应用以上的等式之前被调整。

[0107] 根据本发明构思的一些实施例的多波长彩色图像再造技术可以减少对于设备中的额外彩色相机的需要;可以创建具有最少两个波长的彩色图像;以及与传统彩色图像相比,根据本文中讨论的实施例所产生的彩色图像由于使用近红外波长而使较大的穿透深度可视化。

[0108] 现在参考图14A至14E,将讨论根据本发明构思的一些实施例的使用多波长成像设备进行成像的一段猪的大肠的各种图像。图14A是使用可见波长(532nm)获得的猪的肠的图像。图14B是使用近红外波长(785nm)的猪的肠的图像。图14C是利用图14A和14B的波长重构的猪的肠的图像。图14D是利用室光照射的肠的常规彩色图像(以灰度示出)。图14E是根据本发明构思的一些实施例的肠的血流和灌注图像。

[0109] 现在参考图15A到19B,将讨论关于实时图像质量测试协议的细节。实时图像质量测试协议基于使用图像配准和图像元数据的定制算法而开发,以在临床成像过程期间检验以下问题:

- 目标的移动:图15A和15B图示了由定制的图像配准算法检测的静止的手(15A)和移动的手(15B)的图像。通过定制的图像配准和光流算法,可以在图像下方画出量化的检测结果曲线。

- 视场或相机的移动:图16A和16B图示了由定制的图像配准算法检测的由静止的相机捕获的手图像(16A)和由移动的相机捕获的手(16B)的成像。

- 阻挡的视场:图17A和17B图示了手的图像(17A)和被盘绕物部分阻挡的手的图像(17B)并且该被阻挡的视场由定制的图像配准算法检测。

- 外科医生/内科医生的头灯的侵入:图18A和18B图示了手的图像(18A)和在头灯照在手上的情况下的手的图像(18B)并且FOV内的该额外的光由使用图像中的元数据的定制的算法检测。

- 外界光条件:图19A和19B图示了在室光关闭的情况下的手的图像(19A)和在室光开启的情况下的手图像的图像(19B)并且这由使用图像中的元数据的定制的算法检测。

[0114] 根据本发明构思的一些实施例,该过程的目标是要减少由不正确的图像获取所引起的低质量图像的可能性,或者可能地,消除该低质量图像,以改进可视化以及增加对血流和灌注的量化的准确度。

[0115] 如以上讨论的,以上讨论的使用成像方法获得的数据仅可以被用于导出血流速率 u 的分布。在临床中,需要关于血流率的分布的信息,其由血液速度 u 与血液血管的横截面积 A 的乘积给出。为了获得 $u(r)$ 的分布(其中 r 是三维坐标),必须求解Navier-Stokes等式,其由以下阐述的等式(9)和(10)给出:

$$\rho \cdot \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \mathbf{u} \nabla \cdot \mathbf{u} \right) = -\nabla p + \mu \cdot \nabla^2 \mathbf{u} + \mathbf{F} \quad \text{等式(9)}$$

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{u}) = 0 \quad \text{等式(10)}$$

其中 ρ 是密度 (kg/m^3), u 是流速度向量 (m/s), p 是压强 (N/m^2 或帕斯卡), F 是体积力向量 (N/m^3) 以及 μ 是粘度。求解Navier-Stokes等式产生速度场,即流体速度在空间和时间上的分布。一旦获得了该速度场,就可以计算所关心的其它量,诸如流率和拖曳力。这些计算的量可以与使用以上讨论的方法而获得的实验数据进行比较以验证数据。

[0116] 现在将关于本发明构思的一些实施例讨论用于组织/器官中的主要血管中的血流率分布的无创测量的计算过程。过程开始于利用相干光源照射所关心的组织区,所述相干光源诸如具有足够长波长的激光器,以用于在作为第二波长的例如550nm到约1100nm之间的相对大的穿透深度。使用以上讨论的方法的情况下,获取第二波长下的散射光以确定主血管中的血流速率的空间分布和所关心的区中的组织中的灌注分布。在数值上计算针对所关心的区的速度场 $u(r)$ 。在一些实施例中,使用以上阐述的等式(9)和(10)来计算速度场。基于所计算的速度场来计算所关心的区中的血流速率。将所计算的所关心的区中的血流速率与使用来自所关心的区的第二波长下的所获取的图像数据确定的血流速率进行比较以验证结果。

[0117] 如本文中所使用的,“血流率分布”指代所关心的区或视场(FOV)中的 u (速度向量,以 m/sec 为单位)的速度分布与血流分布之间的关系。血流率分布(体积流量,以 cc/min 为单位)的计算涉及使用诸如计算流体动力学模型的工具来从测量的速度 u 的分布获得血流率 (u 向量在血管的横截面上的表面积分)。此外,本发明构思的实施例被配置用于例如大约 $100\text{mm} \times$ 大约 100mm 的巨大的FOV。以下关于图31还讨论了关于本发明构思的各种实施例的FOV的细节。

[0118] 现在参考图20、21A和21B,将讨论根据本发明构思的实施例的无创系统的各种实施例。参考图20,将讨论根据本发明构思的实施例的移动系统。如其中图示的,该系统包括移动推车2017,其包括例如通信设备(计算机塔台)2027、控制箱2037、外壳中的一系列架子等、以及其上的计算机终端或显示器2047;根据本文中所讨论的实施例的延伸臂2057和操作头模块2067。移动推车2017可以包括轮2018和用于当移动推车2017定位在受试者附近时锁定轮的机构,例如制动器。在不脱离本发明构思的范围的情况下,操作头模块可以包括外壳、用户界面、灯和警报器等。延伸臂2057可以用于将操作头模块2067定位在患者/受试者2077上方。将系统向患者移动而不是将患者带到系统处的能力提供了许多优点,尤其是对于不能移动的患者而言。在一些实施例中,延伸臂2057可以包括多个铰接的臂段2057。

[0119] 现在参考图21A和21B,将讨论根据发明构思的较小占用面积的实施例。如图21A和21B中图示的,较小占地面积的操作头单元可以用于提供根据本文中讨论的实施例的操作。这些系统可以包括通信设备2128,其包括计算机控制台和相关的显示器和用户界面、电源和控制单元2138,其全都耦合到手持操作头单元2118。如图21A中图示的,在一些实施例中,使用柔性延伸臂2148将较小占地面积的移动操作头单元2118耦合到通信设备2128。柔性延伸臂2148可以允许移动操作头单元2118定位在患者/受试者的目标区上,而不用重新定位患者受试者。图21B图示了没有柔性延伸臂2148的移动操作头单元2118。将理解的是,图21A和21B仅作为示例提供,以及因此,本发明构思的实施例不限于该配置。

[0120] 现在参考图22,现在将讨论本发明构思的手指探针/皮肤贴片实施例。如图22中图示的,这些系统可以包括通信设备2228,其包括计算机控制台和相关的显示器和用户界面、电源和控制单元2238,其全都耦合到手指探针单元2258和/或皮肤贴片2268。如图22中图示的,在一些实施例中,使用柔性延伸臂和/或线缆2248将手指探针单元2258或皮肤贴片2268耦合到通信设备2228。柔性延伸臂2248允许手指探针单元2258和/或皮肤贴片2268被定位在受试者的手指或皮肤上而不用重新定位受试者。将理解的是,图22仅作为示例提供,以及因此,本发明构思的实施例不限于该配置。

[0121] 现在参考图23,现在将讨论本发明构思的手持移动实施例。如图23中图示的,这些系统可以包括通信设备2373,其包括例如微芯片计算机和相关的显示器和用户界面(如图21A中所示)、电池电源和控制单元。在聚焦距离处或者通过与手持单元的表面接触来非侵入地捕获图像。实施例可以包括以上讨论的图像捕获、分析、显示和存储。在不脱离本发明构思的范围的情况下,无线通信协议可以用于下载所存储的信息。

[0122] 如根据本文中讨论的细节和图20至23是清楚的,存在包括在本文中讨论的各种实施例和形式因素中的公共部件。特别地,该系统通常包括光学器件,该光学器件包括可以是定制的多传感器设备的相机;多个近红外和可见激光器;光发射设备(LED)(例如,2410,图24)以定位视场(FOV);距离传感器,以用于标记距离以确保视场的适当尺寸;以及纤维和其它前端光学器件。

[0123] 大多数实施例包括通信设备(即计算机和显示单元)以处理来自相机的原始图像以及使组织/器官中的血流和灌注可视化以及与电子控制板通信。

[0124] 系统耦合到电源和控制单元或其任何组合。例如,交流(AC)、直流(DC)或电池电源为系统中的不同部件提供电力。此外,电子控制板可以控制不同的部件以及通过软件与计算机通信并且读取反馈。

[0125] 本发明构思的一些实施例提供了实时软件分析和可视化,以提供同时的解剖和血流以及灌注生理学视图,如例如图26A至26D中图示的。将理解的是,在不脱离本发明构思的范围的情况下,对于每个实施例(形式因素),关键部件和输出可以变化。例如,在手指探针应用(图22)中,将使用数字和测量曲线而不是图像数据。

[0126] 现在参考图26A至26D,将讨论使用根据本文中讨论的实施例的方法和系统获得的图像。图26A和26B分别是正常人类手的解剖视图和血流生理学。图26C和26D分别是具有不足的血液供应的异常人类手的解剖视图和血流生理学。

[0127] 如以上讨论的,本发明构思的一些实施例提供了用于对样本中的血流和灌注的无创确定的方法、系统和计算机程序产品。尽管多光谱生理可视化(MSPV)可以用于具有对组

织的直接照射的非侵入开放式外科手术设置中,但是本发明构思的实施例不限于该配置。特别地,最近已经使用基于内窥镜的照射执行许多外科手术过程,以用于身体的腔体内的视觉访问。根据本发明构思的一些实施例,MSPV可以适用于内窥镜平台,其包括例如内窥镜腔洞外科手术、微创外科手术和机器人外科手术,所有这些手术使用内窥镜可视化来照射组织和器官并且来执行如将在本文中进一步讨论的过程。

[0128] 如本文中使用的,“内窥镜系统”指代内窥镜类型设备或将内窥镜类型设备放置到受试者(例如人类身体)的腔体、凹穴、自然腔或管状结构中。

[0129] 现在参考图24,将讨论根据本发明构思的一些实施例的包括内窥镜设备2405的独立MSVP内窥镜系统2400。如以下关于图25将进一步讨论的,本发明构思的实施例不限于独立系统。参考图24,系统包括移动推车2417,其包括例如光源2410;相机控制器和图像处理单元2420;图像管理单元2430;电源和其它配件单元2440;根据本文中讨论的一些实施例的显示器2447和耦合到所述显示器2447的内窥镜设备2405。

[0130] 内窥镜设备2405包括耦合到光源2410的光导2495、耦合到相机控制器2420的相机头和内窥镜适配器2470以及耦合到配件单元2440的可选的空气和水管2450。光导2495、相机头和内窥镜适配器2470以及空气和水管2450可以通过线缆2460连接到插入管的控制手柄2480。插入管可以是柔性的、半刚性的或刚性的,如以下将讨论的。

[0131] 移动推车2417可以包括轮2418和用于当移动推车2417定位在受试者附近时锁定轮的机构,例如制动器。移动推车2417还可以包括用于包括在其中的各种装备模块的架子等。尽管本发明的实施例在图24中被图示为移动推车,但是将理解的是,本发明构思的实施例不限于该配置。例如,在不脱离本发明构思的范围的情况下,装备可以是静止的或嵌入在较大的集成系统(例如,手术室套件系统)内。然而,将系统向患者移动而不是将患者带到系统的能力提供了许多优点,尤其是对于不能移动的患者。

[0132] 现在将讨论图24中图示的系统的细节。如以上讨论的,一些实施例包括移动推车2417,其可以用于将整个内窥镜系统运输到医院或诊所区域的不同单元中。当系统需要被固定时,通常可以应用制动器。多个架子、支架和保持器可以设计成容纳不同的模块、安装监视器和支撑内窥镜和配件。

[0133] 显示监视器2447不限于图24中所示出的单个监视器。例如,在不脱离本发明构思的范围的情况下,可以在移动推车2417上提供一个或多个监视器。(一个或多个)监视器2447可以连接到相机控制器和图像处理单元2420,以由例如内科医生或护士实时查看。(一个或多个)监视器2447也可以连接到图像管理单元2430以针对情况和事件管理进行查看。在另外的实施例中,可以在内窥镜自身上的显示器上提供监视器2447。在一些实施例中,垫子在系统中提供适配器,其允许系统连接到手术室(OR)中的现有监视器。

[0134] 光源2410可以包括多光谱LED光以引导内窥镜插入过程的视场(FOV)。光源2410还可以包括一个或多个多光谱激光器以用于一旦所关心的区(ROI)被定位就进行的血流和灌注可视化。光源单元2410通常利用光纤连接到内窥镜。本发明构思的实施例可以提供具体配置成在内窥镜环境中工作的光源2410。

[0135] 相机控制器和图像处理单元2420从位于内窥镜中的相机传感器接收图像数据。嵌入式处理系统(不同于PC)将使用算法处理原始数据,并且多光谱灌注可视化(MPSV)和常规颜色可视化将被发送到显示监视器2447。嵌入式处理系统还可以控制内窥镜中的相机传感

器并调整相机设置。在一些实施例中,相机头2470(或相机头的部分)可以位于相机控制器和图像处理单元中以减小内窥镜的外形。在一些实施例中,相机被具体设计用于根据本文中所讨论的那些内窥镜环境。

[0136] 图像管理单元2430可以被配置成提供用于情况和事件管理的用户界面;图像文件管理,例如数据存档和导出;以及其它系统管理,诸如网络连接。图像管理单元2430可以由具有例如Windows或Linux操作系统的PC型架构来实现。将理解的是,在不脱离本发明构思的范围的情况下,图像管理单元可以被并入到相机控制器和图像处理单元2420中以使内窥镜系统较紧凑。然而,两个单元也可以保持分离。

[0137] 出于安全原因,电源2440与电插头在物理上隔离。取决于特定的临床应用,可能需要其它配件,诸如水、空气供应和抽吸泵等。

[0138] 内窥镜2405由插入管2490、光导2495、相机头和内窥镜适配器2470、线缆2460、可选的空气、水或开放通路管2450(虚线指示可选元件)以及控制器和手柄2480提供。将理解的是,在一些实施例中,柔性观测设备可以具有空气、水和开放通路(例如,活组织检查通道),并且在另一实施例中可以不具有这些元件中的一个或多个。刚性观测设备可以具有开放通道,但是可以不具有空气/水。对于腹腔镜/胸腔镜/机器人内窥镜,在刚性观测设备中典型地没有通道。

[0139] 现在将讨论内窥镜系统2400的这些元件的细节。一些实施例提供了两种类型的插入管2490(刚性的和柔性的)。将理解的是,在一些实施例中,在不脱离本发明构思的范围的情况下,插入管可以是半刚性的。每个插入管包含光学透镜和/或纤维束,以利用LED和近红外激光的光照射目标并接收从目标反射的光。取决于特定的临床应用,插入管还可以包括水、空气和抽吸通道。

[0140] 柔性插入管可以例如包括光导连接器、光导管、视频遥控开关、控制主体、插入管的弯曲区段,该弯曲区段可以包括内部仪器通道。刚性内窥镜可以包括例如目镜、目镜套筒、纤维光学器件、纤维引导件、光锥和套筒、光柱和具有远侧端头的刚性插入管。在刚性插入管的端部处可以提供物镜组件。

[0141] 再次参考图24,光导2495被插到光源单元中以传输光。相机头可以潜在地位于例如内窥镜适配器2470中。图像可以通过透镜和/或纤维束从内窥镜的远侧端头传导到相机头,然后通过线缆2460电子地传递到相机控制器和图像处理单元2420。

[0142] 相机头(或相机头的部分)2470可以潜在地位于相机控制器和图像处理单元2420中以减小内窥镜的外形。

[0143] 可以在内窥镜的远侧端头处形成图像和/或图像数据可以使用图像传感器(S1-SN—图1C)来获得并且电子地传输到相机控制器和图像处理单元2420。不同的控制按钮位于内窥镜的手柄2480周围以在操作过程期间实现视野和成像控制等。例如,在一些实施例中,传感器S1-SN(图1C)可以沿着从内窥镜的端头到远离由图像捕获线缆耦合的内窥镜一距离的连续体来布置。

[0144] 现在参考图25,如以上讨论的,本发明构思的实施例不限于关于图24讨论的独立系统。图25是图示了独立系统和适配的系统的框图。图25中图示的独立系统类似于关于图24图示和讨论的独立系统。因此,为了简洁性,本文中不重复该细节。

[0145] 当使用适配应用时,MSVP系统2595与相机头和内窥镜适配器2571对接。软件应用

2573被提供与系统适配器和系统软件的接口。自适应系统的硬件2571和软件2573两者都可以连接到任何系统2579,例如内窥镜系统、胸腔镜系统、微创系统、机器人系统、增强的可视化和访问系统等。因此,现有系统可以使用本文中讨论的发明构思。在另外的实施例中,现有系统可以对接到集成OR系统(OR环境解决方案)2599中。将理解的是,本发明构思的实施例不限于图25中图示的实施例,其仅作为示例提供。例如,在不脱离本发明构思的范围的情况下,图25中图示的框可以被组合或扩展。例如,虽然框2753被图示为具有三个功能,但是这些功能可以被分成两个或更多个框。

[0146] 在图27中图示了根据本发明构思的一些实施例的内窥镜系统的框图。如示出的,内窥镜系统包括内窥镜单元2751;相机2753;相机控制器2753;图像处理单元2753;照射单元2756;图像管理单元2755;内窥镜平台2758和显示单元2757。图27仅作为示例提供,并且因此本发明构思的实施例不限于该配置。在不脱离本发明构思的范围的情况下,单元或模块可以被组合或扩展成多个单元。

[0147] 在一些实施例中,可以使用一个或多个相机。单个相机可以具有一个或多个可用的传感器。

[0148] 在用于内窥镜应用的MPSV的适配中,考虑了若干修改。适配的内窥镜系统部件可以包括修改的内窥镜技术、相机、相机控制器和图像处理单元、图像管理单元、与内窥镜平台操作系统的操作系统接口、以及与(一个或多个)内窥镜平台显示器的接口。

[0149] 在一些实施例中,照射源被修改以调节照射路径来包括内窥镜

在一些实施例中,修改照射路径以产生高度相干的射束。在另外的实施例中,该射束在FOV上方被均匀地漫射、在某个距离处被聚焦并且提供高图像质量和保真度。

[0150] 在更进一步的实施例中,照射源是多个激光器,但也可以包括非激光高能量LED。激光器和LED照射两者都可以使用。

[0151] 在一些实施例中,照射光路径从源通过内窥镜纤维阵列向外传播到目标,该内窥镜纤维阵列由多个波长特定的照射纤维以及图像捕获纤维组成。

[0152] 在一些实施例中,相机是加接到内窥镜的小型化多传感器相机。在其它实施例中,相机系统经由线缆连接到内窥镜。在这些实施例中,反射和散射的光由相机以通过内窥镜端头与相机之间的纤维连接的最小损耗捕获。在这些实施例中的一些中,相机将与内窥镜主体处于可变距离,以促进并入到现有的基于内窥镜的平台中。

[0153] 在一些实施例中,相机速率为约150帧每秒以影响成像保真度和实时分析。

[0154] 在一些实施例中,MSPV操作软件(但不是MSPV图像捕获或MSPV分析软件)将被集成到基于内窥镜的平台操作软件中,以便一起无缝地工作。与基于内窥镜的平台此接口包括心内(endocavitary)外科手术(诸如腹腔镜外科手术、胸腔镜外科手术和身体腔体内侧的其它手术)的平台、微创外科手术平台(诸如微创冠状动脉旁路移植外科手术)以及基于内窥镜的机器人外科手术平台。

[0155] 在其它实施例中,图像显示质量是高清晰度(HD)、三维(3D)或四维(4D)和有机发光二极管(OLED),其全都与MSPV分析展示一致。

[0156] 在一些实施例中,内窥镜设计是刚性观测设备,其在端头处具有直的或成角度的透镜。

[0157] 在一些实施例中,相机芯片可以在内窥镜端头处被局部化。

[0158] 在一些实施例中,内窥镜设计是具有柔性端头的刚性观测设备,其中相机芯片和透镜在“刚性”观测设备的远侧2.0cm中;该远侧1.0cm是柔性的,其具有360度径向视场。

[0159] 在一些实施例中,观测设备为用于内窥镜、支气管镜和类似的“视觉的”过程的柔性内窥镜,其并入在技术上被修改的此观测设备设计以实现实时MSPV成像和分析。

[0160] 图28是包括以上关于图27讨论的部件中的一些或全部的实验室中的实际系统的示例。使用该系统已经执行了实验。在图28中图示了通过光学器件实验台顶面上的刚性腹腔镜的同时的反射成像(图示了解剖结构)和近红外激光散斑成像(图示了血流和灌注分布图)的实验设置。该实验可以利用一个或多个波长照射和实时成像来完成。例如,在一些实施例中,光源将具有均匀射束分布的一个或多个波长光照在目标(手指)上,并且漫射的反射光通过刚性内窥镜、透镜和适配器被成像并且成像在(一个或多个)单个传感器或多个传感器相机上。原始图像数据被传递到计算机并使用等式1和3(用于激光散斑成像)和等式2和3(用于激光多普勒成像)处理。解剖结构和血流以及灌注分布图由以上关于图10A-10D和等式4以及图11A-11C讨论的算法生成,并且如图2中所示的那样实时显示在监视器上。注意,在该实验中,照射光被传送到内窥镜外侧并且实际上可以使用纤维束、微透镜和漫射器通过内窥镜(刚性或柔性)来传送照射光(一个波长或多个波长)。该实验仅作为示例提供,而不旨在限制本发明构思的范围。

[0161] 现在参考图29A和29B中图示的图像和质量标度。当MSPV视频、解剖结构(图29A)以及血流和灌注分布图(图29B)被实时显示或回放时,本文中利用数字0-11以黑白示出的红色(9-11);黄色(4-6);以及绿色(0-4和6-9)着色的时间线条(底部)可以用于指示时间标记和在该时间标记处的图像质量。在不脱离本发明构思的范围的情况下,图像质量检查结果可以被完成并实时地或回顾性地以回顾模式嵌入MSPV查看区段中。在一些实施例中,在用户实时地或回顾性地查看图像时,将图像质量指示符条与时间线条组合。颜色(红色、黄色、绿色)或数字1-11指示在该特定时间标记处的视频质量。例如,绿色(0-4和6-9)可以指示良好质量图像;黄色(4-6)可以指示中等质量图像并且红色(9-11)可以指示不良质量图像。实施例不限于图29A和29B中图示的特定颜色、数字或标度。在不脱离本发明构思的范围的情况下,可以使用任何标度。

[0162] 现在参考图30,将讨论图示了根据本发明构思的一些实施例的方法的流程图。在适用于内窥镜系统的多光谱成像系统中用于多光谱成像的操作开始于框3000处,其通过使用具有第一波长且通过内窥镜系统传送的第一光源对样本进行成像。使用不同于第一光源的第二光源对样本进行成像,该第二光源具有不同于第一波长的第二波长并且通过内窥镜系统传送(框3010)。在相机处接收来自样本的与第一和第二光源有关的信息(框3020)。第一波长处的光被配置成反射离开样本的表面到相机中,并且第二波长处的光被配置成穿透样本并且通过内窥镜系统向相机提供与样本有关的信息。在处理器处对由相机提供的与第一和第二光源有关的信息进行组合,以对样本的解剖结构进行成像、对样本的血流和灌注的生理学进行成像和/或根据血流率分布来合成样本的解剖结构以及血流和灌注的生理学(框3030)。可以使用内窥镜系统执行照射、分析和显示。内窥镜系统可以被配置成与多光谱生理可视化(MSPV)操作系统通信。

[0163] 现在参考图31,将讨论图示了关于本发明构思的各种实施例中的FOV的细节的图。图31图示了与内窥镜3103相关联的查看圆3100。角FOV(FOV_{WS})以度来描绘。查看圆3100的半

径r与线性FOV直接相关,如以下关于等式11所讨论的。如图31中图示的,在其中图示的示例中,物距d为50mm。

[0164] 通常,FOV可以以两种方式之一来指定:以度指定的角FOV;以及以长度/长度的比指定的线性FOV(FOV_{WS})。在物距和/或工作距离被限定的情况下,可以使用例如以下讨论的等式11将角/线性FOV转换成另一个。如图21中所示出的,通过锥角 FOV_{WS} 测量内窥镜3103的FOV,该锥角 FOV_{WS} 是角FOV。刚性内窥镜的锥角 FOV_{WS} 的范围可以从约0度到约90度,典型地为约30度。

[0165] 本发明构思的示例性施例已经使用具有75度FOV的Olympus 10mm刚性腹腔镜。通过改变工作距离,根据等式11,线性FOV的范围可以从低于1.0cm×1.0cm到高于10.0cm×10.0cm。

[0166] $FOV_{WS} = 2\text{atan}\left(\frac{r}{d}\right)$ 等式(11);

其中 FOV_{WS} 是以度为单位的角FOV;r是查看圆的半径,其与线性FOV直接相关;以及d是物距。

[0167] 通过使用适当的光学适配器透镜,本发明构思的实施例可以用于设计具有从0度到180度的角FOV的系统,并且可以使用以上阐述的等式11导出对应的线性FOV。

[0168] 在附图和说明书中,已经公开了本发明构思的示例实施例。尽管采用了特定术语,但是它们仅以通用和描述性意义使用,而不是出于限制的目的,本发明构思的范围由以下权利要求限定。

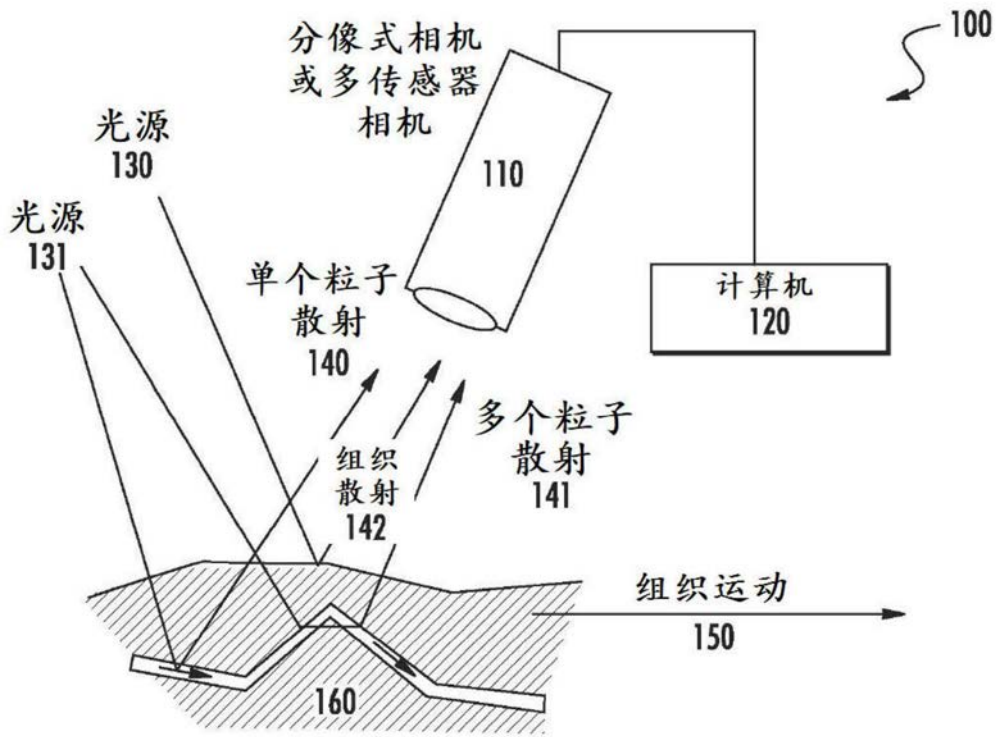


图1A

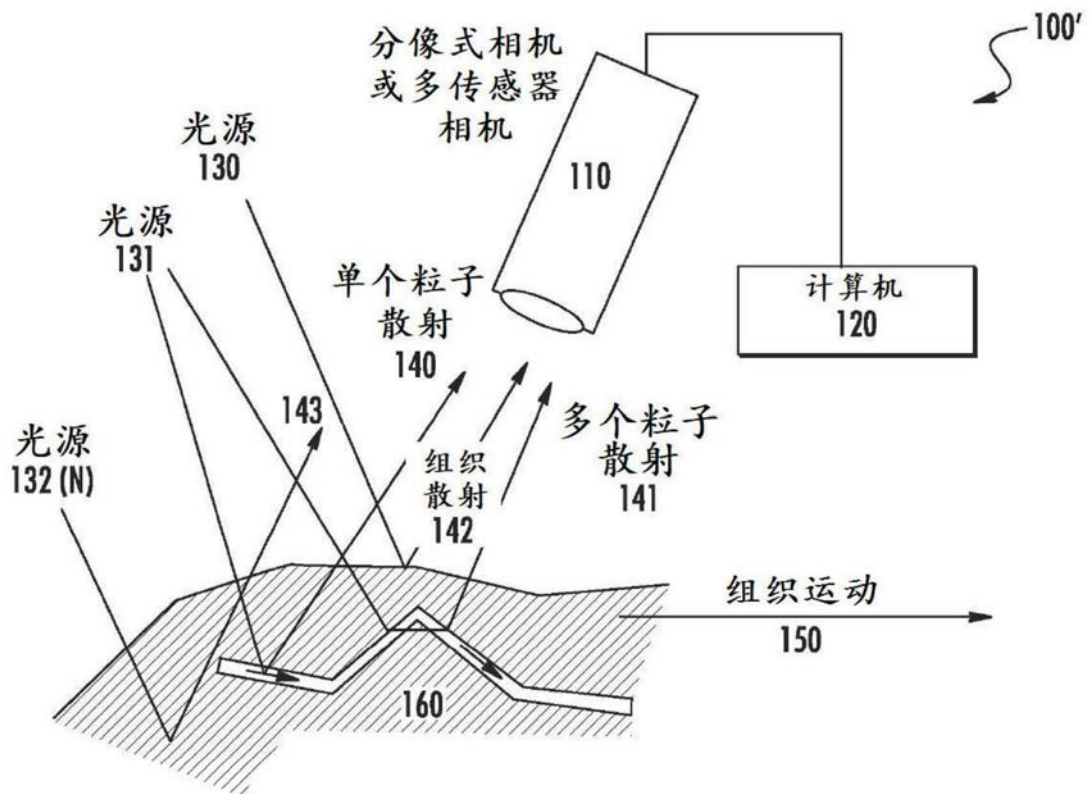


图1B

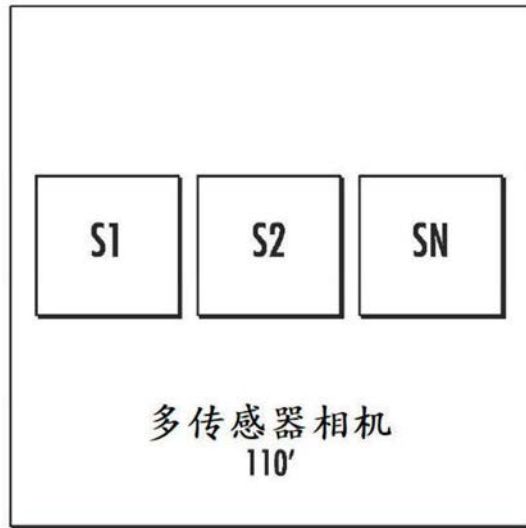


图1C

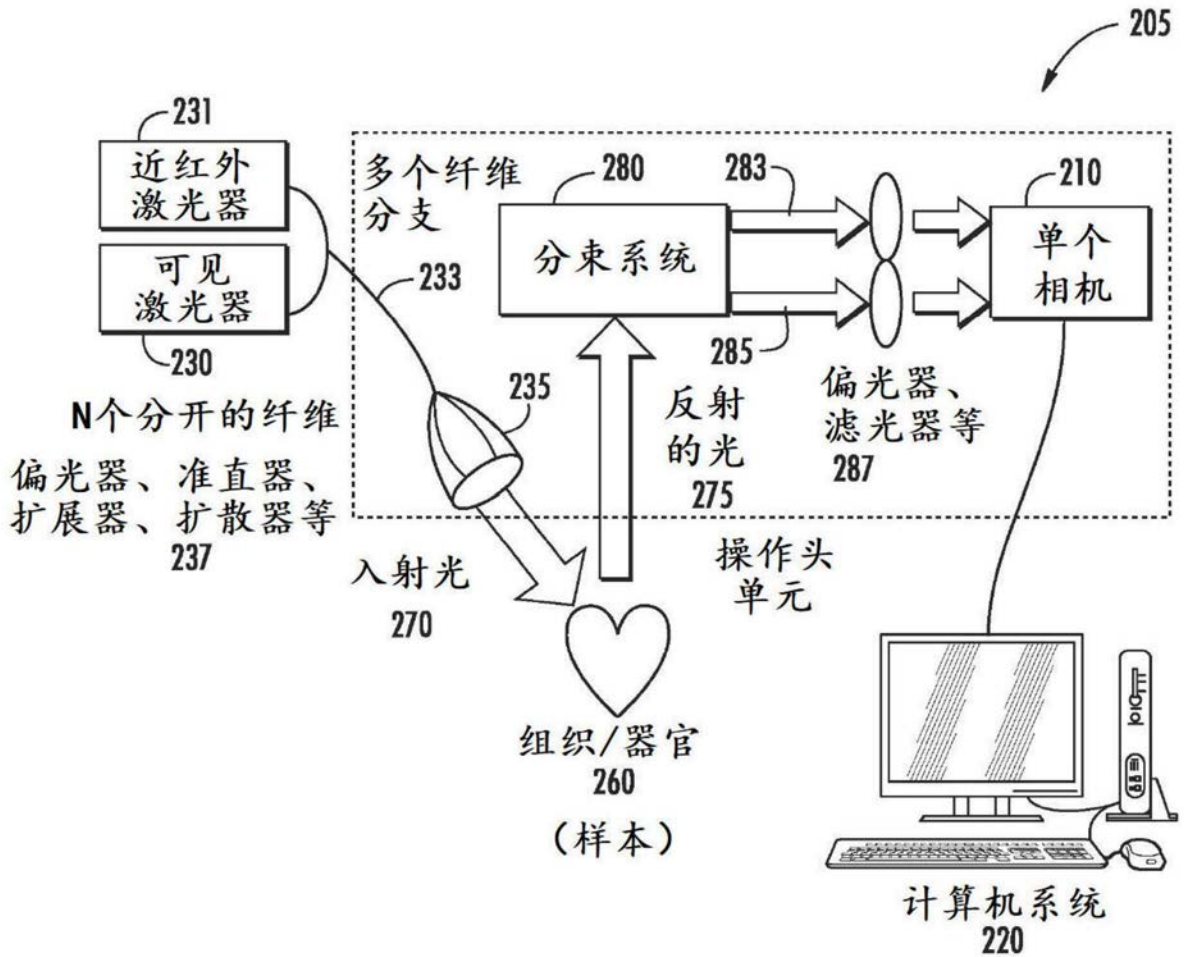


图2

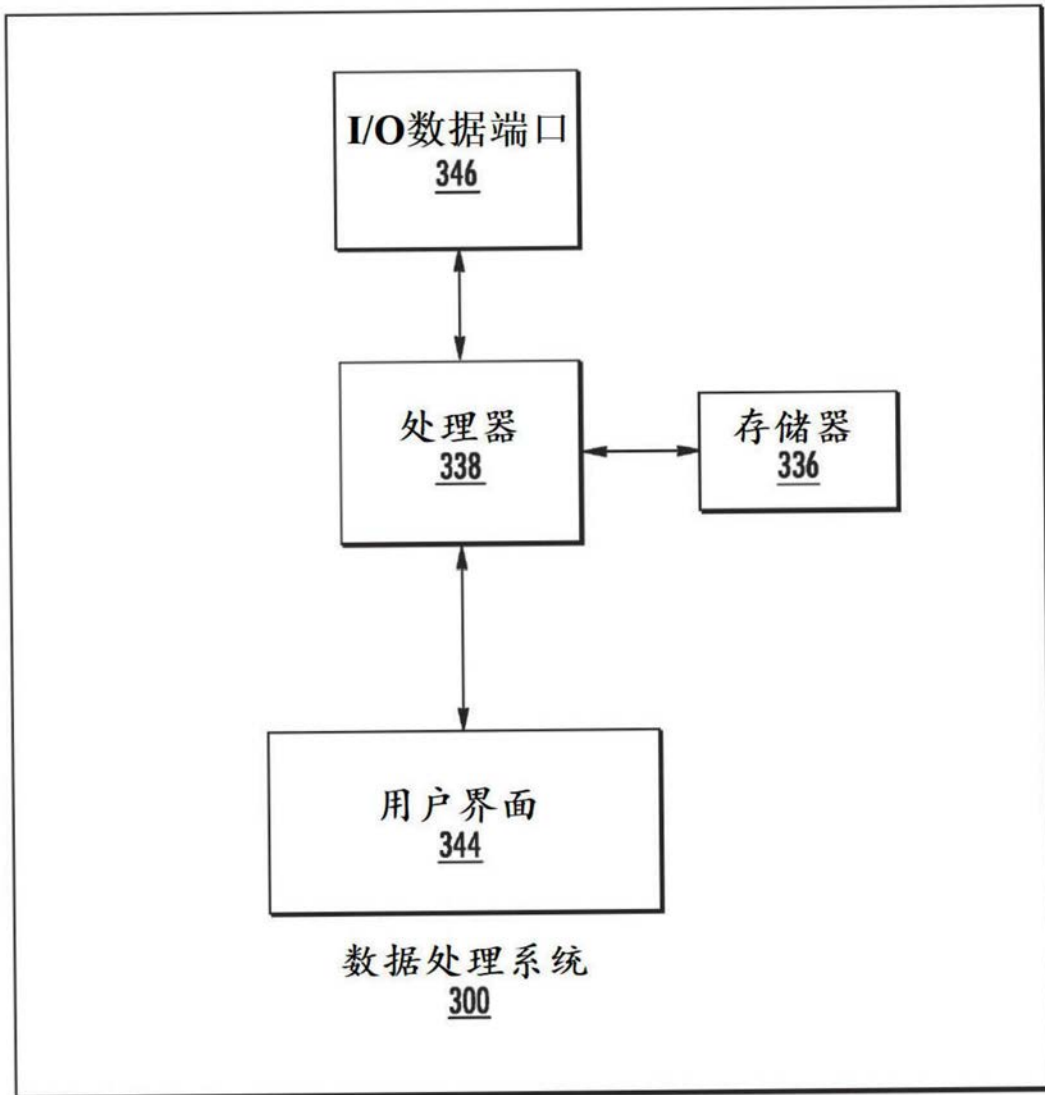


图3

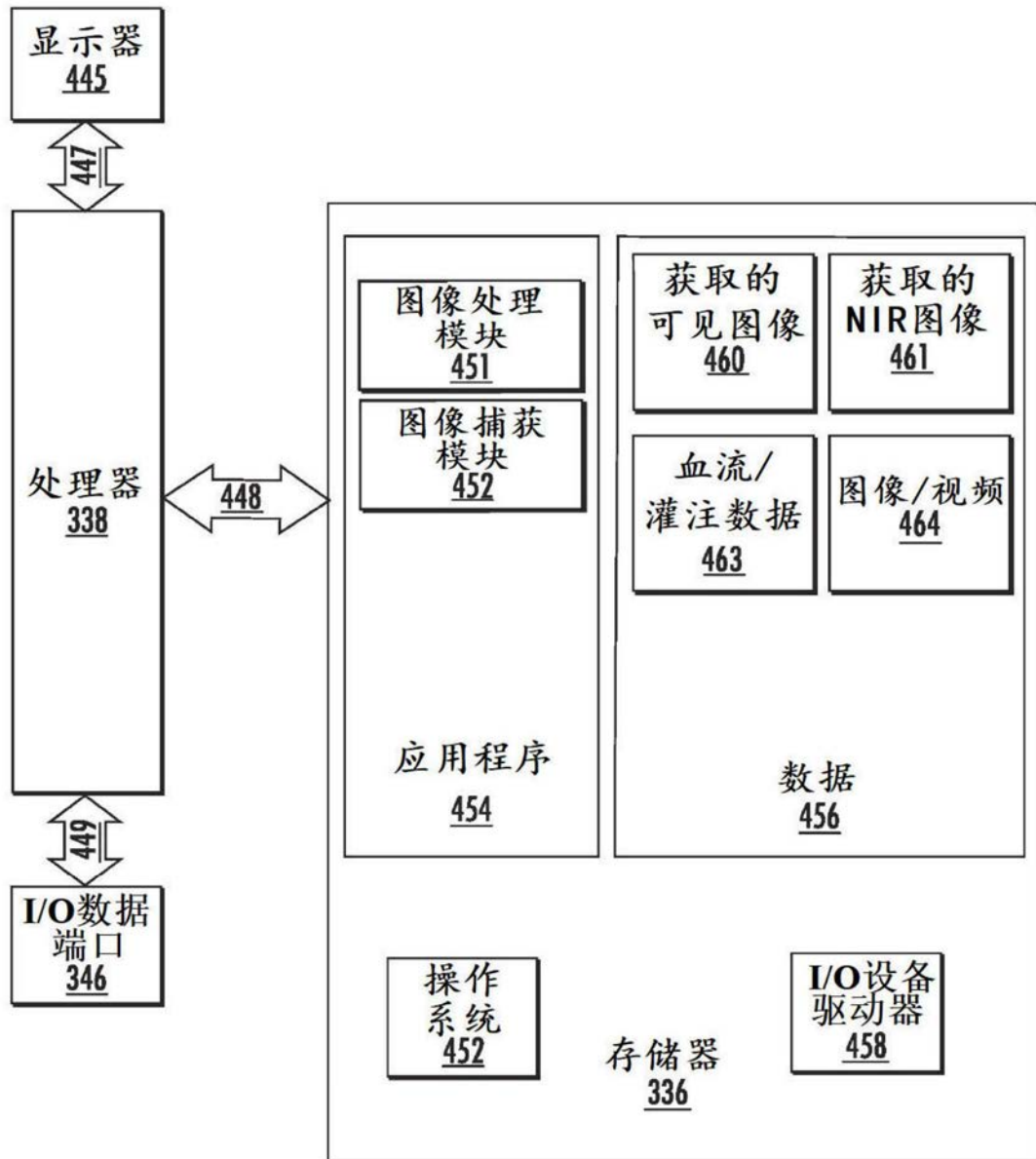


图4



图5A



图5B

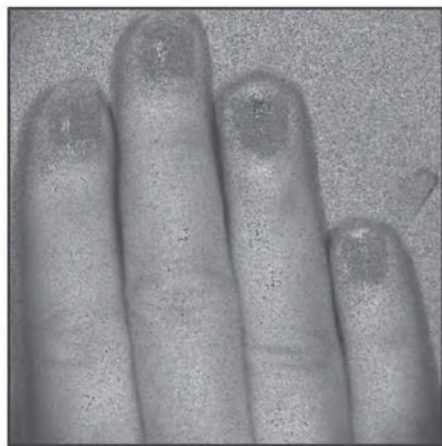


图6A



图6B

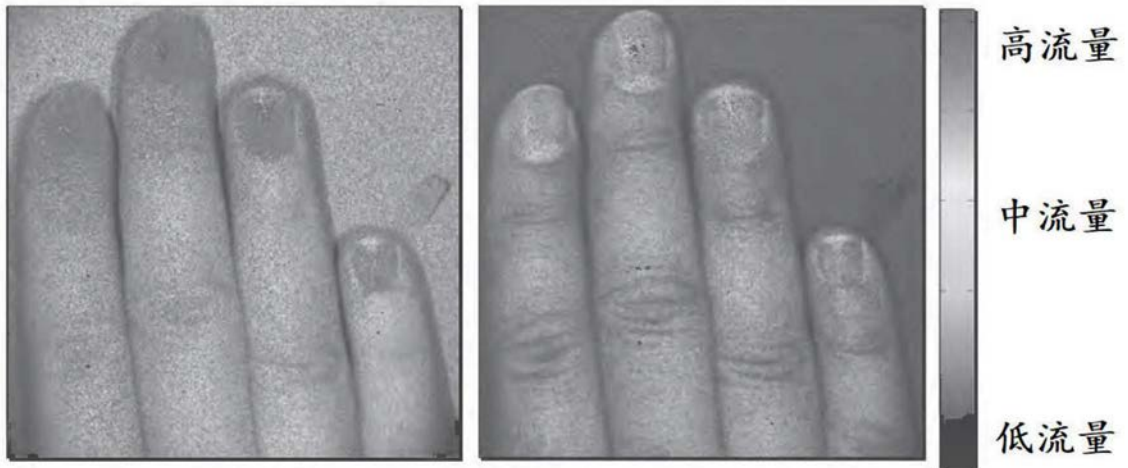


图 7A

图 7B

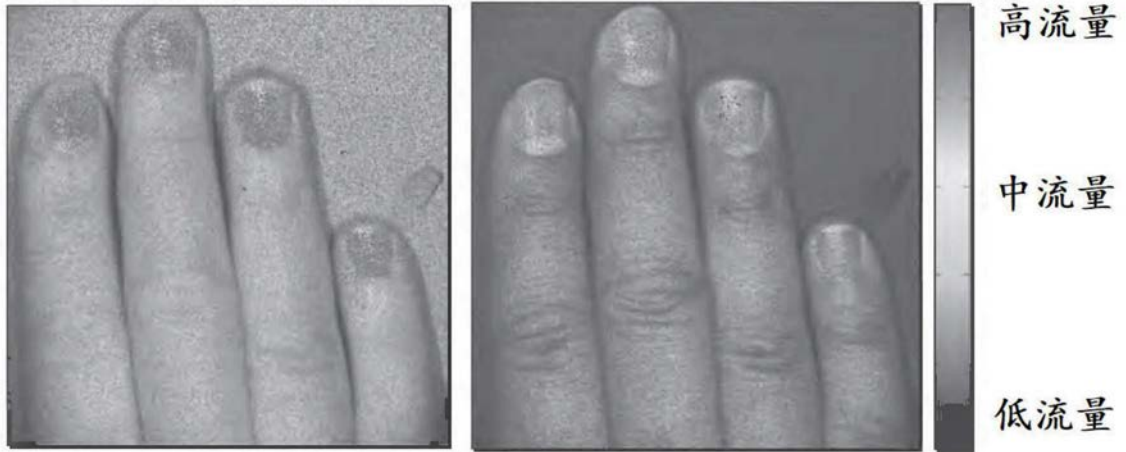
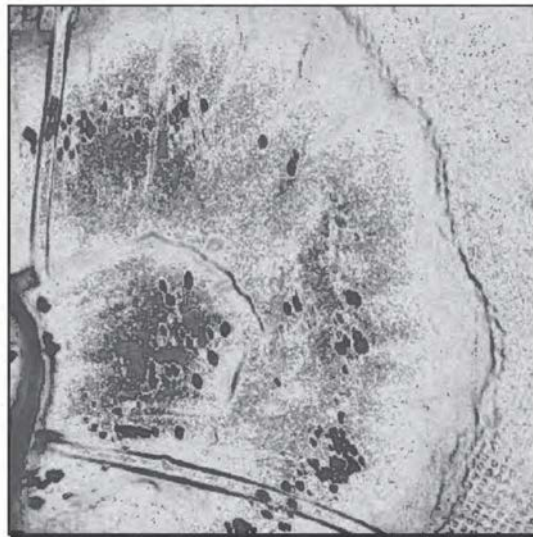


图 8A

图 8B

图片A



950

图9A

图片B

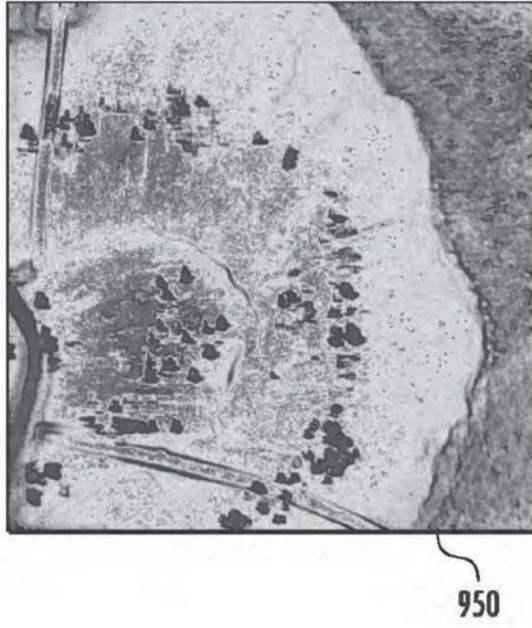


图9B

图片A

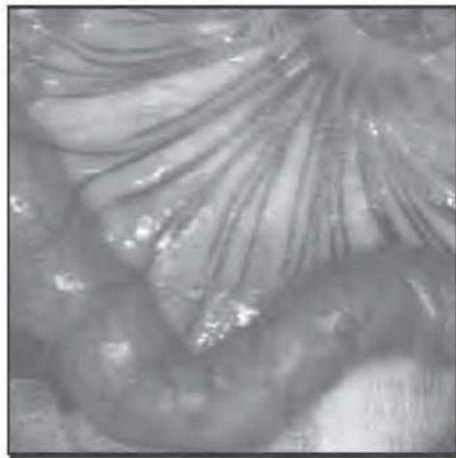


图10A

图片B



图10B

图片C

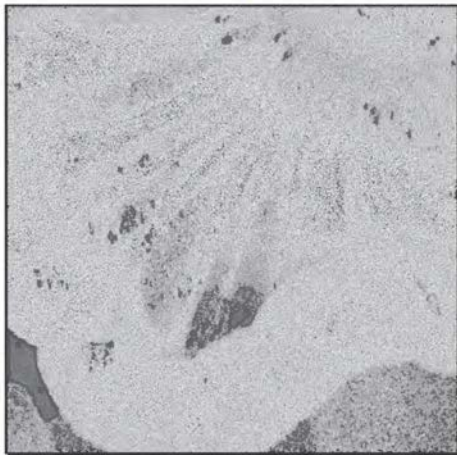


图 10C

图片D (A+B+C)

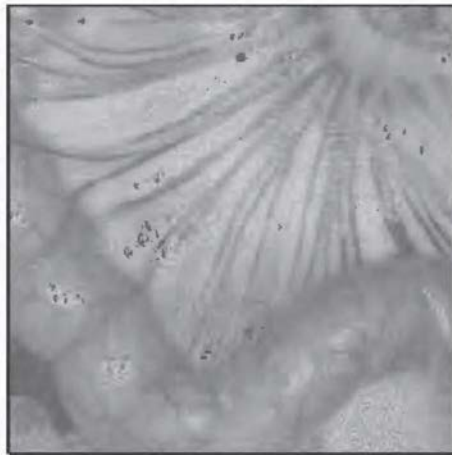


图 10D

高流量

中流量

低流量

图片A

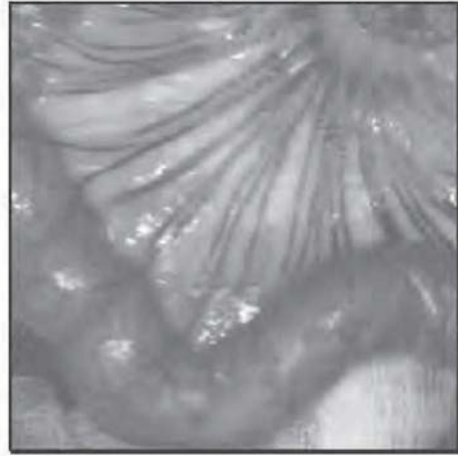


图11A

图片B

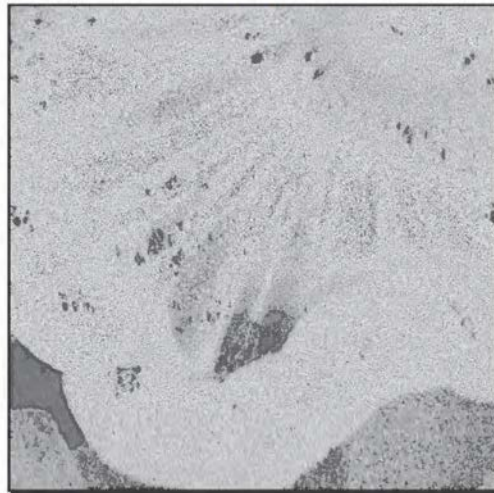


图11B

图片C(A调整亮度
以及B调整颜色)

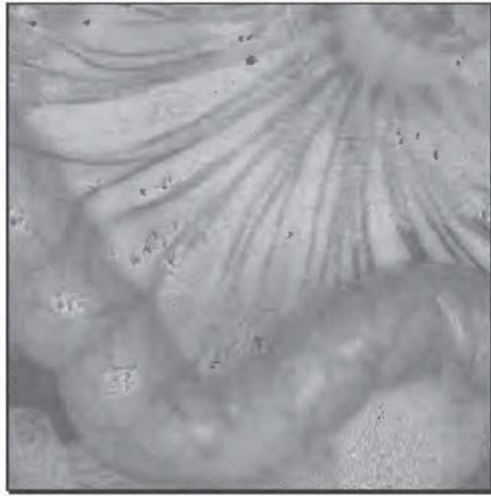


图11C

图片A

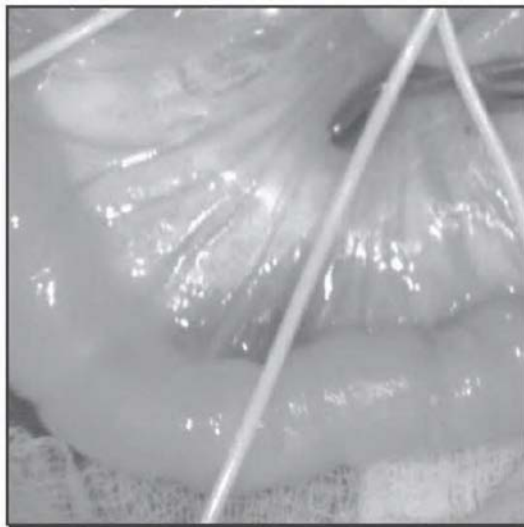


图12A

图片B

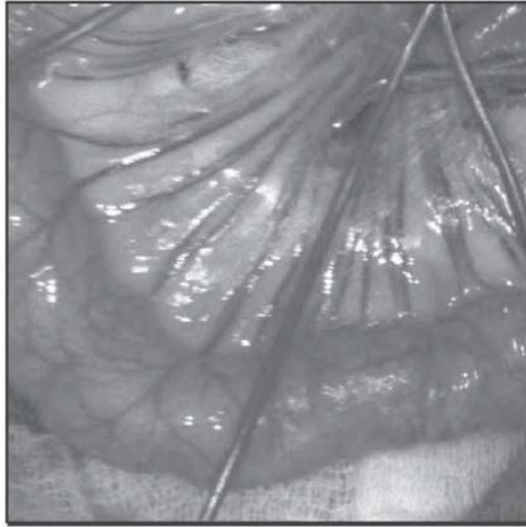


图12B

图片C

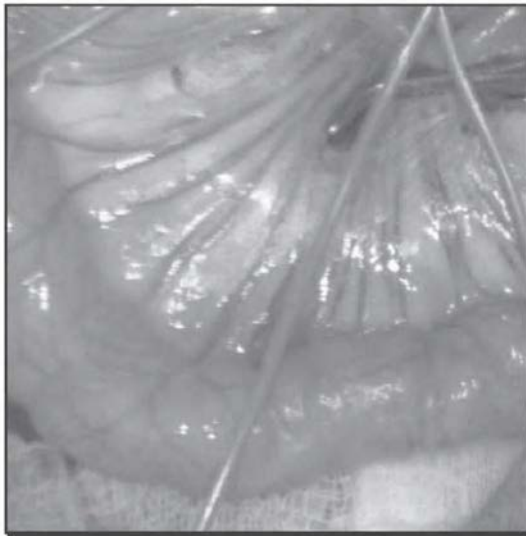


图12C

图片D

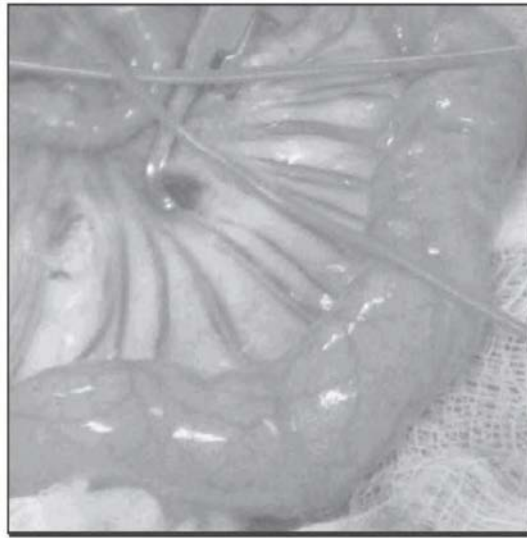


图12D

图片A



图13A

图片B



图13B

图片C



图13C

图片D



图13D



图14A

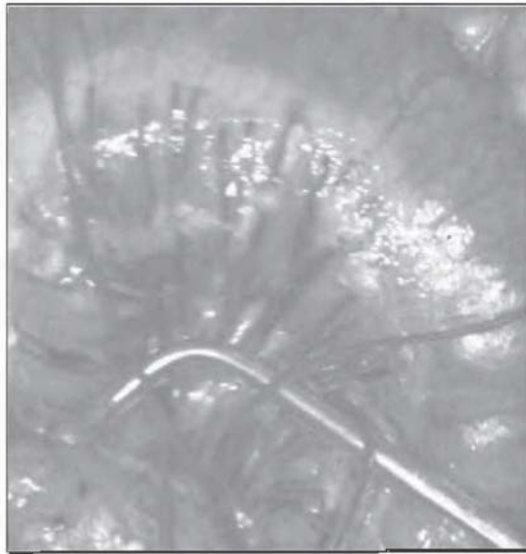


图14B

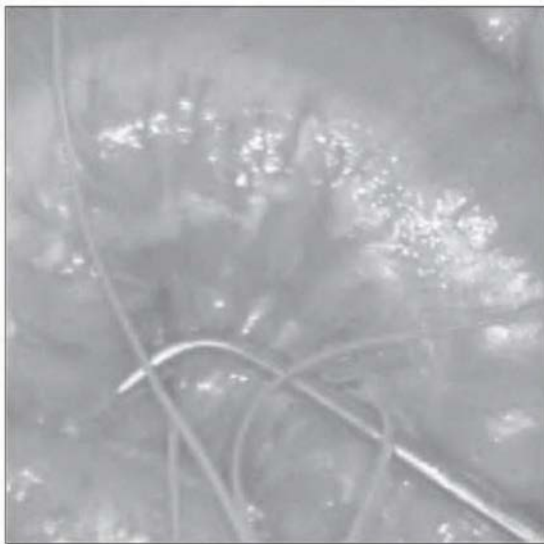


图14C



图14D

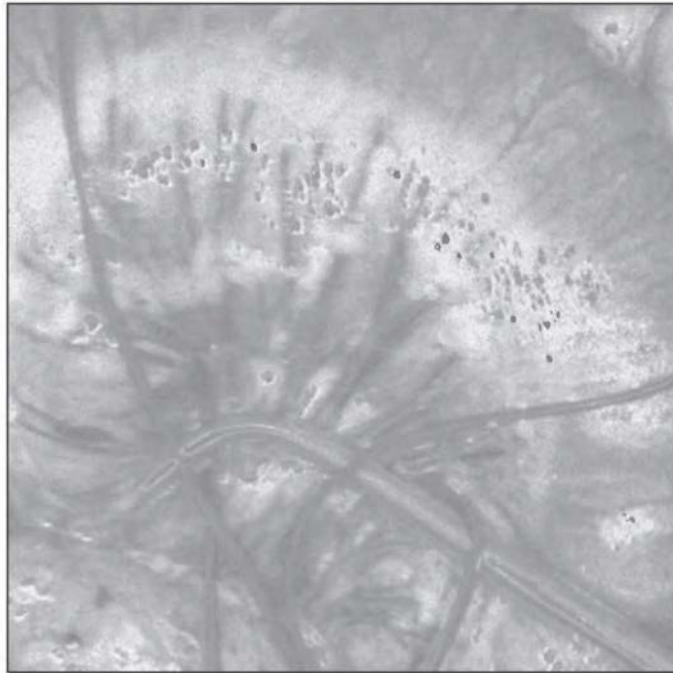


图14E

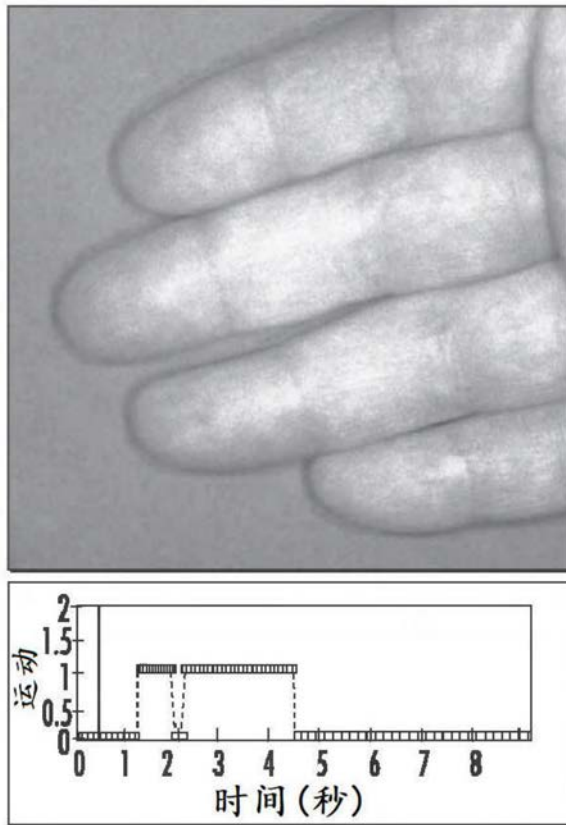


图15A

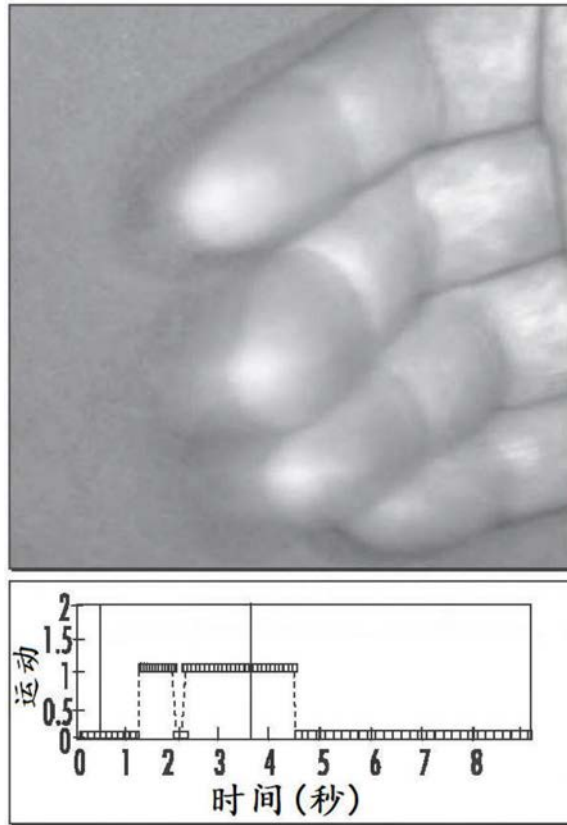


图15B

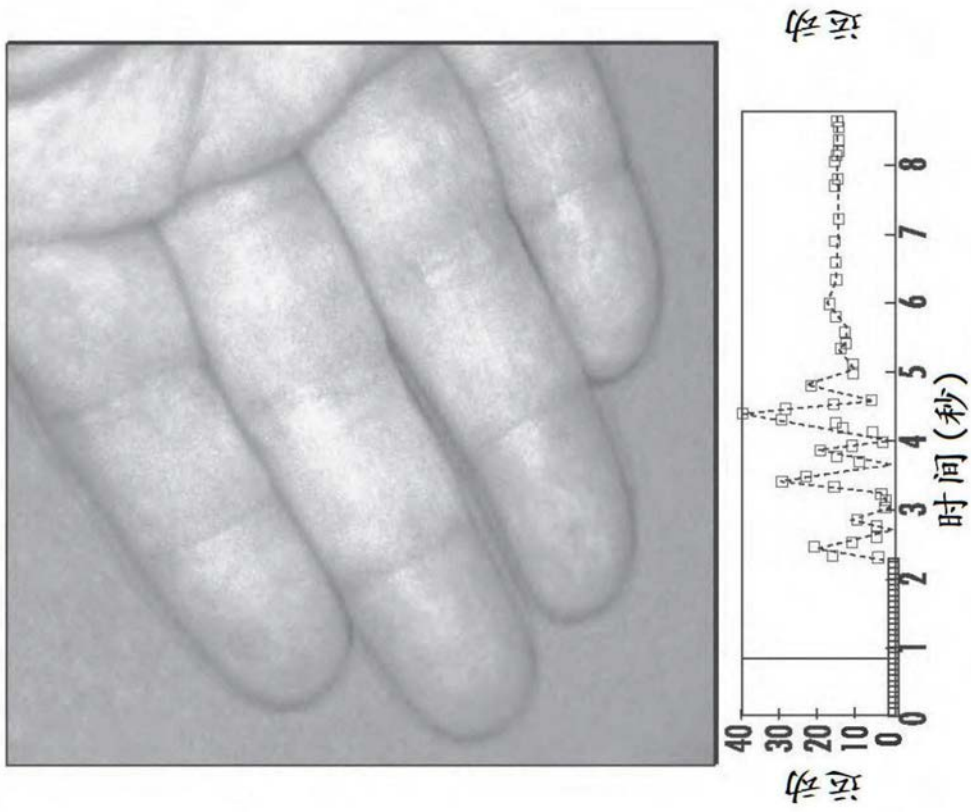


图16A

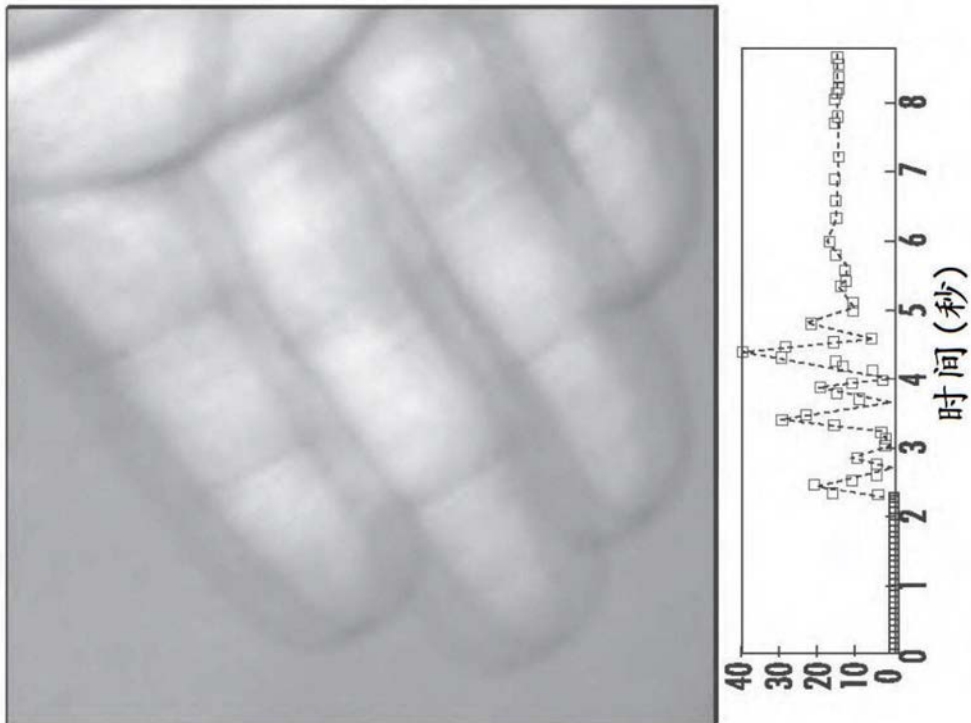


图16B

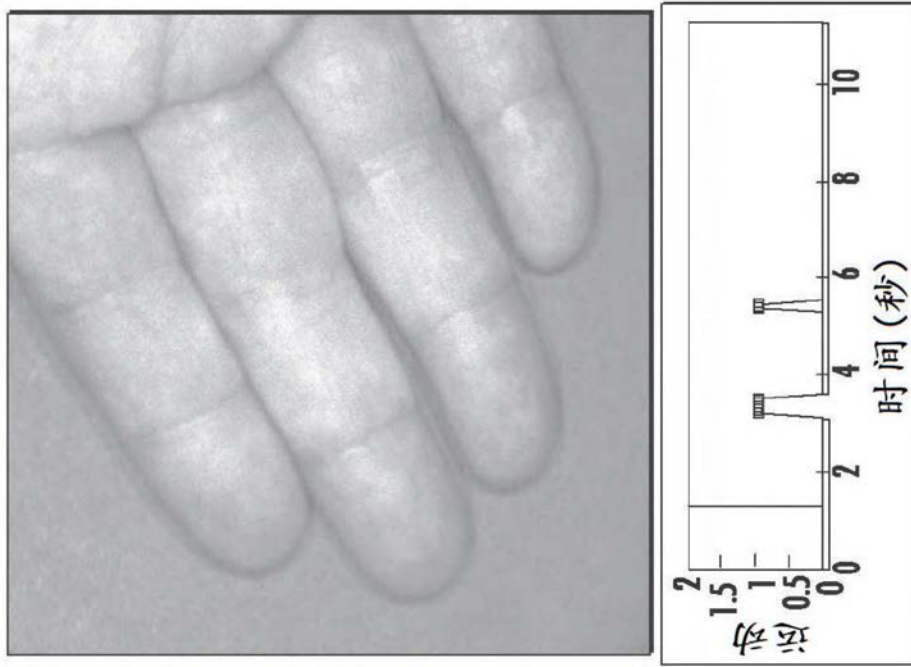


图17A

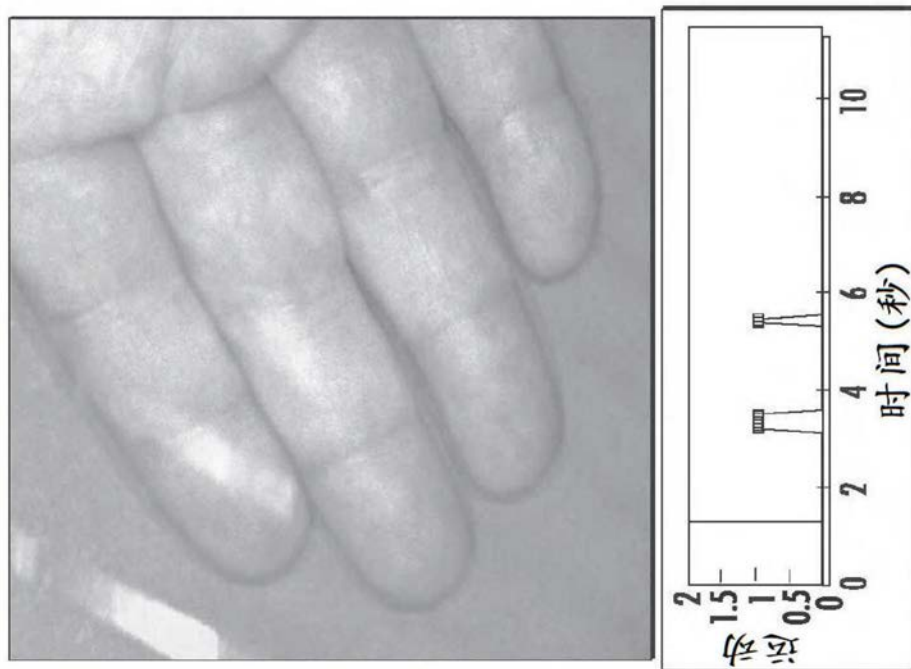


图17B

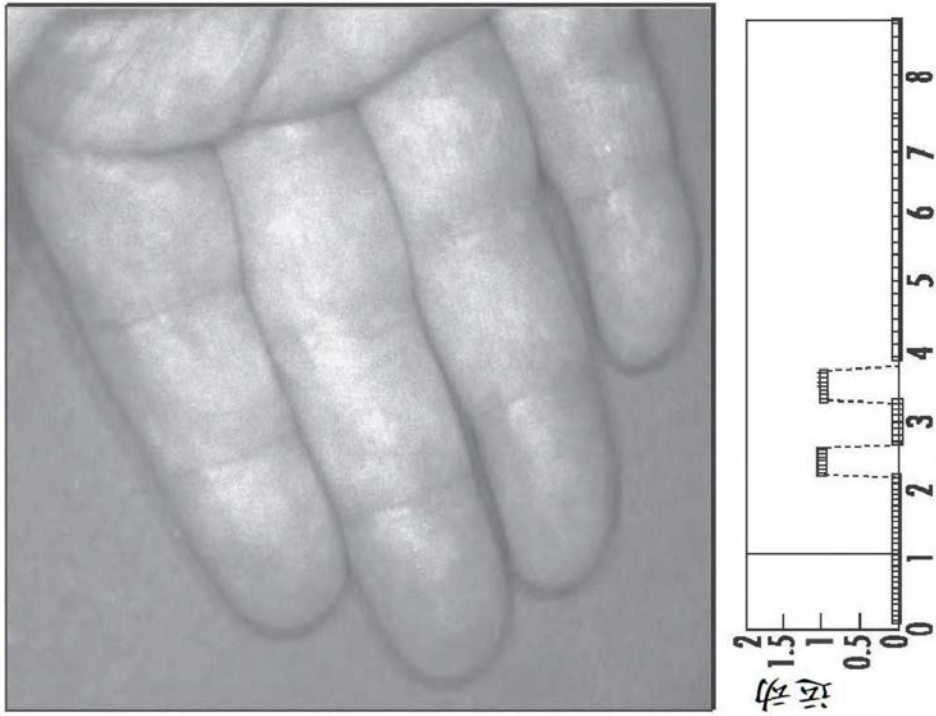


图18A

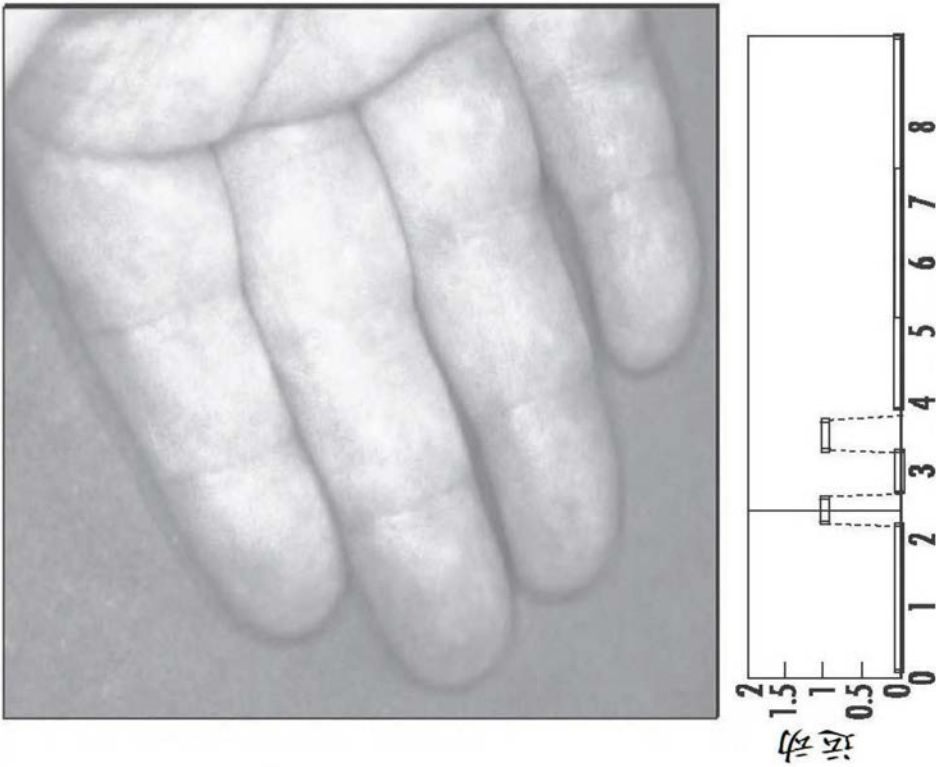


图18B

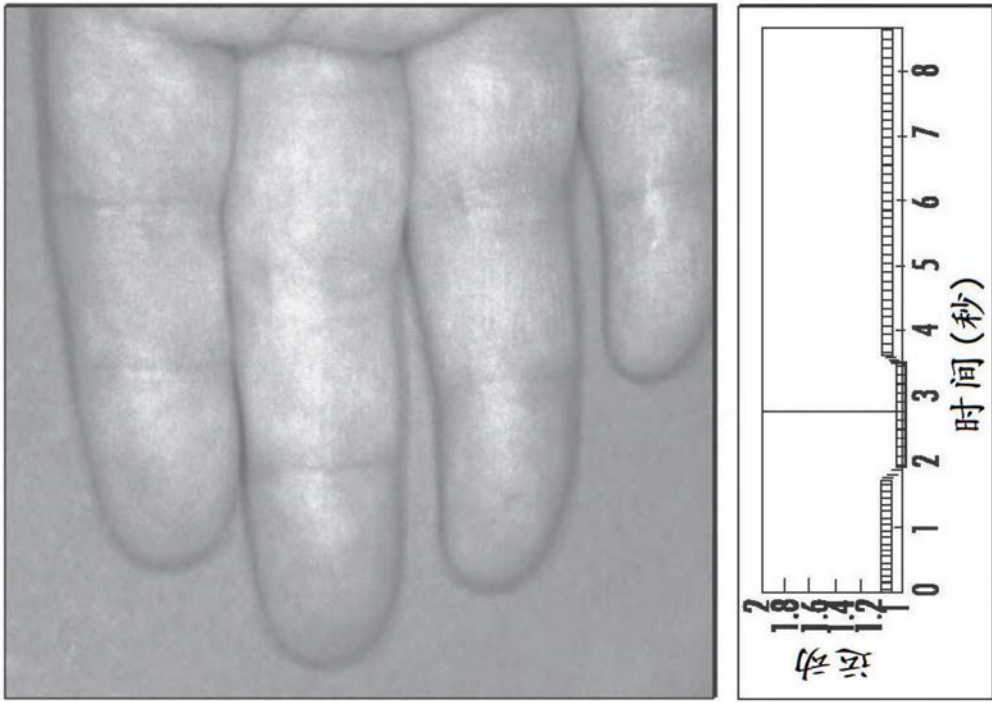


图19A

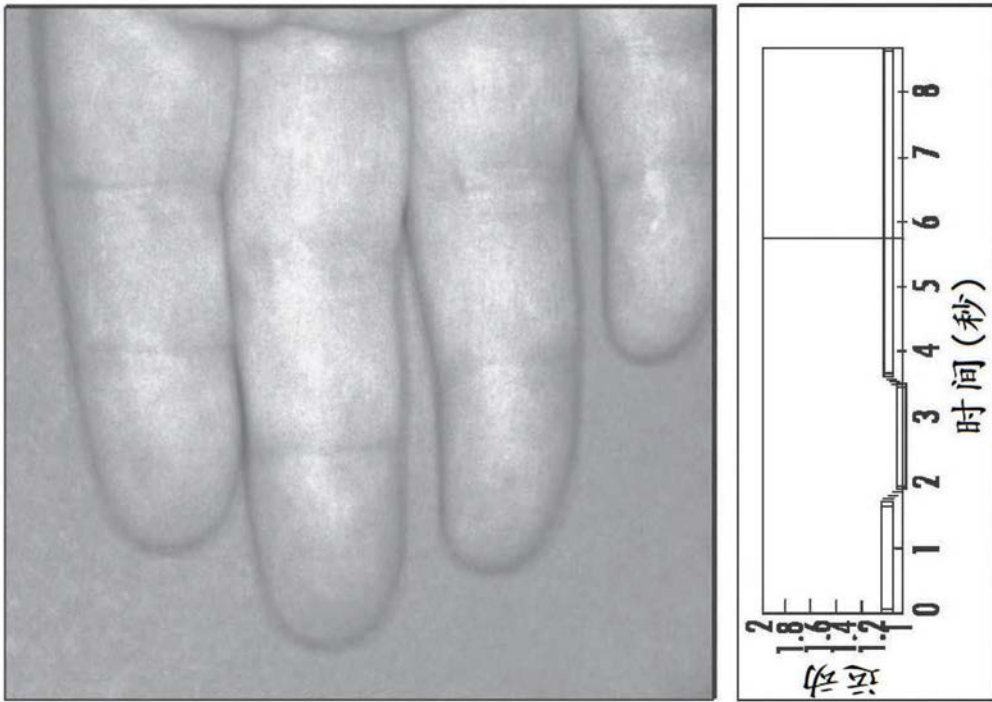


图19B

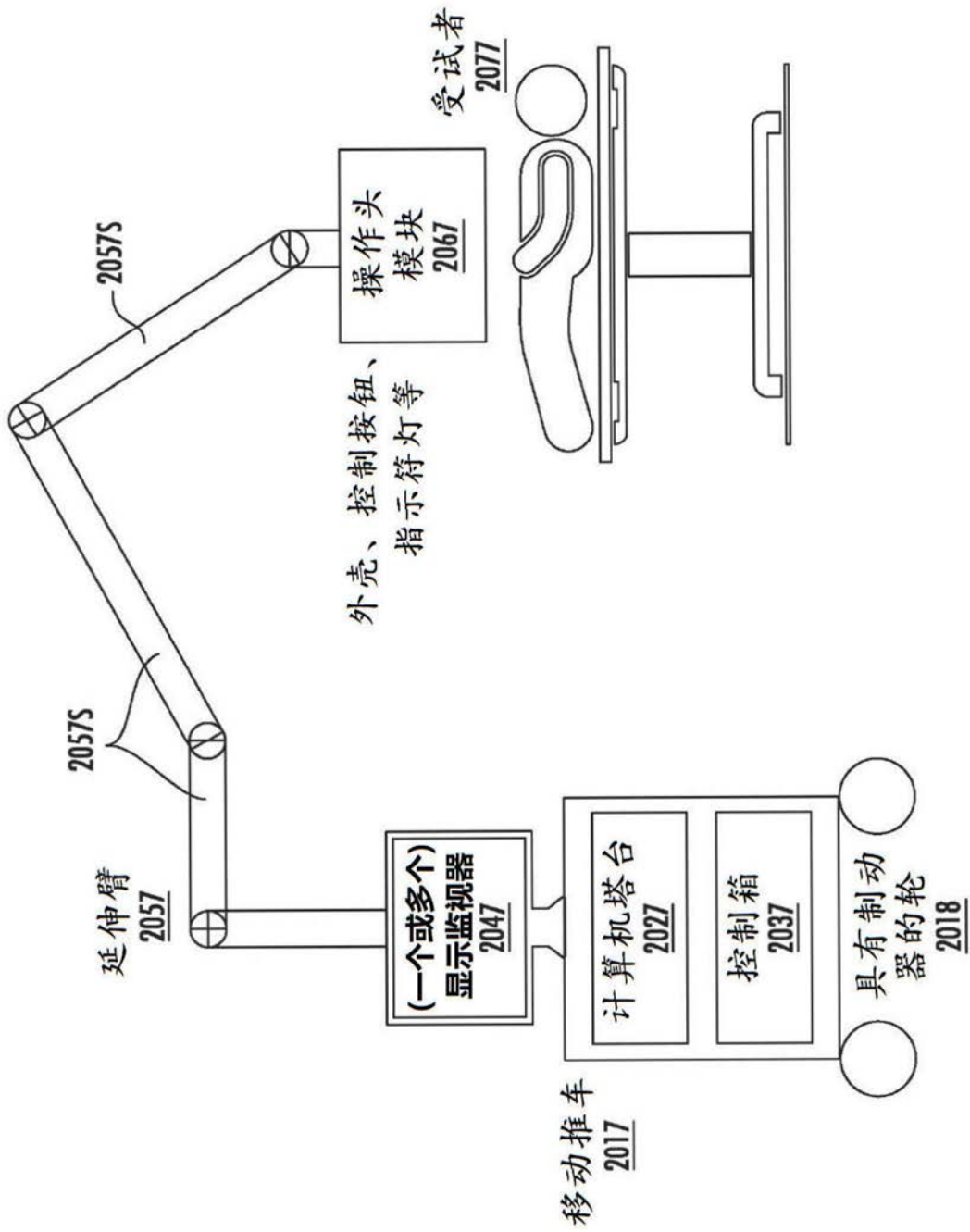


图20

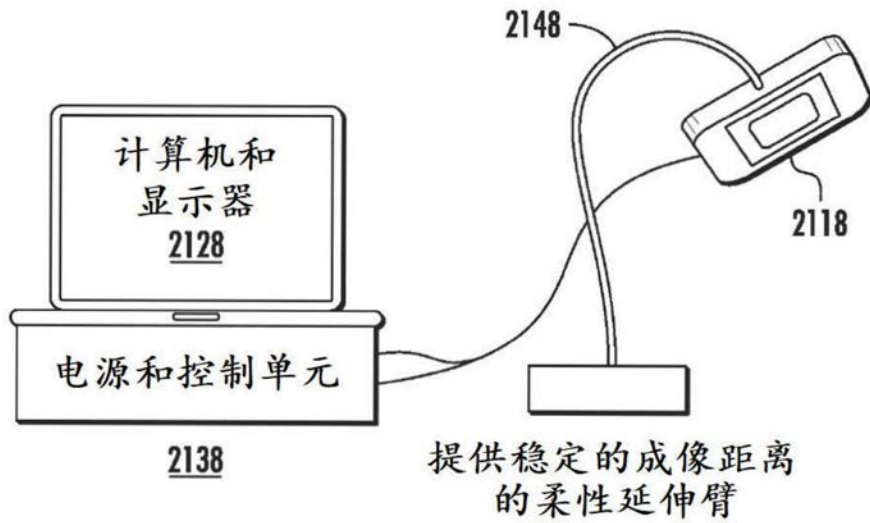


图21A



图21B

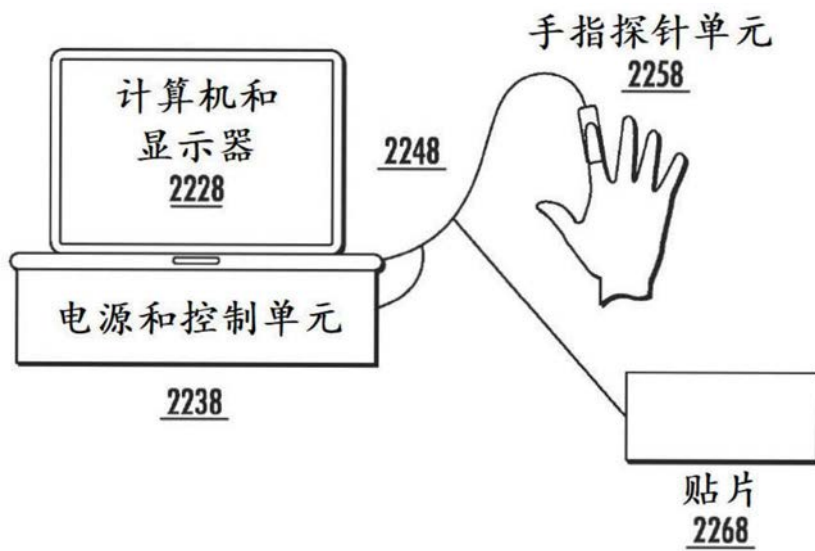
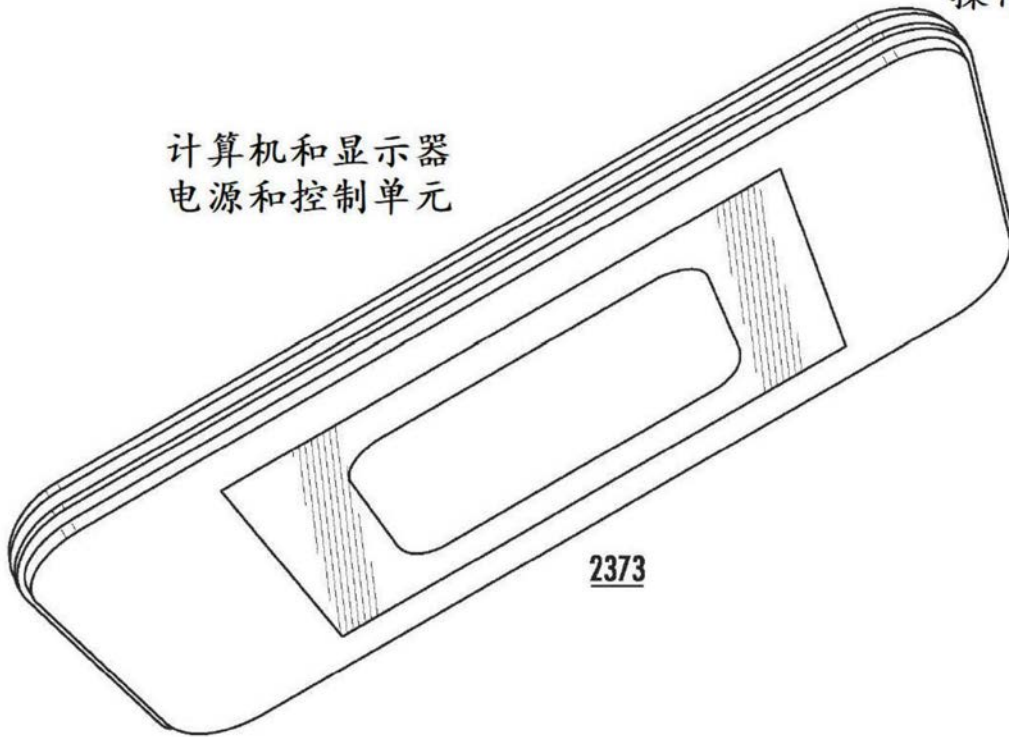


图22

便携式手持
操作头单元

计算机和显示器
电源和控制单元



2373

图23

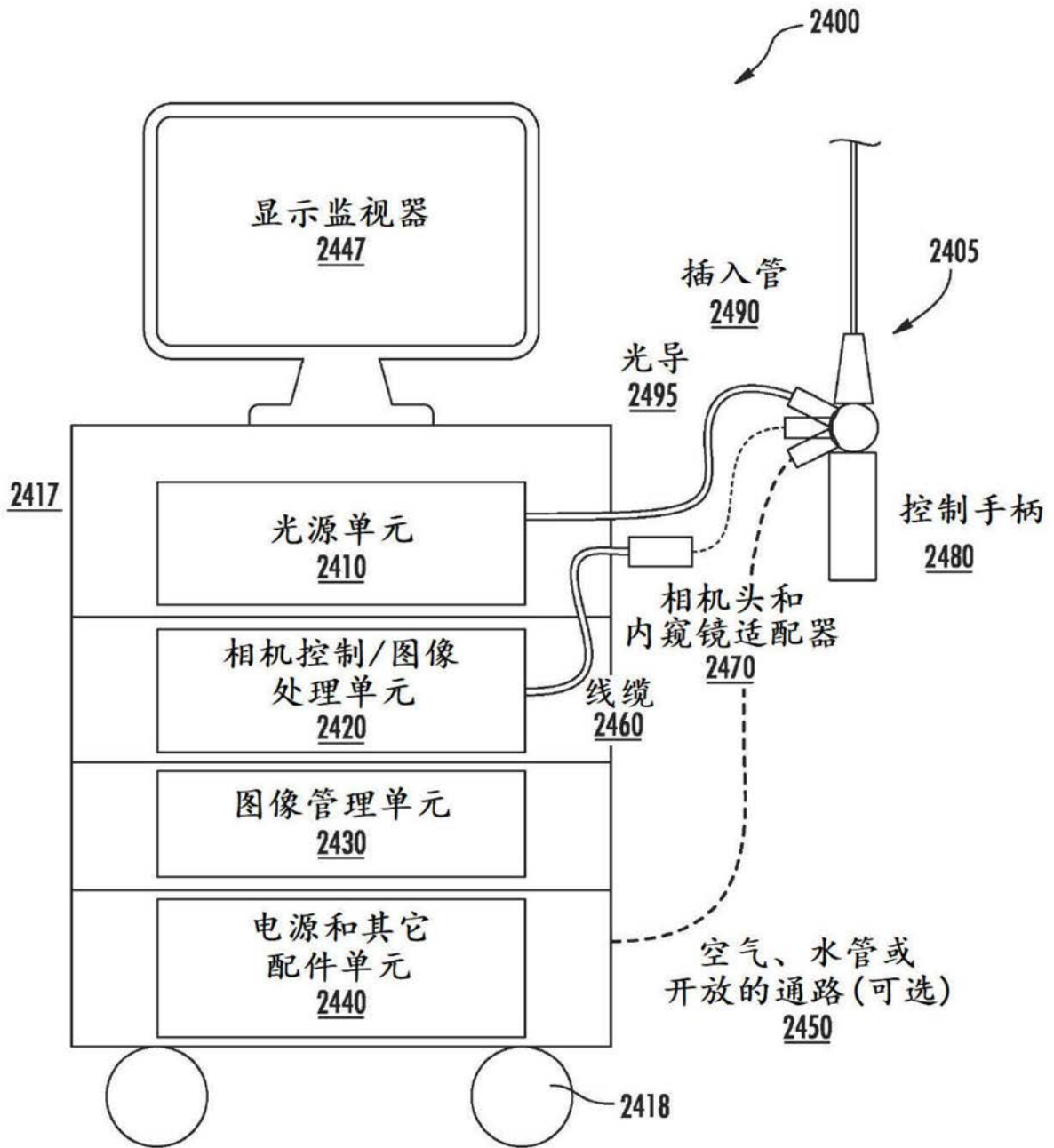


图24

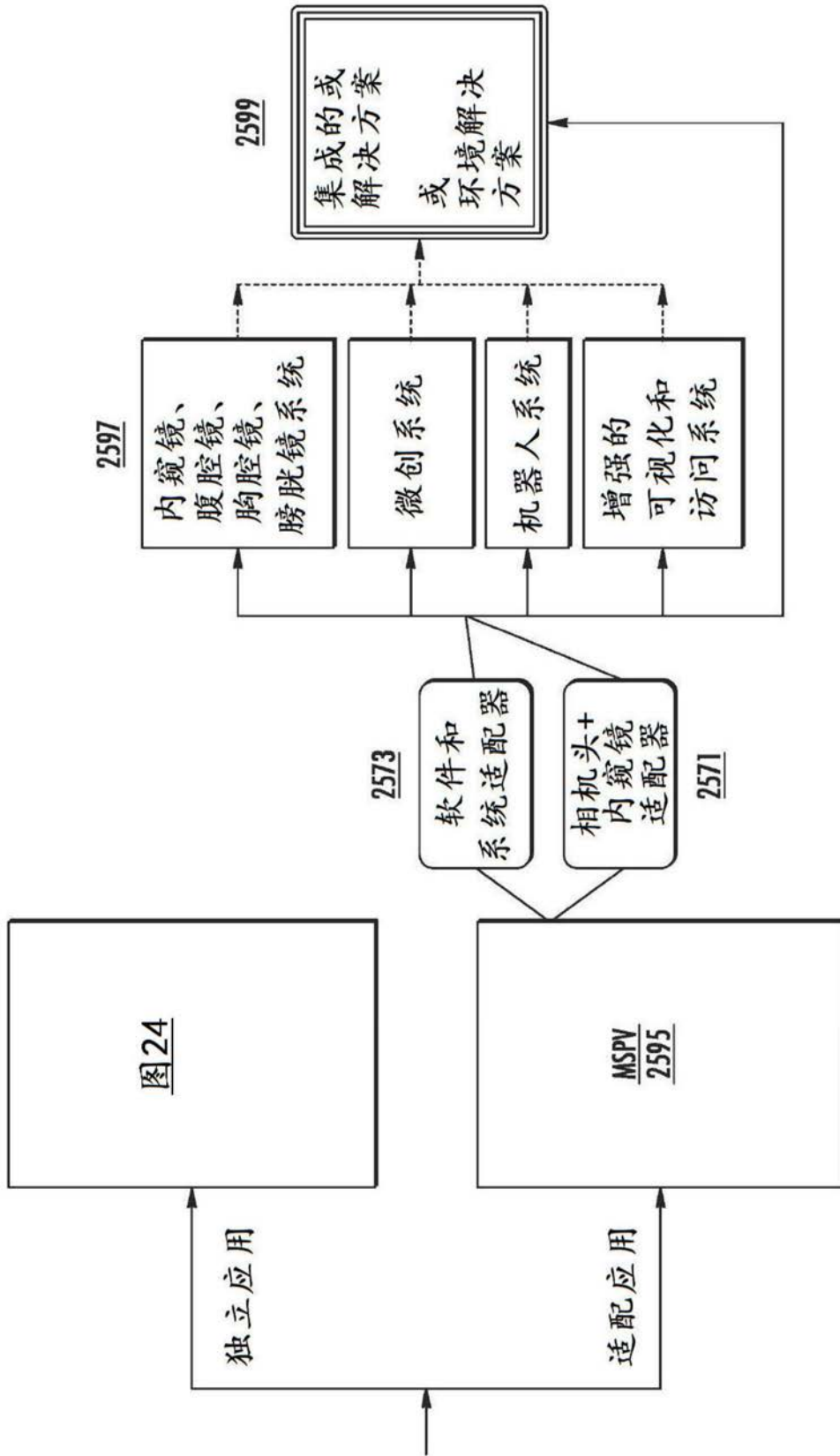


图25



图26A



图26B



图26C



图26D

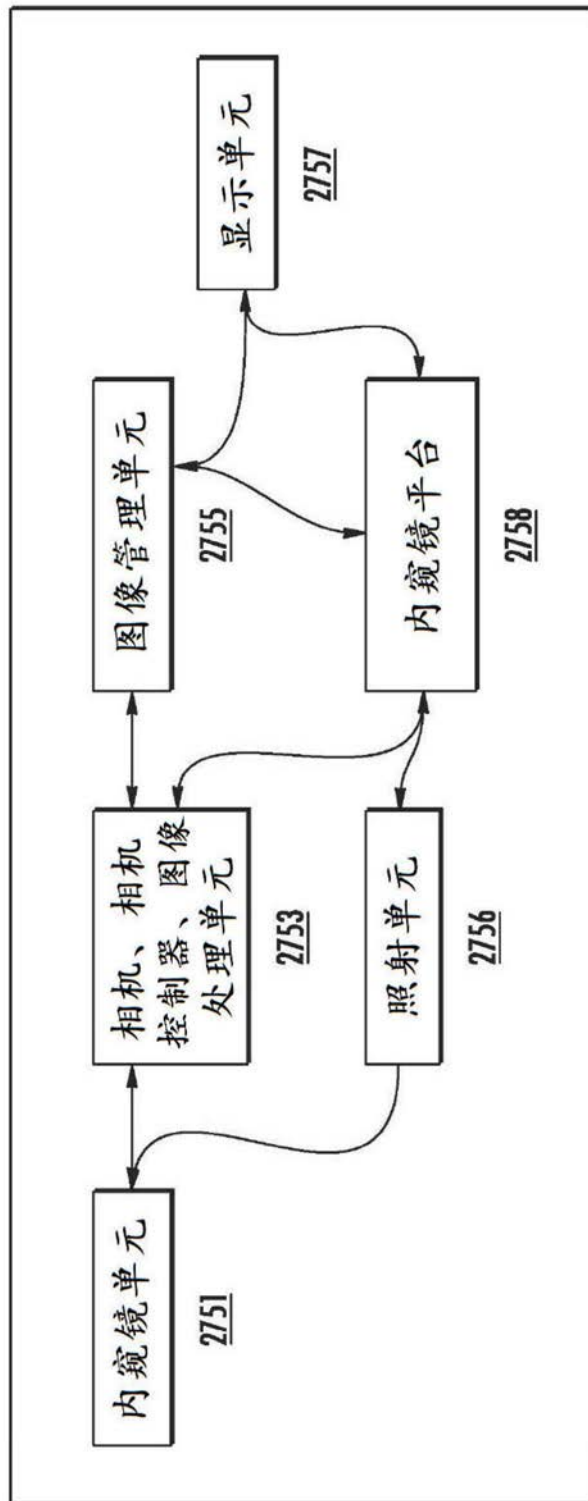


图27

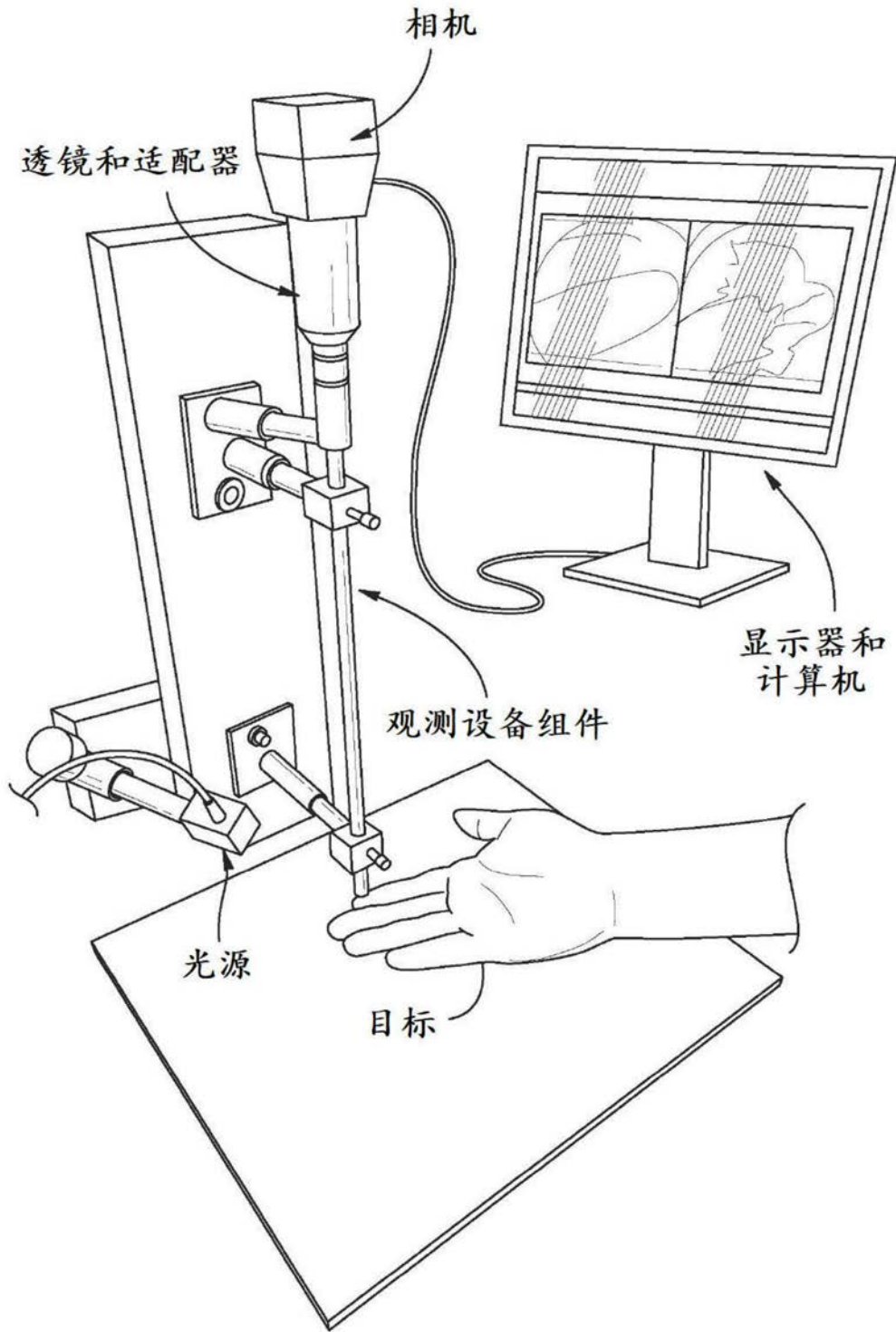


图28



时间标记(秒)和图像质量(颜色)条

- 绿色:良好图像质量
- 黄色:中等图像质量
- 红色:不良图像质量

图29A



时间标记(秒)和图像质量(颜色)条

- 绿色:良好图像质量
- 黄色:中等图像质量
- 红色:不良图像质量

图29B

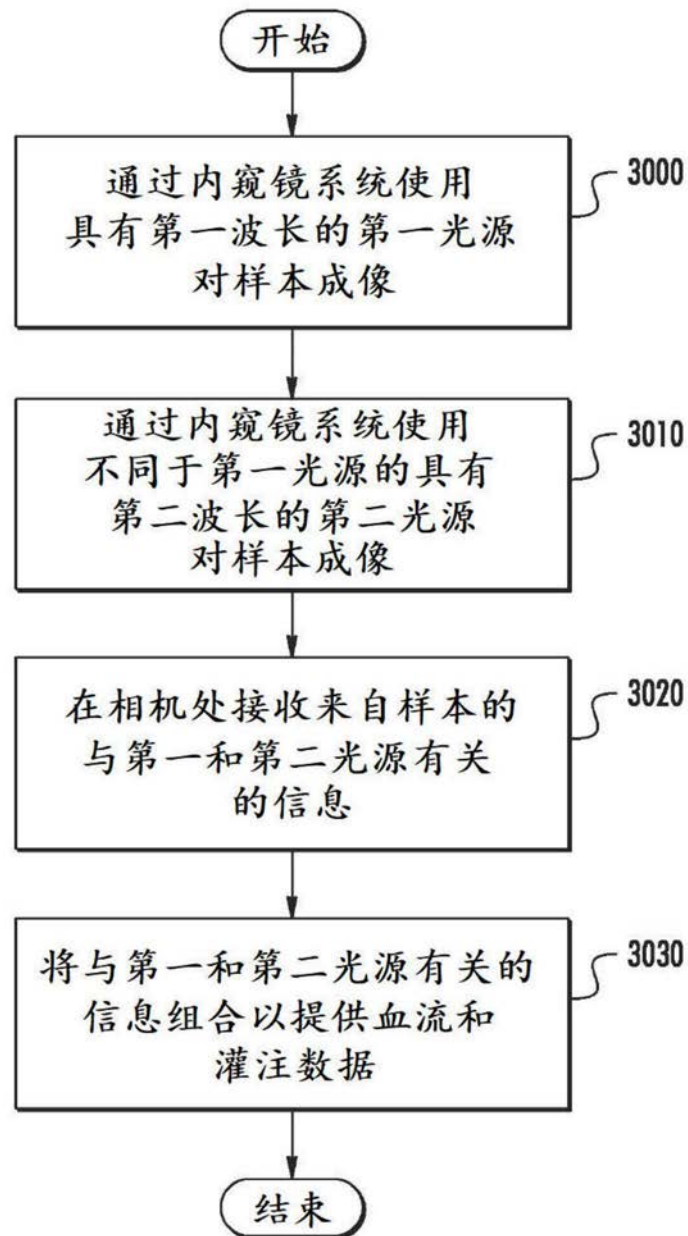


图30

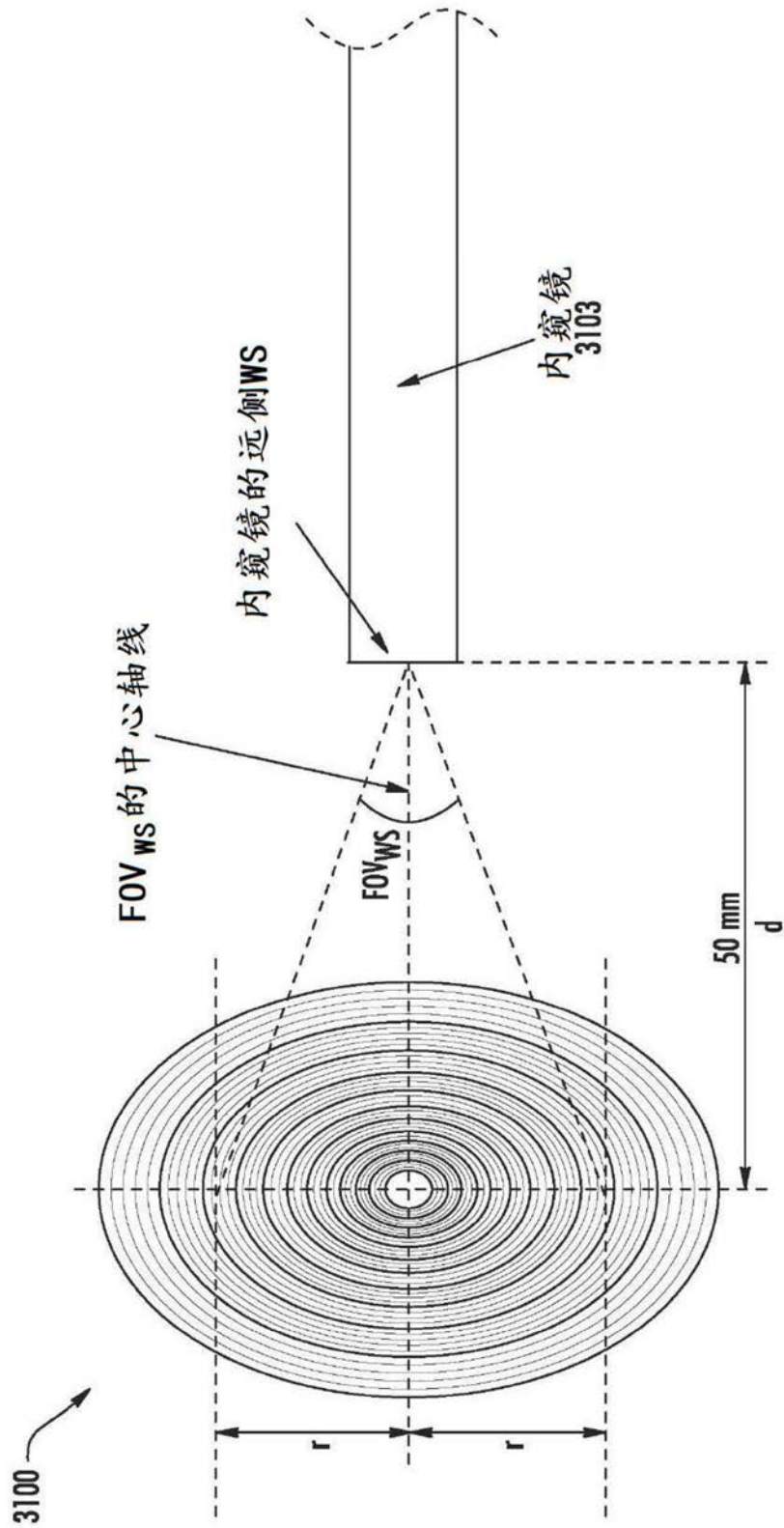


图31

专利名称(译)	在内窥镜设计中用于血流和灌注成像以及量化的激光成像方法和系统的多光谱生理可视化 (MSPV)		
公开(公告)号	CN111295135A	公开(公告)日	2020-06-16
申请号	CN201880070560.0	申请日	2018-08-08
[标]申请(专利权)人(译)	东卡罗莱娜大学		
申请(专利权)人(译)	东卡罗莱娜大学		
当前申请(专利权)人(译)	东卡罗莱娜大学		
[标]发明人	C 陈 T B 小费尔古森 K M 雅各布斯		
发明人	C.陈 T.B.小费尔古森 K.M.雅各布斯		
IPC分类号	A61B5/026 A61B1/04 A61B1/06 A61B1/313 A61B1/005 A61B5/00 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00163 A61B1/043 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/313 A61B5/0071 A61B5/0075 A61B5/0084 A61B5/0261 A61B2505/05		
代理人(译)	陈岚		
优先权	15/688472 2017-08-28 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了多光谱成像系统，其包括：第一光源，其具有第一波长，所述第一光源被配置成对样本进行成像；第二光源，其不同于所述第一光源，所述第二光源具有不同于第一波长的第二波长，所述第二光源被配置成对样本进行成像；以及至少第三光源，其不同于第一和第二光源，所述第三光源具有不同于第一和第二波长的第三波长，所述第三光源被配置成对样本进行成像。相机，其被配置成接收来自样本的与第一、第二和至少第三光源有关的信息。处理器被配置成将由相机提供的与第一、第二和至少第三光源有关的信息进行组合，以根据血流率分布对样本的解剖结构进行成像、对样本的血流和灌注的生理学进行成像和/或对样本的解剖结构以及血流和灌注的生理学进行合成。使用内窥镜将成像系统引导并聚焦在样本的所关心的区中的视场 (FOV) 上。

