



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110248605 A

(43)申请公布日 2019.09.17

(21)申请号 201780075569.6

藤原浩·穆拉卡米

(22)申请日 2017.12.05

威尔斯·萨拉瓦多 卡尔·费边

布莱恩·特胡斯

(30)优先权数据

62/430,298 2016.12.05 US

15/612,725 2017.06.02 US

(74)专利代理机构 北京路浩知识产权代理有限公司 11002

代理人 李新娜 张澜

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.06.05

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/064666 2017.12.05

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/106664 EN 2018.06.14

(71)申请人 富士胶片索诺声有限公司

地址 美国华盛顿州

(72)发明人 马青林 保罗·T·邓纳姆

凯斯·D·威廉姆斯

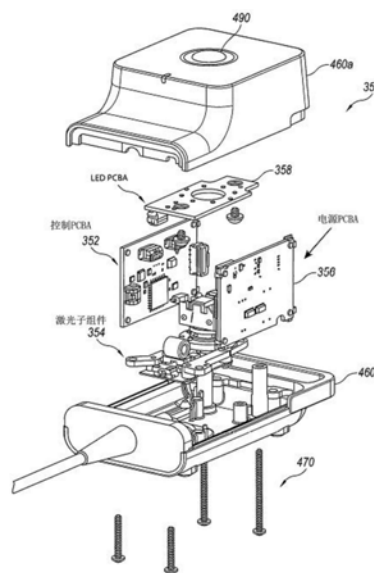
权利要求书1页 说明书9页 附图12页

(54)发明名称

用于器械尖端可视化的激光光源

(57)摘要

一种激光光源通过光纤将激光传输到诸如针的介入器械的尖端。激光在器械的远侧尖端被吸收并且产生光声信号。当待产生激光脉冲时，激光光源被配置成从超声机接收触发信号。当光学连接器连接到激光光源时，光源向超声机发出信号，自动开始针尖端(NTV)可视化模式。如果将光学连接器从激光光源中移除，则激光光源停止产生激光脉冲。



1. 一种用于介入器械的光声成像的光源,包括:
壳体;
激光光源,位于所述壳体内;以及
控制板,被配置成确定光学连接器何时连接到所述光源、传输指示所述光学连接器连接到超声成像机的信号并且在从连接的超声成像机收到触发信号时控制激光脉冲的产生。
2. 根据权利要求1所述的光源,其中所述控制板被配置成通过通信链路从超声成像机接收触发信号,并且其中所述控制板被配置成在收到触发信号之后的一段时间内防止接收额外的触发信号。
3. 根据权利要求1所述的光源,进一步包括停止逻辑电路,所述停止逻辑电路被配置成如果所述光学连接器从所述光源移除产生停止激光脉冲的产生的信号。
4. 根据权利要求3所述的光源,进一步包括LED,当所述激光光源产生激光脉冲时,所述LED被照亮,并且其中所述停止电路被配置成检测所述LED的操作并且如果在产生激光脉冲时LED不亮产生停止激光脉冲的产生的信号。
5. 根据权利要求1所述的光源,其中所述控制板被配置成将标识所述光源的装置ID发送到连接的超声成像机。
6. 根据权利要求1所述的光源,其中所述控制电路被配置成限制可以产生激光脉冲的速率以及可以在时限内产生的激光脉冲的总数量。
7. 根据权利要求1所述的光源,其中当所述超声成像机以最小能量或无能量发射超声信号时,所述触发信号被接收。
8. 根据权利要求1所述的光源,其中所述壳体包括具有一个或多个狭缝的圆顶形橡胶密封件,所述光学连接器通过所述一个或多个狭缝插入。
9. 根据权利要求1所述的光源,其中所述壳体包括围绕所述圆顶形橡胶密封件的光环,当所述光源连接到超声成像机时,所述光环被照亮。
10. 根据权利要求1所述的光源,所述控制板通过有线通信链路电联接到所述超声成像机。
11. 根据权利要求1所述的光源,所述控制板通过无线通信链路电联接到所述超声成像机。
12. 根据权利要求1所述的光源,其中所述光源进一步包括微型开关,所述微型开关检测光纤连接器何时插入所述光源中,并且其中所述控制板被配置成检测所述微型开关的状态变化,并且将指示所述微型开关的状态的信号传送到所述连接的超声成像机。

用于器械尖端可视化的激光光源

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2017年6月2日提交的申请号为15/612,725的美国专利申请的优先权,其要求于2016年12月5日提交的申请号为62/430,298的美国临时申请的权益以及优先权,这两个美国申请都通过引用整体并入本文。

技术领域

[0003] 以下公开内容总体涉及用于检测介入器械在受试者中的位置的系统。特别地,所公开技术的一个或多个方面涉及一种用于在介入器械的端部产生光声信号的激光光源。

背景技术

[0004] 许多医疗操作需要将器械准确地放置在体内。例如,在神经阻滞操作期间,医生及其助手试图将输送麻醉剂的针放置在特定神经附近。因为针的尖端在体内并且在前进时可以弯曲,所以神经的确切位置是未知的。因此,可以使用不同的技术和工具来帮助医生确定针尖端是否在正确的位置。例如,神经刺激器可以通过对患者身体施加少量电流刺激附近的神经来帮助确定针尖端在神经附近的位置。如果与目标神经相关联的正确肌肉对电流有反应,则操作者知道他/她已经接近待阻滞的目标神经,然后可以注射药物。

[0005] 常规超声针引导技术也可用来确定神经和针的位置。例如,一种方法涉及增强和/或修改超声成像参数以突出与超声图像处于同一平面中的针的轴。另一种方法涉及使用在针轴上具有激光蚀刻图案的回声针,当针以大倾角放置在受试者体内时,该激光蚀刻图案增强镜面反射率。一些预测方法利用附接到超声换能器和/或针的磁和/或光学传感器来推断针及其尖端的位置。然而,这些预测方法可能很繁琐,增加了超声换能器的体积和成本,并且通常需要大量训练。此外,由于针尖端的位置是推断出的,弯曲的针可能使预测的针尖端位置不准确。

[0006] 正在开发的另一种方法是利用光声来定位针尖端。利用这种方法,一个或多个激光脉冲被传输到光纤远侧尖端的光学吸收器,这使吸收器与周围组织相比迅速升温并在微观尺度上膨胀。膨胀产生可以利用超声换能器检测到的超声波振动。虽然一些超声机被设计成能够与输送这种激光脉冲的激光源接口连接并且检测相应回波信号,但是需要将这种技术用于不太复杂的较旧超声机或者用于不是专门设计成支持光声成像模式的机器。所公开的技术是一种可以与常规超声成像机一起使用以允许它们实现光声成像以显示介入器械尖端在体内的位置的激光光源。

附图说明

[0007] 图1A示出根据所公开技术的实施例配置的介入器械成像系统。

[0008] 图1B示出用于图1A中所示的介入器械成像系统的针的一个实施例。

[0009] 图1C是在根据所公开技术的实施例的光声成像过程期间图1A的超声成像机的功能框图。

[0010] 图1D是示出根据所公开技术的一个实施例的交错超声和光声线路信号的传输和接收序列的示例的时序图。

[0011] 图2是根据所公开技术的一些实施例的超声成像机的功能框图,该超声成像机被设计为使用光声信号产生介入器械的尖端的图像。

[0012] 图3A是根据所公开技术的实施例的外部激光光源的功能框图。

[0013] 图3B示出由外部激光光源中的不同印刷电路板执行的各种功能。

[0014] 图3C是根据所公开技术的实施例的外部激光光源的电路框图。

[0015] 图3D示出包括机械快门、光学组件、微型开关和用于外部激光光源的光纤连接器的激光光源的附加细节。

[0016] 图3E是图3A中所示的根据所公开技术的实施例的外部激光光源的分解图。

[0017] 图3F是根据本公开技术的实施例的外部激光光源中的柔性密封件和光环的截面图。

[0018] 图3G是根据所公开技术的实施例的柔性密封件和具有印刷电路板的光管的分解图。

[0019] 图3H示出根据所公开技术的实施例的在将光纤连接器插入光学组件时发生变化的微型开关。

[0020] 图3I是根据所公开技术的实施例构造的外部激光光源的等距视图。

[0021] 图4是根据所公开技术的实施例的示出介入器械的远侧尖端的超声图像的代表性屏幕截图。

具体实施方式

[0022] 所公开的技术涉及用于促进介入操作,诸如麻醉的给药、用于关节/肌腱/肌肉注射的MSK/运动医学、细针穿刺、羊膜穿刺术、胸腔穿刺术、心包穿刺术、血管通路和活组织检查的系统和方法。在一个实施例中,一种系统包括超声成像机和外部激光光源,外部激光光源与超声成像机通信以将光脉冲传送到介入器械(例如,针、导管、活检器械、导丝、血管过滤器或等)。超声成像机被配置成将超声能传输到受试者(例如,人或动物)的感兴趣区域,并从受试者和器械接收相应的超声回波。激光光源生成通过一根或多根光纤传输到介入器械的尖端或远端部分的一个或多个激光脉冲。一根或多根纤维的远端覆盖有光吸收材料,诸如黑色环氧树脂。激光脉冲被这种材料在与介入器械的远侧尖端相邻的区域中吸收,从而产生光声信号。

[0023] 在一个实施例中,光吸收材料吸收激光脉冲并且发射超声成像机可以检测的相应光声信号。超声成像机接收光声信号并且基于检测到的光声信号产生用于产生介入器械尖端的超声图像的实时线路数据。在一些实施例中,超声成像机被配置成使用彩色图生成介入器械的尖端的超声图像。超声成像机可以处理光声信号以形成叠加在正常灰度组织图像上或与正常灰度组织图像组合的彩色超声图像。因此,用户可以看到一组彩色像素,即实时显示介入器械的尖端的超声图像。超声成像机可以被配置成接收用户命令以开启/关闭该特征并且在允许的调整要求内通过增益或激光输出功率操纵来控制彩色图像的强度或亮度。该机器还可以被配置成接收关于显示的器械尖端图像所需颜色的用户输入。在一些实施例中,当光纤自动连接以促进并减少或简化用户交互时,从外部激光光源发送开启成像

模式的信号。与常规器械可视化技术相比,期望所公开技术的这些和其它实施例提供更自然的手眼协调、更精确地放置介入器械尖端、减少操作时间和/或增强器械位置的可视化。这对于使用传统超声成像技术难以对针成像的大倾角插入尤其有用。对于平面外插入,所公开的技术可以告诉用户针尖端是否已经到达成像平面。

[0024] 图1A是介入器械成像系统100的实施例的部分示意图,介入器械成像系统100包括联接到超声换能器120的超声成像机110、外部激光光源140和介入器械130(例如,针)。图1B是介入器械130的轴部分134的示意图。

[0025] 参照图1A和图1B,超声换能器120被配置成将超声能传输到受试者101的感兴趣区域102并且从感兴趣区域102接收相应的超声回波。电缆122将响应于从换能器120接收的超声回波而产生的电子信号传送到超声成像机110。超声成像机110处理电子信号并且生成显示在显示器111的用户界面112上的一个或多个超声图像113。输入接口115通过一个或多个用户输入控件(例如,一个或多个按钮、键、旋钮、开关、滑块、轨迹球和/或触敏表面)接收用户输入和指令。

[0026] 同时参照图1A至图1C,外部激光光源140(包括激光二极管、小型化YAG、Alexandrite或其它类型的激光光源)通过连接电缆146(例如,USB电缆、I2C电缆、EKG电缆、HDMI电缆或定制设计的电缆)与超声成像机110上的端口,诸如EKG端口通信。然而,在一些实施例中,无线连接(例如,蓝牙、802.11等)可以用于外部激光光源140和超声成像机110之间的通信。一根或多根光纤142从激光光源140延伸到轴134的尖端135(图1B和图1C)。在一些实施例中,一根或多根光纤142延伸穿过轴134的内部部分。然而,在其它实施例中,一根或多根光纤142在轴134的外表面上延伸。在另一实施例中,针的两个或更多个通道可以用于专门容纳光纤。一根或多根光纤142可以利用环氧树脂或另一种粘合剂附接到轴134的内表面或外表面,以为流体在介入器械130的轴内部的流动留出空间。在一些实施例中,双腔或多腔器械将一根或多根光纤142与流体通道分离。在一些实施例中,轴134的外部没有标记,而在其它实施例中,轴的外表面包括用于指示轴插入体内的深度的一个或多个标记。

[0027] 如下面将进一步详细解释,在一些实施例中,激光光源140包括用于电源和通信的系统接口、用于存储装置ID和程序指令的存储器、包括用于接合光纤连接器的机械连接器的光学组件、光快门、光环和当光源通电并激活激光时发光的一个或多个LED。

[0028] 作为示例,外部激光光源140被配置成在可见或不可见IR光(300nm至1500nm)的范围内产生通过一根或多根光纤142被传输到介入器械的尖端135的一个或多个固定或可变波长激光脉冲。选择激光脉冲的持续时间,使得在器械的尖端产生的光声信号处于超声换能器120的接收带宽内。

[0029] 在一些实施例中,光吸收介质148(图1B)位于尖端135处并且覆盖一个或多个纤维的末端。光吸收介质吸收从激光光源140传输的一个或多个激光脉冲并且产生光声信号143(图1C)。如图1C所示,超声换能器120将超声脉冲118传输到感兴趣区域并检测超声回波119和响应于激光脉冲而产生的光声信号143。如下面进一步详细说明的,超声成像机110使用检测到的超声回波119和光声信号143生成感兴趣区域102中的组织和介入器械130的一个或多个超声图像的数据。本领域普通技术人员将理解的是,因为光声信号143仅来自器械的尖端,所以光声信号143的来源是尖端位置。超声成像机110为两个图像(例如,分别来自返回的超声回波和接收的光声信号)生成数据,并且结合两个图像的数据以在正常灰度组织

图像上产生显示给用户的器械的尖端的彩色图像。在一些实施例中,尖端的图像与传统的灰度超声组织图像不同地着色,以增加尖端位置的对比度或感知能力。注意的是,光声图像是响应于直接来自器械的尖端的位置的光声信号而产生的超声实时图像,而不是源自一些其它输入的图形指示器。因此,图像的产生不受针轴弯曲的影响,并且适用于包括平面外插入的任意插入角度。

[0030] 在一些实施例中,在器械的远端处的光吸收介质148包括吸收激光脉冲并且发出相应的光声信号143的环氧树脂(图1C)。因为光声信号143仅从尖端135发出,所以超声成像机可以直接产生尖端135的图像,而无需使用其它方法来推断轴134和/或尖端135的位置。

[0031] 在一些实施例中,光吸收介质148可以包括例如环氧树脂、聚合物、塑料和/或另一种适合于吸收激光并且产生光声信号的材料。使用光吸收材料的一个好处是防止和/或减少光泄漏到本身可以产生光声信号的组织,这可能导致针尖端位置的模糊。在其它实施例中,一根或多根光纤的末端镀银或以其它方式涂覆有吸收激光脉冲的金属。在其它实施例中,光纤成角度、切割或呈透镜状,使得激光脉冲被引导到介入器械的远端或组织中。然后,吸收脉冲的材料以与黑色环氧树脂的方式相似的方式产生光声信号。

[0032] 图2进一步详细说明超声成像机的一个实施例,该超声成像机被编程为使用光声信号产生器械尖端的图像。超声成像机包括一个或多个处理器117,当操作者想要使用光声学来可视化针的位置时,该一个或多个处理器117被编程为执行针尖端可视化(NTV)软件。在将外部激光光源140连接到超声机上的端口(EKG、USB或其它端口)152之后,激光光源140将装置ID传送到处理器117,以通知机器激光光源140已连接。在一个实施例中,外部激光光源140的电源由超声机通过端口152提供。然而,如果需要,激光光源140可以由电池或另一电源供电。

[0033] 如上所述,一些超声成像机没有光声成像(也称为针尖端可视化模式-NTV)所需的专用硬件。对于这些超声机,操作软件进行了修改,使得超声机可以产生两个图像的数据,这些数据被混合在一起,其中一些数据是由接收的光声信号产生。根据所公开技术的一个实施例,当在NTV模式下操作时,处理器117执行NTV软件指令119,当激光光源140将要产生激光脉冲时,该NTV软件指令119使处理器117(或发射电子器件114)产生触发信号(标记为Tr)。在一些实施例中,处理器117还指示发射电子器件114在外部激光光源产生激光脉冲的那些时间减小发射脉冲的幅度或长度,使得超声换能器120产生最小能量或者或优选地超声换能器120不产生能量。最小能量是足够小的能量,使得它不会干扰检测超声换能器处的光声信号。在接收到触发信号时,外部激光光源产生一个或多个激光脉冲,这导致在针尖端附近产生光声信号。然后,使超声系统110中的接收电子器件116能够检测光声信号。

[0034] 发射/接收开关156用于保护敏感接收电子器件116免受发射电子器件114和其它瞬变产生的大电压的影响。在超声换能器120已经传输一个或多个脉冲以采集用于B型成像帧的线路之后,处理器117改变发射/接收(T/R)开关156的位置,以便接收电子器件116开始从远离换能器(例如皮肤线)的所需距离检测返回回波信号。在光声线路采集期间,处理器117控制发射/接收开关156,使得接收电子器件开始从与超声帧中的线的位置相同的远离换能器的位置接收信号。在一些实施例中,发现关闭T/R开关会引起接收电子器件检测到的瞬变。因此,在一些实施例中,T/R开关156的位置在获得B型线路之后保持关闭,同时获得光声信号,直到超声成像系统将超声信号提供给换能器以用于产生下一个B型超声线。

[0035] 响应于B型发射而产生的回波信号被波束成形并进行信号处理,并且可以存储在B型图像帧存储器160中,直到获得产生帧所需的所有线路数据。类似地,波束成形和信号处理的光声信号可以存储在第二图像帧存储器162(标记为光声PA存储器)中。一旦获得了两个图像帧的所有线路数据,处理器117结合来自每个成像模式的数据以产生合成图像的数据,在合成图像中可以看到感兴趣区域中的组织和介入器械的远端的位置。

[0036] 如上所述,因为超声成像机110不是专门设计用于执行光声成像,所以该机器使用现有的接收电子器件116来处理光声信号。另外,在一个实施例中,机器被编程为如同它从成像换能器发射超声波一样操作,而发射电子器件114通过将脉冲的幅度减小到零或通过将它们脉冲长度设置为零被控制成以最小或没有能量发射脉冲。在该实施例中,超声系统的工作原理是将超声波传输到身体中并检测相应的回波信号,而实际上这些信号是响应于一个或多个激光脉冲而产生的光声信号。这些激光脉冲发射与最小能量信号的传输同步。

[0037] 对于光声成像或NTV模式,处理器117在每次对每个或多个接收线路请求激光脉冲时(当发射器被编程为发射能量为零或最小的脉冲时重合)就向外部激光光源140发送或使其它电子器件发送触发信号。激光光源140接收触发信号并发射激光。

[0038] 在共同拥有的申请号为15/612,634的美国专利申请(标题为“用于在超声引导下可视化医疗器械的方法和设备”,代理人案卷号28798-8150)中找到超声成像机110如何操作以从接收的回波信号和光声信号产生介入器械的远侧尖端的图像的进一步细节,该美国专利申请与本申请同时提交,并且其全部内容通过引用并入本文。

[0039] 外部激光光源

[0040] 图3A是外部激光光源的功能框图。在所示的实施例中,激光光源包括三个印刷电路板:控制板352、激光驱动器板354,电源板356和光学组件360。如图3B所示,电源板356被配置成从连接的超声成像机接收供给电压并且提供适当的电压电平以运行激光光源中的电路。控制电路板352包括被配置成与附接的超声成像机通信并接收使激光器发射的触发信号的诸如FPGA的逻辑或具有外部存储器或内置存储器的处理器。激光驱动器板354被配置成接收来自控制板352的控制信号并且将适当的驱动信号提供给激光光源以在被请求时产生激光脉冲。在一个实施例中,外部激光光源被配置成通过连接到超声系统上的EKG端口的电缆使用I2C通信协议与连接的超声成像机通信。但是,可以使用其它有线或无线通信协议和端口。

[0041] 光学组件360被配置成接收具有一根或多根光纤的标准化类型的光纤连接器,一根或多根光纤延伸到介入器械(例如针)的远端。光学组件360包括激光二极管、光耦合器和将来自激光二极管的光引导到一个或多个连接的光纤中的透镜(未示出)。另外,光学组件的一个实施例包括微型开关366,当光学连接器(未示出)插入光学组件时,微型开关366改变状态。在一些实施例中,光学组件360还包括机械或光学快门368,该机械或光学快门368在没有光纤连接时覆盖激光二极管的输出,并且另外防止激光传输到光源外部。LED印刷电路板358支撑多个LED,这些LED根据将要描述的激光光源的操作条件而发光。

[0042] 图3C是示出外部激光光源的操作的电路框图。在一个实施例中,激光光源包括用于连接超声成像系统的EKG端口上的+V、Sync7、Sync5、SCL和SDA I2C线、DET和GND引脚的连接器。+V连接通过隔离变压器370到达电压调节器372,该电压调节器372将接收的电压转换

成在控制板上运行电路所需的适当电压电平。

[0043] 延迟或消隐电路380通过EKG端口的Sync7或Sync5线上的通信信道从超声成像机接收触发信号。延迟或消隐电路380作为瞬时门而操作以防止在接收到触发信号之后检测到其它信号,这将在下面进一步详细说明。延迟或消隐电路380的输出被馈送到调节器电路384,该调节器电路384用于将连续激光脉冲和可以在预定时限(例如1分钟)内产生的最大激光脉冲数量之间的时间限制到安全规定所需的水平。调节器电路384防止连续激光脉冲过于靠近地发射,并且计算在时间限制内待发射的激光脉冲的总数量。如果在太短的时间内接收到连续触发信号,则激光发射被延迟,并且一旦激光发射的总数量达到预定时间段内允许的数量,调节器电路384就可以防止额外的激光发射。调节器电路384的输出馈送定时器电路386,以便接通允许电流流经激光二极管的晶体管以产生所需激光脉冲,该定时器电路386向激光驱动器板354提供适当持续时间的驱动信号。

[0044] 调节器电路384的输出还馈送定时器电路390,定时器电路390驱动LED 394以指示何时发射激光。定时器390驱动LED 394以向操作者直观地指示激光脉冲正在发射。设置定时器390使得LED 394比驱动脉冲保持更长时间的发光以使LED可见,而不是每次发射激光时短暂闪烁。

[0045] 在一个实施例中,延迟或消隐电路380、调节器384和定时器386和390被实施为FPGA电路中的逻辑功能。然而,应理解的是,这些功能也可以由控制电路板上的处理器运行的软件或离散数字或模拟电路来执行。

[0046] 在一些实施例中,激光光源的发射产生电子噪声,该电子噪声可能被误认为是输入通信线路上的触发信号。上述延迟或消隐电路380通过限制通信线路上的任意额外信号在接收到每个触发信号之后一段时间内传递到调节器电路384来防止该噪声触发另一激光脉冲。例如,延迟或消隐电路380可以用作开关,该开关在接收到触发信号时打开一段时间并且在任何干扰噪声将消散时关闭。

[0047] 在所示实施例中,控制板352还包括连接到公共I2C总线410的存储器400和I/O电路402。总线410通过电容隔离电路连接到EKG端口的SCL和SDA I2C通信引脚。当外部激光光源连接到超声成像机时,逻辑电路414控制LED电源指示器416照亮。

[0048] 外部激光光源具有多个内置安全电路。在所公开的实施例中,V+电力通过微型开关366(图3A)输送,当光学连接器插入光学组件360时,微型开关366改变状态。关闭微型开关366将从超声机接收的V+电力传递到激光驱动器板354上的高压DC-DC转换器电路424,该高压DC-DC转换器电路424将电压提高到足以驱动激光二极管的电平。另外,在微型开关366关闭的情况下,电压V+出现在开关检测电路430处,该开关检测电路430提供指示微型开关366是打开还是关闭的输出。开关检测电路430的输出驱动逻辑电路432,逻辑电路432打开LED 434,指示光学连接器已插入激光光源的光学组件中。在一些实施例中,检测器(未示出)可以监测施加到激光二极管的驱动电压,以产生如果不在期望范围内就可以关闭激光光源的信号。另外,电流检测器(未示出)可以与激光二极管一致地放置,并且将电流随时间积分并且与极限进行比较,作为传输的激光功率的估计。

[0049] 开关检测电路430的输出还应用于存储器电路400,以设置可以访问存储器400的地址。在开关检测电路的输出处于一种状态的情况下,存储器400在第一地址被访问,并且当开关检测电路430的输出处于相反状态时,存储器400在另一地址被访问。因此,连接的超

声成像机可以通过确定哪个地址可以访问存储器400来确定光学组件是否插入到激光光源中。

[0050] 在另一个或相同的实施例中，I/O电路402检测开关检测电路430的输出，并且使用I2C通信协议向连接的超声成像机发送信号。

[0051] 停止电路440接收开关检测电路430的输出和连接到LED 394的电流检测电路396的输出，当激光正在发射时，LED 394被照亮。停止电路440产生指示光学连接器是否插入激光光源以及指示激光脉冲正在发射的LED是否被照亮的逻辑信号。如果任一情况不为真，则产生停止信号，该停止信号被反馈到定时器电路386以停止激光脉冲发射。此外，停止信号可被提供至I/O电路402以发信号通知连接的超声成像机已经发生故障或其它情况，并且不允许激光脉冲发射。

[0052] 图3D示出安装在激光驱动器印刷电路板354上的光学组件的一些附加细节。安装框架固定在激光驱动器板上并且支撑包括激光二极管和透镜(未单独示出)的光学组件。弹簧加载的光学快门被配置成当光学连接器(未示出)插入光学组件时移动至激光二极管的路径之外并且当光学连接器从光学组件移除时阻挡激光二极管的输出。微型开关366由板423关闭，当光学连接器插入光学组件时，板423移动。

[0053] 图3E是用于外部激光光源的外壳350的分解图，其中顶盖460a与底盖460b分离。盖460包围并支撑激光光源的印刷电路板以及光学组件。顶盖460a和底盖460b用螺钉470或其它紧固件保持在一起。在一个实施例中，顶盖460a包括其中具有十字形狭缝的柔性橡胶密封件490，该十字形狭缝允许光纤连接器插入光学组件，同时限制清洗或其它流体进入外壳的能力。

[0054] 图3F是外部激光光源中的柔性橡胶密封件490的截面图。在一个实施例中，柔性密封件490是模制在围绕密封件周边的光环500上的圆形的圆顶形橡胶密封件。密封件的圆顶形状允许液体从橡胶密封件中的狭缝流走，从而限制液体进入激光光源的外壳的能力。当激光光源350连接到超声成像机时，LED驱动器印刷电路板358上的一个或多个LED照亮密封件周围的光环500，使得用户可以容易地看到装置何时通电。图3G中还示出指示激光光源何时发射的LED 394。LED 394联接到光管510，光管510终止于顶盖460a的外部部分。

[0055] 图3H示出光学组件中的微型开关366的附加细节。当光学连接器插入光学组件中时，板423按压抵靠微型开关366。如上所述，在一个实施例中，关闭微型开关366使得信号被发送到超声成像机或改变可被读取的存储器的地址以指示光学连接器已插入到光学组件中。在一个实施例中，当超声成像机检测到光学连接器已插入到光学组件中时，进入针尖端可视化模式。以这种方式，用户可以简单地通过插入光纤连接器使超声成像机在NTV模式下开始操作，而无需使用超声机上的单独控制。

[0056] 图3I是外部激光光源的壳体460的等距视图。在顶盖460a的中央是由光环500围绕的柔性圆顶形密封件490，当激光光源连接到超声机时，光环500被照亮。光管510的一端定位在柔性密封件490和将激光光源连接到超声成像机的电绳之间的顶盖460a上。如上所述，当光纤插入到光学组件中并且激光二极管发射时，光管510被照亮。环或环状物550设置在激光光源壳体460的一端，环或环状物550允许激光光源悬挂在超声波供应车等上的钩子上。在一个实施例中，激光光源壳体大约是一副扑克牌的大小，并且足够小到装进通常用于在超声波推车上存储换能器或凝胶的容器中。钩子附件也可以设计成附接到主超声机支柱

上以存储激光光源盒。激光光源的壳体通常没有尖角,握持舒适并且易于保持清洁。

[0057] 在一些情况下,用户可能难以确定他们是否已将针牢固地插入激光光源中以便与激光二极管进行安全光学连接。例如,如果激光光源定位在柔软表面上,比如带有床垫的患者床上,当用户连接针时床垫压缩,则可能是这种情况。根据所公开技术的一个实施例,针的光学连接器上标记有环、带或类似的视觉指示器。在一个示例中,环可以安装在针上,使得当光学连接器正确插入时,环与激光光源上的密封件的顶部平齐或共平面。以这种方式,用户具有视觉引导以确定他们是否已将光学连接器正确地推入激光光源以进行安全连接。如果环在密封件上方,则光学连接器可能插入不正确,用户应将光学连接器进一步压入激光光源。

[0058] 确保针的光学连接器与激光光源中的激光二极管之间的安全连接的另一改进可以包括用于光学连接器和光学组件的配合扭锁。在一些实施例中,当光学连接器装配到光学组件中时,扭锁可确保正(例如,正确)锁定。如本领域技术人员将理解的是,可以使用许多不同类型的扭转锁定机构,例如粗螺纹或诱饵型配件。扭锁位于适当的深度,以便实现牢固连接。

[0059] 在又一实施例中,在LED光环和激光光源的顶盖之间可以放置大致圆形的套筒或套管。套筒可以包括朝向光学组件的开口延伸以将光学连接器引导到光学组件的开口中的两个或更多个叶片。套筒可以由柔性塑料材料或其它非导电材料制成。在一些实施例中,套筒可以防止可通过激光光源顶部上的密封件插入的工具(测试指状物)与导电组件误接触。因为套筒的叶片在光学组件的入口上方延伸,所以光学连接器在被用户插入时不太可能未对准。

[0060] 在一些实施例中,可选地,激光光源的壳体可以包括作为环550的替代、允许将该装置固定在病床或其它固定装置上以防止掉落的其它附接机构(例如,柔性夹、夹具、磁体等)(未示出)。

[0061] 在一个实施例中,激光光源壳体的底表面具有防止激光光源容易地从表面滑落的橡胶或其它防滑粗糙表面(未示出)。

[0062] 如上所述,激光光源系统被配置成产生通过一根或多根光纤142传输到介入器械130的尖端135的激光脉冲。在将激光光源连接到超声成像机时,控制板352被配置成从存储器生成或调用装置ID,并且通过通信链路将装置ID传输到连接的超声成像机。接收的装置ID通知超声成像机,连接的单元能够产生用于针尖端可视化的激光脉冲。在接收到装置ID时,超声机启动光声成像模式。一旦用户已经将光纤插入激光光源,存储器的地址就会改变。在一个实施例中,一旦超声成像机开始在NTV成像模式下操作,机器开始尝试在光学连接器插入到光学组件时使用的地址以及光学连接器未插入到光学组件时使用的地址的两个地址处读取存储器400的内容。根据允许超声成像机读取存储器400的地址,超声机知道连接器是否已插入到光学组件,然后可以在需要激光脉冲时自动开始发送触发信号。这样省去对于戴上无菌手套的手来说不方便或需要助手的帮助的手动打开/关闭功能的麻烦。

[0063] 如上所述,定位微型开关366(图3H)使得其在用户将光纤插入光学组件时改变状态。如果有意或无意地将光纤从激光光源移除,则微型开关366再次改变状态并且改变存储器的地址并在内部产生使得激光光源停止产生激光脉冲的停止信号。

[0064] 在一些实施例中,微型开关366可以由光学组件中、检测一根或多根光纤142的正

确连接的另一种传感器(例如,继电器、霍尔效应传感器等)替换。在特定实施例中,启动光声成像模式的软件被配置成在检测到光学连接器插入到光学组件时启动操作,而操作者不必使用无菌手或者依靠帮助器通过用户界面来启动操作。

[0065] 一旦光学连接器插入到激光光源,控制板352就会监测到超声机的通信链路,以获得指示何时应该发射激光脉冲的触发信号。在接收到触发信号时,控制板352使激光二极管向连接的光纤发射一个或多个脉冲。如上参照图1A至图1C和图2所述,激光信号被光纤末端的光吸收介质148吸收,光吸收介质148产生由超声成像机110检测到的相应的光声信号。超声机110利用检测到的光声信号形成介入器械的尖端135和周围组织的超声图像。

[0066] 图4是由超声成像机110(图1A和图1C)产生的示例性用户界面611的屏幕截图。用户界面611包括超声图像612,该超声图像612示出组织数据613和彩色尖端超声图像614(例如,图1A-图1C的尖端135)。多个用户输入控件668可以被配置成从操作者接收触摸输入以控制超声成像机110的各种功能。指示符665(分别标识为第一指示符665a、第二指示符665b和第三指示符665c)提供外部激光光源连接并且通电(665a)、已连接光纤(665b)并且发射激光脉冲(665c)的视觉提示。在一些实施例中,超声成像机110可以被配置成提供图像614的一个或多个触觉、光、颜色变化或/和可以确认正确操作的音频反馈。在一些实施例中,超声机上用户界面的颜色提供关于连接的NTV附件的提示。例如,灰色文本表示连接激光光源并且正在执行适当的软件版本,存在适用的传感器并且已选择适当的检查类型。用户界面上的白色字母表示存在针但未发射激光或系统处于停止模式。用户界面上的黄色字母表示正在发射激光。这些彩色文本指示符可以与图像一起保存在检查记录中。

[0067] 在一些实施例中,超声成像机110对彩色化尖端超声图像进行增益控制,以向用户提供一种用噪声平衡灵敏度的手段。例如,对于更深的目标,用户可能希望使用更高的增益来提高灵敏度,但具有更多的噪声和伪像。在一个实施例中,第三指示符664c是NTV增益控制的指示符,而664a和664b是正常组织和总增益控制的指示符。

[0068] 结合的图像包括与感兴趣区域中的背景组织对应的图像数据和与介入器械的尖端对应的彩色图像数据。在一些实施例中,背景组织以灰度显示,而与介入器械的尖端对应的图像数据以操作者期望的颜色(例如,红色、黄色、蓝色、橙色)显示。在一些实施例中,因为黄色通常不与其它超声成像模式相关联并且容易被用户-甚至是那些具有红色和绿色视力受损的用户看到,所以黄色是表示介入器械尖端的像素的优选颜色。黄色色盲和蓝色色盲非常罕见。

[0069] 综上所述,可以理解的是,本文已经出于说明的目的描述了本发明的特定实施例,但是在不脱离本发明的范围的情况下可以进行各种修改。因此,除了所附权利要求之外,本发明不受限制。

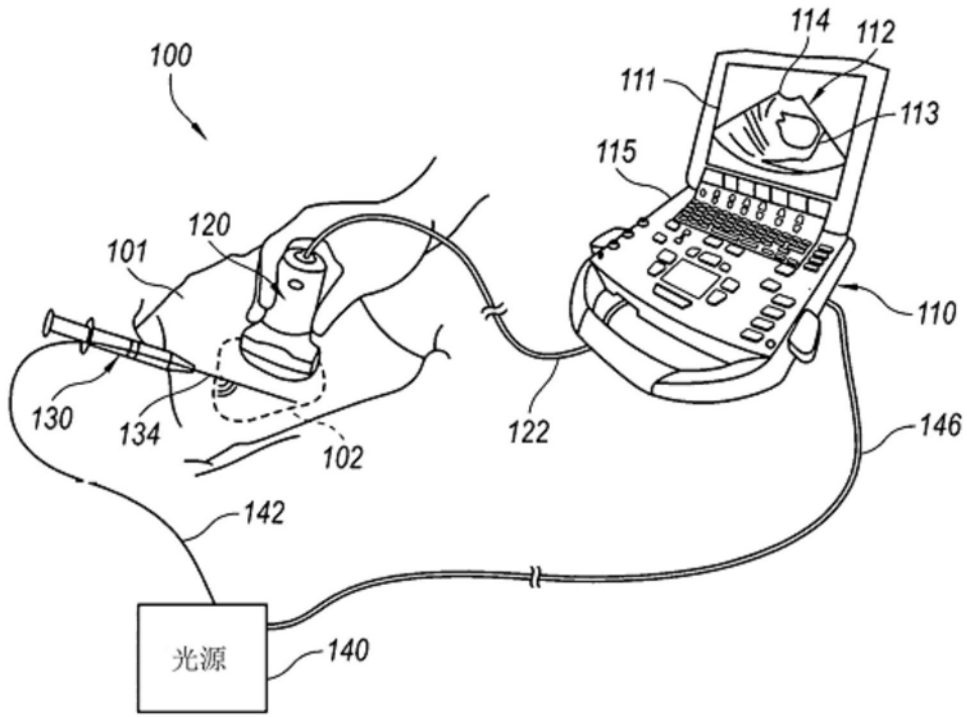


图1A

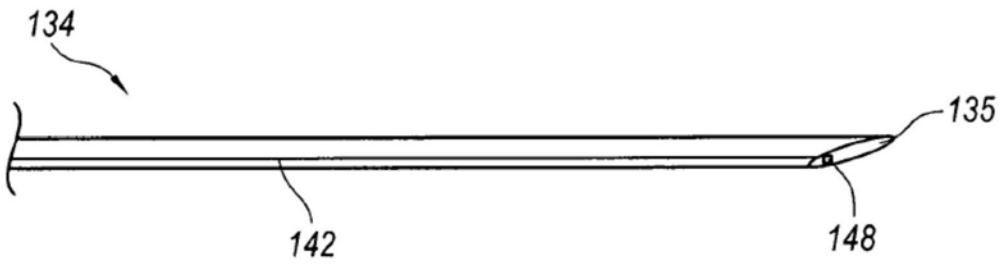


图1B

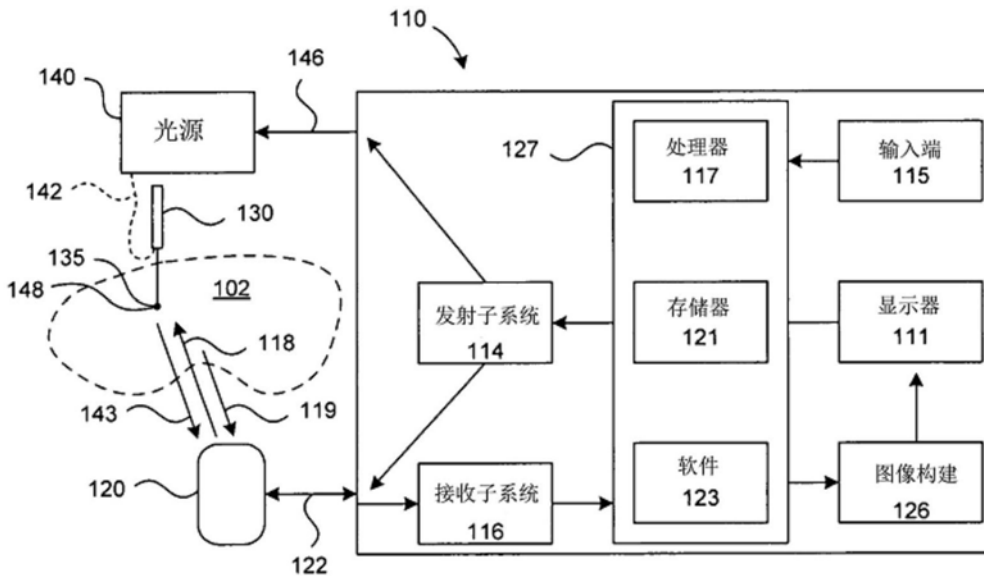


图1C

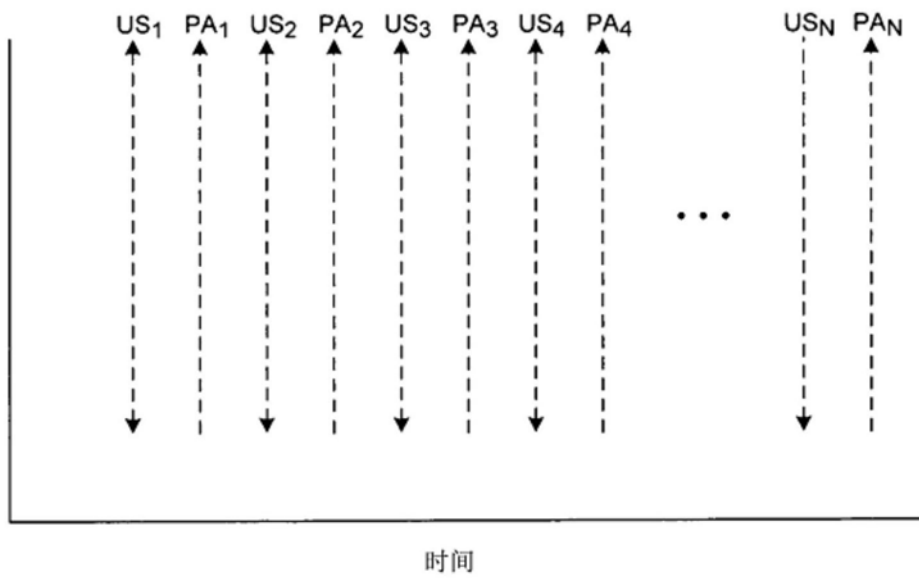


图1D

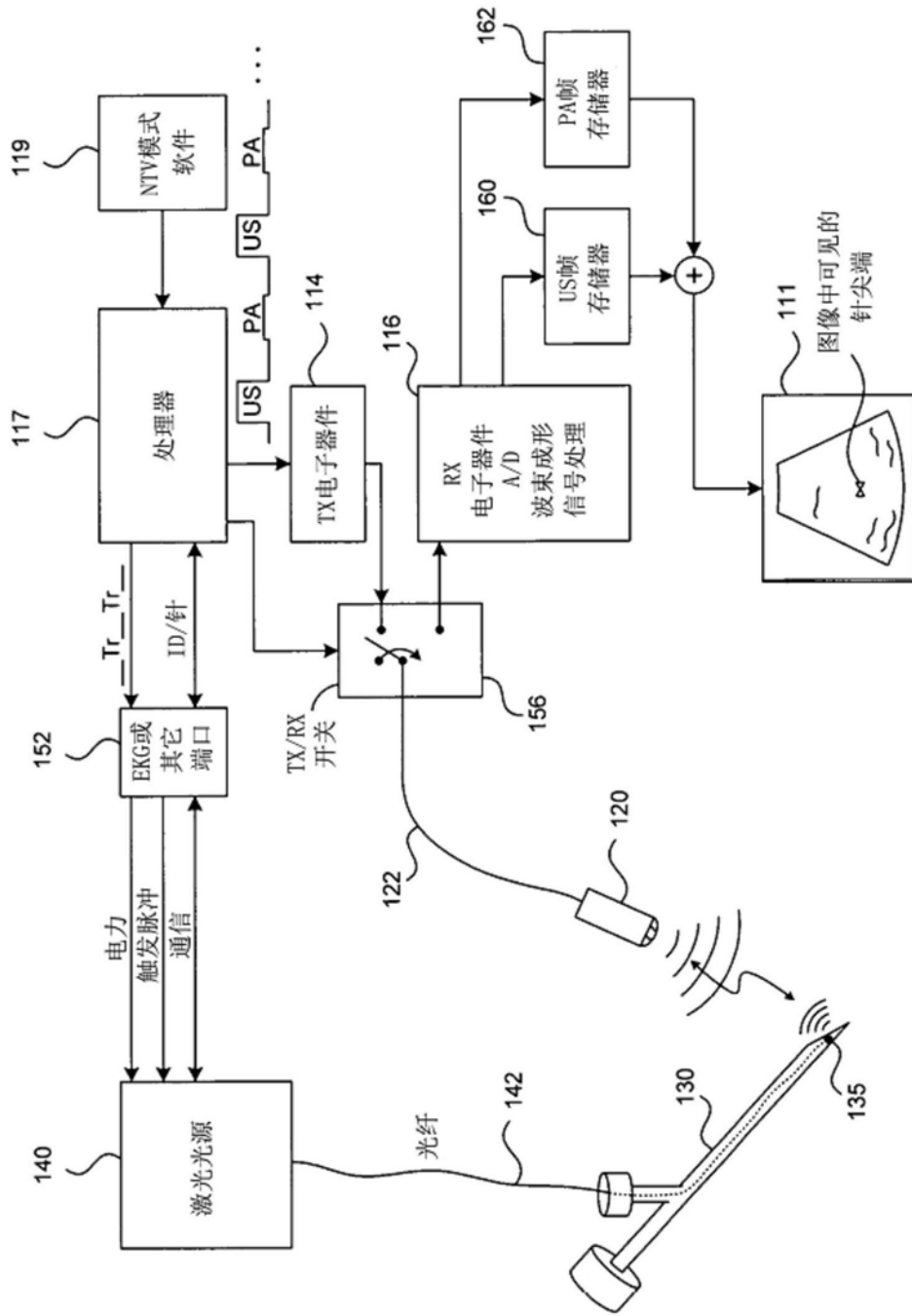


图2

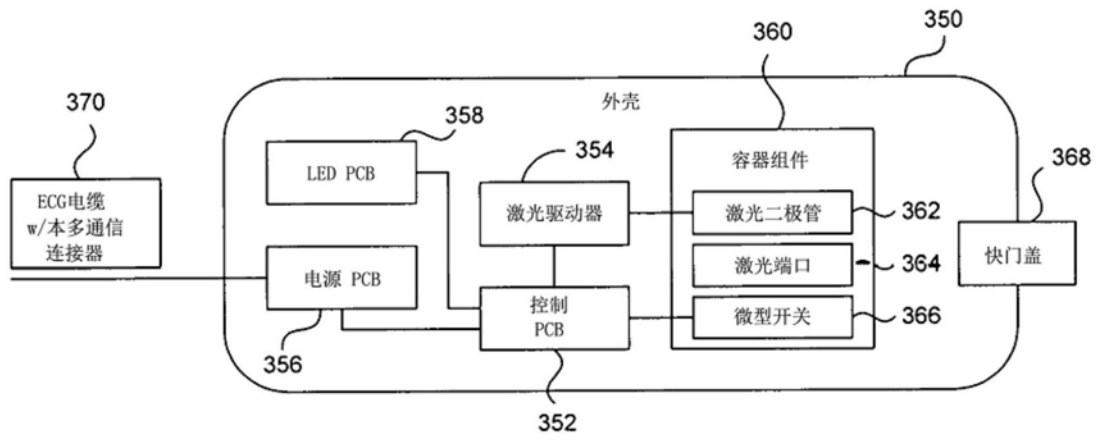


图3A

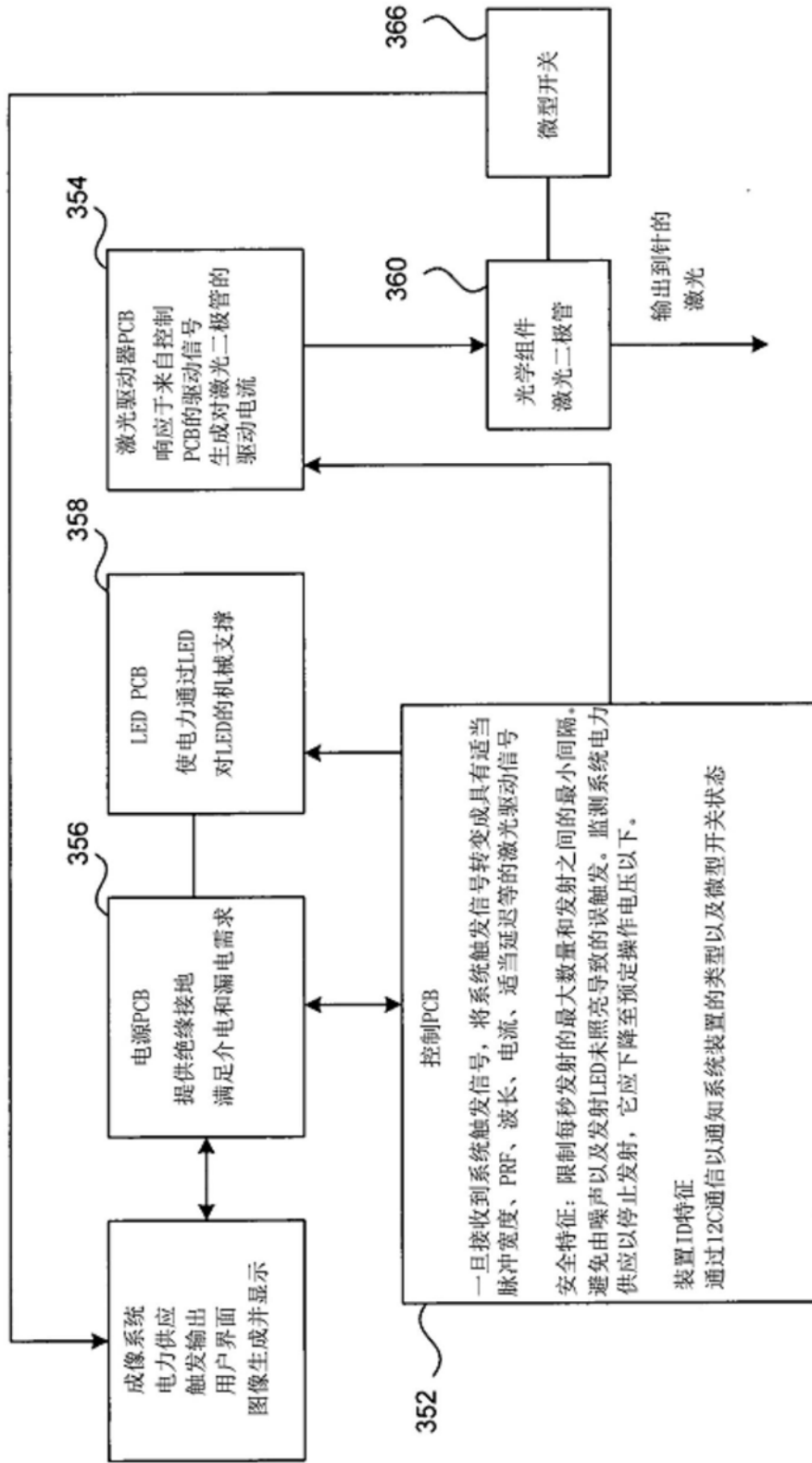


图3B

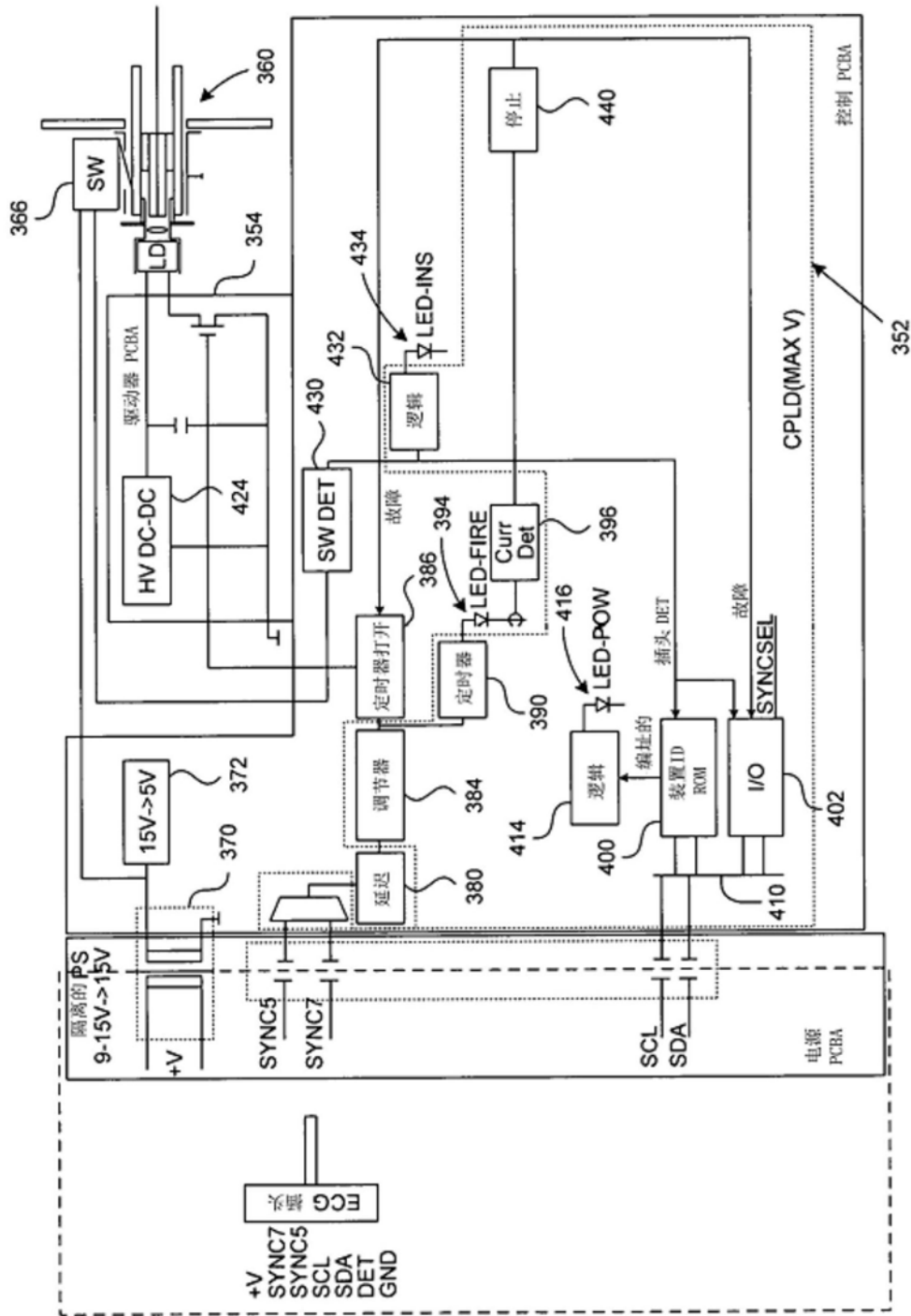


图3C

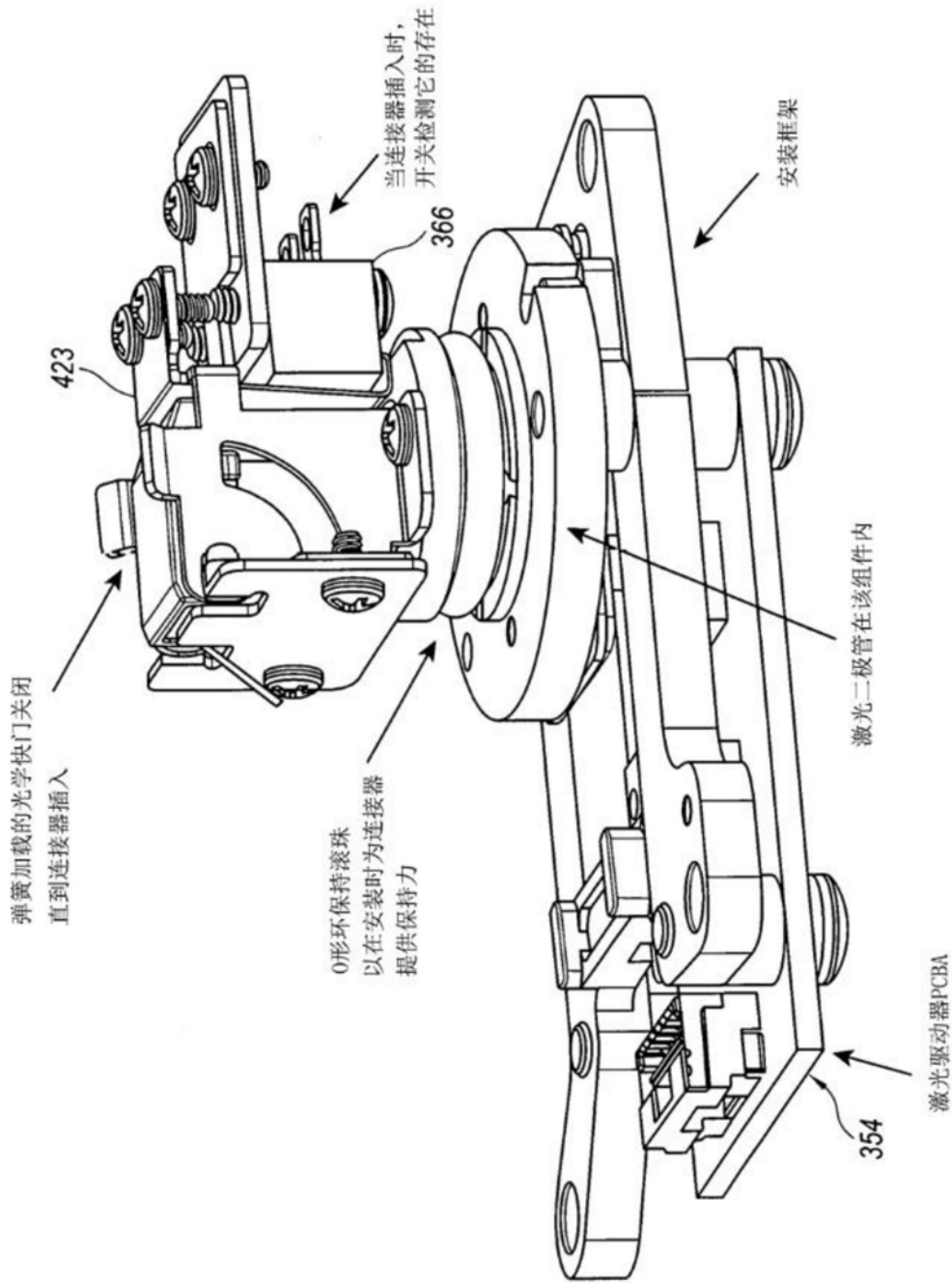


图3D

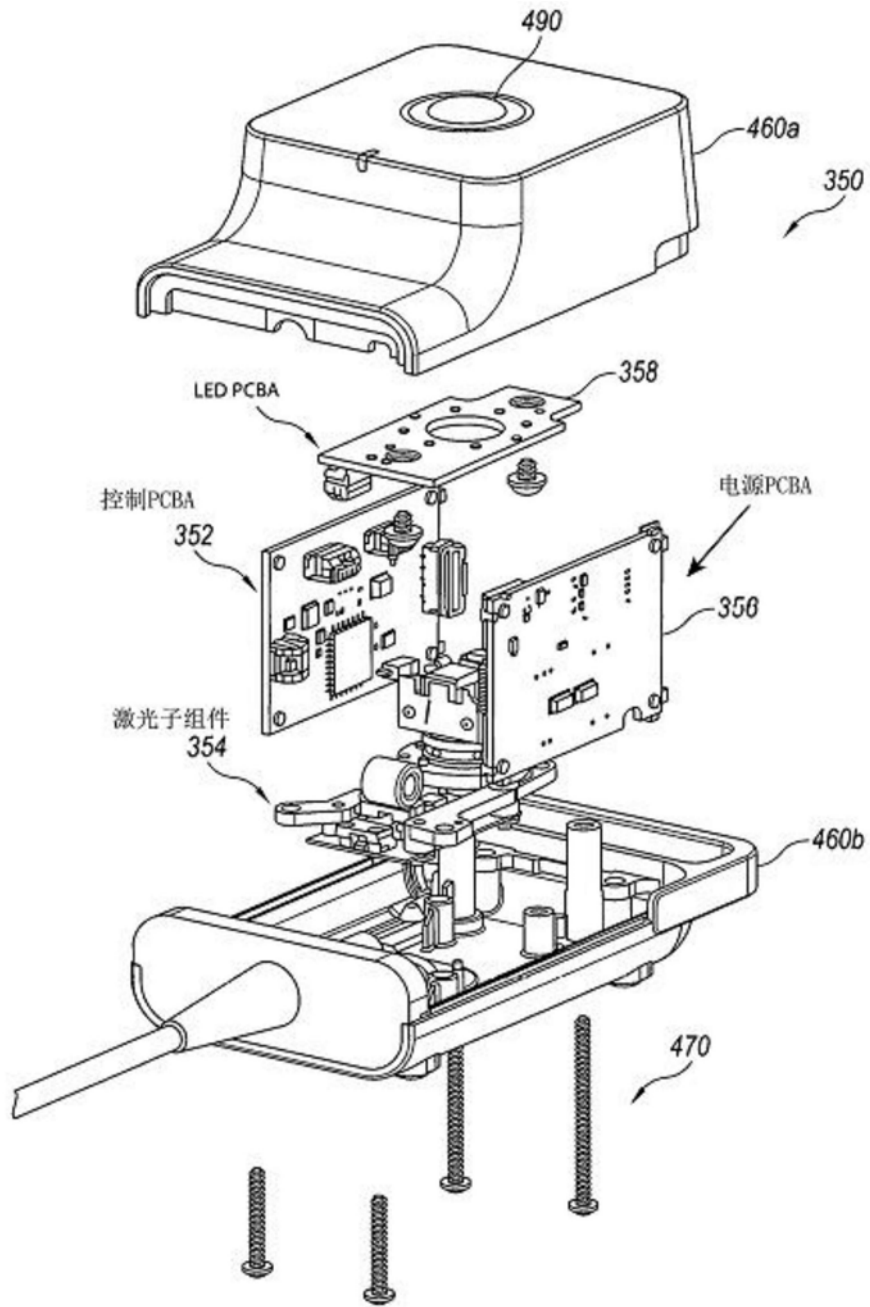


图3E

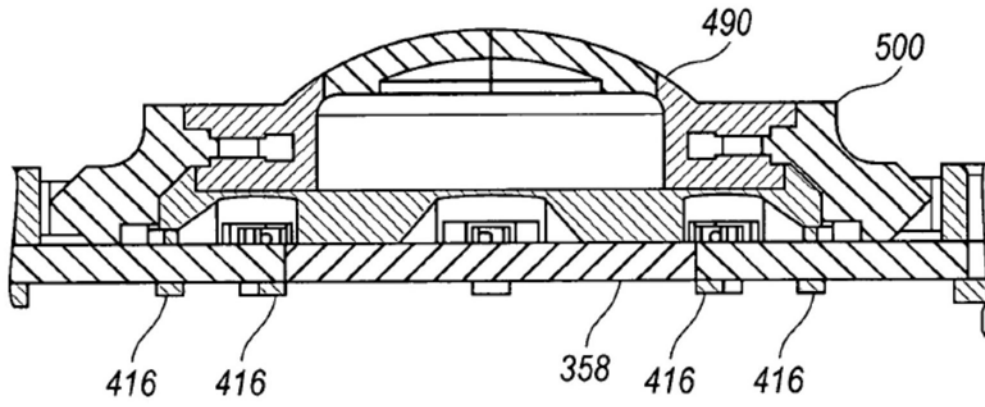


图3F

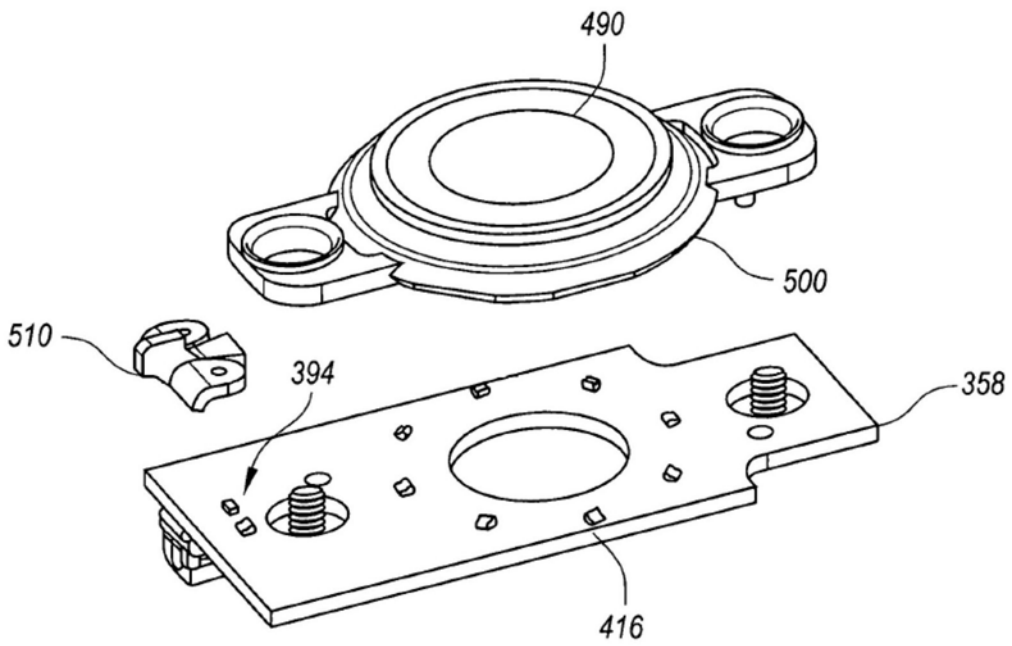


图3G

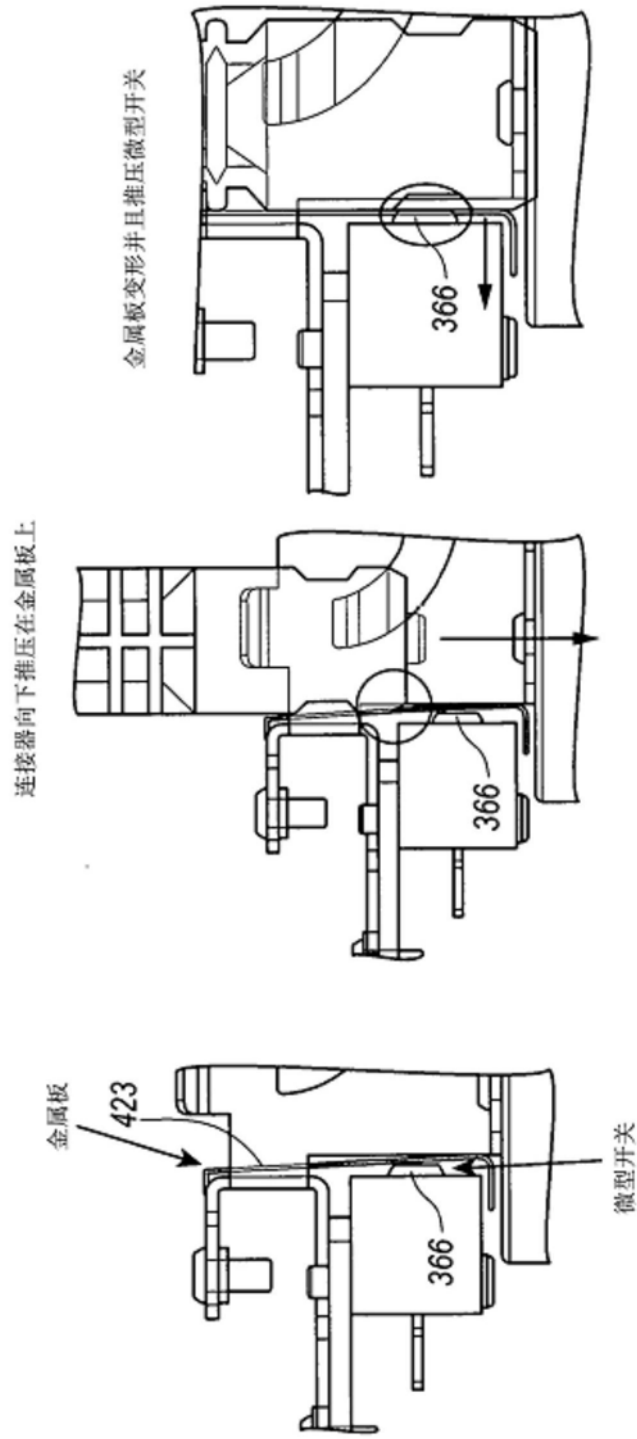


图3H

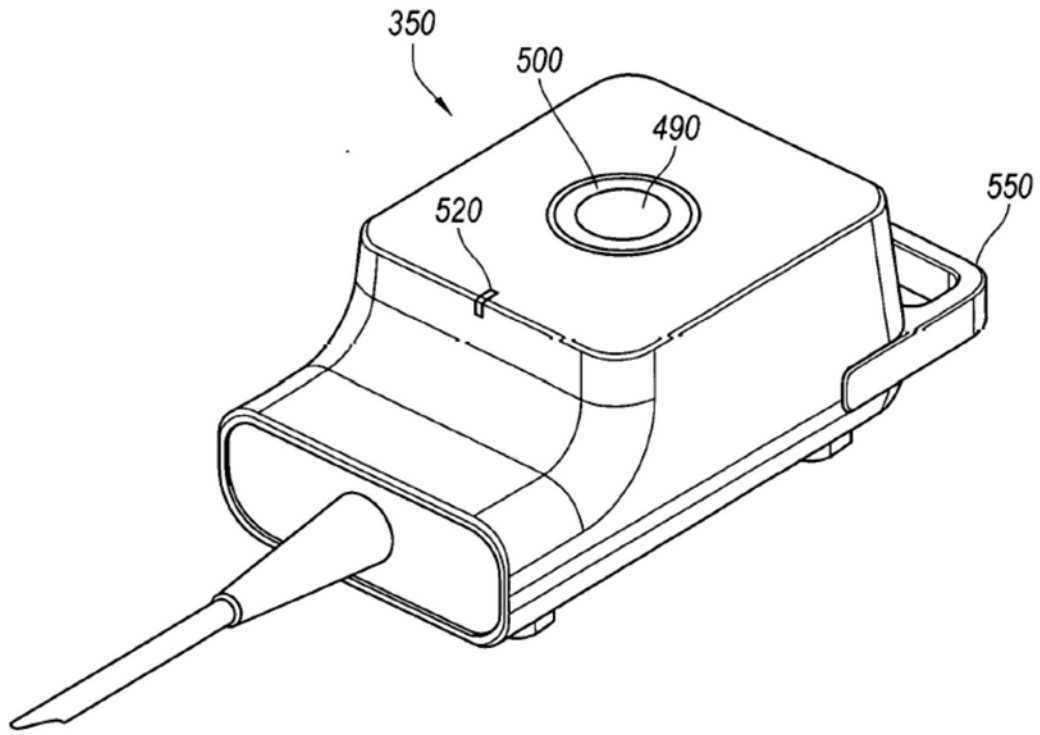


图3I

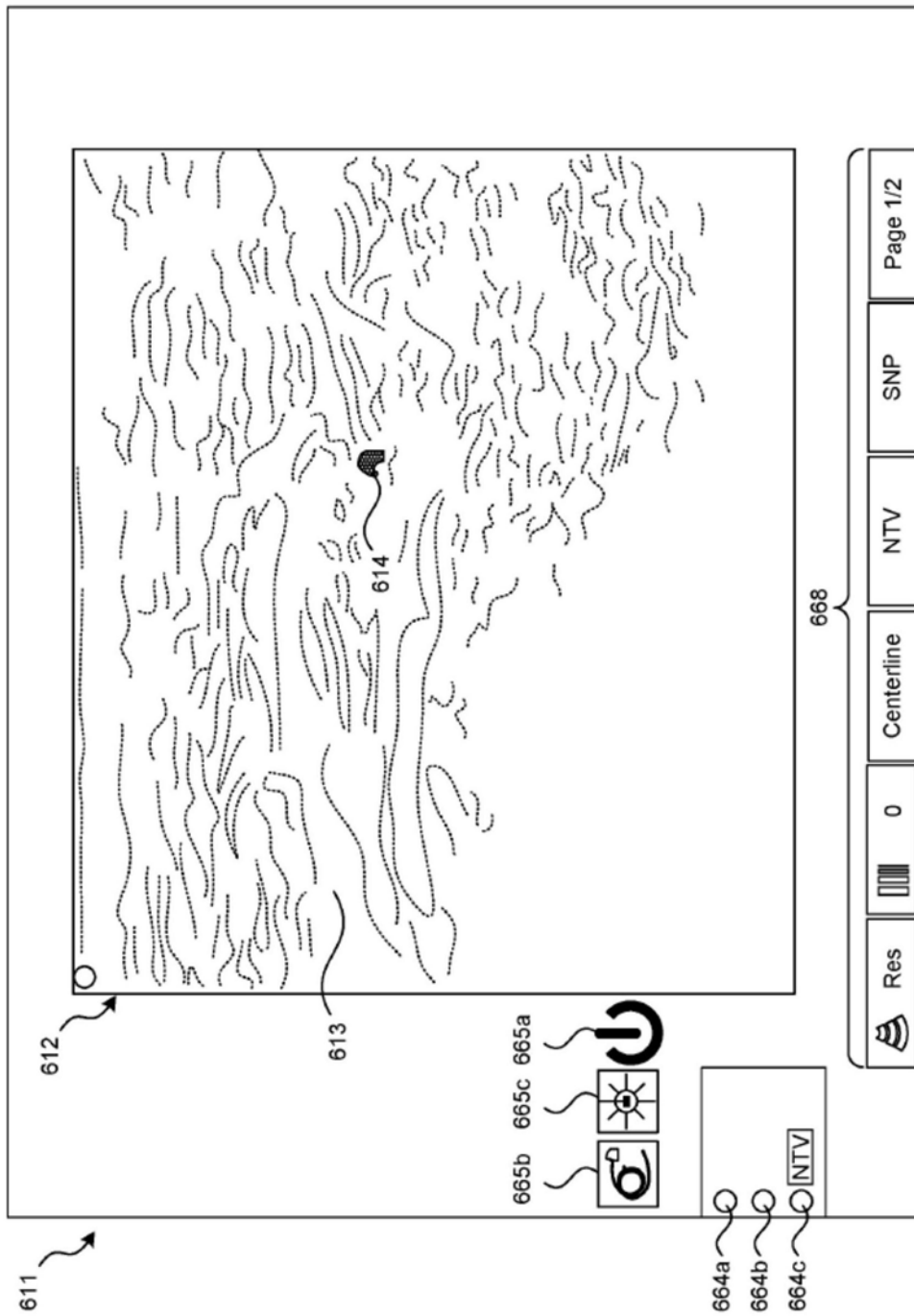


图4

专利名称(译)	用于器械尖端可视化的激光光源		
公开(公告)号	CN110248605A	公开(公告)日	2019-09-17
申请号	CN201780075569.6	申请日	2017-12-05
[标]发明人	马青林		
发明人	马青林 保罗·T·邓纳姆 凯斯·D·威廉姆斯 藤原浩·穆拉卡米 威尔斯·萨拉瓦多 卡尔·费边 布莱恩·特胡斯		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0084 A61B5/0095 A61B5/06 A61B5/061 A61B5/6848 A61B8/0841 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/5207 A61B8/5261 A61B2576/00 G16H30/40		
代理人(译)	张澜		
优先权	62/430298 2016-12-05 US 15/612725 2017-06-02 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种激光光源通过光纤将激光传输到诸如针的介入器械的尖端。激光在器械的远侧尖端被吸收并且产生光声信号。当待产生激光脉冲时，激光光源被配置成从超声机接收触发信号。当光学连接器连接到激光光源时，光源向超声机发出信号，自动开始针尖端(NTV)可视化模式。如果将光学连接器从激光光源中移除，则激光光源停止产生激光脉冲。

