



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111093475 A

(43)申请公布日 2020.05.01

(21)申请号 201880058180.5

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

(22)申请日 2018.09.10

代理人 郑斌 张福誉

(30)优先权数据

15/701,570 2017.09.12 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/12(2006.01)

2020.03.06

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/050160 2018.09.10

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2019/055332 EN 2019.03.21

(71)申请人 高露洁-棕榄公司

地址 美国纽约州

(72)发明人 赫雷贝什·莫利·苏布哈什

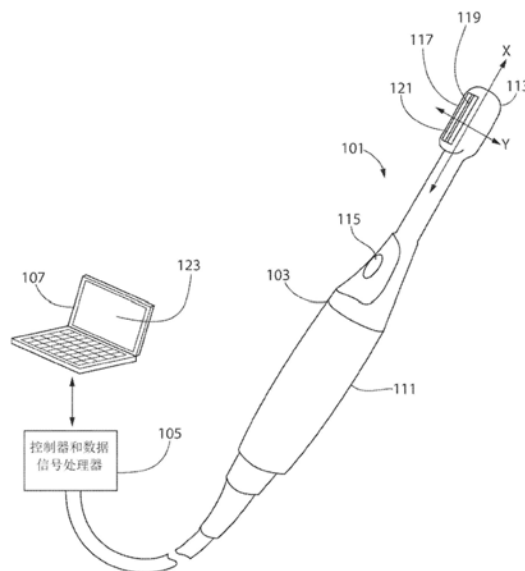
权利要求书3页 说明书9页 附图8页

(54)发明名称

成像系统及其方法

(57)摘要

一种成像系统包括:探针头部,所述探针头部包括光源,所述光源用于在适合于在组织中生成光声响应的至少一个光谱波段中发射光;和超声换能器,所述超声换能器具有用于将超声能量发射到所述组织中的发射模式和用于接收由所述组织反射的所述超声能量和来自所述组织的光声能量的接收模式;以及可编程系统,所述可编程系统被配置为响应于定时信号而致动所述光源并且在所述发射模式和所述接收模式之间致动所述超声换能器。



1. 一种成像系统,包括:
探针头部,包括:
光源,所述光源用于在适合于在组织中生成光声响应的至少一个光谱波段中发射光;
超声换能器,所述超声换能器具有用于将超声能量发射到所述组织中的发射模式和用于接收由所述组织反射的所述超声能量和来自所述组织的光声能量的接收模式;以及
可编程系统,所述可编程系统被配置为响应于定时信号而致动所述光源并且在所述发射模式和所述接收模式之间致动所述超声换能器。
2. 如权利要求1所述的成像系统,其中所述至少一个光谱波段在可见光谱和红外光谱中的至少一者中。
3. 如权利要求2所述的成像系统,其中所述至少一个光谱波段包括所述可见光谱中的第一波段和所述红外光谱中的第二波段。
4. 如权利要求1至3中任一项所述的成像系统,其中所述超声换能器包括线性阵列换能器。
5. 如权利要求1至4中任一项所述的成像系统,其中所述光源包括至少两个发光元件,所述至少两个发光元件彼此定位在所述超声换能器的相对侧上。
6. 如权利要求1至5中任一项所述的成像系统,其中所述可编程系统接收由所述超声换能器生成的数据信号,并且被编程为从所述数据信号中产生光声图像、超声B-模式图像和超声多普勒图像中的一者或多者。
7. 如权利要求6所述的成像系统,其中所述可编程系统被编程为显示来自所述光声图像、所述超声B-模式图像和所述超声多普勒图像中的一者或多者的共配准的图像。
8. 如权利要求6所述的成像系统,其中所述可编程系统被编程为显示视频,所述视频包括来自所述光声图像、所述超声B-模式图像和所述超声多普勒图像中的所述一者或多者的共配准的图像。
9. 一种成像方法,包括:
将探针头部相邻于组织定位,所述探针头部包括:
光源,所述光源由所述探针头部定位以朝向所述组织发射光,所述光源包括适合于在所述组织中生成光声响应的至少一个光谱波段;和
超声换能器,所述超声换能器由所述探针头部定位以在发射模式中将超声能量指引到所述组织中,并且在接收模式中接收由所述组织反射的所述超声能量和来自所述组织的光声能量;以及
响应于定时信号而致动所述光源并且在所述发射模式和所述接收模式之间致动所述超声换能器。
10. 如权利要求9所述的成像方法,其中所述至少一个光谱波段在可见光谱和红外光谱中的至少一者中。
11. 如权利要求10所述的成像方法,其中所述至少一个光谱波段包括所述可见光谱中的第一波段和所述红外光谱中的第二波段。
12. 如权利要求9至11中任一项所述的成像方法,其中所述超声换能器包括线性阵列换能器。
13. 如权利要求9至12中任一项所述的成像方法,其中所述光源包括至少两个发光元

件,所述至少两个发光元件彼此定位在所述超声换能器的相对侧上。

14.如权利要求9至13中任一项所述的成像方法,还包括从由所述超声收发器生成的数据信号中产生光声图像、超声B-模式图像和超声多普勒图像中的一者或多者。

15.如权利要求14所述的成像方法,还包括将所述光声图像、所述超声B-模式图像和所述超声多普勒图像中的所述一者或多者显示为共配准的图像。

16.如权利要求14所述的成像方法,还包括显示视频,所述视频包括来自所述光声图像、所述超声B-模式图像和所述超声多普勒图像中的所述一者或多者的共配准的图像。

17.如权利要求9至16中任一项所述的成像方法,其中所述组织选自口腔组织、鼻组织、表皮组织、表皮下的组织和结直肠组织中的一种。

18.一种成像系统,包括:

探针头部,包括:

光源,所述光源用于在适合于在组织中生成光声响应的至少一个光谱波段中发射光,所述光源包括至少两个发光元件,每个发光元件包括发射平面;和

超声接收器,所述超声接收器包括接收器平面,其中每个发射平面相对于所述接收器平面成锐角定位;以及

可编程系统,所述可编程系统被配置为致动所述光源。

19.如权利要求18所述的成像系统,其中每个发射平面相对于所述接收器平面是可枢转的,以改变所述锐角。

20.如权利要求18和19中任一项所述的成像系统,其中所述至少一个光谱波段在可见光谱和红外光谱中的至少一者中。

21.如权利要求20所述的成像系统,其中所述至少一个光谱波段包括所述可见光谱中的第一波段和所述红外光谱中的第二波段。

22.如权利要求18至21中任一项所述的成像系统,其中所述超声接收器包括线性阵列接收器。

23.如权利要求18至22中任一项所述的成像系统,其中所述至少两个发光元件彼此定位在所述超声接收器的相对侧上。

24.如权利要求18至23中任一项所述的成像系统,其中所述可编程系统接收由所述超声接收器生成的数据信号,并且被编程为从所述数据信号产生光声图像。

25.一种成像方法,包括:

将探针头部相邻于组织定位,所述探针头部包括:

光源,所述光源由所述探针头部定位以朝向所述组织发射光,所述光源包括至少两个发光元件,每个发光元件包括发射平面,所述光包括适合于在所述组织中生成光声响应的至少一个光谱波段;和

超声接收器,所述超声接收器由所述探针头部定位以接收来自所述组织的光声能量,所述超声接收器包括接收器平面,其中每个发射平面相对于所述接收器平面成锐角定位;以及

致动所述光源。

26.如权利要求25所述的成像方法,其中所述至少一个光谱波段在可见光谱和红外光谱中的至少一者中。

27. 如权利要求26所述的成像方法,其中所述至少一个光谱波段包括所述可见光谱中的第一波段和所述红外光谱中的第二波段。

28. 如权利要求25至27中任一项所述的成像方法,其中所述超声接收器包括线性阵列接收器。

29. 如权利要求25至28中任一项所述的成像方法,其中所述至少两个发光元件彼此定位在所述超声接收器的相对侧上。

30. 如权利要求25至29中任一项所述的成像方法,还包括相对于所述接收器平面枢转每个发射平面以改变所述锐角。

31. 如权利要求25至30中任一项所述的成像方法,还包括从由所述超声接收器生成的数据信号产生光声图像。

32. 如权利要求25至31中任一项所述的成像方法,其中所述组织选自口腔组织、鼻组织、表皮组织、表皮下的组织和结直肠组织中的一种。

成像系统及其方法

背景技术

[0001] 口腔健康问题可能以多种形式出现,诸如蛀牙、口腔癌、牙周病和口臭。尽管一些健康问题表现在口腔组织的表面,一些其他问题却是在口腔组织表面之下。当前,没有可靠的临床成像系统能够以定量的深度解析的方式提供口腔健康问题的指标。

[0002] 光学相干断层扫描是一种成像技术,已显示出在广泛的口腔诊断应用中的前景。然而,光学相干断层扫描的成像深度被限制在1mm至2mm,并且无法在穿透更深层组织的光谱波长上提供任何光谱信息。口内荧光和交叉极化成像是另一种成像模态,通过实时提供口腔组织的表面图像已显示出前景。但是,该技术不能提供所成像组织的深度解析的信息或光谱信息。超声检查(US)是另一种成像技术,已在诊断口腔组织方面得到更多的应用。该技术的优势在于能够产生不同深度的组织的横截面图像,这对于检测和诊断表面下的疾病和健康问题很有帮助。超声检查还可以产生超声多普勒图像,该超声多普勒图像显示出用于区分正常组织和显示出疾病迹象的组织的血管流量。但是,传统的超声检查在深层组织中只能提供有限的空间分辨率,并且在组织结构之间提供的对比度可能是有限的。光声成像(PAI)是已经用于口腔组织诊断的更多最新成像技术之一。PAI的优势在于结合了光学成像的基于高光谱的对比度和高空间分辨率,并且能够提供结合组织功能信息的表面下的成像。

[0003] 所有这些成像技术的单独应用都不足以诊断组织健康,无论是表面的还是表面下的,特别是在组织结构和可表现在表面之下的可能的问题的范围内。因此,期望一种包括前述成像技术中的多个中发现的若干优点的成像技术。此类成像技术还应当具有成本效益、紧凑且易于使用,使得可以轻松地用于即时诊断应用。此外,此类成像技术应当能够快速、准确地诊断和监视患者,同时还减少与医疗保健服务相关联的成本和时间。

发明内容

[0004] 根据本公开的示例性实施方案涉及采用光声成像(PAI)对组织进行成像的成像系统和方法。该成像系统包括耦接到数据处理和显示单元的微型手持成像探针。该系统还可以包含超声换能器作为探针的一部分,从而使得能够同时处理光声图像和超声图像(B-模式和/或多普勒)。从不同模态获得的图像可以以共配准的方式显示,使得可以看到不同图像的结构和特征之间的关系。此外,单独的图像和共配准的图像都可以作为视频显示。该成像方法包括将探针相邻于待成像的组织定位,通过至少致动用于获得光声图像的光源来获得期望的图像,然后处理由探针生成的数据信号以产生组织的一个或多个图像。通过使用还用于致动光源的公共定时信号还致动超声换能器,可以使用单个探针来生成用于光声图像和超声图像的数据。该成像方法还可以包括使用显示装置来实时显示一个或多个图像。

[0005] 在一方面,本发明可以是一种成像系统,包括:探针头部,该探针头部包括:光源,该光源用于在适合于在组织中生成光声响应的至少一个光谱波段中发射光;和超声换能器,该超声换能器具有用于将超声能量发射到组织中的发射模式和用于接收由组织反射的超声能量和来自组织的光声能量的接收模式;以及可编程系统,该可编程系统被配置为响

应于定时信号而致动光源并且在发射模式和接收模式之间致动超声换能器。

[0006] 在另一方面,本发明可以是一种成像方法,包括:将探针头部相邻于组织定位,该探针头部包括:光源,该光源由探针头部定位以朝向组织发射光,该光源包括适合于在组织中生成光声响应的至少一个光谱波段;超声换能器,该超声换能器由探针头部定位以在发射模式中将超声能量指引到组织中,并且在接收模式中接收由组织反射的超声能量和来自组织的光声能量;并且响应于定时信号而在发射模式和接收模式之间致动光源并且致动超声换能器。

[0007] 在另一方面,本发明可以是一种成像系统,包括:探针头部,该探针头部包括:光源,该光源用于在适合于在组织中生成光声响应的至少一个光谱波段中发射光,该光源包括至少两个发光元件,每个发光元件包括发射平面;和超声接收器,该超声接收器包括接收器平面,其中每个发射平面相对于该接收器平面成锐角定位;以及可编程系统,该可编程系统被配置为致动光源。

[0008] 在又一方面,本发明可以是一种成像方法,包括:将探针头部相邻于组织定位,该探针头部包括:光源,该光源由探针头部定位以朝向组织发射光,该光源包括至少两个光发光元件,每个发光元件包括发射平面,该光包括适合于在组织中生成光声响应的至少一个光谱波段;和超声接收器,该超声接收器由探针头部定位以从组织接收光声能量,该超声接收器包括接收器平面,其中每个发射平面相对于接收器平面成锐角定位;以及致动光源。

[0009] 本发明的其他适用领域从下文提供的具体实施方式将会变得显而易见。应当理解,详细说明和特定示例虽然指示本发明的优选实施方案,但旨在仅用于说明的目的而无意限制本发明的范围。

附图说明

[0010] 结合附图进行阅读时,能够更好地理解前述发明内容以及以下对示例性实施方案的详细说明。然而,应当理解,本发明并不局限于在以下附图中示出的精确的布置方式和机构:

[0011] 图1示出根据本发明的第一实施方案的成像系统;

[0012] 图2示出用于图1的成像系统的探针的表面;

[0013] 图3示出用于图1的成像系统的探针头部的剖视图;

[0014] 图4是示出不同物质的消光系数与波长的关系图;

[0015] 图5A至图5B示出用于本发明的替代实施方案的探针头部的剖视图;

[0016] 图6示出用于本发明的替代实施方案的探针头部的剖视图;

[0017] 图7示意性地示出图1的成像系统;

[0018] 图8是示出与图7的成像系统一起使用的成像过程的流程图;

[0019] 图9示出本发明的替代实施方案的探针头部的剖视图;以及

[0020] 图10示出用于本发明的替代实施方案的探针头部的剖视图。

具体实施方式

[0021] 以下对优选实施方案的描述在本质上仅是示例性的,并且决不意图限制本发明、本发明的应用或用途。

[0022] 根据本发明的原理的例示性实施方案的描述旨在结合附图阅读,这些附图将被视为整个书面描述的部分。在本文中公开的本发明的实施方案的描述中,对方向或取向的任何提及仅旨在方便描述,而无意以任何方式限制本发明的范围。相对性术语诸如“下”、“上”、“水平”、“垂直”、“上方”、“下方”、“向上”、“向下”、“左”、“右”、“顶部”和“底部”以及其派生词(例如,“水平地”、“向下地”、“向上地”等)应理解成参考如稍后描述的或在论述中的附图中所示的取向。这些相对性术语仅是为了方便描述,而并不要求装置以特定取向构造或操作,除非明确指明如此。术语诸如“附接”、“附连”、“连接”、“耦接”、“互连”以及类似词语是指其中结构彼此或直接或通过居间结构间接固定或附接的关系,以及两者可移动或固定不动的附接或关系,除非另外明确描述并非如此。此外,本发明的特征和益处参考优选的实施方案来例示。因此,本发明明显不应限于示出可单独或以其他特征组合存在的特征的一些可能的非限制性组合的此类优选实施方案;本发明的范围由随附权利要求书限定。

[0023] 本发明的特征可在软件、硬件、固件,或它们的组合中实现。本文所述的可编程过程不限于任何具体的实施方案,并且可在操作系统、应用程序、前台或后台过程、驱动器或它们的任何组合中实现。计算机可编程过程可在单个处理器上或者在多个处理器上或之间执行。

[0024] 本文所述的处理器可以是任何中央处理单元(CPU)、微处理器、微控制器、计算机或可编程装置或被配置为执行计算机程序指令(例如,代码)的电路。各种处理器可以体现在任何合适类型的计算机和/或服务硬件和/或计算装置(例如,台式机、膝上型电脑、笔记本电脑、平板电脑、蜂窝电话、智能电话、PDA等)中,并且可以包括形成功能数据处理装置所需的所有常用辅助部件,包括但不限于总线、软件和数据存储装置诸如易失性和非易失性存储器、输入/输出装置、显示屏、图形用户界面(GUI)、可移动数据存储装置,以及有线和/或无线通信接口装置,包括Wi-Fi、蓝牙、LAN等。

[0025] 计算机可执行指令或程序(例如,软件或代码)以及本文所述的数据可编程到且有形地体现在非暂态计算机可读介质中,该非暂态计算机可读介质可通过如本文所述的相应的处理器访问和检索,通过执行编码在介质中的指令来配置和指导处理器执行期望的功能和过程。体现被配置成此类非暂态计算机可执行指令或程序的可编程处理器的装置在下文称为“可编程装置”或仅简称为“装置”,并且相互通信的多个可编程装置称为“可编程系统”。应当指出的是,如本文所述的非暂态“计算机可读介质”可包括但不限于可被写入和/或通过可操作地连接至介质的处理器读取的任何合适的易失性或非易失性存储器,包括随机存取存储器(RAM)及其各种类型、只读存储器(ROM)及其各种类型、USB闪存,以及磁或光数据存储装置(例如,内部/外部硬盘、软盘、磁带CD-ROM、DVD-ROM、光盘、ZipTM驱动、蓝光(Blu-ray)盘以及其他装置)。

[0026] 在某些实施方案中,本发明可以计算机实现的过程和设备的形式体现,诸如基于处理器的数据处理和通信系统或用于实践那些过程的计算机系统。本发明还可以体现于非暂态计算机可读存储介质中的软件或计算机程序代码的形式体现,在下载且通过数据处理和通信系统或计算机系统执行时,计算机程序代码片段将处理器配置成产生被配置成实现所述过程的特定的逻辑电路。

[0027] 详细参考附图,图1示出根据本发明的一个实施方案的成像系统101。成像系统101包括探针103,该探针操作性地耦接到控制器和数据信号处理器105,以及计算装置107。探

针103包括耦接到探针头部113的探针柄部111。探针柄部111和探针头部113沿x轴纵向延伸。然而,在某些实施方案中,探针柄部111和探针头部113之一或两者可以弯曲或挠曲远离x轴。此类替代实施方案可以提供将探针头部113定位成对某些组织成像的优点,诸如在口腔或鼻腔的凹部中。

[0028] 探针主体111包括按钮115,该按钮以电子方式致动探针103的操作。按钮115电耦合到控制器和数据信号处理器105,并且当按下按钮115时,控制器和数据信号处理器105开始数据采集过程。当释放按钮115时,控制器和数据信号处理器105终止数据采集过程。在某些实施方案中,按钮115可以是双重动作按钮,使得第一按压开始数据采集过程,并且第二按压终止数据采集过程。在其他实施方案中,按钮115可以由开关或接受用户输入以控制探针103的操作的任何其他类型的装置代替。

[0029] 探针头部113包括相邻于待成像的组织定位的探针面117。虽然本文中以口腔组织的形式讨论了组织,但是可以对任何类型的组织进行成像,诸如但不限于鼻组织、表皮组织、表皮下的组织和结直肠组织。除非权利要求中另有说明,否则本发明不受组织类型的限制。如图2中更详细地示出的,探针面117包括超声元件119和光源121,其中光源121由定位在超声元件119的相对侧上的两排127、129发光元件131形成。发光元件131的每一排127、129形成作为单个单元操作的阵列。然而,在某些实施方案中,发光元件131可以各自彼此独立地操作。超声元件119由四个线性阵列换能器125形成,所述四个线性阵列换能器首尾相连以形成平行于由x轴和y轴形成的平面延伸的换能器平面。如图所示,换能器平面在附图的平面中。在某些实施方案中,可以使用更多或更少的线性阵列换能器125。在某些实施方案中,线性阵列换能器125中的每一个可以是配置为在40MHz至80MHz的范围内操作的变频超声换能器,各自具有64个换能器元件,使得超声元件119被配置有总共256个通道。但是,除非在权利要求书中明确指出,否则本发明不受超声换能器的类型的限制。

[0030] 每个发光元件131可以包括一个或多个激光二极管(LD)或发光二极管(LED),使得每个发光元件131可以在适合于在组织中生成光声响应的至少一个光谱波段中发射光。为了简化描述,下面的描述将使用LD作为发光元件131,但应当理解,也可以使用LED。如图所示,每个发光元件131包括多个LD 133,使得每个LD可以在若干个不同的光谱波段中发射光。每个发光元件131包括四个LD 133,其中每个LD在不同的光谱波段中产生光。如下面更详细地讨论的,不同的光谱波段使成像系统101能够测量组织内某些化合物的吸收,从而允许以深度解析的方式量化那些化合物的存在。

[0031] 在某些实施方案中,每个发光元件131包括至少一个LD,并且在可见光谱的波段和红外光谱的波段中的至少一者中发射光。在某些其他实施方案中,每个发光元件131包括至少两个LD,并且在可见光谱的一个波段和红外光谱的一个波段中发射光。在其他实施方式中,每个发光元件131包括四个LD,并且在可见光谱中的一个波段和红外光谱中的三个不同波段中发射光。在其他实施方案中,除非在权利要求中另有明确说明,否则由发光元件131发射的波段的数量可以在一个至许多之间变化。

[0032] 计算装置107包括用于显示组织图像的显示屏123。图像可以是超声B-模式图像和/或多普勒图像,并且/或者图像可以是光声图像。图像可以单独地显示在显示屏123上,或者可以共配准地显示两个或更多个图像模态。

[0033] 探针头部113的剖视图在图3中示出,其中探针面117抵靠组织137的表面135放置。

一般来讲,组织137将是体内的,但是本发明不限于此。通道139被定位在超声换能器119与组织137的表面135之间。在使用期间,通道139可以填充有耦合凝胶或对超声能量和由发光元件131发射的光谱波段两者透明的其他材料。用此类材料填充通道139用于提高超声换能器119与组织137之间的超声能量的耦合效率。如下面更详细地讨论的,超声换能器119产生被指引到组织137中的超声能量,并且组织将该超声能量中的一些反射回去以便由换能器119检测。此外,由于存在于组织内或组织内的吸收所选择的波段的一种或多种类型的化合物,可以选择由发光元件产生的光谱波段以产生光声能量。

[0034] 发光元件131形成位于超声换能器119的相对侧上的两排127、129,其中每个发光元件131被定位在发射平面141上。每个发光元件131将光指引离开发射平面141并且进入组织137。每个单独的排127、129中的所有发光元件131的发射平面141是共面的。在某些实施方案中,每个发光元件131的发射平面141可以由安装有LD 133的聚碳酸酯板限定。在其他实施方案中,发射平面141可以由探针头部113内的其他结构限定。在其他实施方案中,每个发射平面141可以是由每个发光元件131的LD 133的相应位置在探针头部113内限定的假想平面。每个发射平面141相对于换能器平面成锐角定位,使得由每个发光元件131产生的光锥143、145被指引到组织137中以形成成像区149。如本文所用,锐角为非零角度。成像区149的深度D确定由成像系统101产生的光声图像的深度。根据发射平面141和换能器平面之间形成的角度,成像区的深度D可以在约2mm至20mm之间变化。在某些实施方案中,每个发光元件131可以包括光束成形光学器件以对光锥143、145成形,并且实现将来自多个LD的多个光波段的光更均匀地传递到组织上和组织中。

[0035] 图4的曲线图161示出可以由发光元件131发射的在可见光谱和红外光谱内的四个有用的波段。曲线图161针对三种不同化合物:水、氧化血红蛋白和脱氧血红蛋白相对于波长绘制了特定的消光系数。从该曲线图中可以看出,由于水在所示波长范围内的吸光度相对较低,因此其他化合物对光的吸光度可有利地用于产生其在组织内的分布的图像。曲线图161还示出了可以被选择用来帮助产生光声图像的四个波段,所述四个波段可以有利地帮助描绘组织中氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的存在。这些波段包括在可见光谱中在650nm附近居中的第一波段163、在近红外光谱中在805nm附近居中的第二波段165、在近红外光谱中在860nm附近居中的第三波段167,以及在近红外光谱中在960nm附近居中的第四波段169。通过为从发光元件131发射的光选择合适的波段,光声图像还可以用于定量地描绘其他化合物的存在,诸如但不限于脂质和胶原蛋白。在某些实施方案中,波段被选择为感兴趣化合物的分离的吸收峰或吸收曲线分离点,使得可以测量感兴趣化合物而不会受到可能存在的其他化合物的吸收的明显干扰。在某些实施方案中,可以选择由发光元件131发射的波段中的至少一个作为感兴趣化合物的等消光点,在曲线图161中该波段为第二波段165。本领域的技术人员将理解,由发光元件131发射的波段基于结合到发光元件中的特定LD,使得可以通过使用不同的LD来改变波段。

[0036] 图5A至图5B示出探针头部113的两种不同的构型,每种构型产生在组织139内具有不同深度的分辨率的光声图像。如图5A所示,探针面117抵靠组织139的表面135放置。发光元件131被定位成使得相应的发射平面141相对于y轴并且因此也相对于换能器平面成 45° 角。使发射平面141相对于换能器平面的角度 $=45^\circ$,导致光锥143、145形成成像区149,该成像区距组织139的表面135的深度为 D_{45} 。作为比较,如图5B所示,发光元件131被定位成使得

相应的发射平面141相对于y轴并且因此也相对于换能器平面成 30° 的角度放置。使发射平面141相对于换能器平面的角度为 $=30^\circ$ ，导致光锥143、145形成成像区149，该成像区在组织139内具有 D_{30} 的深度，其中该成像区从组织139的表面135延伸 D_T 的深度，其中 $D_T > D_{30}$ 。此外，从图5A至图5B可以看出， $D_{45} < D_{30}$ 。

[0037] 探针头部201的替代实施方案在图6中示出。该探针头部201包括探针面203，该探针面抵靠组织205放置，使得换能器207以上述方式相对于组织定位。发光元件209再次被定位在换能器207的相对侧上。每个发光元件209被附连到支撑结构211，并且远离发射平面213朝向组织205发射光。每个支撑结构211在枢轴点217处耦接到支撑臂215，并且支撑臂215将每个支撑结构211保持在探针头部201内的固定平移位置。每个支撑结构211还通过枢转臂221在第二枢轴点223处耦接到微型压电马达219。微型压电马达219使枢转臂221横向移动，并且枢转臂221的横向移动使支撑结构211绕其相应的枢轴点217枢转。通过微型压电马达219的操作，可以在操作之前或操作期间改变发射平面213与换能器平面之间的角度，使得由光锥231、233形成的成像区235在组织内具有与角度相关的深度D。在某些实施方案中，可以用能够产生控制发光元件209的支撑结构211的枢转位置的任何其他类型的微机械装置来替代微型压电马达219。在某些实施方案中，与成像系统相关联的控制器可用于将控制信号提供给微型压电马达219，使得发射平面213可相对于换能器平面以期望的角度放置。

[0038] 成像系统101的示意图在图7中示出。计算装置107操作性地耦接到数据采集模块251，以及控制与图像处理模块253。计算装置107可以是任何适当类型的可编程装置，诸如台式计算机或膝上型计算机、平板计算机，或者在一些实施方案中为智能电话。可以对计算装置107进行编程以控制控制功能的操作参数、数据采集过程和图像处理。此外，计算装置107包括显示屏287，在该显示屏上可以显示由成像系统101产生的图像。

[0039] 数据采集模块251被耦接到探针面117以控制超声换能器和光源，并且与现有的超声成像系统和现有的光声成像系统相比以类似的方式操作。然而，两个系统的集成确实导致与已知系统的一些重要差别，并且在本文中描述了这些差别。数据采集模块251包括发射波束形成器255，该发射波束形成器生成待由超声换能器发射的信号。来自发射波束形成器255的信号通过数模转换器257到达触发控件259。控制与图像处理模块253包括触发发生器261，该触发发生器生成定时信号，该定时信号用于致动光源打开和关闭，并且用于在发射模式和接收模式之间致动超声换能器。通过使用单个定时信号，可以同时使用光源和超声换能器的致动来收集超声数据和光声数据两者。因此，定时信号触发数据采集模块251以在超声模式和光声模式之间切换。在超声模式中，数据采集模块251采集用于产生B-模式或多普勒超声图像之一或两者的数据，并且在光声模式中，数据采集模块251采集用于产生光声图像的数据。如上所述，在超声模式中，数据采集模块251可以通过与传统超声成像系统几乎相同的方式来生成超声数据，并且在光声模式中，数据采集模块251可以通过与传统光声成像系统几乎相同的方式来生成光声数据。

[0040] 在某些实施方案中，定时信号被配置为致动光源在每秒发射三十个光脉冲。通过在每秒具有三十个光脉冲，成像系统101能够将所产生的图像直接转换为每秒三十帧(30fps)的视频。在某些实施方案中，定时信号可以被配置为致动光源以在每秒发射多于或少于30个脉冲。但是，除非权利要求中另有说明，否则本发明不受由光源发射的定时信号和

脉冲数量的限制。

[0041] 来自触发发生器261的定时信号被提供给触发控件259和LD驱动器263。响应于该定时信号,LD驱动器263控制光源的打开和关闭状态。类似地,响应于该定时信号,触发控件259控制换能器的发射和接收模式。在发射模式期间,触发控制器259将由发射波束形成器255生成的转化后的信号传递到高压脉冲发生器265,该高压脉冲发生器继而驱动换能器生成被指引到组织中的超声能量。

[0042] 来自触发发生器261的定时信号还被提供给发射/接收开关267,每个超声换能器元件包括一个开关。发射/接收开关267控制何时将由换能器接收的数据信号传递给信号调节器269进行进一步处理。发射/接收开关267因此充当由换能器生成的数据信号的门,从而当发射/接收开关267使换能器信号通过时有效地将换能器置于接收模式。

[0043] 信号调节器269调节从换能器接收的数据信号以进行进一步处理。由换能器感测反射的超声能量和光声能量两者而引起的问题之一是,这两种不同类型的能量可以导致换能器生成两种不同类型的数据信号。由超声能量产生的数据信号将通常具有比由光声能量产生的数据信号高得多的电压。因此,信号调节器269的一个目的是归一化来自换能器的数据信号的电压电平,使得图像处理模块253可以更容易地处理这两种不同类型的数据信号,而不必针对每种信号具有不同的电路。信号调节器269还用于保护设计用于处理较低电压光声数据信号的下行电路元件免受较高电压超声数据信号的影响。

[0044] 数据信号从信号调节器269被传递到模数转换器271,然后被传递到接收波束形成器273。接收波束形成器273使用数据信号作为反馈,以帮助由发射波束形成器255生成的信号成形。数据信号然后进入图像处理模块253,在此首先由RF解调器279处理,然后由光声图像处理模块283或由B-模式处理器281处理,具体取决于该数据信号的来源是超声能量还是光声能量。可以基于来自触发发生器281的定时信号来确定数据信号的源。

[0045] 来自信号调节器269的调节后的数据信号也被传递到连续波(CW)波束形成器275,该CW波束形成器帮助处理模拟数据信号以最终产生多普勒图像。数据信号从CW波束形成器275被传递到另一个模数转换器277,然后被传递到图像处理模块253,在此由多普勒处理器285处理以产生多普勒图像。如前所述,然后将由图像处理模块253产生的不同类型的图像(光声、B-模式和多普勒图像)传送到可编程装置107以在显示屏287上显示。

[0046] 在某些实施方案中,可以仅在图像处理模块253内执行图像处理,使得可编程装置107接收完全形成的图像和/或视频以供显示。在某些其他实施方案中,图像处理的方面可以分布在图像处理模块253和可编程装置107之间。在其他实施方案中,图像处理模块253可以被结合到可编程装置107中,使得图像处理的全部由可编程装置107执行。

[0047] 在某些实施方案中,可以在禁用光声采集子系统或超声采集子系统的一者的情况下使用图7的图像处理系统。在此类实施方案中,图像处理系统将分别与传统的光声成像系统或传统的超声成像系统几乎相同地执行。这种选择图像采集模态中的一个而不选择其他可以被提供为通过可编程装置107的可选选项。

[0048] 可以将不同类型的图像分别显示在显示屏上,或者可以将一种或多种图像类型以共配准重叠显示。显示共配准的图像通常有助于提供附加的上下文信息,这些上下文信息是单独查看或并排查看图像时无法获得的。因此,共配准可以在临床环境中提供明显的优势。

[0049] 图8示出流程图291,该流程图示出使用图7中所示的成像系统101的数据采集过程。该过程的第一步骤293是将探针相邻于待成像的组织定位。如上所述,可以将偶联剂或材料与探针头部结合使用,以提高在组织和探针头部之间传递的超声能量的偶联效率。任何此类偶联剂也应该对由光源生成的波段透明,以避免干扰光声过程。在探针头部位于邻近于组织的位置的情况下,下一步骤295是致动光源和超声换能器。如上所述,使用适当的定时信号来完成光源和超声换能器的致动,使得超声数据和光声数据两者可以被换能器同时收集。当光源和超声换能器被致动时,生成数据信号,然后如流程图291的最后步骤297对其进行处理。可以从由换能器生成的数据信号中产生光声图像、超声B-模式图像和超声多普勒图像中的一者或多者。

[0050] 在图9中示出探针头部311的另选构型。如图所示,该探针头部311具有探针面313,该探针面紧靠组织315的表面317放置,使得可以获得组织315的图像。探针头部311包括超声接收器319,使得探针头部311被配置为仅基于光声能量来生成数据信号。在某些实施方案中,超声接收器319可以是仅在接收模式下使用的超声换能器。在某些其他实施方案中,超声接收器319可以是超声换能器,该超声换能器完全在电路中实现,如以上结合图7所述,其中系统的超声采集部分被停用。在其他实施方案中,超声接收器407可以是在接收模式和发射模式两者中使用的超声换能器。

[0051] 发光元件321被示出为在超声接收器319的相对侧上,其中每个发光元件321被定位在发射平面325上。每个发光元件321将光指引离开发射平面325并且进入组织315中。在某些实施方案中,每个发光元件321的发射平面325可以由安装有LD 323的聚碳酸酯板限定。在其他实施方案中,发射平面325可以由探针头部311内的其他结构限定。在其他实施方案中,每个发射平面325可以由每个发光元件321的LD 323的相应位置在探针头部311内限定的假想平面。每个发射平面325相对于换能器平面(该换能器平面平行于x-y平面并且垂直于z轴)成锐角定位,使得由每个发光元件321产生的光锥325、327被指引到组织315中以形成成像区329。成像区329的深度D确定由成像系统产生的光声图像的深度。在某些实施方案中,每个发光元件321可以包括光束成形光学器件以对光锥325、327成形,并且实现将来自多个LD的多个光波段的光更均匀地传递到组织上和组织中。

[0052] 图10中示出探针头部401的另选构型。该探针401还包括超声接收器407,而不是超声换能器。在某些实施方案中,超声接收器407可以是仅在接收模式中使用的超声换能器。在其他实施方案中,超声接收器407可以是在接收模式和发射模式两者中使用的超声换能器。该探针头部401包括探针面403,该探针面抵靠组织405放置以将超声接收器407相邻于组织405定位。发光元件409被定位在超声接收器407的相对侧上。每个发光元件409被附连到支撑结构411,并且远离发射平面413朝向组织405发射光。每个支撑结构411在枢轴点417处耦接到支撑臂415,并且支撑臂415将每个支撑结构411保持在探针头部401内的固定平移位置。每个支撑结构411还通过枢转臂421在第二枢轴点423处耦接到微型压电马达419。微型压电马达419使枢转臂421横向移动,并且枢转臂421的横向移动使支撑结构411绕其相应的枢轴点417枢转。通过微型压电马达419的操作,可以在操作之前或操作期间改变发射平面413与换能器平面之间的角度,使得由光锥431、433形成的成像区435在组织内具有与角度相关的深度D。在某些实施方案中,可以用能够产生控制发光元件409的支撑结构411的枢转位置的任何其他类型的微机械装置来替代微型压电马达419。在某些实施方案中,与成像

系统相关联的控制器可用于将控制信号提供给微型压电马达419,使得发射平面413可相对于换能器平面以期望的角度放置。该实施方案提供了可用于产生在组织内的不同深度处的光声图像的探针头部401。

[0053] 通篇使用的范围用作描述范围内的每个值的简略表达方式。范围内的任何值都可以被选为范围终点。此外,本文中引用的所有参考文献都以全文引用的方式并入。如果本公开中的定义与所引用的参考文献中的定义发生冲突,则以本公开为准。

[0054] 虽然已经相对于特定示例(包括实行本发明的当前优选模式)描述了本发明,但是本领域的技术人员应当理解,存在上文所述系统和技术的许多变型和置换。应当理解,在不背离本发明的范围的情况下,可以利用其他实施方案并且可以进行结构和功能修改。因此,本发明的精神和范围应当广义地解释为如所附权利要求书中陈述的。

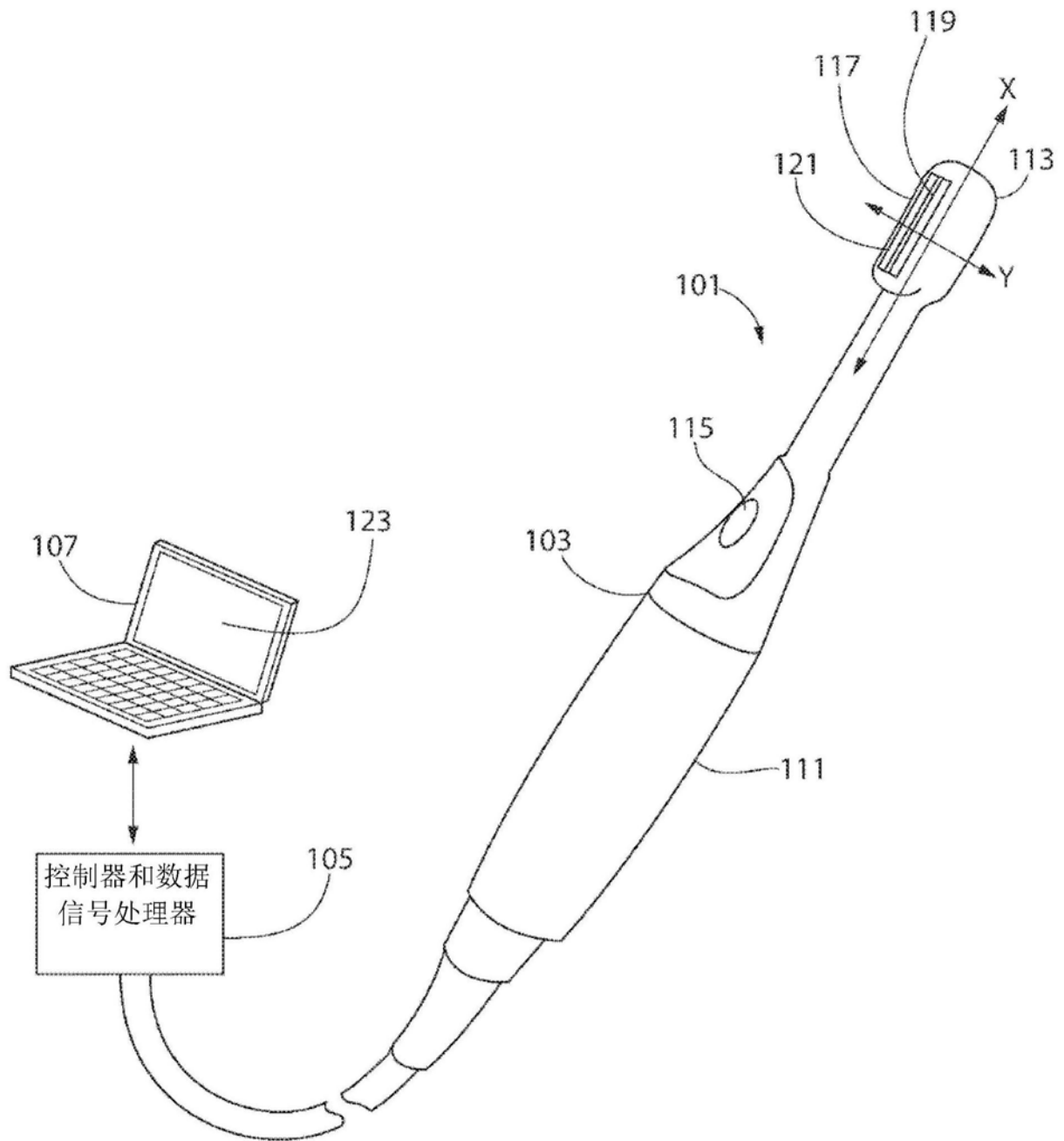


图1

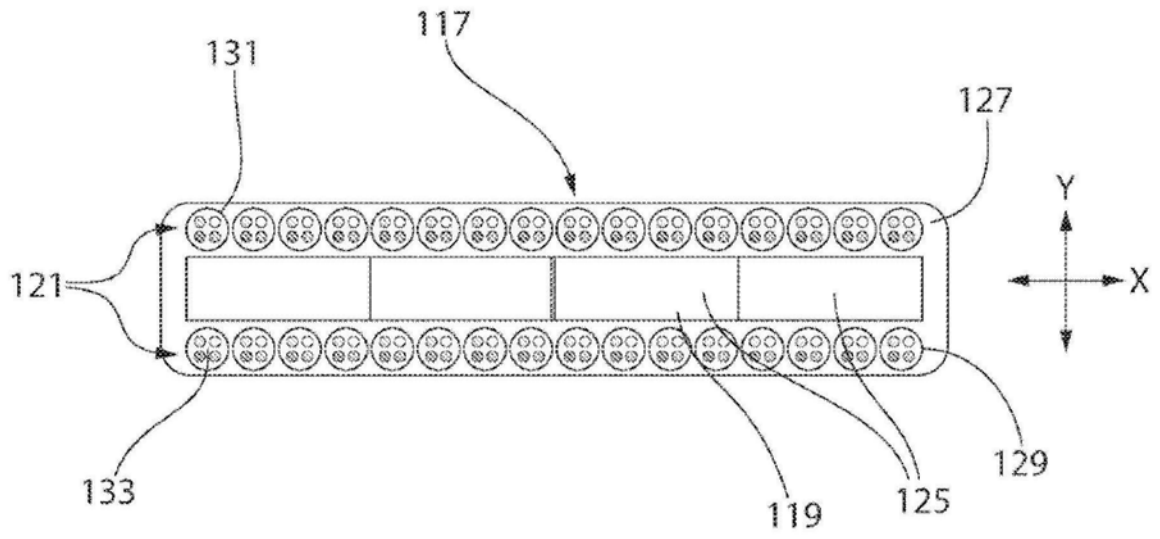


图2

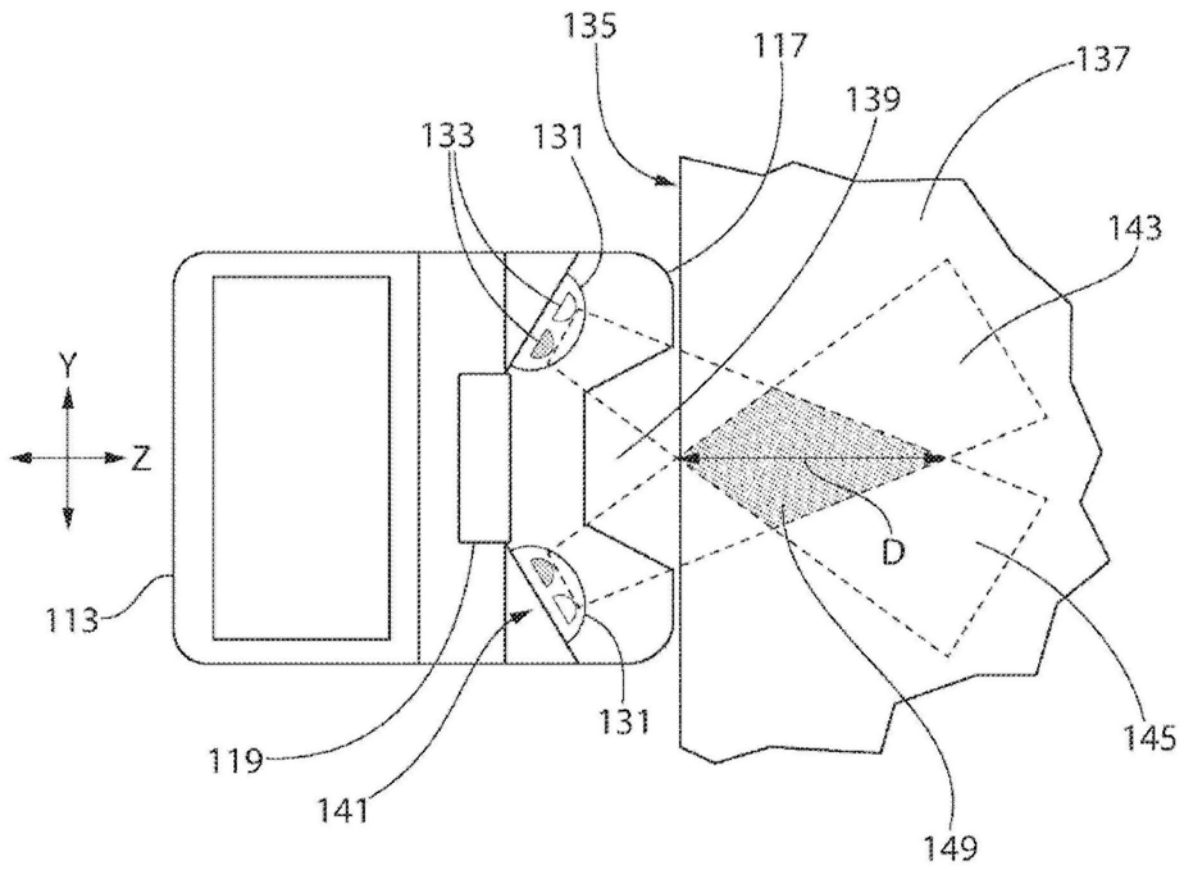


图3

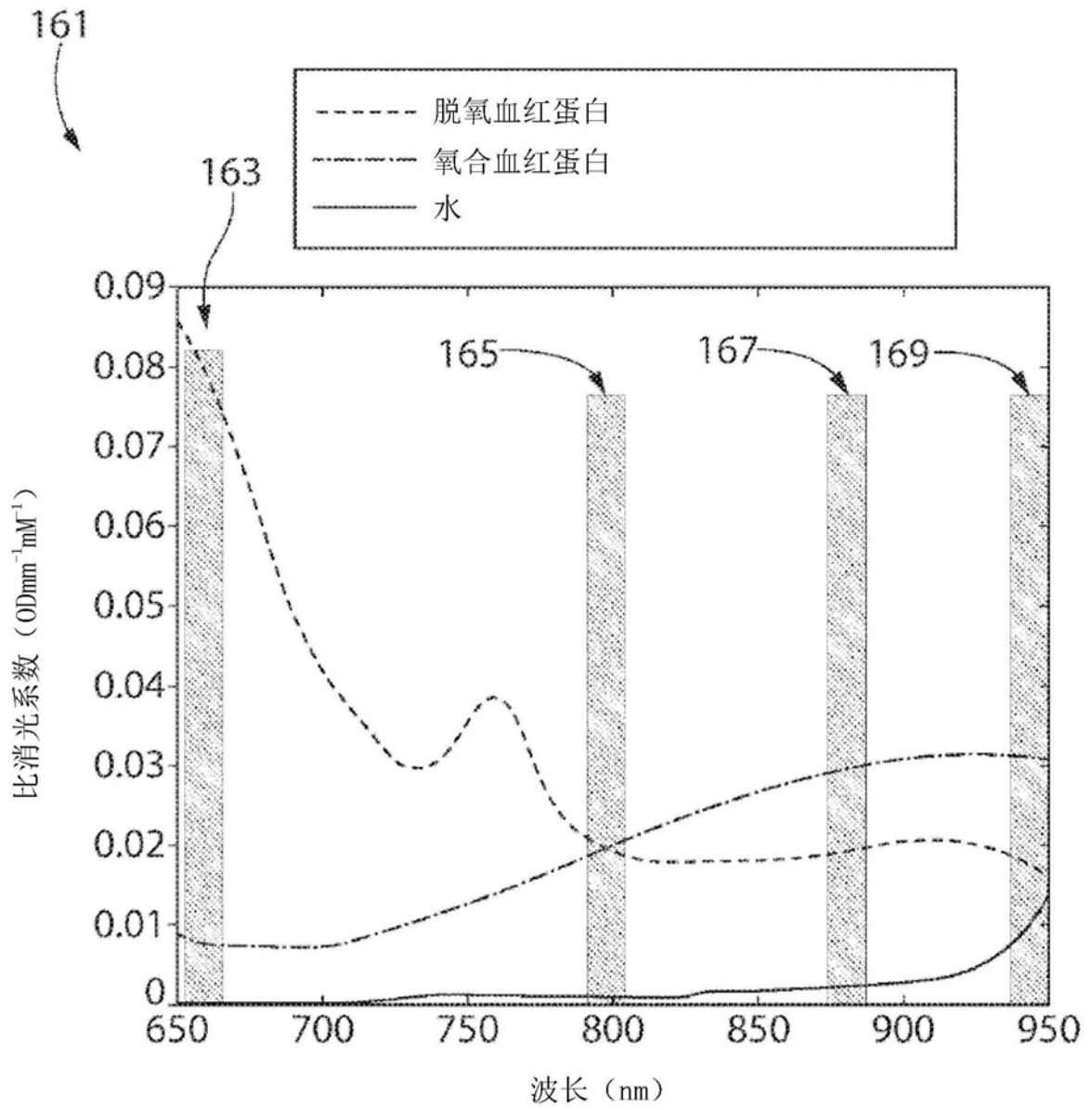


图4

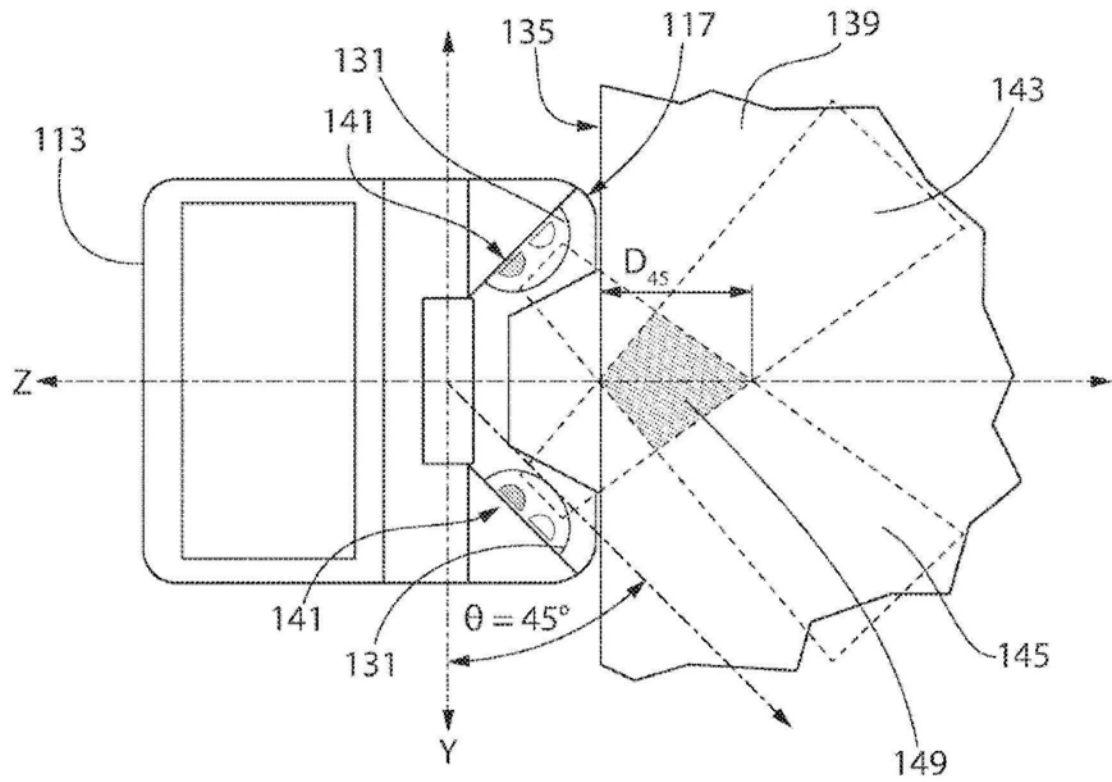


图5A

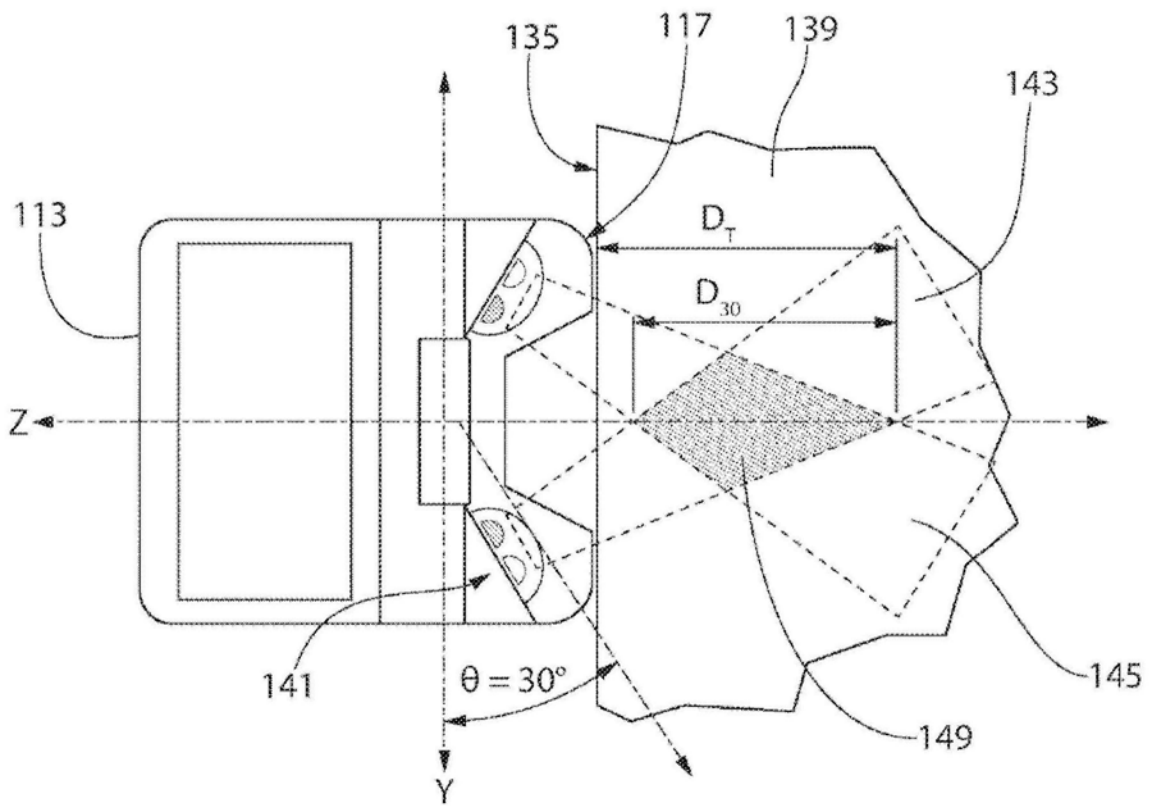


图5B

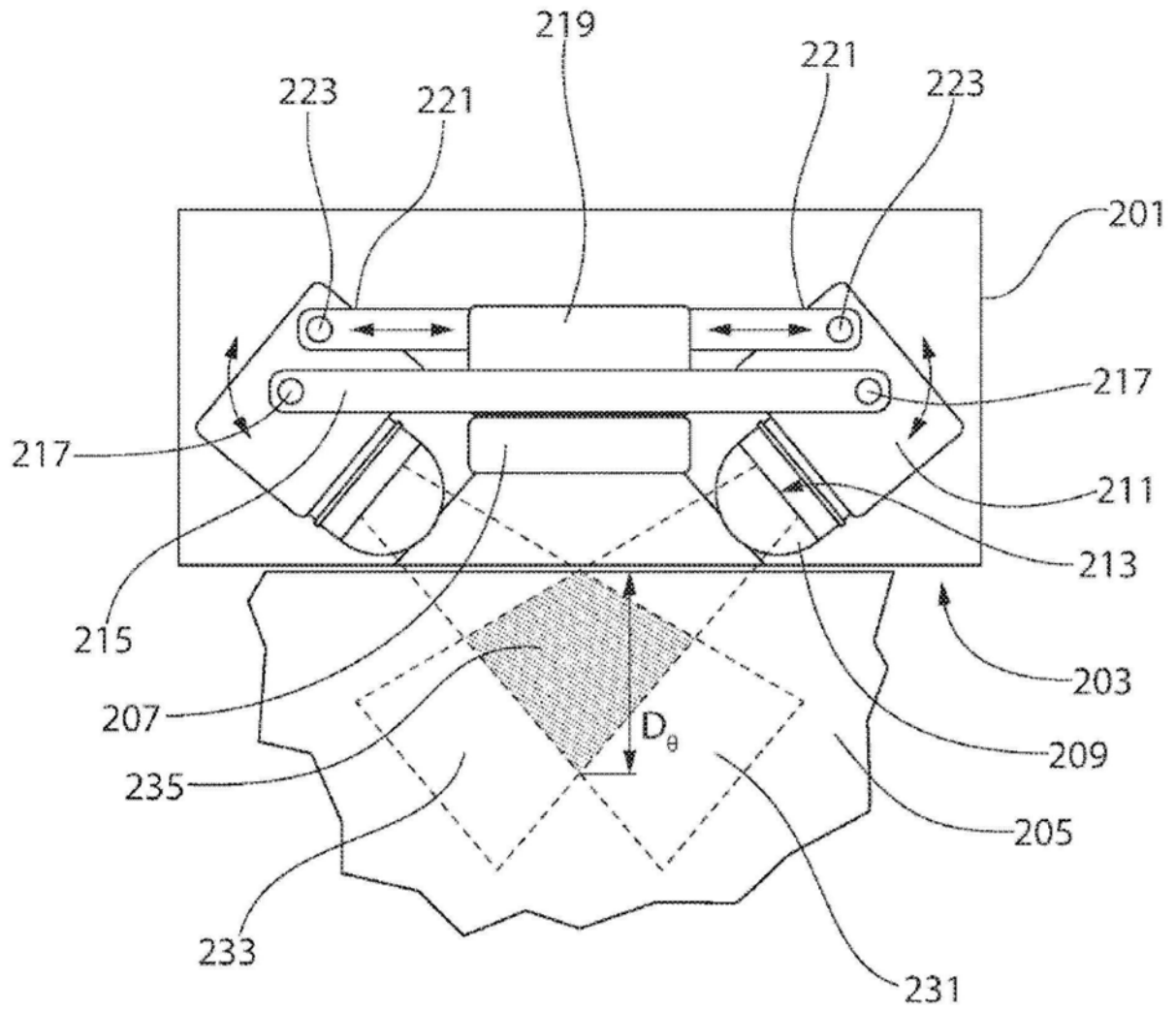


图6

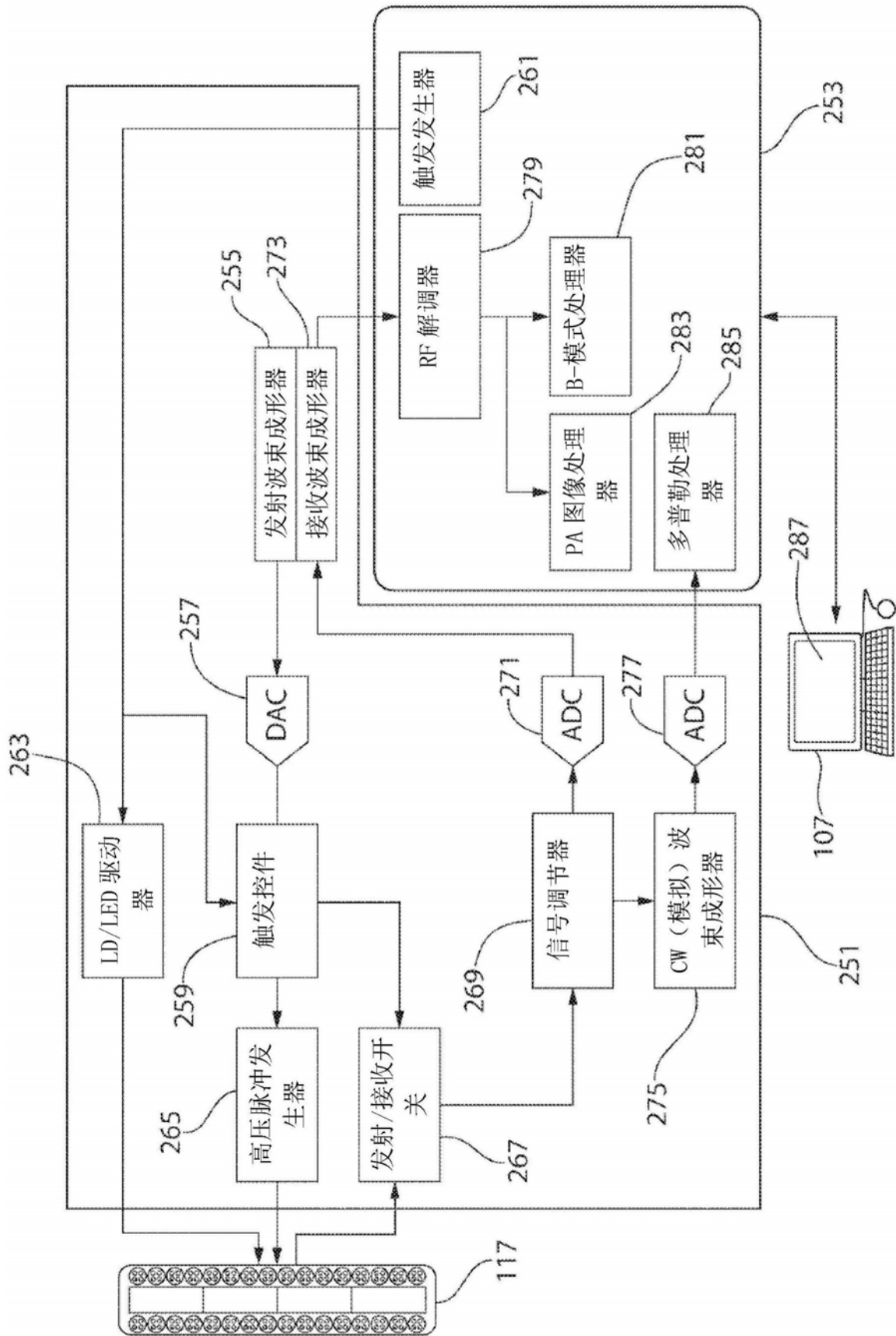


图7

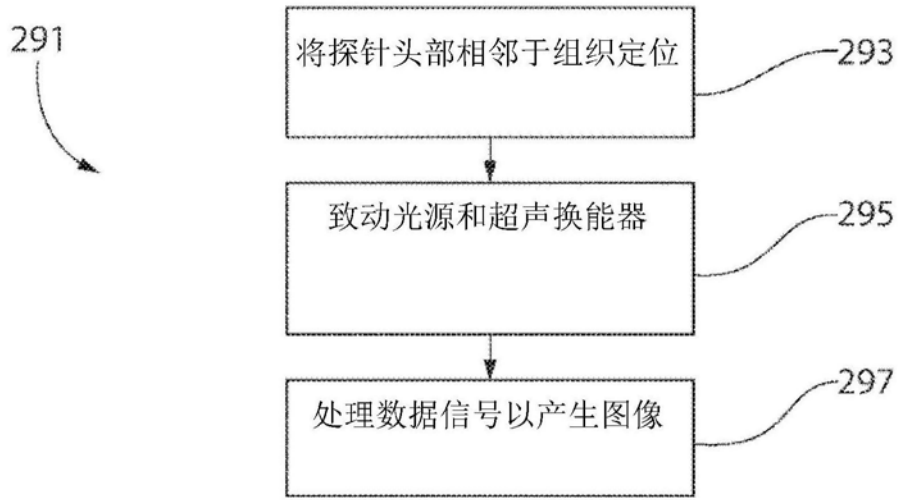


图8

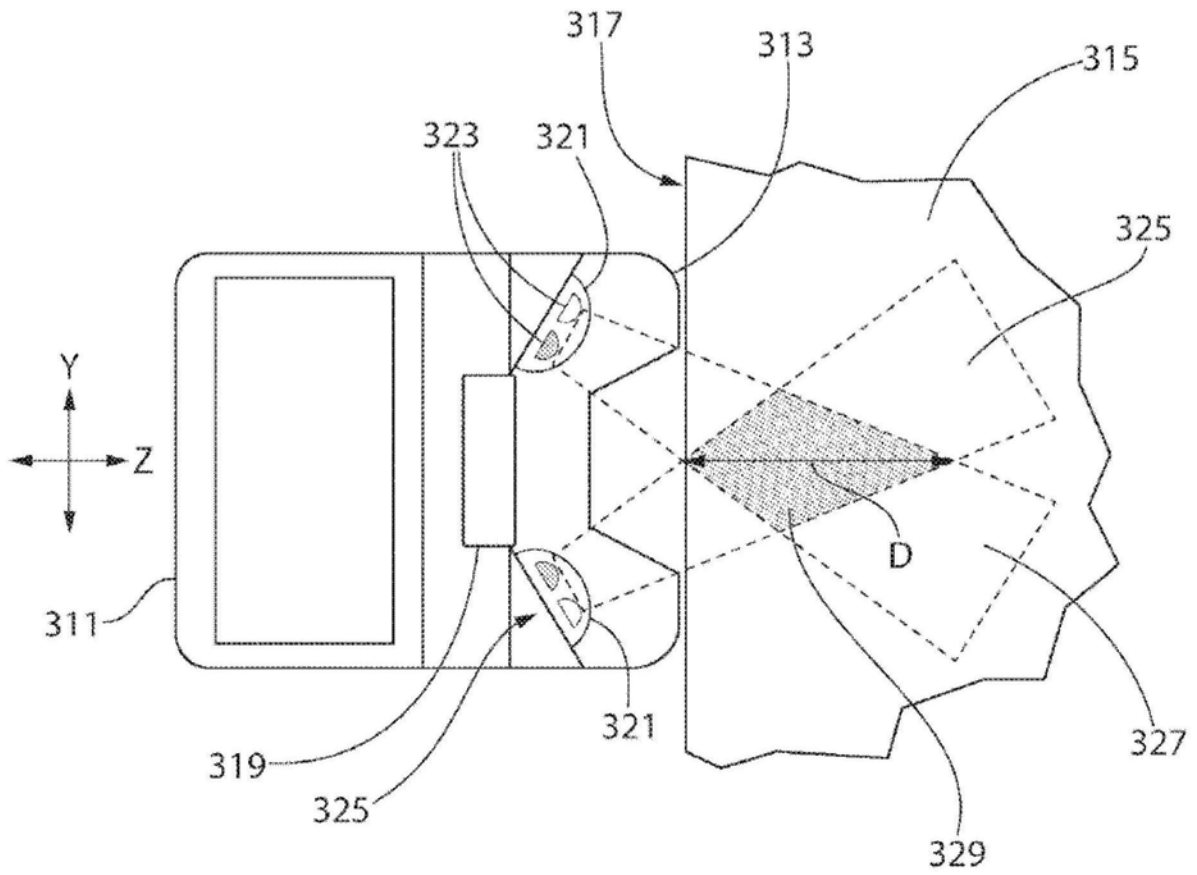


图9

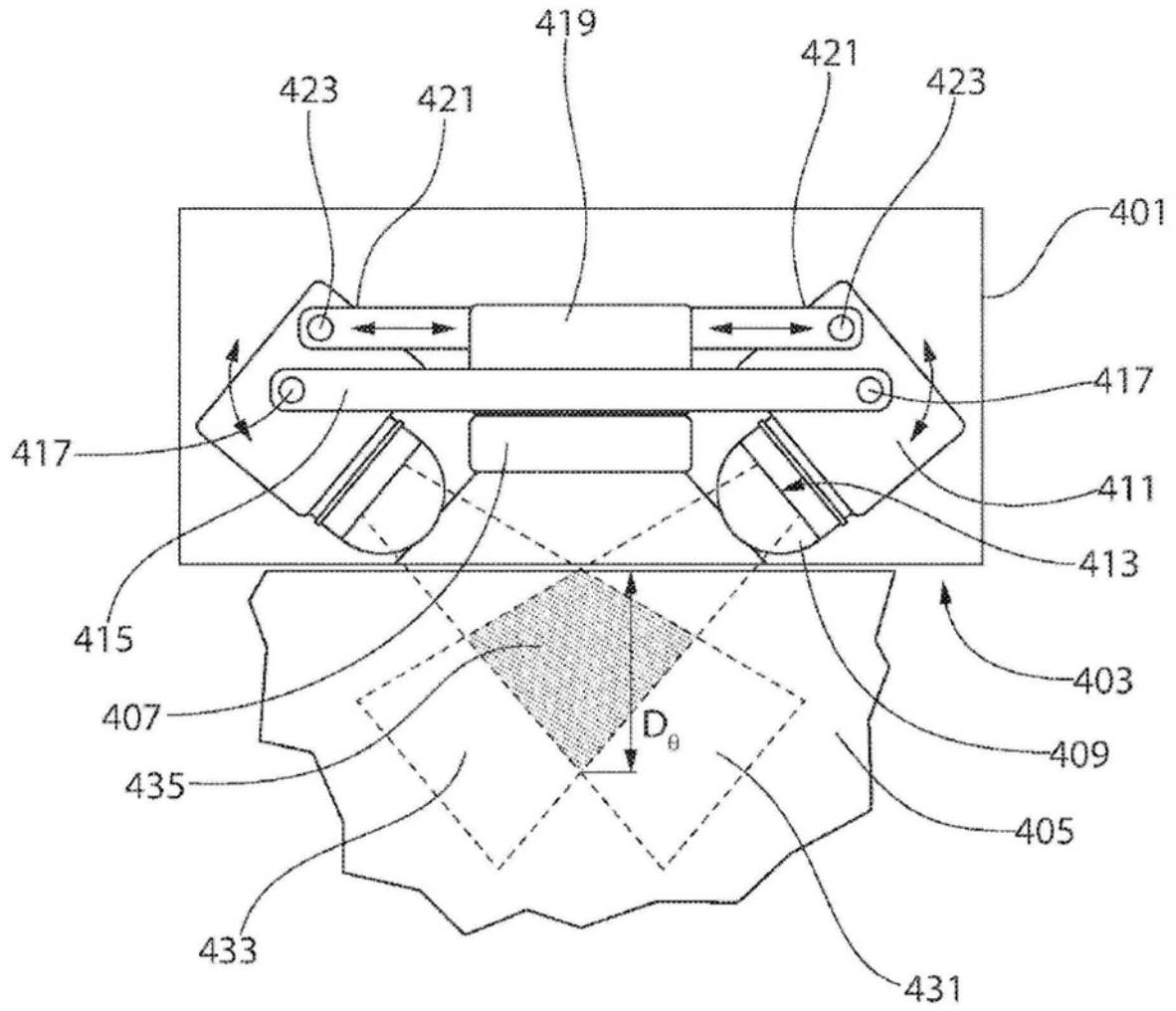


图10

专利名称(译)	成像系统及其方法		
公开(公告)号	CN111093475A	公开(公告)日	2020-05-01
申请号	CN201880058180.5	申请日	2018-09-10
[标]申请(专利权)人(译)	高露洁 - 棕榄公司		
申请(专利权)人(译)	高露洁-棕榄公司		
当前申请(专利权)人(译)	高露洁-棕榄公司		
[标]发明人	赫雷贝什莫利苏布哈什		
发明人	赫雷贝什·莫利·苏布哈什		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/12		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/0088 A61B5/0095 A61B5/4875 A61B8/12 A61B8/488 A61B8/5261 A61B8/4254 A61B8/4444 A61B8/4494 A61C19/04		
代理人(译)	郑斌		
优先权	15/701570 2017-09-12 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种成像系统包括：探针头部，所述探针头部包括光源，所述光源用于在适合于在组织中生成光声响应的至少一个光谱波段中发射光；和超声换能器，所述超声换能器具有用于将超声能量发射到所述组织中的发射模式和用于接收由所述组织反射的所述超声能量和来自所述组织的光声能量的接收模式；以及可编程系统，所述可编程系统被配置为响应于定时信号而致动所述光源并且在所述发射模式和所述接收模式之间致动所述超声换能器。

